

เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

HEARTBEAT RECORDER



เลขที่.....
เลขทะเบียน.....
วันเดือนปี.....

83088

มี
พ.ศ.
๒๕๕๐

b. 11964066
i.

ปฏิญานี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2550

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

HEARTBEAT RECRDER



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

2007

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาโท

หัวข้อปริญญาโท เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

HEARTBEAT RECORDER

นักศึกษาผู้จัดทำ นายพงศกรพงษ์ อุปคำ รหัสนักศึกษา 47012067

นายวิมลเนศ ช่อวัฒนะ รหัสนักศึกษา 47012074

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม

ปีการศึกษา 2550

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาโท

ลายมือชื่อ

ผศ.ดร.อัมพวัน อุกเสวีวงศ์

รศ.ประสิทธิ์ อุกเสวีวงศ์

ภาควิชารับรองแล้ว

(รศ.ประภาส อุกถกิตมาพันธุ์)

หัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ		
	HEARTBEAT RECORDER		
นักศึกษาผู้จัดทำ	นายพงศกรพนธ์	อุปคำ	รหัสนักศึกษา 47012067
	นายวิจนเศ	ชื้อวัฒน์นะ	รหัสนักศึกษา 47012074
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร.อัมพวัน	จุลเสรีวงศ์	
	รศ.ประสิทธิ์	จุลเสรีวงศ์	
ปีการศึกษา	2550		

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์นี้เป็นการนำเสนอเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ ในการออกแบบเครื่องบันทึกจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของการตรวจจับและการจัดการสัญญาณแบบแอนะล็อก และส่วนของการบันทึกผลที่ใช้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล ในส่วนของการตรวจจับและการจัดการสัญญาณแบบแอนะล็อก จะประกอบด้วยเซนเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์ วงจรขยายผลต่าง วงจรขยายแรงดันและการปรับศูนย์ วงจรกรองความถี่แบบนอตช วงจรยกระดับแรงดันดีซี และวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ในส่วนของการแสดงผลและการบันทึกสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้หรืออีซีจี จะใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW นอกจากนี้ยังสามารถยืนยันได้ว่าเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่นำเสนอในปริญญานิพนธ์นี้ มีการทำงานที่ถูกต้องและมีสมรรถนะที่ดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Heartbeat Recorder	
Authors	Mr.Pongsagornpon	Oopkum
	Mr. Wikanast	Suewattana
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr.Amphawan	Julsereewong
	Assoc.Prof.Prasit	Julsereewong
Year	2007	

ABSTRACT

The goal of this article is to present the heartbeat recorder. The design of this recorder falls into 2 parts. The first part is sensing and analog signal conditioner. Another part is recorder using personal computer. The sensing and signal conditioner part comprises of electrode sensors, differential amplifier, voltage amplifier and zero adjustment circuit, notch filter, DC level shift circuit, and analog-to-digital converter. In order to monitor and record the electrocardiogram (ECG) signal, the software written in LabVIEW program is developed. In addition, the oscilloscope can be also used to monitor the heartbeat signal. Experimental results show that the proposed heartbeat recorder functions correctly and provides the good performances.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ จะไม่สามารถสำเร็จลงได้ หากไม่ได้รับความสนับสนุน จาก
หน่วยงานและบุคคลหลายฝ่าย

ก่อนอื่นผู้เขียนขอขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ และครอบครัว ที่คอยให้การสนับสนุน
ในทุก ๆ ด้าน และเป็นกำลังใจมาโดยตลอด

ขอขอบคุณ ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยี
พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนงบประมาณในการจัดทำ

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.อัมพวัน จุลเสวีวงศ์ และ รศ.ประสิทธิ์ จุลเสวีวงศ์ ในฐานะอาจารย์
ที่ปรึกษาที่คอยช่วยให้คำแนะนำ และแนวคิดต่าง ๆ

ขอขอบพระคุณ รศ.ประภาส อุคลภิมาพันธ์ และอาจารย์ทุกท่านที่อบรมสั่งสอน และให้
ความรู้

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลพระมงกุฎ ที่ได้จำหน่ายอิเล็กทรอนิกส์ให้ และเจ้าหน้าที่
ของห้องปฏิบัติการทดสอบและสอบเทียบโรงพยาบาลศิริราช ที่ได้เอื้อเฟื้อเครื่องมือในการทดลอง
เพื่อยืนยันสมรรถนะการทำงานของเครื่องบันทึกการเดินของหัวใจที่ได้ออกแบบในปริญญานิพนธ์
นี้

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณเพื่อน ๆ ทุกคนที่คอยแลกเปลี่ยนความคิดเห็นต่าง ๆ และยังเสียสละ
ร่างกายให้ทดลองสัญญาณในการทำปริญญานิพนธ์ครั้งนี้

คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX

บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของปริญญาโท.....	1
1.2 วัตถุประสงค์และขอบเขตของปริญญาโท.....	1
1.3 รายละเอียดของปริญญาโท.....	1
บทที่ 2 ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	3
2.1 บทนำ.....	3
2.2 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ.....	3
2.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.4 ความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.5 อิเล็กโทรด.....	9
2.5.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์.....	10
2.5.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด.....	10
2.5.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ.....	10
2.5.4 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กโทรดในการปฏิบัติ.....	11
2.6 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่องอีซีจี.....	12
2.7 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่องอีซีจี.....	13
2.7.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่.....	13
2.7.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cut off Distortion).....	14
2.7.3 วงจรสายดิน (Ground Loops).....	15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.7.4 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wire).....	15
2.7.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น.....	17
2.7.6 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น ๆ.....	18
2.8 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection).....	18
2.9 การลด Common mode และการรบกวนอย่างอื่น.....	19
2.9.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก.....	19
2.9.2 การกำจัดวงจรรายดิน (Elimination of Ground Loop).....	19
2.9.3 ระบบป้องกันศักย์ไฟฟ้าให้กับขาข้างขวา (Driven right leg system).....	19
2.10 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	20
2.10.1 การติดตั้งสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขาคู่ขั้ว (Bipolar Limb Leads).....	20
2.10.2 การติดตั้งสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขาคู่เดียว (Single Polar Limb Lead).....	21
2.10.3 การติดตั้งสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขาคู่เดียว (Unipolar Chest Lead).....	22
2.10.4 การติดตั้งสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเพื่อใส่รัง (Monitor Lead).....	24
บทที่ 3 การออกแบบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ.....	26
3.1 วงจรแอมพล็อก.....	26
3.1.1 วงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier Circuit).....	27
3.1.2 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit).....	29
3.1.3 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch filter Circuit).....	30
3.1.4 วงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit).....	31
3.2 วงจรแปลงสัญญาณแอมพล็อกเป็นดิจิทัล.....	32
3.3 การเชื่อมต่อ.....	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 LabVIEW	34
4.1 บทนำ.....	34
4.2 Front Panels and Block Diagrams.....	34
4.2.1 Front Panel.....	35
4.2.2 Block Diagrams.....	37
4.3 Menu and Palette.....	41
4.3.1 Title Bar.....	42
4.3.2 Menu Bar.....	43
4.3.3 Toolbar.....	43
4.3.4 โหมดการทำงานของ VI.....	45
4.3.5 Pop-Up Menu.....	46
4.3.6 ส่วนประกอบของ Pop-up Menu.....	46
4.4 Floating Palettes.....	49
4.4.1 Controls และ Function Palettes.....	49
4.4.2 Tools Palette.....	51
4.5 HELP!.....	52
4.5.1 Simple และ Detailed Help.....	53
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง	55
5.1 การทดลองวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier).....	55
5.1.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซ (CMRR) ของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier).....	55
5.2 การทดลองวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit).....	57
5.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอคซ์ (Notch filter Circuit).....	58
5.4 การทดลองการทำงานของวงจรระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit).....	60
5.5 การเขียน โปรแกรม LabVIEW.....	61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.5 การเขียนโปรแกรม LabVIEW.....	61
5.6 การทดลองเครื่องบันทึกการเดินของหัวใจ.....	68
5.6.1 การทดลองรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอัตราการเดินของหัวใจ.....	68
บทที่ 6 สรุปผลและวิจารณ์.....	72
6.1 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ไข.....	72
6.2 แนวทางการพัฒนาต่อไป.....	72
บรรณานุกรม.....	73
ภาคผนวก.....	74



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ลักษณะของเส้น (Wire) เมื่อใช้เชื่อมต่อระหว่างขั้วมุลแต่ละชนิด.....	40
4.2 หน้าที่ของอุปกรณ์ต่างๆ บน Tool Palette.....	51
5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด.....	56
5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด.....	57
5.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์.....	58



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 การกระจายของกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ.....	3
2.2 ระบบสื่อทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ.....	4
2.3 ภาพตัดขวางของส่วนประกอบที่สำคัญของหัวใจ.....	5
2.4 ความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	6
2.5 ตัวอย่างอีซีจีของคนปกติ.....	8
2.6 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโพลี (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่องอีซีจีใช้ปิดผิวหนัง ที่ติด แขน-ขา.....	11
2.7 ความผิดพลาดของรูปคลื่นอีซีจี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่.....	13
2.8 ความผิดพลาดของคลื่นอีซีจี ซึ่งมีผลจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์.....	14
2.9a อันตรรกะที่เกิดจากวงจรสายดิน.....	16
2.9b อันตรรกะที่เกิดจากรอยต่อที่ขาด.....	16
2.10 ผลของสิ่งกีดขวางที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น.....	17
2.11 โครงสร้างของอิเล็กโทรด.....	20
2.12 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแขนขาคู่ซ้าย.....	21
2.13 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียว.....	21
2.14 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขั้วเดียว.....	22
2.15 ตำแหน่งบนทรวงอก.....	23
2.16 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้น ที่มีลักษณะปกติ.....	24
2.17 ตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อใส่ภาวะวัง.....	24
2.18 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามทฤษฎี.....	25
3.1 ขั้วอิเล็กโทรดที่ใช้วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	26
3.2 แผนภาพบล็อกไดอะแกรมของวงจรแอนะล็อก.....	27
3.3 วงจรขยายความต่าง.....	28
3.4 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์.....	29
3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 เฮิรตซ์.....	30
3.6 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์.....	30
3.7 วงจรยกระดับแรงดัน.....	31
3.8 วงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแอนะล็อก.....	32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.9 NI USB-6008.....	33
3.10 แผนภาพบล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อ.....	33
4.1 หน้าปัดของ Front Panel.....	35
4.2 ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะทำหน้าที่เป็น Controls บน Front Panel.....	36
4.3 ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะทำหน้าที่เป็น Indicators บน Front Panel.....	36
4.4 ตัวอย่างของ Block Diagrams.....	37
4.5 ลักษณะของ Node และ Terminal ที่บรรจุอยู่ภายใน Block Diagram.....	39
4.6 Icon และ Connector ของ VI.....	41
4.7 หน้าต่างของแรกของ LabVIEW.....	42
4.8 Title Bar.....	43
4.9 Menu Bar.....	43
4.10 Toolbar.....	44
4.11 ตัวอย่างของ Pop-up menu.....	46
4.12 Controls และ Function Palette.....	50
4.13 Subpalette.....	50
4.14 Tools Palette.....	51
4.15 ตัวอย่างของ Help.....	52
4.16 Simple Help.....	53
4.17 Detailed Help.....	53
5.1 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบน็อคซ์.....	59
5.2 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ทั้งหมดในโครงการ.....	60
5.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนเข้าวงจร Notch filter.....	61
5.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังผ่านวงจร Notch filter.....	61
5.5 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของ Monitor.....	63
5.6 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของ Save Data.....	63
5.7 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผล (ก่อนวัด).....	64
5.8 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนของการบันทึกข้อมูล (ก่อนวัด).....	65
5.9 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผล (หลังวัด).....	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.10 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนของการบันทึกข้อมูล (ก่อนวัด).....	66
5.11 การบันทึกค่าข้อมูลต่าง ๆ.....	67
5.12 ห้องปฏิบัติการทดสอบและสอบเทียบ โรงพยาบาลศิริราช.....	68
5.13 FUKUDA DENSHI รุ่น CardiMax FCP-7101.....	69
5.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องมาตรฐานที่บันทึกโดยเครื่องพิมพ์.....	70



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของปริญญานิพนธ์

การวินิจฉัยโรคในระบบหัวใจและหลอดเลือด โดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจและการวินิจฉัยโรคได้เร็วเท่าไร การรักษาจะได้ผลดีและสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายน้อยลง แต่เนื่องจากผู้ป่วยโรคหัวใจในระยะเริ่มต้นมักมีอาการไม่ต่อเนื่องทำให้เมื่อไปพบแพทย์อาจตรวจไม่พบ ดังนั้นหากสามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทันทีเมื่อปรากฏอาการ การวินิจฉัยโรคจะทำได้เร็วขึ้นและมีประโยชน์อย่างมากในการวางแผนรักษา จึงได้ทำการออกแบบและพัฒนาเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่สามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทันทีที่มีอาการผิดปกติ แล้วนำผลไปให้แพทย์วินิจฉัยต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์และขอบเขตของปริญญานิพนธ์

1. เพื่อศึกษาเซนเซอร์ที่ใช้ในการตรวจจับคลื่นหัวใจ
2. การเขียนโปรแกรมสำหรับการบันทึกข้อมูล
3. ออกแบบและสร้างเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจได้

1.3 รายละเอียดของปริญญานิพนธ์

ในปริญญานิพนธ์นี้ ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บท บรรณานุกรม และภาคผนวก โดยเนื้อหาแต่ละส่วนมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำจะกล่าวถึง ความเป็นมาของปริญญานิพนธ์ ตลอดจนวัตถุประสงค์และขอบเขตของปริญญานิพนธ์ พร้อมทั้งรายละเอียดของปริญญานิพนธ์

บทที่ 2 กล่าวถึง ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยอธิบายถึงคุณสมบัติการทำงานของหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความหมายและรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และเซนเซอร์ที่ใช้ อิเล็กโทรด จนถึงวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบต่าง ๆ

บทที่ 3 เป็นการออกแบบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ โดยมี วงจรแอนะล็อก ซึ่งประกอบไปด้วยวงจรรขยายความต่าง (Differential Amplifier Circuit) วงจรรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier and Zero Adjustment Circuit) วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ (Notch Filter Circuit) วงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit) และวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิตอล (NI USB-6008) ตลอดจนการเชื่อมต่อของอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 การเขียนโปรแกรม LabVIEW ซึ่งมีส่วนสำคัญสองส่วน คือ ส่วนแสดงผล (Front Panel) และส่วนโปรแกรมในรูปแบบบล็อกไดอะแกรม (Block Diagram) และคำอธิบายเกี่ยวกับการใช้งาน LabVIEW เบื้องต้น

บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลองของวงจรต่าง ๆ ที่กล่าวข้างต้นในบทที่ 3 รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลและบันทึกค่าได้ จนถึงการทดสอบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

บทที่ 6 การสรุปผลและวิจารณ์ โดยจะกล่าวถึง ปัญหาที่ได้พบและแนวทางการแก้ไข และแนวทางการพัฒนาต่อไป

บรรณานุกรม แหล่งที่มาของข้อมูลที่ใช้อ้างอิงในปฏิญานีพนธ์ฉบับนี้
ภาคผนวก ประกอบด้วย Datasheet ต่าง ๆ ที่ใช้ในปฏิญานีพนธ์นี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 บทนำ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกายคนเรา ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวและพองตัวของหัวใจ เพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้นจะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) ที่ถูกกระตุ้นด้วยสัญญาณไฟฟ้าจาก Sinoatrial node การหดตัวและพองตัวดังกล่าวนี้ เกิดไปพร้อมกับศักย์ไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 การกระจายของกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ

2.2 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

หัวใจมีคุณสมบัติหลายอย่างซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

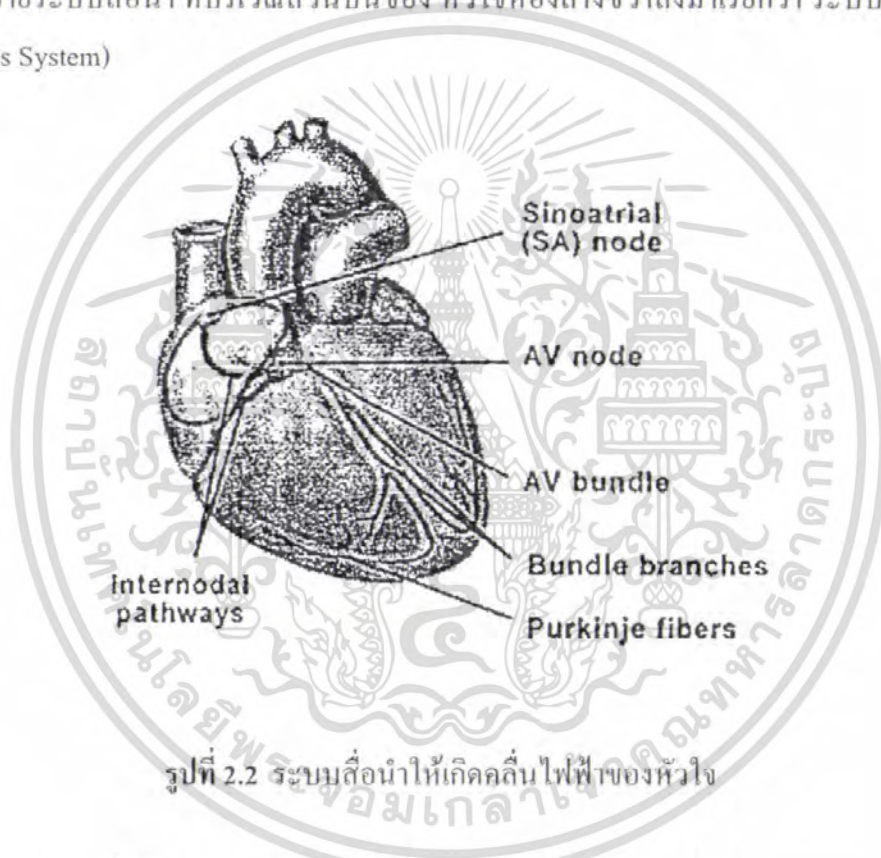
1. กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automatically) เนื่องจากมีศักย์ไฟฟ้าทำงาน

2. การทำงานมีความต่อเนื่อง (Contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นธรรมชาติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่าซิสโตล (Systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจรเช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac Cycle)

3. ระบบสื่อนำ (Conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่าง คุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ เพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เอง แต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อนำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ระบบสื่อหน้าที่กล่าวนี้ ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์ ที่อยู่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือด ซุพีเรียเวนาคาวา (Superior Vena Cava) เรียกว่า ไฮโน-เอเทรียลโนด (Sino-Atrial Node : S-A Node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้น เพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบน และนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) เรียกว่า เอเทรียโอเวนตริคูลาร์โนด (Atrioventricular Node : A-V Node) โดยที่เซลล์กลุ่มนี้มีส่วนของเนื้อเยื่อ ที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of his) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจ์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อ นำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาคำนไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายระบบสื่อ นำ ที่บริเวณส่วนบนของ หัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Purkinje's System)

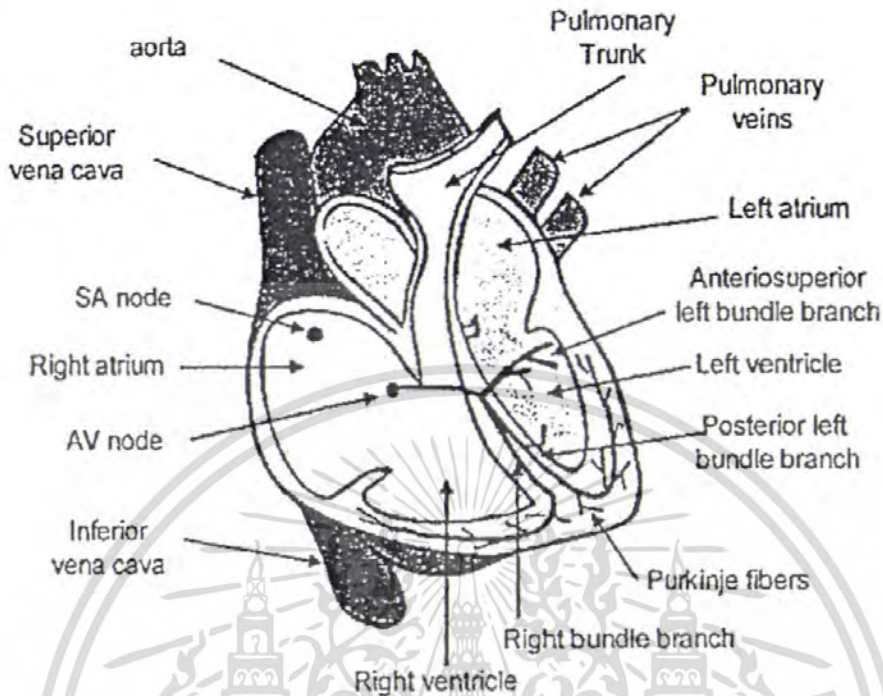


รูปที่ 2.2 ระบบสื่อ นำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

4. กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะบิบบกล้ามเนื้ออยู่ยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและรีโพลาไรซ์ (Repolarization) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่ภาวะปกติจึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีการสนองต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังดีอยู่ ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้น ที่มีแรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลา 0.05 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.3 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ (Mechanical Operation of Heart) สามารถอธิบายได้ดังนี้



รูปที่ 2.3 ภาพตัดขวางของส่วนประกอบที่สำคัญของหัวใจ

ในการทำงานเลือดคั่งจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจผ่านทางหลอดเลือดดำ อินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior vena cava) และซูพีเรียเวนาคาวา (Superior vena cava) เข้าสู่หัวใจห้องบนขวา (Right Atrium : RA) จากนั้นหัวใจห้องบนขวาจะบีบตัวส่งเลือดให้ไหลลงสู่ห้องล่างขวา (Right Ventricle : RV) และถูกฉีดออกไปสู่ปอด เพื่อทำการรับออกซิเจนให้เปลี่ยนเป็นเลือดดี แล้วส่งกลับมายังหัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrium : LA) ทางหลอดเลือดแดง พัลโมนารีเวน (Pulmonary veins) และไหลผ่านลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle : LV) โดยการบีบตัวของหัวใจห้องบนซ้าย ต่อจากนั้นเลือดแดงจะถูกฉีดไปเลี้ยงร่างกาย โดยผ่านทางเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta)

การทำงานของหัวใจแบ่งได้เป็นช่วงจังหวะต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

1. ช่วงที่การบีบตัวส่งเลือดไปของหัวใจสิ้นสุด และกำลังรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป ช่วงนี้เป็นช่วงที่เลือดไหลเข้าสู่หัวใจ สภาพหัวใจขณะนี้ จะถือว่าเป็นสภาวะพัก (Resting State) ของหัวใจ

2. เป็นช่วงที่เกิดขึ้นหลังจากระยะพักเสร็จสิ้นลง ในช่วงนี้หัวใจห้องบน (Atrium) เริ่มหดตัว ทำให้ความดันภายในหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนเข้าสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

3. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างเพิ่มมากขึ้น จะทำให้เกิดวาล์วที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนกับหัวใจห้องล่างทั้งด้านขวา (Triaspid Valve) และด้านซ้าย (Mital Valve) ปิด ดังนั้นปริมาตรของหัวใจห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลง ในขณะที่หัวใจห้องล่างเริ่มหดตัวนั้นความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวา (Pulmonary Artery) เท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอท ขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่ ซึ่งนำเลือดจากหัวใจห้องล่างซ้ายส่งไปยังร่างกาย มีความดันเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นเปิด-ปิด ของเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta Valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary Valve) จะปิดอยู่จนกระทั่งความดันเพิ่มขึ้นจนเพียงพอ

4. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจนมากกว่าความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิด และหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เข้าสู่ระบบไปเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ถูกขับออกจากร่างกายแล้ว กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดลง ความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่จะเริ่มตกลง

5. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่ง ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในห้องใจ (Chambers) ลิ้นเปิด-ปิดของหลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำจะปิด ที่จุดนี้การสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจห้องล่างกำลังพอตัว ความดันจะยังคงตกลงเรื่อย ๆ

6. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิดและเลือดจะเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็ว และจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเริ่มเพิ่มขนาดขึ้นสูงสุดขณะนี้เป็นช่วงของ ระยะพักของหัวใจ ดังที่กล่าวไว้ในข้อที่ F และครบวงจรการเต้นของหัวใจวงจรต่อไปก็จะวนเริ่มใหม่อีกครั้ง



รูปที่ 2.4 ความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าแรงดันไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 มิลลิโวลต์ แรงดันไฟฟ้างดังกล่าวเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (Resting Potential) ถ้าศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนั้นมีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่งจะมีการแตกตัวของอนุภาคและประจุไฟฟ้าเกิดขึ้น เมื่อประจุมีการแตกตัวจึงทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าประมาณ +30 มิลลิโวลต์ และเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหดตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลงหลังจากนั้นประมาณ 0.02 วินาที ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะมีค่าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง และเซลล์จะอยู่ในลักษณะคลายตัว จนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ (เมื่อศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้นอีก)

หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อเซลล์หนึ่งเกิดการแตกตัวให้ประจุเซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุ ด้วยคลื่นของการปลดปล่อยประจุจะกระจายไปทั่วส่วนบน ในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวให้เกิดประจุจึงทำให้หัวใจส่วนบนจะหดตัว กลิ่นของการปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมาก ทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้ โดยการใช้ขั้วไฟฟ้าวางบนผิวหนัง ค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม (Electrocardiogram : ECG)

ในการทำงานเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในหัวใจส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนล่างทั้งสองห้อง จะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งในหัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุออกมา (และการหดตัว) ในทุก ๆ เซลล์ของหัวใจส่วนล่าง

อย่างไรก็ตาม หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างไม่ได้เชื่อมต่อกันโดยตรง บริเวณแนวเชื่อมต่อของช่องทางไฟฟ้าของหัวใจส่วนบนและส่วนล่าง เรียกว่า โหนดเอวี (Atrio-Ventricular Node) การส่งผ่านสัญญาณทางไฟฟ้าระหว่างหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างจะทำให้ทั้งสองส่วนได้รับสัญญาณช้ากว่ากัน 0.04 วินาที ทำให้หัวใจส่วนบนที่เวลาฉีดเลือดให้หัวใจส่วนล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งก่อนที่หัวใจบีบตัวตลอด จากหัวใจส่วนบนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีที่หัวใจส่วนบนมีการบีบรัดตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบรัดของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ชีวิตปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบฉีดเลือดของหัวใจส่วนล่างนี้เอง ที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่าง ๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็วเกินไป การไหลของเลือดจะลดลง เนื่องจากไม่มีเวลามากพอที่จะใช้สูบเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่าง ซึ่งเวลาดังกล่าวก็คือ ช่วงเวลาระหว่างการหด

จากรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นแผนภาพวงจรควบคุมการปลดปล่อยประจุของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอกทำให้การแตกตัวให้ประจุไฟฟ้า เซลล์หัวใจจะค่อย ๆ เปลี่ยนแปลงจากสภาพที่มีศักย์ไฟฟ้าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าขณะหยุดนิ่ง ซึ่งมีการแตกตัวของอนุภาคให้ประจุไฟฟ้า

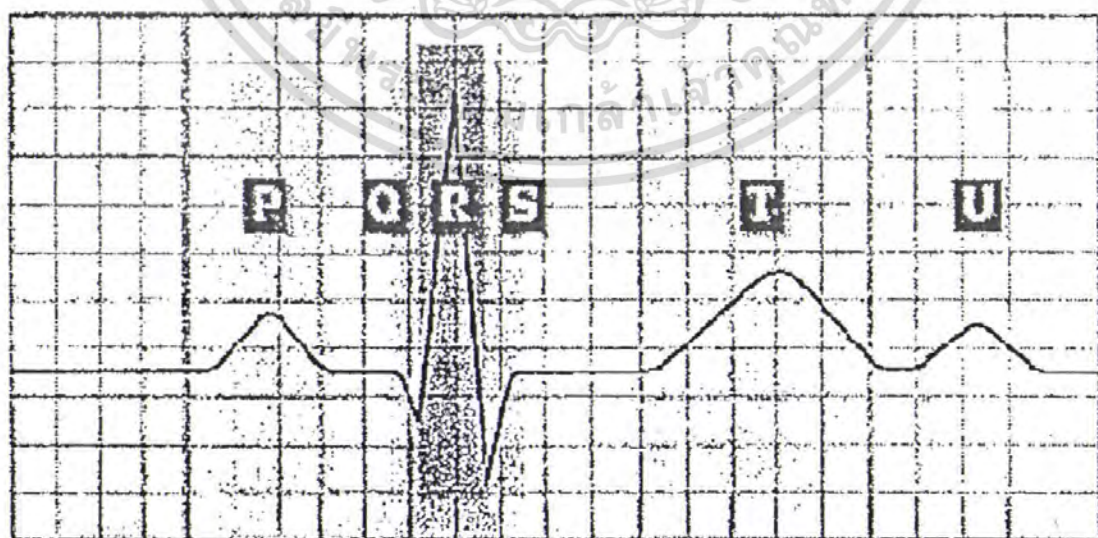
ด้วยจำนวนครั้งที่เซลล์ที่มีการปลดปล่อยประจุไฟฟ้าเร็วที่สุดจะเป็นเซลล์ที่นำซึ่งทำให้เกิดการ

