

## การศึกษาไดอิเล็กโตรโฟรีซิสและอิเล็กโตรโรเตชันของเซลล์ติดเชื้อมาลาเรีย

### Study on Dielectrophoresis and Electrorotation of Malaria Infected Cells

นิติพงศ์ ปานกลาง<sup>1</sup> และ บุญชัย เตชะอำนจ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี

<sup>2</sup>ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

E-mail: nitipong\_p@rmutt.ac.th

#### บทคัดย่อ

บทความนี้ นำเสนอการศึกษาผลตอบสนองไดอิเล็กโตรโฟรีซิสและอิเล็กโตรโรเตชันของเซลล์เลือด เมื่อความถี่สนามไฟฟ้าเปลี่ยนแปลง เซลล์เม็ดเลือดแดงปกติและเซลล์ติดเชื้อมาลาเรีย *Plasmodium Falciparum* ถูกใช้ในการทดลองภายใต้สภาพนำไฟฟ้า 0.02 S/m ผลการทดลองพบความแตกต่างของสมบัติทางไฟฟ้าที่สำคัญของเซลล์เลือดปกติและเซลล์เลือดติดเชื้อ ซึ่งทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของผลตอบสนองดังกล่าว เซลล์เลือดติดเชื้อมาลาเรียมีค่าสภาพนำไฟฟ้าภายในเซลล์มากกว่าเลือดปกติประมาณ 46 % และมีค่าความจุไฟฟ้าจำเพาะของเยื่อหุ้มเซลล์ต่ำกว่าเลือดปกติประมาณ 50 % ความแตกต่างดังกล่าว สามารถนำไปประยุกต์ในการวินิจฉัยโรคได้ต่อไป

คำสำคัญ: ไดอิเล็กโตรโฟรีซิส, อิเล็กโตรโรเตชัน, เซลล์ติดเชื้อมาลาเรีย

#### Abstract

This paper presents the study of dielectrophoretic and electrorotating responses of red blood cells with varied electric field frequency. Normal red blood cells and *Plasmodium Falciparum* infected-cells were used in the experiments under extracellular conductivity of 0.02 S/m. The results showed that the difference in electrical properties for the normal and infected cells making change in the aforementioned responses. The infected cells had higher intracellular conductivity by 46% and lower specific membrane capacitance by 50% than the normal cells approximately. This difference can be applied to the disease diagnosis.

Keywords: Dielectrophoresis, Electrorotation, Malaria infected cell.

#### 1. บทนำ

ปัจจุบันหลายประเทศยังพบผู้ป่วยโรคไข้มาลาเรีย โดยเฉพาะประเทศในทวีปแอฟริกา ในปี 2562 ทั่วโลกมีผู้ป่วยโรคไข้มาลาเรียจำนวน 229 ล้านราย และเสียชีวิตจำนวน 409,000 ราย [1] การวินิจฉัยโรคไข้มาลาเรียใช้วิธีการตรวจภาวะการติดเชื้อจากฟิล์มเลือดด้วยกล้องจุลทรรศน์ ซึ่งเป็นวิธีมาตรฐานที่องค์การอนามัยโลกแนะนำ การตรวจ

ด้วยวิธีนี้ มีขีดจำกัดการตรวจหา (Limit of Detection, LoC) เซลล์ติดเชื้อประมาณ 50 – 100 เซลล์/ไมโครลิตร [2, 3] และต้องการผู้ปฏิบัติงานที่มีความชำนาญในการจำแนกเซลล์ติดเชื้อบนฟิล์มเลือด การคัดแยกเซลล์เลือดติดเชื้อมาลาเรียจากเซลล์เลือดปกติช่วยให้การตรวจวินิจฉัยโรคมาลาเรียด้วยกล้องจุลทรรศน์สะดวกและแม่นยำขึ้น ระบบของไหลจุลภาคถูกใช้กับการคัดแยกเซลล์ร่วมกับเทคนิคหลากหลาย เช่น การใช้สนามแม่เหล็ก [4, 5] การใช้คลื่นเสียง [6], การกรองด้วยเมมเบรน [7] แรงไดอิเล็กโตรโฟรีติก (Dielectrophoretic, DEP) เป็นวิธีที่นิยมใช้คัดแยกเซลล์สิ่งมีชีวิต [8 - 10] เนื่องจากไม่ต้องคัดแยกตัวอย่างเซลล์และอุปกรณ์ที่ใช้ไม่ซับซ้อน การคัดแยกเซลล์ด้วยแรง DEP จำเป็นต้องทราบสมบัติทางไฟฟ้าภายในเซลล์เป้าหมาย เพื่อกำหนดความถี่ของสนามไฟฟ้าที่เซลล์มีการตอบสนองต่อแรง DEP

