

การลดผลกระทบของจูลฮีทติ้งในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กทริกโพรโพเรซิส  
โดยการหล่อเย็นแท่งอินซูเลเตอร์เพื่อการจับเซลล์

REDUCTION OF JOULE HEATING EFFECTS IN INSULATOR BASED  
DIELECTROPHORESIS DEVICES WITH DIRECT-COOLING INSULATING POST FOR  
CELL TRAPPING



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

KMITL-2016-EN-M-030-031

การลดผลกระทบของจูลฮีตติ้งในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กโทรโพรเรซิส  
โดยการหล่อเย็นแท่งอินซูเลเตอร์เพื่อการจับเซลล์

REDUCTION OF JOULE HEATING EFFECTS IN INSULATOR BASED  
DIELECTROPHORESIS DEVICES WITH DIRECT-COOLING INSULATING POST FOR  
CELL TRAPPING



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

REDUCTION OF JOULE HEATING EFFECTS IN INSULATOR BASED  
DIELECTROPHORESIS DEVICES WITH DIRECT-COOLING INSULATING POST FOR  
CELL TRAPPING



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE MASTER DEGREE OF  
ENGINEERING IN MACHANICAL ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2016  
KMUTL-2016-EN-M-030-031

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2016

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การลดผลกระทบของจูลฮีตติ้งในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กทริกโทรโพเรซิส  
โดยการหล่อเย็นแท่งอินซูเลเตอร์เพื่อการจับเซลล์

Thesis Title Reduction of Joule Heating Effects in Insulator Based Dielectrophoresis  
Devices with Direct - Cooling Insulating Post for Cell Trapping

นักศึกษา นายวรุพงษ์ ผึ้งเย็น

รหัสประจำตัว 56601418

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.วิฑาดา เจษฎารัตนชัย

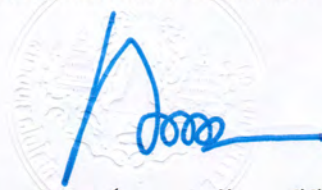
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2016-EN-M-030-031

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.จารุวัตร	เจริญสุข	
รศ.ดร.ชินรักษ์	เรียรพงษ์	
รศ.ดร.สมิทธิ์	เอี่ยมสอาด	
รศ.ดร.พงษ์เจต	พรหมวงศ์	
ผศ.ดร.วิฑาดา	เจษฎารัตนชัย	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 17 พฤษภาคม พ.ศ. 2559 เวลา 13.00-15.00 น.  
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 1

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
โดยไม่ได้รับอนุญาตจากคณะวิศวกรรมศาสตร์  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
วันที่ 17 พฤษภาคม พ.ศ. 2559

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การลดผลกระทบของจุลชีพตั้งในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กทริก โทรโพรเรซิส โดยการหล่อเย็นแท่งอินซูเลเตอร์เพื่อการจับเซลล์
นักศึกษา	นายวรุพงษ์ ผึ้งเย็น
รหัสประจำตัว	56601418
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
พ.ศ.	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร. วิฑาดา เจษฎารัตนชัย

### บทคัดย่อ

Insulator-based dielectrophoresis (iDEP) ประสบความสำเร็จในการดักจับตัวอย่างทางชีวภาพ เช่น เซลล์เม็ดเลือด แבקทีเรีย และ DNA โดยอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า ประกอบด้วยแท่งฉนวนไฟฟ้าทรงกระบอก (Insulator posts) ที่ชักนำให้เกิดสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอและสร้างแรง DEP เพื่อใช้ในการจับเซลล์ใน microchannels ระยะเวลาในการดักจับถูกกำหนดโดยขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ อย่างไรก็ตาม การเพิ่มขึ้นของสนามไฟฟ้าเพื่อเพิ่มความเร็วในการดักจับเป็นสาเหตุให้อุณหภูมิของเหลวเพิ่มสูงขึ้น (ที่อุณหภูมิสูงกว่า 41°C เซลล์จะได้รับความเสียหาย หรือตาย) โดยเฉพาะบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้าที่มีความเข้มข้นของสนามไฟฟ้าสูง ข้อจำกัดนี้นำไปสู่การใช้ของเหลวหรือสารละลายเจือจางในอุปกรณ์ iDEP ซึ่งบ่อยครั้งมีค่าการนำไฟฟ้าต่ำ (0.01 – 0.3 S/m) ภายใต้สนามไฟฟ้าที่ใช้สูงสุด 3,000 V/cm และน้อยครั้งที่มีค่าการนำไฟฟ้าเพิ่มขึ้นเป็น 0.1 S/m ภายใต้สนามไฟฟ้าสูงสุด 1,000 V/cm

งานวิจัยนี้ทำการศึกษาอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่ที่มีแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างวงแหวน (Annular posts) สำหรับเพิ่มความเร็วในการดักจับเซลล์และค่าการนำไฟฟ้าที่สูงของเหลวขึ้นภายใต้สนามไฟฟ้าสูง แท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างวงแหวนนี้มีน้ำหล่อเย็นไหลผ่านตรงกลางวงแหวน นำไปสู่การลดลงของผลกระทบจาก Joule heating ได้อย่างมาก แบบจำลองเชิงตัวเลขถูกนำมาใช้ในการศึกษาการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า อุณหภูมิ และความเร็วของของเหลวที่เซลล์อยู่ และของเหลวในระบบหล่อเย็น นอกจากนี้ ยังมีการศึกษาผลกระทบของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว ความเร็วของน้ำหล่อเย็น อัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางภายในและภายนอกของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างวงแหวน และทิศทางของน้ำหล่อเย็น ต่ออุณหภูมิภายในโดเมน iDEP โดยใช้ COMSOL Multiphysics 3.5 (a) เมื่อมีการเปรียบเทียบผล สำหรับอุปกรณ์ iDEP แบบเก่าผลของแบบจำลองเชิงตัวเลขแสดงให้เห็นขนาดของสนามไฟฟ้าวิกฤตที่ 872 V/cm สำหรับค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.1 S/m (ระดับสูง) แต่เทคนิคใหม่มีแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างวงแหวน สามารถเพิ่มขนาดสนามไฟฟ้าวิกฤตเป็น 2,243 V/cm (เพิ่มขึ้น 157%) เป็นเหตุให้แรง DEP เพิ่มขึ้น 6.61 เท่า ในขณะที่เดียวกัน ถ้ามีการลดขนาดสนามไฟฟ้าเป็น

872 V/cm ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลวสามารถเพิ่มขึ้นเป็น 0.6 S/m (เพิ่มขึ้น 6 เท่าจากงานวิจัย

อ้างอิง) ผลของการออกแบบอุปกรณ์ iDEP ด้วยเทคนิคการลดความร้อนโดยตรงนี้ เพิ่มความเร็วในการทำงานของอุปกรณ์โดยที่เซลล์ไม่ได้รับอันตราย เพื่อที่จะนำไปวิเคราะห์ในขั้นตอนเชิงเคมีและการแพทย์ต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต่ออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<b>Thesis Title</b>	Reduction of Joule heating effects in Insulator based Dielectrophoresis Devices with Direct-Cooling Insulating Post for Cell Trapping
<b>Student</b>	Mr. Warupong Phuengyen
<b>Student ID.</b>	56601418
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Mechanical Engineering
<b>Year</b>	2016
<b>Thesis Advisor</b>	Asst. Prof. Dr. Withada Jedsadaratanachai

## ABSTRACT

Insulator-based dielectrophoresis (iDEP) has been successfully used for on-chip trapping of biological samples. In conventional iDEP devices, cylindrical insulator posts induce non-uniform electric fields for creating DEP forces to trap biological cells (e.g., blood cells, bacteria and DNA) in microchannels. The duration of trapping process is generally determined by the amount of an electric field applied across a microchannel. However, an increase in the electric field adversely causes Joule heating and thus temperature rise near the posts where the electric fields are strong. At 41 °C, cells may be jeopardized or damaged. The limitation leads to the use of dilute suspending liquids which frequently have low conductivities (i.e. 0.01-0.03 S/m) under a maximum electric field of 3,000 V/cm and rarely have high the conductivity of up to 0.1 S/m under a maximum electric field of 1,000 V/cm.

This study develops a new iDEP device with annular insulator posts for faster trapping process for higher electrical conductivity under high electric field strength. The annular posts allow cooling water to pass through their center holes and to directly remove joule heating substantially. Multiphysics modeling and numerical simulation are employed to study the distribution of electric fields, temperature and liquid velocity in both iDEP and cooling domains. The study also investigates the effect of liquid's electrical conductivity, cooling water velocity, a ratio of annulus's outer and inner diameters and direction of water cooling on the temperature in the iDEP liquid domain using COMSOL Multiphysics 3.5(a). Numerical results show that in a typical iDEP device, the critical electric field (causing cell death at 41 °C) is 872

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต่ออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

V/cm for a liquid of 0.1 S/m. The use of annular posts allows the critical electric field to increase to 2,243 V/cm (+157%) and the resulting DEP force is markedly increased to 6.61 times. Alternatively, the electrical conductivity can be greatly increased to 0.6 S/m (six times higher than any iDEP works reported in literature) by simply reducing the electric field to 872 V/cm. The merit of this new design is proven to be effective not only for faster and benign trapping or separation of biological samples and but also for subsequent chemical and medical sample analysis.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยเรื่อง การลดผลกระทบของจุลชีพดัดแปลงในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กทริกโพรเซสซิส โดยการหล่อเย็นแท่งอินซูเลเตอร์เพื่อการจับเซลล์ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากความกรุณา และการให้คำปรึกษาจากอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิฑาดา เจษฎารัตนชัย และ ดร.ณัฐวุฒิ หลิวพิริยวงค์ ซึ่งผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอขอบพระคุณ เป็นอย่างสูง อีกทั้งขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ สำหรับคำแนะนำเพิ่มเติมทำให้ วิทยานิพนธ์นี้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่เป็นกำลังใจ และให้การ สนับสนุนในทุกๆ เรื่อง ขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิฑาดา เจษฎารัตนชัย และ ดร.ณัฐวุฒิ หลิวพิริยวงค์ ที่กรุณาให้คำแนะนำที่ดีแก่ผู้วิจัย ขอขอบคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณ ทหารลาดกระบัง ที่ให้ความช่วยเหลือทางด้านอุปกรณ์และสถานที่สำหรับการวิจัย ขอขอบคุณ พี่ๆ น้องๆ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่าน ที่ให้ความช่วยเหลือ ข้าพเจ้าในทุกๆ ด้าน ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

สุดท้ายนี้สำหรับคุณงามความดีอันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบแต่ผู้มีพระคุณทุก ท่าน ที่ได้มอบวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

วรพงษ์ ผึ้งเย็น

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	III
กิตติกรรมประกาศ.....	V
สารบัญ.....	VI
สารบัญตาราง.....	IX
สารบัญรูป.....	X
รายการคำย่อและสัญลักษณ์.....	XIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	3
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	4
1.5 ขั้นตอนของการศึกษา.....	5
บทที่ 2 งานวิจัยและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1.1 การพัฒนาของอุปกรณ์ DEP.....	7
2.1.1.1 การใช้งานไดอิเล็กโตรโพรเรซิสร่วมกับการไหลในการแยกอนุภาค.....	7
2.1.1.2 การใช้ DEP-FFF เพียงแค่ด้านข้าง.....	9
2.1.1.3 ขั้วไฟฟ้า 3 มิติ.....	9
2.1.1.4 อินซูลเลเตอร์เบสไดอิเล็กโตรโพรเรซิส (Insulator based dielectrophoresis: iDEP).....	11
2.1.2 ปัญหาจูล ฮิตตั้ง (Joule heating) กับการใช้งานอุปกรณ์ iDEP.....	12
2.1.3 Micro fabricate.....	14
2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	16
2.2.1 อิเล็กโตรคิเนติกส์ (Electro kinetic).....	16
2.2.1.1 แรงอิเล็กโตรโพรเรซิส (Electrophoresis Force).....	17
2.2.1.2 แรงอิเล็กโตรออสโมซิส (Electroosmosis Force).....	17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.2.1.3 แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Dielectrophoresis Force) .....	18
2.2.2 จูล ฮีตติ้ง และ เลขจูล (Joule heating & Joule number) .....	20
2.2.2.1 จูล ฮีตติ้ง (Joule heating) .....	20
2.2.2.2 เลขจูล (Joule number) .....	21
2.2.3 แรงอิเล็กโตร เทอร์มอล (Electrothermal Force) .....	21
2.2.4 อิเล็กโตรสแตติก (Electrostatic) .....	22
2.2.5 การถ่ายเทความร้อน (Heat transfer).....	22
2.2.6 การไหลของของเหลว (Fluid Flow) .....	23
บทที่ 3 แบบจำลองเชิงตัวเลข .....	25
3.1 การสร้างแบบจำลองเชิงตัวเลข .....	25
3.1.1 โครงสร้างของแบบจำลอง .....	25
3.1.2 เงื่อนไขขอบเขตในการคำนวณ .....	27
3.1.3 การตรวจสอบความเป็นอิสระของผลเฉลยจากจำนวนกริดเซลล์ (grid independent check) .....	30
3.1.4 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง .....	33
บทที่ 4 ผลการทดลอง .....	35
4.1 ปัญหาการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิในโดเมน iDEP .....	35
4.2 พฤติกรรมการเคลื่อนที่ของเซลล์ในอุปกรณ์ iDEP .....	37
4.3 ผลกระทบของทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของเหลวสูงสุดในโดเมน iDEP .....	39
4.4 ผลกระทบของอัตราส่วนระหว่างเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อ น้ำหล่อเย็นกับแท่ง ฉนวนไฟฟ้า และความเร็วของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิสูงสุดในอุปกรณ์ iDEP .....	42
4.5 การประเมินประสิทธิภาพของอุปกรณ์ iDEP ที่เพิ่มระบบหล่อเย็น .....	47
4.6 แผนภูมิแสดงอุณหภูมิของเหลวในโดเมน iDEP ภายในอัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลาง ระหว่างท่อ น้ำหล่อเย็นและแท่งฉนวนไฟฟ้า, ความเร็วของน้ำหล่อเย็น และเลขจูล.....	49
4.7 ขนาดของเซลล์กับแรง DEP .....	50

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง .....	52
5.1 ข้อเสนอแนะเกี่ยวกับงานวิจัยในอนาคต .....	53
เอกสารอ้างอิง .....	54
ภาคผนวก.....	61
ภาคผนวก ก.....	62
ภาคผนวก ข. ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	65
ประวัติผู้เขียน.....	72



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ขนาดและจำนวน element.....	30
3.2 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแต่ละ element size ในแต่ละโดเมน .....	32



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต่อ IX อ่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 ขนาดของอุปกรณ์ lap on chip เปรียบเทียบกับขนาดของห้องทดลอง .....	1
2.1 จำนวนของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับ DEP ในระหว่างปี 2000 – 2015.....	6
2.2 รายละเอียดของการทำงานของ DEP ในระหว่างปี 2010 – 2015.....	7
2.3 กลไกการแยกของ DEP-FFF (ก) อุปกรณ์ DEP-FFF แบบเก่าที่ดักจับอนุภาคด้วยแรง nDEP (ข) เทคนิคขั้นสูงของ DEP-FFF ที่มีการเตรียมอนุภาคให้พร้อมสำหรับการดักจับ .....	8
2.4 ภาพด้านข้างของท่อ แสดงลักษณะสนามไฟฟ้า (ข) ภาพด้านบนของท่อแสดงลักษณะการไหล ของอนุภาค .....	9
2.5 ขั้วไฟฟ้า 3 มิติสำหรับการแยกเซลล์ แรง nDEP จะดึงดูดเซลล์มายังขั้วไฟฟ้าขนาดใหญ่และเซลล์ ที่ไม่ถูกดึงดูดจะถูกผลักไปยังขั้วไฟฟ้าที่บางกว่าด้วยแรง nDEP.....	10
2.6 ขั้วไฟฟ้าบริเวณผนังของท่อการไหลสำหรับการแยกเซลล์ในการไหลแบบต่อเนื่อง .....	10
2.7 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ iDEP.....	11
2.8 การแยก B. subtilis (สีเขียว) ในอุปกรณ์ iDEP.....	11
2.9 ขนาดของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และสนามไฟฟ้าที่นิยมใช้ในอุปกรณ์ DEP.....	13
2.10 กระบวนการ Photolithography และ Deep reactive ion etching สำหรับสร้างอุปกรณ์ iDEP.....	15
2.11 การเกิด electric double layer.....	18
2.12(ก) แสดงการเกิด positive DEP และ (ข) แสดงการเกิด negative DEP.....	20
3.1 โครงสร้างของอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่ที่มีการระบายความร้อน (ก) (มีหน่วยเป็นไมโครเมตร) (ข) แสดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของ posts และ channel ของน้ำที่ไหลผ่านบริเวณกลางของ posts.....	26
3.2 โดเมนของเหลวใน microchannel ที่ประกอบด้วยแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวน .....	27
3.3 โดเมนของแก้ว และ PDMS.....	28
3.4 โดเมนของน้ำหล่อเย็น .....	29
3.5 Global element 1 .....	30
3.6 local element 2 .....	31
3.7 local element 3 .....	31
3.8 local element 4 .....	31
3.9 ความละเอียดของแบบจำลองเชิงตัวเลขที่ใช้ในการศึกษา.....	32

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
3.10 ผลของแบบจำลองเชิงตัวเลขของ Nakano และคณะแสดงอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุดภายใน อุปกรณ์ iDEP ภายใต้ศักย์ไฟฟ้า 3,000 V .....	33
4.1 (ก) การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าภายในโดเมน iDEP และ (ข) บริเวณแห่งฉนวนไฟฟ้า .....	35
4.2 (ก) แสดงการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในโดเมน iDEP และ (ข) บริเวณแห่งฉนวนไฟฟ้า ....	36
4.3 ผลกระทบของสนามไฟฟ้าที่ค่าการนำไฟฟ้าต่างๆที่ส่งผลต่ออุณหภูมิภายในอุปกรณ์ iDEP .....	37
4.4 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และแรง DEP ในบริเวณแห่งฉนวนไฟฟ้า .....	38
4.5 พฤติกรรมการเคลื่อนที่ของเซลล์ และอุณหภูมิของเหลวภายในอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า.....	39
4.6 ผลกระทบของทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของโดเมน iDEP .....	40
4.7 เปรียบเทียบอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นที่มีทิศทาง up stream (ก) และ down stream (ข) ....	41
4.8 ผลกระทบจากความเร็วน้ำหล่อเย็น และอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างท่อของน้ำ หล่อเย็นกับแห่งฉนวนไฟฟ้าที่ส่งผลต่ออุณหภูมิสูงสุดภายในอุปกรณ์ iDEP ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm และ $\sigma_m = 0.6$ S/m .....	43
4.9 การเปรียบเทียบบริเวณที่อุณหภูมิสูงสุดระหว่าง (ก) อุปกรณ์แบบเก่ากับ (ข) อุปกรณ์ที่มีระบบ หล่อเย็น (ค) เปรียบเทียบอุณหภูมิภายใน iDEP โดเมนตามแนวยาวของอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า กับแบบใหม่.....	44
4.10 ผลกระทบของความเร็วน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นในแนวแกน Z ภายใต้ สนามไฟฟ้า 872 V/cm, ค่านำไฟฟ้าของของเหลว 0.6 S/m และเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำ หล่อเย็น 150 $\mu m$ .....	46
4.11 ผลกระทบของอัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างท่อน้ำหล่อเย็นและแห่งฉนวนไฟฟ้าใน แนวแกน Z ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm, ค่านำไฟฟ้าของของเหลว 0.6 S/m และความเร็วน้ำ หล่อเย็น 25 mm/s.....	47
4.12 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพที่เพิ่มขึ้นของอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่กับแบบเก่าภายใต้ค่าการนำ ไฟฟ้า 0.1 S/m, เส้นผ่านศูนย์กลางท่อน้ำหล่อเย็น 150 $\mu m$ , ความเร็วในการไหล 25 mm/s และน้ำหล่อเย็นไหลแบบ up stream .....	48
4.13 แผนภูมิแสดงเงื่อนไขการใช้งานอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่ถูกแสดงตามรูปที่ 4.10 สำหรับอุปกรณ์ iDEP ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำหล่อเย็น (ก) 50, (ข) 66.6, (ค) 100 และ (ง) 150 $\mu m$ ภายใต้ทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นแบบ up stream.....	49

# สารบัญรูป

รูปที่

หน้า

- 4.14 การเปรียบเทียบการดักจับเซลล์ของอุปกรณ์แบบเก่าและใหม่ภายใต้เส้นผ่านศูนย์กลางของน้ำ  
หล่อเย็น 150  $\mu\text{m}$  , ความเร็วของน้ำหล่อเย็น 25 mm/s และการไหลเป็นแบบ up stream..51



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## รายการคำย่อและสัญลักษณ์

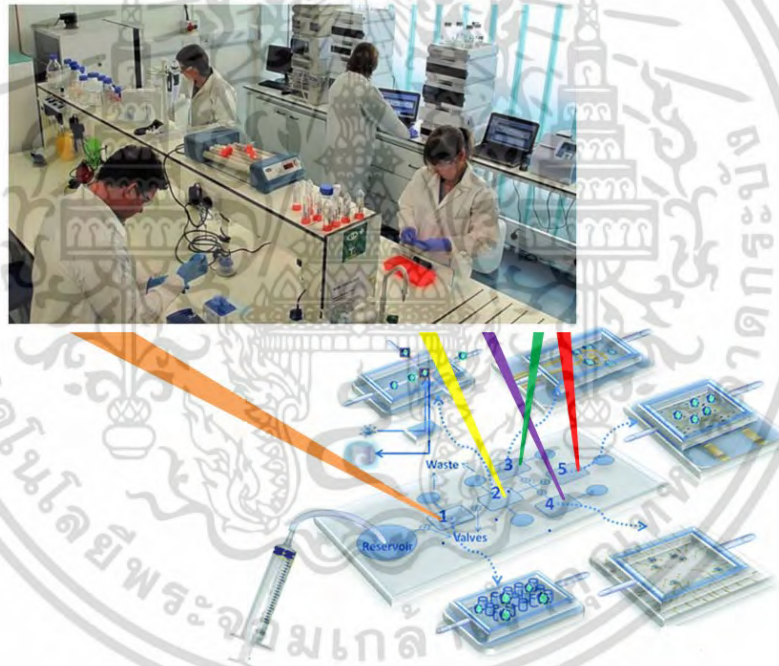
$\bar{F}_{EO}$	แรงอิเล็กโตรออสโมซิส, $N$
$\bar{F}_{EP}$	แรงอิเล็กโตรโพรเรซิส, $N$
$\bar{F}_{DEP}$	แรงไดอิเล็กโตรออสโมซิส, $N$
$\epsilon_m$	Permittivity of fluid
$R$	รัศมีของอนุภาค หรือเซลล์
$\xi_p$	Zeta potential of particle
$\xi_{Wall}$	Zeta potential of wall
$\bar{E}_{DC}$	ขนาดของสนามไฟฟ้ากระแสตรง, $V/Cm$
$\eta$	ค่าความหนืดของของเหลว
$\bar{U}_{EO}$	ความเร็วการไหลของอิเล็กโตรออสโมซิส
$\epsilon_p^*$	Complex permittivity of particle
$\epsilon_m^*$	Complex permittivity of fluid
$\sigma_p$	ค่าการนำไฟฟ้าของอนุภาค
$\sigma_m$	ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว
$\omega$	ความถี่เชิงมุมของสนามไฟฟ้า
$K_s$	ค่าการนำไฟฟ้าที่ผิวของอนุภาค
$J_h$	Joule heating, $W/m^3$
$J_0$	เลขจูล
$\bar{D}_h$	เส้นผ่านศูนย์กลางอ้างอิง
$k$	ค่าการนำความร้อนของของแข็ง, $W/m \cdot k$
$T_0$	อุณหภูมิห้อง
$T_{ref}$	อุณหภูมิที่จุดเดือด
$\bar{f}_e$	แรงอิเล็กโตรเทอร์มอล, $N$
$\rho_v$	Free density charge
$\rho$	ความหนาแน่นของของเหลว, $kg/m^3$
$C_p$	ค่าความจุความร้อนจำเพาะที่ความดันคงที่, $J/kg \cdot K$
$\bar{u}$	ความเร็ว, $m/s$
$Q$	แหล่งกำเนิดความร้อนภายในระบบ
$p$	ความดัน, $Pa$

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1. ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

Lab on chip คือ แผ่นชิพขนาดเล็กที่ถูกสร้างขึ้นเพื่อจำลองส่วนต่างๆ ของห้องทดลองเพื่อนำไปใช้ในการตรวจวัดได้หลากหลาย เช่น การตรวจวัดทางสิ่งแวดล้อม การตรวจวัดสารพิษในอาหาร หรือการตรวจวัดทางการแพทย์ [1] เนื่องจากอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็กจึงทำให้สามารถลดพลังงานในการทำงาน ปริมาณของตัวอย่าง และ ทรัพยากร ด้วยข้อได้เปรียบเหล่านี้ Lab on chip จึงเป็นที่สนใจสำหรับการพัฒนาอุปกรณ์ที่ใช้ในการวินิจฉัยที่มีราคาถูกในอนาคต



รูปที่ 1.1 แสดงขนาดของอุปกรณ์ lap on chip เปรียบเทียบกับขนาดของห้องทดลอง [2, 3]

ไดอิเล็กโตรโพรเรซิส (Dielectrophoresis: DEP) เป็นหนึ่งในเทคนิคที่นิยมใช้ในอุปกรณ์ lap on chip สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ (cell manipulation) แยกเซลล์ (cell separation) หรือดักจับเซลล์ (cell trapping) หรืออนุภาคต่างๆ เช่น สารพิษในสิ่งแวดล้อม หรือตัวอย่างทางชีวภาพ [1] โดยทั่วไปอุปกรณ์แบ่งเป็น 2 แบบ คือ 1) แบบที่ใช้แผ่นขั้วไฟฟ้าขนาดเล็ก (micro planar electrodes) สำหรับการสร้างสนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอ และ 2) แบบอินซูลเตอร์เบส ไดอิเล็กโตรโพรเรซิส (Insulator based dielectrophoresis: iDEP) ที่ใช้แท่งฉนวนไฟฟ้า (insulator posts)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการสร้างสนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอในของเหลวที่อยู่ใน microchannels สำหรับสนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอที่ถ่วงน้ำหนักจะทำให้เกิดแรง DEP สำหรับผลึกหรือดีดิวต์ ในการดักจับเซลล์ให้อยู่ใกล้ๆ แหล่งของสนามไฟฟ้า โดยขนาดของแรง DEP ขึ้นอยู่กับ 1) กำลังสองของการเปลี่ยนแปลงของขนาดสนามไฟฟ้าในบริเวณนั้นๆ (square of electric field gradient) 2) ขนาดของเซลล์ 3) ความแตกต่างของความสามารถในการเกิดขั้วระหว่างเซลล์และของเหลว (polarizability) และ 4) ความถี่ของสนามไฟฟ้า (electric field frequency)

ในปัจจุบัน อุปกรณ์อินซูลเตอร์เบสไดอิเล็กโตรโพรเรซิส (Insulator-based dielectrophoresis) หรือ iDEP เริ่มถูกใช้กันอย่างแพร่หลายในการดักจับตัวอย่างทางชีวภาพ หรืออนุภาคที่มีขนาดเล็ก (ระดับไมโครเมตร หรือเล็กกว่า) ที่แขวนลอยอยู่ในของเหลว เช่น เซลล์มะเร็ง [4, 5] มาเลเรีย [6, 7] แบคทีเรีย [8] เลือด [9] หรือแม้กระทั่งเซลล์ประสาท [10] เนื่องจากไม่มีความยุ่งยากในการผลิต (สามารถผลิตได้ด้วยกรรมวิธีการฉีกขึ้นรูป) การเชื่อมต่อระหว่างชั้นของอุปกรณ์ประสานกันได้ดี เนื่องจากกรรมวิธีทางความร้อนทำให้ลดปัญหาการรั่วซึมของของเหลวภายในอุปกรณ์ แหล่งของสนามไฟฟ้ามีแนวโน้มต่ำที่จะมีสิ่งเจือปนทำให้เหมาะสมกับการใช้งานอุปกรณ์ร่วมกับตัวอย่างทางชีวภาพ และ อิเล็กโตรโพรเรซิส (EP) อิเล็กโตรออสโมซิส (EO) ไดอิเล็กโตรโพรเรซิส (DEP) สามารถทำการจัดการการไหลของของเหลวและตัวอย่างได้โดยไม่ต้องแยกส่วนของอุปกรณ์ กลไกสำคัญของอุปกรณ์ iDEP ที่ชักนำให้เกิดการดักจับตัวอย่างทางชีวภาพ หรืออนุภาค โดยอาศัยอินซูลเตอร์โพสต์ หรือแหล่งของสนามไฟฟ้า (Insulator posts) ที่ทำหน้าที่ในการชักนำให้เกิดสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอใน microchannels ให้ไม่สม่ำเสมอตามรูปร่างของแหล่งของสนามไฟฟ้าที่สร้างใน microchannel เมื่อมีเซลล์ที่มีค่าการนำไฟฟ้าที่แตกต่างจากของเหลวและอาศัยในของเหลวที่มีสนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอ เซลล์จะได้รับแรงไดอิเล็กโตรโพรเรซิส (DEP Force) และเคลื่อนที่หรือถูกดักจับได้ ซึ่งระยะเวลาและประสิทธิภาพในการดักจับสามารถถูกกำหนดจากขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใส่เข้าไปในของเหลวใน microchannels

อย่างไรก็ตาม การเพิ่มขึ้นของสนามไฟฟ้าเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการดักจับ และความเร็วของกระบวนการเป็นสาเหตุให้อุณหภูมิของเหลวภายในอุปกรณ์เพิ่มสูงขึ้น (ที่อุณหภูมิสูงกว่า 41°C เซลล์จะได้รับความเสียหาย หรือตาย [11]) โดยเฉพาะบริเวณแหล่งของสนามไฟฟ้าที่มีความเข้มข้นของสนามไฟฟ้าสูง ส่งผลให้มีข้อจำกัดของอุปกรณ์เมื่อถูกนำมาใช้กับตัวอย่างทางชีวภาพ ข้อจำกัดนี้นำไปสู่การเจือจางของเหลวหรือสารละลายให้มีค่าการนำไฟฟ้าต่ำก่อนนำเข้าไปแยกตัวอย่างทางชีวภาพในอุปกรณ์ iDEP เช่น การใช้ของเหลวหรือสารละลายเจือจางในอุปกรณ์ iDEP ซึ่งมีค่าการนำไฟฟ้าต่ำ (0.01 – 0.03 S/m) ภายใต้สนามไฟฟ้าที่ใช้สูง หรือการใช้ของเหลวหรือสารละลายในอุปกรณ์ iDEP ซึ่งมีค่าการนำไฟฟ้าสูง (0.1 S/m) ภายใต้สนามไฟฟ้าที่ใช้ต่ำ

เนื่องจากบางตัวอย่างทางชีวภาพที่ไม่สามารถอยู่ในของเหลว หรือสารละลายที่เจือจาง เพราะอาจทำให้เซลล์เสื่อมคุณภาพทางชีวภาพและแตกในที่สุด โดยมีผลมาจากการออสโมซิส งานวิจัยนี้ได้

นำเสนออุปกรณ์ iDEP แบบใหม่ด้วยแหล่งของสนามไฟฟ้ารูปทรงวงแหวน (Annular posts) เพื่อการจับเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เซลล์ที่เร็วขึ้นกับของเหลวที่มีค่าการนำไฟฟ้าสูงที่ความเข้มข้นของสนามไฟฟ้าสูงๆ แท่งฉนวนไฟฟ้ารูปทรงวงแหวน (Annular posts) ที่มีน้ำหล่อเย็นไหลผ่านที่บริเวณกึ่งกลางของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปทรงวงแหวน (Annular posts) โดยควบคุมอุณหภูมิที่ทางเข้าของน้ำที่ 4°C เพื่อให้ความเย็นส่งผลโดยตรงต่อแหล่งความร้อน การศึกษาผลกระทบของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว ความเร็วของน้ำหล่อเย็น อัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางภายในและภายนอกของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวน และทิศทางของน้ำหล่อเย็น ต่ออุณหภูมิภายในโดเมน iDEP โดยใช้ COMSOL Multiphysics 3.5(a) ถูกนำมาวิเคราะห์ เพื่อประโยชน์ที่ในการออกแบบอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่สำหรับการพัฒนาอุปกรณ์ iDEP ในการดักจับเซลล์รุ่นต่อไป

