

유전영동을 이용한 미세유체채널 내부의 입자 손실 저감 기술

강동현¹ · 김민구² · 김용준^{1,+}

Particle Loss Reduction Technique Using Dielectrophoresis in Microfluidic Channel

Dong-Hyun Kang¹, Min-gu Kim², and Yong-Jun Kim^{1,+}

Abstract

This paper demonstrates a novel electrodynamic technique to remove particles from the wall of microchannels. Dielectrophoresis(DEP) is generated by applying alternating electric potentials to the interdigitated electrodes integrated at the bottom of the micro-channel. The proposed technique is applied to a general microfluidic channel as a feasibility test. To examine the wall loss reduction efficiency, 10 μm diameter Polystyrene latexes(PSL) were supplied to the inlet of the device. Then, the concentration of collected particles through devices was measured. In the experiment for 10 μm diameter PSL particles, the concentration of the injected particles was 174.25×10^4 particles/ml. However, the concentration of collected particles at the outlet was 52.25×10^4 particles/ml. Only 30 % of particles had arrived at the outlet and 70 % of particles had adhered to the wall of the microfluidic channel. By applying alternating electric potentials from 0 to 20 V_{pp} at 3 MHz, the concentration of injected particles was 135.00×10^4 particles/ml, the concentration of collected particles was increased as 105.25×10^4 particles/ml at 20 V_{pp} at the outlet. When the electric potential was 20 V_{pp} , the particle loss was decreased by 39 % (initial loss: 70 %, loss at 20 V_{pp} : 31 %) with 10 μm particle. The particle loss was decreased along to the incensement of electric potentials and the enlargement of the diameter of particles. According to these measured results, it was confirmed that the proposal of using DEP technique could be a good candidate for particle loss reduction in micro-particle processing chip application. Moreover, it is expected that the proposed technique could enhance performance of microfluidic and biochip devices.

Keywords : Particle Adhesion(입자부착), Microfluidic Channel(미세유체채널), Dielectrophoresis(유전영동)

1. 서 론

바이오칩(biochip)은 생물의 효소, 단백질, 항체, DNA, 미생물, 세포 등과 같은 생체유기물과 반도체와 같은 무기물을 조합하여 기존의 반도체칩 형태로 만든 혼성소자(hybrid device)이다. 현재 바이오칩은 과학기술연구, 임상진단 등의 분야에서 혁신적인 변화를 일으킬 것으로 주목 받고 있다. 특히 건강에 대한 관심이 높아지면서 실생활에서 건강상태를 진단하는 바이오칩에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다[1, 2].

바이오칩은 대부분 미세유체채널(micro fluidic channel)로 이루어지며[3, 4], 미세유체채널은 주로 PDMS와 같은 폴리머계열의 물질로 만들어지기 때문에 채널의 내부에 입자가 부착되는 현상이 발생하게 된다[5, 6]. 바이오칩의 경우 구현된 채널의 폭이 좁고 유속이 느려 입자의 부착이 더 잘 발생한다. 이러한 미세유체 채널 내

부의 입자 부착 현상은 채널을 막아 소자의 수명을 단축시키며, 압력 및 유동 등의 변화를 유발시켜 소자의 정확도를 저하시킨다. 또한 입자의 부착에 따른 입자의 손실로 인하여 바이오칩의 분류 및 감지효율이 저하된다. 이러한 문제를 해결하고 보다 우수한 성능의 바이오칩 구현을 위해서는 채널 내부의 입자 부착 현상을 저감하는 기술이 필요하다.

기존의 채널 내부의 입자 부착 현상을 저감하는 기술은 물리적인 방법으로 높은 유압을 이용하는 방법[7, 8], 레이놀즈수(Reynolds Number)를 이용하여 구조를 변경하는 방법[9], 초음파(ultrasound) 방법[10], 음파(acoustic wave)를 이용하는 방법이 있으며[11], 화학적인 방법으로 계면활성제를 사용하는 방법 등이 있다[12].

물리적 방법인 높은 유압을 이용하는 방법은 미세유체채널에 실시간 적용이 불가능하여 후 처리가 필요하며, 초음파 및 음파를 이용하는 방법은 추가적인 장치가 많이 필요하여 작은 소자에 적용하기 힘들고 미세유체채널 내부의 입자의 움직임에 영향을 끼친다. 채널 구조를 변경하는 방법은 채널의 구조 변경에 한계가 있어 다양한 소자에 적용하는 것이 불가능하다.

