

ระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำ

ด้วยกระบวนการเชิงแสง

NON-INVASIVE OPTICAL BLOOD GLUCOSE MEASURING SYSTEM



โดย

นายนรุตม์ชัย

ปองมี

นางสาวพัฒนิตา

คณาญาติ

นางสาวเมรวี

สีมาวิชัย

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2565

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำ

ด้วยกระบวนการเชิงแสง

NON-INVASIVE OPTICAL BLOOD GLUCOSE MEASURING SYSTEM

โดย

นายนรุตม์ชัย	ป้องมี	62010468
นางสาวพัฒนิตา	คณาญาติ	62010618
นางสาวเมรวิ	สีมาวิจย	62010747

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ. ดร.จิรสุตา โกษิยาภรณ์

ผศ. ดร.ตุลยา ลิมปิติ

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2565

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2565

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำด้วยกระบวนการเชิงแสง

NON-INVASIVE OPTICAL BLOOD GLUCOSE MEASURING SYSTEM

ผู้จัดทำ

- |                  |           |          |
|------------------|-----------|----------|
| 1. นายนรุตม์ชัย  | บ้องมี    | 62010468 |
| 2. นางสาวพัฒนิตา | คณาญาติ   | 62010618 |
| 3. นางสาวเมรวี   | สีมาวิจัย | 62010747 |

*Kesom*

( รศ. ดร.จีรสุดา โกษิยาภรณ์ )

อาจารย์ที่ปรึกษา

*Tulaya Kij*

( ผศ. ดร.ตุลยา สิงปิติ )

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

## กิตติกรรมประกาศ

การดำเนินปริญญาานิพนธ์เรื่อง “ระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรุกรานด้วยกระบวนการเชิงแสง” จะไม่สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี หากไม่ได้รับความช่วยเหลือและความอนุเคราะห์อย่างยิ่งจากอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ คือ รศ. ดร.จิรสุดา โกษิยาภรณ์, ผศ. ดร.ตุลยา ลิมปิติ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม และ ผศ. ดร.ณัฐกานต์ พุทธรักษ์ ที่กรุณาให้คำสั่งสอน และแนวทางการแก้ไขปัญหาตลอดระยะเวลาในการจัดทำปริญญาานิพนธ์นี้ รวมทั้งสนับสนุนสถานที่ เครื่องมือ และอุปกรณ์ต่างๆ ที่จำเป็นต้องใช้ในระหว่างการจัดทำปริญญาานิพนธ์ ขอขอบพระคุณท่านในความห่วงใยและความหวังดีที่ให้แก่คณะผู้จัดทำเป็นอย่างยิ่ง

ขอขอบคุณท่านอาจารย์ประจำวิชาภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่าน ที่ได้อบรมสั่งสอนและประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ให้แก่คณะผู้จัดทำ

ขอขอบคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องทุกท่านอาทิ เช่น บิดา มารดา และเพื่อนนักศึกษา ที่คอยสนับสนุนแนะนำช่วยเหลือ และให้กำลังใจแก่คณะผู้จัดทำเสมอมา จนกระทั่งปริญญาานิพนธ์สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

นายนรุตม์ชัย ป้องมี

นางสาวพัฒนิตา คณาญาติ

นางสาวเมรวี สีมาริจัย

ผู้จัดทำ

ระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรุกร้าด้วยกระบวนการเชิงแสง  
NON-INVASIVE OPTICAL BLOOD GLUCOSE MEASURING SYSTEM

โดย นายนรุตม์ชัย ป้องมี 62010468  
นางสาวพนณิตา คณาญาติ 62010618  
นางสาวเมรวี สีมาวิจัย 62010747

อาจารย์ที่ปรึกษา รศ. ดร.จิรสุดา โกษิยาภรณ์  
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผศ. ดร.ตุลยา ลิมปิติ

### บทคัดย่อ

โรคเบาหวานเป็นหนึ่งในโรคที่มีคนเป็นจำนวนมากและมีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้นในทุกๆ ปี ดังนั้นระดับน้ำตาลในเลือดจึงเป็นข้อมูลทางสุขภาพที่สำคัญที่จะนำไปสู่การวินิจฉัยโรค และสามารถนำข้อมูลดังกล่าวไปทำการควบคุมระดับน้ำตาลที่เหมาะสมในการรับประทานได้ แต่ในปัจจุบัน วิธีที่ถูกใช้ทั่วไปในการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดเป็นแบบมีการรุกร้าโดยการเจาะเลือด ทำให้ผู้ที่ต้องการทราบระดับน้ำตาลในเลือดต้องได้รับความเจ็บปวดหรือความไม่สบายตัว ปริมาณนิพจน์จึงมีวัตถุประสงค์ในการออกแบบและพัฒนาระบบเพื่อตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรุกร้าด้วยกระบวนการเชิงแสงเพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถทราบถึงระดับน้ำตาลในเลือดของตนเองได้ง่ายและสะดวกมากขึ้น ระบบที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสงซึ่งนำสัญญาณดังกล่าวมาวิเคราะห์เพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ก่อนส่งข้อมูลแบบไร้สายไปเก็บในฐานข้อมูลและแสดงผลผ่านแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ แอปพลิเคชันสามารถสร้างไฟล์ข้อมูลประวัติระดับน้ำตาลในเลือดที่ทำการบันทึกไว้ในฐานข้อมูลเพื่อนำไปใช้ประกอบการรักษาทางการแพทย์ต่อไป นอกจากนี้ระบบยังสามารถแนะนำปริมาณอินซูลินที่เหมาะสมสำหรับฉีดเข้าร่างกายโดยพิจารณาจากประเภทผู้ใช้งานและข้อมูลการรับประทานอาหารได้อีกด้วย

## ABSTRACT

Diabetes is one of the common diseases with an increasing number of patients every year. Therefore, blood glucose level is an important health information for diagnosis of diabetes. It can also be used to help control the amount of glucose intake. Nowadays, blood glucose level is usually measured invasively by taking blood sample, which can cause pain or discomfort to the patient. Our thesis aims to design and develop a non-invasive blood glucose measuring system using optical technique. The user will be able to keep track of their own blood glucose levels more easily. The proposed system consists of a hardware for measuring Photoplethysmography (PPG) signals optically. The PPG signal is analyzed subsequently and used to approximate the blood glucose level. The information is sent wirelessly to be stored in a database and displayed on an Android application, the application can recommend the appropriate dosage of insulin injection based on the type of users and their diet. The report of historical blood glucose levels in the database can also be generated for further medical examination.

## สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	XIV
<b>บทที่ 1</b>	
<b>บทนำ</b>	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์	2
<b>บทที่ 2</b>	
<b>ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง</b>	
2.1 ระดับน้ำตาลในเลือด	3
2.2 การตรวจวัดระดับน้ำตาลแบบมีการรูกล้า	6
2.3 การตรวจวัดระดับน้ำตาลแบบไม่มีการรูกล้า	6
2.4 วงจรรองความถี่	10
2.5 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน	17
2.6 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า	18
2.7 วงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟส	19
2.8 ไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32	20
2.9 การวิเคราะห์การถดถอย	21
2.10 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก	23

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.11 การถดถอยแบบกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน	25
2.12 Cross Validation	27
2.13 Clarke Error Grid Analysis	29
2.14 ฐานข้อมูล	30
<b>บทที่ 3 การออกแบบและการจัดทำปฏิญานิพนธ์</b>	
3.1 การออกแบบ	33
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	56
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	61
<b>บทที่ 4 ผลการทดลอง</b>	
4.1 การทดสอบการทำงานของวงจรรูปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสง	64
4.2 การเก็บข้อมูลสัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสง	70
4.3 การหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	71
4.4 การทดสอบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากสัญญาณ PPG	85
4.5 การทดสอบประสิทธิภาพของระบบประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด	96
4.6 การทดสอบการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังฐานข้อมูล	105
4.7 การทดสอบการทำงานของแอปพลิเคชันกับฐานข้อมูล	108
4.8 การทดสอบการทำงานของระบบติดตามระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง	121
<b>บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ</b>	
5.1 สรุปผล	124

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ	125
<b>บรรณานุกรม</b>	126
<b>ภาคผนวก ก</b> โปรแกรมอ่านค่าสัญญาณ PPG ผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์	131
<b>ภาคผนวก ข</b> โปรแกรมบันทึกค่าสัญญาณ PPG ผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ในโปรแกรม MATLAB R2021b	134
<b>ภาคผนวก ค</b> โปรแกรมคำนวณและวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จากชุดข้อมูลตัวอย่างที่บันทึกพร้อมหาสมการถดถอยเชิงเส้นของพารามิเตอร์แต่ละตัวและทดสอบความแม่นยำของสมการที่ออกแบบ	136
<b>ภาคผนวก ง</b> โปรแกรมคำนวณและวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จากบนไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32	144

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า	
2.1	ระดับน้ำตาลในเลือด	4
2.2	วิธีวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบมีการรูกล้า	6
2.3	วิธีวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูกล้า	7
2.4	ค่าการดูดกลืนแสงของสารองค์ประกอบในเลือดที่ความยาวคลื่นต่างๆ	8
2.5	การวัดสัญญาณ PPG (a) แบบส่งผ่าน และ (b) แบบสะท้อน	9
2.6	องค์ประกอบและรูปร่างของสัญญาณ PPG	9
2.7	ตัวอย่างสัญญาณ PPG ใน (a) โดเมนเวลา และ (b) โดเมนความถี่	10
2.8	วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ	10
2.9	ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ	11
2.10	ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ	11
2.11	วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟและไม่กลับเฟส	12
2.12	ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ	13
2.13	ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ	13
2.14	วงจร Twin-T Notch Filter	16
2.15	ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจร Notch Filter	16
2.16	ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจร Notch Filter	16
2.17	วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน	17
2.18	วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า	18
2.19	วงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟส	19
2.20	ESP32 Pinout	20
2.21	ตัวอย่างการแบ่งกลุ่มข้อมูลของ Leave p-out Cross Validation ( $p = 3$ )	28
2.22	ตัวอย่างการแบ่งกลุ่มข้อมูลของ K-fold Cross Validation ( $k = 5$ )	28
2.23	กราฟ Clarke Error Grid Analysis	30
2.24	หน้าคอนโซลของ Firebase	32

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.1 บล็อกไดแกรมแสดงภาพรวมการทำงานของระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรुक้าด้วยกระบวนการเชิงแสง	33
3.2 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง	34
3.3 ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟสของวงจรรองความถี่สูงผ่านทางทฤษฎี	38
3.4 ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟสของวงจรรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟทางทฤษฎี	39
3.5 Schematic ของวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง	40
3.6 แผ่น PCB ของวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง	40
3.7 ขั้นตอนการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์	41
3.8 สัญญาณ PPG และพารามิเตอร์ที่ 1-4 ของสัญญาณ	43
3.9 Collection ของผู้ใช้งานในฐานะข้อมูล	47
3.10 แผนผังการทำงานรวมของแอปพลิเคชัน	48
3.11 หน้าเริ่มต้น	49
3.12 การลงทะเบียนการใช้งาน (a) หน้าลงทะเบียน (b) ตัวเลือกประเภทของผู้ใช้งาน	50
3.13 ตัวอย่างการแสดงผลค่าระดับน้ำตาลกรณิ (a) ภาวะน้ำตาลในเลือดปกติ (b) ภาวะเสี่ยงต่อระดับน้ำตาลในเลือดสูง (c) ภาวะน้ำตาลในเลือดสูง	52
3.14 การกรอกข้อมูลเพื่อขอไฟล์ระดับน้ำตาลในเลือดย้อนหลัง (a) หน้ากรอกข้อมูล (b) หน้าดาวน์โหลดไฟล์	53
3.15 หน้าโปรไฟล์ของผู้ใช้งาน	54

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.16	55
แผนผังแสดงการทำงานของระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มี การรुक้าด้วยกระบวนการเชิงแสง	
3.17	56
อุปกรณ์ Nellcor DS-100A	
3.18	56
วงจรภายในและพอร์ตการเชื่อมต่อหัววัดของอุปกรณ์ Nellcor DS-100A	
3.19	58
เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดรุ่น Glucosure Autocode	
3.20	58
น้ำยาทดสอบความแม่นยำ	
3.21	59
โปรแกรม Arduino IDE	
3.22	61
หน้าต่างโปรแกรมแอนดรอยด์สตูดิโอ	
4.1	65
ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟสของวงจรกรอง ความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟที่ทำการออกแบบ ทดสอบ และจำลองการ ทำงาน	
4.2	65
ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟสของวงจรกรอง ความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟที่ทำการออกแบบ ทดสอบ และจำลองการ ทำงาน	
4.3	66
ผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดของวงจรกรองความถี่ที่ทำการออกแบบ และทดสอบ	
4.4	67
ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟสของวงจร Notch Filter ที่ทำการออกแบบ ทดสอบ และจำลองการทำงาน	
4.5	68
วงจรรวมแบบไม่มี GND Plane ของอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดโดย ใช้แสง	
4.6	68
สัญญาณ PPG ที่ได้จากวงจรรวมแบบไม่มี GND Plane ของอุปกรณ์ ตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง	
4.7	69
วงจรรวมแบบมี GND Plane ของอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้ แสง	

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.8 สัญญาณ PPG ที่ได้จากวงจรรวมแบบมี GND Plane ของอุปกรณ์ตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง	69
4.9 ตัวอย่างสัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอุปกรณ์ (a) ก่อน และ (b) หลัง ผ่านอัลกอริทึมสำหรับกำจัดสัญญาณแบบอิมพัลส์	71
4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ ของสัญญาณ PPG เทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิง	73
4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG แต่ละตัว เทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงของกลุ่มผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2	74
4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับระดับน้ำตาลในเลือดของผู้เข้าร่วมการทดสอบรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2	76
4.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับระดับน้ำตาลในเลือดของผู้เข้าร่วมการทดสอบรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2	76
4.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ ของสัญญาณ PPG เทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิง	78
4.15 แผนผังการวิเคราะห์สัญญาณ PPG เพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด	85
4.16 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือดของข้อมูลด้วยการใช้พารามิเตอร์ $P_{av}$ ผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2	87
4.17 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือดของข้อมูลด้วยการใช้พารามิเตอร์ $V_{pp}$ ผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2	87

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.18 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือด ของข้อมูลผู้เข้าร่วมการทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2	88
4.19 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาล ในเลือดของข้อมูลผู้เข้าร่วมการทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2	89
4.20 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอย เชิงเส้นตัวแปรเดียวด้วย Leave 1-out Cross Validation	96
4.21 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอย เชิงเส้นตัวแปรเดียวด้วย 3-Fold Cross Validation (a) ครั้งที่ 1 (b) ครั้งที่ 2 (c) ครั้งที่ 3	98
4.22 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอย องค์ประกอบหลักด้วย Leave 1-out Cross Validation	99
4.23 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอย องค์ประกอบหลักด้วย 3-Fold Cross Validation (a) ครั้งที่ 1 (b) ครั้งที่ 2 (c) ครั้งที่ 3	101
4.24 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอย กำลังสองน้อยที่สุดบางส่วนด้วย Leave 1-out Cross Validation	102
4.25 ผลทดสอบ Clake Error Grid 3 ครั้ง ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลใน เลือดโดยใช้การถดถอยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน	104
4.26 IP Address และ MAC Address ของอุปกรณ์ที่มาเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi	106
4.27 การดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในการเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi	106
4.28 การดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในกระบวนการ Three-Way Handshake	107

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.29 การดักจับด้วยโปรแกรม Wireshark ในการสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์และ Firebase	107
4.30 ตัวอย่างข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดถูกเก็บไว้ใน Cloud Firestore	108
4.31 หน้าลงทะเบียนของแอปพลิเคชัน	109
4.32 ข้อมูลการลงทะเบียนใน Cloud Firestore	109
4.33 หน้าระบบการยืนยันตัวตน (Authentication) ใน Firebase	110
4.34 การแจ้งเตือนเมื่อลงทะเบียนด้วยอีเมลที่มีการลงทะเบียนไว้ก่อนหน้าแล้ว	110
4.35 การลงทะเบียนใช้งาน (a) การกรอกข้อมูล และ (b) หน้าแอปพลิเคชันเมื่อทำการลงทะเบียนสำเร็จ	111
4.36 การแจ้งเตือนเมื่อไม่สามารถลงทะเบียนใช้งานได้	112
4.37 การตรวจสอบข้อมูลผู้ใช้งาน (a) หน้าโปรไฟล์ผู้ใช้งานและ (b) ข้อมูลที่ถูกจัดเก็บในฐานข้อมูล	113
4.38 หน้าแก้ไขข้อมูลผู้ใช้งาน	113
4.39 หน้าหลักของแอปพลิเคชันที่แสดงค่าระดับน้ำตาลในเลือด	114
4.40 การดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในการสื่อสารระหว่างแอปพลิเคชันและ Firebase	115
4.41 ระดับน้ำตาลในเลือดที่ถูกบันทึกไว้บน Cloud Firestore	115
4.42 ระดับน้ำตาลในเลือดที่มากที่สุด, ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่น้อยที่สุด และค่าเฉลี่ยของระดับน้ำตาลในเลือด 9 ครั้งล่าสุด	116
4.43 การบันทึกค่าปริมาณคาร์โบไฮเดรต (a) ตัวอย่างการกรอกปริมาณคาร์โบไฮเดรตในมื้ออาหาร (b) การแสดงผลปริมาณอินซูลิน	117
4.44 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลคาร์โบไฮเดรตและปริมาณอินซูลิน	118
4.45 ปุ่ม BGL HISTORICAL PDF	119
4.46 หน้าสร้างไฟล์ PDF ประวัติระดับน้ำตาลในเลือด	119
4.47 ไฟล์ที่ถูกบันทึกลงในโทรศัพท์ของผู้ใช้งาน	120

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.48 ตัวอย่างไฟล์ PDF ของประวัติระดับน้ำตาลในเลือด	120
4.49 สถานะใน Realtime Database (a) เมื่อไม่มีคำสั่งให้วัดระดับน้ำตาลในเลือดและ (b) เมื่อมีคำสั่งให้วัดระดับน้ำตาลในเลือด	121
4.50 ไมโครคอนโทรลเลอร์เริ่มทำการวัดระดับน้ำตาลในเลือด	122
4.51 ไมโครคอนโทรลเลอร์คำนวณพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG และระดับน้ำตาลในเลือด	122
4.52 ค่าระดับน้ำตาลในเลือดถูกอัปเดตบน Cloud Firestore	123
4.53 ค่าระดับน้ำตาลในเลือดแสดงบนหน้าหลักของแอปพลิเคชัน	123

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1	51
4.1	72
4.2	74
4.3	75
4.4	77
4.5	79
4.6	80
4.7	81

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.8	82
ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และ เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกองค์ประกอบหลักของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2	
4.9	83
ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝงของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2	
4.10	84
ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝงของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2	
4.11	85
ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝงของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2	
4.12	90
ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าองค์ประกอบหลัก	
4.13	91
ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าองค์ประกอบหลัก	

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.14 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิง รายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าองค์ประกอบหลัก	92
4.15 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าตัวแปรแฝง	93
4.16 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิง รายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าตัวแปรแฝง	94
4.17 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิง รายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าตัวแปรแฝง	95

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

แม้ในปัจจุบันผู้คนหันมาสนใจเรื่องสุขภาพและความเป็นอยู่มากขึ้น แต่ก็ยังพบว่าจำนวนผู้ป่วยโรคเบาหวานมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ดังนั้นจึงมีผู้คนหลากหลายกลุ่มที่มีความสนใจตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดของตนเอง เช่น กลุ่มผู้รับประทานอาหารคีโตที่ต้องหลีกเลี่ยงการรับประทานน้ำตาลในอาหาร หรือผู้ป่วยโรคเบาหวานที่มีความจำเป็นต้องทราบปริมาณน้ำตาลในอาหารที่บริโภคและปริมาณอินซูลินที่เหมาะสมในการฉีดเข้าสู่ร่างกาย เพื่อให้อินซูลินเข้าไปรักษาสมาดุลของน้ำตาลในเลือดและทำให้ไม่เกิดภาวะแทรกซ้อนจากระดับน้ำตาลในเลือดต่ำหรือสูงเกินไป วิธีการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดด้วยตนเองที่นิยมใช้ทั่วไปในปัจจุบันเป็นวิธีการแบบรูก้ำ เนื่องจากเป็นการตรวจที่ใช้ตัวอย่างเลือดจากปลายนิ้วและตรวจเลือดผ่านผิวหนังบริเวณอื่นๆ ซึ่งอาจทำให้เกิดการติดเชื้อได้ ปรินูญยานิพนธ์นี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อออกแบบระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำด้วยกระบวนการเชิงแสง โดยสร้างระบบเพื่อตรวจวัดเก็บข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือด และแสดงผลระดับน้ำตาลในเลือดจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นบนแอปพลิเคชันในโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

#### 1.2 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อศึกษาหลักการการทำงานของอุปกรณ์ตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง
- 2) เพื่อศึกษาหลักการทำงานและการเขียนโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์
- 3) เพื่อศึกษาการคาดการณ์ระดับน้ำตาลในเลือดด้วยสมการเชิงเส้นตัวแปรเดียว
- 4) เพื่อศึกษาการสร้างแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์และการจัดการฐานข้อมูลบนเซิร์ฟเวอร์
- 5) เพื่อออกแบบและสร้างระบบเพื่อตรวจวัดเก็บข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง

### 1.3 ขอบเขตของปริญญาโท

ศึกษา ออกแบบและพัฒนาระบบการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรุกราน ด้วยการใช้เซนเซอร์เชิงแสง โดยระบบจะตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแล้วส่งข้อมูลไปจัดเก็บในฐานข้อมูลบนเซิร์ฟเวอร์ เพื่อแสดงผลระดับน้ำตาลในเลือดจากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นบนแอปพลิเคชันในโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์



## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

ปริญญานิพนธ์เรื่อง “ระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำด้วยกระบวนการเชิงแสง” มีทฤษฎีและหลักการที่สำคัญที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

#### 2.1 ระดับน้ำตาลในเลือด

ระดับน้ำตาลในเลือด คือ ความเข้มข้นของระดับน้ำตาลกลูโคสในเลือด แสดงดังรูปที่ 2.1 [1,2] กลูโคสถือเป็นแหล่งพลังงานหลักของเซลล์ในร่างกาย ปกติร่างกายมนุษย์จะควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดให้สมดุลอยู่เสมอ ภาวะระดับน้ำตาลในเลือดสูง บางครั้งไม่ได้แสดงอาการให้เห็น การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดจึงเป็นเรื่องสำคัญที่จะช่วยบ่งชี้ภาวะน้ำตาลในเลือดสูงได้ โดยวิธีการวิเคราะห์ระดับน้ำตาลในเลือดนั้น มีอยู่หลายวิธี ได้แก่

- การตรวจระดับน้ำตาลในเลือดแบบสุ่มเวลา (Random/Casual Plasma Glucose Test) เป็นการเจาะเลือดในช่วงเวลาใดก็ได้ แต่จำเป็นต้องใช้วิธีอื่นช่วยยืนยันผลอีกครั้ง เนื่องจากเกิดความคลาดเคลื่อนได้สูงกว่าการตรวจวิธีอื่นๆ
- การตรวจระดับน้ำตาลในเลือดหลังอดอาหารอย่างน้อย 8 ชั่วโมง (Fasting Plasma Glucose: FPG) เป็นการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดหลังจากอดอาหารและน้ำเป็นเวลาอย่างต่ำ 8 ชั่วโมง วิธีนี้นิยมตรวจในช่วงเช้าของวัน
- การตรวจน้ำตาลเฉลี่ยสะสม หรือฮีโมโกลบิน เอ วัน ซี (Hemoglobin A1c: HbA1c) เป็นวิธีตรวจวัดค่าเฉลี่ยน้ำตาลในเลือดในช่วงเวลา 2-3 เดือนที่ผ่านมา โดยแพทย์จะนำผลตรวจที่ได้มาใช้วินิจฉัยภาวะก่อนเบาหวาน (Prediabetes) และโรคเบาหวาน รวมทั้งประเมินและการวางแผนการรักษาโรคเบาหวานให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละคน
- การทดสอบการตอบสนองของฮอร์โมนอินซูลินต่อระดับน้ำตาลในเลือด (Oral Glucose Tolerance Test: OGTT) เป็นการตรวจระดับน้ำตาลในเลือดหลังการดื่มน้ำที่มีน้ำตาลกลูโคสละลายในปริมาณและระยะเวลาที่กำหนด วิธีนี้นิยมใช้ตรวจโรคเบาหวานขณะตั้งครรภ์

ระดับน้ำตาลในเลือดสามารถบ่งบอกถึงสุขภาพโดยรวมได้ โดยระดับน้ำตาลในเลือดของบุคคลทั่วไปจะสามารถแบ่งได้ 4 ระดับ ดังนี้

1. ภาวะระดับน้ำตาลในเลือดต่ำ (Hypoglycemia) มีระดับน้ำตาลในเลือดต่ำกว่า 70 mg/dL ซึ่งส่งผลให้เกิดอาการใจสั่นอ่อนเพลีย อีกทั้งหากมีอาการรุนแรง สามารถเกิดอาการชักหมดสติ และเป็นอันตรายถึงขั้นเสียชีวิตได้ มีโอกาสเกิดขึ้นสูงกับผู้ป่วยโรคเบาหวานที่ใช้อยาลดน้ำตาลหรือฉีดอินซูลิน

2. ภาวะปกติ มีระดับน้ำตาลในเลือดอยู่ที่ 70 – 99 mg/dL

3. ภาวะเสี่ยงที่จะเป็นโรคเบาหวาน มีระดับน้ำตาลในเลือดอยู่ที่ 100 – 125 mg/dL

4. ภาวะของการเป็นโรคเบาหวาน มีระดับน้ำตาลในเลือดมากกว่า 126 mg/dL ซึ่งอาการในกลุ่มนี้จะมีการกระหายน้ำบ่อย ปัสสาวะบ่อย และซีดลง หากเป็นมากความดันโลหิตจะต่ำและอาจจะหมดสติได้



รูปที่ 2.1 ระดับน้ำตาลในเลือด

ระดับน้ำตาลในเลือดนั้นสามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงได้ตลอดเวลา ดังนั้นการป้องกันภาวะระดับน้ำตาลในเลือดสูง [3] จึงเป็นความรับผิดชอบของแต่ละบุคคลที่จะต้องดูแลตนเองในเรื่องการรับประทานอาหาร การออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอ เพื่อดูแลสุขภาพร่างกายให้แข็งแรง รักษาสุขอนามัยพื้นฐาน และตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดเป็นประจำ ส่วนผู้ที่มีโรคประจำตัวหรือเป็นโรคเบาหวานนั้นควรรับประทานยาและพบแพทย์อย่างสม่ำเสมอ ซึ่งหากพบความผิดปกติของระดับน้ำตาลในเลือด ควรปรึกษาแพทย์เพื่อขอคำแนะนำในการควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดให้อยู่ในเกณฑ์ปกติ

### การคำนวณระดับอินซูลินที่เหมาะสม

อินซูลินเป็นฮอร์โมนที่สร้างจากตับอ่อน ทำหน้าที่ในการนำน้ำตาลในเลือดเข้าไปในเซลล์ร่างกายเพื่อใช้เป็นพลังงาน [4] ในผู้ป่วยโรคเบาหวานบางรายที่ไม่สามารถสร้างอินซูลินหรืออินซูลินที่สร้างขึ้นไม่มีประสิทธิภาพมากพอในการที่เซลล์จะนำน้ำตาลไปใช้พลังงานได้ ทำให้มีความจำเป็นต้องได้รับการรักษาด้วยการฉีดอินซูลินเพิ่มเติมจากภายนอกร่างกาย โดยตามรูปแบบการปฏิบัติทางคลินิก [5] มีการให้อินซูลินเพื่อรักษาผู้ป่วยได้หลากหลายรูปแบบ แต่โดยทั่วไปแล้วอินซูลินจะถูกแบ่งเป็น 2 ประเภท คือ

1. ยาฉีดอินซูลินชนิดแบบใส เป็นยาที่ใช้ควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดที่ออกฤทธิ์เร็ว และมีฤทธิ์นาน 5-7 ชั่วโมง เหมาะสำหรับควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดที่เกิดจากการรับประทานอาหาร

2. ยาฉีดอินซูลินชนิดแบบขุ่น เป็นยาที่ใช้ในการควบคุมระดับน้ำตาลพื้นฐานในการรักษา คือออกฤทธิ์ภายใน 2-4 ชั่วโมงแต่ออกฤทธิ์ได้นานถึง 20-36 ชั่วโมง เพื่อควบคุมระดับน้ำตาลในระหว่างวัน

ในการควบคุมปริมาณน้ำตาลในเลือดด้วยการใช้อินซูลินนั้นจำเป็นต้องอยู่ภายใต้การดูแลของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญอย่างใกล้ชิด และแพทย์จะเป็นคนสั่งยาให้เท่านั้น แต่อย่างไรก็ตามในผู้ป่วยที่แพทย์วินิจฉัยให้มีการใช้อินซูลินแล้ว สามารถที่จะทำการประมาณปริมาณอินซูลินที่เหมาะสมสำหรับตนเองประกอบกับเกณฑ์ที่แพทย์กำหนดในมื้ออาหารนั้นๆ ได้ ในผู้ป่วยเบาหวานชนิดที่ 1 สามารถคำนวณได้จากปริมาณคาร์โบไฮเดรตจากอาหารที่รับประทานเข้าไปในร่างกายและความสามารถในการกำจัดคาร์โบไฮเดรตต่ออินซูลินหนึ่งยูนิตของผู้ป่วยซึ่งคำนวณได้ดังสมการที่ (2.1)

$$CHO \text{ insulin dose} = \frac{\text{Total grams of CHO in the meal}}{\text{Insulin-to-carb ratio}} \quad (2.1)$$

ในผู้ป่วยเบาหวานชนิดที่ 2 ที่นิยมใช้อินซูลินประเภท Premixed Insulin (เป็นการผสมกันระหว่างอินซูลินชนิดแบบขุ่นและแบบใสในอัตราส่วนที่คงที่) จะทำการคำนวณได้จากสมการที่ (2.2) ซึ่งโดยทั่วไปแล้วนั้นค่า *Insulin-to-carb ratio* จะมีค่าประมาณอยู่ที่ 12-15 กรัม และ *Correction factor* จะมีค่าเท่ากับการใช้อินซูลิน 1-2 ยูนิตต่อระดับน้ำตาลในเลือด 50 มิลลิกรัมต่อเดซิลิตร

$$\text{Dose}(\text{unit}) = \text{Weight} \times (\text{Insulin-to-carb ratio}) + \text{Correction factor} \quad (2.2)$$

## 2.2 การตรวจวัดระดับน้ำตาลแบบมีการรูก้ำ

การตรวจวัดระดับน้ำตาลแบบมีการรูก้ำเป็นวิธีวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่ต้องเจาะเลือด แสดงดังรูปที่ 2.2 [6] ทำโดยการเจาะเลือดที่ปลายนิ้วหรือข้อพับแขน จากนั้นหยดเลือดลงบนแถบทดสอบ และอ่านค่าด้วยเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด ซึ่งการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่บริเวณต่างๆ ของร่างกายที่ต่างกัน ย่อมให้ค่าระดับน้ำตาลที่ต่างกัน เนื่องจากตัวอย่างเลือดที่นำมาทดสอบมาจากเส้นเลือดต่างชนิดกัน ทำให้ความเข้มข้นและปริมาณสารประกอบต่างๆ จึงไม่เท่ากัน นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่นที่ทำให้ค่าระดับน้ำตาลที่ได้แตกต่างกัน เช่น เทคนิคและวิธีการเจาะเลือด ระดับกลูโคสที่เครื่องสามารถตรวจวัดได้ มาตรฐานของเครื่องตรวจน้ำตาลแต่ละยี่ห้อ ดังนั้นหากต้องการได้ค่าระดับน้ำตาลที่มีความแม่นยำ จะต้องทำการตรวจอย่างถูกต้อง และควรเลือกซื้อเครื่องวัดระดับน้ำตาลที่ได้มาตรฐาน



รูปที่ 2.2 วิธีวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบมีการรูก้ำ

## 2.3 การตรวจวัดระดับน้ำตาลแบบไม่มีการรูก้ำ

การตรวจวัดระดับน้ำตาลแบบไม่มีการรูก้ำเป็นวิธีวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่ไม่ต้องเจาะเลือด แสดงดังรูปที่ 2.3 [7] โดยใช้หลักการต่างๆ ในการประมวลผลเพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด เช่น หลักการวัดสัญญาณทางสรีรวิทยา กระบวนการเชิงแสง วิธีการทางเคมีไฟฟ้า เป็นต้น ข้อดีของการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำ คือ ลดการติดเชื้อ ไม่เจ็บปวดจากการเจาะเลือด และทำให้การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดมีความรวดเร็วมากยิ่งขึ้น การ

ตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดเป็นประจำจะเป็นตัวชี้วัด สะท้อนผลของยาที่ใช้รักษา นอกจากนี้ยังทำให้ทราบว่าพฤติกรรมมารับประทานและการออกกำลังกายมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงระดับน้ำตาลในเลือดของผู้ป่วยรายนั้นๆ อย่างไร ทำให้มีการวางแผนควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดได้อย่างเหมาะสมมากยิ่งขึ้น



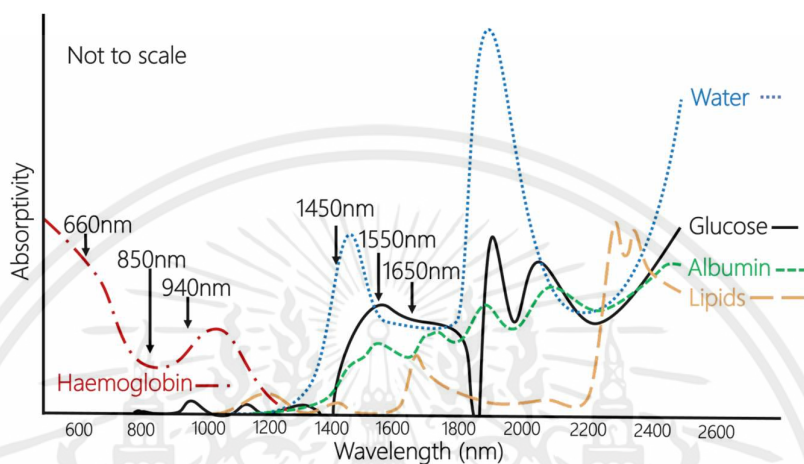
รูปที่ 2.3 วิธีวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำ

### 2.3.1 Near-Infrared Spectroscopy

Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) เป็นวิธีการทางแสงที่ใช้วิเคราะห์องค์ประกอบของสารตัวอย่างที่สนใจ โดยอาศัยแสงอินฟราเรดในช่วงความยาวคลื่น 700-2500 nm ซึ่งมีความสามารถในการทะลุผ่านผิวหนังที่สูง และวัดค่าปริมาณการดูดกลืนแสงที่ส่องผ่านหรือสะท้อนจากตัวอย่างที่สนใจ ซึ่งค่าปริมาณการดูดกลืนแสงที่ส่องผ่านหรือสะท้อนจะแปรผันตรงกับความหนาแน่นของโมเลกุลสาร ทำให้สามารถวัดค่าความหนาแน่นของกลูโคสภายในเลือดได้ [8] โดยสารแต่ละชนิดจะมีความสามารถในการดูดกลืนแสงที่ต่างกันในแต่ละช่วงความยาวคลื่น การเลือกใช้แสงที่มีความยาวคลื่นตรงกับ Absorption Peak ของกลูโคส จะทำให้สัญญาณที่วัดได้มีคุณภาพเหมาะสมกับการนำมาคำนวณหาระดับน้ำตาลในเลือดได้

จากการศึกษาคลื่นแสง NIR ในช่วงความยาวคลื่นต่ำ (700-1300 nm) และในช่วงความยาวคลื่นสูง (1300-1700 nm) ดังแสดงในรูปที่ 2.4 [9] พบว่าในช่วงความยาวคลื่นต่ำ แสงจะถูกดูดกลืนโดยกลูโคสได้มากที่สุดที่ความยาวคลื่น 940 nm และในช่วงความยาวคลื่นสูง แสงจะถูกดูดกลืนโดยกลูโคสได้มากที่สุดที่ความยาวคลื่น 1550 nm ซึ่งแสง NIR ในช่วงความยาวคลื่นสูงมีความสามารถในการถูกดูดกลืนโดยกลูโคสมากกว่าช่วงความยาวคลื่นต่ำ แต่จะมีความสามารถใน

การทะลุผ่านผิวหนังที่ต่ำ ทำให้ไม่สามารถวัดความเข้มแสงด้วยวิธีแบบส่งผ่านได้ ดังนั้นแสง NIR ความยาวคลื่นต่ำ จึงเป็นที่นิยมนำมาใช้ในการศึกษาการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด [9]



รูปที่ 2.4 ค่าการดูดกลืนแสงของสารองค์ประกอบในเลือดที่ความยาวคลื่นต่างๆ

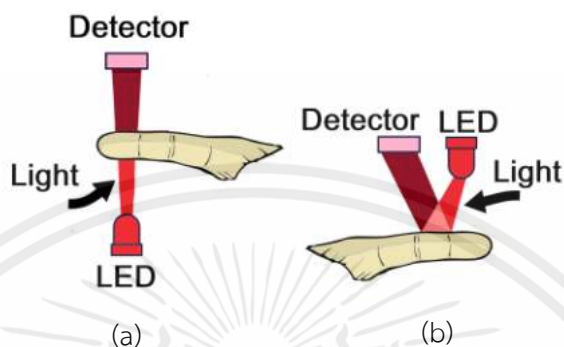
### 2.3.2 Photoplethysmography

Photoplethysmography (PPG) เป็นวิธีการเชิงแสงที่ใช้วัดการไหลเวียนของเลือดด้วยการแผ่รังสี สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณเลือดในหลอดเลือดภายใต้ผิวหนังได้โดยไม่ต้องเจาะเลือด อีกทั้งยังสามารถนำองค์ประกอบของสัญญาณมาวิเคราะห์หาอัตราเต้นการของหัวใจ การทำงานของระบบหายใจ การไหลเวียนของเลือด ความดันเลือด และปริมาณออกซิเจนในเลือด เป็นต้น [10]

#### 2.3.2.1 PPG sensor

PPG sensor เป็นอุปกรณ์สำหรับวัดปริมาณแสงที่ถูกดูดซับหรือสะท้อนออกมาจากเลือด ซึ่งจะสัมพันธ์กับปริมาณเลือดที่เปลี่ยนแปลงไปตามแรงดันในหลอดเลือดซึ่งเกิดจากการเต้นของหัวใจ โดยจะใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นแสงที่ตามองเห็นหรือแสงอินฟราเรดคู่กับอุปกรณ์รับแสงที่ทำหน้าที่รับสัญญาณ PPG บริเวณที่ใช้ในการวัดสัญญาณ PPG จะอยู่ที่นิ้วมือ นิ้วเท้า ข้อมือ ใบหู และหน้าผาก เนื่องจากมีปริมาณหลอดเลือดแดงอยู่มากและสะดวกต่อการวัด โดยวิธีการวัดสามารถแบ่งเป็น 2 รูปแบบ คือ แบบส่งผ่าน และแบบสะท้อน ดังรูปที่ 2.5 [11] โดย

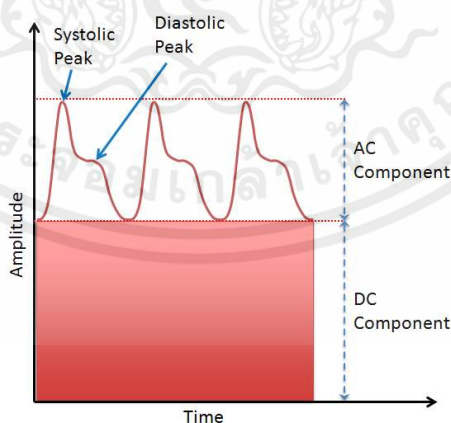
แบบสะท้อนจะใช้ในบริเวณส่วนของร่างกายที่หนาเกินกว่าที่จะวัดแสงจากการส่องผ่าน ได้เช่น  
ข้อมือ และหน้าผาก



รูปที่ 2.5 การวัดสัญญาณ PPG (a) แบบส่องผ่าน และ (b) แบบสะท้อน

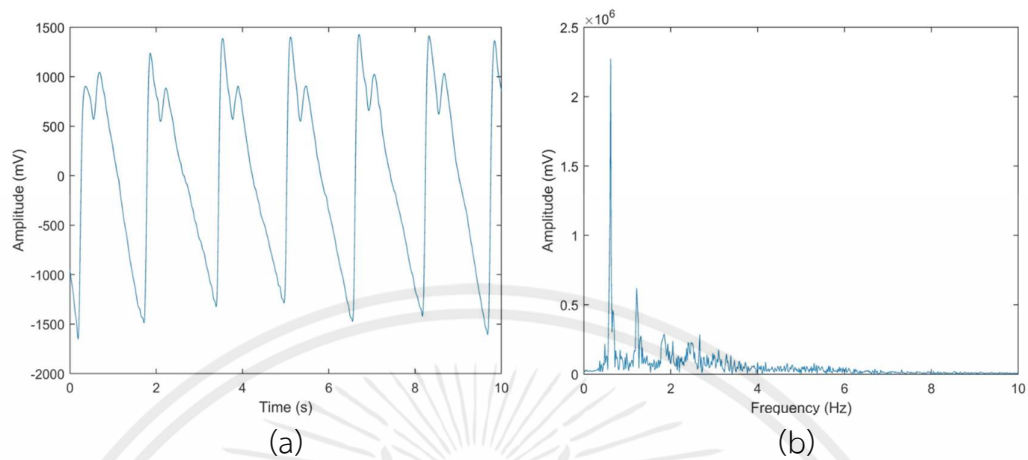
#### 2.3.2.2 องค์ประกอบของสัญญาณ PPG

สัญญาณ PPG มีองค์ประกอบอยู่ 2 ส่วน คือ ส่วนของไฟกระแสดตรง (DC) และส่วนของไฟกระแสดสลับ (AC) โดยองค์ประกอบไฟกระแสดตรงเกิดจากการดูดซับแสงของผิวหนังและเนื้อเยื่อ และองค์ประกอบไฟกระแสดสลับเกิดจากปริมาณเลือดที่เปลี่ยนแปลงไปตามการเต้นของหัวใจ ดังรูปที่ 2.6 [12] จากลักษณะสัญญาณไฟกระแสดสลับจะเห็นว่าสัญญาณ 2 รูปร่างผสมกันอยู่ คือ พัลส์การหดตัวของหัวใจ (Systolic) และพัลส์การคลายตัวของหัวใจ (Diastolic) โดยสัญญาณไฟกระแสดสลับมีช่วงความถี่อยู่ระหว่าง 0.5-4 Hz ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.6 องค์ประกอบและรูปร่างของสัญญาณ PPG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

