

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

WIRELESS ELECTROCARDIOGRAM (ECG) SYSTEM



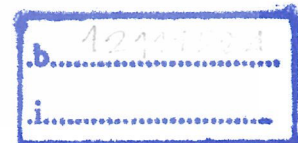
T104079



เลขหมู่.....

เลขทะเบียน 104079

วัน,เดือน,ปี 28 ต.ค. 2552



ปฏิญานี้พจนันนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2551

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# WIRELESS ELECTROCARDIOGRAM (ECG) SYSTEM



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF  
BACHELOR OF ENGINEERING IN INSTRUMENTATION ENGINEERING  
DEPARTMENT OF INSTRUMENTATION ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2008

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองปริญญาโท

หัวข้อปริญญาโท เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย  
WIRELESS ELECTROCARDIOGRAM (ECG) SYSTEM  
นักศึกษาผู้จัดทำ นายธิภัทร เดชศิริพันธ์ รหัสนักศึกษา 48010391  
นายบุญลือ สิงห์บุบผา รหัสนักศึกษา 48010478  
นางสาวเบญจพร ภัสตรติลกเลิศ รหัสนักศึกษา 48010482  
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม  
ปีการศึกษา 2551

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาโท	ลายมือชื่อ
รศ.ประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์ ผศ.ดร.อัมพวัน จุลเสรีวงศ์	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย		
	WIRELESS ELECTROCARDIOGRAM (ECG) SYSTEM		
นักศึกษาผู้จัดทำ	นายธิภัทร	เดชศิริพันธ์	รหัสนักศึกษา 48010391
	นายบุญลือ	สิงห์บุผา	รหัสนักศึกษา 48010478
	นางสาวเบญจพร	ภัสสรติลกลีศ	รหัสนักศึกษา 48010482
อาจารย์ที่ปรึกษา	รศ.ประสิทธิ์	จุลเสวีวงศ์	
	ผศ.ดร.อัมพวัน	จุลเสวีวงศ์	
ปีการศึกษา	2551		

### บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย ด้วยวิธีการวัดแบบเฟ้าะวัง เทคนิคการออกแบบจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ฮาร์ดแวร์ และซอฟต์แวร์ การสร้างภาคส่งและภาครับสัญญาณในส่วนของฮาร์ดแวร์จะใช้อุปกรณ์ที่มีขายในท้องตลาด การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะใช้อิเล็กทรอนิกส์ 3 อันซึ่งเป็นเซนเซอร์ที่สร้างสัญญาณเอาต์พุตในรูปของแรงดัน สัญญาณแรงดันที่วัดได้จะถูกปรับแต่ง โดยใช้ส่วนจัดการสัญญาณก่อนถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ยี่ห้อ ATMEL รุ่น ATmega 128 ส่วนจัดการสัญญาณจะประกอบด้วย วงจรขยายอินสตรูเมนต์ วงจรขยายสัญญาณแรงดันและปรับศูนย์ วงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ วงจรยกระดับแรงดันคิซี ส่วนไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR จะใช้แปลงสัญญาณที่วัดได้ให้เป็นข้อมูลดิจิทัลที่เหมาะสมสำหรับบอร์ด ZX-Xbee ซึ่งเป็นตัวส่งข้อมูลแบบไร้สาย ส่วนตัวรับข้อมูลจะใช้โมดูลไร้สาย USB Dongle ที่มีระยะทางในการรับ-ส่งสัญญาณในแนวตรงสูงสุด 20 เมตร โดยโมดูลภาครับนี้จะถูกเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต USB ในส่วนที่ติดต่อกับผู้ใช้งานบนหน้าจอคอมพิวเตอร์จะใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม Visual Basic จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ สามารถคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเกินกว่าค่าสูงสุด-ต่ำสุดที่กำหนดไว้ สัญญาณเตือนในรูปของเสียงจะทำงาน เพื่อเป็นการยืนยันสมรรถนะการทำงานของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอ ในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้เนบผลการทดลองจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<b>Thesis Title</b>	Wireless Electrocardiogram (ECG) System	
<b>Authors</b>	Mr. Thipat	Dejsiriphant
	Mr. Boonlue	Singbubpha
	Miss Benchaporn	Patsorndiloklert
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc.Prof.Prasit	Julsereewong
	Asst.Prof.Dr.Amphawan	Julsereewong
<b>Year</b>	2008	

## ABSTRACT

The article presents a wireless electrocardiogram (ECG) system with monitoring lead. The design technique falls into 2 part; hardware and software. Hardware implementation of transmitter and receiver are constructed using commercially available devices. Three electrodes providing voltage output are employed to sense the ECG signal. The measured voltage is manipulated by using signal conditioner before sending to ATmega128-AVR ATmega128 microcontroller. The signal conditioner comprises instrument amplifier, voltage amplifier and zero adjustment circuit, notch filter, and DC level shift circuit. The AVR microcontroller is connected to convert the measured signal into the digital data suitable for ZX-Xbee wireless transmitter. The USB Dongle Xbee wireless connected with a computer via USB port receives the measured signal over a distance of up 20 m line-of-sight. A graphical user interface on computer screen has been developed by the software written in Visual Basic program. From the measured ECG signal, the heartbeat rate is calculated. If the obtained heartbeat rate exceeds the preset max-min settings, the audio alarms will be turn on. To verify the performances of the proposed system, experimental results from measuring standard ECG waveforms are also included in this article.

# กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดีนั้น ผู้จัดทำขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษา  
รศ.ประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์ และศศ.ดร.อัมพวัน จุลเสรีวงศ์ ที่ได้ให้แนวคิด และคำปรึกษาต่าง ๆ  
ซึ่งทางผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอขอบคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ด้วย

ขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ที่สนับสนุนงบประมาณในการจัดทำ

ขอขอบคุณพี่อภินัย ฤกษ์รัตน์ ที่ช่วยให้คำแนะนำเกี่ยวกับวงจร ให้คำปรึกษาเกี่ยวกับปัญหา  
ที่เกิดขึ้นและเสียสละเวลาอันมีค่าให้แก่ผู้จัดทำ

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่พยาบาลของโรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า ที่อนุเคราะห์หัตถ์เล็กโทรด  
โดยไม่คิดค่าใช้จ่ายใด ๆ และขอขอบคุณเพื่อนันต์ วงษ์จันทร์ เจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการทดสอบและ  
สอบเทียบของโรงพยาบาลศิริราช ที่ได้เอื้อเฟื้อเครื่องมือในการทดสอบสมรรถนะ การทำงานของ  
เครื่อง ตรวจสอบสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่ได้จัดทำขึ้น

ขอขอบคุณเพื่อน ๆ ทุกคนที่คอยแลกเปลี่ยนความคิดเห็นต่าง ๆ และคอยให้กำลังใจกันเสมอ  
สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ ผู้ที่คอยดูแลเราอย่างดีมาตลอด ให้การสนับสนุน  
ลูก และกำลังใจอย่างเต็มเปี่ยมเสมอมา ขอขอบคุณญาติพี่น้องและทุกคนในครอบครัว

คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญภาพ.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญของปริยฐานิพนธ์.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของปริยฐานิพนธ์.....	1
1.3 ขอบเขตของปริยฐานิพนธ์.....	2
1.4 รายละเอียดของปริยฐานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย.....	4
2.1 กล่าวนำ.....	4
2.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ.....	4
2.2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ.....	6
2.2.3 ขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.2.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.3 ระบบการติดติด.....	10
2.3.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead.....	10
2.3.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead.....	13
2.3.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead.....	14
2.3.4 วิธีการวัดแบบ Monitoring Lead.....	15
2.4 อิเล็กโทรด.....	16
2.4.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์.....	17
2.4.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด.....	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.4.3 อิเล็กทรอนิกส์แบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ.....	18
2.5 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่องตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	19
2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR.....	20
2.7 โมดูลไร้สาย ยี่ห้อ Xbee.....	21
2.7.1 คุณสมบัติของโมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee.....	22
2.7.2 กำลังส่งสายอากาศและสัญญาณรบกวนของโมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee.....	23
2.8 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับ Visual Basic .....	24
2.8.1 เข้าสู่โปรแกรม Visual Basic.....	25
2.8.2 ทูลบาร์.....	26
2.8.3 ทูลบ็อกซ์.....	26
2.8.4 คอนโทรลภายใน.....	27
2.8.5 คอนโทรล ActiveX.....	27
2.8.6 Form Designer.....	27
2.8.7 Project Explorer.....	28
2.8.8 ส่วนประกอบของโปรเจกต์.....	29
2.8.9 หน้าต่าง Properties.....	29
2.8.10 หน้าต่าง Form Layout.....	30
2.8.11 หน้าต่าง Immediate .....	30
2.8.12 หน้าต่าง New Project.....	31
2.8.13 หน้าต่าง Code Editor.....	31
2.9 บทสรุป.....	32
<b>บทที่ 3 เครื่องตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่ได้นำเสนอ.....</b>	<b>33</b>
3.1 กล่าวนำ.....	33
3.2 โครงสร้างของเครื่องตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย.....	33
3.2.1 วงจรขยายอินสตรูเมนต์.....	34
3.2.2 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์.....	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.2.3 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์.....	37
3.2.4 วงจรยกระดับแรงดัน.....	39
3.2.5 การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR กับ Xbee (Transmitter).....	40
3.2.6 โมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee.....	40
3.3 โปรแกรมแสดงผลการวัด .....	42
3.4 การทดลองค่าคอมมอน โหมดรีเฟรชขั้นแรกโซของวงจรดังภาพที่ 3.3.....	45
3.4.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด.....	46
3.4.2 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด.....	47
3.5 การทดลองวงจรขยายสัญญาณและปรับสัญญาณดังภาพที่ 3.4.....	48
3.6 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรดังภาพที่ 3.5.....	49
3.7 การทดลองการทำงานของวงจรยกระดับแรงดันดังภาพที่ 3.7.....	51
3.8 การทดลองส่งข้อมูลสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจแบบ ไร้.....	51
3.9 การสอบเทียบเครื่องตรวจสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจ.....	55
3.9.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการสอบเทียบ.....	56
3.9.2 ขั้นตอนในการสอบเทียบ.....	57
3.10 บทสรุป.....	57
<b>บทที่ 4 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง.....</b>	<b>58</b>
4.1 สรุปผลการทดลอง.....	58
4.2 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ไข.....	58
4.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป.....	59
<b>เอกสารอ้างอิง.....</b>	<b>60</b>
<b>ภาคผนวก.....</b>	<b>61</b>

ภาคผนวก ก Datasheet ต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับเครื่องตรวจสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจ

ภาคผนวก ข รูปแบบคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ

ภาคผนวก ค Source Code ของซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้น โดยใช้โปรแกรม Visual Basic

ภาคผนวก ง ใบบันทึกการสอบเทียบเครื่องตรวจสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจแบบ ไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ช่วงเวลาต่าง ๆ ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	10
2.2 ระยะทางการส่งสัญญาณของสายอากาศแบบต่าง ๆ .....	24
2.3 ส่วนประกอบของโปรเจกต์.....	29
3.1 ผลการทดลองเพื่อหาค่าอัตราขยายของวงจรขยายอินสตรูเมนต์แบบคิฟเฟอเรนเชียลโหมด...46	
3.2 ผลการทดลองเพื่อหาค่าอัตราขยายของวงจรขยายอินสตรูเมนต์แบบคอมมอนโหมด.....47	
3.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์.....	50



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2.1 ส่วนประกอบของหัวใจและแสดงการไหลเวียนของโลหิตผ่านหัวใจ.....	5
2.2 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ.....	6
2.3 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SAN ไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ.....	7
2.4 สัญญาณที่ได้จากจุดต่าง ๆ และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดแบบ Standard Limb Lead.....	11
2.6 สามเหลี่ยมไอโรเฟน และแนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบมาตรฐาน.....	12
2.7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead.....	12
2.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead.....	14
2.9 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead.....	14
2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead.....	15
2.11 ตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Monitor Lead.....	16
2.12 โครงสร้างภายในของอิเล็กโทรด.....	17
2.13 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะ.....	19
2.14 ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR เบอร์ ATmega 128 .....	21
2.15 สายอากาศของ โมดูล ไร้สาย Xbee (ก) แบบ Chip (ข) แบบ Whip.....	22
2.16 ขาของโมดูล ไร้สาย Xbee ขนาด 20 Pin.....	23
2.17 หน้าต่างสำหรับเลือกโปรแกรมประยุกต์ที่ต้องการ.....	25
2.18 หน้าต่าง Standard EXE ของ Visual Basic.....	25
2.19 หน้าต่างแสดงทูลบาร์.....	26
2.20 หน้าต่างของทูลบ็อกซ์ .....	26
2.21 หน้าต่างของชุดคอนโทรลของ Visual Basic.....	27
2.22 หน้าต่างส่วนที่ใช้ในการออกแบบของ โปรแกรม.....	28
2.23 Project Explorer แบบ โปรเจกต์เดี่ยวและแบบหลายโปรเจกต์.....	28
2.24 หน้าต่าง Properties ที่ใช้ในการปรับแต่งค่า.....	29
2.25 หน้าต่าง Form Layout.....	30
2.26 หน้าต่าง Immediate .....	30
2.27 หน้าต่าง New Project.....	31
2.28 หน้าต่าง Code Editor.....	31

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญภาพ(ต่อ)

ภาพที่	หน้า
3.1 บล็อกไดอะแกรมการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย.....	33
3.2 โครงสร้างภายในของไอซีวงจรรขยายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA 126.....	35
3.3 การต่อวงจรรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ในการทดลอง.....	36
3.4 วงจรรขยายสัญญาณและปรับศูนย์.....	36
3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 Hz.....	37
3.6 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์.....	38
3.7 วงจรยกแอมป์แรงดัน.....	39
3.8 การต่อวงจรต่าง ๆ ภายในเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	40
3.9 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR.....	40
3.10 บอร์ด ZX-Xbee สำหรับภาคส่ง.....	41
3.11 โมดูล USB Dongle ของ Xbee สำหรับภาครับ.....	41
3.12 การต่อวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์ของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบ.....	42
3.13 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดในโปรแกรม Visual Basic 6.0.....	43
3.14 Flow chart ของหน้าต่างที่แสดงผลการวัด.....	43
3.15 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ทั้งหมดในโครงงาน.....	45
3.16 สัญญาณที่ผ่านวงจรรขยายอินสตรูเมนต์.....	48
3.17 สัญญาณที่ผ่านวงจรรขยายสัญญาณและปรับศูนย์.....	49
3.18 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์.....	50
3.19 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่และยกแอมป์แรงดัน.....	51
3.20 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรรวบรวมสัญญาณต่าง ๆ.....	52
3.21 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 1 เมตร.....	53
3.22 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 5 เมตร.....	53
3.23 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 10 เมตร.....	54
3.24 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 15 เมตร.....	54
3.25 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 20 เมตร.....	55
3.26 ห้องงานอุปกรณ์ทางการแพทย์ ณ โรงพยาบาลศิริราช.....	56
3.27 มัลติพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสอบเทียบ.....	56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญของปริญญานิพนธ์

ในทางการแพทย์การตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram หรือ ECG) มีหลายแบบ เช่น การตรวจแบบเฟื่อระวัง [1] ที่ใช้ในกรณีที่ต้องการการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา เพื่อดูอาการของอาการของผู้ป่วยหลังการผ่าตัด หรือการตรวจแบบวินิจจัยโรค ซึ่งเป็นการตรวจที่สมบูรณ์ประกอบด้วย 12 ลีด (Lead) โดยแต่ละลีดเกิดจากการติดอิเล็กโทรดเพื่อตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ แต่เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป มักจะมีราคาแพง และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ

ในปริญญานิพนธ์นี้ มุ่งเน้นการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่สามารถนำไปใช้งานในกรณีที่ผู้ป่วยต้องการตรวจแบบเฟื่อระวัง มีราคาถูก และสามารถสร้างได้โดยใช้อุปกรณ์ที่หาซื้อได้ง่าย นอกจากนั้นเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบสามารถใช้งานสำหรับการวัดและส่งข้อมูลทางไกล (Telemetry) โดยใช้เทคโนโลยีการส่งข้อมูลแบบไร้สาย (Wireless Data Communication) เพื่อสร้างความสะดวกในการใช้งานแก่แพทย์ พยาบาล หรือเจ้าหน้าที่ผู้เฟื่อระวังอาการที่สามารถปฏิบัติงานอยู่ในห้อง Central Monitor ได้ โดยไม่จำเป็นต้องเดินมาดูที่เตียงคนไข้ตลอดเวลา ทำให้สามารถเฟื่อระวังอาการของผู้ป่วยจำนวนหลาย ๆ รายได้ในเวลาเดียวกัน

### 1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์

1. เพื่อศึกษาลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และวิธีการตรวจวัด
2. เพื่อศึกษาการส่งข้อมูลแบบไร้สาย โดยใช้โมดูลไร้สาย (Wireless Module) ที่มีจำหน่ายในท้องตลาด
3. เพื่อศึกษาโปรแกรม Visual Basic 6.0 ในการพัฒนาซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลการวัดบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้
4. เพื่อสร้างเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ใช้งานสำหรับการตรวจแบบเฟื่อระวังได้
5. สามารถส่งสัญญาณที่วัดได้ผ่าน โมดูลไร้สายได้
6. สามารถออกแบบหน้าต่างแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ พร้อมทั้งแสดงอัตราการเต้นของหัวใจได้

### 1.3 ขอบเขตของปริญญาานิพนธ์

ในปริญญาานิพนธ์นี้ได้ออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ใช้งานสำหรับการตรวจแบบเฟื่อาระวัง โดยใช้แผ่นอิเล็กโทรด (Electrode) เป็นเซนเซอร์ในการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และได้ออกแบบวงจรจัดการสัญญาณ เพื่อขยายและปรับแต่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ ให้มีความเหมาะสมกับโมดูลไร้สาย เพื่อส่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลที่หน้าจอกอมพิวเตอร์ ในส่วนของการแสดงผลได้พัฒนาซอฟต์แวร์ขึ้น โดยใช้โปรแกรม Visual Basic 6.0 เพื่อแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ และอัตราการเต้นของหัวใจ นอกจากนี้ยังได้มีการตรวจสอบอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้ว่ามีค่าสูงหรือต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ เพื่อสร้างสัญญาณเตือน

### 1.4 รายละเอียดของปริญญาานิพนธ์

ในปริญญาานิพนธ์นี้ ได้อธิบายทฤษฎี ขั้นตอน วิธีการในการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย รวมทั้งได้แสดงผลการทดลองคุณสมบัติพื้นฐานต่าง ๆ ของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้นำเสนอ นอกจากนี้ยังแสดงผลการสอบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐานที่ทำการทดสอบ ณ ห้องปฏิบัติการทดสอบและสอบเทียบ โรงพยาบาลศิริราช กรุงเทพฯ

โดยแบ่งเนื้อหาออกเป็น 4 บท เอกสารอ้างอิง และภาคผนวก ดังมีรายละเอียดโดยย่อดังนี้  
 บทที่ 1 บทนำ โดยบทนี้จะกล่าวถึง ความสำคัญของปริญญาานิพนธ์ ตลอดจนวัตถุประสงค์ และขอบเขตของปริญญาานิพนธ์ พร้อมทั้งรายละเอียดของปริญญาานิพนธ์

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่นำเสนอในปริญญาานิพนธ์นี้ โดยอธิบายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ ระบบการคิดลิต จนถึงวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบต่าง ๆ อิเล็กโทรด หลักการของไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR โมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee และความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับ Visual Basic 6.0

บทที่ 3 เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่ได้นำเสนอ ซึ่งจะกล่าวถึง โครงสร้างทางฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาเพื่อใช้แสดงผล โดยส่วนประกอบทางฮาร์ดแวร์จะประกอบด้วยอิเล็กโทรด วงจรจัดการสัญญาณต่าง ๆ โมดูลไร้สาย และเครื่องคอมพิวเตอร์ ส่วนซอฟต์แวร์ได้พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม Visual Basic 6.0 เพื่อแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ อัตราการเต้นของหัวใจ และสัญญาณเตือนในกรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูง หรือต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ อย่างเหมาะสม นอกจากนี้ในบทนี้ยังได้แสดงผลการทดลองจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จากอาสาสมัคร 2 ราย รวมทั้งผลการสอบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน เพื่อเป็นการยืนยันสมรรถนะการทำงานของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้นำเสนอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 สรุปผลและวิจารณ์ โดยจะกล่าวถึงผลการทดลองที่ได้ ปัญหาที่เกิดขึ้นในการจัดทำ  
 ปรินต์งานนี้ พร้อมทั้งข้อเสนอแนะเพื่อเป็นแนวทางในการปรับปรุงแก้ไข และแนวทางการ  
 พัฒนาต่อไป

เอกสารอ้างอิง ซึ่งบอกแหล่งที่มาของข้อมูลที่ใช้อ้างอิงในการจัดทำปรินต์งานนี้

ภาคผนวก แบ่งออกเป็น 4 ภาคผนวก โดยที่

ภาคผนวก ก Datasheet ต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ภาคผนวก ข รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ

ภาคผนวก ค Source Code ของซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้น โดยใช้โปรแกรม Visual Basic

ภาคผนวก ง ใบบันทึกการสอบเทียบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบ เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

### 2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้กล่าวถึงทฤษฎีทั้งหมดที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่นำเสนอในปริญญานิพนธ์นี้ โดยอธิบายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ ระบบการคิดลัด จนถึงวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบต่าง ๆ อิเล็กโทรด [2]-[4] หลักการของไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR [5] โมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee [5] และความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับ Visual Basic 6.0 ซึ่งบทนี้จะทำให้เรามีความรู้และความเข้าใจในทฤษฎีหลัก ๆ ที่ใช้ในการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

### 2.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

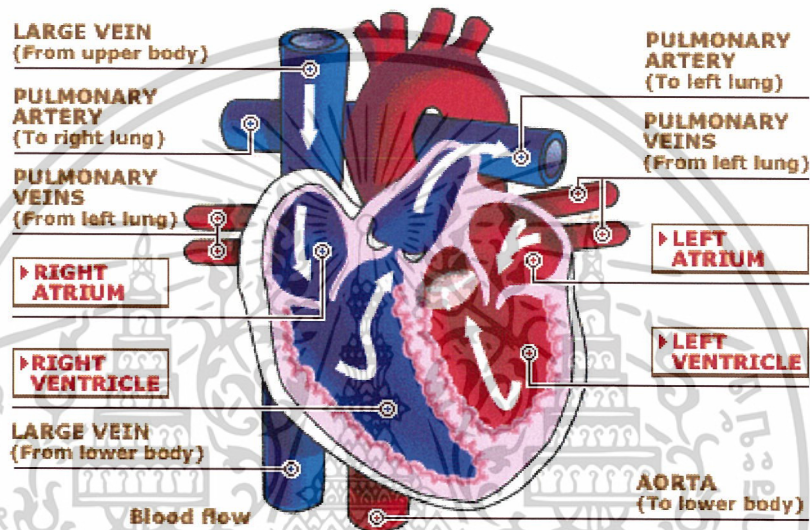
#### 2.2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เพื่อนำออกซิเจนไปในเซลล์ และขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ของเสียออกมา โดยปกติหัวใจจะสูบฉีดเลือด 5.5 ลิตรต่อนาที แต่ในขณะที่ออกกำลังกายหัวใจจะสูบฉีดได้ถึง 35 ลิตรต่อนาที จะเห็นได้ว่าหัวใจจะต้องมีแรงดันสูงมาก เพื่อจะสูบฉีดเลือดไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

หัวใจทำหน้าที่เหมือนลูกสูบ ที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงเซลล์ต่าง ๆ ของร่างกาย รวมถึงเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเอง โดยหัวใจตั้งอยู่ในทรวงอกเหนือกระบังลม ก่อนไปทางซ้าย ภายในหัวใจแบ่งออกเป็น 4 ห้อง ทำงานเหมือนเป็นลูกสูบ 2 อัน ที่วางขนานกันดังแสดงในภาพที่ 2.1 โดยมีผนังกั้นระหว่างซีกซ้ายและซีกขวา เรียกว่า เซปตัม (Septum) โดยห้องหัวใจที่อยู่ด้านบนขวา (Right Atrium) จะทำหน้าที่รับโลหิต (Superior Venacava) และอินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior Venacava) แล้วเลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะไหลไปที่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ซึ่งมีลิ้นไทรคัสปิด (Tricuspid Valve) จะช่วยป้องกันการไหลย้อนกลับของเลือดสู่หัวใจห้องบนขวา หลังจากนั้นเลือดจะออกจากหัวใจห้องล่างขวาเข้าสู่ปอด ซึ่งเลือดจะได้รับออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ออกไป จากนั้นโลหิตแดงที่ได้รับออกซิเจนจากปอด จะเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดปอดโมนาลีเวน (Pulmonary veins) เข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย (Left Ventricle) หัวใจห้องล่างซ้ายสูบฉีดเลือดผ่านลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valve) ออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากที่กล่าวมา การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ เพื่อส่งโลหิตออกไปจะกระทำพร้อมกันทั้งหัวใจซีกซ้ายและซีกขวา โดยหลังจากที่หัวใจห้องบนหดตัวส่งโลหิตมายังหัวใจห้องล่าง หัวใจห้องล่างจะหดตัว ส่งโลหิตออกไปพร้อมกันทั้งซีกซ้ายและซีกขวา หัวใจห้องล่างขวาจะส่งโลหิตดำไปยังปอดเพื่อรับออกซิเจน โดยผ่านหลอดเลือดดำใหญ่พัลโมนารีอาเตอร์รี่ (Pulmonary Artery) และห้องล่างซ้าย จะส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยผ่านทางหลอดเลือดแดงใหญ่เออร์টারีอาเตอร์รี่ (Aorta Artery)



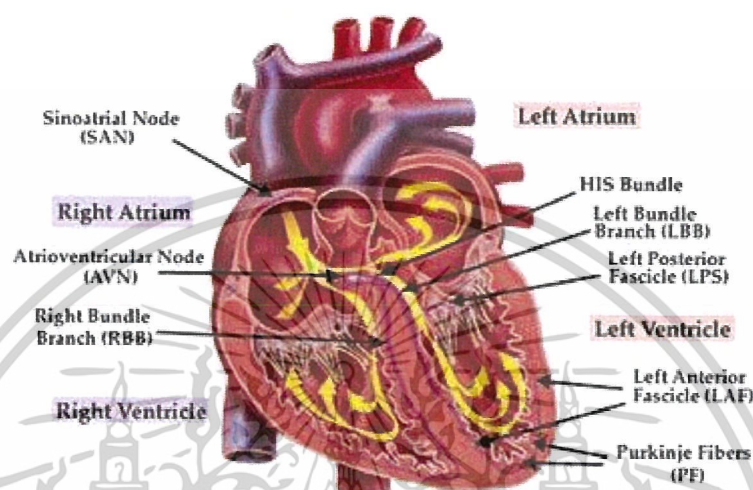
ภาพที่ 2.1 ส่วนประกอบของหัวใจและแสดงการไหลเวียนของโลหิตผ่านหัวใจ

การสูบฉีดโลหิต จะมีอยู่ 2 เฟส ได้แก่ Diastole และ Systole โดย Diastole จะเป็นช่วงการเกร็งตัวของหัวใจ และมีโลหิตอยู่เต็มหัวใจ ส่วน Systole จะเป็นช่วงที่หัวใจทำงานบีบเลือดออกไป หัวใจจะถูกควบคุมด้วยสัญญาณไฟฟ้า ทำให้เกิดชุดของเหตุการณ์ต่าง ๆ ขึ้นคือ หัวใจจะมีการพักระหว่างทุกครั้งที่มีการเต้น โดยหัวใจห้องบนทั้งซีกซ้ายและซีกขวามีการหดตัว จากนั้นหัวใจห้องล่างทั้งสองจึงมีการบีบตัวระหว่างการเต้น หัวใจจะพักให้เลือดจากร่างกายและปอด เข้าสู่หัวใจห้องบนทั้งซีกซ้ายและซีกขวา ตามลำดับ พร้อมกันนั้นเลือดจะไหลลงสู่หัวใจห้องล่าง จากนั้นหัวใจห้องบนจะบีบตัวเป็นการบังคับให้เลือดไหลลงสู่หัวใจส่วนล่างมากขึ้น และหยุดอยู่ในขณะนั้นชั่วคราวเพื่อให้เลือดไหล จากนั้นหัวใจห้องล่างขวาและหัวใจห้องล่างซ้ายเข้าสู่ปอดและเข้าสู่ส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ตามลำดับ เส้นเลือดแดงใหญ่จะแตกแยกเป็นแขนงของเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลง แขนงของเส้นเลือดแดงเหล่านี้ จะแตกย่อยต่อไปอีกเป็นเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลงเรื่อย ๆ ในที่สุด จะเป็นเส้นเลือดฝอยขนาดเล็กจำนวนมากมาย เส้นเลือดฝอยเหล่านี้ จะรวมกันกลายเป็นเส้น

เอกซาร์เน็ลเลือดดำเล็ก ๆ หลายเส้น จากเส้นเลือดค้ำเล็ก ๆ จะรวมตัวกันเป็นเส้นเลือดค้ำที่มีขนาดใหญ่ขึ้น และอ่าไม่ว่าการณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เส้นเลือดดำเหล่านี้ จะส่งเลือดกลับไปยังหัวใจห้องบนขวา ซึ่งการให้ออกซิเจนจะเกิดขึ้น ที่ระดับเส้นเลือดฝอย

