

## 입자 이동 제어를 위한 유전영동: 이론, 전극 구조 및 응용분야

이민지<sup>‡</sup> · 김지혜<sup>‡</sup> · 구형준<sup>†</sup>

서울과학기술대학교 화공생명공학과  
01811 서울특별시 노원구 공릉로 232  
(2019년 1월 11일 접수, 2019년 1월 18일 수정본 접수, 2019년 1월 22일 채택)

### Dielectrophoresis for Control of Particle Transport: Theory, Electrode Designs and Applications

Minji Lee<sup>‡</sup>, Ji-Hye Kim<sup>‡</sup> and Hyung-Jun Koo<sup>†</sup>

Department of Chemical & Biomolecular Engineering, Seoul National University of Science & Technology,  
232 Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul, 01811, Korea

(Received 11 January 2019; Received in revised form 18 January 2019 ; accepted 22 January 2019)

#### 요 약

연구 또는 유도 쌍극자를 가지는 물질은 불균일한 전기장 하에서 전기장의 구배 방향을 따라 힘을 받게 되는데, 이 힘에 의한 물질의 이동을 유전영동(dielectrophoresis, DEP)이라 한다. DEP 힘의 크기와 방향은 입자와 매질의 유전율과 전도도, 그리고 가해지는 교류 전기장의 주파수에 의해 영향을 받게 되므로, 이러한 변수를 제어함으로써 입자의 이동을 정확하게 조작할 수 있다. 또한, 전기영동과는 달리 쌍극자가 유도되는 모든 입자에 적용이 가능하다는 장점이 있다. 이러한 DEP 기술은 미세 유체 공학은 물론 바이오 센서, 마이크로 칩 분야 등 다양한 분야에서 활용되고 있다. 본 논문은 먼저 DEP의 기본원리를 설명하고, DEP를 이용한 연구에서 주로 사용되는 대표적인 마이크로 전극의 구조에 대해 논의한다. 그리고, DEP의 대표적 응용분야인 입자의 분리 및 포집, 자기조립(self-assembly) 연구를 소개한다.

**Abstract** – Under non-uniform electric field, a directional force along the electric field gradient is applied to matter having permanent or induced dipoles. The transport of particles by the directional force is called dielectrophoresis (DEP). Since the strength and direction of the DEP force depend on parameters, such as permittivity and conductivity of particles and surrounding media, and frequency of the applied AC electric field, particle can be precisely manipulated by controlling the parameters. Moreover, unlike electrophoresis, DEP can be applied to any particles where dipole is effectively induced by electric field. Such a DEP technique has been used in various fields, ranging from microfluidic engineering to biosensor and microchip research. This paper first describes the fundamentals of DEP, and discusses representative microelectrode designs used for DEP study. Then, exemplary applications of DEP, such as separation, capture and self-assembly of particles, are introduced.

Key words: Dielectrophoresis, Electrode designs, Separation, Capture, Self-assembly

#### 1. 서 론

단백질, 세포, 바이러스, 박테리아 등과 같은 생물 입자의 효과적인 이동 제어는 미세 유체 공학, 바이오 센서, 마이크로 칩 등의 연구를 위해 매우 중요하다. 이러한 이유로 생명공학, 의학, 환경공학

등의 다양한 분야에서 생물 입자의 이동 제어가 가능한 마이크로 디바이스 개발에 대한 관심이 매우 크다. 생물 입자의 이동을 제어하기 위한 기술로는 자기영동(magnetophoresis), 열영동(thermophoresis), 유전영동(dielectrophoresis, DEP) 등이 있다[1]. 자기영동 기술은 외부 자기장의 영향으로 점성 매체를 통해 이동하는 자성 입자의 거동을 기술하기 위해 제안되었다[2]. 이 기술은 비접촉식 방법으로 입자를 조작한다. 따라서 다른 입자 이동 제어 기술보다 단순한 설계로 조작이 가능하며, 쉬운 작동은 물론 저렴한 비용이 장점이다[3]. 자기영동은 자기입자를 이용하는 방법과 세포의 고유자성을 이용하는 방법으로 구분된다. 하지만 두번째 방법은 세포의 경우 고유 자성이 매우 약하고 수 마이크로미터 크기의 세포에서는 충분한 자

<sup>†</sup>To whom correspondence should be addressed.

E-mail: hjkoo@seoultech.ac.kr

<sup>‡</sup>이 논문은 서울과학기술대학교 김래현 교수님의 정년을 기념하여 투고되었습니다.

<sup>‡</sup>These authors contributed equally to this manuscript.

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

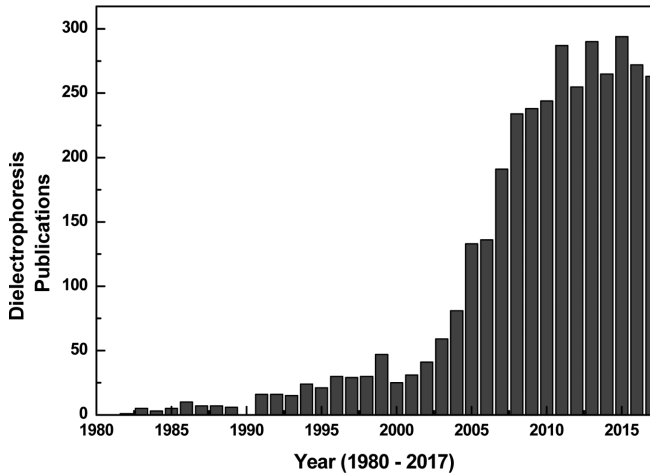


Fig. 1. The number of publications searched by the keyword of “dielectrophoresis”, from 1980 to 2017 (Web of Science).

기력을 유도하기 어렵다는 한계가 있다[4]. 열영동은 현탁 매질에서 온도 구배에 의해 입자가 이동하는 현상을 말한다[5]. 이 기술은 주로 에어로졸 혼합물(aerosol mixtures)에 적용된다. 하지만 열영동은 고체에서의 열이동(thermomigration)에 적용되지 않을 수 있다는 단점이 있다.

유전영동은 1951년 Pohl에 의해 정의되었다[6]. 유전영동은 불균일한 전기장에 입자가 놓였을 때, 입자에 유도된 쌍극자에 의해 입자에 방향성 있는 힘이 가해지는 현상을 말한다. 힘의 세기는 입자와 매질의 전기적 특성(electrical property)과 유전특성(dielectric property), 교류 전기장의 주파수 등에 따라 달라지며, 이를 이용하여 입자의 움직임을 제어할 수 있다. 유전영동 기술은 편극이 가능한 입자 모두에 적용 가능하기 때문에, 세포를 포함한 다양한 생물 입자의 이동, 분리, 포집 등에 활용될 수 있다. 이러한 장점을 지닌 유전영동 기술에 대한 연구는, Fig. 1의 관련 연구 간행물 추이에서도 볼 수 있듯이, 2000년도를 기점으로 급격히 증가하였고 최근에도 꾸준히 관심 받는 분야라는 것을 알 수 있다.

본 총설에서는 유전영동을 이해하기 위한 기본 이론에 대해 설명하고, 유전영동을 적용하는 연구에서 주로 사용하는 3가지 전극 디자인-polynomial, castellated, interdigitated-에 대해서 소개하려고 한다. 각 전극 디자인에 따른 전기장 시뮬레이션을 통해 입자의 흐름에 대해 예측하고, 해당 전극을 활용한 연구 사례에 대해 소개한다. 또한 DEP를 적용한 다양한 분야들에 대해서 알아보도록 한다. 크게 3가지로 분리, 포집, 자기 조립에 대해 다룰 것이다.

## 2. 이론(Theory)

전기장을 이용해 입자의 움직임을 제어하는 대표적인 방법으로는 전기영동과 유전영동이 있다. 전기영동[7]은 전하를 띤 입자에만 적용이 가능한 반면, 유전영동은 전하를 띠지 않은 입자의 움직임도 제어 가능하다는 장점을 가지고 있다. 유전영동은 전기장 하에서 입자나 매질에 형성되는 유도 쌍극자(induced dipole)가 전기장 밀도가 높은 방향으로 알짜힘(net force)을 받는 특성을 이용한다. 그러므로, 유전영동에 의해 입자의 움직임을 제어하기 위해서는 전기장 밀도의 불균일한 분포를 형성하는 것이 중요하다. 예를 들어,

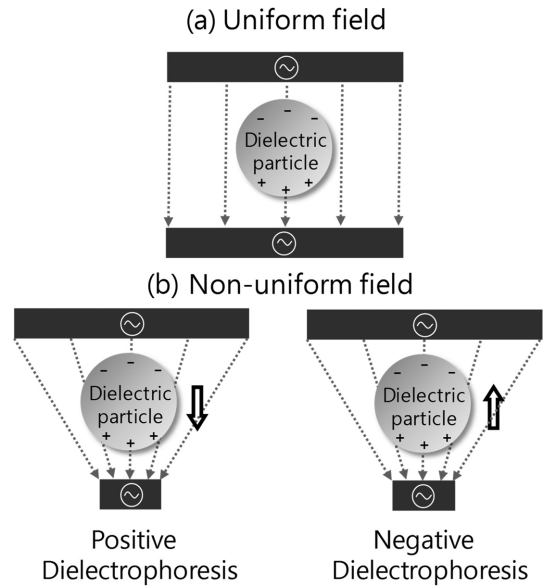


Fig. 2. (a) A particle in a uniform electric field. There is no net movement of the particle. (b) Particles in non-uniform electric fields. The particles migration by DEP depending on the electric field density. The left and right images show p-DEP and n-DEP, respectively.

Fig. 2(a)와 같이 전하를 띠지 않은 입자가 균일한 교류 전기장에 놓이게 되면 전자의 극화(polarization)에 의해 쌍극자(dipole)가 유도된다. 하지만 전기장의 밀도가 균일하기 때문에, 입자가 받는 알짜힘은 0이 되어 특정 방향으로 움직이지 않게 된다[8]. 반면, Fig. 2(b)에서 보이는 것과 같이 입자가 전기장 밀도가 불균일한 곳에 놓이게 되면, 입자나 주변 매질에 유도된 쌍극자가 전기장 밀도가 높은 쪽으로 알짜힘을 받게 된다. 이 때, 입자가 받는 알짜힘의 세기와 방향은 입자와 주변 매질 사이의 상대적 극화(polarization) 차이에 따라 달라진다. 입자의 극성이 매질의 극성보다 클 경우, 입자가 전기장이 상대적으로 조밀하게 형성된 방향으로 이동하게 된다. 이를 양의 유전영동(positive dielectrophoresis, p-DEP)이라고 한다. 반대로 입자를 둘러싸고 있는 매질의 분극성이 입자보다 클 경우, 매질이 전기장이 상대적으로 조밀한 방향으로 이동하게 되고, 그 결과 입자는 전기장 밀도가 낮은 방향으로 밀려나게 된다. 이를 음의 유전영동(negative dielectrophoresis, n-DEP)이라고 한다.

전기장에서 유전영동 현상에 의해 입자에 작용하는 시간평균 힘(time-averaged DEP force)은 아래 식 (1)로 계산할 수 있다.

$$F_{DEP} = 2\pi r^3 \epsilon_m \text{Re}[f_{CM}] \nabla [E_{rms}]^2 \quad (1)$$

이 식에서  $r$ ,  $\epsilon_m$ ,  $E_{rms}$ 는 각각 입자의 반경, 매질의 유전율(permittivity), 적용된 교류 전기장의 평균 제곱근 크기(root mean square magnitude)를 나타낸다.  $\text{Re}(f_{CM})$ 는 Clausius-Mossotti factor (CM 인자)의 실수부를 의미한다. CM 인자는 아래와 같은 식으로 정의된다.

$$\text{CM factor, } f_{CM} = \frac{\epsilon'_p - \epsilon'_m}{\epsilon'_p + 2\epsilon'_m} \quad (2)$$

CM 인자의 값은 -0.5부터 1까지의 범위를 가지며 DEP 힘의 방향을 결정한다. 식 (1)에서 보듯이, CM 인자의 실수부가 양의 범위일 경우 p-DEP를 의미하며, 반대로 음일 경우는 n-DEP를 나타낸다.

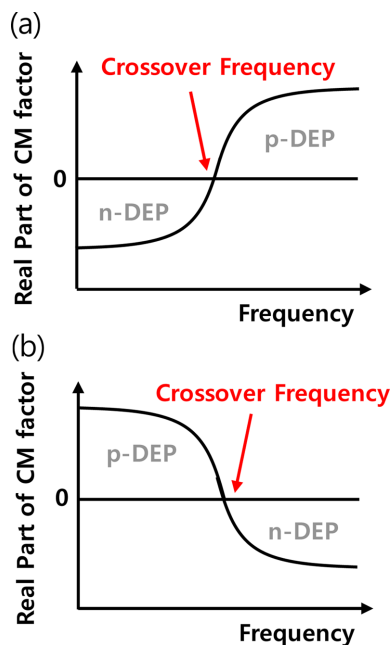


Fig. 3. Change of real part of CM factor according to frequency. (CM factor vs frequency). (a) For  $\sigma_p < \sigma_m$  and  $\epsilon_p > \epsilon_m$ . (b) For  $\sigma_p > \sigma_m$  and  $\epsilon_p < \epsilon_m$ .