화학적 방법인 계면활성제를 사용하는 방법은 시료에 계면활성제를 첨가함으로써 시료를 오염시키는 단점이 있어 사용에 제약이 따른다.

¹연세대학교 기계공학부(School of Mechanical Engineering, Yonsei University)

²(주) 효성 중공업PG (Hyosung Power & Industrial Systems Performance Group)

⁺Corresponding author: yjk@yonsei.ac.kr

(Received : Jun. 30. 2011, Revised : Aug. 10. 2011, Accepted : Sep. 19. 2011)

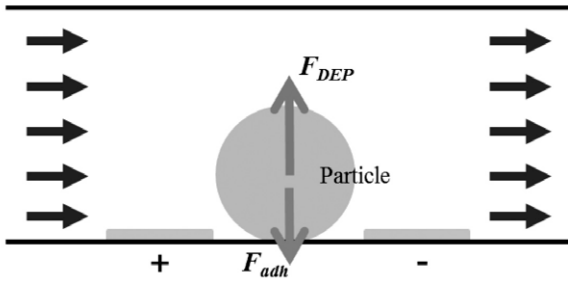


Fig. 1. Net forces in microfluidic channel.

본 연구에서는 미세입자-유체간의 전기적 특성인 유전영동(dielectrophoresis)을 이용하여 미세유체채널 내부의 입자 부착을 방지하는 입자 손실(particle loss) 저감기술을 제안한다. 제안하는 입자 부착 방지기술은 간단한 MEMS 공정을 통해 초미세소자와의 집적화가 용이하며 다양한 구조의 미세유체채널에 적용이 가능하다. 또한 후처리 없이 미세유체채널에 실시간적용이 가능하다.

2. 실험 방법

2.1 이론

미세유체채널에서 입자는 부착력에 의해 미세유체채널에 부착되게 된다. 본 연구에서는 유전영동력을 이용하여 입자의 부착을 방지하는 것을 제안한다. 미세유체채널 내부에서의 부착력과 유전영동력은 Fig. 1에서 보는것과 같이 반대방향으로 입자에 작용하게 된다. 이때, 유전영동력이 부착력보다 커지게되면 입자는 미세유체채널에서 떨어져 나오게 된다. 입자에 작용하는 두가지 힘인 부착력과 유전영동력은 다음과 같이 설명할 수 있다.

2.1.1 부착력

액체상태의 용액에서 생물의 세포, DNA, 단백질 등의 입자를 분류 및 분석하는 바이오칩은 미세유체채널 구조로 이루어져있다. 미세유체채널 내부에서 입자는 여러 가지 힘의 작용에 의해 채널의 벽면에 부착되게 된다. 부착에 작용되는 힘인 부착력(F_{adh})은 식 (1)과 같이 정의된다.

$$F_{adh} = F_V + F_E \quad (1)$$

이때 F_V 는 반데르발스(Van der Waals)힘이며, F_E 는 정전기적 인력(attractive electrostatic force)이다. 부착력은 반데르발스힘이 지배적이며, 그 외에 입자와 벽면간의 정전기적 특성에 의한 인력이 영향을 미친다.

반데르발스힘(F_V)는 식 (2)와 같이 정의된다.

$$F_V = \frac{Ad}{12h^2} \quad (2)$$

A는 Hamaker상수, d 는 입자의직경, h 는 입자와 벽 사이의거리이다.

정전기적 인력(F_E)은 식 (3)과 같다.

$$F_E = \frac{K_E q^2}{x_q^2} \quad (3)$$

K_E 는 비례상수, q 는 총 전하량, x_q 는 반대편 전하와의 분리거리이다.

정전기적 인력은 입자의 극성이 중성일 경우 무시할 수 있을 정도로 작다. 또한 입자가 약한 극성을 띄는 단백질, DNA 등의 바이오입자의 경우에도 정전기적 인력이 반데르발스힘 보다 매우 작아 무시될 수 있다 [13]. 따라서 입자의 부착력은 반데르발스힘에 의해 결정되며 식 (4)와 같이 나타내어진다.

$$F_{adh} = F_V \quad (4)$$

따라서 부착력을 계산하기 위해 반데르발스힘을 계산하였으며, Hamaker 상수는 6.6×10^{-19} J, 입자와 벽사이의거리 h 는 0.4 nm로 계산하였다[14, 15].

