



รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการเคลื่อนที่ของอนุภาคระดับไมโครมิเตอร์ภายใต้อิทธิพล
ของกระแสไฟฟ้าและความดันในอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีติก

Numerical Analysis of Microparticle Motion under Combined
Hydrodynamics and Electrokinetics in Insulator-based
Dielectrophoretic Devices

ดร. ณัฐวุฒิ หล้าพิริยะวงศ์

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจาก แหล่งเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ.

2557

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการเคลื่อนที่ของอนุภาคระดับไมโครมิเตอร์ภายใต้อิทธิพล
ของกระแสไฟฟ้าและความดันในอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีติก
Numerical Analysis of Microparticle Motion under Combined
Hydrodynamics and Electrokinetics in Insulator-based
Dielectrophoretic Devices

ดร. ณัฐวุฒิ หลิวพิริยะวงศ์

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจาก แหล่งเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2557
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการเคลื่อนที่ของอนุภาคระดับไมโครมิเตอร์ ภายใต้อิทธิพล
ของกระแสไฟฟ้าและความดันในอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโพรติก

แหล่งเงิน เงินรายได้ คณะวิศวกรรมศาสตร์

ประจำปีงบประมาณ 2557 จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 60,000 บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 1 ต.ค. 56 ถึง 30 ก.ย. 57

ชื่อ-สกุล หัวหน้าโครงการ ดร. ณัฐวุฒิ หลิวพิริยะวงศ์ สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการใช้งานแบบใหม่ของอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโพรติกที่มีรูปเป็นตัวเห็บและมีบล็อกครูปสี่เหลี่ยม (Block) เพื่อใช้ในการแยกอนุภาคขนาดไมโครในน้ำที่มีการเคลื่อนที่ขับเคลื่อนด้วยความดัน บล็อกหลายอันถูกสร้างในช่องทางหลักของอุปกรณ์เพื่อเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าแบบไม่คงที่ ซึ่งสามารถสร้างแรงไดอิเล็กโตรโพรติกแบบบวกหรือแบบลบบนอนุภาค ขึ้นอยู่กับขนาดและความสามารถความเป็นขั้วของอนุภาคเมื่อเทียบกับของเหลวที่อนุภาคอยู่ ผลที่ได้รับจากแรงคนละประเภททำให้อนุภาคที่มีขนาดและความสามารถความเป็นขั้วที่ต่างกันแยกจากกันได้ เมื่อผ่านบริเวณที่มีบล็อกอยู่ไปตามทางออกของอุปกรณ์ที่ออกแบบไว้ การวิเคราะห์เชิงตัวเลขได้ถูกนำมาใช้ในการหาหลักการในการออกแบบโครงสร้างของบล็อกเพื่อให้ได้แรงที่มากที่สุด โดยพิจารณาระยะห่างระหว่างบล็อก และความกว้างของบล็อก ผลที่ได้คือระยะห่างระหว่างบล็อกควรจะมีขนาดเท่ากับขนาดของช่องทางหลัก การออกแบบความระยะห่างระหว่างบล็อกผิดมีผลทำให้การแยกสารไม่มีประสิทธิภาพเนื่องจากเกิดแรงไดอิเล็กโตรโพรติกในทิศตรงกันข้ามกับที่ต้องการ

คำสำคัญ : การแยกอนุภาคที่มีขนาดไม่เท่ากันหลายขนาดอย่างต่อเนื่อง ไดอิเล็กโตรโพรติกแบบใช้ฉนวน อุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโพรติกมีรูปเป็นตัวเห็บ

Research Title: Numerical Analysis of Microparticle Motion under Combined Hydrodynamics and Electrokinetics in Insulator-based Dielectrophoretic Devices

Researcher: Dr. Nuttawut Lewpiriyawong

Faculty: Engineering

Department: Mechanical Engineering

ABSTRACT

The article presents a new application of the modified H-filter with insulating rectangular blocks using dielectrophoresis (DEP) for separation of multiple particles by size and type in a continuous pressure-driven flow. The multiple insulating blocks fabricated along the main channel induce spatially non-uniform electric fields which exert differential attractive or repulsive DEP forces on particles, depending on the size and the polarizability of particles relative to their suspending medium. As a result, particles of different sizes and types can be separated into different outlets of the H-filter. Numerical simulations are also performed to analyze the effects of block gap and width on electric field distribution and DEP force characteristics near the insulating blocks so as to provide design guidelines for optimal structural dimensions of the microfluidic device.

Keywords : Continuous separation of multiple particles, Insulator-based Dielectrophoresis, Modified H-filter

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จากแหล่งทุน เงินรายได้ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2556

ดร. ณัฐฉิ หลิวพิริยวงค์
สาขาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญภาพ.....	VI
รายการคำย่อและสัญลักษณ์.....	VII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	1
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 วิธีดำเนินการวิจัย.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 ทฤษฎีไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Dielectrophoresis theory).....	3
2.2 ทฤษฎีการไหลของของเหลว (Fluid dynamics).....	4
2.3 ทฤษฎีการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า (Electric field distribution).....	4
2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัยและผลการวิจัย.....	6
3.1 โครงสร้างและขนาดของอุปกรณ์ Modified H-filter สำหรับแยกอนุภาคหลายขนาด.....	6
3.2 กำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions).....	7
3.3 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และ fluid streamlines บริเวณบล็อค.....	7
3.4 ผลกระทบของระยะห่างระหว่างบล็อคต่อขนาดแรง DEP.....	7
3.5 ผลกระทบของความกว้างบล็อคต่อขนาดแรง DEP.....	9
บทที่ 4 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	10
4.1 สรุปผลการวิจัย.....	10
4.2 ข้อเสนอแนะ.....	10
บทที่ 5 สรุปผลผลิตงานวิจัย.....	11
5.1 รายชื่อบทความที่ได้ตีพิมพ์.....	
บรรณานุกรม.....	12
ภาคผนวก.....	15
ภาคผนวก ก ตารางแสดงความก้าวหน้าของโครงการ ณ ช่วงรายงานเมื่อเทียบกับแผนการดำเนินงานทั้งโครงการ.....	15

สารบัญ (ต่อ)

ภาคผนวก ข สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินงานโครงการวิจัย.....	16
ภาคผนวก ค วารสารที่ได้ตีพิมพ์.....	17
ประวัตินักวิจัย.....	25

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2.1 การแยกอนุภาคสองขนาด ก) 5 μm และ 15 μm ด้วยสนามไฟฟ้ากระแสตรงใน Modified H-filter [26] และ ข) 2 μm และ 3 μm ด้วยสนามไฟฟ้ากระแสผสมระหว่าง DC และ AC [25].....	2
3.1 ก) โครงสร้างและขนาดของอุปกรณ์ Modified H-filter ที่ใช้ในการแยกอนุภาคหลายขนาด ข) แผนภาพแรง nDEP และ ค) แผนภาพแรง pDEP.....	3
3.2 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และ fluid streamlines บริเวณบล็อก ก) ระยะห่างระหว่างบล็อก คือ 25 μm ข) ระยะห่างระหว่างบล็อก คือ 100 μm และ ค) ขนาดแรง dielectrophoresis เมื่อมีการเปลี่ยนค่าระยะห่างระหว่างบล็อก.....	4
3.3 ขนาดแรง DEP เมื่อมีการเปลี่ยนค่าความกว้างของบล็อก.....	5

รายการคำย่อและสัญลักษณ์

CM	Clausius-Mossoti
f_{CM}	แฟกเตอร์ Clausius-Mossoti
iDEP	ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสแบบใช้ฉนวน (Insulator-based dielectrophoresis)
nDEP	ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสแบบลบ (Negative dielectrophoresis)
pDEP	ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสแบบบวก (Positive dielectrophoresis)
$\langle \rangle$	ค่าเฉลี่ยทางเวลา (Time average)
ϵ_m	ความขابซึมได้ของสนามไฟฟ้าของของเหลว (Permittivity of medium, F/m)
$\text{Re} [\]$	ค่าจำนวนจริงของจำนวนเชิงซ้อน (Real part)
$\underline{\epsilon}_p$	จำนวนเชิงซ้อนของความขابซึมได้ของสนามไฟฟ้าของอนุภาค (Complex permittivity of particle, F/m)
$\underline{\epsilon}_m$	จำนวนเชิงซ้อนของความขابซึมได้ของสนามไฟฟ้าของของเหลว (Complex permittivity of medium, F/m)
i	จำนวนเชิงซ้อนหนึ่งหน่วย $i = \sqrt{-1}$ (Imaginary unit)
ω	ความถี่เชิงมุมของสนามไฟฟ้า $\omega = 2\pi f$ (Radian frequency of electric field, radian/s)
σ_p	ความสามารถในการนำไฟฟ้าของอนุภาค (Electrical conductivity of particle, S/m)
$\sigma_{p,bulk}$	ความสามารถในการนำไฟฟ้าภายในตัวของอนุภาค (Electrical bulk conductivity of particle, S/m)
K_s	ความสามารถในการนำไฟฟ้าที่ผิวของอนุภาค (Surface conductance, S)
a	รัศมีของอนุภาค (m)
p	ความดันเฉพาะแห่งในช่องแคบระดับไมโคร (local pressure, N/m ²)
η	ความหนืดของของเหลว (absolute fluid viscosity, N·s/m ²)
\vec{u}	เวกเตอร์ความเร็วของของเหลว (fluid velocity, m/s)

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ความสามารถในการแยกเซลล์ที่ต้องการที่มีขนาดและประเภทจากสารตัวอย่างทางชีววิทยา (biosamples) เป็นเรื่องที่สำคัญทางด้านการแพทย์และเคมี ไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (dielectrophoresis, DEP) เป็นเทคนิคด้านการแยกอนุภาคและเซลล์ที่มีประสิทธิภาพสูงและได้ถูกใช้งานร่วมกับอุปกรณ์ไมโครฟลูอิดิก (microfluidics) อย่างกว้างขวาง กลไกของการแยกอนุภาคโดย DEP อาศัยความแตกต่างของการเกิดขั้วของอนุภาคและของเหลวที่อนุภาคอาศัยอยู่ เมื่ออยู่ภายใต้สนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอ อนุภาคต่างประเภทสามารถรับแรง DEP ที่เป็นบวก (positive DEP, pDEP) หรือ ที่เป็นลบ (negative DEP, nDEP) และสามารถเคลื่อนที่ไปคนละทิศทาง

วิธีการสร้างสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอในอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสมี 2 แบบ แบบแรกสร้างโดย การจ่ายไฟฟ้ากระแสสลับที่อิเล็กโทรดแบบที่เป็นโลหะ (metallic electrode) และแบบที่สอง คือการจ่ายไฟกระแสตรงที่บ่อเก็บอนุภาคที่เชื่อมต่อกับช่องแคบระดับไมโคร ซึ่งจะมีโครงสร้างที่เป็นฉนวนที่มีไม่รูปร่างสม่ำเสมอ (insulator-based dielectrophoresis, iDEP) สำหรับแบบแรก อิเล็กโทรดมีได้หลายแบบ เช่น แบบแผ่นทำด้วยโลหะหรือว่าสารเคลือบบาง ITO [1-5], อิเล็กโทรดสามมิติทำด้วยทองคำ [6], ทองแดง [7, 8], ซิลิคอน [9-12], SU-8 [13, 14], แบบเป็นของเหลว [15] และเร็ว ๆ นี้คือ แบบฉนวนนำไฟฟ้า conductive PDMS [16-18] และ โลหะผสมในรูปอนุภาคไมโคร [19, 20] ในแบบที่สอง เรียกว่า อุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสแบบฉนวน ในอุปกรณ์ชนิดนี้ โครงสร้างฉนวนสร้างสนามไฟฟ้ากระแสตรงที่ไม่สม่ำเสมอในช่องแคบไมโครเพื่อสร้างแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส

เมื่อเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสแบบใช้อิเล็กโทรด ข้อดีของอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสแบบฉนวน คือ สร้างง่ายกว่า ปัญหาด้านฟาวลิง (fouling) น้อยกว่า ความแข็งแรงทางกล ไม่ทำปฏิกิริยาทางเคมี และสามารถเข้ากับสารทางชีววิทยา (biocompatibility) และเทคนิคนี้ได้นำไปใช้แยกเซลล์หลายประเภท เช่น แยกเซลล์เป็นและตายของ *Bacillus subtilis* [19], เซลล์ *Escherichia coli* แยกจาก *B. subtilis* ในน้ำ [20], เซลล์ *B. subtilis* แยกจากอนุภาคขนาด 200 nm [21] อย่างไรก็ตาม จากการทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง พบว่าเทคโนโลยีพบว่าความรู้ด้าน iDEP ต้องการการพัฒนา เช่นการศึกษาการแยกอนุภาคด้วยสนามไฟฟ้ากระแสสลับ (AC electric field) และ หลักการออกแบบขนาดบล็อคในอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสให้เหมาะสมเพื่อจะได้รับแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสได้ดีที่สุด

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

ศึกษาการออกแบบขนาดบล็อคในอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสให้เหมาะสมเพื่อจะได้รับแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสโดยกระแสไฟฟ้าสลับได้สูงที่สุด

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของกระจายตัวของสนามไฟฟ้า การไหลของของเหลว และแรงไดอิเล็กโตรโฟรีติกที่ถูกสร้างบริเวณบล็อก โดยใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics

1.4 วิธีดำเนินการวิจัย

1. สร้างแบบจำลอง/โครงสร้างอุปกรณ์ที่จะศึกษาในโปรแกรม COMSOL Multiphysics
2. ศึกษาการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า การไหลของของเหลว และแรงไดอิเล็กโตรโฟรีติกที่ถูกสร้างบริเวณบล็อก
3. ศึกษาขนาดแรงไดอิเล็กโตรโฟรีติกเมื่อมีการเปลี่ยน 1) ระยะห่างระหว่างบล็อก และ 2) ความกว้างของบล็อก

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Dielectrophoresis theory)

ไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (คำย่อ DEP) อ้างถึงการเคลื่อนที่ของอนุภาคที่ถูกทำให้เกิดชั่วทางไฟฟ้าในของเหลว ภายใต้อิทธิพลของสนามไฟฟ้า จากวิธีไดโพลโมเมนต์ (dipole moment method) ค่าแรงเฉลี่ยของ DEP บนอนุภาคทรงกลมด้วยรัศมี a คือ [22]

$$\langle \vec{F}_{DEP} \rangle = 2\pi\epsilon_m a^3 \operatorname{Re}[f_{CM}(\omega)] \nabla |\vec{E}_{rms}|^2 \quad (1)$$

เมื่อ $\langle \rangle$ แทนเครื่องหมายค่าเฉลี่ย, ϵ_m คือความขบขี้มได้ของสนามไฟฟ้าของของเหลว

$f_{CM}(\omega) = (\underline{\epsilon}_p - \underline{\epsilon}_m) / (\underline{\epsilon}_p + 2\underline{\epsilon}_m)$ คือ complex Clausius-Mossotti (CM) โดย $\operatorname{Re}[f_{CM}(\omega)]$ คือจำนวนจริงของ CM ซึ่งเริ่ม -0.5 ถึง +1. $\underline{\epsilon}_p$ และ $\underline{\epsilon}_m$ คือ จำนวนเชิงซ้อนของความขบขี้มได้ของสนามไฟฟ้าของอนุภาคและของเหลว ตามลำดับ (โดย $\underline{\epsilon} = \epsilon - i\sigma/\omega$ จำนวนเชิงซ้อนของความขบขี้มโดยมี ϵ และ σ เป็นค่าจำนวนจริงของความขบขี้มและความสามารถในการนำ, $i = \sqrt{-1}$, และ $\omega = 2\pi f$) เมื่ออนุภาคมีสามงเกิดชั่วได้มากกว่าของเหลวที่อยู่รอบๆ ค่า $\operatorname{Re}[f_{CM}(\omega)] > 0$ อนุภาคจะรับแรงที่เป็นบวก (positive DEP, pDEP) ในทางกลับกัน ถ้าอนุภาคมีสามงเกิดชั่วได้น้อยกว่าของเหลวที่อยู่รอบๆ ค่า $\operatorname{Re}[f_{CM}(\omega)] < 0$ อนุภาคจะรับแรงที่เป็นลบ (negative DEP, nDEP) อนุภาคที่ได้รับแรง pDEP จะเคลื่อนที่ไปสู่บริเวณที่มีความแรงของสนามไฟฟ้าสูง และอนุภาคที่ได้รับแรง nDEP จะเคลื่อนที่ไปสู่บริเวณความแรงของสนามไฟฟ้าต่ำ

ค่าของ CM factor สามารถเปลี่ยนโดยเลือกค่าความถี่ของสนามไฟฟ้าให้เหมาะสม เมื่อความถี่สูงมากถูกใช้,

$$\operatorname{Re}[f_{CM}(\omega \rightarrow \infty)] \approx \frac{\epsilon_p - \epsilon_m}{\epsilon_p + 2\epsilon_m} \quad (2a)$$

ในทางกลับกันที่ความถี่สนามไฟฟ้าต่ำ เช่น 0 (DC) ถึง 10 kHz

$$\operatorname{Re}[f_{CM}(\omega \rightarrow 0)] \approx \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m} \quad (2b)$$

สำหรับอนุภาคที่มีขนาดเล็กกว่าไมโครมิเตอร์ ความสามารถในการนำไฟฟ้า σ_p เปลี่ยนไปและเขียนให้อยู่ในรูปของการรวมกันของ ความสามารถในการนำไฟฟ้าภายในตัวของอนุภาค ($\sigma_{p,bulk}$) และ ที่ผิวของอนุภาค ($2Ks/a$) ตามนี้

$$\sigma_p = \sigma_{p.bulk} + \frac{2Ks}{a} \quad (3)$$

เมื่อ Ks คือ ค่าการนำทางไฟฟ้าบนผิวอนุภาคเริ่ม 0.2 ถึง 2.1 nS [23, 24] และ $\sigma_{p.bulk}$ มีค่าเกือบเป็นศูนย์สำหรับอนุภาคประเภทโพลีสไตรีน (polystyrene dielectric particles)

2.2 ทฤษฎีการไหลของของเหลว (Fluid dynamics)

การเคลื่อนที่ของของเหลวในช่องแคบระดับไมโครควบคุมโดยสมการสโตกส์ (Stokes' equation) เมื่อ $Re \ll 1$ โดยแสดงได้ดังนี้

$$-\nabla p + \eta \nabla^2 \vec{u} = 0 \quad (5)$$

โดย p คือ ความดันเฉพาะแห่งในช่องแคบระดับไมโคร, η คือความหนืด และ \vec{u} คือเวกเตอร์ความเร็วของของเหลวสามารถนำไปพล็อตเส้นสายธาร (streamlines) เพื่อวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของอนุภาค

2.3 ทฤษฎีการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า (Electric field distribution)

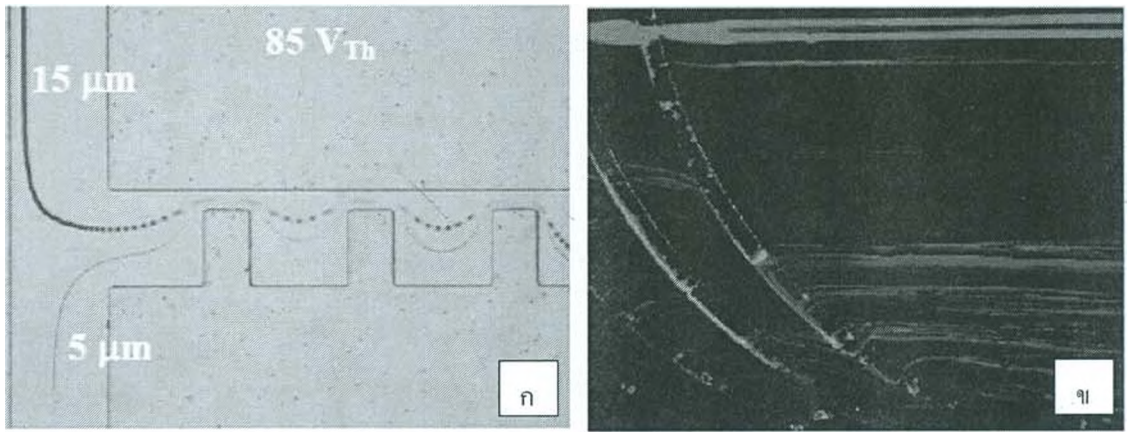
สนามไฟฟ้าที่กระจายตัวในของเหลวที่อยู่ในช่องแคบระดับไมโครมีพฤติกรรมตามสมการลาปลาซ (Laplace's equation) ดังนี้

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (6)$$

โดย ϕ คือความต่างศักย์ทางไฟฟ้า (V) และ เวกเตอร์สนามไฟฟ้าคือ $\vec{E} = -\nabla \phi$ (V/m)

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ด้วยหลักการด้านบนจึงทำให้เกิดเทคนิคหลากหลายในการออกแบบอุปกรณ์ iDEP หนึ่งในงานที่ใหม่คือการนำเอาทั้งสนามไฟฟ้าแบบตรงและสลับมาใช้รวมกันในการเพิ่มจำนวนอนุภาค (particle concentration) โดยส่วนใหญ่ งานที่ได้นำเสนอจนถึงปัจจุบันยังเน้นไปที่การแยกอนุภาคแบบสองขนาดและชนิด [25-28] ดังจะเห็นได้จากภาพที่ 2.1ก เป็นการแยกอนุภาคสองขนาด A) 5 μm และ 15 μm ด้วยสนามไฟฟ้ากระแสตรงใน Modified H-filter [26] และ ภาพที่ 2.1ข) เป็นการแยกอนุภาคสองขนาด 2 μm และ 3 μm ด้วยสนามไฟฟ้ากระแสผสมระหว่าง DC และ AC [25] อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่ามีงานวิจัยบางส่วนใช้อุปกรณ์ DEP แบบใช้โอเลคโตรดนำไปแยกอนุภาคมากกว่า 2 ชนิด [29] การแยกอนุภาคหลายชนิดและขนาดยังไม่ได้มีการศึกษาในอุปกรณ์ iDEP



ภาพที่ 2.1 การแยกอนุภาคสองขนาด ก) 5 μm และ 15 μm ด้วยสนามไฟฟ้ากระแสตรงใน Modified H-filter [26] และ ข) 2 μm และ 3 μm ด้วยสนามไฟฟ้ากระแสสลับระหว่าง DC และ AC [25]