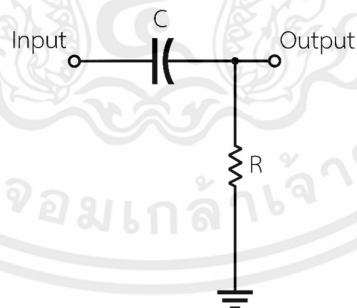


รูปที่ 2.7 ตัวอย่างสัญญาณ PPG ใน (a) โดเมนเวลา และ (b) โดเมนความถี่

## 2.4 วงจรกรองความถี่

### 2.4.1 วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ

วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ (Passive High Pass Filter) ดังแสดงในรูปที่ 2.8 [13] เป็นวงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่สูงกว่าความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ โดยที่ความถี่ที่ต่ำกว่านั้นจะถูกลดทอนไปตามลำดับ และสามารถเขียนสมการถ่ายโอนได้ดังสมการที่ (2.3)



รูปที่ 2.8 วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ

$$H(s) = \frac{s}{s + \frac{1}{RC}} \quad (2.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

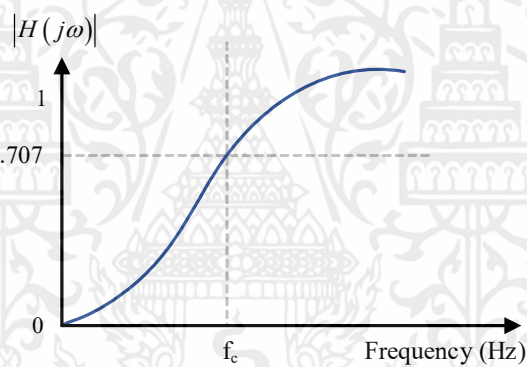
โดย  $R$  คือ ค่าความต้านทานไฟฟ้า มีหน่วยเป็นโอห์ม ( $\Omega$ )

$C$  คือ ค่าความจุของตัวเก็บประจุ มีหน่วยเป็นฟารัด (F)

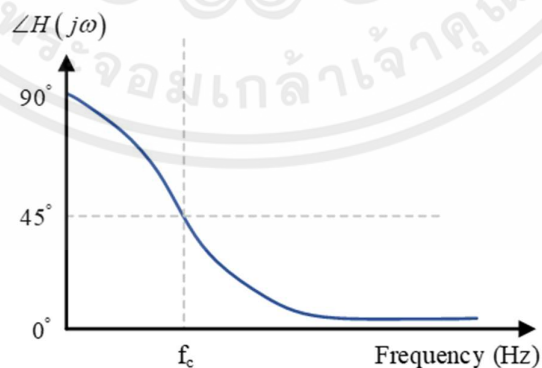
ผลตอบสนองความถี่เชิงขนาดและผลตอบสนองความถี่เชิงเฟสสามารถหาได้จากสมการที่ (2.4) และ (2.5) โดยกราฟผลตอบสนองความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจร แสดงดังรูปที่ 2.9 และ 2.10 ตามลำดับ

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{1}{\omega^2 R^2 C^2}}} \quad (2.4)$$

$$\angle H(j\omega) = -\tan^{-1}\left(\frac{-1}{\omega RC}\right) \quad (2.5)$$



รูปที่ 2.9 ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ



รูปที่ 2.10 ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ

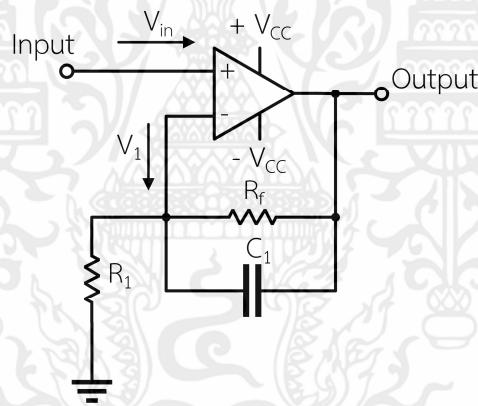
ในการออกแบบวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟสามารถคำนวณหาค่าความต้านทานจากสมการที่ (2.6)

$$\omega_c = \frac{1}{RC} \quad (2.6)$$

เมื่อ  $\omega_c$  คือ ความถี่ตัดของวงจร มีหน่วยเป็นเรเดียนต่อวินาที (Rad/s)

#### 2.4.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟและไม่กลับเฟส

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟและไม่กลับเฟส (Non-inverting Active Low Pass Filter) [14] เป็นวงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.11 โดยกราฟผลตอบสนองเชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรแสดงดังรูปที่ 2.12 และ 2.13 ตามลำดับ



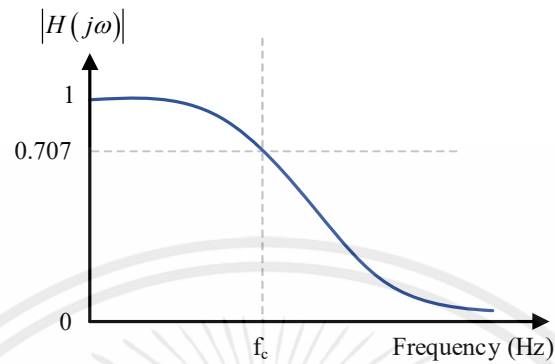
รูปที่ 2.11 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟและไม่กลับเฟส

เมื่อพิจารณาจากวงจรในรูปที่ 2.11 สามารถเขียนสมการได้ดังนี้

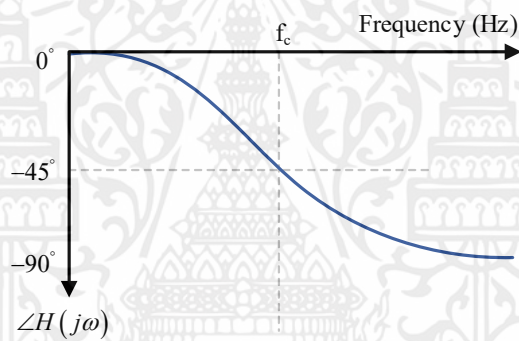
$$\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_1 - V_{out}}{R_f} + \frac{V_1 - V_{out}}{sC_1} = 0$$

เนื่องจากอินพุตทั้งสองข้างของออปแอมป์มีกระแสเท่ากันทำให้  $V_1 = V_{in}$  จึงเขียนสมการใหม่ได้เป็น

$$\frac{V_{in}}{R_1} + \frac{V_{in} - V_{out}}{R_f} + \frac{V_{in} - V_{out}}{sC_1} = 0$$



รูปที่ 2.12 ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ



รูปที่ 2.13 ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ

ทำการจัดรูปสมการใหม่จะได้

$$\begin{aligned}
 R_f V_{in} + R_1 (V_{in} - V_{out}) + R_f R_1 s C_1 (V_{in} - V_{out}) &= 0 \\
 R_f V_{in} + R_1 V_{in} - R_1 V_{out} + R_f R_1 s C_1 V_{in} - R_f R_1 s C_1 V_{out} &= 0 \\
 -R_1 V_{out} - R_f R_1 s C_1 V_{out} &= -R_f V_{in} - R_1 V_{in} - R_f R_1 s C_1 V_{in} \\
 -V_{out} (R_1 + R_f R_1 s C_1) &= -V_{in} (R_f + R_1 + R_f R_1 s C_1) \\
 \frac{V_{out}}{V_{in}} &= \frac{R_f + R_1 + R_f R_1 s C_1}{R_1 + R_f R_1 s C_1}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{V_{out}}{V_{in}} &= \frac{R_1 + R_f R_1 s C_1 \left( \frac{R_f}{R_1 + R_f R_1 s C_1} + 1 \right)}{R_1 + R_f R_1 s C_1} \\ &= \frac{R_f}{R_1 + R_f R_1 s C_1} + 1\end{aligned}$$

ทำให้ได้สมการถ่ายโอนดังสมการที่ (2.7)

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{\frac{R_1 C_1}{R_f C_1} + s} + 1 \quad (2.7)$$

เมื่อแทน  $s = j\omega$  แล้วทำการจัดรูปสมการใหม่จะได้

$$\begin{aligned}H(j\omega) &= 1 + \frac{(1) \left( \frac{R_1}{R_f} - jR_1 C_1 \omega \right)}{\left( \frac{R_1}{R_f} + jR_1 C_1 \omega \right) \left( \frac{R_1}{R_f} - jR_1 C_1 \omega \right)} \\ &= \frac{\left( \frac{R_1}{R_f} \right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2 + \frac{R_1}{R_f} - jR_1 C_1 \omega}{\left( \frac{R_1}{R_f} \right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2} \\ &= 1 + \frac{\frac{R_1}{R_f}}{\left( \frac{R_1}{R_f} \right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2} - j \frac{R_1 C_1 \omega}{\left( \frac{R_1}{R_f} \right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2}\end{aligned}$$

โดยผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสเป็นดังสมการที่ (2.8) และ (2.9) ตามลำดับ

$$\begin{aligned}
 |H(j\omega)| &= \sqrt{1 + \frac{2\frac{R_1}{R_f} \left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2}{\left[\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2\right]^2} + \frac{\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2}{\left[\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2\right]^2} + \frac{(R_1 C_1 \omega)^2}{\left[\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2\right]^2}} \\
 &= \sqrt{\frac{\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2 + 2\left(\frac{R_1}{R_f}\right) + \left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2}{\left[\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2\right]^2}} \\
 &= \sqrt{\frac{2}{\left[\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2\right]} \left(1 + \frac{R_1}{R_f} \cdot \frac{1}{\left[\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2\right]}\right)} \quad (2.8)
 \end{aligned}$$

$$\angle H(j\omega) = \tan^{-1} \frac{R_1 C_1 \omega}{\left(\frac{R_1}{R_f}\right)^2 + (R_1 C_1 \omega)^2 + \frac{R_1}{R_f}} \quad (2.9)$$

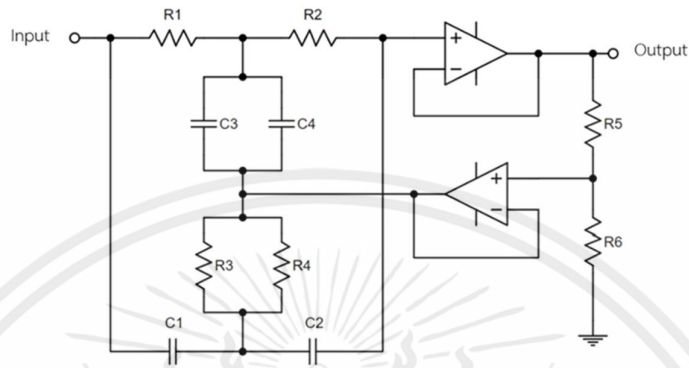
จากสมการที่ (2.8) เมื่อ  $\omega \rightarrow 0$  จะทำให้  $|H(j\omega)| \approx \sqrt{2\left(\frac{R_f}{R_1}\right)^2 + \left(\frac{R_f}{R_1}\right)^3}$

และเมื่อ  $\omega \rightarrow \infty$  จะทำให้  $|H(j\omega)| \approx 0$

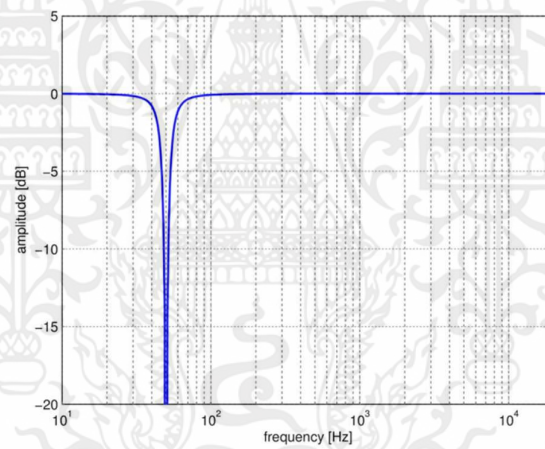
### 2.4.3 วงจร Notch Filter

วงจร Notch Filter [15] เป็นวงจรหยุดแถบความถี่ผ่าน (Band-stop Filter) ชนิดหนึ่ง ทำหน้าที่กำจัดสัญญาณความถี่ที่ไม่ต้องการบางช่วงออกไป ในการออกแบบวงจรสามารถกำหนดช่วงความถี่ที่ต้องการให้ผ่านไปได้ หรือกำหนดช่วงสัญญาณรบกวนที่ต้องการกำจัดออกไปได้ ซึ่งวงจร Notch Filter ที่นิยมใช้คือ Twin-T Notch Filter ดังแสดงในรูปที่ 2.14 โดยสมการถ่ายโอนของวงจร

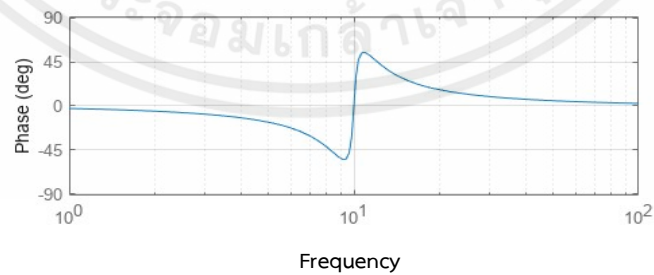
แสดงได้ดังสมการที่ (2.10) กราฟผลตอบสนองเชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรแสดงได้ดังรูปที่ 2.15 และ 2.16 ตามลำดับ



รูปที่ 2.14 วงจร Twin-T Notch Filter



รูปที่ 2.15 ผลตอบสนองเชิงขนาดของวงจร Notch Filter



รูปที่ 2.16 ผลตอบสนองเชิงเฟสของวงจร Notch Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$H(s) = \frac{s^2 - \left(\frac{1}{RC}\right)^2}{s^2 + \frac{4}{RC}(1-K)s - \left(\frac{1}{RC}\right)^2} \quad (2.10)$$

โดย  $K = \frac{R_6}{R_5 + R_6}$

$R$  คือ ค่าความต้านทานไฟฟ้า มีหน่วยเป็นโอห์ม ( $\Omega$ )

$C$  คือ ค่าความจุของตัวเก็บประจุ มีหน่วยเป็นฟารัด (F)

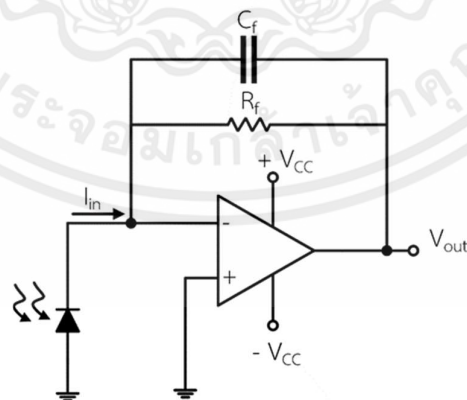
## 2.5 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน (Current-to-Voltage Converter/ Transimpedance Amplifier) เป็นการแปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดันไฟฟ้า [16] ดังแสดงในรูปที่ 2.17 โดยหลักการการทำงานของวงจรมีคือการเปลี่ยนขนาดของกระแสให้อยู่ในรูปของแรงดันด้วยการใช้ออปแอมป์ โดยสามารถเขียนสมการถ่ายโอนได้ดังสมการที่ (2.11)

$$H(s) = \frac{-R_f}{1 + sC_f R_f} \quad (2.11)$$

โดย  $R_f$  คือ ค่าความต้านทานไฟฟ้า มีหน่วยเป็นโอห์ม ( $\Omega$ )

$C_f$  คือ ค่าความจุของตัวเก็บประจุ มีหน่วยเป็นฟารัด (F)



รูปที่ 2.17 วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน

จากสมการที่ (2.11) สามารถคำนวณหาผลตอบสนองเชิงความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันได้ โดยคำนวณได้ดังสมการที่ (2.12) และสมการที่ (2.13) ตามลำดับ

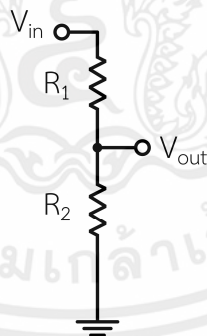
$$|H(j\omega)| = \frac{R_f}{\sqrt{1 + (\omega C_f R_f)^2}} \quad (2.12)$$

$$\angle H(j\omega) = -\tan^{-1}(\omega C_f R_f) \quad (2.13)$$

## 2.6 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า

วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า (Voltage Divider Circuit) ดังแสดงในรูปที่ 2.18 ใช้หลักการคำนวณของวงจรไฟฟ้าแบบอนุกรม (Series Circuit) เนื่องจากวงจรอนุกรมมีแรงดันตกคร่อมตัวต้านทานหรือโหลดไม่เท่ากัน แต่เมื่อนำแรงดันที่ตกคร่อมโหลดทุกตัวในวงจรมารวมกันแล้วจะมีค่าเท่ากับแรงดันที่จ่ายให้แก่วงจร [17] โดยสามารถคำนวณหา  $V_{out}$  จากสมการที่ (2.14)

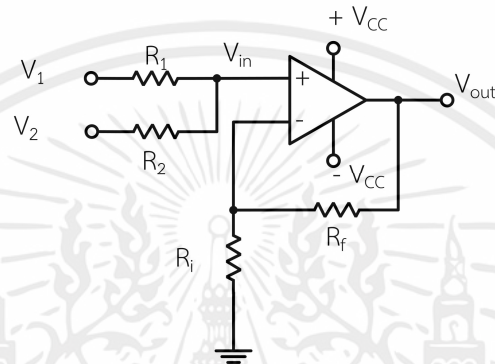
$$V_{out} = \left( \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_{in} \quad (2.14)$$



รูปที่ 2.18 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า

## 2.7 วงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟส

วงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Summing Amplifier) คือ วงจรออปแอมป์ที่นำอินพุตตั้งแต่ 2 อินพุตขึ้นไปมารวมกัน โดยที่อินพุตจะถูกป้อนเข้าทางขาอินพุตบวกของออปแอมป์ [18] แสดงดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 วงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟส

จากคุณสมบัติของออปแอมป์จะได้

$$\frac{V_1 - V_{in}}{R_1} + \frac{V_2 - V_{in}}{R_2} = 0$$

ถ้า  $R_1 = R_2$  จะได้

$$V_1 + V_2 = 2V_{in}$$

โดยสามารถคำนวณหา  $V_{in}$  ได้ตั้งสมการที่ (2.15) และคำนวณหา  $V_{out}$  ได้ตั้งสมการที่ (2.16)

$$V_{in} = \frac{V_1 + V_2}{2} \quad (2.15)$$

$$V_{out} = V_{in} \left( 1 + \frac{R_f}{R_i} \right) \quad (2.16)$$

## 2.8 ไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32

ESP32 เป็นชื่อของไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์ 32 บิต ที่รองรับการเชื่อมต่อ Wi-Fi และ Bluetooth 4.2 BLE ในตัว แสดงดังรูปที่ 2.20 [19] รองรับการเขียนโปรแกรมโดยใช้โปรแกรม Arduino IDE และรองรับ library ส่วนใหญ่ของ Arduino เหมาะสำหรับการนำมาใช้ควบคุมระบบวงจรอย่างง่าย คุณสมบัติของ ESP32 WROOM32 Devkit มีรายละเอียดดังนี้

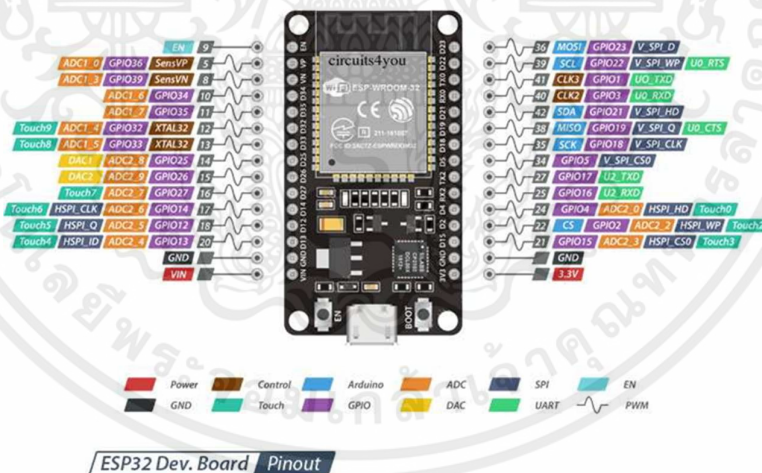
หน่วยประมวลผล

- CPU: Xtensa Dual-core (or single-core) 32-bit LX6 Microprocessor, ทำงานด้วยความถี่ 160 หรือ 240 MHz
- Ultra Low Power (ULP) Co-processor

หน่วยความจำ: 520 KB RAM

การเชื่อมต่อไร้สาย

- Wi-Fi: 802.11 b/g/n
- Bluetooth: v4.2 BR/EDR and BLE



รูปที่ 2.20 ESP32 Pinout

ชนิดของ Pin มีดังนี้

- Analog-to-Digital Converter (ADC) 18 ช่องสัญญาณ (ความละเอียดสูงสุด 12 bits)
- Capacitive Sensing GPIOs 10 ช่องสัญญาณ

- UART 3 ช่องสัญญาณ
- SPI Interfaces 3 ช่องสัญญาณ
- I2C 2 ช่องสัญญาณ
- PWM Output 16 ช่องสัญญาณ
- Digital-to-Analog Converters (DAC) 2 ช่องสัญญาณ
- I2S 2 ช่องสัญญาณ

## 2.9 การวิเคราะห์การถดถอย

การวิเคราะห์การถดถอย (Regression Analysis) เป็นเทคนิคทางสถิติที่ใช้ในการประมาณค่าความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรตั้งแต่ 2 ตัวขึ้นไป โดยกำหนดให้ตัวแปรที่ทราบค่า เรียกว่าตัวแปรอิสระ (Independent Variable:  $X$ ) และตัวแปรที่ต้องการประมาณค่า เรียกว่าตัวแปรตาม (Dependent Variable:  $Y$ ) การถดถอยมีหลายรูปแบบ เช่น การถดถอยเชิงเส้น (Linear Regression), การถดถอยเชิงโลจิสติก (Logistic Regression), การถดถอยแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear Regression), การถดถอยแบบไร้พารามิเตอร์ (Nonparametric Regression) เป็นต้น [20]

### 2.9.1 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน

ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's Correlation Coefficient) เป็นค่าทางสถิติที่ใช้ทดสอบความเป็นความเชิงเส้นระหว่างตัวแปร 2 ตัว ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์นี้มีค่าอยู่ระหว่าง -1 ถึง 1 ซึ่งหากมีค่าติดลบ หมายความว่าตัวแปรทั้งสองตัวมีความสัมพันธ์แบบแปรผกผันกันในเชิงเส้น หากมีค่าบวก หมายความว่าตัวแปรทั้งสองมีความสัมพันธ์แบบแปรผันตรงกันในเชิงเส้น และหากมีค่าเป็น 0 หมายความว่าตัวแปรทั้งสองตัวไม่มีความสัมพันธ์เชิงเส้นต่อกัน ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สันหาได้จากสมการที่ (2.17) [21]

$$r_{XY} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2 \sum_{i=1}^N (y_i - \mu_y)^2}} \quad (2.17)$$

โดย  $x_i$  คือ ค่าข้อมูลตัวแปรอิสระในชุดข้อมูลตัวอย่างทั้งหมด  $N$  ตัว

$y_i$  คือ ค่าข้อมูลตัวแปรตาม,  $i = 1, \dots, N$

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \text{ คือ ค่าเฉลี่ยตัวอย่างของตัวแปร } X$$

$$\mu_y = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \text{ คือ ค่าเฉลี่ยตัวอย่างของตัวแปร } Y$$

### 2.9.2 การวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น

การวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น (Linear Regression Analysis) เป็นเทคนิคการหาความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างตัวแปรตั้งแต่ 2 ตัวขึ้นไป [22] เขียนสมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรอิสระ  $n$  ตัว  $X_k$ ,  $k=1, \dots, n$  กับตัวแปรตาม  $Y$  โดยประมาณค่า  $Y$  จากสมการเชิงเส้น

$$\hat{Y} = a_0 + a_1 X_1 + a_2 X_2 + \dots + a_n X_n \quad (2.18)$$

Ordinary Least Square หรือวิธีกำลังสองน้อยที่สุดทั่วไป เป็นเทคนิคที่ใช้คำนวณค่าสัมประสิทธิ์ของสมการถดถอยเชิงเส้นระหว่างตัวแปร  $X$  และ  $Y$  โดยการทำให้ผลรวมกำลังสองของค่าหลงเหลือ (Sum of Squared Residuals) ดังสมการที่ (2.19) มีค่าน้อยที่สุด

$$\sum_{i=1}^N e_i^2 = \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (2.19)$$

เมื่อ  $y_i$  คือ ค่าของข้อมูลตัวอย่างของ  $Y$  ชุดที่  $i$  ได้จากการที่สังเกต,  $i=1, 2, 3, \dots, N$   
 $\hat{y}_i$  คือ ค่าของ  $y_i$  ที่ประมาณได้จากสมการถดถอย

วิธีกำลังสองน้อยที่สุดทั่วไปสามารถนำมาคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ของตัวแปรอิสระ  $X_k$  ของสมการถดถอยได้ โดยเงื่อนไขคือค่าสัมประสิทธิ์  $a_k$  ของตัวแปร  $X_k$  แต่ละตัว ต้องทำให้ผลรวมกำลังสองของค่าหลงเหลือในสมการที่ (2.19) มีค่าน้อยที่สุด โดยคำนวณได้จากการนำสมการที่ (2.19) มาหาอนุพันธ์ย่อยเทียบกับค่าสัมประสิทธิ์  $a_k$ ,  $k=0, 1, \dots, n$  ของตัวแปร  $X_k$  แต่ละตัว ค่า  $a_k$  ทำให้อนุพันธ์ย่อยมีค่าเป็น 0 จะเป็นตำแหน่งที่ค่าหลงเหลือมีค่าน้อยที่สุด และเมื่อใช้ข้อมูลทั้งหมด  $N$  ชุด โดยที่  $x_{i,k}$  คือข้อมูลตัวอย่างของ  $X_k$ ,  $k=1, \dots, n$  ในชุดข้อมูลที่  $i$  จะได้ว่า

$$\frac{\partial}{\partial a_0} \sum_{i=1}^N e_i^2 = \frac{\partial}{\partial a_0} \sum_{i=1}^N (y_i - (a_0 + a_1 x_{i,1} + a_2 x_{i,2} + \dots + a_n x_{i,n}))^2 = 0$$

$$\frac{\partial}{\partial a_1} \sum_{i=1}^N e_i^2 = \frac{\partial}{\partial a_1} \sum_{i=1}^N (y_i - (a_0 + a_1 x_{i,1} + a_2 x_{i,2} + \dots + a_n x_{i,n}))^2 = 0$$

⋮

$$\frac{\partial}{\partial a_n} \sum_{i=1}^N e_i^2 = \frac{\partial}{\partial a_n} \sum_{i=1}^N (y_i - (a_0 + a_1 x_{i,1} + a_2 x_{i,2} + \dots + a_n x_{i,n}))^2 = 0$$

ซึ่งหลังจากหาอนุพันธ์และจัดรูปสมการข้างต้นแล้ว จะได้ระบบสมการดังนี้

$$\sum_{i=1}^N (a_0 + a_1 x_{i,1} + a_2 x_{i,2} + \dots + a_n x_{i,n}) = \sum_{i=1}^N y_i$$

$$\sum_{i=1}^N ((a_0 + a_1 x_{i,1} + a_2 x_{i,2} + \dots + a_n x_{i,n}) x_{i,1}) = \sum_{i=1}^N x_{i,1} y_i$$

⋮

$$\sum_{i=1}^N ((a_0 + a_1 x_{i,1} + a_2 x_{i,2} + \dots + a_n x_{i,n}) x_{i,n}) = \sum_{i=1}^N x_{i,n} y_i$$

และเมื่อแทนค่าตัวแปรอิสระ  $x_k$  และค่าตัวแปรตาม  $y$  ที่ได้จากการสังเกตลงไป จะสามารถแก้ระบบสมการเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์แต่ละตัวได้

## 2.10 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis : PCA) เป็นเทคนิคการวิเคราะห์ข้อมูลที่มีตัวแปรอิสระหลายตัวแปร โดยมีจุดประสงค์เพื่อลดจำนวนตัวแปรของข้อมูลที่ต้องใช้ในการวิเคราะห์ โดยการแปลงตัวแปรเดิมให้อยู่ในรูปองค์ประกอบหลัก โดยสามารถเขียนสมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรอิสระแต่ละตัวกับตัวแปรองค์ประกอบหลัก [23] ได้ดังสมการที่ (2.20)

$$PC = w_1X_1 + w_2X_2 + \dots + w_nX_n \quad (2.20)$$

เมื่อ  $PC$  คือ ตัวแปรองค์ประกอบหลัก

$X_k$  คือ ตัวแปรอิสระ,  $k = 1, \dots, n$

$w_k$  คือ ค่าน้ำหนักของตัวแปรอิสระ,  $k = 1, \dots, n$

ขั้นตอนการหาค่าองค์ประกอบหลัก [24] มีดังนี้

1. หาเมทริกซ์ความแปรปรวนร่วมเกี่ยว  $\mathbf{A}$  ของตัวแปรอิสระทั้ง  $n$  ตัวจากชุดข้อมูล

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \text{var}(X_1) & \dots & \text{cov}(X_1, X_n) \\ \vdots & \dots & \vdots \\ \text{cov}(X_1, X_n) & \dots & \text{var}(X_n) \end{bmatrix}$$

2. หาค่า Eigenvalue  $\lambda$  และ Eigenvector  $\mathbf{v}$  ของเมทริกซ์ความแปรปรวนร่วมโดยใช้สมการที่ (2.21) และ (2.22)

$$\det |\mathbf{A} - \lambda\mathbf{I}| = 0 \quad (2.21)$$

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{v} = \lambda \cdot \mathbf{v} \quad (2.22)$$

ค่าสมาชิกแต่ละตัวของ Eigenvector ที่คำนวณได้จะถูกใช้เป็นค่าน้ำหนัก  $w_k$  ของตัวแปรอิสระในสมการที่ (2.20) และค่า Eigenvalue ที่คำนวณได้จะบ่งบอกถึงค่าความแปรปรวนขององค์ประกอบหลักที่อธิบายได้โดย Eigenvector ดังกล่าว จำนวน Eigenvector และ Eigenvalue ที่หาได้สูงสุดจะเท่ากับจำนวนตัวแปรอิสระในชุดข้อมูล ดังนั้นจะสามารถหาค่าองค์ประกอบหลักได้จำนวนสูงสุดเท่ากับจำนวนตัวแปรอิสระเดิม คือ  $n$  ตัว โดยลำดับขององค์ประกอบหลักจะใช้ขนาดของค่า Eigenvalue เรียงจากมากไปน้อย ทำให้ค่าองค์ประกอบหลักในลำดับสูงมีความสำคัญมากกว่าองค์ประกอบหลักในลำดับต่ำลงมาในการวิเคราะห์ข้อมูล

3. ลดจำนวนองค์ประกอบหลักที่จะนำมาใช้วิเคราะห์ โดยพิจารณาจากค่าความแปรปรวนขององค์ประกอบหลักในลำดับต่างๆ ซึ่งเท่ากับค่า Eigenvalue ค่าความแปรปรวนสูงแสดงถึงการมีองค์ประกอบของข้อมูลที่หลากหลาย ค่าแปรปรวนต่ำแสดงถึงการมีองค์ประกอบของข้อมูลน้อยหรือไม่มีนัยสำคัญในการวิเคราะห์ข้อมูล ซึ่งการเลือกจำนวนองค์ประกอบหลักที่สำคัญสามารถใช้วิธีการ Kaiser Criteria โดยจะเลือกใช้เฉพาะองค์ประกอบหลักที่มีค่าความแปรปรวนมากกว่าค่าเฉลี่ยความแปรปรวนรวม

การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Regression : PCR) สามารถนำมาใช้ร่วมกับการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นหลายตัวแปร (Multiple Linear Regression) ซึ่งเรียกว่าวิธีการถดถอยองค์ประกอบหลัก ใช้เพื่อแก้ปัญหาภาวะร่วมเส้นตรงหลายตัวแปร (Multicollinearity) ค่าสัมประสิทธิ์ของสมการเชิงเส้นสามารถคำนวณได้ด้วยการใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด โดยสามารถเขียนสมการความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบหลักและตัวแปรตาม  $Y$  ได้ดังสมการที่ (2.23)

$$Y = b_0 + b_1PC_1 + b_2PC_2 + \dots + b_nPC_n \quad (2.23)$$

ปัญหาที่พบในการใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักร่วมกับการวิเคราะห์การถดถอยคือค่าองค์ประกอบหลักถูกคำนวณโดยการพิจารณาตัวแปรอิสระเพียงอย่างเดียว โดยมีจุดประสงค์เพื่อให้ค่าความแปรปรวนรวมเกี่ยวข้องกับตัวแปรอิสระมีค่ามากที่สุด ทำให้ค่าน้ำหนักของตัวแปรอิสระที่คำนวณได้อาจไม่สัมพันธ์กับน้ำหนักที่ตัวแปรอิสระแต่ละตัวซึ่งจะส่งผลกับตัวแปรตามที่ต้องการประมาณค่า

## 2.11 การถดถอยแบบกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน

การวิเคราะห์การถดถอยแบบกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน (Partial Least Square Regression: PLS-R) เป็นเทคนิคการหาความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างตัวแปรตั้งแต่ 2 ตัวขึ้นไป โดยการสร้างตัวแปรแฝง (Latent Variable) ขึ้นมาจากตัวแปรอิสระ โดยมีจุดประสงค์เพื่อลดจำนวนตัวแปรของข้อมูลที่ต้องใช้ในการวิเคราะห์ เพื่อแก้ปัญหาภาวะร่วมเส้นตรงหลายตัวแปร (Multicollinearity) และเพื่อแก้ปัญหาของการใช้ตัวแปรองค์ประกอบหลักในการวิเคราะห์การถดถอย โดยต้องการให้ตัวแปรแฝงแต่ละตัวที่สร้างขึ้นมีค่าความแปรปรวนรวมเกี่ยวข้องกับตัวแปรแฝงและตัวแปรตามมากที่สุด [25]

ขั้นตอนของ PLS-R แบบ NIPALS Algorithm [26] มีดังนี้

1. กำหนดให้  $\mathbf{X}_{N \times n}$  แทนเมทริกซ์ของข้อมูลตัวแปรอิสระ  $n$  ตัว ทั้งหมด  $N$  ตัวอย่าง ให้  $\mathbf{Y}_{N \times p}$  แทนเมทริกซ์ของข้อมูลตัวแปรตาม  $p$  ตัว ทั้งหมด  $N$  ตัวอย่าง โดยในปริภูมิพจน์นี้  $p = 1$  และให้

$$\mathbf{T}_{N \times m} = \mathbf{X}_{N \times n} \cdot \mathbf{R}_{n \times m} \quad (2.24)$$

เมื่อ  $\mathbf{T}$  เป็นเมทริกซ์ของตัวแปรแฝง

$\mathbf{R}$  เป็นเมทริกซ์ค่าน้ำหนัก

2. หาค่าคอลัมน์ที่ 1 ของเมทริกซ์  $\mathbf{W}$  หรือเวกเตอร์  $\mathbf{w}_1$  จาก

$$\mathbf{w}_1 = \frac{\mathbf{X}^T \mathbf{Y}}{\mathbf{Y}^T \mathbf{Y}}$$

3. แปลงเวกเตอร์  $\mathbf{w}_1$  ให้อยู่ในรูปเวกเตอร์หนึ่งหน่วย

$$\mathbf{w}_1 = \frac{\mathbf{w}_1}{\|\mathbf{w}_1\|}$$

4. หาค่าคอลัมน์ที่ 1 ของเมทริกซ์ของตัวแปรแฝง  $\mathbf{T}$  หรือเวกเตอร์  $\mathbf{t}_1$  จาก

$$\mathbf{t}_1 = \mathbf{X} \mathbf{w}_1 \quad (2.25)$$

5. คำนวณหาค่าคอลัมน์ที่ 1 ของเมทริกซ์โหลด  $\mathbf{P}$  หรือเวกเตอร์  $\mathbf{p}_1$  จาก

$$\mathbf{p}_1 = \frac{\mathbf{X}^T \mathbf{t}_1}{\mathbf{t}_1^T \mathbf{t}_1}$$

6. กำจัดข้อมูลที่สามารถอธิบายโดย  $\mathbf{t}_1$  ออกจากเมทริกซ์  $\mathbf{X}, \mathbf{Y}$  เดิมเพื่อสร้างเมทริกซ์ลดทอน  $\mathbf{X}, \mathbf{Y}$  ใหม่

$$\mathbf{X} = \mathbf{X} - \mathbf{t}_1 \mathbf{p}_1^T$$

$$\mathbf{Y} = \mathbf{Y} - \mathbf{t}_1$$

7. ทำซ้ำขั้นตอนที่ 2-5 เป็นจำนวน  $n$  ครั้ง เพื่อหาค่าคอลัมน์ที่เหลือของเมทริกซ์  $\mathbf{W}, \mathbf{T}, \mathbf{P}$  นั่นคือ  $\mathbf{w}_i, \mathbf{t}_i$  และ  $\mathbf{p}_i$  เมื่อ  $i=2, \dots, n$  โดยใช้เมทริกซ์  $\mathbf{X}, \mathbf{Y}$  ที่ถูกลดรูปในข้อ 6 เป็นเมทริกซ์เริ่มต้นในการคำนวณใหม่แต่ละรอบ

8. รวมผลลัพธ์ที่ได้จากคำนวณแต่ละรอบเพื่อสร้างเมทริกซ์  $\mathbf{W}, \mathbf{T}, \mathbf{P}$  จะได้ว่าคอลัมน์ของเมทริกซ์  $\mathbf{T}$  ที่คำนวณได้หรือเวกเตอร์  $\mathbf{t}_i$  จะเท่ากับตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ถึง  $n$  นั่นเอง

9. หาเมทริกซ์ค่าน้ำหนัก  $\mathbf{R}$  เพื่อใช้สำหรับการหาตัวแปรแฝงของชุดข้อมูลใหม่ตามสมการที่ (2.24) จาก

$$\mathbf{R} = \frac{\mathbf{W}}{\mathbf{P}^T \mathbf{W}}$$

จากนั้นเขียนแสดงสมการความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรแฝง  $t$  และตัวแปรตาม  $Y$  ได้ดังสมการที่ (2.26)

$$Y = b_0 + b_1t_1 + b_2t_2 + \dots + b_nt_n \quad (2.26)$$

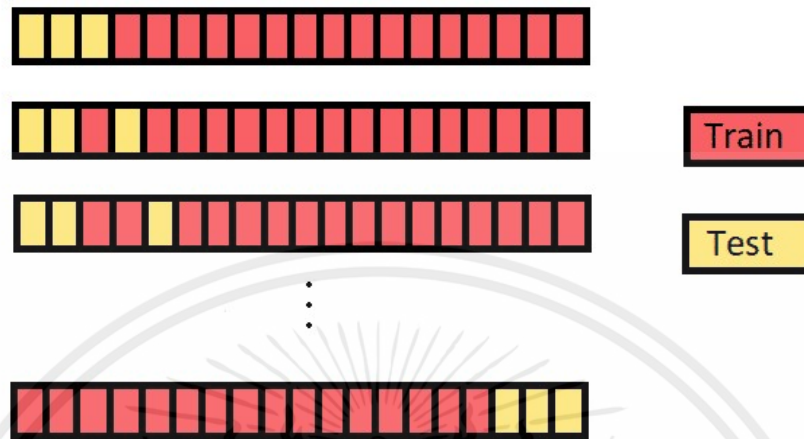
การเลือกจำนวนตัวแปรที่จะนำมาใช้ในการวิเคราะห์การถดถอย จะพิจารณาโดยการทดสอบ Cross Validation เพื่อพล็อตกราฟค่า RMSE (Root Mean Square Error) ของโมเดล PLS-R เทียบกับจำนวนตัวแปรที่ใช้ โดยจะเลือกจำนวนตัวแปรที่ทำให้ค่า RMSE มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญมากที่สุด และค่าสัมประสิทธิ์ของสมการถดถอยเชิงเส้นสามารถคำนวณได้ด้วยการใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดในหัวข้อ 2.9.2

## 2.12 Cross Validation

Cross Validation เป็นกระบวนการสุ่มข้อมูลสำหรับการใช้ในการสร้างและทดสอบโมเดล โดยการแบ่งข้อมูลตัวอย่างหนึ่งชุดออกเป็นหลายส่วน สำหรับฝึกฝนและทดสอบหาความแม่นยำในการประมาณค่าของโมเดล จากนั้นทำซ้ำโดยเปลี่ยนกลุ่มข้อมูลที่ใช้ฝึกฝนและทดสอบ โดยมีจุดประสงค์เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของโมเดลในการนำไปใช้กับข้อมูลใหม่ เพื่อหากกลุ่มข้อมูลจากชุดข้อมูลตัวอย่างที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการฝึกฝนโมเดล หรือเพื่อเปรียบเทียบหาอัลกอริทึมที่เหมาะสมที่สุดของโมเดลในการประมาณค่า [27]