2.1.2 유전영동력

균일한 매질속에서 극성이 없는 입자는 비균일한 전기장에서 힘을 받게 된다. 이러한 현상을 유전영동(dielectrophoresis)라고 한다. 전극의 배열에 전압을 인가하게되면 비균일한 전기장이 발생하게 된다. 비균일한 전기장을 발생시켰을 때 입자에 작용하는 힘은 유전영동력(dielectrophoretic force)이라하며 유전영동력 FDEP는 식 (5)와 같다.

$$F_{DEP} = 2\pi r^3 \epsilon_m \text{Re}(f_{CM}) \nabla(E_{rms})^2 \quad (5)$$

r 은 입자의 반경, ϵ_m 은 매질의 유전율(permittivity), f_{CM} 은 Clausius-Mossotti factor, E_{rms} 는 전기장의 rms(root mean square) 값이다. Clausius-Mossotti factor는 식 (6)와 같이 정의된다

$$f_{CM} = \frac{\epsilon_p^* - \epsilon_m^*}{\epsilon_p^* + 2\epsilon_m^*} \quad (6)$$

ϵ_p^* 와 ϵ_m^* 은 각 입자와 매질의 복소유전율이다. 입자와 매질의 복소유전율은 식 (7), (8)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\epsilon_p^* = \epsilon_p - j \left(\frac{\sigma_p}{\omega} \right) \quad (7)$$

$$\epsilon_m^* = \epsilon_m - j \left(\frac{\sigma_m}{\omega} \right) \quad (8)$$

여기서 σ 는 전기전도도(electrical conductivity), ω 는 인가전압

Table 1. Relative permittivity and electrical conductivity of polystyrene particle and DI water

Material	ϵ_r	σ (mS/m)
Polystyrene	25	0.8
DI water	78	0.1

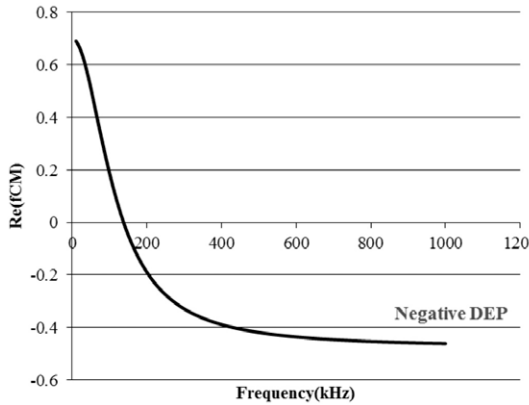


Fig. 2. Theoretical estimation of real number of Clausius-Mossotti factor.

의 주파수(frequency)를 나타낸다. Clausius-Mossotti factor의 실수 부분이 양수이면(양의 유전영동) 입자는 전기장의 밀도가 높은 쪽으로 움직이고, 반대로 음수이면(음의 유전영동) 입자는 전기장의 밀도가 낮은 쪽으로 움직이게 된다[16].

본 연구에서는 전극패턴을 이용하여 입자를 미세유체채널벽면으로부터 밀어내는 것으로, 음의 유전영동을 이용하였다. 본 연구에서 적용할 폴리스티렌 입자(polystyrene particle)와 정제수(DI water)의 비유전율(relative permittivity, ϵ_r)을 살펴보면 Table 1 과 같다. 이를 이용하여 인가되는 전압의 주파수에 따른 Clausius-Mossotti factor의 실수부를 살펴보면 Fig. 2와 같다. 그림에서 알 수 있듯이, 이론적으로 145 kHz 이상일 경우 음의 유전영동이 발생한다. 따라서 본 연구에 사용할 교류전압의 주파수는 3 MHz로 결정할 수 있다[16-18].

앞서 소개한 부착력과 유전영동력을 입자의 크기, 인가전압에 따라 수식을 통해 계산하였다. 유전영동력의 경우 전극의 폭이 얇을수록 증가하는 경향을 보인다[19]. 따라서 interdigitate(IDT) 형태의 전극으로 전극의 폭을 20 μm 로 계산하였다. Fig. 3의 그래프에서 3 MHz의 주파수로 20 V_{pp} 의 교류전압을 인가하였을 경우, 직경 10 μm 크기의 폴리스티렌 입자에 가해지는 유전영동력이 부착력보다 더 크다. 즉, 3 MHz, 20 V_{pp} 의 교류전압을 인가하였을 때 입자의 부착방지가 가능하다는 것을 이론적으로 증명하였다.

