

เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ
NON - INVASIVE BLOOD SUGAR LEVEL METER



ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2567

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกราน
NON - INVASIVE BLOOD SUGAR LEVEL METER



โดย
นางสาวกัญญาพัชร โมรารักษ์ 64010034
นางสาวกาญจน์ศดานันท์ แสนยามาศ 64010046
นางสาวแจนจิรา ชินทวัน 64010130

อาจารย์ที่ปรึกษา
ศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2567

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2567

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม


คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ

NON-INVASIVE BLOOD SUGAR LEVEL METER

ผู้จัดทำ

- | | | |
|-------------------------|----------|----------|
| 1. นางสาวกัญญาพัชร | โมรรักษ์ | 64010034 |
| 2. นางสาวกาญจน์ศดานันท์ | แสนยามาศ | 64010046 |
| 3. นางสาวเจนจิรา | ชินทวัน | 64010130 |


(ศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน) อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์เรื่อง เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ จะไม่สามารถสำเร็จ ลุล่วงไปได้ด้วยดี หากไม่ได้รับความช่วยเหลือ และความอนุเคราะห์อย่างยิ่งจากอาจารย์ที่ปรึกษา ปริญญานิพนธ์ คือ ศ.ดร. ปราโมทย์ วาดเขียน ที่กรุณาให้คำสั่งสอนและแนวทางการแก้ไขปัญหา ตลอดระยะเวลาในการจัดทำปริญญานิพนธ์นี้ รวมถึงสนับสนุนสถานที่ เครื่องมือ และอุปกรณ์ต่างๆ ที่จำเป็นต้องใช้ในระหว่างการจัดทำปริญญานิพนธ์ ขอขอบพระคุณท่านในความห่วงใยและความหวังดีให้แก่คณะผู้จัดทำเป็นอย่างยิ่ง

ขอขอบคุณท่านอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่าน ที่ได้อบรมสั่งสอนและประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ให้แก่คณะผู้จัดทำ

ขอขอบคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องทุกท่านอาทิ เช่น บิดา มารดา และเพื่อนนักศึกษา ที่คอยสนับสนุนแนะนำช่วยเหลือ และให้กำลังใจแก่คณะผู้จัดทำเสมอมา จนกระทั่งปริญญานิพนธ์สำเร็จ ลุล่วงไปได้ด้วยดี

นางสาวกัญญาพัชร	โมรารักษ์
นางสาวกาญจน์ศดานันท์	แสนยามาศ
นางสาวแจนจิรา	ชินทวัน
	ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกราน

NON - INVASIVE BLOOD SUGAR LEVEL METER

โดย	นางสาวกัญญาพัชร	โมรารักษ์	64010034
	นางสาวกาญจนาศดานันท์	แสนยามาศ	64010046
	นางสาวแจนจิรา	ชินทวัน	64010130

อาจารย์ที่ปรึกษา ศ.ดร. ปราโมทย์ วาดเขียน

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันการวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ แบบรุกราน และแบบไม่รุกราน โดยแบบรุกรานจะต้องมีการนำเลือดออกจากร่างกาย ส่วนใหญ่มักจะนำออกทางปลายนิ้วแล้วนำไปวิเคราะห์ปริมาณกลูโคส แต่ก็ทำให้เกิดความเจ็บปวดต่อตัวคนไข้ได้ และแบบไม่รุกรานซึ่งจะอาศัยวิธีการทางแสง ซึ่งมีโหมดในการวัด 2 โหมด คือ โหมดดูดซับ (Absorption) และโหมดสะท้อน (Reflection) เพื่อทำการวัดระดับน้ำตาลในเลือด ดังนั้นในปริญญาโทจึงศึกษาความเป็นไปได้ในการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยอาศัยวิธีการทางแสง ในโหมดสะท้อน โดยใช้แสงสองสี คือ สีแดง และ อินฟราเรด (940) ที่มีการควบคุมแสงด้วยคลื่น AC ที่แตกต่างกันสองความถี่ และใช้เทคนิค Reflective Ratio ในการวิเคราะห์สัญญาณและระบบประมวลผลสัญญาณ PPG โดยวิเคราะห์ทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ เพื่อคำนวณอัตราการสะท้อน (Reflective Ratio)

ABSTRACT

Currently, blood glucose measurement can be categorized into two types invasive and non-invasive methods. The invasive method requires drawing blood from the body, typically from the fingertip, to analyze glucose concentration. However, this method can cause discomfort and pain for patients. On the other hand, the non-invasive method relies on optical techniques, which utilize two measurement modes absorption mode and reflection mode to determine blood glucose levels. Therefore, this study explores the feasibility of measuring blood glucose levels using a light-based method in reflection mode. The approach

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

employs two light wavelengths: red and infrared (940 nm), with controlled AC modulation at two different frequencies to minimize external interference. Additionally, the Reflective Ratio technique is applied for signal analysis and Photoplethysmography (PPG) signal processing, utilizing both time-domain and frequency-domain analysis to calculate the Reflective Ratio accurately.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	XI
บทที่ 1	
บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของปริญญาานิพนธ์	2
บทที่ 2	
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	
2.1 กลูโคส	3
2.2 เทคนิคการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดที่นิยมใช้ในปัจจุบัน	7
2.3 ผลการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด	8
2.4 Photoplethysmography (PPG)	9
2.5 Absorption Ratio	11
2.6 Reflection Ratio	11
2.7 Frequency Division Multiplexing (FDM)	12
2.8 Band-pass filter	12
2.9 Low-pass filter	13
2.10 การแปลงฟูริเยร์ (Fourier transform)	13
2.11 วงจรที่เกี่ยวข้องในปริญญาานิพนธ์	15
2.12 การแบ่งแรงดัน (VOLTAGE DIVIDER)	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.13 ไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32	18
2.14 SURFACE MOUNT DEVICE (SMD)	20
2.15 SURFACE MOUNT TECHNOLOGY (SMT)	20
2.16 ตัวต้านทาน	21
2.17 ตัวเก็บประจุ	21
2.18 IC OP07	22
2.19 IC LM741	22
2.20 TIP120	22
2.21 ไดโอดเปล่งแสง	23
2.22 โฟโตไดโอด	23
2.23 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา	23
2.24 ประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือวัด	24
บทที่ 3 การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์	
3.1 การออกแบบ	27
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	38
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	40
บทที่ 4 ผลการทดลอง	
4.1 ผลการทดสอบส่วนของฮาร์ดแวร์	45
4.2 ผลการทดสอบส่วนของซอฟต์แวร์	46
4.3 ผลการทดสอบวงจรรวม	63

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5	
สรุปผลและข้อเสนอแนะ	
5.1 สรุปผล	64
5.2 ข้อเสนอแนะ	65
บรรณานุกรม	66
ภาคผนวก	
โปรแกรม ARDUINO IDE สำหรับการประมวลผลสัญญาณ	69



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างโมเลกุลของกลูโคส	4
2.2 การทำงานของอินซูลินต่อกลูโคสในกระแสเลือด	5
2.3 กระบวนการทำงานของอินซูลินในเซลล์หลัก 3 ชนิด	6
2.4 โครงสร้างทางเคมีของอินซูลิน	7
2.5 กราฟของสเปกตรัมการดูดกลืนแสงของสารต่างๆในช่วงความยาวคลื่น 1300-1900 NM	10
2.6 การดูดซึมแสงผ่านชั้นผิวหนัง	11
2.7 การสะท้อนของแสงผ่านชั้นผิวหนัง	12
2.8 กระบวนการรวมสัญญาณ (MULTIPLEX) และแยกสัญญาณ (DEMUTIPLEX)	12
2.9 ตัวกรองแบนด์พาสที่มีความถี่ต่ำ (FL) ความถี่กลาง (FC) และความถี่ตัดสูง (FH) ที่แสดงความสัมพันธ์กับแบนด์วิดท์และแบนด์ผ่าน	13
2.10 สัญญาณที่ผ่าน LPF	13
2.11 วงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์	15
2.12 วงจร SUBTRACTOR	17
2.13 วงจรขับ LED	17
2.14 วงจรรับ	18
2.15 ไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32	19
2.16 ตัวต้านทาน	21
2.17 ตัวเก็บประจุ	21
2.18 IC OP07	22
2.19 IC LM741	22
2.20 TIP120	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.21 ไดโอดเปล่งแสง	23
2.22 โฟโต้ไดโอด	23
2.23 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดยี่ห้อ SINO CARE	24
3.1 บล็อกไดอะแกรมของระบบตรวจวัดปริมาณน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกราน	26
3.2 SCHEMATIC ของวงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 80 HZ	27
3.3 SCHEMATIC ของวงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 190 HZ	28
3.4 SCHEMATIC ของวงจร SUBTRACTOR	29
3.5 SCHEMATIC ของวงจรขับ LED	29
3.6 SCHEMATIC ของวงจรขับ LED	29
3.7 SCHEMATIC ของวงจรรวม	31
3.8 PCB LAYOUT ของวงจรรวม	31
3.9 วงจรรวมที่สร้างเสร็จแล้ว	32
3.10 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของโปรแกรม	33
3.11 การเรียกใช้ไลบรารี	33
3.12 การกำหนดค่าขาเซ็นเซอร์และค่าคงที่	33
3.13 การประกาศอ็อบเจกต์ FFT และ LCD	34
3.14 การประกาศตัวแปรค่านวนค่า R และค่ากุโคส	34
3.15 การกำหนดตัวแปรควบคุมเวลาและตัวแปรควบคุมสถานการณ์เก็บข้อมูล	34
3.16 โปรแกรมการรับสัญญาณ	34
3.17 โปรแกรมการประมวลผลสัญญาณด้วย FFT	35
3.18 ฟังก์ชันหาค่าพีคสูงสุดภายในช่วงความถี่ที่กำหนด	35
3.19 ฟังก์ชันค่านวนค่า AC	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.20 ฟังก์ชันคำนวณค่า REFLECTION RATIO และค่ากลูโคส	36
3.21 โปรแกรมการแสดงผลค่ากลูโคส	37
3.22 ออสซิลโลสโคป	37
3.23 POWER SUPPLY	38
3.24 SIGNAL GENERATOR	38
3.25 โปรแกรม ARDUINO IDE	39
3.26 โปรแกรม KICAD	39
4.1 สัญญาณไซน์ที่ความถี่ 80 HZ	42
4.2 สัญญาณไซน์ที่ความถี่ 190 HZ	42
4.3 สัญญาณเมื่อทำการปรับค่าแอมพลิจูดเป็น 1 VPP ของสัญญาณโคไซน์ 80 HZ	43
4.4 สัญญาณหลังจากปรับค่าระดับแรงดัน 1.25 VDC ของสัญญาณโคไซน์ 80 HZ	43
4.5 สัญญาณเมื่อทำการปรับค่าแอมพลิจูดเป็น 1 VPP ของสัญญาณโคไซน์ 190 HZ	44
4.6 สัญญาณหลังจากปรับค่าระดับแรงดัน 0.5 VDC ของสัญญาณโคไซน์ 190 HZ	44
4.7 ผลการทดสอบวงจรขับ LED ของสัญญาณโคไซน์ 80 HZ	45
4.8 ผลการทดสอบวงจรขับ LED ของสัญญาณโคไซน์ 190 HZ	45
4.9 กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของ BAND-PASS FILTER ที่ความถี่ 35 - 125 HZ	47
4.10 กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของ BAND-PASS FILTER ที่ความถี่ 35 - 125 HZ	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.11 กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของ LOW-PASS FILTER ที่ความถี่ 60 - 120 HZ	50
4.12 กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของ LOW-PASS FILTER ที่ความถี่ 160 - 220 HZ	51
4.13 สเปกตรัมความถี่สัญญาณที่ 80 HZ และ 190 HZ	52
4.14 การตรวจจับพีคของสัญญาณ PPG	53
4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกลูโคส (MG/DL) และค่า REFLECTIVE RATIO	56
4.16 ภาพรวมการทำงานของเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ	62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน BAND-PASS FILTER ที่ความถี่ 5-155 HZ โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า	46
4.2 ค่าอัตราการขยายที่ความถี่ 5 - 155 HZ	46
4.3 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน BAND-PASS FILTER ที่ความถี่ 115 - 265 HZ โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า	47
4.4 ค่าอัตราการขยายที่ความถี่ 115 - 265 HZ	47
4.5 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน LOW-PASS FILTER ที่ความถี่ 60 - 120 HZ โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า	49
4.6 ค่าอัตราการขยายที่ความถี่ 60 - 120 HZ	49
4.7 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน LOW-PASS FILTER ที่ความถี่ 160 - 220 HZ โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า	50
4.8 ค่าอัตราการขยายที่ความถี่ 160 - 220 HZ	50
4.9 ค่า GLUCOSE (MG/DL) ที่คำนวณจากค่า REFLECTIVE RATIO และค่ากลูโคสที่วัดจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรูกล้าและค่าความเที่ยงตรงของข้อมูล 20 ชุด	54
4.10 ค่า REFLECTIVE RATIO จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รูกล้าและค่ากลูโคสจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรูกล้า	55
4.11 เปรียบเทียบค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรูกล้ากับค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รูกล้า	57
4.12 ค่าความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนครั้งที่ 1-5	58
4.13 ค่าความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนครั้งที่ 6-10	60
4.14 ค่าเฉลี่ยความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนจากการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง	61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันปัญหาสุขภาพของมนุษย์เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ อันเนื่องมาจากรูปแบบการดำเนินชีวิต การรับประทานอาหาร การออกกำลังกาย และหนึ่งในปัญหาสุขภาพดังกล่าว ได้แก่ ปัญหาโรคเบาหวาน ซึ่งอาจมีสาเหตุมาจากความบกพร่องทางพันธุกรรมในการสร้างและใช้อินซูลิน หรือเกิดจากพฤติกรรม การรับประทานอาหารที่มีแป้งและน้ำตาลมากเกินไปเป็นระยะเวลาอันยาวนาน ดังนั้นการประเมินสภาวะการเป็นโรคเบาหวานจึงมีความสำคัญและความจำเป็น เพราะถ้าตรวจพบเร็วก็จะทำให้การรักษาทำได้เร็ว และไม่ลุกลามไปเป็นโรคอื่น ๆ เช่น โรคตับ โรคหัวใจ ตามมา โดยหนึ่งในกระบวนการตรวจประเมินโรคเบาหวาน คือการวัดปริมาณกลูโคสภายในกระแสเลือด วิธีการวัดสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ แบบรูก้ำ และแบบไม่รูก้ำ โดยแบบรูก้ำจะต้องมีการนำเลือดออกจากร่างกาย โคนส่วนใหญ่มักจะนำออกมาจากปลายนิ้ว และนำไปวิเคราะห์หาปริมาณกลูโคส ซึ่งวิธีการดังกล่าวเป็นที่นิยมอยู่ในปัจจุบัน เพราะให้ความถูกต้องและแม่นยำสูง แต่ต้องแลกด้วยการเจ็บปวดของคนไข้ ดังนั้นจึงไม่เหมาะสมที่จะใช้วิธีการดังกล่าวในการวัดปริมาณน้ำตาลในเลือดอย่างต่อเนื่องหลายครั้งภายใน 1 วัน สำหรับวิธีการแบบไม่รูก้ำจะอาศัยวิธีการทางแสง เพื่อทำการตรวจประเมินน้ำตาลภายในเลือด โดยแสงที่นิยมใช้จะอยู่ในย่านอินฟราเรดเป็นหลัก โดยเฉพาะอย่างยิ่ง Near Infrared (NIR) ซึ่งมีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 750 – 1400 nm เนื่องจากไดโอดตัวรับและส่งมีราคาถูกและหาซื้อได้ง่าย อย่างไรก็ตาม การวัดด้วยวิธีการทางแสงยังมีรายละเอียดในการใช้แสงในโหมดการวัดหลัก ๆ ด้วยกัน 2 โหมด คือ โหมดการดูดซับ (Absorption) โหมดการสะท้อน (Reflection) และการหักเห (Refraction) สำหรับโหมดการดูดซับของ NIR ที่ใช้คลื่นแสง 940 nm ซึ่งเป็นย่านเดียวกันที่นำไปใช้กับ Pulse Oximeter ดังนั้นจึงมีความคลาดเคลื่อนและความคลุมเครือเนื่องจากในย่านแสงความยาวคลื่นดังกล่าวอยู่ภายใต้อิทธิพลของออกซิเจนและกลูโคส แต่อย่างไรก็ตามหากเราพิจารณาให้ลึกลงไป จะพบว่า การเปลี่ยนแปลงออกซิเจนของคนปกติมักจะไม่เปลี่ยนแปลงเลยหรือเปลี่ยนแปลงน้อยมาก (คงที่) ดังนั้นจึงมีความเป็นไปได้ที่การวัดในขณะนั้น ๆ จะได้รับอิทธิพลส่วนใหญ่ มาจากน้ำตาลแต่เพียงอย่างเดียว จึงทำให้สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาณน้ำตาลได้ และหากเราพิจารณาคูสมบัติการสะท้อนหรือการหักเหแสงของกลูโคสและ Oxyhemoglobin หรือ Deoxyhemoglobin ก็ จะ พบ ว่า กลูโคส มี ลักษณะ ที่เด่น กว่า Oxyhemoglobin หรือ Deoxyhemoglobin ดังนั้นในโหมดการทำงานเพื่อวัดน้ำตาลในโหมดสะท้อนจึงน่าจะมีความเป็นไปได้ ที่ไม่โดนรบกวนจาก Oxygen Concentration ดังนั้นในปริญญาณิพนธ์นี้จึงมีความสนใจในการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำเสนอการวัดระดับน้ำตาลในเลือด ในโหมดสะท้อน โดยใช้แสงสองสี คือ สีแดง และ NIR (940) ที่มีการควบคุมแสงด้วย คลื่น AC ที่แตกต่างกันสองความถี่ เพื่อลดการรบกวนของแสงจากภายนอก และยังใช้กรรมวิธีในการประเมินความเข้มข้นของระดับน้ำตาลในเลือด โดยการใช้ Reflective Ratio ของแสงสีแดง และ อินฟราเรด (IR) ซึ่งเป็นเทคนิคทำนองเดียวกันกับที่ใช้ในการวัดออกซิเจนในเลือด เพียงแต่ของออกซิเจนนิยมใช้เป็น Absorption Ratio โดยการใช้แสงสองสีอย่างไรก็ตามเทคนิค Reflective Ratio ก็จะช่วยลดความคลาดเคลื่อนในการวัดอันเนื่องมาจากอิทธิพลของสีผิวและขนาดของนิ้ว

1.2 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อศึกษาช่วงความยาวคลื่นที่น้ำตาลในเลือดดูดซับได้ดี
- 2) เพื่อออกแบบเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รูก้ำโดยอิงจากช่วงความยาวคลื่นที่ได้ศึกษา
- 3) เพื่อนำหลักการ Reflective Ratio มาออกแบบและสร้างเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รูก้ำได้
- 4) เพื่อออกแบบระบบการประมวลผลข้อมูลโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32

1.3 ขอบเขตของปริญญาณิพนธ์

ปริญญาณิพนธ์นี้ได้ทำการออกแบบและสร้างเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รูก้ำ โดยระบบจะมีคุณลักษณะ ดังนี้

- 1) ทำการตรวจวัดระดับน้ำตาลบริเวณนิ้วมือ
- 2) ใช้หลักการ Photoplethysmography (PPG) ในการวัดระดับน้ำตาลในเลือด
- 3) ใช้หลักการ Reflective Ratio ประเมินระดับน้ำตาลในเลือด
- 4) ใช้อินฟราเรดความยาวคลื่น 940 nm และแสงสีแดงความยาวคลื่น 620 – 750 nm
- 5) ออกแบบระบบประมวลผลโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

ปฏิญานิพนธ์เรื่อง “เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ” ได้นำเสนอการวัดน้ำตาลในเลือดในโหมดสะท้อน โดยใช้แสงสองสี คือ แสงสีแดง และ NIR (940) ที่มีการควบคุมแสงด้วย คลื่น AC ที่แตกต่างกันสองความถี่ (80 Hz และ 190 Hz) เพื่อลดการรบกวนของแสงจากภายนอก และยังใช้กรรมวิธีในการประเมินความเข้มข้นของกลูโคส โดยการใช้ Reflective Ratio ของแสงสีแดง และ อินฟราเรด(IR) ดังนั้นปฏิญานิพนธ์ที่นำเสนอจึงมีหลักการที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