บทความนี้ ทำการศึกษาผลตอบสนองไดอิเล็กโตรโฟรีซิสและอิเล็กโตรโรเตชันของเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติและเซลล์ติดเชื้อมาลาเรีย เมื่อความถี่ของสนามไฟฟ้าเปลี่ยนแปลง ผลการศึกษาทำให้ทราบถึงความถี่ ณ จุดที่ไม่มีแรง DEP กระทำต่อเซลล์, ความถี่ที่ทำให้เซลล์เกิดการหมุนตัวด้วยความเร็วสูงสุด และความถี่ที่เซลล์ไม่เกิดการหมุนตัว ความถี่ดังกล่าว สามารถนำไปคำนวณสภาพนำไฟฟ้าภายในเซลล์และความจุไฟฟ้าจำเพาะของเยื่อหุ้มเซลล์ ทำให้ทราบสมบัติทางไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงของเซลล์เลือดติดเชื้อมาลาเรียได้ นอกจากนั้น กระบวนการทดลองที่นำเสนอ ยังสามารถนำไปประยุกต์เพื่อหาสมบัติทางไฟฟ้าของเซลล์ชนิดอื่นได้

#### 2. ทฤษฎี

ไดอิเล็กโตรโฟรีซิส (Dielectrophoresis) เป็นปรากฏการณ์ที่เซลล์เกิดการเคลื่อนที่จากแรงไฟฟ้า เมื่อเซลล์อยู่ภายใต้สนามไฟฟ้าไม่สม่ำเสมอ แรงดังกล่าว เรียกว่า แรงไดอิเล็กโตรโฟรีติก (Dielectrophoretic, DEP) เมื่อเซลล์แขวนลอยในตัวกลางล้อมรอบและได้รับสนามไฟฟ้ากระแสสลับที่ไม่สม่ำเสมอ เซลล์และตัวกลางล้อมรอบเกิดโพลาไรเซชันที่แตกต่างกันทำให้เกิดแรง DEP ที่กระทำต่อเซลล์ 2 ลักษณะ ได้แก่ แรง DEP แบบบวก (pDEP) และแรง DEP แบบลบ (nDEP) ภายใต้แรง pDEP เซลล์จะเคลื่อนที่เข้าหาจุดที่มีสนามไฟฟ้าสูง ในทางกลับกัน เซลล์จะเคลื่อนที่ออกจากจุดที่มีสนามไฟฟ้าสูงด้วย

แรง nDEP กรณีที่เซลล์รัศมี  $R$  อยู่ภายใต้สนามไฟฟ้ากระแสสลับไม่สม่ำเสมอ  $\vec{E}$  และอยู่ในตัวกลางของเหลวที่มีค่าสภาพยอมเท่ากับ  $\epsilon_l$  เราสามารถคำนวณแรงไดโพลโพรเทกเกิล  $\langle \vec{F}_{DEP} \rangle$  ที่กระทำต่อเซลล์ได้จากสมการ [11]

$$\langle \vec{F}_{DEP} \rangle = 2\pi\epsilon_l R^3 \text{Re}\{\mathbf{K}(\omega)\} \nabla E_{RMS}^2 \quad (1)$$

