

การศึกษานิวมาติกการนำไฟฟ้าของฉนวนของของเหลวที่เห็นระดับไมโครนาในโหมดการงัด
อิเล็กโทรไฟเรติกที่เกิดขึ้นบนผนังของท่อรั้วในโหมดความถี่ต่ำ
EFFECT OF MICROCHANNEL WALLS ON THE DIELECTROPHORATIC FORCE
ACTING ON THE ELLIPSOIDAL PARTICLES IN LOW FREQUENCY MODE

ภาควิชาฟิสิกส์ ภาควิชาวิศวกรรม
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ๕๖๑ ๐๒๐
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี กรุงเทพฯ ๑๐๖ ๐๐๔

ปรีชัญญารัตน์ พงษ์พันธ์ เป็นหัวหน้างานหนึ่งของกองวิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีของภาควิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา ๒๕๕๕

การศึกษามการสำหรับอธิบายผลของช่องทางเดินระดับไมโครชาร์แนลต่อแรงได
อิเล็กโทรโฟเรซิสที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรีในโหมดความถี่ต่ำ

EFFECT OF MICROCHANNEL WALLS ON THE DIELECTROPHORETIC FORCE
ACTING ON THE ELLIPSOIDAL PARTICLE IN LOW FREQUENCY MODE

นาย คณาวุฒิ ทรงวัฒนา

นาย ธนายุต สิงห์ล่อ

นาย ภาณุวัฒน์ แก้วประพันธ์

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนที่ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2556

EFFECT OF MICROCHANNEL WALLS ON THE DIELECTROPHORETIC FORCE
ACTING ON THE ELLIPSOIDAL PARTICLE IN LOW FREQUENCY MODE

Mr. KANAWUT	SONGWATTANA
Mr. TANAYUT	SINGHLOR
Mr. PHANUWAT	KEAWPRAPUN

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

2013

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2556

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์

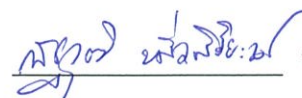
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การศึกษาและอิทธิพลผลของช่องทางเดินระดับไมโครชาร์แนล ต่อ แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรีในโหมดความถี่ต่ำ

EFFECT OF MICROCHANNEL WALLS ON THE DIELECTROPHORETIC FORCE
ACTING ON THE ELLIPSOIDAL PARTICLE IN LOW FREQUENCY MODE

ผู้จัดทำ

1. นาย คณาวุฒิ ทรงวัฒนา รหัสประจำตัว 53010161
2. นาย ธนายุต สิงห์ล่อ รหัสประจำตัว 53010686
3. นาย ภาณุวัฒน์ แก้วประพันธ์ รหัสประจำตัว 53011239

 อาจารย์ที่ปรึกษา

(ดร. ณัฐวุฒิ หลิวพิริยวงศ์)

เรื่อง การศึกษาและอิทธิพลผลของช่องทางเดินระดับไมโครชาร์แนล ต่อ แรงแดิอิเล็กโตรโฟรีซิสที่
เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรีในโหมตความถี่ต่ำ

นาย คณาวุฒิ ทรงวัฒนา รหัสประจำตัว 53010161

นาย ธนายุต สิงห์ล่อ รหัสประจำตัว 53010686

นาย ภาณุวัฒน์ แก้วประพันธ์ รหัสประจำตัว 53011239

ดร. ณัฐวุฒิ หลัวพิริยวงศ์ อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2556

บทคัดย่อ

ความแตกต่างของเส้นทางการเดินของอนุภาคหรือเซลล์ที่มีรูปร่างเป็นทรงรีในเครื่องมือทาง
การแพทย์ซึ่งทำงานที่โหมตความถี่ต่ำโดยใช้หลักการแรงแดิอิเล็กโตรโฟรีซิสซึ่งเกิดขึ้นทั้งในการ
ทำนายทางทฤษฎีและการทดลองนั้น ยังไม่ได้มีการศึกษาลงลึกถึงผลกระทบจากผนังระดับไมโครเมตร
ที่มีผลต่อแรงแดิอิเล็กโตรโฟรีซิส แต่ในความเป็นจริงแล้วแรงแดิอิเล็กโตรโฟรีซิสจะได้รับผลกระทบ
เมื่อเซลล์เคลื่อนที่เข้ามาใกล้ผนังเซลล์ ดังนั้นจึงเป็นสิ่งที่จำเป็นต่อการศึกษาถึงผลกระทบของแรงที่
เกิดการเปลี่ยนแปลงจากผนังระดับไมโครเมตร โดยผลลัพธ์คือกราฟอัตราส่วนรัมีติระหว่างแรงแจก
การทดลองจริงต่อแรงแจกทฤษฎีสำหรับอัตราส่วนขนาดอนุภาคแต่ละอัตราส่วน กราฟเหล่านี้สามารถ
ถูกใช้ในการหาค่าแรงแดิอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นจริงซึ่งได้รวมผลปฏิริยาระหว่างผิวของอนุภาคและ
ผนังช่องทางเดินจากค่าแรงแดิอิเล็กโตรโฟรีซิสตามแนวทฤษฎี ผลลัพธ์นี้สามารถถูกใช้ในการพัฒนา
เครื่องมือทางการแพทย์ได้ในอนาคตต่อไป.

EFFECT OF MICROCHANNEL WALLS ON THE DIELECTROPHORETIC FORCE ACTING ON THE ELLIPSOIDAL PARTICLE IN LOW FREQUENCY MODE

Kanawut Songwattana

Tanayut Singhlor

Phanuwat Kaewprapun

Dr.Nuttawut Lewpiriyawong Advisor

Abstract

Large discrepancies of the ellipsoidal particle or cell trajectories in dielectrophoretic devices which are used in low frequency mode obtained from experiments and theoretical predictions have been found but not yet studied in great detail. Dielectrophoretic force is theoretically obtained without considering the presence of microchannel walls. However, during the actual travelling of cells, cells frequently move near channel walls where dielectrophoretic forces exist. Thus, it is important to investigate the effects of the microchannel walls on dielectrophoretic force for more precise predictions of particle motion. The results of study were non-dimensionalized graphs between dielectrophoretic force due to theory and dielectrophoretic force due to experiment for each particle ratio. These graphs can be used to determine dielectrophoretic force due to experiment including wall-particle interaction from the one due to theory. The results can be adapted to develop the medical devices in the future.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้ด้วยดี ก็เพราะด้วยความเอาใจใส่ แนะนำ และช่วยเหลือในด้านต่างๆ เสมอมาจาก ดร. ณัฐวุฒิ หลิวพิริยวงศ์ อาจารย์ที่ปรึกษา ต้องขอขอบพระคุณเป็นอย่างมาก

ขอขอบพระคุณบุคคลสำคัญที่สุดที่ทำให้ข้าพเจ้ามีวันนี้คือ บิดา มารดา ตามลำดับเป็นที่เคารพรักยิ่ง ซึ่งได้เลี้ยงดูผู้เขียนมาเป็นอย่างดีพร้อมทั้งให้โอกาสในการศึกษาอย่างเต็มที่ และยังให้กำลังใจ เอาใจใส่เสมอมา ในทุกๆด้านอันหาที่เปรียบมิได้ ข้าพเจ้าขอระลึกในพระคุณอันสุดประมาณ และขอกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

นาย คณาวุฒิ ทรงวัฒนา

นาย ธนายุต สิงห์ล่อ

นาย ภาณุวัฒน์ แก้วประพันธ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	V
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	X
ตัวย่อคำ.....	XIV
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.5 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและงานวิจัยที่ทำไปแล้ว.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 เครื่องมือแล็ปออนชิป.....	3

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 ปรากฏการณ์ไดอิเล็กโตรโพเรซิส.....	6
3.1 ทฤษฎีทั่วไปของแรงไดอิเล็กโตรโพเรซิส	6
3.2 แรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงกลม.....	9
3.3 ทฤษฎีของแมกซ์เวลล์	11
3.4 แรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสในสนามไฟฟ้ากระแสสลับ	12
3.5 แรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสบนชีวอนุภาค	18
3.6 แรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสที่เกิดบนอนุภาคทรงรี	20
บทที่ 4 การแยกอนุภาคและเซลล์โดยขนาด.....	23
4.1 หลักการทั่วไปเกี่ยวกับการแยกอนุภาคและเซลล์โดยขนาด.....	23
4.2 หลักการทั่วไปเกี่ยวกับการทำแบบโมเดลและการทดสอบเสมือนจริง	24
4.3 การประดิษฐ์เครื่องมือ.....	31
4.4 การทดลอง.....	33
4.5 ผลการทดลอง และ วิเคราะห์ผล	34
4.6 การออกแบบทางเลือก.....	37
4.7 ผลสรุปเกี่ยวกับการการออกแบบ และ การประดิษฐ์ช่องทางเดิน	39
บทที่ 5 การออกแบบการจำลอง	40
5.1 เจือไนซ์ในการสร้างแบบจำลอง.....	40
5.2 วิธีทำการทดลอง.....	40
บทที่ 6 ผลการจำลอง.....	43

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
6.1.การออกแบบ	43
6.2 Meshing.....	44
บทที่ 7 สรุปผลและวิจารณ์ผลการทดลอง	57
7.1.สรุปผล.....	57
7.2 วิจารณ์ผลการทดลอง	57
เอกสารอ้างอิง	58
ภาคผนวก(A)	63
ภาคผนวก(B)	72

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้าที่
5.1	แสดงถึงขนาด รูปทรง และ ชนิดต่างๆ ของอนุภาคที่ถูกนำมา.....	42
	ประยุกต์ใช้เพื่อหาอัตราส่วนของแรงไดอิเล็กโตรโพเรซิส	
6.1	แสดงถึงการหาความละเอียดของกริชที่มากที่สุดที่ทำให้	47
	ค่าผลเฉลยลู่อู่เข้าค่าหนึ่งโดยใช้วิธีการหาเปอร์เซ็นต์ผลต่าง	
6.2	แสดงถึงค่าคงที่ต่างๆ ที่ใช้ในการจำลอง	48
6.3	แสดงถึงค่าแอมพลิจูดของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ($ VE^2 $)	50
	ที่ระยะอัตราส่วนความสูง $\frac{Z}{H}$ ต่างๆ	
6.4	แสดงถึงค่าแรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสทั้งสามแกน (x , y , z) ที่ระยะ.....	52
	ไมโครเมตรตามแนวแกน z โดยมีขนาดอนุภาค $\frac{H}{B} = 10, \frac{a}{b} = 1.5$	
A1	แสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสตามแนวแกน Z	60
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$	
A2	แสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสตามแนวแกน Z	61
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$	
A3	แสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสตามแนวแกน Z	62
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$	
A4	แสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตรโพเรซิสตามแนวแกน Z	63
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$	

สารบัญตาราง(ต่อ)

ตารางที่		หน้าที่
A5	แสดงถึงค่าของแรงไดโอดีเล็กโพรีซีตามแนวแกน Z	64
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$	
A6	แสดงถึงค่าของแรงไดโอดีเล็กโพรีซีตามแนวแกน Z	65
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$	
A7	แสดงถึงค่าของแรงไดโอดีเล็กโพรีซีตามแนวแกน Z	66
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$	
A8	แสดงถึงค่าของแรงไดโอดีเล็กโพรีซีตามแนวแกน Z	67
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$	
A9	แสดงถึงค่าของแรงไดโอดีเล็กโพรีซีตามแนวแกน Z	68
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$	

สารบัญภาพ

รูปที่		หน้าที่
3.1	การกระจายตัวของประจุที่ผิวสัมผัสระหว่าง อนุภาค-ตัวกลาง..... 7 ที่มีสนามไฟฟ้าภายนอก	
3.2	แรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสบน induced dipole ที่มีสนามไฟฟ้า 8 ที่ไม่สม่ำเสมอ	
3.3	ทรงกลมไดโพลเล็กตริก ใน dielectric medium ที่มีสนามไฟฟ้า 9 สม่ำเสมอแรงไดโพลเล็กโตร โฟฟรีซิสบนอนุภาคทรงกลม	
3.4	ค่า DEP spectra ของทรงกลมไดโพลเล็กตริก 16	
3.5	ค่า DEP spectra ของทรงกลมลาเท็กซ์ 18	
3.6	แผนภาพแสดงโมเดลเปลือกนอกชั้นเดียว 19	
3.7	แสดงตำแหน่งแกนต่างๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์แรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิส 22 บนอนุภาคทรงรีในสนามไฟฟ้ากระแสตรง	
4.1	แบบเครื่องมือของ AC-DEP chips 24	
4.2	ค่าแกรเดียนของสนามไฟฟ้า..... 28	
4.3	เส้นโคจร (trajectories) ของอนุภาค ($\phi = 4V$) 29	
4.4	เส้นโคจร (trajectories) ของอนุภาค ($\phi = 7V$) 29	
4.5	เส้นโคจร (trajectories) ของอนุภาค ($\phi = 3V$) 30	
4.6	สนามอนุหภูมิภายในช่องขนาดเล็ก ($\phi = 10V$) 31	
4.7	ขั้นตอนการประดิษฐ์ขั้วนำไฟฟ้า Fabrication Steps of the Electrodes 32	
4.8	เครื่องมือ LOC ใช้การแยกโดยขนาด LOC Device Utilizing..... 32 the Separation by Size	
4.9	การตั้งค่าการทดลอง Experimental Set-Up 33	
4.10	แสดงการแยกอนุภาคขนาด 5μ และ 10μ ที่มีสนามไฟฟ้าเท่ากับ 10V 34	
4.11	เส้นทางเดินของอนุภาคที่ปราศจากสนามไฟฟ้า..... 35	
4.12	การแยกอนุภาคลาเท็กซ์ขนาด $5\mu m$ และ $10\mu m$ ที่แรงดันไฟฟ้า 7V..... 36	

สารบัญญภาพ(ต่อ)

รูปที่	หน้าที่
4.13	การแยก WBCs และยีสต์เซลล์ที่ แรงดันไฟฟ้า 10V 37 จุดเล็กๆคือยีสต์เซลล์จุดใหญ่ที่สะอาดคือ WBCs
4.14	เครื่องมือ LOC ที่ออกแบบเป็นทางเลือกสำหรับการแยกโดยขนาด..... 38
4.15	การแยกอนุภาคลาเท็กซ์ 5 μm และ 10 μm ที่แรงดันไฟฟ้า10V..... 39
4.16	การแยกอนุภาคลาเท็กซ์ 10 μm และยีสต์เซลล์ ที่แรงดันไฟฟ้า10V..... 39
6.1	แสดงถึงลักษณะช่องทางเดินของอนุภาคขณะที่อยู่ในเครื่องมือจริง 45
6.2	แสดงถึงลักษณะของกล่องชาร์ลแนล และ ลักษณะของอนุภาคทรงรี 46 ที่มีระดับไมโครเมตรซึ่งใช้ในการจำลองโมเดล
6.3	แสดงถึงระนาบตัดที่ใช้ในการหา Grid independent check..... 46
6.4	แสดงถึงเงื่อนไขขอบ ที่นำมาใช้กับแบบจำลองที่ตำแหน่งต่างๆ..... 48
6.5	แสดงการกระจายตัวของแกรเดียนของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง 49 (∇E^2)
6.6	แสดงกราฟค่าขนาดของแกรเดียนสนามไฟฟ้าที่ตำแหน่งต่างๆ 50 ตามแนวแกน z
6.7	แสดงกราฟค่าแรงไดโพลีโทรโพเรซิสตามแนวแกน z 51
6.8	แสดงกราฟการเปรียบเทียบของแรงทั้ง 3 แนวแกน โดยใช้ขนาดอนุภาค 52 $\frac{H}{b}=5, \frac{a}{b}=1.5$ ที่ระยะต่างๆ ตามแนวแกน z
6.9(ก)	แสดงแนวของระนาบที่ระยะ $z = 16, z = 4$ ไมโครเมตรตัด..... 53 ที่จุดสองจุดบนผิวอนุภาคเพื่อที่จะหาการแกรเดียนสนามไฟฟ้า กำลังสองซึ่งจะถูกใช้ในการบรรยายค่าแรงไดโพลีโทรโพเรซิสตามการ จำลองที่ตำแหน่ง $z = 10$ ไมโครเมตรสังเกตว่ามีอนุภาคอยู่ในระบบ
6.9(ข)	แสดงจุดที่ระนาบตัดลากไปตัดกับเส้นสนามไฟฟ้า 53 ที่กระจายตัวรอบอนุภาคที่ผิวบนและผิวล่าง ค่าที่จุดตัดคือค่า แกรเดียนสนามไฟฟ้ากำลังสอง
6.10(ก)	แสดงแนวของระนาบตัดที่ $z = 10$ ไมโครเมตรที่จุดตัดกึ่งกลาง 54 ของอนุภาคณ จุดนี้จะได้ค่าของแกรเดียนสนามไฟฟ้ากำลังสองซึ่งจะ ถูกใช้ใน การบรรยายขนาดของแรงไดโพลีโทรโพเรซิสตามหลักการทาง ทฤษฎีสังเกตว่าค่าแกรเดียนจะถูกหาที่ตำแหน่งนี้เมื่อระบบไม่มีอนุภาคอยู่

สารบัญญภาพ(ต่อ)

รูปที่	หน้าที่
6.10(ข)	แสดงจุดที่ระนาบตัดลากไปตัดกับเส้นสนามไฟฟ้าที่กระจายตัวรอบ54 อนุภาคที่ผิวบนและ ผิวล่าง ค่าที่จุดตัดคือค่าแกรเดียนสนามไฟฟ้ากำลัง
6.11	กราฟแสดงค่าแกรเดียนของสนามไฟฟ้ากำลังสองตามแนวแกน z ที่55 ตำแหน่งตามแนวแกน x ต่างๆ
6.12	แสดงกราฟอัตราส่วนผลลัพธ์ของแรงในแบบจำลอง (Simulation)57 ต่อ แรงจากทฤษฎี(Theory) โดยทำการแปลเปลี่ยนค่าอัตราส่วน $\frac{H}{B}$ และ $\frac{a}{b}$ ของแต่ละกราฟ
A1	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z.....60 เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$
A2	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z..... 61 เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$
A3	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z..... 62 เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$
A4	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z..... 63 เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$
A5	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z 64 เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$
A6	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z 65 เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$
A7	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z..... 66 เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$

สารบัญภาพ(ต่อ)

รูปที่		หน้าที่
A8	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z.....	67
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$	
A9	กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กทริกโพรีซีตามแนวแกน Z.....	68
	เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$	
B1	แสดงถึงค่าตัวแปรต่างๆที่ถูกแปลงไปเป็นโค้ด.....	75
B2	แสดงโค้ดที่ใช้ในการคำนวณหาแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่ตำแหน่ง.....	75
	แนวแกนต่างๆ	

ตัวย่อคำ

(List of Abbreviations')

AC-DEP:	แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นเนื่องมาจากไฟฟ้ากระแสสลับ (Alternating current dielectrophoretic force)
DC-DEP:	แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นเนื่องมาจากไฟฟ้ากระแสตรง (Direct current dielectrophoretic force)
DEP:	แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Dielectrophoretic force)
DEP spectra:	สเปกตรัมของไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Dielectrophoretic spectrum)
EP:	ปรากฏการณ์อิเล็กโตรโฟรีซิส (Electrophoresis)
LOC:	เครื่องมือแล็บขนาดเล็ก (Lab-on-a-chip)
MST:	สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell stress tensor)
n-DEP:	แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสชนิดที่เป็นลบ (Negative dielectrophoretic force)
p-DEP:	แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสชนิดที่เป็นบวก (Positive dielectrophoretic force)
WBC:	เซลล์เม็ดเลือดขาว (White blood cell)

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มา

เครื่องมือทางการแพทย์ส่วนมากใช้หลักการไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Dielectrophoresis) โดยมีหลักการคือการสร้างสนามไฟฟ้าจากภายนอกเข้าไปในช่องการเดินทางของเซลล์ภายในเครื่องมือโดยเมื่อเซลล์ที่สามารถเกิดการโพลาริไซได้นั้นได้รับสนามไฟฟ้าที่ไม่คงที่ (Non-uniform electric field) มันจะเกิดแรงขับเคลื่อนอนุภาคนั้นตามพฤติกรรมของระบบ ซึ่งหลักการนี้จะนำมาใช้แยกอนุภาค และ เซลล์หลายชนิด[1] เช่น เซลล์มะเร็งจากเม็ดเลือด, เซลล์แบคทีเรีย, เซลล์ไวรัส, เซลล์เม็ดเลือดแดงกับเม็ดเลือดขาว และ อื่นๆ เพื่อช่วยให้การวินิจฉัยโรคต่างๆได้อย่างดี การสร้างเครื่องมือแพทย์จะนำหลักการทางทฤษฎีมาประยุกต์ใช้ซึ่งนักสร้างเครื่องมือส่วนมากมั่นใจว่าแรงที่เกิดขึ้นนั้นมีค่าแม่นยำตรง แต่ในความเป็นจริงนั้นมีความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้นค่อนข้างมากระหว่างผลทางทฤษฎีและผลเนื่องจากการทดลอง ซึ่งสาเหตุหนึ่งที่เกิดจากทฤษฎีและการทดลองไม่ตรงกันนั้นมาจากข้อสมมุติฐานที่ว่าสมการของแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสนั้น ได้รับการสร้างมาโดยกำหนดให้โดเมนของผนังทุกด้านเป็นอนันต์ (Infinite Domain) หรือกล่าวอย่างง่าย ๆ ว่าอนุภาคมีขนาดเล็กมากๆ จนไม่คิดปฏิกิริยากันระหว่าง อนุภาคกับผนังนั่นเอง แต่ในความเป็นจริงนั้นอนุภาคจะได้รับผลนี้ จึงเกิดการเปลี่ยนแปลงของค่าสนามไฟฟ้าที่มีค่าตรงข้าม แล้วทำให้แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ของอนุภาคเกิดการคลาดเคลื่อนที่ผิดไปจากทฤษฎี ซึ่งส่งผลต่อประสิทธิภาพในการแยกสาร เช่น เมื่ออนุภาคเคลื่อนที่เข้าใกล้ผนังปฏิกิริยาระหว่างอนุภาคกับผนัง จะทำให้ค่าเกรเดียนต์ของสนามไฟฟ้ากำลังสองที่เกิดขึ้นบนอนุภาคมีค่าน้อยลง จากหลักการแล้วเมื่อค่าเกรเดียนต์ของนามไฟฟ้ากำลังสองน้อยลง จะทำให้ค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสมีค่าน้อยลงตามไปด้วย

โดยวิธีการดำเนินงานคือเราจะทำการหาค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดบนอนุภาคทรงรีทั้งจากสมการทางทฤษฎี และ จากการสร้างแบบจำลองโดยใช้ Finite Element based Software (COMSOL) นี้จะได้ค่าเสมือนจริง โดยขั้นแรกเมื่อเรามีค่าแรงทั้งสองแล้วเราก็ทำการพิสูจน์ว่าแรงในแกนใดมีผลมากที่สุด ต่อมาก็ทำการศึกษาว่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นระหว่างทางทฤษฎี และ การทดลอง อันไหนนั้นมีค่ามากกว่ากัน และ ท้ายที่สุดก็หากกราฟแพคเกจที่ใช้ในการอธิบายผลของอันตรกิริยาระหว่างอนุภาคและ ผนังระดับไมโครเมตร ที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรีที่ตำแหน่งต่างๆ ตามแนวตั้งโดยใช้วิธีทำให้เป็นตัวแปรไร้หน่วย (Non-dimensionalization) เพื่อที่จะได้นำไปปรับใช้กับช่องทางเดินระดับไมโครเมตรที่มีอัตราส่วนคล้ายกันต่อไป.

1.2 จุดประสงค์

เอกสารฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่อศึกษาเกี่ยวกับผลของผนังช่องทางเดินซึ่งมีขนาดอยู่ในระดับไมโครเมตรต่อแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรีในย่านความถี่ต่ำ.

1.3 ขอบเขต

ศึกษาการแรงไดอิเล็กโตรโพสิซีของอนุภาคทรงรี ที่ย่านความถี่ต่ำ (10kHz) ณ รูปแบบการจัดเรียงขั้ว อิเล็กโตรดที่อยู่ทางด้านล่าง.

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 สามารถพิสูจน์ได้ว่าในบรรดาค่าของแรงไดอิเล็กโตรโพสิซีที่เกิดขึ้นในระบบที่กำหนดทั้ง 3 แกนแกนนั้น (x ,y และ z) ค่าแรงตามแนวแกน z นั้นมีอิทธิพลมากที่สุด.

1.4.2 สามารถพิสูจน์ได้ว่าระหว่างค่าของแรงไดอิเล็กโตรโพสิซีที่เกิดตามหลักทฤษฎีนั้นมีค่ามากกว่าค่า ในการทดลอง.

1.4.3 สามารถหากราฟแพกเตอร์ที่ใช้ในการอธิบายผลของอันตกริยาระหว่างอนุภาคและ ผนังระดับ ไมโครเมตร ที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรีที่ตำแหน่งต่างๆ ตามแนวตั้ง

1.5 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง และ งานวิจัยที่ผู้อื่นได้กระทำไปแล้ว (Literature review)

จากงานวิจัยของ Y.J.Lo และ U.Lei พวกเขาได้ทำการศึกษา พิสูจน์ ทฤษฎีของพวกเขาซึ่งเกี่ยวกับ ผลกระทบของผนังระดับไมโครเมตรต่อแรงไดอิเล็กโตรโพเรซีที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงกลม โดยผลลัพธ์จากการพิสูจน์นั้นก็สอดคล้องใกล้เคียงกับค่าที่ได้รับการพิสูจน์มาได้เป็นอย่างดี โดยค่าความต่างประมาณ 7.8 % สำหรับแรงที่ตั้งฉากกับผนัง และ 8.1 % สำหรับแรงที่ขนานกับผนัง[1]

ความเป็นจริงนั้นรูปร่างของอนุภาคที่พบทั่วไปไม่ได้เป็นรูปทรงกลมอย่างเดียว ซึ่งอาจจะมีทรงอื่นๆอีก เช่น ทรงรี ทรงกระบอก และในอนุภาคทรงรีนั้นจะถูกพบมากในพวกเม็ดเลือดแดง และ ขาว ซึ่งยังไม่ได้รับ การศึกษาผลของผนังกับแรงไดอิเล็กโตรโพเรซี

ดังนั้นจึงเป็นสิ่งที่คุ้มค่าถ้าเราเริ่มศึกษาผลของผนังระดับไมโครเมตรต่อแรงไดอิเล็กโตรโพเรซีที่เกิดขึ้น บนอนุภาคทรงรีเพื่อการทำนายค่าแรงไดอิเล็กโตรโพเรซีที่แม่นยำตรงต่อไป

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 เครื่องมือ Lab-On-a-chip (LOC)

แนวโน้มที่มีการทำให้ขนาดของส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์เริ่มเล็กลง มีมาตั้งแต่ทศวรรษ 1970's และการพัฒนาการของเทคนิคการสร้าง (fabrication) เครื่องมือที่ ขนาด 1 ในล้าน และ 1 ในพันล้าน (micro and nano-scale) มีมาตั้งแต่ทศวรรษ 1980's โดยจากการพัฒนานี้ทำให้มีการใช้อุปกรณ์ขนาดเล็กที่มีขนาดเป็น micrometers และ nanometers ในหลายสาขาตามมา แนวโน้มนี้ช่วยทำให้วิทยาศาสตร์ขนาดเล็ก (nanotechnology) กลายมาเป็นตัวเปิดศักราชใหม่ของวิทยาศาสตร์ที่เป็นจุดตัดผ่านกัน (intersection) ระหว่างเคมี , ฟิสิกส์ , ชีววิทยา , และ วิศวกรรมศาสตร์ จุดตัดผ่านกันนี้ช่วยจัดเส้นแบ่งขอบเขตระหว่างสาขาวิชา และทำให้เกิดความท้าทายและแนวทางใหม่ๆหลายประการที่นำมาใช้ในการศึกษาและวิจัย สิ่งท้าทายที่สำคัญประการหนึ่งคือพัฒนาการอย่างรวดเร็วของแผ่นไมโครชิป (biochips), ระบบจำลองการวิเคราะห์ที่มีขนาดเล็ก (miniaturized analysis systems) หรือ เครื่องมือ Lab-On-a-Chip (LOC) ซึ่งเป็นแพลตฟอร์มฐานของช่องบรรจุขนาดเล็ก (microfluidic platforms) ที่สามารถนำมาใช้สำหรับการวิเคราะห์ทางเคมี และชีววิทยา , การทดสอบจุดเฝ้าระวัง (point-of-care testing) , การวิเคราะห์ทางคลินิกและการชันสูตร , การวินิจฉัยโมเลกุลและการวินิจฉัยทางการแพทย์สำหรับการใช้งานทางชีววิทยาการแพทย์และทางเคมี เครื่องมือ LOC สามารถใช้ทำกิจกรรมที่เฉพาะเจาะจงได้เช่นเดียวกับอุปกรณ์ขนาดใหญ่เท่าห้องจริง ชิปสามารถทำการวินิจฉัยทางคลินิก , สแกน DNA , แยกสารประกอบด้วยไฟฟ้า (electrophoretic separation) , ทำหน้าที่เป็นตัวสร้างปฏิกิริยาขนาดเล็ก (microreactors) , ตรวจสอบเซลล์มะเร็ง และระบุชนิดของแบคทีเรียและไวรัสได้[2] เครื่องมือ LOC แบบมาตรฐานทั่วไปทำด้วยแก้ว, ซิลิคอน หรือ พลาสติกแผ่นบางๆ ขนาด 2-3 เซนติเมตรแต่ละข้าง มีเครือข่ายของช่องขนาดเล็ก (micro channels) ที่เจาะไว้ตามผิวหน้า ช่องเล็กๆนี้ลึกประมาณ 20 μm , กว้าง 100 μm , และยาวหลายเซนติเมตร แล้ววางขั้วนำไฟฟ้า (electrodes) ที่ตำแหน่งที่เฉพาะเจาะจงลงบนชิป ชิปแผ่นเดียวสามารถมีปฏิกิริยาต่างๆเกิดขึ้นได้หลายร้อยแบบในเวลาเดียวกัน และ/หรือ สามารถทำการวิเคราะห์แบบต่างๆได้ในเวลาเดียวกันผ่านช่องขนาดเล็กที่ขนานกันเป็นร้อยๆช่องนี้ เมื่อเริ่มแรกคิดกันว่าประโยชน์ที่สำคัญที่สุดของเครื่องมือ LOC คือการพัฒนาปรับปรุงการวิเคราะห์ที่รวมอยู่กับการลดขนาดลง แต่การพัฒนาในระยะต่อมาแสดงให้เห็นว่ามีข้อได้เปรียบที่มีนัยสำคัญประการอื่นๆอีก เช่น

1. ใช้ตัวอย่างในปริมาณน้อย (ในช่วงเป็น nano-picoliter ทำให้เกิดความเป็นไปได้ในการวิเคราะห์ส่วนประกอบของเซลล์ๆเดียว)
2. ใช้สารละลาย (reagents) ในปริมาณน้อย
3. ใช้เวลาเพียงสั้นๆในการทำปฏิกิริยาและการวิเคราะห์เมื่อเทียบกับอุปกรณ์ขนาดใหญ่เท่าห้องของจริง

4. ลดต้นทุนการผลิตเครื่องมือ
5. เพิ่มความอัตโนมัติ
6. การส่งผ่าน (throughput) สูง
7. ความสะดวกในการเคลื่อนย้าย (portability) สูง
8. มีโอกาสทำการวิเคราะห์ทางเคมีคู่ขนานในปริมาณมากสำหรับตัวอย่างชนิดเดียวกันหรือตัวอย่างหลายชนิด[3]

ในระบบ LOC ปฏิบัติการเกี่ยวกับอนุภาคและเซลล์ มีความสำคัญอย่างยิ่งยวดในการใช้งานทางชีวเคมี เช่น การแยกเซลล์ , การนับจำนวนเซลล์ , การจับเซลล์ และ การทำแผนผังรูปแบบเซลล์ ได้มีการพัฒนาเทคนิคต่างๆเพื่อทำงานเหล่านี้ได้สำเร็จ เช่น ปากคีบที่ช่วยการมองเห็น (optical tweezers)[4], การแยกสารด้วยแรงแม่เหล็ก (magnetophoresis)[5], วิธีใช้เสียง (acoustic means)[6][7][8], และ การแยกสารด้วยขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว (dielectrophoresis- DEP) DEP คือการเคลื่อนที่ของอนุภาคในสนามไฟฟ้าที่ไม่สมมาตร (uniform electric field) ที่เกิดจากปฏิกิริยาของขั้วไฟฟ้า 2 ขั้วของอนุภาคกับค่าการเปลี่ยนแปลงของสนามไฟฟ้าในพิกัดแกนใดๆ เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการอื่นๆ DEP เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมมากที่สุดสำหรับปฏิบัติการกับอนุภาคในระบบที่มีขนาดเล็ก (microsystems) เนื่องจาก

1. ผลจากขนาดสเกลที่มีขนาดเล็กละเอียด[9]
2. ความง่ายของเครื่องมือ (simplicity of the instrumentation)
3. ความสามารถชักนำให้เกิดแรงทั้งบวกและลบ

แรง DEP ขึ้นอยู่กับขนาดและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของอนุภาคและตัวกลางแขวนลอย DEP นำมาใช้ได้แม้แต่อนุภาคที่ไม่เป็นตัวนำ (non-conducting particles) และสามารถทำงานได้โดยใช้สนามไฟฟ้ากระแสตรง (DC) หรือสนามไฟฟ้ากระแสสลับ (AC) ทั้ง DC-DEP ได้ถูกนำมาใช้ในปฏิบัติการกับอนุภาคและเซลล์อย่างประสบความสำเร็จ

