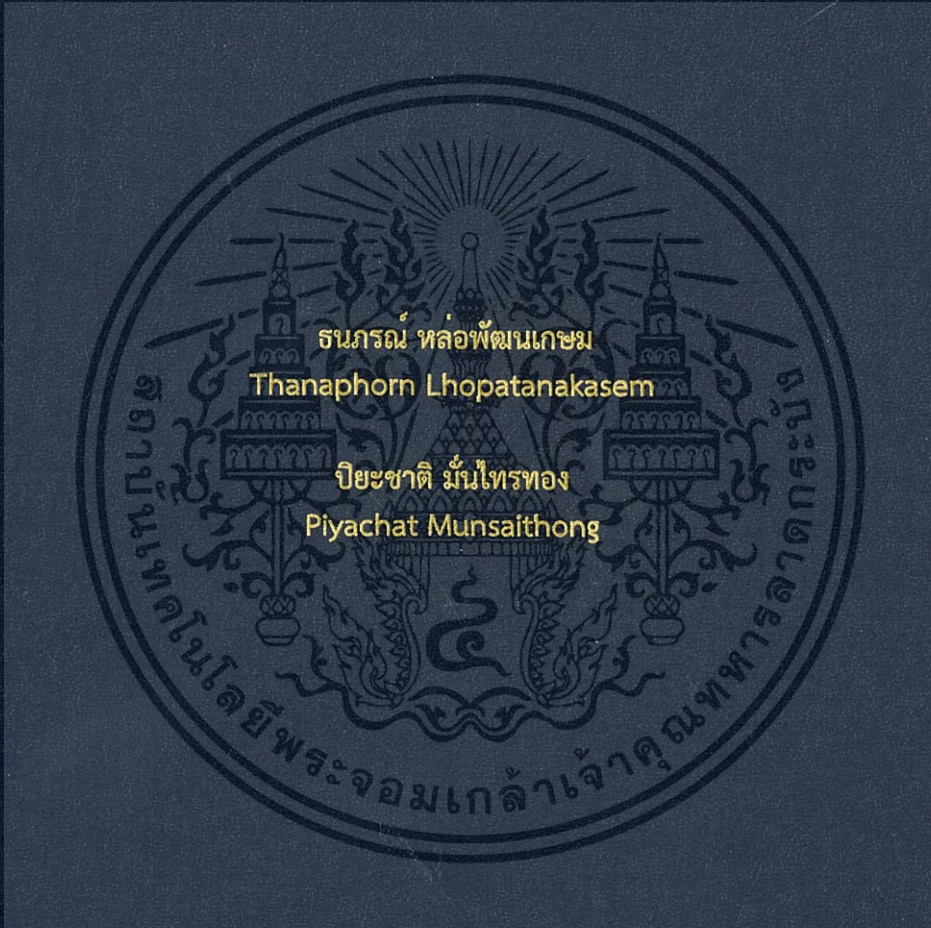


กลูโคสเซ็นเซอร์
Glucose Sensor



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2559

กลูโคสเซ็นเซอร์

Glucose Sensor

โดย



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ปีการศึกษา 2559

ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง กลูโคสเซ็นเซอร์

Glucose Sensor

ผู้จัดทำ นางสาวธนภรณ์ หล่อพัฒนเกษม

รหัสประจำตัว 56010536

นายปิยะชาติ มั่นไทรทอง

รหัสประจำตัว 56010760

รายงานนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



(รศ.สมศักดิ์ เขียวศิริกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการ	กลูโคสเซ็นเซอร์
นักศึกษา	นางสาวธนภรณ์ หล่อพัฒนเกษม รหัสประจำตัว 56010536 นายปิยะชาติ มั่นไทรทอง รหัสประจำตัว 56010760
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ	รศ.สมศักดิ์ เขียวศิริกุล

บทคัดย่อ

โครงการนี้เป็นการศึกษากลูโคสเซ็นเซอร์ โดยมีจุดประสงค์เพื่อวัดการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของระดับกลูโคสในร่างกาย ซึ่งจะเป็นประโยชน์สำหรับบุคคลทั่วไปหรือผู้ที่ต้องการรักษาสุขภาพด้วยการควบคุมน้ำตาล โดยมีวิธีการดำเนินงานสร้างขั้วไฟฟ้าเคมีและใช้ LMP91000 สำหรับใช้กับขั้วไฟฟ้าเคมีเพื่อตรวจจับกลูโคส สัญญาณอนาล็อกที่ได้จะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล และควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งจะแสดงผลตามระดับกลูโคสที่เปลี่ยนแปลง

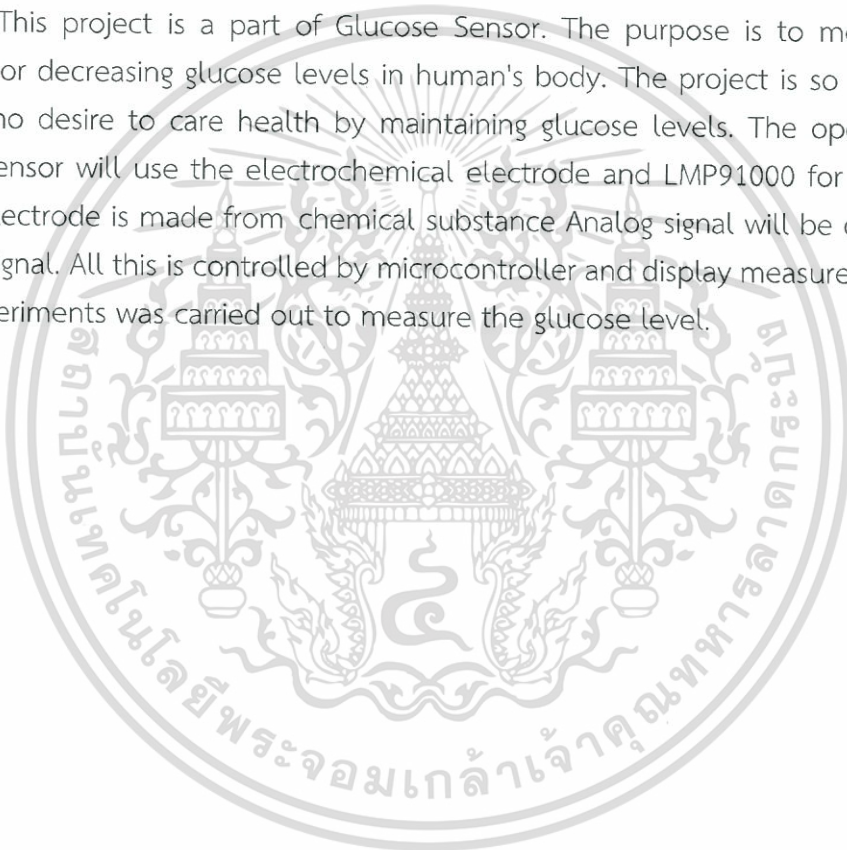


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Project Title	Glucose Sensor
Student	Miss. Thanaphorn Lhopatanakasem Student ID 56010536 Mr. Piyachat Munsaitong Student ID 56010760
Degree	Bachelor of Engineering
Program	Electronics Engineering
Year	2016
Project Advisor	Assoc.Prof Somsak Cheersirikul

ABSTRACT

This project is a part of Glucose Sensor. The purpose is to measure an increasing or decreasing glucose levels in human's body. The project is so useful for people who desire to care health by maintaining glucose levels. The operation of Glucose Sensor will use the electrochemical electrode and LMP91000 for detecting glucose. Electrode is made from chemical substance Analog signal will be converted to digital signal. All this is controlled by microcontroller and display measured glucose value. Experiments was carried out to measure the glucose level.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงการนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีทั้งนี้ เนื่องจากได้รับคำปรึกษาและคำแนะนำจากอาจารย์ที่ปรึกษา รองศาสตราจารย์ สมศักดิ์ เชียร์ศิริกุล ดร.เมทินี จรรรยาสุภาพ และอาจารย์ทุกท่านในภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ผู้จัดทำขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงในความอนุเคราะห์จากอาจารย์ทุกท่าน นอกจากนี้ขอขอบพระคุณผู้ปกครองที่ช่วยในเรื่องงบประมาณในการทำโครงการนี้ และขอขอบคุณพี่ๆและเพื่อน ทั้งภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ สาขาอิเล็กทรอนิกส์ และ สาขาวิชาการแพทย์ที่คอยให้คำปรึกษาต่างๆ จึงทำให้โครงการนี้สำเร็จโดยสมบูรณ์ด้วยดี และคณะผู้จัดทำได้รับความรู้เพิ่มมากยิ่งขึ้น ดังนั้นคณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณทุกท่าน มา ณ ที่นี้



คณะผู้จัดทำ

ธนภรณ์ หล่อพัฒนเกษม

ปิยะชาติ มั่นไทรทอง

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญรูป.....	VII
สารบัญตาราง.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ขอบเขตการศึกษา.....	1
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี.....	2
2.1 กลูโคส (Glucose).....	2
2.1.1 เทคนิคการตรวจวัดระดับกลูโคสโดยทั่วไป.....	3
2.2 ไบโอสเซนเซอร์ (Biosensors).....	3
2.2.1 ตัวตรวจวัดทางเคมีไฟฟ้า (Electrochemical biosensor).....	4
2.2.2 เซ็นเซอร์สำหรับการตรวจวัดกลูโคสแบบใช้เอนไซม์.....	5
2.2.3 คุณสมบัติของไบโอสเซนเซอร์.....	6
2.3 การวิเคราะห์เชิงไฟฟ้าเคมี.....	7
2.3.1 โวลแทมเมตรี (Voltammetry).....	8
2.3.2 ไซคลิกโวลแทมเมตรี (Cyclic Voltammetry: CV).....	9
2.3.3 รูปแบบศักย์ (Waveform).....	10
2.3.4 ไซคลิกโวลแทมโมแกรม (Cyclic Voltammogram).....	10
2.4 ขั้วไฟฟ้า (Electrode).....	11
2.4.1 เอนไซม์อิเล็กโทรด.....	13
2.5 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกและดิจิตอล.....	14
2.5.1 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล.....	14
2.5.2 วงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นสัญญาณอนาล็อก.....	15
2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	15
2.6.1 โครงสร้างทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์.....	16
2.7 วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier).....	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ IV ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.1	ออปแอมป์ (Operational amplifier; Op-amp).....	18
2.7.2	วงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier).....	19
2.7.3	วงจรแปลงค่ากระแสเป็นแรงดัน.....	20
2.8	วงจรกรองความถี่ (Filter).....	20
2.9	ระดับกลูโคสในเลือด.....	21
2.9.1	ผลกระทบต่อสุขภาพ.....	22
2.9.2	การวัดหลังรับประทานอาหาร.....	22
2.10	การตรวจจับกลูโคสทางผิวหนัง.....	23
2.10.1	ช่องทางหลักในการซึมผ่านผิวหนังของสาร.....	24
2.10.2	รีเวอร์สไอออนโตโฟเรซิส (Reverse iontophoresis).....	24
2.10.3	กลไกของรีเวอร์สไอออนโตโฟเรซิสในการนำส่งสารทางผิวหนัง.....	25
2.10.4	หลักการตรวจจับกลูโคส.....	25
2.11	โรคเบาหวาน (Diabetes).....	27
บทที่ 3	วิธีดำเนินการวิจัย.....	28
3.1	วิธีที่ใช้ศึกษาค้นคว้าและวิจัยการทดลอง.....	28
3.2	ลักษณะการออกแบบวงจร.....	28
3.2.1	บล็อกไดอะแกรมของวงจร.....	28
3.2.2	วงจรวัดค่ากลูโคส.....	29
3.3	ส่วนของวงจรต่างๆ.....	29
3.3.1	วงจรศักย์ไฟฟ้าอ้างอิง (Voltage Reference).....	29
3.3.2	วงจรโพเทนชิโอสแตท (Potentiostat).....	30
3.3.3	วงจร amplifier.....	32
3.3.4	วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล.....	32
3.3.5	วงจรสวิตช์สำหรับสลับการทำงานของตัวตรวจวัดกลูโคส.....	33
3.3.6	วงจรจ่ายกระแสคงที่ (Constant Current Source).....	34
3.3.7	วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	35
3.4	การประดิษฐ์ขั้วเคมีไฟฟ้า.....	35
3.4.1	สารเคมีที่ต้องเตรียม.....	35
3.4.2	การสร้างสาร [Os(bpy) ₂ Cl ₂].....	36
3.4.3	การสร้างสาร POs-EA.....	36
3.4.4	การสร้างตัวอย่างกลูโคสที่ใช้ทดสอบ.....	38
บทที่ 4	การทดลองและผลการทดลอง.....	39
4.1	การทดลองควบคุมแรงดันอ้างอิง (Reference Control).....	39
4.1.1	การควบคุมแรงดันอ้างอิงจากแหล่งจ่าย VDD.....	39
4.1.2	การควบคุมแรงดันอ้างอิงจากแหล่งจ่ายแรงดันอ้างอิงภายนอก.....	40
4.1.3	การควบคุมแรงดัน VBIAS.....	40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ใด ๆ การค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การควบคุมอัตราขยายวงจร Transimpedance.....	43
4.3 การทดลองผลของอุณหภูมิต่อแรงดันเอาต์พุต.....	44
4.4 การทดลองวัดค่ากระแสจากความเข้มข้นของกลูโคส.....	45
4.4.1 วัดค่ากระแสจากกลูโคสที่มีค่าความเข้มข้น 5 mM.....	45
4.4.2 วัดค่ากระแสจากกลูโคสที่มีค่าความเข้มข้น 2.5 mM.....	46
4.4.3 วัดค่ากระแสจากกลูโคสที่มีค่าความเข้มข้น 1.25 mM.....	47
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	49
5.1 สรุปการวิจัย.....	49
5.2 ปัญหาที่พบ.....	49
เอกสารอ้างอิง.....	50



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงสูตรโครงสร้างกลูโคส.....	2
2.2 องค์ประกอบของไบโอเซนเซอร์.....	4
2.3 แสดงการพัฒนาของกลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคต่างๆ.....	6
2.4 รูปแบบของศักย์ไฟฟ้าที่ให้ในไซคลิกโวลแทมเมตรี.....	10
2.5 ไซคลิกโวลแทมโกรม.....	11
2.6 เซนเซอร์ไฟฟ้าเคมีโดยทั่วไป.....	12
2.7 วงจร ADC และ DAC.....	15
2.8 ส่วนประกอบภายในไมโครคอนโทรลเลอร์.....	18
2.9 สัญลักษณ์ออปแอมป์.....	18
2.10 วงจรขยายผลต่าง.....	19
2.11 วงจร Transimpedance.....	20
2.12 วงจรรองความถี่แบบต่างๆ.....	21
2.13 ความผันผวนของระดับน้ำตาลในเลือดและอินซูลินของมนุษย์ระหว่างมื้ออาหาร 3 มื้อ.....	23
2.14 การตรวจวัดกลูโคส.....	25
2.15 ลักษณะการตรวจวัดกลูโคสทางผิวหนัง.....	26
2.16 แสดง GOx/HRP-PVP-Os electrode.....	26
2.17 วัฏจักรการสร้าง FADH ₂ จาก FAD.....	27
3.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจร.....	28
3.2 ส่วนประกอบวงจรวัดค่ากลูโคส.....	29
3.3 รูปแบบวงจรศักย์ไฟฟ้าอ้างอิงโดยใช้ไอซี LM4040.....	30
3.4 วงจร Voltage reference.....	30
3.5 บล็อกไดอะแกรมของ LMP91000.....	31
3.6 วงจร Potentiostat.....	31
3.7 วงจร amplifier โดยใช้ไอซี OPA376.....	32
3.8 ลักษณะการต่อของวงจร ADC โดยใช้ไอซี MCP3421.....	33
3.9 วงจร ADC.....	33
3.10 ไอซี TLP206A.....	34
3.11 วงจรสวิตช์.....	34
3.12 วงจรจ่ายกระแสคงที่.....	35
3.13 สารของแข็งที่ได้หลังจากการอบ.....	37
3.14 POs-EA ในลักษณะที่เป็นของแข็ง.....	38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา **VII** ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ %VDD.....	39
4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ %VREF.....	40
4.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ VBIAS กรณี Positive ($V_{WE}-V_{RE}>0$).....	42
4.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ VBIAS กรณี Negative ($V_{WE}-V_{RE}<0$).....	43
4.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันเอาต์พุตเทียบกับอุณหภูมิ.....	45
4.6 การทดลองวัดค่าแรงดันเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 5 mM.....	45
4.7 การทดลองวัดค่ากระแสเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 5 mM.....	46
4.8 การทดลองวัดค่าแรงดันเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 2.5 mM.....	46
4.9 การทดลองวัดค่ากระแสเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 2.5 mM.....	47
4.10 การทดลองวัดค่าแรงดันเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 1.25 mM.....	47
4.11 การทดลองวัดค่ากระแสเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 2.5 mM.....	48



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา VIII ห้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1 เอนไซม์อีเล็กโทรด.....	14
2 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ %VDD.....	39
3 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ %VREF.....	40
4 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ VBIAS กรณี Positive ($V_{WE}-V_{RE}>0$).....	41
5 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ VBIAS กรณี Negative ($V_{WE}-V_{RE}<0$).....	42
6 แสดงผลการทดลองวัดค่าความต้านทาน.....	43
7 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันเอาต์พุตเทียบกับอุณหภูมิ.....	44



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ IX ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคเบาหวานเป็นปัญหาสาธารณสุขที่สำคัญของโลกและประชากรที่ป่วยเป็นโรคนี้มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ องค์การอนามัยโลกได้ออกมาเผยแพร่รายงานที่ระบุว่า ในปัจจุบันผู้ใหญ่ทั่วโลกกว่า 1 ใน 11 คน หรือคิดเป็นร้อยละ 8.5% ป่วยเป็นโรคเบาหวาน ทั้งนี้การเป็นโรคเบาหวานเกิดขึ้นจากหลายปัจจัย เช่น อาหาร พฤติกรรมการใช้ชีวิต การออกกำลังกาย กรรมพันธุ์ เป็นต้น โดยโรคนี้ในระยะยาวจะเสี่ยงเกิดอาการแทรกซ้อนหลายอย่าง ผู้ป่วยจึงจำเป็นต้องควบคุมระดับกลูโคสในเลือด จึงจำเป็นที่จะต้องตรวจวัดระดับกลูโคสอย่างสม่ำเสมอ จึงน่าสนใจในการการนำโครงการไปประยุกต์ใช้ในด้านสุขภาพ

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาการสร้างขั้วไฟฟ้าเคมีสำหรับวัดกลูโคส
2. เพื่อศึกษาหาสภาวะที่เหมาะสมในการวิเคราะห์
3. เพื่อวิเคราะห์วัดระดับกลูโคส
4. สามารถนำความรู้ทางอิเล็กทรอนิกส์มาประยุกต์ใช้งานได้จริง

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

สามารถสร้างขั้วไฟฟ้าเคมีสำหรับวัดกลูโคสได้ เข้าใจหลักการทำงานและการวัดกลูโคส โดยสามารถนำมาแสดงผลและประยุกต์ใช้งานได้จริง

1.4 ขอบเขตการศึกษา

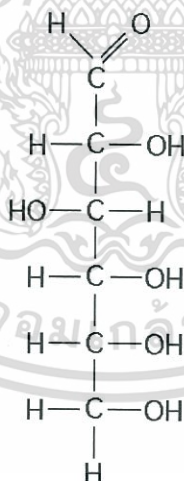
การศึกษานั้นจะสร้างกลูโคสเซ็นเซอร์ ที่เป็นไปตามความมุ่งหมายหรือวัตถุประสงค์ของการศึกษา คือ สร้างขั้วไฟฟ้าเคมีสำหรับวัดกลูโคสและวิเคราะห์หาสภาวะที่เหมาะสม และนำมาตรวจหากกลูโคสในตัวอย่างจริง

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎี

2.1 กลูโคส (Glucose)

กลูโคสเป็นสารชีวโมเลกุลมีสูตรโมเลกุล $C_6H_{12}O_6$ เป็นคาร์โบไฮเดรตประเภทน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยว (Monosaccharide) มีคาร์บอน 6 อะตอม (Hexose) กลูโคสเป็นน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวที่พบมากในธรรมชาติและมีความสำคัญ เพราะเป็นน้ำตาลพื้นฐานของคาร์โบไฮเดรตทุกตัวหรือเป็นสารผลิตพลังงาน แหล่งอาหารธรรมชาติที่พบกลูโคส คือ แป้ง ข้าว ผัก น้ำตาลและผลไม้ โดยเมื่อน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวเข้าสู่ร่างกาย จะถูกเปลี่ยนเป็นกลูโคสเพื่อให้ร่างกายสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้ ด้วยเหตุนี้กลูโคสจึงเป็นน้ำตาลที่พบมากในร่างกาย ระดับกลูโคสหรือกลูโคสในเลือดโดยปกติจะมีค่าประมาณ 100 ถึง 125 mg/dl กลูโคสเป็นแหล่งพลังงานที่ร่างกายสามารถนำไปใช้โดยฮอร์โมนที่นำกลูโคสไปใช้คือฮอร์โมนอินซูลิน แต่ถ้าป่วยเป็นโรคเบาหวานในร่างกายจะมีปริมาณอินซูลินต่ำกว่าปกติจึงทำให้ร่างกายไม่สามารถนำกลูโคสไปใช้ได้ส่งผลให้ร่างกายกลับกลูโคสสะสมอยู่ในกระแสเลือดสูง



รูปที่ 2.1 แสดงสูตรโครงสร้างกลูโคส

ที่มา : http://www.easynotecards.com/notecard_set/7180#&ui-state=dialog

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.1 เทคนิคการตรวจวัดระดับกลูโคสโดยทั่วไป

การตรวจวัดระดับกลูโคสมีอยู่ 2 วิธีหลัก วิธีแรก คือ วิธีทางเคมีที่ใช้ประโยชน์จากคุณสมบัติ Nonspecific reducing ของกลูโคสซึ่งตัวบ่งชี้จะเปลี่ยนแปลงสีเมื่อเกิดปฏิกิริยาขึ้น วิธีนี้ยังคงมีการใช้อยู่ในบางแห่ง แต่เนื่องจากสารประกอบอื่นๆ ในเลือดก็มีคุณสมบัติ reducing ได้ เช่น ยูเรีย ทำให้วิธีนี้สามารถเกิดความผิดพลาดได้ในบางกรณี (ประมาณ 5 - 15 mg/dl) อีกวิธีหนึ่ง คือ การใช้เอนไซม์ที่มีความจำเพาะต่อกลูโคส โดยเอนไซม์พื้นฐานที่สุดที่ใช้สำหรับวิธีนี้ คือ Glucose Oxidase และ Hexokinase

การตรวจด้วยระบบสารเคมีโดยทั่วไปจะอยู่ในรูปแบบของแถบตรวจซึ่งสามารถใส่เข้าไปในเครื่องอ่านและหยอดลงไป สำหรับรูปร่างของแถบตรวจและการจัดวางองค์ประกอบของเคมีจะแตกต่างกันระหว่างเครื่องอ่านและไม่สามารถใช้ด้วยกันได้ แต่เดิมนั้นแถบตรวจกลูโคสจะถูกอ่านด้วยตาและแปลผลโดยเทียบกับสีข้างขวดใส่แถบตรวจ แถบตรวจชนิดนี้ยังใช้สำหรับการตรวจระดับกลูโคสในปัสสาวะ แต่สำหรับการตรวจกลูโคสในเลือดถือว่าเป็นสิ่งที่ล้าสมัย เนื่องจากอัตราความผิดพลาดของมันค่อนข้างสูง

