

อุปกรณ์ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกรักร่างกาย
Non-Invasive Blood Glucose Monitoring



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2561

อุปกรณ์ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกรานร่างกาย
Non-Invasive Blood Glucose Monitoring

โดย

ลักษณารีย์ กันทापวง

วรุฬธิดา สวัสดิ์หาญอรุณ

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร. ยุทธนา คัดใจเดียว

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ ปีการศึกษา 2561
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะ วิศวกรรมศาสตร์
เรื่อง สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 อุปกรณ์ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกร่างกาย
 Non-Invasive Blood Glucose Monitoring
ผู้จัดทำ นางสาวลักษณารีย์ กันทาปวง รหัสประจำตัว 58011071
 นางสาวรุฬหิศา สวัสดิ์หาญอรุณ รหัสประจำตัว 58011128



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการ	อุปกรณ์ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกรักร่างกาย	
นักศึกษา	ลักษณะารีย์ กันทาปวง	รหัสนักศึกษา 58011071
	วรุฬชิตา สวัสดิ์หาญอรุณ	รหัสนักศึกษา 58011128
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์	
ปีการศึกษา	2561	
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์	ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว	

บทคัดย่อ

โรคเบาหวานเป็นภาวะที่มีระดับน้ำตาลในเลือดสูงเกินไป เนื่องจากเซลล์ร่างกายขาด หรือพร่องฮอร์โมนผลิตจากตับอ่อน หรืออินซูลิน (Insulin) ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวานจะต้องทำการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดสม่ำเสมอ เพื่อประเมินผลการรักษาและป้องกันการเกิดภาวะแทรกซ้อน และเพื่อควบคุมระดับน้ำตาลให้เหมาะสม ปัจจุบันเครื่องตรวจระดับน้ำตาลในเลือดล้วนแต่เป็นแบบรุกรักร่างกาย (Invasive Glucometer) ซึ่งก่อให้เกิดความเจ็บปวดจากการเจาะนิ้วหลายครั้งในหนึ่งวัน สำหรับผู้ป่วยบางราย ทั้งนี้ยังเป็นการสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายกับวัสดุที่ใช้ในการตรวจ (Glucose Test Strip) ซึ่งมีราคาค่อนข้างสูง ด้วยเหตุดังกล่าว จึงเป็นแรงจูงใจให้เกิดโครงการชิ้นนี้ขึ้น คือการพัฒนาเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลโดยไม่มีกรรุกรักร่างกาย และอาศัยหลักการ Near-Infrared Spectroscopy ซึ่งเป็นหลักการที่อาศัยคุณสมบัติของน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวกลูโคส ($C_6H_{12}O_6$) ที่ดูดซับแสงอินฟราเรดและยอมให้แสงผ่านที่ความยาวคลื่นหนึ่งๆ มีวัตถุประสงค์เพื่อลดความเจ็บปวดที่เกิดจากการเจาะปลายนิ้ว และลดอัตราเสี่ยงการติดเชื้อจากเข็มที่ใช้เจาะ นอกจากนี้เพื่อชี้แนะปริมาณอินซูลินที่ควรฉีดแก่ผู้ป่วย โครงการนี้เริ่มตั้งแต่การคิดออกแบบวงจรที่ใช้ในการตรวจจับโมเลกุลของกลูโคส ซึ่งส่วนประกอบหลักในวงจรคือ หลอดรังสีอินฟราเรดและโฟโตทรานซิสเตอร์ ค่าที่ได้จากวงจรมันจะอยู่ในรูปของศักย์ไฟฟ้าที่ภายหลังนำไปประมวลผลผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ (Arduino UNO) เพื่อแสดงกราฟผ่านโปรแกรม Matlab โดยการวิเคราะห์ค่าศักย์ไฟฟ้าให้ได้ค่าความเข้มข้นของน้ำตาลในเลือดจะกระทำจากการรวบรวมข้อมูลที่เป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่ความเข้มข้นของน้ำตาลแตกต่างกันทั้งจากสารละลายและจากกลุ่มบุคคลตัวอย่าง จากนั้นนำข้อมูลทั้งหมดมาผ่านการวิเคราะห์ด้วยหลักการ curve fitting และ correlation and regression (R value = -0.9021) โดยใช้กระบวนการโครงข่ายประสาทเทียมเพื่อให้ได้ค่าระดับน้ำตาลในเลือดออกมา และแสดงผลทาง GUI display จากการวิเคราะห์ hypothesis ระดับน้ำตาลวัดจากเครื่องที่สร้างขึ้นเทียบกับเครื่องต้นแบบด้วย T test และ F test พบว่ายอมรับสมมติฐานที่ว่าค่าทั้งสองต้องเท่ากันหรือใกล้เคียงกันที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	Non-Invasive Blood Glucose Monitoring	
Student	Miss. Luksanaree Kantapuang	Student ID 58011071
	Miss. Warunthida Sawathanarun	Student ID 58011128
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Biomedical Engineering	
Year	2017	
Thesis Adviser	Assist.Prof.Dr.Yutthana Kidjaidure	

ABSTRACT

Diabetes is a disease in which blood glucose levels are too high. It involves problems due to a loss or lack of hormone produced from pancreas which is called insulin. It is necessary for diabetes patients to keep up in checking their blood glucose levels regularly which is done for not only treatment evaluation and prevention of complications but also to control the blood glucose in appropriate state. Nowadays, there are appeared only an invasive glucometer. To do that more than once a day, it causes pain and lesion which is hard to heal in some patients. In addition, it is a waste of money on a high cost of glucose test strips. As the result, providers were motivated to create the project of non-invasive glucometer development by applying near-infrared spectroscopy. It is a spectroscopic method using the near-infrared region of the electromagnetic spectrum and ability to absorb and pass through which depends on chemical properties, glucose properties. The purposes of this project are decrease of penetrating pain including risk of needle infection and to guide patients the insulin volume that should be injected. The scope of this project initially begins with designing glucose detecting circuit. It mainly consists of NIR LED emitter and phototransistor with the same response wavelength range. Outputs, in Volt, were then shown as a voltage graph by programming the microcontroller in Matlab. We collected data sets in different glucose concentrations both in-vivo and in-vitro and analyzed all data with correlation and regression analysis (R value = -0.9021) to see a tendency of the output. Neural Network was used to predict blood glucose (mg/dl) from those data sets. Predicted value, shown on GUI and analyzed with hypothesis testing (T-test and F-test), found that null hypothesis which said that both values are the same is accepted.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การทำปริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์และคำปรึกษาจากบุคคลหลายท่าน ตลอดทั้งให้ความรู้ในการทำโครงงานแก่คณะผู้จัดทำมาโดยตลอด คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณหลักสูตรวิศวกรรมชีวการแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนเครื่องมือ สถานที่ และงบประมาณในการศึกษา ออกแบบ สร้างและทดสอบต้นแบบเครื่องในปริญญานิพนธ์นี้

คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว อาจารย์ที่ปรึกษาโครงงาน ที่ให้ความสนับสนุน แนะนำแนวทาง ให้ความกรุณาตรวจผลงานและแก้ไขข้อบกพร่องในเอกสารและชิ้นงานให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น รวมถึงให้ความช่วยเหลือในเรื่องต่างๆอย่างเต็มที่ ขอขอบพระคุณอาจารย์ประจำหลักสูตรที่ถ่ายทอดวิชา ความรู้ต่างๆแก่คณะผู้จัดทำ รวมถึงนางสาวพิมพ์พร เหมยน้อย นักศึกษาปริญญาเอก สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และนาย นักศึกษาปริญญาโท สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ที่เป็นผู้ให้ความรู้และช่วยเหลือในการใช้โปรแกรม MATLAB สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูล

สำหรับการรวบรวมข้อมูลได้รับความอนุเคราะห์จากแผนกอายุรกรรม โรงพยาบาลสิรินธร ที่ได้อนุญาตให้คณะผู้จัดทำเข้าทำการเก็บข้อมูลตัวอย่างจากคนไข้ภายในโรงพยาบาลด้วยอุปกรณ์ที่ได้จัดทำขึ้น รวมถึงนางศิริราณี เจียมสกุลและนางสาวอารดา ศิริ พยาบาลวิชาชีพ แผนกอายุรกรรม โรงพยาบาลสิรินธร ที่เป็นผู้ติดต่อประสานงานและให้ความรู้เกี่ยวกับผู้ป่วยโรคเบาหวานแก่คณะผู้จัดทำ

สำหรับการทดสอบอุปกรณ์ได้รับความร่วมมือจากเพื่อนๆ ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ทั้งสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ในการทดสอบการทำงานของเครื่อง

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณ บิดา มารดาที่เลี้ยงดู อบรมสั่งสอนและให้การศึกษาอย่างดี ทำให้คณะผู้จัดทำมีวันนี้ได้ และยังให้คำปรึกษาในทุกๆ ด้าน รวมถึงเป็นแรงผลักดันให้คณะผู้จัดทำในการทำสิ่งต่างๆ ให้ประสบความสำเร็จ

ลักษณารีย์ กันทาปวง
วรุพธิดา สวัสดิ์หาญอรุณ
คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ.....	I
ABSTRACT.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญรูปภาพ.....	VIII
สารบัญตาราง.....	XII
สารบัญแผนภูมิ.....	XIII
บทที่ 1.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตการศึกษาวิจัย.....	2
1.4.1 ภาคเรียนที่ 1.....	2
1.4.2 ภาคเรียนที่ 2.....	3
บทที่ 2.....	4
2.1 การควบคุมน้ำตาลในเลือด.....	4
2.1.1 ที่เซลล์ตับ.....	5
2.1.2 ที่เซลล์กล้ามเนื้อลาย.....	5
2.1.3 ที่เซลล์ไขมัน.....	5
2.2 โรคเบาหวาน.....	6
2.2.1 อาการของโรคเบาหวาน.....	7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 การวินิจฉัยโรคเบาหวาน.....	8
2.2.3 การรักษาโรคเบาหวาน.....	8
2.2.4 ภาวะแทรกซ้อนของโรคเบาหวาน.....	9
2.2.5 การป้องกันโรคเบาหวาน.....	9
2.2.6 ชนิดของโรคเบาหวาน.....	9
2.3 อินซูลิน (Insulin).....	11
2.3.1 ชนิดของอินซูลิน.....	12
2.3.2 ผลข้างเคียงของอินซูลิน.....	13
2.4 ระดับค่าน้ำตาลในเลือดและภาวะเสี่ยงต่อการเป็นเบาหวาน.....	13
2.5 ภาวะ Hypoglycemia และ ภาวะ Hyperglycemia.....	14
2.5.1 Hypoglycemia.....	14
2.5.2 Hyperglycemia.....	15
2.6 การวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกรานร่างกาย (Invasive).....	16
2.6.1 วัตถุประสงค์ของการเจาะน้ำตาลในเลือด.....	16
2.6.2 การเตรียมการการเจาะเลือด.....	17
2.6.3 วิธีการเจาะเลือด.....	18
2.7 โครงสร้างและหน้าที่ของผิวหนัง (Structure and function of skin).....	18
2.7.1 หนังกำพร้า (Epidermis).....	19
2.7.2 หนังแท้ (Dermis).....	21
2.7.3 ผิวหนังชั้นไขมัน (Hypodermis).....	21
2.7.4 หน้าที่ของผิวหนัง (Function of skin).....	21
2.7 รังสีอินฟราเรด (Infrared (IR)).....	22
2.9 สเปกตรัมการดูดกลืนแสง.....	24
2.9.1 ปริมาณการดูดกลืนแสง.....	25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.9.2 กฎของเบียร์ (Beer's Law).....	25
2.9.3 กฎของแลมเบิร์ต (Lambert's Law).....	26
2.9.4 กฎการดูดกลืนแสงเบียร์แลมเบิร์ต (Beer - Lambert Law or Law of Light Absorption).....	26
2.10 การถดถอยและการคาดคะเนค่า - การสร้างสมการถดถอย.....	27
2.11 ออปแอมป์ (Operational Amplifiers, Op-Amp).....	28
2.11.1 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของอุปกรณ์ออปแอมป์ (Op-Amp).....	29
2.11.2 ออปแอมป์แบบอุดมคติ จะมีคุณสมบัติตามเงื่อนไขดังนี้.....	30
2.12 วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit).....	30
2.12.1 คุณสมบัติของ RLC ที่มีผลกับความถี่.....	30
2.12.2 วงจรกรองความถี่ผ่าน.....	31
2.12.3 ชนิดของวงจรกรองความถี่ผ่าน.....	31
2.13 Arduino.....	32
2.14 โครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network).....	34
2.14.1 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neuron Network: ANN).....	34
2.14.2 องค์ประกอบของโครงข่ายประสาทเทียม.....	34
2.15 Simulink และ GUI.....	42
2.15.1 Simulink.....	42
2.15.2 GUI.....	43
2.16 T-Test และ F-Test.....	44
2.16.1 T-test (การทดสอบที).....	44
2.16.2 F-Test (การวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าการกระจายของข้อมูล).....	44
บทที่ 3.....	45
3.1 แผนการดำเนินงาน.....	45

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	46
3.2.1 ภาคการศึกษาที่ 1.....	46
3.2.2 ภาคการศึกษาที่ 2.....	62
บทที่ 4.....	73
4.1 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส (In-Vitro Test)	73
4.2 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง (In-Vivo Test)	76
4.3 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่อง Prototype ภายหลังจากทำ Neural Network.....	79
บทที่ 5.....	85
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	85
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	86
5.2.1 ส่วนของฮาร์ดแวร์.....	86
5.2.2 ส่วนของซอฟต์แวร์.....	86
เอกสารอ้างอิง.....	87
ภาคผนวก.....	88
ภาคผนวก ก.....	89
ภาคผนวก ข.....	90

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 ภาพขยายของเซลล์ในตับอ่อน.....	4
รูปที่ 2.2 การทำงานของอินซูลิน.....	5
รูปที่ 2.3 แสดงโมเลกุลของกลูโคส.....	6
รูปที่ 2.4 แสดงการเจาะเลือดเพื่อวัดน้ำตาล.....	7
รูปที่ 2.5 ความชุกของโรคเบาหวาน(ร้อยละ) ในช่วงอายุ 20-79 ปี แบ่งตามภูมิภาค.....	10
รูปที่ 2.6 ปริมาณกลูโคสและอินซูลินที่ร่างกายหลั่งออกมาในแต่ละวัน.....	11
รูปที่ 2.7 โครงสร้างและส่วนประกอบของผิวหนัง.....	19
รูปที่ 2.8 การปล่อยรังสีอินฟราเรดจากอุณหภูมิภายในร่างกายมนุษย์.....	22
รูปที่ 2.9 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของกลูโคส.....	24
รูปที่ 2.10 แผนภาพการวัดการดูดกลืนแสง.....	24
รูปที่ 2.11 กฎการดูดกลืนแสงเบียร์แลมเบิร์ต.....	26
รูปที่ 2.12 แผนภาพการกระจายของจุดรอบเส้นถดถอย.....	27
รูปที่ 2.13 สัญลักษณ์ของออปแอมป์.....	28
รูปที่ 2.14 วงจรสมมูลของออปแอมป์แบบง่าย.....	29
รูปที่ 2.15 ชนิดของวงจรรองความถี่ผ่าน.....	32
รูปที่ 2.16 Arduino Uno.....	32
รูปที่ 2.17 Arduino Nano.....	33
รูปที่ 2.18 ขาต่างๆของ Arduino Nano.....	33
รูปที่ 2.19 โครงสร้างระบบประสาท.....	34

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.20 ฟังก์ชันการแปลงแบบต่างๆ.....	36
รูปที่ 2.21 กระบวนการประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียม.....	37
รูปที่ 2.22 ขั้นตอนการเรียนรู้แบบมีผู้ฝึกสอน.....	37
รูปที่ 2.23 การปรับค่าจำนวนของตัวอย่างที่ใช้ในแต่ละกระบวนการ.....	39
รูปที่ 2.24 การปรับจำนวน Hidden Layer	39
รูปที่ 2.25 การแสดงข้อมูลต่างๆ ที่เกิดขึ้นในกระบวนการ.....	40
รูปที่ 2.26 ตารางแสดงผลลัพธ์.....	40
รูปที่ 2.27 การปรับค่าจำนวนของตัวอย่างที่ใช้ในแต่ละกระบวนการ.....	41
รูปที่ 2.28 การแสดงข้อมูลต่างๆ ที่เกิดขึ้นในกระบวนการ.....	41
รูปที่ 2.29 ตารางแสดงผลลัพธ์.....	42
รูปที่ 2.30 หน้าต่างการเรียกใช้งาน Simulink.....	43
รูปที่ 3.1 (a) LED Emitting Circuit (b) Phototransistor Circuit.....	48
รูปที่ 3.2 วงจรกรองกระแสไฟฟ้า(Noise Filter).....	49
รูปที่ 3.3 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า(Voltage Divider Circuit).....	50
รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส(Non-Inverting Amplifier).....	50
รูปที่ 3.5 วงจรตรวจจับกลูโคส.....	51
รูปที่ 3.6 เครื่อง Glucosure.....	55
รูปที่ 3.7 การแสดงค่าความเข้มข้นสารละลายกลูโคสของเครื่อง Glucosure.....	55
รูปที่ 3.8 Block diagram designed for the in-vitro experiment.....	56
รูปที่ 3.9 การทดลองการทำงานของวงจรด้วยสารละลายกลูโคส.....	56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่	หน้า
รูปที่ 3.10 หน้าตาการทำงานของโปรแกรม Matlab.....	57
รูปที่ 3.11 กราฟแสดงค่าแรงดันไฟฟ้าที่ความเข้มข้นหนึ่งโดยกำหนดให้มีการส่งกลับค่า 100 ครั้ง.....	57
รูปที่ 3.12 รูปแบบการใช้แผนภาพการกระจายของข้อมูล(Scatter Plot).....	59
รูปที่ 3.13 กราฟลอการิทึมแสดงค่าศักย์ไฟฟ้า ที่ความเข้มข้นสารละลายกลูโคสต่างกัน.....	61
รูปที่ 3.15 Printing Circuit Board of Phototransistor.....	62
รูปที่ 3.16 Printing Circuit Board of LED Emitter.....	63
รูปที่ 3.17 (a)แบบโครงสร้างของอุปกรณ์ฐานล่าง (b)แบบโครงสร้างของอุปกรณ์ผบบน.....	63
รูปที่ 3.18 รูปแบบของโครงสร้างอุปกรณ์ภาพรวม.....	63
รูปที่ 3.19 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดหลังผ่าน 3D-Printing.....	64
รูปที่ 3.20 ทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือด เพื่อเก็บข้อมูลในรูปของศักย์ไฟฟ้า.....	64
รูปที่ 3.21 เครื่องมือ curve fitting ในการวิเคราะห์แนวโน้มของข้อมูล.....	65
รูปที่ 3.22 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าศักย์ไฟฟ้าจากเครื่องและค่าน้ำตาลในเลือด.....	66
รูปที่ 3.23 โครงข่ายประสาทเทียม.....	67
รูปที่ 3.24 หน้าตาแสดงกระบวนการเรียนรู้ของประสาทเทียม.....	67
รูปที่ 3.25 Neural Network Simulation.....	68
รูปที่ 3.26 Simulink of blood glucose prediction.....	68
รูปที่ 3.27 Simulink Diagram of Neural Fitting And Pattern Recognition.....	69
รูปที่ 3.28 การเก็บค่าไว้ในตัวแปรและหาค่าเฉลี่ย.....	70
รูปที่ 3.29 GUI Display Design.....	70
รูปที่ 3.30 ลักษณะการใช้งานของเครื่อง.....	71

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่	หน้า
รูปที่ 3.31 การวัดแบบ invasive เพื่อเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่อง prototype.....	71
รูปที่ 3.32 ตารางแสดงค่าทางสถิติของกลุ่มข้อมูล 2 กลุ่ม.....	72
รูปที่ 3.33 ตารางแสดงค่า f test.....	72



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 2.1 ตารางแสดงลักษณะของโรคเบาหวานชนิดที่ 1 และชนิดที่ 2.....	10
ตารางที่ 2.2 ตารางแสดงระดับค่าน้ำตาลในเลือด (มก./ดล.).....	13
ตารางที่ 3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน.....	45
ตารางที่ 3.2 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส 50 ความเข้มข้น.....	58
ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส 50 ความเข้มข้น.....	73
ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส 50 ความเข้มข้น (ต่อ).....	74
ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 139 ตัวอย่าง.....	76
ตารางที่ 4.4 แสดงค่าน้ำตาลในเลือดที่ได้จากเครื่อง Prototype ภายหลังจากทำ Neural Network กับกลุ่มตัวอย่าง 86 ตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบเครื่องต้นแบบ.....	80
ตารางที่ 4.5 แสดงการวิเคราะห์ข้อมูล T-test.....	82
ตารางที่ 4.5 แสดงการวิเคราะห์ข้อมูล F-test.....	83

สารบัญแผนภูมิ

แผนภูมิที่	หน้า
แผนภูมิที่ 4.1 แสดงค่าศักย์ไฟฟ้าที่ความเข้มข้นของสารละลายกลูโคสต่างกัน 50 ความเข้มข้นพร้อมเส้นแนวโน้มแบบเอ็กโพเนนเชียล.....	74
แผนภูมิที่ 4.2 ลอการิทึมแสดงค่าศักย์ไฟฟ้าที่ความเข้มข้นของสารละลายกลูโคสต่างกัน 50 ความเข้มข้น พร้อมเส้นแนวโน้มแบบเชิงเส้น.....	75
แผนภูมิที่ 4.3 แสดงค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากเครื่องแบบ Non-Invasive กับกลุ่มตัวอย่าง 139 ตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบแบบ invasive พร้อมแสดงเส้นแนวโน้มแบบเอ็กโพเนนเชียล.....	79
แผนภูมิที่ 4.4 ค่าน้ำตาลในเลือดที่ได้จากเครื่อง Prototype ภายหลังจากการทำ Neural Network กับกลุ่มตัวอย่าง 86 ตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบเครื่องต้นแบบ.....	82
แผนภูมิที่ 4.5 Clarke's Error Grid Analysis (EGA).....	84

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคเบาหวาน (Diabetes Mellitus: DM) เป็นโรคไม่ติดต่อเรื้อรัง ซึ่งเป็นภาวะร่างกายที่มีระดับน้ำตาลในเลือดสูงเกินไป เนื่องจากเซลล์ร่างกายขาด หรือพร่องฮอร์โมนผลิตจากตับอ่อน ที่มีชื่อว่าอินซูลิน (Insulin) ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวานจะต้องทำการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดสม่ำเสมอ เพื่อประเมินผลการรักษาและป้องกันการเกิดภาวะแทรกซ้อน และเพื่อควบคุมระดับน้ำตาลให้เหมาะสม ไม่ต่ำหรือสูงกว่าระดับปกติ จากผลการสำรวจสุขภาพประชาชนไทยโดยการตรวจร่างกาย ของสถาบันวิจัยระบบสาธารณสุข เปรียบเทียบระหว่างปี พ.ศ. 2552 กับปี 2557 พบคนไทยเป็นเบาหวานมากขึ้นทุกช่วงอายุ จากร้อยละ 6.9 เป็นร้อยละ 8.9 อีกทั้งสถานการณ์โรคเบาหวานในภาคพื้นแปซิฟิก (Western Pacific) ในปี พ.ศ. 2560 ประเทศไทยมีผู้ที่เป็นเบาหวาน 4.4 ล้านคน มากเป็นอันดับ 4 รองจาก จีน อินเดีย และญี่ปุ่น

ในการตรวจเบาหวาน หรือการตรวจน้ำตาลในเลือด การวัดแต่ละครั้งในปัจจุบันล้วนแต่เป็นแบบรุกล้ำร่างกาย (Invasive Glucometer) ซึ่งก่อให้เกิดความเจ็บปวดจากการเจาะนิ้วเป็นจำนวนหลายครั้งในหนึ่งวันสำหรับผู้ป่วยบางราย ทั้งนี้ยังเป็นการสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายกับวัสดุที่ใช้ในการตรวจ (Glucose Test Strip) ซึ่งมีราคาค่อนข้างสูง ข้อจำกัดเหล่านี้เป็นสาเหตุที่ทำให้ผู้ป่วยหลายรายไม่ทราบระดับน้ำตาลในเลือดที่ควรจะเป็น ส่งผลเสียอย่างยิ่งต่อการควบคุมและรักษาระดับน้ำตาลในเลือดของผู้ป่วย การตรวจวัดระดับน้ำตาลโดยไม่รุกล้ำร่างกายเป็นทางเลือกในการพัฒนาเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับผู้ป่วยเบาหวานที่ต้องมีการตรวจวัดระดับน้ำตาลบ่อยครั้งในแต่ละวัน ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกผ่อนคลายขึ้นเกี่ยวกับการทดสอบระดับน้ำตาลในเลือด ซึ่งมีเทคนิคในการวัดหลากหลายวิธีเช่น Raman Spectroscopy, Sweat และ Near-infrared Spectroscopy

จากการศึกษาผู้จัดทำจึงสนใจประดิษฐ์อุปกรณ์ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกล้ำร่างกายแบบเรียลไทม์ โดยอาศัยหลักการดูดกลืนแสงของรังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นสั้น (Near-Infrared Spectroscopy) ซึ่งไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนังและมีความปลอดภัยกับผู้ใช้ ผู้ป่วยสามารถวัดระดับน้ำตาลได้ด้วยตนเองโดยไม่เจ็บปวด อีกทั้งมีการแสดงผลระดับน้ำตาลในเลือดบนหน้าจอแอลซีดีเป็นตัวเลขในหน่วยมิลลิกรัมต่อเดซิลิตร (mg/dl) และบอกปริมาณอินซูลินที่ควรฉีดสำหรับผู้ป่วยโรคเบาหวาน

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 เพื่อศึกษาวิธีการวัดระดับน้ำตาลในเลือด และออกแบบเครื่องมือที่ใช้ในการวัดโดยไม่รุกรานร่างกาย (Non-invasive) พร้อมเก็บข้อมูลเชิงปริมาณ (Quantitative data)
- 1.2.2 เพื่อพิสูจน์ความสามารถในการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยหลักการดูดกลืนแสงของรังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นสั้น (Near-Infrared Spectroscopy) และนำมาวิเคราะห์ในเชิงปริมาณ (Quantitative analysis)
- 1.2.3 เพื่อได้เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่สามารถลดการบาดเจ็บ และลดโอกาสในการติดเชื้อที่อาจเกิดขึ้นได้ในการวัดระดับน้ำตาลแต่ละครั้งของผู้ป่วยเบาหวาน

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

- 1.3.1 เครื่องมือที่ใช้ในการวัดโดยไม่รุกรานร่างกาย (Non-invasive) สามารถตรวจจับความเข้มข้นของสารละลายกลูโคสได้ และมีการทดสอบในเชิงปริมาณ
- 1.3.2 อุปกรณ์ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกรานร่างกาย สามารถวัดระดับน้ำตาลในเลือดได้ โดยอาศัยการวัดด้วยหลักการดูดกลืนแสงของรังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นสั้น (Near-Infrared Spectroscopy) และมีการทดสอบและนำมาวิเคราะห์ในเชิงปริมาณ

1.4 ขอบเขตการศึกษาวิจัย

1.4.1 ภาคเรียนที่ 1

- 1.4.1.1 ศึกษาการวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกรานร่างกาย (Non-invasive)
- 1.4.1.2 ศึกษา และออกแบบวงจรตรวจจับกลูโคส (Glucose Detecting Circuit) พร้อมทดสอบการทำงานของวงจรด้วยสารละลายกลูโคสในเชิงปริมาณ
- 1.4.1.3 วิเคราะห์ผลจากการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส (ค่าความต่างศักย์ที่เปลี่ยนแปลงเมื่อความเข้มข้นของสารละลายแตกต่างกัน) และเปรียบเทียบในเชิงปริมาณ

1.4.2 ภาคเรียนที่ 2

1.4.2.1 ออกแบบเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด และปรับปรุงวงจรต้นแบบให้เหมาะสมสำหรับการใช้งานจริง

1.4.2.2 ทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง

1.4.2.3 วิเคราะห์ผลการทดลอง และนำผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่างมาสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)

1.4.2.4 พัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการวัดระดับน้ำตาลในเลือดและแสดงค่าปริมาณอินซูลินที่ควรใช้

1.4.2.5 สรุป และวิเคราะห์ผลการทดสอบ พร้อมเขียนรายงาน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

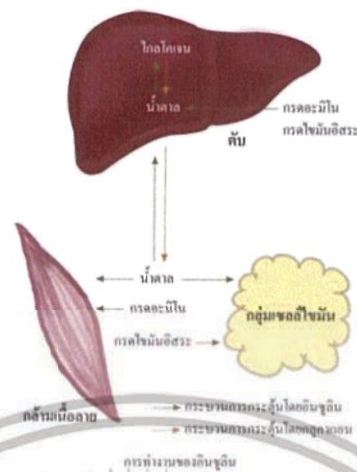
2.1 การควบคุมน้ำตาลในเลือด

ร่างกายควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดโดยอาศัยฮอร์โมนหลักที่เรียกว่า "อินซูลิน"(Insulin) ซึ่งผลิตจากบีตาเซลล์ในตับอ่อนที่ทำงานอย่างสมดุลร่วมกับ "กลูคากอน" (glucagon) และฮอร์โมนอื่น ได้แก่ โกรทฮอร์โมน (growth hormone) คอร์ติซอล (cortisol) และแคทีคอลามีน (catecholamine) ทั้งนี้ อินซูลินเป็นฮอร์โมนเพียงชนิดเดียวที่สามารถลดระดับน้ำตาลในเลือดได้ ส่วนกลูคากอนซึ่งผลิตจากแอลฟาเซลล์ในตับอ่อน และฮอร์โมนอื่นๆ ทำหน้าที่ตรงข้ามคือ ส่งเสริมการสร้างน้ำตาล