ปลดปล่อยประจุที่โหนดเอวี สัญญาณการปลดปล่อยประจุจากเซลล์นำจะกระจายสู่เซลล์ต่าง ๆ ในหัวใจห้องบนก่อน จากนั้นโหนดเอวีจะนำสัญญาณไฟฟ้า ไปยังเส้นใยไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าเข้าสู่หัวใจห้องบน ก่อนที่จะนำสัญญาณไฟฟ้าไปยังเส้นใยไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าสู่หัวใจส่วนล่างอย่างรวดเร็ว การกระตุ้นให้เกิดการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่างทั้งสองห้องจะเกิดพร้อมกัน โดยเริ่มจากภายในสู่ผนังหัวใจภายนอก เซลล์ในหัวใจตอนบนจะมีแนวโน้มที่จะปลดปล่อยประจุประมาณ 60-100 ครั้งต่อวินาที เซลล์ในโหนดเอวีซึ่งเป็นรอยต่อระหว่างหัวใจส่วนบนกับหัวใจส่วนล่างมีแนวโน้มที่จะปลดปล่อยประจุประมาณ 30 ครั้งต่อวินาที

ดังนั้นการหดตัวของหัวใจส่วนบนจะเกิดขึ้นก่อน ตามด้วยระยะที่ทิ้งช่วงและการหดตัวจากหัวใจส่วนล่าง จากนั้นจะมีระยะหยุดพักก่อนที่จะมีการบีบตัวของหัวใจ หรือวัฏจักรการทำงานของหัวใจครั้งต่อไปจะเกิดขึ้น เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีการปลดปล่อยประจุและหดตัว เป็นลำดับ เป็นจังหวะ เป็นเวลา สัญญาณจากโหนดเอสเองเข้ามาแล้วทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุและหดตัวตามอัตราที่เป็นลักษณะเฉพาะตัว ดังนั้น โหนดเอวีจึงเป็นผู้นำในการทำงานของหัวใจ ถ้าโหนดเอวีไม่ทำงาน เพราะเซลล์บางเซลล์ในหัวใจส่วนล่างสามารถที่จะปลดปล่อยประจุได้เอง และทำหน้าที่เป็นผู้นำในหัวใจส่วนล่าง อัตราการเต้นของหัวใจลักษณะนี้จะช้า (ประมาณ 30 ครั้งต่อวินาที) แต่จังหวะการเต้นของหัวใจเพื่อความอยู่รอดเช่นนี้ มักจะทำให้ชีวิตอยู่รอดได้

2.4 ความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติแสดงได้ ดังรูปที่ 2.5 ภาทคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ จะเริ่มตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจจนกระทั่งมีการคลายตัวในแต่ละครั้ง ดังนั้นจึงเกิดสัญญาณขึ้นเป็นจังหวะ โดยมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 2.5 ตัวอย่างอีซีจีของคนปกติ อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 4 คลื่น คือ

1. ช่วงคลื่น P เป็นผลรวมทางไฟฟ้าขบวนการดีโพลาร์ไรซ์ที่เกิดขึ้นที่หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว

2. ช่วงคลื่น QRS เป็นผลรวมทางไฟฟ้า จากขบวนการดีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องล่างซ้ายและขวา ซึ่งเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองข้างจะมีการบีบตัว โดยขนาดของคลื่นสัญญาณ R สำหรับการงานปกติของหัวใจมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์

3. ช่วงคลื่น T เป็นผลรวมทางไฟฟ้า จากขบวนการรีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา และเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการคลายตัว โดยขนาดของสัญญาณ T มีค่าประมาณ $1/3$ เท่าของขนาดของสัญญาณ R

4. ช่วงคลื่น U มีจุดกำเนิดไม่แน่ชัด แต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาร์ไรซ์ของเส้นใย Purkinje ก็ได้ มักเกิดกับ Lead V_4-V_5 คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV

สำหรับขบวนการรีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องบน อาจเกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจห้องล่างมีการบีบตัว แต่ค่าขนาดจะไม่ปรากฏเนื่องจากค่าของสัญญาณช่วงคลื่น QRS มีค่ามากกว่า

2.5 อิเล็กโทรด

การวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายต้องมีตัวเชื่อม นั่นก็คือ อิเล็กโทรด (Electrode) ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ (Transducer) เพราะในร่างกายมีกระแสด้วยไอออน แต่ในเครื่องวัดจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออนิก (Ionic Current) เป็นกระแสไฟฟ้า (Electric Current)

จากรูปที่ 2.6 ไดอะแกรมพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ แสดงไว้ในรูปกระแสไฟฟ้า จะข้ามจากอิเล็กโทรดไปยังอิเล็กโทรไลต์ ประกอบด้วย

1. อิเล็กตรอนที่เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสอิเล็กโทรด
2. แคทไอออน (Cat Ion) เคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้า
3. แอนไอออน (An Ion) เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรไลต์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรไลต์และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนในอิเล็กโทรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อดำทอดประจุระหว่างพาดทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรไลต์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีศักย์ไฟฟ้าต่างไป เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half-cell Potential) แต่เราไม่สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงได้ใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบกับศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหล ศักย์ไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจาก โพลาริเซชันของอิเล็กโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่าแรงดันไฟฟ้าเกิน (Overvoltage)

2.5.1 อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดได้ 2 ชนิด

1. อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์ อิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไป จะไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์จะทำงานเหมือนคาปาซิเตอร์
2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์ เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Overvoltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์และไม่ปลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

2.5.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

เราพบว่าคุณสมบัติกระแสและแรงดันอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีสมบัติเฉพาะตัวคือความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมาก คุณสมบัติจะต่างไปจากเดิม และคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วย เพราะอิเล็กโทรดมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วย เมื่อนำอิเล็กโทรดที่ติดที่ผิวหนัง เราต้องพิจารณาพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์และผิวหนังด้วย เราใช้ลริมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน ทาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือการวัด Galvanic Skin Reflek (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อ ที่จะมีโซเดียม โพแทสเซียมและคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูของท่อน้ำเหงื่อกับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยาชรรณศาไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

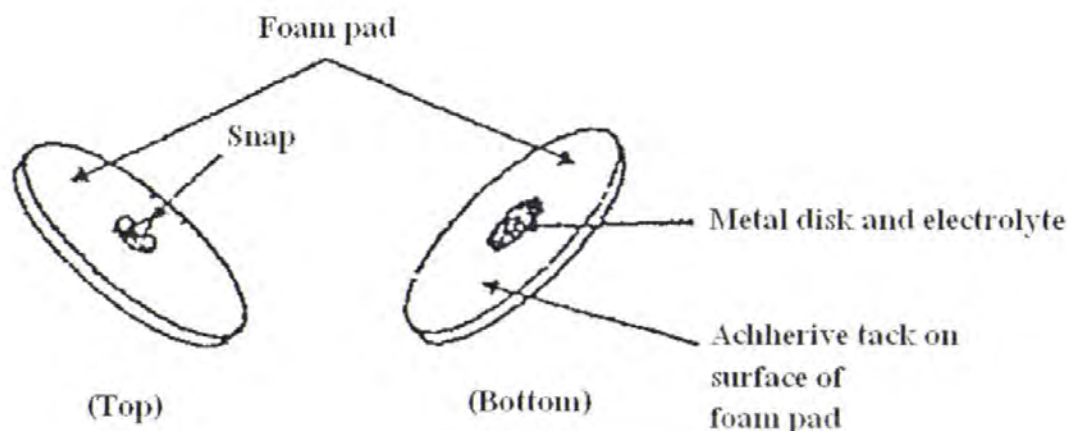
2.5.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่นิยมในการรับศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาติดกับผิวหนัง และมักจะทาคริมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลาง เพื่อให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

แผ่นอิเล็กโทรดโลหะแบบต่าง ๆ นั้นเป็นอิเล็กโทรดที่ชั่วคราวและใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟม (ปัจจุบันเป็นแบบสติ๊กเกอร์) จะมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดดึงกระดาษที่ปิดอยู่ออกแล้วกดแผ่น

อิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่องใช้พกพาชนิดที่ติดแขน-ขา

2.5.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในการปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโทรดโลหะสำหรับวัสดุขั้วไฟฟ้าหรือกระตุ้นกัก จะต้องคำนึงถึงข้อปฏิบัติ 5 ประการ ดังต่อไปนี้

1. ในการสร้างอิเล็กโทรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่ต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างที่สอง เช่น วัสดุที่ใช้ในการเชื่อมต่อก็ควรมีฉนวนหุ้มไว้ ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโทรดโลหะของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาสัมผัสกันเพราะจะมีศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนี้เมื่อสัมผัสกับอิเล็กโทรดโลหะก็ทำให้มีปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีการไหลเวียนเพิ่มเติม และมีทำให้อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจุบันนี้ทำให้ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรวมกันทางไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้

2. เมื่อใช้อิเล็กโทรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัสดุขั้วไฟฟ้าในร่างกาย ควรใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกัน เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นศักย์ไฟฟ้าคิซีที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิไฟเออร์ได้มีค่าน้อยมาก ทำให้การอิมตัวของแอมพลิไฟเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เป็นชนิดคิซีและมีกำลังขยายสูง

3. อิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมักจะหลุดง่ายอย่างไรก็ดีปัญหาเหล่านี้จะไม่เกิดขึ้น ถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มาก แต่ต้องแข็งแรงจุดต่อของเส้นลวดไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดง่าย เนื่องจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อย ๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

4. อิเล็กโทรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง ฉนวนของวัสดุเหล่านี้มักทำด้วย

วัสดุจากพวกโพลีเมอร์ ซึ่งสามารถดูน้ำได้ดีเมื่อใช้ไปนาน ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. การใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอินพุตสูง ๆ ทำให้การบันทึกไฟล์ได้ผลดี ถ้าอินพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์ที่มีค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความถี่ลดลงแล้ว ยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

2.6 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่องอีซีจี

คณะกรรมการการตรวจสอบ อีซีจี ของสมาคมโรคหัวใจแห่ง U.S.A. ได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่องอีซีจี มาตรฐานที่ใช้เขียน โดยตรงบนกระดาษ Pipberger ค.ศ. 1975 ข้อเสนอดังกล่าวมีดังต่อไปนี้

1. ความแม่นยำและความผิดเพี้ยน (Linearity and Distortion) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่องอีซีจี การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกกระดาษด้วยความสูง 5 และ 50 มิลลิเมตร ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.05-100 Hz

2. ช่วงอินพุต (Input Range) เครื่องอีซีจีต้องขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้างคือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 มิลลิโวลต์

3. อินพุตอิมพีแดนซ์และกระแสไฟฟ้า (Input Impedance and Current) อินพุตอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดิน ควรมีค่าน้อยกว่า 5 MHz ในระหว่างการวัดนั้น อิเล็กโทรดทุกอันควรมีการต่อลงดินให้หมด เครื่องอีซีจีไม่ควรมีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ ไหลผ่านผู้ป่วย

4. เซ็นทรัลเทอร์มินอล (Central Terminal) วงจรรีซิสแดนซ์ที่ต้องการให้เพื่อทำให้เกิด Central Terminal ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวในหัวข้อที่ 1 หรือเพิ่มขึ้น 0.2% เมื่อรวมกับความต้านทานทางด้านอินพุตอิมพีแดนซ์แล้ว ค่ารีซิสแดนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.3 เมกกะโอห์ม

5. อัตราขยาย (Gain) เครื่องอีซีจีควรปรับกำลังขยายได้ 3 ค่า คือ 5, 10 และ 20 ต่อโวลต์

6. การตอบสนองความถี่ (Frequency Response) การตอบสนองของเครื่องอีซีจี ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 ถึง 25 Hz ควรเท่ากัน ไม่ควรต่างกัน 0.5 dB สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มิลลิเมตร บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz แล้วการตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์จะลดลงมากกว่า 3 dB

7. คอมมอน โหมด รีเจกชัน เรโซ (Common-Mode-Rejection Ratio: CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิตช์ที่ใช้เลือกสายต่อเมื่อปรับตั้งกำลังขยายเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 ต่อโวลต์ และสายต่ออิเล็กโทรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz 120 V พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้น ซึ่งต่ออยู่กับจุดรวมของสายอิเล็กโทรดทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับคาปาซิแตนซ์ 22 pF ผลที่ได้นั้น ไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มเท่ากับ 22 มิลลิเมตร ข้อกำหนดเฉพาะนี้ยังคงใช้ได้เมื่อต่อรีซิสแดนซ์ 100 กิโลโอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8. การสอบเทียบ (Calibration) เครื่องอีซีจีควรจะมีศักย์ไฟฟ้ามากกว่า 1.0 มิลลิโวลต์ สำหรับปรับเทียบเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

9. ความเร็วของกระดาษบันทึก (Chart Speed) มาตรฐานควรเป็น 25 มิลลิเมตรต่อวินาที นอกจากนั้น ควรมีความเร็วสูงกว่าด้วย คือความเร็ว 50 มิลลิเมตรต่อวินาที ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2%

10. เอาต์พุต (Output) เอาต์พุตอิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาต์พุตสูงสุดควรมีค่า 1 โวลต์

11. อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมาย (Event Marker) อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่องอีซีจี สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมาย เมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าอีซีจี

2.7 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่องอีซีจี

2.7.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่

เมื่อเครื่องอีซีจีมีการตอบสนองความถี่ที่เปลี่ยนแปลงไป คือไม่ได้มาตรฐานที่กล่าวไว้ข้างต้น จะมีความผิดเพี้ยนของคลื่นอีซีจี ดังแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ความผิดพลาดของรูปคลื่นอีซีจี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

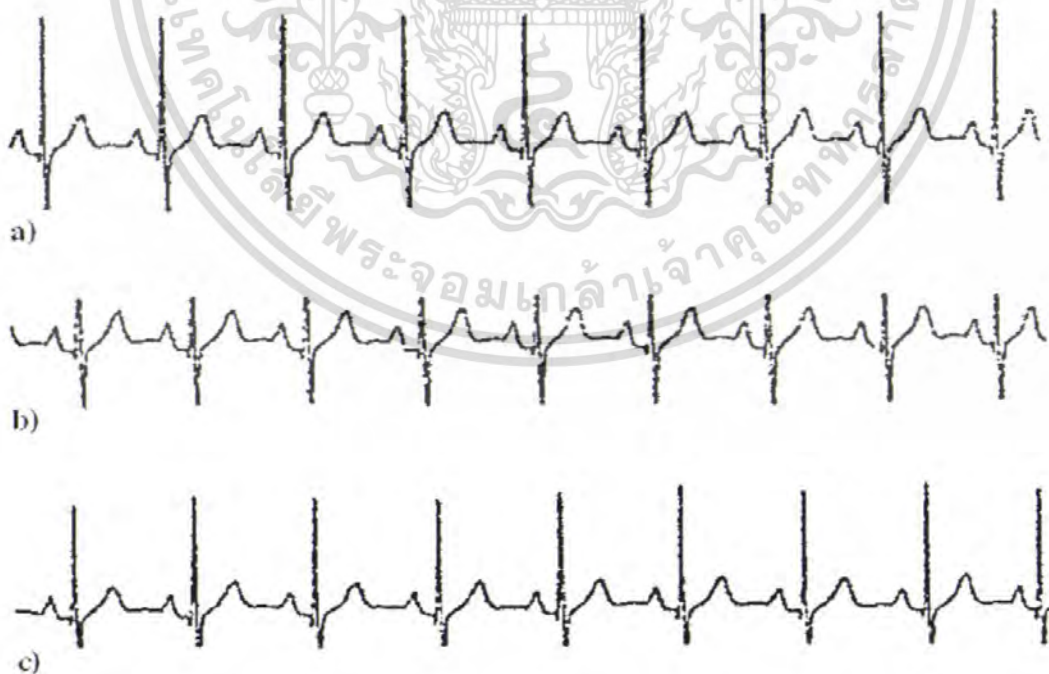
a คลื่นอีซีจีปกติ จากเครื่องมือซึ่งมีการตอบสนองความถี่กว้างกว่า 0.02-150 Hz

b คลื่นอีซีจีที่บันทึกได้ด้วยเครื่องมือซึ่งมีการตอบสนองความถี่จาก 0.02-25Hz ความผิดปกตินี้เรียกว่า High-Frequency Distortion รูปคลื่นแต่เดิมจะเป็นมุมแหลม เมื่อความผิดเพี้ยนเกิดขึ้นจะมีขนาดกลม และความสูงยังลดลงด้วย

c คลื่นอีซีจีจากรูป b แต่บันทึกได้ด้วยเครื่องมือซึ่งมีการตอบสนองความถี่ 1-150 Hz สังเกตความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานเครื่องอีซีจี เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่าคลื่นแต่เดิมมียอดเดียว จะกลายเป็น 2 ยอดความผิดปกตินี้จะเรียกว่า Low-Frequency Distortion

2.7.2 การอิ่มตัวหรือการตัดความผิดเพี้ยน (Saturation or Cut off Distortion)

แรงดันออฟเซต (Offset Voltage) ที่อิเล็กทรอนิกส์หรือการปรับแอมพลิไฟเออร์ไม่ถูกต้องในเครื่องอีซีจีอาจทำให้เกิดการอิ่มตัวหรือการตัดความผิดเพี้ยน ซึ่งทำให้รูปร่างของคลื่นอีซีจีเปลี่ยนไป ได้มาก รูปที่ 2.8a แสดงคลื่นอีซีจีปกติ ส่วนรูปที่ 2.8b แสดงคลื่นไฟฟ้าที่ผิดเพี้ยนไปจากการเปลี่ยนระดับไปสู่การอิ่มตัว ทำให้ยอดคลื่นอีซีจีถูกตัดออกไป เนื่องจากแอมพลิไฟเออร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินศักย์ไฟฟ้าที่อิ่มตัวได้ รูปที่ 2.8c แสดงการเปลี่ยนแปลงทำนองเดียวกันเมื่อส่วนล่างของคลื่นอีซีจีถูกตัดออก ทั้งนี้เป็นผลจากการอิ่มตัวทางด้านลบของแอมพลิไฟเออร์สังเกตุว่า ในกรณีเส้นพื้นฐานจะเรียกดี ยอดคลื่น P และ T อาจยังคงเห็นได้จากภาพบันทึก หรืออาจต่ำกว่าระดับที่ถูกตัด ถ้าเป็นเช่นนั้นจะเห็นแค่คลื่น R อย่างเดียว



รูปที่ 2.8 ความผิดพลาดของคลื่นอีซีจี ซึ่งมีผลมาจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

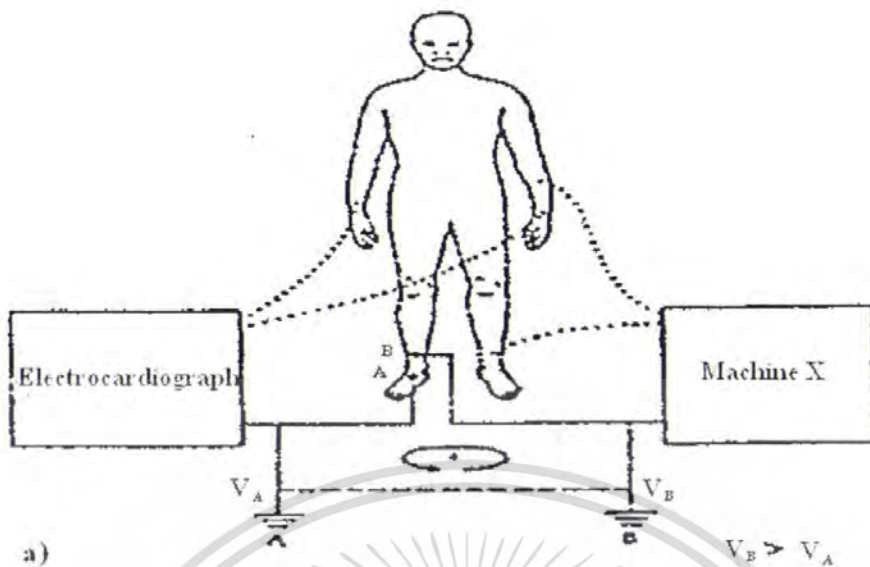
2.7.3 วงจรสายดิน (Ground Loops)

ผู้ป่วงที่กำลังบันทึกอีซีจี เช่นในมอนิเตอร์การทำงานของหัวใจเป็นต้น ย่อมได้รับการต่ออุปกรณ์ไฟฟ้าอย่างอื่นด้วย อุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละอย่างจะมีการต่อสายดินของตนเอง อาจจะทำร่วมกันไปกับสายไฟ หรือในบางกรณีนั้นจะต่อโดยผ่านไปกับสายดินใหญ่ไปยังจุดสายดินในห้อง

วงจรสายดินอาจเกิดขึ้นใน ภาวะที่แสดงในรูปที่ 2.9a ในรูปตัวนี้ ผู้ป่วงได้ต่ออยู่กับเครื่อง 2 เครื่อง คือ เครื่องอีซีจีและเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสายดินต่ออยู่กับตัวของผู้ป่วง เครื่องอีซีจีถูกต่อลงดิน โดยผ่านปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องอีกเครื่องหนึ่งนั้นก็มีสายดินโดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกัน แต่มีปลั๊กอยู่อีกที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็นสายดิน B ถ้าสายดิน B มีศักย์สูงกว่าสายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านไปยังตัวเครื่องและผู้ป่วง และผ่านอิเล็กโทรดของเครื่องอีซีจีไปลงที่จุด A กระแสไฟฟ้างี้ดังกล่าวนอกจากจะมีปัญหาทางด้านความปลอดภัยแล้ว ยังทำให้ศักย์ไฟฟ้าในตัวของผู้ป่วงสูงกว่าของสายดิน ซึ่งต่ออยู่กับตัวเครื่องตัวอย่างแสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.9a ผู้ป่วงจะมีศักย์ไฟฟ้าระหว่างสายดิน B และสายดิน A จึงทำให้เกิดคอมมอน โหมดโวลท์ที่แดง (common-mode voltage) บนเครื่องอีซีจี ซึ่งจะก่อให้เกิดคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซ (CMRR) ค่าดังกล่าวจึงเป็นการเพิ่มปริมาณของสัญญาณรบกวน

ทางเดินของกระแสไฟฟ้าระหว่างสายดินทั้งสอง ดังแสดงในรูปที่ 2.9a นั้นเรียกว่ากราวนด์ ลูป (Ground loop) ปรากฏการณ์เช่นนี้ควรพยายามหลีกเลี่ยง ไม่ให้เกิดขึ้นในระบบของอุปกรณ์ทางการแพทย์

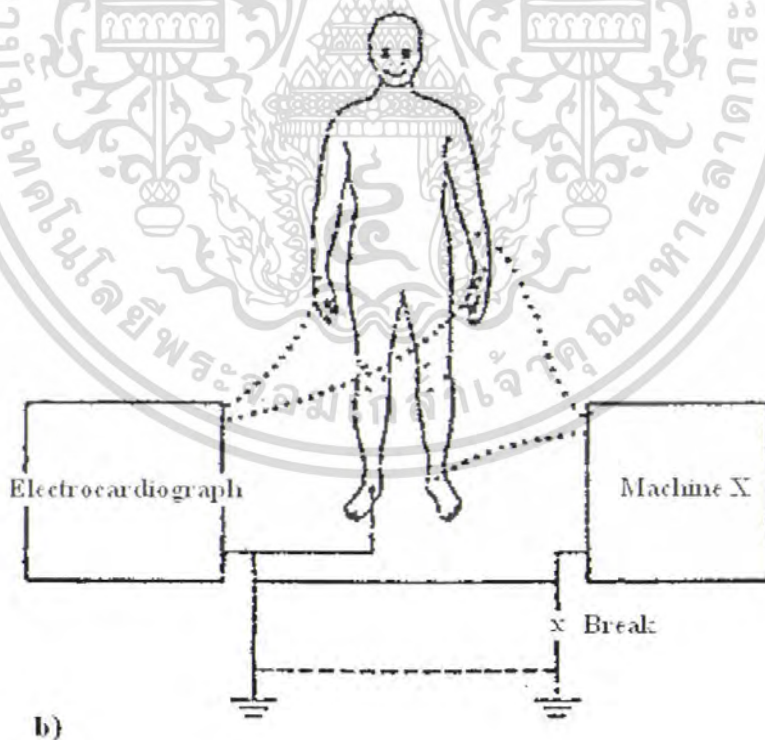
รูปที่ 2.9b เป็นภาวะที่ควรระวังจะทำให้เกิดขึ้น ในรูปนี้เครื่องทั้งสองมีสายดินที่ต่อมายังจุดเดียวกัน จึงไม่มีวงจรสายดินเกิดขึ้น ศักย์ไฟฟ้าสายดินของเครื่องอีซีจีและอีกเครื่องหนึ่งควรจะอยู่ในระดับเดียวกัน ในกรณีเช่นนี้จึงไม่ควรมีศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมสายดิน อันจะทำให้เครื่องมีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าจุดสายดิน ถึงแม้ว่าผู้ป่วงจะมีสายดินที่ต่ออยู่กับเครื่องเพียงเครื่องเดียว แต่ก็ไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วง ตามปกติแล้วเครื่องทั้งสอง จะมีศักย์ไฟฟ้าของสายดินเท่ากัน ดังนั้นจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วง ถึงแม้ว่าผู้ป่วงจะไปสัมผัสกับสายดินของเครื่องก็ตาม



a)

รูปที่ 2.9a อันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน

2.7.4 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wire)



b)

รูปที่ 2.9b อันตรายที่เกิดจากรอยต่อที่ขาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีหลายครั้งที่สายต่อที่อิเล็กทรอนิกส์ เส้นใดเส้นหนึ่งขาดไป สักย์ไฟฟ้าที่สูงสามารถเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลทำให้ปากที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหวไปตามคลื่นความถี่ของคลื่น ไฟฟ้าเหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ขาด เนื่องจากอิเล็กทรอนิกส์สัมผัสไม่ลึกกับตัวผู้ป่วย

2.7.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะที่กำลังตรวจวัดอีซีจีจะต้องป้อนคลื่นศักย์ไฟฟ้าสูง และกระแสนำนวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดศักย์ไฟฟ้าแรงสูงคร่อมอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องอีซีจี ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงกว่าสัญญาณอีซีจีมาก ศักย์ไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่องอีซีจีเปลี่ยนระดับไปมาก ดังในรูป 2.10 ทั้งนี้มีการอ้อมตัวของแอมพลิไฟเออร์ในเครื่องอีซีจี คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้การเก็บประจุไฟฟ้าของคาปาซิเตอร์ที่อยู่ในแอมพลิไฟเออร์ ดันดอ้ออกอย่างของสิ่งรบกวนในทำนองเดียวกันนี้คือ การเคลื่อนไหวของอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้ามากกว่าศักย์ไฟฟ้าจากอีซีจี



รูปที่ 2.10 ผลของสิ่งที่รบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

- a) การเปลี่ยนแปลงในระยะสั้น
- b) กลับคืนสู่สภาพปกติ
- c) สภาพการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกัน แต่ลดกำลังการขยายของ

ระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.6 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น ๆ

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น สามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้าไอซีจีได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้ หรือสถานีโทรทัศน์ หรือสถานีเรดาร์ เครื่องไอซีจีสามารถรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้ และเรกติไฟเออร์โดยเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจเปลี่ยนแปลงได้โดยพื้นที่หน้าตัดระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้น โดยเครื่องกำเนิดไฟฟ้ามีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลนั่นเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่องโคอะเรอมียมักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้า อาจเกิดจากเครื่องเอ็กซเรย์หรือสวิตช์หรือรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ของโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ เข็มยังสามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้คลื่นย่อยลง โดยการต่อคาปาซิเตอร์ขนาดเล็กให้กับเครื่องไอซีจี รีแอกแตนซ์ของเครื่องนี้มีค่าสูงมาก ที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่นไอซีจี ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุตอิมพีแดนซ์ของเครื่องไอซีจีลดลง อย่างไรก็ตาม ความถี่ของคลื่นวิทยุนี้ ค่าของรีแอกแตนซ์มีค่าต่ำพอที่จะทำให้คลื่นรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าลัดวงจรไปโดยไม่เข้าไปทางอินพุตของแอมพลิไฟเออร์

ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าซึ่งมีต้นตอทางร่างกายเอง การรบกวนนี้เกิดจากกล้ามเนื้อที่อยู่ระหว่างอิเล็กโทรด เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัว จะทำให้คลื่นไฟฟ้าไอเอ็มจี และป้อนเข้าไปทำการรบกวนในเครื่องไอซีจีได้

2.8 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection)

วงจรที่ใช้แยก ซึ่งได้ออกแบบโดยทั่วไปนั้น จะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตรายที่เกิดจากไฟฟ้าดูด ที่เกิดขึ้นระหว่างตัวผู้ป่วยกับตัวเครื่อง และเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียง บางกรณีจากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยเข้าไปในเครื่องไอซีจี อาจทำให้เครื่องได้รับอันตรายจนเสียหายได้ เช่น เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับตัวเครื่องหลุดหรือขาดไป จะมีศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบเท่าสายดินสูงมาก ศักย์ไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่องไอซีจี หรือเครื่องมอนิเตอร์หัวใจถ้ามีจำนวนมากพอก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้ นอกจากนั้นยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการในภาพบันทึก ดังรูปที่ 2.9b