2.2 소자의 설계 및 제작

미세유체채널은 Fig. 4와 같이 바이오칩에서 입자의 분류 등에서 많이 사용되는 십자모양으로 설계하였으며, 입구와 출구를 설계하

여 유입되는 유량을 제어할 수 있도록 하였다. 미세유체채널 바닥에는 interdigitate(IDT) 형태의 전극($s:60 \mu\text{m}$, $d:20 \mu\text{m}$)을 배치하여 교류전압을 인가하였으며, 비균일한 전기장을 발생시켜 유전영동이 발생될 수 있도록 하였다.

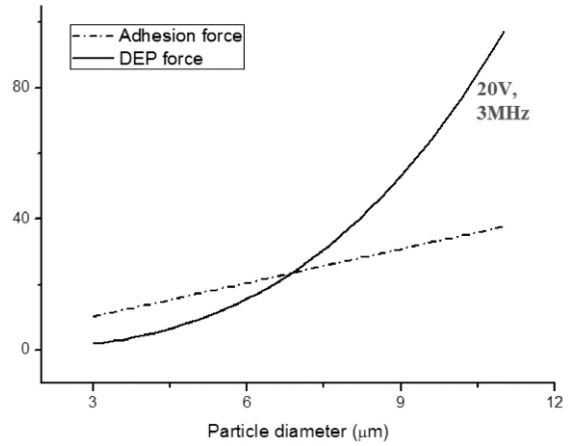


Fig. 3. Comparing DEP force with adhesion force as a function of particle diameters.

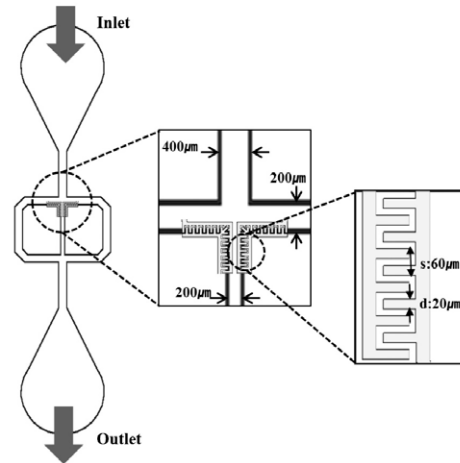


Fig. 4. Design of microfluidic channel and electrode for particle loss reduction techniques.

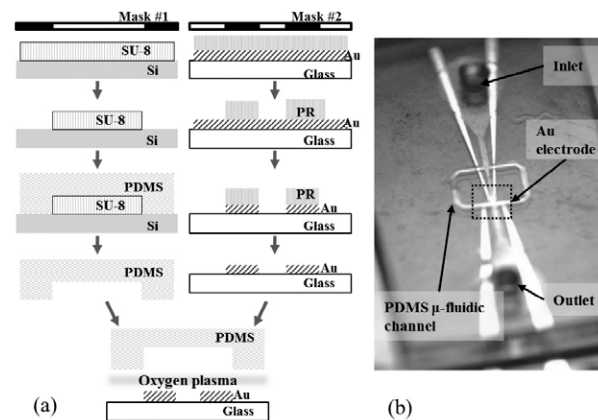


Fig. 5. (a) Fabrication flow chart, (b) Fabrication results.

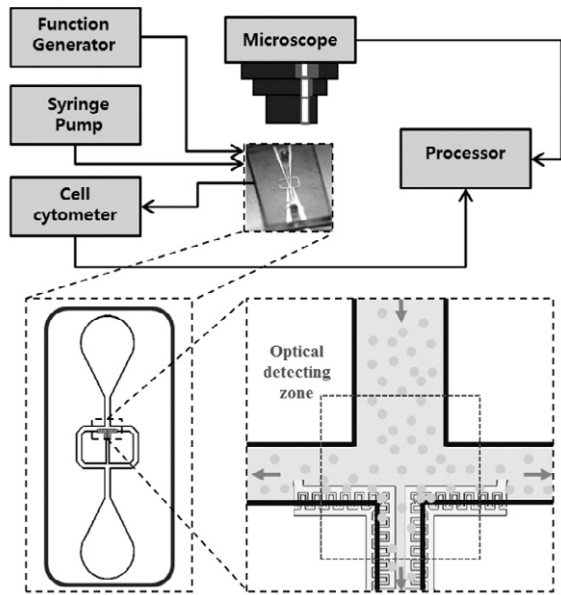


Fig. 6. Experimental setup.

