

การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
ด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์
PULSE OXIMETRY TECHNIQUE BASED ON QUADRATURE MULTIPLEXING
OF THE AMPLITUDE MODULATED PHOTOPLETHYSMOGRAPHY SIGNALS



นายณัฐนุชา

นางสาวนภาพร

นายบัญชา

โดย

คนหลัก

บ้านไร่

ศรีสวัสดิ์

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2566

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
ด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์
PULSE OXIMETRY TECHNIQUE BASED ON QUADRATURE MULTIPLEXING
OF THE AMPLITUDE MODULATED PHOTOPLETHYSMOGRAPHY SIGNALS

โดย
นายณัฐนุชา คนหลัก 63010323
นางสาวนวพร บ้านไร่ 63010506
นายบัญชา ศรีสวัสดิ์ 63010539

อาจารย์ที่ปรึกษา
รศ. ดร.จิรสุดา โกษิยาภรณ์
ศ. ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2566

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2566

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลต
แบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์

PULSE OXIMETRY TECHNIQUE BASED ON QUADRATURE MULTIPLEXING
OF THE AMPLITUDE MODULATED PHOTOPLETHYSMOGRAPHY SIGNALS

ผู้จัดทำ

1. นายณัฐนุชา คนหลัก 63010323
2. นางสาวนภาพร บ้านไร่ 63010506
3. นายบัญญัติ ศรีสวัสดิ์ 63010539

Kesorn

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(รศ. ดร.จิรสุดา โกษียาภรณ์)

ป.ม.โตมก

..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

(ศ. ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การดำเนินปริญญานิพนธ์เรื่อง “การวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์” จะไม่สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี หากไม่ได้รับความช่วยเหลือและความอนุเคราะห์อย่างยิ่งจากอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ คือ รศ. ดร.จิรสุตา โกษียาภรณ์ และ ศ. ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ที่กรุณาให้คำสั่งสอน และแนวทางการแก้ไขปัญหาตลอดระยะเวลาในการจัดทำปริญญานิพนธ์นี้ รวมทั้งสนับสนุนสถานที่ เครื่องมือ และอุปกรณ์ต่างๆ ที่จำเป็นต้องใช้ในระหว่างการจัดทำปริญญานิพนธ์ ขอขอบพระคุณท่านในความห่วงใยและความหวังดีที่ให้แก่คณะผู้จัดทำเป็นอย่างยิ่ง

ขอขอบคุณท่านอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่าน ที่ได้อบรมสั่งสอนและประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ให้แก่คณะผู้จัดทำ

ขอขอบคุณ คุณพัฒนะ คัยนันท์ ที่ช่วยติดต่อประสานงาน และคุณมาตา สรรพพันธ์ ตัวแทนบริษัท ทริท เมด จำกัด ที่สนับสนุนอุปกรณ์สำหรับการทดลองในปริญญานิพนธ์

ขอขอบคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องทุกท่าน อาทิ บิดา มารดา และเพื่อนนักศึกษา ที่คอยสนับสนุนแนะนำช่วยเหลือ และให้กำลังใจแก่คณะผู้จัดทำเสมอมา จนกระทั่งปริญญานิพนธ์สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

นายณัฐชา	คนหลัก
นางสาวนภาพร	บ้านไร่
นายบัญชา	ศรีสวัสดิ์
	ผู้จัดทำ

การวัดค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลต
แบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์
PULSE OXIMETRY TECHNIQUE BASED ON QUADRATURE
MULTIPLEXING OF THE AMPLITUDE MODULATED
PHOTOPLETHYSMOGRAPHY SIGNALS

โดย	นายณัฐนุชา	คนหลัก	63010323
	นางสาวนภาพร	บ้านไร่	63010506
	นายบัญชา	ศรีสวัสดิ์	63010539

อาจารย์ที่ปรึกษา รศ. ดร. จีรสุดา โกษิยาภรณ์
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ศ. ดร. ปราโมทย์ วาดเขียน

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้นำเสนอวิธีการวัดค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการมอดูเลตเชิงขนาดแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์ของสัญญาณ AM-PPG โดย PPG เซนเซอร์ที่ใช้เป็นแบบสะท้อนซึ่งจะใช้การขับหลอด Red LED และ IR LED ด้วยสัญญาณไซน์ที่มีความถี่เท่ากันแต่มีเฟสต่างกัน 90 องศา ซึ่งจะทำให้ได้สัญญาณมอดูเลตเชิงขนาดของ Red PPG และ IR PPG และทั้งสองสัญญาณจะมัลติเพล็กซ์กันแบบควอดราเจอร์ จากนั้นสัญญาณมัลติเพล็กซ์ที่ได้จากตัวรับแสง LED จะถูกนำไปประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อแยกสัญญาณ Red PPG และ IR PPG ออกจากกันเพื่อทำการหาค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดและแสดงผลบนหน้าจอ LCD การมอดูเลตเชิงขนาดของสัญญาณ Red PPG และ IR PPG นั้นช่วยลดการรบกวนของสัญญาณที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกายขณะวัดสัญญาณลงได้ โดยในปริญญานิพนธ์นี้จะทำการศึกษาผลกระทบของสัญญาณรบกวนที่เกิดจากแสงภายนอกและการเคลื่อนไหวของร่างกายต่อค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดของวิธีการที่นำเสนอและเปรียบเทียบกับวิธีการแบบดั้งเดิม วิธีการที่นำเสนอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังกล่าวสามารถนำไปประยุกต์ใช้สำหรับอุปกรณ์สวมใส่ที่มีความสามารถในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้

ABSTRACT

This thesis proposes a pulse oximetry technique based on quadrature multiplexing of the amplitude-modulated photoplethysmography (PPG) signals. The selected PPG sensors are of the reflective type, where the Red LED and IR LED are driven by two sinusoidal signals of the same frequency but with a 90-degree phase difference. Consequently, the measured Red PPG signal and IR PPG signal are amplitude modulated and quadrature multiplexed. These AM-PPG multiplexed signals are sent to the microcontroller to decompose the measured Red PPG signal and IR PPG signal. The two measured PPG signals are used to determine the SpO₂ level of the body, and the measured SpO₂ level is displayed on the LCD screen. The amplitude modulation of the Red and IR PPG signals can reduce the influence of moving artifact signals that occurred during the measurement process. In this work, the effects of environmental light and moving artifacts on the measured SpO₂ level of the proposed technique will be studied and compared with the conventional technique. The proposed technique can be applied to a wearable device that has a feature of SpO₂ measurement.

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VI
สารบัญตาราง	X
บทที่ 1	
บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์	2
บทที่ 2	
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	
2.1 สัญญาณ PPG	3
2.2 ค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด	5
2.3 การมอดูเลตเชิงขนาด	6
2.4 การมัลติเพิล็กซ์สัญญาณแบบควอดราเจอร์	8
2.5 วงจรที่เกี่ยวข้องในปริญญานิพนธ์	10
2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์	18
บทที่ 3	
การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์	
3.1 การออกแบบ	21
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	36
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

บทที่ 4	ผลการทดลอง	
	4.1 การทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจน ในเลือดที่นำเสนอ	45
	4.2 การทดสอบการประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่า ความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด	53
	4.3 การทดสอบเพื่อหาสมการความสัมพันธ์ระหว่าง R ratio กับค่าความ อิมิตัวของออกซิเจนในเลือดของวิธีการที่นำเสนอ	59
	4.4 การทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจน ในเลือดต้นแบบ	65
	4.5 การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนใน เลือดต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe และชนิด Reflective เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่มีตาม ท้องตลาด	69
บทที่ 5	สรุปผลและข้อเสนอแนะ	
	5.1 สรุปผล	78
	5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ	79
	บรรณานุกรม	80
ภาคผนวก ก	โปรแกรมการสร้างสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32	81
ภาคผนวก ข	โปรแกรมการประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB	85
ภาคผนวก ค	โปรแกรมการหาค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด ด้วยโปรแกรม MATLAB	89
ภาคผนวก ง	โปรแกรมการหาค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์	92

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	4
2.2	4
2.3	6
2.4	7
2.5	7
2.6	8
2.7	8
2.8	9
2.9	10
2.10	12
2.11	14
2.12	15
2.13	15
2.14	17
2.15	17
2.16	18
2.17	18
2.18	20
3.1	21
3.2	22
3.3	22

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.4 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสที่ทำการออกแบบใหม่	24
3.5 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสที่ออกแบบบนบอร์ดทดลอง	26
3.6 วงจรขับสัญญาณสำหรับขับ Red LED	27
3.7 วงจรขับสัญญาณสำหรับขับ IR LED	27
3.8 วงจรขับสัญญาณที่ออกแบบบนบอร์ดทดลอง	28
3.9 วงจรขยายทรานซิสเตอร์ที่ออกแบบบนบอร์ดทดลอง	29
3.10 แผนผังการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด	31
3.11 แผนผังการรับค่าสัญญาณจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG	32
3.12 แผนผังการตีมัลติเพล็กซ์สัญญาณ	33
3.13 แผนผังการตีมอดูเลตสัญญาณ	34
3.14 ลายวงจรของอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ	35
3.15 แผ่น PCB ของอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ	35
3.16 อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ	36
3.17 LED	36
3.18 Photodetector Diode	37
3.19 ตัวต้านทานแบบค่าคงที่	37
3.20 ตัวเก็บประจุแบบค่าคงที่	38
3.21 ทรานซิสเตอร์ 2N3904	38
3.22 IC LM351	39
3.23 IC OP07CP	39
3.24 ออสซิลโลสโคป	40
3.25 Power Supply	40
3.26 อุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด	41
3.27 การ์ดเสียง	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.28 อุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG รุ่น ProSim SPOT Light SpO2 Pulse Oximeter Tester ของ Fluke	42
4.1 สัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์สัญญาณไซน์ (สีเหลือง) และสัญญาณโคไซน์ (สีเขียว)	45
4.2 สเปกตรัมของสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์สัญญาณไซน์	46
4.3 สเปกตรัมของสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์สัญญาณโคไซน์	46
4.4 สัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่สร้างโดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 สัญญาณไซน์ (สีเหลือง) และสัญญาณโคไซน์ (สีฟ้า)	47
4.5 สเปกตรัมของสัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่สร้างโดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32	48
4.6 ผลการทดลองของวงจรส่วน Voltage Divider สัญญาณอินพุต (สีเหลือง) และสัญญาณเอาต์พุต (สีเขียว)	49
4.7 ผลการทดลองของวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส สัญญาณอินพุต (สีเหลือง) และสัญญาณเอาต์พุต (สีเขียว)	50
4.8 ผลการทดลองวงจรขับสัญญาณ	51
4.9 ผลการทดลองวงจรขยายทรานซิสเตอร์สัญญาณเอาต์พุตและสเปกตรัมของสัญญาณเอาต์พุต	51
4.10 สัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้สัญญาณคลื่นพาท์จากวงจรถูกกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์	52
4.11 สัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้สัญญาณคลื่นพาท์ที่สร้างด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์	52

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า	
4.12	สัญญาณที่ได้จากวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่ออกแบบ	53
4.13	ผลตอบสนองทางความถี่ของ Notch Filter	54
4.14	สเปกตรัมของสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่ออกแบบ	55
4.15	สัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ที่ผ่านการติ่มัลติเพล็กซ์	56
4.16	สเปกตรัมของสัญญาณหลังผ่านการติ่มัลติเพล็กซ์	57
4.17	สัญญาณ Red PPG และ IR PPG ที่ผ่านการติ่มอดูเลต	58
4.18	การตั้งค่าอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke	59
4.19	ตัวอย่างสัญญาณ AM PPG ที่ใช้สัญญาณ PPG จากอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke	60
4.20	แผนผังการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่า R ratio ที่สัมพันธ์กับค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดที่ค่าต่างๆ	62
4.21	ตัวอย่างสัญญาณ AM PPG ที่นำมารวมกันหลังผ่านการปรับเฟส	63
4.22	ตัวอย่างสัญญาณ PPG ที่ได้หลังผ่านการติ่มอดูเลต	64
4.23	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดกับ R Ratio ของวิธีการที่นำเสนอโดยใช้เซนเซอร์แบบ Transmissive	65
4.24	ผลการทดสอบ LEADS ของวงจรบนแผ่น PCB	66
4.25	ผลการทดสอบการสร้างสัญญาณคลื่นพาห์ของวงจรบนแผ่น PCB โดย CH1 : สัญญาณไซน์ และ CH2 : สัญญาณโคไซน์	67
4.26	ผลการทดสอบสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG บนแผ่น PCB	68
4.27	ผลการทดสอบค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG บนแผ่น PCB	69
4.28	การทดสอบการวัดค่า %SPO2 ในสภาพแวดล้อมแสงที่แตกต่างกัน	72
4.29	ท่าทางขยับข้อมือขึ้น-ลง	75
4.30	ท่าทางขยับข้อมือซ้าย-ขวา	75

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติ และไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ต้นแบบ ที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบ กับอุปกรณ์วัดค่า %SPO ₂ ที่มีขายตามท้องตลาด	70
4.2 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติ และไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ต้นแบบ ที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Reflective เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SPO ₂ ที่มีขายตามท้องตลาด	71
4.3 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงต่างๆ และไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ต้นแบบ ที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบ กับอุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ที่มีขายตามท้องตลาด	73
4.4 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงต่างๆ และไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ต้นแบบ ที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Reflective เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ที่มีขายตามท้องตลาด	74
4.5 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติ และมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย (ขยับข้อมือขึ้น - ลง) โดยใช้ อุปกรณ์วัด ค่า %SpO ₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ที่มีขายตามท้องตลาด	76

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่		หน้า
4.6	ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติ และมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย (ขยับข้อมือซ้าย - ขวา) โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO ₂ ที่มีขายตามท้องตลาด	77

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เนื่องจากการระบาดของ COVID-19 ทำให้มีผู้ติดเชื้อและเสียชีวิตจำนวนมากทั่วโลก ตั้งแต่เกิดการระบาดของไวรัส SARS-COV-2 ซึ่งเป็นไวรัสที่ก่อให้เกิด COVID-19 และไวรัสมีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดทำให้เกิดสายพันธุ์ของไวรัส ซึ่งบางชนิดทำให้เกิดอาการหายใจลำบากหรือหายใจถี่ ซึ่งเป็นอาการที่พบบ่อยในผู้ป่วย COVID-19 ดังนั้นการใช้เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดสำหรับผู้ป่วย COVID-19 จึงมีความสำคัญ ปัจจุบันมีการใช้เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแบบไม่รุกรานอย่างแพร่หลาย เมื่อเปรียบเทียบกับประเภทที่รุกรานแล้ว เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแบบไม่รุกราน ไม่ต้องการตัวอย่างเลือด ไม่ทำให้ผู้ป่วยเจ็บปวด ขจัดความจำเป็นในห้องปฏิบัติการทางคลินิก และให้ผลการวินิจฉัยอย่างรวดเร็ว อย่างไรก็ตามการเคลื่อนไหวของมือและแสงจากภายนอกมีผลกระทบต่อประสิทธิภาพการวัดของเครื่อง ในปริณิษยานิพนธ์นี้ได้นำหลักการมัลติเพล็กซ์สัญญาณแบบแบ่งความถี่และการมอดูเลตสัญญาณเชิงขนาดมาประยุกต์ใช้เพื่อลดการรบกวนที่เกิดจากแสงภายนอกและการเคลื่อนไหวของมือ ผู้จัดทำมุ่งหวังว่าหลักการดังกล่าวจะสามารถนำไปพัฒนาใช้ในอุปกรณ์แบบสวมใส่ที่มีฟังก์ชันการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ได้รับความนิยมใช้ในปัจจุบัน รวมทั้งใช้ในเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดในรูปแบบมาตรฐาน สามารถใช้ได้กับคนไข้ที่มีปัญหาการควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกาย เช่น โรคพาร์กินสัน เป็นต้น

1.2 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อศึกษาการทำงานของ PPG เซนเซอร์แบบสะท้อน
- 2) เพื่อศึกษาหลักการมัลติเพล็กซ์สัญญาณแบบแบ่งความถี่และแบบควอดราเจอร์
- 3) เพื่อศึกษาการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจากสัญญาณ PPG
- 4) เพื่อศึกษาการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์และการประยุกต์ใช้ในการประมวลผลสัญญาณ PPG
- 5) เพื่อออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการแอมพลิฟายด์มอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

ปริญญานิพนธ์นี้ได้ทำการออกแบบการวัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์ โดยระบบประกอบไปด้วย 3 ส่วน คือ 1) สร้างวงจรวัดสัญญาณ PPG เซนเซอร์แบบสะท้อน โดยใช้การขับ Red LED และ IR LED ด้วยไซน์ที่มีความถี่เท่ากันแต่เฟสต่างกัน 90 องศา เพื่อสร้างสัญญาณ AM-PPG ซึ่งเป็นสัญญาณที่มีการมัลติเพล็กซ์สัญญาณแบบควอดราเจอร์ 2) ทำการประมวลผลสัญญาณ AM-PPG ที่มีการมัลติเพล็กซ์สัญญาณแบบควอดราเจอร์ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อแยกและตีมอดูเลตสัญญาณ Red PPG และสัญญาณ IR PPG และคำนวณหาค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดโดยแสดงผลบนหน้าจอ 3) ศึกษาผลกระทบของแสงจากสิ่งแวดล้อมภายนอกและสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของร่างกายต่อค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดที่วัดได้โดยใช้วิธีการที่นำเสนอ

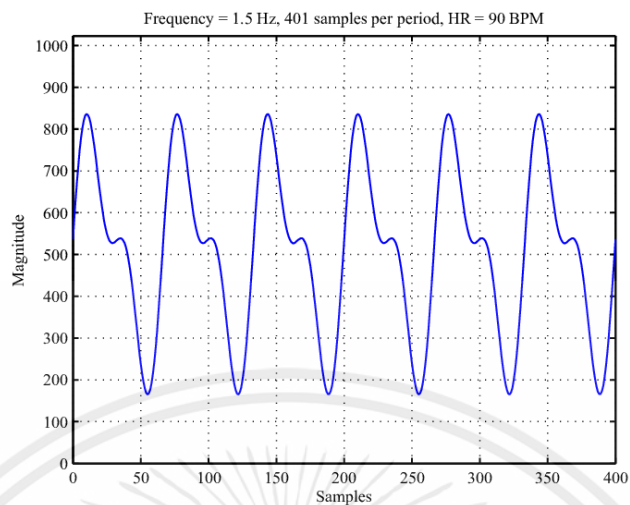
บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

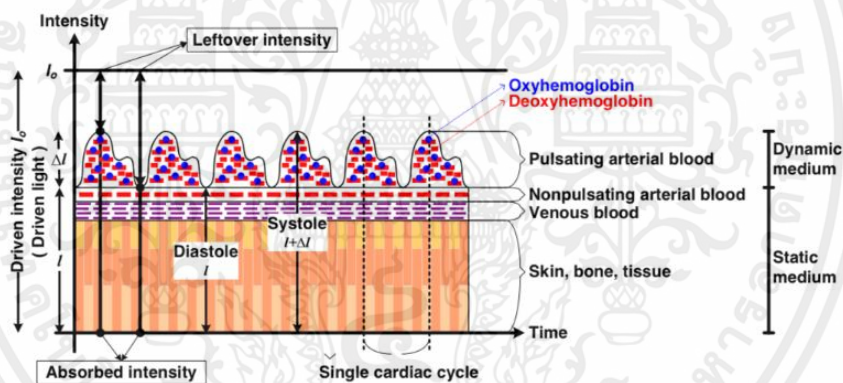
ปริญญานิพนธ์เรื่อง “การวัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์” ได้ทำการออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG เพื่อหาค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดจากสัญญาณ PPG ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์และแสดงผลบนหน้าจอ LCD โดยปริญญานิพนธ์ที่นำเสนอจึงมีทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

2.1 สัญญาณ PPG

สัญญาณ PPG หรือ Photoplethysmogram Signal แสดงดังรูปที่ 2.1 [1] เป็นสัญญาณที่ได้จากการวัดการเปลี่ยนแปลงของเลือด เมื่อแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อแสงจะถูกดูดซับโดยกระดูก เม็ดสีผิว รวมทั้งเม็ดเลือดดำ และเม็ดเลือดแดง แต่เนื่องจากเลือดดูดกลืนแสงมากกว่าเนื้อเยื่อรอบข้าง เช่น เซอร์ PPG จึงสามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของการไหลเวียนของเลือดได้ เมื่อความเข้มของแสงเปลี่ยนไป สัญญาณแรงดันไฟฟ้าจาก PPG จะแปรผันตามปริมาณเลือดที่ไหลผ่านหลอดเลือด แม้แต่การเปลี่ยนแปลงเล็กน้อยของปริมาณเลือดก็สามารถตรวจพบได้ ในปัจจุบันสัญญาณ PPG ถูกนำมาใช้ในทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย ไม่ว่าจะเป็น การหาค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด ความดันเลือด อัตราการเต้นของหัวใจ การประเมินหลอดเลือด เป็นต้น ซึ่งสัญญาณ PPG แสดงการไหลเวียนของเลือดที่เปลี่ยนแปลงเป็นรูปคลื่น โดยรูปคลื่นมีส่วนประกอบไฟฟ้ากระแสสลับ (AC) ที่มีความสัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวแบบเป็นจังหวะของเลือด และส่วนประกอบไฟฟ้ากระแสตรง (DC) จะมีความสัมพันธ์กับสิ่งที่ไม่มีการเคลื่อนไหว เช่น ผิวหนัง และ กระดูก ดังแสดงในรูปที่ 2.2 [2]



รูปที่ 2.1 สัญญาณ PPG



รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบไฟฟ้ากระแสสลับ (AC)

และส่วนประกอบไฟฟ้ากระแสตรง (DC) ของสัญญาณ PPG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO₂) เป็นค่าที่วัดจากปริมาณฮีโมโกลบินในเลือดที่บรรจุออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่มีออกซิเจนซึ่งจะช่วยบอกว่าเม็ดเลือดแดงขนส่งออกซิเจนไปให้ร่างกายเพียงพอหรือไม่ โดยปกติค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด จะอยู่ในช่วงระหว่าง 96%-99%

จากสถานการณ์ COVID-19 ซึ่งเป็นโรคระบาดที่มีผลกระทบต่อระบบทางเดินหายใจของผู้ที่ได้รับเชื้อ ผู้ป่วยบางรายอาจไม่มีอาการ มีอาการเล็กน้อย หรือบางรายอาการรุนแรงจนถึงขั้นปอดอักเสบ ซึ่งผู้ป่วย COVID-19 บางราย ไม่มีปัญหาเกี่ยวกับระบบทางเดินหายใจและไม่แสดงอาการเหนื่อย แต่เมื่อวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดพบว่าอยู่ในเกณฑ์ต่ำกว่าปกติ การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วยโควิดจึงสามารถช่วยบ่งชี้ภาวะการทำงานของปอดในเบื้องต้นได้

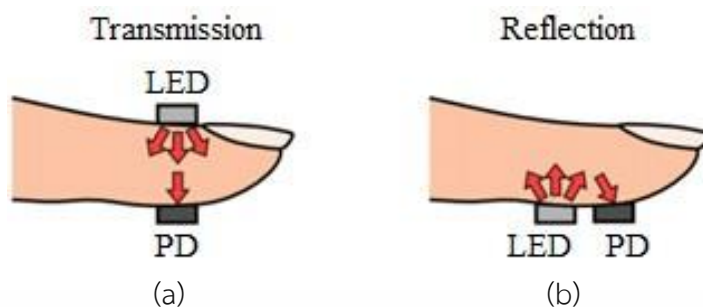
2.2.1 การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

2.2.1.1 เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนแบบส่งผ่าน

เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนแบบส่งผ่าน (Transmissive Pulse Oximeter) แสดงดังรูปที่ 2.3 (a) มีหลักการทำงานคือใช้การยิงแสงและการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่างกัน 2 คลื่นความถี่คือ แสงสีแดงที่ความยาวคลื่น 660 nm และแสงอินฟราเรดที่ความยาวคลื่น 940 nm โดยคลื่นความยาวทั้ง 2 แบบจะถูกยิงผ่านนิ้วและอาศัยการดูดซับแสงที่ต่างกันของฮีโมโกลบินที่มีออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่มีออกซิเจน ส่วนที่เหลือจะทะลุผ่านไปยังตัวรับแสงอีกฝั่งซึ่งปริมาณแสงที่หลงเหลือจะนำไปคำนวณหาปริมาณแสงที่หายไป ก็จะสามารถหาค่าของฮีโมโกลบินที่มีออกซิเจนและฮีโมโกลบินที่ไม่มีออกซิเจนได้

2.2.1.2 เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนแบบสะท้อน

เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนแบบสะท้อน (Reflective Pulse Oximeter) ใช้หลักการส่งคลื่นที่ความยาวคลื่นต่างกัน 2 คลื่นความถี่เช่นเดียวกันกับแบบส่งผ่าน แตกต่างตรงที่ตัวส่งและตัวรับคลื่นจะถูกวางไว้ใต้นิ้ว โดยตัวรับจะวัดแสงที่สะท้อนออกจากเนื้อเยื่อแทน ดังแสดงในรูปที่ 2.3 (b)



รูปที่ 2.3 เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน (a) แบบส่งผ่าน และ (b) แบบสะท้อน

2.2.2 การคำนวณหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

ในการหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนนั้น ค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญคือ อัตราส่วนระหว่างสัญญาณ Red PPG และ IR PPG ดังสมการที่ (2.1)

$$R = \frac{\frac{AC_{red}}{DC_{red}}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (2.1)$$

โดยองค์ประกอบ AC หาได้จากการลบกันของจุดสูงสุดเฉลี่ยและจุดต่ำสุดเฉลี่ยของสัญญาณ PPG และองค์ประกอบ DC หาได้จากการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณ PPG จากนั้นค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนสามารถคำนวณได้จาก [2]

$$SpO_2 = 110 - (25 \times R) \quad (2.2)$$

2.3 การมอดูเลตเชิงขนาด

การมอดูเลตเชิงขนาด (Amplitude Modulation) เป็นการมอดูเลตที่แอมพลิจูดของคลื่นพาห้จะแปรผันตามสัญญาณข้อมูลข่าวสาร แบ่งเป็น 4 รูปแบบ คือ 1) Double-Sideband Suppressed Carrier 2) Single-Sideband Suppressed Carrier 3) Vestigial Sideband และ 4) AM Standard ซึ่งเป็นรูปแบบที่ใช้ในปริยญาณิพนธ์นี้ บล็อกไดอะแกรมของวงจรภาคส่ง แสดงดังรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นสัญญาณ AM Standard ในโดเมนเวลาแสดงดังสมการที่ (2.3) และตัวอย่างรูปสัญญาณ AM Standard ในโดเมนเวลา แสดงดังรูปที่ 2.5 ซึ่งเป็นตัวอย่างกรณีที่สัญญาณข่าวสารเป็นสัญญาณคลื่นรูปไซน์และขนาดของสัญญาณคลื่นพาห้มีค่ามากกว่าขนาดของสัญญาณข่าวสารจากสมการที่ (2.3) เมื่อพิจารณาสัญญาณในโดเมนความถี่ สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.4)