การตรวจกลูโคสในปัสสาวะเป็นประโยชน์น้อย เนื่องจากในสภาวะการทำงานของไตที่ปกติ นั้นเราไม่สามารถตรวจพบกลูโคสได้ การตรวจพบกลูโคสในปัสสาวะนั้นแสดงว่าอยู่ในภาวะระดับกลูโคสสูงอย่างรุนแรงแล้ว นอกจากนี้ปัสสาวะที่เก็บอยู่ในกระเพาะปัสสาวะนั้นเป็นระดับกลูโคสที่ผลิตขึ้น ณ เวลาใดเวลาหนึ่งเท่านั้น ถ้าหากเกิดการเปลี่ยนแปลงทางเมตาบอลิซึมอย่างรวดเร็วการตรวจระดับกลูโคสจากปัสสาวะจึงเป็นการได้ข้อมูลที่ล่าช้าและไม่เป็นประโยชน์สักเท่าไรนัก การตรวจระดับกลูโคสจากเลือดจึงเป็นทางเลือกที่ดีกว่าทั้งในแง่ทางคลินิกและการสามารถตรวจได้เองที่บ้าน

2.2 ไบโอสเซนเซอร์ (Biosensors)

ไบโอสเซนเซอร์ (Biosensor) คืออุปกรณ์ตรวจวัดทางชีวภาพเป็นอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อตรวจวิเคราะห์สารตัวอย่างได้อย่างเฉพาะเจาะจงและใช้ตรวจวิเคราะห์สารต่างๆ ได้หลากหลายชนิดโดยรวมแล้ว ประกอบด้วยอุปกรณ์ 2 ส่วนคือ ตัวแปลงสัญญาณ และสารชีวภาพ

- 1) ตัวแปลงสัญญาณ (transducer) เป็นอุปกรณ์สำหรับแปลงสัญญาณเฉพาะต่างๆ เช่น อิเล็กตรอน แสง เป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อเป็นดัชนีระบุถึงปริมาณสารที่ต้องการวิเคราะห์
- 2) สารชีวภาพ (Biological Substance) เป็นสารที่มีความสามารถทำปฏิกิริยากับสารที่ต้องการวิเคราะห์อย่างจำเพาะเจาะจง

ทำการตรึงสารชีวภาพเข้ากับตัวแปลงสัญญาณเพื่อสร้างไบโอเซนเซอร์สำหรับวิเคราะห์สารที่ต้องการ แล้วนำไปไบโอเซนเซอร์ที่ได้มาทำการตรวจวัดสารที่ต้องการวิเคราะห์ ในขั้นตอนนี้สารที่ต้องการวิเคราะห์จะจับกับไบโอเซนเซอร์ที่ตำแหน่งจำเพาะเจาะจงตรงส่วนของสารชีวภาพที่เราตรึงบนตัวไบโอเซนเซอร์ โดยในขั้นตอนนี้เรียกว่า กลไกการจดจำทางชีวภาพ (Biological recognition mechanism) จากการเข้าจับกันทำให้เกิดปฏิกิริยาทางชีวเคมีและมีการถ่ายทอดสัญญาณเฉพาะ (Indicated signal) ซึ่งอาจเป็นอิเล็กทรอนิกส์ แสง และอื่นๆ เข้าสู่ตัวแปลงสัญญาณ หลังจากนั้น ตัวแปลงสัญญาณรับและเปลี่ยนสัญญาณเฉพาะเป็นสัญญาณไฟฟ้าผ่านเครื่องอ่านสัญญาณออกมา ทำให้เราสามารถอ่านค่าได้ เรียกขั้นตอนนี้ว่าเทคนิคของการรับและแปลงสัญญาณทางกายภาพ (Physical transduction technique) และเมื่ออ่านค่าได้ก็ทำให้ทราบว่าสารที่เราวิเคราะห์นั้นเป็นสารใด ข้อดีของการตรึงสารชีวภาพ คือ สามารถนำสารชีวภาพมาใช้ซ้ำได้ ตัวอย่างเช่น เอนไซม์กลูโคสออกซิเดสเป็นสารชีวภาพ ในกลูโคสไบโอเซนเซอร์



รูปที่ 2.2 องค์ประกอบของไบโอเซนเซอร์

ที่มา : http://www.gatewaycoalition.org/files/hidden/sensr/ch1/1_1f.htm

2.2.1 ตัวตรวจวัดทางเคมีไฟฟ้า (Electrochemical biosensor)

หลักการทางเคมีไฟฟ้าที่ถูกนำมาใช้เป็นตัวตรวจวัดสำหรับเทคนิคไบโอเซนเซอร์ ได้แก่

1) โพลเทนทมิอิมेटรี (Potentiometry)

เทคนิคนี้เกี่ยวข้องกับการวัดค่าศักย์ไฟฟ้า ซึ่งในการวัดศักย์ไฟฟ้าจะต้องประกอบด้วย 2 ครึ่งเซลล์ (Half-cell) รวมกันเรียกว่าเซลล์เคมีไฟฟ้า (Electrochemical cell) ในแต่ละครึ่งเซลล์จะประกอบด้วยขั้วไฟฟ้า (Electrode) และสารละลายอิเล็กโทรไลต์ (Electrode-electrolyte-solution)

2) แอมเพอโรเมตรี (Amperometry)

แอมเพอโรเมตรีเป็นวิธีวิเคราะห์ที่อาศัยหลักการคือ ให้ศักย์ไฟฟ้าที่คงที่แก่ขั้วไฟฟ้าทำงานเทียบกับขั้วไฟฟ้าอ้างอิง เพื่อให้เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันหรือรีดักชันบนผิวหน้าขั้วไฟฟ้า และวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่ากระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยา การวัดด้วยวิธีแอมเพอโรเมตรีถูกนำมาประยุกต์ใช้ในเทคนิคไบโอเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดกลูโคสด้วยขั้วไฟฟ้าที่มีความไวต่อกลูโคส

3) โวลแทมเมตรี (Voltammetry)

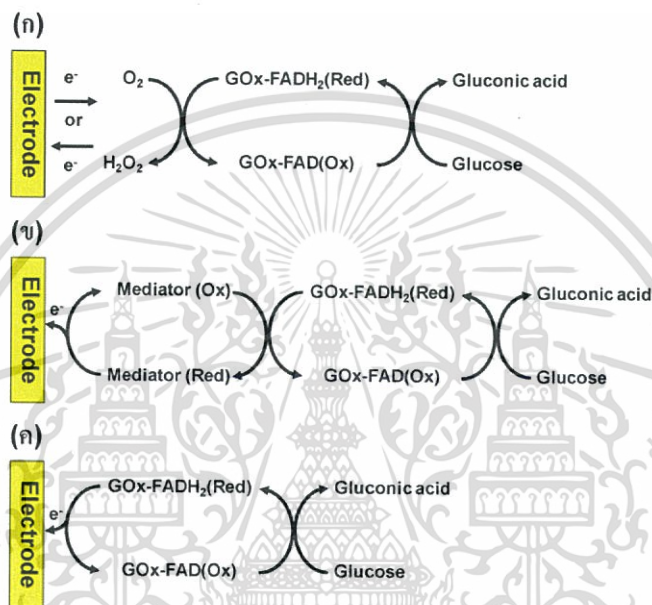
การวิเคราะห์ด้วยหลักการโวลแทมเมตรีอาศัยหลักการให้ค่าศักย์ไฟฟ้ากับวงจรเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันหรือรีดักชันของสารที่ต้องการวิเคราะห์ แล้วทำการวัดค่ากระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยา การจัดเซลล์เคมีไฟฟ้าจะจัดแบบแอเล็กโทรไลติกเซลล์ (Electrolytic cells) เซลล์ไฟฟ้าจะประกอบด้วยขั้วไฟฟ้าอ้างอิง (Reference electrode) ขั้วไฟฟ้าช่วย (Counter electrode) และขั้วไฟฟ้าทำงาน (Working electrode) อุปกรณ์และเครื่องมือของเทคนิคโวลแทมเมตรีประกอบด้วย 2 ส่วน คือ เซลล์เคมีไฟฟ้าและเครื่องมือในการควบคุมสัญญาณไฟฟ้า

2.2.2 เซ็นเซอร์สำหรับการตรวจวัดกลูโคสแบบใช้เอนไซม์

กลูโคสไบโอเซนเซอร์ (glucose biosensor) เป็นเซนเซอร์ที่ได้มีการพัฒนามาแล้วถึง 3 ยุค ซึ่งเป็นเซนเซอร์ที่อาศัยเอนไซม์กลูโคสออกซิเดส (Glucose oxidase) เร่งปฏิกิริยาออกซิเดชันของกลูโคสได้ผลิตภัณฑ์เป็นกรดกลูโคนิก (Gluconic acid) สำหรับกลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคแรกอาศัยหลักการวัดออกซิเจน (Oxygen) ที่ถูกใช้ไป หรือ ไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (Hydrogen peroxide) ที่เกิดจากการเร่งปฏิกิริยาออกซิเดชันของกลูโคสโดยเอนไซม์ GO_x ที่ถูกตรึงอยู่บนผิวหน้าขั้วไฟฟ้า (Electrode) รูปที่ 2.3 (ก) ซึ่ง GO_x จะมีฟลาวินอะดีนีนไดนิวคลีโอไทด์ (Flavin adenine dinucleotide; FAD) เป็นรีดอกซ์โคแฟกเตอร์ (redox cofactor) โดย GO_x -FAD(Ox) ในรูปออกซิไดซ์ (Oxidized form) ถูกรีดิวซ์ด้วยกลูโคสกลายเป็น GO_x -FADH₂(Red) ในรูปรีดิวซ์ (Reduced form) จากนั้น GO_x -FADH₂(Red) จะถูกออกซิไดซ์ด้วยออกซิเจนกลับกลายเป็น GO_x -FAD(Ox) ในรูปออกซิไดซ์เต็มและเกิดไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ ซึ่งปริมาณของออกซิเจนที่ถูกใช้ไป หรือไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ที่เพิ่มแปรผันตรงกับความเข้มข้นของกลูโคสในสารละลาย อย่างไรก็ตามวิธีนี้มีข้อจำกัด คือ ต้องควบคุมปริมาณออกซิเจนในสารละลาย และต้องใช้ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ค่อนข้างสูงสำหรับการตรวจวัดด้วยเทคนิคแอมเพอโรเมตริกไบโอเซนเซอร์โดยจะเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน (Oxidation reaction) ของสารแทรกสอด (Interferences) บางชนิดที่รวมอยู่ในตัวอย่างเลือดทำให้พบผลบวกปลอม (False positive)

ดังนั้นจึงมีการพัฒนา กลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคที่ 2 โดยการปรับปรุงด้วยสารรีดอกซ์มีเดียเตอร์ (Redox mediator) ร่วมกับเอนไซม์ GO_x สารรีดอกซ์มีเดียเตอร์จะทำหน้าที่เป็นตัวออกซิไดซ์แทนออกซิเจน รูปที่ 2.3 (ข) และช่วยลดค่าศักย์ไฟฟ้าที่ใช้สำหรับการตรวจวัด เนื่องจากสารรีดอกซ์มีเดียเตอร์ที่เลือกใช้ต้องมีค่าศักย์ไฟฟ้ารีดอกซ์ (Redox potential) ต่ำตัวอย่างเช่น เฟอโร/เฟอริไซยาไนด์ (Ferro/Ferricyanide) เฟอโรซีน (Ferrocene) ไฮโดรควิโนน (Hydroquinone) เป็นต้น อย่างไรก็ตามพบว่าสารรีดอกซ์มีเดียเตอร์สามารถเกิดปฏิกิริยากับสารรบกวนที่อยู่ในตัวอย่างเลือด เช่นกัน อีกทั้งมีขั้นตอนการเตรียมขั้วไฟฟ้าหลายขั้นตอน

สำหรับกลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคที่ 3 เป็นเซนเซอร์ที่อาศัยหลักการวัดการถ่ายเทอิเล็กตรอน (Electron transfer) ระหว่างเอนไซม์ GO_x กับขั้วไฟฟ้าโดยตรง รูปที่ 2.3 (ค) โดยเมื่อ $GO_x-FAD(Ox)$ ถูกรีดิวซ์ด้วยกลูโคสกลายเป็น $GO_x-FADH_2(Red)$ และกรดกลูโคนิก จากนั้น $GO_x-FADH_2(Red)$ จะถ่ายเทอิเล็กตรอนให้กับขั้วไฟฟ้ากลับกลายเป็น $GO_x-FAD(Ox)$ ซึ่งวิธีนี้ทำให้เซนเซอร์มีความจำเพาะที่ดี เนื่องจากค่าศักย์ไฟฟ้าที่ใช้สำหรับการตรวจวัดเป็นของเอนไซม์ GO_x แต่มีค่าสัญญาณการตอบสนองต่ำเนื่องจาก FAD ที่ทำหน้าที่เป็นรีดอกซ์โคแฟกเตอร์อยู่ในเอนไซม์ GO_x ทำให้การถ่ายเทอิเล็กตรอนไม่ดี



รูปที่ 2.3 แสดงการพัฒนาของกลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคต่างๆ (ก) กลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคที่ 1 (first generation) (ข) กลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคที่ 2 (second generation) (ค) กลูโคสไบโอเซนเซอร์ยุคที่ 3 (third generation)

ที่มา : http://medinfo.psu.ac.th/smj2/30_1_2012/04-warakorn.pdf

2.2.3 คุณลักษณะของไบโอเซนเซอร์

- 1) ความสามารถในการคัดเลือก (Selectivity) เป็นค่าที่แสดงให้เห็นถึงความสามารถของเทคนิคไบโอเซนเซอร์ในการจับสับสเตรทที่แตกต่างกัน
- 2) ความไววิเคราะห์ในการตรวจวัด (Sensitivity) เป็นค่าที่แสดงถึงขีดความสามารถของเทคนิคไบโอเซนเซอร์ในการตรวจวัด
- 3) เวลาในการตอบสนอง (Response time)
- 4) อายุการใช้งาน (Working lifetime)
- 5) ความสามารถในการวัดซ้ำ (Reproducibility)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 การวิเคราะห์เชิงไฟฟ้าเคมี

การวิเคราะห์เชิงไฟฟ้าเคมีแบ่งได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ตามปรากฏการณ์ที่เกิดปฏิกิริยาเชิงเคมีไฟฟ้า คือ วิธีที่พื้นผิว (Interfacial method) กับ วิธีที่เนื้อสาร (Bulk method)

1) วิธีที่พื้นผิว

วิธีที่พื้นผิวเป็นการศึกษาปรากฏการณ์ที่รอยต่อประสานระหว่างอิเล็กโทรด แบ่งเป็นวิธีเชิงสถิตย์ (Static method) ที่การทำงานทำในสภาวะไม่มีกระแสไฟฟ้า ซึ่งมีวิธีเดียว คือ การวัดทางโพเทนชิโอเมตรี และวิธีเชิงพลวัต (Dynamic method) ที่ทำในสภาวะที่มีกระแสไฟฟ้าซึ่งมีหลายวิธี ในกลุ่มที่ควบคุมศักย์ไฟฟ้าขณะที่วัดตัวแปรอื่นๆ โดยทั่วไปมีความไวในช่วงกว้างและแปรเปลี่ยน (10^{-3} ถึง 10^{-8} โมลาร์) นอกจากนี้หลายวิธียังสามารถวิเคราะห์ตัวอย่างในปริมาตรสารตัวอย่างเป็นไมโครลิตรหรือนาโนลิตร ดังนั้นขีดจำกัดถึงระดับพิโคโมล

ส่วนอีกวิธีหนึ่งเป็นวิธีเชิงพลวัต ซึ่งเป็นการให้กระแสที่คงที่ขณะที่เก็บข้อมูล ซึ่งได้แก่ วิธีอิเล็กโตรกราวิเมตรี (Electrogravimetry) และคูลอมเมตริกไทเทรชัน (Coulometric titration)

2) วิธีที่เนื้อสาร

วิธีที่เนื้อสารเป็นการศึกษาปรากฏการณ์ที่เกิดในเนื้อสารละลาย วิธีในกลุ่มนี้ได้แก่ คอนดักโตเมตรี (Conductometry) และคอนดักโตเมตริกไทเทรชัน (Conductometric titration)

นอกจากนี้โดยทั่วไปจะแบ่งเป็น 2 กลุ่มตามคุณสมบัติของเซลล์เคมีไฟฟ้าที่ศึกษา คือ โพเทนชิโอเมตรี (Potentiometry) และโวลแทมเมตรี (Voltammetry)

1) โพเทนชิโอเมตรี

โพเทนชิโอเมตรีเป็นการวิเคราะห์ที่เกี่ยวข้องกับเซลล์ไฟฟ้าเคมีชนิดเซลล์กัลวานิกที่ไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน ซึ่งเป็นการวัดศักย์ไฟฟ้าสมดุลของระบบโดยไม่มีการเกิดปฏิกิริยาอิเล็กโตรไลซิส

2) โวลแทมเมตรี

โวลแทมเมตรีเป็นการวิเคราะห์ที่เกี่ยวข้องกับเซลล์เคมีไฟฟ้าชนิดเซลล์อิเล็กโตรไลติก โดยให้ศักย์ไฟฟ้าแก่ระบบแล้ววัดกระแสที่ไหล หรือให้กระแสไฟฟ้าแก่ระบบแล้ววัดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้น

2.3.1 โวลแทมเมตรี (Voltammetry)

โวลแทมเมตรีเป็นคำทั่วไปที่ใช้เรียกเทคนิคการวิเคราะห์เชิงเคมีไฟฟ้าของเซลล์เคมีไฟฟ้าชนิดเซลล์อิเล็กโทรไลติก โดยศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างกระแสกับศักย์ไฟฟ้า หรือ ความต่างศักย์ ศักย์ไฟฟ้าหรือตัวแปรอิสระถูกให้กับอิเล็กโทรดทำงานเป็นฟังก์ชันกับเวลา เพื่อทำให้เกิดการตอบสนองในรูปของกระแสไฟฟ้าหรือตัวแปรตามซึ่งมีลักษณะเฉพาะกับสารตัวอย่างที่สนใจศึกษา

ข้อมูลของสารตัวอย่างได้จากการวัดกระแสซึ่งเป็นฟังก์ชันกับเสไฟฟ้าที่ให้ (Applied potential, E_{app}) หรือศักย์ไฟฟ้ากระตุ้น (Excitation potential) ดังสมการ

$$I = f(E_{app}) \quad (1)$$

เมื่อ E_{app} เป็นศักย์ไฟฟ้าที่ให้กับเซลล์เคมีไฟฟ้าที่ศึกษา และ I เป็นกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้น กราฟที่บันทึกระหว่างกระแสที่เป็นฟังก์ชันกับศักย์ไฟฟ้าขณะเกิดปฏิกิริยาอิเล็กโทรไลซิส เรียกว่า "โวลแทมโมแกรม" (Voltammograms) หรือ "กราฟกระแส-ศักย์ไฟฟ้า" (Current potential curves) หรือ "คลื่นโวลแทมเมตริก" (Voltammetric wave)

บางครั้งวิธีทางโวลแทมเมตริกจัดเป็นเทคนิคเกี่ยวกับศักย์ไฟฟ้าที่ถูกควบคุม (Controlled potential techniques) การวิเคราะห์ทางโวลแทมเมตริต้องควบคุมสภาวะให้เกิดโพลาริเซชัน โดยการวิเคราะห์ต้องเกิดโพลาริเซชันจากความเข้มข้นอย่างสมบูรณ์ ดังนั้นอิเล็กโทรดทำงานที่ใช้ในวิธีทางโวลแทมเมตริกจึงเป็นแบบไมโครอิเล็กโทรดซึ่งมีขนาดเล็ก ส่วนใหญ่มีพื้นที่บนผิวเล็กขนาดไม่กี่ตารางมิลลิเมตร ในงานวิเคราะห์บางประเภทอาจใช้ไมโครอิเล็กโทรดขนาดไม่กี่ตารางไมโครเมตรหรือเล็กกว่า วิธีทางโวลแทมเมตริกมีสารตัวอย่างเพียงบางส่วนที่เกิดปฏิกิริยาในการทดลอง

ปัจจุบันการทำงานของโวลแทมเมตรีแบบธรรมดาทั่วไปจะใช้โพเทนชิออสแตทชนิดสามอิเล็กโทรด (Three-electrode potentiostat) เป็นส่วนควบคุมศักย์ไฟฟ้าที่ให้อย่างถูกต้อง เซลล์เคมีไฟฟ้าของโวลแทมเมตริกส่วนใหญ่จึงเป็นเซลล์เคมีไฟฟ้าแบบสามอิเล็กโทรด

เซลล์เคมีไฟฟ้าแบบสามอิเล็กโทรดประกอบด้วยอิเล็กโทรดสามขั้ว คือ อิเล็กโทรดทำงาน (Working electrode) อิเล็กโทรดอ้างอิง (Reference electrode) และอิเล็กโทรดช่วย (Auxillary electrode) หรือ เคาน์เตอร์อิเล็กโทรด (Counter electrode) ให้ศักย์ไฟฟ้ากับอิเล็กโทรดทำงาน ซึ่งจุ่มอยู่ในสารละลายที่จะศึกษา ปฏิกิริยารีดอกซ์ที่เกิดขึ้นถูกวัดที่อิเล็กโทรดนี้ ส่วนอิเล็กโทรดอ้างอิงทำหน้าที่ให้ศักย์ไฟฟ้าคงที่ตลอดการทดลอง อิเล็กโทรดอันที่สาม คือ อิเล็กโทรดช่วยเป็นส่วนต่อทำให้วงจรไฟฟ้าครบสมบูรณ์ ทำหน้าที่เป็นขั้วไฟฟ้าที่ให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านได้อย่างอิสระเพื่อลดความต้านทานภายในเซลล์ อิเล็กโทรดช่วยมีขนาดใหญ่กว่าอิเล็กโทรดทำงานมาก เพื่อลดความหนาแน่นของกระแส

ที่พื้นผิวอิเล็กโทรด นอกจากนี้การจัดตำแหน่งให้อิเล็กโทรดทำงานอยู่ติดกับอิเล็กโทรดอ้างอิงมากที่สุด ก็เป็นการลดความต้านทานของเซลล์เช่นเดียวกัน

อิเล็กโทรดทำงานในโวลแทมเมตรี มีลักษณะเป็นอิเล็กโทรดขนาดเล็ก หรือที่เรียกว่า ไมโครอิเล็กโทรด การที่ต้องมีพื้นที่ผิวเล็กเพื่อเพิ่มแนวโน้มในการเกิดโพลาริเซชันให้เกิดมากที่สุด อิเล็กโทรดทำงานมีหลายชนิดตามวัสดุที่ใช้ทำหรือรูปร่างการทำงาน