식 (2)에서  $\epsilon'_p$ ,  $\epsilon'_m$ 는 각각 입자와 매질의 복합 유전율(complex permittivity)을 나타내며 아래의 관계식을 가진다.

$$\epsilon' = \epsilon_0 \epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega} \quad (3)$$

$\epsilon_0$ 와  $\epsilon_r$ 는 각각 진공 유전율( $\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$  F/m), 상대 유전율이며,  $j$ 는 허수 단위( $j = \sqrt{-1}$ ),  $\sigma$ 는 전도도,  $\omega$ 는 전기장의 주파수를 나타낸다. 결과적으로, 복합유전율과 CM인자는 전기장의 주파수에 따라 달라지게 된다.

Fig. 3은 입자와 매질의 전도도와 상대 유전율이 CM factor의 실수부와 결과적인 DEP 특성에 미치는 영향을 보여준다. Fig. 3(a)는 매질의 전도도가 입자의 전도도보다 크며( $\sigma_p < \sigma_m$ ), 반면에 입자의 유전율이 매질의 유전율 보다 큰 경우( $\epsilon_p > \epsilon_m$ )를 나타낸다. 낮은 주파수 범위에서 n-DEP 특성을 보여주다가 주파수 값이 점차 커지고 나면 p-DEP로 변하는 것을 알 수 있다. Fig. 3(b)는 입자의 전도도가 매질의 전도도 보다 크며( $\sigma_p > \sigma_m$ ), 입자의 유전율이 매질의 유전율보다 작은 경우( $\epsilon_p < \epsilon_m$ )를 나타낸다. Fig. 3(a)와는 반대로 낮은 주파수에 p-DEP로 나타났다가 점차 주파수 값이 커지게 되면 n-DEP로 변하게 된다. 이처럼 각 입자와 매질의 복합 유전율 식 (3)에 포함되어 있는 유전율과 전도도 그리고 주파수의 값에 따라  $\text{Re}(f_{CM})$ 의 부호와 크기가 달라지게 되고, 결과적으로 유전영동 힘의 크기와 방향을 제어할 수 있다.

### 3. 유전영동에 사용된 다양한 전극 디자인

앞서 보았듯이, 유전영동을 이용하여 입자를 이동하기 위해서는 전기장 밀도의 불균일한 분포가 필수적이다. 또한, 전기장의 크기와 방향에 따라 DEP 힘의 크기와 방향이 결정되기 때문에, 적절한 전극 모양을 디자인하여 전기장의 분포를 포집, 분리 등의 응용 목

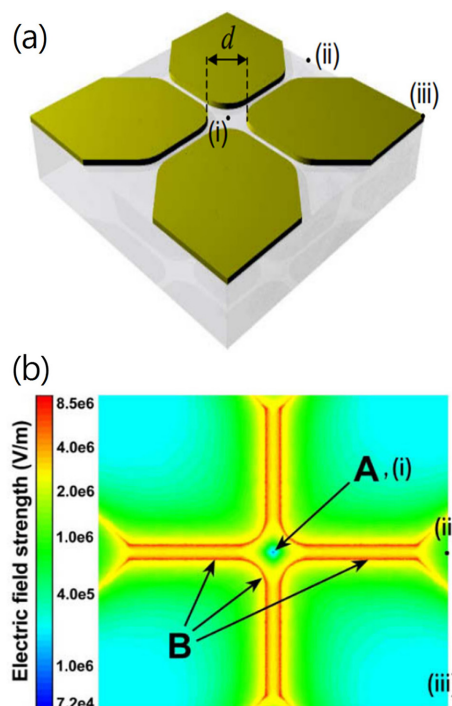


Fig. 4. (a) The polynomial electrode design. (b) The simulated electric field distribution above a polynomial electrode (Source: Modified figure adapted from reference-9).

적에 맞게 최적화하는 것이 필요하다. 본 논문에서는 유전영동 연구에 사용된 대표적인 전극 디자인-polynomial, interdigitated, castellated-을 소개하고, 전기장 분포에 대한 시뮬레이션 결과를 바탕으로 각 전극의 특징들을 비교한다.

#### 3-1. Polynomial 전극 디자인

Polynomial 전극 디자인은 Fig. 4(a)와 같이 대칭적으로 배열된 4개의 전극으로 구성되며, 입자를 포집하는 실험에 주로 이용된다 [10-17]. Fig. 4(b)는 polynomial 전극 디자인에서 전기장 분포를 계산한 시뮬레이션 결과이다. 4개의 전극의 가장자리 영역(Fig. 4(b) B영역)은 상대적으로 강한 전기장이 형성되는 반면, 4개 전극의 중간 영역 (Fig. 4(b) A영역)에는 상대적으로 약한 전기장이 형성됨을 알 수 있다. 그 결과, p-DEP 영향을 받는 입자의 경우에는 강한 전기장이 걸리는 전극 모서리 쪽으로 입자가 이동하게 되고, n-DEP 영향을 받는 입자의 경우 4개 전극의 가운데 부분에 입자가 모이게 된다.

Polynomial 전극 디자인은 주로 비유동(non-fluidic) 시스템에서 입자의 정렬, 분리, 포집 등을 위해 적용되었다. Fig. 5(a), (b)는 polynomial 전극에서 주파수에 따라 다른 라텍스 입자의 움직임을 보여주고 있다. 500 kHz의 상대적으로 낮은 주파수의 교류전압에서는 n-DEP에 의해 전극 중앙에 입자가 배열된다(Fig. 5(a)). 이에 반해, 상대적으로 높은 주파수인 5 MHz의 교류전압이 가해지면 p-DEP가 적용되어 Fig. 5(b)와 같이 입자가 전극의 모서리 부근에 모이는 것을 볼 수 있다[13]. Fig. 5(c)는 최적화된 교류 전압 조건 (100 kHz, 4 V peak-to-peak voltage)에서 미생물인 E. coli와 M. lysodeikticus 혼합액의 분리가 가능함을 보여준다. 각 미생물 고유의 유전성질 차이로 인해, 동일한 전압 크기와 주파수 조건에서 E.

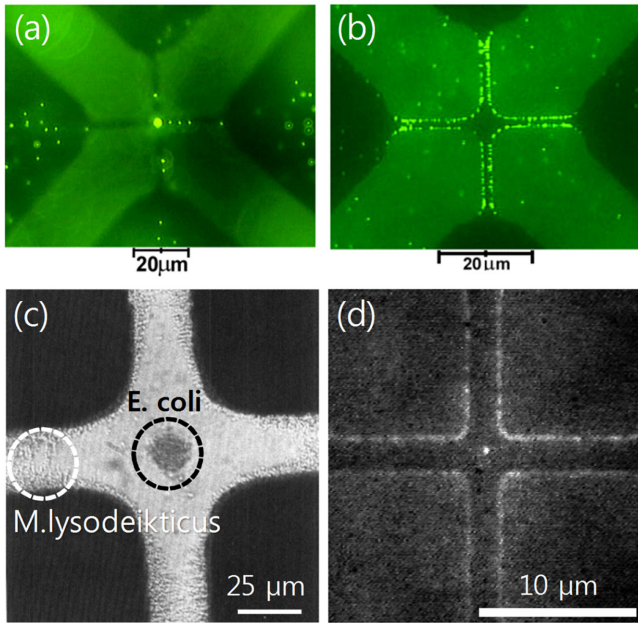


Fig. 5. DEP of latex particles of diameter 557 nm with polynomial electrode design: (a) Particle collection at the center of the polynomial electrodes by n-DEP under 5 MHz AC voltage, (b) particle arrangement around the electrodes by p-DEP under 500 kHz AC voltage (Source: Modified figure adapted from reference-13). (c) Separation of *E. coli* (n-DEP) and *M. lysodeikticus* (p-DEP) under 100 kHz AC voltage (Source: Modified figure adapted from reference-14). (d) Collection of latex particles of 93 nm diameter by n-DEP at 15 MHz AC voltage (Source: Modified figure adapted from reference-15).

*coil*는 n-DEP 영향을, *M. lysodeikticus*는 p-DEP 영향을 받게 되어 분리가 가능하다[14]. Hughes et al.은 유전영동 전위 에너지의 최소치를 생성하는 작은 전극 구조를 사용하여, n-DEP하에서 93 nm 직경의 미세 라텍스 입자를 전극 가운데에 포집하여 30분동안 안정한 상태로 유지하였다(Fig. 5(d))[15]. Bahrie et al.은 3D polynomial 전극 구조를 사용하여, DEP 기반 전기회전(electrorotation) 장치를 제작하였다. 다약제내성(multidrug resistance, MDR) K562 인간 백혈병 세포의 유전특성을 조사함으로써, MDR을 검출 및 분리하였다[16]. Miled et al.은 새로운 L형 전극을 기반으로 하는 저전압(0~6.6 V peak-to-peak) 유전영동 분리기술을 제안하였다. L형 전극은 입자를 집중시키고 섞는 역할을 하는 polynomial 전극과 분리 역할을 하는 interdigitated 전극이 결합한 형태로서 새로운 구조의 생체 입자의 혼합 및 검출을 위한 바이오 센싱 장치를 제안하였다[17]. 이를 통해 polynomial 전극 디자인이 바이오 센서에도 적용가능 함을 보였다.

### 3-2. Interdigitated 전극 디자인

Interdigitated 전극 디자인은 Fig. 6(a)와 같이 막대기 모양의 전극이 마치 손이 깎지를 끼듯이 교차 배열된 것과 같은 모양을 가지며, 주로 유동(fluidic) 시스템에서 입자 분리에 유용하게 쓰이는 전극 디자인이다[19-21]. Fig. 6(b)의 전기장 분포 시뮬레이션 결과를 보면, 두 전극이 근접한 영역에서 상대적으로 강한 전기장이 형성된 것을 볼 수 있다. 따라서 p-DEP 영향을 받으면 두 전극이 근접한 중간영역으로 입자가 모이게 되며, 반대로 n-DEP의 영향을 받으면

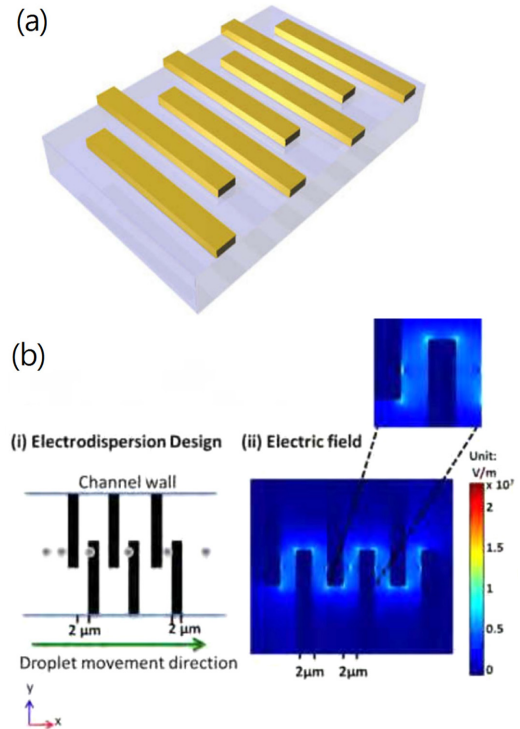


Fig. 6. (a) The interdigitated electrode design (Source: Modified figure adapted from reference-9). (b) The simulated electric field distribution above an interdigitated electrode (Source: Modified figure adapted from reference-18).

입자는 이 영역에서 밀려나가게 된다. Interdigitated 전극 디자인으로 분리 또는 포집을 하는 경우, 일반적으로 입자를 두 전극의 근접 영역으로 끌어당기는 p-DEP를 사용한다. 이 전극 배열은 대부분 미세유체 채널 내 유체의 흐름에서 입자를 선별하거나 불필요한 입자를 걸러내기 위해 사용되었다[22-29]. 하지만 입자 분리 과정에서, p-DEP에 의해 모인 입자들끼리 비가역적 응집(irreversible aggregation)이 일어날 가능성이 있다[30].