เมื่อ  $\text{Re}\{\mathbf{K}(\omega)\}$  เป็นส่วนจริงของตัวประกอบคลอเซียส-มอสซอตติ (Clausius-Mossotti Factor) โดยมีค่าขึ้นอยู่กับคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเซลล์และตัวกลางนอกเซลล์ ตามสมการ [12]

$$\text{Re}\{\mathbf{K}(\omega)\} = \frac{(\sigma_c - \sigma_l)(\sigma_c + 2\sigma_l) + \omega^2(\epsilon_c - \epsilon_l)(\epsilon_c + 2\epsilon_l)}{(\sigma_c + 2\sigma_l)^2 + \omega^2(\epsilon_c + 2\epsilon_l)^2} \quad (2)$$

เมื่อ  $\sigma_c$  และ  $\sigma_l$  เป็นสภาพนำไฟฟ้าของเซลล์และตัวกลางนอกเซลล์,  $\epsilon_c$  เป็นค่าสภาพยอมของเซลล์ และ  $\omega$  เป็นความถี่เชิงมุมของสนามไฟฟ้า

จากสมการที่ (2) กรณีของสนามไฟฟ้ากระแสตรงหรือสนามไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ต่ำ  $\text{Re}\{\mathbf{K}(\omega)\}$  มีค่าขึ้นอยู่กับ  $\sigma_c$  และ  $\sigma_l$  ส่วนความถี่สูง  $\epsilon_c$  และ  $\epsilon_l$  เป็นตัวกำหนดค่า  $\text{Re}\{\mathbf{K}(\omega)\}$  หาก  $\text{Re}\{\mathbf{K}(\omega)\} > 0$  แรงที่กระทำต่อเซลล์จะเป็นแรง pDEP และแรงที่กระทำต่อเซลล์จะเป็นแรง nDEP เมื่อ  $\text{Re}\{\mathbf{K}(\omega)\} < 0$

กรณีที่เซลล์อยู่ภายใต้สนามไฟฟ้าแบบหมุน เซลล์จะเกิดการหมุนตัวเนื่องจากสนามไฟฟ้าและโมเมนต์ไดโพลประสิทธิผล (Effective Dipole Moment) มีมุมเฟสต่างกัน ปรากฏการณ์ดังกล่าว เรียกว่า อิเล็กโตรโรเตชัน (Electrorotation) แรงบิดเฉลี่ย  $\langle \vec{T}_{ROT} \rangle$  ที่เกิดขึ้นขณะเซลล์เกิดการหมุนตัวมีค่าเป็น [11]

$$\langle \vec{T}_{ROT} \rangle = -4\pi\epsilon_l R^3 \text{Im}\{\mathbf{K}(\omega)\} E_{0,RMS}^2 \vec{a}_z \quad (3)$$

เมื่อ  $\vec{a}_z$  เป็นทิศของแกนหมุนของเซลล์ โดยมีทิศตั้งฉากกับทิศทางของสนามไฟฟ้า  $\text{Im}\{\mathbf{K}(\omega)\}$  เป็นส่วนจินตภาพของตัวประกอบคลอเซียส-มอสซอตติ ซึ่งกำหนดทิศทางการหมุนของเซลล์ในทิศทางตามเข็มนาฬิกาหรือทวนเข็มนาฬิกา  $\text{Im}\{\mathbf{K}(\omega)\}$  มีค่าขึ้นอยู่กับสภาพยอมและสภาพนำไฟฟ้าของเซลล์และตัวกลางของเหลว โดยสามารถคำนวณได้จาก [13]

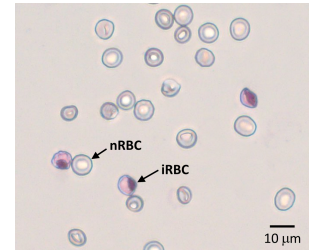
$$\text{Im}\{\mathbf{K}(\omega)\} = \frac{3\omega(\epsilon_c\sigma_l - \epsilon_l\sigma_c)}{(\sigma_c + 2\sigma_l)^2 + \omega^2(\epsilon_c + 2\epsilon_l)^2} \quad (4)$$