## 1.2. ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1. เพื่อแสดงให้เห็นถึงปัจจัยของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และขนาดของสนามไฟฟ้า ที่ส่งผลต่ออุณหภูมิของของเหลวภายในอุปกรณ์ iDEP

1.2.2. เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของอุปกรณ์ iDEP โดยการเพิ่มขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์

1.2.3. เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของอุปกรณ์ iDEP โดยการเพิ่มความค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว หรือสารละลายที่ใช้กับอุปกรณ์

## 1.3. สมมุติฐานของการศึกษา

1.3.1. เมื่อเพิ่มค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว หรือขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ iDEP อุณหภูมิของของเหลว หรือสารละลายภายในอุปกรณ์จะเพิ่มสูงขึ้น เนื่องจากทั้งค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และขนาดของสนามไฟฟ้าเป็นฟังก์ชันของแหล่งกำเนิดความร้อน หรือ Joule heating

1.3.2. เมื่อความเร็วของน้ำหล่อเย็น (cooling water) เพิ่มมากขึ้น จะส่งผลให้อุณหภูมิของของเหลวภายในอุปกรณ์ และอุปกรณ์ลดต่ำลง เนื่องจากการพาความร้อน (heat convection) ขึ้นอยู่กับความเร็วของของไหล

1.3.3. น้ำหล่อเย็นที่ไหลเข้าอุปกรณ์ที่โดเมนของแก้วและไหลออกที่โดเมนของ PDMS มีความเป็นไปได้ที่จะส่งผลดีต่ออุปกรณ์ iDEP มากกว่าน้ำหล่อเย็นที่ไหลเข้าอุปกรณ์ที่โดเมนของ PDMS และไหลออกที่โดเมนของแก้ว เนื่องจากแก้วทำหน้าที่ในการถ่ายเทความร้อนจากแหล่งกำเนิดสู่น้ำหล่อเย็นได้ดีกว่า PDMS

1.3.4. เมื่ออัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก และภายในของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวนเพิ่มมากขึ้น จะส่งผลให้อุณหภูมิของของเหลวภายในอุปกรณ์ และอุปกรณ์ลดต่ำลง เนื่องจากการถ่ายเทความร้อน (heat conduction) ขึ้นอยู่กับพื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างของแข็ง และของไหล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้การเพิ่มขึ้นของอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก และภายในของแท่งฉนวนไฟฟ้า รูปร่างยังเป็น การเพิ่ม mass flow rate ซึ่งเป็นการเพิ่มการพาความร้อนอีกทางหนึ่ง

#### 1.4. ขอบเขตการวิจัย

1.4.1. สร้างแบบจำลองเชิงตัวเลขของอุปกรณ์ iDEP โดยใช้โปรแกรมทางคอมพิวเตอร์สำเร็จรูป COMSOL

1.4.2. ศึกษาผลกระทบของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว สนามไฟฟ้า ความเร็วของน้ำ และอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกและภายในของ annular posts และทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็น ต่ออุณหภูมิในอุปกรณ์ iDEP

1.4.3. ศึกษาผลกระทบของทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นที่ส่งผลต่ออุณหภูมิของของเหลวในอุปกรณ์ iDEP

1.4.4. ศึกษาผลกระทบจากความเร็วของน้ำหล่อเย็น และอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก และภายในของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างวง รวมถึงทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นที่ส่งผลต่ออุณหภูมิของของเหลวในอุปกรณ์ iDEP

1.4.5. เปรียบเทียบประสิทธิภาพของอุปกรณ์แบบเท่ากับอุปกรณ์ที่มีแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างวง เพื่อเพิ่มค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว หรือ ขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ iDEP

### 1.5 ขั้นตอนของการศึกษา

การดำเนินการวิจัย	ระยะเวลาดำเนินการวิจัย (เดือน)											
	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24
1. ศึกษาและทำความเข้าใจเกี่ยวกับหัวข้อการวิจัย	↔											
2. ศึกษาค้นคว้าและทบทวนวรรณกรรมต่างๆที่เกี่ยวข้อง	↔	↔	↔									
3. ศึกษาเกี่ยวกับทฤษฎี		↔	↔	↔								
4. ศึกษาและทำความเข้าใจเกี่ยวกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (COMSOL)				↔	↔	↔						
5. สร้างแบบจำลองและทำการวิเคราะห์ชิ้นงาน				↔	↔	↔	↔	↔				
6. ศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพของอุปกรณ์ iDEP								↔	↔			
7. วิเคราะห์ผลลัพธ์								↔	↔	↔		
8. เปรียบเทียบผลการวิเคราะห์								↔	↔	↔	↔	
9. สรุปผลและจัดทำรูปเล่มการวิจัยอย่างสมบูรณ์											↔	↔

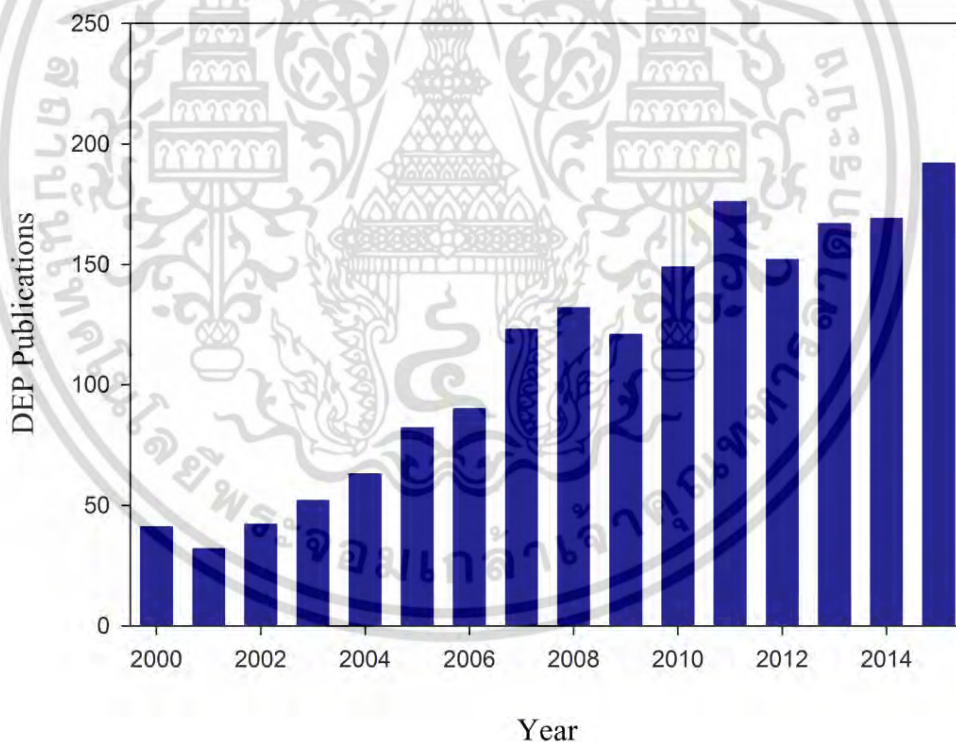
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# งานวิจัย และทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแยกหรือดักจับเซลล์โดยใช้ไดอิเล็กโตรโพรเรซิส ในอุปกรณ์ไมโครฟลูอิดิก (microfluidic devices) ในทศวรรษที่ผ่านมาได้รับความสนใจ และมีแนวโน้มของจำนวนงานวิจัยเพิ่มขึ้นมาตลอด จากรูป 2.1 ข้อมูลจาก Scopus จะเห็นแนวโน้มของจำนวนงานวิจัยในระหว่างปี 2000 ถึง 2015 ในระยะแรกของงานวิจัยเน้นในเรื่องของทฤษฎี (ปี 2000 - 2006) ในระยะที่สองงานวิจัยเน้นในเรื่องของเทคโนโลยี (ปี 2000 - 2010) และในระยะปัจจุบันงานวิจัยจะเน้นในเรื่องของการใช้งาน (ปี 2008 - 2015)

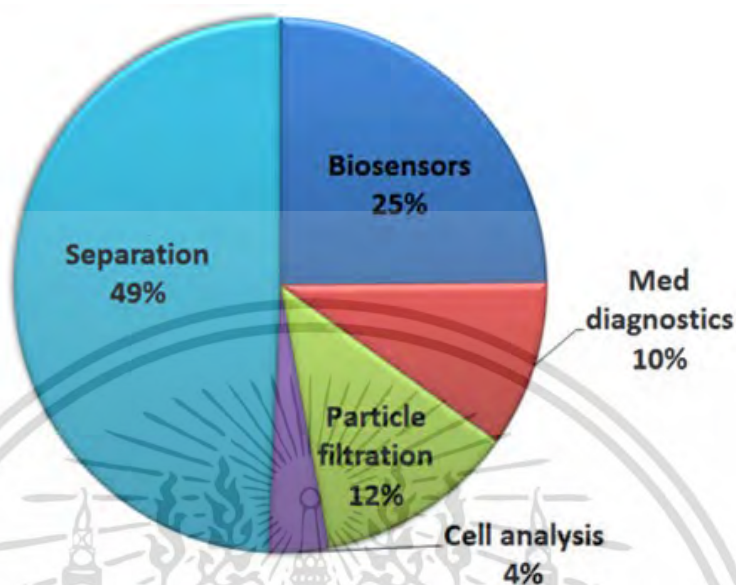


รูปที่ 2.1 แสดงจำนวนของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับ DEP ในระหว่างปี 2000 – 2015

การใช้งานของไดอิเล็กโตรโพรเรซิสในระหว่างปี 2010 – 2015 สามารถแบ่งออกเป็นการใช้งานต่างๆได้ตามแผนภูมิด้านล่างที่กำหนดให้ ข้อมูลทางสถิติได้แสดงให้เห็นว่า DEP ถูกนำมาใช้เป็นหลัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับอนุภาคและแยกเซลล์ ตามด้วยไบโอเซนเซอร์ การตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ การกรองอนุภาคและการวิเคราะห์เซลล์



รูปที่ 2.2 แสดงระเอียดของการใช้งานของ DEP ในระหว่างปี 2010 – 2015

### 2.1.1 การพัฒนาของอุปกรณ์ DEP

ในปี 1998 Pohl [12] ได้นำเสนอปรากฏการณ์ไดอิเล็กโตรโพรเรซิส โดยให้คำนิยามของปรากฏการณ์ไดอิเล็กโตรโพรเรซิสว่า ไดอิเล็กโตรโพรเรซิสเป็นการเคลื่อนที่ในแนวขนานของอนุภาคที่เป็นกลางในสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอ (nonuniform electric field) โดยมีสาเหตุจากปรากฏการณ์โพลาไรเซชัน (polarization) ของอนุภาคนั้นๆ หลังจากนั้นได้มีการนำเอาปรากฏการณ์ไดอิเล็กโตรโพรเรซิสไปใช้ประโยชน์อย่างแพร่หลาย ส่งผลให้เกิดรูปแบบของอุปกรณ์ที่ใช้กลไกการปรากฏการณ์ไดอิเล็กโตรโพรเรซิสเกิดขึ้นมากมาย

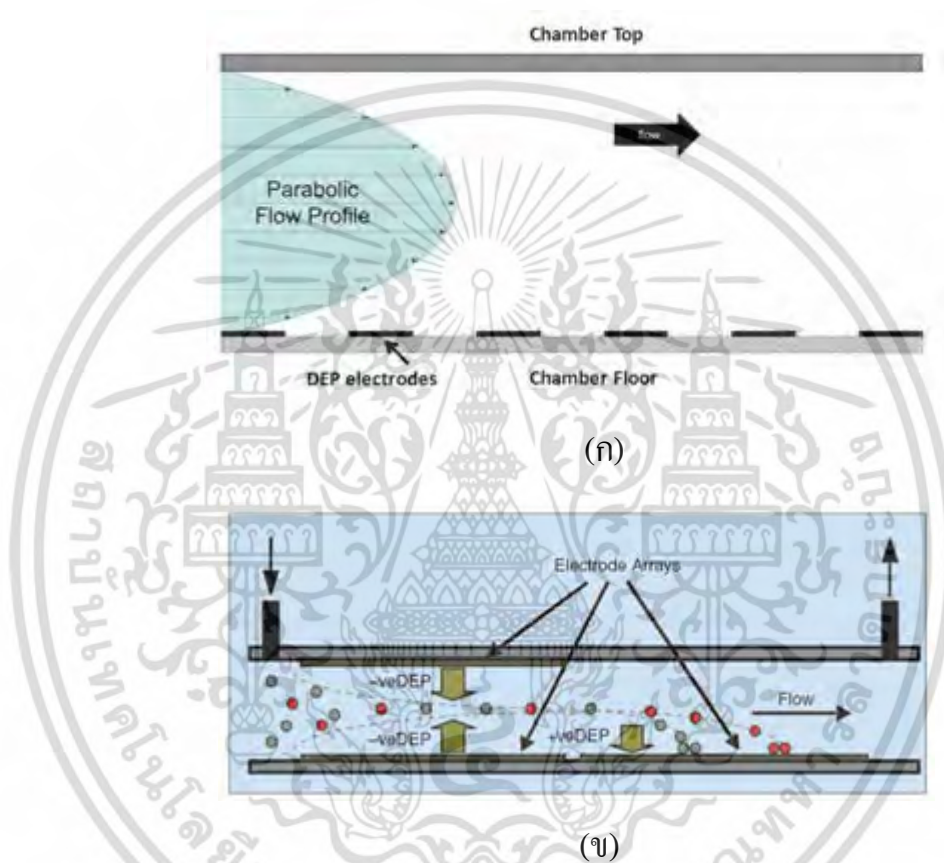
#### 2.1.1.1 การใช้งานไดอิเล็กโตรโพรเรซิสร่วมกับสนามการไหลในการแยกอนุภาค

Dielectrophoresis field-flow fractionation หรือ DEP-FFF เป็นเทคนิคที่ใช้แรง DEP ในการแยกอนุภาคหรือเซลล์ในการไหลแบบต่อเนื่องด้วย pressure-driven flow แรง DEP ถูกสร้างเนื่องจากสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอที่ถูกชักนำจากขั้วไฟฟ้าแบบแผ่นในตำแหน่งผนังของท่อการไหลตามที่แสดงในรูปที่ 2.3(ก) เมื่ออนุภาคมีค่าการนำไฟฟ้าน้อยกว่าของเหลว อนุภาคจะพบกับแรงผลัก (negative DEP force) ถูกผลักออกจากขั้วไฟฟ้าในทางกลับกัน เมื่ออนุภาคมีค่าการนำไฟฟ้ามากกว่าของเหลว อนุภาคจะถูกดึงดูดด้วยแรง (positive DEP force) ไปที่ขั้วไฟฟ้า รูปที่ 2.3(ก) แสดงแรงที่กระทำกับอนุภาคภายในท่อการไหล DEP-FFF อนุภาคที่อยู่สูงกว่าจุดสมดุลจะมีความเร็วมากขึ้น DEP-FFF [7, 13]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยามให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประสบความสำเร็จในการแยกอนุภาค หรือเซลล์ อาทิ เม็ดยาง polystyrene [14] และ มะเร็งเม็ดเลือด (KL-60) [15]

นอกจากนี้ เทคนิค DEP-FFF ชั้นสูงถูกนำมาใช้สำหรับเตรียมการสำหรับการดักจับเซลล์สำหรับบางพื้นที่ ในรูปที่ 2.3(ข) ส่วนแรกใช้ไฟฟ้าที่ส่วนบนและล่างของท่อการไหลเพื่อจำกัดให้อนุภาคอยู่บริเวณจุดกึ่งกลางด้วยแรง nDEP ในส่วนที่สองประกอบไปด้วยแถวของขั้วไฟฟ้าที่ทำหน้าที่ดึงอนุภาคที่เคลื่อนที่มาจากส่วนแรกโดยแรง pDEP



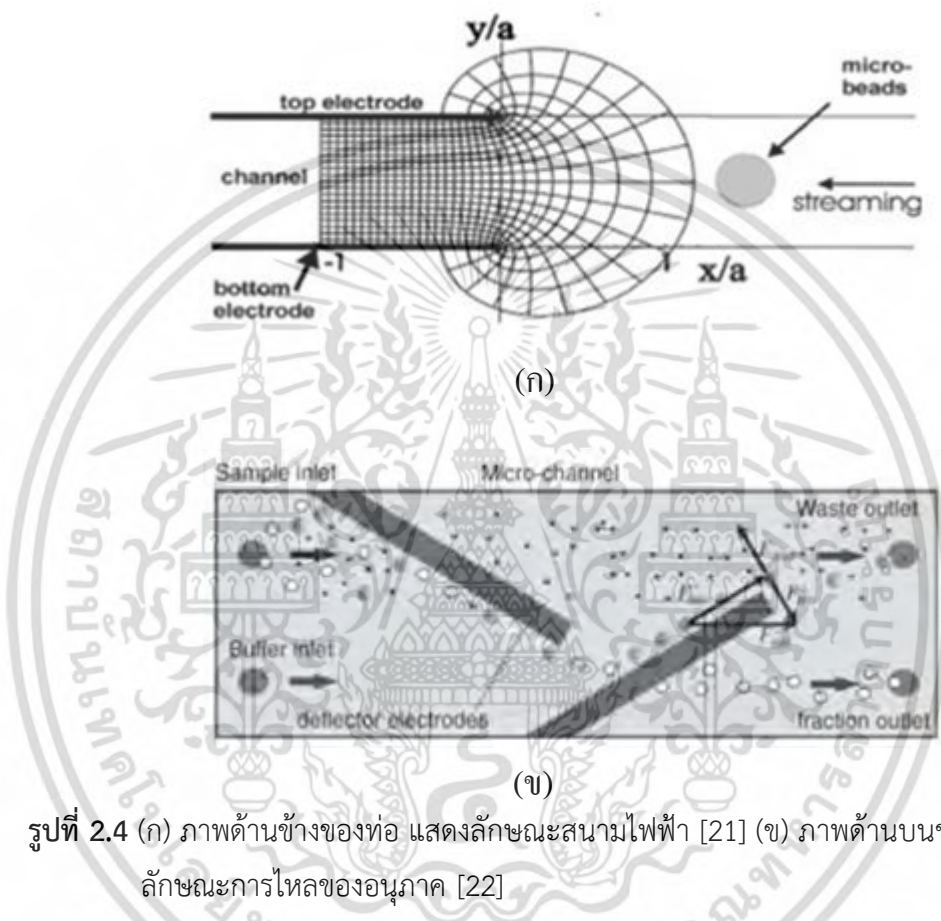
รูปที่ 2.3 กลไกการแยกของ DEP-FFF (ก) อุปกรณ์ DEP-FFF แบบเก่าที่ดักจับอนุภาคด้วยแรง nDEP [7] (ข) เทคนิคขั้นสูงของ DEP-FFF ที่มีการเตรียมอนุภาคให้พร้อมสำหรับการดักจับ [16]

อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพของอุปกรณ์ DEP-FFF อาจลดลงเนื่องจากพื้นที่ของตัวอย่างที่มีขนาดใกล้เคียงและทับซ้อนกันซึ่งเกิดจากความเร็วในการเคลื่อนที่และการกระจายตัวของอนุภาค [17] และการสลายตัวของสนามไฟฟ้าและแรง DEP [18, 19] เป็นผลให้การจัดการเซลล์ที่อยู่ห่างจากขั้วไฟฟ้าเป็นไปอย่างไม่มีประสิทธิภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.1.2 การใช้ DEP-FFF เพียงแค่ด้านข้าง

เนื่องจากการสลายตัวของสนามไฟฟ้าของอุปกรณ์ DEP-FFF นักวิจัยจึงทำการพัฒนาอุปกรณ์ DEP-FFF ที่อิทธิพลของแรง DEP กระจายตัวอยู่ทั้งอุปกรณ์ อุปกรณ์จะประกอบไปด้วยขั้วไฟฟ้าที่ถูกฝังไว้ที่ด้านบนและด้านล่างของท่อในขณะที่มีการชักนำทิศทางการไหลของของเหลว [20] ตามที่แสดงในรูปที่ 2.4(ก) และ (ข)



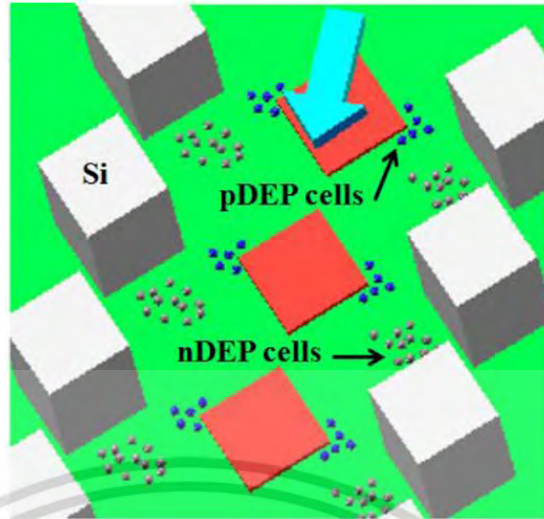
รูปที่ 2.4 (ก) ภาพด้านข้างของท่อ แสดงลักษณะสนามไฟฟ้า [21] (ข) ภาพด้านบนของท่อแสดงลักษณะการไหลของอนุภาค [22]

อย่างไรก็ตาม เทคนิค DEP-FFF ที่ถูกพัฒนาขึ้นสามารถแก้ปัญหาพื้นที่ทับซ้อนแต่ไม่สามารถแก้ไขปัญหาการเสื่อมสภาพของสนามไฟฟ้าลงได้

### 2.1.1.3 ขั้วไฟฟ้า 3 มิติ

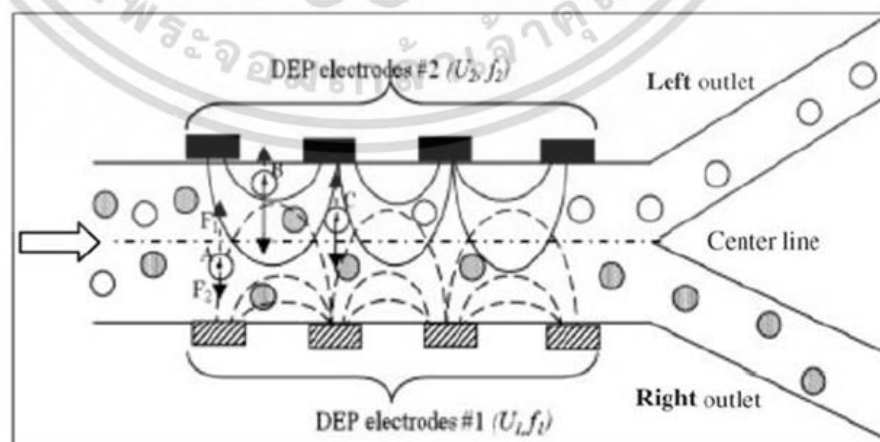
เพื่อแก้ปัญหาคาร์สลายตัวของสนามไฟฟ้าจากพื้นผิวของขั้วไฟฟ้า ขั้วไฟฟ้าขนาดใหญ่ถูกวางไว้สำหรับสร้างสนามไฟฟ้าที่มีลักษณะ 3 มิติ แรง DEP ที่ได้มีความแข็งแรงพอที่จะสามารถแยกอนุภาคตัวอย่างได้ และไม่สลายตัวตามความสูงของท่อการไหล ทำให้อนุภาคได้รับแรง DEP ทั่วทั้งความสูงของท่อจึงทำให้การแยกมีประสิทธิภาพมากขึ้น ตามที่แสดงตามรูปที่ 2.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 ขั้วไฟฟ้า 3 มิติสำหรับการแยกเซลล์ แรง nDEP จะดึงดูดเซลล์มายังขั้วไฟฟ้าขนาดใหญ่ และเซลล์ที่ไม่ถูกดึงดูดจะถูกผลักไปยังขั้วไฟฟ้าที่บางกว่าด้วยแรง nDEP [23]

อุปกรณ์ Si-based DEP ขั้นสูงที่ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้าซิลิคอนคู่ที่ไม่สมมาตรถูกแสดงในรูปที่ 2.6 [23] ในระหว่างกระบวนการเซลล์จะถูกดึงดูดด้วยแรง pDEP ไปยังขั้วไฟฟ้าที่มีความบาง และในขณะเดียวกันแรง nDEP จะผลักเซลล์ที่ลอยอยู่ให้ห่างจากขั้วไฟฟ้าที่บาง เทคนิคนี้เป็นประโยชน์ต่อการแยกเซลล์ที่ต้องการลดผลกระทบจาก Joule heating และยังสามารถสร้างแรง DEP เพิ่มขึ้นถึง 2 เท่าในแนวตั้งเมื่อเปรียบเทียบกับแนวระนาบ [23, 24] ทั้งที่มีข้อได้เปรียบเหล่านี้ มันเป็นเรื่องยากสำหรับผู้ผลิตในการกำหนดความหนาของผนังท่อ การไหล เพราะความสูงของท่อการไหลขึ้นอยู่กับความหนาของแผ่นซิลิคอนซึ่งมันจะมีความสูงอยู่ในขนาดไมโครเมตร และอุปกรณ์ยังพบปัญหาของการรั่วซึมของของเหลวในบริเวณรอบต่อระหว่างขั้วไฟฟ้าและผนังของท่อการไหลอีกด้วย

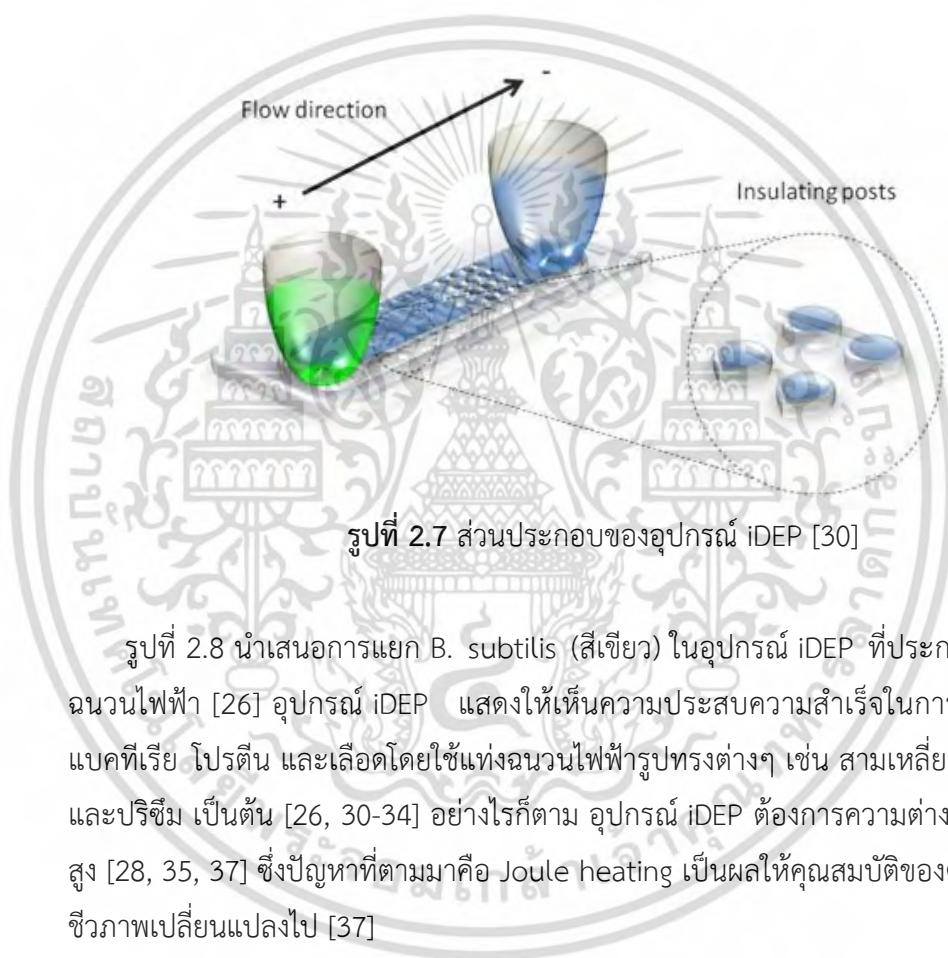


รูปที่ 2.6 ขั้วไฟฟ้าบริเวณผนังของท่อการไหลสำหรับการแยกเซลล์ในการไหลแบบต่อเนื่อง [25]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

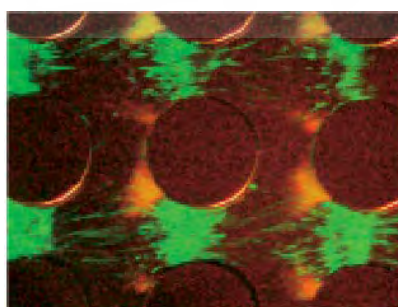
#### 2.1.1.4 อินซูลเตอร์เบสไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Insulator based dielectrophoresis: iDEP)

Cumming และ Singh [25] ได้นำเสนออุปกรณ์ DEP แบบใหม่ที่ประกอบด้วยแท่งฉนวนไฟฟ้าตามที่แสดงในรูปที่ 2.7 สำหรับสร้างสนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอ เนื่องจากแท่งฉนวนไฟฟ้า เกรเดียนของสนามไฟฟ้าถูกชักนำให้เกิดสำหรับสร้างแรง DEP ในการดักจับเซลล์ อุปกรณ์ iDEP ที่นำเสนอนี้สามารถผลิตได้ง่ายด้วยการขึ้นรูปแบบฉีด ทำให้ผลิตได้จำนวนมากและมีราคาถูก นอกจากนี้ยังไม่มีปัญหาของการรั่วของกระแสไฟฟ้าและของเหลวเนื่องจากไม่มีขั้วไฟฟ้าอยู่ในท่อการไหลอีกด้วย [28, 29]



รูปที่ 2.7 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ iDEP [30]

รูปที่ 2.8 นำเสนอการแยก *B. subtilis* (สีเขียว) ในอุปกรณ์ iDEP ที่ประกอบด้วยแท่งฉนวนไฟฟ้า [26] อุปกรณ์ iDEP แสดงให้เห็นความประสบความสำเร็จในการแยก DNA, แบคทีเรีย โปรตีน และเลือดโดยใช้แท่งฉนวนไฟฟ้ารูปทรงต่างๆ เช่น สามเหลี่ยม, ฟันเลื่อย และปริซึม เป็นต้น [26, 30-34] อย่างไรก็ตาม อุปกรณ์ iDEP ต้องการความต่างศักย์ไฟฟ้าที่สูง [28, 35, 37] ซึ่งปัญหาที่ตามมาคือ Joule heating เป็นผลให้คุณสมบัติของตัวอย่างทางชีวภาพเปลี่ยนแปลงไป [37]



รูปที่ 2.8 นำเสนอการแยก *B. subtilis* (สีเขียว) ในอุปกรณ์ iDEP [37]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.2 ปัญหาจูล ฮิตติ้ง (Joule heating) กับการใช้งานอุปกรณ์ iDEP

ในงานวิจัยของการทดลอง DEP ต่อไปนี้ชี้ให้เห็นถึงปัญหาของความร้อนที่เพิ่มขึ้นเนื่องจากการแยกตัวอย่างทางชีวภาพโดยใช้กระแสไฟฟ้านั้นจะทำให้ของเหลว หรือสารละลายได้รับพลังงานจากสนามไฟฟ้า (Joule heating) ดังนั้น ในการทดลองที่ใช้ตัวอย่างในการทดลองเป็นตัวตัวอย่างทางชีววิทยา และต้องการให้ตัวอย่างในการทดลองมีชีวิตอยู่ขณะทำการทดลอง Joule heating จึงเป็นตัวแปรสำคัญที่ได้รับการศึกษา