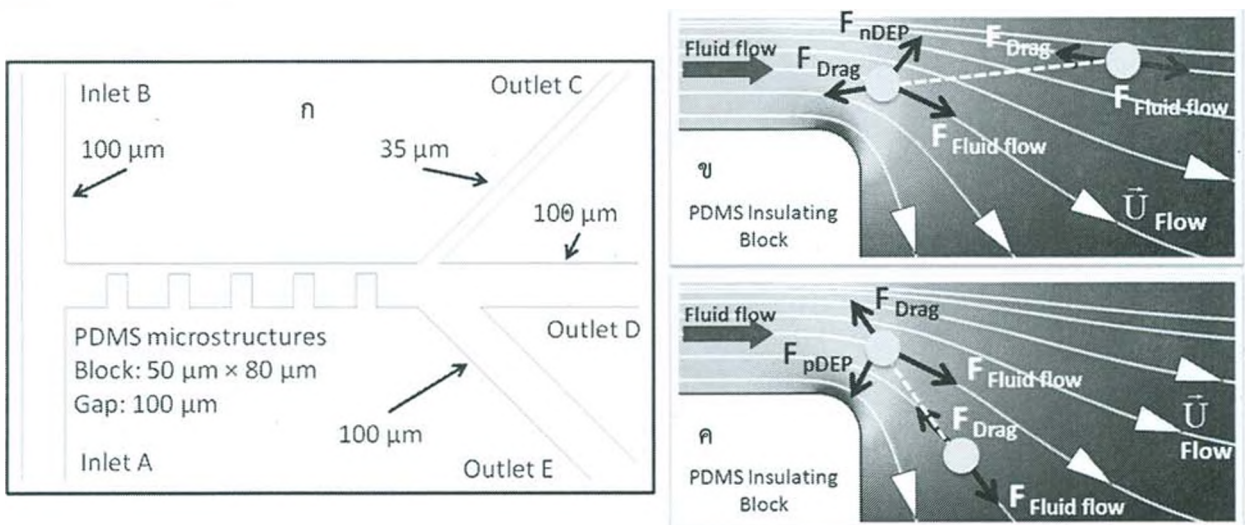
โครงสร้างของอุปกรณ์ที่เป็นที่นิยมใช้สำหรับแยกสารหรืออนุภาคสองชนิดหรือขนาดคือ รูปร่างเอช (H) และได้รู้จักอย่างแพร่หลายว่าตัวกรองรูปเอช (H-filter) [30] แต่อุปกรณ์นี้ทำงานไม่ดีเมื่ออนุภาคใหญ่ในขนาดไมโคร เช่นเม็ดเลือด เนื่องจากค่าการแพร่ของอนุภาคขนาดไมโครต่ำมาก ดังนั้นจึงมีการนำเสนอเอาแรง DC-DEP มาใช้ในการแยกอนุภาค โดยใช้สนามไฟฟ้าแบบตรง (DC electric field) ในอุปกรณ์ที่เรียกว่า Modified H-filter แต่ยังเป็นการแยกอนุภาคสองขนาด เท่านั้น [26] มากกว่านั้นมาตรฐานการออกแบบบล็อก (design guidelines) ยังไม่ถูกศึกษา

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัยและผลการวิจัย

3.1 โครงสร้างและขนาดของอุปกรณ์ Modified H-filter สำหรับแยกอนุภาคหลายขนาด

ภาพที่ 3.1ก แสดงถึงโครงสร้างและขนาดของอุปกรณ์ Modified H-filter ที่ใช้ในการแยกอนุภาคหลายขนาด ในโปรแกรม COMSOL Multiphysics บริเวณ main channel (กว้าง $100\ \mu\text{m}$) จะมีบล็อกอยู่ทั้งหมด 5 อัน โดยให้ขนาดกว้างของ บล็อก คือ $50\ \mu\text{m}$ และความสูงคือ $80\ \mu\text{m}$ และ ระยะห่างระหว่างบล็อก คือ $100\ \mu\text{m}$ อุปกรณ์มีทางเข้าสองทาง และทางออกสามทาง ทางเข้า A ไว้ให้อนุภาคเคลื่อนที่เข้าสู่อุปกรณ์ และทางเข้า B ใช้เป็นทางเข้าของน้ำอีกทางเพื่อบังคับให้อนุภาคจากทางเข้า A ไหลไปทางออก และอยู่ไม่เกินแนวกลาง เมื่อผ่านบริเวณ บล็อก เพื่อรับแรง dielectrophoresis ได้มากที่สุด ในการออกแบบขนาดทางออกไม่เท่ากันเพื่อช่วยให้การแยกอนุภาคที่มีขนาดไม่เท่ากันแยกได้ง่ายขึ้น โดย อนุภาคที่ใหญ่ที่สุดจะเคลื่อนที่ออกทางออก C ขนาดกลางจะเคลื่อนที่ออกทางออก D และขนาดเล็กที่สุดจะเคลื่อนที่ออกทางออก E

ภาพที่ 3.1ข แสดงแผนภาพแรงที่กระทำบนอนุภาคซึ่งได้รับแรงดึง (drag force) และแรง nDEP. ส่งผลให้อนุภาคเคลื่อนที่ไกลออกจากบล็อก. อย่างไรก็ตามเมื่ออนุภาคเคลื่อนที่ตามของไหลและได้รับแรง pDEP อนุภาคจะเคลื่อนที่เข้าใกล้บล็อก



ภาพที่ 3.1 ก) โครงสร้างและขนาดของอุปกรณ์ Modified H-filter ที่ใช้ในการแยกอนุภาคหลายขนาด ข) แผนภาพแรง nDEP และ ค) แผนภาพแรง pDEP

3.2 กำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions)

สำหรับสมการ Stokes' equation เงื่อนไขขอบเขตประกอบไปด้วย 1) ความเร็วเป็นศูนย์ที่ผนังช่องแคบ (Non-slip velocities) 2) ความเร็วเฉลี่ย $100 \mu\text{m/s}$ ที่ทางเข้า A และ B และ 3) ความดันบรรยากาศที่ทางออก C และ D

สำหรับสมการ Laplace's equation เงื่อนไขขอบเขตประกอบไปด้วย 1) สนามไฟฟ้าที่ตั้งฉากกับผนังช่องแคบเป็นศูนย์ และ 2) กำหนดให้มีความต่างศักย์ทางไฟฟ้าแบบสลับ (635 Volt) ที่ทางเข้า A และ B แต่กำหนดให้ทางออก C และ D ไม่มีความต่างศักย์ (0 Volt)

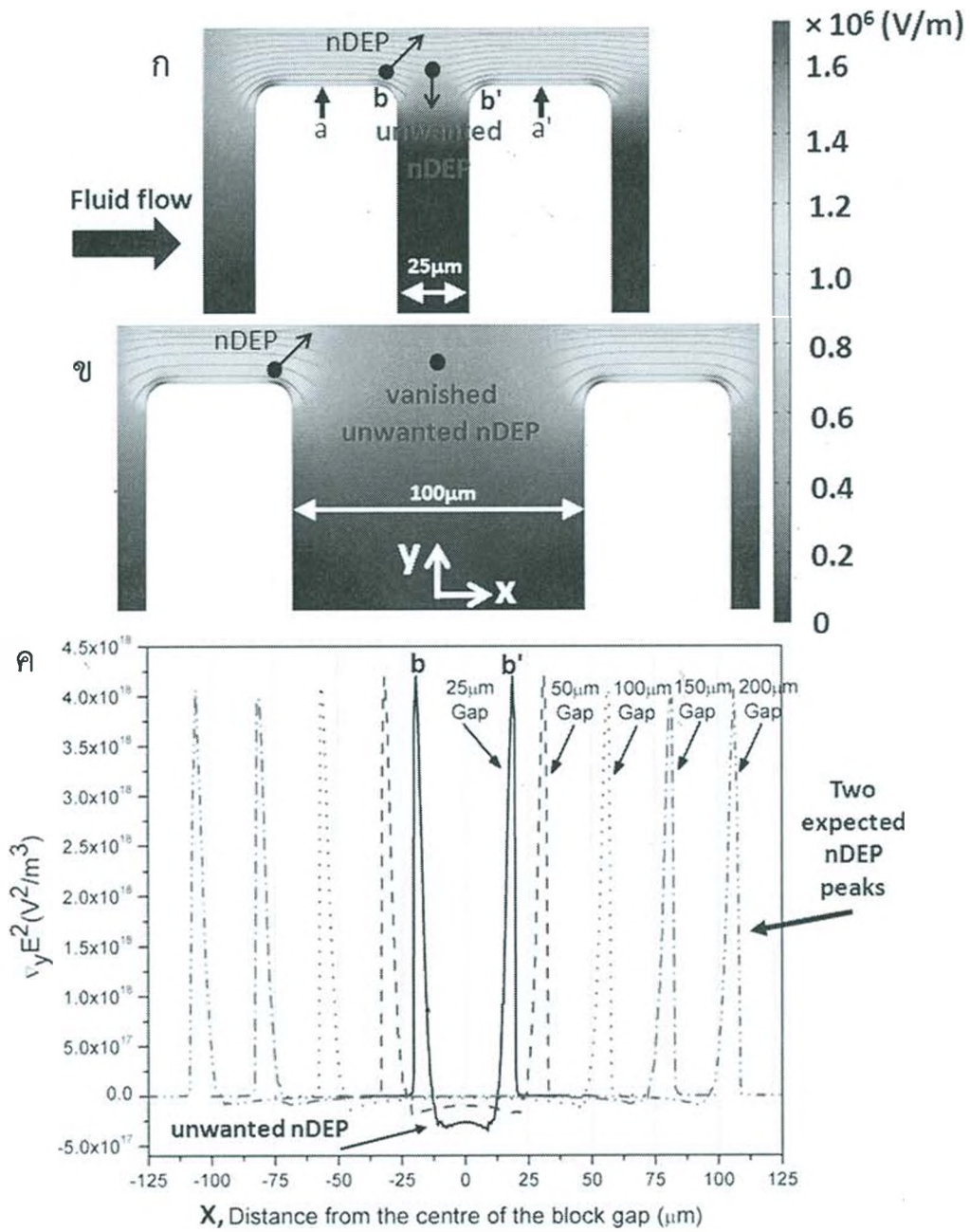
3.3 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และ fluid streamlines บริเวณบล็อก

จากภาพที่ 3.2 สนามไฟฟ้าเข้มข้นบริเวณช่องแคบ และมีค่ามากที่สุดที่หัวมุมของบล็อก ผลของการศึกษาพบว่า การวางบล็อกให้ห่างในระดับที่สมควรจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสนามไฟฟ้าที่มากกว่าระหว่าง บล็อก เช่น ภาพ 3.2ก มีการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่า ภาพ 3.2ข ผลเสียคือเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงน้อยคือแรง dielectrophoresis มีค่าน้อยลงด้วย ดังนั้นการศึกษาระยะห่างที่เหมาะสมที่สุดจึงเป็นสิ่งที่จะเป็น

ในส่วนการศึกษา fluid streamlines เส้นทางการเดินทางของอนุภาคจะเคลื่อนที่ตามเส้น fluid streamline โดยจะเคลื่อนที่จากซ้ายไปขวา ดังในรูปทั้งสอง และความเร็วของอนุภาคในบริเวณที่แคบจะมีค่ามากกว่าบริเวณอื่นๆ

3.4 ผลกระทบของระยะห่างระหว่างบล็อกต่อขนาดแรง DEP

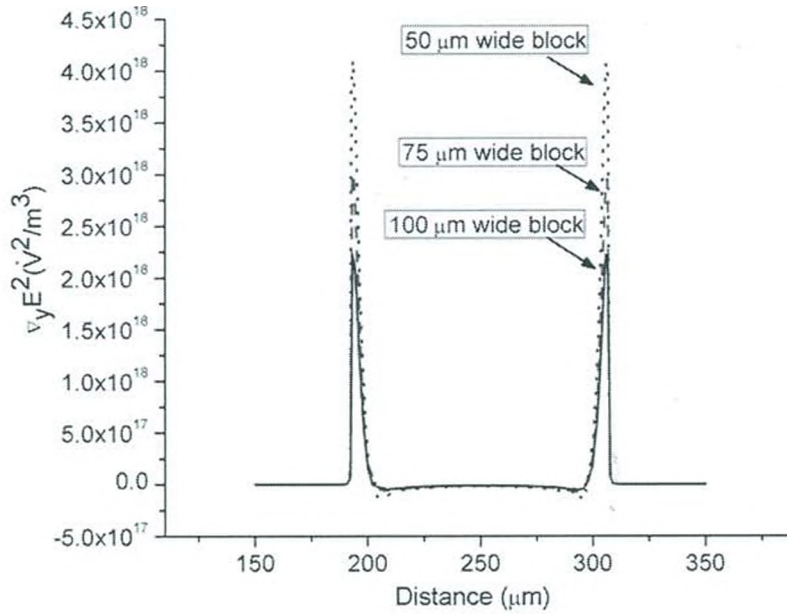
จากภาพที่ 3.2ค. พบว่า เมื่อบล็อกอยู่ใกล้กันมากๆ อุปกรณ์จะสร้างแรง dielectrophoresis ที่อยู่ในที่เป็นผลเสียต่อการแยกสาร (Unwanted nDEP) ซึ่งมีทิศทางลงเป็นการพาอนุภาคเข้ามาหาบล็อก แต่สิ่งที่ต้องการคือ nDEP จะผลักให้อนุภาคออกไกลจากบล็อกมากที่สุด และเมื่อมีการเพิ่มระยะจะสามารถทำให้แรง Unwanted nDEP หายไป เช่นที่ $100 \mu\text{m}$ ทำให้ได้รู้ว่าควรเพิ่มระยะระหว่าง บล็อก เป็นขนาดเท่ากับ main channel ซึ่งเป็น design guideline ที่สำคัญในการออกแบบอุปกรณ์ dielectrophoresis ที่ใช้บล็อก