ในอุดมคติแล้ว เครื่องไอซีจีควรจะได้รับ การออกแบบเพื่อป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดี อาจไม่มีระบบป้องกันหรือป้องกันได้หมด วงจรที่ใช้ป้องกันโดยมีอุปกรณ์จำกัดศักย์ไฟฟ้าสองปลายที่ต่ออยู่ระหว่างอิเล็กโทรดแต่ละอันของผู้ป่วยติดกับสายดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การต่อไดโอดสองอันให้กลับขั้วกัน เมื่อศักย์ไฟฟ้าที่ถึงระดับ 700 mV ไดโอดตัวใดตัวหนึ่ง จะทำงานจึงช่วยจำกัดศักย์ไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 700 mV ได้ อย่างไรก็ตาม การจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีทันใดที่ระดับ 700 mV แต่จะค่อย ๆ เกิดขึ้นที่ระดับ 300 mV ดังนั้นสัญญาณที่ดูบนบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

2.9 การลด Common mode และการรบกวนอย่างอื่น

ดังที่ได้กล่าวในตอนต้นแล้วว่า Common Mode Voltage สามารถทำให้เกิดการรบกวนแอมพลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่าแอมพลิไฟเออร์ที่มี High Common Mode Rejection Ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดขึ้นจาก Common Mode Voltage ได้ วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหา คือการกำจัดต้นตอของศักย์ไฟฟ่ารบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้จะกล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่น ๆ พร้อมทั้งการค้นหาก็จะทำให้ลดน้อยลง

2.9.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้ สามารถเข้ามาได้ โดยการรบกวนคาปาซิแตนซ์ และการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็ก เราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ โดยการกำจัดต้นตอด้วยวิธีหุ้มกำบัง (Shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตนั้น โดยการต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้กั้นอยู่ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัด และต่อลงดินด้วย โรงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับการตรวจอีซีจี โดยการฝังวัสดุที่นำไฟฟ้าได้ เช่น มุ้งลวดในฝาผนังของห้องดังกล่าว

การหุ้มกำบังดังกล่าวจะไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากโลหะที่ใช้นั้นจะเป็นชนิดที่ความซึมซาบสูง (High Permeability) เช่น การใช้แผ่นเหล็กไร้สนิม เป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าแผ่นกั้นนั้นต้องเป็นทั้งตัวนำแม่เหล็ก และตัวนำไฟฟ้าที่ดี ด้วยวิธีที่มีราคาถูกมากคือการลดพื้นที่ระหว่างดิฟเฟอเรนเชียลอินพุตกับแอมพลิไฟเออร์ ในกรณีที่เป็นสัญญาณ Common Mode กระทำได้ง่ายโดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียวก็สามารถลดการรบกวนได้มาก

2.9.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loop)

วงจรสายดินทำให้เกิด Common Mode Voltage จากการไหลของกระแสไฟฟ้าของวงจรที่ไหลลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้จะต้องออกแบบระบบสายดิน ให้มีทางเดินเดียวระหว่างอุปกรณ์แต่ละอย่างกับดิน

2.9.3 ระบบป้อนศักย์ไฟฟ้าให้กับขาข้างขวา (Driven Right Leg System)

ในระบบของเครื่องอีซีจีที่ทันสมัย ตัวผู้ป่วยจะไม่ได้ถูกต่อลงดินเลย แต่อิเล็กทรอนิกส์ที่ต่อเข้ากับขาข้างขวานั้น จะถูกต่อกับออปแอมป์อีกชุด จะมีรีซิสเตอร์ที่ทำหน้าที่เฉลี่ย 2 ตัว คือ R_a

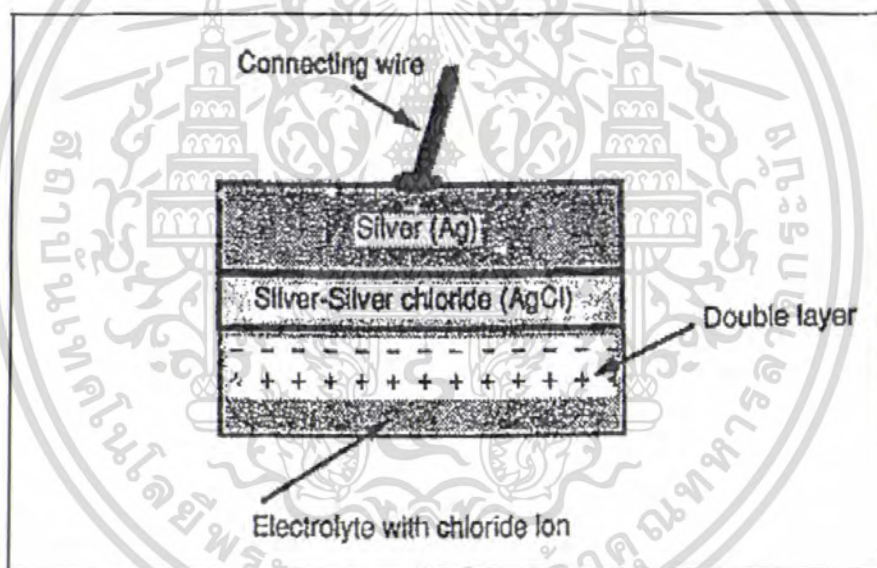
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใช้ได้เห็นว่าเว็บไซต์นี้เป็นการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำหน้าที่ Common Mode Voltage จากร่างกาย ให้กลับหัวและมีอัตราขยายมากขึ้น แล้วจึงป้อนกลับผ่านทางรีซิสเตอร์ R_0 ไปยังขาขา การป้อนกลับเชิงลบนี้จะขับ Common Mode Voltage ให้ไปสู่ค่าต่ำ กระแสที่ไหลสู่อ่างกายจะไม่ให้ไหลลงดิน แต่จะไหลไปยังวงจรเอาต์พุต ที่เป็นออปแอมป์จึงทำให้การรบกวนลดลงไปได้

วงจรนี้มีประโยชน์ทางด้านความปลอดภัยต่ออันตรายจากไฟฟ้าอีกด้วย ถ้ามีศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน ที่เกิดเนื่องจากกระแสรั่วไหลหรือวิธีอื่น จะทำให้ออปแอมป์ที่เสริมเข้ามาทำงานจนถึงจุดอิ่มตัว ค่า R_0 ที่อยู่ระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน อาจมีค่าหลายเมกะโอห์ม ดังนั้นจึงสามารถป้องกันผู้ป่วยได้

2.10 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะต้องมีการทำทำความสะอาดบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า (Electrodes) ซึ่งขั้วไฟฟ้าง่ายๆมีโครงสร้างที่แสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.11

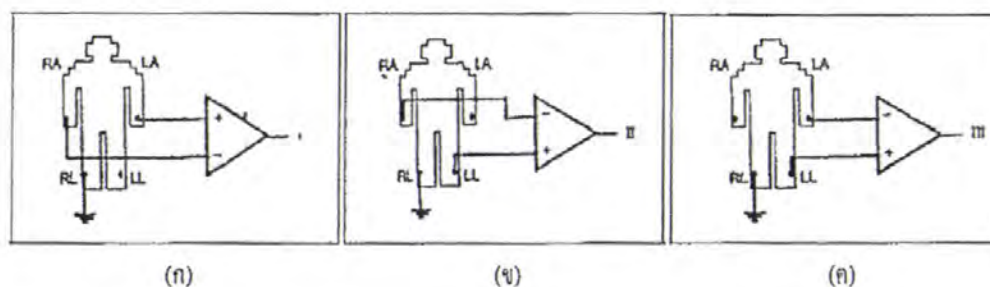


รูปที่ 2.11 โครงสร้างของอิเล็กโทรด

2.10.1 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแขนขาขั้ว (Bipolar Limb Leads)

การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแขนขาขั้วดังรูปที่ 2.12 ซึ่งเป็นการต่อแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead) 3 วิธีตามตำแหน่ง ดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



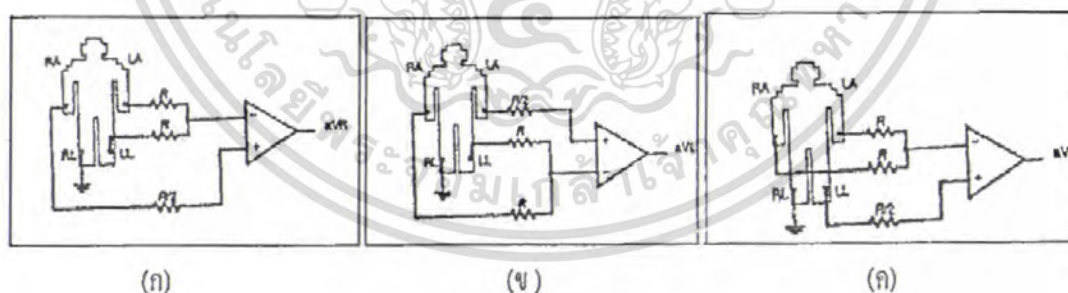
รูปที่ 2.12 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแขนขาคู่ขั้ว

(ก) Lead I (ข) Lead II (ค) Lead III

1. Lead I ระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย ดังรูปที่ 2.12(ก)
2. Lead II ระหว่างแขนขวากับขาซ้าย ดังรูปที่ 2.12(ข)
3. Lead III ระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย ดังรูปที่ 2.12(ค)

2.10.2 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียว (Single Polar Limb Lead)

การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียวหรือแบบ Augmented Limb Lead ที่ขั้วบวกต่อกับแขนขวาส่วนขั้วลบต่อกับกัลวานอมิเตอร์ เพื่อให้ได้ค่าที่ขั้วลบเป็นศูนย์ แต่ในทางปฏิบัติแล้วจะต้องมีการปรับสมดุลค่าความต้านทานอินพุท (Input Resistance) โดยต่อตัวต้านทาน $R/2$ เข้ากับขั้วบวกขยายนอกเหนือจากการต่อตัวต้านทาน R สองตัว ขนานกันเข้ากับขั้วลบ วงจรขยาย ตามที่แสดงเป็นวงจรในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียว

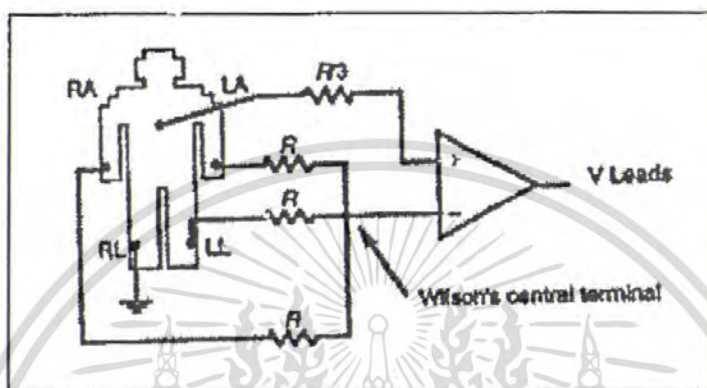
(ก) Lead aVR (ข) Lead aVL (ค) Lead aVF

1. Lead aVR ต่อแขนขวา ดังรูปที่ 2.13(ก)
2. Lead aVL ต่อแขนซ้าย ดังรูปที่ 2.13(ข)
3. Lead aVF ต่อขาซ้าย ดังรูปที่ 2.13(ค)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10.3 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขั้วเดียว (Unipolar Chest Lead)

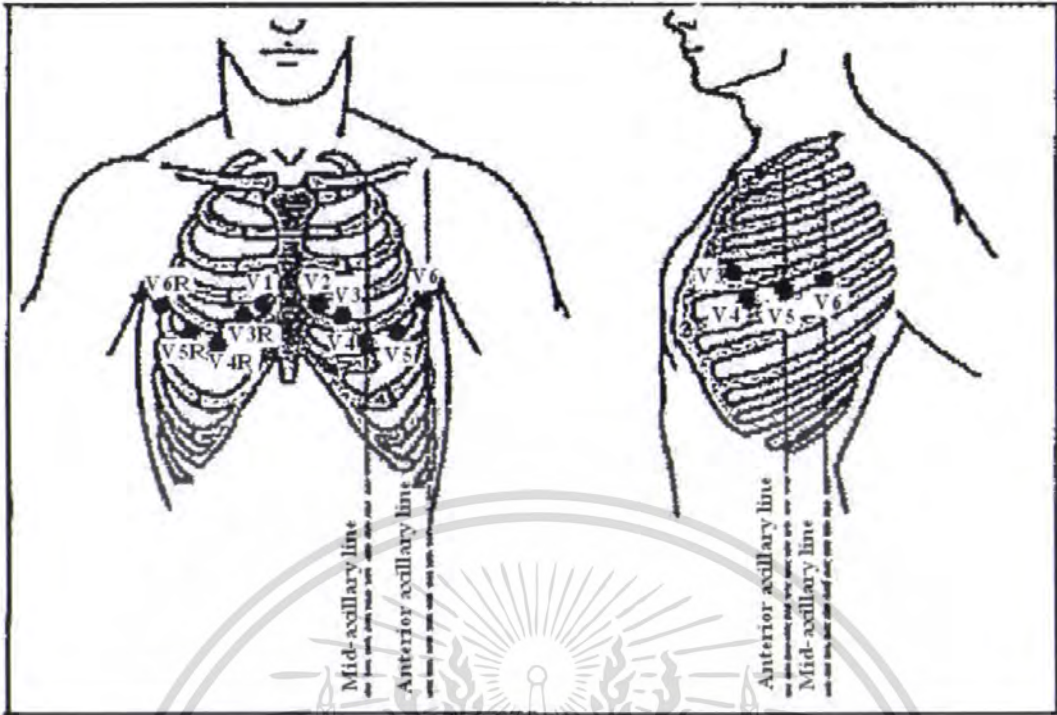
การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขั้วเดียว เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งใด ๆ บนหน้าอกซึ่งเป็นขั้วบวก เมื่อเทียบกับค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ในตำแหน่ง RA LA LL (แขนขวา แขนซ้าย ขาซ้าย) ที่อยู่ในรูป Wilson's Central Terminal ทำให้ตำแหน่งที่ติดบนหน้าอก ทั้ง 6 ตั้งแต่ V_1 ถึง V_6 ต้องอ้างอิงกับ Wilson's Central Terminal ตามวงจรดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบติดอกขั้วเดียว

1. V_1 ระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาติดกับขอบกระดูกหน้าอก
2. V_2 ระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก
3. V_3 ระหว่าง V_2 กับ V_4
4. V_4 ที่เส้นกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าในช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5
5. V_5 ที่จุดตัดกัน ระหว่างเส้นขนานที่ลากจาก V_4 และเส้น Anterior Axillary Line ตำแหน่งนี้สำคัญมากเพราะใช้ในกรณีวินิจฉัยว่าผู้ป่วยมีอาการหัวใจขาดเลือด (Myocardial Isochemia) หรือกล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction)
6. V_6 ที่จุดตัดกัน ระหว่างเส้นขนานที่ลากจาก V_4 และเส้น Mid-Axillary Line โดยทั่วไปแล้ว Lead V_1 - V_2 ถือว่าเป็น Right Precordial Lead, V_5 - V_6 เป็น Left Precordial Lead และให้ขั้ว V_3 - V_4 จะอยู่ตรง Interventricular Septum ที่แบ่งเวเนทริเคิลซ้ายและขวาออกจากกันตำแหน่งบนหน้าอกทั้ง 6 จุด แสดงดังรูปที่ 2.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.15 ตำแหน่งบนทรวงอก

ในทางปฏิบัติการสร้างสัญญาณ 12 เส้นนั้นจะได้จาก 8 เส้น คือสายจากแขนขา 2 เส้น และสายวัดจากอก 6 เส้น ส่วนอีก 4 เส้นนั้นได้จากการบวกลบสัญญาณใน Lead I และ Lead II ที่คลื่น R มีขนาดใหญ่ที่สุดเป็นหลักเป็นไปตามสมการดังต่อไปนี้

$$\begin{aligned}
 III &= II - I \\
 aVR &= -\frac{I + II}{2} \\
 aVL &= I - \frac{II}{2} \\
 aVF &= \frac{I + 2II}{2}
 \end{aligned}$$

โดยที่ I คือ Lead I

II คือ Lead II

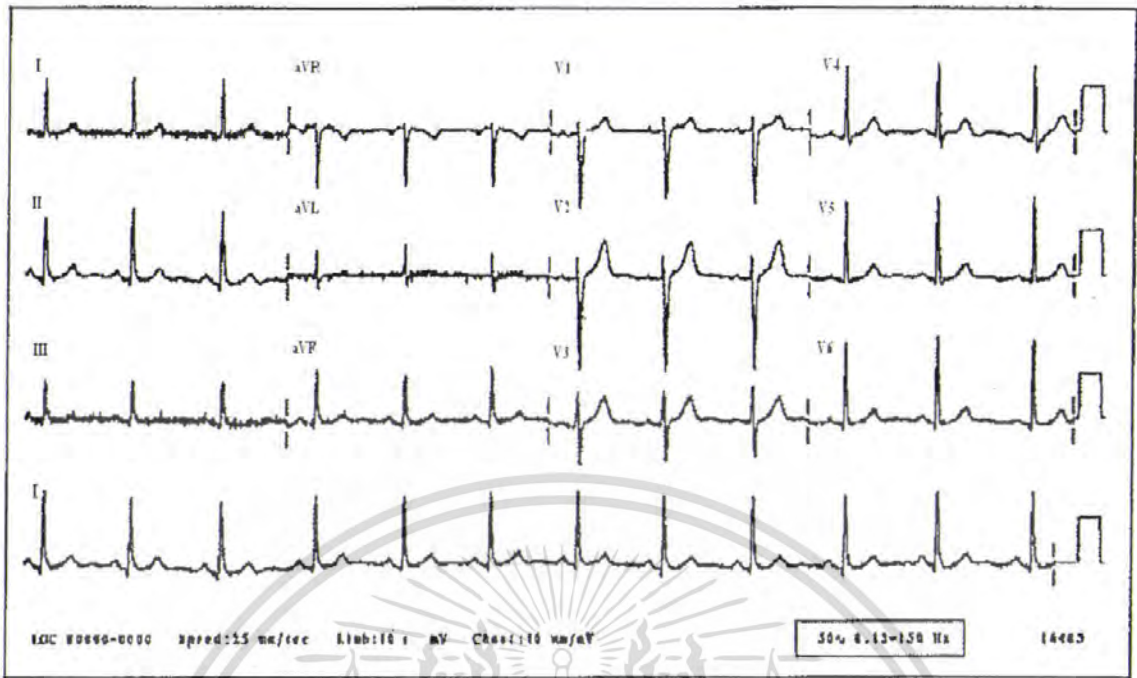
aVR คือ Lead aVR

aVL คือ Lead aVL

aVF คือ Lead aVF

ผลที่ได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้นพร้อมกัน จะแสดงดังรูปที่ 2.16 โดยในรูปดังกล่าวมีพัลส์อย่างอิงขนาด 1 mV

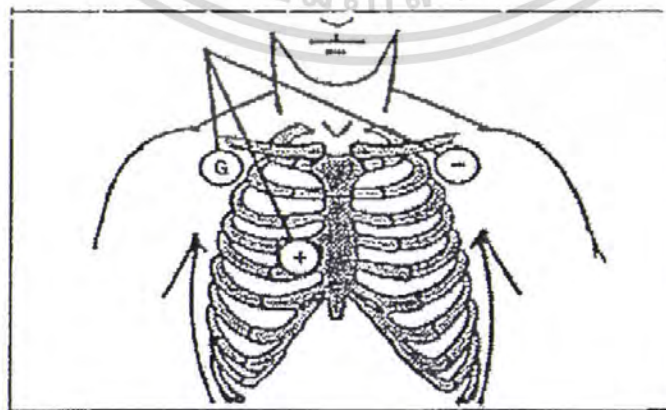
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้น ที่มีลักษณะปกติ

2.10.4 การติดตั้งบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่อเนื่อง (Monitor Lead)

มีวัตถุประสงค์เพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในกรณีผู้ป่วยในห้องฉุกเฉิน หรือผู้ป่วยที่มีอาการเคลื่อนไหวบ่อย ๆ ซึ่งจะเน้นวัดอัตราการเต้นหัวใจเป็นหลักดังนั้นจึงต้องติด Lead ให้ได้ขนาดคลื่นสัญญาณ R ที่แรง เพื่อยกระดับอัตราส่วนกำลังสัญญาณต่อกำลังสัญญาณรบกวนสูงขึ้น เพื่อให้ง่ายต่อการวัดและการวินิจฉัยอัตราการเต้นหัวใจ โดยให้ติดแผ่นอิเล็กโทรดขั้วบวกที่ตำแหน่ง V₁ ส่วนขั้วลบให้ติดไว้ที่ตำแหน่งใกล้ไหล่ซ้าย ส่วนขั้วไฟฟ้าอ้างอิงติดไว้ที่ตำแหน่งใกล้ไหล่ขวาดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 ตำแหน่งการติดตั้งบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฝ้าระวัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่อนำมาใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางปฏิบัติแล้วผู้ป่วยแต่ละคนจะมีตำแหน่งการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ดีของแต่ละบุคคล ดังนั้นจึงขยับแผ่นอิเล็กโทรดตำแหน่งต่าง ๆ ได้



รูปที่ 2.18 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าตามทฤษฎี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

3.1 วงจรแอนะล็อก

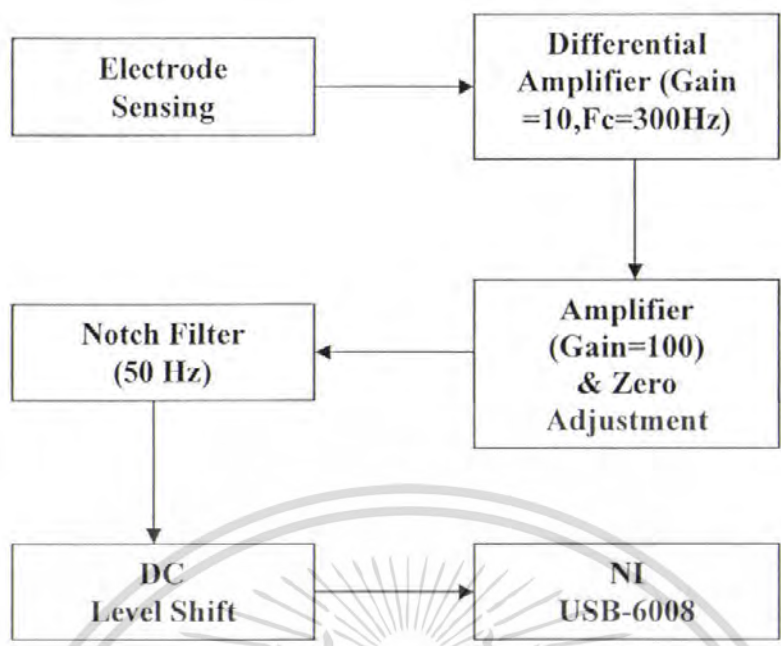
หัวใจเปรียบเสมือนแหล่งกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เราสามารถวัดศักย์ไฟฟ้าตกร่วมระหว่างจุดใด ๆ บนผิวหนังของร่างกายโดยการติดแผ่นอิเล็กโทรดบนผิวหนัง ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ขั้วอิเล็กโทรดที่ใช้วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

โดยลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ จะมีการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0.5-5 มิลลิโวลต์ ส่วนความถี่อยู่ในช่วง 0.5-200 เฮิร์ตซ์ ซึ่งสัญญาณที่ได้มีขนาดน้อยมาก ๆ จึงต้องทำการขยายสัญญาณ โดยมีสัญญาณรบกวนต่าง ๆ เช่น สัญญาณไฟบ้านความถี่ 50 Hz ซึ่งอาจถูกเหนี่ยวนำและถูกขยายใหญ่ขึ้นไปด้วย ดังนั้นต้องทำการกำจัดสัญญาณรบกวนเหล่านั้นออกไป ในรูปที่ 3.2 แสดงแผนภาพบล็อกไดอะแกรมของวงจรแอนะล็อกที่ใช้ในการจัดการสัญญาณที่ตรวจวัดได้จากอิเล็กโทรดก่อนจะทำการบันทึกค่าซึ่งประกอบไปด้วย อิเล็กโทรดที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากคน วงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier Circuit) วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier and Zero Adjustment Circuit) วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ (Notch filter Circuit) วงจรยกระดับแรงดัน (DC Level shift Circuit) และการ์ด NI USB 6008

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 แผนภาพบล็อกโคจรแอมพลิฟายเออร์ของวงจรแอนะล็อก

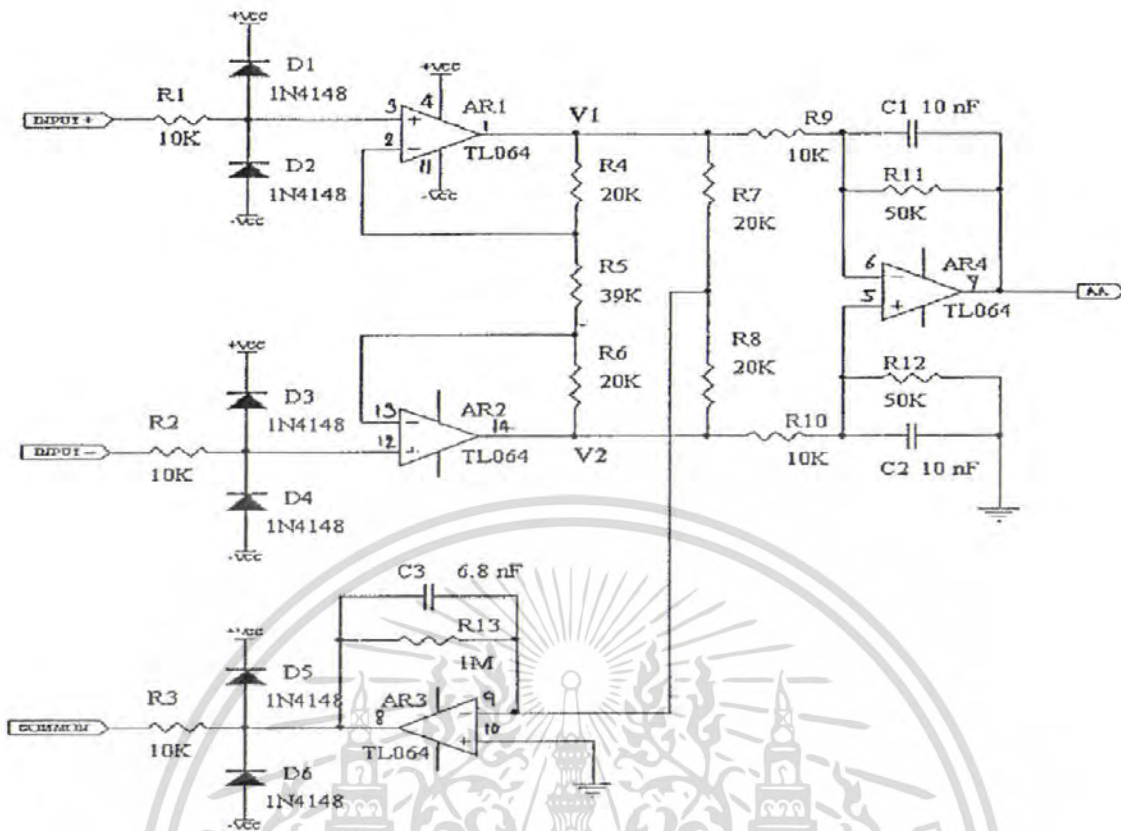
3.1.1 วงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier Circuit)

จากรูปที่ 3.3 เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 0.5-5 มิลลิโวลต์ โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีความต้านทานสูงและมีสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน กระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ปะปนมาด้วย โดยวงจรขยายที่นำมาใช้ควรจะมีคุณสมบัติดังนี้

1. อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับค่าความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียดสมมูลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียดสมมูลของวงจรมีผลเสียต่อวงจรขยาย คือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมด (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซต (Offset Voltage) ซึ่งจะถูกลบขยาย ให้มีขนาดมากที่เอาต์พุต ถ้าศักย์ไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามาก จะทำให้วงจรขยายอิมตัวมีศักย์ไฟฟ้าเอาต์พุตค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่าของศักย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายด้านใดด้านหนึ่ง ทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้
2. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential mode) สูง และมีอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common mode) ต่ำ ซึ่งควรมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB สำหรับวงจรขยายนี้

สำหรับออปแอมป์ตัวล่างของวงจร เรียกว่า Right Leg Driver ใช้แทรกกราวด์ที่ต่อกับตัวคนไข้ ทำหน้าที่ลดศักย์ไฟฟ้าคอมมอนโหมด ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายคนไข้กับกราวด์ของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 วงจรขยายความต่าง

จากวงจรจะได้ว่า

$$V_1 = \left(1 + \frac{R_4}{R_5}\right)V_{in+} - \left(\frac{R_4}{R_5}\right)V_{in-} + V_{common}$$

$$V_2 = \left(1 + \frac{R_6}{R_5}\right)V_{in-} - \left(\frac{R_6}{R_5}\right)V_{in+} + V_{common}$$