Yunus et al.은 continuous 분리 시스템을 이용해 콜로이드성 라텍스 입자를 분리하였다. 크기가 다른 두가지 입자(1, 2  $\mu\text{m}$ )를 99.9%의 높은 효율로 분리하였다(Fig. 7(a))[25]. Doh et al.은 hydrodynamic DEP process를 사용하여 높은 처리량을 지닌 연속적 세포 분리 칩을 제작하였다. DEP 반응 테스트를 통해 매질의 전도도가 5  $\mu\text{S}/\text{cm}$ 일 경우 5 MHz 주파수에서 살아있는 효모 세포와 죽은 효모세포가 서로 분리 가능함을 보였다(Fig. 7(b))[26]. 또한 Fig. 7(c)에서 살아있는 효모 세포와 죽은 효모 세포를 연속적인 분리 시스템에 적용하였을 경우 서로 다른 거동으로 인해 분리가 가능함을 보여준다. Bakewell et al.은 interdigitated 전극을 이용하여 주파수에 따른 pTA250 plasmid DNA의 변화를 관찰하였다. 고주파(100 kHz-20 MHz) 범위에서 시간에 따른 DEP 포집에 관해 분석하였고, 시간에 따른 플럭스를 제어하는 것에 관한 중요성을 강조하였다[27]. Alazzam et al.은 DEP를 이용하여 interdigitated 전극을 가진 미세유체 장치에서 혈액으로부터 순환하는 악성 세포를 연속적으로 분리하는 방법을 제시하였다. 2개의 interdigitated 전극을 활용하여 유방암 세포 MDA231를 정상 혈액 세포와 분리하는데 성공하였다. Fig. 7(d)를 보면 MDA231 세포는 유체 역학적 힘이 p-DEP 보다 작아 전극을 지나게 되고, 정상 혈액 세포는 유체 역학적 힘보다 높은



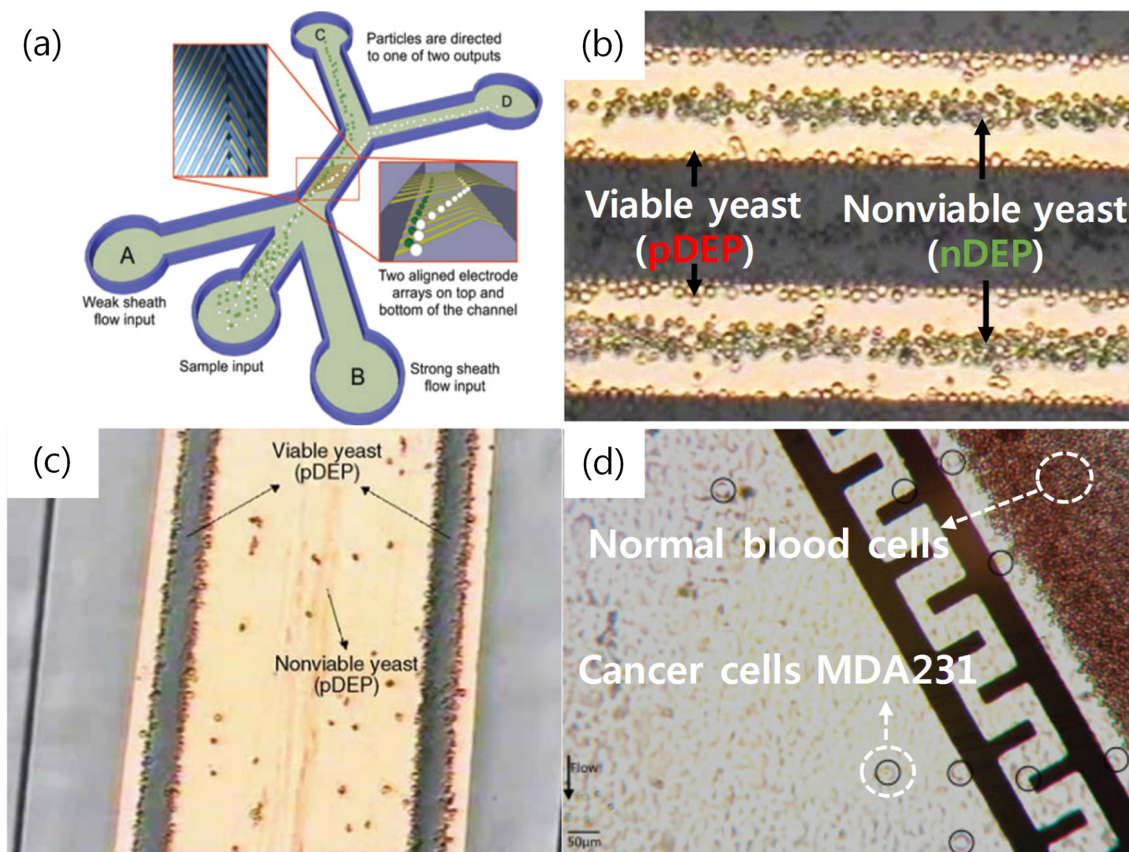


Fig. 7. Experiments utilizing interdigitated electrode design. (a) 3D continuous separation system based on chevron-shaped interdigitated electrode (Source: Modified figure adapted from reference-25). (b) Separation of viable and nonviable cells above interdigitated electrodes while a voltage with a frequency of 5 MHz is applied in a medium conductivity of 5  $\mu\text{S}/\text{cm}$ . Black part is glass substrate and the other part (white) is electrode. (c) Continuous separation using viable and nonviable yeast cells while a voltage with a frequency of 5 MHz is applied in a medium with conductivity of 5  $\mu\text{S}/\text{cm}$  (Source: Modified figure adapted from reference-26). (d) Separation of the normal blood cells and the cancer cells MDA231 (Source: Modified figure adapted from reference-28).

n-DEP 영향을 받으므로 전극 근처로 움직이는 것을 확인할 수 있다[28]. Choi et al.은 interdigitated 전극과 유사한 사다리꼴 전극 배열(trapezoidal electrode array, TEA)에 기반한 미세 유체 장치를 제시하였다. n-DEP를 이용하여 TEA 전극 표면에 비 특이적인 입자가 부착하는 것을 방지하고 입자를 연속적으로 분리하는데 성공하였다[29].

### 3-3. Castellated 전극 디자인

Castellated 전극 디자인은 Fig. 8(a)와 같이 성곽 모양이 나란히 배열된 듯한 전극 패턴으로, 입자의 정렬이나 포집에 유용한 디자인이다[31-37]. Fig. 8(b)는 castellated 전극 디자인에 전압을 가할 경우의 전기장 분포를 계산한 결과이다. 전극이 뒤로 후퇴한 영역(Fig. 8(b)-A, C 영역)에는 상대적으로 약한 전기장이 형성되는데 반해, 돌출된 전극의 가장자리(Fig. 8(b)-B 영역)에는 상대적으로 강한 전기장이 형성된 것을 볼 수 있다. 따라서 입자에 p-DEP가 작용하는 조건에서 입자는 B 영역의 높은 전기장 영역을 따라 입자가 포집되거나 정렬된다. 반대로 입자에 n-DEP가 작용하는 조건에서는 전기장이 약하게 형성되는 A, C 영역에 입자가 모이게 된다.

Fig. 9(a), (b), (c)는 castellated 전극 디자인 상에서 주파수와 매질의 전도도에 따라 효모 세포의 다양한 응집 패턴의 제어가 가능함을 보여준다. 매질의 전도도가 상대적으로 높은 경우 200 kHz 이상의 주파수 영역에서는 세포가 p-DEP 힘을 받게 된다. 따라서

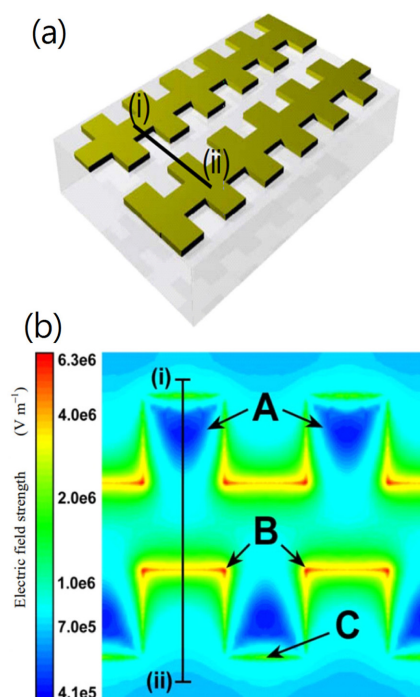
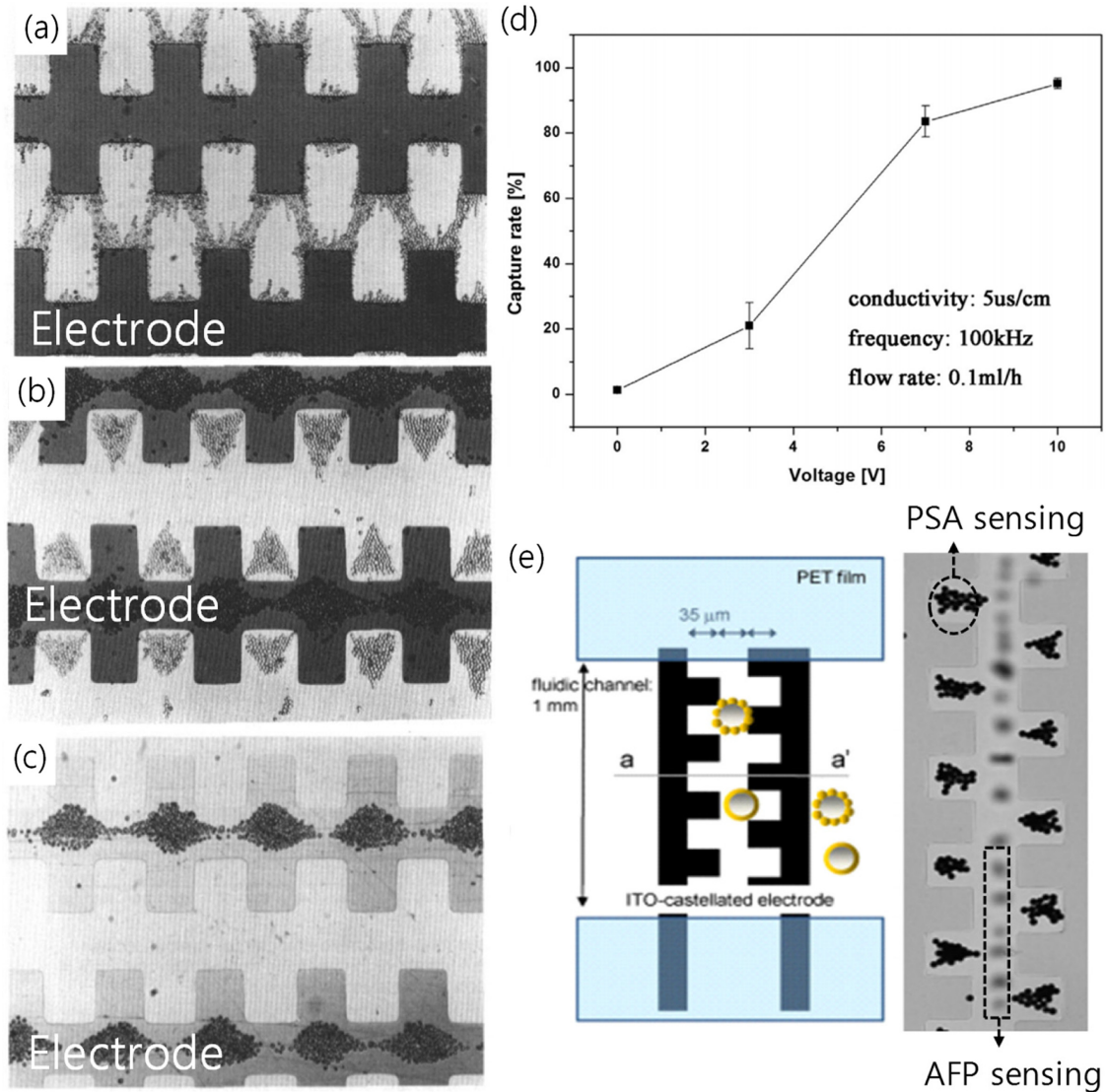


Fig. 8. (a) Castellated electrode design. (b) Simulated electric field distribution on the castellated electrode design (Source: Modified figure adapted from reference-9).



**Fig. 9.** Three distinctive patterns of yeast cell aggregation depending on the conductivity of the medium and the frequency of the applied AC voltage. (a) The 'pearl-chain' pattern of yeast cells is formed at frequency above 10 kHz for a low conductivity medium (5  $\mu$ S/cm) and above 200 kHz for high conductivity medium (150  $\mu$ S/cm). (b) The diamond and triangular patterns of yeast cells were observed between 10 - 100 kHz for the high conductivity medium (150  $\mu$ S/cm). (c) The diamond pattern of yeast cells was observed at frequency below 500 Hz in both the low conductivity medium (5  $\mu$ S/cm) and the high conductivity medium (150  $\mu$ S/cm) (Source: Modified figure adapted from reference-34). (d) Capture rates of yeast cells by applied voltage in microfluidic AC-DEP chip (Source: Modified figure adapted from reference-36). (e) Schematic illustration of three different types of microparticles and the top views of DEP immunodevices (Source: Modified figure adapted from reference-37).