ในปี 2011 Sridharan et al. [39] ได้นำเสนอการศึกษาผลกระทบของ Joule heating ต่อการไหลแบบบิเลกโทรออสโมซิสในอุปกรณ์ iDEP เป็นที่สังเกตว่าขนาดของ Joule heating ขึ้นอยู่กับขนาดของค่าศักย์ไฟฟ้ากระแสสลับที่ใช้กับอุปกรณ์ นอกจากนี้ Joule heating ยังส่งผลให้เกิดกระแสการไหลหมุนวนในบริเวณคอขวดของช่องการไหล

ในปี 2011 Lewpiriyawong et al. [35] ได้นำเสนอเทคนิคการการผสมสนามไฟฟ้าแบบกระแสสลับและสนามไฟฟ้ากระแสตรง (DC-offset AC electric field) สำหรับจัดการเซลล์ เพื่อลดผลกระทบจากการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิซึ่งเป็นผลมาจาก Joule heating นอกจากนี้ จากการศึกษายังพบว่าการใช้สนามไฟฟ้ากระแสตรงส่งผลให้มีแรง DEP กระทำกับอนุภาค, ยับยั้งการไหลของ EO และไม่ก่อให้เกิดการเคลื่อนที่ของ EP เป็นผลให้ความต้องการของสนามไฟฟ้ากระแสตรงที่ใช้ในการเคลื่อนที่แบบ EO และ EP ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ

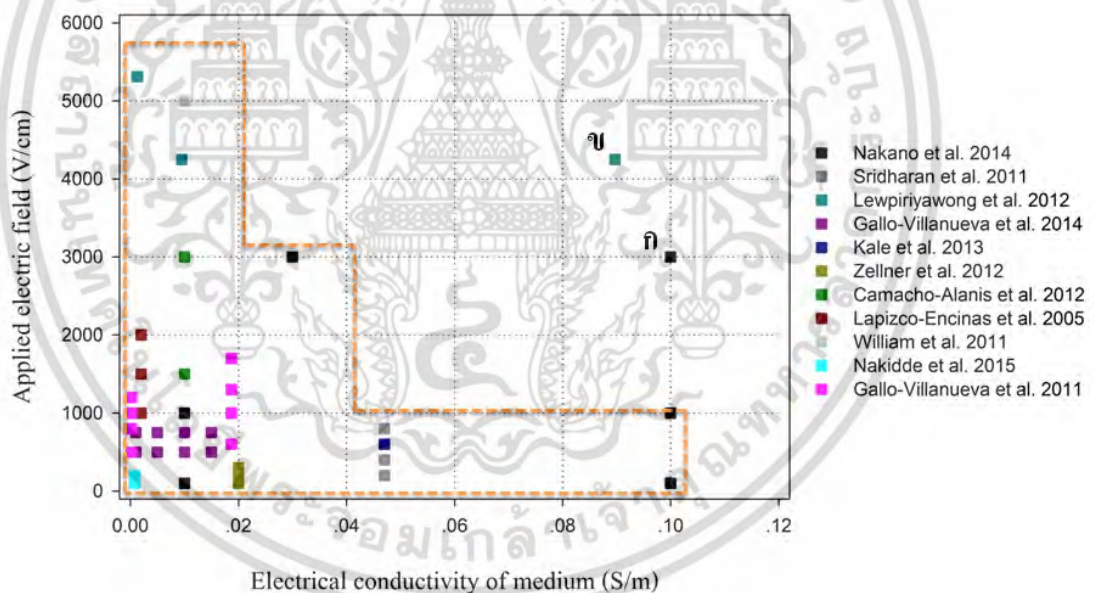
ในปี 2014 Villanueva et al. [39] ได้นำเสนอตรวจสอบผลกระทบของอุณหภูมิเนื่องจาก Joule heating โดยอุปกรณ์ iDEP ที่ใช้แท่งฉนวนไฟฟ้าทรงกระบอก โดยสังเกตพบว่าเกรเดียนต์ของอุณหภูมิเกิดขึ้นตามแนวยาวของท่อ ซึ่งค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว หรือ สารละลายนำไปสู่การเพิ่มขึ้นของแรง DEP ในทิศทางของ inlet และลดลงในทิศทางของ outlet ผลของการทดลองที่ได้สอดคล้องกับแบบจำลอง การศึกษารุ่นนี้แสดงให้เห็นถึงความสำคัญของการพิจารณาผลกระทบจาก Joule heating เมื่อออกแบบระบบของอุปกรณ์ iDEP

ในปี 2014 LaLonde et al. [40] ได้นำเสนอการศึกษาผลกระทบของรูปทรงของแท่งฉนวนไฟฟ้าต่อการดักจับอนุภาคในอุปกรณ์ iDEP อนุภาค polystyrene ถูกใช้ในการสังเกตการดักจับอนุภาคที่มีผลมาจากรูปทรงของแท่งฉนวนไฟฟ้า เพื่อลดการใช้ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์อื่นเป็นผลให้เกิด Joule heating ผลการศึกษาพบว่าประสิทธิภาพของการดักจับอนุภาคเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีการปรับเปลี่ยนรูปทรงเรขาคณิตของแท่งฉนวนไฟฟ้า

ในปี 2015 Nakano et al. [41] ได้นำเสนอตรวจสอบอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นในอุปกรณ์ iDEP และทำการเปรียบเทียบกับแบบจำลองเชิงตัวเลข พบว่าอุณหภูมิได้มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญจากอุณหภูมิห้องที่ค่าการนำไฟฟ้ามากกว่า  $100 \mu\text{S}/\text{m}$  และค่าศักย์ไฟฟ้า 3,000 V ทำให้การเสื่อมสภาพของตัวอย่างทางชีวภาพมีแนวโน้มที่จะเกิดขึ้น

เพื่อลดผลกระทบ หรือหลีกเลี่ยงปัญหาของอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเนื่องจาก Joule heating ซึ่งจะส่งผลต่อการเสื่อมสภาพของตัวอย่างทางชีวภาพ นักวิจัยจึงเลือกที่จะใช้ค่าการนำไฟฟ้าของเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของเหลว หรือ สารละลาย หรือ ขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ในระดับต่ำ ตามที่แสดงตามแผนภาพ 2.9 พื้นที่ภายใต้เส้นประ คือ เป็นโซนของการดักจับหรือแยกเซลล์ด้วยค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และ ขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ในระดับที่ไม่สูงมาก เช่น 1) ช่วงค่าการนำไฟฟ้าต่ำ 0.01-0.02 S/m นักวิจัยสามารถเพิ่มขนาดของสนามไฟฟ้าให้สูงถึง 5,000 V/cm โดยประมาณ 2) ช่วงค่าการนำไฟฟ้าปานกลาง 0.02-0.04 S/m นักวิจัยต้องลดขนาดของสนามไฟฟ้าให้อยู่ประมาณ 3,000 V/cm จะเห็นว่าค่าขนาดของสนามไฟาลดอย่างรวดเร็วเพราะว่าปริมาณ Joule heating ขึ้นกับ กำลังสองของค่าขนาดสนามไฟฟ้า แต่ผันตรงกับค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว ( $\sigma E^2$ ) 3) ช่วงค่าการนำไฟฟ้าสูง 0.04-0.1 S/m ขนาดของสนามไฟฟ้าให้อยู่ประมาณ 1,000 V/cm ในทางตรงกันข้าม จุดที่อยู่บนพื้นที่ คือ จุด ก [41] คือ จุดที่ตัวอย่างทางชีวภาพเสื่อมสภาพจากอุณหภูมิที่เพิ่มสูงซึ่งเป็นผลจาก Joule heating ซึ่งเป็นการชี้ให้เห็นถึงปัญหาของอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น และ จุด ข [35] คือจุดที่มีการดักจับเซลล์ที่อย่างมีประสิทธิภาพด้วยการใช้สนามไฟฟ้าแบบผสม AC+DC เพื่อลดประมาณ Joule heating แต่ยังสามารถใช้ของเหลวที่มีค่าการนำไฟฟ้าสูงเกือบ 0.1 S/m ได้



รูปที่ 2.9 แสดงขนาดของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และสนามไฟฟ้าที่นิยมใช้ในอุปกรณ์ DEP [35, 38, 41-49]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.3 Micro fabrication

Photolithography คือ กระบวนการในการสร้างโครงสร้าง microchannels จากการถ่ายแบบผ่านแผ่นโฟโตมาสก์ (photo masks) ลงบนพื้นผิวของชิ้นงานที่ต้องการที่ผ่านการเคลือบด้วยสารเคมีที่มีความไวต่อแสง (photoresists) [50]

Photoresists คือ สารเคมีที่มีความไวต่อแสง ultraviolet (UV) หรือแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นสั้นกว่า ( $< 400\text{nm}$ ) ซึ่งมันจะถูกเคลือบไว้บนผิวของ substrate สารเคมี photoresist สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดตามพฤติกรรมของฟิล์มที่เคลือบหลังจากที่ถูกฉายด้วยแสง

1. Positive photoresist หลังจากการฉายแสง ส่วนที่ถูกฉายด้วยแสงจะอ่อนลง และสามารถละลายได้ในสารละลายของมัน (solvents) ในขณะเดียวกัน ส่วนที่ไม่ถูกฉายด้วยแสงก็จะเริ่มแข็งจนกระทั่งไม่สามารถละลายได้ในสารละลาย การล้าง photoresist นั้นต้องอาศัยสารละลายดังต่อไปนี้ เช่น Acetone, Trichloroethylene(TCE) หรือ Phenol-Based strippers (Indus-Ri-Chem J-100) เป็นต้น

2. Negative photoresist หลังจากการฉายแสง ในส่วนที่ถูกฉายด้วยแสงจะเริ่มแข็งจนกระทั่งไม่สามารถละลายได้ในสารละลาย การล้างส่วนที่ไม่ได้ถูกฉายแสง (ไม่ต้องการ) photoresist นั้นต้องอาศัยสารละลายดังต่อไปนี้ เช่น methyl ethyl ketone (MEK),  $\text{CH}_3\text{COC}_2\text{H}_5$  หรือ methyl isobutyl ketone (MIBK),  $\text{CH}_3\text{COC}_4\text{H}_9$ , เป็นต้น

ปัจจัยสำคัญที่เกี่ยวข้องกับการใช้ photoresist

High sensitivity: เวลาการฉายแสงสั้นๆ ขึ้นอยู่กับชนิดของสารเคมีของสารละลายนั้นๆ และความยาวคลื่นของแสงที่ฉายลง

Wave length of UV sources: สารละลายที่ใช้จะตอบสนองกับรังสีช่วง 330-440 nm แต่ถ้าต้องการรายละเอียดระดับสูงจะต้องใช้แบบ Deep UV region 150-330 nm จาก Excimer lasers เป็นแหล่งกำเนิดของแสงบางชนิด Lasers  $< 300\text{nm}$

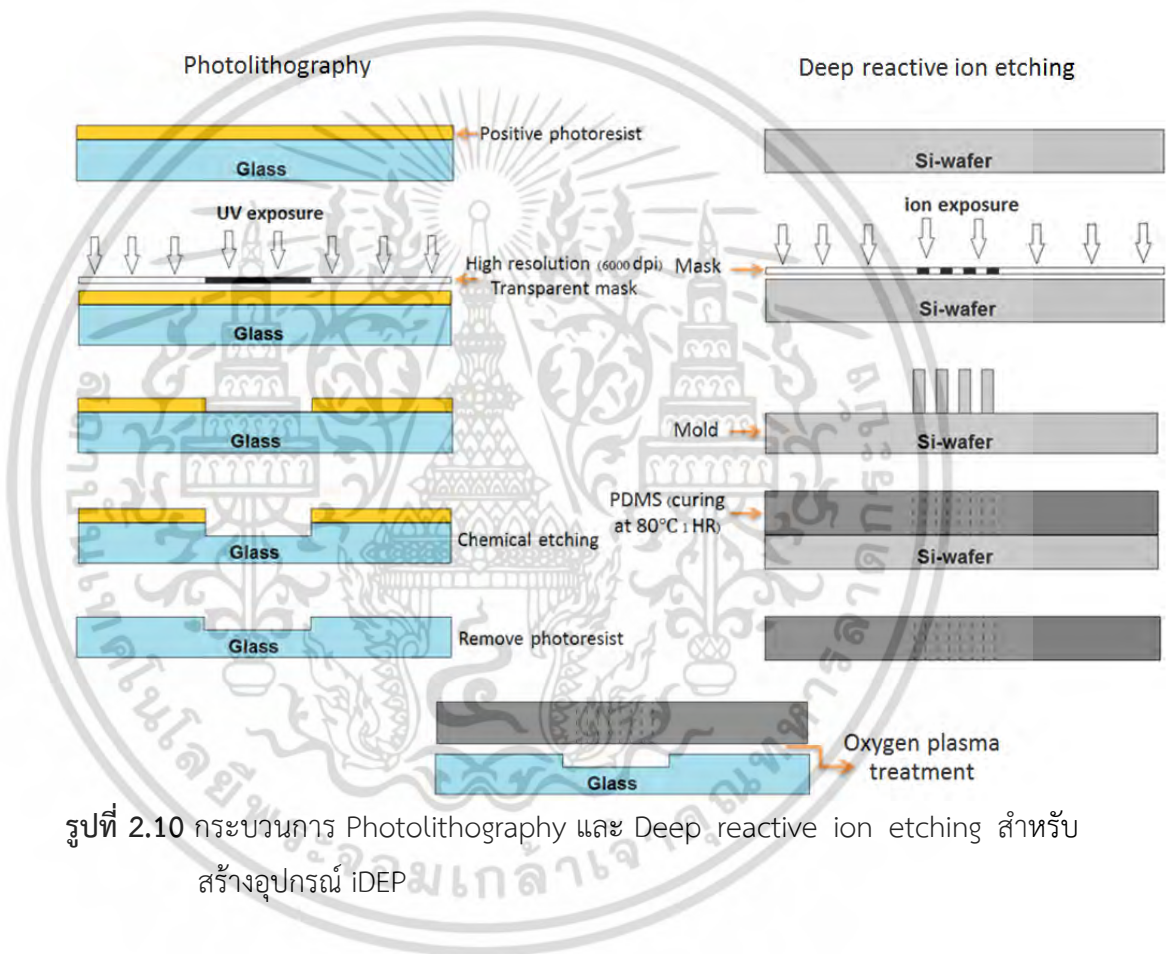
ความเหนียวเกาะแน่น: ของสารละลายต้องเกาะติดดีพอ ไม่หลุดออกไปก่อนในกระบวนการอื่นๆ

ความต้านทานการกัด: ในกรณีที่ใช้แสงพลาสมาในการกัดนั้น ตัวสารละลายจะต้องมีความต้านทานต่อการกัด เพื่อไม่ให้เกิดการ under cutting

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความหนา: ชั้นของสารละลายไม่ควรหนาเกิน 1/3 ของขนาด  
ลวดลายที่เล็กที่สุด

รูปที่ 2.10 แสดงเทคนิคและขั้นตอนในการขึ้นรูปอุปกรณ์ iDEP สำหรับชั้นของแก้วและ PDMS ถูกกัดด้วยวิธี chemical etching โดยใช้เทคนิค photolithography และ deep reactive ion etching เข้ามาช่วย สำหรับเทคนิค deep reactive ion etching สามารถขึ้นรูปชิ้นงานที่มีอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางต่อความสูงได้สูงสุดที่ 1 : 97 [51] ซึ่งในงานวิจัยของเราใช้อัตราส่วน 1 : 20



รูปที่ 2.10 กระบวนการ Photolithography และ Deep reactive ion etching สำหรับสร้างอุปกรณ์ iDEP

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

อุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กโตรโพรเซซิส (iDEP) คือ อุปกรณ์ที่ถูกใช้อย่างแพร่หลายในการดักจับอนุภาค หรือตัวอย่างทางชีววิทยา พื้นฐานของอุปกรณ์ คือ การเคลื่อนที่ของอนุภาคภายในของเหลว หรือ สารละลาย ภายใต้สนามไฟฟ้าที่สม่ำเสมอ (uniform electric field) และ ไม่สม่ำเสมอ (nonuniform electric field) ที่ชักนำให้เกิดอิเล็กโทรคิเนติกส์ (Electrokinetics) เพื่อใช้ในการขนส่ง หรือ ดักจับอนุภาคที่เป็นเป้าหมาย โครงสร้างภายในของอุปกรณ์จะประกอบไปด้วยส่วนหลักๆ 2 ส่วน คือ (1) ส่วนที่ใช้ในการขนส่งอนุภาค (direct channel) และ (2) ส่วนที่ใช้ในการดักจับอนุภาคที่แ่งฉนวนไฟฟ้า ในส่วนแรกอนุภาคและของเหลวจะเคลื่อนที่ภายใต้สนามไฟฟ้าแบบสม่ำเสมอ เราเรียกแรงที่ทำให้อนุภาคและของเหลวเคลื่อนที่ภายใต้สนามไฟฟ้าแบบสม่ำเสมอนี้ว่า แรงอิเล็กโทรคิเนติกส์แบบลิเนียร์ (Linear electrokinetic force) โดยสามารถหาได้จากผลรวมของแรงอิเล็กโทรโพรเรติก (Electrophoretic force) และแรงอิเล็กโทรออสโมติก (Electrophoretic force) ตามสมการที่กำหนดให้ [52]

$$\vec{F}_{EK} = \vec{F}_{EO} + \vec{F}_{EP} \quad (2.1)$$

เมื่อ  $\vec{F}_{EO}$  คือ แรงอิเล็กโทรออสโมติก

$\vec{F}_{EP}$  คือ แรงอิเล็กโทรโพรเรติก

ในส่วนที่สองอนุภาคจะถูกจับเนื่องจากแรงไดอิเล็กโตรโพรเซซิส (DEP force) ภายในส่วนนี้ แ่งฉนวนไฟฟ้าจะชักนำให้เกิดสนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอ หรือ เกรเดียนของสนามไฟฟ้า ซึ่งจะผลิตแรงไดอิเล็กโตรโพรเรติก อย่างไรก็ตาม กรณีที่อนุภาคถูกจับนั้นจะเกิดขึ้นเมื่อ  $\vec{F}_{DEP} > \vec{F}_{EK}$  เท่านั้น [35]

### 2.2.1 อิเล็กโทรคิเนติกส์ (Electrokinetics)

Electrokinetics หมายถึง การเคลื่อนที่ของอนุภาคภายในของเหลว หรือสารละลาย อันเป็นผลมาจากการกระทำของสนามไฟฟ้า โดยแรงที่เกิดขึ้นภายใต้สนามไฟฟ้าสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 กลุ่มตามลักษณะของสนามไฟฟ้าที่กำหนด กลุ่มแรก คือ กลุ่มของแรงที่เกิดภายใต้สนามไฟฟ้าแบบสม่ำเสมอ (uniform electric field) ได้แก่ แรงอิเล็กโทรโพรเรติก (Electrophoretic Force) และแรงอิเล็กโทรออสโมติก (Electroosmotic Force) กลุ่มที่สอง คือ กลุ่มของแรงที่เกิดภายใต้สนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอ (non-uniform electric field) ได้แก่ แรงไดอิเล็กโตรโพรเรติก (Dielectrophoretic Force) [53]

### 2.2.1.1 แรงอิเล็คโทรโฟเรติก (Electrophoretic Force)

แรงอิเล็คโทรโฟเรติก หรือ  $\vec{F}_{EP}$  หมายถึง แรงที่กระทำให้อนุภาคภายในของเหลว หรือ สารละลายเคลื่อนที่ไปยังขั้วอิเล็คโทรดที่มีประจุตรงกันข้ามกับอนุภาค ภายใต้สนามไฟฟ้าสม่ำเสมอ ขนาดของแรงที่กระทำกับอนุภาคถูกกำหนดตามสมการที่กำหนด [35]

$$\vec{F}_{EP} = 6\pi\epsilon_m R \zeta_p \vec{E}_{DC} \quad (2.2)$$

เมื่อ  $\epsilon_m$  คือ permittivity ของของเหลว หรือ สารละลาย

$R$  คือ รัศมีของอนุภาค

$\zeta_p$  คือ zeta potential ของอนุภาค

$\vec{E}_{DC}$  คือ ขนาดของสนามไฟฟ้ากระแสตรงที่ใช้กับอุปกรณ์

### 2.2.1.2 แรงอิเล็คโทรออสโมซิส (Electroosmosis Force)

แรงอิเล็คโทรออสโมซิส หรือ  $\vec{F}_{EO}$  หมายถึง แรงของสนามไฟฟ้าที่กระทำต่อประจุของของไหลบริเวณผนัง หรือ อิเล็กทริก ดับเบิล เลเยอร์ (Electric double layers) ภายใต้สนามไฟฟ้าสม่ำเสมอ ประจุของของไหลบนชั้นที่อยู่ติดกับผนังจะดึงโมเลกุลของของไหลบน electric double layer ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของของไหลตามที่แสดงในรูปที่ 2.11 [53] ขนาดของแรงที่กระทำกับประจุของไหลถูกกำหนดตามสมการที่กำหนด

$$\vec{F}_{EO} = 6\pi\eta R \vec{U}_{EO} \quad (2.3)$$

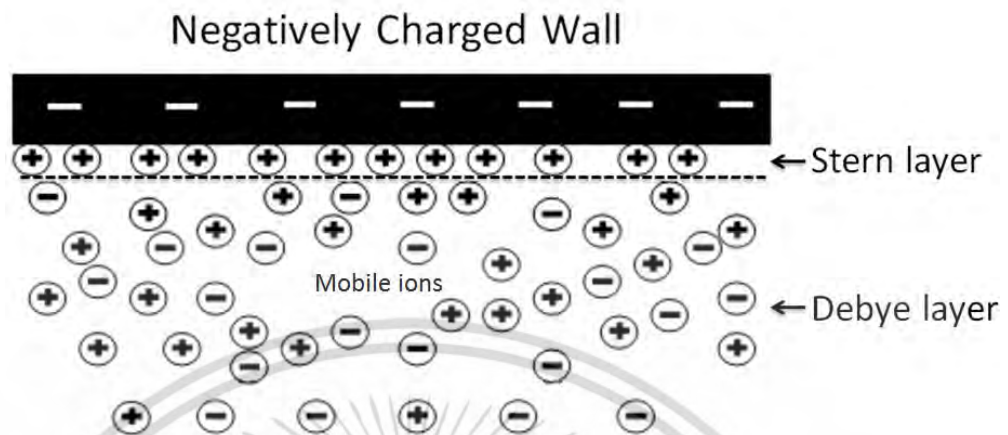
เมื่อ  $\eta$  คือ dynamic viscosity ของของเหลว

$\vec{U}_{EO}$  คือ ความเร็ว electroosmosis ที่เกิดจากกระแสไฟฟ้า เมื่อความเร็วของอิเล็คโทรออสโมซิส ถูกกำหนดตามสมการที่กำหนด

$$\vec{U}_{EO} = (-\epsilon_m \zeta_{wall} / \eta) \vec{E}_{DC} \quad (2.3.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ  $\zeta_{wall}$  คือ zeta potential ของผนัง



รูปที่ 2.11 แสดงการเกิด electric double layer [1]

โดยทั่วไป ของแข็งมีแนวโน้มที่จะเสียไอออนให้กับของเหลว หรือ สารละลาย ดังนั้น พื้นผิวของของแข็งจึงมักมีลักษณะเป็นประจุลบ เมื่อของไหลอยู่ในสภาวะสมดุล ประจุบนพื้นผิวของของแข็งดึงดูดประจุของของเหลวที่ตรงกันข้าม ผลที่ได้คือ ชั้นของประจุที่ตรงกันข้ามกันกับผนังที่มีความหนาแน่น (stern layer) ในชั้นต่อมาคือชั้นของ Debye layer เราเรียกชั้นของประจุทั้งสองนี้ว่า Electric double layer หรือ EDL เมื่อให้สนามไฟฟ้ากับอุปกรณ์ผ่านอิเล็กโทรด ประจุของของเหลวภายในของเหลว หรือสารละลายในชั้นของ stern layer จะไม่เคลื่อนที่ เนื่องจากแรงดึงดูดระหว่างประจุนั้นมีมาก แต่ประจุของของเหลว หรือสารละลายในชั้นของ debye layer จะเคลื่อนที่ไปยังอิเล็กโทรด [54]

### 2.2.1.3 แรงไดอิเล็กโตรโพรเรซิส (Dielectrophoresis Force)

แรงไดอิเล็กโตรโพรเรซิส หมายถึง แรงที่กระทำกับอนุภาคภายในของเหลว หรือ สารละลาย ภายใต้สนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอ (non-uniform electric field) หรือ เกรเดียนท์ อิเล็กทริกฟิลด์ [55] (gradient electric field) ขนาดของแรงไดอิเล็กโตรโพรเรซิสที่กระทำกับอนุภาคทรงกลมรัศมี  $R$  สามารถแสดงได้ตามสมการที่กำหนด [56]

$$\vec{F}_{DEP} = 2\varepsilon_m R^3 \text{Re}[f_{CM}] \nabla \vec{E}_{DC}^2 \quad (2.4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ  $\text{Re}[f_{CM}]$  คือ Clausius-Mossotti (CM) factor โดยทั่วไป จะมีค่าอยู่ระหว่าง -0.5 ถึง 1 ค่า CM factor สามารถหาได้จากสมการที่กำหนด

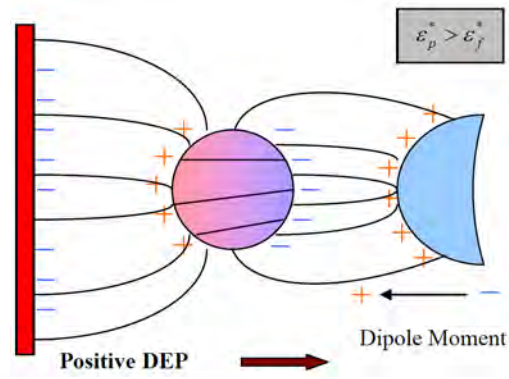
$$\text{Re}[f_{CM}] = \frac{\varepsilon_p^* - \varepsilon_m^*}{\varepsilon_p^* + 2\varepsilon_m^*} = \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m} \quad (2.4.1)$$

เมื่อ  $\varepsilon_p^*$  คือ complex permittivity ของอนุภาค และของเหลว,  $\sigma_p$  และ  $\sigma_m$  คือ ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และอนุภาค ตามลำดับ ขนาดของค่าการนำไฟฟ้าของอนุภาคถูกกำหนดให้เท่ากับ  $2K_s/R$  และขนาดของ complex permittivity สามารถหาได้จากสมการ [57]

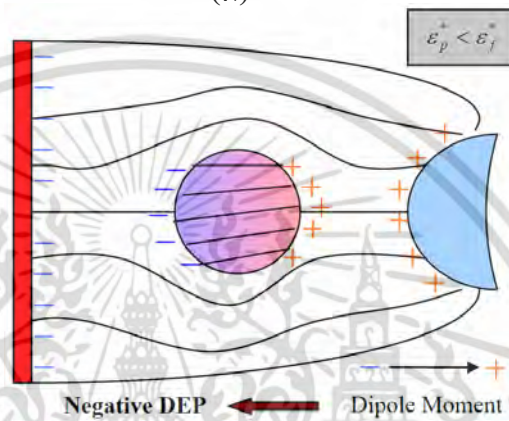
$$\varepsilon^* = \varepsilon - \frac{\sigma}{\omega}i \quad (2.4.2)$$

เมื่อ  $\omega$  คือ ความถี่เชิงมุมของสนามไฟฟ้า กำหนดโดย  $\omega = 2\pi f$ ,  $i = \sqrt{-1}$  และ  $K_s$  คือ ค่าการนำไฟฟ้าที่ผิวของอนุภาคมีค่าอยู่ในช่วง 0.2 ถึง 2.1 nS

เมื่อประจุของอนุภาคมีมากกว่าประจุในของเหลว หรือ สารละลาย, ( $\text{Re}[f_{CM}] < 0$ ) ขณะที่ให้สนามไฟฟ้ากับอุปกรณ์ อนุภาคจะถูกดึงดูดไปยังบริเวณที่มีสนามไฟฟ้าสูงเนื่องจาก positive DEP (pDEP) ตามที่แสดงในรูปที่ 2.12 (ก) ในทางกลับกัน เมื่อประจุของอนุภาคมีน้อยกว่าประจุในของเหลว หรือ สารละลาย ( $\text{Re}[f_{CM}] > 0$ ) ขณะที่ให้สนามไฟฟ้ากับอุปกรณ์ อนุภาคจะถูกผลักไปยังบริเวณที่มีสนามไฟฟ้าต่ำเนื่องจาก negative DEP (nDEP) ตามที่แสดงในรูปที่ 2.12 (ข) [42]



(ก)



(ข)

รูปที่ 2.12 (ก) แสดงการเกิด positive DEP และ(ข) แสดงการเกิด negative DEP [42]

## 2.2.2 จูล ฮีตติ่ง และเลขจูล (Joule heating & Joule number)

### 2.2.2.1 จูล ฮีตติ่ง (Joule heating)

Joule heating คือ การเปลี่ยนแปลงพลังงานจากไฟฟ้าไปเป็นความร้อน เมื่อสนามไฟฟ้าถูกให้ผ่านขั้วไฟฟ้า โดยค่า Joule heating จะขึ้นอยู่กับ ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และขนาดของสนามไฟฟ้ายกกำลังสอง ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการได้ [44]

$$J_n = \sigma_m E^2 \quad (2.5)$$

เมื่อ หน่วยของ Joule heating คือ  $W/m^3$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.2.2 เลขจูล (Joule number)

Joule number หมายถึง ตัวแปรไร้มิติที่อยู่ในรูปของอัตราส่วนระหว่าง จูลฮีตติง และการนำความร้อน [58] ซึ่งสามารถหาได้จากสมการตามที่กำหนดให้ [59]

$$J_0 = \frac{\overline{D}_h^2 \sigma E^2}{k(T_0 - T_{ref})} \quad (2.6)$$

เมื่อ  $\overline{D}_h^2$  คือ เส้นผ่านศูนย์กลางอ้างอิง

$k$  คือ ค่าการพาความร้อนของของแข็ง

$T_0$  คือ อุณหภูมิห้อง

$T_{ref}$  คือ อุณหภูมิที่จุดเดือด

### 2.2.3 แรงอิเล็กโทรเทอร์มอล (Electrothermal Force)

แรงอิเล็กโทรเทอร์มอล หมายถึง แรงที่เป็นผลมาจากสนามไฟฟ้าที่ทำให้อุณหภูมิของของเหลวเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งส่งผลให้คุณสมบัติของของเหลวเปลี่ยนไป และทำให้เกิดกระแสการไหลของของเหลวที่ไม่ต้องการ (Vortex) [60] ขนาดของแรงอิเล็กโทรเทอร์มอล สามารถหาได้จากสมการดังต่อไปนี้ [60]

$$\langle \vec{f}_e \rangle = -0.5 \left[ \left( \frac{\nabla \sigma_m}{\sigma_m} - \frac{\nabla \varepsilon_m}{\varepsilon_m} \right) \cdot \vec{E} \frac{\varepsilon \vec{E}}{1 + (\omega \tau)^2} + 0.5 |\vec{E}|^2 \nabla \varepsilon_m \right] \quad (2.7)$$

เมื่อ  $\varepsilon_m$  คือ permittivity ของของเหลว กำหนดโดย  $\varepsilon_m = \varepsilon_r \varepsilon_0$  และ  $\tau = \varepsilon_m / \sigma_m$  สำหรับสารละลายทั่วไป

$$\frac{\nabla \sigma_m}{\sigma_m} = \frac{1}{\sigma_m} \frac{\partial \sigma_m}{\partial T} \nabla T = 0.02 K^{-1} \quad (2.7.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{ที่ } \frac{1}{\sigma} \frac{\partial \sigma}{\partial T} = 0.02 \quad [61] \text{ และ}$$

$$\frac{\nabla \varepsilon}{\varepsilon} = \frac{1}{\varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial T} \nabla T = -0.004 K^{-1} \quad (2.7.2)$$

$$\text{ที่ } \frac{1}{\varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial T} = -0.004 \quad [61]$$

#### 2.2.4 อิเล็กโทรสแตติก (Electrostatics)

ความต่างศักย์ไฟฟ้า ( $\phi$ ) ที่ใช้กับอุปกรณ์ iDEP ผ่านขั้วไฟฟ้าถูกกำหนดโดย Poisson's equation

$$\nabla^2 \phi = -\frac{\rho_v}{\varepsilon} \quad (2.8)$$

เมื่อ  $\rho_v$  คือ ประจุอิสระ (free density charge), สำหรับกรณีที่ไม่พบประจุอิสระ เทอมขวามือจะมีค่าเท่ากับศูนย์ เราเรียกสมการนี้ว่า Laplace's equation ตามที่แสดงตามสมการ[57]