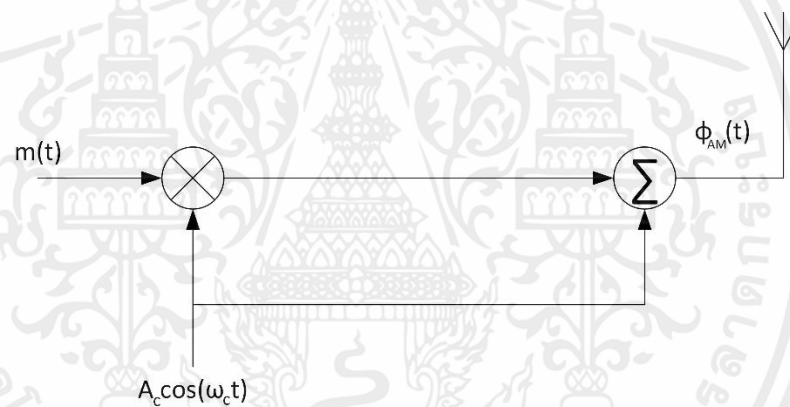
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\phi_{AM}(t) = m(t) \cos(\omega_c t) + A_c \cos(\omega_c t) \quad (2.3)$$

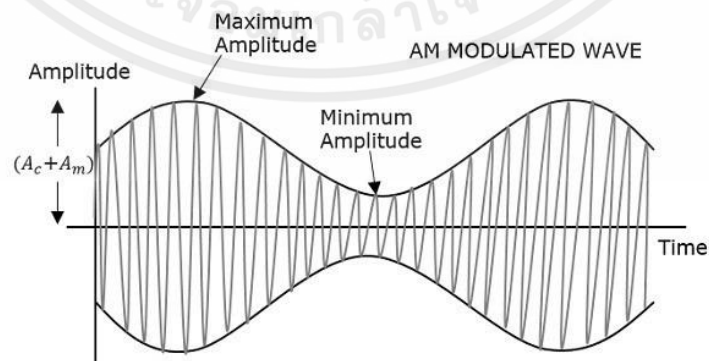
$$= [A_c + m(t)] \cos(\omega_c t)$$

$$\phi_{AM}(\omega) = \frac{1}{2} ((M(\omega + \omega_c) + M(\omega - \omega_c)) + A_c \pi (\delta(\omega + \omega_c) + \delta(\omega - \omega_c))) \quad (2.4)$$

จะเห็นได้ว่าสเปกตรัมของสัญญาณข่าวสารถูกเลื่อนความถี่ศูนย์กลางไปอยู่ที่ตำแหน่งความถี่ $-\omega_c$ และ ω_c โดยมีขนาดของสเปกตรัมลดลงไปครึ่งหนึ่ง นอกจากนี้ยังมีสเปกตรัมของคลื่นพาห์ที่ตำแหน่งความถี่ทั้งสอง ตัวอย่างสเปกตรัมของสัญญาณ AM Standard แสดงดังรูปที่ 2.6 สำหรับกระบวนการในการตีมอดูเลตสัญญาณ AM Standard นั้นสามารถทำได้โดยใช้วงจร Envelope Detector ดังแสดงในรูปที่ 2.7

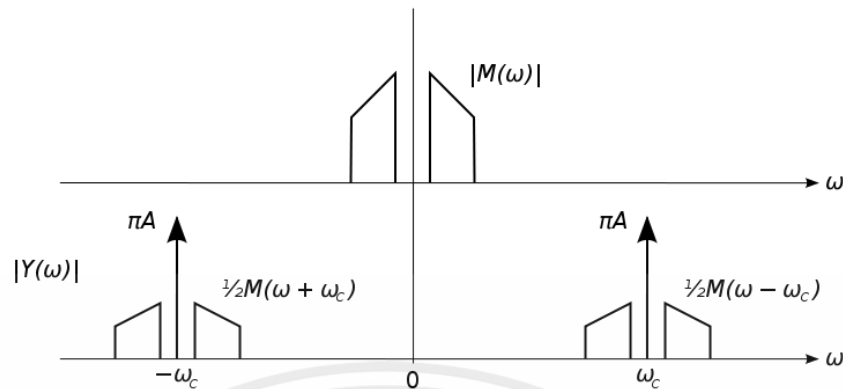


รูปที่ 2.4 บล็อกไดอะแกรมของการมอดูเลตแบบ AM Standard

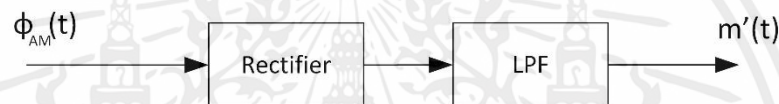


รูปที่ 2.5 ตัวอย่างสัญญาณ AM Standard ในโดเมนเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ตัวอย่างสัญญาณ AM Standard ในโดเมนความถี่



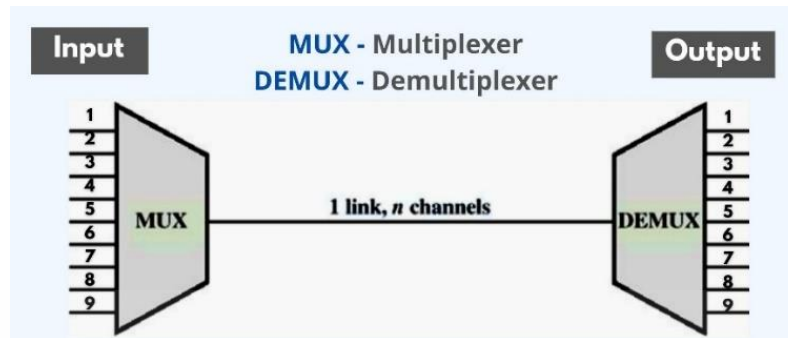
รูปที่ 2.7 บล็อกไดอะแกรมของการดีมอดูเลตแบบ AM Standard

2.4 การมัลติเพล็กซ์สัญญาณแบบควอดราเจอร์

การมัลติเพล็กซ์เป็นวิธีการส่งสัญญาณหลายๆ สัญญาณเป็นสัญญาณเดียวผ่านช่องสัญญาณ เทคนิคการมัลติเพล็กซ์มีหลากหลาย แต่ทำงานในลักษณะเดียวกัน สัญญาณแต่ละสัญญาณจะถูกป้อนเข้าไปในมัลติเพล็กซ์เซอร์ (MUX) ซึ่งจะรวมสัญญาณเหล่านั้นเป็นสัญญาณคอมโพสิต จากนั้นจะถูกส่งผ่านช่องสัญญาณที่ใช้ร่วมกัน เมื่อสัญญาณคอมโพสิตไปถึงปลายทาง อุปกรณ์ดีมัลติเพล็กซ์ (DEMUX) จะแยกสัญญาณกลับเข้าไปในสัญญาณส่วนประกอบดั้งเดิมและส่งออกเป็นเส้นแยกเพื่อใช้ในการทำงานอื่น แสดงดังรูปที่ 2.8 [3]

ในปริภูมิพหุนอนี้จะใช้เทคนิคการมัลติเพล็กซ์สัญญาณแบบควอดราเจอร์ซึ่งมีหลักการพื้นฐานอยู่บนการมอดูเลตเชิงขนาด ดังแสดงในรูปที่ 2.9 ซึ่งเป็นการมัลติเพล็กซ์สัญญาณ 2 สัญญาณ โดยสัญญาณข่าวสาร $m_1(t)$ จะถูกฝากส่งแบบมอดูเลตเชิงขนาดด้วยสัญญาณคลื่นพาห์ และสัญญาณข่าวสาร $m_2(t)$ จะถูกฝากส่งแบบมอดูเลตเชิงขนาดด้วยสัญญาณคลื่นพาห์ $\sin(\omega_c t)$ ซึ่งมีความถี่เดียวกันแต่เฟสต่างกัน 90 องศา จากนั้นผลรวมของสัญญาณดังสมการที่ (2.5) จะถูกส่งไปยังฝั่งรับ ฝั่งรับจะดีมัลติเพล็กซ์โดยการคูณสัญญาณรวมด้วยสัญญาณคลื่นพาห์สัญญาณเดิมทั้งสองจะได้สัญญาณดังสมการที่ (2.6) – (2.7) แล้วผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำเพื่อกรองสัญญาณข่าวสารกลับคืนมานั้นก็คือ $y_1(t)$ และ $y_2(t)$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 การมัลติเพล็กซ์และดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณ

$$\phi(t) = m_1(t) \cos(\omega_c t) + m_2(t) \sin(\omega_c t) \quad (2.5)$$

โดยในภาคฝั่งรับ จะได้ว่า

$$\phi_1(t) = \phi(t) \cos(\omega_c t)$$

$$= (m_1(t) \cos(\omega_c t) + m_2(t) \sin(\omega_c t)) \cos(\omega_c t)$$

$$= \frac{1}{2} (m_1(t) + m_1(t) \sin(2\omega_c t) + m_2(t) \cos(2\omega_c t)) \quad (2.6)$$

และ

$$\phi_2(t) = \phi(t) \sin(\omega_c t)$$

$$= (m_1(t) \cos(\omega_c t) + m_2(t) \sin(\omega_c t)) \sin(\omega_c t)$$

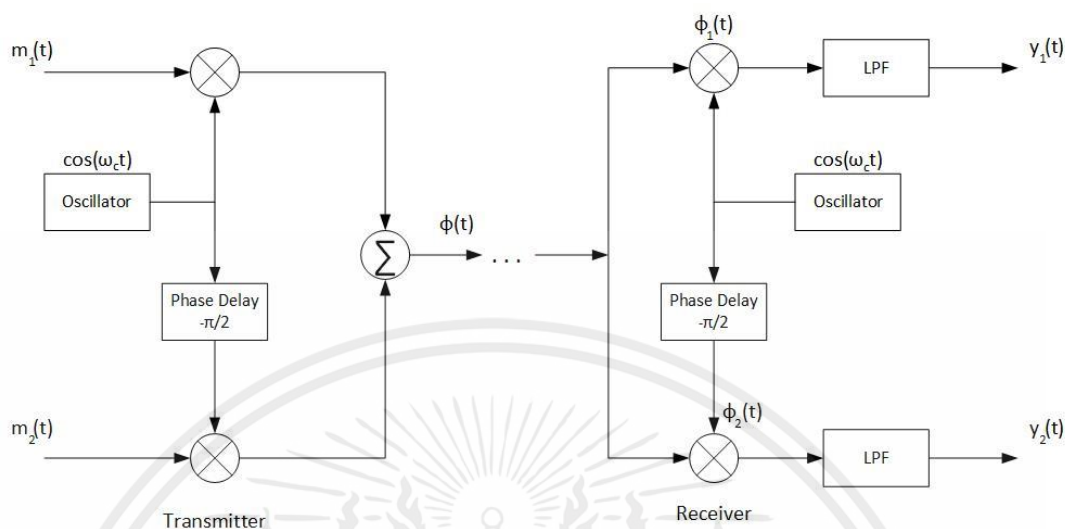
$$= \frac{1}{2} (m_1(t) \sin(2\omega_c t) + m_2(t) - m_2(t) \cos(2\omega_c t)) \quad (2.7)$$

เมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและได้สัญญาณ $y_1(t)$ และ $y_2(t)$ ซึ่งคือสัญญาณข่าวสารที่ได้กลับคืนมา โดยจะเห็นว่าสัญญาณข่าวสารที่ได้กลับมานั้นมีขนาดลดลงครึ่งหนึ่งของสัญญาณข่าวสารเดิม แสดงดังสมการที่ (2.8) - (2.9)

$$y_1(t) = \frac{1}{2} m_1(t) \quad (2.8)$$

$$y_2(t) = \frac{1}{2} m_2(t) \quad (2.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 การมัลติเพล็กซ์และดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณแบบควอดราเจอร์

2.5 วงจรที่เกี่ยวข้องในปริภูมิสัญญาณ

2.5.1 วงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์

ในปริภูมิสัญญาณนี้ใช้สัญญาณคลื่นรูปไซน์ 2 สัญญาณที่มีความถี่เท่ากัน แต่เฟสต่างกัน 90 องศา ซึ่งก็คือสัญญาณไซน์ และโคไซน์ เพื่อนำไปขับ LED โดยสัญญาณไซน์ใช้เพื่อขับ Red LED และสัญญาณโคไซน์ใช้เพื่อขับ IR LED สามารถสร้างได้ 2 รูปแบบ คือ

2.5.1.1 วงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์

วงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ (Quadrature Oscillator) เป็นวงจรประเภทหนึ่งของ Phase Shift Oscillator ซึ่งเป็นวงจรสร้างสัญญาณไซน์ชอยด์ที่มีเฟสเลื่อนจากกัน โดยวงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์สัญญาณไซน์ชอยด์ที่สร้างขึ้นจะถูกเลื่อนเฟส 90 องศา ซึ่งก็คือสัญญาณไซน์ และโคไซน์ วงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดเรเจอร์แสดงดังรูปที่ 2.10 ซึ่งวงจรประกอบด้วย 2 ส่วน คือ ส่วนที่ 1 และ 2 ที่ทำหน้าที่เป็นส่วนขยาย และในส่วนที่ 3 เป็นส่วนของ feedback ซึ่งสามารถแสดงการวิเคราะห์ห้วงจรเพื่อหาค่าความถี่ได้ดังนี้

พิจารณา loop A สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่าง V_{o1} และ V_x ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \frac{V_x}{R_1} R_1 + (V_x - V_{o1}) SC_1 &= 0 \\ -V_{o1} SC_1 &= -V_x \left(\frac{1}{R_1} + SC_1 \right) \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned} V_{o1} &= V_x \left(\frac{1}{SC_1 R_1} + 1 \right) \\ \frac{V_{o1}}{V_x} &= \left(\frac{1}{SC_1 R_1} + 1 \right) \end{aligned} \quad (2.10)$$

พิจารณา loop B สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่าง V_{o1} และ V_{o2} ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \frac{V_{o1}}{R_2} &= -V_{o2} SC_2 \\ V_{o2} &= -\frac{V_{o1}}{SC_2 R_2} \\ \frac{V_{o2}}{V_{o1}} &= -\frac{1}{SC_2 R_2} \end{aligned} \quad (2.11)$$

พิจารณา loop C สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่าง V_x และ V_{o2} ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} V_x &= V_{o2} \left(\frac{1}{SC_f} + R_f \right) \\ \frac{V_x}{V_{o2}} &= \frac{1}{1 + SC_f R_f} \end{aligned} \quad (2.12)$$

ดังนั้นจากสมการที่ (2.10)-(2.12) สามารถเขียน closed-loop gain ของวงจรได้ คือ

$$\left(\frac{V_{o1}}{V_x} \right) \left(\frac{V_x}{V_{o2}} \right) \left(\frac{V_{o2}}{V_{o1}} \right) = - \left(\frac{1}{SC_1 R_1} + 1 \right) \left(\frac{1}{1 + SC_f R_f} \right) \left(\frac{1}{SC_2 R_2} \right) \quad (2.13)$$

ซึ่งกรณีวงจรออสซิลเลเตอร์ เงื่อนไขการออสซิลเลต คือ closed-loop gain ต้องมีค่าเท่ากับ 1 และเพื่อความง่ายในการหาค่าความถี่ของการออสซิลเลต กำหนดให้ $R_1 = R_2 = R_f = R$ และ $C_1 = C_2 = C_f = C$ จะได้ว่า

$$\begin{aligned} 1 &= - \left(\frac{1 + SCR}{SCR} \right) \left(\frac{1}{1 + SCR} \right) \left(\frac{1}{SCR} \right) \\ 1 &= - \left(\frac{1}{S^2 C^2 R^2} \right); S = j\omega \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$1 = - \left(\frac{1}{(j\omega)^2 C^2 R^2} \right)$$

$$R^2 C^2 (j\omega)^2 = -1$$

$$-R^2 C^2 \omega^2 = -1$$

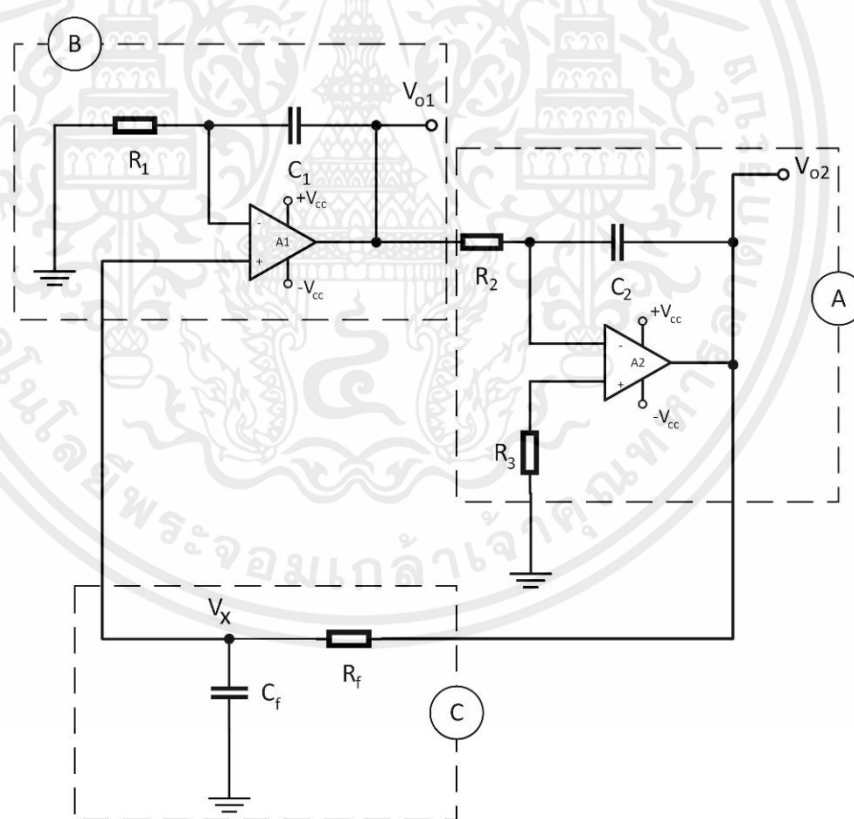
ดังนั้นค่าความถี่ของการออสซิลเลตของวงจร คือ

$$\omega = \frac{1}{RC} ; \omega = 2\pi f$$

หรือ

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \text{ Hz}$$

(2.14)



รูปที่ 2.10 วงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1.2 การกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์

การกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์โดยใช้ตาราง Look up สามารถทำได้โดยการโปรแกรมผ่านการใช้ตาราง Look Up ซึ่งตาราง Look Up เป็นโครงสร้างข้อมูลประเภทหนึ่ง ซึ่งโดยปกติแล้วจะเป็นการใช้ Array เพื่อลดเวลาในการทำงานและการคำนวณ โดยอ่านค่าจากตารางที่ถูกคำนวณค่า หรือผ่านการคำนวณเบื้องต้นไว้ก่อนแล้ว

2.5.2 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) เป็นวงจรที่ใช้ขยายสัญญาณ โดยมีอัตราส่วนของแรงดันระหว่างเอาต์พุตต่ออินพุต หรือ อัตราขยายมีค่าเป็นบวก นั่นก็คือ อินพุตและเอาต์พุตจะมีเฟสตรงกัน วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสที่ใช้ในปริยฐานิพนธ์นี้ แสดงดังรูปที่ 2.11 ซึ่งเป็นวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสที่มี DC Bias จากความสัมพันธ์ของแรงดันของออปแอมป์จะได้ว่า

$$V_+ = V_i = V_- \quad (2.15)$$

และพิจารณาความสัมพันธ์ของกระแสที่โหนดขาลบของออปแอมป์จะได้ว่า

$$\frac{V_- - (-V_b)}{R_2} + \frac{V_- - V_o}{R_1} = 0$$

$$\frac{V_i - (V_{BIAS})}{R_2} + \frac{V_i - V_o}{R_1} = 0$$

$$\frac{R_1(V_i + V_{BIAS}) + R_2(V_i - V_o)}{R_1 R_2} = 0$$

$$V_i R_1 - V_{BIAS} R_1 + V_i R_2 - V_o R_2 = 0$$

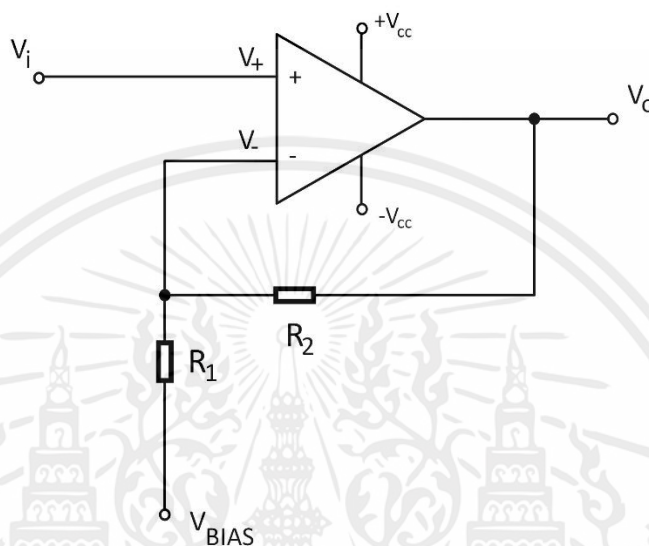
$$\frac{V_i R_1 - V_{BIAS} R_1 + V_i R_2}{R_2} = V_o ; R_1 = R_2$$

จะได้เอาต์พุตของวงจรมีค่าเท่ากับ

$$V_o = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) V_i - \left(\frac{R_1}{R_2}\right) V_{BIAS} \quad (2.16)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

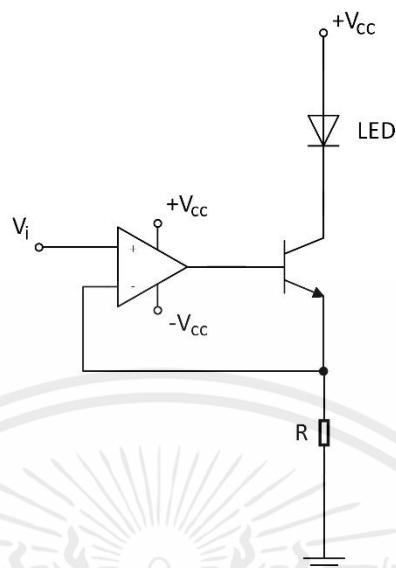
จะเห็นว่าเอาต์พุตของวงจรมีการขยาย $(1 + \frac{R_1}{R_2})$ เท่าของอินพุต และเลื่อนระดับของสัญญาณด้วยค่า DC BIAS เท่ากับ $-\left(\frac{R_1}{R_2}\right) V_{BIAS}$



รูปที่ 2.11 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสแบบที่มี DC BIAS

2.5.3 วงจรขับสัญญาณกระแส

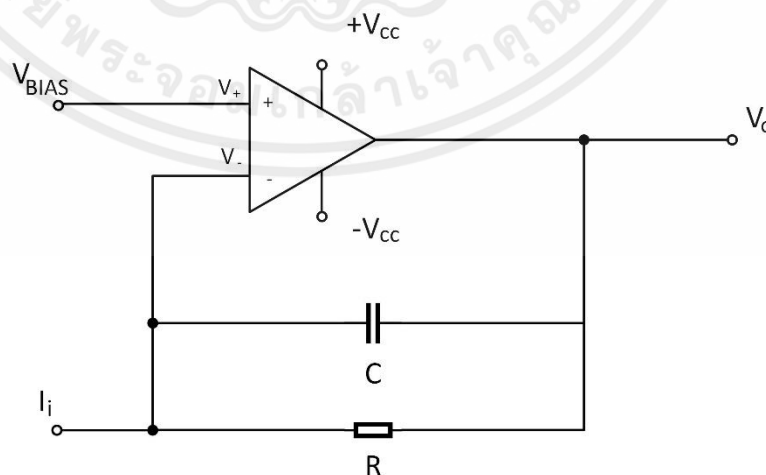
วงจรขับสัญญาณกระแส (Driver Circuit) ในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ วงจรขับสัญญาณเป็นวงจรที่ใช้สำหรับควบคุมส่วนประกอบอื่นๆ ของวงจร เช่น ทรานซิสเตอร์กำลังสูง หน้าจอแสดงผล LCD หน่วยความจำ เป็นต้น โดยปกติจะใช้เพื่อควบคุมกระแสที่ไหลผ่านวงจรและควบคุมอุปกรณ์บางอย่างในวงจร ซึ่งในปริยฐานิพนธ์นี้ใช้วงจรขับสัญญาณ แสดงดังรูปที่ 2.12 เพื่อควบคุมการทำงานของ Red LED และ IR LED ของเซนเซอร์ โดยวงจรประกอบด้วยทรานซิสเตอร์ ซึ่งถูกควบคุมให้ทำงานเป็นสวิตช์ คือ หากสัญญาณอินพุตเป็นศูนย์จะทำให้แรงดันตกคร่อมขาเบสและขาอิมิตเตอร์น้อยกว่า 0.7V ทรานซิสเตอร์จะทำงานในโหมด cut-off ทำให้ LED ไม่ส่องสว่าง และหากสัญญาณอินพุตไม่เป็นศูนย์จะทำให้แรงดันตกคร่อมขาเบสและขาอิมิตเตอร์มากกว่า 0.7V ทำให้ทรานซิสเตอร์ทำงานในโหมด Saturation ส่งผลให้ LED ส่องสว่าง



รูปที่ 2.12 วงจรขับสัญญาณ

2.5.4 วงจรขยายทรานอิมพีแดนซ์

วงจรขยายทรานอิมพีแดนซ์ (Transimpedance Amplifier) เป็นวงจรที่เปลี่ยนสัญญาณอินพุตกระแสเป็นสัญญาณเอาต์พุตแรงดัน ซึ่งมีลักษณะของวงจรแบบแหล่งจ่ายแรงดันควบคุมด้วยกระแส (Current Controlled Voltage Source) มักใช้กับเซ็นเซอร์ที่มีการตอบสนองกระแสที่เป็นเชิงเส้นมากกว่าการตอบสนองของแรงดัน ถูกใช้ในอุปกรณ์หลายชนิดที่ใช้โฟโตไดโอดและจำเป็นต้องแปลงกระแสเป็นแรงดัน เช่น ระบบสะท้อนแสง, หุ่นยนต์, อุปกรณ์วัดความเร็ว, โดรน และระบบสื่อสารด้วยแสง เช่น ไฟเบอร์ออปติก เป็นต้น วงจรขยาย ทรานอิมพีแดนซ์ แสดงดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 วงจรขยายทรานอิมพีแดนซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาความสัมพันธ์ของกระแสที่ไหลบของออปแอมป์จะได้ว่า

$$V_i = \frac{(V_- - V_o)}{\left(R // \frac{1}{sC}\right)} \quad (2.17)$$

โดย V_- คือ แรงดันที่ขาลบของออปแอมป์

กรณีที่สัญญาณอินพุตของวงจรมีความถี่ต่ำมากๆ นั่นคือ $s = j\omega \approx 0$

ดังนั้น $R // \frac{1}{sC} \approx R$ สมการที่ (2.17) จึงเขียนใหม่ได้เป็น

$$I_i = \frac{(V_- - V_o)}{R} \quad (2.18)$$

$$V_o = V_- - I_i R$$

จากวงจร เนื่องจากแรงดันที่ขาบวกและขาลบของออปแอมป์มีค่าเท่ากัน

ดังนั้น $V_- = V_{BIAS}$ สมการที่ (2.18) จึงเขียนใหม่ได้เป็น

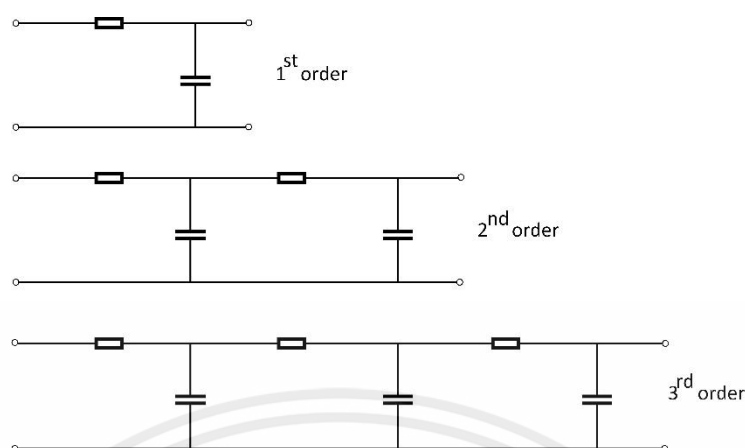
$$V_o = V_{BIAS} - I_i R \quad (2.19)$$

นอกจากนี้ค่าแบนด์วิดท์ของวงจรจะถูกกำหนดโดย

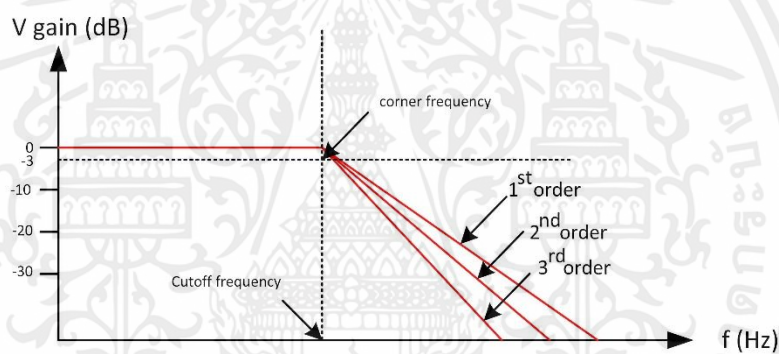
$$BW = \frac{1}{2\pi RC} \text{ Hz} \quad (2.20)$$