### 2.12.1 Leave p-out Cross Validation

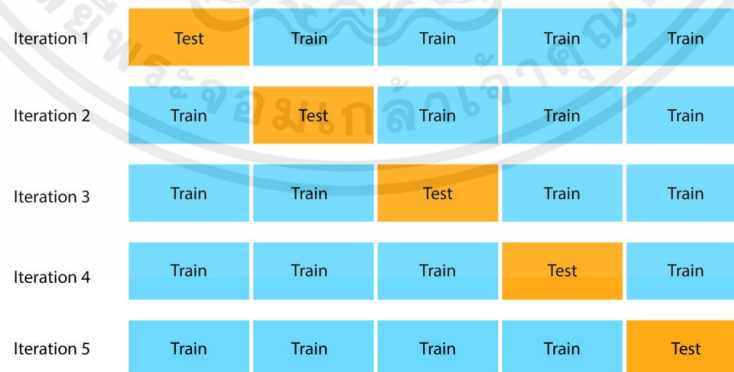
Leave p-out Cross Validation เป็นกระบวนการสุ่มข้อมูลจำนวน  $p$  ตัวอย่าง จากชุดข้อมูลจำนวน  $p$  ตัวอย่าง แยกไว้สำหรับการทดสอบ จากนั้นใช้ข้อมูลส่วนที่เหลือในการฝึกฝนโมเดล แล้วหาค่าความผิดพลาดในการประมาณค่าของโมเดล จากนั้นทำซ้ำจนกว่าจะสามารถสุ่มเลือกข้อมูลจำนวน  $p$  ตัวอย่างจากชุดข้อมูลครบทุกวิธีที่เป็นไปได้ ตัวอย่างการแบ่งกลุ่มข้อมูลเมื่อ  $p = 3$  แสดงดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 ตัวอย่างการแบ่งกลุ่มข้อมูลของ Leave  $p$ -out Cross Validation ( $p = 3$ )

### 2.12.2 K-fold Cross Validation

K-fold Cross Validation เป็นกระบวนการวิเคราะห์ข้อมูล โดยการสุ่มแบ่งข้อมูลออกเป็น  $k$  กลุ่ม กลุ่มละเท่าๆ กัน จากนั้นแยกข้อมูล 1 กลุ่มออกมาไว้สำหรับการทดสอบและใช้ข้อมูลกลุ่มที่เหลือในการฝึกฝนโมเดล แล้วหาค่าความผิดพลาดในการประมาณค่าของโมเดล จากนั้นทำซ้ำโดยเปลี่ยนกลุ่มข้อมูลที่แยกออกมาสำหรับทดสอบเป็นกลุ่มใหม่จนครบทุกกลุ่ม ซึ่งจะซ้ำทั้งหมด  $k$  ครั้ง ตัวอย่างการแบ่งกลุ่มข้อมูลของ K-fold Cross Validation เมื่อ  $k = 5$  แสดงดังรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 ตัวอย่างการแบ่งกลุ่มข้อมูลของ K-fold Cross Validation ( $k = 5$ )

## 2.13 Clarke Error Grid Analysis

Clarke Error Grid Analysis (CEGA) เป็นวิธีในการวัดประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดเทียบกับอุปกรณ์ที่ใช้อ้างอิง ใช้ในตรวจสอบความแม่นยำของอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ โดยการพล็อตจุดเปรียบเทียบค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้จากอุปกรณ์ทั้งสองบนกระดาษกราฟพิเศษแสดงดังรูปที่ 2.23 [28] ซึ่งสามารถอธิบายพื้นที่ออกเป็น 5 ส่วน ได้ดังนี้

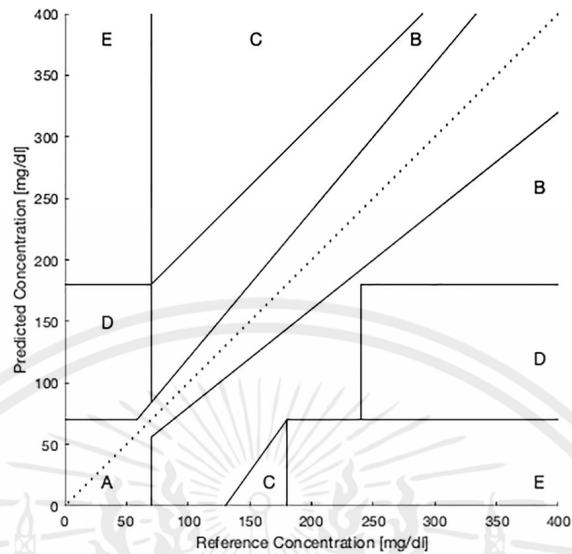
พื้นที่ A บ่งชี้ได้ว่า ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้มีค่าคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 20% เมื่อเทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง หรือค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่อ้างอิงมีค่าเท่ากับค่าน้ำตาลในเลือดที่อยู่ในภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำ (น้อยกว่า 70 mg/dL) ซึ่งนำไปสู่ความถูกต้องของการตัดสินใจทางคลินิกโดยผู้ใช้งาน

พื้นที่ B บ่งชี้ได้ว่า ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้มีค่าคลาดเคลื่อนมากกว่า 20% เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง แต่ไม่นำไปสู่การรักษาที่ผิดพลาด

พื้นที่ C บ่งชี้ได้ว่า ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้มีค่ามากกว่าค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่เกิดขึ้นจริง หรือค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้อยู่ในช่วงภาวะน้ำตาลในเลือดต่ำแต่ค่าที่เกิดขึ้นจริงนั้นอยู่ในช่วง 140 ถึง 180 mg/dL นั่นคือค่าน้ำตาลที่วัดได้ไม่สามารถนำไปใช้งานได้ หากนำไปใช้งานจะนำไปสู่การรักษาที่เกินความจำเป็นต่อผู้ใช้งาน

พื้นที่ D บ่งชี้ได้ว่า ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้จะไม่ถูกนำไปใช้งาน เนื่องจากระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดได้ไม่สอดคล้องกับค่าความเป็นจริง โดยมีค่าที่มากกว่าหรือน้อยกว่าค่าที่เกิดขึ้นจริง

พื้นที่ E บ่งชี้ได้ว่า ค่าน้ำตาลที่วัดได้เมื่อเทียบกับค่าอ้างอิงที่เกิดขึ้นจริงนั้นมีความผิดพลาดสูง เนื่องจากค่าที่ทำการวัดได้เทียบกับค่าที่ทำการอ้างอิงมีค่าในทางตรงกันข้ามโดยสิ้นเชิง ซึ่งอาจนำไปสู่การรักษาที่ผิดพลาดได้



รูปที่ 2.23 กราฟ Clarke Error Grid Analysis

## 2.14 ฐานข้อมูล

ฐานข้อมูล หรือ Database คือ พื้นที่ในการเก็บและรวบรวมข้อมูลอย่างเป็นระบบทางอิเล็กทรอนิกส์ [29] ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลได้ทุกประเภท ยกตัวอย่างเช่น ชุดคำ ตัวเลข รูปภาพ วิดีโอ เป็นต้น โดยข้อมูลที่ถูกรวบรวมไว้จะมีความสัมพันธ์กันของข้อมูลอย่างชัดเจน โดยไม่จำเป็นจะต้องมีการเก็บไว้ในแฟ้มข้อมูลเดียวกันหรือแยกเก็บหลายๆ ข้อมูล [30] เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถใช้งานฐานข้อมูลในการค้นหา เพิ่มเติม ลบ และแก้ไขข้อมูลได้อย่างมีประสิทธิภาพ ฐานข้อมูลจำเป็นต้องมีซอฟต์แวร์ในการควบคุมฐานข้อมูล ซึ่งจะเรียกว่า DBMS (Database Management System) หรือระบบจัดการฐานข้อมูล ซึ่งจะช่วยลดการจัดเก็บข้อมูลที่ซ้ำซ้อนและรักษาความถูกต้องของข้อมูลในฐานข้อมูล [31]

### 2.14.1 Firebase

Firebase เป็นบริการฐานข้อมูลออนไลน์จาก Google โดยมีลักษณะของเก็บข้อมูลแบบ NoSQL คือ จะไม่มีการใช้ภาษา SQL ในการจัดการข้อมูล แต่จะทำการออกแบบการเก็บข้อมูลให้มีความยืดหยุ่นตามลักษณะของข้อมูลที่ต้องการเก็บบนฐานข้อมูล ซึ่งบริการดังกล่าวนี้ยังสามารถจัดการในส่วน Backend หรือ Server Side เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของกระบวนการทำงาน ลด

ระยะเวลา ลดค่าใช้จ่ายในการทำ Server Side บริการนี้จึงเหมาะสมกับการใช้งานในการพัฒนาอุปกรณ์ IoT (Internet of Things) และการสร้างฐานข้อมูลสำหรับแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ หน้าคอนโซลของ Firebase แสดงในรูปที่ 2.24 [32] โดยบริการหลักของ Firebase จะมีดังต่อไปนี้

1. Authentication คือ บริการในการตรวจสอบการยืนยันตัวตนของผู้ใช้งาน โดยจะสามารถตรวจสอบได้หลากหลายวิธี เช่น อีเมล/รหัสผ่าน, เบอร์โทรศัพท์, บัญชีการใช้งานของ Google, บัญชีการใช้งาน Facebook, บัญชีการใช้งาน Twitter เป็นต้น สามารถตรวจสอบผู้เข้าใช้งานได้ว่า ทำการลงทะเบียนด้วยวิธีการใด, เมื่อใด, เข้าใช้งานในระบบครั้งล่าสุดเมื่อใด

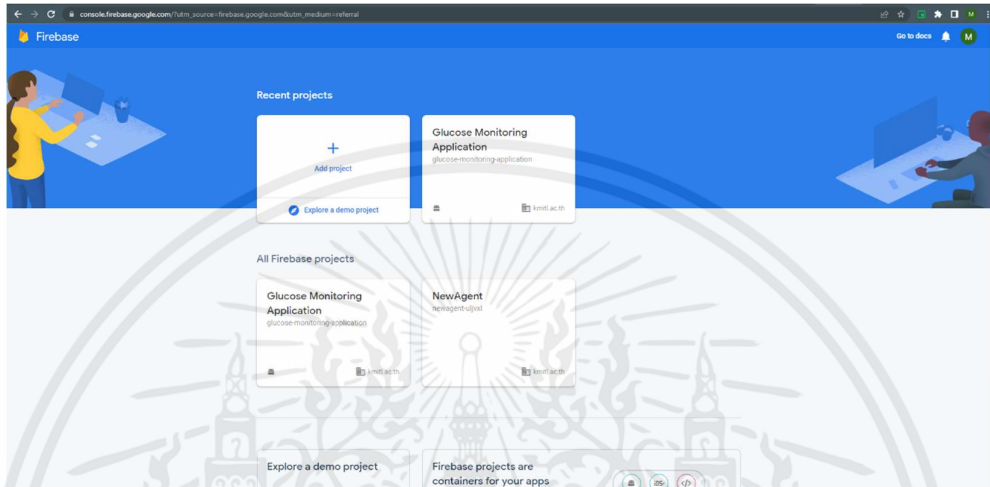
2. Realtime Database คือ บริการฐานข้อมูลแบบ NoSQL ใช้วิธีการเก็บข้อมูลเป็น JSON Tree ขนาดใหญ่ สามารถทำการเชื่อมต่อสถานะข้ามลูกข่าย (Client) ได้แบบ Realtime กล่าวคือ ระบบสามารถทำการเชื่อมต่อข้อมูลระหว่างฐานข้อมูลและอุปกรณ์ที่ต้องการใช้งาน โดยเมื่อมีการอัปเดตข้อมูลในฝั่งใดฝั่งหนึ่ง ข้อมูลก็จะถูกอัปเดตทั้งสองข้างให้มีข้อมูลที่ตรงกันทันที อีกทั้งยังสามารถทำงานแบบออฟไลน์ได้ทั้งแอปพลิเคชันระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์และ IOS

3. Cloud Firestore คือ บริการฐานข้อมูลแบบ NoSQL ในลักษณะ Document Database ที่จะช่วยให้การออกแบบฐานข้อมูลมีความสะดวกสบาย และรองรับการจัดเก็บข้อมูลได้หลากหลายรูปแบบและยืดหยุ่นมากกว่าบริการแบบ Firebase Realtime Database แต่ยังคงข้อดีของ Firebase Realtime Database ในการเชื่อมต่อสถานะข้ามลูกข่าย (Client)

4. Hosting คือ บริการฝากไฟล์ Static เช่น HTML, CSS, JS, JPG (ไม่รองรับ PHP ซึ่งมีลักษณะไฟล์เป็นแบบ Dynamic) เพื่อให้บุคคลอื่นเข้าถึงการใช้งานเว็บของผู้สร้างได้ นิยมใช้ในการฝากไฟล์ที่ได้จากการสร้าง JavaScript Framework ต่างๆ หรือไฟล์ที่เขียนขึ้นมาเอง รวมถึง CDN และ SSL เพื่อให้ผู้ใช้งานได้รับประสบการณ์การใช้งานที่รวดเร็วและปลอดภัยเชื่อถือได้

5. Cloud Function คือ บริการสำหรับ Function ที่พัฒนาด้วย JavaScript หรือ TypeScript เพื่อทำงานตาม Trigger ที่เกิดขึ้นบน Firebase เช่น ถ้า Database ถูกเขียน (Realtime Database Triggers) ให้ฟังก์ชันคืนค่า HTML กลับไป (ใช้ทำ REST API) หรือ ถ้าแอปพลิเคชันมีปัญหา (Catalytic Triggers) ให้ส่งข้อความแจ้งเตือนไปที่ Slack

6. Cloud Storage คือ บริการเก็บไฟล์ข้อมูล, ไฟล์เสียง, วิดีโอ เพื่อใช้งานบนแอปพลิเคชัน เช่น รูปโปรไฟล์ของผู้ใช้งาน, วิดีโอในการสอนการใช้งานโปรแกรม เป็นต้น



รูปที่ 2.24 หน้าคอนโซลของ Firebase

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

### การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์

#### 3.1 การออกแบบ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำ ด้วยกระบวนการเชิงแสง โดยอาศัยการวิเคราะห์หาค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากสัญญาณ PPG ระบบที่นำเสนอแสดงได้ดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.1 ซึ่งสามารถอธิบายการทำงานของระบบได้ดังนี้คือ ข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสงจะถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อทำการประมวลผลหาค่าระดับน้ำตาลในเลือด จากนั้นข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดที่ได้จะถูกส่งแบบไร้สายไปยังฐานข้อมูลและแสดงผลบนแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ตามลำดับ ซึ่งรายละเอียดการออกแบบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสงมีดังนี้

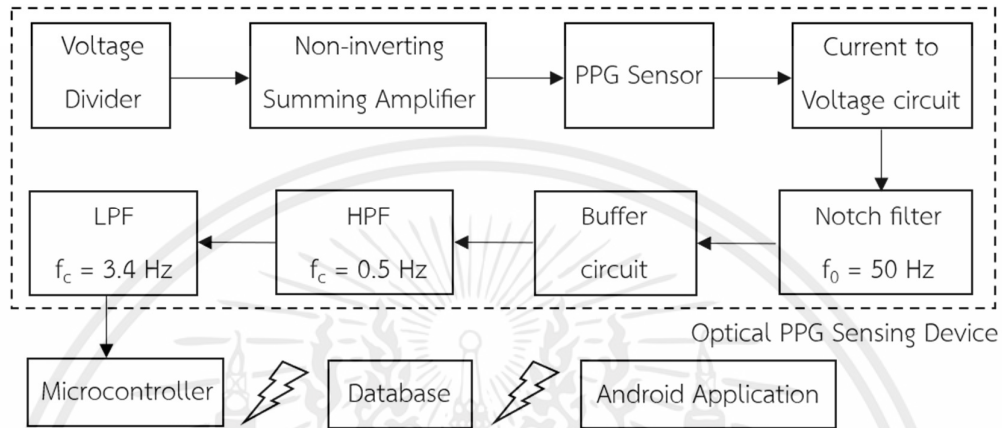


รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงภาพรวมการทำงานของระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรูก้ำด้วยกระบวนการเชิงแสง

##### 3.1.1 การออกแบบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

ในส่วนนี้จะเป็นส่วนของการออกแบบอุปกรณ์เพื่อวัดค่าสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง ซึ่งสามารถแสดงส่วนประกอบได้ดังรูปที่ 3.2 โดยเริ่มจากนำเอาต์พุตของวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าไปผ่านวงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟสเพื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับโพรบวัดแสง จากนั้นทำการรับสัญญาณ PPG จากโพรบวัดแสง ทำการแปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดันไฟฟ้า นำไปผ่านวงจร Notch Filter ที่ความถี่ศูนย์กลางของแถบความถี่หยุด 50 Hz จากนั้นนำไปผ่านวงจรบัพเฟอร์แล้วจึงกรองความถี่สูงผ่านที่ความถี่ตัด 0.5 Hz และกรองความถี่ต่ำ

ผ่านที่ความถี่ตัด 3.4 Hz จากนั้นทำการรับค่าสัญญาณเอาต์พุตด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อนำไปประมวลผลต่อไป ซึ่งการออกแบบวงจรต่างๆ แสดงตามลำดับดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

### 3.1.1.1 การออกแบบวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า

ในการออกแบบวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า ผู้จัดทำต้องการสร้างสัญญาณพัลส์ที่มีแอมพลิจูดขนาด  $70 \text{ mV}_{pp}$  จากสัญญาณพัลส์ที่มีแอมพลิจูดขนาด  $3.3 \text{ V}_{pp}$  เพื่อสร้างสัญญาณควบคุมให้กับโพรบวัดแสง โดยผู้จัดทำเลือกใช้ค่าตัวต้านทาน  $R_2$  ขนาด  $150 \Omega$  ดังนั้นคำนวณหาค่าตัวต้านทาน  $R_1$  จากสมการที่ (2.14) นั่นคือ

$$0.07 = \left( \frac{150}{R_1 + 150} \right) 3.3$$

$$R_1 = 6.921 \text{ k}\Omega$$

และผู้จัดทำต้องการสร้างสัญญาณไฟตรงขนาด  $2.5 \text{ V}_{pp}$  จากสัญญาณไฟตรงขนาด  $5 \text{ V}_{pp}$  เพื่อจ่ายให้กับโพรบวัดแสงและใช้เป็นแรงดันไฟฟ้าอ้างอิงของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟและวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟ โดยผู้จัดทำเลือกใช้ค่าตัวต้านทาน  $R_2$  ขนาด  $1 \text{ k}\Omega$  ดังนั้นคำนวณหาตัวต้านทาน  $R_1$  ได้ดังนี้

$$2.5 = \frac{(1 \times 10^3)}{R_1 + (1 \times 10^3)} \cdot 5$$

$$R_1 = 1 \text{ k}\Omega$$

### 3.1.1.2 การออกแบบวงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟส

ในการออกแบบวงจรขยายสัญญาณผลรวมแรงดันแบบไม่กลับเฟส ผู้จัดทำต้องการรวมสัญญาณพัลส์ที่มีแอมพลิจูดขนาด  $70 \text{ mV}_{pp}$  เข้ากับสัญญาณไฟตรงขนาด  $2.5 \text{ V}_{pp}$  เพื่อจ่ายให้กับโพรบวัดแสง โดยในวงจรนี้ผู้จัดทำเลือกใช้ค่าตัวต้านทาน  $R_1$  และ  $R_2$  มีค่าเท่ากันโดยมีขนาด  $1 \text{ k}\Omega$  และจากสมการที่ (2.15) และ (2.16) จะได้

$$V_{out} = \frac{V_1 + V_2}{2} \left( 1 + \frac{R_f}{R_i} \right) \quad (3.1)$$

กำหนดให้อัตราขยายรวมของวงจรมีค่าเท่ากับ 1 หรือ  $V_{out} = V_1 + V_2$  จากสมการที่ (3.1) จะได้ว่า

$$V_{out} = \frac{V_{out}}{2} \left( 1 + \frac{R_f}{R_i} \right)$$

$$2 = 1 + \frac{R_f}{R_i}$$

$$R_f = R_i$$

โดยเลือกค่าให้  $R_i$  เท่ากับ  $1 \text{ k}\Omega$  ดังนั้น  $R_f$  จึงมีค่าเท่ากับ  $1 \text{ k}\Omega$  ด้วยเช่นกัน

### 3.1.1.3 การออกแบบวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันไฟฟ้า

เนื่องจากสัญญาณ PPG ที่วัดได้ด้วยกระบวนการเชิงแสงนั้นจะอยู่ในรูปของกระแสไฟฟ้า ดังนั้นจึงต้องทำการแปลงให้เป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าโดยใช้วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันไฟฟ้า ในการออกแบบนั้นกำหนดให้ความถี่ตัดมีค่า  $2 \text{ kHz}$  โดยเลือกใช้ตัวเก็บประจุขนาด  $97 \text{ pF}$  และตัวต้านทานขนาด  $820 \text{ k}\Omega$  สามารถแสดงผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันที่ทำการออกแบบได้ดังสมการที่ (3.2) และ (3.3) ตามลำดับ

$$|H(j\omega)| = \frac{820 \times 10^3}{\sqrt{1 + (6.33 \times 10^{-9})^2 \omega^2}} \quad (3.2)$$

$$\angle H(j\omega) = -\tan^{-1}(76.54 \times 10^{-6} \omega) \quad (3.3)$$

#### 3.1.1.4 การออกแบบวงจร Notch Filter

ในการออกแบบวงจร Notch Filter ผู้จัดทำกำหนดความถี่ศูนย์กลางของแถบความถี่หยุดที่ 50 Hz ซึ่งเป็นความถี่ของไฟ 220 V ที่เป็นสัญญาณรบกวนที่ต้องการกำจัด โดยได้เลือกใช้ตัวเก็บประจุขนาด 68 nF ซึ่งจากสมการที่ (2.4) จะสามารถหาค่าความต้านทานได้ดังนี้

$$R = \frac{1}{\omega_c C}$$

$$= \frac{1}{2\pi \times 50 \times 68 \times 10^{-9}}$$

$$R = 46.810 \text{ k}\Omega$$

จากการคำนวณได้ค่าความต้านทาน 46.810 kΩ ผู้จัดทำจึงเลือกใช้ตัวต้านทานขนาด 47 kΩ ค่า K ที่ใส่เข้าค่า 1 จะทำให้ Bandwidth แคบ อย่างไรก็ตามการลดค่า Bandwidth จะมีผลทำให้กำลังขยายของสัญญาณที่ความถี่ 50 Hz เพิ่มขึ้น ดังนั้นผู้จัดทำจึงเลือกใช้ค่า  $R_5$  มีค่า 750 Ω และค่า  $R_6$  มีค่า 24 kΩ โดยค่า K สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (3.4)

$$K = \frac{R_6}{R_5 + R_6}$$

$$= \frac{24 \times 10^3}{(24 \times 10^3) + 750}$$

$$K = 0.970 \quad (3.4)$$

#### 3.1.1.5 การออกแบบวงจรบัฟเฟอร์

เนื่องจากสัญญาณเอาต์พุต PPG ถูกเปลี่ยนเป็นแรงดันไฟฟ้า ผู้จัดทำจึงต่อวงจรบัฟเฟอร์เข้าไประหว่างวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดันและ IR-LED เพื่อป้องกันการเกิดปัญหา

Loading Effect เพื่อให้สัญญาณแรงดันไฟฟ้าถูกส่งต่อไปยังส่วนต่อไปของระบบได้ ซึ่งวงจรบัพเฟอร์จะไม่ส่งผลกระทบต่อขนาดและเฟส ทำให้ได้สัญญาณเอาต์พุตที่ได้ยังคงขนาดและเฟสดังเดิม

### 3.1.1.6 การออกแบบวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ

ในการออกแบบวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ ผู้จัดทำกำหนดความถี่ตัดที่ 0.5 Hz และกำหนดตัวเก็บประจุให้เป็นตัวเก็บประจุแบบมีขั้วที่มีค่า 4.7  $\mu\text{F}$  ดังนั้นคำนวณหาค่าความต้านทานจากสมการที่ (2.4) จะได้

$$R = \frac{1}{\omega_c C}$$

$$= \frac{1}{2\pi \times 0.5 \times 4.7 \times 10^{-6}}$$

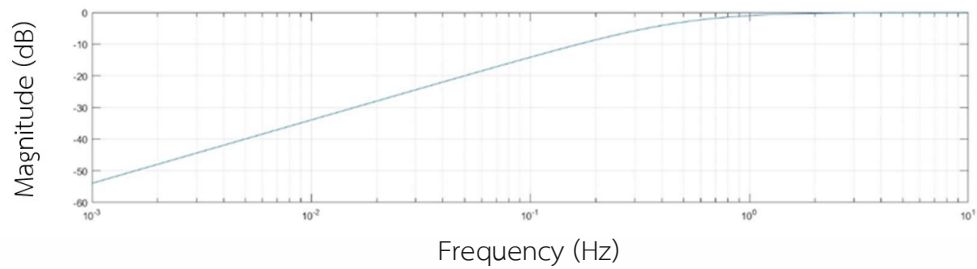
$$R = 67.725 \text{ k}\Omega$$

จากการคำนวณข้างต้นได้ค่าตัวความต้านทานไฟฟ้า 67.725  $\text{k}\Omega$  ผู้จัดทำจึงเลือกใช้ค่าตัวต้านทานขนาด 68  $\text{k}\Omega$  เมื่อกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าเท่ากับ 68  $\text{k}\Omega$  และตัวเก็บประจุไฟฟ้าเท่ากับ 4.7  $\mu\text{F}$  สามารถแสดงฟังก์ชันการตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรที่ออกแบบได้ดังสมการที่ (3.5) และ (3.6)

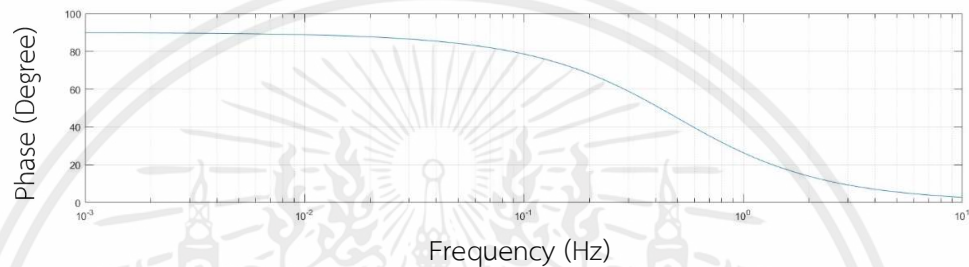
$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{1}{0.102\omega^2}}} \quad (3.5)$$

$$\angle H(j\omega) = -\tan^{-1}\left(\frac{-1}{0.3196\omega}\right) \quad (3.6)$$

สามารถแสดงผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสทางทฤษฎีของวงจรโดยใช้โปรแกรม MATLAB R2021b ได้ดังรูปที่ 3.3



(a)



(b)

รูปที่ 3.3 ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟส  
ของวงจรกรองความถี่สูงผ่านทางทฤษฎี

### 3.1.1.7 การออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ

ในการออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ ผู้จัดทำกำหนด  
ค่าตัวเก็บประจุไฟฟ้าเท่ากับ 100 nF ความถี่ตัด 3.4 Hz และคำนวณหาค่าความต้านทานของวงจร  
ได้จาก

$$R_f = \frac{1}{\omega_c C}$$

$$= \frac{1}{2\pi \times 3.4 \times 100 \times 10^{-9}}$$

$$R_f = 468.103 \text{ k}\Omega$$

จากการคำนวณได้ค่าความต้านทานของวงจรความถี่ต่ำผ่านเท่ากับ 468.103 kΩ ผู้จัดทำจึง  
เลือกใช้ตัวต้านทานขนาด 470 kΩ เมื่อกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าเท่ากับ 470 kΩ และตัว  
เก็บประจุไฟฟ้าเท่ากับ 100 nF จะได้ค่าอัตราขยายของวงจรเป็น

$$A_v = 1 + \frac{470 \times 10^3}{39 \times 10^3}$$

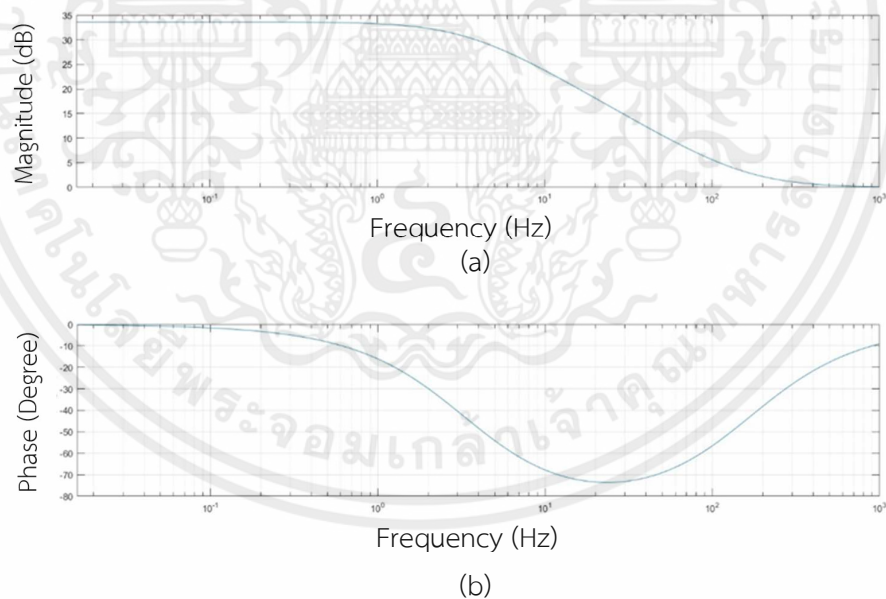
$$A_v = 12 \text{ เท่า}$$

ผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ทำการออกแบบเป็นไป  
ดังสมการที่ (3.7) และ (3.8) ตามลำดับ

$$|H(j\omega)| = 12 \left( \frac{1}{\sqrt{1 + (2.209 \times 10^{-3})^2 \omega^2}} \right) \quad (3.7)$$

$$\angle H(j\omega) = -\tan^{-1}(0.047\omega) \quad (3.8)$$

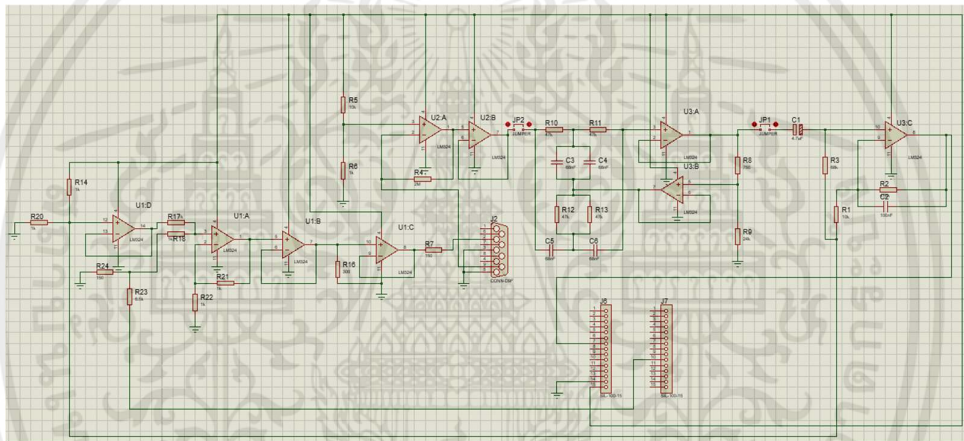
กราฟผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟทางทฤษฎี  
คำนวณด้วยโปรแกรม MATLAB R2021b สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.4



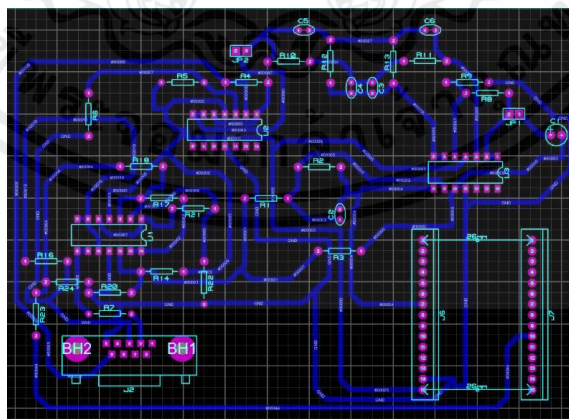
รูปที่ 3.4 ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟส  
ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟทางทฤษฎี

### 3.1.1.8 การออกแบบวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

ผู้จัดทำออกแบบ Schematic และแผ่น Printed Circuit Board (PCB) วงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง แสดงดังรูปที่ 3.5 และรูปที่ 3.6 ตามลำดับ วงจรรวมดังกล่าวประกอบด้วย วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า, วงจรขยายสัญญาณผลรวมแบบไม่กลับเฟส, วงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน, วงจร Notch Filter, วงจรบัฟเฟอร์, วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ และวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟ ตามรายละเอียดในหัวข้อ 3.1.1.1-3.1.1.7



รูปที่ 3.5 Schematic ของวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

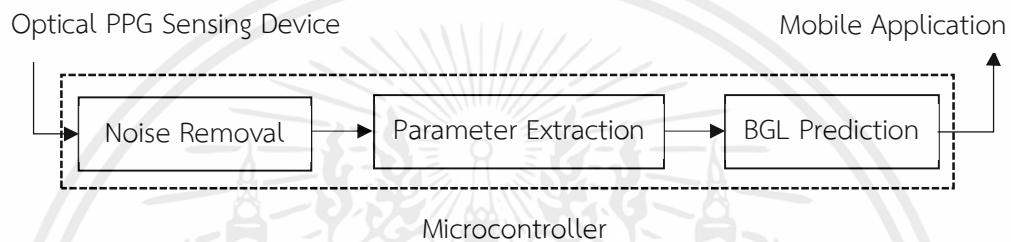


รูปที่ 3.6 แผ่น PCB ของวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.2 การออกแบบการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

ในส่วนของขั้นตอนการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ ผู้จัดทำได้ทำการออกแบบ โดยแบ่งการทำงานออกเป็น 3 ส่วน คือ ส่วนการกรองสัญญาณ ส่วนการคำนวณค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ และส่วนการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด แสดงดังรูปที่ 3.7 โดยมีรายละเอียดการออกแบบดังนี้



รูปที่ 3.7 ขั้นตอนการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

#### 3.1.2.1 การออกแบบวงจรกำจัดสัญญาณรบกวนแบบอิมพัลส์

เนื่องจากในการออกแบบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง พบว่าสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ยังมีสัญญาณรบกวนลักษณะคล้ายอิมพัลส์ (Impulse noise) ที่มีขนาดสูงกว่าแอมพลิจูดของสัญญาณ PPG ปรากฏซ้อนอยู่บนสัญญาณ PPG ผู้จัดทำจึงทำการออกแบบวงจรกรองสัญญาณที่สามารถกำจัดค่าของสัญญาณรบกวนดังกล่าว โดยใช้สมมติฐานว่าสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นเป็นสัญญาณอิมพัลส์ ที่เกิดขึ้นเพียง 1 จุดเวลา และไม่อยู่ติดกัน โดยพิจารณาอัตราการเปลี่ยนแปลงค่าต่อจุดของสัญญาณ อธิบายขั้นตอนได้ดังนี้

1. หาค่าอัตราการเปลี่ยนแปลงค่าต่อจุดของสัญญาณจากสมการที่ (3.9) เมื่อ  $j = 1, 2, 3, \dots, M$

$$ds_j = s_j - s_{j-1} \quad (3.9)$$

เมื่อ  $ds_j$  คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงค่าต่อจุดของสัญญาณ PPG ณ จุดที่  $j$

$s_j$  คือ แอมพลิจูดของสัญญาณ PPG จุดที่  $j$  และให้  $s_0 = s_1$

$M$  คือ จำนวนจุดข้อมูลสัญญาณ PPG

2. หาค่าแห่งของสัญญาณที่มีขนาดของอัตราการเปลี่ยนแปลงค่าต่อจุดสูงสุด 40 อันดับแรก
3. จับคู่ตำแหน่งที่มีค่าติดกัน ซึ่งแสดงถึงสัญญาณรบกวน 1 จุด แล้วเลือกตำแหน่งที่มีค่าน้อยกว่าของแต่ละคู่ไปพิจารณา
4. แทนค่าจุดข้อมูล  $s_k$  เมื่อ  $k$  คือค่าตำแหน่งที่ได้จากข้อ 3 ด้วยค่าเฉลี่ยของจุดข้อมูลที่อยู่ติดกันจะได้เป็นสมการที่ (3.10) เพื่อนำไปใช้ในการแทนค่าในจุดข้อมูลที่มีสัญญาณรบกวน

$$s_k = \frac{s_{k+1} + s_{k-1}}{2} \quad (3.10)$$

### 3.1.2.2 การออกแบบวิธีการประมวลผลสัญญาณ PPG

สัญญาณ PPG ที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง จะถูกส่งไปประมวลผลโดยไม่โครคอนโทรลเลอร์ เพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด โดยเริ่มจากการนำสัญญาณ PPG มาวิเคราะห์เพื่อคำนวณหาพารามิเตอร์ต่างๆ ของสัญญาณในโดเมนเวลา ซึ่งในการวิเคราะห์จะใช้ชุดข้อมูลจาก 2 แหล่งที่มา คือ

1. ชุดข้อมูลสัญญาณ PPG และระดับน้ำตาลในเลือดจากงานวิจัย [33]
2. ชุดข้อมูลสัญญาณ PPG ที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสงที่ออกแบบและพัฒนาขึ้น ควบคู่กับระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงที่วัดจากอุปกรณ์วัดแบบเจาะเลือด สำหรับพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่เลือกนำมาวิเคราะห์เพื่อหาค่าระดับน้ำตาลในเลือด ได้แก่

1. ค่าแอมพลิจูดสูงสุดถึงต่ำสุดเฉลี่ยของสัญญาณแต่ละพีค ( $V_{pp}$ )
2. คาบเวลาเฉลี่ยระหว่างพีค ( $T_{pp}$ )
3. ค่าแอมพลิจูดสูงสุด ( $V_{max}$ )
4. ค่าแอมพลิจูดต่ำสุด ( $V_{min}$ )
5. ค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณ ( $P_{av}$ )
6. ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณ ( $SD$ )

พารามิเตอร์ที่ 1-4 สามารถคำนวณได้จากรูปคลื่นของสัญญาณ PPG แสดงดังรูปที่ 3.8 ส่วนพารามิเตอร์ที่ 5 และ 6 สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (3.11) และ (3.12) ตามลำดับ [34]

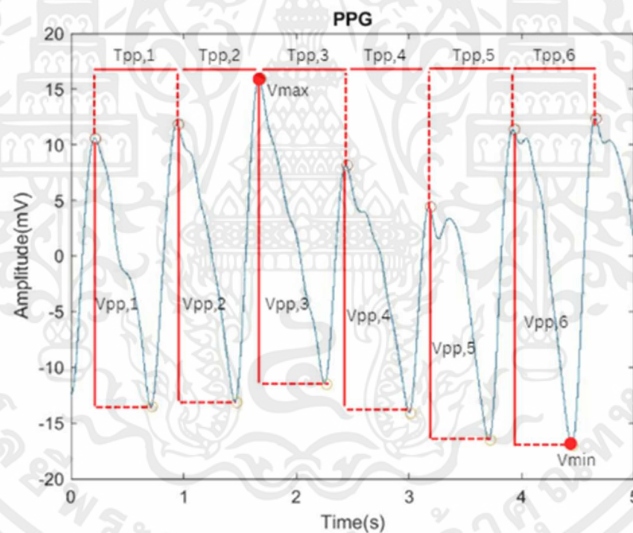
$$P_{av} = \frac{\sum_{j=1}^M (s_j)^2}{M} \quad (3.11)$$

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^M (s_j - \mu_s)^2}{M}} \quad (3.12)$$

เมื่อ  $s_j$  คือ จุดข้อมูลที่  $j$  ของสัญญาณ PPG,  $j = 1, \dots, M$

$M$  คือ จำนวนจุดข้อมูลทั้งหมด

$\mu_s = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M s_j$  คือ ค่าเฉลี่ยของตัวอย่างข้อมูล



รูปที่ 3.8 สัญญาณ PPG และพารามิเตอร์ที่ 1-4 ของสัญญาณ

นอกจากจะใช้ค่าพารามิเตอร์ทั้ง 6 ค่าโดยตรงแล้ว ผู้จัดทำยังได้คำนวณค่าองค์ประกอบหลัก และค่าตัวแปรแฝงของพารามิเตอร์เหล่านี้ และนำตัวแปรทั้งสามแบบมาคำนวณหาความสัมพันธ์กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้วิธีการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นโดยมีรายละเอียดดังนี้

เมื่อทำการหาค่าพารามิเตอร์ที่สนใจจากสัญญาณ PPG ได้แล้ว จะนำค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวมาคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงด้วยสมการที่ (2.17) พารามิเตอร์ที่มีขนาดค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูงสุด 2 ลำดับแรก จะถูกนำมาพิจารณาเพื่อหาค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 และตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของพารามิเตอร์ดังกล่าว เพื่อใช้เป็นตัวแปรอิสระในการคำนวณหาสมการการถดถอยแบบเชิงเส้นตัวแปรเดียวสำหรับทำนายค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปรียบเทียบความแม่นยำในการทำนายค่าระดับน้ำตาลในเลือดด้วยพารามิเตอร์ทั้งสองและตัวแปรทั้ง 2 ชนิด สมการการถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียวสำหรับทำนายค่าระดับน้ำตาลในเลือด แสดงดังสมการที่ (3.13)

$$\hat{y} = b_0 + b_1x \quad (3.13)$$

เมื่อ  $\hat{y}$  คือ ค่าประมาณของระดับน้ำตาลในเลือด

$x$  คือ ค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่เลือก, ค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 หรือค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1