เนื่องจาก

$$V_{common} = \frac{V_{in+} + V_{in-}}{2}$$

และ

$$V_{out} = -\left(\frac{R_{11}}{R_9}\right)(V_1 - V_2)$$

แทนค่าด้วย V_1 และ V_2 จะได้

$$V_{out} = -\frac{R_{11}(R_4 + R_5 + R_6)(V_{in+} - V_{in-})}{R_5 R_9}$$

ดังนั้นอัตราขยายเท่ากับ

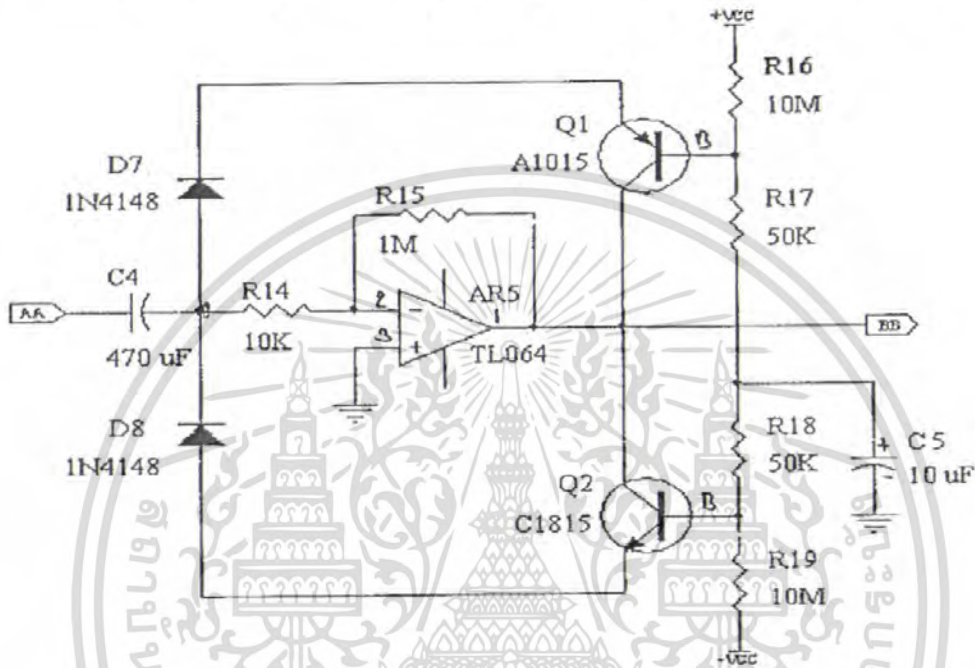
$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in+} - V_{in-}} = -\frac{R_{11}(R_4 + R_5 + R_6)}{R_5 R_9} = -10.12$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อแทนค่าความต้านทาน จะได้อัตราขยายประมาณ 10 เท่า และสัญญาณกลับเฟสส่วนตัวเก็บประจุทำหน้าที่กรองความถี่ต่ำผ่าน โดยมีความถี่คัทออฟ (Cutoff Frequency) อยู่ที่

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = 318\text{Hz}$$

3.1.2 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit)



รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์

จากวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์รูปที่ 3.4 เมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผ่านวงจรขยายความแตกต่าง สักขีไฟฟ้าออฟเซ็ทจะถูกขยายออกมาด้วย ปัญหาคือเมื่อผู้ป่วยขยับตัวจะทำให้ความต้านทานตรงรอยต่อสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง และวงจรเสียสมดุลเกิดสักขีไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุท ของวงจรขยายความแตกต่าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะลอยออกห่างจากศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากคาบเวลาคงที่ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก วงจรปรับศูนย์จะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ให้น้อยลงเมื่อเกิดสักขีไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนด

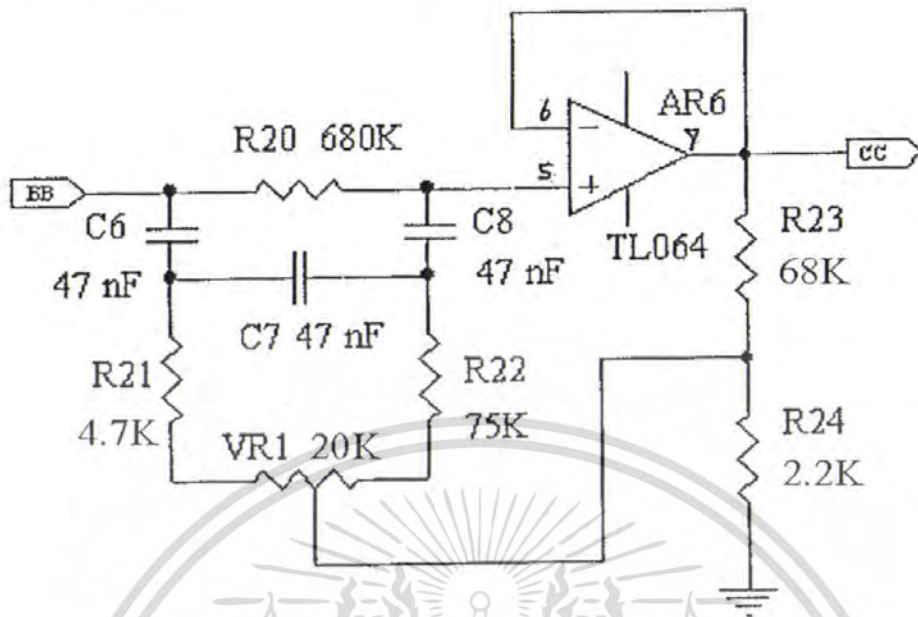
อีกสิ่งหนึ่งก็คือ ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบป้อนกลับทางลบ สัญญาณที่ได้จึงกลับเฟสและมีอัตราขยายคงตัว

$$Gain = -\frac{R_{15}}{R_{14}} = -100$$

ดังนั้นที่จุดนี้จะมีอัตราขยายรวมทั้งหมด คือ (-10.12)(-100) = 1012 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนเวลาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้เข้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

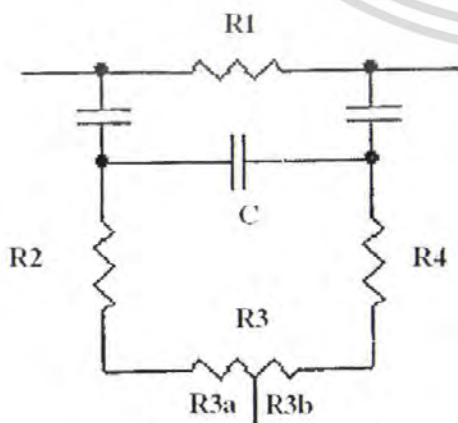
3.1.3 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch Filter Circuit)



รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 เฮิรตซ์

ในรูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 เฮิรตซ์ ซึ่งเกิดจากการเหนี่ยวนำของไฟฟ้า แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่อยู่ในช่วง 0.5-200 เฮิรตซ์ ถ้าใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ หรือวงจรกรองความถี่สูง (Low/High Pass Filter) ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจบางช่วงขาดหายไป ดังนั้นจึงต้องใช้กรองความถี่แบบช่องบากหรือแบบนอตช์ (Notch filter) ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 เฮิรตซ์ ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์ ถูกกำจัดออกไป

ในการออกแบบวงจรในรูปที่ 3.6 จะใช้สมการแสดงความสัมพันธ์ ดังนี้



$$F_c = \frac{1}{2} \pi C \sqrt{3R_a R_b}$$

$$R_1 = 6(R_2 + R_3 + R_4)$$

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

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

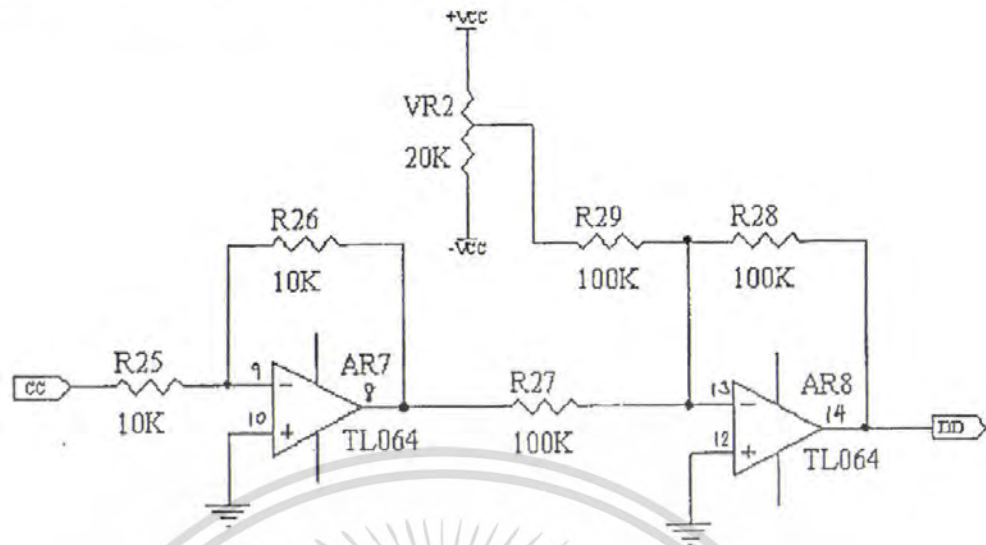
$$R_3 = R_{3a} + R_{3b}$$

โดย F_c คือ ความถี่ที่จำกัด

รูปที่ 3.6 วงจรกรองความถี่แบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

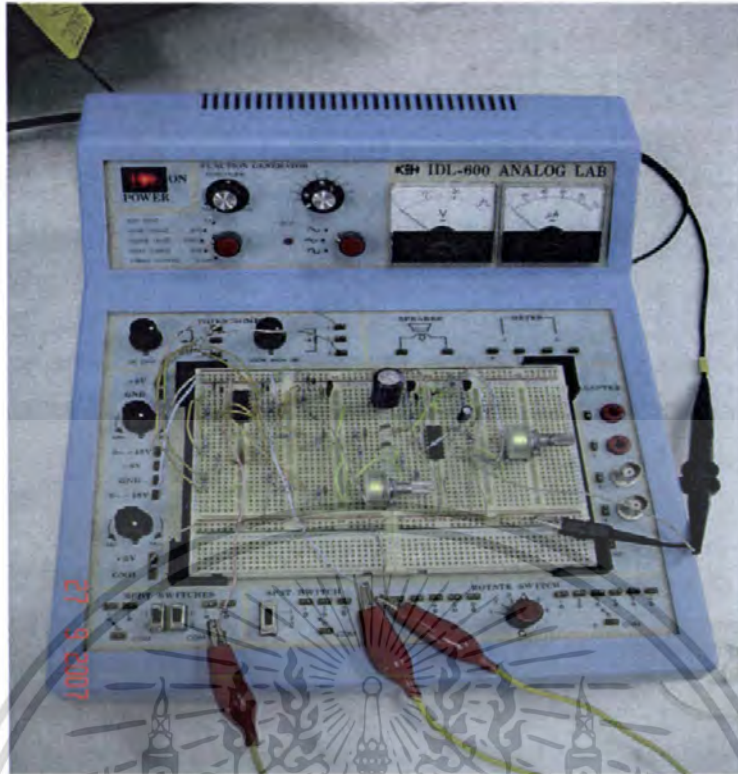
3.1.4 วงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit)



รูปที่ 3.7 วงจรยกระดับแรงดัน

หลังจากได้สัญญาณหัวใจที่สมบูรณ์แล้ว จำเป็นต้องผ่านวงจรยกระดับแรงดันรูปที่ 3.7 (ปรับค่า VR2) ให้มีค่ามากกว่าศูนย์ก่อนที่จะเข้าวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล เพื่อให้ได้สัญญาณดิจิทัลที่มีอัตราการสุ่มที่มีประสิทธิภาพ กล่าวคือ "ไม่สูญเสียบิตในการกำหนดเครื่องหมาย"

เมื่อนำวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier Circuit) วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit) วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ (Notch filter Circuit) และวงจรยกระดับแรงดัน (DC Level shift Circuit) มาต่อลงในบอร์ดทดลอง (วงจรแอนะล็อก) จะได้วงจรดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 วงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแอนะล็อก

3.2 วงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล

วงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจะใช้การ์ด NI USB-6008 ซึ่งมีราคาไม่แพงและมีหลายฟังก์ชันให้เลือกใช้งาน สำหรับการเชื่อมต่อแบบ USB ของบริษัท National Instrument จะมีคุณสมบัติที่สำคัญต่าง ๆ ดังนี้

- มีขนาดเล็กและสะดวกในการเคลื่อนย้าย
- อินพุตมีความละเอียด 12 บิต
- มีการเชื่อมต่อที่ง่ายและมีประสิทธิภาพตามราคา
- มีตัวนับเหตุการณ์ 32 บิต

สำหรับรายละเอียดต่าง ๆ ของ NI USB-6008 นั้น จะกล่าวถึงในภาคผนวก

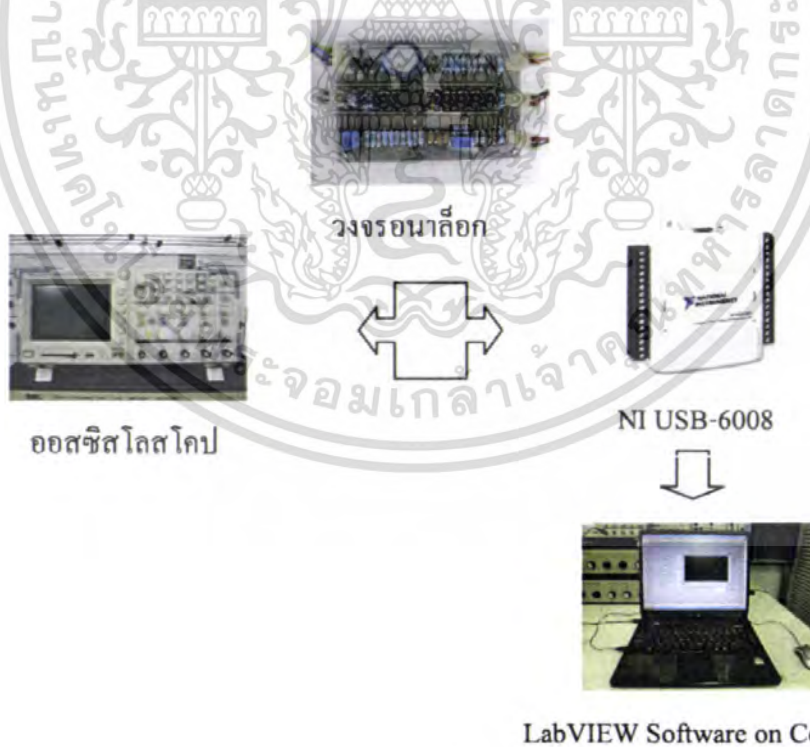
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 NI USB-6008

3.3 การเชื่อมต่อ

การเชื่อมต่อจากวงจรแอนะล็อกนั้น สามารถที่จะนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาแสดงได้ 2 ทาง คือ บนออสซิลโลสโคป และผ่านการ์ด NI USB 6008 เพื่อแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม LabVIEW ดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 แผนภาพบล็อกไดอะแกรมของการเชื่อมต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

LabVIEW

4.1 บทนำ

LabVIEW คือ เป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้น เพื่อนำมาใช้ในด้านการวัดและเครื่องมือวัดสำหรับงานทางด้านวิศวกรรม LabVIEW ย่อมาจาก **Lab**oratory **V**irtual **I**nstrument **E**ngineering **W**orkbench หรือนิยมเรียกว่า VI ซึ่งหมายความว่า เป็นโปรแกรมที่สร้าง “เครื่องมือวัดเสมือนจริงในห้องปฏิบัติการทางวิศวกรรม” ในบทนี้จะกล่าวถึงส่วนประกอบต่าง ๆ ของ LabVIEW เพื่อให้เข้าใจถึงส่วนประกอบต่าง ๆ ที่ใช้งานการเขียนโปรแกรม หรือพื้นฐานการต่อใน Block Diagram ลักษณะของตัวแปรและอื่น ๆ อีกหลายอย่าง แม้ว่าจะไม่ได้คาดหวังว่าจะสามารถเริ่มเขียน VI ได้ในบทนี้แต่ก็จะเป็นพื้นฐานในการเขียน VI ต่อไป และเมื่อจบบทนี้แล้วจะมีความรู้ในเรื่อง

1. ส่วนประกอบต่างของ LabVIEW
 2. ฟรอนท์พานอล (Front Panel) และบล็อกไดอะแกรม (Block Diagram)
 3. คำสั่งในรายการ (Menu) ต่าง ๆ เช่น Menu Bar, Tool Bar และ Pop-up Menu
 4. การกำหนดตัวควบคุม (Controls) และตัวแสดงผล (Indicators) และชนิดของตัวแปรที่ใช้ใน LabVIEW
 5. โหนด (Node) เทอร์มินอล (Terminal) ไอคอน (Icon) และตัวเชื่อมต่อ (Connector) รวมถึงการเชื่อมต่อสายระหว่าง Object ต่าง ๆ ใน Block Diagram
 6. ทำความรู้จักกับอุปกรณ์บางแบบบน Palette แบบต่าง ๆ
- สำหรับกิจกรรมที่จัดให้ในบทนี้จะเป็นกิจกรรม เพื่อให้เราเกิดความคุ้นเคยกับส่วนประกอบต่าง ๆ ของ LabVIEW และให้รู้จักหลักการทำงานพื้นฐานของ LabVIEW อย่างไรก็ตามยังไม่เน้นหนักด้านการเขียน โปรแกรมหรือ VI ในบทนี้ กิจกรรมต่าง ๆ มีจุดประสงค์เพื่อให้เกิดความเข้าใจพื้นฐานเท่านั้น

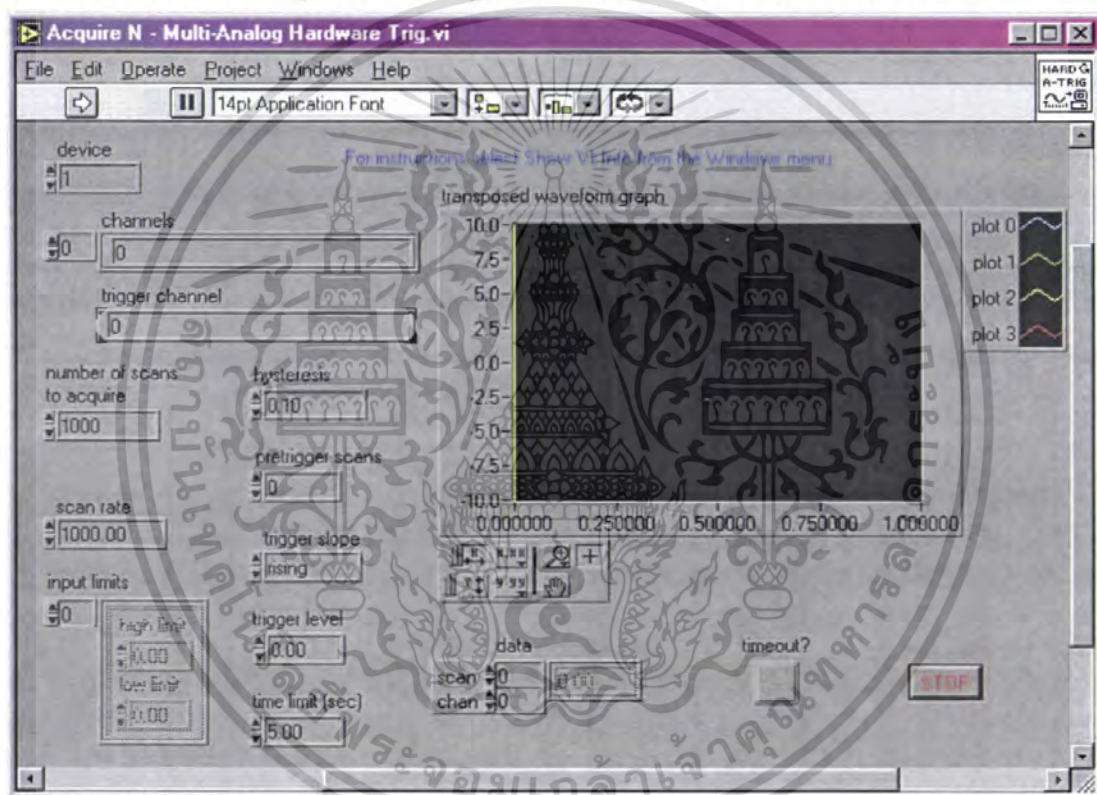
4.2 Front Panels and Block Diagrams

อันดับแรกเราจะแนะนำให้รู้จักกับองค์ประกอบพื้นฐานของ LabVIEW สองส่วน คือ ส่วนที่จะติดต่อกับโปรแกรมหรือ Front Panel และส่วนที่ผู้เขียนจะต้องกำหนดการทำงานของโปรแกรมหรือ Block Diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1 Front Panel

Front panel หรือ หน้าปัดคือส่วนที่ผู้ใช้จะติดต่อกับโปรแกรม ดังแสดงในรูปที่ 4.1 ในขณะที่เราให้ VI ทำงานอยู่นั้นหน้าปัดนี้จะต้องทำงานร่วมอยู่ด้วย เพื่อให้ผู้ใช้หรือผู้ควบคุมสามารถให้ข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมและข้อมูลได้รับการประมวลผล แล้วก็จะแสดงออกมาทาง Front Panel นี้ ดังนั้นหากเปรียบกับโปรแกรมสำเร็จรูปอื่น ๆ และ Front Panel นี้ก็คือ Graphic User Interface (GUI) ของ LabVIEWนั่นเอง ตัวอย่างของลักษณะของ Front Panel ใน LabVIEW เป็นไปตามรูป ซึ่งในขั้นแรกนี้ผู้ที่ยังไม่มีความคุ้นเคยกับโปรแกรมนี้อาจจะมองดูว่าการสร้างองค์ประกอบต่าง ๆ คงจะมีความยุ่งยาก แต่ถ้าหากเริ่มทำความเข้าใจกับ LabVIEW แล้วเราจะพบว่า การเขียน Front Panel ในลักษณะในรูปนี้ไม่ใช่สิ่งที่ยุ่งยากหรือสิ้นเปลืองเวลาในการเขียนเลย



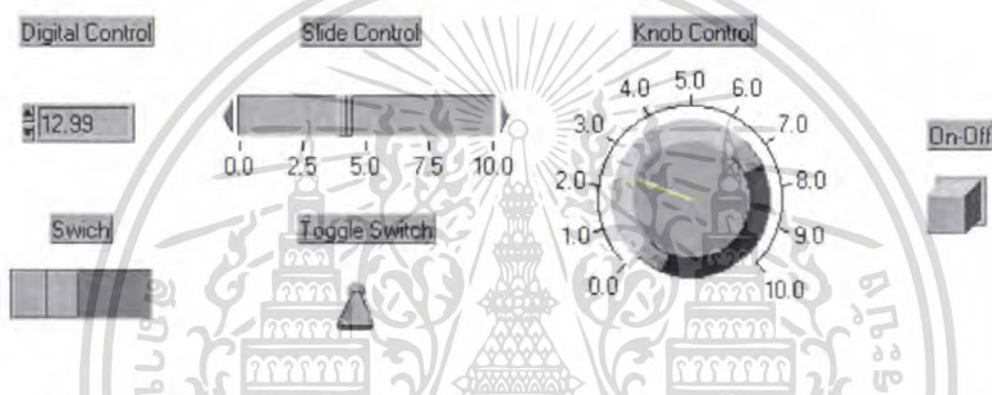
รูปที่ 4.1 หน้าปัดของ Front Panel

หากเราสังเกตจากรูปนี้เราจะพบว่าบนหน้าปัด Front Panel ของ LabVIEW จะมีส่วนประกอบที่สำคัญ 2 แบบ คือ ตัวควบคุม (Controlled) และ ตัวแสดงผล (Indicator) ซึ่งส่วนประกอบทั้ง 2 จะมีการทำงานต่างกันและหน้าที่ตรงข้ามกัน ดังมีรายละเอียดต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.1 Controls

Controls มีหน้าที่เป็นตัวควบคุม คือ กำหนดค่าหรือป้อนค่า Input จากผู้ใช้ ลักษณะของ Controls เช่น ปุ่มปรับค่า สะพานปิด-เปิดไฟ แท่งเลื่อนเพื่อปรับค่า การให้ค่าด้วยตัวเลข Digital หรืออื่น ๆ ดังนั้นจากหลักการของ Controls ก็หมายความว่า เป็นการกำหนดค่าหรือแหล่งของข้อมูล (source) โดยปกติเราจะไม่สามารถนำข้อมูลมาแสดงผลที่ Controls ได้ และถ้าหากเราพยายามที่จะให้ Controls แสดงผลข้อมูลก็จะเกิดความผิดพลาดขึ้นใน VI ของเราทันที ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะทำหน้าที่เป็น Controls บน Front Panel บางประเภทจะแสดงในรูปที่ 4.2 จะสังเกตเห็นว่าหากเปรียบเทียบกับในอุปกรณ์เครื่องมือวัดจริงแล้วอุปกรณ์เหล่านี้จะได้รับการกำหนดค่าจากผู้ใช้ ดังนั้นจะเห็นว่า LabVIEW พยายามทำให้ได้รู้สึกว่าการใช้งานกับเครื่องมือจริง ๆ อยู่



รูปที่ 4.2 ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะทำหน้าที่เป็น Controls บน Front Panel

4.2.1.2 Indicators

Indicators มีหน้าที่เป็นตัวแสดงผลเพียงอย่างเดียว โดยจะรับค่าที่ได้จากแหล่งข้อมูลมาแสดงผล ซึ่งอาจปรากฏในรูปของกราฟ เข็มชี้ ระดับของเหลว หรืออื่น ๆ Indicator นี้เปรียบเสมือน Output เพื่อให้ผู้ใช้ได้ทราบค่าสิ่งที่เรากำลังวิเคราะห์อยู่ และผู้ใช้ไม่สามารถปรับค่าบน Indicator ได้โดยตรงแต่จะต้องมีข้อมูลที่ส่งให้กับ Indicator เหล่านี้ ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะมีเป็น Indicator บางชนิดแสดงในรูปที่ 4.3



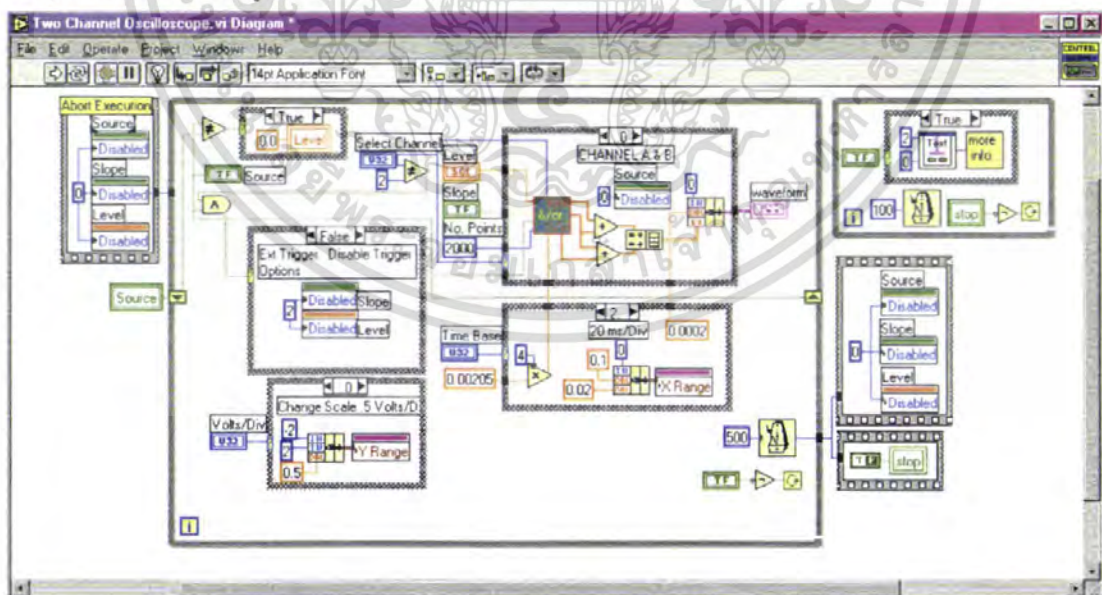
รูปที่ 4.3 ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะทำหน้าที่เป็น Indicators บน Front Panel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการเขียน VI อันดับแรกคือ การเขียนหน้าปัดซึ่งผู้ใช้จะต้องออกแบบส่วนนี้โดยจัดวางให้เหมาะสม ซึ่งสามารถศึกษาเพิ่มเติมได้ในคู่มือการใช้งาน สำหรับในขั้นนี้เราเพียงแต่เน้นว่าบนหน้าปัด Front Panel จะประกอบด้วยสองส่วน และการที่เราเลือก Controls และ Indicators เป็นเรื่องสำคัญเพราะทั้งสองนี้ไม่สามารถแทนกันได้ นั่นคือเราไม่สามารถกำหนดค่าให้ Controls แสดงค่าได้และไม่สามารถนำค่าจาก Indicators ออกไปเป็นข้อมูลของระบบได้