2.1 กลูโคส

กลูโคสเป็นน้ำตาลชนิดหนึ่งและเป็นแหล่งพลังงานพื้นฐานสำหรับสิ่งมีชีวิต รวมถึงมนุษย์ ด้วยสูตรเคมีของกลูโคส คือ $C_6H_{12}O_6$ เป็นคาร์โบไฮเดรตเชิงเดี่ยวที่ร่างกายของเราใช้ในการผลิตพลังงานผ่านกระบวนการต่างๆ เช่น การหายใจ กลูโคสสามารถพบได้ในอาหารหลายชนิด และร่างกายยังผลิตกลูโคสด้วย โดยส่วนใหญ่อยู่ในตับซึ่งจะถูกเก็บไว้เป็นไกลโคเจนสำหรับความต้องการพลังงานในอนาคต การตรวจระดับน้ำตาลในเลือดมีความจำเป็นในการจัดการกับภาวะต่างๆ เช่น โรคเบาหวาน เนื่องจากกลูโคสช่วยควบคุมแหล่งพลังงานของร่างกาย

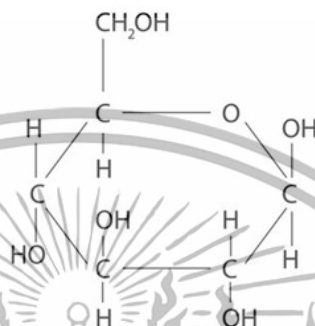
น้ำตาลกลูโคส (Glucose) คือ น้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวพบมากในผลไม้ที่มีรสหวาน เป็นพลังงานหลักให้ทุกเซลล์ในร่างกาย เพื่อใช้สร้างพลังงาน กลูโคสถือว่าเป็นผลผลิตสุดท้ายจากการย่อยอาหาร โดยเฉพาะอาหารประเภทคาร์โบไฮเดรต โดยเมื่อผ่านกระบวนการย่อยจนถึงที่สุดแล้ว กลูโคสทุกโมเลกุลจะเข้าไปรออยู่ในน้ำเลือดทุกหลอดเลือดแดง เพื่อเตรียมให้ฮอร์โมนอินซูลิน (Insulin) จากตับอ่อนเป็นผู้นำพากลูโคสไปตามหลอดเลือด โดยนำส่งให้แก่ทุกเซลล์เพื่อช่วยให้เซลล์สามารถใช้ผลิตพลังงานให้ร่างกายได้

2.1.1 โครงสร้างของกลูโคส

กลูโคสเป็นน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวที่มีสูตรเคมีคือ $C_6H_{12}O_6$ ประกอบด้วยอะตอมคาร์บอน 6 อะตอม อะตอมไฮโดรเจน 12 อะตอม และอะตอมออกซิเจน 6 อะตอม เรียงตัวกันในโครงสร้างโมเลกุลเฉพาะโครงสร้างนี้เป็นวงแหวนหกเหลี่ยม โดยแต่ละอะตอมคาร์บอนจะเชื่อมกับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อะตอมไฮโดรเจนและอะตอมคาร์บอนอีกอะตอมหนึ่งหรืออะตอมออกซิเจน กลูโคสเป็นโมเลกุลพื้นฐานที่สิ่งมีชีวิตใช้ในการผลิตพลังงานและเป็นองค์ประกอบสำคัญของคาร์โบไฮเดรต โครงสร้างโมเลกุลของกลูโคส แสดงดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 โครงสร้างโมเลกุลของกลูโคส [1]

2.1.2 คุณสมบัติของกลูโคส

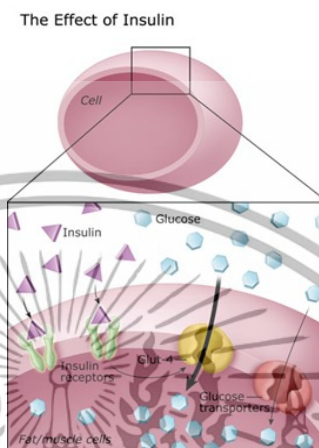
กลูโคสมีคุณสมบัติสำคัญหลายประการที่เน้นบทบาทสำคัญที่มีผลต่อการเผาผลาญและการผลิตพลังงานในสิ่งมีชีวิต มีโครงสร้างทางเคมี เป็นโมโนแซ็กคาไรด์ ซึ่งเป็นน้ำตาลโมเลกุลเดี่ยว มีสูตรโมเลกุล คือ $C_6H_{12}O_6$ สูตรโครงสร้างคือเฮกโซส ซึ่งหมายความว่า มีอะตอมคาร์บอน 6 อะตอม มีความสามารถในการละลาย กลูโคสละลายน้ำได้ดี ซึ่งทำให้สามารถเคลื่อนย้ายเข้าสู่กระแสเลือดได้ง่าย และเป็นแหล่งพลังงานหลักสำหรับร่างกายมนุษย์และสิ่งมีชีวิตอื่น ๆ อีกมากมาย กลูโคสจะถูกเผาผลาญในเซลล์ผ่านกระบวนการต่าง ๆ เช่น ไกลโคไลซิสและกรดซิตริก เพื่อผลิต ATP (อะดีโนซีนไตรฟอสเฟต) ซึ่งใช้เป็นพลังงาน

2.1.3 การควบคุมระดับกลูโคสในเลือด

ร่างกายควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดโดยอาศัยฮอร์โมนหลักที่เรียกว่า อินซูลิน ซึ่งผลิตจากบีตาเซลล์ในตับอ่อน ที่ทำงานอย่างสมดุลร่วมกับกลูคากอน (glucagon) และฮอร์โมนอื่น ได้แก่ โกรทฮอร์โมน (growth hormone) คอร์ติซอล (cortisol) และแคทีคอลามีน (catecholamine) ทั้งนี้ อินซูลินเป็นฮอร์โมนเพียงชนิดเดียวที่สามารถลดระดับน้ำตาลในเลือดได้ ส่วนกลูคากอนซึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลิตจากแอลฟาเซลล์ในตับอ่อน และฮอร์โมนอื่นๆ ทำหน้าที่ตรงข้าม คือ ส่งเสริมการสร้างน้ำตาล การทำงานของอินซูลินต่อกลูโคสในกระแสเลือด แสดงดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 การทำงานของอินซูลินต่อกลูโคสในกระแสเลือด [2]

อินซูลินควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดผ่านการออกฤทธิ์ที่เซลล์หลัก 3 ชนิด คือ เซลล์ตับ เซลล์กล้ามเนื้อลาย และเซลล์ไขมัน การออกฤทธิ์ของอินซูลิน ขึ้นกับระดับความเข้มข้นของอินซูลินที่มีอยู่ในขณะนั้น หลังรับประทานอาหารเช้า ระดับอินซูลินจะสูงขึ้นทันทีสอดคล้องกับระดับน้ำตาลในเลือดที่สูงขึ้น เรียกว่า ระดับอินซูลินสูงสุด (peak insulin level) ถือเป็น การตอบสนองอย่างฉับไวของบีตาเซลล์ต่อระดับน้ำตาลในเลือด ที่สูงขึ้นจากอาหาร และจะลดลงอย่างรวดเร็วหลังการดูดซึมน้ำตาลจากทางเดินอาหารจบสิ้น ทั้งนี้ ในขณะที่ไม่มีการย่อยอาหารและขณะอดอาหารนานๆ เช่น ช่วงนอนในเวลากลางคืน ตับอ่อนจะหลั่งอินซูลินในปริมาณน้อยๆ อย่างต่อเนื่อง เรียกว่า ระดับอินซูลินพื้นฐาน (basal insulin level) กระบวนการทำงานของอินซูลินในเซลล์หลัก 3 ชนิด ดังนี้

2.1.3.1 อินซูลินที่เซลล์ตับ

เมื่อระดับอินซูลินขึ้นสูงจะออกฤทธิ์ยับยั้งการสร้างและการส่งน้ำตาลจากตับ และควบคุมตับ ให้สะสมน้ำตาลที่เหลือจากการใช้งานไว้ในรูปไกลโคเจน เมื่อระดับอินซูลินลดลงสู่ระดับอินซูลินพื้นฐานจะกระตุ้นให้ตับสร้างน้ำตาล และส่งเข้าสู่กระแสเลือดอย่างต่อเนื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3.2 อินซูลินที่เซลล์กล้ามเนื้อลาย

อินซูลินออกฤทธิ์โดยนำน้ำตาลเข้าสู่เซลล์กล้ามเนื้อลายซึ่งเป็นเซลล์ของกล้ามเนื้อมัดต่างๆ ทั่วทั้งร่างกาย เพื่อให้เซลล์กล้ามเนื้อลายใช้เป็นพลังงานในขณะที่มีการใช้งานหรือออกแรงทำงาน ยิ่งมีการออกแรงมาก การใช้น้ำตาลก็จะมากขึ้น หากไม่มีอินซูลินหรือมีไม่เพียงพอ เซลล์กล้ามเนื้อลายจะไม่สามารถใช้น้ำตาลเป็นพลังงานได้แม้ว่าระดับน้ำตาลในเลือดจะสูงเพียงใดก็ตาม

2.1.3.3 อินซูลินที่เซลล์ไขมัน

เมื่อระดับอินซูลินขึ้นสูงจะออกฤทธิ์ยับยั้งการสลายกรดไขมันอิสระจากไขมันที่สะสมอยู่ในเซลล์ไขมัน และส่งเสริมการเก็บพลังงานส่วนเกินในรูปกรดไขมันอิสระไว้ในเซลล์ไขมัน เมื่อระดับอินซูลินลดลงสู่ระดับอินซูลินพื้นฐานจะกระตุ้นให้มีการสลายกรดไขมันอิสระเข้าสู่กระแสเลือด ซึ่งถูกนำไปที่ตับเพื่อสร้างเป็นน้ำตาลต่อไป ดังนั้น เมื่อมีการขาดอินซูลิน หรือการตอบสนองของเซลล์ตับ เซลล์กล้ามเนื้อลาย และเซลล์ไขมันต่อฤทธิ์ของอินซูลินลดลง จึงทำให้เกิดความผิดปกติทางเมแทบอลิซึมของน้ำตาล ไขมัน และโปรตีน กระบวนการทำงานของอินซูลินแสดงดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 กระบวนการทำงานของอินซูลินในเซลล์หลัก 3 ชนิด [3]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.4 โครงสร้างอินซูลิน

อินซูลินเป็นโปรตีนที่ประกอบด้วยสองสาย คือ A และ B เชื่อมโยงกันผ่านสะพานที่เชื่อมต่อกับอะตอมของกำมะถัน 4 โมเลกุลของอินซูลินแต่ละตัวมักจะรวมตัวกันเป็นกลุ่ม 2 หรือ 6 ตัวเมื่อมีสังกะสีอยู่ด้วย วงกลมสีน้ำเงินที่มีรหัสด้วยตัวอักษรแทนกรดอะมิโนที่ประกอบเป็นสาย A ของอินซูลิน วงกลมสีส้มที่มีรหัสด้วยตัวอักษรที่แทนกรดอะมิโนที่ประกอบเป็นสาย B ของอินซูลิน สะพานไดซัลไฟด์เชื่อมต่อกับกรดอะมิโนสองตัวในสาย A สะพานไดซัลไฟด์อีกสองสะพานเชื่อมต่อกับสาย A กับสาย B แสดงดังรูปที่ 2.4



2.2 เทคนิคการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดที่นิยมใช้ในปัจจุบัน

2.2.1 SMBG (Self-monitoring of blood glucose)

การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยตนเอง เป็นเครื่องมือที่ช่วยให้ผู้ป่วยเบาหวานสามารถดูแลตนเองได้ดีขึ้น โดยเจาะเลือดที่ปลายนิ้ว หยดเลือดลงแถบทดสอบ และอ่านค่าด้วยเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา

2.2.2 Fasting Blood Sugar (FBS)

เป็นวิธีตรวจที่ต้องงดอาหารก่อนการเจาะเลือดอย่างน้อย 8 ชั่วโมง ผลการตรวจคือค่าความเข้มข้นน้ำตาลในเลือด ณ เวลาที่เจาะเลือดภายใต้ระยะเวลาการอดอาหารตามที่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นวิธีมาตรฐานที่สามารถเปรียบเทียบค่าระหว่างบุคคลได้ว่าร่างกายของใครควบคุมระดับน้ำตาลได้ดีกว่ากัน

2.2.3 Glycated hemoglobin (HbA1c)

เป็นการตรวจวัดระดับโปรตีนฮีโมโกลบินในเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ถูกเกาะด้วยน้ำตาลกลูโคส ค่าที่ได้จะสะท้อนถึงระดับความเข้มข้นเฉลี่ยของน้ำตาลในเลือดตลอดช่วงเวลา 2-3 เดือนที่ผ่านมา ซึ่งชนิดและปริมาณของอาหารที่รับประทานในช่วงนั้นจะมีผลต่อค่านี้นมาก การตรวจด้วยวิธีนี้ใช้ในการวินิจฉัยโรคเบาหวานและการติดตามการควบคุมโรคเบาหวานเพื่อประเมินความเสี่ยงของการเกิดโรคแทรกซ้อน โดยการตรวจวิธีนี้ไม่จำเป็นต้องอดอาหารเหมือนวิธี Fasting Blood Sugar (FBS)

2.2.4 CGM (Continuous Glucose Monitoring)

เป็นเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่สามารถแสดงผลแบบเรียลไทม์ได้ต่อเนื่องตลอด 24 ชั่วโมง อย่างต่อเนื่อง 7 วัน โดยจะมีเซ็นเซอร์ติดบริเวณแขนหรือหน้าท้องตามคำแนะนำของแพทย์เป็นตัวส่งสัญญาณข้อมูลไปยัง แอปพลิเคชันในมือถือและเว็บไซต์เพื่อให้ผู้ป่วยเช็คระดับน้ำตาลในเลือดได้ทุกที่ทุกเวลา หากระดับน้ำตาลในเลือดสูงเกินไปหรือต่ำเกินไปจะมีการแจ้งเตือนล่วงหน้าประมาณ 1 ชั่วโมงเพื่อให้เตรียมตัวรับมือได้อย่างทันท่วงที ที่สำคัญทีมแพทย์จะตั้งค่าเครื่องให้เหมาะกับผู้ป่วยแต่ละบุคคลเพื่อติดตามข้อมูลเชิงลึกและวางแผนการรักษาป้องกัน การเกิดภาวะแทรกซ้อนอย่างเหมาะสม และที่สำคัญยังสามารถทำนายค่าผิดปกติที่จะเกิดขึ้นได้ในอนาคตได้อีกด้วย

2.3 ผลการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด

2.3.1 การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยตนเอง (Self-monitoring of blood glucose, SMBG)

- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลกลูโคสต่ำกว่า 100 mg/dL แสดงว่าอยู่ในเกณฑ์ปกติ
- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลน้ำตาลกลูโคส 100 mg/dL - 125 mg/dL แสดงว่าเป็นกลุ่มเสี่ยงโรคเบาหวาน
- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลกลูโคสสูงกว่า 126 mg/dL (โดยการตรวจอย่างน้อย 2 ครั้ง) ถือว่าเป็นโรคเบาหวาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 การตรวจระดับน้ำตาลในเลือด Fasting Blood Sugar (FBS)

- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลกลูโคสต่ำกว่า 100 mg/dL แสดงว่าอยู่ในเกณฑ์ปกติ
- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลน้ำตาลกลูโคส 100 mg/dL - 125 mg/dL แสดงว่าเป็นกลุ่มเสี่ยงโรคเบาหวาน

- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลกลูโคสสูงกว่า 126 mg/dL แสดงว่าเป็นโรคเบาหวาน

2.3.3 การตรวจระดับน้ำตาลในเลือด Glycated hemoglobin (HbA1c)

- หากค่าน้ำตาลเฉลี่ยสะสมในเลือดอยู่ระหว่าง 4-6 % แสดงว่าอยู่ในเกณฑ์ปกติ
- หากค่าน้ำตาลเฉลี่ยสะสมในเลือดอยู่ที่ 6.5 % ขึ้นไป แสดงว่าเป็นโรคเบาหวาน

2.3.4 การตรวจระดับน้ำตาลในเลือด Continuous Glucose Monitoring (CGM)

- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลกลูโคสต่ำกว่า 100 mg/dL แสดงว่าอยู่ในเกณฑ์ปกติ
- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลน้ำตาลกลูโคส 100 mg/dL - 125 mg/dL แสดงว่าเป็นกลุ่มเสี่ยงโรคเบาหวาน
- หากผลตรวจมีค่าน้ำตาลกลูโคสสูงกว่า 126 mg/dL แสดงว่าเป็นโรคเบาหวาน

2.4 Photoplethysmography (PPG)

Photoplethysmography คือ สัญญาณทางชีวภาพที่ได้จากการวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณเลือดในหลอดเลือด เมื่อแสงส่องผ่านผิวหนัง แสงบางส่วนจะถูกดูดซับโดยเนื้อเยื่อ และบางส่วนจะสะท้อนกลับ โดยปริมาณแสงที่ถูกดูดซับจะเปลี่ยนแปลงตามปริมาณเลือดในหลอดเลือด ขณะนั้น ซึ่งจะสัมพันธ์กับการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจในแต่ละรอบ (จังหวะการเต้นของหัวใจ) โดยสัญญาณ PPG มีทั้งหมด 2 องค์ประกอบ คือ องค์ประกอบดูดซับแสงคงที่ และองค์ประกอบดูดซับแสงไม่คงที่

2.4.1 องค์ประกอบดูดซับแสงคงที่ (Non-Pulsatile Component)

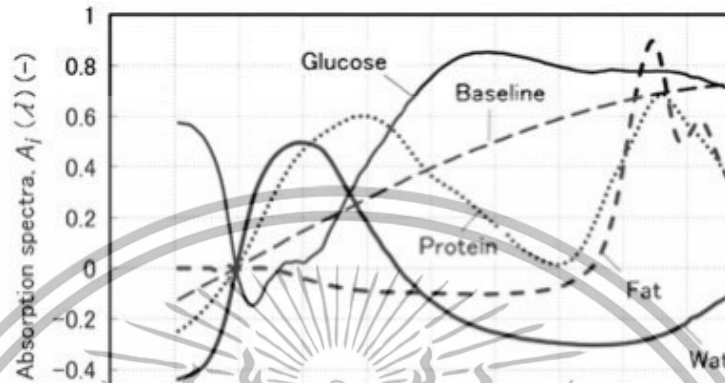
องค์ประกอบดูดซับแสงคงที่หรือองค์ประกอบดีซี (DC Component) เป็นองค์ประกอบที่มีการดูดซับแสงคงที่ตลอดเวลา เช่น ผิวหนัง กล้ามเนื้อ เส้นเลือด เป็นต้น

2.4.2 องค์ประกอบดูดซับแสงไม่คงที่ (Pulsatile Component)

องค์ประกอบดูดซับแสงไม่คงที่หรือองค์ประกอบเอซี (AC Component) เป็นองค์ประกอบที่มีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ซึ่งมีสาเหตุมาจากการเต้นของหัวใจ ประกอบไปด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่วงที่หัวใจบีบตัว (Systole) และช่วงที่หัวใจคลายตัว (Diastole) และส่งผลให้มีการสูบฉีดเลือด
 ดังนั้นองค์ประกอบส่วนนี้จะมีเฉพาะน้ำเลือดเพียงอย่างเดียว



รูปที่ 2.5 กราฟของสเปกตรัมการดูดกลืนแสงของสารต่างๆในช่วงความยาวคลื่น
 1300-1900 nm [5]

จากรูปที่ 2.5 กราฟของสเปกตรัมการดูดกลืนแสงของสารต่างๆในช่วงความยาวคลื่น 1300 - 1900
 nm จะเห็นว่า เส้นกราฟของกลูโคสจะดูดกลืนแสงได้มากในช่วง 1550 - 1650 nm และลดลง
 ในช่วง 1700 nm ขึ้นไป