สำหรับ DC-DEP สนามไฟฟ้าถูกสร้างโดยขั้วไฟฟ้าภายนอก (external electrode) ที่จุ่มอยู่ในแอ่งตัวกลาง (reservoir) สนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอนี้ถูกสร้างขึ้นโดยโครงสร้างที่ออกแบบมาโดยเฉพาะภายในโครงข่ายของช่องขนาดเล็ก (microchannel network) เช่น ฉนวนทางไฟฟ้า (hurdle) และสิ่งขวางกั้น (obstacle) ทางไฟฟ้า เนื่องจากใช้ขั้วไฟฟ้าภายนอก DC-DEP จึงต้องการแรงดันไฟฟ้าสูงเพื่อที่จะผลิตแรง DEP ได้เพียงพอ ซึ่งอาจมีผลร้ายแรงทางการสร้างความร้อนจูล (Joule heating effect) ภายในช่อง การเพิ่มอุณหภูมิอย่างรุนแรงภายในช่องเนื่องจากการสร้างความร้อนจูลนี้อาจทำให้เกิดฟอง (bubble) ซึ่งรบกวนการทำงานของอุปกรณ์เป็นอย่างมาก[10] ยิ่งไปกว่านั้น แม้แต่การเพิ่มอุณหภูมิเพียงเล็กน้อย (ที่ 4 Celsius เหนืออุณหภูมิทางกายภาพของเซลล์) ภายในช่องอาจทำให้เซลล์ตายได้ในการทดลองกับเซลล์ของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม (in vivo mammalian cell) [9] สำหรับ AC-DEP แกวของขั้วไฟฟ้าที่เป็นโลหะ (นั่นคือ ขั้วไฟฟ้าภายใน interior electrode) ถูกฝังอยู่ภายในโครงข่ายช่องขนาดเล็ก ส่วนมากขั้วไฟฟ้าภายในเหล่านี้ จะมีลักษณะเป็น 2 มิติ(planar (2D) (i.e. ความสูงของขั้วไฟฟ้าอยู่ในขนาดเป็นร้อยนาโนเมตร) และถูกสร้างอยู่ภายใน

อุปกรณ์โดยใช้เทคนิคการผลิตที่เปรียบเทียบแล้วพบว่า เช่น การสะสมไอ (vapor deposition) , การกลายเป็นไอ (e-beam evaporation) ฯลฯ อย่างไรก็ตาม AC-DEP มีความน่าสนใจมากกว่า DC-DEP เพราะใช้แรงดันไฟฟ้าต่ำในการทำงานซึ่งช่วยป้องกันการเกิดความร้อนสูงและทำให้ระบบเข้ากันได้กับระบบโดยรวมได้

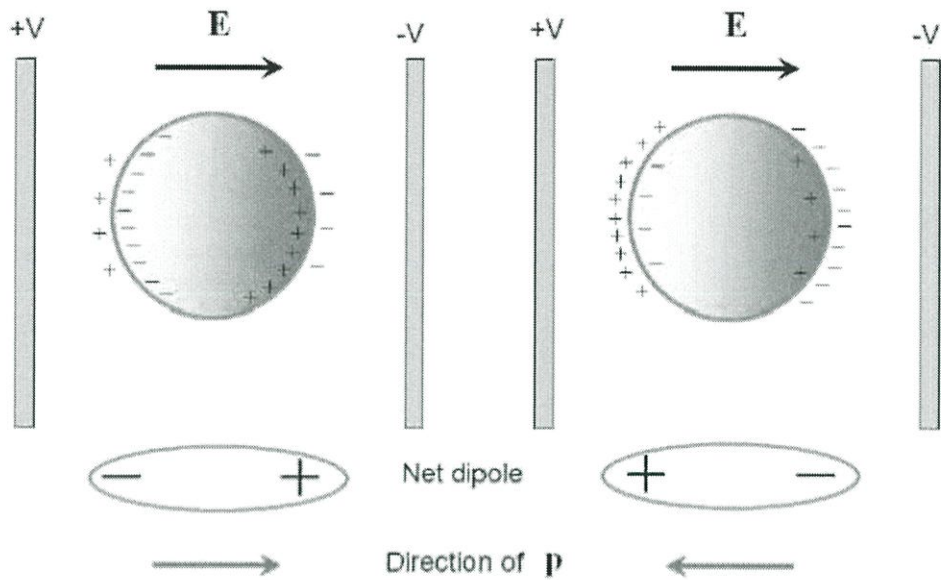
สำหรับระบบส่วนใหญ่ไม่ว่า AC หรือ DC อนุภาคจะสัมผัสกับสนามไฟฟ้าโดยตลอดในอุปกรณ์ที่ลำเลียง(microfluidic device) ในกรณีที่ปฏิบัติการกับเซลล์ การสัมผัสกับสนามไฟฟ้าอาจมีผลต่อสรีรวิทยาของเซลล์ (cell physiology) เซลล์เป็นระบบที่ซับซ้อนและยังไม่เป็นที่เข้าใจกันดีพอ เราไม่สามารถรู้ได้ทุกอย่างเกี่ยวกับผลที่ตามมาเมื่อเซลล์สัมผัสกับสนามไฟฟ้า[9] ดังนั้นปฏิกิริยาของเซลล์กับสนามไฟฟ้าต้องจำกัดให้เกิดขึ้นน้อยที่สุดเพื่อจำกัดผลที่จะเกิดตามมา

DIELECTROPHORESIS

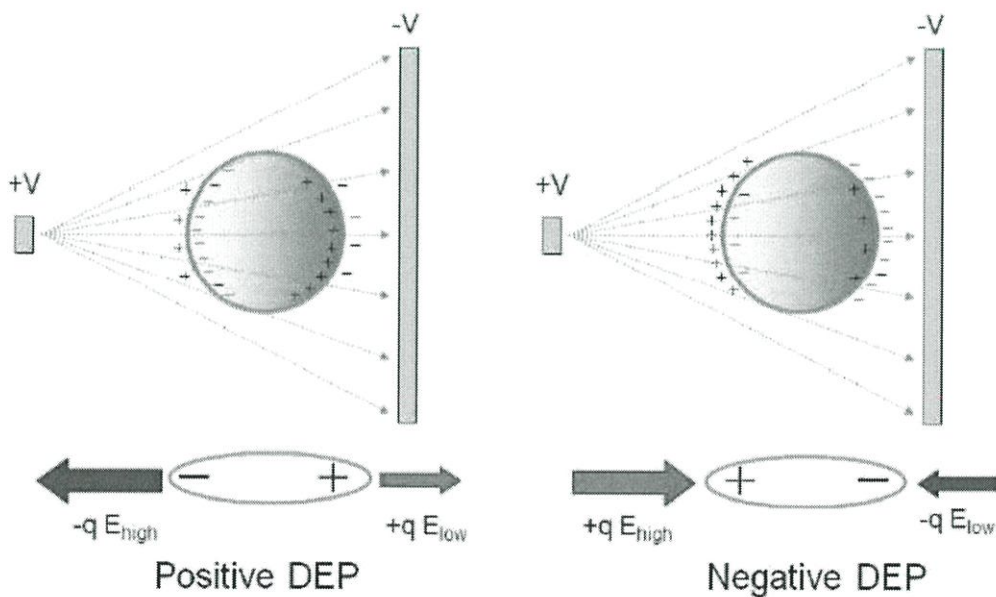
3.1 ทฤษฎีของแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส

เครื่องมือ LOC คือฐานแพลตฟอร์มสเกลละเอียด (micorscale platform) ที่สามารถนำไปใช้กับการทำงานทางเคมีและชีวศาสตร์สำหรับด้านชีวการแพทย์ เช่น การจับเซลล์ cell trapping, การเลือกเซลล์ cell sorting, การแยกเซลล์ cell separation, การทำผังของเซลล์ cell patterning ฯลฯ[2] แรงที่เกิดจากสนามไฟฟ้า เช่น electrophoresis (EP), dielectrophoresis (DEP) เป็นคำตอบที่แยบยลในการจัดการกับอนุภาคและเซลล์ที่ระดับสเกลละเอียด (ดังเช่นกรณีการใช้เครื่องมือ LOC) เพราะมีการใช้สเกลที่เหมาะสมกับขนาดที่ย่อลงของระบบ[9] อิเล็กโตรโฟรีซิสคือการเคลื่อนที่ของอนุภาคที่ถูกชาร์จประจุทางไฟฟ้าในสนามไฟฟ้าเนื่องจากแรงคูลอมบ์(Columbic body force) ที่กระทำต่ออนุภาค เนื่องมาจากประจุบนพื้นผิว EP ใช้สำหรับเทคนิคการแยกสารทั้งวิธีที่นิยมยอมรับทั่วไป และวิธีที่พัฒนาดีขึ้น เช่น การใช้แรงดึงและแรงผลักในท่อฝอย (capillary electrophoresis) แยก DNA, โปรตีน ฯลฯ

ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสคือการเคลื่อนที่ของอนุภาคในสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอ เนื่องจากปฏิกิริยาของขั้วอนุภาค(dipole) กับ การเปลี่ยนแปลงค่าเกรเดียนท์ของสนามไฟฟ้า ไดอิเล็กโตรโฟรีซิสช่วยให้เกิดการจับด้วยพลังงานจลน์ไฟฟ้า (electrokinetic trapping), การรวมอนุภาค (focusing), การเคลื่อนที่ (translation), การแบ่งส่วนและทำให้บริสุทธิ์ (fractionation as well as purification), การเพิ่มพูนและการกำหนดลักษณะของสิ่งแวดล้อมที่หลากหลาย, การวิเคราะห์ทางเคมีและชีววิทยาภายในตัวกลางที่แขวนลอยในของเหลว[11] ขั้วของอนุภาคมี 2 ประเภท แบบแรก ความเป็นขั้วถาวรเนื่องจากการเรียงตัวของอะตอมและโครงสร้างที่รับถ่ายทอดมาจากอะตอมเดิม แบบที่ 2 ความเป็น 2 ขั้วที่ถูกเหนี่ยวนำ เนื่องจากการเรียงตัวใหม่ของประจุบนพื้นผิวอนุภาคโดยการใส่สนามไฟฟ้าอยู่ที่ภายนอกเข้าไป การอธิบายความเป็น 2 ขั้วที่ถูกเหนี่ยวนำในรายละเอียดต้องใช้หลักของความสามารถในการแบ่งขั้ว (polarisability) Polarisability อธิบายได้ว่าเป็นการวัดความสามารถของวัตถุในการสร้างประจุบนพื้นที่สัมผัสระหว่างของไหลกับอนุภาค (interface)[12] สมมุติว่าอนุภาคทรงกลมแขวนลอยอยู่ในของเหลวที่นำไฟฟ้า (electrolyte) และนำไปไว้ในสนามไฟฟ้า ดูรูป 3.1



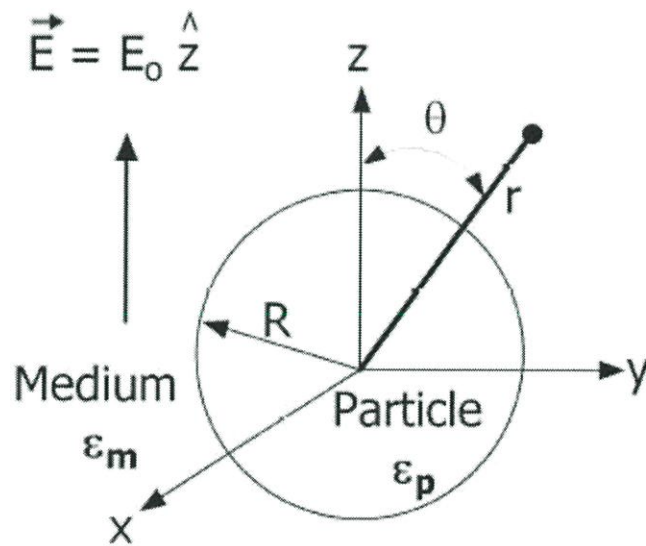
รูปที่ 3.1 การกระจายตัวของประจุที่ผิวสัมผัสระหว่าง อนุภาค-ตัวกลาง ที่มีสนามไฟฟ้าภายนอก เนื่องจากสนามไฟฟ้า ประจุในอนุภาคและในตัวกลางจะถูกเรียงตัวใหม่ในที่พื้นผิวสัมผัส ระหว่างตัวพวกมัน(interface) โดยจะขึ้นอยู่กับความสามารถในการจัดขั้ว (polarisability) ของอนุภาคและของตัวกลาง ถ้า polarisability ของอนุภาคสูงกว่าของตัวกลาง จะมีประจุสะสมที่ข้างของอนุภาคมากกว่า ถ้า polarisability ของตัวกลางสูงกว่าของอนุภาค จะมีประจุสะสมที่ข้างของตัวกลางมากกว่า การเรียงตัวที่ไม่สม่ำเสมอของประจุนี้แสดงถึงความหนาแน่นของประจุที่แตกต่างในแต่ละด้านของอนุภาคที่ทำให้เกิดขั้วที่ถูกเหนี่ยวนำ (induced dipole) โดยตลอดทั่วสนามไฟฟ้า เมื่อระบบอนุภาค-ตัวกลางถูกนำไปไว้ในสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอ อนุภาคจะรับแรงที่แตกต่างที่ปลายแต่ละด้านซึ่งขึ้นอยู่กับ polarisability ของอนุภาคและตัวกลาง เนื่องจากความเป็น 2 ขั้วที่ถูกเหนี่ยวนำ ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แรงไดโพลีโทรโฟเรซิสบน induced dipole ที่มีสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอ

ในกรณีที่มีอนุภาคมี polarisability สูงกว่าตัวกลาง รูปที่ 3.2 อนุภาคจะได้รับแรงสุทธิตรงไปในทิศทางของความเข้มสนามไฟฟ้าสูงสุดที่เรียกว่า positive-DEP (p-DEP) ในกรณีที่มีอนุภาคมี polarisability ต่ำกว่าตัวกลาง อนุภาคจะได้รับแรงสุทธิตรงไปในทิศทางของความเข้มสนามไฟฟ้าต่ำสุดที่เรียกว่า negative-DEP (n-DEP)

เพื่อที่จะจัดการกับอนุภาคและเซลล์โดยใช้ไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ขนาดแรงของไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ควรจะมากพอที่จะเด่นกว่าแรงอื่นๆ เช่น แรงลาก (drag force), แรงความร้อนไฟฟ้า (electrothermal force), แรงลอยตัว (buoyancy force), แรงออสโมซิสไฟฟ้ากระแสสลับ (AC electroosmotic force) และการเคลื่อนที่แบบบราวเนียน (Brownian motion) ถึงแม้ว่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสสามารถปรับได้โดยวิธีการปรับค่าตัวแปรอื่นๆ เช่น ความเข้มข้นตัวกลาง และ ค่าสนามไฟฟ้า แต่ช่วงที่สามารถปรับได้ของพารามิเตอร์เหล่านี้ก็ถูกจำกัดเนื่องจากข้อจำกัดบางประการ เช่น การใช้สนามไฟฟ้าแรงสูงอาจทำให้เกิดความร้อนจูล (Joule heating), อุณหภูมิเพิ่มขึ้นและตัวกลางแขวนลอย (suspending medium) ; การใช้สารละลายบัฟเฟอร์ (buffer solutions) ที่มีค่าการนำสูง (high conductivity) อาจทำให้เกิดผลทางด้านความร้อนไฟฟ้าที่ไม่พึงประสงค์ และเกิดความเค้นออสโมซิส (osmotic stress) สูงเกินไปในกรณีการวิเคราะห์ทางชีววิทยา[13] ดังนั้นลำดับขนาดของแรงโดยประมาณการที่อนุภาคได้รับจึงสำคัญมากสำหรับการทำงานที่ใช้ไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ในการทำนายผลการเคลื่อนที่ของอนุภาค การวิเคราะห์ขนาดของแรงต่างๆ ในรายละเอียดโดยใช้พารามิเตอร์ของระบบจะพบได้ในรายงานอื่นๆ [13][14]



รูปที่ 3.3 ทรงกลมไดอิเล็กตริก ใน dielectric medium ที่มีสนามไฟฟ้าสม่ำเสมอ แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสบนอนุภาคทรงกลม

3.2 แรงไดโพลิกโตรโพเรซิสที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงกลม

แรงบนสนามไฟฟ้า 2 ขั้ว เขียนโดยสมการ ดังนี้ [12][15]

$$F = (p \cdot \nabla)E \quad (3.1)$$

เมื่อ F คือ ปริมาณของเวกเตอร์,
 p คือ โมเมนต์ของ dipole
 E คือ สนามไฟฟ้า

ในสมการนี้ โมเมนต์หลายขั้วที่มีระดับการเหนี่ยวนำสูงกว่า dipole moment จะไม่นำมาคิด การยกเว้นโมเมนต์หลายขั้วที่มีระดับการชักนำสูงกว่านี้ยอมรับได้สำหรับสนามไฟฟ้าที่ไม่เป็นสมำเสมอ (non-linear) ปานกลาง[11] ซึ่งเป็นกรณีทั่วไปของเครื่องมือ LOC ที่ใช้ DEP ในกรณีสุดโต่งที่อนุภาคอยู่ในแกลรเดียนของสนามไฟฟ้าที่สูงหรืออยู่ใกล้ค่าเป็นศูนย์ ควรจะนำโมเมนต์หลายขั้วที่มีระดับการชักนำสูงกว่ามาคิดด้วย และสมการแรง(force equation)nm ก็ต้องถูกปรับไปตามนั้น สมการแรงที่นำโมเมนต์หลายขั้วที่มีระดับการชักนำสูงกว่ามาคิดนี้มีการอธิบายไว้ในที่อื่น [16][17]

เพื่อที่จะสร้างสมการสำหรับ dipole moment ของอนุภาคทรงกลม ลองมาพิจารณาโจทย์ปัญหาที่ฉนวนทรงกลมเส้นผ่าศูนย์กลาง R และมีการความนำไฟฟ้า (permittivity) ϵ_p แขนงลอยอยู่ในตัวกลางที่มี permittivity ϵ_m และอยู่ในสนามไฟฟ้าที่สมำเสมอในทิศทาง z (รูป 3.3) สนามไฟฟ้าควรเป็นไปตามสมการ Laplace สมการใหม่ภายในตัวกลางและภายในอนุภาคเขียนได้ดังนี้[15]

$$\Phi_m(r, \theta) = C_1 \frac{\cos \theta}{r^2} - E_0 r \cos \theta \quad r > R, \quad (3.2)$$

$$\Phi_p(r, \theta) = C_2 r \cos \theta \quad r < R, \quad (3.3)$$

เมื่อ C_1 และ C_2 เป็นสัมประสิทธิ์ (co-efficient) ที่ถูกกำหนดโดยการใช้เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions) สังกะตเทอมที่ 2 ในสมการ (3.2) คือสนามไฟฟ้าสมำเสมอที่มีอยู่แล้ว ส่วนเทอมที่ 1 คือ ไดโพลที่ถูกชักนำเนื่องจากการมีอนุภาคอยู่ เงื่อนไขขอบเขตที่ผิวอนุภาคคือกฎอนุรักษ์ของศักย์ไฟฟ้าและองค์ประกอบของการไหลผ่าน(displacement flux) ทั้งทั้งขอบเขต 2 เงื่อนไขขอบเขตเขียนเป็นสมการดังนี้

$$\Phi_p(r = R, \theta) = \Phi_m(r = R, \theta) \quad (3.4)$$

$$\epsilon_p \frac{\partial \Phi_p}{\partial r} = \epsilon_m \frac{\partial \Phi_m}{\partial r} \quad (3.5)$$

เมื่รวมเงื่อนไขขอบเขตกับสมการ (3.2), (3.3) จะได้รับสัมประสิทธิ์ที่ไม่ทราบ 2 ตัว ดังนี้

$$C_1 = \frac{\epsilon_p - \epsilon_m}{\epsilon_p - 2\epsilon_m} R^3 E_0 \quad C_2 = \frac{3\epsilon_m}{\epsilon_p + 2\epsilon_m} E_0 \quad (3.6)$$

ศักยภาพไฟฟ้า Φ_{dipole} เนื่องจากจุดของขั้วจุดหนึ่ง มี ไดโพลโมเมนต์อยู่ในตัวกลางไดอิเล็กตริก ที่มีค่า permittivity ϵ_m เขียนได้ดังนี้[15]

$$\Phi_{dipole} = \frac{|p| \cos \theta}{4\pi\epsilon_m r^2} \quad (3.7)$$

เมื่อ θ คือ มุม polar angle
 r คือ ตำแหน่งรัศมี

การรวมสมการ (3.6) กับ (3.2) และการเปรียบเทียบเทอมที่ 1 ของสมการ (3.2) กับสมการ (3.7) dipole moment ของอนุภาคทรงกลม เขียนได้ดังนี้

$$p = 4\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 E \quad (3.8)$$

เมื่อ f_{CM} คือ แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti และจำกัดความได้ดังนี้

$$f_{CM}(\epsilon_p, \epsilon_m) = \frac{\epsilon_p - \epsilon_m}{\epsilon_p + 2\epsilon_m} \quad (3.9)$$

สังเกตว่า เมื่อ $\epsilon_p > \epsilon_m$, f_{CM} จะมีค่าเป็นบวก (positive) , เมื่อ $\epsilon_p < \epsilon_m$, f_{CM} จะมีค่าเป็นลบ (negative) ถ้า $\epsilon_m \rightarrow \infty$ ค่า f_{CM} กลายเป็น $-1/2$ และถ้า $\epsilon_p \rightarrow \infty$ ค่า f_{CM} กลายเป็น 1 สรุปได้ว่า แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti มีขีดจำกัดตัวเลขดังนี้

$$-\frac{1}{2} < f_{CM} < 1 \quad (3.10)$$

เมื่อสมการ dipole moment (3.8) ถูกแทนค่ากลับไปทีสมการ (3.1) แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส บนอนุภาคทรงกลมเขียนสูตรได้ดังนี้

$$F_{DEP} = 4\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 (E \cdot \nabla) E \quad (3.11)$$

ใช้ปริมาณ vector

$$\nabla(E \cdot E) = 2(E \cdot \nabla)E + 2E \times (\nabla \times E) \quad (3.12)$$

ความจริงที่สนามไฟฟ้าหมุนไม่ได้ (irrotational) ($\nabla \times E = 0$)[15] แรงแดิโพลีโทรโพเรซิส บนอนุภาค ทรงกลมเขียนสูตรใหม่ได้ดังนี้

$$F_{DEP} = 2\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 (E \cdot \nabla)E = 2\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 \nabla |E|^2 \quad (3.13)$$

จุดสำคัญของการได้มาจากสมมุติฐานนี้ (derivation) คือว่าอนุภาคถูกแทนที่ด้วยจุดเทียบเท่ากันที่มีชาร์จประจุ 2 ขั้วซึ่งให้การกระจายสนามไฟฟ้าเท่ากันทั่วอนุภาค สังเกตว่าค่าสนามไฟฟ้าในสมการ (3.13) คือสนามที่ใช้ที่ศูนย์กลางอนุภาค

3.3 ทฤษฎีของแมกซ์เวลล์ (Maxwell Stress Tension Theory)

อีกทางเลือกหนึ่งในการสืบสมมุติฐานของแรงแดิโพลีโทรโพเรซิสโดยโมเดล point-dipole ใช้สูตรของ Maxwell Stress Tension (MST) ในกรณีนี้ ตัวสร้างแรงกดดัน (stress tensor) T ต้องอินทิเกรต ทั่วพื้นผิวอนุภาค ดังนี้ [16]

$$F_{DEP} = \oint_S (\underline{T} \cdot \underline{n}) dS \quad (3.14)$$

เมื่อ \underline{n} คือ เวกเตอร์ 1 หน่วยที่ตั้งฉากกับพื้นผิว และ T มีคำจำกัดความดังนี้

$$\underline{T} = \epsilon(E \otimes E - \frac{1}{2} E^2 \underline{U}) + \mu(H \otimes H - \frac{1}{2} H^2 \underline{U}) \quad (3.15)$$

เมื่อ E คือ สนามไฟฟ้า
 H คือ สนามแม่เหล็ก
 \underline{U} คือ เท็นเซอร์ 1 หน่วย

สัญลักษณ์ \otimes แทน dyadic product สำหรับสนามไฟฟ้าที่ใส่เข้าไป โดยที่มีความถี่น้อยกว่า 100 MHz ผลที่เกิดจากองค์ประกอบของสนามแม่เหล็กไม่ต้องนำมาคิด (ได้แก่ วงเล็บที่ 2 ในสมการ stress tensor) ซึ่งเรียกว่า near field approximation [16]

การแสดงสมการสำหรับแรงแดิโพลีโทรโพเรซิส (3.13) สามารถพิสูจน์หาได้ด้วยสูตร MST เช่นเดียวกัน [16] ระหว่างการหาแรงแดิโพลีโทรโพเรซิส ทั้ง 2 วิธีการ ซึ่งมีขั้นตอนสำคัญเกี่ยวกับสนามที่ผิวของอนุภาคโดยจะอธิบายให้อยู่ในรูปของสนามดั้งเดิมที่ศูนย์กลางของอนุภาค (ถึงแม้ว่าขั้นตอนนี้ไม่ได้แสดงระหว่าง derivation แต่รายละเอียดของการหาแรงแดิโพลีโทรโพเรซิส ที่ใช้พื้นฐานของวิธี point-dipole[17] และการใช้สูตร MST[16] อาจหาได้จากที่กล่าวนี้) ข้อจำกัดของขั้นตอนสำคัญนี้คือการมีสนามที่ไม่สม่ำเสมอเล็กน้อย แต่ก็ใช้ได้ถ้าอนุภาคมีขนาดเล็กเปรียบเทียบกับแอมพลิจูดของสนามไฟฟ้า (นั่นคือ ขนาดของอนุภาคเล็กกว่าระยะทางซึ่งมีความแตกต่างของสนามไฟฟ้าภายนอกแปรเปลี่ยนอยู่มาก) [18] สำหรับการคำนวณ

แรงไดโพลีโตรีโพเรซิส ที่ถูกต้องมากกว่าในกรณีที่มีความไม่สม่ำเสมอของแกรเดียนสูง, รูปแบบดั้งเดิมของสูตร MST สามารถให้แนวทางที่มีประโยชน์ได้. การกระจายสนามไฟฟ้าบนผิวของอนุภาคสามารถหาได้โดยวิธีใช้เชิงตัวเลข, และการกระจายความกดดันบนอนุภาคอาจหาได้โดยใช้สมการ (3.15) ดังนั้นแรงไดโพลีโตรีโพเรซิสคำนวณได้โดยการอินทิเกรตค่า $\underline{T} \cdot n$ บนผิวของอนุภาคดังแสดงในสมการ (3.14) ลักษณะแบบนี้ทำให้สูตร MST ยอมรับได้ว่าเป็นแนวทางที่แม่นยำที่สุดในการหาแรงไดโพลีโตรีโพเรซิส [16][18]

หากพิจารณาสมการ (3.13) อย่างละเอียดจะช่วยให้เข้าใจขนาดสเกลที่เหมาะสมของปรากฏการณ์ ไดโพลีโตรีโพเรซิส สมมติว่า L แทนความยาวที่เป็นลักษณะของความแตกต่างสนามไฟฟ้า และ ϕ แทนแรงดันไฟฟ้า (voltage) ที่ใส่เข้าไปในระบบ ขนาดของประมาณการณ์แรง DEP โดยสมการ (3.13) จะนำไปสู่

$$F_{DEP} \sim \frac{\phi^2}{L^3} \quad (3.16)$$

หมายความว่า เป็นการลดสเกลของระบบลง จาก 1 cm เป็น 1 μm (ซึ่งเป็นขนาดที่ใช้อยู่กับเครื่องมือ LOC) แรงดันไฟฟ้า (voltage) ที่ใส่เข้าไปสามารถถูกลดลง 1000 เท่า เพื่อที่จะได้แรง DEP เท่ากัน โดยใช้แนวทางเดียวกันนี้ การเพิ่มอุณหภูมิของระบบเขียนได้ดังนี้[9]

$$\Delta T \sim L^2 |E|^2 \quad (3.17)$$

ซึ่งหมายความว่า สำหรับค่าค่าแรงสนามไฟฟ้าที่กำหนด การเพิ่มอุณหภูมิจะลดลงโดยการลดขนาดของระบบ

3.4 แรงไดโพลีโตรีโพเรซิส ในสนามไฟฟ้ากระแสสลับ (AC-Field)

เพื่อที่จะหาสมการสำหรับสนามไฟฟ้ากระแสสลับ เราจึงพิจารณาแรงดันไฟฟ้าที่ใส่เข้าไปที่ความถี่เดียว (single frequency) ω ในกรณีนี้ตัวแปรจะขึ้นกับเวลา (time dependent variables) ในที่ระบบสามารถแทนได้ด้วยการใช้เครื่องหมายเฟตเซอร์ ศักย์ไฟฟ้าในรูปฟังก์ชันฮาร์โมนิกใดๆ สามารถถูกแทนค่าได้ดังนี้

$$\phi(x, t) = \text{Re} \left[\hat{\phi}(x) e^{j\omega t} \right] \quad (3.18)$$

เมื่อ $j = \sqrt{-1}$, x เป็นเวกเตอร์บวกและสัญลักษณ์ ($\hat{}$) แสดงแรงดันที่อยู่ในรูปของเฟตเซอร์และ $\text{Re} [.]$ แทนส่วนที่เป็นจริง (real part) ของจำนวนซับซ้อน สนามไฟฟ้าแทนได้ในลักษณะเดียวกันดังนี้

$$E(x, t) = \text{Re} \left[\hat{E}(x) e^{j\omega t} \right] \quad (3.19)$$

เมื่อ $\hat{E} = (-\nabla \hat{\phi})$ เป็นสนามไฟฟ้าในรูปแบบเฟตเซอร์ (หลังจากนั้นจะแทนเป็นสัญลักษณ์ E)

การแก้สมการที่คล้ายกับส่วนก่อนหน้าสามารถนำมาใช้เพื่อสร้างสูตรของ dipole moment บนอนุภาคทรงกลมโดยสมมุติว่าอนุภาคและตัวกลางมีความเหนี่ยวนำไฟฟ้าจำกัด (finite electrical conductivity) เป็น σ_p และ σ_m ตามลำดับ เพิ่มเติมจากค่าความซึมซับสนามไฟฟ้า (permittivity) ของมัน ในกรณีนี้ ค่าความซึมซับสนามไฟฟ้า อยู่ในเทอม f_{CM} ต้องแทนที่โดย ค่าความซึมซับสนามไฟฟ้าเชิงซ้อน (complex permittivities) การแทนที่นี้นำไปสู่สมการ complex dipole moment ดังนี้ [15]

$$\tilde{p} = 4\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 E \quad (3.20)$$

เมื่อ

$$f_{CM}(\tilde{\epsilon}_p, \tilde{\epsilon}_m) = \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + 2\tilde{\epsilon}_m} \quad (3.21)$$

เมื่อ ϵ คือ complex permittivity
และจำกัดความดังนี้

$$\tilde{\epsilon} = \epsilon - j\left(\frac{\sigma}{\omega}\right) \quad (3.22)$$

โดยการใช้แนวคิดของเฟตเซอร์ของแรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสที่ขึ้นกับเวลาสามารถจำกัดความได้ดังนี้

$$F_{DEP}(t) = \text{Re}[\tilde{p}e^{j\omega t}] \cdot \nabla \text{Re}[Ee^{j\omega t}] \quad (3.23)$$

โดยการใช้ค่าเฉลี่ยต่อเวลาในสมการ (3.23) ค่าเฉลี่ยของไดโพลเล็กโตรโฟรีซิส (time-averaged DEP force) เขียนได้ดังนี้

$$\langle F_{DEP}(t) \rangle = \frac{1}{2} \text{Re}[\tilde{p}e^{j\omega t} \cdot \nabla E^*] \quad (3.24)$$

เมื่อเครื่องหมาย $\langle \cdot \rangle$ แทนค่าเฉลี่ยของแรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิส และเครื่องหมาย (*) แสดงการต่อเชื่อมที่ซับซ้อน (complex conjugation) แทนค่าสมการ (3.20) ในสมการข้างบน แรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสบนอนุภาคทรงกลมในสนามไฟฟ้ากระแสสลับ เขียนได้ดังนี้

$$\langle F_{DEP}(t) \rangle = 2\pi\epsilon_m \text{Re}[f_{CM}] R^3 \nabla E_{rms}^2 \quad (3.25)$$

เมื่อ E_{rms} คือ ขนาด root-mean-square ของสนามไฟฟ้ากระแสสลับที่ใช้

f_{CM} คือ แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti

ที่จำกัดความไว้โดยสมการ (3.21)

ลักษณะที่สำคัญบางประการของปรากฏการณ์ไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสสามารถเขียนได้ดังรายการต่อไปนี้โดยพิจารณาสมการ (3.25) อย่างละเอียด

ไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสเป็นปรากฏการณ์ non-linear เนื่องจากขึ้นอยู่กับความเข้มของสนามไฟฟ้า (เทอม E^2)

แรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสปรากฏเมื่อสนามไฟฟ้าไม่สม่ำเสมอ (non-uniform) เท่านั้น

แรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสไม่ขึ้นอยู่กับความเป็นขั้วของสนามไฟฟ้า

แรงไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสเป็นสัดส่วนกับปริมาตรของอนุภาค (proportional to particle volume)

(ไดโพลเล็กโตรโฟรีซิสมีศักยภาพในการแยกอนุภาคและเซลล์โดยขนาดของมัน)

แรงไดโพลีกรโพรเซซเป็นสัดส่วนกับคุณสมบัติไฟฟ้าของอนุภาคและตัวกลาง (proportional to electrical properties of the particle and the medium) (ค่าความซึมซาบ และ ค่าความนำ permitivities and conductivities ของตัวกลาง) และความถี่ของสนาม (ไดโพลีกรโพรเซซมีศักยภาพในการแยกอนุภาคและเซลล์โดยคุณสมบัติทางไฟฟ้าของมัน)

