

เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่แสดงผลบนโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์

PULSE OXIMETER AND ECG DEVICE FOR DISPLAYING
ON ANDROID MOBILE



โดย

นางฉาบบุษรา รุ่งปรีดา

นางสาวศกการเคียน แดกขุ

ปริญญาโทนี้จัดทำขึ้นเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2556

เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่แสดงผลบนโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์
PULSE OXIMETER AND ECG DEVICE FOR DISPLAYING
ON ANDROID MOBILE



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่แสดงผลบนโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์
PULSE OXIMETER AND ECG DEVICE FOR DISPLAYING
ON ANDROID MOBILE

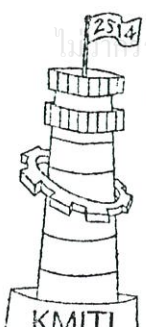


โดย
นางสาวบุษรา รุ่งปรีดา 53010883
นางสาวสกาเวเดือน นกอยู่ 53011623

อาจารย์ที่ปรึกษา
รศ.ดร. จีรสุดา โกษิยามภรณ์
รศ.ดร. ปราโมทย์ วาดเขียน

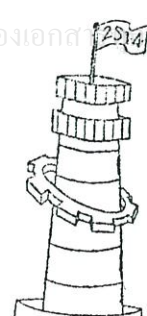
ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2556



ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว
(..... ปทิมทอง)
อาจารย์ที่ปรึกษา
15/5/57

วิศวกรรมโทรคมนาคม



ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว
(..... ant)
กรรมการผู้ตรวจชิ้นงาน
14/5/57

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2556

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม


คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่แสดงผลบนโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์

PULSE OXIMETER AND ECG DEVICE FOR DISPLAYING ON ANDROID MOBILE

ผู้จัดทำ

1. นางสาวบุษรา รุ่งปรีดา 53010883
2. นางสาวสกวเดือน นกอยู่ 53011623


..... อาจารย์ที่ปรึกษา
รศ.ดร. ปราโมทย์ วาดเขียน


..... อาจารย์ที่ปรึกษา
รศ.ดร. จีรสุดา โกษิยาภรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์จาก รศ. ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.จิรสุตา โกษียาภรณ์ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ที่ได้ให้คำปรึกษา คำแนะนำ ข้อชี้แนะ รวมถึงการให้ความช่วยเหลือจนปริญญาานิพนธ์เล่มนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี จึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้

ขอขอบคุณ คุณธนันท์ คณะเจริญ, คุณทวีชัย มากหลาย และรุ่นพี่รุ่นน้องในทุกท่าน ที่ช่วยเหลือในทุกๆด้าน รวมถึงช่วยแก้ปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้นระหว่างการศึกษาปริญญาานิพนธ์นี้ จนปริญญาานิพนธ์เล่มนี้สามารถเสร็จสิ้นได้

ขอขอบคุณ คุณสมสัน ทองไกรรัตน์, คุณฉัตรบริพันธ์ นงนุช, คุณเจษฎา ตรีรุ่งกิจ และคุณเกริกไกร ธรรมจรัส ที่ช่วยแก้ไขปัญหาระหว่างการทำงานในส่วนของปริมาณความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้

ขอขอบคุณครอบครัวของผู้จัดทำ ที่คอยดูแล เป็นกำลังใจ รวมถึงสนับสนุนการทำงานทุกๆ ด้าน จนปริญญาานิพนธ์เล่มนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

นางสาวบุษรา รุ่งปรีดา
นางสาวสกวเดือน นกอยู่
ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและ
คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลบนโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์
PULSE OXIMETER AND ECG DEVICE FOR DISPLAYING
ON ANDROID MOBILE

โดย นางสาวบุษรา รุ่งปรีดา 53010883

นางสาวสกวเดือน นกอยู่ 53011623

อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน

บทคัดย่อ

ปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการออกแบบแอปพลิเคชัน และจัดทำอุปกรณ์สำหรับใช้ในการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด ซีพจร และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยทำการประมวลผลผ่านแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ เพื่อให้เกิดความสะดวกสบายสำหรับผู้ที่ต้องการตรวจสอบสมรรถภาพก่อนการออกกำลังกาย บริจาคโลหิต หรือผู้ป่วยที่อยู่ในความดูแลของแพทย์ โดยไม่ต้องไปโรงพยาบาลและไม่ต้องซื้อเครื่องวัดที่มีราคาแพง เป็นการประหยัดเวลา ค่าใช้จ่าย และทำให้ผู้ใช้ได้รับความสะดวกสบาย นอกจากนี้ผู้ใช้ยังสามารถวัดได้อย่างง่ายดายโดยไม่ต้องมีพยาบาลเป็นผู้ช่วยในการวัด จึงสามารถตอบสนองความต้องการของผู้ที่สนใจได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้เพื่อเป็นการลดความยุ่งยากและลำบากในการเดินทางไปโรงพยาบาลของผู้ป่วย หลังจากทำการวัดปริมาณต่างๆ ที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นแล้ว ผู้ป่วยยังสามารถส่งผลการวัดผ่านโทรศัพท์มือถือไปให้กับแพทย์เจ้าของไข้หรือโรงพยาบาลได้โดยผ่านแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ เพื่อให้แพทย์นำผลการวัดค่าต่างๆ ไปวินิจฉัยอาการของผู้ป่วยต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ABSTRACT

This project is to present a device for measuring a level of an oxygen in a blood, pulse and ECG. Also, an application for processing on an android system mobile is provided to offer convenience for those who needs to check physical condition before exercising, before blood donation or for a patient who is in the care of a doctor. The patient needs not to present himself/herself at the hospital or needs not to buy an expensive device. This proposed device offers not only convenience but also money and time saving. In addition, the patient can operate the device by themselves without requiring any medical assistance. Moreover, the measured signals of the patient can be transmitted via the mobile application to the database which the supervised doctor can use it to further diagnosis the health condition for the patient.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
บทที่ 1	บทนำ
	1
1.1	ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา
	1
1.2	วัตถุประสงค์
	1
1.3	ขอบเขตของปริญญานิพนธ์
	1
บทที่ 2	ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง
	3
2.1	หัวใจ
	3
2.2	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
	4
2.3	การวัดปริมาณความอิมิตัวออกซิเจนในเลือด
	14
2.4	วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ (Instrument Amplifier Circuit)
	18
2.5	วงจรถัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์ (Notch Filter Circuit)
	20
2.6	วงจรถอดความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter Circuit: LPF)
	22
2.7	วงจรมอดูเลตเชิงขนาด (Amplitude Modulation Circuit)
	24
2.8	วงจรถ่ายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier Circuit)
	27
2.9	วงจรถอดสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter Circuit: HPF)
	28
2.10	ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter)
	30
2.11	ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller: MCU)
	34
2.12	อาร์ดูอิโน (Arduino)
	37
2.13	การแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital Converter)
	38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.14 อนาล็อกสวิตช์ (Analog Switch)	38
2.15 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์	39
2.16 แอปเซิร์ฟ (Appserv)	46
บทที่ 3 การออกแบบและการจัดทำปฏิญญานิพนธ์	48
3.1 การออกแบบ	48
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	87
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	87
บทที่ 4 ผลการทดลอง	89
4.1 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์	88
4.2 วงจรจำกัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์	89
4.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	91
4.4 วงจรมอดูเลตเชิงขนาด	92
4.5 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน	93
4.6 วงจรหัววัดสัญญาณ	96
4.7 ชุดคำสั่งสำหรับคำนวณปริมาณความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด	99
4.8 การสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมจากไมโครคอนโทรลเลอร์	100
4.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	101
4.10 แอปพลิเคชันการกรองสัญญาณความถี่สูงผ่านและตรวจนับความถี่ผ่าน ศูนย์	103
4.11 แอปพลิเคชันแสดงค่าชีพจร, ปริมาณความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือด และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอตาวจรที่มีอิมิตัวระบบแอนดรอยด์	106
4.11 ผลการส่งข้อมูลและรูปภาพเข้าฐานข้อมูล	108

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	113
5.1 สรุปผล	113
5.2 ข้อเสนอแนะ	113
 บรรณานุกรม	 115



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	โครงสร้างภายในของหัวใจ	3
2.2	ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ	5
2.3	แผ่นอเล็กโทรด	6
2.4	การวัดแบบลีดมาตรฐาน	6
2.5	รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ	7
2.6	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจเด่นเร็วกว่าปกติ	8
2.7	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจเด่นช้ากว่าปกติ	8
2.8	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เด่นไม่สม่ำเสมอ	8
2.9	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เอเตรียมเต้นก่อนจังหวะ	9
2.10	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดเอเตรียมฟลัดเตอร์	9
2.11	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดเอเตรียมฟิบริลเลชั่น	9
2.12	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 1	10
2.13	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 2 แบบที่ 1	10
2.14	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 2 แบบที่ 2	11
2.15	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 3	11
2.16	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลถูกรบกวนการทำงาน	11
2.17	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลเต้นก่อนจังหวะ โดยผิดปกติทุก จังหวะที่ 2	12
2.18	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลเต้นก่อนจังหวะ โดยจังหวะที่ ผิดปกติมีคลื่นอาร์อยู่ซ้อนกับคลื่นที	12
2.19	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีจังหวะที่ผิดปกติที่เกิดจากจุดกำเนิดไฟฟ้าที่ ต่างกันมากกว่า 1 ตำแหน่งในเวทริเคิล	13
2.20	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลเร็วกว่าปกติ	13
2.21	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลลาร์ฟิบริลเลชั่นชนิดหายาบ	13
2.22	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลลาร์ฟิบริลเลชั่นชนิดละเอียด	14
2.23	ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลหยุดเต้น	14

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.24 การตอบสนองต่อแสงของฮีโมโกลบินในสภาวะต่างๆ	15
2.25 การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ	16
2.26 อัตราการดูดกลืนแสงของออกซีฮีโมโกลบิน และฮีโมโกลบินธรรมดา	17
2.27 หัววัดสัญญาณด้วยแสง	18
2.28 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์	19
2.29 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรถ่ายสัญญาณ 50 เฮิรตซ์	21
2.30 วงจรถ่ายสัญญาณความถี่แบบบริดจ์ดีฟเฟอเรนทิเออร์	21
2.31 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	22
2.32 วงจรรองแบบมัลติเพิลไฟด์แบ็ค	22
2.33 การมอดูเลตเชิงขนาด	24
2.34 สเปกตรัมของการมอดูเลตทางขนาดแบบแบนด์คัท	26
2.35 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส	27
2.36 วงจรรองความถี่สูง	28
2.37 ตัวกรองวินเนอร์	31
2.38 วงจรรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ที่ใช้อัลกอริธึมแบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด	33
2.39 ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์เอทีเมกา 168	36
2.40 ขบวนการทำงานของอนาล็อกสวิตช์ CD4066	38
2.41 โครงสร้างของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์	39
2.42 วงรอบการทำงานของแอสทีวิตี้	42
2.43 อิมูเลเตอร์	44
2.44 การสร้างโปรเจค	45
2.45 ไฟล์ Acrivity_Main.xml	45
2.46 ไฟล์ ActivityMain.java	46
3.1 บล็อกโตอะแกรมการทำงานของปริณญาณนิพนธ์	48
3.2 บล็อกโตอะแกรมการทำงานเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	49

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.3	50
3.4	52
3.5	53
3.6	54
3.7	55
3.8	56
3.9	57
3.10	57
3.11	58
3.12	59
3.13	61
3.14	62
3.15	64
3.16	66
3.17	77
3.18	82
3.19	83
3.20	84
3.21	84
3.22	85
3.23	85
4.1	88
4.2	89

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.3 กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์	89
4.4 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์	90
4.5 สัญญาณที่ผ่านวงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์	90
4.6 กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์	91
4.7 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	91
4.8 สัญญาณที่ผ่านการกรองจากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	92
4.9 กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	92
4.10 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรมอดูเลตทางขนาด	93
4.11 สัญญาณที่ผ่านการมอดูเลตจากวงจรมอดูเลตทางขนาด	93
4.12 อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดซีพจรและปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด	94
4.13 สัญญาณที่ผ่านการกรองจากวงจรกรองความถี่สูงผ่าน	95
4.14 กราฟแสดงผลตอบสนองขนาดทางความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่าน	95
4.15 วงจรหัววัดสัญญาณ	96
4.16 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองของวงจรหัววัดสัญญาณและวงจรถอดสัญญาณ	97
4.17 เปรียบเทียบระหว่างสัญญาณควบคุมการทำงานของอนาล็อกสวิตช์	97
4.18 เปรียบเทียบระหว่าง สัญญาณควบคุมการทำงานของอนาล็อกสวิตช์	98
4.19 วงจรสำหรับวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด	98
4.20 สัญญาณจากไดโอดเปล่งแสงสีแดงและอินฟราเรดที่ผ่านวงกรองสัญญาณ	99
4.21 สัญญาณของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดโดยโปรแกรม Serial Chart	99
4.22 ผลการคำนวณร้อยละของออกซิเจนในเลือดจากไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยแสดงผลด้วยโปรแกรม Serial Chart	100
4.23 สัญญาณสี่เหลี่ยมค้ำร้อยละของออกซิเจนในเลือด และค่าซีพจร	101
4.24 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	102
4.25 สัญญาณที่ผ่านการกรองจากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	102

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า	
4.26	ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	103
4.27	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองแอปพลิเคชันกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน และตรวจนับความถี่ผ่านศูนย์	103
4.28	สัญญาณก่อนและหลังผ่านตัวกรองดิจิทัลชนิดความถี่สูงผ่าน	104
4.29	ผลตอบสนองความถี่ของแอปพลิเคชันวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน	105
4.30	สัญญาณก่อนและหลังผ่านตัวกรองดิจิทัลชนิดความถี่สูงผ่าน	105
4.31	ค่าปริมาณความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดบนหน้าจوترศัพท์	106
4.32	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองแอปพลิเคชันแสดงค่าอัตราการเต้นของชีพจร, ร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจوترศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์	107
4.33	สัญญาณเอเอ็มจากวงจรมอดูเลตทางขนาด	107
4.34	ค่าอัตราการเต้นของชีพจร, ร้อยละของออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลบนหน้าจوترศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์	108
4.35	ผลการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจوترศัพท์มือถือกับบนออสซิลโลสโคป	108
4.36	อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองส่งข้อมูลและรูปภาพไปยังฐานข้อมูล	109
4.37	ข้อมูลที่กรอกเพื่อส่งยังฐานข้อมูล	109
4.38	รูปภาพที่จะส่งไปยังฐานข้อมูล	110
4.39	ข้อมูลในฐานข้อมูล	110
4.40	รูปภาพที่ได้รับมาจากทรศัพท์มือถือ	111
4.41	ผลการตรวจจับไวรัสาร์คของการส่งข้อมูล	111
4.42	ผลการตรวจจับไวรัสาร์คของการส่งรูปภาพ	112

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การตรวจวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด, อัตราการเต้นของชีพจร และคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยอาการของผู้ป่วย โดยเทคโนโลยีทางการแพทย์ในปัจจุบันสามารถวัดค่าเหล่านี้ได้แม่นยำ และมีประสิทธิภาพ รวมถึงผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวดจึงเป็นที่นิยม ปัญหาหนึ่งที่เกิดขึ้นในปัจจุบันคือจำนวนของผู้ป่วยมีมาก ทำให้เครื่องมือทางการแพทย์ และผู้เชี่ยวชาญที่ทำการวินิจฉัยอาการของผู้ป่วยมีจำนวนไม่เพียงพอ ทำให้ใช้เวลานานในการตรวจรักษา และมีผู้ป่วยจำนวนมากที่ต้องเดินทางไปโรงพยาบาลเป็นประจำเพื่อตรวจร่างกาย ปริณูยานิพนธ์นี้จึงได้นำเสนอเครื่องวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ขึ้นมา เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถตรวจวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด, อัตราการเต้นของชีพจร และคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้เอง และสามารถส่งข้อมูลให้แพทย์วินิจฉัยเบื้องต้นได้

1.2 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อออกแบบอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และจัดทำแอปพลิเคชันสำหรับแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ
- 2) เพื่อเป็นทางเลือกให้ผู้ที่สนใจในการตรวจสอบสมรรถภาพหรือผู้ป่วยที่ต้องได้รับการตรวจวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยไม่ต้องซื้ออุปกรณ์ที่มีราคาแพง หรือไม่ต้องไปโรงพยาบาล
- 3) เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถส่งผลการวัดไปยังแพทย์เจ้าของไข้ได้ โดยส่งผ่านโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ ซึ่งจะทำให้เกิดความสะดวกสบายทั้งผู้ป่วยและแพทย์เจ้าของไข้

1.3 ขอบเขตของปริณูยานิพนธ์

- 1) สามารถใช้ได้กับแอปพลิเคชันเวอร์ชัน 4.17 ขึ้นไปเท่านั้น
 - 2) แอปพลิเคชันสามารถรับสัญญาณจากทางช่องหูฟัง โดยความถี่ที่สามารถส่งได้จะอยู่ในช่วง 20 – 4000 เฮิรตซ์
- คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 3) แอปพลิเคชันสามารถแสดงผลอัตราการเต้นของชีพจรได้ 50 – 140 ครั้งต่อนาที และร้อยละของปริมาณออกซิเจน 75 – 100
- 4) การส่งข้อมูลและรูปภาพไปยังฐานข้อมูลนั้นส่งได้เพียงแคในโครงข่ายเดียวกัน



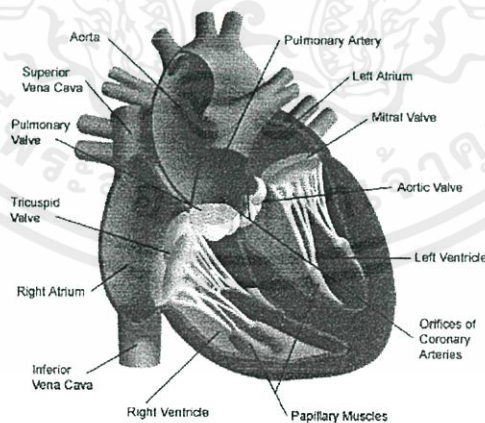
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 หัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ มีขนาดเท่ากำปั้น อยู่ใต้กระดูกหน้าอกบริเวณส่วนกลางค่อนข้างต่ำทางด้านซ้ายเล็กน้อย มีหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปยังทุกส่วนของร่างกาย โดยหัวใจจะถูกแบ่งออกเป็น 4 ห้อง ได้แก่ ห้องบนขวา (Right Atrium) ห้องบนซ้าย (Left Atrium) ห้องล่างขวา (Right Ventricle) และห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) โดยมีการทำงานของหัวใจเริ่มจากหัวใจห้องบนขวารับเลือดที่มาจาก 2 ทาง คือ หลอดเลือดดำใหญ่ซุพีเรียเวนาคาวา (Superior vena cava) ที่รับเลือดมาจากร่างกายส่วนบน และหลอดเลือดดำใหญ่อินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior vena cava) ที่รับเลือดมาจากร่างกายส่วนล่าง จากนั้นเลือดจะไหลไปยังห้องล่างขวาแล้วถูกส่งผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) และหลอดเลือดแดงพัลโมนารี (Pulmonary Arteries) ไปยังปอด จากนั้นหัวใจห้องบนซ้ายจะรับเลือดที่ได้รับออกซิเจนจากปอดผ่านทางหลอดเลือดดำพัลโมนารี (Pulmonary Veins) และส่งไปยังหัวใจห้องล่างซ้ายผ่านทางลิ้นไมทรัล (Mitral Valve) เมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายได้รับเลือดมาแล้ว จะทำการสูบฉีดเลือดไปทั่วร่างกายผ่านทางลิ้นหัวใจเอออร์ติก (Aortic Valve) และหลอดเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา (Aorta) โดยมีโครงสร้างภายในของหัวใจดังรูปที่ 2.1



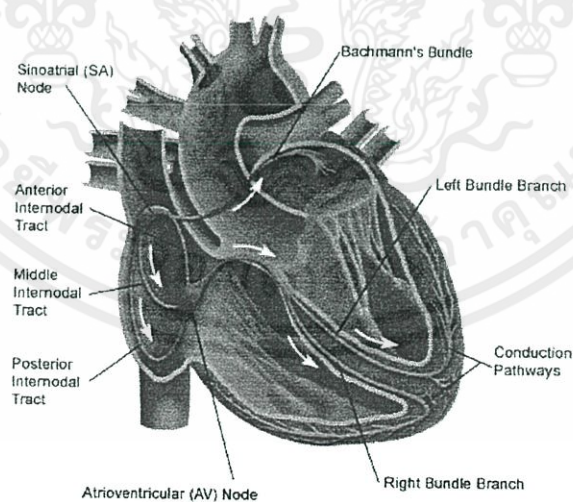
รูปที่ 2.1 โครงสร้างภายในของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภายนอกและภายในเซลล์ โดยภายในเซลล์จะมีโปแตสเซียมสูง สารเกลือแร่จะผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา เมื่อศักย์ไฟฟ้าต่ำลงมาก เซลล์จะกระตุ้นให้โซเดียมภายนอกเข้ามาภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ศักย์ไฟฟ้าในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วเช่นกัน เมื่อโปแตสเซียมซึมออกจากเซลล์และโซเดียมถูกขับออกจากเซลล์ ศักย์ไฟฟ้าจะค่อยๆ ลดลง ก็จะเกิดปรากฏการณ์เช่นเดิมอีกครั้งเป็นจังหวะต่อเนื่อง เมื่อทำการบันทึกจะได้ลักษณะคล้ายคลื่น เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

2.2.1 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงดังรูปที่ 2.2 การเต้นของหัวใจที่ปกติ เริ่มจากตำแหน่งโหนดเอสเอที่ห้องขวาบนสร้างกระแสไฟฟ้าเป็นจังหวะและกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ทำให้หัวใจห้องบนเกิดการหดตัว ทำให้เลือดถูกส่งไปยังหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจะเคลื่อนไปยังโหนดเอวีที่อยู่บริเวณฐานหัวใจด้านล่างอย่างช้าๆ จากนั้นสัญญาณจากโหนดเอวี จะเคลื่อนไปยังเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าหัวใจ (Bundle of His) และกลุ่มเส้นใยพัวร์คินเย (Purkinje Fiber) ซึ่งจะนำเส้นใยไปยังส่วนต่างๆของกล้ามเนื้อหัวใจด้านล่าง ทำให้เกิดการหดตัวเพื่อสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย

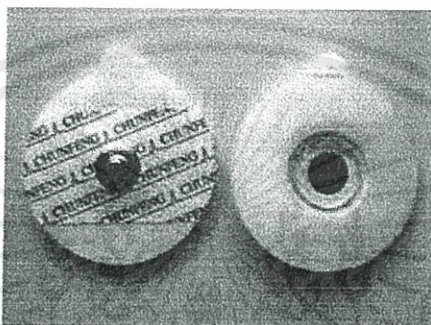


รูปที่ 2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดได้โดยใช้แผ่นอิเล็กโทรด (Electrode) ดังรูปที่ 2.3 ซึ่งเป็นอุปกรณ์แปลงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายไปเป็นการไหลของกระแสในสายนำสัญญาณ โดยนำมาติดบริเวณร่างกายที่บริเวณต่างๆ เรียกว่า ลีด (Lead)



รูปที่ 2.3 แผ่นอิเล็กโทรด

สำหรับปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้การวัดแบบลีดมาตรฐาน (Standard Limb Lead) ดังรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นการติดแผ่นอิเล็กโทรดไว้ตามส่วนต่างๆของร่างกายในรูปของสามเหลี่ยมเอินโทเฟิน (Einthoven Triangle) โดยใช้ขาขวาเป็นสายดิน จากนั้นวัดแรงดันของ Lead I, Lead II และ Lead III โดยแต่ละลีดจะมีการวัดดังนี้

- 1) Lead I วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย
- 2) Lead II วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวากับขาซ้าย
- 3) Lead III วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย



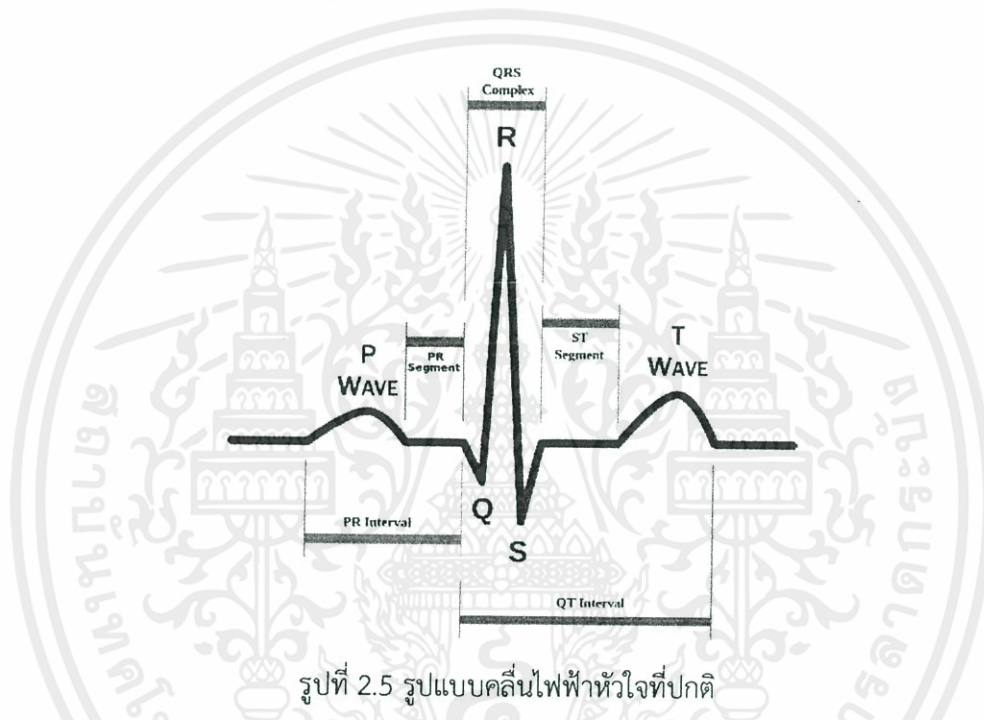
รูปที่ 2.4 การวัดแบบลีดมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า จากวิธีการวัดแต่ละลีดข้างต้น จะได้ความสัมพันธ์ของทั้งสามลีดดังสมการที่ (2.1) ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III} \quad (2.1)$$

2.2.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [1]

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติจะประกอบด้วยคลื่นพี (P), คลื่นคิว (Q), คลื่นอาร์ (R), คลื่นเอส (S) และคลื่นที (T) ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ

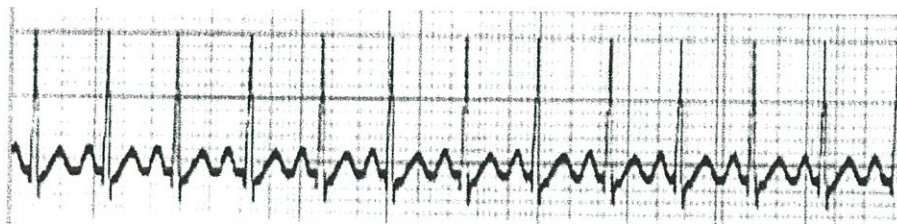
ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบ่งออกเป็น 4 ประเภท ได้แก่

2.2.3.1 ความผิดปกติที่มีจุดกำเนิดจากโหนดเอสเอ

- 1) หัวใจเต้นเร็วกว่าปกติ (Sinus Tachycardia)

เกิดจากกรณีที่โหนดเอสเอ ปล่อยคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตราเร็วกว่า 100 ครั้งต่อนาที โดยมีลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



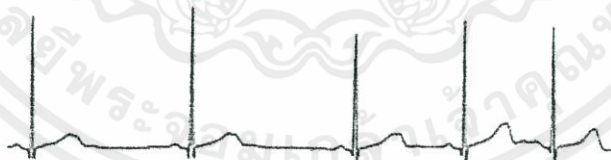
รูปที่ 2.6 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจเต้นเร็วกว่าปกติ

2) หัวใจเต้นช้ากว่าปกติ (Sinus Bradycardia) เกิดจากกรรมที่โหนดเอสเอ ปล่อยคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตราต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที โดยมีลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจเต้นช้ากว่าปกติ

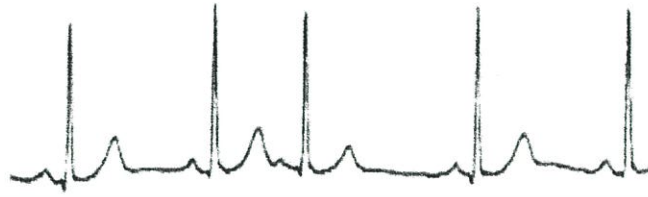
3) หัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอ (Sinus Arrhythmia) เกิดจากกรรมที่โหนดเอสเอ ปล่อยสัญญาณไฟฟ้าด้วยอัตราไม่คงที่ ซึ่งอาจจะเร็วหรือช้ากว่าปกติ โดยมีลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เต้นไม่สม่ำเสมอ

2.2.3.2 ความผิดปกติที่เกิดจากเอเตรียม

1) เอเตรียมเต้นก่อนจังหวะ (Premature atrial contraction) เกิดจากที่เอเตรียมกำเนิดกระแสไฟฟ้าก่อนโหนดเอสเอ ซึ่งกรณีนี้จะเห็นคลื่นที่ผิดปกติ และบางจังหวะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดเร็วกว่าปกติ โดยมีลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เอเตรียมเต้นก่อนจังหวะ

2) เอเตรียมฟลัตเตอร์ (Atrial Flutter) เกิดจากผนังเอเตรียมกำเนิดไฟฟ้าแทนโหนดเอสเอ ซึ่งจะกระตุ้นให้เอเตรียมบีบตัวประมาณ 250 – 400 ครั้งต่อนาที มีลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีคลื่นพีที่หยักคล้ายฟันเลื่อย ช่วงพี – อาร์วีดีไม่ได้ และคลื่นควอเตอร์เอสปกติ ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดเอเตรียมฟลัตเตอร์

3) เอเตรียมฟิบริลเลชัน (Atrial Fibrillation) เกิดจากเอเตรียมกำเนิดกระแสไฟฟ้าก่อนโหนดเอสเอด้วยอัตรา 250 – 600 ครั้งต่อนาที ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะไม่มีคลื่นพี ดังรูปที่ 2.11

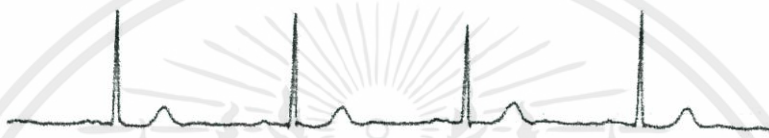


รูปที่ 2.11 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดเอเตรียมฟิบริลเลชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.3.3 ความผิดปกติที่เกิดจากเอวีจังก์ชัน (AV Junction) ที่มีการ
ขัดขวางการนำสัญญาณไฟฟ้าที่โหนดเอวี

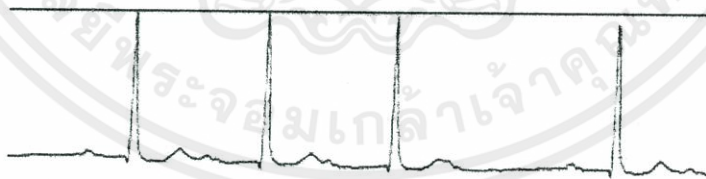
1) การขัดขวางขั้นที่ 1 (First Degree AV Block) ทำให้
สัญญาณไฟฟ้าไหลได้ช้าในบริเวณโหนดเอวี ก่อนจะส่งสัญญาณไปยังส่วนอื่นๆ ต่อไป ส่งผลให้
คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีช่วงพี - อาร์ที่ยาวกว่าปกติ ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 1

2) การขัดขวางขั้นที่ 2 (Second Degree AV Block)
เกิดขึ้นระหว่างการนำสัญญาณไฟฟ้าจากเอเตรียมไปยังเวติเคิลในบางจังหวะ ส่งผลให้การเต้น
ของเวติเคิลน้อยกว่าเอเตรียม

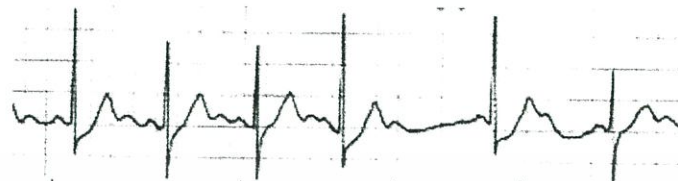
- การขัดขวางขั้นที่ 2 แบบที่ 1 (Mobitz type I)
ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีช่วงพี - อาร์ยาวขึ้นเรื่อยๆ บางจังหวะจะไม่มีคลื่นคิวอาร์เอส ดังรูป
ที่ 2.13



รูปที่ 2.13 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 2 แบบที่ 1

- การขัดขวางขั้นที่ 2 แบบที่ 2 (Mobitz type II) ต่าง
จากแบบแรก คือ ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีช่วงพี - อาร์คงที่ แต่บางจังหวะจะไม่มีคลื่นคิวอาร์
เอส ดังรูปที่ 2.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่วางไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 2 แบบที่ 2

3) การขัดขวางขั้นที่ 3 (Third Degree AV Block) เป็นการขัดขวางคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างสมบูรณ์ที่บริเวณเอวีจังก์ชัน โดยจะขัดขวางสัญญาณไฟฟ้าจากโหนดเอสเอที่จะไหลไปยังเวตริเคิล ส่งผลให้ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีคลื่นพีกับคลื่นควอเตอร์เอสไม่สัมพันธ์กัน บางจังหวะไม่มีคลื่นควอเตอร์เอส นอกจากนี้การขัดขวางยังส่งผลให้คลื่นควอเตอร์เอสกว้างหรือแคบได้ ดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขัดขวางขั้นที่ 3

2.2.3.4 ความผิดปกติที่มีจุดกำเนิดจากเวตริเคิล

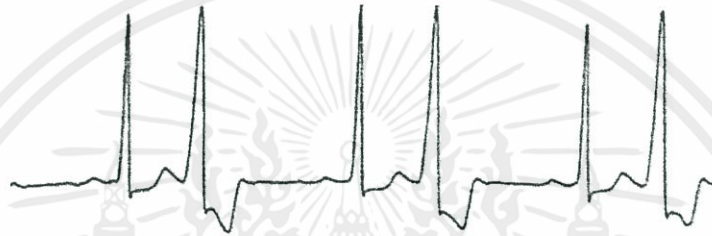
1) ความผิดปกติที่เกิดจากเวตริเคิลถูกรบกวนการทำงาน เกิดจากการที่เวตริเคิลส่งสัญญาณไฟฟ้าแทนโหนดเอสเอในบางจังหวะ โดยลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเกิดคลื่นควอเตอร์เอสที่กว้างกว่าปกติในบางจังหวะ และเกิดก่อนที่โหนดเอสเอจะสร้างสัญญาณไฟฟ้า ดังรูปที่ 2.16



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.16 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวตริเคิลถูกรบกวนการทำงาน
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) ความผิดปกติที่เกิดจากเวทริเคิลเต้นก่อนจังหวะ (Premature Ventricular Contraction) การที่เวทริเคิลเต้นก่อนจังหวะจะมีหลายประเภท ซึ่งประเภทที่เป็นอันตราย ได้แก่

- ผิดปกติทุกจังหวะที่ 2 (Ventricular Bigeminy) มีลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลเต้นก่อนจังหวะ โดยผิดปกติทุกจังหวะที่ 2