เนื่องจากสัญญาณ PPG ถูกกำหนดด้วยแสง จึงมีโอกาที่จะถูกรบกวนจากแสงรอบ
 ข้างหรือสิ่งรบกวนที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มของแสง เพื่อหลีกเลี่ยงการรบกวนดังกล่าว
 จึงมีการใช้แหล่งกำเนิดแสงขับ AC ซึ่งจะทำให้เกิดสัญญาณ AM สองความถี่ ที่ไดโอดรับแสง ซึ่ง
 สามารถอธิบายได้ด้วยการแสดงทางคณิตศาสตร์ในสมการที่ 2.1 และ 2.2

$$\Phi_{AMRED}(t) = S_{PPGred}(t) \cos(150\pi t) \quad (2.1)$$

$$\Phi_{AMIR}(t) = S_{PPGir}(t) \cos(380\pi t) \quad (2.2)$$

โดยที่ $\Phi_{AMRED}(t)$ คือ สัญญาณ Amplitude Modulated (AM) ของสัญญาณ PPG
 ในช่องแสงสีแดง

$S_{PPGred}(t)$ คือ สัญญาณ PPG ของแสงสีแดงที่แปรผันตามเวลา

$\Phi_{AMIR}(t)$ คือ สัญญาณ Amplitude Modulated (AM) ของสัญญาณ PPG ใน
 ช่องแสงอินฟราเรด

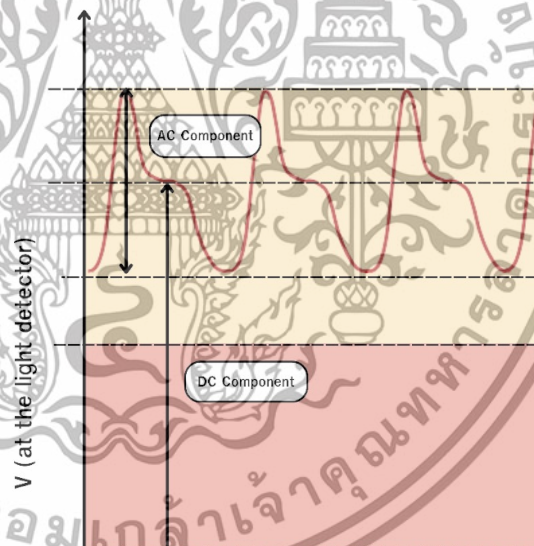
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$S_{ppGir}(t)$ คือ สัญญาณ PPG ของแสงอินฟราเรดที่แปรผันตามเวลา

ซึ่งสัญญาณ AM สองตัวจะส่งสัญญาณ PPG ของแสงอินฟราเรด $S_{ppGir}(t)$ และแสงสีแดง $S_{ppGred}(t)$ ที่มีสเปกตรัมความถี่สูงกว่าความสว่างของแสงโดยรอบ หลังจากนั้นตัวรับแสง 1 ตัวจะเปลี่ยนความเข้มของแสงเป็นกระแสไฟฟ้าหรือแรงดันไฟฟ้าผ่านโฟโตไดโอด เมื่อแสงที่ตกกระทบผิวหนังจะซึมเข้าสู่ชั้นผิวหนังกำพร้าและกระจายตัวกับอนุภาคในชั้นหนังแท้ โดยเฉพาะกลูโคส จากนั้นสะท้อนกลับไปยังผิวหนังอีกครั้ง

2.5 Absorption Ratio

โหมมการดูดซับเป็นหลักการพื้นฐานของ PPG ซึ่งแสงจะผ่านผิวหนังและถูกดูดซับโดยโมเลกุลต่าง ๆ ในเนื้อเยื่อ เช่น ฮีโมโกลบิน น้ำ กลูโคส ซึ่งจะดูดซับที่ความยาวคลื่นเฉพาะ เมื่อวัดปริมาณแสงที่เหลืออยู่หลังจากดูดซับแล้ว จะสามารถอนุมานความเข้มของโมเลกุลต่าง ๆ ในเลือดได้ โดยการดูดซับแสงผ่านผิวหนัง แสดงดังรูปที่ 2.6



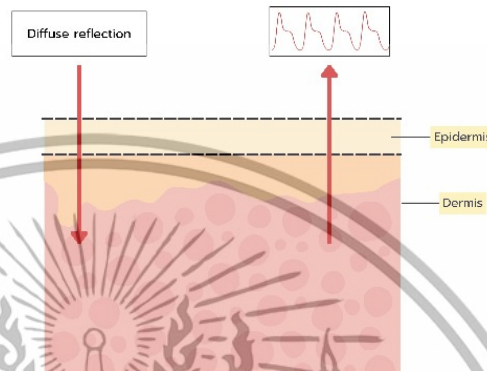
รูปที่ 2.6 การดูดซับแสงจากชั้นผิวหนัง

2.6 Reflection Ratio

เมื่อแสงส่องผ่านผิวหนัง แสงจะสะท้อนและกระจายในเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังและในบริเวณใต้ผิวหนังจะมีเส้นเลือดฝอยจำนวนมาก ซึ่งมีเลือดที่มีน้ำตาลไหลเวียนอยู่ น้ำตาลกลูโคสในเลือดมีคุณสมบัติในการดูดซับแสงที่ความยาวคลื่นเฉพาะ แสงที่สะท้อนกลับมากจะมีความเข้ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

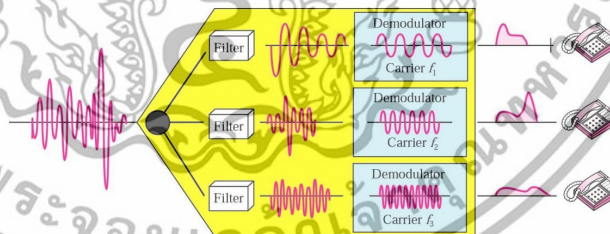
แตกต่างกันตามระดับน้ำตาล ทั้งนี้มีปัจจัยทางกายภาพของแต่ละบุคคลมาเกี่ยวข้อง เช่น ความหนาของผิวหนัง, สีผิว (ปริมาณเมลานิน), อุณหภูมิผิวหนัง, ความชื้นผิวหนัง เป็นต้น การสะท้อนของแสงผ่านชั้นผิวหนัง แสดงดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 การสะท้อนของแสงผ่านชั้นผิวหนัง

2.7 Frequency Division Multiplexing (FDM)

FDM หรือ Frequency Division Multiplexing เป็นเทคนิคการส่งสัญญาณที่ใช้ในการส่งข้อมูลหลาย ๆ สัญญาณพร้อมกันผ่านช่องทางเดียว โดยการแบ่งความถี่ออกเป็นช่องสัญญาณที่ไม่ทับซ้อนกัน ซึ่งแต่ละช่องจะถูกกำหนดให้ส่งสัญญาณที่มีความถี่เฉพาะเจาะจง การใช้ FDM ช่วยให้สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการใช้แบนด์วิธของช่องทางการสื่อสารได้อย่างมีประสิทธิภาพ แสดงดังรูปที่ 2.8



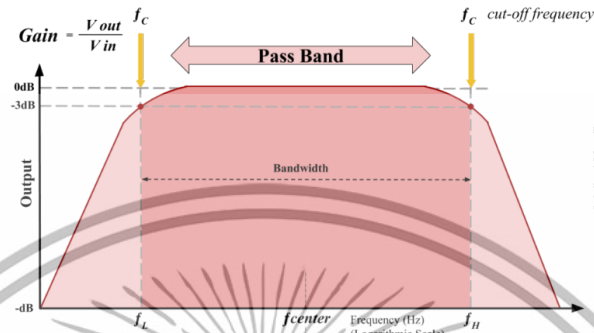
รูปที่ 2.8 กระบวนการรวมสัญญาณ (Multiplex) และแยกสัญญาณ (Demultiplex) [6]

2.8 Band-pass filter

วงจรกรองสัญญาณที่ทำหน้าที่ปล่อยให้เฉพาะช่วงความถี่ที่กำหนดไว้ เรียกว่า passband และลดทอนสัญญาณในช่วงความถี่ที่อยู่นอกช่วงนี้ ซึ่งมีประโยชน์ในการกำจัดสัญญาณรบกวน ทำให้เหมาะสำหรับการเลือกเอาเฉพาะสัญญาณที่มีความถี่ในช่วงที่ต้องการใช้งาน มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประโยชน์ต่อการนำไปใช้งาน เช่น ใช้ในระบบสื่อสารเพื่อกรองสัญญาณจากคลื่นวิทยุในช่องความถี่เฉพาะ แสดงดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ตัวกรองแบนด์พาสที่มีความถี่ต่ำ (f_L) ความถี่กลาง (f_C) และความถี่ตัดสูง (f_H) ที่แสดงความสัมพันธ์กับแบนด์วิดท์และแบนด์ผ่าน [7]

2.9 Low-pass filter

วงจรกรองสัญญาณที่ทำหน้าที่ให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่าความถี่ที่กำหนดไว้เรียกว่า cutoff frequency หรือความถี่ตัด สามารถผ่านออกไปได้ แต่จะลดทอน หรือปิดกั้นสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่าค่าความถี่ตัดนั้น แสดงดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 สัญญาณที่ผ่าน LPF [8]

2.10 การแปลงฟูริเยร์ (Fourier transform)

วิธีการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาให้อยู่ในรูปของสัญญาณในโดเมนความถี่ เรียกว่า สเปกตรัม ซึ่งสเปกตรัมจะช่วยในการออกแบบอุปกรณ์ในระบบสื่อสารต่าง ๆ และในรูปของสัญญาณในโดเมนความถี่จะสามารถเห็นแบนด์วิดท์และรูปร่างของสเปกตรัมสัญญาณได้ดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10.1 การแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Transform ;DFT)

เป็นการแปลงสัญญาณจากรูปแบบเวลาไปเป็นรูปแบบความถี่ ใช้งานในหลายด้าน เช่น การถ่ายภาพทางการแพทย์ การวิเคราะห์เสียง แต่มีข้อจำกัดคือใช้เวลาคำนวณนาน และใช้หน่วยความจำเยอะ และข้อดีคือสามารถแยกสัญญาณที่ซับซ้อนออกเป็นความถี่ย่อย ๆ ได้ ทำให้เห็นองค์ประกอบความถี่ต่าง ๆ ในสัญญาณชัดเจนและมีส่วนช่วยในการกรองสัญญาณรบกวน แสดงดังสมการที่ 2.3 [9]

$$F(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (2.3)$$

โดยที่ $F(j\omega)$ คือ ผลลัพธ์ของการแปลง Fourier ในโดเมนความถี่
 $f(t)$ คือ ฟังก์ชันในโดเมนเวลา (time domain) ที่ต้องการแปลง
 t คือ ตัวแปรเวลา
 ω คือ ความถี่เชิงมุม (angular frequency) ในหน่วย radians/second
 e คือ ค่าคงที่ euler's number (≈ 2.71828)

2.10.2 การแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว (FFT)

เป็นวิธีคำนวณแบบเดียวกับ DFT แต่เร็วกว่า ทำงานได้ดีเมื่อจำนวนข้อมูลเป็นเลขยกกำลังของ 2 (เช่น 2, 4, 8, 16, 32...) ใช้หน่วยความจำน้อยกว่า DFT ส่วน FFT มีความเร็วและประสิทธิภาพในการใช้หน่วยความจำที่ดีกว่า DFT แสดงดังสมการที่ 2.4 [10]

$$x[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (2.4)$$

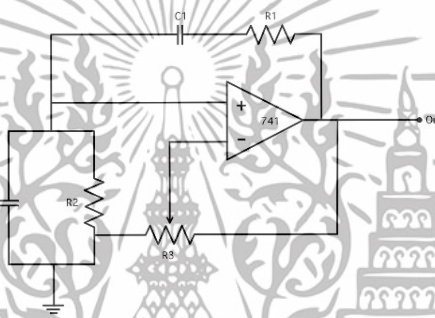
โดยที่ $x[k]$ คือ ผลลัพธ์ในโดเมนความถี่
 $x[n]$ คือ สัญญาณอินพุตในโดเมนเวลา
 N คือ จำนวนจุดข้อมูล
 k คือ ดัชนีความถี่ ($k = 0, 1, 2, \dots, N-1$)
 n คือ ดัชนีเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 วงจรที่เกี่ยวข้องในปริณญาณิพนธ์

2.11.1 วงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ โดยใช้ Wein Bridge Oscillator

วงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ (Wein Bridge Oscillator) เป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการสร้างสัญญาณโคไซน์ (sine wave) ที่มีความถี่แน่นอน โดยมักนิยมใช้ในการสร้างสัญญาณทดสอบหรือทดลองในหลายๆ แอปพลิเคชันทางอิเล็กทรอนิกส์และการทดสอบวงจรอื่นๆ ที่ต้องการสัญญาณคล้าย sine wave ที่มีความเสถียรและความถี่ที่รู้ล่วงหน้า แสดงดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 วงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์

ลักษณะของวงจร Wein Bridge Oscillator ทำให้สามารถสร้างสัญญาณโคไซน์ที่มีความถี่คงที่ตามสมการของ R-C ซึ่ง R คือ ค่าความต้านทาน (resistor) และ C คือ ความจุของตัวเก็บประจุ (capacitor) ในวงจร สมการนี้จะมีตัวแปรความถี่ที่ขึ้นอยู่กับค่า R และ C ที่ใช้ในวงจรนั้นๆ ในวงจรถ่ายสัญญาณโคไซน์โดยใช้ Wein Bridge Oscillator นั้น เราสามารถคำนวณหาความถี่ของสัญญาณโคไซน์ที่ได้จากวงจรได้โดยใช้สมการที่ 2.5

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.5)$$

โดยที่ f คือ ความถี่ของสัญญาณโคไซน์ที่เราต้องการให้วงจรสร้าง

R คือ ค่าความต้านทาน (resistor) ในวงจร

C คือ ความจุของตัวเก็บประจุ (capacitor) ในวงจร

สมการนี้จะให้ค่าความถี่ของสัญญาณโคไซน์ที่ผลิตขึ้นจากวงจร Wein Bridge Oscillator ซึ่งเป็นความถี่ที่สัมพันธ์กับค่าความต้านทานและความจุของตัวเก็บประจุ โดยความถี่จะเพิ่มขึ้นเมื่อค่า

ความต้านทานลดลงหรือค่าความจุของตัวเก็บประจุเพิ่มขึ้น และความถี่จะลดลงเมื่อค่าความต้านทานเพิ่มขึ้นหรือค่าความจุของตัวเก็บประจุลดลง

2.11.2 วงจร Subtractor

วงจร Subtractor คือ วงจรที่ใช้ขั้วอินพุตทำหน้าที่ยลบสัญญาณ มีประโยชน์ในการปรับขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณ และปรับระดับแรงดันของสัญญาณ (DC Offset) รูปวงจร Subtractor แสดงดังรูปที่ 2.13 โดยสามารถคำนวณหาค่าตัวต้านทานที่ใช้ในวงจรเพื่อปรับขนาดแอมพลิจูด โดยใช้สมการที่ 2.6

$$V_{\text{out}} = \left(\frac{R_2}{R_1} \right) (V_{\text{in}}) \quad (2.6)$$

โดยที่ V_{out} คือ ค่าแอมพลิจูดที่ต้องการ

V_{in} คือ ค่าแอมพลิจูดก่อนปรับค่า

R_1, R_2 คือ ตัวต้านทานที่ใช้กำหนดอัตราขยาย

และสามารถคำนวณหาค่าตัวต้านทานปรับค่าได้เพื่อมาใช้ในวงจรเพื่อปรับระดับแรงดันของสัญญาณ (DC Offset) โดยใช้สมการที่ 2.7

$$V_{\text{O}} = \left(\frac{R_f}{R_i} \right) (V_1 - V_2) \quad (2.7)$$

โดยที่ V_{O} คือ แรงดันเอาต์พุต

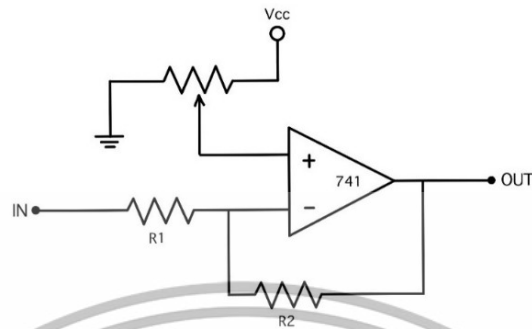
R_f คือ ค่าความต้านทานป้อนกลับ

R_i คือ ค่าความต้านทานอินพุต

V_1 คือ แรงดันอินพุตที่ป้อนเข้าขาที่ 1

V_2 คือ แรงดันอินพุตที่ป้อนเข้าขาที่ 2

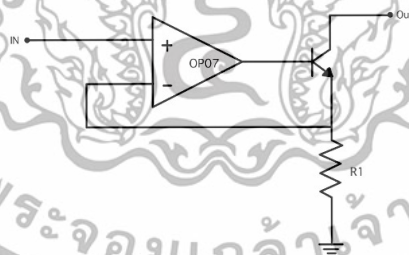
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 วงจร Subtractor

2.11.3 LED driver circuit

วงจรขับ LED (LED driver circuit) เป็นวงจรไฟฟ้าที่ใช้จ่ายไฟให้กับไดโอดเปล่งแสง (LED) วงจรจะต้องมีกระแสไฟฟ้าเพียงพอในการส่องสว่าง LED ตามความสว่างที่ต้องการ แต่ต้องจำกัดกระแสไฟเพื่อป้องกันความเสียหายต่อ LED แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม LED จะคงที่โดยประมาณ ตลอดช่วงกระแสไฟที่ใช้ทำงานกว้าง ดังนั้นแรงดันไฟฟ้าที่ใช้เพิ่มขึ้นเล็กน้อยจะทำให้กระแสไฟฟ้าเพิ่มขึ้นอย่างมาก ใช้สำหรับไฟ LED แสดงสถานะพลังงานต่ำ ต้องใช้วงจร แหล่งกำเนิดกระแสที่ซับซ้อนมากขึ้นเมื่อขับ LED กำลังสูงเพื่อให้แสงสว่างเพื่อให้เกิดการควบคุมกระแสที่ถูกต้อง แสดงดังรูปที่ 2.13



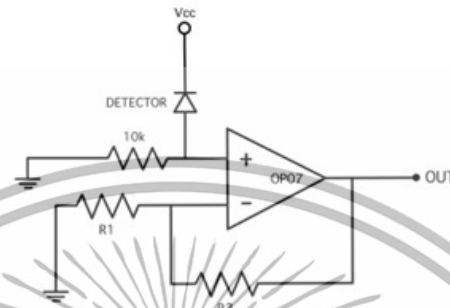
รูปที่ 2.13 วงจรขับ LED

2.11.4 วงจรรับ

เป็นวงจรขยายแบบ Non-inverting amplifier ที่ใช้ Op-Amp เพื่อขยายสัญญาณจาก Photo detector ซึ่ง Op-Amp จะเป็นตัวขยายสัญญาณหลักของวงจร ที่ขั้วบวกของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Op-Amp จะรับสัญญาณที่ส่งมาจาก Photo detector ส่วนขั้วลบมีการป้อนกลับสัญญาณผ่านตัวต้านทาน R2 และ R1 เพื่อควบคุมอัตราขยาย (Gain) ของ Op-Amp แสดงดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 วงจรรับ

2.12 การแบ่งแรงดัน (Voltage Divider)

การแบ่งแรงดัน (Voltage Divider) เป็นหลักการที่ใช้ตัวต้านทานสองตัว เพื่อแบ่งแรงดันไฟฟ้าอินพุต (V_{in}) ออกเป็นแรงดันเอาต์พุต (V_{out}) ตามสมการที่ 2.8

$$V_{out} = V_{in} \times \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.8)$$

โดยที่ V_{in} = แรงดันอินพุต

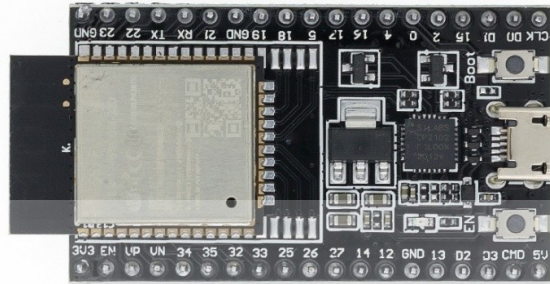
R_1 = ตัวต้านทานตัวแรก ต่อกับ V_{in}

R_2 = ตัวต้านทานตัวที่สอง ต่อกับ GND

2.13 ไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32

ESP32 คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มาพร้อมกับ Wi-Fi และ Bluetooth ในตัวเดียวกัน และมีความสามารถในการประมวลผลสูง รองรับการทำงานแบบ dual-core ซึ่งเป็นที่นิยมในการทำโปรเจก IoT หรือ โปรเจกที่ต้องการการเชื่อมต่อไร้สาย ลักษณะของบอร์ด ESP32 แสดงดังรูปที่ 2.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.15 ไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32 [14]