$b_0$  คือ ค่าคงที่

$b_1$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของ  $x$

การคำนวณหาค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ทำได้ตามวิธีการในหัวข้อ 2.10 โดยเลือกหาองค์ประกอบหลักที่มีค่าความแปรปรวนสูงสุด และการคำนวณตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ทำได้โดยใช้สมการที่ (2.25) ในหัวข้อที่ 2.11

เมื่อใช้วิธีการกำลังน้อยที่สุดทั่วไปในการคำนวณจะสามารถหาค่า  $b_0$  และ  $b_1$  ได้ โดยการกำหนดให้สมการอนุพันธ์ผลรวมกำลังสองของค่าหลงเหลือเทียบกับ  $b_0$  และ  $b_1$  มีค่าเท่ากับ 0 ทำการเทียบสมการอนุพันธ์ผลรวมกำลังสองของค่าหลงเหลือ โดยกำหนดให้  $\frac{\partial}{\partial b_0} = 0$  จะได้

$$\begin{aligned}
\frac{\partial}{\partial b_0} \sum_{i=1}^N e_i^2 &= \frac{\partial}{\partial b_0} \sum_{i=1}^N (y_i - (b_0 + (b_1 x_i)))^2 = 0 \\
0 &= \sum_{i=1}^N \frac{\partial}{\partial b_0} (y_i - b_0 - b_1 x_i)^2 \\
0 &= \sum_{i=1}^N (y_i - b_0 - b_1 x_i)(-1) \\
0 &= \sum_{i=1}^N y_i - N \cdot b_0 - b_1 \sum_{i=1}^N x_i \\
\frac{N \cdot b_0}{N} &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i - \frac{1}{N} b_1 \sum_{i=1}^N x_i
\end{aligned}$$

จาก  $\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$  และ  $\mu_y = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i$

ดังนั้นจะหาค่า  $b_0$  ได้จาก

$$b_0 = \mu_y + b_1 \mu_x \quad (3.14)$$

ในการทำงานเดียวกันทำการหาค่า  $b_1$  จากการเทียบสมการอนุพันธ์รวมกำลังสองของค่าหลงเหลือ โดยกำหนดให้  $\frac{\partial}{\partial b_1} = 0$  ทำการแก้สมการอนุพันธ์จะได้

$$\begin{aligned}
\frac{\partial}{\partial b_1} \sum_{i=1}^N e_i^2 &= \frac{\partial}{\partial b_1} \sum_{i=1}^N (y_i - (b_0 + (b_1 x_i)))^2 = 0 \\
0 &= \sum_{i=1}^N \frac{\partial}{\partial b_1} (y_i - b_0 - b_1 x_i)^2 \\
0 &= \sum_{i=1}^N (2) \cdot (y_i - b_0 - b_1 x_i) \cdot (-x_i) \\
0 &= \sum_{i=1}^N (y_i - b_0 - b_1 x_i) \cdot (x_i)
\end{aligned}$$

แทนค่า  $b_0$  จากสมการที่ (3.14) จะเขียนได้เป็น

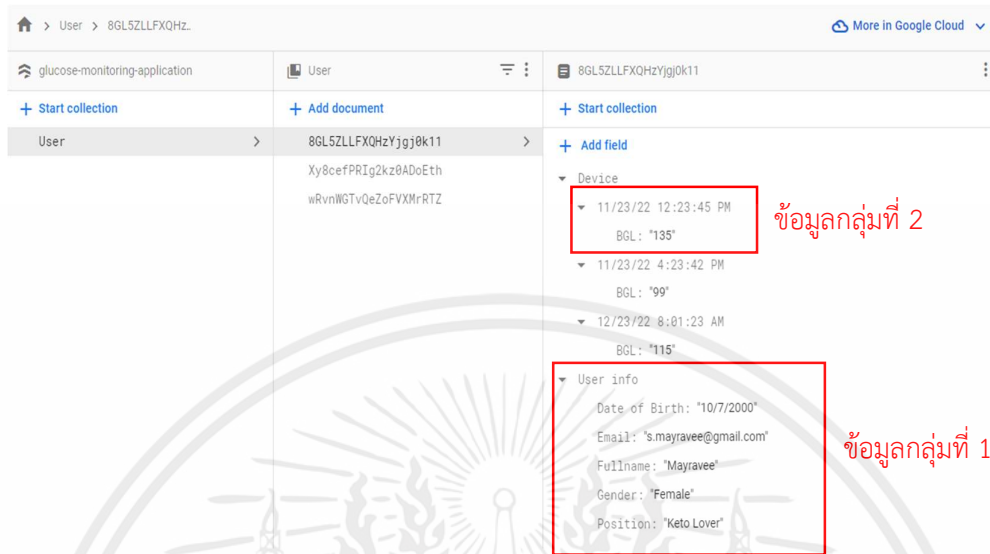
$$\begin{aligned}
0 &= \sum_{i=1}^N (y_i - (\mu_y + b_1 \mu_x) - b_1 x_i) \cdot (x_i) \\
0 &= \sum_{i=1}^N (y_i x_i - \mu_y x_i + b_1 \mu_x x_i - b_1 x_i^2) \\
0 &= \sum_{i=1}^N x_i y_i - \mu_y \sum_{i=1}^N x_i + b_1 \mu_x \sum_{i=1}^N x_i - b_1 \sum_{i=1}^N x_i^2 \\
b_1 \left( \sum_{i=1}^N x_i^2 - \sum_{i=1}^N x_i \right) &= \sum_{i=1}^N x_i y_i - \mu_y \sum_{i=1}^N x_i \\
b_1 &= \frac{\left( \sum_{i=1}^N x_i y_i \right) - N \mu_x \mu_y}{\left( \sum_{i=1}^N x_i^2 \right) - N \mu_x^2} \\
\text{ดังนั้นจะได้} \quad b_1 &= \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)}{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2} \tag{3.15}
\end{aligned}$$

แล้วจึงนำค่าที่ได้จากสมการที่ (3.14) และ (3.15) ไปใช้ในสมการที่ (3.13) ต่อไป

### 3.1.3 การออกแบบระบบการจัดการฐานข้อมูล

ข้อมูลส่วนตัวและระดับน้ำตาลในเลือดของผู้ใช้งานจะถูกจัดเก็บไว้ในระบบฐานข้อมูลซึ่งในปฏิญานิพนธ์นี้ได้เลือกใช้บริการ Firebase จาก Google โดยเลือกใช้งานในส่วนของ Firebase Cloud Firestore ที่มีลักษณะการเก็บข้อมูลแบบ NoSQL แบบ Document Database ซึ่งมีความเหมาะสมกับปฏิญานิพนธ์นี้ โดยข้อมูลของผู้ใช้งานจะถูกจัดเก็บใน Cloud Firestore รวมถึงในส่วนของชื่ออีเมลและรหัสผ่านสำหรับการเข้าระบบจะถูกเก็บไว้ในระบบ Firebase Authentication ที่มี UserID กำกับไว้เพื่อประโยชน์ในการเรียกใช้และเข้าถึงข้อมูลต่อไป

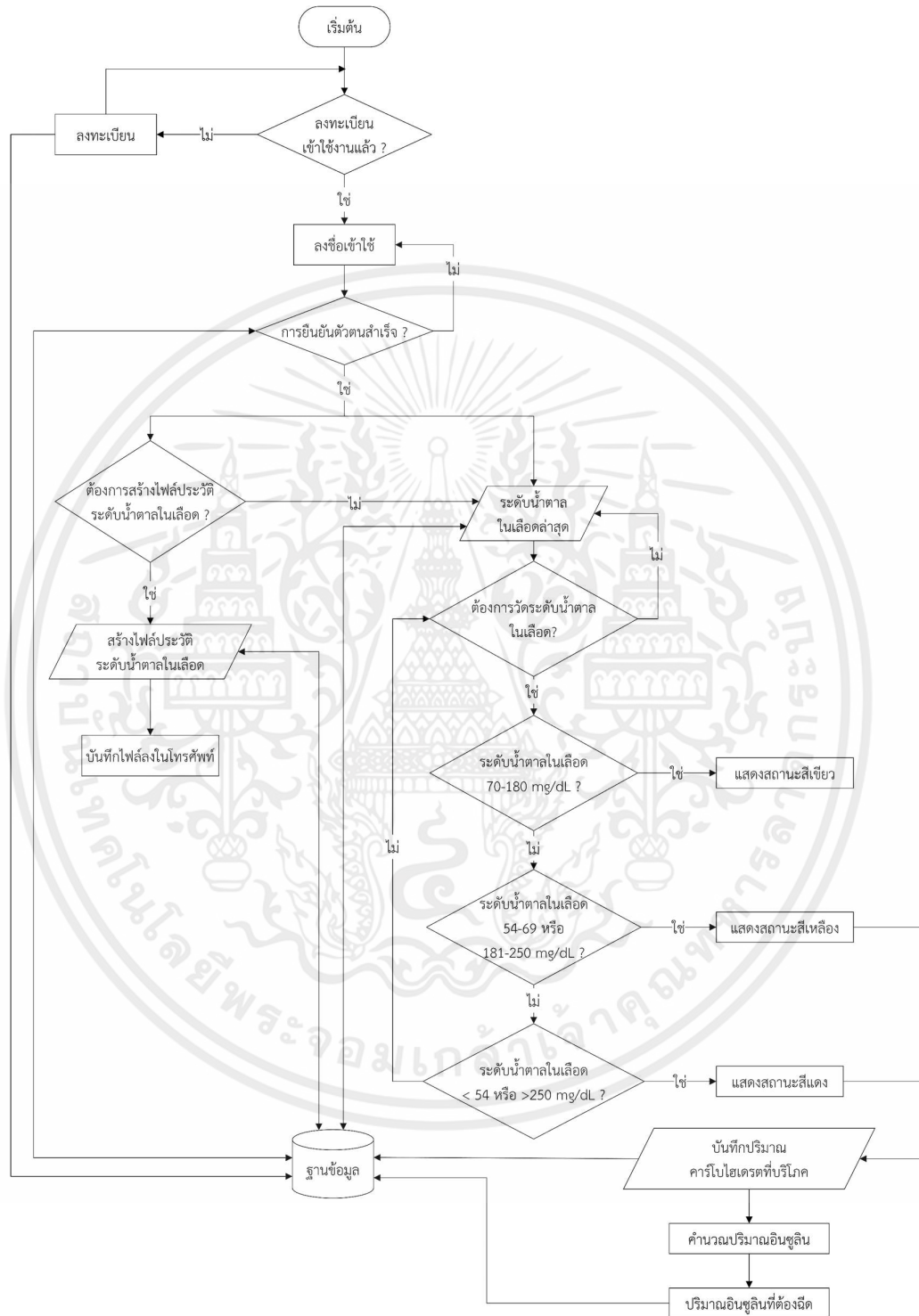
ผู้จัดทำได้ทำการออกแบบฐานข้อมูลของผู้ใช้งาน (User) เก็บใน User Collection ที่แยกออกเป็น 2 Field หลัก คือ 1. ข้อมูลส่วนตัวของผู้ใช้งาน (User information) โดยจะประกอบด้วย Field ย่อย ได้แก่ วันเกิด (Date of Birth), อีเมล (Email), ชื่อจริง (Fullname), เพศ (Gender), ประเภทผู้ใช้งาน (Position) และ 2. ข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดและเวลาที่ทำการวัดระดับน้ำตาลในเลือด ดังแสดงในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 Collection ของผู้ใช้งานในฐานะข้อมูล

### 3.1.4 การออกแบบแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

ในการออกแบบแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ผู้จัดทำได้ทำการสร้างตัวอย่างต้นแบบของแอปพลิเคชันบนเว็บไซต์ Figma เพื่อทำการออกแบบส่วนต่อประสานและประสบการณ์การใช้งานของผู้ใช้ เพื่อให้ได้เห็นภาพรวมของแอปพลิเคชันและการทำงานจริงที่คาดว่าจะเกิดขึ้น เมื่อได้ต้นแบบที่เป็นที่พอใจแล้วจึงนำไปสร้างและพัฒนาในโปรแกรม Android Studio แฝดผังภาพรวมการทำงานและการใช้งานแอปพลิเคชันแสดงดังรูปที่ 3.10 ระบบจะเริ่มต้นเมื่อผู้ใช้งานทำการลงทะเบียนการใช้งานแอปพลิเคชันและทำการเข้าสู่ระบบด้วยอีเมลและรหัสผ่านที่ทำการลงทะเบียนไว้ เมื่อทำการยืนยันตัวตนตามที่ลงทะเบียนไว้สำเร็จผู้ใช้งานจึงจะสามารถเข้าสู่ระบบได้ โดยเมื่อสามารถเข้าสู่ระบบได้แล้วแอปพลิเคชันจะแสดงผลระดับน้ำตาลในเลือดล่าสุดของผู้ใช้งานจากฐานข้อมูลและผู้ใช้งานสามารถส่งวัดค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากแอปพลิเคชันไปยังอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นได้



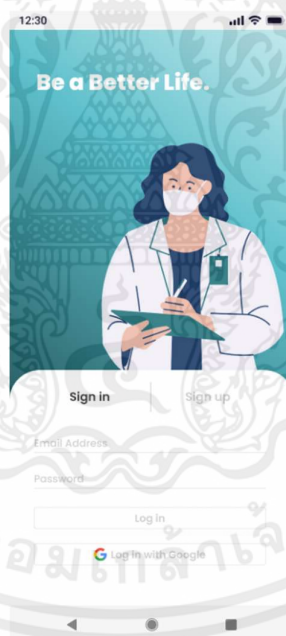
รูปที่ 3.10 แผนผังการทำงานรวมของแอปพลิเคชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแสดงสถานะของระดับน้ำตาลในเลือดจะแสดงผ่านเงื่อนไขที่กำหนดไว้ตามประเภทผู้ใช้งาน หากระดับน้ำตาลในเลือดไม่อยู่ในเกณฑ์เป้าหมาย ผู้ใช้งานต้องทำการเพิ่มข้อมูลปริมาณคาร์โบไฮเดรตเพื่อให้ระบบสามารถนำไปคำนวณหาค่าอินซูลินที่ผู้ใช้งานควรได้รับ รวมทั้งข้อมูลปริมาณคาร์โบไฮเดรตและปริมาณอินซูลินจะถูกจัดเก็บไว้ในฐานข้อมูลด้วยเช่นกัน นอกจากนี้หากผู้ใช้งานต้องการที่จะสร้างประวัติระดับน้ำตาลในเลือดของตนเอง ระบบจะเรียกข้อมูลจากฐานข้อมูลและทำการสร้างไฟล์ประวัติระดับน้ำตาลในเลือดแล้วจึงทำการบันทึกลงในโทรศัพท์ของผู้ใช้งาน

#### 3.1.4.1 หน้าเริ่มต้น

หน้าเริ่มต้นจะประกอบด้วย การลงทะเบียน (Register) และการเข้าสู่ระบบ (Login) ด้วยการใช้อีเมลร่วมกับรหัสผ่านที่ได้ลงทะเบียนไว้ และการเข้าใช้งานด้วยบัญชีการใช้งาน Google และฟังก์ชันในการกรณีสืบรหัสผ่านที่ได้ลงทะเบียนไว้ แสดงดังรูปที่ 3.11

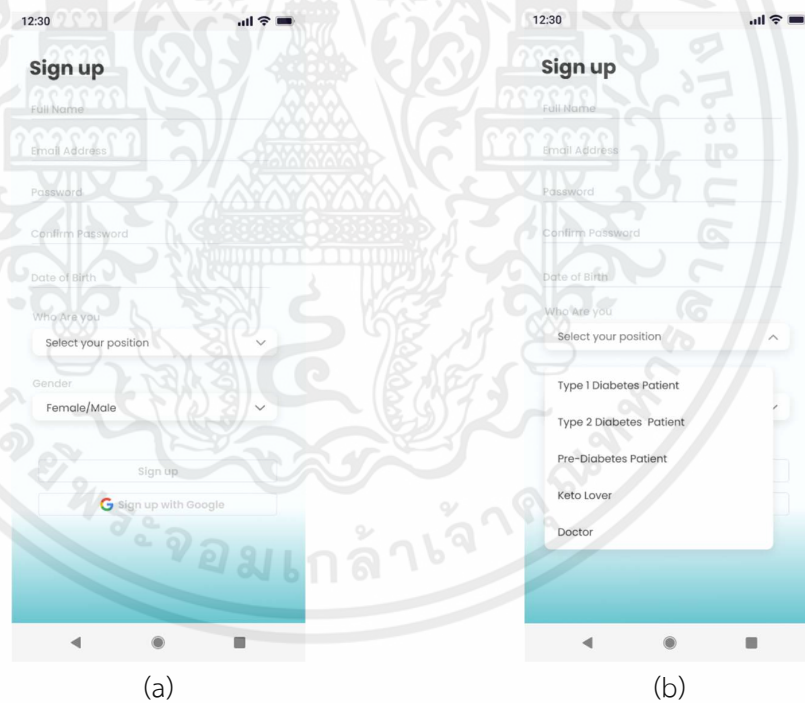


รูปที่ 3.11 หน้าเริ่มต้น

### 3.1.4.2 หน้าลงทะเบียน

หน้าลงทะเบียนจะปรากฏขึ้นหากกดปุ่ม Sign up ที่หน้าเริ่มต้น โดยเมื่อเข้าสู่หน้าลงทะเบียนแล้ว ผู้ใช้งานจำเป็นจะต้องกรอกข้อมูลต่างๆ ได้แก่ ชื่อ-นามสกุล, อีเมล, รหัสผ่าน, วันเกิด, เพศ และประเภทของผู้ใช้งานในหน้าลงทะเบียนดังแสดงในรูปที่ 3.11 และในการกรอกข้อมูลจะมีเงื่อนไขในการลงทะเบียน คือ อีเมลที่ลงทะเบียนจะต้องไม่เคยมีการลงทะเบียนกับแอปพลิเคชันนี้มาก่อน และรหัสผ่านจะต้องมีความยาวไม่น้อยกว่า 6 ตัวอักษร รวมทั้งจำเป็นต้องกรอกข้อมูลครบทุกช่องsss

ตัวเลือกของประเภทของผู้ใช้งานได้แก่ ผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 1 (Type 1 Diabetes Patient), ผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 2 (Type 2 Diabetes Patient), ผู้ป่วยภาวะก่อนเบาหวาน (Pre-Diabetes Patient), ผู้รับประทานอาหารคีโต (Keto Lover) และแพทย์ (Doctor) ดังแสดงในรูปที่ 3.12



(a)

(b)

### รูปที่ 3.12 การลงทะเบียนการใช้งาน

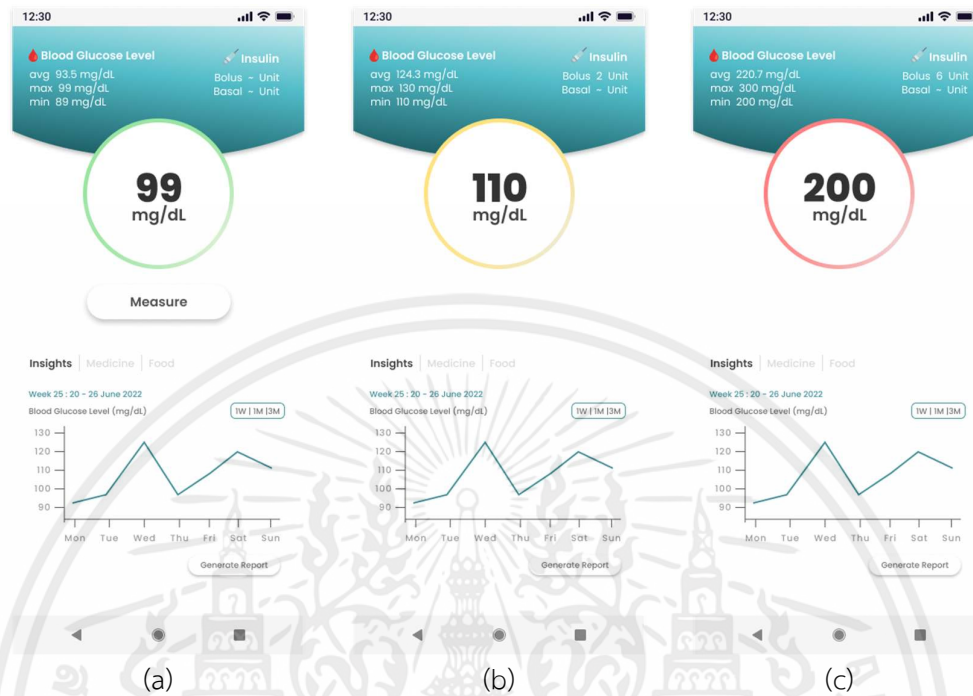
(a) หน้าลงทะเบียน (b) ตัวเลือกประเภทของผู้ใช้งาน

### 3.1.4.3 หน้าหลัก

เมื่อทำการเข้าสู่ระบบด้วยช่องทางที่ลงทะเบียนไว้ได้แล้ว ผู้ใช้งานจะพบกับหน้าหลักที่แสดงข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดครั้งล่าสุดที่ได้ทำการบันทึกไว้ในระบบจากฐานข้อมูลพร้อมระบุภาวะน้ำตาลในเลือดจากค่าที่ได้ทำการบันทึกไว้ คือ ภาวะน้ำตาลในเลือดเป็นปกติ (สีเขียว) ภาวะเสี่ยงต่อระดับน้ำตาลในเลือดสูง (สีเหลือง) และภาวะน้ำตาลในเลือดสูง (สีแดง) ดังตัวอย่างการแสดงผลในรูปที่ 3.13 โดยทำการอ้างอิงจากมาตรฐานการปฏิบัติทางคลินิก [5] เพื่อให้ผู้ใช้ตระหนักถึงระดับน้ำตาลในเลือดของตนเองได้ง่ายมากขึ้นดังนี้

ตารางที่ 3.1 ค่าระดับน้ำตาลอ้างอิงสำหรับการแสดงผลบนหน้าหลัก

ประเภทของผู้ใช้งาน (User Type)	ระดับน้ำตาลในเลือด (มิลลิกรัมต่อเดซิลิตร)		
	เขียว	เหลือง	แดง
ผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 1 (Type 1 Diabetes Patient)	70 – 180	54 – 69 (Hypoglycemia) 181 – 250 (Hyperglycemia)	< 54 (Hypoglycemia) > 250 (Hyperglycemia)
ผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 2 (Type 2 Diabetes Patient)	80 – 130	54 – 79 (Hypoglycemia) 131 – 179 (Hyperglycemia)	< 54 (Hypoglycemia) > 180 (Hyperglycemia)
ผู้ป่วยภาวะก่อนเบาหวาน (Pre-Diabetes Patient) และคนที่รับประทานคีโต (Keto Lover)	60 – 100	54 – 59 (Hypoglycemia) 101 – 126 (Hyperglycemia)	< 54 (Hypoglycemia) > 126 (Hyperglycemia)

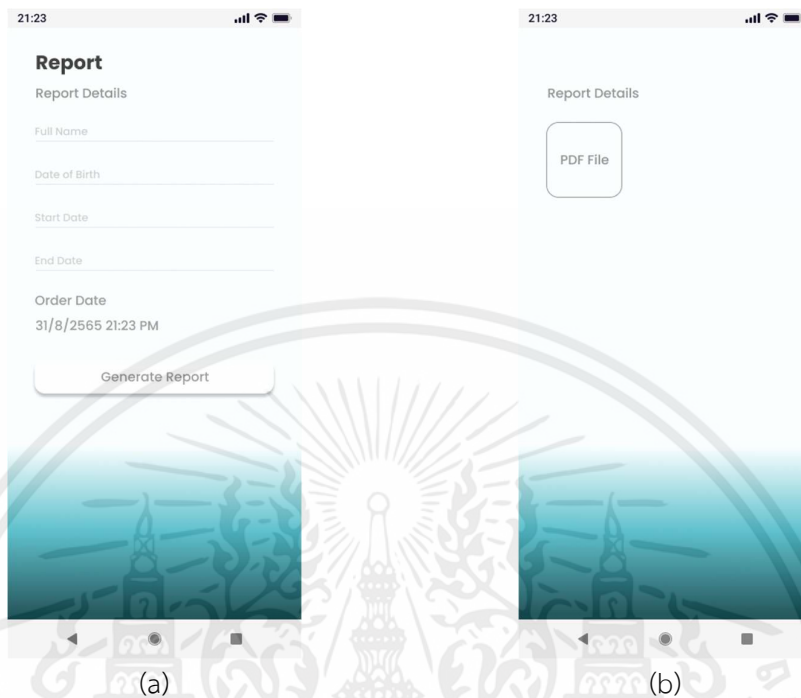


รูปที่ 3.13 ตัวอย่างการแสดงผลค่าระดับน้ำตาลกรณ (a) ภาวะน้ำตาลในเลือดปกติ (b) ภาวะเสี่ยงต่อระดับน้ำตาลในเลือดสูง (c) ภาวะน้ำตาลในเลือดสูง

ทางด้านมุมซ้ายมือของหน้าหลักจะเป็นการแสดงผลค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่มากที่สุด, ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่น้อยที่สุด, และค่าเฉลี่ยของระดับน้ำตาลในเลือดของผู้ใช้งานจากการวัดระดับน้ำตาลในเลือด 9 ครั้งล่าสุด เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถประเมินค่าระดับน้ำตาลในเลือดของตนเองได้ง่ายยิ่งขึ้น ด้านมุมขวามือจะแสดงปริมาณอินซูลินที่ผู้ใช้งานควรได้รับ และด้านล่างจะเป็นกราฟแสดงระดับน้ำตาลในเลือดของผู้ใช้งาน ดังรูปที่ 3.13

#### 3.1.4.4 หน้ากรอกข้อมูลเพื่อขอไฟล์ระดับน้ำตาลในเลือดย้อนหลัง

หน้ากรอกข้อมูลเพื่อขอไฟล์ข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดย้อนหลังจะปรากฏขึ้นเมื่อมีการกดปุ่ม Generate Report จากหน้าหลักของแอปพลิเคชัน โดยข้อมูลของผู้ใช้งานจะถูกดึงมาจากฐานข้อมูล แสดงดังรูปที่ 3.14 เพื่อทำการยืนยันชื่อและนามสกุลที่ถูกต้องที่ต้องการนำค่าระดับน้ำตาลนี้ไปใช้ โดยผู้ใช้งานสามารถดาวน์โหลดไฟล์ pdf ของข้อมูลผลระดับน้ำตาลย้อนหลังได้ภายในแอปพลิเคชัน

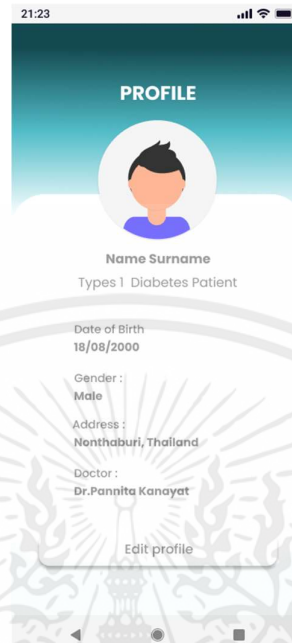


รูปที่ 3.14 การกรอกข้อมูลเพื่อขอไฟล์ระดับน้ำตาลในเลือดย้อนหลัง

(a) หน้ากรอกข้อมูล (b) หน้าดาวน์โหลดไฟล์ pdf

#### 3.1.4.5 หน้าโปรไฟล์ของผู้ใช้งาน

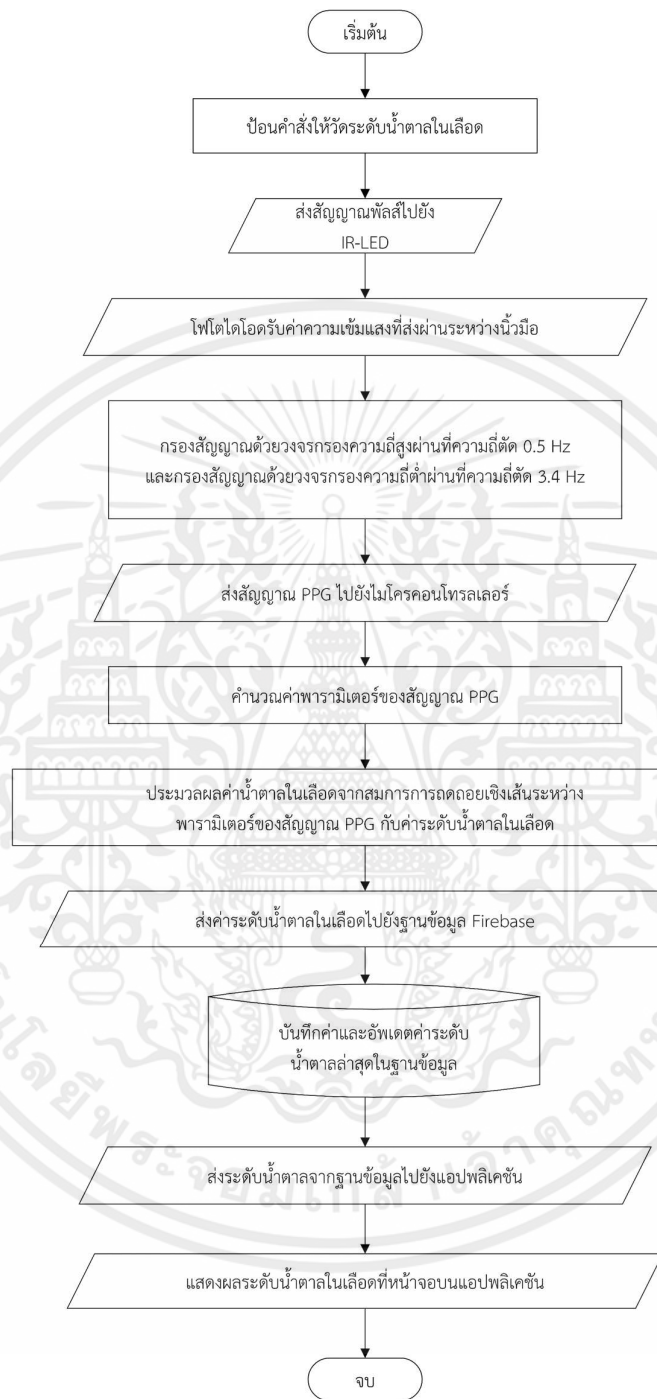
หน้าโปรไฟล์ผู้ใช้งานแสดงดังรูปที่ 3.15 เป็นการแสดงผลข้อมูลส่วนบุคคลของผู้ใช้งานที่ได้ทำการลงทะเบียนไว้ โดยจะประกอบไปด้วย ชื่อ, นามสกุล, วันเกิด, เพศ และประเภทของผู้ใช้งาน ซึ่งในส่วนนี้ผู้ใช้งานสามารถเพิ่มข้อมูลส่วนตัวหรือข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อการรักษาในอนาคตได้ เช่น ชื่อแพทย์ที่ให้การรักษา ประวัติการแพทย์ ที่อยู่ของผู้ใช้งาน โดยข้อมูลส่วนตัวที่ถูกรวบรวมจะถูกรวบรวมไปจัดเก็บและอัปเดตข้อมูลในฐานข้อมูลต่อไป



รูปที่ 3.15 หน้าโปรไฟล์ของผู้ใช้งาน

### 3.1.5 สรุปภาพรวมการทำงานของระบบ

ผู้จัดทำได้ออกแบบขั้นตอนการทำงานของระบบ โดยมีรายละเอียดดังนี้ เมื่อผู้ใช้งานสั่งให้ทำการวัดค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากแอปพลิเคชัน ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งสัญญาณพัลส์ความถี่ 120 Hz เพื่อป้อนไฟให้กับหลอดไฟ IR-LED ที่โพรวัดแสง จากนั้นโฟโตไดโอดจะรับค่าความเข้มแสงที่ส่งผ่านนิ้วมือจากหลอดไฟ IR-LED กระแสไฟฟ้าจากโฟโตไดโอดจะถูกส่งต่อไปยังวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน เมื่อแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันไฟฟ้าได้แล้วสัญญาณจะเข้าสู่วงจรบัฟเฟอร์ก่อนจะถูกกรองสัญญาณด้วยวงจรกรองความถี่สูงผ่านที่มีความถี่ตัดที่ 0.5 Hz และวงจรความถี่ต่ำผ่านที่มีความถี่ตัดที่ 3.4 Hz ตามลำดับ จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งไปประมวลผลบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดตามสมการการถดถอยเชิงเส้นระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด เมื่อได้ผลระดับค่าน้ำตาลในเลือดแล้ว ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งค่าดังกล่าวไปยังฐานข้อมูล และฐานข้อมูลจะอัปเดตระดับน้ำตาลล่าสุดก่อนนำไปแสดงผลบนหน้าแอปพลิเคชัน แผนผังการทำงานของระบบโดยรวมของระบบแสดงดังรูปที่ 3.16



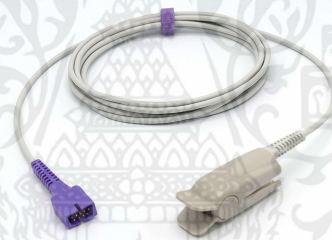
รูปที่ 3.16 แผนผังแสดงการทำงานของระบบตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรุกรานด้วยกระบวนการเชิงแสง

### 3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

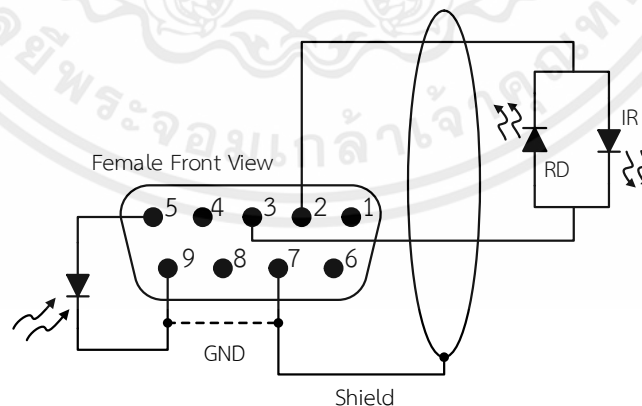
ในปฏิญานิพนธ์นี้ มีอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง ดังนี้

#### 3.2.1 โพรบวัดแสง

ในปฏิญานิพนธ์นี้ใช้อุปกรณ์ Nellcor DS-100A แสดงดังรูปที่ 3.17 [35] เป็นอุปกรณ์ที่อาศัยหลักการส่องแสงจาก IR-LED เป็นแหล่งกำเนิดแสง โดยมีวงจรรายในและพอร์ตการเชื่อมต่อแบบ ดีบี 9 (DB-9) แสดงดังรูปที่ 3.18 ซึ่งในที่นี้คือแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตรและแสงสีแดงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตรผ่านนิ้วมือไปยังโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่รับแสง โดยสัญญาณที่ได้รับเกิดจากการที่แสงเดินทางผ่านจากแหล่งกำเนิดไปยังตัวรับแสงทำให้ความเข้มของแสงถูกเปลี่ยนไปเป็นกระแสไฟฟ้า



รูปที่ 3.17 อุปกรณ์ Nellcor DS-100A



รูปที่ 3.18 วงจรรายในและพอร์ตการเชื่อมต่อหัววัดของอุปกรณ์ Nellcor DS-100A

### 3.2.2. ไมโครคอนโทรลเลอร์

สำหรับปริญญาโทฉบับนี้ใช้ ESP32 แสดงดังรูปที่ 2.20 ซึ่งสามารถรับแรงดันไฟฟ้าไม่เกิน 3.3 V โดยมีความละเอียด 10 บิต สามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ และใช้งานร่วมกับโปรแกรม MATLAB R2021b ได้

### 3.2.3 ออสซิลโลสโคป

ออสซิลโลสโคป (Oscilloscope) เป็นเครื่องมือวัดทางไฟฟ้า คลื่นไฟฟ้า ค่าแรงดันทางไฟฟ้า สามารถวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าชนิดต่างๆ ได้ และแสดงผลออกมาเป็นกราฟประกอบด้วยขนาดและเวลาบนหน้าจอภาพซึ่ง Oscilloscope มักจะถูกใช้ในกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์และงานวิจัยต่างๆ

### 3.2.4 แหล่งจ่ายไฟ

แหล่งจ่ายไฟ (Power Supply) เป็นแหล่งพลังงานไฟฟ้าที่จ่ายไฟให้กับอุปกรณ์ต่างๆ ทำหน้าที่แปลงสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับจากแหล่งกำเนิดให้เป็นไฟฟ้ากระแสตรงด้วยค่าแรงดันที่เหมาะสม

### 3.2.5 เครื่องกำเนิดสัญญาณ

เครื่องกำเนิดสัญญาณ (Signal Generator) เป็นอุปกรณ์ที่สามารถผลิตสัญญาณออกมาได้หลายรูปแบบให้เลือกตามลักษณะการใช้งาน เช่น สัญญาณรูปคลื่นไซน์ (Sine Wave), สัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยม (Square Wave) และสัญญาณสามเหลี่ยม (Triangle Wave) เป็นต้น สามารถกำหนดขนาดของสัญญาณ และความถี่ของสัญญาณได้เพื่อนำไปใช้ในการงานเครื่องมือวัดวงจรอิเล็กทรอนิกส์และวงจรไฟฟ้าแบบต่างๆ

### 3.2.6 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด

เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลที่ใช้ในงานนี้ คือ รุ่น Glucosure Autocode แสดงดังรูปที่ 3.19 สามารถวัดค่าระดับน้ำตาลได้ทันทีโดยไม่ต้องตั้งค่า ช่วงที่สามารถวัดค่าระดับน้ำตาลอยู่ในช่วง 20 - 600 mg/dL ซึ่งตัวเครื่องได้รับมาตรฐาน ISO 13485:2016, CE0197 และทดสอบตาม

มาตรฐาน ISO 15197:2013 นอกจากนี้สามารถทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลได้โดยใช้น้ำยาทดสอบความแม่นยำ แสดงดังรูปที่ 3.20 ทางผู้จัดทำได้มีการทดสอบความแม่นยำของเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลก่อนการเก็บข้อมูลตัวอย่างทุกครั้ง เครื่องวัดระดับน้ำตาลมีขั้นตอนในการใช้งาน ดังนี้

1. ใส่แถบทดสอบโดยหงายด้านที่ใส่ตัวอย่างเลือดขึ้น รอหน้าจอแสดงผลไอคอนหยดเลือด แสดงสถานะพร้อมตรวจ
2. เช็ดแอลกอฮอล์ที่บริเวณนิ้ว และทำการเจาะเลือด
3. เช็ดเลือดหยดแรกทิ้ง และบีบเลือดหยดที่สองให้เป็นหยดกลม
4. นำแผ่นตรวจเย็บทำมุม 45 องศา และสัมผัสกับหยดเลือด
5. รอ 6 วินาที ผลการทดสอบจะปรากฏบนหน้าจอ
6. ดึงแผ่นทดสอบออก เครื่องจะปิดอัตโนมัติภายใน 1.30 นาที จากนั้นนำแผ่นทดสอบ และเข็มเจาะเลือดไปทิ้งอย่างเหมาะสม



รูปที่ 3.19 เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดยี่ห้อ Glucosure Autocode



รูปที่ 3.20 น้ำยาทดสอบความแม่นยำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.7 คอมพิวเตอร์

สำหรับคอมพิวเตอร์ที่ใช้ปริญญาโทนี้มีคุณสมบัติ ดังนี้

- หน่วยประมวลผลกลาง Intel(R) Core(TM) i7-9750H CPU @ 2.60GHz
- หน่วยประมวลผลกราฟิก NVIDIA GeForce GTX 1650
- หน่วยความจำ 16.0 GB

### 3.2.8 โปรแกรม Arduino IDE

โปรแกรม Arduino IDE (Integrated Development Environment) ดังรูปที่ 3.21 เป็นโปรแกรมซอฟต์แวร์ Open Source ที่ทำหน้าที่เชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับบอร์ด Arduino ช่วยในการเขียนและอัปโหลดโค้ดโปรแกรมไปยังบอร์ด Arduino และบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อื่นๆ ที่รองรับ Library ของ Arduino เช่น ESP32



รูปที่ 3.21 โปรแกรม Arduino IDE

### 3.2.9 โปรแกรม MATLAB R2021b

โปรแกรม MATLAB เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูง ใช้สำหรับการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ทั้งการคำนวณเชิงตัวเลขและการคำนวณเชิงสัญลักษณ์ ทำให้สามารถคำนวณผลลัพธ์สร้างแบบจำลองและแอปพลิเคชันได้ง่าย รวดเร็วและมีประสิทธิภาพสูง ซึ่งการทำงานภายในโปรแกรม MATLAB อยู่บนพื้นฐานการคำนวณทางเมทริกซ์ (Matrix Manipulation and Computation) เป็นหลักและประกอบด้วยภาษาคอมพิวเตอร์ Toolbox กลุ่มฟังก์ชันสำเร็จรูป

สำหรับอำนวยความสะดวกในการใช้งาน สามารถควบคุมการทำงานได้ด้วยชุดคำสั่ง และยังสามารถรวบรวมชุดคำสั่งเป็นโปรแกรมได้อีกด้วย ในปฏิญานีพจน์นี้ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ PPG เพื่อคำนวณหาพารามิเตอร์ของสัญญาณที่บันทึกได้ [36]

Curve Fitting Toolbox เป็นชื่อชุดคำสั่งในโปรแกรม MATLAB มีฟังก์ชันสำหรับการปรับส่วนโค้งและพื้นผิวให้เข้ากับข้อมูล สามารถช่วยทำการวิเคราะห์ข้อมูลเชิงสำรวจ ข้อมูลก่อนการประมวลผลและหลังการประมวลผล เปรียบเทียบแบบจำลองและกำจัดค่าคลาดเคลื่อน สามารถใช้วิเคราะห์การถดถอยได้ โดยใช้ไลบรารีของโมเดลเชิงเส้นและไม่เป็นเชิงเส้นที่มีให้ หรือระบุสมการที่กำหนดเอง และยังสามารถสนับสนุนเทคนิคการสร้างแบบจำลองแบบไร้พารามิเตอร์ เช่น เส้นโค้ง, การประมาณค่าในช่วง, และการทำให้เรียบ [37]