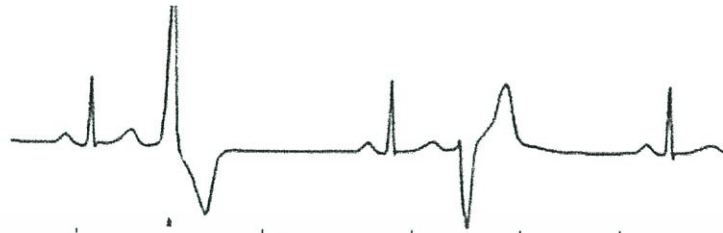
- จังหวะที่ผิดปกติมีคลื่นอาร์อยู่ซ้อนกับคลื่นที (R on T Phenomenon) เกิดจากกรณีที่มีการดีโพลาไรเซชันของเวทริเคิลขณะที่การรีโพลาไรเซชันยังไม่สมบูรณ์ มีลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลเต้นก่อนจังหวะ โดยจังหวะที่ผิดปกติมีคลื่นอาร์อยู่ซ้อนกับคลื่นที

- จังหวะที่ผิดปกติที่เกิดจากจุดกำเนิดไฟฟ้าที่ต่างกัน มากกว่า 1 ตำแหน่งในเวทริเคิล (Multifocal PVCs) มีลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



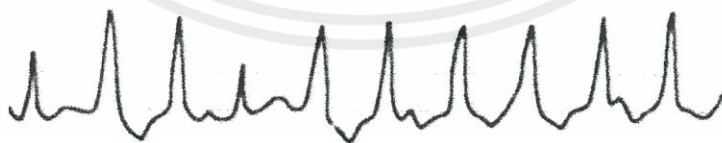
รูปที่ 2.19 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีจังหวะที่ผิดปกติที่เกิดจากจุดกำเนิดไฟฟ้าที่ต่างกันมากกว่า 1 ตำแหน่งในเวนทริเคิล

3) ความผิดปกติที่เกิดจากเวทริเคิลเร็วกว่าปกติ (Ventricular Tachycardia: VT) เกิดเนื่องจากในเวนทริเคิลปล่อยสัญญาณไฟฟ้าแทนโหนดเอสเออย่างน้อย 4 จังหวะติดต่อกัน ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีคลื่นคิวอาร์เอสกว้าง ไม่มีคลื่นพีและช่วงพี - อาร์ ดังรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลเร็วกว่าปกติ

4) เวนทริเคิลลาร์ฟิบริลเลชัน (Ventricular Fibrillation: VF) เกิดจากเวทริเคิลปล่อยกระแสไฟฟ้าอย่างรวดเร็วจนหัวใจไม่มีการบีบตัว และลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะไม่มีคลื่นพีคิวอาร์เอสและที แต่จะมีคลื่นขยุกขยิกเกิดขึ้น โดยมีทั้งชนิดหยาบและละเอียด ดังรูปที่ 2.21 และ 2.22 ตามลำดับ



รูปที่ 2.21 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวทริเคิลลาร์ฟิบริลเลชันชนิดหยาบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.22 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวนทริเคิลลาร์ฟิบริลเลชั่นชนิดละเอียด

5) เวนทริเคิลหยุดเต้น (Ventricular Standstill) เกิดขึ้นจากการที่โหนดเอสเอถูกขัดขวาง จึงทำให้เวนทริเคิลทำงานโดยใช้ไฟฟ้าในเวนทริเคิลเท่านั้น และเมื่อเวนทริเคิลไม่ปล่อยกระแสไฟฟ้าจึงส่งผลให้เวนทริเคิลหยุดเต้นและส่งผลให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่มีคลื่นคิวอาร์เอสและช่วงพี - อาร์ในขณะช่วงที่เวนทริเคิลหยุดเต้น ดังรูปที่ 2.23

รูปที่ 2.23 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากเวนทริเคิลหยุดเต้น

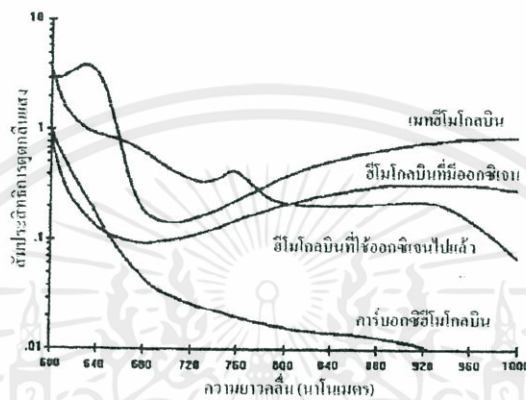
2.3 การวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด [2]

2.3.1 คุณสมบัติของเลือด

เลือดเป็นของเหลวในร่างกายที่อยู่นอกเซลล์ มีอยู่ประมาณ 7 - 9% ของน้ำหนักตัว ประกอบด้วยสองส่วนหลักคือ น้ำเลือดและเม็ดเลือด โดยปริมาตรที่สนใจส่วนประกอบที่อยู่ในเม็ดเลือดแดงคือ ฮีโมโกลบิน (Haemoglobin, Hb) ซึ่งเกี่ยวข้องกับการหายใจ

ฮีโมโกลบินประกอบด้วยโปรตีนเรียกว่าฮีม (Heme) และโกลบิน (Globin) ซึ่งมีองค์ประกอบของธาตุเหล็ก เมื่อฮีโมโกลบินจับตัวกับออกซิเจน (O_2) จะเกิดเป็นออกซิฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin, O_2Hb) ซึ่งเป็นรงควัตถุสีแดง และเมื่อปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์แล้วจะเกิดเป็นดีออกซิฮีโมโกลบิน (Deoxyhemoglobin, RHb) ซึ่งเป็นรงควัตถุสีม่วงคล้ำ สำหรับฮีโมโกลบินที่จับกับคาร์บอน-มอนอกไซด์จะเกิดเป็นคาร์บอกซิฮีโมโกลบิน (Carboxyhemoglobin, $COHb$) ซึ่งเป็นรงควัตถุสีแดงอมชมพู และฮีโมโกลบินที่จับตัวกับธาตุเหล็กที่ถูกออกซิไดซ์ จะเกิดเป็นเมทฮีโมโกลบิน

(Methemoglobin, *MetHb*) ซึ่งเป็นรงควัตถุสีน้ำตาลเข้ม คาร์บอกซิฮีโมโกลบิน และเมทฮีโมโกลบิน ไม่มีความสามารถในการจับตัวกับออกซิเจน ผลดังกล่าวนี้ทำให้รงควัตถุมีการตอบสนองต่อแสงที่มีความยาวคลื่นต่างกัน แสดงในรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 การตอบสนองต่อแสงของฮีโมโกลบินในสภาวะต่างๆ

จากรูปที่ 2.24 จะเห็นว่าออกซิฮีโมโกลบินหรือฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนจะมีการดูดกลืนแสงในช่วงความยาวคลื่น 640 ถึง 680 นาโนเมตร (ช่วงความยาวคลื่นแสงสีแดง) ต่ำกว่าบริเวณอื่น จึงนำเอาแสงสีแดงมาใช้ในการวัดเพื่อบ่งบอกปริมาณออกซิเจนในเลือด และเนื่องจากเราวัดผ่านผิวหนังทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนจากปัจจัยทางกายภาพของผู้ถูกวัด เช่น สีผิว ความหนาของผิวหนังบริเวณที่ทำกรวัด ดังนั้นจึงทำการชดเชยความคลาดเคลื่อนนี้โดยการใช้แหล่งกำเนิดแสงสองแหล่งที่มีความยาวคลื่นต่างกัน ได้แก่ แหล่งกำเนิดแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด

2.3.2 หลักการของการตรวจจับสัญญาณชีพจร

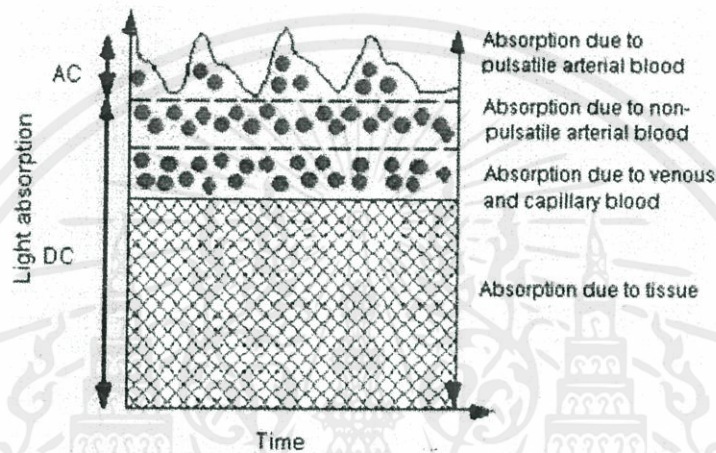
การตรวจจับสัญญาณชีพจรของปริมาตรที่ผันแปรได้นำหลักการการดูดซับคลื่นแสงในช่วงความยาวคลื่น 600 - 750 นาโนเมตร โดยอาศัยค่าความยาวคลื่นของแสงสีแดง และ 850 - 1000 นาโนเมตร โดยอาศัยค่าความยาวคลื่นของแสงอินฟราเรดโดยใช้หัววัดสัญญาณที่จำลองขึ้นมา หัววัดสัญญาณประกอบด้วยสองส่วน ได้แก่ ส่วนที่ปล่อยคลื่นแสง และส่วนของเซ็นเซอร์รับแสง แหล่งกำเนิดแสงจะปล่อยแสงสีแดงสลับกับแสงอินฟราเรด เมื่อคลื่นแสงผ่านนิ้วมือตัวเซ็นเซอร์จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปใช้ในการอื่นโดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือ Alternating Current Light, AC) และช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (Non-Pulsatile Flow หรือ Direct Current Light, DC) แสดงในรูปที่ 2.25

การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ DC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน และ AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ



รูปที่ 2.25 การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ

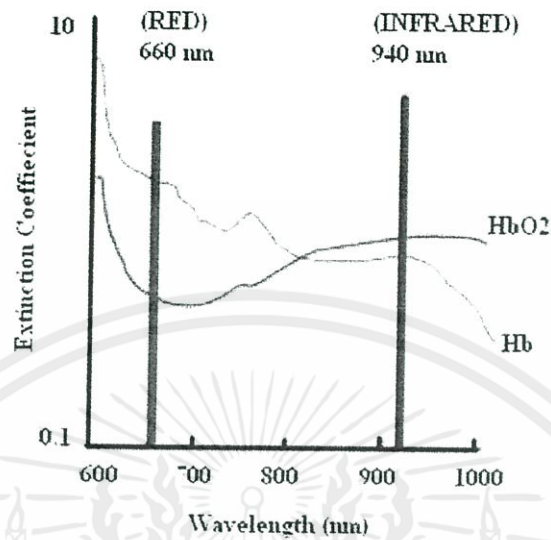
2.3.3 หลักการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากการวัดโดยชีพจร (SpO_2) ของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ (Pulse Oximeter) มีข้อจำกัดเนื่องจากใช้คลื่นแสงความยาวคลื่นเพียงสองช่วง ดังนั้นค่าที่วัดได้จะเป็นร้อยละของ Oxyhemoglobin (HbO_2) ต่อผลรวมของ Oxyhemoglobin และ Reduce hemoglobin (HbR) ดังสมการที่ (2.2) โดยไม่นำฮีโมโกลบินชนิดอื่นที่ไม่สามารถนำออกซิเจนมาคำนวณด้วย อาจเรียกว่า Functional hemoglobin saturation

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbR} \times 100 \quad (2.2)$$

โดยออกซิฮีโมโกลบิน (HbO_2) และฮีโมโกลบินธรรมดา (Hb) จะมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของการดูดกลืนแสงในช่วง 600 ถึง 1000 นาโนเมตร ดังรูปที่ 2.26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



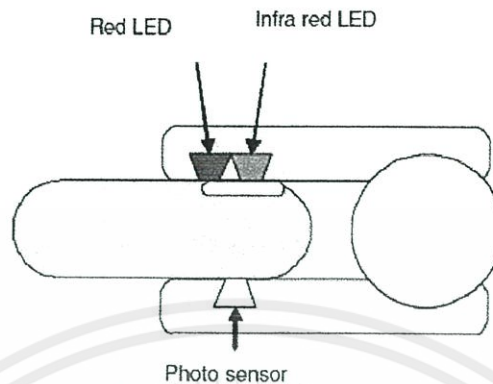
รูปที่ 2.26 อัตราการดูดกลืนแสงของออกซีฮีโมโกลบิน และฮีโมโกลบินธรรมดา

การออกแบบตัวตรวจวัด จึงจำเป็นต้องอยู่ภายใต้การควบคุมและการแนะนำของผู้เชี่ยวชาญด้านการแพทย์ กล่าวคือ ปริมาณออกซิเจนที่อิ่มตัวในเลือดของคนปกติ ในเส้นเลือดแดงจะอยู่ประมาณร้อยละ 97 ส่วนในเส้นเลือดดำจะอยู่ประมาณร้อยละ 75 ช่วงที่จะวัดคือช่วงแสงสีแดงถึงแสงอินฟราเรด ในความยาวคลื่น 600 ถึง 1000 นาโนเมตร เนื่องจากเนื้อเยื่อและเม็ดตรงควัตถุของสีผิวจะดูดกลืนแสงสีน้ำเงิน (440 นาโนเมตร) เขียว (520 นาโนเมตร) เหลือง (545 นาโนเมตร) และน้ำในเนื้อเยื่อจะดูดกลืนความยาวคลื่นแสงอินฟราเรดคลื่นยาวกว่านี้ (มากกว่า 1000 นาโนเมตร)

2.3.4 หัววัดสัญญาณด้วยแสง (Probe) [3]

หัววัดสัญญาณมีลักษณะเป็นตัวหนีบสำหรับหนีบบริเวณปลายนิ้วมือดังแสดงในรูปที่ 2.27 เพื่อทำการวัดค่าจากภายนอก หัววัดสัญญาณนี้ด้านหนึ่งจะมีแหล่งกำเนิดแสงจากไดโอดเปล่งแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดติดอยู่ เพื่อให้แสงผ่านนิ้วมือไปยังตัวรับแสง แต่แสงจะถูกลดทอนเมื่อผ่านผิวหนังและชั้นของเนื้อเยื่อต่างๆ ซึ่งจะลดทอนในปริมาณที่คงที่ไม่เปลี่ยนแปลงไปตามการเต้นของหัวใจจะมีเพียงเลือดแดงเท่านั้นที่มีการเปลี่ยนแปลงไปตามการเต้นของหัวใจ ซึ่งมีผลเพิ่มและลดการดูดซึมของแสง อีกด้านหนึ่งของหัววัดสัญญาณจะมีเซ็นเซอร์รับแสง ทำหน้าที่ตรวจวัดแสงที่ผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อว่าเหลือมากน้อยเพียงใด แล้วจะนำสัญญาณเข้าสู่วงจรในส่วนต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

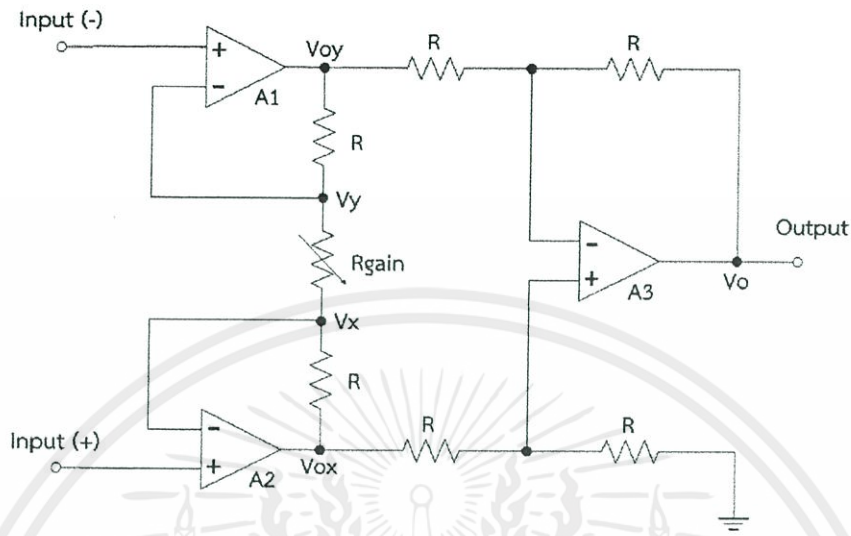


รูปที่ 2.27 หัววัดสัญญาณด้วยแสง

2.4 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ (Instrument Amplifier Circuit)

การสัมผัสแผ่นอิเล็กทรอนิกส์บนผิวหนังจะทำให้เกิดความต้านทานที่สูงมาก จึงต้องการ วงจรขยายที่มีความต้านทานอินพุตสูงกว่าความต้านทานที่เกิดบนรอยสัมผัสระหว่างผิวหนังกับแผ่น อิเล็กทรอนิกส์มากๆ เพื่อให้การสูญเสียสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบริเวณรอยสัมผัสดังกล่าวเกิดน้อยที่สุด และเนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมาก อาจถูกรบกวนจากสัญญาณอื่นๆ ได้ง่าย จึงต้องการ วงจรขยายที่มีอัตราขยายสัญญาณโหมดต่าง (Different Mode Component) ค่ามากๆ และ อัตราขยายโหมดร่วม (Common Mode Component) ค่าน้อยๆ ซึ่งวงจรขยายที่มีคุณสมบัติ ดังกล่าวจะขยายเฉพาะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาทางอินพุตของวงจรในลักษณะสัญญาณ โหมดต่างและกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะโหมดร่วม และนอกจากนี้ยังต้องการ วงจรขยายที่ตอบสนองกับสัญญาณความถี่ต่ำได้ดี เพราะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ที่ต่ำมาก ดังนั้นวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์จึงเหมาะสมกับการขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีรูปวงจร ดังรูปที่ 2.28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.28 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์

วงจรถ่ายแบบอินสตรูเมนต์ใช้ออปแอมป์ 3 ตัว คือ A_1 , A_2 และ A_3 โดย A_1 และ A_2 ทำหน้าที่ในส่วนของอินพุต และ A_3 ทำหน้าที่ในส่วนเอาต์พุต สามารถคำนวณอัตราขยายได้ดังสมการที่ (2.3) ถึง (2.11) โดยเริ่มจากการพิจารณาออปแอมป์ A_1 จะได้

$$\left(\frac{V_X - V_Y}{R_{gain}} \right) = \left(\frac{V_Y - V_{OY}}{R} \right) \quad (2.3)$$

$$V_{OY} = \left(1 + \frac{R}{R_{gain}} \right) V_Y - \left(\frac{R}{R_{gain}} \right) V_X \quad (2.4)$$

เมื่อพิจารณาออปแอมป์ A_2 จะได้ดังสมการที่ (2.5)

$$\left(\frac{V_X - V_Y}{R_{gain}} \right) + \left(\frac{V_X - V_{OX}}{R} \right) = 0 \quad (2.5)$$

$$V_{OX} = \left(1 + \frac{R}{R_{gain}} \right) V_X - \left(\frac{R}{R_{gain}} \right) V_Y \quad (2.6)$$

เอกสารนี้เมื่อพิจารณาออปแอมป์ A_3 ซึ่งจะได้สัญญาณเอาต์พุต คือนั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_O = V_{OX} - V_{OY} \quad (2.7)$$

แทนค่าจากสมการที่ (2.4) และ (2.6) ลงในสมการที่ (2.7) จะได้

$$V_O = \left[\left(1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right) V_X - \left(\frac{R}{R_{gain}} \right) V_Y \right] - \left[\left(1 + \frac{R}{R_{gain}} \right) V_Y - \left(\frac{R}{R_A} \right) V_X \right] \quad (2.8)$$

$$V_O = \left(1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right) V_X - \left(1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right) V_Y \quad (2.9)$$

$$V_O = \left(1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right) (V_X - V_Y) \quad (2.10)$$

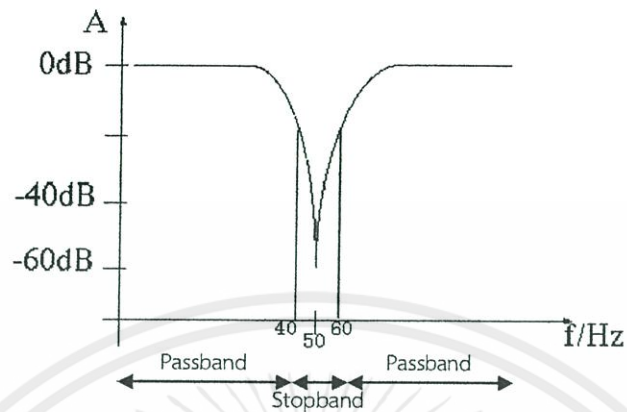
โดยอัตราขยายจะขึ้นอยู่กับค่าความต้านปรับค่าได้ และค่าอัตราขยายเป็นไป
ดังสมการที่ (2.11)

$$A = \left(1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right) \quad (2.11)$$

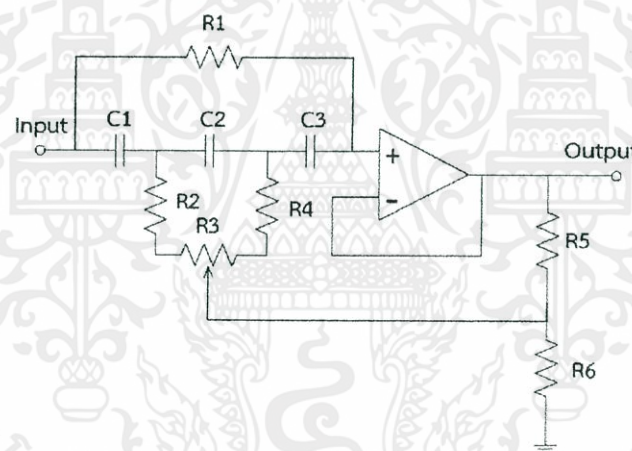
2.5 วงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ (Notch Filter Circuit)

วงจรถัดความถี่ 50 เฮิร์ตซ์หรือวงจรถอดความถี่ไม่ผ่านความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ (Band - Stop Filter) เป็นวงจรถอดความถี่ที่มีผลตอบสนองเชิงความถี่ดังรูปที่ 2.29 จากรูปจะเห็นว่าสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่ไม่ต้องการจะถูกลดทอนลงในช่วงความถี่ที่แถบหยุด (Stopband) และสัญญาณที่ต้องการจะอยู่ในช่วงความถี่แถบผ่าน (Passband) ในปริภูมิพหุคูณฉบับนี้จะนำวงจรถัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์มาใช้ลดทอนสัญญาณที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ที่อาจปนมากับไฟฟ้ากระแสสลับหรือสายส่งสัญญาณ โดยใช้วงจรแบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์ (Bridge Differentiator) ดังรูปที่ 2.30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.29 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรกำจัดสัญญาณ 50 เฮิรตซ์



รูปที่ 2.30 วงจรกำจัดสัญญาณความถี่แบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนเชียล

จากรูปที่ 2.30 สามารถเปลี่ยนความถี่กลางได้โดยการปรับค่าความต้านทานปรับค่าได้ และสามารถหาค่าความถี่กลางหรือความถี่ที่มีการลดทอนมากที่สุดได้ ดังสมการที่ (2.12)

$$f_c = \frac{1}{2\pi C \sqrt{3R_a R_b}} \quad (2.12)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

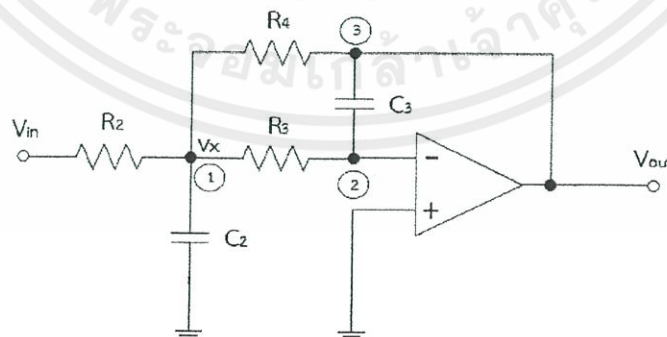
2.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter Circuit: LPF)

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำ โดยความถี่ที่มากกว่าความถี่ตัด จะถูกกรองทิ้งไป และมีผลตอบสนองเชิงความถี่ดังรูปที่ 2.31 จากรูปจะเห็นว่า สัญญาณความถี่ที่ไม่ต้องการจะถูกลดทอนลงในช่วงความถี่ที่แถบหยุด (Stopband) และสัญญาณที่ต้องการจะอยู่ในช่วงความถี่แถบผ่าน (Passband) โดยความถี่แถบผ่านจะเป็นช่วงความถี่ตั้งแต่ 0 เฮิรตซ์ ไปจนถึงความถี่ตัด (Cut-off Frequency) ความถี่ตัดนี้ คือ ความถี่ที่ได้กำลังขยายลดลง 0.707 ของกำลังขยายสูงสุด หรือ ประมาณ -3 เดซิเบล (decibel, dB) และความถี่แถบหยุดจะมีค่าความถี่ตั้งแต่ความถี่ตัดเป็นต้นไป

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่เลือกนำมาใช้งานนั้น เป็นวงจรกรองแบบมัลติเฟิลฟีดแบ็ค (Multiple Feedback Low-Pass) ดังรูปที่ 2.32



รูปที่ 2.31 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 2.32 วงจรกรองแบบมัลติเฟิลฟีดแบ็ค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาดูเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากวงจรดังรูปที่ 2.32 สามารถคำนวณสมการส่งผ่านได้ดังสมการที่ (2.13) ถึง (2.18) โดยเริ่มพิจารณาจากโหนดที่ 1

$$\left(\frac{V_{in}-V_X}{R_2}\right)+\left(\frac{V_{out}-V_X}{R_4}\right)=sC_2V_X+\frac{V_X}{R_3} \quad (2.13)$$

$$\frac{V_{in}}{R_2}+\frac{V_{out}}{R_4}=V_X\left(sC_2+\frac{1}{R_2}+\frac{1}{R_3}+\frac{1}{R_4}\right) \quad (2.14)$$

พิจารณาโหนดที่ 2 จะได้

$$sC_3V_{out}+\frac{V_X}{R_3}=0 \quad (2.15)$$

$$V_X=-sC_3R_3V_{out} \quad (2.16)$$

แทนค่า V_X ลงในสมการที่ (2.14) จะได้

$$\frac{V_{in}}{R_2}=\left(-sC_3R_3V_{out}\right)\left(sC_2+\frac{1}{R_2}+\frac{1}{R_3}+\frac{1}{R_4}\right)-\frac{V_{out}}{R_4} \quad (2.17)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}}=\frac{-\frac{1}{C_2C_3R_2R_3}}{s^2+s\frac{1}{C_2}\left(\frac{1}{R_2}+\frac{1}{R_3}+\frac{1}{R_4}\right)+\frac{1}{C_2C_3R_3R_4}} \quad (2.18)$$

เมื่อเปรียบเทียบกับฟังก์ชันถ่ายโอนของวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน ดังสมการที่ (2.19) จะพบว่าได้ค่า ω_c^2 ดังสมการที่ (2.20)

$$\frac{V_{out}}{V_{in}}=\frac{\omega_c^2}{s^2+\left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s+\omega_c^2} \quad (2.19)$$

$$\omega_c^2=\frac{1}{C_2C_3R_3R_4} \quad (2.20)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

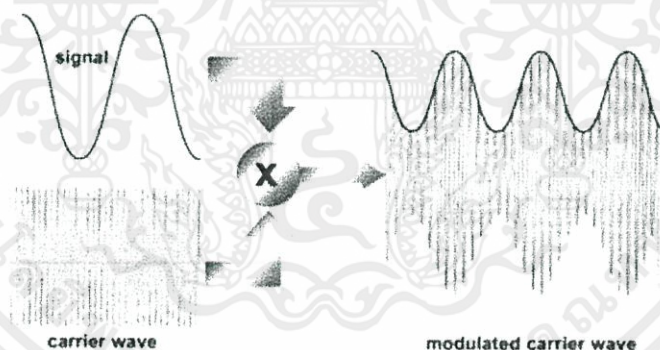
จากสมการที่ (2.20) จะสามารถหาความถี่ตัดได้ดังนี้

$$(2\pi f_c)^2 = \frac{1}{C_2 C_3 R_3 R_4} \quad (2.21)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_2 C_3 R_3 R_4}} \quad (2.22)$$

2.7 วงจรมอดูเลตเชิงขนาด (Amplitude Modulation Circuit) [4]

การมอดูเลต (Modulation) คือ การฝากสัญญาณข่าวสารไปกับสัญญาณคลื่นพาห้ (Carrier) ซึ่งเป็นคลื่นรูปไซน์ที่มีความถี่สูง เพื่อให้สามารถส่งข้อมูลได้ไกลมากขึ้น การมอดูเลตเชิงขนาด (Amplitude Modulation) คือการนำสัญญาณข่าวสารไปผสมกับสัญญาณคลื่นพาห้ โดยขนาดของสัญญาณข่าวสารจะไปควบคุมขนาดของคลื่นพาห้ให้เกิดการเปลี่ยนแปลง แต่ความถี่ยังคงเดิมดังรูปที่ 2.33



รูปที่ 2.33 การมอดูเลตเชิงขนาด

การมอดูเลตเชิงขนาดนั้น เป็นการคูณกันระหว่างสัญญาณข่าวสารและสัญญาณคลื่นพาห้ ขนาดของข่าวสารจะถูกนำไปใช้บังคับค่า A_c ของคลื่นพาห้ $A_c \cos(\omega_c t)$ ให้เปลี่ยนไปในขณะที่ความถี่ ω_c และเฟส θ_c ยังคงเท่าเดิม

การมอดูเลตเชิงขนาดมีด้วยกัน 4 แบบ คือ การมอดูเลตแบบแบนด์คู่ (Double Sideband, DSB), การมอดูเลตเชิงขนาดปกติ (Ordinary Amplitude Modulation, AM), การมอดูเลตแบบแบนด์เดี่ยว (Single Sideband, SSB), และการมอดูเลตแบบแอมพลิจูดแปรผัน (Variable Amplitude Modulation, VAM) ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดูเลตแบบแบนด์เดี่ยว (Single Sideband Modulation, SSB) และการมอดูเลตแบบเวสต์เจียน (Vestigial Sideband Modulation, VSB) โดยในปริยญาณิพนธ์ฉบับนี้ได้นำทฤษฎีการดูเลตแบบแบนด์คู่ (Double Sideband) ไปใช้เท่านั้น จึงจะขอกกล่าวถึงเฉพาะการมอดูเลตแบบแบนด์คู่เท่านั้น

กำหนดให้สัญญาณข่าวสาร คือ $m(t)$ และสัญญาณคลื่นพาห้ คือ $A_c \cos(\omega_c t)$ จะได้สมการการมอดูเลตทางขนาดตั้งสมการที่ (2.23)

$$\phi_{DSB}(t) = km(t) \cos(\omega_c t + \theta_c) \quad (2.23)$$

โดยค่า k คือค่าที่ควบคุมการเปลี่ยนแปลงของ A_c ตามสัญญาณข่าวสาร $m(t)$ และเพื่อความสะดวกในการคำนวณ จะกำหนดให้ $k = 1$ และ $\theta_c = 0$ จะได้

$$\phi_{DSB}(t) = m(t) \cos(\omega_c t) \quad (2.24)$$

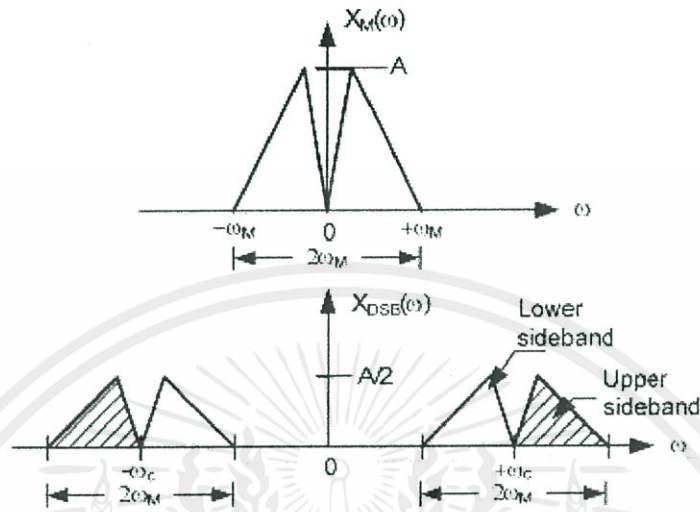
โดยโดเมนความถี่ จะกำหนดให้ $M(\omega)$ คือฟังก์ชันสเปกตรัมของ $m(t)$ ตั้งสมการที่ (2.25) และมีคุณสมบัติการแปลงฟูเรียร์ตั้งสมการที่ (2.26)

$$m(t) \leftrightarrow M(\omega) \quad (2.25)$$

$$m(t) \cos(\omega_c t) \leftrightarrow \frac{1}{2} [M(\omega + \omega_c) + M(\omega - \omega_c)] \quad (2.26)$$

จะเห็นได้ว่า สเปกตรัม $M(\omega)$ ได้ถูกเลื่อนไปที่ $\pm\omega_c$ ซึ่งแสดงได้ดังรูปที่ 2.34

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.34 สเปกตรัมของการมอดูเลตทางขนาดแบบแบนด์คู่

ถ้าแบนด์วิธของ $M(\omega)$ เท่ากับ B เฮิรตซ์ หรือ W เรเดียนต่อวินาที เพราะฉะนั้น จากสมการที่ (2.26) $\phi_{DSB-SC}(\omega)$ จะมีแบนด์วิธเป็น $2W$ เรเดียนต่อวินาที จะพบว่าค่าความถี่กลางแบนด์ของสัญญาณเอเอ็มนั้นจะอยู่ที่ความถี่ของคลื่นพาห์ คือ ω_c ซึ่งจะมีสเปกตรัมทั้งด้านความถี่สูงและความถี่ต่ำกว่าความถี่ ω_c โดยมีชื่อว่า แถบข้างส่วนบน (Upper Sideband, USB) และแถบข้างส่วนล่าง (Lower Sideband, LSB) ซึ่งจะเป็นเช่นเดียวกันในแกนความถี่ด้านลบ แต่สำหรับแกนความถี่ด้านลบนั้น แถบข้างส่วนบนจะเป็นแถบที่มีค่าเป็นลบมากกว่า $-\omega_c$ และแถบความถี่ส่วนล่างจะมีค่าเป็นลบน้อยกว่า $-\omega_c$ โดยที่ไม่มีความถี่คลื่นพาห์ จึงเรียกว่า การมอดูเลตแบบแถบข้างคู่ขจัดคลื่นพาห์ (Double-Sideband-Suppressed Carrier)

2.7.1 การมอดูเลตเชิงขนาดแบบมีคลื่นพาห์ (Amplitude Modulation With Carrier)

หลักการมอดูเลตเชิงขนาดแบบมีคลื่นพาห์ถูกนำมาใช้เนื่องจากการมอดูเลตแบบแถบข้างขจัดคลื่นพาห์และแบบแถบข้างเดี่ยวจำเป็นต้องใช้เครื่องรับที่สามารถผลิตคลื่นพาห์ที่มีความถี่และเฟสเท่ากับคลื่นพาห์จากเครื่องส่ง จึงคิดค้นวิธีการส่งสัญญาณมอดูเลตแบบแถบข้างขจัดคลื่นพาห์ไปพร้อมกับคลื่นพาห์เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว ซึ่งจะสามารถเขียนสมการได้ดังสมการที่ (2.27)

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์หรือการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านนี้ มีอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

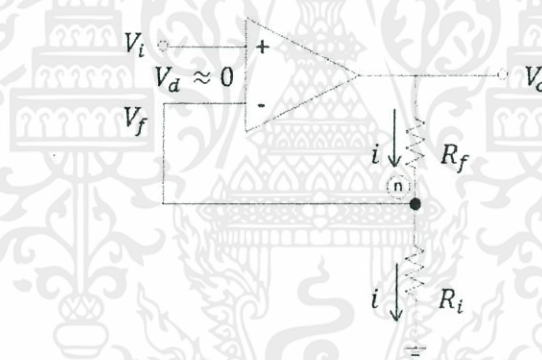
$$\phi_{AM}(t) = A_c \cos(\omega_c t) + m(t) \cos(\omega_c t) \quad (2.27)$$

สามารถจัดรูปได้ใหม่ดังนี้

$$\phi_{AM}(t) = A_c \left(1 + \frac{m(t)}{A_c} \right) \cos(\omega_c t) \quad (2.28)$$