ภาพที่ 3.2 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และ fluid streamlines บริเวณบล็อก ก) ระยะห่างระหว่างบล็อก คือ 25 μm ข) ระยะห่างระหว่างบล็อก คือ 100 μm และ ค) ขนาดแรง dielectrophoresis เมื่อมีการเปลี่ยนค่า ระยะห่างระหว่างบล็อก

3.5 ผลกระทบของความกว้างบล็อกต่อขนาดแรง DEP

จากภาพที่ 3.3 พบว่า บล็อกที่มีความกว้างน้อยสามารถสร้างแรง DEP ได้ดีกว่า อย่างไรก็ตามการสร้างบล็อกให้เล็กมากก็เป็นเรื่องยากด้วยความสามารถในการสร้างอุปกรณ์จริง



ภาพที่ 3.3 ขนาดแรง DEP เมื่อมีการเปลี่ยนค่าความกว้างของบล็อก

บทที่ 4

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

4.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้แสงถึงการทำงานแบบใหม่ของอุปกรณ์ไดโอดเลเซอร์โพไรติกที่มีรูปเป็นตัวเฮ็ชและมีบล็อกรูปสี่เหลี่ยม (Block) เพื่อใช้ในการแยกอนุภาคขนาดไมโครในของเหลวที่ถูกขับเคลื่อนด้วยความดัน และแสดงการออกแบบบล็อกให้สามารถสร้างแรง DEP ได้มากที่สุดด้วยวิธีการวิเคราะห์เชิงตัวเลข โดยพิจารณาระยะห่างระหว่างบล็อก และความกว้างของบล็อก ผลที่ได้คือระยะห่างระหว่างบล็อกควรจะมีขนาดเท่ากับขนาดของช่องทางหลัก การออกแบบความระยะห่างระหว่างบล็อกผิดมีผลทำให้การแยกสารไม่มีประสิทธิภาพเนื่องจากเกิดแรง unwanted DEP ในทิศตรงกันข้ามกับที่ต้องการ

4.2 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยในอนาคตควรพิจารณาความร้อนที่เกิดขึ้นในของเหลว เพราะถ้าอุณหภูมิเพิ่มขึ้นมากๆ ผลเสียคือ อนุภาคในกรณีที่เป็นเซลล์อาจจะตายได้ และ สายธารของเหลวจะเปลี่ยนไปอย่างมากซึ่งมีโอกาสสูงที่ทำให้การเคลื่อนที่ของอนุภาคไม่เป็นไปตามที่ออกแบบในการแยกสาร และก่อให้เกิดการลดลงของประสิทธิภาพในการแยกสาร

บทที่ 5 สรุปผลผลิตงานวิจัย

5.1 รายชื่อบทความที่ได้ตีพิมพ์

ตีพิมพ์บทความระดับนานาชาติในวารสารชื่อ Electrophoresis

Lewpiriyawong, N., and Yang, C., *Continuous Separation of Multiple Particles by Size and Type Using Insulator-Induced Dielectrophoresis in a Modified H-filter*, Electrophoresis, 2014. 35: p. 714-720.

หมายเหตุ ผลวิจัยทางด้านวิเคราะห์เชิงตัวเลขสามารถนำไปออกแบบอุปกรณ์จริงและได้ร่วมทำงานกับ Assoc. Prof. Chun Yang, Nanyang Technological University, Singapore ดังนั้น จะเห็นว่าในวารสารที่ตีพิมพ์นั้นได้มีการทำทดลองแยกสาร 3 ชนิดได้จริงและมีประสิทธิภาพสูงมาก 99% (ภาคผนวก ค)

บรรณานุกรม

1. Chen, D. and Du, H., *A dielectrophoretic barrier-based microsystem for separation of microparticles*. *Microfluid. Nanofluid.*, 2007. **3**: p. 603-610.
2. Choi, S. and Park, J.-K., *Microfluidic system for dielectrophoretic separation based on a trapezoidal electrode array*. *Lab Chip*, 2005. **5**: p. 1161-1167.
3. Khoshmanesh, K., Zhang, C., Tovar-Lopez, F.J., Nahavandi, S., Baratchi, S., Mitchell, A., and Kalantar-Zadeh, K., *Dielectrophoretic-activated cell sorter based on curved microelectrodes*. *Microfluid. Nanofluid.*, 2010. **9**: p. 411-426.
4. Yang, F., Yang, X., Jiang, H., Bulkhaults, P., Wood, P., Hrushesky, W., and Wang, G., *Dielectrophoretic separation of colorectal cancer cells*. *Biomicrofluidics*, 2010. **4**: p. 013204.
5. Ling, S.H., Lam, Y.C., and Kua, C.H., *Particle streaming and separation using dielectrophoresis through discrete periodic microelectrode array*. *Microfluid Nanofluid*, 2011.
6. Wang, L., Lu, J., Marchenko, S.A., Monuki, E.S., Flanagan, L.A., and Lee, A.P., *Dual frequency dielectrophoresis with interdigitated sidewall electrodes for microfluidic flow-through separation of beads and cells*. *Electrophoresis*, 2009. **30**: p. 782-791.
7. Cetin, B., Kang, Y., Wu, Z., and Li, D., *Continuous particle separation by size via AC-dielectrophoresis using a lab-on-a-chip device with 3-D electrodes*. *Electrophoresis*, 2009. **30**: p. 766-772.
8. Kang, Y., Cetin, B., Wu, Z., and Li, D., *Continuous particle separation with localized AC-dielectrophoresis using embedded electrodes and an insulating hurdle*. *Electrochim. Acta*, 2009. **54**: p. 1715-1720.
9. Iliescu, C., Xu, G.L., Samper, V., and Tay, F.E.H., *Fabrication of a dielectrophoretic chip with 3D silicon electrodes*. *J. Micromech. Microeng.*, 2005. **15**: p. 494-500.
10. Yu, L., Iliescu, C., Xu, G., and Tay, F.E.H., *Sequential field-flow cell separation method in a dielectrophoretic chip with 3D electrodes*. *J. microelectromech. s.*, 2007. **16**: p. 1120-1129.
11. Iliescu, C., Yu, L., Tay, F.E.H., and Chen, B., *Bidirectional field-flow particle separation method in a dielectrophoretic chip with 3D electrodes*. *Sensors and Actuators B*, 2008. **129**: p. 491-496.
12. Iliescu, C., Tresset, G., and Xu, G., *Continuous field-flow separation of particle populations in a dielectrophoretic chip with three dimensional electrodes*. *Appl. Phys. Lett*, 2007. **90**(234104).

13. Wang, C., Jia, G., Taherabadi, and Madou, L.H., *A novel method for the fabrication of high-aspect ratio C-MEMS structures*. J. MEMS, 2005. **14**: p. 348-358.
14. Park, B.Y. and Madou, M.J., *3D electrode designs for flow-through dielectrophoretic system*. Electrophoresis, 2005. **26**: p. 3745-3757.
15. Braschler, T., Demierre, N., Nascimento, E., Silva, T., Oliva, A.G., and Renaud, P., *Continuous separation of cells by balanced dielectrophoretic forces at multiple frequencies*. Lap Chip, 2008. **8**: p. 280-286.
16. Lewpiriyawong, N. and Yang, C., *AC-dielectrophoretic characterization and separation of submicron and micron particles using sidewall AgPDMS electrodes*. Biomicrofluidics, 2012. **6**(012807).
17. 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*. Anal. Chem., 2011. **83**: p. 9579-9585.
18. Lewpiriyawong, N., Yang, C., and Lam, Y.C., *Continuous sorting and separation of microparticles by size using AC dielectrophoresis in a PDMS microfluidic device with 3-D conducting PDMS composite electrodes*. Electrophoresis, 2010. **31**: p. 2622-2631.
19. Pysher, M.D. and Hayes, M.A., *Electrophoretic and Dielectrophoretic Field Gradient Technique for Separating Bioparticles*. Anal. Chem., 2007. **79**: p. 4552-4557.
20. Lapizco-Encinas, B.H., Simmons, B.A., Cummings, E.B., and Fintschenko, Y., *Insulator-based dielectrophoresis for the selective concentration and separation of live bacteria in water*. Electrophoresis, 2004. **25**: p. 1695-1704.
21. Barrett, L.M., Skulan, A.J., Singh, A.K., Cummings, E.B., and Fiechtner, G.J., *Dielectrophoretic manipulation of particles and cells using insulating ridges in faceted prism microchannels*. Anal. Chem., 2005. **77**: p. 6798-6804.
22. Jones, T.B., *Electromechanics of Particles* 1995: Cambridge University Press.
23. Morgan, H. and Green, N.G., *AC Electrokinetics: Colloids and Nanoparticles* 2002, Philadelphia: Research Studies Press.
24. Arnold, W.M., Schwan, H.P., and Zimmermann, U., *Surface conductance and other properties of latex particles measured by electrorotation*. Journal of Physical Chemistry, 1987. **91**: p. 5093-5098.
25. Hawkins, B.G., Smith, A.E., Syed, Y.A., and Kirby, B.J., *Continuous-flow particle separation by 3D insulative dielectrophoresis using coherently shaped, dc-biased, ac electric fields*. Anal. Chem., 2007. **79**: p. 7291-7300.

26. Lewpiriyawong, N., Yang, C., and Lam, Y.C., *Dielectrophoretic manipulation of particles in a modified microfluidic H filter with multi-insulating blocks*. *Biomicrofluidics*, 2008. **2**(034105).
27. Zhu, J. and Xuan, X., *Dielectrophoretic focusing of particles in a microchannel constriction using DC-biased AC electric fields*. *Electrophoresis*, 2009. **30**: p. 2668-2675.
28. Church, C., Zhu, J., Nieto, J., Keten, G., Ibarra, E., and Xuan, X., *Continuous particle separation in a serpentine microchannel via negative and positive dielectrophoretic focusing*. *J. Micromech. Microeng.*, 2010. **20**: p. 065011.
29. Kim, U., Qian, J., Kenrick, S.A., Daugherty, P.S., and Soh, H.T., *Multitarget dielectrophoresis activated cell sorter*. *Anal. Chem.*, 2008. **80**: p. 8656-8661.
30. Brody, J.P. and Yager, P., *Sensors and Actuators*, 1997. **58**: p. 13-25.