Fig. 9(a)에서 보여지는 것과 같이 전극 모서리 부근에 ‘진주 사슬 (pearl-chains)’을 형성한다. 반면, 10-100 kHz 영역에서는 n-DEP 힘을 받아 Fig. 9(b)에서처럼 전극 사이에 포집 되어 삼각형 모양을 형성한다. 주파수의 값을 조절해 준다면 매질의 전도도가 낮은 경우에도 진주 사슬이 형성될 수 있다. 또한 낮은 주파수 영역에서는 (500 Hz 이하) 매질의 전도도와 상관없이 전극 표면에 다이아몬드 패턴을 형성한다(Fig. 9(c))[34]. Castellated 전극 디자인은 입자를 패턴화하는 것은 물론 입자들은 크기 별로 분리하는 실험에서도 활발히 연구되었다. Yasukawa et al.은 castellated 전극 디자인을 이용하여 급성골수백혈병 세포(human acute monocytic leukemia cell, THp-1)와 적혈구(Red blood cells, RBCs)의 DEP 거동을 특성화 하였고 n-DEP를 기반으로 다른 크기를 지닌 두가지 세포를 연속적으로

분리하는데 성공하였다[35]. Zhu et al.은 interdigitated 전극과 castellated 전극이 혼합된 Semi-3D 구조를 제작하여 효모 세포와 크기가 유사한 polystyrene(PS) 입자가 혼합된 현탁액에서 효모 세포를 분리해내는데 성공하였다. Fig. 9(d)는 전압에 따른 현탁액에서의 효모 세포 포획 속도를 나타낸 것으로 인가 전압이 10 V일 때 95%의 높은 포집 속도를 나타낸다는 것을 증명하였다[36]. Fig. 9(e)의 왼쪽 그림은 중앙세포인 알파 태아 단백(AFP)과 전립선 특이 항원(PSA)의 동시 분석을 위한 면역 센싱 시스템을 보여준다. 이 칩은 두 종류의 암 종양표지자를 분리함으로써 castellated 전극 디자인이 DEP기반 면역 센싱 시스템에 적용하기에 적절함을 보였다. Fig. 9(e)의 오른쪽 그림을 통해 AFP와 PSA가 각각 전극의 안쪽과 전극 사이에 포집 및 정렬된 것을 알 수 있다[37].



## 4. 적 용

### 4.1. 분리 및 포집

다양한 콜로이드 입자들은 크기나 재료에 따라 고유의 유전율과 전도성을 가지기 때문에 DEP를 이용하여 분리가 가능하다. 예를 들어, 입자의 크기에 따라[38-41] 분리하거나, 세포 및 바이러스[42-45], 혈구[46-50], carbon nanotube(CNT) 등의 콜로이드 입자들이 혼합되어있는 경우 선택적으로 원하는 개체를 분리하기 위해 DEP를 적용할 수 있다[51-53].

#### 4.1-1. 크기가 다른 입자의 분리

입자의 크기는 입자의 전도성 및 유전율에 영향을 주기 때문에, 결과적으로 CM factor의 실수부에 영향을 준다. 또한 식 (1)에서  $F_{DEP}$ 는 입자의 반경( $r$ )에 영향을 받기 때문에 크기가 다른 입자는 다른 크기의 힘을 받게 된다. 예를 들어, Fig. 10(a)에서 보듯이 PS 입자는 크기가 작을수록 대부분의 AC 주파수 영역에서 CM 인자의 실수부 값이 상대적으로 커진다. 이를 이용하면 크기가 다른 입자의 분리가 가능하다. Fig. 10(b), (c)는 DEP를 이용해 PS 입자를 크기에 따라 분리하는 연구결과를 보여준다. 500 kHz에서 15  $\mu$ m 입자가(Fig. 10(b)), 450 kHz에서 5  $\mu$ m 입자가(Fig. 10(c)) n-DEP의 힘을 받아 중앙에 포집 되는 것을 확인할 수 있다[38].

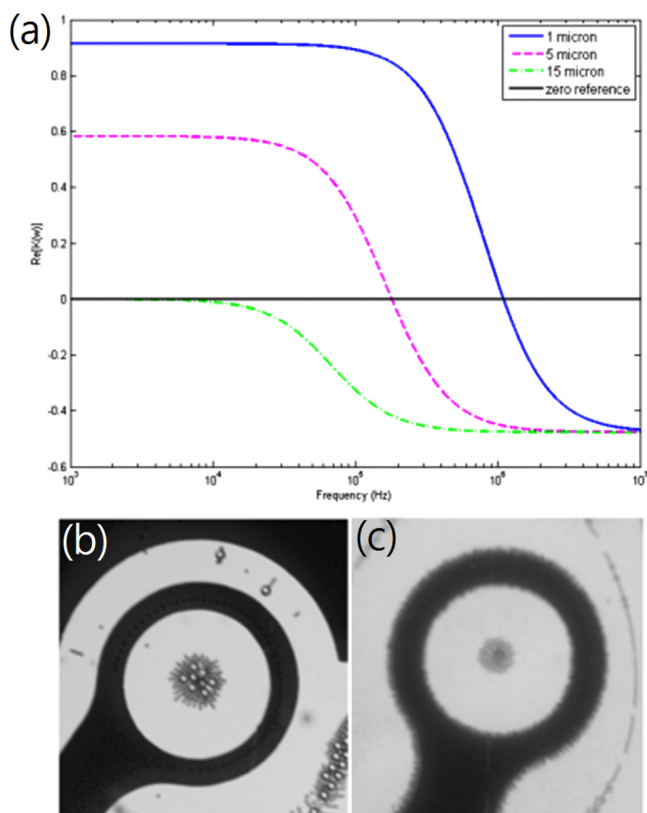


Fig. 10. (a)  $Re[f_{CM}]$  values according to polystyrene particle size; DEP separation in a polystyrene particle mixture with different sizes: (b) 15  $\mu$ m particle separation in a 5 and 15  $\mu$ m particle mixture by 500 kHz AC field, (c) 5  $\mu$ m particle separation in a 1 and 5  $\mu$ m particle mixture by 450 kHz AC field (Source: Modified figure adapted from reference-38).

#### 4.1-2. 탄소 나노개체의 분리

단일벽 탄소 나노튜브(single-wall carbon nanotube, SWNT)는 금속성(metallic)을 띌 수도, 반도체성(semiconducting)을 띌 수도 있다. 적용되는 디바이스에 따라 SWNT로부터 요구되는 성질이 다르기 때문에[54], 금속성 SWNT(m-SWNT)와 반도체성 SWNT(s-SWNT)가 섞여 있는 경우 이를 분리해야 할 필요가 있다. s-SWNT와 m-SWNT는 유전율이 다르기 때문에 DEP를 이용하여 분리가 가능하다[51,55-57] (s-SWNT의 유전율은  $5\epsilon_0 \sim 80\epsilon_0$ 이고 m-SWNT는 유전율은  $1000\epsilon_0$ 이다).

Graphene oxide (GO)가 포함된 액정(liquid crystallinity)은 배터리[58,59], 광전자[60], 전도성 와이어[61-63] 등 여러 분야에 이용된다. 이때 현탁액에서 GO의 정렬 또는 자기조립은 적용가능성 측면에서 중요하다. 기존에는 분산매에서 GO를 상분리하기 위해서는 중력 유도 상분리(gravity-induced phase separation)라는 방법을 이용한다. 하지만 이 방법은 위상구조를 정확하게 통제하기가 힘들 뿐 아니라 이 방법으로 상을 분리할 수 있는 한계 농도(0.25 wt%, GO 분산매)가 존재한다는 단점이 있다[64-66]. Hong et al.은 DEP를 이용하여 GO를 보다 효율적으로 상분리 할 수 있는 새로운 방법을 제시하였다. 직사각형 극의 10 kHz, 20 V 전압 조건에서 DEP를 이용하여 GO 입자 상분리를 하였다. DEP를 이용한 상분리는 GO 0.45 wt%까지 가능하며 1시간 이내에 분리가 완료된다. 이는 한계 농도가 0.25 wt%이며, 2주 정도 걸리는 기존의 방법보다 적용 제한이 크고 시간이 매우 절약됨을 알 수 있다. 또한 GO 농도에 따라서 네마틱상(nematic phase) 또는 등방성상(isotropic phase) 등 위상 통제가 가능하다는 장점이 있다[64].

#### 4.1-3. 세포 및 세균의 검출

비 병원균과 병원균을 격리하는 것과 죽은 박테리아에서 살아있는 박테리아를 분리하는 것은 생물학적 분석 또는 식품안전성검사를 위해 중요하다. 또한 특정 세포군의 분리 또는 정제는 생물학적 및 의학적으로도 중요하게 적용된다. 세포의 분리 및 포집 방법은 원심분리를 포함해 항체 매개 인식방법에 이르기까지 다양하다[67,68]. 특히 형광 염료를 이용하는 형광활성화세포분류(Fluorescent-activated cell sorter, FACS)와 자성활성화세포분류(Magnetic-activated cell sorter, MACS) 방법은 항체 결합 세포 분리 방법 중에서 가장 보편적인 방법이다. FACS는 형광 염료를, MACS는 전하를 띤 입자가 부착된 항체를 이용한다. 하지만 이 표식들은 세포의 표현형을 바꾸거나 특징을 편향되게 할 수 있다. 특히 환경변화에 빠르게 대처하는 면역세포에서 이러한 경향은 더욱 두드러진다. 또한 기존의 방법들은 검출 시간이 길고, 적은 양의 세포를 선택적으로 정확하게 검출하는 것에 어려움이 있다[50,69,70]. 이런 점을 보완하기 위해 DEP를 세포 분류에 적용하고자 하는 연구가 진행되고 있다[50,71]. DEP가 주목 받는 이유는 (1) 세포의 활성, 유전특성(dielectric property)을 보존하고, (2) 전기적으로 중립적인 생물학적 입자에도 적용이 가능하며 (3) 검출 시간이 상대적으로 짧고 비용이 적게 든다는 장점 때문이다.

Wang et al.은 유체 DEP 장치에 표면 강화 라만 산란(Surface enhanced Raman scattering, SERS) 기술을 적용하여 고 감도의 휴대용 대장균 검출 센서를 개발하였다. 본 연구에서는 DEP를 이용하여 용액으로부터 대장균을 전극에 포집 하였다. 포집된 균의 표면을 처리하고 SERS기술로 변화된 라만 산란 스펙트럼을 감지하

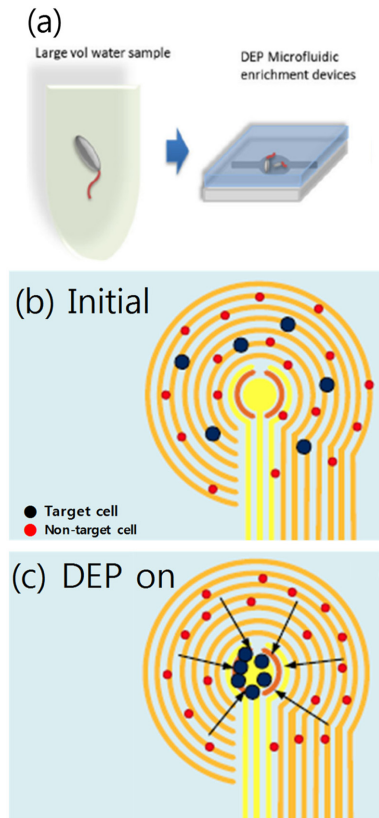


Fig. 11. (a) A schematic diagram of collecting *E. coli* from a solution using DEP for application to a biosensor (Source: Modified figure adapted from reference-72) (b), (c) is a schematic diagram of a device. (b) *Hela* cells (target cells) and red blood cells (non-target cells) randomly distributed in the electrodes. (c) The target cell was collected at the center when DEP was applied (Source: Modified figure adapted from reference-73).

여 적은 양의 균을 검출하였다[72](Fig. 11(a)). Tran et al.은 인간의 자궁경부암 세포를 DEP를 이용하여 검출하는 데에 성공하였다. Fig. 11(b), (c)는 타겟 세포(target cell)인 자궁경부암 세포와 타겟 세포가 아닌 (non-target cell) 적혈구의 분리 및 검출에 대한 모식도이다. 처음에는 랜덤하게 전극위에 분포 되어있었지만 DEP를 이용해 자궁경부암 세포가 중앙에 포집되며, 이에 따른 커패시턴스 변화를 감지하여 타겟 물질의 검출 및 농도를 측정하게 된다[73]. He et al.은 식중독 균 중 하나인 살모넬라균에 항체를 붙인 후 p-DEP를 이용하여 전극에 균을 포집하였다(Fig. 12(a)). Fig. 12(b)에서는 균의 농도에 따른 포집 정도를 형광으로 보여준다. 결과적으로, 낮은 농도의 살모넬라균을 2시간 내에 빠르게 검출할 수 있었다[74].