จุดเด่นของไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32 คือ ภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ 1 ตัว มีตัวแปลงอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital converter : A2D) ขนาด 12 บิต ที่แรงดันไฟฟ้า 3.3 โวลต์ ใช้งานได้สูงสุด 18 ช่องสัญญาณ และมีตัวแปลงดิจิทัลเป็นแอนาล็อก (Digital to Analog converter : D2A) ขนาด 8 บิต ที่แรงดันไฟฟ้า 3.3 โวลต์ จำนวน 2 ช่องสัญญาณ รวมไปถึงไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32 สามารถสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมได้

2.13.1 การใช้งานขา ESP32

- 1) ขาอินพุต ได้แก่ GPIO34, GPIO35, GPIO36, GPIO39
- 2) Strapping Pins ห้ามใช้ GPIO6 – GPIO11
- 3) ขาฮาร์ดแวร์โปรแกรม ห้ามใช้ RX, TX
- 4) ขา Digital Input ใช้ได้ทุกขา ยกเว้น GPIO0, GPIO2, GPIO6–GPIO11, RX, TX
- 5) ขา Digital Output ใช้ได้ทุกขา ยกเว้น GPIO0, GPIO2, GPIO6–GPIO11, RX, TX, GPIO34–GPIO39
- 6) ขา Analog Input ได้แก่ GPIO36, GPIO39, GPIO34, GPIO35, GPIO32, GPIO33
- 7) ขา PWM ใช้ได้ทุกขา ยกเว้น GPIO0, GPIO2, GPIO6–GPIO11, RX, TX, GPIO34 - GPIO39
- 8) ขา I2C ค่าเริ่มต้น SDA = GPIO21, SCL = GPIO22
- 9) ขา SPI ค่าเริ่มต้น CS = GPIO5, SCK = GPIO18, MISO = GPIO19, MOSI = GPIO23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

10) ขา UART Serial0 (ฮาร์ดแวร์โปรแกรม) RX, TX ไม่ควรใช้, Serial1 RX = GPIO26, TX = GPIO27, Serial2 RX = GPIO4, TX = GPIO25

11) ขา CAN, I2S ต้องกำหนดขาในโค้ด ใช้ได้ทุกขา ยกเว้น GPIO0, GPIO2, GPIO6 - GPIO11, RX, TX, GPIO34-GPIO39

2.14 Surface Mount Device (SMD)

Surface Mount Device (SMD) เป็นประเภทของส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์ที่ ออกแบบมาเพื่อติดตั้งโดยตรงบนพื้นผิวของแผงวงจรพิมพ์ (PCB) ซึ่งแตกต่างจากส่วนประกอบแบบ รูทะลุที่มีสายนำเสียบอยู่ในรูที่เจาะไว้ใน PCB SMD จะถูกบัดกรีโดยตรงบนพื้นผิว เทคโนโลยีนี้ รองรับเทคโนโลยี Surface Mount (SMT) ซึ่งเป็นกระบวนการอัตโนมัติที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพและความแม่นยำในการประกอบ PCB การใช้ SMD มีความสำคัญในอุตสาหกรรมที่ต้องการการย่อส่วน และประสิทธิภาพที่สูงขึ้น เช่น อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับผู้บริโภค ระบบยานยนต์ และอุปกรณ์ทางการแพทย์ การลดขนาดของส่วนประกอบและอนุญาตให้วางตำแหน่งอัตโนมัติ SMD ช่วยให้ได้เร็วขึ้นและลดต้นทุนการผลิตในขณะที่ยังคงความน่าเชื่อถือและประสิทธิภาพสูงในอุปกรณ์ อิเล็กทรอนิกส์สมัยใหม่

2.15 Surface Mount Technology (SMT)

Surface Mount Technology (SMT) คือเทคโนโลยีการประกอบ PCB รุ่นใหม่ อีก หนึ่งเทคโนโลยีการประกอบ PCB คือการประกอบ PCB แบบ Through Hole SMT เป็น เทคโนโลยีการประกอบวงจรบนแผง PCB ซึ่งได้รับความนิยมอย่างมากในอุตสาหกรรมการประกอบ อิเล็กทรอนิกส์สมัยใหม่ SMT มีข้อดีในด้านความหนาแน่นสูง ช่วยให้การออกแบบผลิตภัณฑ์ อิเล็กทรอนิกส์มีขนาดเล็กและเบา ส่งผลให้ขนาดของแผงวงจรมีขนาดเล็กลงเช่นกัน ส่วนประกอบ SMT มีขนาดและน้ำหนักเพียง 1/10 ของส่วนประกอบแบบเสียบทั่วไป โดยทั่วไป แล้ว SMT สามารถลดขนาดของผลิตภัณฑ์อิเล็กทรอนิกส์ได้ถึง 40% ถึง 60% และลดน้ำหนักได้ถึง 60% ถึง 80% SMT มีความสามารถด้านทานการสั่นสะเทือนที่แข็งแรง และอัตราความบกพร่อง ของจุดเชื่อมบัดกรีต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.16 ตัวต้านทาน (Resistor)

ตัวต้านทาน (Resistor) เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าชนิดหนึ่งที่มีคุณสมบัติในการต้านการไหลผ่านของกระแสไฟฟ้า ทำหน้าที่ลดค่าแรงดันไฟฟ้า และควบคุมปริมาณอัตราการไหลของกระแสไฟฟ้าในวงจร ตัวต้านทานมีรูปแบบ และขนาดแตกต่างกันตามลักษณะของการใช้งาน นอกจากนี้ตัวต้านทานที่ผลิตออกมาในปัจจุบันมีมากมายหลายชนิด นำมาใช้ประกอบในวงจรทางด้านไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ทั่วไปอย่างแพร่หลาย แสดงดังรูป 2.16 โดยในวงจรใช้ตัวต้านทานขนาด 4k, 8.2k, 10k, 20k, 25k และ 100k โอห์ม

รูปที่ 2.16 ตัวต้านทาน[18]

2.17 ตัวเก็บประจุ (Capacitor)

คาปาซิเตอร์ (Capacitor) หรือ ตัวเก็บประจุ เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อย่างหนึ่ง ทำหน้าที่เก็บพลังงานในรูปแบบไฟฟ้าที่สร้างขึ้นระหว่างคู่อนุวณ โดยมีค่าประจุไฟฟ้าเท่ากัน แต่มีชนิดของประจุตรงข้ามกัน มีชื่อเรียกสั้นๆ ว่า แคป (Cap) เป็นอุปกรณ์พื้นฐานสำคัญในงานอิเล็กทรอนิกส์ และพบได้แทบทุกวงจร มีคุณสมบัติตรงข้ามกับตัวเหนี่ยวนำ ดังรูปที่ 2.17 โดยในวงจรใช้ตัวเก็บประจุ 0.1 μF

รูปที่ 2.17 ตัวเก็บประจุ [19]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.18 IC OP07

เป็นเครื่องขยายสัญญาณที่ใช้ในงานทางอิเล็กทรอนิกส์ ทำหน้าที่เป็น Operational Amplifier (OP-AMP) ที่มีความแม่นยำและเสถียรสูง เหมาะสำหรับการทำงานที่ต้องการการขยายสัญญาณที่แม่นยำ ดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 IC OP07 [20]

2.19 IC LM741

เป็น op-amp ทั่วไปที่ใช้ในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ โดย op-amp เป็นส่วนประกอบพื้นฐานของวงจรอิเล็กทรอนิกส์แบบแอนะล็อกที่ทำหน้าที่ประมวลผลสัญญาณแอนะล็อกประเภทต่างๆ หน้าที่หลักคือการขยายสัญญาณ AC และ DC และดำเนินการทางคณิตศาสตร์ เช่น การบวก การคูณ เป็นต้น มักถูกใช้ในวงจรขยายสัญญาณ วงจรกรองความถี่ วงจรเปรียบเทียบสัญญาณ ดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 IC LM741 [21]

2.20 TIP120

ทรานซิสเตอร์ TIP120 เป็นทรานซิสเตอร์แบบ Darlington ที่ทำงานในโหมด NPN มีคุณสมบัติในการรวมกระแส 5 A และสามารถสวิตช์โหลดไฟฟ้าได้สูงสุดถึง 60V เหมาะสำหรับใช้ในการสลับและขยายสัญญาณในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เช่น การควบคุมมอเตอร์ หรือ LED ที่ใช้พลังงานสูง ดังรูปที่ 2.20

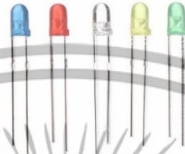


รูปที่ 2.20 TIP120 [22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.21 ไดโอดเปล่งแสง

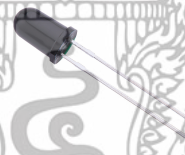
ไดโอดเปล่งแสงสามารถเปล่งแสงออกมาได้แสงที่เปล่งออกมาประกอบด้วยคลื่นความถี่เดียวและ เฟสต่อเนื่องกัน ซึ่งต่างกับแสงธรรมดาที่ตาคนมองเห็น โดย หลอดLED สามารถเปล่งแสงได้เมื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าเข้าเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 ไดโอดเปล่งแสง [23]

2.22 โฟโตไดโอด

เป็นอุปกรณ์เชิงแสงชนิดหนึ่ง ที่ประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด P และสารกึ่งตัวนำชนิด N รอยต่อจะถูกห่อหุ้มด้วยวัสดุที่แสงผ่านได้ เช่น กระจกใส โฟโตไดโอดจะมีอยู่ 2 แบบ คือแบบที่ตอบสนองต่อแสงที่เรามองเห็น และแบบที่ตอบสนองต่อแสงในย่านอินฟราเรด ในการปฏิบัติงานจะต้องต่อโฟโตไดโอดในลักษณะไบอัสกลับ ดังรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 โฟโตไดโอด [24]

2.23 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา

เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา (Blood glucose meter ; BGM) เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ในการวัดและแสดงระดับน้ำตาลในเลือด ซึ่งเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดจะมองหารูปแบบความแปรผันของระดับน้ำตาลในเลือดซึ่งเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงของอาหาร ระดับกิจกรรม การใช้ยาหรือสภาวะทางพยาธิวิทยา โดยการเจาะเลือดที่ปลายนิ้ว หยดเลือดลง แถบทดสอบ และอ่านค่าด้วยเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา นอกจากนี้การวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระดับน้ำตาลในเลือดยังช่วยให้ผู้ป่วยเบาหวานสามารถตัดสินใจเกี่ยวกับปริมาณอินซูลินและการบริโภคอาหาร เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดชนิดพกพา แสดงดังรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดยี่ห้อ Sinocare [25]

2.24 ประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือวัด

เครื่องมือวัดที่ใช้ในการเก็บข้อมูลมีบทบาทสำคัญต่อความน่าเชื่อถือของผลลัพธ์ ดังนั้นจำเป็นต้องมีการตรวจสอบคุณภาพและประสิทธิภาพของเครื่องมือวัดว่ามีความสามารถเพียงพอในการรวบรวมข้อมูลให้ถูกต้องและเชื่อถือได้หรือไม่ ในปฏิญญาพันธบัตรฉบับนี้มุ่งเน้นไปที่สองปัจจัยหลัก ได้แก่ ค่าความเที่ยงตรง (Accuracy) และ ค่าความแม่นยำ (Precision) ซึ่งเป็นตัวชี้วัดสำคัญในการประเมินความน่าเชื่อถือของข้อมูลที่ได้รับ

2.24.1 ค่าความเที่ยงตรง

ค่าความเที่ยงตรง คือ ค่าที่ได้จากเครื่องมือวัด ซึ่งจะมีค่าเข้าใกล้ค่าที่ถูกต้อง โดยสามารถคำนวณหาค่าความเที่ยงตรงได้จากสมการที่ 2.9

$$\text{ค่าความเที่ยงตรง} = \frac{\left| \frac{\text{ค่าที่ได้จากเครื่องมือวัด} - \text{ค่าจริง}}{\text{ค่าจริง}} \right| \times 100}{\text{ค่าจริง}} \quad (2.9)$$

โดยที่ ค่าที่ได้จากเครื่องมือวัด คือ ค่าที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ
ค่าจริง คือ ค่าที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ

2.24.2 ค่าความแม่นยำ

ค่าความแม่นยำ คือ ค่าที่ได้จากเครื่องมือวัด ซึ่งเมื่อทำการวัดหลายๆครั้งจะได้ค่าที่ใกล้เคียงกัน โดยสามารถคำนวณหาค่าความแม่นยำได้จากสมการที่ 2.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{ค่าความแปรปรวน} = \frac{\sum |x - \mu|}{n} \quad (2.10)$$

โดยที่

- x คือ ค่าที่ได้จากเครื่องมือวัดในแต่ละครั้ง
- μ คือ ค่าเฉลี่ยที่ได้จากการวัด
- n คือ จำนวนครั้งที่ทำการวัด

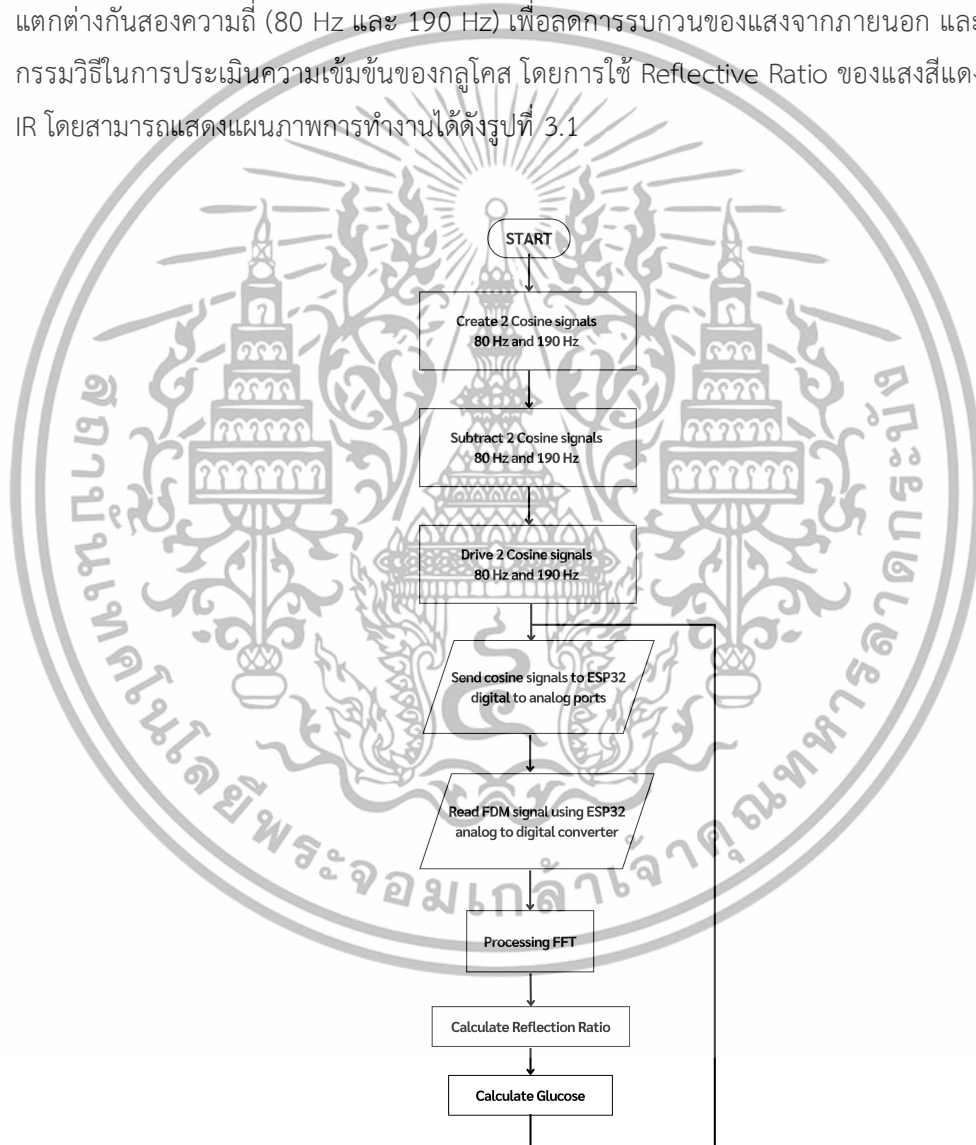


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบเครื่องตรวจวัดปริมาณน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกราน โดยใช้แสงสองสี คือ แสงสีแดง และ NIR (940) ที่มีการควบคุมแสงด้วยคลื่น AC ที่แตกต่างกันสองความถี่ (80 Hz และ 190 Hz) เพื่อลดการรบกวนของแสงจากภายนอก และยังใช้กรรมวิธีในการประเมินความเข้มข้นของกลูโคส โดยการใช้ Reflective Ratio ของแสงสีแดง และ IR โดยสามารถแสดงแผนภาพการทำงานได้ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของระบบตรวจวัดปริมาณน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกราน

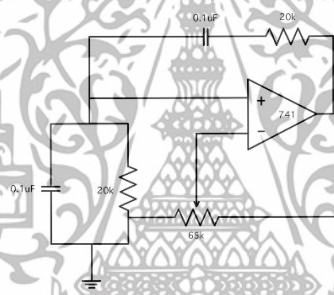
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1 การออกแบบ

3.1.1 การออกแบบอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ

3.1.1.1 วงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 80 Hz

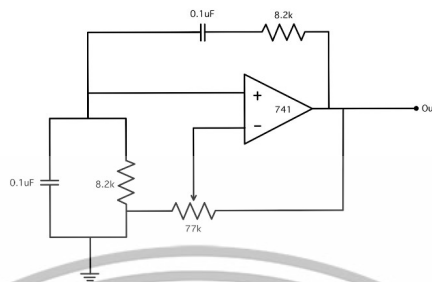
การออกแบบวงจรมกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 80 Hz จำเป็นต้องเลือกค่าอุปกรณ์ที่เหมาะสม โดยอาศัยสมการความถี่ในวงจรกรองความถี่ RC (2.5) จากบทที่ 2 โดยที่ความถี่เอาต์พุตที่ต้องการคือ 80 Hz และค่าตัวเก็บประจุคือ 0.1 μF จึงเลือกค่าความต้านทาน 20 $\text{k}\Omega$ จากการคำนวณพบว่าค่าที่ได้ใกล้เคียงกับความถี่ที่ต้องการคือ 79.57 Hz โดยมีความคลาดเคลื่อนเพียงประมาณ 0.53% ซึ่งถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้สำหรับการใช้งานทั่วไป รูป Schematic ของวงจรมกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 80 Hz แสดงดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 Schematic ของวงจรมกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 80 Hz

3.1.1.2 วงจรมกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 190 Hz

การออกแบบวงจรมกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 190 Hz จำเป็นต้องเลือกค่าอุปกรณ์ที่เหมาะสม โดยอาศัยสมการความถี่ในวงจรกรองความถี่ RC (2.5) จากบทที่ 2 โดยที่ความถี่เอาต์พุตที่ต้องการคือ 190 Hz และค่าตัวเก็บประจุคือ 0.1 μF จึงเลือกค่าความต้านทาน 8.2 $\text{k}\Omega$ จากการคำนวณพบว่าค่าที่ได้ใกล้เคียงกับความถี่ที่ต้องการคือ 194.17 Hz โดยมีความคลาดเคลื่อนเพียงประมาณ 2.2% ซึ่งถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้สำหรับการใช้งานทั่วไป รูป Schematic ของวงจรมกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 190 Hz, แสดงดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 Schematic ของวงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 190 Hz

3.1.1.3 วงจร Subtractor

นำวงจร Subtractor มาปรับใช้เพื่อลดขนาดแอมพลิจูดและค่า Offset DC ของสัญญาณ และออกแบบวงจรเพื่อปรับค่าองค์ประกอบของสัญญาณให้เหมาะสม โดยอาศัยสมการ (2.6) จากบทที่ 2 มาคำนวณหาค่าตัวต้านทานเพื่อปรับค่าแอมพลิจูดให้ลดลง โดยมีรายละเอียด ดังนี้