2.5.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass Filter) เป็นวงจรที่ส่งผ่านสัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่าความถี่คัตออฟ (Cutoff Frequency) เท่านั้น ขณะเดียวกันก็ลดทอนสัญญาณทั้งหมดที่อยู่เหนือความถี่นั้น ซึ่งวงจร Lowpass Filter สามารถทำได้โดยการต่อตัวต้านทาน และตัวเก็บประจุ ดังตัวอย่างแสดงดังรูปที่ 2.14 ซึ่งผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร แสดงดังรูปที่ 2.15 โดยค่าความถี่คัตออฟของวงจร แสดงดังสมการที่ (2.21)



รูปที่ 2.14 ตัวอย่างวงจร Lowpass Filter



รูปที่ 2.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับความถี่ของวงจร Lowpass Filter

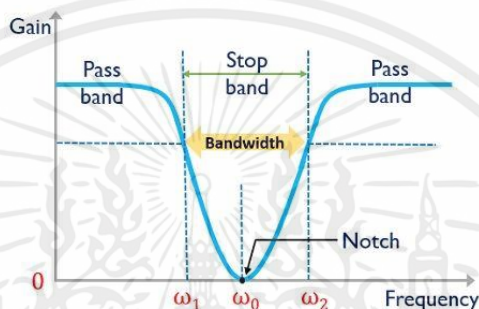
$$\omega_c = \frac{1}{RC} \text{ radian/second} \quad (2.21)$$

โดย ω_c คือ ความถี่ตัดเชิงมุม
 R คือ ความต้านทานไฟฟ้า
 C คือ ความจุของตัวเก็บประจุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.6 วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่

วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter) เป็นวงจรที่มีช่วงความถี่หยุด (Stopband) ซึ่งลดทอนสัญญาณที่มีความถี่ที่ไม่ต้องการ โดยความถี่ศูนย์กลางที่ถูกกำจัดหายไปคือ ω_0 โดยผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร แสดงดังรูปที่ 2.16 [4] ในกรณีช่วงความถี่หยุดเป็นช่วงแคบมากๆ เพื่อใช้ในการลดทอนเฉพาะความถี่ใดความถี่หนึ่ง เช่น สัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้านซึ่งมีความถี่ 50 Hz วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่จะถูกเรียกว่า วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch Filter)



รูปที่ 2.16 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร Band Reject Filter

2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์

สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เลือกใช้ในปริิญาณิพนธ์นี้ คือ ESP32 เป็นไอซี ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่รองรับการเชื่อมต่อ Wi-Fi และ Bluetooth 4.2 (BLE) ในตัว ซึ่งผลิตโดยบริษัท Espressif แสดงดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 ESP32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณสมบัติของ ESP32 [5]

1. โหมด Wi-Fi และ Bluetooth

การผสมผสานร่วมกันระหว่าง Wi-Fi และ Bluetooth BLE ทำให้สามารถกำหนดเป้าหมายแอปพลิเคชันได้หลากหลาย การใช้ Wi-Fi ทำให้สามารถเชื่อมต่อภายในรัศมีที่กว้าง และในการใช้ Bluetooth ช่วยให้ผู้ใช้สามารถตรวจจับโมดูลและเชื่อมต่อกับสมาร์ทโฟนได้ง่าย

2. High Integration

มีสวิตช์เสาอากาศ, เครื่องขยายสัญญาณเสียง, เครื่องขยายสัญญาณรับสัญญาณรบกวนต่ำ, ตัวกรอง และโมดูลการจัดการพลังงานในตัว

3. ความสามารถในการกำหนดค่าและการปรับแต่ง

ESP32 สามารถกำหนดค่าเสาอากาศที่แตกต่างกัน เช่น เสาอากาศ PCB, ขั้วต่อเสาอากาศ และขนาดแฟลช เพื่อให้สอดคล้องกับความต้องการของการใช้งานที่แตกต่างกัน

4. แอปพลิเคชันพร้อมใช้งาน

ESP32 มีช่วงอุณหภูมิการทำงานที่กว้างตั้งแต่ -40°C ถึง 105°C และเหมาะสำหรับการพัฒนาแอปพลิเคชันเชิงพาณิชย์ด้วยการออกแบบ 4 ชั้นซึ่งสอดคล้องกับ FCC, CE-RED, SRRC, IC, มาตรฐาน KCC และ TELEC

ขาต่างๆ ของ ESP32 แสดงดังรูปที่ 2.18 [6] มีหน้าที่ดังนี้

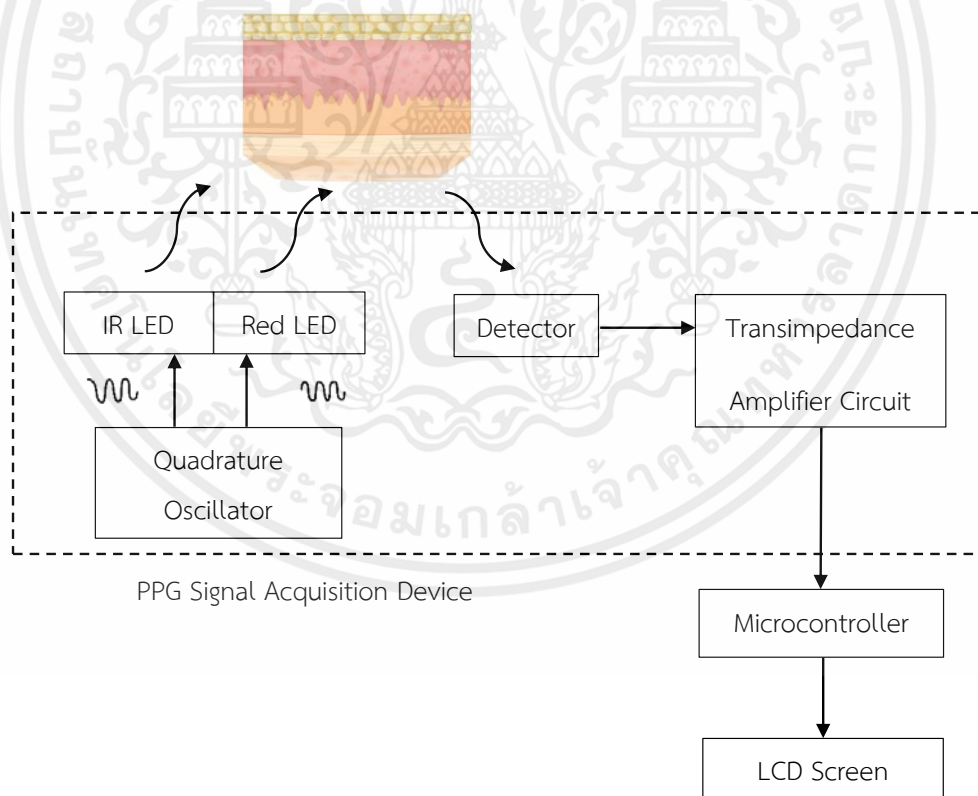
- ADC (Analog to Digital) แปลงกระแสไฟฟ้า Analog ให้เป็น Digital
- DAC (Digital to Analog) แปลงกระแสไฟฟ้า Digital ให้เป็น Analog
- UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) ใช้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์ที่รับ-ส่ง สัญญาณมาแบบ Asynchronous แบบเป็นมาตรฐานกลางเอาไว้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้งานมาตรฐาน UART
- SPI เป็นการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ที่รองรับมาตรฐาน SPI, HSPI และ VSPI
- PWM เป็นขาที่ใช้ควบคุมการทำงานของ Motors และ LED ที่เป็นการควบคุมแบบใช้สัญญาณนาฬิกา

บทที่ 3

การออกแบบและการจัดทำปฏิญานิพนธ์

3.1 การออกแบบ

บล็อกไดอะแกรมของระบบที่นำเสนอในปฏิญานิพนธ์นี้แสดงดังรูปที่ 3.1 โดยการทำงานของระบบเริ่มจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ซึ่งทำการวัดสัญญาณ PPG แบบไม่รุกรานโดยใช้เซนเซอร์แบบสะท้อน ซึ่งสัญญาณ PPG ที่ได้จะถูกมอดูเลตสัญญาณเชิงขนาด จากนั้นถูกมัลติเพล็กซ์ในรูปแบบควอดราเจอร์ สัญญาณดังกล่าวจะถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อประมวลผลหาค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด โดยข้อมูลค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดจะแสดงผลบนจอ LCD สำหรับรายละเอียดในการออกแบบส่วนต่างๆ ของระบบ จะกล่าวถึงตามลำดับต่อไปนี้



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของระบบการวัดค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด ด้วยหลักการแอมพลิฟายด์มอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 การออกแบบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG

ในส่วนอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG นั้นจะประกอบด้วยวงจรส่วนย่อยแสดงดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.2 ได้แก่ วงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ทำหน้าที่สร้างสัญญาณคลื่นพาห้ไซน์และโคไซน์เพื่อขับ Red LED และ IR LED ตามลำดับ วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส เพื่อจัดระดับและยกระดับสัญญาณคลื่นพาห้ให้เหมาะสม วงจรขับสัญญาณกระแสเพื่อขับหลอด LED และวงจรขยายทรานอิมพีแดนซ์ ทำหน้าที่แปลงสัญญาณกระแสเป็นสัญญาณแรงดันส่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ต่อไป



รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมของวงจรของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG

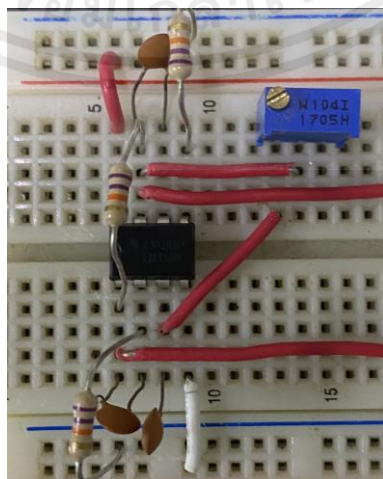
3.1.2.1 การสร้างสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์

ผู้จัดทำได้ทำการออกแบบ 2 วิธี คือ

(a) การสร้างสัญญาณด้วยวงจรมกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ ดังรูปที่ 2.10 โดยกำหนดให้ $R = 77k\Omega$, $R_f = 79k\Omega$ และ $C = 0.01\mu F$ ซึ่งจากสมการที่ (2.12) จะได้ค่าความถี่ของสัญญาณ คือ

$$f = \frac{1}{2\pi \times 77k\Omega \times 0.01\mu F} = 206.7\text{Hz}$$

โดยผู้จัดทำได้ทำการทดลองต่อวงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ที่ได้ออกแบบเพื่อทดสอบการทำงานบนบอร์ดทดลอง ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 วงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ที่ออกแบบบนบอร์ดทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(b) การสร้างสัญญาณด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ในส่วนของ การสร้างสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์นั้นผู้จัดทำพบว่า สัญญาณที่ได้จากวงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ที่ทำการออกแบบในหัวข้อ 3.1.2.1 (a) นั้น มีเสถียรภาพทางความถี่ต่ำ สัญญาณมีความถี่ที่ไม่คงที่ ซึ่งจะส่งผลกับกระบวนการตีมอดูเลตทางฝั่งภาครับได้ ผู้จัดทำจึงได้ออกแบบการสร้างสัญญาณไซน์และสัญญาณโคไซน์ รวมทั้งการจัดระดับสัญญาณ โดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 แทนวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ และวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส โดยการสร้างสัญญาณออกแบบให้สัญญาณมีขนาด 1.1V ความถี่ 133Hz และเฟสต่างกัน 90 องศา การสร้างสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์โดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 มีรายละเอียด ดังนี้

การโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อสร้างสัญญาณคลื่นรูปไซน์ และโคไซน์จะใช้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (3.1) และ (3.2) ตามลำดับ

$$s(nT_d) = P_{DC} + \left(P_{VP} \times \sin \left(\frac{\text{degree} \times n \times \pi}{180} \right) \right), \quad n = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (3.1)$$

$$c(nT_d) = P_{DC} + \left(P_{VP} \times \cos \left(\frac{\text{degree} \times n \times \pi}{180} \right) \right), \quad n = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (3.2)$$

เมื่อ	degree	คือ ค่ามุมในหน่วยองศา มีค่าเท่ากับ $\frac{360^\circ}{N}$
	T_d	คือ ค่า delay time (วินาที) ซึ่งมีค่าเท่ากับ $\frac{T}{N}$
	T	คือ ค่าคาบเวลาของสัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่ต้องการสร้าง (วินาที)
	N	คือ จำนวนจุดข้อมูลที่ต้องการสร้างในหนึ่งคาบของสัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่กำหนดในโปรแกรม
	P	คือ ค่าแรงดันไฟตรง ซึ่งมีค่าเท่ากับ $\left(\frac{2^8}{(3.3)} \right) V_{DC}$
	V_{DC}	คือ ค่าแรงดันไฟตรงของสัญญาณที่ต้องการสร้าง
	P_{VP}	คือ ค่าแรงดันยอดของสัญญาณคลื่นไซน์ที่กำหนดในโปรแกรมซึ่งมีค่าเท่ากับ $\left(\frac{2^8}{(3.3)} \right) V_P$
	V_P	คือ ค่าแรงดันยอดของสัญญาณคลื่นไซน์ที่ต้องการสร้าง

สัญญาณคลื่นพาห้ไซน์และโคไซน์ที่ต้องการสร้างนั้นต้องการให้มีขนาด $1 V_{pp}$ หรือ $0.5 V_p$ ถูกยกด้วยระดับไฟตรง $V_p = 1 V$ ความถี่ 133 Hz หรือ $T = \frac{1}{133}$ วินาที โดยกำหนดให้จำนวนจุดข้อมูลที่ต้องการสร้างในหนึ่งคาบของสัญญาณ $N = 15$ ดังนั้นจะได้ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{degree} = \frac{360}{15} = 24^\circ$$

$$T_d = \frac{1}{(133)15} = 500 \mu\text{s}$$

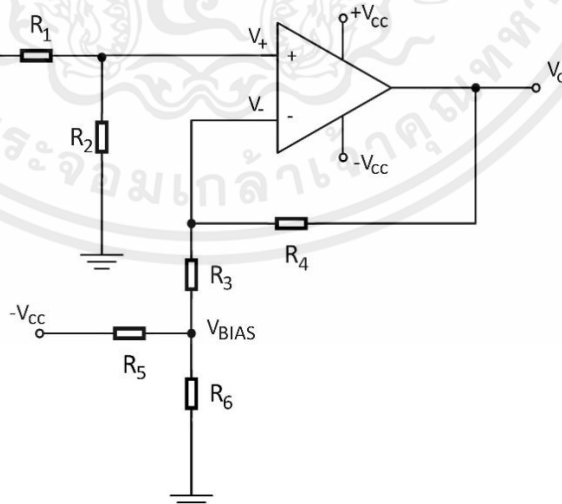
$$P_{DC} = \left(\frac{2^8}{3.3}\right) (1) = 77.57 \approx 78$$

$$P_{V_p} = \left(\frac{2^8}{3.3}\right) (0.5) = 38.78 \approx 39$$

อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัตินั้น ไมโครคอนโทรลเลอร์ต้องใช้เวลาในการทำงานซึ่งมีผลให้ค่า delay time ที่ทำงานจริงของไมโครคอนโทรลเลอร์มากกว่าค่าที่กำหนดไว้ ดังนั้นจึงต้องทำการชดเชยเวลาโดยการปรับลดค่า delay time T_d ที่คำนวณออกแบบไป 30%-40% เพื่อชดเชยเวลาที่ต้องใช้ในการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ อย่างเช่น กรณีนี้ค่า T_d ที่กำหนดในโปรแกรมหลังจากชดเชยค่าเวลาลดลงไป 35% ของค่า T_d ที่คำนวณไว้ (500 μs) จะมีค่าประมาณเท่ากับ 325 μs

3.1.2.2 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส

เนื่องจากสัญญาณไซน์และโคไซน์ซึ่งเป็นสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณไซน์แบบควอดราเจอร์นั้นมีระดับสัญญาณที่ไม่สามารถนำไปขับ LEDs ได้ ดังนั้นผู้จัดทำได้ออกแบบวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส 2 วงจรเพื่อจัดระดับสัญญาณไซน์และโคไซน์ โดยใช้วงจรดังแสดงในรูปที่ 2.11 โดยได้ทำการเพิ่มวงจร Voltage Divider เพื่อลดทอนสัญญาณอินพุตที่เข้ามา และการจัดแรงดัน DC BIAS ดังรูปที่ 3.4 ซึ่งในการออกแบบแบ่งเป็น 3 ส่วน ดังนี้



รูปที่ 3.4 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสที่ทำการออกแบบใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่ 1) Voltage Divider

จากหลักการ Voltage Divider จะได้ความสัมพันธ์ดังนี้

$$V_+ = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_i$$

ซึ่งในการออกแบบวงจรกำหนดค่า $R_1 = 10k\Omega$ และ $R_2 = 1k\Omega$ ซึ่ง V_i คือเอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ สำหรับสัญญาณไซน์และโคไซน์ซึ่งเมื่อผ่าน Voltage Divider จะได้ V_+ มีค่าเป็น $\frac{1}{11} V_i$

ส่วนที่ 2) DC BIAS

กำหนดค่า $R_5 = 1.2k\Omega$ และ $R_6 = 3.8k\Omega$ จะได้

$$\begin{aligned} V_{BIAS} &= -V_{cc} \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} \right) \\ &= -V_{cc} \left(\frac{1.2k}{1.2k + 3.8k} \right) \\ &= 0.24(-V_{cc}) \end{aligned}$$

โดย $-V_{cc}$ คือ $-6V$ ดังนั้นจะได้แรงดัน DC BIAS มีค่าเป็น $-1.44V$

ส่วนที่ 3) วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส

จากสมการที่ (2.14) จะได้ว่า

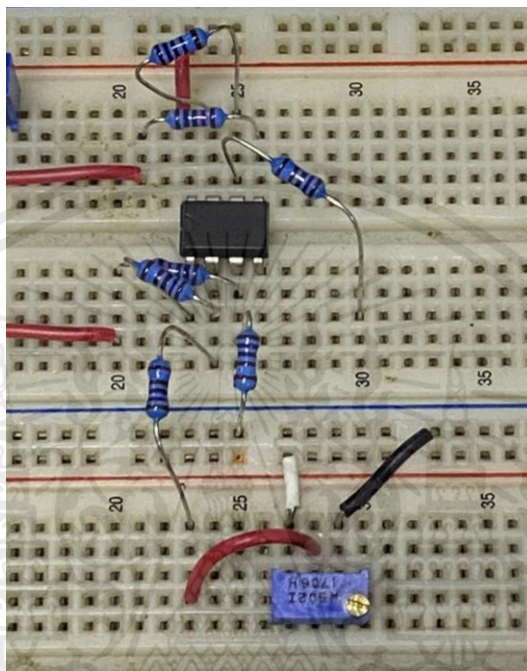
$$V_o = \left(1 + \frac{R_3}{R_4} \right) V_+ - \left(\frac{R_3}{R_4} \right) V_{BIAS}$$

โดยกำหนดค่า $R_3 = 1k\Omega$ และ $R_4 = 1k\Omega$ และจาก V_+ และ V_{BIAS} ที่ได้จากการออกแบบข้างต้น จะได้ว่า

$$V_o = 2V_+ + 1.44$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

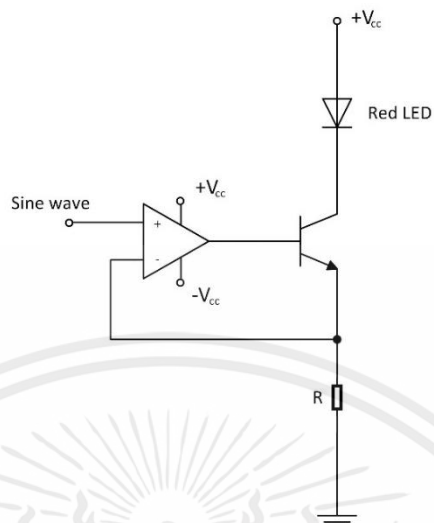
นั่นคือ สัญญาณเอาต์พุตของวงจรถยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส ถูกขยายขึ้น 2 เท่า และถูกยกระดับสัญญาณขึ้น 1.44V จากวงจรที่ได้ออกแบบ ผู้จัดทำได้ต่อวงจรดังกล่าวเพื่อทดสอบบนบอร์ดทดลอง ดังรูปที่ 3.5



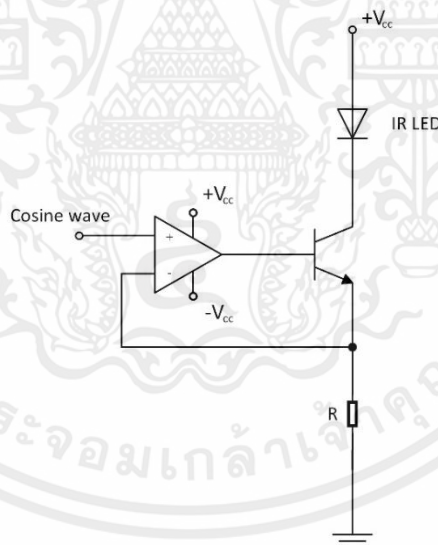
รูปที่ 3.5 วงจรถยายแบบไม่กลับเฟสที่ออกแบบบนบอร์ดทดลอง

3.1.2.3 วงจรขับสัญญาณกระแส

ผู้จัดทำได้ทำการออกแบบวงจรถับสัญญาณ 2 วงจรเพื่อทำการขับ Red LED และ IR LED แสดงดังรูปที่ 3.6 และ 3.7 ตามลำดับ โดยใช้สัญญาณไซน์ในการขับ Red LED และสัญญาณโคไซน์ในการขับ IR LED โดยในที่นี้ได้กำหนดค่าให้ $R = 100\Omega$ วงจรถับสัญญาณที่ได้ออกแบบได้ถูกต่อบนบอร์ดทดลองเพื่อทดสอบดังรูปที่ 3.8

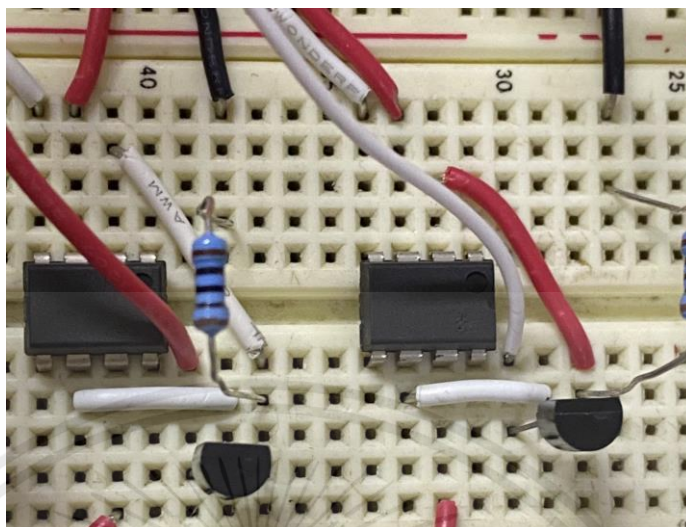


รูปที่ 3.6 วงจรขับสัญญาณสำหรับขับ Red LED



รูปที่ 3.7 วงจรขับสัญญาณสำหรับขับ IR LED

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 วงจรขับสัญญาณที่ออกแบบบนบอร์ดทดลอง

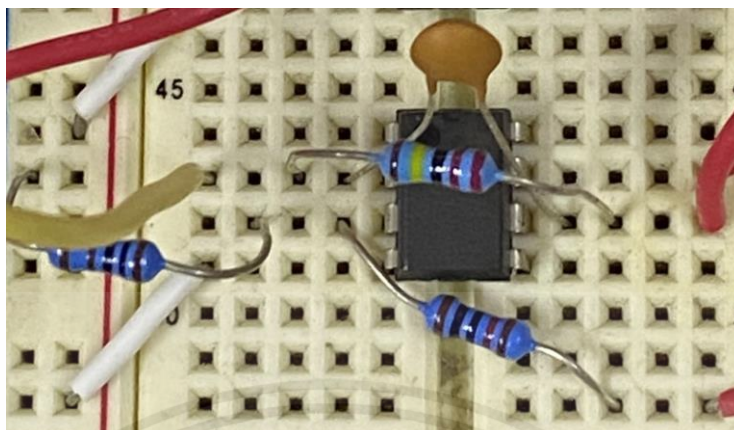
3.1.2.4 วงจรขยายทรานซิสเตอร์อิมพีแดนซ์

ในส่วนวงจรขยายทรานซิสเตอร์อิมพีแดนซ์ดังรูปที่ 2.13 ผู้จัดทำได้ออกแบบโดยกำหนดให้ $R = 2.2\text{M}\Omega$ และ $C = 10\text{pF}$ และ $V_{\text{BIAS}} = 0.5\text{V}$ ซึ่งจากค่า R และ C ที่เลือกใช้ จะได้ค่าแบนด์วิดท์ของวงจรมีค่าเป็น

$$\begin{aligned} \text{BW} &= \frac{1}{2\pi RC} \\ &= \frac{1}{2\pi \times 2.2\text{M} \times 10\text{p}} \\ &= 7234.32 \text{ Hz} \end{aligned}$$

วงจรถูกออกแบบได้ทำการต่อวงจรบนบอร์ดทดลอง เพื่อทำการทดสอบ ดังรูปที่ 3.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 วงจรขยายทรานซิสเตอร์ที่ออกแบบบนบอร์ดทดลอง

3.1.3 การประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความถี่ของออกซิเจนในเลือด

ผู้จัดทำได้ออกแบบกระบวนการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความถี่ของออกซิเจนในเลือด ดังแผนผังการทำงานแสดงดังรูปที่ 3.10 ในขั้นต้นผู้จัดทำได้ทดสอบกระบวนการต่างๆ โดยใช้โปรแกรม MATLAB ซึ่งกล่าวถึงรายละเอียดเป็นส่วนๆ ดังนี้

3.1.3.1 การรับค่าสัญญาณจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG

สัญญาณที่ได้มาจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG จะถูกส่งผ่านการดเสียงมายังคอมพิวเตอร์ซึ่งจะบันทึกไว้ใน Workspace ของโปรแกรม MATLAB โดยทำการบันทึกสัญญาณเป็นเวลา 15 วินาที ด้วยค่า Sampling rate 48,000 Hz แผนผังโปรแกรมที่ใช้ในการรับค่าสัญญาณจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG แสดงดังรูปที่ 3.11