## 2.2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ



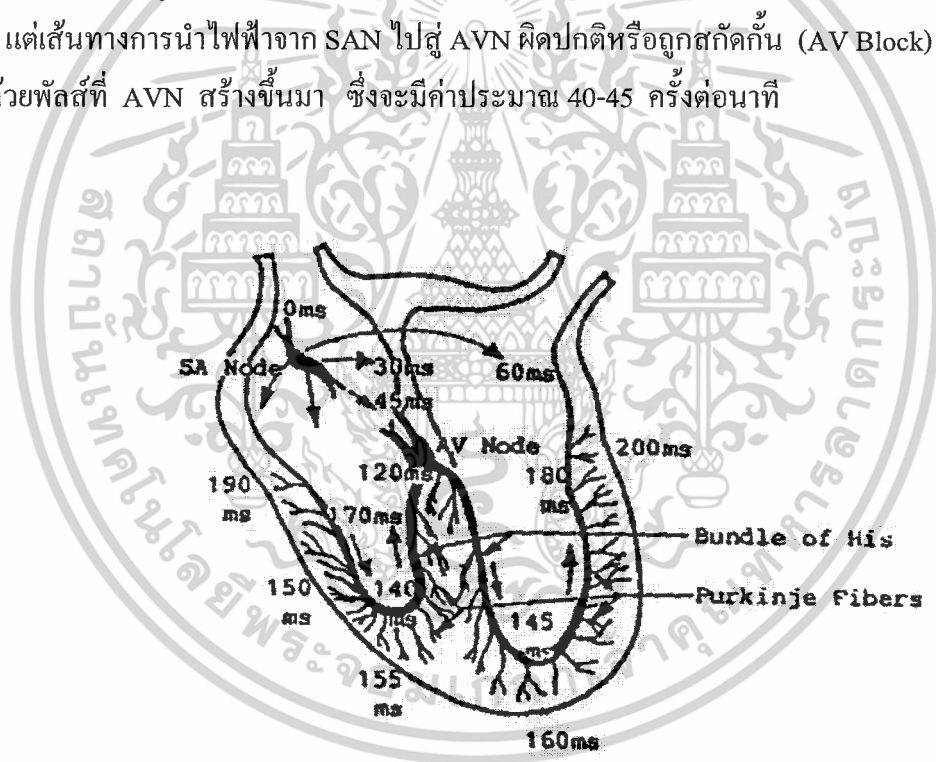
ภาพที่ 2.2 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ ก็เป็นไปในลักษณะเดียวกันกับกล้ามเนื้ออื่น ๆ กล่าวคือจะถูกกระตุ้นด้วยศักดาไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้ไม่ได้มาจากระบบประสาทส่วนกลาง หรือสมอง แต่เป็นการกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่เกิดขึ้นจากภายในหัวใจเอง โดยประกอบด้วยกลุ่มเซลล์กลุ่มหนึ่ง ที่ทำหน้าที่ผลิตพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจและระบบนำไฟฟ้า (Conduction System) ของหัวใจเองซึ่งทำหน้าที่คล้ายกับเส้นประสาท โดยระบบการนำไฟฟ้านี้จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ดังแสดงในภาพที่ 2.2 ที่บริเวณผนังด้านในของหัวใจระหว่างหลอดเลือดดำใหญ่ ซุปรีเวียเวนาคาวา (Superior Venacava) และอินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior Venacava) จะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งที่มีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้า เพื่อกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อของหัวใจซึ่งเซลล์กลุ่มนี้เรียกว่า SAN (Sinoatrial Node) หรือไซนัสโนด หรือเพสเมคเกอร์ (Pacemaker) โดยความถี่ของพัลส์ที่ SAN สร้างขึ้น จะมีอิทธิพลในการกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งโดยปกติแล้วจะพบว่าค่าของอัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับความถี่ของพัลส์ที่ SAN ที่ปล่อยออกมา พัลส์ไฟฟ้านี้แผ่กระจายออกจาก SAN แล้วผ่านหัวใจห้องบนซ้ายและขวาไปสู่ AVN (Atrioventricular Node) โดยที่ AVN นี้อยู่ที่ผนังกั้นหัวใจทางด้านขวาระหว่างห้องหัวใจบนขวาและหัวใจห้องล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบน ทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมาห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ล่าง เส้นทางนำไฟฟ้าจาก SAN เป็น AVN ประกอบด้วยเส้นทางนำไฟฟ้า 3 เส้นทาง ซึ่งแต่ละเส้นทางนั้นจะนำพัลส์ไฟฟ้าจาก SAN ไปสู่ AVN โดยที่ AVN นี้ จะประกอบด้วยเซลล์ประสาทที่ทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 ms เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กัน จาก AVN จะมีระบบนำไฟฟ้าในการนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) ซึ่งแยกออกเป็น 3 เส้นทาง โดยจะเข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายสองสาขา และห้องล่างขวาอีกหนึ่งสาขา แต่ละสาขานำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างโดยผ่านกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของเพอร์กินเจไฟเบอร์ (Purkinje Fibers)

ในภาพที่ 2.3 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้า จากจุดกำเนิดที่ SAN ไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ ซึ่งที่ AVN ก็มีการผลิตพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SAN แต่ความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ AVN ผลิตขึ้นจะมีอัตราต่ำกว่าความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ SAN ผลิตขึ้นมา สำหรับคนปกติแล้ว AVN จะถูกกระทำด้วยพัลส์จาก SAN ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเท่ากับความถี่ของ SAN แต่เส้นทางการนำไฟฟ้าจาก SAN ไปสู่ AVN ผิดปกติหรือถูกสกัดกั้น (AV Block) หัวใจก็จะเต้นด้วยพัลส์ที่ AVN สร้างขึ้นมา ซึ่งจะมีค่าประมาณ 40-45 ครั้งต่อนาที



ภาพที่ 2.3 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SAN ไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ

### 2.2.3 ขั้นตอนการเกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1. การกระตุ้นจะเกิดจากจุด Sinoatrial Node หรือ SAN เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนที่ทำให้เคลื่อนไหว ซึ่งมีคุณสมบัติคล้ายเส้นประสาทมีความสามารถกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ SAN เป็นชิ้นของกล้ามเนื้อหัวใจ ที่สามารถให้การกระตุ้นได้อย่างรุนแรงและเป็นเสมือน Pacemaker ของหัวใจ สักคาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะนำไปสู่การบีบตัวของหัวใจ คือการเกิดการ ทำงานของ SAN

2. การบีบตัวของหัวใจห้องบน เมื่อ SAN เกิดการ Depolarize คลื่นของการกระตุ้นจะกระจายไปหัวใจห้องบนและมันจะบีบส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่าง

3. การกระตุ้นของ Atrioventricular Node หรือ AVN ได้หัวใจห้องบนขวาจะมีอีกส่วนที่เกิดการกระตุ้นได้สูงคือ AVN เมื่อถึงจุดนี้ก็จะถูก Depolarize และแยกไปเป็นแขนงของมัดโปรตีนที่เรียกว่า Bundle of His

4. การแพร่กระจายสู่ด้านล่างของ Bundle of His นั่นคือ การไหลผ่านของกระแสกระตุ้นจากหัวใจห้องบนไปหัวใจห้องล่าง และการบีบตัวจะเริ่มจากด้านล่างของหัวใจห้องล่าง

5. Purkinje System Fibers เป็นส่วนเชื่อมของการแพร่กระจายสู่ด้านล่างของบันเดิลออฟซิสกับการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง

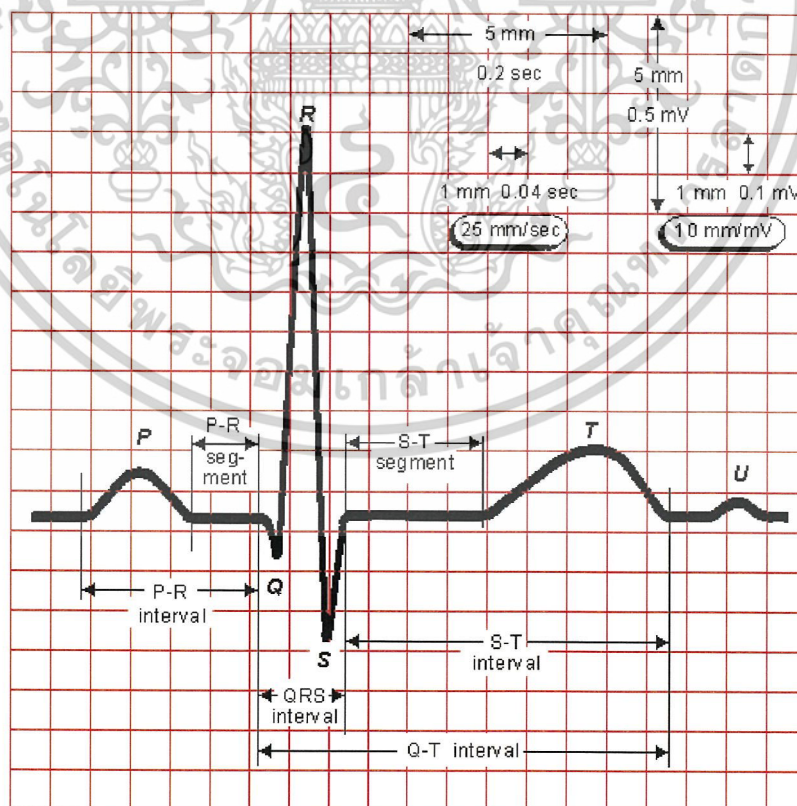
6. การบีบตัวของหัวใจห้องล่าง เป็นเฟสสุดท้ายของการทำงานของหัวใจ ที่เป็นการสูบฉีดโลหิตไปยังปอด และส่วนต่างๆ ของร่างกาย จะเห็นว่าหัวใจทางซ้ายจะรับภาระมากกว่า จึงมีผนังที่หนากว่าด้านขวา

### 2.2.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อ เกิดจากการที่พัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้น ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและเกิดศักดาไฟฟ้าขึ้น ซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกัน การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์จะรวมตัวกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่ เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้ เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) โดยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุม และระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (Heart Axis)

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากคนปกติ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P, Q, R, S, T และ U ดังแสดงในภาพที่ 2.4 ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆ ภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายดังต่อไปนี้

1. สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 ms
  2. สัญญาณ QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 ms โดยสัญญาณ R จะมีขนาดสูงสุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยขนาดของสัญญาณ R สำหรับการทำงานปกติมีค่าประมาณ 1 mV
  3. ผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนากว่าส่วนอื่น ๆ การที่สัญญาณมีขนาดสูงเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก
  4. สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบเวลาประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ของสัญญาณ โดยขนาดของสัญญาณ T มีค่าประมาณ 1/3 เท่าของขนาดของสัญญาณ R
  5. สัญญาณ U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่นอน แต่สันนิษฐานกันว่าเกิดจากการกลับคืนสู่ระดับศักดาไฟฟ้า ขณะอยู่นิ่ง ๆ อย่างช้า ๆ ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง หรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง (After Potential) สัญญาณ U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV
- เวลาในแต่ละช่วงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะบอกถึงการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าไปสู่เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อหัวใจที่จุดต่างๆ ซึ่งเวลาในแต่ละช่วงของสัญญาณปกติได้สรุปไว้ในตารางที่ 2.1



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในท้องถิ่นเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่าง ๆ ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ช่วงเวลาต่าง ๆ ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	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	-

### 2.3 ระบบการติดลีด

ระบบการติดลีด (Lead System) ของเซนเซอร์จำพวกอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้มีการเปลี่ยนแปลงไปด้วย สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์ประกอบด้วย 12 ลีด โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบบนตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดให้วาง 12 ลีด ดังนี้

ลีด I, ลีด II, ลีด III

ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

ลีด V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub>

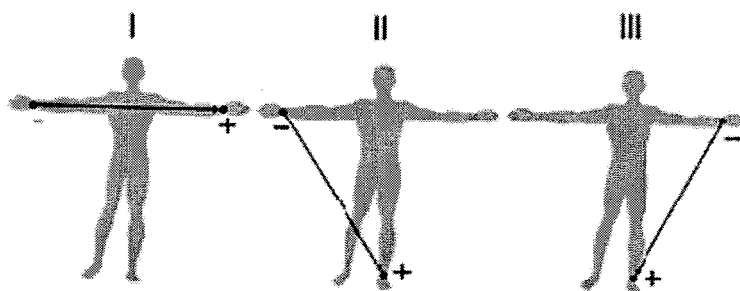
โดยมาตรฐาน ลีด I, II, III และลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกายหรือหัวใจ ส่วนลีด V<sub>1</sub>-V<sub>6</sub> จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย

วิธีการติดลีด สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 วิธี โดยแต่ละวิธีมีเนื้อหาโดยย่อ ดังนี้

#### 2.3.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead

วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead) ถือว่าเป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรด โดยวิลเลียม ไอธอฟีน (ค.ศ. 1860 -1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยาของมหาวิทยาลัยไลนเดน จากการทดลองไอธอฟีนพบว่า การติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องทำการติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวหน้า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียกว่า สามเหลี่ยมไอธอฟีน (Einthoven's Triangle) แต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวหน้า โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน ซึ่งแสดงดังภาพที่ 2.5 และ 2.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดแบบ Standard Limb Lead

จากภาพที่ 2.5 คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เป็นการดูหัวใจในส่วนด้านหน้า โดยแบ่งการบันทึกออกเป็น

- Lead I ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้า หรือสายลิตของเครื่อง โดยขั้วลบบวางไว้ที่แขนขวา ขั้วบวกวางไว้ที่แขนซ้าย และเปรียบเทียบกับสายดิน (Ground) ที่ขาขวา

Lead I = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead I} = \text{LA} - \text{RA}$$

- Lead II ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้า หรือสายลิตของเครื่อง โดยขั้วลบบวางไว้ที่แขนขวา ขั้วบวกวางที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead II = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead II} = \text{LL} - \text{RA}$$

- Lead III ทำนองเดียวกัน ใช้ขั้วลบบวางที่แขนซ้าย ขั้วบวกวางที่ขาซ้ายแล้วเปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead III = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนซ้าย

$$\text{Lead III} = \text{LL} - \text{RA}$$

เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา

LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย

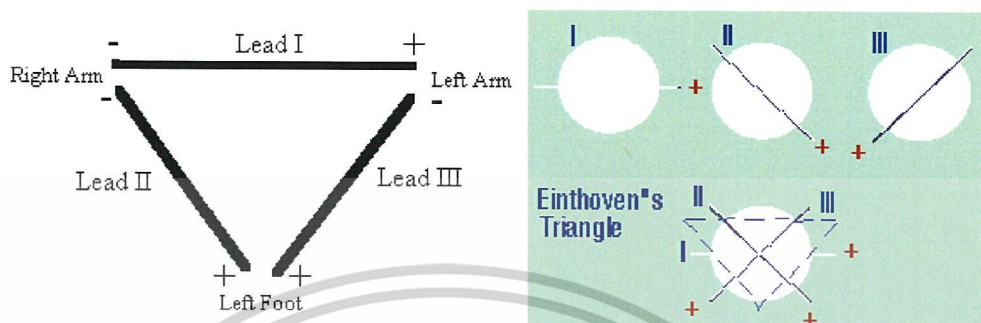
LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย

จะเห็นว่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากทั้งสามลิตเป็นปริมาณเวกเตอร์ (Vector) คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลิตทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโซเฟน ดังแสดงในภาพที่ 2.6 ซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้ คือ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

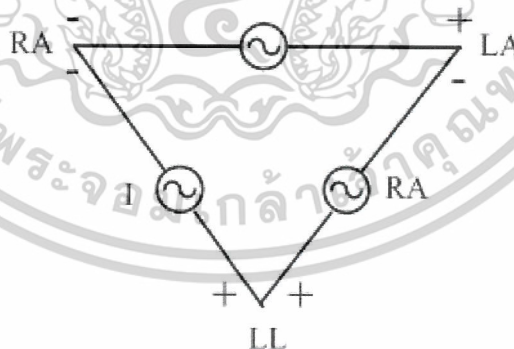
หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมาบวกกัน โดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลิตต์ตัดกันเป็นมุม 60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System



ภาพที่ 2.6 สามเหลี่ยมไอโรเฟิน และแนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบมาตรฐาน

จากการวางอิเล็กโทรด ในภาพที่ 2.5 ถ้าพิจารณาให้เวกเตอร์ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสามเหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลิตต์ I, ลิตต์ II และลิตต์ III ดังแสดงในภาพที่ 2.7 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลิตต์ I และลิตต์ III มีค่าเท่ากับความต่างศักย์ที่ได้จากลิตต์ II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{ลิตต์ II} - \text{ลิตต์ I} - \text{ลิตต์ III} = 0 \quad (2.2)$$



ภาพที่ 2.7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

แบบ Standard Limb Lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากความสัมพันธ์ดังกล่าวนี้ จะทำให้การตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead นั้นไม่จำเป็นต้องตรวจวัดทุกลีด โดยที่สามารถเลือกวัดเพียง 2 ลีด แล้วจึงคำนวณหาลีดที่เหลือได้

### 2.3.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead

วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead) เป็นการวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) บนตำแหน่งแขนขวา หรือแขนซ้าย หรือขาซ้าย โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ (Zero) ซึ่งทำได้โดยการนำเอาขั้วไฟฟ้าที่เหลืออีกสองตำแหน่งมารวมกัน ดังแสดงในภาพที่ 2.8 โดยแบ่งได้เป็น 3 ลีด คือ

- Lead aVR ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวา เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

$$aVR = RA - \frac{1}{2} (LA + LL) \quad (2.3)$$

- Lead aVL ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

$$aVL = LA - \frac{1}{2} (RA + LL) \quad (2.4)$$

- Lead aVF ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย

$$aVF = LL - \frac{1}{2} (LA + RA) \quad (2.5)$$

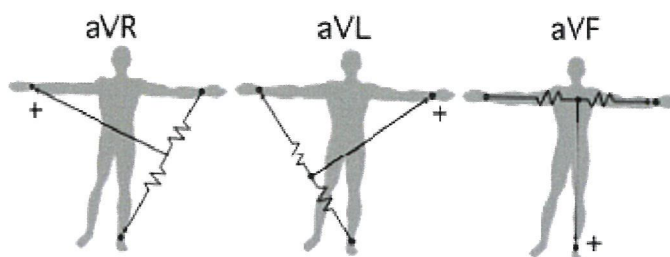
โดยที่ อักษร “a” หมายถึง Augmented ซึ่งการใช้ระบบนี้จะตัดขั้วลบออก ทำให้เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้มีแอมพลิจูดสูงขึ้นถึง 50 เปอร์เซ็นต์

อักษร “V” หมายถึง Vector แต่หนึ่งสื่อบางเล่มกล่าวว่ามาจากคำว่า “Voltage”

อักษร “R” หมายถึง แขนขวา

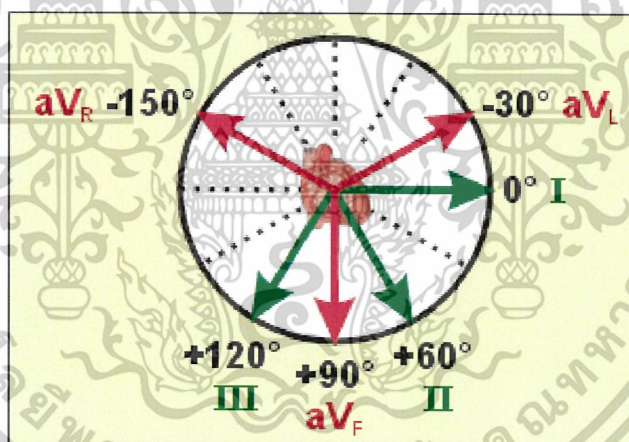
อักษร “L” หมายถึง แขนซ้าย

อักษร “F” หมายถึง ขาซ้าย



ภาพที่ 2.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

จากการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead เท่ากับการมองหัวใจได้เพิ่มอีก 3 มุมมองที่ต่างจาก Bipolar Limb Lead แต่ยังคงเป็นการมองหัวใจด้านหน้า (Frontal Plane) เมื่อรวมการบันทึกทั้ง 6 ลีด (Bipolar Limb Lead และ Unipolar Limb Lead) จะได้เวกเตอร์หน้าที่ต่างกัน 6 มุม เรียกว่า Hexaxial ซึ่งแสดงตามภาพที่ 2.9 ซึ่งนำมาประเมินแนวแกนของหัวใจได้ แนวแกนหัวใจปกติจะอยู่ระหว่าง  $+110$  ถึง  $-30$  องศา

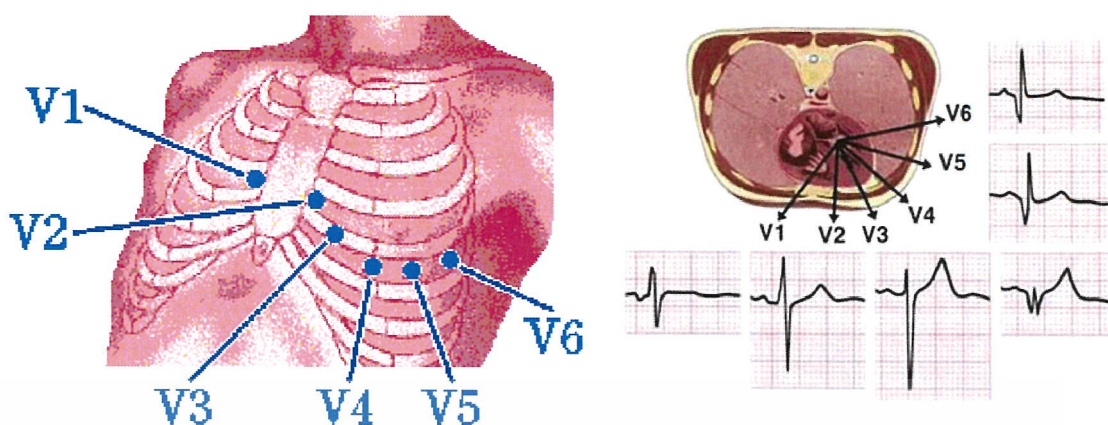


ภาพที่ 2.9 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead

### 2.3.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead

วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยการใช้อิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอก โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ซึ่งทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกัน บันทึกได้ 6 ตำแหน่ง คือ  $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5$  และ  $V_6$  โดยเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane แสดงดังภาพที่ 2.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

โดยตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดบันทึกวางในตำแหน่งต่าง ๆ ดังนี้

- ลีด V<sub>1</sub> วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา
- ลีด V<sub>2</sub> วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 1 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย
- ลีด V<sub>3</sub> วางตำแหน่งระหว่าง V<sub>2</sub> และ V<sub>4</sub>
- ลีด V<sub>4</sub> วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ตรงแนว Medclavicular Line
- ลีด V<sub>5</sub> วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V<sub>4</sub> แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line
- ลีด V<sub>6</sub> วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V<sub>5</sub> แต่ตรงแนว Midaxillary Line

#### 2.3.4 วิธีการวัดแบบ Monitoring Lead

วิธีการวัดแบบ Monitoring Lead หรือการตรวจแบบเฟ้าระวัง จะใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวกและลบเปรียบเทียบกับสายดิน วางอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณทรวงอกแทนที่จะติดที่ แขน ขา เหมือนใน Bipolar Limb Lead ดังนั้นจึงเป็นการปรับเปลี่ยนเพื่อให้เหมาะสมกับการตรวจแบบเฟ้าระวัง ดังแสดงในภาพที่ 2.11 ที่นิยมใช้คือ

- MCL 1 ( M = Modified, C = Chest Position สำหรับขั้วบวก และ L = Left Arm สำหรับขั้วลบ) หมายถึง การวางการอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V<sub>1</sub> คือ ระหว่างตำแหน่งกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วลบไว้ได้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ส่วนขั้วที่ติดสายดินมักวางได้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

- MCR 5 หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V<sub>5</sub> วางอิเล็กโทรดที่ขั้วลบไว้ได้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนขั้วที่ต่อสายดินมักวางได้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

ส่วนในกรณีที่ใช้เครื่อง Ambulatory ECG (เป็นการติดเครื่องบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เอกสารนี้ไว้กับตัวตลอด 24 ชั่วโมง) [1] ไร้หรือไร้ระบบทางไกล (Telemetry) ด้ให้ ซึ่งอาจจะต้องปรับตำแหน่งของขั้วไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อิเล็กโทรดเพื่อลดสัญญาณสอดแทรกจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกตรงเกือบปลายกระดูกหน้าอก และขั้วลบตรงกระดูกหน้าอกส่วนบน

จากหัวข้อ 2.3.1 ถึง 2.3.4 สามารถสรุปความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าในการวางอิเล็กโทรดแบบต่าง ๆ ได้ดังนี้

$$\text{ลีด I} = \text{LA} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด II} = \text{LL} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด III} = \text{LL} - \text{LA}$$

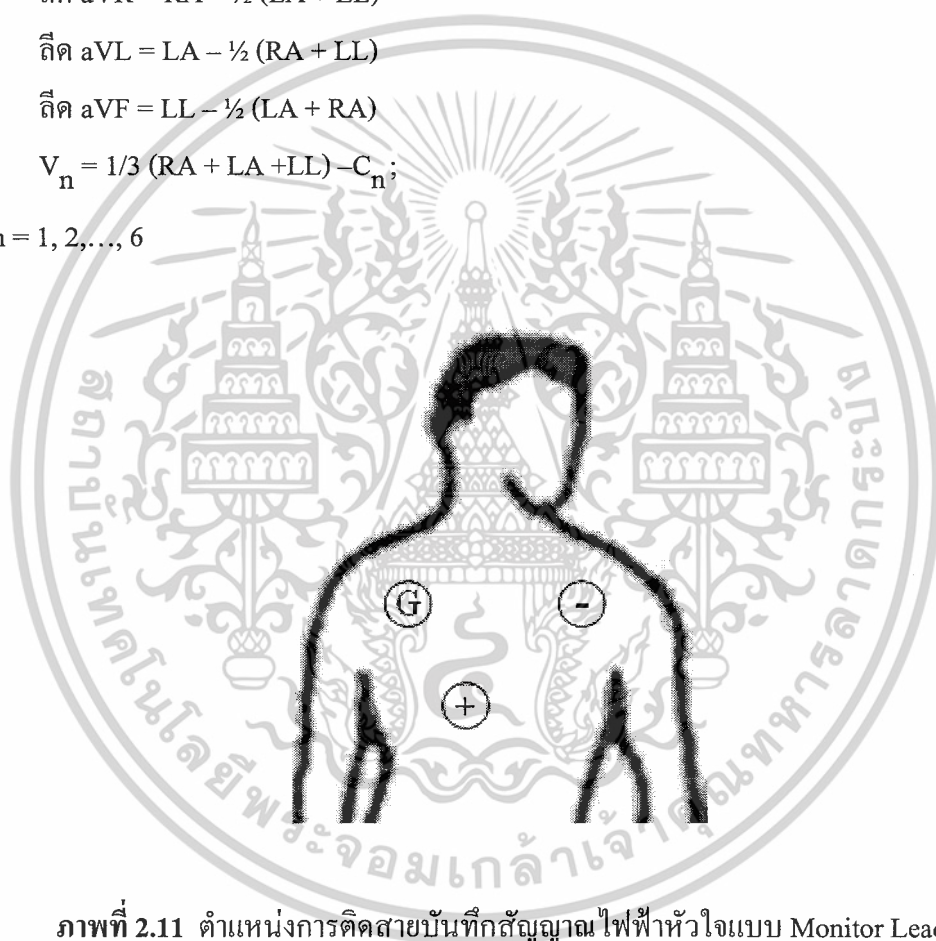
$$\text{ลีด aVR} = \text{RA} - \frac{1}{2} (\text{LA} + \text{LL})$$

$$\text{ลีด aVL} = \text{LA} - \frac{1}{2} (\text{RA} + \text{LL})$$

$$\text{ลีด aVF} = \text{LL} - \frac{1}{2} (\text{LA} + \text{RA})$$

$$V_n = \frac{1}{3} (\text{RA} + \text{LA} + \text{LL}) - C_n;$$

เมื่อ  $n = 1, 2, \dots, 6$

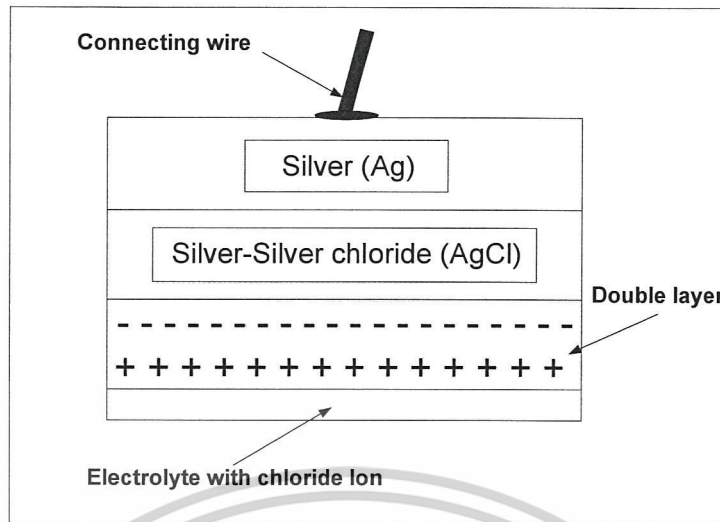


ภาพที่ 2.11 ตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Monitor Lead

## 2.4 อิเล็กโทรด

การวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายต้องมีตัวเชื่อมก็คืออิเล็กโทรด (Electrode) ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ (Transducer) เพราะในร่างกายเรามีการนำกระแสด้วยไอออนแต่ในเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดจะทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออนิก (Ionic Current) เป็นกระแสไฟฟ้า (Electric Current)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.12 โครงสร้างภายในของอิเล็กโทรด

