รายงานสหกิจศึกษาฉบับสมบูรณ์

การวัดยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่ใช้แล้วเพื่อแสดงประสิทธิภาพและบริหารจัดการการฟอกเลือดในผู้ป่วยโรคไต

Measurement Urea and Creatinine for Hemodialysis Monitoring and Management

นางสาวจันทัปปภา จันทร์ครบ

นายชุติวัต ธนาภิบาลวงษา

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ หลักสูตรวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

รายงานสหกิจศึกษาฉบับสมบูรณ์

การวัดยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่ใช้แล้วเพื่อแสดงประสิทธิภาพและบริหารจัดการการฟอกเลือดในผู้ป่วยโรคไต

Measurement Urea and Creatinine for Hemodialysis Monitoring and Management

นางสาวจันทัปปภา จันทร์ครบ

นายชุติวัต ธนาภิบาลวงษา

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ หลักสูตรวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ใบรับรองรายงานสหกิจ

หัวข้อรายงานสหกิจ	การวัดยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่ใช้แล้วเพื่อแสดงประสิทธิภาพและบริหารจัดการการฟอกเลือดในผู้ป่วยโรคไต
Cooperative Title	Measurement Urea and Creatinine for Hemodialysis Monitoring and Management
ชื่อ-สกุล นักศึกษา	นางสาวจันทัปปภา จันทร์ครบ **รหัสประจำตัว** 57010376
	นายชุติวัต ธนาภิบาลวงษา **รหัสประจำตัว** 57011101
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
อาจารย์นิเทศ	ดร.เมทินี จรรยาสุภาพ
ชื่อ-สกุล ผู้นิเทศงาน	ดร. เบญจพร เลิศอนันตวงศ์
สถานประกอบการ	บริษัทควอเซนส์ ห้องปฏิบัติการเซนเซอร์เทคโนโลยี สถาบันพัฒนาและฝึกอบรมโรงงานต้นแบบ (มจธ.)

คณะกรรมการสอบสหกิจ	ลายมือชื่อ
ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ	
ดร.เมทินี จรรยาสุภาพ	
ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล	

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ วันพฤหัสบดีที่ 4 มกราคม พ.ศ. 2561 เวลา 10.30 - 12.30 น.

สถานที่สอบ ณ อาคารเฉลิมพระเกียรติ ๗ รอบฯ ชั้น 2 ห้อง 202

ชื่อโครงการสหกิจศึกษา การวัดยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่ใช้แล้วเพื่อแสดงประสิทธิภาพและบริหารจัดการการฟอกเลือดในผู้ป่วยโรคไต

ชื่อ-สกุล นักศึกษา นางสาวจันทัปปภา จันทร์ครบ รหัสประจำตัว 57010166
นายชุติวัต ธนาภิบาลวงษา รหัสประจำตัว 57010330

คณะ วิศวกรรมศาสตร์ **ภาควิชา** อิเล็กทรอนิกส์

ชื่อ-สกุล อาจารย์นิเทศ ดร.เมทินี จรรยาสุภาพ

ชื่อ-สกุล ผู้นิเทศงาน ดร.เบญจพร เลิศอนันตวงศ์

สถานประกอบการ บริษัทควอเซนส์ ห้องปฏิบัติการเซนเซอร์เทคโนโลยี สถาบันพัฒนาและฝึกอบรมโรงงานต้นแบบ มจธ.

บทคัดย่อ

โครงงานวิจัยสหกิจนี้มีจุดประสงค์ในการออกแบบเครื่องตรวจวัดทางเคมีไฟฟ้า (potentiostat) เพื่อตรวจวัดสารยูเรีย (urea) และครีเอตินิน (creatinine) ซึ่งเป็นของเสียที่สามารถตรวจพบได้ในน้ำยาที่ใช้แล้วจากเครื่องฟอกเลือด โดยได้ทำการศึกษาวิธีการควบคุมแรงดันทางไฟฟ้าด้วยวิธีที่เรียกว่าไซคลิก โวลแทมเมทรี (cyclic voltammetry) พร้อมกับออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์และเขียนคำสั่งควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ให้สามารถจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้กับอิเล็กโทรดได้ตามที่ต้องการ และสร้างตัวแสดงผลเพื่อแสดงกราฟที่ได้จากการแสดงพฤติกรรมของสารที่ทำการสแกนด้วยการป้อนช่วงแรงดันทางไฟฟ้าที่เหมาะสมให้กับสาร และทำการวัดและแสดงค่ากระแสของสารออกมา โดยพบว่ากระแสที่ได้จากเครื่องตรวจวัดนี้มีสามารถบอกได้ว่ากระแสมีความสัมพันธ์กับความเข้มข้นของสาร แต่เครื่องตรวจวัดนี้ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของการวัดกระแสที่ต่ำมาก เพราะความแม่นยำและความถูกต้องยังน้อยเมื่อเทียบกับเครื่องมาตรฐานในห้องปฏิบัติการ

คำสำคัญ: เครื่องตรวจวัดทางเคมีไฟฟ้า / เครื่องควบคุมแรงดัน / ไซคลิก โวลแทมเมทรี / อิเล็กโทรด

Cooperative Title: Measurement Urea and Creatinine for Hemodialysis Monitoring and Management

Student intern name: Jantappapa Chanthercrob
Chutiwat Tanapibalwongsa

Faculty: Engineering **Department:** Electronical Engineering

Advisor name: Dr. Metini Janyasupab

Mentor name: Dr. Benchaporn Lertanantawong

Company: Quasense Co., Ltd. (R&D) – Sensor Technology Laboratory, Pilot Plant Development and Training Institute (KMUTT)

ABSTRACT

This cooperative project aimed at designing potentiostat for electrochemistry to detect urea and creatinine by cyclic voltammetry technique. They are the samples that can be found in used dialysate solution from hemodialysis machine. The voltage which was generated by a microcontroller and a circuit was applied to electrode in a suitable range for each sample and measured occurred current. The current relates to concentration of the samples. Finally, the accuracy and the precision of this potentiostat is not good enough when it is compared with standard machine in laboratory.

Keywords: Electrochemistry / Potentiostat / Cyclic Voltammetry / Electrode

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้ทำวิจัยขอกราบขอบพระคุณ ดร.เมทินี จรรยาสุภาพ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาโครงงานวิจัยสหกิจศึกษานี้ที่ได้ให้คำปรึกษา คำแนะนำ และความช่วยเหลือทั้งในเรื่องงานวิจัยและปัญหาต่างๆ ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างมากทั้งกับงานวิจัยและคณะผู้ทำวิจัย ทั้งนี้โครงงานวิจัยสหกิจนี้ยังได้รับความกรุณาและการช่วยเหลือจากผู้เชี่ยวชาญทางด้านต่างๆ คณะผู้ทำวิจัยขอกราบขอบพระคุณ รศ.ดร.วีระศักดิ์ สุระเรืองชัย และดร.เบญจพร เลิศอนันตวงศ์ ที่ปรึกษาด้านเคมีไฟฟ้า ดร.ชาญ ลออวรเกียรติ, ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล และอ.คริสเตียน จีวาย ที่ปรึกษาด้านอิเล็กทรอนิกส์ อีกทั้งขอกราบขอบพระคุณ นางสาวกฤษณพร ชื่นรังสิกุล จากบริษัท ควอเซนส์ จำกัด ที่ได้เปิดโอกาสให้คณะผู้ทำวิจัยได้มีโอกาสเข้าร่วมทำงานกับทางบริษัท และการสนับสนุนอุปกรณ์การทำงานวิจัยเป็นอย่างดี นอกจากนี้ขอบกราบขอบพระคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่ช่วยผลักดันให้มีการทำสหกิจศึกษา เพื่อให้นักศึกษามีประสบการณ์จากการทำงานจริง และห้องปฏิบัติการเซนเซอร์เทคโนโลยี (Sensors Technology : SST) ของสถาบันพัฒนาและฝึกอบรมโรงงานต้นแบบ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี วิทยาเขตบางขุนเทียน ที่ได้เอื้อเฟื้อและอำนวยความสะดวกในเรื่องของสถานที่ เครื่องมือ และอุปกรณ์ในการทดลอง และขอกราบขอบพระคุณสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา (สกอ.) และสำนักงานคณะกรรมการนโยบายวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยีและนวัตกรรมแห่งชาติ (สวทน.) ที่ได้มอบทุนสนับสนุนงานวิจัยในครั้งนี้

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณบิดามารดาของคณะผู้ทำวิจัยที่ได้ให้การสนับสนุนทางด้านการศึกษา รวมทั้งให้กำลังใจและความห่วงใยมาโดยตลอด และขอขอบคุณพี่ๆ ในห้องปฏิบัติการที่ได้ให้คำแนะนำและความช่วยเหลือในด้านต่างๆ หากงานโครงงานสหกิจนี้มีข้อบกพร่องประการใด คณะผู้ทำวิจัยขออภัยมา ณ โอกาส และหวังเป็นอย่างยิ่งว่าโครงงานสหกิจนี้จะเป็นประโยชน์ต่อผู้อื่นไม่มากก็น้อย

จันทัปปภา จันทร์ครบ

ชุติวัต ธนาภิบาลวงษา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย i

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ii

กิตติกรรมประกาศ iii

สารบัญ iv

สารบัญรูป viii

สารบัญตาราง xii

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ 1

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย 2

1.3 ขอบเขตของการวิจัย 2

1.4 วิธีการดำเนินการวิจัย 3

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 4

บทที่ 2 แนวคิด ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 การวิเคราะห์เชิงเคมีไฟฟ้า 5

2.1.1 เซลล์ไฟฟ้าเคมี (electrochemical cell) 5

2.1.1.1 ส่วนประกอบของเซลล์เคมีไฟฟ้า 5

2.1.1.2 ประเภทของเซลล์ไฟฟ้าเคมี 6

2.1.1.2.1 เซลล์กัลวานิก (galvanic cell) 7

2.1.1.2.2 เซลล์อิเล็กโทรไลต์ (electrolytic cell) 10

2.1.2 กระแสไฟฟ้าในเซลล์เคมีไฟฟ้า 14

2.1.2.1 กระแสฟาราเดอิกและนอนฟาราเดอิก 14

2.1.2.2 ศักย์ไฟฟ้าโอห์มิก 14

2.1.2.3 โพลาไรเซชัน 15

2.2 โวลแทมเมทรี (voltammetry) 17

2.2.1 ขั้วไฟฟ้า)electrode) 17

2.2.2 ไซคลิกโวลแทมเมทรี (cyclic voltammetry) 18

2.3 โพเทนทิโอสแตต (potentiostat) 23

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 24

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 การเลือกใช้ microcontroller 28

3.1.1 Arduino DUE 28

3.1.2 Arduino UNO 29

3.2 การออกแบบวงจร 29

3.2.1 การออกแบบวงจรเพื่อสร้างแรงดันไฟฟ้าให้อิเล็กโทรด 30

3.2.2 การออกแบบวงจรเพื่อรับค่าและแสดงผล 32

3.3 การออกแบบจอแสดงผล 35

3.4 การทดลอง 37

3.4.1 ขั้นตอนการเตรียมสารทดลอง 37

3.4.1.1 การเตรียมสารโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ความเข้มข้นต่างๆ ในสารละลายโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ 37

3.4.1.2 การเตรียมสารยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น 37

3.4.1.3 การเตรียมสารครีเอตินีนในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น 39

3.4.1.4 เตรียมสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ 40

3.4.2 ขั้นตอนการทดลอง 40

3.4.2.1 การทดลองวิเคราะห์โพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ด้วยเทคนิค cyclic voltammetry 40

3.4.2.2 การทดลองวิเคราะห์ยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น ด้วยเทคนิค cyclic voltammetry 41

3.4.2.3 การทดลองวิเคราะห์ครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือด ที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยเทคนิค cyclic voltammetry 42

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

บทที่ 4 ผลการวิจัยและวิจารณ์ผลการทดลอง

4.1 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายโพแทสเซียม เฟอริไซยาไนด์ 44

4.1.1 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายโพแทสเซียม เฟอริไซยาไนด์ โดยให้ GCE เป็นอิเล็กโทรดขั้วทำงาน 44

4.1.1.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) 45

4.1.1.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (Potentiostat circuit) 46

4.1.1.3 กราฟ calibration curve 48

4.1.2 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายโพแทสเซียม เฟอริไซยาไนด์ โดยให้ทองคำเป็นอิเล็กโทรดขั้วทำงาน 48

4.1.2.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) 49

4.1.2.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (Potentiostat circuit) 50

4.1.1.3 กราฟ calibration curve 52

4.2 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยยูเรียและครีเอตินิน 53

4.2.1 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายยูเรีย ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ 54

4.2.1.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) 54

4.2.1.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (Potentiostat circuit) 55

4.2.2 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายครีเอตินิน ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ 58

4.2.2.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) 58

4.2.2.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (Potentiostat circuit) 59

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย 63

5.2 ข้อเสนอแนะ 63

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

เอกสารอ้างอิง 64

ภาคผนวก 65

ภาคผนวก ก. โปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ 66

ภาคผนวก ข. วงจรที่ใช้ในการทดลอง 68

ภาคผนวก ค. การผสมน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ 69

ประวัติผู้วิจัย 71

สารบัญรูป

รูป หน้า

2.1 เซลล์ไฟฟ้าเคมีอย่างง่าย ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว และอิเล็กโทรไลต์ 1 ชนิด 5

2.2 เซลล์ไฟฟ้าเคมีที่มีอิเล็กโทไลต์ต่างชนิดกันจะเชื่อมต่อกันด้วยสะพานเกลือ 6

2.3 การทำงานของเซลล์กัลวานิก 7

2.4 การสร้างเซลล์กัลวานิก 9

2.5 การทำงานของเซลล์อิเล็กโทรไลต์ 11

2.6 การทำโลหะให้บริสุทธิ์ 12

2.7 การชุบโลหะ 13

2.8 แผนภาพแสดงกระบวนการของปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าที่ที่ขั้วไฟฟ้า 16

2.9 การให้ศักย์ไฟฟ้าแก่ขั้วทำงาน 18

2.10 แสดงไซคลิกโวลแทมโมแกรม 19

2.11 ไซคลิกโวลแทมโมแกรมของปฏิกิริยาแบบผันกลับได้ แสดงวิธีการหาความสูงพีค เมื่อ i_p, E_p คือ ความสูงและตำแหน่งศักย์พีคที่เกิดจากปฏิกิริยารีดักชันตามลำดับ ส่วน i_{pa}, E_{pa} คือความสูงกระแสและตำแหน่งศักย์พีคที่เกิดจากปฏิกิริยาออกซิเดชันตามลำดับ 20

2.12 ไซคลิกโวลแทมโมแกรมของปฏิกิริยาที่ผันกลับไม่ได้ (irreversible) และผันกลับได้ไม่สมบูรณ์ (quasi-reversible) 22

2.13 เปรียบเทียบไซคลิกโวลแทมโมแกรมของปฏิกิริยาที่ผันกลับได้ (reversible) กับที่ผันกลับไม่ได้ (irreversible) และผันกลับได้ไม่สมบูรณ์ (quasi-reversible) 23

2.14 แสดงวงจรการทำงานของโพเทนทิโอสแตต 24

2.15 วงจรที่ใช้ควบคู่กับ Arduino UNO 25

2.16 วงจร RC filter 25

2.17 วงจร summing amplifier 26

2.18 วงจร differential amplifier 26

2.19 วงจร transimpedance amplifier 27

3.1 Arduino DUE 28

3.2 Arduino UNO 29

3.3 แผนผังการทำงานของโพเทนทิโอสแตต 30

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป หน้า

3.4 แสดงความสามารถในการสร้างสัญญาณของ Arduino DUE 30

3.5 วงจร summing amplifier 31

3.6 เมื่อ Arduino DUE จ่ายแรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 0.55 ถึง 2.75 โวลต์ (input) จะได้แรงดันไฟฟ้าในช่วง -7.5 ถึง 7.5โวลต์ (output) 31

3.7 วงจร differential amplifier 32

3.8 แสดงแรงดันไฟฟ้าของขั้วทำงาน (V_{WE}) ขั้วอ้างอิง (V_{RE}) และความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิง (V_{WE} - V_{RE}) 32

3.9 วงจร summing amplifier สำหรับแปลงแรงดันไฟฟ้าจากวงจร differential amplifier 33

3.10 แปลงสัญญาณขาเข้า -1.5 ถึง 1.5 โวลต์ จาก differential amplifier เป็นสัญญาณบวกทั้งหมด โดยที่จะได้สัญญาณขาออกเท่ากับ 0 ถึง 2.1 โวลต์ 33

3.11 วงจร transimpedance amplifier 34

3.12 แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น (4.5 โวลต์) เมื่อจ่ายกระแส –40 ไมโครแอมแปร์ 34

3.13 แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น (0.55 โวลต์) เมื่อจ่ายกระแส 100 ไมโครแอมแปร์ 34

3.14 Arduino UNO เชื่อมต่อกับโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) โดยการโปรแกรม LIFABase 35

3.15 แผนผังการทำงานสำหรับการแสดงผลด้วยโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) 35

3.16 การโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) 36

3.17 จอแสดงผลด้วยโปรแกรม LabVIEW โดยจอแสดงผลขนาดใหญ่ด้านซ้าย จะแสดงกราฟกระแสไฟฟ้าจากขั้วช่วยเหลือเทียบความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิง ส่วนจอแสดงผลด้านขวาบนแสดงกระแสไฟฟ้าจากขั้วช่วยเหลือเทียบกับเวลา และจอแสดงผลด้านขวาล่างแสดงความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิงเทียบกับเวลา 36

3.18 ภาพขณะทำการทดลองการวิเคราะห์โพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ด้วยเทคนิค cyclic voltammetry 41

3.19 การต่อสาย screen – printed electrode กับวงจร 42

4.1 เครื่อง ER466 Integrated Potentiostat System (eDAQ) และหน้าต่างโปรแกรม EChem 43

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป หน้า

4.2 อิเล็กโทรดที่ใช้ในการทดสอบซึ่งประกอบด้วย 44
a. อิเล็กโทรดขั้วทำงาน คือ GCE (ซ้าย) และทองคำ (ขวา)
b. อิเล็กโทรดขั้วอ้างอิง คือ ซิลเวอร์ซิลเวอร์คลอไรด์
c. อิเล็กโทรดขั้วช่วยเหลือ คือ ไทเทเนียมถูกเคลือบด้วยแพลทตินัม
4.3 กราฟ CV ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 45
โดยทดสอบด้วยเครื่อง eDAQ และใช้ GCE เป็น working electrode
4.4 กราฟ CV ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 46
โดยทดสอบด้วย potentiostat circuit และใช้ GCE เป็น working electrode
4.5 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit 46
ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ GCE เป็น working electrode
4.6 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit 47
ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 5 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ GCE เป็น working electrode
4.7 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit 47
ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ GCE เป็น working electrode
4.8 เปรียบเทียบกราฟ calibration curve จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit 48
แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Anodic peak current และความเข้มข้นของ
สารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ ที่ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3
ใช้ GCE เป็น working electrode
4.9 กราฟ Cyclic voltammetry ของสารละลาย Potassium Ferricyanide 47
ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M Potassium Nitrate
โดยทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ)
4.10 กราฟ CV ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 49
โดยทดสอบด้วยเครื่อง eDAQ และใช้ gold electrode เป็น working electrode
4.11 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit 50
ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode
เป็น working electrode

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป หน้า

4.12 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 5 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode เป็น working electrode 51

4.13 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode เป็น working electrode 51

4.14 เปรียบเทียบกราฟ calibration curve จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Anodic peak current และความเข้มข้นของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ ที่ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode เป็น working electrode 52

4.15 อิเล็กโทรดประเภทแบบพิมพ์สกรีน (screen-printing) ของบริษัท Quasense Co., Ltd. ที่ถูกเคลือบด้วย NiCo ที่สังเคราะห์ขึ้นเอง 53

4.16 กราฟ CV ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วยเครื่อง eDAQ 54

4.17 กราฟ CV ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วย potentiostat circuit 55

4.18 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75 mM 55

4.19 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 1.5 mM 56

4.20 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 3 mM 56

4.21 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 6 mM 57

4.22 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 12 mM 57

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป หน้า

4.23 กราฟ CV ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) 58

4.24 กราฟ CV ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วย potentiostat circuit 59

4.25 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75 mM 59

4.26 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 1.5 mM 60

4.27 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 3 mM 60

4.28 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 6 mM 61

4.29 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 12 mM 61

ข.1 วงจรโพเทนชิโอสแตตที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้น 68

ข.2 วงจรโพเทนชิโอสแตตที่ต่อเข้ากับอิเล็กโทรดและสารอิเล็กโทรไลต์ 68

ค.1 การวัดค่า pH ของ dialysate solution ของผู้ป่วยคนที่ 1 ณ ชั่วโมงที่ 1.30, 2.30 และ 3.30 เรียงจากขวาไปซ้าย ค่า pH ที่ได้อยู่ประมาณ 8 69

ค.2 ขั้นตอนการผสมน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ 70

สารบัญตาราง

ตาราง หน้า

1.1 การดำเนินงานวิจัยในแต่ละเดือน 4

2.1 เปรียบเทียบเซลล์กัลวานิกกับเซลล์อิเล็กโทรไลต์ 13

4.1 ผลการทดลองจากเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง กระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ และใช้ GCE เป็น working electrode 45

4.2 ผลการทดลองจากวงจรที่สร้าง (potentiostat circuit) แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง กระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ และใช้ glassy carbon electrode เป็น working electrode 48

4.3 ผลการทดลองจากเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง กระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์และใช้ gold electrode เป็น working electrode 49

4.4 ผลการทดลองจากวงจรที่สร้าง (potentiostat circuit) แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง กระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ และใช้ gold electrode เป็น working electrode 52

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ไต เป็นอวัยวะหนึ่งที่สำคัญต่อการดำรงชีวิต มีหน้าที่ในการรักษาสมดุลของน้ำและแร่ธาตุในร่างกาย สามารถขับน้ำและสารเคมีส่วนเกินที่ร่างกายไม่ต้องการหรือเก็บน้ำและสารอื่นๆ ที่ร่างกายต้องการไว้ นอกจากนี้ไตยังมีความสามารถในการผลิตฮอร์โมนได้หลายชนิดที่สำคัญ ได้แก่ เรนิน (renin) อีริโธรพอยอิติน (erythropoietin) และวิตามินดี ดังนั้นถ้าหากไตเสื่อมสภาพลง ร่างกายจะเสียสมดุลของน้ำและแร่ธาตุไป การขับของเสียออกจากร่างกายทำได้ยากขึ้น เกิดสภาวะความดันโลหิตสูง โลหิตจาง กระดูกพรุน สุดท้ายเนื้อไตจะถูกทำลายและสูญเสียสภาพการทำงานไปในที่สุด [1]

โรคไตเรื้อรัง หรือ Chronic Kidney Disease (CKD) คือ ภาวะที่มีเนื้อไตถูกทำลายอย่างต่อเนื่องเป็นเวลานาน โดยปัจจุบันในประเทศไทยจากการศึกษาของเครือข่ายวิจัยกลุ่มสถาบันแพทยศาสตร์แห่งประเทศไทย (MedResnet) ในปี 2552 พบว่า ความชุกของคนไทยป่วยเป็นโรคไตเรื้อรังมีมากถึงร้อยละ 17.6 หรือคิดเป็น 8 ล้านคน ผู้ป่วยในระยะสุดท้ายประมาณ 200,000 คน และทุกๆ ปีมีผู้ป่วยโรคนี้เพิ่มขึ้นปีละ 7,500 คน กลุ่มที่เสี่ยงต่อการเป็นโรคไตเรื้อรังคือ กลุ่มผู้ที่เป็นที่โรคเบาหวานและโรคความดันโลหิตสูง และโรคทั้งสองนี้ถือเป็นสาเหตุส่วนใหญ่ที่ทำให้เกิดโรคไตเรื้อรัง [2]

การรักษาโรคไตเรื้อรังจะทำได้โดยการบำบัดไตทดแทน โดยการล้างไตทางช่องท้อง หรือการฟอกเลือดด้วยเครื่องไตเทียม ควบคู่กับการรักษาแบบประคับประคองด้วยการกินยาตามอาการ เพื่อคงสมดุลของร่างกาย การรักษามีความซับซ้อนและมีค่าใช้จ่ายที่สูงมาก โดยในแต่ละปีผู้ป่วยที่รักษาด้วยการบำบัดไตทดแทนจะต้องจ่ายค่ารักษาคนละประมาณ 240,000 บาท ซึ่งส่งผลต่อภาระค่ารักษาพยาบาลทั้งส่วนของภาครัฐ ผู้ป่วยและครอบครัว

การบำบัดไตทดแทนโดยการฟอกเลือดด้วยเครื่องไตเทียมนั้นผู้ป่วยต้องใช้เวลาในการฟอกนานถึง 4 – 5 ชั่วโมง สัปดาห์ละ 2 – 3 ครั้ง [3] โดยการประเมินการทำงานของไตจะใช้ค่าอัตราการกรองของไต (glomerular filtration rate, GFR) บอกถึงสภาพการทำงานของไต ซึ่งแสดงด้วยค่าอัตราส่วนระหว่างสารบ่งชี้คือ ยูเรีย (urea) และ ครีเอตินิน (creatinine) ถ้าหากค่า GFR น้อยแสดงว่าประสิทธิภาพการทำงานของไตลดลง ระดับของสารบ่งชี้ในเลือดจะมีค่ามากขึ้น สำหรับผู้ป่วยที่เป็น

โรคไตเรื้อรังจะมีระดับค่า GFR น้อยกว่า 15-20 % ซึ่งวิเคราะห์มาจากการตรวจพบระดับครีเอตินินมากกว่า 6 มิลลิกรัมต่อเดซิลิตร การตรวจวิเคราะห์สารบ่งชี้นั้นทำได้ด้วยการเจาะเลือดแต่ไม่สามารถทำได้ทุกครั้ง เพราะมีความยุ่งยากและใช้เวลานาน โดยปกติการวินิจฉัยหลังการรักษาจะทำการวัดน้ำหนักก่อนและหลังฟอกเลือด และทำการวัดความดันเลือด หากพบสิ่งผิดปกติจะทำการตรวจเลือดเป็นขั้นตอนต่อไป อีกทั้งกระบวนการฟอกเลือดในปัจจุบันยังขาดการประเมินค่า GFR ที่แม่นยำ เพราะเครื่องฟอกไตในปัจจุบันยังไม่สามารถจำแนกค่ายูเรียและครีเอตินินได้ในระหว่างหรือหลังการรักษา