3.1.3.2 การดีมัลติเพล็กซ์และการดีมอดูเลตสัญญาณ

เมื่อได้สัญญาณจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ผู้จัดทำจึงได้ทำการประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB ซึ่งจะประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลัก คือ การดีมัลติเพล็กซ์ และการดีมอดูเลต โดยในเบื้องต้นได้ทำการตัดสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน ซึ่งมีความถี่ 50 Hz ด้วยวงจร Notch Filter ที่ออกแบบให้มีค่าความถี่ศูนย์กลาง 50 Hz และมีค่า Sampling rate 48,000 Hz ซึ่งเป็นค่า Sampling rate ของการ์ดเสียง จากนั้นทำการดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณเพื่อแยกสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ออกจากกันโดยการคูณสัญญาณที่ได้ด้วยคลื่นพาห้ไซน์ และโคไซน์ตามลำดับ แผนผังการทำงานแสดงดังรูปที่ 3.12 จากนั้นจึงทำการดีมอดูเลตสัญญาณโดยใช้หลักการของ Envelope Detector ดังแผนผังรูปที่ 3.13

3.1.4 การประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความถี่ของออกซิเจนในเลือดบนไมโครคอนโทรลเลอร์

ผู้จัดทำได้ออกแบบกระบวนการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความถี่ของออกซิเจนในเลือดบนไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังแผนผังการทำงานแสดงดังรูปที่ 3.10 ผู้จัดทำได้ทดสอบกระบวนการต่างๆ ด้วยโปรแกรม Arduino IDE ซึ่งกล่าวถึงรายละเอียดเป็นส่วนๆ ดังนี้

3.1.4.1 การสร้างสัญญาณคลื่นพาห้

ในที่นี้ได้ใช้สัญญาณคลื่นพาห้ที่สร้างขึ้นด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อไปขับหลอด Red LED และ IR LED มาเป็นสัญญาณที่ใช้ในการติ่มลิตเพิล็กซ์สัญญาณ Red PPG และ IR PPG ออกจากกัน ซึ่งวิธีการสร้างสัญญาณคลื่นพาห้ดังอธิบายในหัวข้อ 3.1.2.1 (b) ทำการโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อสร้างสัญญาณคลื่นพาห้รูปไซน์ และโคไซน์จะใช้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (3.1) และ (3.2) ตามลำดับ

3.1.4.2 การสร้าง Lowpass Filter

ในการสร้าง Lowpass Filter ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ผู้จัดทำใช้วิธีการสร้างด้วยสมการเชิงอนุพันธ์อันดับที่ 2 ดังสมการที่ (3.3) [7]

$$y(n) = Bx(n) + A_1y(n-1) + A_2y(n-2) \quad (3.3)$$

โดย
$$A_1 = 2e^{-\frac{2\omega_0 T_s}{2Q}} \cos\left(\frac{\omega_0 T_s \sqrt{4 - \left(\frac{1}{Q}\right)^2}}{2}\right)$$

$$A_2 = -e^{-\frac{\omega_0 T_s}{2Q}}$$

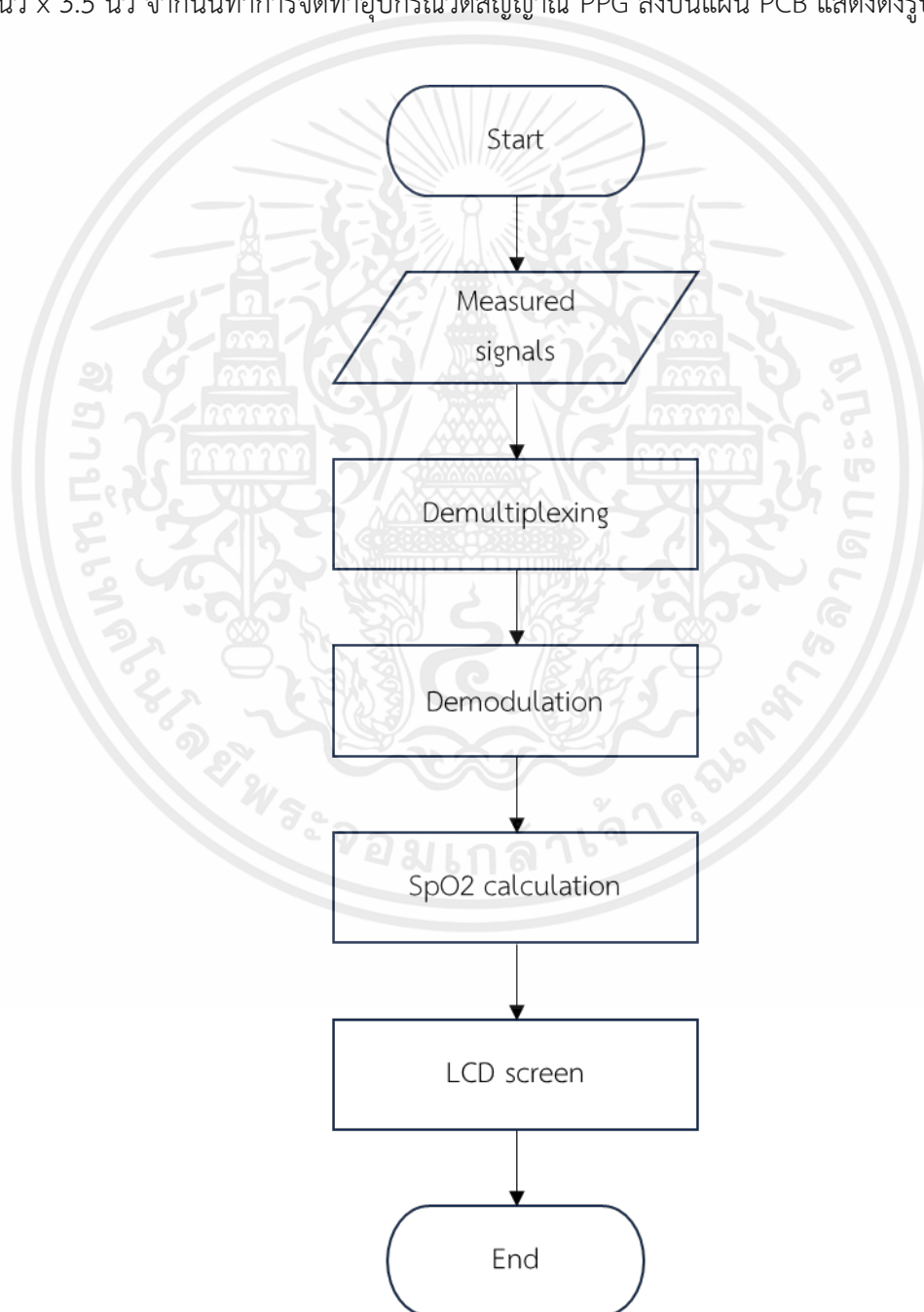
$$B = H_0 \omega_0^2$$

จากสมการที่ (3.3) ผู้จัดทำทำการออกแบบ Lowpass Filter ที่ $f_0 = 3 \text{ Hz}$ (ค่าความถี่ Cutoff) โดยกำหนด $T_s = \frac{1}{f_s}$ ซึ่ง f_s คือ Sampling Frequency มีค่าเท่ากับ 2500 Hz , $Q = 0.5$ และ $H_0 = 2$ จากนั้นทำการคำนวณ A_1 , A_2 และ B จะได้สมการผลต่างสืบเนื่องสำหรับ Lowpass Filter ที่ทำการออกแบบคือ

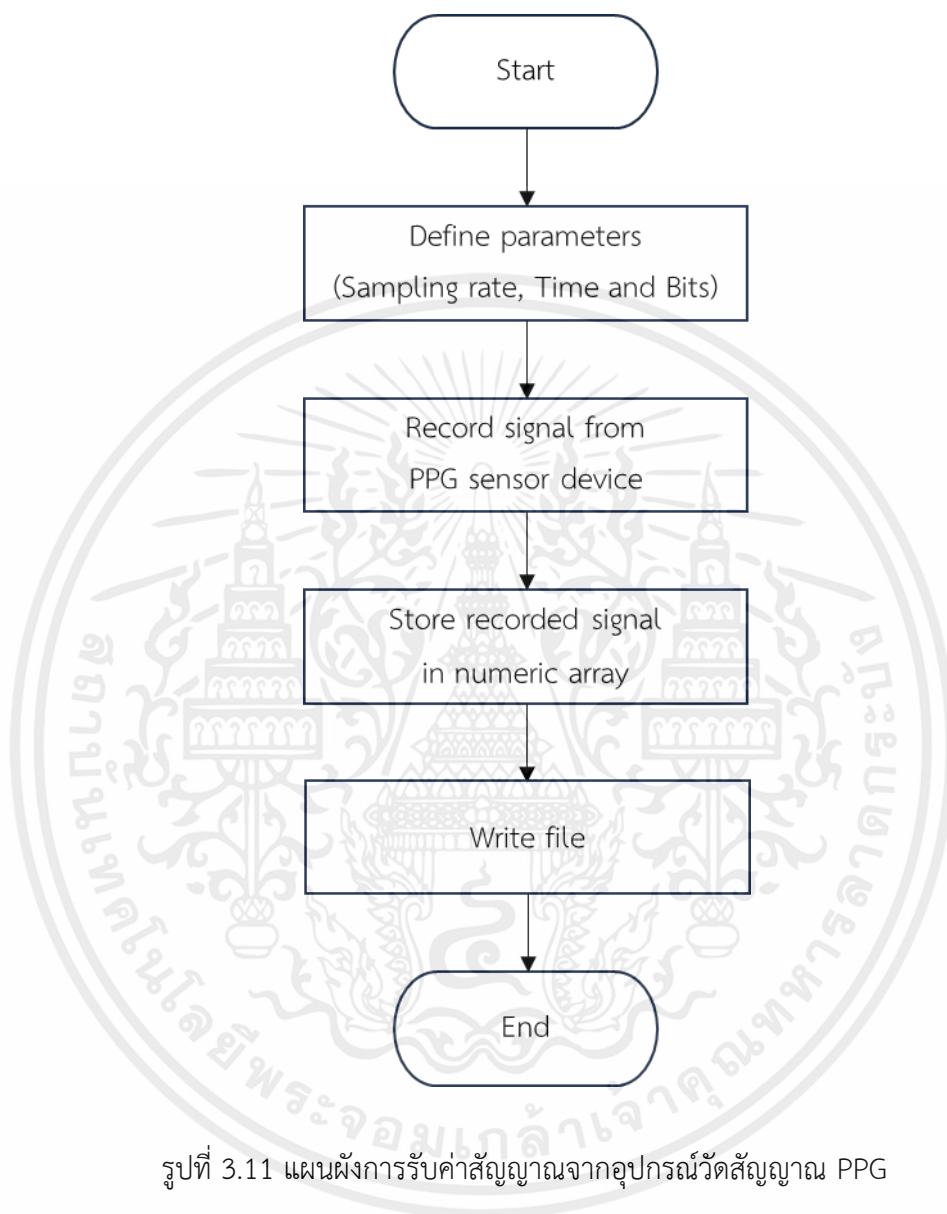
$$y(n) = 710.6115x(n) + 1.9779y(n-1) - 0.9781y(n-2) \quad (3.4)$$

3.1.5 การออกแบบลายวงจรของอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ

ทำการออกแบบลายวงจรของอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ทำการออกแบบบนแผ่น PCB ซึ่งประกอบด้วย วงจรขับสัญญาณกระแส, PPG sensors และวงจรขยายทรานซิสเตอร์ และส่วนประมวลผลสัญญาณ PPG ได้แก่ ไมโครคอนโทรลเลอร์ (ESP32) โดยทำการออกแบบลายวงจรด้วยโปรแกรม Proteus ลายวงจรที่ทำการออกแบบแสดงดังรูปที่ 3.14 ซึ่งมีขนาด 5 นิ้ว x 3.5 นิ้ว จากนั้นทำการจัดทำอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ลงบนแผ่น PCB แสดงดังรูปที่ 3.15

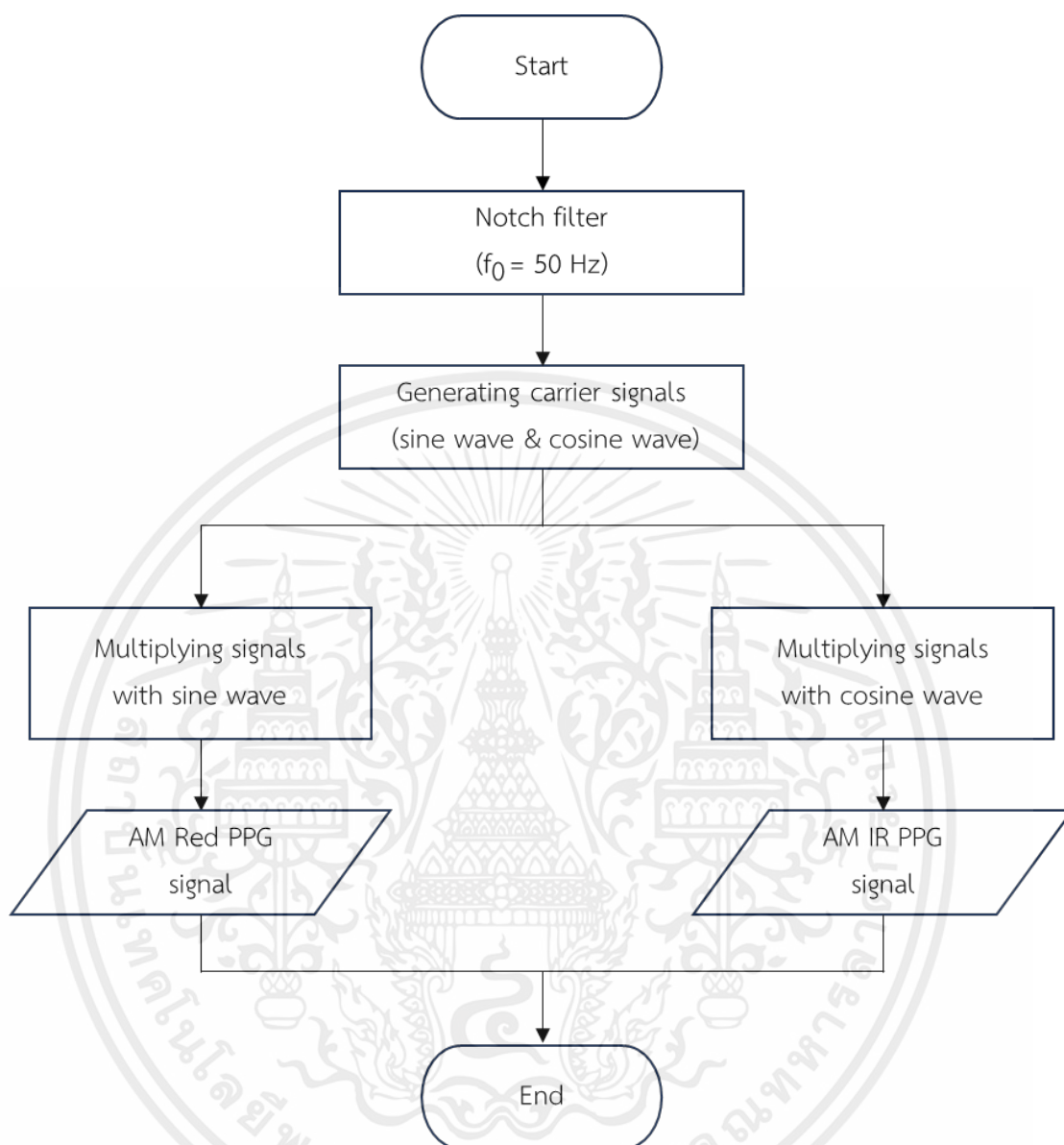


รูปที่ 3.10 แผนผังการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



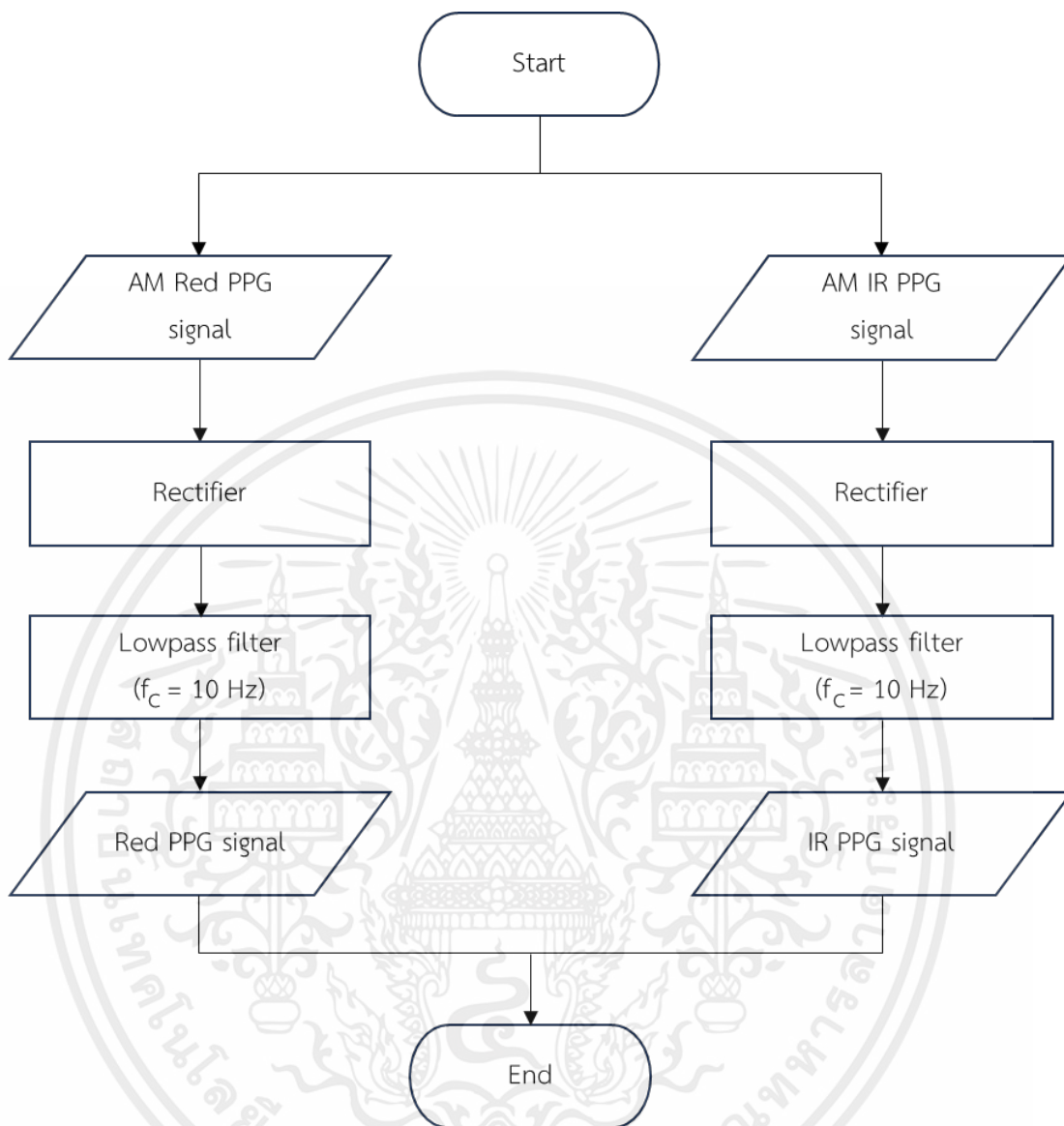
รูปที่ 3.11 แผนผังการรับค่าสัญญาณจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



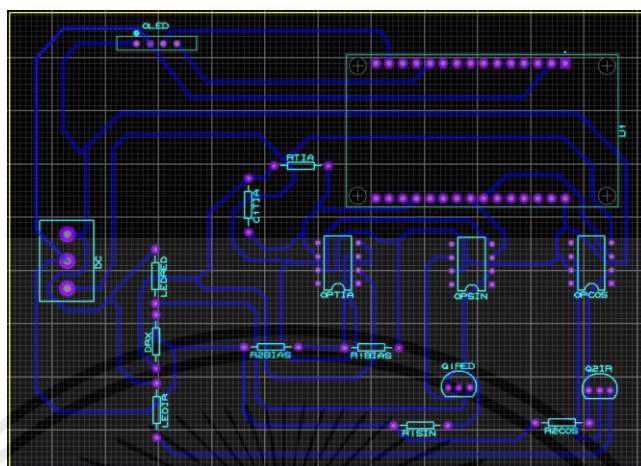
รูปที่ 3.12 แผนผังการดีมัลติเพล็กซ์สัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

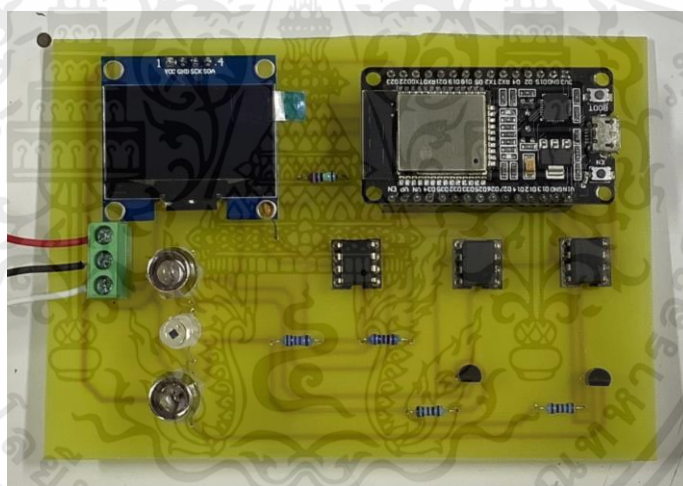


รูปที่ 3.13 แผนผังการตีมอดูเลตสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 ลายวงจรของอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ

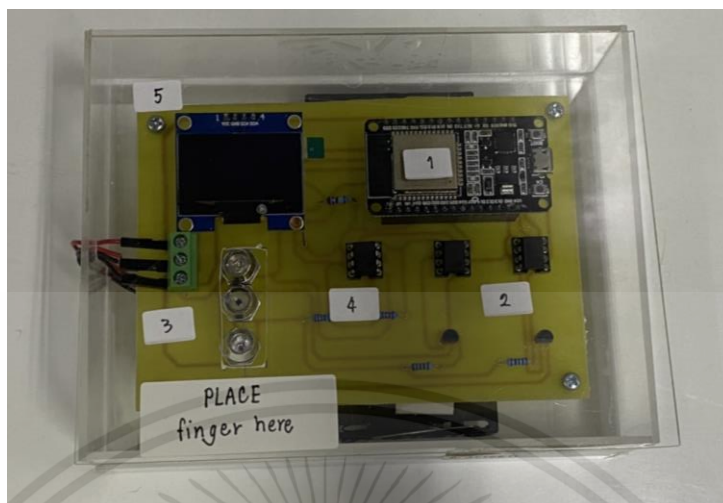


รูปที่ 3.15 แผ่น PCB ของอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ

3.1.6 ออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ

ผู้จัดทำทำการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอแสดงดังรูปที่ 3.16 โดยตัวอุปกรณ์ใช้ไฟเลี้ยงจากแบตเตอรี่แบบก้อนขนาด AAA จำนวน 8 ก้อน ก้อนละ 1.5 V เพื่อจ่ายไฟ 6 V และ -6 V ให้กับตัวอุปกรณ์ต้นแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับอุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

ในปฏิญานิพนธ์นี้ มีอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง ดังนี้

3.2.1 LED

LED (Light Emitting Diode) หรือไดโอดเปล่งแสง แสดงดังรูปที่ 3.17 เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถแปลงไฟฟ้าเป็นแสง มีลักษณะเป็นอุปกรณ์หลอดสัญญาณที่สามารถส่งสัญญาณแสงเมื่อไฟฟ้าไหลผ่าน โดยในปฏิญานิพนธ์นี้ใช้ LED ที่เปล่งแสงสีแดง (Red LED) และ LED ที่เปล่งแสงในช่วงคลื่นอินฟราเรด (IR LED) ซึ่งเป็นแสงที่มนุษย์ไม่สามารถมองเห็นได้

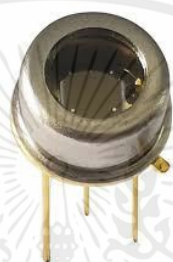


รูปที่ 3.17 LED

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 Photodetector Diode

Photodetector Diode หรือ Photodiode แสดงดังรูปที่ 3.18 เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ถูกออกแบบมาเพื่อตรวจจับแสงหรือแสงอินฟราเรด และแปลงพลังงานแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งหมายความว่าเมื่อถูกแสงเข้ามาบนพื้นผิวของ Photodiode จะสร้างกระแสไฟฟ้าตามความเข้มของแสงนั้นๆ ที่ถูกส่องเข้ามา ซึ่งจะสามารถใช้เพื่อวัดระดับแสง, ตรวจจับวัตถุ, หรือรับสัญญาณอินฟราเรด โดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงในกระแสไฟฟ้าที่ Photodiode สร้างขึ้น



รูปที่ 3.18 Photodetector Diode

3.2.3 ตัวต้านทาน

ตัวต้านทาน (Resistor) เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าชนิดหนึ่งที่มีคุณสมบัติในการต้านการไหลผ่านของกระแสไฟฟ้า เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าชนิดสองขั้ว ที่สร้างความต่างศักย์ทางไฟฟ้าคร่อมขั้วทั้งสอง โดยมีสัดส่วนมากน้อยตามกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่าน ค่าความต้านทานมีหน่วยเป็นโอห์ม (สัญลักษณ์ : Ω) ชนิดของตัวต้านทานแบ่งตามการใช้งานได้เป็น ตัวต้านทานแบบค่าคงที่ ตัวต้านทานแบบปรับค่าได้และตัวต้านทานแบบเปลี่ยนค่าได้ โดยในปริญญานิพนธ์นี้ใช้ตัวต้านทานแบบค่าคงที่ ดังรูปที่ 3.19 โดยในวงจรใช้ตัวต้านทานขนาด 100, 1k, 1.2k, 3.8k, 10k, 77k, 79k และ 2.2M โอห์ม



รูปที่ 3.19 ตัวต้านทานแบบค่าคงที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.4 ตัวเก็บประจุ

ตัวเก็บประจุ (Capacitor) เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดหนึ่งที่ทำหน้าที่เก็บพลังงานในสนามไฟฟ้าที่สร้างขึ้นระหว่างคู่ขนาน โดยมีค่าประจุไฟฟ้าเท่ากัน แต่มีชนิดของประจุตรงข้ามกัน ตัวเก็บประจุเป็นอุปกรณ์พื้นฐานของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ชนิดของตัวเก็บประจุแบ่งได้เป็น ตัวเก็บประจุแบบค่าคงที่ ตัวเก็บประจุแบบปรับค่าได้ และตัวเก็บประจุแบบเลือกค่าได้ โดยในปริญญานิพนธ์นี้ใช้ตัวเก็บประจุแบบค่าคงที่ ดังรูปที่ 3.20 โดยในวงจรใช้ตัวเก็บประจุขนาด $0.001 \mu\text{F}$ และ 10F



