

เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่เจาะเลือด

NONINVASIVE BLOOD GLUCOSE DETECTING DEVICE



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่เจาะเลือด

NONINVASIVE BLOOD GLUCOSE DETECTING DEVICE



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่เจาะเลือด	
นักศึกษา	นางสาวสุวิชาดา จักรทุม	59011463
	นางสาวอันตามัน อินทร์พลอย	59011548
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์	
พ.ศ.	2562	
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์	

บทคัดย่อ

โรคเบาหวานเป็นภาวะที่ร่างกายมีน้ำตาลในเลือดสูงกว่าปกติ พบในประชากรหลายประเทศ การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดเป็นสิ่งจำเป็นต่อผู้ป่วยโรคเบาหวาน เพื่อตรวจสอบว่ามีระดับน้ำตาลกลูโคสอยู่ในเลือดมากน้อยเพียงใด วิธีการทั่วไปเป็นการเจาะเลือดเพื่อตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่มีความแม่นยำสูง แต่ผู้ป่วยได้รับความเจ็บปวดทางกายภาพ และมีความเสี่ยงต่อการติดเชื้อสูง งานวิจัยนี้นำเสนอเกี่ยวกับทางเลือกซึ่งเป็นการตรวจวัดระดับน้ำตาลกลูโคสในเลือดแบบไม่เจาะเลือด โดยใช้คลื่นแสงการออกแบบเครื่องตรวจระดับน้ำตาลในเลือดโดยไม่เจาะเลือด โดยใช้หลักการดูดกลืนแสงเพื่อคำนวณหาปริมาณน้ำตาลในเลือดเมื่อสเปกตรัมของแสงส่องผ่านนิ้วของผู้ตรวจซึ่งจะทำการตรวจวัดค่าการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกัน โดยงานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อลดความเจ็บปวดของผู้ตรวจวัดและลดความเสี่ยงของการติดเชื้อลงเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการเจาะเลือดเพื่อตรวจวัดระดับน้ำตาล

Project Title	Noninvasive Blood Glucose Detecting Device	
Student	Ms. Suwichada Jakthum	59011463
	Ms. Andaman Inploy	59011548
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Biomedical Engineering	
Year	2019	
Project Advisor	Assoc. Prof. Dr. Chuchart Pintavirooj	

Abstract

Obesity is one of the most dangerous symptoms that affected many people around the world. The patients with this disease will encounter a high glucose blood sugar so that it is so important to check their blood glucose regularly in order to make sure their blood glucose is in a stable value not too high or too low. Nowadays, the method using invasive glucose blood detecting was spreading around the world since it was the only methods, but this method causes a lot of pains to the patient to use the device each time and this method isn't so comfortable to use. Talking about the environmental issues, it is the method that causes so many single use wastes. As a result of those reasons, we chose to develop our project which is the noninvasive glucose blood detecting device.

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้จัดทำขอกราบขอบพระคุณรศ. ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ที่ปรึกษางานวิจัย และอาจารย์ในภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ท่านอื่น ๆ ที่กรุณาให้คำปรึกษาข้อคิดเห็นรวมทั้งชี้แนะแนวทางตลอดจนความรู้พร้อมด้วยความสนับสนุนต่างๆ จนทำให้ปริญญานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงและสมบูรณ์ด้วยดี

ปริญญานิพนธ์เล่มนี้จะไม่สำเร็จสมบูรณ์หากปราศจากคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการศึกษาค้นคว้าจากรุ่นพี่ในภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์นายณัฐนันท์ วันลักษณ์ และนางสาวจินดาภา นามเพ็ง คณะผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งและขอขอบพระคุณเป็นอย่างยิ่งต่อความมีน้ำใจเสียสละและแบ่งปันข้อมูลส่วนสำคัญซึ่งจำเป็นต่องานวิจัยทั้งเสียสละเวลาช่วยตอบข้อซักถามและแนะนำแนวทางในการทำงานจนปริญญานิพนธ์เล่มนี้เสร็จสิ้นในท้ายที่สุด

ขอขอบคุณบุคคลผู้มีพระคุณที่คอยให้การสนับสนุนงานวิจัยขอบขอบคุณเพื่อน ๆ พี่ ๆ และน้อง ๆ รวมทั้งขอกราบขอบพระคุณบุพการีอันประกอบด้วยบิดาและมารดาผู้ให้ความช่วยเหลือผู้จัดทำและกำลังใจสามารถก้าวผ่านอุปสรรคต่างๆ ไปได้ ท้ายที่สุดขอขอบคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่มอบโอกาสในการศึกษาหาความรู้และอำนวยความสะดวกในด้านสถานที่รวมทั้งเครื่องมืออุปกรณ์ต่าง ๆ ที่ใช้ในงานวิจัยแก่คณะผู้จัดทำจนปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จสมบูรณ์ได้ด้วยดี

สุวิชาดา จักรทุม

อันดามัน อินทร์พลอย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง.....	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ.....	2
1.3 สมมติฐาน.....	2
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.5 ขั้นตอนการศึกษา.....	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 น้ำตาลในเลือด.....	4
2.1.2 ระบบย่อยอาหาร (Digestive system).....	6
2.1.3 การควบคุมน้ำตาลในเลือดของร่างกาย.....	13
2.2 การตรวจระดับน้ำตาลในเลือด.....	15
2.2.1 ประโยชน์ของการตรวจระดับน้ำตาลในเลือด.....	15
2.2.2 การตรวจชนิดอื่นที่สามารถวัดค่าน้ำตาลในเลือดได้.....	16
2.2.3 ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือด.....	16
2.3 เครื่องตรวจระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา (Blood Glucose Meter หรือ BGM).....	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2	วัตถุประสงค์ในการใช้งานเครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา	23
2.2.3	หลักการตรวจวิเคราะห์น้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา	23
2.4	เครื่องวัดการดูดกลืนแสง (Absorption Spectrophotometer).....	25
2.4.1	ธรรมชาติของแสง	29
2.4.2	กฎของแสง	31
2.4.3	กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert law)	31
2.5	โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network : ANN).....	33
2.5.1	โมเดล	34
2.5.2	ประเภทของข่ายงานประสาทเทียม	35
2.6	ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ Arduino	37
2.6.1	จุดเด่นที่ทำให้บอร์ด Arduino เป็นที่นิยม	37
2.6.2	รูปแบบการเขียนโปรแกรมบน Arduino	38
2.6.3	Layout & Pin out Arduino Board (Model: Arduino UNO R3).....	38
2.7	ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ Module MAX30100.....	39
2.7.1	วิธีการต่อขา MAX30100 กับบอร์ด Arduino (Pinout).....	40
2.8	ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับจอ Liquid Crystal Display (LCD).....	40
2.8.1	วิธีการต่อขา LCD กับบอร์ด Arduino (Pinout).....	41
บทที่ 3	วิธีการดำเนินงาน	43
3.1	วัสดุ อุปกรณ์ เครื่องมือหรือโปรแกรมที่ใช้ในการวิจัย.....	43
3.2	ขั้นตอนการดำเนินงาน	43
บทที่ 4	ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	54
4.1	สัญลักษณ์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล.....	54
4.2	ขั้นตอนในการวิเคราะห์ข้อมูล	55
4.3	ผลการวิเคราะห์ข้อมูล	62
บทที่ 5	สรุปผลการดำเนินงานและข้อเสนอแนะ.....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1 ความมุ่งหมายของการศึกษาค้นคว้า.....	64
5.2 สรุปผล	64
5.3 อภิปรายผล.....	65
5.4 ข้อเสนอแนะ	66
บรรณานุกรม.....	67



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 การทำงานของฮอร์โมนอินซูลินต่อน้ำตาลกลูโคส.....	4
รูปที่ 2.2 การทำงานของฮอร์โมนอินซูลินต่อน้ำตาลกลูโคสในกระแสเลือด.....	5
รูปที่ 2.3 ระดับน้ำตาลและระดับอินซูลินในเลือดที่เปลี่ยนแปลงตามมื้ออาหารและในขณะ ที่ไม่รับประทาน อาหาร.....	6
รูปที่ 2.4 อวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการย่อยอาหาร.....	7
รูปที่ 2.5 ต่อม้ำลายตำแหน่งต่างๆ.....	9
รูปที่ 2.6 ภาวะอาหาร.....	10
รูปที่ 2.7 ความสัมพันธ์ของลำไส้เล็กและตับอ่อน.....	11
รูปที่ 2.8 ความสัมพันธ์ระหว่างภาวะอาหาร ลำไส้เล็ก(ส่วนดูโอดีนัม เจจูนัม และไอลีียม) และ ลำไส้ใหญ่.....	12
รูปที่ 2.9 ภาพขยายของเซลล์ในตับอ่อน.....	13
รูปที่ 2.10 การทำงานของฮอร์โมนอินซูลิน.....	14
รูปที่ 2.11 ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดในภาวะต่างๆ.....	16
รูปที่ 2.12 เครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพาที่ใช้ในปัจจุบัน.....	23
รูปที่ 2.13 หลักการทำงานของ Photometric method.....	24
รูปที่ 2.14 หลักการทำงานของ Biosensor เมื่อติดไว้ที่บริเวณปลายเข็มเจาะเลือด.....	25
รูปที่ 2.15 รูปร่างของเครื่องวัดการดูดกลืนแสง แบบอะนาล็อก(ก) แบบดิจิตอลชนิดตั้งโต๊ะ (ข,ง,จ,ฉ,ช) และแบบดิจิตอลชนิดมือถือ (ค)	26
รูปที่ 2.16 องค์ประกอบหลักของเครื่องวัดความเข้มแสงโดยการวัดการดูดกลืนแสง (ก) วัดแสง ฟลูออเรสเซนซ์ (ข) และวัดการเปล่งแสงโดยเปลวไฟ (ค)	27
รูปที่ 2.17 กราฟแสดงค่าดูดกลืนของ Red light กับ Infrared light ของฮีโมโกลบินที่จับกับ ออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน.....	28
รูปที่ 2.18 แสงที่อาจเกิดขึ้นเมื่อแสงตกกระทบสารตัวอย่าง.....	31
รูปที่ 2.19 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืน กับ %transmittance.....	33
รูปที่ 2.20 ข่ายงานประสาทเทียมมีการเชื่อมต่อกัน.....	34
รูปที่ 2.21 Multilayer Perceptron Neural Network.....	35
รูปที่ 2.22 บอร์ด Arduino ต่อกับ LED.....	37

รูปที่ 2.23 การเขียนโปรแกรมบน Arduino.....	38
รูปที่ 2.24 Layout & Pin out Arduino Board.....	38
รูปที่ 2.25 Module MAX30100.....	40
รูปที่ 2.26 บอร์ด Arduino ต่อกับ Module MAX30100.....	41
รูปที่ 2.27 บอร์ด Arduino ต่อกับ LCD 16*2.....	42
รูปที่ 3.1 หน้าจอแสดงคำสั่งที่ใช้กับโปรแกรม Android Studio.....	44
รูปที่ 3.2 หน้าจอแสดงผลค่าที่ได้จากการวัดผลได้แก่ time stamp , Red light absorbance และ Infrared light absorbance.....	44
รูปที่ 3.3 แสดงการทำงานของเครื่อง Pulse Oximeter.....	45
รูปที่ 3.4 การแสดงค่าของเครื่อง Pulse Oximeter ผ่าน application BLE-XXX ผ่าน โทรศัพท์ระบบ Android.....	45
รูปที่ 3.5 บอร์ด Arduino ต่อกับ Module MAX30100.....	46
รูปที่ 3.6 วงจร Module MAX30100 Pulse Oximeter ที่ทำการบัดกรีแล้ว.....	46
รูปที่ 3.7 โค้ด Arduino ที่ใช้เก็บข้อมูลดิบจาก Module MAX30100 Pulse Oximeter.....	47
รูปที่ 3.8 จอแสดงผลค่าความดูดกลืนแสงของ Red light และ Infrared light.....	47
รูปที่ 3.9 ออกแบบ Body แบบที่ 1 สำหรับใส่ Module MAX30100 Pulse Oximeter.....	48
รูปที่ 3.10 ออกแบบ Body แบบที่ 2 สำหรับใส่ Module MAX30100 Pulse Oximeter.....	49
รูปที่ 3.11 ปริซึมแก้วสำหรับใส่สารละลายกลูโคส.....	49
รูปที่ 3.12 ผสมสารละลายกลูโคสในหลอดทดลองที่ความเข้มข้นต่างๆ.....	50
รูปที่ 3.13 นำสารละลายน้ำตาลกลูโคสที่ผสมในแต่ละความเข้มข้นมาบรรจุลงถุงมือยางชนิด ไม่มีแป้ง.....	50
รูปที่ 3.14 กราฟแสดงการดูดกลืนแสง Red และ Infrared เมื่อวัดอัตราการเต้นของหัวใจ.....	51
รูปที่ 3.15 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจและร้อยละของออกซิเจนในเลือดเมื่อใช้ Module MAX30100 Pulse Oximeter.....	51
รูปที่ 3.16 รับค่าการดูดกลืน Red และ IR จากโปรแกรม Arduino เข้าสู่โปรแกรม MATLAB.....	52
รูปที่ 3.17 รูปแบบในโปรแกรม MATLAB ที่ได้ทำการออกแบบเพื่อแสดงกราฟค่าการดูดกลืนแสง Red และ Infrared และค่าการดูดกลืนแสง Red และ Infrared ที่ทำการกรอง noise ออกแล้ว.....	53

รูปที่ 3.18 ตัวอย่างกราฟค่าการดูดกลืนแสง Red และ Infrared ที่ได้ทำการกรอง noise ภายในโปรแกรม MATLAB	53
รูปที่ 4.1 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light และความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	56
รูปที่ 4.2 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	57
รูปที่ 4.3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	59
รูปที่ 4.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของ Infrared light ต่อ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	59
รูปที่ 4.5 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของ Infrared light ต่อ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	60
รูปที่ 4.6 ทำการประมวลผลข้อมูลภายใน MATLAB เพื่อทำการคำนวณหาค่าความเข้มข้น ของ น้ำตาล.....	61
รูปที่ 4.7 Arduino รับข้อมูลที่ได้ประมวลผลจาก MATLAB แสดงผลผ่านทางจอ LCD.....	61
รูปที่ 4.8 ตัวอย่างการวัดค่าความเข้มข้นน้ำตาลจากตัวอย่างสารละลายกลูโคสความเข้มข้น 140 mg/dL.....	62

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 2.1 ตารางแสดงปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดในภาวะต่างๆ.....	17
ตารางที่ 2.2 ตารางแสดงชื่อของแต่ละช่วงความยาวคลื่นแสง.....	30
ตารางที่ 2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืน กับ %transmittance.....	33
ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงค่าการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับ ความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	56
ตารางที่ 4.2 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	57
ตารางที่ 4.3 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	58
ตารางที่ 4.4 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light กับ ความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	58
ตารางที่ 4.5 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Red light กับความ เข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	59
ตารางที่ 4.6 ตารางความสัมพันธ์อัตราส่วนระหว่างการดูดกลืนแสงของ Infrared light ต่อ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส.....	60

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

สถานการณ์โรคเบาหวานในปัจจุบันถือเป็นปัญหาสำคัญของประชากรไทยและประชากรทั่วโลก จากข้อมูลขององค์การอนามัยโลกล่าสุดพบว่า ในปี 2557 มีประชากรทั่วโลก 422 ล้านคนเป็นโรคเบาหวาน และแนวโน้มมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง โดยคาดว่าในปี พ.ศ. 2573 จะมีผู้ป่วยโรคเบาหวานถึง 552 ล้านคน

การสร้างความตระหนักต่อสถานการณ์ของโรคเบาหวานและเพิ่มความตื่นตัวในการป้องกันและควบคุมโรคเบาหวานซึ่งนับเป็นโรคเรื้อรังที่มีความร้ายแรงติดอันดับ 1 ใน 5 ของประเทศไทยให้มากขึ้นจึงเป็นปัจจัยที่สำคัญ เพราะโรคเบาหวานนอกจากจะเป็นโรคเรื้อรังที่มีความร้ายแรงแล้ว ยังเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดโรคแทรกซ้อนซึ่งมีอันตรายและมีค่าใช้จ่ายสูงอื่น ๆ ตามมา เช่น โรคหัวใจ โรคหลอดเลือดสมอง ไตวาย ตาบอด และการถูกตัดเท้าหรือขา หรืออาจรุนแรงนำไปสู่การเสียชีวิตได้ ดังนั้น เพื่อการมีชีวิตที่ยืนยาวขึ้น ผู้ป่วยโรคเบาหวานจึงต้องปรับเปลี่ยนพฤติกรรมในการดำเนินชีวิตประจำวันของตนเองเพื่อควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดให้ดีขึ้น

เป็นที่ทราบกันดีว่า หนึ่งในวิธีการควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดคือการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดด้วยตนเองโดยการเจาะเลือด ซึ่งผู้ป่วยโรคเบาหวานจะต้องเจาะเลือดวันละหลายครั้ง เพื่อให้ทราบว่าเวลานั้นระดับน้ำตาลในเลือดเป็นเท่าใด แต่เครื่องมือที่ใช้ในการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดในปัจจุบันทำให้ผู้ป่วยโรคเบาหวานได้รับความเจ็บปวดจากการเจาะเลือด นอกจากนี้เครื่องมือที่ใช้ในการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดโดยการเจาะเลือดนั้น ถึงแม้ว่าตัวเครื่องเองจะมีราคาไม่สูงมากนัก แต่มีการสิ้นเปลืองในระยะยาว เพราะต้องเสียค่าใช้จ่ายในการซื้อแผ่นตรวจน้ำตาล (Strip) ที่ต้องใช้เป็นประจำทุกวันอีกด้วย

โดยวิธีที่สามารถใช้เป็นทางเลือกได้คือการวัดน้ำตาลในเลือดโดยไม่ต้องเจาะเลือดซึ่งจะเป็นการพัฒนาโดยใช้เทคโนโลยีใหม่ๆ อาศัยหลักการดูดกลืนของคลื่นแสงอินฟราเรดที่ความเข้มข้นน้ำตาลกลูโคสแตกต่างกัน จากค่าความถี่แสงอินฟราเรดที่ 940 นาโนเมตรสามารถส่งความถี่ผ่านบริเวณปลายนิ้วของมนุษย์ได้

โดยไม่กี่ปีที่ผ่านมาได้มีการวิจัยเกี่ยวกับ machine learning เพิ่มมากขึ้น จึงเลือกที่จะใช้การเรียนรู้เชิงลึกให้กับเครื่องเพื่อทำการวิเคราะห์และแสดงผลต่างๆ

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

- 1.2.1. เพื่อศึกษาเกี่ยวกับการวัดปริมาณน้ำตาลในเลือด
- 1.2.2. เพื่อประยุกต์ใช้ความรู้เกี่ยวกับการทำงานของคลื่นแสง
- 1.2.3. เพื่อลดความเสี่ยงในการติดเชื้อจากการเจาะเลือดเพื่อตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (Invasive Blood Glucose Detecting)

1.3 สมมติฐาน

- 1.3.1. การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดสามารถใช้หลักการดูดกลืนแสงได้
- 1.3.2. น้ำตาลกลูโคสสามารถดูดกลืนแสง Infrared ที่ความถี่ 940 นาโนเมตร และ แสง Red ที่ความถี่ 660 นาโนเมตรได้
- 1.3.3. ข้อมูลที่ได้จากเครื่องมือที่ออกแบบสามารถแสดงผลบนแอปพลิเคชันได้

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

- 1.4.1. ศึกษาเกี่ยวกับการดูดกลืนแสงของกลูโคส โดยค้นหาช่วงความถี่แสงที่เหมาะสมกับกลูโคสอย่างน้อย 2 ช่วงความถี่เพื่อเปรียบเทียบ
- 1.4.2. โปรแกรมสำหรับสั่งการและแสดงผล Arduino IDE และ MATLAB

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

1.5.1. กำหนดวัตถุประสงค์ของการศึกษาสมมติฐานแนวความคิดของโครงการและขอบเขตของโครงการ

1.5.2. รวบรวมเนื้อหาและงานวิจัยอื่นๆที่เกี่ยวข้องกับโครงการ

1.5.3. ออกแบบและสร้างโครงงานขึ้น

1.5.4. ทำการทดลองและเก็บผลการทดลอง

1.5.5. สรุปผลโครงงาน

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1. มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับจำนวนผู้ป่วยโรคเบาหวานในปัจจุบันและแนวโน้มการเพิ่มขึ้นของผู้ป่วยโรคเบาหวาน

1.6.2. สามารถประยุกต์ใช้หลักการดูตกลินแสงกับการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดได้

1.6.3. มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับการใช้โปรแกรม Android Studio, MATLAB และ Arduino IDE เพิ่มมากขึ้น

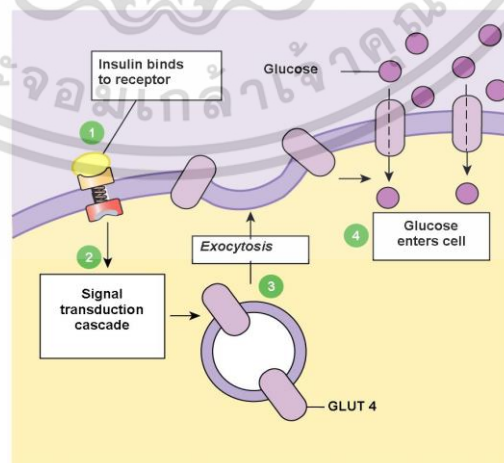
บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 น้ำตาลในเลือด

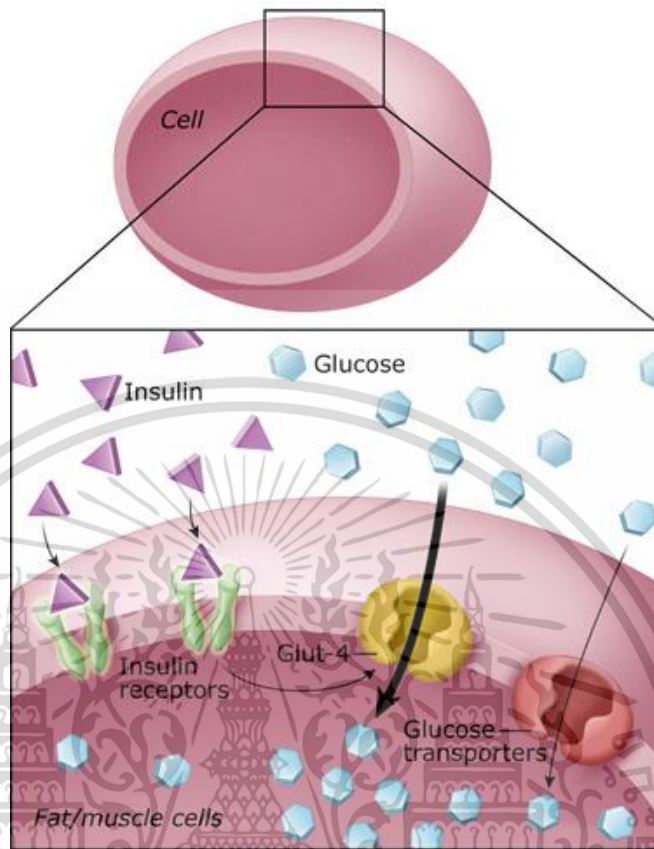
น้ำตาลในเลือด หรือน้ำตาลกลูโคส คือ ปริมาณน้ำตาลที่พบในกระแสเลือด โดยจำนวนนับปริมาณของกลูโคสในเลือด วัดกันด้วยน้ำหนักของกลูโคสเป็นมิลลิกรัมต่อน้ำเลือด 1 เดซิลิตร (mg/dL)

น้ำตาลกลูโคส (Glucose) คือ น้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวพบมากในผลไม้ที่มีรสหวาน เช่น องุ่น (อาจเรียกน้ำตาลกลูโคสว่า grape sugar) เซอร์รี่ และน้ำผึ้ง เป็นเชื้อเพลิงหลักให้ทุกเซลล์ในร่างกายเพื่อใช้สร้างพลังงาน กลูโคสถือว่าเป็นผลผลิตสุดท้ายจากการย่อยอาหาร โดยเฉพาะอาหารประเภทคาร์โบไฮเดรตที่จะเปลี่ยนเป็นกลูโคสได้สูงที่สุด โดยเมื่อผ่านกระบวนการย่อยจนถึงที่สุดแล้ว กลูโคสทุกโมเลกุลจะเข้าไปรออยู่ในน้ำเลือดทุกหลอดเลือดแดงเพื่อความพร้อมที่จะให้ฮอร์โมนอินซูลิน (Insulin) จากตับอ่อนเป็นผู้นำพาทุกกลูโคสไปตามหลอดเลือด โดยนำส่งให้แก่ทุกเซลล์เพื่อช่วยให้เซลล์สามารถใช้ผลิตพลังงานเพื่อกระทำหน้าที่ของตัวเองต่อไปได้ เช่น เซลล์สมองก็มีความคิดและอารมณ์แจ่มใส เซลล์กล้ามเนื้อก็มีกำลังวังชา ฯลฯ ระดับกลูโคสที่มีเลือดนี้จึงจำเป็นต้องมีพอดี ๆ ไม่มากหรือน้อยจนเกินไป เพราะน้อยไปก็ไม่พอใช้ มีอาการหน้ามืด หมดแรง ถ้ามากไปก็ทำให้เลือดข้น ซึ่งเป็นสาเหตุให้เส้นเลือดอุดตัน



รูปที่ 2.1 การทำงานของฮอร์โมนอินซูลินต่อน้ำตาลกลูโคส [1]

The Effect of Insulin



รูปที่ 2.2 การทำงานของฮอร์โมนอินซูลินต่อน้ำตาลกลูโคสในกระแสเลือด [1]