แรงไดโพลีกรโพรเซซขึ้นอยู่กับสัญญาณและขนาด (sign and magnitude) ของแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti, f_{CM} ถ้า $f_{CM} > 0$ อนุภาคจะถูกดูดโดยความเข้มสนามไฟฟ้าสูงสุดและถูกผลักโดยต่ำสุด (p-DEP) ถ้า $f_{CM} < 0$ อนุภาคจะถูกดูดโดยความเข้มสนามไฟฟ้าต่ำสุดและถูกผลักโดยสูงสุด (n-DEP) โดยการรวมสมการ (3.22) และ (3.21) แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti สามารถเขียนเป็นสูตรดังนี้

$$f_{CM}(\varepsilon_p, \sigma_p, \varepsilon_m, \sigma_m, \omega) = \frac{(\varepsilon_p - \varepsilon_m) + \frac{j}{\omega}(\sigma_p - \sigma_m)}{(\varepsilon_p + 2\varepsilon_m) + \frac{j}{\omega}(\sigma_p + 2\sigma_m)} \quad (3.26)$$

ข้อจำกัดใน 2 กรณีจะแสดงได้โดยใช้ limits กับสมการข้างบน ดังนี้

$$\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Re}[f_{CM}] = \frac{(\varepsilon_p - \varepsilon_m)}{(\varepsilon_p + 2\varepsilon_m)} \quad (3.27)$$

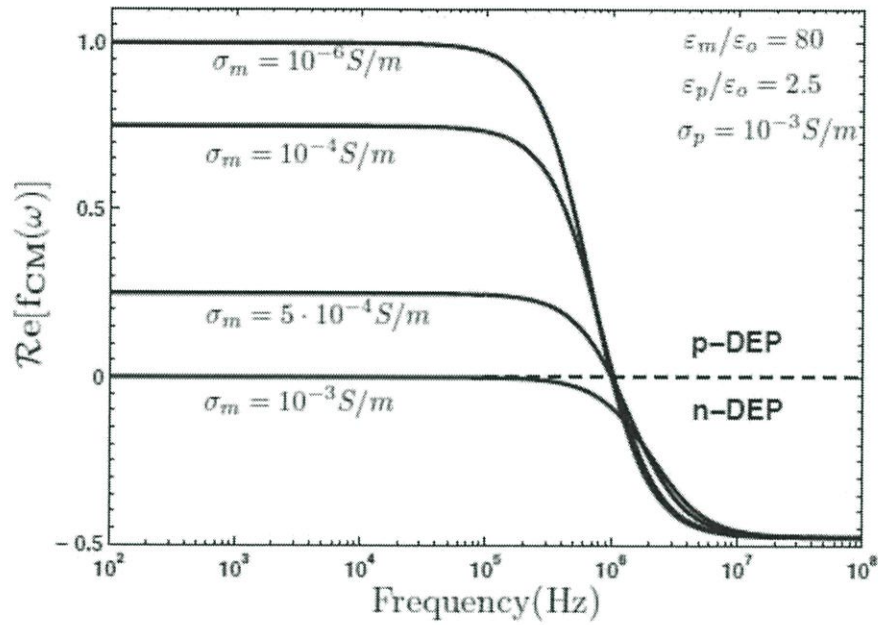
$$\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Re}[f_{CM}] = \frac{(\sigma_p - \sigma_m)}{(\sigma_p + 2\sigma_m)} \quad (3.28)$$

แสดงว่าสัญลักษณ์เครื่องหมายของแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti ถูกกำหนดโดยความเหนี่ยวนำไฟฟ้าของอนุภาคและตัวกลางที่ความถี่ต่ำ อย่างไรก็ตามมันสามารถกำหนดโดยค่าความซึมซาบของสนามไฟฟ้าที่ความถี่สูงๆ ดังนั้นในกรณีของ (i) $\sigma_p > \sigma_m$ และ $\varepsilon_p < \varepsilon_m$ แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti เป็นบวก (นั่นคือ p-DEP) ที่ความถี่ต่ำกว่า และเป็นลบ (นั่นคือ n-DEP) ที่ความถี่สูง พฤติกรรมนี้จะผกผันกลับในกรณีของ (ii) $\sigma_p > \sigma_m$ และ $\varepsilon_p > \varepsilon_m$ การตอบสนองต่อความถี่ใน 2 กรณีนี้แสดงไว้ในรูป 3.4 สำหรับค่าพารามิเตอร์ตัวป้อนที่กำหนดให้ (Metlab script ที่คำนวณ แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti ของอนุภาคทรงกลมที่เป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous) แสดงไว้ในภาคผนวก A.1)

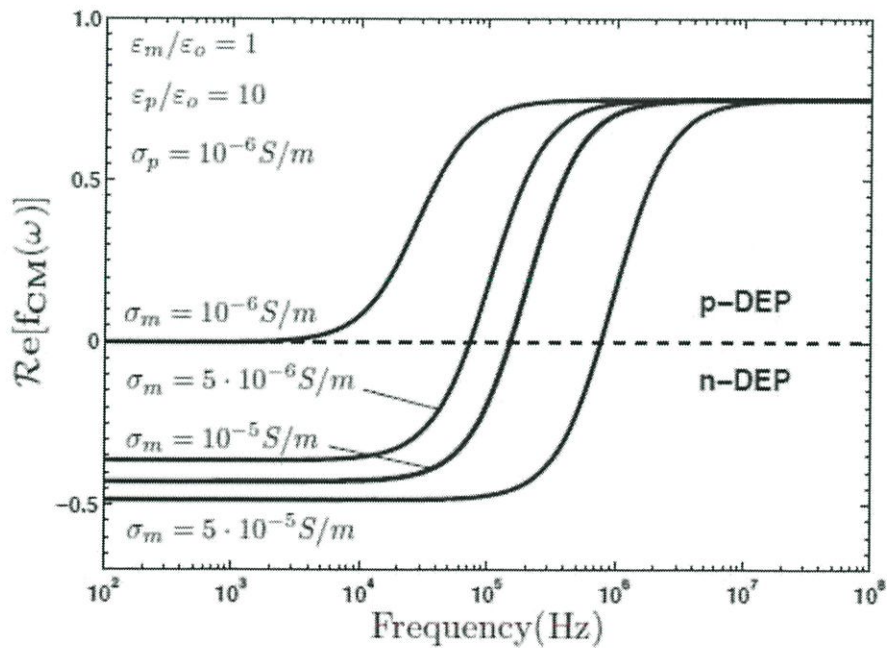
ทั้ง 2 กรณี เส้นโค้งทั้งสองมี จุดที่เป็นข้อจำกัด ที่กล่าวถึงในสมการ (3.27) และ (3.28) ระหว่างจุดจำกัดเหล่านั้นก็จะมีบริเวณช่วงการเปลี่ยนแปลงปรากฏอยู่ ในรูปทั้ง 2 รูป, กรณีที่ความเหนี่ยวนำไฟฟ้าของอนุภาคเท่ากับของตัวกลางมีค่าทำให้ $\text{Re}[f_{CM}]$ เป็นศูนย์ การตอบสนองของไดโพลีกรโพรเซซจะสลับเปลี่ยนระหว่าง n-DEP และ p-DEP จุดที่การตอบสนองของ n-DEP เปลี่ยนสลับไปเป็น p-DEP (หรือการตอบสนองของ p-DEP เปลี่ยนสลับไปเป็น n-DEP) เรียกว่าความถี่ที่ส่งผ่าน (cross-over frequency) ซึ่งเป็นจุดที่ complex permittivity ของอนุภาคเท่ากับพอดีกับของตัวกลางที่ความถี่นั้น, ซึ่งจะได้แรงไดโพลีกรโพรเซซจะเป็นศูนย์ (นั่นคือ $\text{Re}[f_{CM}] = 0$)

สำหรับกรณี (i) ความถี่ที่ส่งผ่านเกือบจะเหมือนกันสำหรับทุกๆ เส้นโค้ง (ยกเว้นกรณีที่ความเหนี่ยวนำของอนุภาคเท่ากับของตัวกลาง) สำหรับกรณี (ii) ความถี่ที่ส่งผ่านจะเลื่อนไปทางขวาเมื่อความเหนี่ยวนำของ

ตัวกลางเพิ่มขึ้น กรณี (i) เป็นลักษณะการตอบสนองที่เป็นแบบอย่างของระบบที่ประกอบด้วยอนุภาค polystyrene (latex) (ซึ่งเป็นอนุภาคทรงกลมที่เป็นของแข็งและ เป็นเนื้อเดียวกัน) แขนงลอยอยู่ในตัวกลางที่เป็นของเหลว



(a) Case (i): $\sigma_p > \sigma_m$, $\epsilon_p < \epsilon_m$



(b) Case (ii): $\sigma_p < \sigma_m$ and $\epsilon_p > \epsilon_m$

รูปที่ 3.4 DEP spectra ของทรงกลม dielectric

ถึงแม้ว่าค่าความซึมซาบเชิงซ้อน (complex permittivity) ของอนุภาคมีค่าจำกัดความในสมการไว้อย่างง่าย ๆ ในด้านปริมาณค่าความซึมซาบของบัค (bulk permittivity) และความเหนี่ยวนำไฟฟ้าของบัค (bulk conductivity) แต่มันยังมีความซับซ้อนที่มากกว่านั้นอีกเนื่องจากปรากฏการณ์ระหว่างพื้นผิวที่เกิดขึ้นที่พื้นที่สัมผัสของอนุภาค-ตัวกลาง พื้นที่สัมผัสของอนุภาค-ตัวกลางทำให้เกิดชั้นเปลือกนอก (shell) ซึ่งมีคุณสมบัติทางไดอิเล็กทริกที่แตกต่างกัน ความสำคัญและความซับซ้อนของปรากฏการณ์ระหว่างพื้นผิวนี้อาจเพิ่มขึ้นเมื่อขนาดของอนุภาคลดลง ดังนั้นการตอบสนอง DEP ของอนุภาคขนาด 1 ไมครอน-หรือ-ใหญ่กว่า อาจแตกต่างไปจากอนุภาคขนาดนาโน หรือโมเลกุล [11]

ถึงแม้ว่า polystyrene มีความเหนี่ยวนำไฟฟ้าต่ำ (low bulk conductivity) ($\sigma_{bulk} \approx 0$) , แต่อนุภาค polystyrene ขนาดไมครอนนี้อาจมีความเหนี่ยวนำสูงได้ เนื่องจากปรากฏการณ์ระหว่างพื้นผิวสัมผัสระหว่างอนุภาค กับ ตัวกลาง ที่กล่าวมาก่อนหน้านี้ ความเหนี่ยวนำของอนุภาคอาจทรงกลมอาจแสดงโดยใช้หลักการแนวคิดของ surface conductance ดังนี้ [19]

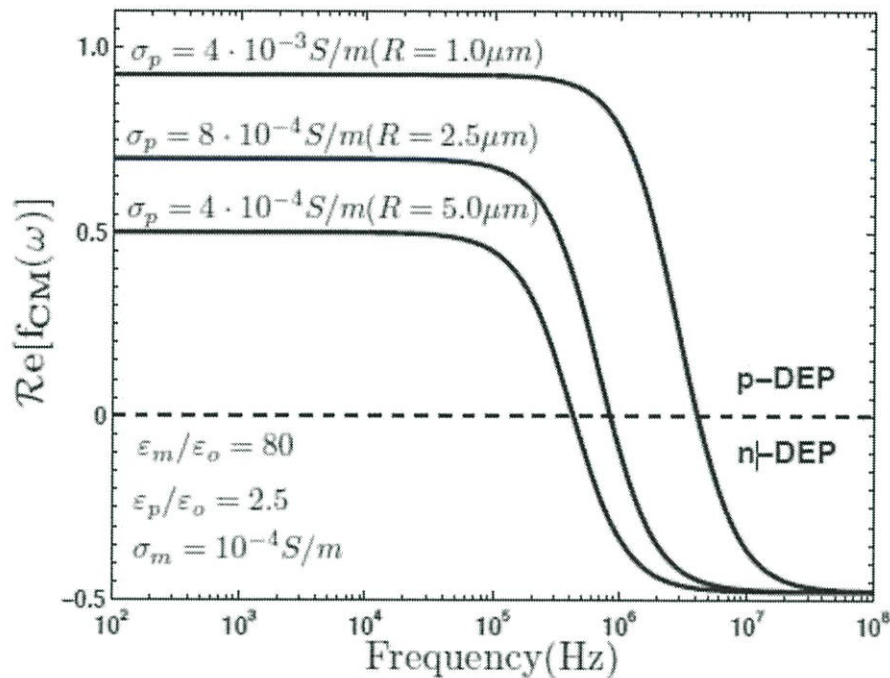
$$\sigma_p = \sigma_{bulk} + \frac{2\lambda}{R} \quad (4.29)$$

เมื่อ R คือ รัศมีของอนุภาค
 λ คือ ความเหนี่ยวนำที่พื้นผิว (surface conductance) (ปกติเป็น 1nS สำหรับอนุภาคยาง) [20][21]

ดังนั้น ค่าการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้าของอนุภาคอาจจึงสามารถมีค่าแตกต่างไปตามขนาดของอนุภาค ในรูป 3.4 ความเหนี่ยวนำไฟฟ้าของอนุภาคถูกทำให้คงที่ และผลการตอบสนองของแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ที่มีค่าความเหนี่ยวนำของตัวกลางชนิดต่างๆก็ถูกนำมาพล็อต รูป 3.5 แสดงการตอบสนองของแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ของความเหนี่ยวนำของอนุภาคชนิดต่างๆ เมื่อความเหนี่ยวนำของตัวกลางถูกทำให้คงที่ ในกรณีนี้ ความถี่ที่ข้ามไป (cross-over frequency) จะเลื่อนไปทางที่ความถี่สูงขึ้นเมื่อความเหนี่ยวนำของอนุภาคเพิ่มขึ้น (นั่นคือ ขนาดของอนุภาคลดลง) ค่า แขน asymptotic ที่ความถี่ต่ำกว่าจะลดลงเมื่อค่าความเหนี่ยวนำของอนุภาคลดลง

ผลด้านพื้นผิวที่สัมผัสกันระหว่างของไหลและอนุภาค (interfacial effects) อาจเกิดขึ้นที่พื้นที่ที่ทับซ้อนระหว่างตัวกลางที่เป็นของเหลวและผิวของขั้วต่อไฟฟ้า (electrode surface) และนำไปสู่การเกิดขั้วใหม่ของขั้วไฟฟ้า (electrode polarization) เนื่องมาจากความไม่ต่อเนื่องของตัวพาประจุ ระหว่างโลหะและของไหล ตัวกลางในของเหลว (กระแสไฟฟ้าถูกพาไปโดยอิเล็กตรอนในโลหะและโดยประจุไฟฟ้า (ions) ในตัวกลางการไหลไหลเซชันของขั้วอิเล็กโทรด นำไปสู่การสูญเสียศักย์ไฟฟ้า (electric potential) ในสารแขวนลอย (นั่นคือ แรงดันไฟฟ้าที่ใส่เข้าไปต่ำลงและแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่อนุภาคก็ต่ำลงด้วย) และนำไปสู่การลดความสามารถในการควบคุมของอนุภาค และมันยังอาจนำไปสู่การเกิดความร้อนที่รอบๆขั้วไฟฟ้า ซึ่งอาจทำให้เกิดการพาไฟฟ้าของไฟฟ้ากระแสสลับ (AC electroconvection)[11] เกิดฟอง และการยุบตัวของขั้วต่อไฟฟ้า[9] ดังนั้นปรากฏการณ์โพลาลิเซชันของขั้วไฟฟ้า ควรต้องหลีกเลี่ยง สำหรับสารแขวนลอยที่มีความเหนี่ยวนำสูงกว่า

100mS/m และ/หรือระบบการทำงานที่ความถี่สูงกว่า 10 kHz, ปรากฏการโพลาร์ไลเซชันของขั้วไฟฟ้าถือว่า ถูกหลีกเลี่ยงแล้วอัตโนมัติ

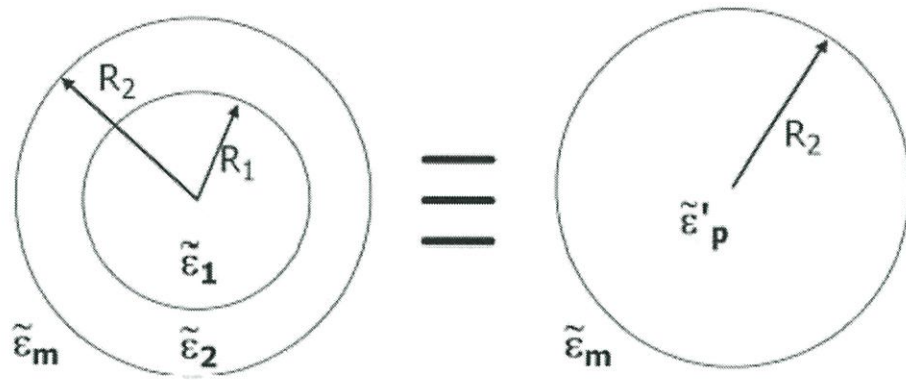


รูปที่ 3.5 ค่า Dielectrophoretic spectra ของทรงกลมลาเท็กซ์ ($\lambda = 1nS$, $R = 1.0, 2.5, 5.0 \mu m$)

3.5 แรงไดโพลีโตรโพเรซิสบนชีวอนุภาค (Biological Particles)

แรงไดโพลีโตรโพเรซิสถูกนำมาใช้สำหรับควบคุมกับอนุภาคทางชีววิทยา เช่น แบคทีเรีย, ไวรัส, สปอร์, ยีสต์ และเซลล์ชนิด eukaryotic อื่นๆ เช่นเดียวกับ โปรตีน, กรดนิวคลีอิก, และชีวโมเลกุลชนิดอื่นๆ[22] อนุภาคทางชีววิทยาเหล่านี้มีโครงสร้างภายในที่สลับซับซ้อนกว่าโครงสร้างภายในของอนุภาคทรงกลมที่เป็นของแข็ง, เป็นเนื้อเดียวกัน ถึงแม้ว่าความซับซ้อนนี้ไม่ได้เปลี่ยนคุณสมบัติพื้นฐานทางฟิสิกส์ สมการที่ใช้คำนวณก็ยังคงเป็น สมการ dipole moment และสมการแรงไดโพลีโตรโพเรซิส แต่ก็ต้องมีการดัดแปลงเพื่อรองรับความสลับซับซ้อนเหล่านี้ มุมมองทั่วไปสำหรับสร้างโมเดลทางทฤษฎีของชีวอนุภาคคือการใช้โมเดลเปลือกนอกหลายชั้นที่มีจุดศูนย์กลางร่วมกัน (concentric multi-shell) [12]

กรณีที่ง่ายที่สุด คือ โมเดลเปลือกนอกทรงกลมเดียว (single spherical shell model) [15][23] ในโมเดลนี้ ทรงกลมที่เป็นเนื้อเดียวกันโดยมีค่าความซึมซาบทางไฟฟ้าเชิงซ้อน (complex permittivity) ϵ_p' ถูกแทนที่สำหรับอนุภาคที่เดิมที่เป็น 2 ชั้น (รูป 3.6)



รูปที่ 3.6 แผนภาพแสดงโมเดลเปลือกนอกชั้นเดียว (single-shell model)

โดยค่าความซึมซาบสนามไฟฟ้าที่ซับซ้อนโดยรวม (an effective homogeneous complex permittivity value) $\tilde{\epsilon}'_p$ แทนที่ค่า ϵ_p ใน แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti ดังนี้

$$f_{CM}(\tilde{\epsilon}'_p, \epsilon_m) = \frac{\tilde{\epsilon}'_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}'_p + 2\tilde{\epsilon}_m} \quad (3.30)$$

เมื่อ $\tilde{\epsilon}'_p$ ถูกจำกัดความ เป็น [12]

$$\tilde{\epsilon}'_p(\tilde{\epsilon}_1, \tilde{\epsilon}_2) = \tilde{\epsilon}_1 \frac{\left[\left(\frac{R_1}{R_2} \right)^3 + 2 \left(\frac{\tilde{\epsilon}_2 - \tilde{\epsilon}_1}{\tilde{\epsilon}_2 + 2\tilde{\epsilon}_1} \right) \right]}{\left[\left(\frac{R_1}{R_2} \right)^3 - \left(\frac{\tilde{\epsilon}_2 - \tilde{\epsilon}_1}{\tilde{\epsilon}_2 + 2\tilde{\epsilon}_1} \right) \right]} \quad (3.31)$$

ตามปกติเซลล์ของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม (mammalian cell) ประกอบไปด้วยไซโตพลาซึมที่มีความเป็นตัวนำสูง (conducting cytoplasm) ล้อมรอบไปด้วยเนื้อเยื่อที่เป็นฉนวนห่อหุ้มโดยรอบ ดังนั้น โมเมนต์ไดโพลที่มีผลต่อเซลล์ของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมอาจสร้างเป็นโมเดลได้โดยใช้โมเดลเปลือกชั้นเดียวก็พอ [24] คุณสมบัติไดอิเล็กทริกของเซลล์ (dielectric properties of cells) อาจวัดได้โดยใช้วิธีการหมุนด้วยไฟฟ้า (electrorotation- ROT) สำหรับวิธีนี้ การหมุนของเซลล์ที่เป็นผลมาจากโมเมนต์บิด (torque) ที่เกิดจากการใส่สนามไฟฟ้าหมุนเข้าไป โดยจะถูกวัดเป็นฟังก์ชันของสนามความถี่ (field frequency) เพื่อที่จะประมาณคุณสมบัติไดอิเล็กทริกของเซลล์ดังกล่าว, ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของโมเดลเปลือกชั้นเดียวจะถูกปรับให้พอเหมาะสม พอดีกับข้อมูลการทดลอง ROT [25] โดยใช้คุณสมบัติประมาณการณ ก็สามารหา DEP spectra ของเซลล์ได้

รูป 3.6 แสดง DEP spectra ของอนุภาคทรงกลม 2 ชั้น ที่มีการแทนค่าสำหรับคุณสมบัติ 2 ช่วงไฟฟ้าของเซลล์ สัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมสำหรับความถี่นำไฟฟ้าของตัวกลางชนิดต่างๆ (MetlabR script ที่คำนวณแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti โดยใช้โมเดลเปลือกนอกชั้นเดียว แสดงในภาคผนวก A.2) ต่างจากอนุภาคที่เป็นเนื้อ

เดียวกัน มันมี 2 ความถี่ที่ส่งผ่าน (cross-over frequency) ความถี่แรกเป็นบทบาทที่เข้มข้นของความเหนียวนำของตัวกลาง และเมื่อความเหนียวนำเพิ่มขึ้น ความถี่ที่ส่งผ่านจะเลื่อนไปที่ค่าความถี่สูงขึ้น โมเดลเปลือกนอกชั้นเดียวสามารถขยายเป็นหลายชั้นเพื่อเป็นโมเดลของเซลล์ที่มีโครงสร้างซับซ้อน เช่น เซลล์ที่มีผนังเซลล์โดยรอบ โครงสร้างที่มีผนังนี้เป็นลักษณะทั่วไปของเซลล์พืช เช่นเดียวกับจุลินทรีย์เซลล์เดี่ยวหลายชนิด เช่นเซลล์ของยีสต์ และแบคทีเรีย[15] รูป 3.8 แสดงแผนภาพของอนุภาคทรงกลมที่มีเปลือกนอก 2 ชั้น แนวคิดเหมือนกันมากกับโมเดลเปลือกนอกชั้นเดียว ในกรณีนี้ อนุภาคที่อยู่ล่าสุดจากเปลือกชั้นแรกจะถูกแทนที่โดยทรงกลมที่เป็นเนื้อเดียวกันโดยมี ค่าความซึมซับเชิงซ้อน(effective complex permittivity) ที่ $\tilde{\epsilon}'_2$ และระบบที่เป็นผล (mid-geometry ในรูป 3.8) จะถูกแทนที่ด้วยทรงกลมที่เป็นเนื้อเดียวกันที่มี effective complex permittivity ที่ $\tilde{\epsilon}'_p$ ซึ่งแทนที่ $\tilde{\epsilon}'_p$ ในแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti, สมการ 3.30 คงเดิม แต่สมการสำหรับค่าความซึมซับเชิงซ้อน(effective complex permittivity) ต้องปรับเปลี่ยน ดังนี้

$$\tilde{\epsilon}'_p(\tilde{\epsilon}'_1, \tilde{\epsilon}'_2) = \tilde{\epsilon}'_1 \frac{\left[\left(\frac{R_1}{R_2} \right)^3 + 2 \left(\frac{\tilde{\epsilon}'_2 - \tilde{\epsilon}'_1}{\tilde{\epsilon}'_2 + 2\tilde{\epsilon}'_1} \right) \right]}{\left[\left(\frac{R_1}{R_2} \right)^3 - \left(\frac{\tilde{\epsilon}'_2 - \tilde{\epsilon}'_1}{\tilde{\epsilon}'_2 + 2\tilde{\epsilon}'_1} \right) \right]} \quad (3.32)$$

เมื่อ $\tilde{\epsilon}'_2$ ถูกจำกัดความ ดังนี้

$$\tilde{\epsilon}'_2(\tilde{\epsilon}'_2, \tilde{\epsilon}'_3) = \tilde{\epsilon}'_2 \frac{\left[\left(\frac{R_2}{R_3} \right)^3 + 2 \left(\frac{\tilde{\epsilon}'_3 - \tilde{\epsilon}'_2}{\tilde{\epsilon}'_3 + 2\tilde{\epsilon}'_2} \right) \right]}{\left[\left(\frac{R_2}{R_3} \right)^3 - \left(\frac{\tilde{\epsilon}'_3 - \tilde{\epsilon}'_2}{\tilde{\epsilon}'_3 + 2\tilde{\epsilon}'_2} \right) \right]} \quad (3.33)$$

อนุภาคทางชีววิทยาบางชนิดไม่อาจอธิบายง่าย ๆ ได้ว่าเป็นทรงกลม มันอาจต้องสร้างโมเดลเป็น ทรงรี (ellipsoids), ทรงกระบอก (cylinders), และแท่ง (rod) เพื่อที่จะกำหนดสมการ dipole moment และสมการแรง DEP ที่สอดคล้องกัน ต้องมีการคำนวณศักย์ไฟฟ้ารอบๆอนุภาค สำหรับทรงกลมอย่างง่ายและอนุภาคทรงรี (รูปกลมรีที่ส่วนข้างกว้าง(prolate ellipsoid) และรูปไข่ (obsolete ellipsoid) นั้นมีสูตรหาคำตอบของการวิเคราะห์ไว้แล้ว[12][26][27] อย่างไรก็ตาม สำหรับพีชคณิตที่มากไปกว่าทรงกลมและรูปไข่ เช่น ทรงกระบอก, แท่ง ฯลฯ ต้องมีการแก้โจทย์ตัวเลขเพื่อที่จะหาค่าศักย์ไฟฟ้ารอบๆอนุภาค, หาโมเมนต์ของขั้วปกติ และ หลายขั้ว (dipole and multipolar) [28][29][30] แต่ละเซลล์มีรูปลักษณ์ (morphology) ที่เด่นชัดและดังนั้นจึงมีลักษณะไดโพลโมเมนต์(dielectric signature)ที่แตกต่างกันไป ซึ่งเป็นการหน้าที่การทำงานของเซลล์ชนิดนั้นๆ , ความซับซ้อนในไฮโดพลาสซึม, ระยะเวลาของวงจรของเซลล์ และความมีชีวิตของเซลล์ คุณสมบัติเฉพาะของลักษณะไดโพลโมเมนต์ไฟฟ้า นี้สามารถใช้ในการคัดแยกและระบุเซลล์จากอนุภาคอื่นๆ หรือใช้ตรวจจับและแยกเซลล์ที่เป็นโรคหรือเสียหายโดยวิธีใช้พลังงานจลน์ไฟฟ้ากระแสสลับ (AC electrokinetic methods) ในความหมายนี้แรงไดโพลเล็กโตรโพรเซสจะถูกนำมาใช้เพื่อ

1. การแยกเซลล์มะเร็งจากกระแสเลือด [31]
2. การแยกเกล็ดเลือดจากเลือดเจือจาง [32]
3. การแยกเม็ดเลือดแดงและเม็ดเลือดขาว [33]
4. การแยกเซลล์ยีสต์ที่มีชีวิตและไม่มีชีวิต [34]
5. การแยกเม็ดเลือดขาว (leukocytes) ของมนุษย์ [35]
6. การแยกเซลล์ (electroporated and non-electroporated cells) [36]
7. การแยก เม็ดเลือดแดงของวัวที่อดอาหารระยะต่างๆกัน [26][37]
8. การแยกเซลล์ที่ติดเชื้อมาลาเรียออกจากเลือด [11][24]
9. การแยกเซลล์ oocyte ที่มีสุขภาพสมบูรณ์และไม่สมบูรณ์ [38]
10. การหาลักษณะและการแยก stem cells และตัวอ่อนที่แตกตัวออกมา [39]
11. การแยกเซลล์ที่หายากออกจากของเหลวทางชีววิทยา [40]
12. การแยกและตรวจจับอนุภาคนาโนที่ถอดจาก [41]

3.6 สมการไดโพลีโพรเซสที่เพิ่มขึ้นบนอนุภาคทรงรี

สมการคำนวณแรงไดโพลีโพรเซสบนอนุภาคทรงรี[15]

$$\langle F_\infty \rangle = \langle F_{DEP} \rangle \quad (3.34)$$

(เกิดจากสนามไฟฟ้ากระแสตรง)

$$\langle F_{DEP, Ellipsoid} \rangle = \frac{2\pi ab^2}{3} \left\{ \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{1 + \left(\frac{\tilde{\epsilon}_p + \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_m} \right) L_*} \right\} \nabla |E|^2_{rms} \quad (3.35)$$

ซึ่ง

$$\tilde{\epsilon} = \epsilon + j \frac{\sigma}{\omega} \quad (3.36)$$

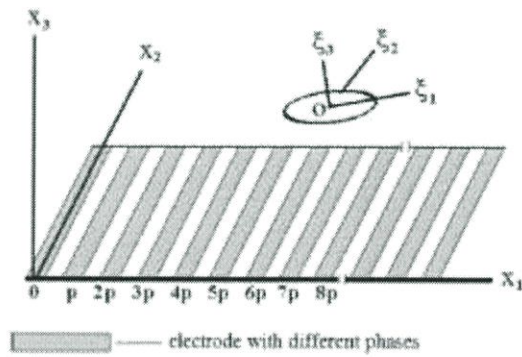
โดยที่

ϵ_p	คือ ค่าสภาพการยอมให้ผ่านได้ของอนุภาค
ϵ_m	คือ ค่าสภาพการยอมให้ผ่านได้ของตัวกลาง
σ_p	คือ ค่าสภาพการนำไฟฟ้าของอนุภาค
σ_m	คือ ค่าสภาพการนำไฟฟ้าของตัวกลาง
ω	คือ ความถี่เชิงมุมของสนามไฟฟ้า
j	คือ ค่าจินตภาพ
$L_{1,2,3}$	คือ พิกัดคงที่ที่อยู่บนทรงรี

- a คือ ความยาวตามแนวพิกัด ξ_1
 b คือ ความยาวตามแนวพิกัด ξ_2
 c คือ ความยาวตามแนวพิกัด ξ_3

$$L_* = \frac{\left[1 + \frac{3}{5}(1-\gamma^{-2}) + \frac{3}{7}(1-\gamma^{-2})^2 \dots \right]}{3\gamma^{-2}}$$

$$\gamma = \frac{a}{b} \quad \text{โดย} \quad a > b; (b = c)$$



รูปที่ 3.7 แสดงตำแหน่งแกนต่างๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์แรงไดโพลไฟฟ้าในสนามไฟฟ้า