รูปที่ 3.20 ตัวเก็บประจุแบบค่าคงที่

3.2.5 ทรานซิสเตอร์

ทรานซิสเตอร์ (Transistor) เป็นอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์สร้างจากสารกึ่งตัวนำที่ถูกพัฒนาขึ้นมาใช้งานแทนหลอดสุญญากาศซึ่งมีค่าสูญเสียต่ำ และประสิทธิภาพสูงกว่า ทรานซิสเตอร์นำมาประยุกต์ใช้งานได้หลายอย่าง เช่น ใช้ขยายสัญญาณ (Amplifier) ทำหน้าที่เป็นสวิตซ์ซิง (Switching) กำเนิดสัญญาณใช้รักษาแรงดันไฟฟ้าให้คงที่ หรือเปลี่ยนแปลงสัญญาณกระแสไฟฟ้า (AC) หรือสัญญาณแรงดันไฟฟ้า (Voltage) เป็นต้น โดยในปริญญานิพนธ์นี้ใช้ทรานซิสเตอร์ 2N3904 สำหรับวงจรขับสัญญาณกระแส แสดงดังรูปที่ 3.21



รูปที่ 3.21 ทรานซิสเตอร์ 2N3904

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.6 ไอซี

ไอซี (IC) ย่อมาจาก Integrated Circuit หรือเรียกว่า แผงวงจรรวม เป็นอุปกรณ์ที่นำเอาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดต่างๆ ได้แก่ ตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ ไดโอด ทรานซิสเตอร์ ส่วนประกอบต่างๆ ของวงจรมารวมกันโดยการย่อส่วนอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ดังกล่าวให้มีขนาดเล็กลง แต่ยังมีคุณสมบัติและการทำงานเหมือนเดิม โดยในโครงการนี้ใช้ไอซี LM358 ในวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ และวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส แสดงดังรูปที่ 3.22 ส่วนในวงจรขับสัญญาณแบบกระแส และวงจรขยายทรานซิมพีแดนซ์ ใช้ไอซี OP07CP แสดงดังรูปที่ 3.23



รูปที่ 3.22 IC LM351

รูปที่ 3.23 IC OP07CP

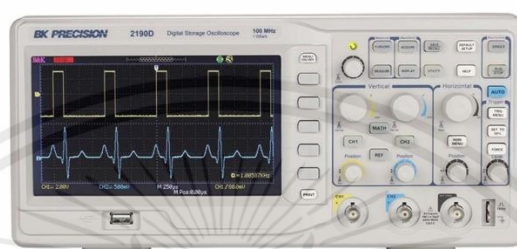
3.2.7 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ในปริญญานิพนธ์นี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 แสดงดังรูปที่ 2.17 สามารถรับสัญญาณได้ในช่วง 0 – 3.3 V และรองรับการเชื่อมต่อ Wi-Fi ทำให้เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์แบบไร้สายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.8 Oscilloscope

ออสซิลโลสโคป (Oscilloscope) คือ เครื่องที่ใช้วัดสัญญาณไฟฟ้า คลื่นไฟฟ้า วัดค่าแรงดันของไฟฟ้า การใช้วัดความถี่ วัดเฟสของสัญญาณ และใช้สำหรับการวัดคาบเวลา ซึ่งออสซิลโลสโคปจะแสดงผลออกมาเป็นกราฟ แสดงดังรูปที่ 3.24



รูปที่ 3.24 ออสซิลโลสโคป

3.2.9 Power Supply

แหล่งจ่ายไฟ (Power Supply) เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ให้พลังงานไฟฟ้าที่จ่ายให้โหลดไฟฟ้า หน้าที่หลักของแหล่งจ่ายไฟคือการแปลงรูปแบบหนึ่งของพลังงานไฟฟ้าเป็นอีกรูปแบบหนึ่งให้กับอุปกรณ์ไฟฟ้า แสดงดังรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.25 Power Supply

3.2.10 อุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด

อุปกรณ์วัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด เป็นอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อวัดระดับออกซิเจนในเลือดโดยวิเคราะห์การส่งผ่านแสงและการสะท้อนแสงจากการดูดกลืนแสงที่ต่างกันของเฮโมโกลบิน โดยเฮโมโกลบินที่จับออกซิเจนจะมีสีแดงเข้ม ทำให้ดูดกลืนแสงสีแดงได้น้อย และจะดูดกลืนแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อินฟราเรดได้ดี ต่างจากเฮโมโกลบินที่ไม่มีออกซิเจน เครื่องวัดออกซิเจนในเลือดอาศัยการวัดการดูดกลืนแสงที่ทั้งสองความยาวคลื่น เพื่อใช้คำนวณเป็นค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้ เป็นเครื่องมือที่มีประโยชน์ในการตรวจสอบสุขภาพและการรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับการส่งออกซิเจนในเลือด เช่น ผู้ป่วยโรคปอด, หัวใจ รวมถึงผู้ป่วยที่ติดเชื้อ COVID19 ในปฏิญญาพนธ์นี้ผู้จัดทำใช้อุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด แสดงดังรูปที่ 3.26 เป็นอุปกรณ์ในการเปรียบเทียบค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดกับค่าที่วัดได้ด้วยวิธีการที่น่าเสนอ



รูปที่ 3.26 อุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

3.2.11 โปรแกรม MATLAB

MATLAB เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงที่ใช้สำหรับคำนวณเชิงตัวเลขเป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงแสดงผลกราฟฟิก และเขียนแอปพลิเคชัน ทำให้ผู้ใช้งานสามารถคำนวณผลลัพธ์ พัฒนาอัลกอริทึม สร้างแบบจำลอง และแอปพลิเคชันได้ง่ายและรวดเร็ว ภายในตัว MATLAB ประกอบด้วยภาษาคอมพิวเตอร์ Toolbox กลุ่มฟังก์ชันสำเร็จรูปในแต่ละสาขาวิชาและฟังก์ชันพื้นฐานจำนวนมาก สามารถทำการวิเคราะห์ทำได้หลากหลายวิธี โดยในปฏิญญาพนธ์นี้ใช้ MATLAB ในการประมวลผลสัญญาณ PPG และคำนวณค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

3.2.12 การ์ดเสียง

การ์ดเสียง หรือ Soundcard แสดงดังรูปที่ 3.27 คืออุปกรณ์ภายในหรือภายนอกที่ใช้ในคอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เพื่อจัดการและประมวลผลสัญญาณเสียง ทำให้คอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์สามารถเล่นเสียงออกมาหรือรับเสียงเข้าได้ การ์ดเสียงมักมีความสำคัญในการเล่นคอมพิวเตอร์, ฟังเพลง, ดูหนัง, และการทำงานที่เกี่ยวข้องกับเสียง เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยแปลงสัญญาณเสียงอนาล็อกจากไมโครโฟนหรืออุปกรณ์เสียงอื่นๆ ให้เป็นสัญญาณดิจิทัลที่คอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถเข้าใจและประมวลผลได้ การ์ดเสียงมักมีความสามารถในการปรับแต่งคุณภาพเสียงอาจมีหน้าที่เป็นแผ่นเสียงหรืออุปกรณ์แปลงสัญญาณเสียงต่างๆ ตามความต้องการของผู้ใช้ และแอปพลิเคชันที่ใช้งาน



รูปที่ 3.27 การ์ดเสียง

3.2.13 อุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG รุ่น ProSim SPOT Light SpO2 Pulse Oximeter Tester ของ Fluke

อุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG รุ่น ProSim SPOT Light SpO2 Pulse Oximeter Tester แสดงดังรูปที่ 3.28 เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบและตรวจสอบความถูกต้องของเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจ ช่วยในการแก้ไขปัญหาหรือปรับปรุงคุณภาพของอุปกรณ์วัดในกรณีที่พบข้อผิดพลาดหรือความไม่แม่นยำในการวัด โดยอุปกรณ์สามารถสร้างสัญญาณ PPG ที่มีค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดในช่วง 70%-100% ในปริภูมิงานนี้ ผู้จัดทำใช้อุปกรณ์ดังกล่าวเพื่อสร้างตัวอย่างสัญญาณ PPG ที่ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในระดับต่างๆ เพื่อหาค่า R ratio สำหรับอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ



รูปที่ 3.28 อุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG

รุ่น ProSim SPOT Light SpO2 Pulse Oximeter Tester ของ Fluke

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

3.3.1 ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG

3.3.1.1 ทดสอบวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ที่ทำการ
ออกแบบ

3.3.1.2 ทดสอบการสร้างสัญญาณคลื่นพาร์ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

3.3.1.3 ทดสอบวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสที่ทำการออกแบบ

3.3.1.4 ทดสอบวงจรขับสัญญาณกระแสที่ทำการออกแบบ

3.3.1.5 ทดสอบวงจรขยายทรานซิสเตอร์ที่ทำการออกแบบ

3.3.1.6 ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ใช้สัญญาณคลื่นพาร์จาก
วงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์ และแบบใช้สัญญาณคลื่นพาร์ที่สร้างด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

3.3.2 ทดสอบการประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่าความ อิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด

3.3.2.1 ทดสอบการรับค่าสัญญาณจากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยการบันทึก
สัญญาณผ่านการด์เสียงเป็นเวลา 15 วินาที ด้วย Sampling rate 48,000 Hz และบันทึกไว้ใน
Workspace ของโปรแกรม MATLAB

3.3.2.2 ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร Notch Filter ที่ทำการสร้างขึ้น
ด้วยโปรแกรม MATLAB

3.3.2.3 ทดสอบการตีมีลติเพล็กซ์สัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG

3.3.2.4 ทดสอบการตีมีอดูเลตสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG

3.3.3 ทดสอบเพื่อหาสมการความสัมพันธ์ระหว่าง R ratio กับค่าความอิมพัลส์ของ ออกซิเจนในเลือดของวิธีการที่นำเสนอ

3.3.3.1 บันทึกสัญญาณ PPG ที่ได้จากการใช้อุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke
ที่มีค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดในช่วง 70%-100%

3.3.3.2 นำสัญญาณ PPG ดังกล่าวไปทำการประมวลผลตามหลักการที่นำเสนอ โดย
ใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่า R ratio ที่สัมพันธ์กับค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดที่ค่าต่างๆ
แล้วหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าทั้งสอง

3.3.4 ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG บนแผ่น PCB

3.3.4.1 ทดสอบการทำงานของหลอด LEDs

3.3.4.2 ทดสอบการสร้างสัญญาณคลื่นพาร์ที่ไซน์และโคไซน์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4.3 ทดสอบการวัดสัญญาณ PPG

3.3.4.4 ทดสอบการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

3.3.5 ทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (%SpO₂) ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe และชนิด Reflective เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่มีตามท้องตลาด

เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ได้จากอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe และชนิด Reflective กับค่า %SpO₂ ที่ได้จากอุปกรณ์วัดที่มีตามท้องตลาด ในกรณีต่างๆดังนี้

3.3.5.1 สัญญาณ PPG ถูกวัดในสภาพแสงปกติและไม่มีการเคลื่อนไหวของร่างกาย

3.3.5.2 สัญญาณ PPG ถูกวัดในสภาพแสงที่แตกต่างกันและไม่มีการเคลื่อนไหวของร่างกาย

3.3.5.3 สัญญาณ PPG ถูกวัดในสภาพแสงปกติและมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย

บทที่ 4

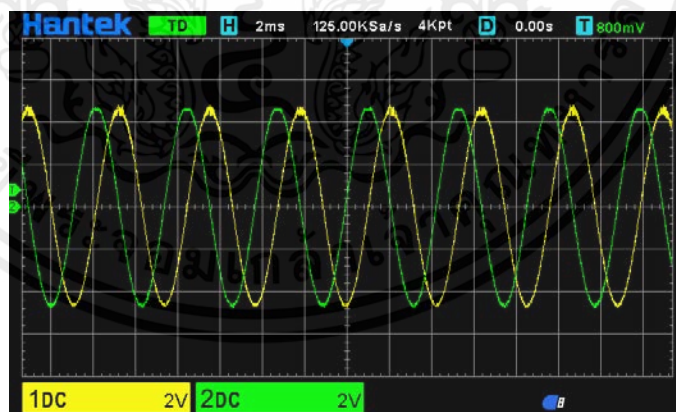
ผลการทดลอง

ผู้จัดทำได้ทำการเก็บผลการทำงานของระบบ โดยแบ่งการทดลองและจัดเก็บผลการทดลองเป็นส่วนๆ ดังต่อไปนี้

4.1 การทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดค่าความถี่ของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอ

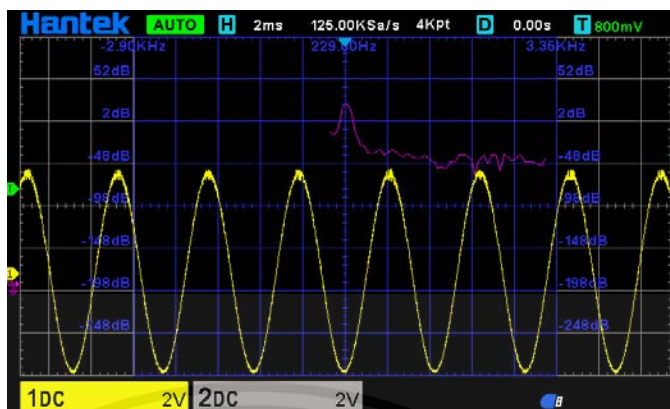
4.1.1 ทดสอบวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์

ผู้จัดทำได้ทำการทดสอบต่อวงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ที่ได้ออกแบบบนบอร์ดทดลองดังรูปที่ 3.3 โดยกำหนดให้ $+V_{cc} = 6V$ และ $-V_{cc} = -6V$ วัดสัญญาณเอาต์พุตไซน์และโคไซน์ ด้วยออสซิลโลสโคปแสดงดังรูปที่ 4.1 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเอาต์พุตไซน์ (สีเหลือง) และสัญญาณเอาต์พุตโคไซน์ (สีเขียว) มีขนาด $9.44V_{pp}$ มีความถี่ 230 Hz ดังสเปกตรัมของสัญญาณแสดงในรูปที่ 4.2 และรูปที่ 4.3 ซึ่งจะเห็นว่าความถี่ที่ได้มีความใกล้เคียงค่าคำนวณ ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนของความต้านทานแต่ละตัวที่ใช้ในวงจรมีผลกับค่าความถี่ดังกล่าวของวงจร

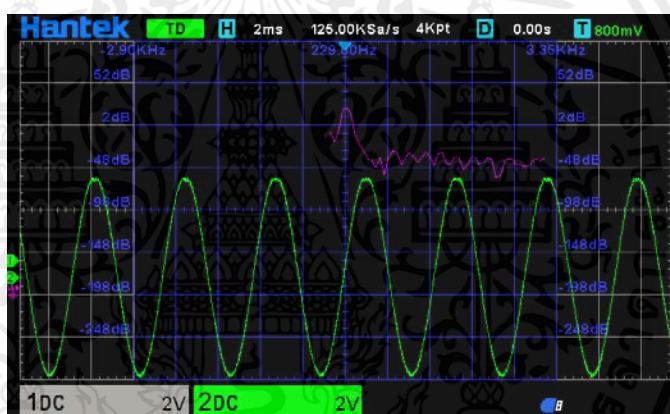


รูปที่ 4.1 สัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์
สัญญาณไซน์ (สีเหลือง) และสัญญาณโคไซน์ (สีเขียว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 สเปกตรัมของสัญญาณเอาต์พุต
ของวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์สัญญาณไซน์

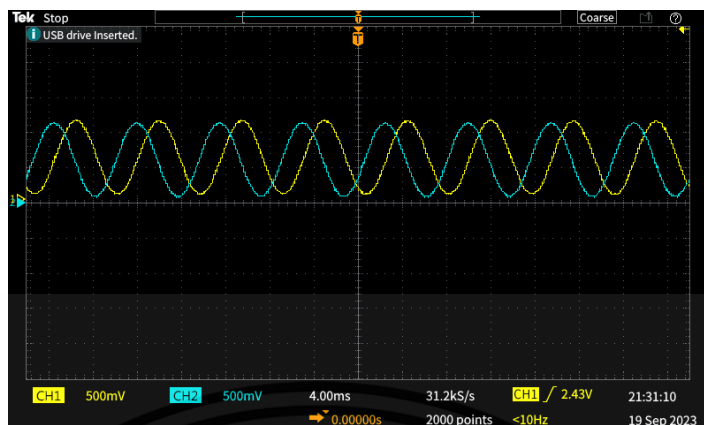


รูปที่ 4.3 สเปกตรัมของสัญญาณเอาต์พุต
ของวงจรกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์สัญญาณโคไซน์

4.1.2 ทดสอบการสร้างสัญญาณคลื่นพาร์ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ทดสอบการสร้างสัญญาณคลื่นพาร์ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์โดยทำการกำหนดค่าตั้ง
ขั้นตอนการออกแบบในหัวข้อ 3.1.2.1 (b) แล้วทำการวัดสัญญาณจากขาเอาต์พุต A/D จะได้สัญญาณ
แสดงดังรูปที่ 4.4 และสเปกตรัมของสัญญาณแสดงดังรูปที่ 4.5 โดยความถี่คลื่นพาร์ที่ออกแบบไว้คือ
133 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 สัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่สร้างโดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32
สัญญาณไซน์ (สีเหลือง) และสัญญาณโคไซน์ (สีฟ้า)

4.1.3 ทดสอบวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส

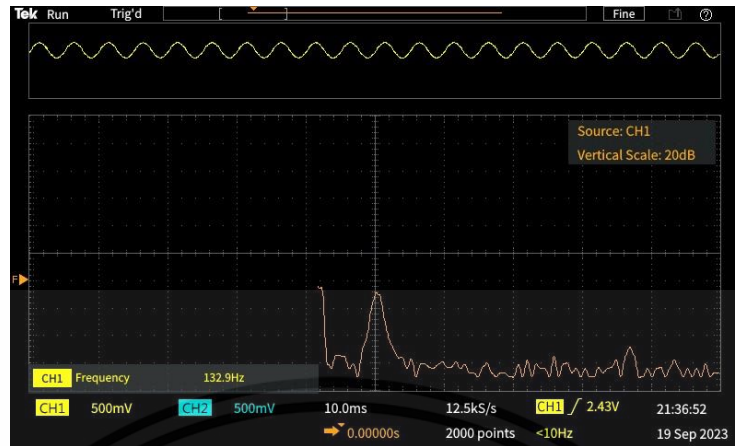
ผู้จัดทำได้ต่อวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสที่ได้ออกแบบ ดังรูปที่ 3.4 แล้วทำการทดสอบวงจรโดยทำการป้อนสัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณอินพุตจากเอาต์พุตของวงจรถูกกำเนิดสัญญาณรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ โดยสัญญาณเอาต์พุตของวงจรถูกส่วน Voltage Divider แสดงดังรูปที่ 4.6 จะเห็นได้ว่า สัญญาณที่ได้มีการลดทอนลง 0.10 เท่า ซึ่งมีค่าใกล้เคียงตามที่ออกแบบไว้ และสัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส แสดงดังรูปที่ 4.7 จะเห็นว่าผลของสัญญาณที่ได้เป็นตามที่ต้องการ

4.1.4 ทดสอบการทำงานของวงจรขับสัญญาณกระแส

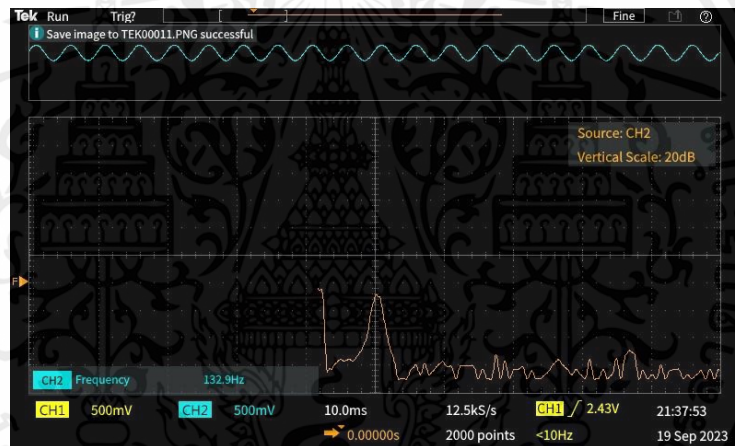
ผู้จัดทำได้ต่อวงจรขับสัญญาณกระแสดังรูปที่ 3.8 แล้วทำการทดสอบวงจรโดยทำการป้อนสัญญาณอินพุตซึ่งเป็นสัญญาณเอาต์พุตของขยายแบบไม่กลับเฟสให้กับวงจร ซึ่งพบว่า Red LED และ IR LED มีการส่องสว่าง แสดงดังรูปที่ 4.8 ดังนั้นวงจรขับสัญญาณที่ออกแบบสามารถทำงานได้ตามวัตถุประสงค์

4.1.5 ทดสอบวงจรขยายทรานซิมพีแดนซ์

ผู้จัดทำได้ต่อวงจรขยายทรานซิมพีแดนซ์ดังรูปที่ 3.9 แล้วทำการทดสอบวงจรโดยทำการวางนิ้วบนเซนเซอร์ จากนั้นวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจร ผลการทดลองวงจรขยายทรานซิมพีแดนซ์ที่ออกแบบ แสดงดังรูปที่ 4.9



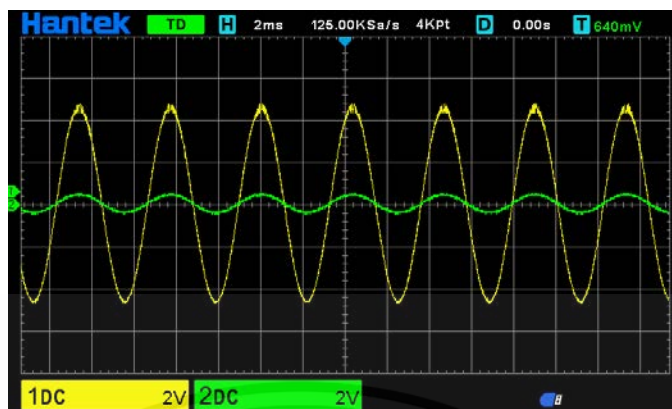
(a) กรณีสัญญาณไซน์



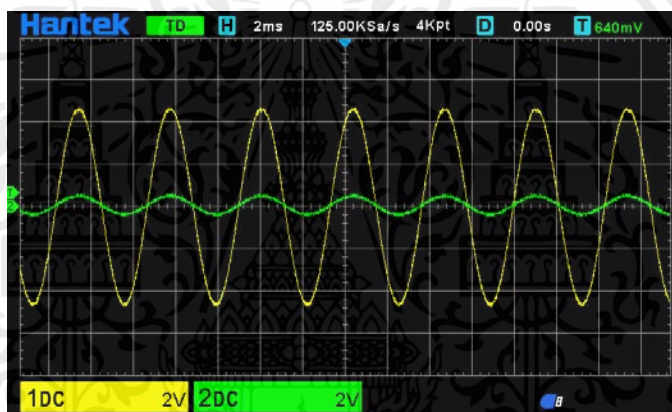
(b) กรณีสัญญาณโคไซน์

รูปที่ 4.5 สเปกตรัมของสัญญาณคลื่นรูปไซน์ที่สร้างโดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



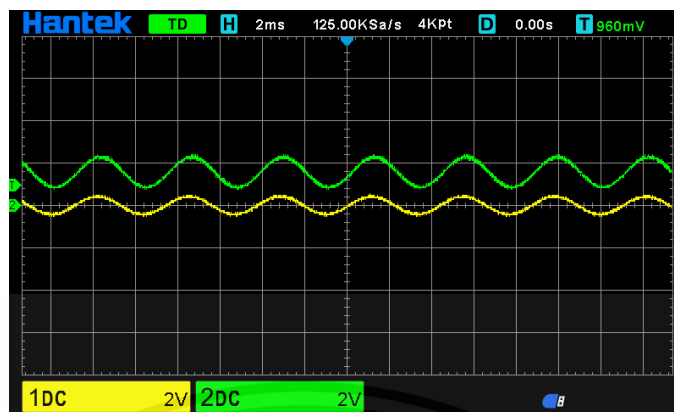
(a) กรณีสัญญาณไซน์



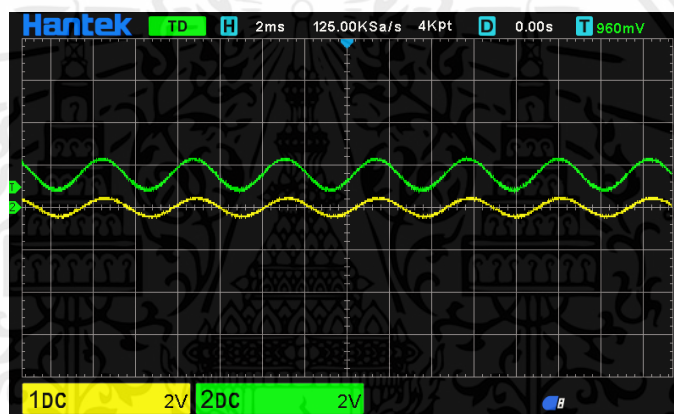
(b) กรณีสัญญาณโคไซน์

รูปที่ 4.6 ผลการทดลองของวงจรส่วน Voltage Divider
สัญญาณอินพุต (สีเหลือง) และสัญญาณเอาต์พุต (สีเขียว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) กรณีสัญญาณไซน์



(b) กรณีสัญญาณโคไซน์

รูปที่ 4.7 ผลการทดลองของวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส
สัญญาณอินพุต (สีเหลือง) และสัญญาณเอาต์พุต (สีเขียว)

4.1.6 ทดสอบการวัดสัญญาณ PPG ของอุปกรณ์

ในการวัดสัญญาณ PPG นั้นจะใช้การทำงานของวงจรถูกกำหนดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์, วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส, วงจรขับสัญญาณกระแส และวงจรถ่ายทอดทรานซิมิตแดนซ์ ซึ่งผู้จัดทำได้ทำการทดสอบ 2 รูปแบบ ดังนี้

4.1.6.1 แบบใช้สัญญาณคลื่นพาทจากวงจรถูกกำหนดสัญญาณคลื่นรูปไซน์

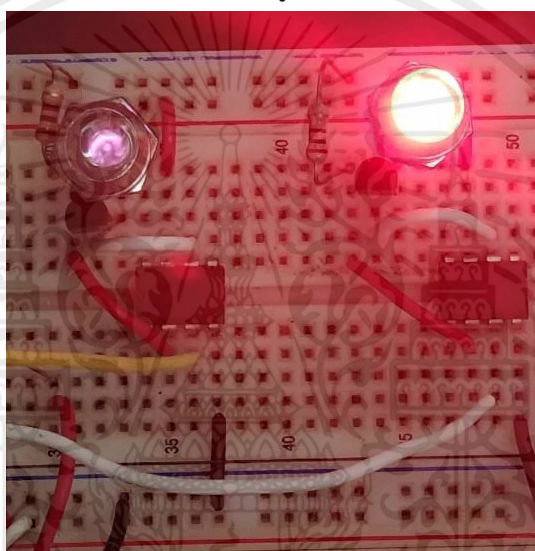
ทำการทดสอบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้สัญญาณคลื่นพาทที่ไซน์และโคไซน์ที่สร้างขึ้นจากวงจรถูกกำหนดสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์ ซึ่งสัญญาณดังกล่าวผ่านการจัดระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

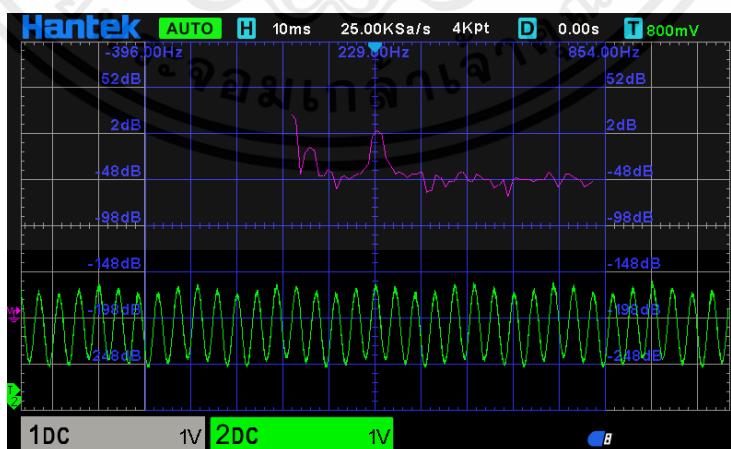
สัญญาณให้เหมาะสมด้วยวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส เพื่อนำไปขับ Red Led และ IR Red เมื่อวัดสัญญาณเอาต์พุตจากวงจรขยายทรานซิสเตอร์แอมป์แดนซ์จะได้สัญญาณ แสดงดังรูปที่ 4.10