จากปัญหาข้างต้นจึงนำมาสู่การสร้างเครื่องวัดยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่ใช้แล้ว เพื่อนำค่าที่ได้มาวิเคราะห์ปริมาณของสารบ่งชี้ทั้งสอง เป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาของการฟอกเลือด และหาเวลาที่เหมาะสมของการฟอกเลือดของผู้ป่วยแต่ละคน อีกทั้งยังเป็นการเพิ่มการเฝ้าระวังภาวะแทรกซ้อนระหว่างการรักษา โดยการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์ผลนั้นจะไม่มีการรุกล้ำและไม่ก่ออันตรายแก่ตัวผู้ป่วย

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อสร้างเครื่องมือและเขียนคำสั่งเพื่อใช้ในการจัดเก็บข้อมูลและแสดงผลของกระแสที่ได้มาเพื่อนำมาวิเคราะห์ค่าความเข้มข้นของยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่ใช้แล้ว

2. เพื่อสร้างเครื่องวัดแบบไม่รุกล้ำที่ช่วยในการวัดประสิทธิภาพของการรักษา พร้อมทั้งหาเวลาที่เหมาะสมของการฟอกเลือดของผู้ป่วยแต่ละคนในขณะทำการฟอกเลือด

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. เขียนคำสั่งในการสร้างสัญญาณไซคลิก โวลแทมเมตรีจากไมโครคอนโทรลเลอร์

2. ออกแบบวงจรเพื่อปรับสัญญาณขาเข้าให้กับสารตัวอย่างและวงจรแปลงค่ากระแสไฟฟ้าที่ได้จากสารตัวอย่างเป็นแรงดันทางไฟฟ้า

3. ออกแบบการรับข้อมูลเพื่อนำข้อมูลมาประมวลผลและแสดงผลกราฟบนจอคอมพิวเตอร์

4. ทำการทดลองกับสารโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ (potassium ferricyanide) เพื่อดูการทำงานของวงจร โดยเปรียบเทียบผลที่ได้จากการเปลี่ยนชนิดของขั้วทำงาน (working electrode) ทั้ง glassy carbon electrode และ gold electrode

5. ทำการทดลองกับยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น โดยใช้ขั้วทำงานเป็นนิกเกิลโคบอลต์ (NiCo)

6. สร้าง calibration curve ระหว่างกระแสที่ได้กับความเข้มข้นของสาร

1.4 วิธีการดำเนินการวิจัย

เมื่อเดือนธันวาคม พ.ศ. 2559 คณะผู้ทำวิจัยได้ทำการศึกษาหาข้อมูลและเก็บข้อมูลจากการดูงานจากสถานที่จริง คือ ศูนย์ฟอกไต มูลนิธิศรีรัตนโกสินทร์ วัดสุทธาราม โดยได้มีโอกาสสัมภาษณ์ปัญหาของการฟอกเลือดจากผู้ป่วยและเจ้าหน้าที่พยาบาล และได้แบ่งกิจกรรมการดำเนินงานดังนี้

1. ออกแบบและสร้างสัญญาณไซคลิก โวลแทมเมตรี (cyclic voltammetry) จากไมโครคอนโทรลเลอร์

2. ออกแบบวงจรเพื่อปรับสัญญาณเข้าสู่สารตัวอย่าง

3. ออกแบบวงจรเพื่อนำค่าแรงดันที่ได้มาหักลบกันแล้วนำกลับไปเป็นการควบคุมแบบย้อนกลับ (feedback control) เข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์

4. ออกแบบวงจรเปลี่ยนค่ากระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันไฟฟ้า

5. ออกแบบวิธีการรับค่าจากวงจรและนำมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ผ่านโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW)

6. ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยการวัดตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ

7. ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ (potassium ferricyanide) และใช้อิเล็กโทรดที่มีขั้วทำงานเป็น glassy carbon electrode และ gold electrode ซึ่งเป็นอิเล็กโทรดชนิดแท่ง ทั้งนี้จะทำการเก็บข้อมูลจากเครื่องมาตรฐานด้วย

8. ทดลองวงจรด้วยยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นมาเอง และใช้อิเล็กโทรดที่มีขั้วทำงานเป็นนิกเกิลโคบอลต์ซึ่งจะถูกเคลือบบนเซนเซอร์ประเภทแบบพิมพ์สกรีน (screen-printing) ทั้งนี้จะทำการเก็บข้อมูลจากเครื่องมาตรฐานด้วยเช่นกัน

9. นำผลการทดลองมาทำ calibration curve โดยเปรียบเทียบทั้งผลการทดลองจากเครื่องมาตรฐานและวงจรที่สร้างขึ้น

ตารางที่ 1.1 การดำเนินงานวิจัยในแต่ละเดือน

แผนการดำเนินงาน	เดือนที่ปฏิบัติงาน															
	ส.ค.				ก.ย.				ต.ค.				พ.ย.			
1. หาข้อมูลวงจร Potentiostat																
2. ออกแบบวงจร Potentiostat																
3. ต่อวงจรและทดสอบวงจร																
4. เก็บผลข้อมูลจากเครื่องมือมาตรฐาน ทดสอบวงจรและเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน																
5. ปรับปรุงวงจรและเก็บผลการทดสอบ																
6. นำข้อมูลที่ได้จากเครื่องมาตรฐานและวงจรมาวิเคราะห์																

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถวัดและจัดเก็บข้อมูลกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นและนำมาวิเคราะห์ความเข้มข้นของสารตัวอย่างได้

2. สามารถสร้างเครื่องมือประเมินประสิทธิภาพ เวลาที่เหมาะในการรักษาและการเฝ้าระวังภาวะแทรกซ้อนในขณะทำการฟอกเลือด แบบไม่มีการรุกล้ำและไม่ก่ออันตรายให้แก่คนไข้ได้

3. ช่วยส่งเสริมการสร้างจิตสำนึกในการดูแลรักษาสุขภาพของผู้ป่วยโรคไตเรื้อรังให้หันกลับมาดูแลตนเองมากขึ้น เนื่องจากเวลาในการฟอกเลือดอาจจะน้อยลง เมื่อของเสียในร่างกายมีอยู่น้อย

บทที่ 2

แนวคิด ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 การวิเคราะห์เชิงเคมีไฟฟ้า

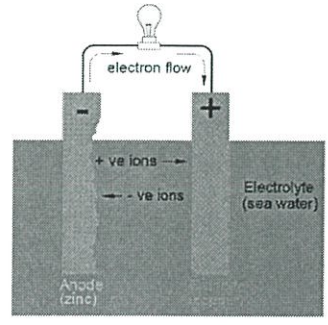
2.1.1 เซลล์ไฟฟ้าเคมี (electrochemical cell)

เซลล์เคมีไฟฟ้า คือ วงจรไฟฟ้าที่ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้าหรือขั้วไฟฟ้า (electrode) สองขั้วจุ่มในสารละลายอิเล็กโตรไลต์ ขั้วไฟฟ้าขั้วหนึ่งทำหน้าที่ให้อิเล็กตรอน เรียกว่า ขั้วแอโนด (anode) และอีกขั้วหนึ่งทำหน้าที่รับอิเล็กตรอน เรียกว่า ขั้วคาโทด (cathode) ดังนั้นเซลล์เคมีไฟฟ้าคือเครื่องมือที่เปลี่ยนแปลงจากพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานเคมี หรือเปลี่ยนแปลงจากพลังงานเคมีเป็นพลังงานไฟฟ้า

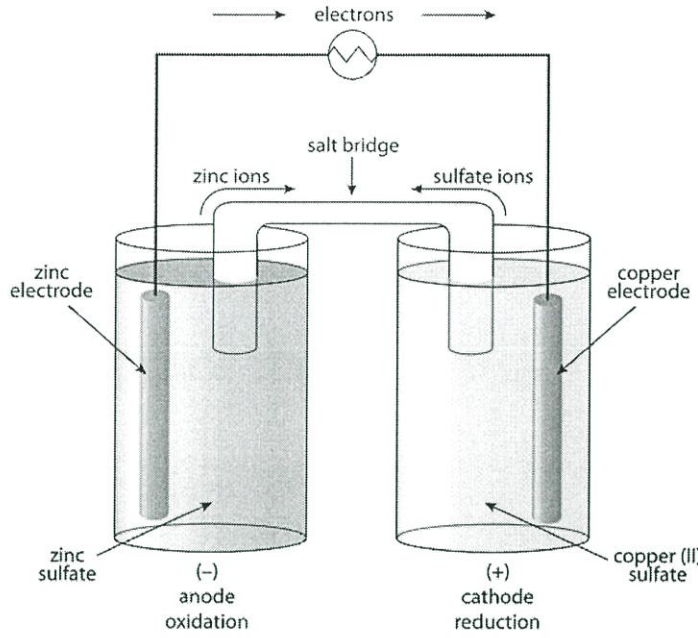
2.1.1.1 ส่วนประกอบของเซลล์เคมีไฟฟ้า

1. ขั้วไฟฟ้าคือวัสดุที่นำไฟฟ้าโดยอาศัยการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอน ในเซลล์ไฟฟ้าปกติจะประกอบด้วยขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว ได้แก่ ขั้วแอโนดคือ ขั้วที่เกิดออกซิเดชัน และขั้วแคโทดคือ ขั้วที่เกิดรีดักชัน

2. สารละลายอิเล็กโทรไลต์ (electrolyte) คือสารที่นำไฟฟ้าได้โดยการเคลื่อนที่ของไอออนที่เป็นองค์ประกอบ สารละลายอิเล็กโทรไลต์ มี 2 ชนิดคือ สารประกอบไอออนิกหลอมเหลว เช่น สารละลายโซเดียมคลอไรด์ (NaCl) และสารละลายอิเล็กโทรไลต์ เช่น สารละลายกรด เบส เกลือ



รูปที่ 2.1 เซลล์ไฟฟ้าเคมีอย่างง่าย ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว และอิเล็กโทรไลต์ 1 ชนิด



รูปที่ 2.2 เซลล์ไฟฟ้าเคมีที่มีอิเล็กโทไลต์ต่างชนิดกันจะเชื่อมต่อกันด้วยสะพานเกลือ

2.1.1.2 ประเภทของเซลล์ไฟฟ้าเคมี

1. เซลล์กัลวานิก (galvanic cell) คือ เซลล์ไฟฟ้าเคมีที่เปลี่ยนพลังงานเคมีเป็นพลังงานไฟฟ้า โดยภายในเซลล์เกิดปฏิกิริยาการถ่ายโอนอิเล็กตรอนจากสารหนึ่งไปอีกสารหนึ่ง (ปฏิกิริยารีดอกซ์) โดยที่สารตั้งต้นไม่ได้สัมผัสกันโดยตรง ทำให้การไหลของอิเล็กตรอนผ่านตัวนำอย่างต่อเนื่อง จึงเกิดกระแสไฟฟ้าในวงจร เช่น ถ่านไฟฉาย เซลล์แอลคาไลน์ เซลล์ปรอท เซลล์เงิน แบตเตอรี่

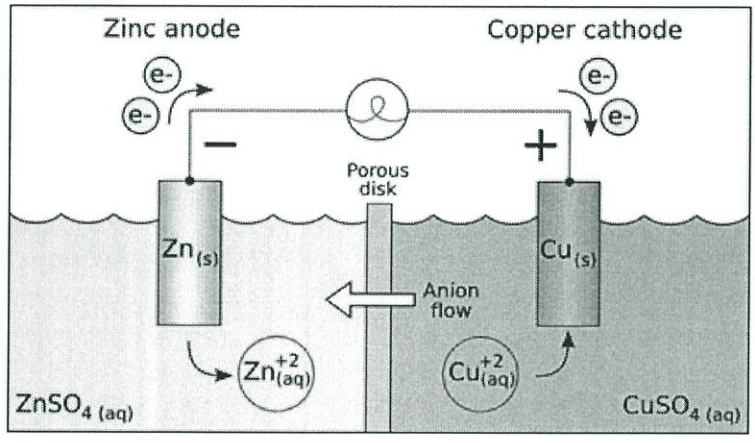
2. เซลล์อิเล็กโทรไลต์ (electrolytic cell) คือ เซลล์ไฟฟ้าเคมีที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานเคมี เกิดจากการผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปในเซลล์ แล้วเกิดปฏิกิริยาเคมีขึ้น เช่น เซลล์แยกน้ำด้วยไฟฟ้า การชุบโลหะด้วยไฟฟ้า การใช้ปฏิกิริยาเคมีทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าหรือการใช้กระแสไฟฟ้าทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมีเกิดได้ในเซลล์ไฟฟ้าเคมี (electrochemical cell)

2.1.1.2.1 เซลล์กัลวานิก

องค์ประกอบของเซลล์กัลวานิก

เซลล์กัลวานิก ประกอบด้วยสองครึ่งเซลล์ แต่ละครึ่งเซลล์มักประกอบด้วยโลหะ ซึ่งเป็นขั้วไฟฟ้าจุ่มอยู่ในสารละลายของไอออนของโลหะนั้น ทำหน้าที่เป็นสารละลายอิเล็กโทรไลต์ แต่ไอออนสองชนิดกรณีนี้มักใช้ขั้วเฉื่อยเป็นขั้วไฟฟ้า เพราะอโลหะหรือไอออนไม่สามารถเป็นขั้วไฟฟ้าได้ เช่น มีก๊าซไฮโดรเจน (H_2)อยู่ร่วมกับไฮเดรเจนไอออน (H^+) หรือก๊าซคลอรีน (Cl_2) อยู่ร่วมกับดีบุกไอออน (Sn^{4+})โดยมีแพทตินัม (Pt) เป็นขั้วไฟฟ้า เป็นต้น (ขั้วไฟฟ้าเฉื่อย ไม่มีส่วนในการเกิดปฏิกิริยารีดอกซ์ เพียงแต่ทำหน้าที่ให้กระแสอิเล็กตรอนหรือกระแสไฟฟ้าไหลผ่านเท่านั้น)

เซลล์กัลวานิกเป็นเซลล์ไฟฟ้าที่สามารถผลิตไฟฟ้าให้เกิดได้เองด้วยปฏิกิริยารีดอกซ์



รูปที่ 2.3 การทำงานของเซลล์กัลวานิก

เซลล์กัลวานิกแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด

1. เซลล์ปฐมภูมิ (primary cell) เมื่อปฏิกิริยาเคมีภายในเซลล์เกิดขึ้นและดำเนินไปแล้ว ปฏิกิริยาจะเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์และเกิดปฏิกิริยาย้อนกลับไม่ได้หรือนำมาอัดไฟใหม่ไม่ได้คือเซลล์กัลวานิกชนิดที่เมื่อปฏิกิริยาเคมีภายในเซลล์เกิดขึ้นและดำเนินไปแล้ว ปฏิกิริยาจะเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์และทำให้เกิดปฏิกิริยาย้อนกลับอีกไม่ได้ หรือนำมาอัดไฟใหม่ไม่ได้ เซลล์ปฐมภูมิ ได้แก่

1.1 เซลล์แห้ง (dry cell) เป็นเซลล์ที่ใช้ในไฟฉาย หรือใช้ในประโยชน์อื่นๆ เช่น ในวิทยุ เครื่องคิดเลข ฯลฯ โดยกล่องของเซลล์ทำด้วยโลหะสังกะสีซึ่งทำหน้าที่เป็นขั้วแอโนด(ขั้วลบ) ส่วนแท่งคาร์บอนหรือแกรไฟต์อยู่ตรงกลางทำหน้าที่เป็นขั้วแคโทด (ขั้วบวก) ระหว่างอิเล็กโตรดทั้งสองบรรจุด้วยของผสมชื้นของแอมโมเนียมคลอไรด์ (NH_4Cl) , แมงกานีสออกไซด์ (MnO_2), ซิงค์คลอไรด์ ($ZnCl_2$) ผงคาร์บอน ตอนบนของเซลล์นั้นผนึกด้วยวัสดุที่สามารถรักษาความชื้นภายในเซลล์ให้คงที่

1.2 เซลล์แอลคาไลน์ (alkaline cell) เซลล์แอลคาไลน์มีส่วนประกอบของเซลล์เหมือนกับเซลล์เลอคลังเชแต่มีสิ่งที่แตกต่างกันคือเซลล์แอลคาไลน์ใช้เบสซึ่งได้แก่โพแตสเซียมไฮดรอกไซด์ เป็นอิเล็กโทรไลต์แทนแอมโมเนียมคลอไรด์ และเนื่องจากใช้สารละลายเบสนี่เองเซลล์ชนิดนี้จึงถูกเรียกว่า เซลล์แอลคาไลน์

1.3 เซลล์ปรอทมีหลักการเช่นเดียวกับเซลล์แอลคาไลน์ แต่ใช้เมอร์คิวรีออกไซด์ (HgO) แทนแมงกานีสออกไซด์เป็นเซลล์ที่มีขนาดเล็กใช้กันมากในเครื่องฟังเสียงสำหรับคนหูพิการ หรือใช้ในนาฬิกาข้อมือ เครื่องคิดเลข กล้องถ่ายรูป เซลล์นี้จะให้ศักย์ไฟฟ้าประมาณ 1.3 โวลต์ ให้กระแสไฟฟ้าต่ำ แต่สามารถให้ค่าศักย์ไฟฟ้าคงที่ตลอดอายุการใช้งาน

1.4 เซลล์เงินมีส่วนประกอบเช่นเดียวกับเซลล์ปรอท แต่ใช้ซิลเวอร์ออกไซด์แทนเมอร์คิวรี (II) ออกไซด์ เซลล์เงินให้ศักย์ไฟฟ้าประมาณ 1.5 โวลต์ มีขนาดเล็กและมีอายุการใช้งานได้นานมากแต่มีราคาแพง จึงใช้กับอุปกรณ์หรือเครื่องใช้ไฟฟ้าบางชนิด เช่น นาฬิกา เครื่องคิดเลข

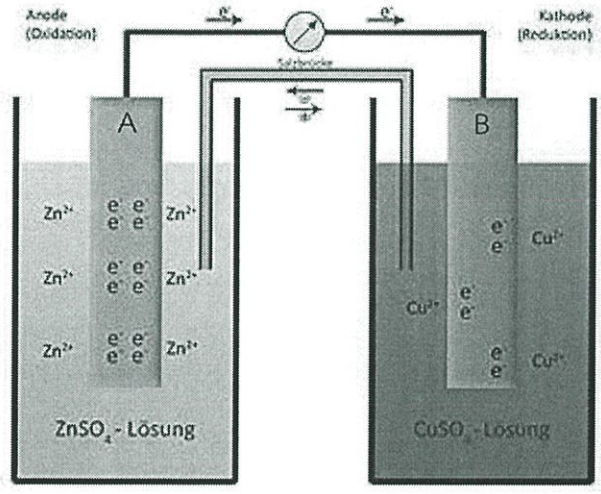
2. เซลล์ทุติยภูมิ (secondary cell) คือ เซลล์กัลวานิกชนิดที่เมื่อปฏิกิริยาเคมีภายในเซลล์เกิดขึ้นและดำเนินไปแล้ว ปฏิกิริยาจะเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์และทำให้เกิดปฏิกิริยาย้อนกลับได้ หรือนำมาอัดไฟใหม่ได้ เซลล์ทุติยภูมิ ได้แก่

2.1 เซลล์นิกเกิล – แคดเมียม (nickel-cadmium) หรือเซลล์นิแคด มีโลหะแคดเมียมเป็นแอโนด นิกเกิล (IV) ออกไซด์เป็นแคโทด และมีสารละลายเบสเป็นอิเล็กโทรไลต์ เซลล์นิแคดให้ศักย์ไฟฟ้าประมาณ 1.4 โวลต์ เมื่อใช้งานจนศักย์ไฟฟ้าลดต่ำลงแล้วสามารถนำมาประจุไฟได้ใหม่ ปฏิกิริยาในระหว่างการประจุไฟจะเกิดย้อนกลับกับปฏิกิริยาการจ่ายไฟ เซลล์นิแคดจึงมีข้อดีที่สามารถใช้ได้เป็นระยะเวลานาน

2.2 เซลล์สะสมไฟฟ้าแบบตะกั่ว (lead storage battery) ใช้เป็นแหล่งพลังงานไฟฟ้าในรถยนต์หรือจักรยานยนต์เรียกกันทั่วไปว่า แบตเตอรี่ ถึงแม้ว่าเซลล์สะสมไฟฟ้าแบบตะกั่วจะอัดไฟใหม่ได้ แต่ก็มีการเสื่อมสภาพ เพราะตะกั่วซัลเฟต ($PbSO_4$) ที่เกิดขึ้นที่ขั้วทั้งสองบางส่วนหลุดร่วงอยู่ที่ก้นภาชนะ ทำให้ขั้วทั้งสองสึกกร่อน และทำให้เสื่อมสภาพในที่สุด

การสร้างเซลล์กัลวานิก

นำโลหะต่างชนิดกันจุ่มในภาชนะที่บรรจุสารละลายที่มีอิออนของโลหะนั้น เช่น โลหะ A จุ่มใน A^{2+} และโลหะ B จุ่มใน B^{2+} เป็นต้น และภาชนะ 2 ใบนี้มีสะพานอิออนเชื่อมถึงกัน แล้วต่อลวดตัวนำจากขั้วทั้งสองเข้ากับโวลต์มิเตอร์ (voltmeter) ซึ่งมีเข็มแสดงทิศทางการไหลของอิเล็กตรอน พบว่าเข็มกระดิกแสดงว่าอิเล็กตรอนไหล เข็มของโวลต์มิเตอร์เบนจาก A ไปยัง B แสดงว่าอิเล็กตรอนไหลจาก A ไปยัง B



รูปที่ 2.4 การสร้างเซลล์กัลวานิก

1. ขั้วบวกและขั้วลบ

    1.1 ขั้วบวก คือ ขั้วที่มีอิเล็กตรอนหนาแน่นน้อยกว่าหรือขั้ว e^- ไหลเข้า (B)

    1.2 ขั้วลบ คือ ขั้วที่มีอิเล็กตรอนหนาแน่นมากกว่าหรือขั้ว e^- ไหลออก (A)

2. ขั้วแอโนดและขั้วแคโทด

    2.1 แอโนด คือ ขั้วที่เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน ได้แก่ ขั้ว A เพราะให้ e^-

    2.2 แคโทด คือ ขั้วที่เกิดปฏิกิริยารีดักชัน ได้แก่ ขั้ว B เพราะรับ e^-

3. ปฏิกิริยาที่เกิดในเซลล์ไฟฟ้าเคมี

ปฏิกิริยาครึ่งเซลล์

3.1 แอโนด เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน

3.2 แคโทด เกิดปฏิกิริยารีดักชัน

ปฏิกิริยาทั้งเซลล์ เป็นปฏิกิริยารีดอกซ์ และสามารถคำนวณความต่างศักย์ระหว่างขั้วแคโทดและแอโนดด้วยสมการ

$$E_{cell} = E_{cathode} - E_{anode} \qquad (2.1)$$

2.1.1.2.2 เซลล์อิเล็กโทรไลต์ (electrolytic cell)

องค์ประกอบของเซลล์อิเล็กโทรไลต์

1. ขั้วไฟฟ้า (electrode) เป็นโลหะหรือแกรไฟต์ที่นำไฟฟ้าได้ดีโดยทั่วไปมักจะใช้ขั้วเฉื่อย เช่น ขั้วแพทตินัมสามารถจำแนกขั้วไฟฟ้าได้ดังนี้

จำแนกตามการเกิดปฏิกิริยา

1.1 ขั้วแอโนดเป็นขั้วที่เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน

1.2 ขั้วแคโทดเป็นขั้วที่เกิดปฏิกิริยารีดักชัน

จำแนกขั้วตามการต่อเข้ากับแหล่งกำเนิดไฟฟ้า

1.1 ขั้วบวกเป็นขั้วที่ต่อเข้ากับขั้วบวกของแบตเตอรี่หรือแหล่งกำเนิดไฟฟ้า

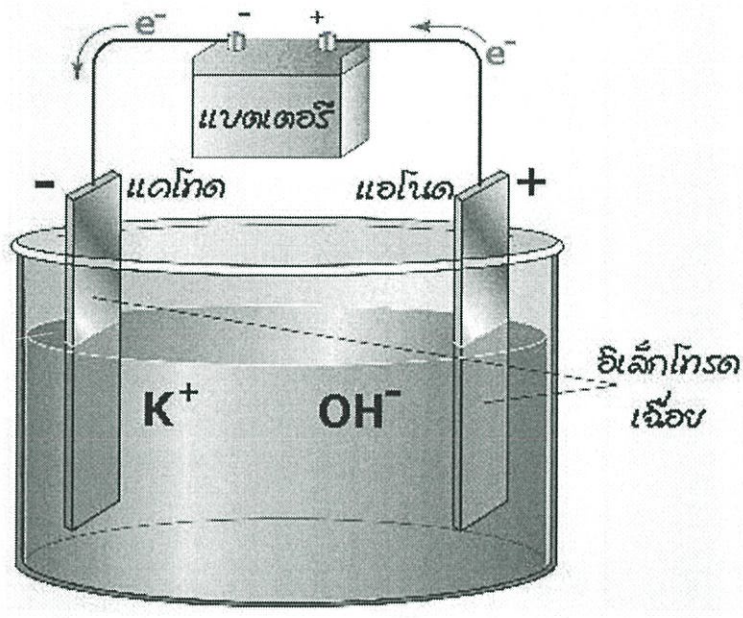
1.2 ขั้วลบเป็นขั้วที่ต่อเข้ากับขั้วลบของแบตเตอรี่หรือแหล่งกำเนิดไฟฟ้า

2. สารอิเล็กโทรไลต์คือ สารที่มีสถานะของเหลวประกอบด้วยไอออนที่เคลื่อนที่และนำไฟฟ้าได้

2.1 สารประกอบไอออนิกหลอมเหลว เช่น สารละลายโซเดียมคลอไรด์ที่หลอมเหลว

2.2 สารละลายอิเล็กโทรไลต์ เช่น สารละลายกรด เบส เกลือ

การทำงานของเซลล์อิเล็กโทรไลต์



รูปที่ 2.5 การทำงานของเซลล์อิเล็กโทรไลต์

สารละลายโพแทสเซียมไฮดรอกไซด์เป็นสารละลายอิเล็กโทรไลต์ ขณะที่ผ่านไฟฟ้ากระแสตรงเข้าไป ไอออนบวก (cation) จะเคลื่อนที่ไปยังขั้วลบ (แคโทด) และไอออนลบ (anion) จะเคลื่อนที่ไปยังขั้วบวก (แอโนด) เพื่อให้อิเล็กตรอนถูกออกซิไดส์