กระแสดตรง

บทที่ 4

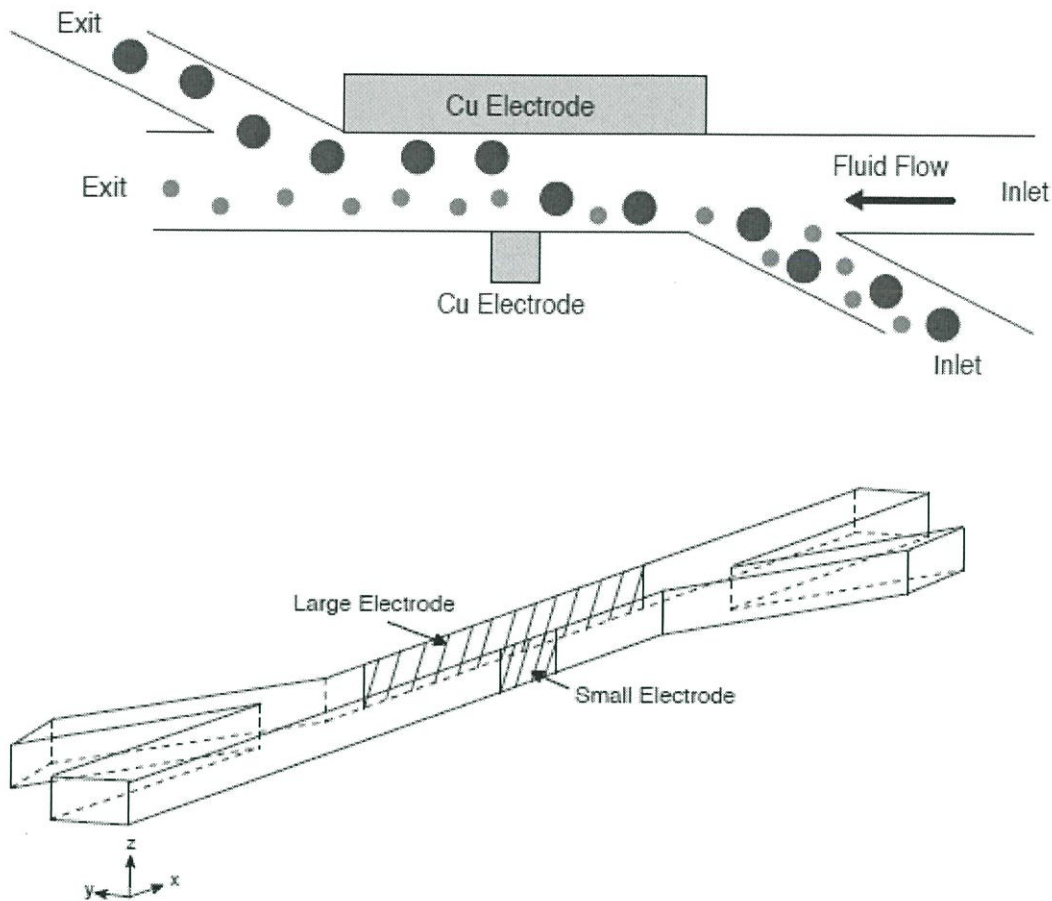
การแยกอนุภาคและเซลล์โดยขนาด

4.1 หลักการทั่วไปเกี่ยวกับการแยกอนุภาคและเซลล์โดยขนาด

ในบทนี้จะนำเสนอเครื่องมือ LOC ที่ใหม่ และไม่ยุ่งยากซับซ้อน ใช้สำหรับการแยกอนุภาคและเซลล์โดยใช้แยกขนาดที่แตกต่างกัน โดยมีแหล่งจ่ายเป็นไฟฟ้ากระแสสลับ (AC) เครื่องมือ LOC ประกอบด้วยช่องขนาดเล็ก (micro channel) ที่ตรงและเป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้า เชื่อมต่อ 2 แอ่งนำเข้า (inlet reservoirs) และ 2 แอ่งทางออก (exit reservoirs) สนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอถูกสร้างโดยวิธีใช้ขั้วนำไฟฟ้าทองแดง 3 มิติ (3D copper electrodes) จำนวน 2 แห่งที่ไม่สมมาตรกัน (asymmetric) แล้วฝังไปในช่องที่อยู่ตามแนวผนังอนุภาคขนาดต่างกัน ก็ถูกเก็บรวบรวม ณ จุดเป็นแอ่งทางออกที่ต่างกัน และ เพื่อลดผลที่ไม่ต้องการที่จะกระทบต่อสนามไฟฟ้าในระบบให้ต่ำสุด, การเคลื่อนที่ของของไหลส่วนใหญ่จะถูกเหนี่ยวนำ โดยใช้ความต่างของแรงดัน (pressure difference) บริเวณที่ต้องการค่าสนามไฟฟ้าเพื่อสร้าง แรง DEP จะถูกจำกัดอยู่ภายในบริเวณโดยขั้วไฟฟ้าทั้งสอง

เครื่องมือ LOC ถูกประดิษฐ์ (fabricated) ขึ้นมาโดยใช้วิธีสร้างแม่พิมพ์หินอย่างอ่อน (soft-lithographic fabrication), ขั้วนำไฟฟ้าทองแดง 3D ถูกสร้างขึ้นโดยใช้เทคนิคที่พัฒนามาจากการสร้างแม่พิมพ์หินอย่างอ่อนนี้เช่นกัน การออกแบบปัจจุบันมีข้อได้เปรียบตรงที่สามารถถูกสร้างขึ้นได้ด้วยเทคนิคง่ายๆและไม่แพงโดยใช้ศักยภาพไฟฟ้าต่ำ เช่น ในอุปกรณ์ AC-DEP ส่วนมาก นำไปสู่การลดผลด้านการสร้างความร้อนจูล (Joule heating effect) ลงต่ำสุด และเข้ากันได้กับวงจรรวม (compatibility with the integrated circuits) สำหรับการออกแบบส่วนมากที่เสนอในบทความที่เกี่ยวกับการจัดการเซลล์ (cell manipulation), ไม่ว่าจะเป็นไฟฟ้ากระแสสลับหรือกระแสตรง (AC or DC), สำหรับเซลล์ที่ได้รับสนามไฟฟ้าโดยทั่วตลอดทั้งอุปกรณ์ไมโครฟลูอิดนั้น อาจนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของเซลล์บางประการที่ไม่คาดคิด [9] การออกแบบที่เสนอในรายงานการศึกษานี้มีความเฉพาะตัวในด้านที่ผลของสนามไฟฟ้าถูกจำกัดในพื้นที่เล็กๆที่อยู่ในช่องขนาดเล็ก ซึ่งจำกัดปฏิกิริยาโต้ตอบของเซลล์กับสนามไฟฟ้าให้ต่ำสุด สิ่งนี้จะช่วยคงสภาวะดั้งเดิมของเซลล์ที่ใช้

หลังจากวิเคราะห์การออกแบบปัจจุบันโดยละเอียด ได้มีการเสนอแบบทางเลือกสำหรับการแยกอนุภาคและเซลล์โดยขนาด ซึ่งใช้แรง AC-DEP ที่ตำแหน่งเฉพาะใดๆ ซึ่งถูกออกแบบผลิตรอกมาด้วยวิธีใช้ฉนวนกัน (hurdle) และขั้วนำไฟฟ้าสามมิติ



รูปที่ 4.1 แบบของ AC-DEP chips

4.2 การทำแบบโมเดลและการทดสอบเสมือนจริง (Modeling and Simulation)

การเขียนแบบผังของระบบ (schematic drawing) ของ AC-DEP chip และขอบเขตที่ใช้ในการคำนวณแรง DEP แสดงในรูป 4.1 มี 2 แอ่งนำเข้า และ 2 แอ่งทางออก ต่อเชื่อมกันด้วยช่องทางเดินระดับไมครอน แอ่งน้ำเข้ามีไว้สำหรับการนำเข้านุภาคและสารละลายบัฟเฟอร์ที่เป็นตัวขับ (driving buffer solution) ตามลำดับ แอ่งทางออกมีไว้เก็บรวบรวมอนุภาคที่มีขนาดต่างๆกัน ความสูงของช่อง (channels) ประมาณ $20 \mu\text{m}$ (ในทิศทาง z) ความกว้างของช่องหลัก $100 \mu\text{m}$ โดยวางขั้วนำไฟฟ้าที่ไม่สมมาตร (asymmetric electrode) 2 ขั้วในผนังของช่องให้ผลิตสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอในทิศทาง y ขั้วนำไฟฟ้าที่ใหญ่กว่ามีปลายแบนที่กว้าง $1000 \mu\text{m}$ ขั้วนำไฟฟ้าที่เล็กกว่ามีความกว้าง $50 \mu\text{m}$ สนามไฟฟ้าภายในช่องขนาดเล็ก เป็นไปตามสมการ Laplace ดังนี้

$$\nabla \phi = 0 \quad (4.1)$$

สมการเป็นไปตามเงื่อนไขขอบเขตโดย ผนังของช่องและแอ่งจะเป็นฉนวน และศักย์ไฟฟ้าที่ขั้วไฟฟ้า, ϕ เป็นเฟตเซอร์ (phasor) ของศักย์ภาพไฟฟ้า AC ที่ให้, ศักย์ภาพที่แท้จริงคือ $\phi(x,t) = \hat{\phi}(x)f(t)$, เมื่อ $f(t)$ คือ

ฟังก์ชันของสนามไฟฟ้าที่เวลาใดๆ (transient electrical field) ซึ่งเป็นรูปคลื่นสี่เหลี่ยมจัตุรัส (square wave) ในการศึกษา

เนื่องจากค่าจำนวน Reynolds number ต่ำ ระยะความเฉื่อย (inertia term) จึงไม่นำมาคิด และสนามของการไหลภายในช่องขนาดเล็ก เป็นไปตามสมการ Stokes ดังนี้

$$-\nabla P + \mu \nabla^2 u = 0 \quad (4.2)$$

โดยเงื่อนไขขอบเขตที่ไม่มีการเลื่อน (no-slip boundary conditions) ที่ช่องผนัง และโดยค่าความแตกต่างของความดันระหว่างแอ่ง

เพื่อทำการทดสอบเสมือนจริงสำหรับเส้นโคจรของอนุภาค (particle trajectories) จำเป็นต้องมีสมมติฐานสำคัญ เช่น

1. คุณสมบัติทางความร้อน-ฟิสิกส์ (thermo-physics) ของของเหลวมีความคงที่ และไม่มีผลจากความร้อนในสนามของการไหลและทิศทางการเคลื่อนที่ของอนุภาค (particle velocity) อนุภาค และผนังของช่องไม่เป็นรูพรุน (non-porous) และไม่ทำปฏิกิริยากับของเหลวที่อยู่ล้อมรอบ
2. อนุภาคและผนังของช่องไม่เป็นรูพรุน (non-porous) และไม่ทำปฏิกิริยากับของเหลวที่อยู่ล้อมรอบ
3. การหมุนของอนุภาคไม่มีผลต่อการเคลื่อนที่ของอนุภาค (particle's translation motion)
4. การไหลคืบคลาน (creeping flow)

$$\left(\text{Re} = \frac{\rho U_{\text{mean}} L}{\mu} \approx \frac{(1000 \text{ kg/s}) \times (10^{-4} \text{ m/s}) \times (10^{-4} \text{ m})}{(10^{-3} \text{ kg/ms})} = 0.01 \ll 1 \right)$$

5. สารละลายมีความเจือจางพอที่จะไม่นำปฏิกิริยาไฟฟ้าสถิตย์ (electrostatic) ระหว่างอนุภาคมาคิด

สามารถหาค่าตำแหน่งของอนุภาค x_p ได้โดยการอินทิเกรต (integrate) ทิศทางการเคลื่อนที่ของอนุภาคกับตำแหน่งเริ่มแรก

$$x_p(t) = x_0 + \int_0^t u_p(\tau) d\tau \quad (4.3)$$

เมื่อ x_0 คือ ตำแหน่งเริ่มแรกของอนุภาค

t คือ เวลา

สำหรับกรอบการอ้างอิงเฉื่อย การเคลื่อนที่ของอนุภาคจะถูกปกคลุมโดยสมการ

$$m_p \frac{du_p}{dt} = F_{\text{ext}} \quad (4.4)$$

เมื่อ m_p คือ มวลของอนุภาค

F_{ext} คือ แรงภายนอกสุทธิ

ความเค้นทางพลศาสตร์ (Hydrodynamic stress tensor) และ MST ควรจะถูกอินทิเกรตทั่วทั้ง บนพื้นผิวของอนุภาค เพื่อที่จะคำนวณหาแรงภายนอกสุทธิ เพื่อที่จะคำนวณหาค่าเห็นเซอร์ของค่าความเค้นเหล่านี้ ผลของการเคลื่อนที่ทางพลศาสตร์และสนามไฟฟ้าที่ตำแหน่งใดๆ จะต้องคำนวณมาก่อนอย่างถูกต้อง โดยรวมผลจากขนาดของอนุภาคที่แน่นอน (finite) ที่มีต่อสนามไฟฟ้าที่ตำแหน่งนั้นๆ รวมไปถึงสนามการไหล ถึงแม้ว่าจะมีการทำมาแล้วโดยใช้พีชคณิตอย่างง่าย [42][43][44] เมื่อพิจารณาว่าขนาดของอนุภาคบนสนามที่ตำแหน่งใดๆ จะพบว่ามันเป็นเรื่องที่ยุ่งยากที่จะแก้ด้วยตัวเลข(ใช้มือ) ยิ่งไปกว่านั้นเมื่ออนุภาคเคลื่อนที่เข้าใกล้ผนัง (ในขนาดเป็น nm's) จะมีปฏิกิริยาทางไฟฟ้า [45] และการเคลื่อนที่ของน้ำ [46] เกิดขึ้นระหว่างอนุภาคและผิว การที่จะรวมผลเหล่านี้ในโมเดลโดยใช้เทคนิคคลาสสิกที่เป็นตัวเลขแบบตาข่าย (mesh based) จะไม่สะดวกในทางปฏิบัติ ดังนั้นโมเดลอย่างง่ายที่ใช้วิธีการติดตามแบบ Langarian [47][48] จึงถูกนำมาใช้ในการพยากรณ์การเคลื่อนที่ของอนุภาคในการศึกษานี้ จากโมเดลนี้ผลของอนุภาคต่อการไหลและสนามไฟฟ้าถูกตัดทิ้ง เฉพาะแรงที่เป็นผลลัพธ์เนื่องจากสนามไฟฟ้าและการไหลบนอนุภาคจะถูกนำมาคิด ผลของแรงบนอนุภาคอาจพิจารณาได้โดยใช้การแก้โจทย์ปัญหาของสนามการไหลและสนามไฟฟ้าแรงลาก (drag force) บนอนุภาคทรงกลมได้มาจาก

$$F_{drag} = 6\pi\mu R(u - u_p) \quad (4.5)$$

ที่ลิมิตหรือการจำกัดการไหลแบบคืบคลาน (creeping flow limit) ซึ่งรู้จักกันในชื่อ Stoke's law [46] เมื่อ R เป็นรัศมีของอนุภาค, u เป็นความเร็วของของเหลว, u_p เป็นความเร็วของอนุภาค

แรง DEP ที่กระทำบนอนุภาคทรงกลม แสดงดังสมการ (3.25) ดังนี้

$$\langle F_{DEP}(t) \rangle = 2\pi\epsilon_m \text{Re}[f_{CM}] R^3 \nabla E_{rms}^2 \quad (4.6)$$

และแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti แสดงได้ด้วยสมการ (3.26) ดังนี้

$$f_{CM}(\epsilon_p, \sigma_p, \epsilon_m, \sigma_m, \omega) = \frac{(\epsilon_p - \epsilon_m) + j/\omega(\sigma_p - \sigma_m)}{(\epsilon_p + 2\epsilon_m) + j/\omega(\sigma_p + 2\sigma_m)} \quad (4.7)$$

การสร้างสมการของแรง DEP ในสมการ (4.6) ได้มาโดยพื้นฐานของโมเดล point-dipole เนื่องจากอันดับของขนาดของช่องทางเดินนั้น มีขนาดเดียวกับขนาดของอนุภาค ความถูกต้อง (validity) ของวิธีการติดตามแบบ Langarian สำหรับการออกแบบปัจจุบันจึงยังมีการตั้งคำถามทางทฤษฎีสำหรับการออกแบบในปัจจุบัน อย่างไรก็ตามวิธีนี้ก็ได้อธิบายให้เห็นแล้วว่าสามารถพยากรณ์ทางการเคลื่อนที่ของอนุภาคได้อย่างดี โดยการนำปัจจัยด้านขนาดซึ่งใช้ในการอธิบายการบิดเบือน (distortion) ของสนามไฟฟ้าและสนามการไหล เนื่องมาจากขนาดของอนุภาคใดๆที่มีค่า ผลของการทดสอบเสมือนจริง (Simulation result) สามารถให้ค่าที่

ใกล้เคียงกับผลที่ได้กับผลการทดลอง(Experiment result) [47][48] ดังนั้นปัจจัยด้านขนาด (C) จึงนำมาใช้ในสมการ (4.6) ดังนี้ [48]

$$\langle F_{DEP} \rangle = 2\pi CR^3 \varepsilon_m \operatorname{Re}[f_{CM}] \nabla E_{rms}^2 \quad (4.8)$$

สเกลทางด้านขนาด (scaling factor) ถือว่าคงที่อยู่ระหว่าง 0 และ 0.1 ที่ค่า C ที่เข้าใกล้หนึ่ง (unity) นั้นจะใช้สำหรับอนุภาคที่มีขนาดเล็กเมื่อเปรียบเทียบกับสเกลความยาวของความแตกต่างของสนาม (field gradients)

สำหรับขนาดของอนุภาคที่พิจารณาในการศึกษานี้ ขนาดสเกลเวลาของความเร่งจะอยู่ในอันดับ 10^{-4} s [14][47] ซึ่งเล็กกว่าสเกลเวลาของแรงแตรเยนสนามไฟฟ้ามาก ดังนั้น เทอมความเร่งจึงตัดทิ้งได้อย่างปลอดภัย อาจถือได้ว่าอนุภาคเคลื่อนที่ด้วยความเร็วสุดท้ายตลอดเวลา แทนที่สมการ (4.5) และ (4.8) ในสมการ (4.4) จะได้ทิศทางการเคลื่อนที่ของอนุภาค ดังนี้

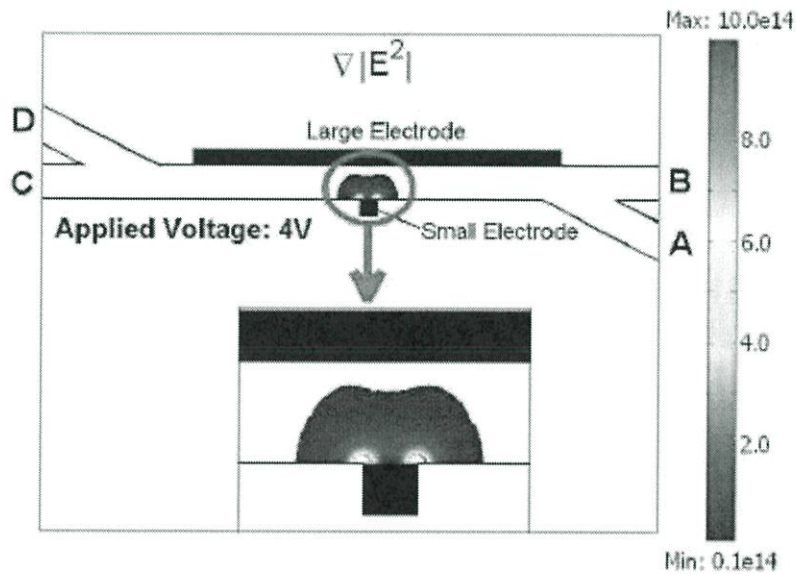
$$u_p = u - C \frac{\varepsilon_m R^2 \operatorname{Re}[f_{CM}(\omega)]}{3\mu} \nabla E_{rms}^2 \quad (4.9)$$

ในสมการข้างต้น ปัจจัยด้านขนาดไม่เพียงได้นำการรบกวน(perturbation) ของอนุภาคกับสนามไฟฟ้า แต่ยังรวมแก้ไขของปฏิกิริยาพลศาสตร์น้ำ (hydrodynamic) ระหว่างอนุภาคและผนังมาคิดด้วย

เพื่อที่จะวิเคราะห์ความเป็นไปได้ของการออกแบบ เส้นโคจร (trajectories) ของอนุภาคทรงกลม polystyrene ขนาด ($a = 2.5 \mu\text{m}, 5 \mu\text{m}$) ได้รับการทดสอบเสมือนจริงผ่าน COMSOL Multiphysics 3.1@ ประการแรก การไหลและสนามไฟฟ้าถูกคำนวณโดยใช้ตัวกลางนำไฟฟ้า (conductive media) และโมเดลของสมการ Navier-Stokes แล้วเส้นโคจรของอนุภาคถูกจำลองโดยใช้สมการ (4.9) ร่วมกับโมเดลของเส้นสตีมไลน์ (stream-line plot) ในช่วงหลังการจำลอง (post-processing) อนุภาคถูกปลดปล่อยจากตำแหน่งเริ่มแรกที่จุดต่างๆที่แองนำเข้า ในโมเดลทางทฤษฎีนี้ปัจจัยด้านขนาดใช้ที่ 1.0 สารละลายบัฟเฟอร์ถือว่ามี ความเจือจางมาก ดังนั้นค่าความหนืด (viscosity) และความหนาแน่น (density) ของตัวกลางแขวนลอยจึงใช้ค่าของน้ำ ($\mu = 0.9 \times 10^{-3} \text{ kg/ms}$, $\rho = 997 \text{ kg/m}^3$) แฟคเตอร์ Clausius-Mossotti ของอนุภาคใช้เป็น -0.5 เนื่องจากตัวกลางมีความเหนียวต่ำ

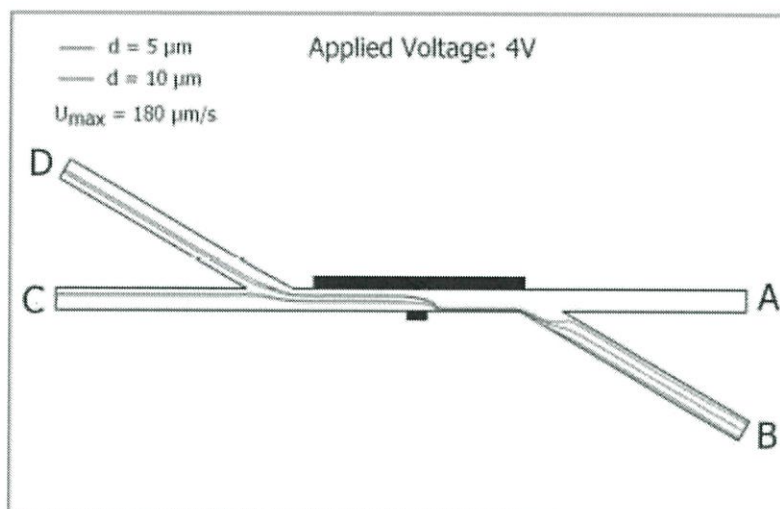
รูป 4.2 แสดงขนาดของแรงแตรเยนของความเข้มสนามไฟฟ้า แรง DEP เป็นสัดส่วนกับปริมาณนี้ ดังนั้นแรง DEP จะแรงมากที่มุมต่างๆของขั้วนำไฟฟ้าขนาดเล็กและแรงพอควรในบริเวณรอบๆ ในทางคณิตศาสตร์มีจุด singularities ที่มุมของขั้วนำไฟฟ้า และค่าสูงสุดของแรงแตรเยนของสนามไฟฟ้าที่ จุด singularities นั้นขึ้นอยู่กับความละเอียดของเมช (mesh resolution) ค่าสูงสุดในรูปขึ้นอยู่กับค่าสูงสุดที่จุด singularities (นั่นคือความละเอียดของเมชที่ใช้ในการทดลองเสมือนจริง) ดังนั้นประเด็นสำคัญคือลำดับขนาดของปริมาณนี้ ต่อบริเวณที่ทำการแยก ขนาดของแรงแตรเยนนี้เป็นมีขนาดเช่นเดียวกับขนาดที่ใช้อย่างประสบความสำเร็จมาแล้วกับเทคนิคการแยก DEP [47][48]

ในการทดลองเสมือนจริง มีการให้ค่าความดัน (pressure values) ต่างๆกันเพื่อให้ได้ค่าทิศทาง (velocity) ที่เหมาะสมทางการปฏิบัติ ความดันที่เส้นทางหลัก (main stream A) ถูกนำมาใช้เพื่อให้มันบีบสายทางที่มาจากแ่งนำเข้า (B) ให้เล็กลง ซึ่งทำให้เรามั่นใจได้ว่าเส้นโคจรของอนุภาคแต่ละหน่วยจะอยู่ใกล้กับบริเวณที่แรง DEP มีความเข้ม ใช้อนุภาคขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 10 μm และ 5 μm ในการทดลองเสมือนจริง (Simulation) เนื่องจากความสมมาตร (symmetry) เพียงครึ่งช่องในทิศทาง z ที่ถูกทดลองเสมือนจริง อนุภาคจะถูกปลดปล่อยออกมาจากที่ตำแหน่งต่างๆในแ่งนำเข้า (B) เพื่อแสดงถึงการแยกโดยสมบูรณ์

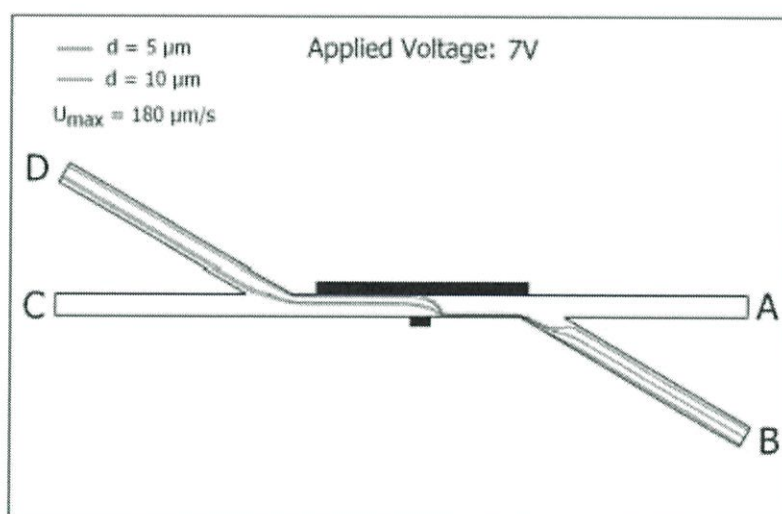


รูปที่ 4.2 ความต่างระดับ (gradient) ของความเข้มสนามไฟฟ้า

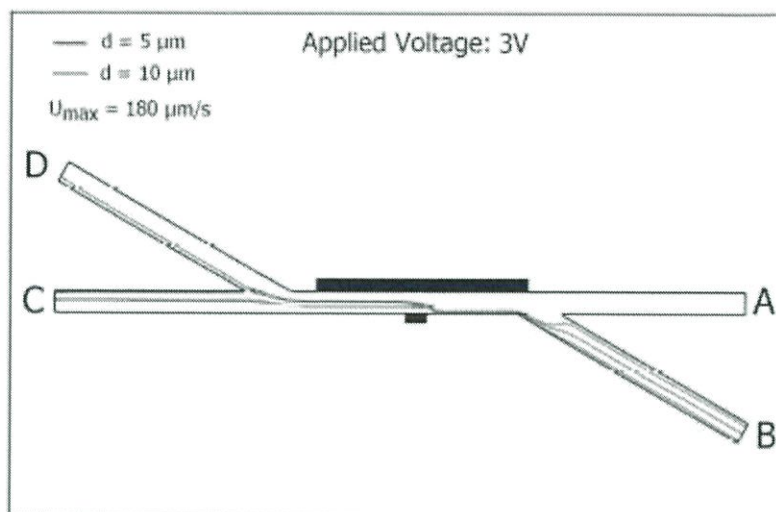
รูป 4.3, รูป 4.4, และ รูป 4.5 แสดงเส้นโคจรของอนุภาคที่ให้แรงดันไฟฟ้า (voltage) ขนาดต่างๆกัน มีการให้ความดันที่เท่ากับศูนย์ที่แ่งทางออก (C,D) ให้ 7 และ 5 Pa สำหรับช่องหลัก (A) และช่องนำเข้า (B) ตามลำดับเพื่อให้ได้ค่าที่สมเหตุสมผลสำหรับทิศทาง และเพื่อให้ได้รับผลในการบีบ (squeezing effect) ที่กล่าวถึงก่อนหน้านี้ ดังที่เห็นในรูป, อนุภาคขนาดเล็กกระโดด (jump) ไปสู่สายสายธารอีกเส้นหนึ่ง ณ ตำแหน่งใกล้ขั้วนำไฟฟ้า ปริมาณการเลื่อนขึ้นอยู่กว่าแรง DEP ที่ได้รับมีความเข้มเพียงไร ดังนั้นความแรงของการกระโดดจึงขึ้นอยู่กับขนาดความเข้มของสนามไฟฟ้า, f_{CM} และเส้นผ่าศูนย์กลางของอนุภาค, ดูสมการ (4.6) ดังนั้น ถ้าแรงดันไฟฟ้าที่ให้ และ เส้นผ่าศูนย์กลางมีค่าสูง การกระโดด ก็ยิ่งมากไปด้วย ดังที่เห็นจากรูป 4.3 อนุภาคสองชุดถูกแยกออกโดยเป็นไปตามส่วนผสมของแรงดันไฟฟ้าที่ให้และความต่างของความดัน



รูปที่ 4.3 เส้นโคจร (trajectories) ของอนุภาค ($\phi = 4V$)



รูปที่ 4.4 เส้นโคจร (trajectories) ของอนุภาค ($\phi = 7V$)



รูปที่ 4.5 เส้นโคจร (trajectories) ของอนุภาค ($\phi = 3V$)

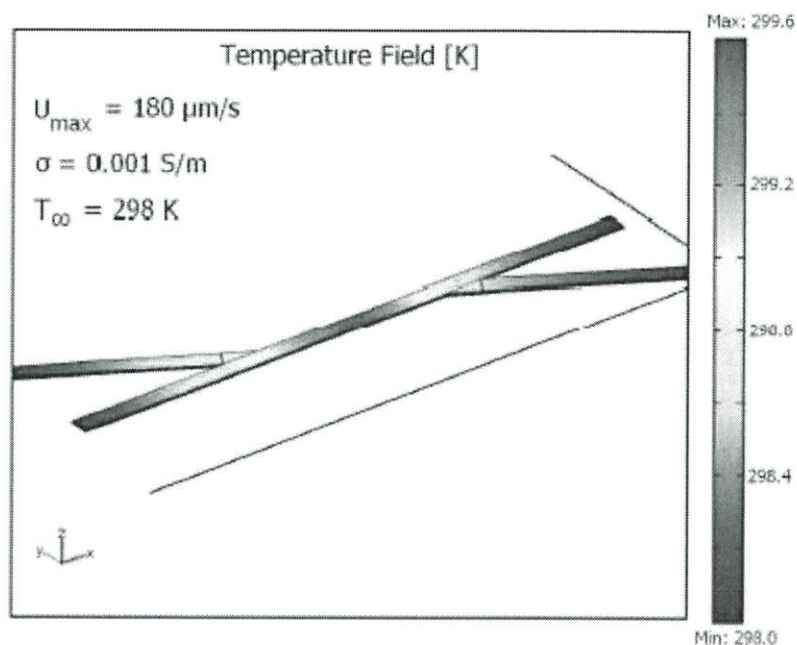
ในรูป 4.4 และ รูป 4.5 เราจะเห็นกรณีที่ไม่ประสบความสำเร็จ เมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ให้มามีค่าสูง การกระโดดจะมีค่ามากเกินไปสำหรับอนุภาค ถึงแม้อนุภาคนั้นมีขนาดเล็กลงก็ตาม และเมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ให้มามีค่าต่ำ การกระโดดจะมีค่าไม่เพียงพอสำหรับอนุภาคที่ถูกปลดปล่อยออกมาทั้งหมดที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางใหญ่ขึ้น ถึงแม้ว่า รูป 4.5 จะชัดเจน แต่อนุภาคที่ใหญ่กว่าบางส่วนยังคงไปที่ช่องทางออก D เนื่องจากการกระโดดข้ามเส้นสตรีมไลน์ที่ไม่เพียงพอ (insufficient path shifting) โดยสรุป ผลการทดลองเสมือนจริง (Simulation) เบื้องต้นนี้แสดงว่าการแยกอนุภาคโดยขนาดสามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยใช้การออกแบบปัจจุบัน ความสำเร็จของการออกแบบขึ้นอยู่กับสมดุลย์ที่เหมาะสมของแรงลากและแรง DEP

การจำลองสนามอุณหภูมิเพื่อดูผลของความร้อนจูล (Joule heating) สมการพลังงาน เป็น

$$\rho C_p u \nabla T = k \nabla^2 T + \sigma E^2 \quad (4.10)$$

ในการวิเคราะห์ที่ละเอียด สมการการนำความร้อน (conduction equation) สำหรับ PDMS ที่ครอบคลุมระบบไมโครเมตร (micro channel network) ต้องถูกนำมาแก้สมการไปพร้อมกับสนามอุณหภูมิภายในระบบการทดลองเสมือนจริงแบบนั้นจะมีค่าใช้จ่ายสูง ดังนั้นจึงใช้เงื่อนไขขอบแบบง่าย ๆ ที่ผนังของช่องอุณหภูมิที่แองนำเข้าและทางออกกำหนดไว้ที่อุณหภูมิของบรรยากาศ ($T_{amp} = 298K$) ผนังของช่องสมมุติว่ามีฉนวนบุอยู่ซึ่งจะให้ผลเป็นกรณีที่น่ากลัวที่สุด (worst-case scenario) ค่าการนำไฟฟ้าของสารละลายสำหรับ สารละลายบัฟเฟอร์ - buffer solution ถูกสมมุติว่าเป็น 0.001 ซึ่งเป็นค่าที่สมเหตุสมผลสำหรับการใช้งานจริง ผลที่มีต่อสนามอุณหภูมิ แสดงในรูป 4.6 ในการคำนวณสนามอุณหภูมิ, แรงดันไฟฟ้าที่ใช้คือ 10V

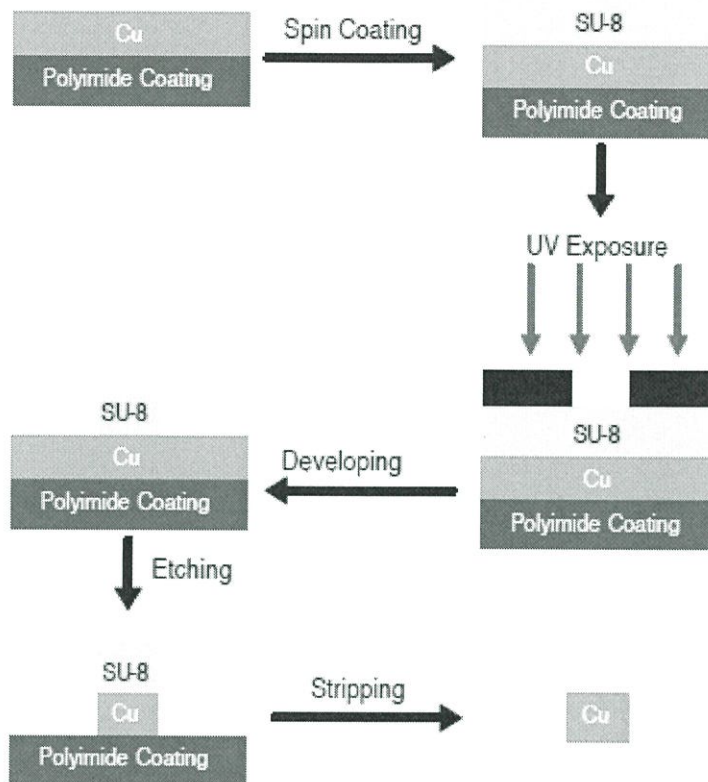
เพื่อดูกรณีที่เลวร้ายที่สุด ดังที่เห็นในรูปแม่แต่ในกรณีที่เลวร้ายที่สุดนี้ อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นภายในช่องก็ไม่สูงกว่า 1.5° ซึ่งแสดงว่าผลของความร้อนจูลอาจตัดทิ้งได้อย่างปลอดภัย