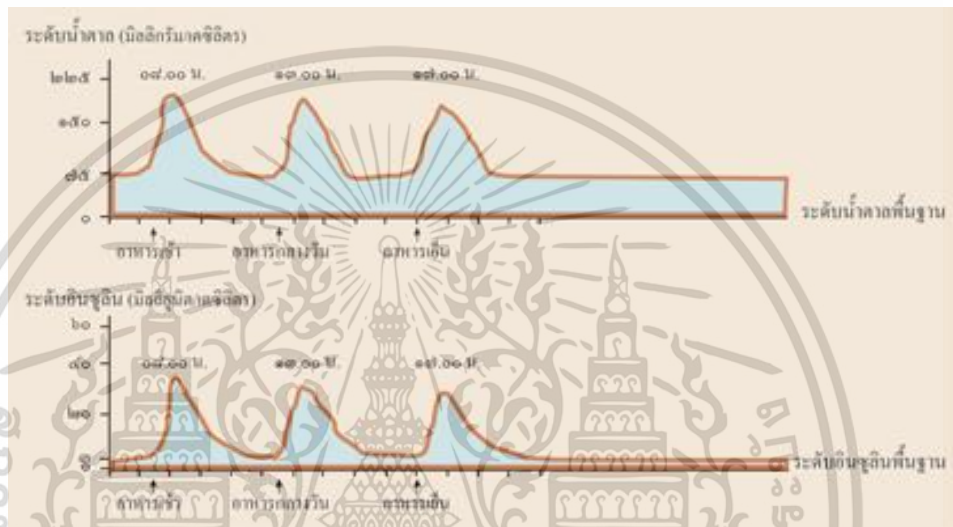
ในกระแสเลือดของคนปกติจะมีน้ำตาลอยู่ตลอดเวลา เมื่อหัวใจสูบฉีด กระแสเลือดที่ไหลเวียนจะนำน้ำตาลไปให้เซลล์ทั่วร่างกายใช้เป็นพลังงาน เปรียบได้กับต้นไม้ที่ต้องการน้ำเพื่อหล่อเลี้ยงส่วนของลำต้น ใบ ดอก และผล ในคนปกติหลังจากรับประทานอาหาร ส่วนที่เป็นคาร์โบไฮเดรตคือ ข้าว แป้ง และน้ำตาล จะมีการย่อยและดูดซึม ที่ทางเดินอาหารในรูปน้ำตาลกลูโคสเข้าสู่กระแสเลือด ทำให้ระดับน้ำตาลในเลือดสูงขึ้น เรียกว่า ระดับน้ำตาลหลังอาหาร (post-prandial blood glucose)

ตามปกติระดับน้ำตาลในเลือดจะสูงสุดประมาณ ๑ ชั่วโมงหลังการรับประทานอาหาร และระดับน้ำตาลในเลือดจะค่อยๆ ลดลงหลังจากที่ร่างกายนำน้ำตาลไปใช้เป็นพลังงาน ภายหลังการรับประทานอาหารแล้ว ๕ ชั่วโมงขึ้นไป และเมื่อระดับน้ำตาลในเลือดที่ได้จากการดูดซึมหมดไป ร่างกายจะเข้าสู่ภาวะอดอาหาร ตับก็จะสร้างน้ำตาลใหม่ และส่งเข้าสู่กระแสเลือดให้เพียงพอสำหรับ

ร่างกายใช้เป็นพลังงาน เรียกว่า ระดับน้ำตาลก่อนรับประทานอาหาร (premeal blood glucose)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

แม้กระทั่งในกรณีที่ไม่มีรับประทานอาหารเช้าช่วงยาวๆ เช่น เวลากลางคืน หรืออดอาหารทั้งวัน ตับก็จะ เป็นอวัยวะหลักที่สร้าง และส่งน้ำตาล เข้าสู่กระแสเลือดอย่างต่อเนื่องเช่นเดียวกัน ภาวะนี้เรียกว่า ระดับน้ำตาลพื้นฐานหรือระดับน้ำตาลขณะอดอาหาร (basal or fasting blood glucose) ซึ่งระดับ น้ำตาลก่อนรับประทานอาหารเช้าและระดับน้ำตาลพื้นฐานมีค่าใกล้เคียงกันหรือเท่ากัน หากร่างกาย ได้รับน้ำตาลมากเกินไป น้ำตาลที่เหลือจะถูกเก็บสะสมไว้ที่ตับในรูปไกลโคเจน (glycogen) และ ส่วนหนึ่งจะถูกเปลี่ยนเป็นกรดไขมันอิสระ เก็บไว้ในรูปไขมันที่เซลล์ไขมัน [2]

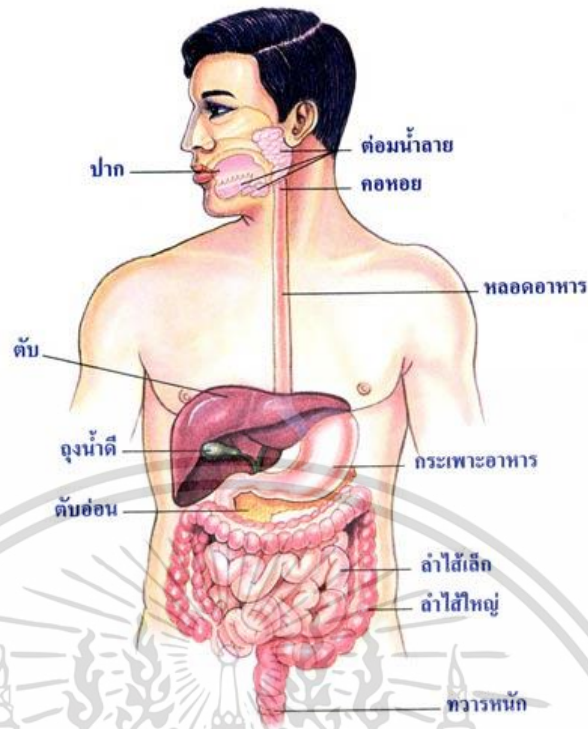


รูปที่ 2.3 ระดับน้ำตาลและระดับอินซูลินในเลือดที่เปลี่ยนแปลงตามมื้ออาหารและในขณะที่ไม่รับประทานอาหารเช้า [2]

2.1.2 ระบบย่อยอาหาร (Digestive system)

ระบบย่อยอาหารมีหน้าที่ย่อยอาหารให้ละเอียด แล้วดูดซึมผ่านเข้าสู่กระแสเลือดเพื่อไปเลี้ยง ส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย การย่อยอาหาร (Digestion) หมายถึง กระบวนการสลายอนุภาคอาหารให้มี ขนาดเล็กสุดจนสามารถดูดซึมเข้าไปในเซลล์ได้ เมื่อมนุษย์รับประทานอาหารเช้าเข้าสู่ร่างกาย จะผ่าน อวัยวะต่าง ๆ ดังนี้

1. ปาก
2. หลอดอาหาร
3. กระเพาะอาหาร
4. ลำไส้เล็ก
5. ลำไส้ใหญ่



รูปที่ 2.4 อวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการย่อยอาหาร [3]

2.1.2.1 ขั้นตอนการย่อยอาหาร

การย่อยอาหารแบ่งออกเป็น 2 ขั้นตอน

1. การย่อยเชิงกล (Mechanical digestion) เป็นกระบวนการทำให้อาหารมีขนาดเล็กลงเพื่อสะดวกต่อการเคลื่อนที่และการเกิดปฏิกิริยาเคมีต่อไป โดยการบดเคี้ยว รวมทั้งการบีบตัวของทางเดินอาหาร ยังไม่สามารถทำให้อาหารมีขนาดเล็กสุด จึงไม่สามารถดูดซึมเข้าเซลล์ได้
2. การย่อยทางเคมี (Chemical digestion) เป็นการย่อยอาหารให้มีขนาดเล็กที่สุดโดยการเกิดปฏิกิริยาเคมีระหว่าง อาหาร กับ น้ำ โดยตรง และจะใช้เอนไซม์หรือน้ำย่อยเข้าเร่งปฏิกิริยาผลจากการย่อยทางเคมีเมื่อถึงจุดสุดท้าย จะได้สารโมเลกุลเล็กที่สุดที่สามารถดูดซึมเข้าสู่เซลล์ได้ ซึ่งอาหารที่ต้องมีการย่อย ได้แก่ คาร์โบไฮเดรต โปรตีนและไขมัน ส่วนเกลือแร่ และวิตามิน จะดูดซึมเข้าสู่ร่างกายได้โดยตรง

2.1.2.2 อวัยวะที่ช่วยย่อยอาหาร

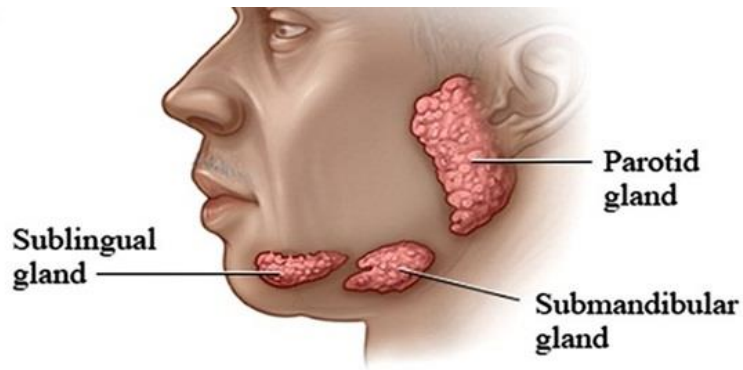
1. ต่อมน้ำลาย (Salivary Gland) ผลิตน้ำย่อยอะไมเลส (Amylase) หรือไทยาลิน (Ptyalin) ย่อยแป้งให้เป็นน้ำตาลมอลโทส
2. กระเพาะอาหาร (Stomach) ผลิต น้ำย่อยเพปซิน ย่อยโปรตีนให้เป็นโปรตีนสายสั้น (เพปไทด์) และ น้ำย่อยเรนิน ย่อยโปรตีนในนมให้เป็นโปรตีนเป็นลิม ๆ
3. ลำไส้เล็ก (Small Intestine) ผลิต น้ำย่อยมอลเทส ย่อยน้ำตาลมอลโทสให้กลายเป็นน้ำตาลกลูโคส น้ำย่อยซูเครส ย่อยน้ำตาลซูโครสให้เป็นน้ำตาลกลูโคสและน้ำตาลฟรักโทส น้ำย่อยแลกเทส ย่อยน้ำตาลแลคโทสให้เป็นน้ำตาลกลูโคสและน้ำตาลกาแลคโตส น้ำย่อยอะมิโนเพปติเดส ย่อยโปรตีนสายสั้นให้เป็นกรดอะมิโน
4. ตับ (Liver) ผลิตน้ำดี ย่อยไขมันให้เป็นไขมันแตกตัวเป็นเม็ดเล็ก ๆ
5. ตับอ่อน (Pancreas) ผลิตน้ำย่อยลิเพส ย่อยไขมันแตกตัวให้เป็นกรดไขมันและกลีเซอรอล น้ำย่อยทริปซิน ย่อยโปรตีนให้เป็นพอลิเพปไทด์และไดเพปไทด์ น้ำย่อยคาร์บอกซิเพปติเดสย่อยเพปไทด์ให้เป็นกรดอะมิโน น้ำย่อยอะไมเลส ย่อยเช่นเดียวกับน้ำย่อยอะไมเลสในปาก

ต่อมน้ำลาย (Salivary Gland)

ต่อมน้ำลาย (Salivary Gland) เป็นต่อมมีท่อ ทำหน้าที่ผลิตน้ำลาย (Saliva) ต่อมน้ำลายของคนมีอยู่ 3 คู่ คือต่อมน้ำลายใต้ลิ้น (Sublingual Gland) 1 คู่ ต่อมน้ำลายใต้ขากรรไกรล่าง (Submandibular Gland) 1 คู่ และ ต่อมน้ำลายข้างกกหู (Parotid Gland) 1 คู่ ต่อมน้ำลายทั้ง 3 คู่นี้ ทำหน้าที่สร้างน้ำลายที่มีเอนไซม์อะไมเลส ซึ่งเป็นเอนไซม์ที่ย่อยสารอาหารจำพวกแป้งเท่านั้น

ความสำคัญของน้ำลาย

1. เป็นตัวหล่อลื่น และทำให้อาหารรวมกันเป็นก้อน เรียกว่า โบลัส (Bolus)
2. ช่วยทำความสะอาดปากและฟัน
3. มีเอนไซม์ช่วยย่อยแป้ง
4. ช่วยทำให้ปุ่มรับรสตอบสนองต่อรสหวาน เค็ม เปรี้ยว และขมได้ดี



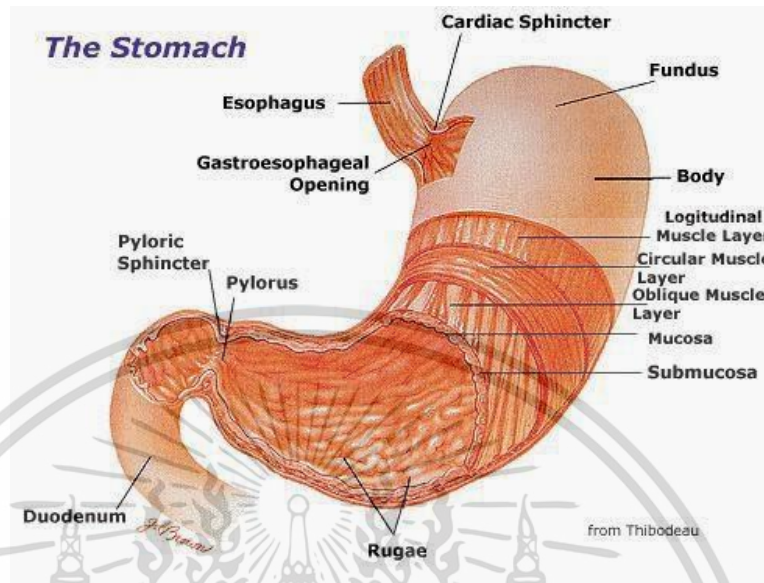
รูปที่ 2.5 ต่อมน้ำลายตำแหน่งต่างๆ [4]

การย่อยในปาก

เริ่มต้นจากการเคี้ยวอาหารโดยการทำงานร่วมกันของ ฟัน ลิ้น และแก้ม ซึ่งถือเป็นการย่อยเชิงกล ทำให้อาหารกลายเป็นชิ้นเล็ก ๆ มีพื้นที่ผิวสัมผัสกับเอนไซม์ได้มากขึ้น ในขณะเดียวกันต่อมน้ำลายก็จะหลั่งน้ำลายออกมาช่วยคลุกเคล้าให้อาหารเป็นก้อนลื่นสะดวกต่อการกลืน เอนไซม์ในน้ำลาย คือ ไทอะลิน หรืออะไมเลสจะย่อยแป้งในระยะเวลาสั้น ๆ ในขณะที่อยู่ในช่องปากให้กลายเป็นเดกซ์ทริน (Dextrin) ซึ่งเป็นคาร์โบไฮเดรตที่มีโมเลกุลเล็กกว่าแป้ง แต่ใหญ่กว่าน้ำตาล และถูกย่อยต่อไปจนเป็นน้ำตาลโมเลกุลคู่ คือ มอลโตส

ประกอบขึ้นด้วยกล้ามเนื้อเรียบที่อัดกันหนาแน่น ด้านในมีลักษณะเป็นสันช่วยในการบดอาหารให้มีขนาดเล็กลงอีก ผนังด้านในสามารถสร้างเอนไซม์เพปซิโนเจน (Pepsinogen) และกรดไฮโดรคลอริกหรือกรดเกลือ (HCl) เพปซิโนเจนจะถูกกรดเกลือเปลี่ยนสภาพให้กลายเป็นเอนไซม์เพปซิน (Pepsin) ซึ่งมีความสามารถในการย่อยโปรตีนให้มีโมเลกุลเล็กลงเรียกว่า เพปไทด์ (Peptide) แต่ยังไม่สามารถดูดซึมได้

การย่อยอาหารในกระเพาะอาหาร

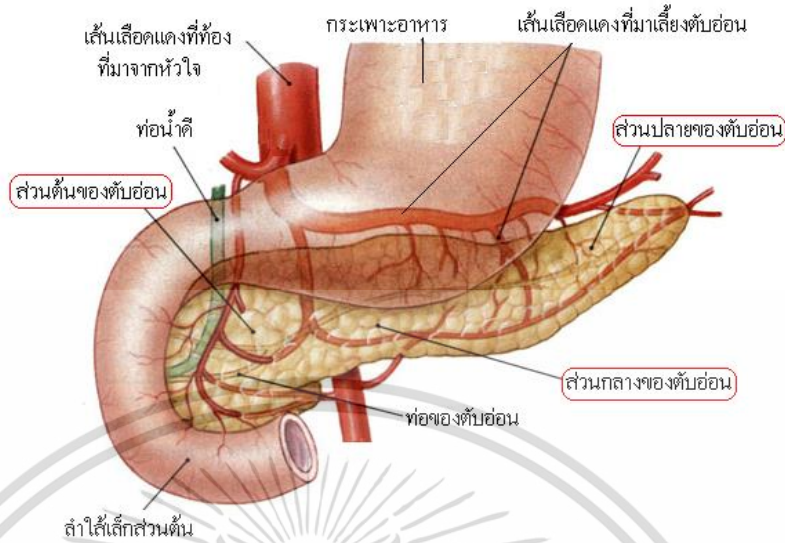


รูปที่ 2.6 กระเพาะอาหาร [5]

อาหารจะถูกคลุกเคล้าอยู่ในกระเพาะด้วยการหดตัว และคลายตัวของกล้ามเนื้อที่แข็งแรงของกระเพาะ โปรตีนจะถูกย่อยในกระเพาะ โดยน้ำย่อยเพปซิน ซึ่งย่อยพันธะบางชนิดของเพปไทด์เท่านั้น ดังนั้นโปรตีนที่ถูกเพปซินย่อยส่วนใหญ่จึงเป็นพอลิเพปไทด์ที่สั้นลง ส่วนเรนินช่วยเปลี่ยนเคซีน (Casein) ซึ่งเป็นโปรตีนในน้ำนมแล้ว รวมกับแคลเซียมทำให้มีลักษณะเป็นลิ่ม ๆ จากนั้นจะถูกเพปซินย่อยต่อไป

ในกระเพาะอาหาร น้ำย่อยลิเพสไม่สามารถทำงานได้ เนื่องจากมีสภาพเป็นกรด โดยปกติอาหารจะอยู่ในกระเพาะอาหารนาน 30 นาทีถึง 3 ชั่วโมง ซึ่งขึ้นอยู่กับชนิดของอาหารนั้น ๆ กระเพาะอาหารก็มีการดูดซึมอาหารบางชนิดได้ แต่ปริมาณน้อยมาก เช่น น้ำ แร่ธาตุ น้ำตาลโมเลกุลเดี่ยว กระเพาะอาหารดูดซึมแอลกอฮอล์ได้ดี อาหารโปรตีน เช่น เนื้อวัว ย่อยยากกว่าเนื้อปลา ในการปรุงอาหารเพื่อให้ย่อยง่าย อาจใช้การหมักหรือใส่สารบางอย่างลงไป ในเนื้อสัตว์เหล่านั้น เช่น ยางมะละกอ หรือสับปะรด

การย่อยอาหารในลำไส้เล็ก



รูปที่ 2.7 ความสัมพันธ์ของลำไส้เล็กและตับอ่อน [6]

ลำไส้เล็กเป็นทางเดินอาหารส่วนที่ยาวมาก แบ่งเป็น 3 ส่วน คือ ดูโอดินัม เจจูนัม และไอลีเยียม ที่ผนังลำไส้เล็กสามารถสร้างน้ำย่อยขึ้นมาได้ ซึ่งมีหลายชนิด นอกจากนั้นที่ลำไส้เล็กส่วนดูโอดินัม ยังได้รับน้ำย่อยจากตับอ่อน และน้ำดีมาจากตับ น้ำย่อยจากตับอ่อนมีหลายชนิดที่สามารถย่อยคาร์โบไฮเดรต โปรตีนและไขมันได้

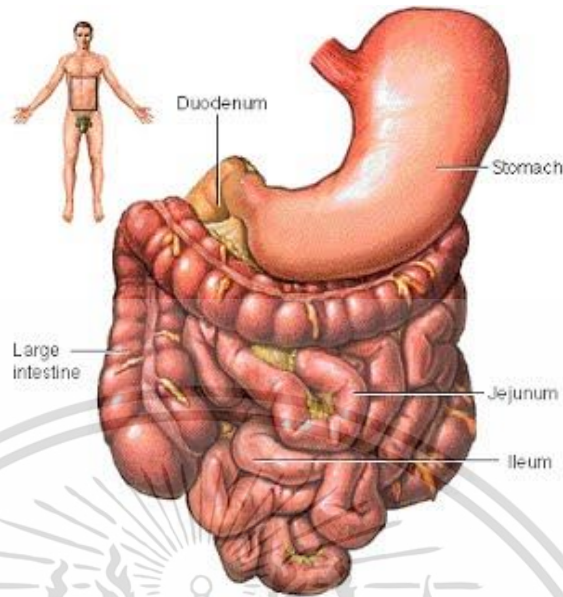
ย่อยน้ำตาลโมเลกุลคู่ ให้เป็นน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยว ดังนี้

- มอลโทส โดยเอนไซม์มอลเทส ได้กลูโคส 2 โมเลกุล
- ซูโครส โดยเอนไซม์ซูเครส ได้กลูโคส และฟรักโทส
- แลกโทส โดยเอนไซม์แลกเทส ได้กลูโคส และกาแลกโทส

ย่อยสารอาหารโปรตีนต่อจากกระเพาะอาหาร ได้แก่ เพปไทด์โดยเอนไซม์ทริปซินได้กรดอะมิโน ซึ่งเป็นโปรตีนโมเลกุลเดี่ยว

ย่อยไขมัน โดยเอนไซม์ ลิเพส จะย่อยไขมันโมเลกุลเล็ก (emulsified fat) ให้เป็นไขมันโมเลกุลเดี่ยว ได้แก่ กรดไขมันและกลีเซอรอล

การดูดซึมอาหารในลำไส้เล็ก



รูปที่ 2.8 ความสัมพันธ์ระหว่างกระเพาะอาหาร ลำไส้เล็ก(ส่วนดูโอดินัม เจจูนัม และอิลีเยียม) และลำไส้ใหญ่ [7]

การดูดซึมอาหาร หมายถึง ขบวนการที่นำอาหารที่ผ่านการย่อยจนได้เป็นสารโมเลกุลเดี่ยว เช่น กลูโคส กรดอะมิโน กรดไขมัน กลีเซอรอล ผ่านผนังทางเดินอาหารเข้าสู่กระแสเลือดเพื่อไปสู่ส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ลำไส้เล็ก เป็นบริเวณที่ดูดซึมอาหารเกือบทั้งหมดเพราะเป็นบริเวณที่มีการย่อยอาหารเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ และโครงสร้างภายในลำไส้เล็กก็เหมาะแก่การดูดซึม คือ ผนังลำไส้เล็กจะยาวพับไปมา และมีส่วนยื่นของกลุ่มของเซลล์ที่เรียงตัวเป็นแถวเดี่ยวมีลักษณะคล้ายนิ้วมือ เรียกว่า วิลลัส (Villus) เป็นจำนวนมาก ในแต่ละเซลล์ของวิลลัสยังมีส่วนยื่นของเยื่อหุ้มเซลล์ออกไปอีกมากมาย เรียกว่า ไมโครวิลลัส (Microvillus) ในคน มีวิลลัสประมาณ 20-40 อันต่อพื้นที่ 1 ตารางมิลลิเมตรหรือประมาณ 5 ล้านอัน ตลอดผนังลำไส้ทั้งหมด

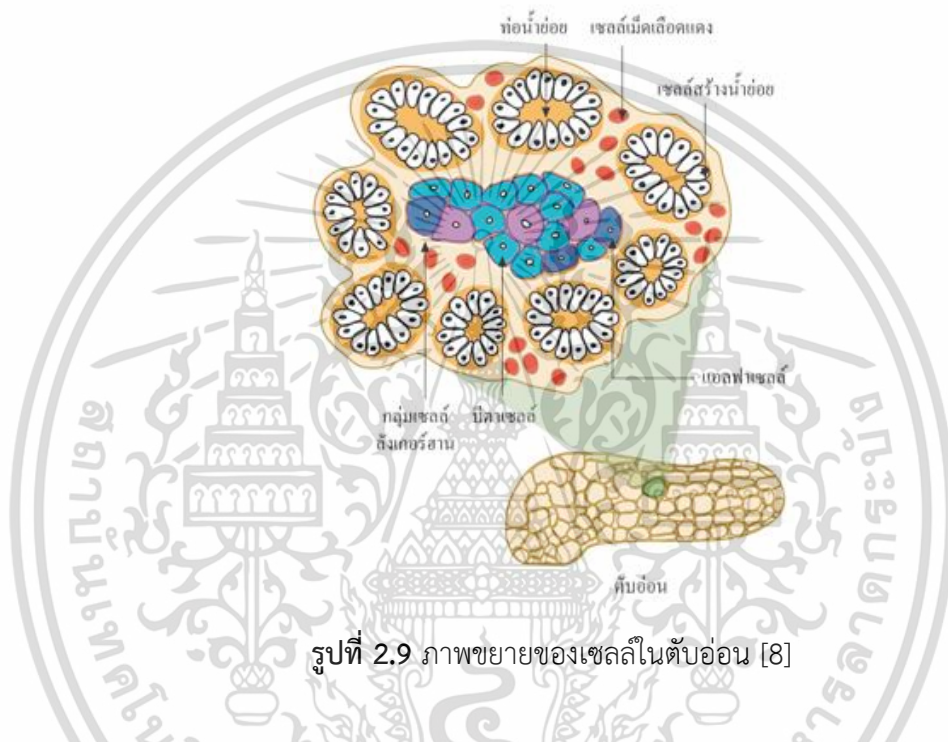
การดูดซึมในลำไส้ใหญ่

การดูดซึมอาหารที่ย่อยแล้วส่วนใหญ่เกิดขึ้นที่ผนังลำไส้เล็ก ส่วนอาหารที่ไม่ถูกย่อยหรือย่อยไม่ได้ เช่น เซลลูโลส ก็จะถูกส่งไปยังลำไส้ใหญ่ ส่วนต้นของลำไส้ใหญ่มีไส้เล็ก ๆ ปลายตัน เรียกว่า ไส้ติ่ง ไส้ติ่งของคนไม่ได้ทำหน้าที่อะไรแต่ก็อาจเกิดการอักเสบถึงกับต้องผ่าตัดไส้ติ่งออกไป ซึ่งอาจเกิดจากการอาหารผ่านช่องเปิดลงไป หรือเส้นเลือดที่ไปเลี้ยงไส้ติ่งเกิดการอุดตัน อาหารที่เหลือจากการย่อยและดูดซึมแล้วจะผ่านเข้าสู่ลำไส้ใหญ่ ลำไส้ใหญ่มีแบคทีเรียอยู่จำนวนมาก ซึ่งจะใช้ประโยชน์จาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
12
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กากอาหารนี้ นอกจากนั้นแบคทีเรียบางชนิดยังสังเคราะห์ วิตามินบางชนิด เช่น วิตามินเค วิตามินบี 12 เซลล์ที่บุผนังลำไส้ใหญ่ สามารถดูดน้ำ แร่ธาตุ วิตามิน และกลูโคสจากกากอาหารเข้ากระแสเลือด ซึ่งส่วนใหญ่จะเป็นน้ำ จึงทำให้กากอาหารชั้นขึ้น จนเป็นก้อนกากอาหารจะผ่านไปถึงไส้ตรง ท้ายสุดของไส้ตรงเป็นกล้ามเนื้อหูรูดแข็งแรงมาก มีลักษณะเป็นวงรอบปากทวารหนักทำหน้าที่บีบตัวในการขับถ่าย และผนังภายในลำไส้ใหญ่จะขับเมือกออกมาหล่อลื่นก้อนอาหาร