การนำเซลล์อิเล็กโทรไลต์ไปใช้ประโยชน์

1. การทำโลหะให้บริสุทธิ์

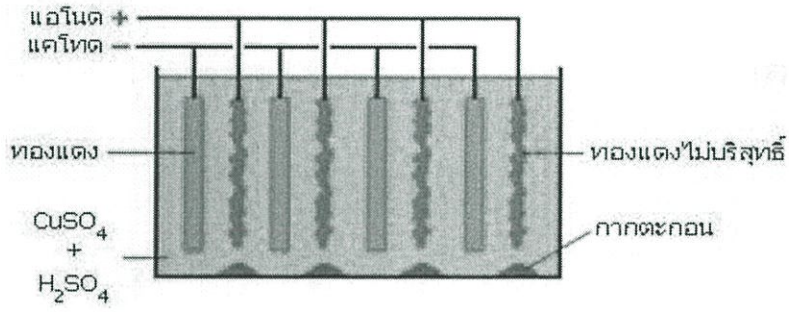
การทำโลหะให้บริสุทธิ์ เป็นขั้นตอนหนึ่งในกระบวนการถลุงแร่ โดยทั่วไปโลหะที่ถลุงได้จากแร่มักจะมีมลทินปนอยู่เล็กน้อย เพื่อทำให้โลหะนี้บริสุทธิ์มากขึ้นจะใช้กระบวนการอิเล็กโทรลิซิสที่เรียกว่า Electrorefining ซึ่งมีหลักการดังนี้

1) นำโลหะที่จะทำให้บริสุทธิ์ต่อเข้ากับขั้วแอโนด (ขั้วบวก)

2) ใช้โลหะบริสุทธิ์อีกแท่งหนึ่งต่อเข้ากับขั้วแคโทด (ขั้วลบ)

3) ในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ต้องมีไอออนบวกของโลหะที่จะทำให้บริสุทธิ์อยู่ด้วย

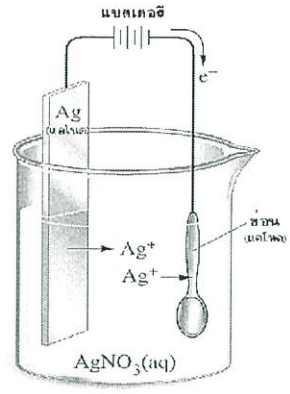
4) ต่อเข้ากับแหล่งกำเนิดไฟฟ้ากระแสตรง และให้มีศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ที่เหมาะสม



รูปที่ 2.6 การทำโลหะให้บริสุทธิ์

2. การชุบโลหะ

การชุบโลหะ เป็นการทำให้โลหะมีความคงทนและสวยงาม โดยอาศัยหลักการของเซลล์อิเล็กโทรไลต์ โดยกระบวนการชุบโลหะจะใช้กระแสไฟฟ้าผ่านเข้าที่แคโทด ทำให้ไอออนของโลหะในสารละลายจะรับอิเล็กตรอน เกิดเป็นอะตอมของโลหะเกาะอยู่ที่แคโทดนั้น ขณะเดียวกันอะตอมของโลหะที่เป็นแอโนดจะเสียอิเล็กตรอนเกิดเป็นไอออนละลายในสารละลาย เพื่อชดเชยไอออนที่เสียไป ในการชุบโลหะไฟฟ้าจึงพบว่า โลหะที่เป็นแอโนดจะกร่อนไป และที่แคโทดจะมีโลหะมาเกาะเพิ่มขึ้น ดังนั้น จึงสรุปได้ว่า ในการชุบโลหะด้วยไฟฟ้านั้น ถ้าต้องการชุบด้วยโลหะใดให้จัดโลหะนั้นเป็นแอโนด สารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่ใช้ต้องมีไอออนของโลหะชนิดเดียวกับโลหะที่เป็นแอโนด



รูปที่ 2.7 การชุบโลหะ

การสร้างเซลล์อิเล็กโทรไลต์

การคำนวณความต่างศักย์ระหว่างขั้วแคโทดและแอโนดด้วยสูตร (2.1)

ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบเซลล์กัลวานิกกับเซลล์อิเล็กโทรไลต์ [4]

เซลล์กัลวานิก	**เซลล์อิเล็กโทรไลต์**
1. จากปฏิกิริยาเคมีเป็นพลังงานไฟฟ้า	1. จากพลังงานไฟฟ้าเป็นปฏิกิริยาเคมี
2. เป็นปฏิกิริยาที่สามารถเกิดขึ้นได้เอง	2. เป็นปฏิกิริยาที่ไม่สามารถเกิดขึ้นได้เอง ต้องใช้พลังงานไฟฟ้าทำให้เกิดปฏิกิริยา
3. ค่าศักย์ไฟฟ้าของเซลล์เป็นบวกเสมอ	3. ค่าศักย์ไฟฟ้าของเซลล์เป็นลบ
4. ขั้วแอโนดเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันเป็นขั้วลบ ขั้วแคโทดเกิดปฏิกิริยารีดักชันเป็นขั้วบวก	4. ขั้วแอโนดเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันเป็นขั้วบวก ขั้วแคโทดเกิดปฏิกิริยารีดักชันเป็นขั้วลบ

2.1.2 กระแสไฟฟ้าในเซลล์เคมีไฟฟ้า

กระแสไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ภายในเซลล์เคมีไฟฟ้าเกิดจากการเคลื่อนที่ของไอออน เมื่อมีกระแสไฟฟ้าจำนวนน้อย ศักย์ไฟฟ้าจะเป็นตามกฎของโอห์มดังสมการ

$$E = iR \tag{2.2}$$

เมื่อ E เป็นศักย์ไฟฟ้าในหน่วยโวลต์ของการเคลื่อนที่ของไอออน i เป็นกระแสในหน่อยแอมแปร์ และ R เป็นความต้านทานในหน่วยโอห์มของสารละลายอิเล็กโตรไลต์ ความต้านทานจะขึ้นกับชนิดและความเข้มข้นของไอออนในแต่ละสารละลาย

เมื่อไฟฟ้ากระแสตรงถูกพาผ่านเซลล์เคมีไฟฟ้ามีปรากฏการณ์หลายชนิดเกิดขึ้น ได้แก่ ศักย์ไฟฟ้าโอห์มมิก โพลาไรเซชัน และความต่างศักย์เกิน

2.1.2.1 กระแสฟาราเดอิกและนอนฟาราเดอิก

กระแสไฟฟ้าในเซลล์เคมีไฟฟ้ามีสองชนิด คือ กระแสฟาราเดอิก และกระแสนอนฟาราเดอิก ตามกระบวนการสองชนิดนี้สามารถเหนี่ยวนำกระแสให้ผ่านรอยต่อของขั้วไฟฟ้าและสารละลาย ชนิดแรกเกี่ยวข้องกับการขนย้ายอิเล็กตรอนโดยตรงในปฏิกิริยาออกซิเดชันที่ขั้วแอโนดและปฏิกิริยารีดักชันที่ขั้วคาโทด กระแสที่เกิดในกระบวนการนี้เรียกว่า กระแสฟาราเดอิก

ชนิดที่สองนั้นกระแสเกิดจากผลของกระบวนการนอนฟาราเดอิกภายใต้สภาวะที่เซลล์เคมีไฟฟ้าอยู่ในช่วงของศักย์ไฟฟ้าที่กระบวนการฟาราเดอิกไม่สามารถเกิดได้ที่ขั้วไฟฟ้าอันหนึ่งหรือทั้งคู่ กระบวนการนอนฟาราเดอิกนี้ไม่มีปฏิกิริยาเคมีเกิดขึ้น กระแสที่เกิดขึ้นในกระบวนการนี้เรียกว่า กระแสนอนฟาราเดอิก

2.1.2.2 ศักย์ไฟฟ้าโอห์มิก

กระแสในเซลล์ไฟฟ้าเคมีคงอยู่ได้โดยการเคลื่อนที่ของไอออนภายในสารละลายอิเล็กโตรไลต์ ความต้านทานต่อการเคลื่อนที่ของไอออนในสารละลายนั้นเหมือนกับความต้านทานการนำไฟฟ้าของโลหะและวัดในหน่วยโอห์ม ดังนั้นถ้ามีกระแสอยู่ในกระบวนการอิเล็กโตรไลซิส ค่าศักย์ไฟฟ้าโอห์มิก (E_{ohmic}) จะเป็นผลของกระแส (i) ในหน่วยแอมแปร์ และความต้านทานระหว่างเซลล์กับสารละลาย (R_{cell}) ในหน่วยโอห์มดังสมการ

$$E_{ohmic} = iR_{cell} \quad (2.3)$$

ศักย์ไฟฟ้าโอห์มิกมักกล่าวถึงว่า เป็นการตกลงของศักย์ไฟฟ้า หรือ iR drop ผลโดยรวมของ iR drop ทำให้ต้องเพิ่มศักย์ไฟฟ้าที่ใช้ในการทำงานของเซลล์อิเล็กโตรไลติกและลดค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดของเซลล์กัลวานิก ดังนั้นค่า iR drop จึงถูกนำมาหักออกจากศักย์ไฟฟ้าของเซลล์เสมอ ดังสมการ

$$E_{cell} = E_{cathode} - E_{anode} - iR \quad (2.4)$$

การเกิดกระแสในเซลล์กัลวานิกหรือเซลล์อิเล็กโตรไลติก ทำให้เกิดแรงผลักดันในรูปของศักย์ไฟฟ้าที่ต้องการใช้สำหรับเอาชนะความต้านทานของไอออนในการเคลื่อนที่ไปยังขั้วแอโนด หรือขั้วคาโทด ซึ่งกล่าวในรูปของศักย์ไฟฟ้าโอห์มิก หรือ iR drop

2.1.2.3 โพลาไรเซชัน

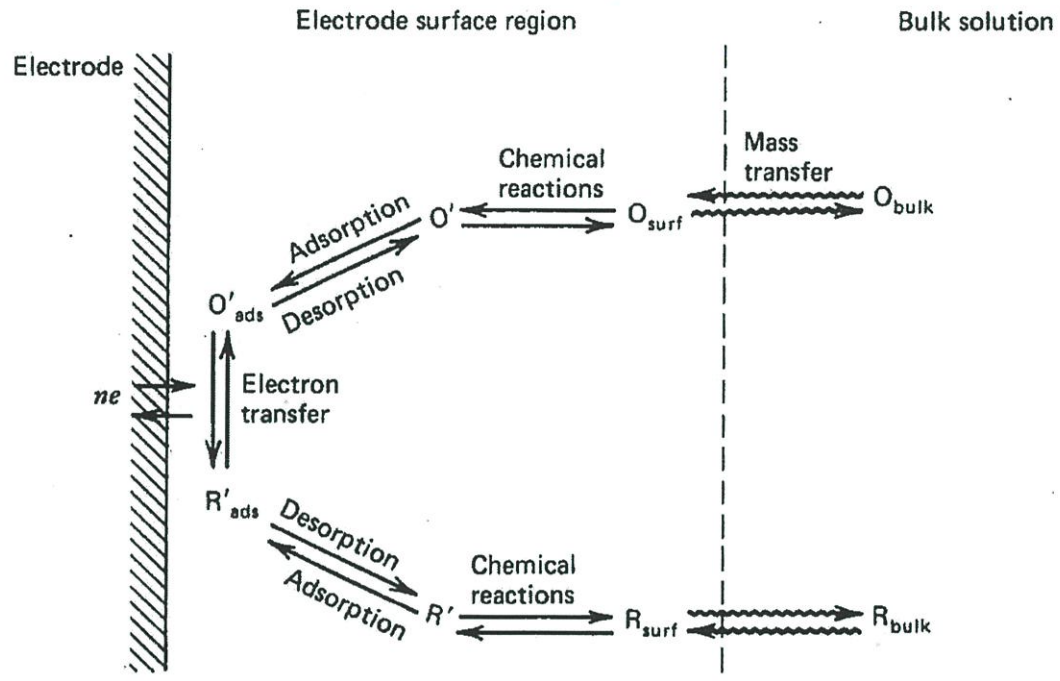
สมการ (2.4) คาดคะเนที่ศักย์ไฟฟ้าขั้วไฟฟ้าที่คงที่ ความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงควรมีอยู่ระหว่างศักย์ไฟฟ้าของเซลล์และกระแส แต่ความจริงพบว่ามีบางสถานการณ์ที่เบี่ยงเบนจากความเป็นเส้นตรง เรียกว่าเกิด โพลาไรเซชัน (polarization) และเรียกเซลล์แบบนี้ว่าถูกโพลาไรซ์ (polarized) โพลาไรเซชันอาจเกิดที่ขั้วไฟฟ้าอันหนึ่งหรือทั้งสองอัน

ขั้วไฟฟ้าหรือเซลล์ที่ถูกโพลาไรซ์ ถ้าศักย์ไฟฟ้าของอิเล็คโทรดแสดงความแตกต่างใดๆไปจากค่าที่ควรคาดคะเนได้จากสมการของเนินสต์ ปรากฏการณ์หรือลักษณะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นเมื่อให้ศักย์ไฟฟ้าข้ามผ่านเซลล์ หรือเมื่อกระแสถูกดึงผ่านเข้าไปในเซลล์ในปริมาณที่มีนัยสำคัญ

แหล่งของโพลาไรเซชัน

การเกิดปฏิกิริยาเกี่ยวข้องกับหลายกระบวนการดังรูป 2.8 ซึ่งอาจแบ่งได้เป็น 2 ส่วนคือ การถ่ายเทอิเล็กตรอน (electron transfer) และการถ่ายเทมวลสาร (mass transfer) ซึ่งตามปกติแล้วการถ่ายเทอิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นเร็วกว่าการถ่ายเทมวลสารมาก

สำหรับปฏิกิริยาส่วนใหญ่กระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะถูกจำกัดด้วยอัตราการถ่ายเทมวลสารสู่ผิวขั้วไฟฟ้า



รูปที่ 2.8 แผนภาพแสดงกระบวนการของปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าที่ขั้วไฟฟ้า

การเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงที่แท้จริงในความเข้มข้นของไอออนที่พื้นที่ผิวขั้วไฟฟ้าเรียกว่าเกิด “โพลาไรเซชันจากความเข้มข้น (concentration polarization)”

เมื่อโพลาไรเซชันจากความเข้มข้นหมดไป มีโอกาสที่ปฏิกิริยายังคงดำเนินต่อไป ในช่วงนี้ O’ads หรือ R’ads มีส่วนร่วมในการขนส่งอิเล็กตรอน ดังนั้นกระแสที่พื้นผิวขั้วไฟฟ้าจะถูกควบคุมด้วยอัตราเร็วการเกิดปฏิกิริยาที่ขั้วไฟฟ้ามากกว่าอัตราเร็วของการขนส่งมวลในการโพลาไรเซชันจากความเข้มข้น เรียกว่าเกิด “โพลาไรเซชันจากปฏิกิริยา (reaction polarization)” หรือ “โพลาไรเซชันจากกลไก (kinetic polarization)”

บางครั้งกระบวนการทางกายภาพ เช่น การดูดซับ การไม่ดูดซับ หรือการตกผลึกเกิดขึ้นในกลไกของการเกิดปฏิกิริยา และเป็นส่วนที่จำกัดการเกิดกระแส เรียกว่าเกิด “โพลาไรเซชัน

จากการดูดซับ(adsorption polarization)" "โพลาไรเซชันจากการไม่ดูดซับ(desorption polarization)" หรือ"โพลาไรเซชันจากการตกผลึก (crystallization polarization)"

การขนส่งอิเล็กตรอนสามารถเป็นขั้นตอนในการกำหนดอัตราเร็วได้ การจำกัดของกระแสเกิดจากอัตราเร็วของการขนส่งอิเล็กตรอนไปยังออกซิไดซ์ในแผ่นฟิล์มพื้นผิว หรือจากรีดิวซ์ไปยังขั้วไฟฟ้าที่ช้า ทำให้เกิดการออกซิเดชันหรือรีดักชันไม่เพียงพอเรียกว่าขั้วไฟฟ้าเกิด "โพลาไรเซชันจากการขนส่งอิเล็กตรอน (charge-transfer polarization)" โดยทั่วไปโพลาไรเซชันจากการขนส่งอิเล็กตรอนเพิ่มขึ้นเมื่อเพิ่มความหนาแน่นของกระแส

โพลาไรเซชันเกิดได้หลายชนิดตามแหล่งที่มาดังกล่าว แต่ด้วยทั่วไปไม่พบว่าเกิดโพลาไรเซชันหลายชนิดพร้อมๆ กัน

2.2 โวลแทมเมทรี (voltammetry)

โวลแทมเมทรี เป็นเทคนิคการวิเคราะห์ทางเคมี ที่ต้องให้ศักย์ที่คงที่เข้าไปในวงจร และวัดกระแสที่เกิดขึ้น เซลล์เคมีไฟฟ้าของเทคนิคโวลแทมเมทรี จัดเป็นเซลล์อิเล็กโทรไลต์ สำหรับขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับเทคนิคนี้จะต่างจากเทคนิคโพเทนชิออเมทรี คือ มีการใช้ขั้วไฟฟ้าช่วย (auxiliary electrode) ส่วนมากมักเป็น ขั้วไฟฟ้าช่วยแพลตินัม (platinum wire auxiliary electrode) นอกจากนี้ขั้วไฟฟ้าใช้งานสำหรับเทคนิคนี้มักเป็นขั้วไฟฟ้าจุลภาค (microelectrode) ทั้งนี้เพื่อให้เกิดโพลาไรเซชันที่ขั้วไฟฟ้าใช้งาน

2.2.1 ขั้วไฟฟ้า (electrode)

1. ขั้วไฟฟ้าอ้างอิง (reference electrode) ขั้วไฟฟ้าอ้างอิง เป็นขั้วที่จำ เป็นต้องมีเพื่อใช้ในการเทียบศักย์ไฟฟ้า เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จากวงจรเป็นค่าของความต่างศักย์ของขั้วไฟฟ้าทั้งสองขั้ว จึงเรียกได้ว่า เป็นค่าศักย์ไฟฟ้าสัมพันธ์ (relative potential) ในการใช้งานจะมีค่าศักย์ของไฟฟ้าคงที่ตลอดการทดลอง และควบคุมค่าศักย์ของไฟฟ้าใช้งานด้วย โดยทั่วไปขั้วไฟฟ้าอ้างอิงจะมีใช้กันหลายชนิดเช่น ขั้วไฟฟ้าคาโลเมล ขั้วไฟฟ้าซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์เป็นต้น

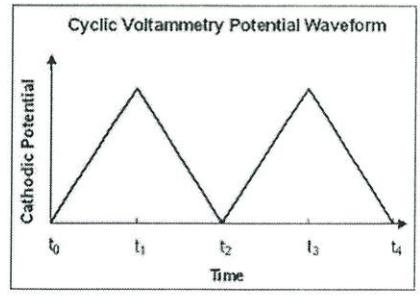
2. ขั้วไฟฟ้าร่วมหรือขั้วไฟฟ้าช่วย (counter electrode) ขั้วไฟฟ้าช่วย ทำหน้าที่เป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดีเป็นขั้วที่รับพลังงานไฟฟ้าจากขั้วไฟฟ้าอ้างอิง ส่งต่อผ่านสารละลายไปยังขั้วไฟฟ้าใช้

งานเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาเคมีของสารตัวอย่างระหว่างการวิเคราะห์ขั้วไฟฟ้าร่วมนี้มักมีพื้นที่ผิวมากๆ เพื่อให้การนำไฟฟ้าเป็นไปได้ดีและลดการเกิดศักย์จากโอห์มของวงจร

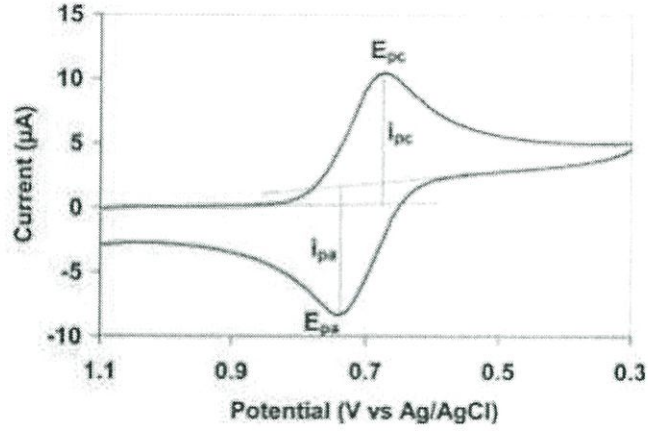
3. ขั้วไฟฟ้าใช้งาน (working electrode) ขั้วไฟฟ้าใช้งาน ในกลุ่มการวิเคราะห์โวลแทมเมทรี ขั้วไฟฟ้าใช้งานจะแตกต่างจากการวิเคราะห์อื่น คือขนาดของขั้วไฟฟ้าต้องเล็ก เพื่อให้พื้นที่ผิวของขั้วไฟฟ้าในการสัมผัสกับสารตัวอย่างมีน้อย เกิดสภาวะของโพลาไรเซชันตลอดการวิเคราะห์โดยส่วนใหญ่จะนิยมที่ทำมาจากแพลทินัมหรือคาร์บอน (C) หรือปรอท (Hg) เป็นต้น ซึ่งขั้วไฟฟ้าใช้งานที่ดีควรจะให้ค่าสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนที่สูง รวมทั้งมีการตอบสนองที่คงที่ เชื่อถือได้ตลอดอายุการใช้งาน และสิ่งที่ควรพิจารณาในการเลือกวัสดุที่ใช้ทำขั้วไฟฟ้าใช้งาน คือลักษณะของปฏิกิริยารีดอกซ์ของสารตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์และกระแสพื้นในช่วงศักย์ไฟฟ้าที่ใช้งาน โดยปัจจัยย่อยอื่นๆ ที่นำมาพิจารณาด้วยเช่น ช่วงของศักย์ไฟฟ้าที่ใช้งานได้ ค่าการนำไฟฟ้า ราคาความยากง่ายในการหาและ ความเป็นพิษ เป็นต้น

2.2.2 ไซคลิกโวลแทมเมทรี (cyclic voltammetry)

ไซคลิกโวลแทมเมทรีเป็นเทคนิคที่ให้ศักย์ไฟฟ้าในลักษณะสามเหลี่ยมหน้าจั่วแก่ขั้วไฟฟ้าทำงาน เป็นเทคนิคที่ได้รับความนิยมอย่างมากเพื่อใช้ในการศึกษาการเกิดปฏิกิริยาทางเคมีไฟฟ้าของสารบริเวณผิวหน้าขั้วไฟฟ้าทำงานตลอดจนใช้ในการศึกษาสภาวะที่เหมาะสมของการวิเคราะห์โดยเทคนิคทางเคมีไฟฟ้าอื่นๆ ต่อไป การบันทึกกระแสไฟฟ้าที่ได้จากการให้ศักย์ไฟฟ้าแก่ขั้วทำงานโดยจะทำการพลอตค่ากระแสไฟฟ้ากับศักย์ไฟฟ้าซึ่งเรียกว่า ไซคลิกโวลแทมโมแกรม (cyclic voltammogram) การให้ศักย์ไฟฟ้าในไซคลิกโวลแทมเมทรีจะเป็นการให้ศักย์ไฟฟ้าตามค่าอัตราการสแกน (scan rate) เมื่อเทียบกับเวลาจนถึงจุดสูงสุดและลดศักย์ไฟฟ้าในทิศทางตรงข้ามด้วยอัตราการสแกนเดียวกัน



รูปที่ 2.9 การให้ศักย์ไฟฟ้าแก่ขั้วทำงาน



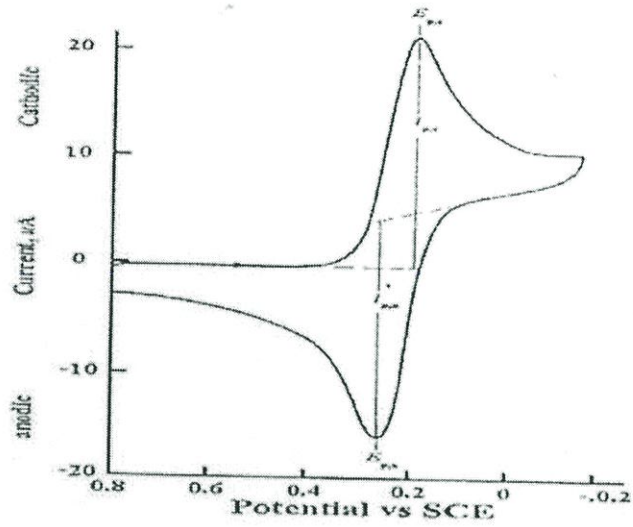
รูปที่ 2.10 แสดงไซคลิกโวลแทมโมแกรม

ไซคลิกโวลแทมโมแกรม (cyclic voltammogram) ที่ได้สำหรับปฏิกิริยาที่ผันกลับได้มีลักษณะดังรูปที่ 2.10 อธิบายกระแสที่เกิดขึ้นได้ดังนี้

เมื่อเริ่มให้ศักย์ไฟฟ้าที่เป็นค่าลบเพิ่มขึ้น ตัวออกซิไดส์ (Ox) หรือสารที่ต้องการวิเคราะห์จะถูกรีดิวซ์ (Red) ที่ขั้วไฟฟ้าทำงานดังปฏิกิริยา

$$Ox + ne^- \rightleftharpoons Red \qquad (2.5)$$

กระแสที่เกิดขึ้นเรียกว่า กระแสแอโนดิก (anodic current) กระแสนี้จะมีค่าเพิ่มขึ้นจนกระทั่งความเข้มข้นรอบๆ ขั้วไฟฟ้าของตัวรีดิวซ์ลดลงเป็นศูนย์ ขณะนี้กระแสแอโนดิกจะมีค่าสูงสุดและจะลดลงไปเรื่อยๆ โวลแทมโมแกรมมีลักษณะเป็นพีค เรียกว่า แอโนดิกพีค (anodic peak) กระแสแอโนดิกที่วัดได้จากเส้นฐานพีคไปถึงจุดสูงสุดของพีค เรียกว่ากระแสแอโนดิกพีค (peak anodic current, i_{pa}) และศักย์ไฟฟ้า ณ จุดที่กระแสแอโนดิกมีค่าเท่ากับ i_{pa}



