

ผลกระทบบางประการ เกี่ยวกับระหว่งไฮโดรไดนามิกส์กับเคลื่อนที่ของโหนดเคลื่อนที่

เคลื่อนที่ของอนุภาคในอุปกรณ์เคลื่อนที่บนโหนดไฮโดรไดนามิกส์

EFFECT OF COMBINED HYDRODYNAMICS AND ELECTROKINETICS ON PARTICLE
MOTION IN INSULATOR-BASED DIELECTROPHORETIC DEVICES

พิธีพงษ์ วิจิตร

พิธีพงษ์ ตี๋ยมระลึก

วิเชียร เดชวิทย์ปาน

ปริญญาโท เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2556

ผลกระทบจากการรวมกันระหว่างไฮโดรไดนามิกส์กับอิเล็กโทรไคเนติกต่อการเคลื่อนที่ของอนุภาคในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กโทรโฟเรติก

Effect of combined hydrodynamics and electrokinetics on particle motion in insulator-based dielectrophoretic devices

นาย พิระพงษ์ วังแวง
นาย พิระพัฒน์ เปี่ยมระลึก
นาย วัชร เลิศวิทยาทาน

อาจารย์ที่ปรึกษา
ดร.ณัฐวุฒิ หล้าพิริยวงค์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2556

Effect of combined hydrodynamics and electrokinetics on particle
motion in insulator-based dielectrophoretic devices

Peerapong Wangwaew
Peerapat Piamraluk
Watchara Lertwittayathan

Supervisor
Dr.Nuttawut Lewpiriyawong

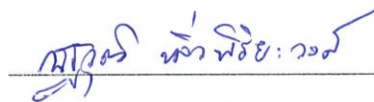
A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2013

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2556
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ผลกระทบจากการรวมกันระหว่างไฮโดรไดนามิกส์กับอิเล็กโทรไคเนติกต่อการเคลื่อนที่ของอนุภาคในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กโทรโฟเรติก
(Effect of combined hydrodynamics and electrokinetics on particle motion in insulator-based dielectrophoretic devices)

ผู้จัดทำ

- | | |
|-----------------------------|-----------------------|
| 1. นายพีระพงษ์ วังแวง | รหัสนักศึกษา 53011173 |
| 2. นายพีระพัฒน์ เปี่ยมระลึก | รหัสนักศึกษา 53011175 |
| 3. นายวัชร เลิศวิทยาทาน | รหัสนักศึกษา 53011447 |


อาจารย์ที่ปรึกษา
(ดร.ณัฐวดี หลิวพิริยวงศ์)

ผลกระทบจากการรวมกันระหว่างไฮโดรไดนามิกส์กับอิเล็กโทรไคเนติกต่อการเคลื่อนที่ของอนุภาคในอุปกรณ์อินซูเลเตอร์เบสไดอิเล็กโทรโฟเรติก

นายพีระพงษ์ ว่างแวง	53011173
นายพีระพัฒน์ เปี่ยมระลึก	53011175
นายวัชร เลิศวิทยาทาน	53011447
ดร.ณัฐภูมิ หลิวพิริยะวงศ์	อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2556	

บทคัดย่อ

อุปกรณ์ไดอิเล็กโทรโฟเรติก (Dielectrophoretic) ได้รับความสนใจเป็นอย่างมากในการนำไปแยกและเรียงลำดับเซลล์โดยที่ไม่จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ประเภทไมโครสเกลอิเล็กโทรดส์ (Micro-scale electrodes) ทั้งยังง่ายต่อการสร้างด้วยวิธีการทางโฟโตลิโทกราฟี (Photolithography) จากการศึกษาของไหลและอนุภาคไดนามิกให้ความสนใจกับการใช้สนามไฟฟ้า โดยปริศยานิพนธ์จะนำเสนอเทคนิคใหม่โดยการใช้ เพรสเชอร์เกรเดียนต์ (Pressure gradient) ร่วมกับสนามไฟฟ้าเพื่อจัดการกับเซลล์ที่สนใจในอุปกรณ์อิเล็กโทรโฟเรติก (Electrophoretic) โดยศึกษาอิทธิพลที่มีร่วมกันของอิเล็กโทรไคเนติก (Electrokinetic) กับไฮโดรไดนามิก (Hydrodynamics) ต่ออนุภาค (Particle) ด้วยวิธีเชิงตัวเลข (Simulation) และคาดหวังให้เกิดปรากฏการณ์ใหม่ซึ่งสามารถนำไปสู่รูปแบบใหม่ของอุปกรณ์ไดอิเล็กโทรโฟเรติกที่มีประสิทธิภาพและปริมาณในการแยกเซลล์ที่สูงขึ้น

Effect of combined hydrodynamics and electrokinetics on particle
motion in insulator-based dielectrophoretic devices

Peerapong Wangwaew

Peerapat Piamraluk

Watchara Lertwittayathan

Dr. Nuttawut Lewpiriyawong Advisor

Abstract

Insulator-based dielectrophoretic devices has attracted great interest in cell separation and sorting as they do not require micro-scale electrodes in the device and are easy to fabricate with standard photolithography. A vast study of fluid and particle dynamics focuses only on the use of electric fields. A novel technique is proposed by combining pressure gradients and electric fields to manipulate the cells of interest in electrophoretic device by study effect of combination of electrokinetics and hydrodynamics on a particle with simulation and expected to find new phenomena which can lead to new kinds of dielectrophoretic devices providing higher separation efficiency and throughputs.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ จะไม่สามารถดำเนินงานและสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี หากปราศจากการ
คำแนะนำและการดูแลของ ดร.ณัฐวุฒิ หลิวพิริยะวงศ์ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษา ทั้งยังคอยช่วยเหลือ
เมื่อพบเจออุปสรรคต่างๆในการทำงานและคอยตามกระตุ้นให้ทำงานอยู่เสมอและถือโอกาสนี้ขอขอบคุณ
อาจารย์ท่านอื่นๆในคณะวิศวกรรมศาสตร์สาขาเครื่องกลที่คอยอบรมให้ความรู้และคอยดูแลอย่าง
ใกล้ชิด

ขอขอบคุณเพื่อนๆ กลุ่มปริญญาานิพนธ์ข้างเคียง และพี่ๆ ในการให้ข้อมูล รับฟัง และช่วยคิด
แก้ไขปัญหาหลายๆส่วนที่เกิดขึ้นในปริญญาานิพนธ์นี้ ทั้งยังช่วยสร้างบรรยากาศในการทำงานที่ดีซึ่ง
เป็นเรื่องที่สำคัญขอขอบคุณจากใจ

นายพีระพงษ์ วังแวว

นายพีระพัฒน์ เปี่ยมระลึก

นายวัชร เลิศวิทยาทาน

สารบัญ

หน้าที่

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญแสดงรูปภาพ.....	VII
สารบัญตาราง.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มา.....	1
1.2 จุดประสงค์.....	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ.....	2
1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	2
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 อุปกรณ์ DEP.....	3
2.1.1 อิเล็กโทรดแผ่นบาง.....	3
2.1.1.1 Dielectrophoresis field-flow fractionation (DEP-FFF).....	3
2.1.1.2 การใช้ DEP-FFF เพียงแค่ด้านข้าง.....	4
2.1.1.3 DEP ด้วยการปรับช่องว่างและเวลา.....	5
2.1.1.3.1 Traveling-wave DEP (twDEP).....	5
2.1.1.3.2 Moving DEP (mDEP).....	6
2.1.1.3.3 Pulsed DEP.....	7

สารบัญ(ต่อ)

	หน้าที่
2.2 ฉนวนไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Insulator-based dielectrophoresis; iDEP)	8
2.3 ลักษณะทั่วไปของ อุปกรณ์ DEP microfluidic	10
2.4 Effect of combined	10
บทที่ 3 สมการพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง	11
3.1 สมการ Navier's stoke	11
3.2 สมการลาปลาซ (Laplace Equation)	12
3.3 การเคลื่อนที่ของอนุภาค	12
บทที่ 4 การสร้างแบบจำลอง (Modeling simulation)	14
4.1 ที่มาของแบบจำลอง	14
4.2 โมเดลที่ใช้ในการจำลอง	15
4.3 ฟิสิกส์ในแบบจำลอง	15
4.4 เงื่อนไขของขอบเขต (Boundary Condition)	15
4.5 ค่าคงที่	16
4.6 การเช็คความละเอียดของกริดที่ใช้	16
บทที่ 5 ผลการจำลอง	18
5.1 Electroosmosis	18
5.2 Hydrodynamics	19
5.3 การรวมกันระหว่าง electroosmosis กับ hydrodynamics	20
5.3.1 การรวมกันแบบมีทิศทางไหลของ electroosmosis ในทิศทางเดียวกับ hydrodynamics	20

สารบัญ(ต่อ)

หน้าที่

5.3.2 การรวมกันแบบมีทิศทางการไหลของ electroosmosis ในทิศทางตรงข้ามกันกับ hydrodynamics.....	21
5.4 ผลของ Dielectrophoresis (DEP).....	22
5.4.1 Dielectrophoresis ของท่อ.....	22
5.4.2 Dielectrophoresis ของ Electroosmosis.....	22
5.4.3 Dielectrophoresis ของ การรวมกันแบบมีทิศทางการไหลของ electroosmosis ในทิศทางเดียวกับ hydrodynamics.....	23
5.4.4 Dielectrophoresis ของ การรวมกันแบบมีทิศทางการไหลของ electroosmosis ในทิศทางตรงกันข้ามกับ hydrodynamics	23
5.5 Threshold Voltage.....	24
5.5.1 แนวคิดของ threshold voltage.....	24
5.5.2 ค่า threshold voltage ของ แต่ละลักษณะการไหล	24
5.5.3 ค่าของ threshold voltage เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดอนุภาค	25
บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์ผล	26
บรรณานุกรม.....	27
ภาคผนวก.....	29

สารบัญแสดงรูปภาพ

	หน้าที่
รูปที่ 1.1 ตัวอย่างการเคลื่อนที่ของเซลล์.....	1
รูปที่ 2.1 การแยกอนุภาคด้วย DEP-FFF.....	4
รูปที่ 2.2 การแยกอนุภาคด้วย DEP-FFF เพียงแค่ด้ายข้าง	5
รูปที่ 2.3 Traveling-wave DEP (twDEP).....	6
รูปที่ 2.4 Moving DEP (mDEP).....	7
รูปที่ 2.5 Pulsed DEP.....	8
รูปที่ 2.6 ฉนวนไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Insulator-based dielectrophoresis; iDEP).....	9
รูปที่ 2.7 Effect of combined	10
รูปที่ 4.1 การฉีดแก้วไฮโมล.....	14
รูปที่ 4.2 ภาพมุมบนหากนำแก้วฉีดไฮโมล มาสร้างแบบจำลอง	14
รูปที่ 4.3 รูปร่างของท่อ.....	15
รูปที่ 4.4 แสดงตำแหน่งของขอบเขตต่างๆ ในท่อ.....	15
รูปที่ 4.5 แสดงตำแหน่งความละเอียดของกริดในจุดต่างๆ.....	17
รูปที่ 5.1 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอคอดจากผลของ Electroosmosis	18
รูปที่ 5.2 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของ Electroosmosis.....	18
รูปที่ 5.3 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอคอดจากผลของ hydrodynamics....	19
รูปที่ 5.4 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของ Hydrodynamic.....	19
รูปที่ 5.5 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอคอดจากผลของการรวมกันระหว่าง electroosmosis กับ hydrodynamics ในลักษณะมีทิศทางไหลเดียวกัน	20
รูปที่ 5.6 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของการรวมกันแบบมีทิศทางเดียวกัน.....	20

สารบัญแสดงรูปภาพ(ต่อ)

หน้าที่

รูปที่ 5.7 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอคอดจากผลของการรวมกันระหว่าง electroosmosis กับ hydrodynamics ในลักษณะมีทิศทางไหลตรงข้ามกัน.....	21
รูปที่ 5.8 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของการรวมกันแบบมีทิศทางตรงข้ามกัน	21
รูปที่ 5.9 แสดงการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กไฟฟ้ายกกำลังสอง (∇E^2 : DEP Force) ซึ่งเป็นตัวบ่งบอกถึงขนาดของแรง DEP เนื่องจากสูตร (3.xxx) ซึ่งค่า μ_{DEP} เป็นค่าคงที่ของเทอม DEP.....	22
รูปที่ 5.10 อนุภาคถูกจับที่ voltage ขนาด 1500 volt เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 2.1 mm/s การจับอนุภาคใน Electroosmosis สำหรับท่อที่สร้างขึ้นมีค่า threshold voltage อยู่ที่ 1500 volt.....	22
รูปที่ 5.11 อนุภาคถูกจับที่ voltage ขนาด 1500 volt เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 2.1 mm/s การจับอนุภาคใน Electroosmosis สำหรับท่อที่สร้างขึ้นมีค่า threshold voltage อยู่ที่ 1500 volt.....	23
รูปที่ 5.12 อนุภาคถูกจับที่ voltage ขนาด 2850 volt เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 2.1 mm/s การจับอนุภาคใน Electroosmosis สำหรับท่อที่สร้างขึ้นมีค่า threshold voltage อยู่ที่ 2850 volt.....	23
รูปที่ 5.13 ความเร็วของอนุภาคที่ระยะทางต่างๆมีจุด threshold อยู่ที่ระยะทาง 40% ของท่อ....	24
รูปที่ 5.14 แสดงผลของความเร็ทางเข้าต่อ threshold voltage ของการไหลแบบต่างๆ.....	25
รูปที่ 5.15 กราฟแสดงความเร็วที่ทางเข้าต่อ threshold voltage ในอนุภาคขนาดต่างๆ.....	25
รูปที่ 6.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของความเร็วที่ทางเข้าต่อ ประสิทธิภาพการลดไฟฟ้า กับ ความเร็วในการแยก.....	26

สารบัญแสดงตาราง

	หน้าที่
ตารางที่ 4.1 แสดงค่าที่กำหนดให้ในแต่ละตำแหน่งต่างๆ	16
ตารางที่ 4.2 ตารางค่าคงที่.....	16
ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างและเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างมากที่สุดของค่า ต่างๆ โดยวัดจากเส้นตัด A – A	17

บทที่ 1

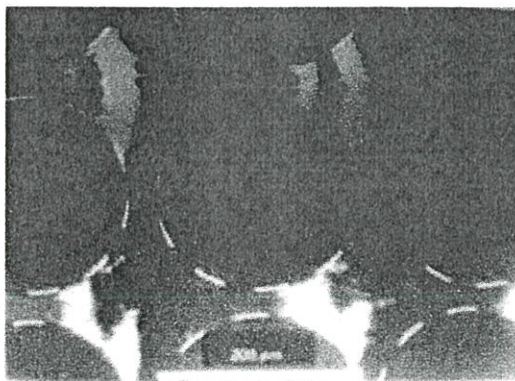
บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