ในภาพที่ 2.12 แสดงโครงสร้างภายในของอิเล็กโทรด ซึ่งประกอบด้วย

1. อิเล็กตรอนที่เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสอิเล็กโทรไลต์
2. แคทไอออน (Cat Ion) หรือประจุลบ (-) เคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรไลต์
3. แอนไอออน (An Ion) หรือประจุบวก (+) เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรไลต์

ถ้าหับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรไลต์ และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนในอิเล็กโทรดด้วย จึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อถ่ายทอดประจุระหว่างพาหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรไลต์ที่ห่อหุ้มไว้ด้วยโลหะ จะมีศักย์ไฟฟ้าต่างกันไป เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half-cell Potential) แต่เราไม่สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมา เป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหล ศักย์ไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจาก โพลาริเซชันของอิเล็กโทรด ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่า แรงดันไฟฟ้าเกิน (Over voltage)

### 2.4.1 อิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดได้ 2 ชนิด คือ

1. อิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์ อิเล็กโทรดนี้ เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ จะทำงานเหมือนคาปาซิเตอร์

2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์ เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านผิวหนังได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Over voltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์และไม่ปาลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

#### 2.4.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

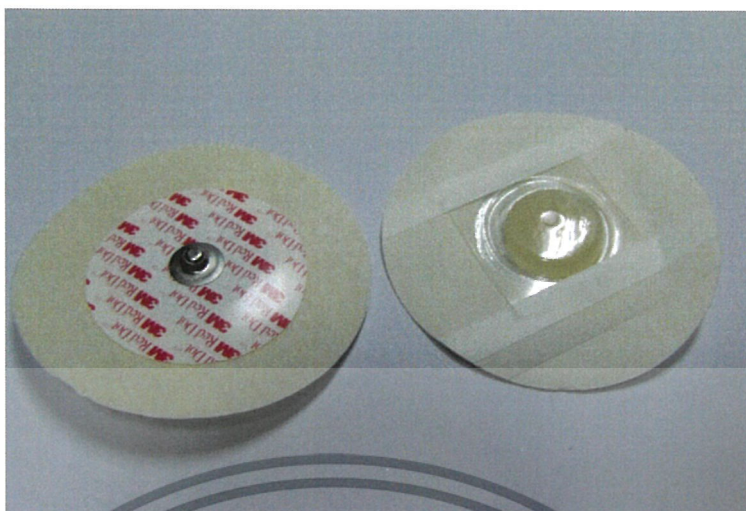
คุณสมบัติกระแสและแรงดันของอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะว่าอิเล็กโทรดนั้นมีคุณสมบัติเฉพาะตัว คือ ความไวต่อกระแสที่ไหลผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมาก คุณสมบัติจะต่างไปจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์จะขึ้นกับความถี่ด้วย เนื่องจากอิเล็กโทรดมีความต้านทาน และตัวเก็บประจุอยู่ด้วย เมื่อเรานำอิเล็กโทรดที่ติดที่ผิวหนัง ควรต้องพิจารณาพื้นผิวหนังระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ และผิวหนังด้วย เราควรใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน ทาก่อนที่จะทำการติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือ การวัด Galvanic Skin Reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่จะมีโซเดียมโพแทสเซียม และคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ จะทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูท่อนำเหงื่อกับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาแล้วนั้นสามารถตัดไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยารวมค่าไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

#### 2.4.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่นิยมในการรับศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาคือ อิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาติดกับผิวหนัง และมักจะทาครีมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลาง เพื่อให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

แผ่นอิเล็กโทรดโลหะแบบต่าง ๆ นั้นเป็นอิเล็กโทรดที่ใช้รวดเร็ว และใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้ก็เพื่อประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟม (ปัจจุบันเป็นแบบสติ๊กเกอร์) จะมีแผ่นเงิน (Silver) ติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ (Silver Chloride) ในการใช้งานดังที่แสดงไว้ในภาพที่ 2.12 ผู้ใช้เพียงแค่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดดึงกระดาษที่ปิดอยู่ออก แล้วกดแผ่นอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที

ในการทำปริญญานิพนธ์นี้คณะผู้จัดทำได้ใช้อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ ที่มีความสะดวกในการใช้งานเป็นแบบสติ๊กเกอร์ ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย ดังแสดงในภาพที่ 2.13



ภาพที่ 2.13 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะ (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย)  
สำหรับการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

## 2.5 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

คณะกรรมการของการตรวจอีซีจีของสมาคมโรคหัวใจ ที่ประเทศสหรัฐอเมริกาได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ดังนี้

1. ความแม่นยำและความผิดเพี้ยน (Linearity and Distortion) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกคลื่นกระดาดด้วยความสูง 5 mm และ 50 mm ความต้องการนี้ครอบคลุมถึงสัญญาณไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.05-100 Hz
2. ช่วงอินพุต (Input Range) เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้างคือ ช่วงที่ความสูงได้ถึง 10 mV
3. อินพุตอิมพีแดนซ์และกระแสไฟฟ้า (Input Impedance and Current) อินพุตอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดินควรจะมีค่าน้อยกว่า 5 M $\Omega$  ในระหว่างการวัดนั้นอิเล็กโทรดทุกอันควรมีการต่อลงดินทั้งหมด เครื่องอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมไม่ควรจะมีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 1.0  $\mu$ A ไหลผ่านผู้ป่วย (ปัจจุบันกระแสรั่วไหลที่ไม่มากกว่า 10  $\mu$ A นั้นเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไป)
4. เซ็นทรัลเทอร์มินอล (Central Terminal) วงจรรีซิสเตนซ์ที่ต้องการให้เพื่อทำให้เกิดเซ็นทรัลเทอร์มินอล ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้น จากที่ได้กล่าวในหัวข้อที่ 1 หรือเพิ่มขึ้น 0.2 % เมื่อรวมกับความต้านทานทางด้านอินพุตอิมพีแดนซ์แล้ว ค่ารีซิสเตนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.3 M $\Omega$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. อัตราขยาย (Gain) เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควรปรับกำลังขยายได้ 3 เท่า คือ 5, 10 และ 20 mm/mV
6. การตอบสนองความถี่ (Frequency Response) การตอบสนองของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14-25 Hz ควรจะเท่ากันดีไม่ควรต่างกันเกิน 0.5dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่า หรือเท่ากับ 5 mm. บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz แล้วการตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์ไม่ควรจะลดลงมากกว่า 3 dB
7. คอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซ (Common Mode Rejection Ratio:CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิตช์ที่ใช้เลือกสายต่อเมื่อปรับตั้งกำลังขยายของเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 mm/mV และสายต่ออิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้ากระแสสลับ 60Hz, 120V พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้น ซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับคาปาซิเตนซ์ 20 pF ผลที่ได้นั้นไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มบันทึกมากกว่า 20 mm ข้อกำหนดเฉพาะนี้จะยังคงได้อยู่ทั้งเมื่อต่อรีซิสเตนซ์ 100 k $\Omega$  แบบอนุกรมกับสายอินพุตด้วย
8. การสอบเทียบ (Calibration) เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควรมีสักยกไฟฟ้ามีค่ามาตรฐานขนาด 1.0 mV สำหรับปรับเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง
9. ความเร็วของกระดาษบันทึก (Chart Speed) มาตรฐานควรจะเป็น 25 mm/s นอกจากนี้ควรมีความเร็ว 50 mm/s ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2%
10. เอาต์พุต (Output) เอาต์พุตอิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 $\Omega$  เอาต์พุตสูงสุดควรมีค่า 1 V
11. อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมาย (Event Marker) อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมาย เมื่อทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

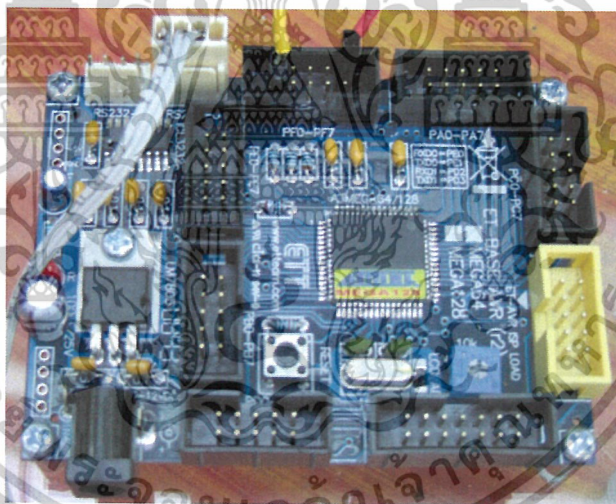
## 2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR

ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR [5] เป็นหนึ่งในไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่ได้ผลิตโดยบริษัท ATMEL (ผู้นำทางด้านไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51) AVR จัดเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลใหม่จาก ATMEL มีสถาปัตยกรรมแบบ RISC (Advance RISC architecture) คือ หนึ่งคำสั่งทำงานใช้สัญญาณนาฬิกา 1 ลูก (instructions in a single clock cycle) เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีประสิทธิภาพและความสามารถสูง แบ่งออกได้เป็นหลายอนุกรม ในแต่ละอนุกรมยังแบ่งออกเป็นหลายเบอร์ เพื่อรองรับความต้องการที่แตกต่างของผู้ใช้งาน ในขณะที่ยังคงความประสิทธิภาพที่เท่ากัน สำหรับคุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถศึกษาได้จากภาคผนวก ก การใช้งานไมโครแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิตอล สามารถอธิบายโดยย่อได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR เบอร์ ATmega 128 ดังภาพที่ 2.14 มีโมดูลแปลงจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล หรือ A/D Converter (Analog-to-Digital Converter) ที่มีความละเอียดขนาด 10 บิต (10-bit Resolution) ที่แรงดัน +5V หมายถึง เมื่อแปลงสัญญาณดิจิทัลแล้วได้ค่าตัวเลขอยู่ระหว่าง 0-1024 โดยรูปแบบการแปลงสัญญาณแอนะล็อก ไปเป็นดิจิทัลแบบซัคเซสซีฟแอพพร็อกซิเมชัน (Successive Approximation A/D Converter) คือ การแปลงแบบประมาณค่าโดยการสุ่มค่าดิจิทัลแล้วก็แปลงเป็นแรงดันแอนะล็อกภายในโมดูล เพื่อเปรียบเทียบกับแรงดันแอนะล็อกด้านอินพุต เมื่อเปรียบเทียบได้ค่าแรงดันเท่ากัน โมดูล A/D Converter จะมีผลลัพธ์ออกมาได้เป็นค่าดิจิทัล ซึ่งการใช้วิธีการนี้เป็นที่นิยมเพราะมีความเที่ยงตรงสูงและทำงานได้อย่างรวดเร็ว

โมดูล A/D Converter มีจำนวน 8 ช่องอินพุตสัญญาณใช้หลักการมัลติเพล็กซ์ (Multiplex) เพื่อเลือกการทำงานในแต่ละช่องกำหนดไว้ที่ขาพอร์ต A โดยมีแรงดันอินพุตระหว่าง 0 V (GND) ถึง VCC (แรงดันอินพุตที่ขา VCC ของไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR) ผ่านวงจรสุ่มและเก็บค่า (Sample and Hold) วงจรโมดูล A/D Converter ดังภาคผนวก ก ซึ่งในภาพที่ 2.14 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ที่เลือกใช้ในการทำปริญญาโทครั้งนี้



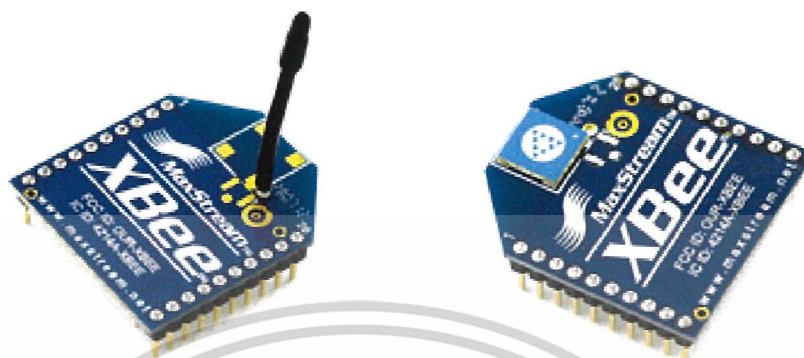
ภาพที่ 2.14 ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR เบอร์ ATmega 128

## 2.7 โมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee

โมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee เป็นอุปกรณ์ที่มีไมโครคอนโทรลเลอร์ และ RF IC อยู่ภายในทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์รับ-ส่งสัญญาณ (Transceiver) แบบ Half Duplex ย่านความถี่ 2.4 GHz มีการจัดการโดยใช้พลังงานต่ำ และใช้งานง่าย มีอินเตอร์เฟสที่ใช้รับและส่งข้อมูลกับ Xbee เป็น UART (TTL) ซึ่งสำหรับทางไมโครคอนโทรลเลอร์ เรานำมาที่ใช้ติดต่อสื่อสาร UART ของ Xbee ต่อเข้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กับ UART ของไมโครคอนโทรลเลอร์ในภาพที่ 2.15 (ก) และ 2.15 (ข) แสดงสายอากาศแบบ Chip และแบบ Whip ของ Xbee ตามลำดับ



ภาพที่ 2.15 สายอากาศของโมดูลไร้สาย Xbee (ก) แบบ Chip (ข) แบบ Whip

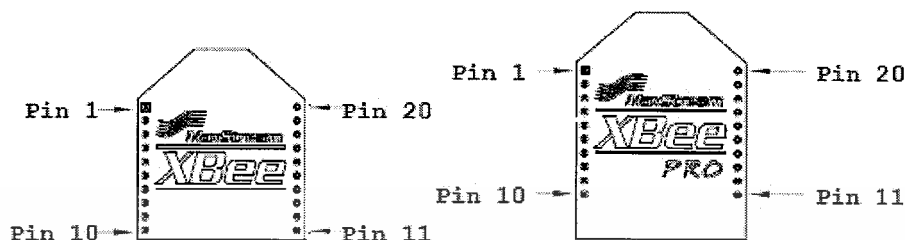
Xbee สามารถใช้งานตามมาตรฐาน Zigbee ได้ โดยที่ไม่ต้องเขียนโปรแกรมสร้างเครือข่าย Zigbee เพราะทางผู้ผลิตได้จัดทำเฟิร์มแวร์ (Firmware) ที่จะโหลดเข้าไปในตัว Xbee ให้เราสามารถเซตพารามิเตอร์ผ่านซอฟต์แวร์อินเตอร์เฟซ (Software Interface) (X-CTU หรือโปรแกรมที่เขียนขึ้นเอง) ผ่านทางเอทีคอมมาน (เหมือนกับการควบคุม GSM Module) โดยใช้ Hyper Terminal หรือผ่านการรับส่งข้อมูลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ได้อย่างง่าย โดยเมื่อเซต Xbee ให้ทำงานเป็นอุปกรณ์ในเครือข่าย Zigbee แล้ว เราจะเรียก Xbee แต่ละตัวว่าเป็น Node

### 2.7.1 คุณสมบัติของโมดูลไร้สายที่ชื่อ Xbee

1. Operating Frequency ISM Band 2.4 GHz (ISM Band หมายถึง ย่านความถี่ที่ใช้งานเพื่อการวิจัยซึ่งจะอนุญาตให้ใช้กับอุตสาหกรรม (Industrial) วิทยาศาสตร์ (Scientific) และทางการแพทย์ (Medical) รวมเป็น ISM)
2. มีสายอากาศให้เลือกหลายแบบ คือแบบ Chip Ant , Whip Ant , UFL con หรือ RPSMA con โดย 2 แบบหลังเราต้องไปหาเสาอากาศย่าน 2.4 GHz ที่เป็น Connector แบบ UFL หรือ SMA
3. Supply Voltage อยู่ที่ 2.8-3.4 V
4. Power Down Current < 10  $\mu$ A
5. มี RF data rate อยู่ที่ 250 Kbps (เป็นส่วนของสัญญาณที่ส่งผ่านอากาศ)
6. มี Serial interface data rate อยู่ระหว่าง 1200–115200 Bps (เป็นส่วนที่ติดต่อสื่อสารกับไมโครคอนโทรลเลอร์)
7. เป็น Spread Spectrum ชนิด DSSS (Direct Sequence)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8. การกำหนด addressing มีลำดับลักษณะคือ กำหนด PAN ID สำหรับเครือข่ายหนึ่ง ๆ กำหนด Channel และ กำหนด address ของแต่ละตัว



ภาพที่ 2.16 ขาของ โมดูลไร้สาย Xbee ขนาด 20 Pin

### 2.7.2 กำลังส่งสายอากาศ และสัญญาณรบกวนของโมดูลไร้สาย Xbee

โมดูลไร้สายชื่อ Xbee นั้นใช้ย่านความถี่ 2.4 GHz ซึ่งเป็นย่านเดียวกันกับ Bluetooth หรือ Wireless LAN ดังนั้นหลายๆ คนอาจจะสงสัยว่า สัญญาณมันจะรบกวนกันหรือไม่ คำตอบคือ สัญญาณจะรบกวนกันโดยจะขอยกตัวอย่างเช่น ที่ร้าน ThaiEasyElec มี Wireless LAN ใช้ Access Point 1 ตัว และเราก็ยังใช้โทรศัพท์แบบถือไปมาได้ (2.4 GHz Cordless Telephones) ซึ่งก็ใช้ย่าน 2.4 GHz เช่นกัน แล้วเราก็ทดสอบใช้งาน Xbee ด้วย ผลปรากฏว่าการรับส่งสัญญาณก็ขาดหายไปบ้าง แต่บางครั้งก็ครบถ้วนนั้นอาจเป็นเพราะกำลังส่งของโมดูลไร้สาย Xbee และระยะทางของ Node ที่เราทดสอบใกล้กัน ช่องสัญญาณย่านความถี่ 2.4 GHz นี้เรียกว่า เป็นย่านไมโครเวฟ หลักสำคัญของย่านไมโครเวฟอย่างหนึ่งคือ การวางตำแหน่งตัวรับ-ส่งสัญญาณนั้นต้องตั้งแบบ Line of Sight (ไม่มีสิ่งกีดขวางใดๆ) ถึงจะได้กำลังส่งสูงสุดสำหรับกำลังส่งของ Xbee ในรุ่น Pro จะใช้ 50-60 mw ใน Datasheet บอกว่าได้ไกลถึง 1.5 km แต่ก็ต้องเป็นลักษณะของ Line of Sight หากไม่ใช่เงื่อนไขนี้เราจะได้ระยะการรับส่งสัญญาณที่ลดลง นอกเหนือจากเรื่อง Line of Sight แล้วยังมีเรื่องสัญญาณรบกวนต่าง ๆ (Interference) มาถึงเรื่องของสายอากาศตัว Xbee มีให้เลือกที่เป็นแบบสำเร็จรูปพร้อมใช้โดยไม่ต้องหาสายอากาศมาต่อเพิ่ม คือ สายอากาศแบบ Chip Ant และ Whip Ant ซึ่งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นจะสามารถบอกเราได้ว่าสายอากาศนี้มีอัตราการขยายคืออย่างไร

Chip Ant นั้น ก็มีข้อดีตรงที่ทำให้ขนาดเล็กลง แต่ Gain น้อยกว่าแบบ Whip Ant ดังนั้น Chip Ant จึงมีระยะรับส่งข้อมูลที่ลดลง จากข้อมูลใน Datasheet จะยกตัวอย่างเช่น รุ่น Pro ที่บอกว่าสามารถส่งได้ไกลที่สุด 1.5 km แบบ Line of Sight แต่ถ้าเราเลือก Chip Ant แล้วจะได้ระยะสูงสุดอยู่ที่ประมาณ 500 m

## ตารางที่ 2.2 ระยะทางการส่งสัญญาณของสายอากาศแบบต่าง ๆ

Module	Antenna Type	Outdoor Distance (Visual Line-of-Sight)	Indoor Distance (Office Building)	Indoor Distance (Warehouse)
XBee	Chip	470 ft. (143 m)	80 ft. (24 m)	-
	Whip	845 ft. (258 m)	80 ft. (24 m)	84 ft. (26 m)
XBee-PRO	Chip	1690 ft. (515 m)	140 ft. (43 m)	-
	Whip	4382 ft. (1335 m)	140 ft. (43 m)	355 ft. (108 m)

## 2.8 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับ Visual Basic

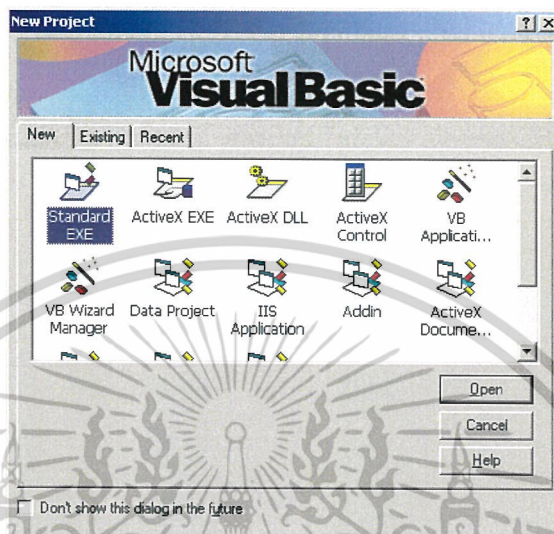
โปรแกรม Visual Basic (VB) เป็นโปรแกรมสำหรับพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ที่กำลังเป็นที่นิยมใช้อยู่ในปัจจุบัน โปรแกรม Visual Basic เป็นโปรแกรมที่เปลี่ยนรูปแบบการเขียนโปรแกรม โดยมีชุดคำสั่งมาสนับสนุนการทำงานมีเครื่องมือต่าง ๆ ที่เรียกกันว่า คอนโทรล (Controls) ไว้สำหรับช่วยในการออกแบบโปรแกรม โดยเน้นการออกแบบหน้าจอแบบกราฟฟิก หรือที่ได้เรียกว่า Graphic User Interface (GUI) ทำให้การจัดรูปแบบหน้าจอเป็นไปได้ง่ายและในการเขียนโปรแกรม นั้นจะเขียนแบบ Event - Driven Programming คือ โปรแกรมจะทำงานก็ต่อเมื่อเหตุการณ์ (Event) เกิดขึ้น ตัวอย่างของเหตุการณ์ได้แก่ ผู้ใช้เลื่อนเมาส์ ผู้ใช้กดปุ่มบนคีย์บอร์ด ผู้ใช้กดปุ่มเมาส์ เป็นต้น เครื่องมือหรือคอนโทรลต่าง ๆ ที่ Visual Basic ได้เตรียมไว้ให้ ไม่ว่าจะเป็น Form Textbox Label ฯลฯ ได้ถือว่าเป็นวัตถุ (Object) ในที่นี้จะขอใช้คำว่า ออบเจกต์ นั้นหมายความว่า ไม่ว่าจะเป็นเครื่องมือใด ๆ ใน Visual Basic จะเป็นออบเจกต์ทั้งสิ้น สามารถที่จะควบคุมการทำงาน และก็แก้ไขคุณสมบัติของออบเจกต์นั้นได้โดยตรง ในทุก ๆ ออบเจกต์จะมีคุณสมบัติ (Properties) และมีวิธีการ (Methods) ประจำตัว ซึ่งในแต่ละออบเจกต์ อาจจะมีคุณสมบัติและวิธีการที่เหมือน หรือต่างกันได้ ขึ้นอยู่กับชนิดของออบเจกต์

ในการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ด้วย Visual Basic การเขียนโค้ดจะถูกแบ่งออกเป็น ส่วน ๆ เรียกว่า โพรซีเจอร์ (Procedure) แต่ละโพรซีเจอร์จะประกอบไปด้วยชุดคำสั่งที่พิมพ์เข้าไปแล้วทำให้คอนโทรลหรือออบเจกต์นั้น ๆ ตอบสนองการกระทำของผู้ใช้เรียกว่า การเขียนโปรแกรมเชิงวัตถุ (Object Oriented Programming-OOP) แต่ตัวภาษา Visual Basic ยังไม่ถือว่าเป็นการเขียนโปรแกรมแบบ OOP อย่างแท้จริง เนื่องจากข้อจำกัดหลาย ๆ อย่างที่ Visual Basic ยังไม่สามารถทำได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

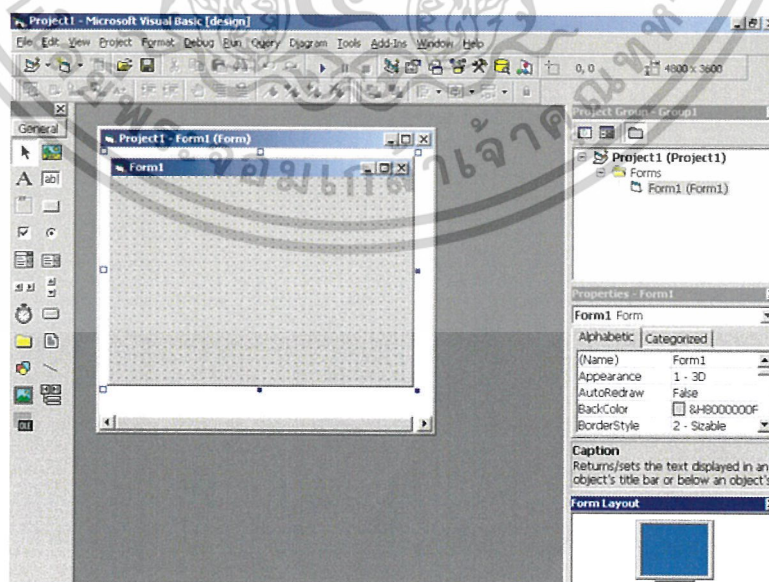
## 2.8.1 เข้าสู่โปรแกรม Visual Basic

เมื่อเข้าสู่โปรแกรม Visual Basic จะแสดงกรอบโต้ตอบหรือหน้าต่างสำหรับเลือกชนิดของโปรแกรมประยุกต์ที่ต้องการ ดังแสดงในภาพที่ 2.17



ภาพที่ 2.17 หน้าต่างสำหรับเลือกโปรแกรมประยุกต์ที่ต้องการ

เมื่อเลือกชนิดของโปรแกรมประยุกต์เป็นแบบ Standard EXE จะเข้าสู่หน้าต่างของ Visual Basic ดังแสดงในภาพที่ 2.18 ในแต่ละส่วนของ Visual Basic จะมีหน้าที่แตกต่างกันไป ซึ่งในระหว่างการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ จะต้องใช้ส่วนต่าง ๆ เหล่านี้ในการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์

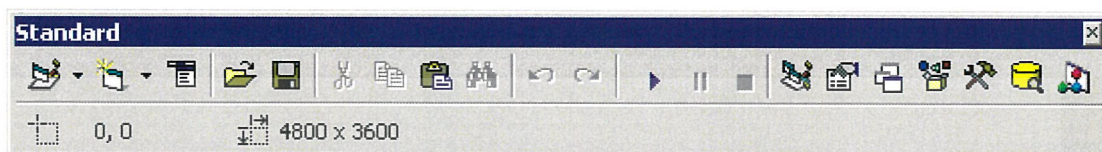


ภาพที่ 2.18 หน้าต่าง Standard EXE ของ Visual Basic

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8.2 ทูลบาร์

ทูลบาร์ (Toolbars) เป็นแถบสัญลักษณ์ที่ใช้สำหรับเข้าถึงชุดคำสั่งของ Visual Basic 6.0 ได้ทันทีโดยจะนำคำสั่งที่ถูกใช้งานบ่อย ๆ มาแสดง ดังแสดงในภาพที่ 2.19 ทูลบาร์สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 กลุ่มใหญ่ ๆ คือ

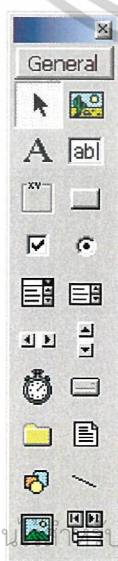


ภาพที่ 2.19 หน้าต่างแสดงทูลบาร์

1. Standard Toolbars เป็นทูลบาร์มาตรฐานประกอบด้วยคำสั่งเกี่ยวกับการจัดการ Project
2. Edit Toolbars เป็นทูลบาร์ที่ประกอบไปด้วยคำสั่ง ที่จะใช้สำหรับช่วยในการเขียนโค้ดใน code editor
3. Debug Toolbars เป็นทูลบาร์ที่ประกอบไปด้วยคำสั่ง ที่ใช้สำหรับตรวจสอบการทำงานการประมวลผลโปรแกรม
4. Form Editor Toolbars เป็นทูลบาร์ที่ประกอบไปด้วยคำสั่ง ที่ใช้สำหรับช่วยในการปรับขนาด ย้าย เปลี่ยนตำแหน่งคอนโทรลต่าง ๆ ที่อยู่บนฟอร์ม

## 2.8.3 ทูลบ็อกซ์

ทูลบ็อกซ์ (Toolboxes) เป็นส่วนที่ใช้เก็บคอนโทรลหรือคอมโพเนนต์ เพื่อใช้ในการสร้างแอปพลิเคชัน แสดงดังภาพที่ 2.20