세포 분리 방법에 DEP가 이용되는 또 다른 대표적인 사례로는 살아있는 세포와 죽은 세포의 분리이다. 살아있는 세포와 죽은 세포의 전도성과 유전율이 다르기 때문에 DEP 적용이 가능하다 [42,43,75-79]. Fig. 13(a)는 살아있는 세포와 죽은 세포가 DEP에 의해 분리되기 전과 후의 결과를 보여준다. DEP에 의해 살아있는 세포들은 p-DEP 힘을 받아 전극에 포집 되고 죽은 세포들은 이후에 유체 흐름에 의해 제거된다. Fig. 13(a)의 화살표는 전극에 남아 있는 살아있는 세포들을 나타낸다. Fig. 13(b)는 분리 전과 후에 전극에 남아있는 세포들을 정량적으로 나타낸 그래프이다. 분리 후에 전극에는 살아있는 세포의 수가 많은 것을 볼 수 있다. 본 논문의

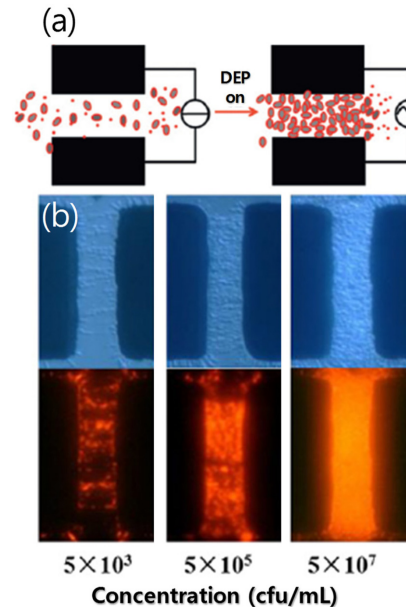


Fig. 12. (a) A schematic diagram of collecting *Salmonella* bacteria by DEP. (b) The different degrees of trapping by DEP depending on the concentrations of *Salmonella*: (top) differential interference contrast (DIC) images, (bottom) fluorescent images (Source: Modified figure adapted from reference-74).

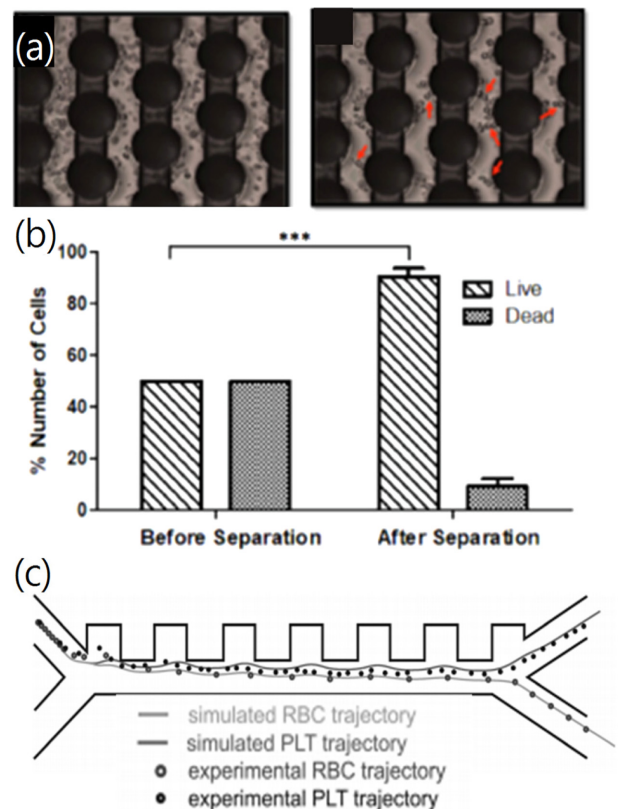


Fig. 13. (a) Optical images before(above) and after(below) separation of live/dead cells by DEP. The red arrows represent live cells that remain on electrodes after dead cell removal by fluid flow. (b) The number of cells that remain on electrodes before and after separation by DEP (Source: Modified figure adapted from reference-43). (c) Simulation (—) and experimental (●) result of separation of red blood cells and white blood cells using DEP in microfluidic channels (Source: Modified figure adapted from reference-46).



분리 효율은 약 90%로 굉장히 높은 효율을 증명하였다[43]. 유사한 셋업에서 세포에 형광을 입혀 세포의 분리를 눈으로 쉽게 확인할 수 있도록 한 연구 사례도 있었다[42].

#### 4-1-4. 세포 및 세균의 분리

세포의 검출뿐 아니라 세포의 분리에도 DEP를 적용한 사례들이 있다[47,48,80-87]. 대표적으로, 혈액 내 성분인 적혈구, 백혈구, 혈소판 등을 분리하는데 사용되는 기존 방법들은 원심분리[82,83], 기계적 거름[84,85](filtering), 항체인식법[86] 등이 있다. 하지만 혈구의 크기가 작을 뿐만 아니라, 혈소판의 농도도 상대적으로 매우 낮아 기존 방법들에 적용하기에 제약이 따른다[81,87].

혈소판과 적혈구는 크기와 유전적 특성이 다르기 때문에 DEP를 이용하여 분리가 가능하다. Pommer et al.은 DEP를 이용하여 혈액으로부터 혈소판을 분리해 내었으나, 공정이 2단계이고, 분리를 위해 상대적으로 높은 전압이(100 V) 요구되었다[88]. 이에 Iccolo et al.은 DEP에 field-flow-fractionation(FFF)을 적용하여 단일단계이면서 낮은 전압(5 V)에서 혈소판을 효과적으로 분리해낼 수 있었다[46]. Fig. 13(c)은 DEP에 의한 백혈구와 적혈구의 분리실험의 시뮬레이션과 실험결과를 나타냈다. 실험결과는 시뮬레이션에서 예측한 결과와 거의 일치하였으며, 그 결과 98%의 높은 분리율을 얻었다. Siebman et al.은 담수 식물성 플랑크톤을 대표하는 세 종(*C. reinhardtii*, *C. meneghiniana*, *Sybnchocystis* sp.)의 분리 연구를 하였다. DEP하에서 주파수에 따라 플랑크톤끼리 연결되는 ‘체인효율(chaining efficiency)’과 ‘체인의 길이’가 각각 다르게 나타나는 것을 이용하여 플랑크톤의 종류를 간단하고 빠르게 분류하였다. 이 과정은 전기장을 걸어준 후 5분 안에 진행되었다[89].

#### 4-2. 자기조립(self-assembly)

나노 개체의 자기조립 현상은 나노코팅과 같은 나노기술 및 미세칩 제조 등 다양한 응용분야에 적용될 수 있다[90-92]. 외부 힘에 의한 나노 입자의 자기 조립 현상을 이용하면 수  $\mu\text{m}$ 에서 작게는 수 nm의 크기를 갖는 미세한 구조의 형성도 가능하다. DEP는 저비용의 간단한 셋업에서 빠르고 정확한 입자의 제어가 가능하기 때문에, 마이크로/나노개체의 자기조립에도 적용 가능하다. 그동안, 기본적인 PS 입자에서부터 전기적, 광학적 특성을 가지는 탄소나노튜브, 그래핀, 금속 나노 입자에 이르기까지 다양한 마이크로/나노개체를 DEP를 이용하여 자기조립하고자 하는 연구가 많이 진행되었다. 아래는 DEP를 이용한 자기조립의 예시로, DEP에 의한 금 나노입자와 탄소 나노개체의 자기조립 연구를 소개한다.

##### 4-2-1. 금 나노입자

대표적인 금속 나노입자인 금 나노입자를 DEP를 이용해 자기조립하는 연구도 진행되었다. 기본적인 DEP식(식(1~3) 참고)에서 각각의 DEP 파라미터들이 입자 거동에 미치는 영향과 결과적인 입자의 자기조립 현상에 대해 서술한 연구가 있다[93,94]. Bhatt et al.은 주파수, 유전율, 전해질의 농도 그리고 전기장의 세기에 따라 입자의 자기조립 속도와 surface density가 달라질 수 있는 것을 확인하고 전도성을 띄는 두 물체를 나노입자로 연결시키는 실험을 진행하였다[93]. Fig. 14는 각 파라미터 중에서도 전기장의 세기 변화(Fig. 14(a))와 전해질의 농도(Fig. 14(b)) 변화에 따른 자기조립 속도를 나타낸다. 속도는 기울기로 대응된다. 뿐만 아니라 매질의 유전율

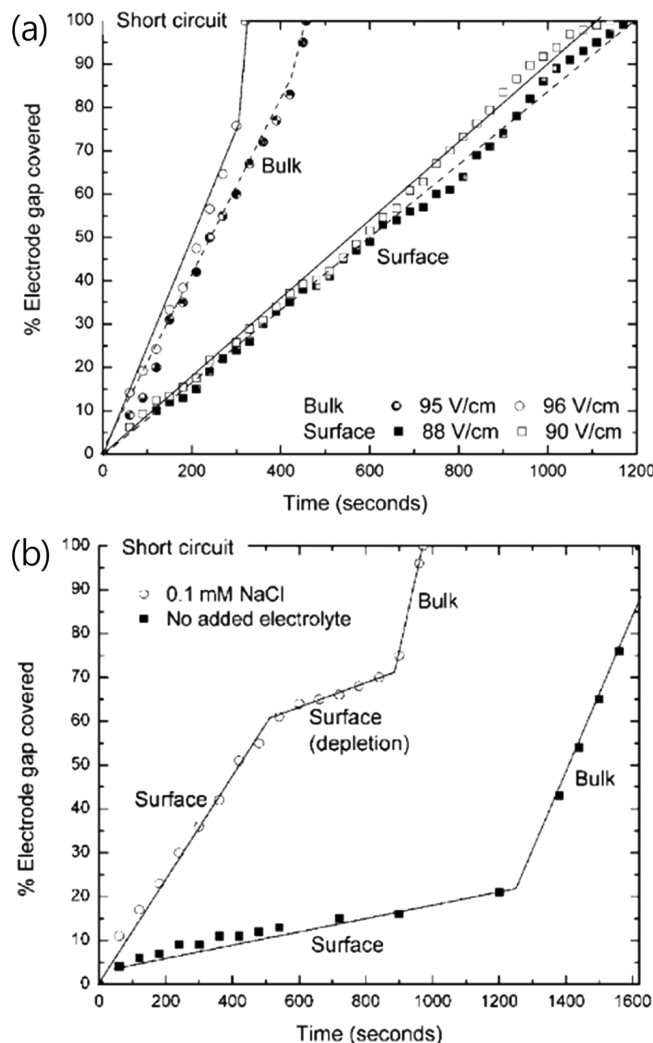
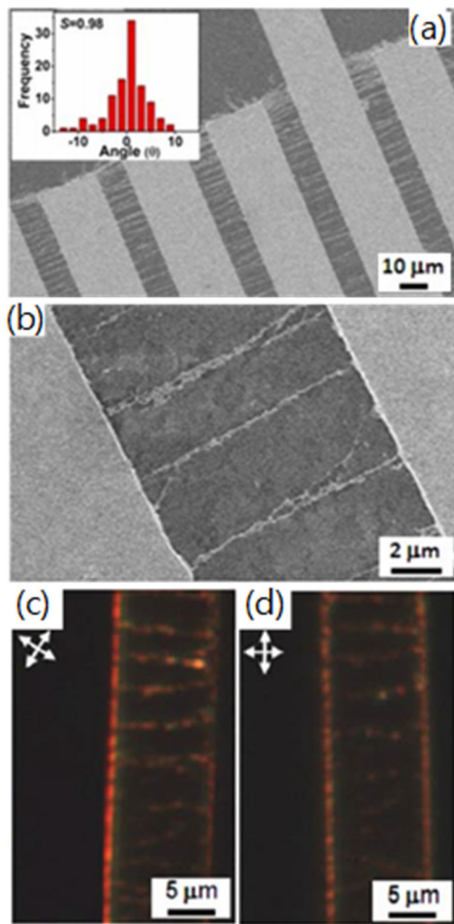


Fig. 14. Effect of the operating parameters on the assembly speed of microwires: (a) electric field intensity; (b) electrolyte. In all experiment the other parameters were kept constant (Source: Modified figure adapted from reference-93).