### 3.2.10 โปรแกรม Wireshark

โปรแกรม Wireshark เป็นโปรแกรมดักจับข้อมูลผ่านเครือข่าย โดยสามารถดักจับข้อมูลทั้งเครือข่ายที่มีการส่งผ่านข้อมูลผ่านสายแลนหรือไวไฟ ซึ่งข้อมูลที่ดักจับมาจะถูกนำมาวิเคราะห์ข้อมูล Packet ในเครือข่ายที่อุปกรณ์ทำการติดต่อสื่อสารกัน ทำให้ทราบได้ถึงโปรโตคอลขั้นตอน และกระบวนการที่เกิดขึ้นภายใต้ระบบเครือข่ายที่กำลังดักจับ

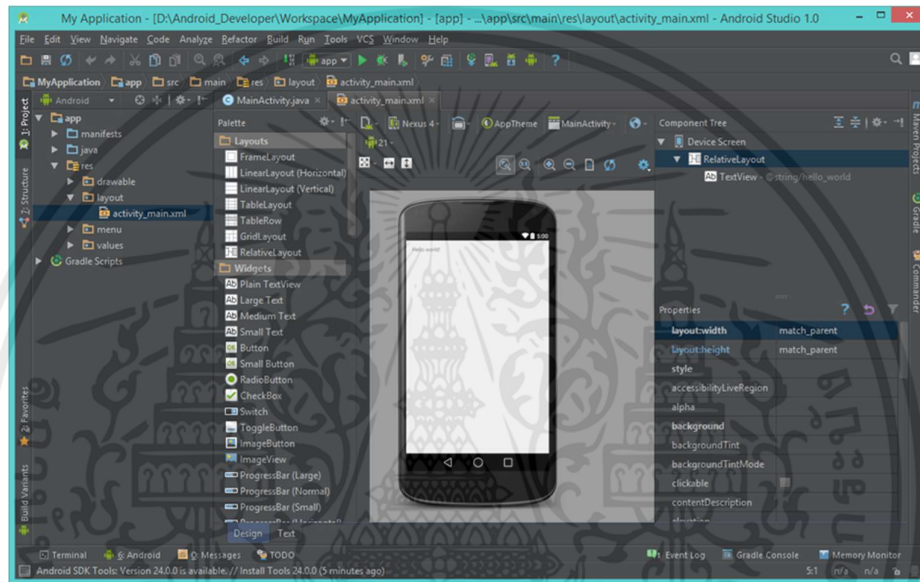
### 3.2.11 Figma

Figma เป็นเครื่องมือในการออกแบบตัวอย่างเว็บไซต์ แอปพลิเคชัน โลโก้ เป็นต้น เพื่อช่วยให้งานในส่วนการออกแบบประสบการณ์ของผู้ใช้งาน (User Experience : UX) และส่วนต่อประสานงานกับผู้ใช้ (User Interface : UI) มีความสะดวกสบายมากขึ้น สามารถใช้ในงานออกแบบแอปพลิเคชันได้ทั้งระบบปฏิบัติการ iOS และแอนดรอยด์ โดยข้อดีของ Figma คือ เครื่องมือดังกล่าวสามารถใช้งานผ่านเว็บไซต์ ไม่จำเป็นต้องทำการลงโปรแกรม รองรับการทำงานร่วมกันแบบ Realtime อีกทั้งยังมี Community การออกแบบและตัวอย่างต้นแบบของแอปพลิเคชันรูปแบบต่างๆ และ Plugin ให้เลือกใช้ได้มากมาย

### 3.2.12 แอนดรอยด์สตูดิโอ (Android Studio)

แอนดรอยด์สตูดิโอเป็นเครื่องมือที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อให้นักพัฒนาและผู้เริ่มต้นสร้างแอปพลิเคชันระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ สามารถพัฒนาแอปพลิเคชันให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้นทั้ง

ในด้านการออกแบบส่วนต่อประสานงานกราฟิก (GUI) มีการแสดงตัวอย่างแอปพลิเคชันที่ทำการออกแบบและพัฒนาบนโปรแกรมจำลองเครื่องจักรเสมือน (Emulator) เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของแอปพลิเคชันได้บนสมาร์ตโฟน หลากหลายรุ่น และในด้านซอฟต์แวร์โปรแกรมนี้ยังสามารถที่จะทำการประเมินโค้ด แจ้งข้อบกพร่องและแนวทางการแก้ไขแก่ผู้พัฒนาเพื่อให้โค้ดมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น หน้าต่างโปรแกรมแอนดรอยด์สตูดิโอแสดงดังรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.22 หน้าต่างโปรแกรมแอนดรอยด์สตูดิโอ

### 3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

#### 3.3.1 ทดสอบการทำงานของวงจรอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

1) ทดสอบการทำงานของวงจรรองความถี่แต่ละส่วนโดยใช้เครื่องกำเนิดสัญญาณ สร้างสัญญาณอินพุตเพื่อหาผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรจากการทดลอง เทียบกับผลตอบสนองทางทฤษฎี และผลการจำลองการทำงานด้วยโปรแกรม Proteus เพื่อยืนยันว่าวงจรสามารถนำไปใช้งานได้จริงตามที่ออกแบบ

2) ทดสอบวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสงที่จัดทำขึ้นบนแผ่น PCB

### 3.3.2 เก็บข้อมูลสัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

เก็บข้อมูลตัวอย่างสัญญาณ PPG จากกลุ่มผู้เข้าร่วมการทดสอบโดยต่ออุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสงที่พัฒนากับโพรวัดแสง Nellcor DS-100A และไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32

### 3.3.3 ทดสอบการทำงานของอัลกอริทึมสำหรับกำจัดสัญญาณรบกวนแบบอิมพัลส์

ทำการทดลองรับค่าสัญญาณ PPG ด้วยอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง และเปรียบเทียบค่าสัญญาณ PPG ก่อนและหลังผ่านของอัลกอริทึมสำหรับกำจัดสัญญาณรบกวนแบบอิมพัลส์ ด้วยโปรแกรม MATLAB2021b

### 3.3.4 ทดสอบการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของสัญญาณ PPG

ทำการวิเคราะห์หาค่าพารามิเตอร์จากสัญญาณ PPG โดยใช้ตัวอย่างจากชุดข้อมูลสัญญาณ PPG ในฐานข้อมูล [33] และสัญญาณจากการวัดด้วยอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง ด้วยโปรแกรม MATLAB2021b

### 3.3.5 วิเคราะห์ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่ประมาณจากค่าพารามิเตอร์ของตัวอย่างสัญญาณ PPG

นำค่าพารามิเตอร์ที่หาค่าได้ มาคำนวณหาสมการการถดถอยเชิงเส้นสำหรับประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดทั่วไป 3 ประเภท คือ การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว การถดถอยองค์ประกอบหลักและการถดถอยแบบกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน

### 3.3.6 ทดสอบความแม่นยำของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น

นำสมการถดถอยที่สร้างขึ้นไปทดสอบร่วมกับอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อทำการประเมินค่าระดับน้ำตาลในเลือด และทำการเปรียบเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากอุปกรณ์

Glucosure Autocode โดยใช้ 3-Fold Cross Validation และ Leave-one-out Cross Validation

### 3.3.7 ทดสอบการเชื่อมต่อของไมโครคอนโทรลเลอร์กับฐานข้อมูล

ทำการทดสอบการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยัง Firebase โดยกำหนดให้ส่งข้อมูลค่าตัวเลขในทุกๆ 1 นาทีพร้อมกำกับเวลาที่ทำการส่ง จากนั้นทำการเรียกข้อมูลจาก Firebase ให้แสดงผลค่าตัวเลขล่าสุดที่บันทึกไว้แสดงผลบนหน้าจอแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ และทำการดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark

### 3.3.8 ทดสอบการทำงานของแอปพลิเคชันกับฐานข้อมูล

ทำการทดสอบการทำงานแต่ละส่วนของแอปพลิเคชัน ดังนี้

- 1) ทดสอบหน้าการลงทะเบียน
- 2) ทดสอบหน้า Login ของผู้ใช้งานผ่านระบบ Authentication
- 3) ทดสอบหน้าโปรไฟล์ผู้ใช้งาน
- 4) ทดสอบการแสดงผลหน้าหลักของแอปพลิเคชัน
- 5) ทดสอบหน้าการสร้างไฟล์ประวัติระดับน้ำตาลในเลือด

### 3.3.9 ทดสอบการทำงานของระบบรวม

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

ผู้จัดทำได้ทำการเก็บผลการทำงานของระบบโดยแบ่งการทดลองและจัดเก็บผลการทดลองเป็นส่วนๆ ดังต่อไปนี้

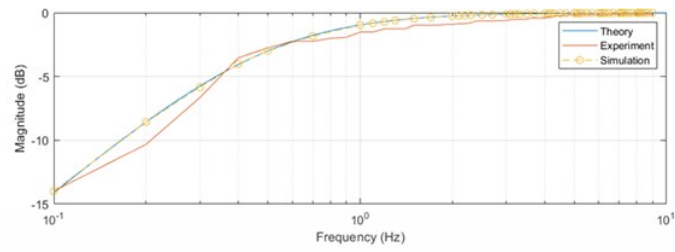
#### 4.1 การทดสอบการทำงานของวงจรอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสง

##### 4.1.1 ทดสอบการทำงานของวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

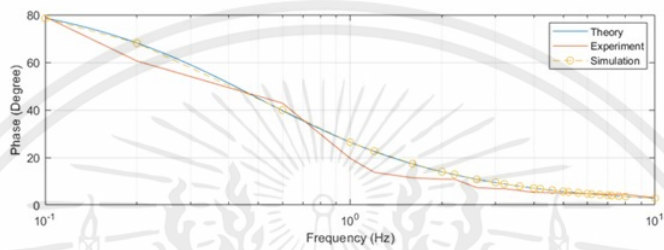
ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟ โดยใช้อินพุตเป็นสัญญาณไซน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณขนาด  $80 \text{ mV}_{pp}$  ที่มีความถี่ตั้งแต่  $0.1 \text{ Hz}$  ถึง  $10 \text{ Hz}$  โดยเพิ่มความถี่ขึ้นทีละ  $0.1 \text{ Hz}$  แล้วทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟด้วยออสซิลโลสโคป กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟส แสดงดังรูปที่ 4.1 พบว่าผลตอบสนองทางความถี่จากการทดสอบและการจำลองการทำงานโดยใช้โปรแกรม Proteus 8 Professional สอดคล้องกับผลจากการคำนวณทางทฤษฎี ทั้งเชิงขนาดและเชิงเฟส โดยค่าความถี่ตัดของวงจรคือ  $0.5 \text{ Hz}$

##### 4.1.2 ทดสอบการทำงานของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ โดยใช้อินพุตเป็นสัญญาณไซน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณขนาด  $80 \text{ mV}_{pp}$  ที่มีความถี่ตั้งแต่  $0.1 \text{ Hz}$  ถึง  $9 \text{ Hz}$  โดยเพิ่มความถี่ขึ้นทีละ  $0.1 \text{ Hz}$  แล้วทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟด้วยออสซิลโลสโคป กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟส แสดงดังรูปที่ 4.2 พบว่าผลตอบสนองทางความถี่จากการทดสอบและการจำลองการทำงานโดยใช้โปรแกรม Proteus 8 Professional สอดคล้องกับผลจากการคำนวณทางทฤษฎี ทั้งเชิงขนาดและเชิงเฟส โดยค่าความถี่ตัดของวงจรคือ  $3.4 \text{ Hz}$

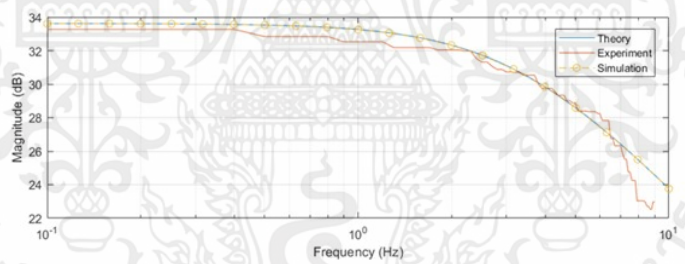


(a)

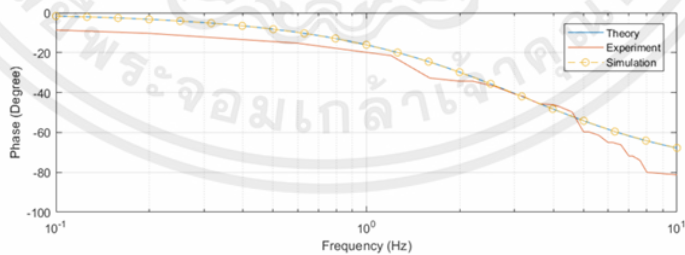


(b)

รูปที่ 4.1 ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟส  
ของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟที่ทำการออกแบบ ทดสอบ และจำลองการทำงาน



(a)



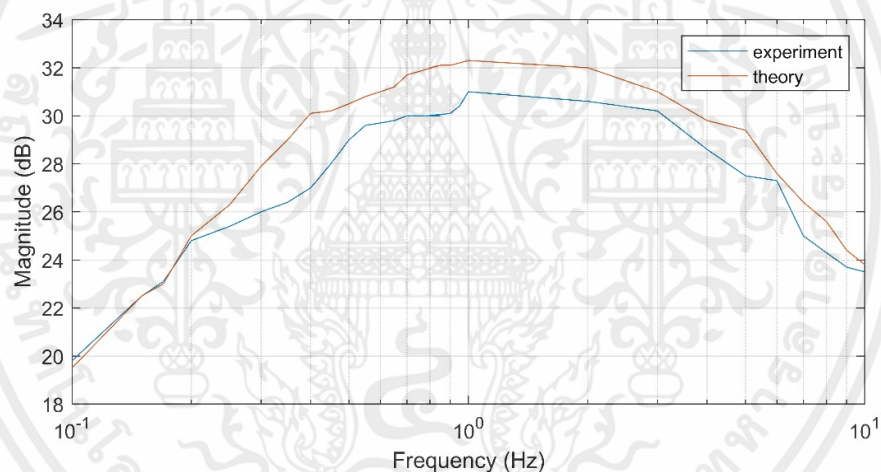
(b)

รูปที่ 4.2 ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟส  
ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟที่ทำการออกแบบ ทดสอบ และจำลองการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.1.3 ทดสอบการทำงานของวงจรรองความถี่รวม

ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดของวงจรรองความถี่รวมที่ประกอบด้วยวงจรรองความถี่สูงผ่านแบบพาสซีฟต่ออนุกรมกับวงจรรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟ โดยใช้ อินพุตเป็นสัญญาณไซน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณขนาด  $80 \text{ mV}_{pp}$  ที่มีความถี่ตั้งแต่  $0.1 \text{ Hz}$  ถึง  $9 \text{ Hz}$  โดยเพิ่มความถี่ขึ้นทีละ  $0.1 \text{ Hz}$  แล้วทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรรองความถี่ด้วย ออสซิลโลสโคป กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาด แสดงดังรูปที่ 4.3 พบว่า ผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดจากการทดสอบสอดคล้องกับผลจากการคำนวณทางทฤษฎี ซึ่งค่าความถี่ตัดทางด้านต่ำและสูงคือ  $0.5 \text{ Hz}$  และ  $3.4 \text{ Hz}$  ตามลำดับ ซึ่งสามารถนำไปใช้งานได้ตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการ

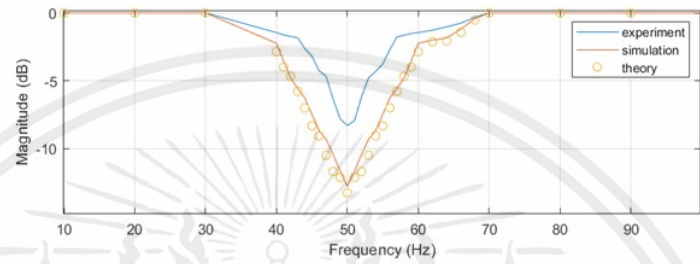


รูปที่ 4.3 ผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดของวงจรรองความถี่ที่ทำการออกแบบและทดสอบ

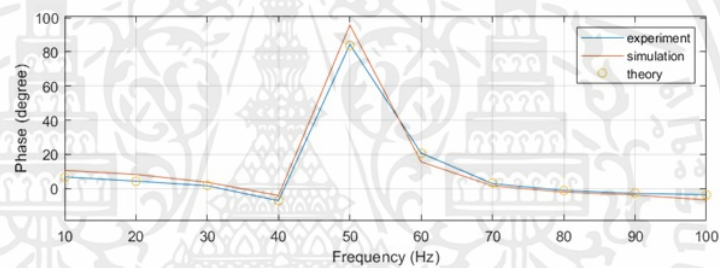
#### 4.1.4 ทดสอบการทำงานของวงจรรองความถี่ Notch Filter

ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟสของวงจรรองความถี่ Notch Filter โดยใช้ อินพุตเป็นสัญญาณไซน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณขนาด  $80 \text{ mV}_{pp}$  ที่มีความถี่ตั้งแต่  $5 \text{ Hz}$  ถึง  $100 \text{ Hz}$  โดยเพิ่มความถี่ขึ้นทีละ  $5 \text{ Hz}$  แล้วทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรรองความถี่ Notch Filter ด้วย ออสซิลโลสโคป กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่เชิงขนาดและเชิงเฟส แสดงดังรูปที่ 4.4 พบว่า ผลตอบสนองทางความถี่จากการทดสอบและการจำลองการทำงานโดยใช้โปรแกรม Proteus 8

Professional สอดคล้องกับผลจากการคำนวณทางทฤษฎี ทั้งเชิงขนาดและเชิงเฟสซึ่งจะเห็นได้ว่า ค่าความถี่ 50 Hz ซึ่งเป็นความถี่ศูนย์กลางของวงจร Notch Filter ถูกกำจัดออกไปตาม วัตถุประสงค์ที่ต้องการ



(a)



(b)

รูปที่ 4.4 ผลตอบสนองทางความถี่ (a) เชิงขนาด และ (b) เชิงเฟส ของวงจร Notch Filter ที่ทำการออกแบบ ทดสอบ และจำลองการทำงาน

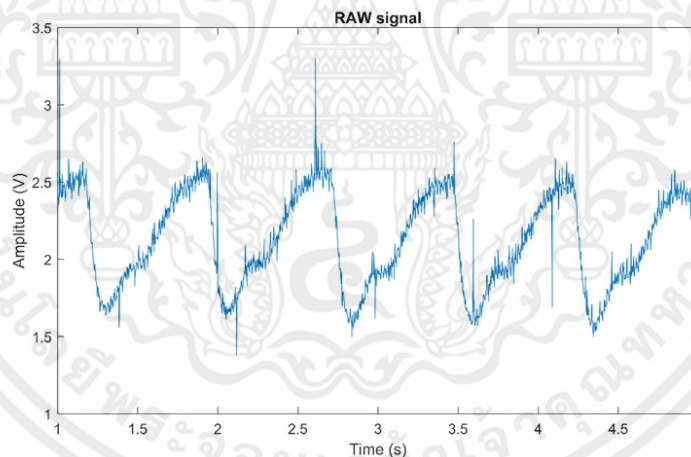
#### 4.1.5 ทดสอบวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสง

ผู้จัดทำได้จัดทำวงจรรวมของอุปกรณ์ตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้แสงที่ทำการออกแบบบนแผ่น PCB (Printed Circuit Board) แบบไม่มี GND Plane และได้ทำการทดสอบการทำงานของวงจร โดยต่อเข้ากับโพรบวัดแสง Nellcor DS-100A แสดงดังรูปที่ 4.5 ในการทดสอบทำการวัดและบันทึกสัญญาณ PPG ที่ปลายนิ้วเป็นเวลา 5 วินาทีแล้วทำการรับค่าผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 โดยในการทดสอบผู้จัดทำได้ทำการจ่ายไฟให้แก่ IR-LED ด้วยการใช้อินพุตเป็นสัญญาณพัลส์จากไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 ขนาด  $70 \text{ mV}_{pp}$  ความถี่ 120 Hz Offset  $2.5 \text{ V}_{DC}$  และจ่ายแรงดันไฟฟ้า  $V_{ref} = 2.5 \text{ V}$  แล้วจึงทำการอ่านค่าสัญญาณ PPG ที่วัดได้จากวงจรด้วย

โปรแกรม MATLAB R2021b โดยตัวอย่างสัญญาณ PPG ที่ได้แสดงดังรูปที่ 4.6 พบว่ามีสัญญาณรบกวนประเภท Impulse Noise เกิดขึ้น



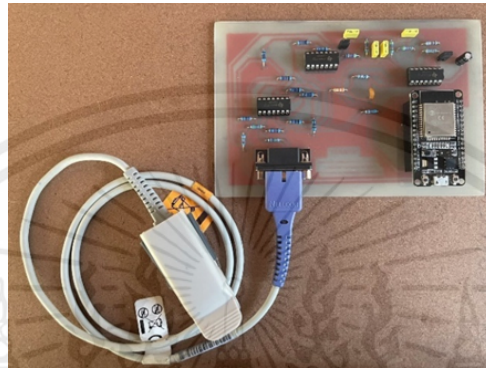
รูปที่ 4.5 วงจรรวมแบบไม่มี GND Plane ของอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้แสง



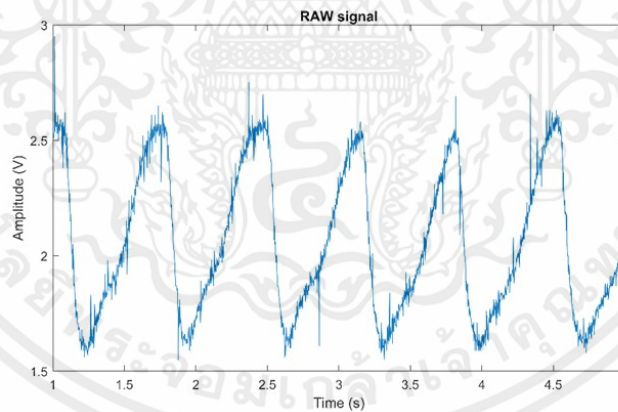
รูปที่ 4.6 สัญญาณ PPG ที่ได้จากวงจรรวมแบบไม่มี GND Plane ของอุปกรณ์ตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง

ผู้จัดทำได้ทำการปรับปรุงลายวงจรโดยการเพิ่ม GND Plane แสดงดังรูปที่ 4.7 เพื่อทำการลดสัญญาณรบกวนที่อาจเกิดจากแผงวงจร ซึ่งสัญญาณ PPG ที่ได้จากวงจรมีดังกล่าวซึ่งแสดง

ดังรูปที่ 4.8 พบว่าการใช้ GND Plane สามารถลดขนาดของสัญญาณ Impulse Noise ลงได้ในระดับที่สามารถนำไปประมวลผลหาค่าระดับน้ำตาลในเลือดผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 ในขั้นตอนต่อไปได้



รูปที่ 4.7 วงจรรวมแบบมี GND Plane ของอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้แสง



รูปที่ 4.8 สัญญาณ PPG ที่ได้จากวงจรรวมแบบมี GND Plane ของอุปกรณ์ตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง

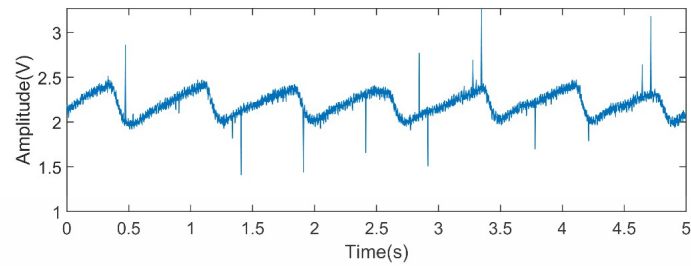
## 4.2 การเก็บข้อมูลสัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสง

ในภาคการศึกษาที่ 1 ผู้จัดทำได้ทำการบันทึกค่าสัญญาณ PPG จากกลุ่มผู้เข้าร่วมทดสอบจำนวนทั้งหมด 80 ตัวอย่าง โดยแบ่งเป็นผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงจำนวน 52 ตัวอย่างและเพศชาย 28 ตัวอย่าง ด้วยอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสงและนำสัญญาณที่ได้ผ่านวงจรแปลงกระแสให้เป็นแรงดันและรับค่าเข้าสู่คอมพิวเตอร์ผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์โดยไม่ผ่านวงจรรองความถี่และใช้โปรแกรม MATLAB R2021b ซึ่งในการควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านพอร์ตอนุกรม ได้กำหนดอัตราการสุ่มตัวอย่าง 4000 Hz และระยะเวลาบันทึกค่า 5 วินาที

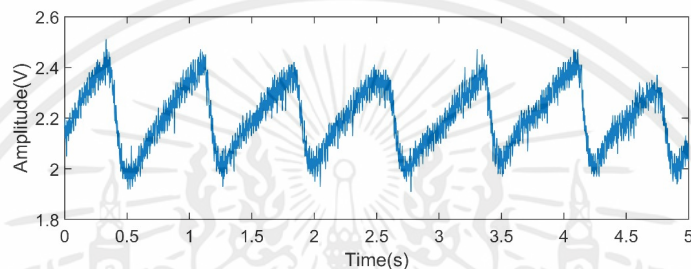
สำหรับในภาคการศึกษาที่ 2 ผู้จัดทำได้ทำการบันทึกค่าสัญญาณ PPG จากกลุ่มผู้เข้าร่วมทดสอบจำนวน 60 ตัวอย่าง โดยแบ่งเป็นหญิง 33 ตัวอย่าง และผู้ชาย 27 ตัวอย่างด้วยอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสงที่จัดทำขึ้นและนำสัญญาณที่ได้ผ่านวงจรแปลงกระแสให้เป็นแรงดันและรับค่าเข้าสู่คอมพิวเตอร์ผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์โดยไม่ผ่านวงจรรองความถี่และใช้โปรแกรม MATLAB R2021b ซึ่งในการควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านพอร์ตอนุกรมนั้นใช้อัตราการสุ่มตัวอย่าง 400 Hz

### การทดสอบการทำงานของอัลกอริธึมสำหรับกำจัดสัญญาณรบกวนแบบอิมพัลส์

สัญญาณที่วัดได้ถูกนำไปผ่านอัลกอริธึมในไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนแบบอิมพัลส์ ตัวอย่างค่าสัญญาณที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสง ทั้งก่อนและหลังผ่านอัลกอริธึมแสดงผลผ่านโปรแกรม MATLAB 2021b เป็นดังรูปที่ 4.9 พบว่าวงจรสามารถกรองสัญญาณรบกวนออกได้ตามต้องการได้



(a)



(b)

รูปที่ 4.9 ตัวอย่างสัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอุปกรณ์

(a) ก่อน และ (b) หลัง ผ่านอัลกอริธึมสำหรับกำจัดสัญญาณรบกวนแบบอิมพัลส์

### 4.3 การหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG

ในการเลือกใช้ค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ผู้จัดทำได้เลือกใช้ข้อมูลเพื่อมาทำการทดสอบหาสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์และระดับน้ำตาลในเลือด โดยได้เลือกใช้ข้อมูลเป็นจำนวน 3 ชุด ได้แก่

1) ข้อมูลตัวอย่างในฐานะข้อมูล [33] ซึ่งเป็นการบันทึกค่าสัญญาณ PPG แบบต่อเนื่องจากกลุ่มตัวอย่าง 16 คน ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่าง 64 เฮิรตซ์และบันทึกค่าระดับน้ำตาลในเลือดทุก 5 นาทีด้วยอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลแบบ Continuous Glucose Monitoring (CGM)

2) ข้อมูลจากวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสงที่ต่อเข้ากับวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันไฟฟ้าและรับสัญญาณผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์พอร์ตอนุกรม โดยเก็บค่าสัญญาณ PPG จำนวน 80 ตัวอย่าง กำหนดอัตราสุ่มตัวอย่าง 4000 Hz และบันทึกสัญญาณเป็นระยะเวลา 5 วินาที พร้อมกับการวัดค่าระดับน้ำตาลแบบมีการรुक้าโดยการเจาะเลือดโดยใช้เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด Glucosure

3) ข้อมูลจากวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ใช้ค่าพารามิเตอร์ที่คำนวณได้จากสัญญาณ PPG ที่ทำการเก็บข้อมูลจากอุปกรณ์วัดระดับน้ำตาลในเลือดที่พัฒนาขึ้นร่วมกับการวัดค่าระดับน้ำตาลในเลือดแบบมีการรบกวนโดยการเจาะเลือดด้วยเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด Glucosure จำนวน 60 ตัวอย่าง ตัวอย่าง กำหนดอัตราสุ่มตัวอย่าง 400 Hz และบันทึกสัญญาณเป็นระยะเวลา 5 วินาที

#### 4.3.1 การวิเคราะห์พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG

พิจารณาสัญญาณ PPG ครึ่งละ 1 เฟรม เฟรมละ 5 วินาที โดยเลือกใช้สัญญาณ PPG ในช่วง 2.5 วินาทีก่อนและหลังการบันทึกค่าระดับน้ำตาลในเลือด มาคำนวณค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลที่วัดได้ ผลลัพธ์แสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จากชุดข้อมูลในฐานข้อมูลอ้างอิง [33] กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด

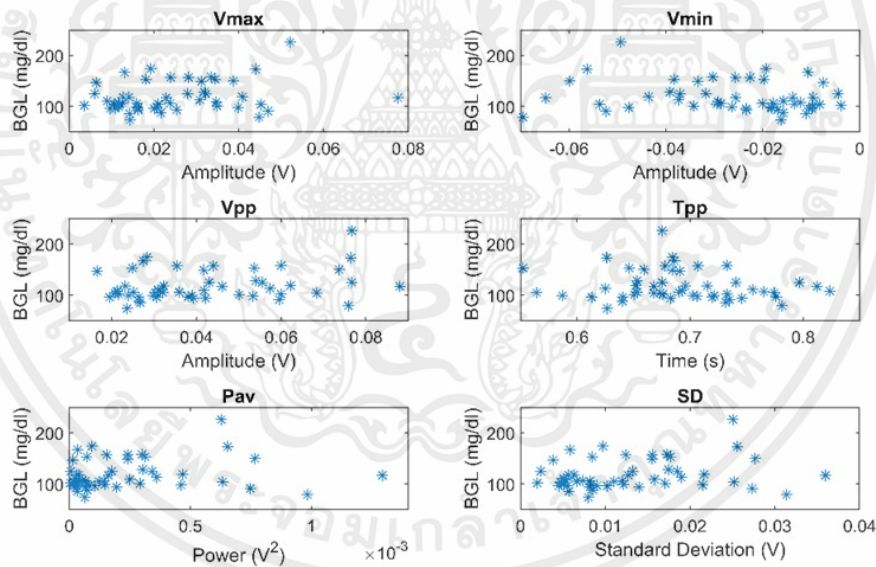
พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์
$V_{max}$	0.2505
$V_{min}$	- 0.2595
$V_{pp}$	0.2367
$T_{pp}$	- 0.0411
$P_{av}$	0.3025
$SD$	0.2521

จากตารางที่ 4.1 จะเห็นว่า ขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จากค่าสูงที่สุดไปต่ำที่สุดคือ  $P_{av}$ ,  $V_{min}$ ,  $SD$ ,  $V_{max}$ ,  $V_{pp}$  และ  $T_{pp}$  ตามลำดับ อย่างไรก็ตามค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ทั้งหมดมีความสัมพันธ์เชิงเส้นอย่างอ่อนกับค่าระดับน้ำตาลในเลือด โดยเฉพาะค่าพารามิเตอร์  $T_{pp}$  แทบจะไม่มีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดเลย

#### 4.3.2 การวิเคราะห์พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณที่พัฒนาขึ้น

ทำการวิเคราะห์สัญญาณ PPG ในข้อมูลชุดที่ 2 โดยสุ่มเลือกข้อมูลจำนวน 50 ชุด จากทั้งหมด 80 ชุดข้อมูล ค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG เทียบกับน้ำตาลขณะเดียวกัน แสดงดังรูปที่ 4.10 และค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.2

จากรูปที่ 4.10 และค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ในตารางที่ 4.2 พบว่าค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG แต่ละตัวที่วัดจากอุปกรณ์วัดสัญญาณโดยใช้แสงที่พัฒนาขึ้นจำนวน 3 ตัว คือ  $V_{min}$ ,  $T_{pp}$  และ  $P_{av}$  มีความสัมพันธ์เชิงเส้นแบบอ่อนกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิง ในขณะที่พารามิเตอร์ที่เหลือได้แก่  $V_{max}$ ,  $V_{pp}$  และ  $SD$  มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่แสดงให้เห็นความสัมพันธ์ที่แสดงให้เห็นความสัมพันธ์เชิงบวกค่อนข้างมาก

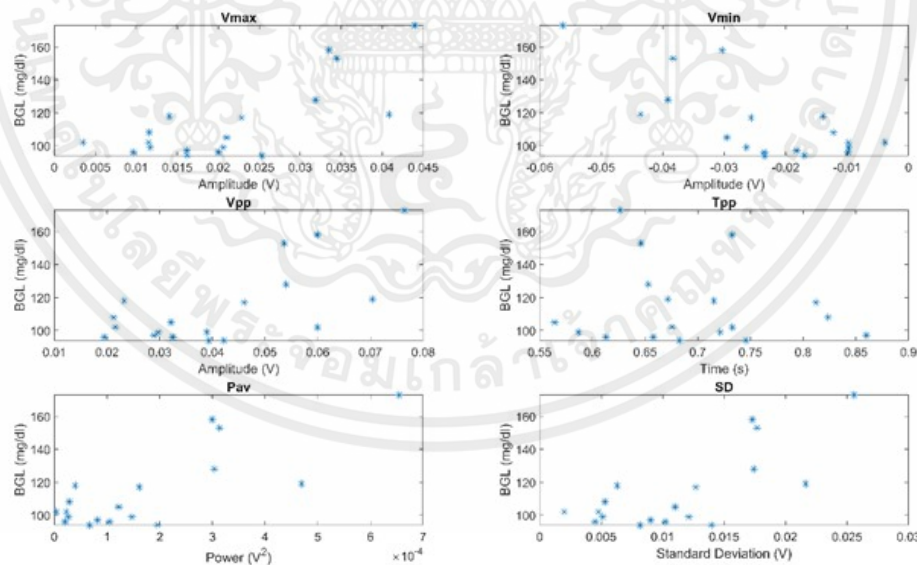


รูปที่ 4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ ของสัญญาณ PPG เทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิง

ตารางที่ 4.2 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้แสงที่พัฒนาขึ้น

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์
$V_{max}$	0.2593
$V_{min}$	-0.2006
$V_{pp}$	0.2800
$T_{pp}$	-0.1524
$P_{av}$	0.1716
$SD$	0.2236

คณะผู้จัดทำได้ทำการปรับรูปแบบทดลองให้มีความเฉพาะเจาะจงมากขึ้น โดยแยกกลุ่มตัวอย่างชุดข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายและเพศหญิงออกจากกัน ได้ข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายจำนวน 28 ตัวอย่าง สุ่มเลือกข้อมูลจำนวน 18 ตัวอย่าง เพื่อนำมาคำนวณหาพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.11 และหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.3



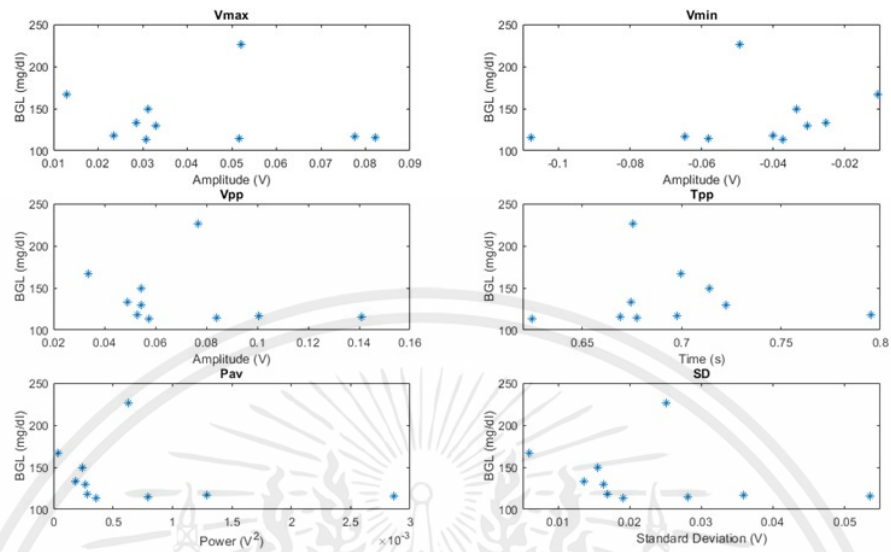
รูปที่ 4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG แต่ละตัวเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงของกลุ่มผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายในข้อมูลชุดที่ 2

ตารางที่ 4.3 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายในข้อมูลชุดที่ 2

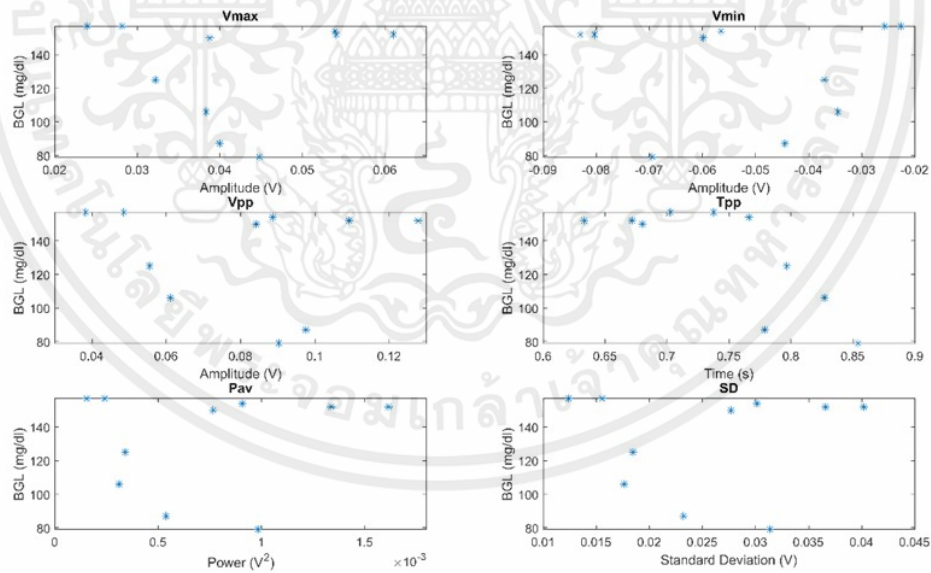
พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์
$V_{max}$	0.7555
$V_{min}$	-0.7323
$V_{pp}$	0.7675
$T_{pp}$	-0.1566
$P_{av}$	0.7905
$SD$	0.7415

จากกราฟในรูปที่ 4.11 และตารางที่ 4.3 พบว่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ความสัมพันธ์เชิงเส้นบวกกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงมากที่สุดคือพารามิเตอร์  $P_{av}$  แต่เมื่อสังเกตลักษณะของกราฟในรูปที่ 4.11 จุดข้อมูลมีการกระจุกตัวอยู่ที่บริเวณค่ากำลังเฉลี่ยสัญญาณต่ำ ทำให้อาจมีความคลาดเคลื่อนเพิ่มขึ้นในการใช้งานจริง ดังนั้นจึงเลือกพิจารณาพารามิเตอร์ที่มีขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูงรองลงมา และมีการกระจายตัวของข้อมูลที่เหมาะสมได้แก่พารามิเตอร์  $V_{pp}$  สำหรับการสร้างสมการการถดถอยเชิงเส้น

ผู้จัดทำได้วิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG โดยทำการแยกตัวอย่างชุดข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบออกเป็นรายบุคคล โดยใช้ข้อมูลของผู้เข้าร่วมทดสอบรายที่ 1 และผู้เข้าร่วมทดสอบรายที่ 2 คนละ 15 ตัวอย่าง สุ่มเลือกข้อมูลจำนวน 10 ตัวอย่าง โดยรูปที่ 4.12 และ 4.13 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับระดับน้ำตาลในเลือดของผู้เข้าร่วมทดสอบรายที่ 1 และรายที่ 2 ตามลำดับ จากนั้นทำการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่อ้างอิงจากการเจาะเลือด ณ เวลาเดียวกัน ได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.4



รูปที่ 4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับระดับน้ำตาลในเลือดของผู้เข้าร่วมการทดสอบรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2



รูปที่ 4.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับระดับน้ำตาลในเลือดของผู้เข้าร่วมการทดสอบรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2

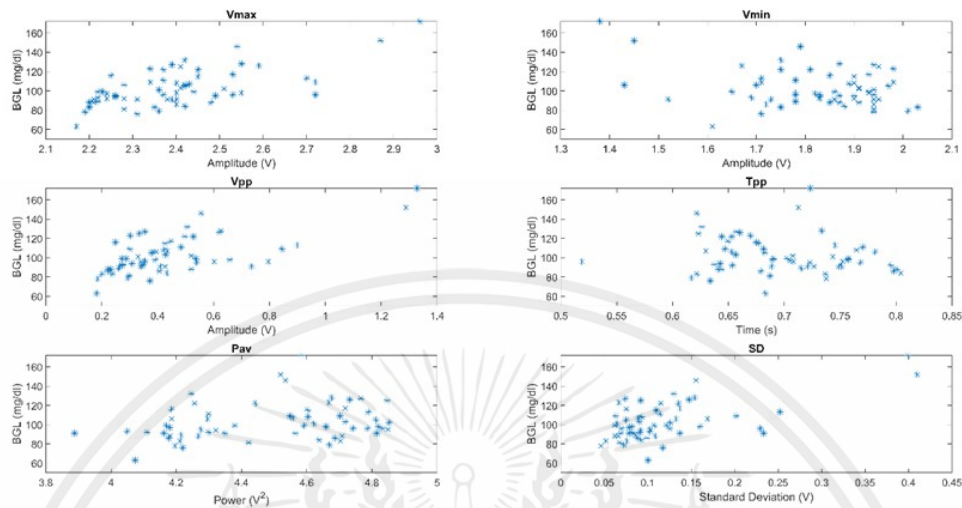
ตารางที่ 4.4 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG เทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงของผู้เข้าร่วมทดสอบรายที่ 1 และ 2