2.8 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier Circuit)

วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสเป็นวงจรที่ป้อนสัญญาณเข้าที่ขานอนอินเวอร์ตติ้ง (Non-Inverting) หรือขาบวกของออปแอมป์ โดยมีรูปวงจรดังรูปที่ 2.35



รูปที่ 2.35 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส

เนื่องจากวงจรมีการป้อนกลับแบบลบ สัญญาณขาบวกและขาลบของออปแอมป์จะมีค่าประมาณเท่ากัน ($V_f = V_i$) ทำให้ความต่างศักย์ระหว่างขาบวก (V_f) และขาลบ (V_i) เท่ากับศูนย์โวลต์ ($V_d = 0V$) โดยกำหนดกระแสที่ไหลผ่าน (R_f) และ (R_i) เท่ากับ i เมื่อพิจารณาที่โหนด n จะได้ตั้งสมการที่ (2.29) ถึง (2.31)

$$\frac{V_o - V_m}{R_f} - \frac{V_i - 0}{R_i} = 0 \quad (2.29)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \left(\frac{R_i + R_f}{R_i R_f} \right) \quad (2.30)$$

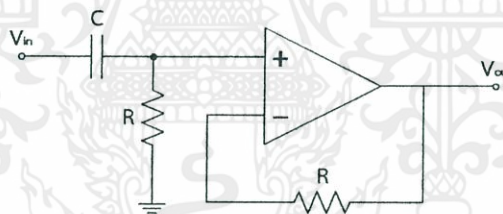
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$A_v = 1 + \frac{R_f}{R_i} \quad (2.31)$$

จากสมการที่ (2.31) จะได้อัตราการขยายเป็น $1 + \frac{R_f}{R_i}$ และสามารถปรับอัตราการขยายได้จากตัวต้านทาน R_f และ R_i ทำให้ได้เอาต์พุตที่มีขนาดมากขึ้นแต่มีลักษณะเหมือนสัญญาณเดิมคือ ไม่กลับเฟส โดยอัตราการขยายจะมีค่าตั้งแต่ 1 เป็นต้นไป

2.9 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter Circuit: HPF)

วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง หมายถึง วงจรจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงผ่านและลดทอนสัญญาณความถี่ต่ำ ประกอบด้วยโครงข่ายตัวต้านทาน กับตัวเก็บประจุ และมีตัวต้านทานที่ทำหน้าที่ป้อนกลับ และจะต้องมีค่าเท่ากับ R เพื่อเป็นการลดผลที่เกิดจากไฟตรง (DC Offset) โดยแรงดันทางด้านเอาต์พุตมีค่าเท่ากับแรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทาน R แสดงวงจรในรูปที่ 2.36



รูปที่ 2.36 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง

จากรูปวงจรที่ 2.36 เขียนสมการได้ดังนี้

$$V_{out} = \left(\frac{1}{1 - j \left(\frac{1}{\omega RC} \right)} \right) \times V_{in} \quad (2.32)$$

$$V_{out} = \left(\frac{1}{1 - j \left(\frac{1}{\omega RC} \right)} \times \left(\frac{j\omega RC}{j\omega RC} \right) \right) \times V_{in} \quad (2.33)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่น การค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้าปีให้คณาจารย์ในเนื้อหา และตั้งอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_{out} = \left(\frac{j\omega RC}{j\omega RC - j^2} \times \left(\frac{j\omega RC}{j\omega RC} \right) \right) \times V_{in} \quad (2.34)$$

เมื่อ ω คือความถี่ของแรงดันเอาต์พุต (V_{in}) หน่วย rad/sec $\omega = 2\pi f$ และ $j^2 = -1$ ทำการแทนค่าลงในสมการข้างต้น จะได้

$$V_{out} = \left(\frac{j\omega RC}{j\omega RC + 1} \right) \times V_{in} \quad (2.35)$$

ดังนั้นเราจะได้สมการเพื่อนำไปใช้แทนค่าหาแรงดันเอาต์พุตดังแสดงในสมการที่ (2.36)

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(\frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \right) \quad (2.36)$$

จากสมการที่ (2.36) สามารถนำมาหาค่าของอัตราขยายแรงดัน

$$A = \frac{V_{out}}{V_{in}} \cong 1 \quad (2.37)$$

จากสมการที่ (2.37) ถ้าเราพิจารณาที่ความถี่ต่ำๆ โดยกำหนดให้ $\omega = 0$ จะได้

$$V_{out} = \left(\frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \right) \times V_{in} \quad (2.38)$$

$$V_{out} = \left(\frac{j(0)RC}{1 + j(0)RC} \right) \times V_{in} \quad (2.39)$$

$$A = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(\frac{0}{1+0} \right) = 0 \quad (2.40)$$

จะเห็นว่าอัตราการขยายมีค่าเป็น 0 เมื่อ $\omega = 0$ แต่ถ้าเราพิจารณาที่ความถี่สูงมากๆ $\omega = \infty$ จะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_{out} = \left(\frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \right) \times V_{in} \quad (2.41)$$

$$V_{out} = \left(\frac{j(\infty)RC}{1 + j(\infty)RC} \right) \times V_{in} \quad (2.42)$$

$$A = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(\frac{\infty}{1 + \infty} \right) \cong 1 \quad (2.43)$$

จะเห็นว่าอัตราขยายมีค่าเป็น 1 เมื่อ $\omega = \infty$ แต่ในทางปฏิบัติเมื่อออกแบบวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงนั้น เราจะพิจารณาที่ค่าความถี่ตัด (ω_c) หรือ (f_c) ซึ่งได้จากการออกแบบตามสมการที่ (2.44) และสมการที่ (2.45) และกำหนดให้ $\omega_c RC = 1$, $\omega_c = \frac{1}{RC}$ และ $\omega = 2\pi f$

$$\omega_c = 2\pi f_c = \frac{1}{RC} \quad (2.44)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.45)$$

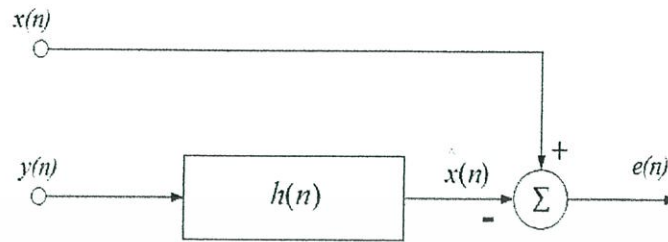
2.10 ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter)

ตัวกรองแบบปรับตัวได้ เป็นตัวกรองที่มีความสามารถในการปรับค่าสัมประสิทธิ์ของฟังก์ชันส่งผ่านได้เองตามสัญญาณที่เข้ามา โดยการเปลี่ยนแปลงนี้จะสอดคล้องกันระหว่างสัญญาณที่เข้ามาในระบบกับสัญญาณอ้างอิง

2.10.1 ตัวกรองวินเนอร์ (Wiener Filter)

ตัวกรองวินเนอร์ เป็นตัวกรองที่สามารถประมาณค่าสัญญาณให้มีความผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด เมื่อเทียบกับสัญญาณที่ต้องการ โดยมีโครงสร้างของตัวกรองวินเนอร์ดังรูปที่ 2.37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.37 ตัวกรองวินเนอร์

กำหนดให้ ตัวกรองเป็นระบบที่มีผลตอบสนองอิมพัลส์แบบจำกัดและ
 n คือ ลำดับของข้อมูลที่ได้จากการสุ่มซึกสัญญาณ โดยที่ $n \in [0, \infty)$
 $x(n)$ คือ สัญญาณขาเข้าของระบบ
 $y(n)$ คือ สัญญาณอ้างอิง
 $\hat{x}(n)$ คือ สัญญาณขาออกของตัวกรอง
 $h(n)$ คือ สัมประสิทธิ์ของตัวกรอง
 $e(n)$ คือ ค่าความแตกต่างระหว่างสัญญาณขาเข้าของระบบ $x(n)$ กับสัญญาณขา
 ออกของตัวกรอง $\hat{x}(n)$

จากรูปที่ 2.37 สามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$\hat{x}(n) = h_0 y(n) + h_1 y(n-1) + \dots + h_m y(n-m) \quad (2.46)$$

สมการ (2.46) สามารถเขียนแสดงในรูปแบบของเมตริกซ์ได้ดังนี้

$$\hat{x}(n) = \vec{h}^T \cdot \vec{y} \quad (2.47)$$

จากรูปที่ 2.37 สามารถเขียนความสัมพันธ์ของค่าความแตกต่างระหว่างสัญญาณ $x(n)$ และ $\hat{x}(n)$ ได้ดังนี้

$$e(n) = x(n) - \hat{x}(n) \quad (2.48)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการที่ (2.48) ทำการหาค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยระหว่าง $x(n)$ และ $\hat{x}(n)$ ดังนั้น สมการ (2.49) สามารถเขียนได้เป็น

$$\xi = E[e^2(n)] \quad (2.49)$$

กำหนดให้ ξ มีค่าเท่ากับค่าเฉลี่ยกำลังสองของ $e(n)$ (Mean Square Error) โดยที่ $E[\cdot]$ คือ ค่าคาดหวังทางสถิติ จากนั้นทำการแทนค่าความสัมพันธ์ของค่าความผิดพลาด $e(n)$ และทำการกระจายสมการ จะได้ว่า

$$\xi = E\{[x(n) - \hat{x}(n)]^2\} \quad (2.50)$$

$$\xi = E\{[x(n) - (\bar{h}^T \cdot \bar{y})]^2\} \quad (2.51)$$

$$\xi = E[x^2(n) - 2x(n)(\bar{h}^T \cdot \bar{y}) + (\bar{h}^T \cdot \bar{y})^2] \quad (2.52)$$

$$\xi = E[x^2(n)] - 2E[x(n)(\bar{h}^T \cdot \bar{y})] + E[(\bar{h}^T \cdot \bar{y})^2] \quad (2.53)$$

$$\xi = E[x^2(n)] - 2\bar{h}^T E[x(n)\bar{y}] + \bar{h} \cdot \bar{h}^T E[\bar{y} \cdot \bar{y}^T] \quad (2.54)$$

กำหนดให้

$$E[x(n)\bar{y}] = r \quad (2.55)$$

$$E[\bar{y} \cdot \bar{y}^T] = R \quad (2.56)$$

โดยที่ r และ R คือค่า Cross-correlation และ Auto-correlation ตามลำดับ ดังนั้นสมการที่ (2.56) สามารถเขียนได้ใหม่ดังนี้

$$\xi = E[x^2(n)] - 2\bar{h}^T \cdot r + \bar{h}^T R \bar{h} \quad (2.57)$$

ทำอนุพันธ์สมการที่ (2.57) เทียบกับ \bar{h} เพื่อหาค่าน้อยที่สุดของค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยได้ ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

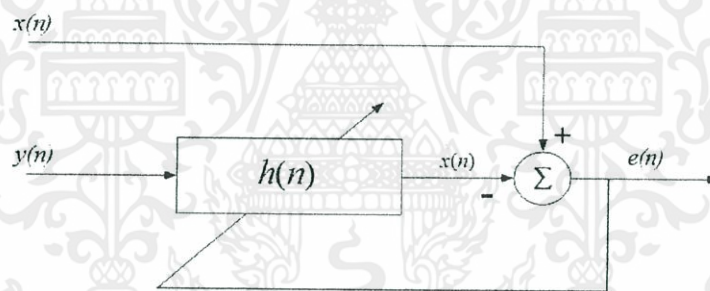
$$\frac{\delta \xi}{\delta \bar{h}} = -2r + 2\bar{h}R = 0 \quad (2.58)$$

$$\bar{h}^T = \frac{r}{R} = R^{-1}r \quad (2.59)$$

ดังนั้น หากต้องการออกแบบระบบให้สามารถประมาณค่าสัญญาณให้มีความใกล้เคียงกันระหว่างสัญญาณอ้างอิงกับสัญญาณขาออกจากตัวกรอง จึงต้องออกแบบให้มีเงื่อนไขดังสมการที่ (2.59)

2.10.2 ตัวกรองสัญญาณแบบปรับค่าได้ที่ใช้อัลกอริธึมแบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด (Least Mean Square Algorithm)

เป็นอัลกอริธึมที่มีความสะดวกต่อการใช้งาน เพราะเป็นตัวกรองที่สามารถปรับค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองได้เองโดยอาศัยค่า $e(n)$ และมีโครงสร้างดังรูปที่ 2.38



รูปที่ 2.38 ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ที่ใช้อัลกอริธึมแบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด

จากสมการทั่วไปของตัวกรองแบบปรับตัวได้ แสดงดังสมการที่ (2.60)

$$h(n+1) = h(n) - \mu \Delta h \quad (2.60)$$

โดย μ ค่าขนาดขั้นในการปรับตัวของตัวกรอง จากนั้นแทนค่าด้วยสมการ $\Delta h = -\mu \frac{\delta \xi(h)}{\delta h}$ จะได้

$$h(n+1) = h(n) - \mu \frac{\delta \xi(h)}{\delta h} \quad (2.61)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทนค่าสมการที่ (2.58) ด้วย Cross-correlation และ Auto-correlation จะได้ตั้งสมการที่ (2.62)

$$\frac{\delta \xi}{\delta h} = -2E[x(n)y(n)] + 2E[h(n)y(n)y(n)] \quad (2.62)$$

แทนค่า $h(n)y(n) = \hat{x}(n)$ ลงในสมการที่ (2.58) จะได้

$$\frac{\delta \xi}{\delta h} = -2E[x(n)y(n)] + 2E[\hat{x}(n)y(n)] \quad (2.63)$$

$$\frac{\delta \xi}{\delta h} = -2E\left[\left\{x(n) - \hat{x}(n)\right\}y(n)\right] \quad (2.64)$$

$$\frac{\delta \xi}{\delta h} = -2e(n)y(n) \quad (2.65)$$

แทนค่าสมการที่ (2.65) ลงในสมการที่ (2.61) จะได้ดังนี้

$$h(n+1) = h(n) + 2\mu e(n)y(n) \quad (2.66)$$

สมการที่ (2.66) จะถูกใช้เป็นสมการการปรับตัวของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้
เพื่อใช้ในปริภูมิอนุพันธ์ฉบับนี้

2.11 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller: MCU)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ที่มีความสามารถคล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียู, หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน โดยทำการบรรจุเข้าไว้ในตัวถังเดียวกัน ไมโครคอนโทรลเลอร์ประกอบด้วย 5 ส่วนหลักคือ

1. หน่วยประมวลผลกลาง (CPU: Central Processing Unit) สามารถแบ่งออกเป็น

2 ส่วน คือ หน่วยคำนวณและตรรกะ ทำหน้าที่คำนวณพีชคณิต ลอจิก และตรรกศาสตร์ ซึ่งการเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนวณทั้งหมดจะอยู่ภายใต้กฎของคณิตศาสตร์ อีกส่วนคือ หน่วยควบคุม มีหน้าที่ควบคุมการทำงานทั้งหมดของไมโครคอนโทรลเลอร์

2. หน่วยความจำ (Memory) สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ หน่วยความจำที่มีไว้สำหรับเก็บโปรแกรมหลัก (Program Memory) เปรียบเสมือนฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะ คือข้อมูลใดๆ ที่ถูกเก็บไว้ในนี้จะไม่สูญหายไปแม้ไม่มีไฟเลี้ยง อีกส่วนหนึ่งคือหน่วยความจำข้อมูล (Data Memory) ใช้เป็นเหมือนกระดาษทดในการคำนวณของซีพียู และเป็นที่ยกเก็บข้อมูลชั่วคราวขณะทำงาน แต่ข้อมูลจะหายไปเมื่อไม่มีไฟเลี้ยง คล้ายกับหน่วยความจำแรม (RAM) ในเครื่องคอมพิวเตอร์ แต่ไมโครคอนโทรลเลอร์สมัยใหม่ หน่วยความจำข้อมูลจะมีทั้งที่เป็นหน่วยความจำแรม ซึ่งข้อมูลจะหายไปเมื่อไม่มีไฟเลี้ยง และเป็นอีอีพรอม (EEPROM : Erasable Electrically Read-Only Memory) ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลได้แม้ไม่มีไฟเลี้ยง

3. ส่วนติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก หรือพอร์ต (Port) มี 2 ลักษณะคือ พอร์ตอินพุต (Input Port) และพอร์ตส่งสัญญาณหรือพอร์ตเอาต์พุต (Output Port) ส่วนนี้จะใช้ในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก ซึ่งเป็นส่วนที่สำคัญมาก ใช้ร่วมกับพอร์ตอินพุต เพื่อรับสัญญาณ อาจจะใช้การกดสวิทช์ เพื่อนำไปประมวลผลและส่งไปพอร์ตเอาต์พุต เพื่อแสดงผล เช่น การติดสว่างของหลอดไฟ เป็นต้น

4. ช่องทางเดินของสัญญาณ หรือบัส (BUS) คือเส้นทางการแลกเปลี่ยนสัญญาณข้อมูลระหว่าง ซีพียู หน่วยความจำและพอร์ต เป็นลักษณะของสายสัญญาณ จำนวนมากอยู่ในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยแบ่งเป็นบัสข้อมูล (Data Bus), บัสแอดเดรส (Address Bus) และบัสควบคุม (Control Bus)

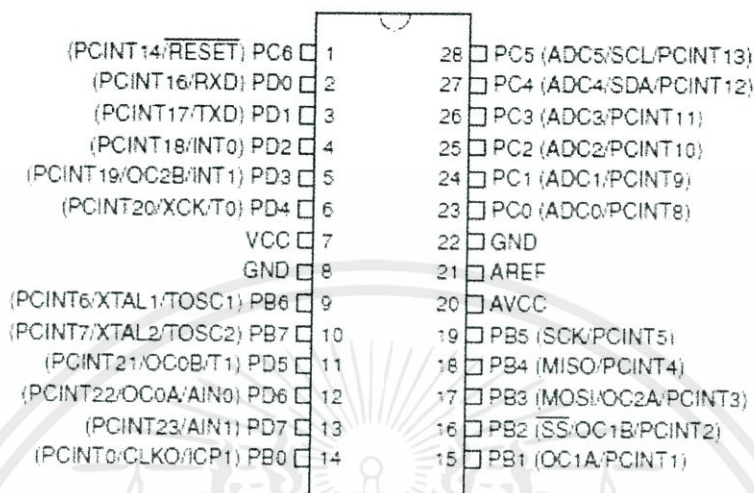
5. วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา เป็นส่วนที่สำคัญมากอีกส่วนหนึ่ง เนื่องจากการทำงานที่เกิดขึ้นในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ จะขึ้นอยู่กับกำหนดจังหวะ หากสัญญาณนาฬิกามีความถี่สูง จังหวะการทำงานก็จะสามารถทำได้ถี่ขึ้นส่งผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวนั้น มีความเร็วในการประมวลผลสูงตามไปด้วย

2.11.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์เอทีเมกา 168 (ATmega 168)

การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์เอทีเมกา 168 สามารถแสดงได้

ดังรูปที่ 2.39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.39 ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์เอทีเมกา 168

2.11.2 เอทีเมกา 168 (ATmega 168)

เอทีเมกา 168 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์สถาปัตยกรรมของเอวีอาร์ขนาด 8 บิต เป็นซีพียูแบบไมโครโปรเซสเซอร์ที่มีคำสั่งน้อย (Reduced Instruction Set Computer) ซึ่งมีรายละเอียด ดังนี้

1. ใช้หน่วยความจำประเภท อีอีพรอม ใช้รวมประเภทอีอีพรอมขนาด 1 กิโลไบต์ เป็นหน่วยความจำแบบแฟลช (Flash Memory) ขนาด 16 กิโลไบต์ สำหรับเป็นหน่วยความจำโปรแกรม

2. ใช้หน่วยความจำประเภทแรมแบบแอสแรม (SRAM Memory) เป็นหน่วยความจำข้อมูล โดยแอสแรม ย่อมาจากคำว่า สแตติกแรม (Static RAM)

3. วงจรสื่อสารอนุกรม แบบซิงโครนัส (Synchronous) เพื่อใช้ติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ กับอุปกรณ์ภายนอกโดยการสื่อสารอนุกรมแบบซิงโครนัส เป็นการส่งข้อมูลที่เป็นกลุ่ม ใช้สัญญาณนาฬิกาเป็นตัวกำหนดจังหวะ โดยสัญญาณนาฬิกาของฝ่ายรับจะได้อามาจากฝ่ายส่ง ดังนั้นในการรับส่งข้อมูล ณ เวลาใดเวลาหนึ่ง สัญญาณนาฬิกาของทั้งสองฝ่ายจะมีเฟสตรงกัน

4. วงจรสื่อสารอนุกรมแบบอะซิงโครนัส (Asynchronous) จัดเป็นการสื่อสารอนุกรมแบบใช้สายสัญญาณเส้นเดียวในการส่งสัญญาณ โดยทั้งฝ่ายส่งข้อมูลและฝ่ายรับข้อมูลต่างก็มีสัญญาณนาฬิกาควบคุมจังหวะการทำงานของตนเอง จึงทำให้การทำงานของทั้งสองฝ่ายไม่

สอดคล้องกันตามจังหวะของสัญญาณนาฬิกา ดังนั้นเมื่อทำการรับส่งข้อมูลใน ๓ เวลาใด เวลาหนึ่ง ทั้ง 2 ฝ่าย จะมีความถี่ของสัญญาณนาฬิกาเท่ากันแต่จะมีเฟสที่แตกต่างกัน

5. มีพอร์ตอินพุตและเอาต์พุตรวมกันจำนวน 23 บิต

6. วงจรนับและวงจรจับเวลา ขนาด 8 บิต จำนวน 2 ตัว และ 16 บิต จำนวน 1 ตัว วงจรนับนั้นทำหน้าที่เป็นตัวจับเวลา (Timer) เพื่อควบคุมสัญญาณนาฬิกาให้ทำหน้าที่เป็นตัวนับ (Counter) เพื่อนับจำนวนพัลส์ของระบบ

7. สนับสนุนช่องสัญญาณสำหรับสร้างพัลส์วิดธ์มอดูเลชัน (Pulse Width Modulation) มีช่องสร้างพัลส์วิดธ์มอดูเลชันจำนวน 6 ช่องสัญญาณ

8. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 10 บิต

9. ทำงานที่ย่านแรงดัน 1.8 ถึง 5.5 โวลต์

10. ความถี่ใช้งานสูงสุด 20 เมกะเฮิร์ตซ์

2.12 อาร์ดูอิโน (Arduino)

อาร์ดูอิโน คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถใช้เป็นเครื่องมือในการควบคุมอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ เพื่อใช้งานตามที่ต้องการ สามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ด้วยการต่อสายยูเอสบีซี (USB) เชื่อมต่อกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูอิโน โดยใช้ไฟเลี้ยงจากสายยูเอสบีซี (+5) โวลต์ นอกจากนี้ อาร์ดูอิโนยังจัดว่าเป็นรูปแบบการพัฒนาโอเพนซอส สามารถเรียกใช้หรือเพิ่มไลบรารีต่างๆ เพื่อสะดวกใช้งานตามความต้องการของผู้ใช้ อาร์ดูอิโนจึงเป็นที่นิยมอย่างมากในปัจจุบัน

ข้อดีของอาร์ดูอิโน

- ราคาถูกเมื่อเทียบกับไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิดอื่น
- โปรแกรมการใช้งานสามารถใช้ได้หลายแพลตฟอร์ม ทั้งวินโดวส์ (Window), ลินุกซ์ (Linux) และแม็ค (Mac)

- เหมาะสำหรับผู้เริ่มใช้งาน เพราะมีความยืดหยุ่นในการใช้ และยังสามารถเพิ่มไลบรารีต่างๆ ได้ เพื่อสะดวกในการเรียกใช้งานฟังก์ชันต่างๆ ได้

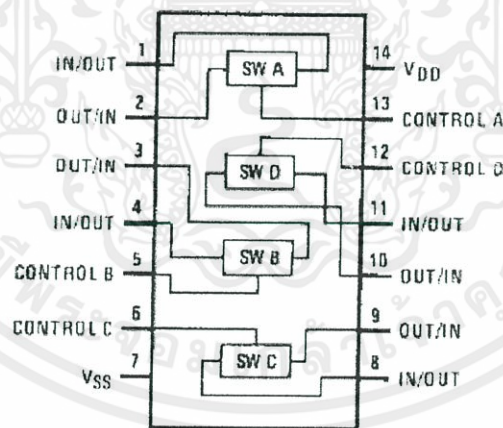
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.13 การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital Converter)

การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลทำหน้าที่แปลงสัญญาณข้อมูลที่มนุษย์รับรู้ สัมผัสได้เป็นข้อมูลทางไฟฟ้า เพื่อป้อนเข้าสู่การประมวลผลจึงเป็นขบวนการหนึ่งของการรับข้อมูล (Input unit) ซึ่งเป็นกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์ที่สัญญาณอนาล็อก (Analog signal) ได้รับการแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัลโดยไม่มีการลบข้อมูลสำคัญ ผลลัพธ์ของการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลมีลักษณะตรงข้าม คือ กำหนดระดับหรือสถานะ ตัวเลขของสถานะมักจะเป็นการยกกำลังของ 2 คือ 2, 4, 8, 16 เป็นต้น สัญญาณดิจิทัลพื้นฐานมี 2 สถานะและเรียกว่า ระบบเลขฐานสอง (Binary) ซึ่งตัวเลขทั้งหมดสามารถแสดงในรูปของระบบเลขฐานสอง ในฐานข้อมูลของ 0 และ 1

2.14 อนาล็อกสวิตช์ (Analog Switch)

ในปริยญาณีพนธ์ได้เลือกใช้ออนาล็อกสวิตช์เบอร์ CD4066 แสดงขบวนการทำงานของอนาล็อกสวิตช์ในรูปที่ 2.40



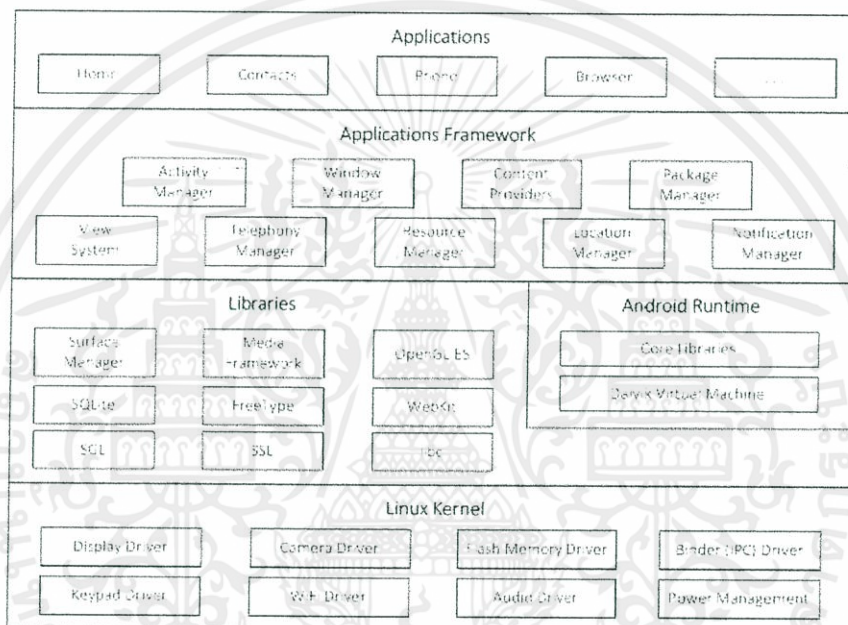
รูปที่ 2.40 ขบวนการทำงานของอนาล็อกสวิตช์ CD4066

จากรูปที่ 2.40 จะเห็นว่าภายใน CD4066 นี้ประกอบด้วยสวิตช์ทั้งหมด 4 ชุด หลักการทำงานของอนาล็อกสวิตช์คือ เมื่อได้รับสัญญาณดิจิทัลลอจิก 1 เข้ามาทางขาคอนโทรล จะทำให้ขาอินพุตกับขาเอาต์พุตของสวิตช์เชื่อมต่อกัน แต่ถ้าหากได้รับลอจิก 0 ขาอินพุตกับเอาต์พุตจะแยกจากกัน ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัลแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.15 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

2.15.1 โครงสร้างของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

เพื่อให้เข้าใจถึงส่วนประกอบหลักๆ ของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ และสามารถนำไปออกแบบโปรแกรมพัฒนาได้ตามต้องการ โดยมีโครงสร้างของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ดังรูปที่ 2.41



รูปที่ 2.41 โครงสร้างของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

จากโครงสร้างข้างต้น สามารถแบ่งออกเป็นส่วนๆ ได้แก่ แอปพลิเคชัน (Application), แอปพลิเคชันเฟรมเวิร์ค (Application Framework), ไลบรารี (Libraries), แอนดรอยด์รันไทม์ (Android Runtime) และลินุกซ์เคอร์เนล (Linux Kernel) สามารถอธิบายได้ดังนี้

2.15.1.1 แอปพลิเคชัน

ส่วนบนสุดของโครงสร้างแอนดรอยด์ คือ แอปพลิเคชันต่างๆ ที่ผู้ใช้งานสามารถเรียกใช้งานได้โดยตรง ทั้งที่ติดตั้งมากับตัวเครื่องอยู่แล้ว (Core Application) เช่น Phone Dialer, Email, Contacts และ Web Browser เป็นต้น และแอปพลิเคชันที่เราสร้างขึ้นเอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.15.1.2 แอปพลิเคชันเฟรมเวิร์ค

ถัดจาก Application ลงมา จะเป็นส่วนของเฟรมเวิร์คที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน (Application Framework) เพื่อให้สามารถพัฒนาแอปพลิเคชันได้สะดวกและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ซึ่งมีทั้งส่วนของชุดคำสั่งที่ติดมากับเครื่อง และส่วนที่เราสร้างขึ้นเอง โดยมีส่วนประกอบสำคัญดังนี้

- 1) แอคทิวิตี เมเนจเมนต์ (Activity Management) เป็นกลุ่มของชุดคำสั่งที่จัดการเกี่ยวกับวงจรการทำงานของหน้าต่างแอปพลิเคชัน (Activity)
- 2) คอนเทนต์ โพรไวเดอร์ (Content Providers) เป็นกลุ่มของชุดคำสั่งที่ใช้ในการเข้าถึงข้อมูลของโปรแกรมอื่น และสามารถแบ่งปันข้อมูลให้โปรแกรมอื่นเข้าถึงได้
- 3) วิว ซิสเต็ม (View System) เป็นกลุ่มคำสั่งที่จัดการเกี่ยวกับโครงสร้างหน้าจอที่แสดงผลในส่วนที่ติดต่อกับผู้ใช้งาน เช่น ปุ่ม เท็กบ็อกซ์ ลิสต์ กริด
- 4) เทเลโฟนี เมเนจเมนต์ (Telephony Management) เป็นกลุ่มของชุดคำสั่งที่เกี่ยวข้องกับข้อมูลด้านโทรศัพท์ เช่น หมายเลขโทรศัพท์
- 5) รีซอร์จ เมเนเจอร์ (Resource Manager) เป็นชุดคำสั่งที่เกี่ยวข้องกับข้อมูลอื่น ๆ ที่ไม่ใช่โค้ด เช่น ข้อมูล รูปภาพ เป็นต้น
- 6) โลเคชัน เมเนเจอร์ (Location Manager) เป็นกลุ่มของชุดคำสั่งที่เกี่ยวข้องกับตำแหน่งทางภูมิศาสตร์ที่ระบบปฏิบัติการได้รับค่าจากอุปกรณ์
- 7) โนติฟิเคชัน เมเนเจอร์ (Notification Manager) เป็นกลุ่มของชุดคำสั่งที่เกี่ยวข้องกับการแจ้งเตือนผู้ใช้ที่ออกมาที่แถบสถานะใต้ทางหน้าจอ

2.15.1.3 ไลบรารี

ถัดจากแอปพลิเคชัน เฟรมเวิร์คจะเป็นส่วนของ Libraries เป็นส่วนของชุดคำสั่งที่พัฒนาด้วยภาษาซี ซึ่งไลบรารีที่น่าสนใจมีดังนี้

- 1) เซอร์เฟซ เมเนเจอร์ (Surface Manager) เป็นไลบรารีที่จัดการส่วนแสดงผลที่ผสมกราฟิกทั้ง 2 มิติ และ 3 มิติจากแอปพลิเคชันต่างๆเข้าด้วยกัน ทำให้สามารถสร้างเป็นเอฟเฟ็ครูปแบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 2) มีเดีย เฟรมเวิร์ก (Media Framework) เป็นไลบรารีที่จัดการเกี่ยวกับการเล่นและบันทึกเสียง วิดีโอ และรูปภาพ
- 3) เอสคิวไลต์ (SQLite) จัดการเกี่ยวกับระบบฐานข้อมูล เพื่อให้สามารถจัดการข้อมูลของแอปพลิเคชันไว้ได้
- 4) เว็บคิต (WebKit) เป็นไลบรารีที่แสดงเนื้อหาเว็บเพจ

2.15.1.4 แอนดรอยด์รันไทม์

เป็นอีกส่วนที่ทำงานบนเคอร์เนลของลินุกซ์ ซึ่งประกอบด้วยคอร์ไลบรารี (Core Library) ซึ่งเป็นส่วนที่รวบรวมคำสั่งและชุดคำสั่งที่สำคัญที่ถูกเขียนด้วยภาษาจาวา และ Dalvik Dalka Virtual Machine ที่ถูกออกแบบมาเพื่อให้ทำงานบนอุปกรณ์ที่มีหน่วยความจำ (Memory), หน่วยประมวลผล (CPU) และพลังงาน (Battery) ที่จำกัด ซึ่ง Dalvik Dalka Virtual Machine จะช่วยเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงาน เมื่อใช้งานกับหน่วยประมวลผลกลางที่มีความเร็วไม่มาก

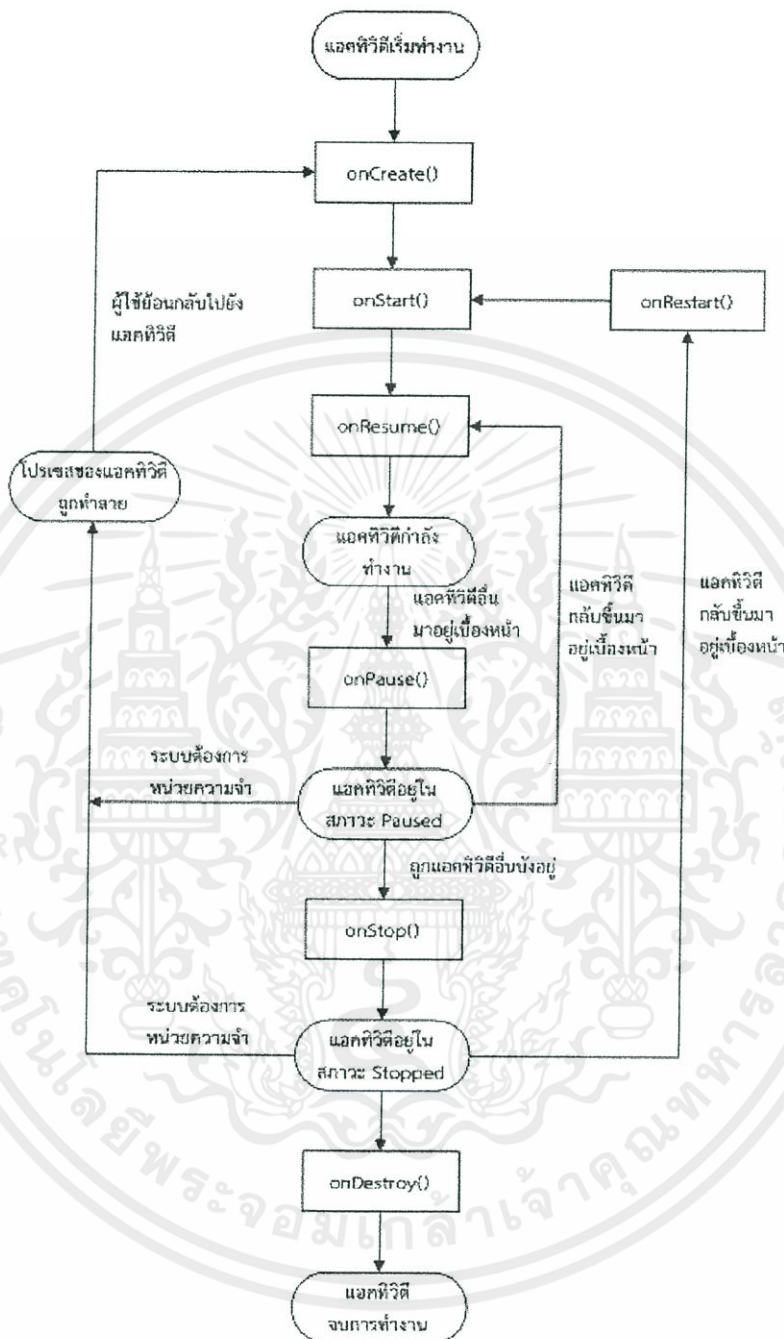
2.15.1.5 ลินุกซ์เคอร์เนล

ส่วนของ Linux Kernel เป็นตัวกลางระหว่างฮาร์ดแวร์กับส่วนของซอฟต์แวร์ และทำหน้าที่จัดการทรัพยากรต่างๆของเครื่อง เช่น หน่วยความจำ พลังงาน ติดต่อกับอุปกรณ์ต่างๆ ความปลอดภัย เครือข่าย เป็นต้น โดยโปรแกรมยูทิลิตีบางตัวที่แอนดรอยด์เอสดีเค (Android SDK) เตรียมมาให้จะติดต่อกับลินุกซ์ในอุปกรณ์แอนดรอยด์