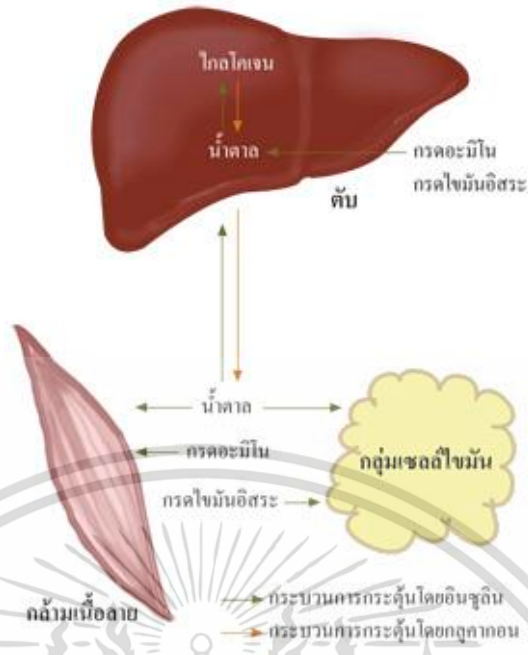
2.1.3 การควบคุมน้ำตาลในเลือดของร่างกาย



รูปที่ 2.9 ภาพขยายของเซลล์ในตับอ่อน [8]

ร่างกายควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดโดยอาศัยฮอร์โมนหลักที่เรียกว่า อินซูลิน (insulin) ซึ่งผลิตจากบีตาเซลล์ในตับอ่อน ที่ทำงานอย่างสมดุลร่วมกับกลูคากอน (glucagon) และฮอร์โมนอื่น ได้แก่ โกรทฮอร์โมน (growth hormone) คอร์ติซอล (cortisol) และแคทีคอลามีน (Catecholamine) ทั้งนี้ อินซูลินเป็นฮอร์โมนเพียงชนิดเดียวที่สามารถลดระดับน้ำตาลในเลือดได้ ส่วนกลูคากอนซึ่งผลิตจากแอลฟาเซลล์ในตับอ่อน และฮอร์โมนอื่นๆ ทำหน้าที่ตรงข้ามคือ ส่งเสริมการสร้างน้ำตาล

อินซูลินควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดผ่านการออกฤทธิ์ที่เซลล์หลัก ๓ ชนิด คือ เซลล์ตับ เซลล์กล้ามเนื้อลาย และเซลล์ไขมัน การออกฤทธิ์ของอินซูลิน ขึ้นกับระดับความเข้มข้นของอินซูลินที่มีอยู่ในขณะนั้น หลังรับประทานอาหาร



รูปที่ 2.10 การทำงานของฮอร์โมนอินซูลิน [8]

ระดับอินซูลินจะสูงขึ้นทันทีที่สอดคล้องกับระดับน้ำตาลในเลือดที่สูงขึ้น เรียกว่า ระดับอินซูลินสูงสุด (peak insulin level) ถือเป็น การตอบสนองอย่างฉับไวของบีตาเซลล์ต่อระดับน้ำตาลในเลือดที่สูงขึ้นจากอาหาร และจะลดลงอย่างรวดเร็วหลังการดูดซึมน้ำตาลจากทางเดินอาหารจบสิ้น ทั้งนี้ ในขณะที่ไม่มีการย่อยอาหารและขณะอดอาหารนานๆ เช่น ช่วงนอนในเวลากลางคืน ตับอ่อนจะหลั่งอินซูลินในปริมาณน้อยๆ อย่างต่อเนื่อง เรียกว่า ระดับอินซูลินพื้นฐาน (basal insulin level) กระบวนการทำงานของอินซูลินในเซลล์หลัก 3 ชนิด เป็นดังนี้

1. เซลล์ตับ

เมื่อระดับอินซูลินขึ้นสูงจะออกฤทธิ์ยับยั้งการสร้างและการส่งน้ำตาลจากตับ และควบคุมตับให้สะสมน้ำตาลที่เหลือจากการใช้งานไว้ในรูปไกลโคเจน เมื่อระดับอินซูลินลดลงสู่ระดับอินซูลินพื้นฐานจะกระตุ้นให้ตับสร้างน้ำตาล และส่งเข้าสู่กระแสเลือดต่อเนื่องตลอดเวลา

2. เซลล์กล้ามเนื้อลาย

อินซูลินออกฤทธิ์โดยนำน้ำตาลเข้าสู่เซลล์กล้ามเนื้อลายซึ่งเป็นเซลล์ของกล้ามเนื้อมัดต่างๆ ทั่วทั้งร่างกาย เพื่อให้เซลล์กล้ามเนื้อลายใช้เป็นพลังงานในขณะที่มีการใช้งานหรือออกแรงทำงาน ยิ่งมีการออกแรงมาก การใช้น้ำตาลก็จะมากขึ้น หากไม่มีอินซูลินหรือมีไม่เพียงพอ เซลล์กล้ามเนื้อลายจะ

ไม่สามารถใช้น้ำตาลเป็นพลังงานได้แม้ว่าระดับน้ำตาลในเลือดจะสูงเพียงใดก็ตาม นอกจากนี้ อินซูลินยังช่วยส่งเสริมให้กล้ามเนื้อลายเก็บสะสมน้ำตาลในรูปไกลโคเจนเอาไว้ เพื่อใช้เป็นพลังงานเมื่อกกล้ามเนื้อหยุดการทำงานหรือหยุดออกแรง

3. เซลล์ไขมัน

เมื่อระดับอินซูลินขึ้นสูงจะออกฤทธิ์ยับยั้งการสลายกรดไขมันอิสระจากไขมันที่สะสมอยู่ในเซลล์ไขมัน และส่งเสริมการเก็บพลังงานส่วนเกินในรูปกรดไขมัน อิสระไว้ในเซลล์ไขมัน เมื่อระดับอินซูลินลดลงสู่ระดับอินซูลินพื้นฐานจะกระตุ้นให้มีการสลายกรดไขมันอิสระเข้าสู่กระแสเลือด ซึ่งถูกนำไปที่ตับเพื่อสร้างเป็นน้ำตาลต่อไป

ดังนั้น เมื่อมีการขาดอินซูลิน หรือการตอบสนองของเซลล์ตับ เซลล์กล้ามเนื้อลาย และเซลล์ไขมันต่อฤทธิ์ของอินซูลินลดลง จึงทำให้เกิดความผิดปกติทางเมแทบอลิซึมของน้ำตาล ไขมัน และโปรตีน

2.2 การตรวจระดับน้ำตาลในเลือด

การตรวจระดับน้ำตาลในเลือด, การตรวจหาระดับน้ำตาลในกระแสเลือด หรือ การเจาะน้ำตาลหลังอดอาหาร 8 ชั่วโมง (ภาษาอังกฤษ : Fasting Blood Sugar หรือ FBS) คือ การเจาะเลือดเพื่อตรวจหาระดับน้ำตาลในเลือดหลังการงดอาหารและเครื่องดื่มทุกชนิดมาแล้วอย่างน้อย 8 ชั่วโมง (แต่ดื่มน้ำเปล่าได้) ทั้งนี้เพื่อใช้เป็นข้อมูลที่ช่วยบ่งชี้ว่าปริมาณของกลูโคสในกระแสเลือด ณ ขณะนั้นอยู่ในระดับปกติ ต่ำกว่าปกติ หรือสูงกว่าปกติ การตรวจนี้จึงเป็นการตรวจที่ช่วยคัดกรองและวินิจฉัยผู้ที่มีอาการแสดงหรือมีปัจจัยเสี่ยงเป็นโรคเบาหวานได้ นอกจากนี้ยังช่วยติดตามระดับน้ำตาลในเลือดเพื่อประเมินผลการรักษา และตรวจเพื่อป้องกันระดับน้ำตาลในเลือดต่ำหรือสูงเกินไปในผู้ป่วยเบาหวานได้ด้วย

2.2.1 ประโยชน์ของการตรวจระดับน้ำตาลในเลือด

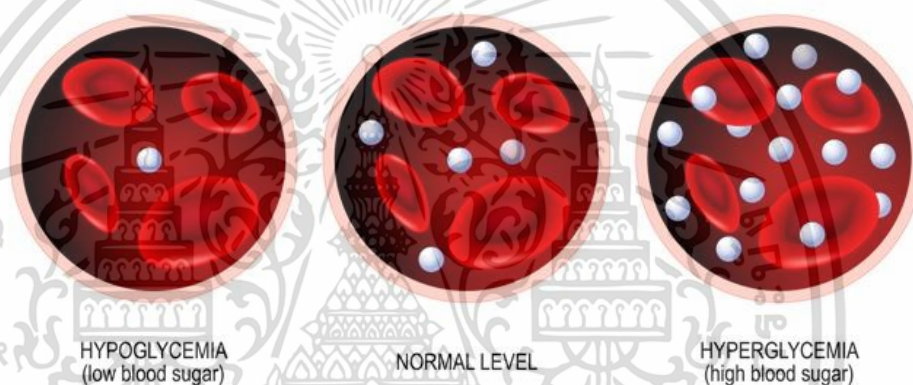
- เพื่อใช้ในการคัดกรองและวินิจฉัยผู้ที่มีอาการแสดงหรือมีปัจจัยเสี่ยงเป็นโรคเบาหวาน
- เพื่อใช้ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดเพื่อประเมินผลการรักษา
- เพื่อตรวจป้องกันระดับน้ำตาลในเลือดต่ำหรือสูงเกินไปในผู้ป่วยเบาหวาน

2.2.2 การตรวจชนิดอื่นที่สามารถวัดค่าน้ำตาลในเลือดได้

การตรวจหาระดับน้ำตาลเฉลี่ยสะสมในเลือด (HbA1c) เป็นการตรวจวัดระดับจำนวนเม็ดเลือดแดงที่ถูกน้ำตาลเข้าจับเคลือบผิวภายนอกและโดยที่เม็ดเลือดปกติจะมีอายุขัยประมาณ 120 วัน ดังนั้น HbA1c จึงเป็น % ของเม็ดเลือดที่ถูกน้ำตาลจับเคลือบผิวในช่วงเวลาย้อนหลังไปเมื่อประมาณ 4 เดือนที่ผ่านมา

การตรวจปัสสาวะ (Urinalysis) เป็นการตรวจหาน้ำตาลที่ปนออกมากับปัสสาวะ ซึ่งจะไม่พบในคนปกติ

2.2.3 ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือด



รูปที่ 2.11 ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดในภาวะต่างๆ

(ภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำ ภาวะปกติ และภาวะน้ำตาลในเลือดสูง) [9]

การวัดปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือด ต้องทำการวัดโดยใช้ค่าระดับน้ำตาลในกระแสเลือดหลังอดอาหาร หรือเรียกอีกชื่อว่า Fasting blood sugar โดยต้องงดอาหารและเครื่องดื่มเป็นระยะเวลาอย่างน้อย 8 ชั่วโมง สามารถดื่มได้เพียงน้ำเปล่าเท่านั้น สำหรับผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวาน ต้องรอนเจาะเลือดก่อนจึงจะรับประทานหรือฉีดยา

ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่อยู่ในระดับปกติ คือ 70 - 99 mg/dL (หรือ 3.9 - 5.5 mmol/L ระบบหน่วยนานาชาติ (SI)) ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่ต่ำกว่าปกติหรือต่ำกว่าปกติมาก ๆ ย่อมเป็นระดับที่ไม่พึงประสงค์ เนื่องจากแสดงให้เห็นว่า ร่างกายกำลังขาดแคลนเชื้อเพลิงอย่างหนัก ซึ่งนับเป็นสัญญาณอันตรายที่มีอาการต่าง ๆ ปรากฏให้ได้รับรู้ตัวเพื่อจะได้แก้ไขได้ทัน ปริมาณ

ระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่สูงกว่าปกติก็นับเป็นระดับที่ไม่พึงประสงค์เช่นเดียวกัน ทั้งนี้ ระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่ค่อย ๆ สูงขึ้นเกินกว่าค่าปกติทีละน้อยที่ผ่านไปแต่ละวัน ก็อาจทำให้ไม่ทันได้รู้สึกตัวและอาจไม่รู้สึกร้อน เนื่องจากไม่มีความเจ็บปวดรวดร้าวใด ๆ ปรากฏให้เห็น แต่ค่าน้ำตาลที่สูงขึ้นอย่างต่อเนื่องนี้จะป็นสาเหตุที่บั่นทอนสุขภาพจนอาจก่อให้เกิดโรคแทรกซ้อนได้มากมายจนเป็นอันตรายถึงขั้นตาบอด ถูกตัดขา ไตวาย อัมพาต อัมพฤกษ์ สมองเสื่อม กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ฯลฯ

ตารางที่ 2.1 ตารางแสดงปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดในภาวะต่างๆ (ภาวะปกติ ภาวะเสี่ยงต่อโรคเบาหวาน และภาวะโรคเบาหวาน) [10]

BLOOD GLUCOSE CHART

Mg/DL	Fasting	After Eating	2-3 hours After Eating
Normal	80-100	170-200	120-140
Impaired Glucose	101-125	190-230	140-160
Diabetic	126+	220-300	200 plus

2.2.3.1 ภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำ

ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่ใช้บ่งชี้ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดว่าต่ำกว่าปกติ จำเป็นต้องจำแนกกลุ่มบุคคลออกเป็น 2 กลุ่ม ดังนี้

1. กลุ่มผู้ที่มีได้เป็นโรคเบาหวาน ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่แสดงว่าต่ำผิดปกติ คือ น้อยกว่า 54 mg/dL (หรือ < 3.0 mmol/L ระบบหน่วยนานาชาติ (SI))
2. กลุ่มผู้ที่เป็นโรคเบาหวาน ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่แสดงว่าต่ำผิดปกติ คือ น้อยกว่า 63 mg/dL (หรือ < 3.5 mmol/L ระบบหน่วยนานาชาติ (SI))

ภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำ (Hypoglycemia) ผู้ที่ตกอยู่ในสภาวะว่ามีน้ำตาลในเลือดต่ำดังกล่าว มักถูกเรียกขานกันว่า เป็นผู้ที่มีภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำ แต่ในทางการแพทย์ผู้ที่มีน้ำตาลในเลือดต่ำกว่าปกติจนอาจถูกเรียกว่า “Hypoglycemia” ได้นั้น จำเป็นต้องตกอยู่ในเงื่อนไข 3 ข้อ คือ

1. ผลการตรวจระดับน้ำตาลในเลือด (FBS) มีค่าต่ำกว่าปกติ (ผู้มีได้เป็นเบาหวาน คือ < 54 mg/dL และผู้ที่เป็นเบาหวาน คือ < 63 mg/dL)

2. มีอาการผิดปกติแสดงให้เห็นอย่างชัดเจน โดยแบ่งเป็นอาการทางกาย (ได้แก่ วิงเวียน ศีรษะ, กระสับกระส่าย, หิว กระจายบ่อย, หัวใจเต้นเร็วกว่า ปกติ, เหงื่อออกมากผิดปกติ, มือ แขน ขา สั่นโดยไม่รู้ตัว) และอาการทางสมอง (ได้แก่ ขาดสมาธิ, สะลึมสะลือ, ความคิดสับสน, ฉุนเฉียวง่าย, ตาเห็นภาพเลือนลาง, การพูดจาติดขัด, ทรงตัวไม่ค่อยได้ อวัยวะเคลื่อนไหวไม่สัมพันธ์กัน, อาจมีอาการชัก, หากไม่แก้ไขอาจถึงขั้นสลบหรือโคม่า)

3. เมื่อแก้ไขด้วยการให้อาหารประเภทน้ำตาลและคาร์โบไฮเดรตแล้วจะทำให้อาการทั้งหลายสามารถกลับฟื้นคืนสู่ปกติได้ เช่น การเลือกกินคาร์โบไฮเดรตเชิงซ้อน (เช่น ข้าวกล้อง ขนมปังโฮลวีท), การแบ่งมื้ออาหารให้มากกว่า 3 มื้อต่อวัน

ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่ต่ำกว่าระดับปกติ อาจมีผลจากสภาวะอย่าง-
หนึ่งต่อไปนี้

- โรคตับอย่างใดอย่างหนึ่ง เนื่องจากจับเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่ส่งกลูโคสเข้าสู่กระแสเลือด แต่เมื่อตับทำหน้าที่ไม่ครบถ้วนจึงอาจส่งกลูโคสเข้าสู่กระแสเลือดได้น้อยกว่าปกติหรือไม่ค่อยได้

- สภาวะตับอ่อนโตขึ้นผิดปกติ หรือเกิดมีเนื้องอกเกิดขึ้นที่ตับอ่อน (Insulinoma) จึงทำให้ส่งฮอร์โมนอินซูลินออกมาสู่กระแสเลือดอย่างไร้การควบคุม (ทั้ง ๆ ที่ตามปกติตับอ่อนจะผลิตอินซูลินได้ก็ต่อเมื่อถูกกระตุ้นจากกลูโคสเท่านั้น) เป็นผลทำให้กลูโคสถูกอินซูลินซึ่งมีมากผิดปกตินั้นพาไปเผาผลาญอย่างมากผิดปกติตามไปด้วย กลูโคสในเลือดซึ่งถูกเผาผลาญอย่างมากผิดปกตินี้จึงมีค่าต่ำกว่าผิดปกติ

- โรคหรือมีเหตุสำคัญเกิดขึ้นที่ต่อมหมวกไต (Adrenal gland) จึงทำให้ผลิตฮอร์โมนอะดรีนาลีนออกมาไม่เพียงพอ (ฮอร์โมนนี้มีหน้าที่ในการไปกระตุ้นตับให้เร่งส่งกลูโคสเข้าสู่กระแสเลือดเพื่อให้ร่างกายได้ใช้อย่างเพียงพอ แต่เมื่อตับไม่ได้รับการกระตุ้น จึงเป็นผลทำให้กลูโคสในเลือดต่ำกว่าปกติ)

- ต่อมใต้สมอง (Pituitary gland) ทำงานน้อยเกินไป ต่อมใต้สมองเป็นต่อมมีบทบาทควบคุมการเผาผลาญอาหาร เพื่อผลิตเชื้อเพลิงซึ่งก็คือกลูโคสให้กับร่างกาย เมื่อต่อมใต้สมองมีปัญหา กลูโคสในร่างกายจึงต่ำ

- ต่อมไทรอยด์ทำงานน้อยเกินไป (Hypothyroidism) เนื่องจากต่อมไทรอยด์มีหน้าที่สำคัญในการกระตุ้นต่อทุกเซลล์ของร่างกายให้ช่วยกันเผาผลาญกลูโคสเพื่อสร้าง

พลังงานอย่างมีเหตุผลตามความจำเป็นในแต่ละสถานการณ์ แต่เมื่อต่อมไทรอยด์ทำงานได้น้อย มันจึงปล่อยฮอร์โมนออกมาน้อยเพราะไร้การควบคุม จึงทำให้เซลล์ทั้งหลายของร่างกายพากันเผาผลาญกลูโคสซึ่งเป็นเชื้อเพลิงเกินขอบเขตและปราศจากการควบคุม จึงเป็นผลทำให้กลูโคสในกระแสเลือดมีระดับต่ำกว่าปกติอยู่ตลอดเวลา

- โรคหัวใจ หรือจากการติดเชื้ออย่างรุนแรง
- การดื่มแอลกอฮอล์มากเกินไป เพราะแอลกอฮอล์จะไปรบกวนการทำงานของตับจนผลิตและส่งกลูโคสเข้าสู่กระแสเลือดได้น้อย
- การใช้ยาบางอย่างหรือเกือบทุกชนิด แม้แต่ยาพาราเซตามอล (Paracetamol) หรือยาส์สร้างกล้ามเนื้อของนักเพาะกาย (Anabolic steroids) ก็มีผลไปรบกวนเซลล์ตับ ทำให้ตับส่งกลูโคสเข้าสู่กระแสเลือดได้น้อยกว่าปกติ
- การได้รับยาลดระดับน้ำตาลมากเกินขนาด หรือใช้ร่วมกับยาหรือสมุนไพรบางชนิดหรือแอลกอฮอล์ ดังนั้นหากได้รับยาหรือสมุนไพรหรือวิตามินที่จำเป็นอื่น ๆ เพิ่มเติมควรแจ้งให้แพทย์ผู้รักษาทราบก่อนเสมอ เพื่อแพทย์ จะได้ประเมินการปรับเปลี่ยนขนาดและชนิดการรักษาให้เหมาะสมต่อไป
- การฉีดอินซูลินมากเกินไปจนขนาดให้กับบุคคลที่เป็นโรคเบาหวานอยู่แล้ว จึงทำให้เกิดการเผาผลาญมากเกินไปตามไปด้วย (ควรพิจารณาว่าฉีดอินซูลินผิดขนาดหรือไม่ หรือเป็นช่วงที่ได้รับการปรับเปลี่ยนขนาดอินซูลินมากขึ้นจากแพทย์ หากเป็นอย่างหลังให้ปรึกษาแพทย์ของคุณเพื่อปรับเปลี่ยนขนาดยาให้เหมาะสมต่อไป)
- การอดอาหาร เมื่อไม่ได้ทานอาหารก็ย่อมมีผลทำให้กลูโคสในเลือดมีระดับต่ำ

2.2.3.2 ภาวะน้ำตาลในเลือดสูง

ค่าตัวเลขเบื้องต้นที่ใช้บ่งชี้ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดว่าสูงกว่าระดับปกติ ซึ่งจะช่วยบ่งชี้สภาวะของโรคเบาหวานให้แน่ชัด คือ

1. ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือด 100 - 125 mg/dL (หรือ 5.6 - 6.9 mmol/L ระบบหน่วยนานาชาติ (SI)) อาจบ่งชี้ว่าเป็น ผู้มีความเสี่ยงเป็นโรคเบาหวาน (Pre-diabetes)
2. ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดมากกว่า 126 mg/dL (หรือมากกว่า 7.0 mmol/L ระบบหน่วยนานาชาติ (SI)) อาจบ่งชี้ว่าเป็น โรคเบาหวาน (Diabetes)

ผู้ที่มีภาวะน้ำตาลในเลือดสูง (Hyperglycemia) จะมีอาการของเช่น กระหายน้ำผิดปกติ, ปัสสาวะมากและบ่อยผิดปกติ, อ่อนเพลียโดยปราศจากสาเหตุ, สายตามองเห็นภาพไม่ชัด, เกิดแผลแล้วยากกว่าปกติและอาจลุกลามมากขึ้นถึงขั้นเป็นแผลใหญ่

ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดที่สูงกว่าระดับปกติ อาจมีผลจากสภาวะอย่างหนึ่งต่อไปนี้

1. กำลังเป็นโรคเบาหวาน (ต้องตรวจ HbA1c ร่วมด้วยเพื่อยืนยันผลการตรวจ)
2. อาจเกิดจากการบริโภคอาหารประเภทคาร์โบไฮเดรตในปริมาณมากจนเกินความจำเป็นของร่างกายเป็นประจำและต่อเนื่องมานาน จึงทำให้ตับอ่อนเกิดความอ่อนล้าที่จะผลิตอินซูลินเข้าสู่กระแสเลือด เมื่อกลูโคสไม่มีอินซูลินหรือมีอินซูลินน้อยจนไม่พอที่จะขนส่งไปสู่เซลล์ ก็จะทำให้กลูโคสล้นนองอยู่ในกระแสเลือด ซึ่งนี่คือต้นเหตุที่แท้จริงของโรคเบาหวาน
3. อาจเกิดจากต่อมไทรอยด์ทำงานหนักเกิน (Hyperthyroidism) จึงบังคับให้ตับเตรียมกลูโคสซึ่งเป็นเชื้อเพลิงไว้ให้ร่างกายมากเกินความจำเป็นอย่างไร้เหตุผล
4. ตับอ่อนอาจเกิดการอักเสบ (Pancreatitis) จึงทำให้ผลิตฮอร์โมนอินซูลินออกมาได้น้อยเกินไปหรือผลิตออกมาไม่ได้เลย กลูโคสจึงเหลืออย่างคับคั่งในกระแสเลือด
5. อาจเกิดสภาวะ Glucagonoma ที่ตับอ่อนหลั่งฮอร์โมนกลูคากอน (Glucagon) ออกมาได้เอ็ดโนมิติ ทั้ง ๆ ที่ฮอร์โมนตัวนี้ตามปกติแล้วจะหลั่งออกมาในกรณีที่กระแสเลือดมีกลูโคสอยู่ในระดับต่ำ เพื่อว่าจะได้ไปดึงกลูโคสที่เก็บไว้ออกมาใช้เท่านั้น เมื่อฮอร์โมนกลูคากอนที่ถูกหลั่งออกมาเองอย่างไร้การควบคุมมันจึงไปดึงกลูโคสเข้าสู่กระแสเลือดอย่างไร้การควบคุมไปด้วย จึงทำให้ระดับกลูโคสในเลือดสูงอยู่ตลอดเวลา
6. ตับอ่อนอาจเกิดโรคมะเร็ง (Pancreatic cancer) จึงผลิตฮอร์โมนอินซูลินออกมาไม่ได้
7. อาจเกิดจากสภาวะของโรคไตวายเรื้อรัง (Chronic renal failure) ไตจึงทิ้งของเสียรวมทั้งน้ำตาลกลูโคสออกนอกร่างกายทางปัสสาวะไม่ได้
8. อาจเกิดจากสภาวะร่างกายโตเกินไม่สมส่วน (Acromegaly) เนื่องจากการหลั่งฮอร์โมนเพื่อการเจริญเติบโต (Growth hormone) ออกมามากผิดปกติ
9. อาจเกิดจากกลุ่มอาการคุซซิง (Cushing's syndrome) ซึ่งเป็นกลุ่มอาการที่เกิดจากร่างกายมีฮอร์โมน Glucocorticoid มากเกินปกติ โดยฮอร์โมนนี้เป็นฮอร์โมนสำคัญของร่างกายที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของอวัยวะเกือบทุกระบบรวมทั้งการใช้พลังงานของร่างกายจากน้ำตาลกลูโคส
10. อาจเกิดจากภาวะการติดเชื้อ หรือการผ่าตัด ที่อาจมีผลทำให้ระดับน้ำตาลในเลือดสูงขึ้นอย่างรวดเร็วในช่วงเวลาหลาย ๆ ชั่วโมง
11. อาจเกิดจากความเครียดที่มีขึ้นอย่างรุนแรงและฉับพลัน (Acute stress) จากสาเหตุใดสาเหตุหนึ่งของร่างกาย เพราะภาวะอารมณ์มีบทบาทในการเพิ่มขึ้นของระดับน้ำตาลในร่างกาย