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์	
	ผู้เข้าร่วมการทดสอบรายที่ 1	ผู้เข้าร่วมการทดสอบรายที่ 2
$V_{max}$	-0.1551	0.0413
$V_{min}$	0.2723	-0.0010
$V_{pp}$	-0.2279	-0.0888
$T_{pp}$	-0.0584	-0.7785
$P_{av}$	-0.2601	0.1229
$SD$	-0.2627	0.0497

เมื่อทำการพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของผู้เข้าร่วมทดสอบทั้งสองรายพบว่า ผู้เข้าร่วมทดสอบรายที่ 1 มีขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $V_{min}$  มากที่สุดคือ 0.2723 แต่ค่าดังกล่าวยังถือว่ามีความสัมพันธ์กันแบบอ่อน แต่ในผู้เข้าร่วมทดสอบรายที่ 2 มีขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $T_{pp}$  มากที่สุด คือ -0.7785 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์เชิงเส้นแบบผกผันระหว่างพารามิเตอร์  $T_{pp}$  กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดได้ชัดเจน

#### 4.3.3 การวิเคราะห์พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ในข้อมูลชุดที่ 3

ทำการเปรียบเทียบค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือด แสดงดังรูปที่ 4.14 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.5



รูปที่ 4.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ ของสัญญาณ PPG เทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิง

จากกราฟในรูปที่ 4.14 พบว่าพารามิเตอร์  $V_{max}$ ,  $V_{pp}$  และ SD ของสัญญาณ PPG มีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเมื่อพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงตามตารางที่ 4.5 พบว่าพารามิเตอร์ที่มีขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มากที่สุดคือพารามิเตอร์  $V_{pp}$  ดังนั้นจึงเลือกใช้พารามิเตอร์ดังกล่าวสำหรับการสร้างสมการการถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว และพบว่าพารามิเตอร์ที่มีขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มากที่สุดรองลงมาเป็นอันดับ 2 คือ พารามิเตอร์  $V_{max}$  ดังนั้นจึงเลือกใช้พารามิเตอร์  $V_{max}$  และ  $V_{pp}$  สำหรับการสร้างสมการการถดถอยด้วยวิธีการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก และวิธีกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน จากนั้นทำการคำนวณหาสมการการถดถอยเชิงเส้นจากทั้ง 3 วิธีด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุดทั่วไป และทดสอบประสิทธิภาพของแต่ละวิธีการ ด้วยวิธี 3-fold Cross Validation

ตารางที่ 4.5 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่วัดจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ด้วยกระบวนการเชิงแสง

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์
$V_{max}$	0.6418
$V_{min}$	-0.3181
$V_{pp}$	0.6605
$T_{pp}$	-0.1450
$P_{av}$	0.2687
$SD$	0.5989

#### 4.3.4 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบหลักของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด

4.3.4.1 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายในข้อมูลชุดที่ 2

ทำการวิเคราะห์หาองค์ประกอบหลักของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายจำนวน 18 ตัวอย่าง โดยเลือกใช้พารามิเตอร์จำนวน 2-5 พารามิเตอร์เรียงลำดับตามขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดสูงสุด ตารางที่ 4.6 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ขององค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดและเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกองค์ประกอบหลัก จากตารางที่ 4.6 พบว่าเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มีค่ามากกว่า 85% เทียบกับความแปรปรวนรวม แสดงให้เห็นว่าองค์ประกอบของชุดข้อมูลส่วนใหญ่อยู่ภายในองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 และสามารถใช้เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลทั้งหมดได้นอกจากนี้พบว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ขององค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มีขนาดเพิ่มขึ้นตามจำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ และมีค่าใกล้เคียงกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $P_{av}$  ที่มีขนาดสูงสุดเท่ากับ 0.7905 จากตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.6 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ขององค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกองค์ประกอบหลักของข้อมูล ผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายในข้อมูลที่ 2

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์	เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวน
$P_{av}, V_{pp}$	-0.6823	99.9969
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	0.7388	90.0419
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	0.7473	89.1118
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	-0.7661	87.0741

4.3.4.2 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2

ทำการวิเคราะห์หาองค์ประกอบหลักของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 จำนวน 10 ตัวอย่าง โดยเลือกใช้พารามิเตอร์จำนวน 2-5 พารามิเตอร์ โดยเรียงลำดับตามขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดสูงสุด ตารางที่ 4.7 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดและเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกองค์ประกอบหลัก จากตารางที่ 4.7 พบว่าเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มีค่ามากกว่า 95% เทียบกับความแปรปรวนรวม แสดงให้เห็นว่าองค์ประกอบของชุดข้อมูลส่วนใหญ่อยู่ในองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 และสามารถใช้เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลทั้งหมดได้ และพบว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ขององค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มีขนาดลดลงตามจำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ และมีขนาดใกล้เคียงกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $V_{min}$  ที่มีขนาดสูงสุดเท่ากับ 0.2723 จากตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.7 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกองค์ประกอบหลักของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์	เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวน
SD, $V_{\min}$	-0.2707	99.7341
SD, $V_{\min}$ , $P_{av}$	-0.2707	99.7293
SD, $V_{\min}$ , $P_{av}$ , $V_{pp}$	-0.2550	98.9404
SD, $V_{\min}$ , $P_{av}$ , $V_{pp}$ , $V_{\max}$	-0.2357	97.6987

4.3.4.3 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2

ทำการวิเคราะห์หาองค์ประกอบหลักของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 จำนวน 10 ตัวอย่าง โดยเลือกใช้พารามิเตอร์จำนวน 2-5 พารามิเตอร์ โดยเรียงลำดับตามขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดสูงสุด ตารางที่ 4.8 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือดและเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกองค์ประกอบหลัก จากตารางที่ 4.8 พบว่าเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มีค่ามากกว่า 80% เทียบกับความแปรปรวนรวม แสดงให้เห็นว่าองค์ประกอบของชุดข้อมูลส่วนใหญ่อยู่ในองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 และสามารถใช้เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลทั้งหมดได้ และพบว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ขององค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มีขนาดลดลงตามจำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ และมีขนาดใกล้เคียงกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $T_{pp}$  ที่มีค่าสูงสุดเท่ากับ -0.7785 จากตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.8 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และ เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกองค์ประกอบหลักของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์	เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวน
$T_{pp}, P_{av}$	0.7848	99.9953
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}$	0.7634	85.9733
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD$	0.7610	84.8063
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD, V_{max}$	0.7584	82.8297

#### 4.3.5 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรแฝงจากวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด บางส่วนของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด

4.3.5.1 การวิเคราะห์ตัวแปรแฝงของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2

ทำการวิเคราะห์หาตัวแปรแฝงของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายจำนวน 18 ตัวอย่าง โดยเลือกใช้พารามิเตอร์จำนวน 2-5 พารามิเตอร์เรียงลำดับตามขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดสูงสุด ตารางที่ 4.9 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของตัวแปรแฝงทุกตัว จากตารางที่ 4.9 พบว่าเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มีค่ามากกว่า 85% เทียบกับความแปรปรวนรวม แสดงให้เห็นว่าองค์ประกอบของชุดข้อมูลส่วนใหญ่สามารถอธิบายได้ด้วยตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 จึงสามารถใช้เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลทั้งหมดได้ นอกจากนี้พบว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มีขนาดเพิ่มขึ้นตามจำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ และมีค่าใกล้เคียงกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $P_{av}$  ที่มีขนาดสูงสุดเท่ากับ 0.7905 จากตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.9 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝงของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์	เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวน
$P_{av}, V_{pp}$	0.6823	99.9954
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	0.7362	90.0462
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	0.7430	89.5719
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	0.7617	86.9520

4.3.5.2 การวิเคราะห์หัตถ์แปรแฝงของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2

ทำการวิเคราะห์หัตถ์แปรแฝงของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 จำนวน 10 ตัวอย่าง โดยเลือกใช้พารามิเตอร์จำนวน 2-5 พารามิเตอร์ เรียงลำดับตามขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดสูงสุด ตารางที่ 4.10 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝง จากตารางที่ 4.10 พบว่าเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มีค่ามากกว่า 95% เทียบกับความแปรปรวนรวม แสดงให้เห็นว่าองค์ประกอบของชุดข้อมูลส่วนใหญ่สามารถอธิบายได้ด้วยตัวแปรแฝงหลักลำดับที่ 1 จึงสามารถใช้เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลทั้งหมดได้ และพบว่าค่า สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มีขนาดลดลงตามจำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ และมีค่าใกล้เคียงกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $V_{min}$  ที่มีขนาดสูงสุดเท่ากับ 0.2723 จากตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.10 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝงของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์	เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวน
$V_{\min}$ , SD	-0.2707	99.7341
$V_{\min}$ , SD, $P_{av}$	-0.2707	99.7250
$V_{\min}$ , SD, $P_{av}$ , $V_{pp}$	-0.2529	97.9876
$V_{\min}$ , SD, $P_{av}$ , $V_{pp}$ , $V_{\max}$	-0.2345	97.3985

4.3.5.3 การวิเคราะห์กำลังสองน้อยที่สุดบางส่วนของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2

ทำการวิเคราะห์หาตัวแปรแฝงของพารามิเตอร์สัญญาณ PPG ของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 จำนวน 10 ตัวอย่าง โดยเลือกใช้พารามิเตอร์จำนวน 2-5 พารามิเตอร์ โดยเรียงลำดับตามขนาดของค่า สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์แต่ละตัวกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดสูงสุด ตารางที่ 4.11 แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝง จากตารางที่ 4.11 พบว่าเปอร์เซ็นต์ของความแปรปรวนตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มีค่ามากกว่า 75% เทียบกับความแปรปรวนรวมแสดงให้เห็นว่าองค์ประกอบของชุดข้อมูลส่วนใหญ่อยู่ภายในตัวแปรแฝงหลักลำดับที่ 1 และสามารถให้เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลทั้งหมดได้ และพบว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มีขนาดเพิ่มขึ้นตามจำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ และมีค่าใกล้เคียงกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของพารามิเตอร์  $T_{pp}$  ที่มีขนาดสูงสุดเท่ากับ -0.7785 จากตารางที่ 4.4

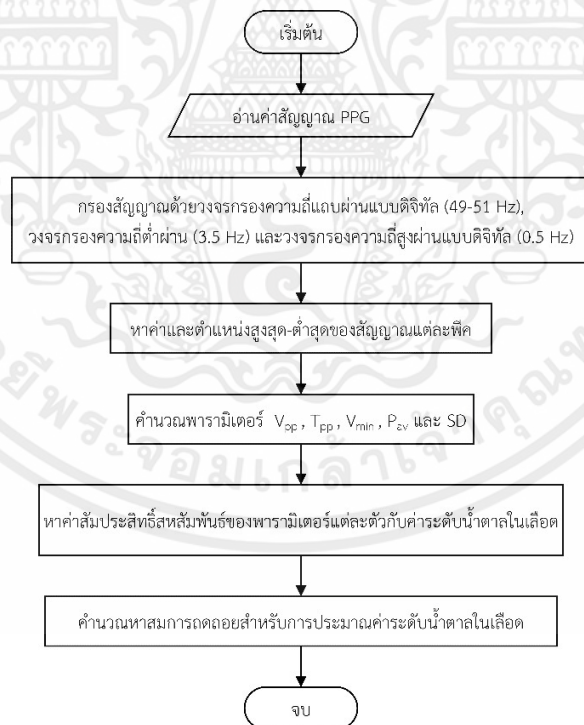
ตารางที่ 4.11 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด และเปอร์เซ็นต์ความแปรปรวนเทียบกับความแปรปรวนรวมของทุกตัวแปรแฝงของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์	เปอร์เซ็นต์ความแปรปรวน
$T_{pp}, P_{av}$	-0.7848	99.9939
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}$	-0.7990	81.3386
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD$	-0.7998	84.8063
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD, V_{max}$	-0.8010	77.8354

#### 4.4 การทดสอบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากสัญญาณ PPG

แผนผังการวิเคราะห์สัญญาณ PPG เพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดแสดงดังรูปที่

4.15



รูปที่ 4.15 แผนผังการวิเคราะห์สัญญาณ PPG เพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด

จากพารามิเตอร์ที่คำนวณได้ในหัวข้อที่ 4.3 สามารถคำนวณสมการการถดถอยได้ดังนี้

#### 4.4.1 การถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุดทั่วไป

สมการการถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุดทั่วไป สำหรับข้อมูลของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2 ได้ผลลัพธ์แสดงดังสมการที่ (4.1) และ (4.2)

$$BGL = 1.0685 \times 10^5 P_{av} + 96.16 \quad (4.1)$$

$$BGL = 938.61 V_{pp} + 75.24 \quad (4.2)$$

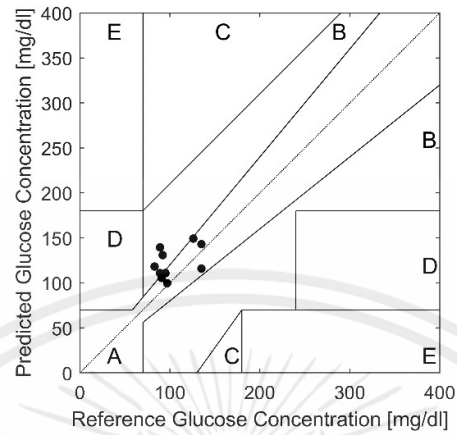
เมื่อ  $BGL$  คือ ค่าระดับน้ำตาลในเลือด (mg/dL)

$P_{av}$  คือ ค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณ ( $V^2$ )

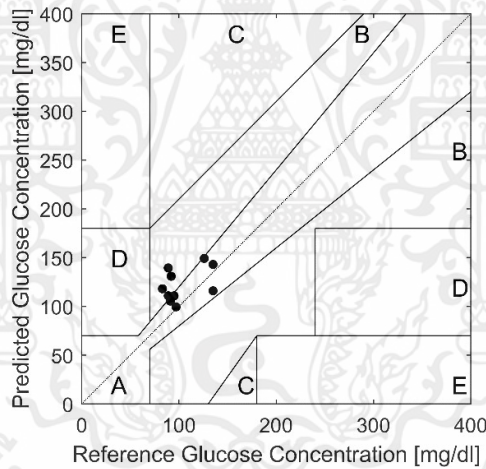
$V_{pp}$  คือ ค่าแอมพลิจูดสูงสุดถึงต่ำสุดเฉลี่ยของสัญญาณแต่ละพีค (V)

เมื่อนำข้อมูลสัญญาณ PPG และค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากตัวอย่างสัญญาณ PPG ที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นจากกลุ่มผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายที่ไม่ได้ใช้ในการพัฒนาสมการการถดถอยจำนวน 10 ตัวอย่าง มาคำนวณหาค่า  $V_{pp}$  และประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดด้วยสมการที่ (4.1) และ (4.2) จากนั้นนำไปเปรียบเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงที่วัดโดยวิธีการเจาะเลือด

การพิจารณาประสิทธิภาพของสมการการถดถอยในการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) ผลการวิเคราะห์ประสิทธิภาพของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่ออกแบบพบว่า มีค่าความผิดพลาดแบบ Root Mean Square Error (RMSE) เท่ากับ 26.78 mg/dL และจาก Clarke Error Grid Analysis ค่าที่ประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดได้ทั้งหมดได้อยู่ในโซน A และ B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 4.16 และรูปที่ 4.17 ตามลำดับ



รูปที่ 4.16 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือดของข้อมูลด้วย  
การใช้พารามิเตอร์  $P_{av}$  ผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2



รูปที่ 4.17 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือดของข้อมูลด้วย  
การใช้พารามิเตอร์  $V_{pp}$  ผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2

สมการถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุดทั่วไปสำหรับผู้เข้าร่วมทดสอบเพศ  
หญิงรายที่ 1 และรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2 แสดงดังสมการที่ (4.2) และ (4.3) ตามลำดับ

$$BGL = 358.50V_{\min} + 154.78 \quad (4.2)$$

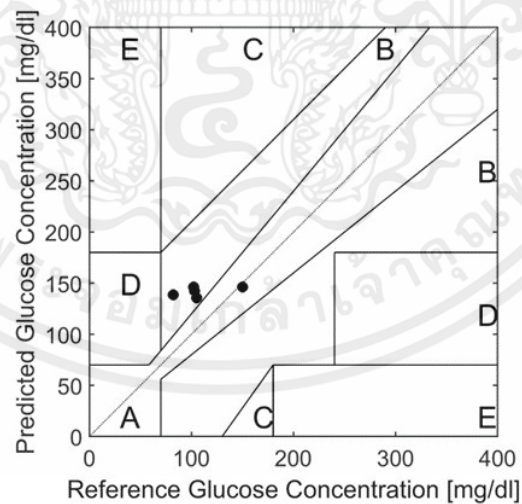
$$BGL = -329.94T_{pp} + 377.63 \quad (4.3)$$

เมื่อ  $V_{\min}$  คือ ค่าแอมพลิจูดต่ำสุด (V)

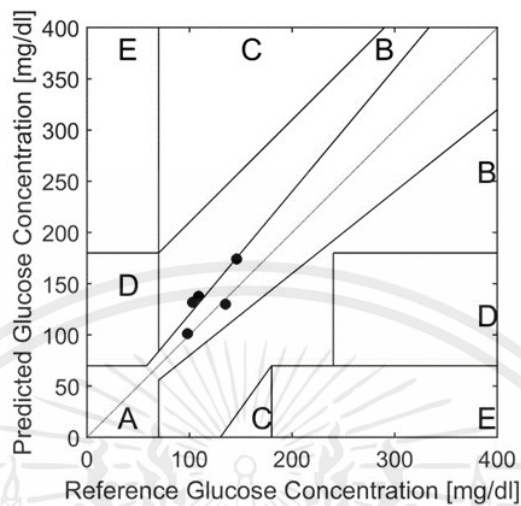
$T_{pp}$  คือ คาบเวลาเฉลี่ยระหว่างพีค (s)

เมื่อนำข้อมูลสัญญาณ PPG จากข้อมูลที่จำนวน 5 ตัวอย่างที่เหลือของผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงแต่ละคน มาประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดด้วยสมการที่ (4.2) และ (4.3) นำไปเปรียบเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดอ้างอิงที่วัดโดยวิธีการเจาะเลือด

การทดสอบประสิทธิภาพของระบบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) พบว่า ผลการวิเคราะห์ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดค่าระดับน้ำตาลในเลือดแบบรายบุคคล ทั้งหมดอยู่ในโซน A และ B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง โดยมีค่า RMSE ของผู้เข้าร่วมการทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 และ รายที่ 2 เท่ากับ 39.15 และ 22.28 mg/dL แสดงดังกราฟดังรูปที่ 4.18 และ 4.19 ตามลำดับ ซึ่งค่าความผิดพลาดดังกล่าวสอดคล้องกับระดับความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG และค่าระดับน้ำตาลในเลือด นั่นคือหากขนาดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่ามาก จะทำให้สมการการถดถอยที่สร้างขึ้นมีความแม่นยำมากขึ้น



รูปที่ 4.18 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือดของข้อมูลผู้เข้าร่วมการทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2



รูปที่ 4.19 กราฟ Clarke Error Grid Analysis ของค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือดของข้อมูลผู้เข้าร่วมการทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2

#### 4.4.2 การถดถอยเชิงเส้นด้วยการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

เมื่อนำค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2 ที่คำนวณได้ไปหาสมการการถดถอยด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด โดยใช้จำนวนพารามิเตอร์ตั้งแต่ 2-5 ตัว จะได้สมการดังนี้

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	สมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์และระดับน้ำตาลในเลือด
$P_{av}, V_{pp}$	$BGL = 75.24 + 7.98P_{av} + 938.57V_{pp}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	$BGL = 72.35 + 7.37P_{av} + 778.49V_{pp} + 446.59V_{max}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	$BGL = 72.42 + 6.97P_{av} + 717.05V_{pp} + 426.23V_{max} + 249.33SD$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	$BGL = 73.78 + 5.41P_{av} + 508.52V_{pp} + 338.37V_{max} + 197.41SD - 410.26V_{min}$

เมื่อนำสมการที่ได้มาทดสอบหาค่าระดับน้ำตาลกับชุดข้อมูลที่ไม่ได้ใช้ในการพัฒนาสมการการถดถอย ตารางที่ 4.12 แสดงค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ จากตารางพบว่าค่าองค์ประกอบหลักที่ได้จากการคำนวณโดยใช้พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จำนวน 2 พารามิเตอร์มีค่า RMSE น้อยที่สุดเท่ากับ 26.78 mg/dL

ตารางที่ 4.12 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชายเทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าองค์ประกอบหลัก

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่า RMSE (mg/dL)
$P_{av}, V_{pp}$	26.78
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	28.42
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	28.57
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	29.04

เมื่อนำค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2 ที่คำนวณได้ไปหาสมการการถดถอยด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด โดยใช้จำนวนพารามิเตอร์ตั้งแต่ 2-5 ตัว จะได้สมการดังนี้

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	สมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์และระดับน้ำตาลในเลือด
$P_{av}, V_{pp}$	$BGL = 154.69 - 143.20SD + 284.43V_{min}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	$BGL = 154.68 - 143.09SD + 284.22V_{min} - 8.66P_{av}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	$BGL = 156.20 - 62.87SD + 123.34V_{min} - 3.79P_{av} - 150.23V_{pp}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	$BGL = 154.76 - 46.28SD + 90.20V_{min} - 2.77P_{av} - 111.20V_{pp} - 76.40V_{max}$

จากนั้นนำสมการที่ได้มาทดสอบหาค่าระดับน้ำตาลกับชุดข้อมูลที่ไม่ได้ใช้ในการพัฒนาสมการการถดถอย ตารางที่ 4.13 แสดงค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ จากตารางที่ 4.13 พบว่าค่าองค์ประกอบหลักที่ได้จากการคำนวณโดยใช้พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จำนวน 2 และ 3 พารามิเตอร์มีค่า RMSE น้อยที่สุดเท่ากับ 39.32 mg/dL

ตารางที่ 4.13 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าองค์ประกอบหลัก

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่า RMSE (mg/dL)
$SD, V_{min}$	39.32
$SD, V_{min}, P_{av}$	39.32
$SD, V_{min}, P_{av}, V_{pp}$	40.44
$SD, V_{min}, P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	40.11

เมื่อนำค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2 ที่คำนวณได้ไปหาสมการการถดถอยด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด โดยใช้จำนวนพารามิเตอร์ตั้งแต่ 2-5 ตัว จะได้สมการดังนี้

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	สมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์และระดับน้ำตาลในเลือด
$P_{av}, V_{pp}$	$BGL = 398.39 - 360.90T_{pp} + 1.04P_{av}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	$BGL = 381.66 - 343.86T_{pp} + 1.13P_{av} + 51.88V_{pp}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	$BGL = 379.51 - 341.66T_{pp} + 1.14P_{av} + 52.65V_{pp} + 18.69SD$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	$BGL = 376.73 - 339.13T_{pp} + 1.15P_{av} + 53.76V_{pp} + 19.05SD + 19.47V_{min}$

จากนั้นนำสมการที่ได้มาทดสอบหาค่าระดับน้ำตาลกับชุดข้อมูลที่ไม่ได้ใช้ในการพัฒนาสมการการถดถอย ตารางที่ 4.14 แสดงค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ จากตารางที่ 4.14 พบว่าค่าองค์ประกอบหลักที่ได้จากการคำนวณโดยใช้พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จำนวน 2 พารามิเตอร์มีค่า RMSE น้อยที่สุดเท่ากับ 21.81 mg/dL

ตารางที่ 4.14 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าองค์ประกอบหลัก

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่า RMSE (mg/dL)
$T_{pp}, P_{av}$	21.81
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}$	21.99
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD$	22.01
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD, V_{max}$	22.18

#### 4.4.3 การถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน

เมื่อนำค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2 ที่คำนวณได้ไปหาสมการการถดถอยด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด โดยใช้จำนวนพารามิเตอร์ตั้งแต่ 2-5 ตัว จะได้สมการดังนี้

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	สมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์และระดับน้ำตาลในเลือด
$P_{av}, V_{pp}$	$BGL = 75.24 + 4.22P_{av} + 938.58V_{pp}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	$BGL = 72.35 + 3.56P_{av} + 790.72V_{pp} + 418.70V_{max}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	$BGL = 72.45 + 3.35P_{av} + 744.10V_{pp} + 394.10V_{max} + 208.70SD$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	$BGL = 73.15 + 2.63P_{av} + 585.18V_{pp} + 309.86V_{max} + 164.13SD - 344.76V_{min}$

และนำเสนอสมการที่ได้มาทดสอบหาค่าระดับน้ำตาลกับชุดข้อมูลที่ไม่ได้ใช้ในการพัฒนาสมการการถดถอย ตารางที่ 4.15 แสดงค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ จากตารางที่ 4.15 พบว่าค่าตัวแปรแฝงที่ได้จากการคำนวณโดยใช้พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จำนวน 2 พารามิเตอร์จะได้ค่า RMSE น้อยที่สุดเท่ากับ 26.78 mg/dL

ตารางที่ 4.15 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศชาย ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าตัวแปรแฝง

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่า RMSE (mg/dL)
$P_{av}, V_{pp}$	26.78
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	28.32
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	28.43
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	28.89

เมื่อนำค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2 ที่คำนวณได้ไปหาสมการการถดถอยด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด โดยใช้จำนวนพารามิเตอร์ตั้งแต่ 2-5 ตัว จะได้สมการดังนี้

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	สมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์และระดับน้ำตาลในเลือด
$P_{av}, V_{pp}$	$BGL = 154.69 - 143.17SD + 284.44V_{min}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	$BGL = 154.68 - 143.12SD + 284.34V_{min} - 4.16P_{av}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	$BGL = 156.34 - 53.11SD + 105.52V_{min} - 1.54P_{av} - 166.73V_{pp}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	$BGL = 154.87 - 39.48SD + 78.44V_{min} - 1.14P_{av} - 123.95V_{pp} - 74.01V_{max}$

จากนั้นนำสมการที่ได้มาทดสอบหาค่าระดับน้ำตาลกับชุดข้อมูลที่ไม่ได้ใช้ในการพัฒนาสมการการถดถอย ตารางที่ 4.16 แสดงค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ จากตารางที่ 4.16 พบว่าค่าตัวแปรแฝงที่ได้จากการคำนวณโดยใช้พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จำนวน 2 และ 3 พารามิเตอร์ จะได้ค่า RMSE น้อยที่สุดเท่ากับ 39.32 mg/dL

ตารางที่ 4.16 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 1 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าตัวแปรแฝง

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่า RMSE (mg/dL)
$V_{min}, SD$	39.32
$V_{min}, SD, P_{av}$	39.32
$V_{min}, SD, P_{av}, V_{pp}$	40.56
$V_{min}, SD, P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	40.19

เมื่อนำค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2 ที่คำนวณได้ไปหาสมการการถดถอยด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด โดยใช้จำนวนพารามิเตอร์ตั้งแต่ 2-5 ตัว จะได้สมการดังนี้

พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	สมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์และระดับน้ำตาลในเลือด
$P_{av}, V_{pp}$	$BGL = 398.40 - 360.90T_{pp} - 0.36P_{av}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}$	$BGL = 409.95 - 372.14T_{pp} - 0.37P_{av} - 40.66V_{pp}$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD$	$BGL = 410.98 - 373.08T_{pp} - 0.38P_{av} - 40.76V_{pp} - 13.03SD$
$P_{av}, V_{pp}, V_{max}, SD, V_{min}$	$BGL = 412.87 - 374.41T_{pp} - 0.37P_{av} - 40.90V_{pp} - 13.08SD - 21.41V_{min}$

จากนั้นนำสมการที่ได้มาทดสอบหาค่าระดับน้ำตาลกับชุดข้อมูลที่ไม่ได้ใช้ในการพัฒนาสมการการถดถอย ตารางที่ 4.17 แสดงค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ จากตารางที่ 4.17 พบว่าค่าตัวแปรแฝงที่ได้จากการคำนวณโดยใช้พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จำนวน 2 พารามิเตอร์ จะได้ค่า RMSE น้อยที่สุดเท่ากับ 21.68 mg/dL และค่าตัวแปรแฝงที่ได้จากการคำนวณโดยใช้พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG จำนวน 2 พารามิเตอร์ จะได้ค่า RMSE ที่ใกล้เคียงกันเท่ากับ 21.81 mg/dL

ตารางที่ 4.17 ค่า RMSE ของค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณจากสมการการถดถอยที่สร้างจากตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของข้อมูลผู้เข้าร่วมทดสอบเพศหญิงรายที่ 2 ในข้อมูลชุดที่ 2 เทียบกับจำนวนพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่ใช้คำนวณค่าตัวแปรแฝง

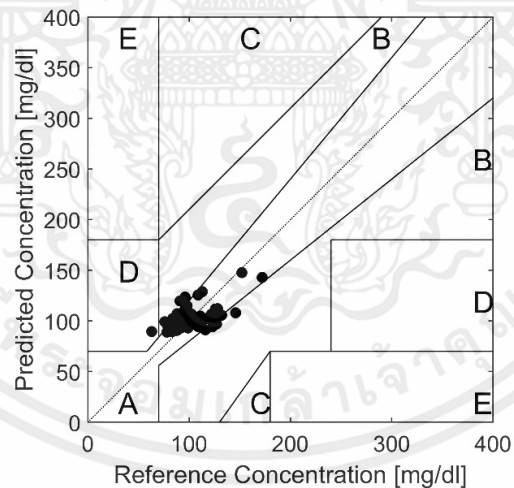
พารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG	ค่า RMSE (mg/dL)
$T_{pp}, P_{av}$	21.81
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}$	21.75
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD$	21.77
$T_{pp}, P_{av}, V_{pp}, SD, V_{max}$	21.68

## 4.5 การทดสอบประสิทธิภาพของระบบประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด

### 4.5.1 การประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว

ทดสอบประสิทธิภาพของระบบประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว โดยใช้ Leave 1-out Cross Validation สุ่มแยกข้อมูล 1 ตัวอย่างออกมาไว้ใช้ทดสอบ และใช้ข้อมูล 59 ตัวอย่างที่เหลือในการสร้างสมการถดถอยเชิงเส้นโดยใช้พารามิเตอร์  $V_{pp}$  เป็นตัวแปรด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด จากนั้นวนซ้ำ โดยเปลี่ยนตัวอย่างข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบจนครบทั้ง 60 ตัวอย่าง

พิจารณาประสิทธิภาพของระบบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยการหาค่าความผิดพลาดและวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) พบว่ามีค่าความผิดพลาดแบบ Root Mean Square Error (RMSE) เท่ากับ 12.00 mg/dL และจาก Clarke Error Grid Analysis ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดสอบ มี 1 จุดปรากฏในโซน D และจุดที่เหลือทั้งหมดอยู่ในโซน A และ B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 4.20



รูปที่ 4.20 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด โดยใช้การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียวด้วย Leave 1-out Cross Validation

จากนั้นทดสอบประสิทธิภาพของระบบประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว ด้วย 3-Fold Cross Validation แบ่งชุดข้อมูลจำนวน 60 ตัวอย่างออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 20 ตัวอย่าง แยกข้อมูล 1 กลุ่มไว้ใช้ทดสอบ และใช้ชุดข้อมูล 2 กลุ่มที่เหลือในการสร้างสมการถดถอยเชิงเส้นโดยใช้พารามิเตอร์  $V_{pp}$  เป็นตัวแปรด้วยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุด จากนั้นวนซ้ำ โดยเปลี่ยนกลุ่มข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบจนครบ 3 กลุ่ม

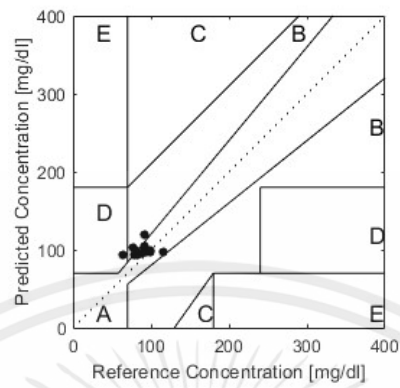
พิจารณาประสิทธิภาพของระบบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยการหาค่าความผิดพลาดและวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) พบว่ามีค่าความผิดพลาดแบบ Root Mean Square Error (RMSE) 3 ครั้งเท่ากับ 14.58, 19.10 และ 18.47 mg/dL ตามลำดับ เฉลี่ย 3 ครั้งเท่ากับ 17.38 mg/dl และจาก Clarke Error Grid Analysis ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดสอบครั้งที่ 1 มี 1 จุดปรากฏในโซน D และค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดสอบครั้งที่ 2 และ 3 ทั้งหมดอยู่ในโซน A และ B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 4.21

สมการถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียวที่ได้จากการทดสอบครั้งที่ 3 ซึ่งมีค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ทั้งหมดอยู่ในโซน A,B และมีค่า RMSE น้อยกว่าการทดสอบครั้งที่ 2 แสดงถึงสมการที่ 4.4

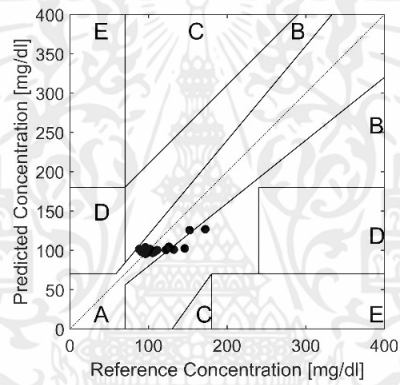
$$BGL = 85.09 + 31.43V_{pp} \quad (4.4)$$

เมื่อ  $BGL$  คือ ค่าระดับน้ำตาลในเลือด (mg/dl)

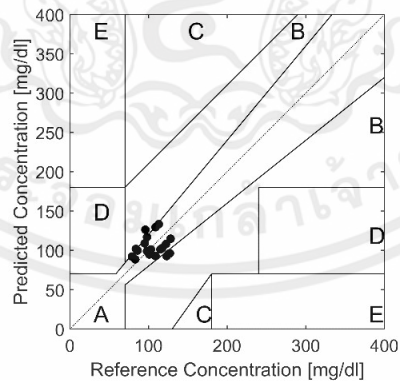
$V_{pp}$  คือ ค่าแอมพลิจูดสูงสุดถึงต่ำสุดเฉลี่ยแต่ละพีค (V)



(a)



(b)



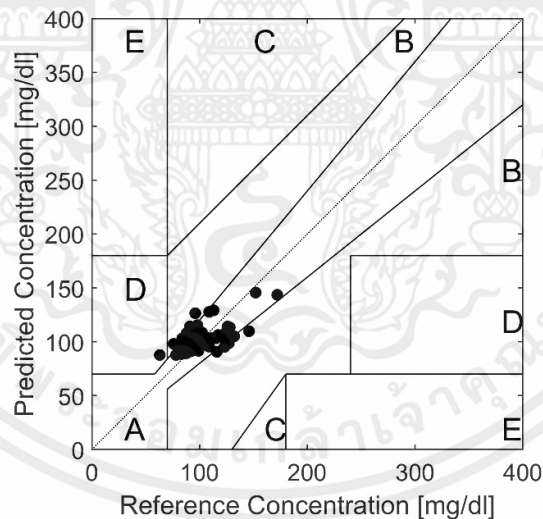
(c)

รูปที่ 4.21 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยเชิงเส้น  
ตัวแปรเดียวด้วย 3-Fold Cross Validation (a) ครั้งที่ 1 (b) ครั้งที่ 2 (c) ครั้งที่ 3

#### 4.5.2 การประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยของค์ประกอบหลัก

ทดสอบประสิทธิภาพของระบบประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยของค์ประกอบหลักด้วย Leave 1-out Cross Validation สุ่มแยกข้อมูล 1 ตัวอย่างออกมาไว้ใช้ทดสอบ และใช้ข้อมูล 59 ตัวอย่างที่เหลือในการสร้างสมการถดถอยเชิงเส้น จากนั้นหาค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของพารามิเตอร์  $V_{max}$  และ  $V_{pp}$  และนำค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มาคำนวณหาสมการถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด จากนั้นวนซ้ำ โดยเปลี่ยนตัวอย่างข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบจนครบทั้ง 60 ตัวอย่าง

พิจารณาประสิทธิภาพของระบบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยการหาค่าความผิดพลาดและวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) พบว่ามีค่าความผิดพลาดแบบ Root Mean Square Error (RMSE) เท่ากับ 11.93 mg/dL และจาก Clarke Error Grid Analysis ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดสอบ มี 1 จุดปรากฏในโซน D และจุดที่เหลือทั้งหมดอยู่ในโซน A, B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 4.22



รูปที่ 4.22 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยของค์ประกอบหลักด้วย Leave 1-out Cross Validation

ทดสอบประสิทธิภาพของระบบประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยองค์ประกอบหลักด้วย 3-Fold Cross Validation แบ่งชุดข้อมูลจำนวน 60 ตัวอย่าง ออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 20 ตัวอย่าง แยกข้อมูล 1 กลุ่มไว้ใช้ทดสอบ และใช้ชุดข้อมูล 2 กลุ่มที่เหลือในการสร้างสมการถดถอย จากนั้นหาค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 ของพารามิเตอร์  $V_{max}$  และ  $V_{pp}$  และนำค่าองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1 มาคำนวณหาสมการถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด จากนั้นวนซ้ำ โดยเปลี่ยนกลุ่มข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบจนครบ 3 กลุ่ม

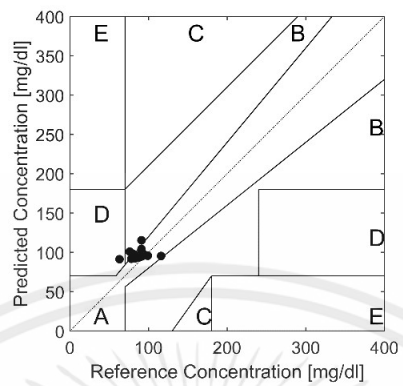
พิจารณาประสิทธิภาพของระบบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยการหาค่าความผิดพลาดและวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) พบว่ามีค่าความผิดพลาดแบบ Root Mean Square Error (RMSE) 3 ครั้งเท่ากับ 13.27, 18.52 และ 18.50 mg/dL ตามลำดับ เฉลี่ย 3 ครั้งเท่ากับ 16.76 mg/dl และจาก Clarke Error Grid Analysis ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดสอบครั้งที่ 1 มี 1 จุดปรากฏในโซน D และค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดสอบครั้งที่ 2 และ 3 ทั้งหมดอยู่ในโซน A, B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 4.23

สมการถดถอยเชิงเส้นที่ได้จากการทดลองครั้งที่ 3 ซึ่งมีค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ทั้งหมดอยู่ในโซน A,B และมีค่า RMSE น้อยกว่าการทดลองครั้งที่ 2 แสดงดังสมการที่ (4.5) และ (4.6)

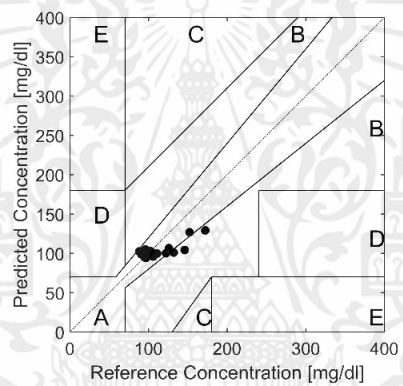
$$PC = 0.57V_{max} + 0.82V_{pp} \quad (4.5)$$

$$BGL = 4.80 + 57.07PC \quad (4.6)$$

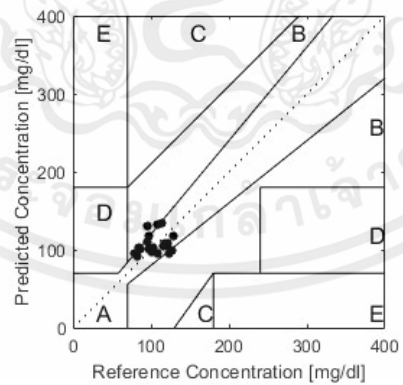
- เมื่อ  $BGL$  คือ ค่าระดับน้ำตาลในเลือด (mg/dl)  
 $PC$  คือ ค่าตัวแปรองค์ประกอบหลักลำดับที่ 1  
 $V_{max}$  คือ ค่าแอมพลิจูดสูงสุด (V)  
 $V_{pp}$  คือ ค่าแอมพลิจูดสูงสุดถึงต่ำสุดเฉลี่ยแต่ละพีค (V)



(a)



(b)



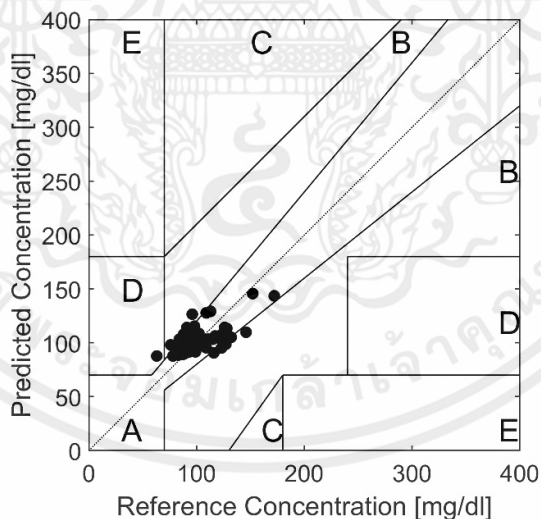
(c)