อิเล็กโทรดอ้างอิงที่นิยมใช้ทั่วไป คือ คาโลเมลอิเล็กโทรดชนิดอิ่มตัว (SCE) หรือ ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์อิเล็กโทรด ($\text{Ag}-\text{AgCl}$) ส่วนแคโทดอิเล็กโทรดที่ใช้บ่อยเป็นขดลวดแพลทินัม (Platinum coil) หรือแอ่งปรอท (Mercury pool) ซึ่งสะดวกในการนำไฟฟ้าจากแหล่งกำเนิดสัญญาณผ่านสารละลายมายังไมโครอิเล็กโทรด ความต้านทานไฟฟ้าของวงจรควบคุมที่มีอิเล็กโทรดอ้างอิงนั้นมีขนาดใหญ่มาก คือ มากกว่า 10^{11} โอห์ม ซึ่งจำเป็นต้องควบคุมไม่ให้มีกระแสไหลผ่านอิเล็กโทรดอ้างอิงเข้าไปยังไมโครอิเล็กโทรด นอกจากนี้ระบบควบคุมยังทำหน้าที่ปรับกระแสเพื่อทำให้ศักย์ไฟฟ้าระหว่างไมโครอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรดอ้างอิงมีค่าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าที่มาจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้า

กระแสที่เกิดขึ้นจะถูกเปลี่ยนแปลงเป็นความต่างศักย์และบันทึกเป็นฟังก์ชันกับเวลาซึ่งเป็นสัดส่วนโดยตรงกับศักย์ไฟฟ้าระหว่างคู่อิเล็กโทรดและอิเล็กโทรดอ้างอิง ตัวแปรอิสระในการทดลองนี้ คือ ศักย์ไฟฟ้าของไมโครอิเล็กโทรดเทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิงไม่ใช่ศักย์ไฟฟ้าระหว่างไมโครอิเล็กโทรดกับแคโทดอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดทำงานนั้นอยู่ที่ศักย์ไฟฟ้าร่วมที่มองเห็นตลอดการทดลอง

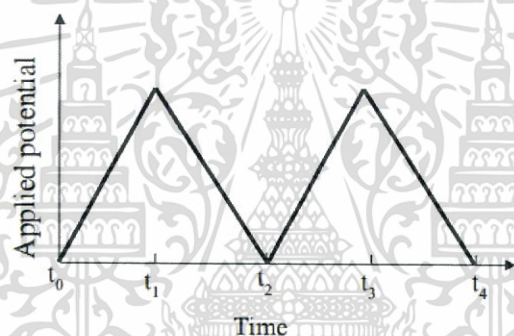
2.3.2 ไชคลิกโวลแทมเมตรี (Cyclic Voltammetry: CV)

ไชคลิกโวลแทมเมตรี (cyclic voltammetry) เรียกย่อ ๆ ว่าเทคนิค CV เป็นเทคนิคหนึ่งที่น่าสนใจอย่างแพร่หลายในการวิเคราะห์เชิงปริมาณ (quantitative analysis) ทางด้านสาขาเคมีและสาขาอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง นอกจากนี้ยังมีการนำมาศึกษาในด้านที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการรีดอกซ์ (redox process) การเกิดสารตัวกลาง (intermediates) และความคงตัวของสารผลิตภัณฑ์ เป็นต้น

ทางด้านนักเคมีอินทรีย์ได้ใช้เทคนิคนี้ศึกษาปฏิกิริยาทางชีวสังเคราะห์ และปฏิกิริยาที่ให้อนุมูลอิสระและนักเคมีอินทรีย์ได้ใช้เทคนิคนี้เพื่อหาผลของลิแกนด์ต่อค่าศักย์ของโลหะไอออนตรงกลางในสารประกอบเชิงซ้อน รวมทั้งใช้ศึกษาการเร่งของเอนไซม์

2.3.3 รูปแบบศักย์ (Waveform)

ไซคลิกโวลแทมเมตรีมีการให้ศักย์ไฟฟ้าเป็นไซเคิลที่มีลักษณะเป็นสามเหลี่ยมไป ยังชั่วฟ้าที่จุ่มอยู่ในสารละลายที่อยู่นิ่งแล้ววัฏกระแสที่เกิดขึ้น ศักย์ที่ชั่วไฟฟ้าทำงานจะถูกควบคุม เมื่อเทียบกับชั่วไฟฟ้าอ้างอิง ได้แก่ ชั่วไฟฟ้าคาโลเมลอิ้มตัว (saturated calomel electrode : SCE) หรือชั่วไฟฟ้าซิลเวอร์ซิลเวอร์คลอไรด์ (silver/silver chloride) เมื่อพล็อตกราฟระหว่างแกนตั้งเป็นศักย์ไฟฟ้า และแกนนอนเป็นเวลาเมื่อมีการให้ศักย์ไฟฟ้าเข้าไปในเซลล์ เมื่อเวลาผ่านไปศักย์ที่ให้จะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ เรียกศักย์ไฟฟ้านี้ว่า การสแกนไปข้างหน้า (forward scan) เมื่อสแกนไปถึงจุดหนึ่งที่กำหนดไว้ แล้วศักย์ไฟฟ้าก็จะเริ่มลดลงด้วยอัตราการสแกนเท่าเดิม เรียกว่า การสแกนย้อนกลับ (reverse scan) จนกระทั่งศักย์ไฟฟ้ามีค่าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าเริ่มต้นจะได้เป็นหนึ่งไซเคิลดังรูปที่ 2.4 ไซเคิลที่สองก็จะเริ่มเหมือนกับศักย์ไฟฟ้าที่หนึ่งทุกประการ



รูปที่ 2.4 รูปแบบของศักย์ไฟฟ้าที่ให้ในไซคลิกโวลแทมเมตรี

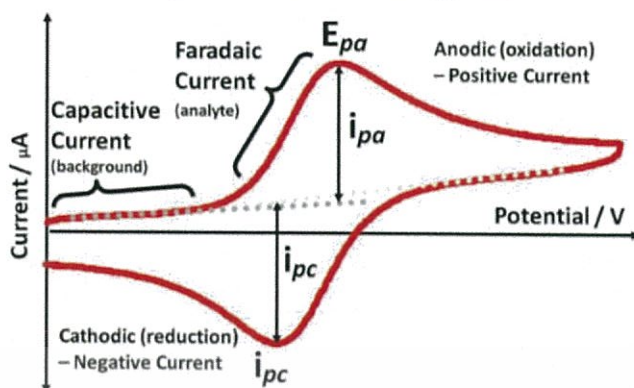
ที่มา http://librae.mju.ac.th/government/20111119104834_librae/File20130417120128_26927.pdf

2.3.4 ไซคลิกโวลแทมโมแกรม (Cyclic Voltammogram)

ไซคลิกโวลแทมโมแกรมที่วัดได้จากกระแสที่ชั่วไฟฟ้าทำงานในระหว่างการสแกนศักย์ เมื่อนำมาพล็อตกราฟระหว่างกระแส (แกนตั้ง) กับศักย์ไฟฟ้า (แกนนอน) จะได้ดังรูปที่ 2.5 เมื่อพิจารณาพิกัดด้านบนจากจุดยอดของพีคลากเส้นมาตัดแกนศักย์จะได้ตำแหน่งศักย์ของพีคทางด้านพีคแอโนดิก (anodic peak potential) หรือ E_{pa} ซึ่งมีค่าเป็นบวก ในทำนองเดียวกันพิกัดด้านล่างเป็นกระแสแคโทดิก หรือ E_{pc} (cathodic peak potential) ของส่วนความสูงของพีคทางด้านบนคือกระแสของพีคแอโนดิก (anodic peak current), i_{pa} และความสูงของพีคด้านล่างเป็นกระแสของพีคแคโทดิก (cathodic peak current), i_{pc} ซึ่งกระแสของพีคจะแปรผันตามความเข้มข้นของสาร และตำแหน่งศักย์ของพีคก็เป็นค่าเฉพาะของสารแต่ละตัวเหมือนกับเทคนิคอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Cyclic Voltammogram



รูปที่ 2.5 ไชคคลิกโวลแทมโมแกรม

ที่มา : <https://www.google.co.th/search?q=cyclic+voltammetry>

พารามิเตอร์ที่สำคัญในไซคลิกโวลแทมโมแกรม คือ ค่าศักย์ไฟฟ้าสูงสุด (E_{pc} , E_{pa}) และกระแสสูงสุด (i_{pc} , i_{pa}) ของสัญญาณแบบแคโทดิกและแอนอดิก หากปฏิกิริยาที่สารออกซิแดนซ์รับอิเล็กตรอนหรือเกิดปฏิกิริยารีดักชันมีอัตราเร็วเท่ากับสารรีดิวซ์ให้อิเล็กตรอน หรือ เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันจะเรียกปฏิกิริยาแบบนี้ว่า เป็นปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าแบบย้อนกลับได้ (electrochemically reversible) พบว่าระยะห่างระหว่างพีก (peak separation) จะมีค่าเท่ากับ ΔE_p ดัง สมการ

$$\Delta E_p = [E_{pa} - E_{pc}] = 2.303 RT/nF \quad (2)$$

ในปฏิกิริยาแบบสามารถย้อนกลับได้ ถ้าทำการศึกษาที่ 25°C ด้วยจำนวนอิเล็กตรอนเท่ากับ n พบว่า E_p จะมีค่าเท่ากับ $0.0592/n\text{V}$ หรือประมาณ 60 mV ต่อหนึ่งอิเล็กตรอน สำหรับในกรณีที่ปฏิกิริยาที่ไม่สามารถย้อนกลับได้ (Irreversibility) ซึ่งมีอัตราการแลกเปลี่ยนอิเล็กตรอนที่ค่อนข้างช้า จะพบว่ามีค่า $\Delta E_p > 0.0592/n\text{ V}$ หรือโดยประมาณเท่ากับ 70 mV ต่อหนึ่งหน่วยอิเล็กตรอน

2.4 ขั้วไฟฟ้า (Electrode)

1) ขั้วไฟฟ้าอ้างอิง (Reference electrode)

ขั้วไฟฟ้าอ้างอิงจะต้องเป็นขั้วไฟฟ้าที่มีศักย์ไฟฟ้าคงที่ตลอดการทดลอง ทำหน้าที่ควบคุมค่าศักย์ไฟฟ้าของขั้วไฟฟ้าทำงาน ขั้วไฟฟ้าอ้างอิงที่นิยมนำมาใช้ ได้แก่ ขั้วไฟฟ้าเงิน-เงินคลอไรด์ (Silver-silver chloride electrode; Ag/AgCl)

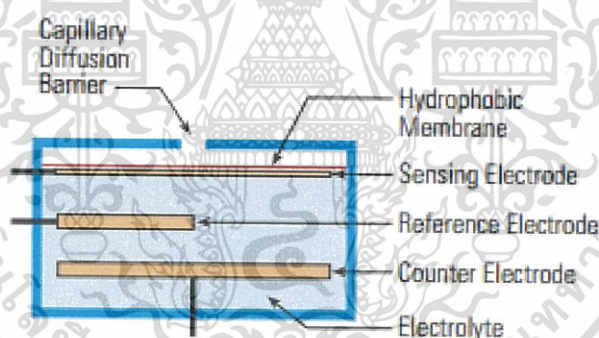
2) ขั้วไฟฟ้าช่วย (Counter electrode)

ขั้วไฟฟ้าช่วยเป็นขั้วไฟฟ้าที่รับค่ากระแสไฟฟ้าจากขั้วไฟฟ้าอ้างอิงส่งผ่านสารละลายอิเล็กโทรไลต์ไปยังขั้วไฟฟ้าทำงาน ทำหน้าที่เป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดี เพื่อให้สารตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์เกิดปฏิกิริยาเคมี โดยขั้วไฟฟ้าช่วยที่ดีในขณะเกิดปฏิกิริยาของสารตัวอย่างจะต้องไม่มีการเปลี่ยนแปลงใดๆเกิดขึ้น

3) ขั้วไฟฟ้าทำงาน (Working electrode)

ขั้วไฟฟ้าทำงานมีหน้าที่ให้ความต่างศักย์หรือกระแสไฟฟ้าเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาที่ผิวหน้าของขั้วไฟฟ้า ผลจากการเกิดปฏิกิริยาขั้วไฟฟ้าทำงานจะทำหน้าที่ส่งความต่างศักย์หรือกระแสไฟฟ้าไปยังตัวตรวจวัดแปลงสัญญาณต่อไป เพื่อให้ได้สัญญาณทางไฟฟ้า ขั้วไฟฟ้าที่นิยมนำมาใช้ เช่น แกรไฟต์ ทอง เป็นต้น

เซนเซอร์ไฟฟ้าเคมีทำงานโดยการทำปฏิกิริยากับก๊าซและผลิตเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ซึ่งสัญญาณที่ได้จะเป็นสัดส่วนกับความเข้มข้นของสารที่นำมาวิเคราะห์ เซนเซอร์โดยทั่วไปจะประกอบไปด้วยขั้วไฟฟ้าทำงานและขั้วไฟฟ้าช่วย ซึ่งถูกคั่นด้วยชั้นอิเล็กโทรไลต์บางๆ



รูปที่ 2.6 เซนเซอร์ไฟฟ้าเคมีโดยทั่วไป

ที่มา : <http://www.intlsensor.com/pdf/electrochemical.pdf>

สารที่มาสัมผัสกับเซนเซอร์ในชั้นแรกจะแพร่ผ่าน Capillary Diffusion Barrier, Hydrophobic Membrane และในที่สุดก็แพร่ถึงพื้นผิวขั้วไฟฟ้า ซึ่งวิธีนี้จะนำไปใช้เพื่อให้ปริมาณสารเหมาะสมต่อการตอบสนองของขั้วไฟฟ้า โดยจะทำให้ได้สัญญาณไฟฟ้าเพียงพอและป้องกันการรบกวนของอิเล็กโทรไลต์ออกจากเซนเซอร์ สารที่แพร่ผ่านบารีเออร์จะทำปฏิกิริยาที่ผิวของขั้วไฟฟ้าซึ่งเกี่ยวข้องกับปฏิกิริยาออกซิเดชันหรือรีดักชัน ตัวต้านทานที่อยู่ระหว่างขั้วไฟฟ้าจะทำให้มีกระแสเกิดขึ้นโดยกระแสจะเป็นสัดส่วนกับความเข้มข้นของการไหลของสารระหว่างแอโนดและแคโทด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระแสสามารถวัดได้โดยพิจารณาจากความเข้มข้นของก๊าซ กระแสที่ขึ้นนี้สามารถเรียกเซนเซอร์ไฟฟ้าเคมีนี้ว่า Amperometric sensor หรือ Micro fuel cell

นอกจากชีวไฟฟ้าทำงานและชีวไฟฟ้าช่วยแล้ว ยังมีชีวไฟฟ้าอีกชนิดหนึ่งคือชีวไฟฟ้าอ้างอิง สำหรับเซนเซอร์นี้ต้องมีแรงดันขับจากภายนอก ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญเพื่อให้มีความเสถียรและความต่างศักย์ของชีวไฟฟ้ามีความคงที่ ในทางปฏิบัติความต่างศักย์ของชีวไฟฟ้าไม่คงที่ เนื่องจากการทำปฏิกิริยาอย่างต่อเนื่องบนผิวของชีวไฟฟ้า ทำให้เกิดการเสื่อมประสิทธิภาพของเซนเซอร์ เพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพการทำงานของเซนเซอร์จึงใช้ชีวไฟฟ้าอ้างอิง

ชีวไฟฟ้าอ้างอิงอยู่ภายในอิเล็กโทรไลต์ใกล้กับชีวไฟฟ้าทำงานความต่างศักย์ระหว่างชีวไฟฟ้าที่คงที่และเสถียรจะถูกนำมาใช้กับชีวไฟฟ้าทำงาน โดยชีวไฟฟ้าอ้างอิงจะรักษาระดับแรงดันที่ชีวไฟฟ้าไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลในชีวไฟฟ้าอ้างอิง โมเลกุลของสารทำปฏิกิริยากับชีวไฟฟ้าทำงาน ทำให้มีกระแสไหลระหว่างชีวไฟฟ้าทำงานและชีวไฟฟ้าช่วย ซึ่งสามารถวัดได้และกระแสยังมีความสัมพันธ์กับความเข้มข้นของสาร

2.4.1 เอนไซม์อิเล็กโทรด

ตั้งแต่ช่วง ค.ศ. 1970 ได้มีความพยายามที่จะผสมระหว่างความจำเพาะเจาะจงของปฏิกิริยาที่เร่งด้วยเอนไซม์กับตัวนำทางไฟฟ้าเพื่อทำให้เกิดเครื่องรับรู้ทางชีวภาพ (Biosensor) สำหรับการวิเคราะห์หาสารประเภทชีวภาพหรือชีวเคมีเช่น กลูโคสและยูเรีย ซึ่งนำไปสู่การทำเป็นเอนไซม์อิเล็กโทรด หลักการของอิเล็กโทรดชนิดนี้ คือ การใช้เมมเบรนเร่งปฏิกิริยาเชิงชีวภาพในการตรวจวิเคราะห์สารประกอบอินทรีย์หลายประเภท การใช้เอนไซม์ที่จำเพาะเจาะจงกับสารที่จะวิเคราะห์เปลี่ยนสารนั้นให้อยู่ในรูปไอออนที่จำเพาะเจาะจงกับ ISEs ที่มีอยู่

เอนไซม์อิเล็กโทรดที่อาศัยหลักการของเมมเบรนอิเล็กโทรดนี้มีข้อน่าสนใจหลายประการ ประการแรกสุด ตามหลักการแล้วโมเลกุลของสารประกอบอินทรีย์ที่ซับซ้อนสามารถวิเคราะห์ได้สะดวก รวดเร็ว และง่ายเช่นเดียวกับการวัดไอออนอินทรีย์โดยอิเล็กโทรดเจาะจงไอออน ประการที่สอง คือ ตัวเร่งปฏิกิริยาเชิงชีวภาพสามารถทำให้ปฏิกิริยาเกิดภายใต้สภาวะอ่อนของอุณหภูมิและพีเอชและที่ความเข้มข้นของสารตั้งต้นที่น้อยที่สุด และประการสาม คือ ความจำเพาะเจาะจงของปฏิกิริยาที่ใช้เอนไซม์กับการตอบสนองของอิเล็กโทรดทำให้มีผลรบกวนจากสิ่งปนเปื้อนน้อยมาก

ข้อจำกัดหลักของกระบวนการที่ใช้เอนไซม์ คือ ราคาของเอนไซม์มีราคาสูงมาก โดยเฉพาะกับงานที่ต้องมีการวัดเป็นประจำ จึงมีการพัฒนาตัวกลางที่ทำให้เอนไซม์อยู่กับที่ซึ่งเอนไซม์ในปริมาณเล็กน้อยสามารถใช้สำหรับการวิเคราะห์ที่ซ้ำๆกันของตัวอย่างจำนวนหลายร้อยตัวอย่าง เทคนิคทั่วไปที่ใช้มี 2 เทคนิค คือ การให้ตัวอย่างผ่านเข้าไปในฐานซึ่งอยู่กับที่ของเอนไซม์ที่ไม่มีการเคลื่อนที่แล้วทำ

การตรวจวัด และเทคนิคที่สอง คือ ชั้นรูปของเอนไซม์ที่ไม่มีการเคลื่อนที่อยู่โดยตรงกับพื้นผิวของอิเล็กโทรดที่เจาะจงไอออน

การทำให้เอนไซม์ไม่เคลื่อนที่ได้หลายวิธี ได้แก่ การทำให้ติดอยู่กับเจลของโพลีเมอร์ การดูดซับบนตัวพองอินทรีย์ที่มีรูพรุน เช่น อะลูมินา การเกิดพันธะโควาเลนต์กับเอนไซม์บนพื้นผิวของแข็ง เช่น ลูกบิดแก้วหรือโพลีเมอร์หรือการเกิดโพลีเมอโรเซชันของเอนไซม์ร่วมกับโมโนเมอร์ที่เหมาะสม

ตารางที่ 1 เอนไซม์อิเล็กโทรด

สารที่วิเคราะห์	เอนไซม์
L-Arginine	Arginine carboxylase
Glucose	Glucose oxidase (generate H ₂ O ₂)
Amygdaline	β-glucosidase
Urea	Urease
NO ₂ ⁻	Nitrite reductase

2.5 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกและดิจิตอล

2.5.1 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล

สัญญาณทั่วไปในโลกเป็นสัญญาณอนาล็อก ดังนั้นเมื่อนำมาใช้งานจะต้องถูกแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิตอลโดยใช้วงจรที่เรียกว่า Analog to Digital Converter (ADC) ทำหน้าที่แปลงสัญญาณข้อมูลที่มนุษย์รับรู้ สัมผัสได้ เป็นข้อมูลทางไฟฟ้า เพื่อป้อนเข้าสู่การประมวลผล จึงเป็นขบวนการหนึ่งของการรับข้อมูล (Input Unit) เป็นกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์ ที่สัญญาณแปรผันต่อเนื่อง (analog) ได้รับการแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิตอล โดยไม่มีการลบข้อมูลสำคัญผลลัพธ์ของ ADC มีลักษณะตรงข้าม คือ กำหนดระดับหรือสถานะ ตัวเลขของสถานะมักจะเป็นการยกกำลังของ 2 คือ 2, 4, 8, 16 เป็นต้น สัญญาณดิจิตอลพื้นฐานมี 2 สถานะและเรียกว่า binary ตัวเลขทั้งหมดสามารถแสดงในรูปของไบนารี ในฐานะข้อความของ หนึ่งและศูนย์

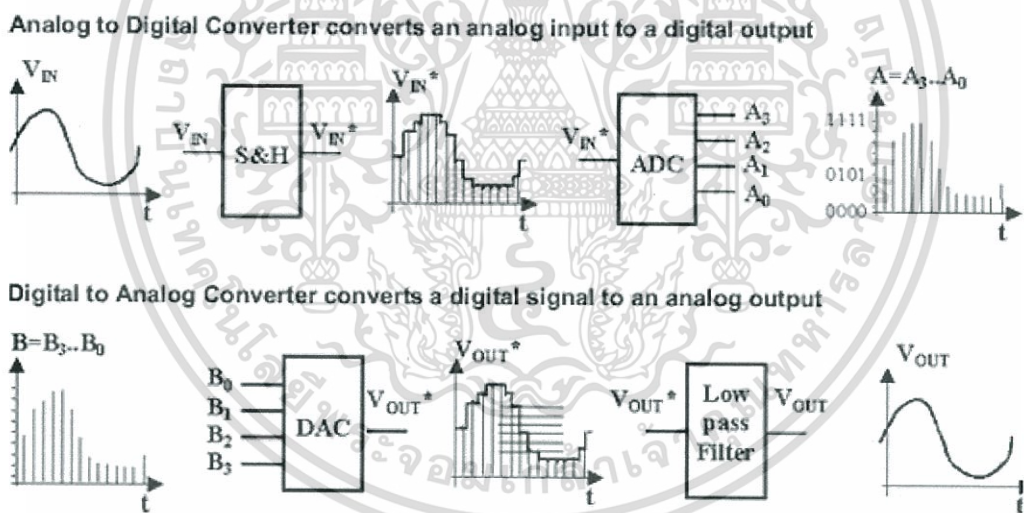
วงจรที่ใช้ในการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลมีมากมายหลายชนิด โดยทั่วไปแล้ววงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลมีใช้งานอยู่ประมาณ 7 ชนิดคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1) Parallel Comparator, Simultaneous, หรือ Flash A/D converter
- 2) Single – Ramp หรือ Single – Slope A/D converter
- 3) Dual – Slope A/D converter
- 4) Charge balance A/D converter
- 5) A/D converters using Counters and D/A converters
- 6) Tracking A/D converters
- 7) Successive – Approximation A/D converters