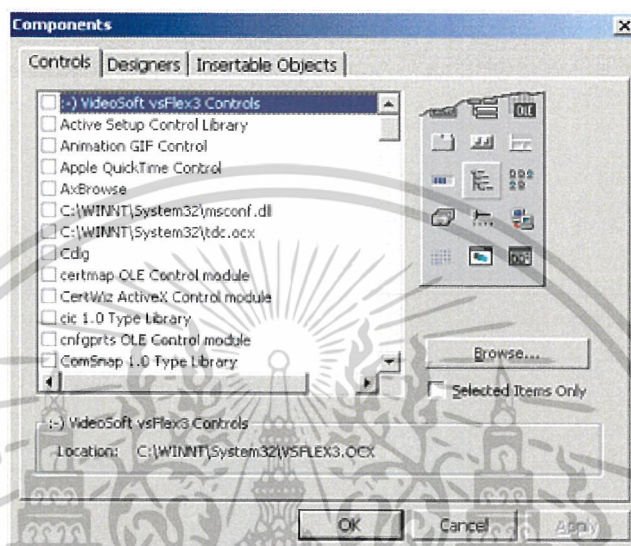


ภาพที่ 2.20 หน้าต่างของทูลบ็อกซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8.4 คอนโทรลภายใน

คอนโทรลภายใน (Intrinsic controls) เป็นชุดคอนโทรลมาตรฐานของ Visual Basic ทุก ๆ ครั้งที่มีการเรียกใช้ Form เพื่อสร้างโปรแกรมประยุกต์คอลโทรลชุดนี้จะถูกเรียกขึ้นมาอัตโนมัติ สามารถเลือกใช้งานคอลโทรลกลุ่มนี้ได้ทันที ดังแสดงในภาพที่ 2.21



ภาพที่ 2.21 หน้าต่างของชุดคอนโทรลของ Visual Basic

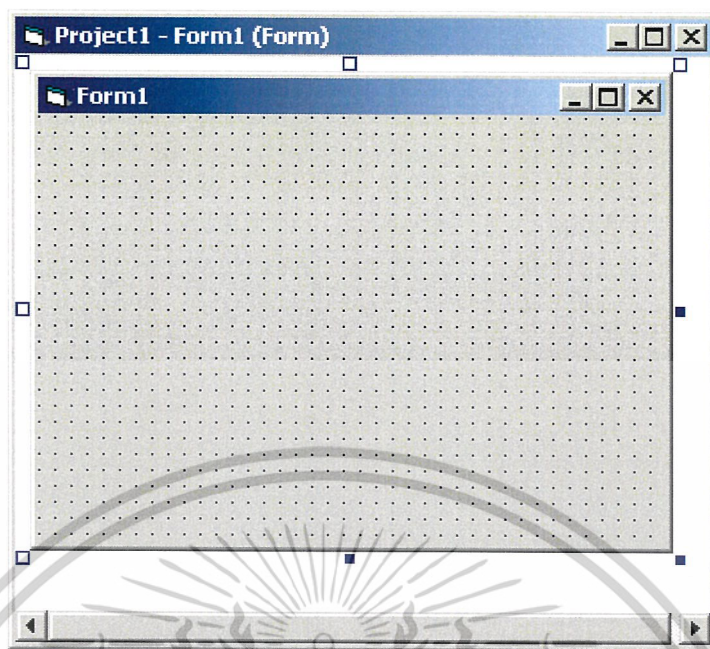
## 2.8.5 คอนโทรล ActiveX

คอนโทรล ActiveX เป็นชุดคอนโทรลเพิ่มเติม ที่ไม่โครซอฟท์จัดเตรียมไว้เพื่อที่จะเพิ่มขีดความสามารถในการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ การเพิ่มคอนโทรลกลุ่มนี้ในทูลบ็อกซ์โดยเลือกเมนู Project/ Components

## 2.8.6 Form Designer

Form Designer เป็นส่วนที่ใช้ออกแบบการแสดงผล เป็นส่วนที่ใช้ติดต่อกับผู้ใช้ฟอร์มเป็นออบเจกต์แรกที่ถูกเตรียมไว้ให้ใช้งานคอลโทรลทุกตัวที่ต้องการใช้งานจะต้องบรรจุไว้ในฟอร์ม นำคอลโทรลมาประกอบกันขึ้นเป็นโปรแกรมประยุกต์ ทุกครั้งที่เปิด Visual Basic ขึ้นมา หรือสร้าง Project ใหม่จะมีฟอร์มว่าง 1 ฟอร์มถูกสร้างเตรียมไว้เสมอ ดังแสดงในภาพที่ 2.22

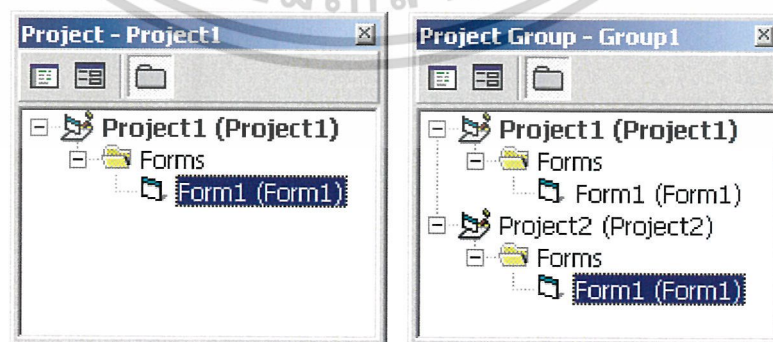
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.22 หน้าต่างส่วนที่ใช้ในการออกแบบหน้าต่างของโปรแกรม

### 2.8.7 Project Explorer

Project Explorer ใช้สำหรับบริหารและจัดการ โปรเจกต์ โดยจะแสดงองค์ประกอบของแต่ละโปรเจกต์แบบโครงสร้างต้นไม้ (Tree-view) ตัวโปรเจกต์จะหมายถึงโปรแกรมประยุกต์ ซึ่งจะอยู่ส่วนบนสุดถัดมา จะแสดงส่วนประกอบต่าง ๆ ของโปรเจกต์นั้น ๆ ว่าประกอบด้วยอะไรบ้าง เช่น ฟอर्मโมดูลรายงาน เป็นต้น ถ้ามี 2 โปรเจกต์ขึ้นไปก็จะแสดงแยกออกเป็นหน้าต่างหากอีกโปรเจกต์ ถ้าต้องการใช้งานส่วนใด ของโปรเจกต์ไหนก็สามารถคลิกเลือกได้ทันที ดังแสดงไว้ในภาพที่ 2.23



ภาพที่ 2.23 Project Explorer แบบโปรเจกต์เดี่ยวและแบบหลายโปรเจกต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8.8 ส่วนประกอบของโปรเจกต์

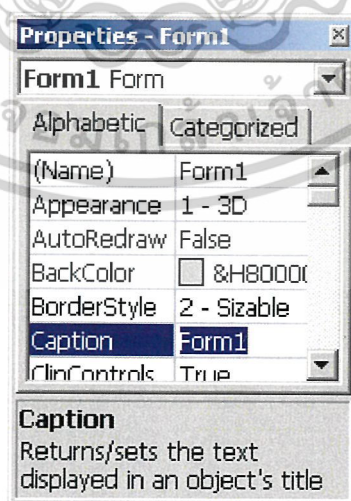
ส่วนประกอบของโปรเจกต์สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 ส่วนประกอบของโปรเจกต์

<b>Project(n)</b>	คือโปรแกรมประยุกต์ที่พัฒนาอยู่ มีนามสกุล .vbp
<b>Form(n) .frm</b>	เป็นฟอร์มที่มีอยู่ในโปรเจกต์นั้น ๆ ใน 1 โปรเจกต์อาจมีมากกว่า 1 ฟอร์มก็ได้ มีนามสกุล
<b>Modules</b>	เป็นที่เก็บชุดคำสั่งที่คูณเขียนขึ้นมา โดยจะเก็บชุดคำสั่งที่ใช้บ่อย ๆ มีนามสกุล .bas
<b>Class Modules</b>	เป็นโมดูลชนิดพิเศษที่มีลักษณะเป็นอ็อบเจกต์ ที่สามารถสร้างขึ้นมาได้ จะมีนามสกุล .cls
<b>User controls</b>	เป็นส่วนที่เก็บคอนโทรล ActiveX ที่คูณสร้างขึ้นมา มีนามสกุล .ctl
<b>Designers</b>	เป็นส่วนของรายงานที่ถูกสร้างขึ้นมีนามสกุลเป็น .dsr

## 2.8.9 หน้าต่าง Properties

หน้าต่าง Properties เป็นส่วนที่ใช้กำหนดคุณสมบัติของอ็อบเจกต์ ดังแสดงในภาพที่ 2.24 ที่ถูกเลือก (Active) หรือได้รับความสนใจ (Focus) อยู่ขณะนั้น ซึ่งสามารถที่จะปรับเปลี่ยนค่าต่าง ๆ ของคอนโทรล เพื่อให้เกิดความเหมาะสมและตรงกับความต้องการใช้งานได้ทันที



ภาพที่ 2.24 หน้าต่าง Properties ที่ใช้ในการปรับแต่งค่า

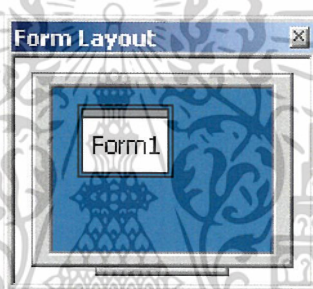
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในหน้าต่างคุณสมบัติ จะประกอบไปด้วยแท็บ 2 แบบ คือ

1. แท็บ Alphabetic เป็นแท็บที่แสดงรายการคุณสมบัติ เรียงตามตัวอักษรในภาษาอังกฤษ
2. แท็บ Categorized เป็นแท็บที่แสดงรายการคุณสมบัติ โดยการจัดกลุ่มของคุณสมบัติที่มีหน้าที่คล้ายกัน หรือมีความสัมพันธ์กัน

### 2.8.10 หน้าต่าง Form Layout

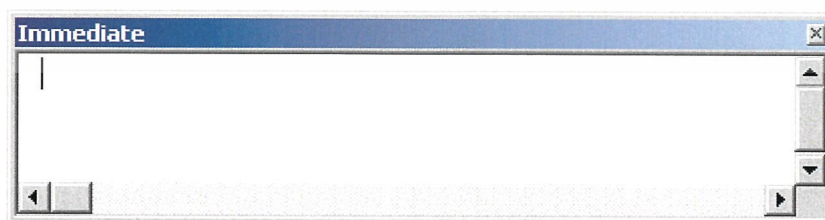
หน้าต่าง Form Layout เป็นส่วนที่แสดงให้เห็นตำแหน่งของฟอร์ม และสามารถจะกำหนดตำแหน่งของฟอร์มที่ได้จะปรากฏบนจอภาพในขณะที่ประมวลผลได้ โดยเมื่อมีการเคลื่อนย้ายฟอร์มจำลองที่อยู่ในจอภาพจำลองด้วยการลากเมาส์ไปยังตำแหน่งที่ต้องการ โดยจะมีผลขณะที่ประมวลผลเท่านั้น แสดงดังภาพที่ 2.25



ภาพที่ 2.25 หน้าต่าง Form Layout

### 2.8.11 หน้าต่าง Immediate

หน้าต่าง Immediate เป็นหน้าต่างที่ให้ประโยชน์ในกรณีที่ต้องการทราบผลการประมวลผลโดยทันที เช่น การทดสอบโปรแกรมย่อยต่าง ๆ เป็นต้น เมื่อคุณสั่งประมวลผลโปรแกรมนี้ ก็จะปรากฏขึ้นโดยอัตโนมัติ ดังแสดงในภาพที่ 2.26

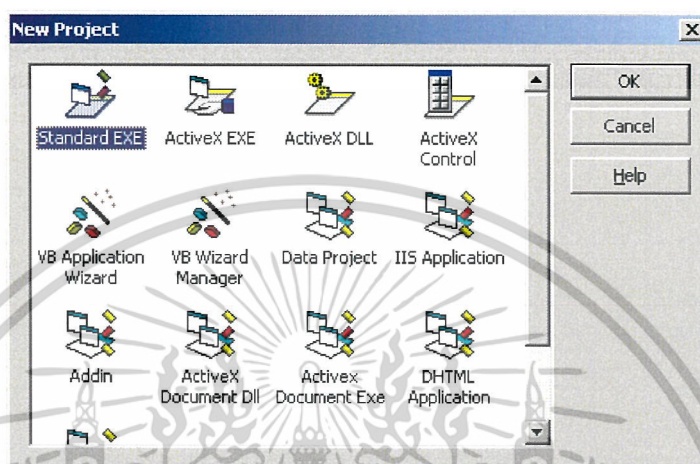


ภาพที่ 2.26 หน้าต่าง Immediate

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.8.12 หน้าต่าง New Project

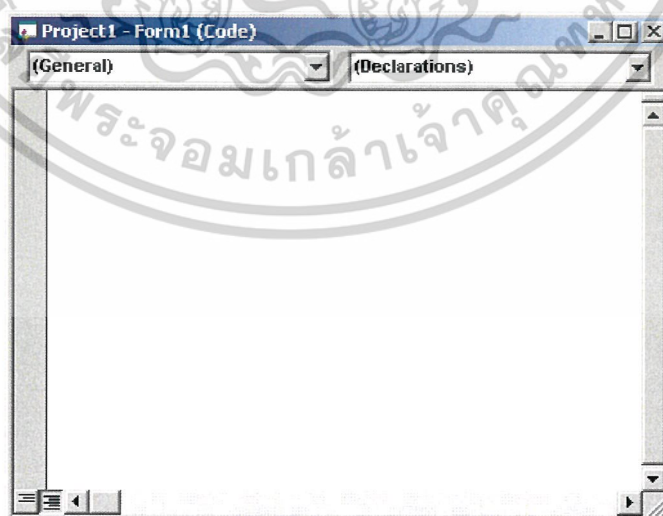
หน้าต่าง New Project จะปรากฏขึ้นมาเมื่อเลือกเมนู File/New Project กรอบโต้ตอบนี้ก็จะแสดงชนิดของโปรแกรมประยุกต์ ที่เราต้องการพัฒนา ซึ่งจะคล้ายกับตอนที่เปิดโปรแกรม Visual Basic แสดงดังภาพที่ 2.27



ภาพที่ 2.27 หน้าต่าง New Project

### 2.8.13 หน้าต่าง Code Editor

หน้าต่าง Code Editor ดังแสดงในภาพที่ 2.28 เป็นส่วนที่ใช้ในการเขียนชุดคำสั่งสำหรับการประมวลผล และสามารถควบคุมการทำงานของคอนโทรลต่าง ๆ



ภาพที่ 2.28 หน้าต่าง Code Editor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.9 บทสรุป

จากการที่เราได้ศึกษาถึงทฤษฎีต่าง ๆ เกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ทำให้ได้แนวคิดในการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กจึงต้องมีการสร้างวงจรจัดการสัญญาณ เพื่อให้ได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดใหญ่ขึ้น และนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งอยู่ในรูปของสัญญาณแอนะล็อกที่ได้นั้นมาแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อส่งข้อมูลไร้สายไปยังคอมพิวเตอร์ แล้วทำการแสดงผลด้วยโปรแกรมหน้าต่างแสดงผลออกมาในรูปแบบกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ แสดงค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และแสดงสัญญาณเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าที่สูงหรือต่ำกว่าค่าปกติ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

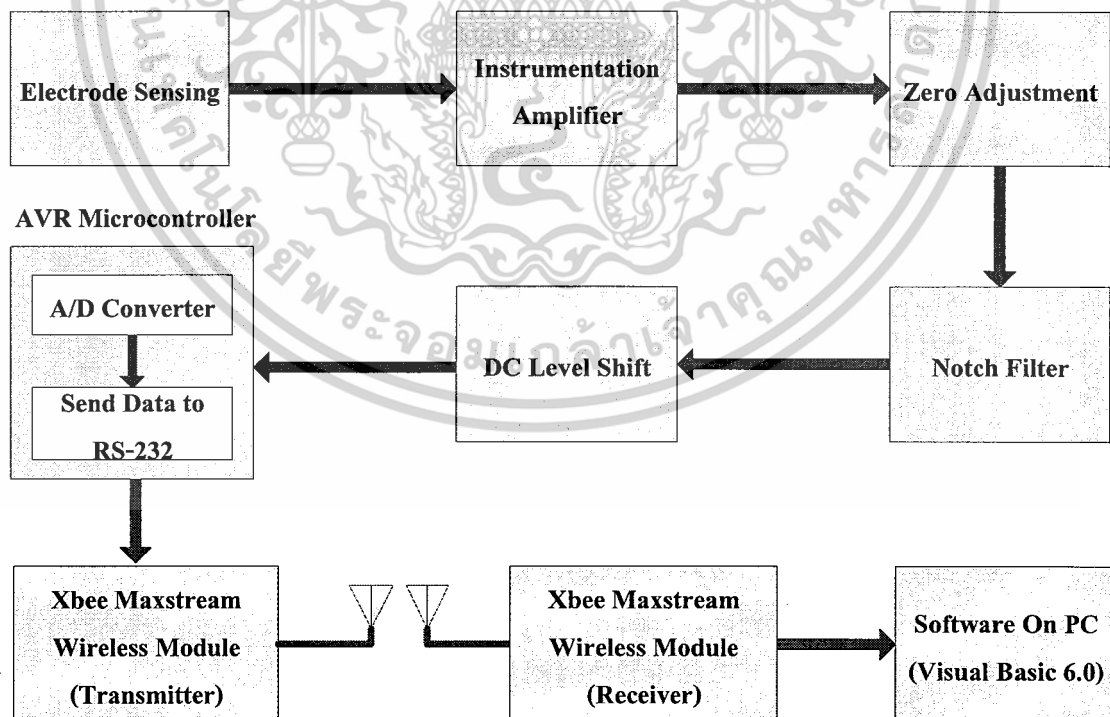
### บทที่ 3

## เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่ได้นำเสนอ

### 3.1 กล่าวนำ

ในบทนี้กล่าวถึงเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่นำเสนอในปริณิษณานิพนธ์นี้ ซึ่งจะกล่าวถึงโครงสร้างทางฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาเพื่อใช้แสดงผล โดยส่วนประกอบทางฮาร์ดแวร์จะประกอบด้วย อิเล็กโทรด วงจรจัดการสัญญาณต่าง ๆ โมดูลไร้สาย และเครื่องคอมพิวเตอร์ ส่วนซอฟต์แวร์ได้พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม Visual Basic 6.0 เพื่อแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ อัตราการเต้นของหัวใจ และสัญญาณเตือนในกรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงหรือต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้อย่างเหมาะสม นอกจากนี้ในบทนี้ยังได้แสดงผลการทดลองจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากอาสาสมัคร 2 ราย รวมทั้งผลการสอบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน เพื่อเป็นการยืนยันสมรรถนะการทำงานของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้นำเสนอ

### 3.2 โครงสร้างของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย



ภาพที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่ได้ออกแบบ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากภาพที่ 3.1 สามารถอธิบายโครงสร้างของเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่ได้ออกแบบดังต่อไปนี้

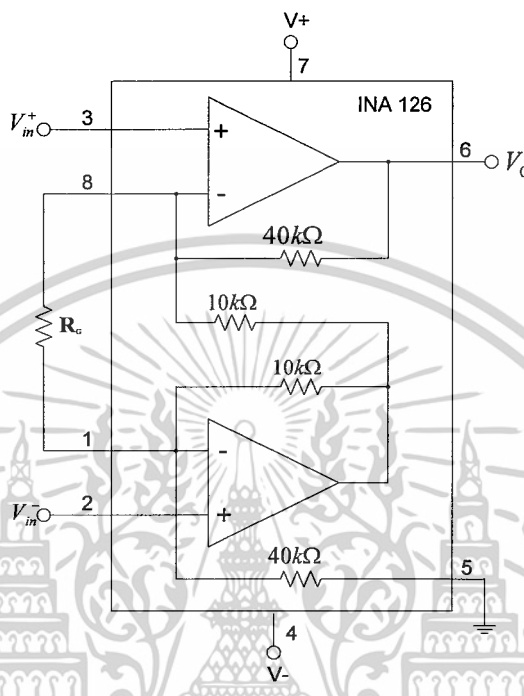
1. Electrode Sensing คือ เซนเซอร์ที่ใช้ตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วย
2. Instrumentation Amplifier คือ วงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากผู้ป่วย ทำให้เราจัดการสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ง่ายขึ้นสำหรับการแสดงผลสัญญาณ
3. Zero Adjustment คือ วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ ซึ่งรับค่าจากวงจรขยายอินสตรูเมนต์แล้วทำหน้าที่จัดการสัญญาณให้กลับมาสู่ตำแหน่งเดิมได้เร็วขึ้น เมื่อผู้ป่วยขยับตัว
4. Notch Filter คือ วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 Hz ซึ่งเกิดจากการเหนี่ยวนำของไฟบ้าน เพราะสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่อยู่ในช่วง 0.5 -200 Hz
5. DC Level Shift คือ วงจรยกระดับแรงดันโดยทำการปรับค่า VR2 (ดูภาพที่ 3.7) ให้มีค่ามากกว่าศูนย์ก่อนที่จะเข้าวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (A/D Converter) เพื่อให้ได้สัญญาณดิจิทัลที่มีอัตราการสุ่มที่มีประสิทธิภาพ
6. AVR Microcontroller ใช้ในการแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัล โดยใช้ A/D Converter ขนาด 10 บิต แล้วส่งข้อมูลผ่าน RS-232 ไปยังโมดูลไร้สาย
7. Xbee Maxstream Wireless Module ทำหน้าที่ส่งข้อมูลแบบไร้สายจากบล็อกโคอะแกรมจะแบ่งออกเป็น โมดูลไร้สายตัวส่ง (Transmitter) ที่ติดอยู่กับเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และโมดูลไร้สายตัวรับ (Receiver) ที่ต่อกับคอมพิวเตอร์
8. Software On PC (Visual Basic 6.0) เป็นโปรแกรมที่แสดงผลการวัดที่ได้รับจากโมดูลไร้สาย โดยจะมีการแสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และสามารถแสดงสัญญาณเตือน เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจสูง หรือต่ำกว่าค่าปกติที่ตั้งไว้

### 3.2.1 วงจรขยายอินสตรูเมนต์

วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier) ที่ใช้ในปริยญาณิพนธ์นี้ คือ ไอซีเบอร์ INA 126P ซึ่งเป็นไอซีสำเร็จรูปในการทำงานจะมีวงจรประกอบดังภาพที่ 3.2 ซึ่งวงจรขยายอินสตรูเมนต์ เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 0.5-5 mV โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีความต้านทานสูงมาก และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V ความถี่ 50 Hz ปะปนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

1. อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียดสมดุลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณ ที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียดสมดุลของวงจร จะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอน โหมด (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และยังทำให้เกิดคิกคัพไฟฟ้าออฟเซต (Offset Voltage) ซึ่งจะถูขยายให้

มีขนาดมากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามาก จะทำให้วงจรขยายอิมิต์มีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตค้างอยู่มีค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้านด้านใดด้านหนึ่ง ก็จะทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้



ภาพที่ 3.2 โครงสร้างภายในของวงจรขยายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA 126P

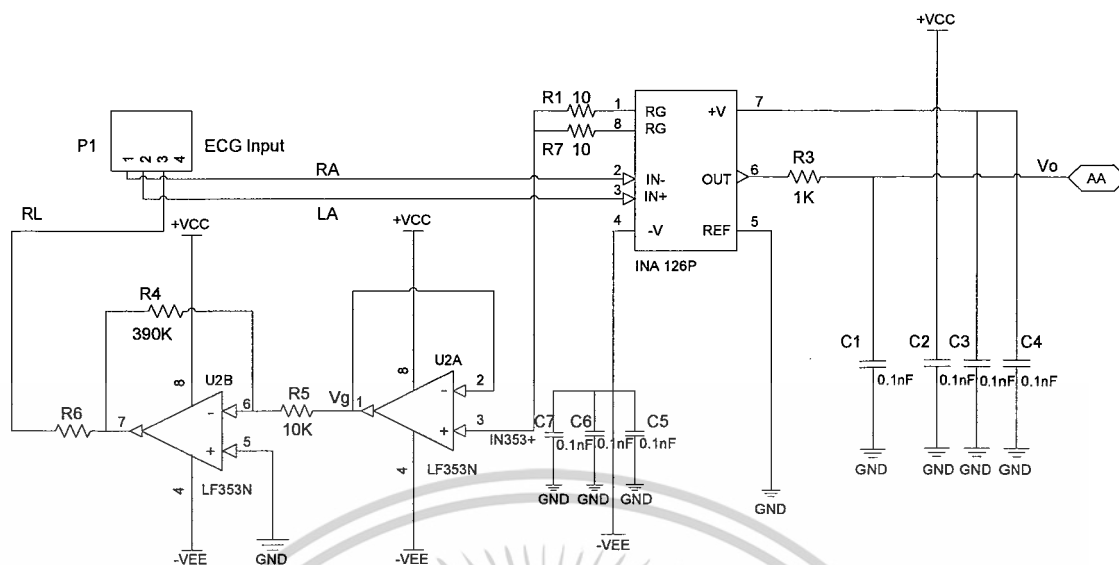
จากภาพที่ 3.2 สามารถเขียนสมการ  $V_o$  ( $V_{\text{output}}$ ) ได้ดังต่อไปนี้

$$V_o = (V_{in}^+ - V_{in}^-)G \quad (3.1)$$

$$\text{โดยที่ } G = 5 + \frac{80k}{R_G} \quad (3.2)$$

2. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัตินี้คือการมีค่าอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมดสูง และก็มีอัตราขยายคอมมอนโหมดต่ำ ซึ่งควรจะมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB สำหรับวงจรขยายอินสตรูเมนต์เบอร์ INA 126P จะมีค่าอัตราขยายคอมมอนโหมดหรือค่า CMRR ประมาณ 83 dB

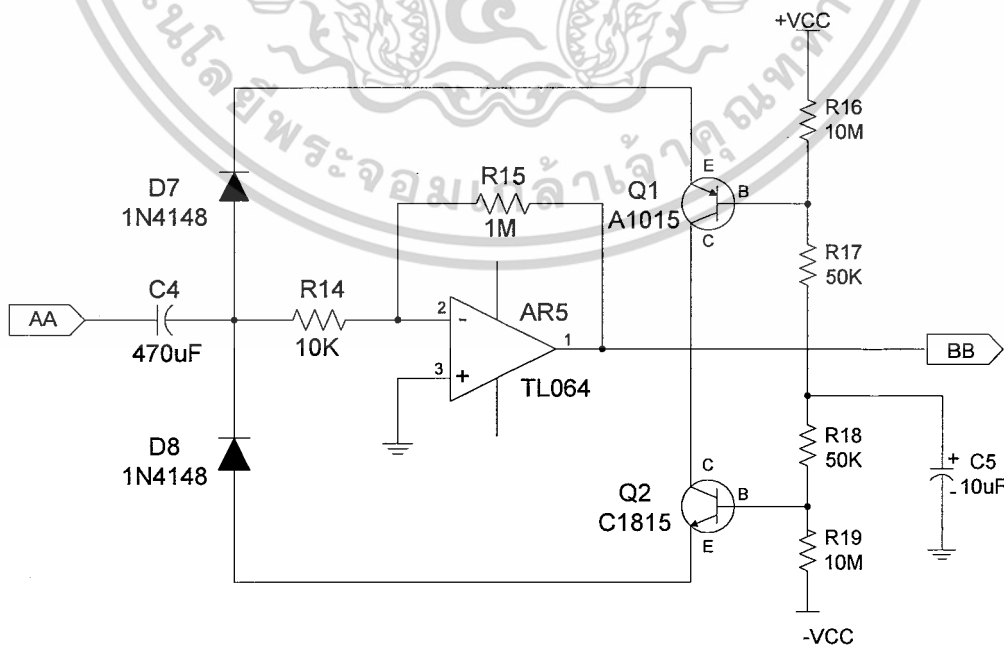
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.3 การต่อวงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ในการทดลอง

จากภาพที่ 3.3 แสดงการต่อวงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ในการออกแบบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะเห็นว่า U2B ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับเข้ามาทางด้านอินพุต เพื่อให้มีขนาดของสัญญาณที่จะวัดนั้นมีค่าที่ชัดเจนยิ่งขึ้น ส่วน U2A ทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ (Buffer) ของสัญญาณ ซึ่งสมการเอาต์พุตของวงจรจะมีค่าดังสมการที่ (3.1)

### 3.2.2 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์



ภาพที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิใช่ผู้ดูแลที่นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