ภาคผนวก ก

ตารางแสดงความก้าวหน้าของโครงการ ณ ช่วงรายงานเมื่อเทียบกับแผนการดำเนินงานทั้งโครงการ

รายละเอียดกิจกรรม	ความก้าวหน้าของโครงการ / เดือน											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1. หาข้อมูล ด้านความต้น, ความต่างศักย์ และขนาดของ และออกแบบ อุปกรณ์ไดโอดเลเซอร์พริตติค		↔	↔									
2. สร้างแบบจำลองโปรแกรม Comsol			↔	↔								
3. ศึกษาพฤติกรรมของสนามไฟฟ้า การไหลของของเหลว และแรงไดโอดเลเซอร์พริตติคที่ถูกสร้างบริเวณ block area				↔	↔	↔	↔					
4. ออกแบบระยะห่างระหว่าง block เพื่อให้มีขนาดแรงไดโอดเลเซอร์พริตติคมากที่สุด							↔	↔				
5. ออกแบบความกว้างของ block เพื่อให้มีขนาดแรงไดโอดเลเซอร์พริตติคมากที่สุด								↔	↔			
7. สรุปผล จัดทำรายงานฉบับสมบูรณ์ และเผยแพร่									↔	↔	↔	↔

ภาคผนวก ข

สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินงานโครงการวิจัย
แบบรายงานการใช้จ่ายเงินโครงการวิจัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
รายงานฉบับสมบูรณ์ ประจำปีงบประมาณ 2556

แหล่งงบประมาณแผ่นดิน (แบบปกติ) แหล่งเงินรายได้

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการเคลื่อนที่ของอนุภาคระดับไมโครมิเตอร์ ภายใต้อิทธิพลของกระแสไฟฟ้าและความดันในอุปกรณ์ไดอิเล็กโตรโฟรีติก

(ภาษาอังกฤษ) Numerical analysis of microparticle motion under combined hydrodynamics and electrokinetics in insulator-based dielectrophoretic devices

ชื่อ-สกุลหัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน/ผู้วิจัย (อ./ดร./ผศ./รศ./ศ.) ดร.ณัฐวุฒิ หลิวพิริยะวงศ์

รายงานในช่วงตั้งแต่วันที่ 1/ต.ค./56..... ถึงวันที่ 31/มิ.ย./57.....

ระยะเวลาดำเนินการ 1 ปี - เดือน ตั้งแต่วันที่ 1/ต.ค./56..... ถึงวันที่ 30/ก.ย./57.....

ข้อมูลการรายงานค่าใช้จ่ายงบประมาณโครงการวิจัย

1. การเบิกจ่ายงบประมาณ (กรณีการจ่ายเงินถ้าจ่ายงวดเดียวให้ลบข้อที่ไม่เกี่ยวข้องออก)

งวดที่ 1 60,000.....บาท 100% วันที่ได้รับอนุมัติให้เบิกจ่ายเงิน (ป/ด/ว) 16/01/57.....

2. สรุปงบประมาณค่าใช้จ่ายที่ใช้ นับตั้งแต่เริ่มทำการวิจัยถึงปัจจุบัน (จำแนกตามหมวดค่าใช้จ่าย)

หมวดค่าใช้จ่าย	งบประมาณรวมทั้งโครงการ	ค่าใช้จ่าย (บาท)	คงเหลือ (หรือเกิน)
งบบุคลากร :ค่าจ้างชั่วคราว	-	-	-
งบดำเนินงาน			
ค่าตอบแทน	-	-	-
ค่าใช้สอย	40,000	-	-
ค่าวัสดุ	20,000	60,000	ได้ดำเนินการส่งเอกสาร ทางการเงินเป็นที่ เรียบร้อยแล้ว
ค่าสาธารณูปโภค	-	-	-
งบลงทุน: ค่าครุภัณฑ์	-	-	-
รวม	60,000	60,000	0

(ดร.ณัฐวุฒิ หลิวพิริยะวงศ์.....)

ลงนามหัวหน้าโครงการวิจัยผู้รับทุน

...../...../.....

(.....)

ลงนามเจ้าหน้าที่การเงิน/เจ้าหน้าที่ที่เกี่ยวข้อง

...../...../.....

ภาคผนวก ค

วารสารที่ได้ตีพิมพ์ จำนวน 1 วารสาร

1. Lewpiriyawong, N., and Yang, C., *Continuous Separation of Multiple Particles by Size and Type Using Insulator-Induced Dielectrophoresis in a Modified H-filter*, *Electrophoresis*, 2014. 35: p. 714-720.

Nuttawut Lewpiriyawong¹
Chun Yang²

¹Department of Mechanical Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand

²School of Mechanical and Aerospace Engineering, Nanyang Technological University, Singapore

Received September 5, 2013

Revised November 18, 2013

Accepted November 30, 2013

Research Article

Continuous separation of multiple particles by negative and positive dielectrophoresis in a modified H-filter

The article presents a new application of the modified H-filter with insulating rectangular blocks using negative and positive DEP for separation of multiple particles in a continuous pressure-driven flow. The multiple insulating blocks fabricated along the main channel induce spatially nonuniform electric fields which exert differential repulsive (negative) or attractive (positive) DEP forces on particles, depending on the size and the polarizability of particles relative to their suspending medium. As a result, particles of different sizes and polarizability can be separated into different outlets of the H-filter. Numerical simulations are also performed to analyze the effects of block gap and width on electric field distribution and DEP force characteristics near the insulating blocks so as to provide design guidelines for optimal structural dimensions of the microfluidic device. The device performance is demonstrated by separating a three-sized particles mixture, including 2 μm fluorescent particles with an attractive DEP force and both 5 and 10 μm nonfluorescent particles with differential repulsive DEP forces. High separation rate of 99% is successfully achieved.

Keywords:

Continuous separation of multiple particles / Insulator-based dielectrophoresis / Modified H-filter
DOI 10.1002/elps.201300429



Additional supporting information may be found in the online version of this article at the publisher's web-site

1 Introduction

The ability to discriminate multiple target cells of different sizes and types from complex biosamples (e.g. blood) is an important issue in chemical and biomedical applications. DEP is a promising separation technique broadly used for differentiating target cells in microfluidics [1]. The mechanism of DEP separation is based on relative electric polarizability between the cells and their suspending medium in a nonuniform electric field. In other words, under an applied nonuniform electric field, two types of cells possessing different polarizabilities suspended in a liquid medium can be separated by positive and negative DEP (pDEP and nDEP).

In microfluidic DEP devices, a nonuniform electric field can be created by applying either AC voltage over metallic electrodes deposited on a channel substrate or DC voltage

across reservoirs connecting a microfluidic insulating channel with variation in geometric structure. In the literature, various kinds of DEP electrodes have been reported, including planar metallic or indium tin oxide (ITO) electrodes [2, 3], 3D electrodes (made of gold [4], copper [5, 6], Si [7–9], SU-8 [10, 11]), liquid electrodes [12] and recently developed 3D composite conductive PDMS electrodes [13–15], and metal alloy microspheres [16, 17]. On the other hand, DC insulator-based DEP (DC-iDEP) devices usually involve insulating posts or blocks embedded in microfluidic channels. The presence of geometric variation can cause a change of electrical current density around insulating posts, giving rise to a nonuniform electric field for generating a DC-DEP force.

Unlike electrode-based DEP, iDEP offers numerous advantages such as no need of fabricated complex metallic electrodes, less fouling issues, mechanical robustness, chemical inert, and biocompatibility [18]. Hence, DC-iDEP devices have broadly been employed to separate binary target samples either by size or by type such as microparticles of two different sizes [19–21], live and dead *Bacillus subtilis* [22], *Escherichia coli* from *B. subtilis* in water [23], and *B. subtilis* from 200 nm particles [24] as well as to manipulate proteins [25]. In addition to

Correspondence: Professor Chun Yang, School of Mechanical and Aerospace Engineering, Nanyang Technological University, 50 Nanyang Avenue, Singapore 639798
E-mail: mcyang@ntu.edu.sg
Fax: +65-6792-4062

Abbreviations: CM, Clausius–Mossotti; iDEP, insulator-based DEP; nDEP, negative DEP; pDEP, positive DEP

Colour Online: See the article online to view Figs. 1–3 in colour.

DC electric field, a DC-offset AC electric field has actively been employed to induce DEP force near insulating constrictions or microstructures for transporting, sorting, separation, and focusing of binary mixtures of microparticles [26–29]. The DEP-based applications are not limited to the binary particle separation, and they have been successfully extended to the separation of more complex samples such as multiple bacterial target cell types using DEP tags [30]. However, an examination of the current literature studies shows that the iDEP technology for separating multiple particles has not been established [31–33]. To our best knowledge for separation of multiple particles in a continuous flow, no study has been reported to develop an AC insulator-based DEP (AC-iDEP) device using nDEP and pDEP and guidelines for designing multiple insulating blocks.

In this work, we introduce a modified H-filter design that incorporates insulating rectangular blocks to generate AC-DEP forces for continuous separation of multiple particles by nDEP and pDEP. The commercially available microfluidic H-filter developed by University of Washington offers continuous extraction and separation of analytes on the basis of analytes mass diffusion as a driving force [34]. However, the separation function of this device suffers low efficiency and can even fail for large-sized particles/cells whose mass diffusivity is very low. The modification of H-filter utilizing AC-iDEP allows for introducing a lateral DEP force to manipulate particles transversally. In addition, using COMSOL Multiphysics software, we numerically analyze the effects of block gap and width on electric field distribution and DEP force characteristics near insulating blocks such that optimal geometric dimensions of insulating blocks in the modified H-filter are selected in the device design. The device is demonstrated by separating a three-sized particles mixture in a continuous pressure-driven flow.

2 Materials and methods

2.1 DEP theory

DEP is referred to as the motion of a polarized dielectric particle suspended in a dielectric medium under an applied nonuniform electric field, and it is based on a physical phenomenon of electrical polarization effects [35]. Based on the dipole moment method, the time-average DEP force exerting on a spherical particle of radius a is expressed as [35]

$$\langle \vec{F}_{\text{DEP}} \rangle = 2\pi\epsilon_m a^3 \text{Re} \left[f_{\text{CM}}(\omega) \right] \nabla |\vec{E}_{\text{rms}}|^2, \quad (1)$$

where $\langle \rangle$ denotes the time-average operation, ϵ_m is the medium permittivity, and $\nabla |\vec{E}_{\text{rms}}|^2$ represents the gradient of the square of the root-mean-square electric field. $f_{\text{CM}}(\omega) = (\epsilon_p - \epsilon_m) / (\epsilon_p + 2\epsilon_m)$ is the complex Clausius-Mossotti (CM) with $\text{Re}[f_{\text{CM}}(\omega)]$ being its real part ranging from -0.5 to $+1$. ϵ_p and ϵ_m are the complex permittivity of the particle and the suspending medium, respectively. $\epsilon = \epsilon' - i\sigma/\omega$ is the complex permittivity, where ϵ' and σ

are, respectively, the electrical permittivity and conductivity, $i = \sqrt{-1}$, and $\omega = 2\pi f$ is the radian frequency of the electric field. When the particle is more polarizable than its suspending medium, one has $\text{Re}[f_{\text{CM}}(\omega)] > 0$ indicating a pDEP force to attract the particle from low to high electric field regions. Conversely, when the suspending medium is more polarizable than the particle, one has $\text{Re}[f_{\text{CM}}(\omega)] < 0$, suggesting an nDEP force to repel the particle from high to low electric field regions.

The CM factor can be modulated by choosing different frequencies of an applied electric field. Specifically, at high frequencies,

$$\text{Re} \left[f_{\text{CM}}(\omega \rightarrow \infty) \right] \approx \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m}, \quad (2a)$$

On the other hand, at low frequencies (i.e., from 0 [DC field] to about 10 kHz),

$$\text{Re} \left[f_{\text{CM}}(\omega \rightarrow 0) \right] \approx \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m}. \quad (2b)$$

For a submicron or micron-sized particle, the particle conductivity σ_p is due to both the particle bulk conductivity ($\sigma_{p,\text{bulk}}$) and the particle surface conductivity ($2Ks/a$), and is given by

$$\sigma_p = \sigma_{p,\text{bulk}} + 2Ks/a, \quad (3)$$

where Ks is the surface conductance ranging from 0.2 to 2.1 nS [36, 37], and $\sigma_{p,\text{bulk}}$ is nearly zero for polystyrene dielectric particles.