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (2.8.1)$$

เมื่อ สนามไฟฟ้า คือ เกรเดียนของความต่างศักย์ไฟฟ้า  $\vec{E} = -\nabla \phi$

#### 2.2.5 การถ่ายเทความร้อน (Heat transfer)

การถ่ายเทความร้อน คือ การแลกเปลี่ยนพลังงานซึ่งมีผลมาจากความแตกต่างของอุณหภูมิ ในกรณีที่ไม่มี การถ่ายเทความร้อนแบบแผ่รังสีในสภาวะสมดุล สามารถเขียนสมการการสมดุลพลังงานได้ตามสมการที่กำหนดให้ [42]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\rho C_p (\vec{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q \quad (2.9)$$

เมื่อ  $\rho$  คือ ความหนาแน่นของของเหลว

$C_p$  คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะ

$\vec{u}$  คือ ความเร็วของของเหลว

$T$  คือ อุณหภูมิ

$Q$  คือ เทอมแหล่งกำเนิดความร้อน

การเพิ่มขึ้นของสนามไฟฟ้าส่งผลต่อการเพิ่มประสิทธิภาพของการจับเซลล์ แต่ก็ก็เป็นเหตุผลให้อุณหภูมิของของเหลวภายในอุปกรณ์เพิ่มสูงขึ้นเช่นกัน เนื่องจาก Joule heating ที่ถูกกำหนดให้เป็นแหล่งกำเนิดความร้อน สมการสมดุลพลังงานจึงสามารถเขียนได้ดังนี้ [62]

$$\rho C_p (\vec{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k \nabla T) + \sigma_m \langle \vec{E}^2 \rangle \quad (2.9.1)$$

## 2.2.6 การไหลของของเหลว (Fluid flow)

ในกรณีที่อุณหภูมิของของไหลไม่คงที่ ส่งผลให้ค่าความหนืด และความหนาแน่นของของเหลวมีค่าไม่คงที่ เนื่องจากเป็นตัวแปรที่ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ [63]

$$\nu = 2.761 \times 10^{-6} \exp\left(\frac{1713}{T}\right) \quad (2.10)$$

ในกรณีที่ค่าความหนาแน่นมีความเปลี่ยนแปลงมาก แรงลอยตัวจะถูกนำมาคำนวณ ตามสมการที่กำหนดให้ [64]

$$\rho \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} = -\nabla p + \nabla \cdot (\eta \nabla \vec{u}) + \langle \vec{f}_e \rangle \quad (2.11)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (2.12)$$

เมื่อ  $p$  คือ ความดัน

$\vec{f}_e$  คือ electrothermal force



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

# แบบจำลองเชิงตัวเลข

### 3.1 การสร้างแบบจำลองเชิงตัวเลข

เพื่อศึกษาผลกระทบของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว ความเร็วของน้ำ และอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก และภายในของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างท่อนต่ออุณหภูมิในอุปกรณ์ iDEP โปรแกรม COMSOL ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ ด้วยประโยชน์ในหลายประการ อาทิเช่น ค่าใช้จ่ายที่ถูกกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการผลิตอุปกรณ์จริง รวมไปถึงการประหยัดระยะเวลาจากการที่ไม่จำเป็นต้องผลิตอุปกรณ์จริง และยังสามารถสังเกตการเปลี่ยนแปลงในแต่ละปัจจัยภายในอุปกรณ์ iDEP ได้อย่างชัดเจนอีกด้วย

#### 3.1.1 โครงสร้างของแบบจำลอง

โครงสร้างของอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่แสดงตามรูปที่ 3.1 (ก) อุปกรณ์ประกอบด้วย ชั้นของ Polydimethylsiloxane (PDMS) (ชั้นบน) และ แก้ว (ชั้นล่าง) ที่มีความกว้าง 1.5 เซนติเมตร ความยาว 3 เซนติเมตร และความสูงชั้นละ 1 มิลลิเมตร ขั้วไฟฟ้าแพลทินัมบรรจุที่จุดศูนย์กลางของทางเข้า และทางออก โดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 มิลลิเมตร ความสูง 1,010 ไมโครเมตร iDEP channel อยู่ในชั้นของแก้วมีความกว้าง 1,000 ไมโครเมตร ความยาว 1 เซนติเมตร ความลึก 10 ไมโครเมตร รูปที่ 3.1 (ข) แสดงให้เห็นแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างท่อนที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 200 ไมโครเมตร ความสูง 10 ไมโครเมตร ระยะห่างระหว่างแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างท่อนจากจุดศูนย์กลางถึงจุดศูนย์กลาง 250 ไมโครเมตร ในการศึกษา ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างท่อน (ขนาด channel ของน้ำที่ไหลผ่านแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปร่างท่อน) มีขนาด 50, 66, 100 และ 150 ไมโครเมตร เพื่อสังเกตผลกระทบต่อ การถ่ายเทความร้อนในของ iDEP channel

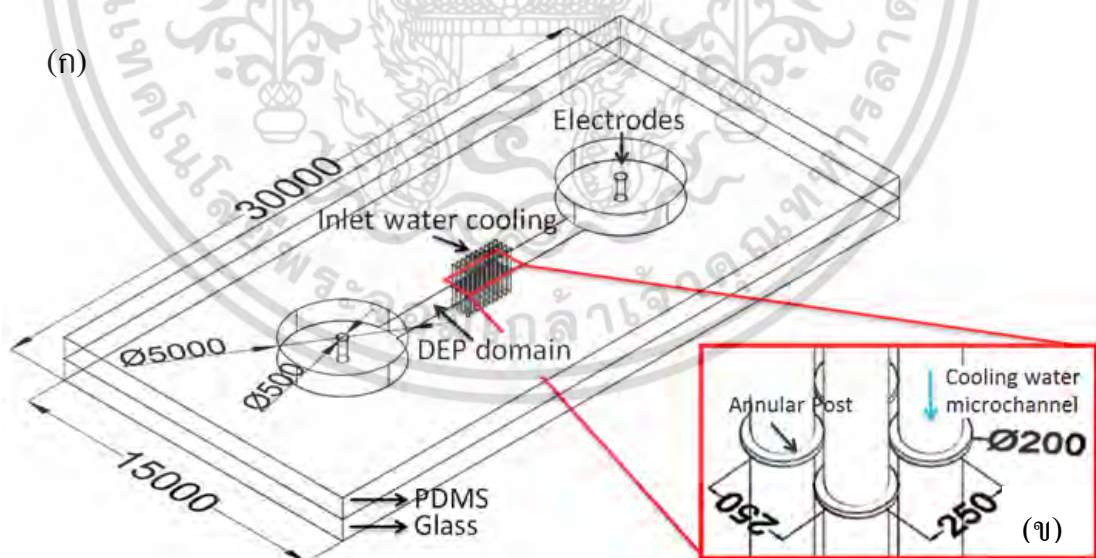
กระบวนการสร้างอุปกรณ์สามารถดำเนินการ (suggested device fabrication) ได้ดังต่อไปนี้

#### 1. สร้างโครงสร้าง posts บนแผ่นแก้ว (ชั้นล่าง)

1.1 นำแผ่นแก้ว (microscopic glass slide) ที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร ขึ้นรูปหรือกัดรูปให้โครงสร้างมี microchannel มี reservoirs สองอัน และแท่งฉนวนไฟฟ้าที่ยังไม่มีรูตรงกลาง ใช้ไมโครเทคโนโลยี โดยสารเคมี (chemical etching) รายละเอียดตามรูปที่ 2.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1.2 กัดรูหรือ channel ผ่านทะลุแห่งฉนวนไฟฟ้าใช้ไมโครเทคโนโลยี โดยสารเคมี (chemical etching) อีกรอบ ขนาดที่น้อยที่สุดของที่สามารถกัดได้โดยวิธีนี้ คือ 25 ไมโครเมตร
2. สร้างโครงสร้าง PDMS ที่มีทางผ่านน้ำหล่อเย็น (ชั้นบน)
- 2.1 เตรียมแม่แบบสำหรับขึ้นรูป PDMS
- นำแผ่นแก้วหรือ silicon wafer ผ่านกระบวนการ Deep reactive ion etching (RIE) เพื่อขึ้นรูปโครงสร้างรูปทรงกระบอกที่มีความสูงประมาณ 1 มิลลิเมตร และเส้นผ่านศูนย์กลางในช่วง 50 – 150 ไมโครเมตร ด้วยเทคโนโลยี Deep RIE การขึ้นรูปสามารถทำให้ aspect ratio สูงถึง 97 เท่า (สูง : กว้าง = 40 : 1) [51, 65, 66]
- เตรียม polymer เหลว PDMS เทในภาชนะที่มีขอบควบคุมความสูงได้ (ที่ 1 มิลลิเมตร) รอให้แข็งในตู้อบที่อุณหภูมิ 80°C เป็นเวลา 20 นาที (อีกทางเลือกในการควบคุมความหนาของ PDMS คือ เท PDMS เหลวบนแผ่นแก้วและนำเข้าเครื่องปั่น spin coater ควบคุมความเร็วการหมุน
- 2.2 สร้าง reservoir ที่มีขนาด 5 มิลลิเมตร โดยการเจาะทะลุแผ่น PDMS ที่แข็งแล้ว จากนั้นดึงแผ่น PDMS ออกจากแม่แบบ
3. กระบวนการประสานระหว่าง PDMS แผ่นบน และ แก้ว แผ่นล่าง
- หงายด้านของแก้วและ PDMS ที่ต้องการประกบด้วยกัน เข้าไปในเครื่อง Oxygen plasma machine เพื่อสร้างพันธะทางเคมีในการประสานกันโดยไม่ใช้กาว

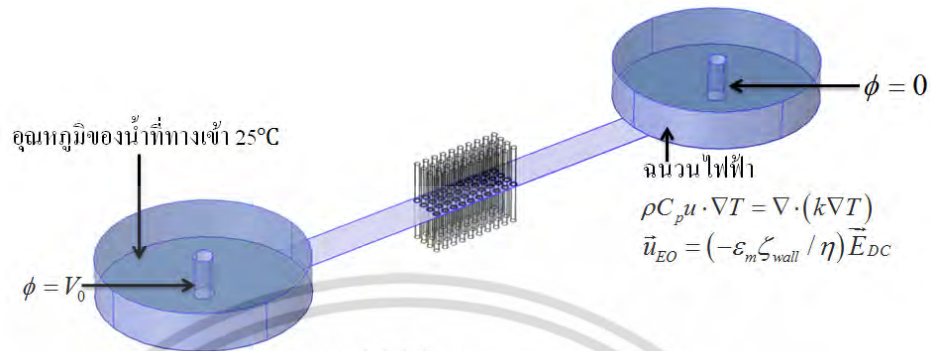


รูปที่ 3.1 (ก) โครงสร้างของอุปกรณ์ iDEP ที่มีการระบายความร้อนด้วย annular posts ที่มี channel สำหรับน้ำหล่อเย็นไหลผ่าน (ข) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของ posts และ channel ของน้ำที่ไหลผ่านบริเวณกลางของ posts (หน่วยเป็นไมโครเมตร)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.2 เงื่อนไขขอบเขตในการคำนวณ

โดเมนที่ 1: ของเหลวใน microchannel ที่ประกอบด้วยแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวน



รูปที่ 3.2 โดเมนของเหลวใน microchannel ที่ประกอบด้วยแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวน

สมการควบคุม (Governing equations)

สมการ Laplace

$$\nabla^2 \phi = 0$$

สมการ Navier-stokes และสมการความต่อเนื่อง

$$\rho \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} = -\nabla p + \nabla \cdot (\eta \nabla \vec{u}) + \langle \vec{f}_e \rangle$$

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0$$

สมการสมดุลพลังงาน

$$\rho C_p (\vec{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k \nabla T) + \sigma_m \langle \vec{E}^2 \rangle$$

เงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions)

- ความดันที่ทางเข้า = 0
- ความดันที่ทางออก = 0
- ขนาดของความต่างศักย์ไฟฟ้า  $\phi = V_0$  ที่ขั้วไฟฟ้าบริเวณทางเข้า
- ขนาดของความต่างศักย์ไฟฟ้า  $\phi = 0$  ที่ขั้วไฟฟ้าบริเวณทางออก

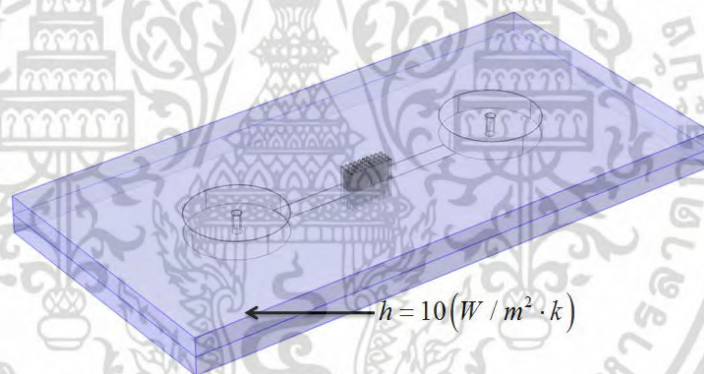
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- อุณหภูมิของของเหลวที่ทางเข้า  $T = 298.15 \text{ K}$  ( $25^\circ\text{C}$ )
- ผนังของ channel และแท่งฉนวนไฟฟ้าถูกกำหนดให้เป็นฉนวนทางไฟฟ้า  $-\vec{n} \cdot \nabla \phi = 0$  เมื่อ  $\vec{n}$  คือ unit normal vector normal to the walls
- ผนังของ iDEP โดเมน  $\rho C_p u \cdot \nabla T = \nabla \cdot (k \nabla T)$
- ความเร็วของ EO ที่ผนังของ channel

$$\vec{u}_{EO} = (-\epsilon_m \zeta_{wall} / \eta) \vec{E}_{DC}$$

เมื่อ  $\zeta_{wall} = -75 \text{ mV}$  สำหรับ PDMS wall และ  $\zeta_{wall} = -50 \text{ mV}$  สำหรับ glass wall โดยทั่วไป glass และ PDMS มีประจุลบ EO flow ทำให้เกิดการเคลื่อนที่จากขั้วไฟฟ้าบวกไปสู่ขั้วไฟฟ้านลบ

โดเมนที่ 2: ชั้นของแก้ว และ PDMS



รูปที่ 3.3 โดเมนของแก้ว และ PDMS

สมการควบคุม (Governing equations)

สมการสมดุลพลังงาน

$$0 = \nabla \cdot (k \nabla T)$$

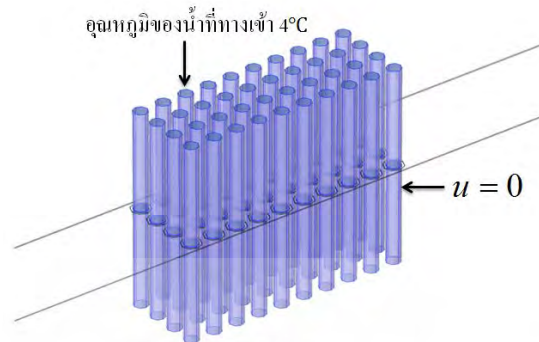
เงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions)

- ที่พื้นผิวภายนอกของอุปกรณ์ iDEP:  $h = 10 \text{ (W / m}^2 \cdot \text{K)}$  สัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อน

[63]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### โดเมนที่ 3: น้ำหล่อเย็น



รูปที่ 3.4 โดเมนของน้ำหล่อเย็น

สมการควบคุม (Governing equations)

สมการ Navier-stokes และความต่อเนื่อง

$$\rho \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} = -\nabla p + \nabla \cdot (\eta \nabla \vec{u})$$

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0$$

สมการสมดุลพลังงาน

$$\rho C_p (\vec{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k \nabla T)$$

เงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions)

- อุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นที่ทางเข้า  $T = 277.15 \text{ K}$  ( $4^\circ\text{C}$ )
- ความเร็วของน้ำหล่อเย็นที่ทางเข้า:  $u$
- ความเร็วที่ผนัง channel ของน้ำหล่อเย็น ไม่มีการเคลื่อนที่ของของเหลวที่ผนัง  $u = 0$
- ที่ผนังมีการแลกเปลี่ยนความร้อน  $\rho C_p (\vec{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k \nabla T)$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.3 การตรวจสอบความเป็นอิสระของผลเฉลยจากจำนวนกริดเซลล์ (grid independent check)

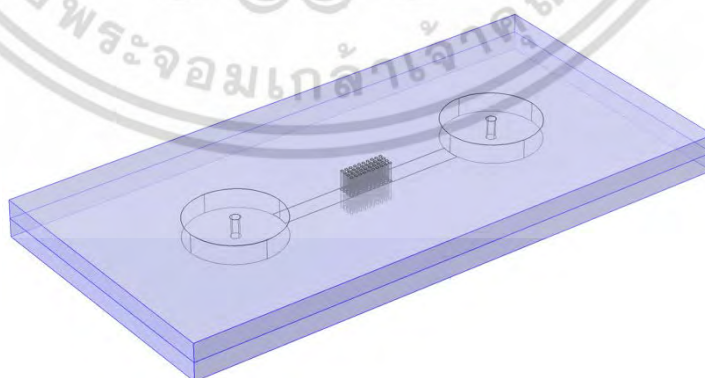
เพื่อตรวจสอบความเหมาะสมของจำนวน element ของแบบจำลองซึ่งมีผลต่อความแม่นยำของผลที่ได้จากแบบจำลองเชิงตัวเลข grid independent check ถูกนำมาใช้ โดยทำการเปรียบเทียบผลที่ได้จากแบบจำลองในตำแหน่งเดียวกัน จากจำนวน element ที่แตกต่างกัน และทำการเพิ่มจำนวน element ซึ่งจะส่งผลให้ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนลดต่ำลง โดยค่าที่ถือว่ามีความแม่นยำ เชื่อถือได้ควรมีเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์

การกำหนดขนาดของ element ของแบบจำลอง

ตารางที่ 3.1 แสดงขนาดและจำนวน element

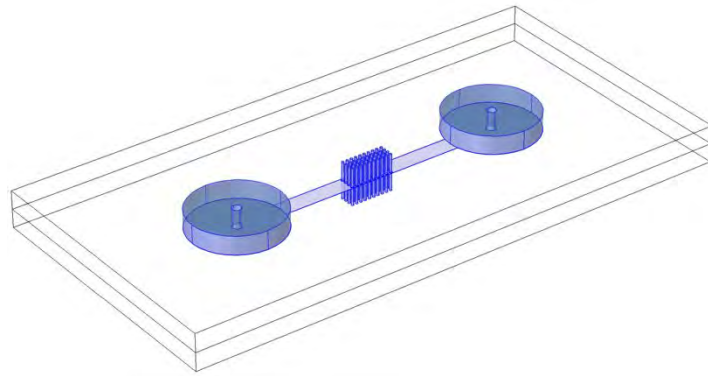
No.	Element size (micrometer)	จำนวน element
0	450 : 200 : 150 : 200	700,821
1	450 : 150 : 100 : 200	718,571
2	300 : 150 : 100 : 200	4,320,106
3	300 : 140 : 100 : 200	5,106,379

จากตารางที่ 3.1 ชุดตัวเลขของ element size บอกถึงขนาดของ element ในโดเมนต่างๆ โดยมีขนาดเป็นไมโครเมตร โดยเลขตัวหนึ่ง สอง สาม และสี่ หมายถึง Global element ของทั้งแบบจำลองเชิงตัวเลข, local element ของโดเมนของเหลวใน microchannel, ผนังของโดเมนของเหลวใน microchannel และ ผนังของทั้งอุปกรณ์ ตามลำดับ

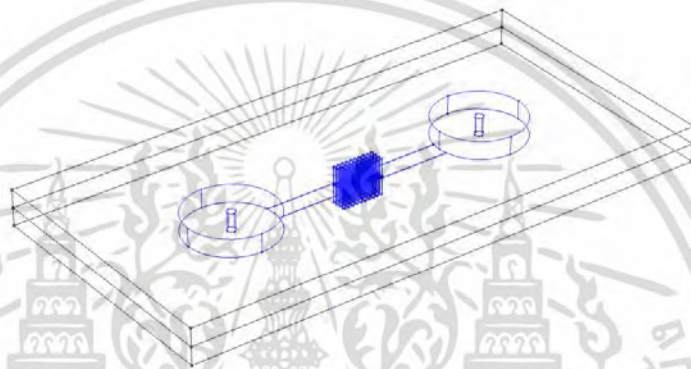


รูปที่ 3.5 Global element 1

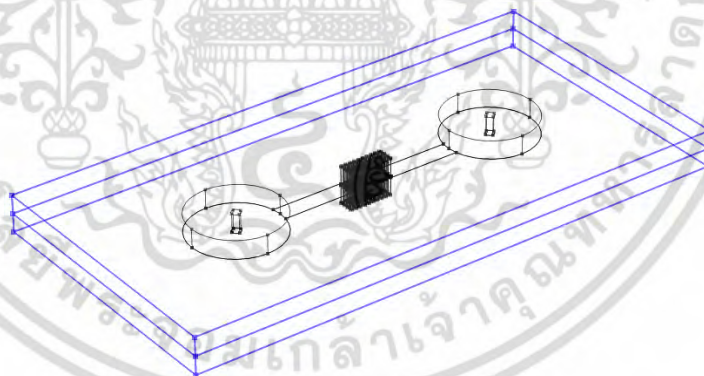
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 local element 2



รูปที่ 3.7 local element 3



รูปที่ 3.8 local element 4

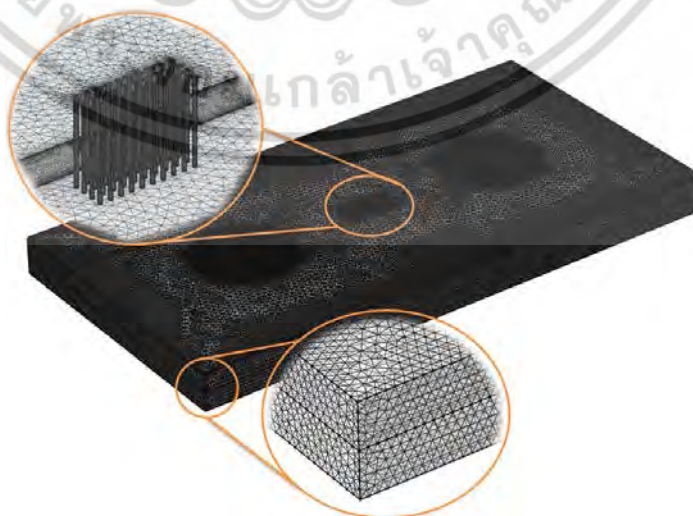
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแต่ละ element size ในแต่ละโดเมน

No.	% error						
	Domain DEP			Domain PDMS	Domain glass	Domain water cooling	
	Velocity	Electric field	Temp.	Temp.	Temp.	Velocity	Temp.
0	-	-	-	-	-	-	-
1	7.50677	0.76406	0.00017	0.00012	0.00017	1.1E-5	0.00052
2	0.19976	0.15345	0.00043	0.00015	0.00025	1.0E-9	0.00095
3	0.07527	0.11616	0.00024	2.9E-5	1.0E-7	4.7E-9	0.00021

จากตารางที่ 3.2 ความเร็ว สนามไฟฟ้า อุณหภูมิภายใน iDEP โดเมน อุณหภูมิของ PDMS แก้ว น้ำหล่อเย็น รวมไปถึงความเร็วของน้ำหล่อเย็นถูกใช้ในการตรวจสอบเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแต่ละกรณีที่มีจำนวน element ต่างกัน เมื่อเพิ่มจำนวนของ element ตามลำดับที่สอง พบว่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแต่ละ element ที่มากที่สุดอยู่ที่ 0.19 % ในกรณีที่เพิ่มจำนวนของ element ตามลำดับที่สาม เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแต่ละ element ที่มากที่สุดอยู่ที่ 0.11 % แต่ในขณะเดียวกันก็ทำให้เวลาในคำนวณของแบบจำลองเพิ่มขึ้นโดยไม่จำเป็น ดังนั้นจำนวนของ element ที่เหมาะสมของแบบจำลองคือลำดับที่สอง

รูปที่ 3.9 แสดงความละเอียดของ mesh ของแบบจำลองเชิงตัวเลขของอุปกรณ์ภายใต้ลำดับที่สองของการตรวจสอบความเหมาะสมของจำนวน element ต่อความแม่นยำของผลของแบบจำลองเชิงตัวเลข



รูปที่ 3.9 แสดงความละเอียดของแบบจำลองเชิงตัวเลขที่ใช้ในการศึกษา

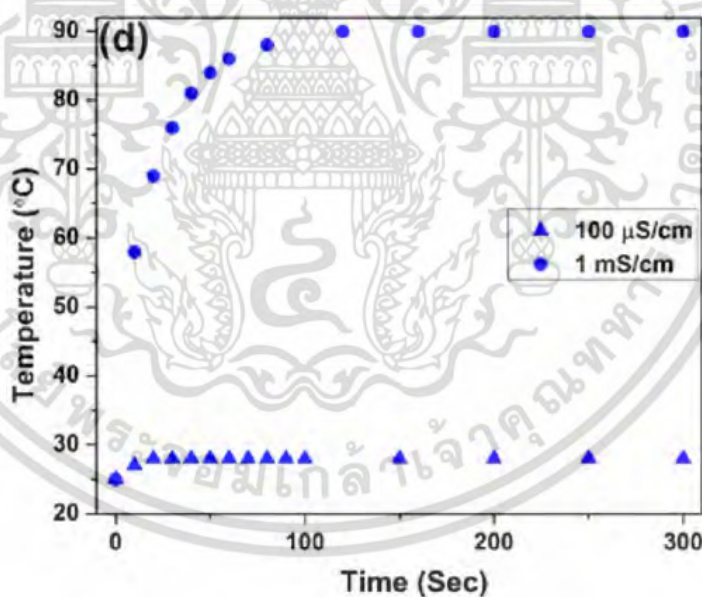
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.4 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง

เพื่อความมั่นใจของโมเดลแบบจำลองเชิงตัวเลข ได้มีการนำผลของการคำนวณเปรียบเทียบผลที่ได้จากแบบจำลองกับงานวิจัยที่ใกล้เคียง ในที่นี้งานวิจัยของ Nakano และคณะ [41] ถูกนำมาให้อ้างอิง เนื่องจากงานวิจัยนี้มีข้อมูลของอุณหภูมิที่ได้จากการทดลองและผลของแบบจำลองเชิงตัวเลขของอุปกรณ์ iDEP

ดังนั้นจึงมีการกำหนดเงื่อนไข ของการทำงานเดียวกันของอุปกรณ์ iDEP การกำหนด ปริมาณความร้อนของแหล่งกำเนิด (heat source) และปริมาณความร้อนที่ระบายออกได้ (heat sink) ในโมเดล ให้มีค่าใกล้เคียงมากกับผลจากงานวิจัย Nakano และคณะ โดยอุณหภูมิสูงสุดที่เพิ่มขึ้นภายใน iDEP domain เนื่องจาก Joule heating ถูกนำมาเป็นตัวชี้วัดความถูกต้อง Nakano และคณะพบว่า (แสดงให้เห็นตามรูปที่ 3.10) ภายใต้ความต่างศักย์ไฟฟ้า 3,000 V โดยมี

1. ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว (electrical conductivity of liquid) ที่  $100 \mu\text{S/cm}$  (ความเข้มข้นน้อย) อุณหภูมิสูงสุดที่เพิ่มขึ้นภายในอุปกรณ์ คือ  $31.1^{\circ}\text{C}$
2. ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว (electrical conductivity of liquid) ที่  $1 \text{ mS/cm}$  (ความเข้มข้นสูง) อุณหภูมิสูงสุดที่เพิ่มขึ้นภายในอุปกรณ์ คือ  $86.1^{\circ}\text{C}$



รูปที่ 3.10 ผลของแบบจำลองเชิงตัวเลขของ Nakano และคณะแสดงอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุดภายในอุปกรณ์ iDEP ภายใต้ศักย์ไฟฟ้า 3,000 V [41]

ผลจากการคำนวณของโมเดลในงานปัจจุบัน อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุดของอุปกรณ์ ภายใต้กรณีที่มีค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว  $100 \mu\text{S/cm}$  พบว่าอุณหภูมิสูงสุดที่ได้จากแบบจำลองเชิงตัวเลขมีค่า  $31.7^{\circ}\text{C}$  ซึ่งเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยอ้างอิงมีเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 0.85 เปอร์เซ็นต์ ในขณะที่เปรียบเทียบกับอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุดของอุปกรณ์ ภายใต้กรณีที่มีค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ภายนอกโดยไม่ผ่านการอนุมัติจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การนำไฟฟ้าของของเหลว 1 mS/cm พบว่าอุณหภูมิสูงสุดที่ได้จากแบบจำลองเชิงตัวเลขมีค่า 92.3°C ซึ่งเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยอ้างอิงมีเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 2.83 เปอร์เซ็นต์ จะเห็นได้ว่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนทั้งสองกรณีมีค่าค่อนข้างต่ำ ซึ่งถือว่ามีความน่าเชื่อถือ ในขณะที่เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นอาจเป็นผลมาจากโครงสร้างของแท่งฉนวนไฟฟ้าภายในโครงสร้างที่ต่างกัน ซึ่งมีผลต่อการชักนำให้เกิดสนามไฟฟ้า และอุณหภูมิที่เกิดขึ้น



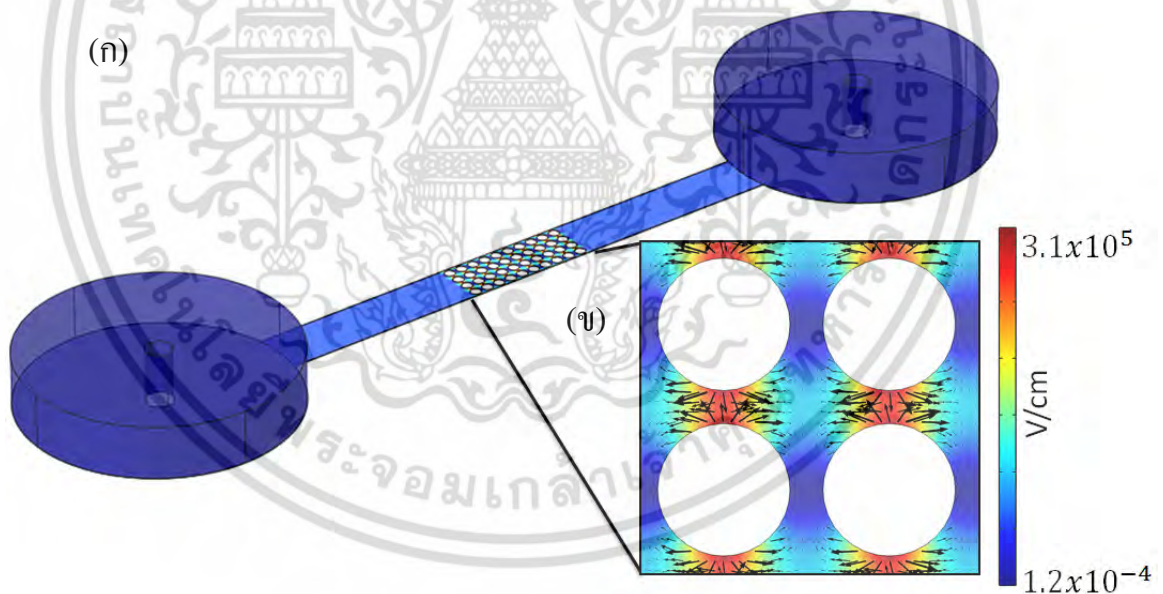
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 การเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิภายในโดเมน iDEP