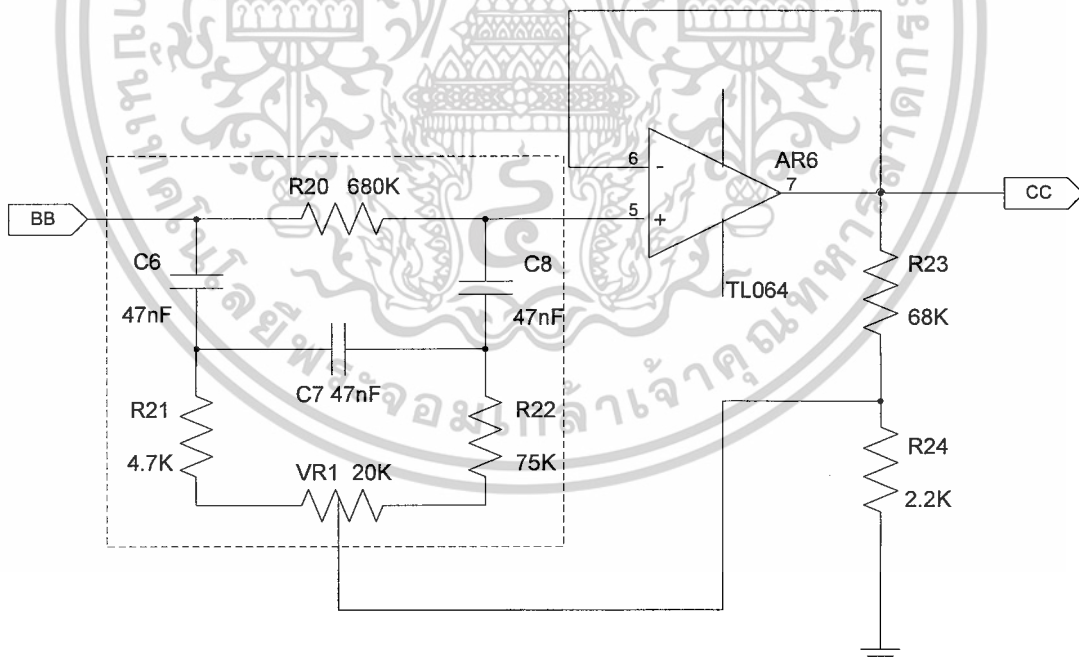
จากวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit) ดังแสดงในภาพที่ 3.4 เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่างศักย์ไฟฟ้าออฟเซตจะถูกขยายออกมาด้วย ปัญหาคือเมื่อผู้ป่วยขยับตัว จะทำให้ความต้านทานที่รอยต่อสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง และวงจรเสถียรสมดุลเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซตที่เอาต์พุตของวงจรขยายความแตกต่าง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะลอยออกห่างจากศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก วงจรปรับศูนย์ก็จะลดค่าคาบเวลาครั้งที่ให้น้อยลง เมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซต ถึงระดับที่กำหนด

นอกจากนี้วงจรในภาพ 3.4 ยังทำหน้าที่เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบป้อนกลับทางลบ สัญญาณที่ได้จึงกลับเฟสและมีอัตราขยาย Gain ดังนี้

$$Gain = -\frac{R_{15}}{R_{14}} = -100 \quad (3.3)$$

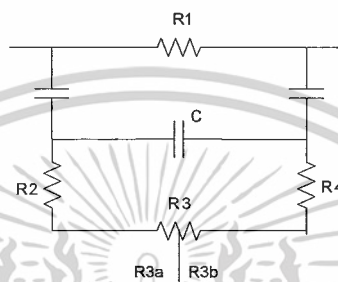
ดังนั้นที่จุด BB จะมีอัตราขยายรวมทั้งหมด คือ  $(-10.12)(-100) = 1012$  เท่า

### 3.2.3 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์



ภาพที่ 3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 Hz

ในภาพที่ 3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch Filter Circuit) ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 Hz ซึ่งเกิดจากการเหนี่ยวนำของไฟบ้าน แต่เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่อยู่ในช่วง 0.5 - 200 Hz ถ้าใช้วงจรกรองความถี่ต่ำหรือวงจรกรองความถี่สูง (Low/High Pass Filter) จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบางช่วงขาดหายไป ดังนั้นจึงต้องใช้กรองความถี่แบบช่องบากหรือแบบนอตช์ (Notch Filter) ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 Hz ถูกกำจัดออกไป



ภาพที่ 3.6 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์

ในการออกแบบวงจรในภาพที่ 3.6 ซึ่งเป็นส่วนภายในเส้นประของวงจรถัดภาพที่ 3.5 จะใช้สมการแสดงความสัมพันธ์ดังนี้

$$F_c = \frac{1}{2} \pi C \sqrt{3R_a R_b} \quad (3.4)$$

$$R_1 = 6(R_2 + R_3 + R_4) \quad (3.5)$$

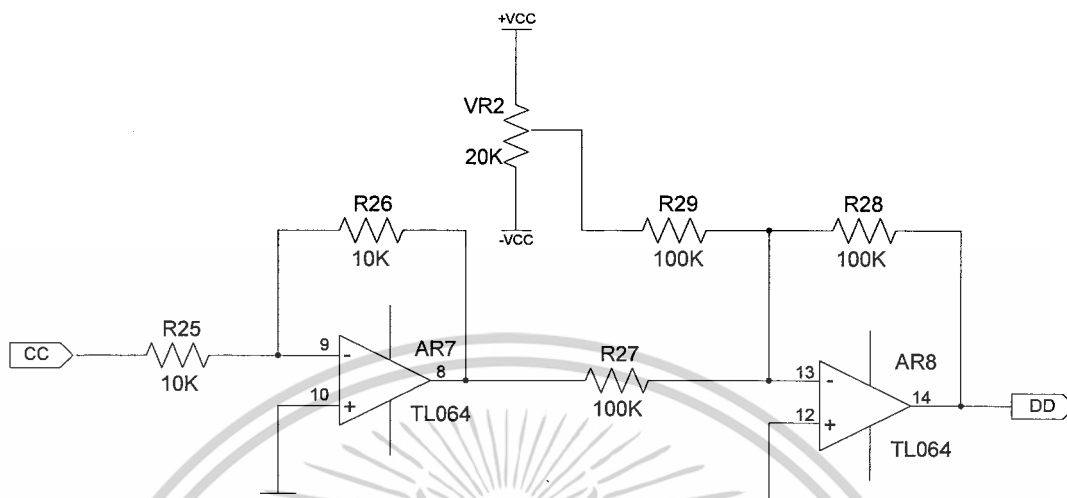
$$R_a = (R_2 + R_{3a}) \quad (3.6)$$

$$R_b = (R_4 + R_{3b}) \quad (3.7)$$

$$R_3 = R_{3a} + R_{3b} \quad (3.8)$$

โดย  $F_c$  คือ ความถี่ที่จำกัด ซึ่งในที่นี้มีค่าเท่ากับ 50 Hz

### 3.2.4 วงจรยกระดับแรงดัน



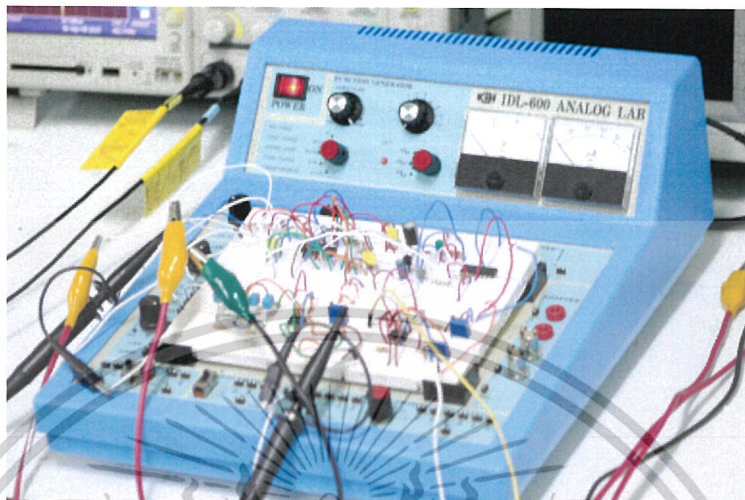
ภาพที่ 3.7 วงจรยกระดับแรงดัน

หลังจากได้สัญญาณหัวใจที่สมบูรณ์แล้ว จำเป็นต้องผ่านวงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit) ดังภาพที่ 3.7 (ปรับค่า VR2) ให้มีค่ามากกว่าศูนย์ก่อนที่จะเข้าวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อให้ได้สัญญาณดิจิทัลที่มีอัตราการสุ่มที่มีประสิทธิภาพ กล่าวคือ ไม่สูญเสียบิตในการกำหนดเครื่องหมาย

จากภาพที่ 3.7  $V_{in}/V_{out}$  คือแรงดันที่จุด DD/CC และจะได้สมการความสัมพันธ์ระหว่างอินพุตกับเอาต์พุตดังนี้

$$VR_2 - V_{in} = V_{out} \quad (3.8)$$

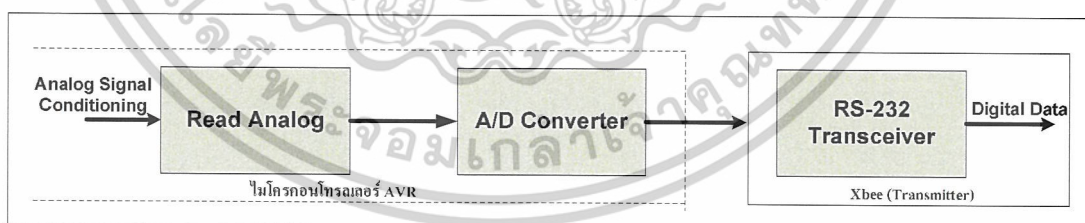
เมื่อนำวงจรรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier) วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit) วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz (50Hz-Notch Filter Circuit) และวงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit) มาต่อลงในบอร์ดทดลองจะได้วงจรโดยรวมดังภาพที่ 3.8



ภาพที่ 3.8 การต่อวงจรต่างๆ ภายในเครื่องตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

### 3.2.5 การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR กับ Xbee (Transmitter)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR จะใช้ในการแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัล โดยใช้ A/D Converter ขนาด 10 บิต ก่อนส่งข้อมูลผ่าน RS-232 ไปยังโมดูลไร้สาย Xbee (Transmitter) โดยมีการเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR กับโมดูลไร้สาย Xbee (Transmitter) ดังแสดงในภาพที่ 3.9

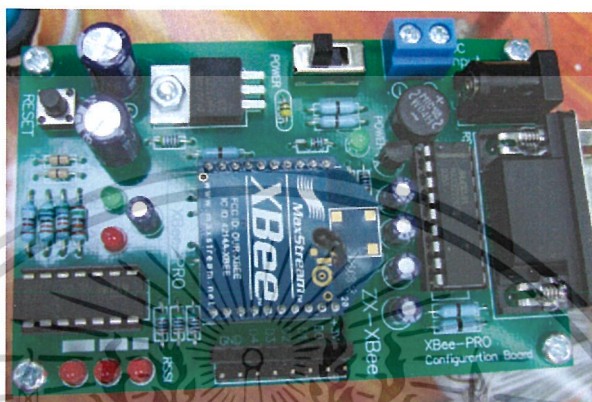


ภาพที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR กับ Xbee (Transmitter)

### 3.2.6 โมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee

โมดูลไร้สายยี่ห้อ Xbee ที่ใช้ในการออกแบบเครื่องตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะแยกออกเป็น 2 ส่วนคือ ภาคส่ง (Transmitter) และภาครับ (Receiver) โดยภาคส่งจะใช้บอร์ด ZX-Xbee ดังแสดงในภาพที่ 3.10 ในการทำหน้าที่รับสัญญาณจากพอร์ตอนุกรม RS-232 ที่มาจากเอกซารีนไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR โดยในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR จะทำการโปรแกรมข้อมูลไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เรียบร้อยแล้ว เพื่อที่จะส่งสัญญาณดิจิทัลผ่านพอร์ตอนุกรม RS-232 เมื่อรับข้อมูลมาแล้วก็จะทำการส่งข้อมูลแบบไร้สายไปยังโมดูลไร้สายตัวรับ (Transmitter) ที่ต่ออยู่กับคอมพิวเตอร์ ในย่านความถี่ 2.4 GHz นอกจากนั้นบอร์ด ZX-Xbee ยังทำหน้าที่ในการรักษาระดับค่าแรงดันให้คงที่ โดยค่าแรงดันที่เหมาะสมกับบอร์ด ZX-Xbee จะอยู่ในช่วง 2.8 – 3.4 V



ภาพที่ 3.10 บอร์ด ZX-Xbee สำหรับภาคส่ง

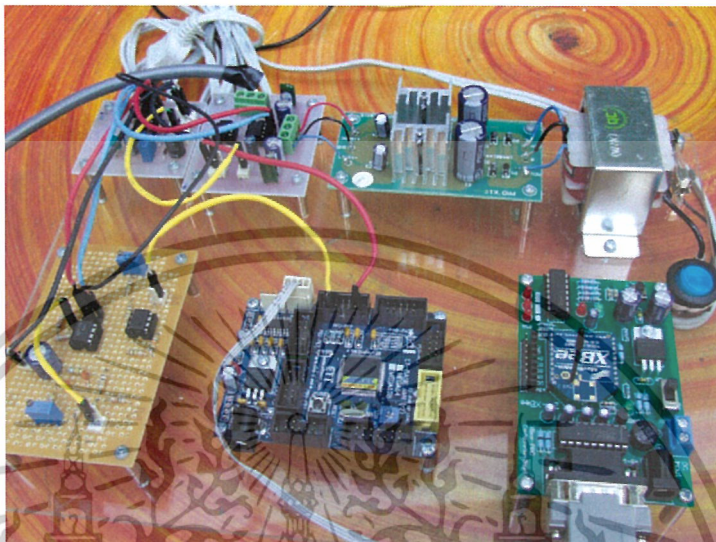
สำหรับภาครับจะใช้โมดูล USB Dongle ดังแสดงในภาพที่ 3.11 ซึ่งเป็นโมดูลไร้สายของ Xbee เพื่อเป็นตัวรับข้อมูลจากบอร์ด ZX-Xbee จากภาคส่งโดยโมดูล USB Dongle นี้สามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์โดยผ่านพอร์ต USB เพื่อรับค่าข้อมูลที่ได้นำไปประมวลผลต่อในโปรแกรมแสดงผลที่ได้จัดทำขึ้น นอกจากนี้ USB Dongle ยังสร้างความสะดวกในการใช้งานกับคอมพิวเตอร์เครื่องอื่น ๆ ได้ดี เนื่องจากการเชื่อมต่อทางพอร์ต USB ซึ่งคอมพิวเตอร์แต่ละเครื่องก็จะมีพอร์ต USB อยู่แล้ว ในเครื่องรุ่นใหม่ ๆ



ภาพที่ 3.11 โมดูล USB Dongle ของ Xbee สำหรับภาครับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในภาพที่ 3.12 แสดงการต่อวงจรในส่วนต่าง ๆ ทางด้านฮาร์ดแวร์เข้าด้วยกันของเครื่อง  
ตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอในปฏิญญาฉบับนี้



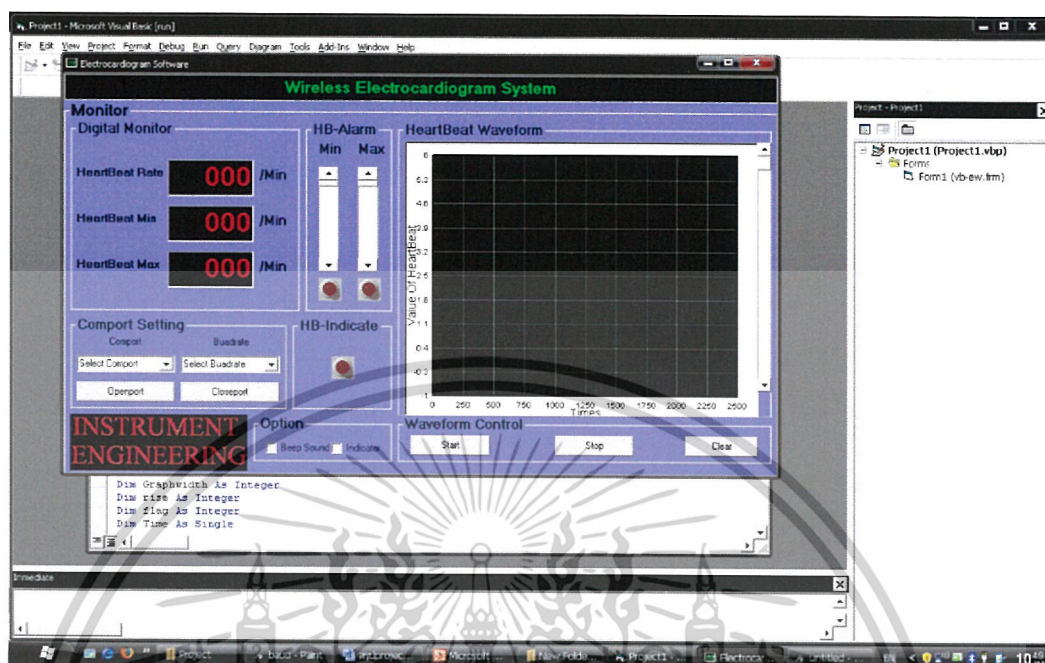
ภาพที่ 3.12 การต่อวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์ของเครื่องตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบ

### 3.3 โปรแกรมแสดงผลการวัด

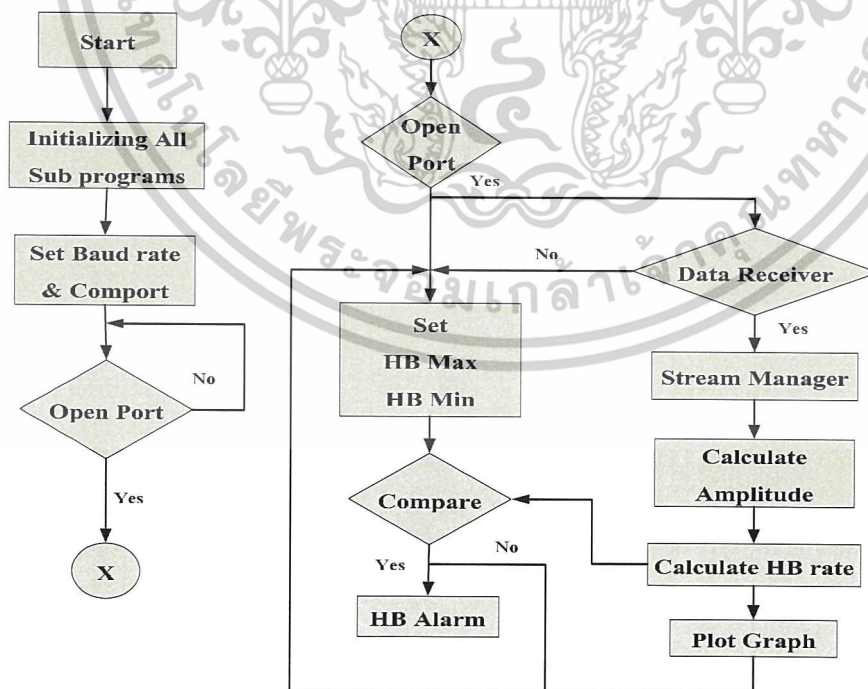
ในภาพที่ 3.13 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการแสดงผลการวัด ซึ่งพัฒนาขึ้นจากโปรแกรม Visual Basic 6.0 ซึ่งประกอบด้วย

1. Monitor เป็นส่วนที่บอกค่าดิจิทัลต่างๆ ดังนี้
  - ค่า Heart Beat rate คือค่าแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ แสดงเป็นจำนวนครั้งต่อนาที
  - ค่า Heart Beat Min คือค่าที่ตั้งค่าไว้ให้มีการเตือน เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่าค่าที่ตั้งไว้
  - ค่า Heart Beat Max คือค่าที่ตั้งค่าไว้ให้มีการเตือน เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมากกว่าค่าที่ตั้งไว้
2. HB – Alarm เป็นส่วนการตั้งค่า Heartbeat Min และ Max โดยในส่วนนี้จะประกอบไปด้วยแถบเลื่อนขึ้น-ลง ในการตั้งค่า Heartbeat Min และ Max และไฟสัญญาณเตือน
3. Comport Setting เป็นส่วนของการตั้งค่าอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อ โดยประกอบด้วย Baud Rate และ Comport โดยจะอธิบายในอย่างละเอียดในหน้าที่ 44
4. Option เป็นส่วนเพิ่มเติมของการตั้งค่า Beep Sound และ Indicator โดยที่ Beep Sound คือเสียงเตือน และ Indicator คือสัญญาณไฟเตือน
5. Heartbeat Waveform เป็นส่วนแสดงกราฟสัญญาณการเต้นของหัวใจ โดยในส่วนนี้

จะมี Waveform Control ในการสั่งงานประกอบด้วย Start, Stop และ Clear  
เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสถาบันวิจัยและพัฒนาสุขภาพอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.13 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดในโปรแกรม Visual Basic 6.0



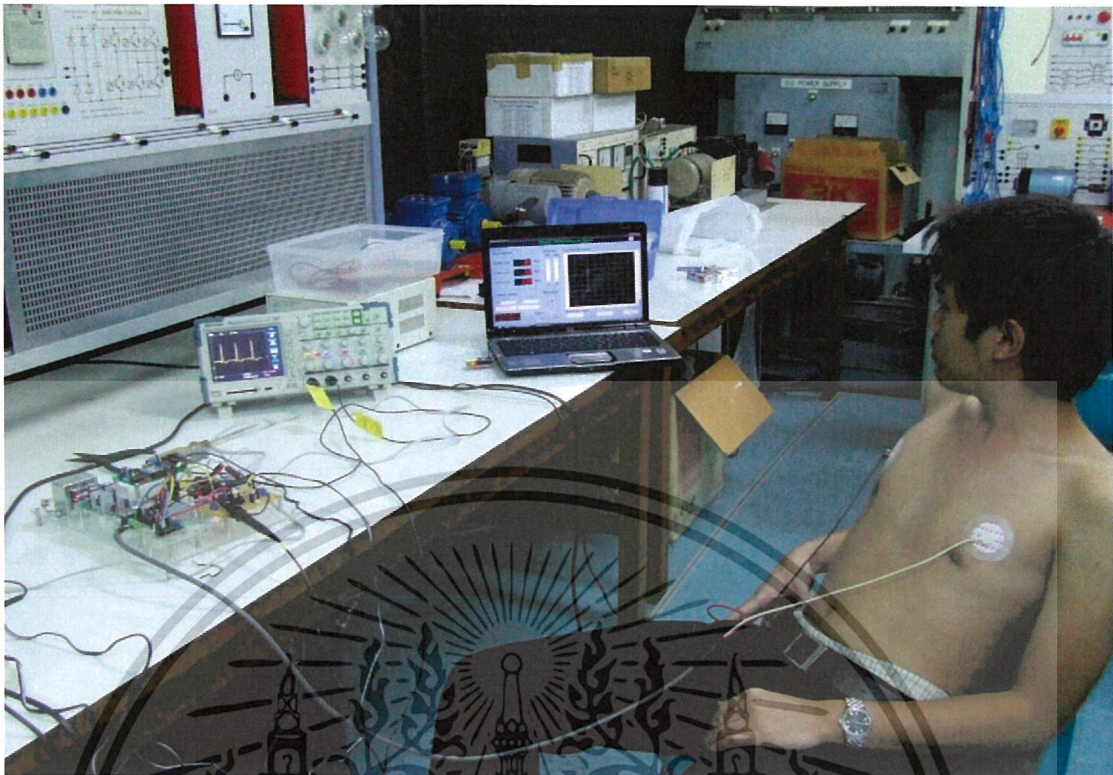
ภาพที่ 3.14 Flow chart ของหน้าต่างที่แสดงผลการวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จาก Flowchart ของหน้าต่างที่แสดงผลการวัด ดังภาพที่ 3.14 ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมสามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

1. เมื่อเราทำการเปิดโปรแกรม โปรแกรมก็จะทำการติดตั้งโปรแกรมย่อย ๆ (Sub Programs) ที่เราได้เขียนไว้
2. เราต้องทำการตั้งค่าอัตราเร็วในการรับ-ส่งข้อมูล (Baud Rate) และเลือกค่า Comport ตามที่พอร์ตที่ USB ได้เชื่อมต่ออยู่กับคอมพิวเตอร์ เช่น โมดูลของ Xbee จะใช้ Baud Rate เท่ากับ 19200 และค่า Comport เท่ากับ Com4
3. โปรแกรมก็จะเริ่มทำงานก็ต่อเมื่อเรากด Open Port โดยรับค่าข้อมูลจากโมดูลไร้สาย
4. เมื่อทำการเปิดพอร์ตแล้ว โปรแกรมจะรอรับข้อมูล ถ้าหากยังไม่ได้รับข้อมูล โปรแกรมจะทำการแสดงค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่สูง และต่ำกว่าปกติที่เราได้ป้อนค่าไว้
5. เมื่อโปรแกรมได้รับข้อมูลจากโมดูลไร้สายแล้ว ก็จะคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Beat rate) โดยเลือกแอมพลิจูดของสัญญาณ 1 คาบเวลาแล้วนำคาบสัญญาณที่ได้มาเปลี่ยนเป็นค่าความถี่ ค่าความถี่ที่ได้จะนำไปคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจได้โดยเทียบที่  $1 \text{ Hz} = 60 \text{ ครั้ง}$  ดังนั้นที่ ความถี่  $x.xx \text{ Hz} = \text{อัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้งต่อนาที)}$
6. อัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้นั้นจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับค่า HB Max และ HB Min ที่ตั้งค่าไว้ในตอนแรก หากมีค่าสูงหรือต่ำกว่าค่าที่ตั้งไว้ก็จะแสดงการเตือนในรูปแบบของไฟหรือเสียงตามที่ตั้งไว้ในส่วนของ Option
7. โปรแกรมจะทำการวนรอบในการวิเคราะห์ และคำนวณไปเรื่อย ๆ จนกว่าจะมีการปิดโปรแกรม

ในภาพที่ 3.15 เป็นการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ทั้งหมดในโครงงานดังนี้ เริ่มจากคิตอิเล็คโทรด ดังภาพที่ 2.11 เพื่อตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดลอง ไปยังวงจรจัดการสัญญาณต่าง ๆ ก่อนป้อนเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ที่ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล แล้วส่งข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรมไปยังโมดูลไร้สาย Xbee จากนั้นโมดูล Xbee ตัวส่งที่ติดกับเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะส่งข้อมูลแบบไร้สายไปที่โมดูล Xbee ตัวรับ ที่ต่ออยู่กับคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต USB จากนั้นจะแสดงผลที่วัดได้ด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาด้วยโปรแกรม Visual Basic 6.0 บนหน้าจอคอมพิวเตอร์



ภาพที่ 3.15 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ทั้งหมดในโครงการ

### 3.4 การทดลองค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซของวงจรมอดูเลเตอร์

ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซ เป็นค่าที่ใช้บอกถึง ความสามารถในการที่จะกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าไปในวงจร Instrument Amplifier แบบคอมมอนโหมด โดยที่

$$CMRR = A_d/A_c \quad (3.9)$$

หรือ  $CMR = 20\log(A_d/A_c)$  ; CMRR ในหน่วย dB จะเรียกว่า CMR (3.10)

โดยที่  $A_d$  คือ อัตราขยายวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

$A_c$  คือ อัตราขยายวงจรแบบคอมมอนโหมด

เมื่อ  $G = V_{out}/V_{in}$  (3.11)

โดยที่  $G$  คือ อัตราขยายสัญญาณ

$V_{out}$  คือ แรงดันเอาต์พุต

$V_{in}$  คือ แรงดันอินพุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งค่าคอมมอน โหมดรีเจคชั่นเรโซแนนซ์ ต้องทำการหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมด และอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด ดังต่อไปนี้

#### 3.4.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุตลบขาที่ 2 ของวงจรอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier Circuit) ในภาพที่ 3.3 ต่อลงกราวด์ของวงจร

2. ป้อนสัญญาณไซน์ (Sine Wave) ขนาด 200 mVp-p ที่ความถี่ต่าง ๆ ตามตารางที่ 3.1 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ (Function Generator) ทางด้านบวกของวงจรขาที่ 3

3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ และคำนวณหาค่าอัตราขยาย G จากสมการที่ (3.10) และบันทึกผลลงในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ผลการทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (V <sub>pp</sub> )	อัตราขยาย G
5	14.69	104.18
10	15.59	110.57
20	15.83	112.27
30	15.85	112.41
40	15.85	112.41
50	15.83	112.27
60	15.81	112.13
70	15.78	111.91
80	15.75	111.70
90	15.73	111.56
100	15.70	111.35
200	15.39	109.15

จากตารางที่ 3.1 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดได้ว่า  $A_d = 110.99$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4.2 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

1. นำขาอินพุตบวกและอินพุตลบของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ ในภาพที่ 3.3 มาต่อเข้าด้วยกัน

2. ป้อนสัญญาณไซน์ (Sine Wave) ขนาด 5 V<sub>p-p</sub> ที่ความถี่ต่าง ๆ ตามตารางที่ 3.2 จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ (Function Generator) ทางด้านบวกของวงจร