4.2.2 Block Diagrams

ที่ผ่านมาเราจะพบว่าเราสร้าง Front Panel ได้ให้เป็นไปตามต้องการของเรา ซึ่งไม่ใช่สิ่งที่ยากมากนักสำหรับ LabVIEW แต่สิ่งที่ยุ่งยากมากกว่าคือการกำหนดให้สิ่งต่าง ๆ หรือที่เราเรียกว่า Object นั้นให้มีขั้นตอนหรือมีกระบวนการของการวิเคราะห์ต่าง ๆ ตามที่เราต้องการ เพราะจะต้องกำหนดการทำงานที่เกิดขึ้นหลังจาก Front Panel เหล่านั้น นั่นคือหลังจากที่เราต้องการออกแบบ GUI เรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไปก็คือการกำหนดการทำงานของ GUI เหล่านั้นนั่นเอง และส่วนที่มีหน้าที่นั่นคือ Block Diagrams ในเบื้องต้นนี้เราอาจมอง Block Diagrams ว่าเป็น Data Flow Chart และตัวโปรแกรมหรือ Code ของ LabVIEW ก็ได้ การเขียน Block Diagrams ก็คือการเขียน Code ในภาษา G นั่นเอง ซึ่งก็เหมือนกับการเขียน Code ในภาษา C หรือ FORTRAN นั่นคือ Block Diagrams นั้นพร้อมที่จะ Execute หรือทำการประมวลผลตลอดเวลานั่นคือในระหว่างที่สร้าง Block Diagrams อยู่ LabVIEW จะตรวจสอบการทำงานของ VI อยู่ตลอดเวลา ตัวอย่างของ Block Diagrams แสดงได้ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ตัวอย่างของ Block Diagrams

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าหากพิจารณาองค์ประกอบใน Block Diagrams เราจะพบว่าในส่วนของ Block Diagrams จะมีส่วนประกอบที่สำคัญ 3 ส่วน คือ

1. Terminal
2. Node
3. Wire

ทั้งสามส่วนนี้จะมีหน้าที่หลัก คือ การควบคุมการส่งผ่าน หรือเราอาจเรียกว่าการไหลของข้อมูล (Data Flow) และกำหนดถึงวิธีการประมวลผลข้อมูล

4.2.2.1 Terminal

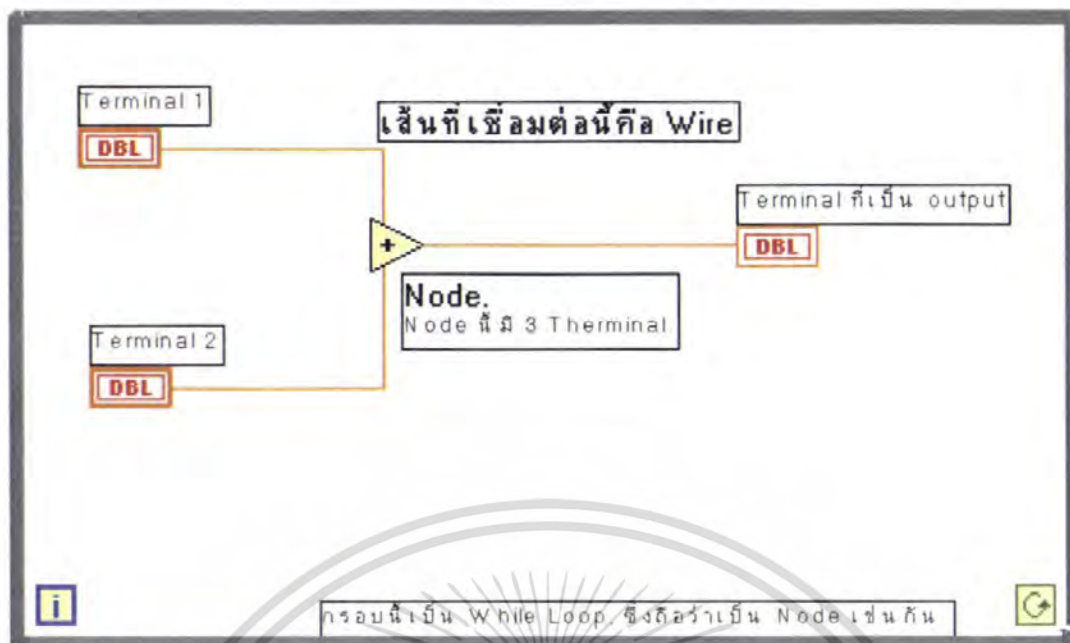
ทุกครั้งที่เราสร้าง Control หรือ Indicator บน Front Panel ใน Window ของ Block Diagram จะปรากฏ Terminal ขึ้น Terminal ก็คล้ายกับสถานีของข้อมูล ก็จะเป็นทั้งสถานีต้นทางของข้อมูลถ้า Terminal นั้นเป็น Terminal ของ Indicator

ข้อที่ควรเข้าใจอย่างหนึ่งก็คือ Object ที่เกิดจากการเขียนขึ้นบน Front Panel ดังนั้นเมื่อเราไม่สามารถลบ Terminal ออกจาก Block Diagram ได้ และถ้าหากเราลบ Control หรือ Indicator นั้นออกไปจาก Front Panel แล้ว Terminal เหล่านี้ก็จะหายไปจาก Block Diagram เช่นกัน

4.2.2.2 Node

Node เป็นคำที่ใช้เรียก Object ที่ทำการกระทำใด ๆ เพื่อประมวลผลข้อมูลใน Block Diagram เช่นเดียวกับที่เราเขียน Flow Chart แล้วใช้สัญลักษณ์ต่าง ๆ แทนการวิเคราะห์ข้อมูล เมื่อมีข้อมูลเข้าสู่ Node สิ่งที่เกิดขึ้นใน Node ก็จะขึ้นอยู่กับว่าจะกำหนดให้ข้อมูลที่ส่งเข้าไบนั้น จะมีการประมวลผลอย่างไร ซึ่งอาจจะเป็นการบวก ลบ คูณ หาร หรูด ยกกำลัง หรือเป็นประเภทการเปรียบเทียบข้อมูลว่ามากหรือน้อยกว่า หรืออื่น ๆ ซึ่งจะเป็นการประมวลผลทางคณิตศาสตร์ทั่วไป นอกเหนือจากนั้น Node นี้จะมีส่วนที่เรียกว่า Function แบบต่าง ๆ ซึ่งจะเหมือนกับ Function สำเร็จรูปเช่น Sine, Cosine, Log เป็นต้น ซึ่งก็เหมือนกับในภาษาที่เป็นตัวอักษรทั่ว ๆ ไป

ในรูปที่ 4.5 แสดงถึงลักษณะของ Node และ Terminal ที่บรรจุอยู่ภายใน Block Diagram ของ LabVIEW



รูปที่ 4.5 ลักษณะของ Node และ Terminal ที่บรรจุอยู่ภายใน Block Diagram

นอกเหนือจากการประมวลผลทางคณิตศาสตร์แล้วยังมี node ประเภท Structure หรือ Control Flow อีกด้วย (ในภาษาตัวอักษร Structure Command จะเป็น คำสั่งจำพวก IF...THEN, FOR..., WHILE... เป็นต้น)













4.2.2.3 Wire

ในขณะที่เรามีที่มาของข้อมูล ส่วนประมวลหรือปรับแต่งข้อมูล และส่วนแสดงผลข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไป คือ เราจะต้องสามารถควบคุมการส่งผ่านข้อมูลให้เป็นไปตามที่ต้องการ อุปกรณ์ที่ใช้ใน LabVIEW ก็คือ การต่อสาย หรือ Wire ซึ่งจะเป็นการเชื่อมการส่งข้อมูลระหว่าง Terminal หรือ Node ต่าง ๆ ที่มีใน Block Diagram นี้เข้าด้วยกัน โดย Wire นี้จะเป็นการกำหนดเส้นทางของข้อมูลว่า เมื่อออกจาก Terminal หนึ่งแล้ว จะกำหนดการไหลไปที่ Node ใดบ้างมีลำดับเป็นอย่างไร และสุดท้ายจะให้แสดงผลที่ Terminal ใดนั่นเอง ซึ่งการเชื่อมต่อสายนี้จะทำให้เข้าใจถึงหลักการของ Data Flow Programming ได้

เนื่องจากข้อมูลนั้นมีหลายแบบ ไม่ว่าจะเป็นเลขทศนิยม เลขจำนวนจริง ตัวอักษร หรือค่าจริงเท็จ (Boolean) ดังนั้นเพื่อแสดงถึงความแตกต่างของข้อมูลแต่ละแบบ LabVIEW จึงได้กำหนดให้ลักษณะของ Wire สำหรับข้อมูลแต่ละแบบ มีลักษณะของเส้นและสีที่แตกต่างกัน นอกจากนั้นข้อมูลแต่ละแบบดังกล่าวอาจมีลักษณะเป็น Scalars, 1-D Array, 2-D Array ได้ซึ่งลักษณะของเส้นของข้อมูลแต่ละแบบก็จะแตกต่างออกไปอีก ดังแสดงในตารางที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ลักษณะของเส้น (Wire) เมื่อใช้เชื่อมต่อระหว่างข้อมูลแต่ละชนิด

	Scalars	1-D Array	2-D Array	สี
เลขทศนิยม				ส้ม
เลขจำนวนเต็ม				น้ำเงิน
Boolean				เขียว
ตัวอักษร				ชมพู

โดยปกติการต่อข้อมูลระหว่าง Node หรือ Terminal จะกำหนดแน่นอนว่าต้องการข้อมูลลักษณะใด เช่น ถ้า Node ต้องการตัวเลข เราจำเป็นต้องต่อสายตัวเลขเข้ากับ Node นั้น ถ้าหากเราต่อสายตัวอักษรเข้าไปใน Terminal ที่ต้องการตัวเลข สายค่านั้นจะกลายเป็นสายต่อเสียหรือ Bad Wire และ โปรแกรมก็จะไม่สามารถทำงานต่อไปได้

เราจะเข้าใจหลักการการทำงานของ Data Flow Programming ได้ในขณะที่เราต่อสายระหว่าง Terminal และ Node ต่าง ๆ เข้าด้วยกัน ซึ่งหลักการการทำงานของ Data Flow Programming จะต่างจากการเขียนโปรแกรมโดยใช้ตัวอักษร เพราะในโปรแกรมตัวอักษรคำสั่งจะถูกส่งเข้าสู่ส่วนประมวลผลทีละบรรทัด เพื่อการคำนวณตามลำดับบรรทัด แต่ใน Data Flow นั้น โปรแกรมจะคำนวณเมื่อมีข้อมูลส่งเข้ามาถึง Input ของ Node นั้น ๆ ครบ และเมื่อข้อมูลส่งครบเข้าถึง Node นั้นแล้ว จะมีการประมวลผลและส่งค่าที่ได้ออกไปตามการเชื่อมสาย การคำนวณจะเสร็จสิ้นในแต่ละรอบเมื่อข้อมูลส่งข้าม ไปถึง Terminal สุดท้าย การประมวลผลไม่ได้เป็นไปตามลำดับการจัดวาง ไม่ได้ทำจากซ้ายไปขวาหรือบนลงล่าง แต่เป็นไปตามขั้นตอนการเดินทางของข้อมูลซึ่งในการเขียนโปรแกรมในเบื้องต้นผู้คุ้นเคยกับภาษาตัวหนังสือ โดยทั่วไปอาจจะต้องใช้เวลาลักษณะเพื่อที่จะเข้าใจการทำงานของ LabVIEW

4.2.2.4 Icon และ Connector

ถ้าเราคุ้นเคยกับการเขียนโปรแกรมเป็นตัวอักษร เราคงไม่ทราบว่าเราเขียนโปรแกรมย่อยขึ้นมาเพื่อใช้ร่วมกับโปรแกรมหลัก โดยการเขียนโปรแกรมย่อยหรือ Subroutine นี้จะมีประโยชน์อย่างมากในกรณีที่จะต้องทำการประมวลผลย่อย ในภาษารูปภาพก็เช่นกันสามารถที่จะสร้าง Subroutine ขึ้นมาได้ ซึ่งเราเรียกว่า subVI โดย สำหรับข้อดีของการเขียนด้วยภาษารูปภาพนี้ก็คือ ทุก VI ที่เราเขียนขึ้นมาสามารถทำหน้าที่เป็น subVI ได้ แต่เนื่องจากจำเป็นจะต้องกำหนดลักษณะของ subVI ให้เป็นรูปภาพ และมีช่องที่จะต้องส่งเข้าสู่ subVI นั้น เราจึงได้กำหนด Icon และ Connector ขึ้น

หากจะกล่าวคร่าว ๆ Icon นี้ก็อาจจะมองว่าเป็น Node ในอีกรูปแบบหนึ่งก็ได้ โดย Icon จะหมายถึง Node ของ subVI ในทุกครั้งที่เขียน VI จะพบว่า LabVIEW จะให้ VI นั้นสามารถ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ผู้ใดเห็นไปใช้ประโยชน์ในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

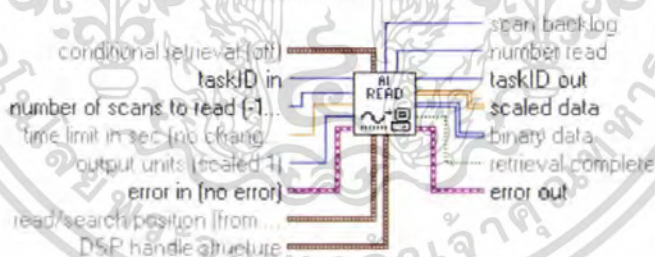
ทำงานเป็น subVI ได้ถ้าหากเราต้องการ โดยที่ LabVIEW จะกำหนด Icon ให้กับทุก VI ที่เขียนขึ้น ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงรูปแบบของ Icon ที่ LabVIEW เขียนขึ้นได้

หากเราเปิด LabVIEW ใหม่ขึ้นมาจะสามารถสังเกตรูปของ Icon ที่ LabVIEW กำหนดขึ้นมาได้ โดยรูปของ Icon จะปรากฏอยู่ที่มุมบนด้านซ้ายได้ Title Bar ของทั้งหน้าต่าง Block Diagram และ Front Panel

เมื่อนำ VI นี้ ไปใช้เพื่อเป็น subVI สามารถที่จะกำหนดให้มี Input และ Output ที่จะเข้าและออกจาก VI ซึ่งการเข้าและออกของข้อมูลสู่ subVI นั้นจะผ่านทาง Connector ซึ่งหากจะเปรียบเทียบกับภาษาตัวอักษรที่คุ้นเคยแล้วการใช้ Connector ก็เหมือนกับการใช้คำสั่ง Parameter ในภาษา C หรือการใช้คำสั่ง Function ในภาษา FORTRAN นั่นคือการกำหนดว่าข้อมูลใดเป็นข้อมูลที่ส่งไปสู่ Subroutine และข้อมูลใดเป็นข้อมูลที่รับกลับออกมาจาก Subroutine ทำนองเดียวกันกับใน LabVIEW คือจะส่งข้อมูลเข้าสู่ Icon หรือ subVI โดยผ่านทาง Input Connector เมื่อข้อมูลได้รับการประมวลใน subVI แล้วก็ส่งกลับมาทาง Output Connector Terminal

โดยปกติแล้ว Connector จะถูกบังอยู่ด้านหลังของรูป Icon เราสามารถแสดงให้เห็น Connector ได้โดยการใช้คำสั่ง Show Connector ซึ่งรายละเอียดเหล่านี้จะกล่าวในภายหลัง

ในรูปที่ 4.6 เป็นการแสดง Icon และ Connector ของ VI หนึ่ง ซึ่งเป็นส่วนที่มาพร้อมกับ LabVIEW ส่วนที่เป็นรูปตรงกลางเรียก Icon และส่วนที่เป็นสายต่อต่าง ๆ เรียก Connector

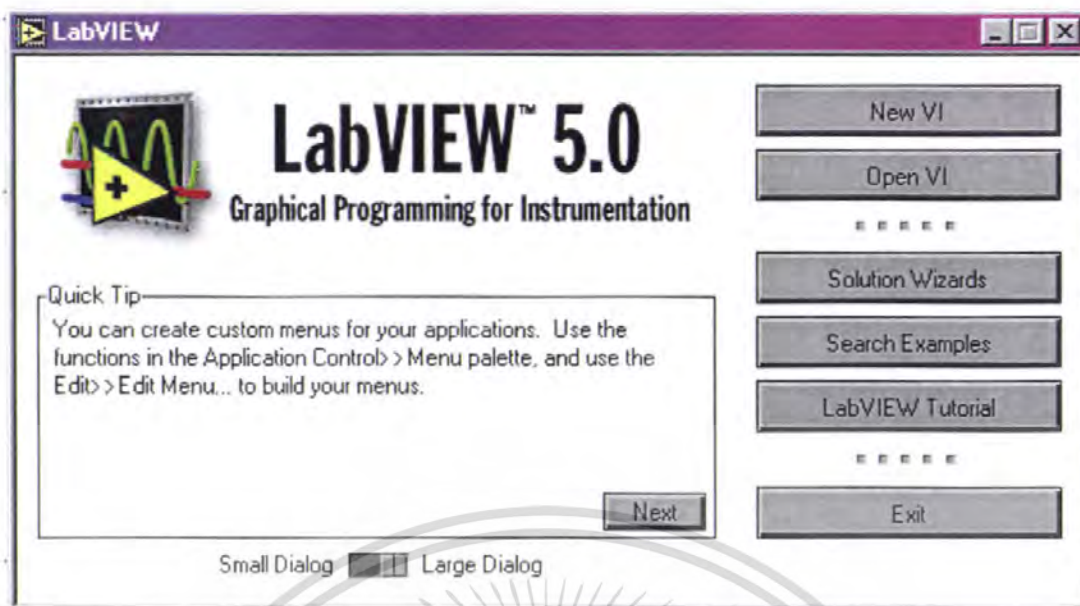


รูปที่ 4.6 Icon และ Connector ของ VI

4.3 Menu and Palette

เมื่อเราเปิด โปรแกรม LabVIEW ขึ้นมาทำงานในครั้งแรก ใน LabVIEW 5.0 เราจะพบกับ หน้าต่างของแรกของ LabVIEW ดังแสดงในรูปที่ 4.7 หน้าต่างนี้จะเป็นการสอบถามว่าเราต้องการ จะทำอะไรต่อไปนี้ เช่น ต้องการเขียน VI ใหม่ หรือแก้ไข VI เดิม หรืออาจจะค้นหาตัวอย่าง VI รวมถึงการใช้ LabVIEW Tutorial ด้วย สำหรับในขั้นนี้ต้องการดูส่วนประกอบต่าง ๆ ของ LabVIEW ดังนั้นจะลองเปิด VI ใหม่ขึ้น นั่นคือจากหน้าต่างแรกให้เราเลือก New VI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 หน้าต่างของแรกของ LabVIEW

เมื่อเราเลือกส่วนนี้ LabVIEW จะปรากฏหน้าต่าง ขึ้นอีกหลายชุดซึ่งจะประกอบด้วย หน้าต่างต่อไปนี้

1. Front Panel
2. Block Diagram
3. Controls Palette
4. Function Palette
5. Tool Palette

อย่างไรก็ตามหน้าต่างและ Palette เหล่านี้จะไม่ปรากฏพร้อมกันทั้งหมดในตอนแรกจะมี เฉพาะบางส่วนเท่านั้นที่เราพบในตอนแรกที่เปิด LabVIEW เข้าไปทำงานใหม่ โดยหน้าต่างที่ Active หรือพร้อมใช้งานหน้าต่างแรกคือหน้าต่าง Front Panel รูปร่างของ Front Panel Windows ก็จะมีลักษณะคล้ายกับหน้าต่างที่ทำงานบน Windows ทั่วไป คือประกอบด้วย

4.3.1 Title Bar

Title Bar ดังแสดงในรูปที่ 4.8 ซึ่งจะบอกชื่อของ Programซึ่งในขณะนี้ได้ชื่อ Untitled 1 เพราะเรายังไม่ได้กำหนดชื่อ VI เพื่อ save และจะมีปุ่มหรือ Button เพื่อ Minimize, Maximize และ exit Button อยู่ด้านขวามือของ Title Bar เหมือนโปรแกรมอื่น ๆ ใน Windows

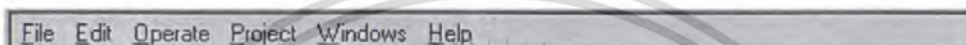
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 Title Bar

4.3.2 Menu Bar

Menu Bar ดังแสดงในรูป 4.9 จะประกอบด้วยเมนูต่าง ๆ คล้ายกับโปรแกรมอื่นใน Windows คือ จะประกอบด้วย File, Edit, Operated, Project, Windows และ Help ซึ่งต้องการเลือกใช้เมนูใดก็ Click ที่เมื่อนั้นได้



รูปที่ 4.9 Menu Bar

หากลอง Click เมนูทีละส่วนตามไปจะได้ Pull Down Menu ออกมาจากแต่ละ Menu หลัก ซึ่งในแต่ละ Menu มีคำสั่งในแต่ละลักษณะต่อไปนี้

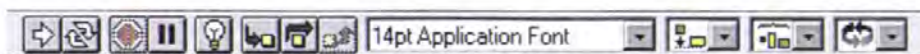
1. File Menu จะเป็นคำสั่งที่เปิด เก็บ พิมพ์ VI
2. Edit Menu จะเป็นคำสั่งที่จะแก้ไข เช่น Undo (เริ่มมีใน LabVIEW 5.0), Cut, Copy, Preference เป็นต้น
3. Operate Menu จะเป็นชุดคำสั่งเพื่อให้ LabVIEW ทำงานเช่น Run, Stop และอื่น ๆ
4. Project Menu จะเป็นชุดคำสั่งเพื่อบังคับการทำงานของ LabVIEW เมนูนี้จะมีประโยชน์เมื่อเราทำงานกับ VI ขนาดใหญ่และมี subVI หลายๆ ชุดใน VI หลัก
5. Windows Menu จะเป็นการบังคับให้เปิดหน้าต่างที่เราต้องการ เช่น Front Panel หรือ Block Diagram รวมทั้งแสดง Palette ต่าง ๆ ด้วย
6. Help Menu จะเป็นการใช้เมื่อต้องการคำอธิบายหรือความช่วยเหลือต่าง ๆ ใน LabVIEW เนื่องจาก LabVIEW มีคำสั่งเป็นจำนวนมาก ในบทนี้ไม่ได้มีจุดมุ่งหมายที่จะให้ผู้อ่านเข้าใจคำสั่งทุกคำสั่งแต่เป็นการอธิบายเพื่อให้สามารถเริ่มใช้ LabVIEW ได้ง่ายขึ้น สำหรับรายละเอียดของทุกคำสั่ง ผู้อ่านคงจะต้องอ่านเอกสารที่มาพร้อมกับ LabVIEW

4.3.3 Toolbar

บน Toolbar ของ LabVIEW ดังแสดงในรูปที่ 4.10 จะคล้ายกับ Toolbar ของโปรแกรมต่าง ๆ ที่ทำงานบน Windows นั่นคือเป็นการรวบรวมคำสั่งที่ใช้บ่อยเป็นประจำให้อยู่ในรูปของ


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


Button เพื่อสะดวกในการใช้สำหรับ Toolbar ของ Block Diagram จะมีมากกว่า ของ Front Panel อยู่เล็กน้อย




รูปที่ 4.10 Toolbar


สำหรับแต่ละ Button บน Toolbar จะมีชื่อและหน้าที่ดังนี้

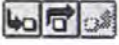
 Run Button มีลักษณะเป็นลูกศร ใช้สั่งการให้ VI ทำงานเมื่อเรา Click ที่ปุ่มนี้ลักษณะของ Run Button จะเปลี่ยนไปตามการทำงานของ VI ในขณะนั้นคือ จะเปลี่ยนลักษณะเป็นลูกศรวิ่งเมื่อโปรแกรมกำลังทำงาน และถ้าหากว่า Run Button ปรากฏรูปลูกศรขาด แสดงว่า VI นั้นยังไม่พร้อมทำงานหรือมีข้อผิดพลาดอยู่ใน VI และคำว่า BROKEN VI จะเป็นศัพท์ที่นิยมใช้เมื่อโปรแกรมหรือ VI นั้นเกิดความผิดพลาดขึ้นแล้วทำให้ลูกศรขาด

 Continuous Run Button มีลักษณะเป็นลูกศรวน เนื่องจากการทำงานของ Data Flow จะเริ่มต้นเมื่อได้รับข้อมูล และสิ้นสุดลง เมื่อเสร็จสิ้นการประเมินผลข้อมูล อย่างไรก็ตามในกรณีที่ต้องการให้ VI ทำงานซ้ำต่อไปเรื่อย ๆ นั่นคือ เมื่อจบการทำงานในครั้งแรกก็ให้กลับไปเริ่มต้นทำใหม่ไปเรื่อย ๆ เราสามารถใช้ปุ่มนี้เป็นเครื่องมือทำคำสั่งนี้ได้ และเมื่อ VI ทำงานอย่างต่อเนื่องปุ่มนี้จะมีลักษณะเป็นลูกศรวนสีดำ

 Abort Button มีลักษณะเป็นเครื่องหมายจราจรให้หยุด ก่อนที่เราจะสั่งให้ VI ทำงานปุ่มนี้จะใช้งานไม่ได้ (Inactive) และจะมีสีเทา แต่เมื่อเราให้โปรแกรมทำงานด้วย Run หรือ Continuous Run ก็ตาม ปุ่มนี้จะปรากฏให้ใช้งานได้ (Active) หากเรากดปุ่มนี้จะเป็นการยกเลิกการทำงานของ VI


ข้อควรระวังอย่างหนึ่งก็คือ LabVIEW ไม่แนะนำให้ใช้ Abort Button เพื่อใช้เป็นการหยุดการทำงานในสภาพปกติ เพราะจะทำให้ข้อมูลบางส่วนสูญหายหรือค้างอยู่ในหน่วยความจำได้ เพราะกระบวนการคำนวณยังไม่สิ้นสุด LabVIEW แนะนำว่าในโปรแกรมเราควรสร้างคำสั่ง ขึ้นมาหยุดการทำงานของโปรแกรมที่เหมาะสมซึ่งเราจะแสดงให้เห็นต่อไปนี้


 Pause Button ปุ่มนี้เหมือนกับปุ่มบนเครื่องเสียงหรือ VCR ทั่วไป คือสั่งให้โปรแกรมหยุดการทำงานชั่วคราว เพื่อเราจะสามารถแก้ไขโปรแกรมได้ เช่น สั่งให้ข้ามขั้นตอนหรือออกจากบางขั้นตอน (Step Out) เป็นต้น

 Single Step Button ประกอบด้วยปุ่ม Step Into, Step Over, Step Out เป็นการบังคับให้กับ VI ทำงานตามขั้นตอนที่ต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


Warning Button เป็นการเตือนการทำงานของ LabVIEW ถ้าหากว่าเรากำหนดให้ LabVIEW มีการเตือนและเมื่อปุ่มนี้ปรากฏสามารถให้แสดงข้อมูลที่มีการเตือนโดย Click ที่ปุ่มนี้ การปรากฏปุ่มเตือนนี้ ไม่ให้แสดงว่าเกิดการผิดพลาด เพียงแต่เตือนว่ามีสิ่งผิดปกติเกิดขึ้นใน โปรแกรมของเรา

 Front Ring เราสามารถเปลี่ยนรูปแบบตัวหนังสือ ที่ปรากฏบน VI ได้โดยใช้ Front Ring นั้นบน Toolbar ซึ่งก็จะเหมือนกับ Front Ring บนโปรแกรม Word Programming ทั่ว ๆ ไปที่ทำงานบน Windows

 สำหรับผู้ที่เคยใช้โปรแกรมประเภท GUI เช่น โปรแกรม Visual ต่าง ๆ คง จะเคยใช้คำสั่ง Alignment และ Distribution ซึ่งคำสั่งเหล่านี้จะเป็นการจัดวางตำแหน่งของ ส่วนประกอบต่าง ๆ ใน Front Panel และ Block Diagram ให้ตรงกันหรือมีระยะห่างที่เราต้องการ ซึ่งเป็นคำสั่งเพื่อเพิ่มความสวยงามให้กับ VI

 Alignment Ring ใช้เมื่อต้องการวางแนวของ Object ต่าง ๆ ให้อยู่ลักษณะแนวที่ ต้องการ

 Distribution Ring ใช้เมื่อต้องการจัดระยะระหว่าง Object ตามแนวต่าง ๆ ให้เป็นไปตามที่ต้องการ

 Record Ring เป็นส่วนที่ใช้จัดอันดับบน Front Panel และ Block Diagram ว่าวัตถุที่ วางอันใดจะอยู่หน้าสุด อันใดจะอยู่หลังสุดใหม่ เพราะปกติ LabVIEW จะให้วัตถุที่วางลงอันแรก อยู่ล่างสุด และที่วางหลังจะทับอันแรกไปเรื่อย สามารถจัดลำดับได้โดยเลือกตัวเลือกต่อไปนี้ซึ่งคง คู่กันเคยกับโปรแกรมวาดรูปต่าง ๆ คืออยู่แล้ว