1) ความถี่ 80 Hz (Red) ค่าแอมพลิจูดก่อนปรับค่าคือ 6 Vpp ต้องการปรับให้ได้ค่า 1.5 Vpp จึงใช้ตัวต้านทานที่ 1 คือ 100 k Ω และตัวต้านทานที่ 2 คือ 25 k Ω เพื่อให้ได้ค่าอัตราขยาย 0.25

2) ความถี่ 190 Hz (Infrared) ค่าแอมพลิจูดก่อนปรับค่าคือ 6.2 Vpp ต้องการปรับให้ได้ค่า 0.25 Vpp จึงใช้ตัวต้านทานที่ 1 คือ 100 k Ω และตัวต้านทานที่ 2 คือ 4 k Ω เพื่อให้ได้ค่าอัตราขยาย 0.04

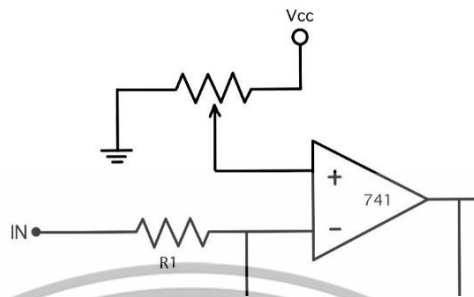
และในการปรับระดับแรงดันของสัญญาณ (DC Offset) ต้องอาศัยสมการ (2.7) จากบทที่ 2 มาคำนวณหาค่าตัวต้านทานปรับค่าได้ โดยมีรายละเอียด ดังนี้

1) ความถี่ 80 Hz (Red) ต้องการค่าระดับแรงดัน 1.25 Vdc จึงทำการปรับค่าตัวต้านทานให้ได้ค่า 55.56 k Ω (Rf) และ 44.44 k Ω (Ri)

2) ความถี่ 190 Hz (Infrared) ต้องการค่าระดับแรงดัน 0.5 Vdc จึงทำการปรับค่าตัวต้านทานให้ได้ค่า 29.43 k Ω (Rf) และ 70.57 k Ω (Ri)

รูป Schematic ของวงจร Subtractor แสดงดังรูป 3.4

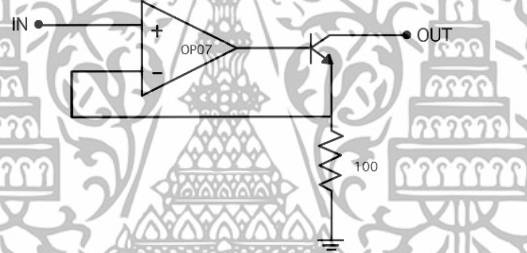
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 Schematic ของวงจร Subtractor

3.1.1.4 วงจรขับ LED

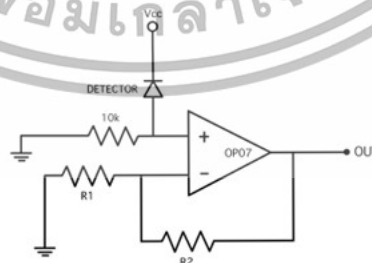
เมื่อได้สัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 80 Hz และ 190 Hz แล้ว นำสัญญาณโคไซน์ที่ได้ไปผ่านวงจรขับ LED รูป Schematic ของวงจรขับ LED แสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 Schematic ของวงจรขับ LED

3.1.1.5 วงจรรับ

เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier) โดยมีการใช้ตัวตรวจจับแสง (Photo Detector) เป็นอินพุต รูป Schematic ของวงจรขับ LED แสดงดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 Schematic ของวงจรขับ LED

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1.6 คำนวณการแบ่งแรงดันของ ESP32

นำ R1 ที่คำนวณได้เชื่อมต่อที่ขา D34 ของ ESP32 โดย R1 อีกข้างจะเป็นจุดที่นำสัญญาณเข้า ส่วน R2 เชื่อมต่อที่ขา D34 และ GND ซึ่งสามารถคำนวณได้ ดังนี้

$$V_{out} = 5V \times \frac{33k\Omega}{22k\Omega + 33k\Omega}$$

$$V_{out} = 5V \times \frac{33}{55}$$

$$V_{out} = 5V \times 0.6$$

$$V_{out} = 3V$$

โดยที่ $V_{in} = 5V$ (แรงดันอินพุต)

$R_1 = 22k\Omega$ (ตัวต้านทานตัวแรก ต่อกับ V_{in})

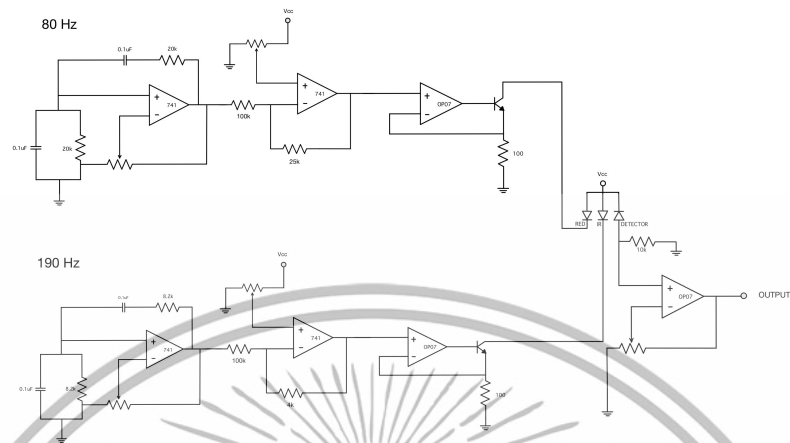
$R_2 = 33k\Omega$ (ตัวต้านทานตัวที่สอง ต่อกับ GND)

แรงดันที่ได้ที่ขาเอาต์พุต คือ 3V ซึ่งเป็นค่าที่เกิดจากการแบ่งแรงดันของตัวต้านทานทั้งสองตัวตามอัตราส่วนของความต้านทาน

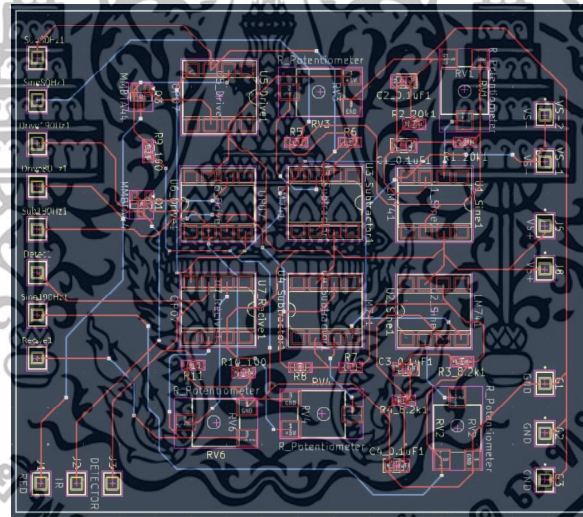
3.1.1.7 วงจรรวม

นำวงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ความถี่ 80 Hz วงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ความถี่ 190 Hz วงจร Subtractor วงจรขับ LED และวงจรรีบ มาทำการออกแบบวงจรรวมในโปรแกรม KiCad จะได้รูป Schematic ของวงจรรวมแสดงดังรูปที่ 3.7 PCB Layout ของวงจรรวมแสดงดังรูปที่ 3.8 และแผ่นวงจรรวมที่สร้างเสร็จแล้วแสดงดังรูปที่ 3.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

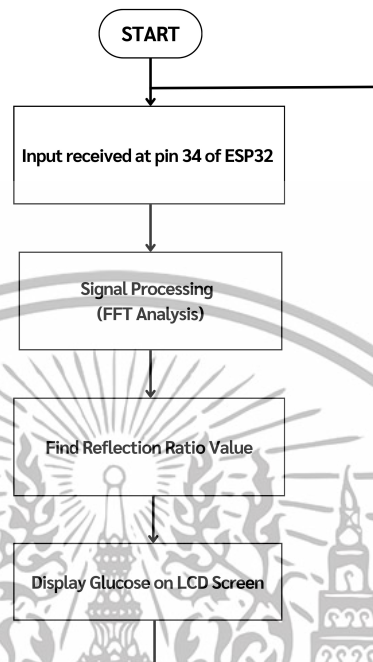


รูปที่ 3.7 Schematic ของวงจรรวม



รูปที่ 3.8 PCB Layout ของวงจรรวม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของโปรแกรม

3.2.1.1 กำหนดค่าพารามิเตอร์และอ็อบเจกต์

ในการเขียนโปรแกรมสำหรับเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ จำเป็นต้องกำหนดค่าพารามิเตอร์และสร้างอ็อบเจกต์ที่ใช้ในการทำงานของระบบให้สอดคล้องกับหลักการวัดผล โดยการกำหนดค่าดังกล่าวแสดงให้เห็นในรูปที่ 3.11, 3.12, 3.13, 3.14 และ 3.15

```

#include <Arduino.h>
#include <arduinoFFT.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

```

รูปที่ 3.11 การเรียกใช้ไลบรารี

```

#define SENSOR_PIN 34
#define SAMPLE_SIZE 2048
#define BUFFER_SIZE 10

```

รูปที่ 3.12 การกำหนดค่าขาเซ็นเซอร์และค่าคงที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ArduinoFFT<double> FFT;
double vReal[SAMPLE_SIZE];
double vImag[SAMPLE_SIZE];
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

```

รูปที่ 3.13 การประกาศอ็อบเจกต์ FFT และ LCD

```

double R1, R2, R, Glucose;
double glucoseBuffer[BUFFER_SIZE] = {0};
int bufferIndex = 0;

```

รูปที่ 3.14 การประกาศตัวแปรค่านวนค่า R และค่ากลูโคส

```

unsigned long lastSampleTime = 0;
unsigned long lastDisplayTime = 0;
bool isCollecting = true;

```

รูปที่ 3.15 การกำหนดตัวแปรควบคุมเวลาและตัวแปรควบคุมสถานการณ์เก็บข้อมูล

3.2.1.2 การรับสัญญาณ

ESP32 ทำหน้าที่รับข้อมูลจากเซ็นเซอร์ที่ขา 34 โดยใช้ analogRead() เพื่ออ่านค่าสัญญาณที่ได้รับจากเซ็นเซอร์ แสดงดังรูปที่ 3.16

```

void readSignalAndFFT() {
  Serial.println("\n=== Reading Signal & Computing FFT ===");
  for (int i = 0; i < SAMPLE_SIZE; i++) {
    vReal[i] = analogRead(SENSOR_PIN);
    vImag[i] = 0;
    delayMicroseconds(475);
  }
}

```

รูปที่ 3.16 โปรแกรมการรับสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1.2 การประมวลผลสัญญาณด้วย FFT

หลังจากได้รับข้อมูลจากเซ็นเซอร์แล้ว ข้อมูลจะถูกนำไปผ่าน FFT เพื่อแปลงสัญญาณให้อยู่ในรูปของความถี่ แสดงดังรูปที่ 3.17

```
void readSignalAndFFT() {
  Serial.println("\n=== Reading Signal & Computing FFT ===");
  for (int i = 0; i < SAMPLE_SIZE; i++) {
    vReal[i] = analogRead(SENSOR_PIN);
    vImag[i] = 0;
    delayMicroseconds(475);
  }

  FFT.windowing(vReal, SAMPLE_SIZE, FFT_WIN_TYP_BLACKMAN_HARRIS, FFT_FORWARD);
  FFT.compute(vReal, vImag, SAMPLE_SIZE, FFT_FORWARD);
  FFT.complexToMagnitude(vReal, vImag, SAMPLE_SIZE);
}
```

รูปที่ 3.17 โปรแกรมการประมวลผลสัญญาณด้วย FFT

3.2.1.3 การคำนวณค่า Reflection Ratio

หลังจากได้ค่าความถี่จาก FFT แล้ว ขั้นตอนนี้จะทำการวิเคราะห์ค่าพีคที่ความถี่ 80 Hz และ 190 Hz แล้วใช้ค่านี้นับเป็นอัตราส่วนของสัญญาณสะท้อน (Reflective Ratio) โดยฟังก์ชันที่ใช้แสดงดังรูปที่ 3.18, 3.19 และ 3.20

```
double findPeakInRange(double startFreq, double endFreq) {
  double binSize = (double)SAMPLING_FREQ / SAMPLE_SIZE;
  int startIndex = round(startFreq / binSize);
  int endIndex = round(endFreq / binSize);

  double maxPeak = 0;
  for (int i = startIndex; i <= endIndex; i++) {
    if (vReal[i] > maxPeak) {
      maxPeak = vReal[i];
    }
  }
  return maxPeak;
}
```

รูปที่ 3.18 ฟังก์ชันหาค่าพีคสูงสุดภายในช่วงความถี่ที่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

double calculateAC(double freq) {
    double sidebands[] = {
        findPeakInRange(freq - 10, freq - 5),
        findPeakInRange(freq - 7, freq - 3),
        findPeakInRange(freq + 3, freq + 7),
        findPeakInRange(freq + 5, freq + 10)
    };
    double mean = (sidebands[0] + sidebands[1] + sidebands[2] + sidebands[3]) / 4.0;
    double variance = (pow(sidebands[0] - mean, 2) + pow(sidebands[1] - mean, 2) +
        pow(sidebands[2] - mean, 2) + pow(sidebands[3] - mean, 2)) / 4.0;
    double stdDev = sqrt(variance);
    return stdDev;
}

```

รูปที่ 3.19 ฟังก์ชันคำนวณค่า AC

```

void calculateRAndGlucose() {
    double DC80 = findPeakInRange(70, 90);
    double DC190 = findPeakInRange(180, 200);
    double AC80 = calculateAC(80);
    double AC190 = calculateAC(190);

    if (DC80 < 100) {
        Serial.println("DC80 too low Skipping calculation");
        return;
    }
    if (DC190 < 100) {
        Serial.println("DC190 too low skipping calculation");
        return;
    }

    R1 = AC80 / DC80;
    R2 = AC190 / DC190;
    R = R1 - R2;

    Glucose = abs((407.52 * R) - 294.51);
    if (Glucose > 500) Glucose = 0;
    if (Glucose < 0) Glucose = 0;
    if (Glucose >= 50 && Glucose <= 250) {
        glucoseBuffer[bufferIndex] = Glucose;
        bufferIndex = (bufferIndex + 1) % BUFFER_SIZE;
    }
}
}

```

รูปที่ 3.20 ฟังก์ชันคำนวณค่า Reflection Ratio และค่ากลูโคส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 การแสดงผลค่ากลูโคส

ค่ากลูโคสที่คำนวณได้จะถูกนำมาแสดงผลบนจอ LCD เพื่อให้ผู้ใช้สามารถอ่านค่าได้ง่าย แสดงดังรูปที่ 3.21

```
void displayResults() {
  static double lastGlucoseDisplayed = -1;
  double stableGlucose = getStableGlucose();
  if (abs(stableGlucose - lastGlucoseDisplayed) > 0.1) {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(4, 0);
    lcd.print("Glucose: ");
    lcd.setCursor(2, 1);
    lcd.print(stableGlucose, 2);
    lcd.print(" mg/dL");
    lastGlucoseDisplayed = stableGlucose;
  }
  delay(DISPLAY_INTERVAL);
}
```

รูปที่ 3.21 โปรแกรมการแสดงผลค่ากลูโคส

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

ในปริญญานิพนธ์เรื่องเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ มีเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง ดังนี้

3.2.1 เครื่องออสซิลโลสโคป (Oscilloscope)

ออสซิลโลสโคปเป็นเครื่องมือวัดทางอิเล็กทรอนิกส์ ที่ใช้ในการวัดแสดงรูปคลื่นสัญญาณต่างๆ ออกมาเป็นภาพ เช่น การวัดแอมป์พลิจูดของกระแสไฟฟ้าหรือแรงดันไฟฟ้า, การวัดความถี่ของสัญญาณ, การวัดเฟสของสัญญาณ, การวัดความกว้างของสัญญาณ ดังรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.22 ออสซิลโลสโคป [24]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 เครื่องจ่ายไฟ (Power Supply)

เครื่องจ่ายไฟเป็นอุปกรณ์จ่ายไฟให้กับอุปกรณ์ต่าง ๆ ทำหน้าที่แปลงแรงดันไฟฟ้าให้ตรงกับแรงดันไฟฟ้าที่ต้องการใช้งาน แบ่งออกเป็น 2 ชนิดตามลักษณะการใช้งาน คือ AC Power Supply และ DC Power Supply ดังรูปที่ 3.23



รูปที่ 3.23 Power Supply [25]

3.2.3 กำเนิดสัญญาณ (Signal Generator)

เครื่องกำเนิดสัญญาณเป็นเครื่องมือวัดทางไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ ทำหน้าที่ให้กำเนิดสัญญาณชนิดต่าง ๆ ขึ้นมา เช่น สัญญาณรูปไซน์ (Sine Wave) สัญญาณสี่เหลี่ยม (Square Wave) เป็นต้น โดยสามารถควบคุมปรับแต่งได้ทั้งระดับความแรงและความถี่ เพื่อใช้ในการทดสอบปรับแต่งวงจรไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ ดังรูปที่ 3.24

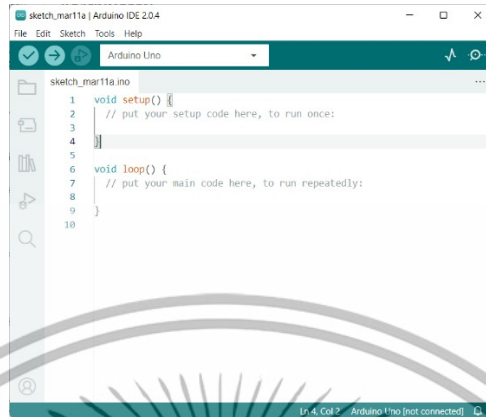


รูปที่ 3.24 Signal Generator [26]

3.2.4 โปรแกรม Arduino IDE

โปรแกรม Arduino IDE เป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับการเขียนโปรแกรมควบคุมเพื่ออัปโหลดลงยังบอร์ด Arduino หรือบอร์ดตัวอื่นๆ เช่น Microcontroller เป็นต้น หน้าแรกของโปรแกรมแสดงดังรูปที่ 3.25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.25 โปรแกรม Arduino IDE [29]

3.2.5 โปรแกรม KiCad

KiCad คือ โปรแกรมช่วยในการออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์ (PCB) ที่ถูกสร้างมาให้สามารถดาวน์โหลดไปติดตั้งและใช้งานได้ฟรีโดยไม่มีค่าใช้จ่าย ไม่มีข้อจำกัดหรือเงื่อนไขใดๆ ความสามารถของโปรแกรม KiCad นั้นรองรับการเขียนวงจรไฟฟ้า (Schematics) ซึ่งสามารถเชื่อมโยงไปสู่การออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์ (PCB) ได้อย่างรวดเร็ว ดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 โปรแกรม KiCad [30]

3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

ในส่วนของการจัดเก็บผลการทดลองสามารถแบ่งได้เป็น 2 ส่วน ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1 การทดสอบส่วนของฮาร์ดแวร์

3.3.1.1 ทดสอบการทำงานของวงจรถักกำเนิดสัญญาณโคไซน์

ทดสอบวงจรถักกำเนิดสัญญาณโคไซน์ โดยใช้ออสซิลโลสโคปวัดสัญญาณ เพื่อดูว่าสัญญาณที่สร้างมานั้นเป็นสัญญาณโคไซน์ที่มีความถี่ 80 Hz และ 190 Hz ตามต้องการหรือไม่

3.3.1.2 ทดสอบการทำงานของวงจร Subtractor

ทดสอบการทำงานของวงจร Subtractor โดยปรับค่าแอมพลิจูด และค่า DC offset ให้ได้ตามค่าที่เหมาะสมตามข้อที่ 3.1.1.3

3.3.1.3 ทดสอบการทำงานของวงจรถัก LED

ทดสอบวงจรถัก LED โดยการใช้ Oscilloscope ในการวัดแรงดันขา Emitter เทียบกับขา Collector ของทรานซิสเตอร์ TIP120

3.3.2 การทดสอบส่วนของซอฟต์แวร์

3.3.2.1 การทดสอบการประมวลผลข้อมูลบนไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32