2.15.2 วงจรการทำงานของแอคทิวิตี (Lifecycle)

การทำงานของแอคทิวิตีต่างๆ ของแอนดรอยด์นั้นเป็นการทำงานในลักษณะสแตค (Stack) โดยแอคทิวิตีจะทำงานเมื่อถูกวางไว้บนสุดของสแตค เรียกว่าเป็นแอคทิวิตีที่กำลังทำงาน (Running Activity) ส่วนแอคทิวิตีที่ทำงานมาก่อนจะไปอยู่ด้านหลัง และเมื่อแอคทิวิตีที่อยู่ด้านบนสิ้นสุดการทำงาน แอคทิวิตีด้านหลังจะกลับมาทำงานด้านบนอีกครั้ง โดยวงจรการทำงานของแอคทิวิตีจะมีการเปลี่ยนแปลงสถานะ ดังรูปที่ 2.42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.42 วงรอบการทำงานของแอกทิวิตี

จากรูปวงจรการทำงานของแอกทิวิตีข้างต้นสามารถอธิบายได้ดังนี้ แอกทิวิตีที่อยู่บนสุดของสแตคจะอยู่ในสถานะที่กำลังทำงาน (Running หรือ Active) ถ้าหากว่าแอกทิวิตีที่ไม่ได้อยู่เบื้องหน้าแต่ยังแสดงออกมา เช่น แอกทิวิตีที่มีความโปร่งใสหรือมีขนาดไม่เต็มจอซ้อนขึ้นมา แอกทิวิตีจะอยู่ใน

สถานะ Paused และยังคงทำงานตามปกติ ส่วนแอคทิวิตีที่ถูกแอคทิวิตีอื่นบังทั้งหมด จะอยู่ในสถานะ Stopped คือยังทำการเก็บข้อมูลต่างๆ แต่จะไม่มีการแสดงผลออกมา

สำหรับแอคทิวิตีที่อยู่ในสถานะ Paused หรือ Stopped อาจถูกดึงออกจากหน่วยความจำ โดยการขอให้แอคทิวิตีจบการทำงานหรือทำลายโปรเซสแต่ยังคงอยู่ในสแตค ซึ่งเมื่อแอคทิวิตีกลับขึ้นมาแสดงผลอีกครั้งจะต้องเริ่มต้นใหม่และเรียกข้อมูลต่างๆ กลับมาเอง แอนดรอยด์จะเป็นตัวควบคุมสถานะของแอคทิวิตี โดยจะแจ้งให้ทราบเมื่อสถานะของแอคทิวิตีเปลี่ยนไปผ่านทางเมธอดต่างๆ ที่ได้แสดงดังรูปวงรอบของแอคทิวิตีข้างต้น โดยรายละเอียดต่างๆ ของแต่ละเมธอดสามารถอธิบายได้ดังนี้

1) เมธอด onCreate(Bundle) จะถูกเรียกเมื่อเริ่มต้นการทำงาน และมีเพียงพารามิเตอร์เดียวคือชนิด Bundle ซึ่งจะมีค่าเป็น null สำหรับแอคทิวิตีใหม่ที่เพิ่งเริ่มต้น และพารามิเตอร์จะทำการเก็บข้อมูลสถานะ หากเป็นแอคทิวิตีที่ถูกทำลายโปรเซสเนื่องจากความจำไม่เพียงพอ

2) เมธอด onStart() จะถูกเรียกเมื่อแอคทิวิตีกำลังจะแสดงผลออกแก่ผู้ใช้งาน

3) เมธอด onResume() จะถูกเรียกเมื่อแอคทิวิตีอยู่ด้านบนสุดของสแตคและมีการตอบสนองจากผู้ใช้งาน

4) เมธอด onPause() จะถูกเรียกเมื่อแอคทิวิตีกำลังจะย้ายไปอยู่ด้านหลังของสแตค เนื่องจากมีแอคทิวิตีอื่นขึ้นมาอยู่ด้านบนแทน หรืออาจเรียกใช้ในกรณีที่โปรเซสของแอคทิวิตีถูกทำลาย เนื่องจากหน่วยความจำเหลือน้อยมากๆ และจะเป็นเมธอดสุดท้ายของแอคทิวิตี

5) เมธอด onStop() จะถูกเรียกเมื่อแอคทิวิตีไม่ได้แสดงผลกับผู้ใช้ เนื่องจากแอคทิวิตีอื่นบังอย่างสมบูรณ์ ซึ่งอาจจะเป็นแอคทิวิตีใหม่หรือแอคทิวิตีเก่าที่ถูกเรียกขึ้นมาใช้งานอีกครั้ง

6) เมธอด onRestart() จะถูกเรียกเมื่อแอคทิวิตีกำลังจะกลับมาแสดงผลอีกครั้ง หลังจากถูกบังอย่างสมบูรณ์ในเมธอด onStop()

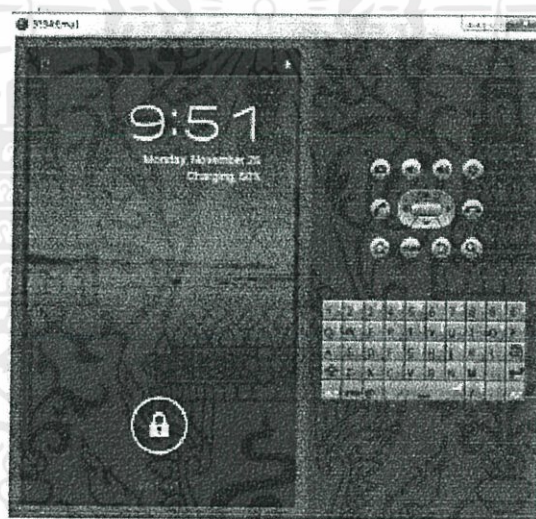
7) เมธอด onDestroy() จะถูกเรียกเป็นเมธอดสุดท้ายก่อนที่แอคทิวิตีจะถูกทำลาย เนื่องจากการจบการทำงาน (มีการเรียกเมธอด finish) หรือระบบทำลายแอคทิวิตี เนื่องจากนำหน่วยความจำไปใช้ แต่หากเหลือหน่วยความจำน้อยมากอาจจะถูกทำลายโปรเซสไปเลย

2.15.3 การพัฒนาโปรแกรมอีคลิปส์ (Eclipse)

การพัฒนาโปรแกรม Eclipse จะมีการจำลองโทรศัพท์มือถือที่มีระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ การสร้างอิมูเลเตอร์ (Emulator) เป็นดังรูปที่ 2.43 ซึ่งการทำงานของอิมูเลเตอร์นั้น

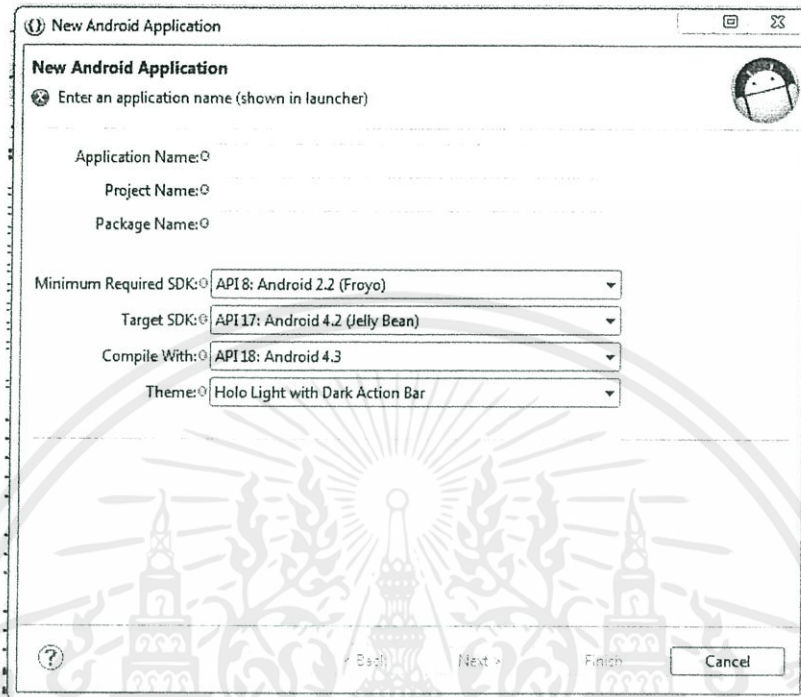
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถรันโปรแกรมรวมถึงมีฟังก์ชันการทำงานเช่นเดียวกับในโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ จากนั้นเริ่มการสร้างโปรเจกต์โดยกำหนดชื่อของแอปพลิเคชัน, ชื่อโปรเจกต์, ชื่อแพ็คเกจ และกำหนดคลาสก่อนการใช้งานดังรูปที่ 2.44 เมื่อได้โปรเจกต์เรียบร้อยแล้วจะสามารถออกแบบหน้าจอได้ที่ไฟล์ Activity_Main.xml ดังรูปที่ 2.45 ส่วนการกำหนดการทำงานของแอปพลิเคชันนั้น สามารถทำได้โดยเขียนโปรแกรมลงในไฟล์ MainActivity.java ดังรูปที่ 2.46 ซึ่งเป็นไฟล์ที่รันเป็นไฟล์แรกขณะที่แอปพลิเคชันเริ่มทำงาน เมื่อเขียนโค้ดเรียบร้อยแล้วจะสามารถรันแอปพลิเคชันโดยใช้อีมูเลเตอร์หรืออาจรันผ่านโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ได้โดยต่อโทรศัพท์มือถือผ่านสายไมโครยูเอสบี (MicroUSB)



รูปที่ 2.43 อีมูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.44 การสร้างโปรเจกต์

```

activity_main.xml | MainActivity.java | MainActivity.java | MainActivity.java
1 <LinearLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
2   xmlns:tools="http://schemas.android.com/tools"
3   android:id="@+id/linearLayout1"
4   android:layout_width="match_parent"
5   android:layout_height="match_parent"
6   android:background="@color/a_dark"
7   android:orientation="vertical"
8   android:paddingBottom="@dimen/activity_vertical_margin"
9   android:paddingLeft="@dimen/activity_horizontal_margin"
10  android:paddingRight="@dimen/activity_horizontal_margin"
11  android:paddingTop="@dimen/activity_vertical_margin"
12  tools:context=".MainActivity" >
13
14  <TextView
15    android:layout_width="wrap_content"
16    android:layout_height="wrap_content"
17    android:text="@string/project_name" >
18
19  <RelativeLayout
20    android:layout_width="match_parent"
21    android:layout_height="match_parent"
22    android:layout_weight="0.62" >
23
24    <com.t109.tabletest.ChartView
25      android:id="@+id/lineChartView1"
26      android:layout_width="wrap_content"
27      android:layout_height="wrap_content"
28      android:layout_above="@+id/sendtoserver"
29      android:layout_alignParentLeft="true"
30      android:layout_below="@+id/Oxygen"

```

Graphical Layout | activity_main.xml

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 2.45 ไฟล์ Activity_Main.xml
 ไม่ว่าจะฉีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

1 package com.t109.tabletest;
2
3+ import java.io.File;[]
24
25 public class MainActivity extends Activity {
26
27     View content;
28     ChartView lineChart;
29     private final Handler mHandler1 = new Handler();
30     private Runnable mTimer1;
31
32     private final Handler mHandler2 = new Handler();
33     private Runnable mTimer2;
34
35     // private final Handler mHandler3 = new Handler();
36     // private Runnable mTimer3;
37
38     private int CHART_LEN = 1000;
39     private int SLIDE_LEN = 1;
40     Queue<String> dataQueue = new LinkedList<String>();
41     Queue<String> chartDataQueue = new LinkedList<String>();
42     float points[] = new float[CHART_LEN]; //receive 4
43
44     // Properties (NIC)
45     public AudioRecord audioRecord;
46     public int mSamplesRead;
47     public int recordingState;
48     public int buffersizebytes;
49     public int channelConfiguration = AudioFormat.CHANNEL_IN_MONO;
50     public int audioEncoding = AudioFormat.ENCODING_PCH_16BIT;
51     public static short[] buffer; // +-32767
52     public static final int SAMPERSEC = 8000; // 11025

```

รูปที่ 2.46 ไฟล์ ActivityMain.java

2.16 แอปเซิร์ฟ (Appserv)

แอปเซิร์ฟ คือโปรแกรมที่นำเอาซอฟต์แวร์โอเพนซอร์ส (Open Source Software) หลายๆ อย่างมารวมกัน ได้แก่ อปาเซิร์ฟเวอร์ (Apache HTTP Server), พีเอชพี (PHP), มายเอสคิวแอล (MySQL) และพีเอชพีมายแอดมิน (phpMyAdmin) จุดประสงค์หลักเพื่อลดเวลาในการติดตั้งโปรแกรมต่างๆ ที่กล่าวได้ไว้ข้างต้น และสามารถใช้งาน Web Server, Database Server ได้ทันทีหลังจากการติดตั้งเสร็จสมบูรณ์

2.16.1 อปาเซิร์ฟเวอร์ (Apache Web Server)

อปาเซิร์ฟเวอร์ คือ ซอฟต์แวร์แบบโอเพนซอร์สที่ทำให้บุคคลทั่วไปสามารถเข้ามาร่วมพัฒนาส่วนต่างๆ ของอปาเซิร์ฟเวอร์ได้ และทำงานร่วมกับภาษาอื่นได้แทนที่จะใช้งานเอชทีเอ็มแอล (HTML) เพียงอย่างเดียว และเป็นเว็บเซิร์ฟเวอร์ที่ทำหน้าที่ในการจัดเก็บโฮมเพจ แล้วส่งโฮมเพจไปยังเบราว์เซอร์ที่มีการเรียกเข้าไปยังเว็บเซิร์ฟเวอร์ที่มีการเก็บโฮมเพจนั้นอยู่

2.16.2 พีเอชพี

พีเอชพี คือ ภาษาคอมพิวเตอร์ในลักษณะเซิร์ฟเวอร์-ไซด์ สคริปต์ (Server-site script) ซึ่งภาษาพีเอชพีนี้ใช้สำหรับจัดทำเว็บไซต์และแสดงผลออกมาในรูปแบบเอชทีเอ็มแอล โดยมีรากฐานคำสั่งมาจากภาษาซี ภาษาจาวา และภาษาเพิร์ล โดยภาษาพีเอชพีนี้ใช้ในส่วนของการคำนวณ ประมวลผล เก็บค่า และทำตามคำสั่งต่างๆ เช่น รับค่าจากแบบฟอร์ม รับค่าจากช่องคำตอบ การเก็บค่า

2.16.3 มายเอสคิวแอล

มายเอสคิวแอล คือ โปรแกรมระบบจัดการฐานข้อมูลมีหน้าที่เก็บข้อมูลบนระบบฐานข้อมูล (Database) โดยรองรับคำสั่งเอสคิวแอล (SQL หรือ Structured Query Language) ซึ่งเป็นเครื่องมือสำหรับเก็บข้อมูลที่ต้องใช้ร่วมกับโปรแกรมอื่น เช่น ทำงานร่วมกับเว็บเซิร์ฟเวอร์ โปรแกรมประยุกต์ หรือทำงานรองรับภาษาสคริปต์ ได้แก่ ภาษาพีเอชพี ภาษาเจเอสพี (JSP) หรือภาษาเอเอสพี (ASP) เป็นต้น

2.16.4 พีเอชพีมายแอตมิน

เป็นสคริปต์ติดต่อฐานข้อมูลที่สร้างโดยภาษาพีเอชพี ซึ่งใช้จัดการฐานข้อมูลมายเอสคิวแอลผ่านเบราว์เซอร์ โดยสามารถสร้างฐานข้อมูล สร้างตาราง หรือค้นหาข้อมูลบนฐานข้อมูล รวมถึงจัดการข้อมูลในตารางได้โดยใช้คำสั่งเหมือนกับการใช้ภาษาเอสคิวแอลในการสร้างตารางข้อมูล

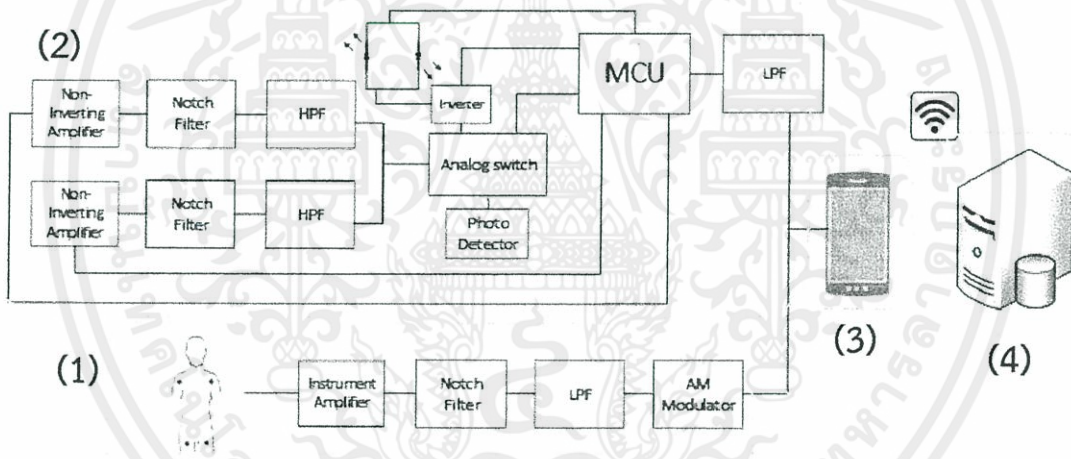
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและการจัดทำปัญญาประดิษฐ์

3.1 การออกแบบ

ในปัญญาประดิษฐ์นี้ประกอบด้วย 4 ส่วนหลักๆ คือ เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, เครื่องวัดปริมาณความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด, แอปพลิเคชันแสดงร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด อัตราการเต้นของชีพจร และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ และฐานข้อมูล โดยมีบล็อกไดอะแกรมการทำงานรวมของปัญญาประดิษฐ์ดังรูปที่ 3.1 และอธิบายการทำงานของแต่ละส่วนดังนี้

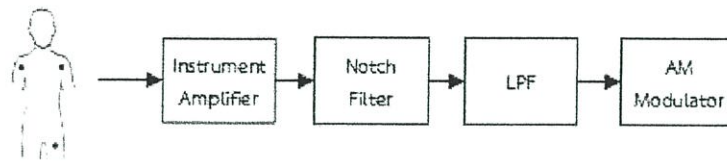


รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานรวมของปัญญาประดิษฐ์

3.1.1 เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในส่วนของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแบ่งการทำงานออกเป็น 4 ส่วน ได้แก่ วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์, วงจรกรองความถี่ไม่ผ่าน, วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน และวงจรมอดูเลตเชิงขนาด โดยมีบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 3.2 ก่อนจะนำสัญญาณเข้าประมวลผลบนโทรศัพท์มือถือ โดยแต่ละส่วนได้อธิบายการออกแบบของส่วนต่างๆ ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะในรูปแบบใดก็ตาม หากมีให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1.1.1 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์

เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมาก จึงมีความจำเป็นจะต้องใช้ วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์เพื่อขยายสัญญาณ ดังวงจรในรูปที่ 2.28 และจาก สมการหาอัตราขยายดังสมการที่ (2.11) ต้องการอัตราขยายประมาณ 100 เท่า สามารถ หาได้ดังสมการที่ (3.1)

$$100 = 1 + \frac{2R}{R_{gain}} \quad (3.1)$$

ค่า 1 มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับค่า $\frac{2R}{R_{gain}}$ จึงไม่นำมาคำนวณในสมการ และกำหนดให้ $R_{gain} = 20k\Omega$ จะได้ดังสมการ (3.2)

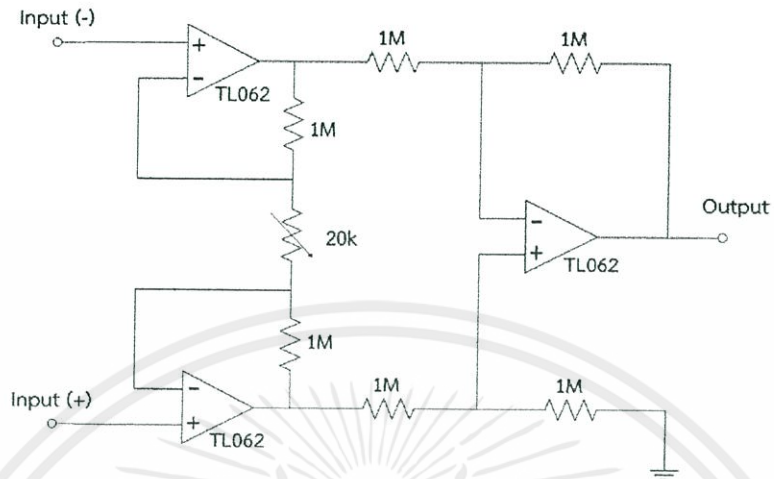
$$100 = \frac{2R}{20 \times 10^3} \quad (3.2)$$

เพราะฉะนั้น

$$R = 10^6 \Omega \quad (3.3)$$

นั่นคือ จะได้ $R_{gain} = 20k\Omega$ และ $R = 1M\Omega$ เพื่อไปขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีรูปวงจรดังรูปที่ 3.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์ที่ใช้อัตราขยาย 100 เท่า

3.1.1.2 วงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์

ใช้เพื่อกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์ ที่อาจปนมากับไฟฟ้ากระแสสลับ โดยมีรูปวงจรทั่วไปดังรูปที่ 2.30 และสามารถหาค่าความถี่ศูนย์กลาง (f_c) ได้จากสมการที่ (2.12) จากนั้นกำหนดค่าดังสมการที่ (3.4) ถึง (3.5)

$$C = C_1 = C_2 = C_3 \tag{3.4}$$

$$R_1 = 6 \times (R_2 + R_3 + R_4) \tag{3.5}$$

เมื่อ

$$R_a = R_2 + R_{3a} \tag{3.6}$$

$$R_b = R_4 + R_{3b} \tag{3.7}$$

โดยที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ $R_3 = R_{3a} + R_{3b}$ รับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ (3.8) การค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากต้องการกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์ จึงกำหนดให้ความถี่ศูนย์กลาง (f_c) เท่ากับ 50 เฮิรตซ์ โดยกำหนดค่าอุปกรณ์ให้ $C = 0.047 \mu F$, $R_2 = 4.7 k\Omega$, $R_4 = 75 k\Omega$, $R_5 = 68 \Omega$, $R_6 = 2.2 k\Omega$ และความต้านทานปรับค่าได้ $R_3 = 20 k\Omega$ เมื่อแทนลงในสมการที่ (3.5) จะได้

$$R_1 = 6 \times [(4.7 \times 10^3) + (20 \times 10^3) + (75 \times 10^3)] \quad (3.9)$$

$$R_1 = 598 k\Omega \quad (3.10)$$

โดยเมื่อปรับความต้านทานให้ $R_{3a} = 0 \Omega$ และ $R_{3b} = 20 k\Omega$ แทนลงในสมการที่ (3.6) และ (3.7) จะได้

$$R_a = (4.7 \times 10^3) + 0 \quad (3.11)$$

$$R_a = 4.7 k\Omega \quad (3.12)$$

$$R_b = (75 \times 10^3) + (20 \times 10^3) \quad (3.13)$$

$$R_b = 95 k\Omega \quad (3.14)$$

เมื่อแทนค่าหาความถี่ตัดตั้งสมการที่ (2.12) จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi(47 \times 10^{-9})\sqrt{3 \times (4.7 \times 10^3) \times (95 \times 10^3)}} \quad (3.15)$$

$$f_c \approx 92.95 \text{ เฮิรตซ์} \quad (3.16)$$

และถ้าหากปรับความต้านทานให้ $R_{3a} = 20 k\Omega$ และ $R_{3b} = 0 \Omega$ แทนค่าลงในสมการที่ (3.6) และ (3.7) จะได้

$$R_a = (4.7 \times 10^3) + (20 \times 10^3) \quad (3.17)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ $R_a = 24.7 k\Omega$ ฉบับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นใด (3.18) การค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_b = (75 \times 10^3) + 0 \quad (3.19)$$

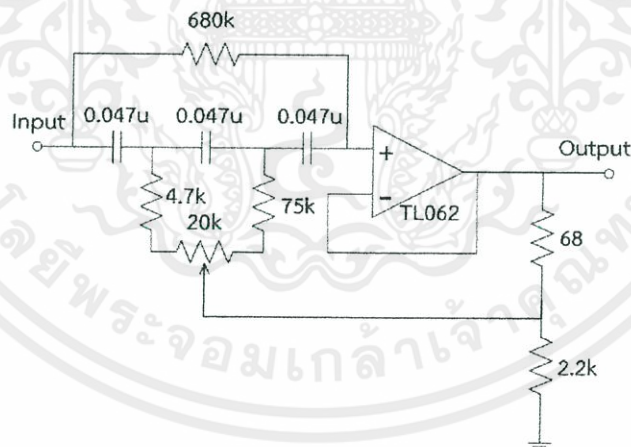
$$R_b = 75k\Omega \quad (3.20)$$

เมื่อแทนค่าลงในสมการที่ (2.12) จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi(47 \times 10^{-9})\sqrt{3 \times (24.7 \times 10^3) \times (75 \times 10^3)}} \quad (3.21)$$

$$f_c \approx 45.42 \text{ เฮิรตซ์} \quad (3.22)$$

จากการคำนวณด้านบน ทำให้ทราบว่า เมื่อใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้ขนาด $20k\Omega$ จะได้ความถี่ศูนย์กลางในช่วง 45.42 เฮิรตซ์ ถึง 92.95 เฮิรตซ์ เพราะฉะนั้น เพื่อให้ได้ความถี่ศูนย์กลางประมาณ 50 เฮิรตซ์ จึงควรปรับตัวต้านทานให้ได้ค่า R_{3a} ประมาณ $20k\Omega$ และมีรูปวงจรที่ผ่านการกำหนดค่าต่างๆ ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 วงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์ ที่ใช้ในการทดลอง

3.1.1.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

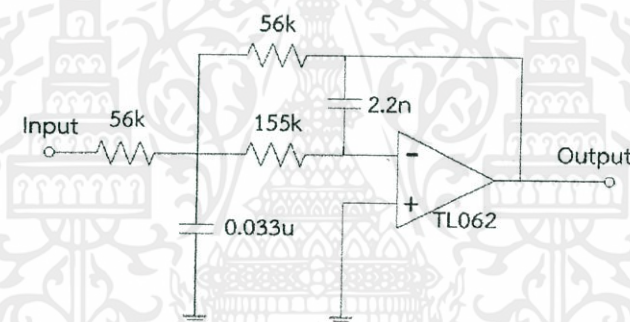
เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ช่วง 0 ถึง 200 เฮิรตซ์ จึงใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านใช้กรองเฉพาะความถี่ที่ต้องการใช้ช่วงดังกล่าว เพื่อไม่ให้สัญญาณความถี่สูงมารบกวนไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุผลเบื้องหน้า และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของสิทธิ์ทุกครั้งในการนำมาใช้

โดยมีรูปวงจรถังรูปที่ 2.32 และสามารถหาความถี่ตัดได้จากสมการที่ (2.22) โดยค่าความถี่ตัดที่ต้องการคือ 200 เฮิรตซ์ และกำหนดให้ $R_4 = 56k\Omega$, $C_2 = 0.033\mu F$, $C_3 = 2.2nF$ จะได้

$$200 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_3 \times (56 \times 10^3) \times (0.033 \times 10^{-6}) \times (2.2 \times 10^{-9})}} \quad (3.23)$$

$$R_3 = 155k\Omega \quad (3.24)$$

เพื่อความสะดวกจะกำหนดค่า $R_3 = 155k\Omega$ และกำหนด $R_2 = 56k\Omega$ จะได้วงจรรองความถี่ต่ำผ่านที่กำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ ดังรูปที่ 3.5

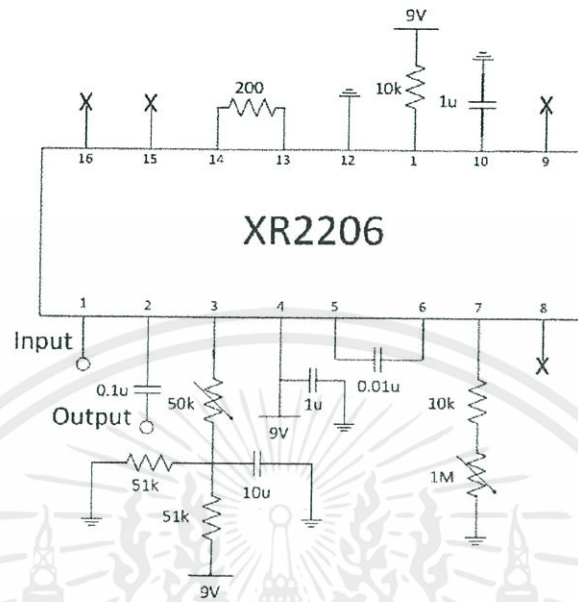


รูปที่ 3.5 วงจรรองความถี่ต่ำผ่านที่ให้ความถี่ตัด 200 เฮิรตซ์ ที่ใช้ในการทดลอง

3.1.1.4 วงจรมอดูเลตเชิงขนาด

วงจรมอดูเลตเชิงขนาดใช้ในการมอดูเลตสัญญาณก่อนจะส่งสัญญาณเข้าไปแสดงบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ผ่านทางช่องหูฟัง โดยมีรูปวงจรถังรูปที่ 3.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 วงจรมอดูเลตเชิงขนาด

วงจรมอดูเลตเชิงขนาดนั้นได้ใช้ไอซีสำเร็จรูปเบอร์ XR-2206 โดยปรับค่าความถี่คลื่นพาห้ได้ที่ตัวต้านทานปรับค่าได้ที่ต่อกับขา 7 ซึ่งสามารถคำนวณความถี่ของคลื่นพาห้ได้จากสมการที่ (3.25) และสามารถปรับขนาดของสัญญาณคลื่นพาห้ได้ที่ขา 5 โดยสัญญาณอินพุตจะนำเข้าที่ขา 1 และสัญญาณเอาต์พุตจะออกจากขา 2 ของไอซี

$$f_c = \frac{1}{RC} \quad (3.25)$$

ค่า C ถูกกำหนดจากตัวเก็บประจุที่ต่อกับไอซีขาที่ 5 และ 6 คือ $C = 0.01\mu F$ และค่า R สามารถคำนวณได้จากค่าความต้านทานที่ต่อกับไอซีขาที่ 7 โดยสามารถปรับค่าความต้านทานได้ตั้งแต่ค่า $R = 10k\Omega$ และ $1010k\Omega$

กำหนดค่า $R = 10k\Omega$ เมื่อแทนค่าลงในสมการที่ (3.25) จะได้ความถี่คือ

$$f_c = 10kHz \quad (3.26)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

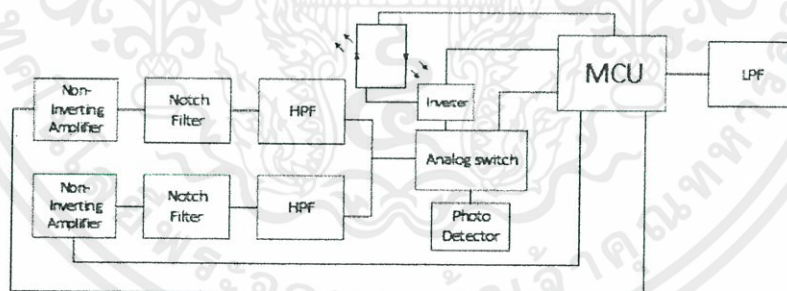
และถ้ากำหนดค่า $R = 1010k\Omega$ จะสามารถปรับค่าความถี่ได้ เมื่อแทนค่าลงในสมการที่ (3.25) จะได้ความถี่คือ

$$f_c = 99Hz \quad (3.27)$$

เพราะฉะนั้นจะสามารถปรับค่าความถี่คลื่นพาห้ได้จากตัวต้านทานปรับค่าได้ และจะ
ได้ความถี่ตั้งแต่ 99 เฮิรตซ์ ถึง 10 กิโลเฮิรตซ์

3.1.2 เครื่องวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด

ในส่วนของเครื่องวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด มีบล็อกไดอะแกรมการทำงานดังรูปที่ 3.7 ซึ่งประกอบด้วย 6 ส่วน คือ หัววัดสัญญาณ, วงจรนาฬิกาสวิตช์, วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง, วงจรลดทอนสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์, วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส, ไมโครคอนโทรลเลอร์ และวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน แสดงรูปวงจรที่ใช้ และวิธีการออกแบบในหัวข้อที่ 3.1.2.1 ถึง 3.1.2.7



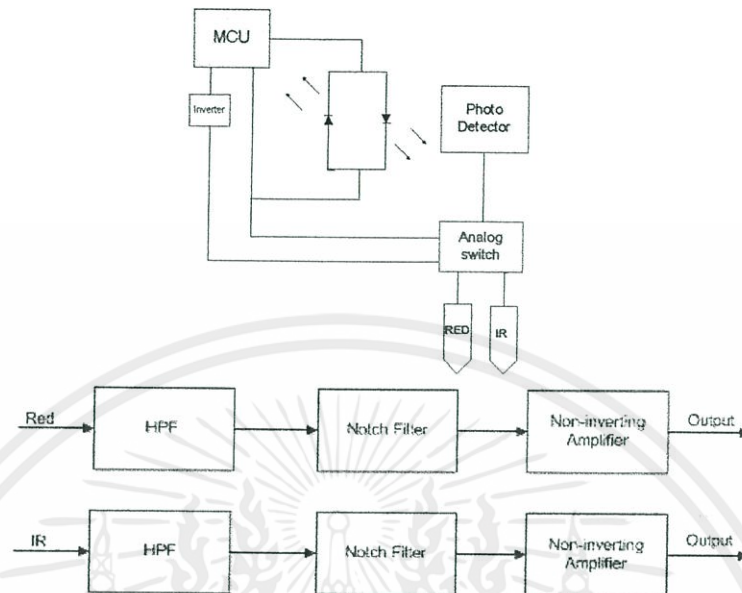
รูปที่ 3.7 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

3.1.2.1 เครื่องวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดด้วยแสง

วงจรที่นำมาใช้ในปริญญาณิพนธ์นี้ได้ออกแบบมาเพื่อให้สอดคล้องกับหัววัดสัญญาณ

จริงที่จะนำมาใช้งาน โดยมีรูปวงจรถูกที่ 3.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



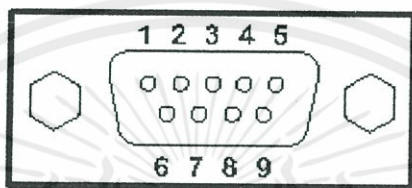
รูปที่ 3.8 แผนผังการทำงานของเครื่องวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด

จากรูปที่ 3.8 ได้ออกแบบโดยใช้ไดโอดเปล่งแสงสีแดง และไอโอดเปล่งแสงอินฟราเรด เริ่มจากใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการติดตั้งของไดโอดเปล่งแสงทั้งสอง และใช้โฟโตดีเทคเตอร์เป็นตัวรับแสงที่ผ่านนิ้วมือมาแล้วจากไดโอดเปล่งแสงทั้งสองสี ผลที่ได้ออกมาเป็นแรงดันของสัญญาณชีพจร จากนั้นทำการแยกสัญญาณของไดโอดเปล่งแสงสีแดงกับไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดด้วยอนาล็อกสวิตช์ โดยมีสัญญาณสี่เหลี่ยมจากไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวควบคุมการทำงานของอนาล็อกสวิตช์ หลังจากแยกแรงดันของสัญญาณชีพจรออกเป็นสองสัญญาณ แล้วนำสัญญาณทั้งสองเข้าสู่วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน, วงจรลดทอนสัญญาณช่วง 50 เฮิรตซ์ และวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสตามลำดับ จากนั้นนำสัญญาณทั้งสองที่ได้ไปคำนวณคำนวณหาร้อยละปริมาณออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของชีพจรด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ เมื่อได้ค่ามาแล้วไมโครคอนโทรลเลอร์จะสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมขึ้นมา โดยความถี่ของสัญญาณจะแปรผันตามค่าที่คำนวณได้ จากนั้นนำสัญญาณสี่เหลี่ยมมากรองด้วยวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน เพื่อกรองฮาร์โมนิคสูงๆ ที่จะรบกวนการทำงานของตัวกรองแบบปรับตัวได้ ก่อนจะนำไปรวมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แล้วส่งไปยังโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์

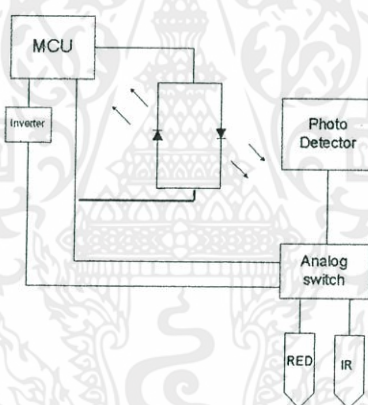
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.2 วงจรหัววัดสัญญาณ

หัววัดสัญญาณ (Probe) ปลายด้านหนึ่งเป็นหัววัดแสงประกอบด้วยไดโอดเปล่งแสงสีแดง ไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด และโฟโต้ทรานซิสเตอร์ ส่วนปลายอีกด้านเป็นคอนเนคเตอร์ดีพี 9 แสดงคอนเนคเตอร์ดีพี 9 และวงจรหัววัดสัญญาณในรูปที่ 3.9 และ 3.10



รูปที่ 3.9 คอนเนคเตอร์ดีพี 9



รูปที่ 3.10 วงจรหัววัดสัญญาณ

จากรูปที่ 3.9 ในวงจรได้ใช้ขา 2, 3, 5, และ 9 โดย

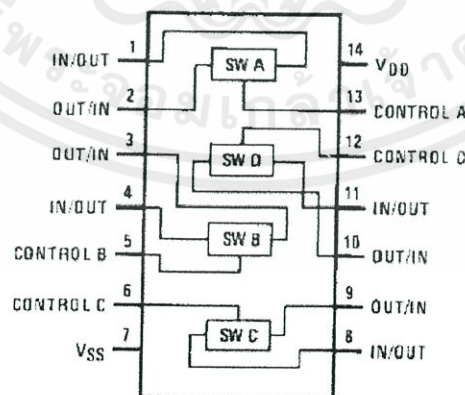
- ขาที่ 2: ขาแอนโอดของไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดและขาแคโทดของไดโอดเปล่งแสงสีแดง
- ขาที่ 3: ขาแอนโอดของไดโอดเปล่งแสงสีแดงและขาแคโทดของไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด
- ขาที่ 5: ขาแอนโอดของโฟโต้ทรานซิสเตอร์
- ขาที่ 9: ขาแคโทดของโฟโต้ทรานซิสเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับเอาไว้ใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่เอามาใช้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

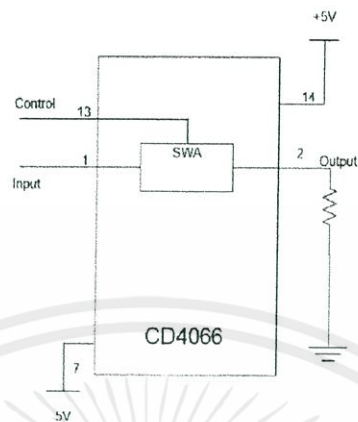
จากรูปที่ 3.10 วงจรหัววัดสัญญาณที่ใช้เป็นหัววัดสัญญาณชนิดเดียวกับที่แพทย์ใช้ โดยมีไดโอดเปล่งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดติดอยู่ด้านบนของหัววัด จะกระพริบสลับกันโดยสัญญาณดิจิทัลความถี่ 500 เฮิรตซ์ จากไมโครคอนโทรลเลอร์ จะถูกป้อนเข้าที่ขา 2 และขา 3 แต่สัญญาณดิจิทัลทั้งสองจะมีเฟสต่างกันอยู่ 180 องศา แสงทั้งสองจะส่องผ่านนิ้วมือไปตกกระทบที่โฟโตดีเทคเตอร์ วัดเอาต์พุตของโฟโตดีเทคเตอร์จะได้แรงดันของสัญญาณซีพจร ซึ่งจะถูกแยกออกเป็นสองสัญญาณคือ สัญญาณที่มาจากไดโอดเปล่งแสงสีแดง และสัญญาณที่มาจากไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดโดยอนาล็อกสวิตช์

3.1.2.3 วงจรอนาล็อกสวิตช์

วงจรถอนาล็อกสวิตช์ได้เลือกใช้ไอซี CD 4066 เพื่อนำมาทำการแยกสัญญาณซีพจรที่มาจากโฟโตดีเทคเตอร์ ซึ่งสัญญาณซีพจรนั้นมีทั้งสัญญาณที่มาจากไดโอดเปล่งแสงสีแดง และไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด จึงต้องทำการแยกสัญญาณทั้งสองออกจากกัน โดยจะนำสัญญาณซีพจรเข้าไปยังอินพุตของอนาล็อกสวิตช์ A (ขา 1) และ B (ขา 4) และป้อนสัญญาณดิจิทัลความถี่ 500 เฮิรตซ์ จากไมโครคอนโทรลเลอร์ให้ตรงกับการติด - ดับของไดโอดเปล่งแสงสีแดงที่ขาคอนโทรลสวิตช์ A (ขา 13) และป้อนสัญญาณดิจิทัลความถี่เดียวกันแต่เฟสต่างกัน 180 องศาเข้าที่ขาคอนโทรลของสวิตช์ B (ขา 5) จะได้สัญญาณคลื่นซีพจรของแสงสีแดงออกมาที่ขาเอาต์พุตสวิตช์ A (ขา 2) และสัญญาณคลื่นซีพจรจากอินฟราเรดที่ขาเอาต์พุตของสวิตช์ B (ขา 3) แสดงขาไอซี CD 4066 และวงจรของอนาล็อกสวิตช์ในรูปที่ 3.11 ถึง 3.12



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรูที่ 3.11 ขาของไอซี CD 4066 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 วงจรของอนาล็อกสวิตช์

3.1.2.4 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

สัญญาณอินพุตเป็นแรงดันของสัญญาณซีพจรที่มาจากวงจรลดทอนสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์ โดยวงจรนี้จะทำการเพิ่มขนาดของสัญญาณแรงดันซีพจรที่มีขนาดเล็กโดยไม่กลับเฟสกับสัญญาณอินพุต สัญญาณเอาต์พุตที่ผ่านการขยายแล้วจะถูกนำกลับเข้าไปคำนวณที่ไมโครคอนโทรลเลอร์

เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากหัววัดแสงมีขนาดเล็กจึงต้องทำการขยายด้วยวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสดังรูปที่ 2.35 โดยต้องการอัตราขยายประมาณ 10 เท่า กำหนดให้ $R_f = 10k\Omega$ แทนค่าในสมการหาอัตราขยายสมการที่ (2.31) จะได้ตั้งสมการที่ (3.28)

$$10 = 1 + \frac{R_f}{10k} \quad (3.28)$$

จะได้ค่าของ $R_f \cong 100k\Omega$

3.1.2.5 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน

สัญญาณอินพุตเป็นแรงดันของสัญญาณซีพจรที่ได้ทำการแยกเป็นสัญญาณที่มาจากเอกสารนี้ ไดโอดเปล่งแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด จะมาผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงเพื่อกำจัดส่วนเกินการคำนวณของสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง และสัญญาณรบกวนออก สัญญาณเอาต์พุตที่ได้เป็นแรงดันสัญญาณใช้

ซีพจรกับสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ แก้ปัญหานี้โดยนำสัญญาณไปผ่านวงจรลดทอนสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์

วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.36 และมีสมการหาความถี่ตัดตั้งสมการที่ (2.45) เนื่องจากช่วงความถี่ของสัญญาณซีพจร อยู่ระหว่าง 0.5 ถึง 5 เฮิร์ตซ์ จึงเลือก $f_c = 2.5\text{Hz}$ และกำหนดค่า $C = 150\text{nF}$ จะได้ตั้งสมการที่ (3.29) และ (3.30)

$$2.5 = \frac{1}{2\pi R(150\text{nF})} \quad (3.29)$$

$$R \cong 425\text{k}\Omega \quad (3.30)$$

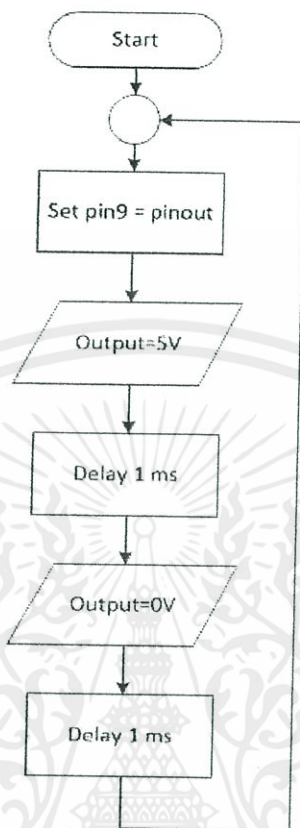
3.1.2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำงาน 2 ส่วน ได้แก่ สร้างสัญญาณดิจิทัลความถี่ 500 เฮิร์ตซ์ และการคำนวณปริมาณความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดและสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยม โดยสามารถอธิบายการทำงานได้ดังนี้

1) การสร้างสัญญาณดิจิทัลความถี่ 500 เฮิร์ตซ์

ใช้สำหรับควบคุมการทำงานของไดโอดเปล่งแสง และอนาล็อกสวิตช์ แสดงแผนผังของชุดคำสั่งในรูปที่ 3.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 แผนผังการทำงานของชุดคำสั่งสร้างสัญญาณดิจิทัลความถี่ 500 เฮิรตซ์

และมีชุดคำสั่งดังนี้

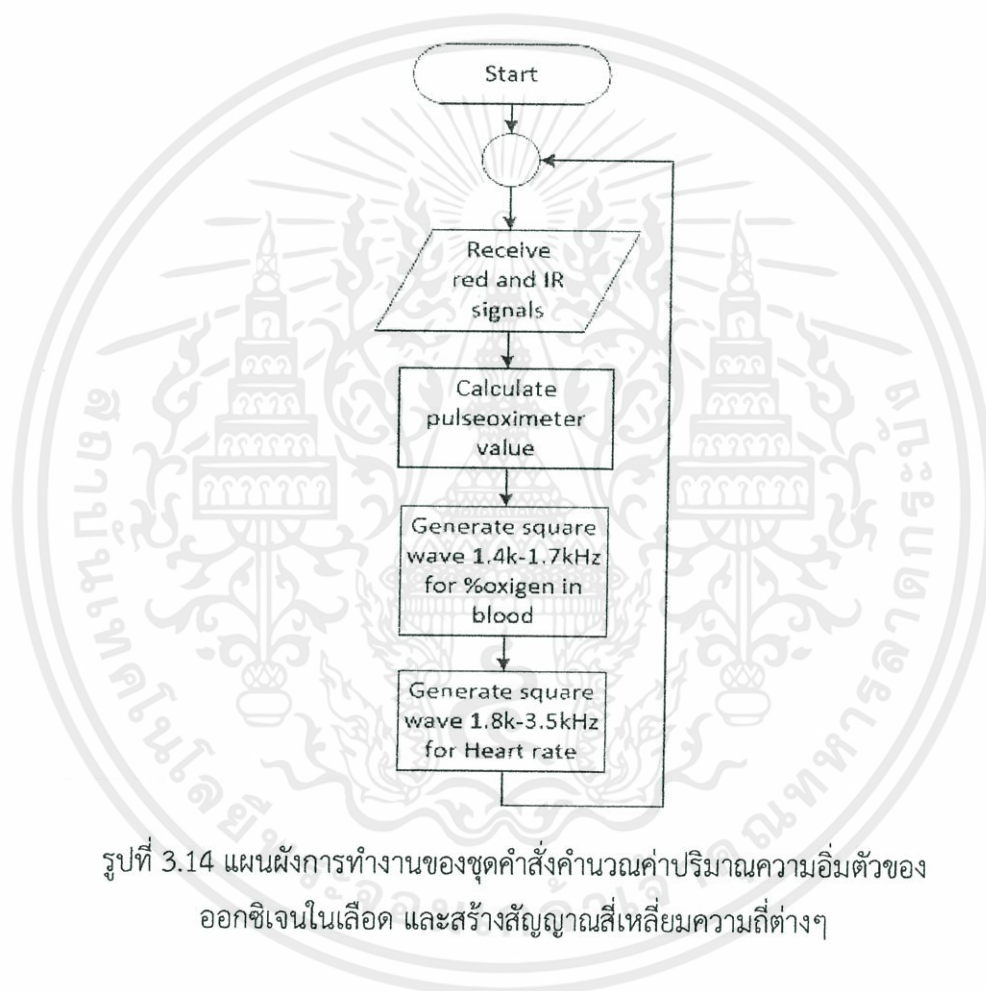
```