및 입자의 농도도 조립 속도에 영향을 주는 것이 관찰되었다. 각 파라미터들이 자기조립에 어떠한 영향을 주는지 정리한 표가 Table 1에 나와있다. 전기장의 세기와 전해질의 농도에 관한 결과는 이전 연구(ref 93)와 대등하게 확인되었다. 특히, 이 연구에서는 입자의 크기에 대한 영향을 체계적으로 확인하였다. 입자의 중량백분율을(weight %) 유지하면서 입자의 크기가 커지게 되면 자기조립 속도가 감소하고, 입자의 농도(particle concentration)를 유지하면서 입자의 크기가 커지게 되면 속도가 증가하는 것을 확인하였다. 또한, 자기조립 속도 뿐 아니라 사슬(branching)의 정도와 두께도 각 파라미터들의 영향을 받는 것이 확인되었다[94]. 각 구형의 금 나노입자가 아닌 금 나노막대 입자들을 interdigitated 전극 상에서 DEP를 이용하여 자기조립한 연구도 있다. 금 나노막대는 위치 및 배향에 따라서 빛의 흡수 및 산란이 달라진다. 따라서 나노 스케일의 감지장치 및 시스템에 응용하기 위한 연구가 진행되었다. Fig. 15(a), (b)에서 나타나듯이, 금 나노막대 입자는 교류 전압을 가해주면 두 전극 사이에서 정렬되어 대략 30분 내에 두 전극을 연결시킨다. 편광된 현미경을 통해 편광판이 45° 및 135° 일때 최대 밝기를, 0° 및 90°

**Table 1.** Summary of parameters affecting the microwire growth by DEP-induced Au particle assembly. The general trends are given for three growth characteristics within the ranges studied (Source: Adapted from reference-94)

| Parameter  | Range   | Growth rate | Branching | Thickness |
|--|---|-------------|-----------|-----------|
| Voltage ↑  | $23 \frac{V}{mm} < \text{slow} > 40 \frac{V}{mm}$<br>fast $> 45 \frac{V}{mm}$ | ↑           | ↓         | ↓         |
| Frequency ↑  | 10 Hz $< >$ 150 Hz  | ↓           | ↑         | ↓         |
| Particle concentration ↑                             | $> 0.13\%$  | ↑           | Constant  | ↑         |
| Particle size ↑<br>(constant weight %)               | 15–30 nm  | ↓           | ↓         | Constant  |
| Particle size ↑<br>(constant particle concentration) | 15–30 nm  | ↑           | ↓         | ↑         |
| Electrolyte concentration ↑                          | $(0-3) \times 10^{-4}$ M NaCl   | ↑           | Constant  | ↑         |

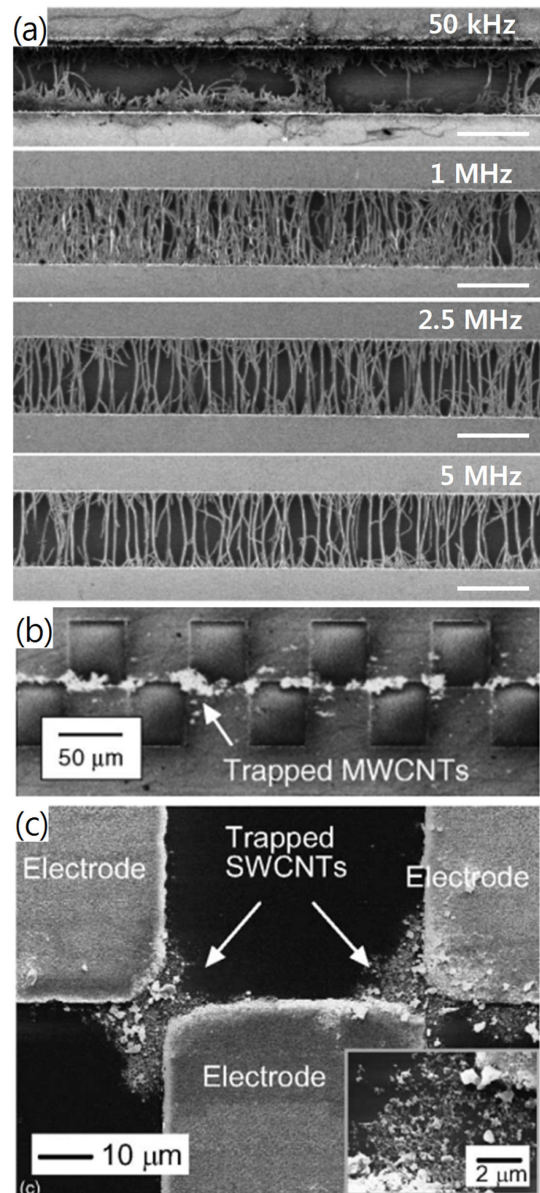


**Fig. 15.** (a), (b) SEM images showing gold nanorod particles aligned between electrodes; Darkfield polarized images acquired as the sample was rotated in a plane between crossed polarizers, at (c) maximum brightness (45° and 135°), (d) extinction (0° and 90°) (Source: Modified figure adapted from reference-95).

일때 최소 밝기를 나타냄을 관찰하였고, 전극내에서 금 나노막대가 일정 축으로 정렬됨을 확인하였다[95].

#### 4-2-2. 탄소 나노개체

정렬된 탄소나노튜브 층은 전하이동을 빠르게 하여 디바이스의



**Fig. 16.** (a) The SWNTs arranged according to the frequency. Scale bar=2 μm [96]; Assembly of (b) MWCNTs [100] and (c) SWCNTs (Source: Modified figure adapted from reference-101).

성능의 향상을 가져올 수 있다. 이러한 이유로 DEP를 이용하여 탄소 나노튜브를 정렬/조립하고 이를 응용하는 연구가 활발하게 진행되었다[96-99]. Sarker et al.은 DEP를 이용하여 SWNT의 농도와 주파수에 따라 얼마나 조밀하게 정렬되는지에 대한 변화를 관찰하였다(Fig. 16(a)). SWNT 정렬의 밀도는 전도도에 직접적인 영향을 주기 때문에, 결과적으로 낮은 저항과 높은 전도도를 가진 field effect transistors (FETs)를 제작할 수 있었다[96]. 이렇게 DEP에 의한 자기조립 특성은 디바이스의 전극 표면을 특성화 하는데 응용이 될 수 있다. Suchiro et al.은 DEP를 이용하여 SWCNTs, Multi-walled carbon nanotubes (MWCNTs) [100,101], Single-walled carbon nanotubes (SWCNTs) [102]를 각각 전극에 정렬시켜(Fig. 16(b), (c)) NO<sub>2</sub> 및 NH<sub>3</sub> 가스를 감지하는 센서를 제작하였다. SWCNTs가 정렬된 전극은 NO<sub>2</sub> 가스센서 뿐만 아니라 낮은 주파수 영역에서(1 Hz~300 Hz) pH에 따른 임피던스 변화를 보이며 pH 센서로의 활용 가능성 또한 보였다(Fig. 17(a), (b))[102,103].

또 다른 대표적인 탄소 나노개체인 GO 또한 자기조립에 의하여 전극 표면을 특성화 하는데 응용된다. Wang et al.은 DEP를 이용하여 두 전극 사이에 나노 구조의 graphene oxide(GO)를 정렬하여 원

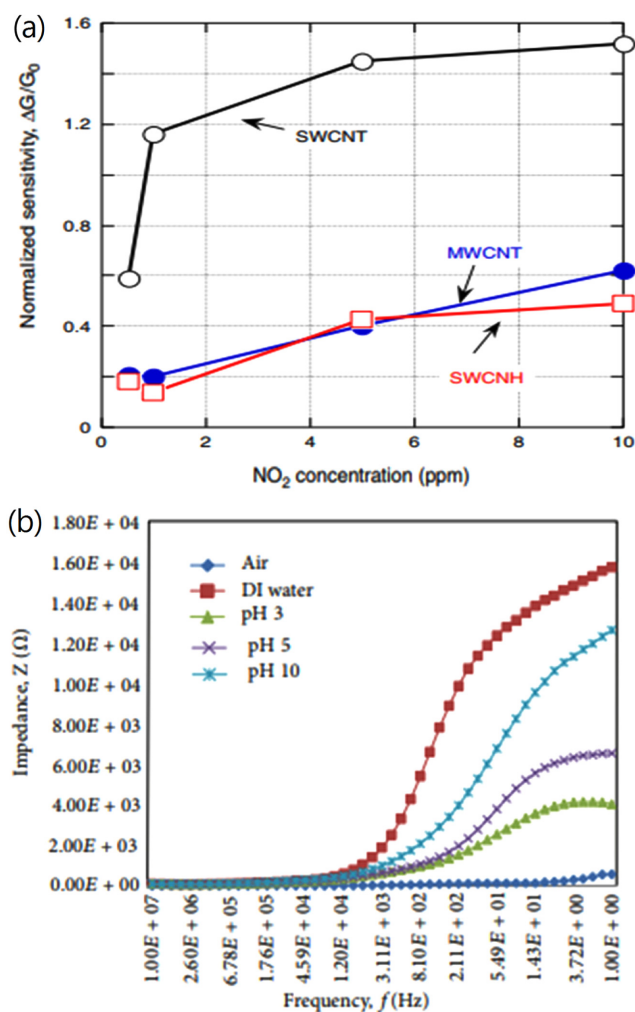


Fig. 17. (a) Comparison of sensitivity of the gas sensors with Fig. 16 (b) and (c) electrodes (Source: Modified figure adapted from reference-102). (b) pH-dependent impedance change of the aligned-SWCNT based sensor (Source: Modified figure adapted from reference-103).

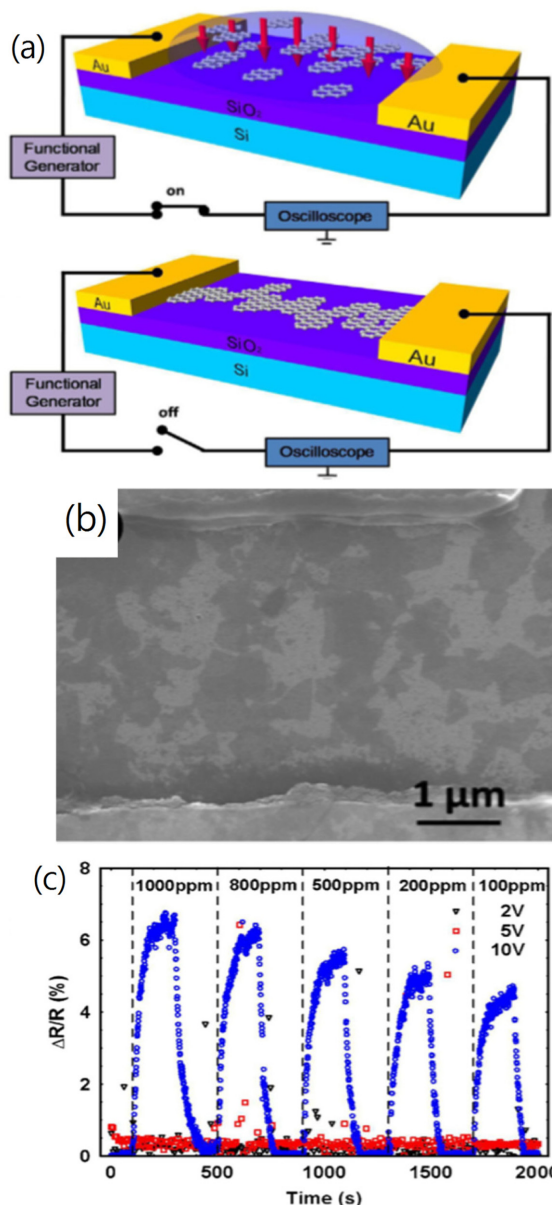


Fig. 18. (a) A schematic diagram of a GO-based chemical sensor. GO is aligned and connected between two electrodes by DEP. (b) A SEM image of GO aligned between the electrodes. (c) The change in resistance depending on the different H<sub>2</sub> concentrations in environmental air (Source: Modified figure adapted from reference-104).

하는 위치에 잘 연결된 GO-network 전극을 제작하였다(Fig. 18(a), (b)). 이 전극은 10 V 하에서 수소 가스 농도에 따른 저항변화를 보이며 화학센서로 응용되었다(Fig. 18(c))[104].

## 5. 결 론

본 논문에서는 DEP를 이해하는데 필요한 기본적인 원리를 설명하고, 유전영동 연구에 주로 이용되는 대표적인 3가지 전극 디자인-polynomial, castellated, interdigitated-을 중심으로, 해당 전극 디자인에 대한 전기장 시뮬레이션과 연구 사례들을 통해 전극의 특징들을 파악하였다. 이 세가지 전극 디자인은 대표적인 예시로서, 여



기서 소개된 디자인 외에도 DEP에 적용 가능한 전극 디자인은 다양하므로 연구 목적에 따라 전극 디자인의 최적화 단계가 필요로 할 것이다. 또한 DEP를 다양한 분야에 응용한 사례들을 살펴보았다. 입자의 분리 분야는 DEP를 이용한 분야 중 가장 많은 연구가 진행되고 있는 분야이다. 입자의 크기에 따른 분리 외에도 입자마다 가지고 있는 고유의 유전적 성질을 이용하여 분리가 가능함을 알 수 있었다. 또한 빠르고 정확한 입자 이동 제어 기술이 요구되는 자기 조립 분야에서도 DEP가 주목받고 있다. 이를 통해 DEP는 금속 나노입자나 탄소 나노튜브, 그래핀과 같은 기능성 나노입자의 움직임을 제어하여 자기조립 및 나노 코팅에 응용될 수 있는 가능성을 보였다. 또한, 생물입자에도 적용이 가능하기 때문에 DEP 기술은 진단 및 검사 기술과 같은 실질적인 응용분야에도 사용될 수 있다. 앞으로, DEP에 대한 보다 깊은 이해와 전극 디자인 최적화, 파라미터 제어기술 발달 등이 이루어진다면, DEP는 응용분야를 더욱 더 넓혀갈 수 있을 것이다.

## 감 사

본 연구는 과학기술정보통신부 신진연구 지원 사업(NRF-2018R1C1B6002787)과 나노소재 기술개발 사업(No. 2017M3A7B8061942) 지원으로 수행되었습니다.