Eq. (1) suggests that the separation of the same type of particles can be achieved based on particle size because the DEP force for a spherical particle is scaled to the cubic power of particle radius. Furthermore, examination of Eq. (2b) and Eq. (3) suggests a possible separation of particles based on different DEP polarities. It is also noted from Eq. (3) that for a given medium, the particle conductivity increases with decreasing particle size. Thus at low frequencies, Eq. (2b) indicates that through appropriately choosing the conductivity of suspending medium, one can ensure that smaller particles experience pDEP and larger particles experience nDEP.

2.2 Device design and separation principle

The present microfluidic device is a modified H-filter with insulating blocks, and its microstructures and dimensions are schematically illustrated in Fig. 1A. Such a modified H-filter device was fabricated using PDMS, and the fabrication follows standard photo- and soft-lithography protocols with details described elsewhere [27]. The device consists of the inlet A to introduce test samples containing a mixture of particles with three different sizes (termed as small, medium, and large thereafter), the inlet B to introduce a buffer solution for generating hydrodynamic focusing effect, the outlet C to collect large particles experiencing nDEP, the outlet D to collect medium particles experiencing nDEP, and the outlet E to collect small particles experiencing pDEP. Except for the

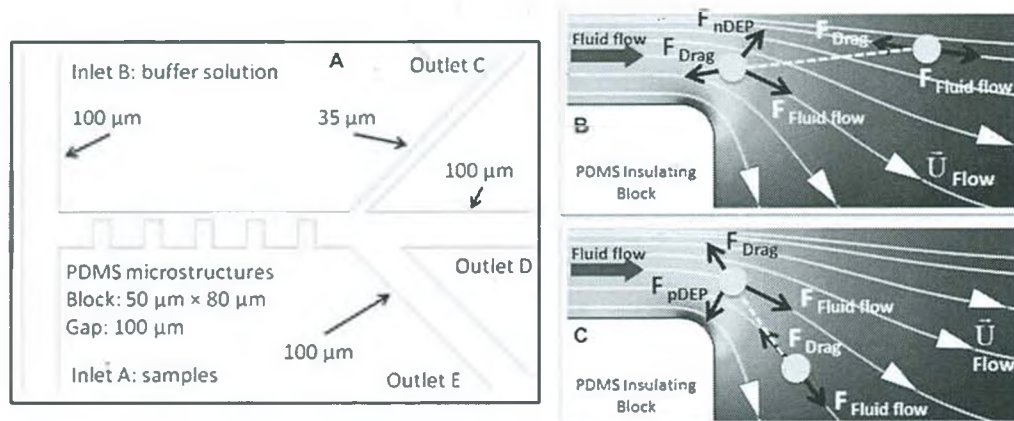


Figure 1. (A) Schematic diagram showing the microstructures and dimensions of a modified H-filter with multiple outlet channels for separation of multiple particles. (B–C) Force diagram, electric field distribution, fluid flow streamlines near an insulating block corner where a particle experiences a hydrodynamic drag force and a repulsive nDEP force as shown in (B) or an attractive pDEP force as shown in (C).

outlet channel C having 35 μm width, other inlet and outlet channels are 100 μm wide. The choice of smaller channel width for the outlet channel C than that for the outlet channel D is to prevent the medium particles from entering to the outlet C. All inlet and outlet channels are connected to their respective reservoirs of 5 mm in diameter. Of a particular note is the inclusion of five PDMS blocks aligned along one side of a 100 μm wide main channel, and each block has 50 μm width and 80 μm height and is separated by a 100 μm wide gap. As will be discussed in Section 3, the choice of these insulating block dimensions is based on the numerical simulation results using COMSOL Multiphysics software.

The device is used for the separation of multiple particles by utilizing DEP forces that are present near the corners of the insulating blocks. For a particle traveling near an insulating block corner, electric field distribution, fluid flow streamlines, and physical forces exerting on the particle experiencing nDEP and pDEP are shown in Fig. 1B and C, respectively. In the absence of an electric field, the particle moves following the flow streamline. When an electrical voltage is imposed through the reservoirs of the inlet and outlet channels, the presence of insulating blocks causes variations of electrical current density that induce nonuniform electric fields, giving rise to DEP forces. A repulsive nDEP force causes the particle to move away from the corner (Fig. 1B), and an attractive pDEP force draws the particle to move close to the corner (Fig. 1C). As a result, separation of particles can be achieved according to different magnitudes and kinds of the DEP forces. In particular, large particles experiencing stronger nDEP will move into the outlet channel C, medium particles experiencing weaker nDEP will move into the outlet channel D, and small particles experiencing pDEP will move into the outlet channel E. Based on this separation principle,

it is clear that increasing the number of insulating blocks can lead to better particle separation.

2.3 Sample preparation and experimental setup

Two micrometer fluorescent polystyrene particles and 5 and 10 μm polystyrene particles (Duke Scientific, USA) suspended in a 13 $\mu\text{S}/\text{cm}$ NaHCO_3 buffer solution were used in experiment. To prepare the sample suspension, 0.02 mL of 2 μm fluorescent polystyrene particles (of 1% solids original concentration in DI water), 1 mL of 5 μm polystyrene particles ($10^7/\text{mL}$ in DI water) and 2 mL of 10 μm polystyrene particles ($10^6/\text{mL}$ in DI water) were added in a microcentrifuge tube. The particle mixture was first centrifuged at 13 300 rpm for 3 min and then transferred into 1 mL NaHCO_3 buffer solution with its conductivity of 13 $\mu\text{S}/\text{cm}$.

Prior to separation experiment, the fabricated PDMS microchannels were thoroughly flushed with a 13 $\mu\text{S}/\text{cm}$ NaHCO_3 solution for three times, and then the sample suspension was injected via the inlet channel A. After platinum electrodes were placed in both inlet and outlet reservoirs, the NaHCO_3 buffer solution was withdrawn from outlets to produce suction effects that induced a pressure-driven flow for a desired particle velocity. Subsequently, the liquid level at two reservoirs was balanced so that the symmetric hydrodynamic focusing was realized at the entrance T junction (Fig. 4A). The 5 mm reservoirs were experimentally proved to allow for such steady flow to last for 5 min. AC voltages were produced from a function generator (Agilent 33250A) and were amplified by a customized high AC voltage amplifier (Optrobio, Singapore). The generated sinusoidal wave monitored by an oscilloscope (CombiScope[®] HM 1008, USA).

3 Results and discussion

3.1 Numerical simulation results

As shown in Eq. (1), the magnitude of DEP force is proportional to the gradient of the square of electric field. Numerical simulations using the finite-element-based COMSOL Multiphysics software were performed to obtain the electric field distribution, flow streamlines as well as the gradient of the square of electric field (the last can be used to represent the magnitude of DEP force). Specially, the effects of block gap and width on the magnitude of DEP force were examined, and the resultant optimal geometric dimensions of a block were adopted in the device design used in experiment.

In the simulations, the thin electric double layer assumption was used such that the electric field distribution is governed by Laplace's equation. Referred to Fig. 1A, two boundary conditions include: (i) a specified AC voltage of 635 V is applied at both inlets A and B while the outlets C, D, and E are electrically grounded, and (ii) the electric field components normal to insulating walls and blocks must vanish. Based on the low Reynolds number ($Re \ll 0.1$), the flow field is governed by Stokes's equation with the boundary conditions comprising no-slip velocity on channel walls and blocks, an inflow velocity of 100 $\mu\text{m/s}$ at two inlets, and atmospheric pressure at three outlets.

3.2 Effect of the block gap

To understand the effect of the block gap on electric field distribution and DEP force characteristics, simulations were performed with a 100 μm wide microchannel consisting of two adjacent insulating blocks (50 μm wide \times 80 μm high), with the block gap varied from 25 μm (Fig. 2A) to 100 μm (Fig. 2B). The simulated electric field distribution shows that in all cases, electric field intensity is high at the constrictions between the blocks and the wall with the local electric field maxima at the corners, but the intensity shows significantly lower at surrounding areas.

When a 25 μm wide gap is designed, the insulating blocks are located too closely (Fig. 2A). The electric field intensity at the top portion of the block gap sandwiched by two constrictions becomes relatively high due to the surrounding high field intensities produced by the two constrictions as compared to the case of the 100 μm wide gap (Fig. 2B). This spatial difference in such electric field intensities across the block gap (along the vertical direction) leads to an unwanted nDEP force which pushes the particle downwards and reduces the wanted nDEP force effects induced at the block corners as schematically illustrated in Fig. 2A. To support this simulation interpretation, the y -component nDEP force is analyzed by computing the y -component gradient of the square of the electric field ($\nabla_y |\vec{E}|^2$) along the x direction from the center of the first block to that of the second block (as labeled by a and a' in Fig. 2A). In Fig. 2C, for the 25 μm wide gap, $\nabla_y |\vec{E}|^2$ expectedly reaches its highest values at the

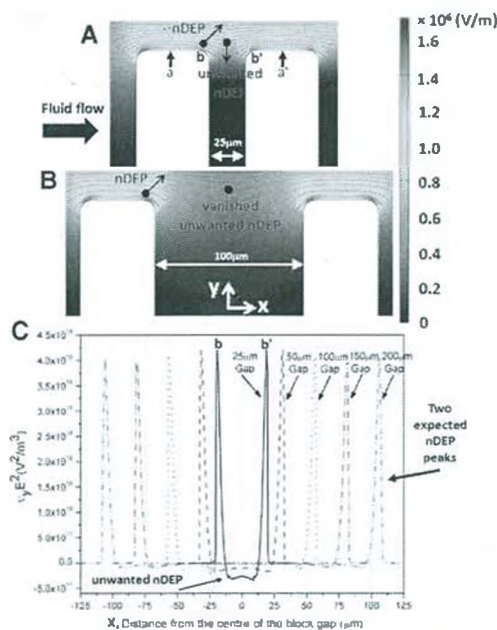


Figure 2. (A–B) Simulation results of electric field distribution and fluid streamlines near two 50 μm wide insulating blocks spaced (A) 25 μm and (B) 100 μm apart. The y -component gradient of the square of electric field representing nDEP force (from the center of the first block and that of second block as labeled by a and a' in A) (C) for the block gap of 25, 50, 100, 150, and 200 μm . It is noted that the nDEP force arrows in A and B are not drawn in scale.

right corner of the first block and the left corner of the second block (as labeled by b and b'), implying dominant nDEP forces for particle separation. However, the negative value of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ occurs at the block gap and it can be interpreted as the downwards nDEP force which is unfavorable for the separation. On the other hand, the negative values of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ gradually and completely disappear for the wider gap of 50 and 100 μm , respectively. These results suggest that at 100 μm , the gap becomes as wide as the main channel, and therefore the electric field has enough spaces to fully re-distribute after compressed in the constriction. Hence, the electric field intensity at the block gap is negligible and the negative value of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ is not present. It is also found that in comparison with the 100 μm wide gap, the channel with 25 μm wide gap creates the substantial negative value of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ up to 158% although a slight increase in the maximum value of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ of about 2.4% is noted. Furthermore, as the block gap increases more than the main channel width ($> 100 \mu\text{m}$), no noticeable change of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ can be observed. Therefore, from the simulation results, it is recommended that to avoid the unwanted DEP force, the block gap should be as wide as the main channel.

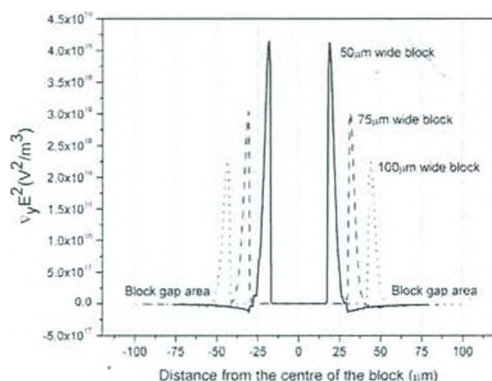


Figure 3. The y -component gradient of the square of electric field for three different block widths of 50, 75, and 100 μm with a fixed block gap of 100 μm .