const int analogInPin = A0;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode (9,OUTPUT);
} void loop() {
  digitalWrite(9,HIGH);
  delay(1);
  digitalWrite(9,LOW);
  delay(1)
}
  
```

2) การคำนวณค่าปริมาณความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือด

ไมโครคอนโทรลเลอร์จะรับสัญญาณของแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดที่ผ่านการขยายเข้ามาทางขานาล็อก A0 และ A1 จากนั้นทำการคำนวณหาค่าร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือดโดยหาจากอัตราส่วนของความเข้มแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด แล้วหาอัตราการเต้นของชีพจรไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มาไปใช้

จากความชันของสัญญาณขาขึ้นและขาลง แล้วไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมขึ้นมา ซึ่งความถี่ของสัญญาณสี่เหลี่ยมนี้จะเปลี่ยนแปลงไปตามค่าที่คำนวณได้ โดยค่าของร้อยละออกซิเจนในเลือดจะส่งที่ความถี่ 1400 ถึง 1700 เฮิรตซ์ อัตราการเต้นของชีพจรจะส่งที่ความถี่ 1800 ถึง 3500 เฮิรตซ์ โดยไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งสัญญาณทั้งสองความถี่สลับกัน แสดงแผนผังของชุดคำสั่งในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แผนผังการทำงานของชุดคำสั่งคำนวณค่าปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมความถี่ต่างๆ

และมีชุดคำสั่งดังนี้

```

void setup() {
  pinMode(9,OUTPUT);
  pinMode(10,OUTPUT);
  pinMode(11,OUTPUT);
  pinMode(A0,INPUT);
  pinMode(A1,INPUT);
  analogWrite(10,128);
  TCCR1A=0b00110010;
}
  
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้นนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

TCCR1B=0b00011011;
gen_hz(1000);
} void gen_hz(int in) {
ICR1=250000/in;
OCR1B=ICR1/2;
} void loop() {
if(now - last_t_print >= 10000) {
last_t_print = now;
Serial.println();
Serial.print(output_RED);
Serial.print(",");
Serial.print(output_IR);
Serial.print(",");
Serial.print(poxi);
poxi=(output_RED/output_IR)*100;
if(poxi>=99) {
poxi=99;
}
slope = output_RED/last_output;
if(slope >= 1.01) slope_cnt++;
if(slope <= 0.99) slope_cnt--;
if(poxi>=99) {poxi=99;
}
slope_change = 0;
if(slope_cnt >= 4){
slope_cnt = 4;
if(slope_st == 0) {
slope_st = 1;
slope_time=60000000/((now - slope_time_last));
slope_avr=slope_time*0.5 + slope_avr*0.5;
slope_time_last = now;
}
}
if(slope_cnt <= 0) {
slope_cnt = 0;
if(slope_st == 1) {
slope_st = 0;
}
}
if(slope_avr > 140) slope_avr = 140;
if(slope_avr < 50) slope_avr = 50;
Serial.print(",");
Serial.print(slope_avr);
Serial.print(",");
Serial.print(slope_change);
if(gen_cnt > 200) {
if(gen_select == 0) gen_hz(1400 + (poxi-
75)*250/25);
else
gen_hz(((slope_avr-50)*(1700/90))+1800);
gen_select = (gen_select+1)%2;
gen_cnt = 0;
} else {
gen_cnt++;
}
last_output = output_RED;
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

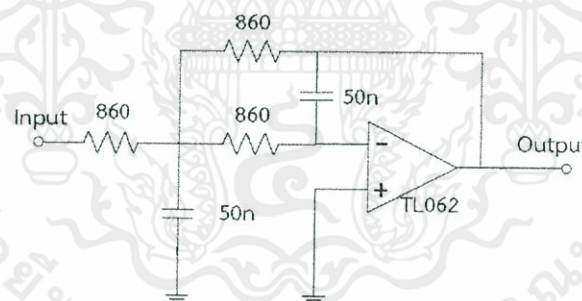
3.1.2.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เนื่องจากฮาร์โมนิกของสัญญาณสี่เหลี่ยมจากไมโครคอนโทรลเลอร์จะรบกวนการทำงานของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ จึงได้ทำการออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อกรองฮาร์โมนิกบางส่วนของสัญญาณสี่เหลี่ยมออก โดยได้ออกแบบให้วงจรกรองมีความถี่ตัด 3700 เฮิรตซ์ ซึ่งจะกรองฮาร์โมนิกของสัญญาณสี่เหลี่ยมช่วงที่ไม่ได้ใช้งานทิ้งไป แต่ความถี่ของสัญญาณจะคงเดิม ซึ่งวงจรที่นำมาใช้ได้มีรูปวงจรดังวงจรที่ 2.32 สามารถหาความถี่ตัดได้จากสมการที่ (2.22) โดยกำหนดให้ $R_4 = 860\Omega$, $C_2 = 50nF$, $C_3 = 50nF$ จะได้

$$3700 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_3 \times (860) \times (50 \times 10^{-9}) \times (50 \times 10^{-9})}} \quad (3.23)$$

$$R_3 = 860k\Omega \quad (3.24)$$

จะได้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่กำหนดค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ ดังรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ให้ความถี่ตัด 3700 เฮิรตซ์ ที่ใช้ในการทดลอง

3.1.3 แอปพลิเคชันแสดงผลอัตราการเต้นของชีพจร, ร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

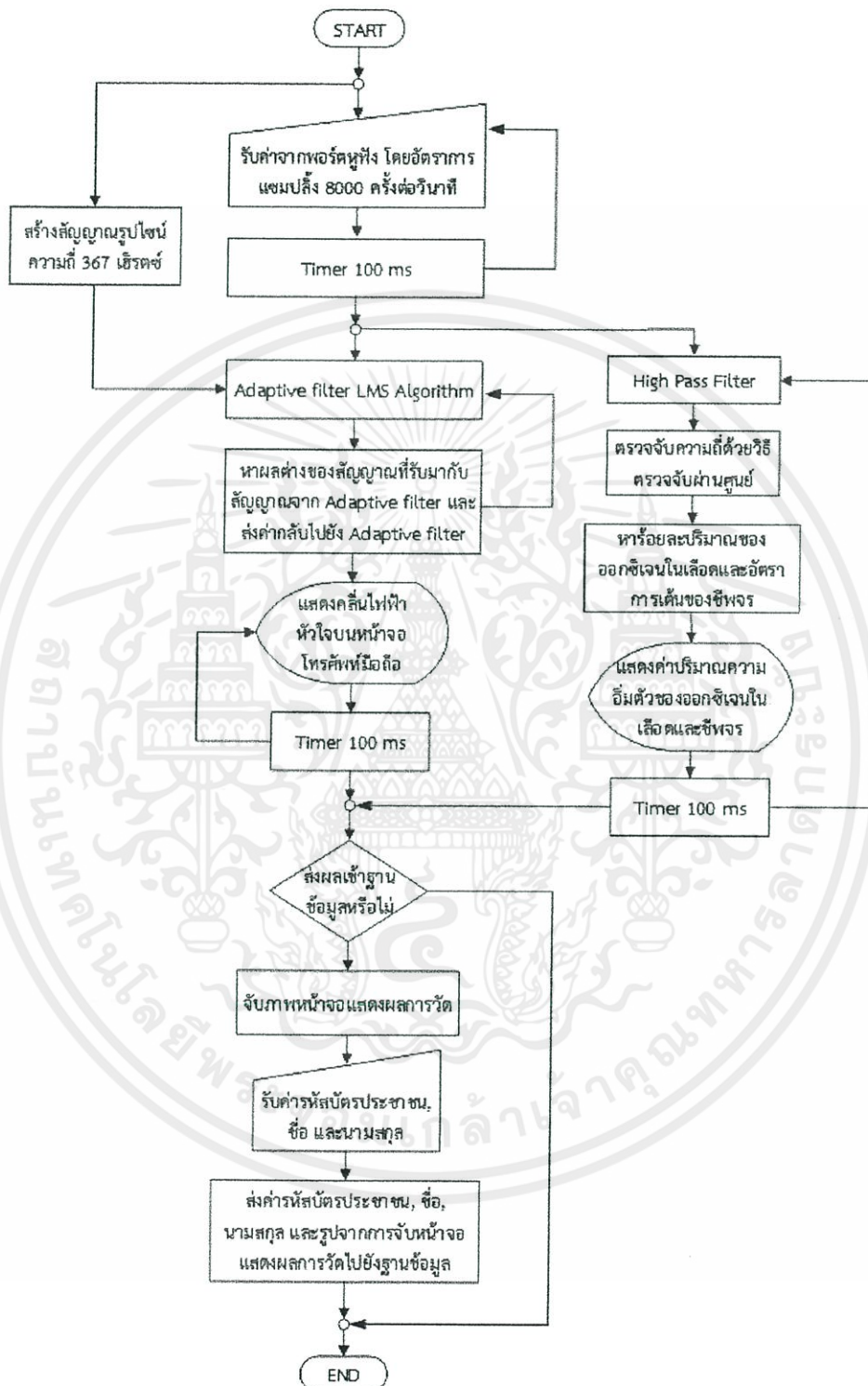
การทำงานของแอปพลิเคชันเริ่มจากการรับสัญญาณจากช่องหูฟังที่ประกอบด้วยสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาดและสัญญาณที่ผ่านการกรองจากไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นจะแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและปริมาณความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด สำหรับการทำงานส่วนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะนำสัญญาณที่รับจาก

ช่องหูฟังมาติดมอดูเลตด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ที่ใช้อัลกอริทึมแบบค่าเฉลี่ยกำลังสองน้อยที่สุด แล้วนำสัญญาณมาแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ และในส่วนของปริมาณความถี่ของออกซิเจนในเลือดนั้นจะนำสัญญาณที่ได้จากช่องหูฟังมากรองด้วยวงจรกรองความถี่สูงผ่านที่มีความถี่ตัด 1300 เฮิรตซ์ เพื่อกรองสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาดออกไป ก่อนจะหาความถี่ของสัญญาณด้วยหลักการตรวจจับผ่านศูนย์ โดยความถี่จะนำไปแปลงเป็นค่าอัตราการเต้นของชีพจรและร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด ก่อนจะนำค่าดังกล่าวแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ

นอกจากนี้แอปพลิเคชันจะจับภาพผลการตรวจวัดบนหน้าจอเมื่อผู้ใช้งานกดปุ่ม “Send To Server” แล้วจะเปลี่ยนหน้าจอเพื่อให้ผู้ใช้กรอกข้อมูลส่วนตัวก่อนจะส่งข้อมูลและภาพผลการตรวจวัดไปยังฐานข้อมูล โดยมีแผนผังการทำงานดังรูปที่ 3.16 และสามารถอธิบายการทำงานของแต่ละส่วนย่อยๆ ได้ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 3.16 แผนผังการทำงานของแอปพลิเคชันแสดงผลอัตราการเต้นของชีพจร, โยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีการนำไปใช้

3.1.3.1 ชุดคำสั่งรับสัญญาณจากหูฟัง

โทรศัพท์มือถือที่ระบบแอนดรอยด์จะรับสัญญาณผ่านช่องหูฟัง จากนั้นทำการสุ่มซักรับสัญญาณด้วยอัตราการสุ่มซักรับ 8000 แซมเปิลต่อวินาที มาเก็บที่บัฟเฟอร์ โดยใช้คำสั่งต่อไปนี้

```
@Override
protected void onCreate(Bundle
savedInstanceState) {
super.onCreate(savedInstanceState);
setContentView(R.layout.activity_main);
lineChart = (ChartView)
findViewById(R.id.lineChartView1);
lineChart.setChartData(getRandomData());

audioRecord = new
AudioRecord(android.media.MediaRecorder.A
udioSource.
MIC, SAMPPERSEC, channelConfiguration,
audioEncoding, 16*BLOCK_SIZE);
audioRecord.startRecording();
}
```

3.1.3.2 ชุดคำสั่งนับเวลา 100 มิลลิวินาที

ตัวนับเวลา 100 มิลลิวินาทีจะใช้สำหรับวนรอบการทำงานของส่วนต่างๆ ได้แก่ การรับค่าจากการสุ่มซักรับมาเก็บไว้ในตัวแปรก่อนจะนำไปตีמודูเลต, การนำสัญญาณหลังจากตีמודูเลตเพื่อไปแสดงผล, การนำสัญญาณส่งไปกรองด้วยตัวกรองความถี่สูงผ่าน, การตรวจจับผ่านศูนย์ และการแสดงผลร้อยละปริมาณของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของชีพจร โดยมีชุดคำสั่งดังนี้

```
@Override
public boolean onCreateOptionsMenu(Menu
menu) {
getMenuInflater().inflate(R.menu.main, menu);
return true;
}

final Runnable MAIN_Runnable = new
Runnable() {
public void run() {
new backgroundProcess().execute();
setChartData1();
TEXTVIEW_OxigentRate.setText(textOxigentRate);
TEXTVIEW_HeartRate.setText(textHeartRate);
}
};
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3.3 ชุดคำสั่งที่มอดูเลตด้วยตัวกรองปรับค่าได้ที่มีอัลกอริธึมแบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด

นำสัญญาณที่รับจากช่องหูฟังมาติมอดูเลตด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับค่าได้ที่มีอัลกอริธึมแบบค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุดเพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยกำหนดให้สัญญาณอ้างอิงเป็นสัญญาณรูปไซน์ความถี่ 367 เฮิรตซ์ แล้วส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการกรองแล้วไปแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ มีชุดคำสั่งดังนี้

```
private void setChartData1() {
    (b[k] * (Math.sin(factor * k)));
    if (dataQueue.size() >= CHART_LEN) {
        e[k] = (x[k] - y[k]);
    if (chartDataQueue.size() >= CHART_LEN) {
        h[k] = (float)(Math.sqrt(Math.pow(a[k], 2) +
        for (int i = 0; i < SLIDE_LEN ; i++) {
            Math.pow(b[k],2)));
        chartDataQueue.remove();
        a[k+1] = (float)(a[k] + (u * e[k] *
        chartDataQueue.add(dataQueue.poll()));
            (Math.cos(factor * k)));
        }
        b[k+1] = (float)(b[k] + (u * e[k] *
    } else {
        (Math.sin(factor * k)));
        for (int i = 0; i < CHART_LEN; i++) {
            if(k == n * 20){
        chartDataQueue.add(dataQueue.poll());
            c[n] = h[k];
        }
            c[n] = (float)(c[n] * 200) + (offsetValue/2);
        }
            n++;
        for(int j = 0; j < CHART_LEN; j++) {
            }
        points[j] = Float.valueOf(chartDataQueue.poll());
        }
        }
        a[0] = a[bufferLen];
        int n = 0;
        b[0] = b[bufferLen];
        for (int k = 0; k < bufferLen; k++) {
            lineChart.setChartData(c);
        }
        x[k] = points[k];
        }
        y[k] = (float)(a[k] * (Math.cos(factor * k))) +
        }
```

3.1.3.4 ชุดคำสั่งของการกำหนดสีของเส้นกริด

เป็นชุดคำสั่งสำหรับการกำหนดสีของเส้นกริดที่จะแสดงผลออกทางหน้าจอ โดยมีเอกสารนี้ชุดคำสั่งดังนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

public ChartView(Context context, AttributeSet
attrs) {
super(context, attrs);
grid_paint.setColor(Color.rgb(100, 100, 100));
cross_paint.setColor(Color.rgb(70, 100, 70));
outline_paint.setColor(Color.GREEN);
}

```

3.1.3.5 ชุดคำสั่งของการกำหนดขอบหน้าจอ

เป็นชุดคำสั่งสำหรับการกำหนดขอบของหน้าจอ ซึ่งกำหนดโดยค่า width และ height ที่มีค่า 320 พิกเซล และ 240 พิกเซล ตามลำดับ เพื่อกำหนดความกว้างและความสูงที่วัดได้ โดยมีชุดคำสั่งดังนี้

```

private int width = 320;
private int height = 240;
protected void onMeasure(int
widthMeasureSpec, int heightMeasureSpec) {
super.onMeasure(widthMeasureSpec,
heightMeasureSpec);
width
=MeasureSpec.getSize(widthMeasureSpec);
height =
MeasureSpec.getSize(heightMeasureSpec);
this.setMeasuredDimension(width , height);
}

```

3.1.3.6 ชุดคำสั่งของการรับขนาดสัญญาณจากชุดคำสั่งประมวลผล

สัญญาณ

เป็นชุดคำสั่งที่ทำการรับขนาดสัญญาณหลังจากการติ่มอตุเลต เพื่อไปแสดงผลบนหน้าจอ มีชุดคำสั่งดังนี้

```

public void setChartData(float[] datapoints) {
this.datapoints = datapoints.clone();
invalidate();
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3.7 ชุดคำสั่งวาดเส้นกริด

เป็นชุดคำสั่งที่ใช้ในการวาดเส้นกริดบนหน้าจอในแนวนอนและแนวตั้งอย่างละ 9 เส้น รวมถึงกำหนดสี ขนาดของเส้น เงามของเส้น ลักษณะเส้นกริด โดยมีชุดคำสั่งต่อไปนี้

```
private void drawLineChart(Canvas canvas, float
maxValue) {
    Path path = createSmoothPath(maxValue);
    canvas.drawColor(Color.rgb(255, 255, 255));
    for(int vertical = 1; vertical<10; vertical++){
        canvas.drawLine(vertical*(width/10)+1, 1,
        vertical*(width/10)+1, height+1, grid_paint);
    }
    for(int horizontal = 1; horizontal<10;
    horizontal++){
        canvas.drawLine(1, horizontal*(height/10)+1,
        width+1, horizontal*(height/10)+1,
        grid_paint);
    }
}
```

3.1.3.8 ชุดคำสั่งเปรียบเทียบค่าความสูงและความกว้างของข้อมูลกับหน้าจอ

ชุดคำสั่งเปรียบเทียบค่าความสูงของข้อมูลกับหน้าจอ เพื่อให้ขนาดของข้อมูลสอดคล้องและพอดีกับขนาดของหน้าจอ โดยมีชุดคำสั่งดังนี้

```
private float getYPos(float value, float
maxValue) {
    float height = getHeight() -
    getPaddingTop() - getPaddingBottom();
    value = (value / maxValue) * height;
    value = height - value;
    value += getPaddingTop();
    return value;
}

private float getXPos(float value) {
    float width = getWidth() -
    getPaddingLeft() - getPaddingRight();
    float maxValue = datapoints.length - 1;
    value = (value / maxValue) * width;
    value += getPaddingLeft();
    return value;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3.9 ชุดคำสั่งสร้างความต่อเนื่องของสัญญาณ

เพื่อให้สัญญาณมีการเชื่อมต่อกัน และเกิดความต่อเนื่องเหมือนสัญญาณอินพุตที่รับเข้ามาทางช่องหูฟัง โดยมีชุดคำสั่งดังนี้

```
private Path createSmoothPath(float maxValue){
    Path path = new Path();
    path.moveTo(getXPos(0), getYPos(datapoints[0],
    maxValue));
    for (int i = 0; i < datapoints.length - 1; i++) {
        float thisPointX = getXPos(i);
        float thisPointY = getYPos(datapoints[i],
        maxValue);
        float nextPointX = getXPos(i + 1);
        float nextPointY = getYPos(datapoints[si(i + 1)],
        maxValue);
        float startdiffX = (nextPointX - getXPos(si(i - 1)));
        float startdiffY = (nextPointY -
        getYPos(datapoints[si(i - 1)], maxValue));
        float endDiffX = (getXPos(si(i + 2)) - thisPointX);
        float endDiffY = (getYPos(datapoints[si(i + 2)],
        maxValue) - thisPointY);
        float firstControlX = thisPointX +
        (GRAPH_SMOOTHNES * startdiffX);
        float firstControlY = thisPointY +
        (GRAPH_SMOOTHNES * startdiffY);
        float secondControlX = nextPointX -
        (GRAPH_SMOOTHNES * endDiffX);
        float secondControlY = nextPointY -
        (GRAPH_SMOOTHNES * endDiffY);
        path.cubicTo(firstControlX,firstControlY,
        secondControlX, secondControlY,
        nextPointX,
        nextPointY);
    }
    return path;
}
```

3.1.3.10 ชุดคำสั่งหาค่าสูงสุดของข้อมูลและวาดสัญญาณบนหน้าจอ

เป็นชุดคำสั่งที่หาค่าสูงสุดของข้อมูล จากนั้นจะทำการเก็บค่าสูงสุดไปใช้ในชุดคำสั่งในการวาดเส้นกริดต่อไป โดยมีชุดคำสั่งของการหาค่าสูงสุดของข้อมูล และการเก็บค่าสูงสุดของข้อมูล เพื่อใช้ในการวาดสัญญาณบนหน้าจอต่อไปนี้

```
private float getMax(float[] array) {
    float max = array[0];
    for (int i = 1; i < array.length; i++) {
        if (array[i] > max) {
            max = array[i];
        }
    }
    return max;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องแจ้งเป็นเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

@Override

```
protected void onDraw(Canvas canvas) { drawLineChart(canvas, maxValue);
float maxValue = getMax(datapoints); }
```

3.1.3.11 ชุดคำสั่งกรองความถี่สูงผ่าน

เป็นชุดคำสั่งที่ใช้สำหรับกรองสัญญาณความถี่สูงด้วยความถี่ตัด 1300 เฮิรตซ์ เพื่อแยกพิจารณาเฉพาะสัญญาณที่ได้จากไมโครคอนโทรลเลอร์ ก่อนจะนำไปหาค่าร้อยละปริมาณความอิมพัลส์ของออกซิเจนและอัตราการเต้นของชีพจร โดยแสดงชุดคำสั่งที่ใช้ดังนี้