รูปที่ 2.11 ไซคลิกโวลแทมโมแกรมของปฏิกิริยาแบบผันกลับได้ แสดงวิธีการหาความสูงพีคเมื่อ i_p, E_p คือ ความสูงและตำแหน่งศักย์พีคที่เกิดจากปฏิกิริยารีดักชันตามลำดับ ส่วน i_{pa}, E_{pa} คือความสูงกระแสและตำแหน่งศักย์พีคที่เกิดจากปฏิกิริยาออกซิเดชัน ตามลำดับ

$$i_p = 2.69 \times 10^5 n^{3/2} A C D^{1/2} V^{1/2} \qquad (2.6)$$

เมื่อ i_p = กระแสพีค (A)

n = จำนวนอิเล็กตรอนในปฏิกิริยา

C = ความเข้มข้นของสารในสารละลายบัลค์ (mol/ cm^3)

D = สัมประสิทธิ์การแพร่ของสาร (cm^2/s)

V = อัตราการสแกน (V/s)

A = พื้นที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้า (cm^2)

$$E_p = E^o - \frac{RT}{\alpha n_a F}\left[0.78 - \ln\frac{k^o}{D^{1/2}} + \ln\left(\frac{\alpha n_a F v}{RT}\right)^{1/2}\right] \quad (2.7)$$

เมื่อ α = สัมประสิทธิ์ในการแลกเปลี่ยนประจุ

n_a = จำนวนอิเล็กตรอนในการแลกเปลี่ยนประจุ

k^0 = ค่าคงที่อัตรามาตรฐาน

$$i_p = 2.99 \times 10^5 n(\alpha n_a) A C D^{1/2} V^{1/2} \quad (2.8)$$

เมื่อนำค่า i_p มาเขียนพลอตกับค่า $V^{1/2}$ ซึ่งถ้าได้กราฟที่เป็นเส้นตรงแสดงว่ากระบวนการนี้เป็นแบบควบคุมโดยการแพร่ (diffusion-control) คือ กระแสที่ได้จากปฏิกิริยาซึ่งเป็นกระแสที่ถูกควบคุมโดยการแพร่หมายความว่าปฏิกิริยารีดอกซ์ที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้าเกิดขึ้นได้เร็ว จนไม่ได้เป็นขั้นกำหนดปฏิกิริยา แต่ไอออน โมเลกุลหรืออนุภาคของอิเล็คโทรแอคทีพสปีชีส์ (electroactive species) เคลื่อนที่จากชั้นสารละลายบัลค์ (bulk solution) โดยการแพร่เข้าสู่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้าจะแพร่ช้ากว่าการเกิดปฏิกิริยาที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้ากระแสที่เกิดขึ้นซึ่งจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับการแพร่เข้ามาของไอออนโมเลกุลหรืออนุภาคของอิเล็คโทรแอคทีพสปีชีส์ ดังกล่าว ดังนั้นจึงเรียกปฏิกิริยาที่เกิดว่าเป็นควบคุมโดยการแพร่

ในกรณีที่มีการเกิดสารผลิตภัณฑ์หรือมีอิเล็คโทรแอคทีพสปีชีส์ ติดอยู่ที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้า กระแสพีคที่เกิดขึ้นสามารถหาได้จากสมการ

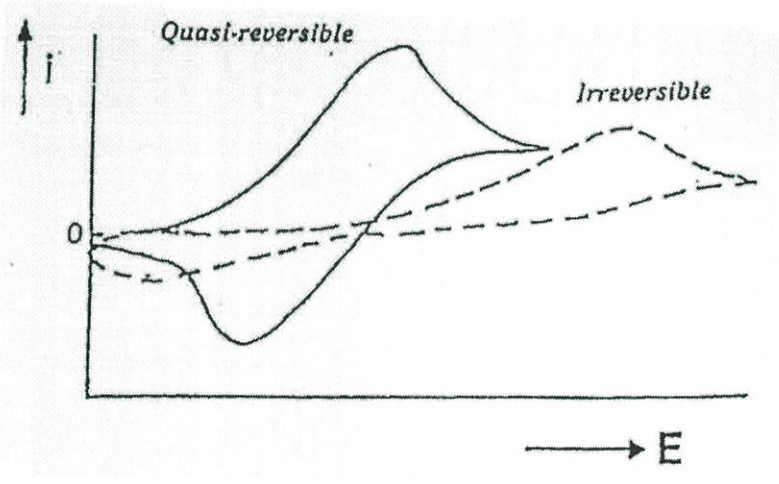
$$i_p = \frac{n^2 F^2 A \Gamma v}{4RT} \quad (2.8)$$

เมื่อ i_p = กระแสพีค (A)

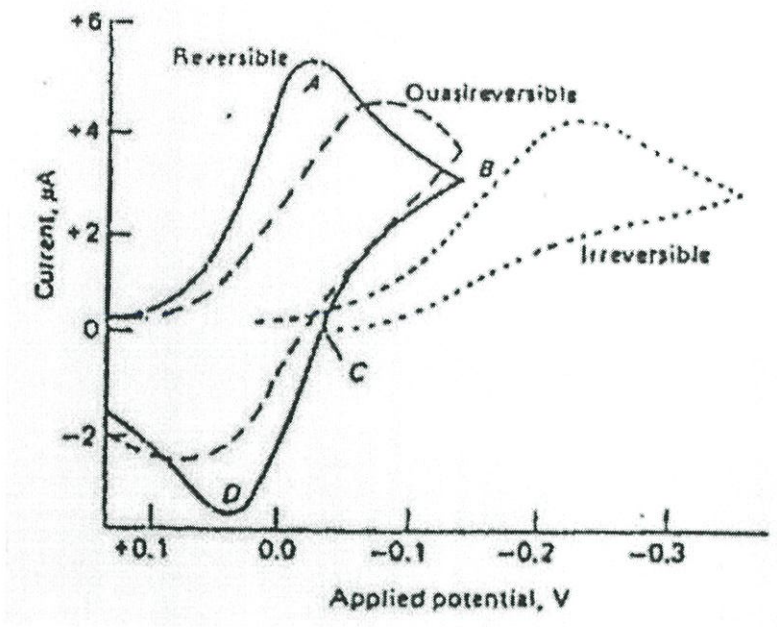
Γ = ปริมาณฟิล์มเชิงเส้นพื้นที่ผิว (mol/cm^2)

เมื่อนำค่า i_p มาเขียนพลอตกับค่า V ถ้าได้กราฟที่เป็นเส้นตรงแสดงว่ากระบวนการเป็นควบคุมโดยพื้นผิว (surface-control) หมายความว่า ปฏิกิริยารีดอกซ์ที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้าเกิดช้าจนกลายเป็นขั้นกำหนดความเร็วของปฏิกิริยาเพราะว่าไอออนโมเลกุลหรืออนุภาคของอิเล็คโทรแอคทีพสปีชีส์ ที่เคลื่อนที่ได้เร็วพอๆ กับการเกิดปฏิกิริยารีดอกซ์ที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้า ดังนั้นกระแสที่เกิดขึ้นจึงถูกควบคุมโดยความเร็วของปฏิกิริยาที่ผิวหน้าขั้วไฟฟ้าจึงเรียกปฏิกิริยาที่เกิดว่าเป็นแบบควบคุมโดยพื้นผิว

การแยกพีคว่าเป็นปฏิกิริยาแบบควบคุมโดยการแพร่ หรือว่าเป็นปฏิกิริยาควบคุมโดยพื้นผิวทำได้โดยการพลอตกราฟระหว่าง log i_p กับ log V ซึ่งจะได้กราฟที่เป็นเส้นตรงแล้วพิจารณาจากความชันของเส้นกราฟ ซึ่งถ้าเส้นกราฟมีความชันเท่ากับ 0.5 แสดงว่าปฏิกิริยาเป็นแบบควบคุมโดยการแพร่ ส่วนถ้าเส้นกราฟมีความชันเท่ากับ 1 แสดงว่าปฏิกิริยาเป็นแบบควบคุมโดยพื้นผิว แล้วถ้ากราฟมีความชันเท่ากับ 1 ที่อัตราการสแกนต่ำและ มีความชันเท่ากับ 0.5 ที่อัตราการสแกนสูงหมายความว่าปฏิกิริยาเป็นแบบผสมระหว่างควบคุมโดยพื้นผิวกับควบคุมโดยการแพร่



รูปที่ 2.12 ไซคลิกโวลแทมโมแกรมของปฏิกิริยาที่ผันกลับไม่ได้ (irreversible) และผันกลับได้ไม่สมบูรณ์ (quasi-reversible)

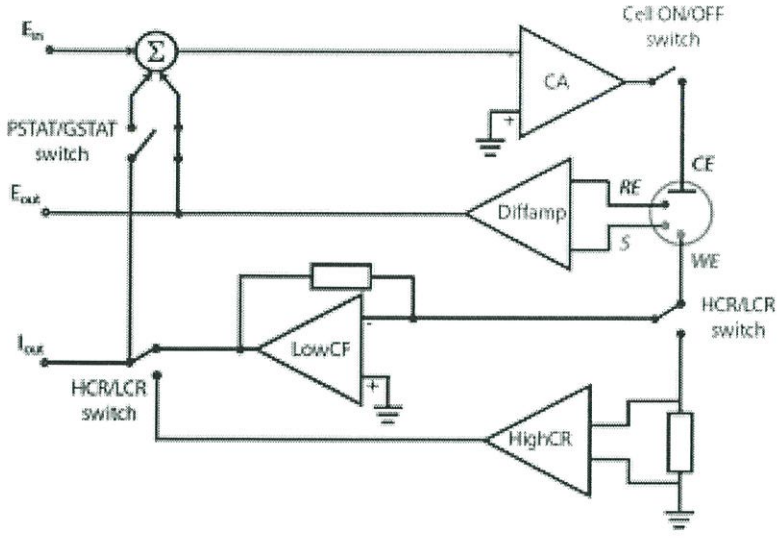


รูปที่ 2.13 เปรียบเทียบไซคลิกโวลแทมโมแกรมของปฏิกิริยาที่ผันกลับได้ (reversible) กับที่ผันกลับไม่ได้และผันกลับได้ไม่สมบูรณ์

แสดงว่าการเกิดปฏิกิริยามีผลต่อลักษณะโวลแทมโมแกรม ดังนั้นนอกจากจะใช้วิธีไซคลิกโวลแทมแมทรีในการวิเคราะห์เชิงปริมาณและเชิงคุณภาพแล้ว ยังสามารถใช้ศึกษากลไกของการเกิดปฏิกิริยารีดอกซ์ และจลศาสตร์ของกระบวนการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน–รีดักชัน โดยเฉพาะปฏิกิริยาของสารประกอบอินทรีย์ และสารประกอบระหว่างโลหะกับสารอินทรีย์

ขั้วไฟฟ้าทำงานที่ใช้ได้ดีกับวิธีไซคลิกโวลแทมเมทรี คือ อิเล็กโทรจุลภาค (microelectrode) เป็นขั้วไฟฟ้าที่มีขนาดเล็กเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 ไมโครเมตร อาจทำจากแพลทินัม ทอง หรือคาร์บอนไฟเบอร์ (carbon fiber microelectrode) ที่เคลือบด้วยเมมเบรนที่แลกเปลี่ยนไอออนได้ ตัวอย่างเช่น คาร์บอนไฟเบอร์ขั้วไฟฟ้าที่เคลือบด้วยเมมเบรนที่แลกเปลี่ยนไอออนได้ที่มีชื่อว่า เนฟฟิออน (Nafion) เป็นต้น การใช้ขั้วจุลภาคนี้ทำให้วิธีไซคลิกโวลแทมเมทรีไม่จำเป็นต้องมีการไล่แก๊สออกซิเจนออกก่อนการวิเคราะห์ทำให้ประหยัดเวลาและค่าใช้จ่าย [5]

2.3 โพเทนทิโอสแตต (potentiostat)

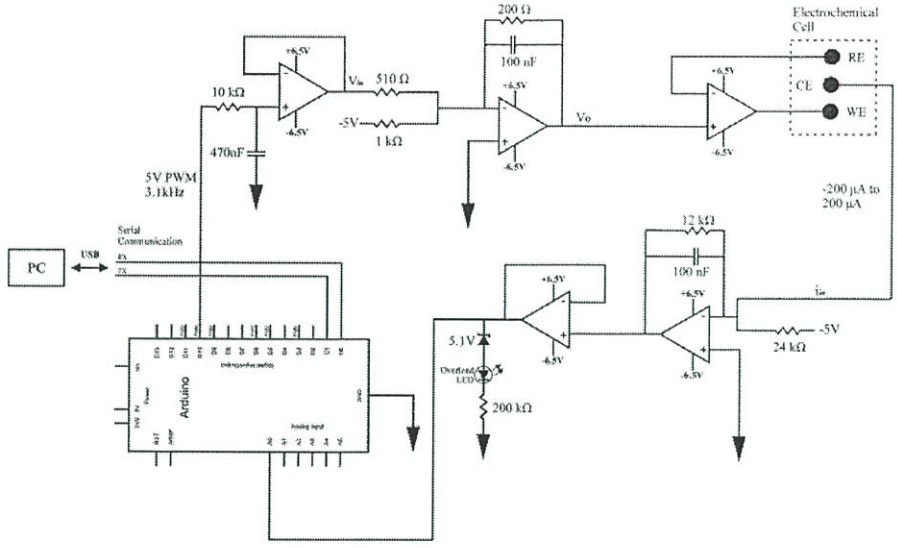


รูปที่ 2.14 แสดงวงจรการทำงานของโพเทนทิโอสแตต

โพเทนทิโอสแตตคือเครื่องมือที่ใช้ทำงานควบคู่กับขั้วไฟฟ้า 3 ขั้ว ได้แก่ ขั้วทำงาน ขั้วช่วยเหลือ และขั้วอ้างอิง ซึ่งขั้วไฟฟ้าทั้งสามขั้วจะถูกใช้ในการวิเคราะห์ทางเคมี หนึ่งในการวิเคราะห์ทางเคมีไฟฟ้าคือ โวลแทมเมทรี โดยเครื่องโพเทนทิโอสแตตจะจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้แก่ขั้วช่วยเหลือ (CE) และวัดความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นระหว่างขั้วทำงาน (WE, S) และขั้วอ้างอิง (RE) ในขณะเดียวกันจะมีเกิดกระแสขึ้นที่ขั้วทำงาน (WE) ซึ่งกระแสนี้จะเป็นตัวบ่งชี้คุณภาพของสารที่ใช้ในการวิเคราะห์ [6]

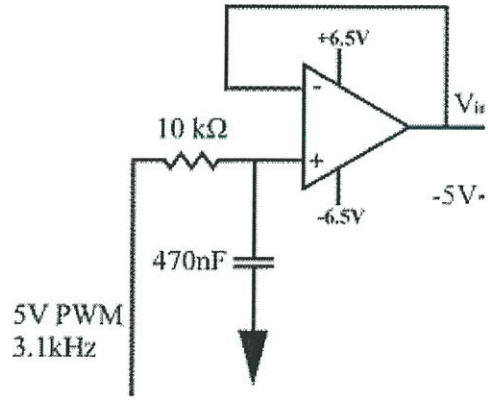
2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

คณะวิจัยภายใต้การแนะนำของ Prof. Lineu Prestes ได้ใช้ Arduino UNO ซึ่งเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ (microcontroller) ที่ได้รับความนิยมในปัจจุบัน สร้างโพเทนทิโอสแตต ขึ้น โดยได้ทำการออกแบบวงจรเพิ่มเติมเพื่อแก้ไขขีดจำกัดการทำงานของ Arduino UNO



รูปที่ 2.15 วงจรที่ใช้ควบคู่กับ Arduino UNO

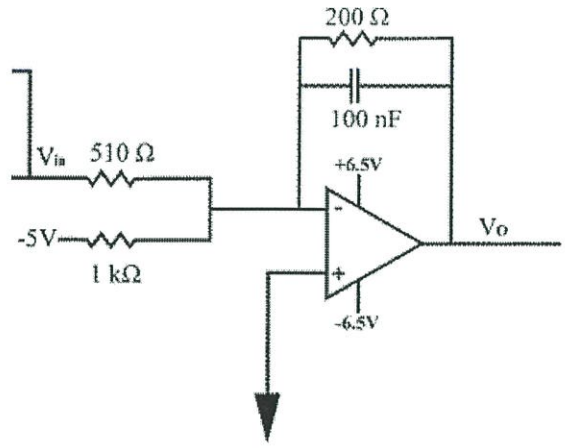
Arduino UNO ไม่มี digital to analog port แต่สามารถสร้างสัญญาณ pulse width modulation (PWM) ได้ แต่การวิเคราะห์ทางเคมีไฟฟ้าด้วยวิธี cyclic voltammetry จำเป็นต้องใช้ potential ramp ดังนั้นจึงได้นำสัญญาณสี่เหลี่ยมจาก PWM แปลงเป็นสัญญาณสามเหลี่ยมด้วยวงจร RC filter



รูปที่ 2.16 วงจร RC filter

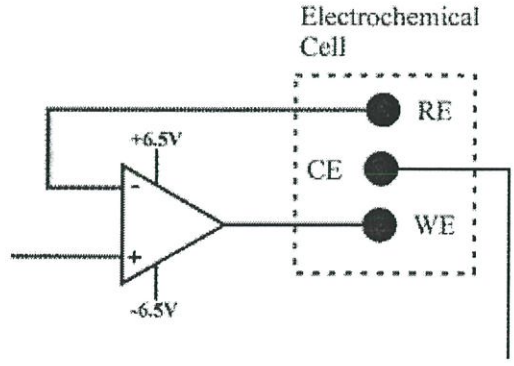
แรงดันไฟฟ้าที่ได้จากวงจร RC filter จะอยู่ในช่วง 0 ถึง 5โวลต์ แต่การวิเคราะห์ทางเคมีไฟฟ้าด้วยเทคนิค cyclic voltammetry จำเป็นต้องใช้แรงดันฝั่งลบด้วยจึงต้องส่งสัญญาณจากวงจร RC

filter เข้าวงจร summing amplifier เพื่อทำการแปลงสัญญาณบวกบางส่วนเป็นสัญญาณลบก่อนที่จะป้อนสัญญาณนั้นให้กับขั้วไฟฟ้าขั้วทำงาน



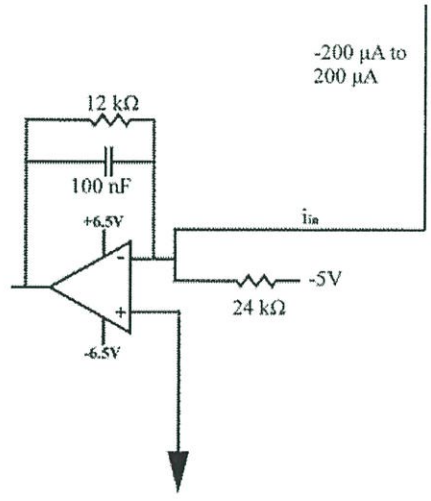
รูปที่ 2.17 วงจร summing amplifier

เมื่อจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้กับขั้วทำงาน ที่ขั้วอ้างอิงจะเกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้น เนื่องจากในการวิเคราะห์ทางเคมีไฟฟ้าด้วยเทคนิค cyclic voltammetry จำเป็นต้องวัดความต่างศักย์ระหว่างขั้วอ้างอิงและขั้วทำงานจึงใช้วงจร differential amplifier เพื่อวัดความต่างศักย์ระหว่างสองขั้วนี้



รูปที่ 2.18 วงจร differential amplifier

ในส่วนสุดท้ายจะมีกระแสไฟฟ้าเกิดขึ้นที่ขั้วช่วยเหลือ ซึ่ง Arduino UNO ไม่สามารถวัดค่ากระแสไฟฟ้าได้โดยตรงจึงจำเป็นต้องแปลงกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเป็นแรงดันไฟฟ้าเสียก่อน โดยการใช้วงจร transimpedance amplifier [7]



รูปที่ 2.19 วงจร transimpedance amplifier

บทที่ 3

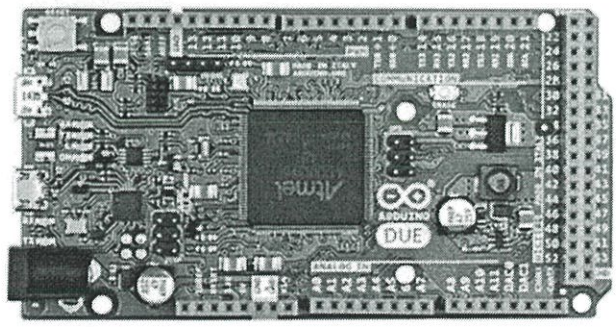
วิธีดำเนินการวิจัย

วิธีการดำเนินงานวิจัยได้ออกแบบและสร้างโพเทนทิโอสแตต ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้วิเคราะห์คุณภาพของสารละลายด้วยที่ทางเคมีไฟฟ้า โดยเลือกใช้วิธี cyclic voltammetry มีวิธีการออกแบบและสร้างดังต่อไปนี้

3.1 การเลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เลือกใช้จำเป็นต้องมี digital to analog converter port (DAC) เพื่อให้ง่ายต่อการสร้างสัญญาณป้อนให้กับวงจรภายนอกและพอร์ทที่ใช้รับค่าต้องมีความละเอียดขั้นต่ำ 10 บิต นอกจากนี้ต้องสามารถเชื่อมต่อกับโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) เพื่อทำการแสดงผลได้ จึงมีการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ 2 ตัว ได้แก่ Arduino DUE และ Arduino UNO โดยไมโครคอนโทรลเลอร์แต่ละตัวจะมีหน้าที่ดังนี้

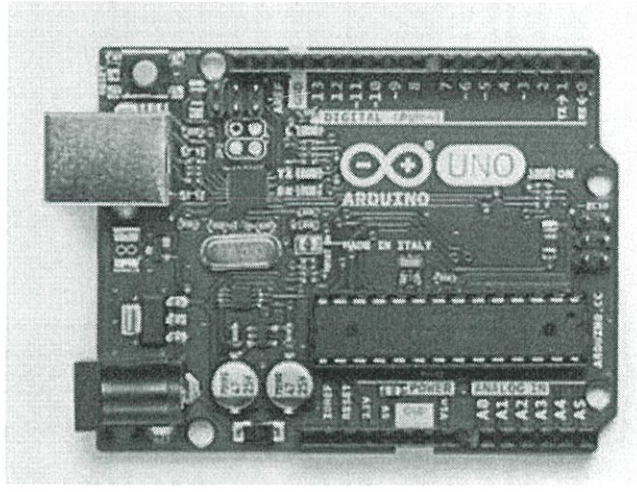
3.1.1 Arduino DUE



รูปที่ 3.1 Arduino DUE

Arduino DUE ทำหน้าที่เป็นตัวให้กำเนิดสัญญาณ โดยจะเขียนคำสั่งและส่งสัญญาณออกทางขา DAC0 หรือ DAC1 โดย Arduino DUE สามารถกำเนิดสัญญาณได้ตั้งแต่ 0.55 ถึง 2.75 โวลต์ ด้วยความละเอียด 12 บิตและสามารถรับสัญญาณได้ด้วยความละเอียด 12 บิตเช่นกัน แต่ทว่า Arduino Due ไม่สามารถเชื่อมต่อกับโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) ได้ จึงมีคุณสมบัติในการเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อสร้างสัญญาณ

3.1.2 Arduino UNO



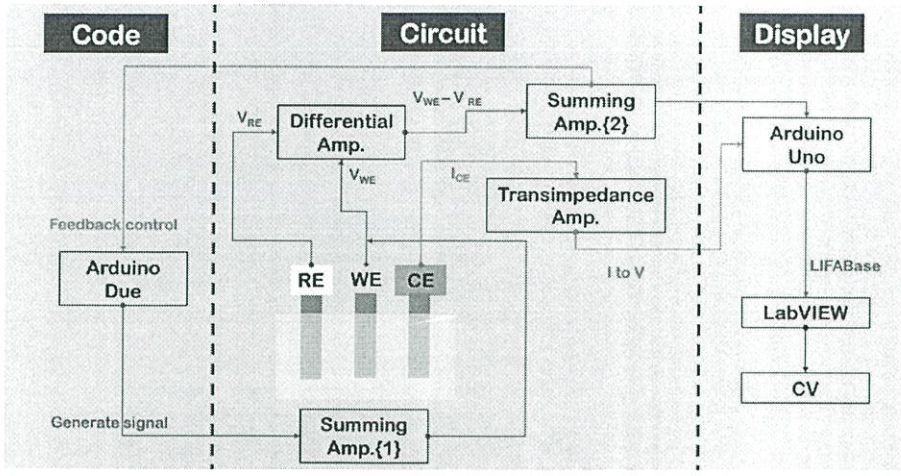
รูปที่ 3.2 Arduino UNO

Arduino UNO ทำหน้าที่เป็นตัวรับค่าความต่างศักย์ระหว่างอิเล็กโทรดขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิงและแรงดันไฟฟ้าที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าของขั้วช่วยเหลือด้วยความละเอียด 10 บิต นอกจากนี้ Arduino UNO ยังสามารถเชื่อมต่อกับโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) ผ่านคำสั่ง LIFAbase ได้จึงมีคุณสมบัติในการเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อใช้ในการติดต่อกับตัวแสดงผล

3.2 การออกแบบวงจร

Arduino DUE และ Arduino UNO ไม่สามารถส่งสัญญาณแรงดันไฟฟ้าให้ขั้วทำงาน และไม่สามารถรับค่าความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิง และกระแสไฟฟ้าจากขั้วช่วยเหลือได้

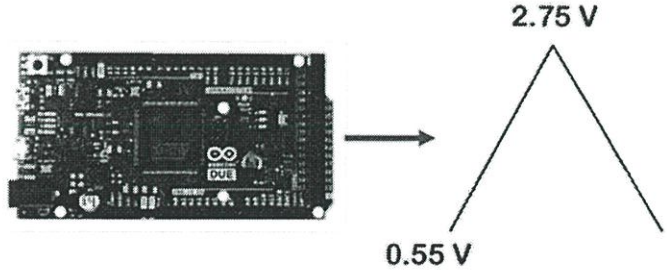
โดยตรง จึงจำเป็นต้องออกแบบวงจรเพิ่มเติมเพื่อเพิ่มความสามารถในรับค่าต่างๆ ของ Arduino ซึ่งการออกแบบวงจรจะถูกแบ่งเป็น 2 ส่วนได้แก่ การออกแบบวงจรเพื่อสร้างแรงดันไฟฟ้า และการออกแบบวงจรเพื่อรับค่าและแสดงผล โดยมีแผนผังการทำงานทั้งหมดดังนี้