รูปที่ 2.1 ภาพขยายของเซลล์ในตับอ่อน

อินซูลินควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดผ่านการออกฤทธิ์ที่เซลล์หลัก ๓ ชนิด คือ เซลล์ตับ เซลล์กล้ามเนื้อลาย และเซลล์ไขมัน การออกฤทธิ์ของอินซูลินขึ้นกับระดับความเข้มข้นของอินซูลินที่มีอยู่ในขณะนั้นหลังรับประทานอาหาร ระดับอินซูลินจะสูงขึ้นทันทีสอดรับกับระดับน้ำตาลในเลือดที่สูงขึ้น เรียกว่า ระดับอินซูลินสูงสุด (peak insulin level) ถือเป็น การตอบสนองอย่างฉับไวของบีตาเซลล์ต่อระดับน้ำตาลในเลือด ที่สูงขึ้นจากอาหาร และจะลดลงอย่างรวดเร็วหลังการดูดซึมน้ำตาลจากทางเดินอาหารจบสิ้น ทั้งนี้ ในขณะที่ไม่มีการย่อยอาหารและขณะอดอาหารนานๆ เช่น ช่วงนอนในเวลากลางคืน ตับอ่อนจะหลั่งอินซูลินในปริมาณน้อยๆ อย่างต่อเนื่อง เรียกว่า ระดับอินซูลินพื้นฐาน (basal insulin level) กระบวนการทำงานของอินซูลินในเซลล์หลัก ๓ ชนิด เป็นดังนี้



รูปที่ 2.2 การทำงานของอินซูลิน

2.1.1 ที่เซลล์ตับ

เมื่อระดับอินซูลินขึ้นสูงจะออกฤทธิ์ยับยั้งการสร้างและการส่งน้ำตาลจากตับ และควบคุมตับ ให้สะสมน้ำตาลที่เหลือจากการใช้งานไว้ในรูปไกลโคเจน เมื่อระดับอินซูลินลดลงสู่ระดับอินซูลินพื้นฐานจะกระตุ้นให้ตับสร้างน้ำตาล และส่งเข้าสู่กระแสเลือดต่อเนื่องตลอดเวลา

2.1.2 ที่เซลล์กล้ามเนื้อลาย

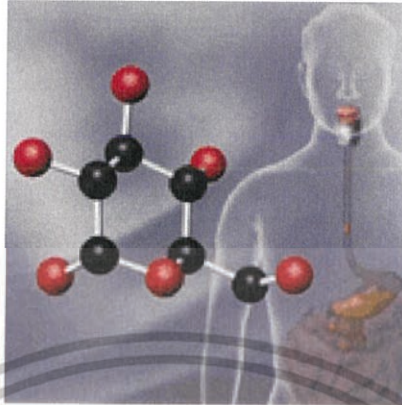
อินซูลินออกฤทธิ์โดยนำน้ำตาลเข้าสู่เซลล์กล้ามเนื้อลายซึ่งเป็นเซลล์ของกล้ามเนื้อต่าง ๆ ทั่วทั้งร่างกาย เพื่อให้เซลล์กล้ามเนื้อลายใช้เป็นพลังงานในขณะที่มีการใช้งานหรือออกกำลังกาย ยิ่งมีการออกกำลังกายมาก การใช้น้ำตาลก็จะมากขึ้น หากไม่มีอินซูลินหรือมีไม่เพียงพอ เซลล์กล้ามเนื้อลายจะไม่สามารถใช้น้ำตาลเป็นพลังงานได้แม้ว่าระดับน้ำตาลในเลือดจะสูงเพียงใดก็ตาม นอกจากนี้ อินซูลินยังช่วยส่งเสริมให้กล้ามเนื้อเก็บสะสมน้ำตาลในรูปไกลโคเจนเอาไว้ เพื่อใช้เป็นพลังงานเมื่อกล้ามเนื้อหยุดการทำงานหรือหยุดออกกำลังกาย

2.1.3 ที่เซลล์ไขมัน

เมื่อระดับอินซูลินขึ้นสูงจะออกฤทธิ์ยับยั้งการสลายกรดไขมันอิสระจากไขมันที่สะสมอยู่ในเซลล์ไขมัน และส่งเสริมการเก็บพลังงานส่วนเกินในรูปกรดไขมันอิสระไว้ในเซลล์ไขมัน

ดังนั้น เมื่อมีการขาดอินซูลิน หรือการตอบสนองของเซลล์ตับ เซลล์กล้ามเนื้อลาย และเซลล์ไขมันต่อฤทธิ์ของอินซูลินลดลง จึงทำให้เกิดความผิดปกติทางเมแทบอลิซึมของน้ำตาลไขมัน และโปรตีน

2.2 โรคเบาหวาน



รูปที่ 2.3 แสดงโมเลกุลของกลูโคส

โรคเบาหวาน (Diabetes Mellitus: DM) เป็นภาวะที่ร่างกายมีน้ำตาลในเลือดสูงกว่าปกติ เนื่องจากการขาดฮอร์โมนอินซูลิน (Insulin) หรือการดื้อต่อฮอร์โมนอินซูลิน ส่งผลให้กระบวนการดูดซึมน้ำตาลในเลือดให้เป็นพลังงานของเซลล์ในร่างกายมีความผิดปกติหรือทำงานได้ไม่เต็มประสิทธิภาพ จนเกิดน้ำตาลสะสมในเลือดปริมาณมาก หากปล่อยให้ร่างกายอยู่ในสภาวะนี้เป็นเวลานานจะทำให้มีอาการต่าง ๆ เช่น เหนื่อย เกิดโรคและอาการแทรกซ้อนขึ้น

จากข้อมูลของสหพันธ์เบาหวานนานาชาติ (International Diabetes Federation: IDF) พบผู้ป่วยโรคเบาหวานทั่วโลกราว 425 ล้านคนในปี 2560 และคาดการณ์ว่าจะมีจำนวนผู้ป่วยด้วยโรคนี้มากถึง 629 ล้านคนในปี 2588 สำหรับสถานการณ์โรคเบาหวานในประเทศไทยพบว่า คนไทยช่วงอายุ 20-79 ปี เป็นโรคเบาหวานร้อยละ 8.3 หรือหมายความว่าใน 100 คน จะพบคนที่ป่วยเป็นโรคเบาหวานประมาณ 8 คน และจำนวนมากกว่าครึ่งไม่ทราบว่าตนเองเป็นโรคเบาหวาน สถิติการพบผู้ป่วยด้วยโรคนี้ยังมีจำนวนมากขึ้นเรื่อย ๆ จนทำให้ต้องมีการรณรงค์อย่างต่อเนื่องถึงภัยร้ายของโรค เพราะเป็นโรคเรื้อรังที่รักษาไม่หายขาด มีโอกาสเสี่ยงต่อโรคแทรกซ้อนลุกลามใหญ่โตจนต้องสูญเสียอวัยวะที่สำคัญของร่างกาย ทางสหพันธ์เบาหวานนานาชาติ และองค์การอนามัยโลก (WHO) จึงได้กำหนดให้วันที่ 14 พฤศจิกายนของทุกปีเป็นวันเบาหวานโลก เพื่อให้ตระหนักถึงความสำคัญของโรคนี้

ในปัจจุบัน ประเทศไทยยึดหลักเกณฑ์ตามสมาคมเบาหวานแห่งประเทศไทยในการจำแนกผู้ป่วยโรคเบาหวานด้วยการตรวจปริมาณน้ำตาลในเลือด หากผลการตรวจหลังงดอาหารและเครื่องดื่มมีน้ำตาลอยู่กระแสเลือดไม่เกิน 100 มิลลิกรัมต่อเดซิลิตร แสดงว่าระดับน้ำตาลในเลือดปกติ ทั้งนี้ระดับน้ำตาลในเลือดยังบ่งบอกถึงภาวะเสี่ยงต่อการเป็นเบาหวานได้ด้วย (Prediabetes) ซึ่งผู้ที่อยู่ในกลุ่มเสี่ยงต่อภาวะเป็นเบาหวานสามารถพัฒนาการเกิดโรคเบาหวานประเภทที่ 2 (เบาหวานที่เกิดจากการที่ตับอ่อนผลิตฮอร์โมนอินซูลินได้ไม่เพียงพอต่อการใช้) โรคหัวใจ และโรคหลอดเลือดในสมองในอนาคตได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 2.4 แสดงการเจาะเลือดเพื่อวัดน้ำตาล

2.2.1 อาการของโรคเบาหวาน

โรคเบาหวานในระยะแรกจะไม่แสดงอาการผิดปกติ บางรายอาจตรวจพบโรคเบาหวานเมื่อพบภาวะแทรกซ้อนขึ้นแล้ว อาการของโรคเบาหวานแต่ละชนิดอาจมีความคล้ายกัน ซึ่งอาการที่พบส่วนใหญ่ คือ กระหายน้ำมาก ปากแห้ง ปัสสาวะบ่อย หิวบ่อย น้ำหนักลดหรือเพิ่มผิดปกติ สายตาพร่ามัว เห็นภาพไม่ชัด รู้สึกเหนื่อยง่าย มีอาการชาโดยเฉพาะมือและขา บาดแผลหายยาก เป็นต้น ทั้งนี้ อาการของโรคเบาหวานประเภทที่ 1 จะเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว ในขณะที่โรคเบาหวานประเภทที่ 2 จะแสดงอาการแบบค่อยเป็นค่อยไป ส่วนโรคเบาหวานขณะตั้งครรภ์มักเกิดขึ้นในช่วงอายุครรภ์ประมาณ 24-28 สัปดาห์

2.2.2 การวินิจฉัยโรคเบาหวาน

แพทย์จะสอบถามอาการผู้ป่วย ประวัติการเจ็บป่วยของผู้ป่วยและของบุคคลในครอบครัว และการตรวจร่างกาย และที่สำคัญต้องอาศัยการตรวจเลือด เพื่อดูระดับน้ำตาลในเลือดเป็นหลัก โดยมีวิธีการวิเคราะห์ระดับน้ำตาลในเลือดหลายวิธี ได้แก่

- การตรวจระดับน้ำตาลในเลือดเวลาใดก็ได้ (Random/Casual Plasma Glucose Test)
- การตรวจระดับน้ำตาลในเลือดหลังอดอาหารอย่างน้อย 8 ชั่วโมง (Fasting Plasma Glucose: FPG)
- การตรวจน้ำตาลเฉลี่ยสะสม หรือฮีโมโกลบิน เอ วัน ซี (Hemoglobin A1c: HbA1c)
- การทดสอบการตอบสนองของฮอร์โมนอินซูลินต่อระดับน้ำตาลในเลือด (Oral Glucose Tolerance Test: OGTT)
- หากผู้ป่วยไม่มีอาการของโรคเบาหวานชัดเจน คือ หิวน้ำมาก ปัสสาวะบ่อยและมาก น้ำหนักตัวลดลง โดยที่ไม่มีสาเหตุ การตรวจด้วยวิธีทั้งหมดข้างต้นจำเป็นต้องมีการตรวจซ้ำอย่างน้อย

2.2.3 การรักษาโรคเบาหวาน

การรักษาผู้ป่วยเบาหวานในประเภทที่ 1 จำเป็นต้องได้รับฮอร์โมนอินซูลินเข้าไปทดแทนในร่างกายด้วยการฉีดยาเป็นหลัก ควบคู่ไปกับการคุมอาหารและออกกำลังกายที่เหมาะสม ในขณะที่โรคเบาหวานประเภทที่ 2 หากเป็นในระยะแรก ๆ สามารถรักษาได้ด้วยการรับประทานยาที่เหมาะสม การออกกำลังกาย และควบคุมน้ำหนัก หากอาการไม่ดีขึ้น แพทย์อาจให้ยาควบคู่ไปด้วยหรือฉีดอินซูลินเข้าไปทดแทนเช่นเดียวกับโรคเบาหวานชนิดที่ 1

สำหรับผู้ป่วยโรคเบาหวานขณะตั้งครรภ์ ควรเข้าฝากครรภ์กับแพทย์ตั้งแต่ในระยะแรก พร้อมทั้งควบคุมอาหารที่รับประทานและออกกำลังกายตามคำแนะนำของแพทย์

2.2.4 ภาวะแทรกซ้อนของโรคเบาหวาน

โรคเบาหวานเป็นโรคที่ส่งผลให้ผู้ป่วยมีระดับน้ำตาลในเลือดสูงมากกว่าปกติ หากไม่มีการควบคุมในเรื่องของการรับประทานอาหารและดูแลรักษาสุขภาพอย่างถูกวิธี ปล่อยให้ระดับน้ำตาลในเลือดสูงขึ้นเป็นเวลานาน จะส่งผลต่อเส้นเลือดที่นำสารอาหารไปเลี้ยงอวัยวะในร่างกายจนนำไปสู่ภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ ทั้งโรคแทรกซ้อนชนิดที่เกิดกับเส้นเลือดขนาดเล็ก เช่น เบาหวานขึ้นตา โรคไต เป็นต้น หรือโรคแทรกซ้อนชนิดที่เกิดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ เช่น โรคหัวใจ โรคหลอดเลือดสมอง โรคเส้นเลือดแดงส่วนปลายอุดตัน เป็นต้น รวมไปถึงโรคแทรกซ้อนที่ระบบประสาทและที่สามารถทำให้ผู้ป่วยต้องสูญเสียอวัยวะบางส่วน นอกจากนี้สตรีมีครรภ์ที่เป็นโรคเบาหวานจะเพิ่มความเสี่ยงต่อภาวะครรภ์เป็นพิษ การแท้งบุตรได้

2.2.5 การป้องกันโรคเบาหวาน

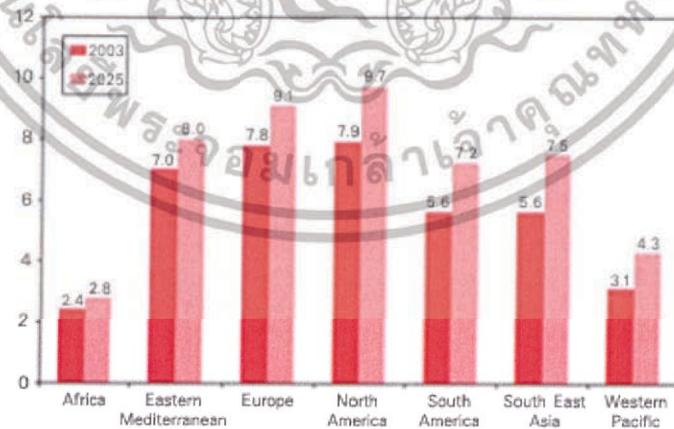
สิ่งสำคัญของการป้องกันโรคเบาหวานทุกชนิด คือ ต้องคอยหมั่นระวังระดับน้ำตาลในเลือดและคอเลสเตอรอลให้อยู่เกณฑ์ปกติ เน้นการรับประทานอาหารที่มีประโยชน์และสารอาหารครบถ้วน มีกากใยสูง หลีกเลี่ยงการดื่มแอลกอฮอล์ และการสูบบุหรี่ รวมถึงการออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอ หากเป็นสตรีมีครรภ์ควรเข้ารับการฝากครรภ์ตั้งแต่เนิ่น ๆ พบแพทย์ตามนัดอย่างสม่ำเสมอ และได้รับการตรวจคัดกรองเบาหวานหากมีความเสี่ยง เพื่อสามารถตรวจพบโรคเบาหวานได้ในระหว่างการตั้งครรภ์

2.2.6 ชนิดของโรคเบาหวาน

- เบาหวานชนิดที่ 1 (Type 1 Diabetes) เกิดจากการที่ตับอ่อนไม่สามารถสร้างฮอร์โมนอินซูลินให้เพียงพอ เนื่องจากเบตาเซลล์ (beta cells) ของตับอ่อนถูกทำลายด้วยระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย ผู้ป่วยเบาหวานชนิดที่ 1 จึงต้องได้รับอินซูลินด้วยการฉีดหรือใช้เครื่องปั๊มอินซูลิน
- เบาหวานชนิดที่ 2 (Type 2 Diabetes) เป็นเบาหวานที่พบเป็นส่วนใหญ่ เกิดจากการที่ตับอ่อนยังสามารถสร้างอินซูลินได้แต่ไม่เพียงพอต่อความต้องการของร่างกาย หรือเกิดภาวะดื้อต่ออินซูลิน ผู้ป่วยต้องมีการควบคุมอาหาร การใช้ยาชนิดกินหรือใช้อินซูลินชนิดฉีด

ตารางที่ 2.1 ตารางแสดงลักษณะของโรคเบาหวานชนิดที่ 1 และชนิดที่ 2

ชนิดที่ 1 (Type 1 Diabetes)	ชนิดที่ 2 (Type 2 Diabetes)
พบได้ประมาณร้อยละ 10 ของผู้ป่วย	พบได้ประมาณร้อยละ 90 ของผู้ป่วย
พบได้ในผู้ที่มีอายุน้อยกว่า 35 ปี	พบได้ทุกวัย
รูปร่างผอม	รูปร่างอ้วน
เกิดโรคแบบเฉียบพลัน	ตาพร่ามัว
ปัสสาวะบ่อย	เป็นแผลหายช้า
กระหายน้ำบ่อย	พบอาการชาบริเวณมือและเท้า
อยากอาหารบ่อย	ติดเชื้อมตามผิวหนัง ปากหรือกระเพาะปัสสาวะ
น้ำหนักลดลงอย่างรวดเร็ว	
มีอาการเหนื่อยหรือเพลียอ่อนแรง	
เกิดภาวะคั่งสารคีโตน	



Source: Diabetes Atlas second edition, © International Diabetes Federation, 2003

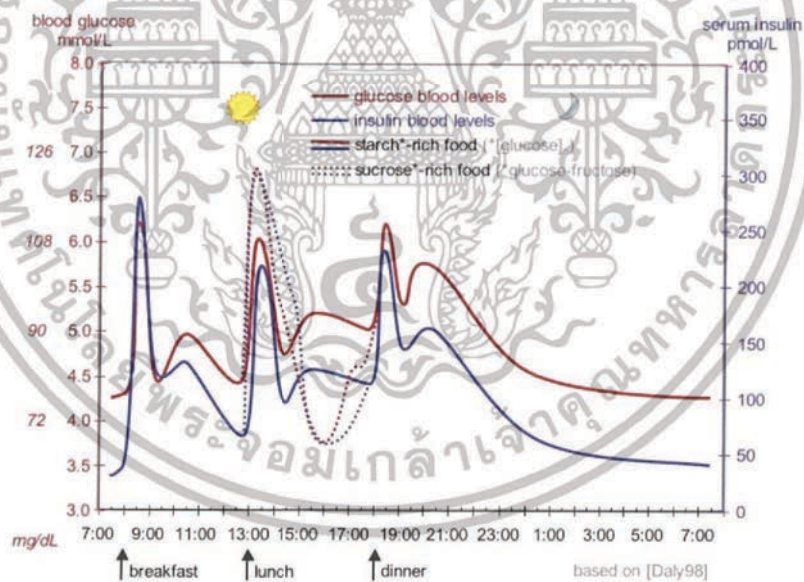
รูปที่ 2.5 ความชุกของโรคเบาหวาน(ร้อยละ)ในช่วงอายุ 20-79 ปี แบ่งตามภูมิภาค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 อินซูลิน (Insulin)

ผู้ป่วยโรคเบาหวานไม่ว่าจะเป็นชนิดที่ 1 หรือ 2 อาจมีความจำเป็นต้องใช้ยาฉีดอินซูลิน เพื่อช่วยร่างกายในการปรับระดับน้ำตาลในเลือด

อินซูลินเป็นฮอร์โมนหนึ่งที่ช่วยร่างกายในการปรับระดับน้ำตาลในเลือด อินซูลินจะช่วยไม่ได้ระดับน้ำตาลในเลือดสูงเกินไป (hyperglycemia) หรือต่ำเกินไป (hypoglycemia) อินซูลินถูกค้นพบสำหรับการรักษาโรคเบาหวานในช่วงปีค.ศ.1920-1929 โดยก่อนหน้าที่จะมีการค้นพบอินซูลินโรคเบาหวานนั้นไม่สามารถรักษาได้และจบลงที่ความตาย เซลล์พิเศษในตับอ่อนของร่างกายที่ชื่อว่า เบต้า (beta cells) จะสร้างอินซูลินขึ้นมา และในเวลาทานอาหาร เซลล์เบต้าจะหลั่งอินซูลินออกมาเพื่อช่วยให้ร่างกายใช้น้ำตาลในเลือด หรือเก็บสะสมไว้ ผู้ป่วยโรคเบาหวานชนิดที่ 1 จะไม่สามารถสร้างอินซูลินได้เนื่องจากเซลล์เบต้าถูกทำลาย ผู้ป่วยโรคเบาหวานชนิดที่ 2 จะไม่สามารถสร้างอินซูลินได้อย่างเพียงพอ หรือร่างกายไม่สามารถนำไปใช้ได้อย่างเหมาะสม ไม่ว่าจะป่วยโรคเบาหวานชนิดที่ 1 หรือ 2 ผู้ป่วยโรคเบาหวานอาจมีความจำเป็นต้องใช้ยาฉีดอินซูลิน (สังเคราะห์ หรือ จากธรรมชาติ) เพื่อช่วยร่างกายในการปรับระดับน้ำตาลในเลือด



รูปที่ 2.6 ปริมาณกลูโคสและอินซูลินที่ร่างกายหลั่งออกมาในแต่ละวัน

2.3.1 ชนิดของอินซูลิน

แพทย์จะสั่งอินซูลินแบบฉีดสำหรับรักษาโรคเบาหวาน โดยมีต่างไปหลายชนิดได้แก่

- อินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์เร็ว อินซูลินชนิดนี้จะเริ่มออกฤทธิ์ภายใน 30 นาทีหลังจากคุณฉีดเข้าชั้นใต้ผิวหนัง อินซูลินจะออกฤทธิ์มากที่สุดใน 1 ชั่วโมง และยังคงมีฤทธิ์อยู่ถึง 2-4 ชั่วโมง โดยปกติแล้วจะให้อินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์เร็วก่อนอาหาร ร่วมกับอินซูลินที่ออกฤทธิ์ระยะยาว Afrezza เป็นตัวอย่างหนึ่งของอินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์เร็ว สามารถใช้โดยการสูดหายใจผ่านทางปากเข้าไป ซึ่งสะดวกสำหรับผู้ป่วยหลายคนมาก
- อินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์สั้น อินซูลินชนิดนี้จะเริ่มออกฤทธิ์ภายใน 30 นาทีหลังจากคุณเริ่มฉีด อินซูลินจะออกฤทธิ์มากที่สุดใน 2-3 ชั่วโมง และยังคงมีฤทธิ์อยู่ถึง 3-6 ชั่วโมง โดยปกติแล้วจะให้อินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์สั้นก่อนอาหาร ร่วมกับอินซูลินที่ออกฤทธิ์ระยะยาว
- อินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์ปานกลาง อินซูลินชนิดนี้จะเริ่มออกฤทธิ์ภายใน 2-4 ชั่วโมงหลังจากคุณเริ่มฉีด อินซูลินจะออกฤทธิ์มากที่สุดใน 12 ชั่วโมง และยังคงมีฤทธิ์อยู่ถึง 12-18 ชั่วโมง โดยปกติแล้วจะให้อินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์ปานกลาง 2 ครั้งต่อวัน ร่วมกับอินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์เร็ว หรือ สั้นร่วมด้วย
- อินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์ระยะยาว อินซูลินชนิดนี้จะเริ่มออกฤทธิ์หลังจากคุณเริ่มฉีดไปแล้วหลายชั่วโมง อินซูลินจะออกฤทธิ์นานได้ถึง 24 ชั่วโมง และสามารถใช้ร่วมกับอินซูลินชนิดที่ออกฤทธิ์เร็ว หรือ สั้นได้ แพทย์ของคุณจะช่วยให้คุณตัดสินใจเกี่ยวกับชนิดและรูปแบบของอินซูลิน ปากกาฉีด (เช่น Toujeo), เข็มฉีดยา หรือ ตัวปั๊ม ที่ดีที่สุดสำหรับตัวโรคและการใช้ชีวิตของคุณ
- อินซูลินปั๊ม (Insulin Pump) อินซูลินปั๊มเป็นเครื่องมือหนึ่งที่จะช่วยฉีดอินซูลินชนิดออกฤทธิ์เร็ว หรือสั้น ตลอด 24 ชั่วโมงทั้งวัน โดยฉีดผ่านท่อเล็ก ๆ ที่จะฝังไว้ใต้ผิวหนังของคุณ อินซูลินปั๊มถูกนิยมนำใช้ในผู้ป่วยโรคเบาหวานชนิดที่ 1 แต่ก็สามารถใช้ได้ในผู้ป่วยโรคเบาหวานชนิดที่ 2 เช่นกัน

2.3.2 ผลข้างเคียงของอินซูลิน

อินซูลินสามารถเกิดผลข้างเคียงได้ดังต่อไปนี้

- ปวดศีรษะ
- น้ำหนักเพิ่มขึ้น
- ภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำ (hypoglycemia)
- อาการคล้ายเป็นไข้หวัด
- ในน้อยรายอาจพบว่าอินซูลินสามารถทำให้เกิดปฏิกิริยาแพ้ได้
- ภาวะอินซูลินเกินขนาด การใช้อินซูลินเกินขนาดสามารถทำให้เกิดผลข้างเคียงร้ายแรงและอันตรายถึงแก่ชีวิตได้ หากคุณสงสัยว่าจะเกิดภาวะอินซูลินเกินขนาด รีบแจ้งศูนย์พิษหรือ ไปยังห้องฉุกเฉินในทันที

2.4 ระดับค่าน้ำตาลในเลือดและภาวะเสี่ยงต่อการเป็นเบาหวาน

ตารางที่ 2.2 ตารางแสดงระดับค่าน้ำตาลในเลือด (มก./ดล.)

	น้ำตาลในเลือดเมื่องดอาหาร	น้ำตาลในเลือดหลังอาหาร
คนปกติ	60 – น้อยกว่า 100	น้อยกว่า 140
ภาวะเสี่ยงต่อการ เป็นเบาหวาน	100 – น้อยกว่า 126	140 – น้อยกว่า 200
เบาหวาน	126 ขึ้นไป	200 ขึ้นไป

ภาวะเสี่ยงต่อการเป็นเบาหวาน หมายถึง ผู้ที่มีระดับน้ำตาลผิดปกติแต่ไม่ถึงระดับที่เรียกว่าเป็นเบาหวาน เช่น เมื่องดอาหาร 8-12 ชั่วโมง ตรวจพบน้ำตาลในเลือด 100-125 มก./ดล. หรือตรวจน้ำตาลขณะที่ไม่ได้งดอาหารได้ 140-199 มก./ดล. ผู้มีระดับน้ำตาลเช่นนี้ แม้ยังไม่เป็นเบาหวาน แต่มีโอกาสเป็นเบาหวานสูงกว่าคนทั่วไป ถ้าไม่ควบคุมเรื่องอาหาร ออกกำลังกาย และลดน้ำหนัก

นอกจากนี้ยังมีการเปลี่ยนแปลงของหลอดเลือดแดงไปบ้างแล้ว ดังนั้นผู้ ป่วยกลุ่มนี้อาจมา ด้วยโรคหลอดเลือดหัวใจ หรือ โรคหลอดเลือดสมอง ก่อนเป็นเบาหวานเสียอีก

ผู้ที่อยู่ในภาวะเสี่ยงต่อการเป็นเบาหวาน ควรได้รับการคัดกรองโดยวิธีพิเศษ เช่น ตรวจค่า เบาหวานสะสม หรือตรวจน้ำตาลหลังอาหาร ซึ่งจะช่วยให้สามารถวินิจฉัยได้แต่เนิ่นๆ

2.5 ภาวะ Hypoglycemia และ ภาวะ Hyperglycemia

2.5.1 Hypoglycemia

คือ ภาวะของน้ำตาลในเลือดต่ำ (ต่ำกว่า 70 mg/dl) สาเหตุเกิดได้จาก

- กินยา หรือ ฉีดยามากกว่าปกติ อาจเกิดด้วยเหตุผลของการลืม เลยกินยาหรือฉีดยาซ้ำ (อะนะ คนเราก็ต้องมีลืมกันบ้าง แต่เมื่อก่อนนี้เลิกใช้วิธีฉีดซ้ำไปเลย ไฮโปยัมเบียน เตียนนี้ใช้วิธี รอ ประมาณ 2 ชั่วโมงแล้วดูผลเลือดว่าลืมฉีดยาไปจริงหรือเปล่า)
- กินยา หรือ ฉีดยาแล้วไม่กินข้าวตรงตามเวลา ยาจจะออกฤทธิ์ตรงตามเวลาแมง ถ้าเราไม่กิน ข้าว ย่อมเกิดภาวะน้ำตาลต่ำอย่างแน่นอน
- ปริมาณอาหาร (ประเภทคาร์โบไฮเดรต) ที่กิน น้อยกว่าปริมาณยาที่ได้รับ (ปริมาณ คาร์โบไฮเดรตที่เหมาะสม สามารถให้นักโภชนาการคำนวณให้ได้) หรือกินน้อยเกินไปนั่นเอง
- ต้มแอลกอฮอล์ แอลกอฮอล์บางชนิดกินแล้วมีผลทำให้ระดับน้ำตาลต่ำ (ส่วนจะเป็นชนิด ไวน์ ไบถามคุณหมอเอง แต่ถ้าจะให้ดี ไม่กินดีกว่า เพราะแอลกอฮอล์มีฤทธิ์ทำให้เรา ขาดสติ)
- ออกกำลังกายมากกว่าปกติ หรือ นานกว่าปกติ

เมื่อเกิดภาวะน้ำตาลต่ำ ร่างกายจะมีสัญญาณเตือนเป็นอาการต่างๆ เช่น หัว มือสั่น ใจสั่น (สั่นตุ๊บๆ แสบทะลุออกจากอก) เหงื่อออก ตัวเย็น มึนงง สับสน คิดอะไรไม่ออก ถ้านอนหลับอยู่ ก็จะมีฝันร้าย รู้สึกหงุดหงิดนอนไม่ได้ และถ้าไม่ได้รับการแก้ไขก็จะถึงขั้นเป็นลม หหมดสติ และ อาจจะรุนแรงถึงขั้นเสียชีวิตได้ ถ้าไม่ได้รับการแก้ไขอย่างถูกต้องทันการณ