2.5.2 วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นสัญญาณอนาล็อก

อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์โดยทั่วไปที่เป็นอนาล็อก สามารถควบคุมการทำงานโดยการให้อินพุตเป็นระดับแรงดันที่แตกต่างกัน ตัวอย่างเช่น มอเตอร์กระแสตรง ซึ่งควบคุมความเร็วโดยเปลี่ยนระดับแรงดัน (หรือกระแส) ของขดลวดสนาม เมื่อนำระบบดิจิทัลหรือไมโครคอนโทรลเลอร์มาใช้ควบคุม อุปกรณ์ทางอนาล็อกเหล่านี้จึงต้องมีวงจรซึ่งสามารถแปลงสัญญาณทางดิจิทัลเป็นระดับแรงดันต่อเนื่องแบบอนาล็อกตั้งแต่ศูนย์โวลต์จนถึงระดับสูงสุดที่กำหนดไว้ เรียกว่าวงจร Digital to Analog Converter (DAC)



รูปที่ 2.7 วงจร ADC และ DAC

ที่มา : <http://www.analogplanet.com/category/analog-digital-converter-reviews>

2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ซึ่งบรรจุความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียู, หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน โดยทำการบรรจุเข้าไว้ในอุปกรณ์เดียวกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.1 โครงสร้างทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์

โครงสร้างโดยทั่วไป ของไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น สามารถแบ่งออกมาได้เป็น 5 ส่วนใหญ่ๆ ดังต่อไปนี้

1) หน่วยประมวลผลกลางหรือซีพียู (Central Processing Unit; CPU) เป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ทำงานหรือประมวลผล ตามชุดของคำสั่งเครื่องจากซอฟต์แวร์ คำนี้เริ่มใช้ในอุตสาหกรรมคอมพิวเตอร์ตั้งแต่ต้นศตวรรษ 1960s หน่วยประมวลผลเปรียบเสมือนเป็นสมองของคอมพิวเตอร์ ในการทำหน้าที่ตัดสินใจหรือคำนวณ จากคำสั่งที่ได้รับมา เช่น การเปรียบเทียบ การกระทำการทางคณิตศาสตร์ ฯลฯ โดยมีกระบวนการพื้นฐาน คือ

- อ่านชุดคำสั่ง (fetch)
- ตีความชุดคำสั่ง (decode)
- ประมวลผลชุดคำสั่ง (execute)
- อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำ (memory)
- เขียนข้อมูล/ส่งผลการประมวลกลับ (write back)

2) หน่วยความจำ (Memory) สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ หน่วยความจำที่มีไว้สำหรับเก็บโปรแกรมหลัก (Program Memory) เปรียบเสมือนฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะ คือ ข้อมูลใดๆ ที่ถูกเก็บไว้ในนี้จะไม่สูญหายไปแม้ไม่มีไฟเลี้ยง อีกส่วนหนึ่งคือหน่วยความจำข้อมูล (Data Memory) ใช้เป็นเหมือนกระดานหัดในการคำนวณของซีพียู และเป็นที่พักข้อมูลชั่วคราวขณะทำงาน แต่หากไม่มีไฟเลี้ยง ข้อมูลก็จะหายไปคล้ายกับหน่วยความจำแรม (RAM) ในเครื่องคอมพิวเตอร์ทั่วไป แต่สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์สมัยใหม่ หน่วยความจำข้อมูลจะมีทั้งที่เป็นหน่วยความจำแรม ซึ่งข้อมูลจะหายไปเมื่อไม่มีไฟเลี้ยง และเป็นอีอีพรอม (EEPROM : Erasable Electrically Read-Only Memory) ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลได้แม้ไม่มีไฟเลี้ยงก็ตาม

3) ส่วนติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก หรือพอร์ต (Port) มี 2 ลักษณะคือ พอร์ตอินพุต (Input Port) และพอร์ตส่งสัญญาณหรือพอร์ตเอาต์พุต (Output Port) ส่วนนี้จะใช้ในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก ถือว่าเป็นส่วนที่สำคัญมาก ใช้ร่วมกันระหว่างพอร์ตอินพุต เพื่อรับสัญญาณ อาจจะใช้การกดสวิตช์ เพื่อนำไปประมวลผลและส่งไปพอร์ตเอาต์พุต เพื่อแสดงผลเช่น การติดสว่างของหลอดไฟ เป็นต้น

4) ช่องทางเดินของสัญญาณ หรือบัส (BUS) คือเส้นทางการแลกเปลี่ยนสัญญาณข้อมูลระหว่าง ซีพียู หน่วยความจำและพอร์ต เป็นลักษณะของสายสัญญาณ จำนวนมากอยู่ในตัว

ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยแบ่งเป็นบัสข้อมูล (Data Bus) , บัสแอดเดรส (Address Bus) และบัสควบคุม (Control Bus) บัสข้อมูลเป็นสายสัญญาณที่บรรจุข้อมูล เพื่อการประมวลผลทั้งหมด ขนาดของบัสจะขึ้นอยู่กับความสามารถการประมวลผลของซีพียู สำหรับในงานทั่วไป ขนาดของบัสข้อมูลจะเป็น 8 บิต และในปัจจุบันได้มีการพัฒนาขึ้นมาจนถึง 16, 32 และ 64 บิต บัสแอดเดรสเป็นสายสัญญาณที่บรรจุค่าตำแหน่งของหน่วยความจำ โดยการติดต่อกับหน่วยความจำนั้นซีพียูต้องกำหนดตำแหน่งที่ต้องการอ่านหรือเขียนก่อน บัสควบคุมเป็นกลุ่มของสายสัญญาณควบคุมการติดต่อทั้งหมดของซีพียูกับหน่วยความจำและพอร์ต สำหรับสายสัญญาณเลือกควบคุมหลัก ได้แก่ สายสัญญาณเลือก-อ่าน-เขียนหน่วยความจำ สายสัญญาณเลือกเลือก อ่าน-เขียนข้อมูลกับพอร์ต

5) วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา นับเป็นส่วนประกอบที่สำคัญมากอีกส่วนหนึ่ง เนื่องจากการทำงานที่เกิดขึ้นในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ จะขึ้นอยู่กับกรกำหนดจังหวะ หากสัญญาณนาฬิกามีความถี่สูง จังหวะการทำงานก็จะสามารถทำได้ถี่ขึ้นส่งผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวนั้น มีความเร็วในการประมวลผลสูงตามไปด้วย

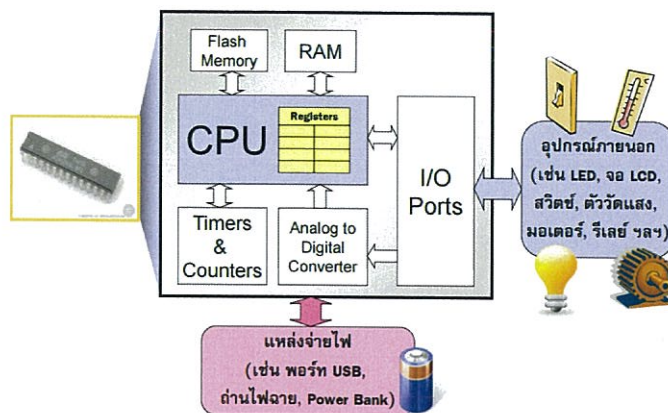
การใช้งานส่วนอื่นๆ จะขึ้นอยู่กับกระบวนการผลิตของแต่ละบริษัทที่จะผลิตขึ้นมา เช่น

- ADC (Analog to Digital) ส่วนภาครับสัญญาณอนาล็อกแปลงไปเป็นสัญญาณดิจิทัล
- DAC (Digital to Analog) ส่วนภาคส่งสัญญาณดิจิทัลแปลงไปเป็นสัญญาณอนาล็อก
- I2C (Inter Integrate Circuit Bus) เป็นการสื่อสารอนุกรมแบบบซิงโครนัส (Synchronous) เพื่อใช้ติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับอุปกรณ์ภายนอก ซึ่งถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัท Philips Semiconductors โดยใช้สายสัญญาณเพียง 2 เส้นเท่านั้น คือ serial data (SDA) และสาย serial clock (SCL) ซึ่งสามารถเชื่อมต่ออุปกรณ์จำนวนหลายๆตัวเข้าด้วยกันได้ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ใช้พอร์ตเพียง 2 พอร์ตเท่านั้น

- SPI (Serial Peripheral Interface) เป็นการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เพื่อรับส่งข้อมูลแบบซิงโครนัส (Synchronize) มีสัญญาณนาฬิกาเข้ามาเกี่ยวข้องระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือจะเป็นอุปกรณ์ภายนอกที่มีการรับส่งข้อมูลแบบ SPI อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เป็นมาสเตอร์ (Master) โดยปกติแล้วจะเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ หรืออาจกล่าวได้ว่าอุปกรณ์ Master จะต้องควบคุมอุปกรณ์ Slave ได้ โดยปกติตัว Slave มักจะเป็นไอซี (IC) หน้าที่พิเศษต่างๆ เช่น ไอซีอุณหภูมิ, ไอซีฐานเวลานาฬิกาจริง (Real-Time Clock) หรืออาจเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำหน้าที่เป็นโหมด Slave ก็ได้เช่นกัน

- PWM (Pulse Width Modulation) การสร้างสัญญาณพัลส์แบบสแควร์เวฟ ที่สามารถปรับเปลี่ยนความถี่และ Duty Cycle ได้เพื่อนำไปควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ เช่น มอเตอร์

- UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) ทำหน้าที่รับส่งข้อมูลแบบอะซิงโครนัสสำหรับมาตรฐานการรับส่งข้อมูลแบบ RS-232



รูปที่ 2.8 ส่วนประกอบภายในไมโครคอนโทรลเลอร์

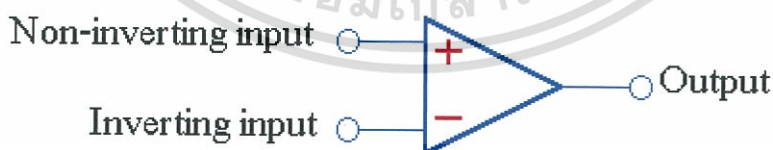
ที่มา : <https://www.cpe.ku.ac.th/~cpj/204223/slides/h4-mcu.pdf>

2.7 วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณ เป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ช่วยเพิ่มขนาดหรือกำลังของสัญญาณ โดยการใช้พลังงานจากแหล่งจ่ายไฟและการควบคุมสัญญาณเอาต์พุตให้มีรูปร่างเหมือนสัญญาณอินพุต แต่มีขนาดใหญ่กว่า

2.7.1 ออปแอมป์ (Operational amplifier; Op-amp)

ออปแอมป์เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแรงดัน โดยออปแอมป์มีโครงสร้างภายในเป็นวงจรที่ซับซ้อน ประกอบไปด้วย ตัวต้านทาน, ทรานซิสเตอร์, ตัวเก็บประจุ และ ไดโอด จำนวนมาก



รูปที่ 2.9 สัญลักษณ์ออปแอมป์

ที่มา : http://www.atom.rmutphysics.com/charud/oldnews/0/286/16/1/electric/R-L/chap5_1.htm

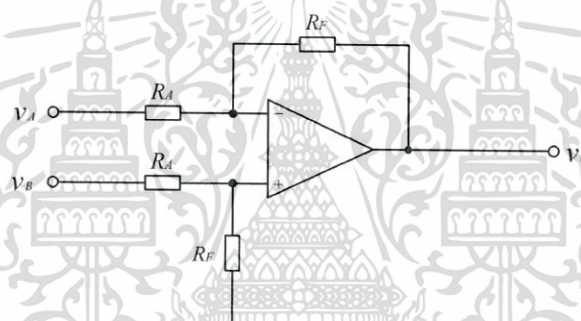
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออปแอมป์จะมีขาอินพุต(ป้อนเข้า) 2 ขา นั่นคือ ขาอินพุตบวกเรียกว่า Non-inverting terminal และขาอินพุตลบเรียกว่า Inverting terminal และขาเอาต์พุต(ป้อนออก) 1 ขา

คุณสมบัติของออปแอมป์ในอุดมคติคือ

- 1) อัตราการขยายสูงเป็นอนันต์ $A = \infty$
- 2) อินพุตอิมพีแดนซ์สูงเป็นอนันต์ $Z_{in} = \infty$ (ทำให้ไม่มีกระแสไหลเข้าอินพุต)
- 3) เอาต์พุตอิมพีแดนซ์เท่ากับศูนย์ $Z_{out} = 0$
- 4) การทำงานไม่ขึ้นกับความถี่ $BW = \infty$ ($BW=$ Bandwidth)
- 5) เมื่อแรงดันอินพุตเป็นศูนย์ ทำให้แรงดันเอาต์พุตเป็นศูนย์ด้วย
- 6) การทำงานของออปแอมป์ไม่ขึ้นกับอุณหภูมิ

2.7.2 วงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)



รูปที่ 2.10 วงจรขยายผลต่าง

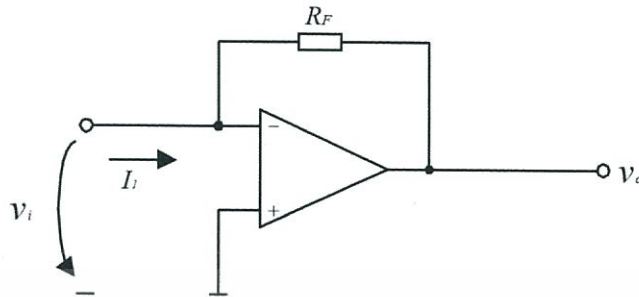
ที่มา : <http://www.te.kmutnb.ac.th/msn/222210all.pdf>

วงจรมีแรงดันเอาต์พุตจะเป็นผลมาจากการขยายการลบระหว่าง v_A และ v_B ค่า อินพุตอิมพีแดนซ์ของแต่ละอินพุตจะมีค่าไม่เท่ากัน v_A มีอินพุตอิมพีแดนซ์เท่ากับ R_A ส่วน v_B มีอินพุตอิมพีแดนซ์เท่ากับ $R_A + R_F$

$$v_O = \frac{R_F}{R_A} (v_B - v_A)$$

(3)

2.7.3 วงจรแปลงค่ากระแสเป็นแรงดัน (Current to Voltage Converter, Transimpedance Amplifier)



รูปที่ 2.11 วงจร Transimpedance

ที่มา : <http://www.te.kmutnb.ac.th/msn/222210all.pdf>

วงจรรู้ค่าแรงดันเอาต์พุตจะแปรผันตรงกับกระแสอินพุต โดยที่

$$v_i = \frac{v_o}{A_{OL}} = \frac{-I_i \cdot R_F}{A_{OL}} \quad (4)$$

2.8 วงจรกรองความถี่ (Filter)

วงจรรองความถี่เป็นวงจรที่ยอมให้ความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าผ่านได้บางช่วงเท่านั้น โดยที่ความถี่อื่นๆ จะถูก ลดทอนหรือ ตัดออกไปเพื่อให้ได้ความถี่ที่ต้องการเท่านั้น โดยวงจรรองความถี่นั้น แบ่งออกเป็น 4 ประเภท คือ

1) วงจรรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter Circuit, LPF)

วงจรรองความถี่ต่ำผ่าน เป็นวงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ โดย ที่ความถี่ที่สูงกว่านั้นจะถูกลดทอนไปตามลำดับ

2) วงจรรองความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter Circuit, HPF)

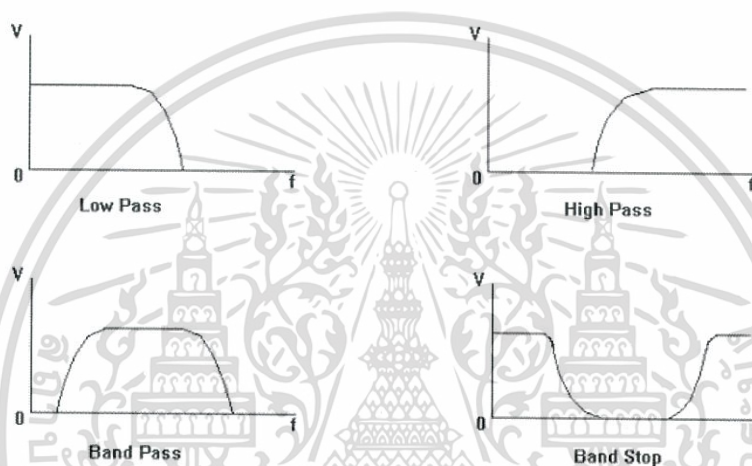
วงจรรองความถี่สูงผ่าน เป็นวงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่สูงกว่าความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ โดยที่ความถี่ที่ต่ำกว่านั้นจะถูกลดทอนไปตามลำดับ

3) วงจรกรองสัญญาณช่วงความถี่ (Band Pass Filter Circuit, BPF)

วงจรกรองสัญญาณช่วงความถี่ เป็นวงจรที่ยอมให้ช่วงสัญญาณความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ โดยความถี่ที่ไม่ได้ อยู่ในช่วงที่กำหนดจะถูกลดทอนจนหมดไป ซึ่งเสมือนกับการนำวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน และวงจรกรองความถี่สูงผ่านมาต่อร่วมกันนั่นเอง

4) วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter Circuit, BRF)

วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ เป็นวงจรที่กำจัดสัญญาณความถี่ที่ไม่ต้องการบางช่วงออกไป



รูปที่ 2.12 วงจรกรองความถี่แบบต่างๆ

ที่มา : <http://www.elec-za.com/วงจรกรองความถี่-filter-circuit/>

และแบ่งตามการใช้งานแหล่งจ่ายไฟภายนอกจะแบ่งได้ 2 แบบดังนี้

1) แบบพาสซีฟ (Passive) เป็นวงจรที่ไม่ต้องการแหล่งจ่ายไฟภายนอก ก็สามารถทำให้วงจรทำงานได้ โดยใช้เพียงคุณสมบัติของ RLC พื้นฐานเท่านั้น

2) แบบแอคทีฟ (Active) เป็นวงจรที่จำเป็นต้องใช้แหล่งจ่ายไฟภายนอก เพื่อให้วงจรสามารถทำงานได้สมบูรณ์ใช้คุณสมบัติของ RLC เช่นเดิม แต่เพิ่มวงจรขยายขึ้นมาโดยส่วนใหญ่นิยมใช้งานออปแอมป์มาใช้เป็นวงจรขยาย

2.9 ระดับกลูโคสในเลือด

ความเข้มข้นของน้ำตาลในเลือด หรือ ระดับกลูโคสในเลือด คือ จำนวนกลูโคส (น้ำตาล) ที่มีอยู่ในเลือดของมนุษย์หรือสัตว์ โดยปกติในสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมร่างกายจะควบคุมระดับกลูโคสในเลือดให้อยู่ที่ 3.6 - 5.8 mM (mmol/L, เช่น millimoles/liter) หรือ 64.8 - 104.4 mg/dL. โดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ธรรมชาติแล้วร่างกายมนุษย์จะควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดอย่างเข้มงวดซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของการรักษาสมดุลของร่างกาย (homeostasis)

กลูโคสเป็นแหล่งพลังงานแห่งแรกสำหรับเซลล์ของร่างกาย ส่วนไขมันในเลือดในรูปของไขมันและน้ำมันเป็นแหล่งสะสมพลังงานของร่างกาย กลูโคสจะถูกปล่อยจากลำไส้หรือตับไปยังเซลล์ของร่างกายโดยกระแสเลือดและจะถูกทำให้เหมาะสมสำหรับการดูดซึมของเซลล์โดยฮอร์โมนอินซูลินซึ่งถูกผลิตขึ้นที่ตับอ่อน

ค่าเฉลี่ยของระดับกลูโคสปกติในเลือดมนุษย์อยู่ที่ประมาณ 4 mM (4 mmol/L หรือ 72 mg/dL, เช่น milligrams/deciliter) อย่างไรก็ตาม ค่านี้จะมีความผันผวนตลอดทั้งวัน ระดับกลูโคสจะมีระดับต่ำมากในช่วงเช้า ก่อนการรับประทานอาหารเช้า (เรียกว่า "the fasting level") และจะเพิ่มขึ้นหลังจากรับประทานอาหาร

ระดับน้ำตาลในเลือดที่อยู่ในช่วงค่าปกติอาจเป็นตัวบ่งชี้ทางการแพทย์ ระดับที่สูงอย่างเรื้อรังบ่งบอกว่าอยู่ในภาวะระดับน้ำตาลในเลือดสูง (hyperglycemia) และระดับต่ำบ่งบอกว่าอยู่ในภาวะระดับน้ำตาลในเลือดต่ำ (hypoglycemia) โรคเบาหวานจะมีระดับน้ำตาลในเลือดสูงอย่างเรื้อรังซึ่งเกิดได้จากหลายสาเหตุและเป็นโรคที่เป็นที่รู้จักมากที่สุดที่เกี่ยวข้องกับการสูญเสียการควบคุมระดับน้ำตาลในเลือด การเพิ่มขึ้นของระดับน้ำตาลในเลือดอย่างชั่วคราวอาจเกิดจากภาวะเครียดสูง เช่น trauma, โรคหลอดเลือดสมอง, กล้ามเนื้อหัวใจตายเหตุขาดเลือด, ผ่าตัด หรือป่วย การดื่มแอลกอฮอล์จะทำให้ระดับน้ำตาลในเลือดเพิ่มขึ้นและจะลดลงหลังจากนั้น นอกจากนี้ยาบางชนิดก็มีผลต่อการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของระดับกลูโคสด้วย

2.9.1 ผลกระทบต่อสุขภาพ

ถ้าหากระดับน้ำตาลในเลือดต่ำลง อาจส่งผลให้เกิดภาวะที่เรียกว่า ภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำ โดยจะมีอาการเฉื่อยชา การทำงานของจิตใจไม่เป็นปกติ หงุดหงิดง่าย ตัวสั่น กล้ามเนื้อแขนขาอ่อนแรง มิวซีต เหงื่อออก หัวตกระแวงหรือก้าวร้าว และสูญเสียการควบคุมสติ หรืออาจส่งผลกระทบต่อให้สมองเกิดความเสียหายก็เป็นไปได้