4.3.4 โหมดการทำงานของ VI

เมื่อเราเปิด VI ขึ้นมาครั้งแรก VI นั้นจะอยู่ในโหมดการแก้ไข (Edit Mode) นั่นคือสามารถ แก้ไข เปลี่ยนแปลงค่าต่าง ๆ ตามที่ต้องการได้ แต่เมื่อให้ VI ทำงาน VI จะเข้าสู่โหมดการทำงาน (Run Mode) ซึ่งหมายความว่าไม่สามารถแก้ไขโปรแกรมได้ในขณะนี้ แต่อาจเปลี่ยนแปลงค่าของ Control ต่าง ๆ บน Front Panel ได้ โดยทั่วไปแล้ว VI จะอยู่ในโหมดการทำงานจนกว่าจะทำงาน เสร็จหรือสั่งหยุดการทำงาน และเมื่อ VI หยุดการทำงานใน โหมดการทำงานแล้ว VI จะกลับเข้ามา อยู่ในโหมดการแก้ไข

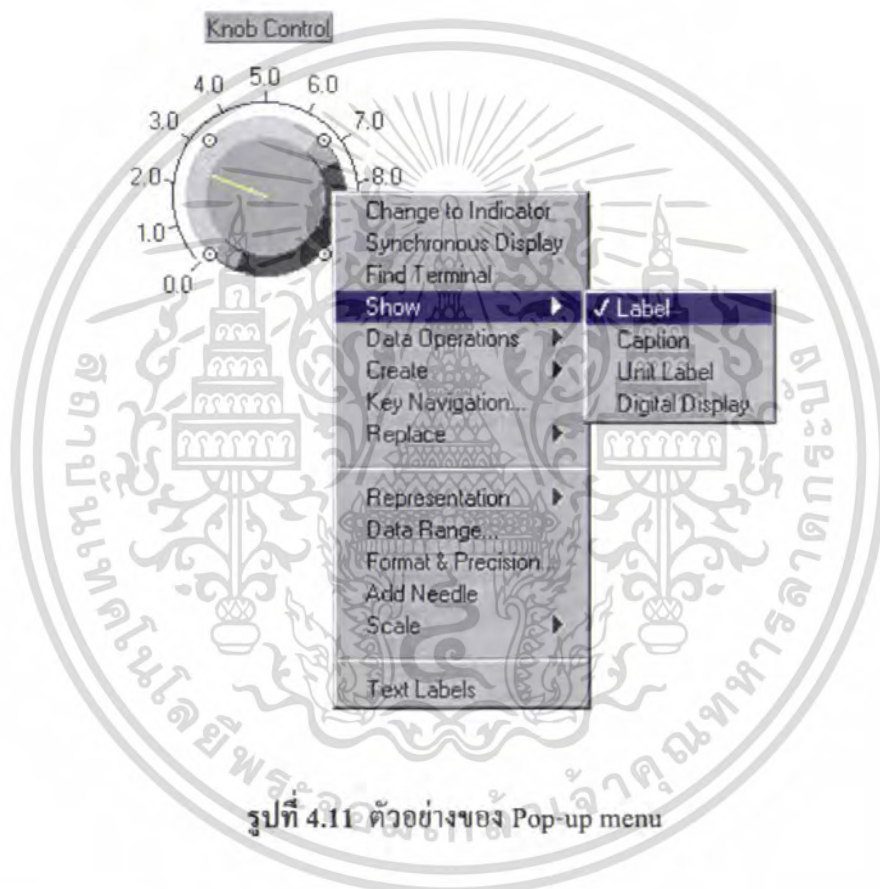
แนะนำ : สามารถสั่งให้ VI เข้าสู่ Run Mode เมื่อเปิด VI ได้เลยโดยไม่ผ่าน Edit Mode (ในกรณีที่เราไม่ต้องการให้ผู้ใช้แก้ไขอะไร) โดยใช้คำสั่งบน Menu bar ดังนี้

Edit > Miscellaneous > Open VIS in Run Mode

4.3.5 Pop-Up Menu

นอกจากเมนูที่เราเมืออยู่บน Menu Bar ซึ่งเป็นประเภท Pull-Down Menu แล้วในการเขียน VI จะมีเมนูอีกประเภทหนึ่ง ซึ่งเรียกว่า Pop-up menu ซึ่งเมนูประเภทนี้อาจจะใช้มากกว่าเมนูแบบแรกในการเขียน VI

การที่เราจะเรียก Pop-up menu ขึ้นมาใช้วิธีการง่ายที่สุดคือใน Window 95, Window 98 หรือ Windows NT ก็คือ Click บน Object นั้น ๆ ด้วยเมาส์ปุ่มขวา ลักษณะของ Pop-up menu ของแต่ละ Object จะแตกต่างกันออกไปแล้วแต่ชนิดของ Object นั้น ๆ ตัวอย่างของ Pop-up เมนูดังแสดงในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 ตัวอย่างของ Pop-up menu

4.3.6 ส่วนประกอบของ Pop-up Menu

เมื่อเราเลือก Object และสั่งให้แสดง Pop-up Menu ขึ้นมาแล้ว จะพบว่าเมนูเหล่านั้นบางเมนูสามารถขยายต่อไปสู่ เมนูย่อย ซึ่งเรียก Hierarchical Menu ต่อไปได้โดยเมื่อดังกล่าวจะมีหัวลูกศรชี้ไปทางขวา ต่อจากตัวเลือกของ Menu นั้น ดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 4.11

Hierarchical Menu นี้บางครั้งจะเป็นการเลือกตัวเลือก โดยจะเป็นการเลือกว่าจะใช้หรือไม่ใช้ตัวเลือกนั้น โดยจะมีเครื่องหมายลูก อยู่หน้าตัวเลือกนั้นหากเลือกใช้

ส่วนในบางตัวเลือกของ Pop-up Menu จะเป็นการกำหนดค่าต่อไปนี้ โดยหากเลือกตัวเลือกนั้นจะเปิด Dialog Box ขึ้นมาใหม่ ซึ่งเมนูตัวเลือกเหล่านั้นจะตามด้วย Ellipses (...)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนเมนูที่ไม่มีลูกศร ▶ หรือจุด ... จะเป็นเมนูที่เป็นคำสั่งจะทำงานทันทีที่เราเลือกเมนูนั้น ๆ เช่น Change to Indicator, Find Terminal เป็นต้น

สำหรับส่วนประกอบหลัก ๆ ใน Pop-up menu ใน Object ต่าง ๆ จะมีดังนี้

4.3.6.1 Change to Control หรือ Change to Indicator

เป็นการเปลี่ยนชนิดของ Control หรือ Indicator เช่น ถ้าหากว่า Object เป็น Indicator อยู่ใน Pop-up Menu แสดงคำสั่ง Change to Control หากเลือกคำสั่งนี้ Indicator จะเปลี่ยน Control ทันทีและในทางกลับกัน คำสั่ง Change to Indicator จะเปลี่ยน Control เป็น Indicator ข้อควรระวังในการใช้คำสั่งนี้ก็คือ Control Object และ Indicator Object มีหน้าที่ตรงกันข้ามกันและไม่สามารถที่จะทำงานแทนกันได้ หากเปลี่ยนโดยไม่ระวังอาจเกิดความผิดพลาดขึ้นมาใน VI ได้

4.3.6.2 Find Terminal และ Find Control/Indicator

ถ้าหากเลือก Find Terminal จาก Pop-up menu ของ Front Panel จะพบว่า LabVIEW จะแสดงและเน้นสีกับ Terminal ของวัตถุในของ Object ใน Block Diagram และถ้าหากเลือก Find Control/Indicator จะพบว่า LabVIEW จะแสดงและเน้นสี Object นั้นบน Front Panel คำสั่งทั้ง 2 นี้ จะปรากฏบน Pop-up Menu เฉพาะในกรณีที่มี Object อยู่บนทั้ง Front Panel และ Block Diagram เท่านั้น เช่น เราจะ ไม่พบคำสั่งนี้ถ้าหากเรา Pop-up Menu ของ Node

4.3.6.3 Show

หลาย ๆ Object จะมี Show Menu และมักจะเป็น Hierarchical Menu คือจะเป็นการกำหนดให้แสดงส่วนต่าง ๆ ของ Object นั้น เช่น แสดงชื่อ (Label) หน่วยงาน เป็นต้น

4.3.6.4 Data Operation

เมนูนี้เป็นเมนูที่จะปรากฏขึ้นเฉพาะ ขณะที่ VI อยู่ในโหมดการทำงานเท่านั้น ซึ่งจะใช้กับ Control และ Indicator โดยจะมีเมนูย่อยต่อไปนี้

1. Reinitialize to Default จะเป็นการกำหนดค่าของ Object ให้กลับไปค่าเริ่มต้น (Default) ที่ LabVIEW กำหนดมาให้ครั้งแรก

2. Make Current Value Default จะกำหนดค่าขณะนั้นให้เป็นค่าเริ่มต้นเมื่อเริ่มให้ VI ทำงาน

3. Cut Data, Copy Data และ Paste Data เป็นการคัด คัดลอก และใส่ข้อมูลออก

จากหรือลงใน Control หรือ Indicator ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.6.5 Description

เมนูนี้เป็นการนำ Dialog Box หรือช่วงข้อความขึ้นมาเพื่อจะได้ใส่หรืออ่านข้อความที่ Object นั้น ๆ ใช้ในโหมดการทำงานสามารถดูข้อความที่เกี่ยวข้องกับ Object นั้นได้เท่านั้นไม่สามารถแก้ไขได้

4.3.6.6 Show หรือ Hide Control/Indicator

เป็นการสั่งให้แสดงหรือไม่แสดง Front Panel Terminals ของ Object นั้นเพื่อผู้ใช้จะไม่สามารถเห็น Object นั้นใน Front Panel แต่จะยังปรากฏอยู่ใน Diagram ซึ่งอาจจำเป็นต้องใช้ในบางกรณี

4.3.6.7 Create...

เป็นคำสั่งที่ใช้สร้าง Attribute Node หรือ Local Variable ของ Object

4.3.6.8 Key Navigation

เราจะใช้ Key Navigation... เพื่อสั่งการโดยผ่านแป้นพิมพ์ (Keyboard) โดยการกดปุ่มหลาย ๆ ปุ่ม ขณะที่แสดง Front Panel อยู่เมื่อผู้ใช้กดปุ่มตามที่ตั้งไว้ขณะที่ VI กำลังทำงาน LabVIEW จะทำงานเหมือนกับผู้ใช้เมาส์กดบนวัตถุนั้น จะทำให้วัตถุนั้นเป็น Key Focus คือ Active หรือทำงานใน Object นั้น

4.3.6.9 Online Help

ขอความช่วยเหลือในส่วนที่เกี่ยวข้องกับ Object หรือวัตถุนั้น

4.3.6.10 Replace

เป็นการแทนที่ Object นั้นด้วย Object อื่น เมื่อเราเลือกตัวเลือกนี้ พบว่าจะเข้าสู่ Controls หรือ Functions Palette ขึ้นอยู่กับว่าวัตถุนั้นเป็นวัตถุใดหรือเรายูอยู่บนหน้าต่างใด และจะทำให้เราสามารถแทน Object เพิ่มด้วย Object ใหม่ได้ขณะที่สายเชื่อมเดิมยังคงอยู่

แนะนำ : ยังไม่มีความจำเป็นที่ต้องกังวลที่จะต้องจำอุปกรณ์เหล่านี้ทั้งหมดในขณะนี้ จะจำได้เอง เมื่อใช้งาน LabVIEW ไปสักระยะหนึ่ง แล้วเราจะเข้าใจถึงขั้นตอนของเมนูเหล่านี้มากขึ้น

การฝึกใช้และการเรียนรู้ส่วนประกอบต่าง ๆ ของ Pop-up Menu จะมีประโยชน์มากในการเขียน VI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pop-up Menu จะมีเฉพาะเมื่อเรา Pop-up ตรง Object นั้นเท่านั้น หากเราคลิกเมาส์ที่อื่นหรือในที่ที่ไม่มี Object บน Front Panel จะได้ Control Palettes และ หากเราคลิกเมาส์ในพื้นที่ว่างของ Block Diagram เราจะได้ Tools Palette

Pop-up Menu ของ Object เดียวกัน อาจต่างกันได้หาก VI อยู่ในคอนสโหมคการทำงาน หากเราเรียก Pop-up Menu แล้วไม่พบคำสั่งที่ต้องการ อาจเป็นไปได้ว่าไม่มีคำสั่งนั้นสำหรับ Object ที่เราเลือก หรือ อยู่ผิดคอนสโหมคที่มีตัวเลือกนั้น

4.4 Floating Palettes

เมื่อเราเปิดโปรแกรม LabVIEW ขึ้นมาเราจะพบ หน้าต่างที่บรรจุคำสั่ง หรือ Palette ที่อาจปรากฏให้เห็น 3 หน้าต่างคือ Tools, Controls และ Functions Palettes แม้ว่าโดยปกติหน้าต่างเหล่านี้จะไม่ปรากฏขึ้นพร้อมกัน ถ้าหากว่า Palettes ที่ต้องการไม่ปรากฏหรือปรากฏบางตัวเราอาจใช้ตัวเลือก Show.....Palettes ภายใต้คำสั่ง Windows บน menu bar เพื่อแสดง Palette นั้นได้

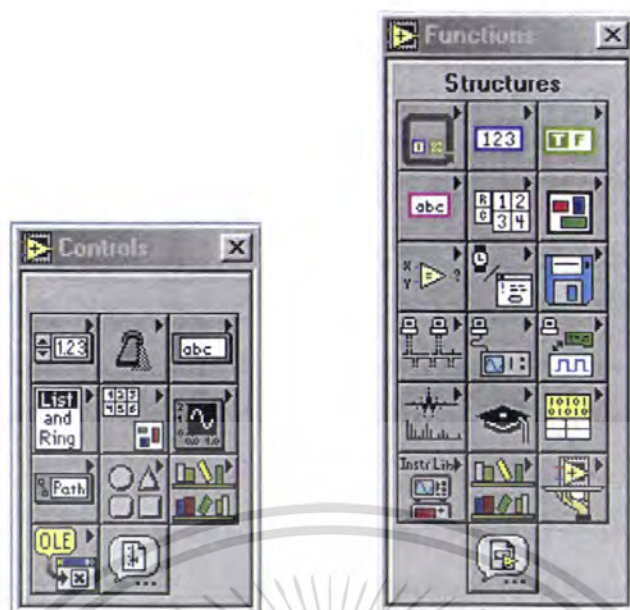
4.4.1 Controls และ Function Palettes

แม้ว่าเราเปิด VI ขึ้นมาจะมี Controls และ Functions Palettes ดังแสดงในรูปที่ 4.12 ปรากฏขึ้นแต่ทั้งคู่จะใช้งานไม่พร้อมกันคือ

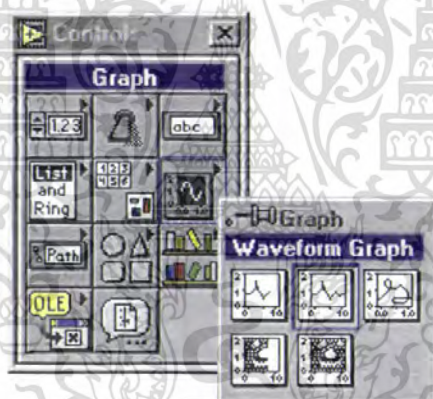
Controls Palettes จะปรากฏให้เห็นได้ก็ต่อเมื่อ Front Panel อยู่ในสภาพพร้อมทำงานอยู่เท่านั้น ถ้าหาก Front Panel ไม่อยู่ในสภาพพร้อมทำงานส่วนของ Control Palettes จะหายไป หรือเราอาจปิดเฉพาะ Controls palettes โดยใช้ปุ่มคำสั่ง Exit Button บน Title bar ก็ได้

Function Palettes จะปรากฏให้เห็นได้ก็ต่อเมื่อ Block Diagram อยู่ในสภาพพร้อมทำงานอยู่เท่านั้น ถ้าหาก Block Diagram ไม่อยู่ในสภาพพร้อมทำงานส่วนของ Tools Palettes นี้จะหายไป หรือปิด Palette นี้เอง

Palettes ทั้งสองจะมี Subpalette บรรจุอยู่ถ้าหากว่าเราเลื่อนลูกศรของเมาส์ไปที่ปุ่มของ Subpalette ในชื่อของ Subpalette นั้นจะปรากฏขึ้น และหากกดลงไปที่ปุ่มของ Subpalette ใดและกดค้างไว้จะพบว่าจะมีการแสดงส่วนประกอบของ Subpalette นั้นต่อออกไปอีก และในหลายกรณีใน Subpalette ก็จะมีแยกย่อยเป็น Subpalette ต่อไปอีกดังที่แสดงในรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.12 Controls และ Function Palette



รูปที่ 4.13 Subpalette

โดยปกติจะแสดง Subpalette ได้ปรากฏขึ้นได้ก็ต่อเมื่อเรากดปุ่มซ้ายค้างไว้เท่านั้น อย่างไรก็ตามบนทุก Subpalette ที่มีมุมบนด้านขวาจะมีรูปที่ติดกระดาษตามด้วยชื่อของ Subpalette นั้นที่ติดกระดาษหรือ Thumbtack นี่เป็นตัวช่วยให้สามารถแสดง Subpalette นั้นตลอดไปโดยไม่จำเป็นต้องเลือก Palette หลัก ซึ่งจะมีประโยชน์ในกรณีที่เราใช้ Subpalette นั้นบ่อย ๆ วิธีการใช้ก็คือให้ Click ที่ตำแหน่งที่ติดกระดาษนั้น Subpalette ก็จะติดอยู่บนจอต่อไปแม้ว่าจะเลือกเมาส์ออกไปแล้วก็ตาม และสามารถเปิด Subpalette นั้นได้ เมื่อเราต้องการเหมือนกับการปิดหน้าต่างอื่น ๆ นอกเหนือจากนั้นเราสามารถที่จะตกแต่งและเปลี่ยนแปลงลักษณะและสิ่งที่บรรจุอยู่ใน Palette หรือ Subpalette ได้

ตามที่ต้องการ โดยใช้คำสั่ง Edit Control and Function Palettes จาก Edit menu

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แนะนำ : สำหรับ Subpalette ต่าง ๆ ของ Functions Palettes นั้นมีจำนวนมาก ซึ่งหมายถึงคำสั่งสำเร็จรูปต่าง ๆ ที่ LabVIEW จัดมาให้มีปริมาณจำนวนมาก คงจะกล่าวได้ไม่หมดในเอกสารนี้สำหรับผู้สนใจ LabVIEW มีเอกสารทั้งเล่มโดยเฉพาะที่กล่าวถึง Functions เหล่านี้

4.4.2 Tools Palette

Tools คือหน้าที่พิเศษของตัวชี้เมาส์ จะใช้ Tools เพื่อจะให้ทำงานในการแก้ไขหรือปฏิบัติการหน้าที่ซึ่งต้องการ คล้ายกันกับที่ใช้ในโปรแกรมการวาดรูปทั่ว ๆ ไปใน Tools Palette ดังแสดงในรูปที่ 4.14 จะประกอบด้วยปุ่มที่มีหน้าที่ต่าง ๆ ดังตารางที่ 4.2





รูปที่ 4.14 Tools Palette

ตารางที่ 4.2 หน้าที่ของอุปกรณ์ต่าง ๆ บน Tools Palette

ลักษณะ	ชื่อ	หน้าที่
	Operating Tool	ช่วยให้เราเปลี่ยนค่าของ control บน front panel ขณะที่ VI ทำงานหรือเปลี่ยนค่าอื่นๆ ในขณะที่ VI อยู่ในโหมดแก้ไข
	Positioning Tool	ช่วยปรับขนาด, เคลื่อนย้ายที่ หรือเลือก object
	Labeling Tool	สร้างหรือแก้ไข Text
	Wiring Tool	ใช้ในการต่อเชื่อมสายใน block diagram เข้าด้วยกัน
	Pop-up Menu Tool	ถ้าตัวชี้ชี้ไปที่ object ใด ก็จะทำให้เกิด Pop-up Menu ของ object นั้นขึ้น ใช้แทนการกดเมาส์ปุ่มขวาที่ object ได้
	Scroll Tool	เลื่อนภาพบนหน้าต่างที่กำลัง active อยู่ไปในทิศทางที่ต้องการ
	Breakpoint Tool	เป็นการใส่ตำแหน่งหยุดลงใน block diagram เมื่อข้อมูลเดินทางมาถึงจุดนี้ การประมวลผลจะชะลอชั่วคราว เพื่อให้เราตรวจสอบ และแก้ไขการทำงาน
	Probe Tool	สร้างเครื่องวัดลงบนเส้นเชื่อมเพื่อแสดงค่าข้อมูลในขณะที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญตให้หน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

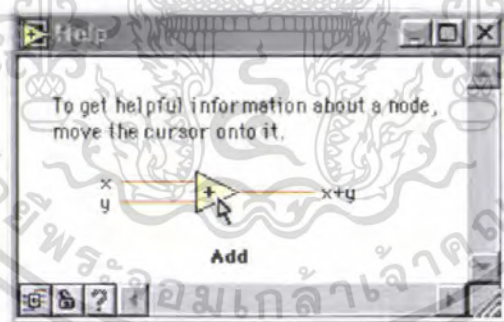
		ผ่านเครื่องวัดนั้นๆ
	Color Copy Tool	ใช้ในการคัดลอกสีจาก object ที่เราต้องการเพื่อสามารถปรับแก้สีที่ object อื่นให้เหมือน object นั้น
	Color Tool	ใช้ในการปรับแต่งสีของ VI ให้เป็นไปตามต้องการ

4.5 HELP!

ในบทนี้เป็นการแนะนำการใช้โปรแกรม LabVIEW ขั้นพื้นฐานนี้คงเป็นไปได้ที่จะบรรยายละเอียดทั้งหมดของ LabVIEW ลงในบทนี้ ดังนั้นวิธีการหนึ่งที่จะช่วยได้คือการใช้ Help ที่บรรจุมากับ LabVIEW โดย LabVIEW ได้บรรจุคำอธิบายการใช้งานของโปรแกรมมาให้ในหลายลักษณะ


เมื่อต้องการความช่วยเหลือหรือคำอธิบายใดๆ สามารถสั่งให้ LabVIEW แสดง Help ของ Object นั้นๆ ได้โดยจาก Help menu เลือก Show Help หน้าต่างของ Help ก็จะปรากฏขึ้น หลังจากนั้นถ้านำเมาส์ไปชี้ที่ Object ใด Help ของ Object นั้นก็จะปรากฏขึ้นบน Windows โดยปกติ Help ของ Object นั้นก็จะปรากฏขึ้นบน Windows โดยปกติ Help ของ Object นั้นจะบอกถึง

1. หน้าทีของ Object นั้น
2. การเชื่อมสายหรือแสดง Connection ของ Object นั้นและอาจมีข้อมูลหรือข้อควรระวังของ Object นั้นๆ



รูปที่ 4.15 ตัวอย่างของ Help

จากรูปที่ 4.15 เราจะเห็นว่าที่มุมล่างซ้ายของหน้าต่าง Help จะพบปุ่มเล็ก ๆ 3 ปุ่ม แต่ละปุ่มมีหน้าที่ดังนี้

 สลับระหว่าง Simple Help คือบอกความช่วยเหลืออย่างคร่าว ๆ และ Detailed Help คือบอกรายละเอียดต่าง ๆ มากขึ้น ใน Simple Help จะเป็นการบอกรายละเอียดเฉพาะส่วนที่จำเป็นเช่น สายต่อที่จำเป็นเข้าสู่ Icon เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

❑ Lock Help คือได้แสดง Help ของ Object นั้นต่อไปไม่ว่าเราจะเลื่อนลูกศรของเมาส์ไปที่ใดก็ตามบน Front Panel หรือ Block Diagram

? Online Help เป็นการแสดงการทำงานของ Object นั้นอย่างละเอียดและอาจมีตัวอย่างการทำงานของ Object บางแบบด้วย

4.5.1 Simple และ Detailed Help

สำหรับจุดเชื่อมหรือ Connection ของ Object นั้นบาง Connector อาจจะเป็น Connector ที่จำเป็นต้องมีค่าเข้าสู่ Object หรือ Node นั้น ในขณะที่บาง Connector อาจเป็นเพียงตัวเลือกที่จะมีหรือไม่ก็ได้ หากไม่ต่อสายที่ถูกต้องเข้ากับ Connector ที่มีความจำเป็นต้องใช้เข้าสู่ VI จะไม่อยู่ในสภาพที่พร้อมทำงาน และเครื่องหมาย RUN จะเป็นลูกศรขาด ในรูปที่ 4.16 และ 4.17 แสดงความแตกต่างของการแสดง Help ทั้งสองแบบ



AI Sample Channel.vi

รูปที่ 4.16 Simple Help



AI Sample Channel.vi

รูปที่ 4.17 Detailed Help

การใช้ Detailed Help จะบอกว่า Connector ตัวใดมีความต้องการข้อมูลในลักษณะใด และมีความจำเป็นหรือไม่ ส่วน Simple Help จะเป็นการแสดงเฉพาะ Connector ที่จำเป็นต้องใช้ในการนำข้อมูลไปใช้ในการประมวลผลข้อมูลเท่านั้น โดยทั่วไป

1. Connection ที่จำเป็นจะแสดงด้วยตัวหนา
2. Connection ที่แนะนำให้ต่อ (แต่ไม่จำเป็น) จะเป็นตัวหนังสือปกติ
3. Connection ที่เป็นตัวเลือกจะปรากฏเป็นตัวหนังสือสีจาง และจะไม่แสดงใน Simple Help

Help

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ถ้า Input ของ Function ใดไม่จำเป็นต้องเชื่อมต่อ ซึ่งอาจเป็นในกรณีของแนะนำให้ต่อ หรือเป็นตัวเลือกก็ตาม ค่าเริ่มต้นจะปรากฏอยู่ในวงเล็บต่อจากชื่อของ Connection นั้น

Online Help จะเป็นการอธิบายการทำงานของ LabVIEW อย่างละเอียดซึ่ง Help ในส่วนนี้จะอธิบายขั้นตอน และหน้าที่ของแต่ละ Object อย่างละเอียด ซึ่งจะไม่ขอก้าวในที่นี้เพราะการทำงานของ Online Help ของ LabVIEW ก็เหมือนกับ Help ของ Program อื่น ๆ บน Windows



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

5.1 การทดลองวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier)

5.1.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซ (CMRR) ของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier)

ค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซ เป็นค่าที่ใช้บอกถึง ความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าในวงจร Instrument Amplifier แบบคอมมอนโหมด โดยที่

$$CMRR = 20\log(A_d/A_c) \quad (5.1)$$

โดยที่ A_d คือ อัตราขยายวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

A_c คือ อัตราขยายวงจรแบบคอมมอนโหมด

$$A = V_{out}/V_{in} \quad (5.2)$$

โดยที่ A คือ อัตราขยาย

V_{out} คือ แรงดันเอาต์พุต

V_{in} คือ แรงดันอินพุต

ซึ่งค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซ นั้น ต้องทำการหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด และอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด ดังต่อไปนี้

5.1.1.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุตลบของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3 ต่อลงกราวด์ของวงจร

2. ป้อนคลื่นรูปไซน์ (Sine Wave) ขนาด 200 mV_{pp} ที่ความถี่ 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 200 Hz จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าที่ขาอินพุตบวกของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3

3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3 และคำนวณค่าอัตราขยายจากสมการที่ 5.2 แล้วบันทึกผลลงในตารางที่ 5.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคิฟเฟอร์เรนเซียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (V_{pp})	อัตราขยาย
5	14.65	73.25
10	14.64	73.20
20	14.64	73.20
30	14.65	73.25
40	14.66	73.30
50	14.65	73.25
60	14.66	73.30
70	14.65	73.25
80	14.65	73.25
90	14.64	73.20
100	14.64	73.20
200	14.65	73.25

จากตารางที่ 5.1 สามารถหาอัตราขยายเฉลี่ยแบบคิฟเฟอร์เรนเซียลโหมด (A_v) = 73.24

5.1.1.2 การทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

1. นำขาอินพุทบวกและอินพุทลบของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3 มาต่อเข้าด้วยกัน

2. ป้อนคลื่นรูปไซน์ (Sine Wave) ขนาด $5 V_{pp}$ ที่ความถี่ 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 200 Hz จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าที่ขาอินพุทบวกของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3

3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุทของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3 และคำนวณค่าอัตราขยายจากสมการที่ 5.2 แล้วบันทึกผลลงในตารางที่ 5.2

ตารางที่ 5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (mV _{pp})	อัตราขยาย
5	31.60	6.320×10^{-3}
10	31.59	6.318×10^{-3}
20	31.60	6.320×10^{-3}
30	31.60	6.320×10^{-3}
40	31.61	6.322×10^{-3}
50	31.61	6.322×10^{-3}
60	31.60	6.320×10^{-3}
70	31.59	6.318×10^{-3}
80	31.59	6.318×10^{-3}
90	31.60	6.320×10^{-3}
100	31.60	6.320×10^{-3}
200	31.59	6.318×10^{-3}

จากตารางที่ 5.2 สามารถหาอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอน โหมด (A_v) = 6.32×10^{-3}

จากการทดลองในตารางที่ 5.1 และตารางที่ 5.2 สามารถคำนวณหาค่าคอมมอน โหมด เจกชันเรโซได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \text{CMRR} &= 20 \log(A_d/A_c) \\ &= 20 \log(73.24/6.32 \times 10^{-3}) \\ &= 81.28 \text{ dB} \end{aligned}$$