การคัดแยกเซลล์เป็นกระบวนการที่มีการใช้งานอย่างแพร่หลายไม่ว่าจะเป็น การแยกเม็ดเลือดแดงหรือ เม็ดเลือดขาวออกจากเลือด[1], การคัดเลือกตัวอสุจิ[2], การแยกเซลล์ที่ติดเชื้อออกจากเซลล์ปกติ[3]และอื่นๆ ซึ่งกระบวนการข้างต้นที่ใช้อยู่ในขณะนี้ เป็นกระบวนการที่ไม่ต่อเนื่องเป็นผลทำให้ต้องใช้เวลาและมีความเสี่ยงที่ไม่สามารถนำไปใช้ได้ จึงได้เกิดการพัฒนาอุปกรณ์ไมโครฟลูอิดิก (Microfluidic)[4-8]

ปัจจุบันการแยกเซลล์ในอุปกรณ์ไมโครฟลูอิดิก มีเทคนิคที่ได้รับความนิยมนำมาใช้งานคือ อิเล็กโทรไคเนติก (Electrokinetic)[9,10] ซึ่งเทคนิคนี้คือการใช้แรงทางไฟฟ้ามาควบคุมการเคลื่อนที่ของเซลล์ สามารถแบ่งลักษณะจากการเคลื่อนที่ได้ 2 แบบคือ แบบยูนิฟอร์ม(uniform)และนอนยูนิฟอร์ม(non-uniform) ในการเคลื่อนที่แบบยูนิฟอร์มจะมีแรงสองชนิดคือ อิเล็กโทรออสโมซิส (Electroosmosis)[9,10]และอิเล็กโทรโฟเรซิส (Electrophoresis)[9] ส่วนในการเคลื่อนที่แบบนอนยูนิฟอร์มจะให้แรงเพิ่มขึ้นมาอีกแรงหนึ่งคือ ไดอิเล็กโทรโฟเรซิส(Dielectrophoresis)[11]ด้วยแรงดังกล่าวทำให้สามารถแยกเซลล์DNA[12],แบคทีเรีย[13]และเซลล์มะเร็ง[14,15] ได้ดังแสดงในรูปที่ 1[16] ซึ่งเทคนิคนี้ยังมีผลเสียคือพลังงานไฟฟ้าบางส่วนจะเปลี่ยนไปอยู่ในรูปของพลังงานความร้อน ทำให้หากต้องการรักษาคุณสมบัติของเซลล์ไว้จะทำงานได้ช้า

เทคนิคใหม่ที่จะนำเสนอคือจะนำเสนอคือการนำไมโครปั๊ม(Micro Pump)[16]เข้ามาเสริมเพื่อชดเชยด้านความเร็วในการทำงานและยังสามารถลดพลังงานไฟฟ้าที่ให้กับระบบลงเป็นผลให้พลังงานความร้อนที่เกิดในระบบลดลงด้วย



รูปที่ 1.1 ตัวอย่างการเคลื่อนที่ของเซลล์[16]

1.2 จุดประสงค์

- 1.2.1 ศึกษาผลกระทบระหว่างการรวมกันของปรากฏการณ์ Electrokinetic และ Hydrodynamics
- 1.2.2 สร้างแบบจำลองการเคลื่อนที่ของเซลล์จากการรวมกันของ Electrokinetic และ Hydrodynamics
- 1.2.3 เพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานของ Micro-channel devices

1.3 ขอบเขตของโครงการงาน

- 1.3.1 ศึกษาการเคลื่อนที่ของเซลล์ใน Micro-channel
- 1.3.2 ศึกษา Electrokinetic ,Dielectrophoretic ,Electrophoretic ,Electroosmotic

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.4.1 รู้คุณสมบัติการเคลื่อนที่ (Velocity Profile) ของของไหลและเซลล์เนื่องจากการรวมกันระหว่าง Electrokinetics และ Hydrodynamics
- 1.4.2 สามารถคัดแยกเซลล์ที่ต้องการนำไปศึกษาโครงสร้างหรือใช้งานได้อย่างรวดเร็ว

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

- 1.5.1 ศึกษาฟิสิกส์ที่เกี่ยวข้องเช่น Electrophoresis, Electroosmosis, Dielectrophoresis, Maxwell equation, Micro fluidic และ Fluid dynamics
- 1.5.2 ศึกษาโปรแกรม Comsol Multiphysics
- 1.5.3 สร้างแบบจำลองตามลักษณะที่นิยมใช้ทั่วไปของ Micro fluidic
- 1.5.4 ทำการจำลองการเคลื่อนที่ของตัวกลางเพื่อศึกษาลักษณะของ Velocity Profile
- 1.5.5 วิเคราะห์ผลของการรวมกันระหว่าง Electroosmosis กับ Hydrodynamic
- 1.5.6 ทำการคำนวณเมื่อมี particle เพิ่มเข้ามาในท่อและหาจุด เทรสโฮลด์ (threshold)
- 1.5.7 วิเคราะห์ threshold ถึงแนวโน้มต่างๆ

บทที่ 2

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (Literature Review)

2.1 อุปกรณ์ DEP

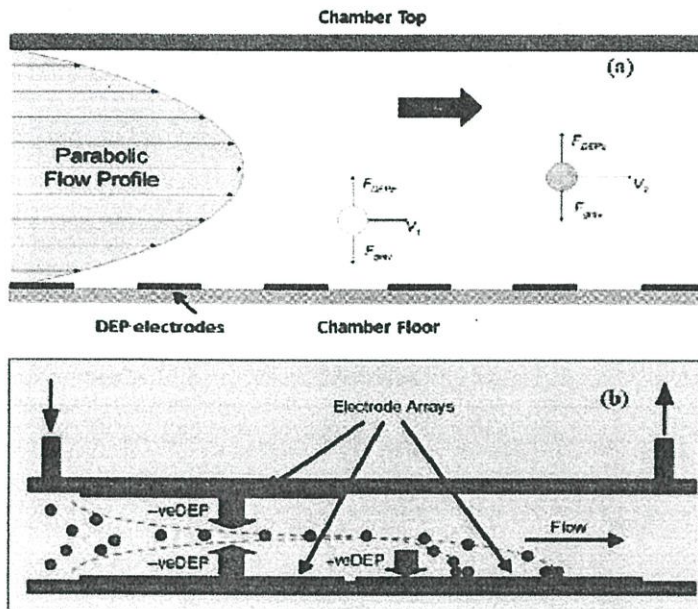
2.1.1 อิเล็กโทรดแผ่นบาง (Thin-film electrodes)

ด้วยเทคโนโลยี ไมโครเฟบริเคชัน (Microfabrication) สามารถผลิตอิเล็กโทรดแผ่นบางด้วยกรรมวิธีกัดและยกออก ซึ่งเป็นกระบวนการที่สำคัญในกระบวนการผลิตอุปกรณ์ DEP

2.1.1.1 Dielectrophoresis field-flow fractionation (DEP-FFF)

FFF เป็นเทคนิคหนึ่งของอุปกรณ์ DEP ซึ่งใช้การไหลแบบคงที่ในการแยกอนุภาค แรง DEP จะถูกสร้างด้วยแรงสนามไฟฟ้าแบบ Non-uniform ที่ถูกวางไว้ที่พื้นของท่อ ดังแสดงในรูป xxx (a) เมื่ออนุภาคมีคุณสมบัติเชิงขั้วน้อยกว่าน้ำหรือสื่อกลาง (Medium) จะเกิดแรงชนิดหนึ่ง ซึ่งเราเรียกแรงชนิดนี้ว่า nDEP โดยแรง nDEP นี้จะทำการยกอนุภาคให้ลอยขึ้นไปในอากาศ ในทางตรงกันข้ามกันหาก คุณสมบัติเชิงขั้วของอนุภาคมีขนาดมากกว่า medium ก็จะทำให้เกิดปรากฏการณ์ตรงข้ามกันคืออนุภาคลงไปหาขั้วอิเล็กโทรด เราเรียกแรงชนิดนี้ว่า pDEP ซึ่งเราสามารถใช้งาน pDEP นี้ในการหยุดหรือจับอนุภาคไว้ที่ขั้วอิเล็กโทรด ซึ่งอนุภาคแต่ละชนิดจะมีคุณสมบัติเชิงขั้วที่แตกต่างกันทำให้เราสามารถใช้งานคุณสมบัตินี้ในการแยกอนุภาคออกจากกันได้ ดังรูป 2.1 (b) ในการใช้ FFF เทคนิคเราสามารถแบ่งออกเป็นสองแบบคือแบบ (a) ด้วยการใช้ nDEP เพียงอย่างเดียวด้วยคุณสมบัติเชิงขั้วที่ต่างกันทำให้อนุภาคทั้งสองลอยอยู่ที่ระดับความสูงที่ไม่เท่ากัน ส่วนเทคนิคที่สองคือแบบ (b) ซึ่งใช้เพื่อแยกอนุภาคที่มีคุณสมบัติเชิงขั้วแบบแตกต่างกัน ซึ่งการจะใช้เทคนิคนี้ต้องยอมให้เซลล์เปลี่ยนแปลงคุณสมบัติ (cell lysis) เนื่องจากผลของความร้อน

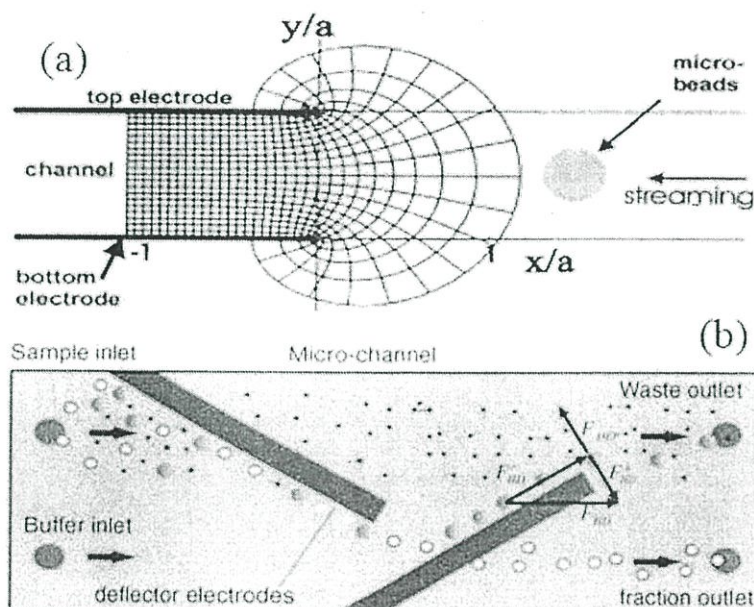
แน่นอนว่าการใช้เทคนิคนี้ย่อมมีข้อจำกัด เนื่องจากความเร็วในการไหลของอนุภาคที่วิ่งตามท่อ บางครั้งจะเกิดการชนกันและทำให้ไม่สามารถแยกอนุภาคได้ 100% แต่ปัญหานี้สามารถแก้ไขได้ด้วยการเพิ่มขนาดของท่อ ซึ่งท่อขนาดใหญ่ก็จะเกิดปัญหาตามมาก็คือที่ระยะไกลจากอิเล็กโทรดมากๆ ผลของแรง DEP จะมีน้อยลงเรื่อยๆและหมดไป ซึ่งเป็นข้อจำกัดในการใช้เทคนิคนี้



รูปที่ 2.1 การแยกอนุภาคด้วย DEP-FFF (a) หลักการทั่วไปของ DEP-FFF ซึ่งแยกอนุภาคด้วยแรง nDEP (b) การแยกอนุภาคด้วยการรวมกันของแรง nDEP และ pDEP

2.1.1.2 การใช้ DEP-FFF เพียงแค่ด้านข้าง

จากข้อจำกัดของ FFF ทำให้พบว่าที่ระยะไกลจากอิเล็กโทรด แรง DEP จะลดลงเรื่อยๆ จึงทำการติดตั้งอิเล็กโทรดไว้ที่ทั้งข้างบนและข้างล่างของตัวท่อ และทำการตัดเฉียงให้อนุภาควิ่งไปตามทางของท่อที่ออกแบบไว้ดังรูป 2.2 (a) และ (b)



รูปที่ 2.2 (a) ภาพด้านข้างของท่อ แสดงลักษณะสนามไฟฟ้า

(b) ภาพด้านบนของท่อแสดงลักษณะการไหลของอนุภาค

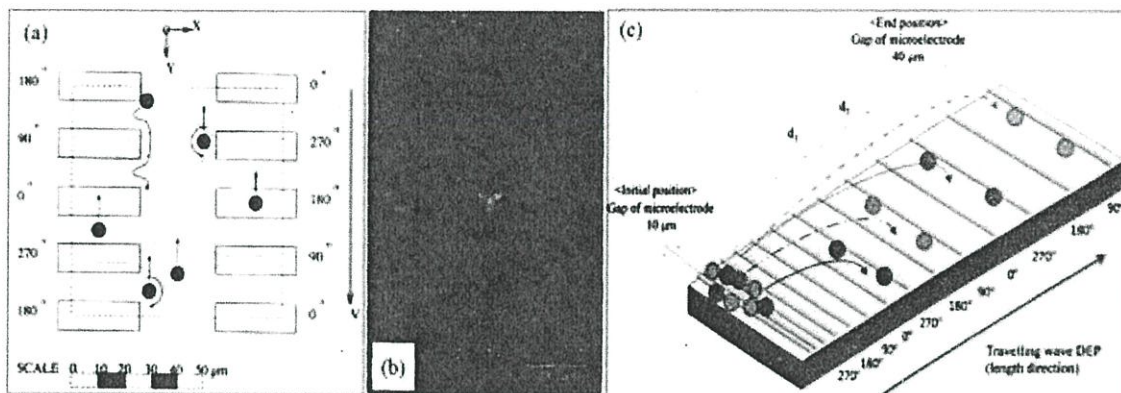
จากการใช้เทคนิคนี้ทำให้เกิดการพัฒนา DEP-FFF ขึ้นส่งผลให้สามารถแก้ปัญหาของการอุดตันกันลงไปได้ แต่ก็ยังไม่สามารถแก้ปัญหาเซลล์เสื่อมสภาพได้

2.1.1.3 DEP ด้วยการปรับช่องว่างและเวลา

ในบทนี้พูดถึง เทคนิค DEP สามแบบ ได้แก่ traveling wave DEP moving DEP และ pulsed DEP ด้วยสามเทคนิคนี้ทำให้ไม่จำเป็นต้องใช้ การไหลของของไหล