### 3. การทดลอง

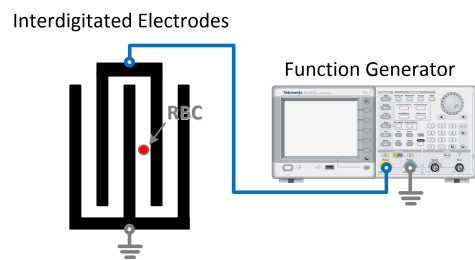
#### 3.1 เซลล์เลือด

เซลล์ที่ใช้ในการทดลองประกอบด้วย เซลล์เม็ดเลือดแดงปกติ (nRBC) และเซลล์เม็ดเลือดแดงติดเชื้อมาลาเรีย (iRBC) การจัดเตรียม

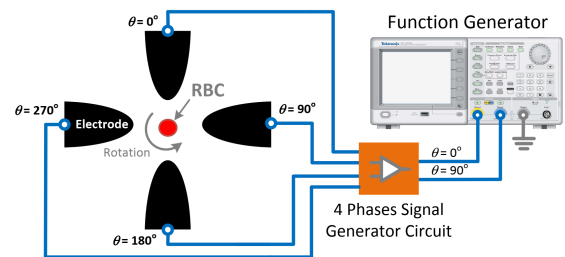
เซลล์ทั้งสองดำเนินการโดย Cell and Tissue Culture Resources Unit (CTCRU) คณะเวชศาสตร์เขตร้อน มหาวิทยาลัยมหิดล เซลล์เลือดติดเชื้อมาลาเรียเป็นเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ผ่านการเพาะเชื้อมาลาเรีย *Plasmodium Falciparum* ในอาหารเลี้ยงเชื้อ RPMI-1640 ที่ประกอบด้วย HEPES, NaHCO<sub>3</sub>, Gentamicin 40 mg/ml, และ 10% (v/v) Heat-Inactivated Human AB Serum เซลล์ถูกเพาะเลี้ยงภายใต้อุณหภูมิ 37°C (5% CO<sub>2</sub>) เป็นเวลา 30-36 ชั่วโมง เซลล์เลือดที่ติดเชื้อมาลาเรียถูกคัดเลือกว่าด้วย Magnetic Column (LS Column, Miltenyi Biotec) และถูกแช่กลับลงในอาหารเลี้ยงเชื้อ RPMI-1640 จากการวัดขนาดเซลล์ทั้งสองชนิดอย่างละ 100 เซลล์ เซลล์เลือดปกติและเซลล์เลือดติดเชื้อมาลาเรียมีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 8.0  $\mu\text{m}$  รูปที่ 1 แสดงลักษณะเซลล์เลือดปกติและเซลล์ติดเชื้อมาลาเรียที่ย้อมสี Giemsa



รูปที่ 1 เซลล์เลือดทั้งสองชนิดที่ใช้ในการทดลอง



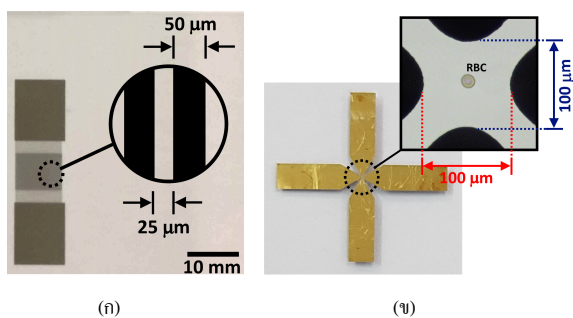
รูปที่ 2 แผนภาพการทดลองไดโพลโพรเทกเกิล



รูปที่ 3 แผนภาพการทดลองอิเล็กโตรโรเตชัน

#### 3.2 การทดลองไดโพลโพรเทกเกิล

การทดลองไดโพลโพรเทกเกิลศึกษาผลตอบสนองของเซลล์ต่อแรง pDEP และ nDEP เมื่อความถี่ของสนามไฟฟ้าเปลี่ยนแปลง โดยจะหาความถี่ตัดข้าม ( $f_c$ ) ซึ่งเป็นความถี่ที่แรง DEP เป็นศูนย์ รูปที่ 2 แสดงแผนภาพการทดลอง เซลล์เลือดปกติและเซลล์ติดเชื้อมาลาเรีย