```
public filter(int buff_size) {
buff_length = buff_size;
output = new float[buff_size];
}
public void HighpassFilter(short[] in) {
for (int i = 0; i < buff_length; i++) {
signal_1 = (float) in[i];
output[i] = (signal_1 * n_1_1) + (n_last1_1 *
n_1_2) + (n_last1_2 * n_1_3) + (d_last1_1 * -
d_1_2) + (d_last1_2 * -d_1_3);
n_last1_2 = n_last1_1;
n_last1_1 = signal_1;
d_last1_2 = d_last1_1;
d_last1_1 = output[i];
output[i] = output[i] * gain1;
signal_2 = output[i];
output[i] = (signal_2 * n_2_1) + (n_last2_1 *
n_2_2) + (n_last2_2 * n_2_3) + (d_last2_1 * -
d_2_2) + (d_last2_2 * -d_2_3);
n_last2_2 = n_last2_1;
n_last2_1 = signal_2;
d_last2_2 = d_last2_1;
d_last2_1 = output[i];
output[i] = output[i] * gain2;
signal_3 = output[i];
output[i] = (signal_3 * n_3_1) + (n_last3_1 *
n_3_2) + (n_last3_2 * n_3_3) + (d_last3_1 * -
d_3_2) + (d_last3_2 * -d_3_3);
n_last3_2 = n_last3_1;
n_last3_1 = signal_3;
d_last3_2 = d_last3_1;
d_last3_1 = output[i];
output[i] = output[i] * gain3;
signal_4 = output[i];
output[i] = (signal_4 * n_4_1) + (n_last4_1 *
n_4_2) + (n_last4_2 * n_4_3) + (d_last4_1 * -
d_4_2) + (d_last4_2 * -d_4_3);
n_last4_2 = n_last4_1;
n_last4_1 = signal_4;
d_last4_2 = d_last4_1;
d_last4_1 = output[i];
output[i] = output[i] * gain4;
signal_5 = output[i];
output[i] = (signal_5 * n_5_1) + (n_last5_1 *
n_5_2) + (n_last5_2 * n_5_3) + (d_last5_1 * -
d_5_2) + (d_last5_2 * -d_5_3);
n_last5_2 = n_last5_1;
n_last5_1 = signal_5;
output[i] = output[i] * gain5;
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่เอื้ออำนวยให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ กรุณาแจ้งการเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องสงวนลิขสิทธิ์เอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

d_last5_2 = d_last5_1;
d_last5_1 = output[i];
output[i] = output[i] * gain5;
signal_6 = output[i];
output[i] = (signal_6 * n_6_1) + (n_last6_1 *
n_6_2) + (n_last6_2 * n_6_3) + (d_last6_1 * -
d_6_2) + (d_last6_2 * -d_6_3);
n_last6_2 = n_last6_1;
n_last6_1 = signal_6;
d_last6_2 = d_last6_1;
d_last6_1 = output[i];
output[i] = output[i] * gain6;
output[i] = output[i] * output_gain;
}
}

```

3.1.3.12 ชุดคำสั่งตรวจจับความถี่ด้วยหลักการตรวจจับผ่านศูนย์

เป็นชุดคำสั่งที่ใช้ในการหาค่าความถี่จากสัญญาณที่ผ่านการกรองด้วยชุดคำสั่งกรองความถี่สูงผ่านด้วยหลักการตรวจจับผ่านศูนย์ ซึ่งความถี่ที่ได้จะแปรตามค่าร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของชีพจร มีชุดคำสั่งดังนี้

```

private boolean Check_Ampitude_Output() { int zc_count=1;
int ampitude_ceil=5000; if(audioShortBuffer[0]>0) SIGNED_State=1;
float sum=0; for(int i=1;i<BLOCK_SIZE;i++) {
for(int i=0;i<BLOCK_SIZE;i++) { if(audioShortBuffer[i]>0) {
if(filter_1.output[i]>0) if(SIGNED_State==1) {
sum+=filter_1.output[i]; n_array[n_count++]=zc_count;
} zc_count=1;
float avgAmp=sum/BLOCK_SIZE; SIGNED_State=1;
Log.v("avgAmp",String.valueOf(avgAmp)); } else {
if(avgAmp<ampitude_ceil) ++zc_count;
return false; }
return true; } else {
} if(SIGNED_State==1) {
private void f0() { n_array[n_count++]=zc_count;
int SIGNED_State=-1; zc_count=1;
int n_array_size=250; SIGNED_State=-1;
int n_count=0; } else {
int [] n_array = new int[n_array_size]; ++zc_count;
}
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ หากมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายวิชาการของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

}
}
if(n_count==n_array_size)
break;
}
int [] n_single = new int[n_array_size];
int [] duplicated_count = new int[n_array_size];
int n_single_count=0;
boolean n_single_dup=false;
for(int i=0;i<n_array_size;i++) {
n_single_dup=false;
for(int j=0;j<n_single_count;j++) {
if(n_array[i]==n_single[j])
n_single_dup=true;
}
if(!n_single_dup) {
n_single[n_single_count]=n_array[i];
for(int j=0;j<n_array_size;j++) {
if(n_array[j]==n_array[i])
++duplicated_count[n_single_count];
}
++n_single_count;
}
}
float sum=0;
float divider=0;
int zc_count=1;
if(filter_1.output[0]>0) SIGNED_State=1;
for(int i=1;i<BLOCK_SIZE;i++) {
for(int i =0;i<n_single_count;i++){
sum+=n_single[i]*duplicated_count[i];
divider+=duplicated_count[i];
}
}
Log.v( "f_input",String.valueOf(
SAMPPERSEC/(2*(sum/divider)) ) );
}
private void f1() {
int SIGNED_State=-1;
int n_array_size=250;
int n_count=0;
int [] n_array = new int[n_array_size];
if(filter_1.output[i]>0) {
if(SIGNED_State==-1) {
n_array[n_count++]=zc_count;
zc_count=1;
SIGNED_State=1;
} else {
++zc_count;
}
} else {
if(SIGNED_State==1) {
n_array[n_count++]=zc_count;
zc_count=1;
SIGNED_State=-1;
} else {
++zc_count;
}
}
}
if(n_count==n_array_size)
break;
}
int [] n_single = new int[n_array_size];
int [] duplicated_count = new
int[n_array_size];
int n_single_count=0;
boolean n_single_dup=false;

```

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของสำนักงานเพื่อการศึกษาแห่งชาติ ห้ามทำซ้ำไปบนโลกออนไลน์ หากนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องบอกที่มาของเอกสารนี้

```

for(int i=0;i<n_array_size;i++) {
n_single_dup=false;
for(int j=0;j<n_single_count;j++) {
if(n_array[i]==n_single[j])
n_single_dup=true;
}
if(!n_single_dup) {
n_single[n_single_count]=n_array[i];
for(int j=0;j<n_array_size;j++) {
if(n_array[j]==n_array[i])
++duplicated_count[n_single_count];
}
++n_single_count;
}
}
}
float sum=0;
float divider=0;
for(int i =0;i<n_single_count;i++) {
sum+=n_single[i]*duplicated_count[i];
divider+=duplicated_count[i];
}
int F =
(int)((float)SAMPPERSEC)/(2*(sum/divider));
F_RESULT=F;
Log.v(
"f_ouput_highpassFilter",String.valueOf(
SAMPPERSEC/(2*(sum/divider)) ));
}

```

3.1.3.13 ชุดคำสั่งหาอัตราการเต้นของชีพจรและร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด

เป็นชุดคำสั่งที่นำค่าความถี่จากชุดคำสั่งตรวจจับความถี่ด้วยหลักการตรวจจับผ่านศูนย์มาทำการหาอัตราการเต้นของชีพจรและร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด ซึ่งได้กำหนดให้อัตราการเต้นของชีพจรและร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือดมีค่าแปรผันตามความถี่จากการตรวจจับผ่านศูนย์ จากนั้นจะนำค่าที่ได้ไปแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือ มีชุดคำสั่งดังนี้

```

private void OxigenRate() {
int f_input;
int rate=0;
if(F_RESULT<1400) {
Log.v("Oxygen_Rate","Your Oxygen Rate is Lower than 75");
textOxigentRate="Lower than 75";
} else if(F_RESULT>1650){
Log.v("Oxygen_Rate","Your Oxygen Rate is more than 100");
textOxigentRate="99%";
} else {
f_input=F_RESULT;
int f_base = 1400;
int OxigenRate_base = 75;
int ScalePerBlock=250/25;
rate = ((f_input-f_base)/ScalePerBlock) +
OxigenRate_base;
Log.v("Oxygen_Rate",String.valueOf(rate)+"%");
textOxigentRate=String.valueOf(rate)+"%";
}
}

```

```

}
}
private void HeartRate() {
float rate=0;
int f_input;
if(F_RESULT<1750) {
Log.v("Heart_Rate","Your Heart Rate is Lower
than 50");
textHeartRate="Lower than 50";
} else if(F_RESULT>3470) {
Log.v("Heart_Rate","Your Heart Rate is more than
140");
textHeartRate="more than 140";
} else {
f_input=F_RESULT;
int f_base = 1800;
int HeartRate_base = 50;
float ScalePerBlock=1700/90;
rate = ((f_input-f_base)/ScalePerBlock) +
HeartRate_base;
Log.v("Heart_Rate",String.valueOf((int)Math.ce
il((rate))+ " bpm");
textHeartRate=String.valueOf((int)Math.ceil(ra
te))+ " bpm";
}
}
}

```

3.1.3.14 ชุดคำสั่งจับภาพหน้าจอ

เป็นชุดคำสั่งที่จะจับภาพหน้าจอที่แสดงผลการตรวจวัด เมื่อผู้ใช้กดปุ่ม “Send to server” โดยภาพที่ทำการจับภาพหน้าจอนำไปเก็บไว้บนฐานข้อมูล โดยมีชุดคำสั่งดังต่อไปนี้

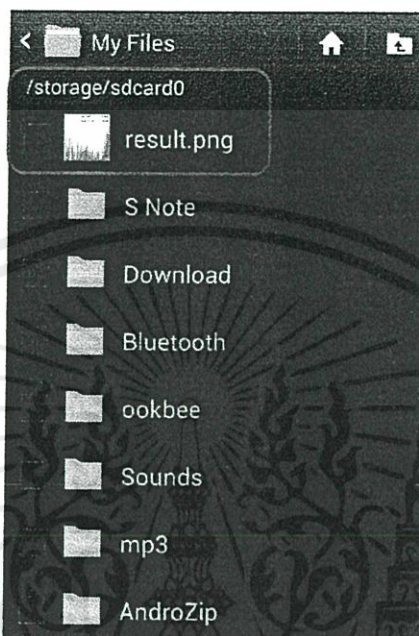
```

public Bitmap takeScreenshot() {
View rootView =
findViewById(android.R.id.content).getRootView();
rootView.setDrawingCacheEnabled(true);
return rootView.getDrawingCache();
}
public void saveBitmap(Bitmap bitmap) {
File imagePath = new
File(Environment.getExternalStorageDirectory() +
"/result.png");
FileOutputStream fos;
fos = new FileOutputStream(imagePath);
bitmap.compress(CompressFormat.JPEG,
100, fos);
fos.flush();
fos.close();
} catch (FileNotFoundException e) {
Log.e("GREC", e.getMessage(), e);
} catch (IOException e) {
Log.e("GREC", e.getMessage(), e);
}
}
try {

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และจะเก็บไฟล์ไว้ที่โฟลเดอร์ชื่อ storage/sdcard0/result.png บนโทรศัพท์มือถือดังรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 โฟลเดอร์ที่เก็บภาพจากการจับภาพหน้าจอ

3.1.3.15 ชุดคำสั่งส่งภาพไปยังฐานข้อมูล

หลังจากผู้ใช้กรอกข้อมูลและกดปุ่มส่งไปยังฐานข้อมูลแล้ว ภาพที่ได้จับภาพหน้าจอไว้ก่อนหน้านี้จะถูกส่งไปยังฐานข้อมูลและมีชุดคำสั่งดังต่อไปนี้

```
@Override
protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
    super.onCreate(savedInstanceState);
    setContentView(R.layout.register);
    getData.setOnClickListener(new OnClickListener() {
        @Override
        public void onClick(View v) {
            String url = "http://192.168.1.115/project/Time.php";
            List<NameValuePair> params = new
                ArrayList<NameValuePair>();
            params.add(new BasicNameValuePair("id",
                id.getText().toString()));
            params.add(new
                BasicNameValuePair("name",
                name.getText().toString()));
            params.add(new
                BasicNameValuePair("surname",
                surname.getText().toString()));
        }
    });
}
```

เอกสารนี้เป็นการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ หากมีให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้อง

```

surname.getText().toString());
String resultServer =
getHttpPost(url,params);
uploadFileName);
}
});
}
public String getHttpPost(String
url,List<NameValuePair> params) {
StringBuilder str = new StringBuilder();
HttpClient client = new DefaultHttpClient();
HttpPost httpPost = new HttpPost(url);
try {
httpPost.setEntity(new
UrlEncodedFormEntity(params));
HttpResponse response =
client.execute(httpPost);
StatusLine statusLine = response.getStatusLine();
int statusCode = statusLine.getStatusCode();
if (statusCode == 200) {
HttpEntity entity = response.getEntity();
InputStream content = entity.getContent();
BufferedReader reader = new
BufferedReader(new
InputStreamReader(content));
String line;
while ((line = reader.readLine()) != null) {
str.append(line);
}
} else {
Log.e("Log", "Failed to download result..");
}
} catch (ClientProtocolException e) {
e.printStackTrace();
} catch (IOException e) {
e.printStackTrace();
}
return str.toString();
}
public int uploadFile(String sourceFileUri) {
String fileName = sourceFileUri;
URLConnection conn = null;
DataOutputStream dos = null;
String lineEnd = "\r\n";
String twoHyphens = "--";
String boundary = "*****";
int bytesRead, bytesAvailable,
bufferSize;
byte[] buffer;
int maxBufferSize = 1 * 1024 * 1024;
File sourceFile = new File(sourceFileUri);
if (!sourceFile.isFile()) {
Log.e("uploadFile", "Source File not exist :"+
uploadFilePath + "" + uploadFileName);
return 0;
} else{
try {
FileInputStream fileInputStream = new
FileInputStream(sourceFile);
URL url = new URL(upLoadServerUri);
conn = (URLConnection)
url.openConnection();
conn.setDoInput(true);
conn.setDoOutput(true);
conn.setUseCaches(false);
conn.setRequestMethod("POST");

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ใช่ว่าการนี้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

```

conn.setRequestProperty("Connection",
"Keep-Alive");
conn.setRequestProperty("ENCTYPE",
"multipart/form-data");
conn.setRequestProperty("Content-Type",
"multipart/form-data;boundary=" + boundary);
conn.setRequestProperty("uploaded_file",
fileName);
dos = new
DataOutputStream(conn.getOutputStream());
dos.writeBytes(twoHyphens + boundary +
lineEnd);
dos.writeBytes("Content-Disposition: form-data;
name=\"uploaded_file\";filename=\"" +
fileName + "\"" + lineEnd);
dos.writeBytes(lineEnd);
bytesAvailable = fileInputStream.available();
bufferSize = Math.min(bytesAvailable,
maxBufferSize);
buffer = new byte[bufferSize];
bytesRead = fileInputStream.read(buffer, 0,
bufferSize);
while (bytesRead > 0) {
dos.write(buffer, 0, bufferSize);
bytesAvailable = fileInputStream.available();
bufferSize = Math.min(bytesAvailable,
maxBufferSize);
bytesRead = fileInputStream.read(buffer, 0,
bufferSize);
}
dos.writeBytes(lineEnd);
serverResponseCode =
conn.getResponseCode();
String serverResponseMessage =
conn.getResponseMessage();
Log.i("uploadFile", "HTTP Response is : "
+ serverResponseMessage + " : " +
serverResponseCode);
fileInputStream.close();
dos.flush();
dos.close();
} catch (MalformedURLException ex) {
Log.e("Upload file to server", "error: " +
ex.getMessage(), ex);
} catch (Exception e) {
Log.e("Upload file to server Exception",
"Exception : " + e.getMessage(), e);
}
return serverResponseCode;
}
}

```

3.1.3.16 ชุดคำสั่งสร้างหน้าจอบริการอินเทอร์เน็ต

หน้าจอบริการอินเทอร์เน็ตที่ใช้ในแอปพลิเคชันนี้ใช้ทั้งหมด 2 หน้าจอ ได้แก่

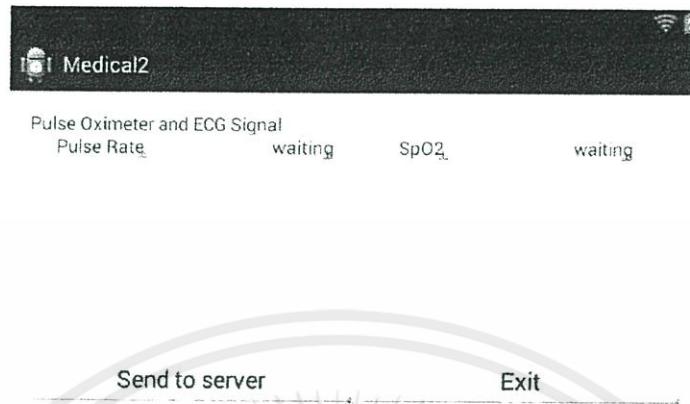
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

android:text="%" />
<TextView
    android:id="@+id/heart"
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_alignLeft="@+id/Oxygen"
    android:layout_alignParentTop="true"
    android:layout_marginTop="33dp"
    android:text="Heart rate"
    android:textAppearance="?android:attr/
    textAppearanceMedium" />
<TextView
    android:id="@+id/Oxygen"
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_below="@+id/heart"
    android:layout_centerHorizontal="true"
    android:layout_marginTop="14dp"
    android:text="Oxygen Values "
    android:textAppearance="?android:attr/
    /textAppearanceMedium" />
<TextView
    android:id="@+id/hrtRate"
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_alignBaseline="@+id/heart"
    android:layout_alignBottom="@+id/heart"
    android:layout_alignParentRight="true"
    android:text="Hrtresult"
    android:textAppearance="?android:attr/
    textAppearanceMedium" />
<TextView
    android:id="@+id/oxValues"
    android:layout_width="wrap_content"
    android:layout_height="wrap_content"
    android:layout_alignBaseline="@+id/percent"
    android:layout_alignBottom="@+id/percent"
    android:layout_toLeftOf="@+id/percent"
    android:text="Oxresult"
    android:textAppearance="?android:attr/
    textAppearanceMedium" />
</RelativeLayout>
</LinearLayout>

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.18 หน้าจอแสดงผลการวัดอัตราการเต้นของชีพจร, ร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ข) หน้าจอกรอกข้อมูลส่วนตัวของผู้ใช้งาน เพื่อให้ผู้ใช้งานกรอกประวัติส่วนตัว ก่อนจะไปยังฐานข้อมูล โดยมีหน้าจอแสดงดังรูปที่ 3.19 มีชุดคำสั่งดังนี้

```

<TableLayout xmlns:android="http://schemas. </TableRow>
android.com/apk/res/android" <View
android:id="@+id/tableLayout1" android:layout_height="1dip"
android:layout_width="fill_parent" android:background="#CCCCCC" />
android:layout_height="fill_parent" android:layout_weight="0.1"
<TableRow android:orientation="horizontal">
android:id="@+id/tableRow1" <TextView
android:layout_width="wrap_content" android:id="@+id/txt_name"
android:layout_height="wrap_content" > android:layout_width="wrap_content"
<TextView android:layout_height="wrap_content"
android:id="@+id/textView1" android:text="Input Name:"
android:layout_width="wrap_content" android:textAppearance=?
android:layout_height="wrap_content" android:attr/textAppearanceMedium" />
android:layout_span="1" <EditText
android:gravity="center" android:id="@+id/edt_name"
android:text="Data" android:layout_width="wrap_content"
android:textAppearance=?android:attr android:layout_height="wrap_content"
/textAppearanceLarge" /> android:ems="10" >

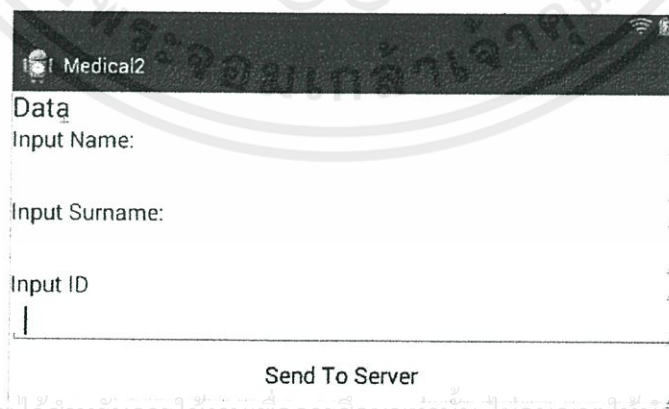
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม หากพบเห็นให้คัดลอกเนื้อหา และต้องแจ้งกลับถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

</EditText>
<TextView
android:id="@+id/txt_surname"
android:layout_width="wrap_content"
android:layout_height="wrap_content"
android:text="Input Surname:"
android:textAppearance="?android:attr/
textAppearanceMedium" />
<EditText
android:id="@+id/edt_surname"
android:layout_width="wrap_content"
android:layout_height="wrap_content"
android:ems="10" >
</EditText>
<TextView
android:id="@+id/txt_id"
android:layout_width="wrap_content"
android:layout_height="wrap_content"
android:text="Input ID"
android:textAppearance="?android:attr/
textAppearanceMedium" />
<EditText
android:id="@+id/edt_id"
android:layout_width="wrap_content"
android:layout_height="wrap_content"
android:ems="10" >
</EditText>
<Button
android:id="@+id/btn_send"
android:layout_width="wrap_content"
android:layout_height="wrap_content"
android:text="Send To Server" />
<Button
android:id="@+id/back"
android:layout_width="wrap_content"
android:layout_height="wrap_content"
android:text="Back" />
</TableLayout >
<View
android:layout_height="1dip"
android:background="#CCCCCC" />
</TableLayout>

```



รูปที่ 3.19 หน้าจอรอกข้อมูลส่วนตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การสงวนลิขสิทธิ์งานที่สร้างสรรค์งานนั้นไปอยู่ภายใต้ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.5 ฐานข้อมูล

หลังจากผู้ใช้งานกรอกข้อมูลลงหน้าจกรอกข้อมูลและกดปุ่ม Send To Server แล้ว ข้อมูลและรูปผลการวัดจะถูกส่งไปยังฐานข้อมูลชื่อทรัก (truck) โดยข้อมูลที่ได้กรอกนั้นจะถูกจัดเก็บ ในตารางชื่อไทม์ (time) ดังรูปที่ 3.20 ซึ่งตารางจะเก็บค่ารหัสบัตรประชาชน (id), ชื่อ (name), นามสกุล (surname) และวันและเวลา (time) ดังรูปที่ 3.21 และรูปภาพจะถูกเก็บในคอมพิวเตอร์ ที่เป็นฐานข้อมูล โดยจะเก็บลงในโฟลเดอร์ชื่อ project/Uploads บนแอปเซิร์ฟ ดังรูปที่ 3.22 โดยมี แผนผังการทำงานของไฟล์พีเอชพี ดังรูปที่ 3.23

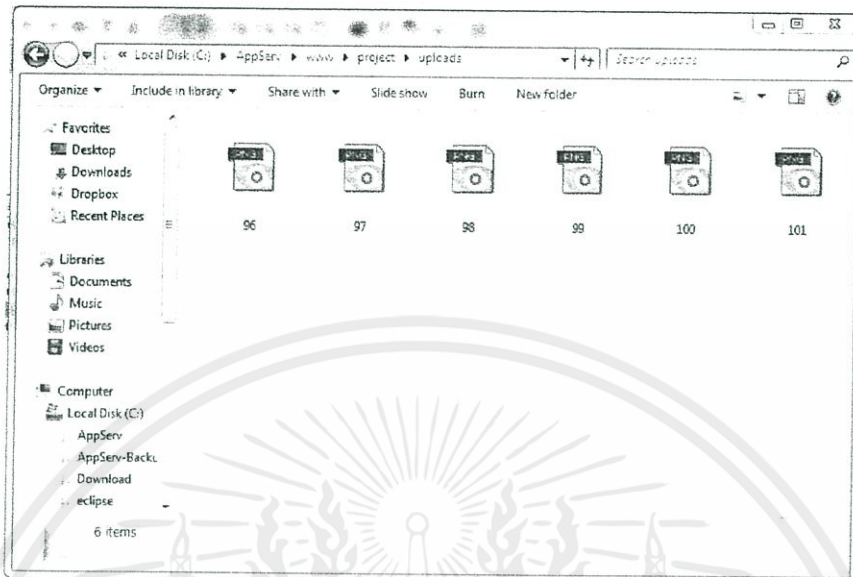
ฟิลด์	ชนิด	การเรียงลำดับ	แอดริบิวต์	ว่างเปล่า (null)	ค่าปริยาย	เพิ่มเติม	การทำการ
no	int(10)			ไม่		auto_increment	✖ ✎ 📄 📄 📄 📄
id	varchar(13)	utf8_general_ci		ไม่			✖ ✎ 📄 📄 📄 📄
name	text	utf8_general_ci		ไม่			✖ ✎ 📄 📄 📄 📄
surname	text	utf8_general_ci		ไม่			✖ ✎ 📄 📄 📄 📄
time	text	utf8_general_ci		ไม่			✖ ✎ 📄 📄 📄 📄

รูปที่ 3.20 ตารางไทม์บนฐานข้อมูลทรัก

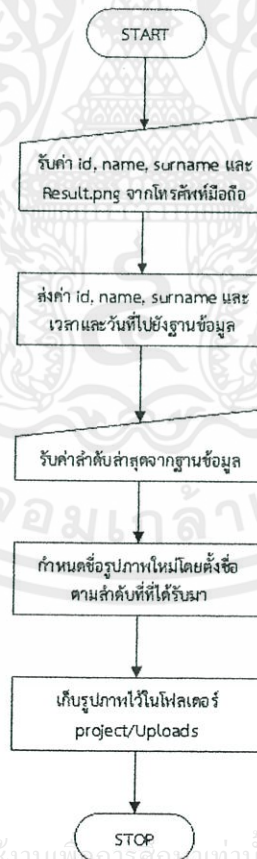
no	id	name	surname	time
101	111111111111111	bussara	rungpreeda	05/02/14 (01:51:34)

รูปที่ 3.21 ตารางเก็บค่ารหัสบัตรประชาชน, ชื่อ, นามสกุล และวันและเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.22 โฟลเดอร์ที่ใช้เก็บไฟล์รูปภาพ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานที่องค์กรของคุณเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ลงแบบลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงชื่อเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.23 แผนผังการทำงานของไฟล์พีเอชพี

จากแผนผังการทำงานดังรูปที่ 3.23 ไฟล์พีเอชพีทำหน้าที่รับข้อมูลรหัสบัตรประชาชน, ชื่อ, นามสกุล จากโทรศัพท์มือถือและส่งไปยังฐานข้อมูลด้วยตัวแปรชื่อ id, name, surname นอกจากนี้จะส่งค่าเวลาและวันที่ไปเก็บในฐานข้อมูลชื่อ truck ตารางชื่อ time จากนั้นจะดึงค่าลำดับที่ no ล่าสุด ซึ่งค่า no นี้เป็นค่าที่ตาราง time จะกำหนดให้อัตโนมัติ เมื่อได้ค่า no ล่าสุดจะนำมาตั้งชื่อไฟล์รูปภาพที่ได้รับมา เช่น ข้อมูลรหัสบัตรประชาชน, ชื่อ, นามสกุล และเวลาและวันที่ล่าสุดอยู่ในลำดับที่ 50 ดังนั้นไฟล์พีเอชพีจะนำค่า 50 มาเปลี่ยนชื่อไฟล์รูปภาพจาก result.png เป็น 50.png โดยไฟล์พีเอชพีแบ่งการทำงานเป็น 2 ไฟล์ดังนี้

1. ไฟล์ Time.php มีชุดคำสั่งดังนี้

```

$_FILES['uploaded_file']['name']);          $surname=$_POST["surname"];
$fp = fopen($_FILES['uploaded_file']['name'],'r'); $time = date("d/m/y (H:i:s)");
$fileData = addslashes($ReadBinary);        $sql = "INSERT INTO `time` (`no`, `id`,
$con = mysql_connect('127.0.0.1', 'root', '1234') `name`, `surname`, `time`) VALUES (NULL,
or die(mysql_error());                      '$id', '$name', '$surname', '$time' );
mysql_select_db('truck') or die(mysql_error()); mysql_query($sql);
mysql_query("SET NAMES UTF8");              $fp =
$no=$_POST["no"];                            fopen($_FILES["uploaded_file"]["name"],"r");
$id=$_POST["id"];                             ?>
$name=$_POST["name"];

```

2. ไฟล์ UploadToServer.php มีชุดคำสั่งดังนี้

```

<?                                           $no_fetch = mysql_fetch_assoc($no);
$con = mysql_connect('127.0.0.1', 'root', '1234') $file_name = $no_fetch["no"].".png";
or die(mysql_error());                      $file_path = "uploads/".$file_name;
mysql_select_db('truck') or die(mysql_error()); move_uploaded_file($_FILES['uploaded_file']
$no = mysql_query("SELECT no FROM `time` [tmp_name], $file_path);
ORDER BY no DESC LIMIT 1");                 ?>

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

- 1) ออสซิลอสโคป
- 2) เครื่องกำเนิดสัญญาณ
- 3) แหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง
- 4) มัลติมิเตอร์
- 5) แผ่นอิเล็กทรอนิกส์
- 6) บอร์ดอาร์ดูโน
- 7) หัววัดสัญญาณ
- 8) โปรแกรมออสซิลิปส์
- 9) หูฟังที่มีแจ็คแบบ 3.5 มิลลิเมตรและมีไมโครโฟน
- 10) โทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์
- 11) โปรแกรมแอปเชิร์ฟ
- 12) โปรแกรมอะโดบี ดรีมเวฟเวอร์
- 13) โปรแกรมซีเรียลชาร์ต

3.3 การจับเก็บผลการทดลอง

ปริญญานิพนธ์นี้ได้ออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลบนโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ โดยจะมีการทดสอบระบบเป็น 2 ส่วนหลัก คือ ทดสอบการทำงานของวงจรที่ออกแบบ และทดสอบเก็บผลการทดลองระบบโดยรวมทั้งหมด ดังรายละเอียดต่อไปนี้

- 1) ทดสอบวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์
- 2) ทดสอบวงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์
- 3) ทดสอบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน
- 4) ทดสอบวงจรมอดูเลตทางขนาด
- 5) ทดสอบวงจรกรองความถี่สูงผ่าน
- 6) ทดสอบวงจรหัววัดสัญญาณ
- 7) ทดสอบชุดคำสั่งสำหรับคำนวณปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับอาจารย์ผู้สอนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

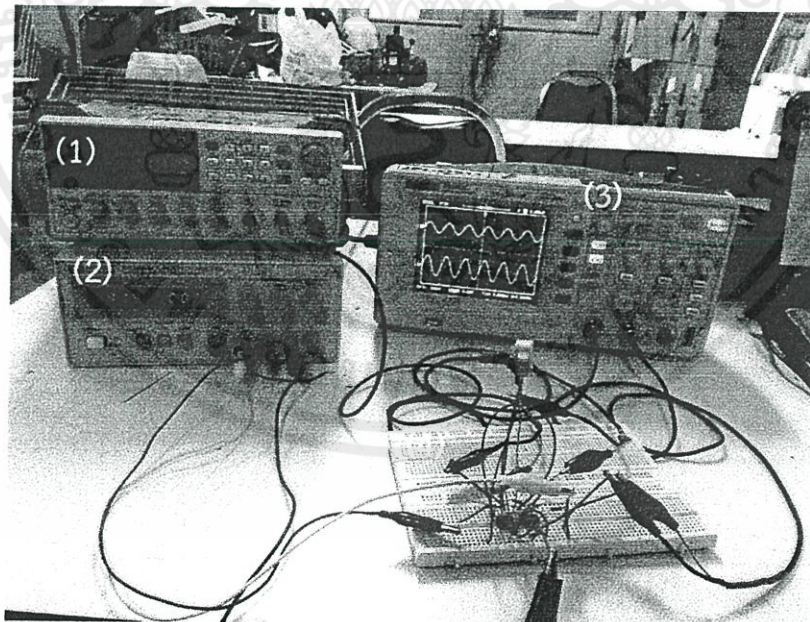
บทที่ 4

ผลการทดลอง

จากบทที่ 3 ได้ทำการเสนอการออกแบบวงจรและชุดคำสั่งของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและปริมาณความอิมิตัวของออกซิเจน เมื่อทำการทดลองวงจรและชุดคำสั่งต่างๆ สามารถแยกการทดลองได้ดังนี้

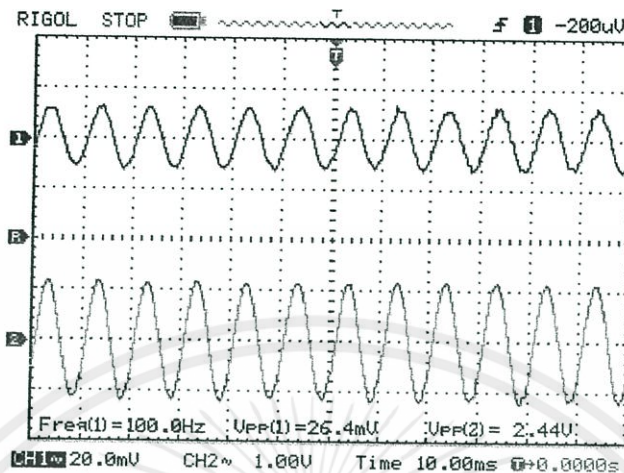
4.1 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์

จากวงจรดังรูปที่ 3.3 เมื่อทำการต่อวงจรดังรูปแล้ว ทดลองป้อนอินพุตคลื่นรูปไซน์ ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 26.4 มิลลิโวลต์ ตามลำดับ โดยมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง ได้แก่ (1) เครื่องกำเนิดสัญญาณ, (2) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (3) ออสซิลโลสโคป และ (4) วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์ ดังรูปที่ 4.1 จะได้ผลการทดลองดังรูปที่ 4.2 และได้กราฟแสดงผลตอบสนองขนาดทางความถี่ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์

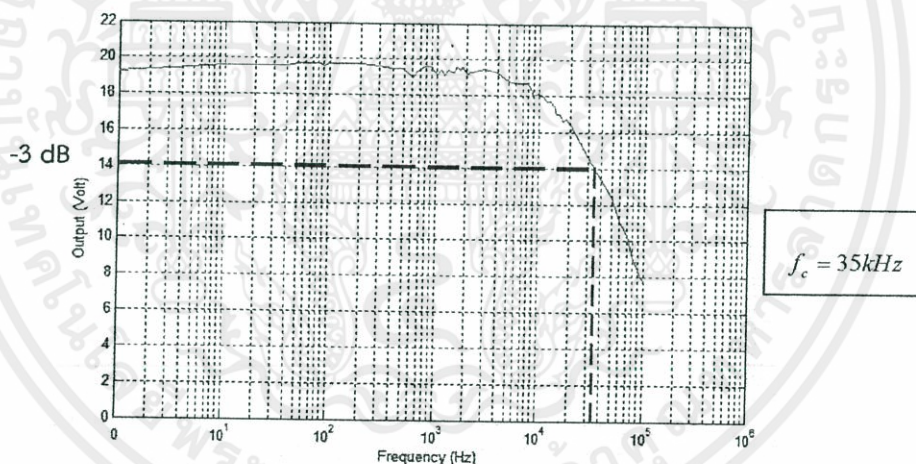
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 สัญญาณที่ผ่านวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์

Ch.1 สัญญาณอินพุต ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 26.4 มิลลิโวลต์

Ch.2 สัญญาณเอาต์พุต ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 2.44 โวลต์