4.1.6.2 แบบใช้สัญญาณคลื่นพาทึ่สร้างด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ทำการทดสอบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้สัญญาณคลื่นพาทึ่สร้างและจัดระดับสัญญาณด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์แทนวงจรถักกำเนิดสัญญาณคลื่นรูปไซน์และวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส ซึ่งสัญญาณดังกล่าวจะถูกนำมาขับ Red LED และ IR LED เมื่อวัดสัญญาณเอาต์พุตจากวงจรขยายทรานซิสเตอร์แอมป์แดนซ์จะได้สัญญาณ แสดงดังรูปที่ 4.11



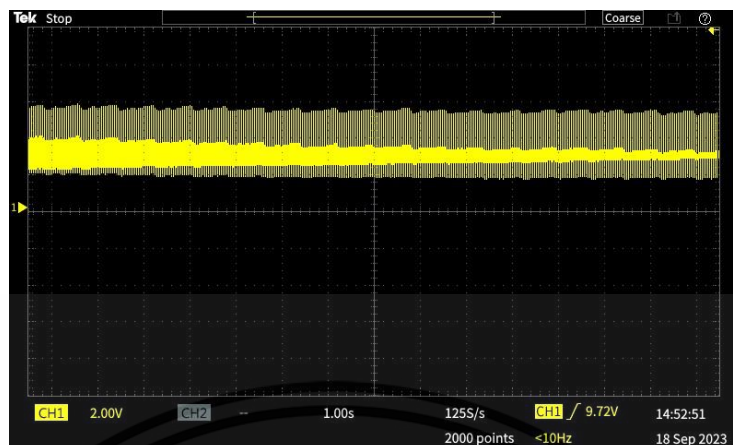
รูปที่ 4.8 ผลการทดลองวงจรขับสัญญาณ



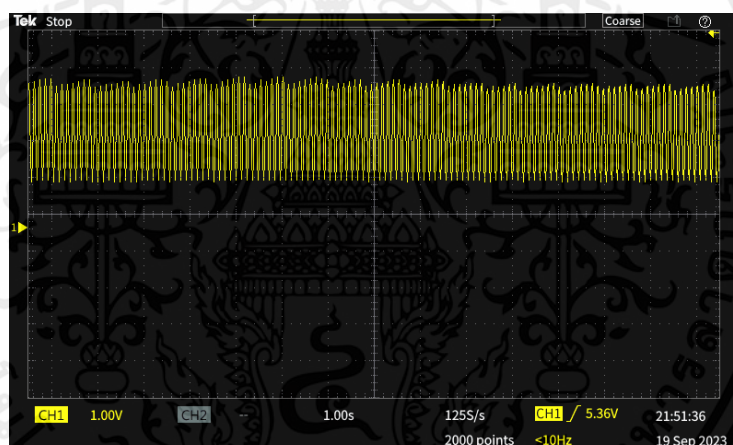
รูปที่ 4.9 ผลการทดลองวงจรขยายทรานซิสเตอร์แอมป์แดนซ์

สัญญาณเอาต์พุตและสเปกตรัมของสัญญาณเอาต์พุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 สัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้สัญญาณคลื่นพาห้จากวงจรถ่ายสัญญาณคลื่นรูปไซน์



รูปที่ 4.11 สัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG โดยใช้สัญญาณคลื่นพาห้ที่สร้างด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

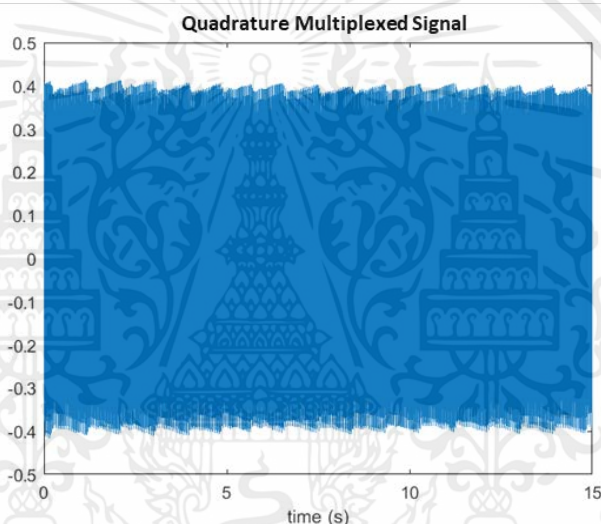
จากผลการทดสอบอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ทั้งแบบใช้สัญญาณคลื่นพาห้ที่สร้างโดยวงจรถ่ายสัญญาณคลื่นรูปไซน์แบบควอดราเจอร์และใช้สัญญาณคลื่นพาห้ที่สร้างโดยบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 จะเห็นได้ว่าสามารถสร้างสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ที่มีลิตเฟล็กซ์รวมกันได้ แต่เนื่องจากปัญหาเสถียรภาพของความถี่ของวงจรถ่ายสัญญาณคลื่นรูปไซน์ผู้จัดทำจึงเลือกใช้วิธีการสร้างสัญญาณคลื่นรูปไซน์โดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งมีความถี่คลื่นพาห้เท่ากับ 133 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การทดสอบการประมวลผลสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด

4.2.1 ทดสอบการรับค่าสัญญาณ PPG

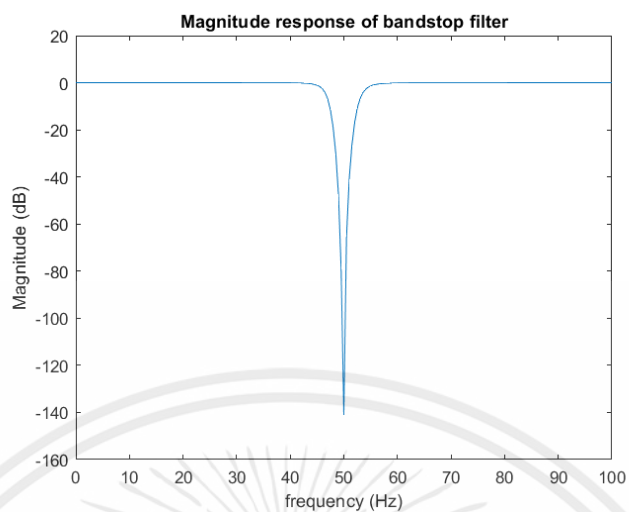
สัญญาณที่ได้มาจากอุปกรณ์จะถูกส่งผ่านด้วยการ์ดเสียงมายังคอมพิวเตอร์ซึ่งจะบันทึกไว้ใน Workspace ของโปรแกรม MATLAB โดยทำการบันทึกสัญญาณเป็นเวลา 15 วินาที ด้วยค่า Sampling rate 48,000 Hz สัญญาณแสดงดังรูปที่ 4.12 ซึ่งสัญญาณดังกล่าวนี้เป็นสัญญาณที่มัลติเพล็กซ์แบบควอดราเจอร์โดยมีสัญญาณ Red AM PPG และสัญญาณ IR AM PPG รวมอยู่ด้วยกัน



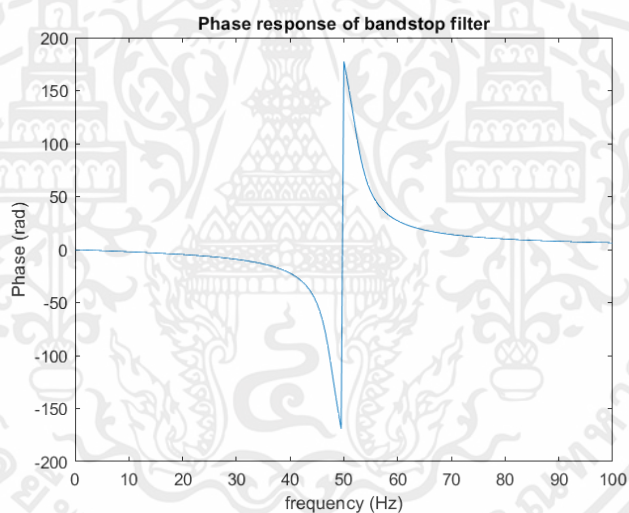
รูปที่ 4.12 สัญญาณที่ได้จากวงจรรวมของอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่ออกแบบ

4.2.2 ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร Notch Filter

ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร Notch Filter ที่ทำการสร้างขึ้นด้วยโปรแกรม MATLAB ผลตอบสนองทางความถี่แสดงดังรูปที่ 4.13 จะเห็นได้ว่ามีผลตอบสนองทางขนาดและเฟสที่ความถี่ 50 Hz และทำการทดสอบโดยพิจารณาจากสเปกตรัมของสัญญาณดังรูปที่ 4.14 ซึ่งเป็นสเปกตรัมของสัญญาณหลังผ่าน Notch Filter จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้มีความถี่อยู่ที่ 133 Hz ซึ่งตรงกับความถี่ของสัญญาณคลื่นพาห์ที่ใช้ในการมอดูเลต



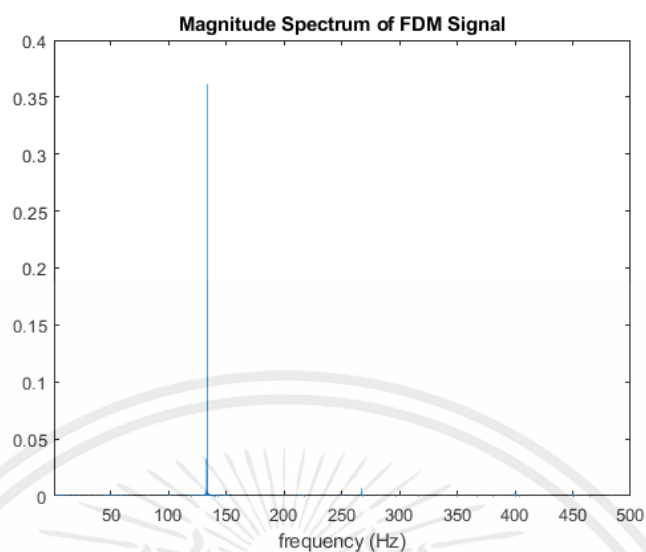
(a) ผลตอบสนองทางขนาด



(b) ผลตอบสนองทางเฟส

รูปที่ 4.13 ผลตอบสนองทางความถี่ของ Notch Filter

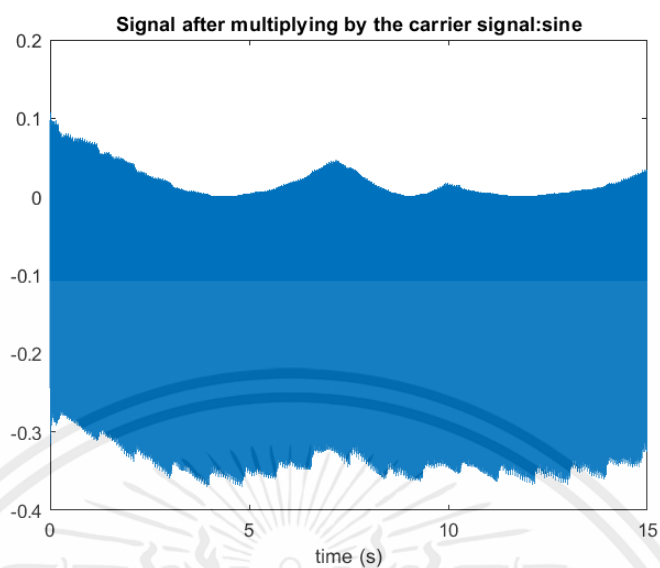
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



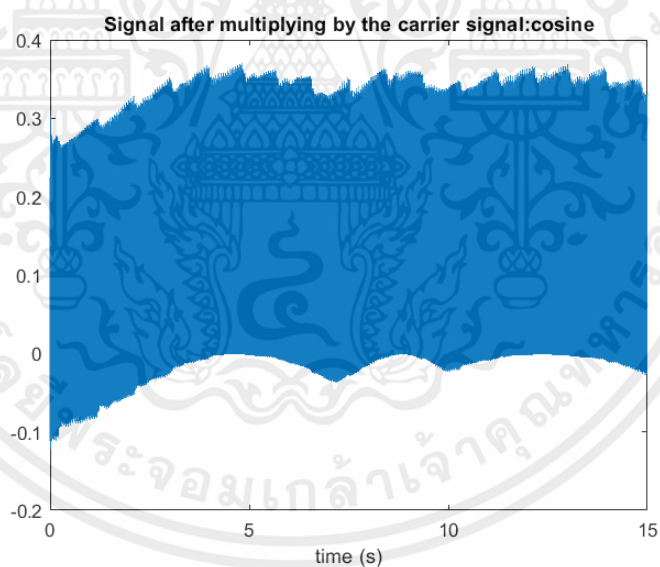
รูปที่ 4.14 สเปกตรัมของสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่ออกแบบ

4.2.3 ทดสอบการตีมิติเพลิกซ์สัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG

ทำการทดสอบการตีมิติเพลิกซ์สัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์เพื่อแยกสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ออกจากกันโดยการคูณด้วยสัญญาณคลื่นพาห์ที่ทำการสร้างขึ้น โดยเมื่อคูณด้วยสัญญาณไซน์จะได้สัญญาณ AM Red PPG และเมื่อคูณด้วยสัญญาณโคไซน์จะได้สัญญาณ AM IR PPG แสดงดังรูปที่ 4.15 เมื่อตรวจสอบสเปกตรัมของสัญญาณแสดงดังรูปที่ 4.16 พบว่าจะมีสเปกตรัม 2 ส่วน คือ ส่วนของความถี่ต่ำซึ่งเป็นข่าวสารที่ต้องการกับส่วนความถี่สูงอยู่ที่ความถี่ 266 Hz (สองเท่าของความถี่คลื่นพาห์)



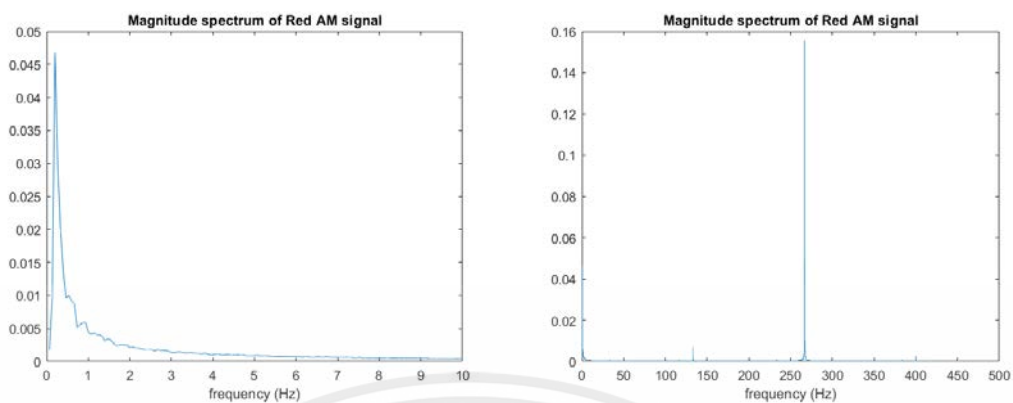
(a) AM Red PPG



(b) AM IR PPG

รูปที่ 4.15 สัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ที่ผ่านการดีมัลติเพล็กซ์

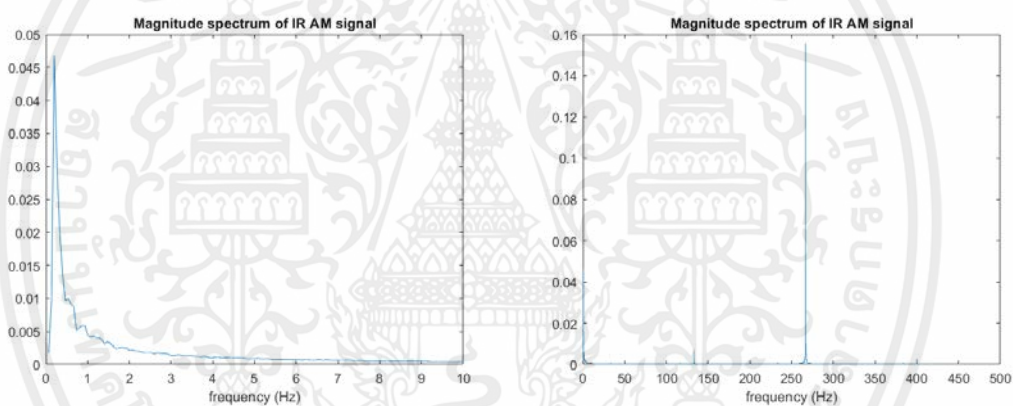
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ในช่วงความถี่ 0 - 10 Hz

ในช่วงความถี่ 0 - 500 Hz

(a) AM Red PPG



ในช่วงความถี่ 0 - 10 Hz

ในช่วงความถี่ 0 - 500 Hz

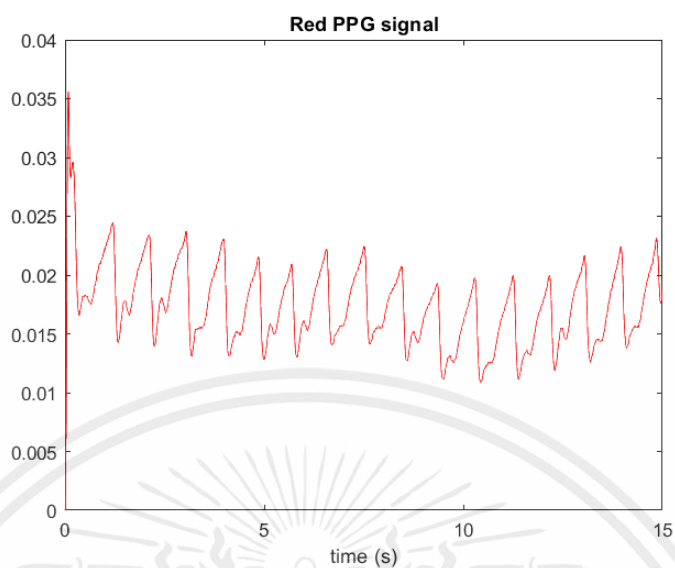
(b) AM IR PPG

รูปที่ 4.16 สเปกตรัมของสัญญาณหลังผ่านการติ่มลิตีเฟล็กซ์

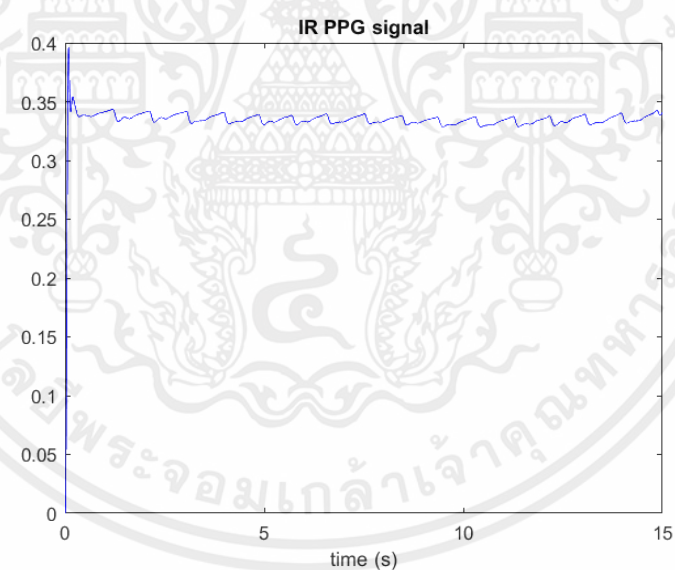
4.2.4 ทดสอบการติ่มอดูเลตสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG

ทำการทดสอบการติ่มอดูเลตสัญญาณ โดยใช้สัญญาณหลังผ่านการติ่มลิตีเฟล็กซ์แล้ว นั่นคือสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG โดยทำการติ่มอดูเลตสัญญาณด้วย Envelope Detector ซึ่งจะทำให้การติ่มอดูเลตของสัญญาณ ซึ่งก็คือสัญญาณ PPG ที่เป็นสัญญาณที่อยู่ในช่วงความถี่ต่ำ โดย Lowpass Filter จะทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 0-10 Hz ออกมา ดังนั้นจึงได้สัญญาณที่ผ่านการติ่มอดูเลตในส่วน Red และ IR PPG แสดงดังรูปที่ 4.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) Red PPG



(b) IR PPG

รูปที่ 4.17 สัญญาณ Red PPG และ IR PPG ที่ผ่านการตีมอดูเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การทดสอบเพื่อหาสมการความสัมพันธ์ระหว่าง R ratio กับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดของวิธีการที่นำเสนอ

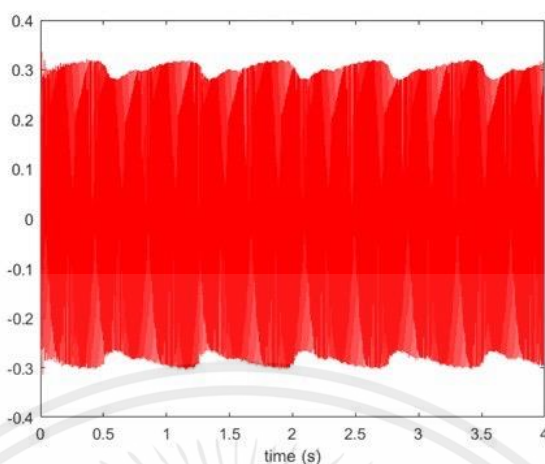
4.3.1 บันทึกสัญญาณ PPG ที่ได้จากอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke ที่มีค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดในช่วง 70%-100%

เนื่องจากการหาสมการความสัมพันธ์ระหว่าง R ratio กับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดนั้นต้องใช้สัญญาณ PPG ที่มีค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดในช่วงกว้าง ซึ่งในทางปฏิบัติค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดของคนทั่วไปอยู่ในช่วงแคบๆ คือ 95%-100% เท่านั้น ผู้จัดทำจึงนำอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke ที่สามารถสร้างสัญญาณที่มีค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดในช่วง 70%-100% มาใช้ โดยทำการบันทึกสัญญาณ PPG ที่มีค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดดังนี้ 70%, 75%, 80%, 85%, 90%, 95%, 97%, 98%, 99% และ 100% โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 4.18 กล่าวคือ Heart Rate (HA) เป็น 80 bpm, Perfusion (PA) เป็น 10%, Transmission (Trans) เป็น Med Finger, Artifact Noise (Artif) เป็น None และ Type เป็น GE/Ohmeda และเนื่องจากข้อจำกัดของรูปแบบของอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke ทำให้ไม่สามารถบันทึกสัญญาณด้วยเซนเซอร์ชนิด Reflective ได้ ผู้จัดทำจึงใช้เซนเซอร์ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe ในการบันทึกสัญญาณ PPG ของอุปกรณ์ดังกล่าวแทน นอกจากนี้สัญญาณ Red PPG และ IR PPG จะถูกบันทึกไม่พร้อมกัน เนื่องจากข้อจำกัดของอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ดังกล่าวปล่อยสัญญาณได้ 1 สัญญาณเท่านั้น ตัวอย่างของสัญญาณแสดง Red PPG และ IR PPG ที่ได้จากอุปกรณ์ดังกล่าวเมื่อผ่านการมอดูเลตโดยหลักการที่นำเสนอแสดงดังรูปที่ 4.19

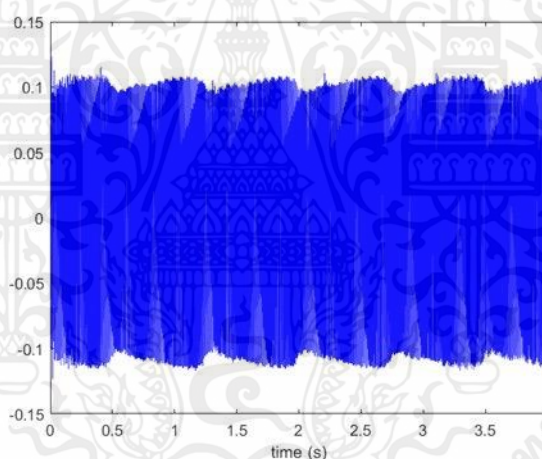


รูปที่ 4.18 การตั้งค่าอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) AM Red PPG signal



(b) AM IR PPG signal

รูปที่ 4.19 ตัวอย่างสัญญาณ AM PPG ที่ใช้สัญญาณ PPG
จากอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke

4.3.2 การหา R ratio ที่สัมพันธ์กับค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดที่ค่าต่างๆ ของวิธีการที่นำเสนอ

สัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ที่ได้จะถูกนำไปประมวลผลโดยใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่า R ratio ที่สัมพันธ์กับค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดที่ค่าต่างๆ แต่เนื่องด้วยข้อกำหนดของอุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke ทำให้สัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถูกมอดูเลตไม่พร้อมกัน ทำให้เกิดความผิดพลาดของความต่างเฟสของสัญญาณคลื่นพาห์รูปไซน์และโคไซน์ที่มอดูเลตกับสัญญาณ Red PPG และ IR PPG ซึ่งผู้จัดทำจะต้องจัดทำกระบวนการเลื่อนเฟสของสัญญาณ AM PPG เพื่อให้เฟสของสัญญาณคลื่นพาห์ในสัญญาณ AM ทั้งสองส่วนมีเฟสต่างกัน 90 องศา ตามหลักการที่นำเสนอ แล้วจึงมอดูเลตพัลส์สัญญาณ AM PPG ทั้งสองส่วนเข้าด้วยกัน ให้เสมือนว่าสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ถูกมอดูเลตพร้อมกัน จากนั้นสัญญาณจะถูกนำไปตีมัลติเพล็กซ์, ตีมอดูเลต และหาค่า R ratio แสดงดังแผนผังรูปที่ 4.20 ตัวอย่างสัญญาณมัลติเพล็กซ์ AM PPG หลังผ่านการปรับเฟส แสดงดังรูปที่ 4.21 และตัวอย่างสัญญาณ Red PPG และ IR PPG ที่ผ่านการตีมอดูเลตแสดงดังรูปที่ 4.22

จากค่า R ratio ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณ Red PPG และ IR PPG ที่ค่าความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดต่างๆ สามารถแสดงดังรูปที่ 4.23 ซึ่งสามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดกับค่า R ratio ของวิธีการที่นำเสนอที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive ได้ดังนี้