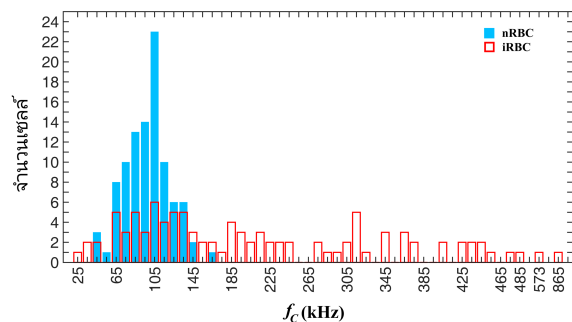


รูปที่ 4 อิเล็กโทรดที่ใช้ในการทดลอง (ก) ไดอิเล็กโตรโพรเซส (ข) อิเล็กโตรโรเตชัน

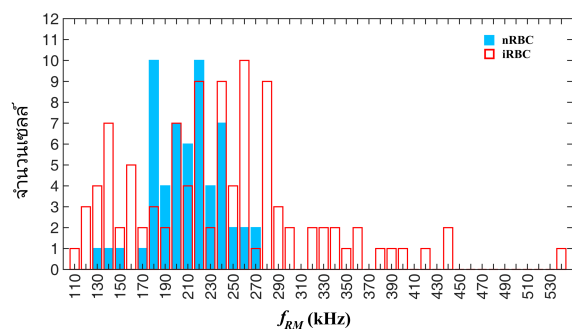
ที่ใช้ทดลองอยู่ในสารละลายบัฟเฟอร์ที่ประกอบด้วยซูโครส (AR Grade, Ajax-Finechem) 8.5 % w/v, เดกซ์โทรส (AR Grade, Ajax-Finechem) 0.3 % w/v ในน้ำจืดไอออน (Deionized Water) สารละลายบัฟเฟอร์เป็นสารละลายไอโซโทนิก (Isotonic) ที่มีความเข้มข้นประมาณ 0.3 M และมีสภาพนำไฟฟ้า 0.02 S/m ในการทดลอง ตัวอย่างเซลล์ปริมาตร 20  $\mu$ l ถูกหยดลงบนอิเล็กโทรด จากนั้นปิดทับด้วยกระจกปิดสไลด์ (Cover Glass) ที่รองด้วยเทปฉนวน (Polyimide Film Tape 5419, 3M) หน้า 50  $\mu$ m เพื่อให้เซลล์สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ อิเล็กโทรดที่ใช้เป็นอิเล็กโทรดแบบซี่หวี (Interdigitated Electrodes) ที่ทำจากทอง โดยมีระยะแถบ 25  $\mu$ m ดังแสดงในรูปที่ 4 (ก) อิเล็กโทรดถูกจ่ายด้วยแรงดันรูปคลื่นไซน์ขนาด 3.5 V<sub>p</sub> ความถี่ของแรงดันจะถูกปรับจาก 500 kHz จนถึง 20 kHz โดยปรับลดความถี่ลงขั้นละ 10 kHz การตอบสนองของเซลล์ต่อแรง DEP ถูกบันทึกเป็นวิดีโอด้วยอัตรา 30 FPS ผ่านกล้องจุลทรรศน์กำลังขยาย 40x เพื่อนำมาวิเคราะห์ผลและหาค่า  $f_C$  ของเซลล์  $f_C$  คำนวณจากค่าเฉลี่ยของความถี่ที่แรง DEP ที่กระทำต่อเซลล์เปลี่ยนจากแรง pDEP เป็น nDEP