실험을 위한 소자의 제작은 반도체 공정을 이용하여 제작하였다. 공정과정은 Fig. 5 (a)와 같다. 실리콘 기판(silicon wafer) 위에 SU-8을 스핀코팅(spin coating)하여 100 μm 두께로 올렸으며 리소그래피(lithography)를 통해 구조물을 형성하였다. 그 후 제작된 구조물위에 PDMS를 부어 몰딩(molding)하였다. 유리 기판(glass wafer) 위에 티타늄-금(Ti-Au)을 증착(evaporation) 하였으며, 리소그래피를 통해 전극을 형성하였다. 유리 기판과 PDMS 몰딩을 통해 제작된 미세유체채널을 산소 플라즈마(oxygen plasma) 처리 후 본딩(bonding)하였다. Fig. 5 (b)는 제작된 소자의 모습이다.

2.3 실험

입자가 미세유체채널에 부착되는 정도를 측정하기 위해 정제수(DI water)에 직경 10 μm 크기의 폴리스티렌(polystyrene) 입자를 섞어 실린지 펌프(syringe pump, KDS-410)로 미세유체채널에 주입하였다. 미세유체채널에 주입하는 혼합용액의 유량은 3 $\mu\text{l}/\text{min}$ 로 고정하였다. 실험장치는 Fig. 6과 같이 구성하였다. 신호발생기(function generator, Tekronix CFG 253)를 이용하여 제작한 전극에 교류전압을 인가하였다. 인가전압은 0 V_{pp} 부터 20 V_{pp} 까지 변경하며 관찰하였다. 사용한 교류전압의 주파수는 앞서 계산에 의해 결정된 3 MHz로 고정하였다. 입자거동은 CCD 카메라(SOMETECH SV35)를 이용하여 실시간으로 관찰하였다. 입구와 출구의 입자농도는 혈구계산기(hemocytometer)를 이용하여 계수하여 비교하였으며, 입구와 출구 입자농도의 비교를 통해 입자의 부착 정도를 계산하였다. 인가전압을 변경하여 각각 4회씩 실험하였으며, 입구와 출구의 입자농도를 계수하여 평균값으로 나타내었다.

3. 결과 및 고찰

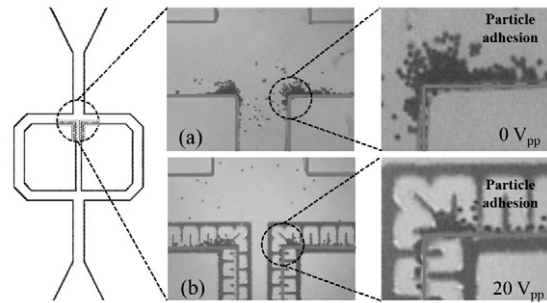


Fig. 7. Particle adhesion in microfluidic channel (a) Without electric potential, (b) 20 V_{pp} .

Table 2. Number concentration of input and output particles

(10^4 number of particle/ml)

Applied voltage(V_{pp})	Input particle concentration	Output particle concentration
0	174.25	52.25
5	393.25	194.50
10	243.75	155.50
15	127.50	84.25
20	175.00	120.25

인가교류전압의 증가에 따라 입자와 미세채널 내부의 벽면 사이에 작용하는 부착을 관찰하였다. 전압을 인가하지 않았을 때, 미세유체채널에서의 입자부착은 Fig. 7 (a)와 같고, 20 V_{pp} 의 전압을 인가하였을 때, 미세유체채널에서의 입자부착은 Fig. 7 (b)와 같다. 주입하는 입자의 농도는 전압을 인가하지 않았을 경우 174.25×10^4 number of particles/ml, 20 V_{pp} 의 전압을 인가하였을 경우 175×10^4 number of particles/ml로 거의 차이가 없었다. 3 MHz, 20 V_{pp} 의 교류전압을 인가하였을 경우 전압을 인가하지 않은 경우보다 미세유체채널 내부의 입자부착이 줄어든 것을 시각적으로 확인할 수 있다.