1) การทดสอบ Band-Pass Filter

ทำการติดตั้งไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 เข้ากับเครื่องกำเนิดสัญญาณ จากนั้นกำหนดให้สัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณไซน์ที่มีแอมพลิจูด 1 โวลต์ โดยป้อนสัญญาณที่มีช่วงความถี่ระหว่าง 35 - 125 Hz และ 145 - 235 Hz แล้วนำสัญญาณดังกล่าวเข้าสู่กระบวนการประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 และตรวจสอบสัญญาณเอาต์พุตผ่านเครื่องออสซิลโลสโคป โดยบันทึกค่าแอมพลิจูดของสัญญาณที่ได้ตามแต่ละค่าความถี่อินพุต จากนั้นจึงนำค่าที่วัดได้มาพล็อตกราฟเพื่อวิเคราะห์ว่าสัญญาณที่ผ่านตัวกรองยังคงอยู่ในช่วงความถี่ที่ต้องการหรือไม่

2) การทดสอบ Low-Pass Filter

ทำการติดตั้งไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 เข้ากับเครื่องกำเนิดสัญญาณ จากนั้นกำหนดให้สัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณไซน์ที่มีแอมพลิจูด 1 โวลต์ โดยป้อนสัญญาณที่มีช่วงความถี่ระหว่าง 60 - 120 Hz และ 160 - 220 Hz แล้วนำสัญญาณดังกล่าวเข้าสู่กระบวนการประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 และตรวจสอบสัญญาณเอาต์พุตผ่านเครื่องออสซิลโลสโคป โดยบันทึกค่าแอมพลิจูดของสัญญาณที่ได้ตามแต่ละค่าความถี่อินพุต จากนั้นจึงนำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าที่วัดได้มาพล็อตกราฟเพื่อวิเคราะห์ว่าสัญญาณที่ผ่านตัวกรองยังคงอยู่ในช่วงความถี่ที่ต้องการหรือไม่

3) การคำนวณหาสเปกตรัมความถี่ของสัญญาณ

ทำการหาสเปกตรัมความถี่ที่ 80 Hz และ 190 Hz โดยนำสัญญาณจากวงจรรวมมาผ่าน ESP32 ที่ขา D34 จากนั้นวัดสัญญาณขาออกที่ D25 เพื่อดูสเปกตรัมความถี่ว่ามีค่าตรงตามที่ต้องการหรือไม่ โดยใช้ไฟจากแบตเตอรี่สำรองเป็นแหล่งจ่ายไฟหลักให้กับ ESP32 แทน USB จากคอมพิวเตอร์ เพื่อลดสัญญาณรบกวน

4) การคำนวณเชิงความถี่ของสัญญาณ

ทำการคำนวณค่า Reflective Ratio โดยการวิเคราะห์องค์ประกอบสัญญาณในเชิงความถี่ที่ 80 Hz และ 190 Hz เพื่อคำนวณอัตราส่วนระหว่างองค์ประกอบดูดซับแสงไม่คงที่ (AC) และ องค์ประกอบดูดซับแสงคงที่ (DC) กล่าวคือองค์ประกอบดูดซับแสงไม่คงที่ (AC) คือ ค่าเฉลี่ยแอมพลิจูดของแบนด์ข้างเคียงข้างละ 2 แทงสเปกตรัม และองค์ประกอบดูดซับแสงคงที่ (DC) คือ แอมพลิจูดสูงสุดในโดเมนความถี่

3.3.3 การทดสอบวงจรรวม

วงจรรวมทั้งหมดถูกติดตั้งและเชื่อมต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 โดยมีแหล่งจ่ายไฟจากแบตเตอรี่ จากนั้นโปรแกรมถูกอัปโหลดลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อควบคุมการทำงานของระบบ เมื่อติดตั้งอุปกรณ์เสร็จสิ้น การวัดค่าสัญญาณจะดำเนินการที่บริเวณปลายนิ้วมือ โดยค่ากลูโคสที่ได้จากการประมวลผลจะถูกแสดงผลผ่านหน้าจอ LCD เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถตรวจสอบระดับกลูโคสได้แบบเรียลไทม์และเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการวัดด้วยเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบมาตรฐานจากนั้นทำการหาค่าประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

ผู้จัดทำได้ทำการเก็บผลการทำงานของระบบ โดยแบ่งการทดลองและจัดเก็บผลการทดลองเป็น 3 ส่วน ดังต่อไปนี้

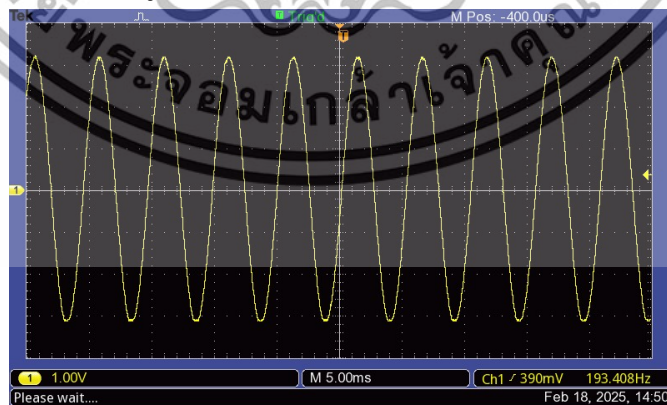
4.1 ผลการทดสอบส่วนของฮาร์ดแวร์

4.1.1 การทดสอบวงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์

ในการควบคุมแหล่งกำเนิดแสงในการทดลองนี้ สำหรับแสงสีแดงจะใช้สัญญาณโคไซน์ที่มีความถี่ 80 Hz สามารถแสดงได้ดังรูป 4.1 และแสงอินฟราเรดจะควบคุมด้วยสัญญาณโคไซน์ที่ความถี่ 190 Hz โดยสัญญาณไซน์สามารถแสดงได้ดังรูป 4.2



รูปที่ 4.1 สัญญาณไซน์ที่มีความถี่ 80 Hz



รูปที่ 4.2 สัญญาณไซน์ที่มีความถี่ 190 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 การทดสอบวงจร Subtractor

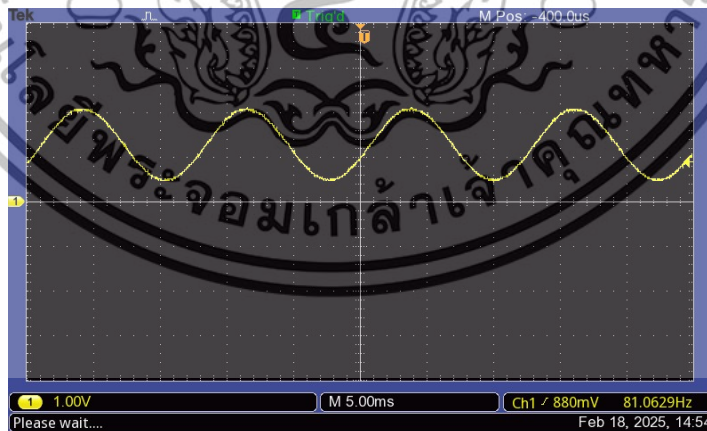
นำวงจร Subtractor มาปรับใช้เพื่อลดขนาดแอมพลิจูดและค่า Offset DC ของสัญญาณเพื่อปรับองค์ประกอบของสัญญาณให้เหมาะสม

4.1.1.1 ความถี่ 80 Hz (Red) ปรับค่าแอมพลิจูดจาก 6 Vpp ให้เป็น 1 Vpp ปรับค่าระดับแรงดัน 1.25 Vdc และปรับค่าตัวต้านทานให้ได้ค่า 59 k Ω (Rf) และ 41 k Ω (Ri) แสดงดังรูป 4.3 และ 4.4 ตามลำดับ

4.1.1.2 ความถี่ 190 Hz (IR) ปรับค่าแอมพลิจูดจาก 6.2 Vpp ให้เป็น 0.25 Vpp ปรับค่าระดับแรงดัน 0.25 Vdc และปรับค่าตัวต้านทานให้ได้ค่า 73 k Ω (Rf) และ 27 k Ω (Ri) แสดงดังรูป 4.5 และ 4.6 ตามลำดับ

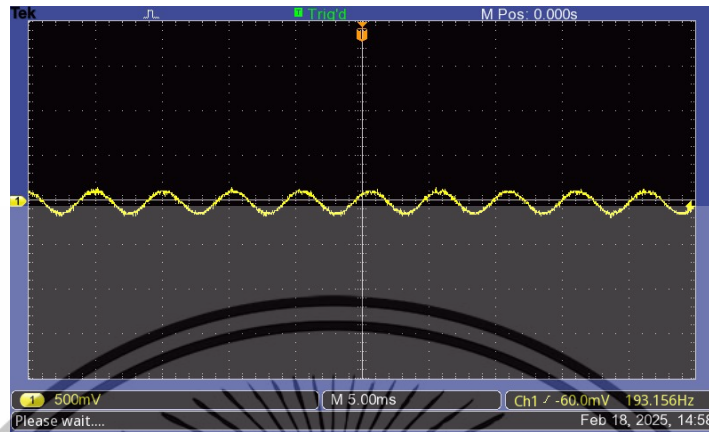


รูปที่ 4.3 สัญญาณเมื่อทำการปรับค่าแอมพลิจูดเป็น 1 Vpp ของสัญญาณโคไซน์ 80 Hz

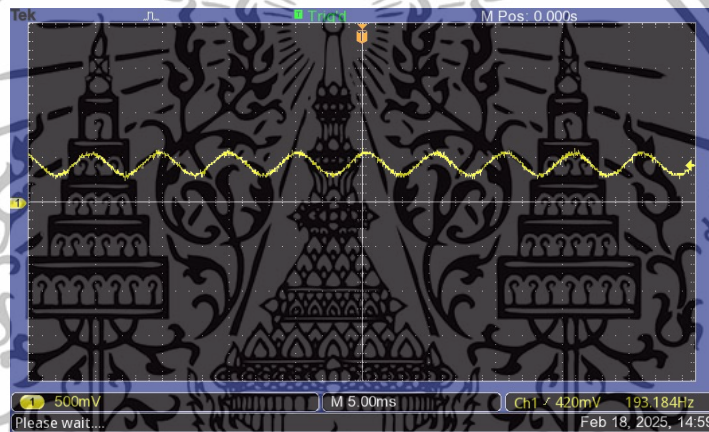


รูปที่ 4.4 สัญญาณหลังจากปรับค่าระดับแรงดัน 1.25 Vdc ของสัญญาณโคไซน์ 80 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5 สัญญาณเมื่อทำการปรับค่าแอมพลิจูดเป็น 1 Vpp ของสัญญาณโคไซน์ 190 Hz

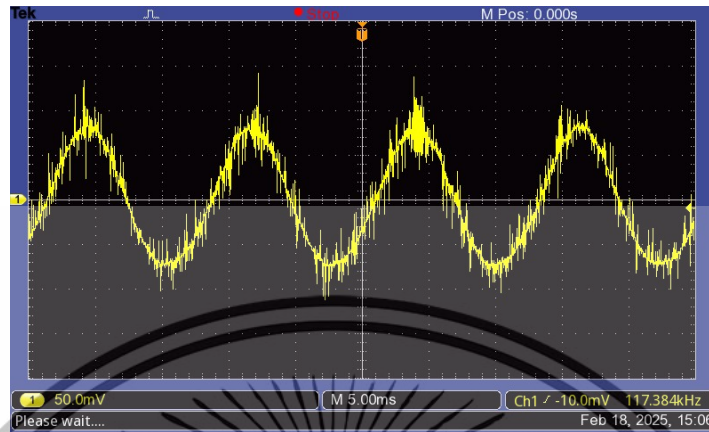


รูปที่ 4.6 สัญญาณหลังจากปรับค่าระดับแรงดัน 0.5 Vdc ของสัญญาณโคไซน์ 190 Hz

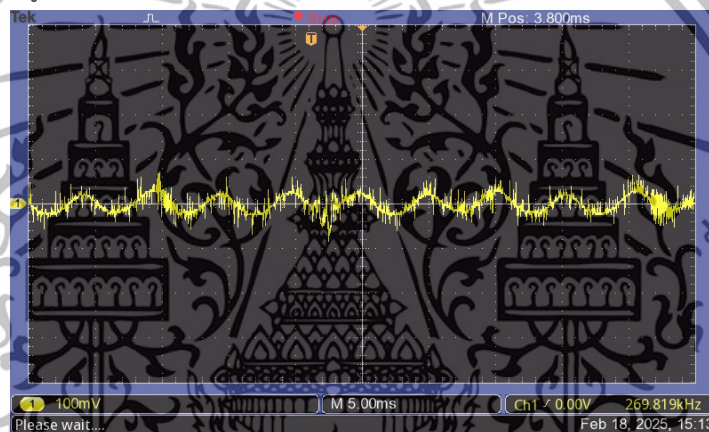
4.1.3 การทดสอบวงจรขับ LED

ทดสอบการทำงานของวงจรขับ LED โดยการใช้ Oscilloscope ในการวัดแรงดันขา Emitter เทียบกับขา Collector ของทรานซิสเตอร์ TIP120 แสดงดังรูป 4.7 และ 4.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 ผลการทดสอบวงจรขับ LED ของสัญญาณโคไซน์ 80 Hz



รูปที่ 4.8 ผลการทดสอบวงจรขับ LED ของสัญญาณโคไซน์ 190 Hz

4.2 ผลการทดลองส่วนของซอฟต์แวร์

4.2.1 ผลการทดลองการประมวลผลข้อมูลบนไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32

4.2.1.1 ผลการทดลอง Band-Pass Filter

ในการทดสอบ Band-Pass Filter กำหนดให้สัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณไซน์ที่มีแอมพลิจูด 1 โวลต์ โดยป้อนสัญญาณที่มีช่วงความถี่ระหว่าง 35 - 125 Hz และ 145 - 235 Hz จากนั้นจึงนำสัญญาณดังกล่าวเข้าสู่กระบวนการประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 และตรวจสอบสัญญาณเอาต์พุตผ่านเครื่องออสซิลโลสโคป โดยบันทึกค่าแอมพลิจูดของสัญญาณที่ได้ตามแต่ละค่าความถี่อินพุต จากนั้นจึงนำค่าที่วัดได้มาพล็อตกราฟเพื่อวิเคราะห์ว่าสัญญาณที่ผ่านตัวกรองยังคงอยู่ในช่วงความถี่ที่ต้องการหรือไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน Band-Pass Filter ที่ความถี่ 35 - 125 Hz โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า

ความถี่ (Hz)	35	50	65	80	95	110	125
แรงดันไฟฟ้า (mV)	500	760	920	1140	920	700	540

โดยจะทำการหาค่าอัตราขยายในหน่วยเดซิเบลด้วยสมการที่ 4.1

$$N_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{V_2}{V_1} \right) \quad (4.1)$$

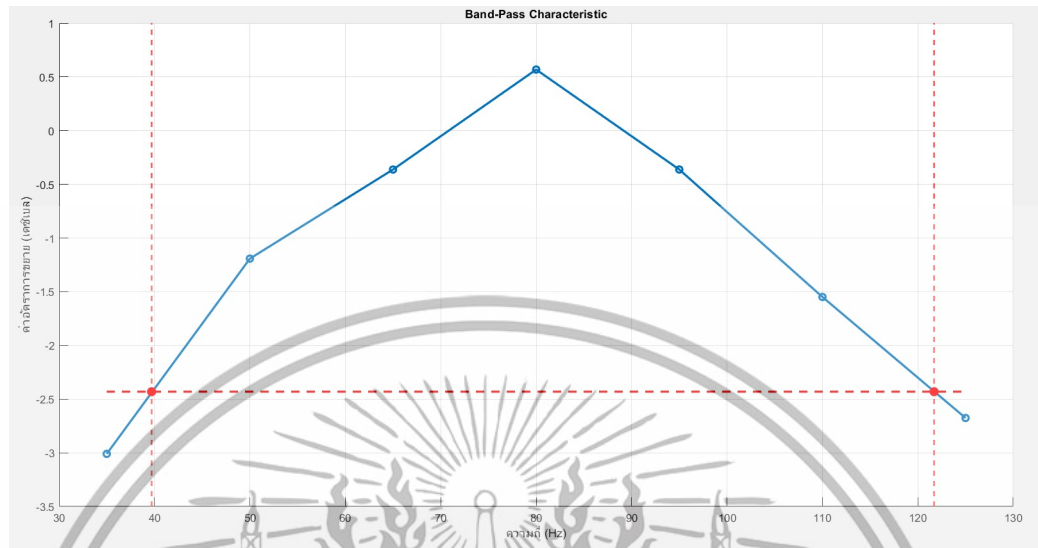
โดยที่ N_{dB} คือ ค่าแอมพลิจูดที่เป็นหน่วยเดซิเบล
 $\left(\frac{V_2}{V_1} \right)$ คือ แรงดันไฟฟ้าขาออกส่วนด้วยแรงดันไฟฟ้าขาเข้า
 จะได้ค่าอัตราขยายในหน่วยเดซิเบลตามตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ค่าอัตราขยายที่ความถี่ 35 - 125 Hz

ความถี่ (Hz)	35	50	65	80	95	110	125
ค่าอัตราขยาย (dB)	-3.010	-1.192	-0.362	-0.569	-0.362	-1.549	-2.676

โดยนำค่าที่ได้จากตารางที่ 4.2 ไปทำการพล็อตกราฟ แสดงได้ดังรูปที่ 4.9 แล้วหาจุดตัดคัตออฟ โดยนำค่าอัตราขยายที่ความถี่ 80 Hz คือ 0.569 - 3 dB ซึ่งจะได้จุดตัดคัตออฟคือ -2.43 dB จากนั้นหาความถี่คัตออฟด้านต่ำและสูง คือ 39.7 Hz และ 121.7 Hz ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 กราฟตอบสนองทางความถี่ของ Band-pass filter ที่ความถี่ 35 - 125 Hz

ตารางที่ 4.3 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน Band-pass filter ที่ความถี่ 145 - 235 Hz โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า

ความถี่ (Hz)	145	160	175	190	205	220	235
แรงดันไฟฟ้า (mV)	400	660	840	1090	860	600	480

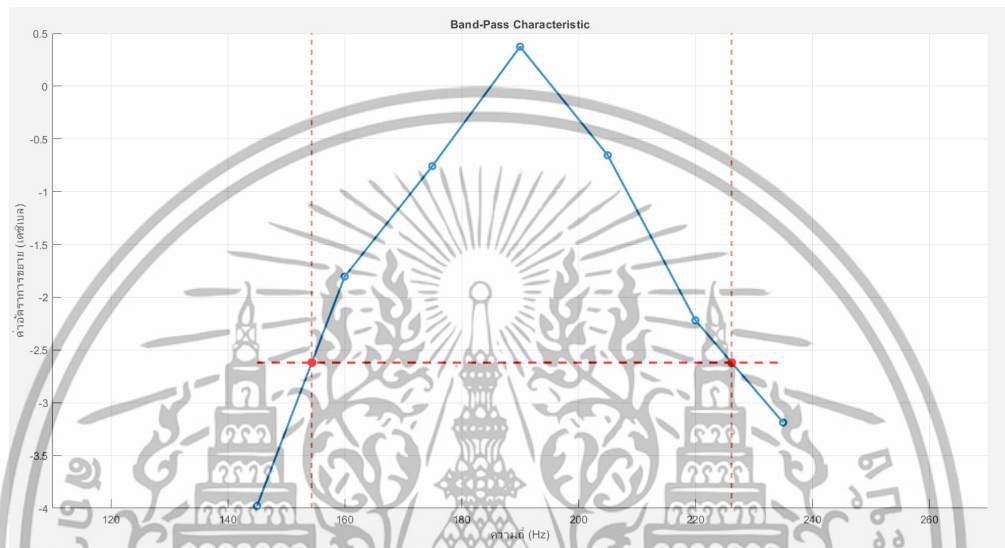
หาค่าอัตราขยายในหน่วยเดซิเบลด้วยสมการที่ 4.1 จะได้อัตราขยายในหน่วยเดซิเบลดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ค่าอัตราขยายที่ความถี่ 145 - 235 Hz

ความถี่ (Hz)	145	160	175	190	205	220	235
ค่าอัตราขยาย (dB)	-3.979	-1.804	-0.757	0.374	-0.655	-2.218	-3.187

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยนำค่าที่ได้จากตารางที่ 4.4 ไปทำการพล็อตกราฟ แสดงได้ดังรูปที่ 4.10 แล้วหาจุดตัดคัตออฟ โดยนำค่าอัตราขยายที่ความถี่ 190 Hz คือ $0.374 - 3 \text{ dB}$ ซึ่งจะได้จุดตัดคัตออฟคือ -2.62 dB จากนั้นหาความถี่คัตออฟด้านต่ำและสูง คือ 154.4 Hz และ 226.2 Hz ตามลำดับ