ส่วนประกอบของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) จะใช้อุปกรณ์ประเภทที่มีสัญญาณรบกวนน้อย (Low Noise) เนื่องจากสัญญาณรบกวนมีผลต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาก ดังนั้นในการทดลองจึงต้องใช้อุปกรณ์ที่ช่วยลดขนาดสัญญาณรบกวนให้เหลือน้อยที่สุด

5.2 การทดลองวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit)

การทดลองสามารถทำได้โดยการใส่สัญญาณไซน์ขนาด 1 V_{pp} สังเกตการเปลี่ยนแปลงที่เอาต์พุต จะเห็นว่าเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ จากการทดลองจะได้สัญญาณไซน์ที่ไม่ได้ขยับบนไฟตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch Filter Circuit)

1. ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด $1 V_{pp}$ ที่อินพุทของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch Filter Circuit) ในรูปที่ 3.5 โดยเปลี่ยนความถี่ต่างๆ ตั้งแต่ 20 Hz ถึง 200 Hz
2. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุทของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch Filter Circuit) ในรูปที่ 3.5 และคำนวณอัตราขยายจากสมการที่ 5.2 แล้วบันทึกผลลงในตารางที่ 5.3
3. นำข้อมูลจากตารางที่ 5.3 ไปพล็อตกราฟผลผลการตอบสนองทางความถี่ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 5.1

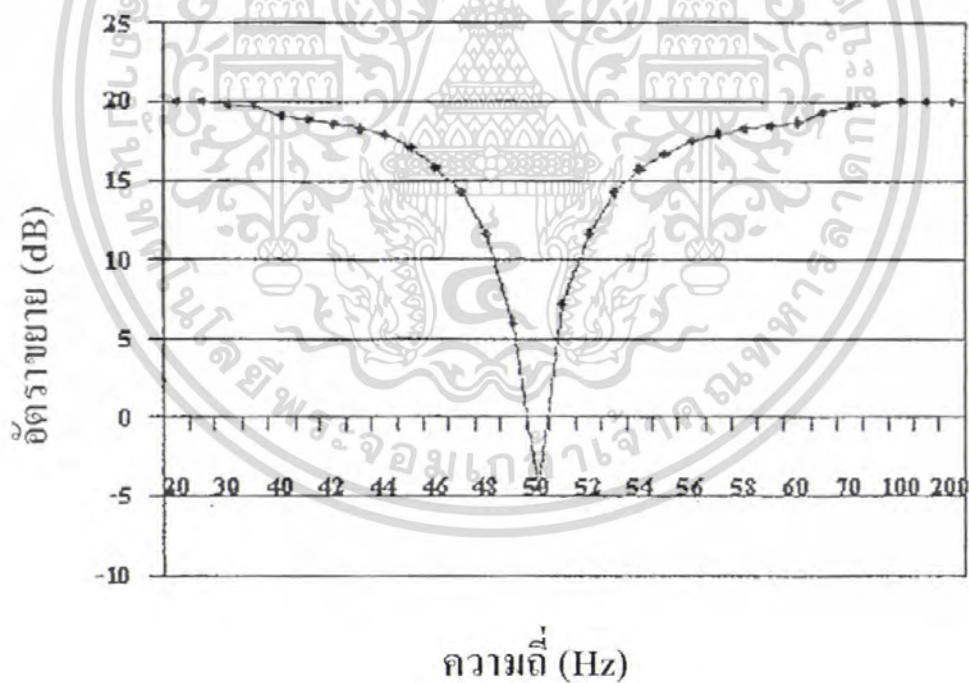
ตารางที่ 5.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุท (V_{pp})	อัตราขยาย
20	10.00	20
25	10.00	20
30	9.80	19.82
35	9.70	19.73
40	9.00	19.08
41	8.80	18.89
42	8.45	18.54
43	8.20	18.28
44	7.84	17.88
45	7.10	17.02
46	6.20	15.85
47	5.20	14.32
48	3.78	11.55
49	2.00	6.02
50	0.60	-4.44
51	2.30	7.23
52	3.80	11.59
53	5.10	14.15
54	6.10	15.71
55	6.80	16.65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

56	7.44	17.43
57	7.90	17.95
58	8.15	18.22
59	8.40	18.48
60	8.60	19.69
65	9.24	19.31
70	9.68	19.72
75	9.88	19.89
100	10.00	20
150	10.00	20
200	10.00	20

จากข้อมูลที่บันทึกได้ จะได้ Center Frequency ของวงจรความถี่แบบนอตช์ที่มีแถบความถี่ศูนย์กลางหยุดที่ 50 เฮิรตซ์



รูปที่ 5.1 การตอบสนองความถี่ของวงจรความถี่แบบนอตช์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 การทดลองการทำงานของวงจรระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit)

การทดลองสามารถทำได้โดยป้อนสัญญาณไซน์ที่อินพุทของวงจรระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit) รูปที่ 3.7 แล้วทดลองปรับค่า VR 20K เพื่อเพิ่มหรือลดระดับของสัญญาณไซน์ที่เข้ามา ผลการทดสอบคือ

- เมื่อปรับ VR 20K เพิ่มขึ้น สัญญาณไซน์จะยกระดับขึ้น
- เมื่อปรับ VR 20K ลดลง สัญญาณไซน์จะลดระดับลง

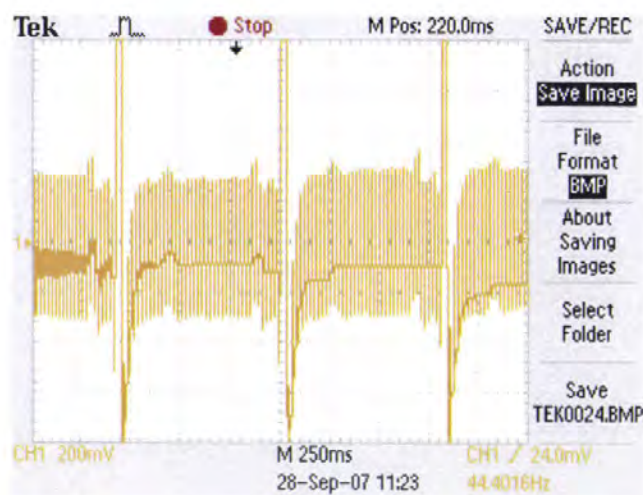
ในรูปที่ 5.2 เป็นการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ทั้งหมดในโครงงานดังนี้ เริ่มจากอิเล็กทรอนิกส์รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดลอง (ตามทฤษฎีรูปที่ 2.17) ไปเข้าวงจรแอนะล็อก (บอร์ดทดลอง) ไปยังการ์ด NI USB-6008 ซึ่งทำหน้าที่เชื่อมต่อไปยัง Computer เพื่อแสดงผลและบันทึกค่าโดยใช้ Software LabVIEW



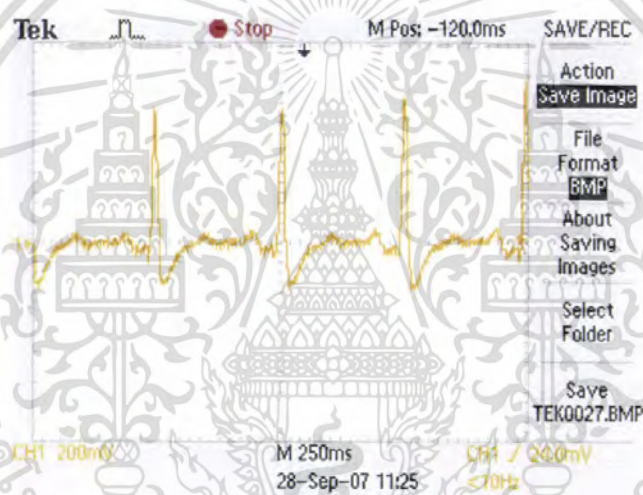
รูปที่ 5.2 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ทั้งหมดในโครงงาน

ในรูปที่ 5.3 แสดงสัญญาณก่อนเข้าวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ (อินพุทรูปที่ 3.5) โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีศักย์ไฟฟ้า 1 โวลต์และในรูปที่ 5.4 หลังเข้าวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ (เอาต์พุทรูปที่ 3.5) จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่า สัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์จะถูกกำจัดไป โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีศักย์ไฟฟ้า 0.52 โวลต์ โดยตั้งค่าสเกลของออสซิลโลสโคปที่ $\text{Volt/div} = 200 \text{ mV}$ และ $\text{Time/div} = 250 \text{ ms}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




รูปที่ 5.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนเข้าวงจร Notch filter






รูปที่ 5.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังผ่านวงจร Notch filter

5.5 การเขียนโปรแกรม LabVIEW

ขั้นตอนที่ 1 เปิดโปรแกรม LabVIEW 8.0 จากนั้นไปที่เมนู File เลือก New VI เพื่อเปิดหน้าต่างพาเนลใหม่

ขั้นตอนที่ 2 ที่หน้าต่างพร้อมที่พาเนลเลือก Modern > Numeric Control มา 2 ตัว  เปลี่ยนชื่อเป็น Sample Rate (/sec) และ Number of Samples


ขั้นตอนที่ 3 ที่หน้าต่างพร้อมที่พาเนลเลือก Modern > Numeric Indicator มา 2 ตัว  เปลี่ยนชื่อเป็น Heart Rate และ Amplitude (V)

ขั้นตอนที่ 4 ที่หน้าต่างพร้อมที่พาเนลเลือก Modern > Boolean > Stop Button  และ Round LED  เปลี่ยนชื่อเป็น Stop (F) และ Saving Data

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนที่ 5 ที่หน้าต่างพร้อมที่พาเนลเลือก Modern > Containers > Tab Control 

ขั้นตอนที่ 6 ที่หน้าต่างบล็อกไดอะแกรมเลือก Measurement I/O > DAQmx-Data

Acquisition > DAQ Assistant  ซึ่งทำหน้าที่ดึงสัญญาณจากการ์ดเข้าสู่คอมพิวเตอร์


ขั้นตอนที่ 7 ที่หน้าต่างบล็อกไดอะแกรมเลือก Programming > Waveform > Analog >

Waveform > Waveform Measurements > Tone  ซึ่งทำหน้าที่วัดค่า Amplitude และ Amp

& Level  ซึ่งตั้งค่าให้ทำหน้าที่วัดความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ครั้ง/วินาที)

ขั้นตอนที่ 8 ที่หน้าต่างบล็อกไดอะแกรมเลือก Programming > File I/O > Write Meas File

 ซึ่งทำหน้าที่เขียนข้อมูลลง Notepad

ขั้นตอนที่ 9 ที่หน้าต่างบล็อกไดอะแกรมเลือก Programming > Numeric > Multiply  และ Numeric Constant ตั้งค่าเป็น 60 เพื่อที่จะนำไปคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจโดยนำไปคูณกับความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ครั้ง/วินาที)

ขั้นตอนที่ 10 ที่หน้าต่างบล็อกไดอะแกรมเลือก Boolean > Not 

ขั้นตอนที่ 11 ที่หน้าต่างบล็อกไดอะแกรมเลือก Programming > Structures > While Loop

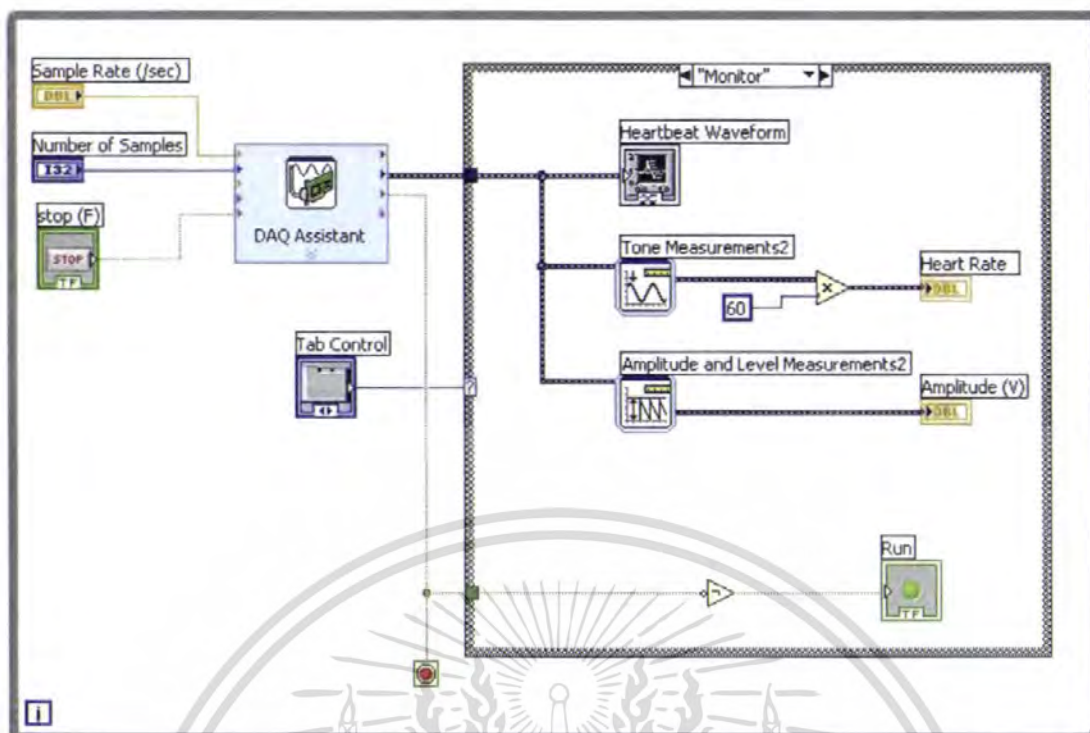
 และ Case Structure  เปลี่ยนชื่อเป็น Save Data

ขั้นตอนที่ 12 ทำการลากสาย (Wiring) เชื่อมเข้าด้วยกัน

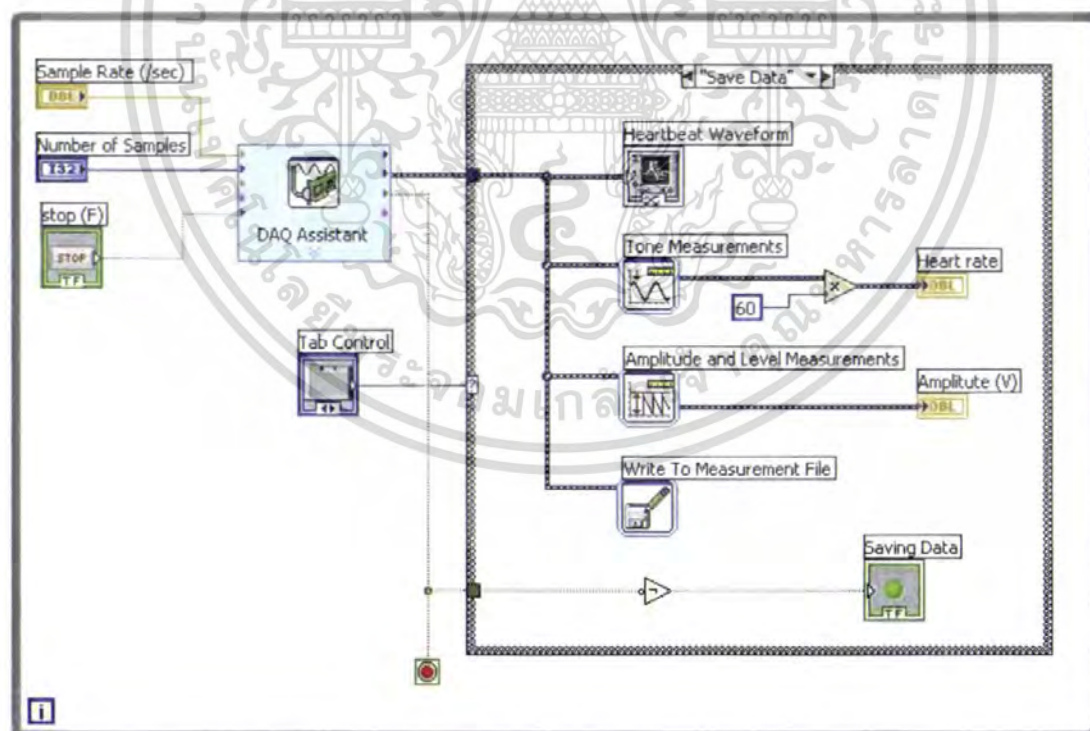
ขั้นตอนที่ 13 เปลี่ยน Case Structure ไปแล้วเปลี่ยนชื่อเป็น Monitor จากนั้นทำตามขั้นตอนที่ 2 ถึง 12 แต่ยกเว้นขั้นตอนที่ 8 จะได้ดังรูปที่ 5.5 และ 5.6

ในรูปที่ 5.7 และ 5.8 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผลและในส่วนการบันทึกข้อมูล ก่อนที่จะมีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตามลำดับ

ในรูปที่ 5.9 และ 5.10 แสดงผลที่ได้จากการวัดในหน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผลและในส่วนการบันทึกข้อมูล ตามลำดับ



รูปที่ 5.5 บล็อกโคอะแกรมในส่วนของ Monitor



รูปที่ 5.6 บล็อกโคอะแกรมในส่วนของ Save Data

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

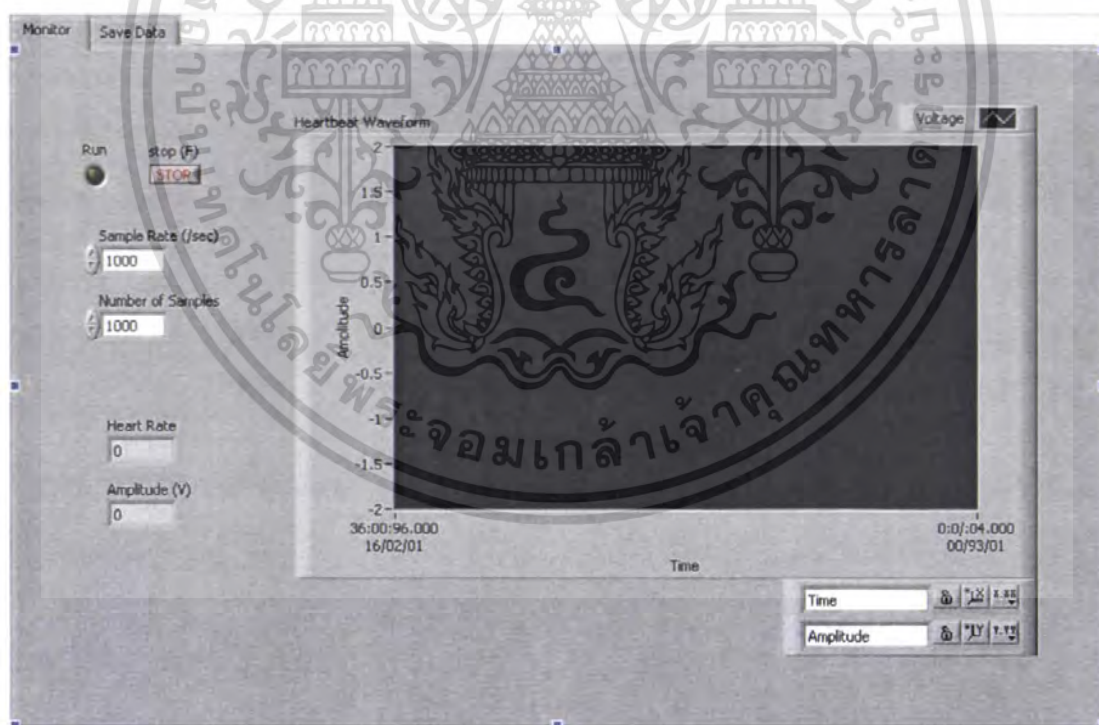
ในรูปที่ 5.7 ถึง 5.10 นั้นในส่วนตัวควบคุม (กำหนดค่าได้) มีดังนี้

- stop (F) คือ ปุ่มหยุดการทำงาน
- Sample Rate (/sec) คือ อัตราการสุ่มต่อวินาที
- Number of Samples คือ หมายเลขการสุ่ม

ในส่วนตัวแสดงผลมีดังนี้

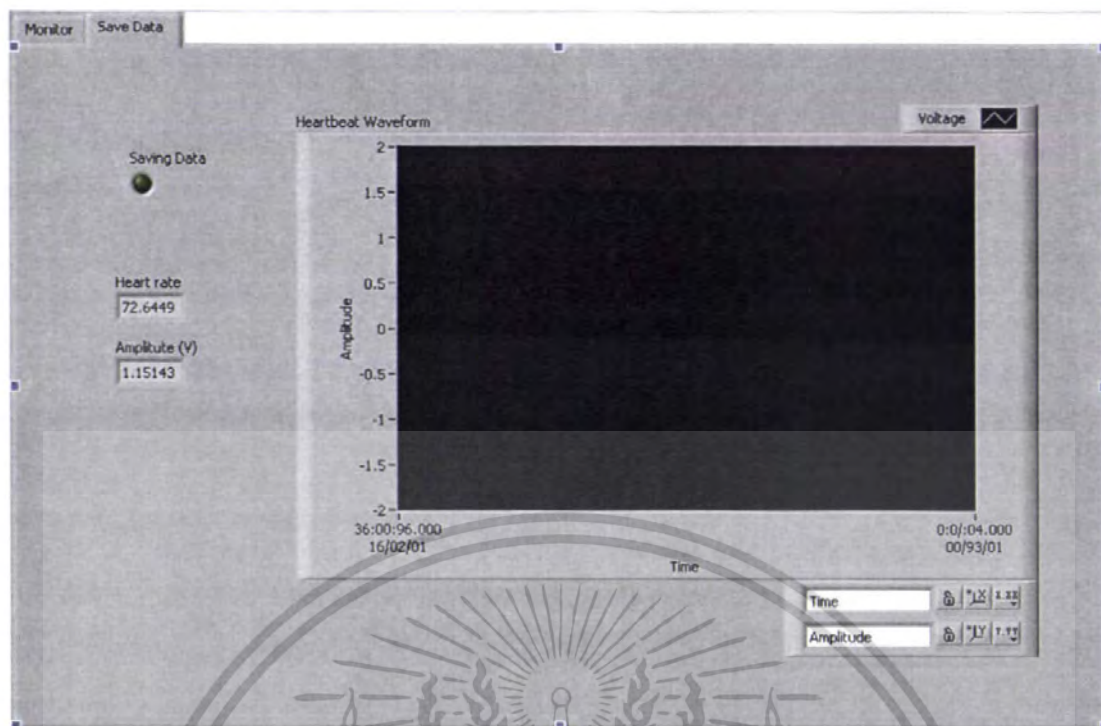
- Run แสดงสัญญาณไฟของการทำงานแบบ On/Off ถ้า On ไฟจะติด ถ้า Off ไฟจะดับ
- Heart Rate แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ
- Amplitude (V) แสดงขนาดของแรงดันไฟฟ้ามีหน่วยเป็นโวลต์ (แกน Y)
- Heartbeat Waveform แสดงกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แกน Y เป็น ขนาดของแรงดันไฟฟ้ามีหน่วยเป็นโวลต์ ส่วนแกน X เป็นเวลามีหน่วยเป็นวินาที โดยการตั้งค่านั้นสามารถตั้งค่าได้ตามต้องการ แต่ในการทดลองนี้ ตั้งค่าไว้ที่ -2 ถึง 2 โวลต์ เพราะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะอยู่ในย่านนี้

ส่วนแท็บมุมบนซ้ายนั้น เป็นการสลับหน้าต่างระหว่างส่วนแสดงผล (Monitor) กับส่วนของการบันทึกข้อมูล (Save Data)

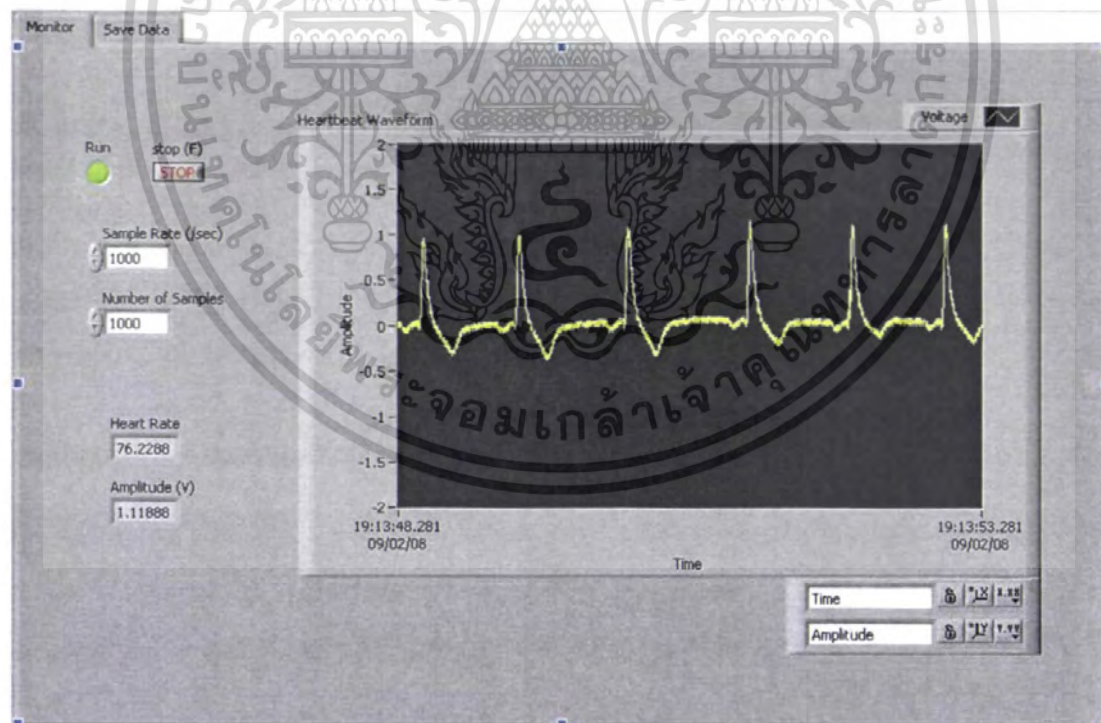


รูปที่ 5.7 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผล (ก่อนวัด)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

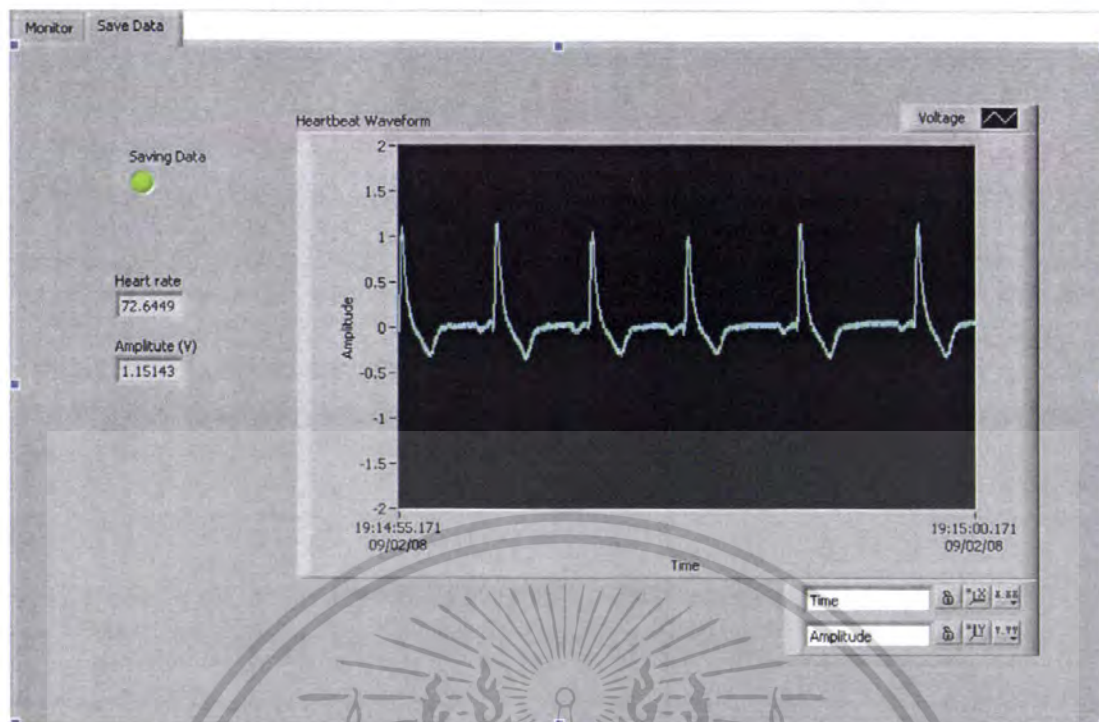


รูปที่ 5.8 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนของการบันทึกข้อมูล (ก่อนวัด)



รูปที่ 5.9 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผล (หลังวัด)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.10 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนของการบันทึกข้อมูล (ก่อนวัด)

โดยการบันทึกค่านั้น ได้ทำการตั้งค่าว่าจะบันทึกอะไรบ้าง และทำการบันทึกใน Notepad ดังรูปที่ 5.11 เมื่อเข้าในหน้าต่างพร้อมที่พาดแล ในแท็บ Save Data ค่าที่บันทึกมีส่วนที่สำคัญ ดังนี้