미세유체채널 내부 입자부착의 저감을 수치적으로 확인하기 위해 미세유체채널 입구와 출구의 입자농도를 측정하였다. Table 2는 미세유체채널 입구와 출구의 입자농도이다. 인가전압을 증가하며 측정하였을 때, 입구와 출구의 입자농도 차가 줄어들었다. 20 V_{pp} 교류전압을 인가했을 때 입자의 부착이 크게 감소하였다.

입자의 손실을 정량적으로 평가하기 위해 식 (9)을 이용하였다.

$$Particle\ loss(\%) = \left(1 - \frac{C_{out}}{C_{in}}\right) \times 100 \quad (9)$$

이때, C_{out} 은 미세유체채널 출구의 입자농도, C_{in} 은 미세유체채널 입구의 입자농도이다.

수식을 통해 정리된 미세유체채널 내부의 입자손실을 정리하면 Table 3과 같다. 미세유체채널 내부의 입자손실을 인가전압의 증가에 대해 그래프로 나타내었다. Fig. 8의 그래프를 통해 인가전압이

Table 3. Particle loss as applied voltage

Applied voltage(V_{pp})	Particle loss(%)
0	70.01435
5	50.54037
10	36.20513
15	33.92157
20	31.28571

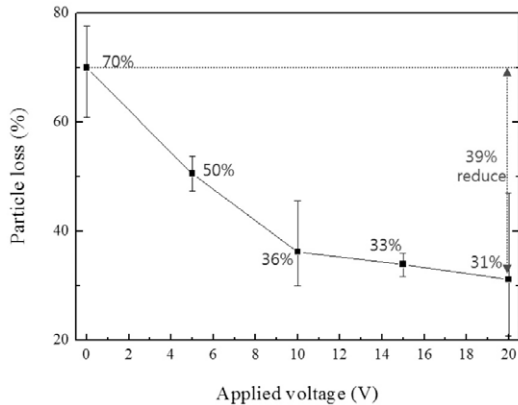


Fig. 8. The particle loss as a function of particle diameter with electric potential from 0 to 20 V_{pp} at 3 MHz (10 μm polystyrene particle).

증가함에 따라 입자의 손실이 감소하는 경향을 확인할 수 있다. 전압을 인가하지 않았을 때 입자의 손실은 70%이며, 인가전압이 20 V_{pp} 일 때 입자의 손실은 31%로 교류전압을 인가하지 않았을 때와 비교하여 39%의 개선효과를 보였다.

4. 결론

본 연구에서는 미세유체채널에서 전기적 방법을 이용한 입자 손실 저감 기술을 제안하였다. 제작된 십자모양의 미세유체채널에 IDT형태의 전극을 배치하여 교류전압을 인가하였다. 전압을 인가하지 않았을 경우 직경 10 μm 크기 폴리스티렌 입자의 70%가 벽면에 부착되었다. 교류전압을 인가함에 따라 입자의 손실이 감소하였으며 20 V_{pp} 의 전압을 인가하였을 때 입자손실이 31%로 전압을 인가하지 않았을 때와 비교하여 39% 개선되었다. 향후 제안하는 기술이 미세유체시스템에 적용될 경우 채널내부의 입자부착을 저감하여 성능향상에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 환경부 “환경융합신기술개발사업(212-101-006)”과 지식경제부 및 정보통신연구진흥원의 대학 IT 연구센터지원사업(IITA-2009-C1090-0902-0038)의 지원을 통하여 진행되었습니다.