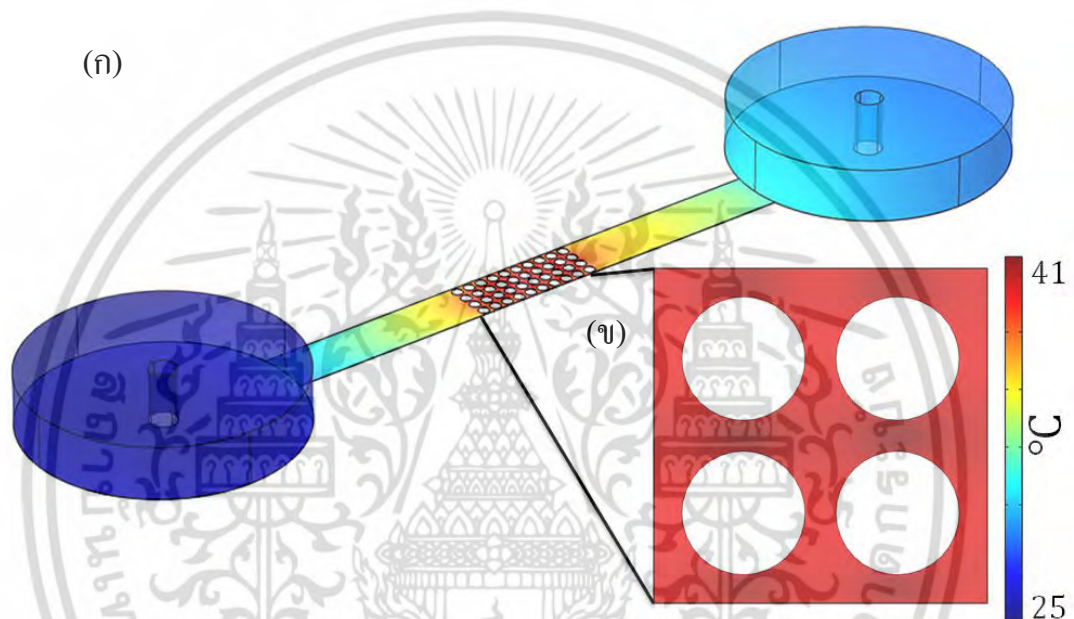
จากรูปที่ 4.1 (ก) เนื่องจากแท่งฉนวนไฟฟ้าสนามไฟฟ้าในโดเมน iDEP แบบไม่สม่ำเสมอจึงถูกสร้างขึ้นเพื่อสร้างแรง DEP สำหรับดักจับเซลล์ที่ไหลผ่าน โดยขนาดและทิศทางของแรง DEP ถูกแสดงด้วยขนาดและทิศทางของลูกศรในรูปที่ 4.1 (ข) โดยขนาดของแรง DEP นั้นขึ้นอยู่กับความแตกต่างของสนามไฟฟ้า ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าเซลล์จะถูกดักจับเมื่อเคลื่อนที่ผ่านบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้า และสามารถสังเกตเห็นว่าบริเวณที่มีความไม่สม่ำเสมอของสนามไฟฟ้า (Non-uniformity of electric field) สูงนั้นเกิดที่บริเวณระหว่างแท่งฉนวนไฟฟ้า และขนาดของสนามไฟฟ้าจะมากที่สุดอยู่ตรงบริเวณที่แคบที่สุด เนื่องจากการบีบกันของสนามไฟฟ้า



รูปที่ 4.1 (ก) แสดงการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าภายในโดเมน iDEP และ (ข) บริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้า

ในขณะที่เดียวกันที่สนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอสร้างแรง DEP เพื่อดักจับเซลล์ สนามไฟฟ้ายังสร้างความร้อนขึ้นในของเหลวด้วยเช่นกัน (ตามที่แสดงในสมการที่ 2.5 ความร้อนที่ถูกสร้างขึ้นอยู่กับขนาดของการนำไฟฟ้าของของเหลว หรือสารละลาย และ สนามไฟฟ้ายกกำลังสอง) ในกรณีที่มีการเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทดลองต้องการเซลล์ที่มีชีวิตในระหว่างทำการทดลอง อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้เซลล์สามารถตายหรือเสื่อมสภาพลงได้ เพื่อวัตถุประสงค์ในการลดผลกระทบของอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นต่อเซลล์ พฤติกรรมของความร้อน หรือ การกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในอุปกรณ์ถูกแสดงตามรูปที่ 4.2 (ก) แสดงให้เห็นว่าบริเวณที่อุณหภูมิเพิ่มขึ้นสูงสุดอยู่ภายในโดเมน DEP โดยเฉพาะบริเวณของแท่งฉนวนไฟฟ้า เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีขนาดของสนามไฟฟ้าสูง ในรูปที่ 4.2 (ข) แสดงอุณหภูมิภายในของเหลวในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้า สังเกตได้ว่าจุดที่ของเหลวมีอุณหภูมิสูงสุดนั้นเป็นตำแหน่งเดียวกันกับตำแหน่งที่มีสนามไฟฟ้าสูงสุด หรือบริเวณที่เซลล์ถูกดักจับ

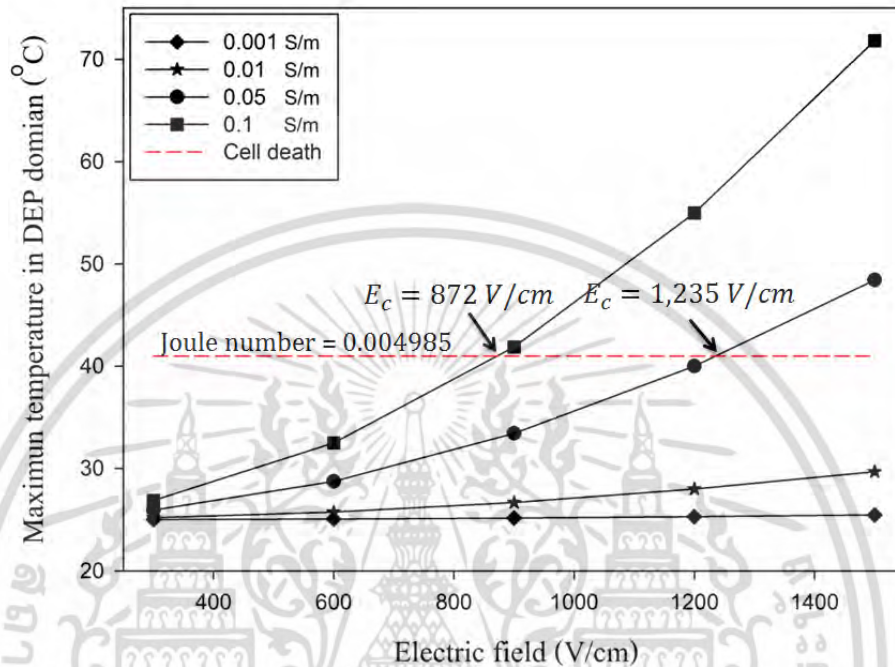


รูปที่ 4.2 (ก) แสดงการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในโดเมน iDEP และ (ข) บริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้า

เพื่อแสดงให้เห็นถึงปัญหาของอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นภายในอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า (ไม่มีระบบหล่อเย็น) รูปที่ 4.3 แสดงให้เห็นถึงอุณหภูมิสูงสุดที่เพิ่มขึ้น จากค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว หรือ สารละลาย และขนาดของสนามไฟฟ้า ที่มักพบบ่อยในงานวิจัย โดยกำหนดให้ที่อุณหภูมิ 4°C เป็นอุณหภูมิวิกฤต (อุณหภูมิที่ทำให้เซลล์เสื่อมสภาพ ตาย หรือ คุณสมบัติเปลี่ยนไปจากเดิม) [67] ในกรณีที่ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลวมีค่า 0.001 S/m ที่อุณหภูมิของของเหลวมีการเปลี่ยนแปลงน้อยมาก อาจกล่าวได้ว่าไม่มีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิภายในของเหลว ในขณะที่กรณีที่ค่าการนำไฟฟ้ามีค่าสูงขึ้นเป็น 0.05 และ 0.1 S/m อุปกรณ์พบกับปัญหาของอุณหภูมิภายในของเหลวที่เพิ่มขึ้น โดยขนาดของสนามไฟฟ้าวิกฤต (ขนาดของสนามไฟฟ้าที่ทำให้ของเหลวมีอุณหภูมิเพิ่มขึ้นจนถึงอุณหภูมิวิกฤต) ของของเหลวที่ค่าการนำไฟฟ้า 0.05 และ 0.1 S/m มีค่า 872 และ 1,242 V/cm ตามลำดับ ด้วยขนาดของสนามไฟฟ้าวิกฤตกับค่าการนำไฟฟ้าของของเหลวนี้เราสามารถนำมาคิดเป็น

Joule number (จากสมการ 2.6) ได้เท่ากับ 0.0049 หรืออาจกล่าวได้ว่า ภายใต้อุปกรณ์ iDEP แบบ  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่ข้อมูลด้านการศึกษา  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

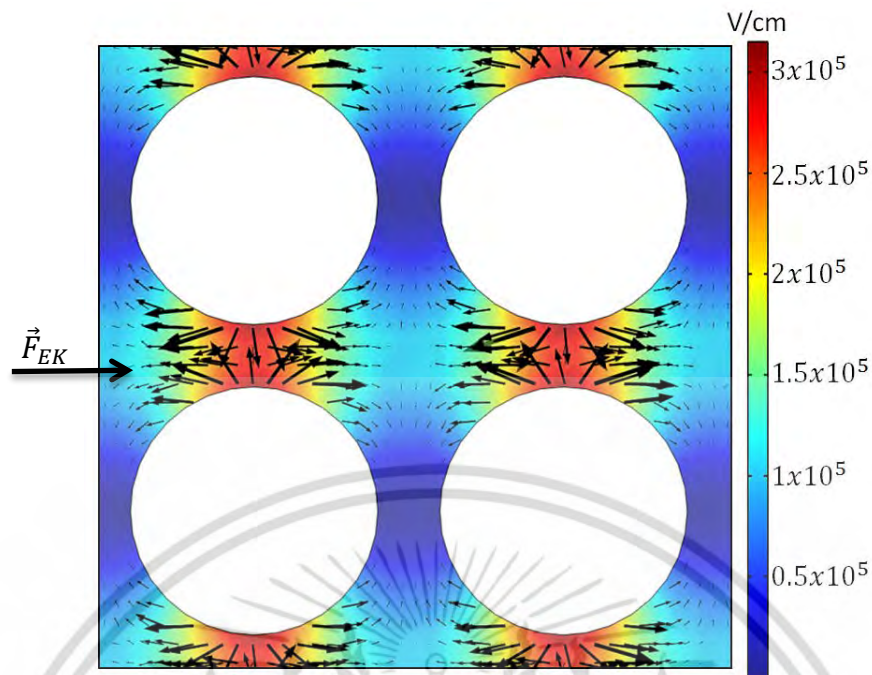
เก่าสามารถรองรับ Joule number ได้ 0.0049 โดยที่เซลล์ของสิ่งมีชีวิตไม่มีการเสื่อมสภาพ หรือ ตายลง หรือกล่าวสั้นๆหนึ่งคือ Joule number ที่ 0.0049 เป็นข้อจำกัดของอุปกรณ์ iDEP แบบเก่าที่ใช้ทดลองร่วมกับเซลล์ของสิ่งมีชีวิต



รูปที่ 4.3 ผลกระทบของสนามไฟฟ้าที่ค่าการนำไฟฟ้าต่างๆของของเหลวที่ส่งผลต่ออุณหภูมิภายในอุปกรณ์ iDEP

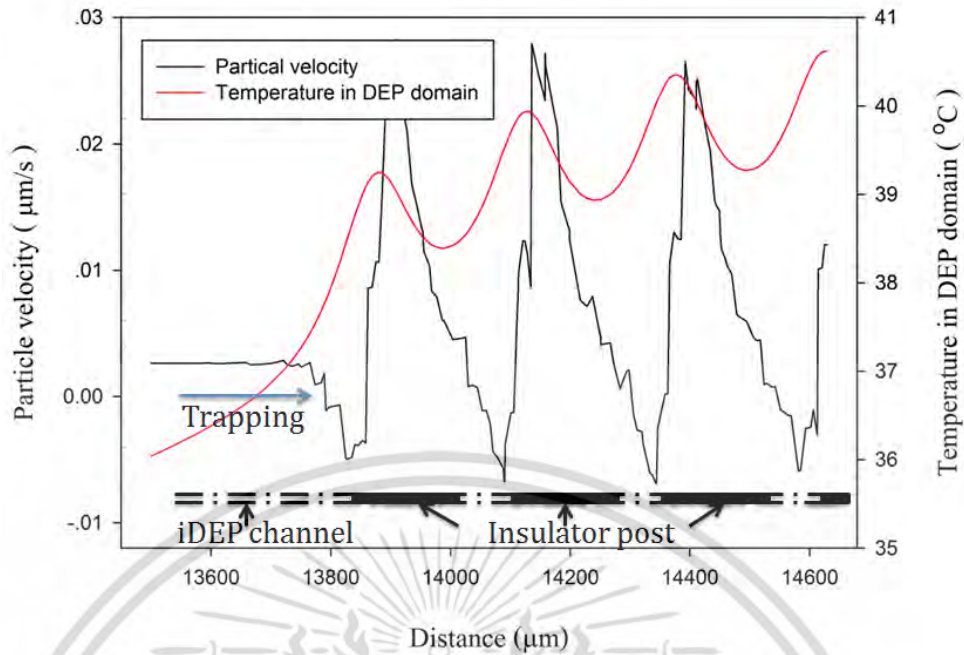
#### 4.2 พฤติกรรมการเคลื่อนที่ของเซลล์ภายในอุปกรณ์ iDEP

เมื่อเซลล์เคลื่อนที่จากทางเข้าไปยังบริเวณของแท่งฉนวนไฟฟ้า (ด้วยแรง EK) แท่งฉนวนไฟฟ้าจะชักนำให้เกิดความแตกต่างของสนามไฟฟ้าสำหรับสร้างแรง DEP ซึ่งจะขัดขวางการเคลื่อนที่ของเซลล์ตามที่แสดงในรูปที่ 4.4 ในรูปขนาดของแรง DEP ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm และ ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.1 S/m ถูกแสดงโดยขนาดความยาวของลูกศร เมื่อแรง DEP ในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้าสามารถเอาชนะแรง EK ( $\vec{F}_{DEP} > \vec{F}_{EK}$ ) เซลล์จะถูกจับไว้ที่แท่งฉนวนไฟฟ้าตามที่แสดงจากรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 แสดงความแตกต่างของสนามไฟฟ้า และแรง DEP ในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้า

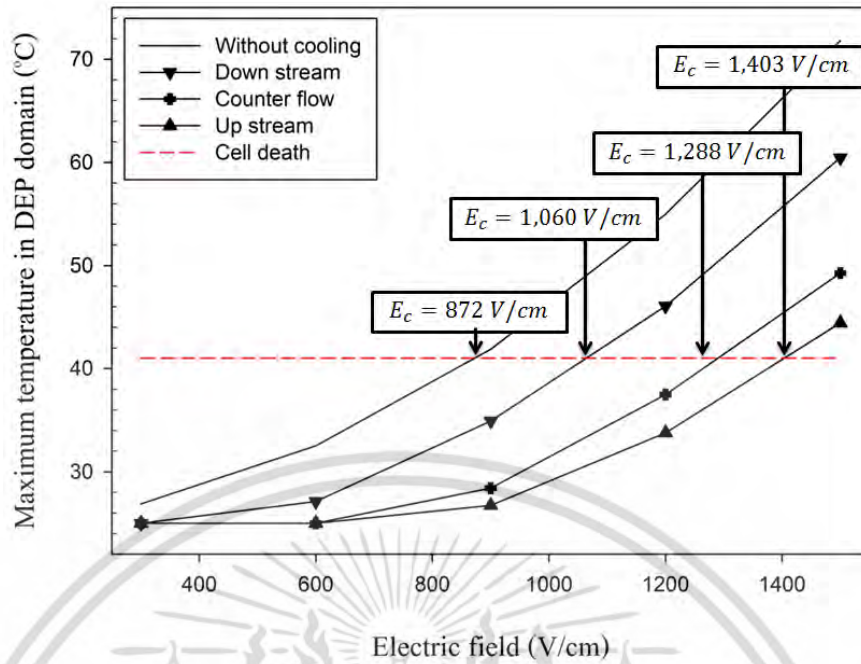
จากรูปที่ 4.5 จะสังเกตว่าเมื่อเร็วของเซลล์เซลล์ขณะเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณของแท่งฉนวนไฟฟ้าภายในอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า ความเร็วเซลล์จะมีค่าเท่ากับศูนย์หรือน้อยกว่า ซึ่งหมายถึงเซลล์ไม่มีการเคลื่อนที่ (ถูกจับ) ในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้า ในเวลาและตำแหน่งเดียวกัน ที่ความเร็วในการเคลื่อนที่ของเซลล์ลดลงเข้าใกล้ศูนย์ อุณหภูมิของเหลวภายในโดเมน iDEP ก็เพิ่มขึ้นเช่นกัน กล่าวได้ว่า บริเวณที่เซลล์เคลื่อนที่เข้าหา (บริเวณระหว่างแท่งฉนวนไฟฟ้า) คือ บริเวณที่มีความแตกต่างและขนาดของสนามไฟฟ้าสูงสุดภายในอุปกรณ์ ซึ่งส่งผลให้ในบริเวณนี้มีแรง DEP สูงสุดสำหรับดักจับเซลล์ แต่ในขณะที่เดียวกันสนามไฟฟ้าที่สูงสุดก็สร้างอุณหภูมิที่สูงสุดซึ่งเป็นอันตรายกับเซลล์ภายในของเหลวเช่นกัน



รูปที่ 4.5 แสดงพฤติกรรมเคลื่อนที่ (ความเร็ว) ของเซลล์ที่กำลังเคลื่อนที่เข้าสู่แท่งฉนวนไฟฟ้าและอุณหภูมิของของเหลวภายในอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า

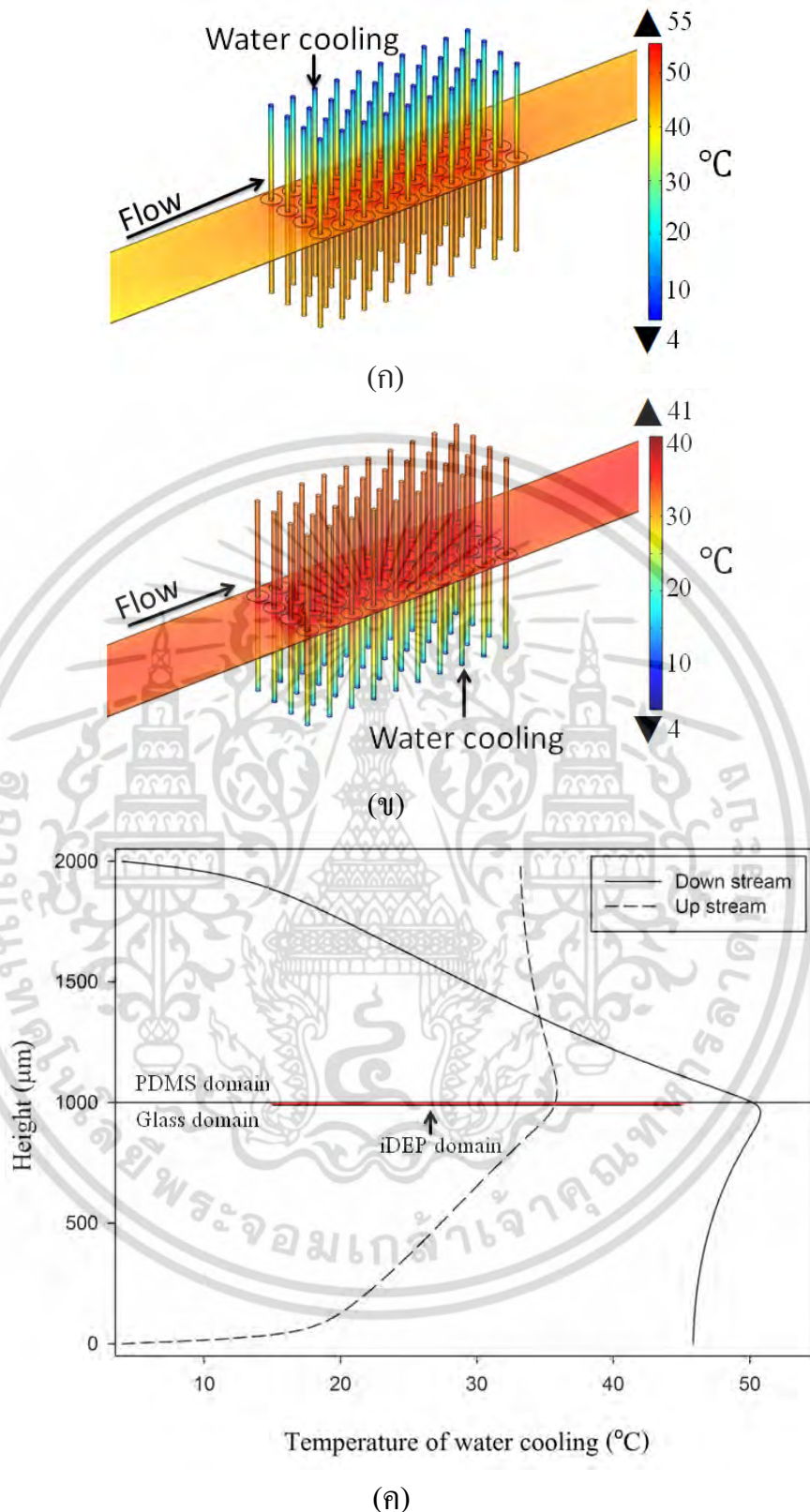
#### 4.3 ผลกระทบของทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของเหลวสูงสุดในโดเมน iDEP

เพื่อลดผลกระทบจากอุณหภูมิที่เพิ่มสูงขึ้นภายในโดเมน iDEP ในขณะที่อุปกรณ์ทำงาน จึงมีความพยายามที่จะเพิ่มระบบหล่อเย็นให้อุปกรณ์ iDEP สำหรับงานวิจัยนี้ทำการเพิ่มทางเดินของน้ำหล่อเย็นเข้าไปที่แท่งฉนวนไฟฟ้าซึ่งเป็นบริเวณที่มีอุณหภูมิเพิ่มขึ้นในโดเมน iDEP สูงสุด (ตามที่แสดงในรูปที่ 4.2) ซึ่งการเพิ่มทางเดินน้ำหล่อเย็นมีปัจจัยที่น่าสนใจที่จะส่งผลต่ออุณหภูมิคือ ทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็น รูปที่ 4.6 แสดงอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในโดเมน iDEP ที่มีน้ำหล่อเย็นไหลผ่านที่บริเวณจุดศูนย์กลางของแท่งฉนวนไฟฟ้าในกรณีต่างๆ โดยเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า โดยมีการทดลองทิศทางการไหลอยู่ 3 แบบ คือ 1) ทิศทางการไหลของของน้ำหล่อเย็นแบบทิศทางการไหลจากบนลงล่าง (down stream) 2) ทิศทางการไหลสลับกัน (counter flow) และ 3) ทิศทางการไหลจากล่างขึ้นบน (up stream) เงื่อนไขของของเหลวคือ ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.1 S/m และความเร็วของน้ำหล่อเย็นที่ 2 mm/s (สำหรับกรณีที่ใช้น้ำหล่อเย็น ด้วยแท่งฉนวนไฟฟ้าที่มีช่องระบายความร้อนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำหล่อเย็น 50  $\mu\text{m}$ )



รูปที่ 4.6 ผลกระทบของทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของโดเมน iDEP

เพื่ออธิบายถึงผลกระทบของทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็น อุปกรณ์ iDEP แบบใหม่ ภายใต้สนามไฟฟ้า 1,403 V/cm ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.1 S/m เส้นผ่านศูนย์กลางของท่อหล่อเย็น  $50 \mu\text{m}$  และความเร็วในการไหล 2 mm/s ที่มี การไหลแบบ down stream (รูปที่ 4.7 (ก)) และ up stream รูปที่ 4.7 (ข) ถูกนำมาเปรียบเทียบอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุด เนื่องจากขนาดของสนามไฟฟ้า ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลวที่ใช้กับอุปกรณ์ถูกกำหนดให้มีขนาดเดียวกันจึงกล่าวได้ว่าปริมาณแหล่งกำเนิดความร้อนภายในอุปกรณ์ทั้งสองมีขนาดเท่ากัน จากรูปที่ 4.7 (ก) จะเห็นว่าอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุดในโดเมน iDEP อยู่ที่  $55.46^\circ\text{C}$  ในขณะที่รูปที่ 4.7 (ข) ภายใต้ขนาดของแหล่งกำเนิดความร้อนเดียวกันกลับให้ค่าอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุดเพียง  $40.72^\circ\text{C}$  สาเหตุที่ทำให้อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นสูงสุดของทั้งสองกรณี กล่าวได้ว่ามีสาเหตุมาจากทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นนั่นเอง



รูปที่ 4.7 แสดงอุณหภูมิของโดเมน iDEP ที่มีทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นแบบ down stream (ก) และ up stream (ข) และเปรียบเทียบอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นที่มีทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นแบบ down stream และ up stream (ค)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตามที่แสดงในรูปที่ 4.7 (ค) พบว่าอุณหภูมิสูงสุดของน้ำหล่อเย็นแบบ down stream มีอุณหภูมิสูงกว่าน้ำหล่อเย็นแบบ up stream เนื่องจากอุณหภูมิของโดเมน iDEP ในอุปกรณ์ iDEP ที่มีการไหลของน้ำหล่อเย็นแบบ down stream มีสูงกว่า ซึ่งมีสาเหตุมาจากความแตกต่างของการระบายความร้อนออกจากระบบในอุปกรณ์ iDEP ทั้งสองแบบ

เมื่อน้ำหล่อเย็นไหลเข้าสู่อุปกรณ์ iDEP (ไม่ว่าอุปกรณ์ iDEP ที่มีการไหลของน้ำหล่อเย็นแบบใดก็ตาม) อุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วเนื่องจากความแตกต่างระหว่างอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นกับอุปกรณ์ iDEP เมื่อน้ำหล่อเย็นไหลผ่านบริเวณโดเมน iDEP น้ำหล่อเย็นมีการแลกเปลี่ยนความร้อนกับโดเมน iDEP โดยตรง (บริเวณที่มีอุณหภูมิสูงสุดภายในอุปกรณ์) อย่างไรก็ตาม บริเวณดังกล่าวไม่ใช่บริเวณที่น้ำหล่อเย็นมีอุณหภูมิสูงสุดภายในอุปกรณ์ เนื่องจากในบริเวณที่น้ำหล่อเย็นไหลต่อมาจากอุณหภูมิของอุปกรณ์ iDEP ยังสูงกว่าน้ำหล่อเย็น จึงทำให้ยังมีการถ่ายเทความร้อนสู่หน้าหล่อเย็น จึงทำให้บริเวณที่ถัดจากโดเมน iDEP เป็นบริเวณที่น้ำหล่อเย็นมีอุณหภูมิสูงสุดภายในอุปกรณ์ และเมื่อน้ำหล่อเย็นไหลผ่านบริเวณดังกล่าว อุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นและอุปกรณ์ iDEP จะใกล้เคียงกันทำให้อุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นมีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับช่วงแรก

จะสังเกตว่าช่วงที่น้ำหล่อเย็นทำหน้าที่แลกเปลี่ยนความร้อนได้อย่างมีประสิทธิภาพ คือ ในช่วงของโดเมนแรกที่น้ำหล่อเย็นไหลผ่าน (มีการถ่ายเทความร้อนจากโดเมน แก้ว หรือ PDMS สู่หน้าหล่อเย็น) และช่วงที่มีการแลกเปลี่ยนความร้อนสูงสามารถสังเกตได้จากความชันของกราฟ เมื่อเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นจะเห็นว่าความชันของกราฟในการไหลแบบ up stream มีสูงกว่าการไหลแบบ down stream เนื่องจากความร้อนจากแหล่งกำเนิดสามารถถ่ายเทสู่โดเมนของแก้วและน้ำหล่อเย็นได้ดีกว่านั่นเอง จึงกล่าวได้ว่านี่เป็นสาเหตุให้การไหลแบบ up stream (การไหลที่น้ำหล่อเย็นไหลเข้าที่โดเมนแก้วและไหลออกที่โดเมน PDMS) มีการระบายความร้อนออกจากอุปกรณ์ iDEP ได้ดีกว่าการไหลแบบ down stream (การไหลที่น้ำหล่อเย็นไหลเข้าที่โดเมน PDMS และไหลออกที่โดเมนแก้ว) นั่นเอง

#### 4.4 ผลกระทบของอัตราส่วนระหว่างเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำหล่อเย็นกับแท่งฉนวนไฟฟ้า และความเร็วของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิสูงสุดของอุปกรณ์ iDEP

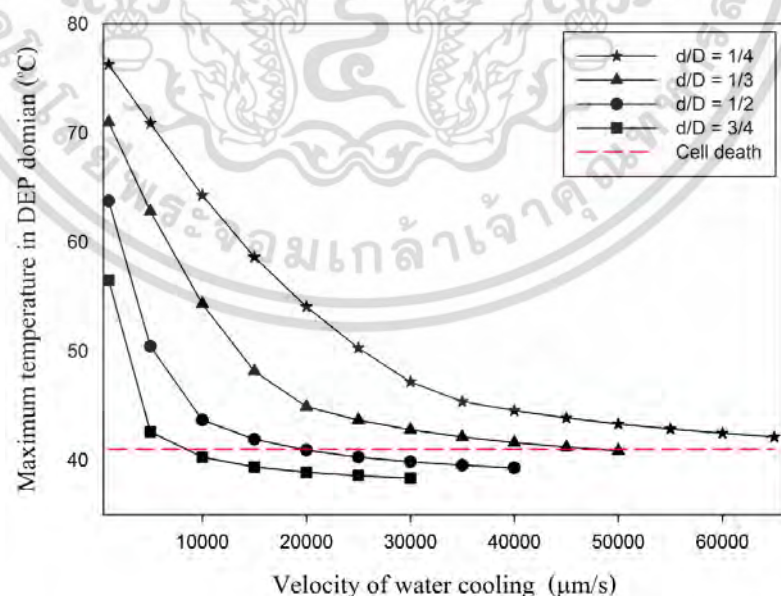
อัตราส่วนระหว่างเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำหล่อเย็นกับแท่งฉนวนไฟฟ้า และความเร็วของน้ำหล่อเย็นเป็นอีกปัจจัยที่ส่งผลต่ออุณหภูมิภายในโดเมน iDEP และได้มีการศึกษาภายใต้เงื่อนไขดังต่อไปนี้ สนามไฟฟ้า 872 V/cm และค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.6 S/m อุปกรณ์ iDEP ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำหล่อเย็น 50, 66.66, 100 และ 150  $\mu\text{m}$  ในขณะที่เส้นผ่านศูนย์กลางแท่งฉนวนไฟฟ้า 200  $\mu\text{m}$  ถูกนำมาพิจารณา จากรูปที่ 4.8 สักเกตว่าในแต่ละอัตราส่วนระหว่างเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผ่านศูนย์กลางของท่อ น้ำหล่อเย็นกับแท่งฉนวนไฟฟ้า เมื่อความเร็วของน้ำหล่อเย็นเพิ่มขึ้นจะเป็นผลให้อุณหภูมิสูงสุดในโดเมน iDEP ลดลง เนื่องขนาดของการพาความร้อนขึ้นอยู่กับความเร็วของของเหลว และเมื่อความเร็วของน้ำหล่อเย็นเพิ่มขึ้นจนถึงจุดๆ ความเร็วของน้ำหล่อเย็นจะไม่ส่งผลให้อุณหภูมิสูงสุดในโดเมน iDEP ลดลง เนื่องจากความสามารถของการพาความร้อนออกจากระบบมีมากกว่าปริมาณความร้อนที่ถูกสร้างขึ้นในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้า