12. อาจเกิดจากการกินยารักษาโรคบางอย่าง เช่น ยาคุมกำเนิด ยารักษาโรคความดันโลหิตสูงชนิดขับปัสสาวะ กลุ่มยาสเตียรอยด์ ฯลฯ (หากได้รับยาเหล่านี้รวมถึงยาสมุนไพรใด ๆ ควรแจ้งให้แพทย์ทราบทุกครั้ง)

13. ผลร้ายของการปล่อยให้ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดสูงกว่าระดับปกติเป็นเวลานาน น้ำตาลในเลือดที่สูงผิดปกติก็ย่อมก่อให้เกิดความเสียหายต่ออวัยวะสำคัญของร่างกายเกือบทุกแห่ง ทำให้เกิดโรคแทรกซ้อนต่อเนื่องจากโรคเบาหวานตามมามากมาย เช่น

- กลุ่มโรคหลอดเลือด เช่น โรคความดันโลหิตสูง โรคหลอดเลือดหัวใจอุดตัน โรคหลอดเลือดสมองตีบ ตัน หรือแตก โรคหลอดเลือดในอวัยวะส่วนปลาย (เป็นต้นเหตุให้ต้องตัดขา)

- กลุ่มโรคประสาท เช่น โรคสมองเสื่อม โรคประสาทส่วนปลาย โรคประสาทอัตโนมัติ โรคประสาทอัตโนมัติต่อหัวใจ

- กลุ่มโรคตา เช่น โรคจอตา โรคต้อหิน โรคต้อกระจก

- กลุ่มโรคกล้ามเนื้อยึดกระดูก เช่น โรคหัวใจหลอดเลือด โรคนิ้วล็อก โรคปวดกระดูกข้อมือ

- กลุ่มโรคอื่น ๆ เช่น เบาหวานลงไต โรคระบบย่อยอาหารผิดปกติ โรคผิวหนัง

การแก้ไขในเบื้องต้นเมื่อระดับน้ำตาลในเลือดสูง

- ผู้ที่มีความเสี่ยงเป็นโรคเบาหวาน (ปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือด อยู่ในช่วง 100 - 125 mg/dL) ควรปรับเปลี่ยนพฤติกรรมมารับประทานอาหาร โดยลดอาหารประเภทคาร์โบไฮเดรตและอาหารไขมัน พร้อมกับหาทางลดความอ้วนด้วยวิธีที่เหมาะสม เพิ่มการทำกิจกรรมต่างๆ ที่เหมาะสมในแต่ละบุคคลอย่างน้อยวันละ 30 นาทีเป็นจำนวน 5 ครั้งต่อ สัปดาห์ (เช่น การเดินเร็ว) และปรึกษาแพทย์เพื่อพิจารณาหาแนวทางการรักษาและเพื่อตรวจติดตามอย่างต่อเนื่องอย่างน้อยปีละ 1 ครั้งต่อไป

- ผู้ที่ตรวจพบปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดมากกว่าหรือเท่ากับ 126 mg/dL ควรปรึกษาแพทย์พร้อมแจ้งสาเหตุที่คาดว่าป็นสาเหตุหลักให้แพทย์ทราบ เพื่อจะได้ทำการวินิจฉัยและทำการรักษาให้เหมาะสมต่อไป

- สำหรับผู้ที่เป็นเบาหวาน และมีปริมาณระดับน้ำตาลในกระแสเลือดมากกว่า 130 mg/dL ควรปรับเปลี่ยนพฤติกรรมมารับประทานอาหาร หาทางลดความอ้วนด้วยวิธีที่เหมาะสม กินยาตามที่แพทย์สั่ง ไปพบแพทย์ตามนัดเพื่อปรับเปลี่ยนแนวทางการรักษาให้

เหมาะสม โดยอาจจะทุก 3 หรือ 6 เดือนตามที่แพทย์แจ้ง และตรวจร่างกายเพื่อป้องกันโรคแทรกซ้อนต่างๆ ดังที่กล่าวมา

- สำหรับผู้ที่มีระดับน้ำตาลในเลือดสูงมาก เช่น มากกว่า 250 mg/dL (Diabetic ketoacidosis) อาจแสดงอาการปัสสาวะบ่อย ปากแห้ง ผิวแห้ง เหนื่อยง่าย คลื่นไส้ อาเจียน ติดต่อกันมากกว่า 2 ชม. หรือปวดท้อง หายใจสั้นและถี่ กลิ่นลมหายใจเป็นผลไม้ สับสน และอาจหมดสติ ซึ่งเป็นอันตรายถึงชีวิต ผู้ดูแลควรรีบพาผู้ป่วยไปพบแพทย์โดยเร็วที่สุด

2.2.3.3 ปัจจัยที่มีผลกระทบต่อ การตรวจระดับน้ำตาลในกระแสเลือด

- ดื่มน้ำ และ เครื่องดื่มไม่ถึงระยะเวลาที่กำหนด เช่น 8 ชั่วโมง หรือ 2 ชั่วโมง
- ดื่มเครื่องดื่มที่มีส่วนผสมของแอลกอฮอล์ หรือคาเฟอีนสูง
- มีโรคประจำตัว หรือมีความเครียดสูง
- สูบบุหรี่
- รับประทานยาบางชนิด เช่น ยาคุมกำเนิด ยารักษาความดันโลหิต ยาที่อยู่ในกลุ่มของสเตียรอยด์

2.3 เครื่องตรวจระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา (Blood Glucose Meter หรือ BGM)

ปัจจุบันเครื่องตรวจน้ำตาลชนิดพกพา มีการใช้งานอย่างแพร่หลายทั้งในสถานพยาบาลทุกระดับ และผู้ป่วยเบาหวานใช้ติดตามระดับน้ำตาลในเลือดเพื่อการควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดตามคำแนะนำของแพทย์



รูปที่ 2.12 เครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพาที่ใช้ในปัจจุบัน [11]

2.3.2 วัตถุประสงค์ในการใช้งานเครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา

1. การตรวจเพื่อคัดกรองโรคเบาหวาน

ตรวจโดยการเจาะเลือดจากเส้นเลือดฝอย เช่น จากปลายนิ้วและตรวจด้วยเครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา (Blood glucose meter หรือ BGM) แนะนำให้อดอาหารก่อนเจาะเลือดอย่างน้อยเป็นเวลา 8 ชั่วโมง กรณีที่ไม่สะดวกหรือไม่สามารถตรวจวัดได้โดยวิธีอ้างอิงจากการตรวจวิเคราะห์ในห้องปฏิบัติการ (Fasting plasma glucose) โดยใช้หลักการ hexokinase หรือ glucose oxidase ถ้าระดับน้ำตาลจาก BGM ขณะที่ไม่อดอาหารน้อยกว่า 110 mg/dL โอกาสที่จะพบความผิดปกติของระดับน้ำตาลในเลือดมีน้อย จึงควรได้รับการตรวจซ้ำทุก 1-3 ปี

2. การตรวจเพื่อประเมินสถานะของผู้ป่วย

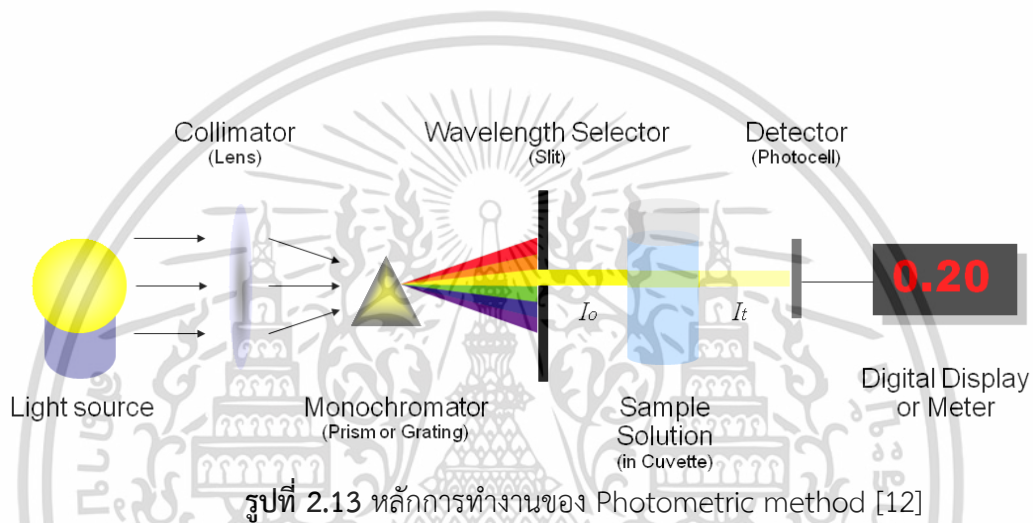
กรณีผู้ป่วยภาวะฉุกเฉินต่างๆเพื่อประเมินสถานะน้ำตาลในเลือดต่ำ (hypoglycemia) หรือสถานะน้ำตาลในเลือดสูง (hyperglycemia)

2.2.3 หลักการตรวจวิเคราะห์น้ำตาลในเลือดด้วยเครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา

หลักการตรวจวิเคราะห์และเทคโนโลยีของเครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพามี 2 หลักการคือ

1. Photometric method

เป็นการตรวจน้ำตาลในเลือดโดยการวัดแสงที่เกิดขึ้นจากค่าความเข้มของสี (color intensity) ของสารประกอบที่มีอยู่ในแถบตรวจ (strip) ที่ใช้ทดสอบซึ่งเป็นผลที่เกิดจากการทำปฏิกิริยาของเอนไซม์ ระดับความเข้มข้นของน้ำตาลในเลือด สัมพันธ์กับความเข้มของสี และการดูดซึมของแสง (Refractance photometry) ภายหลังจากการทำปฏิกิริยาของเคมี น้ำตาลกับเอนไซม์ เครื่องมือที่ใช้หลักการนี้ ค่าของน้ำตาลที่วัดได้จะถูกรบกวนโดยความขุ่นของเลือด สารที่มีสี เช่น วิตามิน บีลิรูปิน นอกจากนั้น การตรวจในที่ที่มีแสงสว่างมากๆ ก็จะมีผลต่อการตรวจด้วย



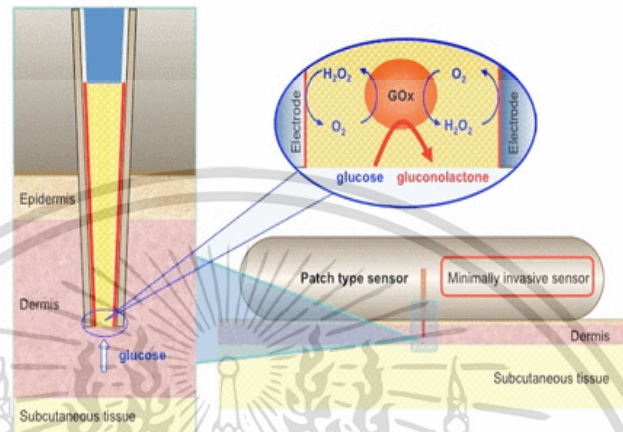
รูปที่ 2.13 หลักการทำงานของ Photometric method [12]

2. Electrochemical Technology หรือ Biosensor

เป็นการตรวจน้ำตาลในเลือดโดยการวัดอิเล็กตรอนที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยาของน้ำตาลกลูโคส และเอนไซม์ที่เฉพาะต่อน้ำตาลกลูโคส (specific enzyme) ที่มีอยู่ในแถบตรวจที่ใช้ทดสอบ ซึ่งปฏิกิริยาดังกล่าวจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณน้ำตาลกลูโคสในเลือด ซึ่งกลูโคสจะทำปฏิกิริยาที่ electrode ที่มีเอนไซม์ glucose oxidase (GO) หรือ glucose dehydrogenase (GD) โดย enzyme จะทำให้เกิด reoxidase เกิดเป็นสารตัวกลาง เช่น ferricyanide ion, ferrocene derivative หรือ osmium bipyridyl complex ทำให้เกิดกระแสไฟฟ้า ซึ่งประจุไฟฟ้าทั้งหมด จะผ่านเข้าสู่ electrode และถูกแปลงค่าเป็นปริมาณ glucose

เครื่องมือที่ใช้หลักการ enzyme GD นี้ค่าของน้ำตาลกลูโคสที่วัดได้จะไม่ถูกรบกวนโดยความขุ่นและสีต่างๆ และไม่ถูกรบกวนโดยแสงสว่าง แต่ในกรณีที่ใช้ enzyme GO จะมีการรบกวนจากออกซิเจน

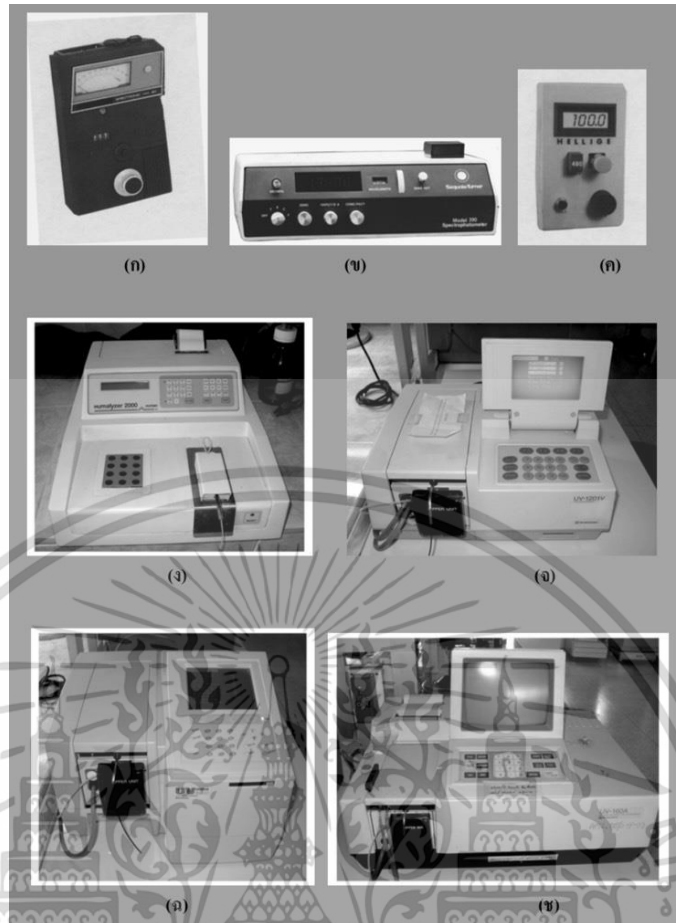
เมื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติของ enzyme GO หรือ GD ซึ่ง GO เป็น enzyme ที่มีความคงตัวน้อยกว่า GD ทำให้ค่าที่วัดมีความแม่นยำต่ำกว่า และมีข้อจำกัดสูงกว่า แต่ GD จะมีความผันแปรมากขึ้นเมื่อมีสารอื่นๆมารบกวนการเกิดปฏิกิริยา



รูปที่ 2.14 หลักการทำงานของ Biosensor เมื่อติดไว้ที่บริเวณปลายเข็มเจาะเลือด [12]

2.4 เครื่องวัดการดูดกลืนแสง (Absorption Spectrophotometer)

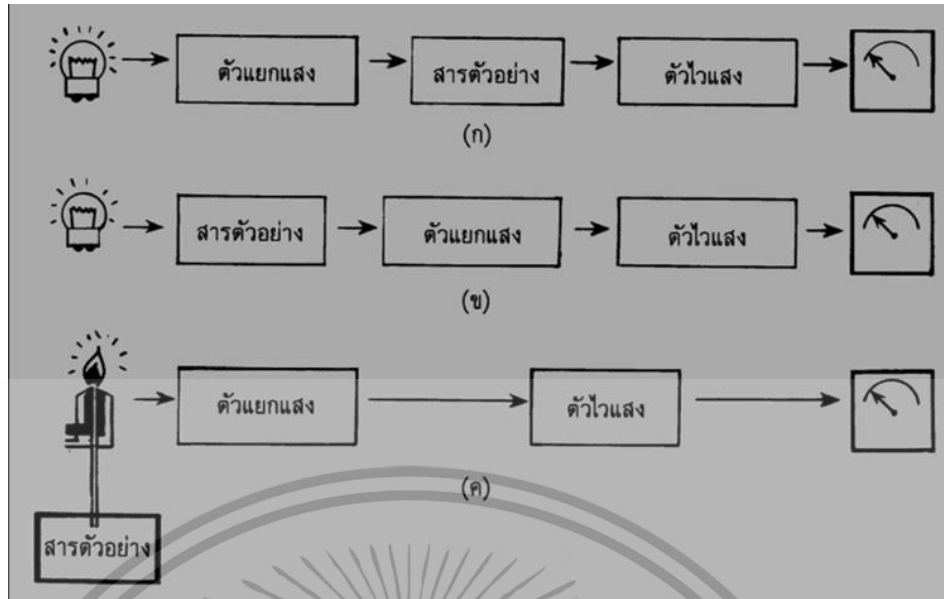
เครื่องวัดการดูดกลืนแสง หรือ Spectrophotometer คืออุปกรณ์ที่ใช้วัดความเข้มของแสงในช่วงความยาวคลื่นแคบๆและมีความจำเพาะ (specificity) และความไว (sensitivity) สูง ซึ่งในปัจจุบันได้มีการพัฒนาไปมากมีทั้งแบบอะนาล็อก แบบดิจิทัล รวมทั้งแบบดิจิทัลที่ทำงานโดยอัตโนมัติ ที่มีระบบไมโครโพรเซสเซอร์ควบคุมการทำงาน



รูปที่ 2.15 รูปร่างของเครื่องวัดการดูดกลืนแสง แบบอะนาล็อก(ก) แบบดิจิตอลชนิดตั้งโต๊ะ (ข,ง,จ,ฉ,ช) และแบบดิจิตอลชนิดมือถือ (ค) [13]

เครื่องวัดความเข้มของแสง (Spectrophotometer) แบ่งออกเป็น 3 กลุ่มใหญ่คือ การวัดแสงที่เปล่งออกมา (emission light) การวัดแสงที่ถูกดูดกลืน (absorption light) และการวัดแสงฟลูออเรสเซนซ์ (fluorescence light) ที่เปล่งออกมา

เครื่องวัดการดูดกลืนแสงและเครื่องวัดฟลูออเรสเซนซ์ มีองค์ประกอบที่คล้ายกันแต่ตำแหน่งการวางอุปกรณ์ต่างกัน กล่าวคือ เครื่องวัดการดูดกลืนแสงมีหลอดไฟกำเนิดแสง(light source) ส่งแสงผ่านไปยังตัวแยกแสง (monochromator) ผ่านสารตัวอย่าง (sample) ผ่านตัวไวแสง (photo sensor) แล้วจึงอ่านค่าออกมา ส่วนเครื่องวัดแสงฟลูออเรสเซนซ์ หลอดไฟกำเนิดแสงจะส่งแสงผ่านสารตัวอย่างเพื่อทำให้เกิดแสงฟลูออเรสเซนซ์ แล้วให้แสงฟลูออเรสเซนซ์ที่เกิดขึ้นส่องผ่านไปยังตัวแยกแสงและอุปกรณ์อื่นๆ ตามลำดับ ส่วนเครื่องวัดการเปล่งแสงโดยเปลวไฟมีอุปกรณ์ต่างๆเหมือนกับเครื่องวัดการดูดกลืนแสงแต่ต่างกันตรงที่ไม่มีหลอดไฟกำเนิดแสง

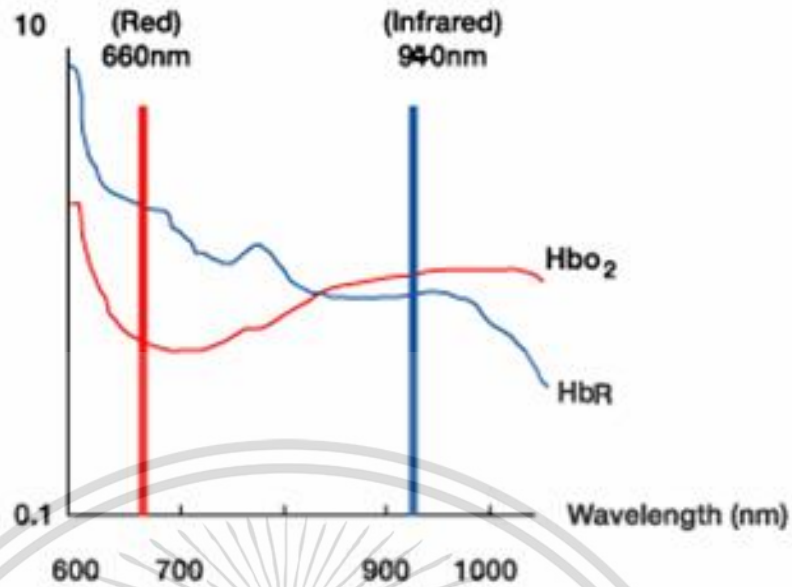


รูปที่ 2.16 องค์ประกอบหลักของเครื่องวัดความเข้มข้นแสงโดยการวัดการดูดกลืนแสง (ก) วัดแสงฟลูออเรสเซนซ์ (ข) และวัดการเปล่งแสงโดยเปลวไฟ (ค) [13]

หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร

Pulse Oximeter วัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง (arterial oxygen saturation) โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกัน

- ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin : HbO₂) ดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 600-750 นาโนเมตร (คลื่นแสงสีแดง)
- ฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin หรือ Reduced hemoglobin : HbR) ดูดซับคลื่นแสงความยาวคลื่น 850-1000 นาโนเมตร (คลื่นอินฟราเรด)



รูปที่ 2.17 กราฟแสดงค่าดูดกลืนของ Red light กับ Infrared light ของฮีโมโกลบินที่จับกับ ออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน [14]

Pulse Oximeter ประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ

1. ตัวตรวจวัด (Probe) ทำหน้าที่ปล่อยและรับคลื่นแสง ตัวปล่อยคลื่นแสง (Light-Emitting Diode : LED) และตัวรับสัญญาณ (Photodetector)
2. มอนิเตอร์ (Monitor) แสดงค่าและรูปคลื่นต่างๆ

หลักการดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ

เครื่องจะปล่อยคลื่นแสง 2 ช่วงคลื่น คือ คลื่นความยาว 660 และ 940 นาโนเมตร เมื่อคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างของคลื่นแสง ช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (non-pulsatile flow หรือ direct current light : DC) ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) ช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (pulsatile flow หรือ alternating current light : AC) ปกติ > 97% ซึ่งประมาณ = PaO₂ 97 mmHg.

การรายงานค่าของ PULSE OXIMETER

หน่วยเป็น % = % ของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน ค่าปกติ > 97% ซึ่งประมาณ = PaO₂
97 mmHg.