2.5.2 Hyperglycemia

คือ ภาวะน้ำตาลในเลือดสูง (สูงกว่า 200 mg/dl) สาเหตุเกิดได้จาก

- กินยา หรือ ฉีดยาน้อยกว่าปกติ (นึกเอาเองว่าค่าน้ำตาลที่ไปหาหมอมาดีแล้ว เลยลดยาเอง หรือ ไม่อยากกินยาเพราะมีความเชื่อว่ายาเบาหวานส่งผลเสียต่อดับ ต่อไตเลยงดยาเอง)
- กินข้าว แต่ไม่กินยา หรือ ฉีดยาตามเวลา โรคเบาหวานเกิดจากตับอ่อนไม่สามารถทำหน้าที่ผลิตอินซูลินได้ตามปกติ จึงจำเป็นที่จะต้องใช้ยา หรือ อินซูลินช่วยทำหน้าที่ แต่ถ้าเราไม่กินยา หรือ ฉีดอินซูลิน ย่อมทำให้ระดับน้ำตาลสูงขึ้นอย่างแน่นอน
- กินคาร์โบไฮเดรตมากเกินไปกว่าที่ควรจะกิน ทำให้ฤทธิ์ของยามิไม่เพียงพอที่จะควบคุมระดับน้ำตาลได้
- แอลกอฮอล์
- ออกกำลังกายน้อยกว่าปกติ

เมื่อเกิดภาวะน้ำตาลสูง (เกิน 200 mg/dl แต่ยังคงอยู่ในระดับที่ร่างกายทนได้) อาจจะไม่เกิดอาการภายนอกให้เห็นอย่างชัดเจน (มีอาการแต่ไม่รู้ เช่น ปัสสาวะบ่อย กระหายน้ำ อ่อนเพลีย คอแห้ง ตาพร่า น้ำหนักลด) แต่สำหรับอวัยวะภายในนั้นเส้นเลือดต่างๆ ที่ถูกเชื่อมอยู่ในน้ำเลือดที่ชั้นหวน ก็จะเปื่อยยุ่ยไปเรื่อยๆ (เหมือนกล้วยเชื่อมที่นิ่มนุ่มเปื่อยยุ่ย จากความร้อนและความหวานของน้ำตาล) จนเวลาผ่านไปหลายปี ก็พบว่า ตาเราพร่ามัวมองเห็นภาพไม่ชัดเจน อ่อนเพลียตลอดเวลา ปวดขาเวลาเดินนานๆ ปลายมือปลายเท้าชา เจ็บหน้าอก เป็นแผลหายยาก ติดเชื้อง่าย ปวดศีรษะ ปากเปื่อย แขนขาอ่อนแรง

การที่ระดับน้ำตาลสูงอยู่เป็นระยะเวลาหลายปี โดยไม่มีอาการใดๆ ท้ายที่สุดแล้วจะพบว่าเบาหวานขึ้นจอประสาทตาทำให้ตาบอด เบาหวานทำให้ประสาทส่วนปลายเสื่อมจนปลายมือปลายเท้าไม่มีความรู้สึก เบาหวานทำให้ไตวาย ทำให้เป็นโรคหัวใจ และอาการที่ยังพบได้เมื่อเกิดภาวะน้ำตาลสูง (สูงมากๆ จนเกินกว่าที่ร่างกายจะทนได้) คือ คลื่นไส้ อาเจียน ปวดท้อง คอแห้ง กระหายน้ำ (กินน้ำเหมือนอูฐ) หายใจหอบเหนื่อย ลมหายใจมีกลิ่น (เหมือนผลไม้) ซึม ชัก หหมดสติ ถ้าช่วยเหลือไม่ทันการณ์ก็ทำให้เสียชีวิตได้ (ภาวะฉุกเฉินของระดับน้ำตาลสูงแบบนี้ เรียกว่าเกิดภาวะ DKA เลือดคั่งเป็นกรดคีโตน)

2.6 การวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบบุกรุกในร่างกาย (Invasive)

การเจาะน้ำตาลในกระแสเลือดหมายถึงการเจาะหาระดับกลูโคสในเลือด กลูโคสในเลือดมาจากอาหารที่เรารับประทาน เช่น อาหารแป้ง ไขมัน หรือโปรตีน นอกจากนั้นน้ำตาลในเลือดส่วนหนึ่งมาจากกรสร้าง เช่นจากตับ หรือการหลั่งจากน้ำตาลที่สะสมที่ตับ ตับอ่อนจะผลิตฮอร์โมนที่ชื่อว่า อินซูลินเพื่อนำน้ำตาลเข้าเซลล์

เราสามารถเจาะน้ำตาลได้หลายรูปแบบ

- เจาะน้ำตาลหลังอดอาหาร 8 ชั่วโมงหรือที่เรียกว่า Fasting blood sugar (FBS) เป็นการเจาะเลือดเพื่อวินิจฉัยว่าเป็นเบาหวานหรือไม่อ่านเรื่อง Fasting blood sugar (FBS)
- การเจาะน้ำตาลหลังจากรับประทานอาหารไปแล้ว 2 ชั่วโมงเป็นการเจาะเลือดเพื่อวินิจฉัยเบาหวาน น้ำตาลหลังอาหาร 2 ชั่วโมง two-hour postprandial blood sugar
- การเจาะน้ำตาลแบบสุ่ม คือจะเจาะเลือดจะไม่เกี่ยวกับการงดอาหารหรือรับประทานอาหาร การเจาะแบบนี้จะไม่ใช้การวินิจฉัยเป็นการคัดกรองเท่านั้น
- การวัดความทนทานต่อน้ำตาลหรือที่เรียกว่า Oral glucose tolerance test เป็นการตรวจเพื่อวินิจฉัย โรคเบาหวาน กลุ่มที่เสี่ยงต่อโรคเบาหวาน และโรคเบาหวานในขณะตั้งครรภ์
- การตรวจหาค่าน้ำตาลเฉลี่ยหรือที่เรียกว่า Glycohemoglobin A1c (HbA1c) เป็นการตรวจน้ำตาลที่เกาะกับเม็ดเลือดแดง การตรวจนี้เป็น การวินิจฉัยว่าเป็นเบาหวาน และเป็นการติดตามการรักษาโรคเบาหวาน

2.6.1 วัตถุประสงค์ของการเจาะน้ำตาลในเลือด

- เป็นการตรวจเพื่อวินิจฉัยโรคเบาหวาน
- เป็นการติดตามการรักษาโรคเบาหวานว่าควบคุมโรคเบาหวานได้ดีเพียงใด
- การวินิจฉัยขณะตั้งครรภ์
- ตรวจระดับน้ำตาลว่าสูงหรือน้ำตาลในเลือดต่ำ

2.6.2 การเตรียมการการเจาะเลือด

- การเจาะน้ำตาลหลังอดอาหาร Fasting blood sugar (FBS)
 - ต้องอดอาหารและเครื่องดื่มอื่นนอกเหนือจากน้ำอย่างน้อย 8 ชั่วโมง สำหรับผู้ที่ เป็นโรคเบาหวานจะต้องรอนเจาะเลือดก่อนจึงรับประทานหรือฉีดยา อ่านเรื่องการเจาะน้ำตาลหลังอดอาหาร
 - ค่าปกติอยู่ระหว่าง 70 -100 mg/dL
 - ค่าอยู่ระหว่าง 100-125mg/dLจะถือว่าเป็นภาวะimpaired fasting glucose หรือกลุ่มที่เสี่ยงต่อการเกิดโรคเบาหวาน
 - น้ำตาลที่มากกว่า 126 mg/dL จะวินิจฉัยว่าเป็นโรคเบาหวาน
- การตรวจน้ำตาลหลังรับประทานอาหาร 2 ชั่วโมง 2-hour postprandial blood sugar
 - จะเจาะเลือดหลังจากรับประทานอาหารไปแล้ว 2 ชั่วโมงเหมาะสำหรับการเจาะเลือดด้วยตัวเองที่บ้านเพื่อประเมินผลการรักษาโรคเบาหวาน การตรวจน้ำตาลหลังรับประทานอาหาร 2 ชั่วโมง
 - ค่าปกติจะน้อยกว่า 140 mg/dLสำหรับผู้ที่มียุมน้อยกว่า 50 ปี
 - ค่าปกติน้อยกว่า 150 mg/dL สำหรับผู้ที่มีอายุ 50-60 ปี
 - ค่าปกติน้อยกว่า 160 mg/dLสำหรับผู้ที่มีอายุมากกว่า 60 ปี
- การเจาะน้ำตาลแบบสุ่ม Random blood sugar (RBS)
 - ท่านผู้ตรวจไม่ต้องเตรียมตัวอะไร เมื่อแพทย์สงสัยแพทย์จะเจาะเลือดตรวจโดยที่ไม่ต้องอดอาหาร เหมาะสำหรับผู้ที่มีอาการของเบาหวาน เช่นหิวบ่อย น้ำหนักลด บัสสาวะบ่อย หรือผู้ที่มีอาการเหมือนน้ำตาลในเลือดต่ำ
 - ค่าปกติ 80-120 mg/dLก่อนอาหารหรือหลังตื่นนอน
 - ค่าปกติ 100-140 mg/dL ก่อนนอน.
- การเจาะเลือดเพื่อวัดความทนทานต่อน้ำตาล Oral glucose tolerance test
 - เป็นการตรวจว่าร่างกายใช้น้ำตาลได้ดีเพียงใด โดยการให้ผู้ป่วยอดอาหาร 8 ชั่วโมงเมื่อมาถึงให้เจาะเลือด หลังจากนั้นให้ผู้ป่วยดื่มน้ำหวาน แล้วเจาะหาระดับน้ำตาลที่ 1,2 และ3 ชั่วโมงหลังจากดื่มน้ำตาล การแปรผลขึ้นกับระดับน้ำตาลที่เจาะได้

- น้ำตาลเฉลี่ยหรือ glycohemoglobin A1c or Glycohemoglobin A1c
การเจาะเลือดตรวจนี้ไม่ต้องงดอาหารสามารถเจาะได้ตลอดเวลา ค่าแสดงจะเป็นค่าน้ำตาลเฉลี่ยระยะเวลา 3 เดือนที่ผ่านมา อ่านเรื่อง น้ำตาลเฉลี่ย

2.6.3 วิธีการเจาะเลือด

เจ้าหน้าที่จะเรียกให้ไปนั่งที่เจาะเลือด แขนข้างที่เจาะบางบนหมอนให้แขนเหยียดตรง

- รัดต้นแขนด้วยสายยางเหนือบริเวณที่เจาะเลือด ทำให้เส้นเลือดใต้ตอที่รัดจะโป่งพอง ซึ่งจะง่ายต่อการเจาะเลือด
- ทำสะอาดบริเวณที่จะเจาะเลือดด้วยแอลกอฮอล์
- ใช้เข็มเจาะเข้าบริเวณหลอดเลือดที่โป่งพอง สำหรับผู้ที่มีหลอดเลือดขนาดเล็กอาจจะต้องเจาะหลายครั้งจึงจะได้เลือด
- ดูดเลือดเข้าในหลอดเก็บเลือด
- เมื่อได้เลือดเพียงพอแล้วให้ปลดสายรัดออกจากต้นแขน
- เจ้าหน้าที่จะเอาสำลีสำหรับกดแผล ให้กดนานสามถึงห้านาที

2.7 โครงสร้างและหน้าที่ของผิวหนัง (Structure and function of skin)

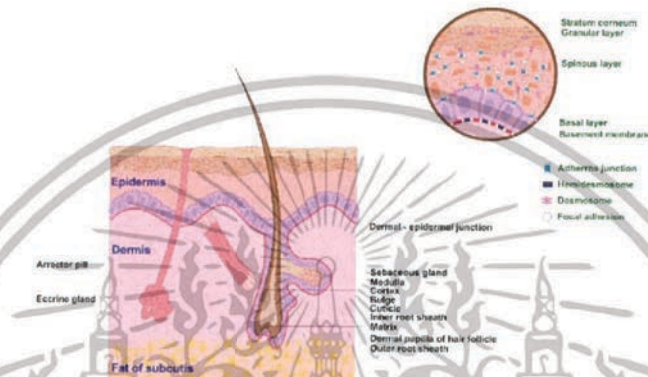
ผิวหนังเป็นอวัยวะส่วนหนึ่งของร่างกายมนุษย์ที่มีพื้นที่มากที่สุด มีโครงสร้างที่ซับซ้อน ประกอบด้วย เซลล์และเนื้อเยื่อหลายชนิด และมีหน้าที่สำคัญต่อร่างกายในการดำรงชีวิต เช่น การป้องกันเชื้อโรคหรือสิ่งแปลกปลอม การป้องกันแสงอัลตราไวโอเล็ต การรับความรู้สึก การหายใจของบาดแผล รวมถึงมีผลต่อภาวะจิตใจ ได้แก่ ด้านภาพลักษณ์ ความงาม เป็นต้น ในบทนี้จะเป็นการทบทวนถึงโครงสร้างและหน้าที่ของผิวหนัง ซึ่งการรู้และเข้าใจสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับโรคหรือภาวะผิดปกติของผิวหนังให้เข้าใจได้ง่ายขึ้น

โครงสร้างของผิวหนัง (Structure of skin) ผิวหนังมนุษย์แบ่งได้ 3 ชั้น เรียงจากชั้นนอกไปในสุดตามลำดับ ดังนี้

2.7.1 หนังก้ำพรำ (Epidermis)

2.7.2 หนังก้ (Dermis)

2.7.3 ผิวหนังก้ไขมน (Hypodermis หรือ Subcutis)



รูปที่ 2.7 โครงสร้างและส่วนประกอบของผิวหนัง

ผิวหนังในแต่ละชั้นประกอบด้วยเซลล์และโครงสร้างที่จำเพาะ ซึ่งทำให้มีคุณสมบัติและหน้าที่แตกต่างกัน และในแต่ละบริเวณของร่างกายยังพบว่ามีส่วนของผิวหนังแต่ละชั้นแตกต่างกันด้วย ตัวอย่างเช่น ผิวหนังบริเวณฝ่ามือฝ่าเท้า พบมีชั้นหนังก้ำพรำหนา ชั้นหนังก้บางและไม่มีขน ผิวหนังบริเวณอวัยวะเพศ มี ชั้นหนังก้ำพรำบาง มีเม็ดสีเมลานินมาก พบมีขนเส้นใหญ่ ผิวหนังบริเวณหลังพบหนังก้หนา มีขนเส้นเล็ก สำหรับผิวหนังที่ศีรษะพบมีผมเส้นใหญ่ หนังก้ำพรำ หนังก้ และชั้นไขมนหนา เป็นต้น

2.7.1 หนังก้ำพรำ (Epidermis)

หนังก้ำพรำเป็นชั้นนอกสุดของผิวหนัง มีความหนาประมาณ 0.05-0.1 มิลลิเมตร 1 ในมนุษย์ประกอบด้วยเซลล์หลัก 4 ชนิด ได้แก่

- Keratinocytes เป็นเซลล์หลักของหนังก้ำพรำแบ่งเป็นชั้นต่างๆ ตามรูปร่างและส่วนประกอบในเซลล์ จัดเป็น stratified squamous epithelium เรียงจากชั้นในไปนอกสุด ตามลำดับ (รูปที่ 1) ได้แก่ Stratum basale หรือ stratum germinativum เป็นชั้นล่างสุดประกอบด้วยเซลล์รูปร่างสี่เหลี่ยม (cuboidal cell) 1 แถว ในชั้นนี้พบมี keratinocyte ที่มีคุณสมบัติเป็น stem cell ของผิวหนัง ซึ่งสามารถแบ่งตัวและสร้างเป็น keratinocyte ตัวใหม่ได้ Stratum spinosum เป็นชั้นที่ประกอบด้วยเซลล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

keratinocytes ซ้อนกัน รูปร่างเป็นหนาม (spinous/prickle cell) Stratum granulosum ประกอบด้วยเซลล์ keratinocytes ซ้อนกัน 3-5 ชั้น ลักษณะเด่นคือมีเม็ด granule ภายในเซลล์ ซึ่งเม็ด granule ดังกล่าวคือ keratohyaline granules มีหน้าที่ช่วยใน การสร้าง keratin Stratum corneum หรือผิวหนังชั้นซีโคล (keratin) เป็น ชั้นนอกสุดของหนังกำพวด ประกอบด้วย เซลล์ keratinocyte ที่ไม่มีนิวเคลียส เรียกว่า corneocytes ตัวเซลล์จะแบนมีไขมันมาเคลือบ ระหว่างเซลล์ สำหรับชั้น stratum lucidum เป็นเพียงช่องว่างระหว่างชั้น stratum granulosum and stratum corneum โดยจะพบแค่ผิวหนังบริเวณฝ่ามือฝ่าเท้า บางครั้งเรียกรวมผิวหนังชั้น stratum basale และ stratum spinosum ว่าเป็น stratum malpighii การแบ่งตัว และเจริญของ keratinocytes จากชั้น stratum basale ไปถึงชั้น stratum corneum ใช้ เวลา 2 สัปดาห์ และชั้น stratum corneum ใช้เวลาลอกหลุดอีก 2 สัปดาห์ ทำให้ ระยะเวลารวมของผิวหนัง ชั้นกำพวดจากชั้นล่างสุดเจริญไปจนเป็นชั้นซีโคลแล้วลอก หลุดใช้เวลารวม 4 สัปดาห์

- Melanocytes เป็นเซลล์ที่สร้างจาก neural crest ลักษณะรูปร่างเป็น dendrite cell แทรกตัว อยู่ในชั้น stratum basale มีหน้าที่สร้างเม็ดสีเมลานิน (melanin) แล้วส่งออก ให้ keratinocytes ทำให้เกิดสี ผิวแตกต่างกันในแต่ละเชื้อชาติและในรอยโรคต่างๆ ของ ผิวหนัง
- Langerhans cells เป็นเซลล์ที่สร้างจาก mesoderm โดยต้นกำเนิดที่ไขกระดูก ลักษณะเป็น dendrite cell เช่นกัน แทรกตัวในชั้นหนังกำพวด ทำหน้าที่เป็น antigen presenting cells ในการจับเชื้อ โรคหรือสิ่งแปลกปลอมที่บริเวณผิวหนังและส่งต่อไปยัง ต่อมน้ำเหลืองใกล้เคียงซึ่งเป็นกุญแจสำคัญ สำหรับการตอบสนองต่อภูมิคุ้มกันของ ร่างกายแบบจำเพาะ (adaptive immune responses)
- Merkel cells เป็นเซลล์ที่แทรกตัวอยู่ในชั้น stratum basale หน้าที่ยังไม่ทราบชัดเจน แต่เชื่อว่า ทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับ mechanoreceptor ตอบสนองต่อการสัมผัส และ neuroendocrine functions ในชั้นหนังกำพวด เซลล์ keratinocytes ยึดติดกันด้วย โปรตีนหลายกลุ่มที่สำคัญคือ desmosome สำหรับการยึดติดกับหนังแท้มีชั้น basement membrane (Dermo-epidermal junction) เป็นตัวกัน มีส่วนประกอบ โปรตีนหลายชนิดในชั้นนี้ เช่น hemidesmosome, collagen type IV, VII, XVII เป็นต้น

2.7.2 หนังแท้ (Dermis)

หนังแท้ประกอบด้วย 2 ส่วน คือส่วนที่เป็นเซลล์ และส่วนที่ไม่ใช่เซลล์ (Extracellular matrix) โดยเซลล์ที่สำคัญในหนังแท้คือ fibroblasts ซึ่งมีหน้าที่ในการสร้างเส้นใยโปรตีน ที่สำคัญคือ collagen (80-85%) และ elastic fibers (2-4%) และสร้างสารเรียกว่า ground substance ซึ่งเป็นสารพวก polysaccharides

ในชั้นหนังแท้มีเส้นเลือดและเส้นประสาทมาเลี้ยงจำนวนมาก นอกจากนี้ ยังมีรอยง่ามของผิวหนัง (Skin appendages) ได้แก่ หน่วยของเส้นขน (Pilosebaceous unit) ซึ่งประกอบด้วย เส้นขน (Hair follicle) ต่อมไขมัน (Sebaceous gland) ต่อมเหงื่อชนิด apocrine (Apocrine sweat gland) และกล้ามเนื้อเรียบ (Arrector pili muscle) รอยง่ามของผิวหนังยังพบ ต่อมเหงื่อชนิด eccrine (Eccrine sweat gland) ซึ่งมีหน้าที่ผลิตเหงื่อ และเล็บ (Nail) ซึ่งมีโครงสร้างและส่วนประกอบที่มีชื่อเฉพาะ

2.7.3 ผิวหนังชั้นไขมัน (Hypodermis)

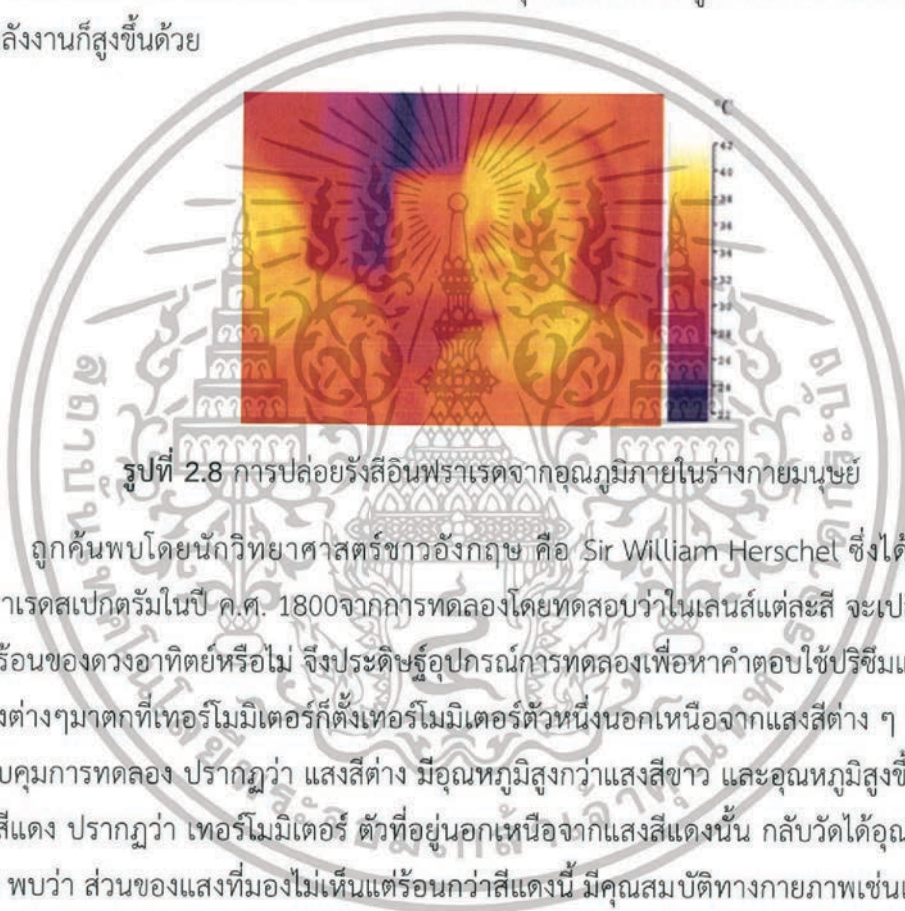
ผิวหนังชั้นไขมัน (Hypodermis หรือ Subcutis หรือ Subcutaneous fat หรือ Panniculus) ประกอบด้วยเซลล์ไขมัน เรียกว่า adipocytes ซึ่งจะอยู่กันเป็นก้อน (fat lobule) และกั้นด้วยผนังเนื้อเยื่อ เกี้ยวพัน (fat septum) ซึ่งมี collagen หลอดเลือด หลอดน้ำเหลือง เป็นส่วนประกอบ

2.7.4 หน้าที่ของผิวหนัง (Function of skin)

หน้าที่ของผิวหนังที่สำคัญ ได้แก่ การป้องกันสิ่งต่างๆ (Skin barrier) ทั้งในเรื่องการสูญเสียน้ำของ ผิวหนัง การป้องกันเชื้อโรคและสิ่งแปลกปลอม การป้องกันแสงยูวี เป็นต้น การรับความรู้สึก การหายใจของแผล และรูปลักษณะความงาม

2.7 รังสีอินฟราเรด (Infrared (IR))

รังสีอินฟราเรด (อังกฤษ: Infrared (IR)) มีชื่อเรียกอีกชื่อว่า รังสีใต้แดง หรือรังสีความร้อน เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นอยู่ระหว่างคลื่นวิทยุและแสงมีความถี่ในช่วง 1011 – 1014 เฮิร์ตซ์หรือความยาวคลื่นตั้งแต่ 1-1000 ไมโครเมตร มีความถี่ในช่วงเดียวกับไมโครเวฟ มีความยาวคลื่นอยู่ระหว่างแสงสีแดงกับคลื่นวิทยุสสารทุกชนิดที่มีอุณหภูมิอยู่ระหว่าง -200 องศาเซลเซียสถึง 4,000 องศาเซลเซียส จะปล่อยรังสีอินฟราเรดออกมา คุณสมบัติเฉพาะตัวของรังสีอินฟราเรด เช่น ไม่เบี่ยงเบนในสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ที่แตกต่างกันก็คือ คุณสมบัติที่ขึ้นอยู่กับความถี่ คือยิ่งความถี่สูงมากขึ้น พลังงานก็สูงขึ้นด้วย



รูปที่ 2.8 การปล่อยรังสีอินฟราเรดจากอุณหภูมิภายในร่างกายมนุษย์

ถูกค้นพบโดยนักวิทยาศาสตร์ชาวอังกฤษ คือ Sir William Herschel ซึ่งได้ค้นพบ รังสีอินฟราเรดสเปกตรัมในปี ค.ศ. 1800จากการทดลองโดยทดสอบว่าในเลนส์แต่ละสี จะเปลี่ยนค่าแสดงความร้อนของดวงอาทิตย์หรือไม่ จึงประดิษฐ์อุปกรณ์การทดลองเพื่อหาคำตอบใช้ปริซึมแยกแสง แล้วให้แสงต่างๆมาตกที่เทอร์โมมิเตอร์ที่ตั้งเทอร์โมมิเตอร์ตัวหนึ่งนอกเหนือจากแสงสีต่าง ๆ นั้น เพื่อเป็นตัวควบคุมการทดลอง ปรากฏว่า แสงสีต่าง มีอุณหภูมิสูงกว่าแสงสีขาว และอุณหภูมิสูงขึ้นจาก สีม่วงไปหาสีแดง ปรากฏว่า เทอร์โมมิเตอร์ ตัวที่อยู่นอกเหนือจากแสงสีแดงนั้น กลับวัดได้อุณหภูมิสูงกว่าทุกตัว พบว่า ส่วนของแสงที่มองไม่เห็นแต่ร้อนกว่าสีแดงนี้ มีคุณสมบัติทางกายภาพเช่นเดียวกับคลื่นแสงที่มองเห็นได้ทุกประการ เช่น การหักเห ดูดซับ ส่องผ่านหรือไม่ผ่านตัวกลาง รังสีที่ถูกค้นพบใหม่นี้ตั้งชื่อว่า " รังสีอินฟราเรด " (ขอบเขตที่ต่ำกว่าแถบสีแดงหรือรังสีใต้แดง)

ในการใช้ประโยชน์ ใช้ในการควบคุมเครื่องใช้ระบบไกล (remote control) สร้างกล้องอินฟราเรดที่สามารถมองเห็นวัตถุในความมืดได้ เช่น อเมริกาสามารถใช้กล้องอินฟราเรดมองเห็นเวียดนามได้ตั้งแต่สมัยสงครามเวียดนาม และสัตว์หลายชนิดมีนัยน์ตารับรู้รังสีชนิดนี้ได้ ทำให้มองเห็นหรือล่าเหยื่อได้ในเวลากลางคืน

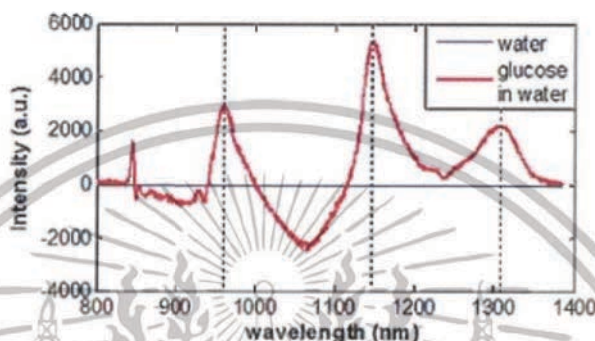
เรามองไม่เห็นรังสีอินฟราเรด แต่เรารู้สึกถึงความร้อนได้ สัตว์บางชนิด เช่น งู มีประสาทสัมผัสรังสีอินฟราเรด มันสามารถทราบตำแหน่งของเหยื่อได้ โดยการสัมผัสรังสีอินฟราเรดซึ่งแผ่ออกมาจากร่างกายของเหยื่อ รังสีที่มีความยาวคลื่นน้อยกว่าแสงสีม่วงเรียกว่า “รังสีอัลตราไวโอเล็ต”

รังสีอินฟราเรดสามารถแบ่งช่วงความยาวคลื่นได้เป็น 3 ช่วงคือ

- ช่วงที่ 1 รังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นสั้น (NIR) ช่วงคลื่นสั้นของรังสีอินฟราเรดจะมีความยาวคลื่นประมาณ 0.7 ไมโครเมตรจนถึง 1.5 ไมโครเมตรรังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นสั้นมักจะประยุกต์ใช้ในการถ่ายภาพความร้อน
- ช่วงที่ 2 รังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นกลาง (MIR) ช่วงคลื่นกลางของรังสีอินฟราเรดจะมีความยาวคลื่นประมาณ 1.5 ไมโครเมตรจนถึง 5.6 ไมโครเมตร อินฟราเรดระยะกลางมักประยุกต์ใช้กับระบบนำวิถีของจรวด Missile
- ช่วงที่ 3 รังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นยาว(FIR) ช่วงคลื่นยาวของรังสีอินฟราเรดจะมีความยาวคลื่นประมาณ 5.6 ไมโครเมตรขึ้นไป รังสีประเภทนี้เป็นช่วงคลื่นยาวจึงมีพลังงานความร้อนไม่มากนักจึงนิยมใช้ในการ บำบัดผู้ป่วย เช่น อาการปวดเมื่อยเรื้อรัง และผู้ป่วยด้วยโรคความดันโลหิต รวมถึงการควบคุมน้ำหนัก เป็นต้น