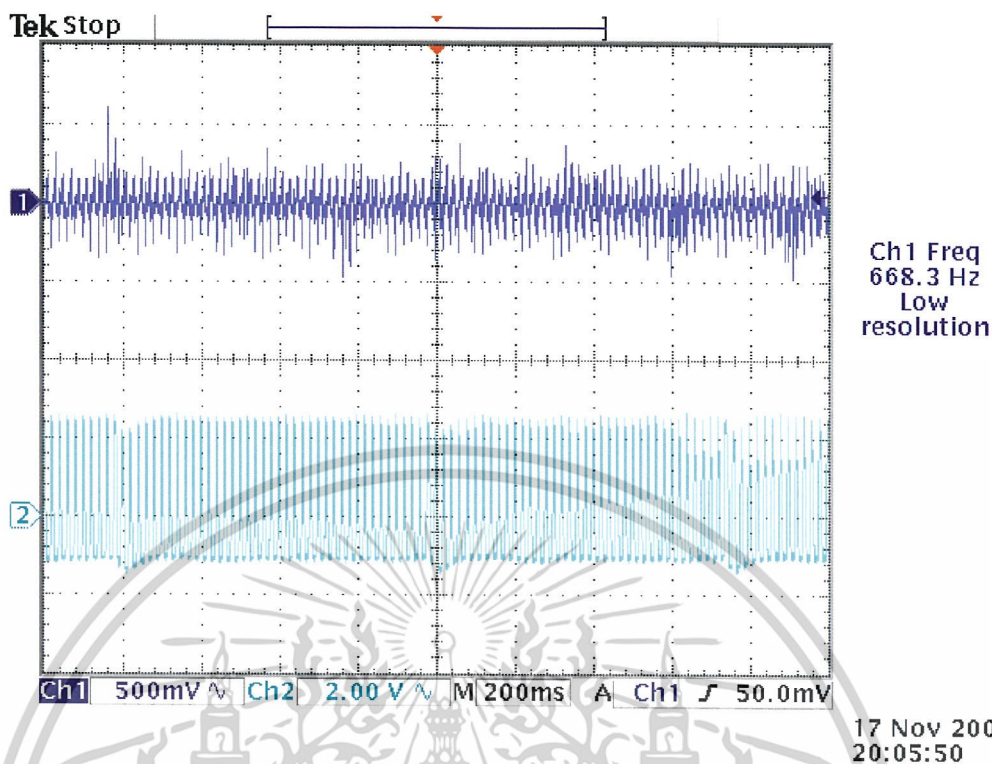
3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ และคำนวณหาค่าอัตราขยาย G จากสมการที่ (3.10) และบันทึกผลลงในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 ผลการทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (V <sub>pp</sub> )	อัตราขยาย G
5	0.035	0.0099
10	0.037	0.0104
20	0.039	0.0110
30	0.040	0.0113
40	0.040	0.0113
50	0.040	0.0113
60	0.039	0.0110
70	0.039	0.0110
80	0.038	0.0107
90	0.037	0.0104
100	0.036	0.0101
200	0.032	0.0091

จากตารางที่ 3.2 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอนโหมดได้ว่า  $A_c = 0.0106$

จากผลการทดลองในการทดลองที่ 3.4.1.1 และการทดลองที่ 3.4.1.2 สามารถคำนวณหาค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซในหน่วย dB ได้ดังนี้  $CMR = 20 \log (110.99/0.0106) = 80.39 \text{ dB}$



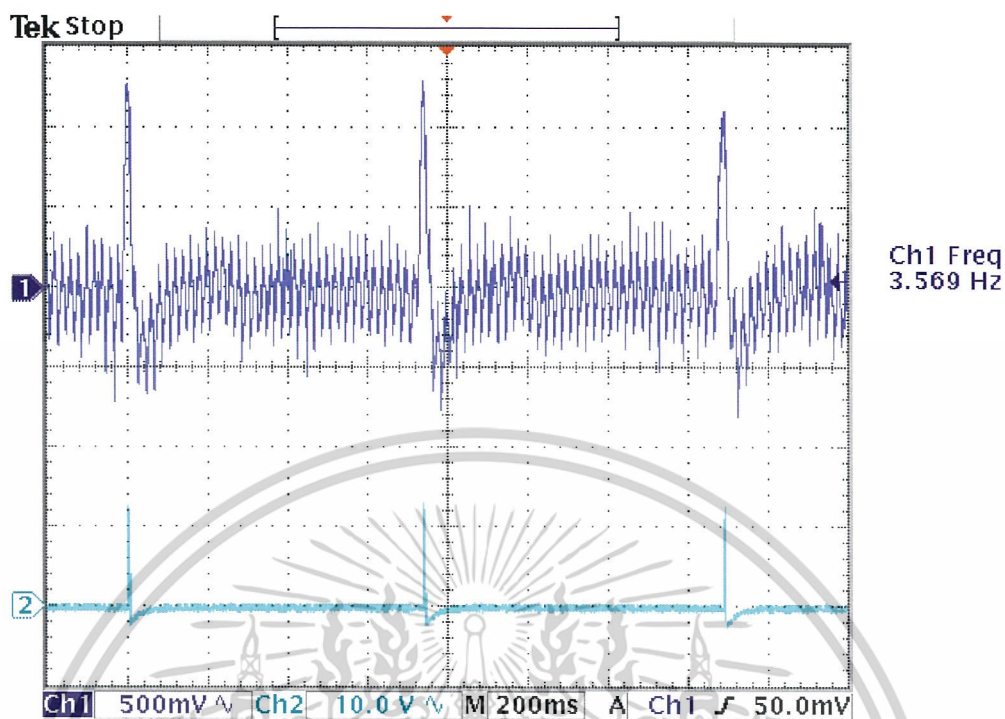
ภาพที่ 3.16 สัญญาณที่วัดได้จากวงจรขยายอินสตรูเมนต์ดังภาพที่ 3.3

(Ch 1 : สัญญาณที่วัดได้จากวงจรขยายอินสตรูเมนต์ ; Ch 2 : สัญญาณไฟปกติ )

### 3.5 การทดลองวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ดังภาพที่ 3.4

การทดลองวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ดังภาพที่ 3.4 สามารถทำได้โดยป้อนสัญญาณไซน์ขนาด  $1\text{ V}_{p-p}$  ที่ AA สังเกตการเปลี่ยนแปลงที่เอาต์พุต BB จะเห็นว่าสัญญาณเอาต์พุตจะเป็นสัญญาณที่แกว่งอยู่บน  $0\text{ V}$  (Offset =  $0\text{ V}$ )

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



17 Nov 2008  
20:07:17

ภาพที่ 3.17 สัญญาณที่ผ่านวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์

(Ch 1 : สัญญาณที่วัดได้จากวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ ; Ch 2 : สัญญาณที่วัดได้จากวงจรกรองความถี่ )

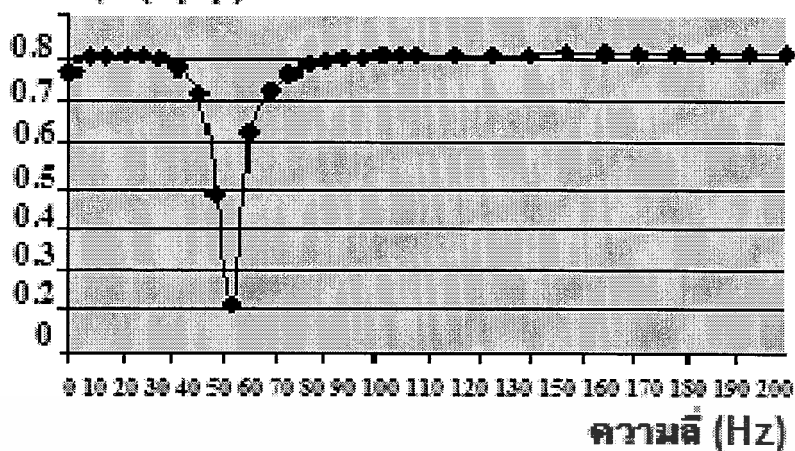
### 3.6 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรดังภาพที่ 3.5

การทดลองเพื่อหาผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรดังภาพที่ 3.3 สามารถทำได้ดังนี้

1. ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด  $1V_{p-p}$  ที่อินพุตของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ BB โดยเปลี่ยนค่าความถี่ต่าง ๆ ตั้งแต่ 5 Hz ถึง 200 Hz โดยเปลี่ยนค่าทีละ 5 Hz
2. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ และคำนวณหาค่าอัตราขยายจากสมการที่ (3.10) แล้วบันทึกผลการทดลองลงในตารางที่ 3.3
3. นำข้อมูลจากตารางที่ 3.3 ไปพล็อตกราฟผลตอบสนองทางความถี่ จะได้ดังภาพที่ 3.18

จากข้อมูลที่บันทึกได้ในภาพที่ 3.18 จะได้ Center Frequency ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 Hz ซึ่งตรงกับค่าที่กำหนดไว้ในขั้นตอนการออกแบบค่าตัวต้านทาน และตัวเก็บประจุต่าง ๆ ดังสมการที่ (3.4) ถึง (3.7)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

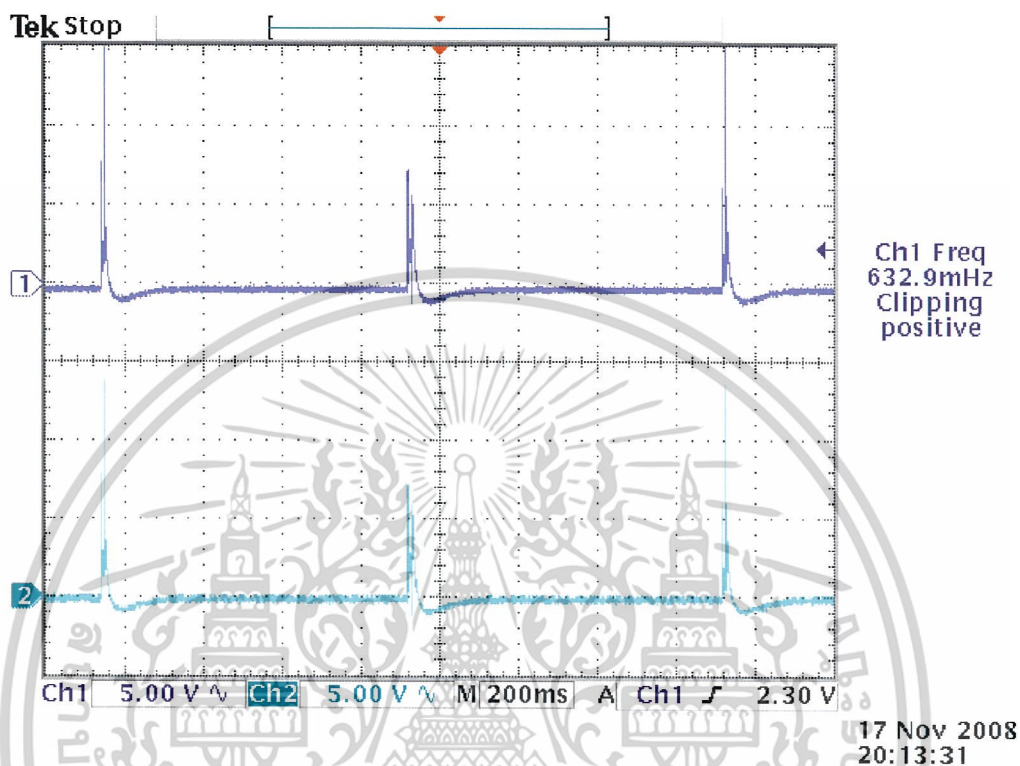
แรงดันเอาต์พุต (V<sub>p-p</sub>)

ภาพที่ 3.18 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์

ตารางที่ 3.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์

ความถี่ (Hz)	แรงดันอินพุต (V)	แรงดันเอาต์พุต (V <sub>p-p</sub> )	ความถี่ (Hz)	แรงดันอินพุต (V)	แรงดันเอาต์พุต (V <sub>p-p</sub> )
5	0.676	0.669	80	0.717	0.695
10	0.706	0.703	85	0.718	0.700
15	0.712	0.707	90	0.718	0.701
20	0.714	0.708	95	0.717	0.703
25	0.716	0.704	100	0.717	0.705
30	0.716	0.697	110	0.717	0.707
35	0.716	0.677	120	0.717	0.708
40	0.717	0.615	130	0.717	0.708
45	0.717	0.384	140	0.717	0.709
50	0.718	0.114	150	0.717	0.710
55	0.717	0.524	160	0.717	0.710
60	0.717	0.625	170	0.717	0.710
65	0.717	0.662	180	0.716	0.710
70	0.718	0.679	190	0.716	0.710
75	0.718	0.689	200	0.716	0.710

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.19 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่และขั้วระดับแรงดัน

(Ch 1 : สัญญาณที่วัดได้จากวงจรกรองความถี่; Ch 2 : สัญญาณที่วัดได้จากขั้วระดับแรงดัน)

### 3.7 การทดลองการทำงานของวงจรขั้วระดับแรงดันดังภาพที่ 3.7

การทดลองโดยทำการป้อนสัญญาณไซน์ ไปที่อินพุตของวงจรขั้วระดับแรงดันดังภาพที่ 3.7 ที่ CC แล้วทดลองปรับค่า VR 20K เพื่อเพิ่มหรือลดระดับของสัญญาณไซน์ที่ป้อนให้แก่วงจร จะได้ผลการทดลองเป็น 2 กรณี ดังนี้ คือ

กรณีที่ 1 เมื่อปรับ VR 20K เพิ่มขึ้น สัญญาณไซน์จะขั้วระดับขึ้น

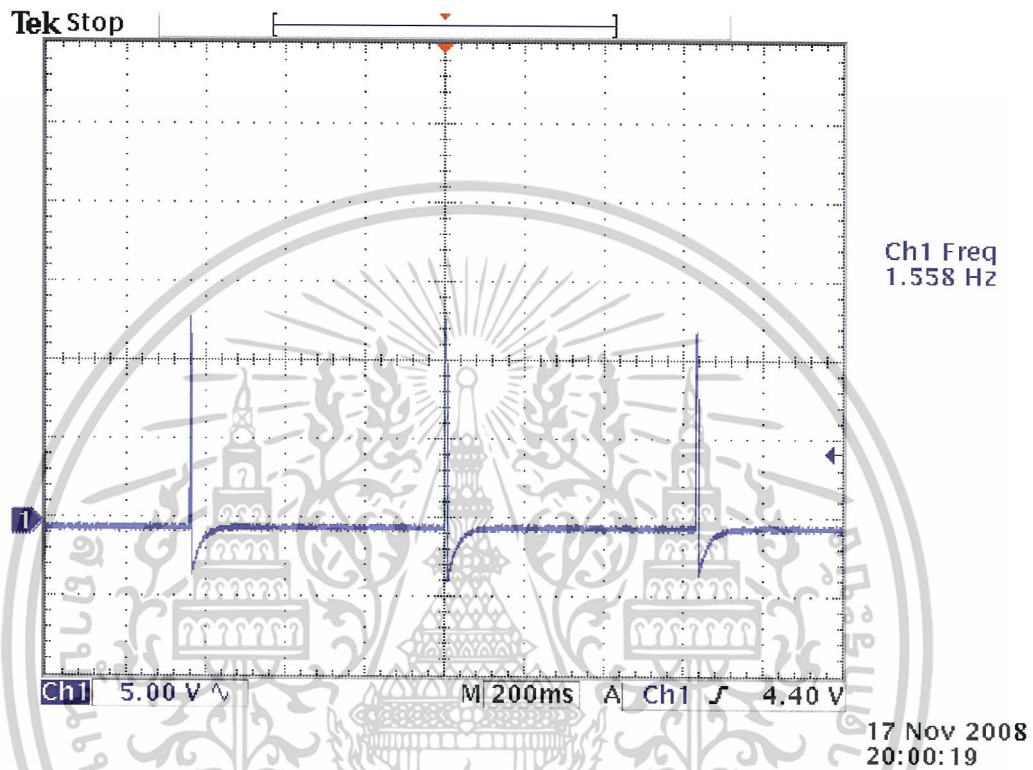
กรณีที่ 2 เมื่อปรับ VR 20K ลดลง สัญญาณไซน์จะลดระดับลง

### 3.8 การทดลองส่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย

ก่อนการทดลองส่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย เมื่อทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรจัดการสัญญาณต่าง ๆ ที่ตำแหน่ง DD (จากภาพที่ 3.7) จะได้ผลการวัดแสดงดัง

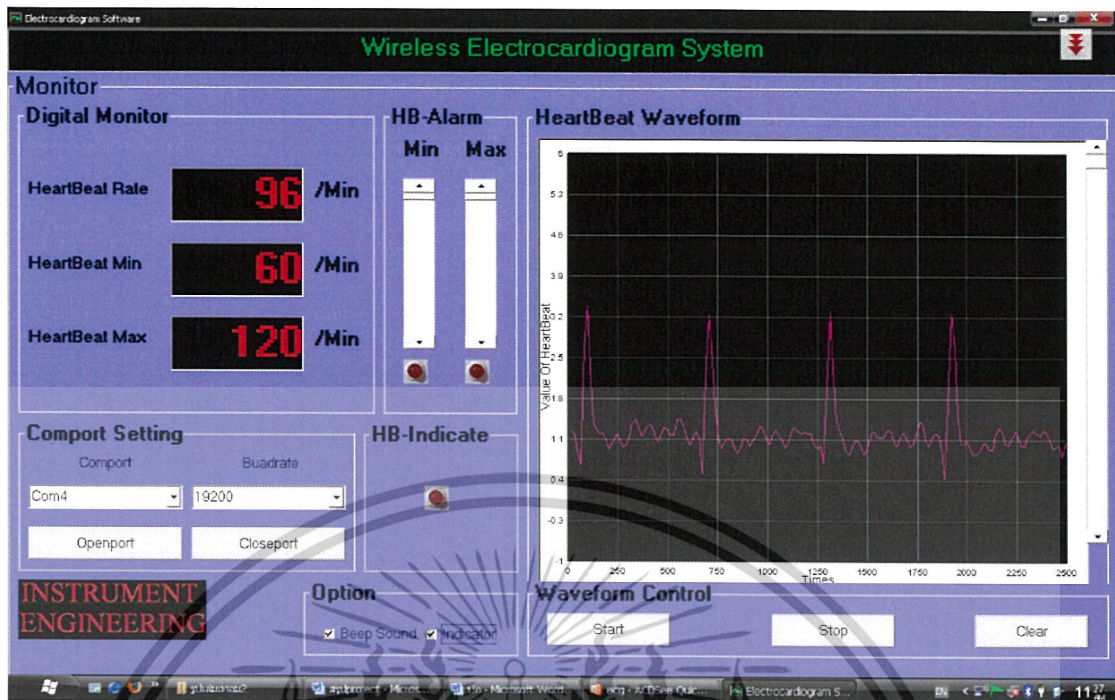
เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี การนำเอกสารนี้ไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระยะทางต่าง ๆ โดยการบันทึกภาพสัญญาณ ทำให้เราได้ทราบว่า ถ้าส่งข้อมูลในระยะทางกระจัด  
ตรง ๆ ไม่มีสิ่งกีดขวาง จะทำให้สามารถส่งข้อมูลได้ในระยะที่ไกล แต่ถ้าทดลองในพื้นที่ที่มีผนังกั้น  
ขวางมาก ๆ จะทำให้สัญญาณที่ได้ไม่ต่อเนื่อง ซึ่งจะแสดงภาพสัญญาณที่ระยะต่าง ๆ ดังแสดงใน  
ภาพที่ 3.21 ถึง 3.25 ซึ่งเป็นผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 1, 5, 10, 15 และ 20 m ตามลำดับ

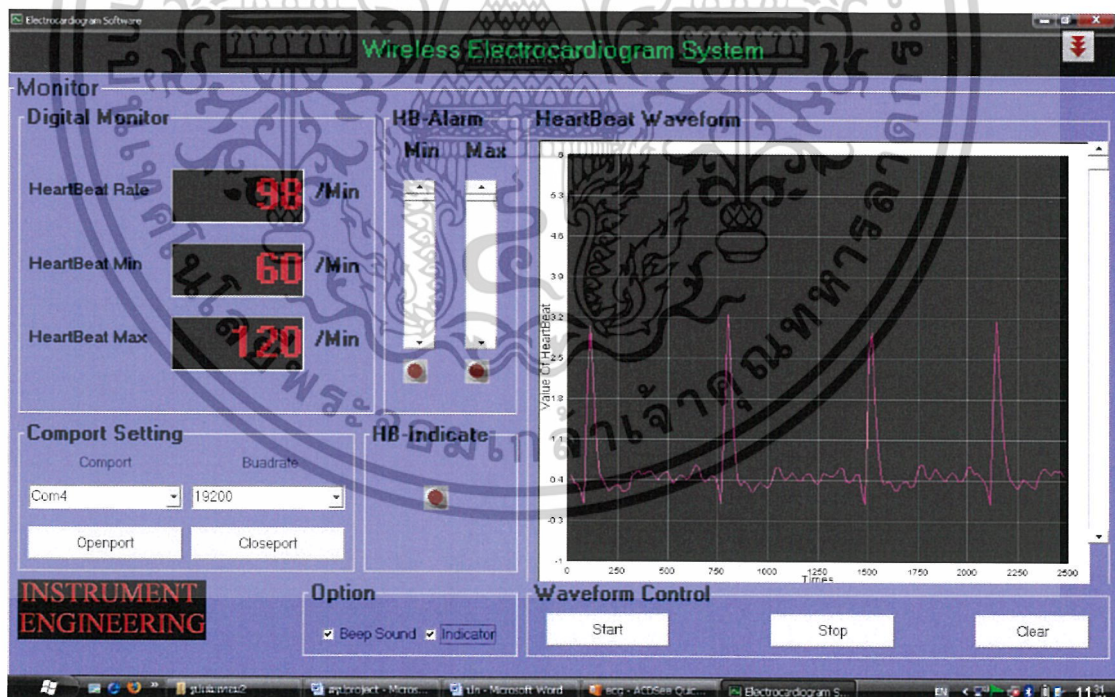


ภาพที่ 3.20 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรจัดการสัญญาณต่าง ๆ โดยวัดที่ DD (ในภาพที่ 3.7)  
(Ch 1 : สัญญาณที่วัดได้จากวงจรจัดการสัญญาณต่าง ๆ โดยวัดที่ DD ในภาพที่ 3.7)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

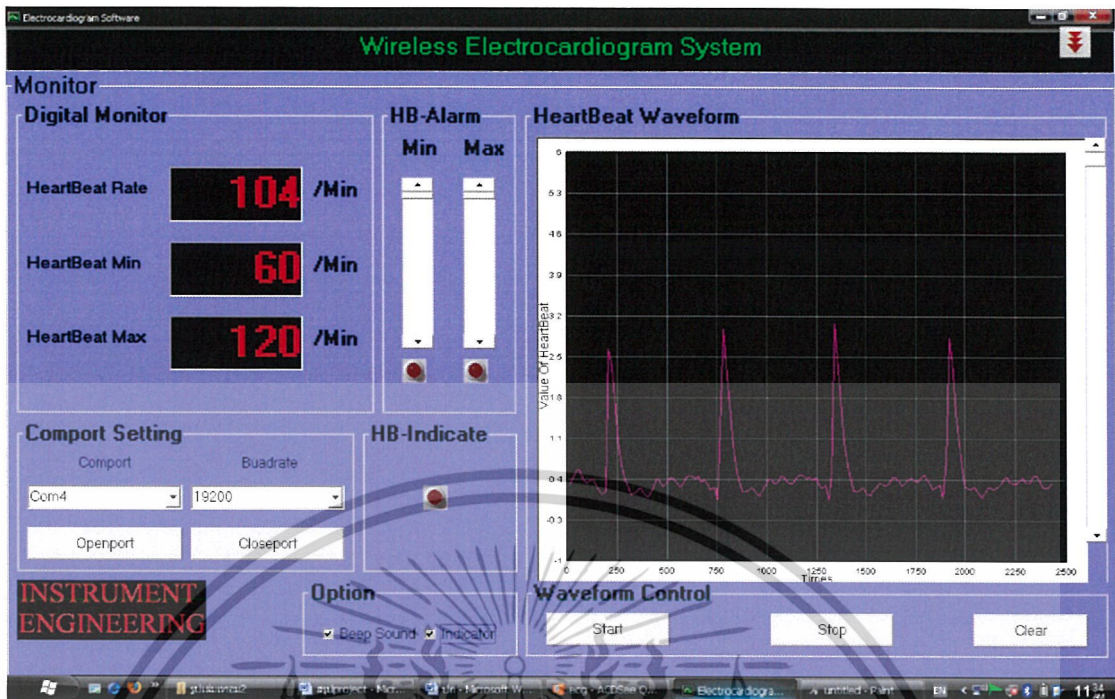


ภาพที่ 3.21 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 1 m

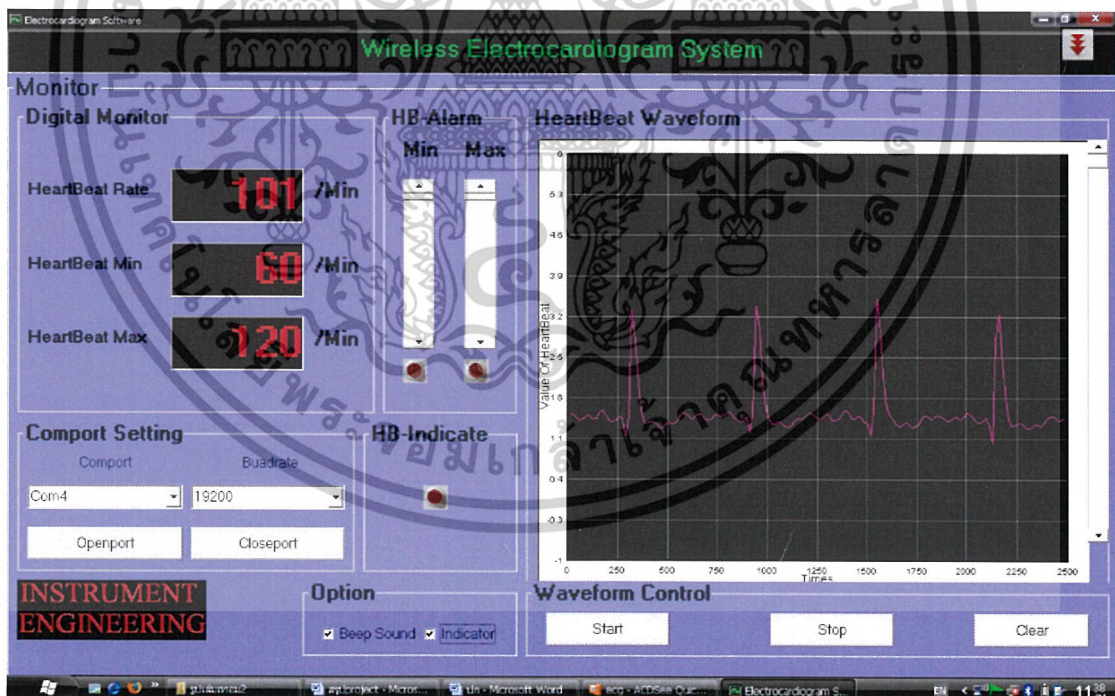


ภาพที่ 3.22 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 5 m

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

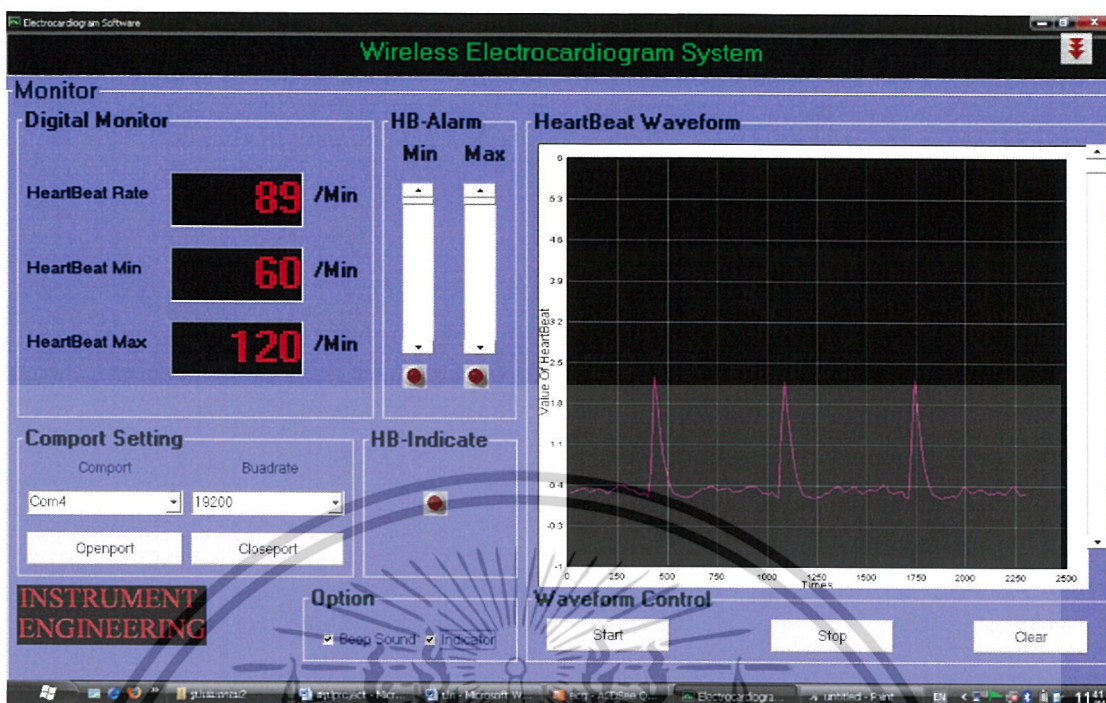


ภาพที่ 3.23 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 10 m



ภาพที่ 3.24 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 15 m

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.25 หน้าต่างที่แสดงผลการวัดที่ระยะห่างในการส่ง 20 m

จากการทดลองที่ระยะ 1, 5, 10, 15 และ 20 m แสดงให้เห็นว่า เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบสามารถทำการรับ-ส่งข้อมูลสัญญาณแบบไร้สายได้ แต่ถ้าระยะห่างในการส่งมากกว่า 20 m นี้พบว่า สัญญาณที่วัดได้นั้นจะไม่ต่อเนื่อง เพราะมีการบดบังสัญญาณ กราฟที่แสดงในหน้าจอจะเริ่มไม่เป็นรูปกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ส่วนอัตราการเต้นของหัวใจยังแสดงอยู่ แต่จะมีค่าที่แกว่งมาก