PaO₂ : Partial pressure of arterial oxygenation

คือแรงดันของออกซิเจนที่ละลายอยู่ในพลาสมา เป็นตัวบอกให้ทราบถึงภาวะออกซิเจนในร่างกาย

2.4.1 ธรรมชาติของแสง

แสงเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic wave) ที่มีความเร็วในการเดินทางสูงมาก กล่าวคือ มีความเร็วในสุญญากาศเท่ากับผลคูณของความยาวคลื่น (λ) และความถี่ (ν) แต่ความเร็วในการเดินทางจะเปลี่ยนไปเมื่อเดินทางผ่านตัวกลางอื่นๆ โดยมีความเร็วในการเดินทางเท่ากับ 2.9979×10^{16} ซม./วินาที / n (n = ดรรชนีหักเหของตัวกลาง, refractive index)

พลังงานของแสงมีค่าเท่ากับผลคูณของความถี่และค่าคงตัว ($h\nu$, h = Planck's constant = 6.6×10^{-27} เอิร์ก-วินาที) ดังนั้นแสงที่มีความถี่มาก จึงมีพลังงานสูงมีความร้อนมาก และมีอำนาจการทะลุทะลวงสูง ซึ่งผู้ปฏิบัติงานต้องคำนึงถึงอันตรายดังกล่าวด้วย

ความเข้มของแสงนิยมวัดในหน่วยกำลังเทียน (candle power) หรือลูเมน (lumen) ปริมาณแสงแปรผันโดยตรงกับความเข้ม (intensity) ของแสง ดังนั้น การวัดความเข้มของแสงจึงเป็นการวัดปริมาณแสงทางอ้อม

ความยาวคลื่นแสงนิยมแทนด้วยอักษรกรีก คือ “ λ ” (แลมบ์ดา, lambda) แสงแต่ละช่วงความยาวคลื่นถูกกำหนดให้มีชื่อเรียกต่างกัน ตามข้อกำหนดของ “The Joint Committee on Nomenclature in Applied Spectroscopy” ดังนี้

ตารางที่ 2.2 ตารางแสดงชื่อของแต่ละช่วงความยาวคลื่นแสง [15]

ชื่อเรียก	ความยาวคลื่น (นาโนเมตร)
Far ultra violet	10-200
Near ultra violet	200-380
Visible	380-780
Near infrared	780-3,000
Middle infrared	3,000-30,000
Far infrared	30,000-300,000
Microwave	300,000-1,000,000,000

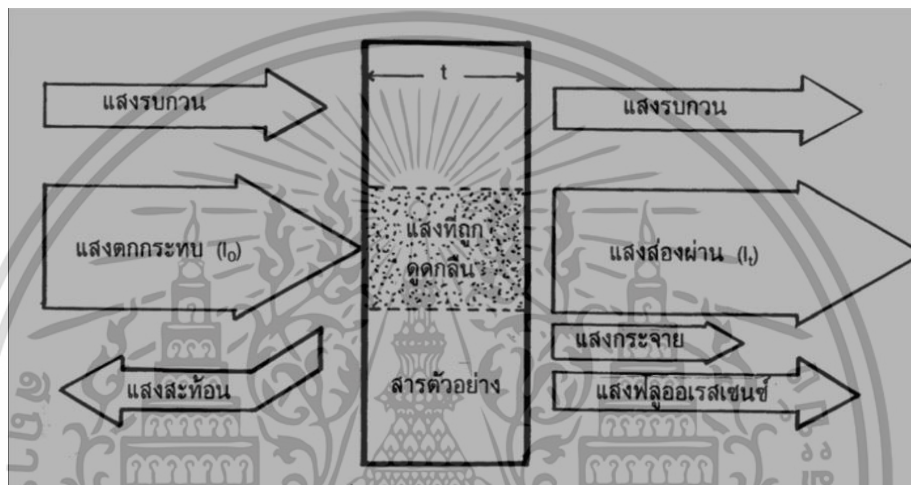
แสงที่มองเห็น (visible light) เป็นแสงสีขาวที่เกิดจากการรวมกันของแสงสีต่างๆ มีสีหลักอยู่ 7 สี คือ สีม่วง สีคราม สีน้ำเงิน สีเขียว สีเหลือง สีแสด และสีแดง เมื่อแสงสีขาวตกกระทบวัตถุแล้วทำให้มองเห็นเป็นวัตถุสีใด แสดงว่าวัตถุดูดกลืนแสงสีอื่นๆหมด แต่สะท้อนแสงที่ตามองเห็นออกมา แต่ถ้าวัตถุนั้นดูดกลืนแสงทุกสีไว้ได้หมด จะมองเห็นวัตถุนั้นเป็นสีดำ

แสงอัลตราไวโอเล็ต (ultraviolet light) เป็นแสงที่มีคุณสมบัติในการทำให้อิเล็กทรอนิกส์ของอะตอมเกิดการส่งผ่าน (electronic transmission) เมื่อร่างกายถูกแสงนี้เป็นเวลานานอาจเกิดอันตราย ตัวอย่างเช่น ผิวไหม้เกรียม เยื่อぶถูกตาถูกทำลาย และอาจเกิดเป็นมะเร็งของผิวหนังได้ เนื่องจากแสงอัลตราไวโอเล็ตทำให้ไธมีนเบส (thymine base) ในนิวเคลียสของเซลล์รวมตัวกันทำให้การอ่านรหัสผิดไป เป็นผลให้เซลล์ไม่สามารถควบคุมการเจริญเติบโตได้

แสงอินฟราเรด (infrared light) เป็นแสงที่มองไม่เห็นด้วยตาเปล่า สามารถทำให้โมเลกุลของวัตถุต่างๆ เกิดการสั่นสะเทือนอย่างรุนแรงจนเกิดความร้อนขึ้นมา เนื่องจากวัตถุส่วนใหญ่ดูดกลืนแสงในช่วง 3,000-100,000 นาโนเมตรได้ดี ดังนั้นจึงนิยมใช้รังสีอินฟราเรดในการทำให้วัตถุต่างๆแห้ง เพราะมีประสิทธิภาพในการทำให้แห้งสูงกว่าการใช้ความร้อนแบบธรรมดา

2.4.2 กฎของแสง

เมื่อแสงตกกระทบบั้วตฤาจะเกิดการดูดกลืนแสง การส่องผ่าน การกระจาย การสะท้อนกลับหรือเกิดการเปล่งแสงฟลูออเรสเซนซ์ แต่กฎของแสงที่นำมาใช้วัดค่าการดูดกลืนแสงถือว่ามีเฉพาะแสงที่ตกกระทบบ (incident light) แสงที่ดูดกลืน(absorbed light) และแสงที่ส่องผ่าน (transmitted light) โดยไม่ได้คำนึงถึงผลของแสงรบกวน (stray light) และแสงที่ส่องผ่านของแสง เป็นไปตามกฎดังกล่าว การผลิตเครื่องวัดการดูดกลืนแสง และการใช้งานจึงต้องป้องกันการเกิดแสงรบกวนให้น้อยที่สุด



รูปที่ 2.18 แสงที่อาจเกิดขึ้นเมื่อแสงตกกระทบบสารตัวอย่าง [15]

2.4.3 กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert law)

กฎของแลมเบิร์ต (Lambert's law) คือ เมื่อมีแสงที่มีความยาวคลื่นเดียว (monochromatic light) ผ่านตัวกลางเนื้อเดียว สัดส่วนของความเข้มของแสงที่ถูกตัวกลางนั้นดูดกลืนไว้ไม่ขึ้นอยู่กับความเข้มของแสงที่กระทบบตัวกลางนั้น และความเข้มของแสงจะถูกแต่ละชั้นของตัวกลางดูดกลืนไว้ในสัดส่วนที่เท่ากัน

กฎของเบียร์ (Beer's law) คือ เมื่อแสงที่มีความยาวคลื่นเดียวผ่านตัวกลางเนื้อเดียว สัดส่วนของความเข้มของแสงที่ถูกตัวกลางนั้นดูดกลืนไว้จะแปรผันโดยตรงกับปริมาณของตัวกลางที่ดูดกลืนแสงนั้น

เมื่อเราวัดการดูดกลืนแสงของสารละลาย ปริมาณความเข้มของแสงที่ถูกดูดกลืนจะขึ้นอยู่กับทั้งความเข้มข้นของสารละลายและความหนาของสารละลายที่ลำแสงต้องผ่าน จึงจำเป็นต้องรวมกฎ

ของเบียร์และกฎของแลมเบิร์ต เรียกว่า กฎของเบียร์-แลมเบิร์ต (Beer-Lambert law) การวัดค่าเอกสารนี้เป็นเอกสารที่ส่งวินไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การดูดกลืนแสงของสารตัวอย่างเราสามารถทำได้โดยให้ลำแสงผ่านเข้าไปในตัวอย่าง (Incident light: I_0) แล้ววัดปริมาณแสงที่เหลื้ผ่านออกมา (I) โดยเทียบกับแสงที่ผ่านออกมาเมื่อไม่มีสารตัวอย่าง

Transmittance (T) เป็นสัดส่วนปริมาณแสงที่ผ่านออกมา (I) ต่อปริมาณแสงที่ผ่านเข้าไปในตัวอย่าง(I_0) เขียนสมการได้ว่า

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (2.1)$$

Absorbance (A) นิยามสมการได้เป็น

$$A = \log \frac{I_0}{I} = -\log T \quad (2.2)$$

โดยทั่วไปจะรายงานค่า transmittance เป็นเปอร์เซ็นต์ (%T) ดังนั้น

$$\%T = 100 \frac{I}{I_0}$$

$$\log \%T = \log 100 \frac{I}{I_0}$$

$$\log \%T = 2 + \log \frac{I}{I_0}$$

$$\log \%T = 2 - A$$

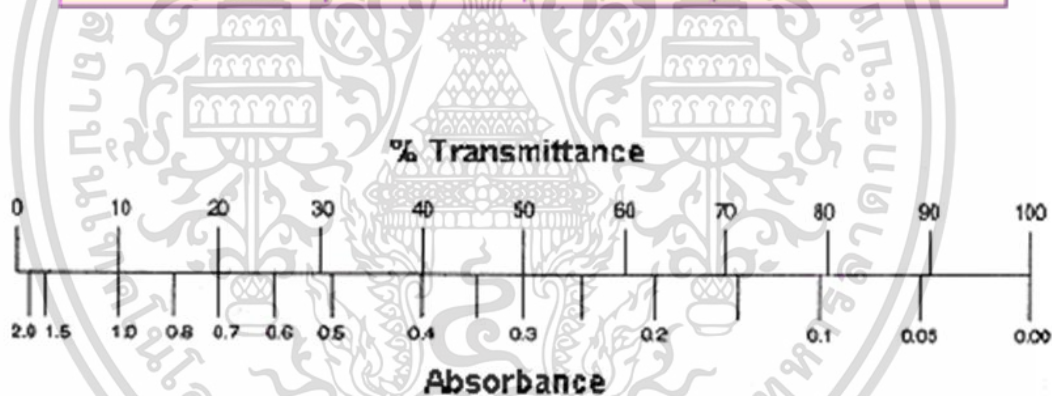
$$A = 2 - \log \%T \quad (2.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น ค่า T มีค่าอยู่ในช่วง 0-1 และ %T มีค่าตั้งแต่ 0-100 ส่วน A=0 เมื่อแสงที่ผ่านเข้าไปในตัวอย่างไม่ถูกดูดกลืนไว้ และผ่านออกมา 100%, A=1 เมื่อแสงผ่านออกมาเพียง 10% และ A=2 ถ้าแสงผ่านออกมาน้อยมากเพียง 1%

ตารางที่ 2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืน กับ %transmittance [16]

Transmittance (I/I_0)	%T ($\log I/I_0$)	$\log \%T$	Absorbance ($-\log T$)
1	100	2	0
0.1	10	1	1
0.01	1	0	2
0.001	0.1	-1	3

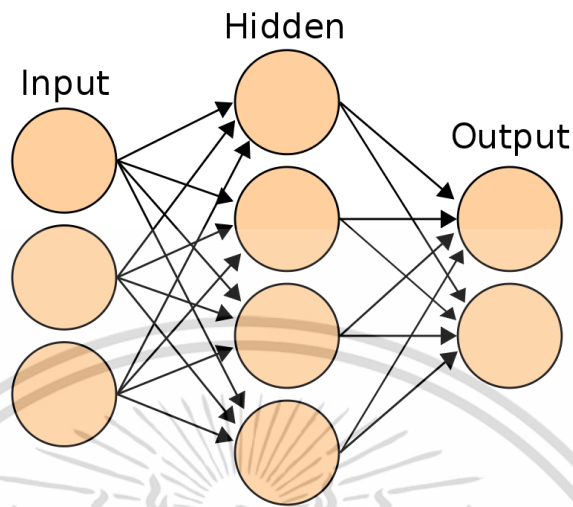


รูปที่ 2.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืน กับ %transmittance [16]

2.5 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network : ANN)

โครงข่ายประสาทเทียม หรือ ข่ายงานประสาทเทียม (Artificial Neural Network) คือ โมเดลทางคณิตศาสตร์หรือโมเดลทางคอมพิวเตอร์สำหรับประมวลผลสารสนเทศด้วยการคำนวณแบบคอนเนกชันนิสต์ (connectionist) แนวคิดเริ่มต้นของเทคนิคนี้ได้มาจากการศึกษาโครงข่ายไฟฟ้าชีวภาพ (bioelectric network) ในสมอง ซึ่งประกอบด้วย เซลล์ประสาท (neurons) และ จุด

ประสานประสาท (synapses) ตามโมเดลนี้ ข่ายงานประสาทเกิดจากการเชื่อมต่อระหว่างเซลล์ประสาท จนเป็นเครือข่ายที่ทำงานร่วมกัน



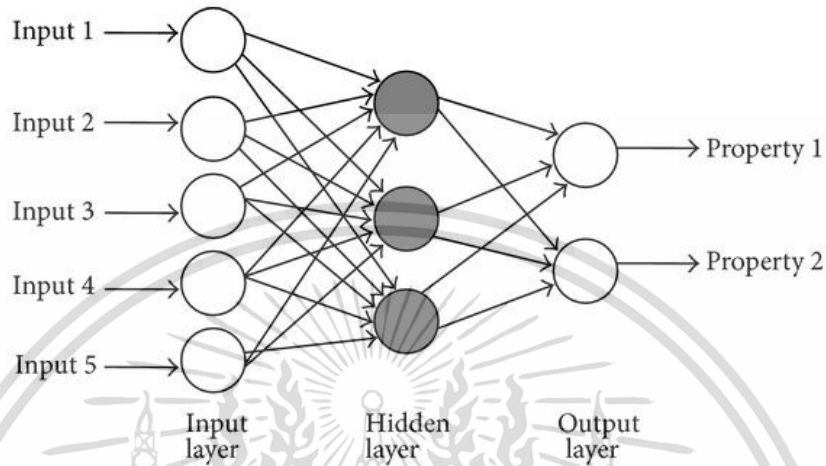
รูปที่ 2.20 ข่ายงานประสาทเทียมมีการเชื่อมต่อกัน [17]

2.5.1 โมเดล

ข่ายงานประสาทแบบป้อนไปหน้า (feedforward) ประกอบด้วยเซตของบัพ (node) ซึ่งอาจจะถูกกำหนดให้เป็นบัพอินพุต (input nodes) บัพเอาต์พุต (output nodes) หรือ บัพอยู่ระหว่างกลางซึ่งเรียกว่า บัพฮิดเดน (hidden nodes) มีการเชื่อมต่อระหว่างบัพ (หรือนิวรอน) โดยกำหนดค่าน้ำหนัก (weight) กำกับอยู่ที่เส้นเชื่อมทุกเส้น เมื่อข่ายงานเริ่มทำงาน จะมีการกำหนดค่าให้แก่บัพอินพุต โดยค่าเหล่านี้ อาจจะได้มาจากการกำหนดโดยมนุษย์ จากเซนเซอร์ที่วัดค่าต่างๆ หรือผลจากโปรแกรมอื่นๆ จากนั้นบัพอินพุต จะส่งค่าที่ได้รับ ไปตามเส้นเชื่อมขาออก โดยที่ค่าที่ส่งออกไป จะถูกคูณกับค่าน้ำหนักของเส้นเชื่อม บัพในชั้นถัดไปจะรับค่า ซึ่งเป็นผลรวมจากบัพต่างๆ แล้วจึงคำนวณผลอย่างง่าย โดยทั่วไปจะใช้ฟังก์ชันซิกมอยด์ (sigmoid function) แล้วส่งค่าไปยังชั้นถัดไป การคำนวณเช่นนี้จะเกิดขึ้นไปเรื่อยๆ ทีละชั้น จนถึงบัพเอาต์พุต โดยในยุคแรก (ราว ค.ศ. 1970) จำนวนชั้นจะถูกกำหนดไว้เป็นค่าคงที่ แต่ในปัจจุบันมีการนำขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรม มาช่วยออกแบบโครงสร้างของข่ายงาน ดู นิวโรอีโวลูชัน (Neuroevolution)

2.5.2 ประเภทของข่ายงานประสาทเทียม

เพอร์เซ็ปตรอนหลายชั้น (multi-layer perceptron)



รูปที่ 2.21 Multilayer Perceptron Neural Network [18]

โครงข่ายประสาทเทียมแบบ MLP เป็นรูปแบบหนึ่งของโครงข่ายประสาทเทียมที่มีโครงสร้างเป็นแบบหลายๆชั้น ใช้สำหรับงานที่มีความซับซ้อนได้ผลเป็นอย่างดี โดยมีกระบวนการฝึกฝนเป็นแบบมีผู้สอน (Supervise) และใช้ขั้นตอนการส่งค่าย้อนกลับ (Backpropagation) สำหรับการฝึกฝน กระบวนการส่งค่าย้อนกลับ ประกอบด้วย 2 ส่วนย่อยคือ การส่งผ่านไปข้างหน้า (Forward Pass) การส่งผ่านย้อนกลับ (Backward Pass) สำหรับการส่งผ่านไปข้างหน้า ข้อมูลจะผ่านเข้าโครงข่ายประสาทเทียมที่ชั้นข้อมูลเข้า และจะส่งผ่าน จากอีกชั้นหนึ่งไปสู่อีกชั้นหนึ่งจนกระทั่งถึงชั้นข้อมูลออก ส่วนการส่งผ่านย้อนกลับค่าน้ำหนักการเชื่อมต่อจะถูกปรับเปลี่ยนให้สอดคล้องกับกฎการแก้ข้อผิดพลาด (Error-Correction) คือผลต่างของผลตอบที่แท้จริง (Actual Response) กับผลตอบเป้าหมาย (Target Response) เกิดเป็นสัญญาณผิดพลาด (Error Signal) ซึ่งสัญญาณผิดพลาดนี้จะถูกส่งย้อนกลับเข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียมในทิศทางตรงกันข้ามกับการเชื่อมต่อ และค่าน้ำหนักของการเชื่อมต่อจะถูกปรับจนกระทั่งผลตอบที่แท้จริงเข้าใกล้ผลตอบเป้าหมาย

สัญญาณที่มีโครงข่ายประสาทเทียมแบบ MLP มี 2 ประเภทคือ Function Signal และ Error Signal โดย Function Signal เป็นสัญญาณเข้าที่มาจากโหนดในชั้นก่อนหน้า และจะส่งผ่านไปข้างหน้าจากโหนดหนึ่งไปสู่อีกโหนดหนึ่ง Error Signal เป็นสัญญาณย้อนกลับที่เกิดขึ้นที่โหนดในชั้นข้อมูลออกของโครงข่ายประสาทเทียม และถูกส่งผ่านย้อนกลับจากชั้นหนึ่งไปสู่อีกชั้นหนึ่ง

หลักการการทำงานของ MLP คือในแต่ละชั้นของชั้นซ่อนตัว (Hidden Layer) จะมีฟังก์ชันสำหรับคำนวณเมื่อได้รับสัญญาณ (Output) จากโหนดในชั้นก่อนหน้านี้ เรียกว่า Activation Function โดยในแต่ละชั้นไม่จำเป็นต้องเป็นฟังก์ชันเดียวกันก็ได้ ชั้นซ่อนตัวนั้นมีหน้าที่สำคัญคือ จะพยายามแปลงข้อมูลที่เข้ามาในชั้น (Layer) นั้นๆให้สามารถแยกแยะความแตกต่างโดยใช้เส้นตรงเส้นเดียว (Linearly Separable) และก่อนที่ข้อมูลจะถูกส่งไปถึงชั้นข้อมูลออก (Output Layer) ในบางครั้งอาจจำเป็นต้องใช้ชั้นซ่อนตัวมากกว่า 1 ชั้นในการแปลงข้อมูลให้อยู่ในรูป Linearly Separable

ในการคำนวณหา Output ในปัญหาการจำแนกทำได้โดยการใส่ข้อมูล Input เข้าไปในโครงข่ายประสาทเทียมที่เราได้ทำการหาไว้แล้ว จากนั้นให้ทำการเปรียบเทียบค่าของ Output ใน Output Layer และให้ทำการเลือกค่าของ Output ที่มีค่าสูงกว่า (Neuron ที่มีค่าสูงกว่า) และทำการรับค่าของพยากรณ์ที่ตรงกับ Neuron ที่เลือก และให้นำค่าของ มาเปรียบเทียบกับค่าที่ยอมรับได้ หากค่าของ อยู่ในช่วงที่รับได้ (Error น้อยกว่า Error ที่เรากำหนด) ก็ให้ทำการรับข้อมูลชุดถัดไป แต่หากค่าของ มากกว่าค่าที่ยอมรับได้ ให้ทำการปรับค่าน้ำหนักและ Biased ตามขั้นตอนที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น เมื่อทำการปรับน้ำหนักเรียบร้อยแล้ว ให้ทำการรับข้อมูลชุดถัดไปและทำตามขั้นตอนซ้ำอีกรอบจนกระทั่งถึงข้อมูลชุดสุดท้าย และเมื่อทำข้อมูลชุดสุดท้ายเสร็จจะนับเป็น 1 รอบของการคำนวณ (1 Epoch) จากนั้นจะทำการหาค่าผิดพลาดรวมเฉลี่ย จากค่าเฉลี่ยของ ที่ได้เก็บค่าเอาไว้ เพื่อใช้ในการตรวจสอบว่าค่า โดยเฉลี่ยในการจำแนกนั้น มีค่าน้อยกว่าค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้หรือไม่ ถ้าใช่แสดงว่าโครงข่ายประสาทเทียมที่สร้างขึ้นนั้นสามารถให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องของทุกๆข้อมูลแล้ว จึงทำการจบการเรียนรู้ได้ แต่ถ้าไม่ใช่ ให้กลับไปทำตามขั้นตอนแรก โดยเริ่มรับข้อมูลชุดที่ 1 ใหม่

ข่ายงานฮอปฟิลด์ (Hopfield network)

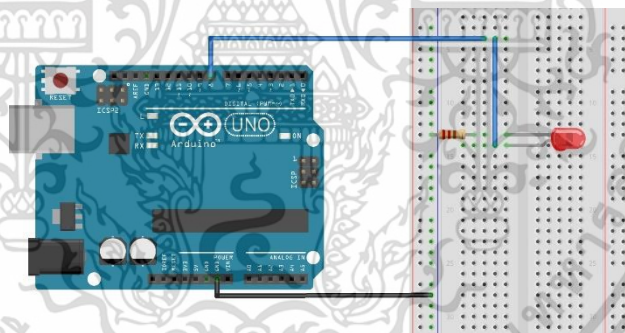
ข่ายงานฮอปฟิลด์ บางครั้งเรียกว่า Hebb's Rule เป็นวิธีการหรือทฤษฎีที่เกี่ยวข้องของกับการจัดกลุ่มของข้อมูลโดยอาศัยต้นแบบมาจากระบบประสาท คือ เซลล์ใดที่อยู่ใกล้กันและสามารถกระตุ้นเซลล์ที่อยู่ใกล้เคียงแบบซ้ำๆ ต่อเนื่องกันจนเกิดการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับเซลล์ตนเองและเซลล์ใกล้เคียงจะถือว่า เซลล์ทั้งสองมีปฏิสัมพันธ์ที่สนับสนุนกัน ส่งผลให้ทั้งคู่สามารถจะเจริญเติบโตไปด้วยกันได้ Hebb's Rule จะเกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์ของชุดข้อมูล 2 ชุดที่สนับสนุนกันจนทำให้น้ำหนักของข้อมูลมีความน่าเชื่อถือมากขึ้น ช่วยให้เกิดความมั่นใจว่าค่าน้ำหนักดังกล่าวสามารถนำมาใช้งานได้มีประสิทธิภาพใน Hebb's Rule แต่ละ Node ของชั้น Input Layer จะเชื่อมโยงกับทุก Node ของชั้น Output Layer อย่างสมบูรณ์ดังนั้นการทำงานของวิธีนี้จึงอาศัยรูปแบบจาก Input เป็นหลักโดยการ Mapping ระหว่าง Input Pattern กับ Recalled Pattern (Output

Pattern ที่สามารถกลับสู่ Input Pattern ได้) ซึ่งได้จากการพิจารณาข้อมูลที่อยู่ใกล้เคียงแต่การ Mapping มีข้อเสียคือสามารถ Mapping ได้เฉพาะข้อมูลที่สัมพันธ์กันในแบบ Orthogonal (แบบตั้งฉาก) ผลลัพธ์ในการ Mapping ด้วย Hebb's Rule

2.6 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ Arduino

Arduino อ่านว่า (อา-ดู-อิ-โน้ หรือ อาดูยโน้) เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software ตัวบอร์ด Arduino ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ทั้งนี้ผู้ใช้งานยังสามารถดัดแปลง เพิ่มเติม พัฒนาต่อยอดทั้งตัวบอร์ด หรือโปรแกรมต่อได้อีกด้วย

ความง่ายของบอร์ด Arduino ในการต่ออุปกรณ์เสริมต่างๆ คือผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้ามาที่ขา I/O ของบอร์ด หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริม (Arduino Shield) ประเภทต่างๆ เช่น Arduino XBee Shield, Arduino Music Shield, Arduino Relay Shield, Arduino Wireless Shield, Arduino GPRS Shield เป็นต้น มาเสียบกับบอร์ดบนบอร์ด Arduino แล้วเขียนโปรแกรมพัฒนาต่อได้เลย



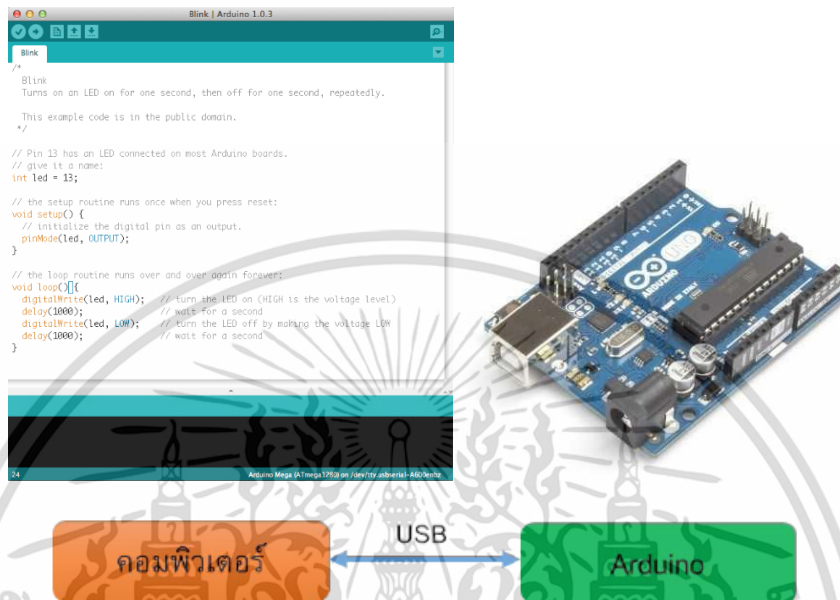
รูปที่ 2.22 บอร์ด Arduino ต่อกับ LED [19]