รูปที่ 4.23 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยองค์ประกอบ  
หลักด้วย 3-Fold Cross Validation (a) ครั้งที่ 1 (b) ครั้งที่ 2 (c) ครั้งที่ 3

#### 4.5.3 ผลการทดลองประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน

ทดสอบประสิทธิภาพของระบบประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วนด้วย Leave 1-out Cross Validation สุ่มแยกข้อมูล 1 ตัวอย่างออกมาไว้ใช้ทดสอบ และใช้ข้อมูล 59 ตัวอย่างที่เหลือในการสร้างสมการถดถอยเชิงเส้น จากนั้นหาค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของพารามิเตอร์  $V_{max}$  และ  $V_{pp}$  และนำค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มาคำนวณหาสมการถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด จากนั้นวนซ้ำ โดยเปลี่ยนตัวอย่างข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบจนครบทั้ง 60 ตัวอย่าง

พิจารณาประสิทธิภาพของระบบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยการหาค่าความผิดพลาดและวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) พบว่ามีค่าความผิดพลาดแบบ Root Mean Square Error (RMSE) เท่ากับ 11.92 mg/dL และจาก Clarke Error Grid Analysis ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดสอบ มี 1 จุดปรากฏในโซน D และจุดที่เหลือทั้งหมดอยู่ในโซน A, B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.24 กราฟ CEGA ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วนด้วย Leave 1-out Cross Validation

จากนั้นทดลองประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยกำลังสองน้อยที่สุด บางส่วนโดยแบ่งชุดข้อมูลจำนวน 60 ตัวอย่าง ออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 20 ตัวอย่าง แยกข้อมูล 1 กลุ่มไว้ใช้ทดสอบ และใช้ชุดข้อมูล 2 กลุ่มที่เหลือในการสร้างสมการถดถอย จากนั้นหาค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 ของพารามิเตอร์  $V_{max}$  และ  $V_{pp}$  และนำค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1 มาคำนวณหาสมการถดถอยเชิงเส้นด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด จากนั้นวนซ้ำ โดยเปลี่ยนกลุ่มข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบจนครบ 3 กลุ่ม

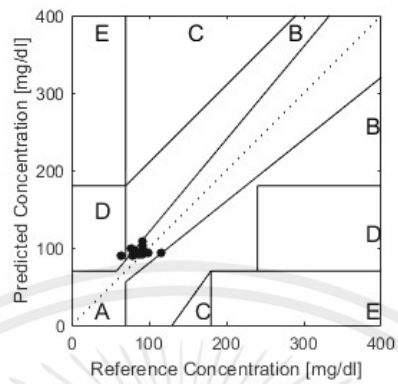
พิจารณาประสิทธิภาพของระบบการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด ด้วยการหาค่าความผิดพลาดและวิธี Clarke Error Grid Analysis (CEGA) พบว่ามีค่าความผิดพลาดแบบ Root Mean Square Error (RMSE) 3 ครั้งเท่ากับ 11.78, 18.57 และ 18.83 mg/dL ตามลำดับ เฉลี่ย 3 ครั้งเท่ากับ 16.39 mg/dL และจาก Clarke Error Grid Analysis ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดลองครั้งที่ 1 มี 1 จุดปรากฏในโซน D และค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้จากการทดลองครั้งที่ 2 และ 3 ทั้งหมดอยู่ในโซน A,B ซึ่งเป็นขอบเขตที่ยอมรับได้ในการนำไปใช้งานจริง ดังแสดงในรูปที่ 4.25

สมการถดถอยเชิงเส้นที่ได้จากการทดลองครั้งที่ 2 ซึ่งมีค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่คำนวณได้ทั้งหมดอยู่ในโซน A,B และมีค่า RMSE น้อยกว่าการทดลองครั้งที่ 3 แสดงดังสมการที่ (4.7) และ (4.8)

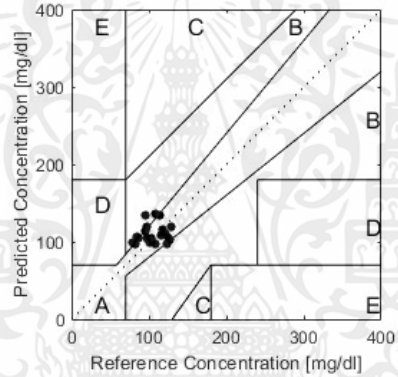
$$T = 0.98V_{max} + 0.19V_{pp} \quad (4.7)$$

$$BGL = -89.87 + 79.71T \quad (4.8)$$

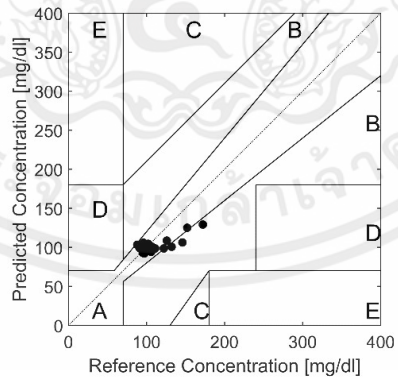
- เมื่อ  $BGL$  คือ ค่าระดับน้ำตาลในเลือด (mg/dl)  
 $T$  คือ ค่าตัวแปรแฝงลำดับที่ 1  
 $V_{max}$  คือ ค่าแอมพลิจูดสูงสุด (V)  
 $V_{pp}$  คือ ค่าแอมพลิจูดสูงสุดถึงต่ำสุดเฉลี่ยแต่ละพีค (V)



(a)



(b)



(c)

รูปที่ 4.25 ผลทดสอบ Clake Error Grid 3 ครั้ง ของการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด  
โดยใช้การถดถอยวิธีการกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดสอบประสิทธิภาพการในประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้การถดถอยทั้ง 3 วิธี ด้วยวิธี Leave 1-out Cross Validation และ 3-fold Cross Validation พบว่าวิธีกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วนให้ค่า RMSE เฉลี่ยน้อยที่สุดเท่ากับ 11.92 mg/dl และ 16.39 mg/dl ตามลำดับ และจาก Clarke Error Grid พบว่าทั้ง 3 วิธี มีจุดข้อมูล 1 จุดปรากฏในโซน D แสดงให้เห็นว่าสมการถดถอยที่สร้างขึ้นยังไม่สามารถตรวจจับค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่ต่ำกว่าเกณฑ์มาตรฐานได้ เนื่องด้วยผู้จัดทำไม่สามารถหาตัวอย่างข้อมูลในช่วงที่ระดับน้ำตาลต่ำกว่าเกณฑ์ได้มากพอ

#### 4.6 การทดสอบการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังฐานข้อมูล

ทำการเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi โดยการปล่อยสัญญาณอินเทอร์เน็ตจากฟังก์ชัน Mobile Hotspot บนคอมพิวเตอร์ ทำให้ทราบ IP Address และ MAC Address ของอุปกรณ์ที่เข้ามาทำการเชื่อมต่อกับตัวปล่อยสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 4.26 ซึ่งเป็นการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 และโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ชื่อ Matthawin-s-A53 แล้วจึงทำการดักจับข้อมูลในการเชื่อมต่อด้วยโปรแกรม Wireshark

การดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในกระบวนการต่อสัญญาณ Wi-Fi แสดงดังรูปที่ 4.27 โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 มี MAC Address คือ 7c:9e:bd:44:c7:f4 การเชื่อมต่อเริ่มต้นด้วยการขอ IP จาก Client ไปยัง Server ด้วยการใช้ DHCP Request จากนั้นมีการตอบกลับ (Acknowledge) จาก Server ด้วยการมอบ IP address ให้แก่ไมโครคอนโทรลเลอร์ (192.168.137.184) จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการ Broadcast IP Address ของตัวเองด้วย ARP Protocol ประกาศให้อุปกรณ์ทุกตัวในวง LAN ทราบและทำการ Broadcast ด้วย ARP Protocol อีกหนึ่งครั้งเพื่อหาเกตเวย์ (192.168.137.1) เพื่อให้สามารถทำการเชื่อมต่อกับเครือข่ายภายนอกได้ เครือข่ายภายใน (Merlin.local) จะทำการตอบกลับให้ทราบถึงเลข MAC Address ของ Server ซึ่งกระบวนการทั้งหมดนี้ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถทำการเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi ได้

Network properties		
Name:	SeniorProject	
Password:	12345678	
Band:	2.4 GHz	
Devices connected: 2 of 8		
Device name	IP address	Physical address (MAC)
esp32-arduino	192.168.137.184	7c:9e:bd:44:c7:f4
Matthawin-s-A53	192.168.137.32	7e:43:e4:31:2d:53

รูปที่ 4.26 IP Address และ MAC Address ของอุปกรณ์ที่มาเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi

Time	Source	Destination	Protocol	Length	Info
1 0.000000	Merlin.local	224.0.0.251	MDNS	288	Standard query response 0x0000 PTR, cache flush
2 10.477580	0.0.0.0	255.255.255.255	DHCP	350	DHCP Request - Transaction ID 0x7f3ef8c4
3 10.489918	Merlin.local	192.168.137.184	DHCP	344	DHCP ACK - Transaction ID 0x7f3ef8c4
4 10.636068	Espressi_44:c7:f4	Broadcast	ARP	42	ARP Announcement for 192.168.137.184
5 10.838695	Espressi_44:c7:f4	Broadcast	ARP	42	Who has 192.168.137.1? Tell 192.168.137.184
6 10.838734	Merlin.local	Espressi_44:c7:f4	ARP	42	192.168.137.1 is at 3a:00:25:a0:51:95

รูปที่ 4.27 การดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในการเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi

ส่วนของการเชื่อมต่อของไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังฐานข้อมูล Firebase จากการดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark แสดงดังรูปที่ 4.28 พบว่าเมื่อทำการเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi สำเร็จแล้ว ไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการติดต่อไปยัง [www.googleapis.com](http://www.googleapis.com) ผ่านโปรโตคอล DNS เพื่อถามหา IP Address ของเว็บไซต์ดังกล่าว ซึ่งเป็นเว็บไซต์ API บริการของ Google เมื่อทำการเชื่อมต่อภายนอกผ่านเกตเวย์ได้แล้ว ไมโครคอนโทรลเลอร์และเว็บไซต์ดังกล่าวจะทำการสร้างช่องทางการสื่อสารสำหรับรับส่งข้อมูลด้วยโปรโตคอล TCP ด้วยกระบวนการ Three-Way Handshake แล้วทำการ Broadcast ด้วยโปรโตคอล UDP ไปยังเครือข่ายภายใน (LAN) ของคอมพิวเตอร์ หลังจากนั้นจะเป็นการสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์และ Firebase ในการเข้ารหัสและทำการเพิ่มข้อมูลลงบน Firebase โดยมีตัวอย่างการดักจับข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.29

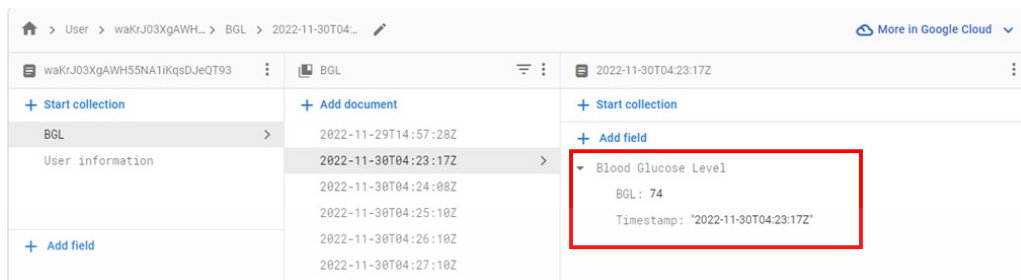
Time	Source	Destination	Protocol	Length	Info
7	10.841281	192.168.137.184	Merlin.local	DNS	78 Standard query 0x9a4b A www.googleapis.com
8	10.842721	Merlin.local	192.168.137.184	DNS	256 Standard query response 0x9a4b A www.googleapis.com A 216.58.196.10 A 2
9	10.846966	192.168.137.184	volatile-pa.googleapis.	TCP	58 56703 → https(443) [SYN] Seq=0 Win=5744 Len=0 MSS=1436
10	10.934968	volatile-pa.googleapis.	192.168.137.184	TCP	58 https(443) → 56703 [SYN, ACK] Seq=0 Ack=1 Win=65535 Len=0 MSS=1400
11	11.225414	volatile-pa.googleapis.	192.168.137.184	TCP	58 [TCP Retransmission] https(443) → 56703 [SYN, ACK] Seq=0 Ack=1 Win=6553
12	11.255616	192.168.137.184	volatile-pa.googleapis.	TCP	54 56703 → https(443) [ACK] Seq=1 Ack=1 Win=5744 Len=0
13	11.255616	192.168.137.184	volatile-pa.googleapis.	TCP	54 [TCP Dup ACK 12#1] 56703 → https(443) [ACK] Seq=1 Ack=1 Win=5744 Len=0
14	11.258314	Merlin.local	192.168.137.255	UDP	82 56293 → sentinelsrm(1947) Len=40
15	11.258495	Merlin.local	255.255.255.255	UDP	82 56296 → sentinelsrm(1947) Len=40

รูปที่ 4.28 การดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในกระบวนการ Three-Way Handshake

Time	Source	Destination	Protocol	Length	Info
48	14.388950	pool.ntp.org	192.168.137.184	NTP	90 NTP Version 4, server
49	14.643820	192.168.137.184	Merlin.local	DNS	84 Standard query 0x946a A firestore.googleapis.com
50	14.645429	Merlin.local	192.168.137.184	DNS	124 Standard query response 0x946a A firestore.googleapis.com A 142.250.199.10
51	14.648473	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	58 56704 → https(443) [SYN] Seq=0 Win=5744 Len=0 MSS=1436
52	14.783326	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TCP	58 https(443) → 56704 [SYN, ACK] Seq=0 Ack=1 Win=65535 Len=0 MSS=1400
53	14.937312	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	54 56704 → https(443) [ACK] Seq=1 Ack=1 Win=5744 Len=0
54	14.943213	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TLSv1.2	367 Client Hello
55	15.000000	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TCP	58 [TCP Retransmission] https(443) → 56704 [SYN, ACK] Seq=0 Ack=1 Win=65535 Len=0 MSS=1400
56	15.000000	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TCP	54 https(443) → 56704 [ACK] Seq=1 Ack=314 Win=65535 Len=0
57	15.009953	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TLSv1.2	1454 Server Hello
58	15.091231	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TCP	1454 https(443) → 56704 [PSH, ACK] Seq=1401 Ack=314 Win=65535 Len=1400 [TCP segment of a reassembled PDU]
59	15.091538	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TCP	1454 https(443) → 56704 [ACK] Seq=2801 Ack=314 Win=65535 Len=1400 [TCP segment of a reassembled PDU]
60	15.091907	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TLSv1.2	548 Certificate, Server Key Exchange, Server Hello Done
61	15.242574	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	54 [TCP Dup ACK 31#1] 56704 → https(443) [ACK] Seq=314 Ack=1 Win=5744 Len=0
62	15.247408	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	54 56704 → https(443) [ACK] Seq=314 Ack=2001 Win=2944 Len=0
63	15.248996	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	54 56704 → https(443) [ACK] Seq=314 Ack=4695 Win=1050 Len=0
64	15.258704	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	54 [TCP Window Update] 56704 → https(443) [ACK] Seq=314 Ack=4695 Win=3850 Len=0
65	15.258119	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	54 [TCP Window Update] 56704 → https(443) [ACK] Seq=314 Ack=4695 Win=5502 Len=0
66	15.801384	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TLSv1.2	129 Client Key Exchange
67	16.895366	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TLSv1.2	60 Change Cipher Spec
68	16.897075	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TLSv1.2	99 Encrypted Handshake Message
69	16.936710	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TCP	54 https(443) → 56704 [ACK] Seq=4695 Ack=440 Win=65535 Len=0
70	16.936908	deviceintegritytokens-p.	192.168.137.184	TLSv1.2	349 New Session Ticket, Change Cipher Spec, Encrypted Handshake Message
71	17.095408	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TCP	54 56704 → https(443) [ACK] Seq=440 Ack=4990 Win=5267 Len=0
72	17.098499	192.168.137.184	deviceintegritytokens-p.	TLSv1.2	351 Application Data

รูปที่ 4.29 การดักจับด้วยโปรแกรม Wireshark ในการสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์และ Firebase

การทดสอบการส่งข้อมูลไปยัง Firebase จะทำโดยการส่งข้อมูลค่าตัวเลขทุกๆ 1 นาที พร้อมกำกับเวลาที่ทำการส่ง โดยข้อมูลจะถูกจัดเก็บในบริการ Cloud Firestore ใน Subcollection ที่ชื่อว่า BGL ใน Document ที่มีชื่อเป็นเวลาที่ทำการส่งข้อมูลเข้ามา แสดงดังรูปที่ 4.30 ข้อมูลจะถูกเก็บอยู่ใน Field ที่ชื่อว่า Blood Glucose Level ที่มีการเก็บค่าระดับน้ำตาลในเลือดและเวลาที่ได้ทำการส่งมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 4.30 ตัวอย่างข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดถูกเก็บไว้ใน Cloud Firestore

## 4.7 การทดสอบการทำงานของแอปพลิเคชันกับฐานข้อมูล

### 4.7.1. ทดสอบระบบการลงทะเบียนและการลงชื่อเข้าใช้งานแอปพลิเคชัน

การทดสอบระบบการลงทะเบียนและการลงชื่อเข้าใช้งานจะทำการทดสอบผ่านการลงทะเบียนโดยใช้โทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่มีการติดตั้งแอปพลิเคชันต้นแบบที่สร้างขึ้นดังแสดงในรูปที่ 4.31 แล้วจึงทำการกรอกข้อมูลให้ครบถ้วน ซึ่งข้อมูลทั้งหมดจะถูกนำไปเก็บอยู่ในฐานข้อมูลส่วนบริการ Cloud Firestore ใน Subcollection ชื่อ User information ภายใน Document ชื่อ Personal Data โดยจะมีเลข User ID (UID) ที่สัมพันธ์กับการยืนยันตัวตนของผู้ใช้งาน (Authentication) กำกับอยู่เสมอ แสดงในรูปที่ 4.32 และ 4.33 ตามลำดับ นอกจากนี้ได้ทำการทดสอบในกรณีที่มีการลงทะเบียนโดยใช้อีเมลเข้ากับอีเมลที่มีการลงทะเบียนไว้ก่อนหน้าแล้ว แอปพลิเคชันจะมีการแจ้งเตือนว่าไม่สามารถใช้งานอีเมลดังกล่าวได้ตามที่ออกแบบไว้ ดังแสดงในรูปที่ 4.34

04:21 81%

### Sign up

Pannata Kanayat

62010618@kmitl.ac.th

.....

.....

18/8/2000

Gender  
Female

Position  
Type 1 Diabetes patients

SIGN UP

รูปที่ 4.31 หน้าลงทะเบียนของแอปพลิเคชัน

Home > User > waKrJ03XgAWH... More in Google Cloud

glucose-monitoring-application

User waKrJ03XgAWH55NA1IKqsDJeQT93

+ Start collection + Add document + Start collection

User > GRjGJK8yVnOXb16DVeXaB02M3Po1 BGL  
ckG0LIy74hgQ1CsDAhG UID User information  
waKrJ03XgAWH55NA1IKqsDJeQT93 >

+ Add field

---

Home > User > waKrJ03XgAWH... > User informatio... > Personal Data More in Google Cloud

waKrJ03XgAWH55NA1IKqsDJeQT93 User information Personal Data

+ Start collection + Add document + Start collection

BGL + Add field

User information >

+ Add field

Date of Birth: "18/8/2000"  
Email: "62010618@kmitl.ac.th"  
Fullname: "Pannita Kanayat"  
Gender: "Female"  
Position: "Type 1 Diabetes patients"

รูปที่ 4.32 ข้อมูลลงทะเบียนใน Cloud Firestore

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Glucose Monitoring Application

Go to docs

## Authentication

Users Sign-in method Templates Usage Settings

Search by email address, phone number, or user UID Add user

Identifier	Providers	Created ↓	Signed in	User UID
62010747@gmail.com	📧	Dec 2, 2022	Dec 2, 2022	GRjGJKyVmOxb16DvcXaB02M3...
62010618@kmitl.ac.th	📧	Dec 2, 2022	Dec 4, 2022	wakRj03XgAWH55NA1IkqsDJeQT...
see@gmail.com	📧	Nov 18, 2022	Nov 18, 2022	zKJTiGgrlaemRPu1rrTdOP9pGho2
font_matthew@gmail.com	📧	Nov 18, 2022	Nov 18, 2022	pcaezxFcM4P10aCKH3a5TEL1gzc2

รูปที่ 4.33 หน้าระบบการยืนยันตัวตน (Authentication) ใน Firebase

04:21 80%

### Sign up

Pannata Kanayot

62010618@kmitl.ac.th

\*\*\*\*\*

\*\*\*\*\*

18/8/2000

Gender  
Female

Position  
Type 1 Diabetes patients

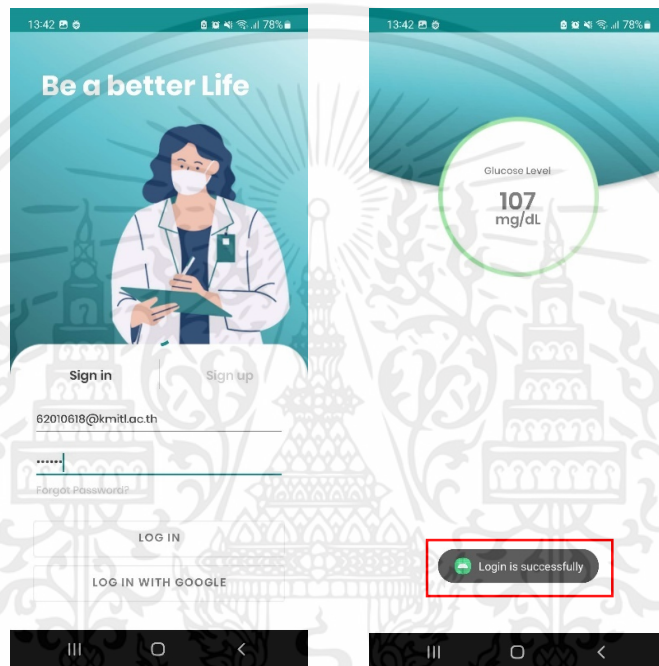
SIGN UP

Email has been already taken

รูปที่ 4.34 การแจ้งเตือนเมื่อลงทะเบียนด้วยอีเมลที่มีการลงทะเบียนไว้ก่อนหน้านี้แล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

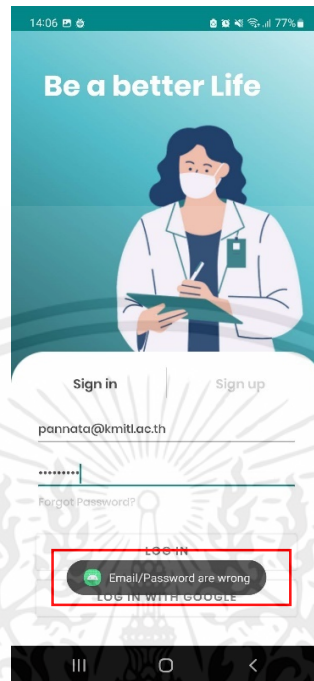
ทดสอบการลงชื่อเข้าใช้โดยทำการกรอกอีเมลและรหัสผ่านที่ได้ลงทะเบียนไว้ เมื่อกรอกข้อมูลได้ถูกต้องระบบจะทำการยืนยันตัวตนด้วยบริการ Authentication บน Firebase แล้วจะแสดงการลงชื่อเข้าใช้สำเร็จและไปยังหน้าหลักของแอปพลิเคชันที่แสดงผลระดับน้ำตาลในเลือด ดังรูปที่ 4.35 ในกรณีที่ลงชื่อเข้าใช้ด้วยอีเมลหรือรหัสผ่านไม่ถูกต้อง หรือไม่มีการลงทะเบียนไว้ แอปพลิเคชันจะทำการแจ้งเตือนดังรูปที่ 4.36



(a)

(b)

รูปที่ 4.35 การลงชื่อเข้าใช้งาน (a) การกรอกข้อมูล และ (b) หน้าแอปพลิเคชันเมื่อทำการลงชื่อเข้าใช้สำเร็จ



รูปที่ 4.36 การแจ้งเตือนเมื่อไม่สามารถลงชื่อเข้าใช้ได้

#### 4.7.2 โปรไฟล์ผู้ใช้งาน

ผู้ใช้งานสามารถทำการตรวจสอบข้อมูลส่วนตัวที่ได้ลงทะเบียนไว้ผ่านการสไลด์หน้าจอไปทางขวามือบนหน้าหลักของแอปพลิเคชัน หน้าโปรไฟล์จะปรากฏขึ้น แสดงดังรูปที่ 4.37 โดยหากผู้ใช้งานต้องการแก้ไขหรือเพิ่มเติมข้อมูลส่วนตัวสามารถทำได้ด้วยการกดที่ปุ่ม EDIT PROFILE หน้าแก้ไขจะปรากฏขึ้นดังรูปที่ 4.38 ข้อมูลที่ถูกแก้ไขจะถูกจัดเก็บไว้ตาม USERID ใน Document ชื่อว่า Personal Data ภายใต้อ Subcollection ชื่อ User collection เดิมตามที่ได้ลงทะเบียนไว้



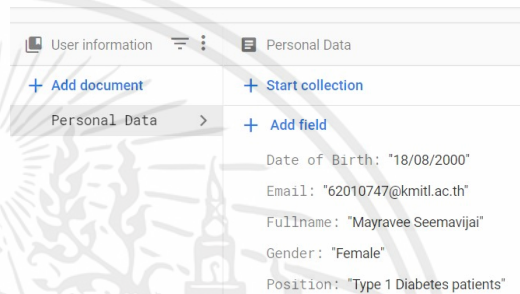
**Mayravee Seemavijai**  
Type 1 Diabetes patients

Date of Birth:  
18/08/2000

Gender:  
Female

Address:

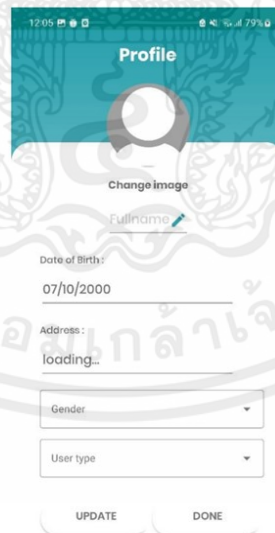
EDIT PROFILE



(a)

(b)

รูปที่ 4.37 การตรวจสอบข้อมูลผู้ใช้งาน  
(a) หน้าโปรไฟล์ผู้ใช้งานและ (b) ข้อมูลที่ถูกจัดเก็บในฐานข้อมูล



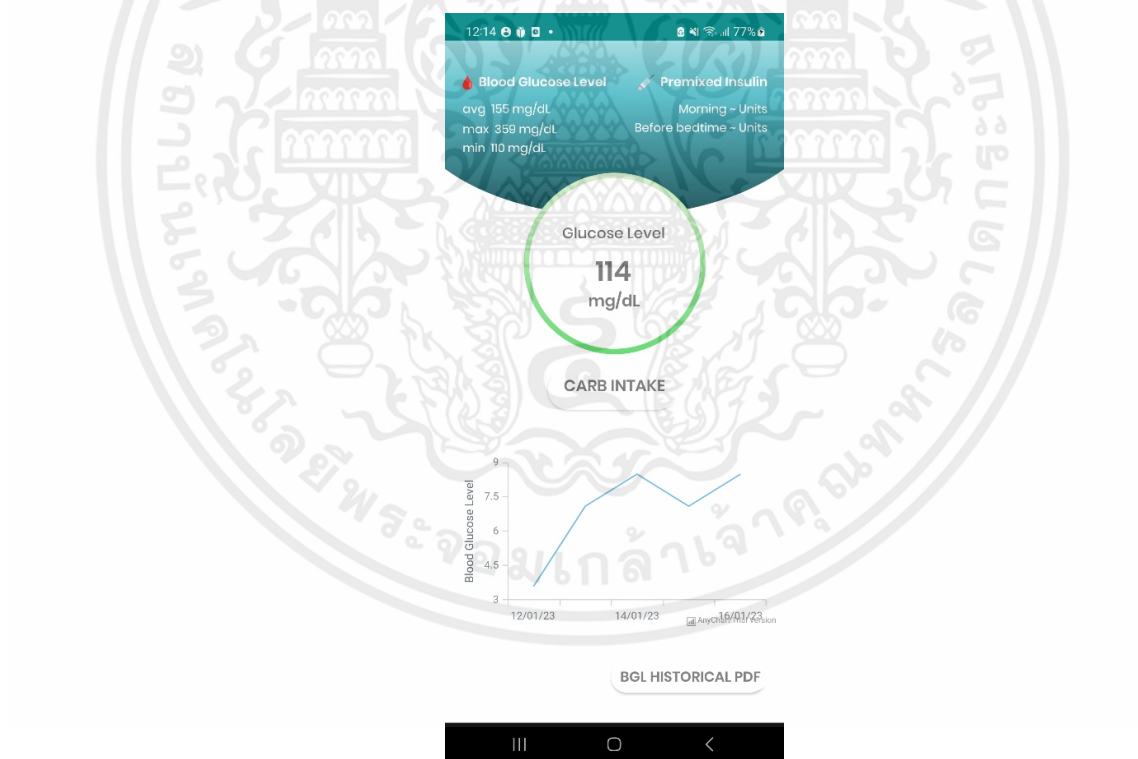
รูปที่ 4.38 หน้าแก้ไขข้อมูลผู้ใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.7.3 การทดสอบส่วนการแสดงผลบนแอปพลิเคชันสำหรับระบบติดตามน้ำตาลในเลือด

#### 4.7.3.1 การทดสอบการแสดงผลระดับน้ำตาลในเลือดบนแอปพลิเคชัน

ระดับน้ำตาลในเลือดจะถูกเรียกค่ามาจาก Cloud Firestore และแสดงผลบนหน้าหลักของแอปพลิเคชันที่มีการลงชื่อเข้าใช้ไว้แล้ว แสดงดังรูปที่ 4.39 และรูปที่ 4.40 แสดงข้อมูลจากการดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในการส่งข้อมูลระหว่างแอปพลิเคชันและฐานข้อมูลของระบบบน Firebase โดยมีขั้นตอนและการเชื่อมต่อเหมือนกันกับการเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับ Firebase และมีการสื่อสารและแลกเปลี่ยนข้อมูลผ่านโปรโตคอล TCP โดยโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์มีหมายเลข IP Address คือ 192.168.137.32 และไมโครคอนโทรลเลอร์มีหมายเลข IP Address คือ 192.168.137.32



รูปที่ 4.39 หน้าหลักของแอปพลิเคชันที่แสดงค่าระดับน้ำตาลในเลือด

Time	Source	Destination	Protocol	Length	Info
193	28.415693	192.168.137.32	192.168.137.1	DNS	148 Standard query 0xbf36 A glucose-monitoring-application-default-rtdb.asia-southeast1.firebaseiodatabase.app
194	28.508394	192.168.137.1	192.168.137.32	DNS	236 Standard query response 0xbf36 A glucose-monitoring-application-default-rtdb.asia-southeast1.firebaseiodatabase.app A 35.186.236.207
195	28.522286	192.168.137.32	192.168.137.32	TCP	74 53346 → https(443) [SVN] Seq=0 Win=65535 Len=0 MSS=1460 SACK_PERM TSval=363032894 TSecr=0 MS=1824
196	28.600948	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TCP	74 https(443) → 53346 [SVN] ACK Seq=0 Ack=1 Win=65535 Len=0 MSS=1400 SACK_PERM TSval=763890959 TSecr=363032894 MS=256
197	28.724992	192.168.137.32	192.168.137.32	TCP	66 53346 → https(443) [ACK] Seq=1 Ack=1 Win=65536 Len=0 TSval=363033097 TSecr=763890959
198	28.735265	192.168.137.32	192.168.137.32	TLV1.3	583 Client Hello
199	28.805855	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TCP	66 https(443) → 53346 [ACK] Seq=1 Ack=518 Win=66816 Len=0 TSval=763890264 TSecr=363033187
200	28.806178	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TLV1.3	1654 Server Hello, Change Cipher Spec
201	28.838718	192.168.137.32	192.168.137.32	TCP	66 53346 → https(443) [ACK] Seq=518 Ack=1389 Win=68608 Len=0 TSval=363033203 TSecr=763890266
202	28.874607	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TCP	1454 https(443) → 53346 [PSH, ACK] Seq=1389 Ack=518 Win=66816 Len=1388 TSval=763890266 TSecr=363033187 [TCP segment of a reassembled PDU]
203	28.875017	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TCP	1454 https(443) → 53346 [ACK] Seq=2777 Ack=518 Win=66816 Len=1388 TSval=763890266 TSecr=363033187 [TCP segment of a reassembled PDU]
204	28.875360	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TLV1.3	630 Application Data
205	28.933198	192.168.137.32	192.168.137.32	TCP	66 53346 → https(443) [ACK] Seq=518 Ack=2777 Win=71680 Len=0 TSval=363033306 TSecr=763890266
206	28.933964	192.168.137.32	192.168.137.32	TCP	66 53346 → https(443) [ACK] Seq=518 Ack=4165 Win=74752 Len=0 TSval=363033306 TSecr=763890266
207	28.934478	192.168.137.32	192.168.137.32	TCP	66 53346 → https(443) [ACK] Seq=518 Ack=729 Win=77824 Len=0 TSval=363033307 TSecr=763890266
208	29.039017	192.168.137.32	192.168.137.32	TLV1.3	138 Change Cipher Spec, Application Data
209	29.113085	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TLV1.3	484 Application Data
210	29.137400	192.168.137.32	192.168.137.32	TLV1.3	495 Application Data
211	29.291187	glucose-monitoring-appl.	192.168.137.32	TLV1.3	342 Application Data

## รูปที่ 4.40 การดักจับข้อมูลด้วยโปรแกรม Wireshark ในการสื่อสารระหว่างแอปพลิเคชันและ Firebase

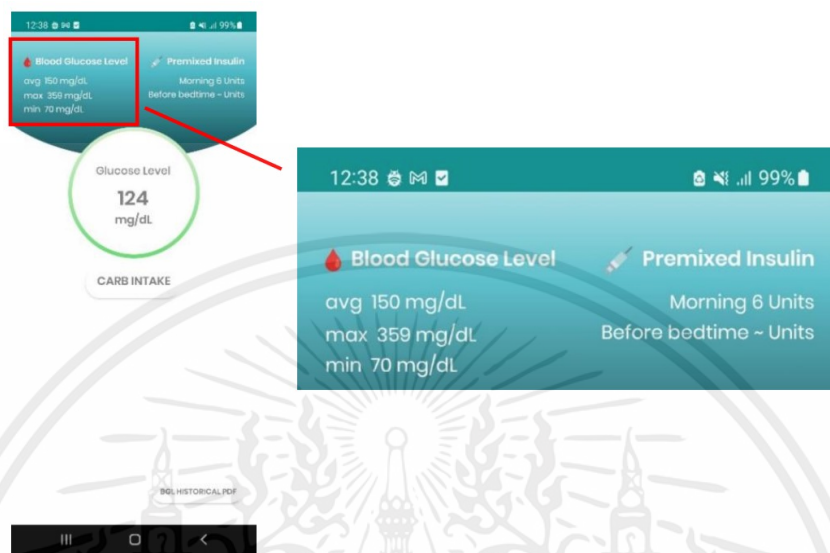
### 4.7.3.2 การทดสอบการแสดงระดับน้ำตาลในเลือดบนแอปพลิเคชัน

ในส่วนของการแสดงผลวิเคราะห์ระดับน้ำตาลในเลือดเพื่อประเมินค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่มากที่สุด, ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่น้อยที่สุด, และค่าเฉลี่ยของระดับน้ำตาลในเลือดจากการวัดระดับน้ำตาลในเลือด 9 ครั้งล่าสุด ระบบจะทำการดึงข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดของผู้ใช้งานจากฐานข้อมูล Cloud Firestore แสดงดังรูปที่ 4.41 นำมาประมวลผลและทำการแสดงผลของระดับน้ำตาลที่มีค่ามากที่สุด, ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่น้อยที่สุด, และค่าเฉลี่ยของระดับน้ำตาลในเลือดจาก 9 ครั้งล่าสุดบนหน้าหลักของแอปพลิเคชันทางด้านมุมบนซ้ายมือ ดังแสดงในรูปที่ 4.42

Collection	Document	Field
BGL	2022-12-16T09:40:38Z	Blood Glucose Level
	2022-12-16T09:41:47Z	BGL: 256
	2022-12-16T09:42:35Z	Timestamp: "2022-12-16T10:21:48Z"
	2022-12-16T09:44:21Z	CARB intake: 72
	2022-12-16T09:49:22Z	Premixed Insulin morning: 7
	2022-12-16T09:54:22Z	Timestamp: "2022-12-16T10:21:48Z"
	2022-12-16T09:57:28Z	
	2022-12-16T10:00:38Z	
	2022-12-16T10:05:38Z	
	2022-12-16T10:10:39Z	
2022-12-16T10:12:38Z		
2022-12-16T10:13:50Z		
2022-12-16T10:18:52Z		
2022-12-16T10:21:48Z		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.41 ระดับน้ำตาลในเลือดที่ถูกบันทึกไว้บน Cloud Firestore



รูปที่ 4.42 ระดับน้ำตาลในเลือดที่มากที่สุด, ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่น้อยที่สุด และค่าเฉลี่ยของระดับน้ำตาลในเลือด 9 ครั้งล่าสุด

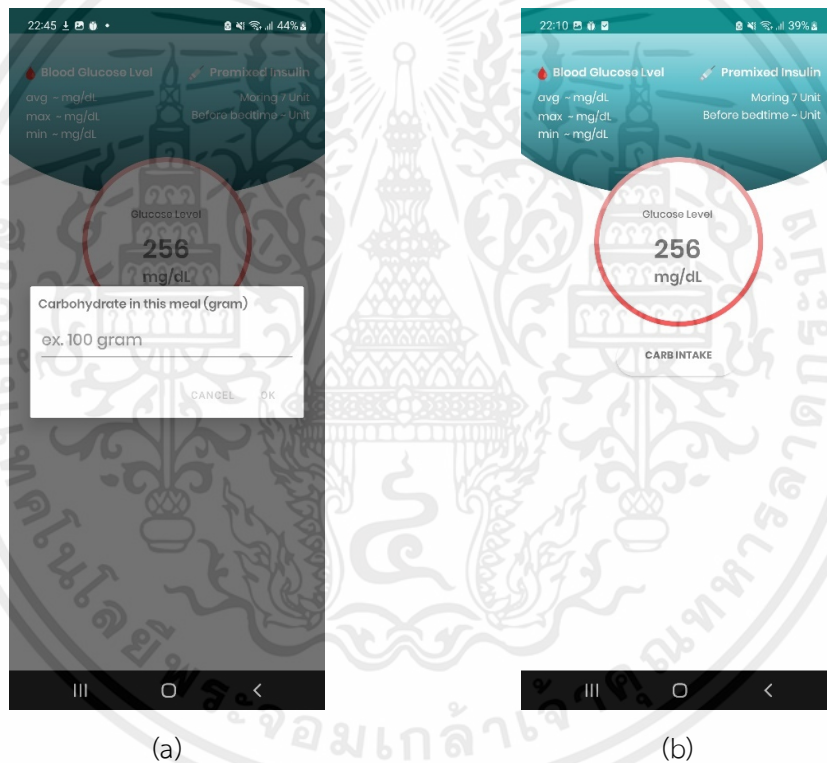
#### 4.7.3.3 การทดสอบการคำนวณปริมาณอินซูลิน

การคำนวณปริมาณอินซูลินในขั้นต้นจากแอปพลิเคชันจะแยกการคำนวณตามประเภทของผู้ใช้งานคือ ผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 1 และผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 2 เนื่องจากผู้ใช้งานทั้งสองประเภทมีการใช้อินซูลินเพื่อการรักษาต่างชนิดกัน

ผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 1 จะทำการคำนวณจากปริมาณคาร์โบไฮเดรตที่ผู้ใช้งานบริโภคในมื้ออาหารนั้น (Bolus) โดยจะทำการคำนวณจากสมการที่ (2.1) ดังนั้นผู้ป่วยประเภทที่ 1 จำเป็นต้องกรอกปริมาณคาร์โบไฮเดรตในมื้ออาหารนั้นๆ ด้วยการกดปุ่ม CARB INTAKE และระบุปริมาณคาร์โบไฮเดรตเพื่อให้แอปพลิเคชันสามารถทำการคำนวณปริมาณอินซูลิน จากนั้นแอปพลิเคชันจึงจะแสดงผลปริมาณอินซูลินที่ควรได้รับในมื้ออาหารนั้นๆ ให้แก่ผู้ใช้งานดังแสดงในรูปที่ 4.43

ในผู้ป่วยเบาหวานประเภทที่ 2 จะทำการคำนวณจากการใช้งานอินซูลินประเภท Premixed Insulin สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (2.2) โดยทั่วไป Insulin-to-carb

ratio จะมีค่าประมาณ 12-15 กรัมและ Correction factor จะมีค่าเท่ากับการใช้อินซูลิน 1-2 ยูนิตต่อระดับน้ำตาลในเลือด 50 มิลลิกรัมต่อเดซิลิตร โดยค่าพื้นฐานที่แอปพลิเคชันจะนำมาใช้คำนวณหากผู้ใช้งานไม่ได้ทำการระบุค่าดังกล่าวไว้คือ ค่า Insulin-to-carb ratio เท่ากับ 12 กรัม และค่า Correction factor 1 ยูนิตต่อระดับน้ำตาลในเลือด 50 มิลลิกรัมต่อเดซิลิตร ปริมาณคาร์โบไฮเดรตและปริมาณอินซูลินถูกจัดเก็บ Cloud Firestore ใน Document เดียวกันกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดล่าสุดที่ทำการวัด ดังแสดงในรูปที่ 4.44 โดยในตัวอย่างผู้ป่วยบริโภคคาร์โบไฮเดรต 72 กรัม แอปพลิเคชันแสดงผลว่าควรใช้อินซูลิน 7 ยูนิต