### 3.9 การสอบเทียบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

จากการทดลองต่าง ๆ พบว่า เครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบสามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายได้ในระยะต่าง ๆ แต่เพื่อเป็นการยืนยันถึงสมรรถนะในการทำงาน ผู้จัดทำจึงได้ไปทำการสอบเทียบ เพื่อทดสอบว่าเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบและสร้างขึ้นนั้น ได้มาตรฐานพอที่จะนำไปใช้จริง ณ ห้องงานอุปกรณ์ทางการแพทย์ โรงพยาบาลศิริราช กรุงเทพฯ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.26 ณ ห้องงานอุปกรณ์ทางการแพทย์ โรงพยาบาลศิริราช

### 3.9.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการสอบเทียบ

ในการสอบเทียบครั้งนี้ ได้ใช้เครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator) เป็นเครื่องมือมาตรฐานยี่ห้อ Bio-Tek รุ่น LIONHEART 3 [7] เพื่อใช้ในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน



ภาพที่ 3.27 มัลติพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสอบเทียบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนักผู้จัดทำเห็นว่าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.9.2 ขั้นตอนในการสอบเทียบ

ขั้นตอนในการสอบเทียบ สามารถเขียนได้ดังนี้

1. นำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator) ต่อเข้ากับเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ
2. ป้อนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้นของหัวใจที่ 60 , 80, 100, และ 120 ครั้ง/นาที (bpm) ตามลำดับ
3. อ่านค่าและบันทึกผลของอัตราการเต้นของหัวใจจากหน้าต่างที่แสดงผลการวัด
4. ทดลองตามลำดับที่กล่าวมาข้างต้นซ้ำกัน 5 ครั้ง แล้วหาค่าเฉลี่ยที่ได้และบันทึกผลการทดลองลงในใบสอบเทียบ สำหรับใบรับรองการสอบเทียบในครั้งนี้ ผู้จัดทำได้แนบไว้ที่ภาคผนวกด้านหลัง

### 3.10 บทสรุป

ข้อมูลต่าง ๆ ในบทนี้ เป็นข้อมูลเกี่ยวกับการออกแบบและสร้างเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายที่ผู้จัดทำนำเสนอในปฏิญานิพนธ์นี้ โดยเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเครื่องนี้สามารถตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้อย่างมีประสิทธิภาพที่ดีพอสมควร มีค่าความผิดพลาดสูงสุด 1.2 % และสามารถตรวจวัดสัญญาณแบบไร้สายได้ระยะไกลที่สุด 20 เมตร โดยไม่มีสิ่งกีดขวางซึ่งถือว่าเป็นระยะทางที่เหมาะสม ในการนำไปใช้งานได้จริงอยู่ในระยะที่ผู้เฝ้าระวังสามารถมาตรวจดูอาการผู้ป่วยได้ทันเวลา แต่ในส่วน of หน้าต่าง โปรแกรมแสดงผลการวัดยังมีความหลากหลายในการใช้งานที่ยังน้อยอยู่ เนื่องจากไม่สามารถแสดงสัญญาณเตือนในกรณีอื่นๆ นอกจากอัตราการเต้นของหัวใจสูงหรือต่ำกว่าที่กำหนดไว้ได้ และยังไม่สามารถบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลาต่างๆ ได้ เพื่อนำผลไปวิเคราะห์ต่อไป

## บทที่ 4

# สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

### 4.1 สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองของเครื่องตรวจสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวัดแบบเฝ้าระวัง ที่ได้ ออกแบบในปริยายานิพนธ์นี้ พบว่าสัญญาณที่วัดได้สามารถส่งผ่าน โมดูลแบบไร้สายได้ที่ระยะ ทางสูงสุดประมาณ 20 เมตร ในอาคารโดยไม่มีสิ่งกีดขวาง สำหรับการแสดงผลจะแสดงรูปภาพ ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์ พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ และแสดง สัญญาณเตือนเมื่อสัญญาณมีค่าต่ำกว่าหรือสูงกว่าค่าที่กำหนดไว้ได้

จากผลของการสอบเทียบของเครื่องตรวจสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย กับเครื่องจำลอง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจยี่ห้อ Bio-Tek รุ่น LIONHEART 3 พบว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้อยู่ใน ช่วงที่ยอมรับได้ โดยมีค่าความผิดพลาดสูงสุด 1.2 %

### 4.2 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ไข

จากการจัดทำปริยายานิพนธ์ฉบับนี้ มีปัญหาที่พบดังนี้

1. การออกแบบวงจรในส่วนของฮาร์ดแวร์ใช้เวลานาน เนื่องจากขาดประสบการณ์ในการ เลือกใช้อุปกรณ์และวงจรอิเล็กทรอนิกส์ให้เหมาะสมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ โดยใช้ อิเล็กทรอนิกส์เป็นสัญญาณขนาดเล็กและมีสัญญาณรบกวนมาก ทำให้การจัดทำโครงการล่าช้าไม่ เป็นไปตามแผนงานที่ตั้งเป้าไว้ แนวทางแก้ไขควรเลือกใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่าง ๆ ให้เหมาะสมโดยศึกษาจากผลงานวิจัยที่เคยนำเสนอหรือจากเว็บไซต์ต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้อง

2. ในการรับส่งสัญญาณแบบไร้สาย เกิดความผิดพลาดในระยะไกล ๆ เพราะตัวโมดูล ไร้สาย Xbee ที่เลือกใช้มีความสามารถในการรับ ส่งที่มีระยะทางจำกัด และมีสิ่งกีดขวาง ดังนั้น ควรเลือกใช้ตัวโมดูลไร้สาย ที่มีประสิทธิภาพในการส่งข้อมูลที่ดีกว่านี้ เพื่อให้ได้ระยะทางในการ ส่งเพิ่มมากขึ้น

3. การแสดงสัญญาณเตือนในหน้าต่างที่แสดงผลการวัดบนหน้าจอคอมพิวเตอร์จะเกิดบ่อย เนื่องจากสัญญาณยังมีการแกว่ง ทำให้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้เกินค่าที่ตั้งไว้ ดังนั้น จึงต้องพัฒนาในส่วนของโปรแกรมให้มีความสมบูรณ์มากกว่านี้

4. รูปแบบของหน้าจอแสดงผล ยังมีฟังก์ชันไม่หลากหลายพอที่จะบอกได้ถึงอาการต่าง ๆ ที่เกิดกับตัวผู้วัดได้ ผู้จัดทำคิดว่าควรมีการพัฒนาต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป

แนวทางในการพัฒนาเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย ให้มีความสมบูรณ์มากกว่านี้ สามารถพัฒนาในด้านต่าง ๆ ดังนี้

1. ควรมีการพัฒนาต่อในส่วนของซอฟต์แวร์ เพื่อแสดงผลการวัดบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ ให้มีฟังก์ชันมากกว่านี้ เช่น การแสดงสัญญาณเตือนในหลาย ๆ รูปแบบอื่น ๆ เช่น เมื่ออิเล็กทรอนิกส์หลอด หรือต่อสายสัญญาณผิดพลาด
2. ควรจะมีการพัฒนาในส่วนของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ เพื่อรองรับการตรวจวัดแบบอื่น ๆ นอกเหนือไปจากการตรวจวัดแบบเฝ้าระวัง
3. การทำงานของคอมพิวเตอร์หนึ่งเครื่อง น่าจะสามารถรองรับผลสัญญาณของผู้ป่วยได้มากกว่าเฝ้าระวังเพียงแคคนเดียว
4. ทางด้านฮาร์ดแวร์ควรทำให้สมบูรณ์มากขึ้น มีขนาดที่กะทัดรัด สะดวกต่อการเคลื่อนย้ายไปมาได้ดี มีมาตรฐานและความแม่นยำที่ดี เช่น อาจใช้การแสดงผลด้วยจอ LCD ที่ถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์แทนการใช้คอมพิวเตอร์



# เอกสารอ้างอิง

- [1] <http://www.thaiheartweb.com>
- [2] กฤตณัย รุ่งสมบัติพรกุล, อรกานต์ อนุสรราชกิจ, “เครื่องวัดและการประมวลผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ”, วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาอิเล็กทรอนิกส์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2550
- [3] <http://www.gits.kmutnb.ac.th/ethesis/>
- [4] พงศกรพนธ์ อุปคำ, วิมเนส ชื่อวัฒน์, “เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ”, วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุม, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2550
- [5] <http://www.wara.com>
- [6] <http://www.lks.ac.th>
- [7] <http://www.biotek.com>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

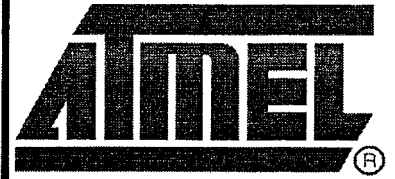


**ภาคผนวก ก**  
**Datesheet ต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับเครื่องตรวจสอบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Features

- High-performance, Low-power AVR<sup>®</sup> 8-bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
  - 133 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers + Peripheral Control Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory segments
  - 128K Bytes of In-System Self-programmable Flash program memory
  - 4K Bytes EEPROM
  - 4K Bytes Internal SRAM
  - Write/Erase cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C<sup>(1)</sup>
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
    - In-System Programming by On-chip Boot Program
    - True Read-While-Write Operation
  - Up to 64K Bytes Optional External Memory Space
  - Programming Lock for Software Security
  - SPI Interface for In-System Programming
- JTAG (IEEE std. 1149.1 Compliant) Interface
  - Boundary-scan Capabilities According to the JTAG Standard
  - Extensive On-chip Debug Support
  - Programming of Flash, EEPROM, Fuses and Lock Bits through the JTAG Interface
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescalers and Compare Modes
  - Two Expanded 16-bit Timer/Counters with Separate Prescaler, Compare Mode and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Two 8-bit PWM Channels
  - 6 PWM Channels with Programmable Resolution from 2 to 16 Bits
  - Output Compare Modulator
  - 8-channel, 10-bit ADC
    - 8 Single-ended Channels
    - 7 Differential Channels
    - 2 Differential Channels with Programmable Gain at 1x, 10x, or 200x
  - Byte-oriented Two-wire Serial Interface
  - Dual Programmable Serial USARTs
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Programmable Watchdog Timer with On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
- Special Microcontroller Features
  - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
  - Internal Calibrated RC Oscillator
  - External and Internal Interrupt Sources
  - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
  - Software Selectable Clock Frequency
  - ATmega103 Compatibility Mode Selected by a Fuse
  - Global Pull-up Disable
- I/O and Packages
  - 53 Programmable I/O Lines
  - 64-lead TQFP and 64-pad QFN/MLF
- Operating Voltages
  - 2.7 - 5.5V ATmega128L
  - 4.5 - 5.5V ATmega128
- Speed Grades
  - 0 - 8 MHz ATmega128L
  - 0 - 16 MHz ATmega128



8-bit AVR<sup>®</sup>  
Microcontroller  
with 128K Bytes  
In-System  
Programmable  
Flash

ATmega128  
ATmega128L

Rev. 2467R-AVR-06/08



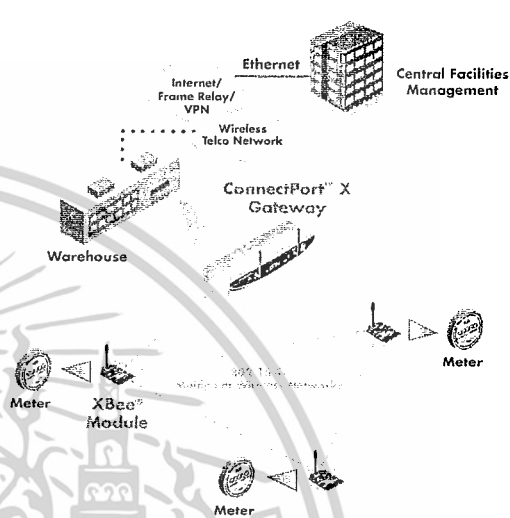
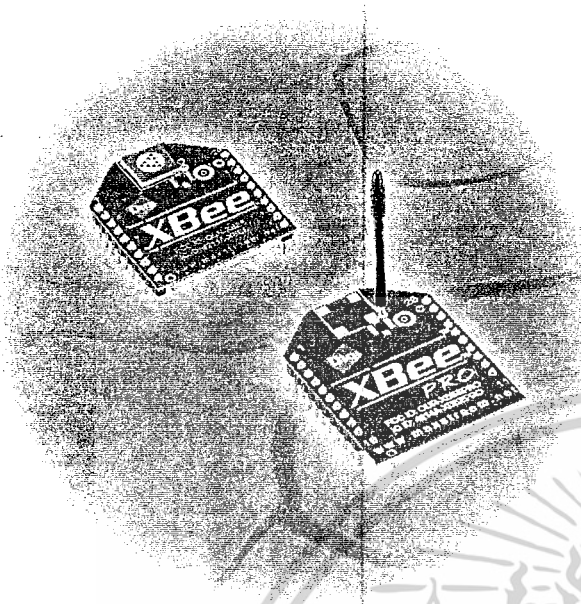
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



# XBee® Multipoint RF Modules

Embedded RF Modules for OEMs

Providing critical end-point connectivity to Digi's Drop-in Networking product family, XBee multipoint RF modules are low-cost and easy to deploy.



## Features/Benefits

- 802.15.4/Multipoint network topologies
- 2.4 GHz for worldwide deployment
- 900 MHz for long-range deployment
- Fully interoperable with other Digi Drop-in Networking products, including gateways, device adapters and extenders
- Common XBee footprint for a variety of RF modules
- Low-power sleep modes
- Multiple antenna options
- Industrial temperature rating (-40° C to 85° C)
- Low power and long range variants available

## Overview

### XBee Product Family

The XBee family of embedded RF modules provides OEMs with a common footprint shared by multiple platforms, including multipoint and ZigBee/Mesh topologies, and both 2.4 GHz and 900 MHz solutions. OEMs deploying the XBee can substitute one XBee for another, depending upon dynamic application needs, with minimal development, reduced risk and shorter time-to-market.

### Why XBee Multipoint RF Modules?

XBee multipoint RF modules are ideal for applications requiring low latency and predictable communication timing. Providing quick, robust communication in point-to-point, peer-to-peer, and multipoint/star configurations, XBee multipoint products enable robust end-point connectivity with ease. Whether deployed as a pure cable replacement for simple serial communication, or as part of a more complex hub-and-spoke network of sensors, XBee multipoint RF modules maximize wireless performance and ease of development.

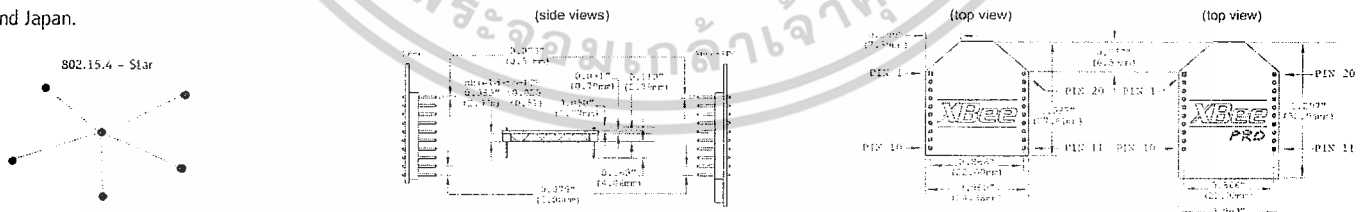
### Drop-in Networking End-Point Connectivity

XBee OEM RF modules are part of Digi's Drop-in Networking family of end-to-end connectivity solutions. By seamlessly interfacing with compatible gateways, device adapters and extenders, XBee embedded RF modules provide developers with true beyond-the-horizon connectivity.



Platform	XBee 802.15.4 (Series 1)	XBee-PRO 802.15.4 (Series 1)	XBee-PRO X5L
RF Data Rate	250 kbps	250 kbps	10 kbps / 9.6 kbps
Indoor/Urban Range	100 ft (30 m)	300 ft (100 m)	Up to 1200 ft (370 m)
Outdoor/RF Line-of-Sight Range	300 ft (100 m)	1 mi (1.6 km)	Up to 6 mi (9.6 km)
Transmit Power	1 mW (+0 dBm)	60 mW (+18 dBm)*	100 mW (+20 dBm)
Receiver Sensitivity (1% PER)	-92 dBm	-100 dBm	-106 dBm
Serial Data Interface	3.3V CMOS UART	3.3V CMOS UART	3.3V CMOS UART (5V Tolerant)
Configuration Method	API or AT Commands, local or over-the-air	API or AT Commands, local or over-the-air	AT Commands
Frequency Band	2.4 GHz	2.4 GHz	902 MHz to 928 MHz
Interference Immunity	DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum)	DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum)	FHSS (Frequency Hopping Spread Spectrum)
Serial Data Rate	1200 bps - 250 kbps	1200 bps - 250 kbps	1200 bps - 57.6 kbps
ADC Inputs	(6) 10-bit ADC inputs	(6) 10-bit ADC inputs	None
Digital I/O	8	8	None
Antenna Options	Chip, Wire Whip, U.F.L. & RPSMA	Chip, Wire Whip, U.F.L. & RPSMA	Wire Whip, U.F.L, RPSMA
Encryption	128-bit AES	128-bit AES	No
Reliable Packet Delivery	Retries/Acknowledgments	Retries/Acknowledgments	Retries/Acknowledgments
IDs and Channels	PAN ID, 64-bit IEEE MAC, 16 Channels	PAN ID, 64-bit IEEE MAC, 12 Channels	PAN ID, 32-bit Address, 7 Channels
Supply Voltage	2.8 - 3.4VDC	2.8 - 3.4VDC	3.0 - 3.6VDC
Transmit Current	45 mA @ 3.3VDC	215 mA @ 3.3VDC	265 mA typical
Receive Current	50 mA @ 3.3VDC	55 mA @ 3.3VDC	65 mA typical
Power-Down Current	<10 uA @ 25° C	<10 uA @ 25° C	45 uA pin Sleep
Regulatory Approval			
FCC (USA)	OUR-XBEE	OUR-XBEEPRO	MCQ-XBEEEXSC
IC (Canada)	4214A-XBEE	4214A-XBEEPRO	1846A-XBEEEXSC
ETSI (Europe)	Yes	Yes* Max TX 10 mW	No
C-TICK Australia	Yes	Yes	No
Telec (Japan)	Yes	Yes*	No

\* XBee-PRO 802.15.4 TX Power restricted to 10 mW in Europe and Japan.



Please visit [www.digi.com](http://www.digi.com) for part numbers.

**DIGI SERVICE AND SUPPORT** - You can purchase with confidence knowing that Digi is here to support you with expert technical support and a one-year warranty. [www.digi.com/support](http://www.digi.com/support)

**WHEN  
RELIABILITY  
MATTERS™**

**Digi International!**  
11001 Bren Road E.  
Minnetonka, MN 55343  
U.S.A.  
PH: 877-912-3444  
952-912-3444  
FX: 952-912-4952  
email: [info@digi.com](mailto:info@digi.com)

**Digi International  
France**  
31 rue des Poissonniers  
92200 Neuilly sur Seine  
PH: +33-1-55-61-98-98  
FX: +33-1-55-61-98-99  
[www.digi.fr](http://www.digi.fr)

**Digi International  
KK**  
NES Building South 8F  
22-14 Sakuragaoka-cho,  
Shibuya-ku  
Tokyo 150-0031, Japan  
PH: +81-3-5428-0261  
FX: +81-3-5428-0262  
[www.digi-intl.co.jp](http://www.digi-intl.co.jp)

**Digi International  
(HK) Limited**  
Suite 1703-05, 17/F.,  
K Wah Centre  
191 Java Road  
North Point, Hong Kong  
PH: +852-2833-1008  
FX: +852-2572-9989  
[www.digi.cn](http://www.digi.cn)

Digi International, the leader in device networking for business, develops reliable products and technologies to connect and securely manage local or remote electronic devices over the network or via the web. With over 20 million ports shipped worldwide since 1985, Digi offers the highest levels of performance, flexibility and quality.

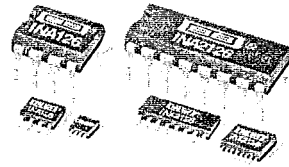
[www.digi.com](http://www.digi.com)

© 2006-2008 Digi International Inc.

All rights reserved. Digi, Digi International, the Digi logo, the When Reliability Matters logo, XBee and XBee-PRO are trademarks or registered trademarks of Digi International Inc. in the United States and other countries worldwide. All other trademarks are the property of their respective owners.

91001412  
B1/308





INA126  
INA2126

## MicroPOWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER Single and Dual Versions

### FEATURES

- LOW QUIESCENT CURRENT: 175µA/chan.
- WIDE SUPPLY RANGE: ±1.35V to ±18V
- LOW OFFSET VOLTAGE: 250µV max
- LOW OFFSET DRIFT: 3µV/°C max
- LOW NOISE: 35nV/√Hz
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 25nA max
- 8-PIN DIP, SO-8, MSOP-8 SURFACE-MOUNT  
DUAL: 16-Pin DIP, SO-16, SSOP-16

### APPLICATIONS

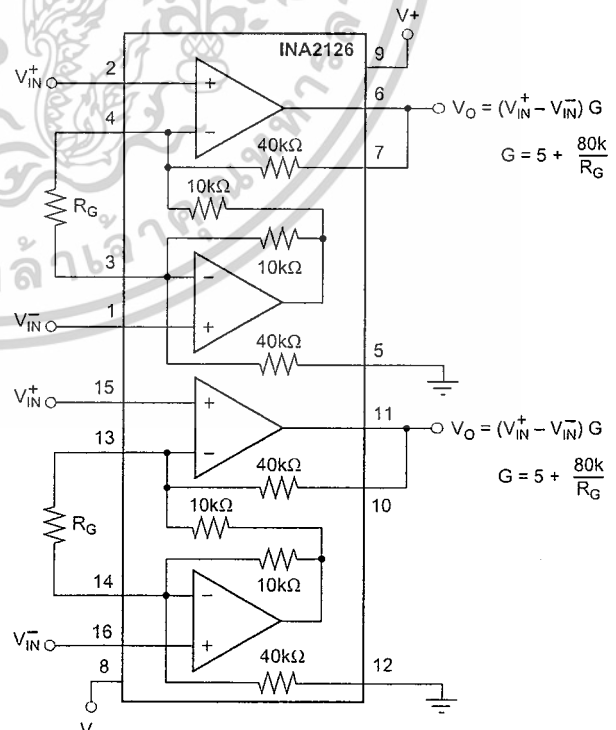
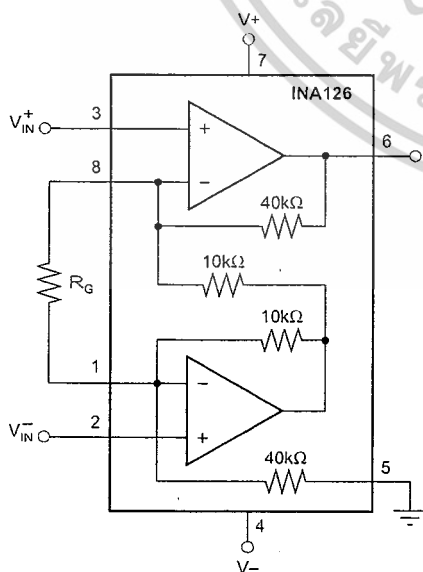
- INDUSTRIAL SENSOR AMPLIFIER:  
Bridge, RTD, Thermocouple
- PHYSIOLOGICAL AMPLIFIER:  
ECG, EEG, EMG
- MULTI-CHANNEL DATA ACQUISITION
- PORTABLE, BATTERY OPERATED SYSTEMS

### DESCRIPTION

The INA126 and INA2126 are precision instrumentation amplifiers for accurate, low noise differential signal acquisition. Their two-op-amp design provides excellent performance with very low quiescent current (175µA/chan.). This, combined with wide operating voltage range of ±18V to ±18V, makes them ideal for portable instrumentation and data acquisition systems.

Gain can be set from 5V/V to 10000V/V with a single external resistor. Laser trimmed input circuitry provides low offset voltage (250µV max), low offset voltage drift (3µV/°C max) and excellent common-mode rejection.

Single version package options include 8-pin plastic DIP, SO-8 surface mount, and fine-pitch MSOP-8 surface-mount. Dual version is available in the space-saving SSOP-16 fine-pitch surface mount, SO-16, and 16-pin DIP. All are specified for the -40°C to +85°C industrial temperature range.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111  
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

# SPECIFICATIONS

At  $T_A = +25^\circ\text{C}$ ,  $V_S = \pm 15\text{V}$ ,  $R_L = 25\text{k}\Omega$ , unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA126P, U, E INA2126P, U, E			INA126PA, UA, EA INA2126PA, UA, EA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
<b>INPUT</b>								
Offset Voltage, RTI vs Temperature	$V_S = \pm 1.35\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$		$\pm 100$	$\pm 250$		$\pm 150$	$\pm 500$	$\mu\text{V}$
vs Power Supply (PSRR)			$\pm 0.5$	$\pm 3$		*	$\pm 5$	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Impedance				5	15		*	50
Safe Input Voltage	$R_S = 0$	(V-) -0.5		(V+) +0.5	*		*	$\Omega \parallel \text{pF}$
Common-Mode Voltage Range	$R_S = 1\text{k}\Omega$	(V-) -10		(V+) +10	*		*	V
Channel Separation (dual)	$V_O = 0\text{V}$	$\pm 11.25$	$\pm 11.5$		*	*		V
Common-Mode Rejection INA2126U (dual SO-16)	$G = 5$ , dc		130					dB
	$R_S = 0$ , $V_{CM} = \pm 11.25\text{V}$	83	94		74	90		dB
		80	94					dB
<b>INPUT BIAS CURRENT</b>								
vs Temperature			-10	-25		*	-50	nA
Offset Current			$\pm 30$			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
vs Temperature			$\pm 0.5$	$\pm 2$		*	$\pm 5$	nA
			$\pm 10$			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
<b>GAIN</b>								
Gain Equation			$G = 5$ to $10\text{k}$			*		V/V
Gain Error			$G = 5 + 80\text{k}\Omega/R_G$			*		V/V
vs Temperature	$V_O = \pm 14\text{V}$ , $G = 5$		$\pm 0.02$	$\pm 0.1$		*	$\pm 0.18$	%
Gain Error	$G = 5$		$\pm 2$	$\pm 10$		*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
vs Temperature	$V_O = \pm 12\text{V}$ , $G = 100$		$\pm 0.2$	$\pm 0.5$		*	$\pm 1$	%
Gain Error	$G = 100$		$\pm 25$	$\pm 100$		*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
Nonlinearity	$G = 100$ , $V_O = \pm 14\text{V}$		$\pm 0.002$	$\pm 0.012$		*	*	%
<b>NOISE</b>								
Voltage Noise, $f = 1\text{kHz}$			35			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f = 100\text{Hz}$			35			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f = 10\text{Hz}$			45			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz}$ to $10\text{Hz}$			0.7			*		$\mu\text{Vp-p}$
Current Noise, $f = 1\text{kHz}$			60			*		$\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz}$ to $10\text{Hz}$			2			*		$\text{pAp-p}$
<b>OUTPUT</b>								
Voltage, Positive	$R_L = 25\text{k}\Omega$	(V+) -0.9	(V+) -0.75		*	*		V
Negative	$R_L = 25\text{k}\Omega$	(V-) +0.95	(V-) +0.8		*	*		V
Short-Circuit Current	Short-Circuit to Ground		+10/-5			*		mA
Capacitive Load Drive			1000			*		pF
<b>FREQUENCY RESPONSE</b>								
Bandwidth, -3dB	$G = 5$		200			*		kHz
	$G = 100$		9			*		kHz
	$G = 500$		1.8			*		kHz
Slew Rate	$V_O = \pm 10\text{V}$ , $G = 5$		0.4			*		V/ $\mu\text{s}$
Settling Time, 0.01%	10V Step, $G = 5$		30			*		$\mu\text{s}$
	10V Step, $G = 100$		160			*		$\mu\text{s}$
	10V Step, $G = 500$		1500			*		$\mu\text{s}$
Overload Recovery	50% Input Overload		4			*		$\mu\text{s}$
<b>POWER SUPPLY</b>								
Voltage Range		$\pm 1.35$	$\pm 15$	$\pm 18$	*	*	*	V
Current (per channel)	$I_O = 0$		$\pm 175$	$\pm 200$		*	*	$\mu\text{A}$
<b>TEMPERATURE RANGE</b>								
Specification Range		-40		+85	*		*	$^\circ\text{C}$
Operation Range		-55		+125	*		*	$^\circ\text{C}$
Storage Range		-55		+125	*		*	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance, $\theta_{JA}$								$^\circ\text{C}/\text{W}$
8-Pin DIP			100			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
SO-8 Surface-Mount			150			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
MSOP-8 Surface-Mount			200			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
16-Pin DIP (dual)			80			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
SO-16 (dual)			100			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$
MSOP-16 (dual)			100			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$

\* Specification same as INA126P, INA126U, INA126E; INA2126P, INA2126U, INA2126E.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

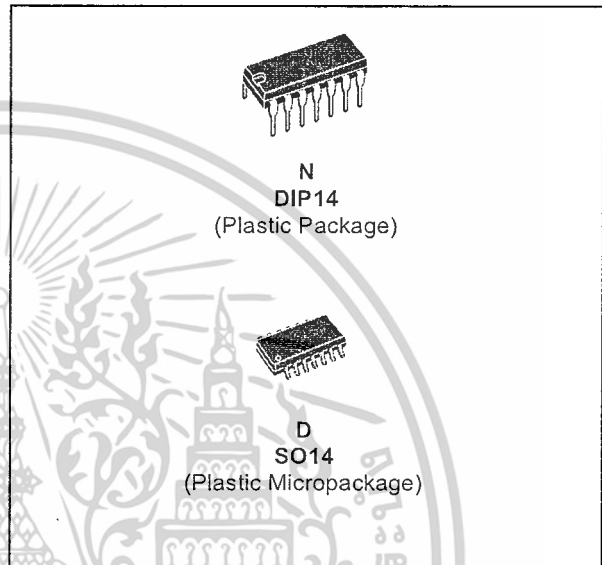


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
**INA126, INA2126**  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