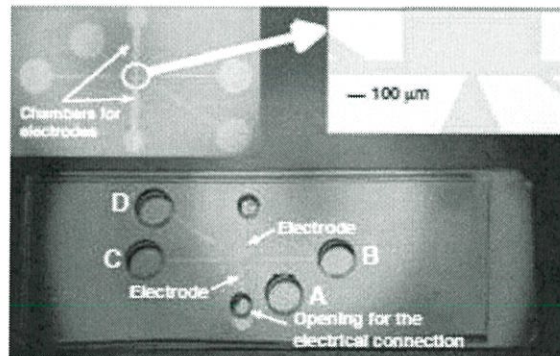
รูปที่ 4.6 สนามอุณหภูมิภายในช่องขนาดเล็ก ($\phi = 10V$)

4.3 การประดิษฐ์เครื่องมือ (Fabrication of the Device)

ชิป PDMS ซึ่งเป็นแผ่นชั้นที่บรรจุของเหลวขนาดเล็ก ถูกสร้างขึ้นบนสารตั้งต้น (substrate) ที่เป็นแก้ว ($24 \times 60 \times 3 \text{ mm}^3$, WVR International) ตามแบบวิธีการพิมพ์หินอย่างอ่อน (soft lithography protocol) [49] ต้นแบบ (master) สำหรับการผลิตตามแบบได้อย่างรวดเร็ว (rapid prototyping) ของโครงสร้างขนาดเล็ก PDMS ถูกสร้างขึ้นโดยใช้ฟิล์มเนกาทีฟไวแสง (negative photo-resist) (SU-8 25, MicroChem Co., Newton, MA) บนสารตั้งต้นที่เป็นแก้ว วิธีการสร้างขั้วนำไฟฟ้าทองแดงขนาดเล็ก (micro copper electrode) ถูกขยายขึ้นจากการทำ soft lithography fabrication ของต้นแบบไวแสง (photo-resist (SU-8) master) (รูป 4.7) Pyralux AP ซึ่งเป็นแผ่นฉาบทองแดงด้านเดียว AC 181200R (Dupont Electronic Materials, Research Triangle park, NC) ถูกหมุนเคลือบด้วยชั้นของ SU-8 ที่ 2500 rpm หลังจากนั้นไปอบแห้งและผ่านแสง UV, ส่วนที่ไวแสงและไม่ถูกแสงจะละลายในสารเคมีที่เป็นตัวพัฒนา (developer) (SU-8 developer ของ MicroChem, Newton, MA) แผ่นทองแดงที่ปกคลุมด้วยชั้นไวแสงที่ได้ผ่านแสงแล้วและมีแพทเทิร์น ตามที่ต้องการถูกนำไปจุ่มในรหัสทองแดง (copper etchant) CE-100 (จาก Transene Company Inc., Danvers, MA) ที่ 130°C นาน 60 นาที เพื่อขจัดสารตั้งต้น polyimide substrate และความไวแสง ขั้วนำไฟฟ้าขนาดเล็กถูกสอดใส่เข้าไปในร่องขั้วนำไฟฟ้า PDMS (รูป 4.8) ด้วยมือที่ทำงานได้ กล้องจุลทรรศน์ (Nikon SMZ800) แผ่น PDMS ถูกทรีทด้วยน้ำเมือก(plasma) และยึดจับกับ substrate แก้ว (WVR) เพื่อก่อตัวเป็นเครือข่ายช่องขนาดเล็กที่มีขั้วนำไฟฟ้าฝังตัวอยู่ (รายการที่สมบูรณ์ของขั้นตอนการประดิษฐ์ มีอยู่ในภาคผนวก B)



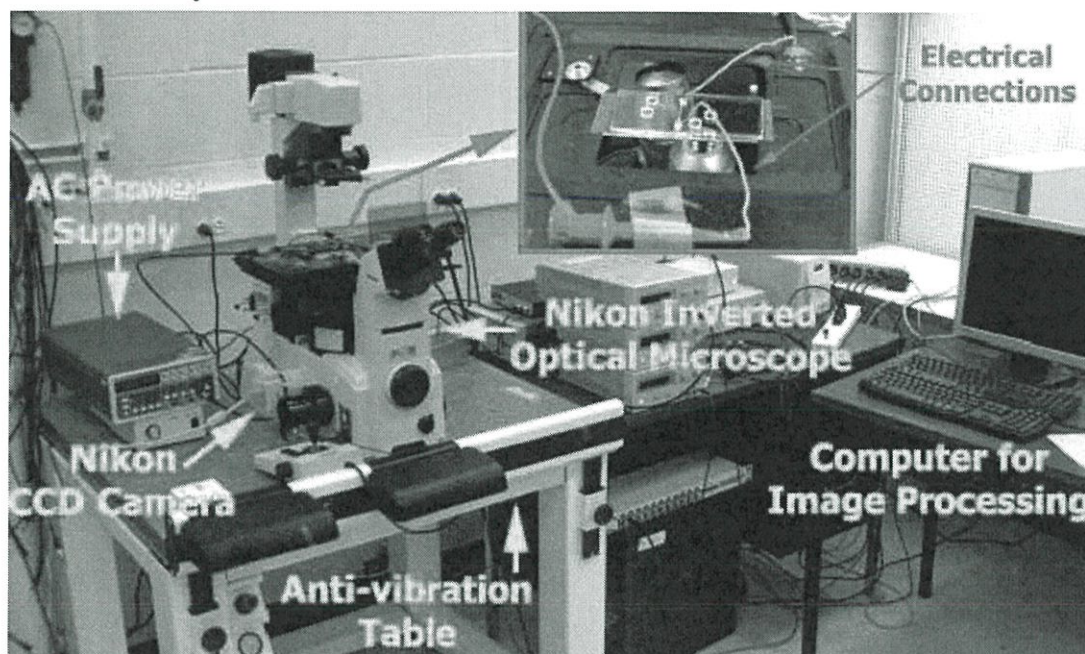
รูปที่ 4.7 ขั้นตอนการประดิษฐ์ขั้วนำไฟฟ้า Fabrication Steps of the Electrodes



รูปที่ 4.8 เครื่องมือ LOC ใช้การแยกโดยขนาด LOC Device Utilizing the Separation by Size

เครื่องมือที่ได้ในขั้นสุดท้ายแสดงในรูป 4.8 แอ่งนำเข้า 2 แอ่งคือ A และ B แอ่งทางออก 2 แอ่งคือ C และ D แอ่ง A และ B สำหรับนำเข้านุภาคและสารละลายบัฟเฟอร์ที่เป็นตัวขับ (driving buffer solution) ตามลำดับ แอ่งทางออก C และ D สำหรับเก็บรวบรวมอนุภาคขนาดต่างๆ ระยะทางจากแอ่ง B ถึงแอ่ง C 23.5 mm. ความสูงของช่องประมาณ $20 \mu\text{m}$ (ในทิศทาง Z) ความกว้างของช่องหลัก (แขนง B ถึง แขนง C) เป็น $200 \mu\text{m}$ แขนง A ถึง แขนง D มีความกว้าง $100 \mu\text{m}$ และ $200 \mu\text{m}$ ตามลำดับ แขนงทั้งหมดรวมกันมุ่งเข้าสู่ส่วนการต่อเชื่อมกับแอ่งต่างๆเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของชิป ระหว่างการประดิษฐ์ ขั้วนำไฟฟ้าถูกฝังอยู่ตามผนังของช่อง ขั้วนำไฟฟ้าที่ใหญ่กว่ามีปลายแบน กว้าง $1000 \mu\text{m}$ ขั้วนำไฟฟ้าที่เล็กกว่ามีปลายแหลม

กว้าง $50\ \mu\text{m}$ ซึ่งขนาด $50\ \mu\text{m}$ เป็นขนาดเล็กสุดที่เราจะทำได้โดยใช้วิธีการสร้างอย่างง่ายที่ได้อธิบายมาใน
 แอ่งขนาดเล็ก 2 แอ่งถูกเจาะที่ยอดของขั้วนำไฟฟ้าสำหรับต่อกับไฟฟ้าภายนอก



รูปที่ 4.9 การตั้งค่าการทดลอง Experimental Set-Up

4.4 การทดลอง (Experimentation)

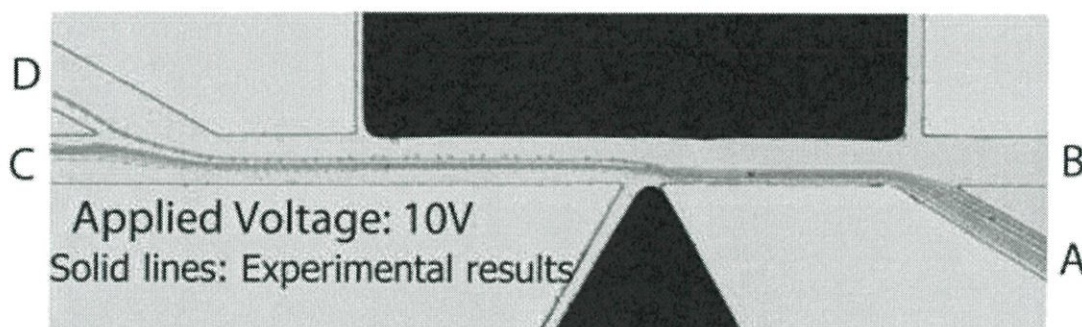
การทดสอบเครื่องมือทำโดยใช้อนุภาคลาเท็กซ์ (Bangs laboratories, Fishers, IN) 2 ขนาดต่างกัน เส้นผ่าศูนย์กลาง $5\ \mu\text{m}$ และ $10\ \mu\text{m}$ และ WBCs ($8-12\ \mu\text{m}$) พร้อมกับยีสต์เซลล์ ($3-5\ \mu\text{m}$) ที่ใช้ทดสอบการทำงานของเครื่องมือ WBCs เป็นเซลล์นิวเคลียสเดี่ยวที่ต่อพ่วงกันอยู่ (PBMC - Peripheral Blood Mononuclear Cell) ที่แยกออกมาจากเลือดของผู้บริจาคที่มีสุขภาพดีโดยใช้แรงเหวี่ยงจากการหมุนปั่น (centrifugation) Ficoll-HypaqueTM (Pharmacia Biotechnology Group, Uppsala, Sweden) ส่วนผสมของเซลล์/อนุภาค ถูกนำไปแขวนลอยอีกครั้งในสารละลายบัฟเฟอร์ของ $0.75\ \text{mM}$ sodium borate ที่มีความหนาแน่นสุดท้าย $10^5/\text{ml}$ ถึงแม้ว่าสารละลายบัฟเฟอร์ของ sodium borate ไม่ใช่สิ่งแวดล้อมทางสรีรวิทยาตามธรรมชาติของเซลล์ แต่จะไม่มีผลต่อ phenotype ของเซลล์เพราะเซลล์ถูกทำให้คงที่ (fixed) ด้วยเอทานอล ก่อนการทดลอง, ช่องและแอ่งต่างๆถูกเตรียมมาอย่างดีด้วยสารละลายบัฟเฟอร์ แล้วจึงบรรจุอนุภาคเข้าไปในแอ่ง B โดยใช้เข็มฉีดยาพลาสติกขนาด $1\ \text{ml}$ ใช้ตัวกำเนิดไฟฟ้า (function generator) (4040A, BK Precision) สร้างคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีแรงดันไฟฟ้าและความถี่ที่ต้องการ เมื่อบรรจุช่องเสร็จแล้วควบคุมความดันโดยปรับระดับของเหลวในแอ่ง การเคลื่อนที่ของอนุภาคจัดการได้โดยใช้กล้องจุลทรรศน์ (inverted optical microscope - Nikon Eclipse TE 2000-U) แล้วบันทึกด้วยกล้องคุณภาพ CCD (Nikon Digital Sight DS-2Mv) ที่อัตราความเร็ว $10\ \text{เฟรม/วินาที}$ รูปภาพของการตั้งค่าแสดงในรูป 4.9

4.5 ผลการทดลอง และ การวิจารณ์ผล (Results and Discussion)

ความเข้มข้นของประจุไฟฟ้าของตัวกลางมีค่าต่ำมาก (0.75 mM) ดังนั้นคุณสมบัติของของเหลวจึงถือว่าเท่ากับ DI ของน้ำ ($\rho = 997 \text{ kg/m}^3$, $\mu = 0.9 \times 10^{-3} \text{ kg/ms}$, $\epsilon_m / \epsilon_o = 80$) การนำไฟฟ้า 0.75 mM ของ สารละลายยัฟเฟอร์โซเดียมโบเรท วัดได้ที่ 27 mS/m ค่าการนำไฟฟ้าของอนุภาค polystyrene ประมาณ 10^4 S/m ตามสมการ (3.29) ค่าความซึมซาบ (permittivity) ของอนุภาค polystyrene เป็น $\epsilon_p / \epsilon_o = 2.5$ โดยใช้สมการ (3.7) กับค่าพารามิเตอร์เหล่านี้ พบว่าแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti เข้าใกล้ค่าต่ำสุด -0.5 ตลอดช่วงความถี่ 0 – 2 MHz



ก) เส้นทางการเดินทางของอนุภาคที่ซ้อนทับกัน



ข) เปรียบเทียบผลการทดลองกับผลการจำลอง

รูปที่ 4.10 แสดงการแยกอนุภาคขนาด 5μ และ 10μ ที่สนามไฟฟ้าเท่ากับ 10V

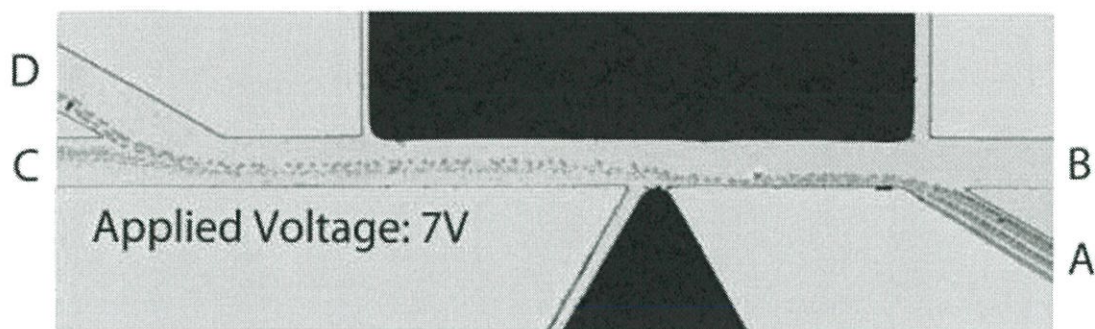
ขนาดของการกระโดดของเส้นทางการเดินทางของอนุภาคในทิศทาง y เป็นสัดส่วนโดยตรงกับแรง DEP ที่กระทำต่ออนุภาค และดังนั้นจึงเป็นสัดส่วนกับปริมาตรของอนุภาค ดังนั้นการกระโดดของอนุภาคที่ขนาดต่างๆจึงต่างกัน กรณีปกติในการแยกอนุภาคขนาด $5 \mu\text{m}$ และ $10 \mu\text{m}$ ที่แรงดันไฟฟ้า 10V (เนื่องจากใช้คลื่นสี่เหลี่ยม, root-mean-square ของแรงดันไฟฟ้าจึงเท่ากับแรงดันไฟฟ้าที่ให้) ดังแสดงในรูป 4.10-(a) โดยรวมกับแบบ superposition ของตัวรูปต่อเนื่องเป็นชุดของอนุภาคที่เคลื่อนที่ แต่แรกอนุภาคที่ปะปนกันมาจากแอ่งนำเข้า (A) เป็นสายสตรีมไลน์สายเดียว แล้วสายสตรีมไลน์หลักของสารละลายยัฟเฟอร์จากแอ่งนำเข้า (B) ก็บีบสายน้ำเข้า และดันให้อนุภาคเคลื่อนที่ไปใกล้ของของขั้วนำไฟฟ้าที่เล็กกว่าที่ซึ่งแรง DEP เข้มกว่า ผลการบีบนี้สามารถทำได้โดยการปรับความดัน (นั่นคือระดับของของเหลว) ในแอ่งนำเข้า (A และ B) ในกรณีนี้ความ

แตกต่างของแรงดันไฟฟ้าที่ให้ระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้ง 2 ขั้วเป็น 10V ขณะที่อนุภาคผ่านไปใกล้ขอบของขั้วนำไฟฟ้าที่เล็กกว่า การโคจรของอนุภาคกระโดดไปในทิศทาง y การกระโดดจะมากกว่าถ้าอนุภาคใหญ่กว่า ดังนั้นสายธารของอนุภาคที่ผสมกันสายเดียวจะแยกออกเป็น 2 สาย ซึ่งไหลเข้าไปในแ่ง 2 แ่งปลายทางที่ต่างกัน ดังเห็นในรูป สายธารของอนุภาคที่ใหญ่กว่าไหลไปในสายที่เข้าสู่แ่ง D ส่วนอนุภาคที่เล็กกว่าไหลไปในสายที่เข้าสู่แ่ง C สุกท้ายสารธารผสมของอนุภาคจะถูกแยกอย่างต่อเนื่องเข้าไปใน 2 แ่งรับ การโคจรของอนุภาคแต่ละสายสามารถจำลองได้โดยใช้โมเดลเชิงตัวเลขที่ได้กล่าวถึงก่อนหน้านี้ รูป 4.10-(b) แสดงการเปรียบเทียบระหว่างผลการทดลอง(Experiment)และผลการทดลองเสมือนจริง(Simulation)ในการแยกอนุภาคขนาด 5 μm และ 10 μm เส้นทึบคือสายการโคจรของอนุภาคที่ทำการจำลอง แล้วนำมาพล็อตซ้อนทับคู่กับผลการทดลอง เพื่อยืนยันว่าการแยกเกิดขึ้นจากการกระทำของสนามไฟฟ้าและแรง AC-DEP ที่เกิดขึ้น การเคลื่อนที่ของอนุภาคโดยที่ไม่มีการให้สนามไฟฟ้าแสดงในรูป 4.11 ในกรณีนี้ส่วนผสมของอนุภาคจากแหล่งนำเข้า A เคลื่อนที่ตรงไปสู่แ่งทางออก C โดยไม่มีการกระโดดข้ามเส้นสตรีมไลน์หรือการแยกตัว

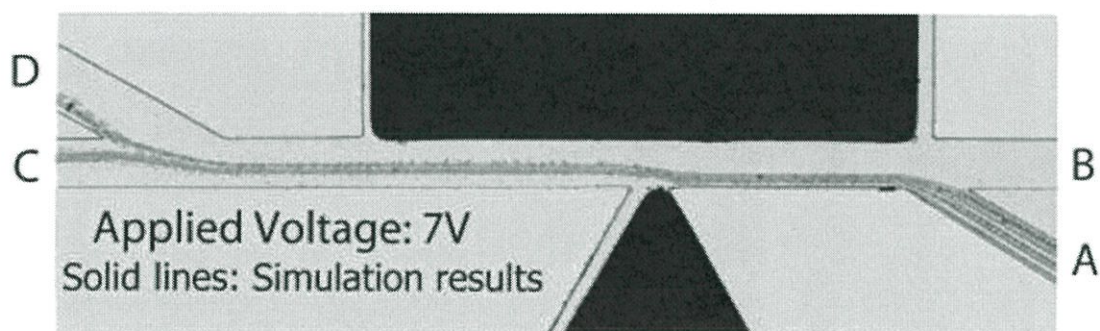


รูปที่ 4.11 เส้นทางเดินของอนุภาคที่ปราศจากสนามไฟฟ้า

แรง DEP เป็นสัดส่วนกับความต่างระดับในรูปสี่เหลี่ยมของสนามไฟฟ้า ดังนั้นขนาดของแรง DEP ขึ้นอยู่กับแรงดันไฟฟ้าที่ให้ เพื่อแสดงผลของแรงดันไฟฟ้าที่ให้ ได้มีการทดลองโดยใช้แรงดันไฟฟ้า 7V ผลการทดลองและผลการทดลองเสมือนจริงแสดงในรูป 4.12 ผลของการทดลองเสมือนจริงสอดคล้องกับผลการทดลองเป็นอย่างดี การแยกได้รับความสำเร็จที่แรงดันไฟฟ้าระดับที่ให้ แต่จะเห็นได้จากรูปว่าเส้นทางเดินของอนุภาคที่ใหญ่กว่าเล็กลงกว่ากรณีก่อนหน้าที่ใช้ 10V ที่แสดงในรูป 4.10-(b) เนื่องจากแรง DEP ที่อ่อนกว่าและการเคลื่อนที่ใกล้กับผนังในช่องใกล้แ่ง D สรุปได้ว่าการแยกด้วยแรงดันไฟฟ้าสูงกว่าดีกว่าการใช้แรงดันไฟฟ้าต่ำ



ก) เส้นทางการเดินทางของอนุภาคที่ซ้อนทับกัน

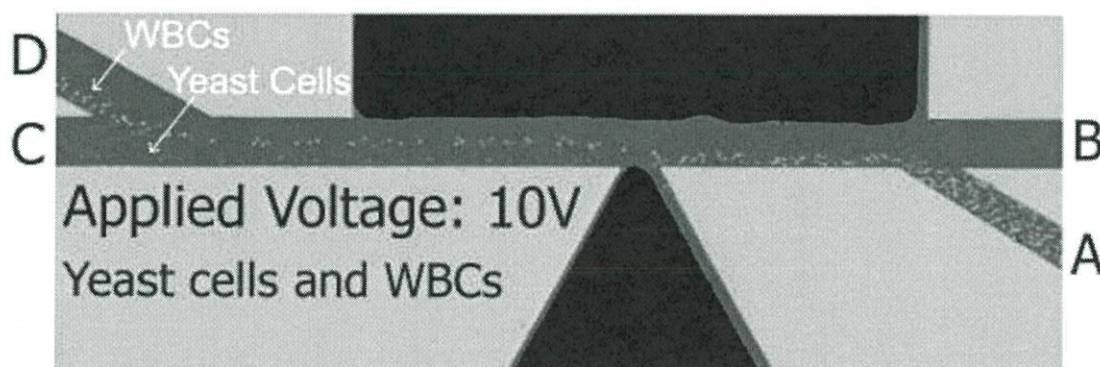


ข) เปรียบเทียบผลการทดลองกับผลการจำลอง

รูปที่ 4.12 การแยกอนุภาคลาเท็กซ์ขนาด $5\ \mu\text{m}$ และ $10\ \mu\text{m}$ ที่แรงดันไฟฟ้า 7V

หลังจากแยกอนุภาคลาเท็กซ์สำเร็จ ชิป AC-DEP ก็ถูกใช้เพื่อแยกเซลล์ยีสต์และ WBCs ครั้งนี้ค่าแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti จะมีความซับซ้อนมากเพราะเซลล์เหล่านี้มีโครงสร้างที่ซับซ้อนเป็นชั้นๆ (complex, layered structure) แต่ละชั้นมีค่าการนำและค่าความซึมซาบที่แตกต่างกัน (different conductivity and permittivity) มีโมเดลอย่างง่ายที่ใช้หาแฟคเตอร์ Clausius-Mossotti แล้ว ปกติแล้วมีความถี่ crossover frequency ที่คุณลักษณะของ DEP เปลี่ยนจาก Negative DEP เป็น Positive DEP หรือกลับกัน (มีการวิจารณ์อย่างละเอียดในบทที่ 3) ค่าความถี่ที่แตกต่างกันได้ถูกทดสอบระหว่างการทดลองเพื่อที่จะเช็คค่าความถี่ crossover สำหรับสารละลายบัฟเฟอร์และเซลล์ เพื่อที่จะป้องกันการเกิดฟอง ค่าความถี่ที่สูงขึ้นจะถูกใช้ ในช่วง 2kHz และ 2MHz สังเกตได้ว่าเซลล์ได้รับ n-DEP และไม่มี ความแตกต่างในเส้นทางการเดินของเซลล์ (นั่นคือ f_{CM} ขึ้น (sensitive) ต่อความถี่ในช่วงความถี่นี้) ดังนั้นได้ใช้ 20kHz เป็นค่า (default value) ที่ตั้งไว้สำหรับเซลล์ในการทดลอง ข้อสังเกตจากการทดลองเกี่ยวกับ n-DEP ของเซลล์ว่ามีค่า f_{CM} ระหว่าง 0 และ 0.5 หมายความว่าถึงแม้จะมีค่า f_{CM} ต่างกัน แรง DEP ที่เซลล์ทั้ง 2 ชนิดได้รับแรงอยู่ในช่วงขนาดเดียวกัน ดังนั้นการแยกจึงขึ้นอยู่กับความแตกต่างของขนาด ผลที่ทับซ้อนของข้อมูลของการทดลองกับเซลล์แสดงในรูป 4.13 บริเวณภายในของช่องขนาดเล็กถูกทำให้มืดหลังจากผ่านกระบวนการประมวลผลเพื่อให้มองเห็นเซลล์ยีสต์ได้ ให้แรงดันไฟฟ้า 10V ดังในรูปก็จะทำให้การแยกสำเร็จ พบว่าที่ความถี่สูงกว่า 2MHz การแยกก็มีค่าอ่อนลงเนื่องจากแรงดันไฟฟ้าส่งออกลดลงเพราะข้อจำกัดจากแรงดันไฟฟ้า AC หลังจากช่วงเวลาหนึ่ง เซลล์เริ่มสะสมที่ปลายขั้วนำไฟฟ้าขนาดเล็กและสกัดกั้นสนามไฟฟ้า

การส่งผ่านของระบบ (system throughput) เป็นตัวกำหนดสำคัญที่ควรพิจารณาเพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพการแยกของระบบในปัจจุบันให้เหมาะสม ข้อได้เปรียบของการไหลที่ขับเคลื่อนโดยความดันคือสนามการไหลไม่ถูกควบคุมอยู่กับสนามไฟฟ้า ต่างจากเครื่องมือ LOC ที่ใช้การไหลแบบออสโมซิส-ไฟฟ้า (electro-osmotic flow) ดังนั้นอัตราการไหลสามารถเพิ่มขึ้นได้โดยไม่ทำให้เกิดผลในทางลบเช่นความร้อนจูล อย่างไรก็ตามถ้าอัตราการไหลสูงเกินไป (นั่นคือความเร็วของอนุภาคสูง) ระยะเวลาที่อนุภาคได้รับแรง DEP จะสั้นเกินไปที่จะแยกได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นต้องเลือกอัตราการไหลที่เหมาะสมเพื่อได้การแยกอย่างมีประสิทธิภาพ

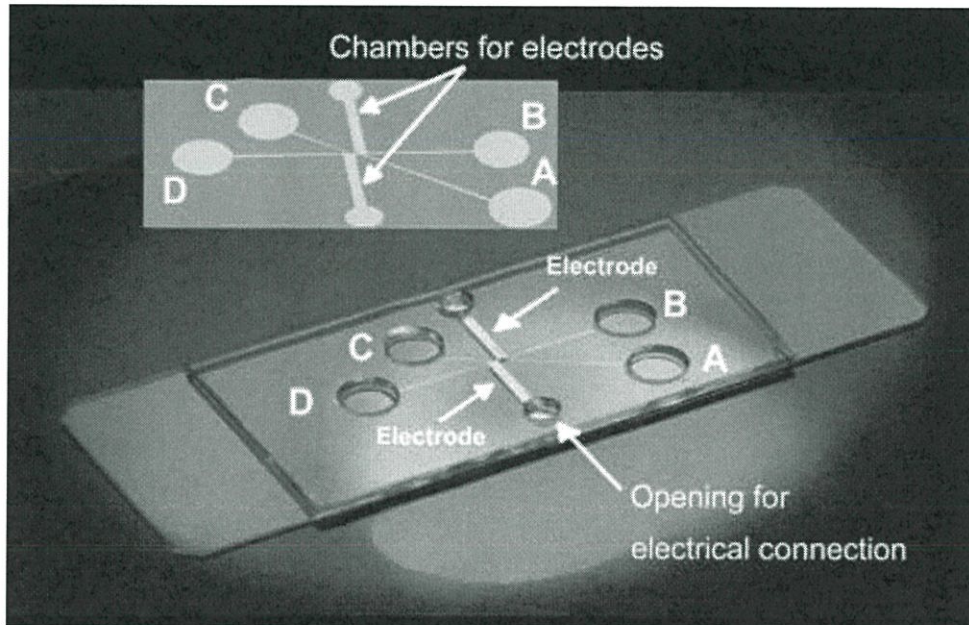


รูปที่ 4.13 การแยก WBCs และยีสต์เซลล์ที่ แรงดันไฟฟ้า 10V จุดเล็ก ๆ คือยีสต์เซลล์ จุดใหญ่ที่ดูสะอาดคือ WBCs

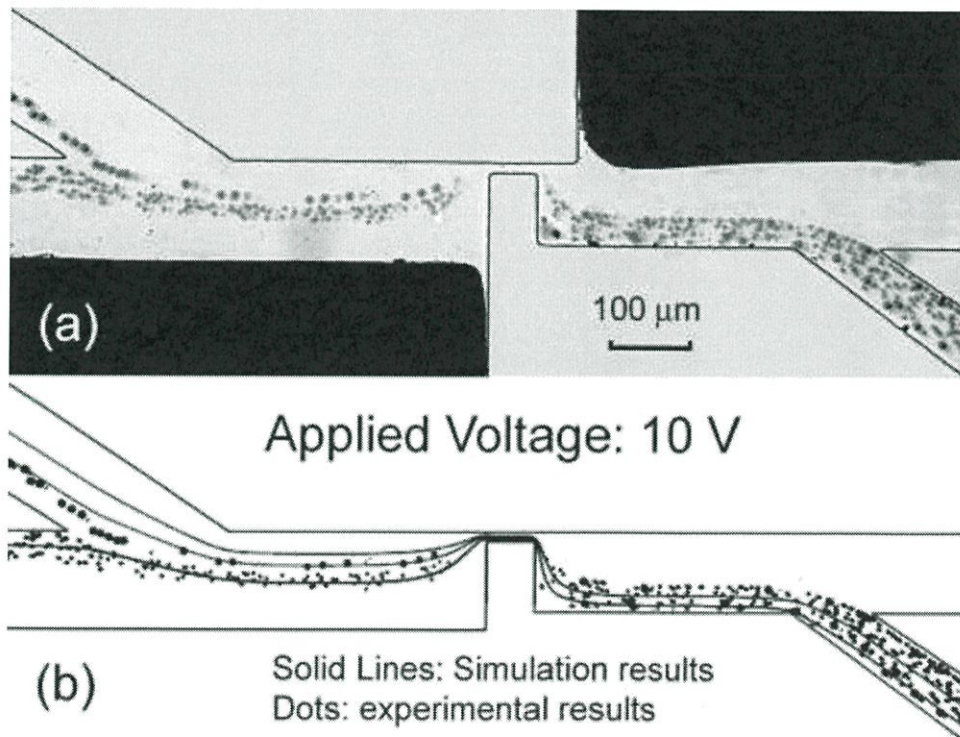
4.6 การออกแบบทางเลือก(Alternative Design)

สำหรับการออกแบบก่อนหน้านี้ สนามไฟฟ้าที่ตำแหน่งใดๆที่ไม่สม่ำเสมอ (local, non-uniform electric field) ถูกผลิตโดยวิธีขั้วนำไฟฟ้าที่ไม่สมมาตร (asymmetric electrode) ที่ฝังอยู่ตามผนังของช่องทางเลือกหนึ่งที่จะผลิตสนามไฟฟ้าที่ตำแหน่งใดๆที่ไม่สม่ำเสมอ ทำโดยการวางฉนวนกัน (hurdle) ข้างในช่องทางเล็กพร้อมกับขั้วนำไฟฟ้าสมมาตร การใช้ฉนวนกันเพื่อผลิตสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอร่วมกับขั้วนำไฟฟ้าภายนอก เป็นวิธีปฏิบัติทั่วไปสำหรับการใช้ DC-DEP อย่างไรก็ตามการออกแบบ DC-DEP ต้องเผชิญกับผลในทางลบที่รวมอยู่กับบริเวณที่มีสนามไฟฟ้าสูง โดยการฝังขั้วนำไฟฟ้า 3D อย่างง่ายในช่อง การแยกอนุภาคและเซลล์สามารถทำได้โดยสนามไฟฟ้าที่ทำให้เกิด AC-DEP เครื่องมือ LOC สำหรับการออกแบบทางเลือกนี้แสดงในรูป 4.14 แอ่งทางเข้า 2 แอ่ง A และ B แอ่งทางออก 2 แอ่ง C และ D แอ่ง A และ B ใช้สำหรับนำเข้าอนุภาคและสารละลายบัฟเฟอร์ตัวขับ ตามลำดับ แอ่งทางออก C และ D สำหรับการเก็บรวบรวมอนุภาคขนาดต่างๆกัน ความสูงของช่องประมาณ 20 μm แชนง B, C, D กว้าง 200 μm แชนง A กว้าง 90 μm โครงสร้างแกน (kernel structure) เป็นฉนวนกันรูป 4 เหลี่ยมผืนผ้า (180 μm x 90 μm) อยู่ที่ระหว่างแชนงทางนำเข้า A และ B และแชนงกันแบ่งแยก C และ D ความกว้างของช่องว่างระหว่างฉนวนกันและผนัง 20 μm ขั้วนำไฟฟ้าทองแดงที่ฝังอยู่มีมิติความยาว 6 mm. x กว้าง 1 mm. x หนา 25 μm ตัวกำหนดนำเข้า (input parameters) ที่ใช้ในการทดลองเหมือนกับการออกแบบก่อนหน้านี้ การแยก