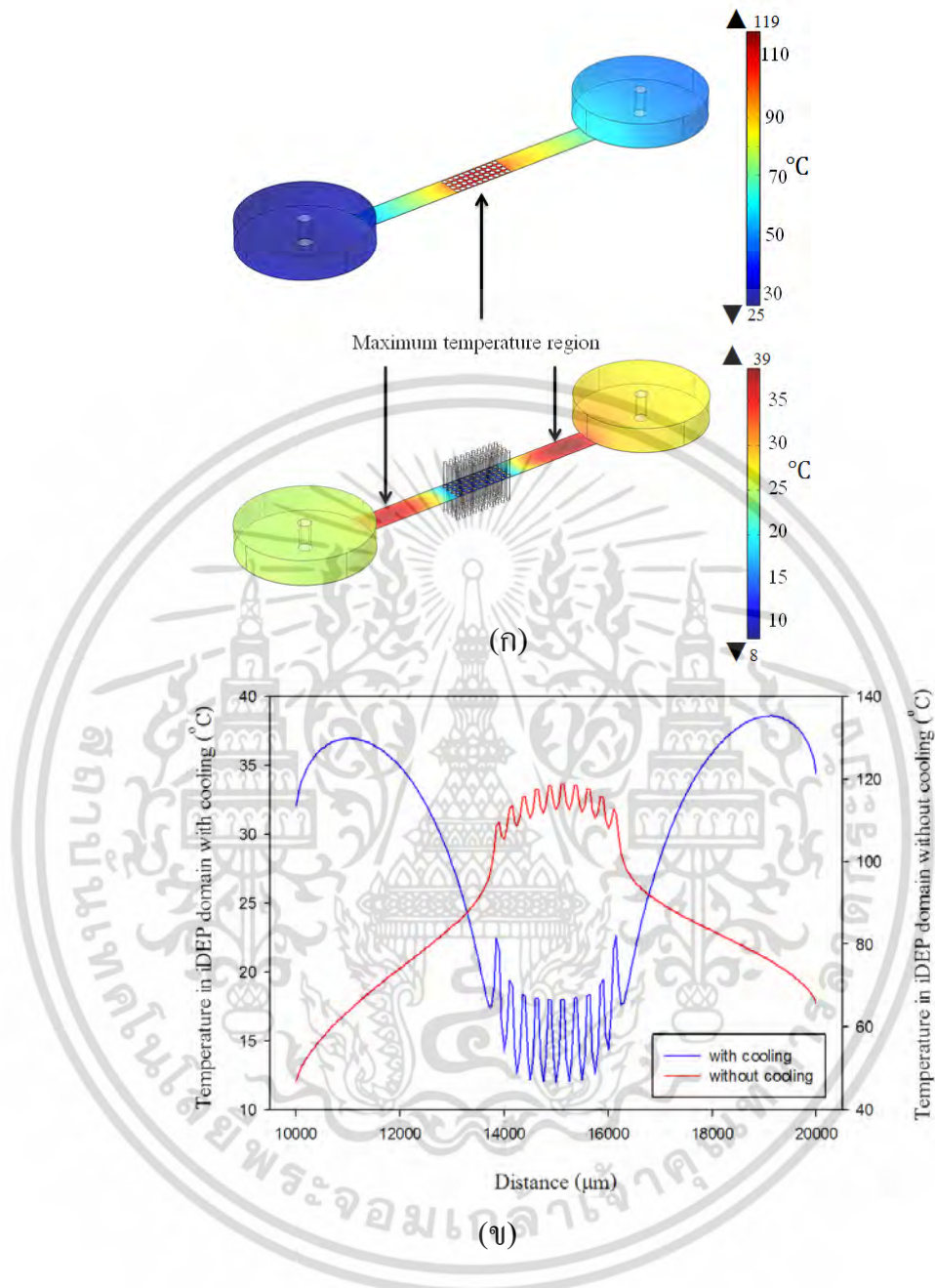
รูปที่ 4.9 (ก) แสดงการเปรียบเทียบอุณหภูมิในอุปกรณ์ที่มีและไม่มีระบบหล่อเย็นด้วยน้ำ ซึ่งจะเห็นว่า เมื่อมีการใช้ระบบระบายความร้อน อุณหภูมิในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้านี้เย็นลงอย่างมาก เมื่อเทียบกับอุณหภูมิในบริเวณรอบนอก ทำให้เห็นความแตกต่างอย่างชัดเจนในกรณีที่ไม่มีระบบหล่อเย็น เพราะจะเห็นว่าในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้ามีอุณหภูมิที่สูงมากและต่ำกว่าอุณหภูมิรอบนอก

ในขณะที่รูป 4.9 (ข) แสดงความแตกต่างของพฤติกรรมของอุณหภูมิภายในโดเมน iDEP ตามความยาวของอุปกรณ์ระหว่างอุปกรณ์แบบเก่าและใหม่ จะเห็นว่าผลการคำนวณนี้ยืนยันพฤติกรรมและความสามารถของระบบหล่อเย็นซึ่งทำให้อุณหภูมิในบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้าต่ำกว่ารอบนอก เมื่อไม่มีระบบหล่อเย็น อุณหภูมิเพิ่มขึ้นก่อนเข้าบริเวณแท่งฉนวนไฟฟ้าและมากขึ้นด้วยความรวดเร็ว เพราะเป็นบริเวณที่มีขนาดสนามไฟฟ้าสูง แต่เนื่องจากสนามไฟฟ้าเป็นแบบไม่สม่ำเสมอจึงทำให้พฤติกรรมของอุณหภูมิเป็นแบบขึ้นและลง อย่างไรก็ตาม การขึ้นลงของอุณหภูมิปรากฏอยู่ในอุปกรณ์แบบมีระบบหล่อเย็น เนื่องจากมีขนาดสนามไฟฟ้าแบบไม่สม่ำเสมอ แต่เนื่องจากมีการระบายความร้อนจึงทำให้ค่าเฉลี่ยของอุณหภูมิต่ำกว่าอย่างเห็นได้ชัด



รูปที่ 4.8 ผลกระทบจากความเร็วของน้ำหล่อเย็น และอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างท่อของน้ำหล่อเย็นกับแท่งฉนวนไฟฟ้าที่ส่งผลต่ออุณหภูมิสูงสุดในอุปกรณ์ iDEP ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm และ  $\sigma_m = 0.6$  S/m

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 (ก) แสดงการเปรียบเทียบบริเวณที่อุณหภูมิสูงสุดระหว่าง อุปกรณ์แบบเก่ากับ อุปกรณ์ที่มีระบบหล่อเย็น (ข) เปรียบเทียบอุณหภูมิภายใน iDEP โดเมนตามแนวยาวของอุปกรณ์ iDEP แบบเก่ากับแบบใหม่

นอกจากนี้เราตรวจสอบพฤติกรรมอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นที่จุดศูนย์กลางของท่อของน้ำหล่อเย็นตามความยาวจากชั้นของ PDMS ไปยัง glass เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความเร็ว (รูปที่ 4.10) และ เมื่อ

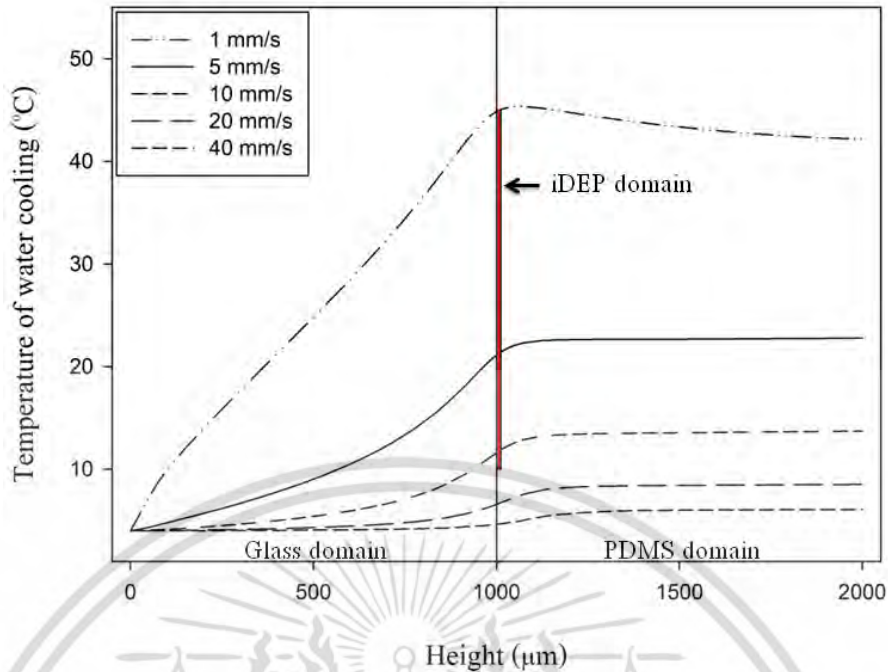
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีการเปลี่ยนแปลงค่าอัตราส่วนระหว่างเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำหล่อเย็นกับแท่งฉนวนไฟฟ้า (รูปที่ 4.11) ซึ่งในการศึกษานี้ น้ำหล่อเย็นไหลจากชั้นแก้วไปยัง PDMS

จากรูปที่ 4.10 อุปกรณ์ iDEP ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm ค่านำไฟฟ้าของของเหลว 0.6 S/m และเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อน้ำหล่อเย็น 150  $\mu\text{m}$  ถูกเลือกเพื่อพิจารณาผลกระทบของความเร็วของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นตามความหนาของชั้นแก้วและ PDMS (ในแนวแกน Z)

เมื่อน้ำหล่อเย็นไหลเข้าสู่โดเมนของแก้วจะเห็นได้ว่าการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็น (slope) หรือการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างน้ำหล่อเย็นกับแก้วมีค่าสูง เมื่อเปรียบเทียบกับ การแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างน้ำหล่อเย็นกับ PDMS ในโดเมนของ PDMS ทั้งนี้เนื่องจากอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นที่ทางเข้ามีความแตกต่างกับอุณหภูมิของอุปกรณ์มาก (การแลกเปลี่ยนความร้อนขึ้นอยู่กับความแตกต่างระหว่างอุณหภูมิ ( $\Delta T$ )) ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิน้ำหล่อเย็นมาตามไปด้วย เมื่อน้ำหล่อเย็นไหลผ่านบริเวณโดเมน iDEP น้ำหล่อเย็นมีการแลกเปลี่ยนความร้อนกับโดเมน iDEP โดยตรง (บริเวณที่มีอุณหภูมิสูงสุดภายในอุปกรณ์) อย่างไรก็ตาม บริเวณดังกล่าวไม่ใช่บริเวณที่น้ำหล่อเย็นมีอุณหภูมิสูงสุดในอุปกรณ์ เนื่องจากในบริเวณที่น้ำหล่อเย็นไหลต่อมา อุณหภูมิของอุปกรณ์ iDEP ยังสูงกว่าน้ำหล่อเย็น จึงทำให้ยังมีการถ่ายเทความร้อนสู่น้ำหล่อเย็น จึงทำให้บริเวณที่ถัดจากโดเมน iDEP เป็นบริเวณที่น้ำหล่อเย็นมีอุณหภูมิสูงสุดในอุปกรณ์ และเมื่อน้ำหล่อเย็นไหลต่อไปการเปรียบเทียบของอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็น PDMS มีค่าต่ำลง ซึ่งเป็นผลมาจากน้ำหล่อเย็นได้ไหลผ่านบริเวณที่น้ำหล่อเย็นมีอุณหภูมิสูงสุดของอุปกรณ์ น้ำหล่อเย็นจึงมีอุณหภูมิแตกต่างจากอุณหภูมิของอุปกรณ์มากนัก ทำให้การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นน้อยตามไปด้วย

นอกจากนี้ เมื่อความเร็ว (หรือ อัตราการไหล) ของน้ำหล่อเย็นเพิ่มขึ้น ความแตกต่างของอุณหภูมิน้ำหล่อเย็นระหว่างทางเข้าโดเมนแก้วกับทางออกที่ PDMS จะมีค่าน้อยลง เนื่องจากความเร็วของน้ำหล่อเย็นที่เพิ่มขึ้น (อัตราการไหลเพิ่มขึ้น) ส่งผลให้ความสามารถในการพาความร้อนออกจากอุปกรณ์มีมากตามไปด้วย ทำให้อุณหภูมิสูงสุดในอุปกรณ์ลดลง (ตามที่แสดงในรูปที่ 4.8) ด้วยเหตุนี้ จึงทำให้น้ำหล่อเย็นได้รับความร้อนจากอุปกรณ์น้อยลง อีกหนึ่งปัจจัย คือ เมื่อความเร็วของน้ำหล่อเย็นสูงขึ้น เป็นผลให้เวลาในการถ่ายเทความร้อนจากอุปกรณ์ไปยังน้ำหล่อเย็นมีน้อยลง



รูปที่ 4.10 ผลกระทบของความเร็วของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นในแนวแกน Z ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm ค่านำไฟฟ้าของของเหลว 0.6 S/m และเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อหล่อเย็น 150  $\mu\text{m}$

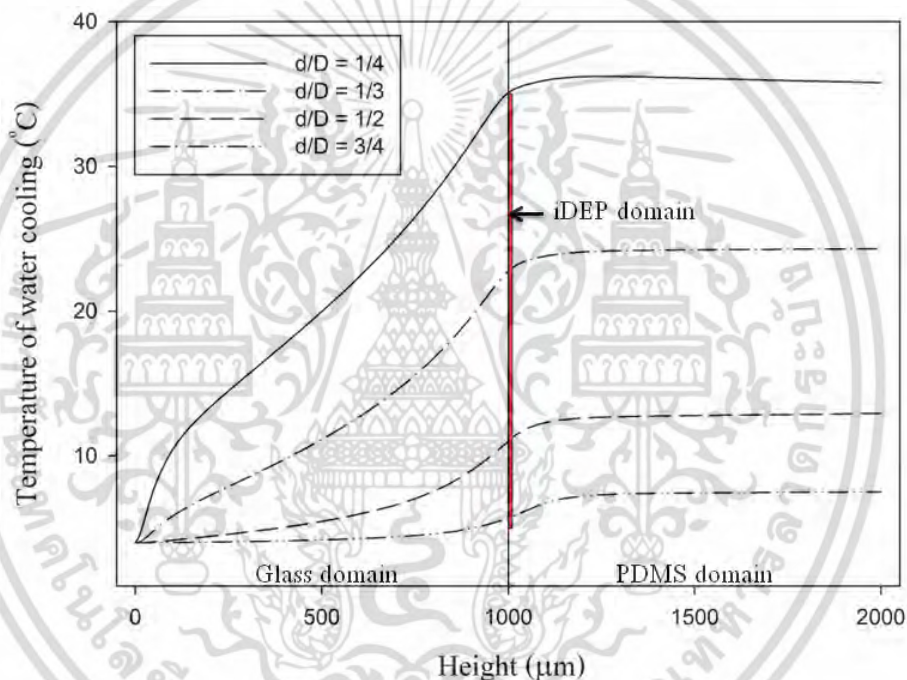
จากรูปที่ 4.11 อุปกรณ์ iDEP ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm, ค่านำไฟฟ้าของของเหลว 0.6 S/m และความเร็วของน้ำหล่อเย็น 25 mm/s ถูกเลือกเพื่อพิจารณาผลกระทบของอัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างท่อหล่อเย็น (d) และแท่งฉนวนไฟฟ้า (D) ตามความหนาของชั้นแก้วและ PDMS (แนวแกน Z)

เมื่อน้ำหล่อเย็นไหลเข้าสู่โดเมนของแก้วจะเห็นได้ว่าการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็น (slope) หรือการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างน้ำหล่อเย็นกับแก้วมีค่าสูง เมื่อเปรียบเทียบกับ การแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างน้ำหล่อเย็นกับ PDMS ในโดเมนของ PDMS ทั้งนี้เนื่องจากอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นที่ทางเข้ามีความแตกต่างกับอุณหภูมิของอุปกรณ์มาก (การแลกเปลี่ยนความร้อนขึ้นอยู่กับความแตกต่างระหว่างอุณหภูมิ ( $\Delta T$ )) ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิน้ำหล่อเย็นมาตามไปด้วย เมื่อน้ำหล่อเย็นไหลผ่านบริเวณโดเมน iDEP น้ำหล่อเย็นมีการแลกเปลี่ยนความร้อนกับโดเมน iDEP โดยตรง (บริเวณที่มีอุณหภูมิสูงสุดภายในอุปกรณ์) อย่างไรก็ตาม บริเวณดังกล่าวไม่ใช่บริเวณที่น้ำหล่อเย็นมีอุณหภูมิสูงสุดในอุปกรณ์ เนื่องจากในบริเวณที่น้ำหล่อเย็นไหลต่อมาอุณหภูมิของอุปกรณ์ iDEP ยังสูงกว่าน้ำหล่อเย็น จึงทำให้ยังมีการถ่ายเทความร้อนสู่น้ำหล่อเย็น จึงทำให้บริเวณที่ถัดจากโดเมน iDEP เป็นบริเวณที่น้ำหล่อเย็นมีอุณหภูมิสูงสุดในอุปกรณ์ และเมื่อน้ำหล่อเย็นไหลต่อไปการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็น PDMS มีค่าต่ำลง ซึ่งเป็นผลมาจาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ขึ้นต้นในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แตกต่างจากอุณหภูมิของอุปกรณ์มากนัก ทำให้การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นน้อยตามไปด้วย

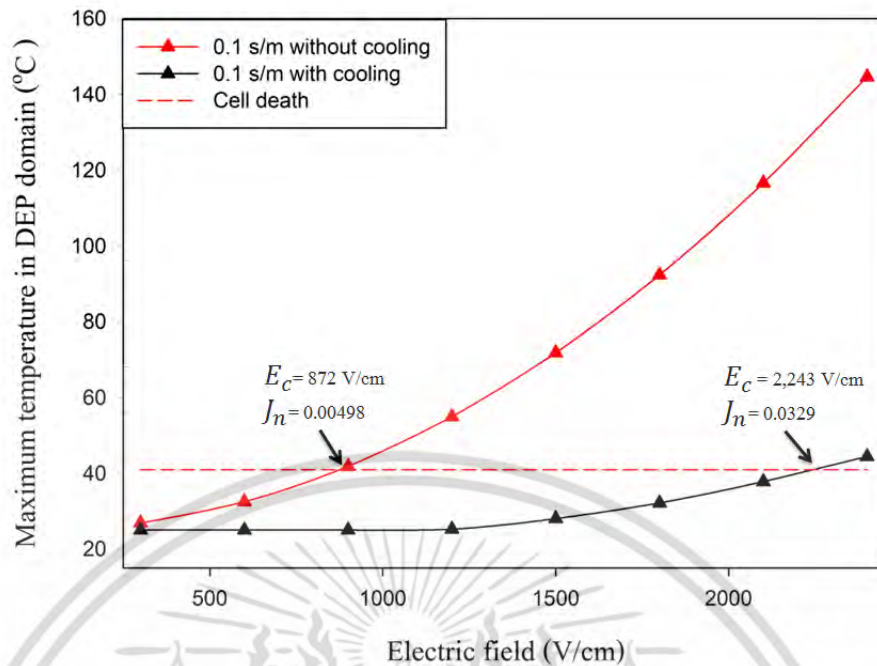
นอกจากนี้ เมื่ออัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างท่อหล่อเย็นและแท่งฉนวนไฟฟ้าเพิ่มขึ้น (หรือ อัตราการไหล) ของน้ำหล่อเย็นเพิ่มขึ้น ความแตกต่างของอุณหภูมิน้ำหล่อเย็นระหว่างทางเข้าโดเมนแก้วกับทางออกที่ PDMS จะมีค่าน้อยลง เนื่องจากความเร็วของน้ำหล่อเย็นที่เพิ่มขึ้น (อัตราการไหลเพิ่มขึ้น) ส่งผลให้ความสามารถในการพาความร้อนออกจากอุปกรณ์มีมากตามไปด้วย ทำให้อุณหภูมิสูงสุดภายในอุปกรณ์ลดลง (ตามที่แสดงในรูปที่ 4.8) ด้วยเหตุนี้ จึงทำให้น้ำหล่อเย็นได้รับความร้อนจากอุปกรณ์น้อยลง



รูปที่ 4.11 ผลกระทบของอัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างท่อหล่อเย็นและแท่งฉนวนไฟฟ้าในแนวแกน Z ภายใต้สนามไฟฟ้า 872 V/cm ค่านำไฟฟ้าของของเหลว 0.6 S/m และความเร็วของน้ำหล่อเย็น 25 mm/s

#### 4.5 การประเมินประสิทธิภาพของอุปกรณ์ iDEP ที่มีระบบหล่อเย็น

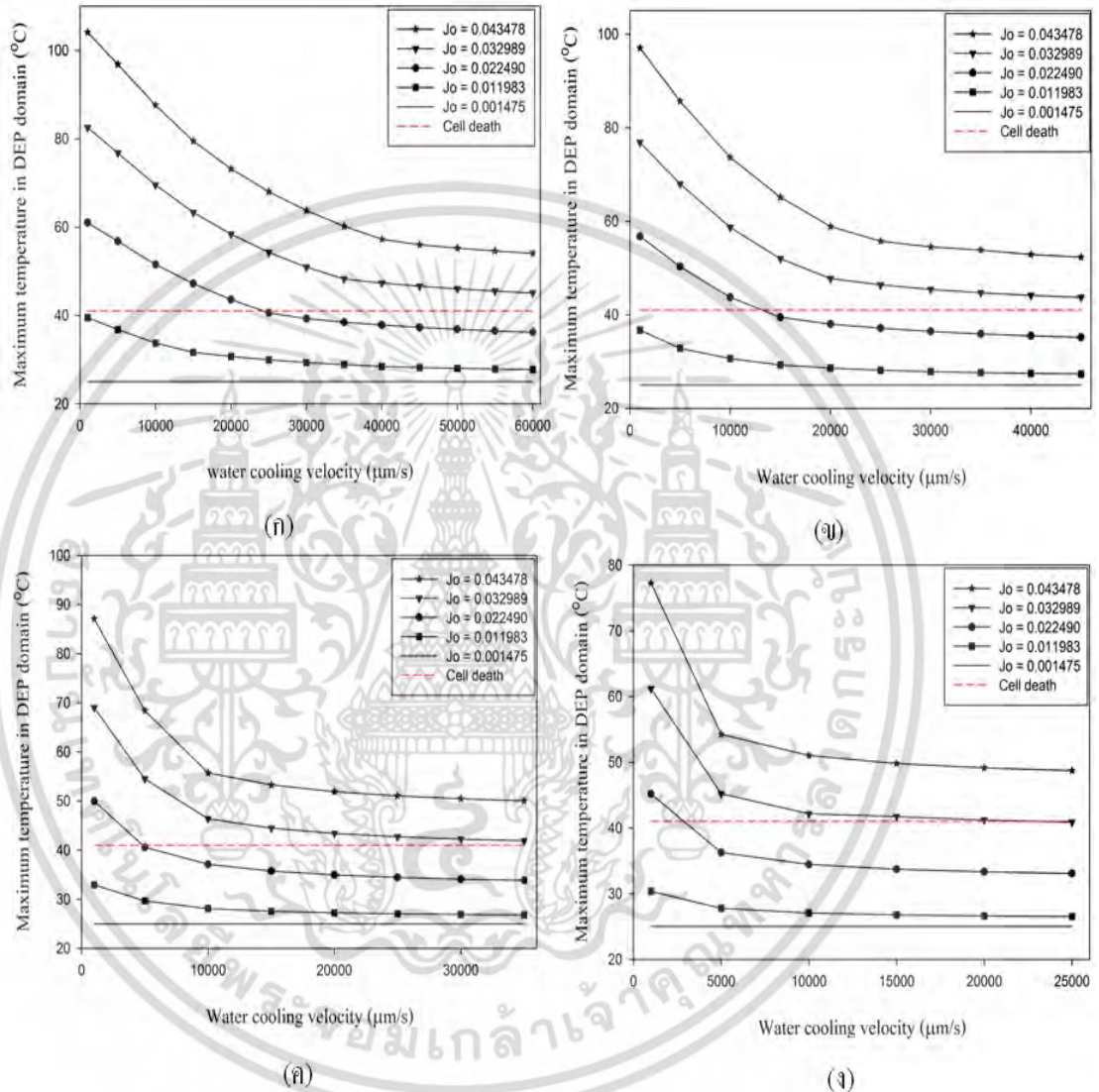
สำหรับการประเมินประสิทธิภาพของอุปกรณ์ iDEP ที่เพิ่มระบบหล่อเย็น สามารถทำได้โดยเปรียบเทียบการเพิ่มขึ้นของขนาดของสนามไฟฟ้าวิกฤต แรง DEP ที่ใช้ในการดักจับเซลล์ เลขจูลและค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว ในอุปกรณ์แบบเก่าและอุปกรณ์แบบใหม่ที่มีระบบหล่อเย็น



รูปที่ 4.12 แสดงการเปรียบเทียบประสิทธิภาพที่เพิ่มขึ้นของอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่กับแบบเก่า ภายใต้ค่าการนำไฟฟ้า 0.1 S/m เส้นผ่านศูนย์กลางท่อลำเลียง 150  $\mu\text{m}$  ความเร็วในการไหล 25 mm/s และน้ำหล่อเย็นไหลแบบ up stream

สำหรับอุปกรณ์แบบเก่า เงื่อนไขภายใต้การทำงานที่สนามไฟฟ้า 872 V/cm และค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.1 S/m ถูกนำมาใช้ในการเปรียบเทียบ ในกรณีที่เลือกใช้ท่อของน้ำหล่อเย็นที่มีขนาด 150  $\mu\text{m}$  เพื่อแสดงประสิทธิภาพที่เพิ่มขึ้นสูงสุดของอุปกรณ์ iDEP สำหรับอุปกรณ์แบบใหม่ที่เพิ่มระบบหล่อเย็น โดยค่าเลขจูลสูงสุดที่อุปกรณ์ทำงานได้โดยไม่ส่งผลให้เซลล์ตายหรือเสื่อมสภาพคือ 0.0328 (คิดจากสมการที่ 2.6 ภายใต้สนามไฟฟ้า 2,243 V/cm และค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.1 S/m) ภายใต้ความเร็วของน้ำหล่อเย็น 25 mm/s และน้ำหล่อเย็นมีการไหลแบบ up stream เงื่อนไขการทำงานของอุปกรณ์สามารถดูได้จากรูปที่ 4.13 (d) ประสิทธิภาพของอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่ที่เพิ่มขึ้นถูกแสดงในรูปที่ 4.12 จากรูปแสดงให้เห็นว่าขนาดของสนามไฟฟ้าวิกฤตของอุปกรณ์เพิ่มขึ้นเป็น 2,243 V/cm จากอุปกรณ์แบบเก่า (872 V/cm หรือคิดเป็น 157%) เนื่องจากขนาดของแรง DEP ขึ้นตรงกับกำลังสองของขนาดสนามไฟฟ้า ดังนั้นแรง DEP จะเพิ่มขึ้น  $(2,243/872)^2 = 6.61$  เท่า และเลขจูลเพิ่มขึ้น  $((0.0329-0.00498)/0.00498) \times 100 = 560\%$  จากอุปกรณ์แบบเก่า ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม สำหรับกรณีการดักจับเซลล์ที่ตัวอย่างไม่สามารถเจออาจได้ อุปกรณ์แบบใหม่สามารถทำงานได้ที่ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลวเพิ่มขึ้นเป็น 0.66 S/m จาก 0.1 S/m ที่ขนาดสนามไฟฟ้า 872 V/cm

4.6 แผนภูมิแสดงอุณหภูมิของเหลวในโดเมน iDEP ภายใต้อัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางกลางระหว่างท่อ น้ำหล่อเย็นและแท่งฉนวนไฟฟ้า ความเร็วของน้ำหล่อเย็น และเลขจูล



รูปที่ 4.13 แผนภูมิแสดงเงื่อนไขการใช้งานอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่สำหรับอุปกรณ์ iDEP ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางของท่อ น้ำหล่อเย็น (ก) 50 ภายใต้ทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นแบบ up stream

รูปที่ 4.13 แสดงเงื่อนไขการทำงานของอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่ (ความเร็วของน้ำหล่อเย็น) ภายใต้ทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นแบบ up stream ที่ส่งผลต่ออุณหภูมิภายใน iDEP ในแต่ละค่าเลขจูล รูป 4.13 สำหรับอุปกรณ์ iDEP ที่มีท่อของน้ำหล่อเย็นขนาด (ก) 50 µm (ข) 66 µm (ค) เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

100  $\mu\text{m}$  และ (ง) 150  $\mu\text{m}$  โดยพื้นที่ภายใต้เส้นประ คือ โซนของการทำงานของอุปกรณ์โดยที่ไม่ทำให้เซลล์ได้รับอันตราย

#### ตัวอย่างการใช้งานแผนภูมิแสดงอุณหภูมิของเหลวในโดเมน iDEP (Case study)

ภายใต้อัตราส่วนเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่างท่อ น้ำหล่อเย็นและแท่งฉนวนไฟฟ้า, ความเร็วของน้ำหล่อเย็น และเลขจูล เช่น ในกรณี que เลือกอุปกรณ์ iDEP ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของน้ำหล่อเย็น 150  $\mu\text{m}$  รูปที่ 4.13 (ค) จะถูกนำมาใช้ อีกหนึ่งปัจจัยที่มีความจำเป็นสำหรับการใช้แผนภาพ คือ เลขจูลซึ่งสามารถหาได้จากสมการที่ 6 ในกรณี que ค่าเลขจูลมีค่า 0.0329 และไม่ต้องทำให้เซลล์ได้รับอันตราย อุปกรณ์ต้องใช้ความเร็วของน้ำหล่อเย็นที่ต่ำที่สุดอยู่ที่ 20 mm/s ภายใต้ทิศทางการไหลแบบ up stream จึงจะไม่ทำให้เซลล์ที่ทำการทดลองไม่ได้รับอันตราย

#### 4.7 การจับเซลล์ที่มีขนาดแตกต่างกันในอุปกรณ์ iDEP

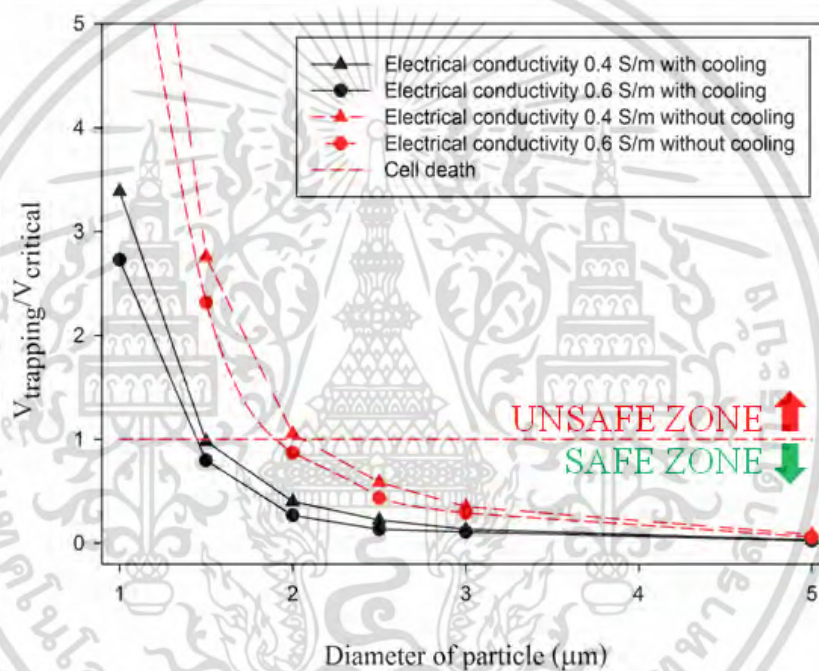
สำหรับการจับเซลล์ สมการที่ 2.4 แสดงให้เห็นว่า ขนาดของเซลล์เป็นหนึ่งในปัจจัยที่สำคัญที่ส่งผลต่อแรงในการดักจับเซลล์ (DEP) เช่น DEP force  $\propto R^3$  ในกรณีที่เซลล์เป้าหมายมีขนาดเล็ก แรง DEP ที่กระทำกับเซลล์เพื่อดักจับจะมีขนาดเล็กลงไปด้วย ในทางกลับกัน ในกรณีที่เซลล์เป้าหมายมีขนาดใหญ่ แรง DEP ที่กระทำกับเซลล์เพื่อดักจับจะมีขนาดใหญ่ขึ้นเช่นกัน โดยทั่วไปปัญหาของอุปกรณ์ที่พบคือเซลล์เป้าหมายที่มีขนาดเล็กทำให้แรง DEP ไม่เพียงพอในการดักจับเซลล์ ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยการเพิ่มขนาดของสนามไฟฟ้าให้อุปกรณ์ iDEP แต่การเพิ่มขึ้นของสนามไฟฟ้านั้น สร้างปัญหาใหม่ขึ้นมาเช่นกัน คือ การเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิภายในของเหลวภายในอุปกรณ์ ดังนั้นการเพิ่มความแตกต่างของสนามไฟฟ้าจึงไม่ใช่คำตอบ สำหรับการทดลองที่ต้องการให้ตัวอย่างมีชีวิตในขณะที่ทำการทดลอง