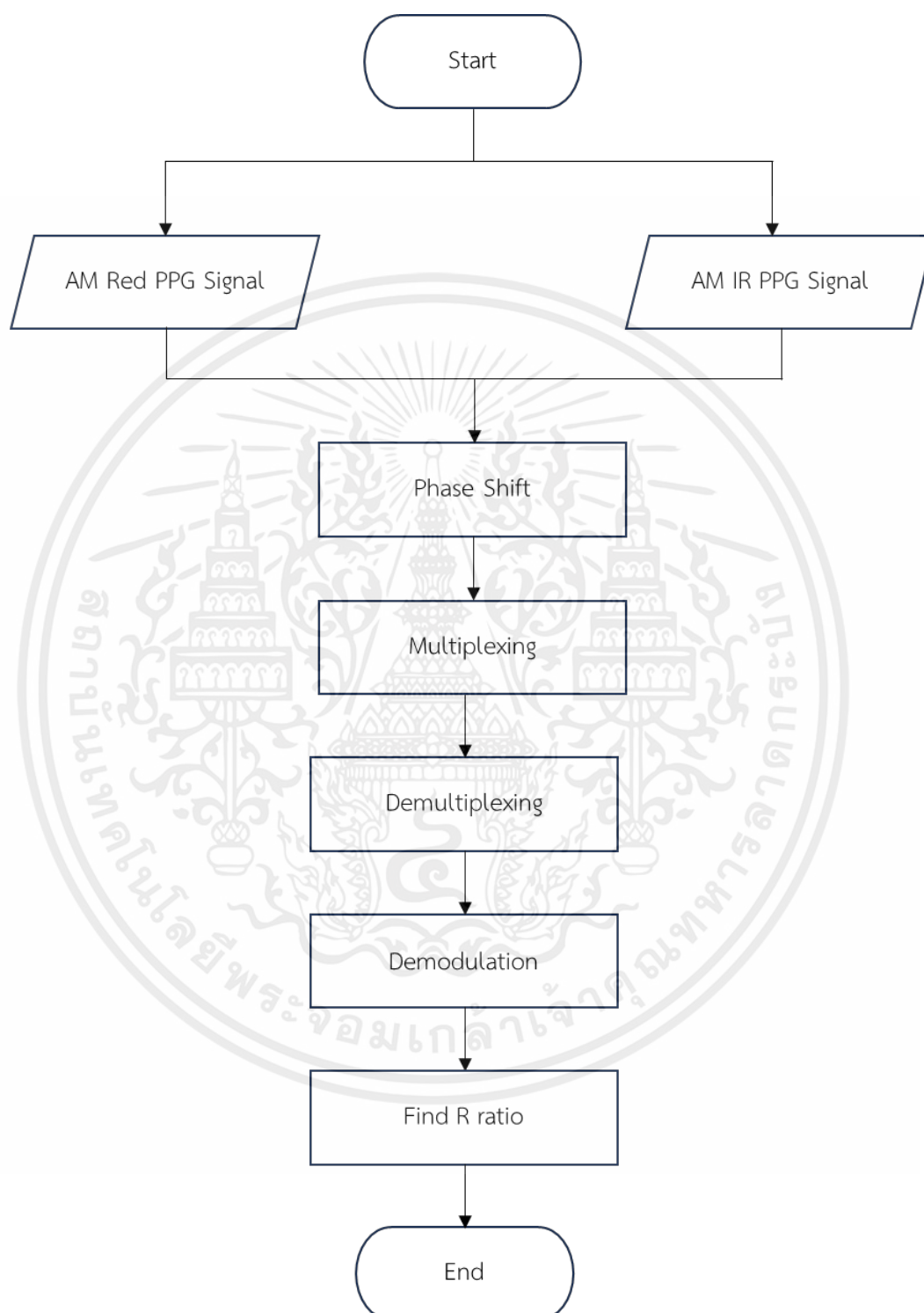
$$\text{SpO}_2 = 102.57 - 23.991R \quad (4.1)$$

จากนั้นผู้จัดทำได้นำสมการที่ (4.1) ไปใช้กับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และชนิด Reflective แล้วทำการวัดค่าความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ตามท้องตลาด โดยทำการทดสอบวัดสัญญาณกับผู้ทดลองจำนวน 10 คน คนละ 10 ครั้ง พบว่าค่าความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดที่ได้จากอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบยังมีค่าต่างจากอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีขายตามท้องตลาดค่อนข้างมาก ซึ่งพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และ Reflective เมื่อเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีขายตามท้องตลาดมีค่า 19.29% และ 8.92% ตามลำดับ ผู้จัดทำจึงทำการปรับสมการใหม่เพื่อให้ค่าความคลาดเคลื่อนของค่าความอิมพัลซ์ของออกซิเจนในเลือดที่ได้จากอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบลดลงเมื่อเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีขายตามท้องตลาด โดยทำการปรับในส่วนค่าคงที่ของสมการที่ (4.1) ซึ่งสมการที่ปรับใหม่ของอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และชนิด Reflective แสดงดังสมการที่ (4.2) และ (4.3) ตามลำดับ ซึ่งพบว่าให้ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยลดลงเป็น 2.51% และ 2.17% ตามลำดับ

$$\text{SpO}_2 = 122.57 - 23.991R \quad (4.2)$$

$$\text{SpO}_2 = 112.57 - 23.991R \quad (4.3)$$

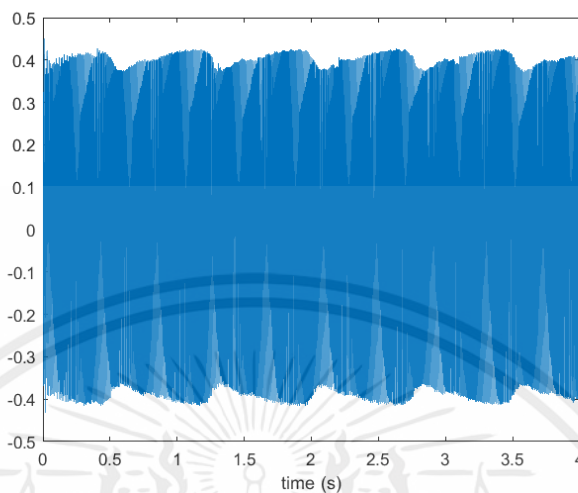
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.20 แผนผังการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่า R ratio

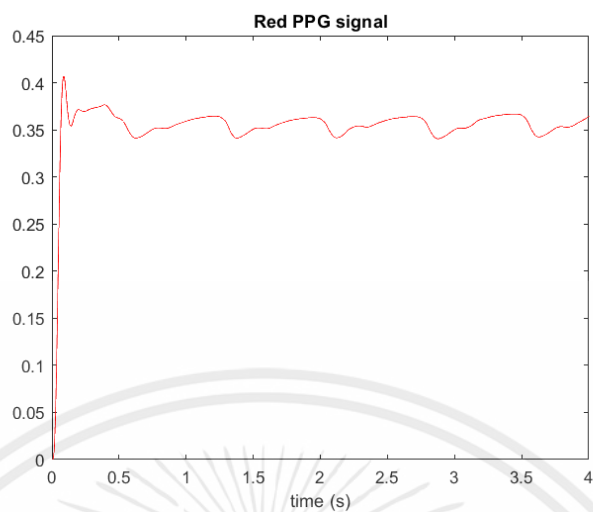
ที่สัมพันธ์กับค่าความถี่ของออกซิเจนในเลือดที่ค่าต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

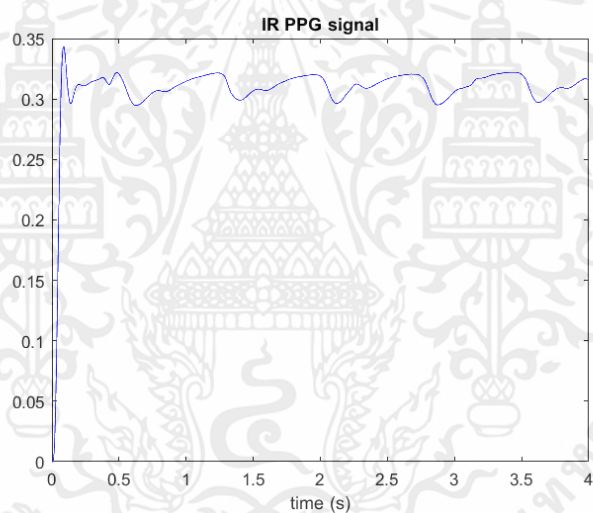


รูปที่ 4.21 ตัวอย่างสัญญาณ AM PPG ที่นำมารวมกันหลังผ่านการปรับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



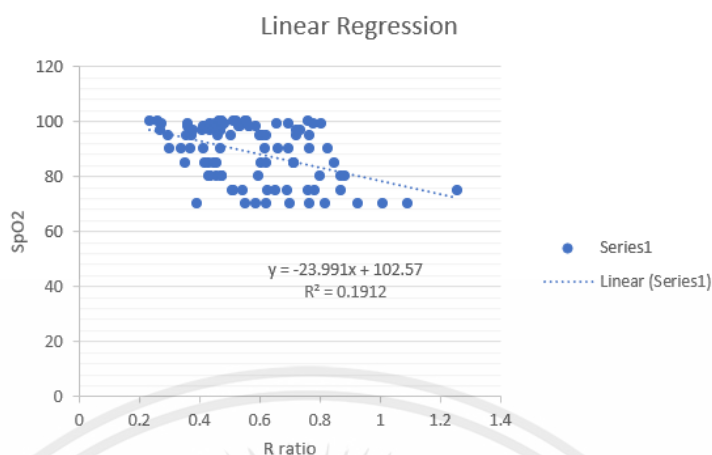
(a) Red PPG signal



(b) IR PPG signal

รูปที่ 4.22 ตัวอย่างสัญญาณ PPG ที่ได้หลังผ่านการตีมอดูเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.23 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดกับ R ratio ของวิธีการที่นำเสนอโดยใช้เซนเซอร์แบบ Transmissive

4.4 การทดสอบการทำงานของอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดต้นแบบ

ผู้จัดทำได้ทำการออกแบบลายวงจรของอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ตามหลักการที่นำเสนอ และจัดวางอุปกรณ์ต่างๆ บนแผ่น PCB จากนั้นทำการทดสอบการทำงานของวงจบบนแผ่น PCB โดยทำการจ่ายไฟเลี้ยง 6 V และ -6 V ให้วงจร 2 รูปแบบ คือ Power Supply และแบตเตอรี่แบบก้อน ขนาด 1.5 V จำนวน 8 ก้อน แล้วทำการทดสอบการทำงานเป็นส่วนใหญ่ ดังนี้

4.4.1 ทดสอบการทำงานของหลอด LEDs

จากการทดสอบพบว่าเมื่อทำการป้อนไฟเลี้ยงให้กับวงจร LEDs ติดสว่าง ดังแสดงในรูปที่ 4.24

4.4.2 ทดสอบการสร้างสัญญาณคลื่นพาห์ไซน์และโคไซน์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์

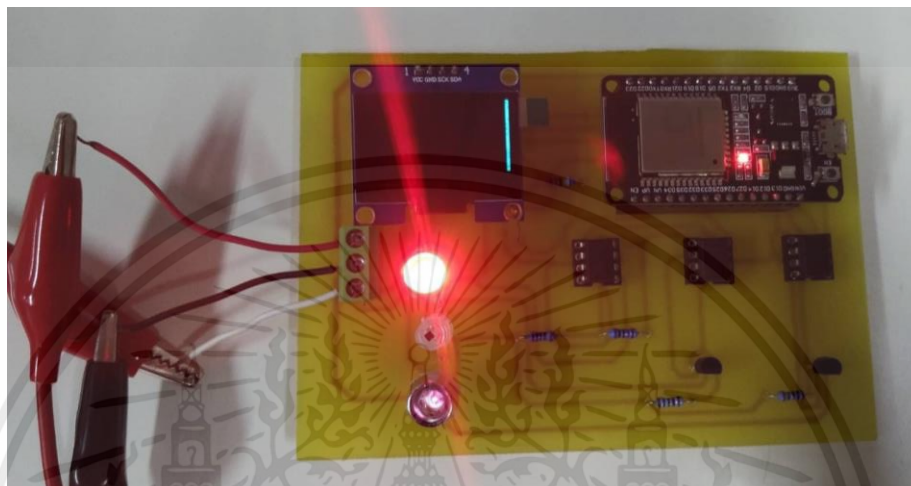
จากนั้นทำการทดสอบวัดสัญญาณคลื่นพาห์ไซน์ และโคไซน์ ที่สร้างโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ขา DAC ของ ESP32 สัญญาณที่วัดได้แสดงดังรูปที่ 4.25

4.4.3 ทดสอบการวัดสัญญาณ PPG

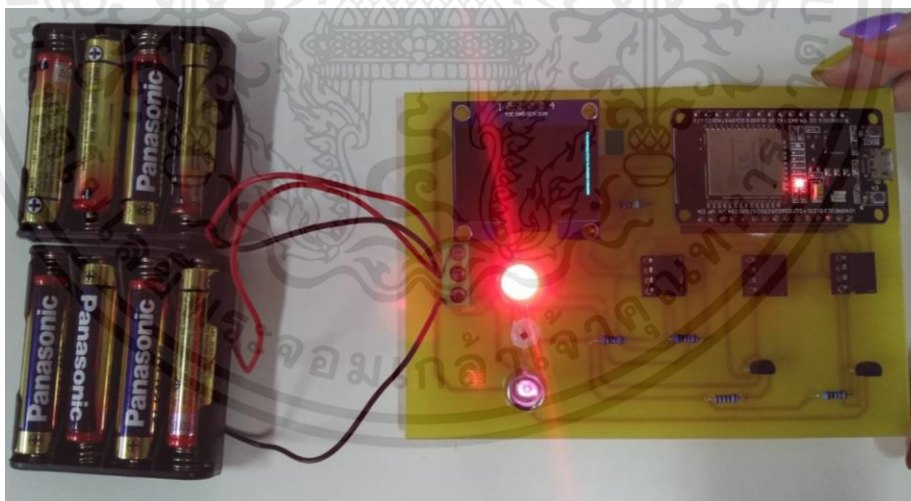
จากนั้นทำการทดสอบโดยวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายทรานซิมพีแคนซ์กรณีไม่วางนิ้วมือ และกรณีวางนิ้วมือบนเซนเซอร์ PPG สัญญาณที่ได้แสดงดังรูปที่ 4.26 ซึ่งจะเห็นได้ว่าเมื่อวางนิ้วมือ สัญญาณที่ได้ คือสัญญาณ AM Red PPG และ AM IR PPG ที่มีลติเพล็กซ์แบบควอดราเจอร์

4.4.4 ทดสอบการวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด

จากนั้นทำการทดสอบการวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้สมการที่ (4.3) ซึ่งค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดจะแสดงผลบนหน้าจอ แสดงดังรูปที่ 4.27



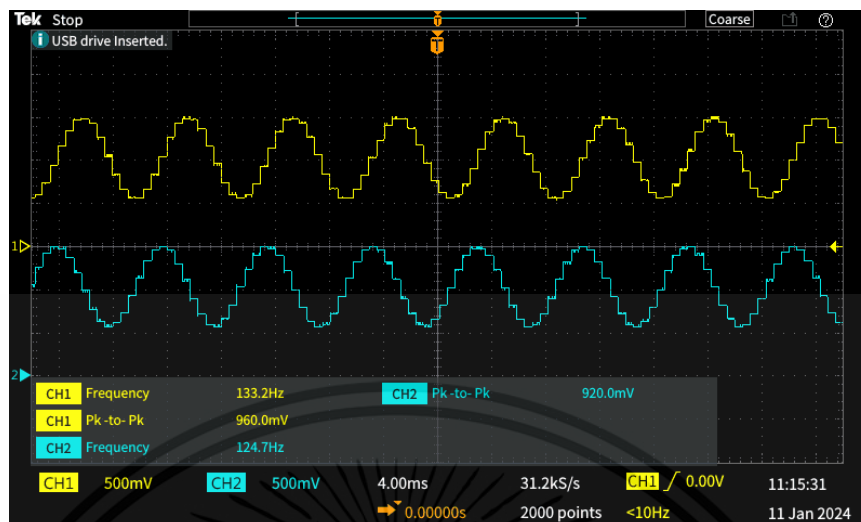
(a) กรณีใช้ไฟเลี้ยงจาก Power Supply



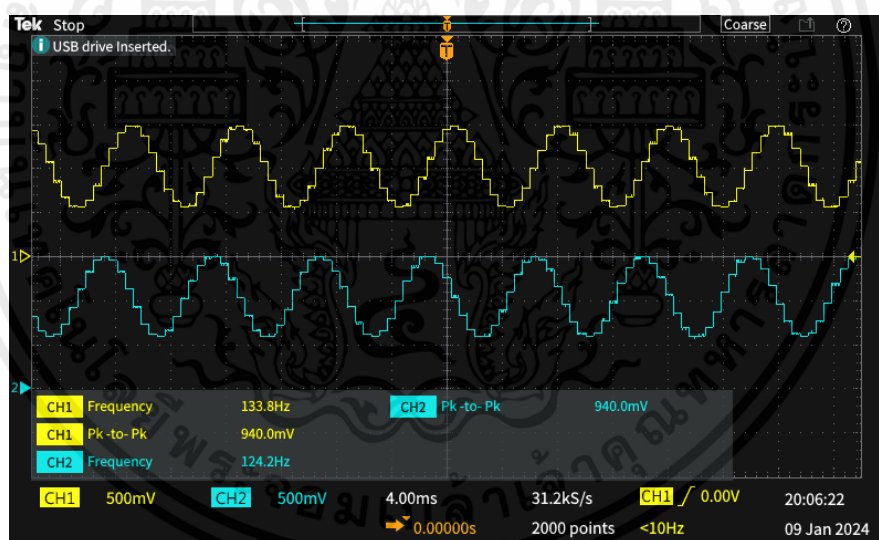
(a) กรณีใช้ไฟเลี้ยงจากแบตเตอรี่

รูปที่ 4.24 ผลการทดสอบ LEDs ของวงจรบนแผ่น PCB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



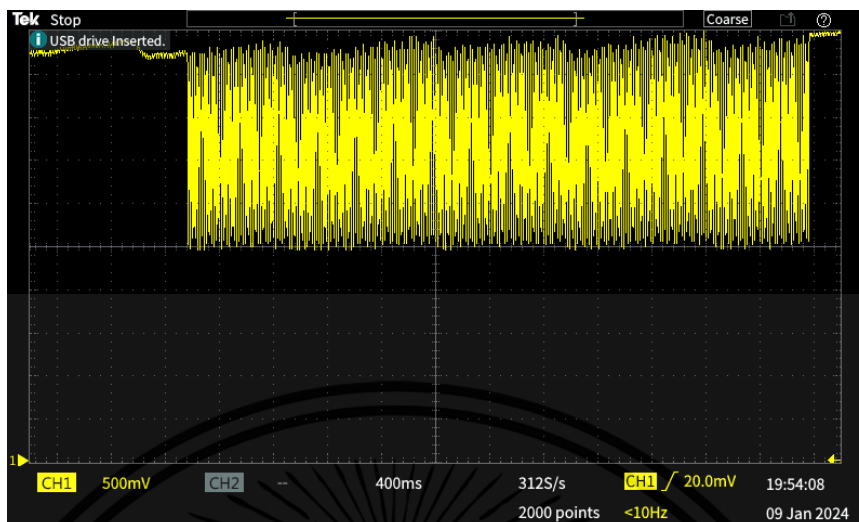
(a) กรณีใช้ไฟเลี้ยงจาก Power Supply



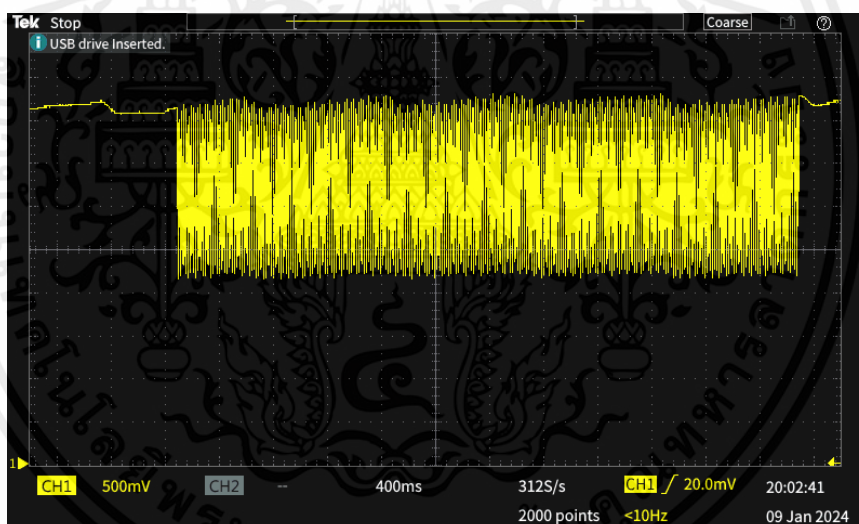
(b) กรณีใช้ไฟเลี้ยงจากแบตเตอรี่

รูปที่ 4.25 ผลการทดสอบการสร้างสัญญาณคลื่นพาร์ของวงจรบนแผ่น PCB
โดย CH1 : สัญญาณไซน์ และ CH2 : สัญญาณโคไซน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



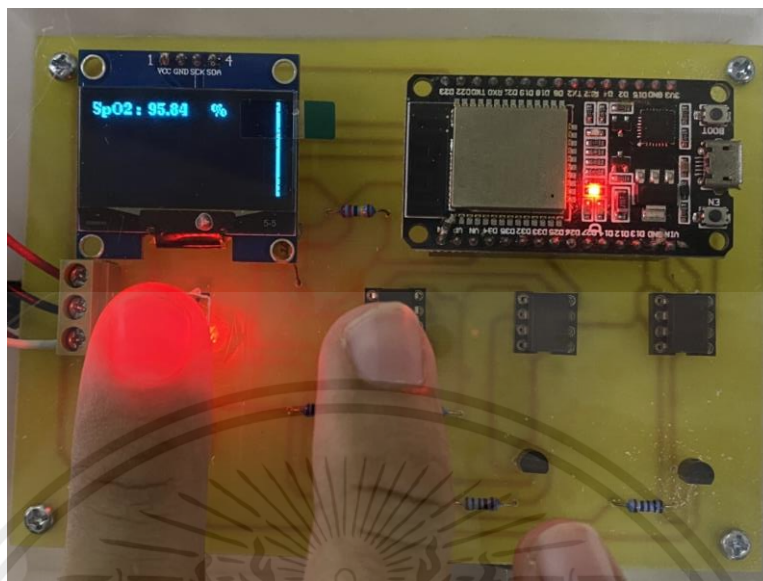
(a) กรณีใช้ไฟเลี้ยงจาก Power Supply



(b) กรณีใช้ไฟเลี้ยงจากแบตเตอรี่

รูปที่ 4.26 ผลการทดสอบสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG บนแผ่น PCB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.27 ผลการทดสอบค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
ที่ได้จากอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG บนแผ่น PCB

4.5 การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe และชนิด Reflective เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดสัญญาณ PPG ที่มีตามท้องตลาด

ทำการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ โดยเปรียบเทียบกับค่า %SpO₂ จากอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe และชนิด Reflective กับที่ได้จากอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีตามท้องตลาด ในกรณีต่างๆ ดังนี้

4.5.1 สัญญาณ PPG ถูกวัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติและไม่มีการเคลื่อนไหวของร่างกาย

ทดสอบโดยการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และชนิด Reflective เทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีตามท้องตลาด โดยวัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติในห้องทดลอง ซึ่งมีค่าความเข้มแสงเป็น 150 lux มีผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 10 คน เป็นเพศชาย 5 คน และเพศหญิง 5 คน ทำการวัดสัญญาณ PPG ด้วยอุปกรณ์ต้นแบบทั้งสองแบบคนละ 10 ครั้ง ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยของแต่ละคนของอุปกรณ์แต่ละแบบ แสดงดังตารางที่ 4.1 และ 4.2 โดยใช้ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่วัดอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีตามท้องตลาดเป็นค่าอ้างอิง ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และชนิด Reflective มีค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

11.58 และ 7.45 ตามลำดับ ซึ่งจะเห็นได้ว่าอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบของหลักการที่นำเสนอ สามารถประเมินค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่เทียบเคียงกันได้กับอุปกรณ์ที่มีขายตามท้องตลาด

ตารางที่ 4.1 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติและไม่มีการเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ที่มีขายตามท้องตลาด

Subject	Gender	%SpO2 (Commercial Device)	%SpO2 (Proposed Device)	
			Transmissive Type	MSE
1	Male	97.9	97.05	5.18
2	Male	96.5	97.93	7.79
3	Male	97.6	99.06	3.1
4	Male	96.4	97.89	6.85
5	Male	95.5	97.85	7.87
6	Female	97.3	98.71	3.21
7	Female	94.1	95.85	71.17
8	Female	97.5	96.83	0.67
9	Female	97	96.33	3.72
10	Female	96.5	98.61	6.29
			Average Error	11.58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติและไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Reflective เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีขายตามท้องตลาด

Subject	Gender	%SpO ₂ (Commercial Device)	%SpO ₂ (Proposed Device)	
			Reflective Type	MSE
1	Male	96.5	98.3	5.19
2	Male	95.8	97.52	9.93
3	Male	94.7	97.22	11.41
4	Female	94.1	98.6	23.59
5	Male	96.2	97.02	2.21
6	Male	97.3	98.09	2.52
7	Female	98.3	97.38	1.16
8	Female	95.1	98.94	15.95
9	Female	95.5	95.5	1.79
10	Female	98.1	98.67	0.77
			Average Error	7.45

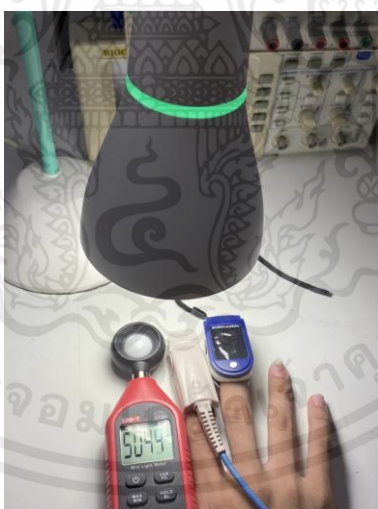
4.5.2 สัญญาณ PPG ถูกวัดในสภาพแวดล้อมแสงที่แตกต่างกันและไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย

ทำการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe และชนิด Reflective เทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีขายตามท้องตลาดในสภาพแวดล้อมแสงต่างๆ คือ ความเข้มแสง 1500 lux และ 5000 lux แสดงดังรูปที่ 4.28 โดยทำการทดสอบกับผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 10 คน เป็นเพศชาย 5 คน และเพศหญิง 5 คน ทำการวัดค่า %SpO₂ ด้วยอุปกรณ์ทั้งสามแบบคนละ 10 ครั้ง ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนเฉลี่ยของแต่ละคนเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดในสภาพแวดล้อมแสงปกติที่ความเข้มแสง 150 lux โดยผลเปรียบเทียบระหว่างอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive กับอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีขายตามท้องตลาด แสดงดังตารางที่ 4.3 และผลเปรียบเทียบระหว่างอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Reflective กับ

อุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่มีขายตามท้องตลาด แสดงดังตารางที่ 4.4 จะเห็นได้ว่า กรณีที่มีการรบกวนจากแสงภายนอกวิธีการที่นำเสนอมีความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยต่ำกว่าวิธีการแบบดั้งเดิม



(a) ความเข้มแสง 1500 lux



(b) ความเข้มแสง 5000 lux

รูปที่ 4.28 การทดสอบการวัดค่า %SpO₂ ในสภาพแวดล้อมแสงที่แตกต่างกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงต่างๆ และไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ที่มีขายตามท้องตลาด

Subject	Gender	%SpO2									
		Proposed Device (Transmissive Type)					Commercial Device				
		Light Intensity					Light Intensity				
		150 lux	1500 lux	MSE	5000 lux	MSE	150 lux	1500 lux	MSE	5000 lux	MSE
1	Male	97.05	98.27	3.44	97.73	2.63	97.9	96.4	9.1	97	8.5
2	Male	97.93	97.31	0.73	97.3	0.76	96.5	95.4	12.5	96.7	6.6
3	Male	99.06	99.26	0.32	98.97	0.32	97.6	93	25.6	88.6	103.6
4	Male	97.89	97.38	2.6	97.42	3.56	96.4	94.8	15.2	93.3	27.9
5	Male	97.85	94.91	10.24	95.21	7.8	95.5	93.5	8.2	94.1	8.8
6	Female	98.71	98.91	0.36	97.54	4.43	97.3	92.1	35.2	93.1	19.6
7	Female	95.85	96.97	1.43	96.3	0.3	94.1	92.1	25	93.8	47.9
8	Female	96.83	98.22	2.56	98.71	4.52	97.5	94.9	11	94.2	15.5
9	Female	96.33	95.19	11.78	94.96	3.68	97	92.1	31.7	90.8	53
10	Female	98.61	97.57	1.93	98.29	1.58	96.5	96.5	1.8	96.8	0.9
Average Error				3.54		2.96			17.53		29.23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

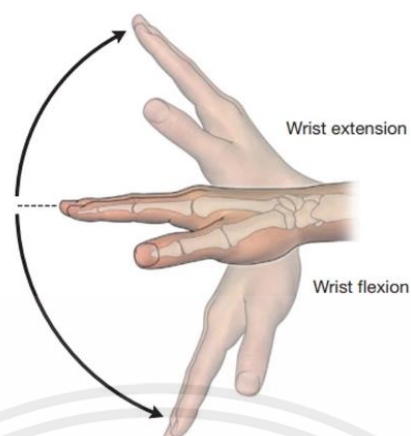
ตารางที่ 4.4 ค่าความอึมตัวของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงต่างๆ และไม่มี การเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Reflective เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ที่มีขายตามท้องตลาด

Subject	Gender	%SpO2									
		Proposed Device (Reflective Type)					Commercial Device				
		Light Intensity					Light Intensity				
		150 lux	1500 lux	MSE	5000 lux	MSE	150 lux	1500 lux	MSE	5000 lux	MSE
1	Male	98.31	98.16	0.69	97.80	1.22	96.5	92.5	26	94.4	6.7
2	Male	97.52	96.21	3.38	97.44	1.55	95.8	96.6	7.2	96.6	6
3	Male	97.22	97.48	1.9	95.89	5.11	94.7	94.6	2.9	94.9	5.8
4	Male	98.6	98.62	0.45	97.31	5.09	94.1	94.8	9.5	94	7.3
5	Male	97.02	97.09	0.64	97.47	0.59	96.2	95.8	1.6	95.4	2
6	Female	98.09	97.68	0.68	97.44	1.11	97.3	96.6	1.5	96	3.3
7	Female	97.38	97.38	0.26	97.52	0.56	98.3	97.9	2	94	20.1
8	Female	98.94	97.66	2.41	98.23	1.76	95.1	95.4	1.3	94.8	6.7
9	Female	95.50	95.99	0.36	96.29	1.09	95.5	96.1	2.8	96.1	7.2
10	Female	98.67	98.77	1.21	97.83	1.24	98.1	97.9	0.4	96.5	4.8
Average Error				1.2		1.93			5.52		6.99

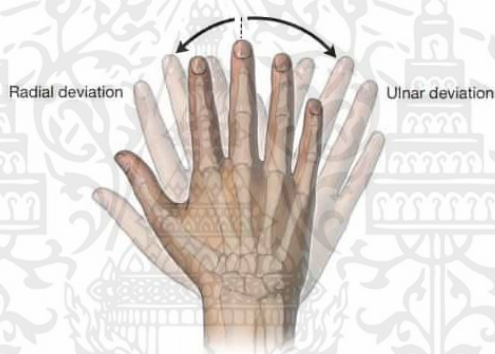
4.5.3 สัญญาณ P P G ถูกวัดในสภาพแสงปกติและมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย

กรณีนี้มีการเคลื่อนไหวของร่างกายซึ่งด้วยรูปแบบของอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Reflective ไม่สามารถทำการทดสอบในกรณีนี้ได้ ผู้จัดทำจึงทำการทดสอบโดยใช้ อุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive เทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ที่มีขายตามท้องตลาดในสภาพแสงปกติ (150 lux) และมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยทำการทดสอบกับผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 10 คน เป็นเพศชาย 5 คน และเพศหญิง 5 คน ทำการขยับข้อมือสองท่าทาง คือ ขยับขึ้น-ลง ดังรูปที่ 4.29 [8] และขยับซ้าย-ขวา ดังรูปที่ 4.30 [8] ท่าละ 10 ครั้ง ตารางที่ 4.5 และ 4.6 แสดงค่าความอึมตัวของออกซิเจนในเลือดที่สภาพแสงปกติและมีการเคลื่อนไหวของร่างกายด้วยการขยับข้อมือขึ้น-ลง และด้วยการขยับข้อมือซ้าย-ขวา ตามลำดับ ซึ่งผลการทดสอบที่ได้จะเห็นได้ว่าเมื่อมีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวของร่างกายจะมีผลต่อค่าที่วัดได้จาก อุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ที่มีขายตามท้องตลาดค่อนข้างมาก โดยวิธีการที่นำเสนอจะมีความทนทานต่อสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของร่างกายได้ดีกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.29 ท่าทางขยับข้อมือขึ้น-ลง



รูปที่ 4.30 ท่าทางขยับข้อมือซ้าย-ขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 ค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติและมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย (ขยับข้อมือขึ้น - ลง) โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ที่มีขายตามท้องตลาด

Subject	Gender	Light Intensity: 150 lux, Movement: Wrist Moving					
		%SpO2 Proposed Device			%SpO2 Commercial Device		
		No Movement	Movement Up - Down	MSE	No Movement	Movement Up - Down	MSE
1	Male	97.05	99.04	6.99	97.9	88.5	267.6
2	Male	97.93	97.89	0.46	96.5	94.1	24.6
3	Male	99.06	96.79	5.63	97.6	94.6	27.4
4	Male	97.89	95.49	6.4	96.4	87.7	86.5
5	Male	97.85	94.62	11.69	95.5	87.6	74.7
6	Female	98.71	96.57	5.74	97.3	85.3	230.2
7	Female	95.85	95.63	0.16	94.1	90.3	20.6
8	Female	96.83	96.78	0.68	97.5	92.7	27.2
9	Female	96.33	93.54	10.62	97	94.8	50.8
10	Female	98.61	98.8	1.32	96.5	95.2	3.1
Average Error				4.97			81.27

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.6 ค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดเฉลี่ยที่วัดในสภาพแวดล้อมแสงปกติและมีการเคลื่อนไหวของร่างกาย (ขยับข้อมือซ้าย - ขวา) โดยใช้อุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ต้นแบบที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดค่า %SpO2 ที่มีขายตามท้องตลาด

Subject	Gender	Light Intensity: 150 lux, Movement: Wrist Moving					
		%SpO2 Proposed Device			%SpO2 Commercial Device		
		No Movement	Movement Left - Right	MSE	No Movement	Movement Left - Right	MSE
1	Male	97.05	98.23	3.57	97.9	84.7	315.2
2	Male	97.93	97.6	0.42	96.5	91.9	28.6
3	Male	99.06	97.75	2.55	97.6	93.8	29.4
4	Male	97.89	96.86	6.59	96.4	94	82.6
5	Male	97.85	94.64	13.69	95.5	91.7	24.6
6	Female	98.71	98.02	1.19	97.3	86.9	112.4
7	Female	95.85	96.04	0.42	94.1	89	29.3
8	Female	96.83	99.69	8.49	97.5	95.6	4.5
9	Female	96.33	97.57	3.01	97	75.7	544.5
10	Female	98.61	98.21	1.84	96.5	94.7	7.8
Average Error		4.18			117.89		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

ปริญญานิพนธ์นี้นำเสนอการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยหลักการแอมพลิจูดมอดูเลตแบบควอดราเจอร์มัลติเพล็กซ์โดยผู้จัดทำได้ดำเนินงาน แบ่งออกเป็น 4 ส่วน คือ

1) ส่วนการสร้างอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ โดยใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และ Reflective ซึ่งใช้หลักการมอดูเลตเชิงขนาดกับความถี่สัญญาณ Red และ IR PPG ด้วยสัญญาณคลื่นพาห่ที่มีความถี่เท่ากันแต่เฟสต่างกัน 90 องศา ซึ่งผลการทดสอบพบว่าอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบทั้งสองรูปแบบสามารถวัดสัญญาณ PPG เพื่อนำมาประมวลผลได้

2) ส่วนการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้ทำการทดสอบดังนี้

- ส่วนการประมวลผลสัญญาณบนโปรแกรม MATLAB โดยนำสัญญาณ PPG ที่ได้จากอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ต้นแบบผ่านการตัดเสียงของคอมพิวเตอรื ซึ่งผลการทดสอบการหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดของวิธีที่นำเสนอโดยใช้สมการความสัมพันธ์ที่ได้จากการออกแบบการหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดกับอัตราส่วนระหว่างสัญญาณ Red PPG และ IR PPG ของอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ด้วยหลักการที่นำเสนอ สามารถหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้ โดยมีค่าในระดับที่เทียบเคียงกันได้กับค่าที่วัดได้ด้วยอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่มีตามท้องตลาด

- ส่วนการประมวลผลสัญญาณเพื่อหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 ซึ่งผลการทดสอบพบว่าอุปกรณ์วัดค่า %SpO₂ ที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และ Reflective ด้วยหลักการที่นำเสนอสามารถหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้ และมีค่าที่เทียบเคียงกันได้กับค่าที่วัดได้ด้วยอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่มีตามท้องตลาด

3) การทดสอบความทนทานต่อการรบกวนที่เกิดจากแสงภายนอกและการเคลื่อนไหวของร่างกาย พบว่าการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้หลักการที่นำเสนอมีความทนทานต่อการรบกวนที่เกิดจากแสงภายนอกและการเคลื่อนไหวของร่างกายดีกว่าอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่มีตามท้องตลาด โดยพิจารณาจากค่า MSE ซึ่งอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่นำเสนอที่ใช้ PPG Sensor ชนิด Transmissive และ Reflective มีค่าต่ำกว่าอุปกรณ์วัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่มีตามท้องตลาดค่อนข้างมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

1) ตำแหน่งของการวางนิ้วของเซนเซอร์วัดสัญญาณ PPG ชนิด Reflective ที่ใช้ในการทดสอบมีผลต่อการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ทำให้เกิดปัญหาที่ต้องหาตำแหน่งการวางนิ้วของบุคคลที่ทดสอบ ซึ่งเซนเซอร์วัดสัญญาณ PPG ชนิด Transmissive แบบ Finger Probe จะให้ความเสถียรในการวัดค่ามากกว่า

2) อุปกรณ์สร้างสัญญาณ PPG ของ Fluke ที่นำมาใช้วัดสัญญาณ PPG เพื่อนำมาหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า R ratio และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดของวิธีการที่นำเสนอ นั้นมีข้อจำกัดในรูปลักษณะของอุปกรณ์ทำให้ไม่สามารถบันทึกสัญญาณด้วยเซนเซอร์ชนิด Reflective ได้ ผู้จัดทำจึงต้องใช้เซนเซอร์ชนิด Transmissive ในการบันทึกสัญญาณแทน และต้องทำการบันทึกสัญญาณแยกกันระหว่าง AM Red PPG และ AM IR PPG เนื่องจากข้อจำกัดของตัวอุปกรณ์ที่สามารถให้สัญญาณเอาต์พุตได้ครั้งละ 1 สัญญาณ จึงทำให้ความสัมพันธ์ระหว่างค่า R ratio และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดของวิธีการที่นำเสนอเหมาะสมกับเซนเซอร์ชนิด Transmissive มากกว่าชนิด Reflective

บรรณานุกรม

- [1] Johan Wannenburg. “Body Sensor Network for Mobile Health Monitoring, Diagnosis and Anticipating System.”
https://www.researchgate.net/figure/Mathematical-model-of-a-pure-PPG-signal_fig11_282404009
- [2] Koseeyaporn, J.; Sinchai, S.; Tuwanut, P.; Wardkein, P. Influence of light intensity on a motion artifact signal in a photoplethysmographic signal. In Proceedings of the 2018 International Conference on Intelligent Informatics and Biomedical Sciences (ICIIBMS), Bangkok, Thailand, 21–24 October 2018.
- [3] Sai Srija Sagi. “Multiplexing (FDM, WDM, TDM): Use, Type, Technique, Computer Networking.”
<https://edukedar.com/multiplexing/>
- [4] Electronics Coach. “Band Stop Filter”
<https://electronicscoach.com/band-stop-filter.html>
- [5] pDragon. “ESP32 ทำงานอย่างไร.”
<https://v89infinity.com/esp32>
- [6] ARTRONSHOP. “แนะนำ ESP32.”
<https://www.artronshop.co.th/article/51/esp32>
- [7] มนัสวี รุ่งแกร.; สุภัตสรวิญญิต. “เครื่องวัดความอิมตัวออกซิเจนในเลือดปลายนิ้วที่มีการส่งสัญญาณบลูทูธ.” ปริญญาโท, สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2565
- [8] OrthoFixar. “Hand & Wrist Movements.”
<https://orthofixar.com/special-test/hand-wrist-movements/>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

// define variables and modules
#include <algorithm>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <driver/dac.h>
#include <string.h>
#include <Arduino.h>
#include <U8g2lib.h>
#ifdef U8X8_HAVE_HW_SPI
#include <SPI.h>
#endif
#ifdef U8X8_HAVE_HW_I2C
#include <Wire.h>
#endif
U8G2_SSD1306_128X64_NONAME_F_SW_I2C u8g2(U8G2_R0, /* clock=*/
SCL, /* data=*/ SDA, /* reset=*/ U8X8_PIN_NONE); // All Boards without Reset of the
Display

#define OLED_RESET 16
#define l 8000
#define DAC1 25
#define DAC2 26
int loopnum = l;

float ppg[l];
float sine = 0;
float cosine = 0;

float peak_up_RED = 0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

float peak_dn_RED = 0;
float peak_up_IR =0;
float peak_dn_IR = 0;

float PPG_RED = 0;
float low_RED0 = 0;
float low_RED1 = 0;
float low_RED2= 0;

float PPG_IR = 0;
float low_IR0 = 0;
float low_IR1 = 0;
float low_IR2 = 0;
float IR_max = 0;
float ysub_IR = 0;

float y_1 = 0;
float y_2 = 0;
float freq = 26.6;
float array_sin[l] = {};
float array_cos[l] = {};
int IN_pin = 34;
int n,begin;
float R = 0;
float SpO2 = 0;
//setup variables
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(IN_pin,INPUT);
  dacWrite(DAC1,64); //pin25

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    dacWrite(DAC2,64); //pin26
    u8g2.begin();
}
void loop()
{
    // Generate carrier sine, cosine wave
    for (n = 1; n < loopnum; n++)
    {
        // Generate carrier sine, cosine wave
        sine = int(78 + (39 * sin((freq*n*PI)/180)));
        cosine = int(78 + (39 * cos((freq*n*PI)/180)));
        dacWrite(DAC1,sine);
        dacWrite(DAC2,cosine);

        array_sin[n] = sine;
        array_cos[n] = cosine;
        // Receive Signal
        ppg[n] = analogRead(IN_pin)*255/4095;
        delayMicroseconds(400);
    }
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% Raw signal
clear;
clc;
name = 'ppg_fdm133_test.wav';
[ppg1,fs] = audioread(name);      % Input signal
strt = 0;                          % Start time (s)
stop = 15;                          % Stop time (s)
ppg = ppg1(strt*fs+1:stop*fs);     % Select PPG interval
len = length(ppg);                 % Length of signal
t = strt+1/fs:1/fs:stop;

ppg_fft = fft(ppg);
ppg_p = abs(ppg_fft/len);
f1 = fs.*((1:len)/len);

% Plot Raw signal in time domain
figure(1)
plot(t,ppg)
xlabel('time (s)')
title('FDM Signal')

% Plot Raw signal in frequency domain
figure(2)
plot(f1,ppg_p)
xlabel('frequency (Hz)')
title('Magnitude Spectrum of FDM Signal')
xlim([0 500])

% Bandstop filter
[k,l] = butter(2,[47 53]/(fs/2),'stop'); % Designed bandpass filter
ppg_b = filter(k,l,ppg);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% Generate carrier for demodulation
f = 133.32;          % Frequency of carrier
x = cos(2*pi*t*f);
y = sin(2*pi*t*f);
xy = x+y;

% Find phase shift
phdy = phdiffmeasure(ppg_b,xy);
as = rad2deg(phdy);
x2 = cos(2*pi*t*f+phdy/2);
y2 = sin(2*pi*t*f+phdy/2);
xy2 = x2+y2;

% Demultiplex Red AM signal
rs_t = ppg_b.*y2;

% Plot signal after multiplying with sine signal
figure(4)
plot(t,rs_t)
xlabel('time (s)')
title('Signal after multiplying by the carrier signal:sine')

% Demodulation
ms = envelope(rs_t);

% Lowpass filter
fc = 5;              % frequency cutoff
[b,a] = butter(4,fc/(fs/2),'low');
ps_l = filter(b,a,ms); % lowpass filter

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% Plot signal after lowpass
figure(6)
plot(t,ps_l,'r')
xlabel('time (s)')
title('Red PPG signal')

% Demultiplex IR AM signal
rc_t = ppg_b.*x2.';

% Plot signal after multiplying with cosine signal
figure(7)
plot(t,rc_t)
xlabel('time (s)')
title('Signal after multiplying by the carrier signal:cosine')

% Demodulation
mc = envelope(rc_t);

% Lowpass filter
fc = 10; % frequency cutoff
[b,a] = butter(4,fc/(fs/2),'low');
pc_l = filter(b,a,mc); % lowpass filter

% Plot signal after lowpass
figure(9)
plot(t,pc_l,'b')
xlabel('time (s)')
title('IR PPG signal')

```

The seal of King Mongkut's College of Technology and Art is a circular emblem. It features a central five-tiered umbrella (parasol) with a sunburst above it. The emblem is flanked by two traditional Thai lamps (diyas) on stands. The entire design is enclosed within a circular border containing Thai text.

ภาคผนวก ค

โปรแกรมการหาค่าความอึมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยโปรแกรม MATLAB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

%Find SpO2
peak_dis = 0.5;
min_peak = 0; % Minimum threshold for find peak
start = 1;
sel_l = t(start*fs:length(ppg));
sel_red = ps_l(start*fs:length(ppg));
sel_ir = pc_l(start*fs:length(ppg));
dc_red = mean(sel_red); % Find dc component red ppg
dc_ir = mean(sel_ir); % Find dc component infrared ppg
red_t = sel_red-dc_red;
ir_t = sel_ir-dc_ir;
figure(10)
plot(sel_l,sel_red,'r');hold on;
plot(sel_l,sel_ir,'b')
title('Red PPG signal and IR PPG signal')
xlabel('time (s)')
grid on;
legend('Red PPG','IR PPG')
figure(11)
subplot(2,1,1)
findpeaks(red_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",min_peak);
xlabel('time (s)')
title('Up peak Red PPG');
subplot(2,1,2)
findpeaks(-red_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",-min_peak);
xlabel('time (s)')
title('Down peak of Red PPG signal');
figure(12)
subplot(2,1,1)
findpeaks(ir_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",min_peak);
xlabel('time (s)')

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

title('Up peak IR PPG');
subplot(2,1,2)
findpeaks(-ir_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",-min_peak);
xlabel('time (s)')
title('Down peak IR PPG');

% AC peak red ppg
red_up_pks =
findpeaks(red_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",min_peak);
red_dn_pks = findpeaks(-
1*red_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",-min_peak);

% AC peak infrared ppg
ir_up_pks =
findpeaks(ir_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",min_peak);
ir_dn_pks = findpeaks(-
1*ir_t,fs,"MinPeakDistance",peak_dis,"MinPeakHeight",-min_peak);

dcr = mean(red_dn_pks);
dcir = mean(ir_dn_pks);

ac_red = mean(red_up_pks) + mean(red_dn_pks); % find ac component
red ppg
ac_ir = mean(ir_up_pks) + mean(ir_dn_pks); % find ac component
infrared ppg

% R ratio
R = (ac_red/dcr)/(ac_ir/dcir)

% Find SpO2
SpO2 = 98.096-1.322*R

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

//define variables and modules
#include <algorithm>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <driver/dac.h>
#include <string.h>
#include <Arduino.h>
#include <U8g2lib.h>
#ifdef U8X8_HAVE_HW_SPI
#include <SPI.h>
#endif
#ifdef U8X8_HAVE_HW_I2C
#include <Wire.h>
#endif
U8G2_SSD1306_128X64_NONAME_F_SW_I2C u8g2(U8G2_R0, /* clock=*/
SCL, /* data=*/ SDA, /* reset=*/ U8X8_PIN_NONE); // All Boards without Reset of the
Display

#define OLED_RESET 16
#define l 7200
#define DAC1 25
#define DAC2 26
int loopnum = l;
int flag = 0;
float S = 0;
float Sav = 0;
float ppg[l];
float sine = 0;
float cosine = 0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
float peak_up_RED1 = 0;
```

```
float peak_dn_RED1 = 0;
```

```
float peak_up_IR1 = 0;
```

```
float peak_dn_IR1 = 0;
```

```
float peak_up_RED2 = 0;
```

```
float peak_dn_RED2 = 0;
```

```
float peak_up_IR2 = 0;
```

```
float peak_dn_IR2 = 0;
```

```
float peak_up_RED3 = 0;
```

```
float peak_dn_RED3 = 0;
```

```
float peak_up_IR3 = 0;
```

```
float peak_dn_IR3 = 0;
```

```
float peak_up_RED4 = 0;
```

```
float peak_dn_RED4 = 0;
```

```
float peak_up_IR4 = 0;
```

```
float peak_dn_IR4 = 0;
```

```
float mean_up_RED = 0;
```

```
float mean_dn_RED = 0;
```

```
float mean_up_IR = 0;
```

```
float mean_dn_IR = 0;
```

```
float PPG_RED = 0;
```

```
float low_RED0 = 0;
```

```
float low_RED1 = 0;
```

```
float low_RED2 = 0;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

float PPG_IR = 0;
float low_IR0 = 0;
float low_IR1 = 0;
float low_IR2 = 0;

float y_1 = 0;
float y_2 = 0;
int N = 15;
float deg = 360/N;
float array_sin[] = {};
float array_cos[] = {};
int IN_pin = 34;
int n;
float R = 0;
float SpO2 = 0;
//setup variables
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(IN_pin,INPUT);
  dacWrite(DAC1,64); //pin25
  dacWrite(DAC2,64); //pin26
  u8g2.begin();
}
void loop()
{
  // Generate carrier sine, cosine wave
  for (n = 1; n < loopnum; n++)
  {
    // Generate carrier sine, cosine wave
    sine = (78 + (39 * sin((deg*n*PI)/180)));

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

cosine = (78 + (39 * cos((deg*n*PI)/180)));
dacWrite(DAC1,sine);
dacWrite(DAC2,cosine);

array_sin[n] = sine;
array_cos[n] = cosine;
// Receive Signal
ppg[n] = analogRead(IN_pin)*255/4095;
delayMicroseconds(315);
}
// Processing
n = 0;
for (n = 1; n < loopnum; n++)
{
y_1 = 0.001 * (array_sin[n]-64);
y_2 = 0.001 * (array_cos[n]-64);

// Demultiplex
PPG_RED = ppg[n] * y_1;
PPG_IR = ppg[n] * y_2;

//Lowpass Filter 3 Hz
low_RED0 = ((710.6115*PPG_RED*0.0005)+1.9779*low_RED1-
0.9781*low_RED2);

low_RED2 = low_RED1;
low_RED1 = low_RED0;

low_IR0 = ((710.6115*PPG_IR*0.0005)+1.9779*low_IR1-0.9781*low_IR2);
low_IR2 = low_IR1;
low_IR1 = low_IR0;
if(n <= 1800)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
  if (low_RED0 > low_RED1 || low_RED0 > peak_up_RED1)
  {
    peak_up_RED1 = low_RED0;
  }
  if (low_IR0 > low_IR1 || low_IR0 > peak_up_IR1 )
  {
    peak_up_IR1 = low_IR0;
  }
  if (-low_RED0 > -low_RED1 || -low_RED0 < peak_dn_RED1)
  {
    peak_dn_RED1 = low_RED0;
  }
  if (-low_IR0 > -low_IR1 || -low_IR0 < peak_dn_IR1 )
  {
    peak_dn_IR1 = low_IR0;
  }
}
else if(n > 1800 && n <= 3600)
{
  if (low_RED0 > low_RED1 || low_RED0 > peak_up_RED2)
  {
    peak_up_RED2 = low_RED0;
  }
  if (low_IR0 > low_IR1 || low_IR0 > peak_up_IR2 )
  {
    peak_up_IR2 = low_IR0;
  }
  if (-low_RED0 > -low_RED1 || -low_RED0 < peak_dn_RED2)
  {
    peak_dn_RED2 = low_RED0;
  }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

}
if (-low_IR0 > -low_IR1 || -low_IR0 < peak_dn_IR2 )
{
    peak_dn_IR2 = low_IR0;
}
}
else if(n > 3600 && n <= 5400)
{
    if (low_RED0 > low_RED1 || low_RED0 > peak_up_RED3)
    {
        peak_up_RED3 = low_RED0;
    }
    if (low_IR0 > low_IR1 || low_IR0 > peak_up_IR3 )
    {
        peak_up_IR3 = low_IR0;
    }
    if (-low_RED0 > -low_RED1 || -low_RED0 < peak_dn_RED3)
    {
        peak_dn_RED3 = low_RED0;
    }
    if (-low_IR0 > -low_IR1 || -low_IR0 < peak_dn_IR3 )
    {
        peak_dn_IR3 = low_IR0;
    }
}
}
else if(n > 5400 && n <= 7200)
{
    if (low_RED0 > low_RED1 || low_RED0 > peak_up_RED4)
    {
        peak_up_RED4 = low_RED0;
    }
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if (low_IR0 > low_IR1 || low_IR0 > peak_up_IR4 )
{
    peak_up_IR4 = low_IR0;
}
if (-low_RED0 > -low_RED1 || -low_RED0 < peak_dn_RED4)
{
    peak_dn_RED4 = low_RED0;
}
if (-low_IR0 > -low_IR1 || -low_IR0 < peak_dn_IR4 )
{
    peak_dn_IR4 = low_IR0;
}
}
}
float mean_up_RED = (peak_up_RED1 + peak_up_RED2 +
peak_up_RED3)/3;
float mean_dn_RED = (peak_dn_RED1 + peak_dn_RED2 +
peak_dn_RED3)/3;
float mean_up_IR = (peak_up_IR1 + peak_up_IR2 + peak_up_IR3)/3;
float mean_dn_IR = (peak_dn_IR1 + peak_dn_IR2 + peak_dn_IR3)/3;
R = ((mean_up_RED-
mean_dn_RED)/((mean_dn_RED+mean_up_RED)/2))/((mean_up_IR-
mean_dn_IR)/((mean_dn_IR+mean_up_IR)/2));
SpO2 = 122.57-23.991*R; // SpO2 equation
if(flag <3)
{
    flag +=1;
    S = S+SpO2;
}
else
{

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    Sav = S/3;
// setup OLED display
String SpO2_v = String(int(SpO2));
u8g2.clearBuffer();           // clear the internal memory
u8g2.setFont(u8g2_font_ncenB08_tr); // choose a suitable font
u8g2.drawStr(1,10,"SpO2 :");
u8g2.drawStr(40,10,SpO2_v.c_str());
u8g2.drawStr(55,10," % ");
u8g2.sendBuffer(); // transfer internal memory to the display
delay(3000);
u8g2.clearDisplay();
delay(2000);
flag = 0;
S = 0;
Sav = 0;
}
low_RED0 = 0;
low_IR0 = 0;
mean_up_RED = 0;
mean_up_IR = 0;
mean_dn_RED = 0;
mean_dn_IR = 0;
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้