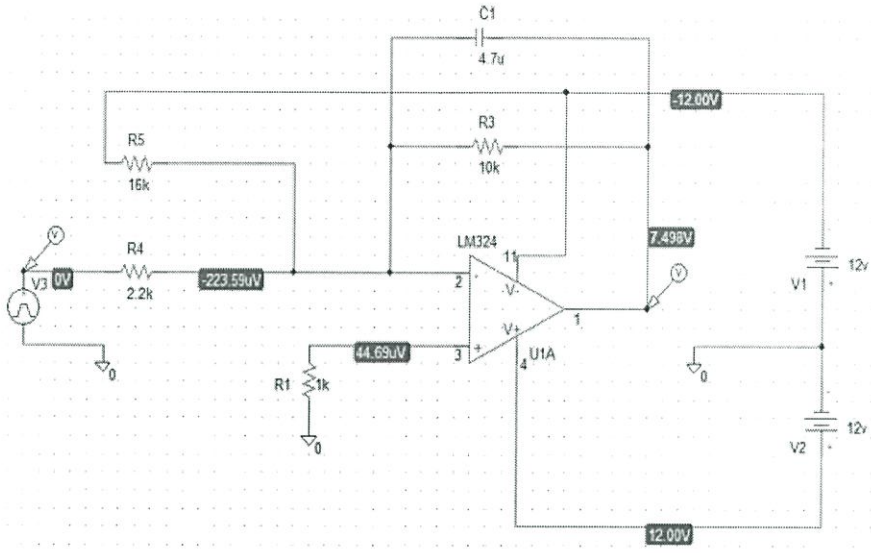
รูปที่ 3.3 แผนผังการทำงานของโพเทนทิโอสแตต

3.2.1 การออกแบบวงจรเพื่อสร้างแรงดันไฟฟ้าให้อิเล็กโทรด

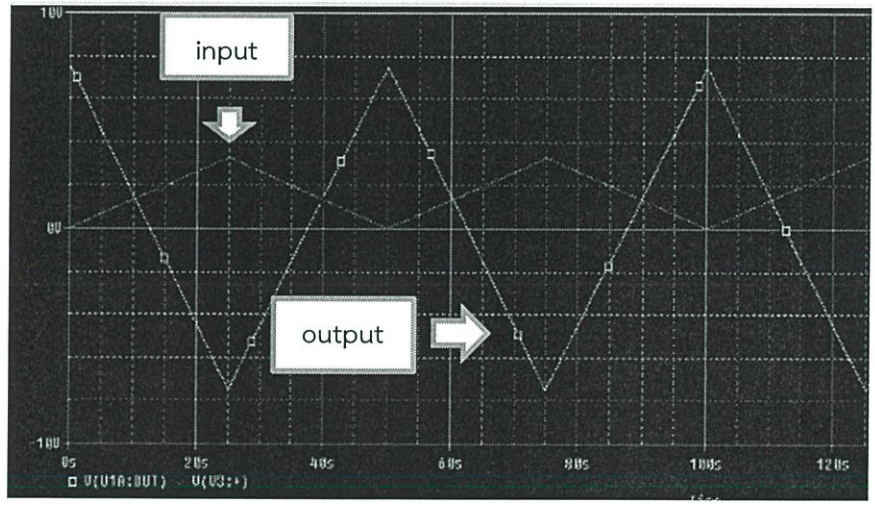
Arduino DUE ไม่สามารถสร้างสัญญาณจ่ายให้อิเล็กโทรดขั้วทำงานได้โดยตรง เนื่องจาก Arduino DUE มีข้อจำกัดในการสร้างแรงดันไฟฟ้าด้านลบจึงจำเป็นต้องใช้วงจรขยายสัญญาณแบบรวมสัญญาณ (Summing amplifier) ในการแปลงแรงดันไฟฟ้าด้านบวกบางส่วนเป็นแรงดันไฟฟ้าด้านลบ



รูปที่ 3.4 แสดงความสามารถในการสร้างสัญญาณของ Arduino DUE



รูปที่ 3.5 วงจร summing amplifier

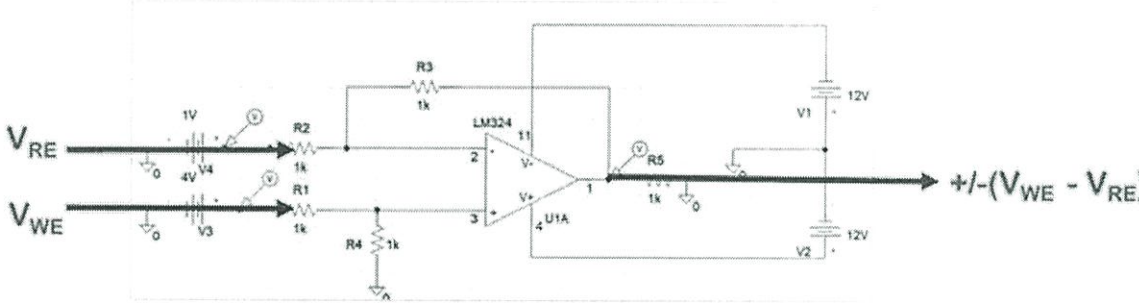


รูปที่ 3.6 เมื่อ Arduino DUE จ่ายแรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 0.55 ถึง 2.75 โวลต์ (input) จะได้แรงดันไฟฟ้าในช่วง -7.5 ถึง 7.5โวลต์ (output)

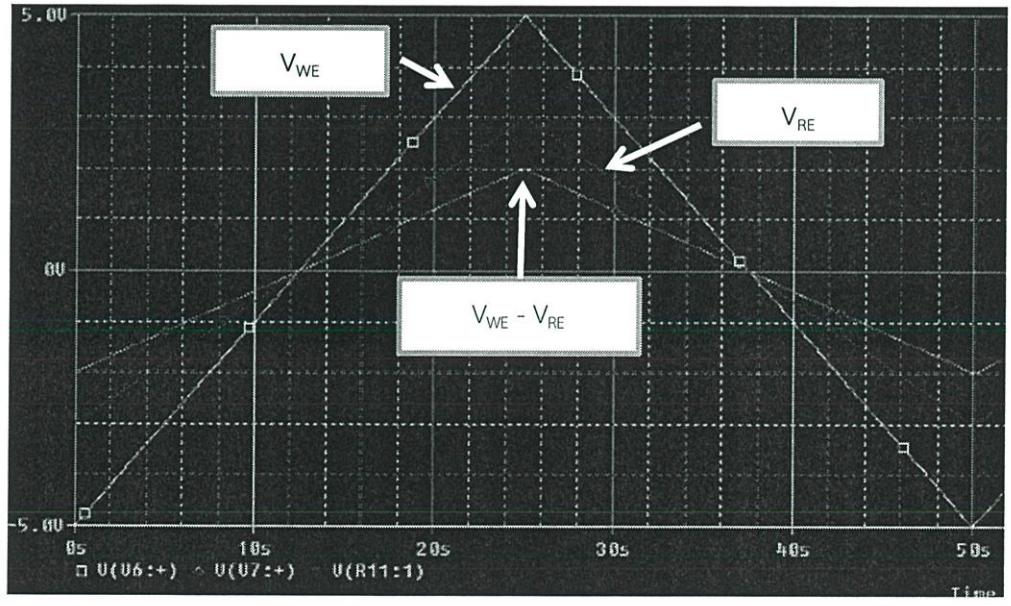
Arduino DUE จะควบคุมการสร้างสัญญาณไฟฟ้าด้วยการควบคุมแบบย้อนกลับ (feedback control) โดยการรับค่าจากวงจร summing amplifier ที่รับจากวงจร differential amplifier แล้วแปลงสัญญาณที่ได้เป็นความต่างศักย์ของอิเล็กโทรดขั้วทำงานและขั้วอ้างอิงซึ่งเป็นค่าจริงที่เกิดจากวงจร Differential amplifier

3.2.2 การออกแบบวงจรเพื่อรับค่าและแสดงผล

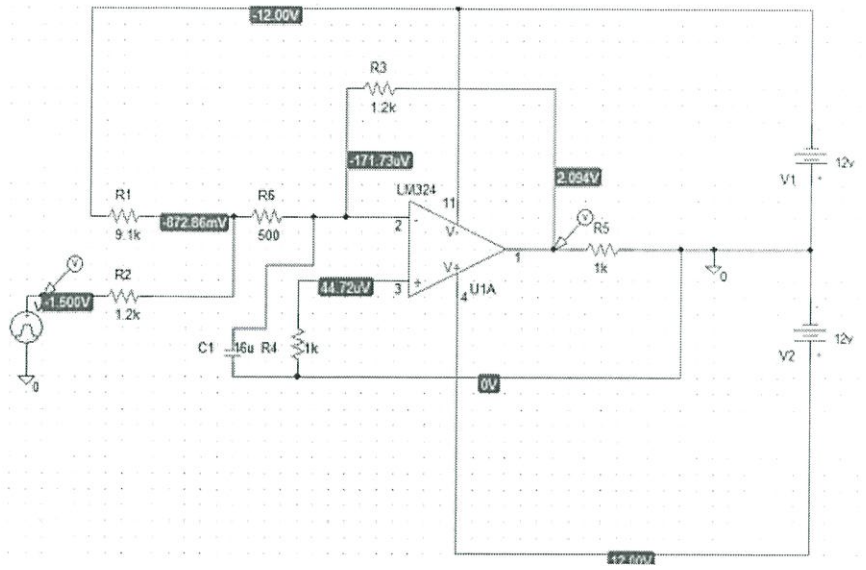
Arduino UNO ไม่สามารถรับค่าความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานและขั้วอ้างอิงได้โดยตรง เนื่องจากมีค่าความต่างศักย์บางค่ามีค่าเป็นลบ จึงจำเป็นต้องใช้วงจร summing amplifier แปลงความต่างศักย์ทั้งหมดให้กลายเป็นสัญญาณด้านบวก ซึ่งมีการออกแบบวงจรและช่วงการทำงานดังนี้



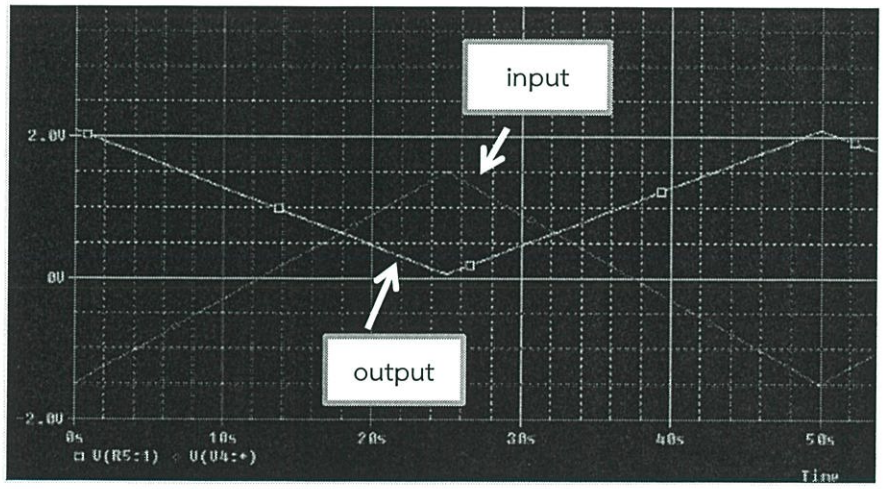
รูปที่ 3.7 วงจร differential amplifier



รูปที่ 3.8 แสดงแรงดันไฟฟ้าของขั้วทำงาน (V_{WE}) ขั้วอ้างอิง (V_{RE}) และความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิง (V_{WE} - V_{RE})

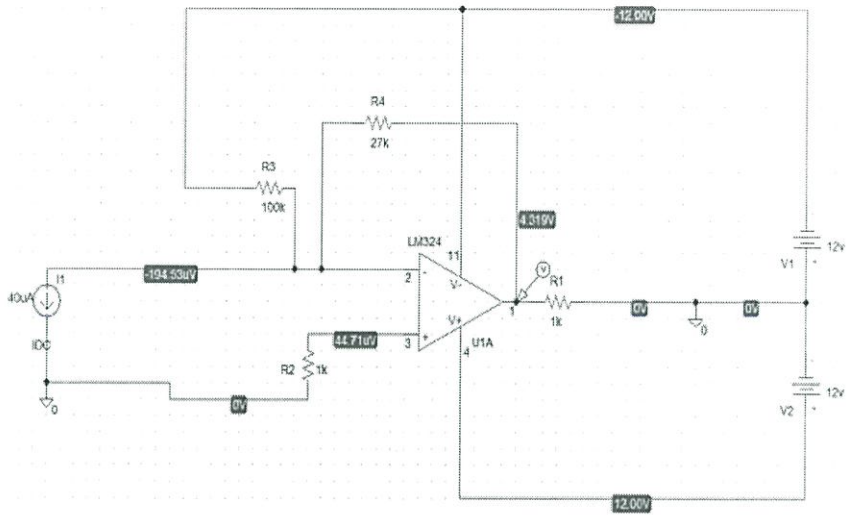


รูปที่ 3.9 วงจร summing amplifier สำหรับแปลงแรงดันไฟฟ้าจากวงจร differential amplifier

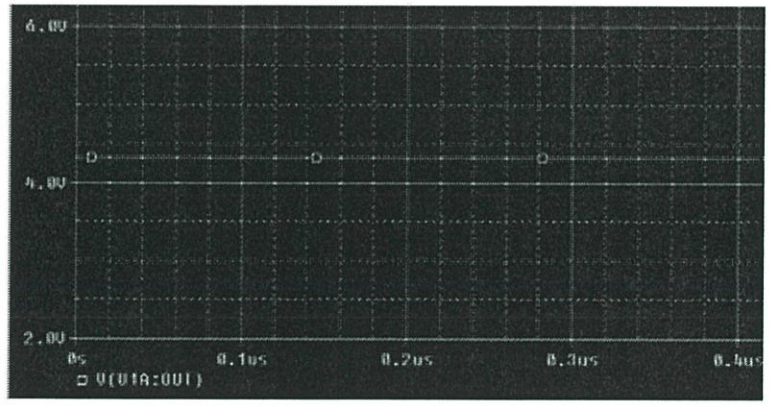


รูปที่ 3.10 แปลงสัญญาณขาเข้า -1.5 ถึง 1.5 โวลต์ จาก differential amplifier เป็นสัญญาณบวกทั้งหมด โดยที่จะได้สัญญาณขาออกเท่ากับ 0 ถึง 2.1 โวลต์

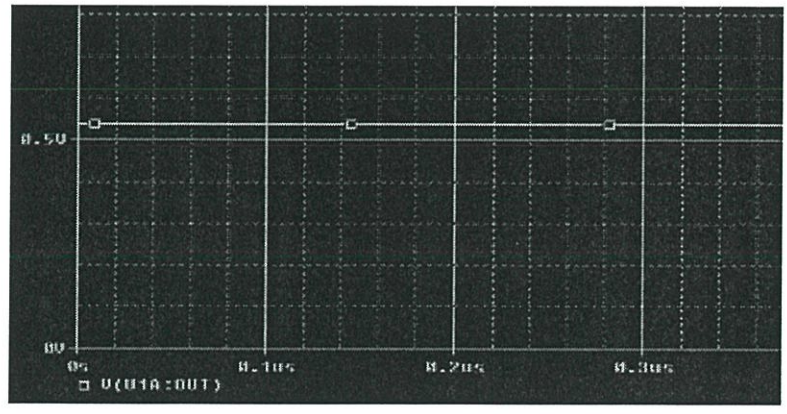
นอกจากนี้ Arduino UNO ไม่สามารถอ่านค่ากระแสไฟฟ้าจากอิเล็กโทรดขั้วช่วยเหลือได้ จึงจำเป็นต้องแปลงกระแสไฟฟ้านั้นเป็นแรงดันไฟฟ้าเสียก่อนด้วยวงจร current – to – voltage converter หรือวงจร transimpedance amplifier



รูปที่ 3.11 วงจร transimpedance amplifier



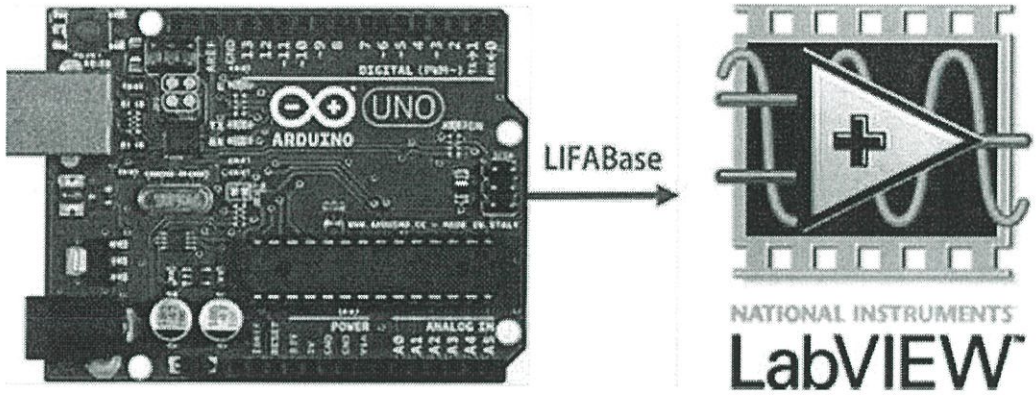
รูปที่ 3.12 แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น (4.5 โวลต์) เมื่อจ่ายกระแส –40 ไมโครแอมแปร์



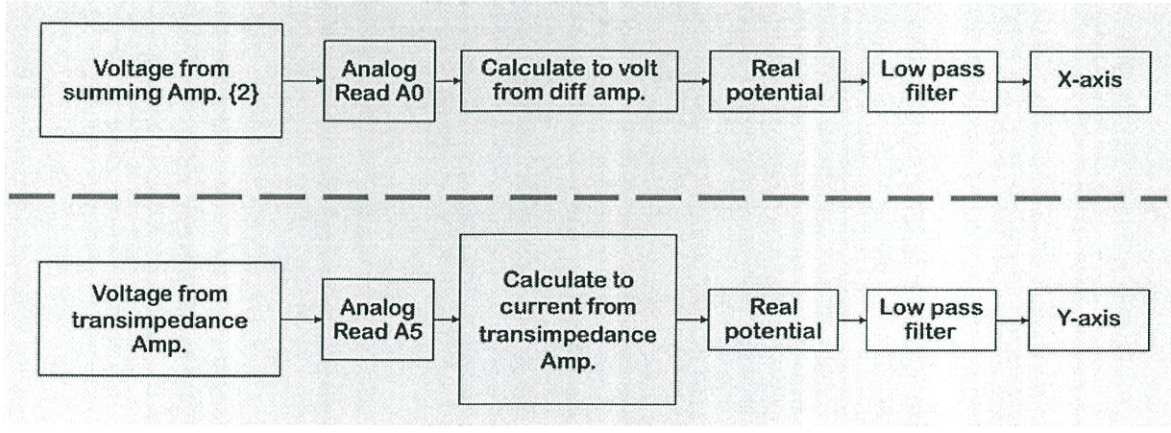
รูปที่ 3.13 แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น (0.55 โวลต์) เมื่อจ่ายกระแส 100 ไมโครแอมแปร์

3.3 การออกแบบจอแสดงผล

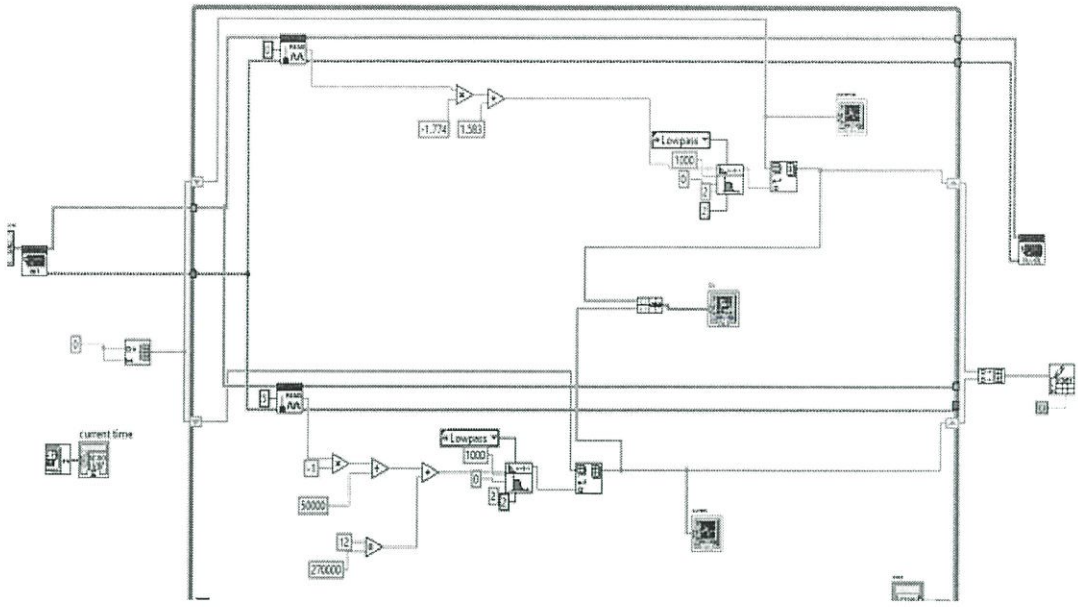
การแสดงผลจะใช้โปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) เป็นตัวแสดงค่าต่างๆ จากวงจร โดยให้ Arduino UNO เป็นตัว interface ระหว่างวงจรกับโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) มีกระบวนการทำงานดังนี้



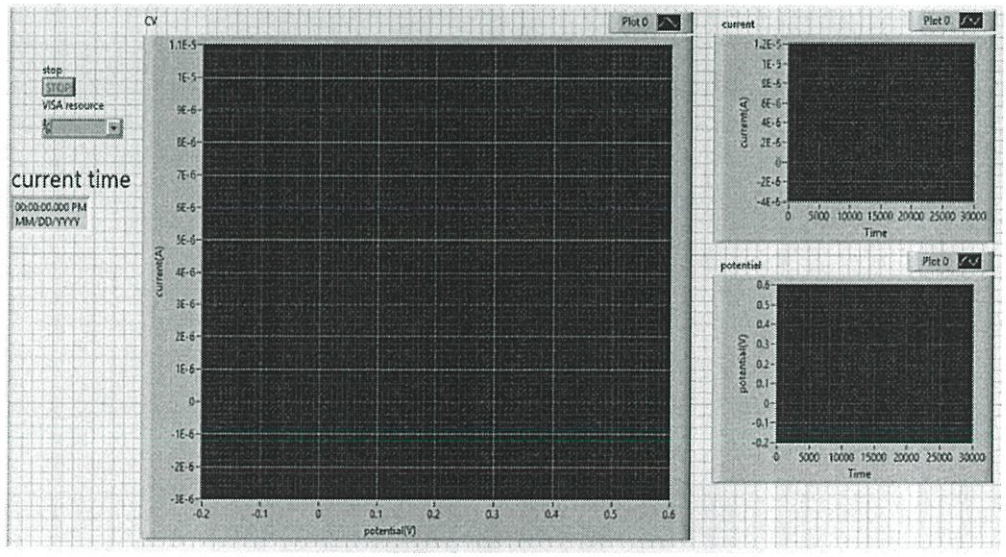
รูปที่ 3.14 Arduino UNO เชื่อมต่อกับโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) โดยการโปรแกรม LIFABase



รูปที่ 3.15 แผนผังการทำงานสำหรับการแสดงผลด้วยโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW)



รูปที่ 3.16 การโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW)



รูปที่ 3.17 จอแสดงผลด้วยโปรแกรม LabVIEW โดยจอแสดงผลขนาดใหญ่ด้านซ้ายจะแสดงกราฟกระแสไฟฟ้าจากขั้วช่วยเหลือเทียบความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิง ส่วนจอแสดงผลด้านขวาบนแสดงกระแสไฟฟ้าจากขั้วช่วยเหลือเทียบกับเวลา และจอแสดงผลด้านขวาล่างแสดงความต่างศักย์ระหว่างขั้วทำงานกับขั้วอ้างอิงเทียบกับเวลา

3.4 การทดลอง

3.4.1 ขั้นตอนการเตรียมสารทดลอง

สารที่ใช้ทำการทดลองมี 3 ชนิดได้แก่ โพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ($K_3[Fe(CN)_6]$) ใน 0.1 โมลาร์ โพแทสเซียมไนเตรต (KNO_3) และยูเรีย (urea) ในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น และครีเอตินิน (creatinine) ในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นโดยมีวิธีการเตรียมสารดังนี้

3.4.1.1 การเตรียมสารโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ความเข้มข้นต่างๆ ในสารละลายโพแทสเซียมไนเตรตความเข้มข้น 0.1 โมลาร์

1. ทำการเตรียมสารละลายโพแทสเซียมไนเตรตความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ 120 มิลลิลิตร โดยละลายโพแทสเซียมไนเตรต 1.213 กรัม ในน้ำปราศจากไอออน (deionize water : DI water) 120 มิลลิลิตร

2. ทำการเตรียมโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ความเข้มข้น 1 มิลลิโมลาร์ 40 มิลลิลิตร โดยนำสารละลายโพแทสเซียมไนเตรตจากข้อที่ 1 มา 40 มลลิลิตร จากนั้นละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ 0.0137 กรัม

3. ทำการเตรียมโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ความเข้มข้น 5 มิลลิโมลาร์ 40 มิลลิลิตร โดยนำสารละลายโพแทสเซียมไนเตรตจากข้อที่ 1 มา 40 มลลิลิตร จากนั้นละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ 0.06589 กรัม

4. ทำการเตรียมโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ความเข้มข้น 8 มิลลิโมลาร์ 40 มิลลิลิตร โดยนำสารละลายโพแทสเซียมไนเตรตจากข้อที่ 1 มา 40 มลลิลิตร. จากนั้นละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ 0.1054 กรัม

3.4.1.2 การเตรียมสารยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น

1. เตรียมน้ำยาฟอกเลือด (fresh dialysate solution) โดยการนำน้ำยาสูตร A ผสมกับน้ำปราศจากไอออนในอัตราส่วน 1:34 และนำน้ำยาสูตร B ผสมกับน้ำปราศจากไอออนในอัตราส่วน 1:27.6

2. เตรียมน้ำยาสูตร B ที่เจือจางแล้ว 240 มิลลิลิตร หยดน้ำยา A ที่เจือจางแล้วจนมีค่า pH เท่ากับน้ำยาฟอกเลือดจริง การสังเคราะห์น้ำยาฟอกเลือดเสร็จสิ้น

3. เตรียมยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น เข้มข้น 12 มิลลิโมลาร์ 80 มิลลิลิตร โดยละลายยูเรีย 0.05766 กรัม ในน้ำยาน้ำยาฟอกเลือด 80 มิลลิลิตร

4. เตรียมยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ โดยนำยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 12 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร และเหลือยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 12 มิลลิโมลาร์ จำนวน 40 มิลลิลิตร

5. เตรียมยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ โดยนำยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร เหลือยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ จำนวน 40 มิลลิลิตร

6. เตรียมยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 1.5 มิลลิโมลาร์ โดยนำยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 1.5 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร เหลือยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ จำนวน 40 มิลลิลิตร

7. เตรียมยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 0.75 มิลลิโมลาร์ โดยนำยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 1.5 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 0.75 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร เหลือยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 1.5 มิลลิโมลาร์ จำนวน 40มิลลิลิตร

8. มีสารละลายยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 12 ,6 ,3 ,1.5 และ 0.75 มิลลิโมลาร์ ปริมาตร 40, 40, 40, 40, 80 มิลลิลิตร ตามลำดับ

3.4.1.3 การเตรียมสารครีเอตินีนในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้น

1. เตรียมน้ำยาฟอกเลือดโดยการนำน้ำยาสูตร A ผสมกับน้ำปราศจากไอออนในอัตราส่วน 1:34 และนำน้ำยาสูตร B ผสมกับน้ำปราศจากไอออนในอัตราส่วน 1:27.6

2. เตรียมน้ำยาสูตร B ที่เจือจางแล้ว 240 มิลลิลิตร หยดน้ำยา A ที่เจือจางแล้วจนมีค่า pH เท่ากับน้ำยาฟอกเลือดจริง การสังเคราะห์น้ำยาฟอกเลือดเสร็จสิ้น

3. เตรียมครีเอตินีนในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 12 มิลลิโมลาร์ จำนวน80 มิลลิลิตร โดยละลายครีเอตินิน 0.1086 กรัม ในน้ำยาฟอกเลือด 80 มิลลิลิตร

4. เตรียมครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ โดยนำครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 12 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร และเหลือครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 12 มิลลิโมลาร์ จำนวน 40 มิลลิลิตร

5. เตรียมครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ โดยนำครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร เหลือครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 6 มิลลิโมลาร์ จำนวน 40 มิลลิลิตร

6. เตรียมครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 1.5 มิลลิโมลาร์ โดยครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 1.5 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร และเหลือครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ จำวน 40 มิลลิลิตร

7. เตรียมครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 0.75 มิลลิโมลาร์ โดยครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นที่มีความเข้มข้น 3 มิลลิโมลาร์ มาจำนวน 40 มิลลิลิตร แล้วเจือจางโดยผสมน้ำยาฟอกเลือด 40 มิลลิลิตร จะได้ครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่

สังเคราะห์ขึ้นเข้มข้น 0.75 มิลลิโมลาร์ จำนวน 80 มิลลิลิตร และเหลือครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 1.5 มิลลิโมลาร์ จำนวน 40 มิลลิลิตร

8. มีสารละลายครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 12 ,6 ,3 ,1.5 และ 0.75 มิลลิโมลาร์ ปริมาตร 40 ,40 ,40 ,40 ,80 มิลลิลิตร ตามลำดับ

3.4.1.4 เตรียมสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์

1. ละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ 0.4 กรัม ในน้ำปราศจากไอออน 50 มิลลิลิตร

2. ได้สารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ความเข้มข้น 0.2 โมลาร์ ปริมาตร 50 มิลลิลิตร

3.4.2 ขั้นตอนการทดลอง

3.4.2.1 การทดลองวิเคราะห์โพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ด้วยเทคนิค cyclic voltammetry

1. เตรียมสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ความเข้มข้น 1 มิลลิโมลาร์ในสารละลายโพแทสเซียมไนเตรตความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ จำนวน 2 มิลลิลิตรใส่ในขวดสำหรับวิเคราะห์

2. ทำการจุ่มอิเล็กโทรดทั้ง 3 ขั้วลงสารละลาย และต่อสายอิเล็กโทรดจากวงจรกับทั้ง 3 ขั้วอิเล็กโทรดให้เรียบร้อย

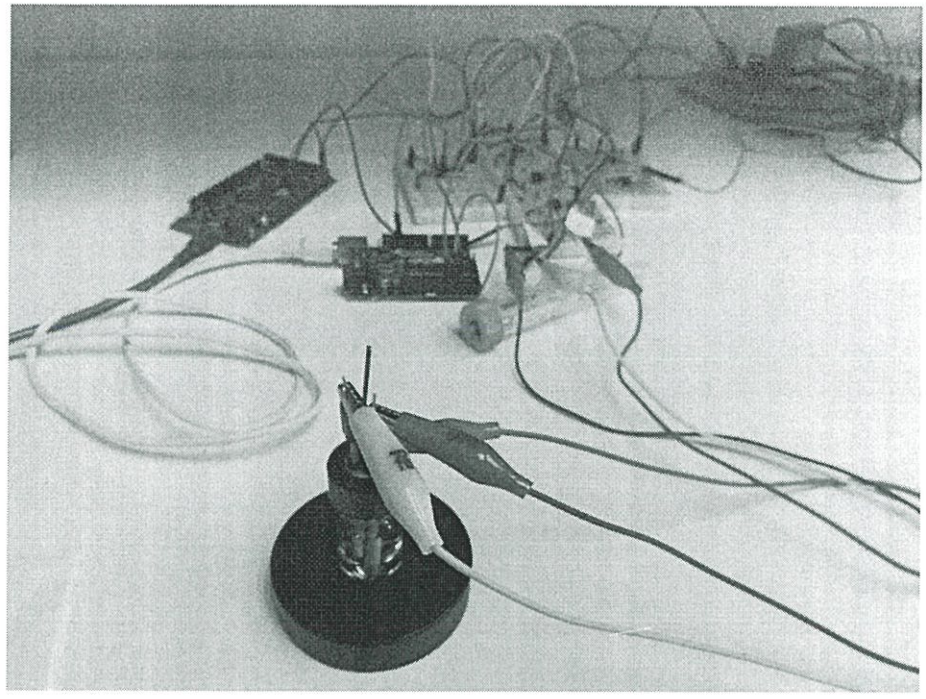
3. กำหนดช่วงการจ่ายแรงดันที่ -0.5 ถึง 0.5 โวลต์

4. เริ่มการจ่ายแรงดันที่ -0.5 โวลต์

5. รอจนการสแกนครบ 5 รอบ และบันทึกผล

6. เสร็จสิ้นการวิเคราะห์ ณ ความเข้มข้นนี้

7. ทำข้อ 1 ถึง 6 จนครบทุกความเข้มข้น



รูปที่ 3.18 ภาพขณะทำการทดลองการวิเคราะห์โพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ด้วยเทคนิค cyclic voltammetry

3.4.2.2 การทดลองวิเคราะห์ยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยเทคนิค cyclic voltammetry

1. ต่อสาย screen printed electrode ที่เคลือบนิกเกิลโคบอลต์ (NiCo) กับวงจรให้เรียบร้อย

2. หยดสารละลายยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 0.75 มิลลิโมลาร์ จำนวน 60 ไมโครลิตร ลงบน screen printed electrode ที่เคลือบนิกเกิลโคบอลต์

3. หยดสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ความเข้มข้น 0.2 โมลาร์ จำนวน 60 ไมโครลิตร ลงบน screen printed electrode ในข้อ 2

4. กำหนดช่วงการจ่ายแรงดันที่ -0.1 ถึง 0.6 โวลต์

5. เริ่มการจ่ายแรงดันที่ -0.1 โวลต์

6. รอจนการสแกนครบ 15 รอบ และบันทึกผล

7. เสร็จสิ้นการวิเคราะห์ ณ ความเข้มข้นนี้

8. ทำข้อ 1 ถึง 7 จนครบทุกความเข้มข้น

3.4.2.3 การทดลองวิเคราะห์ครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยเทคนิค cyclic voltammetry

1. ต่อสาย screen printed electrode ที่เคลือบนิกเกิลโคบอลต์กับวงจรให้เรียบร้อย

2. หยดสารละลายครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นความเข้มข้น 0.75 มิลลิโมลาร์ จำนวน 60 ไมโครลิตร ลงบน screen printed electrode ที่เคลือบนิกเกิลโคบอลต์

3. หยดสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ 0.2 โมลาร์ จำนวน 60 ไมโครลิตร ลงบน screen printed electrode ในข้อ 2

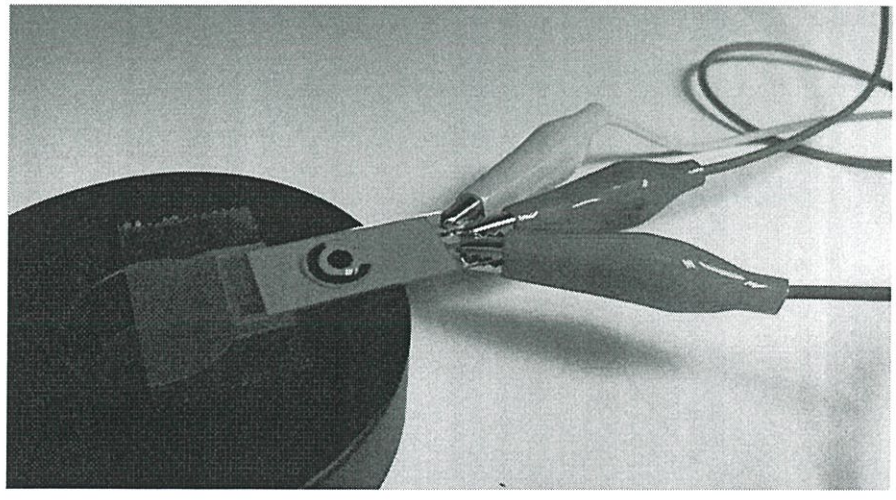
4. กำหนดช่วงการจ่ายแรงดันที่ -0.1 ถึง 0.6โวลต์

5. เริ่มการจ่ายแรงดันที่ -0.1โวลต์

6. รอจนการสแกนครบ 15 รอบ และบันทึกผล

7. เสร็จสิ้นการวิเคราะห์ ณ ความเข้มข้นนี้

8. ทำข้อ 1 ถึง 7 จนครบทุกความเข้มข้น

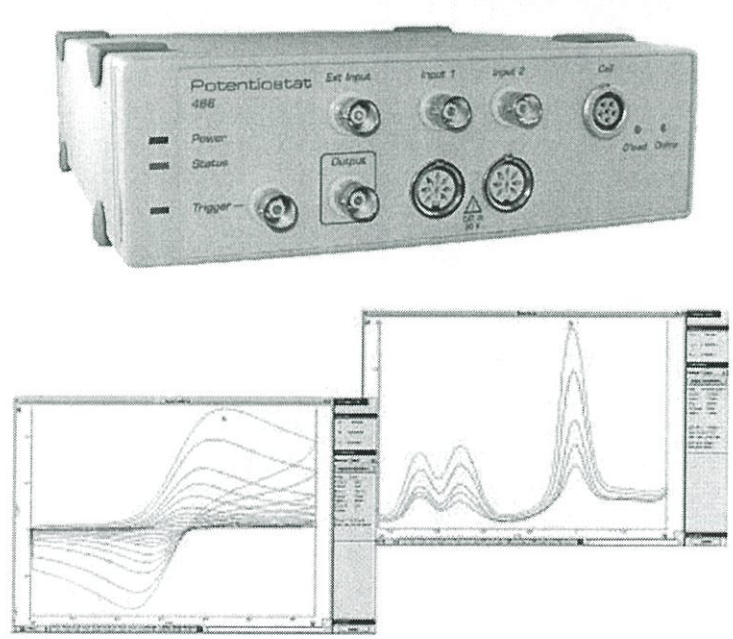


รูปที่ 3.19 การต่อสาย screen – printed electrode กับวงจร

บทที่ 4

ผลการวิจัยและวิจารณ์ผลการทดลอง

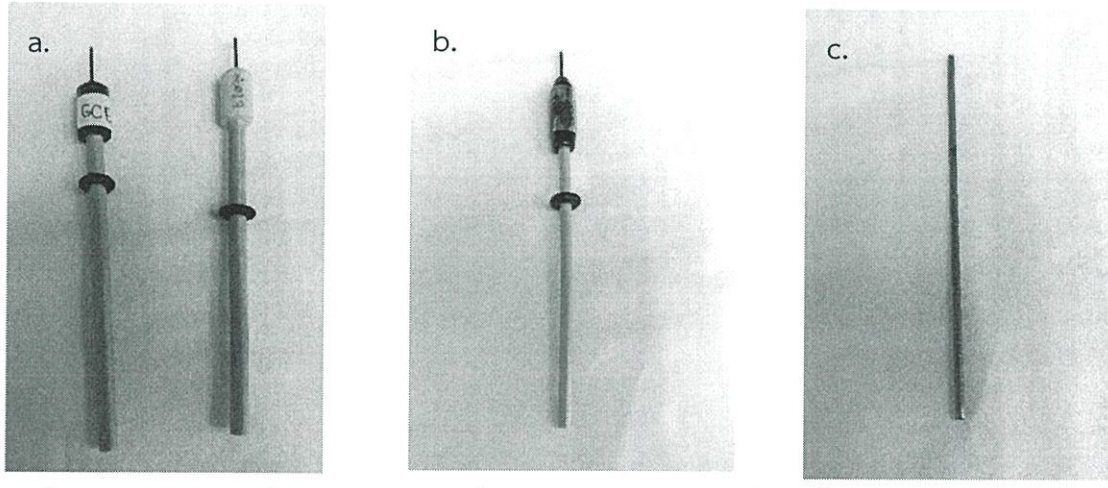
ในการทดสอบจะแบ่งเป็น 2 ส่วนด้วยกัน ส่วนแรกคือ การทดสอบว่าวงจรที่สร้างขึ้นนั้นสามารถแสดงผลของกราฟจากการสแกนด้วยไซคลิก โวลแทมเมตรีได้หรือไม่ โดยจะทำการทดสอบกับสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ($K_3[Fe(CN)_6]$) เนื่องจากสารละลายนี้มีคู่ปฏิกิริยารีดอกซ์ที่สามารถแสดงปฏิกิริยาแบบผันกลับทางเคมีไฟฟ้าได้[8] สามารถดูพฤติกรรมของสารได้ง่ายและกราฟที่ได้มักมีความสมมาตร ส่วนที่สองจะทำการทดสอบกับสารยูเรีย (urea) และครีเอตินิน (creatinine) ซึ่งเป็นสารบ่งชี้ที่ต้องการวัด โดยจะทดสอบกับน้ำยาฟอกเลือดที่สังเคราะห์ขึ้นมา นอกจากจะทดสอบกับวงจรที่สร้างขึ้นแล้ว จะทำการนำสารละลายไปวัดกับเครื่องมาตรฐานในห้องทดลองด้วย ER466 Integrated Potentiostat System (eDAQ) โดยใช้โปรแกรม EChem ในการเก็บผลการทดลอง



รูปที่ 4.1 เครื่อง ER466 Integrated Potentiostat System (eDAQ) และหน้าต่างโปรแกรม EChem

4.1 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายโพแทสเซียม เฟอริไซยาไนด์

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบวงจรในสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ($K_3[Fe(CN)_6]$) ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ สารนี้จะถูกละลายในโพแทสเซียมไนเตรต (KNO_3) ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ ส่วนอิเล็กโทรดที่ใช้ทดสอบจะเป็นอิเล็กโทรดชนิดแท่งแข็ง ซึ่งจะประกอบด้วย อิเล็กโทรดขั้วทำงาน (working electrode) คือ glassy carbon electrode (GCE) และทองคำ (gold electrode) ทั้งสองชนิดมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร, อิเล็กโทรดขั้วอ้างอิง (reference electrode) คือ ซิลเวอร์ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร และสุดท้าย อิเล็กโทรดขั้วช่วยเหลือ (counter electrode) คือ ไทเทเนียมถูกเคลือบด้วยแพลทตินัม มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร



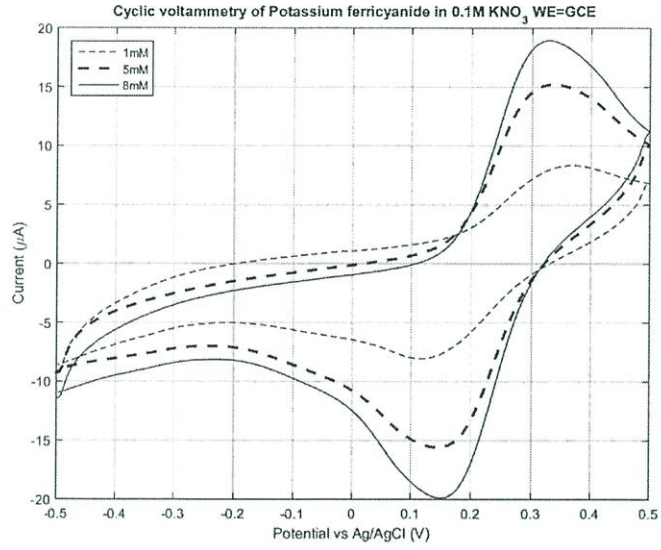
รูปที่ 4.2 อิเล็กโทรดที่ใช้ในการทดสอบซึ่งประกอบด้วย a. อิเล็กโทรดขั้วทำงาน คือ GCE (ซ้าย) และทองคำ (ขวา) b. อิเล็กโทรดขั้วอ้างอิง คือ ซิลเวอร์ซิลเวอร์คลอไรด์ c. อิเล็กโทรดขั้วช่วยเหลือ คือ ไทเทเนียมถูกเคลือบด้วยแพลทตินัม

4.1.1 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์โดยให้ GCE เป็นอิเล็กโทรดขั้วทำงาน

ในการทดสอบจะใช้เทคนิค cyclic voltammetry (CV) ทำการตั้งค่าศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้น (initial potential) คือ -0.5 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสูงสุด (maximum potential) คือ 0.5 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าต่ำสุด (minimum potential) -0.5 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสุดท้าย (final potential) -0.5 โวลต์ อัตราการ

สแกน (scan rate) 50 มิลลิโวลต์ต่อวินาที โดยใช้เวลาในการสแกนแต่ละรอบเท่ากับ 40 วินาทีต่อไซเคิล ในส่วนของวงจรที่สร้างก็ใช้ค่าในการสแกนเท่ากัน

4.1.1.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ)

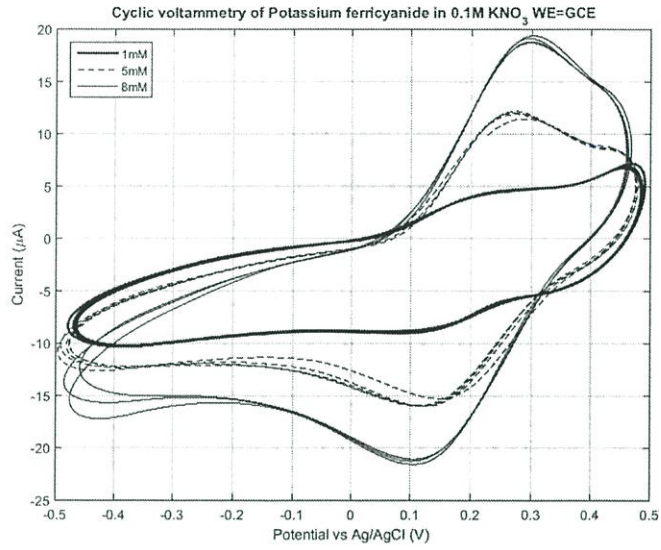


รูปที่ 4.3 กราฟ CV ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 โดยทดสอบด้วยเครื่อง eDAQ และใช้ GCE เป็น working electrode

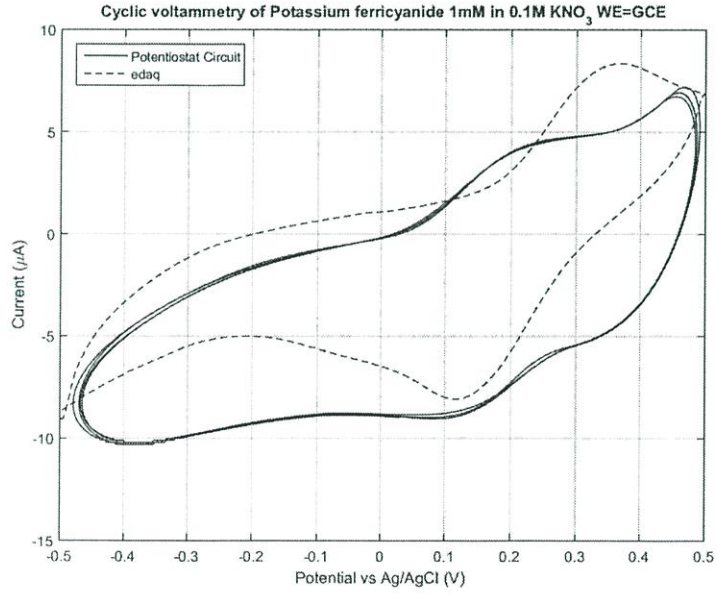
ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองจากเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ และใช้ GCE เป็น working electrode

Concentration (mM)	i_{pa}
1	8.34E-06
5	1.52E-05
8	1.89E-05

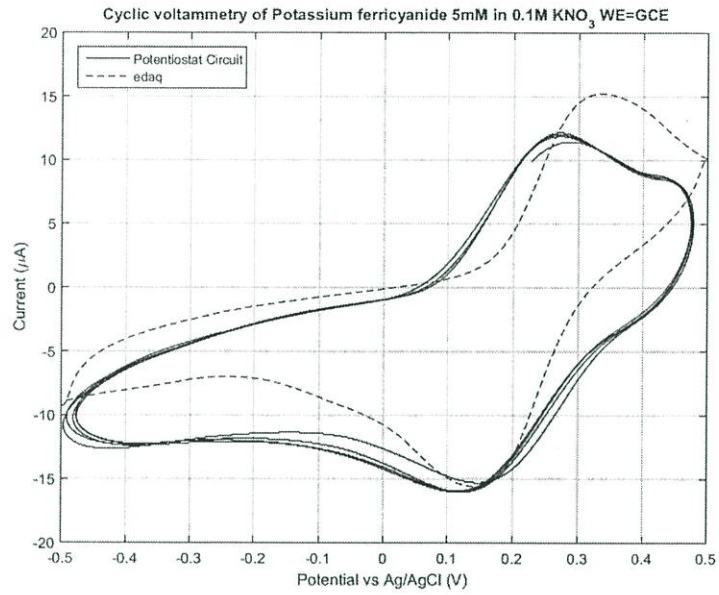
4.1.1.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (potentiostat circuit)



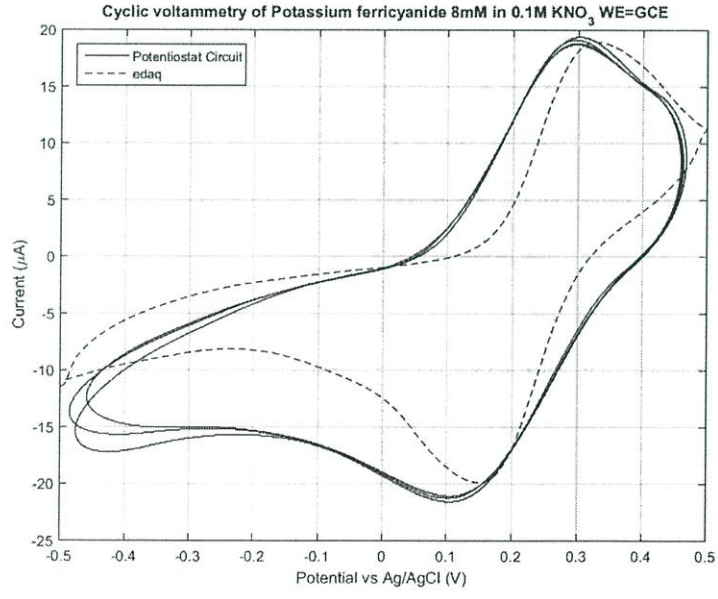
รูปที่ 4.4 กราฟ CV ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 โดยทดสอบด้วย potentiostat circuit และใช้ GCE เป็น working electrode



รูปที่ 4.5 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ GCE เป็น working electrode



รูปที่ 4.6 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 5 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ GCE เป็น working electrode

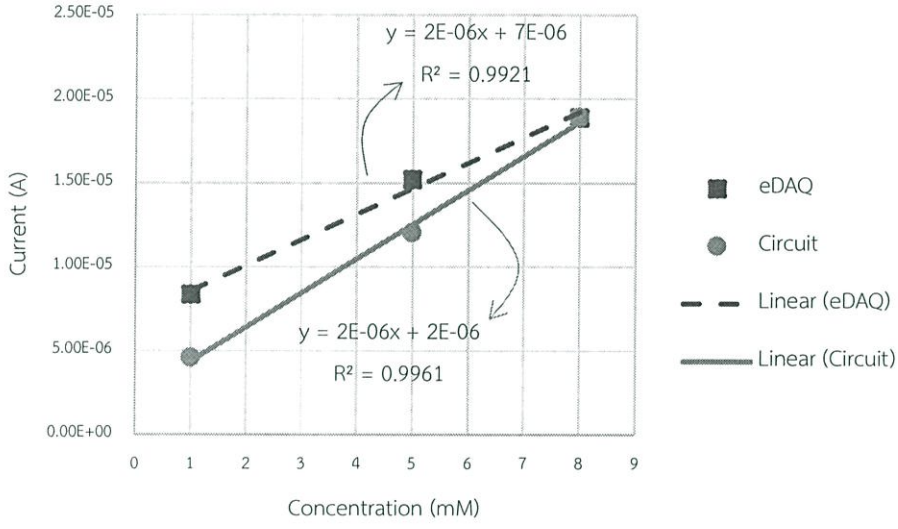


รูปที่ 4.7 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ GCE เป็น working electrode

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองจากวงจรที่สร้าง (potentiostat circuit) แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียมเฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ และใช้ glassy carbon electrode เป็น working electrode