2.6.1 จุดเด่นที่ทำให้บอร์ด Arduino เป็นที่นิยม

- ง่ายต่อการพัฒนา มีรูปแบบคำสั่งพื้นฐาน ไม่ซับซ้อน เหมาะสำหรับผู้เริ่มต้น
- มี Arduino Community กลุ่มคนที่ร่วมกันพัฒนาที่แข็งแกร่ง
- Open Hardware ทำให้ผู้ใช้สามารถนำบอร์ดไปต่อยอดใช้งานได้หลายด้าน
- ราคาไม่แพง สามารถซื้อมาเพื่อฝึกฝนทักษะเองได้

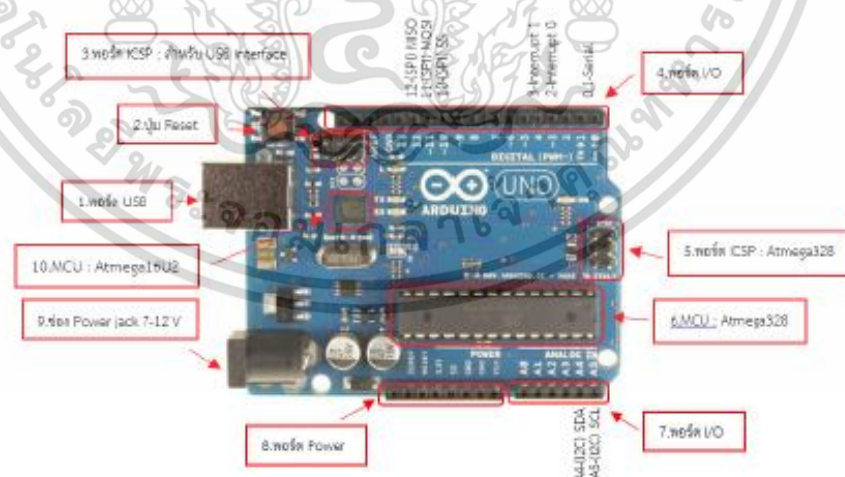
- Cross Platform สามารถพัฒนาโปรแกรมบน OS ใดก็ได้

2.6.2 รูปแบบการเขียนโปรแกรมบน Arduino



รูปที่ 2.23 การเขียนโปรแกรมบน Arduino [19]

2.6.3 Layout & Pin out Arduino Board (Model: Arduino UNO R3)



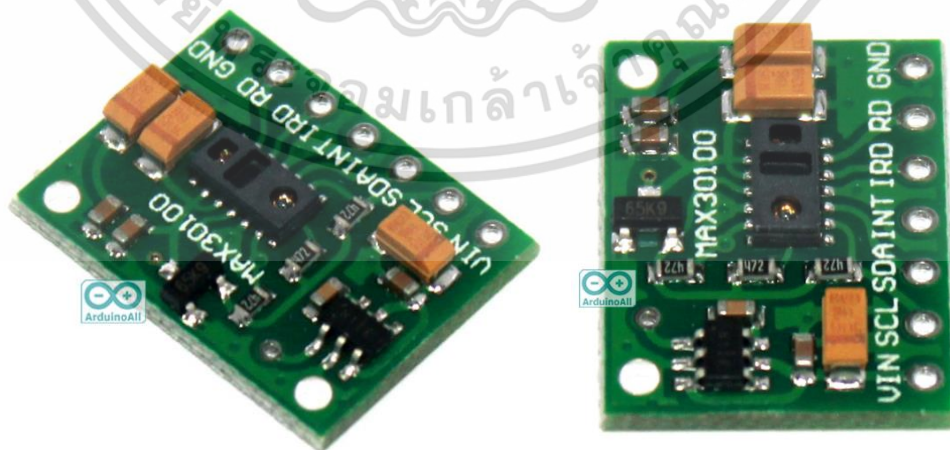
รูปที่ 2.24 Layout & Pin out Arduino Board [19]

1. USBPort: ใช้สำหรับต่อกับ Computer เพื่ออัปโหลดโปรแกรมเข้า MCU และจ่ายไฟให้กับบอร์ด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. Reset Button: เป็นปุ่ม Reset ใช้กดเมื่อต้องการให้ MCU เริ่มการทำงานใหม่
3. ICSP Port ของ Atmega16U2 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Visual Com port บน Atmega16U2
4. I/O Port: Digital I/O ตั้งแต่ขา D0 ถึง D13 นอกจากนี้ บาง Pin จะทำหน้าที่อื่นๆ เพิ่มเติมด้วย เช่น Pin0,1 เป็นขา Tx,Rx Serial, Pin3,5,6,9,10 และ 11 เป็นขา PWM
5. ICSP Port: Atmega328 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Bootloader
6. MCU: Atmega328 เป็น MCU ที่ใช้บนบอร์ด Arduino
7. I/O Port: นอกจากจะเป็น Digital I/O แล้ว ยังเปลี่ยนเป็น ช่องรับสัญญาณอนาล็อก ตั้งแต่ขา A0-A5
8. Power Port: ไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอก ประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง +3.3 V, +5V, GND, Vin
9. Power Jack: รับไฟจาก Adapter โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 V
10. MCU ของ Atmega16U2 เป็น MCU ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial โดย Atmega328 จะติดต่อกับ Computer ผ่าน Atmega16U2

2.7 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ Module MAX30100



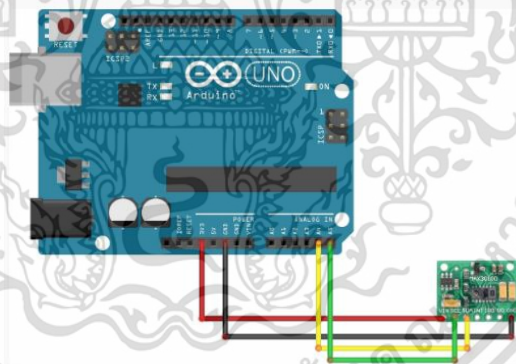
รูปที่ 2.25 Module MAX30100 [20]

MAX30100 เป็นโมดูลที่ใช้วัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจ ประกอบด้วยไฟ LED สองดวง, เครื่องตรวจจับแสง, เลนส์ปรับแสงและตัวประมวลผลสัญญาณ Analog ที่มีสัญญาณรบกวนต่ำเพื่อตรวจจับออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ

MAX30100 ทำงานได้โดยมีแหล่งจ่ายไฟ 1.8V และ 3.3 V มีขนาดเล็ก นิยมใช้ในอุปกรณ์เสริมสำหรับออกกำลังกายและอุปกรณ์การแพทย์ต่างๆ

2.7.1 วิธีการต่อขา MAX30100 กับบอร์ด Arduino (Pinout)

1. VIN ต่อเข้ากับขา 5V
- 2.SCL ต่อเข้ากับขา A5
- 3.SDA ต่อเข้ากับขา A4
- 4.GND ต่อเข้ากับขา GND



รูปที่ 2.26 บอร์ด Arduino ต่อกับ Module MAX30100 [20]

2.8 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับจอ Liquid Crystal Display (LCD)

LCD (Liquid crystal display) หรือจอภาพแอลซีดี คือ จอแสดงผลแบบ Digital ที่ใช้วัสดุที่เป็นผลึกเหลว (liquid crystal) และใช้หลอดฟลูออเรสเซนต์ CCFL (Cold Cathode Fluorescent Lamp) ซึ่งมีลักษณะเป็นหลอดพอมคล้ายๆหลอดกาแฟ เรียงในแนวนอนยาวลงมาเป็นตัวกำเนิดแสงสว่าง แทนการใช้หลอดภาพในจอซีอาร์ที (CRT -Cathode Ray Tube Monitor)ในจอแบบเก่าจึงทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

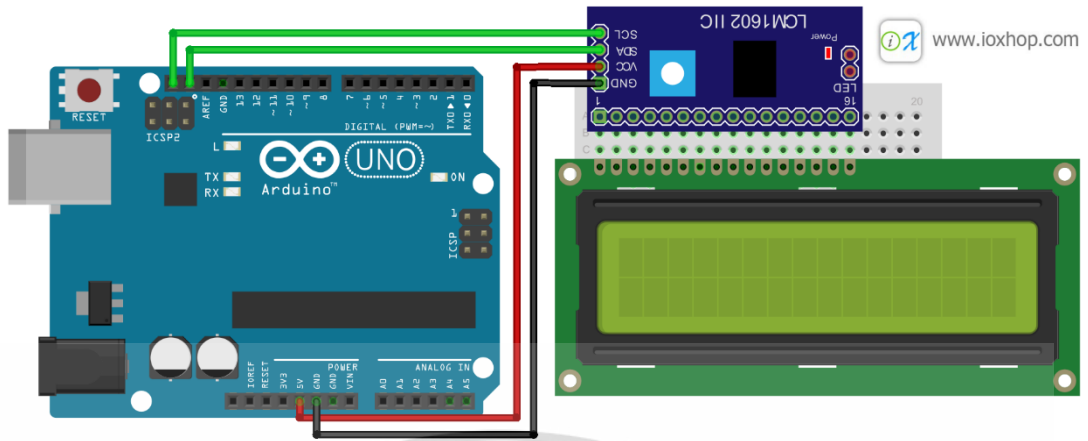
ให้จอภาพแอลซีดีใช้พลังงาน ไฟฟ้าน้อยกว่าจอแบบซีอาร์ทีประมาณหนึ่งในสาม โดยภาพที่ปรากฏขึ้นเกิดจากแสงที่ถูกปล่อยออกมาจากหลอดไฟด้านหลังของจอภาพ (Black Light) ส่องแสงผ่านชั้นกรองแสง (Polarized filter) ที่เป็นผลึกเหลว (ลักษณะ คล้ายๆ เยลลี่ ลองสังเกตดูว่าถ้าเอามือจิ้มลงไป ที่จอจะรู้สึกว่ามันๆ) ที่หยอดเอาไว้ระหว่างช่องกระจกจะถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้า ทำให้โมเลกุลของลิควิดคริสตัลเหลวที่เรียงตัวด้วยกัน 3 เซลล์คือ แสงสีแดง แสงสีเขียว และแสงสีน้ำเงิน ในส่วนของจุดภาพ พิกเซล (pixel) นั้นหมุนเป็นมุม 90 องศา เพื่อให้เกิดได้ทั้งจุดสว่าง และจุดมืด (แต่ละพิกเซลไม่สามารถกำเนิดแสงตัวเอง) หากจะกล่าวถึงเทคนิคของ LCD คือการบิดตัวโมเลกุล แล้วเอาเงาของมันมาใช้งานก็ถือว่าถูกต้องอย่างที่สุด จอ LCD จะมีหลายขนาดตั้งแต่ 15 นิ้ว ไปจนถึง 108 นิ้ว

เทคโนโลยีที่พัฒนามาใช้กับ LCD นั้นแบ่งออกเป็น 2 ประเภทคือ

1. Passive Matrix หรือที่เรียกว่า Super-Twisted Nematic (STN) เป็นเทคโนโลยีแบบเก่า ที่ให้ความคมชัดและความสว่างน้อยกว่า ใช้ในจอโทรศัพท์มือถือทั่วไปหรือจอ Palm ขาวดำเป็นส่วนใหญ่
2. Active Matrix หรือที่เรียกว่า Thin Film Transistors (TFT) สามารถแสดงภาพได้คมชัดและสว่างกว่าแบบแรก ใช้ในจอมอนิเตอร์หรือเน็ตบุ๊กเทคโนโลยี TFT LCD Monitor

2.8.1 วิธีการต่อขา LCD กับบอร์ด Arduino (Pinout)

1. VIN ต่อเข้ากับขา 5V
2. SCL ต่อเข้ากับขา D19 (SCL)
3. SDA ต่อเข้ากับขา D18 (SDA)
4. GND ต่อเข้ากับขา GND



รูปที่ 2.27 บอร์ด Arduino ต่อกับ LCD 16*2 [21]



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีดำเนินงาน

งานวิจัยนี้เป็นการทำเครื่องตรวจวัดน้ำตาลในเลือดชนิดไม่เจาะเลือด (Non-Invasive Blood Glucose Detecting Device) โดยนำความรู้หลายศาสตร์มาประยุกต์ร่วมกัน ทั้งความรู้ด้านอิเล็กทรอนิกส์ ฟิสิกส์พื้นฐาน ชีววิทยาและการวัดสัญญาณชีวภาพ ซึ่งสามารถนำไปพัฒนาต่อยอดเพื่อช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกแก่ผู้ที่มีความจำเป็นต้องเจาะเลือดเพื่อตรวจน้ำตาลในเลือดให้มีชีวิตความเป็นอยู่ที่ดีขึ้น โดยในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1 วัสดุ อุปกรณ์ เครื่องมือหรือโปรแกรมที่ใช้ในการวิจัย

- 3.1.1 เครื่องคอมพิวเตอร์หรือคอมพิวเตอร์แบบพกพา
- 3.1.2 โปรแกรม MATLAB
- 3.1.3 โปรแกรม Arduino
- 3.1.4 Module MAX30100 Pulse Oximeter
- 3.1.5 หลอดตัวอย่างน้ำตาลกลูโคส ความเข้มข้น 100 mg/dL – 240 mg/dL
- 3.1.6 หลอดแก้วทดลองใส่สารตัวอย่าง
- 3.1.7 จอ LCD (Liquid Crystal Display)

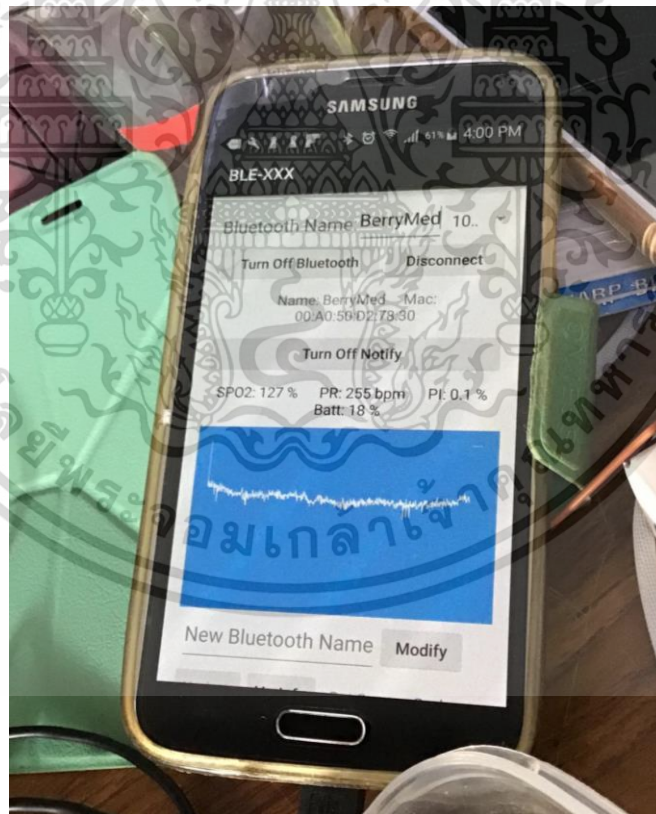
3.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ในการทำการวิจัยขั้นนี้ ผู้จัดทำจะทำการเปรียบเทียบค่าการดูดกลืนแสงที่ได้จากวิธีใช้โปรแกรม Visual Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter และวิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter เพื่อนำวิธีที่ได้ค่าที่เสถียรและมีความถูกต้องมากที่สุดมาใช้ในการทำเครื่องตรวจวัดน้ำตาลในเลือดชนิดไม่เจาะเลือด (Noninvasive Blood Glucose Detecting Device)

3.2.1 โหลดโปรแกรม Visual Studio เพื่อทำการควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter โดยทำการแก้ไขโค้ดบางส่วนเพื่อให้ได้ข้อมูลดิบได้แก่ เวลา ค่าดูดกลืนแสงของ Red light และค่าดูดกลืน



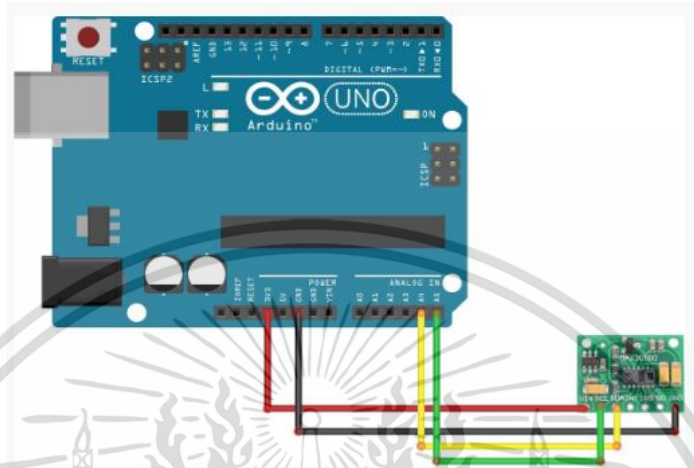
รูปที่ 3.3 แสดงการทำงานของเครื่อง Pulse Oximeter



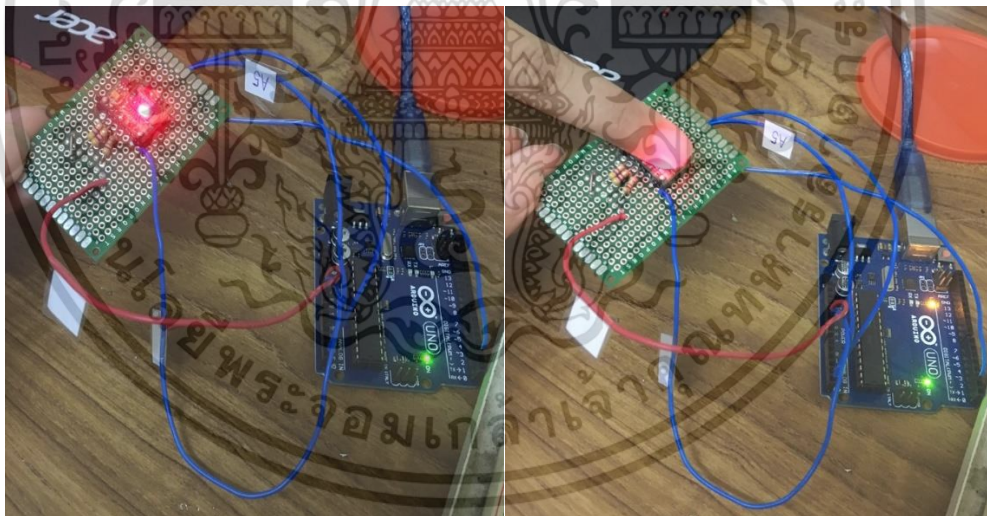
รูปที่ 3.4 การแสดงค่าของเครื่อง Pulse Oximeter ผ่าน application BLE-XXX ผ่านโทรศัพท์ระบบ Android

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 ต่อวงจร Module MAX30100 Pulse Oximeter โดยมีวงจรดังนี้



รูปที่ 3.5 บอร์ด Arduino ต่อกับ Module MAX30100 [22]



รูปที่ 3.6 วงจร Module MAX30100 Pulse Oximeter ที่ทำการบัดกรีแล้ว

เนื่องจากการลองต่อวงจรดังกล่าวมีปัญหา จึงได้ศึกษาข้อมูลเพิ่มเติมแล้วพบว่า หากทำการนำตัวต้านทานภายในโมดูลออก แล้วต่อค่าใหม่จะทำให้ได้ค่าที่เสถียรขึ้นเมื่อสั่งการตามคำสั่งใน Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3 ทำการเขียนโค้ดใน Arduino เพื่อเก็บค่าข้อมูลดิบจาก Module MAX30100 Pulse Oximeter ได้แก่ เวลา ค่าดูดกลืนแสงของ Red light และค่าดูดกลืนแสงของ Infrared light

```
File Edit Sketch Tools Help
first
#include <MAX30100.h>
#include <MAX30100_BeatDetector.h>
#include <MAX30100_Filters.h>
#include <MAX30100_Pulseoximeter.h>
#include <MAX30100_Registers.h>
#include <MAX30100_SpO2Calculator.h>

#include <Wire.h>
#include "MAX30100.h"

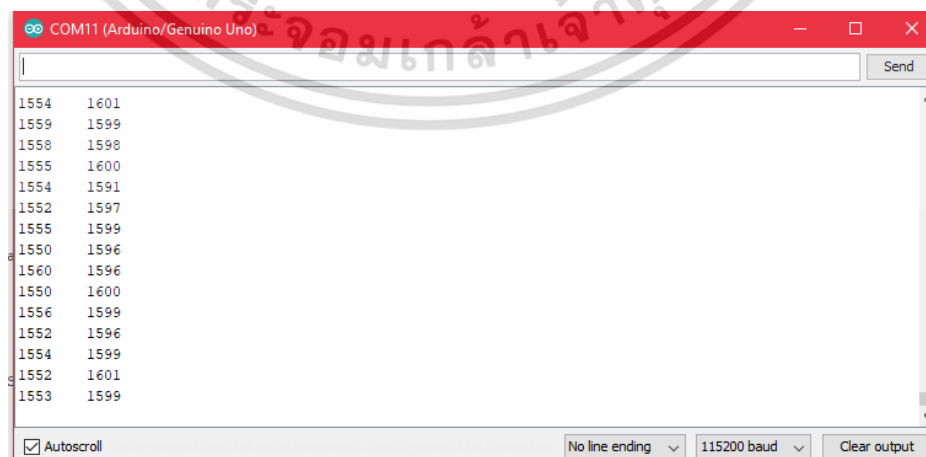
//Sampling is tightly related to the dynamic range of the ADC.
//refer to the datasheet for further info
#define SAMPLING_RATE MAX30100_SAMPRATE_100HZ

// The LEDS currents must be set to a level that avoids clipping and maximises the dynamic range
#define IR_LED_CURRENT MAX30100_LED_CURR_50MA
#define RED_LED_CURRENT MAX30100_LED_CURR_27_1MA

// The pulse width of the LEDS driving determines the resolution of
// the ADC (which is a Sigma-Delta).
// set HIGHRES MODE to true only when setting PULSE WIDTH to MAX30100_SPC_PW_1600US_16BITS
#define PULSE_WIDTH MAX30100_SPC_PW_1600US_16BITS
#define HIGHRES_MODE true

//Instantiate a MAX30100 sensor class
MAX30100 sensor;
void setup()
{
  Serial.begin(115200 );
}
Done uploading.
Sketch uses 4102 bytes (12%) of program storage space. Maximum is 32256 bytes.
Global variables use 506 bytes (24%) of dynamic memory, leaving 1542 bytes for local variables. Maximum is 2048 bytes.
```

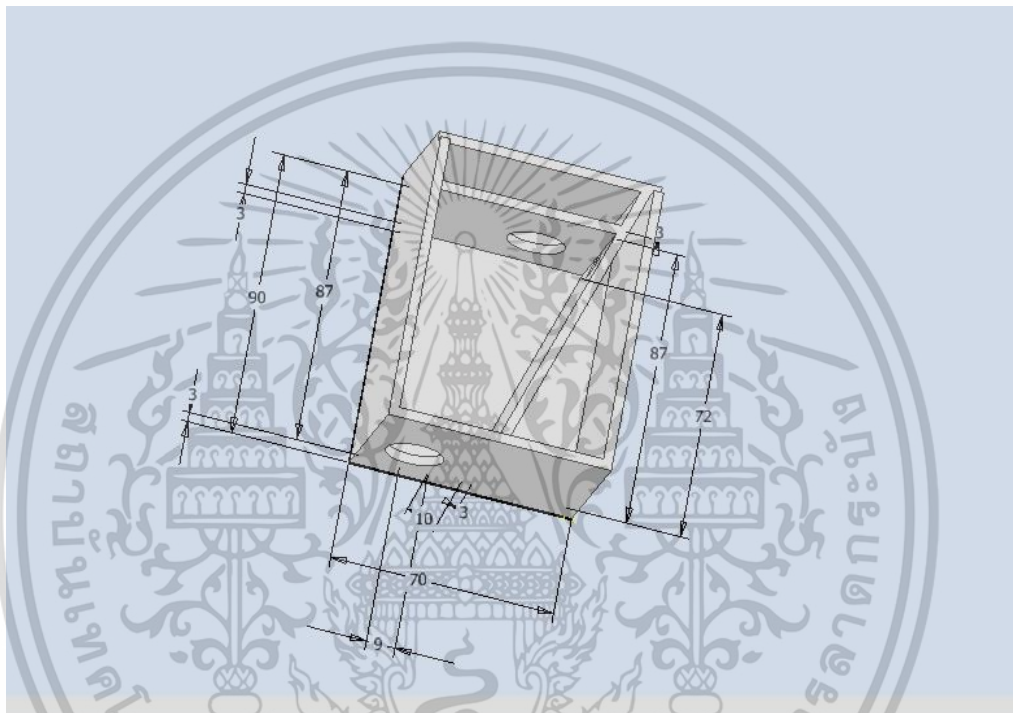
รูปที่ 3.7 โค้ด Arduino ที่ใช้เก็บข้อมูลดิบจาก Module MAX30100 Pulse Oximeter