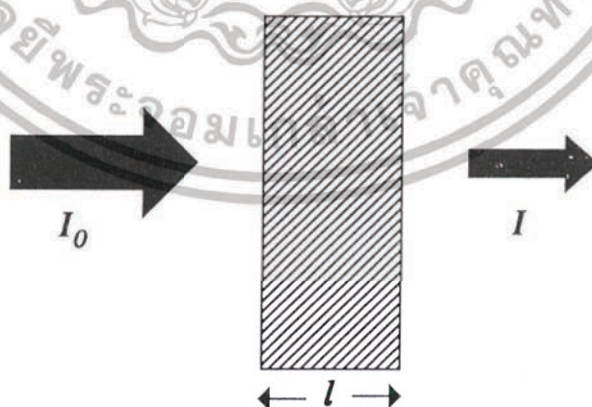
2.9 สเปกตรัมการดูดกลืนแสง

การดูดกลืนแสงเกิดขึ้นเมื่อโฟตอนซึ่งเป็นอนุภาคของแสงไปกระทบโมเลกุลของสารและถ่ายเทพลังงานที่มีอยู่ให้แก่สารนั้น สารชนิดหนึ่งดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างๆ กันได้มากน้อยไม่เท่ากัน การวัดการดูดกลืนแสงให้มีความไวสูงสุดและคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด ต้องใช้แสงที่มีความยาวคลื่นเพียงค่าเดียว โดยเป็นความยาวคลื่นที่สารนั้นสามารถดูดกลืนได้ดีที่สุด



รูปที่ 2.9 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของกลูโคส

สเปกตรัมดูดกลืน (absorption spectrum) ของสารชนิดหนึ่ง หมายถึงกราฟที่แสดงค่าการดูดกลืนแสงของสารชนิดนั้นที่ความยาวคลื่นช่วงหนึ่ง ข้อมูลสำคัญที่เราได้จากสเปกตรัมดูดกลืน คือความยาวคลื่นที่สารชนิดหนึ่งสามารถดูดกลืนแสงได้มากที่สุด ค่าความยาวคลื่นนี้เขียนแทนด้วย λ_{max} (อ่านว่า แลมบ์ดาแมกซ์ หรือ แลมบ์ดาซบแมกซ์) นิยมแสดงด้วยหน่วยเป็นนาโนเมตร (1 nm เท่ากับ 10^{-9} m) แลมบ์ดาแมกซ์เป็นค่าคงที่ ขึ้นกับชนิดของสาร



รูปที่ 2.10 แผนภาพการวัดการดูดกลืนแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อแสงที่มีความเข้มค่าหนึ่ง ซึ่งแสดงด้วยขนาดของลูกศร (I_0) เดินทางผ่านสารละลายเป็นระยะทางหนึ่ง (l) แสงส่วนหนึ่งจะถูกดูดกลืนไว้ ทำให้แสงที่ผ่านออกมาและตรวจวัดได้ มีความเข้มของแสงลดลง (I)

ตัวอย่างที่อยู่ในคิวเว็ตต์ (cuvette) และของแสงขาออก ซึ่งผ่านออกมาจากคิวเว็ตต์ โดยจะต้องตั้งค่าความยาวคลื่นทั้งของแสงขาเข้าและขาออกให้ตรงกัน

2.9.1 ปริมาณการดูดกลืนแสง

เมื่อเราวัดการดูดกลืนแสงด้วยเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ ปริมาณที่วัดได้จะมีสองค่า คือ ความเข้มของแสงที่ผ่านไปถึงตัวรับสัญญาณ (I) ซึ่งจะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นกับว่าแสงถูกดูดกลืนไปเท่าใด และความเข้มของแสงตั้งต้น (I_0) ซึ่งมีค่าคงที่ ดังแสดงในรูปที่ 2.10 ปริมาณความเข้มแสงชนิดแรกที่เราใช้รายงานการดูดกลืนแสง คือ อัตราส่วนของความเข้มแสงที่เหลือจากการดูดกลืน (I) ต่อความเข้มแสงตั้งต้น (I_0) อัตราส่วนนี้เรียกว่า ความส่งผ่าน หรือทรานสมิตแตนซ์ (transmittance, T) ซึ่งมีค่าอยู่ระหว่าง 0 กับ 1

2.9.2 กฎของเบียร์ (Beer's Law)

"สำหรับรังสีที่เป็นรังสีชนิดลำแสงขนาน (parallel beam) และความยาวคลื่นเดียว (monochromatic radiation) ที่ผ่านตัวอย่างที่เป็นสารละลายเนื้อเดียว (homogeneous solution) ที่มีระยะทางที่แสงส่องผ่านตัวอย่าง (path length) เท่ากัน ค่าแอมบอร์แบนซ์จะแปรผันตรงกับความเข้มข้นของสารละลาย"

$$A \propto c \quad (2.1)$$

เมื่อ c = ความเข้มข้นของตัวอย่าง (g.L-1)

2.9.3 กฎของแลมเบิร์ต (Lambert's Law)

"สำหรับรังสีที่เป็นรังสีชนิดลำแสงขนาน (parallel beam) และความยาวคลื่นเดียว (monochromatic radiation) ที่ผ่านตัวอย่างที่เป็นสารละลายเนื้อเดียว (homogeneous solution) ที่มีความเข้มข้นเท่ากัน ค่าแอมบซอร์เบ้นซ์จะแปรผันตรงกับระยะทางที่แสงส่องผ่านตัวอย่าง (path length)"

$$A \propto l \quad (2.2)$$

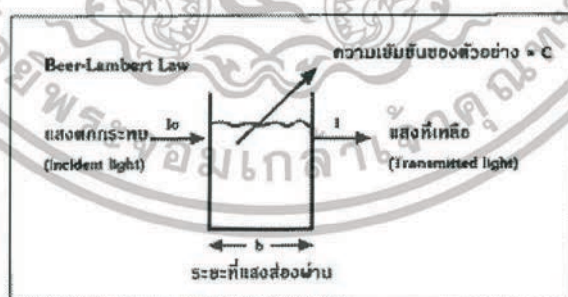
เมื่อ l = ความหนาหรือความกว้างของเซลล์ หรือระยะทางที่แสงส่องผ่านตัวอย่าง (path length) (cm)

2.9.4 กฎการดูดกลืนแสงเบียร์แลมเบิร์ต (Beer - Lambert Law or Law of Light Absorption)

เป็นการรวมกฎของเบียร์และของแลมเบิร์ตเข้าด้วยกัน สำหรับรังสีที่เป็นรังสีชนิดลำแสงขนาน (parallel beam) และความยาวคลื่นเดียว (monochromatic radiation) ที่ผ่านตัวอย่างที่เป็นสารละลายเนื้อเดียว (homogeneous solution) ค่าแอมบซอร์เบ้นซ์จะแปรผันตรงกับความเข้มข้นของตัวอย่าง (concentration) และระยะทางที่แสงส่องผ่านตัวอย่าง (path length)

$$A = a \cdot l \cdot c \quad (2.3)$$

เมื่อ a = สภาพการดูดกลืน (L.g-1.cm-1)



รูปที่ 2.11 กฎการดูดกลืนแสงเบียร์แลมเบิร์ต

ถ้าความเข้มข้นของตัวอย่างเป็นโมลาริตี (molarity; mol.L⁻¹) เรียกสภาพการดูดกลืนว่า ค่าคงที่ของการดูดกลืนแสง (molar absorptivity, ϵ) ของสารละลาย ซึ่งเป็นค่าจำเพาะของระบบการดูดกลืนหรือเป็นหมู่โครโมฟอร์ (chromophore) ที่ใช้ในการระบุโครงสร้างของสาร

$$A = -\log T = \log \frac{I_0}{I} = \varepsilon l c \quad (2.4)$$

เมื่อ c = ความเข้มข้นเป็นโมลาร์ (mol.L-1) ของตัวอย่าง

ε = ค่าคงที่ของการดูดกลืนแสงของสารละลายเข้มข้น 1 mol.L-1 (molar absorptivity หรือ molar extinction coefficient ซึ่งมีหน่วยเป็น L.cm-1.mol-1)

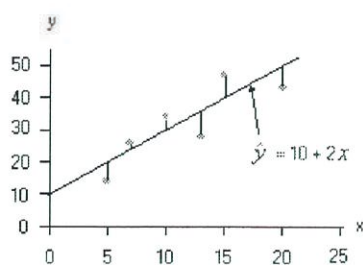
2.10 การถดถอยและการคาดคะเนค่า - การสร้างสมการถดถอย

โดยปกติเส้นถดถอยไม่สามารถจะลากผ่านค่าข้อมูลทุกค่าในแผนภาพการกระจาย นั่นคือ สมการถดถอยไม่สามารถใช้คาดคะเนค่าตัวแปรตาม y ทุกค่าได้ถูกต้องจากค่าตัวแปรอิสระ x อย่างไรก็ตาม เราต้องการสมการถดถอย หรือค่า a และ b ที่ทำให้คาดคะเนค่าตัวแปรตามได้ดีที่สุด หรือผิดพลาดน้อยที่สุด

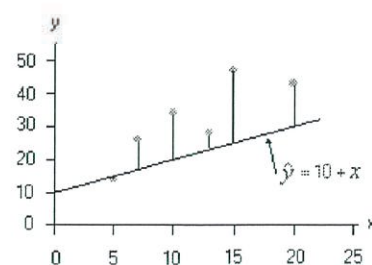
การประมาณค่า a และ b จากข้อมูล $(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_n, y_n)$ เพื่อให้ได้เส้นตรงที่เข้ากับข้อมูลได้ดีที่สุด มีวิธีการที่เป็นที่นิยมใช้คือ วิธีกำลังสองน้อยที่สุด (least squares method) วิธีนี้จะให้ค่าประมาณ a และ b ที่ทำให้ความแตกต่างของค่าตัวแปรตามกับค่าที่คาดคะเนได้จากสมการถดถอยมีค่าน้อยที่สุด ดังนั้น ถ้าใช้สัญลักษณ์ \hat{y} (อ่านว่า y hat) แทนค่าคาดคะเนของตัวแปรตาม สมการถดถอยที่จะประมาณขึ้นคือ

$$\hat{y} = a + bx \quad (2.5)$$

และต้องการให้ค่า y ต่างจาก \hat{y} น้อยที่สุดที่ทุกจุดของค่าข้อมูล ในภาพ 2 แสดงให้เห็นแผนภาพการกระจายและเส้นถดถอยที่ดี และเส้นที่ไม่ดี พร้อมทั้งความแตกต่างของค่า y และค่า \hat{y} ที่จุดต่าง ๆ



เห็นค่าถึงสองน้อยที่สุด



ไม่เห็นค่าถึงสองน้อยที่สุด

รูปที่ 2.12 แผนภาพการกระจายของจุดรอบเส้นถดถอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่า intercept และความชันของเส้นถดถอยที่ประมาณด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด มีสูตรดังนี้

$$a = \bar{y} - b\bar{x}$$

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.6)$$

และสมการถดถอยที่ใช้คาดคะเนค่าของ y เมื่อทราบค่า x คือ

$$\hat{y} = a + bx$$

การประมาณสมการถดถอยหรือคำนวณค่า a และ b จะใช้เครื่องคิดเลขที่มีฟังก์ชันเฉพาะ หรือใช้คำสั่ง Regression ในโปรแกรม EXCEL ก็ได้ การใช้คอมพิวเตอร์จะสะดวกมากกว่า เพราะสามารถสร้างกราฟของแผนภาพการกระจายของข้อมูลขึ้นมาก่อน เพื่อดูว่าสมการเส้นตรงเหมาะสมกับข้อมูลหรือไม่

2.11 ออปแอมป์ (Operational Amplifiers, Op-Amp)

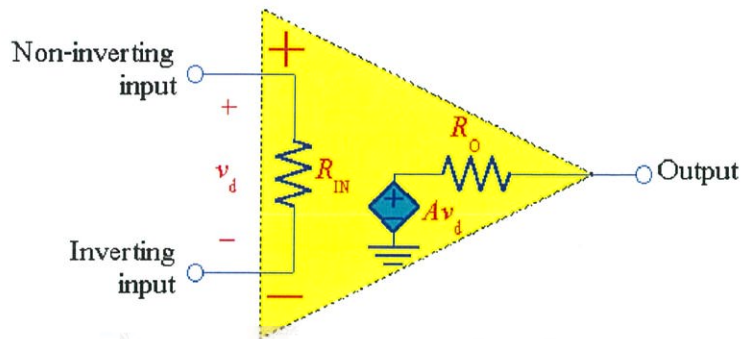
ออปแอมป์เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแรงดัน โดยออปแอมป์มีโครงสร้าง

ภายในเป็นวงจรที่ซับซ้อน ประกอบไปด้วย ตัวต้านทาน, ทรานซิสเตอร์, ตัวเก็บประจุ และ ไดโอด จำนวนมาก เพื่อความง่ายในการศึกษาเบื้องต้นนี้ เราจะแทนออปแอมป์ด้วยวงจรมูลดั่งรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.13 สัญลักษณ์ของออปแอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 วงจรสมมูลของออปแอมป์แบบง่าย

2.11.1 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของอุปกรณ์ออปแอมป์ (Op-Amp)

ออปแอมป์มีขาใช้งาน 5 ขา แบ่งเป็นขาไฟเลี้ยงตัว 2 ขา และอีก 3 ขา เป็นขาอินพุทแบบกลับเฟส (Inverting Input) ขาอินพุทแบบไม่กลับเฟส (Non - Inverting input) และขาเอาต์พุท (Output) โครงสร้างพื้นฐานของอุปกรณ์ออปแอมป์(Op-Amp) นั้นจะประกอบด้วยขาที่จะนำมาใช้งานดังต่อไปนี้ คือ

- ขา Inverting ซึ่งเป็นขาอินพุทของออปแอมป์ โดยมีไว้เพื่อป้อนสัญญาณ ที่เป็นได้ทั้งสัญญาณไฟกระแสดตรงและสัญญาณไฟกระแสกลับ ซึ่งสัญญาณที่ถูกป้อนเข้าไปที่ขา Inverting นี้ เราก็จะได้สัญญาณที่ตรงกันข้ามหรือกลับเฟสที่จะออกมาทางขา Output
- ขา Non-Inverting ซึ่งเป็นขาอินพุทของออปแอมป์ โดยมีไว้เพื่อป้อนสัญญาณ ที่เป็นได้ทั้งสัญญาณไฟกระแสดตรงและสัญญาณไฟกระแสกลับ ซึ่งสัญญาณที่ถูกป้อนเข้าไปที่ขา Non-Inverting นี้ เราก็จะได้สัญญาณที่ไม่กลับเฟสหรืออินเฟสที่จะออกมาทางขา Output
- ขา Output ซึ่งเป็นขาเอาต์พุทของออปแอมป์ โดยมีไว้เพื่อบอกถึงสภาวะการทำงานของออปแอมป์ ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการที่เราทำการป้อนสัญญาณเข้าที่ขาอินพุททั้งสองของออปแอมป์
- ขา +V ซึ่งเป็นขาป้อนไฟบวก โดยจะมีค่าแรงดันไฟประมาณ 9 V ถึง 18 V ซึ่งโดยทั่วไปแล้วเราจะใช้แรงดันไฟประมาณ 15 V
- ขา -V ซึ่งเป็นขาป้อนไฟลบ โดยจะมีค่าแรงดันไฟประมาณ -9 ถึง -18 V ซึ่งโดยทั่วไปแล้วเราจะใช้แรงดันไฟประมาณ -15 V

2.11.2 ออปแอมป์แบบอุดมคติ จะมีคุณสมบัติตามเงื่อนไขดังนี้

- อัตราการขยายแรงดัน สูงมากจนเป็นอนันต์
- ความต้านทานทางอินพุต สูงมากจนเป็นอนันต์
- ความต้านทานทางเอาต์พุต ต่ำมากจนเป็นศูนย์
- แรงดันออฟเซตทางอินพุตเป็นศูนย์
- กระแสออฟเซตทางอินพุตเป็นศูนย์
- ลักษณะสมบัติเชิงความถี่ ขยายได้ดีตั้งแต่ไฟตรง จนความถี่สูงมากจนเป็นอนันต์
- ไม่มีข้อบกพร่องอื่น ๆ แต่ในความเป็นจริงแล้ว ออปแอมป์ก็ไม่ได้มีคุณสมบัติอย่างในอุดมคติเลยทีเดียว แต่อย่างไรก็ตาม เพื่อความสะดวกในการทำความเข้าใจ สำหรับผู้เริ่มต้น ในช่วงแรกให้ถือว่า ออปแอมป์ที่ใช้ศึกษากันไปนี้มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับอุดมคติมาก

การใช้ออปแอมป์ที่เป็นอุดมคติในการออกแบบวงจรนั้น เป็นวิธีการที่นิยมใช้กันมาก หลังจากออกแบบเสร็จแล้ว จึงค่อยมาพิจารณาเงื่อนไข หรือคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ไม่เป็นอุดมคติแล้วค่อยแก้ไขและปรับปรุงวงจรให้ดีขึ้นอีกทีหนึ่ง

2.12 วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit)

วงจรกรองความถี่ คือวงจรที่เลือกความถี่ให้ผ่านไปได้ โดยใช้คุณสมบัติของ RLC ที่มีการตอบสนองต่อความถี่ต่างกัน วงจรกรองความถี่นิยมใช้งานวงจรของวิทย์ ที่ใช้การตัดความถี่คลื่นพาออกไป หรือใช้ในวงจรตีมอดูเลชันของโทรทัศน์ หากในวงจรเครื่องเสียง ก็จะใช้เลือกความถี่ให้เหมาะสมกับลำโพงที่จะใช้งาน หรือปรับแต่งความถี่ที่ผ่านได้ เพื่อให้ระบบเสียงโดยรวมสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

2.12.1 คุณสมบัติของ RLC ที่มีผลกับความถี่

- ตัวต้านทาน (R : Resistor)

คุณสมบัติของ R คือต้านทานกระแสไฟฟ้า ดังนั้นเมื่อมาอยู่ในไฟฟ้ากระแสสลับ ก็มีคุณสมบัติแบบเดียวกัน โดย

$$XR = R \quad (2.7)$$

- ตัวเหนี่ยวนำ (L : Inductor)

คุณสมบัติของ L คือจะยอมให้ความถี่ต่ำผ่านเท่านั้น ยิ่งความถี่สูงมากเท่าใด ความต้านทานภายในตัวของมันก็ยิ่งสูงขึ้น สูตรการคำนวณคือ

$$X_L = 2\pi fL \quad (2.8)$$

- ตัวเก็บประจุ (C : Capacitor)

คุณสมบัติโดยปกติของตัวเก็บประจุ จะยอมให้ความถี่สูงผ่าน สูตรการหาความต้านทานของ C เมื่ออยู่ในไฟฟ้ากระแสสลับ คือ

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.9)$$

2.12.2 วงจรกรองความถี่ผ่าน

เป็นวงจรเลือกให้เฉพาะแถบความถี่ที่ต้องการผ่านออกไปยังวงจรอื่นได้ โดยทั่วไปวงจรกรองความถี่ผ่าน จะมี 2 ประเภท ได้แก่

วงจรกรองความถี่พาสซีฟ (Passive filter) เป็นวงจรกรองที่ใช้อุปกรณ์ตัวต้านทาน ตัวเหนี่ยวนำ และตัวเก็บประจุ ในการออกแบบ แต่อาจจะมีปัญหาบ้างในการหาค่าอุปกรณ์บางตัวที่ต้องการใช้งาน

วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (Active filter) เป็นวงจรกรองความถี่ที่ใช้อุปกรณ์แอคทีฟมาแทนพวกตัวเหนี่ยวนำ เช่น ออปแอมป์ และทรานซิสเตอร์ เป็นต้น

2.12.3 ชนิดของวงจรกรองความถี่ผ่าน

- วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter)
- วงจรกรองความถี่สูง (High pass filter)
- วงจรเฉพาะแถบความถี่ (Band pass filter)
- วงจรขจัดเฉพาะแถบความถี่หรือนอตช์ฟิลเตอร์ (Notch filter)

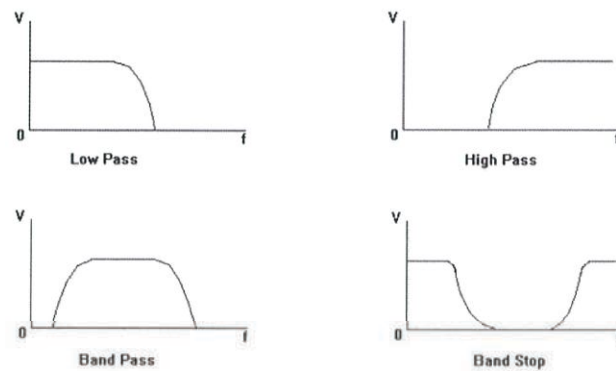


Fig. 3

รูปที่ 2.15 ชนิดของวงจรกรองความถี่ผ่าน

2.13 Arduino

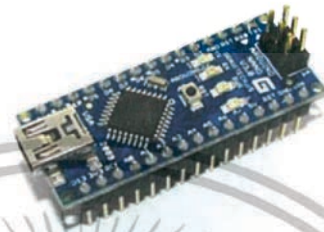
ARDUINO คือ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์สำเร็จรูป ที่รวมเอาตัวไมโครคอนโทรลเลอร์และอุปกรณ์อื่นๆที่จำเป็น มาในบอร์ดเดียว แถมยังเปิดเผยข้อมูลทุกอย่าง ทั้งลายวงจรและตัวอย่างโปรแกรม ทำให้ผู้ใช้สามารถนำไปพัฒนาต่อได้ง่าย เพียงแค่เรามีบอร์ด Arduino กับคอมพิวเตอร์อีกซักเครื่อง ก็พร้อมใช้งานได้แล้ว โดยที่ไม่ต้องมาปวดหัวกับการทำวงจรที่ซับซ้อน หรือการติดตั้งโปรแกรมที่ยุ่งยาก โดยทาง ARDUINO เองและบริษัทที่เกี่ยวข้อง ได้ผลิตบอร์ดสำเร็จรูปออกมาหลายรุ่น หลายขนาด โดยแต่ละรุ่นก็มีข้อดีแตกต่างกันออกไป แต่รุ่นที่เราจะมาแนะนำกันในวันนี้คือ ARDUINO NANO ซึ่งเป็นรุ่นที่มีขนาดเล็ก เหมาะสำหรับผู้ที่ต้องการเริ่มต้นเขียนโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อศึกษา หรือเพื่อนำมาประยุกต์ใช้สร้างงานอดิเรกง่ายๆ



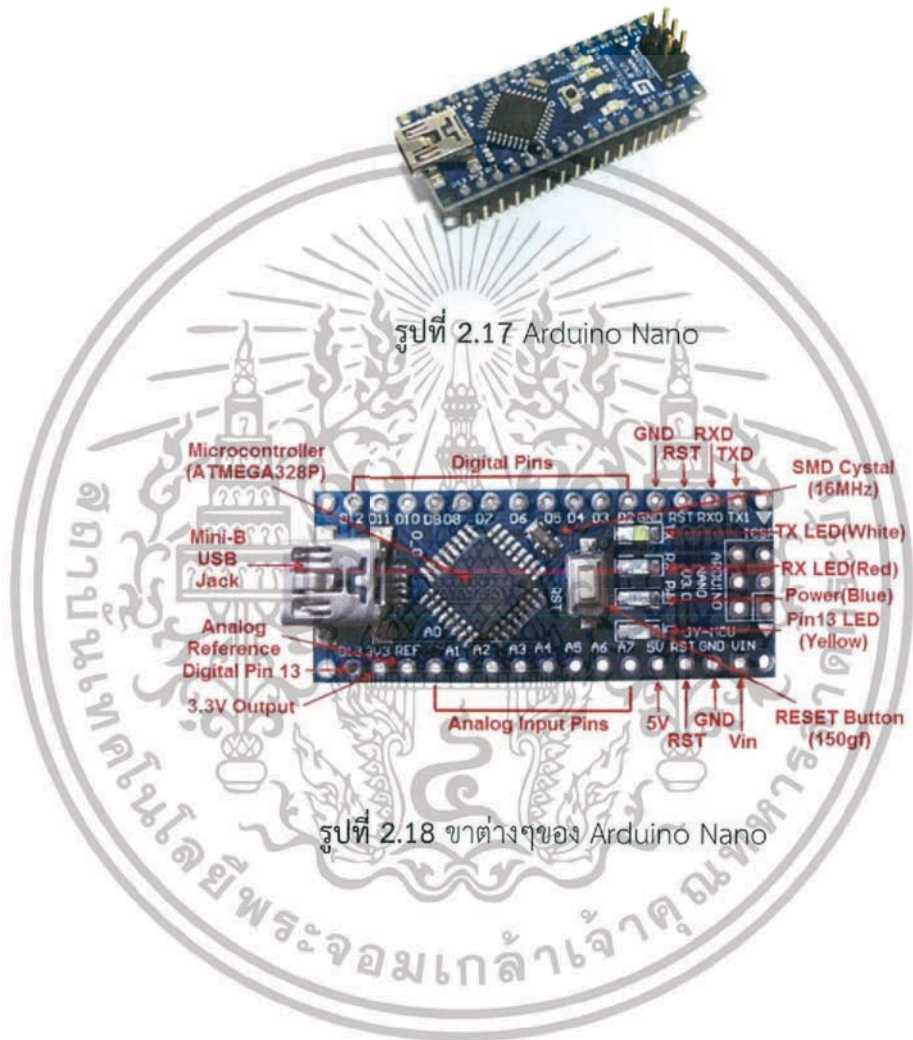
รูปที่ 2.16 Arduino Uno

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ARDUINO NANO มีขนาดเพียง 1.8×4.8 เซนติเมตร หรือมีขนาดประมาณนิ้วหัวแม่มือของเรา ซึ่งถือว่ามีขนาดเล็กมาก เมื่อเทียบกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อื่น บนบอร์ด ARDUINO NANO นั้นมีวงจรสำหรับปรับแรงดันไฟฟ้าให้เหมาะสมกับตัวมันเองอยู่แล้ว เพียงแค่เราเสียบสาย USB เข้ากับ ARDUINO NANO และต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ บอร์ดก็พร้อมใช้งานได้ทันที



รูปที่ 2.17 Arduino Nano



รูปที่ 2.18 ขาต่างๆของ Arduino Nano

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

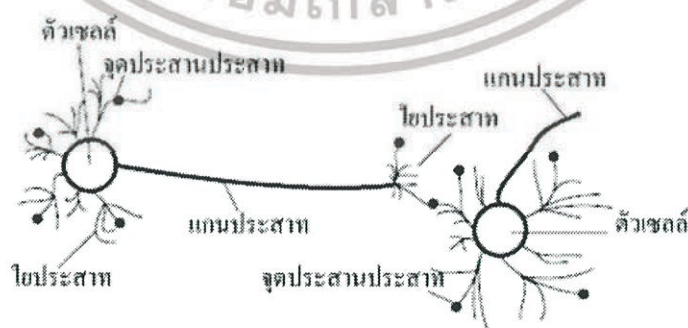
2.14 โครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)

2.14.1 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neuron Network: ANN)

เป็นศาสตร์แขนงหนึ่งของทางด้านปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligence : AI) มีรูปแบบโครงสร้างและการทำงานของการทำงานการประมวลผลเหมือนกับสมองของสิ่งมีชีวิตซึ่งมีปรับเปลี่ยนตัวเองต่อการตอบสนองของอินพุตตามกฎของการเรียนรู้ (learning rule) หลังจากที่โครงข่ายได้เรียนรู้สิ่งที่ต้องการแล้ว โครงข่ายนั้นจะสามารถทำงานที่กำหนดไว้ได้โครงข่ายประสาทเทียมได้ถูกพัฒนาคิดค้นจากการทำงานของสมองมนุษย์โดยสมองมนุษย์ประกอบไปด้วยหน่วยประมวลผลเรียกว่า นิวรอน (เซลล์ประสาท หรือ neuron) จำนวนนิวรอนในสมองมนุษย์มีอยู่ประมาณและมีการเชื่อมต่อกันอย่างมากมาย สมองมนุษย์จึงสามารถกล่าวได้ว่าเป็นคอมพิวเตอร์ที่มีการปรับตัวเอง (adaptive) ไม่เป็นเชิงเส้น (nonlinear) และทำงานแบบขนาน (parallel) ในการดูแลจัดการการทำงานร่วมกันของนิวรอนในสมอง การคำนวณเชิงนิวรอนเป็นการคำนวณที่เลียนแบบมาจากการทำงานของสมองมนุษย์

2.14.2 องค์ประกอบของโครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียมได้ถูกพัฒนาขึ้นโดยอาศัยหลักการทำงานของสมองมนุษย์ ซึ่งสมองประกอบด้วยหน่วยประมวลผลพื้นฐานที่เรียกว่า นิวรอน (เซลล์ประสาท หรือ neuron) ภายในสมองประกอบด้วยนิวรอนจำนวนมาก (ประมาณ 10^{11}) และมีจุดต่อจำนวนโครงข่ายประสาทประกอบขึ้นด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วน คือ โยประสาท (dendrite) ตัวเซลล์ (soma) และแกนประสาท (axon) ในแต่ละโครงข่ายประสาทจะเชื่อมต่อกันโดยจุดประสานประสาท (synapse) ซึ่งสามารถเปลี่ยนค่าความต้านทานได้ตามสัญญาณที่ส่งระหว่างกันของเซลล์ประสาท การส่งสัญญาณระหว่างเซลล์ประสาททำได้โดยการถ่ายเทสารประกอบโซเดียมและโพแทสเซียม ภาพร่างของประสาทแสดงในรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 โครงสร้างระบบประสาท


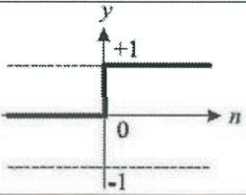

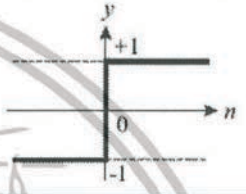



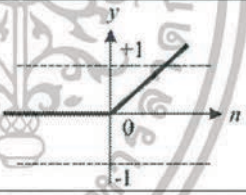

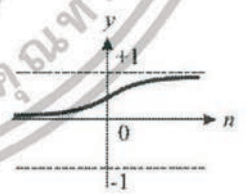

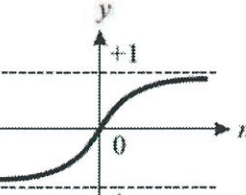
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การประมวลผลต่าง ๆ เกิดขึ้นในหน่วยประมวลผลย่อย เรียกว่า โหนด (node) ซึ่งโหนดเป็นการจำลองลักษณะการทำงานมาจากเซลล์การส่งสัญญาณ ระหว่างโหนดที่เชื่อมต่อกัน จำลองมาจากการเชื่อมต่อของใยประสาท และแกนประสาทในระบบประสาทของสมองมนุษย์ ภายในโหนด จะมีฟังก์ชันกำหนดสัญญาณส่งออกที่เรียกว่า ฟังก์ชันการแปลง (transfer function) ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเสมือนกระบวนการทำงานในเซลล์ แสดงในรูปแบบที่ 2.19 โครงข่ายประสาทเทียมประกอบด้วย 5 องค์ประกอบ ดังนี้