อนุภาคลาเท็กซ์และเซลล์แสดงในรูป 4.15 และ 4.16 ดังแสดงในรูปการแยกอนุภาคและเซลล์ที่มีประสิทธิภาพโดยขนาดสามารถทำได้โดยการออกแบบทางเลือก



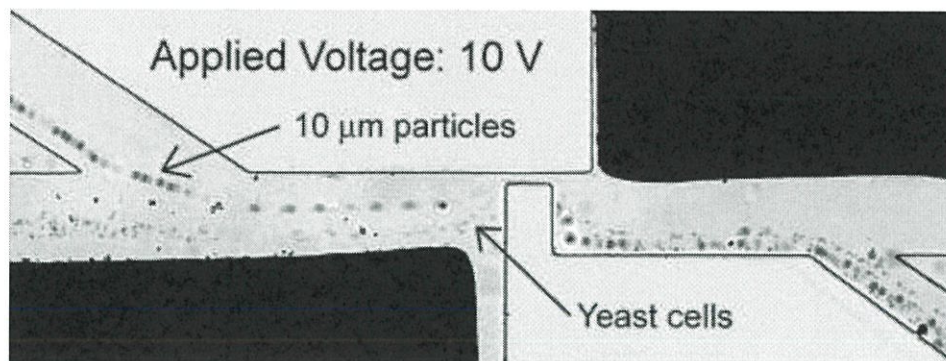
รูปที่ 4.14 เครื่องมือ LOC ที่ออกแบบเป็นทางเลือกสำหรับการแยกโดยขนาด



รูปที่ 4.15 การแยกอนุภาคลาเท็กซ์ $5 \mu\text{m}$ และ $10 \mu\text{m}$ ที่แรงดันไฟฟ้า 10V

(a) การโคจรของอนุภาค Superposed particle trajectories

(b) การเปรียบเทียบข้อมูลการทดลอง และผลการทดลองเสมือนจริง Comparison of the experimental data and simulation results



รูปที่ 4.16 การแยกอนุภาคลาเท็กซ์ 10 μm และยีสต์เซลล์ ที่แรงดันไฟฟ้า 10V

4.7 บทสรุป Summary

การแยกอนุภาคและเซลล์โดยขนาดสามารถทำได้โดยใช้ AC-DEP ในเครื่องมือ LOC สนามไฟฟ้าที่ตำแหน่งใดๆซึ่งไม่สม่ำเสมอถูกผลิตโดยขั้วไฟฟ้าที่ไม่สมมาตรสองขั้ว ขั้วนำไฟฟ้าถูกผลิตโดยเทคนิคอย่างง่ายและไม่แพงซึ่งพัฒนามาจากวิธีสร้างแม่พิมพ์หินอย่างอ่อน เครื่องมือ LOC ที่ใช้ศักย์ไฟฟ้า AC ต่ำๆ และจำกัดผลของสนามไฟฟ้าในพื้นที่เล็กในช่องไมโครชาแนล ซึ่งช่วยลดผลที่ไม่ต้องการของสนามไฟฟ้าได้อย่างมาก-ลดความร้อนจูล การแยกของอนุภาคลาเท็กซ์ , ส่วนผสมของยีสต์เซลล์ และ เม็ดเลือดขาว ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 10 μm และ 5 μm ถูกแยกไว้อย่างสมบูรณ์ ที่ความถี่ 200kHz การออกแบบที่เป็นทางเลือกใหม่นี้ ซึ่งสนามไฟฟ้าที่ไม่สม่ำเสมอถูกสร้างโดยวิธีใช้ตัวกันที่เป็นฉนวน และใช้ขั้วอิเล็กโทรดที่เหมาะสมโดยทำให้เราสามารถแยก อนุภาคลาเท็กซ์ ยีส และ เซลล์ที่มีขนาดที่แตกต่างกันได้อย่างสมบูรณ์

บทที่ 5

การออกแบบการจำลอง

การจำลองนี้เพื่อเป็นการจำลองแทนการทดลองจริงเพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลงของแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดบนอนุภาคทรงรี ซึ่งเป็นรูปทรงที่มักพบในเม็ดเลือดในร่างกาย เนื่องจากการคำนวณทางทฤษฎี (Theory calculation) และการจำลอง (Simulation) เสมือนจริง ซึ่งผลการทดลองที่ได้จากนั้นจะนำมาทำให้เป็นตัวแปรไร้มิติเพื่อที่จะสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับขนาดชาร์ลแนล (Micro channel) ที่มีอัตราส่วนเดียวกันได้อย่างกว้างขวาง

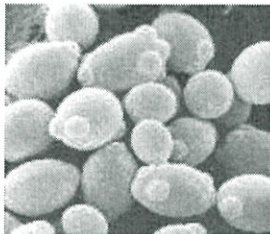
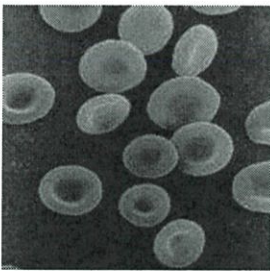
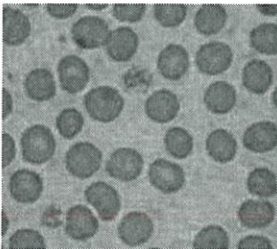
5.1 เงื่อนไขในการสร้างแบบจำลอง

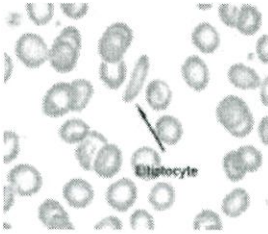
1. เปรียบขนาดเสมือนจริงของขนาดชาร์ลแนล (Micro channel) ในเครื่องมือแพทย์ที่ใช้กันทั่วไป เพื่อนำมาเป็นต้นแบบในการสร้างแบบจำลอง
2. เปรียบขนาดขั้วอิเล็กโทรดทั้งรูปทรงความกว้างความยาว และ ความแรงที่จ่ายให้กับขั้ว
3. ใช้ของไหล และ อนุภาคที่มีคุณสมบัติเสมือนจริง คือ น้ำ และอนุภาคโพลีสไตรีน (Polystyrene particle)

5.2 วิธีทำการทดลอง

1. ทำการจำลองโดยใช้โปรแกรมซอฟต์แวร์ที่สามารถสร้างแบบจำลอง และ ทำการประมวลผลได้ในตัวเดียว (COMSOL MULTIPHYSICS) โดยทำการสร้างอนุภาคทรงรี และใส่ตัวกลางในช่องว่างชาร์ลแนลที่เหลือ
 2. ทำการใส่ขั้วไฟฟ้า และ ขนาดของแรงดันไฟฟ้า
 3. ใส่ค่าเงื่อนไขขอบ (Boundary Condition) และ ทำการคำนวณ
 4. ทำการจำลองหาแอมพลิจูดของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ($|\nabla E^2|$) ภายในชาร์ลแนลตามตำแหน่งต่างๆ ตามแนวแกน Z ขณะไม่มีอนุภาคอยู่เพื่อนำค่าที่ได้มาใช้ต่อไป
 5. หาค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นบนอนุภาคตามแนวแกนทั้งสาม (x, y และ z) โดยการอินทิเกรตสมการที่ (4.15) ของ Maxwell stress tensor
 6. ทำการเปรียบเทียบเพื่อที่จะพิสูจน์ว่าในบรรดาของแรงทั้งสามแกนนั้น แรงตามแนวแกน Z มีค่ามากที่สุด และส่งผลให้เกิดการเคลื่อนที่ของอนุภาคมากที่สุด
- ทำการคำนวณหาแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรีจากทฤษฎีโดยใช้ข้อมูลของแอมพลิจูดของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ($|\nabla E^2|$) นำมาทำการคำนวณในสมการที่ 3.35

7. ทำการเปรียบเทียบเพื่อพิสูจน์ว่าค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่เกิดขึ้นในการทฤษฎีนั้นมีความมากกว่าทางจาลอง
8. ทำให้แรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ทั้งในทางทฤษฎี และ ในทางแบบจำลองเป็นตัวแปรไร้หน่วย เพื่อที่จะสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับชาร์ลแนลที่มีอัตราส่วนเหมือนกันได้
9. ทำการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนของขนาดอนุภาค ระหว่างค่า a , b ตามภาพ เพื่อที่จะให้ตรงกับขนาดอนุภาคที่จะนำมาใช้จริงที่สุดดังตารางด้านล่าง

ชื่อของอนุภาค	รูปทรงที่ใกล้เคียง	A (μm)	B (μm)	รูปภาพ	ช่วงขนาดจริง (μm)
ยีสต์ (Yeast) $\left(\frac{a}{b}\right) \approx 1.5$	ทรงรี	7.5	5		5-8
เซลล์เม็ดเลือดแดงปกติ (Red blood cell) $\left(\frac{a}{b}\right) \approx 2$	ทรงรี	5	2.5		5-10
เซลล์เกล็ดเลือด (Platelet) $\left(\frac{a}{b}\right) \approx 1$	ทรงกลม	5	5		5-6

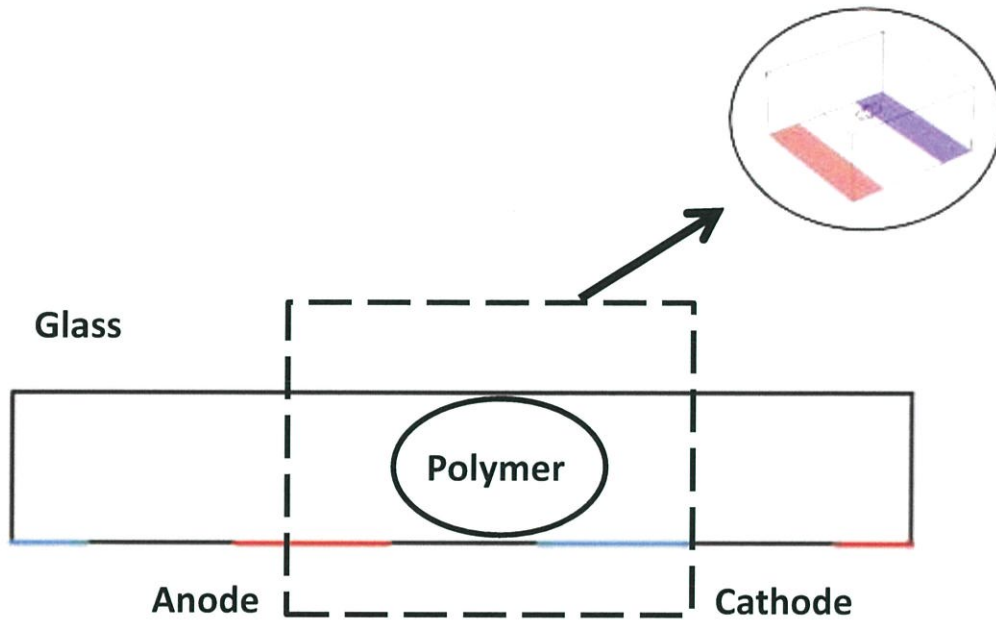
เซลล์เม็ดเลือดแดงผิดปกติ (Microcyte) $\left(\frac{a}{b}\right) \approx 3$	ทรงรี	9	3		3-12
-------------------------------------------------------------------------------------	-------	---	---	------------------------------------------------------------------------------------	------

ตารางที่ 5.1 แสดงถึงขนาด รูปทรง และ ชนิดต่างๆ ของอนุภาคที่ถูกนำมาประยุกต์ใช้
เพื่อหาอัตราส่วนของแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส
อ้างอิงจากเว็บไซต์ www.sc.chula.ac

เม็ดเลือดแดงขนาดเล็ก เรียกว่า Microcyte เป็นเม็ดเลือดแดงตัวแก่ที่มีขนาดเล็กกว่าปกติ มักพบว่ามี
บริเวณดีดสีจางด้านหนึ่งของเซลล์ยาวกว่า $1/3$ ของด้านกว้างเซลล์เม็ดเลือดแดงขนาดเล็กสามารถพบได้ใน
โรคธาลัสซีเมีย โรคโลหิตจางขาดธาตุเหล็ก และในโรคโลหิตจางที่เกิดจากเม็ดเลือดแตก.

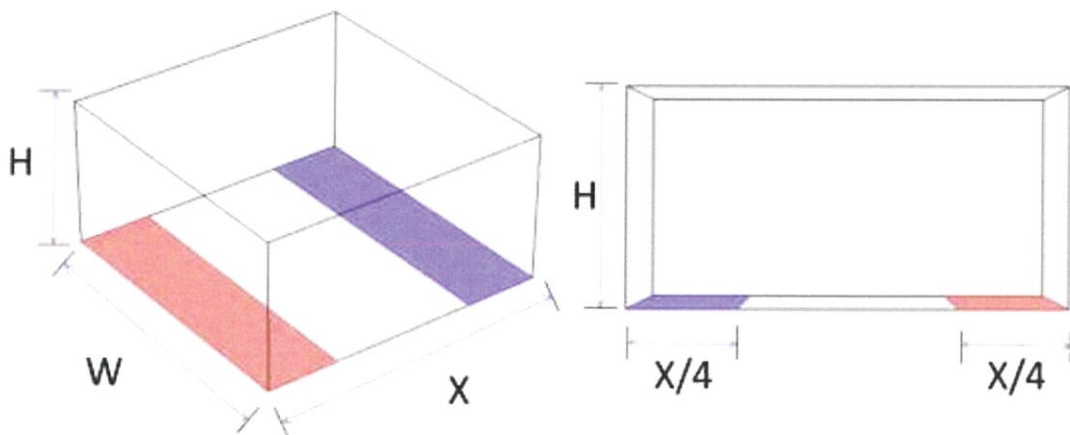
บทที่ 6 ผลการจำลอง

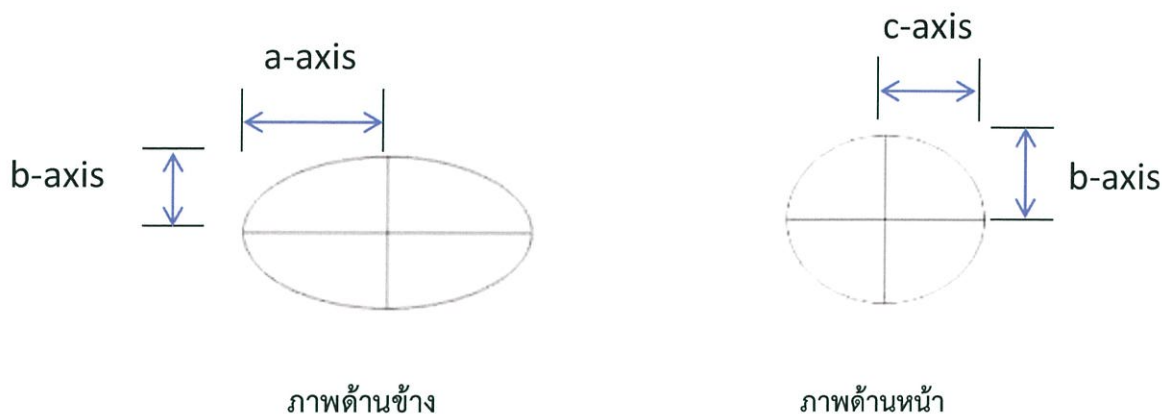
6.1 สร้างไฟล์ CAD



รูปที่ 6.1 แสดงถึงลักษณะช่องทางเดินของอนุภาคขณะที่อยู่ในเครื่องมือจริง

แต่เราไม่มีความจำเป็นต้องทำการจำลองโดยใช้ซั้วอิเล็กโทรดหลายๆซั้ว เพราะ จากรูปที่ 6.1 นั้นจะเห็นได้ว่ารูปแบบการจัดเรียงซั้วนั้น มีการซ้ำกันบ่อยครั้ง ดังนั้นเพื่อความง่าย และ ลดระยะเวลาเราจึงตัดมาเฉพาะส่วนหนึ่ง เพื่อมาทำการจำลอง โดยมีลักษณะดังรูป



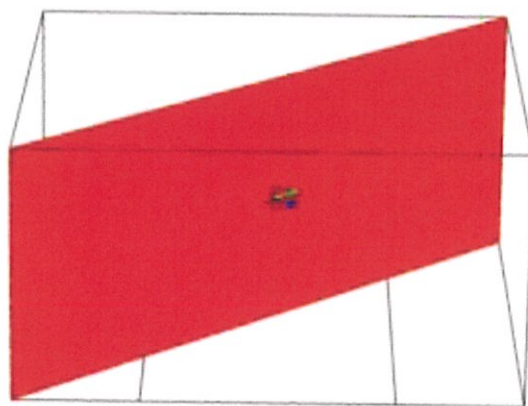


รูปที่ 6.2 แสดงถึงลักษณะของร่องชาร์ลแนล และ ลักษณะของอนุภาคทรงรีที่มีระดับไมโครเมตร ซึ่งใช้ในการจำลองโมเดล

โดยจะใช้ขนาดของชาร์ลแนล (Microchannel) ดังนี้ กว้าง (X) x ยาว (W) x สูง (H) = 100 x 100 x 50 ไมโครเมตร แต่ในการทำจำลองในโปรแกรมนั้น ต้องใช้โดเมนที่เป็นน้ำในการจำลอง ขนาดอนุภาคที่เป็นโพลิสไตรีน (Polystyrene) ขนาดอิเล็กโตรด ขนาดอนุภาค และ คุณสมบัติต่างๆของเม็ดเลือด ที่ใช้เสมือนจริง เพื่อที่จะสามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้

6.2 Meshing

ทำการเช็คอัตราความละเอียดของกริชที่น้อยที่สุดที่ทำให้ค่าคำตอบเข้าค่าหนึ่ง (Grid independent check) ในการจำลองเพื่อหา Grid independent check นั้น จะใช้ขนาดอนุภาคทรงรีโดยมี $a = 7.5 \mu\text{m}$, $b = 5 \mu\text{m}$ ที่ระยะ $25 \mu\text{m}$ ตามแนวแกน Z ตรงกึ่งกลางของร่อง ซึ่งสามารถปรับความละเอียดกริชได้สามจุดตามแนวระนาบ Cut plane ดังนี้



รูปที่ 6.3 แสดงถึงระนาบตัดที่ใช้ในการหา Grid independent check

1. กริชบนผิวอนุภาค (Domain grid) เป็นขนาดของอิเลิเมนต์ที่ความละเอียดใดๆ ซึ่งถูกวาดบนพื้นผิวของอนุภาค
2. กริชที่ตัวกลาง (Global grid) เป็นขนาดของอิเลิเมนต์ที่ความละเอียดใดๆ ซึ่งถูกวาดภายนอกชาร์ลแนลหรือ กล่าวได้ถูกวาดบนตัวกลางนั่นเอง
3. กริชที่มุม (Edge grid) เป็นขนาดของอิเลิเมนต์ที่ความละเอียดใดๆ ซึ่งถูกวาดบนมุมของชาร์ลแนลทั้ง 8 ด้าน

6.2.1 การหา Grid independent check

การหาค่าแรงตามแนวแกน Z ที่ความละเอียดของกริชหลายค่า โดยพยายามปรับลดทีละครั้งหนึ่งในตอนแรกจะพยายามปรับขนาดของกริชแต่ละชนิดเพื่อที่จะหาว่ากริชไหนมีอิทธิพลต่อแรงตามแนวแกน Z มากที่สุดก่อน จากนั้นเมื่อทราบว่ากริชตัวไหนที่มีอิทธิพลมากที่สุดแล้ว จึงปรับขนาดของกริชนั้นลดลงทีละครั้งหนึ่งเพื่อหาความละเอียดที่จะนำผลเฉลี่ยเข้าสู่ค่าใดค่าหนึ่ง โดยขณะที่เปลี่ยนขนาดความละเอียดของกริช นั้น จะนำค่าของแรงที่ความละเอียดนั้นๆ มาหาเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างเพื่อหาเปอร์เซ็นต์ที่น้อยที่สุดที่สามารถยอมรับได้ ซึ่งมีค่าประมาณ 0.16 %

โดยกำหนดขนาดของ Mesh ของแต่ละตัวมีหน่วยเป็นไมโครเมตร และเลือกชนิดของ Mesh เป็นแบบ Tetrahedron ซึ่งได้ผลเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าแรงตามแนวแกน Z ที่ ค่าความละเอียดต่างๆ ดังตาราง

Grid		Percent of difference	
(Global-Domain-Edge) x 10 ⁶		Norm E (%)	Fz (%)
5-2.5-2.5	5-1.25-1.25	0.199	1.1225209
5-1.25-1.25	5-1.25-0.8	0.01	0.6995844
5-1.25-0.8	5-0.8-0.7	0.0116	0.1369879
5-0.8-0.7	5-0.8-0.65	0.012	0.1656263

ตารางที่ 6.1 แสดงถึงการหาความละเอียดของกริชที่มากที่สุดที่ทำให้ค่าผลเฉลี่ยเข้าสู่ค่าหนึ่งโดยใช้วิธีการหาเปอร์เซ็นต์ผลต่าง

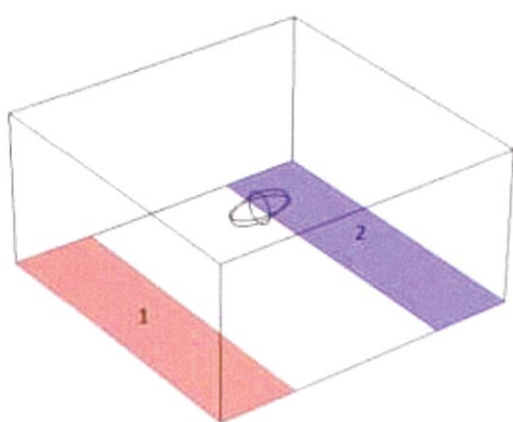
จากการวิเคราะห์ สรุปผลได้ว่าขนาดกริชในชาร์ลแนล(Global Grid) และ ที่ขอบมุมต่างๆ (Edge Grid) มีผลกระทบต่อแรงที่แนวแกน Z น้อยกว่า ขนาดกริชที่อยู่ภายในอนุภาค ดังนั้น เพื่อความละเอียด และรวดเร็วเราจึงเลือกขนาดกริชที่มีขนาดอิเลิเมนต์สูงสุดภายในอนุภาค (Domain Grid) จึงเลือก 5-0.8-0.65 เป็นกริชที่ใช้ในการจำลองแบบ จากนั้นก็จะนำค่าความละเอียดที่ได้ไปปรับใช้กับอนุภาคที่มีขนาดอื่นๆต่อไป

6.3 Simulation

โดยในการจำลองนำค่าความละเอียดที่หามาได้มาปรับใช้กับโดเมนของระบบ สำหรับโดเมนของตัวกลาง (Global Grid) จะใช้ขนาด 5 ไมโครเมตร โดเมนของอนุภาค (Domain Grid) จะใช้ขนาด 0.8 ไมโครเมตร และโดเมนของขอบ (Edge Grid) จะใช้ขนาด 0.65 ไมโครเมตร

6.3.1 การกำหนดเงื่อนไขเริ่มต้น

การกำหนดเงื่อนไข (Boundary Condition) เริ่มต้น และค่าคงที่ต่างๆ ดังนี้



Boundary	Type
1	$V_{dc} = 10 V$
2	$V_{dc} = 0 V$
wall	$\vec{E} \cdot \vec{n} = 0$
Particle surface	$\vec{n} \cdot (D_1 - D_2) = \rho_s$ $\rho_s = 0$

รูปที่ 6.4 แสดงถึงเงื่อนไขขอบ ที่นำมาใช้กับแบบจำลองที่ตำแหน่งต่าง ๆ

type	Relative Permittivity	conductivity
Water (Medium)	80	0.01
Polyestyrene (Particle)	2.5	9.6E-4

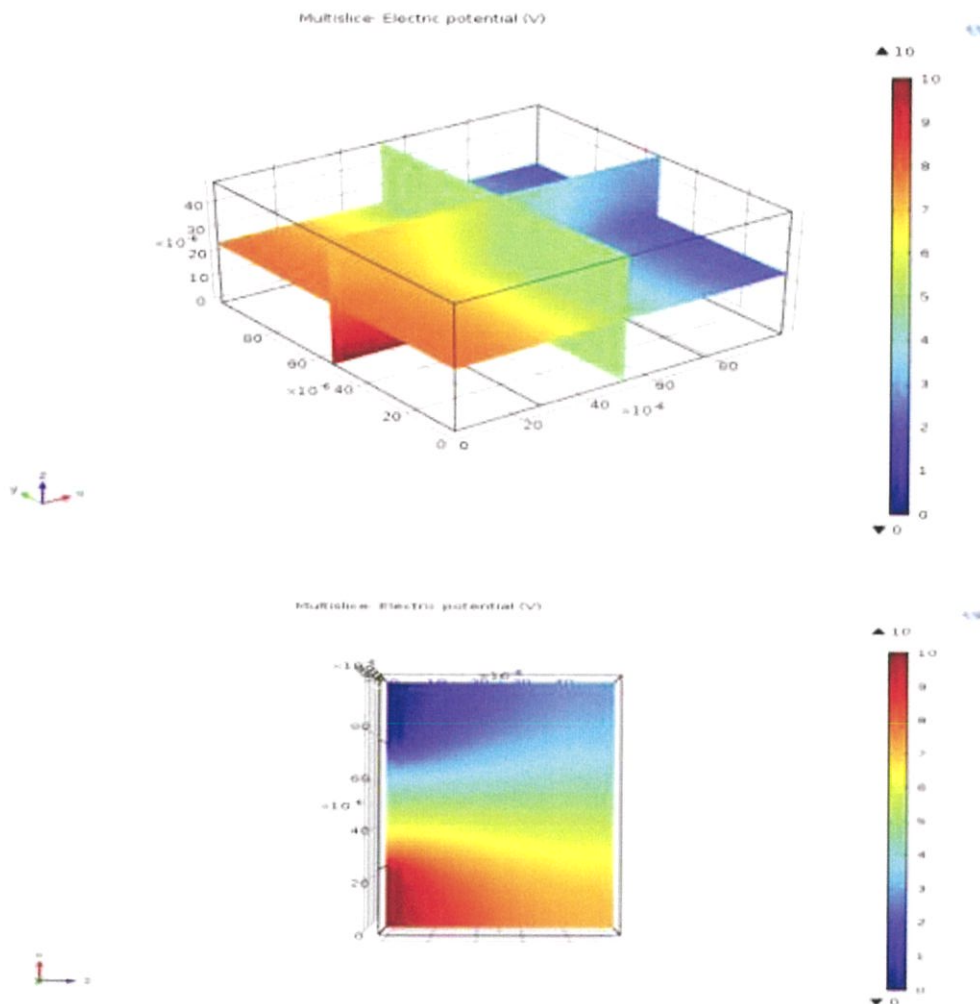
ตารางที่ 6.2 แสดงถึงค่าคงที่ต่างๆ ที่ใช้ในการจำลอง

พารามิเตอร์สำหรับการคำนวณมีเพิ่มเติมคือ

ความไฟฟ้า (V) = 10 V , ความถี่ (f) = 10 kHz และ ค่า $\lambda = 1 \times 10^{-9} S^{-1}$

6.3.2 การหาขนาดของเกรเดียน

การคำนวณหาค่า เกรเดียนของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ($|\nabla E^2|$) จากเงื่อนไขขอบและโมเดลที่กำหนด เพื่อนำไปใช้ในสมการคำนวณทางทฤษฎี และผลลัพธ์จะถูกใช้ในการเปรียบเทียบกับแรงที่เราได้จากแบบจำลอง

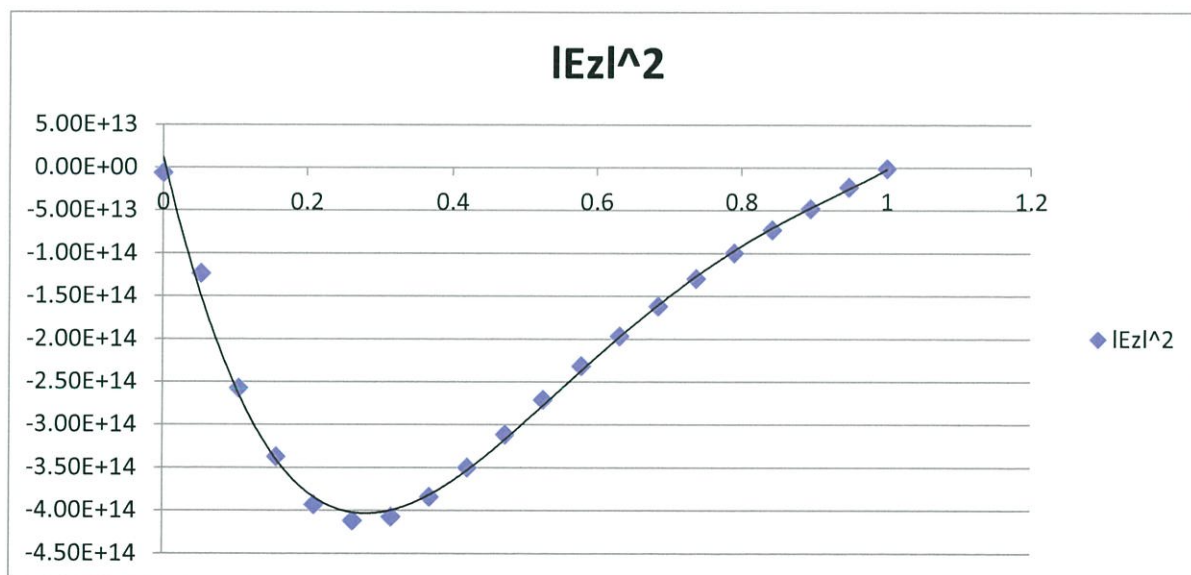


รูปที่ 6.5 แสดงการกระจายตัวของเกรเดียนของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ($|\nabla E^2|$)
ซึ่งค่าเกรเดียนของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ($|\nabla E^2|$) ที่ได้

อัตราส่วนระยะทาง ตามแนวแกน Z ต่อ ความสูงทั้งหมดของ ชาร์ลแนล ($\frac{z}{H}$)	0.1	0.15	0.5	0.7	0.9
ค่าของ $ \nabla E^2 \times 10^{14}$	-2.58	-3.38	-3.15	-1.55	-0.482

ตารางที่ 6.3 : แสดงถึงค่าแอมพลิจูดของขนาดของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ($|\nabla E^2|$) ที่ระยะอัตราส่วนความสูง

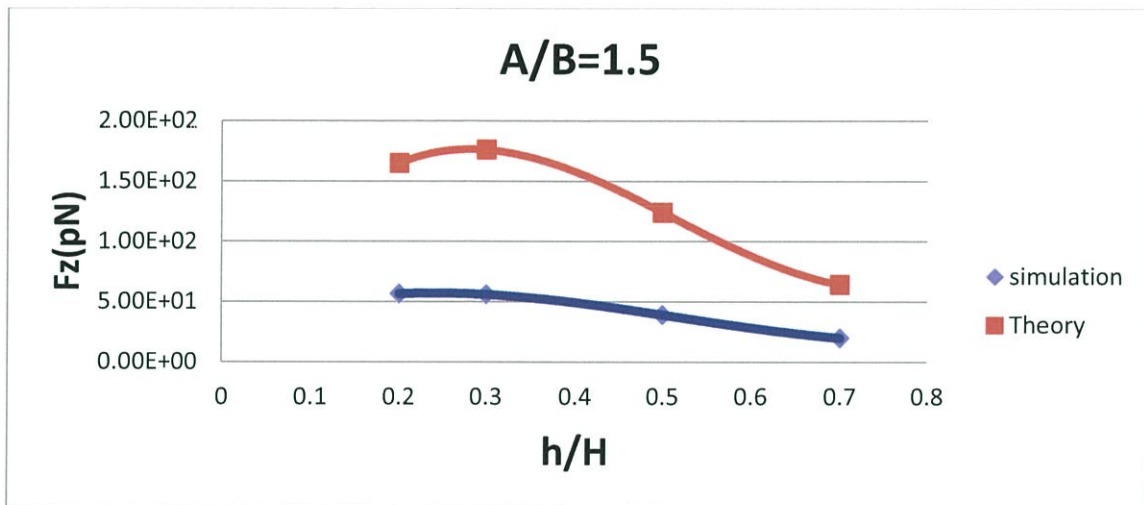
$\frac{z}{H}$ ต่างๆ



รูปที่ 6.6 แสดงกราฟค่าขนาดของแอมพลิจูดสนามไฟฟ้าที่ตำแหน่งต่างๆตามแนวแกน z
(พล็อตตามตารางที่ 6.3)

6.3.3 การหาค่าของแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส

จากเงื่อนไขขอบที่สมบูรณ์แล้วเราก็สามารถหาค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสตามหลักการจำลองได้ (Simulation) รวมไปถึงตามหลักการทางทฤษฎีอีกด้วย



รูปที่ 6.7 : แสดงถึงกราฟค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสตามแนวแกน z

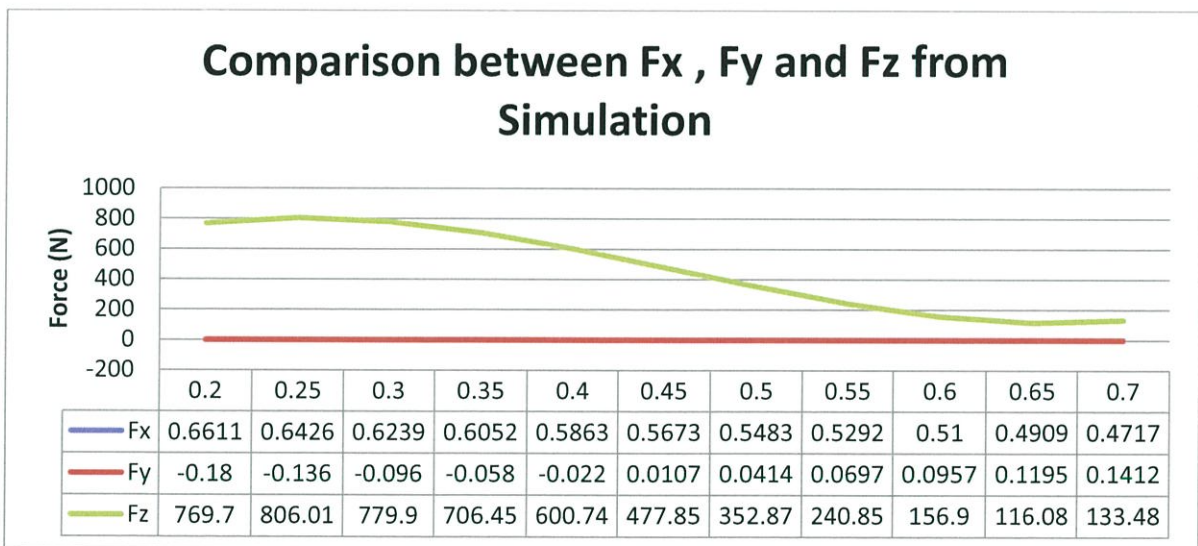
วิเคราะห์กราฟ : ค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสจากทฤษฎีจะมีค่าลดลงเรื่อยๆ เมื่อเคลื่อนที่ตามแนวแกน z ห่างจากขั้วอิเล็กโทรดไปเรื่อยๆ แต่จะมีจุดหนึ่งที่ทำให้ค่าแรงมีค่ากระโดดสูงขึ้นไปนั่นคือจุดที่ $z = 15$ ไมโครเมตร สาเหตุหนึ่งก็คือ ค่าตำแหน่งสำหรับแกรเดียนของชาร์แนลเปล่าๆ นั้นเคลื่อนที่มารับเส้นแรงพอดีโดยไม่มี การเหนี่ยวนำใดๆ ทำให้แกรเดียน ณ จุดนี้มีค่าการเปลี่ยนแปลงมากขึ้น แต่ในความเป็นจริงแล้วค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสจากการจำลองที่ตำแหน่ง $z = 15$ ไมโครเมตร เมื่อมีการคิดการมีอยู่ของอนุภาคผิวอนุภาค และ แกรเดียนจะเหนี่ยวนำกันทำให้ค่าแกรเดียนของแรงเมื่ออนุภาคตรงตำแหน่งนั้นมีค่าน้อยลงไป.