รูปที่ 4.43 การบันทึกค่าปริมาณคาร์โบไฮเดรต

(a) ตัวอย่างการกรอกปริมาณคาร์โบไฮเดรตในมื้ออาหาร (b) การแสดงผลปริมาณอินซูลิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

oGwOnfpVckaph8tZNirGWBtBBLp1	BGL	2022-12-16T10:21:48Z
+ Start collection	+ Add document	+ Start collection
BGL	2022-12-16T09:40:38Z	+ Add field
User information	2022-12-16T09:41:47Z	▼ Blood Glucose Level
	2022-12-16T09:42:35Z	BGL: 256
	2022-12-16T09:44:21Z	Timestamp: "2022-12-16T10:21:48Z"
+ Add field	2022-12-16T09:49:22Z	CARB intake: 72
	2022-12-16T09:54:22Z	Premixed Insulin morning: 7
	2022-12-16T09:57:28Z	Timestamp: "2022-12-16T10:21:48Z"
	2022-12-16T10:00:38Z	
	2022-12-16T10:05:38Z	
	2022-12-16T10:10:39Z	
	2022-12-16T10:12:38Z	
	2022-12-16T10:13:50Z	
	2022-12-16T10:18:52Z	
	2022-12-16T10:21:48Z	

รูปที่ 4.44 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลคาร์โบไฮเดรตและปริมาณอินซูลิน

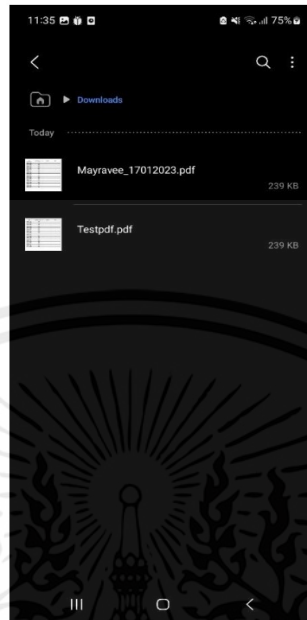
#### 4.7.3.4 การสร้างไฟล์ประวัติระดับน้ำตาลในเลือด

การสร้างไฟล์ประวัติระดับน้ำตาลในเลือดเป็นการแสดงระดับน้ำตาลในเลือดจำนวน 30 ครั้งหลังสุด ผู้ใช้งานจำเป็นจะต้องทำการกดปุ่ม BGL HISTORICAL PDF ด้านล่างของหน้าหลักดังแสดงในรูปที่ 4.45 เมื่อเข้ามาถึงหน้าการสร้างไฟล์ประวัติระดับน้ำตาลในเลือดดังแสดงในรูปที่ 4.46 แอปพลิเคชันจะทำการแสดงข้อมูลส่วนตัวของผู้ใช้งานที่จะไปปรากฏในส่วนบนของประวัติระดับน้ำตาลในเลือด ซึ่งประกอบไปด้วยชื่อและนามสกุลของผู้ใช้งานและแพทย์ที่ให้การรักษา ด้วยการเรียกข้อมูลจากฐานข้อมูล Cloud Firestore ส่วน Subcollection ที่มีชื่อว่า "User information" ผู้ใช้งานสามารถสร้างไฟล์ได้ด้วยการกดปุ่ม GENERATE REPORT ไฟล์ที่สร้างขึ้นจะดังแสดงดังรูปที่ 4.47 จะถูกบันทึกลงในโทรศัพท์ของผู้ใช้งานโดยจะบันทึกชื่อไฟล์เป็นชื่อ ผู้ใช้งานตามด้วยวันที่ที่ทำการสร้างไฟล์ โดยไฟล์ที่ทำการสร้างขึ้นจะประกอบด้วย ชื่อผู้ใช้งาน, แพทย์ที่ให้การรักษา, ช่วงวันที่ที่ทำการบันทึกระดับน้ำตาลในเลือด, การวิเคราะห์ระดับน้ำตาลในเลือด, ระดับน้ำตาลในเลือด, ปริมาณอินซูลินและหมายเหตุอาการของคนไข้ที่ต้องการบันทึกไว้แสดงดังรูปที่ 4.48



รูปที่ 4.46 หน้าสร้างไฟล์ PDF ประวัติระดับน้ำตาลในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.47 ไฟล์ที่ถูกบันทึกลงในโทรศัพท์ของผู้ใช้งาน

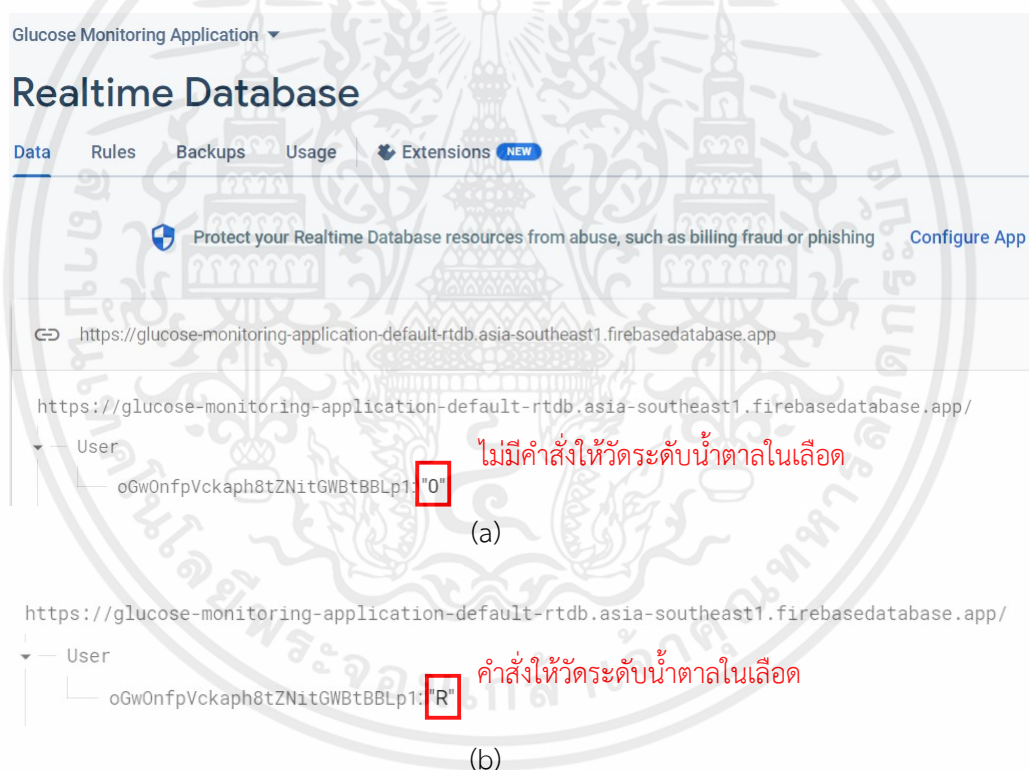


รูปที่ 4.48 ตัวอย่างไฟล์ PDF ของประวัติระดับน้ำตาลในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.8 การทดสอบการทำงานรวมของระบบติดตามระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสง

ทำการทดสอบการทำงานรวมของระบบติดตามระดับน้ำตาลในเลือดด้วยกระบวนการเชิงแสงจากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น ตามบล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของระบบในรูปที่ 3.1 เริ่มจากแอปพลิเคชันทำการสั่งให้เริ่มทำการวัดค่าระดับน้ำตาลในเลือด โดยการส่งตัวอักษร “R” แสดงดังรูปที่ 4.49 ขึ้นไปยัง Realtime Database เพื่อเป็นคำสั่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ให้เริ่มการวัดระดับน้ำตาลในเลือด เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รับคำสั่งแล้วจะเริ่มโปรแกรมทำการวัดระดับน้ำตาลในเลือดแสดงดังรูปที่ 4.50



รูปที่ 4.49 สถานะใน Realtime Database (a) เมื่อไม่มีคำสั่งให้วัดระดับน้ำตาลในเลือด และ (b) เมื่อมีคำสั่งให้วัดระดับน้ำตาลในเลือด

```

COM4
Start Recrding PPG Signal...
2.09
2.65
2.06
1.63
1.80
1.53
1.11
2.64
2.69
3.30
1.39
1.25
0.78
Autoscroll Show timestamp Newline 115200 baud Clear output

```

รูปที่ 4.50 ไมโครคอนโทรลเลอร์เริ่มทำการวัดระดับน้ำตาลในเลือด

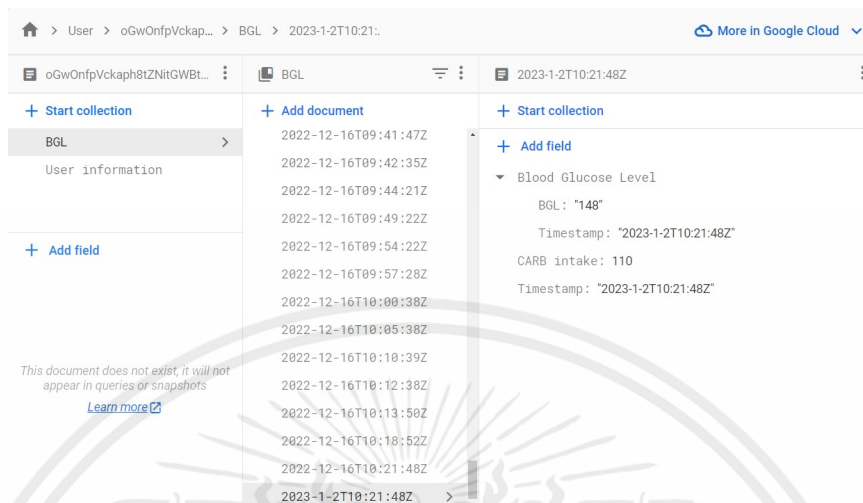
ระบบทำการเก็บข้อมูลค่าแรงดันไฟฟ้าจำนวน 2000 จุดข้อมูลเพื่อนำมาประกอบกันเป็นสัญญาณ PPG และทำการหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG ที่รับเข้ามาได้ จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการคำนวณค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากสมการที่ (4.8) และค่าพารามิเตอร์ต่างๆ แสดงดังรูปที่ 4.51 เมื่อได้ผลค่าระดับน้ำตาลในเลือดแล้ว ข้อมูลจะถูกส่งไปยังฐานข้อมูลใน Cloud Firestore และถูกเก็บอยู่ใน Field ที่ชื่อว่า Blood Glucose Level ภายใต้อุปกรณ์ Document ที่มีชื่อเป็นเวลาทำการวัดระดับน้ำตาลในเลือดแสดงดังรูปที่ 4.52 จากนั้นแอปพลิเคชันจะทำการดึงข้อมูลระดับน้ำตาลในเลือดล่าสุดมาแสดงบนหน้าหลักของแอปพลิเคชันดังรูปที่ 4.53

```

COM4
1.41
2.32
1.62
2.30
3.30
2.71
Vmax : 3.30
Vmin : 1.04
Vpp: 2.19
Tpp : 0.53
Tpp : 4.21
Fav: 0.61
Blood Glucose Level : 148
Autoscroll Show timestamp Newline 115200 baud Clear output

```

รูปที่ 4.51 ไมโครคอนโทรลเลอร์คำนวณพารามิเตอร์ของสัญญาณ PPG และระดับน้ำตาลในเลือด



รูปที่ 4.52 ค่าระดับน้ำตาลในเลือดถูกอัปเดตบน Cloud Firestore



รูปที่ 4.53 ค่าระดับน้ำตาลในเลือดแสดงบนหน้าหลักของแอปพลิเคชัน

จากการทดสอบระบบติดตามระดับน้ำตาลในเลือดทั้งในส่วนของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์พบว่า กระบวนการทั้งหมดสามารถทำงานร่วมกันได้ตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยเวลาที่ใช้ในกระบวนการตั้งแต่เริ่มทำการออกคำสั่งวัดระดับน้ำตาลในเลือดจนถึงการสิ้นสุดการทำงานที่แสดงค่าระดับน้ำตาลในเลือดบนหน้าหลักของแอปพลิเคชัน ใช้เวลาในการทำงานประมาณ 8 วินาที

## บทที่ 5

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผล

ปฏิญานินพนธ์ฉบับนี้ ประสบความสำเร็จในการศึกษา ออกแบบและพัฒนาระบบติดตามระดับน้ำตาลในเลือดแบบไม่มีการรุกร้าด้วยกระบวนการเชิงแสง โดยสร้างและพัฒนาอุปกรณ์ในการตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือดผ่านการเก็บข้อมูลสัญญาณ PPG มาวิเคราะห์หาค่าพารามิเตอร์และคำนวณแบบพหุตัวแปรร่วมกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ เพื่อสร้างเป็นสมการในการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือด โดยพิจารณาการวิเคราะห์การถดถอยสามแบบ ได้แก่ การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว การถดถอยองค์ประกอบหลัก และการถดถอยแบบกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน จากการทดสอบระบบด้วยเทคนิค Leave 1-out Cross Validation พบว่า สมการการประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากการวิเคราะห์ทั้งสามวิธี มีค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสองอยู่ที่ 12.00, 11.93 และ 11.92 mg/dL ตามลำดับ และมีค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสองจากการทดสอบระบบด้วยเทคนิค 3-Fold Cross Validation อยู่ที่ 17.38, 16.76 และ 16.39 mg/dL ตามลำดับ ดังนั้นจะเห็นได้ว่าการสร้างสมการถดถอยแบบกำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน ให้ค่าประมาณของระดับน้ำตาลในเลือดที่ดีที่สุด โดยผลของ Clarke Error Grid Analysis แสดงให้เห็นว่า ค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่ประมาณได้จากกระบวนการถดถอยทั้งสามวิธี อยู่ใน Zone A และ B เกือบทั้งหมด ซึ่งหมายความว่าค่าประมาณระดับน้ำตาลในเลือดจากระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้งานจริงได้ นอกจากนี้ ปฏิญานินพนธ์ฉบับนี้ยังได้พัฒนาฐานข้อมูลของระบบด้วยแพลตฟอร์ม Google Firebase สำหรับการลงทะเบียน การลงชื่อเข้าใช้งาน การเก็บข้อมูลเบื้องต้นของผู้ใช้งาน และการคำนวณค่าอินซูลินเบื้องต้นเพื่อแนะนำแก่ผู้ใช้งาน ระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถส่งข้อมูลค่าระดับน้ำตาลในเลือดจากไมโครคอนโทรลเลอร์แบบไร้สายไปยังฐานข้อมูล และแสดงผลข้อมูลดังกล่าวบนแอปพลิเคชันระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ทั้งในรูปแบบกราฟและตัวเลข แสดงสถานะและวิเคราะห์ผลระดับน้ำตาลในเลือดของผู้ใช้งานให้เข้าใจง่ายชัดเจน อีกทั้งผู้ใช้งานยังสามารถดาวน์โหลดไฟล์แสดงประวัติระดับน้ำตาลในเลือดย้อนหลังผ่านพีเจอาร์ในแอปพลิเคชัน

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

ในปฏิญญาพนธ์ฉบับนี้ใช้ตัวอย่างข้อมูลสัญญาณ PPG ที่อาจยังไม่ครอบคลุมช่วงของระดับน้ำตาลในเลือดที่เป็นไปได้ทั้งหมด ดังนั้นจึงควรเพิ่มตัวอย่างข้อมูลให้มีความหลากหลายมากขึ้น ทั้งในด้านอายุของผู้เข้าร่วมทดสอบและช่วงระดับน้ำตาลในเลือด ซึ่งจะช่วยให้สมการการถดถอยที่พัฒนาขึ้นเพื่อประมาณค่าระดับน้ำตาลในเลือดมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ ควรปรับปรุงอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่พัฒนาขึ้นให้มีสัญญาณรบกวนลดน้อยลง



## บรรณานุกรม

- [1] Definition: Blood Glucose Level. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก <https://kidshealth.org/en/parents/glucose-level.html>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2565).
- [2] Blood Glucose Test. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/12363-blood-glucose-test>. (วันที่ค้น ข้อมูล : 16 กันยายน 2565).
- [3] การป้องกันภาวะระดับน้ำตาลในเลือดสูง. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : [shorturl.at/jwGS3](http://shorturl.at/jwGS3). (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2565)
- [4] อินซูลิน. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : [https://www.nstda.or.th/home/knowledge\\_post/insulin/](https://www.nstda.or.th/home/knowledge_post/insulin/). (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2565)
- [5] American Diabetes Association; Professional Practice Committee: Standards of Medical Care in Diabetes—2022. Diabetes Care 1 January 2022; 45 (Supplement\_1): S3. <https://doi.org/10.2337/dc22-Sppc>.
- [6] การตรวจระดับน้ำตาลแบบมีการรูกั้ว. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://allwellhealthcare.com/monitoring-blood-glucose/>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 มีนาคม 2566)
- [7] Liu Tang, Shwu Jen Chang, Ching-Jung Chen and Jen-Tsai Liu, “Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Technology: A Review”, 2020
- [8] A Review of Non-Invasive Optical Systems for Continuous Blood Glucose Monitoring. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8537963/#B45-sensors-21-06820>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2565)

- [9] Development of a NIR Light Absorption Reflectance Pulse Glucometer. Jake D. Campbell , Lui Holder-Pearson , Christopher G. Pretty , Connor Benton , Jennifer Knopp , J. Geoffrey Chase January 2020  
<http://ifatwww.et.unimagdeburg.de/ifac2020/media/pdfs/2680.pdf>
- [10] Cheryedath, S. (2019, February 27). Photoplethysmography (PPG). News. Retrieved September 18, 2022, from  
[https://www.newsmedical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.newsmedical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx)
- [11] Jermana L Moraes , Matheus X Rocha , Glauber G Vasconcelos , José E Vasconcelos Filho , Victor Hugo C de Albuquerque , Auzuir R Alexandria “Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications”
- [12] Measurement of Heart Rate Using Photoplethysmography  
[https://cspeople.bu.edu/papon/pdfs/2015a\\_NS\\_MTIP\\_IA.pdf](https://cspeople.bu.edu/papon/pdfs/2015a_NS_MTIP_IA.pdf)
- [13] Passive High Pass Filter. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : [https://www.electronicstutorials.ws/filter/filter\\_3.html](https://www.electronicstutorials.ws/filter/filter_3.html). (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2565)
- [14] Non-inverting Active Low Pass Filter. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : [https://www.electronicstutorials.ws/filter/filter\\_5.html](https://www.electronicstutorials.ws/filter/filter_5.html). (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2565)
- [15] Notch Filter. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://www.electronicstutorials.ws/filter/band-stop-filter.html>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 มีนาคม 2566)
- [16] Current-to-Voltage Converter/Transimpedance Amplifier. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://ultimateelectronicsbook.com/op-amp-transimpedance-amplifier/>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 กันยายน 2565)

- [17] Voltage Divider Circuit. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://learn.sparkfun.com/tutorials/voltage-dividers/all>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 มีนาคม 2566)
- [18] Non-inverting Summing Amplifier. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://www.electronicshub.org/summing-amplifier/>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 มีนาคม 2566)
- [19] ESP32 DevKit ESP32-WROOM GPIO Pinout. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://circuits4you.com/2018/12/31/esp32-devkit-esp32-wroom-gpio-pinout/> (วันที่ค้นข้อมูล 25 พฤศจิกายน 2565)
- [20] การวิเคราะห์การถดถอย(Regression Analysis) โดยผู้ช่วยศาสตราจารย์ดร.เฉลิมพล จตุพร สาขาวิชาเศรษฐศาสตร์ มหาวิทยาลัยสุโขทัยธรรมาธิราช  
<https://cj007blog.files.wordpress.com/2020/04/01-regression-analysis.pdf>
- [21] การวิเคราะห์ความสัมพันธ์กับข้อมูลขนาดใหญ่. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://bigdata.go.th/big-data-101/data-science/correlation-analysis-in-big-data/> (วันที่ค้นข้อมูล 25 พฤศจิกายน 2565)
- [22] Linear Regression Analysis. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://www.analyticsvidhya.com/blog/2021/10/everything-you-need-to-know-about-linear-regression/>. (วันที่ค้นข้อมูล : 16 มีนาคม 2566)
- [23] Principal Component Analysis. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=53b9966a0333c9c9198cdf03efc073e991647c12>. (วันที่ค้นข้อมูล : 1 กุมภาพันธ์ 2566)
- [24] ขั้นตอนการหาค่าประกอบหลัก. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://towardsdatascience.com/a-step-by-step-introduction-to-pca-c0d78e26a0dd>. (วันที่ค้นข้อมูล : 1 กุมภาพันธ์ 2566)

- [25] Partial Least Square Regression. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://personal.utdallas.edu/~herve/Abdi-PLS-pretty.pdf>. (วันที่ค้นข้อมูล : 1 กุมภาพันธ์ 2566)
- [26] ขั้นตอนของ PLS-R แบบ NIPALS Algorithm. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <https://learnche.org/pid/latent-variable-modelling/projection-to-latent-structures/how-the-pls-model-is-calculated>. (วันที่ค้นข้อมูล : 1 กุมภาพันธ์ 2566)
- [27] Cross Validation. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : [https://scikit-learn.org/stable/modules/cross\\_validation.html](https://scikit-learn.org/stable/modules/cross_validation.html). (วันที่ค้นข้อมูล : 16 มีนาคม 2566)
- [28] Benesch, D. C. (n.d.). Error grid analysis. Profil. Retrieved December 7, 2022, from <https://blog.profil.com/blog/error-grid-analysis>.
- [29] Database คืออะไร? แล้ววิวัฒนาการของ database เป็นอย่างไร. Nipa Cloud. (n.d.). Retrieved November 21, 2022, from <https://www.nipa.cloud/blog/database-clouddatabase>.
- [30] Abdo Pub. Co. (2002). ฐานข้อมูลคืออะไร. Amazon. Retrieved November 20, 2022, from <https://aws.amazon.com/th/what-is/database/>.
- [31] ฐานข้อมูล (database) - เทคโนโลยีสารสนเทศ:it. Google Sites: Sign-in. (n.d.). Retrieved November 21, 2022, from <https://sites.google.com/site/thekhnoloyisarsnthesit/xngkh-prakxb-khxng-thekhnoloyi-sarsnthes/than-khxmul-database>.
- [32] Cho, P., Kim, J., Bent, B., & Dunn, J. (2022). BIG IDEAs Lab Glycemic Variability and Wearable Device Data (version 1.0.0). PhysioNet. <https://doi.org/10.13026/d742-0j82>.

- [33] S. K. Singha, M. Ahmad and M. R. Islam, "Multiple Regression Analysis Based Non-Invasive Blood Glucose Level Estimation Using Photoplethysmography," 2021 International Conference on Automation, Control and Mechatronics for Industry 4.0 (ACMI), Rajshahi, Bangladesh, 2021, pp. 1-5, doi: 10.1109/ACMI53878.2021.9528219.
- [34] อุปกรณ์ Nellcor DS-100A. [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก : <https://www.amazon.com/Compatible-Reusable-Connector-Measurement-Responses/dp/B089CVPXGS>. (วันที่ค้นข้อมูล: 16 มีนาคม 2566)
- [35] MATLAB. [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก : <https://www.mathworks.com/discovery/what-is-matlab.html>. (วันที่ค้นข้อมูล: 25 พฤศจิกายน 2565)
- [36] Curve Fitting Toolbox [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก [https://www.mathworks.com/help/curvefit/index.html?s\\_tid=CRUX\\_lftnav](https://www.mathworks.com/help/curvefit/index.html?s_tid=CRUX_lftnav) (วันที่ค้นข้อมูล 25 พฤศจิกายน 2565)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

int PPGin = 12;
int countPin = 23;
int PPG [20100] = { };
int xn [20100] = { };
int zn [20100] = { };
float Vol;
int n =0;
int incomingbyte;
int LEDpin = 2;
int k=0;
int p=0;s
float xn1 =0;
float yn1=0;
float zn1=1;

void setup(){
  Serial.begin(115200);
  pinMode(PPGin,INPUT);
  pinMode(countPin,OUTPUT);
  pinMode(LEDpin, OUTPUT);
}

void loop(){
  if (Serial.available() > 0)
  {
    incomingbyte = Serial.read();
    if (incomingbyte == 'R')
    {
      digitalWrite(LEDpin, HIGH);
      n = 0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
for (n = 0; n < 20100; n++)
{
  PPG[n] = analogRead(PPGin);
  delayMicroseconds(200);
  digitalWrite(countPin, !digitalRead(countPin));
}
digitalWrite(LEDpin, !digitalRead(LEDpin));
n = 0;
for (n = 0; n < 20100; n++)
{
  Serial.println(PPG[n]);
  delayMicroseconds(10);
}
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Fs = 4000;
Ts = 1/Fs;
t = 0:Ts:5-Ts;
RAWPPG = 0;

device = serialport("COM3",115200);
pause(5);
writeline(device,"R")

for n = 1:100
    dataread_1 = readline(device);
end

for n = 1:20000
    dataread_2 = readline(device);
    RAWPPG(n) = str2num(dataread_2);
end

clear device;

figure(1);
plot(t,RAWPPG)

[B1,A1] = butter(3,[49 51]/(Fs/2),"stop");
[B2,A2] = butter(5,3.5/(Fs/2),"low");

signal = filter(B1,A1,RAWPPG);
PPG = filter(B2,A2,signal);

figure(3);
plot(t,PPG*3.3/4096); xlim([1 5])

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

clc;
clear all;

load('TestBGL_all.mat')
fs = 4000;      %PPG sampling rate
t = 0:1/fs:5-1/fs;
PPGTrain = PPGTrain*3.3/4096;
a = PPGTrain(1*fs:5*fs-1,:);
a = highpass(a,0.5,fs);
[row,col] = size(a);
hr = fs/(120/60);

for i = 1:col      %n=number of PPG signal frame (5s)

    %find upper peak
    [upk,uid] = findpeaks(a(:,i),'MinPeakDistance',hr,'MinPeakHeight',0.005);
    ru = length(uid);

    %find lower peak (minimum point between 2 upper peak)
    lpk = 0;
    lid = 0;
    for k = 1:ru-1
        b(:,1) = a(:,i)
        for g = 1:length(b)      %fill all value not between 2 upper peak interested in
            if (g<uid(k) || g>uid(k+1))
                b(g,1) = 100;
            end
        end
    end
    [lpk(k),lid(k)] = min(b);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    p2p(k) = upk(k)-lpk(k)
end
rl=length(lpk)

%% plot find peak result each frame

%peak = figure(1)
%plot(a(:,i))
%title('PPG'); xlabel('Time(s)'); ylabel('Amplitude(mV)')
%hold on
%plot(uid,upk,'o')
%plot(lid,lpk,'o')
%hold off
%savesas(peak,sprintf('FIGN_%d.jpg',i))
%%

Vpp(i,1) = mean(p2p);

% find mean peak to peak interval of PPG
for j = 1:length(uid)-1
    ppi(j,1) = (uid(j+1)-uid(j))/fs;
end
Tpp(i,1) = mean(ppi);
Vmax(i,1) = max(a(:,i));
Vmin(i,1) = min(a(:,i));
SD(i,1) = sqrt(sum((a(:,i)-mean(a(:,i))).^2)/row)
Pav(i,1) = sum(a(:,i).^2)/row

end

%%

rVpp = find_r(Vpp,BGL);

```

```

rTpp = find_r(Tpp,BGL);
rVmax = find_r(Vmax,BGL);
rVmin = find_r(Vmin,BGL);
rSD = find_r(SD,BGL);
rPav = find_r(Pav,BGL);
Fe = [rVmax,rVmin,rVpp,rTpp,rPav,rSD].'
%%plot PPG parameter vs BGL
%%

figure(1);
%%find and plot linear equation Vmax vs BGL
[fitVmax,b0Vmax,b1Vmax] = find_regressionLine(Vmax,BGL)
subplot(3,2,1)
plot(Vmax,BGL, '*');title("Vmax");ylabel('BGL (mg/dl)');xlabel('Amplitude (V)');
hold on
%%plot(Vmax,fitVmax)
hold off

%%find and plot linear equation Vmin vs BGL
[fitVmin,b0Vmin,b1Vmin] = find_regressionLine(Vmin,BGL)
subplot(3,2,2)
plot(Vmin,BGL, '*');title("Vmin");ylabel('BGL (mg/dl)');xlabel('Amplitude (V)');
hold on
%%plot(Vmin,fitVmin)
hold off

%%find and plot linear equation Vpp vs BGL
[fitVpp,b0Vpp,b1Vpp] = find_regressionLine(Vpp,BGL)
subplot(3,2,3)
plot(Vpp,BGL, '*');title("Vpp");ylabel('BGL (mg/dl)');xlabel('Amplitude (V)');
hold on

```

```

%%plot(Vpp,fitVpp)
hold off

%%find and plot linear equation Tpp vs BGL
[fitTpp,b0Tpp,b1Tpp] = find_regressionLine(Tpp,BGL)
subplot(3,2,4)
plot(Tpp,BGL,'*');title("Tpp");ylabel('BGL (mg/dl)');xlabel('Time (s)');
hold on
%%plot(Tpp,fitTpp)
hold off

%%find and plot linear equation Pav vs BGL
[fitPav,b0Pav,b1Pav] = find_regressionLine(Pav,BGL)
subplot(3,2,5)
plot(Pav,BGL,'*');title("Pav");ylabel('BGL (mg/dl)');xlabel('power (V^2)');
hold on
%%plot(Pav,fitPav)
hold off

%%find and plot linear equation SD vs BGL
[fitSD,b0SD,b1SD] = find_regressionLine(SD,BGL)
subplot(3,2,6)
plot(SD,BGL,'*');title("SD");ylabel('BGL (mg/dl)');xlabel('Standard derivation (V)');
hold on
%%plot(SD,fitSD)
hold off
%%

clear a,b;

PPGTest = PPGTest*3.3/4096;

```

```

a = PPGTest(1*fs:5*fs-1,:);
a = highpass(a,0.5,fs);
[row,col] = size(a);
hr = fs/(120/60);

for i = 1:col    %n=number of PPG signalframe(5s)
;
    %find upper peak
    [upk,uid] = findpeaks(a(:,i),'MinPeakDistance',hr,'MinPeakHeight',0.005);
    ru = length(uid);

    %find lower peak (minimun point between 2 upper peak)

    lpk =0;
    lid =0;
    for k = 1:ru-1    %(last peak to peak pair will be discard in this method)
        b(:,1) = a(:,i)
        for g = 1:length(b)    %empty all value not between 2 upper peak interested in
            if (g<uid(k) || g>uid(k+1))
                b(g,1) = 100;
            end
        end
        [lpk(k),lid(k)] = min(b);
        p2p(k) = upk(k)-lpk(k)
    end
    rl=length(lpk)

    Vpp2(i,1) = mean(p2p);

    % find mean peak to peak interval of PPG
    for j = 1:length(uid)-1

```

```

        ppi(j,1) = (uid(j+1)-uid(j))/fs;
    end
    Tpp2(i,1) = mean(ppi); ;
    Vmax2(i,1) = max(a(:,i));
    Vmin2(i,1) = min(a(:,i));
    SD2(i,1) = sqrt(sum((a(:,i)-mean(a(:,i))).^2)/row)
    Pav2(i,1) = sum(a(:,i).^2)/row
end

BGLpredict1 = b1Vmax*Vmax2+ b0Vmax;
clarke(BGLTest,BGLpredict1);
ErrorTest1 = sqrt(mean((BGLpredict1-BGLTest).^2));

BGLpredict2 = b1Vmin*Vmin2 + b0Vmin;
clarke(BGLTest,BGLpredict2);
ErrorTest2 = sqrt(mean((BGLpredict2-BGLTest).^2));

BGLpredict3 = b1Vpp*Vpp2 + b0Vpp;
clarke(BGLTest,BGLpredict3);
ErrorTest3 = sqrt(mean((BGLpredict3-BGLTest).^2));

BGLpredict4 = b1Tpp*Tpp2 + b0Tpp;
clarke(BGLTest,BGLpredict4);
ErrorTest4 = sqrt(mean((BGLpredict4-BGLTest).^2));

BGLpredict5 = b1Pav*Pav2 + b0Pav;
clarke(BGLTest,BGLpredict5);
ErrorTest5 = sqrt(mean((BGLpredict5-BGLTest).^2));

BGLpredict6 = b1SD*SD2 + b0SD;
clarke(BGLTest,BGLpredict6);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
ErrorTest6 = sqrt(mean((BGLpredict6-BGLTest).^2));
```

```
%%find correlation coefficient
```

```
function cor = find_r(x,y)
```

```
    u = sum((x-mean(x)).*(y-mean(y)));
```

```
    l1 = sum((x-mean(x)).^2);
```

```
    l2 = sum((y-mean(y)).^2);
```

```
    cor = u/sqrt(l1*l2);
```

```
end
```

```
%%find_regressionLine
```

```
function [yhat ,bh0 ,bh1,c] = find_regressionLine(x,y)
```

```
    mx=mean(x);
```

```
    my=mean(y);
```

```
    c=mean((x-mx).*(y-my));
```

```
    sx=std(x,1);
```

```
    bh1= c/sx^2;
```

```
    bh0=my-bh1*mx;
```

```
    yhat=bh0+bh1*x;
```

```
end
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

#include<algorithm>
#include <stdlib.h>

struct str{
    float value;
    int index;
} diff[2000];

int cmp(const void *a, const void *b)
{
    struct str *a1 = (struct str *)a;
    struct str *a2 = (struct str *)b;
    if ((*a1).value > (*a2).value)
        return -1;
    else if ((*a1).value < (*a2).value)
        return 1;
    else
        return 0;
}

int cmpfunc (const void * a, const void * b) {
    return ( *(int*)a - *(int*)b );
}

float ndiff[2000];
int Switch = 32;
int PPGin = 33;
int countpin = 23;
int LEDpin = 2;
int Fs = 400;
int Ts = 5;
int id[40];

```

```

int sam = Fs * Ts;
int dV,a,i,j,k,x,n,m, incomingByte, checkbyte, Begin, Stop;
int np, lp, rp, mark,start, sump,fsump;
int BGL;
float PPG[2000];
float Vmax, Vmin, V, Vpp, Tpp, SD, Pav, mean, sum, sum2, diff2, PLS;
float upk[10], lpk[10], p2p[10],ppi[10],fp2p[10],fppi[10], locpeak[1000], rpeak[10],
bpeak[10], maxpeak, locmax;
int uid[10], lid[10], locid[1000], rid[10], bid[10], maxid, locmaxid, step, t;

//regression coefficient - BGL = b0 + b1((r1*Vmax)+r2(Vpp))
float r1 = 0.98, r2 = 0.19, b0 = 14.26 ,b1 = 36.85;

// the number of the LED pin
const int ledPin = 16; // 16 corresponds to GPIO16

// setting PWM properties
const int freq = 120;
const int ledChannel = 0;
const int resolution = 8;
int dutyCycle;

void setup() {

    ledcSetup(ledChannel, freq, resolution);
    ledcAttachPin(ledPin, ledChannel);

    Serial.begin(115200);
    pinMode(PPGin, INPUT);
    pinMode(Switch, INPUT);
    pinMode(countpin, OUTPUT);

```

```

pinMode(LEDpin, OUTPUT);
}

void loop() {
  Begin = millis();
  dutyCycle = 128;
  ledcWrite(ledChannel, dutyCycle);

  while (Serial.available() > 0) {
    incomingByte = Serial.read();
    //if(analogRead(Switch) == 2048){
    if (incomingByte == 'R') {
      delay(1000);
      Serial.println("Start Recrding PPG Signal...");
      digitalWrite(LEDpin, HIGH);
      for (n = 0; n < sam; n++) {

        PPG[n] = analogRead(PPGin)*3.3/4095;
        delayMicroseconds(2450);
        digitalWrite(countpin, !digitalRead(countpin));
      }
      //dutyCycle = 0;
      //ledcWrite(ledChannel, dutyCycle);
      digitalWrite(LEDpin, !digitalRead(LEDpin));

      //print RAWPPG
      for (n = 0; n < sam; n++) {
        Serial.println(PPG[n]);
      }

      //spike removal

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ndiff[0] = 0;
for (n = 1; n < sam; n++) {
    ndiff[n] = PPG[n]-PPG[n-1];
    diff[n].value = abs(ndiff[n]);
    diff[n].index = n;
}
qsort(diff,2000,sizeof(diff[0]),cmp);

for (n=0; n<100; n++){
    id[n] = diff[n].index;
}
qsort(id,100,sizeof(id[0]),cmpfunc);

for (n=0; n<99; n++){
    if (id[n+1]-id[n]==1){
        if( (ndiff[id[n]]>0 && ndiff[id[n+1]]<0) || (ndiff[id[n]]<0 && ndiff[id[n+1]]>0) )
        {
            PPG[id[n]] = (PPG[id[n]-1]+PPG[id[n+1]])/2;
        }
    }
}

//Print RaWPPG nospike
for (n = 0; n < sam; n++) {
    Serial.println(PPG[n]);
}

//initiallize calculation
Vmax =0;
Vmin = 1000;
sum =0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

sum2 = 0;

for (n=0;n<sam;n++) {
    sum = sum+PPG[n];
    sum2 = sum2+pow(PPG[n],2.0);

    if(PPG[n]>Vmax)
        Vmax = PPG[n];

    if(PPG[n]<Vmin)
        Vmin = PPG[n];
}
mean = sum/sam;
Pav = sum2/sam;
diff2 = 0;
for (n=0;n<sam;n++){
    diff2 = diff2 + pow(PPG[n]-mean,2.0);
}
SD = sqrt(diff2/sam);

//find local peak
np = 0;
for (n=1;n<sam-1;n++){
    if (PPG[n]>PPG[n-1] && PPG[n]>=PPG[n+1]){
        locpeak[np] = PPG[n];
        locid[np] = n;
        np++;
    }
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

//find highest peak
maxpeak = 0;
for(n=0;n<np;n++){
    if (locpeak[n]>maxpeak){
        maxpeak = locpeak[n];
        maxid = locid[n];
        mark = n;
    }
}

//find peak on the rightside of highest peak
start = maxid;
rp = 0;
k=mark;
while (k<np){
    k++;
    if (k<=np && locid[k]>start+200){
        x = k;
        while (k<np && locid[k]<locid[x]+200){
            k++;
        }
        if (locid[k]>locid[x]+200){
            k--;
        }
    }

    locmax=-10;
    for (n=x;n<=k;n++){
        if (locpeak[n]>locmax){
            locmax = locpeak[n];
            locmaxid = locid[n];
        }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    }
    rpeak[rp] = locmax;
    rid[rp] = locmaxid;
    rp++;
    start = locmaxid;
}
}

//find peak on the leftside of highest peak;
start = maxid;
lp = 0;
j=mark;
while (j>0){
    j--;
    if (locid[j]<start-200 && j>=0){
        x = j;
        while (locid[j]>locid[x]-200 && j>0){
            j--;
        }
        if(locid[j]>locid[x]-200){
            j++;
        }
    }

    locmax = -10;
    for (n=j;n<=x;n++){
        if (locpeak[n]>locmax){
            locmax = locpeak[n];
            locmaxid = locid[n];
        }
    }
}
bpeak[lp] = locmax;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        bid[lp] = locmaxid;
        lp++;
        start = locmaxid;
    }
}

//combine max,leftside and rightside peak
sump = lp+rp+1;
for(n=0;n<lp;n++){
    upk[n] = bpeak[lp-n-1];
    uid[n] = bid[lp-n-1];
}
upk[lp] = maxpeak;
uid[lp] = maxid;
for(n=0;n<rp;n++){
    upk[n+lp+1] = rpeak[n];
    uid[n+lp+1] = rid[n];
}

//find lower peak;
for (k = 0; k < sump-1; k++) { //
    int l=uid[k];
    int r=uid[k+1];

    lpk[k] = 100;
    for (i=l;i<r;i++){ //
        if(PPG[i]<lpk[k]){
            lpk[k] = PPG[i];
            lid[k] = i;
        }
    }
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

// find peak2peak
p2p[k] = upk[k]-lpk[k];
}
int med = (sump-1)/2+1;
a=0;
for (k = 0; k < sump-1; k++) {
    if ( (p2p[k]>p2p[med]*0.6) || (p2p[k]<p2p[med]*1.4) )
    {
        fp2p[a] = p2p[k];
        a++;
    }
}
fsump = a;
//find Vpp = mean(p2p)
V=0;
for (n=0;n<fsump-1;n++){
    V += fp2p[n];
}
Vpp = V/(fsump-1);

// find Tpp
for (n=0;n<sump-1;n++){
    ppi[n] = (uid[n+1]-uid[n]);
}
a=0;
for (k = 0; k < sump-1; k++) {
    if ( (ppi[k]>ppi[med]*0.6) || (ppi[k]<ppi[med]*1.4) )
    {
        fppi[a] = ppi[k];
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        a++;
    }
}
fsump = a;

t = 0;
for (n=0;n<fsump-1;n++){
    t += fppi[n];
}
Tpp = t/(fsump-1);
Tpp = Tpp/Fs;

// BGL calculation
PLS = r1*Vmax + r2*Vpp;
BGL = b0+b1*PLS;

// Serial.print("Vmax : ");
// Serial.println(Vmax);
// Serial.print("Vmin : ");
// Serial.println(Vmin);
// Serial.print("Vpp: ");
// Serial.println(Vpp);
// Serial.print("Tpp : ");
// Serial.println(Tpp);
// Serial.print("Pav : ");
// Serial.println(Pav);
// Serial.print("SD: ");
// Serial.println(SD);

Serial.print("Blood Glucose Level : ");
Serial.println(BGL);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Stop = millis()-Begin;  
  
Serial.println(Stop);  
Serial.println();  
Serial.println();  
Serial.println();  
}  
}  
delay(2000);  
}
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้