1. ข้อมูลอินพุต (input) เป็นข้อมูลที่เป็นตัวเลข หากเป็นข้อมูลเชิงคุณภาพ ต้องแปลงให้อยู่ในรูปเชิงปริมาณที่โครงข่ายประสาทเทียมยอมรับได้
2. ข้อมูลเอาต์พุต (output) คือ ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจริง จากกระบวนการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม
3. ค่าน้ำหนัก (weights) คือ สิ่งที่ได้จากการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า ค่าความรู้ (knowledge) ค่านี้จะถูกเก็บเป็นทักษะเพื่อใช้ในการจดจำข้อมูลอื่น ๆ ที่อยู่ในรูปแบบเดียวกัน
4. ฟังก์ชันผลรวม (Summation function: S) เป็นผลรวมของข้อมูลป้อนเข้า (p_i) และค่าน้ำหนัก (w_i)

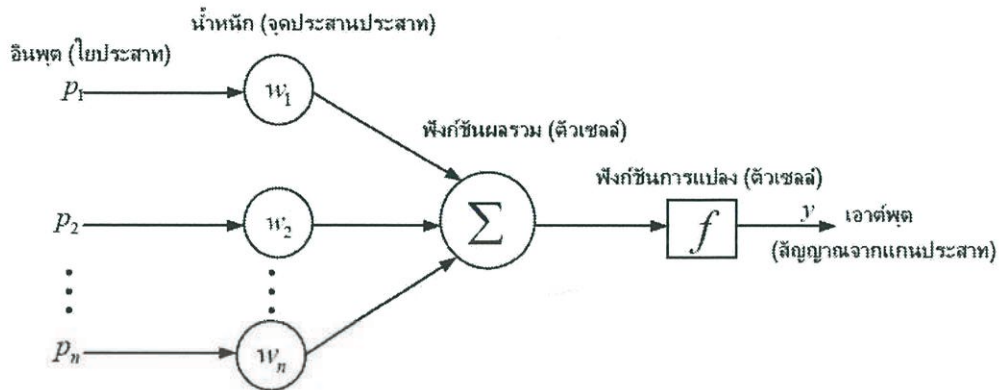
$$S = \sum_{i=1}^n p_i w_i \quad (2.10)$$

5. ฟังก์ชันการแปลง (transfer function) ฟังก์ชันการแปลง เป็นส่วนที่ทำหน้าที่รวมค่าเชิงตัวเลขจากเอาต์พุตของนิวรอน แล้วทำการตัดสินใจว่าจะส่งสัญญาณเอาต์พุตออกไปในรูปใด ฟังก์ชันการแปลงสามารถเป็นได้ทั้งแบบเชิงเส้นหรือไม่เป็นเชิงเส้น การเลือกใช้ฟังก์ชันการแปลงจะขึ้นอยู่กับลักษณะของระบบ ที่นำเอาโครงข่ายประสาทเทียมไปประยุกต์ใช้ ฟังก์ชันการแปลงมีอยู่หลายรูปแบบ แบบที่ใช้งานทั่วไปมีรายละเอียดตามรูปที่ 2.20

ชื่อฟังก์ชัน	สมการ ความสัมพันธ์	MATLAB ฟังก์ชัน	สัญลักษณ์	กราฟความสัมพันธ์
ฮาร์ดลิมิต (hard limit)	$y = 0$ ถ้า $n < 0$ $y = 1$ ถ้า $n \geq 0$	hardlim		
ฮาร์ดลิมิตแบบ สมมาตร (symmetrical hard limit)	$y = -1$ ถ้า $n < 0$ $y = +1$ ถ้า $n \geq 0$	hardlims		
เส้นตรง (linear)	$y = n$	purelin		
เส้นตรงบวก (positive linear)	$y = 0$ ถ้า $n < 0$ $y = n$ ถ้า $n \geq 0$	poslin		
ซิกมอยแบบ ลอการิทึม (log- sigmoid)	$y = \frac{1}{1+e^{-n}}$	logsig		
ซิกมอยแบบเส้น สัมผัส ไฮเพอร์ โบลาร์ (hyperbolic tangent sigmoid)	$y = \frac{e^n - e^{-n}}{e^n + e^{-n}}$	tansig		

รูปที่ 2.20 ฟังก์ชันการแปลงแบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.21 กระบวนการประมวลผลของโครงข่ายประสาทเทียม

การเรียนรู้แบบมีผู้ฝึกสอน (learning with supervisor)

การเรียนรู้แบบมีผู้ฝึกสอนในการเรียนรู้แบบมีผู้ฝึกสอนจะมีการนำเสนอกลุ่มข้อมูลตัวอย่าง (examples หรือ training set) ให้กับโครงข่ายในรูปของอินพุตพร้อมกับเป้าหมาย (target) ที่ต้องการให้โครงข่ายตอบสนอง พิจารณาคู่อินพุตและเป้าหมายดังนี้

$$\{p_1, t_1\}, \{p_2, t_2\}, \dots, \{p_o, t_o\}$$

เมื่ออินพุตถูกป้อนให้กับระบบ เอาต์พุตของโครงข่ายจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับเป้าหมายของอินพุต แล้วโครงข่ายจะทำการปรับค่าน้ำหนักประสาท และไบอัสตามกฎการเรียนรู้ เพื่อให้เอาต์พุตของโครงข่ายให้ค่าผลลัพธ์ใกล้เคียงเป้าหมายมากที่สุด แสดงขั้นตอนการเรียนรู้แบบมีผู้ฝึกสอนในรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 ขั้นตอนการเรียนรู้แบบมีผู้ฝึกสอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างการใช้งาน Neuron Network Toolbox ในโปรแกรม MATLAB

MATLAB ได้มีเครื่องมือในการจำลอง Neural Network โดยใช้เครื่องมือที่เรียกว่า Neural Pattern Recognition ซึ่งข้อมูลที่นำมาใช้นั้นสามารถใช้ข้อมูลตัวอย่างที่มีมาพร้อมกับตัวเครื่องนั้นได้ทันที โดยข้อมูลตัวอย่างที่ใช้คือ Iris Flowers ซึ่งข้อมูลที่นำมาเป็นอินพุตของระบบจะมีทั้ง 150 ตัวอย่าง โดยสิ่งที่นำมาเป็นคุณลักษณะในการแยกคลาสของดอกไม้ ได้แก่

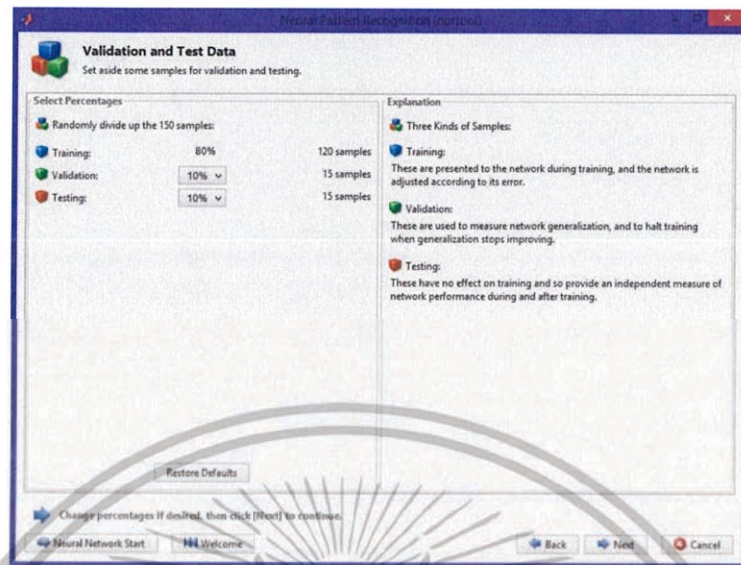
- 1) ความยาวของกลีบเลี้ยง
- 2) ความกว้างของกลีบเลี้ยง
- 3) ความยาวของกลีบดอก
- 4) ความกว้างของกลีบดอก

ซึ่งข้อมูลที่เป็นข้อมูลอินพุตสามารถนำมาเขียนในรูปของเมทริกซ์ได้เป็น 4×150 จากนั้นแบ่งกลุ่มหรือคลาสของตัวอย่างออกเป็น 3 คลาส จึงสามารถเขียนในรูปของเมทริกซ์ได้เป็น 3×150

จากนั้นจึงปรับจำนวนของตัวอย่างที่จะนำมาเข้ากระบวนการ Training, Validation และ Testing ซึ่งในแต่ละกระบวนการจะมีหน้าที่ดังนี้

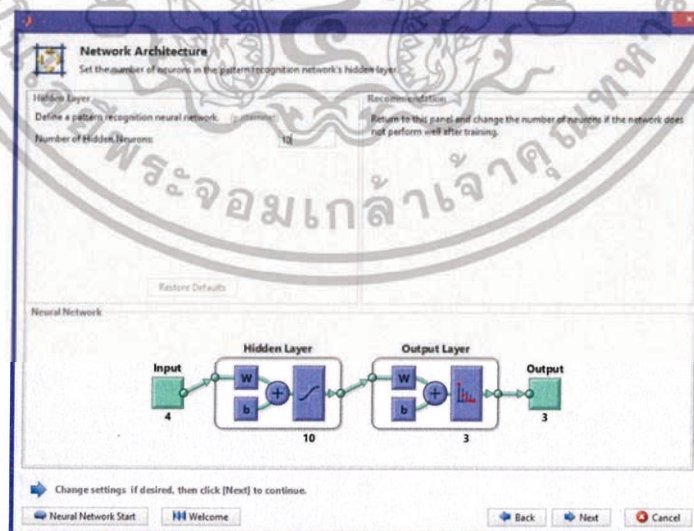
- 1) Training จะเป็นการฝึกให้เครือข่ายสามารถเรียนรู้และแก้ไขข้อผิดพลาดของเครือข่าย
- 2) Validation เป็นการวัดภาพรวมของเครือข่ายและหยุดกระบวนการ training เมื่อโครงข่ายหยุดการพัฒนาแล้ว
- 3) Testing เป็นการนำข้อมูลตัวอย่างเข้าสู่โครงข่ายเพื่อวัดคุณภาพของเครือข่ายหลังจากกระบวนการ training

ซึ่งสามารถปรับจำนวนตัวอย่างที่จะนำมาใช้ในแต่ละกระบวนการได้ ดังรูปที่ 1-1 เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ของในแต่ละกระบวนการที่ดีที่สุด



รูปที่ 2.23 การปรับค่าจำนวนของตัวอย่างที่ใช้ในแต่ละกระบวนการ

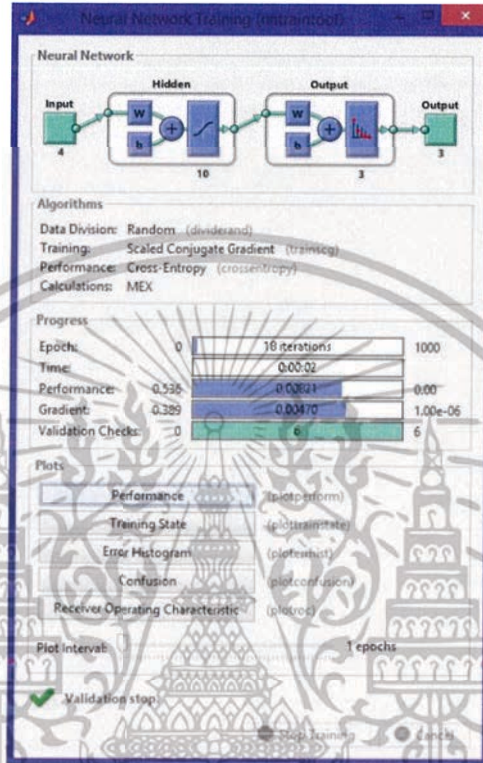
จากนั้นสามารถแบ่งโครงสร้างการทำงานของโครงข่ายออกได้เป็น Input, Hidden Layer, Output Layer และ Output เครื่องมือนี้สามารถปรับค่าหรือใส่จำนวน Hidden Layer ลงไปให้เหมาะสมได้ ซึ่งในส่วน Hidden Layer นี้มีหน้าที่สำคัญในการพยายามแปลงข้อมูลที่เข้าให้สามารถแยกแยะความแตกต่างได้โดยใช้ Linearly Separable ซึ่งจำนวน Hidden Layer ควรมีความสัมพันธ์ Input และ Output Layer เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพของโครงข่ายที่ดีที่สุด ดังรูปที่ 2.23-2.24



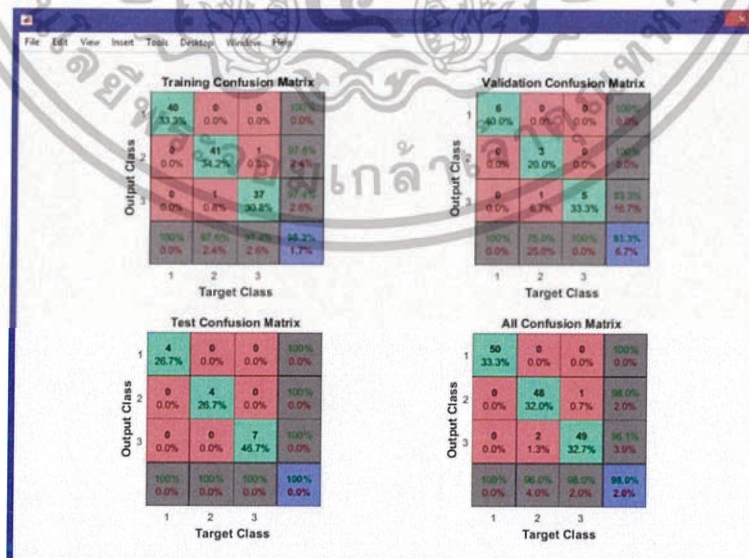
รูปที่ 2.24 การปรับจำนวน Hidden Layer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากการ Train โปรแกรมสามารถแสดงข้อมูลต่างๆ ที่เกิดในกระบวนการ เช่น จำนวนครั้งในการทำซ้ำ, เวลาที่ใช้, ประสิทธิภาพ เป็นต้น จากนั้นสามารถแสดงพล็อต Confusion Matrix ได้



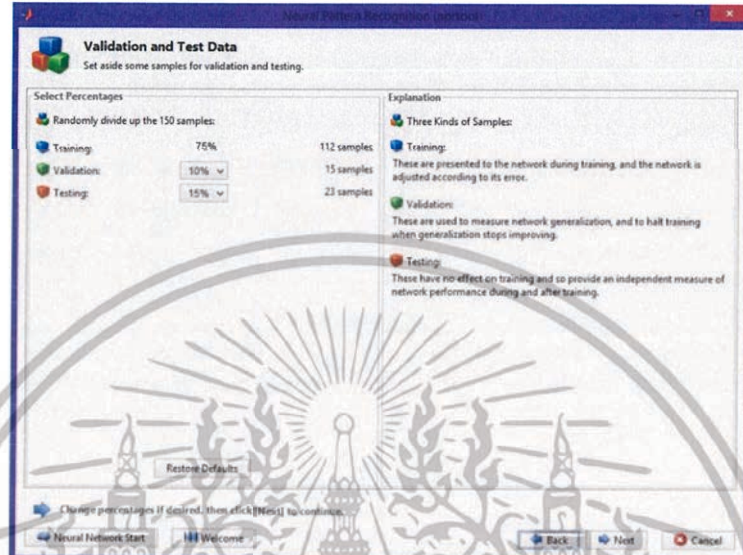
รูปที่ 2.25 การแสดงข้อมูลต่างๆ ที่เกิดขึ้นในกระบวนการ



รูปที่ 2.26 ตารางแสดงผลลัพธ์

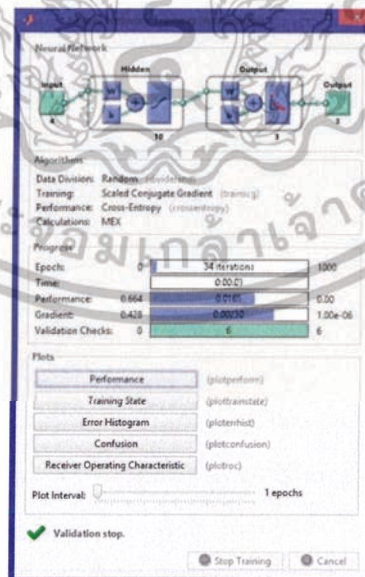
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูป Confusion Matrix สามารถสังเกตเห็นจำนวนความถูกต้องและผิดพลาดของการจัดกลุ่มได้ว่า จำนวนที่โครงข่ายจัดกลุ่มผิดพลาดในแต่ละขั้นตอน จากนั้นจึงได้ลองทำการทดลองในการเปลี่ยนจำนวนของตัวอย่างอินพุตในแต่ละกระบวนการใหม่เป็นดังนี้



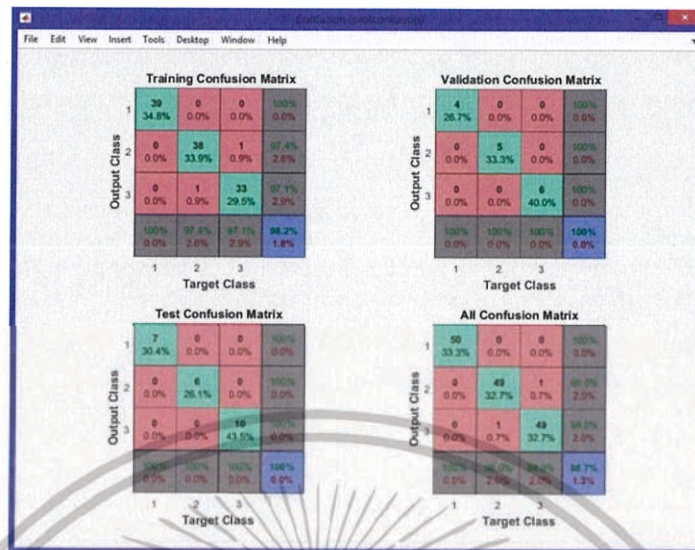
รูปที่ 2.27 การปรับค่าจำนวนของตัวอย่างที่ใช้ในแต่ละกระบวนการ

แต่จำนวนของ Hidden Layer จะยังใช้จำนวน 10 Layer ซึ่งจะทำให้รายละเอียดและผลของการทดลอง ดังนี้



รูปที่ 2.28 การแสดงข้อมูลต่างๆ ที่เกิดขึ้นในกระบวนการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.29 ตารางแสดงผลลัพธ์

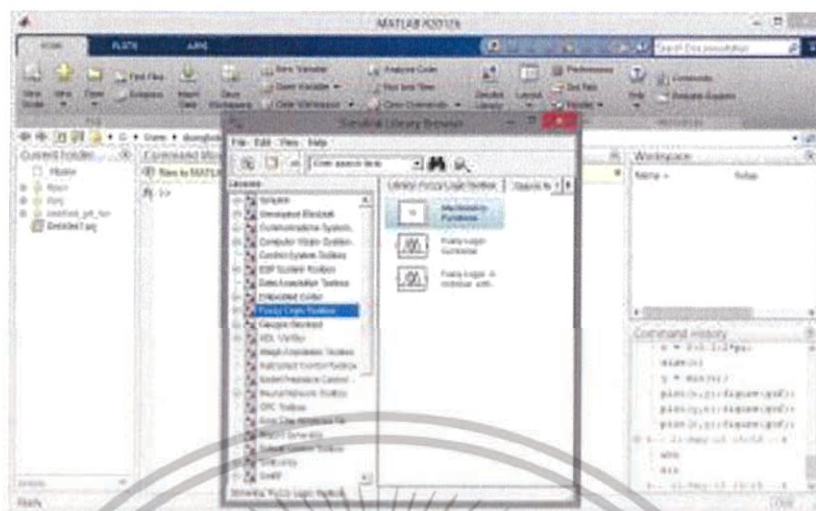
จะสังเกตได้ว่า เมื่อเปลี่ยนจำนวนตัวอย่างอินพุตที่ใช้ในแต่ละกระบวนการแล้ว กลับได้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่สูงกว่า ดังนั้นเป็นไปได้ว่าจำนวนของ Hidden Layer นั้น จำเป็นต้องสัมพันธ์กับจำนวนตัวอย่างอินพุตและส่งผลกับเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของข้อมูล

2.15 Simulink และ GUI

2.15.1 Simulink

เป็นซอฟต์แวร์ที่ทำงานอยู่บน Matlab ใช้ในการจำลองแบบทางคณิตศาสตร์ด้วยรูปภาพ สนับสนุนเครื่องมือสร้างแบบจำลอง การเลียนแบบ และเครื่องมือสำหรับวิเคราะห์ข้อมูล คุณสามารถทำแบบจำลองด้วยรูปภาพได้อย่างรวดเร็วเพื่อแสดงถึงการออกแบบแนวความคิดของระบบด้วยความพยายามเพียงเล็กน้อย นั่นคือ Simulink ติดต่อกับผู้ใช้ผ่านทางรูปภาพ หรือ GUI (Graphic User Interface) ในการสร้างไดอะแกรมของแบบจำลอง นอกจากนี้ Simulink ยังประกอบด้วยไลบรารีบล็อกพื้นฐานและชั้นสูงเฉพาะสาขาวิชา ทั้งระบบเชิงเส้น(Linear System) ระบบไม่เชิงเส้น(Nonlinear System) ระบบเวลาต่อเนื่อง(Continuous-time) ระบบที่เวลาแบบแซมปิ้ง(Sample time) ระบบไฮบริด (Hybrid) Simulink สนับสนุนการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ได้ขณะที่เรากำลังเลียนแบบระบบอยู่ ทำให้เราเห็นการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นได้ทันที ว่าอะไร ที่ไหน อย่างไร กับแบบจำลองระบบของเรา สุดท้าย Simulink สามารถเชื่อมต่อข้อมูลกับ Matlab ได้โดยตรง ทำให้เราสามารถเชื่อมต่อกับซอฟต์แวร์และฮาร์ดแวร์ภายนอกได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.30 หน้าต่างการเรียกใช้งาน Simulink

2.15.2 GUI

GUI ย่อมาจาก Graphic User Interface หมายถึง ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ คือ ระบบการติดต่อสื่อสารระหว่างผู้ใช้งานกับเครื่องคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางภาพหรือแผนภูมิที่เข้าใจได้ง่ายแทนการพิมพ์คำสั่งโดยตรง เพื่อให้คอมพิวเตอร์ทำงานตามที่ต้องการ การใช้งานผ่านระบบ GUI เช่น การใช้เมาส์กดเลือกไอคอน (Icon) หรือปุ่มคำสั่งที่ต้องการ หรือการเลือกคำสั่งตามรายการที่อยู่ในเมนูประเภทต่างๆ ซึ่งซอฟต์แวร์เตรียมไว้ให้แล้ว

ตัวอย่างของซอฟต์แวร์ที่ใช้ GUI ในการใช้งาน เช่น ระบบปฏิบัติการ Windows และซอฟต์แวร์ที่ใช้งานบน Windows ทั้งหมด เช่น Microsoft Office, Adobe Photoshop และอื่นๆ รวมถึงระบบปฏิบัติการ Mac OS X และ Unix และโปรแกรมที่ใช้งานบน Mac OS X และ Unix ด้วย นอกจากนี้ระบบปฏิบัติการของอุปกรณ์พกพา เช่น iOS, Android, Symbian, BlackBerry และ Windows Phone ก็ใช้ระบบ GUI เพื่อการสื่อสารระหว่างผู้ใหญ่และอุปกรณ์นั้นๆอีกด้วย

ประโยชน์ของ GUI

- มีความสวยงาม น่าใช้งาน
- ใช้งานได้ง่ายและรวดเร็ว
- ไม่ต้องมีความรู้ด้านการเขียนคำสั่งหรือ Code ภาษาที่คอมพิวเตอร์เข้าใจ
- ช่วยลดอาการปวดนิ้วและข้อในการพิมพ์คำสั่งเพื่อสั่งงานคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.16 T-Test และ F-Test

2.16.1 T-test (การทดสอบที)

เทคนิควิธีการทางสถิติที่ใช้ในการทดสอบสมมติฐานเพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของกลุ่มตัวอย่างหนึ่งกลุ่มกับ ประชากร หรือเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่อาจมีความสัมพันธ์กันหรือเป็นอิสระต่อกันก็ได้ โดยกลุ่มตัวอย่าง ต้องสุ่มมาจากประชากรที่มีการแจกแจงปกติและทราบค่าความแปรปรวนของประชากร

2.16.2 F-Test (การวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าการกระจายของข้อมูล)

มีการทดสอบว่าข้อมูลสองกลุ่มนั้นมี การกระจายของค่า (Variance) ต่างกันหรือไม่ เพราะเงื่อนไขของเครื่องมือทางสถิติหลายอย่างกำหนดเอาไว้ ว่าข้อมูลจะต้องมี การกระจายเท่ากัน หรือไม่แตกต่างกันถึงจะใช้เครื่องมือสถิตินั้นได้ เช่น 2 Sample T-Test ที่ต้องคำนวณต่างกัน กรณีค่า Variance ต่างและไม่ต่างกัน หรือ ANOVA ที่กำหนดว่าข้อมูลทุกกลุ่มจะต้องมี (Variance) ไม่แตกต่างกันมีนัยสำคัญเท่านั้น



บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ปี พ.ศ.2561					ปี พ.ศ.2562			
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.
ศึกษาการวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำร่างกาย (Non-invasive)									
ศึกษา และออกแบบวงจรตรวจจับกลูโคส (Glucose Detecting Circuit)									
ออกแบบการทดลองสำหรับทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคส									
ทดสอบการทำงานของวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส									
สรุป และวิเคราะห์ผลจากการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส									
ออกแบบเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด และปรับปรุงวงจรต้นแบบให้เหมาะสมสำหรับการใช้งานจริง									
ทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง									
วิเคราะห์ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง									
นำผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่างมาสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)									
พัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการวัดระดับน้ำตาลในเลือดและแสดงค่าผ่าน Graphical User Interface (GUI)									
สรุป และวิเคราะห์ผลการทดสอบ พร้อมเขียนรายงาน									

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ในการจัดทำโครงการขึ้นนี้ คณะผู้จัดทำโครงการมีวิธีการดำเนินงานตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.2.1 ภาคการศึกษาที่ 1

3.2.1.1 ศึกษาการวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบ non-invasive

ในการศึกษาวิธีการวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบ non-invasive จะทำโดยอ้างอิงข้อมูลมาจากบทความและงานวิจัยที่ได้ถูกตีพิมพ์ไว้แล้ว เนื่องจากการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดในผู้ป่วยโรคเบาหวาน ปัจจุบันสามารถทำได้โดยอาศัยเครื่อง Glucometer ซึ่งเป็นเครื่องวัดแบบ invasive จึงมีข้อจำกัดคือ ก่อให้เกิดความเจ็บปวดในการเจาะเลือดและวัสดุที่ใช้ในการตรวจวัดมีราคาสูง

ดังนั้นในการศึกษาวิจัยจะประยุกต์ใช้หลักการ Near-infrared spectroscopy ในการตรวจวัดค่าความเข้มข้นของน้ำตาลโดยได้กล่าวถึงรายละเอียดของหลักการในบทที่ 2

3.2.1.2 ศึกษาและออกแบบวงจรตรวจจับกลูโคส(Glucose Detecting Circuit)

เนื่องจากการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกรานร่างกาย สามารถทำได้หลายรูปแบบทั้งจากของเหลวในร่างกายเช่น interstitial fluid, sweat, ocular fluid และ saliva หรือบริเวณผิวหนัง ซึ่งในโครงการนี้จะออกแบบวงจรตรวจจับกลูโคสบริเวณผิวหนัง

ในขั้นตอนการออกแบบวงจรนี้ จะเริ่มจากการศึกษางานวิจัยที่มีมาก่อนหน้า ซึ่งพบว่าส่วนประกอบหลักในวงจรคือ ตัวให้กำเนิดช่วงรังสีอินฟราเรดคลื่นสั้น (Near-Infrared LED Emitter) และตัวรับรังสี(Phototransistor) โดยอุปกรณ์ดังกล่าวจะต้องมีการตอบสนองที่ความยาวคลื่นช่วงเดียวกันคือช่วง 750-1050nm เนื่องจากโมเลกุลกลูโคสมีคุณสมบัติในการดูดกลืนคลื่นอินฟราเรดได้ดีที่ความยาวคลื่น 940nm ดังนั้นการออกแบบวงจรตรวจจับปริมาณกลูโคส จะอ้างอิงจากการศึกษางานวิจัยหัวข้อ Design of a Near-Infrared Device for the Study of Glucose Concentration Measurements(Dino Sia, McMaster University: Hamilton, Ontario, Canada April 2010) โดยมีรายละเอียด และการทำงานดังต่อไปนี้

- ส่วนประกอบสำคัญ
 - NIR LED emitter(TSAL7400)
 - Phototransistor(TOPS-050TB2)
 - Arduino UNO
 - Arduino Nano
 - Resistor 39Ω 1ตัว
 - Resistor 510Ω 2ตัว
 - Resistor $1k\Omega$ 1 ตัว
 - Resistor $2k\Omega$ 2ตัว
 - Resistor $10k\Omega$ 1ตัว
 - Capacitor $0.1\mu F$ 1 ตัว
 - Operational Amplifier(LM358P)
 - TFT LCD 3.95inch touch screen for Arduino Uno R3