### 3.3 การทดลองอิเล็กโตรโรเตชัน

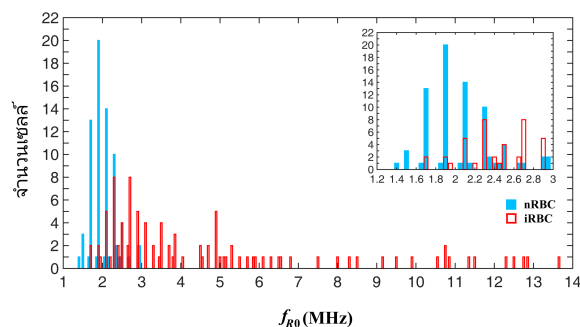
การทดลองอิเล็กโตรโรเตชันเป็นการศึกษาพฤติกรรมการหมุนของเซลล์ที่อยู่ภายใต้สนามไฟฟ้าความถี่ต่างๆ ทำให้เราทราบความถี่การหมุนสูงสุด ( $f_{RM}$ ) และความถี่วิกฤติการหมุน ( $f_{R0}$ ) ซึ่งเป็นความถี่ที่เซลล์เปลี่ยนทิศทางการหมุนจากทวนเข็มนาฬิกาเป็นตามเข็มนาฬิกาหรือในทางกลับกัน แผนภาพเค้าร่างของการทดลองแสดงดังรูปที่ 3 การทดลองใช้อิเล็กโทรด 4 ขั้ว ทำจากทอง อิเล็กโทรดขั้วตรงข้ามมีระยะห่าง 100  $\mu$ m ดังแสดงในรูปที่ 4 (ข) การทดลองใช้ตัวอย่างเซลล์เลือดที่อยู่ในสารละลายบัฟเฟอร์สภาพนำไฟฟ้า 0.02 S/m เช่นเดียวกับการทดลองไดอิเล็กโตรโพรเซส ตัวอย่างเซลล์ปริมาตร 20  $\mu$ l จะถูกหยดลงบนอิเล็กโทรดและปิดทับด้วยกระจกปิดสไลด์ โดยกระจกสไลด์ถูกรองด้วยเทปฉนวนความหนา 50  $\mu$ m แรงดันรูปคลื่นไซน์ที่มีมุมเฟส 0°, 90°, 180° และ 270° ถูกจ่ายให้กับอิเล็กโทรด ความถี่ของแรงดันที่ใช้ทดลองประกอบด้วย 2 ช่วง ได้แก่ ช่วงความถี่ 100 – 600 kHz ใช้เพื่อหาความถี่  $f_{RM}$  โดยการปรับความถี่ทดลองในแต่ละขั้นเท่ากับ 20 kHz ช่วงความถี่



รูปที่ 5 ความถี่  $f_C$  ของเซลล์เลือดปกติและเซลล์ติดเชื่อมมาลาเรีย



รูปที่ 6 ความถี่  $f_{RM}$  ของเซลล์เลือดปกติและเซลล์ติดเชื่อมมาลาเรีย



รูปที่ 7 ความถี่  $f_{R0}$  ของเซลล์เลือดปกติและเซลล์ติดเชื่อมมาลาเรีย

1 – 25 MHz ใช้เพื่อหาความถี่  $f_{R0}$  โดยการปรับความถี่ทดลองในแต่ละขั้นเท่ากับ 100 kHz วิดีโอการหมุนของเซลล์ที่กำลังขยาย 40x ถูกนำมาหาค่าความถี่  $f_{RM}$  และ  $f_{R0}$  ของแต่ละเซลล์ โดยใช้ซอฟต์แวร์ Adobe Premiere

## 4. ผลการทดลองและวิเคราะห์ผล

### 4.1 ผลตอบสนองไดอิเล็กโตรโพรเซสและอิเล็กโตรโรเตชัน

รูปที่ 5 – 7 แสดงความถี่  $f_C$ ,  $f_{RM}$  และ  $f_{R0}$  ของเซลล์เลือดปกติและเซลล์ติดเชื่อมมาลาเรียจากการทดลองกับเซลล์เลือดทั้งสองชนิดอย่างละ 100 เซลล์ ตามลำดับ จากผลการทดลอง ความถี่  $f_C$ ,  $f_{RM}$  และ  $f_{R0}$  ของเซลล์เลือดปกติมีการกระจายตัวในช่วงแคบกว่าเซลล์ติดเชื่อมมาลาเรีย เซลล์เลือดปกติมีค่ามัธยฐานของ  $f_C$ ,  $f_{RM}$  และ  $f_{R0}$  เท่ากับ 95 kHz, 210 kHz และ 2.1 MHz ตามลำดับ กรณีเซลล์ติดเชื่อมมาลาเรีย การ

กระจายตัวของความถี่ทั้งสามอยู่ในช่วงกว้าง อาจเป็นผลมาจากความแตกต่างของปริมาณฮีโมโกลบิน (Hemozoin) ภายในเซลล์ที่เกิดจากการย่อยสลายฮีโมโกลบินของปรสิตมาลาเรียที่แปรผันระหว่างเซลล์ [14] เซลล์ติดเชื่อมมาลาเรียมีค่ามัธยฐานของ  $f_C$ ,  $f_{RM}$  และ  $f_{R0}$  เท่ากับ 185 kHz, 240 kHz และ 3.5 MHz ตามลำดับ

#### 4.2 การวิเคราะห์พารามิเตอร์ทางไฟฟ้าของเซลล์เลือด

จากค่ามัธยฐานของ  $f_C$  และ  $f_{R0}$  ถูกนำไปคำนวณสภาพนำไฟฟ้า  $\sigma_C$  ภายในเซลล์และความเก็บประจุไฟฟ้าจำเพาะของเยื่อหุ้มเซลล์  $C_m$  การคำนวณใช้สมการของตัวประกอบกลอสเซอร์-มอสซอดดีที่ละเลยผลของค่าสภาพยอม  $\varepsilon_C$  ภายในเซลล์และค่าสภาพยอม  $\varepsilon_l$  ของสารละลายบัฟเฟอร์ ดังสมการ [11]

$$K(\omega) = -\frac{1 + jC_m R \left( -\frac{1}{\sigma_l} + \frac{1}{\sigma_C} \right) \omega}{2 \left( 1 + jC_m R \left( \frac{1}{2\sigma_l} + \frac{1}{\sigma_C} \right) \omega \right)} \quad (5)$$

ผู้วิจัยเขียนโปรแกรมบน MATLAB เพื่อคำนวณค่า  $C_m$  และ  $\sigma_C$  ที่ทำให้  $\text{Re}\{K(\omega)\}$  และ  $\text{Im}\{K(\omega)\}$  มีค่าเท่าศูนย์ ณ ค่าความถี่  $f_C$  และ  $f_{R0}$  ตามลำดับ ตารางที่ 1 แสดงพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณและผลการคำนวณ  $\sigma_C$  และ  $C_m$  ของเซลล์เลือดปกติและเซลล์เลือดติดเชื่อมมาลาเรีย ผลการคำนวณ แสดงว่า  $\sigma_C$  ภายในเซลล์เลือดติดเชื่อมมาลาเรีย มีค่ามากกว่าเซลล์เลือดปกติ และ  $C_m$  ของเซลล์เลือดติดเชื่อมมาลาเรียมีค่าน้อยกว่าเซลล์เลือดปกติ ค่า  $\sigma_C$  และ  $C_m$  ของเซลล์เลือดปกติและการเปลี่ยนแปลงของ  $\sigma_C$  และ  $C_m$  ในเซลล์เลือดติดเชื่อมในทันที สอดคล้องกับผลการศึกษาจากงานวิจัยที่ผ่านมา [15 - 17] ทั้งนี้ การเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าและลักษณะสมบัติทางกลศาสตร์ไฟฟ้าในงานวิจัยนี้ สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับการวินิจฉัยโรคบนชิปได้ [18, 19]

ตารางที่ 1 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณและผลการคำนวณ  $\sigma_C$  และ  $C_m$  ของเซลล์

| Parameters | $R$<br>( $\mu\text{m}$ ) | $\sigma_l$<br>(S/m) | $\sigma_C$<br>(S/m) | $C_m$<br>(mF/m <sup>2</sup> ) |
|------------|--------------------------|---------------------|---------------------|-------------------------------|
| nRBC       | 4.04                     | 0.02                | 0.26                | 11.9                          |
| iRBC       | 4.01                     |                     | 0.38                | 6.0                           |

#### 5. สรุป

การศึกษาผลตอบสนองไดโพลีโพรเซสและไดโพลีโรเดชันของเซลล์เลือดปกติและเซลล์เลือดติดเชื่อมมาลาเรียทำให้ทราบสภาพนำไฟฟ้าภายในเซลล์  $\sigma_C$  และความจุไฟฟ้าจำเพาะของเยื่อหุ้มเซลล์  $C_m$  จากผลการทดลอง เซลล์เลือดติดเชื่อมมาลาเรียมีค่า  $\sigma_C$  มากกว่าเลือดปกติประมาณ 46 % และมีค่า  $C_m$  ต่ำกว่าเลือดปกติประมาณ 50 % ความแตกต่างของค่า  $\sigma_C$  และ  $C_m$  นี้ ทำให้เกิดความต่างในการ

ตอบสนองต่อแรง DEP ของเซลล์ทั้งสอง ซึ่งสามารถนำไปออกแบบวิธีการคัดแยกเซลล์เลือดติดเชื่อมมาลาเรียออกจากเซลล์เลือดปกติด้วยแรง DEP ต่อไปได้ นอกจากนี้ กระบวนการทดลองที่นำเสนอ ยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้เพื่อหาสมบัติทางไฟฟ้าของเซลล์ชนิดอื่นได้ เช่น เซลล์มะเร็ง, ยีสต์, แบคทีเรีย

#### กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนขอขอบคุณสำนักงานคณะกรรมการการวิจัยแห่งชาติ (วช.),ทุน 90 ปี กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, รองศาสตราจารย์ ดร.จตุรงค์ พุทธิพรพิทย และ นางสาวอุรัสยา พัฒนวงศ์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, ศาสตราจารย์ ดร.เกศินี โชติวานิช และ นางสาวนัฐพร เป็ยรักษา จาก Cell and Tissue Culture Resources Unit (CTCRU) มหาวิทยาลัยมหิดล, ดร.อนรรจน์ วิศิษฐ์สรอรรถ และ นางจิตติมา มธุรส แดเนี่ยลส์ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTEC) และ SHOWA DENKO

#### เอกสารอ้างอิง

- [1] W. H. Organization, World malaria report 2020, 2020.
- [2] C. Wongsrichanalai, et al., American Journal of Tropical Medicine and Hygiene, 2007, 77 (6).
- [3] P. Berzosa, et al., Malaria journal, 2018, 17, 1-12.
- [4] C. Liu, et al., Journal of applied physics, 2007, 101, 024913.
- [5] J. Jung and K.-H. Han, Applied Physics Letters, 2008, 93, 223902.
- [6] L. Schmid, D. A. Weitz and T. Franke, Lab on a Chip, 2014, 14, 3710-3718.
- [7] Y. Cheng, et al., Lab on a Chip, 2016, 16, 4517-4526.
- [8] J. Chen, J. Li and Y. Sun, Lab on a Chip, 2012, 12, 1753-1767.
- [9] C. Thomas, et al., Electrophoresis, 2017, 38, 320-326.
- [10] Q. Chen, Z. Cao and Y. J. Yuan, RSC Advances, 2020, 10, 2598-2614.
- [11] T. B. Jones, Electromechanics of particles, Cambridge university press, 2005.
- [12] H. Zhu, et al., Biosensors and Bioelectronics, 2015, 63, 371-378.
- [13] R. R. Pethig, Dielectrophoresis: Theory, methodology and biological applications, John Wiley & Sons, 2017.
- [14] A. Butykai, et al., Scientific reports, 2013, 3, 1-10.
- [15] P. Gascoyne, et al., Lab on a Chip, 2002, 2, 70-75.
- [16] F. F. Becker, et al., Proceedings of the National Academy of Sciences, 1995, 92, 860-864.
- [17] P. Gascoyne, J. Satayavivad and M. Ruchirawat, Acta tropica, 2004, 89, 357-369.
- [18] W. Su, et al., Journal of Chromatography A, 2015, 1377, 13-26.
- [19] E. O. Adekanmbi and S. K. Srivastava, Lab on a Chip, 2016, 16, 2148-2167.