6.3.4 ทำการคำนวณหาค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส ตามแนวแกน x , y และ z

	Fx	Fy	Fz
ค่าการสร้างแบบจำลอง	-9.4618×10^{-14}	8.44219×10^{-16}	5.652×10^{-11}
ค่าจากทางทฤษฎี	-1.263×10^{-12}	-3.66×10^{-13}	16.9×10^{-11}

ตารางที่ 6.4 แสดงถึงค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสทั้งสามแกน (x , y , z) ที่ระยะ 10 ไมโครเมตรตามแนวแกน z (ดูรูป 6.4 ประกอบ) โดยมีขนาดอนุภาค $\frac{H}{b} = 10$, $\frac{a}{b} = 1.5$

วิเคราะห์ตาราง : จากตารางนั้นจะเห็นได้ว่าไม่ว่าค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสที่มาจากทฤษฎี หรือ จากการจำลอง ค่าแรงตามแนวแกน z จะมีขนาดมากกว่าแกนอื่นๆ ที่เหลือเสมอ



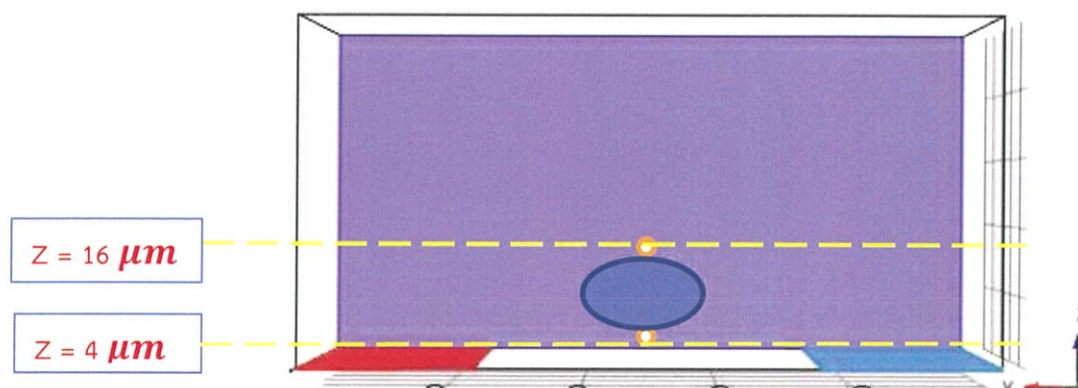
รูปที่ 6.8 : แสดงกราฟเปรียบเทียบของแรงทั้ง 3 แนวแกน โดยใช้ขนาดอนุภาค $\frac{H}{b} = 5$, $\frac{a}{b} = 1.5$ ที่ระยะต่างๆ ตามแนวแกน z

วิเคราะห์กราฟ : จะเห็นได้ว่าแรงตามแนวของ x และ y มีผลน้อยมาก ประมาณ 100 เท่าได้

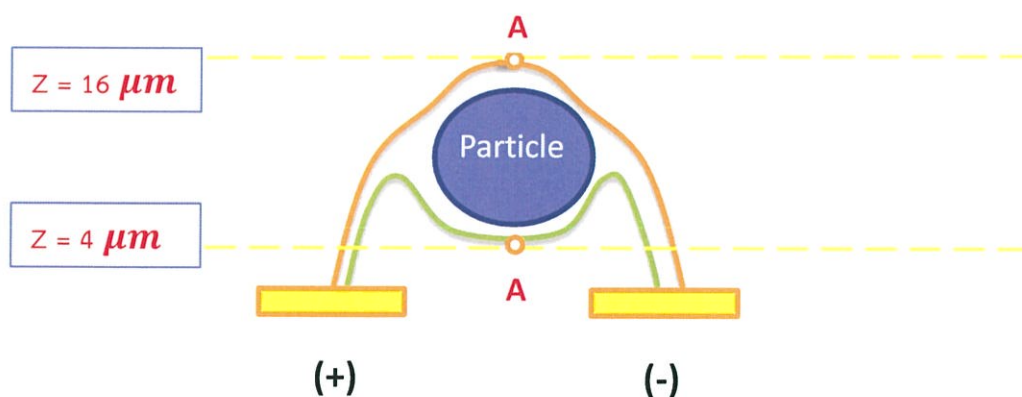
ดังนั้น สรุปได้ว่าเราจึงสามารถพุ่งประเด็นไปที่การหาแรงแกน Z ได้ หรือกล่าวได้ว่า เราจะศึกษาเฉพาะแรงตามแนวแกน Z เท่านั้น

6.3.5 เปรียบเทียบค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสระหว่างแรงที่ได้จากแบบจำลอง และ จากการคำนวณทางทฤษฎี

โดยจะยกตัวอย่างเปรียบเทียบค่าแรง ณ ตำแหน่งที่ $Z = 10$ ไมโครเมตร



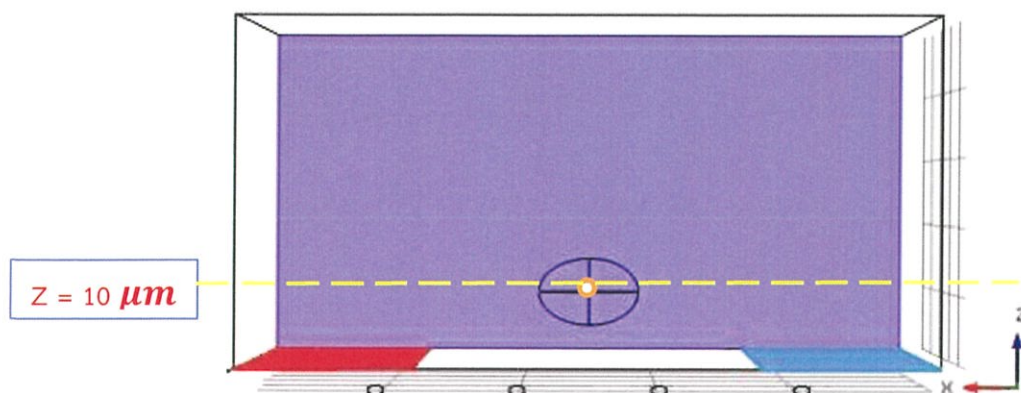
รูปที่ 6.9 (ก)



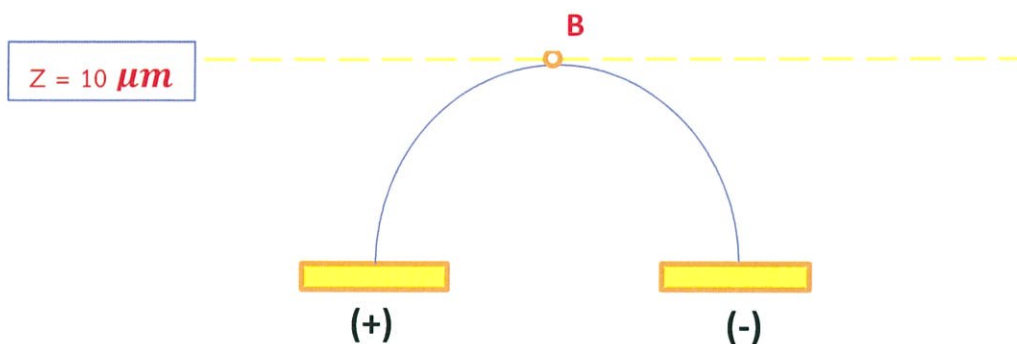
รูปที่ 6.9 (ข)

รูปที่ 6.9 (ก) แสดงแนวของระนาบที่ระยะ $z = 16$, $z = 4$ ไมโครเมตร ตัดที่จุดสองจุดบนผิวอนุภาค เพื่อที่จะหาการกระเจิงสนามไฟฟ้ากำลังสองซึ่งจะถูกใช้ในการบรรยายค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสตามการจำลองที่ตำแหน่ง $z = 10$ ไมโครเมตร สังเกตว่ามีอนุภาคอยู่ในระบบ

รูปที่ 6.9 (ข) แสดงจุดที่ระนาบตัดลากไปตัดกับเส้นสนามไฟฟ้าที่กระจายตัวรอบอนุภาคที่ผิวบน และ ผิวล่าง ค่าที่จุดตัดคือค่าการกระเจิงสนามไฟฟ้ากำลังสอง



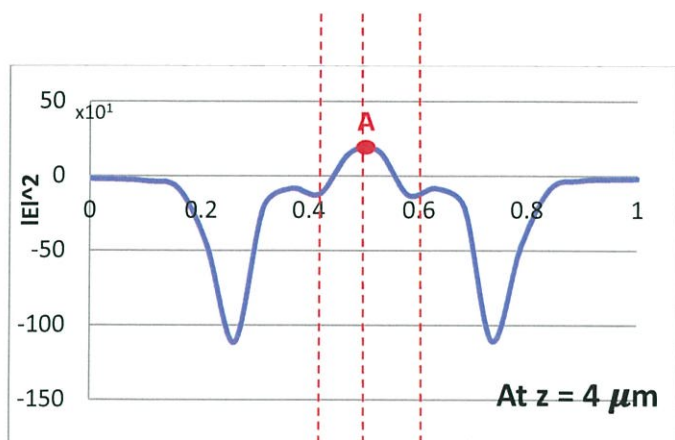
รูปที่ 6 .10 (ก)



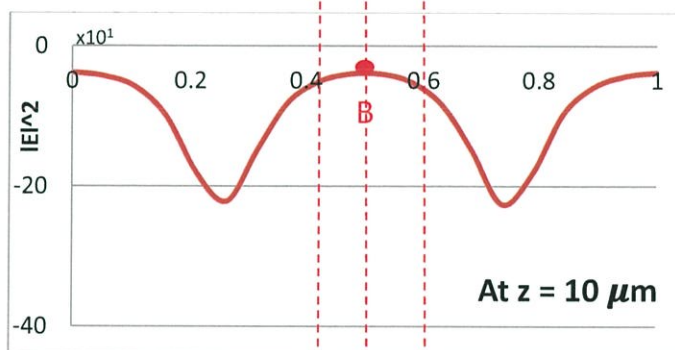
รูปที่ 6 .10 (ข)

รูปที่ 6 .10 (ก) แสดงแนวของระนาบตัดที่ $z = 10$ ไมโครเมตร ที่จุดตัดกึ่งกลางของอนุภาค ณ จุดนี้จะได้ค่าของ แกรเดียนสนามไฟฟ้ากำลังสองซึ่ง จะถูกใช้ในการบรรยายขนาดของแรงไดโพลไฟฟ้าเรซิสตามหลักการทางทฤษฎี สังเกตว่าค่าแกรเดียนจะถูกหาที่ตำแหน่งนี้เมื่อระบบไม่มีอนุภาคอยู่

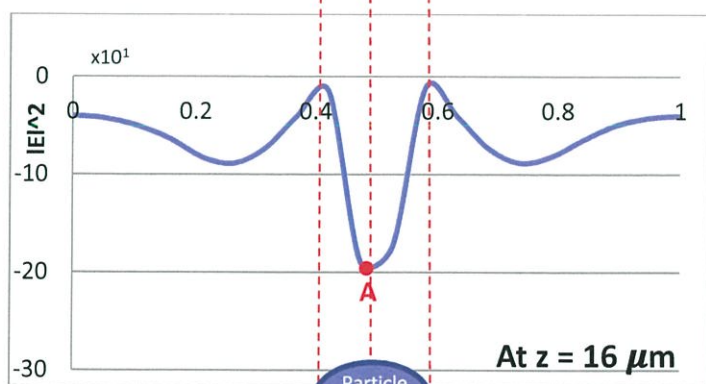
รูปที่ 6 .10 (ข) แสดงจุดที่ระนาบตัดลากไปตัดกับเส้นสนามไฟฟ้าที่กระจายตัวรอบอนุภาคที่ผิวบน และ ผิวล่าง ค่าที่จุดตัดคือค่าแกรเดียนสนามไฟฟ้ากำลัง



$$\nabla E^2_A = -18.8 \times 10^{14}$$



$$\nabla E^2_B = -3.97 \times 10^{14}$$



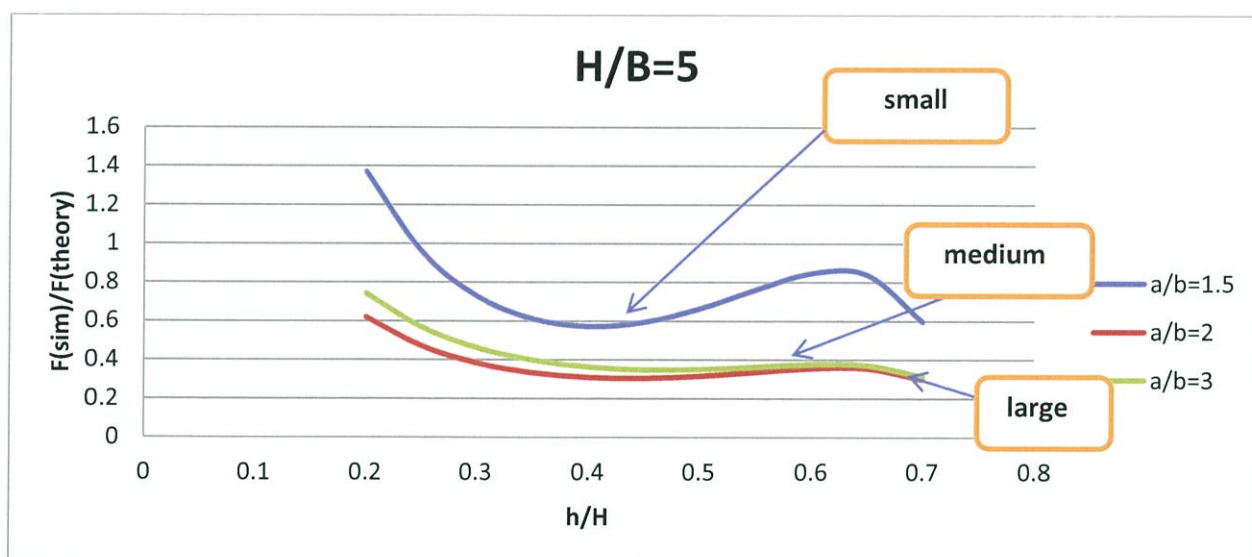
$$\nabla E^2_A = 16.432 \times 10^{14}$$

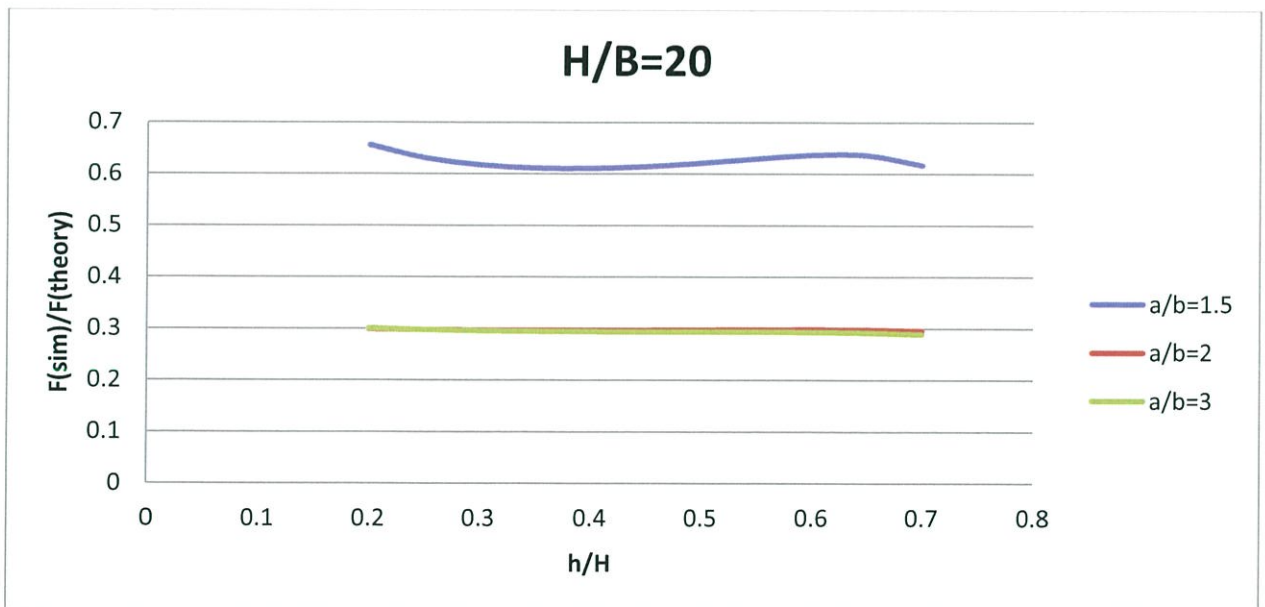
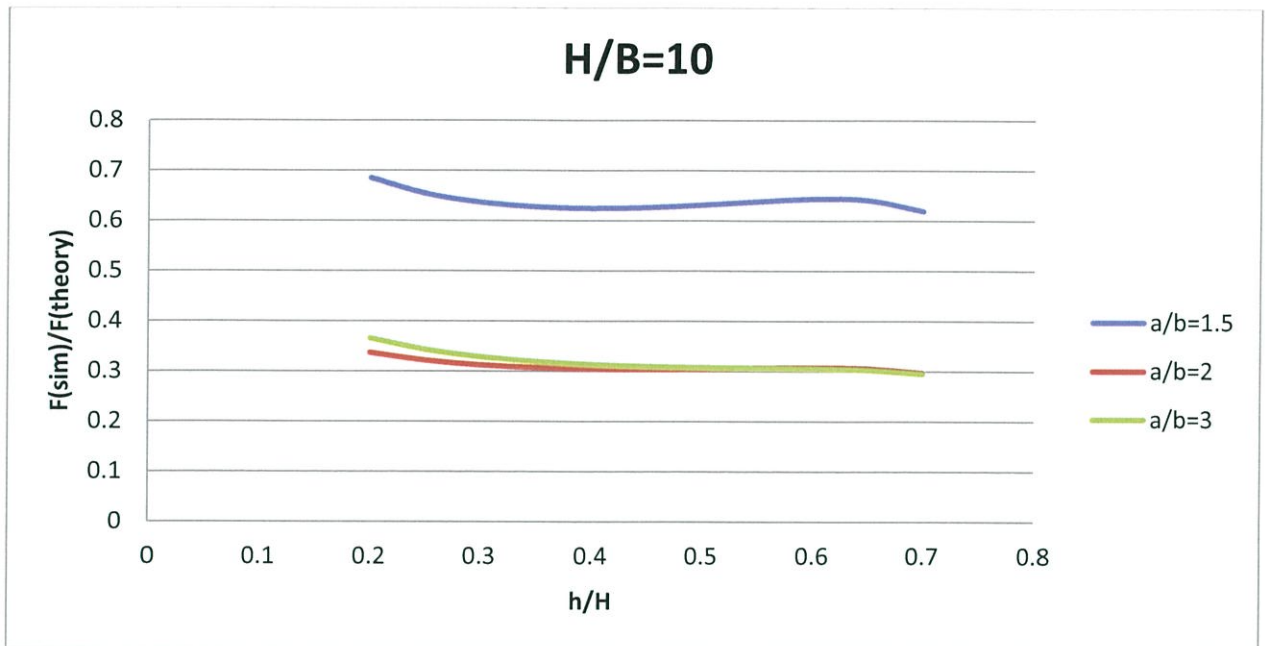
x/X

รูปที่ 6.11 แสดงถึงค่าแกรเดียนของสนามไฟฟ้ากำลังสองตามแนวแกน z ที่ตำแหน่งตามแนวแกน x ต่างๆ

วิเคราะห์กราฟ : จากกราฟจะเห็นได้ว่าค่าแรงแดันกำลังสองที่เกิดขึ้นบนอนุภาคตามแนวทางทฤษฎีนั้นมีค่าเท่ากับแรงแดันที่ตำแหน่งกึ่งกลางอนุภาค ($z = 10$ ไมโครเมตร) ซึ่งไม่มีอนุภาคอยู่มีค่าเท่ากับ $\nabla E^2_B = -3.97 \times 10^{14}$ ซึ่งค่าแรงแดันนี้จะเกี่ยวข้องกับขนาดของแรงไดโพลเล็กโตรโพเรซิสตามทฤษฎี และ จะเห็นได้ว่าค่าแรงแดันกำลังสองที่เกิดขึ้นบนอนุภาคตามแนวทางการจำลองนั้นมีค่าเท่ากับผลรวมของแรงแดันที่ตำแหน่งผิวบนอนุภาค ($z = 16$ ไมโครเมตร)และ ผิวล่างของอนุภาค ($z = 4$ ไมโครเมตร) ซึ่งมีอนุภาคอยู่มีค่าเท่ากับ $\nabla E^2_B = -18.8 \times 10^{14} + 16.432 \times 10^{14} = -2.8 \times 10^{14}$ ซึ่งค่านี้จะเกี่ยวข้องกับขนาดของแรงไดโพลเล็กโตรโพเรซิสตามการจำลอง ดังนั้น จะพบว่าขนาดของแรงแดันของสนามไฟฟ้ากำลังตามทฤษฎีจะมีค่ามากกว่าค่าทางการจำลอง ซึ่งได้นำไปสู่ข้อสรุปที่ว่าขนาดของแรงตามหลักทฤษฎีนั้นมีค่ามากกว่าขนาดของแรงตามการจำลองด้วย.

6.3.6 นำค่าแรงที่ได้มาทำให้เป็นอัตราส่วนตัวแปรไร้หน่วยเพื่อที่จะนำเอาไปประยุกต์ใช้ได้ต่อไป





รูปที่ 6.12 : แสดงกราฟอัตราส่วนผลลัพธ์ของแรงในแบบจำลอง (Simulation) ต่อ แรงจากทฤษฎี(Theory) โดยทำการแปลเปลี่ยนค่าอัตราส่วน $\frac{H}{b}$ และ $\frac{a}{b}$ ของแต่ละกราฟ (โปรดดูรูปที่ 6.2 ประกอบ)

วิเคราะห์กราฟ :

1. จากกราฟสำหรับขนาดเล็ก(เส้นสีฟ้า)จะมีค่ากระโดดสูงชันจนเกือบถึงหนึ่ง เหตุผลหนึ่งก็คือ ค่าของขนาดอนุภาคมีค่าเล็กลง ส่งผลให้ผลของปฏิกิริยาของผนังกับอนุภาค มีผลน้อยลงซึ่งส่งผลให้ค่าแรงทางการจำลองจะมีพฤติกรรมคล้ายกับว่า ไม่ได้รับผลของผนังเลย(infinite domain) ซึ่งหลักการ infinite domain ก็คือ หลักการทางทฤษฎีนั่นเอง ดังนั้น อัตราส่วนของแรงจึงมีค่าเข้าใกล้หนึ่ง ยกตัวอย่างเช่น ค่าของอัตราส่วนที่ ค่า $\frac{H}{b} = 5$ ที่ค่า $\frac{a}{b} = 1.5$ เส้นกราฟจะเลื่อนเข้าหาค่าที่เท่ากับหนึ่ง
2. จากกราฟสำหรับอนุภาคขนาดกลาง(เส้นสีแดง) และ ขนาดใหญ่(เส้นสีเขียว) จากสองกราฟนี้จะเห็นได้ว่าค่าอัตราส่วนของแรงนั้นจะเริ่มมีค่าคงที่ซึ่งบ่งบอกได้ว่า สำหรับอนุภาคทรงรีใดๆที่มีขนาดใหญ่ค่าผลของผนังของระบบกับผิวอนุภาคจะเริ่มมีค่าคงที่ ยกตัวอย่างเช่น ค่าของอัตราส่วนที่ ค่า $\frac{H}{b} = 20$ ที่ค่า $\frac{a}{b} = 2, 3$ สำหรับที่ค่าสองอัตราส่วนนี้ค่าอัตราส่วนของแรงนั้นจะเริ่มมีค่าคงที่ซึ่งเข้าใกล้ 0.3
3. จากกราฟ ณ บางตำแหน่งสำหรับอนุภาคขนาดเล็ก ค่าของอัตราส่วนแรงจะมีค่ามากกว่าหนึ่ง ยกตัวอย่าง เช่น ค่าของอัตราส่วนที่ ค่า $\frac{H}{b} = 5$ ที่ค่า $\frac{a}{b} = 1.5$ ที่ตำแหน่งอัตราส่วน $\frac{h}{H} = 0.1$ ซึ่งจากการวิเคราะห์เราพบว่าสาเหตุหนึ่งที่เป็นไปได้ คือ ผิวล่างของอนุภาคนั้นอยู่ติดกับผนังช่องล่างทำให้ไม่ได้รับค่าแรงแผ่นของสนามไฟฟ้ากำลังสอง ซึ่งที่ผิวล่างนี้ ณ ตำแหน่งอื่นๆนั้นจะได้รับแรงแผ่นนี้ โดยค่านี้อาจถูกแปลงไปเป็นแรงที่ดึงอนุภาคลงมา ดังนั้นเมื่อไม่มีแรงแผ่นตัวนี้แล้วทำให้อนุภาคไม่ได้รับแรงต้านดึงลงที่ผิวด้านล่างอีกต่อไป ทำให้อัตราส่วนของค่าแรงมีค่ามากกว่าหนึ่ง

บทที่ 7

สรุปผลและวิจารณ์

7.1 สรุปผล

จากแบบจำลองชิ้นงานตั้งแต่ต้น โดยทำการเปรียบเทียบทางทฤษฎี (Theory) และ จากการจำลอง (Simulation) นั้น ได้พบว่าที่อัตราส่วนขนาดของช่องทางเดินเดียวกันของเซลล์ระดับไมโครเมตร ที่มีการจัดเรียงขั้วอิเล็กโทรดอยู่ด้านล่าง นั้นเราพบลักษณะพิเศษที่เกิดขึ้นดังนี้

1. ในบรรดาแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิส(dielectrophoretic force) ตามแนวของแกน x , y และ z แรงที่มีอิทธิพลมากที่สุดคือ แรงตามแนวแกน Z
2. ในส่วนใหญ่ค่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสตามหลักการทางทฤษฎีจะมีค่ามากกว่าแรงไดอิเล็กโตรโฟรีซิสตามการจำลอง ซึ่ง บางกรณีเท่านั้นที่ค่าแรงทางทฤษฎีจะน้อยกว่าแรงทางการจำลอง
3. ได้ผลอัตราส่วนที่เป็นตัวแปรไร้หน่วยซึ่งสามารถนำไปปรับใช้ให้กับช่องทางเดินของเซลล์ระดับไมโครเมตรที่มีขั้วอิเล็กโทรดอยู่ด้านล่าง

7.2 วิจารณ์ผลการทดลอง

ถึงแม้คอมพิวเตอร์ที่ใช้ประกอบการจำลอง (Simulation) สเปคสูงก็ตามแต่ก็ยังไม่เพียงพอในการใช้คำนวณค่าต่างๆ ที่ขนาดเล็กมากกว่าปกติ

ดังนั้นทางกลุ่มจึงได้ทำการแนะนำไว้ดังนี้

1. ควรที่จะไปหาคอมพิวเตอร์ที่มีค่าสเปคสูงขึ้น
2. ควรที่จะทำการพิสูจน์ทางการทดลองจริงควบคู่ไปด้วยซึ่งจะต้องใช้อุปกรณ์และเครื่องมือแล็บชนิดพิเศษ
3. ควรที่ปรับไปใช้ย่านความถี่ที่สูงขึ้น
4. ควรรวมผลปรากฏการณ์อื่นๆ เข้าไป เช่นความเร็ว ซึ่งอาจจะใช้หลักการเมชเคลื่อนที่(Moving mesh) มาแก้ปัญหา

เอกสารอ้างอิง

- [1] 97, 093702 _2010_, Y. J. Lo and U. Lei “Experimental validation of the theory of wall effect on dielectrophoresis”
- [2] Li, D. (2004). *Electrokinetics in Microfluidics*, pages 1–5. Elsevier Academic Press.
- [3] Erickson, D. and Li, D. (2004). Integrated microfluidic devices. *Analytica Chimica Acta*, 507:11–26.
- [4] Grier, D. G. (2003). A revolution in optical manipulation. *Nature*, 424:810–816.
- [5] McCloskey, K. E., Chalmers, J. J., and Zborowski, M. (2003). Magnetic cell separation: Characterization of magnetophoretic mobility. *Analytical Chemistry*, 75:6868–6874.
- [6] Coakley, W. T., Hawkes, J. J., Sobanski, M. A., Cousins, C. M., and Spengler, J. (2000). Analytical scale ultrasonic standing wave manipulation of cells and microparticles. *Ultrasonics*, 38:638–641.
- [7] Harris, N. R., Hill, M., Beeby, S., Shen, Y., Hawkes, J. J., and Coakley, W. T. (2003). A silicon microfluidic ultrasonic separator. *Sens. Actuators B*, 95:425–434.
- [8] Nilsson, A., Petersson, F., Jonsson, H., and Laurell, T. (2004). Acoustic control of suspended particles in microfluidic chips. *Lab Chip*, 4:131–135.
- [9] Voldman, J. (2006). Electrical forces for microscale cell manipulation. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 8:425–454.
- [10] Cetin, B. and Li, D. (2008). Effect of Joule heating on electrokinetic transport. *Electrophoresis*, 29:994–1005.
- [11] Gascoyne, P. R. C. and Vykoukal, J. (2002). Particle separation by dielectrophoresis. *Electrophoresis*, 23:1973–1983.
- [12] Morgan, H. and Green, N. G. (2003). *AC Electrokinetics: Colloids and Nanoparticles*, pages 8–12. Research Studies Press.
- [13] Park, S. and Beskok, A. (2008). Alternating current electrokinetic motion of colloidal particles on interdigitated microelectrodes. *Analytical Chemistry*, 80:2832–2841.

- [14] Castellanos, A., Ramos, A., Gonzalez, A., Green, N. G., and Morgan, H. (2003). Electrohydrodynamics and dielectrophoresis in microsystems: Scaling laws. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 36:2584–2597.
- [15] Jones, T. B. (1995). *Electromechanics of Particles*, pages 34–48. Cambridge University Press.
- [16] Wang, X., Wang, X.-B., and Gascoyne, P. R. C. (1997). General expressions for dielectrophoretic force and electrorotational torque derived using the Maxwell stress tensor method. *Journal of Electrostatics*, 39:277–295.
- [17] Jones, T. B. and Washizu, M. (1996). Multipolar dielectrophoretic and electrorotation theory. *Journal of Electrostatics*, 37:121–134.
- [18] Al-Jarro, A., Paul, J., Thomas, D.W. P., Crowe, J., Sawyer, N., Rose, F. R. A., and Shakesheff, K.M. (2007). Direct calculation of Maxwell stress tensor for accurate trajectory prediction during DEP for 2D and 3D structures. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 40:71–77.
- [19] Green, N. G. and Morgan, H. (1999). Dielectrophoresis of submicrometer latex spheres: 1. Experimental results. *Journal of Physical Chemistry B*, 103:41–50.
- [20] Eppmann, P. and Gimsa, B. P. J. (1999). Particle characterization by AC electrokinetic phenomena: 2. Dielectrophoresis of latex particles measured by dielectrophoretic phase analysis light scattering. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 149:443–449.
- [21] Ermolina, I. and Morgan, H. (2005). The electrokinetic properties of latex particles: Comparison of electrophoresis and dielectrophoresis. *Journal of Colloid and Interface Science*, 285:419–428.
- [22] Yih, T. C. and Talpasanu, I. (2008). *Micro and Nano Manipulations for Biomedical Applications*, pages 191–202. Artech House.
- [23] Turcu, I. and Lucaciu, C. M. (1989). Dielectrophoresis: A spherical shell model. *Journal of Physics A: Mathematical and General*, 22:985–993.
- [24] Gascoyne, P. R. C. and Vykoukal, J. (2004). Dielectrophoresis-based sample handling in general purpose programmable diagnostic instruments. *Proceedings of the IEEE*, 92(1):22–42.