3.3 Effect of the insulating block width

The effect of insulating block width on the magnitude of DEP forces is examined by computing the value of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ in the case of three different block widths of 50, 75, and 100 μm while keeping a fixed block gap of 100 μm . The simulation results in Fig. 3 show that the smallest (50 μm wide) insulating blocks produce the highest value of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ at the block corners as compared to other cases. In this case, the electric fields around the smaller blocks vary more rapidly, thus increasing higher electric field gradients as compared to those around the larger blocks. In addition, it is important to note that the block width has no effect on the negative value of $\nabla_y |\vec{E}|^2$ at the block gap area as long as the block gap is as wide as the main channel. Hence, based on the simulation results of the effects of block gap and width, the design guidelines can be established that the optimal gap width should be the same as the main channel width, and smaller insulating blocks are recommended to enhance DEP force effects for maximum lateral deflection of particle motion and thus higher efficient particle separation, although subject to the soft lithography limitation at about 20 μm .

3.4 Separation of multiple particles by nDEP and pDEP

According to the design guidelines presented above, the fabricated device consists of five insulating blocks (50 μm wide \times 80 μm high) which are spaced 100 μm apart in a 100 μm wide microchannel (Fig. 4A). The 50 μm wide blocks were chosen because fabrication of smaller blocks could be more troublesome to maintain a rectangular shape. To demonstrate the separation of multiple particles by nDEP and pDEP, 2 μm fluorescent polystyrene particles and bare (nonfluorescent) 5 and 10 μm polystyrene particles were selected. Although

these particles are made of polystyrene, they possess different electrical conductivities according to the size-dependent surface conductivity term in the CM factor as shown in Eq. (2) and Eq. (3). Therefore, in a sufficiently dilute buffer solution, smaller particles could be more conductive than the suspending medium and would experience an attractive pDEP force while the larger particles became less conductive than the medium and will undergo repulsive nDEP forces.

To achieve such manipulation, a suitable buffer solution was determined. We first conducted experiments by observing DEP motions of all particle sizes near insulating blocks to decide whether they were attracted to or repelled from the block corners under an AC voltage of 635 V at 5 kHz in a stagnant buffer solution. The buffer solution conductivities ranging from 13 to 80 $\mu\text{S}/\text{cm}$ were tested. Experimental results show that a 13 $\mu\text{S}/\text{cm}$ solution provided desirable DEP conditions such that 2 μm fluorescent particles experienced an attractive pDEP force and thus moved to the corners while 5 and 10 μm particles were repelled from the corners by repulsive nDEP forces. For the medium conductivity of 80 $\mu\text{S}/\text{cm}$, only particle motion under nDEP was observed for all particle sizes. These experimental observations are consistent with the theoretical DEP behaviors predicted by the CM factor which is based on the surface conductance of 1.3 nS for microparticles larger than 1 μm in diameter [17]. In particular, for the 13 $\mu\text{S}/\text{cm}$ NaHCO_3 buffer solution, the calculated values of the CM factor for 2, 5, and 10 μm particles as shown in Eq. (1) together with Eq. (3) are +0.25, -0.07, and -0.25 at 5 kHz, respectively. Moreover, Supporting Information Fig. 1 shows the plot of CM factor versus electric field frequency varied from 1 kHz to 100 MHz, which gives the crossover frequency of 0.42 MHz for 2 μm particles where the other two particle sizes have no crossover frequency (see Supporting Information).

Figure 4 demonstrates particle transport, focusing, and separation of multiple particles by nDEP and pDEP in a 13 $\mu\text{S}/\text{cm}$ NaHCO_3 buffer solution under a continuous pressure-driven flow. In Fig. 4A, a mixture of multiple particles introduced from the lower inlet A was hydrodynamically focused by the flow from the upper inlet B at an entrance T junction. As a result, the flowing particles could be confined near insulating block corners where strong DEP forces are present. In the absence of any applied AC voltage, all particles experienced only hydrodynamic drag forces and thus randomly moved to the lower outlet E and the middle outlet D as presented in Fig. 4B. By applying a sufficient (or threshold) AC voltage of 635 V_{AC} at 5 kHz, it was observed that good separation of multiple particles was successfully achieved as shown in Fig. 4C. The equivalent electric field is 635 V/cm with the channel length of 1 cm. The separation phenomenon can be explained as followed. According to Eq. (1), since the magnitude of a DEP force is scaled to the cubic power of particle radius, the 10 μm particles experienced a more dominant repulsive nDEP force and hence were repelled to the upper outlet C while the 5 μm particles were deflected to the outlet D with a weaker nDEP force. Meanwhile, 2 μm fluorescent particles were fractionated by a pDEP force into the outlet

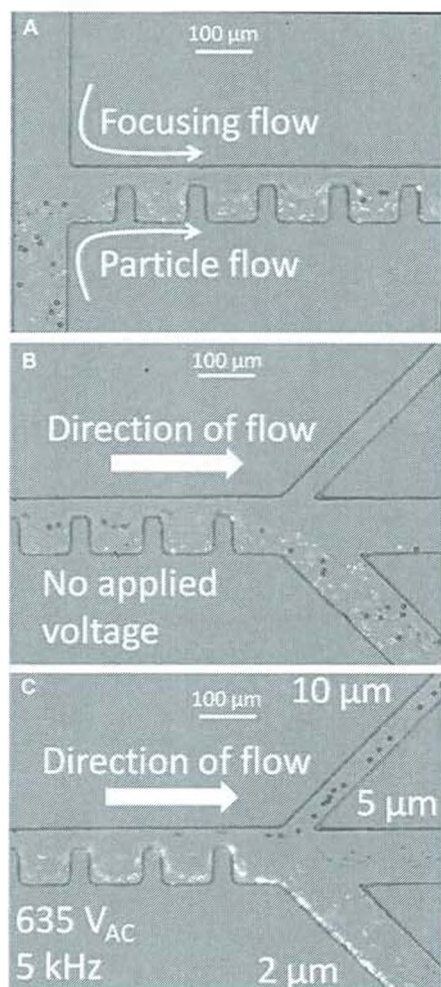


Figure 4. (A) Particle transport and focusing by two-stream pressure-driven flows at an entrance T-junction. (B) The focused particle stream in the absence of an applied AC voltage near the three-outlet exit region. (C) Continuous separation of 2 μm fluorescent particles by an attractive pDEP force and both 5 and 10 μm particles by a repulsive nDEP force due to their different sizes under 635 V_{AC} at 5 kHz in a 13 μS/cm NaHCO₃ buffer solution.

E. The experiments were repeated three times, and each lasted for 3 min. The separation efficiency for all particle sizes is of 99% in all experiments (see a movie in Supporting Information). The particle velocity varies in a range of 200–1000 μm/s in the main channel and the constrictions. The average velocity of particles traveling through the block area is about 600 μm/s. As the insulating block area is 850 μm long, the separation time window is approximately 1.4 s.

Furthermore, it is known that Joule heating could be an issue that can cause temperature rise and thus potentially affect the performance of iDEP-based microfluidic devices. However, we did not observe any noticeable Joule heating effects in our experiment. In our case involving an applied electric field of 635 V/cm and a medium conductivity of 13 μS/cm, the Joule heating ($\sigma_{\text{medium}} E^2$) can be estimated to be about 5 MW/m³. According to Sridharan et al. [38] who studied Joule heating effects on electrothermal flow near the corners of insulating blocks in a glass/PDMS microchannel, even with Joule heating of 19 MW/m³ at 1 kHz, which is ~3.8 times higher than our case, the local temperature rise was computed to be less than 5 K, suggesting negligible Joule heating effects.

4 Concluding remarks

This work has presented a new application of the modified H-filter with optimal insulating PDMS blocks for continuous separation of multiple particles using nDEP and pDEP. Under an applied voltage of 635 V_{AC} at 5 kHz, the device performance is demonstrated by separating a three-sized particle mixture, including 2 μm fluorescent particles with an attractive DEP force and both 5 and 10 μm nonfluorescent particles with differential repulsive DEP forces. The reported separation efficiency of 99% has evidently proved the device performance to be promising to deal with multicomponent biosamples. The conducted simulation analyses taking into consideration of the effects of insulating block gap and width on electric field distribution and DEP force characteristics essentially leads to recommended design guidelines for the optimal geometric dimensions. Thus, these guidelines can also be considered as the criteria in designing other DC- and AC-iDEP devices using insulating blocks as constrictions for chemical and biomedical applications.

The authors gratefully acknowledge the research grants (ACRF RG17/05) from the Ministry of Education of Singapore to C.Y. and the Ph.D. Scholarship from Nanyang Technological University to N.L.

The authors have declared no conflicts of interest.

5 References

- [1] Løwpriyayong, N., Yang, C., in: Wang, L. (Ed), *Advances in Transport Phenomena 2011*, Springer International Publishing, Switzerland 2014, pp. 29–62.
- [2] Choi, S., Park, J.-K., *Lab Chip* 2005, 5, 1161–1167.
- [3] Yang, F., Yang, X., Jiang, H., Bulkhauf, P., Wood, P., Hrushesky, W., Wang, G., *Biomicrofluidics* 2010, 4, 013204.
- [4] Wang, L., Lu, J., Marchenko, S. A., Monuki, E. S., Flanagan, L. A., Lee, A. P., *Electrophoresis* 2009, 30, 782–791.

- [5] Cetin, B., Kang, Y., Wu, Z., Li, D., *Electrophoresis* 2009, 30, 766–772.
- [6] Kang, Y., Cetin, B., Wu, Z., Li, D., *Electrochim. Acta* 2009, 54, 1715–1720.
- [7] Iliescu, C., Xu, G. L., Samper, V., Tay, F. E. H., *J. Micromech. Microeng.* 2005, 15, 494–500.
- [8] Yu, L., Iliescu, C., Xu, G., Tay, F. E. H., *J. Microelectromech. Syst.* 2007, 16, 1120–1129.
- [9] Iliescu, C., Tresset, G., Xu, G., *Appl. Phys. Lett.* 2007, 90, 234104.
- [10] Wang, C., Jia, G., Taherabadi, Madou, L. H., *J. MEMS* 2005, 14, 348–358.
- [11] Park, B. Y., Madou, M. J., *Electrophoresis* 2005, 26, 3745–3757.
- [12] Braschlpr, T., Demierre, N., Nascimento, E., Silva, T., Oliva, A. G., Renaud, P., *Lap Chip* 2008, 8, 280–286.
- [13] Lewpiriyawong, N., Yang, C., *Biomechanics* 2012, 6, 012807.
- [14] Lewpiriyawong, N., Kandaswamy, K., Yang, C., Ivanov, V., Stocker, R., *Anal. Chem.* 2011, 83, 9579–9585.
- [15] Lewpiriyawong, N., Yang, C., Lam, Y. C., *Electrophoresis* 2010, 31, 2622–2631.
- [16] Li, S., Li, M., Hui, Y., Sanna, Cao, W., Li, W., Won, W., *Microfluid. Nanofluid.* 2013, 14, 499–508.
- [17] Li, M., Li, S., Cao, W., Li, W., Won, W., Alici, G., *Microfluid. Nanofluid.* 2013, 14, 527–539.
- [18] Cummings, E. B., Singh, A. K., *Analyt. Chem.* 2003, 75, 4724–4731.
- [19] Kang, K. H., Kang, Y., Xuan, X., Li, D., *Electrophoresis* 2006, 27, 694–702.
- [20] Zhu, J., Tzeng, T., Xuan, X., *Electrophoresis* 2010, 31, 1382–1388.
- [21] Church, C., Zhu, J., Xuan, X., *Electrophoresis* 2011, 32, 527–531.
- [22] Pyshor, M. D., Hayes, M. A., *Anal. Chem.* 2007, 79, 4552–4557.
- [23] Lapizco-Encinas, B. H., Simmons, B. A., Cummings, E. B., Fintschenko, Y., *Electrophoresis* 2004, 25, 1695–1704.
- [24] Barrett, L. M., Skulan, A. J., Singh, A. K., Cummings, E. B., Fiochtner, G. J., *Anal. Chem.* 2005, 77, 6798–6804.
- [25] Lapizco-Encinas, B. H., Ozuna-Chacon, S., Rito-Palomares, M., *J. Chromatogr. A* 2008, 1206, 45–51.
- [26] Hawkins, B. G., Smith, A. E., Syed, Y. A., Kirby, B. J., *Anal. Chem.* 2007, 79, 7291–7300.
- [27] Lewpiriyawong, N., Yang, C., Lam, Y. C., *Biomechanics* 2008, 2, 034105.
- [28] Zhu, J., Xuan, X., *Electrophoresis* 2009, 30, 2668–2675.
- [29] Church, C., Zhu, J., Nieto, J., Ketan, G., Ibarra, E., Xuan, X., *J. Micromech. Microeng.* 2010, 20, 065011.
- [30] Kim, U., Qian, J., Kenrick, S. A., Daugherty, P. S., Soh, H. T., *Anal. Chem.* 2008, 80, 8656–8661.
- [31] Srivastava, S. K., Gencoglu, A., Minerick, A. R., *Anal. Bioanal. Chem.* 2011, 399, 301–321.
- [32] Srivastava, S. K., Baylon-Cardiel, J. L., Lapizco-Encinas, B. H., Minerick, A. R., *J. Chromatogr. A* 2011, 1218, 1780–1789.
- [33] Zhang, L., Tatar, F., Turmezai, P., Bustemeijer, J., Mollinger, J. R., Piciu, O., Bossche, A., *J. Phys.* 2006, 34, 527–532.
- [34] Brody, J. P., Yager, P. *Sensors Actuat.* 1997, 58, 13–25.
- [35] Pohl, H. A., *Dielectrophoresis-The Behavior of Neutral Matter in Nonuniform Electric Fields*, Cambridge University Press, Cambridge (UK) 1978.
- [36] Morgan, H., Graen, N. G., *AC Electrokinetics: Colloids and Nanoparticles*, Research Studios Press, Philadelphia 2002.
- [37] Arnold, W. M., Schwan, H. P., Zimmermann, U., *J. Phys. Chem.* 1987, 91, 5093–5098.
- [38] Sridharan, S., Zhu, J., Hu, G., Xuan, X., *Electrophoresis* 2011, 32, 2274–2281.

ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย

ประวัติส่วนตัว

ชื่อ-สกุล ดร. ณัฐวุฒิ หลิวพิริยะวงศ์

ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล และประธานหลักสูตรวิศวกรรมขนส่งทางราง

ประวัติการศึกษา

ชื่อย่อปริญญา	สาขา	สถาบันที่จบ	ปีที่จบ
Ph.D.	Mechanical and Aerospace Engineering	Nanyang Technological University	2554
Master of Engineering	Mechanical and Aerospace Engineering	Nanyang Technological University	2549
Bachelor of Engineering	Mechanical Engineering	King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang	2545

สาขาวิจัยที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)..

การเคลื่อนที่ของอนุภาคและของเหลวโดยการใช้สนามไฟฟ้า

รางวัลด้านวิชาการ/ด้านวิจัย/งานสร้างสรรค์ (ด้านศิลปะ หรืออื่นๆ) ที่ได้รับ

ปี พ.ศ.	ชื่อรางวัล	สถาบันที่ให้
2553	Best paper award ในงานประชุมวิชาการ Southeast Asia International Advances in Micro/Nano-Technology, Bangkok, Thailand	International School of Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University (Thailand)

ทุนการศึกษาและทุนวิจัยที่เคยได้รับ

ปี พ.ศ.	ทุนการศึกษาและทุนวิจัย	สถาบันที่ให้
2549-2553	Nanyang Technological University Ph.D. scholarship	Nanyang Technological University
2547-2549	AUN/SEED-NET Master's Degree scholarship	AUN/SEED-NET

ผลงานวิจัย/งานสร้างสรรค์

ผลงานวิจัย/งานสร้างสรรค์ที่ตีพิมพ์เผยแพร่ (ระดับชาติและนานาชาติ)

หนังสือ และ บทความ (BOOK AND BOOK CHAPTERS)

- [1] Lewpiriyawong, N., High-speed Rail Engineering for undergraduate education (Thailand's internal circulation textbook supported by Thailand National Science Technology and Innovations Policy Office) (in process)
- [2] Lewpiriyawong, N. and Yang, C., "Dielectrophoretic Characterization and Continuous Separation of Cells in a PDMS Microfluidic Device with Sidewall Conducting PDMS Composite Electrodes", *Micro and Nano Flow Systems for Bioanalysis*, Springer: 2013, Vol 2, Chapter 11. [DOI: 10.1007/978-1-4614-4376-6]
- [3] Lewpiriyawong, N. and Yang, C., "Dielectrophoresis Field-Flow Fractionation for Continuous-Flow Separation of Particles and Cells in Microfluidic Devices", *Advances in Transport Phenomena*: 2011, Vol 3, 2014, pp 29-62. [DOI: 10.1007/978-3-319-01793-8_2]

วารสาร (JOURNALS)

- [1] Lewpiriyawong, N., Yang, C. and Xu, G., "High-throughput microfluidic device for filtering live and dead biological cells using combined hydrodynamics and electrokinetics" (in process)
- [2] Lewpiriyawong, N. and Yang, C., "Continuous Separation of Multiple Particles by Negative and Positive Dielectrophoresis in a Modified H-filter", *Electrophoresis.*, Vol. 35, Issue 5, Mar 2014, pp.714-720.
- [3] Lewpiriyawong, N. and Yang, C., "AC-Dielectrophoretic Characterization and Continuous-flow Separation of Submicron and Micron Particles Using AC-Dielectrophoresis via Conducting PDMS electrodes", *Biomicrofluidics.*, Vol. 6, Mar. 2012, 012807. [DOI: 10.1063/1.3682049]
- [4] Lewpiriyawong, N., Yang, C. and Lam, Y. C., "Electrokinetically-Driven Concentration of Particles and Cells by Dielectrophoresis Using a DC-Offset, AC Electric Field", *Microfluidics and Nanofluidics.*, Vol. 12, Issue 5, Dec. 1, pp.723-733.
- [5] Lewpiriyawong, N., Kandaswamy, K., Yang, C., Ivanov, V. and Stocker, R., "Microfluidic Characterization and Continuous Separation of Cells and Particles Using Conducting PDMS Electrode Induced AC-Dielectrophoresis", *Analytical Chemistry.*, Vol. 83, Issue 24, Oct 2011, pp.9579-9585.

[6] Lewpiriyawong, N., Yang, C. and Lam, Y. C., “Continuous Sorting and Separation of Microparticles by Size Using AC Dielectrophoresis in a PDMS Microfluidic Device with 3D Conducting PDMS Composite Electrodes”, *Electrophoresis.*, Vol. 31, Issue 15, May 2010, pp.2622-2631.

[7] Lewpiriyawong, N., Yang, C. and Lam, Y. C., “Dielectrophoretic Manipulation of Particles in a Modified Microfluidic H-filter with Multi-insulating Blocks”, *Biomicrofluidics.*, Vol. 2, Aug. 2008, 034105. [DOI: 10.1063/1.2973661]

[8] Srigrarom, S. and Lewpiriyawong, N., “Controlled Vortex Breakdown on Modified Delta Wings”, *Journal of Visualization.*, Vol. 10, Issue 3, Aug. 2007, pp.299-307.

[9] Lee, C. S., Lewpiriyawong, N., Srigrarom, S., Nguyen, N. T., “Development of 3-Component Force-Moment Balance for Low Speed Water Tunnel”, *Modern Physics Letters B.*, Vol. 19, 2005, Issue 28-29, pp.1575-1578.

วิดีโอทางวิทยาศาสตร์ (SCIENTIFIC VIDEO)

[1] Lewpiriyawong, N., Conducting PDMS for cell manipulation, *SciVEE*, Dec 23, 2010.

[DOI: 10.4016/26400.01] (Submitted to Biomicrofluidics Video Contest)

การเสนอผลงานวิชาการ

[1] Lewpiriyawong, N., Changkeaw, P., Asawakosinchai, W. and Paputsaro, P., “Numerical analysis of Reduction in Joule Heating in Cell-Separation Dielectrophoretic Devices with Micro Fins”, submitted to the 5th *TSME International Conference on Mechanical Engineering*, Chiang Mai (Thailand), Dec 17-19, 2014. (pending result)

[2] Lewpiriyawong, N., Yang, C. and Lam, Y. C., “Electrokinetically-Driven Concentration of Particles and Cells by Dielectrophoresis Using a dc-Offset, ac Electric Field” in *Advances in Microfluidics and Nanofluidics and Asian-Pacific International Symposium on Lab on Chip*, Singapore, Jan 5-7, 2011.

[3] Lewpiriyawong, N., Yang, C., Kandaswamy, K., Ivanov, V. and Stocker, R., “A PDMS-Based Microfluidic Device for Characterizing and Continuously Separating Cells Using AC-DEP via 3D Conducting PDMS Composite Electrodes” in *Advances in Microfluidics and Nanofluidics and Asian-Pacific International Symposium on Lab on Chip*, Singapore, Jan 5-7, 2011.

[4] Lewpiriyawong, N., Yang, C., Kandaswamy, K. and Ivanov, V., “Dielectrophoretic Characterization and Continuous Separation of Micro/Submicron Particles and Cells in a

PDMS-Based Microfluidic Device with Silver-PDMS Electrodes” in *Particles 2010*, Florida, USA, May 22-25, 2010.

[5] **Lewpiriyawong, N.** and Yang, C., “Continuous Sorting and Separation of Microparticles Using AC-Dielectrophoresis in a PDMS-Based Microfluidic Device with 3D PDMS Composite Electrodes” in *Southeast Asia International Advances in Micro/Nano-Technology*, Bangkok, Thailand, March 8-11, 2010. (Best paper award)

[6] Ivanov, V., Yang, C., Stocker, R., **Lewpiriyawong, N.** and Kandaswamy, K., “Polarization and Separation of Live and Dead Cells in Electric Field” in *BioElectromagnetics*, Davos, Switzerland, June 14-19, 2009.

[7] **Lewpiriyawong, N.** and Yang, C., Electrokinetic Control, “Sorting and Fractionation of Particles Using Modified Microfluidic H-filter Structures” in *Joint Research Seminar between Nanyang Technological University with Chinese Universities*, Singapore, March 19, 2008.

[8] **Lewpiriyawong, N.**, Yan, D. G., Yang, C., and Lam, Y. C., “Electrokinetic Control, Sorting and Fractionation of Particles Using Modified Microfluidic H-filter Structures” in *International Conference on Materials for Advanced Technologies*, Singapore, July 1-6, 2007.

[9] **Lewpiriyawong, N.** and Srigrarom, S., “Modification of Delta Wings to Control Vortex Breakdown” in *the 12th International Symposium of Fluid Visualization*, Göttingen, Germany, September 10-14, 2006.

[10] **Lewpiriyawong, N.** and Srigrarom, S., “Simulation of Suppression of Vortex Breakdown over Delta Wing by Vortex Filament Method” in *the 3rd International Conference on Vortex Flows and Vortex Models*, Yokohama, Japan, November 21-23, 2005.

[11] Srigrarom, S. and **Lewpiriyawong, N.**, “Effect of Stationary Vortex to Heat Transfer on Delta Wings” in *International Congress on Aeronautical Science*, Yokohama, Japan, August 29-September 3, 2004.

ผลงานสิทธิบัตร/สิ่งประดิษฐ์/งานสร้างสรรค์ (ศิลปะ หรือ อื่นๆ)

ไม่มี

อื่นๆ

ไม่มี