แผนผังที่ 3.1 Block Diagram of Prototype

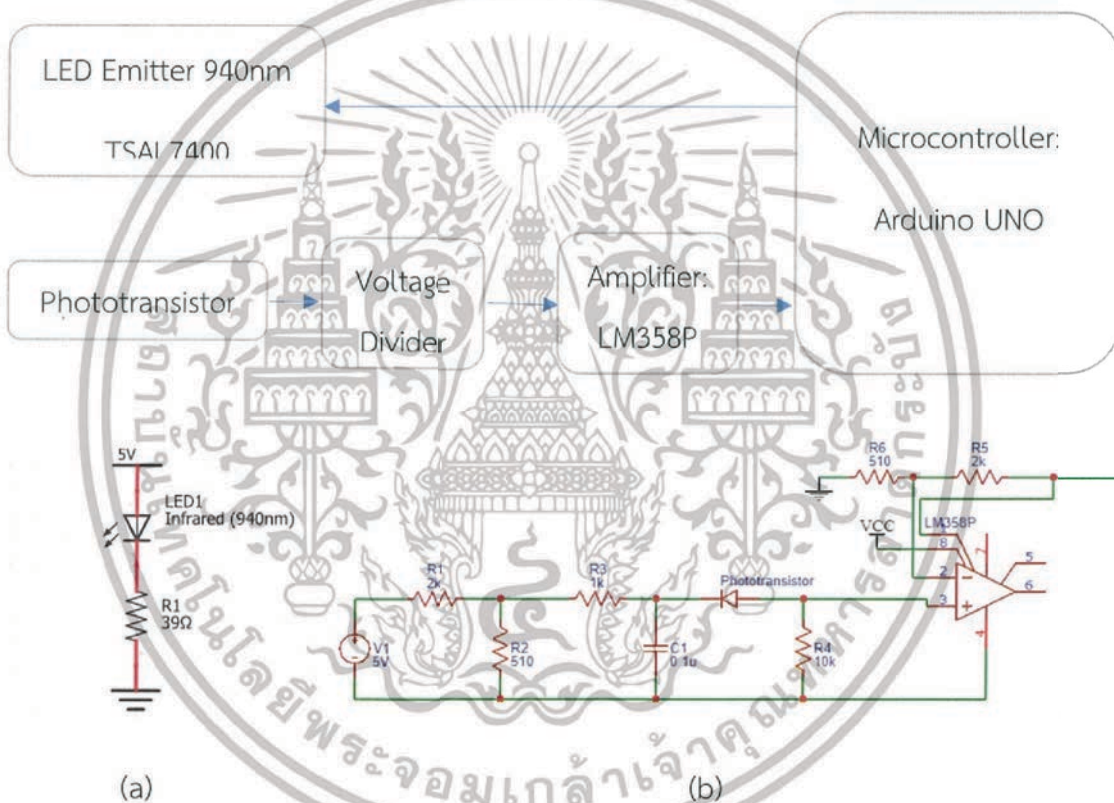


โดยการออกแบบวงจรตรวจจับกลุโคสจะเป็นแบบส่องผ่าน (transmittance) คือตัว emitter และ phototransistor ถูกวางไว้ตรงข้ามกัน และมีไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่ป้อนไฟให้กับ TSAL7400 และ TOPs-050TB2 ปริมาณ 5 volts 100% duty cycles แต่เนื่องจาก bias voltage ของ phototransistor ไม่ควรเกิน 1V จึงต่อวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า(Voltage Divider)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากไมโครคอนโทรลเลอร์ นอกจากนี้คือเซ็นหรือสัญญาณที่อาจรบกวนการทำงานของวงจรจะถูกกรองด้วย ตัวกรองกระแสไฟฟ้า(Noise Filter) ก่อนที่เอาต์พุตจะเข้าสู่ วงจรขยายสัญญาณ(Amplifier Circuit) เพื่อขยายสัญญาณให้เห็นความแตกต่างของค่าเอาต์พุตที่ได้ เมื่ออินพุตเปลี่ยนแปลง ภาพรวมการทำงานของวงจร (Workflow Schematic of Detecting Circuit) แสดงให้เห็นตามแผนผังด้านล่าง

แผนผังที่ 3.2 ภาพรวมการทำงานของวงจร(Workflow Schematic of Detecting Circuit)



รูปที่ 3.1(a) LED Emitting Circuit (b) Phototransistor Circuit

จาก specification sheet หรือdatasheet ของอุปกรณ์ TSAL7400 มีค่า current rating เท่ากับ 100mA และค่า voltage drop เท่ากับ 1.35V โดยมีไฟจากแหล่งกำเนิดหรือไมโครคอนโทรลเลอร์จ่ายให้ 5V ดังนั้นค่าความต้านทานที่ควรใช้เพื่อไม่ให้กระแสไฟฟ้าเกินจากค่าที่ LED จะรับได้ สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$\text{resistance in ohms}(R) = \frac{\text{power supply voltage}(V_s) - \text{LED voltage drop}(V_f)}{\text{LED current rating}(I_f)} \quad (3.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทนค่าทั้งหมดในสมการที่ 3.1 จะได้

$$R = \frac{5-1.35}{100 \times 10^{-3}} = 36.5 \Omega$$

การคำนวณ Load Resistance สำหรับวงจร phototransistor เพื่อให้ได้ค่าเอาต์พุต 1V อ้างอิงตามสมการข้างล่าง

$$V_o = P \times R(\lambda) \times R_L \quad (3.2)$$

เมื่อ P คือค่า incident light ที่ความยาวคลื่น 940nm(W)

$R(\lambda)$ คือค่าการตอบสนองของอุปกรณ์ที่ความยาวคลื่น 940nm(A/W)

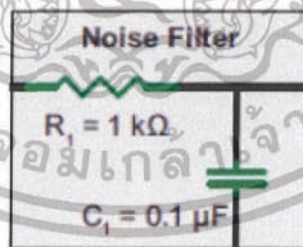
R_L คือค่าโหลดต้านทาน(Ω)

$$R(\lambda) = I_p / P \quad (3.3)$$

เมื่อ I_p คือค่า photocurrent ณ ความยาวคลื่น 940nm(A)

P คือค่ากำลังแสง ณ ความยาวคลื่น 940nm(W)

การกรองสัญญาณรบกวนจากกระแสไฟฟ้าที่จ่าย ทำโดย Noise Filter ประกอบไปด้วย ตัวต้านทาน 1k Ω ต่อขนานกับตัวเก็บประจุขนาด 1 μ F ดังภาพ



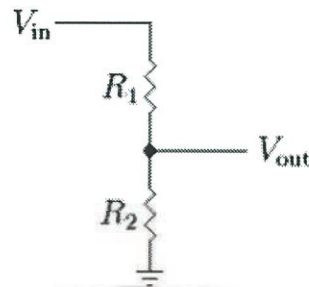
รูปที่ 3.2 วงจรกรองกระแสไฟฟ้า(Noise Filter)

เนื่องจากค่าความต่างศักย์สูงสุดที่จ่ายโดยไมโครคอนโทรลเลอร์เท่ากับ 5V และ bias voltage ของ phototransistor ไม่ควรเกิน 1V จึงจำเป็นต้องมีการคำนวณการแบ่งศักย์ไฟฟ้า สมการที่ใช้ในการคำนวณค่าความต้านทานเพื่อให้เอาต์พุตมีค่าเท่ากับ 1V โดยกำหนดให้อินพุตมีค่า 5V ดูจากสมการที่ 3.4

$$V_{out} = V_{in} [R_2 / (R_1 + R_2)] \quad (3.4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

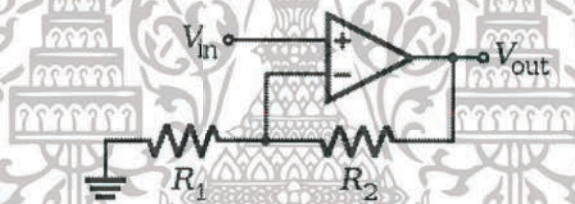
$$1 = 5 * \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$



รูปที่ 3.3 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า(Voltage Divider Circuit)

จะได้ $R_2 = 4R_1$ ผู้จัดทำได้เลือกใช้ค่าความต้านทาน 510Ω และ 2k Ω ตามลำดับ

ในส่วนของวงจรขยายสัญญาณนั้น รูปแบบของวงจรจะเป็นชนิด non-inverting amplifier

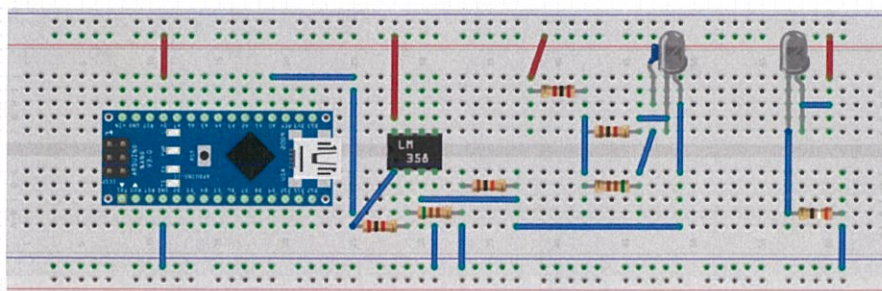


รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส(Non-Inverting Amplifier)

ค่าเอาต์พุตที่ควรได้หลังจากผ่านวงจรแล้วคือ 5V เนื่องจากเอาต์พุตที่ได้นั้นจะผ่านเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์(Arduino UNO) ซึ่งควรมีค่าแรงดันไฟอินพุตเข้าใกล้ 5V ดังนั้นสามารถคำนวณค่าความต้านทานที่ต้องใช้จากสมการที่ 3.5

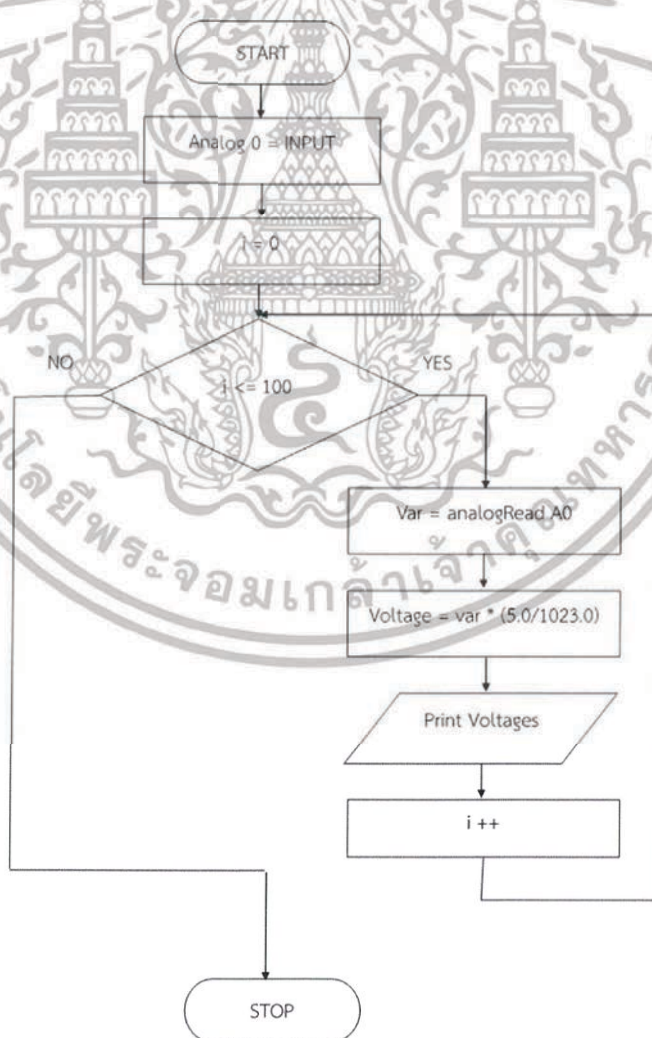
$$V_{out} = V_{in} (1 + R_2 / R_1) \quad (3.5)$$

เมื่อกำหนดค่า R ออกมาแล้วจะได้ว่า $R_1=510\Omega$ และ $R_2=2k\Omega$ ในการขยายสัญญาณอินพุตที่เข้ามาให้เป็น 4 เท่า



รูปที่ 3.5 วงจรตรวจจับกลุโคส

จากนั้นเอาท์พุทสุดท้ายที่ผ่านวงจรมาย้ายสัญญาณแล้ว จะถูกส่งเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Arduino Uno) ผ่านขา Analog Input เพื่อเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกที่เข้ามาให้เป็น serial output



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Arduino Code

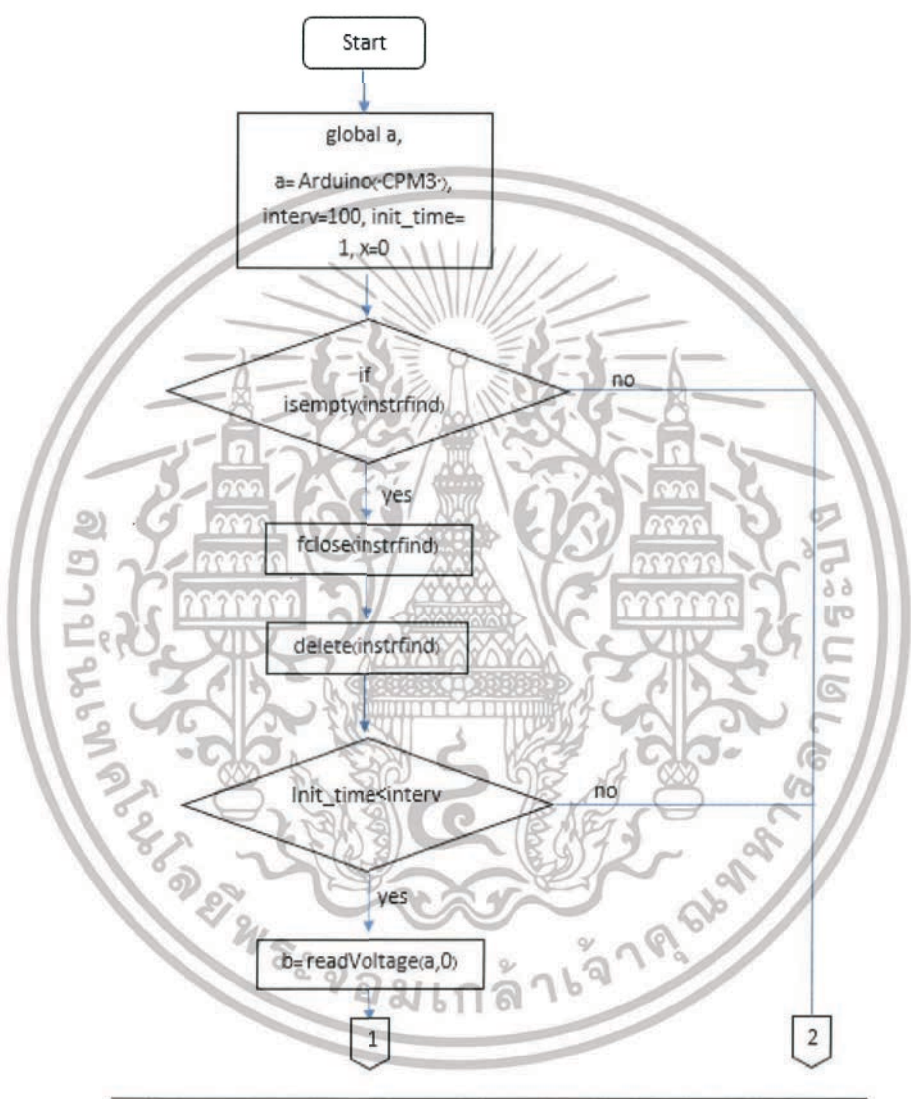
```

int var;
void setup() {
  pinMode (A0,INPUT);
  int i=0;
  Serial.begin(9600); /* Define baud rate for serial communication */
}
void loop() {
  for (int i=1 ;i<=10;i++){
    var=analogRead(A0);
    Serial.println(var);
    delay(100);
  }

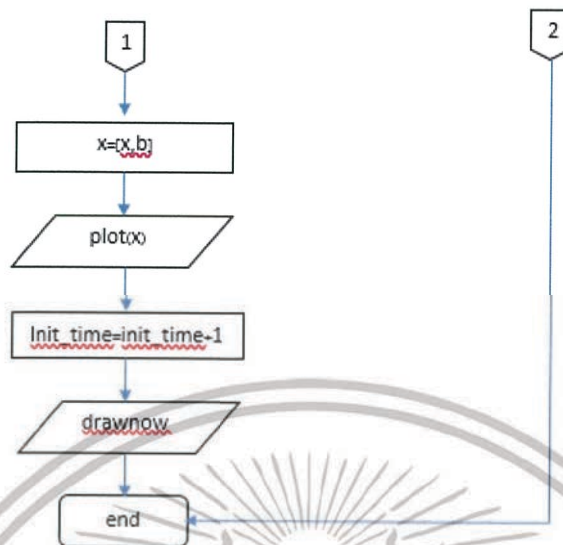
```