## LOW POWER J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- VERY LOW POWER CONSUMPTION : 200 $\mu$ A
- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGES
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENTS
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 3.5V/ $\mu$ s



### DESCRIPTION

The TL064, TL064A and TL064B are high speed J-FET input quad operational amplifiers. Each of these J-FET input operational amplifiers incorporates well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

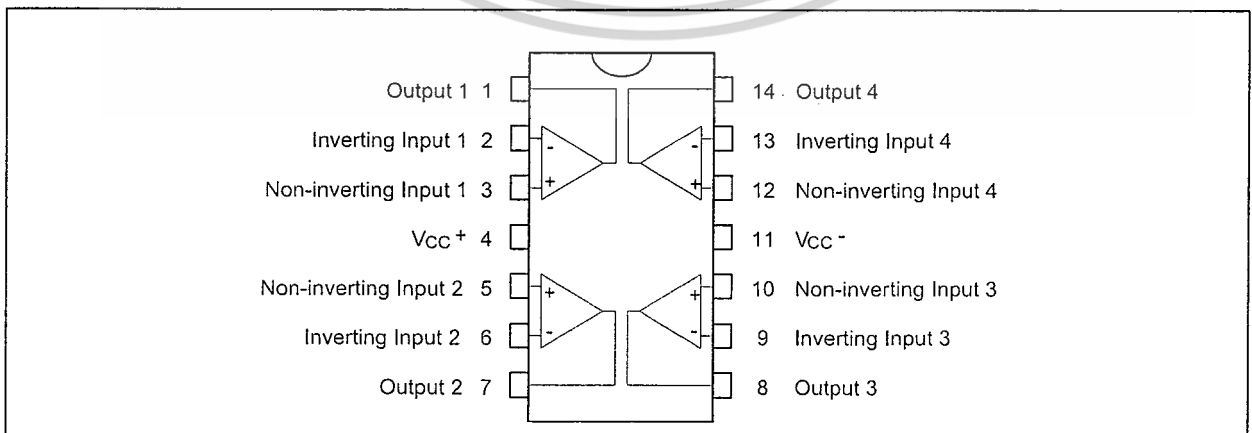
The device features high slew rate, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

### ORDER CODE

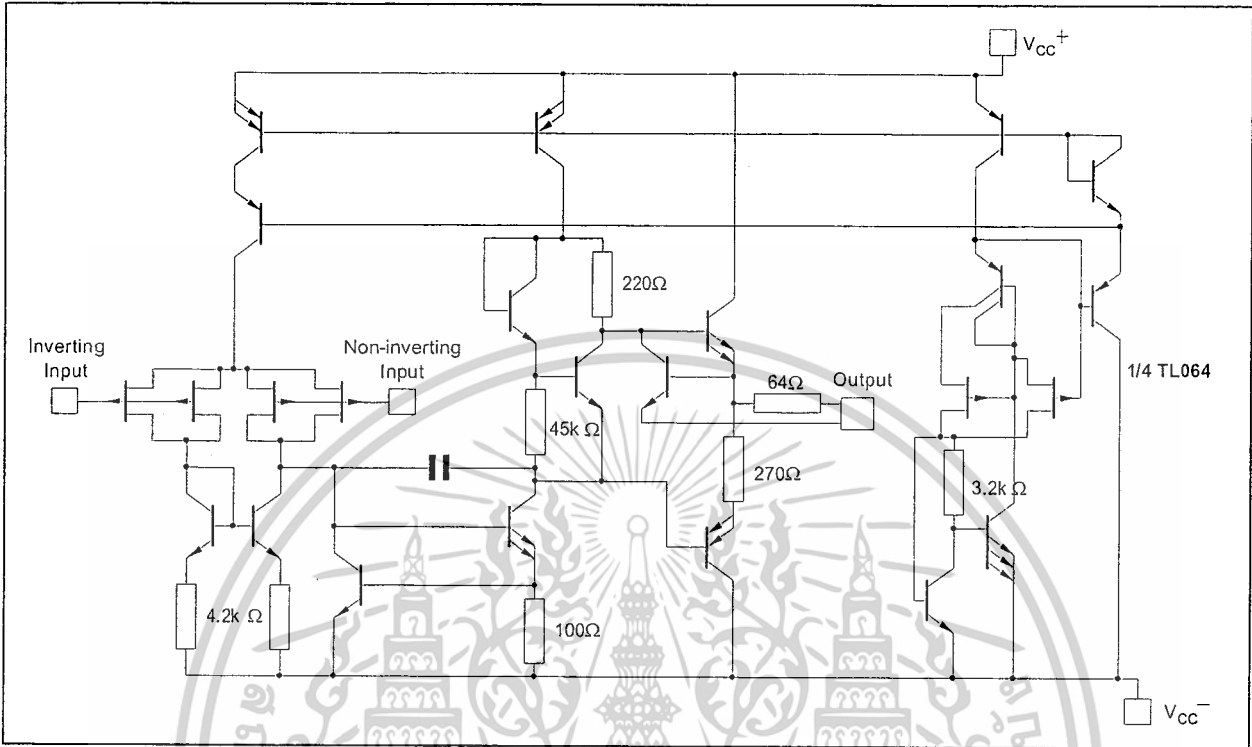
Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL064M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL064I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL064C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•
<b>Example : TL064IN</b>			

N = Dual in Line Package (DIP)  
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

### PIN CONNECTIONS (top view)



SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL064M, AM, BM	TL064I, AI, BI	TL064C, AC, BC	Unit
V <sub>CC</sub>	Supply voltage - note 1)		±18		V
V <sub>i</sub>	Input Voltage - note 2)		±15		V
V <sub>id</sub>	Differential Input Voltage - note 3)		±30		V
P <sub>tot</sub>	Power Dissipation		680		mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)		Infinite		
T <sub>oper</sub>	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T <sub>stg</sub>	Storage Temperature Range		-65 to +150		°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V<sub>CC</sub><sup>+</sup> and V<sub>CC</sub><sup>-</sup>.
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.



**ภาคผนวก ข**  
**รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ**

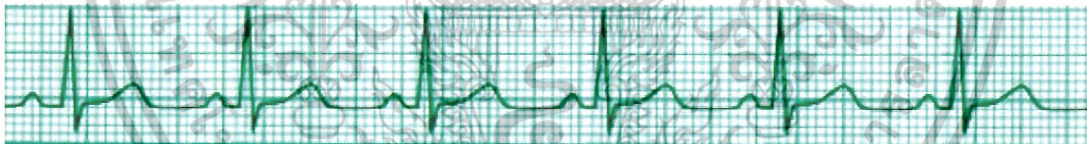
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## รูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ควรทราบ

1. Normal Sinus Rhythm หมายถึง จังหวะการเต้นของหัวใจที่เป็นปกติ ซึ่งจะเริ่มต้นที่ตำแหน่ง SA node ทำให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบนในอัตรา 60-100 ครั้ง/นาที จังหวะที่เกิดขึ้นจะสม่ำเสมอ โดยจะปรากฏคลื่น P เป็นคลื่นหัวตั้งใน ลีด I, II และ aVF ส่วนคลื่น T จะหัวตั้งเสมอในลีด I และ II และหัวกลับเสมอใน aVR ส่วนใน aVL, aVF และลีด III นั้น คลื่น T อาจจะต้องหรือหัวกลับก็ได้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีรูปร่างอ้วนหรือหน้าอกหนาๆ คลื่น QRS จะมีขนาดลดลงเนื่องจากไขมันที่ผนังหน้าอกนำไฟฟ้าได้ไม่ดีเท่ากับกล้ามเนื้อ สำหรับผู้สูงอายุก็เช่นกันเนื้อหนังต่างๆนำไฟฟ้าได้ไม่ค่อยดีเท่ากับคนอายุน้อย

ตารางที่ ข1 แสดงลักษณะสำคัญของ Normal Sinus Rhythm

อัตราการเต้น (Rate)	ประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ (Regular)
คลื่น P (P Wave)	หัวตั้งใน ลีด I, II, aVF



ภาพที่ ข1 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีลักษณะปกติ (Normal Sinus Rhythm)

2. Sinus Tachycardia หมายถึง ความผิดปกติของหัวใจที่มีลักษณะของอัตราการเต้นที่เร็วผิดปกติคือ สูงกว่า 100 ครั้ง/นาที แต่มักจะไม่ถึง 160 ครั้ง/นาที มีจุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้า คือ ตำแหน่ง S-A สาเหตุเกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic) ทำงานมากเกินไป ซึ่งอาจเป็นผลมาจากไข้สูง วิตกกังวลหรือออกกำลังกายมากเกินไป อย่างไรก็ตาม ลักษณะของ Sinus Tachycardia อาจบ่งชี้ว่าผู้ป่วยนั้นอาจมีภาวะหัวใจวายได้ เนื่องจากเป็นลักษณะการทำงานชดเชยของหัวใจเพื่อให้มีเลือดไปเลี้ยงร่างกายได้อย่างเพียงพอ

ตารางที่ ข2 แสดงลักษณะสำคัญของ Sinus Tachycardia

อัตรา (Rate)	ปกติ 100-150 ครั้งต่อนาที
จังหวะ (Rhythm)	สม่ำเสมอ
คลื่น P(P Wave)	ปกติ แต่ถ้าอัตราการเต้นเร็วมาก อาจทำให้ เห็นคลื่น P ไม่ชัดเจน เพราะจะ ไปอยู่ใกล้กับคลื่น T มาก
ช่วง P-R (P-R Interval)	ปกติ แสดงว่าการนำสัญญาณจากตำแหน่ง S- A ไปยังตำแหน่ง A-V ไม่มีการรบกวน
คลื่น QRS (QRS Complex)	ปกติ

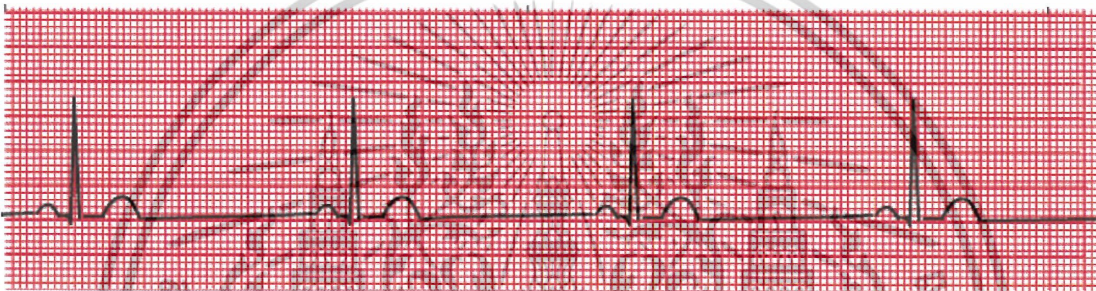


ภาพที่ ข2 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Sinus Tachycardia

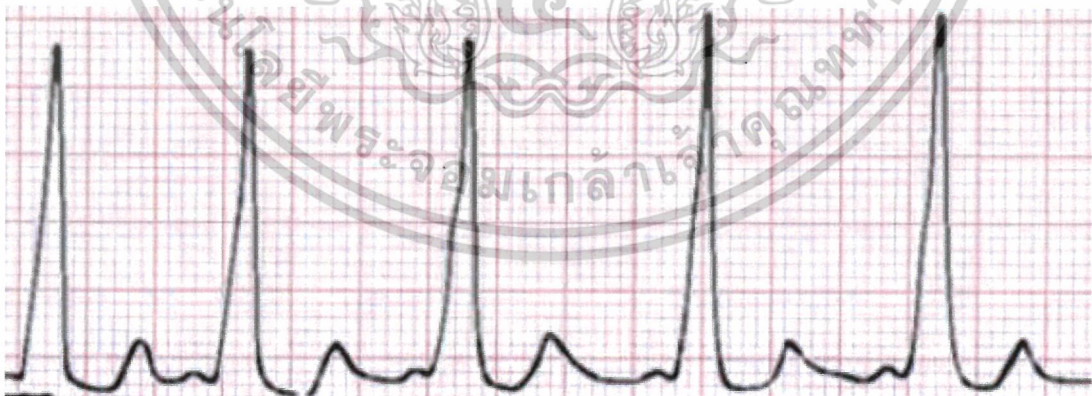
3. Sinus Bradycardia หมายถึง ภาวะที่จังหวะการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ ทั้งนี้ ที่มีจุดเริ่มต้นจากตำแหน่ง S-A เช่นกัน แต่ตำแหน่ง S-A ให้กำเนิดอัตราการเต้นของหัวใจช้าประมาณ 40-60 ครั้ง/นาทีโดยทั่วไปแล้วเราจะพบภาวะเช่นนี้ได้ในช่วง 2-3 ชั่วโมงแรกหลังการเกิดภาวะกล้ามเนื้อหัวใจตายอย่างเฉียบพลัน อัตราการเต้นของหัวใจที่ช้านี้อาจเป็นผลมาจากระบบประสาทพาราซิมเพติก (Para-Sympathetic) ที่ควบคุมการทำงานของตำแหน่ง S-A หรือภาวะกล้ามเนื้อหัวใจได้รับเลือดไปเลี้ยงไม่เพียงพอ จากยาหรือจากองค์ประกอบอื่นๆ เป็นต้น

ตารางที่ ข3 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



ภาพที่ ข3 แสดงภาวะ Sinus Bradycardia จะเห็นว่าจังหวะการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ



ภาพที่ ข4 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Sinus Bradycardia คลื่น T หัวกลับเกิดจาก  
กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. Ventricular Fibrillation คือ ภาวะที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายหดตัวไม่พร้อมเพรียงกันทุกเซลล์ เนื่องจากมีจุดเริ่มสัญญาณที่ความถี่สูงมาก การตอบสนองของกล้ามเนื้อแต่ละเซลล์ไม่สัมพันธ์กัน เกิดการสั้นพลิ้วของหัวใจทำให้หัวใจไม่สามารถทำงานได้เลย ทำให้ผู้ป่วยอาจเสียชีวิตได้ภายในเวลา 3-5 นาที

ตารางที่ ๒4 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



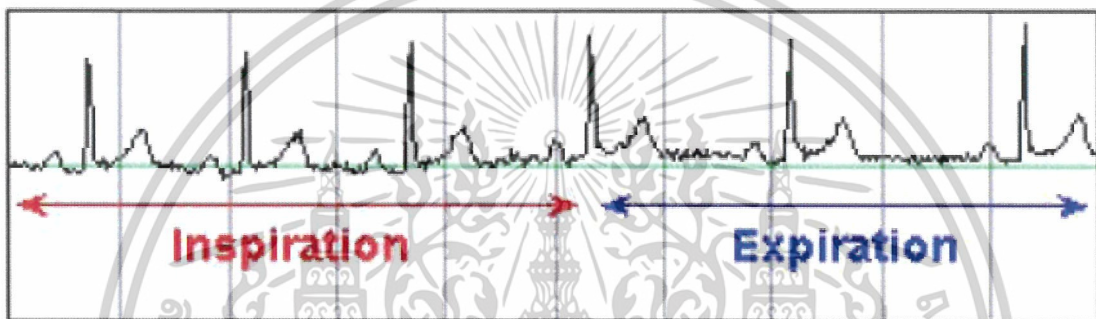
ภาพที่ ๒5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Ventricular Fibrillation

5. Respiratory Sinus Arrhythmia เป็นภาวะที่พบได้บ่อยและถือเป็นสิ่งปกติ เกิดจากเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) ควบคุมตำแหน่ง S-A มากหรือน้อย ตามจังหวะการหายใจ ซึ่งเส้นประสาทเวกัส (Vagus Nerve) จะถูกควบคุมโดยรับความดัน (Pressure Receptor) ที่อยู่ในปอด ทำให้ขณะหายใจเข้า หัวใจจะเต้นเร็วขึ้นและขณะหายใจออก หัวใจจะเต้นช้าลง เมื่อพิจารณาคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจจะเร็วและช้าสลับกัน ส่วนรูปคลื่นต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีลักษณะปกติทุกอย่าง บางครั้งเราอาจพบร่วมกับภาวะ Sinus Bradycardia ได้

เอกสบบ่อยๆ ภาวะนี้พบได้บ่อยมากในเด็ก ซึ่งจะสังเกตเห็นได้ง่ายและชัดเจนกว่าในผู้ใหญ่ ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ข5 ลักษณะสำคัญของ Respiratory Sinus

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



ภาพที่ ข6 แสดงภาวะ Sinus Arrhythmia จากการหายใจ ในขณะที่หายใจเข้าอัตราการเต้นของหัวใจ 79 ครั้ง/นาที ซึ่งขณะหายใจออก อัตราการเต้นของหัวใจ 62 ครั้ง/นาที คลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้เป็นของเด็กชายอายุ 14 ปี ไม่มีโรคหัวใจ



ภาพที่ ข7 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์กินสัน (Parkinsonism)

เราสามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มาวิเคราะห์หาภาวะของหัวใจที่ผิดปกติได้ แต่ควรตระหนักว่าการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นทางไฟฟ้ากับทางกายวิภาคของหัวใจ ไม่จำเป็นต้อง สัมพันธ์กัน คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ อาจไม่ได้หมายความว่าต้องมีพยาธิสภาพเกิดขึ้นในหัวใจเสมอไป ในทำนองเดียวกันความผิดปกติของหัวใจทุกชนิด ไม่จำเป็นต้องมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ผิดปกติ ดังนั้นจึงควรใช้เครื่องมืออย่างอื่นมาประกอบการวินิจฉัยด้วย เช่น ประวัติการตรวจร่างกายและข้อมูลอื่นๆ ที่ได้จากผู้ป่วย ไม่ควรที่จะวิเคราะห์โรคโดยอาศัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่เพียงอย่างเดียว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก  
Source Code ของซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้นโดยใช้โปรแกรม  
Visual Basic

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Option Explicit

Dim n As Single

Dim Com(15) As String

Dim B(15) As String

Dim Data() As String

Dim Buffer As String

Dim Stream As String

Dim Index1 As String

Dim Index2 As String

Dim HBMin As Single

Dim HBMax As Single

Dim HBRate As Single

Dim y\_max As Integer

Dim Start As Single

Dim X As Single

Dim Amplitude As String

Dim Y As Integer

Dim Xshift As Integer

Dim Graphwidth As Integer

Dim rise As Integer

Dim flag As Integer

Dim Time As Single

Dim stepup As Double

Dim Fstop As Boolean

Dim Max As Integer

Dim Min As Single

'Dim Max As Single

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Private Declare Function Beep Lib "Kernel32" (ByVal dwFreq As Long, ByVal dwDuration As Long) As Long
```

```
Private Sub InitGraph()
```

```
    y_max = 5.5
```

```
    Xshift = 0
```

```
    Graphwidth = 2500
```

```
    With NTGraph1
```

```
        .PlotAreaColor = vbBlack
```

```
        .XLabel = "Times"
```

```
        .YLabel = "Value Of HeartBeat"
```

```
        .YGridNumber = 10
```

```
        .XGridNumber = 10
```

```
        .ClearGraph
```

```
    End With
```

```
    NTGraph1.SetRange 0 + Xshift, Graphwidth + Xshift, -1, y_max
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command1_Click()
```

```
    Timer1.Enabled = True
```

```
    ' MSComm1.InputLen = 12
```

```
    Select Case Combo1.Text
```

```
        Case "Com1"
```

```
            MSComm1.CommPort = 1
```

```
            If Not MSComm1.PortOpen Then
```

```
                Call Buad
```

```
                MSComm1.CommPort = 1
```

```
                MSComm1.PortOpen = True
```

```
                MSComm1.InputMode = comInputModeText
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะที่องค์กรที่ท่านนั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Else

MsgBox ("Port Already Open")

End If

Case "Com2"

MSComm1.CommPort = 2

If Not MSComm1.PortOpen Then

Call Buad

MSComm1.CommPort = 2

MSComm1.PortOpen = True

MSComm1.InputMode = comInputModeText

Else

MsgBox ("Port Already Open")

End If

Case "Com3"

MSComm1.CommPort = 3

If Not MSComm1.PortOpen Then

Call Buad

MSComm1.CommPort = 3

MSComm1.PortOpen = True

MSComm1.InputMode = comInputModeText

Else

MsgBox ("Port Already Open")

End If

Case "Com4"

MSComm1.CommPort = 4

If Not MSComm1.PortOpen Then

Call Buad

MSComm1.CommPort = 4

```

MSComm1.PortOpen = True

MSComm1.InputMode = comInputModeText

Else

    MsgBox ("Port Already Open")

End If

Case "Com5"

    MSComm1.CommPort = 5

    If Not MSComm1.PortOpen Then

        Call Buad

        MSComm1.CommPort = 5

        MSComm1.PortOpen = True

        MSComm1.InputMode = comInputModeText

    Else

        MsgBox ("Port Already Open")

    End If

Case "Com6"

    MSComm1.CommPort = 6

    If Not MSComm1.PortOpen Then

        Call Buad

        MSComm1.CommPort = 6

        MSComm1.PortOpen = True

        MSComm1.InputMode = comInputModeText

    Else

        MsgBox ("Port Already Open")

    End If

Case "Com7"

    MSComm1.CommPort = 7

```

```

Call Buad

MSComm1.CommPort = 7

MSComm1.RThreshold = 1

MSComm1.PortOpen = True

MSComm1.InputMode = comInputModeText

Else

    MsgBox ("Port Already Open")

End If

Case "Com8"

MSComm1.CommPort = 8

If Not MSComm1.PortOpen Then

    Call Buad

    MSComm1.CommPort = 8

    MSComm1.PortOpen = True

    MSComm1.InputMode = comInputModeText

Else

    MsgBox ("Port Already Open")

End If

Case "Com9"

MSComm1.CommPort = 9

If Not MSComm1.PortOpen Then

    Call Buad

    MSComm1.CommPort = 9

    MSComm1.PortOpen = True

    MSComm1.InputMode = comInputModeText

Else

    MsgBox ("Port Already Open")

End If

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Case "Com10"

MSComm1.CommPort = 10

If Not MSComm1.PortOpen Then

Call Buad

MSComm1.CommPort = 10

MSComm1.PortOpen = True

MSComm1.InputMode = comInputModeText

Else

MsgBox ("Port Already Open")

End If

End Select

End Sub

Private Sub Command6\_Click()

End Sub

Sub Buad()

Select Case Combo2.Text

Case "300"

MSComm1.Settings = "300,n,8,1"

Case "600"

MSComm1.Settings = "600,n,8,1"

Case "2400"

MSComm1.Settings = "2400,n,8,1"

Case "7800"

MSComm1.Settings = "7800,n,8,1"

Case "9600"

MSComm1.Settings = "9600,n,8,1"

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับนักเรียนที่เข้าศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Case "14400"

MSComm1.Settings = "14400,n,8,1"

Case "19200"

MSComm1.Settings = "19200,n,8,1"

Case "38400"

MSComm1.Settings = "38400,n,8,1"

Case "57600"

MSComm1.Settings = "57600,n,8,1"

Case "115200"

MSComm1.Settings = "115200,n,8,1"

End Select

End Sub

Private Sub Command3\_Click()

Start = 1

End Sub

Private Sub Command4\_Click()

Start = 0

End Sub

Private Sub Command5\_Click()

NTGraph1.ClearGraph

' HScroll1.Value = 0

X = 0

End Sub

Private Sub Form\_Load()

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

VScroll1.Max = 60

VScroll1.Min = 0

VScroll2.Max = 120

VScroll2.Min = 60

Start = 0

Timer1.Interval = 4

Timer1.Enabled = False

Timer2.Interval = 10

Timer2.Enabled = False

InitGraph

Combo1.Text = "Select Comport"

Com(1) = "Com1"

Com(2) = "Com2"

Com(3) = "Com3"

Com(4) = "Com4"

Com(5) = "Com5"

Com(6) = "Com6"

Com(7) = "Com7"

Com(8) = "Com8"

Com(9) = "Com9"

Com(10) = "Com10"

For n = 1 To 10

    Combo1.AddItem Com(n)

Next n

Combo2.Text = "Select Buadrate"

B(1) = "300"

B(2) = "600" เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

B(3) = "2400"
B(4) = "4800"
B(5) = "7200"
B(6) = "9600"
B(7) = "14400"
B(8) = "19200"
B(9) = "38400"
B(10) = "57600"
B(11) = "115200"

```

```

For n = 1 To 11
    Combo2.AddItem B(n)
Next n
Resizer1.Enabled = True
MSComm1.InputMode = comInputModeText
Time = 0
flag = 0
rise = 0
MSComm1.RThreshold = 4
End Sub

```

```
Private Sub HScroll1_Change()
```

```
'Xshift = HScroll1.Value
```

```
NTGraph1.SetRange 0 + Xshift, Graphwidth + Xshift, 0, y_max
```

```
End Sub
```

```
Private Sub HScroll1_Scroll()
```

```
'Xshift = HScroll1.Value
```

```
NTGraph1.SetRange 0 + Xshift, Graphwidth + Xshift, 0, y_max
```

ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

End Sub

Private Sub MSComm1\_OnComm()

On Error Resume Next

If MSComm1.CommEvent = comEvReceive Then

Buffer = MSComm1.Input

Index1 = InStr(Buffer, "G")

Index2 = InStr(Index1, Buffer, "V")

If Index2 <> 0 Then

Stream = Mid(Buffer, Index1 + 1, Index2 - 1 - Index1)

Data = Split(Stream, "=")

Amplitude = (Data(1) / 1024) \* 5

End If

If Amplitude > 2 Then

If rise = 0 Then

rise = 1

flag = flag + 1

Timer2.Enabled = True

End If

If flag = 2 Then

Timer2.Enabled = False

HBRate = Int((1 / ((Time \* 16) \* 0.001)) \* 60)

Text2.Text = Int((1 / ((Time \* 16) \* 0.001)) \* 60)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Text2.Text = HBRate
```

```
Timer2.Enabled = True
```

```
Time = 0
```

```
flag = 1
```

```
rise = 1
```

```
End If
```

```
End If
```

```
If Amplitude < 2 Then
```

```
  If rise = 1 Then
```

```
    rise = 0
```

```
  End If
```

```
End If
```

```
If Max > 2500 Then
```

```
  HBRate = 0
```

```
  Beep 3000, 5
```

```
  Text2.Text = "0"
```

```
End If
```

```
If Start = 1 Then
```

```
  With NTGraph1
```

```
    X = X + 16
```

```
    .PlotAreaColor = vbBlack
```

```
    .ElementLineColor = vbMagenta
```

```
    .PlotXY X, Amplitude, 0
```

```
  If Check1.Value = 1 Then
```

```
    If Amplitude > 2 Then
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    Beep 3000, 5

    End If

End If

If Check2.Value = 1 Then

    If Amplitude > 2 Then

        ForgeLEDb3.LEDstate = 1

    End If

    If Amplitude < 2 Then

        ForgeLEDb3.LEDstate = 0

    End If

End If

If X >= Graphwidth Then

    X = 0

    With NTGraph1

        .PlotAreaColor = vbBlack

        .XLabel = "Times"

        .YLabel = "Value Of HeartBeat"

        .ClearGraph

    End With

    ' Xshift = Xshift + 0.1

    '.SetRange 0 + Xshift, Graphwidth + Xshift, 0, y_max

    ' HScroll1.Max = Xshift

    ' HScroll1.Value = Xshift

End If

End With

End If

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

End Sub

Private Sub Timer1\_Timer()

On Error Resume Next

HBMin = 60 - VScroll1

HBMax = 180 - VScroll2

Max = (Time \* 16)

Text3.Text = HBMin

Text4.Text = HBMax

If HBRate > HBMax Then

    ForgeLEDb2.LEDstate = 1

    If Check1.Value = 1 Then

        Beep 1900, 5

    End If

End If

If HBMax > HBRate Then

    ForgeLEDb2.LEDstate = 0

End If

If HBRate < HBMin Then

    ForgeLEDb1.LEDstate = 1

    If Check1.Value = 1 Then

        Beep 1900, 5

    End If

End If

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

If HBRate > HBMin Then

    ForgeLEDb1.LEDstate = 0

End If

End Sub

Private Sub Timer2\_Timer()

    Time = Time + 1

End Sub



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ง  
ใบบันทึกการสอบเทียบเครื่องตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ  
ไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



หน่วยสอบเทียบเครื่องมือแพทย์ งานอุปกรณ์ทางการแพทย์

รพ.ศิริราช โทร. 02-419-7561, 02-419-7645

บันทึกการสอบเทียบเครื่อง ECG RECORDER

ชื่อหน่วยงาน.....ชื่อเครื่อง ECG RECORDER ยี่ห้อ.....

รุ่น.....หมายเลขเครื่อง.....รหัสศรภัณฑ์.....

รหัสประจำหน่วย.....รหัสประจำเครื่อง(ZONE).....

วันที่.....06/02/52.....ครั้งที่.....1.....อุณหภูมิ.....24.9.....°C ความชื้น.....60.0.....% RH

เครื่องมือที่ใช้ตรวจสอบเทียบ

ชื่อเครื่อง MULTIPARAMETER

ยี่ห้อ BIO-TEK

รุ่น LIONHEART 3

หมายเลขเครื่อง 181397

ข้อมูลการสอบเทียบ

3.1 Rate

Set	Actual 1	Actual 2	Actual 3	Actual 4	Actual 5	Average
60	59	59	59	59	60	59.2
80	79	78	79	81	80	79.4
100	98	96	101	101	98	98.8
120	117	120	117	117	120	118.2

.....  
.....

ผู้ทำการสอบเทียบ

ผู้ตรวจรับเครื่องของหน่วยงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้