## References

1. Ali, M. A. M., Kayani, A. B. A. and Majlis, B. Y., "Biological Particle Control and Separation using Active Forces in microfluidic Environments," *Microfluidics and Nanofluidics*; IntechOpen (2018).
2. Zborowski, M. and Chalmers, J. J., *Magnetophoresis: fundamentals and applications*, 1<sup>st</sup> ed., Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering(1999).
3. Munaz, A., Shiddiky, M. J. A. and Nguyen, N.-T., "Recent Advances and Current Challenges in Magnetophoresis Based Micro Magnetofluidics," *Biomicrofluidics*, **12**, 031501(2018).
4. Jung, J.-H. and Han, K.-H., "Magnetophoretic Microseparators for Separating Blood Cells Based on Their Native Magnetic Properties," *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers B*, **32**, 856(2008).
5. Reineck, P., Wienken, C. J. and Braun, D., "Thermophoresis of Single Stranded DNA," *Electrophoresis*, **31**, 279(2010).
6. Pohl, H. A., "The Motion and Precipitation of Suspensoids in Divergent Electric Fields," *Journal of Applied Physics*, **22**, 869(1951).
7. Voldman, J., "Electrical Forces for Microscale Cell Manipulation," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, **8**, 425(2006).
8. Li, M., Li, W. H., Zhang, J., Alici, G. and Wen, W., "A Review of Microfabrication Techniques and Dielectrophoretic Microdevices for Particle Manipulation and Separation," *Journal of Physics D: Applied Physics*, **47**, 063001(2014).
9. Green, H. M. A. N. G., *AC Electrokinetics: Colloids and Nanoparticles*, 1st ed., Research Studies Pr Ltd, (2003).
10. Green, N. G., Morgan, H. and Milner, J. J., "Manipulation and Trapping of Sub-micron Bioparticles Using Dielectrophoresis," *Journal of Biochemical and Biophysical Methods*, **35**, 89(1997).
11. Green, N. G. and Morgan, H., "Dielectrophoretic Investigations of Sub-micrometre Latex Spheres," *Journal of Physics D: Applied Physics*, **30**, 2626(1997).
12. Lapizco-Encinas, B. H. and Rito-Palomares, M., "Dielectrophoresis for the Manipulation of Nanobioparticles," *Electrophoresis*, **28**, 4521(2007).
13. Green, N. G., Ramos, A. and Morgan, H., "AC Electrokinetics: A Survey of Sub-micrometre Particle Dynamics," *Journal of Physics D: Applied Physics*, **33**, 632(2000).
14. Markx, G. H., Huang, Y., Zhou, X.-F. and Pethig, R., "Dielectrophoretic Characterization and Separation of Micro-organisms," *Microbiology*, **140**, 585(1994).
15. Hughes, M. P. and Morgan, H., "Dielectrophoretic Trapping of Single Sub-micrometre Scale Bioparticles," *Journal of Physics D: Applied Physics*, **31**, 2205(1998).
16. Bahrieh, G., Erdem, M., Özgür, E., Gündüz, U. and Külah, H., "Assessment of Effects of Multi Drug Resistance on Dielectric Properties of K562 Leukemic Cells Using Electrorotation," *RSC Advances*, **4**, 44879(2014).
17. Miled, M. A., El-Achkar, C. M. and Sawan, M., "Low-voltage Dielectrophoretic Platform for Lab-on-chip Biosensing Applications," *Proceedings of the 8<sup>th</sup> IEEE International NEWCAS Conference*, June, Montreal (2010).
18. Adams, T., Yang, C., Gress, J., Wimmer, N. and Minerick, A. R., "A Tunable Microfluidic Device for Drug Delivery," *Advances in Microfluidics*; InTech (2012).
19. Crews, N., Darabi, J., Voglewede, P., Guo, F. and Bayoumi, A., "An Analysis of Interdigitated Electrode Geometry for Dielectrophoretic Particle Transport in Micro-fluidics," *Sensors and Actuators B: Chemical*, **125**, 672(2007).
20. Yang, L., Banada, P. P., Chatni, M. R., Lim, K. S., Bhunia, A. K., Ladisch, M. and Bashir, R., "A Multifunctional Micro-fluidic System for Dielectrophoretic Concentration Coupled with Immunocapture of Low Numbers of *Listeria Monocytogenes*," *Lab on a Chip*, **6**, 896(2006).
21. Auerswald, J. and Knapp, H. F., "Quantitative Assessment of Dielectrophoresis as a Micro Fluidic Retention and Separation Technique for Beads and Human Blood Erythrocytes," *Microelectronic Engineering*, **67**, 879(2003).
22. Li, H., Zheng, Y., Akin, D. and Bashir, R., "Characterization and Modeling of a Microfluidic Dielectrophoresis Filter for Biological Species," *Journal of Microelectromechanical Systems*, **14**, 103(2005).
23. Sadeghian, H., Hojjat, Y. and Soleimani, M., "Interdigitated Electrode Design and Optimization for Dielectrophoresis Cell Separation Actuators," *Journal of Electrostatics*, **86**, 41(2017).
24. Javanmard, M., Emaminejad, S., Dutton, R. W. and Davis, R. W., "Use of Negative Dielectrophoresis for Selective Elution of Protein-bound Particles," *Analytical chemistry*, **84**, 1432(2012).
25. Yunus, N. A. M., Nili, H. and Green, N. G., "Continuous Separation of Colloidal Particles Using Dielectrophoresis," *Electrophoresis*, **34**, 969(2013).
26. Doh, I. and Cho, Y.-H., "A Continuous Cell Separation Chip Using Hydrodynamic Dielectrophoresis (DEP) Process," *Sensors and Actuators A: Physical*, **121**, 59(2005).
27. Bakewell, D. J. and Morgan, H., "Dielectrophoresis of DNA: Time-and Frequency-dependent Collections on Microelectrodes," *IEEE Transactions on Nanobioscience*, **5**, 1(2006).

28. Alazzam, A., Stiharu, I., Bhat, R. and Meguerditchian, A. N., "Interdigitated Comb-like Electrodes for Continuous Separation of Malignant Cells from Blood Using Dielectrophoresis," *Electrophoresis*, **32**, 1327(2011).
29. Choi, S. and Park, J.-K., "Microfluidic System for Dielectrophoretic Separation Based on a Trapezoidal Electrode Array," *Lab on a Chip*, **5**, 1161(2005).
30. Zahn, J. D., *Methods in Bioengineering: Biomicrofabrication and Biomicrofluidics*; 1<sup>st</sup> ed., Artech House, (2009).
31. Fernández Morales, F. H., Duarte, J. E. and Samitier Martí, J., "Non-uniform Electric Field-induced Yeast Cell Electrokinetic Behavior," *Ingeniería e Investigación*, **28**, 116(2008).
32. Green, N. G. and Morgan, H., "Dielectrophoretic Separation of Nano-particles," *Journal of Physics D: Applied Physics*, **30**, L41 (1997).
33. Fernández-Morales, F. H., Duarte, J. E. and Samitier-Martí, J., "Bacterial Handling Under the Influence of Non-uniform Electric Fields: Dielectrophoretic and Electrohydrodynamic Effects," *Anais da Academia Brasileira de Ciências*, **80**, 627(2008).
34. Pethig, R., Huang, Y., Wang, X.-B. and Burt, J. P. H., "Positive and Negative Dielectrophoretic Collection of Colloidal Particles Using Interdigitated Castellated Microelectrodes," *Journal of Physics D: Applied Physics*, **25**, 881(1992).
35. Yasukawa, T., Yamada, J., Shiku, H., Mizutani, F. and Matsue, T., "Positioning of Cells Flowing in a Fluidic Channel by Negative Dielectrophoresis," *Sensors and Actuators B: Chemical*, **186**, 9(2013).
36. Zhu, H., Lin, X., Su, Y., Dong, H. and Wu, J., "Screen-printed Microfluidic Dielectrophoresis Chip for Cell Separation," *Bio-sensors and Bioelectronics*, **63**, 371(2015).
37. Ramón-Azcón, J., Yasukawa, T. and Mizutani, F., "Immunodevice for Simultaneous Detection of Two Relevant Tumor Markers Based on Separation of Different Microparticles by Dielectrophoresis," *Biosensors and Bioelectronics*, **28**, 443(2011).
38. Yafouz, B., Kadri, N. A. and Ibrahim, F., "Dielectrophoretic Manipulation and Separation of Microparticles Using Microarray Dot Electrodes," *Sensors*, **14**, 6356(2014).
39. Vahey, M. D. and Voldman, J., "An Equilibrium Method for Continuous-flow Cell Sorting Using Dielectrophoresis," *Analytical Chemistry*, **80**, 3135(2008).
40. Yan, S., Zhang, J., Pan, C., Yuan, D., Alici, G., Du, H., Zhu, Y. and Li, W., "An Integrated Dielectrophoresis-active Hydrophoretic Microchip for Continuous Particle Filtration and Separation," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, **25**, 084010 (2015).
41. Zhang, J., Yuan, D., Zhao, Q., Yan, S., Tang, S.-Y., Tan, S. H., Guo, J., Xia, H., Nguyen, N.-T. and Li, W., "Tunable Particle Separation in a Hybrid Dielectrophoresis (DEP)-inertial Microfluidic Device," *Sensors and Actuators B: Chemical*, **267**, 14(2018).
42. Li, H. and Bashir, R., "Dielectrophoretic Separation and Manipulation of Live and Heat-treated Cells of *Listeria* on Microfabricated Devices with Interdigitated Electrodes," *Sensors and Actuators B: Chemical*, **86**, 215(2002).
43. Yildizhan, Y., Erdem, N., Islam, M., Martinez-Duarte, R. and Elitas, M., "Dielectrophoretic Separation of Live and Dead Monocytes Using 3D Carbon-Electrodes," *Sensors*, **17**, 2691(2017).
44. Morgan, H., Hughes, M. P. and Green, N. G., "Separation of Submicron Bioparticles by Dielectrophoresis," *Biophysical Journal*, **77**, 516(1999).
45. Song, H., Rosano, J. M., Wang, Y., Garson, C. J., Prabhakarpan-dian, B., Pant, K., Klarmann, G. J., Perantoni, A., Alvarez, L. M. and Lai, E., "Continuous-flow Sorting of Stem Cells and Differentiation Products Based on Dielectrophoresis," *Lab on a Chip*, **15**, 1320(2015).
46. Piacentini, N., Mernier, G., Tornay, R. and Renaud, P., "Separation of Platelets from Other Blood Cells in Continuous-flow by Dielectrophoresis Field-flow-fractionation," *Biomicrofluidics*, **5**, 034122 (2011).
47. Imasato, H., Yamakawa, T. and Eguchi, M., "Separation of Leukemia Cells from Blood by Employing Dielectrophoresis," *Intelligent Automation & Soft Computing*, **18**, 139(2012).
48. Eguchi, M., Imasato, H. and Yamakawa, T., "Separation of Blood Cells by Employing Dielectrophoresis and Traveling-wave Electric Field," World Automation Congress, June, Mexico (2012).
49. Moon, H.-S., Kwon, K., Kim, S.-I., Han, H., Sohn, J., Lee, S. and Jung, H.-I., "Continuous Separation of Breast Cancer Cells From Blood Samples Using Multi-orifice Flow Fractionation (MOFF) and Dielectrophoresis (DEP)," *Lab on a Chip*, **11**, 1118 (2011).
50. Faraghat, S. A., Hoettges, K. F., Steinbach, M. K., van der Veen, D. R., Brackenbury, W. J., Henslee, E. A., Labeed, F. H. and Hughes, M. P., "High-throughput, Low-loss, Low-cost, and Label-free Cell Separation Using Electrophysiology-activated Cell Enrichment," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 201700773(2017).
51. Mattsson, M., Gromov, A., Dittmer, S., Eriksson, E., Nerushev, O. A. and Campbell, E. E. B., "Dielectrophoresis-induced Separation of Metallic and Semiconducting Single-wall Carbon Nanotubes in a Continuous Flow Microfluidic System," *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, **7**, 3431(2007).
52. Chen, Z., Wu, Z., Tong, L., Pan, H. and Liu, Z., "Simultaneous Dielectrophoretic Separation and Assembly of Single-walled Carbon Nanotubes on Multigap Nanoelectrodes and Their Thermal Sensing Properties," *Analytical chemistry*, **78**, 8069(2006).
53. Krupke, R., Linden, S., Rapp, M. and Hennrich, F., "Thin Films of Metallic Carbon Nanotubes Prepared by Dielectrophoresis," *Advanced Materials*, **18**, 1468(2006).
54. Krupke, R., Hennrich, F., Löhneysen, H. V. and Kappes, M. M., "Separation of Metallic from Semiconducting Single-walled Carbon Nanotubes," *Science*, **301**, 344(2003).
55. Dimaki, M. and Bøggild, P., "Dielectrophoresis of Carbon Nanotubes Using Microelectrodes: A Numerical Study," *Nanotechnology*, **15**, 1095(2004).
56. Mendes, M. J., Schmidt, H. K. and Pasquali, M., "Brownian Dynamics Simulations of Single-wall Carbon Nanotube Separation by Type Using Dielectrophoresis," *The Journal of Physical Chemistry B*, **112**, 7467(2008).
57. Wu, J., Jiao, L., Antaris, A., Choi, C. L., Xie, L., Wu, Y., Diao, S., Chen, C., Chen, Y. and Dai, H., "Self-Assembly of Semiconducting Single-Walled Carbon Nanotubes into Dense, Aligned Rafts," *Small*, **9**, 4142(2013).
58. Ye, M., Gao, J., Xiao, Y., Xu, T., Zhao, Y. and Qu, L., "Metal/graphene Oxide Batteries," *Carbon*, **125**, 299(2017).
59. Kim, S., Kim, S.-K., Sun, P., Oh, N. and Braun, P. V., "Reduced Graphene Oxide/LiI Composite Lithium Ion Battery Cathodes,"