รูปที่ 3.8 จอแสดงผลค่าความดูดกลืนแสงของ Red light และ Infrared light

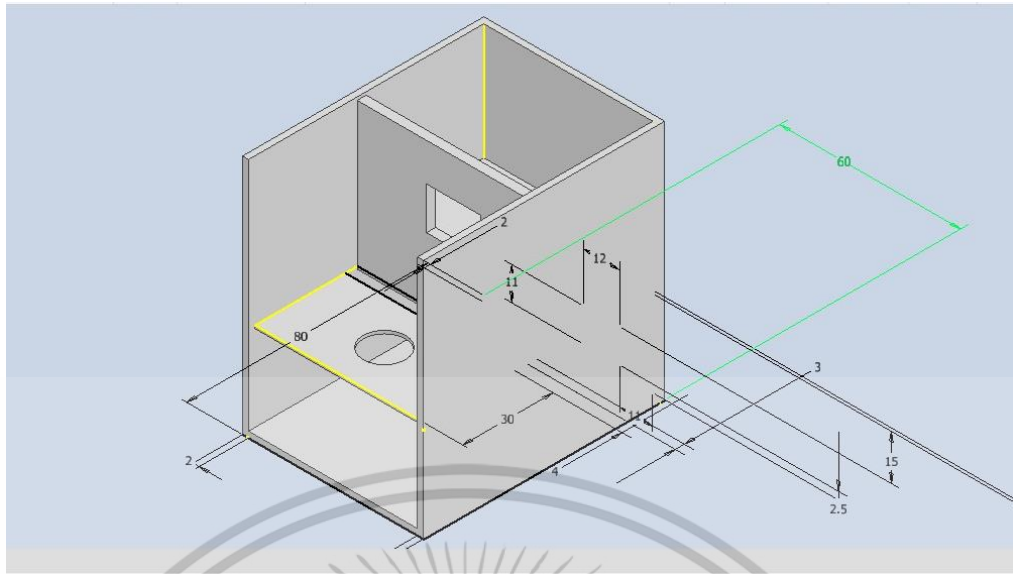
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.4 ออกแบบ Body สำหรับใส่ Module MAX30100 Pulse Oximeter โดยใช้โปรแกรม Inventor และทำการสร้าง Body โดยใช้เครื่อง 3D Printer เนื่องจากในการเก็บค่าดูคลื่นแสงต้องเก็บในสถานะที่ไม่มีแสงรบกวนจากภายนอกเพื่อให้ได้ค่าและตำแหน่งในการเก็บค่าที่เสถียรในการเก็บค่าเพื่อนำไปเปรียบเทียบกันในแต่ละครั้ง



รูปที่ 3.9 ออกแบบ Body แบบที่ 1 สำหรับใส่ Module MAX30100 Pulse Oximeter

จากการออกแบบ Body แบบที่ 1 สำหรับใส่ Module MAX30100 Pulse Oximeter พบว่าเกิด reflection ของแสงภายนอกกับสารละลายมาก และคาดว่าหลอดแก้วที่ใส่สารละลายกลูโคสก็มีผล ทำให้ค่าความดูดกลืนที่ได้ของทั้ง Red light และ Infrared light มีความคลาดเคลื่อนค่อนข้างสูง และมีความไม่ต่อเนื่องสูง จึงได้ทำการออกแบบ Body แบบที่ 2 ขึ้นดังรูปที่ และได้ทำการเปลี่ยนจากการใช้หลอดแก้วใส่สารละลายเป็นใช้ปริซึมแก้วเพื่อใส่สารละลายกลูโคสเพื่อลดแสงรบกวนในขณะวัดค่าความดูดกลืนแสง

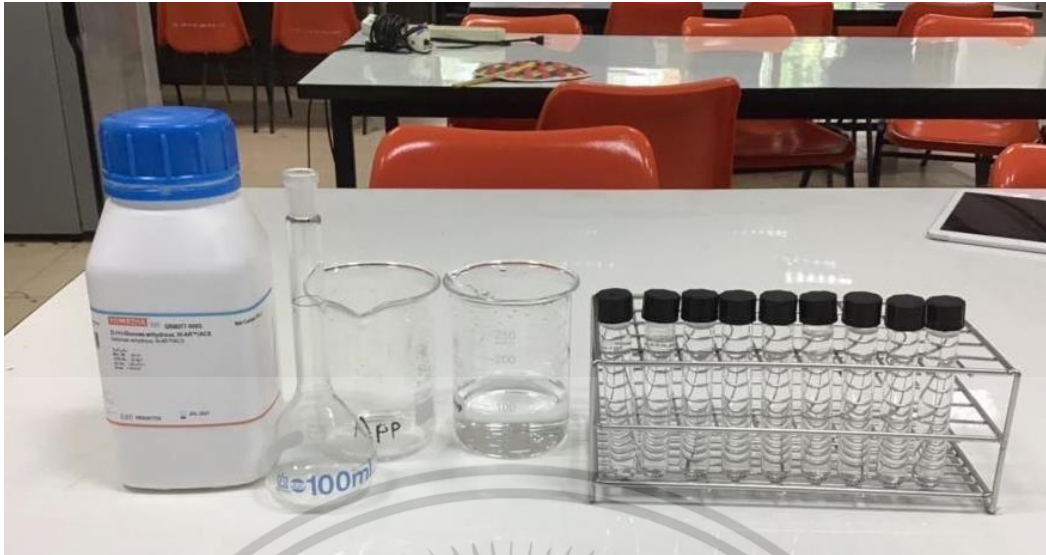


รูปที่ 3.10 ออกแบบ Body แบบที่ 2 สำหรับใส่ Module MAX30100 Pulse Oximeter



รูปที่ 3.11 ปริซึมแก้วสำหรับใส่สารละลายกลูโคส

3.2.5 ทำการผสมสารละลายน้ำตาลกลูโคสในหลอดทดลองที่มีความเข้มข้นตั้งแต่ 100 mg/dL ถึง 250 mg/dL โดยแต่ละหลอดจะเพิ่มความเข้มข้นทีละ 10 mg/dL



รูปที่ 3.12 ผสมสารละลายกลูโคสในหลอดทดลองที่ความเข้มข้นต่างๆ

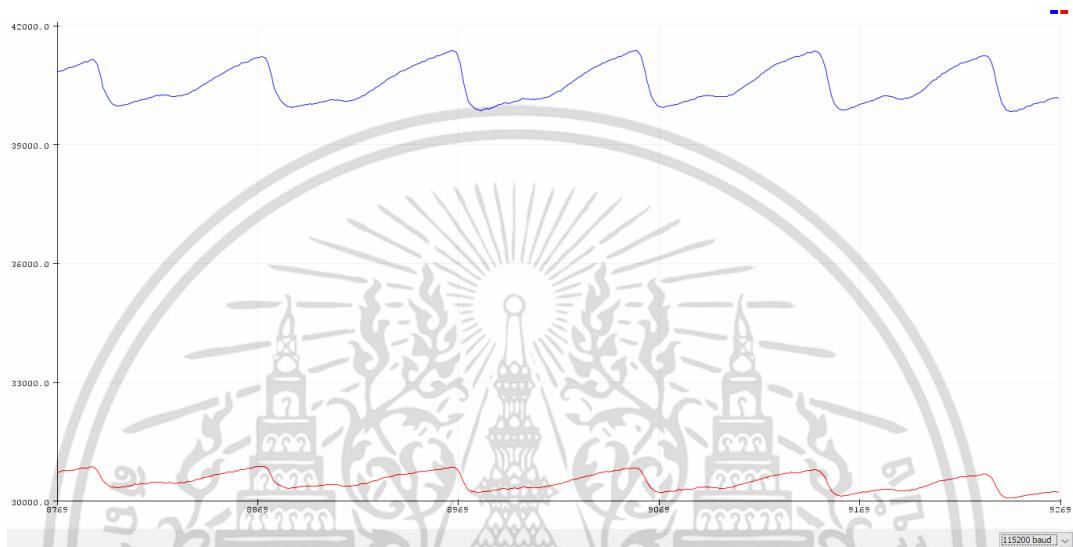
เนื่องจากเครื่อง Pulse Oximeter ไม่สามารถรองรับขนาดหลอดแก้วได้เนื่องจากมีความหนาเกินไป ทำให้เก็บค่าได้ไม่เสถียร จึงทำการนำสารละลายใส่ในถุงมืออย่างชนิดไม่มีแป้น และความยืดหยุ่น และเก็บค่าได้เสถียรมากกว่า



รูปที่ 3.13 นำสารละลายน้ำตาลกลูโคสที่ผสมในแต่ละความเข้มข้นมาบรรจุลงถุงมืออย่างชนิดไม่มีแป้น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.6 ทำการวัดค่าความดูดกลืนแสงจากวิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter

3.2.7 ทำการตรวจสอบการทำงานของ Module MAX30100 Pulse Oximeter โดยวัดอัตราการเต้นของหัวใจและร้อยละของออกซิเจนในเลือด ได้ค่าและกราฟดังรูป



รูปที่ 3.14 กราฟแสดงการดูดกลืนแสง Red และ Infrared เมื่อวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

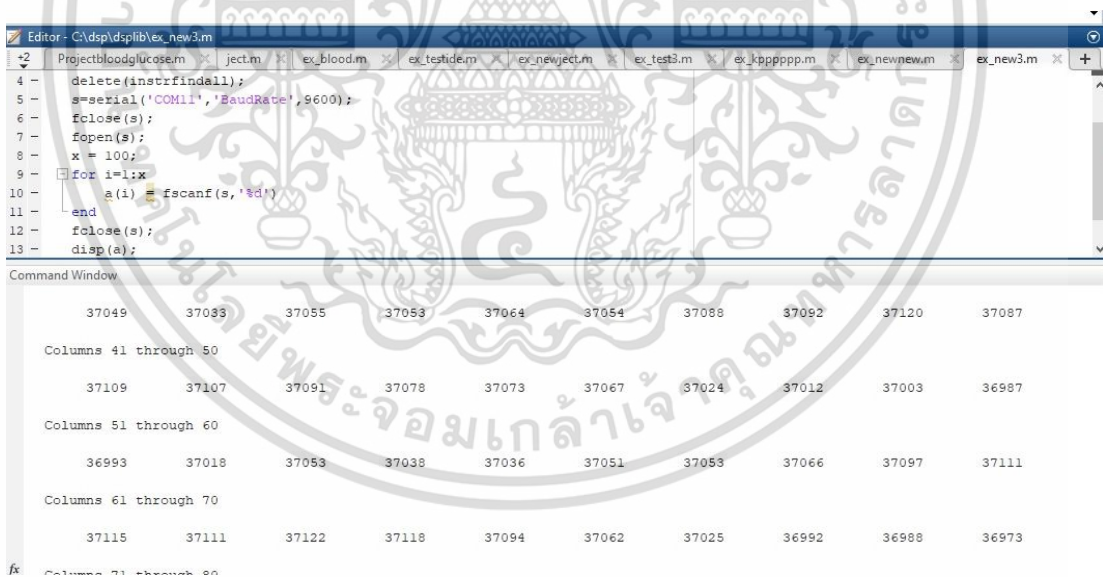
```
Beat!  
Heart rate:67.65bpm / SpO2:97%  
Beat!  
Heart rate:66.65bpm / SpO2:97%  
Beat!  
Heart rate:67.65bpm / SpO2:97%  
Beat!  
Heart rate:67.56bpm / SpO2:97%  
Beat!  
Heart rate:65.74bpm / SpO2:97%  
Beat!  
Heart rate:67.73bpm / SpO2:97%  
Beat!  
Heart rate:69.03bpm / SpO2:97%
```

รูปที่ 3.15 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจและร้อยละของออกซิเจนในเลือดเมื่อใช้ Module MAX30100 Pulse Oximeter

3.2.8 ทำการวัดค่าความตูดกลืนแสงจากวิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter จำนวน 100 ค่าต่อความเข้มข้นน้ำตาล แต่ละความเข้มข้นน้ำตาลเป็นจำนวน 4 ครั้ง

3.2.9 เปรียบเทียบกราฟที่ได้จะเห็นว่าวิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter ได้กราฟค่าการตูดกลืนแสงมีแนวโน้มที่จะเสถียรมากกว่า จากนั้นนำค่าการตูดกลืนแสงที่ได้จากการเก็บข้อมูลหลายรอบ(repeatability) เพื่อหาค่าเฉลี่ย (Mean)และค่าการเบี่ยงเบน (Standard Division) มาสร้างกราฟเพิ่มเติม 4 กราฟดังต่อไปนี้ ได้แก่ DC red light , AC red light , DC infrared light และ AC infrared light

3.2.10 เมื่อเปรียบเทียบกราฟที่ได้จะพบวิธีที่ใช้ Arduino ในการสั่งการมีความเสถียรของกราฟ มากกว่า จึงนำค่าการตูดกลืนแสงของ Red light และ Infrared light ที่ได้ส่งข้อมูลเข้า MATLAB เพื่อทำการประมวลผลข้อมูลต่อในรูปแบบของอัตราส่วน Infrared light ต่อ Red light Filter และกรอง Noise โดยใช้คำสั่ง Moving Average 5 point เพื่อกรองเอาคลื่นรบกวนออก และคำนวณค่าน้ำตาลในเลือด จากนั้นจะส่งกลับไปยังโปรแกรม Arduino เพื่อประมวลผลเงื่อนไขในการแสดงข้อมูลและแสดงผลออกทางจอ LCD

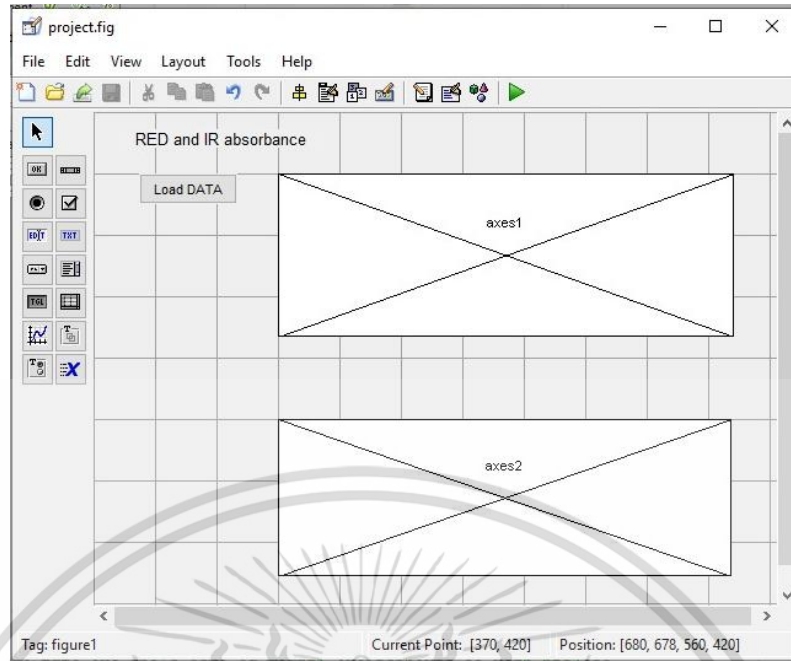


```
Editor - C:\dsp\dsp\lib\ex_new3.m
4 - delete(instrfindall);
5 - s=serial('COM11','BaudRate',9600);
6 - fclose(s);
7 - fopen(s);
8 - x = 100;
9 - for i=1:x
10 -     a(i) = fscanf(s,'%d');
11 - end
12 - fclose(s);
13 - disp(a);
```

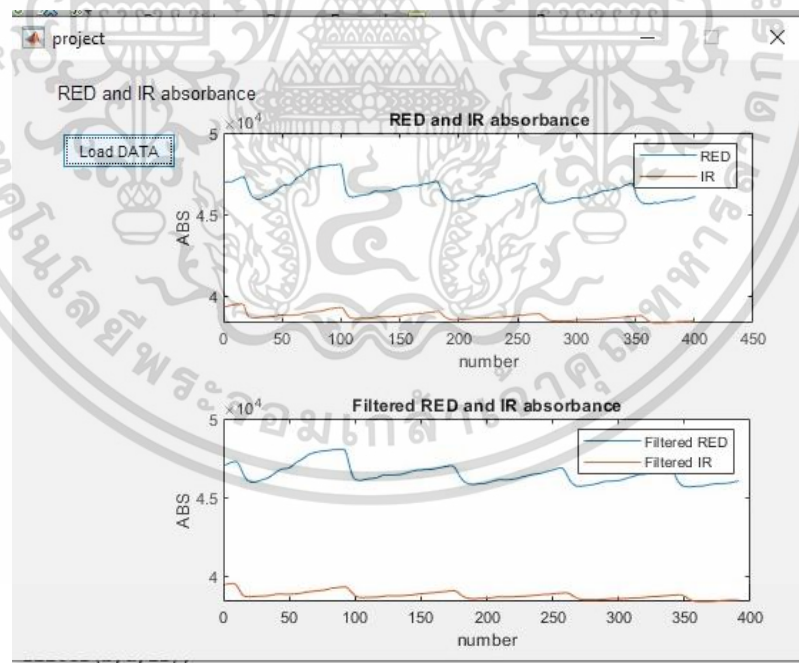
Command Window

37049	37033	37055	37053	37064	37054	37088	37092	37120	37087
Columns 41 through 50									
37109	37107	37091	37078	37073	37067	37024	37012	37003	36987
Columns 51 through 60									
36993	37018	37053	37038	37036	37051	37053	37066	37097	37111
Columns 61 through 70									
37115	37111	37122	37118	37094	37062	37025	36992	36988	36973
Columns 71 through 80									

รูปที่ 3.16 รับค่าการตูดกลืน Red และ IR จากโปรแกรม Arduino เข้าสู่โปรแกรม MATLAB



รูปที่ 3.17 รูปแบบในโปรแกรม MATLAB ที่ได้ทำการออกแบบเพื่อแสดงกราฟค่าการดูดกลืนแสง Red และ Infrared และค่าการดูดกลืนแสง Red และ Infrared ที่ทำการกรอง noise ออกแล้ว



รูปที่ 3.18 ตัวอย่างกราฟค่าการดูดกลืนแสง Red และ Infrared ที่ได้ทำการกรอง noise ภายในโปรแกรม MATLAB

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

การทำวิจัยครั้งนี้เป็นการทำวิจัยเกี่ยวกับเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในกระแสเลือดชนิดไม่ใช้เข็ม โดยผู้จัดทำได้อาศัยหลักการการหาค่าการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกันของช่วง Infrared light และ Red light ที่ส่องผ่านความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคสที่ความเข้มข้นแตกต่างกันในการศึกษาค้นคว้างานวิจัยนี้เป็นการค้นคว้าอิสระเชิงทดลอง ผู้จัดทำขอเสนอผลการวิจัยตามวัตถุประสงค์ดังต่อไปนี้ ได้แก่ สัญลักษณ์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล ขั้นตอนการวิเคราะห์ และผลการวิเคราะห์ข้อมูล

4.1 สัญลักษณ์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

S.D.	แทน ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
N	แทน จำนวนกลุ่มตัวอย่าง
\bar{x}	แทน ค่าเฉลี่ย
ACred	แทน ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
ACinfrared	แทน ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
DCred	แทน ความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
DCinfrared	แทน ความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Infrared light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
Ratio	แทน อัตราส่วนระหว่างค่าการดูดกลืนแสงของ Infrared light ต่อ Red light

4.2 ขั้นตอนในการวิเคราะห์ข้อมูล

ผู้จัดทำได้ดำเนินการวิเคราะห์ข้อมูลตามขั้นตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 แบ่งแยกค่าผลการทดลองที่ได้จากทั้งสองวิธี ได้แก่ วิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter และวิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter ซึ่งได้แก่

1. ตารางแสดงค่าการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
2. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
3. ตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
4. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส
5. ตารางความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

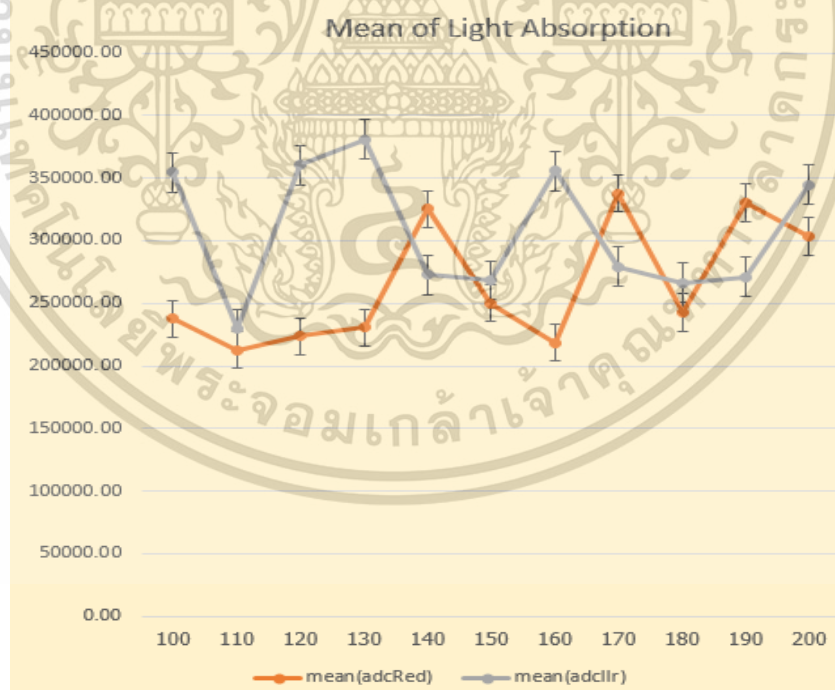
ตอนที่ 2 แสดงผลข้อมูลตามลำดับ

วิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter

ได้ผลการทดลอง ดังนี้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงค่าการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

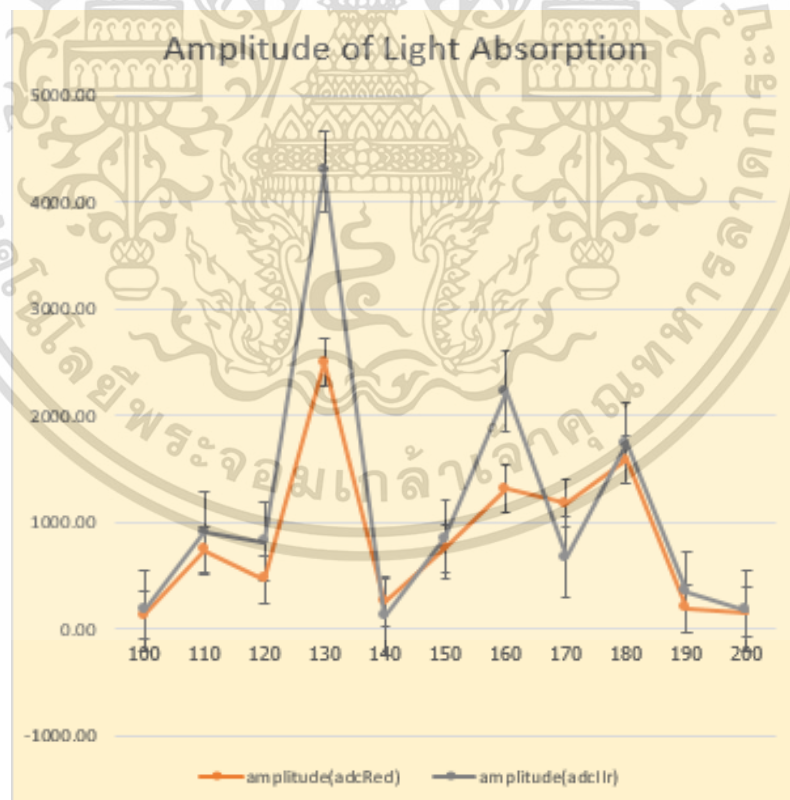
concentration(mg/dL)	amplitude(adcRed)	mean(adcRed)	amplitude(adcllr)	mean(adcllr)
100.00	123.00	237480.66	170.00	354416.01
110.00	734.00	212675.11	903.00	229495.79
120.00	466.00	223539.63	818.00	360277.16
130.00	2496.00	230642.18	4292.00	380981.55
140.00	255.00	325356.49	117.00	272653.07
150.00	754.00	250032.65	842.00	268440.12
160.00	1308.00	218482.19	2225.00	355800.11
170.00	1179.00	337551.21	673.00	279433.24
180.00	1580.00	242695.09	1740.00	266337.66
190.00	196.00	330318.02	347.00	271178.16
200.00	159.00	303554.87	175.00	344734.83



รูปที่ 4.1 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

ตารางที่ 4.2 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

concentration(mg/dL)	mean(adcRed)	mean(adcIir)
100	237480.66	354416.01
110	212675.11	229495.79
120	223539.63	360277.16
130	230642.18	380981.55
140	325356.49	272653.07
150	250032.65	268440.12
160	218482.19	355800.11
170	337551.21	279433.24
180	242695.09	266337.66
190	330318.02	271178.16
200	303554.87	344734.83



รูปที่ 4.2 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

ตารางที่ 4.3 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

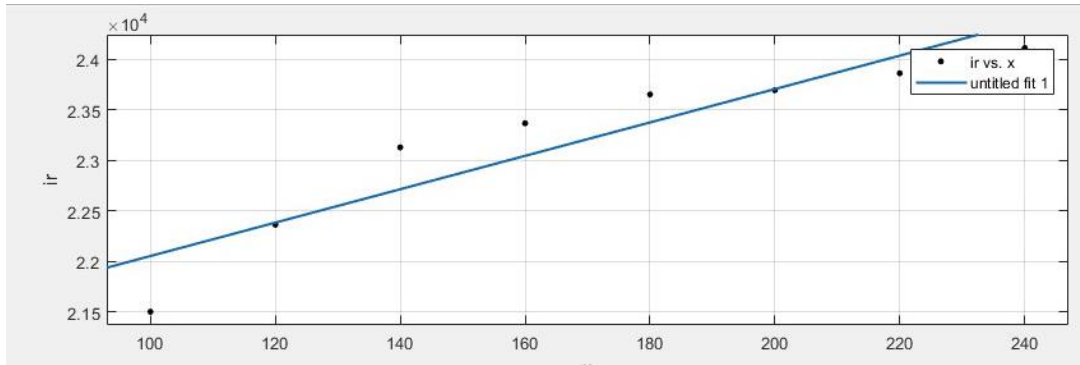
concentration(mg/dL)	amplitude(adcRed)	amplitude(adcIIR)
100	123.00	170.00
110	734.00	903.00
120	466.00	818.00
130	2496.00	4292.00
140	255.00	117.00
150	754.00	842.00
160	1308.00	2225.00
170	1179.00	673.00
180	1580.00	1740.00
190	196.00	347.00
200	159.00	175.00

วิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter

ได้ผลการทดลอง ดังนี้

ตารางที่ 4.4 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างการดูดกลืนแสงของ Infrared light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