รูปที่ 4.10 กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของ Band-pass filter ที่ความถี่ 35 – 125 Hz

4.2.1.2 ผลการทดลอง Low-Pass Filter

ในการทดสอบ Low-Pass Filter กำหนดให้สัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณไซน์ที่มีแอมพลิจูด 1 โวลต์ โดยป้อนสัญญาณที่มีช่วงความถี่ระหว่าง 60 – 120 Hz และ 160 – 220 Hz จากนั้นจึงนำสัญญาณดังกล่าวเข้าสู่กระบวนการประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 และตรวจสอบสัญญาณเอาต์พุตผ่านเครื่องออสซิลโลสโคป โดยบันทึกค่าแอมพลิจูดของสัญญาณที่ได้ตามแต่ละค่าความถี่อินพุต จากนั้นจึงนำค่าที่วัดได้มาพล็อตกราฟเพื่อวิเคราะห์ว่าสัญญาณที่ผ่านตัวกรองยังคงอยู่ในช่วงความถี่ที่ต้องการหรือไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน Low-Pass Filter ที่ความถี่ 60 – 120 Hz โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า

ความถี่ (Hz)	60	70	80	90	100	110	120
แรงดันไฟฟ้า (mV)	548	412	404	272	260	256	248

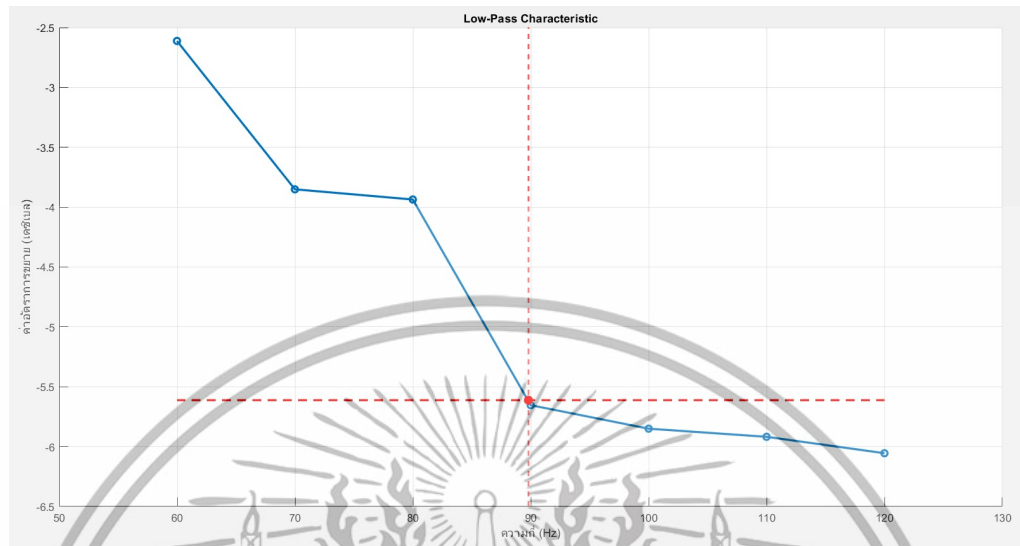
หาค่าอัตราการขยายในหน่วยเดซิเบลด้วยสมการที่ 4.1 จะได้อัตราการขยายในหน่วยเดซิเบลดังตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 ค่าอัตราการขยายที่ความถี่ 60 – 120 Hz

ความถี่ (Hz)	60	70	80	90	100	110	120
ค่าอัตราการขยาย (dB)	-2.612	-3.851	-3.936	-5.654	-5.850	-5.918	-6.055

นำค่าที่ได้จากตารางที่ 4.6 ไปทำการพล็อตกราฟแสดงได้ดังรูปที่ 4.11 แล้วหาจุดตัดคัตออฟ โดยนำค่าอัตราการขยายที่ความถี่ 80 Hz คือ -3.936 – 3 dB ซึ่งจะได้จุดตัดคัตออฟ คือ -5.61 dB และได้ความถี่คัตออฟ คือ 89.8 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของ Low-pass filter ที่ความถี่ 60 - 120 Hz

ตารางที่ 4.7 ค่าแอมพลิจูดที่ผ่าน Low-Pass Filter ที่ความถี่ 160 - 220 Hz โดยเทียบระหว่างความถี่กับแรงดันไฟฟ้า

ความถี่ (Hz)	160	170	180	190	200	210	220
แรงดันไฟฟ้า (mV)	602	504	480	472	264	256	248

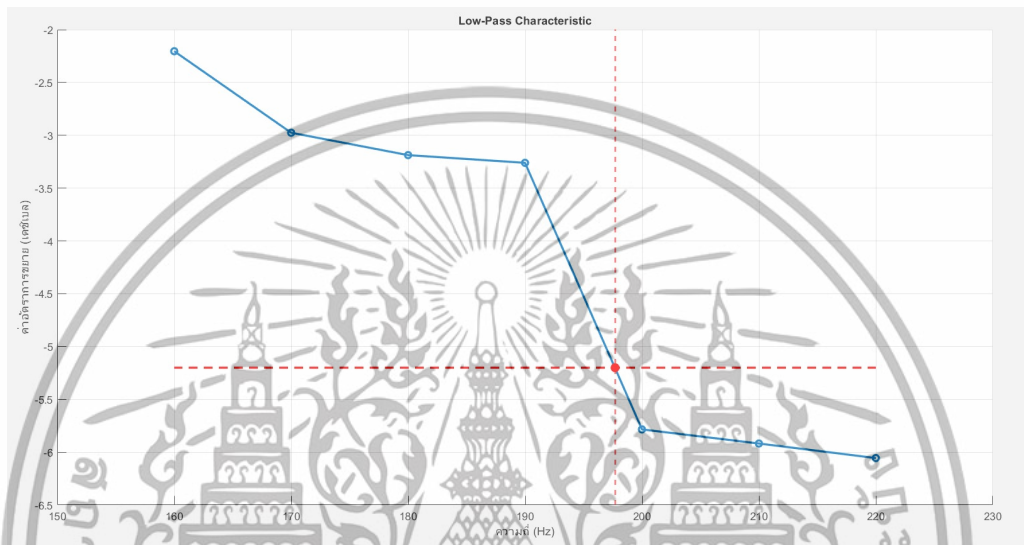
หาค่าอัตราการขยายในหน่วยเดซิเบลด้วยสมการที่ 4.1 จะได้อัตราการขยายในหน่วยเดซิเบลดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 ค่าอัตราการขยายที่ความถี่ 160 - 220 Hz

ความถี่ (Hz)	160	170	180	190	200	210	220
ค่าอัตราการขยาย (dB)	-2.204	-2.975	-3.187	-3.260	-5.783	-5.917	-6.055

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำค่าที่ได้จากตารางที่ 4.8 ไปทำการพล็อตกราฟแสดงได้ดังรูปที่ 4.12 แล้วหาจุดตัดคัตออฟ โดยนำค่าอัตราขยายที่ความถี่ 190 Hz คือ $-3.260 - 3$ dB ซึ่งจะได้จุดตัดคัตออฟ คือ -5.20 dB และได้ความถี่คัตออฟ คือ 197.7 Hz

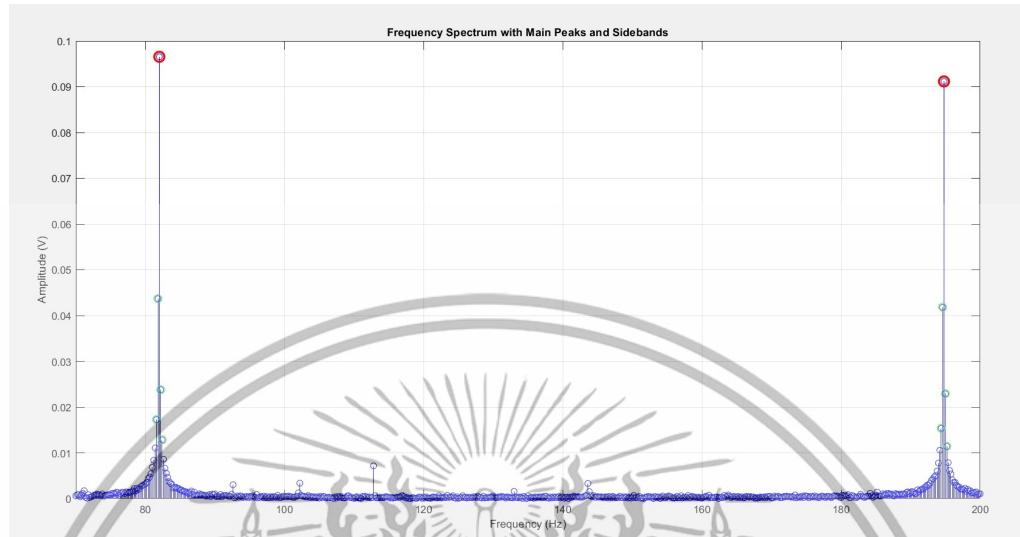


รูปที่ 4.12 กราฟพลตอบสนองทางความถี่ของ Low-pass filter ที่ความถี่ 160 - 220 Hz

4.2.1.3 การคำนวณหาสเปกตรัมความถี่ของสัญญาณ

ทำการหาสเปกตรัมความถี่ที่ 80 Hz และ 190 Hz โดยนำสัญญาณจากวงจรรวมมาผ่าน ESP32 ที่ขา D34 จากนั้นวัดสัญญาณขาออกที่ D25 เพื่อดูสเปกตรัมความถี่ว่ามีค่าตรงตามที่ต้องการหรือไม่ โดยใช้ไฟจากแบตเตอรี่สำรองเป็นแหล่งจ่ายไฟหลักให้กับ ESP32 แทน USB จากคอมพิวเตอร์ เพื่อลดสัญญาณรบกวน ได้สเปกตรัมความถี่สัญญาณออกมา แสดงดังรูปที่ 4.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.13 สเปกตรัมความถี่สัญญาณที่ 80 Hz และ 190 Hz

4.2.1.4 การคำนวณเชิงเวลาของสัญญาณ

นำสัญญาณ PPG ไปผ่าน Band Pass Filter เพื่อแยกย่านแสงทั้งสองย่านออกจากกัน จากนั้นนำไปประมวลผลผ่านโปรแกรม และคำนวณหาค่า R (Reflective Ratio) ทำการตรวจจับพิกของสัญญาณ PPG เพื่อนำมาหาค่า R (Reflective Ratio) ซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ 4.2

$$R = \frac{\frac{AC_{red}}{DC_{red}}}{\frac{AC_{ir}}{DC_{ir}}} = \frac{\frac{V_{max} - V_{min}}{V_{max} + V_{min}}}{\frac{V_{max} - V_{min}}{V_{max} + V_{min}}} \quad (4.2)$$

โดยที่ R คือ อัตราส่วนการสะท้อนกลับ

AC_{red} คือ ผลต่างของ V_{max} และ V_{min} ในย่านความถี่ 80 Hz (สีแดง)

DC_{red} คือ ผลรวมของ V_{max} และ V_{min} ในย่านความถี่ 80 Hz (สีแดง)

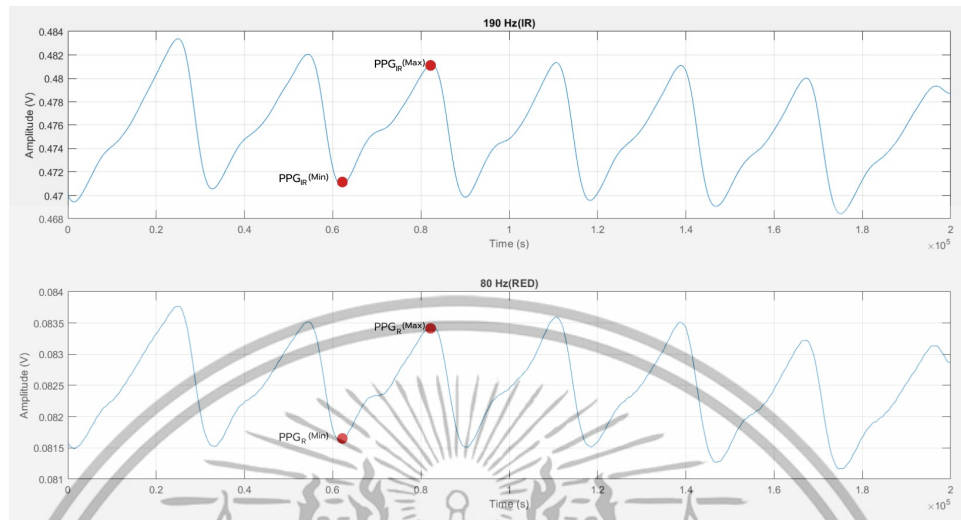
AC_{ir} คือ ผลต่างของ V_{max} และ V_{min} ในย่านความถี่ 190 Hz (อินฟราเรด)

DC_{ir} คือ ผลรวมของ V_{max} และ V_{min} ในย่านความถี่ 190 Hz (อินฟราเรด)

V_{max} คือ ค่าเฉลี่ยของจุดพีคของสัญญาณ PPG

V_{min} คือ ค่าเฉลี่ยของจุดต่ำสุดของสัญญาณ PPG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 การตรวจจับพีคของสัญญาณ PPG

จากนั้นเก็บข้อมูล 20 ชุด และคำนวณหาค่ากลูโคสจากค่า Reflective Ratio โดยใช้สมการที่ 4.3 และคำนวณหาความเที่ยงตรงเมื่อเปรียบเทียบกับค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดน้ำตาลแบบรุกล้ำ แสดงดังตาราง 4.9 ค่าความเที่ยงตรงเฉลี่ยของผู้ทดลอง 20 คนคือ 17.30%

$$y = 0.0023x + 0.8022 \quad (4.3)$$

โดยที่ X คือ ค่า Reflective Ratio (R)
Y คือ ค่ากลูโคส (mg/dL)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.9 ค่า Glucose (mg/dL) ที่คำนวณจากค่า Reflective Ratio และค่ากลูโคสที่วัดจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำและค่าความเที่ยงตรงของข้อมูล 20 ชุด

ผู้ทดลอง	ค่า Reflective Ratio	ค่ากลูโคสจากค่า Reflective Ratio (mg/dL)	ค่ากลูโคสจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ (mg/dL)	ค่าความเที่ยงตรง (%)
1	0.9415	60.57	78	22.35
2	0.9716	73.65	93	20.80
3	0.9700	72.96	79	7.65
4	1.2840	209.48	189	10.84
5	1.1240	139.91	183	23.54
6	1.1891	168.22	180	6.55
7	0.9900	81.65	79	3.36
8	1.1259	140.74	133	5.82
9	1.0960	127.74	188	32.05
10	1.0095	90.13	88	2.42
11	1.0800	120.78	119	1.50
12	1.0900	125.13	117	6.95
13	1.0696	116.26	96	21.11
14	1.0225	95.78	78	22.80
15	1.3200	225.13	132	70.55
16	1.0410	103.83	84	23.60
17	1.1560	153.83	126	22.08
18	0.9850	79.48	74	7.40
19	1.0527	108.91	98	11.14
20	1.1230	139.48	113	23.43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.5 การคำนวณเชิงความถี่ของสัญญาณ

การคำนวณค่า Reflective Ratio สามารถทำได้โดยการวิเคราะห์สเปกตรัมความถี่ที่ 80 Hz และ 190 Hz โดยการวัดค่า DC (Amplitude of Carrier) วัดขนาดของแอมพลิจูดความถี่หลักที่ 80 Hz และ 190 Hz และวัดค่า AC (Average Amplitude of Sidebands) คำนวณค่าเฉลี่ยขนาดของไซด์แบนด์ที่อยู่ข้างความถี่ 80 Hz และ 190 Hz จำนวน 2 แอมพลิจูด จากนั้นหาค่า Reflective Ratio (R) สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 4.4

$$R = \frac{AC}{DC} \quad (4.4)$$

โดยที่

R คือ อัตราส่วนการสะท้อน

AC คือ องค์ประกอบดูดซับแสงไม่คงที่ ค่าเฉลี่ยขนาดของไซด์แบนด์ที่อยู่ข้างความถี่หลัก

DC คือ องค์ประกอบดูดซับแสงคงที่ ขนาดของแอมพลิจูดความถี่หลักในโดเมนความถี่

จากนั้นทำการเก็บผลทั้งหมด 10 ชุดข้อมูล โดยค่า Reflective Ratio ที่คำนวณได้เทียบกับค่ากลูโคสที่วัดจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ แสดงดังตาราง 4.10 และเมื่อนำค่าที่ได้ไปหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า Reflective Ratio และค่ากลูโคสจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ แสดงดังรูป 4.15

ตารางที่ 4.10 ค่า Reflective Ratio จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำและค่ากลูโคสจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ

ชุดข้อมูล	ค่า Reflective Ratio	ค่ากลูโคสจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ (mg/dL)
1	0.897385	70
2	0.933003	85
3	0.949333	91
4	0.959685	97
5	0.984148	105

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.10 ค่า Reflective Ratio จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำและค่ากลูโคสจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ (ต่อ)

ชุดข้อมูล	ค่า Reflective Ratio	ค่ากลูโคสจากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ (mg/dL)
6	0.9872	107
7	1.043465	135
8	1.070005	147
9	1.135296	171
10	1.162994	172



รูปที่ 4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกลูโคส (mg/dL) และค่า Reflective Ratio

โดยสามารถเขียนความสัมพันธ์ระหว่างค่ากลูโคส และค่า Reflective Ratio ได้ดังสมการที่

4.5

$$y = 407.52x - 294.51 \quad (4.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ X คือ ค่า Reflective Ratio (R)
Y คือ ค่ากลูโคส (mg/dL)

ทำการทดสอบเปรียบเทียบค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบ รุกล้ากับค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกรล้า โดยเก็บผลทั้งหมด 24 คน ผลที่ได้แสดงดังตารางที่ 4.11 แล้วทำการคำนวณหาค่าประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องวัดระดับ น้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกรล้า โดยหาค่าความเที่ยงตรงได้จากสมการที่ 2.9

ตารางที่ 4.11 ค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบ รุกล้ากับค่ากลูโคสที่ได้จาก เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกรล้าและค่าความเที่ยงตรง

ผู้ทดลอง	ค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัด ระดับน้ำตาลในเลือดแบบ รุก ล้า (mg/dL)	ค่ากลูโคสที่ได้จาก เครื่องวัดระดับน้ำตาลใน เลือดแบบไม่รุกรล้า (mg/dL)	ค่าความเที่ยงตรง (%)
1	105	108.70	3.52
2	171	165.88	2.99
3	147	140.77	4.24
4	135	142.10	5.26
5	91	94.36	3.69
6	70	74.38	6.26
7	85	88.08	3.62
8	97	90.65	6.55
9	172	176.54	2.64
10	107	105.08	1.79
11	135	132.76	1.66
12	179	177.22	0.99
13	100	103.64	3.64
14	85	92.30	8.59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.11 ค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำกับค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำและค่าความเที่ยงตรง (ต่อ)

ผู้ทดลอง	ค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ (mg/dL)	ค่ากลูโคสที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ (mg/dL)	ค่าความเที่ยงตรง (%)
15	117	115.41	1.36
16	100	103.44	3.44
17	82	85.33	4.06
18	98	95.67	2.38
19	166	165.77	0.14
20	75	87.20	16.27
21	144	142.76	0.86
22	93	94.18	1.27

ค่ากลูโคสที่ได้จากอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำนั้นสามารถหาได้จาก สมการที่ 4.5 โดยทำการทดสอบอุปกรณ์กับกลุ่มตัวอย่างจำนวน 24 คน โดยวัดค่ากลูโคสจากอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำและเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบรุกล้ำ เพื่อประเมินความเที่ยงตรงของระบบ และค่าความเที่ยงตรงของผู้ทดลอง 24 คน เท่ากับ 3.74%

ตารางที่ 4.12 ค่าความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนครั้งที่ 1-5

ผู้ทดลอง	ครั้งที่				
	1	2	3	4	5
1	106.12	105.29	105.29	116.98	113.39
2	165.74	160.88	177.67	159.65	158.63
3	141.34	135.3	139.5	138.38	137.55
4	136.56	145.96	134.06	139.58	149.28
5	87.85	95.49	104.94	101.42	84.11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.12 ค่าความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนครั้งที่ 1-5 (ต่อ)

ผู้ทดลอง	ครั้งที่				
	1	2	3	4	5
6	78.9	76.35	89.44	74.87	68.32
7	84.96	88.95	88.1	87.3	94.28
8	89.76	89.86	93.41	83.55	82.33
9	175.92	168.4	169.47	184.07	182.46
10	97.18	101.02	104.74	100.32	107.28
11	139.25	137.54	134.93	137.07	132.6
12	179.67	182.14	171.34	184.21	176.63
13	101.8	110.16	104.22	106.11	104.12
14	85.85	100.39	91.51	94.02	98.53
15	110.27	111.09	115.72	123.24	110.23
16	101.20	101.79	100.23	106.57	106.88
17	78.01	90.85	85.19	79.31	90.35
18	94.57	96.44	104.09	91.28	90.09
19	169.41	163.1	169.71	159.44	164.15
20	92.45	85.62	83.5	87.43	91.63
21	139.4	146.67	143.7	134.82	147.63
22	93.52	79.2	92.97	91.33	95.67
23	110.53	110.03	116.53	113.84	114.64
24	181.46	184.2	187.81	194.49	193.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.13 ค่าความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนครั้งที่ 6-10

ผู้ทดลอง	ครั้งที่				
	6	7	8	9	10
1	118.48	102.54	108.29	95.32	115.28
2	168.83	163.96	162.43	170.5	170.54
3	140.86	147.04	140.68	152.49	134.57
4	138.02	145.92	150.1	147.84	133.73
5	89.69	104.45	84.45	93.41	97.78
6	69.28	66.45	75.35	73.13	71.7
7	95.47	86.47	78.15	97.18	79.92
8	92.15	97.37	97.19	79.74	101.12
9	185.31	167.88	181.22	176.12	174.51
10	111.41	101.85	108.79	109.8	108.38
11	135.6	128.54	123.61	127.35	131.15
12	173.45	182.76	177.78	169.89	174.3
13	99.18	102.66	103.54	104.44	100.18
14	90.37	98.26	84.2	89.66	90.17
15	115.38	119.87	120.25	116.87	111.2
16	104.13	102.65	101.11	103.65	106.39
17	85.04	88.17	90.14	85.17	81.06
18	106.33	92.23	98.67	87.53	95.47
19	167.71	165.21	161.27	171.12	166.54
20	78.82	81.65	87.22	86.97	96.67
21	141.33	134.89	152.27	141.36	145.48
22	106.92	98.31	98.01	91.01	95.08
23	112.12	113.74	116.18	113.53	114.69
24	192.52	189.06	186.44	187.72	183.75

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จาก ตารางที่ 4.12 และ 4.13 แสดงผลการคำนวณหาค่าความแม่นยำของอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ โดยใช้ สมการที่ 2.10 โดยให้ผู้ทดลองแต่ละคนทำการวัดค่ากลูโคสทั้งหมด 10 ครั้ง และนำค่าที่ได้จากแต่ละครั้งไปคำนวณหาค่าความแม่นยำของอุปกรณ์

ตารางที่ 4.14 ค่าเฉลี่ยความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนจากการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง

ผู้ทดลอง	ความแม่นยำ
1	±5.87
2	±4.80
3	±3.73
4	±5.71
5	±6.46
6	±4.60
7	±4.72
8	±5.60
9	±5.38
10	±4.06
11	±4.11
12	±4.10
13	±3.62
14	±8.81
15	±6.30
16	±4.16
17	±3.64
18	±4.57
19	±3.13
20	±3.88
21	±4.40
22	±4.61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

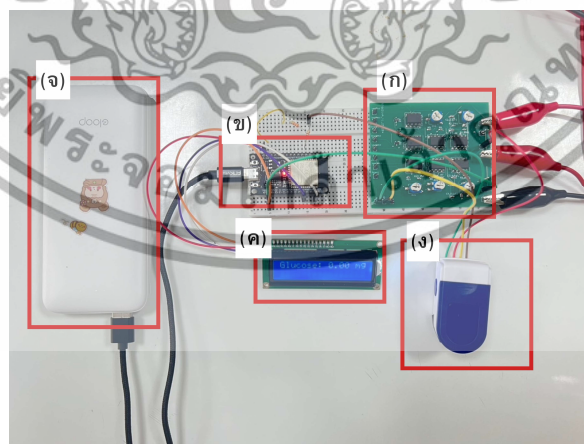
ตารางที่ 4.14 ค่าเฉลี่ยความแม่นยำของผู้ทดลองแต่ละคนจากการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง (ต่อ)

ผู้ทดลอง	ความแม่นยำ
23	± 1.62
24	± 3.40

จากตารางที่ 4.14 เป็นการสรุปค่าความแม่นยำเฉลี่ยของผู้ทดลองจำนวน 24 คน โดยแต่ละคนทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง พบว่าค่าเฉลี่ยความแม่นยำของอุปกรณ์มีค่าเท่ากับ 4.64 ค่าความแม่นยำนี้แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการให้ผลลัพธ์ที่คงที่เมื่อทำการวัดซ้ำหลายครั้ง ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญในการประเมินความน่าเชื่อถือของอุปกรณ์ทางการแพทย์ ทั้งนี้ค่าความแม่นยำที่ได้จากการทดลองยังอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้สำหรับการใช้งานจริง

4.3 ผลการทดสอบวงจรรวม

วงจรรวมทั้งหมดถูกติดตั้งและเชื่อมต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 โดยมีแหล่งจ่ายไฟจากแบตเตอรี่ หลังจากนั้น โปรแกรมถูกอัปโหลดลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อควบคุมการทำงานของระบบ เมื่อติดตั้งอุปกรณ์เสร็จสิ้น การวัดค่าสัญญาณถูกดำเนินการที่บริเวณปลายนิ้วมือ โดยค่ากลูโคสที่ได้จากการประมวลผลจะถูกแสดงผลผ่านหน้าจอ LCD เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถตรวจสอบระดับกลูโคสได้แบบเรียลไทม์ ภาพรวมการทำงานของเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ แสดงดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 ภาพรวมการทำงานของเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- โดยที่ (ก) คือ วงจรรวม ประกอบด้วย วงจรกำเนิดสัญญาณโคไซน์ 80 Hz และ 190 Hz
 วงจร Subtractor วงจรขับ LED และวงจรรับ
- (ข) คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์อีเอสพี 32
- (ค) คือ จอ LCD สำหรับแสดงผลค่ากัลโกส
- (ง) คือ ที่วางนิ้วมือ
- (จ) คือ แบตเตอรี่สำรอง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

ปริญญานิพนธ์นี้นำเสนอการศึกษาเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำโดยการวัดระดับน้ำตาลในเลือดในโหมดสะท้อน โดยใช้แสงสองสี คือ แสงสีแดง และ NIR (940 nm) ที่มีการควบคุมแสงด้วยคลื่น AC ที่แตกต่างกันสองความถี่ เพื่อลดการรบกวนของแสงจากภายนอก และยังใช้กรรมวิธีในการประเมินความเข้มข้นของระดับน้ำตาลในเลือดโดยการใช้ Reflective Ratio ของแสงสีแดง และอินฟราเรด (IR) ซึ่งจะช่วยลดความคลาดเคลื่อนในการวัดอันเนื่องมาจากอิทธิพลของสีผิวและขนาดของนิ้ว

เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำนี้ถูกออกแบบโดยอาศัยอุปกรณ์ที่สามารถหาซื้อได้ง่ายในท้องตลาดและมีต้นทุนต่ำ เพื่อให้สามารถนำไปพัฒนาใช้งานได้จริง โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 เป็นตัวประมวลผลหลักและใช้แบตเตอรี่เป็นแหล่งจ่ายไฟ จากนั้นได้ทำการอัปโหลดโปรแกรมลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ เมื่อติดตั้งอุปกรณ์เรียบร้อยแล้ว การวัดค่าสัญญาณจะดำเนินการที่บริเวณปลายนิ้วมือ และค่ากลูโคสที่ได้จากการประมวลผลจะถูกแสดงผลผ่านหน้าจอ LCD

การวิเคราะห์ข้อมูลใช้การคำนวณเชิงความถี่โดยใช้ Fast Fourier Transform (FFT) ในการมอดูเลตสัญญาณ ซึ่งจากการทดลองในภาคการศึกษาที่ผ่านมา พบว่าการใช้ FFT มีประสิทธิภาพในการแยกสัญญาณที่เกี่ยวข้องกับระดับน้ำตาลในเลือดได้ดีกว่าการวิเคราะห์เชิงเวลา จึงถูกนำมาใช้ในการประเมินค่ากลูโคสในงานวิจัยนี้

จากการทดลองพบว่าแสงในช่วงสีแดงและ NIR (940 nm) เป็นช่วงความยาวคลื่นที่สามารถใช้ในการวัดระดับน้ำตาลในเลือดได้ เนื่องจากสามารถทะลุผ่านเนื้อเยื่อและมีการดูดซับโดยน้ำตาลในเลือดได้ เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำที่สร้างขึ้นสามารถวัดสัญญาณ PPG และสามารถคำนวณหาระดับกลูโคสได้ ซึ่งเมื่อทำการเก็บผลจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 24 คน แล้วนำมาเปรียบเทียบกับเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบมาตรฐาน พบว่าเครื่องที่พัฒนาขึ้นสามารถให้ค่าความเที่ยงตรงของเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ เท่ากับ 3.74% และค่าความแม่นยำ เท่ากับ 4.64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 ข้อเสนอแนะ

จากการศึกษาครั้งนี้ สามารถสรุปข้อเสนอแนะเพื่อพัฒนาต่อไปได้ดังนี้

1) การออกแบบโครงสร้างอุปกรณ์ให้เหมาะสมขึ้น

ปรับปรุงเซนเซอร์ให้สามารถวางนิ้วได้สะดวกและลดผลกระทบจากการเคลื่อนที่ของนิ้วขณะวัด

2) การทดสอบในสภาวะแวดล้อมที่แตกต่างกัน

ควรทดสอบในสภาวะแวดล้อมที่แตกต่างกัน เช่น ในที่ที่มีแสงจ้า หรือในที่ที่มีอุณหภูมิสูง เพื่อให้มั่นใจว่าอุปกรณ์สามารถทำงานได้ดีในทุกสภาวะ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- [1] Sonika Singh. “Glucose C₆H₁₂O₆- Chemical Formula, Structure, Composition, Proper ties, Uses.” <https://www.careerpower.in/school/biology/glucose>
- [2] Sarah Kim. “Controlling Blood Sugar.” <https://dtc.ucsf.edu/>
- [3] กำธน สินธวานนท์. สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน เล่มที่ 35. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ : โครงการสารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน, 2554.
- [4] Lucy McGroarty. “The Biology of Insulin: How does it work.” <https://www.connectedinmotion.ca/blog/the-biology-of-insulin-how-does-it-work/>
- [5] Gameel Saleh. “Design of non-invasive glucose meter using near - infrared Technique.” https://www.researchgate.net/figure/Glucose-and-the-other-blood-constituents-absorption-spectrum-11_fig4_323526055
- [6] Paramet. “การรวมสัญญาณ (Multiplexing).” <http://personal.sut.ac.th/paramate/files/compcom/compcomm06.pdf>
- [7] Janet Heath. “Basic of Bandpass filters.” <https://www.analogictips.com/basics-of-bandpass-filters/>
- [8] Learning about Electronic. “Low Pass Filter- Explained.” <https://www.learningaboutelectronics.com/Articles/Low-pass-filter.php>
- [9] Sho Nakagome. “Fourier Transform 101 — Part 3: Fourier Transform.” <https://medium.com/sho-jp/fourier-transform-101-part-3-fourier-transform-6def0bd2ca9b>
- [10] NATIONAL INSTRUMENTS CORP. “Fourier Transform (DFT and FFT).” https://www.ni.com/docs/enUS/bundle/diadem/page/genmaths/genmaths/calc_fouriertransform.htm#:~:text=The%20algorithms%20for%20this%20special,saves%20special,saves%20intermediate%20results%20while%20processing

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [11] Piya Kovintavewat. “สัญญาณและระบบการแปลงฟูเรียร์ที่ต่อเนื่องทางเวลา.”
<http://home.npru.ac.th/piya/Signal/file/Lec0709%20-%20NEW.pdf>
- [12] Cory Maklin. “Fast Fourier Transform Explained.”
<https://builtin.com/articles/fast-fourier-transform>
- [13] Fitrox Electronics. “วงจรแบ่งแรงดัน.”
<http://fitrox.lnwshop.com/article/>
- [14] ทันพงษ์ ภูรักษ์. “หน่วยที่ 1 ความรู้เกี่ยวกับไมโครคอนโทรลเลอร์เบื้องต้น.”
https://dsdi.msu.ac.th/articles/iot/books/microcontroller/TNP_Unit_1.pdf
- [15] AllNewStep. “ESP32.”
<https://www.allnewstep.com/product/1465/esp32-doit-nodemcu-esp32-devkit-v1-esp-32s-nodemcu-esp-wroom-32-wi-fi-and-bluetooth-dual-core-esp-32>
- [16] PCB Electronics. “(n.d.). What is a Surface Mount Device?.”
https://www.pcbelec.com/pcb-assembly/what-is-a-surface-mount-device#elementor-toc__heading-anchor-1
- [17] Highleap Electronic. “ความแตกต่างระหว่าง SMD และ SMT คืออะไร.”
<https://hilelectronic.com/th/smd-and-smt/>
- [18] The Invention. “ตัวต้านทาน (Resistor)”
<https://www.ai-corporation.net/2021/11/11/resistor/>
- [19] สมศักดิ์ เสนาใหญ่. “ตัวเก็บประจุ (Capacitor)”
<https://www.scimath.org/lesson-physics/item/7205-capacitor>
- [20] ชาร์มิช ไซ้. “OP07 OP07CP DIP8 OP07C เครื่องขยายสัญญาณในการดำเนินงาน”
<http://th.led-diode.com/ic/op07-op07cp-dip8-op07c-operational-amplifier.html>
- [21] Zoey Zhang. “IC 741 Op-Amp”
<https://th.fmuser.net/content/?14834.html>
- [22] Zoey Zhang. “ทรานซิสเตอร์ TIP120”
<https://th.fmuser.net/content/?19928.html>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [23] Ju Led. “LED คืออะไร”
<https://www.ju-led.com/16574233/led-คืออะไร>
- [24] PARALIGHT. “L51ROPT1X.”
<https://www.paralightusa.com/pt-br/product/l51ropt1x/>
- [25] สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.). “เครื่องวัดระดับน้ำตาล : สถานการณ์ผู้ป่วยโรคเบาหวาน ตลาดของเครื่องวัด และเทคโนโลยีเครื่องวัด.”
https://www.nstda.or.th/home/knowledge_post/glucometer/
- [26] Hantek Thailand. “การใช้งาน Oscilloscope”
<https://www.hantekthailand.com/article/1/การเลือกใช้งาน-oscilloscope>
- [27] The Invention. “Power Supply”
<https://www.ai-corporation.net/2021/11/12/component-of-power-supply>
- [28] Oemsecrets. “72-3555 Signal Generators & Signal Analysers by Tenma.”
<https://www.oemsecrets.com/details/72355>
- [29] HardKits. “อะไรคือ Arduino.”
<https://www.achardkits.com/article/2/%E0%B8%AD%E0%B0%B9%84%E0%B8%A3%E0%B8%84%E0%B7%E0%AD-arduino>
- [30] โกวิท โชรสวรรณ. แนะนำการวาดวงจรและออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์ด้วย KiCad. กรุงเทพฯ : อินโนเวตีฟอิเล็กทรอนิกส์, 2565.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

#include <Arduino.h>
#include <arduinoFFT.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

#define SENSOR_PIN 34
#define SAMPLE_SIZE 2048
#define BUFFER_SIZE 10

ArduinoFFT<double> FFT;
double vReal[SAMPLE_SIZE];
double vImag[SAMPLE_SIZE];

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

double R1, R2, R, Glucose;
double glucoseBuffer[BUFFER_SIZE] = {0};
int bufferIndex = 0;
bool isCollecting = true;

//ฟังก์ชันหาค่าพีคสูงสุดภายในช่วงความถี่ที่กำหนด
double findPeakInRange(double startFreq, double endFreq) {
    double SamplingRate = 1000000 / 475;
    double binSize = SamplingRate / SAMPLE_SIZE;

    int startIndex = round(startFreq / binSize);
    int endIndex = round(endFreq / binSize);

    double maxPeak = 0;
    for (int i = startIndex; i <= endIndex; i++) {
        if (vReal[i] > maxPeak) {
            maxPeak = vReal[i];
        }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    }
}
return maxPeak;
}

//ฟังก์ชันคำนวณค่า AC โดยใช้ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
double calculateAC(double freq) {
    double sidebands[] = {
        findPeakInRange(freq - 10, freq - 5),
        findPeakInRange(freq - 7, freq - 3),
        findPeakInRange(freq + 3, freq + 7),
        findPeakInRange(freq + 5, freq + 10)
    };
    double mean = (sidebands[0] + sidebands[1] + sidebands[2] +
sidebands[3]) / 4.0;
    double variance = (pow(sidebands[0] - mean, 2) + pow(sidebands[1] -
mean, 2) +
        pow(sidebands[2] - mean, 2) + pow(sidebands[3] - mean,
2)) / 4.0;
    double stdDev = sqrt(variance);
    return stdDev;
}

//ฟังก์ชันอ่านสัญญาณและทำ FFT
void readSignalAndFFT() {
    for (int i = 0; i < SAMPLE_SIZE; i++) {
        vReal[i] = analogRead(SENSOR_PIN);
        vImag[i] = 0;
        delayMicroseconds(475);
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    FFT.windowing(vReal, SAMPLE_SIZE, FFT_WIN_TYP_BLACKMAN_HARRIS,
    FFT_FORWARD);
    FFT.compute(vReal, vImag, SAMPLE_SIZE, FFT_FORWARD);
    FFT.complexToMagnitude(vReal, vImag, SAMPLE_SIZE);
}

```

```
//ฟังก์ชันคำนวณค่า R และ Glucose //AC=SideBand , DC=Peak
```

```

void calculateRAndGlucose() {
    double DC80 = findPeakInRange(70, 90);
    double DC190 = findPeakInRange(180, 200);
    double AC80 = calculateAC(80);
    double AC190 = calculateAC(190);
    if (DC80 < 100) {
        Serial.println("DC80 too low Skipping calculation");
        return;
    }
    if (DC190 < 100) {
        Serial.println("DC190 too low Skipping calculation");
        return;
    }
}

```

```
R1 = AC80 / DC80;
```

```
R2 = AC190 / DC190;
```

```
R = R1 - R2;
```

```
Glucose = abs((407.52 * R) - 294.51);
```

```
if (Glucose > 500) Glucose = 0;
```

```
if (Glucose < 0) Glucose = 0;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if (Glucose >= 50 && Glucose <= 250) {
    glucoseBuffer[bufferIndex] = Glucose;
    bufferIndex = (bufferIndex + 1) % BUFFER_SIZE;
}
}

```

```

double getStableGlucose() {
    double sum = 0;
    int count = 0;
    for (int i = 0; i < BUFFER_SIZE; i++) {
        if (glucoseBuffer[i] >= 50 && glucoseBuffer[i] <= 250) {
            sum += glucoseBuffer[i];
            count++;
        }
    }
    return (count > 0) ? sum / count : 0;
}

void displayResults() {
    static double lastGlucoseDisplayed = -1;
    double stableGlucose = getStableGlucose();
    if (abs(stableGlucose - lastGlucoseDisplayed) > 0.1) {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(4, 0);
        lcd.print("Glucose: ");
        lcd.setCursor(2, 1);
        lcd.print(stableGlucose, 2);
        lcd.print(" mg/dL");
        lastGlucoseDisplayed = stableGlucose;
    }
    delay(5000);
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

}

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(SENSOR_PIN, INPUT);
  lcd.begin(); lcd.backlight(); lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Initializing...");
}

void loop() {
  for (int i = 15; i > 0; i--) {
    lcd.clear(); lcd.setCursor(1, 0);
    lcd.print("Collecting in: ");
    lcd.setCursor(5, 1);
    lcd.print(i); lcd.print(" ...");
    readSignalAndFFT();
    calculateRAndGlucose();
    delay(1000);
  }
  displayResults();
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้