REFERENCES

- [1] Robert Johann and Philippe Renaud, “A simple mechanism for reliable particle sorting in a microdevice with combined electroosmotic and pressure-driven flow”, *Electrophoresis*, vol. 25, pp. 3720-3729, 2004.
- [2] A. D. Goater and R. Pething, “Electrorotation and dielectrophoresis”, *Parasitology*, vol. 117, pp. S177-S189, 1998.
- [3] P. Gravesen, J. Branebjerg, and O. S. Jensen, “Microfluidics-a review”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 3, pp. 168-182, 1993.
- [4] Chih-Ming Ho and Yu-Chong Tai, “Micro-electromechanical-systems(MEMS) and fluid flows”, vol. 30, pp. 579-612, 1998.
- [5] Junya Takagi, Masumi Yamada, Masahiro Yasuda, and Minoru Seki, “Continuous particle separation in a microchannel having asymmetrically arranged multiple branches”, *Lab on a Chip*, vol. 5, pp. 778-784, 2005.
- [6] Hans M. Wyss, Daniel L. Blair, Jeffrey F. Morris, Howard A. Stone, and David A. Weitz, “Mechanism for clogging of microchannels”, *Physical Review E*, vol. 74, pp. 061402, 2006.
- [7] M. L. Zoetewij, J. C. J. van der Donck, and R. Versluis, “Particle removal in linear shear flow: Model prediction and experimental validation”, *Journal of Adhesion Science and Technology*, vol. 23, pp. 899-911, 2009.
- [8] Jerome Cardot, Nedege Blond, and Philippe Schmitz, “Adhesion and removal of particles from surfaces under humidity controlled air stream”, *The Journal of Adhesion*, vol. 75, pp. 315-368, 2001.
- [9] G.M. Burdick, N.S. Berman, and S.P. Beaudoin, “Describing hydrodynamic particle removal from surfaces using the particle Reynolds number”, *Journal of Nanoparticle Research*, vol. 3, pp. 455-467, 2001.
- [10] A.D. Farmer, A.F. Collings, and G.J. Jameson, “Effect of ultrasound on surface cleaning of silica particles”, *International Journal of Mineral Processing*, vol. 60, pp. 101-113, 2000.
- [11] Kaveh Bakhtari, Rasim O. Guldiken, Prashanth Makaram, Ahmed A. Busnaina, and Jin-Goo Park, “Experimental and numerical investigation of nanoparticle removal using acoustic streaming and the effect of time”, *Journal of The Electrochemical Society*, vol. 153, pp. G846-G850, 2006.
- [12] Dongeun Huh, Joong Hwan Bahng, Yibo Ling, Hsien-Hung Wei, Oliver D. Kripfgans, J. Brian

- Fowlkes, James B. Grotberg, and Shuichi Takayama, "Gravity-driven microfluidic particle sorting device with hydrodynamic separation amplification", *Analytical Chemistry*, vol. 79, pp. 1369-1376, 2007.
- [13] Hiroaki Masuda, KoHigashitani, and Hideto Yoshida, *Powder technology handbook*, New York : CRC Taylor& Francis, 2006.
- [14] J. Visser, "Particle adhesion and removal : a review", *Particulate Science and Technology*, vol. 13, pp. 139-196, 1995.
- [15] William C. Hinds, *Aerosol Technology ; Properties, Behavior, and Measurement of Airborne Particles*, John Wiley & Sons, pp. 141-149, 1999.
- [16] C. Zhang & K. Khoshmanesh & A. Mitchell & K. Kalantar-zadeh, "Dielectrophoresis for manipulation of micro/nano particles in microfluidic systems", *Anal BioanalChem*, vol. 396, pp. 401-420, 2010.
- [17] Michael Pycraft Hughes, "AC electrokinetics: applications for nanotechnology", *Nanotechnology*, vol. 11, pp. 124-132, 2000.
- [18] Thomas B. Jones, *Electromechanics of Particles*, Cambridge University Press, pp. 34-61, 1995.
- [19] Jun Yang, Ying Huang, Xiao-Bo Wang, Frederick F. Becker, and Peter R. C. Gascoyne, "Cell separation on microfabricated electrodes using dielectrophoretic/gravitational field-flow fractionation", *Analytical Chemistry*, vol. 71, pp. 911-918, 1999.



강 동 현(Dong-Hyun Kang)

- 2010년 연세대학교 기계공학과(공학사)
- 2010년~현재 연세대학교 기계공학과 석사과정
- 주관심분야 : MEMS, 바이오칩



김 민 구(Min-gu Kim)

- 2008년 연세대학교 기계공학과(공학사)
- 2010년 연세대학교 기계공학과(공학석사)
- 2010년~현재 효성중공업PG 중공업연구소 연구원
- 주관심분야 : MEMS, 바이오칩



김 용 준(Yong-Jun Kim)

- 1987년 연세대학교 전기공학과(공학사)
- 1987년 미국 미주리주립대학교(컬럼비아 소재) 전기 및 컴퓨터공학과(공학석사)
- 1997년 미국 조지아공과대학교 전기공학과(공학박사)
- 1996년~2000년 삼성전자 종합기술연구소 연구원
- 2000년~현재 연세대학교 기계공학과 교수
- 주관심분야 : MEMS 바이오 및 환경 센서, MEMS 압력센서, RF MEMS, 유연기판 기반의 전자 패키징 기술, 에너지 하베스터, 바이오칩