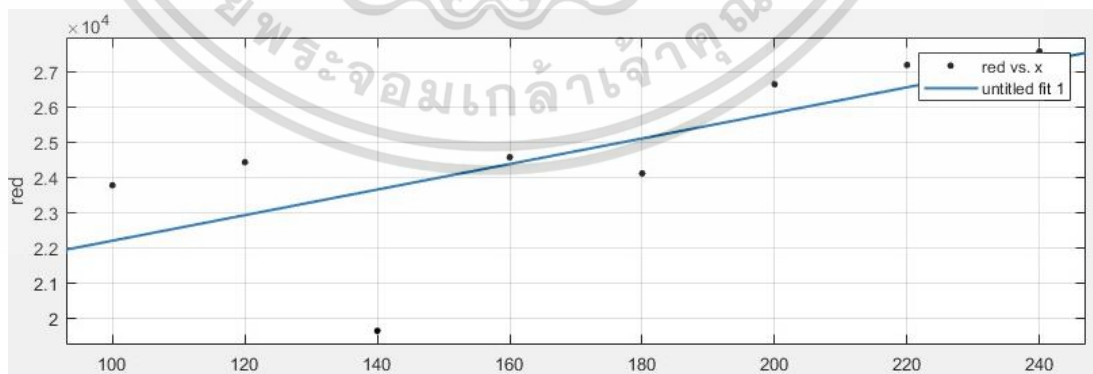
	100 mg/dL	120 mg/dL	140 mg/dL	160 mg/dL	180 mg/dL	200 mg/dL	220 mg/dL	240 mg/dL
ครั้งที่ 1	21992	22795	23456	23104	24834	23235	23076	23997
ครั้งที่ 2	21138	23981	23253	24381	24430	23761	23850	24790
ครั้งที่ 3	21257	23436	23529	23519	24430	23705	23431	24324
ครั้งที่ 4	20920	22915	23191	24087	23279	23568	24352	24172
ครั้งที่ 5	21444	23673	23087	21178	24092	23840	23958	24563
ครั้งที่ 6	21520	20812	23703	22992	24233	23616	23391	23167
ครั้งที่ 7	21516	20548	23344	22994	24099	23555	24096	23342
ครั้งที่ 8	21629	22192	23363	23607	21381	24022	24267	24165
ครั้งที่ 9	21793	20844	23025	24575	23010	23894	23701	24136
ครั้งที่ 10	21801	22437	21344	23241	22751	23757	24513	24485
Mean of the mean	21501	22363.3	23129.5	23367.8	23653.9	23695.3	23863.5	24114.1
SD	327.52099	1248.0467	659.57971	957.02535	1046.6434	218.43486	464.67892	511.34343



รูปที่ 4.3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างการดูดกลืนแสงของ Infrared light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

ตารางที่ 4.5 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างการดูดกลืนแสงของ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

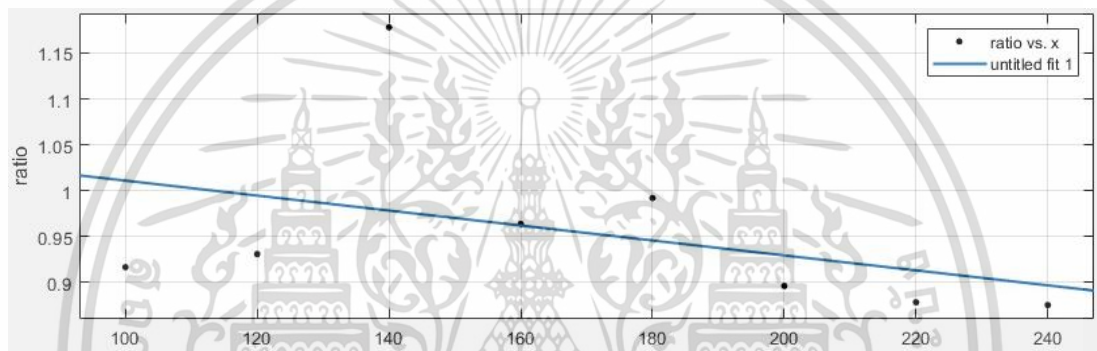
	100 mg/dL	120 mg/dL	140 mg/dL	160 mg/dL	180 mg/dL	200 mg/dL	220 mg/dL	240 mg/dL
ครั้งที่ 1	26931	26941	19943	26973	21876	26140	26054	27411
ครั้งที่ 2	18383	27082	19764	26867	22378	27536	26947	29225
ครั้งที่ 3	24295	27141	19083	26673	22378	27521	26660	28117
ครั้งที่ 4	18907	26481	19379	25928	20961	27414	27029	27176
ครั้งที่ 5	24648	26911	19619	24498	21825	27256	26650	26485
ครั้งที่ 6	24756	25193	20910	19565	27504	27168	27345	26767
ครั้งที่ 7	24952	23781	19367	27206	27096	20592	27106	27532
ครั้งที่ 8	24895	23761	20014	23207	24604	27992	28280	27879
ครั้งที่ 9	24926	17942	19597	24835	26494	27326	27452	27610
ครั้งที่ 10	24974	18978	18718	19881	25922	27415	28271	27461
Mean of the mean	23766.7	24421.1	19639.4	24563.3	24103.8	26636	27179.4	27566.3
SD	2791.41056	3404.54427	593.03648	2852.58873	2489.39336	2174.69186	699.462365	756.531126



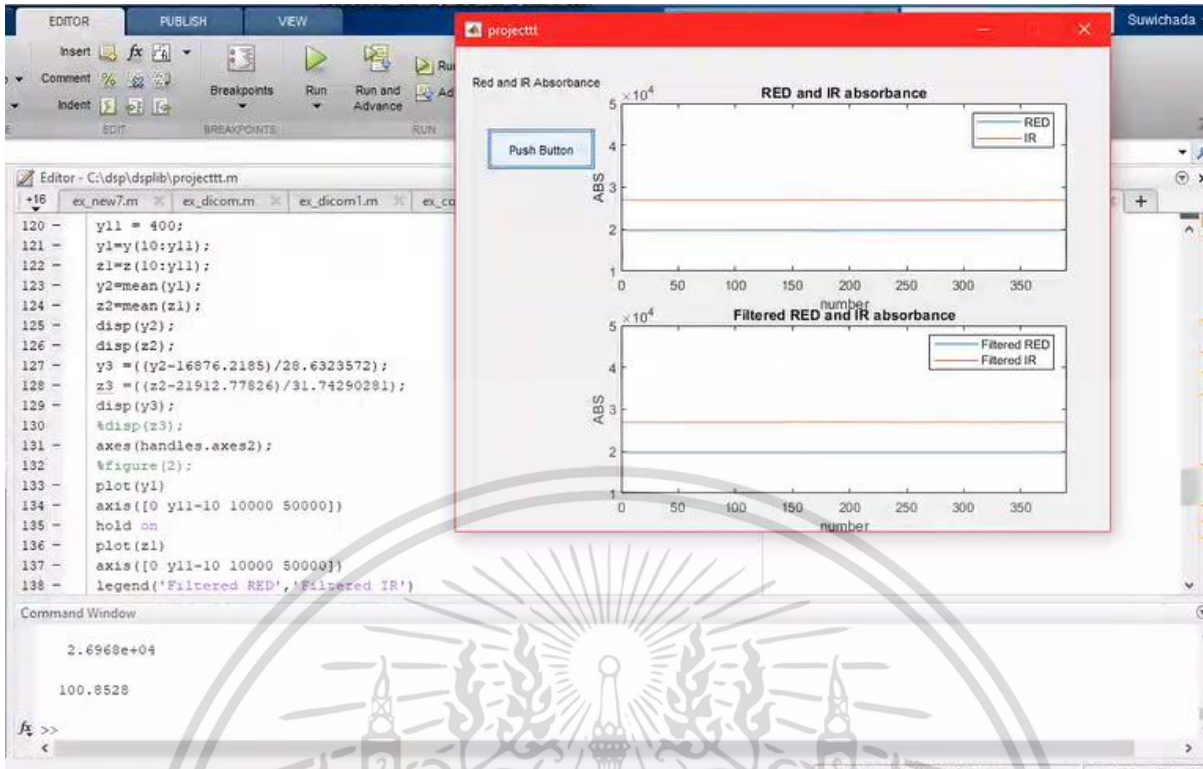
รูปที่ 4.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างการดูดกลืนแสงของ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

ตารางที่ 4.6 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของ Infrared light ต่อ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส

	100 mg/dL	120 mg/dL	140 mg/dL	160 mg/dL	180 mg/dL	200 mg/dL	220 mg/dL	240 mg/dL
ครั้งที่ 1	0.8166	0.8461	1.1762	0.8566	1.1352	0.8889	0.8857	0.8755
ครั้งที่ 2	1.1499	0.8855	1.1766	0.9075	1.0917	0.8629	0.8851	0.8483
ครั้งที่ 3	0.875	0.8635	1.233	0.8818	1.0917	0.8613	0.8789	0.8651
ครั้งที่ 4	1.1065	0.8653	1.1967	0.929	1.1106	0.8597	0.901	0.8895
ครั้งที่ 5	0.87	0.8797	1.1767	0.8645	1.1039	0.8747	0.899	0.9274
ครั้งที่ 6	0.8693	0.8261	1.1335	1.1751	0.881	0.8692	0.8554	0.8655
ครั้งที่ 7	0.8623	0.864	1.2054	0.8452	0.8894	1.1439	0.889	0.8478
ครั้งที่ 8	0.8688	0.934	1.1673	1.0172	0.869	0.8582	0.8581	0.8668
ครั้งที่ 9	0.8743	1.1617	1.1749	0.9895	0.8685	0.8744	0.8634	0.8742
ครั้งที่ 10	0.8729	1.1822	1.1403	1.169	0.8777	0.8666	0.8671	0.8916
Mean of the mean	0.91656	0.93081	1.17806	0.96354	0.99187	0.89598	0.87827	0.87517
SD	0.113315	0.130217	0.0291699	0.1232834	0.121686	0.0875937	0.0164638	0.0234293



รูปที่ 4.5 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนการดูดกลืนแสงของ Infrared light ต่อ Red light กับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคส



รูปที่ 4.6 ทำการประมวลผลข้อมูลภายใน MATLAB เพื่อทำการคำนวณหาค่าความเข้มข้นของน้ำตาล



รูปที่ 4.7 Arduino รับข้อมูลที่ได้ประมวลผลจาก MATLAB แสดงผลผ่านทางจอ LCD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 ตัวอย่างการวัดค่าความเข้มข้นน้ำตาลจากตัวอย่างสารละลายกลูโคสความเข้มข้น 140 mg/dL

4.3 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

จากผลการทดลองที่ได้พบว่า

วิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter เมื่อทำการเก็บค่าการดูดกลืนแสง Infrared light และ Red light และนำมาหาค่าเฉลี่ยและแอมพลิจูดจากนั้นนำมาสร้างกราฟ สามารถวิเคราะห์ได้ว่ากราฟที่ได้มีลักษณะไม่เป็นเส้นตรง (nonlinear) ซึ่งไม่มีการแปรผันของค่าความเข้มข้นน้ำตาลต่อการดูดกลืนแสงที่แน่นอน

วิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter ทำการเก็บค่าการดูดกลืนแสง Infrared light และ Red light และนำค่าการดูดกลืนแสง Infrared light และ Red light ที่ได้มาหาอัตราส่วน(Ratio) ระหว่าง Infrared light ต่อ Red light และกรอง Noise บางส่วนออกเพื่อทำการตัดตัวแปรที่ก่อให้เกิดค่าความคลาดเคลื่อนต่อการทดลอง พบว่าผลของกราฟที่ได้มีลักษณะมี

ความไม่เป็นเส้นตรง(nonlinear) จึงได้ใช้ความสัมพันธ์ที่ได้จากการเก็บค่าดูดกลืนแสงของ Infrared light ซึ่งเป็นการแปรผันของความเข้มข้นของน้ำตาลกับการดูดกลืนแสงที่ยอมรับได้และมีความเป็นเส้นตรง (linear) เนื่องจากมีการควบคุมตัวแปรหลายอย่าง อาทิเช่น ตำแหน่ง แสงรบกวน ชนิดของหลอดทดลอง Body สำหรับใส่โมดูล อย่างที่ได้กล่าวไว้ในวิธีการทดลองในบทที่ 3 จึงสามารถนำมาประมวลผลต่อในโปรแกรม MATLAB และสร้างเงื่อนไขต่อภายในโปรแกรม Arduino เพื่อแสดงผลออกทางจอ LCD โดยในการวัดค่าอาจเกิดความคลาดเคลื่อนของตัวเลข เนื่องจาก Red light ถูกรบกวนโดยปัจจัยภายนอกได้อย่างมาก ทำให้การดูดกลืนแสงของ Red light เมื่อใช้วัดสารละลายกลูโคสที่มีความเข้มข้นต่างๆมีความไม่เสถียรเท่าที่ควรเมื่อเปรียบเทียบกับ การดูดกลืนแสงของ Infrared light ซึ่งอาจมีสาเหตุมาจากสิ่งแวดล้อมขณะทำการทดลอง



บทที่ 5

สรุปผลการดำเนินงานและข้อเสนอแนะ

5.1 ความมุ่งหมายของการศึกษาค้นคว้า

- 5.1.1 เพื่อศึกษาและให้ความรู้เกี่ยวกับเครื่องตรวจวัดน้ำตาลในกระแสเลือด
- 5.1.2 เพื่อศึกษาและให้ความรู้เกี่ยวกับประโยชน์ของเครื่องตรวจวัดน้ำตาลในกระแสเลือด
- 5.1.3 เพื่อพัฒนาความรู้เกี่ยวกับชนิดและหลักการของเครื่องตรวจวัดน้ำตาลในกระแสเลือด
- 5.1.4 เพื่อศึกษาและให้ความรู้เพิ่มเติมเกี่ยวกับหลักการทำงานของ Spectrophotometry
- 5.1.5 เพื่อลดความบาดเจ็บให้กับผู้ที่จำเป็นต้องเจาะเลือดเพื่อตรวจวัดน้ำตาลในเลือด
- 5.1.6 เพื่อศึกษาและค้นคว้าเพิ่มเติมเกี่ยวกับการเขียนโปรแกรมอาร์ดูโน
- 5.1.7 เพื่อศึกษาและค้นคว้าเพิ่มเติมเกี่ยวกับวงจรทางไฟฟ้าต่างๆ

5.2 สรุปผล

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเกี่ยวกับเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่ใช้เข็ม จากที่ได้ทำการทดลองวัดค่าความดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light โดยอาศัยหลักการ Spectrophotometry จาก 2 วิธี ได้แก่ วิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter และ วิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter พบว่าค่าการดูดกลืนของน้ำตาลกลูโคสสามารถวัดได้จากวิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter เนื่องจากได้ทำการวัดค่าการดูดกลืนแสงของน้ำตาลข้างต้นที่ได้กล่าวไปในบทที่ 4 โดยเก็บเป็นตัวอย่างโดยแต่ละความเข้มข้นสารละลายละ 10 ครั้ง ครั้งละ 500 ค่า การดูดกลืนแสงของ Infrared light และ Red light ได้ผลค่าความดูดกลืนที่มีแนวโน้มเป็นเส้นตรง ซึ่งเป็นการแปรผันที่ยอมรับได้ และได้ค่าการดูดกลืนที่ได้ไม่มีความแตกต่างกันมากจนเกินไปในแต่ละครั้ง มีผลมาจากนี้ใช้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โมดูลที่มีไดโอดที่เปล่งแสงในช่วงความถี่ 660 และ 880 นาโนเมตร ซึ่งเป็นช่วงความยาวคลื่นแสงที่ใช้ในการตรวจวัดค่าความเข้มข้นของออกซิเจน เนื่องจากน้ำตาลกลูโคสนั้นจะดูดกลืนที่แสงช่วงความถี่อื่น(มากกว่า 960 นาโนเมตรขึ้นไป) จึงอาจทำให้ค่าความดูดกลืนแสงที่ต้องการจะวัดจากความเข้มข้นน้ำตาลกลูโคสนั้นไปซ้อนทับกับค่าการดูดกลืนแสงของออกซิเจน และค่าที่วัดได้สามารถถูกรบกวนได้จากแสงอื่นๆ และตำแหน่งในการวางหลอดทดลองซึ่งไม่สามารถควบคุมตัวแปรให้มีสภาพเหมือนกันได้ตลอดการทดลอง สรุปได้จากการทดลองว่าสามารถใช้ช่วงความถี่แสงที่ได้จากการหาค่าความดูดกลืนแสงระหว่าง Infrared light ดังกล่าวในการตรวจวัดค่าการดูดกลืนของน้ำตาลกลูโคส โดยอาจมีความคลาดเคลื่อนเล็กน้อย

5.3 อภิปรายผล

จากการทดลองจะพบว่าวิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter นั้นค่อนข้างมีความเสถียรสูงกว่าเมื่อเทียบกับวิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter เนื่องจากวิธีดังกล่าวสามารถควบคุมตัวแปรต่างๆ ได้แก่ ตำแหน่ง แสงรบกวน การเคลื่อนที่ของสารละลาย ได้ดีกว่ามาก ตำแหน่งในการวางสารละลายนั้นมีผลต่อผลการทดลองอย่างมาก ผู้จัดทำจึงได้ทำการออกแบบ Body ที่รัดกุมและควบคุมตัวแปรดังที่กล่าวมาได้ แต่ผลการทดลองปรากฏให้เห็นว่าวิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter นั้นเสถียรกว่าวิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter ก็จริง แต่ไม่เสถียรพอที่จะใช้ในการนำมาใช้ในการตรวจน้ำตาลกลูโคสในกระแสเลือด

จากการที่ผู้จัดทำประสบปัญหาความไม่เสถียรของค่าการดูดกลืนที่วัดได้จากได้แก่วิธีใช้โปรแกรม Android Studio ควบคุมเครื่อง Pulse Oximeter และ วิธีที่ใช้ Arduino ควบคุม Module MAX30100 Pulse Oximeter ซึ่งตั้งสมมติฐานว่าปัญหาเกิดจากช่วงค่าการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกันของน้ำตาลกลูโคสกับโมดูลที่มีไดโอดที่เปล่งแสงในช่วงความยาวคลื่นต่างกัน ทำให้ค่าการดูดกลืนแสงที่ได้ไม่เสถียรพอ และใช้อุปกรณ์ที่ได้มีผิดวัตถุประสงค์ และสิ่งแวดล้อมภายนอกที่ทำการควบคุมได้ยาก

5.4 ข้อเสนอแนะ

5.4.1 คณะผู้จัดทำโครงการควรมีการประชุมวางแผนกันมากขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นและคณะผู้จัดการงานวิจัยควรวางแผนในการประสานงานให้เป็นระบบ มีการแบ่งหน้าที่ความรับผิดชอบให้ตรงตามหน้าที่ เพื่อจะได้มีการทำหน้าที่ให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

5.4.2 ควรศึกษาเชิงสำรวจหาข้อมูลจากหลายแหล่งที่มา เช่น การทดลองการค้นหาข้อมูลของงานวิจัยอื่น หรือผู้ที่เกี่ยวข้องอื่น ๆ เพื่อจะได้สร้างและพัฒนางานวิจัยให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น

5.4.3 ควรมีการเปรียบเทียบผลการให้ความรู้ก่อนและหลังทำการเปลี่ยนแปลงตัวแปรต่างๆ ให้ชัดเจน, มากขึ้น

5.4.4 คณะผู้จัดการควรมีการจัดเตรียมเครื่องมือในการทำการวิจัยในการทำการทดลองแต่ละครั้งให้เรียบร้อยล่วงหน้าก่อนทำการวิจัย เพื่อประหยัดเวลาและลดอุปสรรคความไม่พร้อมทางอุปกรณ์

บรรณานุกรม

- [1] Diabetes Education. (2560). **The effect of insulin.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก :
<https://dtt.ucsf.edu/types-of-diabetes/type1/understanding-type-1-diabetes/how-the-body-processes-sugar/controlling-blood-sugar/>
[5 สิงหาคม 2562]
- [2] โครงการสารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน. (2561). **การสร้างน้ำตาลในเลือด.** (ออนไลน์).
สืบค้นจาก : <http://saranukromthai.or.th/sub/book/book.php?book=35&chap=8&page=t35-8-infodetail02.html> [5 สิงหาคม 2562]
- [3] ทีมงานทรูปลูกปัญญา. (2558). **ความสำคัญของการย่อยอาหาร.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก :
<https://www.trueplukpanya.com/learning/detail/30588-043066>
[5 สิงหาคม 2562]
- [4] World Medical Hospital (WMC), Thailand. (2559). **โรคต่อมน้ำลาย (Salivary gland).** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : http://theworldmedicalcenter.com/th/new_site/health_article/detail/ [5 สิงหาคม 2562]
- [5] BlogSpot. (2550). **Diagram of stomach.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก :
<http://a2zcancers.blogspot.com/2007/07/diagram-of-stomach.html>
[5 สิงหาคม 2562]
- [6] ARINCARE. (2559). **ตับ ฤๅน้ำดี และตับอ่อน.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://medium.com/arincare-com/> [5 สิงหาคม 2562]
- [7] อาทิตยา คำประไพ. (2555). **ลำไส้เล็ก** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://sites.google.com/site/bodyssystem/rabb-yxy-xahar/lasilek> [6 สิงหาคม 2562]
- [8] โครงการสารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน. (2561). **การควบคุมน้ำตาลในเลือด.** (ออนไลน์).
สืบค้นจาก : <http://saranukromthai.or.th/sub/book/book.php?book=35&chap=8&page=t35-8-infodetail03.html> [6 สิงหาคม 2562]

- [9] Symptoms. (2562). **Difference Between Hyperglycemia and Hypoglycemia.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://betterlifewithdiabetes.com/hyperglycemia/> [11 สิงหาคม 2562]
- [10] Diabetes Alert. (2559). **Blood Glucose Chart.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://diabetesalert.net/blood-glucose-chart/> [11 สิงหาคม 2562]
- [11] ศูนย์ส่งเสริมสุขภาพ โรงพยาบาลกรุงเทพตราด. (2562) **เครื่องตรวจน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://www.bth.co.th/th/news-health-th/356-health-promotion-center-th-html/476-hba1c.html> [11 สิงหาคม 2562]
- [12] Biochemistry Class notes. (2558). **Photometric method.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <http://edusanjabiochemist.blogspot.com/2015/12/photometry-principle-applications-and.html> [11 สิงหาคม 2562]
- [13] รศ.ชชาติ อารีจิตราอนุสรณ์. (2534). **เครื่องวัดการดูดกลืนแสง.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://home.kku.ac.th/chuare/12/spectrophotometer.pdf> [11 สิงหาคม 2562]
- [14] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. (2549). **การวัดความเข้มข้นตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากซีพีจอร์นผู้ใหญ่.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : [www.jhsmr.org > index.php > jhsmr > article > download](http://www.jhsmr.org/index.php/jhsmr/article/download) [11 สิงหาคม 2562]
- [15] BlogSpot. (2560). **คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <http://klakuku27114.blogspot.com/p/3.html> [11 สิงหาคม 2562]
- [16] Institute for Innovation and Development of Learning Process. (2558). **กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert law).** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : https://il.mahidol.ac.th/e-media/color-light/page2_2.html [15 สิงหาคม 2562]
- [17] วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี. (2562). **โครงข่ายประสาทเทียม** (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://th.wikipedia.org/wiki/โครงข่ายประสาทเทียม> [15 สิงหาคม 2562]

- [18] Jelena Djuris. (2555). **Multilayer Perceptron Neural Network**. (ออนไลน์).
 สืบค้นจาก : https://www.researchgate.net/figure/Schematic-drawing-of-multilayer-perceptron-neural-networks-16_fig1_230735806
 [15 สิงหาคม 2562]
- [19] บริษัท วีเน็ส ซัพพลาย จำกัด. (2560). **ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ Arduino**. (ออนไลน์).
 สืบค้นจาก : <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html> [22 สิงหาคม 2562]
- [20] Microcontroller Tutorials. (2558). **MAX30100 pulse heart rate sensor HR module**. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://www.teachmemicro.com/max30100-arduino-heart-rate-sensor/> [22 สิงหาคม 2562]
- [21] loxhop. (2559). **การใช้งานจอ LCD กับ Arduino**. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://www.ioxhop.com/article/30/> [12 กุมภาพันธ์ 2563]
- [22] GRAVITECH. (2562). **MAX30100 with Arduino uno**. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : <https://www.gravitechthai.com/productdetail.php?WP=pQOgAKp4GQSG2rDqY yc4Uuw> [8 สิงหาคม 2562]
- [23] Cybenko,G.V. (1989). **Approximation by Superpositions of a Sigmoidal function, Mathematics of Control, Signals, and Systems**, Vol. 2 pp. 303–314. electronic version [25 ตุลาคม 2562]
- [24] Duda, R.O., Hart, P.E., Stork, D.G. (2001) **Pattern classification (2nd edition)**, Wiley, ISBN 0-471-05669-3 [25 ตุลาคม 2562]
- [25] Egmont-Petersen, M., de Ridder, D., Handels, H. (2002). **Image processing with neural networks - a review**. Pattern Recognition. 35 (10): 2279–2301. doi:10.1016/S0031-3203(01)00178-9. [25 ตุลาคม 2562]
- [26] Gurney, K. (1997) **An Introduction to Neural Networks** London: Routledge. ISBN 1-85728-673-1 (hardback) or ISBN 1-85728-503-4 (paperback)
 [25 ตุลาคม 2562]

- [27] Haykin, S. (1999) **Neural Networks: A Comprehensive Foundation**, Prentice Hall, ISBN 0-13-273350-1 [25 ตุลาคม 2562]
- [28] Fahlman, S, Lebiere, C (1991). **The Cascade-Correlation Learning Architecture**, created for National Science Foundation, Contract Number EET-8716324, and Defense Advanced Research Projects Agency (DOD), ARPA Order No. 4976 under Contract F33615-87-C-1499. electronic version [28 ตุลาคม 2562]
- [29] Hertz, J., Palmer, R.G., Krogh. A.S. (1990) **Introduction to the theory of neural computation**, Perseus Books. ISBN 0-201-51560-1 [28 ตุลาคม 2562]