- [25] Wang, X., Huang, Y., Gascoyne, P. R. C., Becker, F. F., Holzel, R., and Pethig, R. (1994). Changes in friend murine erythroleukaemia cell membranes during induced differentiation determined by electrorotation. *Biochimica et Biophysica Acta*, 1193:330–344.
- [26] Gagnon, Z., Gordon, J., Sengupta, S., and Chang, H.-C. (2008). Bovine red blood cell starvation age discrimination through a glutaraldehydeamplified dielectrophoretic approach with buffer selection and membrane cross-linking. *Electrophoresis*, 29:2272–2279.
- [27] Cruz, J. M. and Garcia-Diego, F. J. (1998). Dielectrophoretic motion of oblate spheroidal particles: Measurements of motion of red blood cells using the Stokes method. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 31:1745–1751.
- [28] Green, N. G. and Morgan, H. (1999). Dielectrophoresis of submicrometer latex spheres: 1. Experimental results. *Journal of Physical Chemistry B*, 103:41–50.
- [29] Sanchis, A., Brown, A. P., Sancho, M., Martinez, G., Sebastian, J. L., Munoz, S., and Miranda, J. M. (2007). Dielectric characterization of bacterial cells using dielectrophoresis. *Bioelectromagnetics*, 28:393–401.
- [30] Winter, W. T. and Welland, M. E. (2009). Dielectrophoresis of non-spherical particles. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 42(045501):1–6.
- [31] Becker, F. F., Wang, X.-B., Huang, Y., Pethig, R., and Vykoukal, J. (1995). Separation of human breast cancer cells from blood by differential dielectric affinity. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 92:860–864.
- [32] Pommer, M. S., Zhang, Y., Keerthi, N., Chen, D., Thomson, J. A., Meinhart, C. D., and Soh, H. (2008). Dielectrophoretic separation of platelets from diluted whole blood in microfluidic channels. *Electrophoresis*, 29:1213–1218.
- [33] Ji, H. M., Samper, V., Chen, Y., Heng, C., Lim, T. M., and Yobas, L. (2008). Silicon-based microfluidics for whole blood cell separation. *Biomedical Microdevices*, 10:251–257.
- [34] Huang, J.-T., Wang, G.-C., Tseng, K.-M., and Fang, S.-B. (2008). A chip for catching, separating and transporting bio-particles with dielectrophoresis. *Journal of Industrial Microbiology and Biotechnology*, 35:1551–1557.

- [35] Yang, J., Huang, Y., Wang, X.-B., Becker, F., and Gascoyne, P. (2000). Differential analysis of human leukocytes by dielectrophoresis. *Biophysical Journal*, 78:2680–2689.
- [36] Oblak, J., D. Krizaj, S. A., Macek-Lebar, A., and Miklavcic, D. (2007). Feasibility study of cell electroporation detection and separation by means of dielectrophoresis. *Bioelectrochemistry*, 71:164–171.
- [37] Gordon, J. E., Gagnon, Z., and Changa, H.-C. (2007). Dielectrophoretic discrimination of bovine red blood cell starvation age by buffer selection and membrane cross-linking. *Biomicrofluidics*, 1(044102):1–5.
- [38] Choi, W., Kim, J.-S., Lee, D.-H., Lee, K.-K., Koo, D.-B., and Park, J.-K. (2008). Dielectrophoretic oocyte selection chip for in vitro fertilization. *Biomed Microdevices*, 10:337–345.
- [39] Flanagan, L. A., Lu, J., Wang, L., Marchenko, S. A., Jeon, N. L., and Lee, A. P. (2008). Unique dielectric properties distinguish stem cells and their differentiated progeny. *Stem Cells*, 26:656–665.
- [40] Borgatti, M., Bianchi, N., Mancini, I., Feriotto, G., and Gambari, R. (2008). New trends in non-invasive prenatal diagnosis: Applications of dielectrophoresis-based lab-on-a-chip platforms to the identification and manipulation of rare cells. *International Journal of Molecular Medicine*, 21:3–12.
- [41] Krishnan, R., Sullivan, B. D., Mifflin, R. L., Esener, S. C., and Heller, M. J. (2008). Alternating current electrokinetic separation and detection of DNA nanoparticles in high conductance solutions. *Electrophoresis*, 29:1765–1774.
- [42] Kadaksham, J., Singh, P., and Aubry, N. (2004b). Dynamics of electrorheological suspensions subjected to spatially nonuniform electric fields. *Journal of Fluids Engineering*, 126:170–179.
- [43] Kadaksham, J., Singh, P., and Aubry, N. (2004a). Dielectrophoresis of nanoparticles. *Electrophoresis*, 25:3625–3632.
- [44] Kadaksham, J., Singh, P., and Aubry, N. (2006). Manipulation of particles using dielectrophoresis. *Mechanics Research Communications*, 33:108–122.

[45] Young, E. W. K. and Li, D. (2005). Dielectrophoretic force on a sphere near a planar boundary. *Langmuir*, 21:12037–12046.

[46] Leal, L. G. (2007). *Advanced Transport Phenomena: Fluid Mechanics and Convective Transport Processes*, pages 320–325. Cambridge University Press.

[47] Kang, K. H., Xuan, X., Kang, Y., and Li, D. (2006b). Effects of DC-dielectrophoretic force on particle trajectories in microchannels. *J. Applied Physics*, 99(064702):1–8.

[48] Kang, K. H., Kang, Y., Xuan, X., and Li, D. (2006a). Continuous separation of microparticles by size with direct current-dielectrophoresis. *Electrophoresis*, 27:694–702.

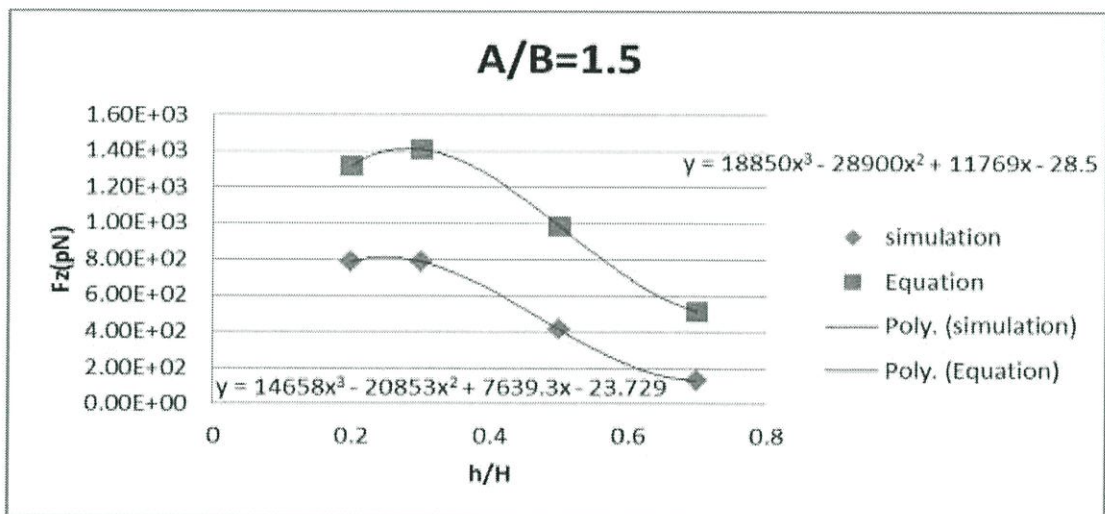
[49] Duffy, D. C., McDonald, J. C., Schueller, O. J. A., and Whitesides, G. M. (1998). Rapid prototyping of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane). *Anal. Chem.*, 70:4974–4984.

ภาคผนวก(A)

$$\frac{H}{B} = 5 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 1.5$$

ระยะตามแนวแกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	7.87E+02	2.30E-01	3.57E-01	1.32E+03
15	7.87E+02	1.67E-01	2.62E-02	1.41E+03
25	4.15E+02	-5.36E-02	-1.23E-01	9.87E+02
35	1.34E+02	8.30E-02	4.78E-02	5.14E+02

ตารางที่ A.1: แสดงถึงค่าของแรงไดโพลไฟฟ้าสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$



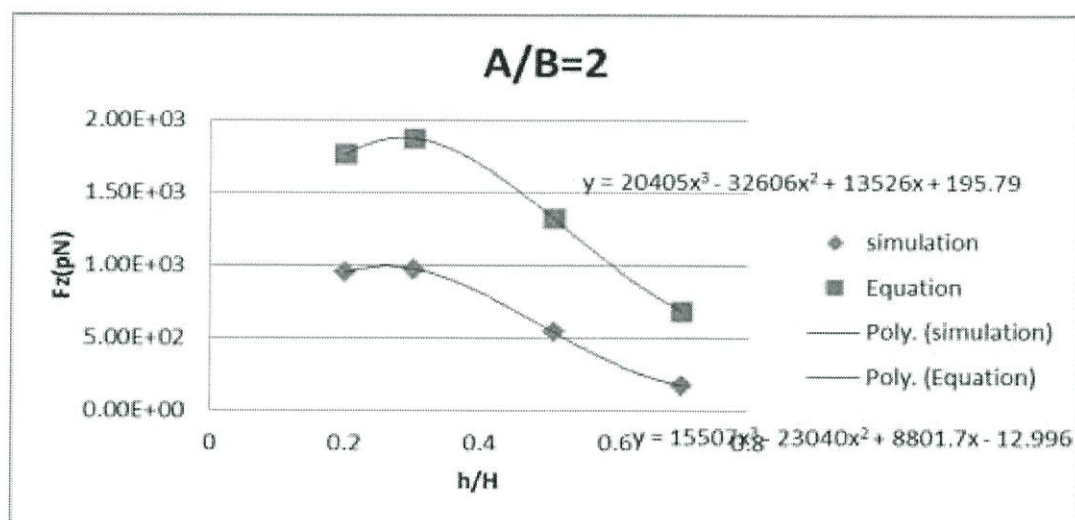
รูปที่ A.1 : กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดโพลไฟฟ้าสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่

$$\frac{a}{b} = 1.5$$

$$\frac{H}{B} = 5 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 2$$

ระยะตามแนว แกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	9.50E+02	-9.97E-02	9.24E-02	1.76E+03
15	9.73E+02	-1.01E-01	8.99E-02	1.87E+03
25.5	5.40E+02	-7.31E-02	-2.39E-01	1.32E+03
35	1.78E+02	-1.46E-01	-1.03E-01	6.86E+02

ตารางที่ A.2 : กราฟแสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตริกสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$



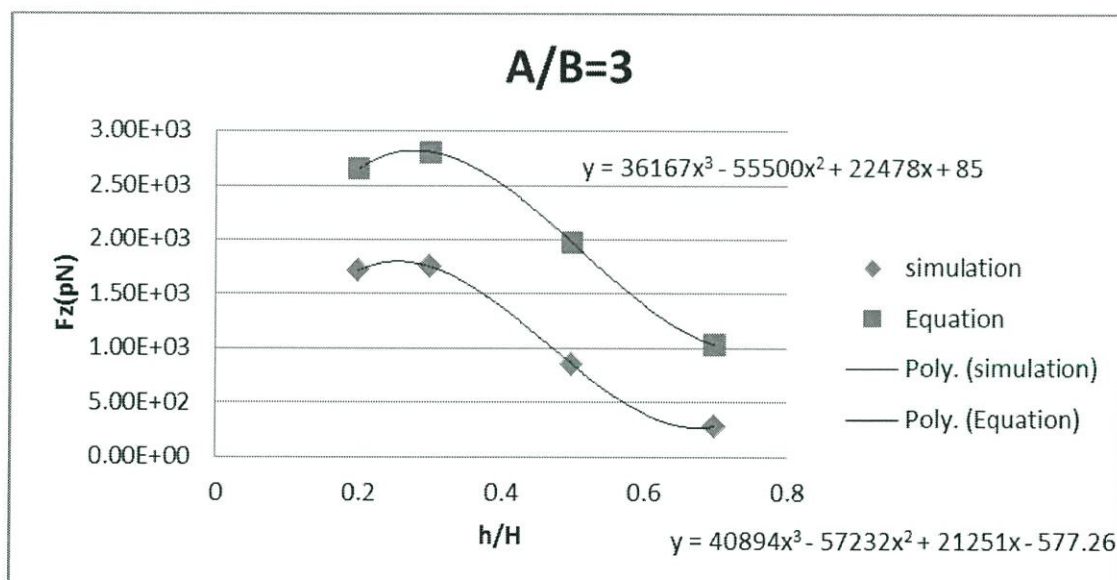
รูปที่ A.2 : กราฟแสดงถึงอัตราส่วนโรรี่มิติของแรงไดอิเล็กโตริกสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่

$$\frac{a}{b} = 2$$

$$\frac{H}{B} = 5 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 3$$

ระยะตามแนว แกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	1.71E+03	3.39E-01	2.95E-01	2.65E+03
15	1.75E+03	-1.04E-02	-2.89E-02	2.81E+03
25	8.52E+02	-6.48E-02	-1.16E-01	1.97E+03
35	2.81E+02	-1.15E-01	-9.04E-02	1.03E+03

ตารางที่ A.3 : กราฟแสดงถึงค่าของแรงไดโพลเล็กโพริซีตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$



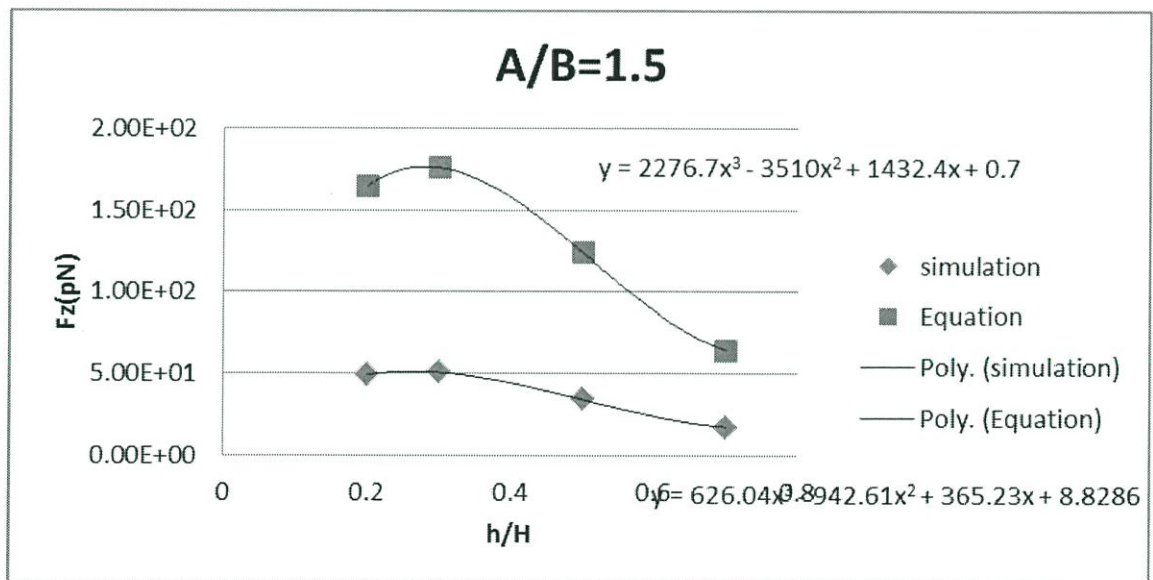
รูปที่ A.3 : กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดโพลเล็กโพริซีตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 5$ ที่

$$\frac{a}{b} = 3$$

$$\frac{H}{B} = 10 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 1.5$$

ระยะตามแนว แกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	4.92E+01	8.44E-04	-9.46E-02	1.65E+02
15	5.05E+01	3.77E-03	4.20E-02	1.76E+02
25	3.40E+01	-1.02E-02	3.66E-02	1.24E+02
35	1.73E+01	8.00E-03	1.89E-02	6.44E+01

ตารางที่ A.4 : กราฟแสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตริซิตีตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$



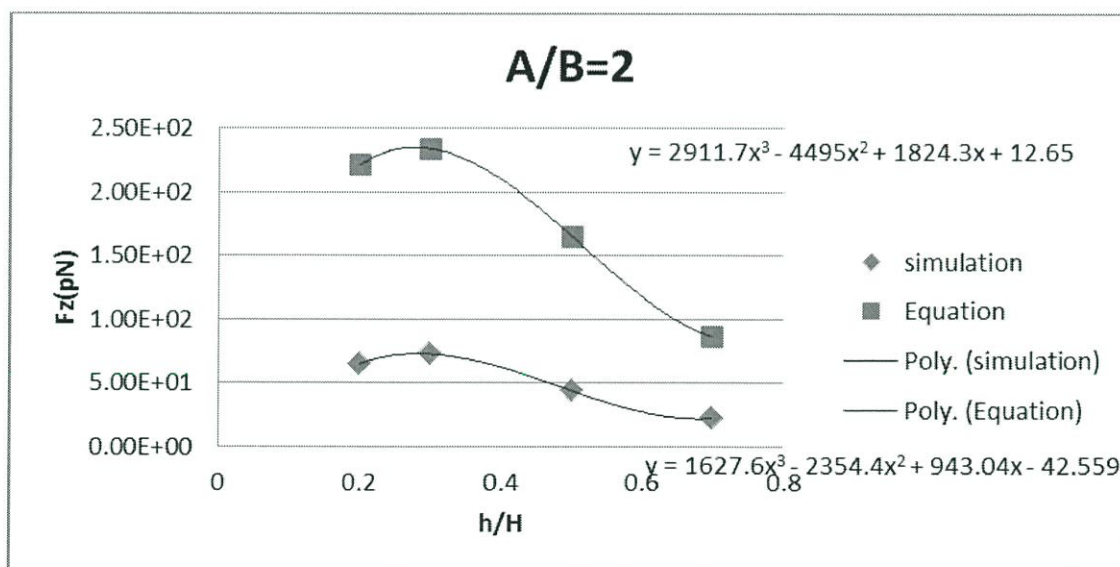
รูปที่ A.4 : กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กโตริซิตีตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่

$$\frac{a}{b} = 1.5$$

$$\frac{H}{B} = 10 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 2$$

ระยะตามแนวแกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	6.49E+01	1.81E-02	1.67E-02	2.21E+02
15	7.24E+01	-3.71E-03	-6.35E-02	2.34E+02
25	4.38E+01	-1.83E-03	-1.35E-02	1.65E+02
35	2.22E+01	9.78E-03	1.45E-02	8.58E+01

ตารางที่ A.5 : กราฟแสดงถึงค่าของแรงไดโพลไฟฟ้าสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$



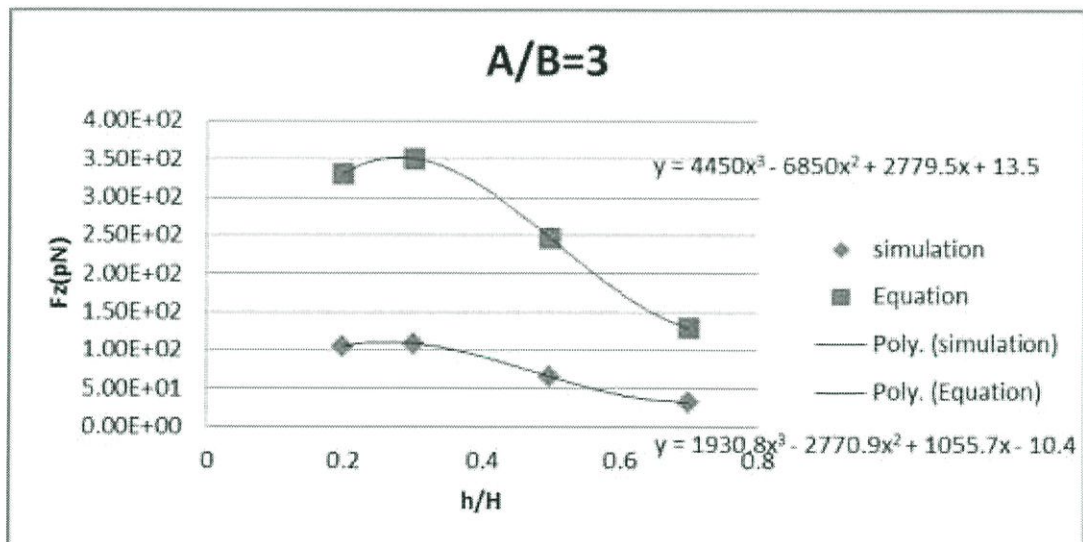
รูปที่ A.5 : กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดโพลไฟฟ้าสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่

$$\frac{a}{b} = 2$$

$$\frac{H}{B} = 10 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 3$$

ระยะตามแนว แกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	1.05E+02	-2.02E-02	-8.95E-02	3.31E+02
15	1.09E+02	-1.35E-02	9.45E-02	3.51E+02
25	6.61E+01	-1.12E-02	1.14E-02	2.47E+02
35	3.31E+01	1.32E-02	2.11E-02	1.29E+02

ตารางที่ A.6 : กราฟแสดงถึงค่าของแรงไดโพลไฟฟ้าตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$



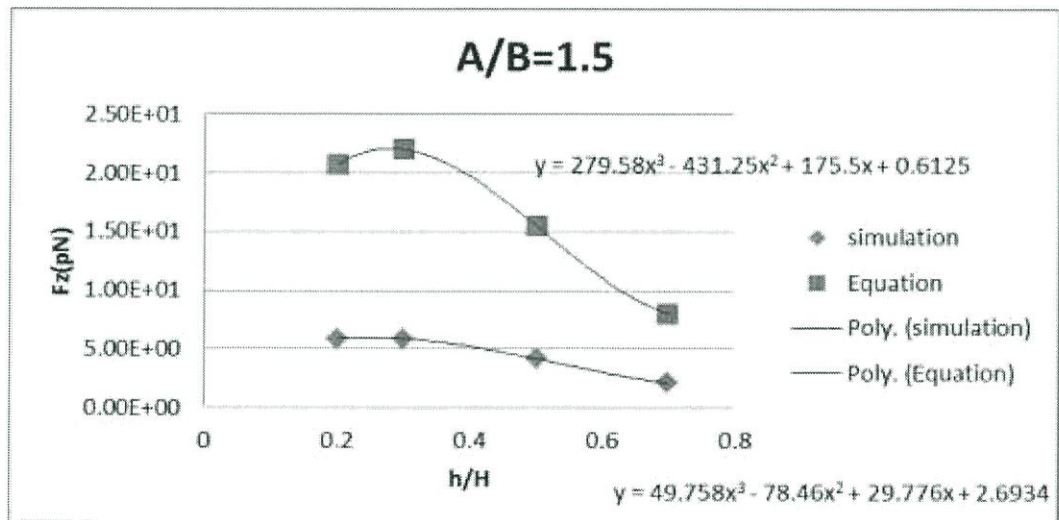
รูปที่ A.6 : กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดโพลไฟฟ้าตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 10$ ที่

$$\frac{a}{b} = 3$$

$$\frac{H}{B} = 20 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 1.5$$

ระยะตามแนวแกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	5.91E+00	2.52E-02	2.03E-01	2.07E+01
15	5.91E+00	2.52E-02	2.03E-01	2.20E+01
25	4.19E+00	-1.02E-03	8.10E-02	1.55E+01
35	2.16E+00	-7.74E-03	-2.24E-02	8.05E+00

ตารางที่ A.7 : แสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโทรสแตติกตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 1.5$



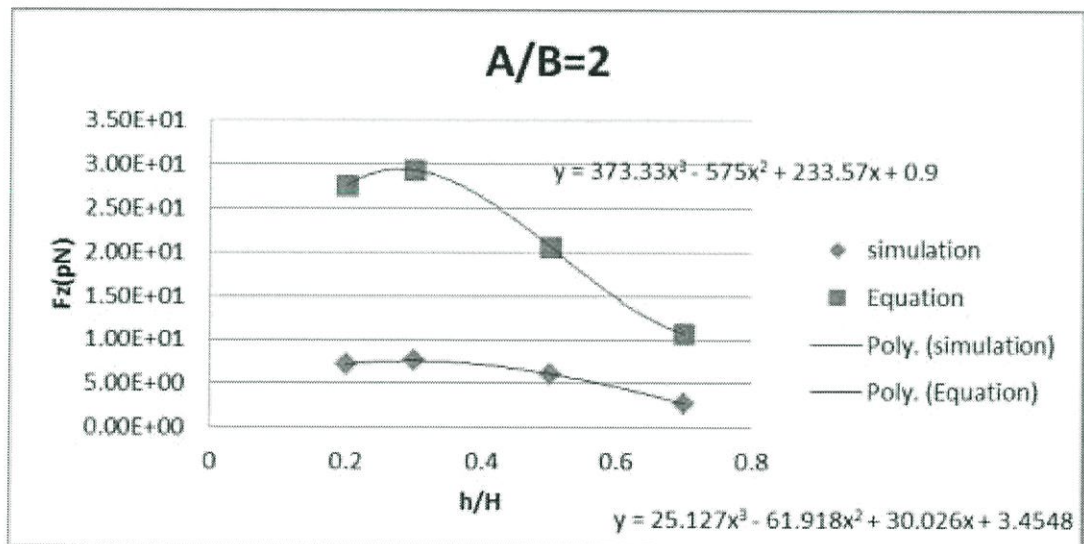
รูปที่ A.7 : กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กโทรสแตติกตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่

$$\frac{a}{b} = 1.5$$

$$\frac{H}{B} = 20 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 2$$

ระยะตามแนวแกน Z (μm)	Simulation ($p\text{N}$)			Equation ($p\text{N}$)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	7.18E+00	-7.86E-03	-4.39E-02	2.76E+01
15	7.57E+00	8.70E+00	-1.93E-02	2.93E+01
25	6.13E+00	-7.91E-03	-4.35E-02	2.06E+01
35	2.75E+00	-4.06E-04	-1.47E-02	1.07E+01

ตารางที่ A.8 ถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตริกสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 2$



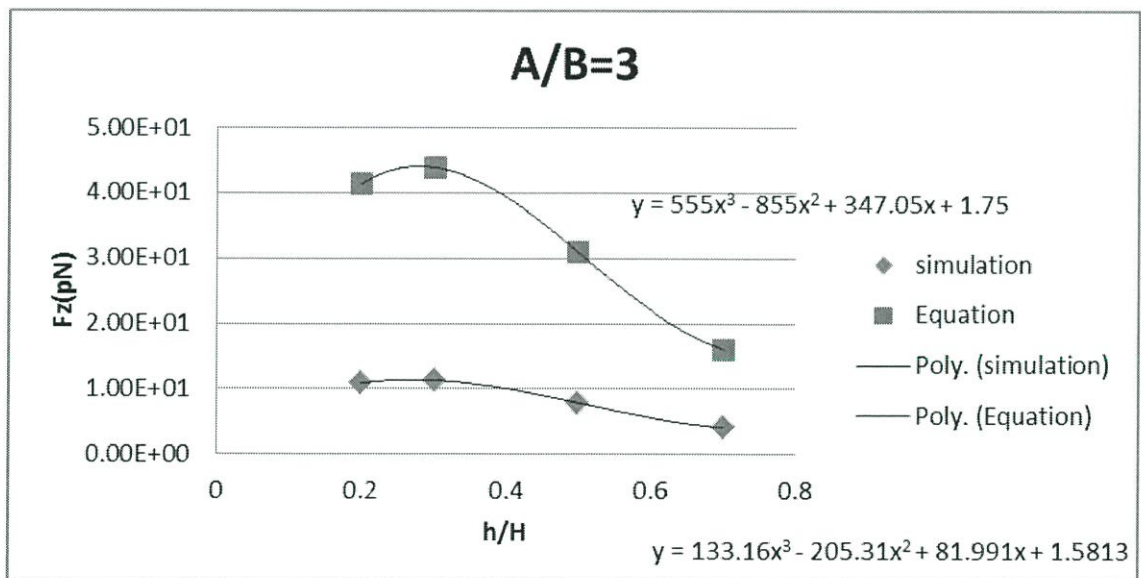
รูปที่ A.8 กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กโตริกสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่

$$\frac{a}{b} = 2$$

$$\frac{H}{B} = 20 \text{ ที่ } \frac{a}{b} = 3$$

ระยะตามแนวแกน Z (μm)	Simulation (pN)			Equation (pN)
	F_x	F_y	F_z	F_z
10	1.08E+01	-1.92E-03	-2.68E-02	4.14E+01
15	1.13E+01	-7.80E-03	-1.20E-01	4.39E+01
25	7.89E+00	3.15E-03	4.49E-02	3.09E+01
35	4.05E+00	8.91E-03	-1.03E-02	1.61E+01

ตารางที่ A.9 กราฟแสดงถึงค่าของแรงไดอิเล็กโตริกสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่ $\frac{a}{b} = 3$



รูปที่ A.9 กราฟแสดงถึงอัตราส่วนไร้มิติของแรงไดอิเล็กโตริกสถิตตามแนวแกน Z เมื่อ $\frac{H}{B} = 20$ ที่

$$\frac{a}{b} = 3$$

ภาคผนวกเพิ่มเติม(B)

ตัวอย่างการคำนวณทางทฤษฎีโดยใช้สูตรอนุภาคทรงรี

ตัวอย่างนี้จะแสดงการหาค่าแรงไดโพลเล็กโตรโฟเรซิสตามแนวแกน Z ที่ระยะ $z = 10 \mu m$

สูตรแรงไดโพลเล็กโตรโฟเรซิสที่เกิดขึ้นบนอนุภาคทรงรี

จากสมการที่ (3.35)

$$\langle F_{DEP, Ellipsoid} \rangle = \frac{2\pi ab^2}{3} \left\{ \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{1 + \left(\frac{\tilde{\epsilon}_p + \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_m} \right) L_*} \right\} \nabla |E|^2_{rms}$$

โดย

$$L_* = \frac{\left[1 + \frac{3}{5}(1-\gamma^{-2}) + \frac{3}{7}(1-\gamma^{-2})^2 \dots \right]}{3\gamma^{-2}}, \quad \tilde{\epsilon} = \epsilon + j\frac{\sigma}{\omega}$$

$$\gamma = \frac{a}{b} \quad \text{โดย} \quad a > b; (b = c) : \text{"Prolate Ellipsoidal shape"}$$

หาขนาดของแรงตามแนวแกน Z สมการจะเปลี่ยนรูปเป็น

$$\langle F_{DEP, Ellipsoid} \rangle_z = \frac{2\pi ab^2}{3} \left\{ \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{1 + \left(\frac{\tilde{\epsilon}_p + \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_m} \right) L_*} \right\} \nabla |E|^2_{rms_z}$$

กำหนดขนาดอนุภาคทรงรีดังนี้ อ้างอิงขนาดตามรูป 6.2

$$\text{ที่ขนาด } \frac{H}{b} = 10 \quad a = 7.5 \times 10^{-6} \mu m, \quad b = 5 \times 10^{-6} \mu m$$

$$\text{โดย } \tilde{\epsilon} = \epsilon + j\frac{\sigma}{\omega}$$

$$\gamma = \frac{7.5 \times 10^{-6}}{5 \times 10^{-6}} = 1.5$$

แทนค่ากลับลงไปจะได้ค่า

$$L_* = 0.988$$

และค่าคงที่ต่างๆจะมีดังนี้

$$\varepsilon_p = 2.5 \times 8.85 \times 10^{-12} = 22.125 \times 10^{-12} \text{ S/m}$$

$$\varepsilon_m = 80 \times 8.85 \times 10^{-12} = 708 \times 10^{-12} \text{ S/m}$$

$$\sigma_p = \sigma_{bulk} + \frac{2\lambda}{R} = 9.6 \times 10^{-6} \text{ S/m}$$

$$\sigma_m = 0.01 \text{ S/m}$$

และค่า $\nabla|E|^2$ rms_Z ที่ระยะ Z=10 μm จะมีค่าเท่ากับ -3.88×10^{14}

ดังนั้นแทนค่ากลับไปในสมการ

$$\langle F_{DEP, Ellipsoid} \rangle_Z = \frac{2\pi ab^2}{3} \left\{ \frac{\tilde{\varepsilon}_p - \tilde{\varepsilon}_m}{1 + \left(\frac{\tilde{\varepsilon}_p + \tilde{\varepsilon}_m}{\tilde{\varepsilon}_m} \right) L_*} \right\} \nabla|E|^2 \text{ rms}_Z$$

$$\langle F_{DEP, Ellipsoid} \rangle_Z = 16.9 \times 10^{-11} \text{ N}$$

โค้ดที่ใช้คำนวณในโปรแกรม

ตัวแปร	โค้ด
E_x	$emes \cdot Ex$
E_y	$emes \cdot Ey$
E_z	$emes \cdot Ez$
$ E $	$emes \cdot norm$
n_x	$emes \cdot nx$
n_y	$emes \cdot ny$
n_z	$emes \cdot nz$
$\frac{d_{variable}}{d_{coordinate}}$	$d(variable, coordinate)$

ตารางที่ B1: แสดงถึงค่าตัวแปรต่างๆที่ถูกแปลงไปเป็นโค้ด

Along axis	CODE
X	$7.12e-10/4*((2*(es.Ex)^2-(es.normE)^2)*nx+2*(es.Ex*es.Ey)*ny+2*(es.Ex*es.Ez)*nz)$
Y	$7.12e-10/4*((2*(es.Ey)^2-(es.normE)^2)*ny+2*(es.Ey*es.Ex)*nx+2*(es.Ex*es.Ez)*nz)$
Z	$7.12e-10/4*((2*(es.Ez)^2-(es.normE)^2)*nz+2*(es.Ey*es.Ez)*ny+2*(es.Ex*es.Ez)*nx)$

ตารางที่ B2 : แสดงโค้ดที่ใช้ในการคำนวณหาแรงไดโพลีเล็กโตรโฟรีซิสที่ตำแหน่งแนวแกนต่างๆ