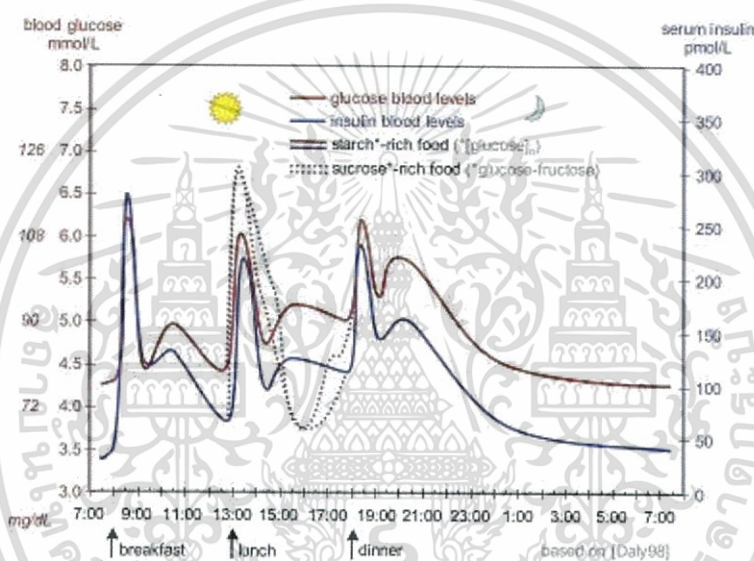
แต่ถ้าระดับน้ำตาลในเลือดสูง ความอยากอาหารจะลดลงในช่วงระยะเวลาสั้นๆ และถ้าหากระดับน้ำตาลในเลือดสูงเป็นระยะเวลานานจะส่งผลกระทบต่อสุขภาพต่างๆ ที่เกี่ยวกับโรคเบาหวาน รวมทั้ง ตา ไต โรคหัวใจ และทำลายเส้นประสาท

2.9.2 การวัดหลังรับประทานอาหารเช้า

การประเมินภาวะของการเผาผลาญคาร์โบไฮเดรตสามารถทำได้โดยการวัดระดับกลูโคสหลังจากการรับประทานอาหารเช้าหรือได้รับกลูโคสเป็นเวลา 2 ชั่วโมง รวมทั้ง การตรวจ glucose tolerance test ซึ่งจะทำการตรวจวัดระดับกลูโคสหลายครั้งหลังจากรับประทานกลูโคสที่มีปริมาณมาตรฐานเข้าไป การตรวจนี้มีจุดมุ่งหมายสำหรับการตรวจวินิจฉัยโรคเบาหวาน ซึ่งเป็นวิธีมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการตรวจวัดระบบควบคุมอินซูลิน/กลูโคส แต่มีขั้นตอนที่ยุ่งยากและใช้เวลา รวมทั้ง ต้องทำการตรวจหลายครั้ง เมื่อเปรียบเทียบกับ การตรวจกลูโคสหลังจากการอดอาหาร หรือที่เรียกว่า fasting blood glucose test ซึ่งเป็นการตรวจคัดกรองที่มีประสิทธิภาพน้อยกว่าเนื่องจากมีปัจจัยที่ทำให้เกิดความแปรปรวนมากกว่า เช่น ปริมาณคาร์โบไฮเดรตในอาหารที่รับประทานและการใช้พลังงานก่อนเข้ารับการตรวจวัด ผู้เข้ารับบริการที่อยู่ในภาวะก่อนเป็นโรคเบาหวานรวมถึงผู้ป่วยโรคเบาหวานสามารถมีระดับกลูโคสในเลือดหลังจากการอดอาหารในระดับที่ต่ำกว่าเกณฑ์ได้ ถ้าพวกเขาได้รับประทานอาหารที่มีคาร์โบไฮเดรตต่ำและสามารถเผาผลาญกลูโคสก่อนเข้ารับการตรวจ นอกจากนี้ ควรหลีกเลี่ยงอาหารที่มีผลต่อการวัดระดับกลูโคสในเลือด ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญเพื่อให้ค่าที่ได้ ออกมามีความน่าเชื่อถือ



รูปที่ 2.13 ความผันผวนของระดับน้ำตาลในเลือดและอินซูลินของมนุษย์ระหว่างมื้ออาหาร 3 มื้อ
ที่มา : <https://th.wikipedia.org/น้ำตาลในเลือด>

2.10 การตรวจจับกลูโคสทางผิวหนัง

ผิวหนังเป็นอวัยวะที่ใหญ่ที่สุดในร่างกายและช่วยหล่อเลี้ยงร่างกาย ประกอบด้วยชั้น 3 ชั้น คือ ชั้นหนังกำพร้า (epidermis) ชั้นหนังแท้ (dermis) และชั้นใต้ผิวหนัง (subcutis) ทำหน้าที่ปกป้องร่างกายจากเชื้อโรค สารเคมี รังสี ความร้อน เป็นต้น โดยมีผิวหนังชั้นสตราตัมคอร์เนียมควบคุมการซึมผ่านเข้าออกของสาร เนื่องจากเป็นผิวหนังชั้นแรกที่สารหรือยาซึมผ่าน ซึ่งประกอบด้วยเซลล์ที่ไม่มีชีวิตที่มีไขมันเป็นองค์ประกอบหลัก เรียงตัวหลายชั้นมีความซับซ้อนทั้งโครงสร้างและการทำงาน ในการดึงสารทางผิวหนัง จะมีช่องทางในการซึมผ่านผิวหนังที่แตกต่างกัน โดยช่องทางหลัก ในการซึม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผ่านผิวหนังของสารหรือนั้นมี 3 ช่องทาง คือ ช่องทางผ่านท่อและต่อม ผ่านเซลล์ และผ่านช่องว่างระหว่างเซลล์ ตามรายละเอียดดังนี้

2.10.1 ช่องทางหลักในการซึมผ่านผิวหนังของสาร

1) ช่องทางผ่านท่อและต่อม (Appendageal route) คือ การซึมผ่านของสารผ่านท่อและต่อม ซึ่งประกอบด้วย ต่อมเหงื่อ ต่อมไขมัน และทางท่อเปิดของรูขุมขน แม้ว่าช่องทางนี้สารจะซึมผ่านได้สูง แต่พื้นที่ซึมผ่านคิดเป็นร้อยละ 0.1 ของผิวหนังทั้งหมดเท่านั้น อย่างไรก็ตาม การซึมผ่านช่องทางนี้เป็นช่องทางที่สำคัญสำหรับไอออนและสารที่มีโมเลกุลขนาดใหญ่

2) ช่องทางผ่านเซลล์ (Transcellular route) คือ การที่สารผ่านผิวหนังทางเซลล์คอร์นีโอไซตในชั้นสตราตัมคอร์เนียมแล้วถูกดูดซึมผ่านเซลล์ชั้นต่างๆ ต่อไปเรื่อยๆ ซึ่งต้องผ่านทั้งส่วนที่ขอบน้ำและขอบไขมันสลับกันไป โดยสารที่ละลายในไขมันจะซึมผ่านโปรตีนประเภทเคราติน ซึ่งอยู่ในเซลล์คอร์นีโอไซต ในขณะที่สารที่ละลายน้ำจะผ่านบริเวณที่มีน้ำรอบ ๆ โปรตีนเหล่านี้

3) ช่องทางผ่านช่องว่างระหว่างเซลล์ (Intercellular route) คือ การซึมผ่านทางช่องว่างระหว่างเซลล์ในชั้นสตราตัมคอร์เนียมซึ่งมีไขมันที่มีขั้วหลายชนิดเรียงซ้อนกันเป็นชั้น ๆ และมีน้ำกักเก็บอยู่ภายในไขมันเหล่านี้ สารที่ซึมผ่านจะต้องไม่ละลายดีเกินไปมิฉะนั้นจะถูกกักเก็บไว้ในชั้นนี้ ไม่กระจายไปยังผิวหนังชั้นถัดไป ดังนั้น สารที่ผ่านช่องทางนี้ได้ดีจะมีสมดุลระหว่างการละลายในน้ำและน้ำมัน โดยค่าสัมประสิทธิ์การแบ่งส่วนระหว่างน้ำมันและน้ำประมาณ 1

เนื่องจากสมบัติการเป็นสิ่งกั้นผ่านที่สำคัญที่สุดของผิวหนังชั้นสตราตัมคอร์เนียม จึงได้มีการพัฒนาระบบเพิ่มการนำส่งสารทางผิวหนังหลายวิธี โดยการใช้กระแสไฟฟ้า (electrically assisted methods) เช่น ไอออนโตโฟเรซิส (iontophoresis) เป็นวิธีที่นิยมใช้เพิ่มการซึมผ่านของสารเคมีผ่านผิวหนังวิธีหนึ่ง

2.10.2 รีเวอร์สไอออนโตโฟเรซิส (Reverse iontophoresis)

รีเวอร์สไอออนโตโฟเรซิส คือ วิธีการเพิ่มการดึงผ่านผิวหนังของสารหรือยาที่แตกตัวเป็นไอออน ซึ่งสารหรือยาจะถูกเคลื่อนย้ายด้วยกระแสไฟฟ้าแล้วถูกผลักผ่านไปยังผิวหนัง โดยใช้กระแสไฟฟ้าขนาดต่ำ (0.5 mA/cm^2) อาศัยหลักการว่าประจุไฟฟ้าเหมือนกันจะผลักกันส่วนประจุไฟฟ้าต่างกันจะดึงดูดกัน สารหรือยาที่มีประจุบวกจะเข้าผิวหนังจากด้านที่เป็นขั้วบวก (anode) ส่วนสารหรือยาที่มีประจุลบจะเข้าผิวหนังจากด้านที่เป็นขั้วลบ (cathode) เป็นเทคนิคที่มีการประยุกต์ทางการแพทย์มานานแล้ว เนื่องจากเป็นการขนส่งยาแบบแอกทีฟทรานสปอร์ตที่ใช้พลังงานจากกระแสไฟฟ้า โดยแรงหลักที่ใช้ในการเคลื่อนย้ายสารหรือยาผ่านผิวหนังคือ อิเล็กโตรไมเกรชัน (electromigration) และอิเล็กโตรออสโมซิส (electroosmosis)

2.10.3 กลไกของรีเวอร์สไอออนโตโฟเรซิสในการนำส่งสารทางผิวหนัง

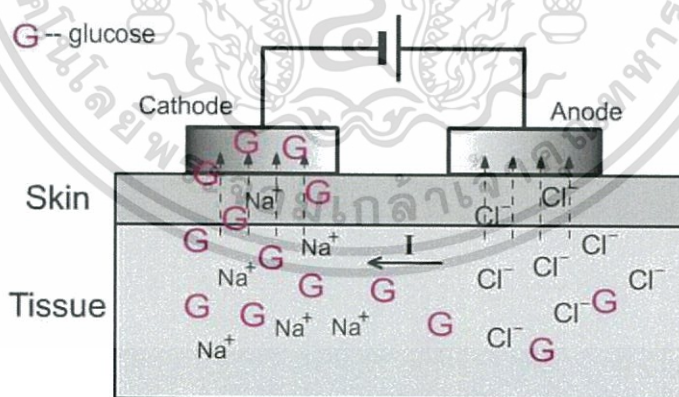
1) อิเล็กโทรไมเกรชัน (electromigration) คือ กระบวนการขนส่งสารหรือยาที่มีประจุ เมื่อได้รับความต่างศักย์ไฟฟ้าประจุของสารหรือยาจะเคลื่อนย้ายไปยังอิเล็กโทรดขั้วตรงข้าม

2) อิเล็กโทรออสโมซิส (electro-osmosis) เป็นการเคลื่อนที่ของน้ำเมื่อให้กระแสไฟฟ้า ซึ่งจะเคลื่อนที่จากขั้วบวกไปขั้วลบ ซึ่งสารที่มีประจุบวกหรือสารที่มีขั้วก็เคลื่อนที่ได้ดียิ่งขึ้น แม้ไม่มีประจุก็สามารถเคลื่อนที่ไปกับการไหลของน้ำได้ ดังนั้นการขนส่งสารหรือยาที่ไม่มีประจุและ/หรือมีขนาดใหญ่จะถูกขนส่งด้วยกลไกนี้

3) การแพร่แบบธรรมดา (passive permeability) คือ การเคลื่อนที่ของสารหรือยาจากด้านที่มีความเข้มข้นสูงไปด้านที่ความเข้มข้นต่ำกว่า โดยการไหลของกระแสไฟฟ้าอาจจะเพิ่มการแพร่ของสารหรือยาผ่านผิวหนังจากกลไกของรีเวอร์สไอออนโตโฟเรซิสในการนำส่งสารทางผิวหนังข้างต้นพบว่าการเคลื่อนย้ายโมเลกุลสารหรือยาเพื่อซึมผ่านผิวหนังนั้น ทั้ง 3 กลไกจะเกิดขึ้นร่วมกัน โดยมีอิเล็กโทรไมเกรชันและอิเล็กโทรออสโมซิสเป็นกลไกหลัก

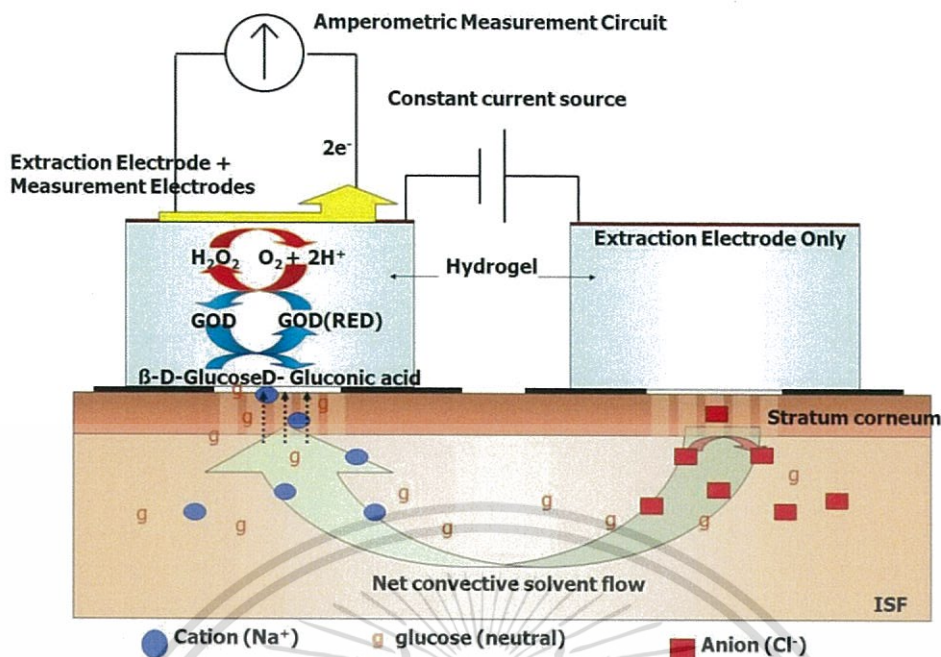
2.10.4 หลักการตรวจจับกลูโคส

จะให้ไบอัสกระแสไฟฟ้าไหลผ่านผิวหนัง โดยกลูโคสนั้นเป็นกลางทางไฟฟ้าไม่มีประจุ ดังนั้นในการจะเคลื่อนที่ของกลูโคสจึงต้องอาศัยการบวนการอิเล็กโทรออสโมซิส (Electro-osmosis) คือ เมื่อให้กระแสไฟฟ้า สารที่ไม่มีประจุจะถูกขนส่งด้วยสารที่มีประจุ ซึ่งพาหะหลักในผิวหนังที่นี้คือ โซเดียม ซึ่งเป็นไอออนบวก จะนำพากลูโคสไปยังแคโทดหรือขั้วที่เป็นลบ



รูปที่ 2.14 การตรวจจับกลูโคส

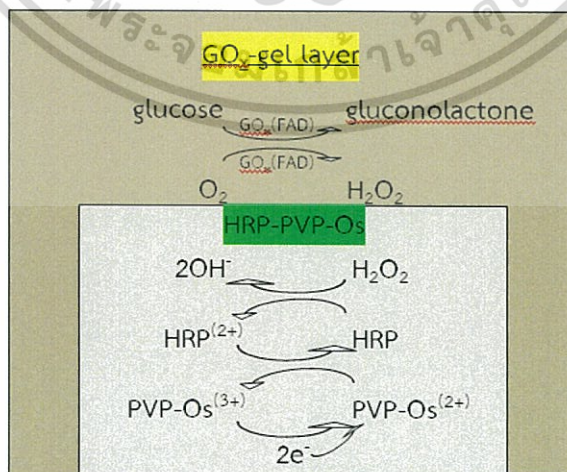
ที่มา : <http://www.mdpi.com/1424-8220/8/4/2043/htm>



รูปที่ 2.15 ลักษณะการตรวจวัดกลูโคสทางผิวหนัง

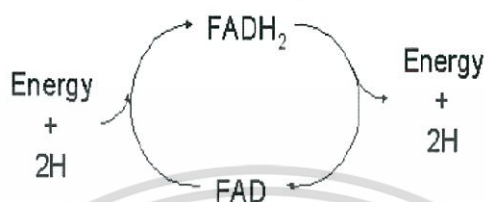
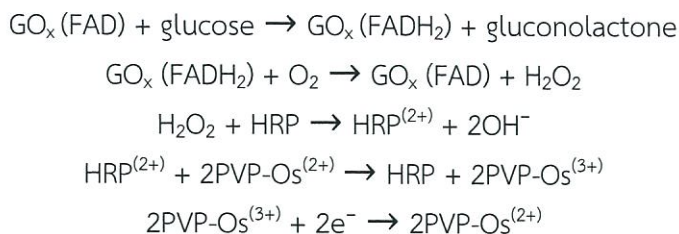
ที่มา :<http://melab.snu.ac.kr/melab/doku.php?id=research:research.in.melab:biosensor>

รูปที่ 2.16 เอนไซม์กลูโคสออกซิเดส (Glucose oxidase) จะเร่งปฏิกิริยาของกลูโคส (Glucose ; $C_6H_{12}O_6$) กลูโคสจะถูกเปลี่ยนไปเป็นกลูโคนแลกโตน (Gluconolactone ; $C_6H_{10}O_6$) ในการเปลี่ยนนั้นจะปล่อย $2H^+$ ออกมา จึงสูญเสียไฮโดรเจน เกิดเป็น $FADH_2$ เมื่อรวมตัวกับออกซิเจน เกิดเป็นไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (Hydrogen peroxide ; H_2O_2) H_2O_2 ที่เกิดขึ้น แพร่ไปยังชั้นตัวกลางส่งผ่านอิเล็กตรอน PVP-Os โดยในชั้นนี้จะมีเอนไซม์ฮอร์เรดิช เพอร์ออกซิเดส (Horseradish peroxidase ,HRP) เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ช่วยให้อิเล็กตรอนส่งผ่านไปมาระหว่างพื้นผิวของขั้วไฟฟ้า และตำแหน่งที่ว่องไวทางชีวภาพของเอนไซม์ HRP ได้เป็นอย่างดี



รูปที่ 2.16 แสดง GOx/HRP-PVP-Os electrode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.17 วัฏจักรการสร้าง FADH₂ จาก FAD

ที่มา : <http://www.satriwit3.ac.th/files/1211201313292364/files/cellrestpi.pdf>

2.11 โรคเบาหวาน (Diabetes)

โรคเบาหวานเกิดจากการทำงานของ "ฮอร์โมนอินซูลิน" (Insulin) ของร่างกายผิดปกติ ส่งผลให้อินซูลินซึ่งมีหน้าที่นำน้ำตาลในเลือดเข้าสู่เซลล์ต่างๆ เพื่อไปใช้เป็นพลังงาน ทำงานได้ไม่เต็มประสิทธิภาพและเกิดการคั่งของน้ำตาลในเส้นเลือดแดงส่งผลให้อวัยวะต่างๆ เสื่อม ซึ่งอาการนี้จะส่งผลให้ เกิดโรคและอาการแทรกซ้อนต่ออวัยวะต่างๆ ได้

เมื่อทานอาหารประเภทคาร์โบไฮเดรต ร่างกายของคนปกติที่ไม่ได้มีความผิดปกติของฮอร์โมนอินซูลิน จะทำการย่อยสลายคาร์โบไฮเดรตเป็นน้ำตาลกลูโคสและดูดซึมเข้าสู่กระแสเลือดเพื่อใช้เป็นพลังงานของร่างกาย ซึ่งฮอร์โมนจากตับอ่อน คือ อินซูลิน จะเป็นตัวพาน้ำตาลกลูโคสเข้าสู่เนื้อเยื่อต่างๆ ของร่างกาย ดังนั้นถ้าตับอ่อนสร้างอินซูลินไม่ได้ หรือสร้างไม่พอ จะทำให้การทำงานไม่ดี ส่งผลให้น้ำตาลในเลือดเหลือคั่งค้างมากและมีระดับสูงกว่าปกติ เกิดเป็นโรคเบาหวาน

คนปกติก่อนรับประทานอาหารเช้าจะมีระดับน้ำตาลในเลือด (พลาสมา กลูโคส) 70-99 mg/dl หลังรับประทานอาหารเช้า 2 ชั่วโมง ระดับน้ำตาลไม่เกิน 140 mg/dl ในผู้เป็นเบาหวานเมื่อระดับน้ำตาลสูง (พลาสมา กลูโคสในเลือดมากกว่า 180 mg/dl) เกินความสามารถของไตที่จะกั้นมิให้น้ำตาลออกมาในปัสสาวะ จึงมีน้ำตาลออกมากับปัสสาวะมาก และดึงให้น้ำตามออกมาและก่อให้เกิดการเสียน้ำ ดังนั้นจึงก่อให้เกิดอาการเบื้องต้นคือ ปัสสาวะบ่อยและมาก คอแห้ง กระหายน้ำ ตื่นน้ำมาก นอกจากนี้การที่ร่างกายเอาน้ำตาลกลูโคสไปใช้เป็นพลังงานไม่ได้ ร่างกายจึงสลายไขมันและกล้ามเนื้อมาใช้แทน ส่งผลให้มีอาการหิวบ่อย รับประทานจุ แต่น้ำหนักลด รู้สึกอ่อนเพลีย ฯลฯ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

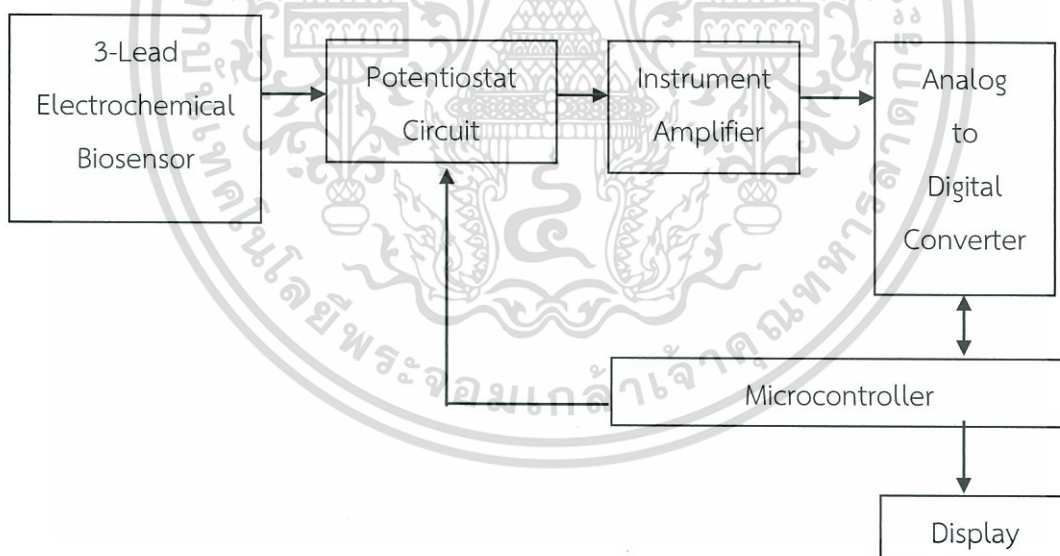
3.1 วิธีที่ใช้ศึกษาค้นคว้าและวิจัยการทดลอง

แบ่งการทำงานเป็น 2 ส่วน คือ

- 1) การออกแบบขั้วไฟฟ้าและการสร้างขั้วไฟฟ้าโดยใช้สารเคมีในการทำปฏิกิริยา
- 2) การทำงานจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่ติดต่อกับไบโอเซนเซอร์เพื่อรับข้อมูลจากการวัดกลูโคส

3.2 ลักษณะการออกแบบวงจร

3.2.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจร

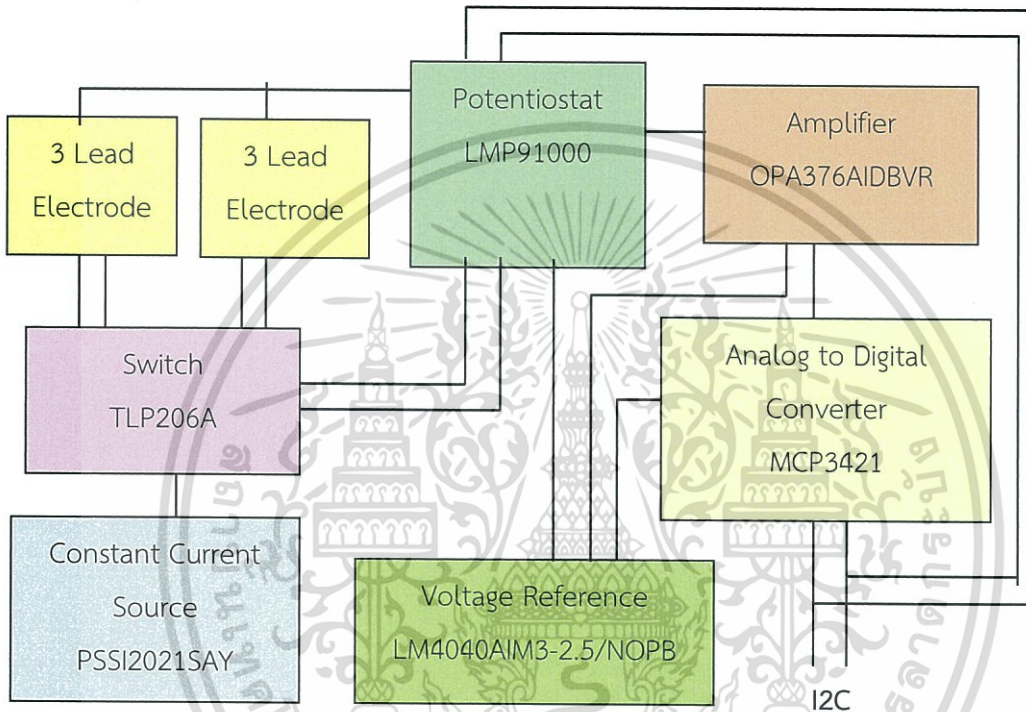


รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 วงจรวัดค่ากลูโคส

วงจรวัดค่ากลูโคสเป็นวงจรที่ใช้ตัวตรวจวัดเคมีไฟฟ้าสองตัวที่ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้า 3 ขั้ว ซึ่งทั้งสองตัวจะมีสวิทช์ควบคุมให้ทำงานสลับกัน ค่าที่อ่านได้จะถูกนำไปขยายในวงจร Instrument Amplifier และแปลงจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอลออกมา ซึ่งจะมีการเชื่อมต่อสำหรับสื่อสารแบบ I2C กับวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผล

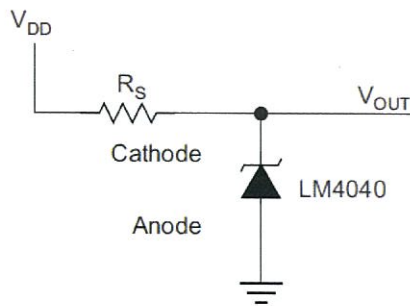


รูปที่ 3.2 ส่วนประกอบวงจรวัดค่ากลูโคส

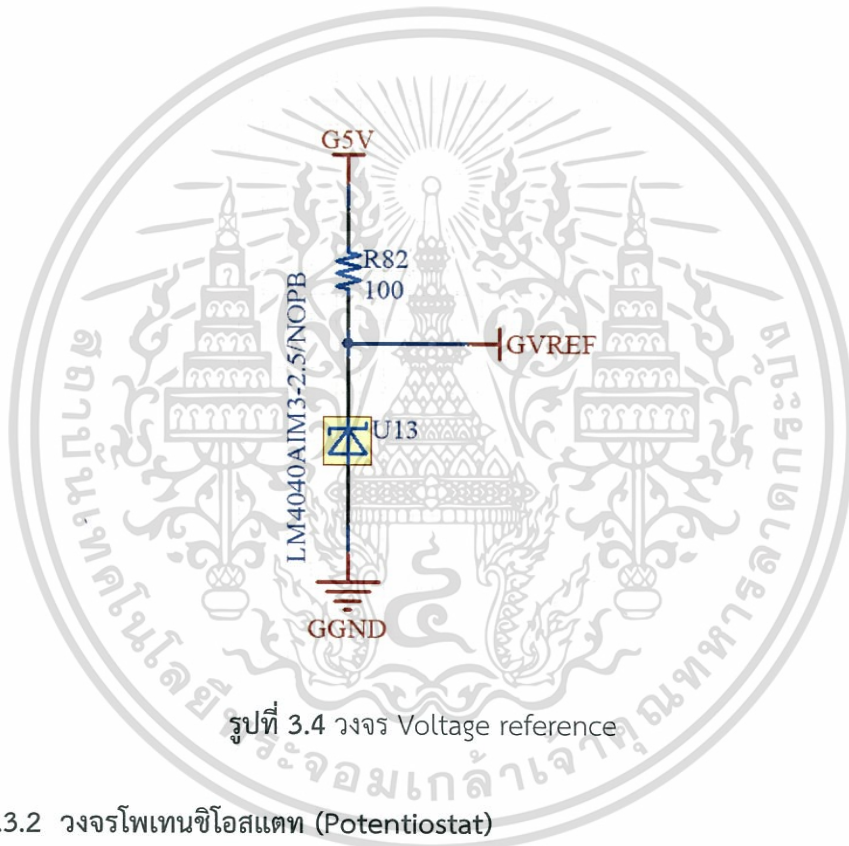
3.3 ส่วนของวงจรต่างๆ

3.3.1 วงจรศักย์ไฟฟ้าอ้างอิง (Voltage Reference)

เป็นวงจรที่ต่อเข้ากับวงจรโพเทนชิโอสแตทเพื่อเป็นศักย์ไฟฟ้าอ้างอิงภายนอกให้กับวงจร ซึ่งใช้ IC เบอร์ LM4040 ซึ่งจะใช้ค่าศักย์ไฟฟ้าอ้างอิงเท่ากับ 2.5 โวลต์



รูปที่ 3.3 รูปแบบวงจรศักย์ไฟฟ้าอ้างอิงโดยใช้ไอซี LM4040
ที่มา : <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm4040-n.pdf>



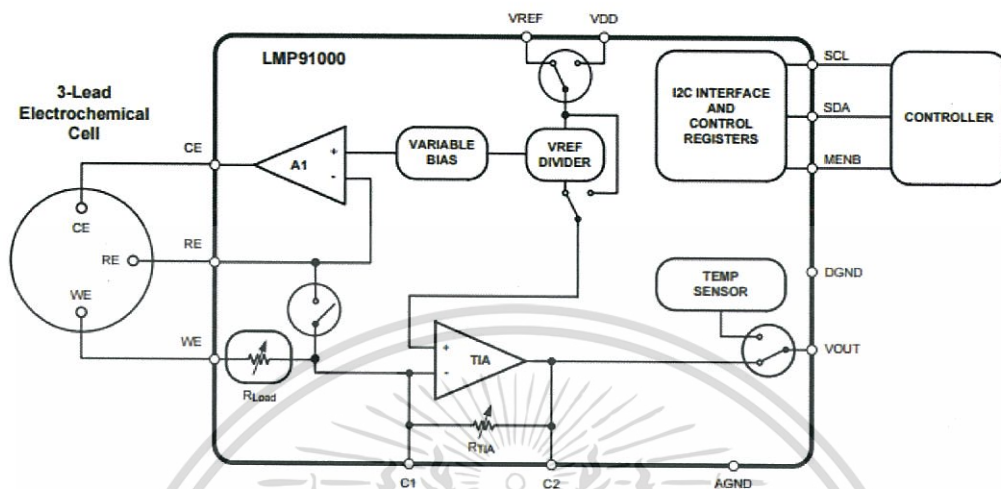
รูปที่ 3.4 วงจร Voltage reference

3.3.2 วงจรโพเทนชิโอสแตท (Potentiostat)

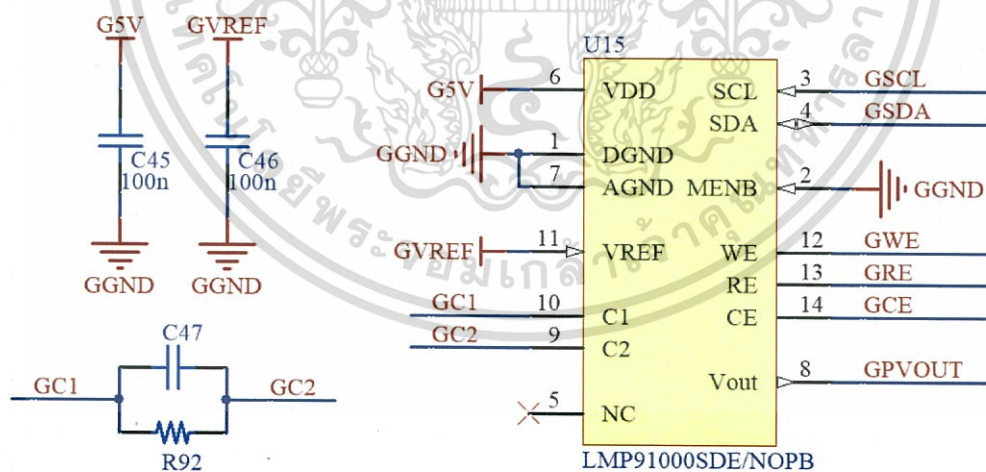
ในวงจรนี้จะใช้ IC เบอร์ LMP91000 ประกอบไปด้วยส่วนขยายผลต่างอินพุต(Differential input amplifier) ซึ่งจะเปรียบเทียบความต่างศักย์ระหว่างขั้วไฟฟ้าทำงานและขั้วไฟฟ้าอ้างอิง เพื่อเป็นแรงดันไบอัสให้ทำงานซึ่งสามารถตั้งค่าได้จากศักย์ไฟฟ้าอ้างอิงที่ป้อนให้ การเปลี่ยนแปลงอิมพีแดนซ์ระหว่างขั้วไฟฟ้าทำงานและขั้วไฟฟ้าอ้างอิงจะทำให้แรงดันที่ให้ขั้วไฟฟ้าช่วยเปลี่ยนแปลงการปรับแรงดันที่ขั้วไฟฟ้าช่วย เพื่อรักษาแรงดันระหว่างขั้วไฟฟ้าทำงานและขั้วไฟฟ้าอ้างอิงให้คงที่ เพื่อที่จะรักษาแรงดันระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้งสองให้คงที่ ในวงจร Transimpedance amplifier (TIA) จะเชื่อมต่อกับขั้วไฟฟ้าทำงาน เพื่อแปลงกระแสไฟฟ้าที่ได้จากขั้วไฟฟ้าให้เป็นแรงดัน โดยสามารถปรับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราขยายที่ RTIA ได้ และในการออกแบบสามารถต่อความต้านทานและตัวเก็บประจุระหว่างขา C1 และ C2 สำหรับเป็นวงจร Low pass filter ได้ และการสื่อสารจะใช้การสื่อสารแบบ I2C



รูปที่ 3.5 บล็อกไดอะแกรมของ LMP91000
ที่มา : <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lmp91000.pdf>

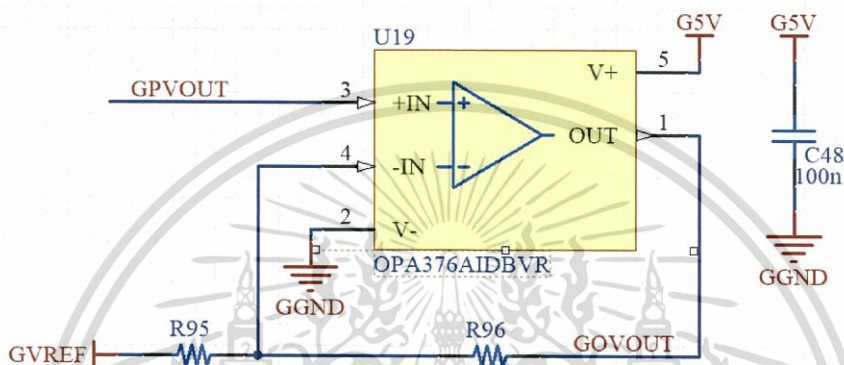


รูปที่ 3.6 วงจร Potentiostat

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 วงจร amplifier

ใช้ IC เบอร์ OPA376 เป็นวงจรที่วัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าจากเอาต์พุตจากวงจรโพเทนชิโอสแตทกับค่าศักย์ไฟฟ้าอ้างอิง ผลของค่าความต่างศักย์สามารถนำไปขยายได้ด้วยการเปลี่ยนค่าความต้านทานภายนอก

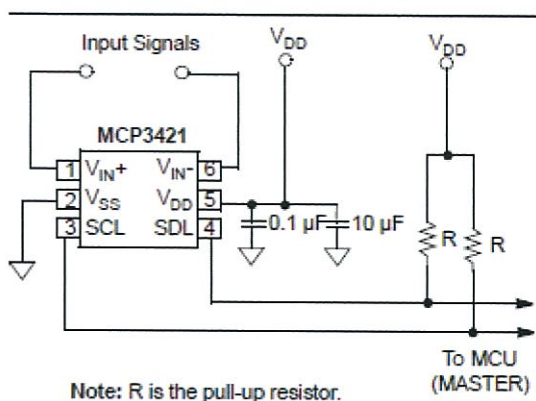


รูปที่ 3.7 วงจร amplifier โดยใช้ไอซี OPA376

3.3.4 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล (Analog to Digital Converter ; ADC)

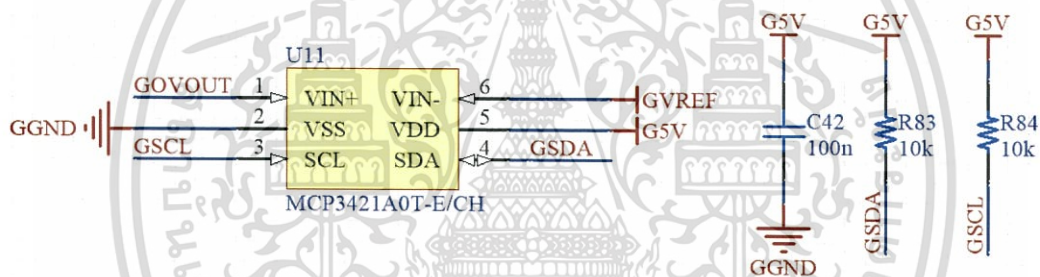
ใช้ IC เบอร์ MCP3421 รับสัญญาณอนาล็อกอินพุตจากวงจร Instrument amplifier และค่าศักย์ไฟฟ้าอ้างอิงเข้ามาที่อินพุตขาบวกและอินพุตขาลบตามลำดับ ซึ่งก็คือ $V_{IN} = (V_{IN+} - V_{IN-})$ ค่าความต่างศักย์ที่ได้จะถูกนำไปแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอล โดยระดับสัญญาณอินพุตสามารถขยายได้โดยการเขียนโปรแกรมตั้งค่าอัตราขยาย (programmable gain amplifier ; PGA) ในการสื่อสารจะใช้การสื่อสารแบบ I2C ซึ่งขา SDL และ SCA เป็น Open Drain ดังนั้นที่ขา SCL และ SDA จึงต้องต่อผ่านตัวต้านทาน pull up เข้ากับแหล่งจ่าย โดยค่าความต้านทานนั้นขึ้นอยู่กับความเร็วในการทำงานและค่าความจุไฟฟ้าที่โหลด ซึ่งยิ่งค่าความต้านทาน pull up สูงจะทำให้กินไฟน้อย แต่จะเป็นผลทำให้ค่า RC Time constant มาก ในการเลือกค่าความต้านทาน pull up จะใช้งานระหว่าง 1 k Ω และ 10 k Ω

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 ลักษณะการต่อของวงจร ADC โดยใช้ไอซี MCP3421

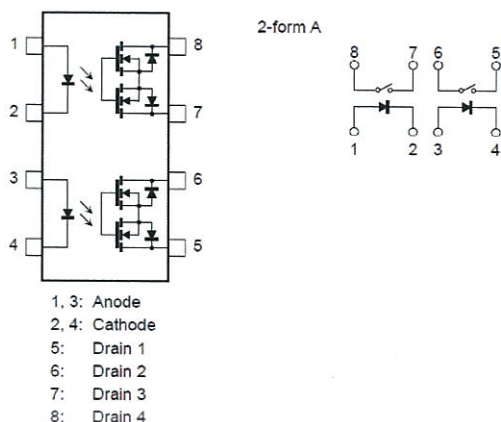
ที่มา : <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22003b.pdf>



รูปที่ 3.9 วงจร ADC

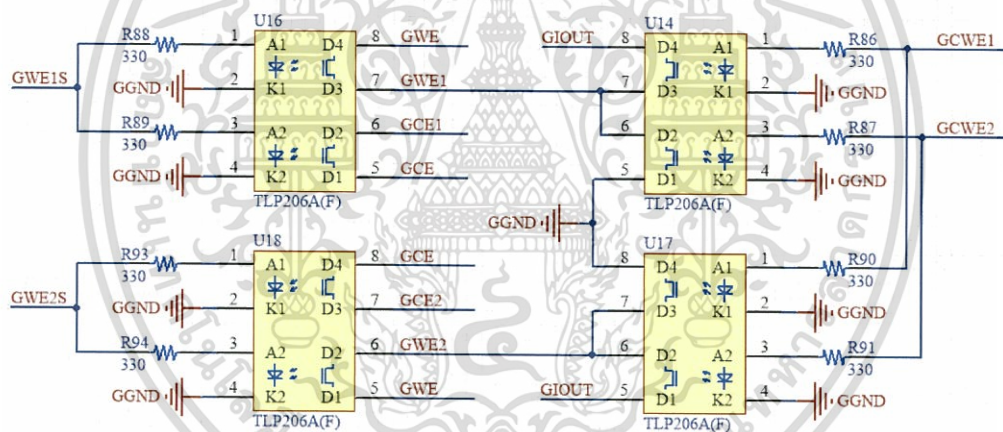
3.4.5 วงจรสวิตช์สำหรับสลับการทำงานของตัวตรวจจับกลุโคส

ในการวัดกลุโคส จะใช้ตัวตรวจจับวัดเคมีไฟฟ้าสองตัวที่ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้า 3 ขั้ว ซึ่งทั้งสองตัวจะมีสวิตช์ควบคุมให้ทำงานสลับกัน ซึ่งใน IC เบอร์ TLP206A จะประกอบไปด้วย ไดโอดเปล่งแสง (LED) ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวส่งแสง (Optical Transmitter) เช่น แสงอินฟราเรด (Infrared) และสำหรับตัวรับแสง (Optical Receiver) ซึ่งจะใช้โฟโตมอสเฟต (Photo-MOSFET) ค่ากระแสที่วัดได้จะนำไปใช้กับวงจรโพเทนชิโอสแตท



รูปที่ 3.10 ไอซี TLP206A

ที่มา : <http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Tlp206a>



รูปที่ 3.11 วงจรสวิตช์

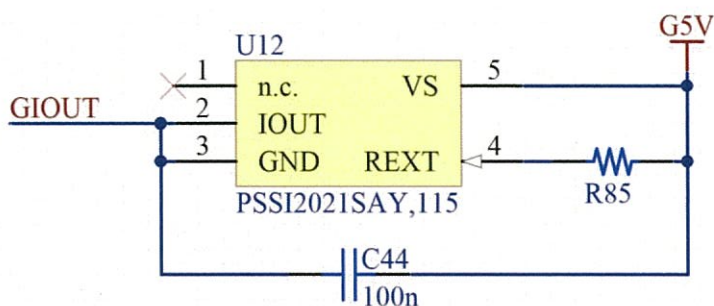
3.3.6 วงจรจ่ายกระแสคงที่ (Constant Current Source)

เป็นวงจรที่จะให้ค่ากระแสคงที่แก่วงจรสวิตช์โดยจะใช้ IC เบอร์ PSSI2021SAY โดยกระแสเอาต์พุตจะมีค่าอยู่ในช่วง 15 μ A ถึง 50 mA โดยมีตัวต้านทานภายนอกต่อระหว่างขา REXT กับขา VS กระแสเอาต์พุตที่ได้สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$I_{out} = \frac{0.167}{R_{ext}} + 15 \mu A \tag{5}$$

ถ้าไม่ใส่ตัวต้านทาน Rext กระแสเอาต์พุตที่ได้จะเท่ากับ 15 μ A

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 วงจรจ่ายกระแสคงที่

3.3.7 วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

เป็นวงจรประมวลผลสำหรับควบคุมการสั่งการต่างๆ ทั้งในการกำหนดขาอุปกรณ์ การอ่านค่าที่วัดได้ สามารถเข้าถึงข้อมูลระดับบิตได้ ในวงจรนี้ออกแบบให้ใช้กับแหล่งจ่ายแรงดัน 5 V จากสาย USB ได้ ในการอ่านค่าและควบคุมอุปกรณ์ในวงจรจะใช้การสื่อสารแบบ I2C ซึ่งใช้สาย SCL และ SDA เพียงสองสายทำให้ง่ายต่อการควบคุมสั่งการ ในวงจรนั้นได้ใช้แหล่งจ่ายสัญญาณนาฬิกาภายนอก ความถี่ 8 MHz และความถี่ 32 kHz โดยมีวงจร Phase Lock Loop (PLL) ภายในตัวทำให้สามารถเพิ่มความถี่สัญญาณนาฬิกาจาก 8 MHz เป็น 32 MHz

3.4 การประดิษฐ์ขั้วเคมีไฟฟ้า

3.4.1 สารเคมีที่ต้องเตรียม

- 1) Phosphate buffered saline (PBS)
- 2) Potassium hexachlorosmate(IV)-zinc ; K_2OsCl_6
- 3) 2,2' Bipyridyl ; $C_{10}H_8N_2$
- 4) Ammonium hexafluorophosphate ; NH_4PF_6
- 5) Sodium hydrosulfite ; $Na_2S_2O_4$
- 6) Poly(4-vinylpyridine) ; $(C_7H_7N)_n$
- 7) 2-Bromoethylamine hydrobromide ; $BrCH_2CH_2NH_2 \cdot HBr$
- 8) Poly (ethylene glycol)(n) diglycidyl ether (PEGDE) ; $C_3H_5O_2-(C_2H_4O)_n-C_3H_5O$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 9) Glutaraldehyde solution ; $C_5H_8O_2$
- 10) Poly (ethylene oxide) (PEO) ; $-(CH_2CH_2O)-_n$
- 11) Acetone ; C_3H_6O
- 12) Acetonitrile ; CH_3CN
- 13) Glucose oxidase (GO_x)
- 14) Dimethylformamide (DMF) ; $HCON(CH_3)_2$
- 15) Ethylene glycol ; $(CH_2OH)_2$
- 16) Bovine serum albumin (BSA)
- 17) Horseradish peroxidase (HRP)
- 18) Poly tetrafluorethylene (PTFE) ; $(C_2F_4)_n$
- 19) Hydrochloric Acid ; HCl
- 20) Sodium hydroxide ; NaOH

3.4.2 การสร้างสาร $[Os(bpy)_2Cl_2]$

- 1) ใส่ $K_2OsCl_6 + 2,2'$ Bipyridyl + NH_4PF_6 ในตัวทำละลาย Ethylene glycol 100 mL คนด้วยเครื่องคนแม่เหล็ก (Stirrer hotplate) จะเห็นว่าสารละลายจะมีสีแดงเข้ม
- 2) ใส่สารละลายใน Condenser และให้ความร้อนที่อุณหภูมิ $160-170^\circ C$ เป็นเวลา 45 นาที แล้วหยด $Na_2S_2O_4$ ลงไป สารจะเปลี่ยนสีเป็นสีเขียวอมดำ
- 3) ล้างด้วย water แล้วล้างต่อด้วย Ether แล้วนำสารที่ได้ไปเก็บไว้ในช่องแช่แข็ง

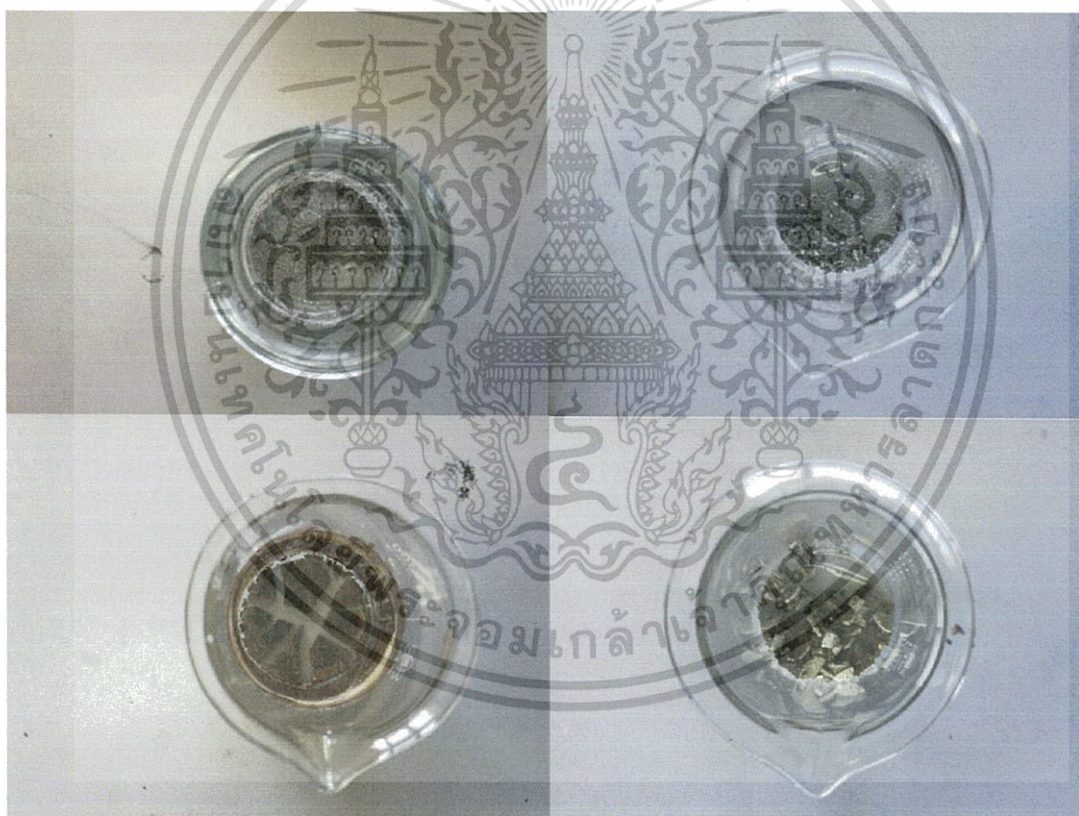
3.4.3 การสร้างสาร POs-EA

- 1) ทำการรีฟลักซ์ โดยนำ $[Os(bpy)_2Cl_2] + Poly(4-vinylpyridine)$ ใส่ในตัวทำละลาย Ethylene glycol แล้วให้ความร้อนภายใต้ก๊าซอาร์กอนเป็นเวลา 2 ชั่วโมง
- 2) หลังจากทีสารละลายถูกทำให้เย็นที่อุณหภูมิห้อง เติม DMF+2-bromoethylamine hydrobromind แล้วคนด้วยเครื่องคนแม่เหล็กที่อุณหภูมิ $45^\circ C$ หนึ่งคืน

- 3) เติม Acetone (น้ำยาล้างเล็บ) และน้ำ DI แล้วคนด้วยเครื่องคนแม่เหล็ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 4) นำสารที่ได้มากรองด้วยกระดาษกรอง
- 5) นำกระดาษกรอง และสารที่เหลือจากการกรองไปอบที่อุณหภูมิ 40°C เป็นเวลาหนึ่งวัน
- 6) นำกระดาษกรองที่แห้งแล้ว มาชูดเพื่อนำผงไปใช้งาน
- 7) นำสารละลายที่อบมากรองผ่านหลอดฉีดยาที่มีตัวกรองไว้ที่ปลาย ซึ่งกรองได้ละเอียดกว่ากระดาษกรองทั่วไปมาก
- 8) นำผงที่ชูดได้ และที่ได้จากการกรองด้วยหลอดฉีดยา มาเติมสาร $\text{NH}_4\text{PF}_6 + \text{Acetonitrile} + \text{H}_2\text{O} + \text{PTFE}$ แล้วนำไปคนด้วยเครื่องคนแม่เหล็กเป็นเวลา 2 ชั่วโมง แล้วนำไปอบที่อุณหภูมิ 80°C เป็นเวลาหนึ่งคืน
- 9) หลังจากอบแล้ว จะได้ผงหรือสารที่เป็นลักษณะของแข็ง



รูปที่ 3.13 สารของแข็งที่ได้หลังจากการอบ

- 10) นำผงที่ได้เติมน้ำ DI และหยดกรด HCL เพื่อทำให้สารนั้นมีค่า pH 2.0 แล้วนำไปอบที่อุณหภูมิ 80°C เป็นเวลาสองวัน
- 11) หลังจากอบจะได้สาร POs-EA ในลักษณะที่เป็นของแข็ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 POs-EA ในลักษณะที่เป็นของแข็ง

3.4.4 การสร้างตัวอย่างกลูโคสที่ใช้ทดสอบ

- 1) นำของ PBS มาละลายในน้ำ DI ปริมาตร 1 ลิตร จะได้ PBS ความเข้มข้น 0.1 M pH 7.4
- 2) เตรียมกลูโคส 5mM โดยใช้ PBS ที่ความเข้มข้น 0.1 M เป็นตัวทำละลาย ในปริมาตรทั้งหมด 20 mL
- 3) นำ PBS 0.1 M มาเจือจางสารในชั้นที่ 2 ในสัดส่วนต่างๆกัน เพื่อให้ได้สารที่มีความเข้มข้นแตกต่างกันในการทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

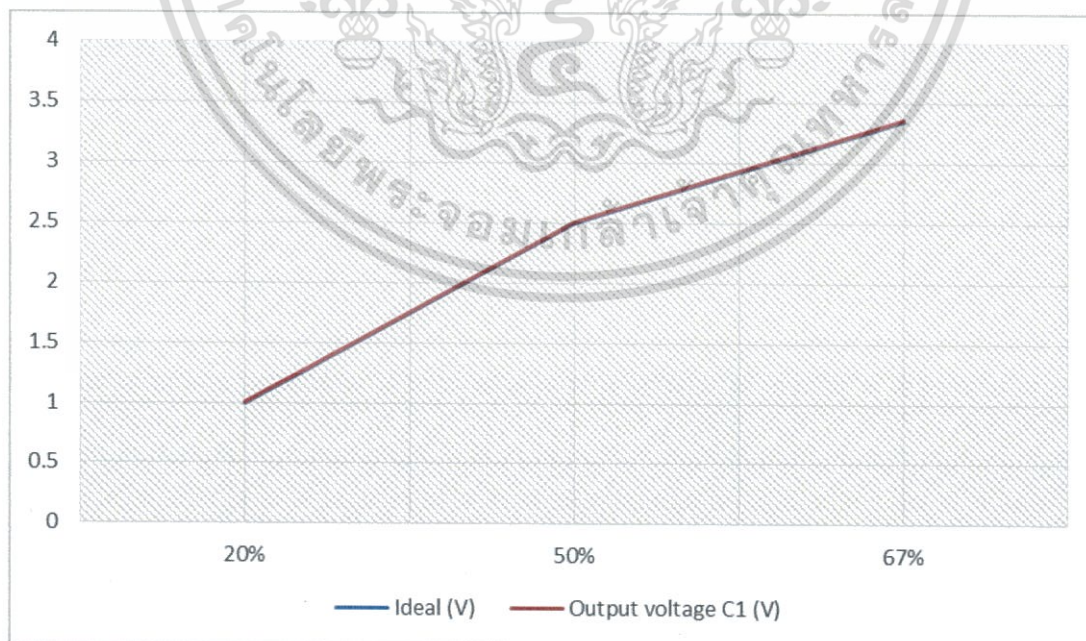
4.1 การทดลองควบคุมแรงดันอ้างอิง (Reference Control)

4.1.1 การควบคุมแรงดันอ้างอิงจากแหล่งจ่าย VDD

ในการทดลองนี้จะทดลองปรับแรงดันอ้างอิงภายใน โดยคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของแหล่งจ่าย VDD ซึ่งมีแรงดันเท่ากับ 5 โวลต์ โดยเขียนซอฟต์แวร์ปรับค่าภายในไอซีเบอร์ LMP91000 ให้มีค่าเปลี่ยนแปลง ซึ่งจะมีผลต่อแรงดันที่ภาคอินพุตของส่วน Transimpedance โดยสามารถวัดแรงดันได้จากขา C1 ของ LMP91000 กำหนดให้อัตราขยาย (TIA gain) คงที่ และ VBIAS = 0%

ตารางที่ 2 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ %VDD

% of the source VDD	Ideal (V)	Output voltage C1 (V)	%Error
20%	1.000	1.005	0.48%
50%	2.500	2.510	0.40%
67%	3.350	3.365	0.50%



รูปที่ 4.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ %VDD

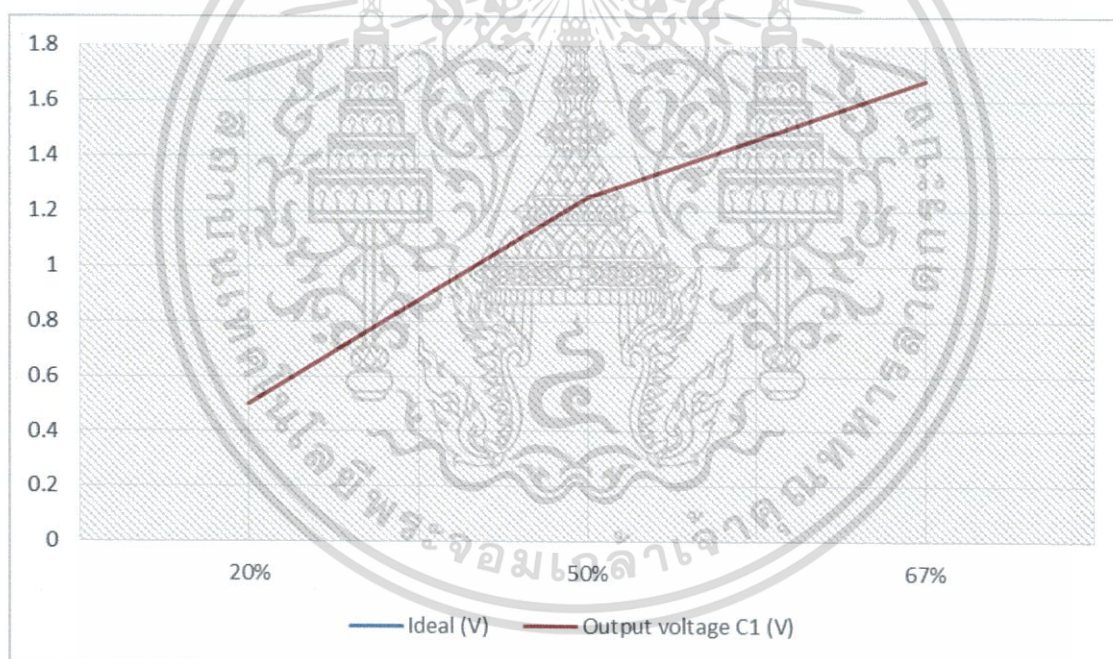
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 การควบคุมแรงดันอ้างอิงจากแหล่งจ่ายแรงดันอ้างอิงภายนอก

ในวงจรนั้นจะมีไอซีเบอร์ LM4040 เป็นตัวกำหนดค่าแรงดันอ้างอิงภายนอกที่จ่ายให้กับไอซีตัวอื่นๆ โดยมีแรงดันเท่ากับ 2.5 โวลต์ โดยจะจ่ายให้ไอซี LMP91000 ในขา VREF ซึ่งในการทดลองนี้จะเขียนซอฟต์แวร์ปรับค่าแรงดันอ้างอิงโดยคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของขา VREF โดยสามารถวัดแรงดันได้จากขา C1 ของ LMP91000 กำหนดให้อัตราขยายคงที่ และ VBIAS = 0%

ตารางที่ 3 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ %VREF

% of the source reference	Ideal	Output voltage C1 (V)	%Error
20%	0.500	0.501	0.20%
50%	1.250	1.250	0.00%
67%	1.675	1.676	0.06%



รูปที่ 4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ %VREF

4.1.3 การควบคุมแรงดัน VBIAS

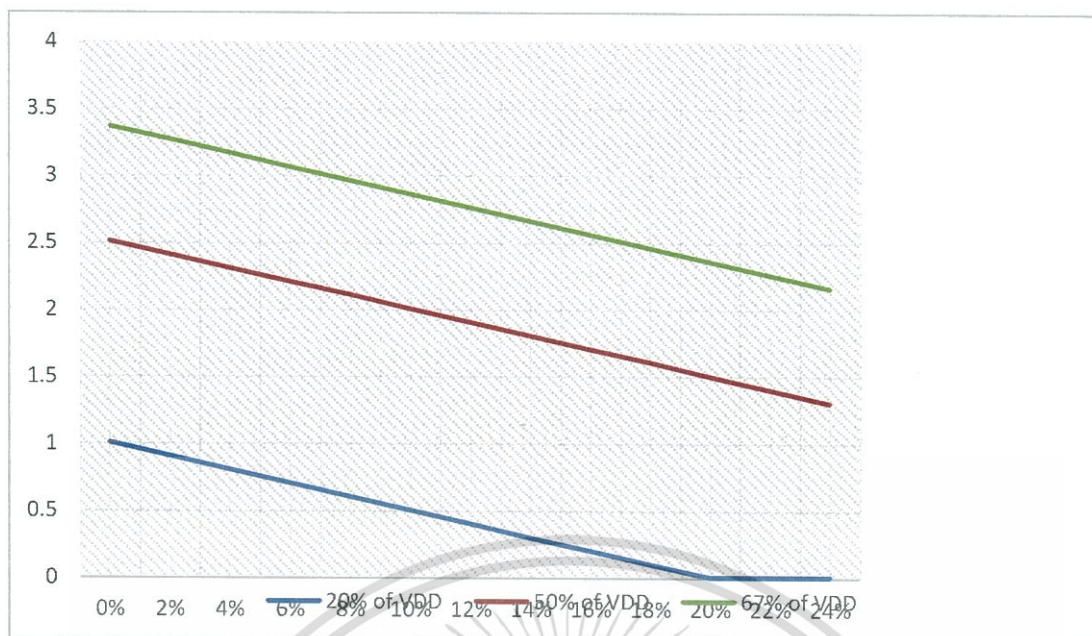
ในการทดลองนี้จะปรับแรงดัน VBIAS ที่ค่าแรงดันเปอร์เซ็นต์ของแหล่งจ่าย VDD ค่าต่างๆ หรือก็คือกำหนดให้ใช้แรงดันอ้างอิงภายในที่ค่าต่างๆ และอัตราขยายมีค่าคงที่ โดยสามารถวัดแรงดันได้จากขา C1 ของ LMP91000

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ VBIAS กรณี Positive ($V_{WE}-V_{RE}>0$)

% of the source VDD VBIAS	20%	50%	67%
	(V)	(V)	(V)
0%	1.005	2.510	3.365
1%	0.955	2.461	3.317
2%	0.907	2.411	3.272
4%	0.806	2.310	3.171
6%	0.706	2.210	3.064
8%	0.605	2.110	2.965
10%	0.504	2.009	2.864
12%	0.404	1.909	2.763
14%	0.303	1.809	2.663
16%	0.203	1.708	2.562
18%	0.102	1.610	2.462
20%	0.006	1.509	2.363
22%	0.006	1.407	2.261
24%	0.006	1.307	2.161

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

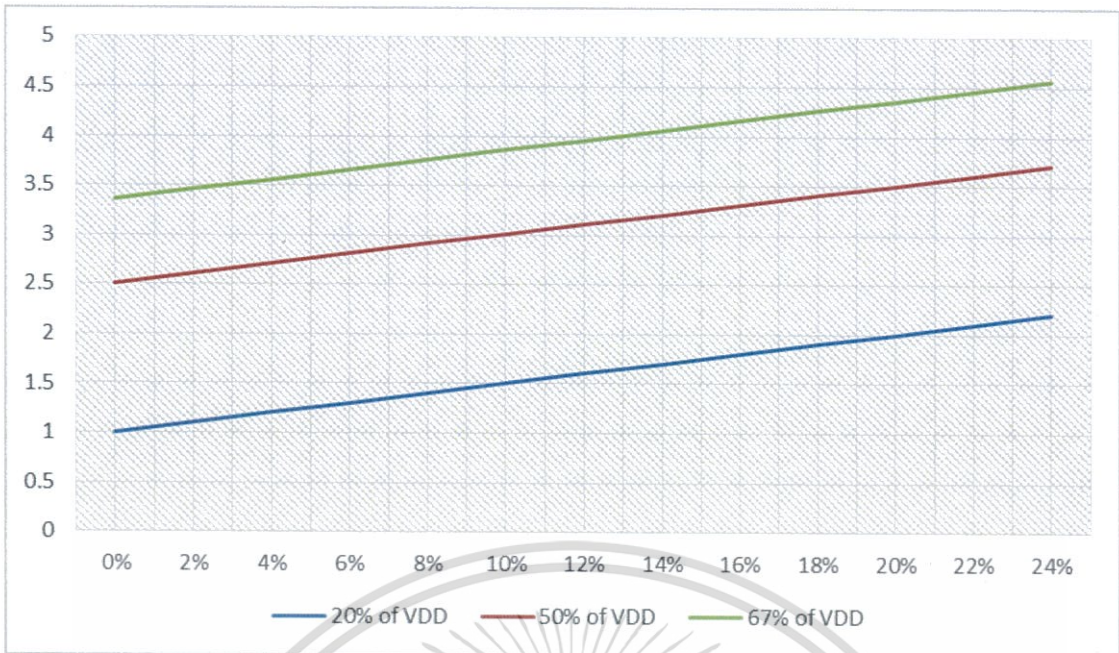


รูปที่ 4.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ VBIAS กรณี Positive ($V_{WE}-V_{RE}>0$)

ตารางที่ 5 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันที่ขา C1 เทียบกับ VBIAS กรณี Negative ($V_{WE}-V_{RE}<0$)

VBIAS \ % of the source VDD	% of the source VDD		
	20% (V)	50% (V)	67% (V)
0%	1.003	2.508	3.360
1%	1.053	2.558	3.409
2%	1.103	2.609	3.460
4%	1.206	2.711	3.559
6%	1.304	2.809	3.658
8%	1.403	2.914	3.759
10%	1.504	3.009	3.860
12%	1.607	3.110	3.959
14%	1.704	3.208	4.061
16%	1.805	3.310	4.161
18%	1.905	3.409	4.261
20%	2.004	3.506	4.362
22%	2.105	3.606	4.461
24%	2.206	3.710	4.563

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันที่ขา C1 กับ VBIAS กรณี Negative ($V_{WE}-V_{RE}<0$)

4.2 การควบคุมอัตราขยายวงจร Transimpedance

เนื่องจากวงจร Transimpedance มีอัตราขยายของวงจรเท่ากับค่าความต้านทาน RTIA

$$\text{Gain} = R_{TIA} \quad (6)$$

ดังนั้นจึงทดลองวัดค่าความต้านทานโดยวัดระหว่างขา C1 กับ C2

ตารางที่ 6 แสดงผลการทดลองวัดค่าความต้านทาน

Transimpedance gain	Output voltage (Ω)	%Error
2.75k	2.892k	5.16%
3.5k	3.653k	4.37%
7k	7.200k	2.86%
14k	14.30k	2.14%
35k	35.60k	1.71%
120k	121.6k	1.33%
350k	354.4k	1.26%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การทดลองผลของอุณหภูมิต่อแรงดันเอาต์พุต

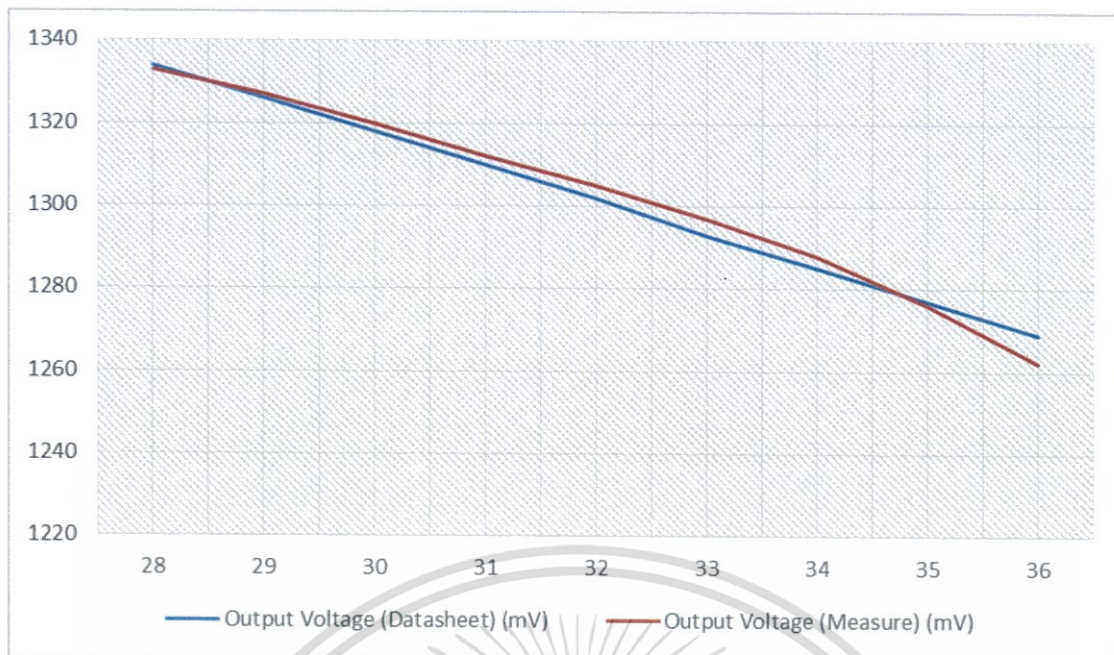
ในไอซีเบอร์ LM91000 สามารถเป็นเซนเซอร์วัดอุณหภูมิได้ โดยการเขียนซอฟต์แวร์ปรับโหมดการทำงานให้เป็นโหมดวัดอุณหภูมิ ดังนั้นในการทดลองนี้จะวัดค่าแรงดันเอาต์พุตที่อุณหภูมิแตกต่างกัน โดยใช้เทอร์มิสเตอร์เป็นตัววัดอุณหภูมิ โดยสามารถเทียบค่าแรงดันที่แท้จริงได้จากตารางอุณหภูมิ-แรงดันเอาต์พุตจาก Datasheet ซึ่งจะแสดงอุณหภูมิตั้งแต่ -40 C ถึง 85 C

$$V - V_1 = \left(\frac{V_2 - V_1}{T_2 - T_1} \right) * (T - T_1) \quad (7)$$

ตารางที่ 7 แสดงผลการทดลองวัดค่าแรงดันเอาต์พุตเทียบกับอุณหภูมิ

Temperature (C)	Output Voltage (Datasheet) (mV)	Output Voltage (Measure) (mV)	%Error
28	1334	1333	0.08%
29	1326	1327	0.08%
30	1318	1320	0.15%
31	1310	1312	0.15%
32	1302	1305	0.23%
33	1293	1297	0.31%
34	1285	1288	0.23%
35	1277	1276	0.08%
36	1269	1262	0.55%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

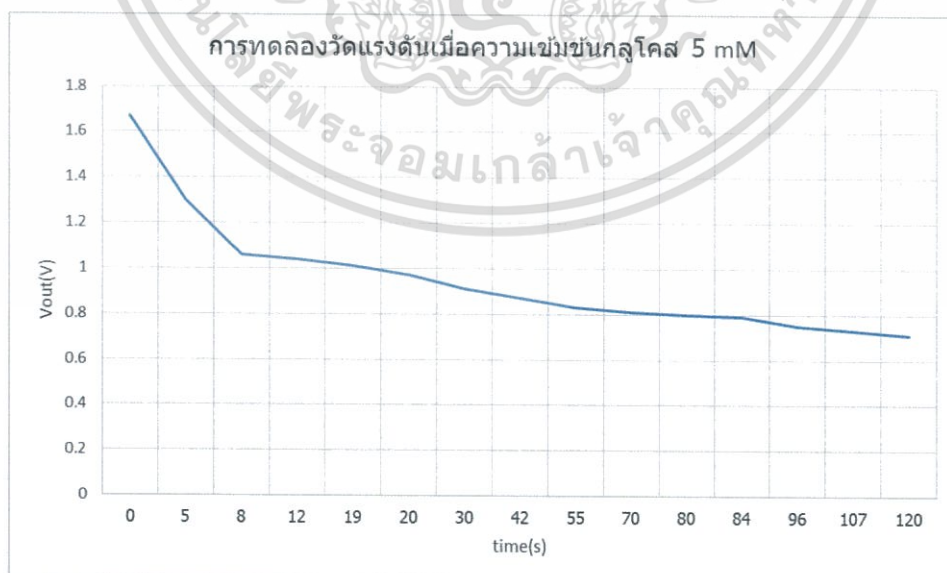


รูปที่ 4.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันเอาต์พุตเทียบกับอุณหภูมิ

4.4 การทดลองวัดค่ากระแสจากความเข้มข้นของกลูโคส

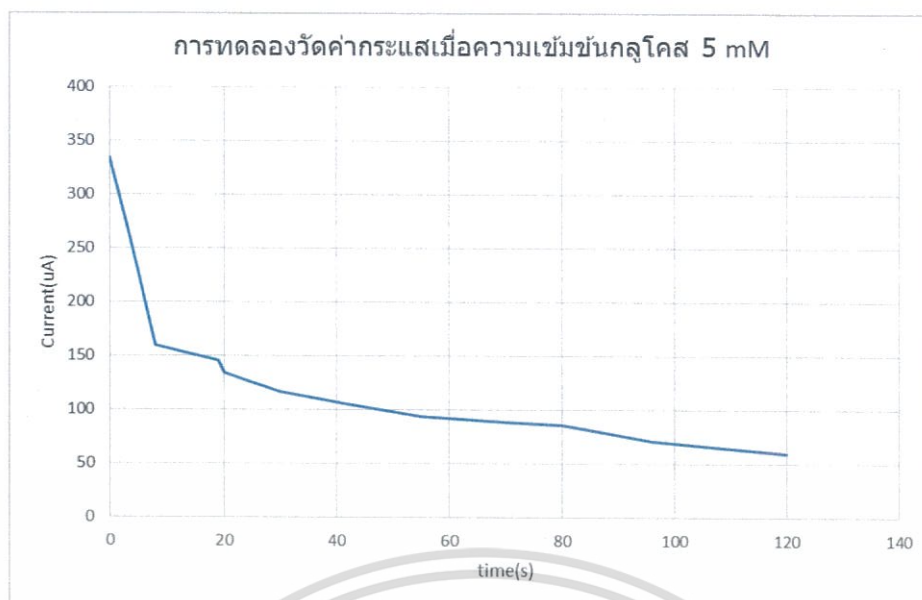
เป็นการทดลองวัดค่ากระแสที่ไหลผ่านขั้วไฟฟ้าทำงาน เมื่อหยดกลูโคสที่ถูกเจือจางด้วย PBS ให้มีความเข้มข้นที่ต่างกันลงไปขั้ว วัดค่า V_{out} แล้วนำมาหารด้วยค่า RTA

4.4.1 วัดค่ากระแสจากกลูโคสที่มีค่าความเข้มข้น 5 mM



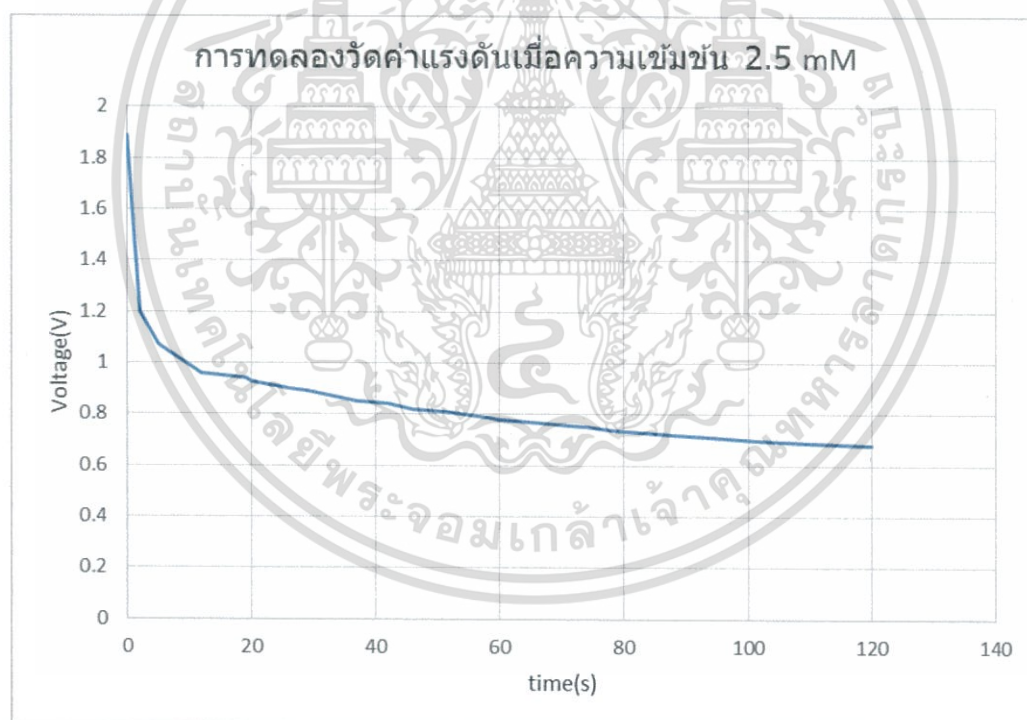
รูปที่ 4.6 การทดลองวัดค่าแรงดันเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 5 mM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



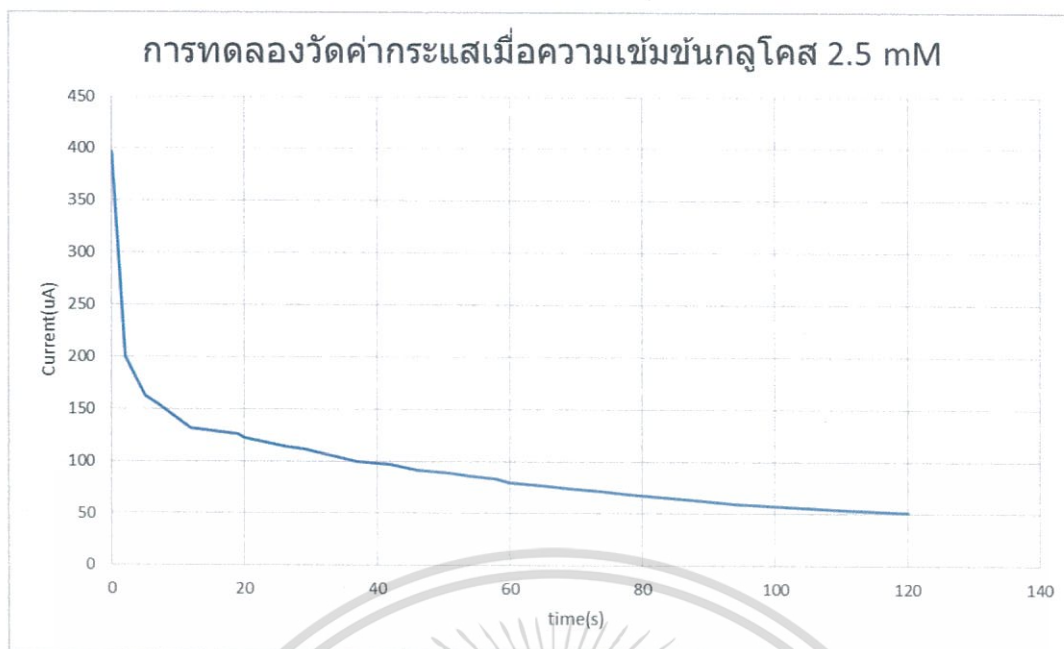
รูปที่ 4.7 การทดลองวัดค่ากระแสเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 5 mM

4.4.2 วัดค่ากระแสจากกลูโคสที่มีค่าความเข้มข้น 2.5 mM



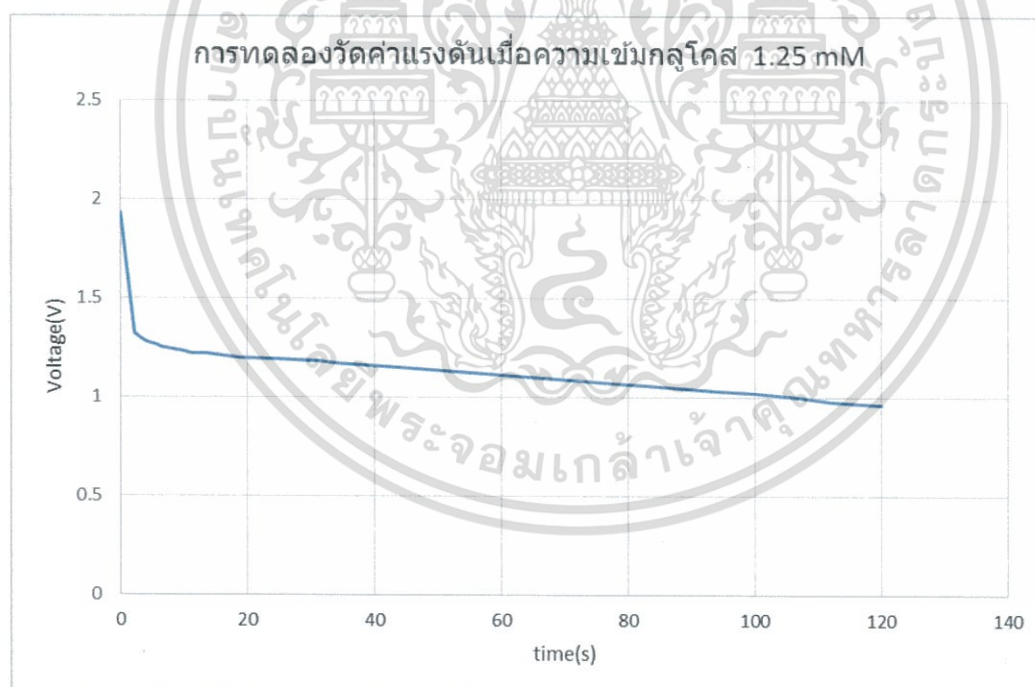
รูปที่ 4.8 การทดลองวัดค่าแรงดันเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 2.5 mM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



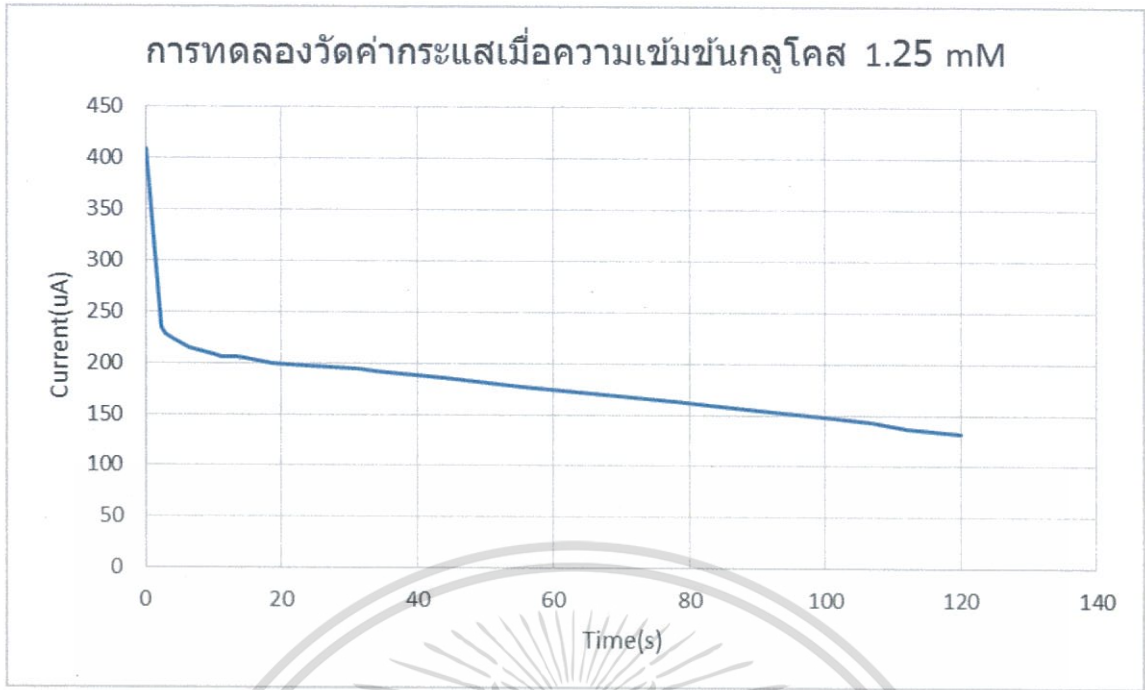
รูปที่ 4.9 การทดลองวัดค่ากระแสเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 2.5 mM

4.4.3 วัดค่ากระแสจากกลูโคสที่มีค่าความเข้มข้น 1.25 mM

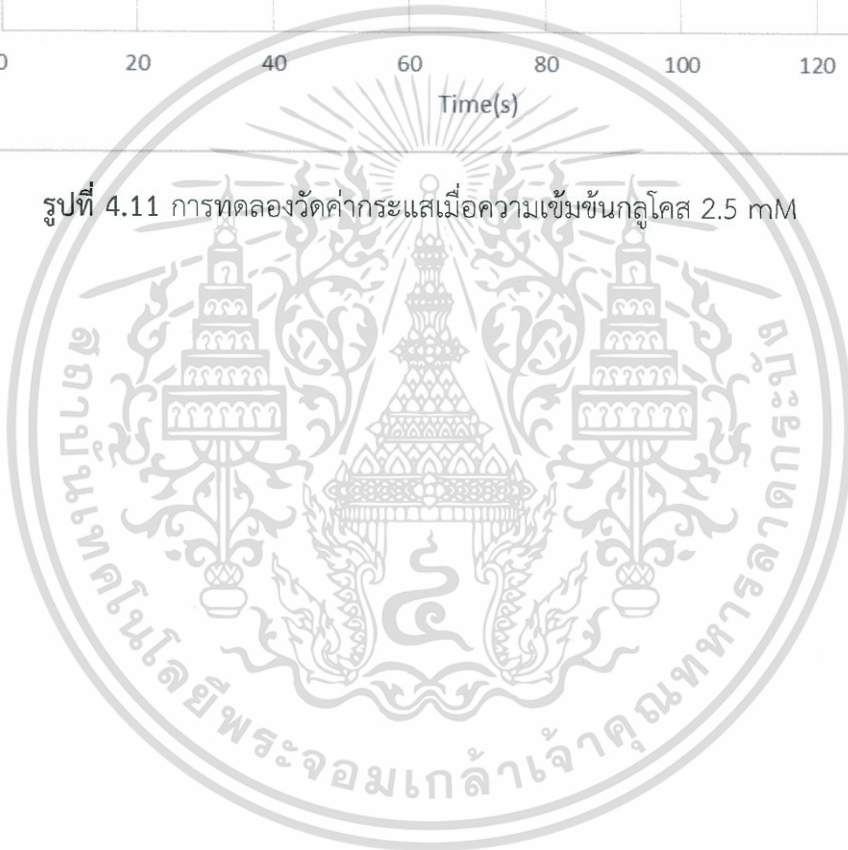


รูปที่ 4.10 การทดลองวัดค่าแรงดันเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 1.25 mM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 การทดลองวัดค่ากระแสเมื่อความเข้มข้นกลูโคส 2.5 mM



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปการวิจัย

จากการศึกษาวัสดุโกลด์เซ็นเซอร์ โดยมีจุดประสงค์เพื่อวัดการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของระดับโกลด์ในร่างกาย ซึ่งจะเป็นประโยชน์สำหรับบุคคลทั่วไปหรือผู้ที่ต้องการรักษาสุขภาพด้วยการควบคุมน้ำตาล โดยมีวิธีการดำเนินงานจะสร้างขั้วไฟฟ้าเคมีโดยมีลักษณะเป็นเมมเบรน(Membrane) และใช้ไอซี LMP91000 สำหรับใช้กับขั้วไฟฟ้าเคมีเพื่อตรวจจับโกลด์ โดยควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งจะใช้การสื่อสารแบบ I2C จะใช้สายสัญญาณเพียงสองเส้นเท่านั้น คือ SDL และ SDA ซึ่งจะเขียนซอฟต์แวร์กำหนดการทำงานของไอซี LMP91000 โดยจะทำการทดลองวัดสัญญาณทางไฟฟ้าจาก LMP91000 ซึ่ง ผลของการทดลองจะวัดแรงดันเทียบกับพารามิเตอร์ต่างๆ โดยจะกำหนดให้แรงดันอ้างอิง เปอร์เซ็นต์ไบอัส อัตราขยาย ค่าความต้านทาน หรืออุณหภูมิที่แตกต่างกัน ซึ่งค่าพารามิเตอร์เหล่านี้สามารถกำหนดค่าได้จากการเขียนซอฟต์แวร์ควบคุมไอซี LMP91000 และนำผลของแรงดันเทียบกับค่าพารามิเตอร์ต่างๆมาแสดงในรูปแบบของตารางผลการทดลองและกราฟผลการทดลอง

จากการทดลองการควบคุมพารามิเตอร์ต่างๆใน LMP91000 จะเห็นว่าการควบคุมค่าแรงดันและอัตราขยายมีค่าใกล้เคียงและแม่นยำ ซึ่งสามารถนำไปกำหนดค่าเหล่านี้เพื่อให้มีสถานะที่เหมาะสมในการวัดโกลด์ต่อไป และไอซีนี้สามารถเป็นเซ็นเซอร์วัดอุณหภูมิได้ ซึ่งจากการทดลองก็จะเห็นว่ามีค่าความแม่นยำเช่นกัน

จากการทดลองวัดกระแสที่ได้จากการวัดโกลด์ที่ความเข้มข้นแตกต่างกัน พบว่ากระแสที่ได้จะลดลงอย่างรวดเร็วในช่วงแรก แล้วค่อยๆลดลงอย่างช้าๆ แล้วเริ่มคงที่ โดยกระแสที่ได้หาได้จากค่าแรงดันเอาต์พุตหารด้วยค่าความต้านทานของทรานส์อิมพีแดนซ์ จะเห็นว่าค่าที่ได้อาจไม่ได้แม่นยำมากเท่าที่ควรเนื่องจากประสิทธิภาพของขั้วไฟฟ้าเคมี

5.2 ปัญหาที่พบ

ขั้วไฟฟ้าเคมีที่สร้างนั้นจะเห็นว่าที่ขั้วอ้างอิงซึ่งใช้เป็นซิลเวอร์คลอไรด์ โดยคลอไรด์ที่มาเกาะนั้นจะมีลักษณะเป็นสีดำ เมื่อหยดสารไปนานๆ พบว่าคลอไรด์สีดำที่เกาะเริ่มหลุดร่อนออกมา ดังนั้นจึงต้องเตรียมขั้วอ้างอิงไว้หลายขั้ว

เอกสารอ้างอิง

- [1] Jian Liu , Liying Jiang, Hongmin Liu, Xinxia Cai (2011) : "A bifunctional biosensor for subcutaneous glucose monitoring by reverse iontophoresis" Journal of Electroanalytical Chemistry 660, pp 8–13
- [2] LingQian Chang, ChunXiu Liu, YinZeng He, HongHui Xiao, Xinxia Cai (2011) : "Small-volume solution current-time behavior study for application in reverse iontophoresis-based non-invasive blood glucose monitoring" Science China Chemistry, Science China Press, pp 223–230
- [3] Russell O. Potts, Janet A. Tamada, Michael J. Tierney (2002) : "Glucose monitoring by reverse iontophoresis" Diabetes Metab Res Rev, 18 (Suppl 1), pp 49–53.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้