2.1.1.3.1 Traveling-wave DEP (twDEP)

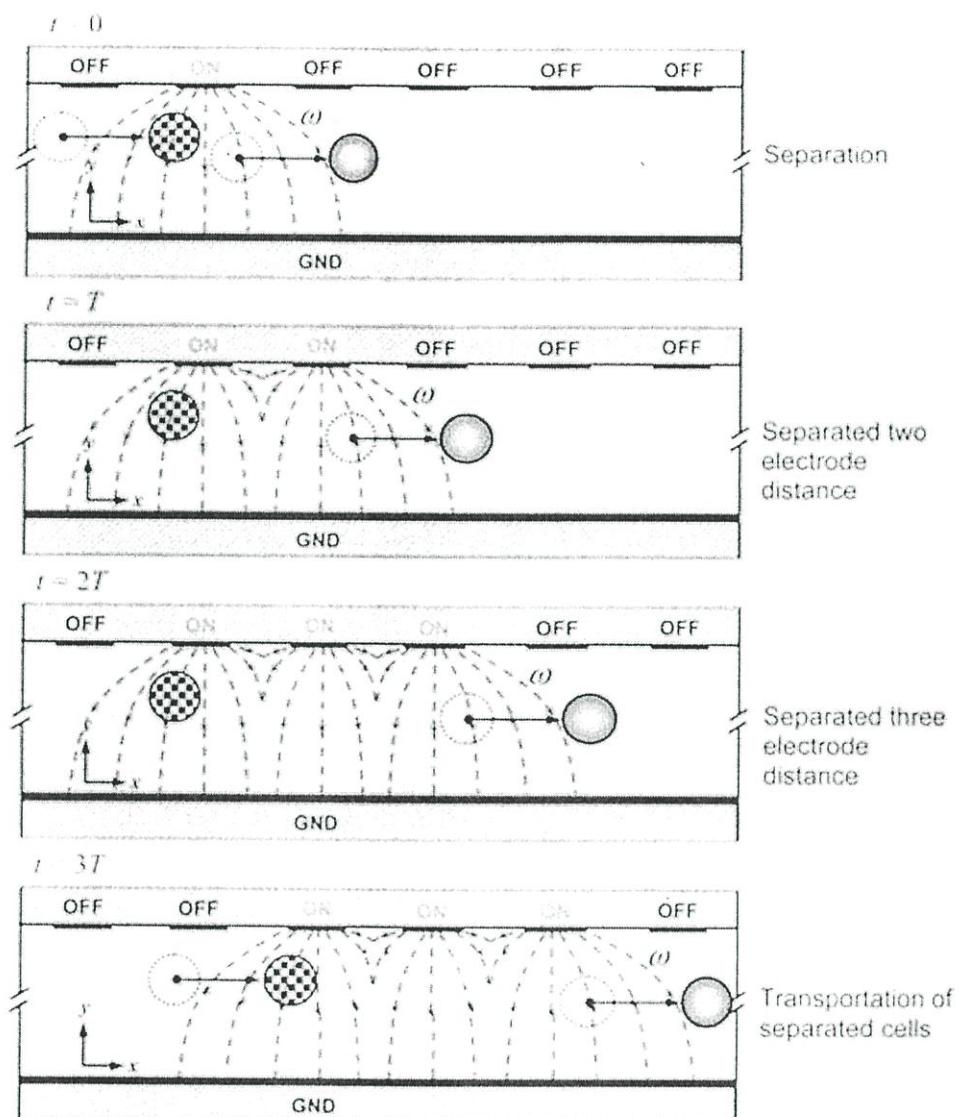
หลักการทำงานของ twDEP ขึ้นอยู่กับ สนามไฟฟ้ากระแสสลับซึ่งทำมุม 90° กับ แผ่นอิเล็กโทรด ซึ่งทำให้เกิดแรงเป็นรูปร่างตามรูป 2.3 ซึ่ง twDEP จะทำให้อนุภาคเคลื่อนที่ไปตามทิศของแรงที่ออกแบบเอาไว้



- รูปที่ 2.3 (a) โดยปกติ twDEP จะวางขั้วอิเล็กโทรดเฟสละ 90° เพื่อการเคลื่อนที่ของการส่งถ่ายคลื่น ขึ้นอยู่กับความถี่สนามที่ใช้อนุภาคจะถูกส่งถ่ายไปในทิศทางเดียวกันหรือตรงข้ามกับคลื่น
- (b) เกอียว twDEP อิเล็กโทรด ถูกใช้เพื่อจับเซลล์ที่ติดเชื่อในเลือดมนุษย์ เซลล์ที่ติดเชื่อจะ ลอยด้วยแรง nDEP และเคลื่อนที่ผ่านอิเล็กโทรดไป ในขณะที่ เซลล์ปกติจะติดอยู่ที่ อิเล็กโทรดด้วยแรง pDEP
- (c) อิเล็กโทรด อาร์เรย์(array) ที่ใหญ่มาก ($31 \times 25 \text{ mm}^2$) ช่องว่างเพิ่มขึ้นเรื่อยจาก 10 จนถึง $40 \mu\text{m}$ ผลิตทั้ง twDEP และ nDEP เพื่อให้อนุภาคถูกจับเพราะความต่างกันของ ขนาด

2.1.1.3.2 Moving DEP (mDEP)

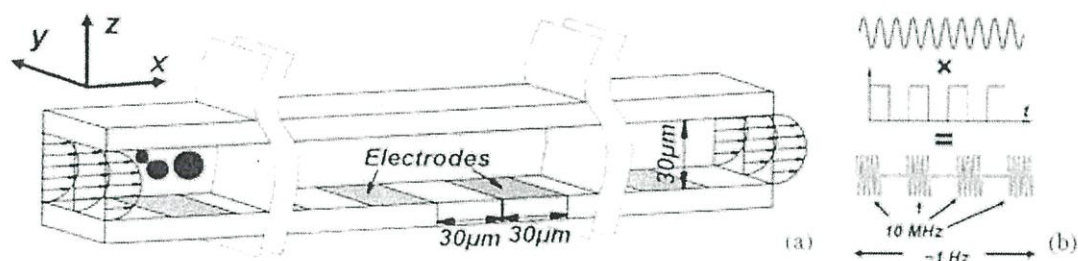
เป็นแรงที่เกิดจาก โมเมนต์ของขั้ว ส่งผลให้เกิดการเคลื่อนที่ของอนุภาคจากการเปิดปิดขั้ว อิเล็กโทรดดังแสดงในรูป 2.4 โดยไม่มีความจำเป็นต้องใช้ การไหลของน้ำ pDEP จะเปิดเพื่อดูด อนุภาค nDEP จะเปิดเพื่อผลักอนุภาคให้เคลื่อนที่ไปตามทางของท่อที่ต้องการ



รูปที่ 2.4 Moving DEP ใช้แรง pDEP และ nDEP สลับกันเพื่อให้อนุภาคเคลื่อนที่

2.1.1.3.3 Pulsed DEP

เป็นเทคนิคใหม่ที่เกิดขึ้นมา เพื่อใช้จัดการกับแรง DEP ด้วยการเปลี่ยนแปลงของความถี่แรง nDEP ที่มีผลต่อขนาดของ อนุภาคจะมีค่าไม่เท่ากัน และทำให้ อนุภาคขนาดใหญ่และขนาดเล็กเคลื่อนที่ด้วยความเร็วต่างกัันดังแสดงในรูป 2.5



รูป 2.5 (a) ท่อของอุปกรณ์ pulsed-DEP ซึ่งใช้การเปลี่ยนแปลงของเวลาแรง nDEP จะแยกอนุภาค ออกไปตามขนาดของอนุภาค

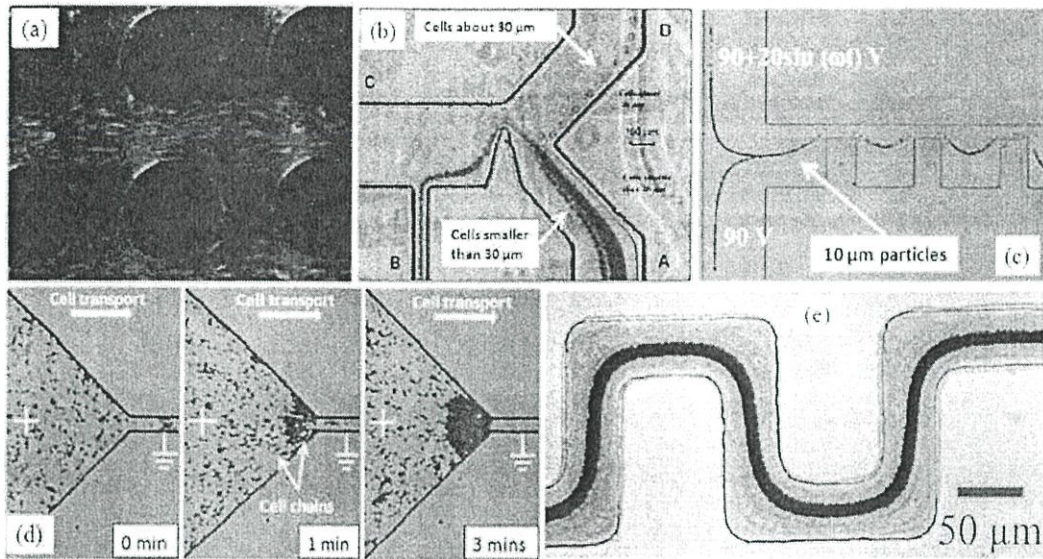
(b) แรง pulsed-DEP สร้างด้วยการคูณ คลื่น sin กับคลื่นสี่เหลี่ยม (square wave)

2.2 ฉนวนไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Insulator-based dielectrophoresis; iDEP)

iDEP เป็นลักษณะใหม่ของ อุปกรณ์ ไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (DEP) โดยมีหลักการในการสร้างคือใช้ ฉนวนเพื่อเปลี่ยนแปลง สนามไฟฟ้า (Electric field) ให้เป็นแบบนอนยูนิฟอร์ม (Non-Uniform) โดย ปกติจะใช้ ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Voltage) ต่อเข้ากับ ขั้วอิเล็กโตรด (Electrodes) ที่วางไว้บริเวณทางเข้า และทางออก เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า บริเวณรอบๆ ฉนวน จะทำให้เกิด แกรเดียน (Gradient) ของ electric field

iDEP เหมาะสำหรับการผลิตแบบแมสโปรดัก (Mass Product) ซึ่งทำได้ง่ายด้วยการฉีดโมล (Injection Mold) ซึ่งจะทำให้มีราคาต่อชิ้นค่อนข้างถูก และไม่มีปัญหากระแสไฟฟ้ารั่วหรือความสกปรก เพราะไม่มีขั้ว electrode อยู่ในท่อ (Channel)

หลักการของ iDEP ขึ้นอยู่กับ ปรากฏการณ์ DC-driven coupled ซึ่งประกอบด้วย electrophoresis (EP) แบบเชิงเส้น และ electroosmosis (EOF) และ DEP ซึ่ง EP และ DEP ส่งผลกับการเคลื่อนที่ของ ประจุในท่อ ส่วน EOF จะขึ้นอยู่กับ การเคลื่อนที่ของของไหล โดยเป็นความสัมพันธ์ของ สนามไฟฟ้าต่อชั้น อิเล็กทริกดับเบิลเลเยอร์ (Electric Double Layer; EDL) ซึ่งก่อตัวขึ้นบริเวณผนังของท่อ โดยปกติ EP และ EOF จะเกิดขึ้นควบคู่กัน เพราะเป็นแรงเนื่องจากประจุด้วยกันทั้งคู่ โดยเราจะใช้ประโยชน์จาก แรง DEP มาประยุกต์ใช้เพื่อจับอนุภาค ดังรูป



รูปที่ 2.6 ใช้ iDEP ในการแยกอนุภาคหรือเซลล์

รูป (a) Glass-etched iDEP ชิป ประกอบด้วยฉนวนวงกลม ใช้สำหรับการแยกด้วยไฟฟ้ากระแสตรง

รูป (b) DC-induced lateral ใช้สำหรับแยกเซลล์มะเร็งที่มีขนาดแตกต่างกัน โดยใช้วัสดุโพลีไดเมทิลซิโลซาน (Polydimethylsiloxane; PDMS)

รูป (c) ใช้ ไฟฟ้ากระแสสลับผสมกับกระแสตรงใน บล็อกฉนวนหลายอันเพื่อจับอนุภาค

รูป (d) จับเซลล์ด้วยไฟฟ้ากระแสสลับ และ

รูป (e) ใช้สำหรับแยกยีสต์เซลล์ (สีดำ) และเชื้อแบคทีเรีย (สีเทา) ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับ

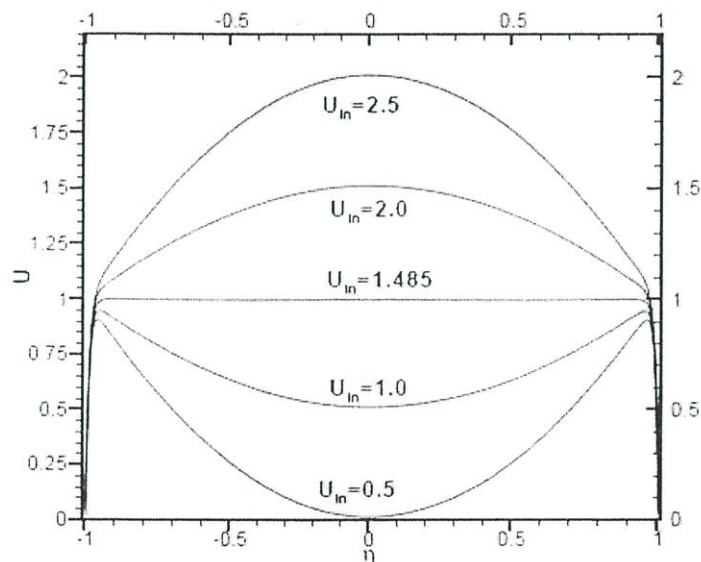
โมเดล (a) เป็นการแยกกันของ *B. subtilis* กับ *B. cereus* ใน glass-etched iDEP ชิป ด้วยหลักการของ DC-iDEP ซึ่งประสบความสำเร็จอย่างมาก ทั้งยังสามารถนำรูปแบบนี้ไปใช้ในการแยกอนุภาค DNA แบคทีเรีย โปรตีน และ เม็ดเลือด โดยการนำไปประยุกต์เปลี่ยนรูปแบบตามความเหมาะสม เช่นรูปทรงสี่เหลี่ยม อย่างไรก็ตามโมเดลนี้ ก็ยังต้องการ ไฟฟ้ากระแสตรงที่มีค่าค่อนข้างมาก ซึ่งปัญหาที่ตามมาคือผลของ Joule heating ซึ่งทำให้คุณสมบัติบางประการของเซลล์เปลี่ยนแปลง

2.3 ลักษณะทั่วไปของ อุปกรณ์ DEP microfluidic

อุปกรณ์ DEP ส่วนใหญ่จะใช้งานในช่วงความเร็วที่ 1-10 $\mu\text{L}/\text{min}$ แต่บางครั้งก็ให้ความเร็วที่สูงกว่า เช่นงานของ LSR II cell analyzer, BD Biosciences, San jose, California ที่ใช้ความเร็วสูงถึง 60 $\mu\text{L}/\text{min}$ โดยหลักการทั่วไปในการทำงานของระบบ DEP สามารถเพิ่มได้ทั้ง อัตราการไหล และ voltage แต่การเพิ่ม voltage ไม่เป็นที่นิยมนักเพราะจะเพิ่มปัญหาจาก joule heating ตามมา ซึ่งทำให้ อุณหภูมิ เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว และสุดท้ายเซลล์หรือโปรตีนก็จะเสื่อมสภาพ และนอกจากปัญหา joule heating แล้ว การเกิดฟองก็เป็นปัญหาที่รบกวนการแยกเซลล์ซึ่งเกิดจากผลของการเพิ่ม voltage เช่นเดียวกัน

2.4 Effect of combined

หากนำของไหลที่ไหลจากปั๊มมาผสมกับ electroosmosis ภายในท่อตรงจะรับรู้ลักษณะหน้าตัดของความเร็วดังรูป 2.7



รูปที่ 2.7 การเปลี่ยนแปลงความเร็วของสัดส่วน electroosmosis ต่อ ความเร็วของของไหลจากปั๊ม