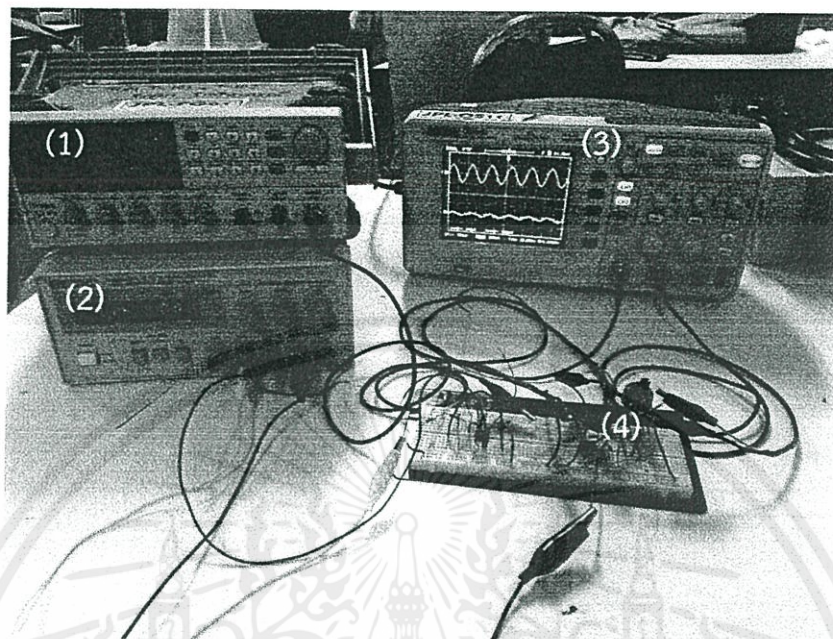


รูปที่ 4.3 กราฟแสดงผลตอบสนองขนาดทางความถี่ของวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์

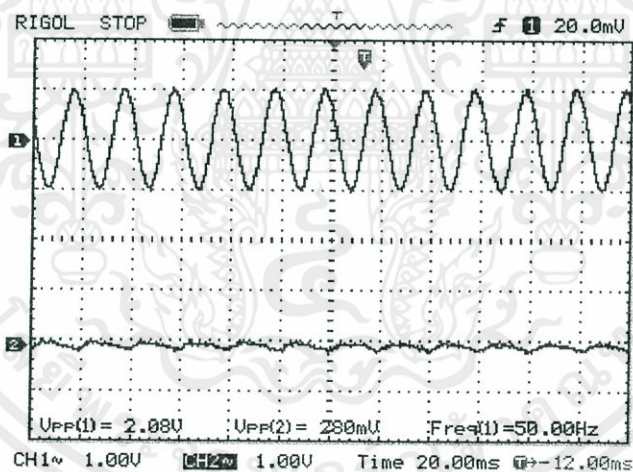
4.2 วงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์

จากวงจรดังรูปที่ 3.4 โดยทดลองป้อนสัญญาณอินพุตคลื่นรูปไซน์ 50 เฮิรตซ์ ขนาด 480 มิลลิโวลต์ ตามลำดับ โดยมีอุปกรณ์ในการทดลอง ได้แก่ (1) เครื่องกำเนิดสัญญาณ , (2) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (3) ออสซิลโลสโคป และ (4) วงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์ ดังรูปที่ 4.4 ได้ผลการทดลองดังรูปที่ 4.5 และได้กราฟแสดงผลตอบสนองขนาดทางความถี่ ดังรูปที่ 4.6

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรกำลังสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์

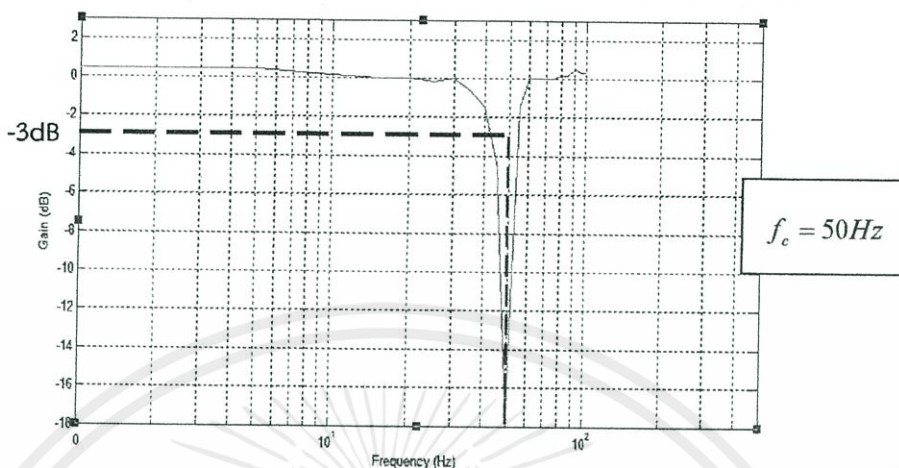


รูปที่ 4.5 สัญญาณที่ผ่านวงจรกำลังสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์

Ch.1 สัญญาณอินพุต ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ขนาด 2.04 โวลต์

Ch.2 สัญญาณเอาต์พุต ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ขนาด 440 มิลลิโวลต์

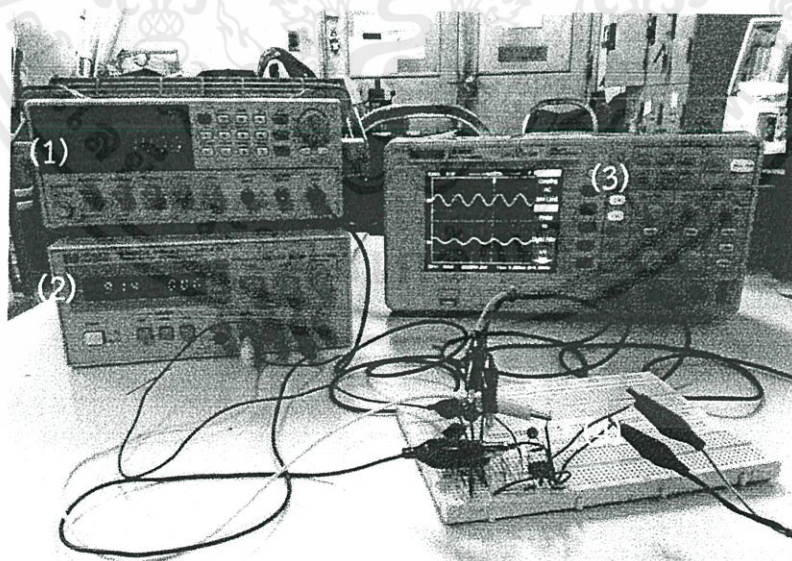
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



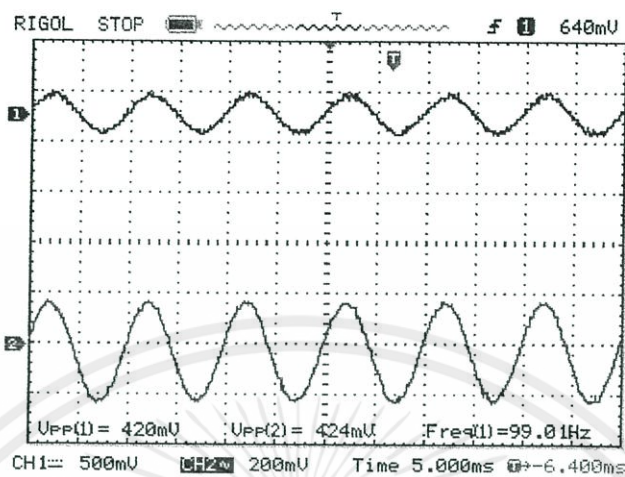
รูปที่ 4.6 กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกำจัดสัญญาณความถี่ 50 เฮิรตซ์

4.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

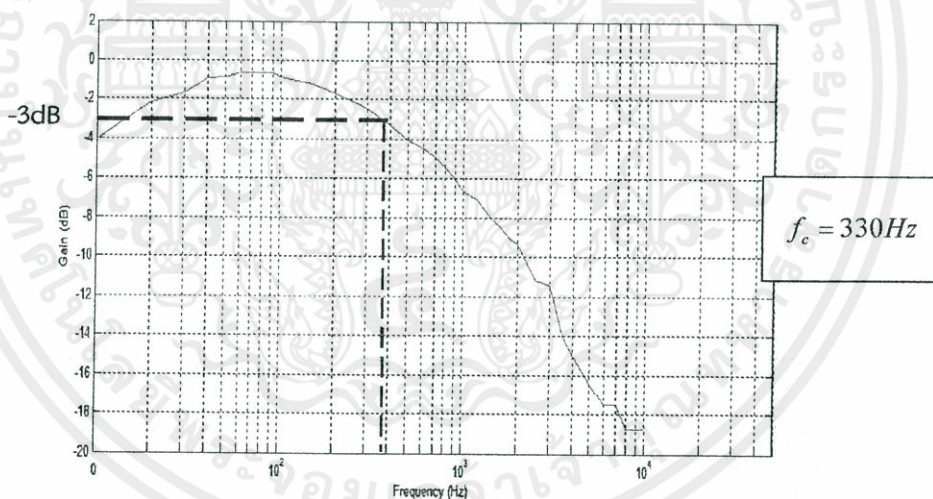
จากวงจรดังรูปที่ 3.5 ทดลองป้อนสัญญาณอินพุตคลื่นรูปไซน์ ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 0.42 โวลต์ โดยมีอุปกรณ์การทดลอง ได้แก่ (1) เครื่องกำเนิดสัญญาณ, (2) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (3) ออสซิลโลสโคป และ (4) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ดังรูปที่ 4.7 ได้สัญญาณเอาต์พุตขนาดต่างๆ ดังรูปที่ 4.8 และได้กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านดังรูปที่ 4.9



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 4.7 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



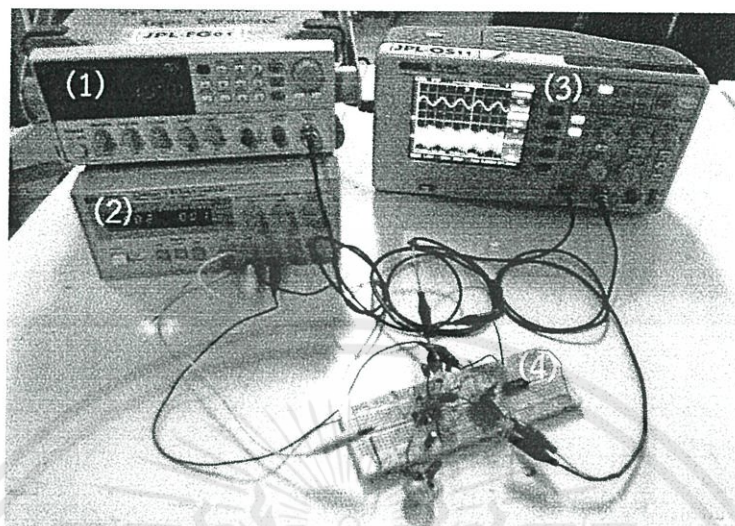
รูปที่ 4.8 สัญญาณที่ผ่านการกรองจากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน
 Ch.1 สัญญาณอินพุต ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 420 มิลลิโวลต์
 Ch.2 สัญญาณเอาต์พุต ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 424 มิลลิโวลต์



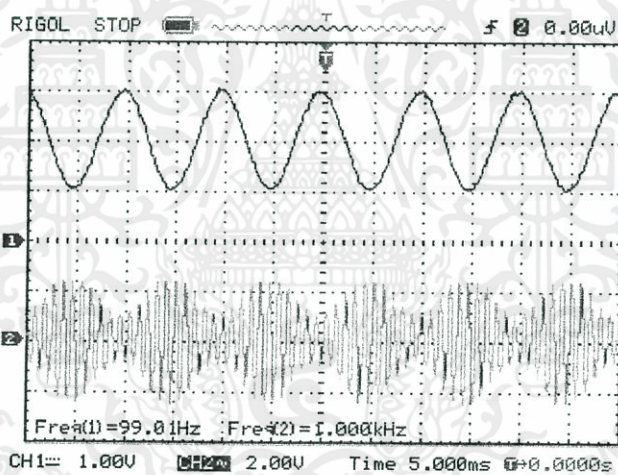
รูปที่ 4.9 กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

4.4 วงจรมอดูเลตทางขนาด

จากวงจรดังรูปที่ 3.6 ทดลองป้อนสัญญาณอินพุตคลื่นรูปไซน์ ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 2 โวลต์ โดยปรับความถี่คลื่นพาร์เป็น 1 กิโลเฮิรตซ์ ต่ออุปกรณ์การทดลองดังรูปที่ 4.10 ซึ่งได้แก่ (1) เครื่องกำเนิดสัญญาณ, (2) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (3) ออสซิลโลสโคป และ (4) วงจรมอดูเลตทางขนาด จะได้ผลการมอดูเลตดังรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.10 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรมอดูเลตทางขนาด



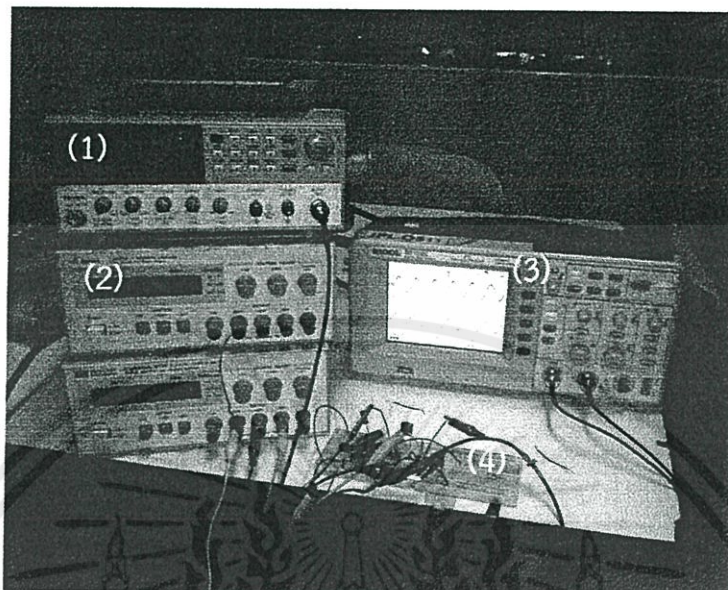
รูปที่ 4.11 สัญญาณที่ผ่านการมอดูเลตจากวงจรมอดูเลตทางขนาด

Ch.1: สัญญาณอินพุต ความถี่ 100 เฮิรตซ์ ขนาด 2 V

Ch.2: สัญญาณเอาต์พุตจากการมอดูเลตสัญญาณอินพุตกับสัญญาณคลื่นพาห์ความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์

4.5 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน

จากรูปวงจรที่ 2.36 ทดลองป้อนสัญญาณคลื่นรูปไซน์ขนาด 1 โวลต์ ความถี่ 1 ถึง 20 เฮิรตซ์ มีอุปกรณ์ทดลองคือ (1) เครื่องกำเนิดสัญญาณ, (2) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (3) เอกสารนี้ ออสซิลโลสโคป, และ (4) วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง แสดงรูปการทดลองในรูปที่ 4.12 ผลการทดลอง การค้า ไม่ว่าจะรูปที่ 4.13 และกราฟพลตบสนองขนาดทางความถี่ของวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงในรูปที่ 4.14 ไปใช้



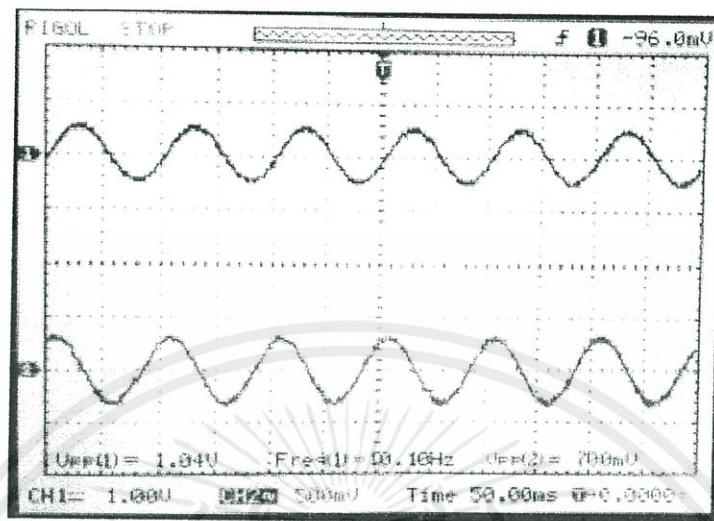
รูปที่ 4.12 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

จากการทดลองพบว่าเมื่อใช้ค่า $R = 425k\Omega$ และ $C = 150nF$ ตามที่คำนวณไว้ ไม่ได้ผลการทดลองตามที่ต้องการ จึงทำการปรับค่าของตัวต้านทาน พบว่าเมื่อใช้ $R = 100k\Omega$ ได้สัญญาณแรงดันซีพจรดีขึ้น จึงเลือกใช้ $R = 100k\Omega$ คำนวณค่า f_c ใหม่ จาก สามารถคำนวณได้ดังนี้

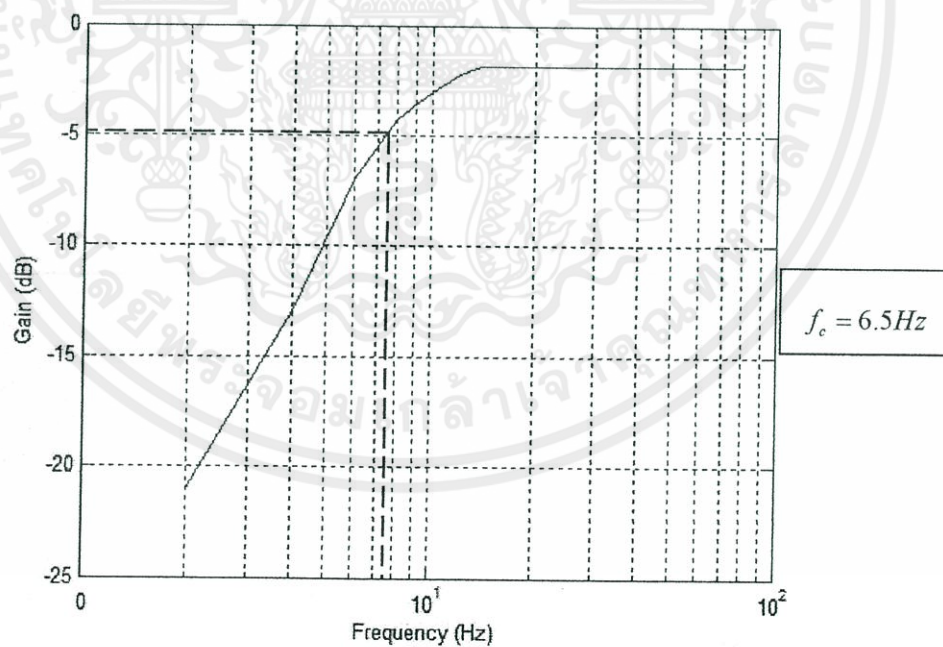
$$f_c = \frac{1}{2\pi(100k\Omega)(150nF)} \quad (4.1)$$

$$f_c = 10Hz \quad (4.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



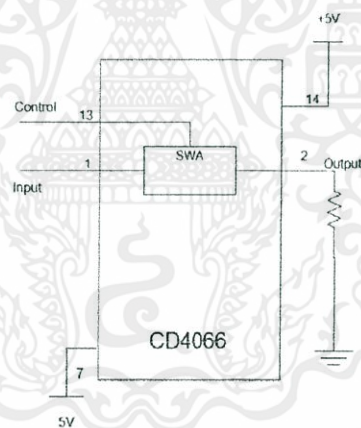
รูปที่ 4.13 สัญญาณที่ผ่านการกรองจากวงจรกรองความถี่สูงผ่าน
 Ch.1 สัญญาณอินพุต ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์ ขนาด 1.4 V
 Ch.2 สัญญาณเอาต์พุต ความถี่ 10เฮิร์ตซ์ ขนาด 700 mV



รูปที่ 4.14 กราฟแสดงผลตอบสนองขนาดทางความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่าน
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

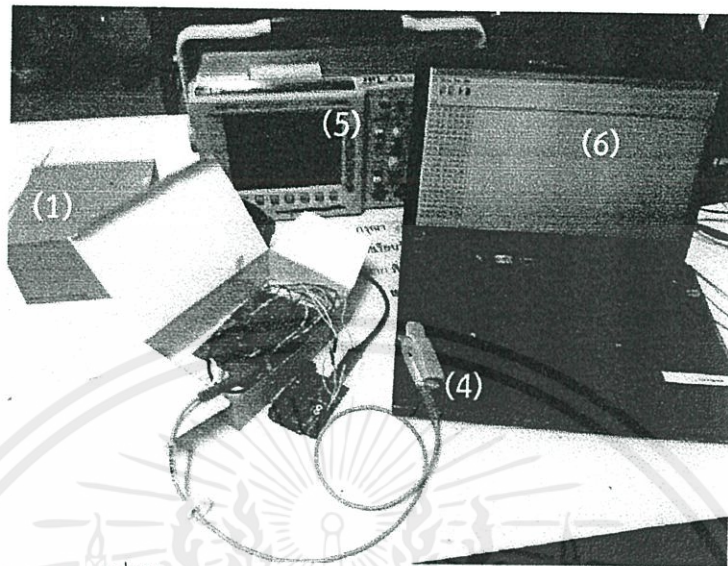
4.6 วงจรหัววัดสัญญาณ

ทำการต่อวงจรหัววัดสัญญาณดังรูปที่ 3.8 และวงจรอนาล็อกสวิตช์ดังรูปที่ 4.15 จากนั้นแยกวัดในส่วนของไดโอดเปล่งแสงสีแดง และไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด โดยทำการแยกสัญญาณทั้งสองออกจากกันด้วยวงจรอนาล็อกสวิตช์ จากนั้นนำสัญญาณที่แยกแล้วไปผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่สูง วงจรลดทอนสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ และวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองประกอบด้วย (1) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (2) วงจรหัววัดสัญญาณและวงจรอนาล็อกสวิตช์, (3) อาดูอิน, (4) โพรบวัดนิ้วมือ, (5) ออสซิลโลสโคป, และ (6) คอมพิวเตอร์ แสดงรูปอุปกรณ์ที่ใช้ทดลองของวงจรหัววัดสัญญาณและวงจรอนาล็อกสวิตช์ในรูปที่ 4.16 แสดงผลการทดลองของวงจรอนาล็อกสวิตช์และแสดงสัญญาณของไดโอดเปล่งแสงสีแดง และสีอินฟราเรดที่ผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่สูง วงจรลดทอนสัญญาณความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ และวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสในรูปที่ 4.17 ถึง 4.20



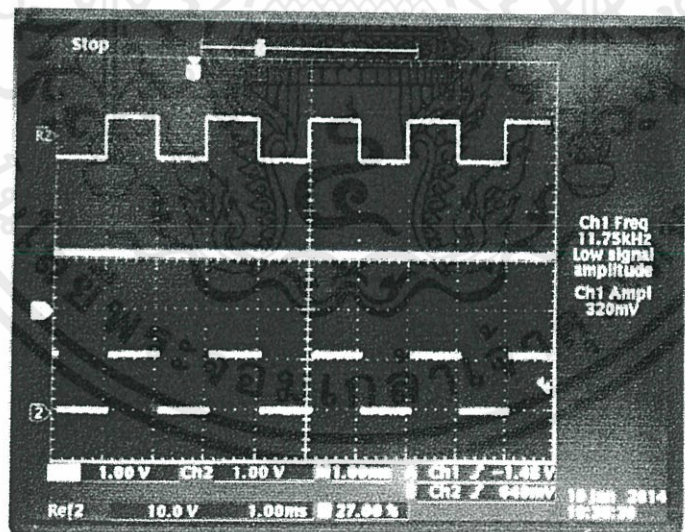
รูปที่ 4.15 วงจรอนาล็อกสวิตช์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองของวงจรหัววัดสัญญาณและวงจรอนาล็อกสวิตช์

ป้อนสัญญาณไฟตรงขนาด 2 โวลต์ แล้วทำการวัดสัญญาณที่ขาเอาต์พุตจะได้ผลการทดลองดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 เปรียบเทียบระหว่างสัญญาณควบคุมการทำงานของอนาล็อกสวิตช์

สัญญาณอินพุตและสัญญาณเอาต์พุต

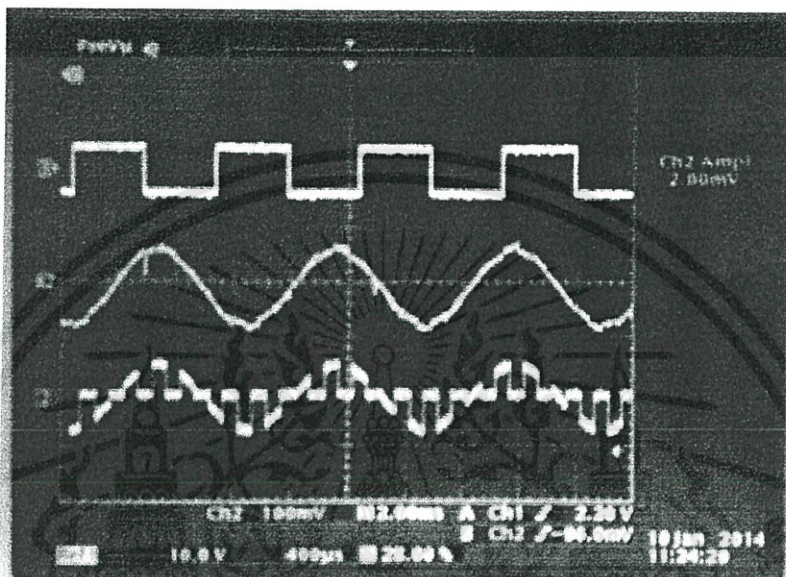
ChR2. สัญญาณดิจิตอลความถี่ 500 เฮิรตซ์ ขนาด 5 โวลต์

Ch1. อินพุตเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงขนาด 1 โวลต์

Ch2. สัญญาณเอาต์พุตความถี่ 500 เฮิรตซ์ ขนาด 1 โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังห้ามเผยแพร่ข้อมูลใดๆที่ปรากฏในเอกสารฉบับนี้แก่บุคคลอื่นโดยไม่ได้รับอนุญาตทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำการเปลี่ยนสัญญาณอินพุตจากไฟฟ้ากระแสตรงเป็นสัญญาณรูปคลื่นไซน์ความถี่ 150 เฮิรตซ์ ขนาด 50 มิลลิโวลต์ ได้ผลการทดลองดังรูปที่ 4.18

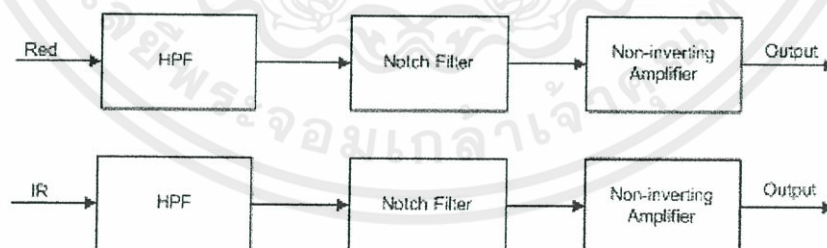


รูปที่ 4.18 เปรียบเทียบระหว่าง สัญญาณควบคุมการทำงานของอนาล็อกสวิตช์ สัญญาณอินพุต และสัญญาณเอาต์พุต

Ch.R1 สัญญาณดิจิตอลความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ ขนาด 5 โวลต์

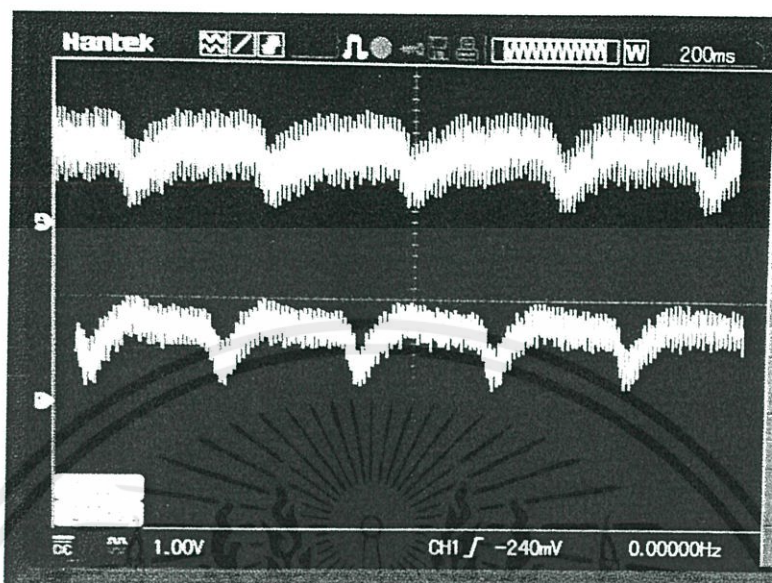
Ch.R2 สัญญาณอินพุตรูปคลื่นไซน์ความถี่ 150 เฮิรตซ์ ขนาด 50 มิลลิโวลต์

Ch.2 สัญญาณเอาต์พุต



รูปที่ 4.19 วงจรสำหรับวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



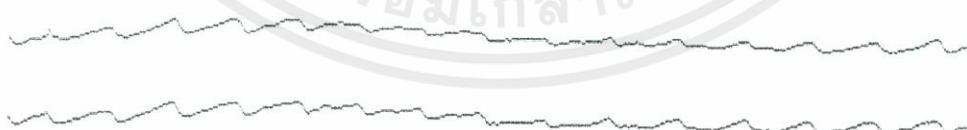
รูปที่ 4.20 สัญญาณจากไดโอดเปล่งแสงสีแดงและอินฟราเรดที่ผ่านวงจรกรองสัญญาณ และวงจรถยายสัญญาณแล้ว

Ch.1 สัญญาณคลื่นชีพที่มาจากไดโอดเปล่งแสงสีแดง

Ch.2 สัญญาณคลื่นชีพที่มาจากไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด

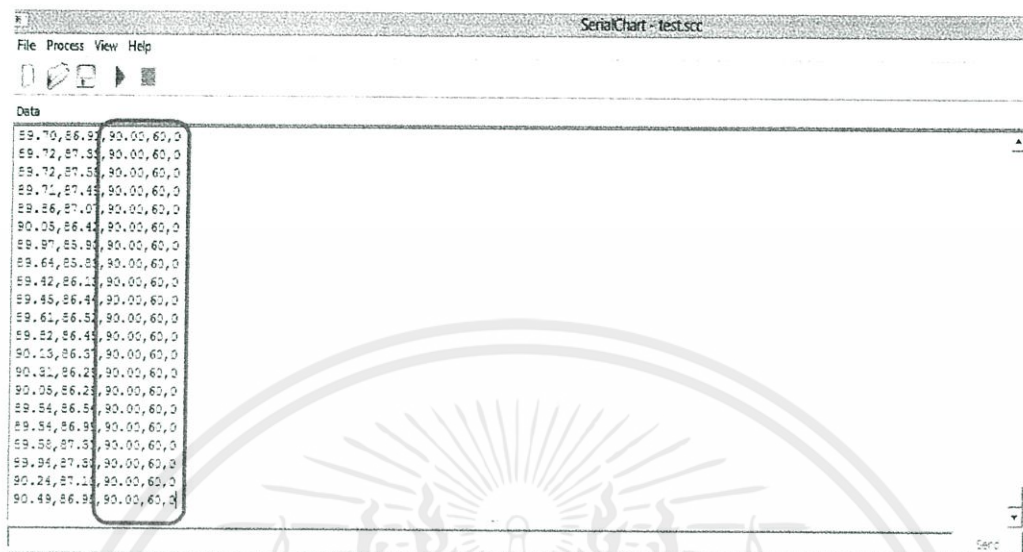
4.7 ชุดคำสั่งสำหรับคำนวณปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด

เป็นชุดคำสั่งที่นำเอาสัญญาณของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดที่ผ่านการขยายแล้วไปประมวลผลเพื่อหาค่าของปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด แสดงแผนผังการทำงานของชุดคำสั่งในรูปที่ 3.14 แสดงผลการทดลองในรูปที่ 4.21 ถึง 4.22



รูปที่ 4.21 สัญญาณของแสงอินฟราเรดและแสงสีแดงที่แสดงบนโปรแกรม Serial Chart

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง โดยคำนวณเป็นสัญญาณของแสงอินฟราเรด และด้านล่างเป็นสัญญาณของแสงสีแดง โยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

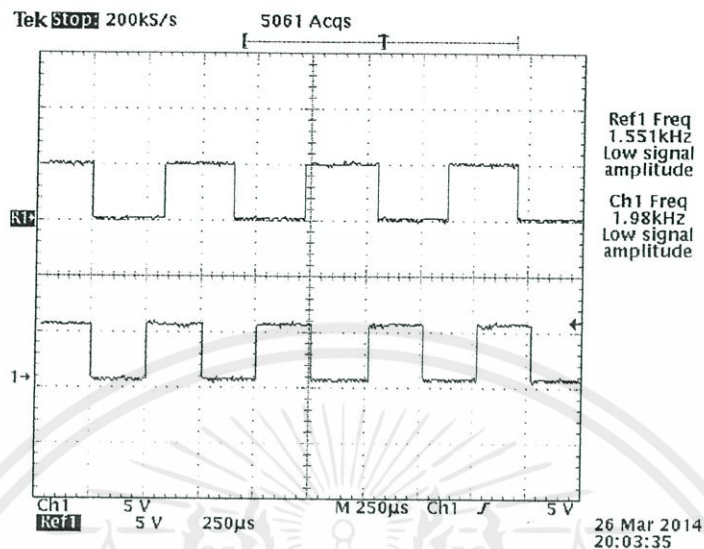


รูปที่ 4.22 ผลการคำนวณร้อยละของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของชีพจร จากไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยแสดงผลด้วยโปรแกรม Serial Chart

4.8 การสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมจากไมโครคอนโทรลเลอร์

เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์คำนวณค่าได้แล้วจะสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมขึ้นมา ซึ่งความถี่ของสัญญาณจะขึ้นกับค่าที่คำนวณได้ โดยจะสร้างความถี่ขึ้นมาสองความถี่สลับกันดังแผนผังการทำงานของชุดคำสั่งในรูปที่ 3.14 และแสดงผลการทดลองในรูปที่ 4.23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.23 สัญญาณสี่เหลี่ยมของคาร์ยอละของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของชีพจร

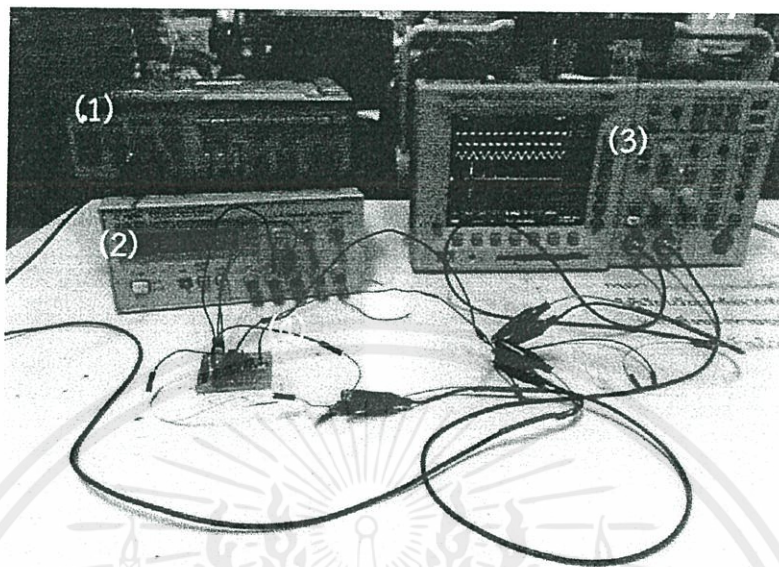
Ref.1 สัญญาณสี่เหลี่ยมความถี่ 1.55 กิโลเฮิร์ตซ์ของรยอละของออกซิเจนในเลือด
ซึ่งเท่ากับรยอละ 90

Ch1. สัญญาณสี่เหลี่ยมความถี่ 1.98 กิโลเฮิร์ตซ์ ของอัตราการเต้นของชีพจร
ซึ่งเท่ากับ 60 ครั้งต่อนาที