และถูกโปรแกรมด้วย Matlab เพื่อแสดงค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Matlab Code

```

clc
global a;
if ~isempty(instrfind)
fclose(instrfind);
delete(instrfind);
end
a =arduino('COM3');
interv =100;
init_time=1;
x=0;
while(init_time<interv)
    b=readVoltage(a,0);
    x=[x,b];
    plot(x);
    grid ON
    init_time=init_time+1;
    drawnow
    title('Voltage Output from circuit');
ylabel('Voltage(V)');
end
  
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1.3 ออกแบบการทดลองสำหรับทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคส

จากการศึกษาพบว่า ระดับน้ำตาลในคนปกติมีช่วงระหว่าง 82-99 mg/dl อาจเพิ่มขึ้นเล็กน้อยหลังรับประทานอาหาร แต่ควรอยู่ที่ระดับน้อยกว่า 200 mg/dl โดยกรณีที่ยังไม่ได้รับประทานอาหาร ถ้ามากกว่า 100 mg/dl จะถือว่าอยู่ในกลุ่มเสี่ยง ขณะที่ถ้ารับประทานอาหารแล้ว กลุ่มเสี่ยงเป็นโรคเบาหวานคือค่าน้ำตาลในช่วง 140-199 mg/dl จึงแบ่งการออกแบบการทดลองเป็น 2 แบบคือ in-vitro และ in-vivo สำหรับการทดลอง in-vitro ผู้จัดทำได้ออกแบบการทดลองโดยใช้สารละลายกลูโคส ที่ความเข้มข้นต่างกันในช่วง 20-450 mg/dl โดยเริ่มทดลองจากสารละลายที่มีความเข้มข้นสูงๆ จากนั้นทำการลดความเข้มข้นด้วยการเติมน้ำกลั่น และวัดค่าความเข้มข้นทุกครั้งหลังเติมน้ำกลั่นด้วยเครื่อง Glucosure เพื่อเทียบค่าความเข้มข้นกลูโคสกับค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากวงจร



รูปที่ 3.6 เครื่อง Glucosure



รูปที่ 3.7 การแสดงค่าความเข้มข้นสารละลายกลูโคสของเครื่อง Glucosure

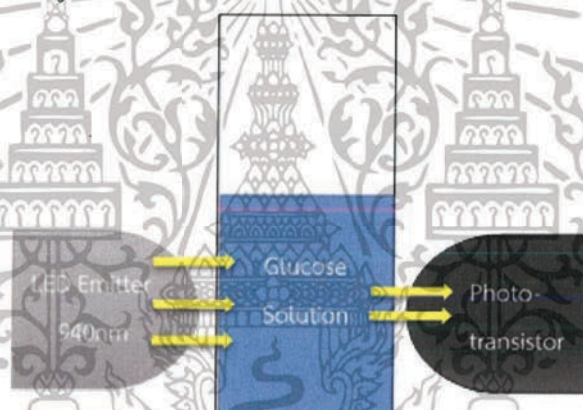
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อได้สารละลายกลูโคสที่มีความเข้มข้นต่างๆ ทำการเก็บและรวบรวมข้อมูล ในรูปของค่าแรงดันไฟฟ้า(Volt)ทั้งหมด 50 ค่า จากนั้นจะนำข้อมูลทั้งหมดที่ได้ไปทำการวิเคราะห์ในหัวข้อที่ 3.2.1.5ต่อไป

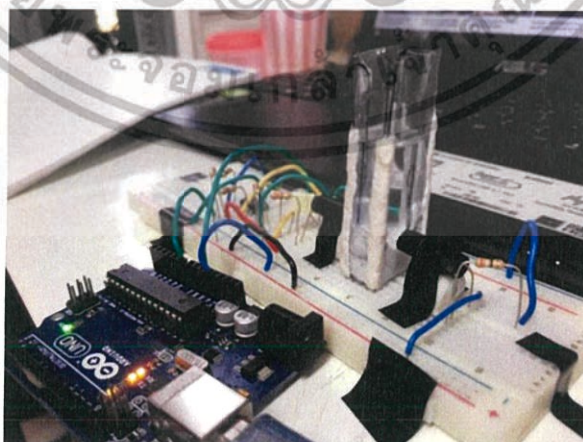
สำหรับการทดลอง in-vivo ผู้จัดทำได้วางแผนในการเก็บข้อมูล ณ โรงพยาบาลสิรินธร ในหน่วยคัดกรองผู้ป่วยโรคเบาหวาน โดยอัตราการเก็บข้อมูลนั้น จะเก็บเป็นค่าศักย์ไฟฟ้า เทียบกับค่าน้ำตาลที่วัดได้ตามความเป็นจริง(Invasive Technique) 139 subjects จำนวน30 samples/subject

3.2.1.4 ทดสอบการทำงานของวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส

สารละลายกลูโคสจะถูกบรรจุไว้ในภาชนะใส และนำไปวางไว้ระหว่าง NIR LED Emitter กับ Phototransistor เพื่อวัดค่าแรงดันไฟฟ้าที่แตกต่างกันในแต่ละความเข้มข้น โดยการวัดค่า voltage นั้น จะใช้โปรแกรม Matlab ในการแสดงค่าออกมาในรูปของกราฟ

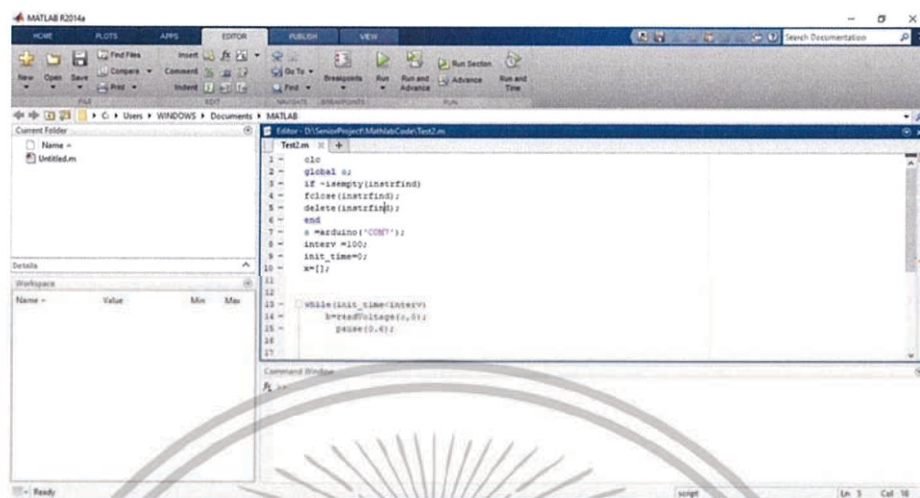


รูปที่ 3.8 Block diagram designed for the in-vitro experiment



รูปที่ 3.9 การทดลองการทำงานของวงจรด้วยสารละลายกลูโคส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 หน้าต่างการทำงานของโปรแกรม Matlab



รูปที่ 3.11 กราฟแสดงค่าแรงดันไฟฟ้าที่ความเข้มข้นหนึ่งโดยกำหนดให้มีการส่งกลับค่า 100 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส 50 ความเข้มข้น

การทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส			
Glucose Concentration (mg/dl)	Output Voltages (V)	Glucose Concentration (mg/dl)	Output Voltages (V)
22	2.023633	149	2.016602
38	2.023486	153	2.016406
48	2.023389	156	2.016211
54	2.02334	158	2.016162
58	2.021924	179	2.015771
66	2.020166	186	2.015381
76	2.019629	187	2.01543
83	2.018945	189	2.015283
86	2.018652	196	2.014941
88	2.018701	203	2.014893
93	2.018799	204	2.014551
94	2.018848	210	2.014355
102	2.018359	214	2.014307
112	2.018213	216	2.014258
117	2.018066	219	2.014014
120	2.018018	224	2.014063
129	2.01792	243	2.013818
130	2.017822	248	2.01377
132	2.017871	249	2.013721
134	2.017676	271	2.013525
137	2.017139	303	2.01333
143	2.016797	318	2.013232
144	2.016748	372	2.012842
148	2.016699	385	2.012695
149	2.016553	442	2.012061

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1.5 สรุป และวิเคราะห์ผลจากการทดสอบวงจรตรวจจับสน้ำตาลด้วยสารละลายกลูโคส

ภายหลังจากการเก็บรวบรวมค่า data sets ทางผู้จัดทำจะนำข้อมูลที่ได้ทั้งหมดนั้นมาวิเคราะห์โดยใช้วิธีการ Least Square Method เป็นขั้นแรก ซึ่งจะนำข้อมูลที่ได้เตรียมไว้ได้แก่ ค่าโวลท์เทจที่ได้จากการวัดและค่าความเข้มข้นของสารละลายกลูโคส มาทำการพล็อตในรูปแบบของ Scatter Plot



เมื่อได้ x, y scatter plot โดยแกน y คือค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้ และแกน x คือค่าความเข้มข้นของสารละลาย แล้วขั้นตอนต่อไปจะเป็นการคำนวณด้วยวิธี Least Square เพื่อหาสมการถดถอย (Regression Equation) จากกราฟจะเห็นว่า แนวโน้มของค่าลดลงแบบเอ็กซ์โพเนนเชียล ดังนั้นจึงเลือกวิธีการคำนวณ Least Squares Fitting- Exponential

สมการทั่วไปของฟังก์ชันเอ็กซ์โพเนนเชียลคือ

$$y = A e^{Bx}, \quad (3.6)$$

ข้อมูลที่มี $\{(x_1, y_1), \dots, (x_n, y_n)\}$ ค่า error จากการทำ exponential graph fitting จะมีค่าเท่ากับ

$$E(c, d) = \sum_{i=1}^n (y_i - a \cdot b^{x_i})^2 \quad (3.7)$$

การหาสมการ model คือหาค่า a และ b ที่ทำให้ค่า error นั้นเข้าใกล้ 0 มากที่สุด ซึ่งในการคำนวณเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ a และ b จะทำการคูณทั้งสองฝั่งสมการ 3.6 ด้วย natural log(ln) จากนั้นนำหลักการของ least squares fitting ได้แก่

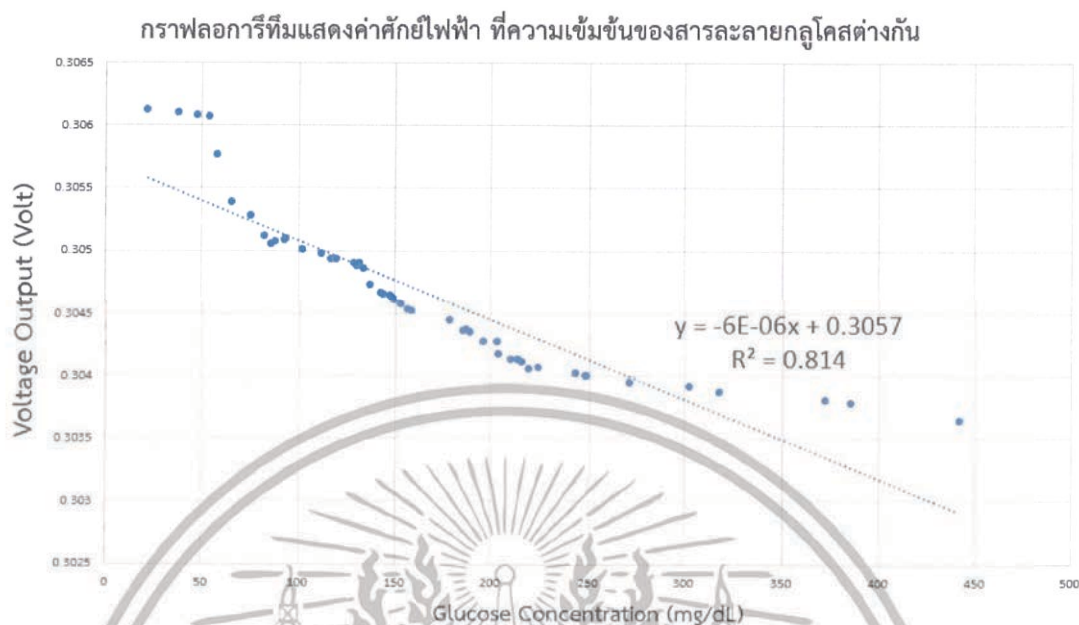
$$\begin{aligned} a \sum_{i=1}^n y_i + b \sum_{i=1}^n x_i y_i &= \sum_{i=1}^n y_i \ln y_i \\ a \sum_{i=1}^n x_i y_i + b \sum_{i=1}^n x_i^2 y_i &= \sum_{i=1}^n x_i y_i \ln y_i \\ \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n y_i & \sum_{i=1}^n x_i y_i \\ \sum_{i=1}^n x_i y_i & \sum_{i=1}^n x_i^2 y_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n y_i \ln y_i \\ \sum_{i=1}^n x_i y_i \ln y_i \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.8)$$

แก้สมการหา a และ b ได้ดังนี้

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i^2 y_i) \sum_{i=1}^n (y_i \ln y_i) - \sum_{i=1}^n (x_i y_i) \sum_{i=1}^n (x_i y_i \ln y_i)}{\sum_{i=1}^n y_i \sum_{i=1}^n (x_i^2 y_i) - (\sum_{i=1}^n x_i y_i)^2} \quad (3.9)$$

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n y_i \sum_{i=1}^n (x_i y_i \ln y_i) - \sum_{i=1}^n (x_i y_i) \sum_{i=1}^n (y_i \ln y_i)}{\sum_{i=1}^n y_i \sum_{i=1}^n (x_i^2 y_i) - (\sum_{i=1}^n x_i y_i)^2} \quad (3.10)$$

แต่เนื่องจากวิธีดังกล่าวค่อนข้างซับซ้อน ผู้จัดทำจึงจะทำการหา regression equation เป็นสมการเส้นตรงจากกราฟ log ของข้อมูลก่อน แล้วนำสมการเส้นตรงที่ได้มาแก้สมการเพื่อให้อยู่ในรูปพื้นฐานของฟังก์ชันเอ็กซ์โปเนนเชียล



รูปที่ 3.13 กราฟลอการิทึมแสดงค่าศักย์ไฟฟ้า ที่ความเข้มข้นสารละลายกลูโคสต่างกัน

จากกราฟจะได้สมการเส้นตรงคือ $y = -(2.9 \times 10^{-5})x + 2.0217$ โดยมีรูปสมการในความเป็นจริงคือ $\ln(y) = \alpha - \beta X$ ทำการยกกำลังโดยให้ฐานเป็น e ทั้งสองฝั่งสมการเส้นตรง จากนั้นทำการแก้สมการไปเรื่อยๆ และได้สมการในรูปเอ็กซ์โปเนนเชียลคือ $y = 2.0217e^{-2.9 \times 10^{-5}x}$

ในขั้นตอนถัดไปเป็นการพิจารณาความสัมพันธ์ของตัวแปรทั้งสองจากสมการโมเดลที่ได้คือ ความเข้มข้นสารละลายกลูโคสและค่าศักย์ไฟฟ้า ด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient: r) โดยมีเกณฑ์การวัดทั่วไปคือ

ค่า r	ระดับของความสัมพันธ์
.90 - 1.00	มีความสัมพันธ์กันสูงมาก
.70 - .90	มีความสัมพันธ์กันในระดับสูง
.50 - .70	มีความสัมพันธ์กันในระดับปานกลาง
.30 - .50	มีความสัมพันธ์กันในระดับต่ำ
.00 - .30	มีความสัมพันธ์กันในระดับต่ำมาก

รูปที่ 3.14 เกณฑ์พิจารณาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

$$r = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 \sum(y_i - \bar{y})^2}} \quad (3.11)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะได้
$$r = \frac{-11.7719}{\sqrt{399760.42(0.000426)}} = -0.9021$$

ดังนั้นจะสรุปได้ว่า ค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้มีความสัมพันธ์กันสูงมากกับค่าความเข้มข้นของกลูโคสในทิศทางตรงข้ามกัน

จากนั้นทำการทดสอบหรือชี้วัดว่า Model นี้สมควรจะได้รับการยอมรับมากน้อยเพียงใด หลักการคือหาค่า Error จากการเปลี่ยนแปลงค่า X กับค่า Error รวมทั้งหมด ถ้าค่าที่ได้ใกล้เคียงกัน ก็ถือว่า ยอมรับได้

$$R^2 = 1 - \frac{SSE}{SST} \quad (3.12)$$

$$SSE = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (3.13)$$

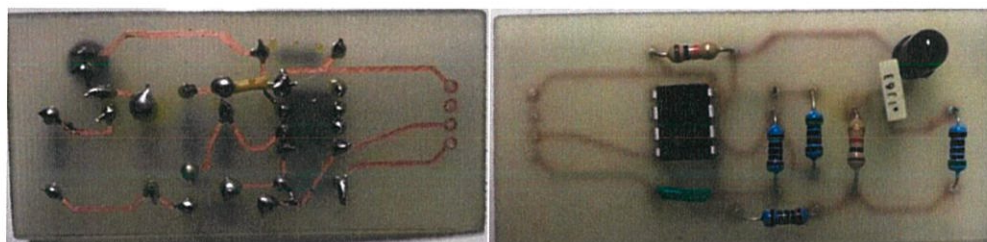
$$SST = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \quad (3.14)$$

ซึ่งจากสมการ 3.11 ค่า R-Square สามารถหาได้จาก 1-อัตราส่วนของ sum square error ที่เกิดจาก regression equation กับ sum square total เมื่อนำ data ที่ได้จากการทดลองและจากการพล็อตกราฟ มาคำนวณจะได้ $R^2 = 0.8138$

3.2.2 ภาคการศึกษาที่ 2

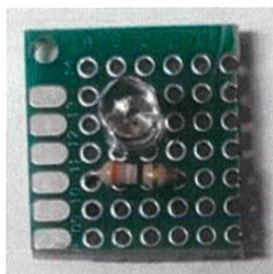
3.2.2.1 ออกแบบเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด และปรับปรุงวงจรต้นแบบให้เหมาะสมสำหรับการใช้งานจริง

ภายหลังจากออกแบบวงจรตรวจจิบน้ำตาล และการทำงานของวงจรผ่านการทดสอบแล้วนั้น ในขั้นตอนถัดไปจะนำวงจรลงบอร์ด PCB หรือ printing circuit board โดยการกัดปรินท์ ซึ่งบอร์ดที่จะทำการกัดปรินท์ไลน์วงจรมันแบ่งเป็น 2 ส่วนคือ ส่วน LED Emitter และส่วน Phototransistor



รูปที่ 3.15 Printing Circuit Board of Phototransistor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 Printing Circuit Board of LED Emitter

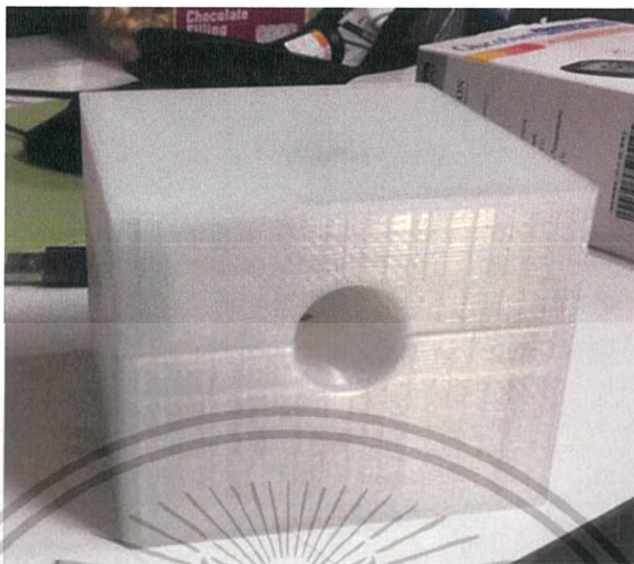
จากนั้น ทำการออกแบบ case ของอุปกรณ์เพื่อบรรจุแผงวงจรทั้ง 2 ส่วน
เข้าด้วยกันผ่านโปรแกรม Solidworks และนำไปปริ้นขึ้นรูปสามมิติ (3-D Printing)



รูปที่ 3.17 (a)แบบโครงสร้างของอุปกรณ์ฐานล่าง (b)แบบโครงสร้างของอุปกรณ์ฝาบน

รูปที่ 3.18 รูปแบบของโครงสร้างอุปกรณ์ภาพรวม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดหลังผ่าน 3D-Printing

3.2.2.2 ทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง

ผู้จัดทำได้ยื่นหนังสือบันทึกข้อความ เพื่อดำเนินการขอเข้าทำโครงการในเรื่องของการเก็บข้อมูลตัวอย่าง หลังจากคำยินได้รับการอนุมัติ ผู้จัดทำได้ดำเนินการเก็บข้อมูล ณ โรงพยาบาลสิรินธรเป็นเวลาทั้งหมด 4 วัน และได้ตัวอย่างค่าน้ำตาลในเลือดทั้งผู้ที่ไม่เป็น มีความเสี่ยง และเป็นเบาหวานทั้งสิ้น 139 คน โดยแต่ละคนได้เก็บค่าศักย์ไฟฟ้าที่ผ่านนิ้ว 30 ค่า



รูปที่ 3.20 ทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือด เพื่อเก็บข้อมูลในรูปของศักย์ไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระบวนการเก็บค่าศักย์ไฟฟ้าจากกลุ่มตัวอย่างในครั้งนี้มีรายละเอียดคือ ผู้ที่เข้าร่วมการคัดกรองโรคเบาหวานจะได้รับการตรวจค่าน้ำตาลในเลือดทุกคน โดยผู้จัดทำจะเก็บค่าน้ำตาลนั้น และให้ตัวอย่างวัดศักย์ไฟฟ้าจากเครื่องที่ผู้จัดทำได้สร้างขึ้น

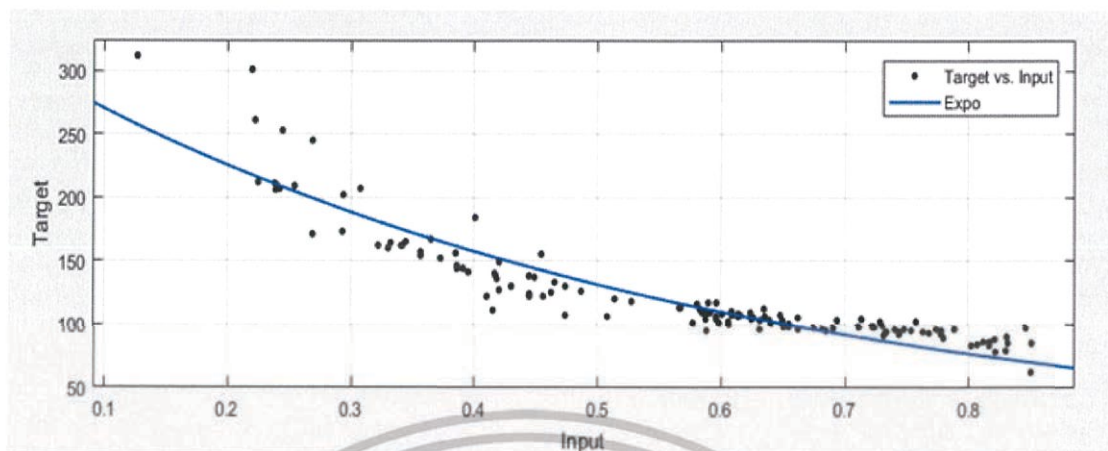
3.2.2.3 วิเคราะห์ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง

หลังจากเก็บค่าศักย์ไฟฟ้า และค่าน้ำตาลในเลือดจากกลุ่มตัวอย่างแล้ว นำค่าทั้งสองหน่วยมาวิเคราะห์เปรียบเทียบกัน โดยใช้ทฤษฎี curve fitting ในโปรแกรม Matlab กำหนดให้ข้อมูลในแกน x เป็นอินพุต(voltage) และแกน y เป็นเอาต์พุต(blood sugar level)จากนั้นดูแนวโน้มของกราฟที่ได้ว่าเป็นไปในทางเดียวกันกับการทดลองจากสารละลายหรือไม่



รูปที่ 3.21 เครื่องมือ curve fitting ในการวิเคราะห์แนวโน้มของข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.22 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าศักย์ไฟฟ้าจากเครื่อง และค่าน้ำตาลในเลือด

(invasive)

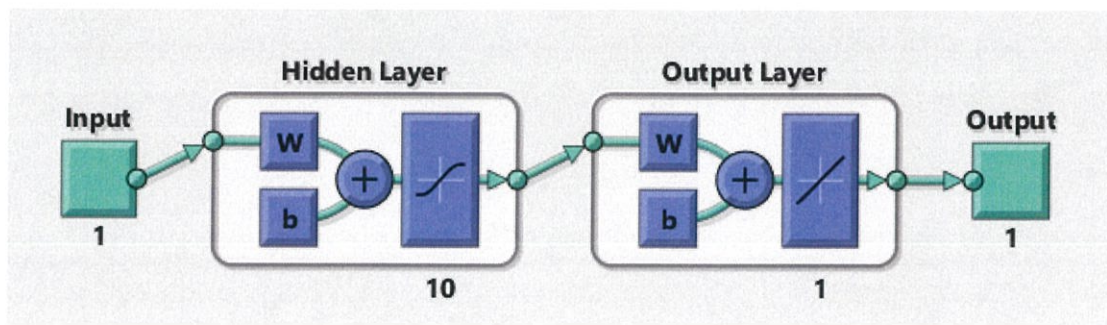
พบว่า แนวโน้มการทดลอง in-vivo เป็นฟังก์ชันเอกซ์โปเนนเชียล เช่นเดียวกับการทดลองแบบ in-vitro

3.2.2.4 นำผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง มาสร้างโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)

จากข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างที่ได้ทั้งหมด นำมาสร้างโครงข่ายประสาทเทียม โดยใช้ Neural fitting มีกระบวนการเรียนรู้ดังนี้

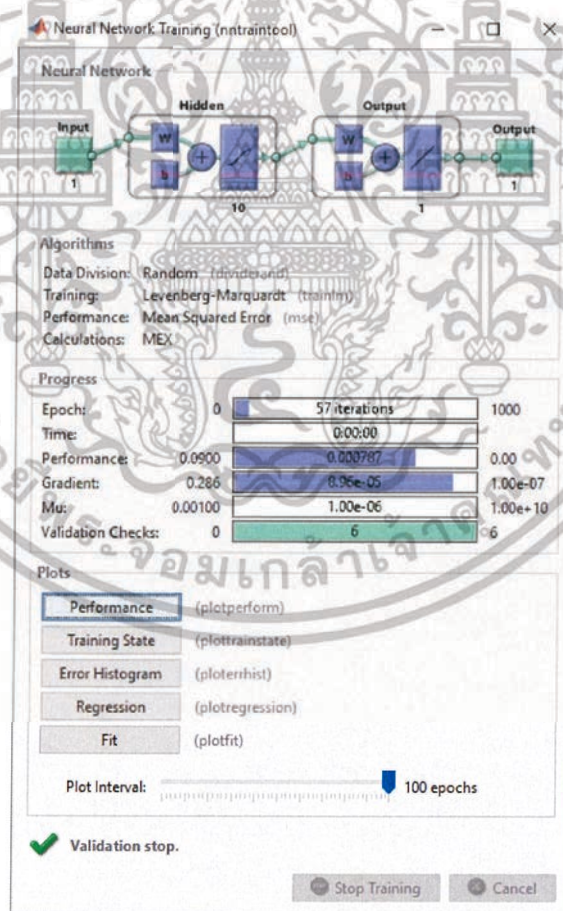
- 1) เรียกใช้โปรแกรมด้วยคำสั่ง nftool บนหน้าต่าง command window
- 2) กำหนดกลุ่มข้อมูลอินพุต และทาร์เก็ต ซึ่งการสอนโครงข่ายประสาทเทียมจะป้อนอินพุตเป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่ตัวเซนเซอร์ตรวจจับได้ และให้ค่าเอาต์พุตเป็นระดับน้ำตาลในเลือด
- 3) กำหนดค่า validation (การวัดภาพรวมของเครือข่ายและหยุดกระบวนการ training เมื่อโครงข่ายหยุดการพัฒนาแล้ว) และ testing (การนำข้อมูลตัวอย่างเข้าสู่โครงข่ายเพื่อวัดคุณภาพของเครือข่ายหลังจากกระบวนการ training) เป็น 15% และ 30% ตามลำดับ
- 4) ในส่วนของการออกแบบโครงข่ายนั้น ผู้จัดทำได้กำหนดให้มี hidden layers เป็นจำนวน 10 ชั้น โดยมีรูปแบบโครงข่ายประสาทเทียม ดังรูป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.23 โครงข่ายประสาทเทียม

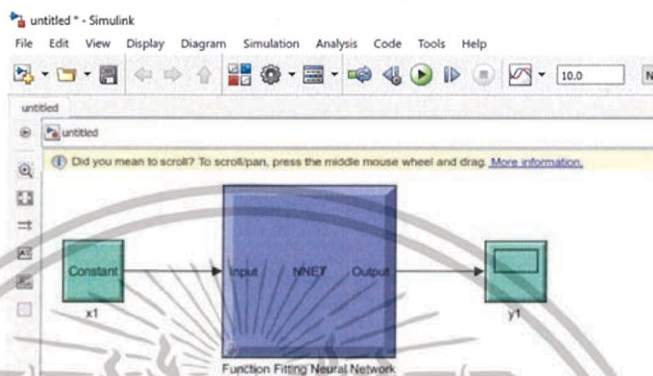
- 5) ในส่วนของ training algorithm จะใช้ของ Levenberg-Marquardt backpropagation (trainlm) ซึ่งเป็นขั้นตอนที่ Neuron นำค่า Error ของ Output ที่ได้ กับ Output ที่เราสั่งให้มันเรียนรู้ นำไปปรับ Weight และ Bias ให้เกิดผลลัพธ์ที่ถูกต้องตามที่ได้เรียนรู้มา



รูปที่ 3.24 หน้าต่างแสดงกระบวนการเรียนรู้ของประสาทเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 6) เมื่อประสาทเทียมได้รับการเรียนรู้ซ้ำๆ แล้ว พิจารณาเลือกโครงข่ายที่มี performance และค่า regression ที่ดีที่สุด
- 7) ขั้นตอนถัดมาเป็นการ simulate โครงข่ายประสาทเทียมที่ได้ ในรูปของบล็อก ไดอะแกรมของ Simulink โดยใช้คำสั่ง gensim

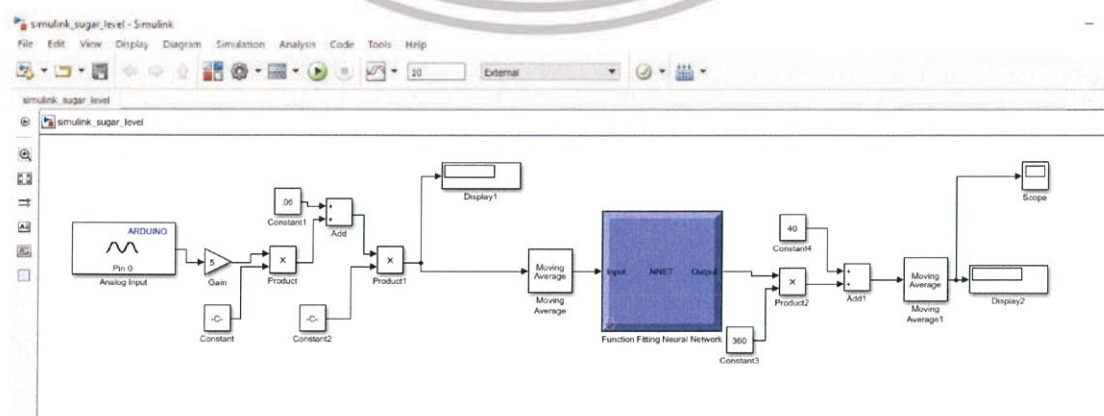


รูปที่ 3.25 Neural Network Simulation

นอกจากนี้ผู้จัดทำได้สร้างโครงข่ายประสาทเทียมขึ้นมาอีก 2 โครงข่าย เป็นโครงข่ายที่ได้รับการเรียนรู้จากค่าน้ำตาลในเลือดเพื่อแยกกลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่มีระดับน้ำตาลในเลือดอยู่ในเกณฑ์ปกติ กลุ่มเสี่ยง และกลุ่มที่ระดับน้ำตาลอยู่ในกลุ่มของผู้ที่เป็นโรคเบาหวาน โดยใช้แอปพลิเคชัน Neural Pattern Recognition ซึ่งมีกระบวนการเรียนรู้เช่นเดียวกับแบบ fitting

3.2.2.5 พัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการวัดระดับน้ำตาลในเลือดและแสดงค่าผ่าน Graphical User Interface (GUI)

นำโครงข่ายประสาทเทียมที่ได้ในขั้นตอนการเรียนรู้ของ neural network มาสร้างกระบวนการวิเคราะห์และทำนายค่าน้ำตาลในเลือด

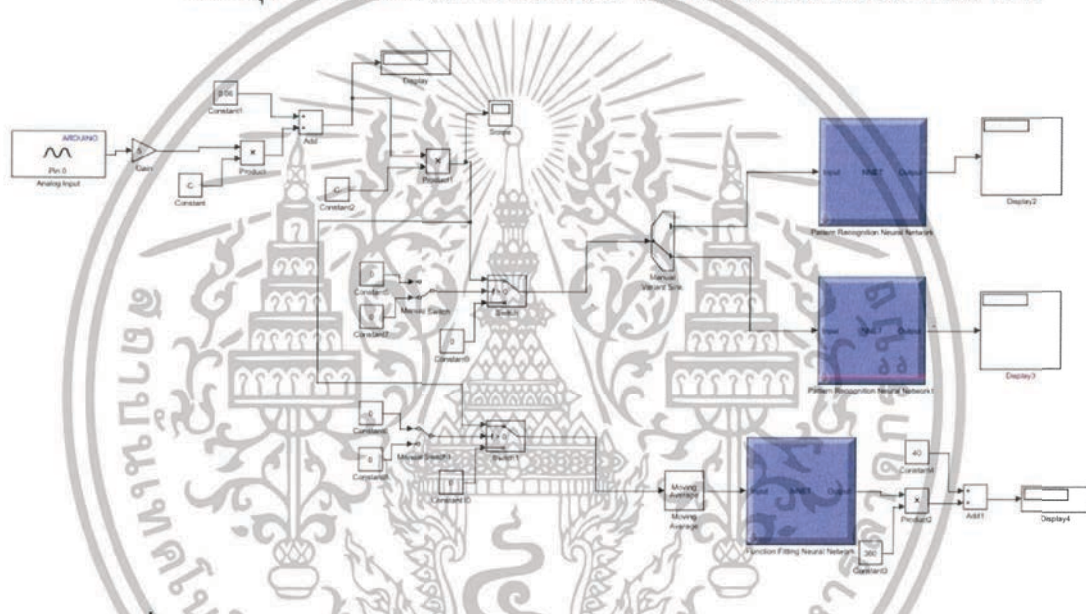


รูปที่ 3.26 Simulink of blood glucose prediction

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.26 เป็นการพัฒนาไดอะแกรมให้สามารถรับค่าจากตัวเซนเซอร์เข้ามาผ่านโครงข่ายประสาทเทียมได้ โดยค่าอินพุทที่ส่งมาจาก Arduino นั้นจะถูกคำนวณให้อยู่ในรูป \log (ทำเป็น logarithm มีค่าในช่วง 0-1) และผ่าน moving average library ก่อนเพื่อให้มีการชะลอค่าไว้ 10 ค่าและหาค่าเฉลี่ย จากนั้นค่าที่ได้ ออกมาก็จะถูกคำนวณกลับให้อยู่รูปเลขฐานสิบ และได้ค่าน้ำตาลในเลือดออกมาเป็น final output

เมื่อได้ค่าระดับน้ำตาลในเลือดมาแล้ว ทำการพัฒนาอัลกอริทึมในการแบ่งกลุ่ม มี 2 กรณี ได้แก่ ก่อนรับประทานอาหารเช้า และหลังรับประทานอาหารเช้า



รูปที่ 3.27 Simulink Diagram of Neural Fitting And Pattern Recognition

จากรูป เป็นการรวมอัลกอริทึมของทั้ง 2 รูปแบบโครงข่ายประสาทเทียมเข้าด้วยกัน เพื่อแสดงค่าระดับน้ำตาลในเลือด และวิเคราะห์ state ของการเป็นเบาหวาน ซึ่งก่อนทำการวัด ผู้วัดจะต้องเลือกกรณี ว่ารับประทานอาหารเช้าหรือยัง โดยสับสวิตช์(Manual Variant Sink)

ในขั้นตอนของการแสดงค่า ผู้จัดทำได้เลือกแสดงผ่านหน้าต่างการติดต่อกับผู้ใช้หรือที่เรียกว่า GUI ซึ่งการที่จะทำได้นั้น ต้องมีการส่งค่าที่ได้จาก Simulink ออกมายัง workspace ของโปรแกรมก่อนและเขียนโปรแกรมให้มีการเก็บค่าไว้ในตัวแปร พร้อมกับหาค่าเฉลี่ย(เก็บค่า 2000samples ในช่วง sampling time = 10)

```

Editor - E:\project.2018\plot.m
ex_bp.m x ex_filterbp.m x plot.m x
1 - global z
2 - x=ScopeData.time;
3 - y=ScopeData.signals.values;
4 - reshape(y,2001,1,[]);
5 - z=mean(y);

```

รูปที่ 3.28 การเก็บค่าไว้ในตัวแปรและหาค่าเฉลี่ย

ค่าเฉลี่ยของทั้ง 2000 samples นั้นจะถูกเก็บไว้ในตัวแปร z จากนั้น ออกแบบหน้าต่าง GUI โดยใช้คำสั่ง Guide



รูปที่ 3.29 GUI Display Design

ทำการ callback button โดยการประกาศตัวแปร z ให้เป็น global และ เขียนคำสั่งให้มีการนำค่าไปแสดงผลบน display เมื่อปุ่ม Add Data ถูกกด

3.2.2.6 สรุป และวิเคราะห์ผลการทดสอบ พร้อมเขียนรายงาน

ในขั้นตอนสุดท้าย ผู้จัดทำจะทำการทดสอบการทำงานของเครื่อง prototype ที่ได้สร้างขึ้นกับกลุ่มตัวอย่าง และนำค่าที่ได้จากเครื่องมาเปรียบเทียบกับ Glucometer ที่ได้มาตรฐาน (error $\pm 10\%$) พร้อมกับวิเคราะห์ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น เพื่อทดสอบประสิทธิภาพและ sensitivity and specification ของ prototype



รูปที่ 3.30 ลักษณะการใช้งานของเครื่อง



รูปที่ 3.31 การวัดแบบ invasive เพื่อเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่อง prototype

ในขั้นตอนของการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อดู performance และ specification ของเครื่องที่สร้างขึ้นจะอาศัยหลักการทดสอบจากสมมติฐาน (Hypothesis Testing) โดยใช้ค่า t-test และ f-test ซึ่งสมมติฐานหลักกล่าวว่า ระดับน้ำตาลที่วัดได้จากเครื่องของผู้จัดทำจะมีค่าเท่ากับเครื่องต้นแบบซึ่งเป็นการวัดแบบ invasive จากนั้นทำการพิสูจน์สมมติฐาน มีกระบวนการดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. คำนวณหาค่า t จากโปรแกรม excel

t-Test: Paired Two Sample for Means		
	Variable 1	Variable 2
Mean	106.4651163	104.707364
Variance	448.4634747	325.5043112
Observations	86	86
Pearson Correlation	0.922376737	
Hypothesized Mean Difference	0	
df	85	
t Stat	1.960325134	
t Critical two-tail	1.988267907	

รูปที่ 3.32 ตารางแสดงค่าทางสถิติของกลุ่มข้อมูล 2 กลุ่ม

- เปิดตาราง t-test เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้กับค่าบนตาราง ซึ่งค่าบนตารางที่ degree of freedom=85 ที่ความเชื่อถือ 95% สำหรับ two-tailed เท่ากับ 1.988268 พบว่าค่าที่คำนวณได้จากกลุ่มตัวอย่าง มีค่าน้อยกว่า หมายความว่ายอมรับสมมติฐานหลัก
- ขั้นตอนการหา f test เพื่อทดสอบความแตกต่างของความแปรปรวนระหว่างกลุ่มตัวอย่างทั้งสอง คำนวณผ่านทางโปรแกรม excel เช่นเดียวกัน

F-Test Two-Sample for Variances

	Variable 1	Variable 2
Mean	106.4651163	104.707364
Variance	448.4634747	325.5043112
Observations	86	86
df	85	85
F	1.377749724	
P(F<=f) one-tail	0.070815189	
F Critical one-tail	1.431642803	

รูปที่ 3.33 ตารางแสดงค่า f test

- เปิดตาราง f-test ทำการเปรียบเทียบค่าเช่นเดียวกับ t-test

เมื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูลที่เก็บมาแล้ว ทำการสรุปผลสุดท้ายที่ได้ รวมถึงการพิจารณาถึงข้อจำกัดของโครงการและแนะนำว่าในอนาคตจะสามารถพัฒนาไปในทางใดได้บ้าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส (In-Vitro Test)

ในการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส ได้ผลจากการประมวลผลของโปรแกรม MATLAB เป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงเมื่อความเข้มข้นของสารละลายแตกต่างกัน โดยทำการทดลองทั้งหมด 50 ความเข้มข้น ได้ผลดังตารางที่ 4.1 และ 4.2

ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส 50 ความเข้มข้น

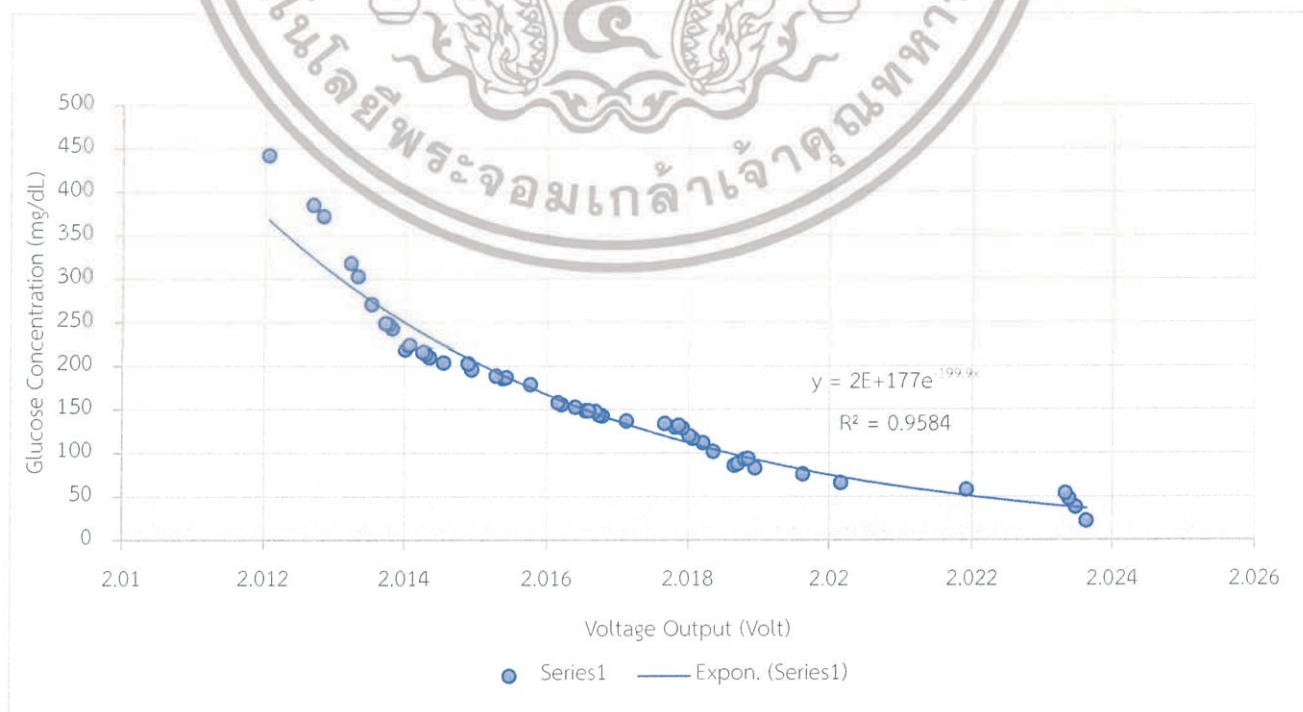
การทดสอบวงจรตรวจจับกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส			
Glucose Concentration (mg/dl)	Output Voltages (V)	Glucose Concentration (mg/dl)	Output Voltages (V)
22	2.023633	149	2.016602
38	2.023486	153	2.016406
48	2.023389	156	2.016211
54	2.02334	158	2.016162
58	2.021924	179	2.015771
66	2.020166	186	2.015381
76	2.019629	187	2.01543
83	2.018945	189	2.015283
86	2.018652	196	2.014941
88	2.018701	203	2.014893
93	2.018799	204	2.014551
94	2.018848	210	2.014355
102	2.018359	214	2.014307
112	2.018213	216	2.014258
117	2.018066	219	2.014014
120	2.018018	224	2.014063

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบวงจรตรวจจับสน้ำกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส 50 ความเข้มข้น (ต่อ)

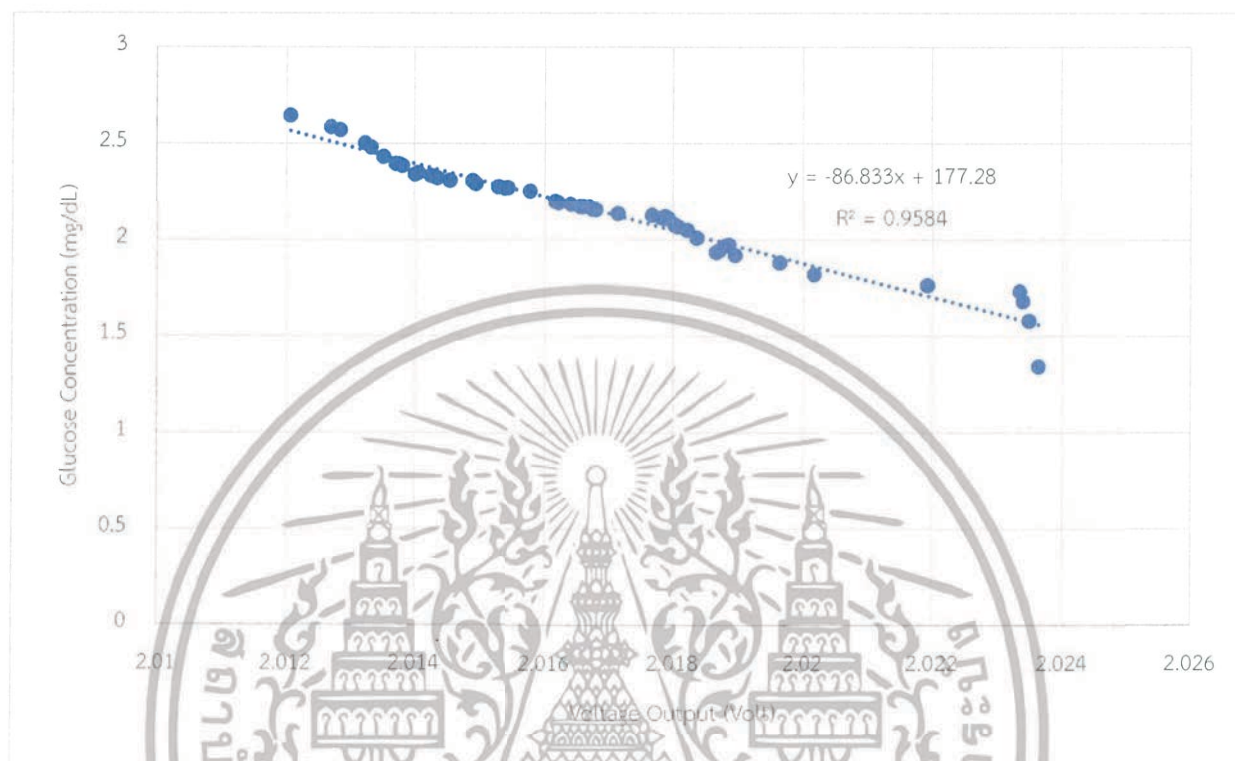
การทดสอบวงจรตรวจจับสน้ำกลูโคสด้วยสารละลายกลูโคส				
129	2.01792		243	2.013818
130	2.017822		248	2.01377
132	2.017871		249	2.013721
134	2.017676		271	2.013525
137	2.017139		303	2.01333
143	2.016797		318	2.013232
144	2.016748		372	2.012842
148	2.016699		385	2.012695
149	2.016553		442	2.012061

แผนภูมิที่ 4.1 แสดงค่าศักย์ไฟฟ้าที่ความเข้มข้นของสารละลายกลูโคสต่างกัน 50 ความเข้มข้น พร้อมเส้นแนวโน้มแบบเอ็กโพเนนเชียล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.2 ลอการิทึมแสดงค่าศักย์ไฟฟ้าที่ความเข้มข้นของสารละลายกลูโคสต่างกัน 50 ความเข้มข้น พร้อมเส้นแนวโน้มแบบเชิงเส้น



จากความสัมพันธ์ของค่าศักย์ไฟฟ้าเทียบกับความเข้มข้นของสารละลาย ดังแผนภูมิที่ 4.1 และ 4.2 การพิจารณาความสัมพันธ์ของตัวแปรทั้งสองจากสมการโมเดลที่ได้คือ ความเข้มข้นของสารละลายกลูโคสและค่าศักย์ไฟฟ้า ด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient: r)

$$r = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 \sum(y_i - \bar{y})^2}} \quad (4.1)$$

จะได้

$$r = \frac{-11.7719}{\sqrt{399760.42(0.000426)}} = -0.9021$$

ดังนั้นจะสรุปได้ว่า ค่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้มีความสัมพันธ์กันสูงมากกับค่าความเข้มข้นของกลูโคสในทิศทางตรงข้ามกัน และเมื่อนำ data ที่ได้จากการทดลองและจากการพล็อตกราฟ มาคำนวณจะได้

$$R^2 = 0.8138$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง (In-Vivo Test)

ในการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบแบบ invasive ได้ผลจากการประมวลผลของโปรแกรม MATLAB เป็นค่าศักย์ไฟฟ้า โดยทำการทดสอบกับกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 139 ตัวอย่าง ณ โรงพยาบาลสิรินธร ได้ผลดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 139 ตัวอย่าง

ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่าง			
Glucose Concentration (mg/dl)	Output Voltages (V)	Glucose Concentration (mg/dl)	Output Voltages (V)
102	0.7286	144	0.391
102	0.7576	209	0.2542
207	0.2393	101	0.6498
261	0.2222	104	0.6247
122	0.4102	122	0.4448
184	0.4008	162	0.3421
162	0.3226	99	0.7296
97	0.8456	95	0.7774
155	0.4545	144	0.3861
171	0.2688	96	0.6812
96	0.7395	95	0.6843
107	0.4741	108	0.6012
130	0.4741	212	0.2248
113	0.5677	113	0.5666
104	0.588	105	0.6256
138	0.4448	103	0.6497
95	0.7527	100	0.6549
98	0.65	118	0.5279

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

130	0.4301	157	0.3568
93	0.7674	107	0.6158
301	0.2197	107	0.64792
104	0.5963	91	0.730853
100	0.6061	96	0.773156
95	0.588	101	0.640102
101	0.5774	206	0.238943
152	0.3728	98	0.710869
111	0.4151	108	0.614139
146	0.3861	89	0.779213
94	0.7429	140	0.41665
245	0.2688	105	0.662263
154	0.3568	96	0.746974
123	0.4448	138	0.417588
127	0.4203	125	0.462342
93	0.7771	141	0.39541
88	0.8206	120	0.514272
85	0.8309	160	0.330534
106	0.5083	62	0.849889
83	0.8016	103	0.631388
94	0.7331	96	0.78818
124	0.4448	137	0.448998
86	0.8162	117	0.59646
86	0.8113	112	0.583136
78	0.8211	133	0.465306
98	0.7234	98	0.721528
106	0.5963	106	0.613965
92	0.7429	116	0.580949
94	0.7625	136	0.418323
84	0.8065	117	0.590056

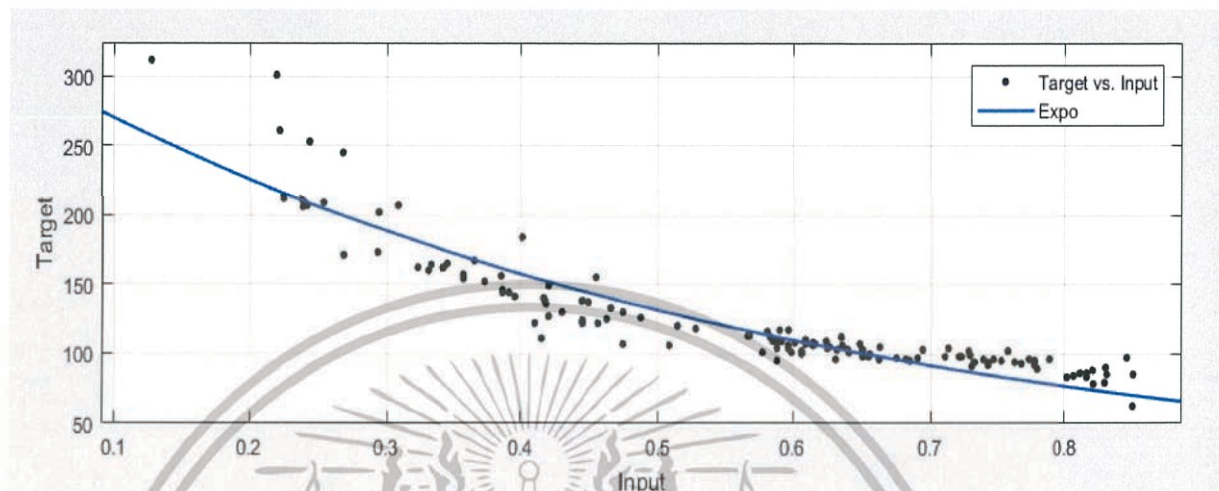
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

85	0.8504	162	0.340918
83	0.8162	122	0.455972
94	0.7324	97	0.690194
207	0.3079	156	0.385063
138	0.4445	101	0.598658
104	0.7136	109	0.585064
253	0.2444	108	0.58836
164	0.3324	202	0.293994
92	0.7771	110	0.608763
97	0.6745	112	0.634499
149	0.4203	90	0.830079
312	0.1271	126	0.487097
98	0.6542	79	0.829334
207	0.2421	107	0.608976
102	0.6061	209	0.240333
211	0.2381	167	0.365112
96	0.6617	106	0.635302
103	0.694	103	0.639098
96	0.6305	105	0.626347
109	0.5914	165	0.344876
107	0.6158	109	0.623775
173	0.2933		

จากนั้นนำค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้ จากการทดสอบกับกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 139 ตัวอย่าง นำมาพล็อตกราฟระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องกับกลุ่มตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบแบบ invasive และมีการแสดงเส้นแนวโน้มแบบเอ็กโพเนนเชียล(เส้นสีน้ำเงิน) ได้ความสัมพันธ์ดังแผนภูมิที่ 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.3 แสดงค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากเครื่องแบบ Non-Invasive กับกลุ่มตัวอย่าง 139 ตัวอย่าง เทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบแบบ invasive พร้อมแสดงเส้นแนวโน้มแบบเอ็กซ์โพเนนเชียล



จะเห็นว่าค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้มีสัดส่วนผกผันกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดเมื่อแกน x (Input) คือ ค่าศักย์ไฟฟ้า และแกน y (Target) คือค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้แบบ invasive และพบว่า แนวโน้มการทดลอง in-vivo เป็นฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลเช่นเดียวกับการทดลองแบบ in-vitro

4.3 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่อง Prototype ภายหลังจากทำ Neural Network

ในการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่อง Prototype ภายหลังจากทำ Neural Network กับกลุ่มตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบกับเครื่องต้นแบบ Glucosure ได้ผลเป็นค่าระดับน้ำตาลในเลือด โดยทำการทดสอบกับกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด ตัวอย่าง ได้ผลดังตารางที่ 4.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 แสดงค่าน้ำตาลในเลือดที่ได้จากเครื่อง Prototype ภายหลังจากการทำ Neural Network กับกลุ่มตัวอย่าง 86 ตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบเครื่องต้นแบบ

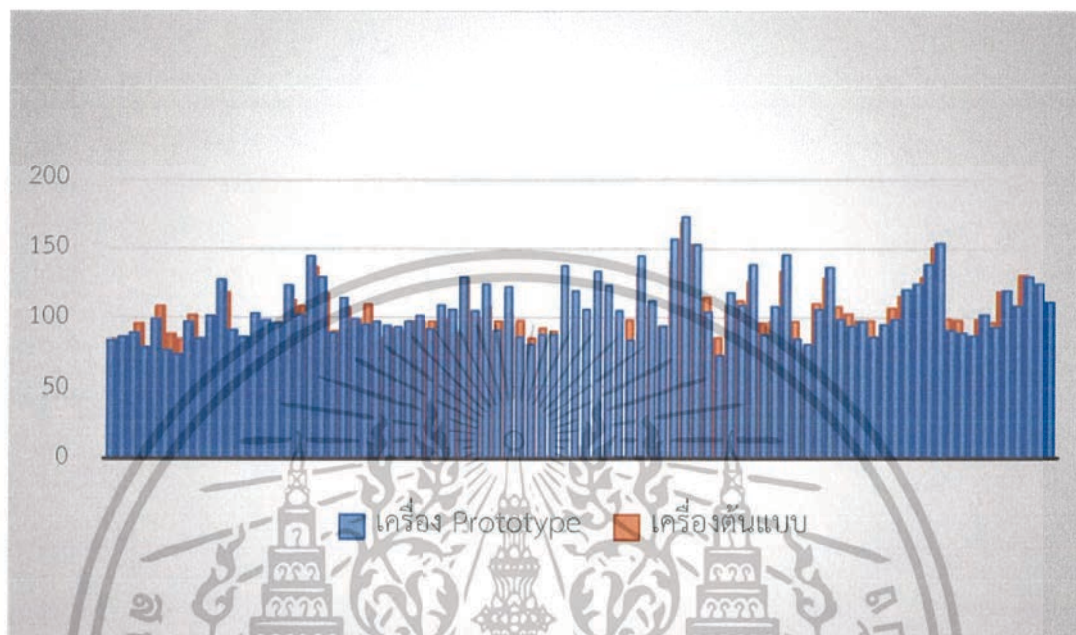
ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่อง Prototype เปรียบเทียบกับเครื่องต้นแบบ			
เครื่อง Prototype (mg/dL)	เครื่องต้นแบบ (mg/dL)	เครื่อง Prototype (mg/dL)	เครื่องต้นแบบ (mg/dL)
84	84.338	106	98.6529
86	80.77	133	126.6561
89	95.292	123	117.4356
79	67	105	99.1599
99	108.1	84	98.2853
77	87.928	144	132.166
74	84.234	112	108.2853
97	101.816	94	93.9868
85	85.11	156	141.0454
101	94.938	172	169.1179
127	118.22	152	153.0392
91	84.27	104	114.6646
86	84.214	73	85.5492
103	95.014	118	108.8809
98	84.79	109	112.2096
96	96.634	138	126.3355
123	112.8	88	96.3343
102	108.54	108	97.4332
144	136.84	145	133.5458
129	117.772	85	97.4003
89	90.272	81	76.9401
114	107.62	106	110.2196
99	98.484	136	128.6256
95	109.52	99	107.846
97	85.368	94	102.5125

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

94	92.07	97	97.6701
93	89.706	86	97.743
97	97.38	95	86.1893
101	97.402	99	106.739
92	97.382	120	115.3989
109	98.982	124	117.4335
106	89.222	138	129.16
129	128.76	153	150.4315
105	99.86	91	99.1253
124	107.88	89	98.0606
91	97.61	87	84.7102
122	102.624	102	98.9381
86	97.9577	93	96.3615
81	85.2935	119	118.667
88	92.4556	108	108.667
88	89.9972	129	130.3698
137	123.0115	124	115.409
119	100.8997	111	109.0547

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.4 ค่าน้ำตาลในเลือดที่ได้จากเครื่อง Prototype ภายหลังจากการทำ Neural Network กับกลุ่มตัวอย่าง 86 ตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบเครื่องต้นแบบ



การวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อดู performance และ specification ของเครื่องที่สร้างขึ้นจะอาศัยหลักการทดสอบจากสมมติฐาน (Hypothesis Testing) โดยใช้ค่า t-test และ f-test ซึ่งสมมติฐานหลักกล่าวว่า ระดับน้ำตาลที่วัดได้จากเครื่องของผู้จัดทำจะมีค่าเท่ากับเครื่องต้นแบบซึ่งเป็นการวัดแบบ invasive จากนั้นทำการพิสูจน์สมมติฐาน ได้ข้อสรุปคือ

ตารางที่ 4.5 แสดงการวิเคราะห์ข้อมูล T-test

t-Test: Paired Two Sample for Means		
	Variable 1	Variable 2
Mean	106.4651163	104.707364
Variance	448.4634747	325.5043112
Observations	86	86
Pearson Correlation	0.922376737	
Hypothesized Mean Difference	0	
df	85	
t Stat	1.960325134	
t Critical two-tail	1.988267907	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อเปิดตาราง t-test เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้กับค่าบนตาราง ซึ่งค่าบนตารางที่ degree of freedom=85 ที่ความเชื่อถือ 95% สำหรับ two-tailed เท่ากับ 1.988268 พบว่าค่าที่คำนวณได้จากกลุ่มตัวอย่าง มีค่าน้อยกว่า หมายความว่า ยอมรับสมมติฐานหลักที่กล่าววาระดับน้ำตาลที่วัดได้จากเครื่องของผู้จัดทำจะมีค่าเท่ากันหรือใกล้เคียงกับเครื่องต้นแบบซึ่งเป็นการวัดแบบ Invasive

ตารางที่ 4.5 แสดงการวิเคราะห์ข้อมูล F-test

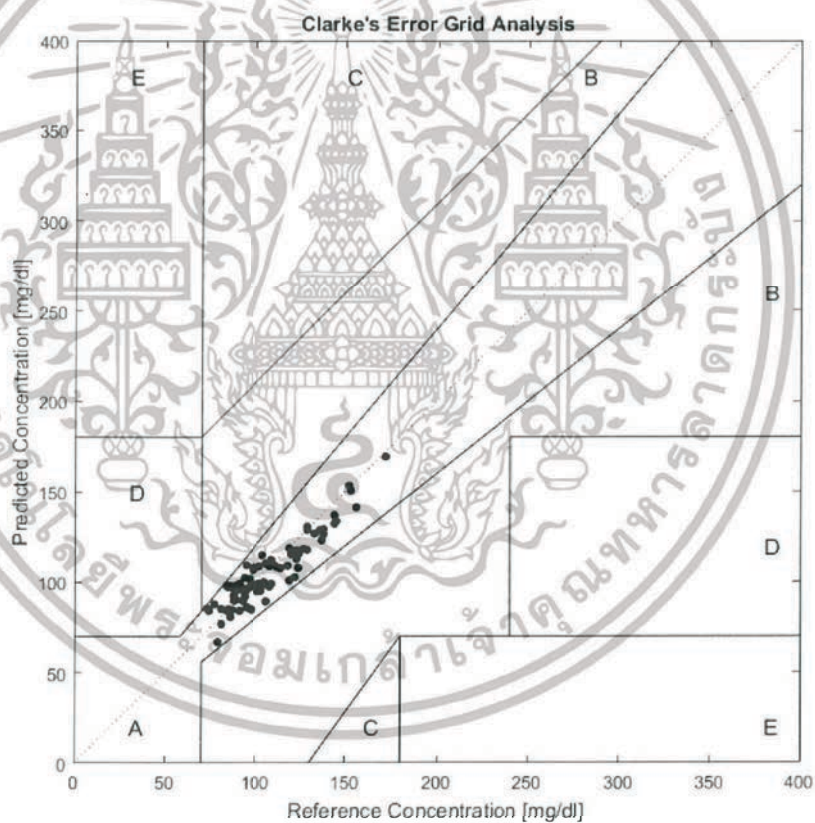
F-Test Two-Sample for Variances		
	Variable 1	Variable 2
Mean	106.4651163	104.707364
Variance	448.4634747	325.5043112
Observations	86	86
df	85	85
F	1.377749724	
P(F<=f) one-tail	0.070815189	
F Critical one-tail	1.431642803	

เมื่อเปิดตาราง f-test เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้กับค่าบนตาราง ซึ่งค่าบนตารางที่ degree of freedom=85 ที่ความเชื่อถือ 95% สำหรับ two-tailed เท่ากับ 0.070815189 พบว่าค่าที่คำนวณได้จากกลุ่มตัวอย่าง มีค่าน้อยกว่า หมายความว่า ยอมรับสมมติฐานหลักที่กล่าววาระดับน้ำตาลที่วัดได้จากเครื่องของผู้จัดทำจะมีค่าเท่ากันหรือใกล้เคียงกับเครื่องต้นแบบซึ่งเป็นการวัดแบบ Invasive

นำค่าน้ำตาลในเลือดที่ได้จากเครื่อง Prototype ภายหลังจากทำ Neural Network กับกลุ่มตัวอย่าง 86 ตัวอย่างเทียบกับค่าน้ำตาลที่ได้จากการทดสอบเครื่องต้นแบบด้วยการวิเคราะห์ข้อผิดพลาดของ Clarke's Error Grid Analysis (EGA) ที่ถูกพัฒนามาไว้เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการประเมินระดับน้ำตาลในเลือดด้วยเครื่อง Prototype เปรียบเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่ได้จากเครื่องวัดต้นแบบ แสดงดังแผนภูมิที่ 4.5

จากแผนภูมิที่ 4.5 พบว่าทุกค่าที่ทำการวัด อยู่ในขอบเขต A ซึ่งอยู่ในช่วง 20 เปอร์เซ็นต์ของเครื่องต้นแบบ

แผนภูมิที่ 4.5 Clarke's Error Grid Analysis (EGA)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาวิธีการวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยวิธีแบบ non-invasive หรือไม่รุกล้ำร่างกาย เพื่อการออกแบบวงจรถอนิกสื่อนั้น พบว่าการอ้างอิงหลักการดูดกลืนแสงของรังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นสั้นของกลูโคสภายใต้ผิวหนังในการออกแบบวงจรถอนิกสื่อนั้น สามารถตรวจวัดค่าศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากความเข้มแสงที่เหลื้อมานี้มือ (Transmitted Light) ได้

สำหรับการทดลองแบบ in-vitro หรือทดลองด้วยสารละลายพบว่า จากข้อมูลทั้งหมดที่นำมาวิเคราะห์ ค่าศักย์ไฟฟ้าที่เซนเซอร์วัดได้มีความสัมพันธ์แบบแปรผกผันกันกับค่าระดับน้ำตาลในเลือด ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการดูดกลืนรังสีอินฟราเรดช่วงคลื่นสั้น (940 nm) ของกลูโคส และการวิเคราะห์เชิงปริมาณที่เกิดขึ้นนั้นแสดงให้เห็นว่า ตัวแปรทั้งสองคือ ค่าศักย์ไฟฟ้าและค่าระดับน้ำตาลในเลือด มีความสัมพันธ์กัน พหุคูณด้วยค่า Correlation Coefficient หรือ r value ที่ได้คือ -0.9021 และค่า R-Square เท่ากับ 0.814

สำหรับการทดลองกับกลุ่มตัวอย่าง (in-vivo) ผลที่ได้พบว่า แนวโน้มของกราฟที่ได้จากการทำ curve fitting เป็นไปในทางเดียวกันกับการทดลองด้วยสารละลายกลูโคสคือ ลักษณะการเกาะกลุ่มของข้อมูลจะเป็นไปในเชิงเอกซิโพเนนเชียล ที่มีกำลังเป็นลบแสดงถึงความสัมพันธ์เชิงผกผันของตัวแปรทั้งสอง

จากการนำวงจรถอนิกสื่อนี้ไปประกอบให้เป็นอุปกรณ์ และอาศัยโครงข่ายประสาทเทียมที่สร้างขึ้นทำการทดสอบโดยมีเครื่องวัดน้ำตาลแบบรุกล้ำร่างกาย (GlucoSure) เป็นมาตรฐานในการวัดพบว่าการทดสอบด้วยวิธี T-test และ F-test ค่าที่ได้ของกลุ่มตัวอย่างนั้นอยู่ในช่วงของค่าความเชื่อมั่น 95% (ค่าที่ได้ น้อยกว่า critical value) แสดงว่ายอมรับสมมติฐานหลักคือ ระดับน้ำตาลที่วัดได้จากเครื่องของผู้จัดทำจะมีค่าเท่ากันหรือใกล้เคียงกับเครื่องต้นแบบซึ่งเป็นการวัดแบบ invasive จึงสามารถสรุปได้ว่า โครงงานการออกแบบเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่รุกล้ำร่างกายนี้ สามารถนำมาวัดค่าน้ำตาลในเลือดของผู้ป่วยได้ โดยอาจมีค่าความผิดพลาดเล็กน้อยแต่อยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ (อ้างอิงจาก Clarke's Analysis) และสามารถลดการบาดเจ็บ และลดโอกาสในการติดเชื้อที่อาจเกิดขึ้นได้ในการวัดระดับน้ำตาลแต่ละครั้งของผู้ป่วยเบาหวาน

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 ส่วนของฮาร์ดแวร์

เนื่องจากส่วนประกอบโดยรวมในส่วนของอุปกรณ์อาจจะยังมีขนาดใหญ่เกินไป ซึ่งไม่เหมาะกับการพกพาและใช้งานในชีวิตประจำวัน ควรพัฒนาให้มีขนาดเล็กลง โดยอาจเปลี่ยนตัวโครงสร้างของอุปกรณ์ให้มีขนาดเล็กลง และเปลี่ยนการใช้ microcontroller ที่มีขนาดเล็กกว่า Arduino Uno นอกจากนี้เครื่องของผู้จัดทำไม่ได้เป็นแบบไร้สาย อาจนำไปพัฒนาให้เป็น portable device ได้

นอกจากนี้ส่วนที่มีผลต่อการทำงานของวงจรมากที่สุดคือ ช่วงความยาวคลื่นของรังสีอินฟราเรดที่ใช้ จากบทที่ 2 จะเห็นว่ากลุโคสสามารถดูดกลืนได้ดีที่สุดในช่วงความยาวคลื่น 960nm และ 1150nm ซึ่งผู้จัดทำได้เลือกใช้ 940nm เนื่องจากสามารถหาได้ง่ายในไทยและราคาถูก ในการพัฒนาอาจทำการสั่งอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จากต่างประเทศในกรณีที่ผู้พัฒนาไม่พบเพียงพอ

5.2.2 ส่วนของซอฟต์แวร์

จากการทดลองพบว่า ปัจจัยบางอย่างมีผลต่อประสิทธิภาพในการวัดระดับน้ำตาลในเลือด เช่น ความหนาของนิ้วผู้วัด แสงรบกวน หรืออาจจะเป็นสารบางอย่างบริเวณผิวของผู้วัด ซึ่งการพัฒนาอาจทำได้โดยเพิ่มตัวแปรในการทดสอบ และในการนำไปฝึกโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อให้โครงข่ายประสาทเทียมมีความซับซ้อนมากขึ้น ซึ่งจะให้ผลที่แม่นยำมากขึ้นหรือใกล้เคียงกับค่าน้ำตาลในเลือดมากที่สุด

เอกสารอ้างอิง

- Jyoti Yadav, Asha Rani, Vijander Singh and Bhaskar Mohan Murari (2014). *Near-infrared LED based non-invasive blood glucose sensor*. 2014 International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)
- Zhanxiao Geng et al., (2017). *Noninvasive Continuous Glucose Monitoring Using a Multisensor-Based Glucometer and Time Series Analysis*. State Key Laboratory of Precision Measurement Technology and Instruments, Department of Precision Instrument, Tsinghua University, Beijing, 100084, China
- Masab Ahmad , Awais Kamboh and Ahmed Khan (2013). *Non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy*. Biomedical engineering degree in Electrical Engineering with honors from National University of Sciences and Technology, Islamabad, Pakistan
- Danielle Bruen, Colm Delaney, Larisa Florea, and Dermot Diamond (2017). *Glucose Sensing for Diabetes Monitoring: Recent Developments*. Insight Centre for Data Analytics, National Centre for Sensor Research, School of Chemical Sciences, Dublin City University, Dublin 9, Ireland
- R.A. Buda ; M. Mohd. Addi (2014). *A portable non-invasive blood glucose monitoring device*. 2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)
- Jyoti Yadav et al., (2014). *Near-infrared LED based non-invasive blood glucose sensor*. International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่แสดงถึงโอกาสในการเป็นโรคเบาหวาน

ก่อนรับประทานอาหารเช้า หรือรับประทานไปแล้วเกิน 2 ชั่วโมง

- ค่าระดับน้ำตาลในเลือดระดับปกติ น้อยกว่า 100 มิลลิกรัม/เดซิลิตร
- ค่าระดับน้ำตาลในเลือดระดับมีความเสี่ยง 100-199 มิลลิกรัม/เดซิลิตร
- ค่าระดับน้ำตาลในเลือดระดับเป็นโรคเบาหวาน มากกว่า 199 มิลลิกรัม/เดซิลิตร

หลังรับประทานอาหารเช้า น้อยกว่า 2 ชั่วโมง

- ค่าระดับน้ำตาลในเลือดระดับปกติ น้อยกว่า 140 มิลลิกรัม/เดซิลิตร
- ค่าระดับน้ำตาลในเลือดระดับมีความเสี่ยง 140-199 มิลลิกรัม/เดซิลิตร
- ค่าระดับน้ำตาลในเลือดระดับเป็นโรคเบาหวาน มากกว่า 199 มิลลิกรัม/เดซิลิตร



ภาคผนวก ข

เครื่องมือตรวจสอบน้ำตาลในเลือด Glucosure Autocode

เป็นเครื่องตรวจสอบระดับน้ำตาลกลูโคสในเส้นเลือดฝอย โดยใช้เลือดที่เจาะจากปลายนิ้วหรือฝ่ามือ เหมาะสำหรับการใช้งานโดยผู้ป่วยโรคเบาหวานและคลินิกทางสุขภาพต่างๆ แต่ไม่มีจุดประสงค์การใช้เพื่อวินิจฉัยหรือคัดกรองโรคเบาหวานหรือใช้งานกับเด็กทารก

Specification

Test Range: 20-600 mg/dL (1.1-33.3 mmol/L)

Hematocrit Range: 35%-50%

Result Averaging: 7, 14 and 30 days averaging

Operating Temperature: 10 °C- 40 °C



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้