บทที่ 3 สมการพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

การไหลของของไหลระหว่างอิเล็กโทรออสโมซิสแตกต่างกับการไหลแบบไฮโดรไดนามิกในท่อขนาดไมครอน เพราะเป็นการไหลด้วยซ้ำอิเล็กโทดและการไหลจากปั๊ม ในการอธิบายการไหลที่ผสมกันระหว่างปรากฏการณ์สองชนิดนี้ เราสามารถพิจารณาได้โดยการสมมติให้ความเร็วที่ผนังของท่อมีความเร็วเท่ากับความเร็วของของไหลแบบอิเล็กโทรออสโมซิสได้เลย เราจึงสามารถหาสมการแสดงการไหลของของไหลในกรณีที่เกิดขึ้นในท่อตรงได้โดยง่าย แต่หากต้องการจะหยุดอนุภาคที่ไหลมาพร้อมกับของไหลให้อยู่ภายในท่อด้วยแล้ว จะต้องสร้างคอคอดให้สนามไฟฟ้าที่อยู่ภายในท่อมีการเปลี่ยนแปลงไปด้วย เพื่อให้เกิดแรงไดอิเล็กโทรโพลีซิสที่เป็นแรงต้านการเคลื่อนที่

3.1 สมการ Navier's stoke

สมการที่สามารถอธิบายการไหลของของไหลภายในท่อที่ของไหลเป็นแบบนิวโตเนียน (Newtonian Fluid) และมีความหนาแน่นคงที่ สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของสมการดังนี้

$$\rho \frac{Du}{Dt} = -\nabla P + \eta \nabla^2 u \quad \left(\frac{m}{s^2} \right) \quad (3.1)$$

ซึ่งสมการที่ใช้บอกถึงการอนุรักษ์มวลของสสารหรือสมการความต่อเนื่อง (Continuity equation) คือสมการ

$$\nabla \cdot u = 0 \quad \left(\frac{m}{s^2} \right) \quad (3.2)$$

จากสมการข้างต้นสามารถเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของสมการไร้มิติ (Dimensionless Equation) โดยให้ตัวแปรต่างๆ มีค่าดังนี้

$$\tilde{r} = \frac{r}{L}, \tilde{u} = \frac{u}{U_{cof}}, \tilde{t} = \frac{t}{\tau}, \tilde{P} = \frac{P}{\Pi}, \tilde{\nabla} = L\nabla, \tilde{\nabla}^2 = L^2\nabla^2 \quad (3.3)$$

นำค่าที่ได้ไปแทนในสมการด้านบน จะได้สมการนาเวียร์-สโตกส์ และสมการความต่อเนื่อง จะได้สมการในรูปไร้มิติว่า

$$\text{Re} \left(\frac{1}{Sr} \frac{\partial \tilde{u}}{\partial \tilde{t}} + \tilde{u} \cdot \tilde{\nabla} \tilde{u} \right) = - \left(\frac{\Pi L}{\eta U} \right) \tilde{\nabla} \tilde{P} + \tilde{\nabla}^2 \tilde{u} \quad (3.4)$$

$$\tilde{\nabla} \cdot \tilde{u} = 0 \quad (3.5)$$

ซึ่งจากสมการ ค่า Re คือเลขเรย์โนลด์ (Reynolds number) สามารถหาได้จากสมการ

$$\text{Re} = \frac{ULP}{\eta} = \frac{UL}{\nu} \quad (3.6)$$

ส่วนค่า Sr คือเลขสโตรฮอล (Strouhal number) ที่ใช้ในการอธิบายถึงการแกว่งของการไหล

$$Sr = \frac{\tau U}{L} \quad (3.7)$$

เนื่องจากท่อเป็นขนาดที่อยู่ในระดับไมครอน ค่าตัวเลขเรย์โนลด์จึงมีค่าน้อยกว่า 1 มาก ทำให้เราไม่ต้องพิจารณาผลของพจน์ของความเร่งภายในสมการทำให้เราสามารถสรุปสมการเหลือแค่พจน์ของแรงต่างๆ ได้ดังนี้

$$\left(\frac{\Pi L}{\eta U}\right) \tilde{\nabla} \tilde{P} = \tilde{\nabla}^2 \tilde{u} \quad (3.8)$$

ดังนั้นเราจะได้สมการสโตกโฟล (stoke flow) ดังแสดงในสมการด้านบนร่วมกับสมการความต่อเนื่องทำให้สามารถวิเคราะห์ผลที่ได้จากการสร้างแบบจำลอง แต่สมการสโตกโฟลและสมการความต่อเนื่องยังไม่เพียงพอต่อการวิเคราะห์ผล เนื่องจากยังมีทฤษฎีที่เกี่ยวข้องอีกหนึ่งอย่างคือ สมการลาปลาซ ซึ่งจะแสดงผลที่เกี่ยวข้องกับสนามไฟฟ้าซึ่งจะมีผลต่อการเคลื่อนที่ของของไหลและอนุภาค และยังเป็นสมการที่กำหนดเงื่อนไขในสมการความเร็วอิเล็กโทรออสโมซิส ซึ่งได้ตั้งข้อสมมติว่าที่บริเวณผนังท่อ ของไหลหรืออนุภาค จะมีความเร็วเท่ากับความเร็วอิเล็กโทรออสโมซิส

3.2 สมการลาปลาซ (Laplace Equation)

สมการที่ใช้ในการหาค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าภายในท่อขนาดไมครอน สามารถใช้รูปของสมการลาปลาซในการอธิบายการกระจายตัวของความต่างศักย์ได้ (V คือความต่างศักย์ไฟฟ้า)

$$\nabla V^2 = 0 \quad \left(\frac{V^2}{m^3}\right) \quad (3.9)$$

และสมการในการหาค่าสนามไฟฟ้า คือ

$$\vec{E} = -\nabla V \quad \left(\frac{V}{m}\right) \quad (3.10)$$

สมการทั้งสองจะเป็นตัวกำหนดลักษณะทางไฟฟ้าภายในท่อ และมีผลต่อเงื่อนไขขอบของของไหลด้วย เพราะกำหนดให้ที่ผนังของท่อมีความเร็วเท่ากับความเร็วอิเล็กโทรออสโมซิส และจะใช้ค่าของสนามไฟฟ้านี้ในการคิดความเร็วของอนุภาคต่อไป

3.3 การเคลื่อนที่ของอนุภาค

อนุภาคที่เคลื่อนที่อยู่ภายในท่อขนาดไมโครเมตร สามารถสมมติว่าการเคลื่อนที่ขึ้นอยู่กับอิเล็กโทรคิเนติก(electrokinetic) และไดอิเล็กโทรโฟลิติก(dielectrophoretic) พลั๊กซ์การเคลื่อนที่ของอนุภาค จะสามารถอธิบายได้ด้วยความเร็วอิเล็กโทรคิเนติก(electrokinetic velocity) และความเร็วไดอิเล็กโทรโฟลิติก(dielectrophoretic) ตามสมการ

$$j\alpha(\vec{u}_{EK} + \vec{u}_{DEP}) \quad \left(\frac{m}{s}\right) \quad (3.11)$$

ความเร็วอิเล็กโทรคิเนติก (\vec{u}_{EK}) จะมีความเร็วอยู่ด้วยกัน 2 อย่าง คือความเร็วอิเล็กโทรออสโมซิส และความเร็วอิเล็กโทรโฟลิติก (electrophoretic velocity) ซึ่งความเร็วนี้สามารถหาได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$\vec{u}_{EK} = \mu_{EK} \vec{E} = (\mu_{EP} + \mu_{EO}) \vec{E} \quad \left(\frac{m}{s} \right) \quad (3.12)$$

โดยที่ μ_{EK} , μ_{EP} , และ μ_{EO} คือค่าสภาพการเคลื่อนที่ของ อิเล็กโทรออสโมซิส, อิเล็กโทรโฟลิติก, และอิเล็กโทรออสโมซิส ตามลำดับ

$$\text{เมื่อ} \quad \mu_{EP} = \frac{-\varepsilon_m \zeta_P}{\eta} \quad \left(\frac{m^2}{V \cdot s} \right) \quad (3.13)$$

$$\mu_{EO} = \frac{-\varepsilon_m \zeta_W}{\eta} \quad \left(\frac{m^2}{V \cdot s} \right) \quad (3.14)$$

โดยที่ ε_m คือ ค่าสภาพการยอมของของไหล (Fluid Permittivity)

ζ_P คือ ค่าสภาพขั้วของอนุภาค (Zeta Potential of Particle)

ζ_W คือ ค่าสภาพขั้วของอนุภาค (Zeta Potential of Wall)

η คือ ค่าความหนืดของของไหล (Kinetic Viscosity)

ความเร็วไดอิเล็กโทรโฟลิติก (\vec{u}_{DEP}) จะขึ้นอยู่กับค่าสนามไฟฟ้าที่ไม่คงที่ และสามารถหาได้จากสมการ

$$\vec{u}_{DEP} = -\mu_{DEP} \nabla E^2 \quad \left(\frac{m}{s} \right) \quad (3.15)$$

โดยที่ (μ_{DEP}) คือค่าสภาพการเคลื่อนที่ของไดอิเล็กโทรโฟลิติก สามารถหาได้จากสมการ

$$\mu_{DEP} = \frac{\pi r_p^2 \varepsilon_m \text{Re}(f_{CM})}{3\eta} \quad \left(\frac{m^2}{V \cdot s} \right) \quad (3.16)$$

ค่า $\text{Re}(f_{CM})$ คือค่าแฟกเตอร์ของแควเซียสมอสโซติค (Clausius – Mossotti factor) ซึ่งเป็นค่าตัวแปรที่หาได้จากสมการต่อไปนี้

$$\text{Re}(f_{CM}) = \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m}; \sigma_p = \sigma_{P(bulk)} + \frac{2Ks}{R} \quad (3.17)$$

โดยค่า σ_p และ σ_m คือค่าสภาพการนำของอนุภาคและของของไหลตามลำดับ ซึ่งค่า σ_p สามารถหาได้จากผลรวมสภาพการนำไฟฟ้าของบัลค์ แต่เมื่ออนุภาคเป็นโพลิเมอร์ (Polymer) ค่า $\sigma_{P(bulk)} = 0$ ส่วนค่า $\frac{2Ks}{R}$ คือค่าสภาพการนำไฟฟ้าของผิวของอนุภาคต่อรัศมีของอนุภาค ซึ่งโดยส่วนใหญ่แล้วค่าแฟกเตอร์ของแควเซียสมอสโซติคของอนุภาคใดๆ จะมีค่าใกล้กับ -0.5 แต่ก็จะขึ้นอยู่กับค่าสภาพการนำไฟฟ้าของผิวของอนุภาคและขนาดของอนุภาค

เมื่ออนุภาคไหลมาตามของไหลจะประมาณได้ว่าอนุภาคมีความเร็วเท่ากับของไหล ทำให้เราสามารถกำหนดให้ความเร็วที่ทางเข้าของของไหลเป็นความเร็วเริ่มต้นของอนุภาคเมื่อเข้ามาภายในของท่อ ทำให้สมการรวมเร็วของอนุภาคจะมีค่าเท่ากับ

$$\vec{v}_P = \vec{v}_{Pump} + \vec{v}_{EOF} + \vec{v}_{EP} + \vec{v}_{DEP} \quad \left(\frac{m}{s} \right) \quad (3.18)$$

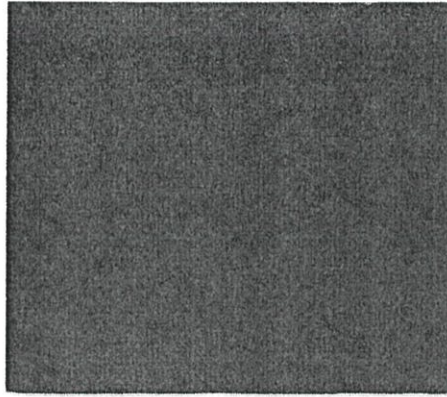
ดังนั้นความเร็วของอนุภาคจะถูกกำหนดโดยความเร็วของของไหล และสนามไฟฟ้าที่ทำให้เกิดความเร็วยเล็กโทรคิเนติกและความเร็วไดอิเล็กโทรโฟลิติก

บทที่ 4

การสร้างแบบจำลอง (Modeling simulation)

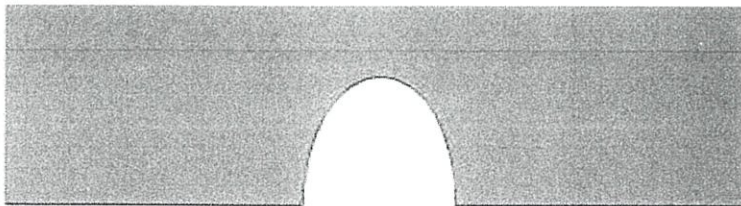
4.1 ที่มาของแบบจำลอง

เมื่อพิจารณาอุปกรณ์ iDEP แบบฉีตแก้วใสโมล(glass etched)แล้ว เรายังพบข้อดีและข้อบกพร่องในการทำงานของอุปกรณ์อยู่ โดยมีข้อดีคือ เหมาะใช้กับ การแยกเซลล์ แยกโปรตีน แยกมะเร็ง แยกDNA และ เหมาะแก่การทำเป็นจำนวนมาก เพราะ ออกแบบง่าย ตัววัสดุไม่แพง และ กระบวนการผลิตไม่ซับซ้อน แต่มีข้อเสียคือเกิดความร้อนเนื่องจาก Joule heating จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของอนุภาคไปจากเดิม ดังนั้น จึงนำรูปแบบของอุปกรณ์แบบฉีตแก้วใสโมลมาปรับปรุงให้มีประสิทธิภาพในการดักอนุภาคมากขึ้น



รูปที่ 4.1 การฉีตแก้วใสโมล

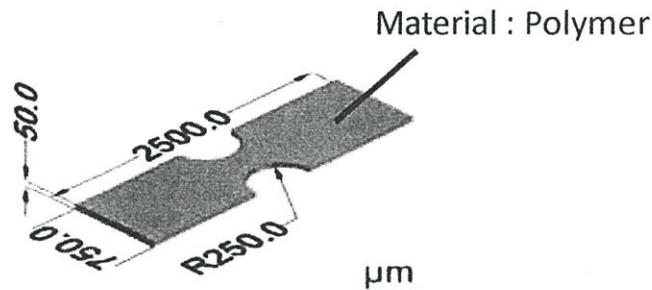
หากพิจารณาจะเห็นว่า ตัวต้นแบบมีความสมมาตรในการสร้างแบบจำลองขึ้น เราสามารถลดขนาดของการจำลองที่อลงได้เป็นดังรูป



รูปที่ 4.2 ภาพมุมบนหากนำแก้วฉีตใสโมล มาสร้างแบบจำลอง

4.2 โมเดลที่ใช้ในการจำลอง

เนื่องจากของไหลที่บริเวณทางเข้าท่อต้องการให้เป็นการไหลแบบ Fully-Developed ความยาวของท่อก่อนจะถึงบริเวณคอคอด เมื่อเทียบกับความกว้างจะมีขนาดค่อนข้างยาวกว่าปกติ และหลังจากที่ของไหล ไหลออกจากบริเวณคอคอด เพื่อให้ตัวท่อมีความสมมาตรจึงกำหนดให้ท่อมีความยาวเท่ากับความยาวของท่อก่อนจะถึงบริเวณคอคอด



รูปที่ 4.3 รูปร่างของท่อ [18]

4.3 ฟิสิกส์ในแบบจำลอง

ในการสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรม Comsol Multiphysics จะประกอบด้วยผลของการรวมกันของสมการ Laplace และสมการสนามไฟฟ้า

$$\nabla^2 V = 0 \quad (V / m^2) \quad (4.1)$$

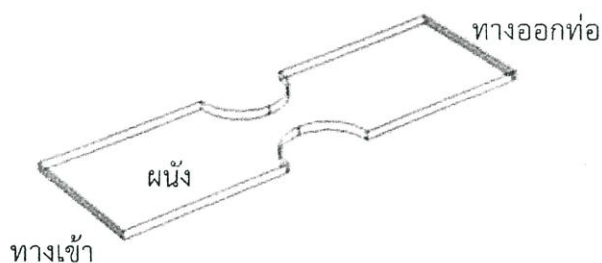
$$\vec{E} = -\nabla V \quad (V / m) \quad (4.2)$$

กับสมการ Stokes Flow ภายใต้การควบคุมของสมการ Continuity

$$\nabla p = \eta \nabla^2 u \quad (N / m^3) \quad (4.3)$$

$$\rho \nabla \cdot u = 0 \quad (kg / s \cdot m^2) \quad (4.4)$$

4.4 เงื่อนไขของขอบเขต (Boundary Condition)



รูปที่ 4.4 แสดงตำแหน่งของขอบเขตต่างๆ ในท่อ

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าที่กำหนดให้ในแต่ละตำแหน่งต่างๆ

ตำแหน่งต่างๆ	Electrokinetics	Hydrodynamics
ทางเข้าท่อ	500 – 2850 Volt	1100 – 2100 $\mu\text{m/s}$
ทางออกท่อ	0 Volt	0 Pa
ผนังของท่อ	ฉนวนทางไฟฟ้า	$\vec{u}_{EOF} = -\frac{\epsilon_r \epsilon_0 \zeta_w}{\mu} \vec{E}$

4.5 ค่าคงที่

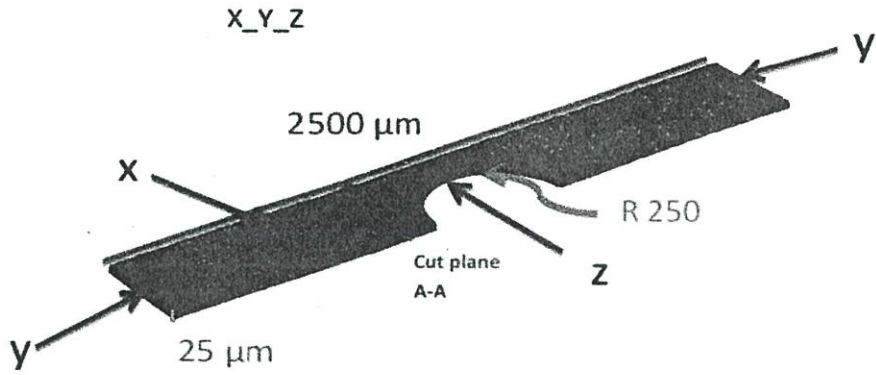
ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงค่าคงที่

ชื่อค่าคงที่	สัญลักษณ์	ค่าคงที่
Relative permittivity	ϵ_r	80
Vacuum permittivity	ϵ_0	$8.85\text{e-}12[\text{F/m}]$
รัศมีของอนุภาค	r	$7.5\text{e-}6[\text{m}]$
ความหนืด	η	$3.53\text{e-}3[\text{Pa}\cdot\text{s}]$
สภาพการนำไฟฟ้าของผิวอนุภาค	Ks	$1.2\text{e-}9[\text{S}]$
สภาพความนำของตัวกลาง	σ_m	$9.5\text{e-}3[\text{S/m}]$
สภาพขั้วของอนุภาค	ζ_p	$-5.28\text{e-}3[\text{V}]$
Collection factor	Cf	0.5

หมายเหตุ Collection factor มีไว้เพื่อให้ค่าที่ได้จากการจำลองมีค่าให้เคียงกับการทดลอง

4.6 การเช็คความละเอียดของกริดที่ใช้

การตรวจเช็คความละเอียดของกริด กำหนดให้ความละเอียดที่บริเวณต่างๆ มีความละเอียดไม่เท่ากัน ในที่นี้แบ่งบริเวณที่ให้ความละเอียดไม่เท่ากันอยู่ 3 จุด คือบริเวณระหว่างหน้าตัดท่อกับคอคอด (บริเวณ X) บริเวณทางเข้าและทางออกของท่อ (บริเวณ Y) บริเวณคอคอด (บริเวณ Z) และทำการใช้แบบจำลองแค่หนึ่งในสี่ของท่อทั้งหมด ดังแสดงในภาพด้านล่าง



รูปที่ 4.5 แสดงตำแหน่งความละเอียดของกริดในจุดต่างๆ

การกำหนดขนาดของกริดที่ใช้ในการใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อความแม่นยำของผลการวิเคราะห์ขนาดของกริดควรจะเล็กที่สุด แต่หากเล็กเกินไปผลของการวิเคราะห์จะไม่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิมมาก ทำให้ต้องใช้ขนาดกริดที่พอดีกับการใช้งาน ในที่นี่สามารถเลือกใช้กริดขนาด 7.5_2.5_1 เพราะเมื่อลดขนาดกริดลงไปอีกจะพบว่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าต่างๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์จะมีค่าลดลงไปไม่มากนักและเป็นเปอร์เซ็นต์ที่ยังสามารถยอมรับได้ ดังแสดงในตารางด้านล่าง

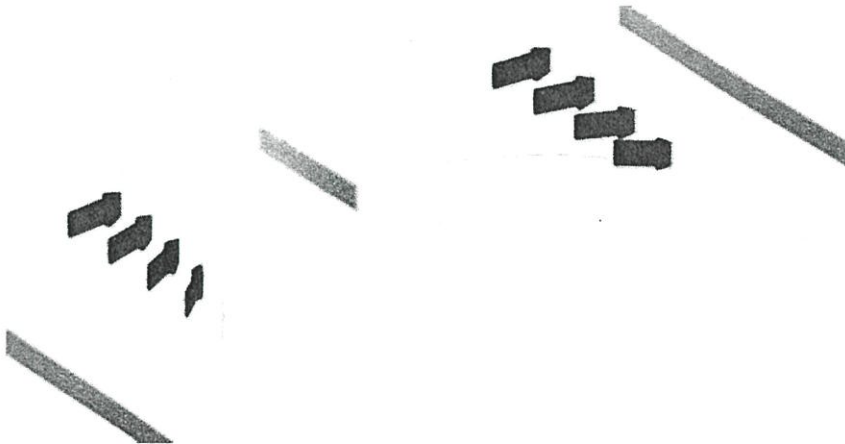
ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างและเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างมากที่สุดของค่าต่างๆ โดยวัดจากเส้นตัด A - A

Magnitude of electric field and velocity x component check at A-A cut plane

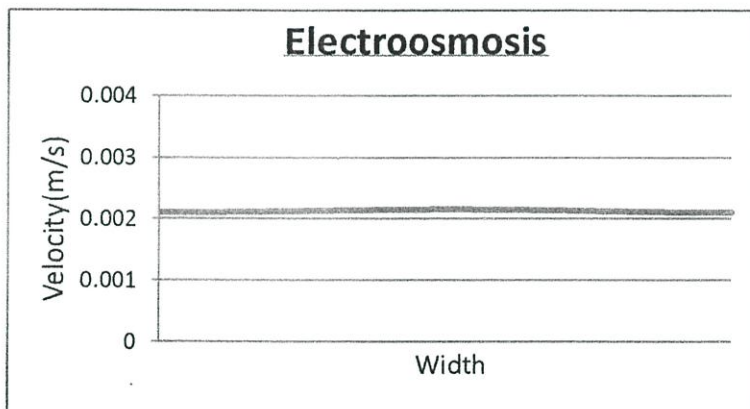
Grid	Electric field error (%)	Velocity error (%)	$\nabla E ^2$ error (%)	Particle velocity error (%)	Maximum error (%)
15_2.5_1.5 Vs. 7.5_2.5_1.5	0.0195	0.224	2.13	0.325	7.11
7.5_2.5_1.5 Vs. 7.5_2.5_1	0.00707	0.130	1.21	0.186	5.59
7.5_2.5_1 Vs. 7.5_2.5_0.5	0.00498	0.135	1.23	0.196	4.56

บทที่ 5 ผลการจำลอง

5.1 Electroosmosis

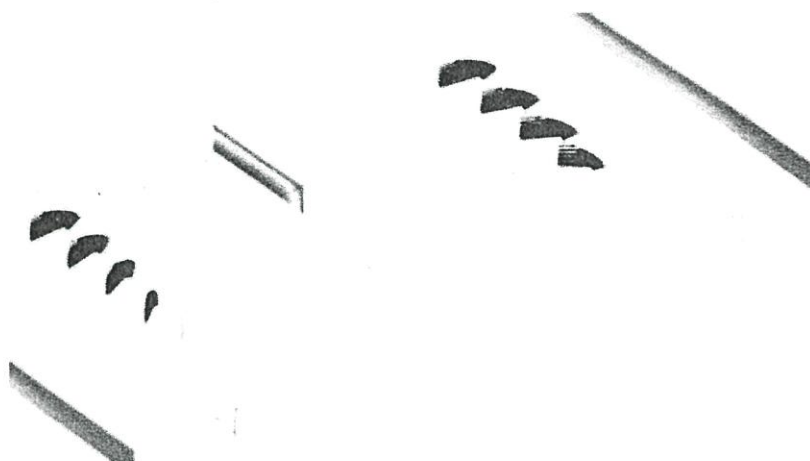


รูปที่ 5.1 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอคอดจากผลของ Electroosmosis

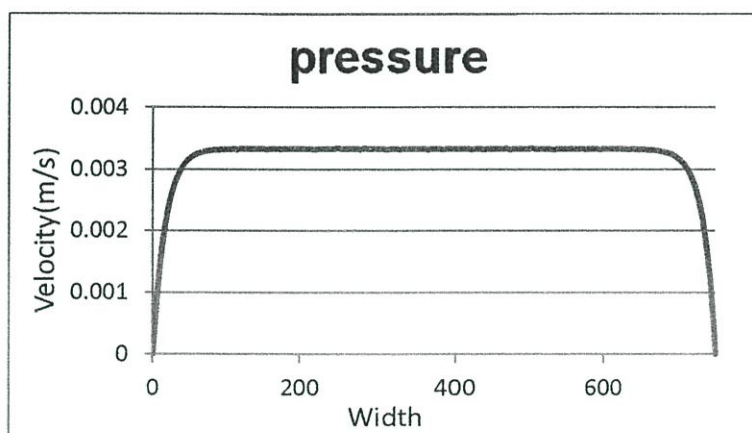


รูปที่ 5.2 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของ Electroosmosis ที่ระยะห่างจากทางเข้า 500 μm ซึ่งเป็นระยะก่อนจะเริ่มเข้าช่วงคอคอด การเปลี่ยนแปลงของ electric field ยังมีไม่มากจากกราฟจะเห็นว่า เส้นความเร็วของ Electroosmosis แทบจะเป็นค่าเดียวกันโดยมีความเร็วเกือบจะเป็นเส้นตรง แต่ที่ความเร็วบริเวณส่วนกลางสูงกว่าบริเวณด้านข้างเป็นเพราะลักษณะของท่อที่มีคอคอดจึงทำให้เกิดการเพิ่มความเร็วที่บริเวณคอคอด

5.2 Hydrodynamics



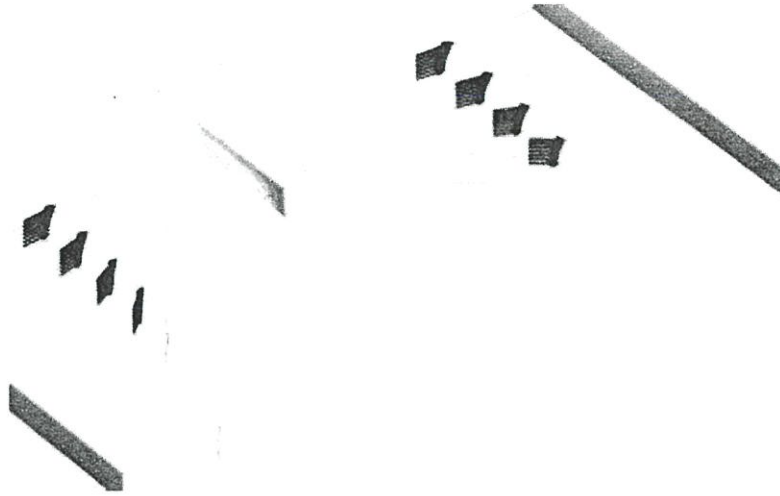
รูปที่ 5.3 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอคอดจากผลของ hydrodynamics



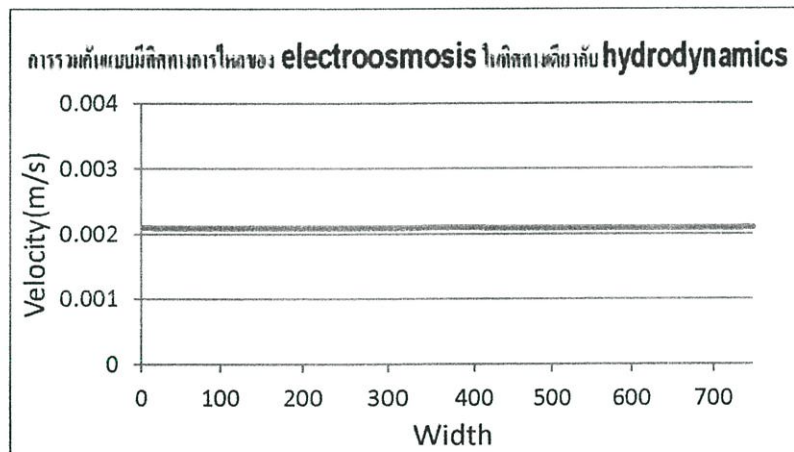
รูปที่ 5.4 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของ Hydrodynamic ที่ระยะห่างจากทางเข้า 500 μm จากกราฟจะเห็นว่า เส้นความเร็วของ Hydrodynamics มีลักษณะเป็นพาราโบลา แต่ที่บริเวณตรงกลางไม่โค้งจนเป็นรูปหัวกระสุนเป็นเพราะ สัดส่วนของท่อ เนื่องจากท่อมีความกว้างค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับความสูง

5.3 การรวมกันระหว่าง electroosmosis กับ hydrodynamics

5.3.1 การรวมกันแบบมีทิศทางของการไหลของ electroosmosis ในทิศทางเดียวกับ hydrodynamics



รูปที่ 5.5 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอขวดจากผลของการรวมกันระหว่าง electroosmosis กับ hydrodynamics ในลักษณะมีทิศทางการไหลเดียวกัน

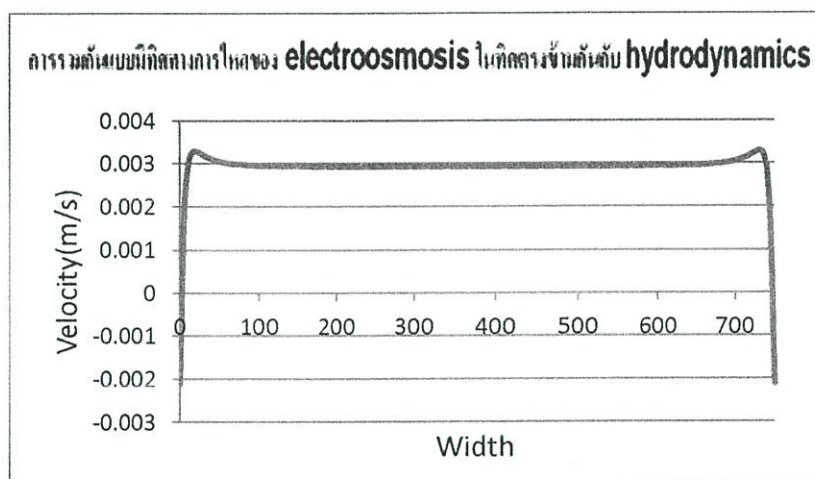


รูปที่ 5.6 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของ การรวมกันแบบมีทิศทางเดียวกัน ที่ระยะห่างจากทางเข้า 500 μm จากกราฟจะเห็นว่า ที่บริเวณขอบของท่อมีความเร็วสูงกว่าเล็กน้อย

5.3.2 การรวมกันแบบมีทิศทางของไหลของ electroosmosis ในทิศทางตรงข้ามกับ hydrodynamics



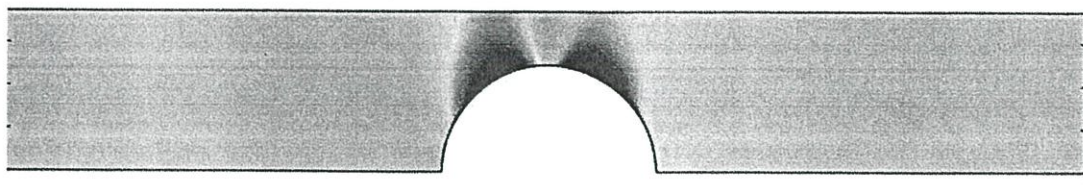
รูปที่ 5.7 ลักษณะการเคลื่อนที่ของของไหลในท่อที่บริเวณคอขวดจากผลของการรวมกันระหว่าง electroosmosis กับ hydrodynamics ในลักษณะมีทิศทางตรงข้ามกัน



รูปที่ 5.8 แสดงหน้า Profile ความเร็วในการเคลื่อนที่ของการรวมกันแบบมีทิศทางตรงข้ามกัน ที่ระยะห่างจากทางเข้า 500 μm จากกราฟจะเห็นว่า ที่บริเวณขอบของท่อมีความเร็วติดลบ

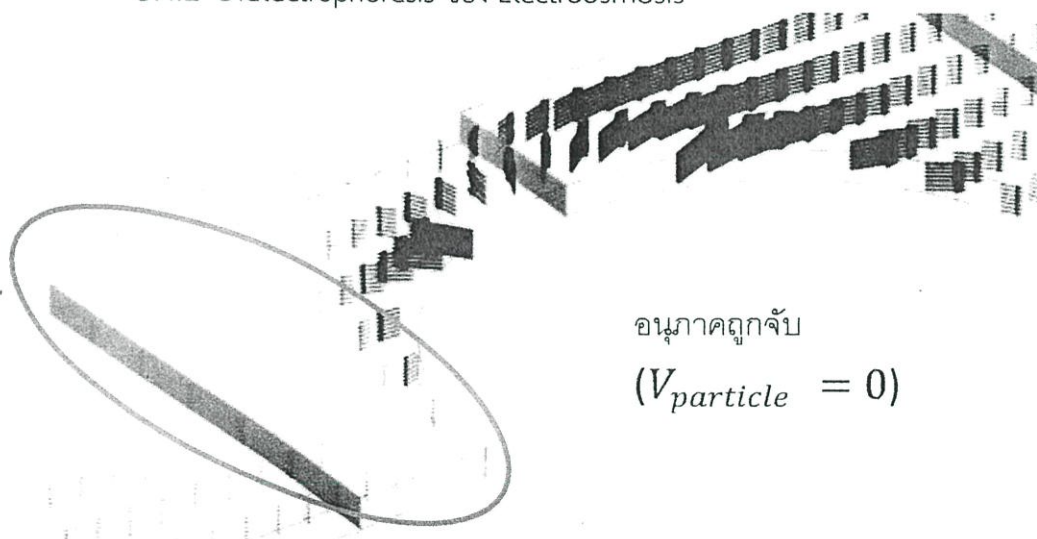
5.4 ผลของ Dielectrophoresis (DEP)

5.4.1 Dielectrophoresis ของท่อ



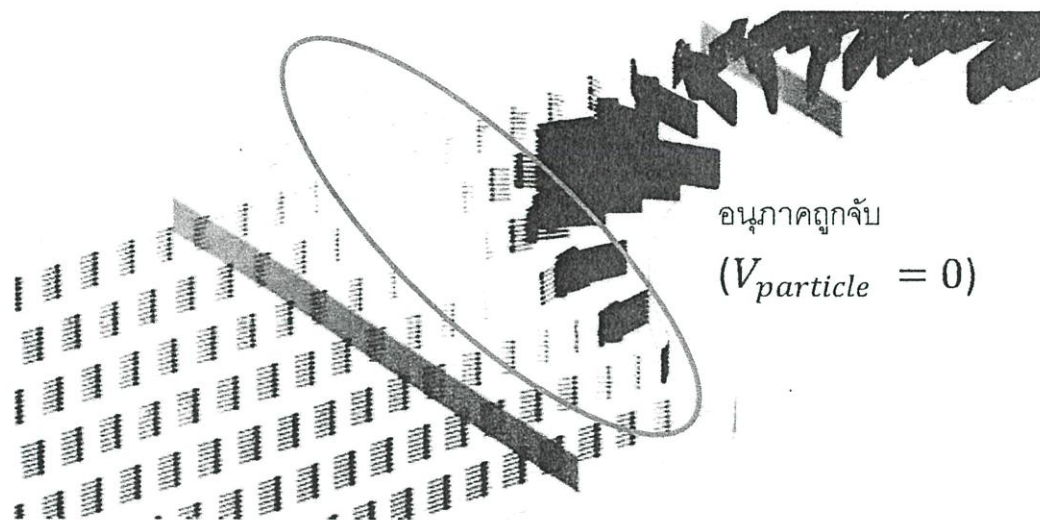
รูปที่ 5.9 แสดงการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กไฟฟ้ายกกำลังสอง (∇E^2 : DEP Force) ซึ่งเป็นตัวบ่งบอกถึงขนาดของแรง DEP เนื่องจากสูตร (3.xxx) ซึ่งค่า μ_{DEP} เป็นค่าคงที่ของเทอม DEP

5.4.2 Dielectrophoresis ของ Electroosmosis



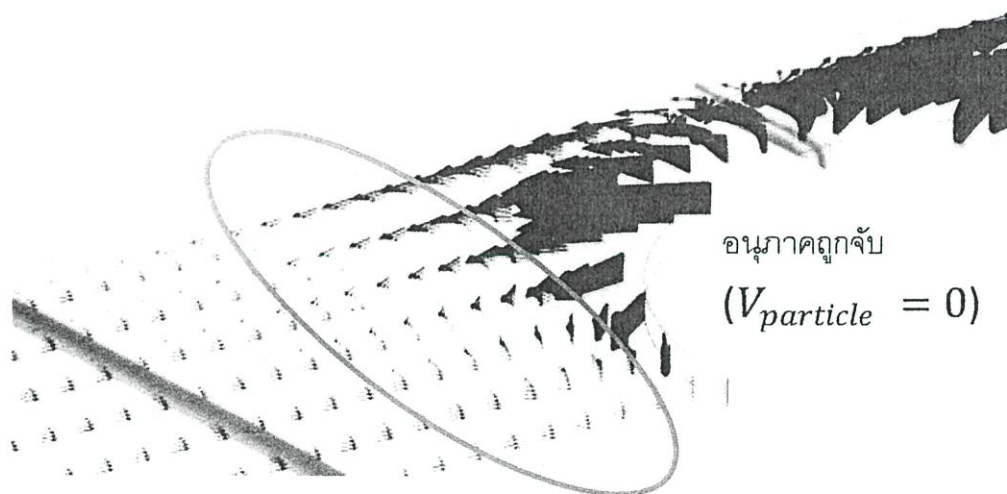
รูปที่ 5.10 อนุภาคถูกจับที่ voltage ขนาด 1500 volt เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 2.1 mm/s การจับอนุภาคใน Electroosmosis สำหรับท่อที่สร้างขึ้นมีค่า threshold voltage อยู่ที่ 1500 volt

5.4.3 Dielectrophoresis ของ การรวมกันแบบมีทิศทาง การไหลของ electroosmosis ในทิศทางเดียวกับ hydrodynamics



รูปที่ 5.11 อนุภาคถูกจับที่ voltage ขนาด 1500 volt เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 2.1 mm/s การจับอนุภาคใน Electroosmosis สำหรับท่อที่สร้างขึ้นมีค่า threshold voltage อยู่ที่ 1500 volt

5.4.4 Dielectrophoresis ของ การรวมกันแบบมีทิศทาง การไหลของ electroosmosis ในทิศทางตรงกันข้ามกับ hydrodynamics

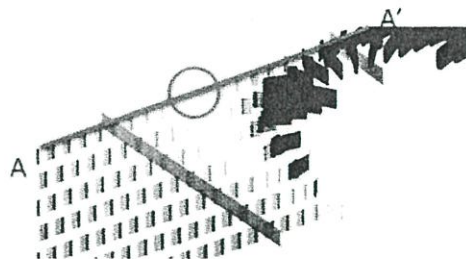


รูปที่ 5.12 อนุภาคถูกจับที่ voltage ขนาด 2850 volt เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 2.1 mm/s การจับอนุภาคใน Electroosmosis สำหรับท่อที่สร้างขึ้นมีค่า threshold voltage อยู่ที่ 2850 volt

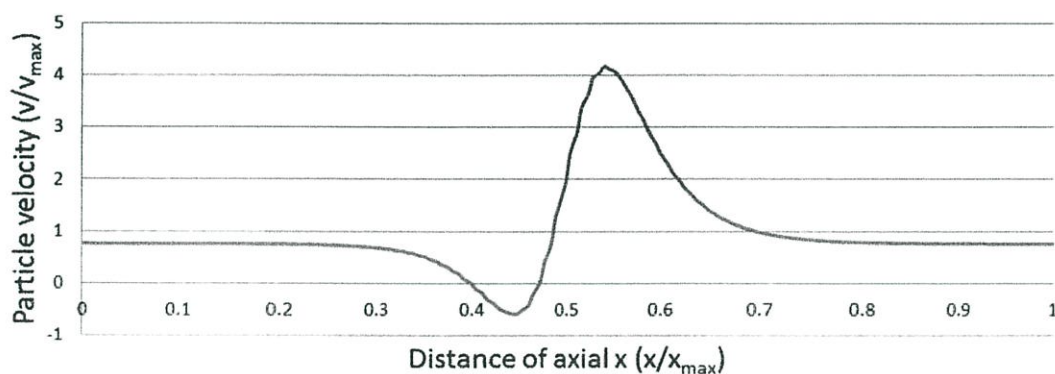
5.5 Threshold Voltage

5.5.1 แนวคิดของ threshold voltage

ใน iDEP เราเรียกจุดที่ใช้ค่าความต่างศักย์น้อยที่สุดแล้วสามารถ จับอนุภาคได้นั้นว่า threshold voltage ซึ่งในการจำลอง เราหาได้จากการลากเส้น แล้วพล็อตหาความเร็วของอนุภาค ซึ่งค่าความเร็วเท่ากับ 0 หมายถึงอนุภาคหยุดนิ่ง ดังแสดงในรูป 5.13



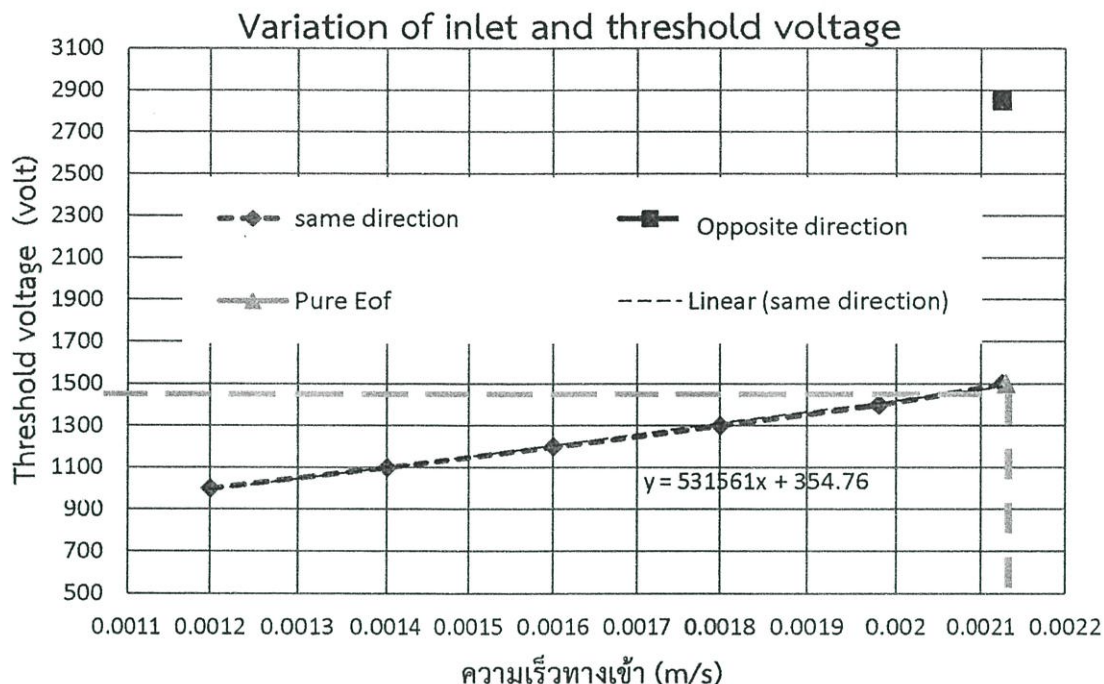
Graph relationship of combined same direction between velocity and distance of axial x in non-dimension



รูปที่ 5.13 รูปแสดง ความเร็วของอนุภาคที่ระยะทางต่างๆมีจุด threshold อยู่ที่ระยะทาง 40% ของท่อ

5.5.2 ค่า threshold voltage ของ แต่ละลักษณะการไหล

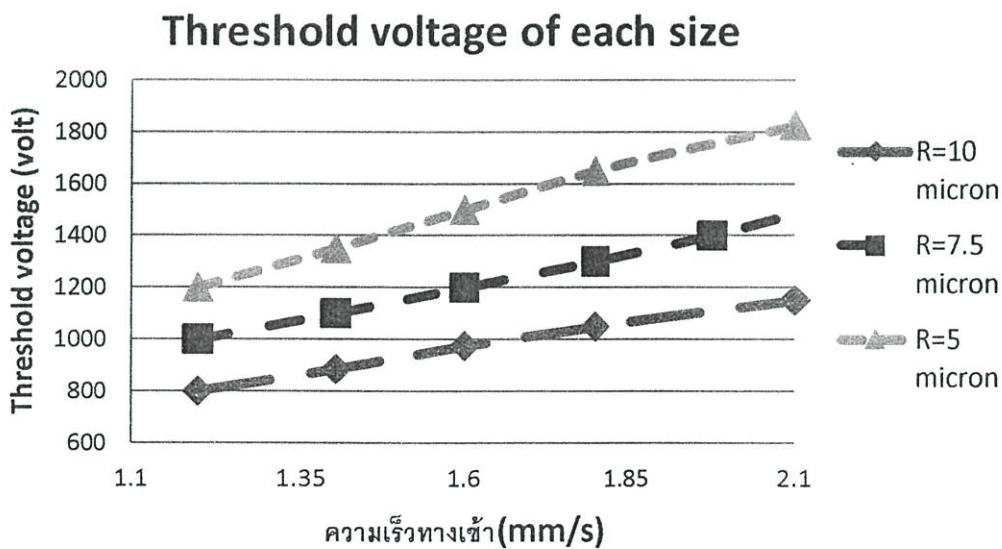
จากรูป จะเห็นได้ว่าการไหลทิศทางตรงกันข้าม(จุดสีแดง)มีค่าความต่างศักย์สูงมาก เราจึงไม่นำมาพิจารณาไปให้ความสนใจกับการไหลในทิศทางเดียวกัน(จุดสีฟ้า) และ electroosmosis(จุดสีเขียว)แทน แต่เนื่องจากการใช้ค่าความต่างศักย์ของ electroosmosis มีค่าคงที่คือ 1500 volts และการไหลในทิศทางเดียวกันสามารถลดค่าความต่างศักย์ได้ ดังนั้นเราจึงเลือกใช้การไหลในทิศทางเดียวกัน



รูปที่ 5.14 แสดงผลของความเร็วทางเข้าต่อ threshold voltage ของการไหลแบบต่างๆ

5.5.3 ค่าของ threshold voltage เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดอนุภาค

จากสมการแรงของ DEP เราพบว่าค่า μ_{DEP} ได้รับผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงขนาดของอนุภาค เมื่อนำมาพลอตกราฟจะได้ความสัมพันธ์ใหม่ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าแนวโน้มของการเปลี่ยนแปลงเมื่อ อนุภาคเปลี่ยนขนาดไป แนวโน้มต่างๆยังคงเดิม ดังรูป 5.15

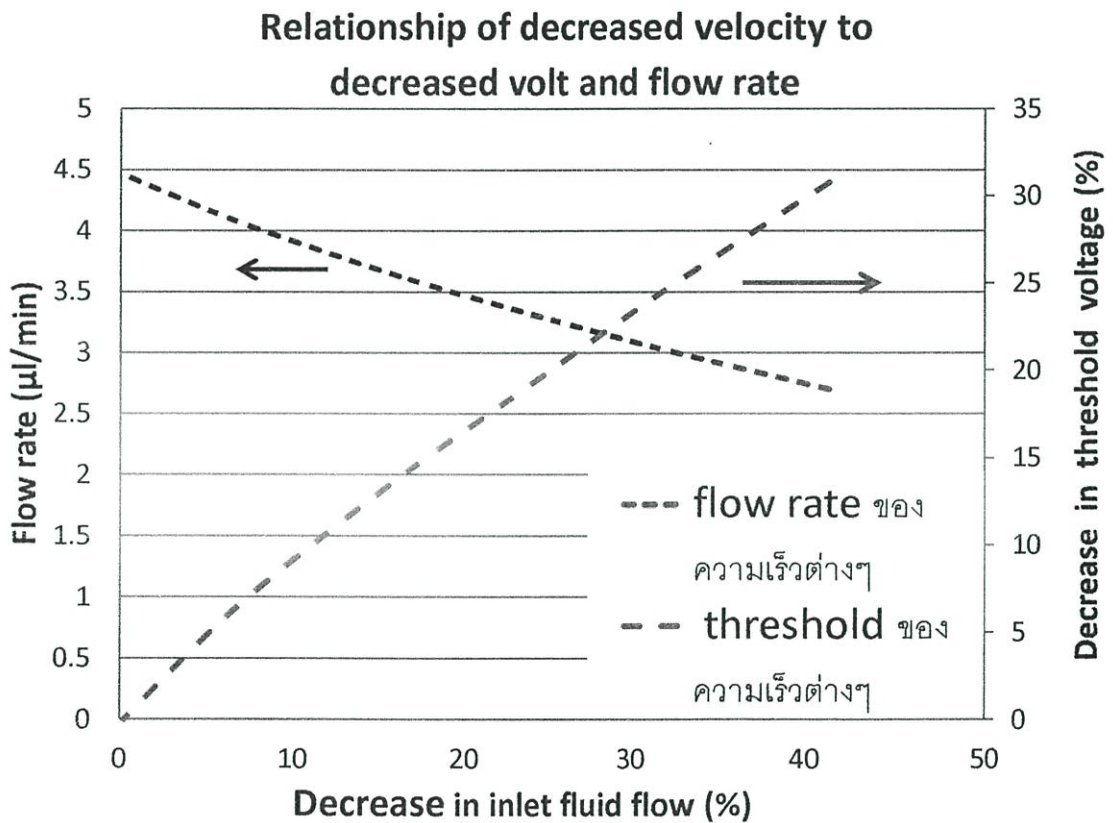


รูปที่ 5.15 กราฟแสดง ความเร็วที่ทางเข้าต่อ threshold voltage ในอนุภาคขนาดต่างๆ

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์ผล

ผลการรวมกันระหว่าง Electroosmosis กับ Hydrodynamic มีผลดีมากกว่าการใช้ Electroosmosis เพียงอย่างเดียว ในด้านการลดความต่างศักย์ไฟฟ้าลงซึ่งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าจะมีผลต่ออุณหภูมิของ channel ดังนั้น หากอนุภาคคือ เซลล์สิ่งมีชีวิตจะมีผลทำให้เซลล์สามารถรอดชีวิตใน channel ได้ แต่ยังมีข้อด้อยในเรื่อง การความเร็วที่ลดลงของการคัดแยกอนุภาคคงดังแสดงในกราฟที่ 6 ซึ่งความเร็วที่อุปกรณ์ DEP ใช้อยู่ในช่วงที่ 1-10 $\mu\text{L}/\text{min}$ ซึ่งจากกราฟค่า flow rate ของการทดลองถือว่ายอมรับได้



รูปที่ 6.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของความเร็วที่ทางเข้าต่อ ประสิทธิภาพการลดไฟฟ้า กับ ความเร็วในการแยก

บรรณานุกรม

- [1] Toner, M.a.D.I., Blood on a chip. *Annu.Rev.Biomed.Eng*, 2005. 7: p. 77-103.
- [2] Cho, B.S., et al, Passively driven integrated microfluidic system for separation of motile sperm. 2003. 75: p. 1671-1675.
- [3] berg, G., L.S.C. A.E., and a.A.D. Eaton, Standard methods for the examination of water and wastewater. American Public Health Association, American Water Works and Water Environment Federation. 2005.
- [4] Yager, P., et al.,, Microfluidic diagnostic technologies for global public health. 2006. 442: p. 412-418.
- [5] Lenshof, A.a.T.L., Continuous separation of cells and particles in microfluidic systems. 2010. 39: p. 1203-1217.
- [6] Dainiak, M.B., et al.,, Cell chromatography: separation of different microbial cell using IMAC supermacroporous monolithic columns. 2005. 21: p. 644-649.
- [7] Hulett, H.R., et al.,, Cell sorting: automated separation of mammalian cells as a function of intracellular fluorescence *Science*. 1969. 166: p. 747-749.
- [8] Bonner, W.A., et al.,, Fluorescence activated cell sorting. 1972. 43: p. 404-409.
- [9] Baker, D.R., Ed., *Capillary Electrophoresis*. 1995.
- [10] Henry Baltes, et al., *Enabling Technologies for MEMS and Nanodevices*. 2004.
- [11] Lewpiriyawong, N. and C. Yang, Dielectrophoresis Field-Flow Fractionation for Continuous-Flow Separation of Particles and Cells in Microfluidic Devices.
- [12] Nedelcu, S.a.J.H.P.W., Size separation of DNA molecules by pulsed electric field dielectrophoresis. *Journal of Physic D: Applied Physics*, 2004. 37: p. 2197-2204.
- [13] Song, H., et al.,, Continuous-mode dielectrophoretic gating for highly efficient separation of analytes in surface micromachined microfluidic devices. *J. Micromech. Microeng.*, 2008. 18(125013).
- [14] Yang, J., et al.,, Cell separation on microfabricated electrodes using dielectrophoretic / gravitational field-flow fractionation. *Analytical Chemistry*. 1999. 71: p. 911-918.
- [15] Wang, X.-B., et al.,, Cell separation by dielectrophoretic field-flow fractionation. *Accounts of Chemical Research*. 2000. 72: p. 832-839.
- [16] Berthier, J. and P. Silberzan, *Microfluidics for Biotechnology*.
- [17] Gad-el-Hak, M., *MEMS Introduction and Fundamentals*.
- [18] Lewpiriyawong, N., C. Yang, and Y.C. Lam, Electrokinetically driven concentration of particles and cells by dielectrophoresis with DC-offset AC electric field. 2011.

- [19] Chevalier, G.t., et al., Earthing (Grounding) the Human Body Reduces Blood Viscosity —a Major Factor in Cardiovascular Disease. THE JOURNAL OF ALTERNATIVE AND COMPLEMENTARY MEDICINE, 2012. 0: p. 1-9.
- [20] Lee, D.-H., et al., Dielectrophoretic particle–particle interaction under AC electrohydrodynamic flow conditions. 2011.
- [21] Srivastava, S.K., A. Gencoglu, and A.R. Minerick, DC insulator dielectrophoretic applications in microdevice technology: a review. 2010.
- [22] http://en.wikipedia.org/wiki/Red_bloodcell (17/9/2013).
- [23] Prashanta dutta, T.C.W. and A.A. Beskok, *Analysis of Electroosmotically Driven Micro-Channel Flows*.

ภาคผนวก

Pure electroosmosis

Channel

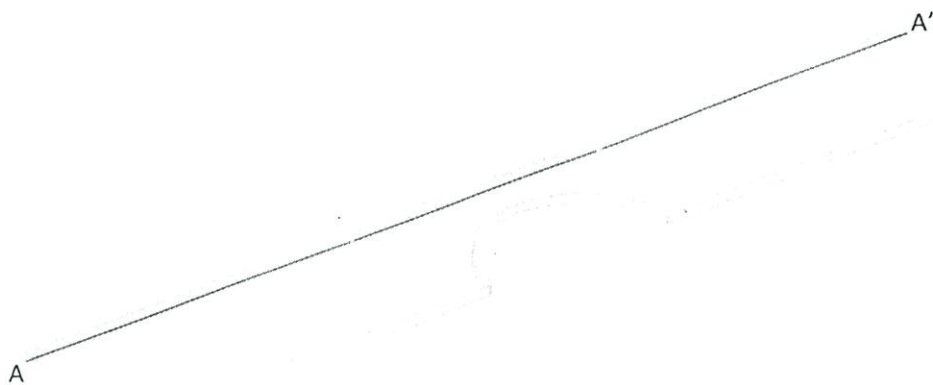
Boundary Condition

Inlet 

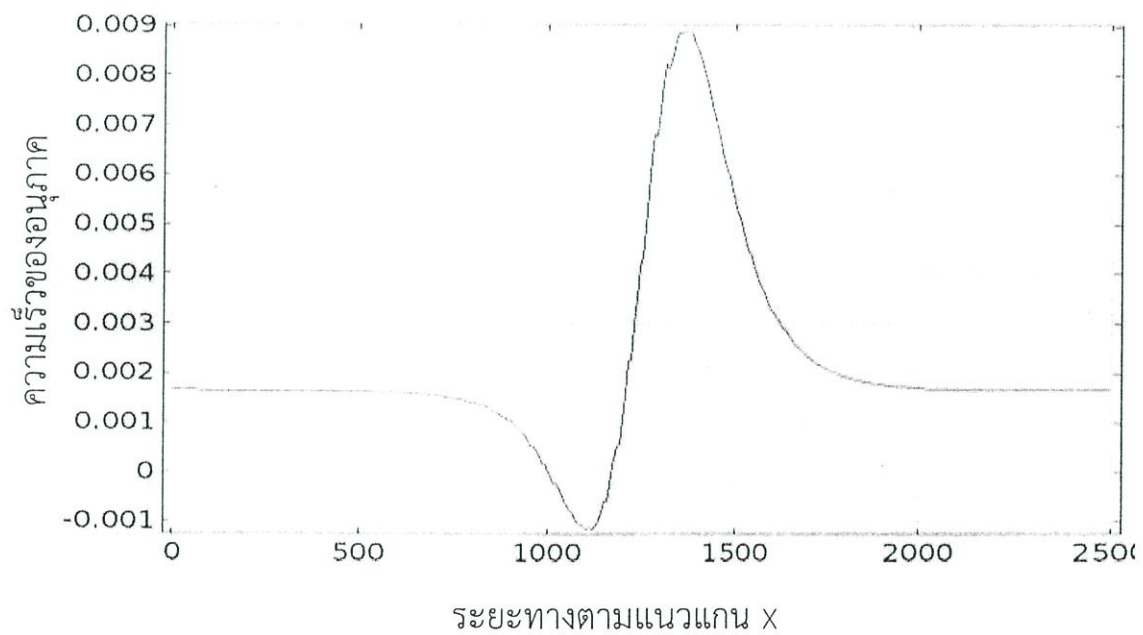
Outlet 



Inlet 1500 Volt & 0 mm/s



กราฟตัด A-A'



การรวมกันของ electroosmosis กับ hydrodynamic แบบทิศทางเดียวกัน

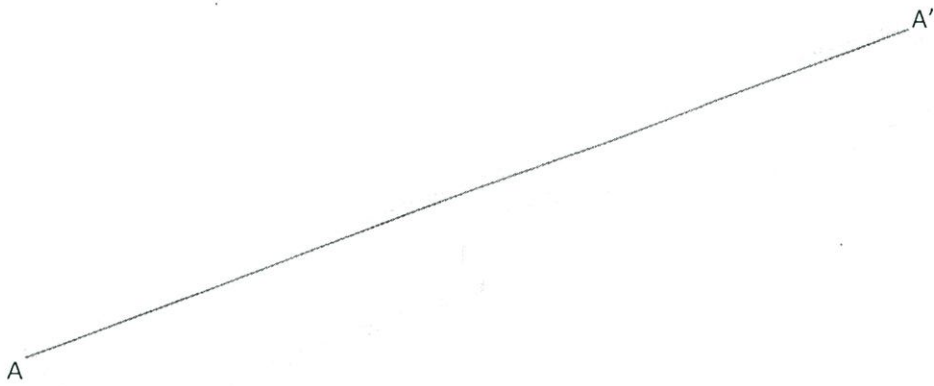
Channel

Boundary Condition

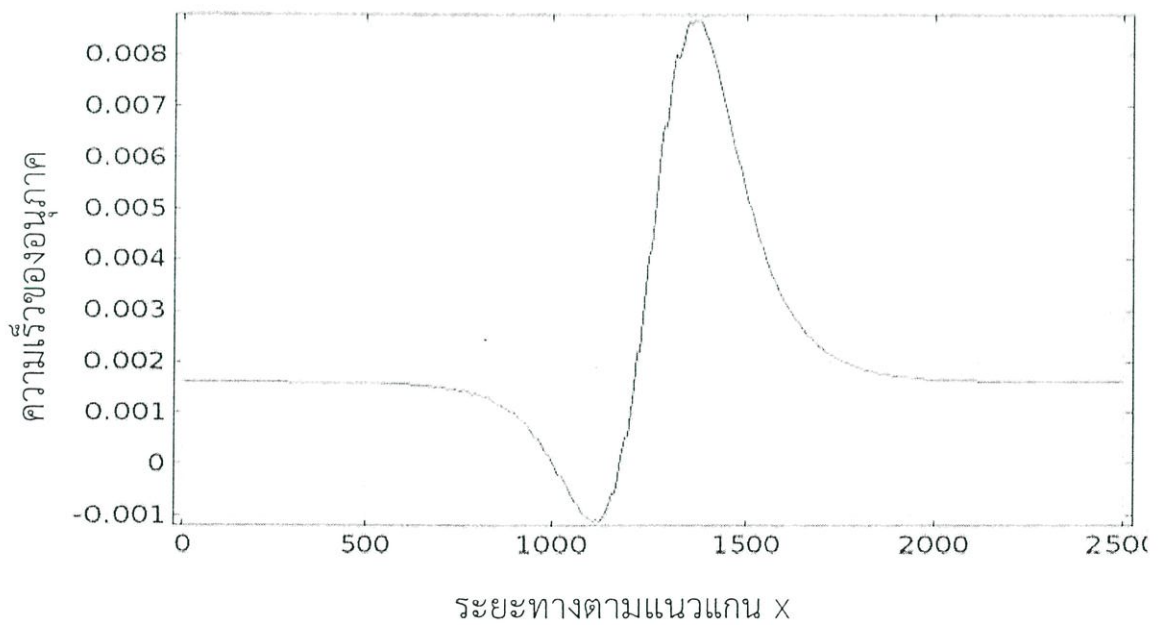
Inlet 

Outlet 

Inlet 1500 Volt & 2.1 mm/s

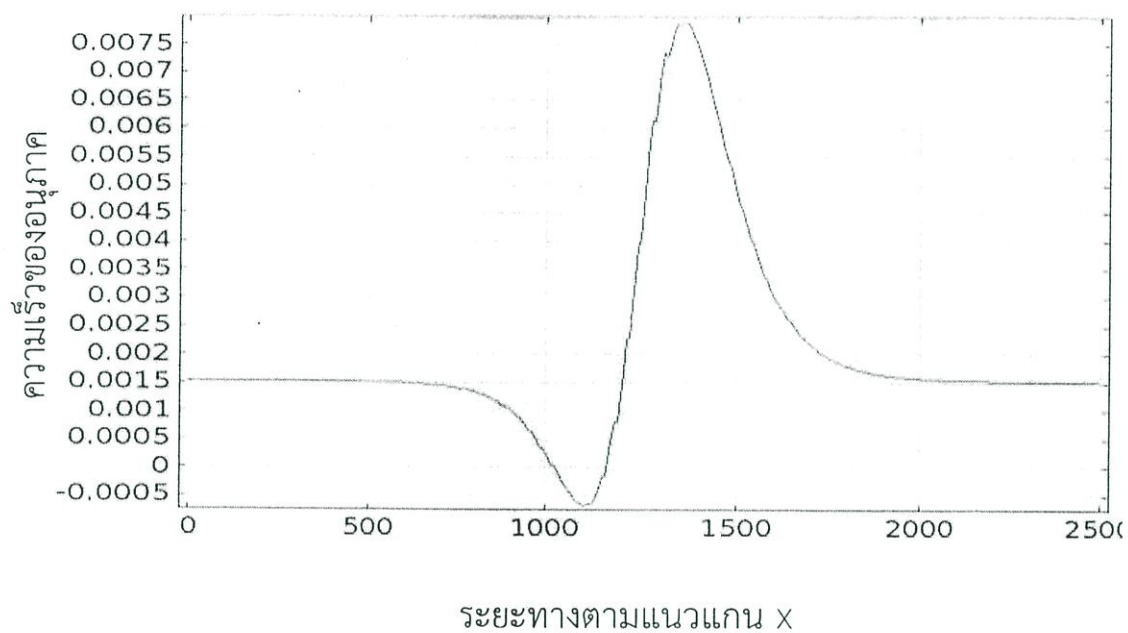


กราฟตัด A-A'



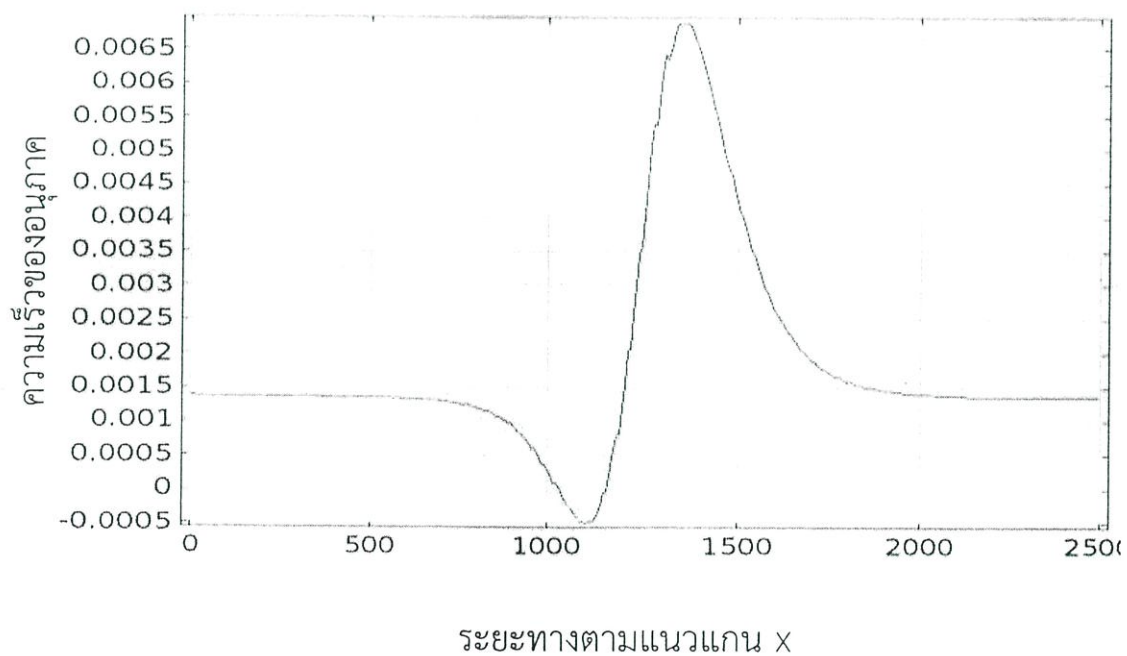
Inlet 1400 Volt & 1.98 mm/s

กราฟตัด A-A'



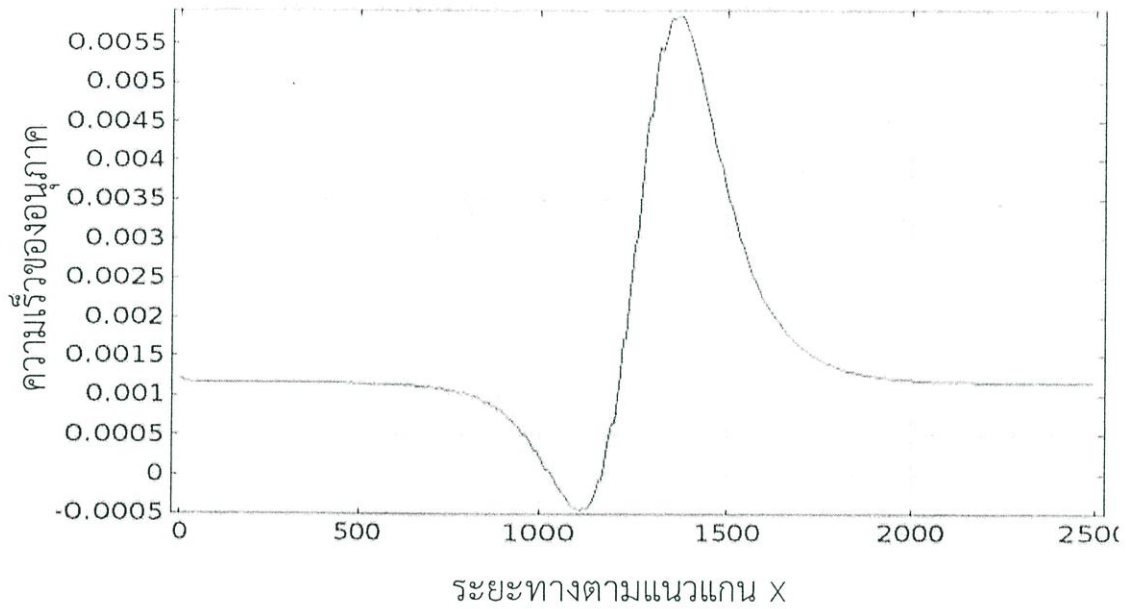
Inlet 1300 Volt & 1.8 mm/s

กราฟตัด A-A'



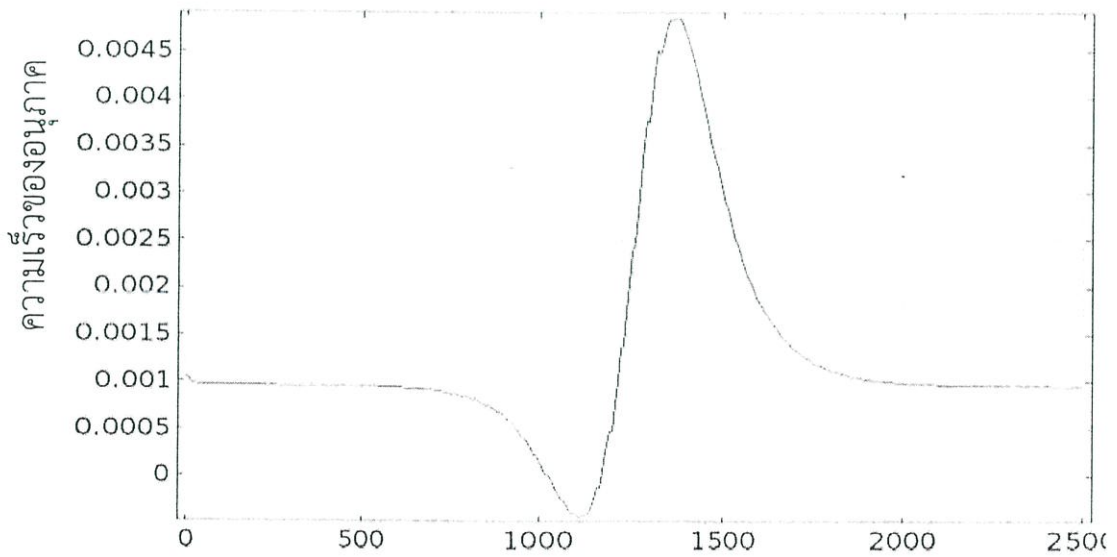
Inlet 1200 Volt & 1.6 mm/s

กราฟตัด A-A'



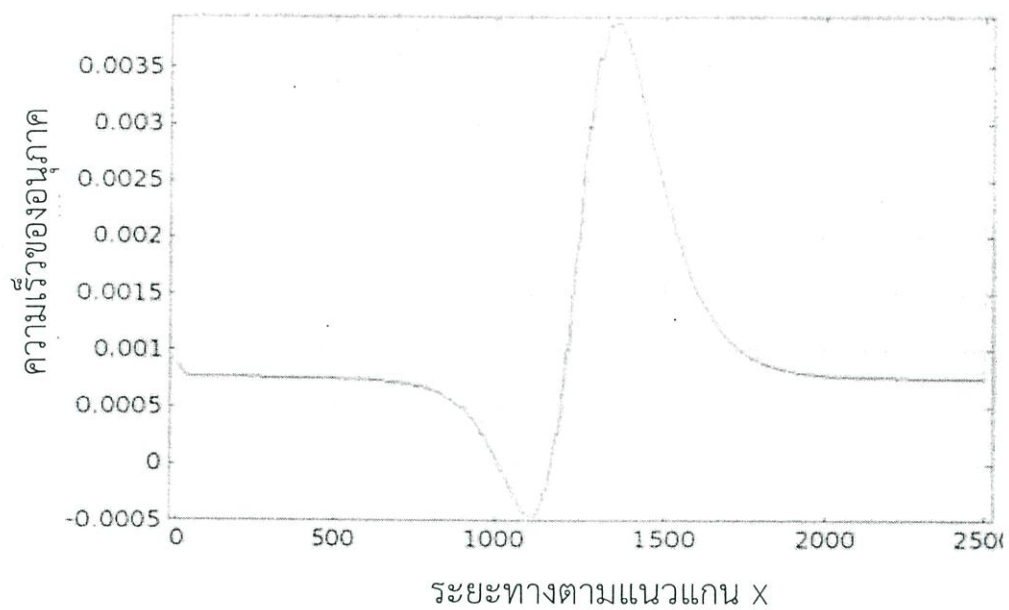
Inlet 1100 Volt & 1.4 mm/s

กราฟตัด A-A'



Inlet 1000 Volt & 1.2 mm/s

กราฟตัด A-A'



การรวมกันของ electroosmosis กับ hydrodynamic แบบทิศตรงข้ามกัน

Channel

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
Department of Chemical Engineering

Boundary Condition for hydrodynamic

Inlet 

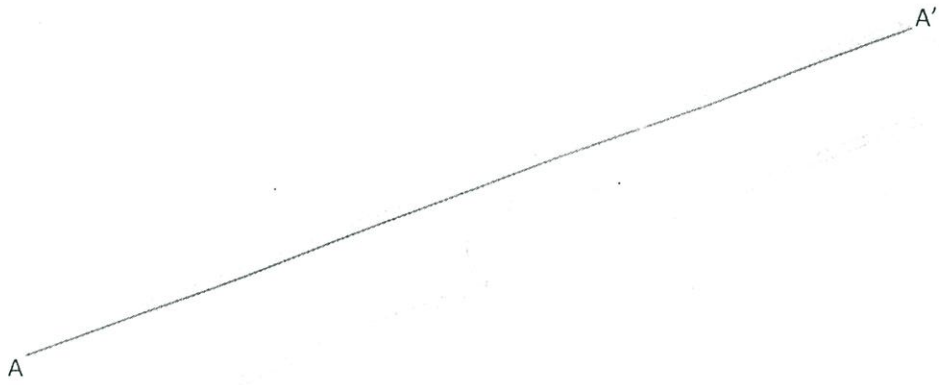
Outlet 

Boundary Condition for electric potential

Outlet 

Inlet 

Inlet 2850 Volt & 2.1 mm/s



กราฟตัด A-A'