Concentration (mM)	i_{pa}
1	4.60E-06
5	1.20E-05
8	1.89E-05

4.1.1.3 กราฟ calibration curve



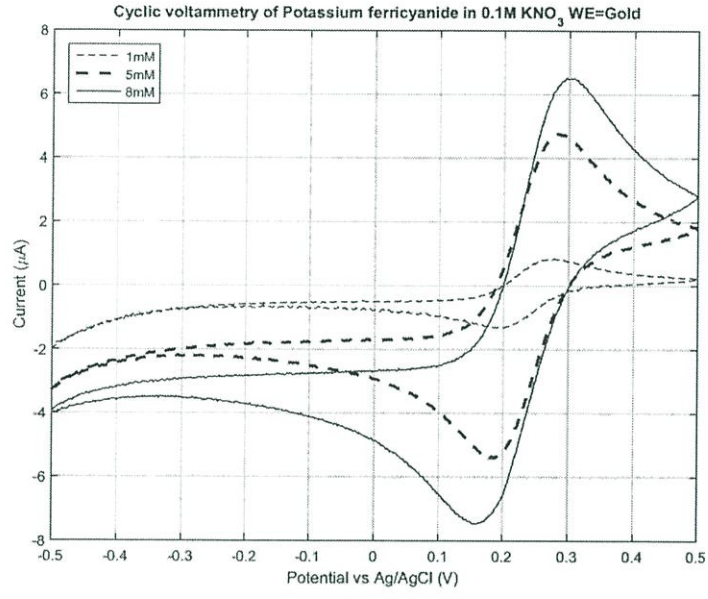
รูปที่ 4.8 เปรียบเทียบกราฟ calibration curve จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Anodic peak current และความเข้มข้นของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ ที่ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ GCE เป็น working electrode

4.1.2 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายโพแทสเซียม เฟอริไซยาไนด์โดยให้ทองคำเป็นอิเล็กโทรดขั้วทำงาน

ในการทดสอบใช้เทคนิค cyclic voltammetry (CV) ทำการตั้งค่าศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้น (initial potential) คือ -0.5 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสูงสุด (maximum potential) คือ 0.5 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าต่ำสุด (minimum potential) -0.5 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสุดท้าย (final potential) -0.5 โวลต์ อัตราการ

สแกน (scan rate) 50 มิลลิโวลต์ต่อวินาที โดยใช้เวลาในการสแกนแต่ละรอบเท่ากับ 40 วินาทีต่อไซเคิล ในส่วนของวงจรที่สร้างก็ใช้ค่าในการสแกนเท่ากันเช่นเดียวกับของ glassy carbon electrode

4.1.2.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ)

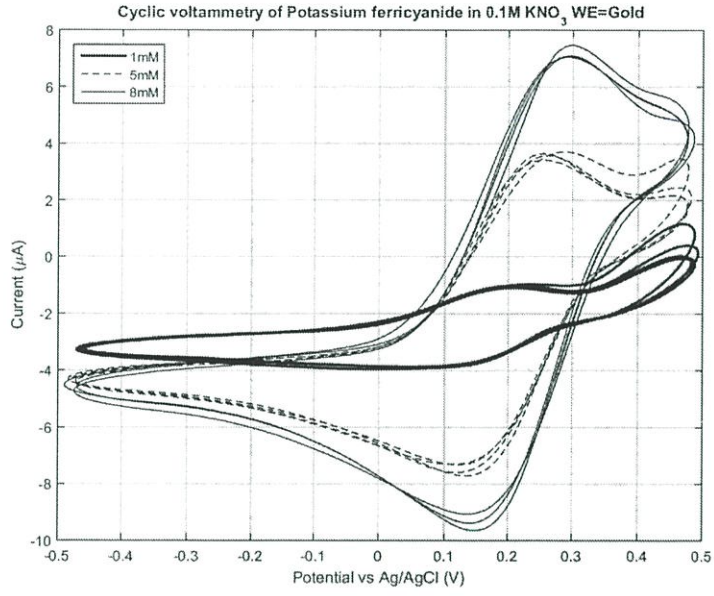


รูปที่ 4.9 กราฟ CV ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 โดยทดสอบด้วยเครื่อง eDAQ และใช้ gold electrode เป็น working electrode

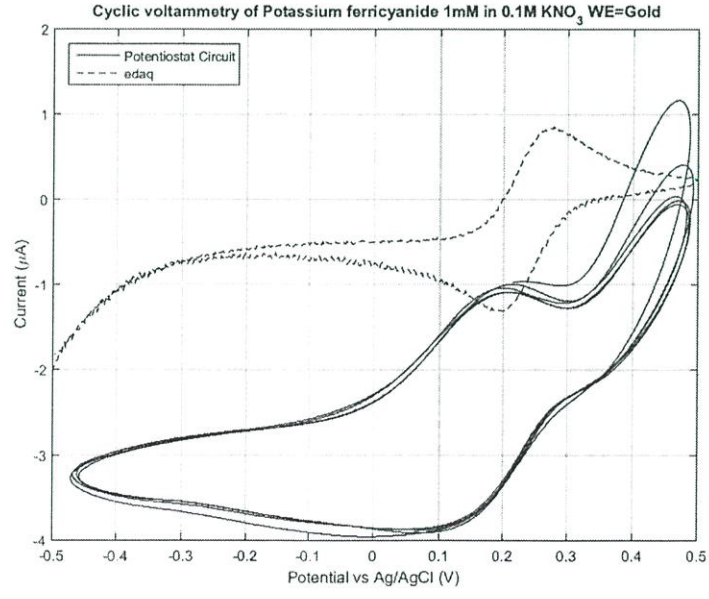
ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองจากเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ) แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ และใช้ gold electrode เป็น working electrode

concentration(mM)	i_{pa}
1	8.52E-07
5	4.76E-06
8	6.53E-06

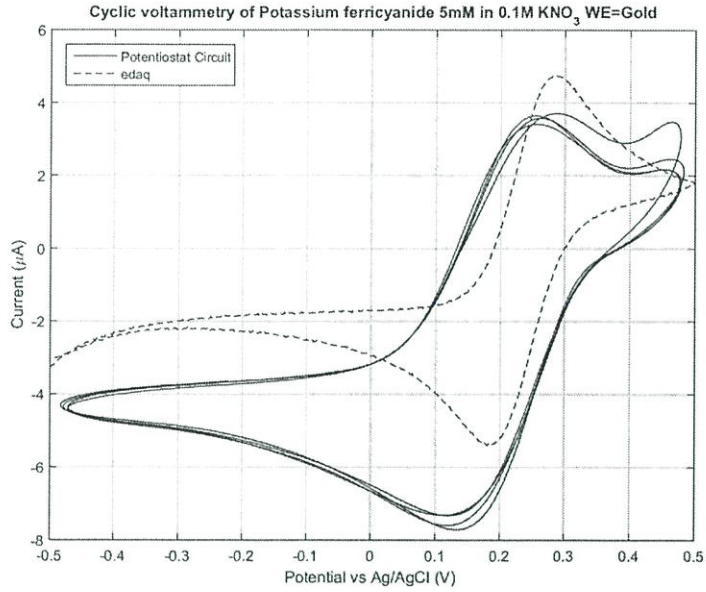
4.1.2.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (Potentiostat circuit)



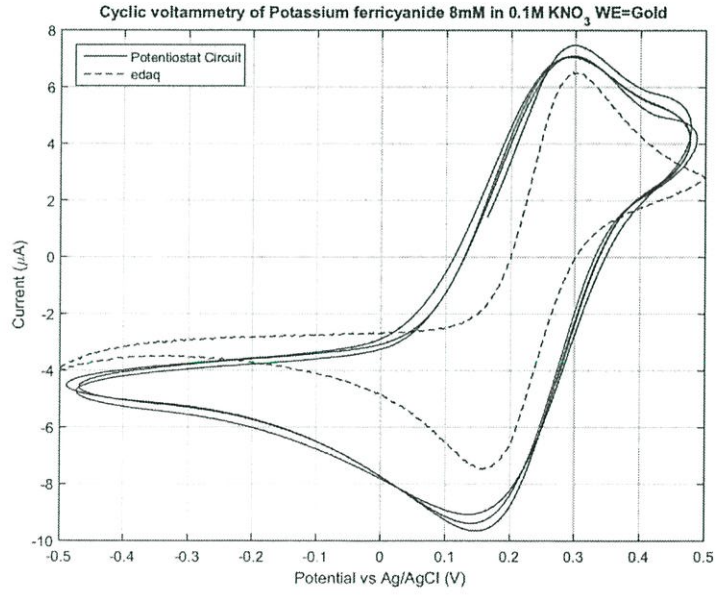
รูปที่ 4.10 กราฟ CV ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 โดยทดสอบด้วย potentiostat circuit และใช้ gold electrode เป็น working electrode



รูปที่ 4.11 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 1 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode เป็น working electrode



รูปที่ 4.12 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 5 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode เป็น working electrode

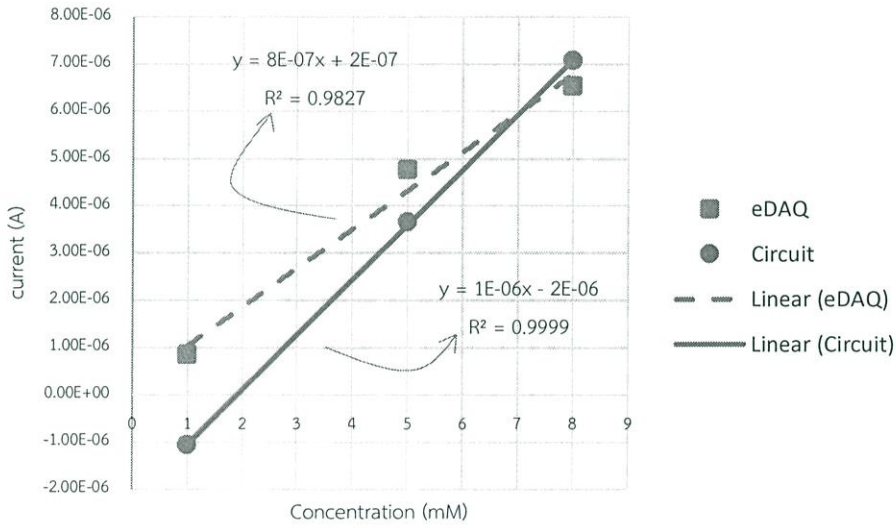


รูปที่ 4.13 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode เป็น working electrode

ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองจากวงจรที่สร้าง (potentiostat circuit) แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ยอดอาโนดิก (anodic peak current, i_{pa}) กับค่าความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียมเฟอร์ริไซยาไนด์ ณ ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 มิลลิโมลาร์ ละลายในโพแทสเซียมไนเตรต ความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ และใช้ gold electrode เป็น working electrode

concentration(mM)	i_{pa}
1	-1.07E-06
5	3.65E-06
8	7.08E-06

4.1.1.3 กราฟ calibration curve



รูปที่ 4.14 เปรียบเทียบกราฟ calibration curve จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Anodic peak current และความเข้มข้นของสารละลาย $K_3[Fe(CN)_6]$ ที่ความเข้มข้น 1, 5 และ 8 mM ใน 0.1 M KNO_3 ใช้ gold electrode เป็น working electrode

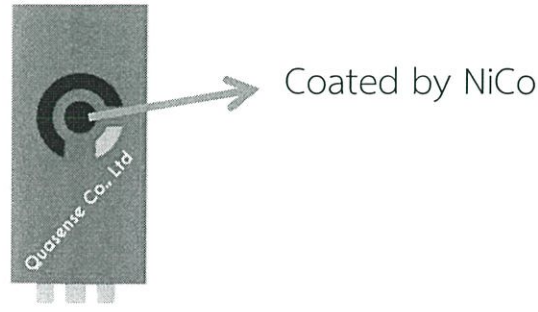
จากผลลัพธ์รูปที่ 4.5 – 4.7 และ 4.11 – 4.13 เมื่อทำการเปรียบเทียบการสแกนที่ได้จากเครื่องมาตรฐานกับวงจรที่สร้างเองจะเห็นว่าค่าของปลายสุดทั้งด้านซ้ายและขวาของกราฟจะสั้นกว่านั่นคือค่าศักย์ไฟฟ้าของวงจรที่สร้างไปไม่ถึงตามที่กำหนดไว้ จึงมีผลทำให้ค่าที่แกนนอนและแกนตั้งนั้นผิดเพี้ยนไปด้วย อันเนื่องมาจากผลการทำงานของการควบคุมแบบย้อนกลับที่ต้องอาศัยค่าความต่างศักย์ที่ได้จากวงจร summing amplifier (แล้วจึงค่อยแปลงกลับเป็นค่าความต่างศักย์จากวงจร

differential amplifier) โดยที่วงจรนี้ต้องอาศัยแรงดันออฟเซตที่ได้มาจากวงจร regulated dual power supply ซึ่งนำไฟจากกระแสสลับมาแปลงเป็นกระแสตรง ซึ่งมีผลทำให้แรงดันออฟเซตไม่นิ่ง เพราะมีคลื่นเล็กๆ ขี่อยู่บนแรงดันกระแสตรง ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ใช้สแกนจึงไปไม่ถึงตามที่ตั้งค่าไว้

จากกราฟ calibration curve รูปที่ 4.8 จะเห็นว่าที่ความเข้มข้นของสาร 8 มิลลิโมลาร์ ค่าของ i_{pa} ของเครื่องวัดมาตรฐานกับวงจรที่สร้างนั้นมีค่าเท่ากัน แต่เมื่อความเข้มข้นสารต่ำลงค่าของ i_{pa} ที่ได้จากวงจรที่สร้างขึ้นจะมีค่าต่ำกว่าค่าที่ได้จากเครื่องมาตรฐาน โดยเฉพาะรูปที่ 4.14 จะยิ่งเห็นได้ชัดว่าค่าของกระแสที่ได้ต่างกันมาก เนื่องจากวงจรมีข้อจำกัดเรื่องการอ่านค่ากระแสช่วง -10 uA ถึง 10 uA เกิดจากค่าอัตราขยายของวงจร current – to – voltage converter นั้นมีค่าน้อยเกินไป แต่ทั้งนี้ทั้งนั้นวงจรที่สร้างขึ้นก็สามารถบอกแนวโน้มความเข้มข้นของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ได้สามารถดูได้จากรูปที่ 4.4 และ 4.10

4.2 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยยูเรียและครีเอตินิน

ในงานส่วนนี้ได้ทำการทดสอบวงจรในสารละลายยูเรียและครีเอตินินที่ละลายในน้ำยาฟอกเลือดที่ได้ทำการสังเคราะห์ขึ้นมา ส่วนอิเล็กโทรดที่ใช้ทดสอบจะเป็นอิเล็กโทรดประเภทแบบพิมพ์สกรีน (screen-printing) ซึ่งจะประกอบด้วย อิเล็กโทรดขั้วทำงาน (working electrode) คือ คาร์บอน (Carbon) ที่ถูกเคลือบด้วยนิกเกิลโคบอลต์ (NiCo) ที่สังเคราะห์ขึ้นเอง, อิเล็กโทรดขั้วอ้างอิง (reference electrode) คือ ซิลเวอร์ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) และสุดท้ายอิเล็กโทรดขั้วช่วยเหลือ (counter electrode) คือ คาร์บอน (carbon) โดยในการทดลองจะใส่สารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ลงไปด้วย

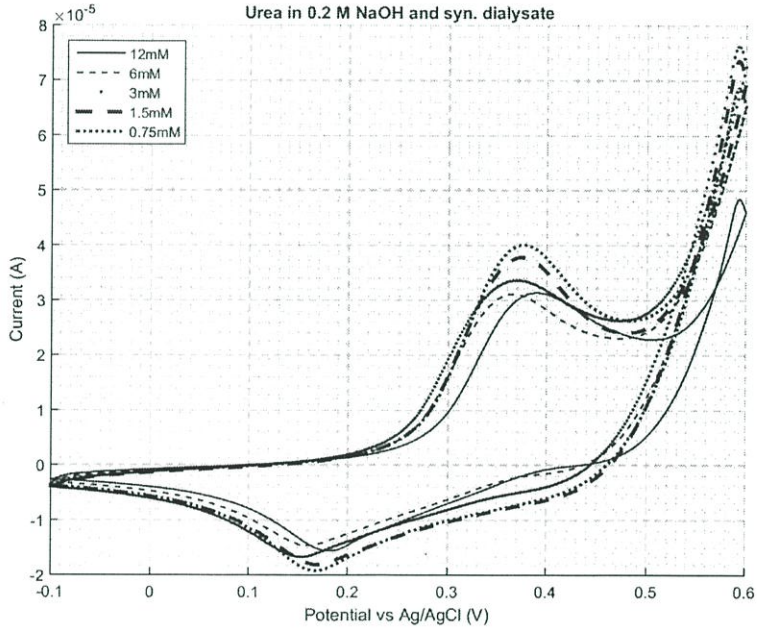


รูปที่ 4.15 อิเล็กโทรดประเภทแบบพิมพ์สกรีน (screen-printing) ของบริษัท Quasense Co., Ltd. ที่ถูกเคลือบด้วย NiCo ที่สังเคราะห์ขึ้นเอง

4.2.1 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายยูเรียในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์

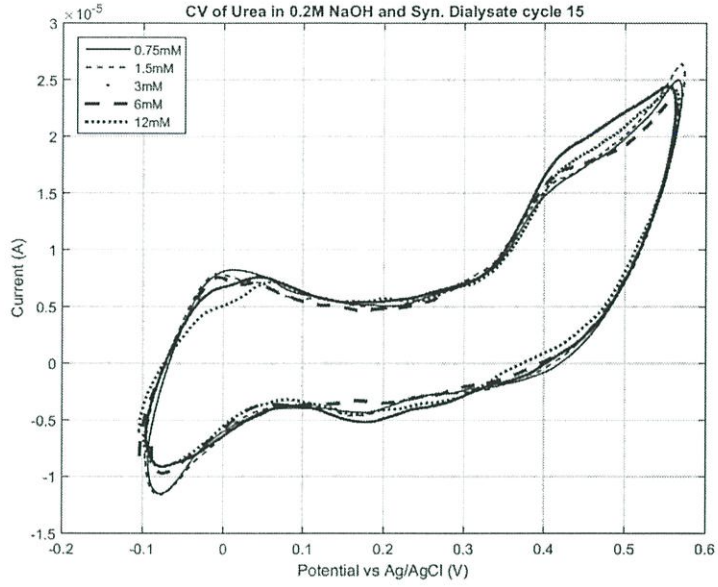
ในการทดสอบใช้เทคนิค cyclic voltammetry (CV) ทำการตั้งค่าศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้น (initial potential) คือ -0.1 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสูงสุด (maximum potential) คือ 0.6 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าต่ำสุด (minimum potential) -0.1 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสุดท้าย (final potential) -0.1 โวลต์ อัตราการสแกน (scan rate) 50 มิลลิโวลต์ต่อวินาที ในส่วนของวงจรที่สร้างก็ใช้ค่าในการสแกนเท่ากัน

4.2.1.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ)

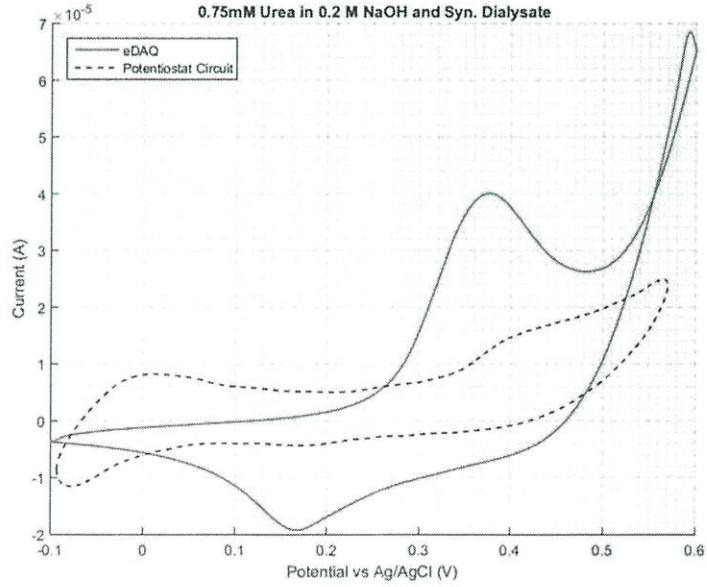


รูปที่ 4.16 กราฟ CV ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วยเครื่อง eDAQ

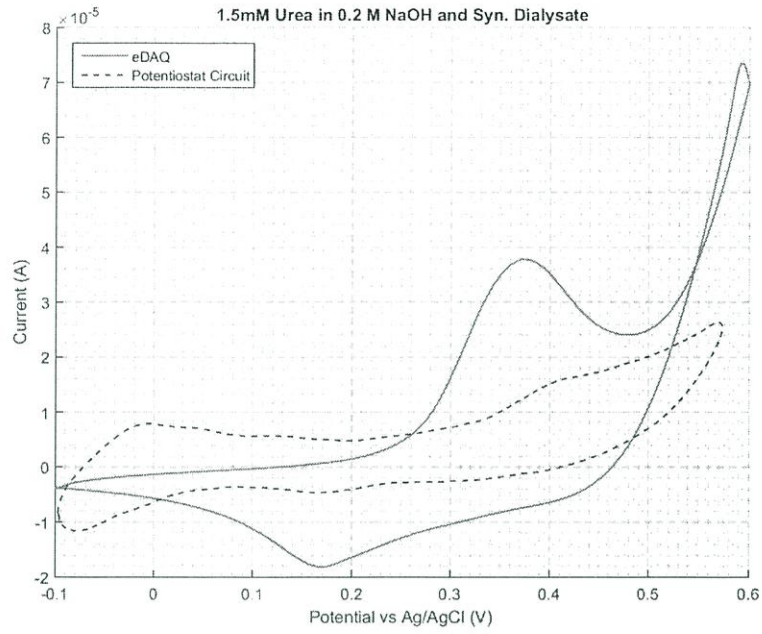
4.2.1.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (Potentiostat circuit)



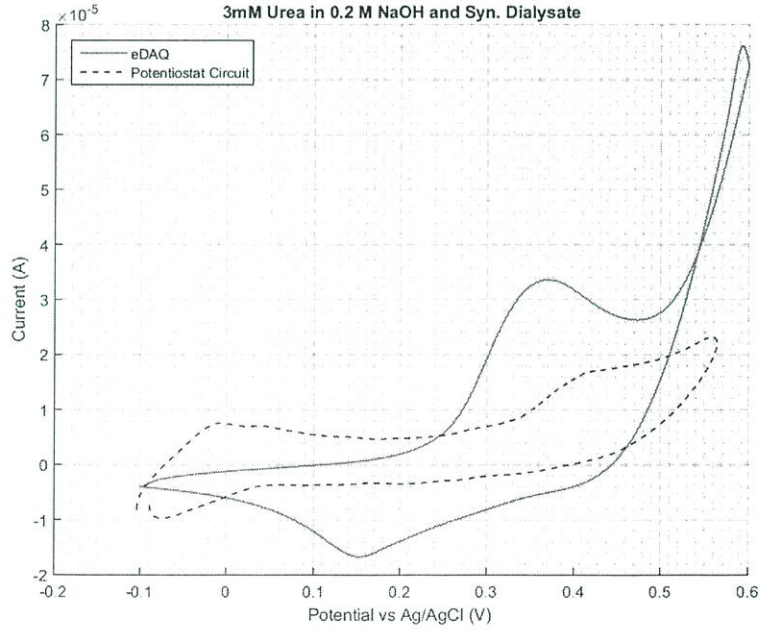
รูปที่ 4.17 กราฟ CV ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วย Potentiostat circuit



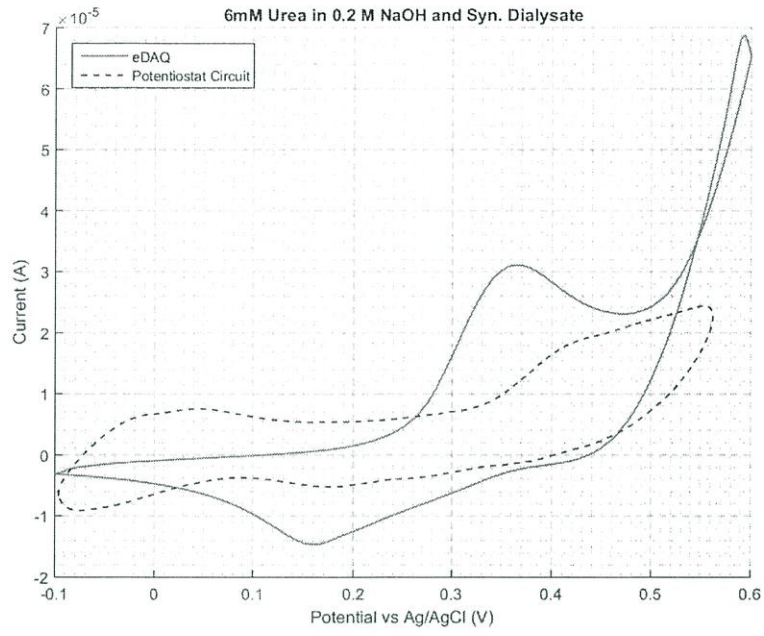
รูปที่ 4.18 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75 mM



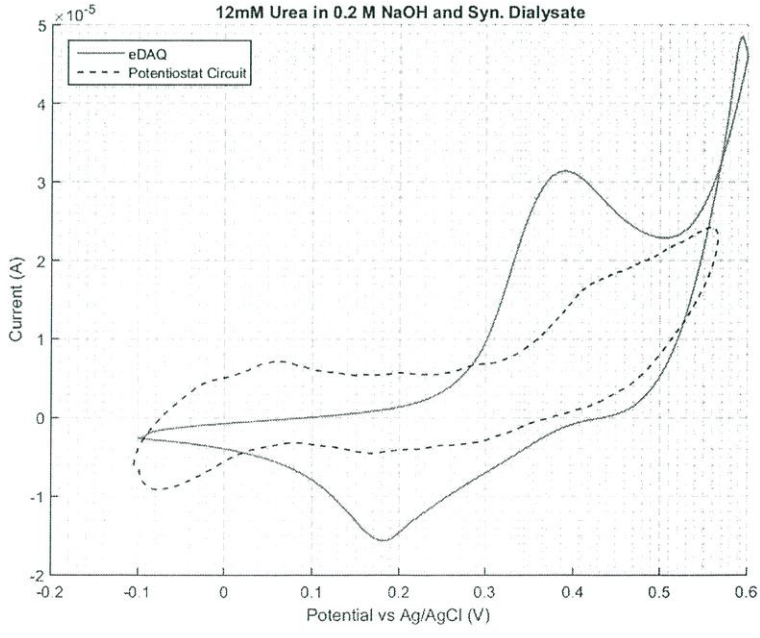
รูปที่ 4.19 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 1.5 mM