กำหนดให้ตัวชี้วัดความปลอดภัยของเซลล์จากอุณหภูมิในการจับเซลล์ หรือ ( $V_{trapping} / V_{critical}$ ) คือ ตัวแปรไร้มิติที่แสดงให้เห็นถึงความปลอดภัยของเซลล์จากอุณหภูมิในอุปกรณ์ iDEP โดยเป็นอัตราส่วนระหว่างค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่น้อยที่สุดที่ใช้ในการจับเซลล์ กับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ทำให้อุณหภูมิของของเหลวภายในอุปกรณ์ iDEP เพิ่มขึ้นจนมีอุณหภูมิ 41°C ที่ค่าตัวชี้วัดความปลอดภัยของเซลล์จากอุณหภูมิในการจับเซลล์มีค่าเท่ากับ 1 คือค่าสูงสุดที่ควรใช้ในการดักจับเซลล์ของอุปกรณ์ที่สามารถจับเซลล์ได้โดยที่เซลล์ไม่เสื่อมสภาพ หรือตาย

รูปที่ 4.14 แสดงอัตราส่วนความต่างศักย์ที่จำเป็นในการดักจับเซลล์และความต่างศักย์วิกฤตที่ทำให้เซลล์ตาย ของเซลล์ที่มีขนาดต่างกัน ในอุปกรณ์ iDEP ที่มีระบบหล่อเย็น ภายใต้เส้นผ่านศูนย์กลางของท่อ น้ำหล่อเย็นขนาด 150  $\mu\text{m}$  ที่ความเร็วของน้ำหล่อเย็น 25 mm/s และทิศทางการไหลของน้ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หล่อเย็นเป็นแบบ up stream เปรียบเทียบกับอุปกรณ์ iDEP แบบเก่า จากรูปจะเห็นว่า ที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเดียวกัน เช่น 1.5 ไมโครเมตร เมื่อไม่มีระบบหล่อเย็น ค่าความต่างศักย์ในการดักจับเซลล์มีค่าเป็นสามเท่าของความต่างศักย์วิกฤต แสดงว่าในการดักจับเซลล์ที่มีขนาดเล็กมาก อุณหภูมิจะขึ้นสูงเกิน 41°C และเซลล์อาจจะตายได้ ดังนั้นอุปกรณ์ iDEP แบบมีระบบหล่อเย็นสามารถลดอัตราส่วนของค่าความต่างศักย์ได้อย่างมาก เมื่อเทียบกับอุปกรณ์ที่ไม่มีการหล่อเย็น อย่างไรก็ตาม อัตราส่วนของอุปกรณ์ทั้งสองอย่างจะเริ่มมีค่าเท่ากัน เนื่องจากขนาดของเซลล์ที่เพิ่มขึ้น ส่งผลให้แรง DEP เพิ่มขึ้น (ตามสมการที่ 2.4) กล่าวคือเมื่อขนาดของเซลล์เพิ่มขึ้นทำให้อุปกรณ์ใช้ความต่างศักย์ในการดักจับเซลล์น้อยลงในขณะที่ค่าความต่างศักย์วิกฤตมีค่าคงที่



รูปที่ 4.14 แสดงการเปรียบเทียบการดักจับเซลล์ของอุปกรณ์แบบเก่าและใหม่ภายใต้เส้นผ่านศูนย์กลางของน้ำหล่อเย็น 150  $\mu\text{m}$  ความเร็วของน้ำหล่อเย็น 25 mm/s และการไหลเป็นแบบ up stream

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลอง

ความร้อนที่เพิ่มขึ้นในโดเมน iDEP เป็นผลมาจาก Joule heating ซึ่งความรุนแรงขึ้นตรงกับค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว และกำลังสองของขนาดของสนามไฟฟ้า สำหรับอุปกรณ์ iDEP แบบทั่วไป อุปกรณ์มีขนาดของสนามไฟฟ้าวิกฤตที่ 872 V/cm ภายใต้ค่าการนำไฟฟ้าของของเหลว 0.1 S/m จากแบบจำลองเชิงตัวเลขของอุปกรณ์ iDEP ที่มีน้ำหล่อเย็นไหลผ่านที่จุดศูนย์กลาง ภายใต้เงื่อนไขการทำงานที่ดีที่สุดที่ไม่ทำให้เซลล์เป้าหมายที่ใช้ในการทดลองเสื่อมสภาพ หรือตายลง เปรียบเทียบกับอุปกรณ์ iDEP แบบเก่าที่ไม่มีระบบหล่อเย็น พบว่าขนาดของสนามไฟฟ้าที่ใช้กับอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่สามารถเพิ่มขึ้นเป็น 2,243 V/cm ภายใต้ค่าการนำไฟฟ้า 0.1 S/m หรือเพิ่มขึ้น 157 % เมื่อเทียบกับอุปกรณ์แบบเก่า ผลของสนามไฟฟ้าที่เพิ่มขึ้นนี้ส่งผลให้ขนาดของแรง DEP ที่ใช้ในการดักจับเซลล์เพิ่มขึ้นเป็น 6.61 เท่า การเพิ่มขึ้นของสนามไฟฟ้าและขนาดของแรงที่ใช้ในการดักจับเซลล์นี้ อุปกรณ์ iDEP แบบใหม่สามารถทำงานได้โดยที่เซลล์ไม่ได้รับอันตราย หรืออีกนัยหนึ่ง เมื่อมีการลดขนาดสนามไฟฟ้า เช่น 872 V/cm ขนาดของค่าการนำไฟฟ้าของของเหลวหรือสารละลายของอุปกรณ์ iDEP แบบใหม่สามารถเพิ่มขึ้นเป็น 0.66 S/m

ภายใต้อิทธิพลของทิศทางการไหลของน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของเหลวภายในโดเมน iDEP พบว่าการไหลในทิศทาง up stream (น้ำหล่อเย็นไหลเข้าที่โดเมนของแก้ว และไหลออกที่โดเมนของ PDMS) ให้ผลที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับทิศทางการไหลแบบอื่น เนื่องจากประสิทธิภาพในการแลกเปลี่ยนความร้อนที่ดีที่สุดของน้ำหล่อเย็นอยู่ในช่วงของโดเมนแรกที่น้ำหล่อเย็นไหลผ่าน และการที่โดเมนแรกที่น้ำหล่อเย็นไหลผ่านเป็นแก้ว ช่วยให้ความร้อนจากแหล่งกำเนิดถ่ายเทสู่แก้ว และน้ำหล่อเย็นได้ดีขึ้น

ภายใต้อิทธิพลของความเร็วน้ำหล่อเย็นต่ออุณหภูมิของเหลวภายในโดเมน iDEP พบว่า เมื่อความเร็วของน้ำหล่อเย็นเพิ่มขึ้น มีผลทำให้อุณหภูมิของเหลวภายในโดเมน iDEP ลดลงเนื่องจากขนาดของการพาความร้อนขึ้นอยู่ด้วยความเร็วของเหลว อย่างไรก็ตาม การใช้ความเร็วที่มากเกินไปไม่ได้ช่วยการระบายความร้อนให้มากขึ้น นอกจากนี้ขนาดของความเร็วน้ำหล่อเย็นที่ไม่ได้ทำให้อุณหภูมิภายในโดเมน iDEP ขึ้นอยู่กับขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวน

ภายใต้อิทธิพลของอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน และภายนอกของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวนต่ออุณหภูมิของเหลวภายในโดเมน iDEP พบว่าเมื่ออัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน และภายนอกของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวนเพิ่มขึ้นมีผลทำให้อุณหภูมิของเหลวภายในโดเมน iDEP ลดลงเนื่องจากขนาดของการพาความร้อนขึ้นอยู่กับการไหลเชิงมวลของของเหลว นอกจากนี้ยังเป็น

การเพิ่มพื้นที่สำหรับการถ่ายเทความร้อนอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น ในการออกแบบระบบการระบายความร้อนให้เหมาะสมกับระดับ Joule number (เลข จุล) ขนาดของอัตราส่วนของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในและภายนอกของแท่งฉนวนไฟฟ้ารูปวงแหวน และความเร็วของน้ำหล่อเย็นมีผลเป็นกระทบต่ออุณหภูมิในโดเมน iDEP อย่างมาก การศึกษานี้ได้ สร้างแผนภูมิที่รวมตัวแปรทั้งหมดที่ส่งผลต่ออุณหภูมิในโดเมน iDEP และตัวแปรในระบบระบาย ความร้อน เพื่อให้การออกแบบเป็นได้อย่างสะดวก

## 5.1 ข้อเสนอแนะเกี่ยวกับงานวิจัยในอนาคต

จากงานวิจัยที่นำเสนอได้แสดงให้เห็นถึงข้อดีของการใช้แบบจำลองเชิงตัวเลขสำหรับการศึกษา ปัจจัยที่มีผลต่อการผลกระทบของจุลฮีตติ้งในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบส ไดอิเล็กโทรไฟเรซิส ด้วยการ ระบายความร้อนโดยตรงระหว่างแท่งอินซูเลเตอร์เพื่อการจับเซลล์เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของอุปกรณ์ อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กโทรไฟเรซิส เนื่องจากสามารถประหยัดเวลาที่ใช้ในการจำลองการไหล นอกจากนี้ยังสามารถลดต้นทุนสำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองได้อีกด้วย อย่างไรก็ตาม การ วิเคราะห์เชิงตัวเลขเป็นเพียงการทำนายถึงผลการจำลองที่มีความเป็นไปได้เท่านั้น

สำหรับงานวิจัยในอนาคต การทดลองเป็นสิ่งจำเป็นเพื่อทดสอบประสิทธิภาพและความเป็นไปได้ ของเทคนิคที่เสนอใ้การศึกษา นี้ โดยมีประเด็นหลัก คือ 1. เทคนิคนี้สามารถลดอุณหภูมิได้ดีเท่ากับการ ศึกษาแบบจำลองเชิงตัวเลข 2. ได้ศึกษาการมีชีวิตและการทำงานของเซลล์ว่าปกติไหมหลังจาก กระบวนการดักจับ และ 3. พัฒนาระบบการสร้างอุปกรณ์นี้ ด้วย microfabrication technology และยังสามารถนำไปประยุกต์กับอุปกรณ์อื่นที่ใช้ในการดักจับหรือแยกเซลล์ในอนาคต

## เอกสารอ้างอิง

- [1] Lewpiriyawong, N. 2011. “Continuous separation and manipulation of particles and cells using dielectrophoresis.” Ph.D.Thesis Of Nanyang Technological University.
- [2] Stanton, D. 2013. ADC Bio Expands Lab Services in Response to Demand. <http://www.biopharma-reporter.com/Bio-Developments/ADC-Bio-Expands-Lab-Services-in-Response-to-Demand>.
- [3] Primiceri, E., Chiriaco, MS., Rinaldi, R. and Maruccio, G. 2013. “Cell chips as new tools for cell biology – results, perspectives and opportunities.” **Lab on a Chip**. 13: 3789-802.
- [4] Becker, F.F., Wang, X.B., Huang, Y., Perhig, R. and Vykoukal, J. 1995. “Separation of human breast cancer cells from blood by differential dielectric affinity.” **Proc Natl Acad Sci**. 92: 860-4.
- [5] Chuang, C.H., Huang, Y.W. and Wu, Y.T. 2011. “System-level biochip for impedance sensing and programmable manipulation of bladder cancer cells.” **Sensors**. 11: 11021-35.
- [6] Gascoyne, P., Pethig, R., Satayavivad, J., Becker, F.F. and Ruchirawat, M. 1997. “Dielectrophoretic detection of changes in erythrocyte membranes following malarial infection.” **Biochim Biophys Acta**. 1323: 240-52.
- [7] Gascoyne, P., Satayavivad, J. and Ruchirawat, M. 2004. “Microfluidic approaches to malaria detection.” **Acta Trop**. 89: 357-69.
- [8] Markx, G., Dyda, P.A. and Pethig, R. 1996. “Dielectrophoretic separation of bacteria using a conductivity gradient.” **Jouenal of Biotechnol**. 51: 175-80.
- [9] Jaber, F.T., Labeed, F.H. and Hughes, M.P. 2009. “Action potential recording from dielectrophoretically positioned neurons inside micro-wells of a planar microelectrode array.” **Neurosci**. 185: 225-35.
- [10] Piacentini, N., Memier, G., Tornay, R. and Renaud, P. 2011. “Separation of platelets from other blood cells in continuous-flow by dielectrophoresis field-flow-fractionation.” **Biomicrofluidics**. 5: 034122-8.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [11] Voldman, J. 2006. “Electrical forces for microscale cell manipulation.” **Annual Review of Biomedical Engineering**. 8: 425-54.
- [12] Pohl, H.A. 1978. **Dielectrophoresis the behavior of neutral matter in nonuniform electric fields**. London : Cambridge University Press.
- [13] Wang, X.B., Vykoukal, J., Becker, F.F. and Gascoyne, R.C. 1998. “Separation of polystyrene microbeads using dielectrophoretic/gravitational field-flow-fractionation.” **Biophysical Journal**. 78: 2689-701.
- [14] Markx G.H., Rousselet. J. and Pethig, R. “DEP-FFF: field-flow fractionation using non-uniform electric field.” **Journal of Liquid Chromatography & Related Technologies**. 20: 2857-72.
- [15] Huang, Y., Wang, X.B., Becker, F.F. and Gascoyne, P.R. 1997. “Introducing dielectrophoresis as a new force field for field-flow fractionation.” **Biophysical Journal**. 73: 1118-29.
- [16] Holmes, D., Green, N. and Morgan, H. 2003. “Microdevices for dielectrophoretic flow-through cell separation.” **Engineering in Medicine and Biology Magazine**. 22: 85-90.
- [17] Schimpf, M.E., Caldwell, K. and Giddings, J.C. 2000. **Field-Flow Fractionation Handbook**. Wiley : A John Wiley & Sons.
- [18] Markx, G.H., Pethig, R. and Rousselet, J. 1997. “The dielectrophoretic levitation of latex beads with reference to field-flow fractionation.” **Journal of Physics D: Applied Physics**. 30: 2470-7.
- [19] Morgan, H., Izquierdo, A.G., Bakewel, D., Green, N.G. and Ramos, A. 2000. “The dielectrophoretic and travelling wave forces generated by interdigitated electrode arrays: analytical solution using Fourier series.” **JOURNAL OF PHYSICS D: APPLIED PHYSICS**. 34: 1553–61.
- [20] Yang, F., Yang, X., Jiang, H., Bulkhaults, P., Wood, P., and Hrushesky, W. 2010. “Dielectrophoretic separation of colorectal cancer cells.” **Biomicrofluidics**. 4: 013204.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [21] Manfred, D., Jorg, K., Torstan, M., Thomas, S. and Stelzle, M. 2003. “Microdevices for manipulation and accumulation of micro- and nanoparticles by dielectrophoresis.” **Electrophoresis**. 24: 722-31.
- [22] Moschallski, M., Hausmann, M., Posch, A., Paulus, A., Kunz, N., Duong, T.T., Angres, B., Fuchsberger, K., Steuer, H., Stoll, D., Werner, S., Hagemeyer, B. and Stelzle, M. 2010. “MicroPrep: chip-based dielectrophoretic purification of mitochondria.” **Electrophoresis**. 15: 2655-63.
- [23] Iliescu, C., Tresset, G. and Xu, G. 2009. “Dielectrophoretic field-flow method for separating particle populations in a chip with asymmetric electrodes.” **Biomicrofluidics**. 3: 044104.
- [24] Tay, F.E., Yu, L., Pang, A.J. and Iliescu, C. 2007. “Electrical and thermal characterization of a dielectrophoretic chip with 3D electrodes for cells manipulation.” **Electrochimica Acta**. 52: 2862–8.
- [25] Wang, L., Lu, J., Marchenko, S.A., Monuki, E.S., Flanagan, L.A. and Lee, A.P. 2009. “Dual frequency dielectrophoresis with interdigitated sidewall electrodes for microfluidic flow-through separation of beads and cells.” **Electrophoresis**. 30: 782-91.
- [26] 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**. 25: 1695-704.
- [27] Cummings, E.B. and Singh, A.K. 2003. “Dielectrophoresis in microchips containing arrays of insulating posts: Theoretical and experiment results.” **Anal Chem**. 75: 4724-31.
- [28] Shafiee, H., Caldwell, J.L., Sano, M.B. and Davalos, R.V. 2009. “Contactless dielectrophoresis: a new technique for cell manipulation.” **Biomed Microdevices**. 5: 997-1006.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [29] Gallo-Villanueva, R.C., Rodriguez-Lopez, C.E., Díaz-de-la-Garza, R.I., Reyes-Betanzo, C. and Lapizco-Encinas, B.H. 2009. “Concentration and Separation of DNA Employing Insulator-Based Dielectrophoresis and DC Electric Fields.” **chemical engineers**. 72: 978-990.
- [30] Chen, D. and Du, H. 2010. “A microfluidic device for rapid concentration of particles in continuous flow by DC dielectrophoresis.” **Microfluid Nanofluid**. 9: 281-91.
- [31] Chou, C.F., Tegenfeldt, J.O., Bakajin, O., Chan, S.S., Cox, E.C. and Darnton, N. 2002. “Electrodeless dielectrophoresis of single- and double-stranded DNA.” **Biophysical Journal**. 4: 2170–9.
- [32] Lapizco-Encinas, B.H. and Ozuna-Chacon, S. 2008. “Protein manipulation with insulator-based dielectrophoresis and DC electric fields.” **Journal Chromatogr A**. 1: 45-51.
- [33] Jones, P.V., Staton, S.J.R. and Hayes, M.A. 2011. “Blood cell capture in a sawtooth dielectrophoretic microchannel.” **Anal Bioanal Chem**. 401: 2103-11.
- [34] Barrett, L.M., Skulan, A.J., Singh, A.K., Cummings, E.B. and Fiechtner, G.J. 2005. “Dielectrophoretic manipulation of particles and cells using insulating ridges in faceted prism microchannels.” **Chem**. 21: 6798-804.
- [35] Lewpiriyawong, N., Yang, C. and Lam, Y.C. 2012. “Electrokinetically driven concentration of particles and cells by dielectrophoresis with DC-offset AC electric field.” **Microfluidics and Nanofluidics**. 12: 723-33.
- [36] Sabounchi, P., Morales, A.M., Ponce, P., Lee, L.P., Simmons, B.A. and Davalos, R.V. 2008. “Sample concentration and impedance detection on a microfluidic polymer chip.” **Biomed Microdevices**. 5: 661-70.
- [37] Rosenthal, A. and Voldman, J. 2006. “Dielectrophoretic traps for single-particle patterning.” **Biophysical Journal**. 88: 2193-205.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [38] Sridharan, S., Zhu, J., Hu, G. and Xuan, X. 2011. “Joule heating effects on electroosmotic flow in insulator-based dielectrophoresis.” **Electrophoresis**. 32: 2274-81.
- [39] Gallo-Villanueva, R.C., Sano, M.B., Lapizco-Encinas, B.H. and Davalos, R.V. 2014. “Joule heating effects on particle immobilization in insulator-based dielectrophoretic devices.” **Electrophoresis**. 35: 352-61.
- [40] LaLonde, A., Gencoglu, A., Romero-Creel, M.F., Koppula, K.S. and Lapizco-Encinas, B.H. 2014. “Effect of insulating posts geometry on particle manipulation in insulator based dielectrophoretic devices.” **Journal of Chromatography**. 1344: 99-108.
- [41] Nakano, A., Luo, J. and Ros, A. 2014. “Temporal and spatial temperature measurement in insulator-based dielectrophoretic devices.” **Anal Chem**. 86: 6516-24.
- [42] Gallo-Villanueva, R.C., Sano, M.B., Lapizco-Encinas, B.H. and Davalos, R.V. 2014. “Joule heating effects on particle immobilization in insulator-based dielectrophoretic devices.” **Electrophoresis**. 35: 352-61.
- [43] Kale, A., Patel, S., Hu, G. and Xuan, X. 2013. “Numerical modeling of Joule heating effects in insulator-based dielectrophoresis microdevices.” **Electrophoresis**. 34: 674-83.
- [44] Zellner, P. and Agah, M. 2012. “Silicon insulator-based dielectrophoresis devices for minimized heating effects.” **Electrophoresis**. 33: 2498-507.
- [45] Camacho-Alanis, F., Gan, L. and Ros, A. 2013. “Transitioning streaming to trapping in DC insulator-based dielectrophoresis for biomolecules.” **Sensors and Actuators B**. 173: 668-75.
- [46] Lapizco-Encinas, B.H., Davalos, R.V., Simmons, B.A., Cummings, E.B. and Fintschenko, Y. 2005. “An insulator-based (electrodeless) dielectrophoretic concentrator for microbes in water.” **Journal of Microbiological Methods**. 62: 317-26.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [47] Braff, W.A., Pignier, A. and Buie, C.R. 2011. “High sensitivity three-dimensional insulator-based dielectrophoresis.” **Lap on a chip**. 12: 1327-1331.
- [48] Nakidde, D., Zellner, P., Alemi, M.M., Shake, T., Hosseini, Y. and Riquelme, M.V. 2015. “Three dimensional passivated-electrode insulator-based dielectrophoresis.” **BIOMICROFLUIDICS**. 1: 014125.
- [49] Gallo-Villanueva, R.C., Jesús-Pérez, N.M., Martínez-López, J.I., Pacheco, A. and Lapizco-Encinas, B.H. 2011. “Assessment of microalgae viability employing insulator-based dielectrophoresis.” **Microfluidics and Nanofluidics**. 10: 1305-15.
- [50] Gitlin, I., Stroock, A.D. and Whitesides, G.M. 2002. “Components for integrated poly(dimethylsiloxane) microfluidic systems.” **Electrophoresis**. 20: 3461-73.
- [51] Owen, K.J., VanDerElzen, B., Peterson, R.L. and Najafi, K. 2012. HIGH ASPECT RATIO DEEP SILICON ETCHING.
- [52] Probst, R. 1997. Physicochemical hydrodynamics.
- [53] Lian, M. 2010. “Microfluidic manipulation by AC Electrothermal effect.” Ph.D.Thesis Of University of Tennessee.
- [54] Pedersen, C.M. 2006. “Cell Sorting Using AC Dielectrophoresis.” Master Thesis Of Micro and Nanotechnology Technical University of Denmark.
- [55] Pohl, H.A. 1978. **Dielectrophoresis - The behavior of neutral matter in nonuniform electric fields**. London : Cambridge University Press.
- [56] Hawkins, B.G. and Kirby, B.J. 2010. “Electrothermal flow effects in insulating (electrodeless) dielectrophoresis systems.” **Electrophoresis**. 22: 3622-33.
- [57] Pethig, R. 2010. “Review Article—Dielectrophoresis: Status of the theory, technology, and applications.” **Biomicrofluidics**. 4.
- [58] Ge, Z., Yang, C. and Tang, G. 2010. “Concentration enhancement of sample solutes in a sudden expansion microchannel with Joule heating.” **International Journal of Heat and Mass Transfer**. 53: 2722-31.
- [59] Green, N.G. and Ramos, A. “Electrothermally induced fluid flow on microelectrodes.” **Journal of Electrostatics**. 53: 71-84.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [60] Ramos, A., Morgan, H. and Green, N.G. 1998. Castellanos A. “Ac electrokinetics: a review of forces in microelectrode structures.” **Applied Physics** **Email alert RSS feed**. 31: 2338-53.
- [61] Lide, D.R. 2000. **CRD Handbook of chemistry and physics**. Ohio : Cleveland.
- [62] Kale, A., Patel, S., Qian, S., Hu, G. and Xuan, X. “Joule heating effects on reservoir-based dielectrophoresis.” **Electrophoresis**. 35: 721-7.
- [63] Tang, G., Yan, D., Yang, C., Gong, H., Chai, J.C. and Lam, Y.C. 2006. “Assessment of Joule heating and its effects on electroosmotic flow and electrophoretic transport of solutes in microfluidic channels.” **Electrophoresis**. 27: 628-39.
- [64] González, A., Ramos, A., Morgan, H., Green, N.G. and Castellanos, A. “Electrothermal flows generated by alternating and rotating electric fields in microsystems.” **Journal of Fluid Mechanics**. 564: 415-33.
- [65] Mehran, M., Sanaee, Z., Abdolahad, M. and Mohajerzadeh, S. 2011. “Controllable silicon nano-grass formation using a hydrogenation assisted deep reactive ion etching.” **Materials Science in Semiconductor Processing**. 14: 199–206.
- [66] Tandou, T., Kubo, S., Yokogawaa, K.e, Negishi, N. and Izawa, M. 2016. “Improving the etching performance of high-aspect-ratio contacts by wafer temperature control Uniform temperature design and etching rate enhancement.” **Precision Engineering**. 44: 87–92.
- [67] Voldman, J. 2006. “Electrical forces for microscale cell manipulation.” **Annual Review of Biomedical Engineering**. 8: 425-54.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

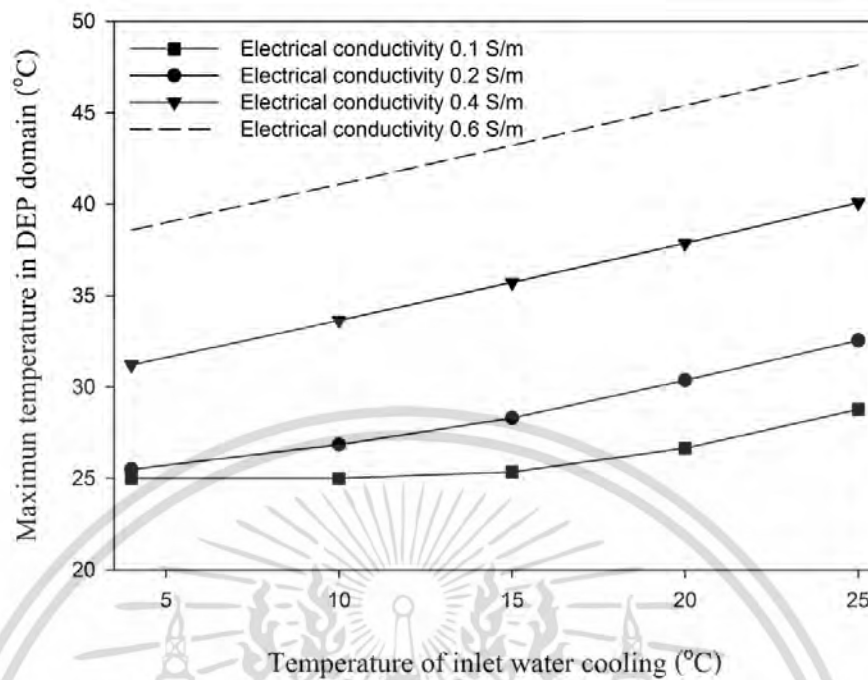
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ ก-1 ผลกระทบของอุณหภูมิของน้ำหล่อเย็นที่ส่งผลต่ออุณหภูมิภายในโดเมน DEP



รูปที่ ก-2 คุณสมบัติของของไหลที่ถูกใช้ในโมเดล

$\epsilon_0$	Permittivity of free space	$8.854188 \times 10^{-12} \text{ F/m}$
$\epsilon$	Relative permittivity, fluid	80.2
$k_{ref}$	Thermal conductivity, fluid	$0.691 \text{ W/m}\cdot\text{K}$
$\rho$	Density, fluid	$1000 \text{ kg/m}^3$
$C_p$	Heat capacity, fluid	$4.184 \text{ kJ/kg}\cdot\text{K}$
$\omega$	Angular frequency, DC electric field	$2 \times \pi \text{ [rad]} \times 15 \text{ [kHz]}$
$T_{ref}$	Reference temperature	$100 \text{ }^\circ\text{C}$

รูปที่ ก-3 คุณสมบัติของของแก้วที่ถูกใช้ในโมเดล

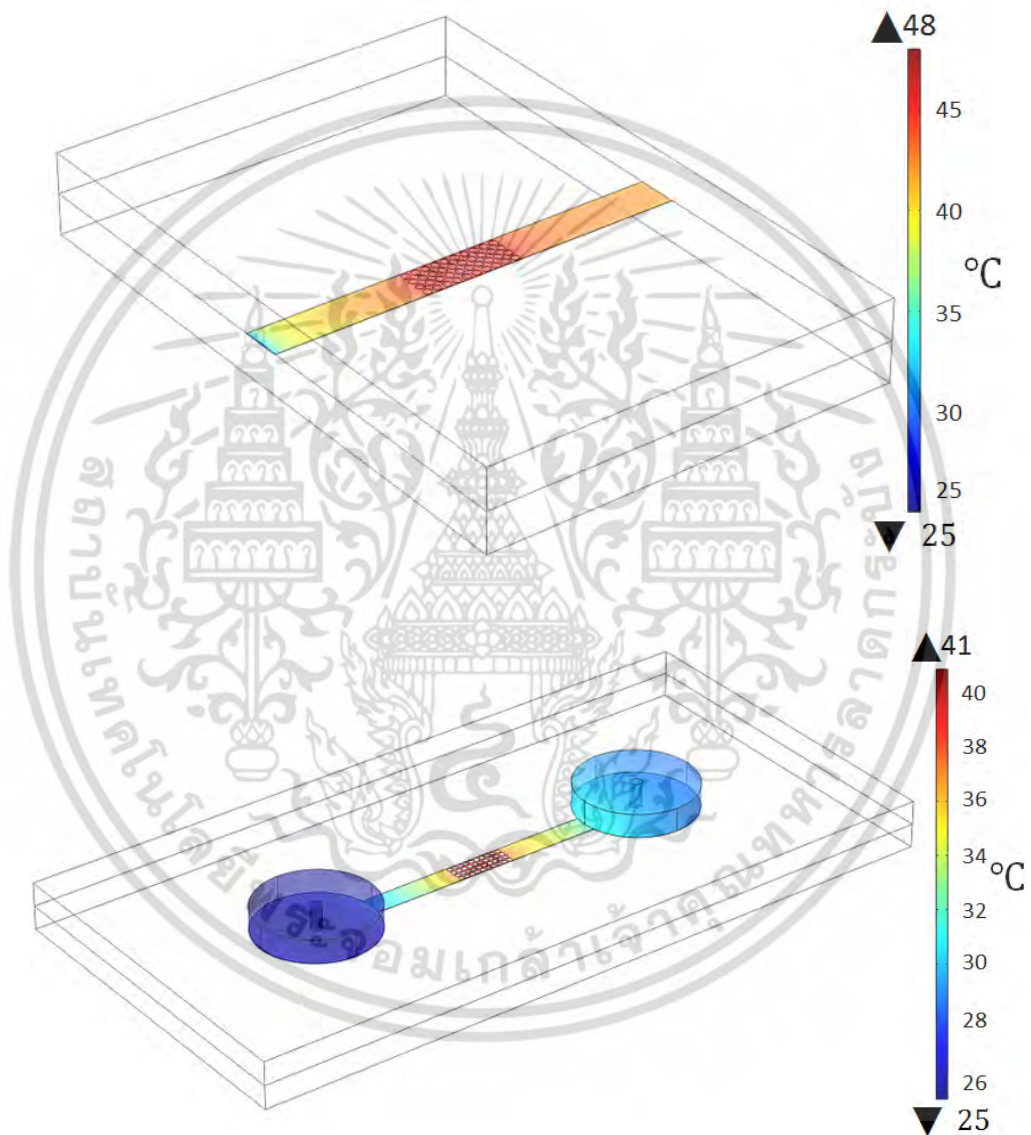
$C_p$	Heat capacity	$754 \text{ J/kg}\cdot\text{K}$
$\rho$	Density, fluid	$2,230 \text{ kg/m}^3$
$k$	Thermal conductivity	$1.13 \text{ W/m}\cdot\text{K}$
$\sigma$	Thermal conductivity	$0 \text{ S/m}$
$\epsilon$	Relative permittivity	4.8
$E$	Young's modulus	$6.3 \times 10^9 \text{ Pa}$
$\gamma$	Poisson's ratio	20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ ก-4 คุณสมบัติของของ PDMS ที่ถูกใช้ในโมเดล

$k$	Thermal conductivity	$0.15 \text{ W / m} \cdot \text{k}$
$C_p$	Heat capacity	$1.46 \times 10^3 \text{ J / kg} \cdot \text{K}$
$\rho$	Density, fluid	$0.97 \text{ kg / m}^3$

รูปที่ ก-5 อิทธิพลของ reservoir ต่ออุณหภูมิภายในโดเมน DEP



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TSE004

## Numerical Investigation of Heat Transfer in Insulator-Based Dielectrophoretic Devices with Direct Cooling Effects at Annular Posts for Higher Cell Trapping Performance

Warupong Phuengyen<sup>1</sup>, Nuttawut Lewpiriyawong<sup>1\*</sup> and Withada Jedsadaratanachai<sup>1</sup><sup>1</sup> Department of Mechanical Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Chalongkrung Rd., Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand

\* Corresponding Author: lewp0001@e.ntu.edu.sg, Tel: +66-2-3298350, Fax: +66-2-329-8352

### Abstract

Insulator-based dielectrophoresis (iDEP) has been successfully used for on-chip trapping of biological samples. In iDEP devices, cylindrical insulator posts induce non-uniform electric fields for DEP force to trap cells. The duration of trapping process is generally determined by the amount of electric field applied across the microchannel. However, an increase in the electric field adversely causes temperature rise in milliseconds (e.g., at 41°C for cell death and deterioration) especially near the insulator posts where electric fields are strong. The limitation leads to the use of dilute cell suspension with low conductivities (i.e. 0.01 S/m) in trapping which are frequently not compatible with many types of cells due to osmosis. This paper presents a new iDEP device with annular insulator posts where cooling water with a controlled temperature of 4°C can pass through the post's center hole. Because the annular posts provide direct cooling effect next to its heat source, the new iDEP device allows trapping process to perform with higher electrical conductivity (e.g., closer to original sample concentration) under high electric fields. The distributions of electric field and temperature field of the whole iDEP device were numerically analyzed using COMSOL. In this study, effect of liquid's electrical conductivity, cooling water velocity, ratio of annulus's outer and inner diameters are analyzed. Numerical results show that for a liquid with an electrical conductivity of 0.1 S/m (increased from 0.01 S/m), the critical electric field (for cell death and temperature rise to 41 °C) is 872 V/cm. Integrated with the annular posts, the temperature in the DEP-fluid domain can be significantly lowered down to 25.2°C (-38%), and the critical electric field can be further increased to 1,805 V/cm (+107%). The resulting DEP force is markedly increased to 4.24 times. The merit of this new design is proven to be very useful for the next generation of iDEP devices offering faster and benign trapping or separation of biological samples.

**Keywords:** Insulator-based dielectrophoresis, non-uniform electric field, Joule heating, direct cooling system, annular posts.

### 1. Introduction

Dielectrophoresis (DEP) refers to the motion of polarizable particle in a suspending dielectric medium (e.g., electrolyte) under a non-uniform electric field [1]. Cells can be manipulated to either high electric field region by positive DEP (pDEP) or low electric field region by negative DEP (nDEP). Insulator-based DEP (iDEP) has been successfully used for focusing, trapping, concentration and separation of DNA, bacteria, protein and blood cells. In iDEP devices, cylindrical or triangular insulating posts are widely used to induce non-uniform electric fields for creating DEP force to trap cells suspended in the electrolyte in the microchannel. Other shapes of insulating posts include rectangular, sawtooth and faceted prisms [2-4].

An iDEP-based trapping process involves transporting all cells in microchannels and continuously trapping target cells near the posts. The duration of transporting and trapping is generally determined by the amount of the electric field applied across the microchannel via electrodes at reservoirs (Fig. 1). However, an increase in the electric field adversely causes temperature rise in milliseconds (e.g., at 41°C for cell death and deterioration) due to Joule

heating especially near the insulator posts where electric fields are strong. As Joule heating is linearly dependent on fluid electrical conductivity and is a function of an applied electric field squared, most experiments have been limited to 1) the use of dilute cell suspension with low conductivities (i.e., 0.01 S/m [5-7]) in trapping which are frequently not compatible with many types of cells due to osmosis and 2) the use of very low voltage in high concentrated electrolyte.

In this work, we present a new iDEP device with annular insulating posts where cooling water with controlled temperature of 4°C can pass through the post's center hole. Since the annular posts provide direct cooling effect immediately next to its heat source, the new iDEP device would allow researchers to perform faster and benign cell trapping with higher electrical conductivity (e.g., closer to original sample concentration) under high electric fields. Using COMSOL 3.5a, we numerically investigated electric field-induced temperature distributions as well as the effect of liquid's electrical conductivity, cooling water velocity, ratio of annulus's outer and inner diameters on heat transfer particularly temperature in the iDEP fluid domain, the cooling water and the whole device

## TSF004

domain (i.e., glass and Polydimethylsiloxane (PDMS)). Finally, we evaluated the device performance by showing a significant temperature reduction in the iDEP fluid domain in various situations and a higher device capability to increase electric fields for faster trapping without jeopardizing cells.

## 2. Theory and numerical modeling

### 2.1 Principle of iDEP trapping

The iDEP trapping involves transporting electrically charged cells from a reservoir to the trapping area of insulating posts using electrokinetic (EK) force and continuously trapping target cells by DEP force near the insulating posts. Once the DEP force is greater than the EK force, the trapping occurs. The undesired cells or particulates can pass through the trapping area and transport to the other reservoir. The EK force ( $\vec{F}_{EK}$ ) acting on a spherical particle/cell of radius  $R$  under an applied DC electric field  $\vec{E}_{DC}$  is given by [8]

$$\vec{F}_{EK} = \vec{F}_{EO} + \vec{F}_{EP} \quad (1)$$

$$\vec{F}_{EK} = 6\pi\eta R\vec{U}_{EO} + 6\pi\epsilon_m R\zeta_p \vec{E}_{DC} \quad (2)$$

where  $\eta$  is the dynamic viscosity of fluid.  $\vec{U}_{EO} = (-\epsilon_m \zeta_{wall} / \eta) \vec{E}_{DC}$  is the electroosmotic (EO) velocity of electric field-driven fluid motion,  $\zeta_{wall}$  and  $\zeta_p$  are the zeta potential of the channel wall and the particle,  $\epsilon_m$  is the permittivity of fluid[5]. The first term is the EO force dragging the charged cell due to fluid motion of velocity (known as electroosmosis). The second term is the electrophoretic (EP) force attracting the charged cell to an electrode of the opposite charge. This motion is called electrophoresis. Under an applied electric field, these EO and EP forces occur simultaneously and thus the direction of the charged cell depends on their magnitude. When cells passing near the posts where non-uniform electric fields are present, they experience DEP force acting on a spherical cell of radius  $R$  can be expressed as [9].

$$\vec{F}_{DEP} = 2\epsilon_m R^3 \text{Re}[f_{CM}] \nabla \vec{E}_{DC}^2 \quad (3)$$

where  $\nabla \vec{E}_{DC}^2$  is the gradient of the square of the electric field,  $\text{Re}[f_{CM}]$  is real part of the Clausius-Mossotti (CM) factor:

$$\text{Re}[f_{CM}] = \frac{\epsilon_p^* - \epsilon_m^*}{\epsilon_p^* + 2\epsilon_m^*} = \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m} \quad (4)$$

where  $\epsilon_p$  is permittivity of the particle,  $\sigma_m$  and  $\sigma_p$  are the electrical conductivity of fluid and particles, respectively. From Eq. 2 and Eq. 3, it is clear that the DEP force is a function of electric field squared while the EK force is linearly dependent on the electric field. Thus, one can readily increase a magnitude of the electric field until the DEP is greater than the EK force to achieve trapping.

### 2.2 Numerical modeling

The numerical domain of the whole iDEP microfluidic device with annular posts is schematically shown in Fig. 1(a). The device consists of upper PDMS and lower glass substrates. Both substrates are 1.5 cm wide, 3 cm long and 1 mm high. Reservoirs are 5 mm in diameter and 1.010  $\mu\text{m}$  deep. Platinum electrodes are 0.5 mm in diameter and 1.010  $\mu\text{m}$  in height. The iDEP microchannel contains a fluid domain and annular posts located in the glass substrate. The dimension of iDEP microchannel is 1,000  $\mu\text{m}$  wide, 1 cm long and 10  $\mu\text{m}$  deep. Fig. 1(b) shows the annular posts of 200  $\mu\text{m}$  in diameter with a height of 10  $\mu\text{m}$  and a distance of 250  $\mu\text{m}$  from center to center. In our numerical study, the diameter of the cooling water channel is varied to be 50, 66.66, 100 and 150  $\mu\text{m}$  to observe its effect on the heat transfer in the iDEP domain. The minimum thickness of the annular posts is 25  $\mu\text{m}$  which is feasible for manufacturability using microtechnology (e.g., chemical etching). Fig. 1(c) presents non-uniform electric fields for generating DEP force shown in arrows near the annular posts for cell trapping. The length of the arrow is the DEP force strength. For example, as cells transport by EK force from the left reservoir, they would experience dominant force near the posts which resist their motion. When the DEP force is greater than the EK force, they will be trapped around the posts.

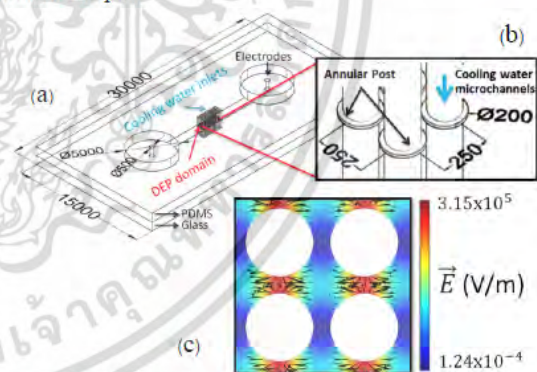


Fig. 1(a) Schematic of the iDEP microfluidic device with annular posts for direct cooling effects. (Scale is in  $\mu\text{m}$ ) (b) Dimensions of annular posts and cooling water microchannels and (c) Simulated electric field distribution near the posts with DEP force.

#### 2.2.1 Governing equations and boundary conditions

The electric potential or voltage ( $\phi$ ) applied via electrodes at the reservoirs is governed by Laplace's equation.

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (5)$$

where the electric field is the gradient of the electric potential,  $\vec{E} = -\nabla \phi$ . As the electric field is increased to achieve cell trapping, it also causes temperature rise in the iDEP fluid domain in which Joule heating

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## TSF004

defined as  $\sigma_m(\bar{E}^2)$  is the heat source. The steady-state energy balance equation becomes [10].

$$\rho C_p (\vec{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k \nabla T) + \sigma_m \langle \bar{E}^2 \rangle \quad (6)$$

where  $\rho$  is the fluid density,  $C_p$  is the specific heat capacity of the fluid,  $\vec{u}$  is the fluid velocity,  $k$  is the thermal conductivity of fluid. In our study, the steady motion of fluid is governed by Navier-Stokes equation,

$$\rho \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} = -\nabla p + \nabla \cdot (\eta \nabla \vec{u}) + \langle \vec{f}_e \rangle \quad (7)$$

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (8)$$

where  $p$  is the local pressure,  $\langle \vec{f}_e \rangle$  is given as [11].

$$\langle \vec{f}_e \rangle = -0.5 \left[ \begin{array}{c} \left( \frac{\nabla \sigma_m}{\sigma_m} - \frac{\nabla \varepsilon_m}{\varepsilon_m} \right) \cdot \bar{E} - \frac{\varepsilon \bar{E}}{1 + (\omega \tau)^2} \\ + 0.5 |\bar{E}|^2 \nabla \varepsilon_m \end{array} \right] \quad (9)$$

where  $\varepsilon_m = \varepsilon_r \varepsilon_0$  is permittivity of fluid,  $\omega$  is angular frequency of the electric field and  $\tau$  is ratio between  $\varepsilon_m$  and  $\sigma_m$ .

$$\nabla \varepsilon_m = \left( \frac{\partial \varepsilon_m}{\partial T} \right) \nabla T \quad (10)$$

$$\nabla \sigma_m = \left( \frac{\partial \sigma_m}{\partial T} \right) \nabla T \quad (11)$$

For a typical electrolyte solution,

$$(1/\varepsilon_m) (\partial \varepsilon_m / \partial T) \nabla T = -0.004 K^{-1} \text{ and}$$

$$(1/\sigma_m) (\partial \sigma_m / \partial T) \nabla T = 0.02 K^{-1} [12]$$

This electrothermal force causes the fluid to move generally in a circulating pattern near the posts due to the presence of the change of the electrical conductivity and dielectric properties of fluid as a result of the temperature rise. Such the circulating fluid flow can affect the cell motion and trapping performance [6, 13].

### 2.2.2 Boundary conditions

**For Laplace's equation:**

- Applied voltage:  $\phi = V_0$  at the electrode at the inlet reservoir
- Applied voltage:  $\phi = 0$  (ground) at the electrode at the outlet reservoir
- Channel walls are electrically insulating:  
 $-\vec{n} \cdot \nabla \phi = 0$  where  $\vec{n}$  is the unit normal vector normal to the walls. That is, the electric field is parallel to the insulating walls.

**For energy balance equation:**

- Inlet temperature:  $T = 298.15$  K (25°C)
- Inlet water cooling:  $T = 277.15$  K (4°C)
- iDEP Channel walls:  $\rho C_p u \cdot \nabla T = \nabla \cdot (k \nabla T)$
- External surface of the iDEP device:  $h = 10$  ( $W/m^2 \cdot K$ ) i.e. heat transfer coefficient [14].

**For Navier-Stokes equation:**

- No applied external pressure at both reservoirs
- Inflow velocity of cooling water:  $u_0 = 1-11$  mm/s
- EO velocity at channel walls:

$$\vec{u}_{EO} = (-\varepsilon_m \zeta_{wall} / \eta) \bar{E}_{DC}$$

where  $\zeta_{wall} = -75$  mV for PDMS walls and  $\zeta_{wall} = -50$  mV for glass walls. Since the glass and PDMS carry negative charge, the EO flow will move from the positive to negative electrodes.

- No-slip velocity at the channel walls of cooling water:  $u = 0$ .

### 2.3 Validation model

The grid independent check was first performed to obtain sufficient small grid sizes and the simulation should not be computationally expensive. With the number of elements of 4,320,106, to be used later on, the maximum difference in electric field, temperature and fluid velocity is 0.19% as compared with the higher number of elements (i.e., 5,106,379 giving the maximum error of 0.11%). This small error shows that the simulated results will be independent of grid sizes.

Moreover, our numerical results were also compared with the numerical simulation and experiment by Nakano et al. who reported to use a similar iDEP device in cell trapping [7]. Since the results (e.g., temperature) are very sensitive to the amount of Joule heating as heat source and the volume of the PDMS and glass substrates as heat sink to dissipate heat through heat conduction, we remained these two parameters in our simulation study. It was found that the maximum temperature difference in the iDEP fluid domain obtained from our simulation and their experimental and simulation results is  $\sim 2.22\%$ . This good agreement validates our simulation modeling.

## 3. Results and discussion

### 3.1 Electrical field and temperature distribution near annular posts.

Due to the presence of the insulating annular posts, the non-uniform electric field is generated as shown in Fig. 2(a). The high electric field exists between the posts and its strength is exponentially low at farther from the posts. This electric field configuration creates strong DEP force that can repel cells in the directions of the gradient of the electric field. Fig. 2(b) presents the temperature distribution due to the applied electric field. As expected, temperature in the iDEP fluid domain reach maximum at the locations where the electric field is strong and where the cells are trapped and could be dead by the high temperature.

### 3.2 Effect of electric field on the temperature in the iDEP fluid domain

Numerical simulations reveal that the temperature rise in the iDEP fluid domain is severe especially when a high electric field is applied in an electrolyte with high concentration as plotted in Fig. 3. The horizontal line is of the temperature limit at 41°C for cells. For a particular electrical conductivity, the

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## TSF004

temperature rise appears in a parabolic manner which is explained by the dependency of the Joule heating on the electric field squared as presented in Eq. (6).

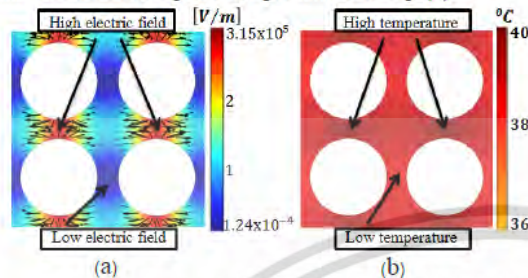


Fig. 2 Numerical results of (a) electric field distribution with DEP arrows near annular post under  $E_c=872$  V/cm,  $\sigma_m=0.1$  S/m and (b) Spatial distribution of temperature near the trapping region

The critical electric fields which can cause cell death for low to high electrical conductivity are determined. The commonly used electric field ranging from 300 to 1,500 V/cm in iDEP microfluidic applications was chosen. When  $\sigma_m=0.01$  S/m (commonly used in iDEP microfluidic experiments [5-7]), there was no critical electric field to identify as the conductivity is too low. However, in the case of  $\sigma_m=0.05$  and 0.1 S/m, the critical electric fields are 872 and 1,242 V/cm, respectively. The results clearly show that the speed in trapping process is quite limited.

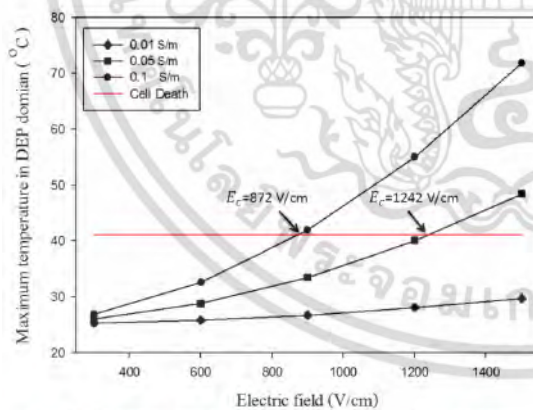


Fig. 3 Effect of applied electric fields with different electrical conductivities of fluid

### 3.3 Effect of cooling water velocity and diameter ratio of annular posts on temperature of the iDEP fluid domain and cooling water domain

To reduce the temperature rise in the trapping, the situation with the highest electrical conductivity of 0.1 S/m and under the critical electric field of 872 V/cm was selected to test the performance of the new annular posts with direct cooling effect. Influence of cooling water velocity (i.e., 1-11 mm/s) on the maximum temperature in the iDEP fluid domain was then investigated. The effect of the diameter ratio of

the annular post,  $d/D$ , (i.e., 1/4, 1/3, 1/2 and 3/4) on the maximum iDEP temperature was also analyzed and plotted in Fig. 4. Note that this range of ratio is based on the actual manufacturability through microfabrication (e.g. soft lithography and etching) [15]. The corresponding flow rate of cooling water is  $4.71 \times 10^{-3}$  - 0.471 ml/min. This range of flow rate can be practically created using a syringe pump. When the direct cooling effect was activated with a cooling water velocity of 1 mm/s, numerical results interestingly show that the maximum iDEP fluid temperature for different diameter ratios of annular posts: 1/4, 1/3, 1/2 and 3/4 are 35.2°C (14.02%), 33.8°C (18.03%), 30.2°C (26.28%) and 27.3°C (33.71%), respectively. Note that the temperature in vicinity of the posts is 7-21 °C. This improvement is crucial as the iDEP fluid temperature is already much lower than the critical temperature limit of 41°C. This allows faster trapping with higher electric fields. Moreover, under the same velocity, as the diameter ratio increases, the diameter of the cooling water channel become bigger, thus greatly assisting to cool down the temperature near the posts in the fluid. However, once the velocity of cooling water is too high, such the direct cooling effect no longer helps to lower down the maximum fluid temperature (i.e., 3 mm/s for  $d/D=3/4$  and 6 mm/s for  $d/D=1/2$ ).

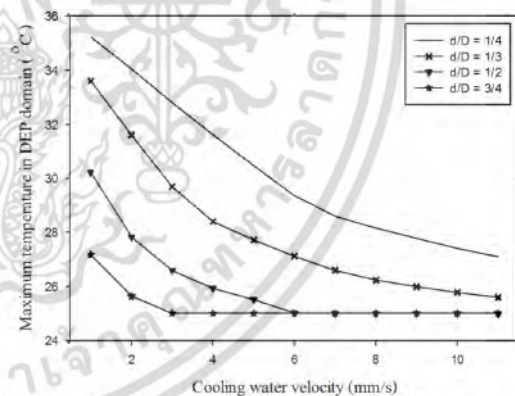


Fig. 4 Effect of water cooling velocities and a diameter ratio of the annular posts on the maximum temperature in the iDEP fluid domain under the critical electric field of 872 V/cm with an electrical conductivity 0.1 S/m.

In addition, as the temperature distribution over the whole device is important, we investigated the temperature at the center in the cooling water channel along the device height from the glass to PDMS substrates as plotted in Fig. 5. It is to note that the cooling water is pumped from the top PDMS substrate and exits at the bottom glass substrate. Clearly, the higher cooling water velocity, the lower the overall temperature in the device. The results also reveal two characteristics of heat transfer depending on the cooling water velocity. The first characteristic is that

## TSF004

when the cooling water velocity is rather low (i.e., 1 mm/s), the heat transfer (the steeper slope) in the PDMS domain is higher than the glass domain even though the thermal conductivity of PDMS is lower than that of glass. The reason is that the slow cooling water flow has enough time to take the abundant heat from the iDEP fluid domain, thus resulting in the high temperature of cooling water when entering the glass domain and having less heat transfer capacity (i.e., no change in temperature). The second characteristics is that as the cooling water velocity increases to 3, 5 and 7 mm/s, the slope patterns are reverse. Because its velocity is higher, the cooling water has higher flow rates or greater heat capacities to take more heat in the PDMS domain and still possesses sufficient capacity to take heat from the glass domain. This results in very low temperature distribution over the device.

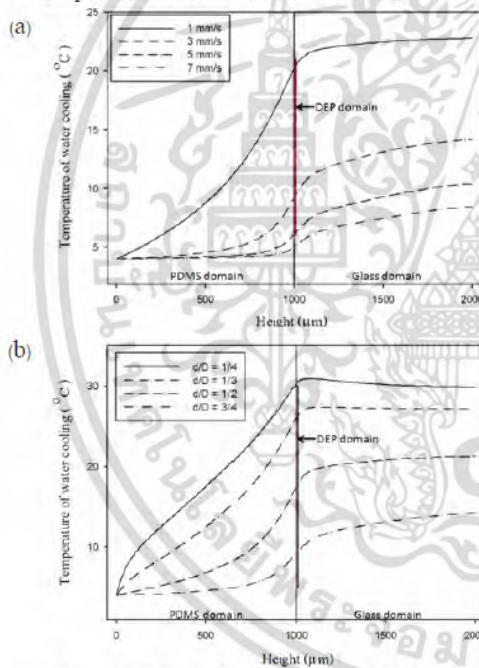


Fig. 5 (a) Effect of water cooling velocity on temperature in the cooling water channel for  $d/D = 3/4$ ,  $E=872$  V/cm,  $\sigma_m=0.1$  S/m and cooling water temperature of  $4^\circ\text{C}$  and (b) effect of the diameter ratio of annular posts on temperature in the cooling water channel with a cooling water velocity of  $3$  mm/s

Furthermore, we investigated the effect of the diameter ratio of annular posts on temperature in the cooling water channel with a cooling water velocity of  $3$  mm/s,  $E=872$  V/cm,  $\sigma_m=0.1$  S/m and the cooling water temperature of  $4^\circ\text{C}$ . We chose the cooling water velocity of  $3$  mm/s as the higher velocity no longer help reduce the temperature as shown in Fig. 4. Fig. 5(b) presents that the amount of the cooling water significantly matters the direct cooling performance as the inner diameter (d) is larger while the outer diameter is constant.

### 3.4 Temperature distribution in the whole device

Under the most severe operating conditions ( $E=872$  V/cm,  $\sigma_m=0.1$  S/m), the comparison of the temperature distribution in the whole device without and with direct cooling effect is illustrated in Fig. 6. The area with very high temperature (max at  $41^\circ\text{C}$ ) due to Joule heating induced by the concentrated electric field near the posts is present in the DEP domain that also give rise to higher temperature in other areas (Fig. 6(a)). However, the direct cooling effect induced by the new fabricated annular posts greatly lower down the device's overall temperature to be lower than  $25^\circ\text{C}$  ( $\sim 38\%$ ). The detailed temperature distribution along the length of the device is also shown in Fig. 6(c). The temperature variation is due to the non-uniformity of electric field around the annular posts.

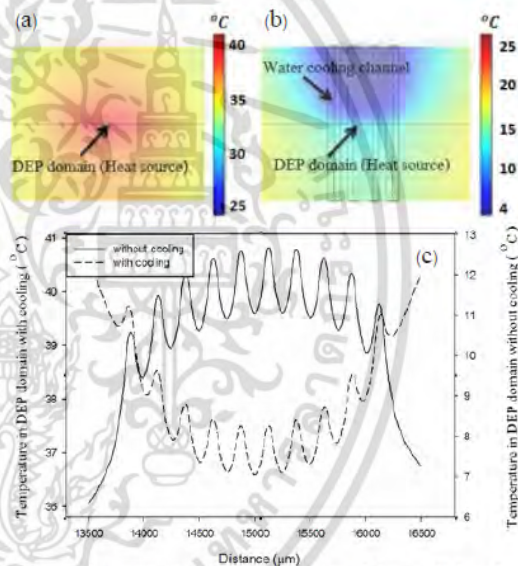


Fig. 6 (a) temperature distribution of the traditional iDEP device and (b) of the new iDEP device cooling at the cross section under  $E=872$  V/cm,  $\sigma_m=0.1$  S/m. (c) the comparison of the temperature distribution along the device length

### 3.5 Evaluation of device performance

We focus on the thermal and iDEP improvement of the most severe situation where  $E=872$  V/cm,  $\sigma_m=0.1$  S/m (without direct cooling) as shown in Fig. 7. As for the new iDEP device, the annular posts of  $d/D=3/4$  with the cooling water velocity of  $3$  mm/s was selected. The new device has the much lower maximum temperature at  $25.2^\circ\text{C}$  ( $\sim 38\%$ ). Furthermore, it turns out that the device can speed up the trapping using a much higher critical electric field of  $1.805$  V/cm ( $+107\%$ ) while the cells are not in danger. Due to DEP force  $\sim \nabla E^2$ , the resulting DEP force and thus speed in trapping is markedly increased to  $4.24$  times.

## TSF004

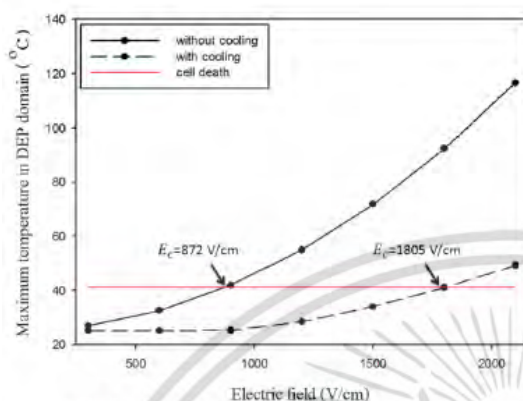


Fig. 7 Comparison of the maximum temperature in the iDEP fluid domain under the most severe situation ( $E=872$  V/cm,  $\sigma_m=0.1$  S/m) and a new critical electric field due to the use of direct cooling effect ( $d/D=3/4$  and  $3$  mm/s)

#### 4. Conclusion

This paper presents a new iDEP device with annular insulator posts where cooling water of  $4^\circ\text{C}$  can pass through the post's center hole. We numerically investigate the distributions of electric field and temperature field of the whole iDEP device and the parameters affecting the heat transfer performance (including liquid's electrical conductivity, cooling water velocity, ratio of annulus's outer and inner diameters). As compared to the conventional iDEP device, our new technique using direct cooling effect at annular posts leads to a much lower temperature at  $25.2^\circ\text{C}$  (-38 %) from the temperature limit of  $41^\circ\text{C}$  and a significant increase in the critical electric field at  $1,805$  V/cm from  $872$  V/cm (+107%). This technique is not only benign but also efficient as it allows the DEP force to increase up to 4.24 times.

#### 5. Acknowledgement

The authors gratefully acknowledge the research grant from Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang to N.L. The authors have declared no conflict of interest.

#### 6. References

- [1] Pohl HA. (1978). Dielectrophoresis: The behavior of neutral matter in nonuniform electric fields.
- [2] Barrett LM, Skulan AJ, Singh AK, Cummings EB, Fiechtner GJ. (2005). Dielectrophoretic manipulation of particles and cells using insulating ridges in faceted prism microchannels. *Anal Chem*, vol.21, November 2005, pp. 6798-6804.
- [3] Lapizco-Encinas BH, Simmons BA, Cummings EB, Fintschenko Y. (2004). Insulator-based dielectrophoresis for the selective concentration and separation of live bacteria in water. *Electrophoresis*, vol.25, June 2004, pp. 1695-1704.
- [4] Chen D, Du H. (2010). A microfluidic device for rapid concentration of particles in continuous flow by DC dielectrophoresis. *Microfluid Nanofluid*, vol.9, pp. 281-291.
- [5] Lewpiriyawong N, Yang C, Lam YC. (2011). Electrokinetically driven concentration of particles and cells by dielectrophoresis with DC-offset AC electric field. *Microfluidics and Nanofluidics*, vol.12, pp. 723-733.
- [6] Sridharan S, Zhu J, Hu G, Xuan X. (2011). Joule heating effects on electroosmotic flow in insulator-based dielectrophoresis. *Electrophoresis*, vol.32, September 2011, pp 2274-2281.
- [7] Nakano A, Luo J, Ros A. (2014). Temporal and spatial temperature measurement in insulator-based dielectrophoretic devices. *Anal Chem*, vol.86, June 2014, pp. 6516-6524.
- [8] Probstein R. (1997). Physicochemical hydrodynamics. 2<sup>nd</sup> edition.
- [9] Hawkins BG, Smith AE, Syed YA, Kirby BJ. (2007). Continuous-Flow Particle Separation by 3D Insulative Dielectrophoresis Using Coherently Shaped, dc-Biased, ac Electric Fields. *Analytical Chemistry*, vol.79, September 2007, pp. 7291-7300.
- [10] Green NG, Ramos A. (2001). Electrothermally induced fluid flow on microelectrodes. *Journal of Electrostatics*, vol.53, August 2001, pp. 71-84.
- [11] Paputsaro P, Changkeaw P, Asawakosinchai W. (2014). Enhancement of Cell Separation Efficiency in Dielectrophoretic Device with Micro-Scale Fin 2014.
- [12] Lian M. (2010). Microfluidic manipulation by AC Electrothermal effect: University of Tennessee.
- [13] Hawkins BG, Kirby BJ. (2010). Electrothermal flow effects in insulating (electrodeless) dielectrophoresis systems. *Electrophoresis*, vol.31, November 2010, pp.3622-3633.
- [14] Tang G, Yan D, Yang C, Gong H, Chai JC, Lam YC. (2006). Assessment of Joule heating and its effects on electroosmotic flow and electrophoretic transport of solutes in microfluidic channels. *Electrophoresis*, vol.27, February 2006, pp. 628-639.
- [15] Nguyen N-T. (2002). Fundamentals and Applications of Microfluidics. 2<sup>nd</sup> edition, ISBN: 1-58053-343-4.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายวรุพงษ์ ผึ้งเย็น  
 วัน เดือน ปีเกิด 10 มีนาคม 2533 จังหวัดพิจิตร  
 ที่อยู่ 117/1 หมู่ 4 ตำบลดงกลาง อำเภอเมือง จังหวัดพิจิตร 66170  
 โทร.087-698-0774  
 ประวัติการศึกษา 2554 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมวัสดุ  
 มหาวิทยาลัยนเรศวร  
 ความชำนาญเฉพาะด้าน 1.) การขึ้นรูปโลหะด้วยการหล่อแบบกึ่งแข็ง  
 2.) อุปกรณ์ lap ob chip



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้