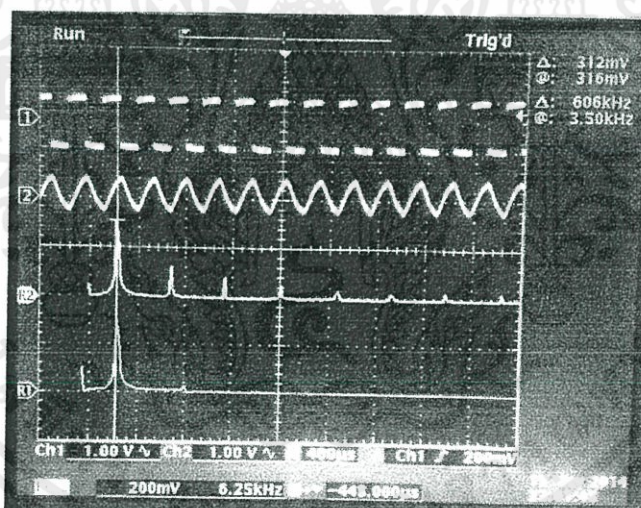
4.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

จากวงจรดังรูปที่ 3.15 ทดลองป้อนสัญญาณอินพุตคลื่นรูปไซน์ ความถี่ 3500 เฮิร์ตซ์ ขนาด 1 โวลต์ โดยมีอุปกรณ์การทดลอง ได้แก่ (1) เครื่องกำเนิดสัญญาณ, (2) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (3) ออสซิลโลสโคป, และ (4) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ดังรูปที่ 4.24 ได้สัญญาณเอาต์พุตขนาดต่างๆ ดังรูปที่ 4.25 และได้กราฟแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านดังรูปที่ 4.26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.24 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 4.25 สัญญาณที่ผ่านการกรองจากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

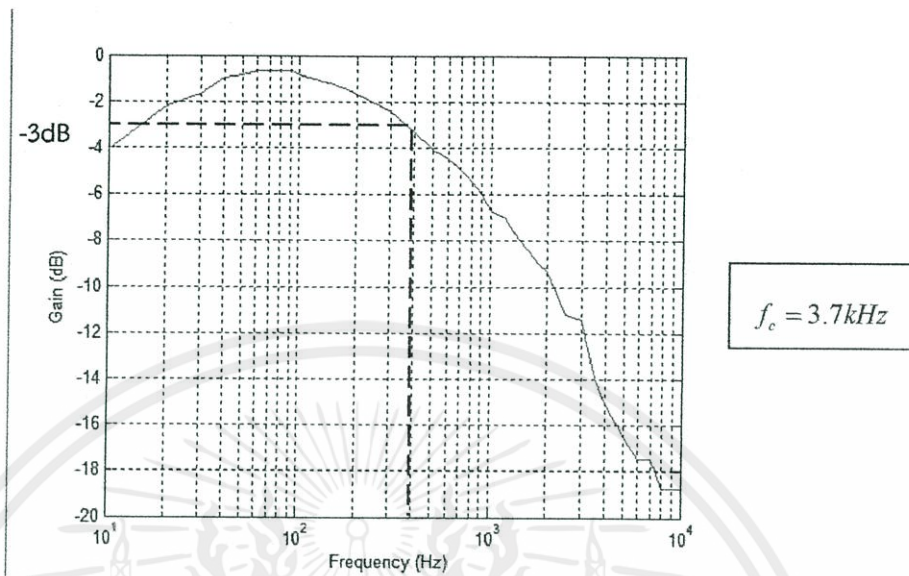
Ch.1 สัญญาณอินพุต ความถี่ 3500 เฮิร์ตซ์ ขนาด 1 โวลต์

Ch.2 สัญญาณเอาต์พุต ความถี่ 3500 เฮิร์ตซ์ ขนาด 780 มิลลิโวลต์

R2 สเปกตรัมความถี่ 3500 เฮิร์ตซ์ ก่อนผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

R1 สเปกตรัมความถี่ 3500 เฮิร์ตซ์ หลังผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

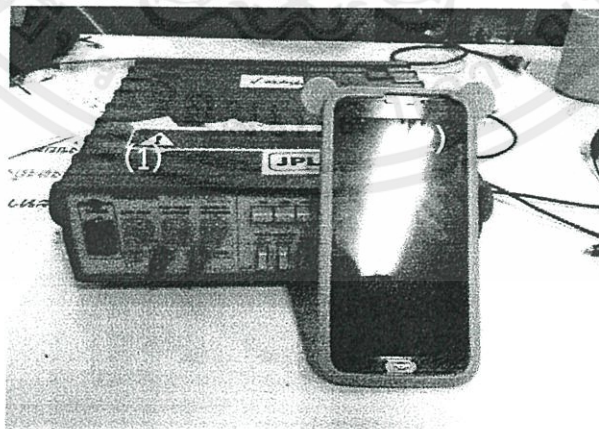
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



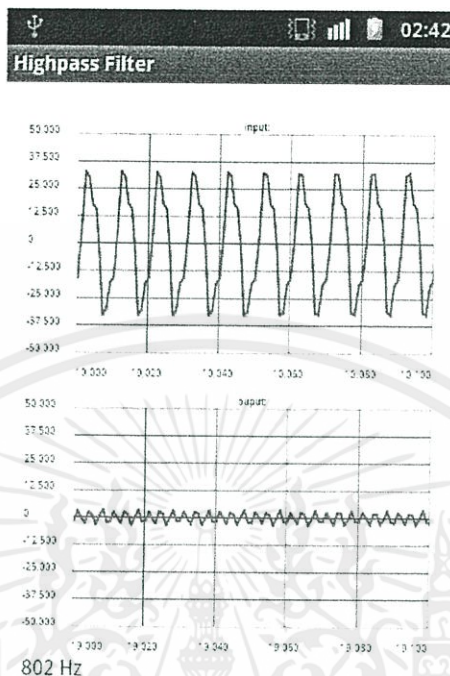
รูปที่ 2.26 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

4.10 แอปพลิเคชันกรองสัญญาณความถี่สูงผ่านและตรวจนับความถี่ผ่านศูนย์

เป็นชุดคำสั่งสำหรับแยกสัญญาณสี่เหลี่ยมของปริมาณออกซิเจนในเลือดที่ส่งมาพร้อมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัวกรองดิจิทัลชนิดกรองความถี่สูงผ่าน จากนั้นนำสัญญาณสี่เหลี่ยมที่มากำหนดการนับความถี่แล้วเปลี่ยนเป็นตัวเลขเพื่อแสดงบนหน้าจอโทรศัพท์ อุปกรณ์ที่ใช้ทดลองประกอบด้วย เครื่องกำเนิดสัญญาณ (1) และโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ (2) แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ทดลอง และผลการทดลองดังรูปที่ 4.27 ถึง 4.30



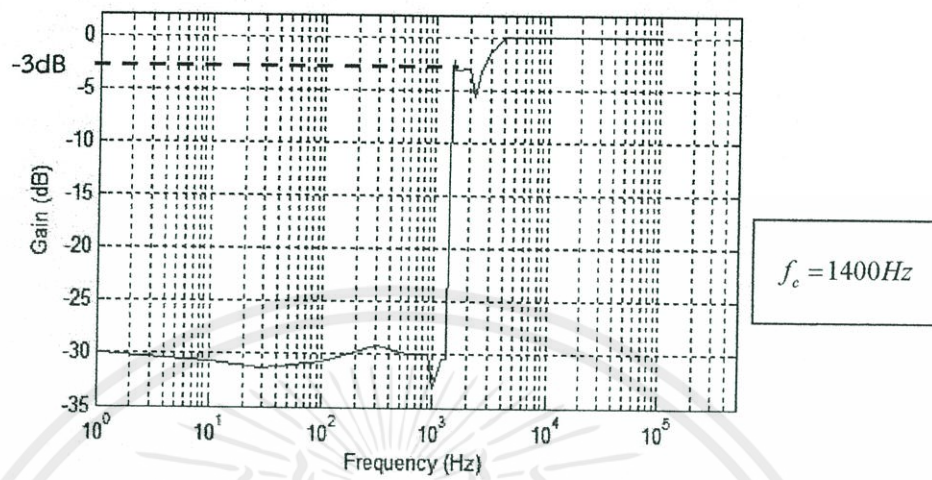
เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 4.27 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองแอปพลิเคชันกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน โยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอก และตรวจนับความถี่ผ่านศูนย์ ของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



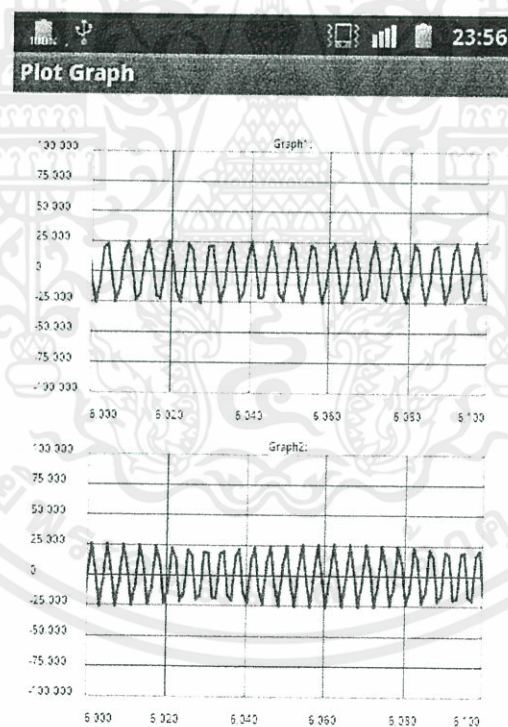
รูปที่ 4.28 สัญญาณก่อนและหลังผ่านตัวกรองดิจิทัลชนิดความถี่สูงผ่าน
 Ch.1 สัญญาณที่รับเข้ามาทางพอร์ตหูฟัง ความถี่ 800 เฮิร์ตซ์
 Ch2. สัญญาณเมื่อผ่านการกรองด้วยตัวกรองดิจิทัล ความถี่ 802 เฮิร์ตซ์

กราฟด้านบนคือสัญญาณอินพุตรูปคลื่นความถี่ 800 เฮิร์ตซ์ที่รับเข้ามาทางช่องหูฟัง ซึ่งความถี่นี้ต่ำกว่าความถี่ตัดของวงจรกรองความถี่สูง เมื่อสัญญาณผ่านการกรองแล้วขนาดของสัญญาณจะลดลงดังแสดงในกราฟด้านล่าง จากนั้นนำไปนับความถี่ด้วยหลักการตรวจนับผ่านศูนย์ ซึ่งผลการตรวจนับผ่านศูนย์จะแสดงดังตัวเลขด้านล่างของกราฟบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือเท่ากับ 802 เฮิร์ตซ์ และได้ผลตอบสนองความถี่ดังรูปที่ 4.29 โดยมีความถี่ตัด (f_c) เท่ากับ 1400 เฮิร์ตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.29 ผลตอบสนองความถี่ของแอปพลิเคชันวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน

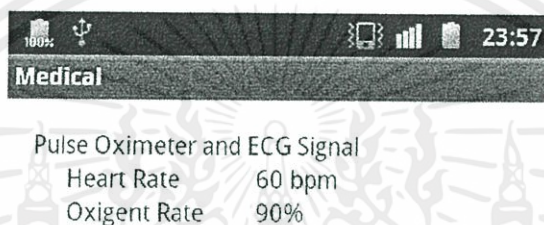


$$f_1 = 1544\text{Hz}, f_2 = 1971\text{Hz}$$

รูปที่ 4.30 สัญญาณก่อนและหลังผ่านตัวกรองดิจิทัลชนิดความถี่สูงผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ Ch.1 สัญญาณที่รับเข้ามาทางพอร์ตหูฟัง ความถี่ (f_1) 1600 เฮิรตซ์ ใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆที่ Ch2. สัญญาณเมื่อผ่านการกรองด้วยตัวกรองดิจิทัล ความถี่ (f_2) 2000 เฮิรตซ์ มีการนำไปใช้

กราฟด้านบนคือสัญญาณรูปคลื่นความถี่ 1600 เฮิร์ตซ์ ซึ่งเป็นค่าร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด และกราฟด้านล่างคือสัญญาณรูปคลื่นความถี่ 2000 เฮิร์ตซ์ของอัตราการเต้นชีพจรที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูง และนับความถี่ด้วยหลักการตรวจจับผ่านศูนย์ จากนั้นเปลี่ยนเป็นตัวเลขไปแสดงบนหน้าจอโทรศัพท์ โดยความถี่ 1600 เฮิร์ตซ์ หมายถึงร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือดเท่ากับ 90 และความถี่ 2000 เฮิร์ตซ์หมายถึงอัตราการเต้นของชีพจรเท่ากับ 60 ครั้งต่อ นาที (Beat per minute: bpm) แสดงผลบนหน้าจอในรูปที่ 4.31

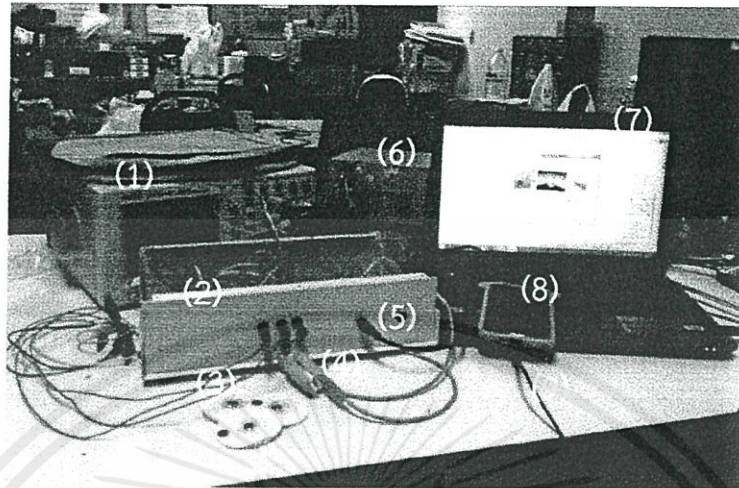


รูปที่ 4.31 ค่าปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดบนหน้าจอโทรศัพท์

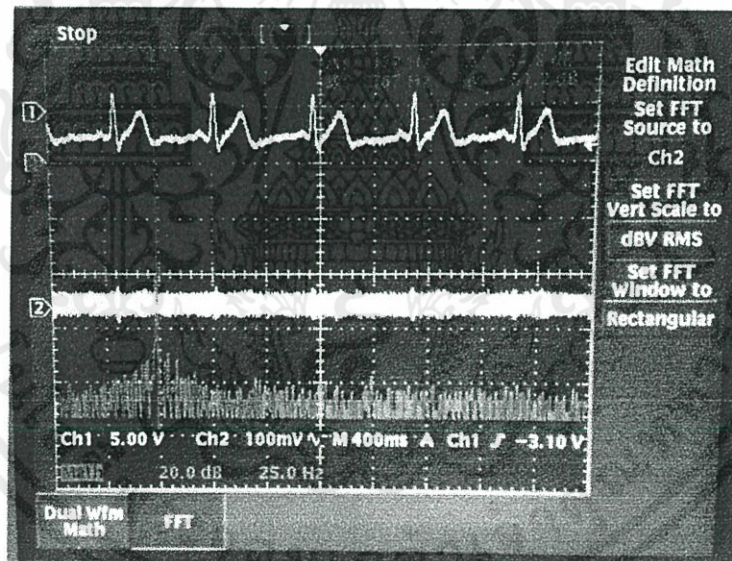
4.11 แอปพลิเคชันแสดงค่าอัตราการเต้นของชีพจร, ร้อยละของออกซิเจนในเลือด และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์

แอปพลิเคชันจะแบ่งการทำงานเป็นสองส่วน ได้แก่ ส่วนแสดงค่าอัตราการเต้นของชีพจร และร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด และส่วนที่แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีแผนผังการทำงานของแอปพลิเคชันดังรูปที่ 3.15 โดยมีอุปกรณ์ในการทดลองดังรูปที่ 4.32 ได้แก่ (1) ออสซิลโลสโคป, (2) วงจรสำหรับวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, (3) แผ่นอิเล็กทรอนิกส์, (4) หัววัดสัญญาณจากนิ้วมือ, (5) สายเชื่อมต่อช่องหูฟังแบบ 4 พอร์ต, (6) เครื่องจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง, (7) โปรแกรมอีคลิปส์, (8) โทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ และ (9) สายไมโครยูเอสบี (Micro USB) จากนั้นทำการทดลองโดยนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปทำการมอดูเลตกับคลื่นพาห้ความถี่ 367 เฮิร์ตซ์ จะได้สัญญาณมอดูเลตทางขนาด ดังรูปที่ 4.33 ก่อนจะรวมกับสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ผ่านการกรอง ซึ่งจะได้ผลการทดลองแอปพลิเคชันดังรูปที่ 4.34 และมีผลการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือกับบนออสซิลโลสโคปดังรูปที่ 4.35

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ห้ามเผยแพร่โดยไม่ขออนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.32 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองแอปพลิเคชันแสดงค่าอัตราการเต้นของชีพจร, ร้อยละของปริมาณออกซิเจนในเลือด และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์



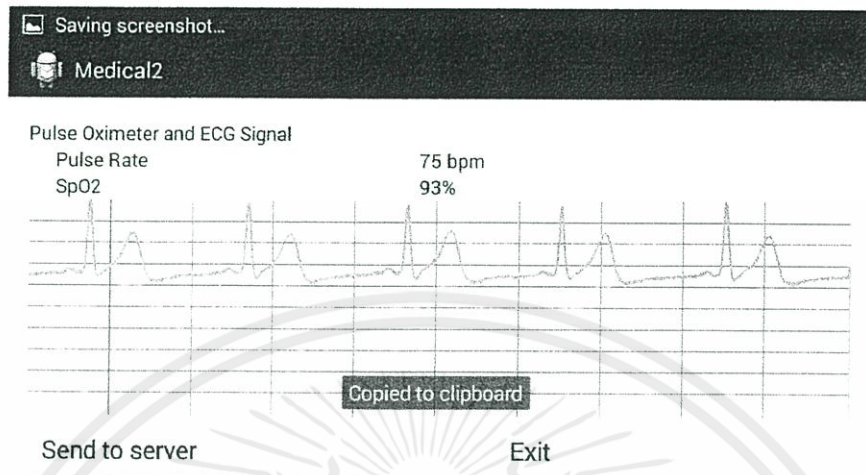
รูปที่ 4.33 สัญญาณเอเอ็มจากวงจรมอดูเลตทางขนาด

ด้านบน: สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ขนาด 5 โวลต์

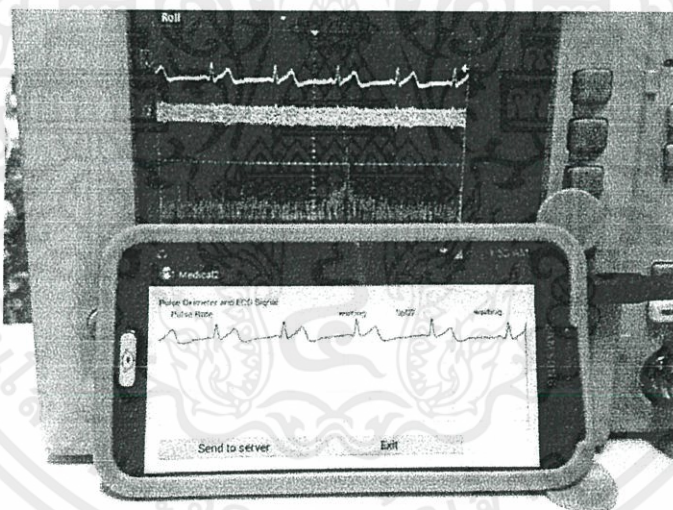
กลาง: สัญญาณมอดูเลตเชิงขนาด คลื่นพาห้ความถี่ 367 เฮิรตซ์ ขนาด 50 มิลลิโวลต์

ด้านล่าง: สเปกตรัมของสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาด ความถี่คลื่นพาห้ 367 เฮิรตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.34 ค่าอัตราการเต้นของชีพจร, ร้อยละของออกซิเจนในเลือด และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์

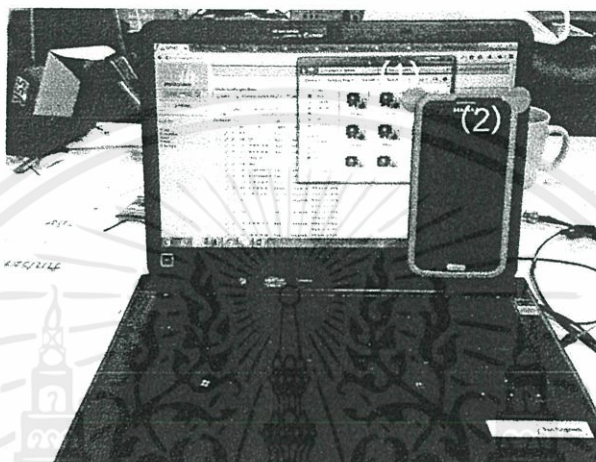


รูปที่ 4.35 ผลการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ บนหน้าจอโทรศัพท์มือถือกับบนออสซิลโลสโคป


4.12 ผลการส่งข้อมูลและรูปภาพเข้าฐานข้อมูล

ทำการทดลองการส่งข้อมูลและรูปภาพไปยังฐานข้อมูล ดังรูปที่ 4.36 ซึ่งประกอบด้วย เอกสารนี้ (1) คอมพิวเตอร์ และ (2) โทรศัพท์มือถือ โดยส่งข้อมูลและรูปภาพ ดังรูปที่ 4.37 และ 4.38 ไปยังฐานการคำนวณว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ฐานข้อมูลโดยมีแผนผังการทำงานของฐานข้อมูลดังรูปที่ 3.24 โดยข้อมูลและรูปภาพที่ได้รับจะแสดงดังรูปที่ 4.39 และ 4.40 สามารถตรวจจับไวรัสาร์คของการส่งข้อมูลและรูปภาพดังรูปที่ 4.41 และ 4.42 ตามลำดับ



รูปที่ 4.36 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองส่งข้อมูลและรูปภาพไปยังฐานข้อมูล

 ECG

Data

Input Name:
bus

Input Surname:
rungpreeda

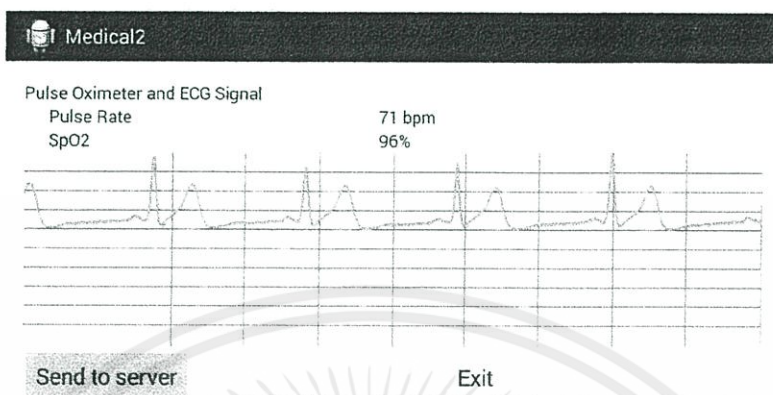
Input ID
111111111111

Send To Server

Back

รูปที่ 4.37 ข้อมูลที่กรอกเพื่อส่งยังฐานข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

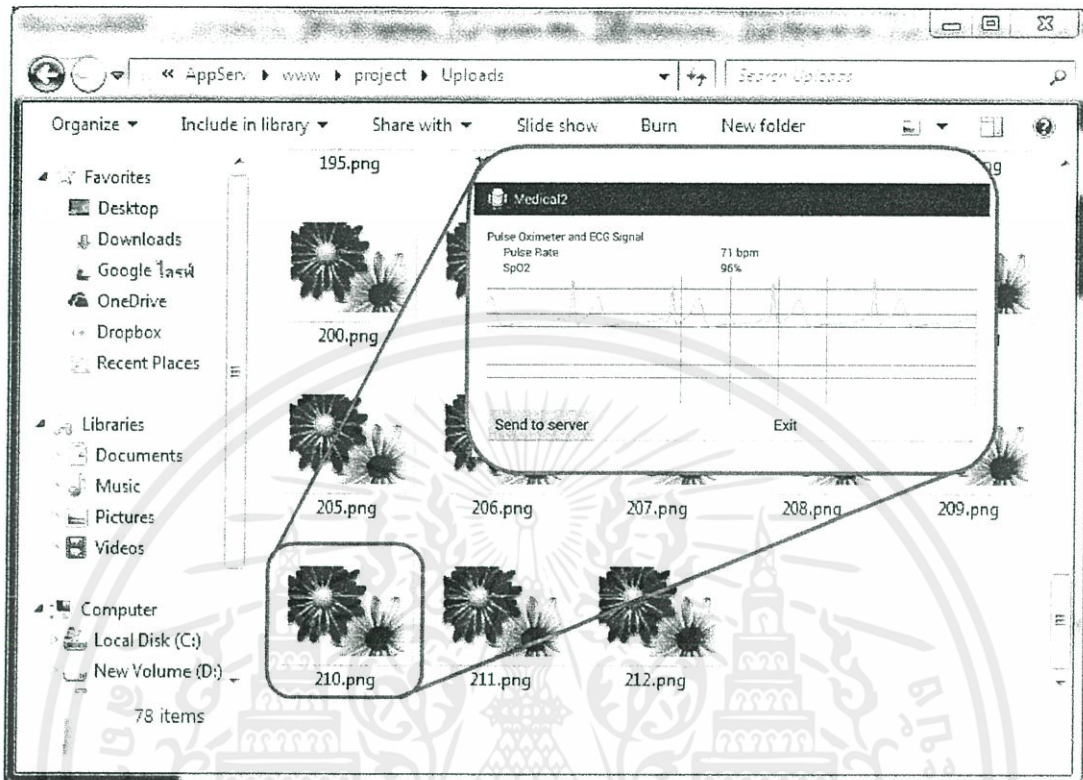


รูปที่ 4.38 รูปภาพที่จะส่งไปยังฐานข้อมูล

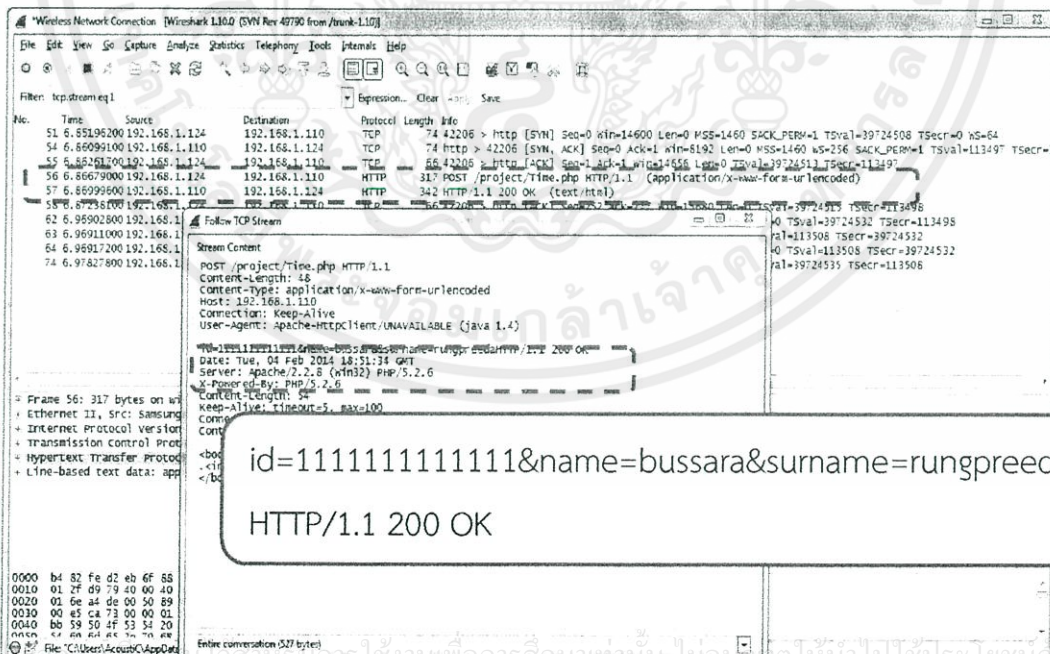
	no	id	name	surname	time
<input type="checkbox"/>	208	111111111111	buus	rungpreeda	09/05/14 (21:56:30)
<input type="checkbox"/>	209	111111111111	buus	rungpreeda	09/05/14 (21:56:36)
<input type="checkbox"/>	210	111111111111	buus	rungpreeda	09/05/14 (21:56:46)
<input type="checkbox"/>	211	111111111111	buus	rungpreeda	09/05/14 (21:56:48)
<input type="checkbox"/>	212	111111111111	buus	rungpreeda	09/05/14 (21:57:03)

รูปที่ 4.39 ข้อมูลในฐานข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



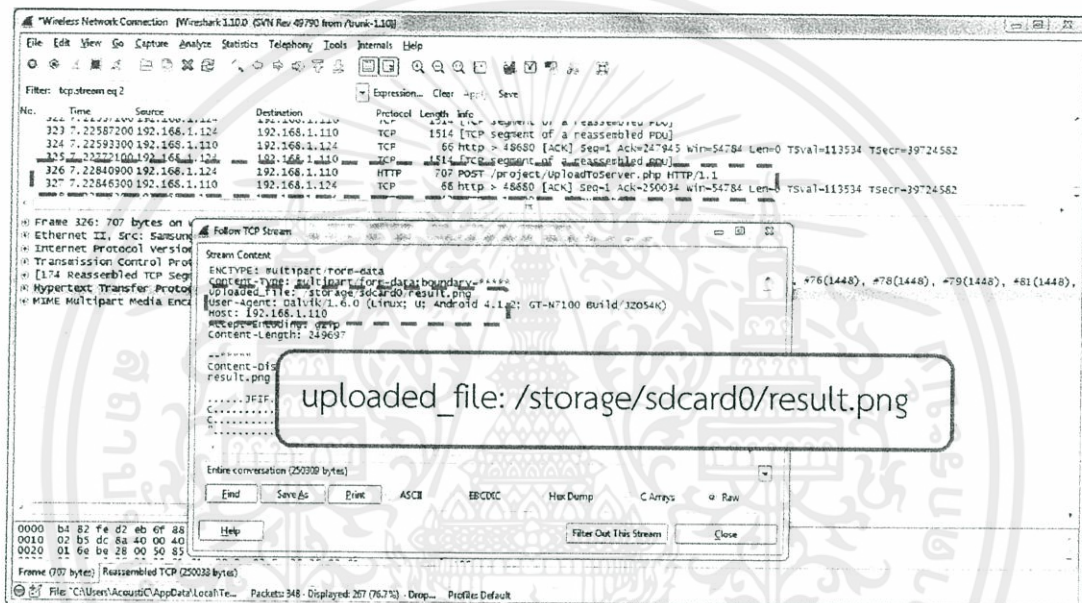
รูปที่ 4.40 รูปภาพที่ได้รับมาจากโทรศัพท์มือถือ



รูปที่ 4.41 ผลการตรวจจับไวยากรณ์ของการส่งข้อมูล

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินทางปัญญาของสถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย (วว.) ซึ่งได้รับการสนับสนุนจากสำนักงานการวิจัยแห่งชาติ (วช.) กระทรวงการอุดมศึกษา วิทยาศาสตร์ วิจัยและนวัตกรรม ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการตรวจจับไวรัสาร์คของการส่งข้อมูล จะเห็นได้ว่าการส่งข้อมูลจากโทรศัพท์มือถือไปเก็บไว้ยังฐานข้อมูล โดยข้อมูลที่ไวรัสาร์คจับได้ ประกอบด้วย id=111111111111, name=bussara และ surname=rungpreeda ซึ่งตรงกับข้อมูลที่ทำการส่งจากโทรศัพท์มือถือ โดยปลายทางมีที่อยู่ไอพีคือ 192.168.1.110 ซึ่งเป็นที่อยู่ไอพีของฐานข้อมูล ซึ่งตรงกับข้อมูลในรูปที่ 4.40



รูปที่ 4.42 ผลการตรวจจับไวรัสาร์คของการส่งรูปภาพ

จากผลการตรวจจับไวรัสาร์คของการส่งรูปภาพ จะเห็นว่ารูปภาพชื่อ result.png ที่เก็บไว้ในโพลเดอร์ชื่อ /storage/sdcard0/ บนโทรศัพท์มือถือ ได้ถูกส่งไปยังที่อยู่ไอพี 192.168.1.110 ซึ่งเป็นที่อยู่ไอพีของฐานข้อมูล ซึ่งตรงกับข้อมูลในรูปที่ 4.42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สามารถแบ่งเป็น 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเครื่องวัดปริมาณความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด โดยที่ส่วนของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดและแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือระบบแอนดรอยด์ได้ ส่วนเครื่องวัดปริมาณความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดนั้น สามารถวัดและแสดงผลร้อยละปริมาณความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของชีพจรบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือได้ โดยแอปพลิเคชันสามารถแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, ร้อยละความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของชีพจรได้ แต่เนื่องจากการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้านั้น จำเป็นจะต้องให้ความยาวของสัญญาณมีขนาดพอดีกับหน้าจอ จึงต้องเขียนโปรแกรมให้มีการรับสัญญาณที่ความยาวเหมาะสมกับการนำไปแสดงผล โดยจะรอให้สัญญาณเต็มบัฟเฟอร์ก่อนจะนำไปใช้ในกระบวนการถัดไป ส่วนการนำสัญญาณไปตีמודูเลตด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวได้ที่เป็นตัวกรองเพียงออคเตอร์เดียวจะสามารถผ่านกระบวนการนี้ได้ทันที เพราะฉะนั้นจะเห็นได้ว่า แอปพลิเคชันจะเกิดข้อจำกัดในการแสดงสัญญาณ เพราะการรับสัญญาณมาประมวลผลจำเป็นต้องรอให้รับสัญญาณเต็มบัฟเฟอร์ก่อน ส่วนการประมวลผลจะสามารถทำได้ทันทีโดยไม่ต้องรอ ทำให้เกิดการหน่วงทางเวลา และส่วนของการส่งข้อมูลของผู้ใช้งานและรูปภาพผลการตรวจวัดที่ได้แสดงบนหน้าจอไปยังฐานข้อมูลสามารถส่งได้ตามวัตถุประสงค์

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. เนื่องจากการส่งสัญญาณผ่านช่องหูฟังมายังโทรศัพท์มือถือนั้นมีข้อจำกัดทางด้านความถี่และขนาดของสัญญาณ จึงอาจเปลี่ยนมาใช้บลูทูธแทนเพื่อลดข้อจำกัดดังกล่าว
2. ควรเลือกวงจรมอดูเลตเชิงขนาดที่มีความเสถียรมากขึ้น เนื่องจากวงจรที่ใช้ในส่วนส่งผลให้ความถี่คลื่นพาห์เปลี่ยนแปลงได้ง่าย
3. ควรแก้ไขการรับข้อมูลให้รับทีละน้อยๆ เพื่อให้แอปพลิเคชันสามารถประมวลผลได้

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ความแม่นยำของผลการทดลองโดยสามารถพิจารณาได้จากความถูกต้องของผลการวัดบนหน้าจอโทรศัพท์มือถือเทียบกับเครื่องวัดที่ได้มาตรฐาน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- [1] วินิตย์. “EKG ยາขมสำหรับพยาบาลจริงหรือ? การอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย By วินิตย์.”
http://dn.hospital.tu.ac.th/tu_nursing/document/การอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย%20BY%20วินิตย์%20.pdf.
- [2] วสุ พันไพศาล. “ระบบตรวจความผิดปกติในการทำงานของหัวใจเบื้องต้น.” วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต, สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร, 2554.
- [3] บดินทร์ ขวัญนิมิต. “การวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากซีพจรในผู้ใหญ่” สงขลานครินทร์เวชสาร. 24(พฤษภาคม, 2549): 246.
- [4] วิวัฒน์ กิรานนท์. *วิศวกรรมการสื่อสาร*. พิมพ์ครั้งที่4. กรุงเทพฯ : สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2546.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้