รูปที่ 4.20 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 3 mM



รูปที่ 4.21 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 6 mM

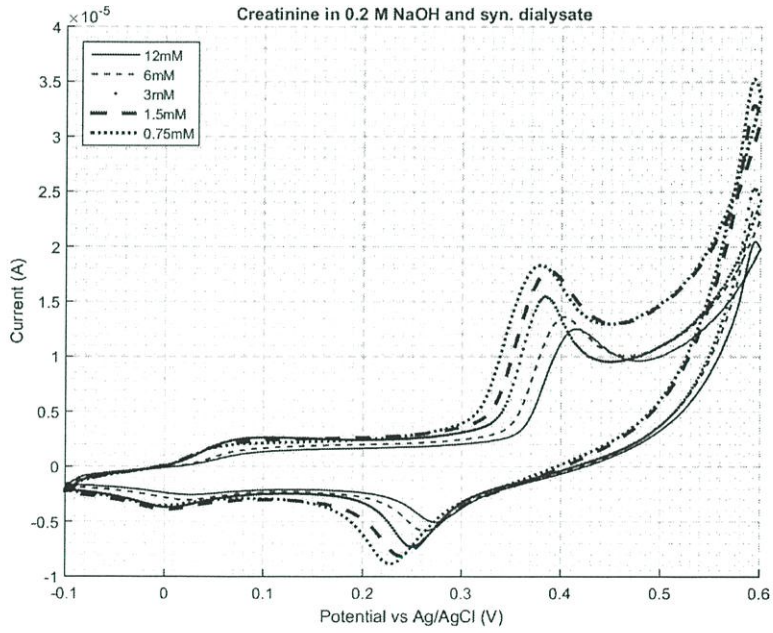


รูปที่ 4.22 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย urea ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 12 mM

4.2.2 ทดสอบวงจรที่สร้างด้วยสารละลายครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์

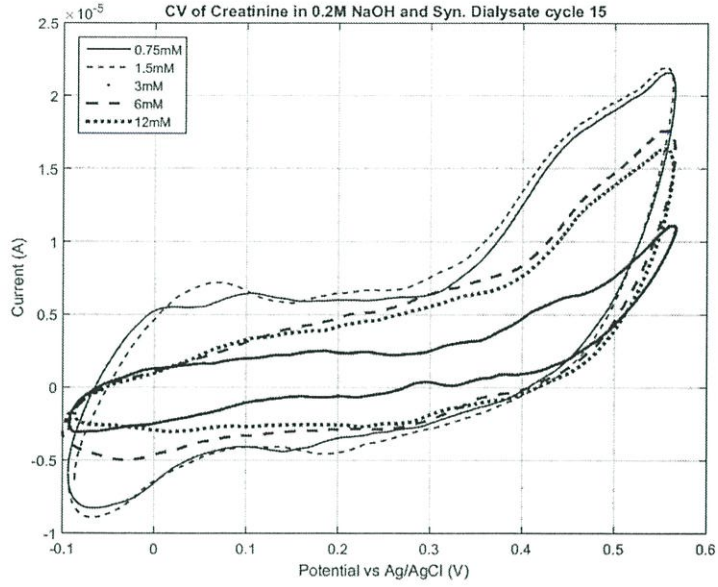
ในการทดสอบใช้เทคนิค cyclic voltammetry (CV) ทำการตั้งค่าศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้น (initial potential) คือ -0.1 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสูงสุด (maximum potential) คือ 0.6 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าต่ำสุด (minimum potential) -0.1 โวลต์ ศักย์ไฟฟ้าสุดท้าย (final potential) -0.1 โวลต์ อัตราการสแกน (scan rate) 50 มิลลิโวลต์ต่อวินาที ในส่วนของวงจรที่สร้างก็ใช้ค่าในการสแกนเท่ากัน

4.2.2.1 ผลการทดสอบด้วยเครื่องวัดมาตรฐาน (eDAQ)

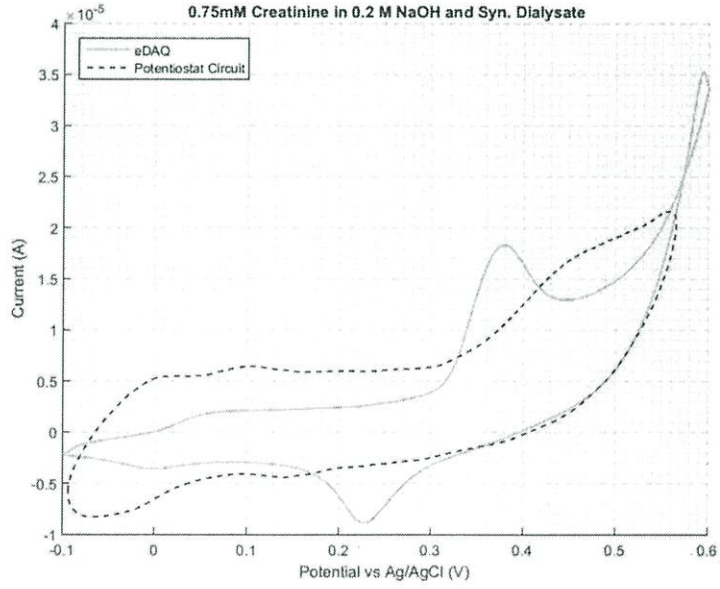


รูปที่ 4.23 กราฟ CV ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วยเครื่อง eDAQ

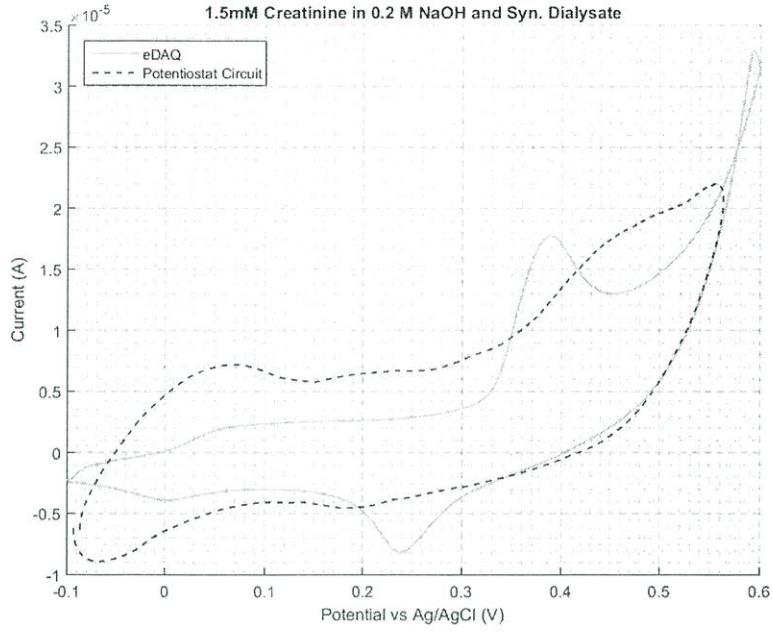
4.2.2.2 ผลการทดสอบด้วยวงจรที่สร้าง (Potentiostat circuit)



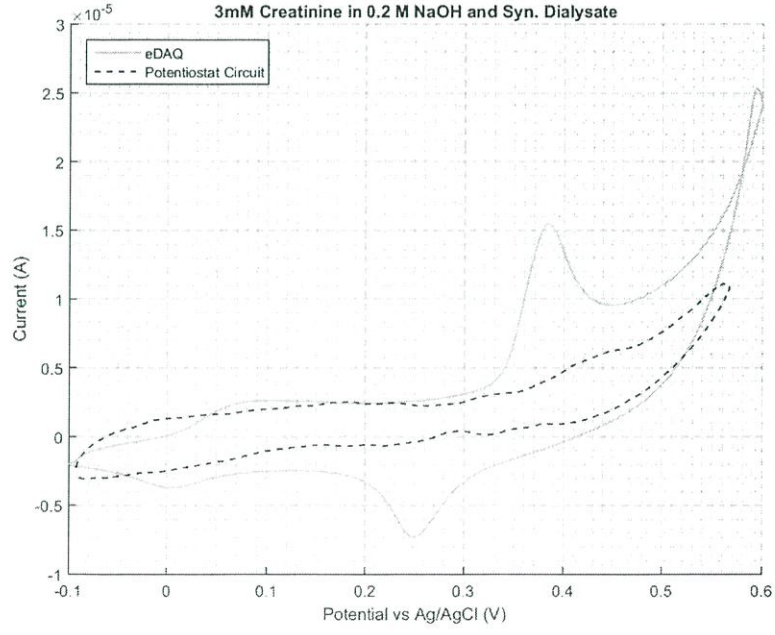
รูปที่ 4.24 กราฟ CV ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75, 1.5, 3, 6 และ 12 mM โดยทดสอบด้วย potentiostat circuit



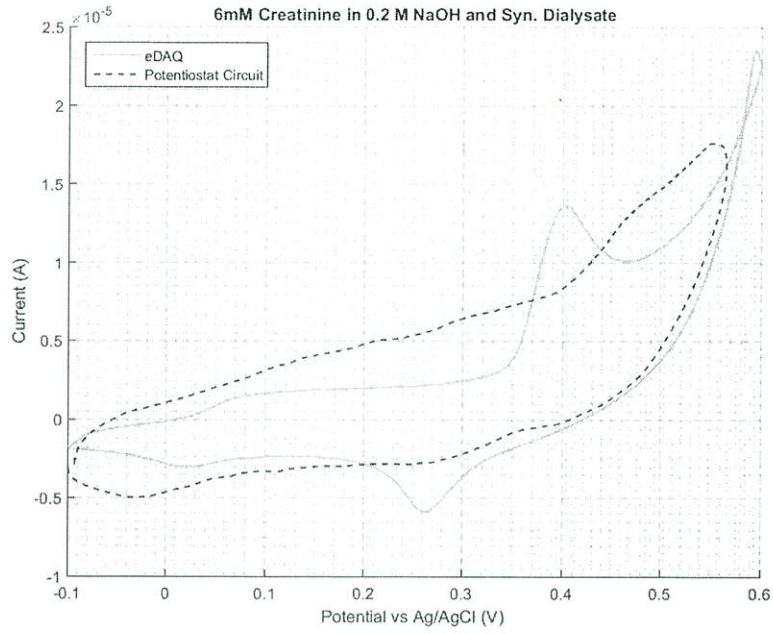
รูปที่ 4.25 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 0.75 mM



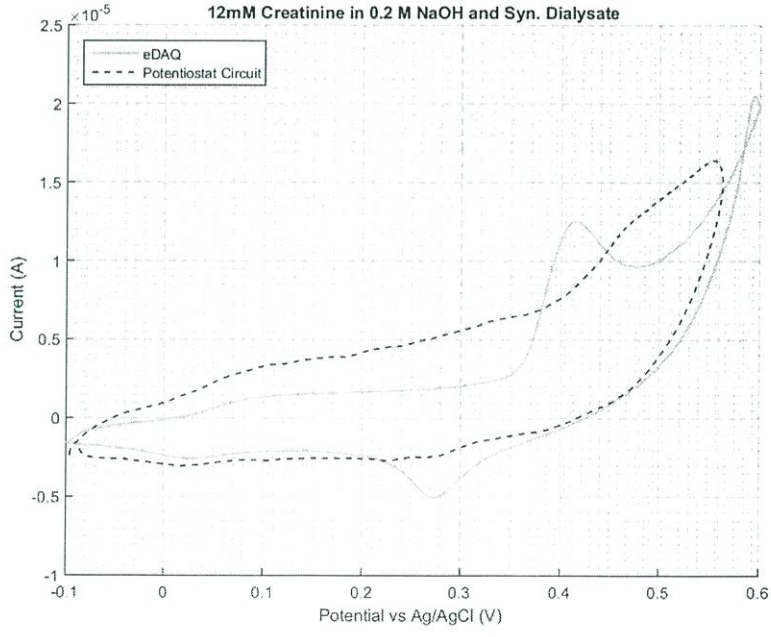
รูปที่ 4.26 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 1.5 mM



รูปที่ 4.27 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 3 mM



รูปที่ 4.28 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 6 mM



รูปที่ 4.29 เปรียบเทียบผลลัพธ์กราฟ CV ที่ได้จากเครื่อง eDAQ และ potentiostat circuit ของสารละลาย creatinine ในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ ความเข้มข้น 12 mM

จากผลลัพธ์ที่ได้จากวงจรที่สร้างนั้นไม่สามารถบอกแนวโน้มความเข้มข้นของสารได้และช่วงที่เกิดพฤติกรรมของสารตัวอย่างหรือช่วงที่เกิดพีคของกระแสเห็นได้ไม่ชัดเจนนัก และมีการเลื่อนของช่วงพีคที่เกิดขึ้นด้วย ทั้งนี้ที่เห็นพีคของกระแสได้ไม่ชัดเจนเกิดจากช่วงกระแสของยูเรียและครีเอตินินนั้นมีช่วงที่กว้างมาก จึงทำให้ช่วงกระแสที่เกิดพีคนั้นเกิดใกล้กันมาเกินไปจนเกินความสามารถในการอ่านค่าแรงดันที่ได้จากวงจร current – to – voltage converter ของไมโครคอนโทรเลอร์

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

1. วงจรที่ได้ออกแบบนั้นสามารถแสดงแนวโน้มระดับความเข้มข้นต่างๆ ของสารละลายโพแทสเซียม เฟอร์ริไซยาไนด์ในสารละลายโพแทสเซียมไนเตรตความเข้มข้น 0.1 โมลาร์ได้ แต่หากเป็นความเข้มข้นระดับต่างๆ ของสารละลายยูเรียและครีเอตินินในน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์และสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ วงจรที่สร้างนี้ไม่สามารถแสดงแนวโน้มได้

2. ไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่สามารถแยกความต่างศักย์ของสารบ่งชี้ คือ ยูเรียและครีเอตินิน ที่ออกมาจากวงจรเปลี่ยน current – to – voltage converter หรือวงจร transimpedance amplifier ได้ เพราะช่วงกระแสของสารบ่งชี้นั้นมีค่าที่กว้างมากเกินไป (-40uA ถึง 100 uA) ทำให้ช่วงของกระแสที่แสดงพฤติกรรรมของสารบ่งชี้นั้นเกิดใกล้กันเกินไปจนไม่สามารถแยกได้

3. ในการออกแบบวงจรมีการใช้แรงดันออฟเซตจากวงจร regulated dual power supply ซึ่งนำไฟจากกระแสสลับมาแปลงเป็นกระแสตรง ซึ่งมีผลทำให้แรงดันออฟเซตไม่นิ่ง และเกิดคลื่นขนาดเล็กที่เหลือจากการกรองหรือที่เรียกว่า ripple จะไปขึ่นบนแรงดันไฟฟ้าตรงอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ ทำให้เกิดปัญหากับการใช้แรงดันไฟฟ้าที่ใช้ในการควบคุมแบบย้อนกลับ (feedback control) และส่งผลให้กราฟที่ได้จากการทดลองมีปัญหา

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. ใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้แบบดิจิตอลแทนตัวต้านทานที่มีค่าคงที่ในการออกแบบวงจร current – to – voltage converter เพื่อให้ค่าความต้านทานถูกปรับไปตามความเหมาะสมกับค่ากระแสที่เข้ามาสู่วงจร

2. เปลี่ยนแรงดันออฟเซตที่ใช้จากวงจร regulated dual power supply เป็นการใช้แรงดันออฟเซตจาก precision voltage regulator (uA723) หรือใช้แรงดันกระแสตรงจากแบตเตอรี่ เพราะทั้งนี้จะได้แรงดันที่นิ่งกว่าและไม่มี ripple รบกวน

เอกสารอ้างอิง

[1] นายแพทย์ประเสริฐ ธนกิจจารุ และนายแพทย์สุพัฒน์ วาณิชย์การ. 2551. **ตำราการฟอกเลือดด้วยเครื่องไตเทียมและการพยาบาล.** มูลนิธิฟอกไตแห่งประเทศไทย. หน้า 2-12

[2] สำนักโรคไม่ติดต่อ กรมควบคุมโรค กระทรวงสาธารณสุข. 2559. **รายงานประจำปี 2559.** กรุงเทพ : สำนักงานกิจการโรงพิมพ์องค์การสงเคราะห์ทหารผ่านศึก ในพระบรมราชูปถัมภ์

[3] สมชาย เอี่ยมอ่อง, เกรียง ตั้งสง่า และเกื้อเกียรติ ประดิษฐ์พรศิลป์. 2545. **Practical Dialysis.** กรุงเทพ : Text and Journal Publication Co., Ltd. หน้า 3-10

[4] ณปภัช พิมพ์ดี. 2560. **เซลล์ไฟฟ้าเคมี**. Available: http://www.scimath.org/lesson-chemistry. [1 ธันวาคม 2560]

[5] ลาวัลย์ ศรีพงษ์. 2534. **การวิเคราะห์เชิงเคมีไฟฟ้า.** คณะเภสัชศาสตร์ และโรงพิมพ์มหาวิทยาลัยศิลปากร วิทยาเขตพระราชวังสนามจันทร์ นครปฐม.

[6] Metrohm Autolab B.V. 2011. **Basic overview of the working principle of apotentiostat/galvanostat (PGSTAT) – Electrochemical cell setup.**

[7] Gabriel N. Meloni. 2016. **Building a Microcontroller Based Potentiostat: A Inexpensive and Versatile Platform for Teaching Electrochemistry and Instrumentation.** Brazil.

[8] Adrian W. Bott and Brad P. Jackson. 1996. **Study of Ferricyanide by Cyclic Voltammetry Using the CV-50W.** Bioanalytical Systems West Lafayette, IN. p.25

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.

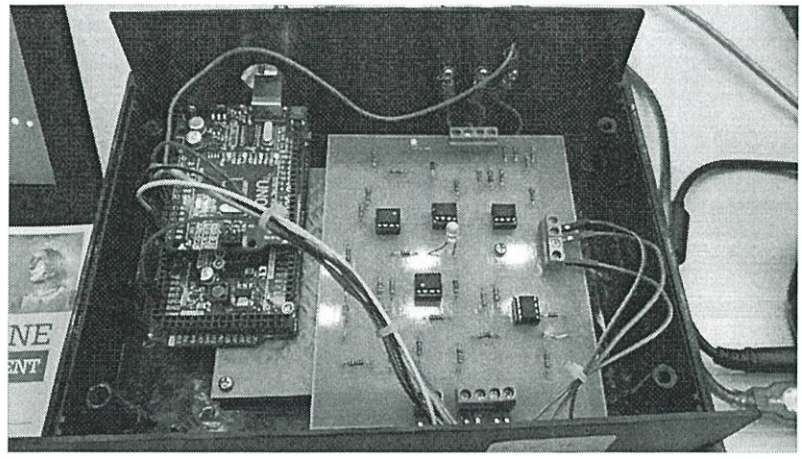
โปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์

```
//ferri ferro code 8/23/2017

const byte PWM_PIN = DAC1;

unsigned int val;

int n = 1880;

int state = 0;

float V;

void setup() {

// put your setup code here, to run once:

Serial.begin(9600);

pinMode( PWM_PIN , OUTPUT);

pinMode(A1, INPUT);

}

void loop() {

  delay(50); // set delay for scan rate 50 mV/s

analogReadResolution(12);

int v1 = analogRead(A1); //Vo

float v11 = (3.3*v1)/4095.0;


float Vfb = (-1.774*v00) + 1.583; //transfer voltage from second summing amplifier to
be  voltage from differential amplifier
```

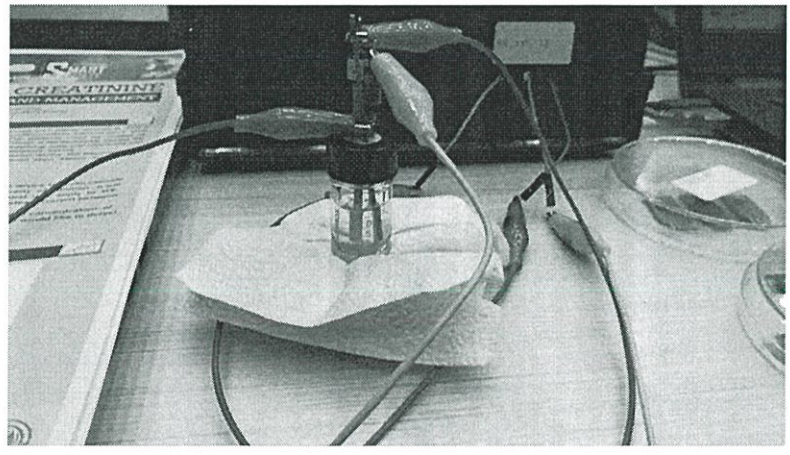
```
V = 0.5335*V + 0.4665*Vfb; //reduced noise equation

analogWriteResolution(12); //changing byte from 10 bits to 12 bits

analogWrite( PWM_PIN, val); //generating signal

if (state == 0) { //decreasing value of voltage at first summing amplifier

n=n+1;

if (V <= -0.100 ) { //positive feedback control value of voltage at first summing
amplifier

state = 1; //increasing value of voltage at first summing amplifier

}

} else {

n=n-1;

if (V >= 0.600) {//negative feedback control value of voltage at first summing
amplifier

state = 0;

}

}

val = n; //value of byte that will control voltage

}
```

ภาคผนวก ข.

วงจรที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ ข.1 วงจรโพเทนชิโอสแตตที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้น



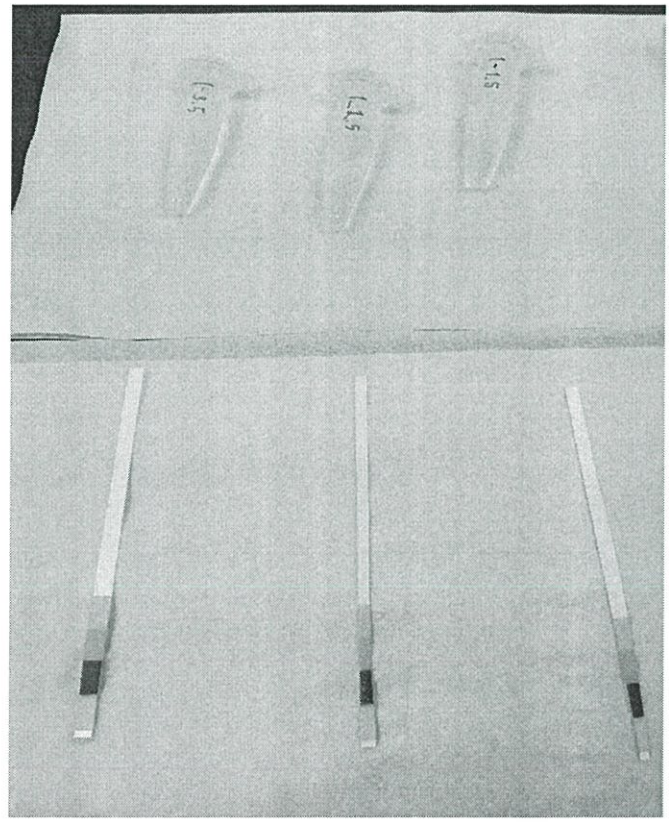
รูปที่ ข.2 วงจรโพเทนชิโอสแตตที่ต่อเข้ากับอิเล็กโทรดและสารอิเล็กโทรไลต์

ภาคผนวก ค.

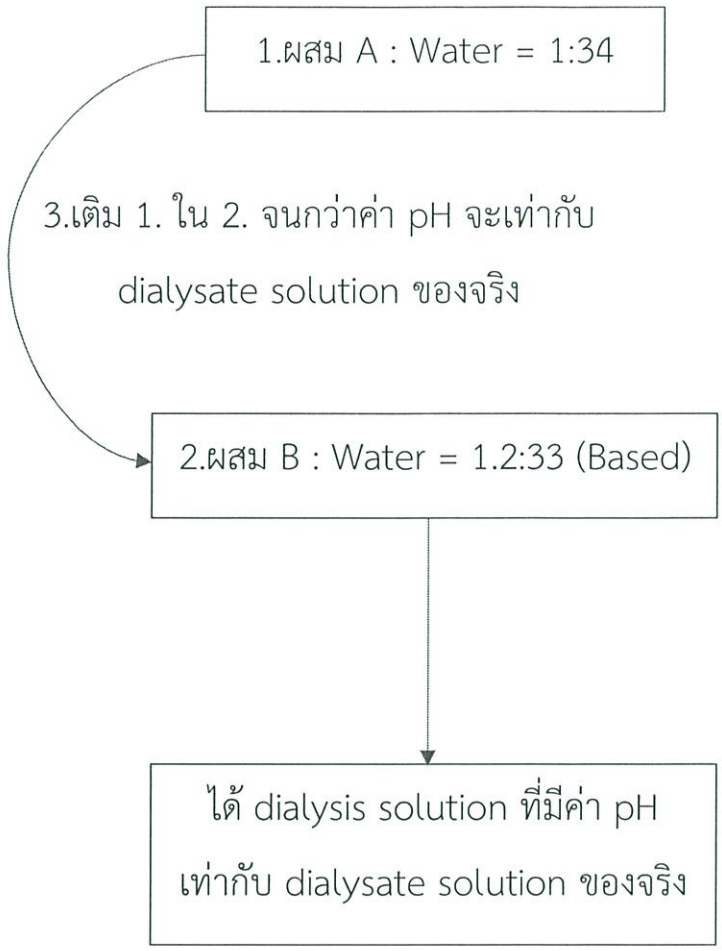
การผสมน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์

ผสมน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์ หรือ synthesis dialysis solution ตามที่ได้ศึกษามา

ก่อนอื่นต้องทำการวัดค่า pH ของ dialysate solution จริงเสียก่อน โดยนำเอา used dialysate solution ที่เก็บมานั้นมาวัดค่า pH ทุกช่วงเวลา



รูปที่ ค.1 การวัดค่า pH ของ dialysate solution ของผู้ป่วยคนที่ 1 ณ ชั่วโมงที่ 1.30, 2.30 และ 3.30 เรียงจากขวาไปซ้าย ค่า pH ที่ได้อยู่ประมาณ 8



รูป ค.2 ขั้นตอนการผสมน้ำยาฟอกเลือดสังเคราะห์

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ-สกุล นางสาวจันทัปปภา จันทร์ครบ

วัน เดือน ปีเกิด 07 เมษายน 2538

ภูมิลำเนา จังหวัดกรุงเทพมหานคร

ประวัติการศึกษา ปีการศึกษา 2556 จบการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจาก
โรงเรียนสตรีเศรษฐบุตรบำเพ็ญ
ปีการศึกษา 2557 เข้ารับการศึกษาอุดมศึกษา
หลักสูตรวิศวกรรมวิศกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่อ-สกุล นายชุติวัต ธนาภิบาลวงษา

วัน เดือน ปีเกิด 26 สิงหาคม 2537

ภูมิลำเนา จังหวัดภูเก็ต

ประวัติการศึกษา ปีการศึกษา 2555 จบการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจาก
โรงเรียนภูเก็ตวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2557 เข้ารับการศึกษาอุดมศึกษา
หลักสูตรวิศวกรรมวิศกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง