

การศึกษาเพื่อตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ  
A STUDY OF ECG SIGNAL DETECTION



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2556

การศึกษาเพื่อตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ  
A STUDY OF ECG SIGNAL DETECTION



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิศวกรรมการวัดคุม  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานของคณะวิศวกรรมศาสตร์ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
ปีการศึกษา 2556

# A STUDY OF ECG SIGNAL DETECTION



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
BACHELOR OF ENGINEERING IN INSTRUMENTATION ENGINEERING

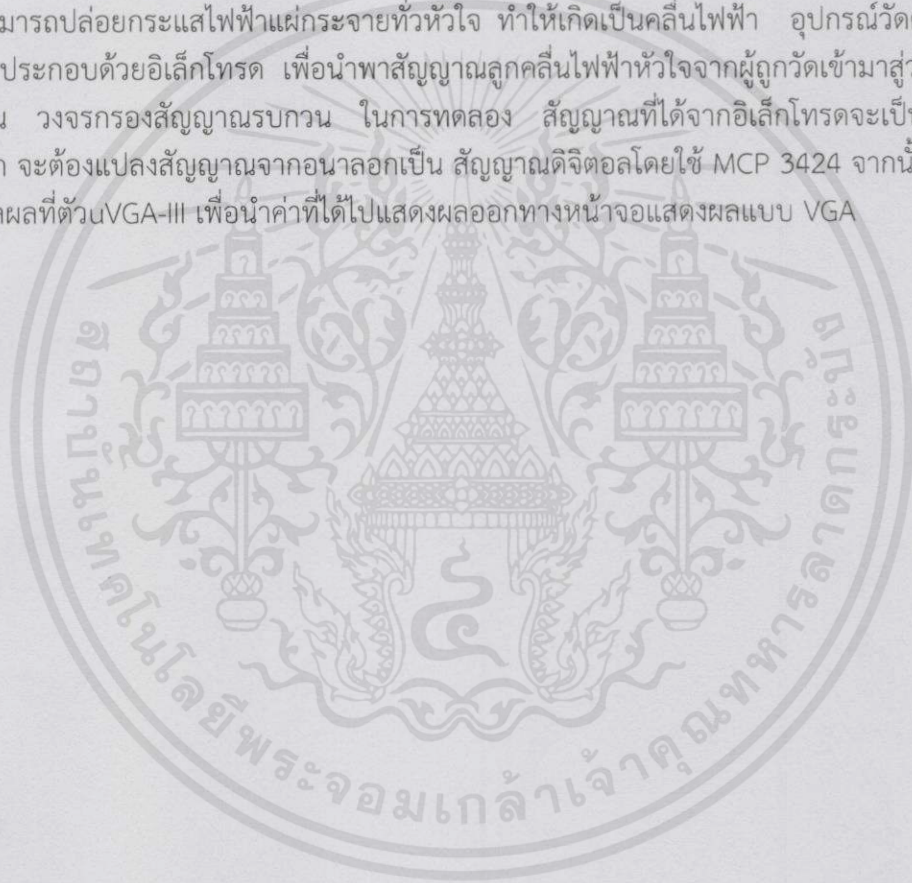
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ยกเว้นกรณีที่มีการขออนุญาตจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
ACADEMIC YEAR 2013



หัวข้อปริญญานิพนธ์	การศึกษาเพื่อตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ		
	A STUDY OF ECG SIGNAL DETECTION		
นักศึกษาผู้จัดทำ	นางสาวณัฐรา นุยา	รหัสนักศึกษา	53010438
	นายณัฐพล นราศรี	รหัสนักศึกษา	53010489
	นายณัฐวุฒิ แคนจา	รหัสนักศึกษา	53010513
อาจารย์ที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์วิริยะ	กองรัตน์	

### บทคัดย่อ

โครงการนี้ นำเสนอการศึกษาเพื่อตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยอาศัยหลักการที่หัวใจสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจ ทำให้เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้า อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยอิเล็กโทรด เพื่อนำพาสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ถูกวัดเข้ามาสู่วงจรขยายสัญญาณ วงจรกรองสัญญาณรบกวน ในการทดลอง สัญญาณที่ได้จากอิเล็กโทรดจะเป็นสัญญาณอนาล็อก จะต้องแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็น สัญญาณดิจิทัลโดยใช้ MCP 3424 จากนั้นนำค่าไปประมวลผลที่ตัวบวกรวมVGA-III เพื่อนำค่าที่ได้ไปแสดงผลออกทางหน้าจอแสดงผลแบบ VGA

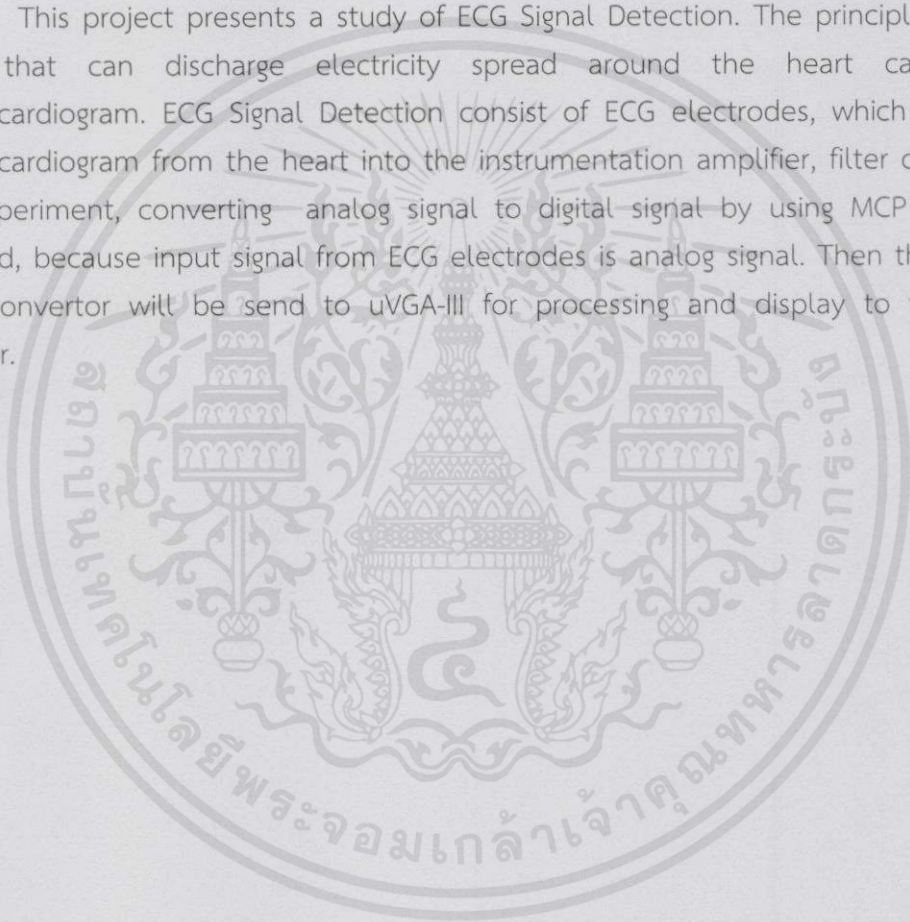


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	A STUDY OF ECG SIGNAL DETECTION	
Authors	Ms.Nattha	Nuya
	Mr.Nutthapol	Narasri
	Mr.Natthawut	Kanja
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Viriya Kongratana	
Year	2013	

### ABSTRACT

This project presents a study of ECG Signal Detection. The principle of the heart that can discharge electricity spread around the heart cause an Electrocardiogram. ECG Signal Detection consist of ECG electrodes, which carrying Electrocardiogram from the heart into the instrumentation amplifier, filter circuit. In the experiment, converting analog signal to digital signal by using MCP 3424 is required, because input signal from ECG electrodes is analog signal. Then the signal from convertor will be send to uVGA-III for processing and display to the VGA monitor.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.วิริยะ กองรัตน์ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำปรึกษาในหลายๆด้าน และข้อมูลต่างๆในการศึกษาและวิจัย อีกทั้งจัดหาเครื่องมือสำหรับการทดลองในห้องปฏิบัติการ ตลอดจนความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่คณะผู้จัดทำ

ขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนงบประมาณในการจัดทำ

ขอขอบคุณเพื่อนๆทุกคนที่คอยแลกเปลี่ยนความรู้ต่างๆและความคิดเห็นกันและกันเสมอมา สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ ผู้คอยดูแลอย่างดีมาตลอด ให้การสนับสนุนและให้กำลังใจอย่างเต็มเปี่ยมเสมอมา

คณะผู้จัดทำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญของปริญญานิพนธ์.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์.....	1
1.3ขอบเขตของปริญญานิพนธ์.....	1
1.4รายละเอียดของปริญญานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	3
2.1 กล่าวนำ.....	3
2.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	3
2.2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ.....	3
2.2.1.1ห้องหัวใจ.....	3
2.2.1.2 ลิ้นหัวใจ.....	4
2.2.1.3 โครงสร้างผนังของหัวใจ.....	5
2.2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจหัวใจ.....	5
2.2.3 ขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.2.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	8
บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	11
3.1 กล่าวนำ.....	11
3.2 ส่วนประกอบของฮาร์ดแวร์.....	11
3.2.1 ECGสื่อด.....	11
3.2.1.1ลักษณะกับมาตรฐานของการติดสื่อด.....	12
3.2.2 อิเล็กโทรด.....	14
3.2.2.1คุณสมบัติของอิเล็กโทรด.....	15
3.2.2.2อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์.....	15
3.2.2.3อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ.....	15

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.2.3 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	16
3.2.3.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนเทนซ์.....	17
3.2.3.2 วงจรกรองความถี่แบบ Band pass filter .....	18
3.2.3.3 วงจร Right Leg (RL) Drive Amplifier .....	19
3.2.3.4 วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter : BRF) .....	20
3.2.4 uVGA-III และ VGA มอนิเตอร์ .....	21
3.2.4.1 โครงสร้างของ uVGA-III.....	21
3.2.4.2 VGA อินเทอร์เฟส.....	25
3.2.4.3 VGA มอนิเตอร์.....	27
3.3 ส่วนประกอบของซอฟต์แวร์.....	27
3.3.1 โปรแกรม Workshop 4.....	27
3.3.1.1 Workshop 4.....	27
3.3.1.2 การสร้าง New Project.....	28
3.3.1.3 การเลือกสภาพการทำงาน .....	31
3.3.1.4 การเชื่อมต่อโมดูล.....	36
3.3.1.5 ปุ่ม Compile .....	38
บทที่ 4 ทฤษฎีการทดลอง.....	39
4.1 กล่าวนำ.....	39
4.2 เซนเซอร์.....	39
4.3 การติดตั้ง .....	40
4.4 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	42
4.4.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนเทนซ์ .....	42
4.4.2 วงจรกรองความถี่แบบ Band pass filter .....	42
4.4.3 วงจร Right Leg (RL) Drive Amplifier .....	43
4.4.4 วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter : BRF) .....	44
4.5 ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล .....	44
4.6 สัญญาณนาฬิกา.....	44
4.7 การแสดงผล .....	44
4.8 เอาท์พุท.....	44
บทที่ 5 ผลการทดลองและการวิเคราะห์.....	45

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.1 ผลการทดลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	45
5.1.1 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	45
5.1.2 การทดสอบวงจรกรองความถี่แบบTwin-T Notch Filter.....	46
5.2 การทดลองเชื่อมสัญญาณECG กับอุปกรณ์แสดงผล VGA .....	48
5.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	50
<b>บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง .....</b>	<b>51</b>
6.1 สรุปผลการทดลอง .....	51
6.2 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ปัญหา .....	51
6.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป.....	52
<b>เอกสารอ้างอิง .....</b>	<b>53</b>
<b>ภาคผนวก .....</b>	<b>55</b>
ภาคผนวก ก รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ .....	56
ภาคผนวก ข การติดต่อสื่อสารแบบ I <sup>2</sup> C.....	61
ภาคผนวก ค Function & Script Workshop 4D .....	65
ภาคผนวก ง Function & Script ที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	75
<b>ประวัติผู้เขียน .....</b>	<b>89</b>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ช่วงเวลาต่างๆของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10
3.1 ตำแหน่งตามสีของECG ลีตชนิด 5 สาย.....	12



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1ภาพแสดงห้องของหัวใจ.....	3
2.2 ภาพแสดงลิ้นหัวใจ.....	4
2.3 ภาพแสดงลิ้นหัวใจ เมื่อมองจากด้านบน และ มองจากด้านหน้า.....	5
2.4 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ.....	5
2.5 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจากSAN ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ.....	6
2.6 SA node ส่งสัญญาณไฟฟ้าผ่านหัวใจห้องบนทำให้หัวใจห้องบนบีบตัว.....	7
2.7 สัญญาณไฟฟ้าเดินทางจากSA node ผ่านหัวใจห้องบนมายัง AV node.....	7
2.8ภาพแสดงเส้นเลือดแดงโคโรนารี.....	8
2.9 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	9
3.1 ECGลีดชนิด 5 สาย.....	11
3.2 Bipolar limb lead.....	13
3.3 Unipolar limb lead.....	13
3.4 Chest Leads.....	14
3.5 โครงสร้างภายในของอิเล็กโทรด.....	14
3.6อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะ (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย).....	16
สำหรับการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	
3.7 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบBipolar limb leads.....	16
3.8 Instrumentation amplifier ของ INA333.....	17
3.9 การตอบสนองของความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบBand pass filter.....	18
3.10 High pass filter.....	18
3.11 Low pass filter.....	19
3.12แสดงการนำINA333 มาประยุกต์ใช้งานในวงจรตรวจวัดคลื่นหัวใจ.....	19
3.13วงจรขยายสัญญาณขงา (RL Drive).....	20
3.14การตอบสนองความถี่ของวงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่.....	20
3.15โครงสร้างของuVGA-III.....	21
3.16 สัญญาณนาฬิกาDS1307 8-Pin.....	21
3.17 โครงสร้างMCP3424.....	22
3.18 แสดงคอนฟิกูเรชัน รีจิสเตอร์ บิต.....	24
3.19แบบ4D LABS PICASO.....	26
3.20 ตัวควบคุมการแสดงผลออกทางจอภาพSSD1963.....	26
3.21 VGAมอนิเตอร์.....	27
3.22ที่หน้าจอแสดงผล.....	28
3.23 ไอคอน4D Workshop.....	28
3.24 หน้าจอที่Recent.....	28
3.25 ไอคอนNew.....	29

## สารบัญรูป(ต่อ)

3.26	Create a new Project.....	29
3.27	เลือกรุ่น4D Systems module.....	30
3.28	เลือกหน้าจอLCD-32PT.....	30
3.29	เลือกรุ่นหน้าจอ.....	30
3.30	หมุนหน้าจอ.....	31
3.31	คลิกที่Next.....	31
3.32	เลือกสภาพการทำโปรเจ็ค.....	32
3.33	การเลือกDesigner.....	33
3.34	ฟังก์ชันDesigner.....	33
3.35	การเลือกViSi.....	34
3.36	ฟังก์ชันViSi.....	34
3.37	การเลือกVisi-Genie.....	35
3.38	สภาพการทำงานขั้นสูง (Visi-Genie).....	35
3.39	การเลือกSerial.....	36
3.40	เลือกCommsจากเมนู.....	36
3.42	เลือกCOM พอร์ต.....	37
3.43	แสดงCommsที่พอร์ตกำลังถูกกำหนดขึ้น.....	37
3.44	แสดงCommsที่มีการเชื่อมต่อถูกกำหนดขึ้นแล้ว.....	37
3.45	โมดูลไม่ได้ตรงกับพอร์ตที่เลือก.....	37
3.46	แสดงปุ่ม Compile.....	38
4.1	ภาพรวมสำหรับการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	39
4.2	อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำด้วยโลหะ (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	40
4.3	Ultrasound Gel.....	40
4.4	สามเหลี่ยมเอนโทเฟน (Einthoven's Triangle).....	41
4.5	แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน.....	41
4.6	วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	42
4.7	High pass filter.....	42
4.8	Low pass filter.....	43
4.9	การแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้โมดูลVGA-III.....	44
5.1	สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	45
5.2	สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเพิ่มวงจรTwin-T Notch Filter.....	46
5.3	สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผู้ถูกวัดวางเท้าสัมผัสกับพื้น.....	47
5.4	สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผู้ถูกวัดเคลื่อนไหวร่างกาย.....	47
5.5	สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีอุปกรณ์เทคโนโลยีที่เป็นโลหะใกล้ตัวผู้ถูกวัด.....	48

## สารบัญรูป(ต่อ)

5.6 (ก), (ข) สัญลักษณ์ลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	48,49
5.7(ก), (ข) สัญลักษณ์ลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผู้ถูกวัดเคลื่อนไหวร่างกาย.....	49



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญของปริญญานิพนธ์

ในปัจจุบันพบว่ามนุษย์เรามีอัตราการตายที่ลดลงจากอดีต อันเนื่องมาจากความเจริญก้าวหน้าทางด้านแพทย์ที่มีเทคโนโลยีใหม่ๆ เข้ามาช่วยเสริมสร้างในการรักษาคนป่วยโรคต่างๆ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถือว่าเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์อาการของผู้ป่วยได้

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ถือเป็นขั้นการตรวจพื้นฐาน สามารถประเมิน คัดกรองภาวะผิดปกติทางหัวใจต่างๆเช่น จังหวะการเต้น ความสม่ำเสมอ การนำไฟฟ้าในหัวใจ ชนิดของการเต้นผิดจังหวะ หัวใจโตหรือไม่ กล้ามเนื้อหัวใจตาย กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ความผิดปกติของระดับเกลือแร่บางชนิดในร่างกาย เป็นต้น และข้อมูลที่ได้ก็ต้องนำมาแปลผลอีกครั้งจากการซักประวัติ และการตรวจร่างกายของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ จึงสามารถสรุปได้อีกครั้งว่าหัวใจผิดปกติแน่นอนหรือไม่ การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถือเป็นการตรวจที่ง่ายและสะดวก ซึ่งผู้รับการตรวจจะไม่เจ็บจากการตรวจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปมีขนาดแรงดันเพียง 0.5 – 4 มิลลิโวลต์ และมีองค์ประกอบของความถี่ตั้งแต่ 0.01 – 250 เฮิรตซ์ [1]ดังนั้นในกระบวนการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จึงต้องการวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่มีอัตราการขยายสูง อีกทั้งต้องคำนึงถึงมาตรฐานความปลอดภัยของสมาคมโรคหัวใจแห่งประเทศไทย ( American Heart Association ; AHA1982 ) ที่ได้กำหนดมาตรฐานไว้ นอกจากนี้ยังมีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสายส่งกำลัง ( Power line ) ซึ่งมีค่าความถี่ 50 หรือ 60 เฮิรตซ์ เหนี่ยวนำ ( interference ) เข้ามาทางสายวัดสัญญาณกับร่างกายของผู้ป่วย[2] รวมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### 1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์

1. เพื่อศึกษาการตรวจประเมินอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiography: ECG)
2. เพื่อประเมินสมรรถภาพทางกายจากอัตราการเต้นของหัวใจ
3. เพื่อใช้ในการควบคุมและให้ข้อมูลย้อนหลัง หากปรากฏว่าอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงหรือต่ำเกินไป
4. เพื่อนำมาใช้ในห้องปฏิบัติการ และใช้งานได้จริง และอาจมีแผนในการพัฒนาเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจอีกต่อไป

### 1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

ในปริญญานิพนธ์นี้ได้ออกแบบเครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้แผ่นอิเล็กทรอนิกส์ (Electrode) เป็นเซนเซอร์ในการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และได้ออกแบบวงจรขยายสัญญาณ เพื่อให้สัญญาณมีความเหมาะสมกับโมดูล uVGA-III เพื่อส่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลที่หน้าจอ VGA มอนิเตอร์ ในส่วนของการแสดงผลได้พัฒนาซอฟต์แวร์ขึ้น โดยใช้โปรแกรม Workshop 4D เพื่อแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้

#### 1.4 รายละเอียดของปฏิญญานิพนธ์

ในปฏิญญานิพนธ์นี้ ได้อธิบายทฤษฎี ขั้นตอน วิธีการในการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ รวมทั้งได้แสดงผลการทดลองคุณสมบัติพื้นฐานต่างๆ ของเครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้นำเสนอ

โดยแบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บท ด้วยกันโดยแต่ละบทประกอบด้วยองค์ประกอบดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ โดยบทนี้จะกล่าวถึงความสำคัญของปฏิญญานิพนธ์ ตลอดจนวัตถุประสงค์และขอบเขตของปฏิญญานิพนธ์ พร้อมทั้งรายละเอียดของปฏิญญานิพนธ์

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยอธิบายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ และขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบเครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะกล่าวถึงโครงสร้างทางฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้นเพื่อใช้แสดงผล โดยส่วนประกอบของฮาร์ดแวร์จะประกอบไปด้วยลิต อิเล็กทรอนิกส์ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โมดูล uVGA-III และ VGA มอนิเตอร์ ส่วนซอฟต์แวร์ได้พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม Workshop 4D เพื่อแสดงสัญญาณไฟฟ้าที่ตรวจวัดได้

บทที่ 4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

บทที่ 5 แสดงผลการทดลองจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จากอาสาสมัคร 2 ราย

บทที่ 6 สรุปผลและวิจารณ์ โดยจะกล่าวถึงผลการทดลองที่ได้ ปัญหาที่เกิดขึ้นในการจัดทำปฏิญญานิพนธ์นี้ พร้อมทั้งข้อเสนอแนะเพื่อเป็นแนวทางในการปรับปรุงแก้ไข และเป็นแนวทางในการพัฒนาต่อไป

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

### 2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้กล่าวถึงทฤษฎีทั้งหมดที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยอธิบายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ และขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งบทนี้จะทำให้เรามีความรู้และความเข้าใจในทฤษฎีหลักๆ

### 2.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

#### 2.2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

หัวใจ ประกอบด้วย ส่วนสำคัญต่างๆดังนี้

##### 2.2.1.1 ห้องหัวใจ

หัวใจแบ่งเป็น 4 ห้อง ได้แก่ หัวใจห้องบนขวา(right atrium), หัวใจห้องบนซ้าย(left atrium), หัวใจห้องล่างขวา(right ventricle), หัวใจห้องล่างซ้าย(left ventricle)



รูปที่ 2.1 ภาพแสดงห้องของหัวใจ

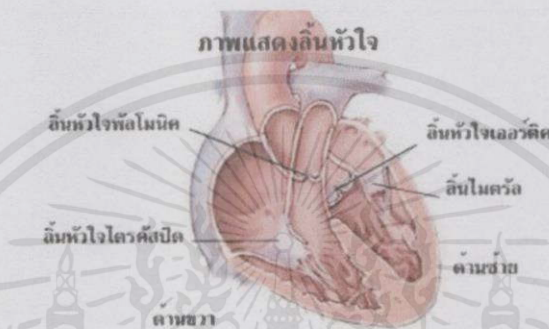
- 1) หัวใจห้องบนขวา มีขนาดใหญ่กว่าหัวใจห้องบนซ้าย แต่มีผนังบางกว่า หัวใจห้องบนซ้าย คือประมาณ 2 มิลลิเมตร และมีความจุ ประมาณ 57 ซีซี
- 2) หัวใจห้องบนซ้าย มีขนาดเล็กกว่าหัวใจห้องบนขวา และมีผนังหนากว่า คือ ประมาณ 3 มิลลิเมตร แยกจากหัวใจห้องบนขวาโดยผนังกันหัวใจส่วนบน
- 3) หัวใจห้องล่างขวา มีรูปร่างสามเหลี่ยมต่อจากหัวใจห้องบนขวา โดยมีลิ้นหัวใจ ไตรคัสปิด กันแบ่งหัวใจห้องบนขวาและล่างขวา ผนังหัวใจห้องล่างขวาจะบางกว่าห้องล่างซ้ายในอัตราส่วน 1:3 แต่จะมีความจุเท่ากับหัวใจห้องล่างซ้ายคือ ประมาณ 85 ซีซี หัวใจห้องล่างขวาจะต่อกับเส้นเลือดแดงพัลโมนารี โดยมีลิ้นหัวใจพัลโมนีคกันระหว่างกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น การนำเอกสารนี้ไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย

- 4) หัวใจห้องล่างซ้าย มีรูปร่างเป็นรูปโคน และเมื่อตัดขวางจะมีรูปร่างคล้ายวงรีหรือ ค่อนข้างกลม และประกอบเป็นส่วนของยอดหัวใจ โดยมีผนังหนาเป็น 3 เท่าของหัวใจห้องล่างขวา

### 2.2.1.2 ลิ้นหัวใจ

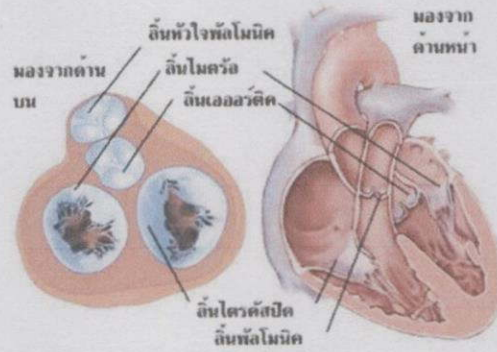
ลิ้นหัวใจคนเรามีทั้งหมด 4 ลิ้น ทำหน้าที่ควบคุมการไหลเวียนของเลือดภายในหัวใจ จากหัวใจห้องบน ไปหัวใจห้องล่างและ ออกสู่เส้นเลือดเอออร์ตา และเส้นเลือดปัลโมนารี



รูปที่ 2.2 ภาพแสดงลิ้นหัวใจ

- 1) ลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องบนขวา และห้องล่างขวา ประกอบด้วยแผ่น ลิ้นหัวใจรูปสามเหลี่ยม 3 แผ่นจะเปิดในจังหวะหัวใจคลายตัวทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนขวาสู่ห้องล่างขวา
- 2) ลิ้นหัวใจไมตรีล (Mitral valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องล่างซ้าย ประกอบด้วยแผ่นลิ้นหัวใจรูปสามเหลี่ยม 2 แผ่นจะเปิดในจังหวะหัวใจคลายตัว ทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนซ้ายสู่ห้องล่างซ้าย
- 3) ลิ้นหัวใจพัลโมนิก (Pulmonic valve) กั้นระหว่าง หัวใจห้องล่างขวา และเส้นเลือดแดงปัลโมนารี ประกอบด้วยแผ่นลิ้นหัวใจ 3 แผ่น รูปคล้ายเสี้ยวพระจันทร์ โดยมีด้านนูนหันไปทางเส้นเลือดแดงปัลโมนารีจะเปิดในจังหวะหัวใจบีบตัว ทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างขวาไปเส้นเลือดแดงปัลโมนารี
- 4) ลิ้นหัวใจเอออร์ติค (Aortic valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายและเส้นเลือดเอออร์ตา ประกอบด้วยแผ่น ลิ้นหัวใจ 3 แผ่นรูปคล้ายเสี้ยวพระจันทร์ โดยมี 2 แผ่นอยู่ด้านหน้าและ 1 แผ่นอยู่ด้านหลังจะเปิดในจังหวะหัวใจบีบตัว ทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างซ้ายไปเส้นเลือดแดงเอออร์ตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



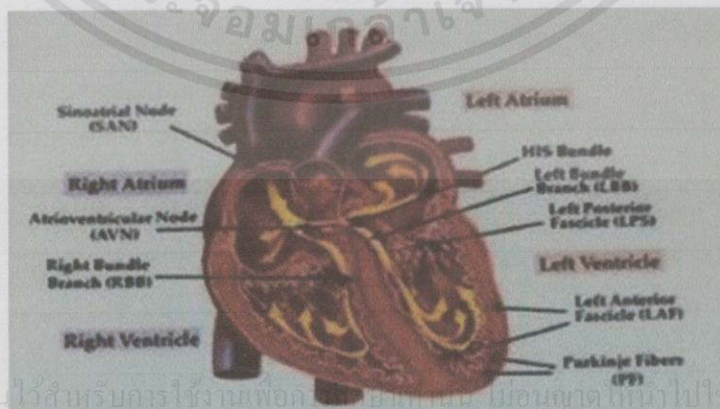
รูปที่ 2.3 ภาพแสดงลิ้นหัวใจ เมื่อมองจากด้านหลัง และ มองจากด้านหน้า

### 2.2.1.3 โครงสร้างผนังของหัวใจ

ประกอบด้วย 3 ชั้นคือ

- 1) ผนังหัวใจด้านนอก(epicardium)เป็นส่วนหนึ่งของผนังด้านในของเยื่อหุ้มหัวใจ
- 2) กล้ามเนื้อหัวใจ(myocardium)
- 3) ผนังหัวใจด้านใน(endocardium) เป็นผนังบางบุผนัง ด้านในของหัวใจ รวมทั้งเป็นส่วนหนึ่งของลิ้นหัวใจ เยื่อหุ้มหัวใจ ลักษณะเป็นถุงรูปโคนซึ่งมีหัวใจและส่วนต้นของเส้นเลือดแดงที่ออกจากหัวใจ อยู่ภายในถุงเยื่อหุ้มหัวใจ ประกอบด้วยแผ่น 2 แผ่นคือแผ่นด้านนอก และแผ่นด้านในซึ่งหุ้มรอบหัวใจอยู่ ระหว่างแผ่น 2 แผ่นเป็นช่องของเยื่อหุ้มหัวใจ ซึ่งโดยปกติแล้วช่องนี้จะแพบปิด แต่ในภาวะที่มีโรคที่เกี่ยวกับเยื่อหุ้มหัวใจอาจจะทำให้มีน้ำสะสมอยู่ในช่องดังกล่าว ซึ่งถ้ามี ปริมาณมาก จะไปกดการคลายตัวของหัวใจโดยตรง

### 2.2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ



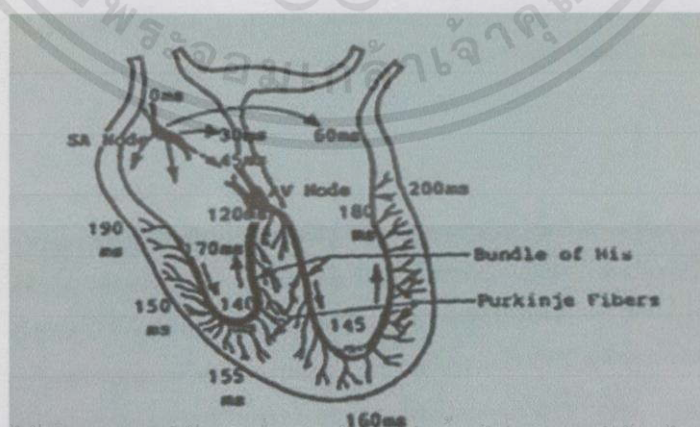
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.4 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นไปในลักษณะเดียวกันกับกล้ามเนื้ออื่นๆ กล่าวคือ จะถูกกระตุ้นด้วยศักดาไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้ไม่ได้มาจากระบบประสาทส่วนกลาง หรือสมอง แต่เป็นการกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเอง โดยประกอบด้วยกลุ่มเซลล์กลุ่มหนึ่งที่ทำหน้าที่ผลิตพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจและระบบนำไฟฟ้า (Conduction System) ของหัวใจเองซึ่งทำหน้าที่คล้ายกับเส้นประสาท โดยระบบนำไฟฟ้านี้จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ที่บริเวณผนังด้านในของหัวใจระหว่างหลอดเลือดดำใหญ่ ซุปรีเรียเวนาคา (Superior Venacava) และอินฟีเรียเวนาคา (Inferior Venacava) จะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งที่มีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้า เพื่อกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งเซลล์กลุ่มนี้เรียกว่า SAN (Sinoatrial Node) หรือไซนัสโนด หรือเพสเมคเกอร์ (Pacemaker) โดยความถี่ของพัลส์ที่ SAN สร้างขึ้น จะมีอิทธิพลในการกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งโดยปกติแล้วจะพบว่าค่าของอัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับความเร็วของพัลส์ที่ SAN ปล่อยออกมา พัลส์ไฟฟ้านี้แผ่กระจายออกจาก SAN แล้วผ่านหัวใจห้องบนซ้ายและขวาไปสู่ AVN (Atrioventricular Node) โดยที่ AVN นี้อยู่ที่ผนังกันหัวใจทางด้านขวา ระหว่างห้องหัวใจบนขวาและห้องหัวใจล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมาห้องล่าง เส้นทางนำไฟฟ้าของ SAN และ AVN ประกอบด้วยเส้นทางนำไฟฟ้า 3 เส้นทาง ซึ่งแต่ละเส้นทางนั้นจะนำพัลส์ไฟฟ้าจาก SAN ไปสู่ AVN โดยที่ AVN นี้จะประกอบด้วยเซลล์ประสาทที่ทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 ms เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กันจาก AVN จะมีระบบนำไฟฟ้าในการนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) ซึ่งแยกออกเป็น 3 เส้นทาง โดยจะเข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายสองสาขา และห้องล่างขวากิ่งหนึ่งสาขา แต่ละสาขาจะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างโดยผ่านกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของเพอร์กินเจไฟเบอร์ (Purkinje Fibers)

ในรูปที่ 2.5 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SAN ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ ซึ่งที่ AVN ผลิตขึ้นจะมีอัตราต่ำกว่าความเร็วของพัลส์ไฟฟ้าที่ SAN ผลิตขึ้นมา สำหรับคนปกติแล้ว AVN จะถูกกระทำด้วยพัลส์จาก SAN ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเท่ากับความเร็วของ SAN แต่เส้นทางนำไฟฟ้าจาก SAN ไปสู่ AVN ผิดปกติหรือถูกสกัดกั้น (AV Block) หัวใจก็จะเต้นด้วยพัลส์ที่ AVN สร้างขึ้นมา ซึ่งจะมีค่าประมาณ 40-45 ครั้งต่อนาที



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษามาก่อน ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อธิปไตยของข้อมูลนี้เป็นของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี การนำออกไปใช้

รูปที่ 2.5 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SAN ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ

### 2.2.3 ขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจจะทำงานโดยการบีบตัวและคลายตัวได้ เกิดจากมีการกระตุ้นทางไฟฟ้าผ่านทางสายนำไฟฟ้าในหัวใจ ซึ่งมีจุดกำเนิดไฟฟ้า อยู่ที่ SA node ซึ่งอยู่บริเวณหัวใจห้องบนขวา

กระแสไฟฟ้าจะเดินทางจาก SA node ผ่านไปยังหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา เป็นผลให้หัวใจห้องบนทั้งสองบีบตัว ในจังหวะหัวใจคลายตัว(diastole) แล้วกระแสไฟฟ้าจะเดินทางมายังบริเวณที่เรียกว่า AV node ซึ่งอยู่ใกล้กับบริเวณรอยต่อหัวใจห้องบนกับห้องล่าง



รูปที่ 2.6 SA node ส่งสัญญาณไฟฟ้าผ่านหัวใจห้องบนทำให้หัวใจห้องบนบีบตัว

หลังจากนั้นกระแสไฟฟ้าจะเดินทางลงมายัง bundle of His แล้วแตกออกเป็น 2 แขนง คือแขนงด้านขวา และแขนงด้านซ้ายซึ่งจะแตกออกอีกเป็นแขนงด้านหน้าและด้านหลัง



รูปที่ 2.7 สัญญาณไฟฟ้าเดินทางจาก SA node ผ่านหัวใจห้องบนมายัง AV node

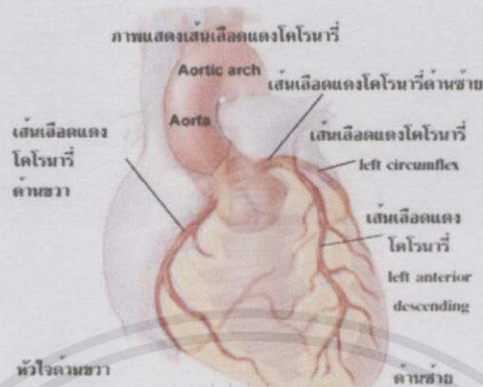
สุดท้ายกระแสไฟฟ้าจะเดินทางจากปลายแขนงทั้งสองไปยังเส้นใยนำไฟฟ้าที่กระจายอยู่ทั่วไปตามกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งเราเรียกเส้นใยเหล่านี้ว่า Purkinje fibers และทำให้กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างบีบตัวในที่สุด ในจังหวะหัวใจบีบตัว (systole)

เส้นเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจ เรียกว่าเส้นเลือดแดงโคโรนารี มีรูปเปิดอยู่ที่บริเวณโคนของเส้นเลือดแดงเอออร์ตา แบ่งเป็น 2 เส้น คือ เส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านขวา และเส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 1) เส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านขวา จะเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจด้านขวา และกล้ามเนื้อหัวใจด้านซ้ายส่วนล่าง

2) เส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านซ้าย จะเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจด้านซ้ายที่เหลือทั้งหมด จะ

แตกออกเป็น 2 แขนงคือแขนงที่มาด้านหน้า เรียกว่า Left anterior descending artery และแขนงที่อ้อมไปด้านหลังเรียกว่า Left circumflex artery



รูปที่ 2.8 ภาพแสดงเส้นเลือดแดงโคโรนารี

#### 2.2.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อ เกิดจากการที่พัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้น ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและเกิดศักดาไฟฟ้าขึ้น ซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกัน การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์จะรวมตัวกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อ และที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้ เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) โดยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุม และระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (Heart Axis)

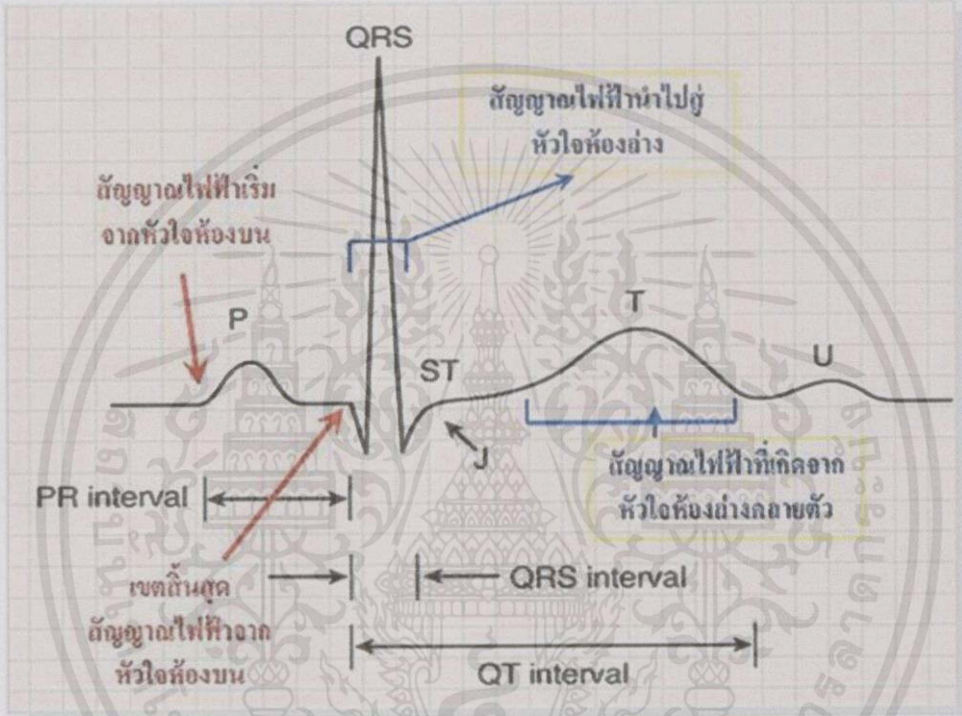
สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากคนปกติ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P, Q, R, S, T และ U ดังแสดงในภาพที่ 2.9 ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆ ภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายดังต่อไปนี้

- 1) สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 ms
- 2) สัญญาณ QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 ms โดยสัญญาณ R มีขนาดสูงสุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยขนาดของสัญญาณ R สำหรับการทำงานปกติมีค่าประมาณ 1 mV
- 3) ผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนากว่าส่วนอื่นๆ การที่สัญญาณมีขนาดสูงเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก
- 4) สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบเวลาประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ของสัญญาณ โดยขนาดของสัญญาณ T มีค่าประมาณ 1/3 เท่าของขนาดของสัญญาณ R

- 5) สัญญาณ U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่นอน แต่สันนิษฐานกันว่าเกิดจากการกลับคลื่นสู่ระดับศักดาไฟฟ้า ขณะอยู่นิ่งๆอย่างช้าๆ ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง หรือเรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง (After Potential) สัญญาณ U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV

เวลาในแต่ละช่วงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะบอกถึงการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าไปสู่เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อหัวใจที่จุดต่างๆ ซึ่งเวลาในแต่ละช่วงของสัญญาณปกติได้สรุปไว้ในตารางที่

2.1



รูปที่ 2.9 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนประกอบ ลักษณะสำคัญ

- P wave
  - เป็นผลรวมของ Depolarization ของ Atrium
  - รูปร่างกลมเรียบกว้างไม่เกิน 0.12 วินาที ความสูงไม่เกิน 2.5 มม. จะมี P wave 1 คลื่น ต่อ QRS complex 1 คลื่น
  - หัวตั้งใน lead I,II,AVF,V4,V5,V6 หัวกลับ ใน AVR
- P-R Interval
  - เป็นระยะของการเริ่มมีสัญญาณไฟฟ้าจนถึงจุดเริ่มมี Depolarizationของ Ventricle
  - ความยาวปกติเท่ากับ 0.12 -0.20 วินาที
  - ยาวกว่า 0.20 วินาที พบใน first degree AV block
- QRS complex
  - เกิดจากการ Depolarize ของ Ventricle ปกติ 60 -100 ครั้ง/

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกร... สันกว่า 0.12 วินาที พบใน Wolf-Parkinson-White Syndrome ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอก... และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- นาที จังหวะสม่ำเสมอ
- ลักษณะคลื่นสูงแคบ 0.04 -0.10 วินาที ถ้ากว้างกว่า 0.12 แสดงว่า มีการผิดปกติของการนำไฟฟ้าใน Ventricle อาจพบ Q Wave ตื้นๆ ได้
  - Q Wave ลึกและกว้างแสดงถึงการตายของกล้ามเนื้อหัวใจ
- ST segment
- เป็นระยะ Depolarization สิ้นสุดก่อนที่จะมีการ Depolarization ใหม่ของ Ventricle
  - ปกติจะเป็นแนวราบ( Isoelectric)
  - ยกสูงในรายที่มีการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อหัวใจ เช่น ภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน
  - ต่ำในรายที่ได้รับยา digitalis ภาวะ Potassium ในเลือดต่ำ หัวใจ ห้องล่างซ้ายโต
- T wave
- เป็นระยะ Repolarization ของ ventricle
  - หัวตั้ง กลมเรียบ ใหญ่กว่า P Wave
  - หัวกลับในรายที่มีกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ขาด electrolyte
  - แบนราบ ใน pericarditis ,hypothyroidism
  - สูงแหลม ใน Potassium ในเลือดสูง
  - กว้างแบน ใน Potassium ในเลือดต่ำ
- QT interval
- เป็นระยะระหว่างจุดเริ่มต้นของ QRS complex และการสิ้นสุดของ T Wave วัดในขณะที่ Ventricle ช้าบีบตัว
  - ความยาวปกติ 0.35 -0.40 วินาที ยาวกว่าปกติในรายที่กล้ามเนื้อหัวใจอักเสบ หัวใจล้มเหลว Hypocalcemia
  - สั้นกว่าปกติในรายที่ได้รับยา Digitalis ภาวะแคลเซียมในเลือดสูง (Hypercalcemia)
- U Wave
- เป็นคลื่นเล็กๆ เกิดตามหลัง T wave ปกติจะไม่พบ ความสูงไม่เกิน 1 มม.
  - พบ U wave ได้ในกรณีภาวะ Hypokalemia
- RR interval
- ระยะเวลาระหว่าง QRS complex ถึง QRS ถัดไป

ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ช่วงเวลาต่างๆ ของสัญญาณไฟฟ้าคลื่นหัวใจ	ช่วงเวลาปกติ (วินาที)	
	ค่าเฉลี่ย	ช่วงเวลา
ช่วงเวลาของ PR	0.18	0.12-0.20
ช่วงเวลาของ QR	0.08	ถึง 0.10
ช่วงเวลาของ QT	0.40	ถึง 0.43
ช่วงเวลาของ ST (QT-QRS)	0.32	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทางสน ออกจากนี้ขอสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับเครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

### 3.1 กล่าวนำ

ในบทนี้กล่าวถึงทฤษฎีทั้งหมดที่เกี่ยวข้องกับเครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยอธิบายถึงโครงสร้างทางฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้นเพื่อใช้แสดงผล โดยส่วนประกอบของฮาร์ดแวร์จะประกอบไปด้วยลีด อิเล็กโทรด วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โมดูล uVGA-III [11] และ VGA มอนิเตอร์ ส่วนซอฟต์แวร์ได้พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม Workshop 4D เพื่อแสดงสัญญาณไฟฟ้าที่ตรวจวัดได้

### 3.2 ส่วนประกอบของฮาร์ดแวร์

ในส่วนประกอบของฮาร์ดแวร์ของเครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะประกอบไปด้วย ECG ลีด อิเล็กโทรด วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โมดูล uVGA-III และ VGA มอนิเตอร์

#### 3.2.1 ECG ลีด



รูปที่ 3.1 ECG ลีด ชนิด 5 สาย

คุณลักษณะของ ECG Leads ที่นำมาใช้มีดังนี้

- 1) Highest intensity, durable, soft and flexible
- 2) Available in shrinkable, molded or banana type, lengths or colors can be customized

- 3) Connector: pin
- 4) The plug material is PVC

- 5) Clasp size: 3.5MM, 3.9 or 4.2, Material hasp brass buckle all have

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ดูแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 6) Conductor material: Tinsel7pcs
- 7) Conductor resistance  $\leq 1.2\Omega$
- 8) M wire length  $L=1.2M, 1.5M$
- 9) Sheathing material: PVC, PU
- 10) Materials environmental protection
- 11) Storage temperature:  $-30^{\circ}C$ --- $+80^{\circ}C$
- 12) Wire diameter  $1.8*3.6mm$

ตารางที่ 3.1 ตำแหน่งตามสีของ ECG ลีด ชนิด 5 สาย

Location	AHA ( <i>American Heart Association</i> )		IEC ( <i>International Electrotechnical Commission</i> )	
	Inscription	Colour	Inscription	Colour
Right Arm	RA	White	R	Red
Left Arm	LA	Black	L	Yellow
Right Leg	RL	Green	N	Black
Left Leg	LL	Red	F	Green
Chest	V1	Brown/Red	C1	White/Red
Chest	V2	Brown/Yellow	C2	White/Yellow
Chest	V3	Brown/Green	C3	White/Green
Chest	V4	Brown/Blue	C4	White/Brown
Chest	V5	Brown/Orange	C5	White/Black
Chest	V6	Brown/Purple	C6	White/Violet

การติดลีดนั้นสามารถทำได้ทั้งสองมาตรฐานคือมาตรฐานอเมริกา(AHA) กับมาตรฐานยุโรป (IEC) ซึ่งในแต่ละมาตรฐานนั้นจะใช้สัญลักษณ์การติดลีดแตกต่างกัน[3]

### 3.2.1.1 ลักษณะกับมาตรฐานของการติดลีด

ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 ลีด จะมีการติด Electrode 10 จุดบนตำแหน่งต่างๆของร่างกาย ซึ่งจะแบ่งสายสัญญาณมาตรฐานออกเป็น 3 กลุ่ม[4]ได้ดังนี้

#### 1) Bipolar Limb Leads (I, II, III)

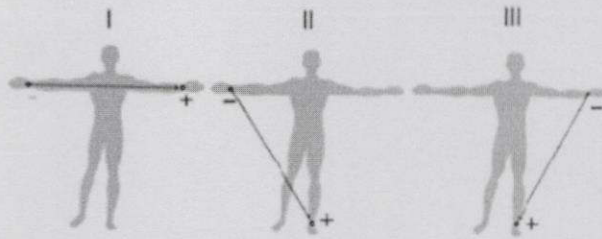
Bipolar Limb Leads เป็นการติดสายสัญญาณตามจุดต่างๆบนร่างกายในรูปแบบสามเหลี่ยม เอนโธเฟน (Einthoven Triangle) โดยใช้ขาขวาเป็นกราวด์ แล้วทำการวัดแรงดันระหว่างสองจุดดัง รูปที่ 3.2 สัญญาณในกลุ่มนี้แบ่งออกเป็น

ลีดที่ 1 Lead I วัดระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย

ลีดที่ 2 Lead II วัดระหว่างแขนขวากับขาซ้าย

ลีดที่ 3 Lead III วัดระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปล



รูปที่ 3.2 Bipolar limb lead

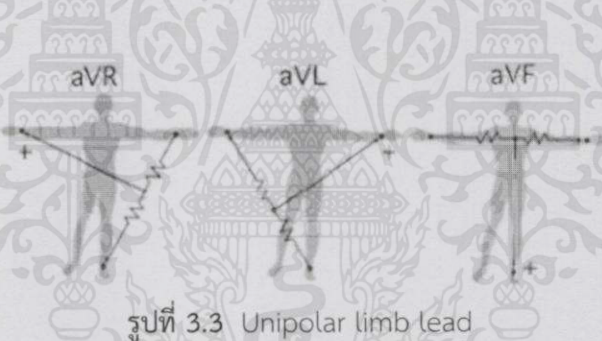
## 2) Unipolar Limb Leads

Unipolar Limb Leads เป็นการติดสายสัญญาณบนจุดต่างๆของร่างกายแล้วทำการวัดแรงดัน เทียบกับกราวด์ของระบบ ดังรูปที่ 3.3 สัญญาณในกลุ่มนี้แบ่งออกเป็น

ลีด aVR วัดที่ไหล่ขวา

ลีด aVL วัดที่ไหล่ซ้าย

ลีด aVF วัดที่ขาซ้าย



รูปที่ 3.3 Unipolar limb lead

## 3) Chest Leads

Chest Leads เป็นการวัดแบบ Unipolar อีกแบบหนึ่ง แต่จะทำการติดสายสัญญาณบริเวณหน้าอก ดังรูปที่ 3.4 โดยสัญญาณในกลุ่มนี้แบ่งออกเป็น 6 ลีด

ลีดที่ 1 V1 ช่องซี่โครงที่ 4 ด้านขวาและกระดูกหน้าอก

ลีดที่ 2 V2 ช่องซี่โครงที่ 4 ด้านซ้ายของกระดูกหน้าอก

ลีดที่ 3 V3 อยู่กึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4

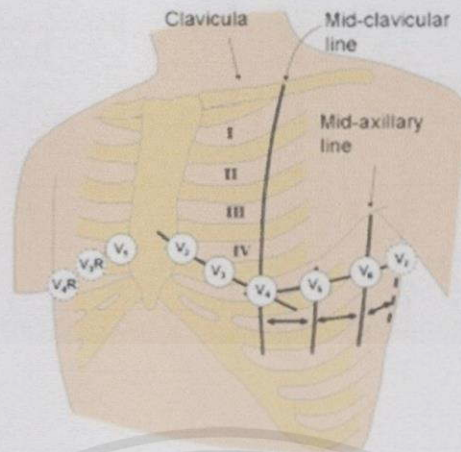
ลีดที่ 4 V4 อยู่บนแนวเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้าซ้าย

ลีดที่ 5 V5 บริเวณแนวขอบหน้าของรักแร้ซ้าย

ลีดที่ 6 V6 มุมล่างของกระดูกสะบักซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

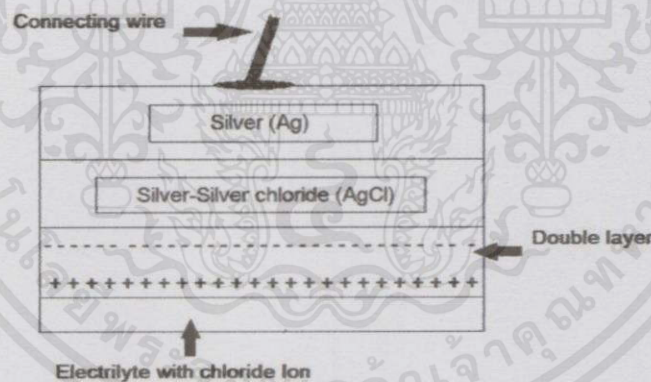
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 Chest Leads

3.2.2 อิเล็กโทรด

การวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายต้องมีตัวเชื่อมก็คืออิเล็กโทรด (Electrode) [5] ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานส์ดิวเซอร์ (Transducer) เพราะในร่างกายเรามีการนำกระแสด้วยไอออนแต่ในเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดจะทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออนิก (Ionic Current) เป็นกระแสไฟฟ้า (Electric Current)



รูปที่ 3.5 โครงสร้างภายในของอิเล็กโทรด

ในรูปที่ 3.5 แสดงโครงสร้างภายในของอิเล็กโทรด ซึ่งประกอบด้วย

- 1) อิเล็กตรอนที่เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสอิเล็กโทรด
- 2) แคทไอออน (Cat Ion) หรือประจุลบ (-) เคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรด
- 3) แอนไอออน (An Ion) หรือประจุบวก (+)เคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ สำหรับประจักษ์ที่ข้ามพินหนานั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรด และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนในอิเล็กโทรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อถ่ายทอด ประจักษ์ระหว่างพหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรด

ที่ห่อหุ้มไว้ด้วยโลหะ จะมีศักย์ไฟฟ้าต่างกันไป เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half-cell Potential) แต่เราไม่สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงต้องใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมา เป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหลศักย์ไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจากโพลาริเซชันของอิเล็กโทรด ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่า แรงดันไฟฟ้าเกิน (Over voltage)

### 3.2.2.1 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

คุณสมบัติกระแสและแรงดันของอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะว่าอิเล็กโทรดนั้นมีคุณสมบัติเฉพาะตัว คือ ความไวต่อกระแสที่ไหลผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมากคุณสมบัติจะต่างไปจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นอยู่กับรูปลักษณ์ไฟฟ้า ถ้าเป็นไขมันยังขึ้นกับความถี่ด้วยเนื่องจากอิเล็กโทรดมีความต้านทาน และมีตัวเก็บประจุอยู่ด้วย เมื่อนำอิเล็กโทรดมาติดที่ผิวหนังควรจะพิจารณาพื้นผิวหน้าระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ และผิวหนังด้วย เราควรใช้ครีมหรือเจลอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน หากก่อนที่จะทำการติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือ การวัด Galvanic Skin Reflex (GSF) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่มีโซเดียมโพแทสเซียม และคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ จะทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูท่อนำเหงื่อกับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาแล้วนั้นสามารถตัดทิ้งไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยาระดมดาไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

### 3.2.2.2 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดได้ 2 ชนิด คือ

- 1) อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์ อิเล็กโทรดนี้เมื่อกระแสไหลเข้าไปจะไม่มีการเสไฟฟ้าข้าม พื้นผิวหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ จะทำงานเหมือนคาปาซิเตอร์
- 2) อิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์ เมื่อมีกระแสผ่านผิวหนังได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Over voltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และไม่ปราศไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

### 3.2.2.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่นิยมรับศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยา คือ อิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาติดที่ผิวหนัง และมักจะทาครีมหรือเจลอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลาง เพื่อให้การสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

แผ่นอิเล็กโทรดโลหะแบบต่างๆ นั้นเป็นอิเล็กโทรดที่ใช้รวดเร็ว และใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้ก็เพื่อสะดวก ประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟม (ปัจจุบันเป็นแบบสติกเกอร์) จะมีแผ่นเงิน (Silver) แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ (Silver Chloride) ในการใช้งานดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 3.6 ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนังแล้วลอกแผ่นกระดาษที่ปิดแผ่นอิเล็กโทรดออกแล้วติดแผ่นอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที

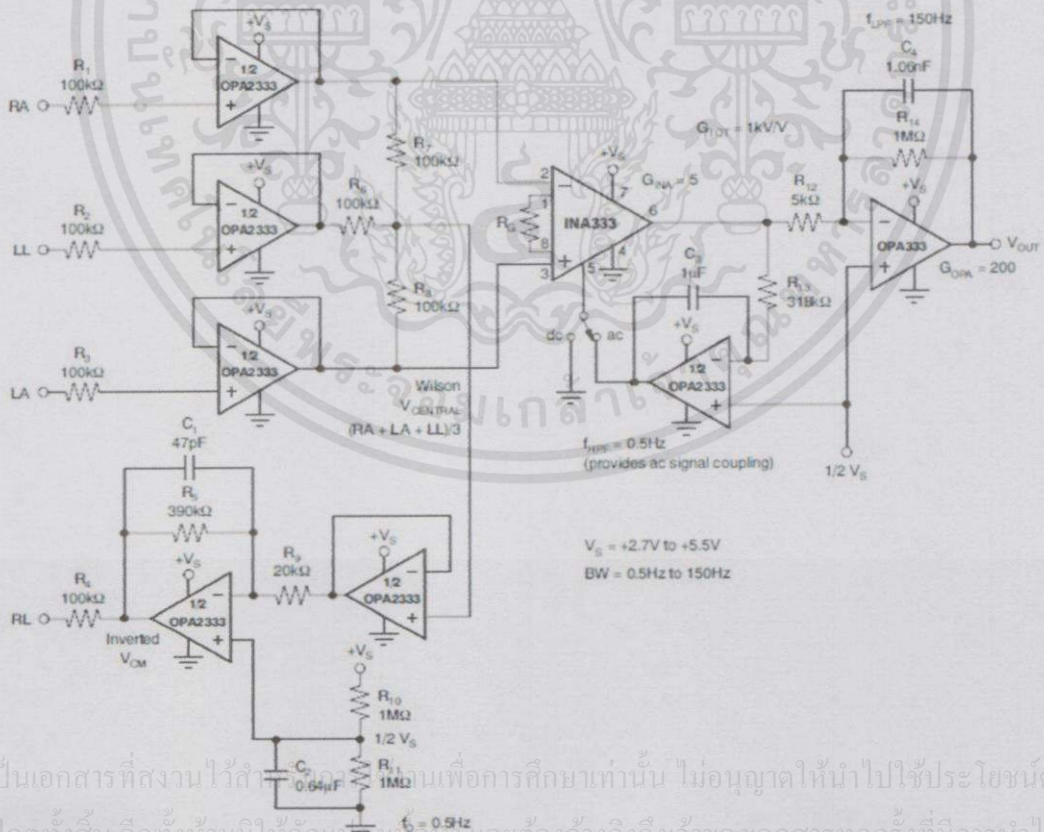
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะ (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.2.3 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น โดยส่วนใหญ่จะใช้วิธีการขยายสัญญาณประมาณ 1000 เท่า ตามมาตรฐาน[6] นั้นตัววงจรจะประกอบไปด้วย 4 ส่วนคือ Instrument Amplifier (IA), Isolation Amplifier, วงจรกรองความถี่แบบ Band pass Filter (BPF), วงจรขยายสัญญาณ right leg (RL) drive amplifier



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

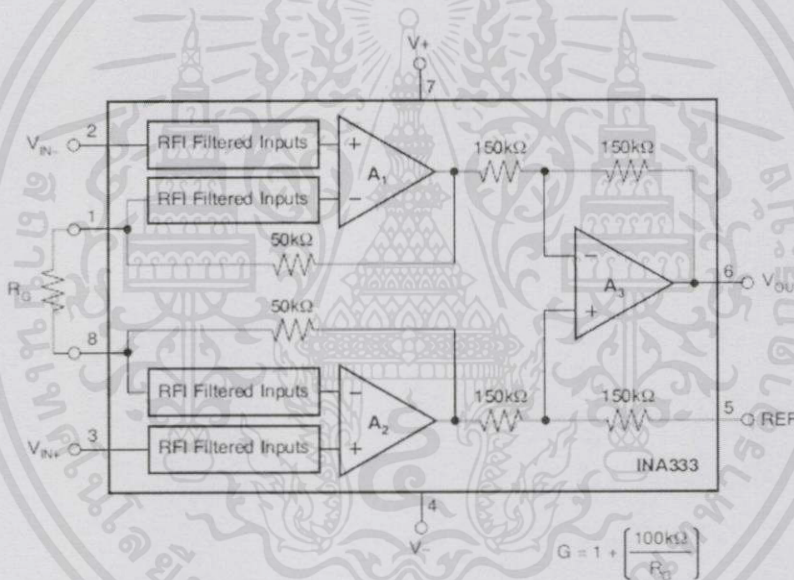
รูปที่ 3.7 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Bipolar limb leads

จากรูปที่ 3.7 จะเห็นว่าไม่มี Isolation Amplifier เนื่องจาก Iso-Amp มีคุณสมบัติคือ ป้องกันผู้ป่วยจากการกระแสไฟฟ้าภายในของวงจร

### 3.2.3.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนเทนซ์

การออกแบบอุปกรณ์ในส่วนของวงจรที่จะขยายผลต่างของสัญญาณ ECG นั้นจะใช้ Instrumentation Amplifier เบอร์ INA333[7] ของบริษัท TEXAS Instruments ซึ่งเป็น อุปกรณ์สำหรับการวัดที่หลากหลายโดยสามารถมาประยุกต์ใช้กับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ส่วนประกอบภายในไอซีประกอบด้วย RFI filter หรือ Noise filter โดยจะทำหน้าที่กรอง แรงดันไฟฟ้าที่ไม่ต้องการ ที่ปะปนเข้ามาในสัญญาณของแรงดันไฟฟ้าในสายนำสัญญาณ จากนั้นจะ เข้าสู่ออปแอมป์  $A_1, A_2, A_3$  ที่ต่อกันเป็น Instrument Amplifier ดังรูปที่ 3.8

INA333 มีกำลังไฟฟ้าต่ำ มีความแม่นยำในการขยายสัญญาณสูง ออกแบบ โดยใช้ออปแอมป์ 3 ตัว ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 Instrumentation amplifier ของ INA333

ไอซีมีขนาดเล็ก และมีกำลังไฟฟ้าต่ำเพื่อให้มีช่วงกว้างในการขยายสัญญาณทำให้ใช้งานได้สะดวก สามารถกำหนดอัตราการขยายสัญญาณจากความต้านทานภายนอกได้ 1 ถึง 1000 เท่า โดยกำหนด จากค่า  $R_G$  ดังสมการ

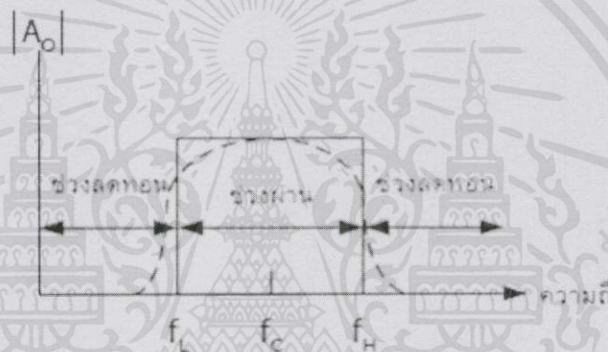
$$G = 1 + \frac{1000 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับวิชาการเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่อนุญาตจากเจ้าของลิขสิทธิ์  
 INA333 นั้นมีค่าออฟเซตโวลต์ที่ต่ำ (โวลต์ที่คลาดเคลื่อนจากค่าที่ควร) ไม่ว่าจะกรณี เป็นที่ ประมาณ 25  $\mu\text{V}$  ถ้า อัตราการขยายมากกว่าหรือเท่ากับ 100 เท่า ความคลาดเคลื่อนเมื่อ ใช้ อนุกรมเปลี่ยนแปลงต่ำ คือ 0.1  $\mu\text{V}$  ต่อองศาเซลเซียสที่อัตราการขยายมากกว่าหรือเท่ากับ 100 เท่า

ไอซีนี้มีค่า Common-mode rejection ratio (CMRR) สูง (100dB ที่อัตราขยายมากกว่า 10 เท่า) เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กมาก สัญญาณอื่น ๆ จึงอาจเข้ามารบกวนได้ง่าย โดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ จากแหล่งจ่ายไฟทั่วไป ซึ่งสัญญาณรบกวนดังกล่าวอยู่ในช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเราสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวด้วยการเลือกใช้วงจรขยายที่มีอัตราการจัดสัญญาณคอมมอนโหมด (CMRR) สูง คือ การมีอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียล (Differential Mode) สูง และอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common Mode) ต่ำ ทำให้วงจรขยายเฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาในลักษณะดิฟเฟอเรนเชียล และกำจัดสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตซ์ ที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมดออกไปได้

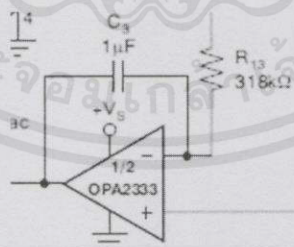
### 3.2.3.2 วงจรกรองความถี่แบบ Band pass filter

วงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงจะยอมให้ผ่านได้เฉพาะช่วงที่กำหนดเท่านั้น ความถี่นอกเหนือจากที่กำหนดจะถูกจำกัดโดยการลดทอนให้หมดไป[8]



รูปที่ 3.9 การตอบสนองของความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบ Band pass filter

วงจรกรองความถี่แบบ band pass filter จะถูกกรองโดยใช้วงจร High pass filter ต่ออนุกรมกับวงจร Low pass filter ตามลำดับ

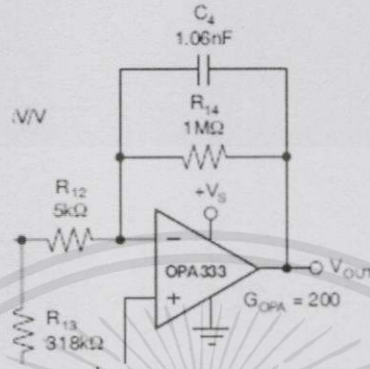


รูปที่ 3.10 High pass filter

วงจรกรองสัญญาณความถี่สูง (High Pass Filter: HPF) หมายถึง วงจรจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงผ่านและลดทอนสัญญาณความถี่ต่ำ สามารถคำนวณได้ดังสมการนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อ  $f = \frac{1}{2\pi RC}$  อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีก (3.2) ไปใช้

วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter: LPF) หมายถึง วงจรที่จะยอมให้สัญญาณความถี่ ตั้งแต่ 0 Hz ถึงความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ที่กำหนดสูงขึ้นไปเรื่อยๆ จะลดทอน ไปตามลำดับ



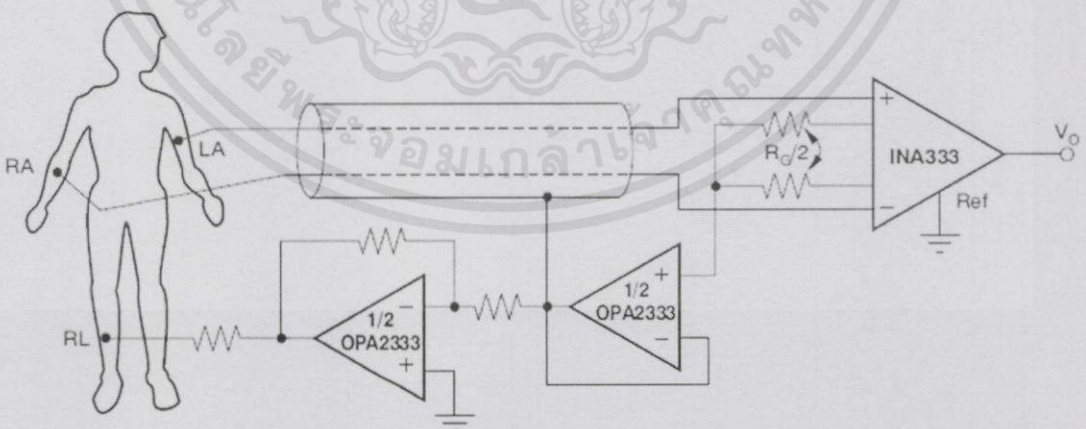
รูปที่ 3.11 Low pass filter

นอกจากนี้ ในส่วนของไอซี OPA333 รูปที่ 3.7 นอกจากจะเป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำแล้ว ยังเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสอีกด้วย (Non-inverting Amplifier) ซึ่งสามารถคำนวณ อัตราการขยายสัญญาณได้ดังสมการต่อไปนี้

$$G = \frac{R_2}{R_1} \quad (3.3)$$

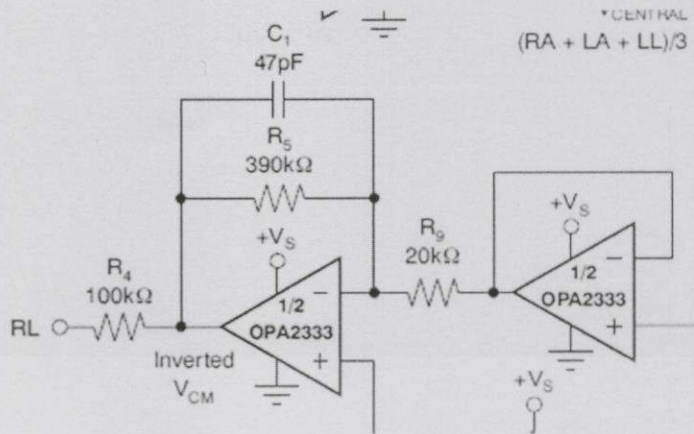
### 3.2.3.3 วงจร Right Leg (RL) Drive Amplifier

เป็นการนำเอาสัญญาณจากขาข้างขวา มาเปรียบเทียบกับสัญญาณเอาต์พุทของ Instrument Amplifier ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 แสดงการนำ INA333 มาประยุกต์ใช้งานในวงจรตรวจวัดคลื่นหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

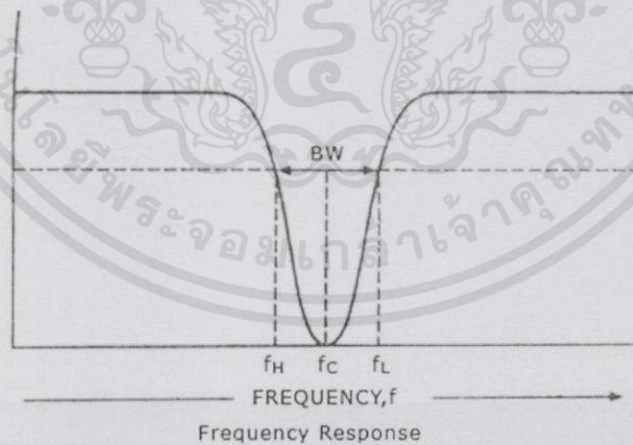


รูปที่ 3.13 วงจรขยายสัญญาณขาขวา (RL Drive)

สัญญาณแรงดันไฟฟ้าจะเข้าสู่วงจรขับขาขวา (RL Drive) เพื่อไปอ้างอิงกับสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Instrument Amplifier เพื่อเป็นการหักล้างในส่วนของ Error ที่เกิดขึ้นซึ่งมาจากสนามแม่เหล็กจากไฟฟ้าบ้านโดยจะใช้วงจรขับขาขวา (RL Drive) ทำให้แรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยของสัญญาณอินพุตที่ได้จากอิเล็กโทรด ให้มีค่าสูงขึ้นและยังลดแรงดันโหมตรงร่วม (Common Mode Rejection) โดยที่วงจรจะไม่มีผลกับขนาดของสัญญาณแต่อย่างใด

3.2.3.4 วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter: BRF)

เมื่อทำการทดลองพบว่าสัญญาณที่ได้มาจาก ECG Amplifier นั้นถูกรบกวนด้วยความถี่ธรรมชาติจากไฟฟ้าบ้านที่ 50 Hz จึงทำการค้นคว้าเพิ่มเติมและพบว่าสามารถใช่วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ ในการขจัดสัญญาณที่ 50 Hz ออกไปได้



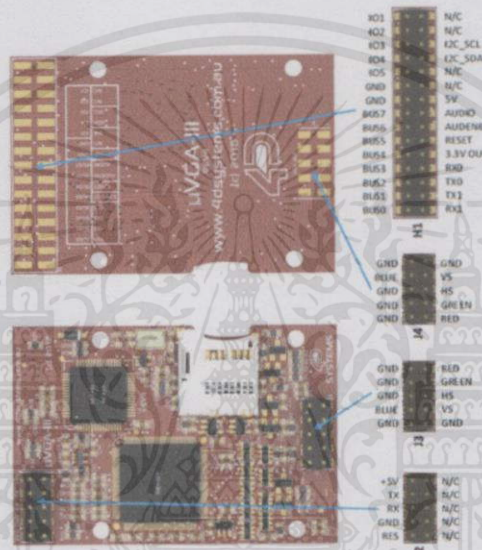
รูปที่ 3.14 การตอบสนองความถี่ของวงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.4 uVGA-III และ VGA มอนิเตอร์

#### 3.2.4.1 โครงสร้างของ uVGA-III

uVGA-III คือตัวจัดการแสดงผลให้กับหน้าจอ VGA มอนิเตอร์ ในรูปแบบของข้อความ รูปภาพ และภาพเคลื่อนไหวสามารถแสดงกราฟฟิกได้ที่มีความละเอียด 320 x 240 (QVGA), 640 x 480 (VGA) และ 800 x 480 (WVGA) รองรับสี RGB 65K รันด้วยหน่วยประมวลผล PICASO มีช่องใส่ micro-SD memory card ใช้ supply 4.0V ถึง 5.5V ขนาด 39.0 x 63.0 x 21.5 mm น้ำหนักประมาณ 17กรัม

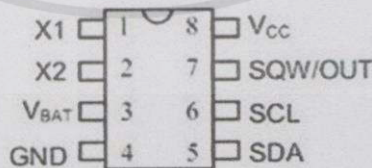


รูปที่ 3.15 โครงสร้างของ uVGA-III

uVGA-III ประกอบด้วย 3 ส่วนหลักๆดังนี้

- 1) นาฬิกาแสดงเวลาจริง (Real Time Clock)

สัญญาณนาฬิกา DS1307[12] 8-Pin เป็นแบบ RTC (Real Time Clock) แสดงผลเวลาที่จอ VGA มอนิเตอร์



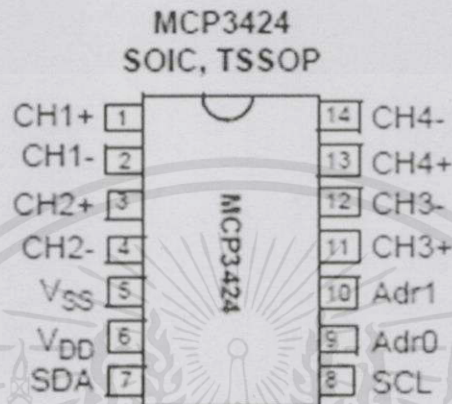
DS1307 8-Pin DIP (300 mil)

รูปที่ 3.16 สัญญาณนาฬิกา DS1307 8-Pin

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

MCP3424 [13] เป็นอุปกรณ์แปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีสัญญาณรบกวนต่ำและมีความแม่นยำสูง อยู่ในตระกูลของ MCP342X จากบริษัท Microchip Technology ซึ่งสามารถแปลงสัญญาณได้ละเอียดมากถึง 18 บิต



รูปที่ 3.17 โครงสร้าง MCP3424

คุณสมบัติของอุปกรณ์มีดังนี้

- 1) แรงดันไฟฟ้าอ้างอิงมีพิสัยคือ -2.048 V. ถึง +2.048 V.
- 2) มีช่องการเชื่อมต่อ (Channel) 4 ช่องด้วยกัน
- 3) สามารถปรับอัตราขยาย ก่อนที่จะรับการแปลง สัญญาณได้ที่ x1, x2, x4 หรือ x8 ซึ่งทำให้สามารถแปลงสัญญาณที่อ่อนมากๆ ให้เป็นสัญญาณที่มีความละเอียดสูง
- 4) สามารถให้เอาต์พุตที่มีอัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ 3.75 , 15 , 60 หรือ 240 ตัวอย่างต่อหนึ่งวินาที (โดยปรับตั้งค่าได้จากการตั้งค่าบิตผ่านทาง I2C อินเทอร์เน็ต)
- 5) การรับส่งข้อมูลผ่าน I2C อินเทอร์เน็ต ซึ่งสามารถทำงานได้ตั้งแต่โหมดปกติ (100 kHz) โหมดเร็ว (400 kHz) และโหมดความเร็วสูง (3.4 MHz)
- 6) I2C แอดเดรสสำหรับ MCP3424 สามารถกำหนดได้โดยขา Adr0 และ Adr1 ผู้ใช้สามารถ ตั้งค่าได้อุปกรณ์นี้ให้เป็นหนึ่งในแปดแอดเดรสโดยต่อขาแอดเดรสด้วย Vdd, Vss หรือ ปลอยลอยก็ได้

โหมดการทำงาน

ผู้ใช้งานจะสามารถใช้งานกับอุปกรณ์ดังกล่าวโดยการตั้งค่าอุปกรณ์หรือที่เรียกว่า

การคอนฟิก-รีจิสเตอร์ โดยใช้คำสั่งเขียน และอ่านข้อมูลที่เปลี่ยนแปลงโดยใช้คำสั่งอ่าน การทำงานของอุปกรณ์นั้นมี 2 โหมด คือ (1) โหมดแปลงต่อเนื่อง (2) โหมดแปลงทีละครั้ง (ซึ่งเกิด คอนเวอชัน) ไม่ว่าจะรันได้อะไรก็ตามทั้งนี้ก็เป็นได้คือ โหมดที่เลือกจะขึ้นอยู่กับค่าของคอนฟิกค่าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ การเลือกโหมดต่างๆเหล่านี้จะทำได้โดยการตั้งค่าบิต O/C ในการทำคอนฟิก

### 1) โหมดแปลงต่อเนื่อง (บิต O/C = 1)

อุปกรณ์นี้จะเปลี่ยนเป็นโหมดคอนทิวอัสต่อเมื่อบิต O/C ถูกเซทให้เป็น 1 (High) เมื่อมีการเปลี่ยนโหมดแล้ว บิต RDY จะสลับไปเป็น '0' ผลลัพธ์ก็คือจะมีการส่งออกไปยังเอาต์พุต ดาต้า รีจิสเตอร์ อุปกรณ์จะเริ่มเปลี่ยนแปลงโหมดและเขียนข้อมูลทับทันที โดยข้อมูลที่เขียนออกไปที่เอาต์พุต ดาต้า รีจิสเตอร์นั้นจะเป็นข้อมูลล่าสุด อุปกรณ์จะล้างสถานะเรดีแฟล็ก (บิต RDY = 0) เมื่อการเปลี่ยนโหมดเสร็จสมบูรณ์ จากนั้นอุปกรณ์จะขึ้นสถานะเรดีแฟล็ก (บิต RDY = 1) ถ้าผลการเปลี่ยนโหมดเสร็จสมบูรณ์และถูกอ่านโดยมาสเตอร์

การเขียนคำสั่ง

การตั้งค่าบิต RDY ในโหมดคอนทิวอัส จะไม่มีการเปลี่ยนแปลง

การอ่านข้อมูล

ถ้าบิต RDY = 0 หมายถึงผลการคอนเวนชันครั้งล่าสุดพร้อม

ถ้าบิต RDY = 1 หมายถึงผลการคอนเวนชันไม่มีการอัปเดตตั้งแต่การ

อ่านครั้งล่าสุด การคอนเวนชันครั้งใหม่จะอยู่ภายใต้การประมวลผล และ บิต RDY จะถูกลบเมื่อผลการคอนเวนชันครั้งใหม่พร้อม

### 2) โหมดแปลงทีละครั้ง (บิต O/C = 0)

เมื่อผู้ใช้งานเลือกโหมด วันช็อต คอนเวนชัน อุปกรณ์จะทำการคอนเวนชันเพียงครั้งเดียว มีการอัปเดตเอาต์พุต ดาต้า รีจิสเตอร์ ล้างสถานะเรดีแฟล็ก (RDY = 0) และจะเข้าสู่โหมดสแตนด์บาย เมื่ออุปกรณ์ได้รับคำสั่งใหม่โดย RDY = 1 จะมีการเริ่มทำงานโหมดวันช็อต คอนเวนชันอีกครั้ง

การเขียนคำสั่ง

บิต RDY จำเป็นต้องถูกเซทเพื่อที่จะเริ่มต้นการคอนเวนชันครั้งใหม่ ในโหมดวันช็อต

การอ่านข้อมูล

ถ้าบิต RDY = 0 หมายถึงการคอนเวนชันครั้งล่าสุดพร้อม

ถ้าบิต RDY = 1 หมายถึงผลการคอนเวนชันไม่อัปเดตตั้งแต่การอ่านครั้ง

ล่าสุด การคอนเวนชันครั้งใหม่จะอยู่ภายใต้การประมวลผล และ บิต RDY จะถูกลบเมื่อผลการคอนเวนชันครั้งใหม่พร้อม

โหมดแปลงทีละครั้ง เหมาะสำหรับการใช้งานที่มีการใช้พลังงานต่ำ และจะใช้เมื่อต้องการผลการคอนเวนชันเท่านั้น ในระหว่างอยู่ในโหมดสแตนด์บาย อุปกรณ์จะใช้พลังงานอย่างต่ำน้อยกว่า  $1 \mu\text{A}$  (หรือ  $300\text{nA}$ ) ตัวอย่างเช่น ถ้าผู้ใช้เก็บบิต 18 บิตในโหมดวันช็อตหนึ่งครั้งใน 1 วินาที อุปกรณ์จะใช้เพียง 1 ใน 4 ของกระแสทั้งหมด ในตัวอย่างนี้ อุปกรณ์จะใช้พลังงานประมาณ  $36 \mu\text{A}$  ( $135 \mu\text{A}/3.75 \text{ SPS} = 36 \mu\text{A}$ ) หากอุปกรณ์มีการคอนเวนชันเพียงหนึ่งครั้งต่อวินาที (1SPS) ในโหมดคอนเวนชัน 18 บิต ที่แหล่งจ่าย 3 V

การตั้งค่า รีจิสเตอร์

MCP3424 เป็นอุปกรณ์ที่มี 8 บิต มีไว้สำหรับช่องสัญญาณอินพุต, คอนเวนชัน โหมด, คอนเวนชัน เรท และ พีจีเอ เกน รีจิสเตอร์จะอนุญาตให้ใช้สำหรับการโอเปอเรตเงื่อนไข

ต่าง ๆ ของอุปกรณ์ และ ตรวจสอบสถานะของการทำงาน โดยผู้ใช้จะสามารถเขียนตั้งค่าได้

ไม่ว่ากรณีใดก็ตามที่ที่มีการปฏิบัติงาน แสดงดังรูปที่ 3.18 แสดงคอนฟิกูเรชัน รีจิสเตอร์ บิต ครั้งที่มีการนำไปใช้

R/W-1	R/W-0	R/W-0	R/W-1	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
$\overline{\text{RDY}}$	C1	C0	O/C	S1	S0	G1	G0
1*	0*	0*	1*	0*	0*	0*	0*
bit 7							bit 0

รูปที่ 3.18 แสดงคอนฟิกูเรชัน รีจิสเตอร์ บิต

\*ค่าที่ตั้งอัตโนมัติหลังจากมีการรีเซตพาวเวอร์

<b>Legend:</b>			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
-n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

## บิตที่ 7

RDY: เรดี บิต

บิตนี้จะแสดงสถานะเรดี แฟล็ก ในโหมดอ่านค่า บิตนี้จะแสดงค่าว่าเอาท์พุท รีจิสเตอร์ มีการอัปเดตผลการคอนเวนชันครั้งล่าสุดหรือไม่ ในโหมดวันซ็อด คอนเวนชัน การเขียนบิตนี้ให้เป็น "0" จะเป็นการเริ่มต้นการคอนเวนชันการอ่านบิต RDY ด้วยคำสั่งอ่าน

1 = เอาท์พุท รีจิสเตอร์ยังไม่ได้มีการอัปเดต

2 = เอาท์พุท รีจิสเตอร์มีการอัปเดตผลการคอนเวนชันครั้งล่าสุด

การเขียนบิต RDY ด้วยคำสั่งเขียน

ในโหมดคอนทิวอัส ไม่มีการเปลี่ยนแปลง

ในโหมดวันซ็อด: 1 = เริ่มต้นการคอนเวนชันใหม่

2 = ไม่มีการเปลี่ยนแปลง

## บิตที่ 6-5

C1-C0: บิตเลือกช่องสัญญาณ

00 = ช่องสัญญาณที่ 1 (ค่าอัตโนมัติ)

01 = ช่องสัญญาณที่ 2

10 = ช่องสัญญาณที่ 3 (สำหรับ MCP3424 เท่านั้น; ให้ใช้ "00" สำหรับ MCP3422/MCP3423)

11 = ช่องสัญญาณที่ 4 (สำหรับ MCP3424 เท่านั้น; ให้ใช้ "01" สำหรับ MCP3422/MCP3423)

## บิตที่ 4

O/C บิตคอนเวนชัน โหมด

1 = โหมดคอนทิวอัส คอนเวนชัน (ค่าอัตโนมัติ)

อุปกรณ์จะแสดงดาด้า คอนเวนชันอย่างต่อเนื่อง

0 = โหมดวันซ็อด คอนเวนชัน อุปกรณ์จะแสดงคอนเวนชัน 1 ครั้ง และจะเข้าสู่โหมดสแตนด์บายจนกว่าจะ

ได้รับคำสั่งอ่าน หรือ เขียน อื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหาและข้อมูลข้างต้นเพื่อวัตถุประสงค์อื่นใดโดยไม่ได้รับอนุญาต

บิตที่ 3-2	S1-S0: บิตเลือกอัตราภาพแซมเปิ้ล
	00 = 240 SPS ( 12 บิต ) (ค่าอัตโนมัติ)
	01 = 60 SPS ( 14 บิต )
	10 = 15 SPS ( 16 บิต )
	11 = 3.75 SPS (18 บิต )

บิตที่ 1-0	G1-G0: บิตเลือก PGA เกน
	00 = x1 (ค่าอัตโนมัติ)
	01 = x2
	10 = x4
	11 = x8

### 3) ตัวแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นสัญญาณอนาล็อก

ในปัจจุบันมีไมโครโปรเซสเซอร์ และไมโครคอนโทรลเลอร์ เข้ามาช่วยในการควบคุมอุปกรณ์ต่างๆมากมาย ซึ่งทำให้การควบคุมนั้นทำได้ง่าย และรวดเร็วยิ่งขึ้น แต่ในการควบคุมนั้น เราจำเป็นต้องใช้สัญญาณดิจิทัลในการติดต่อกับไมโครโปรเซสเซอร์ หรือไมโครคอนโทรลเลอร์ แต่ในความเป็นจริงนั้น เราใช้สัญญาณอนาล็อกในการควบคุม ดังนั้นเราจึงจำเป็นต้องมีการเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อก เป็นสัญญาณดิจิทัล แล้วจึงนำสัญญาณนั้นเข้ามาสู่ไมโครโปรเซสเซอร์ หรือไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อใช้ควบคุมระบบต่อไป แม้ว่าสัญญาณอนาล็อกนั้นมีความแน่นอน และแม่นยำสูง แต่สัญญาณอนาล็อกนั้นก็ควบคุมได้ยาก เนื่องจากในสภาพแวดล้อม มีสัญญาณรบกวนอยู่มาก และการที่จะทำให้ การควบคุมแบบอนาล็อก มีความสามารถควบคุม เท่ากับการควบคุมแบบดิจิทัลนั้น ทำได้ยาก เนื่องจากวงจรควบคุมแบบ อนาล็อกจะต้องมีความซับซ้อนสูง อย่างไรก็ตามสัญญาณดิจิทัลก็ไม่สามารถทดแทนความละเอียดของสัญญาณอนาล็อกได้อย่างสมบูรณ์ แต่ทำให้การควบคุมนั้นทำให้ง่าย และสะดวกยิ่งขึ้น

#### 3.2.4.2 VGA อินเทอร์เฟซ

$\mu$ VGA-III เม็ดสามารถติดต่อกับ VGA มอนิเตอร์ หรือ บนจอภาพ VAG อินเทอร์เฟซ ซึ่ง VGA อินเทอร์เฟซจะประกอบไปด้วย R, G, B, Vsync, Hsync และ สัญญาณนาฬิกา ความละเอียดของจอภาพจะสามารถเลือกให้เหมาะสมกับความละเอียดของ  $\mu$ VGA-III ถ้าหากการแสดงผลรองรับความละเอียดได้หลายหลายจะสามารถตั้งค่าให้เป็น “ตรวจจับอัตโนมัติ” หรือ ตั้งค่าด้วยตัวเอง เพื่อที่จะตรงกันกับโมดูล โดย ความละเอียด VAG จะรองรับความละเอียดดังต่อไปนี้

- 320 x 240
- 640 x 480

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษานั่นเอง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1) ตัวประมวลผล PICASO โมดูลถูกออกแบบมากับ ตัวประมวลผล กราฟฟิก PICASO จาก 4D-Labs ตัว PICASO เป็นคอนโทรลเลอร์อัจฉริยะและสามารถต่อเข้ากับ TFT-LCD ดิสเพลย์ได้โดยแบบเสียบต่อกันได้เลย ข้อมูลทั้งหมดและสัญญาณควบคุมจะถูกควบคุมโดยชิพที่อินเทอร์เฟซกับดิสเพลย์โดยตรงโดยในชิพนั้นจะมีคุณสมบัติพิเศษด้าน เขียนกราฟฟิก ข้อความ รูปภาพ เคลื่อนไหว เป็นต้น



รูปที่ 3.19 แบบ 4D LABS PICASO

- 2) ตัวควบคุมการแสดงผลออกทางจอภาพ SSD1963 SSD1963 เป็นตัวควบคุมการแสดงผลบนจอภาพ ซึ่งมีเฟรมบัพเฟอร์อยู่ที่ 1215 กิโลไบต์ สนับสนุนกราฟฟิกที่ ขนาด  $864 \times 480 \times 24$  บิต นอกจากนี้ยังต่อขนานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ เพื่อติดต่อกับขนาดของบัสที่แตกต่างกัน สำหรับการรับข้อมูลกราฟฟิกและคำสั่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ LCD ไดรเวอร์ให้ความคมชัด ของสีถึง 24 บิตต่อพิกเซล



รูปที่ 3.20 ตัวควบคุมการแสดงผลออกทางจอภาพ SSD1963

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ห้ามการเชิงพาณิชย์ทุกกรณี หากมีผู้ใดเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.4.3 VGA มอนิเตอร์



รูปที่ 3.21 VGA มอนิเตอร์

VGA มอนิเตอร์ เป็นอุปกรณ์แสดงผลข้อมูลผลลัพธ์ (Output) มีรูปร่างลักษณะคล้ายเครื่องรับโทรทัศน์ สามารถแสดงผลได้ทั้งตัวหนังสือ ภาพนิ่ง และภาพเคลื่อนไหวจอภาพแบบ VGA (Video Graphics Array) มีความละเอียดของพิกเซล 640x480 จุด เหมาะสำหรับการใช้งานทั่ว ๆ ไป มีขนาดของจอภาพ 14 หรือ 15 นิ้ว ซึ่งเป็นจอภาพแบบ LCD (Liquid Crystal Display) โดยใช้ความร้อนของขดลวดในการทำให้ผลึกเหลวแสดงภาพออกมา จึงทำให้จอแอลซีดีมอนิเตอร์นี้สามารถที่จะถนอมสายตาได้อีกทั้งแสงสว่างที่ได้จะไม่สั่นไหวเหมือนจอแบบที่ใช้หลอดภาพ เพราะจอแอลซีดี มอนิเตอร์ นั้นไม่จำเป็นต้องทำการยิงแสง อิเล็กตรอน เหมือนจอแบบหลอดภาพ

### 3.3 ส่วนประกอบของซอฟต์แวร์

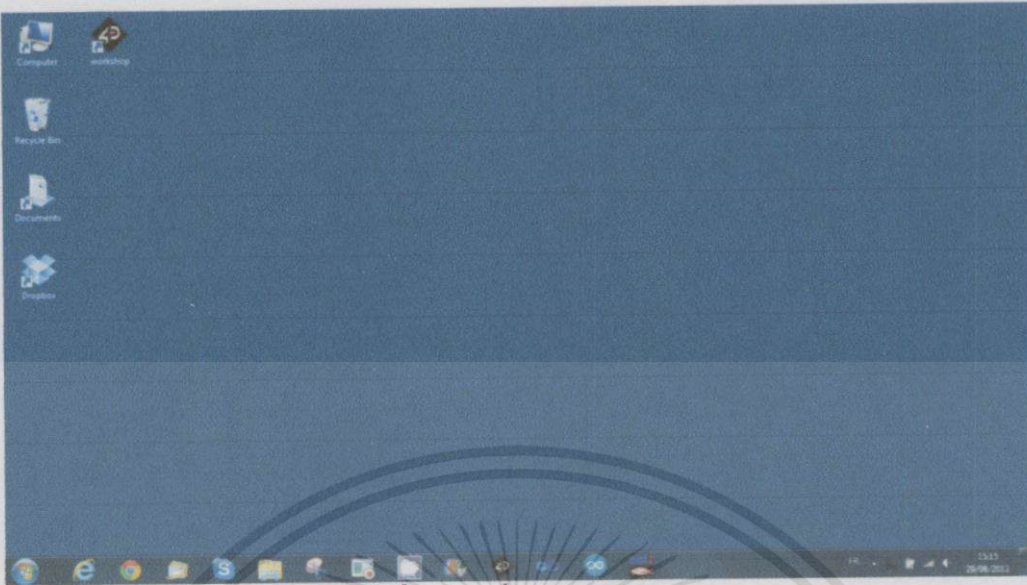
ในส่วนประกอบของซอฟต์แวร์ของเครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะประกอบไปด้วยโปรแกรม Workshop 4D ในส่วนนี้จะอธิบายถึงการใช้โปรแกรม Workshop 4D เบื้องต้น การแสดงผลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะใช้โมดูล uVGA-III เป็นตัวจัดการแสดงผล จึงจำเป็นต้องใช้โปรแกรม Workshop 4D

#### 3.3.1 โปรแกรม Workshop 4D

##### 3.3.1.1 Workshop 4

ที่หน้าจอแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.22 ที่หน้าจอแสดงผล

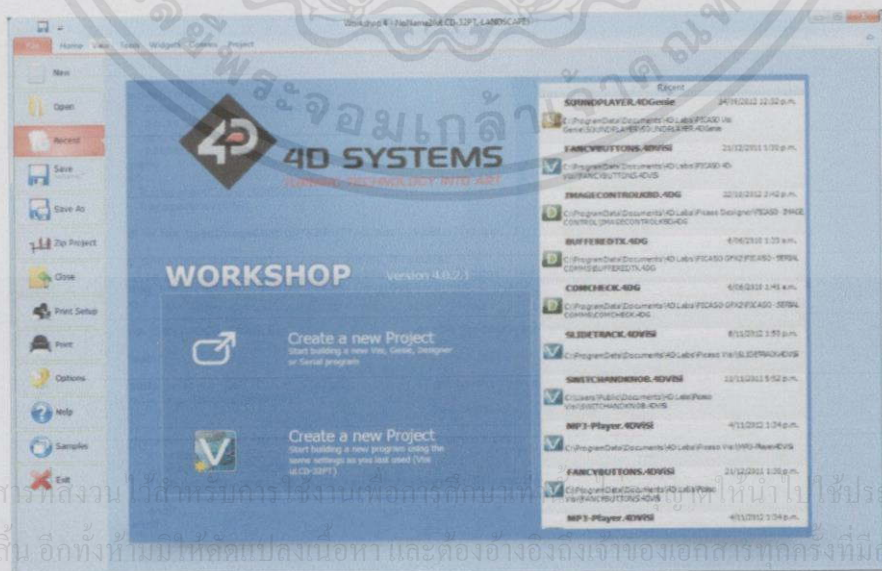
เปิดโปรแกรม 4D Workshop โดยดับเบิลคลิกที่ไอคอน



รูปที่ 3.23 ไอคอน 4D Workshop

### 3.3.1.2 การสร้าง New Project

เมื่อเปิด Workshop 4 แล้วหน้าจอจะอยู่ที่ Recent ดังรูป



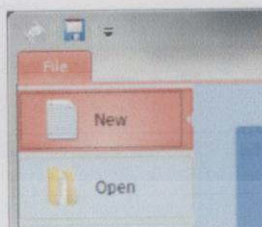
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีนำไปใช้

รูปที่ 3.24 หน้าจอที่ Recent

สร้างโปรแกรมใหม่ จากตัวเลือก

1) คลิกที่ด้านซ้ายบนสุดตรงไอคอน New



รูปที่ 3.25 ไอคอน New

2) คลิกที่ Create a new Project ด้านบนหากต้องการสร้างโปรเจ็คจากสแครช หรือคลิกด้านล่าง Create a new Project เพื่อตั้งค่าและไปที่โมดูลที่เคยใช้ไปครั้งล่าสุด

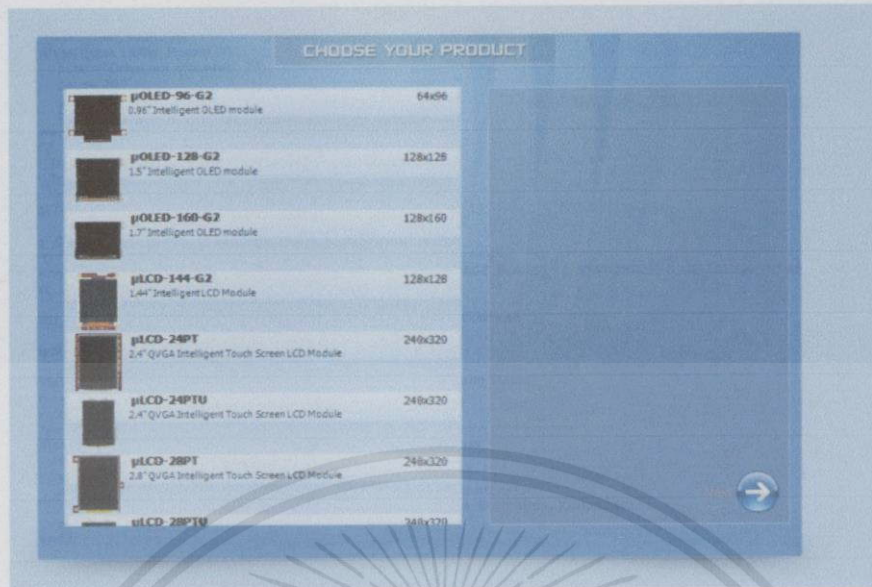


รูปที่ 3.26 Create a new Project

เลือกรุ่นผลิตภัณฑ์ง่ายๆ เพียงเลือก 4D Systems module เพื่อเริ่มต้น

พัฒนาโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



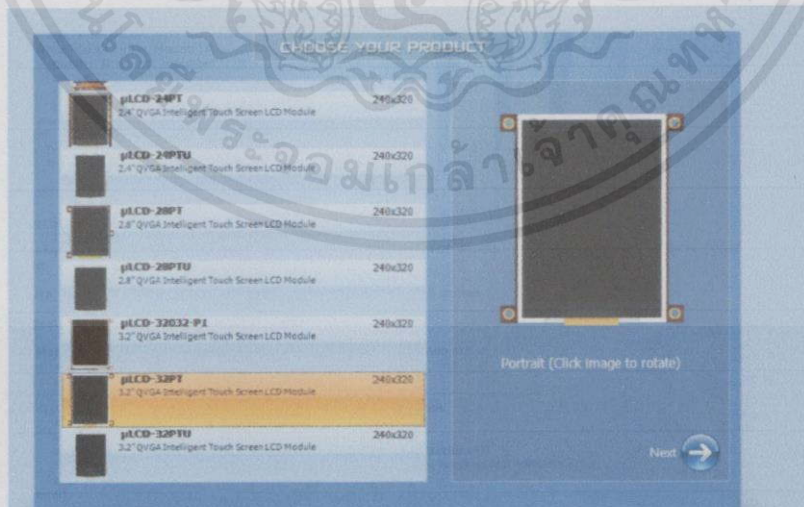
### รูปที่ 3.27 เลือก รุ่น 4D Systems module

เลือกผลิตภัณฑ์ โดยสมมติว่าต้องเลือกหน้าจอ µLCD-32PT



### รูปที่ 3.28 เลือกหน้าจอ µLCD-32PT

เลือกรุ่นหน้าจอจากรูปทางขวามือ

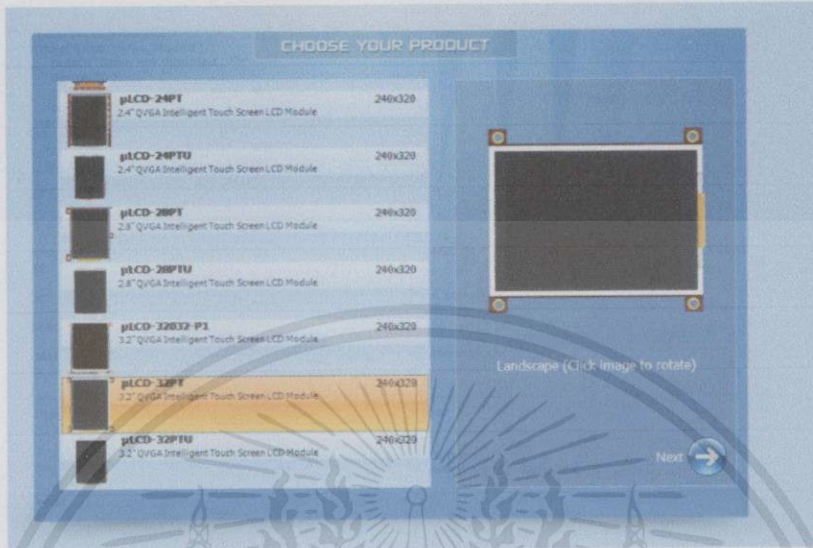


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานานาชาติ ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

### รูปที่ 3.29 เลือก รุ่นหน้าจอ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หากต้องการหน้าจอตามแนวนอน ให้คลิกที่รูปหน้าจอเพื่อหมุนหน้าจอ โดยคลิกเพื่อหมุน 90 องศา



รูปที่ 3.30 หมุนหน้าจอ

เมื่อพอใจแล้วคลิกที่ Next

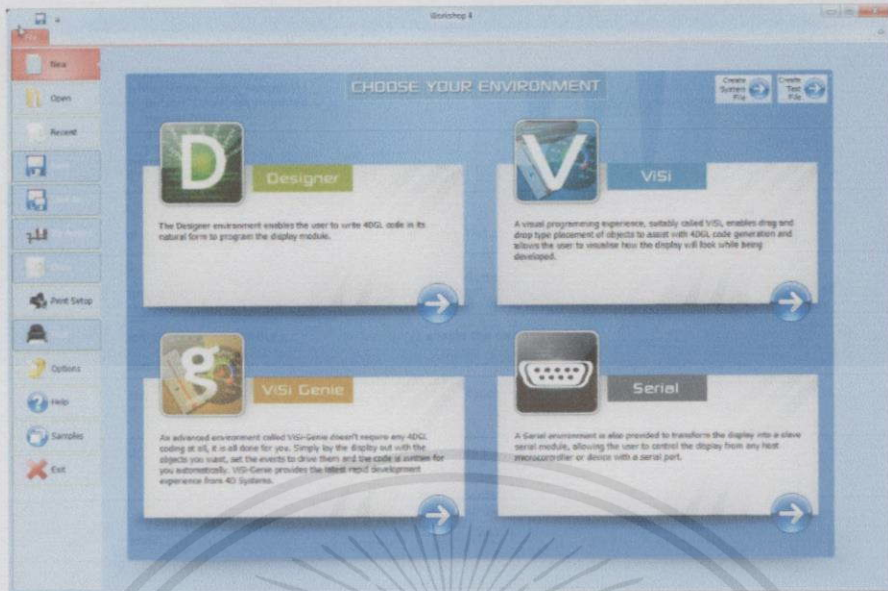


รูปที่ 3.31 คลิกที่ Next

### 3.3.1.3 เลือกสภาพการทำงาน

ที่หน้าหลักให้เลือกสภาพการทำงานโปรเจ็ค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.32 เลือกสภาพการทำงานโปรเจ็ค

ที่หน้าหลักจะมีตัวเลือก 4 ตัวเลือกดังนี้

- 1) Designer
- 2) ViSi
- 3) ViSi-Genie
- 4) Serial

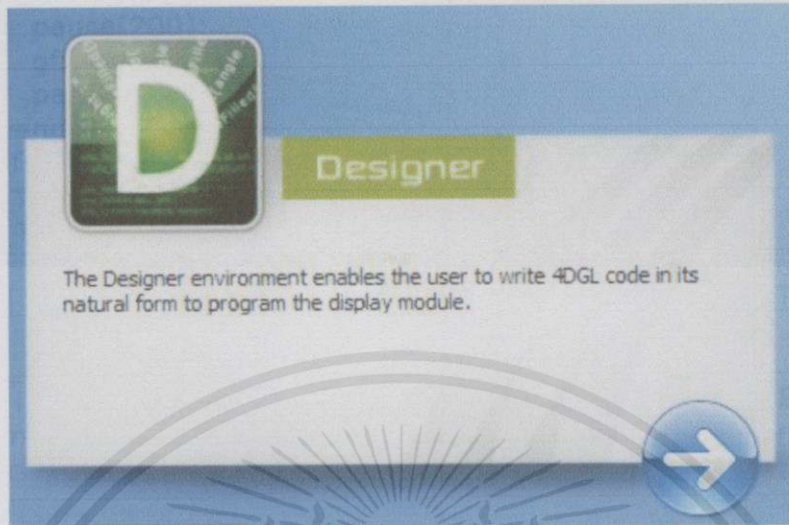
และตัวเลือกเพื่อปรับแต่งอีก 2 ตัวเลือกดังนี้

- 1) Create System File
- 2) Create Text File

ตัวเลือกแต่ละตัวนั้นเป็นการเลือกสภาพการทำงานของโปรแกรมด้วยคำสั่งเฉพาะและการควบคุมแบบเฉพาะ โปรเจ็คที่แตกต่างกันย่อมใช้งานโมดูลที่แตกต่างกันและสภาพการทำงานที่ต่างกันซึ่งสามารถใช้งานได้ควบคู่กันใน Workshop 4 โดยแถบเครื่องมือจะเปลี่ยนแปลงตามโปรเจ็คที่เลือกเพื่อสะดวกต่อสภาพการทำงาน

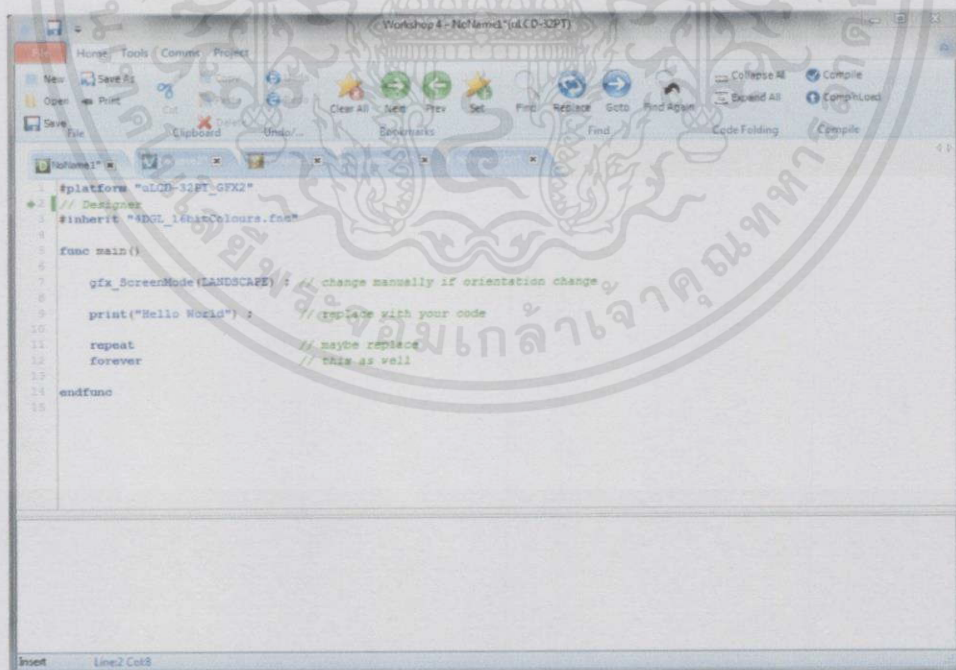
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## การเลือก Designer



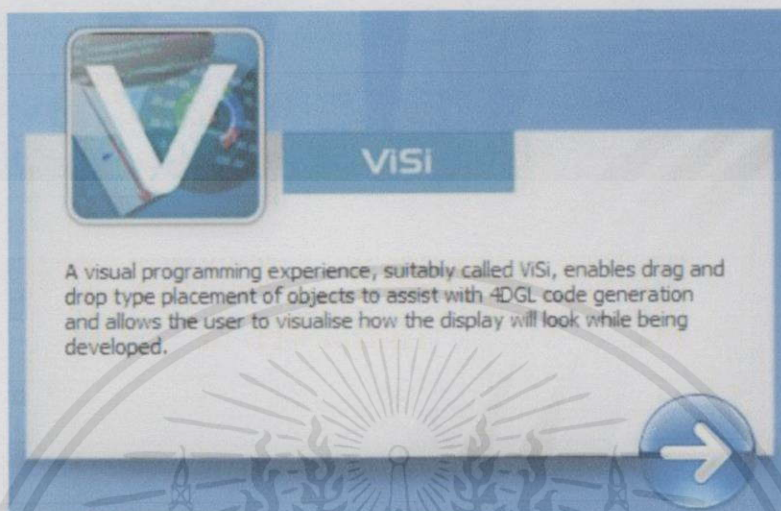
รูปที่ 3.33 การเลือก Designer

ฟังก์ชัน Designer มีสภาพการทำงานสำหรับผู้ใช้งานให้เขียนภาษา 4DGL เพื่อแสดงผลที่จอแสดงผล 4DGL เป็นภาษากราฟิกที่ช่วยทำให้การพัฒนาโปรแกรมอย่างรวดเร็ว และโครงสร้างทางไวยากรณ์ของภาษาที่ถูกออกแบบโดยใช้อ็ครประกอบของภาษาที่นิยมเช่นภาษา C, Basic, Pascal และ อื่นๆ



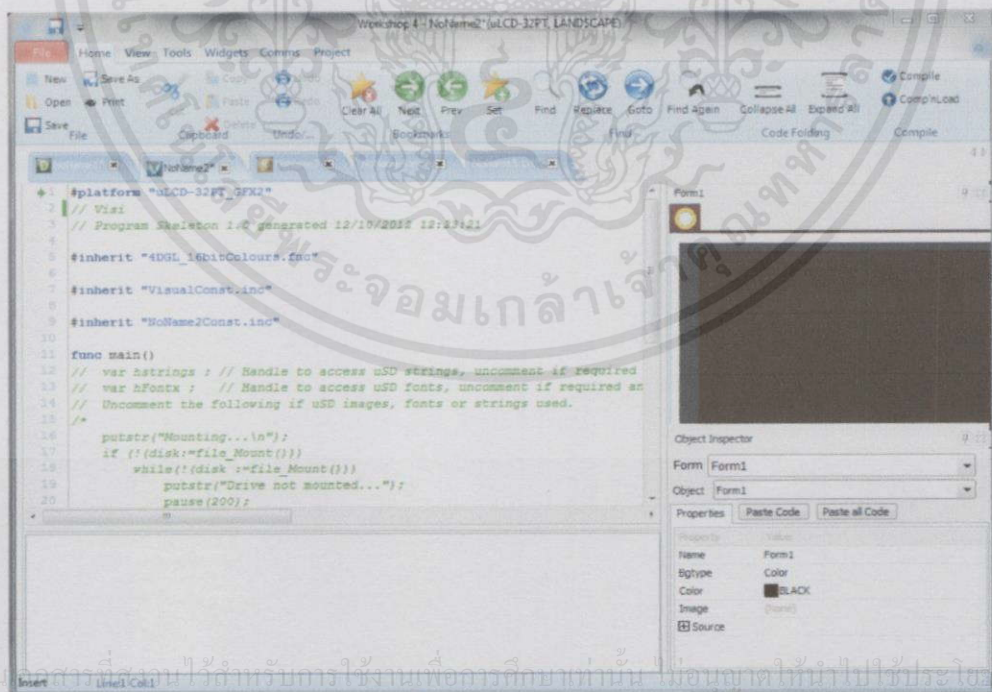
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการ **รูปที่ 3.34 ฟังก์ชัน Designer** มุ่งอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## การเลือก ViSi



รูปที่ 3.35 การเลือก ViSi

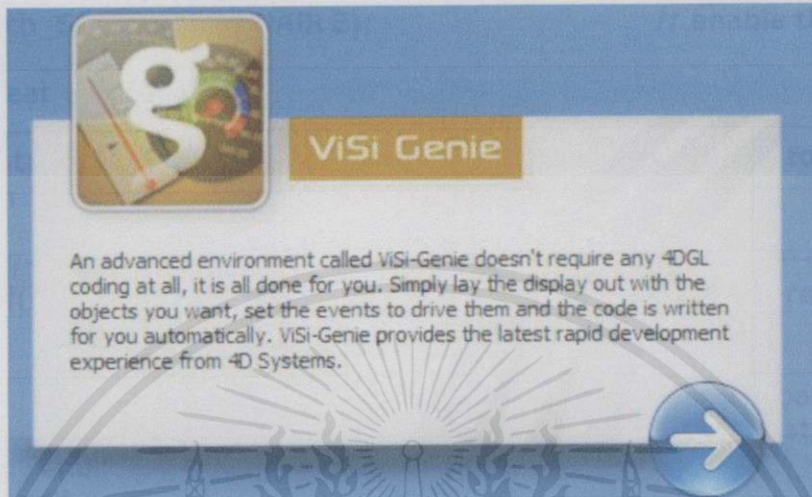
ฟังก์ชัน Visual programming experience หรือเรียกง่าย ๆ ว่า ViSi ช่วยให้การกำหนดตำแหน่งประเภทการลากและวางของจุดหมายที่จะช่วยให้มีการสร้างรหัส 4DGL และยอมให้ผู้ใช้งานออกแบบตามจินตนาการถึงสภาพของจอแสดงผลว่าจะเป็นเช่นไรขณะทำการพัฒนา



รูปที่ 3.36 ฟังก์ชัน ViSi

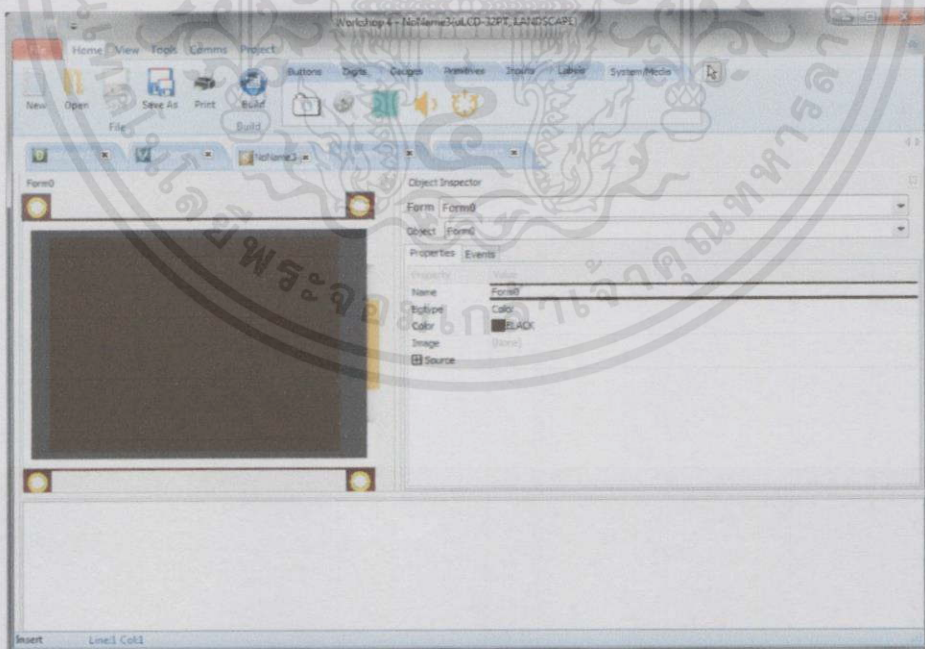
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เผยแพร่ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลง

## การเลือก ViSi-Genie



รูปที่ 3.37 การเลือก ViSi-Genie

สภาพการทำงานขั้นสูงถูกเรียกว่า ViSi-Genie ไม่จำเป็นต้องเข้ารหัส 4DGL เลย เนื่องจากฟังก์ชันนี้พร้อมแล้วสำหรับผู้ใช้งาน เพียงแค่กำหนดการแสดงผลออกทางหน้าจอตั้งที่ต้องการ จากนั้นทำการตั้งค่ากรณีที่จะทำงานนั้นๆ เมื่อเสร็จแล้วโปรแกรมจะเข้ารหัสเองโดยอัตโนมัติ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 3.38 สภาพการทำงานขั้นสูง (ViSi-Genie) ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## การเลือก Serial

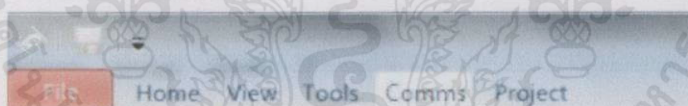


รูปที่ 3.39 การเลือก Serial

ฟังก์ชันการทำงานแบบ Serial คือให้โมดูลเปลี่ยนเป็นโมดูลสลิฟ โดยยอมรับการติดต่อและการควบคุมเสมือนจากทุกไมโครคอนโทรลเลอร์หรืออุปกรณ์ที่เป็นซีเรียลพอร์ท

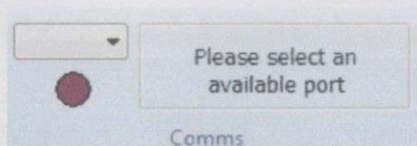
### 3.3.1.4 การเชื่อมต่อโมดูล

เชื่อมต่อโมดูลระหว่างคอมพิวเตอร์กับแผงวงจรด้วยสาย 4d System programming cable จากนั้นเลือก Comms จากเมนู



รูปที่ 3.40 เลือก Comms จากเมนู

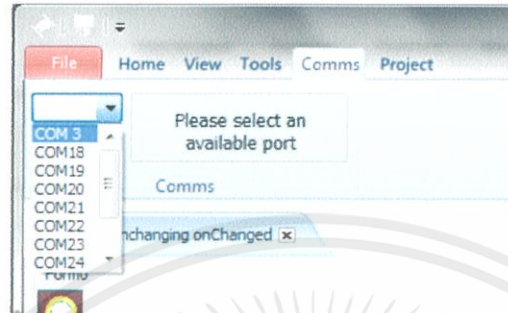
ตรงส่วนของ Comms หากเป็นสีม่วงแปลว่าในขณะนั้นไม่มีการเชื่อมต่อกับโมดูล



รูปที่ 3.41 แสดง Comms ที่ไม่มีการเชื่อมต่อกับโมดูล

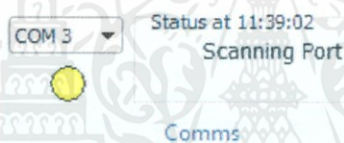
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คลิกดังรูป จากนั้นเลือก COM พอร์ตที่เกี่ยวข้องที่ต่อกับ 4D programming cable



รูปที่ 3.42 เลือก COM พอร์ต

ไฟเป็นสีเขียวขณะทำการเชื่อมต่อแปลว่าพอร์ตกำลังถูกกำหนดขึ้น



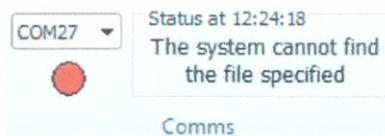
รูปที่ 3.43 แสดง Comms ที่พอร์ตกำลังถูกกำหนดขึ้น

ในท้ายที่สุด หากไฟเป็นสีน้ำเงินแปลว่าการเชื่อมต่อถูกกำหนดขึ้นแล้ว



รูปที่ 3.44 แสดง Comms ที่มีการเชื่อมต่อถูกกำหนดขึ้นแล้ว

หากไฟเปลี่ยนไฟเป็นสีแดงแปลว่าโมดูลไม่ได้ตรงกับพอร์ตที่เลือก

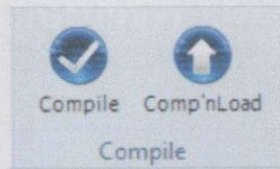


รูปที่ 3.45 โมดูลไม่ได้ตรงกับพอร์ตที่เลือก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.1.5 ปุ่ม Compile

ปุ่ม Compile เป็นปุ่มประมวลผลหาความถูกต้องก่อนแสดงผลทางหน้าจอ ขณะที่อีกปุ่มทางด้านขวานั้น เป็นการอัปโหลดโปรเจ็คไปแสดงผลทางหน้าจอ



รูปที่ 3.46 แสดง ปุ่ม Compile

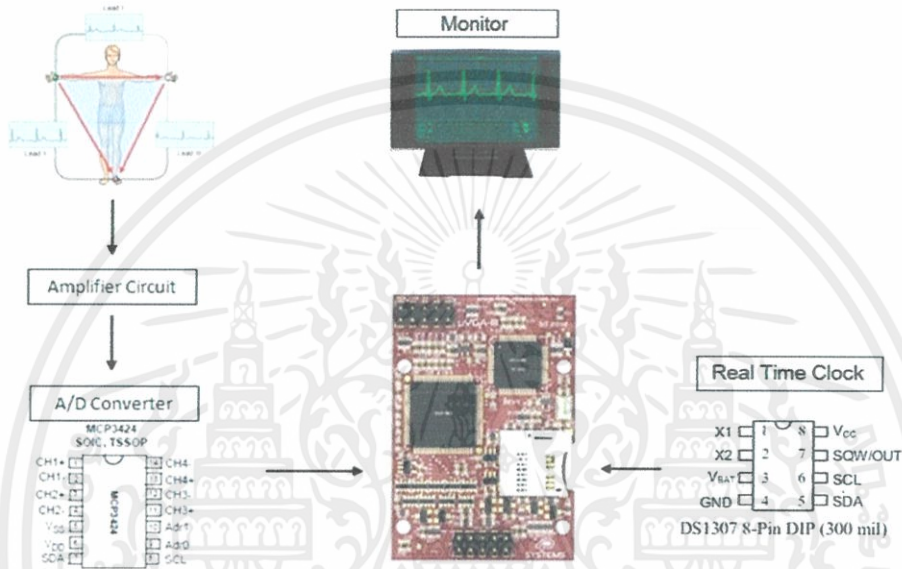


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4 ทฤษฎีการทดลอง

### 4.1 กล่าวนำ

การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วย เซนเซอร์ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล สัญญาณนาฬิกา การแสดงผล และเอาต์พุต ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ภาพรวมสำหรับการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 4.1 สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายจะถูกขยายด้วยวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier Circuit) ด้วยอัตราขยายที่ 1000 เท่า สัญญาณที่ได้จะเป็นสัญญาณอนาล็อก แต่ในปริภูมิตัวนี้ต้องการที่จะแสดงผลออกทาง VGA มอนิเตอร์ ซึ่งเป็นการแสดงผลแบบดิจิทัล จึงต้องใช้ uVGA-III ในการขับกราฟฟิคออกทาง VGA มอนิเตอร์ โดย uVGA-III จะประกอบด้วยสองส่วนหลักๆคือ MCP3424 ซึ่งเป็นไอซีสำหรับแปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกจากวงจรขยายสัญญาณเป็นสัญญาณดิจิทัล โดยมี RTC (Real Time Clock) DS1307 ช่วยในการนับสัญญาณซึ่งเป็นการนับแบบเข้าจังหวะ (Synchronous) จากนั้นทำการเข้ารหัสด้วยโปรแกรม Workshop 4D ก่อนจะแสดงผลออกทาง VGA มอนิเตอร์

### 4.2 เซนเซอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เซนเซอร์ที่ใช้ในปริภูมิตัวนี้ คืออิเล็กทรอนิกส์แบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะใช้ที่มีความสะดวกในการใช้งานเป็นแบบสตีกเกอร์ ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย ดังแสดงในภาพที่ 4.2



รูปที่ 4.2 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะ (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย)  
สำหรับการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

อิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาติดที่ผิวหนัง และจะทา Ultrasound Gel เชื่อมระหว่างกลาง เพื่อให้การสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 Ultrasound Gel

#### 4.3 การติดตั้ง

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในการทดลองนี้ใช้วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead หรือ Bipolar limb lead ซึ่งเป็นต้นแบบการติดตั้งอิเล็กโทรดเป็นวิธีที่ค้นพบโดยวิลเลียม เอนโซเฟน (ค.ศ.1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยา อ्यू่มหาวิทยาลัยไลน์เดน จากการทดลองไอโซเฟนพบว่า การติดตั้งอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดตั้งอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยม เรียกว่าสามเหลี่ยมไอโซเฟนแต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวา แขนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหน่า โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน

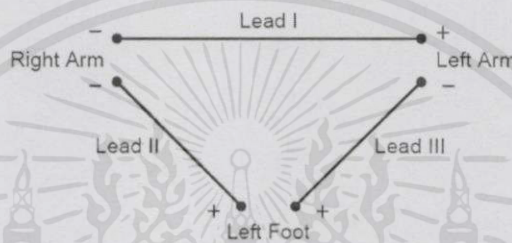
จากรูปที่ 4.4 แสดงตำแหน่งในการติดอิเล็กโทรดตามมาตรฐาน จะเป็นวิธีการวัดความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุดด้วยกัน และ อิเล็กโทรดที่จุดหนึ่งจะเป็นขั้วบวก อิเล็กโทรดที่อีกจุดหนึ่งเป็นลบ ดังนั้นเราจึงอาจเรียกลีดที่ได้จากการวางอิเล็กโทรดเช่นนี้ว่า standard limb lead แต่เนื่องจากอิเล็กโทรด ทั้ง 2 ขั้วนี้จะต้องวางอยู่บนแขน 2 ข้างหรือแขนกับขา เราจึงอาจเรียก ลีดที่ได้ว่าเป็น bipolar limb lead

Lead I เป็นความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา ( LA - RA )

Lead II เป็นความต่างศักย์ระหว่างเท้าซ้ายกับแขนขวา ( LL - RA )

Lead III เป็นความต่างศักย์ระหว่างเท้าซ้ายกับแขนซ้าย ( LL - LA )

เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา, LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย, LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย



รูปที่ 4.4 สามเหลี่ยมเอนโทเฟน (Einthoven's Triangle)

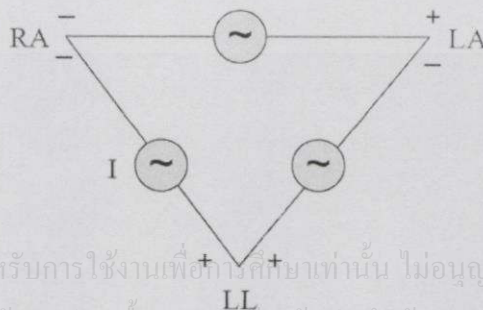
จากรูปที่ 4.4 แสดงวิธีการวัดศักย์ไฟฟ้าที่ได้ทั้งสามลีดเป็นปริมาณ คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมเอนโทเฟนซึ่งมีความสัมพันธ์ดังนี้คือ

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III} \tag{4.1}$$

หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมาโดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลีดตัดกันเป็นมุม 60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System

จากการวางอิเล็กโทรด ในรูปที่ 4.4 พิจารณาให้เวกเตอร์ (Vector) ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสามเหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลีด I, ลีด II, ลีด III ดังแสดงในรูปที่ 4.5 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลีด I และลีด III มีค่าเท่ากับความต่างศักย์ที่ได้จากลีด II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{Lead II} - \text{Lead I} - \text{Lead III} = 0 \tag{4.2}$$



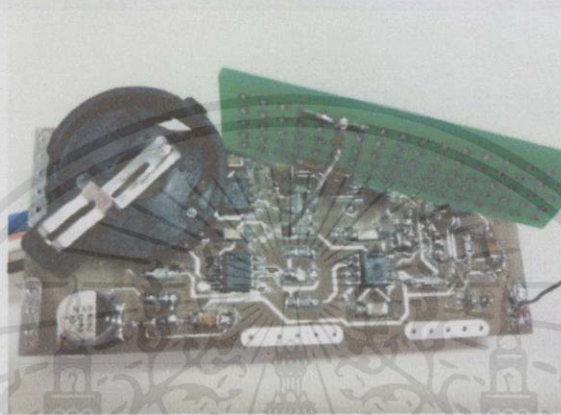
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงที่มาของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.5 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน

จากความสัมพันธ์ดังกล่าวนี้ จะทำให้การตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead นั้นไม่จำเป็นต้องตรวจวัดทุกลีด โดยที่สามารถเลือกวัดเพียง 2 ลีด แล้วจึงคำนวณหาลีดที่เหลือได้

#### 4.4 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.6 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 4.6 ไม่มี Isolation Amplifier เนื่องจาก Iso-Amp มีคุณสมบัติคือป้องกันผู้ป่วยจากการกระแสไฟฟ้าภายในของวงจร แต่ในวงจรขยายสัญญาณในปริณยานิพนธ์นี้ ได้ใช้แหล่งจ่ายเป็นแบตเตอรี่เพียง 3-โวลต์ เท่านั้น ทำให้ผู้ป่วยมีความปลอดภัยจากวงจรอยู่แล้ว

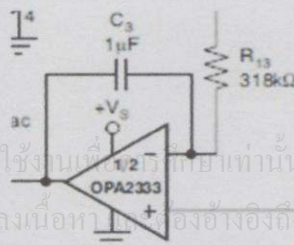
##### 4.4.1 วงจรขยายสัญญาณอินสตูเมนเทนซ์

ใช้ค่า  $R_G$  เท่ากับ 250 กิโลโอห์ม ซึ่งสามารถคำนวณตามสมการ (3.1) ได้ดังนี้

$$G_{INA} = 1 + \frac{1000 \text{ k}\Omega}{250 \text{ k}\Omega} = 5 \text{ เท่า}$$

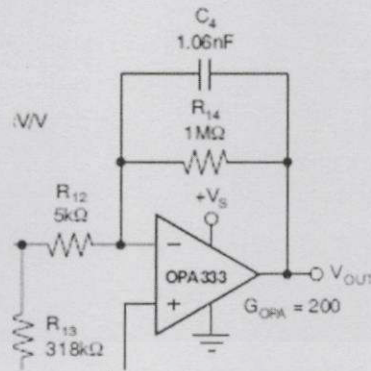
##### 4.4.2 วงจรกรองความถี่แบบ Band pass filter

ในปริณยานิพนธ์นี้วงจรกรองความถี่แบบ band pass filter จะถูกกรองโดยใช้วงจร High pass filter ต่ออนุกรมกับวงจร Low pass filter ตามลำดับ



รูปที่ 4.7 High pass filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา หรืออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 Low pass filter

จากสมการที่ (3.2) สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$f_L = \frac{1}{2\pi \times 318 \times 10^3 \times 10^{-6}} \approx 0.5 \text{ Hz}$$

$$f_H = \frac{1}{2\pi \times 1 \times 10^6 \times 1.06 \times 10^{-9}} = 150.146 \approx 150 \text{ Hz}$$

วงจรรองความถี่แบบ Band Pass Filter ในปริยญาณินพจน์นี้จะมีแบนด์วิดธ์ตั้งแต่ 0.5 – 150 เฮิรตซ์ ( $BW = 0.5 \text{ to } 150 \text{ Hz}$ ) ในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ นอกจากนี้ ในส่วนของไอซี OPA333 รูปที่ 3.6 นอกจากจะเป็นวงจรรองสัญญาณความถี่ต่ำแล้ว ยังเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสอีกด้วย (Non-inverting Amplifier) ซึ่งสามารถคำนวณอัตราขยายสัญญาณได้ดังสมการที่ (3.3) สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$G_{OPA} = \frac{R_{14}}{R_{12}} = \frac{1 \times 10^6 \Omega}{5 \times 10^3 \Omega} = 200 \text{ เท่า}$$

ดังนั้นอัตราขยายสัญญาณคลื่นหัวใจของทั้งวงจรคือ

$$G_{TOT} = G_{INA} \times G_{OPA} = 5 \times 200 = 1000 \text{ เท่า}$$

#### 4.4.3 วงจร Right Leg (RL) Drive Amplifier

นำเอาสัญญาณจากขาข้างขวา มาเปรียบเทียบกับสัญญาณเอาท์พุทของ Instrument Amplifier ในปริยญาณินพจน์นี้จะใช้ไอซีเบอร์ OPA2333[9] มาประยุกต์ใช้งานกับ INA333 ซึ่งเป็น Instrument Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะในรูปแบบใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.4.4 วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter: BRF)

ในปัญญานิพนธ์นี้จะใช้ BRF หรือ notch filter แบบ Twin-T [10] ซึ่งเป็นแบบ Passive คือไม่จำเป็นต้องมีแหล่งจ่ายไฟฟ้า

#### 4.5 ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

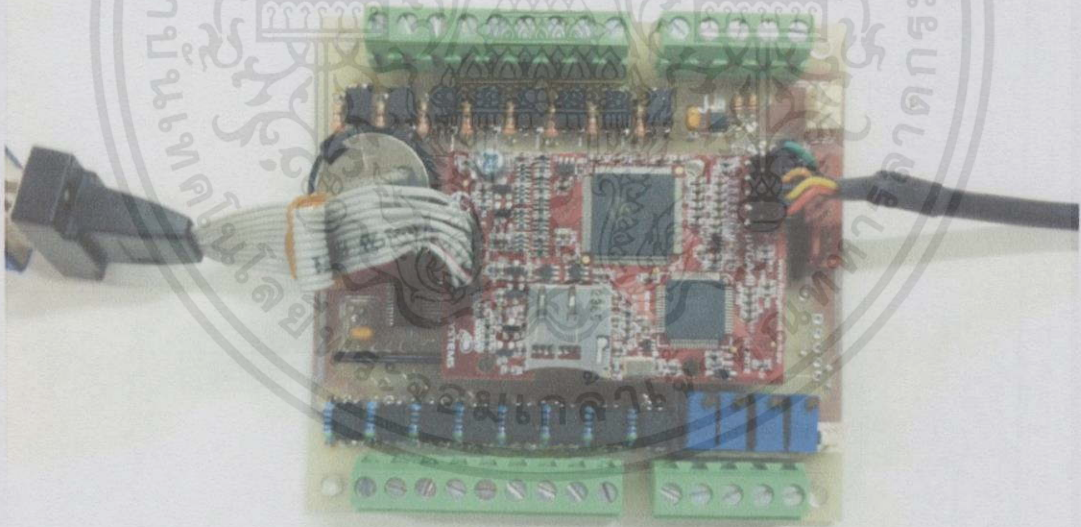
ในปัญญานิพนธ์นี้จะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCP3424 เป็นอุปกรณ์แปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล เนื่องจากมีสัญญาณรบกวนต่ำและมีความแม่นยำสูง

#### 4.6 สัญญาณนาฬิกา

ในปัญญานิพนธ์นี้จะใช้นาฬิกาแสดงเวลาจริง DS1307[12] 8-Pin เป็นแบบ RTC (Real Time Clock)

#### 4.7 การแสดงผล

ในการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้โมดูล uVGA-III จะใช้เพียง 2 ส่วน คือ นาฬิกาแสดงเวลาจริง (Real Time Clock) และตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล



รูปที่ 4.9 การแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้โมดูล uVGA-III

#### 4.8 เอาท์พุท

VGA มอนิเตอร์ เป็นอุปกรณ์แสดงผลข้อมูลผลลัพธ์ (Output) สามารถแสดงผลได้ทั้งตัวหนังสือ ไม่ว่าจะเป็นกราฟนิ่ง และภาพเคลื่อนไหวจอภาพแบบ VGA (Video Graphics Array) มีความละเอียดสูง

## บทที่ 5

### ผลการทดลองและการวิเคราะห์

ในบทนี้จะกล่าวถึง การทดลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ ทำการวิเคราะห์ผลการทดลองที่ได้จากการทดลองนี้

#### 5.1 ผลการทดลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทดลองนี้จะทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผลออสซิลโลสโคป เพื่อดูลักษณะของสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ว่ามีลักษณะเป็นอย่างไร ซึ่งถือว่าเป็นการตรวจสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกด้วย จากนั้นจึงทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผล VGA มอนิเตอร์ ดังการทดลองที่ 5.2

##### 5.1.1 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผลออสซิลโลสโคป โดยเลือกช่องสัญญาณ CH1 ที่ 250 ms



รูปที่ 5.1 สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 5.1 ใช้วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.6 ผู้ถูกวัดมีเอกสารนี้ อัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 96 ครั้งต่อนาที (BPM) ซึ่งสามารถคำนวณได้ดังสมการนี้ ใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$BPM = \frac{1}{f} \times 60 \quad (5.1)$$

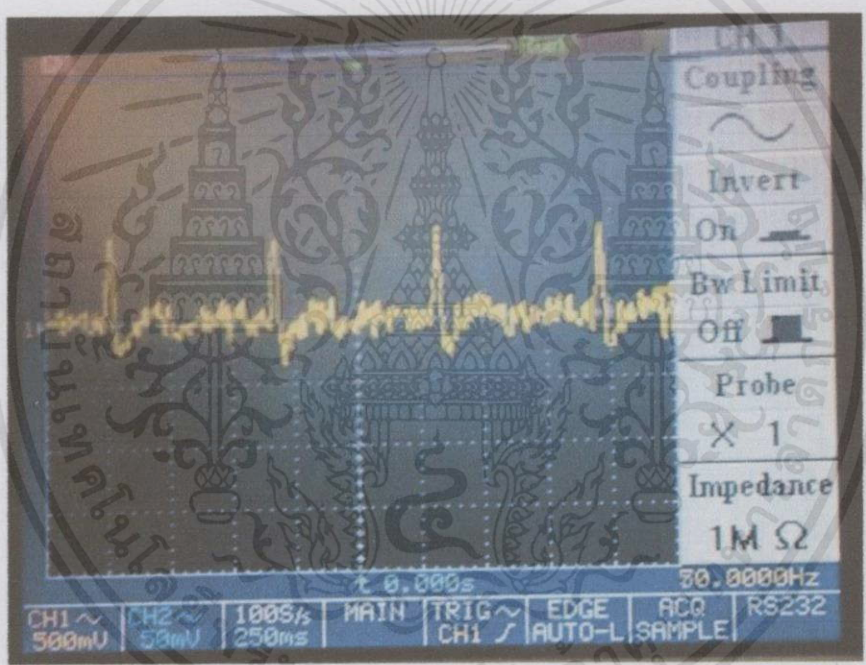
จากสมการที่ (5.1) สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$BPM = \frac{1}{250 \times 10^{-3} \times 2.5} \times 60 = 96$$

จากรูปที่ 5.1 จะเห็นว่ายังมีสัญญาณรบกวนอยู่ซึ่งสัญญาณรบกวนนี้เกิดจากสัญญาณความถี่ธรรมชาติ 50 Hz จึงทำการเพิ่มวงจรกรองความถี่แบบ Twin-T Notch Filter เพื่อขจัดสัญญาณรบกวน

5.1.2 การทดสอบวงจรกรองความถี่แบบTwin-T Notch Filter

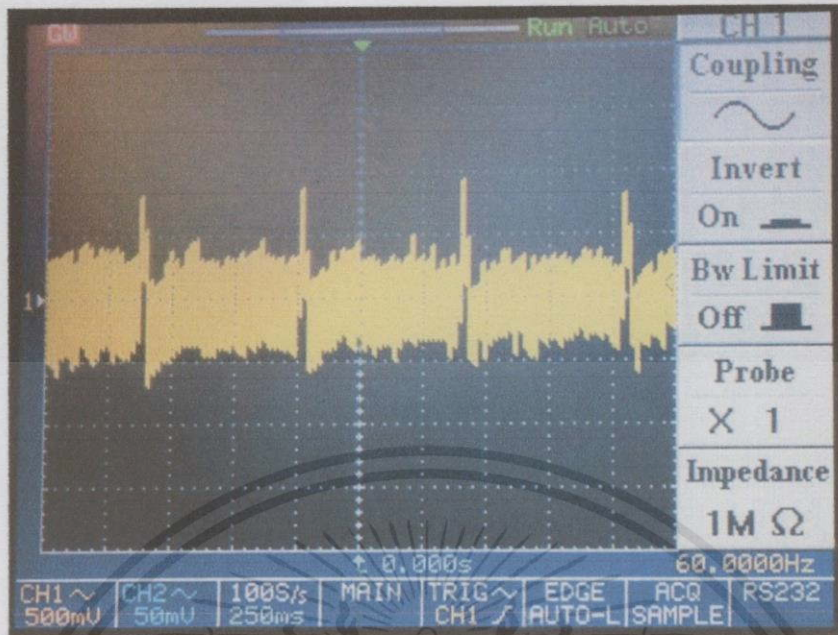
ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผลออสซิลโลสโคปโดยเลือกช่องสัญญาณ CH1 ที่ 250 ms



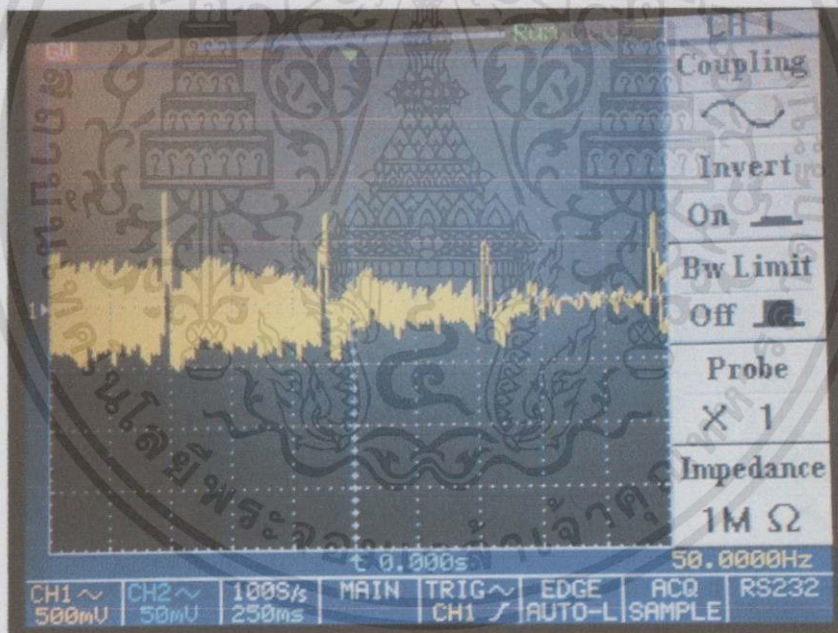
รูปที่ 5.2 สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเพิ่มวงจร Twin-T Notch Filter

จากรูปที่ 5.2 จะเห็นว่าสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้มีความชัดมากขึ้นจากเดิม เนื่องจากวงจร Twin-T Notch Filter ทำการกรองสัญญาณความถี่ที่ 50 Hz ออกไปนั่นเอง แต่อย่างไรก็ตามสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นอาจเกิดจากสาเหตุอื่นๆ ได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

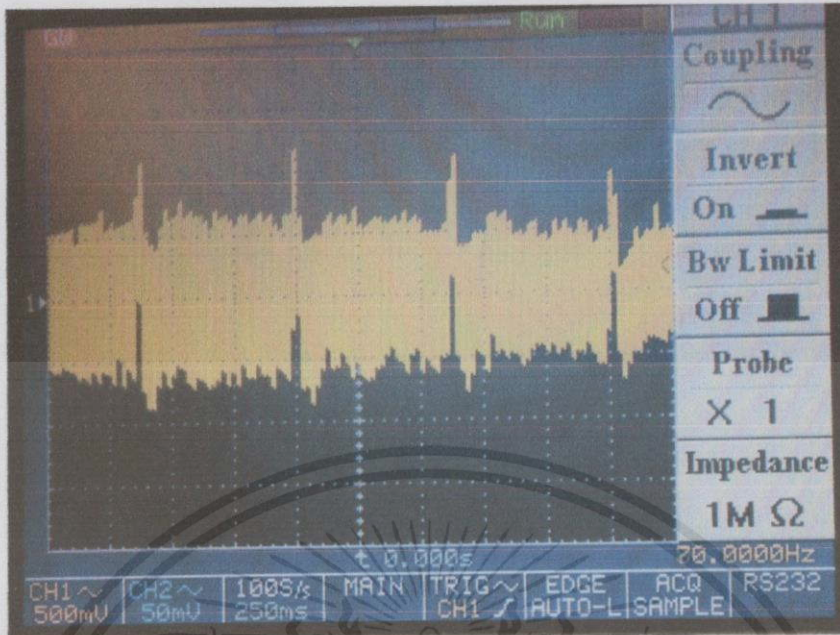


รูปที่ 5.3 สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ถูกวัดวางเท้าสัมผัสกับพื้น



รูปที่ 5.4 สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ถูกวัดเคลื่อนไหวร่างกาย

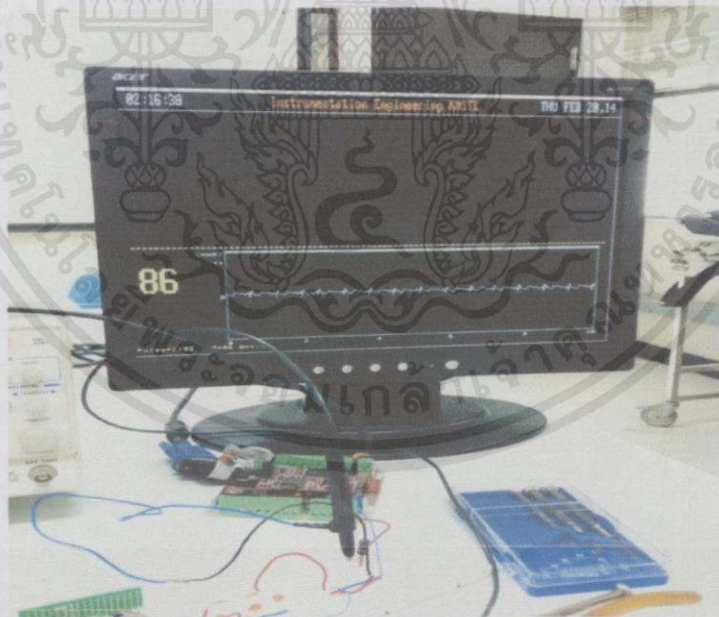
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.5 สัญญาณลुकคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีอุปกรณ์เทคโนโลยีที่เป็นโลหะใกล้ตัวผู้ถูกวัด

## 5.2 การทดลองเชื่อมสัญญาณ ECG กับอุปกรณ์แสดงผล VGA

การทดลองนี้จะทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้โปรแกรมที่เขียนลงบน uVGA-III



(ก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะครุฑใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

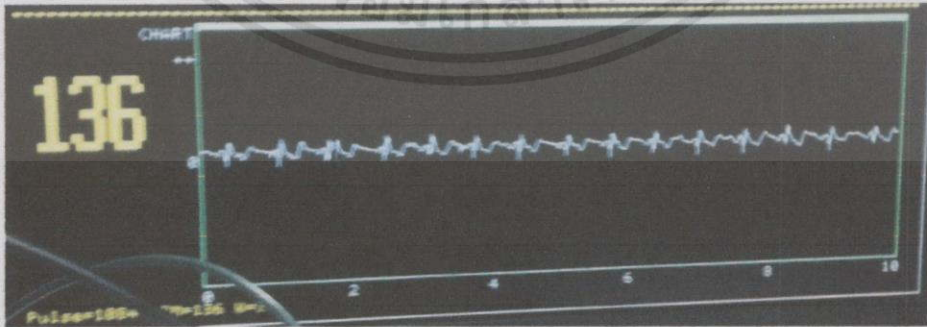


(ข)

รูปที่ 5.6 (ก), (ข) สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



(ก)



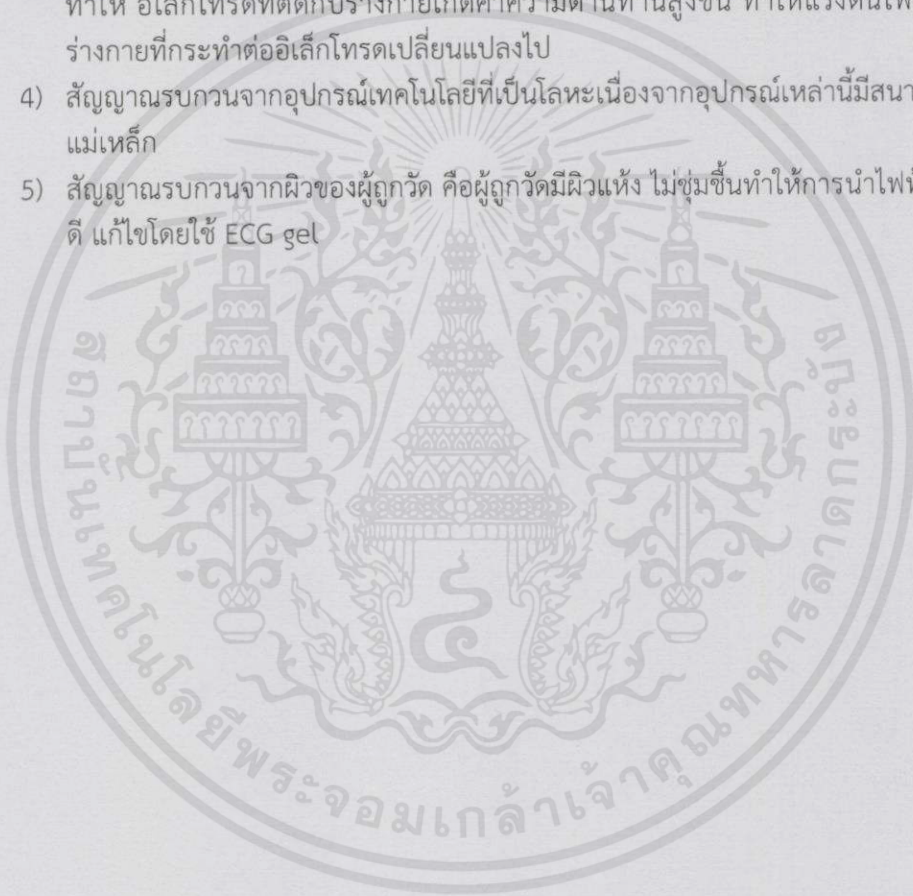
(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานานาชาติเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 รูปที่ 5.7 (ก), (ข) สัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผู้ถูกวัดเคลื่อนไหวร่างกาย  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 5.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในขณะที่ทำการทดลองวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่า สัญญาณรบกวนที่แทรกเข้ามาในวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีหลากหลายแบบ โดยที่ค้นพบในการทดลองนี้ มีสัญญาณรบกวนดังนี้

- 1) สัญญาณรบกวนจากความถี่ธรรมชาติที่ 50 เฮิรตซ์ เกิดจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจากไฟบ้าน 220 โวลต์
- 2) สัญญาณรบกวนจากท่า นั่งของผู้ถูกวัด ควรระวังไม่ให้เท้าสัมผัสพื้น เนื่องจากหากเท้าสัมผัสพื้นแรงดันไฟฟ้าจากร่างกายจะไหลลงสู่พื้นซึ่งเป็นกราวด์
- 3) สัญญาณรบกวนจากผู้ถูกวัดเคลื่อนไหวร่างกาย เกิดจากเมื่อผู้ถูกวัดเคลื่อนไหวร่างกายจะทำให้ อิเล็กโทรดที่ติดกับร่างกายเกิดค่าความต้านทานสูงขึ้น ทำให้แรงดันไฟฟ้าจากร่างกายที่กระทำต่ออิเล็กโทรดเปลี่ยนแปลงไป
- 4) สัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์เทคโนโลยีที่เป็นโลหะเนื่องจากอุปกรณ์เหล่านี้มีสนามไฟฟ้าแม่เหล็ก
- 5) สัญญาณรบกวนจากผิวของผู้ถูกวัด คือผู้ถูกวัดมีผิวแห้ง ไม่ชุ่มชื้นทำให้การนำไฟฟ้าได้ไม่ดี แก้ไขโดยใช้ ECG gel



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 6

# สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

### 6.1 สรุปผล

การสรุปผลจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผลออสซิลโลสโคป และส่วนของการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผล VGA มอนิเตอร์ สามารถอธิบายได้ดังนี้

#### 6.1.1 ส่วนของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผลออสซิลโลสโคป

ผลการทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยทำการวัดจากออสซิลโลสโคป พบว่าสัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากออสซิลโลสโคปมีขนาดประมาณ 1 โวลต์ ที่อัตราการขยายสัญญาณ 1000 เท่า หรือสามารถกล่าวอีกอย่างได้ว่า ขนาดของแรงดันไฟฟ้าจริงคือ 1 มิลลิโวลต์ ซึ่งมีขนาดอยู่ในช่วง 0.5 ถึง 4 มิลลิโวลต์ ตามมาตรฐาน และมีความถี่ที่ประมาณ 1.6 เฮิร์ตซ์ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังไม่ค่อยดีนัก เนื่องจากมีความถี่ธรรมชาติที่ 50 เฮิร์ตซ์ มารบกวน

ผลของการทดลองวงจรกรองความถี่แบบ Twin-T Notch Filter โดยทำการทดสอบ เช่นเดียวกับวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ทำการเพิ่มวงจรกรองความถี่แบบ Twin-T Notch Filter ลงไปในวงจรจากนั้นทำการวัดจากออสซิลโลสโคป ซึ่งพบว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้มีสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีกว่าสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างเดียว เนื่องจากความถี่ธรรมชาติที่ 50 เฮิร์ตซ์ ถูกวงจร Twin-T Notch Filter กรองออกไปแล้ว

#### 6.1.2 ส่วนของการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับอุปกรณ์แสดงผล VGA มอนิเตอร์

ผลการทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำการวัดโดยต่อสัญญาณจากวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ากับ VGA-III เพื่อขับกราฟฟิกในการส่งข้อมูลเข้า VGA มอนิเตอร์ ซึ่งพบว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้มีสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีกว่าสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากออสซิลโลสโคป

### 6.2 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ไขปัญหา

ปัญหาในการทำปริญญานิพนธ์นี้ในช่วงแรกนั้น ทางผู้จัดทำสืบค้นจนได้วงจรขยายสัญญาณ ดังรูปที่ 3.7 และได้นำวงจรดังกล่าวต่อลงโพล์บอร์ดซึ่งเมื่อทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่า ยังมีสัญญาณรบกวนอยู่มากหรือแทบจะจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่ได้เลย จึงทำการกีดขวางแผ่นปริ้นท์โดยใช้ค่าความต้านทานและค่าตัวเก็บประจุเป็นชิป ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนต่ำ เมื่อทำการทดลองพบว่ายังตรวจพบสัญญาณรบกวนอยู่แต่น้อยกว่าตอนต่อลงโพล์บอร์ด ทางผู้จัดทำจึงทำการศึกษาวงจรต่อจนพบว่าในส่วนของวงจร Instrumentation Amplifier มีอัตราการขยายสัญญาณมากเกินไปทำให้วงจร Instrumentation Amplifier ขยายสัญญาณรบกวนที่เข้ามา ทางผู้จัดทำจึงลดอัตราการขยายของ Instrumentation Amplifier แต่ต้องเพิ่มอัตราการขยายในส่วน ของ Low Pass Filter เพื่อให้อัตราการขยายสัญญาณคงอยู่ที่ 1000 เท่าตามมาตรฐาน จากนั้นทำ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจนได้ผลการทดลองดังรูปที่ 5.1 เนื่องจากรูปที่ 5.1 ยังคงมีสัญญาณรบกวนอยู่เนื่องจากความถี่ธรรมชาติ (50 Hz) จึงได้ทำการค้นหาข้อมูลจนได้ Twin-T Notch Filter ที่ความถี่ 50 Hz เพิ่มเข้าไปในวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นทำการทดลองจนได้รูปที่ 5.2 และนอกจากนั้นยังพบสาเหตุอื่นๆ ที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้นได้อีก เช่น ผู้ถูกวัดวางเท้าสัมผัสกับพื้น ผู้ถูกวัดเคลื่อนไหวร่างกาย มีอุปกรณ์เทคโนโลยีที่เป็นโลหะใกล้ตัวผู้ถูกวัด และผู้ถูกวัดอาจมีผิวที่แห้ง ไม่ชุ่มชื้น ดังนั้นควรหลีกเลี่ยงสาเหตุต่างๆ ที่กล่าวมานี้

### 6.3 แนวทางการพัฒนา

จากการทดลอง พบว่าผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมาได้ดี หากนำไปใช้งานจริงควรออกแบบให้สามารถใช้เซ็นเซอร์แบบอื่นได้นอกจากแผ่นอิเล็กโทรด เนื่องจากแผ่นอิเล็กโทรดมีราคาค่อนข้างสูงและไม่สามารถหาซื้อทั่วไปได้ และควรมีการพัฒนาต่อให้สามารถตรวจจับความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวผู้ถูกวัดได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] JOHN G.WEBSTER Medical Instrumentation Application and Design third edition, USA., JOHN WILEY & SONS,INC.,1998.
- [2] BernardWidrow , Samuel D. Stearns Adaptive Signal Processing Englewood , Prentice-Hall , 1985
- [3] ECGpedia. 2013. Color coding of the ECG leads. [Online].  
Available : <http://en.ecgpedia.org/wiki/Basics>
- [4] C. Guyton, John E. Hall. 2006. Textbook of medical physiology. Philadelphia: Pennsylvania.
- [5] abc-ELECTROCHEMISTRY. 2012. Electrodes. [Online].  
Available : <http://www.bas.bg/cleps/poemes/eschool/electrodes.pdf>
- [6] Nagel, J. H. "Biopotential Amplifiers."The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.Ed. Joseph D. BronzinoBoca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [7] Texas Instruments Incorporated. 2013. Data sheet INA333. [Online].  
Available : <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>
- [8] สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าฯ ลาดกระบัง. 2009. Filter (วงจรรองความถี่). [Online].  
Available : <http://www.kmitl.ac.th/~s2011252/elec11.pdf>
- [9] Texas Instruments Incorporated. 2013. Data sheet OPA2333. [Online].  
Available : <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2333.pdf>
- [10] Northern Illinois University. 2008. Filter Circuits. [Online].  
Available : [http://www.niu.edu/~mfortner/labelec/lect/p575\\_07a.pdf](http://www.niu.edu/~mfortner/labelec/lect/p575_07a.pdf)
- [11] 4D Systems Pty. Ltd. 2000-2012. VGA Graphics Engine – PICASO  $\mu$ VGA-III. [Online].

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นโดยอาจารย์ ดร. อธิวัฒน์ อธิวัฒน์ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบัง  
Available : [http://www.soselectronic.hu/a\\_info/resource/c/4Dsystem/uVGA-III-Datasheet-REV1.2.pdf](http://www.soselectronic.hu/a_info/resource/c/4Dsystem/uVGA-III-Datasheet-REV1.2.pdf)

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [12] The Maxim logo and Maxim Integrated are trademarks of Maxim Integrated Products, Inc. 2008. Data sheet **RTC DS1307**. [Online].  
Available : <http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS1307.pdf>
- [13] Microchip Technology Inc. 2008. Data sheet **MCP3422/3/4**. [Online].  
Available : <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22088b.pdf>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



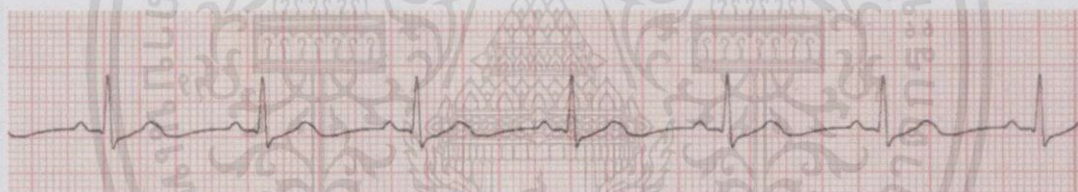
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ก. รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ

- 1) Normal Sinus Rhythm หมายถึง จังหวะการเต้นของหัวใจที่เป็นปกติซึ่งจะเริ่มต้นที่ตำแหน่ง SA node ทำให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบนในอัตรา 60-100 ครั้งต่อนาที จังหวะที่เกิดขึ้นสม่ำเสมอ โดยจะปรากฏคลื่น P เป็นหัวตั้งในลีด I, II และ aVF ส่วนคลื่น T จะเป็นหัวตั้งเสมอในลีด I และ II และหัวกลับเสมอใน aVR ส่วนใน aVL, aVF และลีด III นั้น คลื่น T อาจจะต้องหรือหัวกลับก็ได้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีรูปร่างอ้วนหรือหน้าอกทหนาๆ คลื่น QRS จะมีขนาดลดลง เนื่องจากไขมันที่ผนังหน้าอกนำไฟฟ้าได้ไม่ดีเท่ากับกล้ามเนื้อ สำหรับผู้สูงอายุก็เช่นกันเนื้อหนังต่างๆ นำไฟฟ้าได้ไม่ค่อยดีเท่ากับคนอายุน้อย

ตารางที่ ก.1 แสดงลักษณะสำคัญของ Normal Sinus Rhythm

อัตราการเต้น (Rate)	ประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ (Regular)
คลื่น P (P wave)	หัวตั้งในลีด I, II, aVF



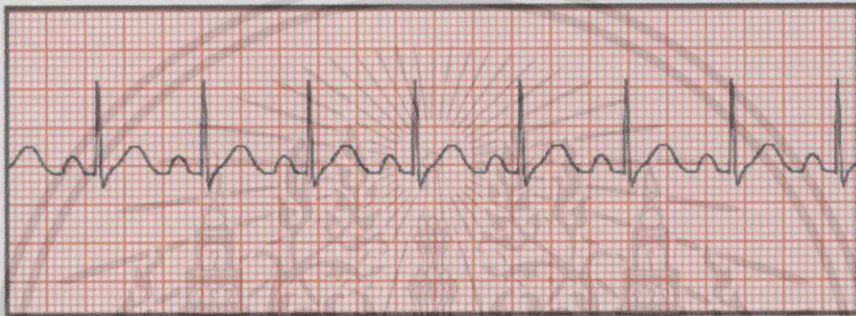
รูปที่ ก.1 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีลักษณะปกติ (Normal Sinus Rhythm)

- 2) Sinus Tachycardia หมายถึง ความผิดปกติของหัวใจที่มีลักษณะของการเต้นที่เร็วกว่าปกติคือ สูงกว่า 100 ครั้งต่อนาที แต่มักจะไม่ถึง 160 ครั้งต่อนาที มีจุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้าคือ ตำแหน่ง S-A สาเหตุเกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic) ทำงานมากเกินไป ซึ่งอาจเป็นผลมาจากไข้สูง วิตกกังวลหรือออกกำลังกายมากเกินไป อย่างไรก็ตาม ลักษณะของ Sinus Tachycardia อาจบ่งชี้ว่าผู้ป่วยนั้นอาจมีภาวะหัวใจวายได้ เนื่องจากเป็นลักษณะการทำงานชดเชยของหัวใจเพื่อให้มีเลือดไปเลี้ยงร่างกายได้อย่างเพียงพอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ตารางที่ ก.2 แสดงลักษณะสำคัญของ Sinus Tachycardia

อัตรา (Rate)	ปกติ 100-150 ครั้งต่อนาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P (P wave)	ปกติ แต่ถ้าอัตราการเต้นเร็วมาก อาจทำให้เห็นคลื่น P ไม่ชัดเจน เพราะจะไปอยู่ใกล้กับคลื่น T มาก
ช่วง P-R (P-R Interval)	ปกติ แสดงว่าการนำสัญญาณจากตำแหน่ง S-A ไปยังตำแหน่ง A-V ไม่มีการรบกวน
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ



รูปที่ ก.2 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Tachycardia

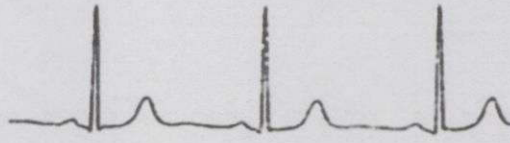
- 3) Sinus Bradycardia หมายถึง ภาวะที่จังหวะการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ ทั้งๆ ที่มีจุดเริ่มต้นจากตำแหน่ง S-A เช่นกัน แต่ตำแหน่ง S-A ให้กำเนิดอัตราการเต้นของหัวใจช้าประมาณ 40-60 ครั้งต่อนาที โดยทั่วไปแล้ว เราจะพบภาวะเช่นนี้ได้ในช่วง 2-3 ชั่วโมงแรกหลังการเกิดกล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลัน อัตราการเต้นของหัวใจที่ช้านี้อาจเป็นผลมาจากระบบประสาท พาราซิมเพทติก (Para-Sympathetic) ที่ควบคุมการทำงานของตำแหน่ง S-A หรือภาวะกล้ามเนื้อหัวใจได้รับเลือดไปเลี้ยงไม่เพียงพอ จากยาหรือจากองค์ประกอบอื่นๆ

### ตารางที่ ก.3 แสดงลักษณะสำคัญของ Sinus Bradycardia

อัตรา (Rate)	40-60 ครั้งต่อนาที หรือช้ากว่านี้
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P (P wave)	ปกติ
ช่วง P-R (P-R Interval)	ปกติ คลื่น P จะนำหน้าคลื่น QRS เสมอ



รูปที่ ก.3 แสดงภาวะ Sinus Bradycardia จะเห็นว่าจังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ



รูปที่ ก.4 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Bradycardia คลื่น T กลับหัวเกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (myocardial ischemia)

- 4) Ventricular Fibrillation คือ ภาวะที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายหดตัวไม่พร้อมเพรียงกันทุกเซลล์ เนื่องจากมีจุดเริ่มสัญญาณที่ความถี่สูงมาก การตอบสนองของกล้ามเนื้อแต่ละเซลล์ไม่สัมพันธ์กัน เกิดการสั้นพริ้วของหัวใจทำให้หัวใจไม่สามารถทำงานได้เลย ทำให้ผู้ป่วยอาจเสียชีวิตได้ภายในเวลา 3-5 นาที

ตารางที่ ก.4 แสดงลักษณะสำคัญของ Ventricular Fibrillation

อัตรา (Rate)	เร็วมาก
จังหวะ (Rhythm)	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P (P wave)	สังเกตไม่ได้
ช่วง P-R (P-R Interval)	สังเกตไม่ได้
คลื่น QRS (QRS Complex)	ผิดปกติรูปร่างแปลก ไม่สามารถแยกคลื่น P คลื่น QRS และคลื่น T ได้



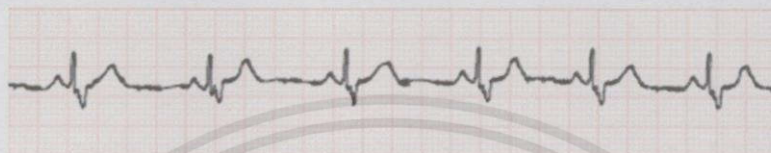
รูปที่ ก.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Ventricular Fibrillation

- 5) Respiratory Sinus Arrhythmia เป็นภาวะที่พบได้บ่อยและถือเป็นสิ่งปกติ เกิดจากเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) ควบคุมตำแหน่ง S-A มากหรือน้อย ตามจังหวะการหายใจ ซึ่งเส้นประสาทเวกัส จะถูกควบคุมโดยรับความดัน (Pressure Receptor) ที่อยู่ในปอด ทำให้ขณะหายใจเข้า หัวใจจะเต้นเร็วขึ้นและขณะหายใจออก หัวใจจะเต้นช้าลง ส่วนรูปคลื่นต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีลักษณะปกติทุกอย่าง บางครั้งอาจพบร่วมกับภาวะ Sinus Bradycardia ได้บ่อยๆ ภาวะนี้พบบ่อยมากในเด็ก ซึ่งจะสังเกตได้ชัดเจนกว่าผู้ใหญ่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก.5 ลักษณะสำคัญของ Respiratory Sinus

อัตรา (Rate)	ปกติ
จังหวะ (Rhythm)	ไม่สม่ำเสมอ
คลื่น P (P wave)	ปกติ
ช่วง P-R (P-R Interval)	คงที่ตลอดเวลา
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ



รูปที่ ก.6 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Arrhythmia



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



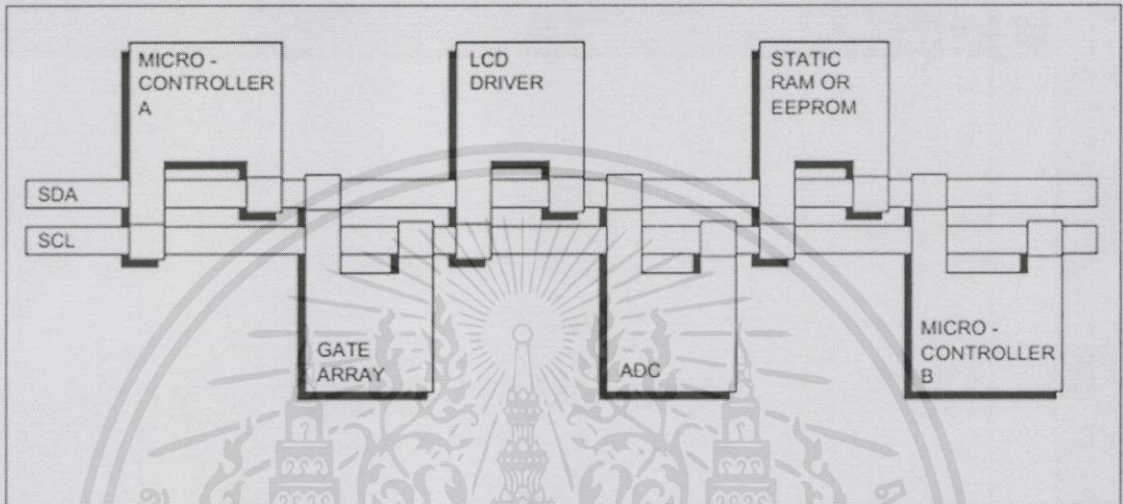
ภาคผนวก ข.

การติดต่อสื่อสารแบบ I<sup>2</sup>C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ข. การติดต่อสื่อสารแบบ I<sup>2</sup>C

### ข.1 การติดต่อสื่อสารแบบ I<sup>2</sup>C



รูปที่ ข.1 การติดต่อสื่อสารแบบ I<sup>2</sup>C

I2C ย่อมาจาก Inter-IC Communication หมายถึง การติดต่อสื่อสารระหว่างไอซี โดยบัส I2C ได้รับการพัฒนาโดย ฟิลิปส์ (Philips) ด้วยจุดมุ่งหมายหลักคือ ต้องการให้ไอซีหรือโมดูลสามารถติดต่อ สั้งงาน และ ควบคุมภายใต้สายสัญญาณเพียง 2 เส้น เส้นหนึ่งคือ สายสัญญาณนาฬิกาที่ใช้กำหนดจังหวะการทำงาน การต่อร่วมกันของอุปกรณ์บนบัส I2C ทำได้ง่ายมาก เพียงต่อสายข้อมูลและสายสัญญาณนาฬิกาของอุปกรณ์แต่ละตัวขนานหรือพ่วงกันไป ส่วนการกำหนดแอดเดรสหรือตำแหน่งสำหรับติดต่ออุปกรณ์แต่ละตัว จะใช้รหัสข้อมูลและการกำหนดสถานะโลจิกที่ขาแอดเดรสของอุปกรณ์แต่ละตัว

สายข้อมูลบนบัส I2C มีชื่อเรียกอย่างเป็นทางการว่า สายข้อมูลอนุกรม หรือ SDA(Serial Data line) ส่วนสายสัญญาณนาฬิกามีชื่อเรียกว่า สายสัญญาณนาฬิกาอนุกรม หรือ SCL(Serial Clock line) ในการอธิบายต่อไปนี้จะเรียกสายสัญญาณทั้งสองว่า SDA และ SCL

#### ข.1.1 คุณสมบัติโดยทั่วไปของบัส I2C

สาย SDA และ SCL เป็นสายสัญญาณ 2 ทิศทาง(bi-directional line) ต้องมีการต่อตัวต้านทานพูลอัพกับแรงดัน +5V ไว้ตลอดเวลา เพื่อให้สายมีสถานะลอจิกสูงในขณะที่ไม่มีการติดต่อใช้งาน ทั้งยังช่วยป้องกันสัญญาณรบกวนที่อาจมีเข้ามาในสายสัญญาณทั้งสอง วงจรเอาต์พุตของอุปกรณ์ที่ต่ออยู่บนบัส I2C ต้องมีลักษณะเป็นวงจรทรานซิสเตอร์เปิด(Open-drain) หรือ คอลเล็กเตอร์เปิด(Open-collector)

อัตราการถ่ายเทข้อมูลบนบัส I2C สูงถึง 100 กิโลบิตต่อวินาทีในโหมดปกติ และ สูงถึง 400 กิโลบิตต่อวินาทีในโหมดความเร็วสูง อุปกรณ์ที่ต่ออยู่บนบัส I2C จะต้องมีความจุไฟฟ้ารวมที่

เกิดขึ้นระหว่างสาย SDA และ SCL ไม่เกิน 400pf การเข้าถึงอุปกรณ์บนบัส I2C ใช้ข้อมูลสำหรับการเข้าถึงสองค่าคือ 7 บิต(7-bit addressing) หรือ 10 บิต(10-bit addressing)

### ข.1.2 หลักการของบัส I2C

บัส I2C ประกอบด้วยสายสัญญาณ 2 เส้นคือ SDA และ SCL อุปกรณ์ที่ต่อพ่วงบนบัสสามารถมีได้มากมาย ดังนั้นจึงต้องมีการกำหนดรูปแบบของการติดต่อบนบัส เพื่อให้ผู้ใช้งานทราบว่า ขณะนี้ อุปกรณ์ใดติดต่อกันอยู่ และอุปกรณ์ใดเป็นตัวรับหรือส่ง ต่อไปนี้จะขออธิบายลักษณะ หน้าที่ และ นิยามของอุปกรณ์บนบัส I2C เพื่อเป็นข้อตกลงก่อนอธิบายการทำงานของบัส I2C ต่อไป

อุปกรณ์ที่เป็นผู้สร้างข้อมูลหรือส่งข้อมูล เรียกว่า ตัวส่ง (transmitter)

อุปกรณ์ที่เป็นผู้รับข้อมูล เรียกว่า ตัวรับ (receiver)

อุปกรณ์บนบัส I2C สามารถเป็นได้ทั้งตัวรับและส่ง บางอุปกรณ์ทำหน้าที่เป็นตัวรับอย่างเดียว จะไม่มี อุปกรณ์ใดบนบัส I2C ที่ทำหน้าที่เป็นตัวส่งอย่างเดียว

อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ควบคุมจังหวะการติดต่อบนบัส I2C เรียกว่า มาสเตอร์(master)

อุปกรณ์ที่ถูกควบคุมหรืออุปกรณ์ที่ต่อพ่วงเข้าไปบนบัส I2C เรียกว่า สเลฟ(slave)

ข้อกำหนด 2 ประการสำคัญของการติดต่อบนบัส I2C คือ

(1) การถ่ายทอดข้อมูลจะเกิดขึ้นได้เมื่อบัสว่างเท่านั้น

(2) ในระหว่างการถ่ายทอดข้อมูล เมื่อใดก็ตามที่สาย SCL มีสถานะลอจิกสูง สายข้อมูลต้อง

รักษาข้อมูลไว้ อย่าให้เกิดความเปลี่ยนแปลงเด็ดขาด มิฉะนั้นสัญญาณที่เกิดขึ้นจะได้รับการแปล ความหมายเป็นสัญญาณควบคุมแทน

### ข.1.3 ข้อมูลพื้นฐานที่สำคัญของบัส I2C

สถานะที่เกิดขึ้นบนบัส I2C มีด้วยกัน 5 สถานะ ดังนี้

(1) บัสว่าง(Bus not busy) สถานะนี้เกิดขึ้นเมื่อ สถานะลอจิกบนสาย SDA และ SCL มี ลอจิกสูงทั้งคู่ นั้นหมายความว่า การถ่ายทอดข้อมูลสามารถเริ่มต้นขึ้นได้

(2) เริ่มต้นการถ่ายทอดข้อมูล(start data transfer) เกิดขึ้นเมื่อสาย SDA มีการเปลี่ยนแปลง ลอจิกจากสูงไปต่ำ ในขณะที่สาย SCL มีสถานะลอจิกสูง เรียกสถานะนี้ว่า สถานะเริ่มต้น(START)

(3) ข้อมูลดำรงอยู่บนบัส(data valid) สถานะนี้เกิดขึ้นถัดจากสถานะเริ่มต้น โดยสถานะ ลอจิกที่เกิดขึ้นบนสาย SDA ก็คือข้อมูลที่ทำการถ่ายทอด เมื่อสาย SCL มีลอจิกสูง สถานะที่สาย SDA ต้องคงที่ เพื่อให้อุปกรณ์รับข้อมูลในจังหวะนั้นว่า เป็น"0" หรือ "1" ข้อมูลอาจเกิดความเปลี่ยนแปลง ได้ในขณะที่สาย SCL เป็นลอจิกต่ำ แต่เมื่อใดก็ตามที่ต้องการให้เกิดการถ่ายทอดข้อมูลอย่างสมบูรณ์ สถานะลอจิกที่ขา SDA ต้องคงที่ตลอดช่วงเวลาที่สาย SCL มีสถานะลอจิกสูง หากเกิดการ เปลี่ยนแปลงสถานะลอจิกในขณะที่สาย SCL มีลอจิกสูงอยู่นั้น อุปกรณ์มาสเตอร์ที่ควบคุมการ ถ่ายทอดข้อมูลจะแปลความหมายเป็นสถานะหยุด หรือ สถานะเริ่มต้นก็ได้ ทำให้ข้อมูลที่ทำการ ถ่ายทอดเกิดความผิดพลาดเกิดขึ้น

(4) รับรู้ข้อมูล(acknowledge) เกิดขึ้นหลังจากการถ่ายทอดข้อมูลจากตัวส่งมายังตัวรับ

เกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ โดยตัวส่งจะทำการส่งข้อมูลมา 1 บิตเรียกว่า บิตรับรู้(acknowledge bit) มีค่า

ไม่ทำการเป็นลอจิกสูง หลังการส่งข้อมูลมาครบถ้วน ส่วนอุปกรณ์มาสเตอร์จะทำการส่งสัญญาณรับรู้พิเศษ

ซึ่งสัมพันธ์กับสัญญาณนาฬิกา อุปกรณ์สเลฟที่ถูกอ้างอิงในการติดต่อ หรือ กำลังติดต่อยู่ในขณะนั้น

ก็จะกำเนิดบิตรับรู้ที่มีสถานะลอจิกต่ำเพื่อตอบสนองให้ทราบว่า ได้รับข้อมูลเรียบร้อยแล้ว

(5) เหตุการณ์ถ่ายทอดข้อมูล(stop data transfer) เกิดขึ้นเมื่อสาย SDA มีการเปลี่ยนแปลงระดับลอจิกจากต่ำไปสูง ในขณะที่สาย SCL มีสถานะลอจิกสูงเรียกสภาวะที่เกิดขึ้นนี้ว่า สภาวะหยุด (STOP)

#### ข.1.4 การทำงานบนบัส I2C

เริ่มต้นด้วยการเข้าถึงอุปกรณ์เสียก่อน โดยการเข้าถึงอุปกรณ์บนบัส I2C นั้นจะใช้การเข้าถึงแบบ 7 หรือ 10 บิต ในกรณีที่มียุกรณ์ที่อยู่บนบัสไม่มาก ใช้การเข้าถึงแบบ 7 บิตก็เพียงพอ แต่ในบางอุปกรณ์ต้องใช้การเข้าถึงแบบ 10 บิต หลังจากที่ติดต่อยุกรณ์แต่ละตัวเรียบร้อยแล้ว ก็จะเริ่มต้นการถ่ายทอดข้อมูลกันต่อไป

#### ข.1.5 การเข้าถึงแบบ 7 บิต(7-bit addressing)

ข้อมูลไบต์แรกที่เกิดขึ้นหลังจากสภาวะเริ่มต้นคือ ข้อมูลที่ใช้อ้างอุปกรณ์ที่ต้องการติดต่อโดยมีรูปแบบแสดงในรูปที่ ข.1

ใน 7 บิตบนรวมทั้งบิต LSB ด้วยจะเป็นข้อมูลแอดเดรสของอุปกรณ์สเลฟที่ต้องการติดต่อ โดยแบ่งเป็น บิตกำหนดแอดเดรสคงที่(fix address bit) จำนวน 4 บิต ซึ่งข้อมูลนี้อุปกรณ์แต่ละตัวจะถูกกำหนดมาจากผู้ผลิต ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงแก้ไขได้ ถัดมาอีก 3 บิตเป็นบิตกำหนดแอดเดรสที่สามารถโปรแกรมได้(programmable address bit) โดยผู้ใช้งานต้องกำหนดสถานะลอจิกให้แก่ขา A0-A2 ของอุปกรณ์ที่มีการเชื่อมต่อแบบบัส I2C ส่วนในบิต LSB ที่ใช้กำหนดการอ่านหรือเขียนข้อมูลกับอุปกรณ์สเลฟตัวนั้น ๆ หากบิต LSB เป็น "0" หมายถึงต้องการเขียนข้อมูลไปยังอุปกรณ์นั้น ถ้าเป็น "1" จะเป็นการอ่านข้อมูลจากอุปกรณ์สเลฟ

ข้อมูลในไบต์ต่อมาคือ ข้อมูลควบคุม(control byte) ในอุปกรณ์แต่ละตัวจะมีการกำหนดข้อมูลควบคุมที่แตกต่างกันไป ยกตัวอย่างเช่น ไอซีเมมโมรี่ของทีวีตระกูล 24Cx จะต้องส่งข้อมูลแอดเดรสของหน่วยความจำก่อนที่จะทำการส่งข้อมูลไป

ข้อมูลในไบต์ต่อมาคือ ข้อมูลที่ทำการถ่ายทอดจริง(data) หลังจากการถ่ายทอดข้อมูลในแต่ละไบต์ อุปกรณ์สเลฟที่ได้รับการติดต่อต้องส่งสัญญาณรับรู้ตอบกลับมาด้วยทุกครั้ง

#### ข.1.6 การเข้าถึงแบบ 10 บิต(10-bit addressing)

จะมีข้อมูลเพิ่มเติมขึ้นมาเล็กน้อย โดยในไบต์แรกหลักจากสภาวะเริ่มต้น ต้องกำหนดให้ 5 บิตบนมีข้อมูลเป็น 11110 ส่วนอีก 2 บิตถัดมาเป็นบิตแอดเดรสของอุปกรณ์ที่ต้องการติดต่อ ในบิต LSB ของข้อมูลไบต์แรกยังคงเป็นการกำหนดว่า ต้องการอ่านหรือเขียนข้อมูลกับอุปกรณ์สเลฟตัวที่ต้องการติดต่อด้วย ข้อมูลไบต์ต่อมาเป็นข้อมูลแอดเดรสในไบต์ที่ 2 ของอุปกรณ์ที่ต้องการติดต่อด้วย ข้อมูลไบต์ถัดไปจึงเป็นข้อมูลควบคุม ข้อมูลหลังจากนี้ก็เป็นข้อมูลจริงที่ใช้ในการติดต่อ

เช่นเดียวกับการเข้าถึงแบบ 7 บิตหลังจากถ่ายทอดข้อมูลครบทุกไบต์ ต้องมีสภาวะรับรู้เกิดขึ้น เพื่อให้ขบวนการถ่ายทอดข้อมูลสามารถดำเนินต่อไปได้ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ค.

## Function &amp; Script Workshop 4D

## ค.1 PICASO-GFX2 Chip-Resident Functions Summary

The following is a summary of chip-resident 4DGL functions within the PICASO-GFX2 graphics controller.

The document is made up of the following sections:

## ค.1.1 GPIO Functions:

- pin\_Set(mode, pin)
- OUTPUT, INPUT
- pin\_HI(pin)
- pin\_LO(pin)
- pin\_Read(pin)
- bus\_In()
- bus\_Out("var")
- bus\_Set("var")
- bus\_Write("var")
- bus\_Read("var")

## ค.1.2 System Memory Access Functions:

- peekW(address)
- pokeW(address, word\_value)

## ค.1.3 Maths Functions:

- ABS(value)
- MIN(value1, value2)
- MAX(value1, value2)
- SWAP(&var1, &var2)
- SIN(angle)
- COS(angle)
- RAND()
- SEED(number)
- SQRT(number)

- OVF ()
- CY()

- umul\_1616(&res32, val1, val2)
- uadd\_3232(&res32, &val1, &val2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่ข้อมูลใดๆ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- usub\_3232(&res32, &val1, &val2)
- ucmp\_3232(&val1, &val2)

#### ค.1.4 Text and String Functions:

- txt\_MoveCursor(line, column)
- putch(char)
- putstr(pointer)
- putnum(format, value)
- print(...)
- to(outstream)
- charwidth('char')
- charheight('char')
- strwidth(pointer)

#### ค.2 PICASO-GFX2 Internal 4DGL Functions

- strheight()
  - strlen(pointer)
  - txt\_Set(function, value)
- txt\_Set shortcuts:
- txt\_FGcolour(colour)
  - txt\_BGcolour(colour)
  - txt\_FontID(id)
  - txt\_Width(multiplier)
  - txt\_Height(multiplier)
  - txt\_Xgap(pixelcount)
  - txt\_Ygap(pixelcount)
  - txt\_Delay(millisecs) [deprecated]
  - txt\_Opacity(mode)
  - txt\_Bold(mode)
  - txt\_Italic(mode)
  - txt\_Inverse(mode)
  - txt\_Underlined(mode)
  - txt\_Attributes(value)
  - txt\_Wrap(value)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้อัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### ค.2.1 CType Functions:

- isdigit(char)

- isxdigit(char)
- isupper(char)
- islower(char)
- isalpha(char)
- isalnum(char)
- isprint(char)
- isspace(char)
- iswhite(char)
- toupper(char)
- tolower(char)
- LObyte(var)
- HIbyte(var)
- ByteSwap(var)

#### ค.2.2 Graphics Functions:

- gfx\_Cls()
- gfx\_ChangeColour(oldColour, newColour)
- gfx\_Circle(x, y, radius, colour)
- gfx\_CircleFilled(x, y, radius, colour)
- gfx\_Line(x1, y1, x2, y2, colour)
- gfx\_Hline(y, x1, x2, colour)
- gfx\_Vline(x, y1, y2, colour)
- gfx\_Rectangle(x1, y1, x2, y2, colour)
- gfx\_RectangleFilled(x1, y1, x2, y2, colour)
- gfx\_Polyline(n, vx, vy, colour)
- gfx\_Polygon(n, vx, vy, colour)
- gfx\_Triangle(x1, y1, x2, y2, x3, y3, colour)
- gfx\_Dot()
- gfx\_Bullet(radius)
- gfx\_OrbitInit(&x\_dest, &y\_dest)
- gfx\_Orbit(angle, distance)
- gfx\_PutPixel(x, y, colour)
- gfx\_GetPixel(x, y)
- gfx\_MoveTo(xpos, ypos)
- gfx\_MoveRel(xoffset, yoffset)
- gfx\_IncX()
- gfx\_IncY()
- gfx\_LineTo(xpos, ypos)
- gfx\_LineRel(xpos, ypos)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่... รับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีโทษตามกฎหมาย และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- gfx\_BoxTo(x2, y2)
  - gfx\_SetClipRegion()
  - gfx\_Ellipse(x, y, xrad, yrad, colour)
  - gfx\_EllipseFilled(x, y, xrad, yrad, colour)
  - gfx\_Button(state, x, y, buttonColour, textColour, font, textWidth, textHeight, text)
  - gfx\_Panel(state, x, y, width, height, colour)
  - gfx\_Slider(mode, x1, y1, x2, y2, colour, scale, value)
  - gfx\_ScreenCopyPaste(xs, ys, xd, yd, width, height)
  - gfx\_RGBto565(RED, GREEN, BLUE)
  - gfx\_332to565(COLOUR8BIT)
  - gfx\_Selection(index, bgcolor, textcolor)
  - gfx\_TriangleFilled(x1, y1, x2, y2, x3, y3, colr)
  - gfx\_PolygonFilled(n, &vx, &vy, colr)
  - gfx-Origin(x, y)
  - gfx\_Get(mode)
  - gfx\_ClipWindow(x1, y1, x2, y2)
  - gfx\_Set(function, value)
  - **gfx\_Set shortcuts:**
  - gfx\_PenSize(mode)
  - gfx\_BGcolour(colour)
  - gfx\_ObjectColour(colour)
  - gfx\_Clipping(mode)
  - gfx\_TransparentColour(colour)
  - gfx\_Transparency(mode)
  - gfx\_FrameDelay(delay)
  - gfx\_ScreenMode(delay)
  - gfx\_OutlineColour(colour)
  - gfx\_Contrast(value)
  - gfx\_LinePattern(pattern)
  - gfx\_ColourMode(mode)
  - gfx\_BevelWidth(mode)
  - gfx\_BevelShadow(value)
  - gfx\_Xorigin(offset)
  - gfx\_Yorigin(offset)
- เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ
- ค.2.3 Display I/O Functions:**
- disp\_SetReg(register, data)

- disp\_setGRAM(x1, y1, x2, y2)
- disp\_WrGRAM(colour)
- disp\_WriteControl(value)
- disp\_WriteWord(value)
- disp\_ReadWord()
- disp\_Sync(line)

#### ค.2.4 Media Functions (SD/SDHC memory Card or Serial Flash chip):

- media\_Init()
- media\_SetAdd(HIword, LOword)
- media\_SetSector(HIword, LOword)
- media\_RdSector(Destination\_Address)
- media\_WrSector(Source\_Address)
- media\_ReadByte()
- media\_ReadWord()
- media\_WriteByte(byte\_val)
- media\_WriteWord(word\_val)
- media\_Flush()
- media\_Image(x, y)
- media\_Video(x, y)
- media\_VideoFrame(x, y, frameNumber)

#### ค.2.5 Flash Memory chip Functions:

- flash\_SIG()
- flash\_ID()
- flash\_BulkErase()
- flash\_BlockErase(blockAddress)

#### ค.2.6 SPI Control Functions:

- spi\_Init(speed, input\_mode, output\_mode)
- spi\_Read()
- spi\_Write(byte)
- spi\_Disable()

#### ค.2.7 Serial (UART) Communications Functions:

- setbaud(rate)
- com\_SetBaud(cmpport, baudrate/10)
- serin() or serin!()

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามนำไปใช้อื่นๆโดยไม่อนุญาตและต้องแจ้งถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- serout(char) or serout1(char)
- com\_Init(buffer, bufsize, qualifier) or com1\_Init(buffer, bufsize, qualifier)
- com\_Reset() or com1\_Reset()
- com\_Count() or com1\_Count()
- com\_Full() or com1\_Full()
- com\_Error() or com1\_Error()
- com\_Sync() or com1\_Sync()
- com\_TXbuffer(buf, bufsize, pin) or com1\_TXbuffer(buf, bufsize, pin)
- com\_TXcount() or com1\_TXcount()
- com\_TXemptyEvent(function) or com1\_TXemptyEvent(function)

#### ค.2.8 I2C BUS Master Function

- func I2C\_Open(Speed)
- func I2C\_Close()
- func I2C\_Start()
- func I2C\_Stop()
- func I2C\_Restart()
- func I2C\_Read()
- func I2C\_Write(byte)
- func I2C\_Ack()
- func I2C\_Nack()
- func I2C\_AckStatus()
- func I2C\_AckPoll(control)
- func I2C\_Idle()
- func I2C\_Gets(buffer, size)
- func I2C\_Getn(buffer, size)
- func I2C\_Puts(buffer)
- func I2C\_Putn(buffer, count)

#### ค.2.9 Timer Functions:

- sys\_T()
- sys\_T\_HI()
- sys\_SetTimer(timernum, value)
- sys\_GetTimer(timernum)
- sys\_SetTimerEvent("timernum", "function")
- sys\_EventQueue()
- sys\_EventsPostpone()

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อธิปไตยของแผ่นดิน

- sys\_EventsResume()
- sys\_Sleep(units)
- iterator(offset)

#### ค.2.10 FAT16 File Functions:

- file\_Error()
- file\_Count(filename)
- file\_Dir(filename)
- file\_FindFirst(fname)
- file\_FindNext()
- file\_Exists(fname)
- file\_Open(fname, mode)
- file\_Close(handle)
- file\_Read(destination, size, handle)
- file\_Seek(handle, HiWord, LoWord)
- file\_Index(handle, HiSize, LoSize, recordnum)
- file\_Tell(handle, &HiWord, &LoWord)
- file\_Write(Source, size, handle)
- file\_Size(handle, &HiWord, &LoWord)
- file\_Image(x, y, handle)
- file\_ScreenCapture(x, y, width, height, handle)
- file\_PutC(char, handle)
- file\_GetC(handle)
- file\_PutW(word, handle)
- file\_GetW(handle)
- file\_PutS(source, handle)
- file\_GetS(\*String, size, handle)
- file\_Erase(fname)
- file\_Rewind(handle)
- file\_LoadFunction(fname.4XE)
- file\_Run(fname..4XE, arglistptr)
- file\_Exec(fname..4XE, arglistptr)
- file\_LoadImageControl(fname1, fname2, mode)
- file\_Mount()
- file\_Unmount()
- file\_PlayWAV

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม หากมีข้อผิดพลาดประการใดต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### ค.2.11 Sound Control Functions:

- Snd\_Volume(var)

- Snd\_Pitch(pitch)
- Snd\_BufSize(var)
- Snd\_Stop()
- Snd\_Pause()
- Snd\_Continue()
- Snd\_Playing()

#### ค.2.12 String Class Functions:

- str\_Ptr(&var)
- str\_GetD(&ptr, &var)
- str\_GetW(&ptr, &var)
- str\_GetHexW(&ptr, &var)
- str\_GetC(&ptr, &var)
- str\_GetByte(ptr)
- str\_GetWord(ptr)
- str\_PutByte(ptr, val)
- str\_PutWord(ptr, val)
- str\_Match(&ptr, \*str)
- str\_MatchI(&ptr, \*str)
- str\_Find(&ptr, \*str)
- str\_FindI(&ptr, \*str)
- str\_Length(ptr)
- str\_Printf(&ptr, \*format)
- str\_Cat(&destination, &Source)
- str\_CatN(&ptr, str, count)
- str\_ByteMove(src, dest, count)
- str\_Copy(dest, src)
- str\_CopyN(dest, src, count)

#### ค.2.13 Touch Screen Functions: (Touch functions do not apply to uVGA-II(GFX) module)

- touch\_DetectRegion(x1, y1, x2, y2)
- touch\_Set(mode)
- touch\_Get(mode)

#### ค.2.14 Image Control Functions:

- img\_SetPosition(handle, index, xpos, ypos)
- img\_Enable(handle, index)
- img\_Disable(handle, index)

- `img_Darken(handle, index)`
- `img_Lighten(handle, index)`
- `img_SetWord(handle, index, offset, word)`
- `img_GetWord(handle, index, offset)`
- `img_Show(handle, index)`
- `img_SetAttributes(handle, index, value)`
- `img_ClearAttributes(handle, index, value)`
- `img_Touched(handle, index)`

#### ค.2.15 Memory Allocation Functions:

- `mem_Alloc(size)`
- `mem_Allocv(size)`
- `mem_Allocz(size)`
- `mem_Realloc(ptr, size)`
- `mem_Free(allocation)`
- `mem_Heap()`
- `mem_Set(ptr, char, size)`
- `mem_Copy(source, destination, count)`
- `mem_Compare(ptr1, ptr2, count)`

#### ค.2.16 General Purpose Functions:

- `pause(time)`
- `lookup8(key, byteConstList)`
- `lookup16(key, wordConstList)`

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ง.

**Function & Script ที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณ  
ลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง.

## Function &amp; Script ที่ใช้ตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ประกาศชนิดของฮาร์ดแวร์ที่ใช้

```

#platform "uVGA-III"
#inherit "4DGL_16bitColours.fnc"
//-----//
//    I2C Functions    //
//-----//
/*
I2C_Open("speed");           // Configure the I2C module, speed can be I2C_SLOW,
I2C_MED, I2C_FAST (100khz, 400khz, 1mhz)
I2C_Close();                // Disable the I2C1 module.
I2C_Start();                // Generate a Start condition.
I2C_Stop();                 // Generate a Stop condition.
I2C_Restart();              // Generate a Restart condition.
I2C_Read();                 // Read a single byte from the I2C Bus.
I2C_Write("byte");          // Write a byte to the I2C bus, Returns TRUE if ok
I2C_Ack();                  // Generate the acknowledge condition.
I2C_Nack();                 // Generate the negative acknowledge condition.
I2C_DataRdy();              // Return TRUE if the I2C receive buffer is full.
I2C_Idle();                 // Wait until the I2C Bus is Inactive.
I2C_Gets("buffer", "length"); // Read length bytes from the I2C device to a buffer
I2C_Puts("buffer");         // Write an asciiz string to the I2C device
*/

```

กำหนดค่าคงที่ต่างๆ

```

#constant X_ref    120
#constant Y_ref    285
#constant X_chart  10
#constant Y_chart  65

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
#constant CHANNEL1    0x00
#constant CHANNEL2    0x20
#constant CHANNEL3    0x40
#constant CHANNEL4    0x60
#constant MPC3424     0xDC
#constant PCA9671     0x40
#constant MCP4728     0xC0
#constant DS1307      0xD0
```

```
#constant SECONDS     0
#constant MINUTES     1
#constant HOURS       2
#constant DAYS        3
#constant DATES       4
#constant MONTHS      5
#constant YEARS       6
```

```
#constant WR          1
#constant HrSetAddr   8
#constant MinSetAddr  9
#constant Hr_PrAddr   10
#constant Min_PrAddr  11
#constant Sec_PrAddr  12
#constant Area        30
```

```
var ReadData;
```

```
var address;
```

```
var r,s,mode,modelst;
```

```
var Hr,Min,Sec;
```

```
var SecLst;
```

```
var HrEnd,MinEnd,SecEnd;
```

```
var Graph_X;
```

```
var XPos;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารทงสวน ไวสาหรับการใชงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใชประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดทางสวน อีกรั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

var W_LST;
var State,PrvState,PrsState;
var W;
var AnalogVal;
var AnalogW;
var Barray[10];
var PulseCount;
var Period;
var BeatRate;
var X0;

```

### ฟังก์ชันการสร้างเฟรม

```

func CreateFrame()
    txt_Opacity(OPAQUE);
    gfx_Rectangle(1,1,639,479,WHITE);
    gfx_RectangleFilled(1,1,639,8,WHITE);
    gfx_Rectangle(1,1,639,40,WHITE);

    //gfx_Line(1,290,620,290,WHITE);
    txt_MoveCursor(1,1);
    txt_Set(TEXT_COLOUR,ORANGE);
    txt_Set(TEXT_HEIGHT,2);
    //print("          Engineering Faculty KMITL");
    print("          Instrumentation Engineering KMITL");
    txt_Height(1);
    txt_Width(1);
endfunc

```

### ฟังก์ชันการสร้างกราฟ

```

func CreateGraphFrame()

```

```

    var X_offset, Y_offset, ;
    gfx_RectangleFilled(X_ref,Y_ref,X_ref+500,Y_ref+3,LIGHTGREEN);
    gfx_Rectangle(X_ref,Y_ref,X_ref+500,Y_ref+167,LIGHTGREEN);

```

```

//for (l:= 1; l<10; l++)
//  X_offset := l*50;
//  gfx_Vline(X_ref+X_offset,Y_ref,Y_ref+167,DARKGREEN);
//next

//for (l := 1; l<11; l++)
//  Y_offset := l*16;
//  gfx_Hline(Y_ref+8+Y_offset,X_ref,X_ref+500,DARKGREEN);
//next
endfunc

```

### ฟังก์ชันการสร้างแกน

```

func CreateAXIS_Labe1()
  txt_FontID(0);
  txt_Set(TEXT_HEIGHT,2);
  txt_MoveCursor(17,1);
  txt_Set(TEXT_COLOUR,YELLOW);
  print ("-----");
  txt_Set(TEXT_HEIGHT,1);
  txt_MoveCursor(57,17);
  txt_Set(TEXT_COLOUR,WHITE);
  print ("0      2      4      6      8      10");
  txt_MoveCursor(36,10);
  print(" CHART");
  txt_MoveCursor(38,15);
  print("++");
  txt_MoveCursor(40,15);
  print(" ");
  txt_MoveCursor(42,15);
  print(" ");
  txt_MoveCursor(44,15);
  print(" ");
  print(" ");
  txt_MoveCursor(44,15);
  print(" ");

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ออกกฎหมายให้ผิดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

txt_MoveCursor(46,15);
print(" 0");
txt_MoveCursor(48,15);
print(" ");
txt_MoveCursor(50,15);
print(" ");
txt_MoveCursor(52,15);
print(" ");
txt_MoveCursor(54,15);
print("--");
txt_MoveCursor(56,15);
print(" ");
txt_FontID(2);
txt_Height(1);
txt_Width(1);
endfunc

//-----//
//   I2C Functions   //
//-----//
/*
I2C_Open("speed");           // Configure the I2C module, speed can be I2C_SLOW,
I2C_MED, I2C_FAST (100khz, 400khz, 1mhz)
I2C_Close();                 // Disable the I2C1 module.
I2C_Start();                 // Generate a Start condition.
I2C_Stop();                  // Generate a Stop condition.
I2C_Restart();               // Generate a Restart condition.
I2C_Read();                  // Read a single byte from the I2C Bus.
I2C_Write("byte");           // Write a byte to the I2C bus, Returns TRUE if ok
I2C_Ack();                   // Generate the acknowledge condition.
I2C_Nack();                   // Generate the negative acknowledge condition.
I2C_DataRdy();               // Return TRUE if the I2C receive buffer is full.
I2C_Idle();                   // Wait until the I2C Bus is Inactive.

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษายเท่านั้น มิอนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

I2C_Gets("buffer", "length"); // Read length bytes from the I2C device to a buffer
I2C_Puts("buffer");          // Write an asciiz string to the I2C device
*/
/* .....REAL TIME CLOCK.....
*/

```

### ฟังก์ชันการอ่านค่าจาก RTC

```

func ReadRTC(var addr)
    I2C_Start();                // Generate Start condition
    I2C_Write(DS1307);          // send slave address
    I2C_Write(LObyte(addr));    // Send register address
    I2C_Restart();              // Generate Restart
    I2C_Write(DS1307+WR);       // send control byte for Read
    r := I2C_Read();            // read the byte
    I2C_Nack();                 // finished reading, send Not Ack
    I2C_Stop();                 // Send Stop Condition
    return r;                   // return the register value
endfunc
// write a single byte to the required register

```

### ฟังก์ชันการเขียนค่าจาก RTC ลงรีจิสเตอร์

```

func WriteRTC(var register, var value)
    I2C_Start();                // Generate Start condition
    I2C_Write(DS1307);          // send slave address
    I2C_Write(register);        // select the register
    I2C_Write(value);           // save the value in selected register
    I2C_Stop();                 // finished with bus
endfunc

```

### ฟังก์ชันการเขียนค่ารีจิสเตอร์ลงแอดเดรส

เอกสารนี้เป็นเอกสารเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดก็ตาม หากมีข้อผิดพลาดประการใด ขออภัยไว้ก่อน

```

func WriteConfigADC(var Channel)
    I2C_Start();                // Generate Start condition
    I2C_Write(MPC3424);         // send slave address

```

```

I2C_Write(Channel|0x93);           // Send register address 14 bit gain = 8
I2C_Stop();
endfunc

```

### ฟังก์ชันการอ่านค่าไบต์จากรีจิสเตอร์ที่ต้องการ

```

// read a Channel byte from the required register
func ReadADC()
var nd2,rd3;
    I2C_Start();           // Generate Start condition
    I2C_Write(MPC3424+1); // send slave address
    nd2 := I2C_Read();     // read the 2nd byte
    I2C_Ack();
    rd3 := I2C_Read();     // read the 3rd byte
    I2C_Nack();           // finished reading, send Not Ack
    I2C_Stop();           // Send Stop Condition
    AnalogVal := (nd2*256)+rd3;
endfunc

```

### ฟังก์ชันการอ่านค่าอนาล็อกจากช่องสัญญาณ CH2 เพื่อคำนวณ

```

func ReadAnalog()
    WriteConfigADC(CHANNEL2);
    pause(5);
    ReadADC();
//a=0.1
//do
// read new data x
//  $x_1 = x_0 + a*(x-x_0)$ 
//  $x_0 = x_1$ 
//loop
//x is the raw data
//x1 is the filtered value
//x0 is the previous filtered value
//a is the filter factor (alpha)

```

เอกสารนี้ //x1 is the filtered value เป็นการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม หากมีข้อผิดพลาดหรือข้อสงสัย กรุณาติดต่อฝ่ายบริการลูกค้า และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

//a is the filter factor (alpha)

```

AnalogW := X0 + (((AnalogVal - X0)*10)/10); //37 for beat rate Measurement
filtered a= 0.3
X0 := AnalogW;

AnalogW := AnalogW + 70;
endfunc

```

### ฟังก์ชันกำหนดความถี่เพื่อใช้ในการพล็อตกราฟ

```

func I2C_Initialize()
var c;
I2C_Open(I2C_SLOW); // 100khz
//I2C_Open(I2C_MED); // 400khz
//I2C_Open(I2C_FAST); // 1mhz NB DS1307 may not run at 1mhz!!!
c:=ReadRTC(0) & 0x7F; // ensure CH bit is clear else clock wont run
WriteRTC(0, c);

//writebyte(7, 0); // turn off output ant SQWE generator
WriteRTC(7, 0x10); // enable square wave output
pause(1000);
endfunc

```

### ฟังก์ชันรีเซ็ตเพื่อใช้แน่ใจว่าไม่มีข้อมูลตกค้างในรีจิสเตอร์

```

func Reset_I2CDevice()
I2C_Start();
I2C_Write(0x00);
I2C_Write(0x06);
I2C_Stop();
endfunc

```

เอกสารนี้ **ฟังก์ชันกำหนดพอร์ต** สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณี **func Port\_Initialize()** มิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
pin_Set(INPUT,IO1_PIN);
```

```

pin_Set(INPUT,IO2_PIN);
pin_Set(INPUT,IO3_PIN);
pin_Set(OUTPUT,IO5_PIN);
pin_HI(IO1_PIN);
pin_HI(IO2_PIN);
pin_HI(IO3_PIN);
pin_HI(IO5_PIN);
endfunc

```

### ฟังก์ชันแสดงเวลาจริง

```

func DisplayClock()
    Hr := ReadRTC(HOURS);
    Min := ReadRTC(MINUTES);
    Sec := ReadRTC(SECONDS);
    if (Sec == SecLst)
        SecLst := Sec;
    else
        txt_MoveCursor(1,2);
        txt_Height(2);
        txt_Width(1);
        txt_Set(TEXT_COLOUR,WHITE);
        print([HEX2] Hr,":",[HEX2] Min,":",[HEX2] Sec);
        txt_Height(1);
        txt_Width(1);
        SecLst := Sec;
    endif
endfunc

```

### ฟังก์ชันแสดงวันเดือนจริง

```

func DisplayDate()

```

```

    var day,month;
    txt_MoveCursor(1,66);
    txt_Set(TEXT_COLOUR,WHITE);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น หากมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายบริการลูกค้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

txt_Set(TEXT_HEIGHT,2);
day := ReadRTC(DAYS);
if (day == 1) print ("SUN ");
if (day == 2) print ("MON ");
if (day == 3) print ("TUE ");
if (day == 4) print ("WED ");
if (day == 5) print ("THU ");
if (day == 6) print ("FRI ");
if (day == 7) print ("SAT ");
month := ReadRTC(MONTHS);
if (month == 1) print ("JAN ");
if (month == 2) print ("FEB ");
if (month == 3) print ("MAR ");
if (month == 4) print ("APR ");
if (month == 5) print ("MAY ");
if (month == 6) print ("JUN ");
if (month == 7) print ("JUL ");
if (month == 8) print ("AUG ");
if (month == 9) print ("SEP ");
if (month == 16) print ("OCT ");
if (month == 17) print ("NOV ");
if (month == 18) print ("DEC ");
print([HEX2] ReadRTC(DATES)," ",
      [HEX2] ReadRTC(YEARS)
);
txt_Height(1);
txt_Width(1);
endfunc

```

### ฟังก์ชันตรวจสอบคาบเวลาของสัญญาณที่รับมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ๒. Period := 2000 - sys\_GetTimer(TIMERO);  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
 sys\_SetTimer(TIMERO,2000);

```

//Barray[0]:=Barray[1];
//Barray[1]:=Barray[2];
//Barray[2]:=Barray[3];
//Barray[3]:=Barray[4];
//Barray[4]:=Period;
//Period := (Barray[0]+Barray[1]+Barray[2]+Barray[3]+Barray[4])/5;
endfunc

```

### ฟังก์ชันตรวจสอบพัลส์

```

func CheckPulse()
  if (AnalogW != 0)
    if (AnalogW > 50) PrsState := 1;
    if (AnalogW < 1) PrsState := 0;
    State := (PrvState ^ PrsState) & (! PrvState);
    if (State == 1)
      gfx_CircleFilled (100,25,6,RED);
      CheckPeriod();
      PulseCount++;
    else
      gfx_CircleFilled (100,25,6,BLACK);
    endif
    PrvState := PrsState;
  endif
endfunc

```

### ฟังก์ชันแปลงค่าจากรีจิสเตอร์เป็นเลขฐานสอง

```

// the clock chip register format is BCD.
// This converts the register value to a binary value
// so we can do normal math operations with it if required.
func bin2bcd(var binValue)

```

เอกสารนี้เป็น `return (binValue >> 4) * 10 + (binValue & 15);` ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ฟังก์ชันพล็อตกราฟ

```

func PlotGraphAnalog()
    CreateGraphFrame();
    Graph_X := Graph_X + 1;
    if (Graph_X >= 499)
        Graph_X := 2;
        gfx_RectangleFilled(X_ref+Graph_X-
1,Y_ref+5,X_ref+Graph_X+2,Y_ref+165,BLACK);
    endif
    if (Graph_X <= 2) Graph_X := 2;

    W := (AnalogW/15)+80;
    W := 165-W;

    gfx_Vline(X_ref+Graph_X,Y_ref+5,Y_ref+165,BLACK);
    gfx_Line(X_ref+Graph_X-1,Y_ref+W_LST,X_ref+Graph_X,Y_ref+W,WHITE);
    W_LST := W;
endfunc

```

### ฟังก์ชันแสดงผล BPM

```

func DisplayBPM(var BPM)
    if (BPM >= 200)
        BPM := 200;
    endif
    txt_MoveCursor(26,2);
    txt_Height(5);
    txt_Width(3);
    txt_Set(TEXT_COLOUR,YELLOW);
    print(BPM," ");
    txt_Height(1);
    txt_Width(1);
endfunc

```

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของสถาบันวิจัยพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ฟังก์ชันหลักสั่งแสดงผลออกทางหน้าจอตามลำดับ

```

func main()
  pause(1000);
  gfx_Set(SCREEN_MODE,LANDSCAPE);
  CreateFrame();
  I2C_Initialize();
  Port_Initialize();
  Reset_I2CDevice();
  CreateGraphFrame();
  CreateAXIS_Labe1();
  repeat
    DisplayClock();
    DisplayDate();
    ReadAnalog();
    PlotGraphAnalog();
    CheckPulse();

    BeatRate := (6000/(Period/10));
    DisplayBPM(BeatRate);
    txt_FontID(0);
    txt_MoveCursor(58,1);
    print("Pulse=",PulseCount," BPM=",BeatRate," W=",AnalogW," ");
    txt_FontID(2);
  forever
endfunc

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นางสาวณัฐภา นุยา  
 วัน เดือน ปีเกิด 6 มีนาคม 2535  
 ที่อยู่ปัจจุบัน 7 ถนน สัจจาภิรมย์ ตำบล หน้าเมือง  
 อำเภอ เมืองราชบุรี ราชบุรี 70000  
 ชื่อวิทยานิพนธ์ การศึกษาเพื่อตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นหัวใจ  
 ประวัติการศึกษา 2556 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุม  
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่อ-นามสกุล นายณัฐพล นราศรี  
 วัน เดือน ปีเกิด 25 พฤษภาคม 2535  
 ที่อยู่ปัจจุบัน 120 ซอย สวนหลวง 4 ถนน บรรทัดทอง  
 แขวง วังใหม่ เขต ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330  
 ชื่อวิทยานิพนธ์ การศึกษาเพื่อตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นหัวใจ  
 ประวัติการศึกษา 2556 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุม  
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่อ-นามสกุล นายณัฐวุฒิ แคนจา  
 วัน เดือน ปีเกิด 4 กันยายน 2534  
 ที่อยู่ปัจจุบัน 321 ซอย เพชรเกษมฯ 94 หมู่ที่ 1 ถนน เพชรเกษมฯ  
 แขวง บางแคเหนือ เขต บางแค กรุงเทพฯ 10160  
 ชื่อวิทยานิพนธ์ การศึกษาเพื่อตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นหัวใจ  
 ประวัติการศึกษา 2556 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุม  
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้