- Nano letters*, **17**, 6893(2017).
60. Kolmakov, A., Dikin, D. A., Cote, L. J., Huang, J., Abyaneh, M. K., Amati, M., Gregoratti, L., Günther, S. and Kiskinova, M., "Graphene Oxide Windows for in situ Environmental Cell Photoelectron Spectroscopy," *Nature nanotechnology*, **6**, 651(2011).
  61. Schirmer, K. S. U., Esrafilzadeh, D., Thompson, B. C., Quigley, A. F., Kapsa, R. M. I. and Wallace, G. G., "Conductive Composite Fibres from Reduced Graphene Oxide and Polypyrrole Nanoparticles," *Journal of Materials Chemistry B*, **4**, 1142(2016).
  62. Feng, L., Chang, Y., Zhong, J. and Jia, D.-C., "Dry Spin Graphene Oxide Fibers: Mechanical/Electrical Properties and Microstructure Evolution," *Scientific reports*, **8**, 10803(2018).
  63. Lee, Y., Park, Y.-J., Kim, C., So, J.-H., Yeom, B. and Koo, H.-J., "A Conducting Composite Microfiber Containing Graphene/Silver Nanowires in an Agarose Matrix with Fast Humidity Sensing Ability," *Polymer* (2019).
  64. Hong, S. H., Shen, T. Z., Lee, B. and Song, J. K., "Dielectrophoretic Condensation and Tailored Phase Separation in Graphene Oxide Liquid Crystals," *Particle & Particle Systems Characterization*, **34**, 1600344(2017).
  65. Wijnhoven, J. E. G. J., van't Zand, D. D., van der Beek, D. and Lekkerkerker, H. N. W., "Sedimentation and Phase Transitions of Colloidal Gibbsite Platelets," *Langmuir*, **21**, 10422(2005).
  66. Kim, J. E., Han, T. H., Lee, S. H., Kim, J. Y., Ahn, C. W., Yun, J. M. and Kim, S. O., "Graphene Oxide Liquid Crystals," *Angewandte Chemie*, **123**, 3099(2011).
  67. Flickinger, M. C., *Encyclopedia of Industrial Biotechnology: Bioprocess, Bioseparation, and Cell Technology, 7 Volume Set*; John Wiley & Sons, ISBN, 2010.
  68. Harwood, R., "Cell Separation by Gradient Centrifugation," *Int. Rev. Cytol*, **38**, 369(1974).
  69. Yang, L., "A Review of Multifunctions of Dielectrophoresis in Biosensors and Biochips for Bacteria Detection," *Analytical Letters*, **45**, 187(2012).
  70. Tomkins, M. R., Chow, J., Lai, Y. and Docoslis, A., "A Coupled Cantilever-microelectrode Biosensor for Enhanced Pathogen Detection," *Sensors and Actuators B: Chemical*, **176**, 248(2013).
  71. Enjoji, T., Uchida, S. and Tochikubo, F., "Fundamental Studies of Dielectric Characteristics of Heat-injured s. Cerevisiae Using Dielectrophoretic Impedance Measurement Method," *Intelligent Automation & Soft Computing*, **18**, 153(2012).
  72. Wang, C., Madiyar, F., Yu, C. and Li, J., "Detection of Extremely Low Concentration Waterborne Pathogen Using a Multiplexing Self-referencing SERS Microfluidic Biosensor," *Journal of Biological Engineering*, **11**, 9(2017).
  73. Tran, T. T. H., Nguyen, N. V., Nguyen, N. C., Bui, T. T. and Duc, T. C., "Biological Microparticles Detection Based on Differential Capacitive Sensing and Dielectrophoresis Manipulation," *International Conference on Advanced Technologies for Communications (ATC)*, December Hanoi (2016).
  74. He, X., Hu, C., Guo, Q., Wang, K., Li, Y. and Shangguan, J., "Rapid and Ultrasensitive Salmonella Typhimurium Quantification Using Positive Dielectrophoresis Driven On-line Enrichment and Fluorescent Nanoparticles-label," *Biosensors and Bioelectronics*, **42**, 460(2013).
  75. Xing, X. and Yobas, L., "Dielectrophoretic (DEP) Separation of Live/dead Cells on a Glass Slide Functionalized with Interdigitated 3D Silicon Ring Microelectrodes," *IEEE 27<sup>th</sup> International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, Jan, San Francisco (2014).
  76. Patel, S., Showers, D., Vedantam, P., Tzeng, T.-R., Qian, S. and Xuan, X., "Microfluidic Separation of Live and Dead Yeast Cells Using Reservoir-based Dielectrophoresis," *Biomicrofluidics*, **6**, 034102(2012).
  77. Lapizco-Encinas, B. H., Simmons, B. A., Cummings, E. B. and Fintschenko, Y., "Dielectrophoretic Concentration and Separation of Live and Dead Bacteria in an Array of Insulators," *Analytical Chemistry*, **76**, 1571(2004).
  78. Lewpiriyawong, N., Kandaswamy, K., Yang, C., Ivanov, V. and Stocker, R., "Microfluidic Characterization and Continuous Separation of Cells and Particles Using Conducting Poly(dimethyl siloxane) Electrode Induced Alternating Current-dielectrophoresis," *Analytical chemistry*, **83**, 9579(2011).
  79. Huang, S.-B., Liu, S.-L., Li, J.-T. and Wu, M.-H., "Label-free Live and Dead Cell Separation Method Using a High-Efficiency Optically-Induced Dielectrophoretic (ODEP) Force-based Microfluidic Platform," *International Journal of Automation and Smart Technology*, **4**, 83(2014).
  80. Takahashi, Y., Takeuchi, S. and Miyata, S., "High Throughput Cell Sorting Device Using Dielectrophoresis and Fluid-induced Shear Force," *35<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering In Medicine and Biology Society (EMBC)*, July, Osaka (2013).
  81. Uchida, S., Nakao, R., Asai, C., Jin, T., Shiine, Y. and Nishikawa, H., "Optical Counting of Trapped Bacteria in Dielectrophoretic Microdevice with Pillar Array," *Intelligent Automation & Soft Computing*, **18**, 165(2012).
  82. Lerche, D. and Bilsing, R., "Separation of Red Blood Cells at High Volume Concentration Under Low Centrifugal Accelerations," *Biorheology*, **25**, 245(1988).
  83. Hester, J. P., Kellogg, R. M., Mulzet, A. P., Kruger, V. R., McCredie, K. B. and Freireich, E. J., "Principles of Blood Separation and Component Extraction in a Disposable Continuous-flow Single-stage Channel," *Blood*, **54**, 254(1979).
  84. Homsy, A., van der Wal, P. D., Doll, W., Schaller, R., Korsatko, S., Ratzer, M., Ellmerer, M., Pieber, T. R., Nicol, A. and De Rooij, N. F., "Development and Validation of a Low Cost Blood Filtration Element Separating Plasma From Undiluted Whole Blood," *Biomicrofluidics*, **6**, 012804(2012).
  85. Wang, S., Sarenac, D., Chen, M. H., Huang, S.-H., Giguel, F. F., Kuritzkes, D. R. and Demirci, U., "Simple Filter Microchip for Rapid Separation of Plasma and Viruses From Whole Blood," *International Journal of Nanomedicine*, **7**, 5019(2012).
  86. Kuan, D.-H., Wu, C.-C., Su, W.-Y. and Huang, N.-T., "A Microfluidic Device for Simultaneous Extraction of Plasma, Red Blood Cells, and On-Chip White Blood Cell Trapping," *Scientific Reports*, **8**, 15345(2018).
  87. Hughes, M. P., "Fifty Years of Dielectrophoretic Cell Separation Technology," *Biomicrofluidics*, **10**, 032801(2016).
  88. Pommer, M. S., Zhang, Y., Keerthi, N., Chen, D., Thomson, J. A., Meinhardt, C. D. and Soh, H. T., "Dielectrophoretic Separation of Platelets from Diluted Whole Blood in Microfluidic Channels," *Electrophoresis*, **29**, 1213(2008).
  89. Siebman, C., Velez, O. D. and Slaveykova, V. I., "Alternating Cur-



- rent-dielectrophoresis Collection and Chaining of Phytoplankton on Chip: Comparison of Individual Species and Artificial Communities,” *Biosensors*, **7**, 4(2017).
90. Yin, M.-J., Huang, B.-B., Zhang, A. P., Tam, H.-Y. and Ye, X.-S., “Integrated Microfluidic Biochip with Nanocoating Self-assembled Fiber-optic Sensor,” *IEEE 15<sup>th</sup> International Conference on Nanotechnology (IEEE-NANO)*, July, Rome (2015).
  91. Mao, Q., Fell, C. J. and Scully, A. D., “Self-assembled Nano-phase Particles for Enhanced Oxygen Barrier Coatings on Polymeric Materials,” *Progress in Organic Coatings*, **76**, 51(2013).
  92. Fukushima, T., Ohara, Y., Murugesan, M., Bea, J. C., Lee, K. W., Tanaka, T. and Koyanagi, M., “Self-assembly Technologies with High-precision Chip Alignment and Fine-pitch Microbump Bonding for Advanced die-to-wafer 3D Integration,” *IEEE 61<sup>th</sup> Electronic Components and Technology Conference (ECTC)*, June, Lake Buena Vista (2011).
  93. Bhatt, K. H. and Velev, O. D., “Control and Modeling of the Dielectrophoretic Assembly of On-chip Nanoparticle Wires,” *Langmuir*, **20**, 467(2004).
  94. Hermanson, K. D., Lumsdon, S. O., Williams, J. P., Kaler, E. W. and Velev, O. D., “Dielectrophoretic Assembly of Electrically Functional Microwires From Nanoparticle Suspensions,” *Science*, **294**, 1082 (2001).
  95. Pescaglini, A., Emanuele, U., O’Riordan, A. and Iacopino, D., “Dielectrophoretic Self-Assembly of Au Nanorods for Sensing Applications,” *Journal of Physics: Conference Series*, **307**, 012051 (2011).
  96. Sarker, B. K., Shekhar, S. and Khondaker, S. I., “Semiconducting Enriched Carbon Nanotube Aligned Arrays of Tunable Density and Their Electrical Transport Properties,” *ACS nano*, **5**, 6297(2011).
  97. An, L. and Friedrich, C., “Dielectrophoretic Assembly of Carbon Nanotubes and Stability Analysis,” *Progress in Natural Science: Materials International*, **23**, 367(2013).
  98. Wu, P.-F. and Lee, G.-B., “Assembly of Carbon Nanotubes Between Electrodes by Utilizing Optically Induced Dielectrophoresis and Dielectrophoresis,” *Advances in Optoelectronics* (2011).
  99. Seichepine, F., Salomon, S., Collet, M., Guillon, S., Nicu, L., Larrieu, G., Flahaut, E. and Vieu, C., “A Combination of Capillary and Dielectrophoresis-driven Assembly Methods for Wafer Scale Integration of Carbon-nanotube-based Nanocarpet,” *Nanotechnology*, **23**, 095303(2012).
  100. Suehiro, J., Zhou, G. and Hara, M., “Detection of Partial Discharge in SF<sub>6</sub> Gas Using a Carbon Nanotube-based Gas Sensor,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, **105**, 164(2005).
  101. Suehiro, J., Zhou, G., Imakiire, H., Ding, W. and Hara, M., “Controlled Fabrication of Carbon Nanotube NO<sub>2</sub> Gas Sensor Using Dielectrophoretic Impedance Measurement,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, **108**, 398(2005).
  102. Suehiro, J., Sano, N., Zhou, G., Imakiire, H., Imasaka, K. and Hara, M., “Application of Dielectrophoresis to Fabrication of Carbon Nanohorn Gas Sensor,” *Journal of Electrostatics*, **64**, 408(2006).
  103. Hashim, U., Low, F. W. and Liu, W.-W., “Precise Alignment of Individual Single-walled Carbon Nanotube Using Dielectrophoresis Method for Development and Fabrication of pH Sensor,” *Journal of Nanomaterials*, **2013**, 139(2013).
  104. Wang, J., Singh, B., Park, J.-H., Rath, S., Lee, I.-y., Maeng, S., Joh, H.-I., Lee, C.-H. and Kim, G.-H., “Dielectrophoresis of Graphene Oxide Nanostructures for Hydrogen Gas Sensor at Room Temperature,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, **194**, 296(2014).