- LabVIEW Measurement คือ การวัด โดยใช้โปรแกรม LabVIEW
- Writer_Version 0.92 แสดงรุ่นของตัวเขียนค่าต่าง ๆ
- Reader_Version 1 แสดงรุ่นของตัวอ่าน
- Separator Tab แสดงการแบ่งส่วนแสดงผลกับส่วนบันทึกข้อมูลด้วยแท็บ
- Muti_Headings Yes แสดงหัวข้อหลายหัวข้อ
- X_Columns Muti ค่าในแกน X จะเลื่อนไปเรื่อย ๆ มีได้หลายค่า
- Time_Pref Absolute แสดงเวลาตามจริง
- Operator kmitl แสดงชื่อผู้ใช้โปรแกรม LabVIEW
- Date 2008/02/19 แสดง ปี/เดือน/วัน
- Time 17:54:15.6885 แสดงเวลา
- Channels 1 แสดงช่องที่ใช้งาน คือ ช่องที่ 1
- Samples 1000 แสดงจำนวนการสุ่มตัวอย่าง
- HR: 72.6449 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ มีหน่วยเป็น ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Y_Unit_Label Volts แกน Y แสดงขนาดของแรงดันไฟฟ้ามีหน่วยเป็นโวลต์
- X_Dimension Time แกน X แสดงเวลามีหน่วยเป็นวินาที
- X0 0.0000000000000000E+0 แสดงเวลาเริ่มต้นที่ 0
- Delta_X 0.001000 แสดงการบันทึกของแกน X ทุก ๆ 0.001 วินาทีจะบันทึกค่า X
- X_Value Voltage Comment ค่าเวลาในแนวแกน X และค่าโวลต์เตจในแนวแกน Y

```

test - Notepad
File Edit Format View Help
LabVIEW Measurement
Writer_Version 0.92
Reader_Version 1
Separator Tab
Multi_Headings Yes
X_Columns Multi
Time_Pref Absolute
Operator kmitl
Date 2008/02/19
Time 17:54:15.6885
***End_of_Header***
Channels 1
Samples 1000
Date 2008/02/19
Time 17:54:16.796
HR: 72.6449
Y_Unit_Label Volts
X_Dimension Time
X0 0.0000000000000000E+0
Delta_X 0.001000
***End_of_Header***
X_Value Voltage Comment
0.000000 2.075901
0.001000 2.075901
0.002000 2.075901
0.003000 2.075901
0.004000 2.075901
0.005000 2.075901
0.006000 2.075901
0.007000 2.075901
0.008000 2.075901
0.009000 2.075901
0.010000 2.075901
0.011000 2.075901

```

รูปที่ 5.11 การบันทึกค่าข้อมูลต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.6 การทดลองเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

การทดสอบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ เพื่อทดสอบว่าเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่สร้างขึ้นมานั้นได้มาตรฐานเพียงพอต่อการนำไปใช้จริง และมีค่าความผิดพลาดจากมาตรฐานเท่าไร โดยเดินทางไปทดสอบ ที่ห้องปฏิบัติการทดสอบและสอบเทียบ ณ โรงพยาบาลศิริราช ดังรูปที่ 5.12



รูปที่ 5.12 ห้องปฏิบัติการทดสอบและสอบเทียบ โรงพยาบาลศิริราช

5.6.1 การทดลองรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอัตราการเต้นของหัวใจ

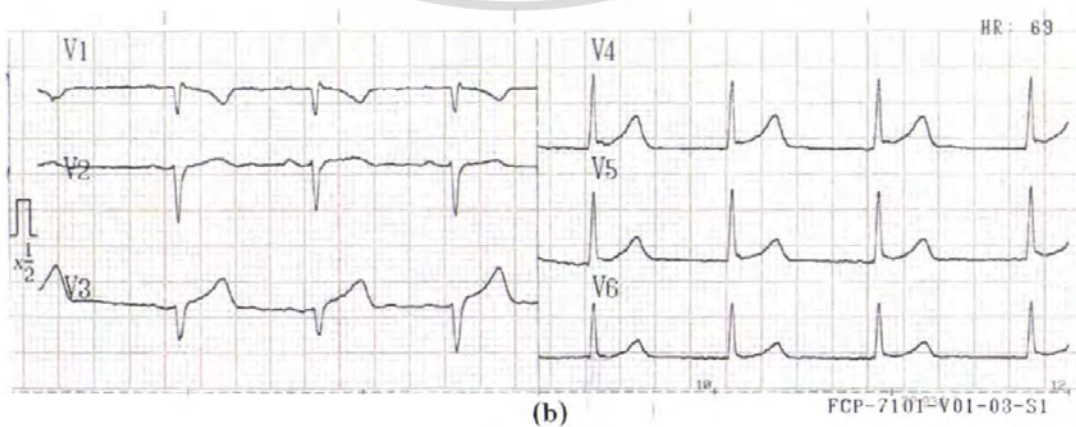
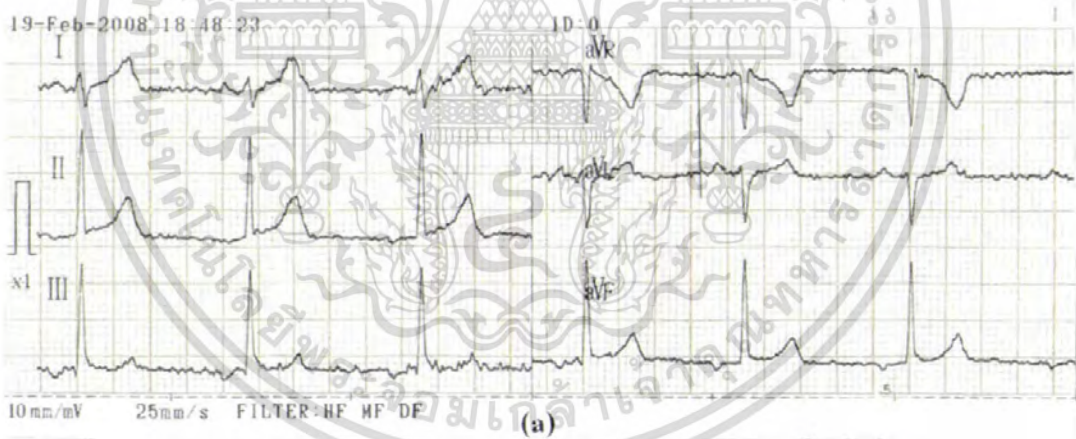
การทดสอบรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอัตราการเต้นของหัวใจ ทำการทดสอบกับคนคนเดียว โดยใช้เครื่องมาตรฐาน ยี่ห้อ FUKUDA DENSHI รุ่น CardiMax FCP-7101 ดังรูปที่ 5.13 มีคุณสมบัติดังนี้

- แสดงผลแบบ 12 Lead
- อินพุตมีความละเอียด 12 บิต
- LCD ขนาดใหญ่ (320 x 240 จุด)
- แสดงผล ECG 3, 6, 12 Lead
- บันทึกได้ 3 ช่องสัญญาณกับเลือกรูปแบบการบันทึกได้
- มีหน่วยความจำภายในสำหรับเก็บรักษา ECG

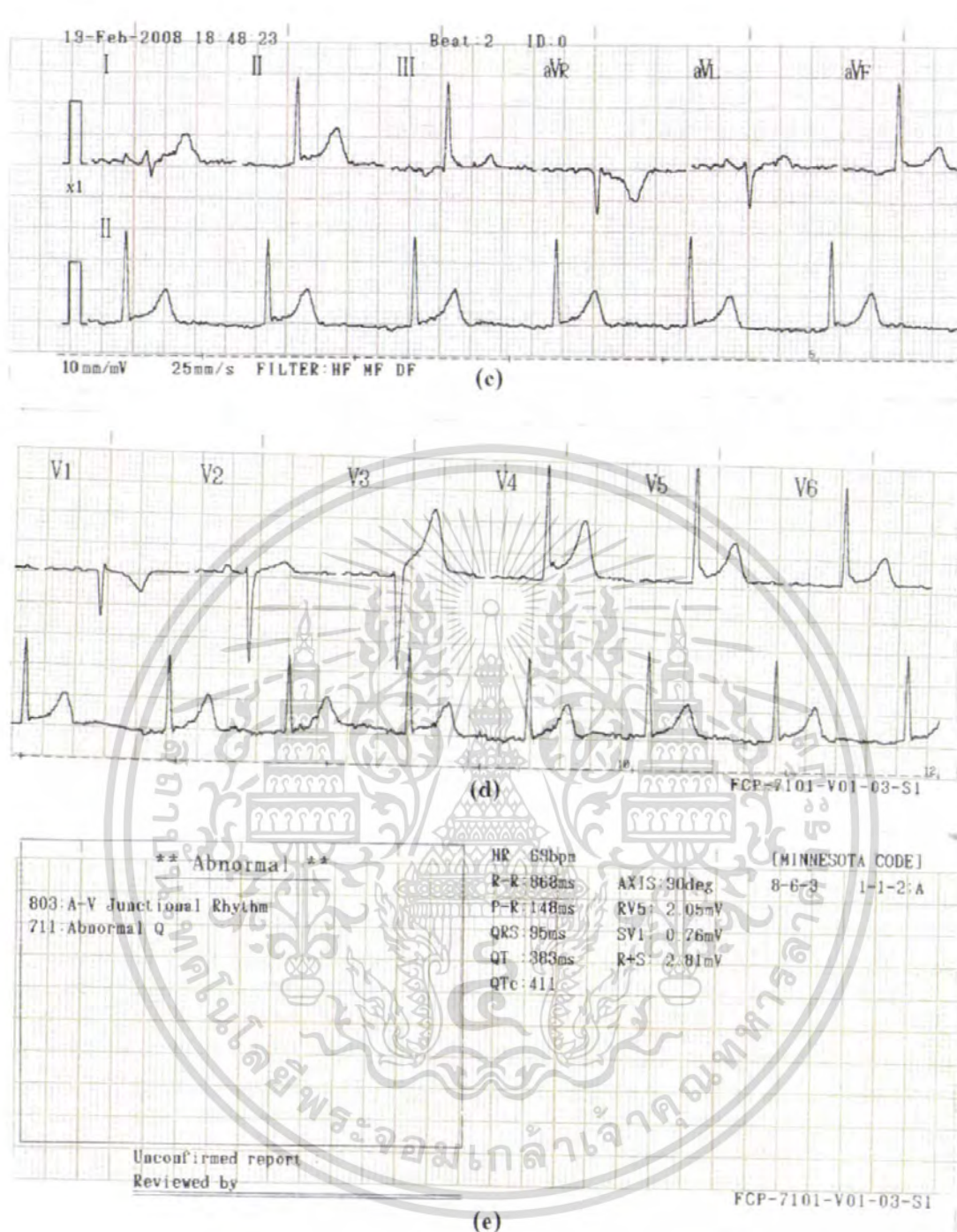
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.13 FUKUDA DENSHI รุ่น CardiMax FCP-7101



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องมาตรฐานที่บันทึกโดยเครื่องพิมพ์

- สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการวัด Lead I, II, III, aVR, aVL, aVF จากรูปที่ 2.12 และ 2.13
- สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการวัดที่ V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆ จากรูปที่ 2.15
- สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากรูป a นำ Lead ต่าง ๆ มา Lead ละ 1 คาบ
- สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากรูป b นำมาแบบละ 1 คาบ
- นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่าง ๆ มาสรุปและวินิจฉัยเบื้องต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดลองได้สรุปผลการทดลองดังนี้

รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และอัตราการเต้นหัวใจ จากเครื่องที่จัดทำขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องมาตรฐานต่างกัน เพราะเงื่อนไขในการทดลองที่ต่างกัน ดังนี้

1. อิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดต่างชนิดกัน คือ เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่จัดทำขึ้นใช้อิเล็กโทรดแบบสติกเกอร์ ส่วนเครื่องมาตรฐานนั้นใช้อิเล็กโทรดแบบสุญญากาศ

2. วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ต่างกัน คือ เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่จัดทำขึ้นนั้นใช้วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฟ้าระวังดังรูปที่ 2.17 (คิด 3 จุด) ส่วนเครื่องมาตรฐานนั้นใช้วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้นดังรูปที่ 2.18 (คิด 10 จุด) จึงทำให้ได้รูปกราฟที่ต่างกัน คือ รูปที่ 5.4 กับรูปที่ 5.14 (d) (กราฟด้านล่าง) และอัตราการเต้นของหัวใจที่ต่างกัน โดยเครื่องมาตรฐานมีอัตราการเต้นของหัวใจ 69 ครั้งต่อนาที ส่วนเครื่องที่จัดทำขึ้นมีอัตราการเต้นของหัวใจ 72.6449 ครั้งต่อนาที มีค่าความผิดพลาด 5.02 % ซึ่งความผิดพลาดที่เกิดขึ้น น่าจะเกิดจากสาเหตุดังนี้

- ผู้ถูกทดลอง → อัตราการเต้นของหัวใจของแต่ละคนนั้นไม่คงที่ตลอดเวลา โดยขึ้นอยู่กับความรู้สึกและสภาพแวดล้อมรอบข้างของผู้ที่ถูกวัด

- Hardware → ยังไม่ได้มาตรฐานพอ สายที่เชื่อมต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับบอร์ดทดลองไม่ใช่สายเฉพาะ (สายเฉพาะจะเป็นกระดุมติดกับแผ่นอิเล็กโทรด) แต่สายทดลองที่ใช้เป็นปากกิบ จึงทำให้มีสัญญาณรบกวนมากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปผลและวิจารณ์

6.1 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ไข

จากการจัดทำปฏิญานิพนธ์ในเรื่องนี้ มีปัญหาที่พบดังนี้

1. การออกแบบ เนื่องจากการขาดประสบการณ์ในการออกแบบและสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการจัดการสัญญาณแอนะล็อก จึงเสียเวลาเป็นอย่างมาก อีกทั้งยังเกิดข้อผิดพลาดทั้งจากเหตุบังเอิญ และความไม่รู้หลายครั้ง ทำให้ผลการทดลองออกมาไม่ได้ตามทฤษฎี ทำให้ต้องมีการแก้ไขหลายครั้ง
2. สายไฟขาดภายใน ต่อขาอุปกรณ์ผิด ไม่มีความชำนาญในการบัดกรี เนื่องจากขาอุปกรณ์เล็กมาก
3. การเขียนโปรแกรม LabVIEW นั้น เนื่องจาก LabVIEW เป็นโปรแกรมที่มีฟังก์ชันการใช้งานที่หลากหลายและกำกวมซับซ้อนต่างกัน จึงต้องใช้ความชำนาญจึงสามารถเขียนโปรแกรมได้

6.2 แนวทางการพัฒนาต่อไป

โครงการนี้มีแนวทางในการปรับปรุงและพัฒนาได้อีกมาก ยกตัวอย่างเช่น เนื่องจากมีสายการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ต่าง ๆ จำนวนมากจึงน่าจะทำเป็นแบบไร้สายได้เพื่อลดปัญหาเรื่องสาย และทำให้สัญญาณที่วัดอยู่ไปแสดงทางฝั่งโรงพยาบาล (หรือ Online) ได้ ทางฝั่งโรงพยาบาลจะได้รับสัญญาณของคนที่วัดตลอดเวลา และเมื่อมีอาการผิดปกติ ก็จะมีสัญญาณเตือนภัยทำให้ทางแพทย์สามารถวิเคราะห์และแก้ไขได้ทันทีที่ อีกทั้งยังปรับปรุงเครื่องมือวัดให้มีความเชื่อถือและก้าวไปสู่มาตรฐาน เป็นต้น

บรรณานุกรม

1. วัฒนา โทธิ์เจริญ, “การออกแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์”, ปริญญาโท
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร
ลาดกระบัง, 2541
2. www.thaiheartweb.com
3. เจริญ เพชรมณี, “เรียนลัด LABVIEW”
4. www.thailabview.com



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Low-Cost Multifunction DAQ for USB

NI USB-6008, NI USB-6009

- Small and portable
- 12 or 14-bit input resolution, at up to 48 kS/s
- Built-in, removable connectors for easier and more cost-effective connectivity
- 2 true DAC analog outputs for accurate output signals
- 12 digital I/O lines (TTL/LVTTL/CMOS)
- 32-bit event counter
- Student kits available
- OEM versions available

Operating Systems

- Windows 2000/XP
- Mac OS X¹
- Linux^{®1}
- Pocket PC
- Win CE

Recommended Software

- LabVIEW
- LabWindows/CVI

Measurement Services Software (included)

- NI-DAQmx
- Ready-to-run data logger

¹Mac OS X and Linux users need to download NI-DAQmx Base.



Product	Bus	Analog Inputs ¹	Input Resolution (bits)	Max Sampling Rate (kS/s)	Input Range (V)	Analog Outputs	Output Resolution (bits)	Output Rate (Hz)	Output Range (V)	Digital I/O Lines	32-Bit Counter	Trigger
USB-6009	USB	8 SE/4 DI	14	48	±1 to ±20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital
USB-6008	USB	8 SE/4 DI	12	10	±1 to ±20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital

¹SE - single ended, DI - differential

Hardware Description

The National Instruments USB-6008 and USB-6009 multifunction data acquisition (DAQ) modules provide reliable data acquisition at a low price. With plug-and-play USB connectivity, these modules are simple enough for quick measurements but versatile enough for more complex measurement applications.

Software Description

The NI USB-6008 and USB-6009 use NI-DAQmx high-performance, multithreaded driver software for interactive configuration and data acquisition on Windows OSs. All NI data acquisition devices shipped with NI-DAQmx also include VI Logger Lite, a configuration-based data-logging software package.

Mac OS X and Linux users can download NI-DAQmx Base, a multiplatform driver with a limited NI-DAQmx programming interface. You can use NI-DAQmx Base to develop customized data acquisition applications with National Instruments LabVIEW or C-based development environments. NI-DAQmx Base includes a ready-to-run data logger application that acquires and logs up to eight channels of analog data.

PDA users can download NI-DAQmx Base for Pocket PC and Win CE to develop customized handheld data acquisition applications.

Recommended Accessories

The USB-6008 and USB-6009 have removable screw terminals for easy signal connectivity. For extra flexibility when handling multiple wiring configurations, NI offers the USB-6008/09 Accessory Kit, which includes two extra sets of screw terminals, extra labels, and a screwdriver.

In addition, the USB-6008/09 Prototyping Accessory provides space for adding more circuitry to the inputs of the USB-6008 or USB-6009.

Common Applications

The USB-6008 and USB-6009 are ideal for a number of applications where economy, small size, and simplicity are essential, such as:

- Data logging – Log environmental or voltage data quickly and easily.
- Academic lab use – The low price facilitates student ownership of DAQ hardware for completely interactive lab-based courses. (Academic pricing available. Visit ni.com/academic for details.)
- Embedded OEM applications.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร



Low-Cost Multifunction DAQ for USB

Information for Student Ownership

To supplement simulation, measurement, and automation theory courses with practical experiments, NI has developed the USB-6008 and USB-6009 student kits, which include the LabVIEW Student Edition and a ready-to-run data logger application. These kits are exclusively for students, giving them a powerful, low-cost hands-on learning tool. Visit ni.com/academic for more details.

Information for OEM Customers

For information on special configurations and pricing, call (800) 813 3693 (U.S. only) or visit ni.com/oem. Go to the Ordering Information section for part numbers.



Ordering Information

NI USB-6008 ¹	779051-01
NI USB-6009 ¹	779026-01
NI USB-6008 OEM	193132-02
NI USB-6009 OEM	193132-01
NI USB-6008 Student Kit ^{1,2}	779320-22
NI USB-6009 Student Kit ^{1,2}	779321-22

¹ Includes NI-DAQmx software, NI ready-to-run data logger software, and a USB cable.
² Includes LabVIEW Student Edition.

BUY NOW!
For complete product specifications, pricing, and accessory information, call 800 265 9891 (U.S. only) or go to ni.com/usb.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงชื่อเอกสารทุกครั้งที่มีการนําไปใช้

BUY ONLINE at ni.com or CALL (800) 813 3693 (U.S.)

Low-Cost Multifunction DAQ for USB

Specifications

Typical at 25 °C unless otherwise noted.

Analog Input

Absolute accuracy, single-ended

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±10	14.7	138

Absolute accuracy at full scale, differential¹

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±20	14.7	138
±10	7.73	84.8
±5	4.28	58.4
±4	3.59	53.1
±2.5	2.58	45.1
±2	2.21	42.5
±1.25	1.70	38.9
±1	1.53	37.5

Number of channels..... 8 single-ended/4 differential
 Type of ADC Successive approximation

ADC resolution (bits)

Module	Differential	Single-Ended
USB-6008	12	11
USB-6009	14	13

Maximum sampling rate (system dependent)

Module	Maximum Sampling Rate (kS/s)
USB-6008	10
USB-6009	48

Input range, single-ended ±10 V
 Input range, differential ±20, ±10, ±5, ±4, ±2.5, ±2, ±1.25, ±1 V
 Maximum working voltage ±10 V
 Overvoltage protection ±35 V
 FIFO buffer size 512 B
 Timing resolution 41.67 ns (24 MHz timebase)
 Timing accuracy 100 ppm of actual sample rate
 Input impedance 144 k
 Trigger source Software or external digital trigger
 System noise 0.3 LSB_{rms} (±10 V range)

Analog Output

Absolute accuracy (no load) 7 mV typical, 36.4 mV maximum at full scale
 Number of channels 2
 Type of DAC Successive approximation
 DAC resolution 12 bits
 Maximum update rate 150 Hz, software-timed

Output range 0 to +5 V
 Output impedance 50 Ω
 Output current drive 5 mA
 Power-on state 0 V
 Slew rate 1 V/μs
 Short-circuit current 50 mA

Digital I/O

Number of channels 12 total
 8 (P0.<0..7>)
 4 (P1.<0..3>)
 Direction control Each channel individually programmable as input or output

Output driver type

USB-6008 Open-drain
 USB-6009 Each channel individually programmable as push-pull or open-drain
 Compatibility CMOS, TTL, LVTTL
 Internal pull-up resistor 4.7 kΩ to +5 V
 Power-on state Input (high impedance)
 Absolute maximum voltage range -0.5 to +5.8 V

Digital logic levels

Level	Min	Max	Units
Input low voltage	-0.3	0.8	V
Input high voltage	2.0	5.8	V
Input leakage current	-	50	μA
Output low voltage (I = 8.5 mA)	-	0.8	V
Output high voltage (push-pull, I = -8.5 mA)	2.0	3.5	V
Output high voltage (open-drain, I = -0.6 mA, nominal)	2.0	5.0	V
Output high voltage (open-drain, I = -8.5 mA, with external pull-up resistor)	2.0	-	V

Counter

Number of counters 1
 Resolution 32 bits
 Counter measurements Edge counting (falling edge)
 Pull-up resistor 4.7 kΩ to 5 V
 Maximum input frequency 5 MHz
 Minimum high pulse width 100 ns
 Minimum low pulse width 100 ns
 Input high voltage 2.0 V
 Input low voltage 0.8 V

Power available at I/O connector

+5 V output (200 mA maximum) +5 V typical
 +4.85 V minimum
 +2.5 V output (1 mA maximum) +2.5 V typical
 +2.5 V output accuracy 0.25% max
 Voltage reference temperature drift 50 ppm/°C max

¹Input voltages may not exceed the working voltage range.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงชื่อของผลิตภัณฑ์ที่ปรากฏในเอกสารนี้

BUY ONLINE at ni.com or CALL (800) 813 3693 (U.S.)

Low-Cost Multifunction DAQ for USB

Physical Characteristics

If you need to clean the module, wipe it with a dry towel.

Dimensions (without connectors)	6.35 by 8.51 by 2.31 cm (2.50 by 3.35 by 0.91 in.)
Dimensions (with connectors)	8.18 by 8.51 by 2.31 cm (3.22 by 3.35 by 0.91 in.)
Weight (without connectors)	59 g (2.1 oz)
Weight (with connectors)	84 g (3 oz)
I/O connectors	USB series B receptacle (2) 16-position (screw-terminal) plug headers
Screw-terminal wiring	16 to 28 AWG
Screw-terminal torque	0.22 to 0.25 N•m (2.0 to 2.2 lb•in.)

Power Requirement

USB (4.10 to 5.25 VDC)	80 mA typical 500 mA maximum
USB suspend	300 μ A typical 500 μ A maximum

Environmental

The USB-6008 and USB-6009 are intended for indoor use only.

Operating environment	
Ambient temperature range	0 to 55 °C (tested in accordance with IEC-60068-2-1 and IEC-60068-2-2)
Relative humidity range	10 to 90%, noncondensing (tested in accordance with IEC-60068-2-56)
Storage environment	
Ambient temperature range	-40 to 85 °C (tested in accordance with IEC-60068-2-1 and IEC-60068-2-2)
Relative humidity range	5 to 90%, noncondensing (tested in accordance with IEC-60068-2-56)
Maximum altitude	2,000 m (at 25 °C ambient temperature)
Pollution degree	2

Safety and Compliance

Safety

This product is designed to meet the requirements of the following standards of safety for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- IEC 61010-1, EN 61010-1
- UL 61010-1, CAN/CSA-C22.2 No. 61010-1

Note: For UL and other safety certifications, refer to the product label or visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Electromagnetic Compatibility

This product is designed to meet the requirements of the following standards of EMC for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- EN 61326 EMC requirements; Minimum Immunity
- EN 55011 Emissions; Group 1, Class A
- CE, C-Tick, ICES, and FCC Part 15 Emissions; Class A

Note: For EMC compliance, operate this device according to product documentation.

CE Compliance

This product meets the essential requirements of applicable European Directives, as amended for CE marking, as follows:

- 73/23/EEC; Low-Voltage Directive (safety)
- 89/336/EEC; Electromagnetic Compatibility Directive (EMC)

Note: Refer to the Declaration of Conformity (DoC) for this product for any additional regulatory compliance information. To obtain the DoC for this product, visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Waste Electrical and Electronic Equipment (WEEE)

EU Customers: At the end of their life cycle, all products must be sent to a WEEE recycling center. For more information about WEEE recycling centers and National Instruments WEEE initiatives, visit ni.com/environment/weee.htm.

NI Services and Support



NI has the services and support to meet your needs around the globe and through the application life cycle – from planning and development through deployment and ongoing maintenance. We offer services and service levels to meet customer requirements in research, design, validation, and manufacturing. Visit ni.com/services.

Training and Certification

NI training is the fastest, most certain route to productivity with our products. NI training can shorten your learning curve, save development time, and reduce maintenance costs over the application life cycle. We schedule instructor-led courses in cities worldwide, or we can hold a course at your facility. We also offer a professional certification program that identifies individuals who have high levels of skill and knowledge on using NI products. Visit ni.com/training.

Professional Services

Our Professional Services Team is comprised of NI applications engineers, NI Consulting Services, and a worldwide National Instruments Alliance Partner program of more than 600 independent consultants and

integrators. Services range from start-up assistance to turnkey system integration.

Visit ni.com/alliance.



OEM Support

We offer design-in consulting and product integration assistance if you want to use our products for OEM applications. For information about special pricing and services for OEM customers, visit ni.com/oem.

Local Sales and Technical Support

In offices worldwide, our staff is local to the country, giving you access to engineers who speak your language. NI delivers industry-leading technical support through online knowledge bases, our applications engineers, and access to 14,000 measurement and automation professionals within NI Developer Exchange forums. Find immediate answers to your questions at ni.com/support.

We also offer service programs that provide automatic upgrades to your application development environment and higher levels of technical support. Visit ni.com/ssp.

Hardware Services

NI Factory Installation Services

NI Factory Installation Services (FIS) is the fastest and easiest way to use your PXI or PXI/SCXI combination systems right out of the box. Trained NI technicians install the software and hardware and configure the system to your specifications. NI extends the standard warranty by one year on hardware components (controllers, chassis, modules) purchased with FIS. To use FIS, simply configure your system online with ni.com/pxiadvisor.

Calibration Services

NI recognizes the need to maintain properly calibrated devices for high-accuracy measurements. We provide manual calibration procedures, services to recalibrate your products, and automated calibration software specifically designed for use by metrology laboratories. Visit ni.com/calibration.

Repair and Extended Warranty

NI provides complete repair services for our products. Express repair and advance replacement services are also available. We offer extended warranties to help you meet project life-cycle requirements. Visit ni.com/services.



ni.com • (800) 813 3693

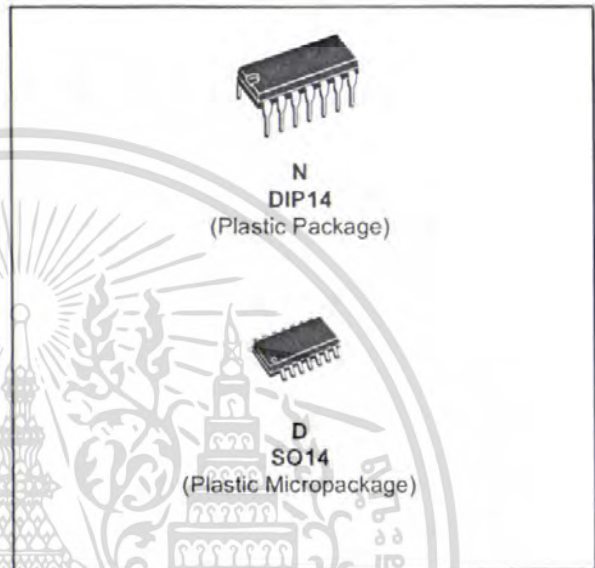
National Instruments • info@ni.com





LOW POWER J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- VERY LOW POWER CONSUMPTION : 200µA
- 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/µs



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.

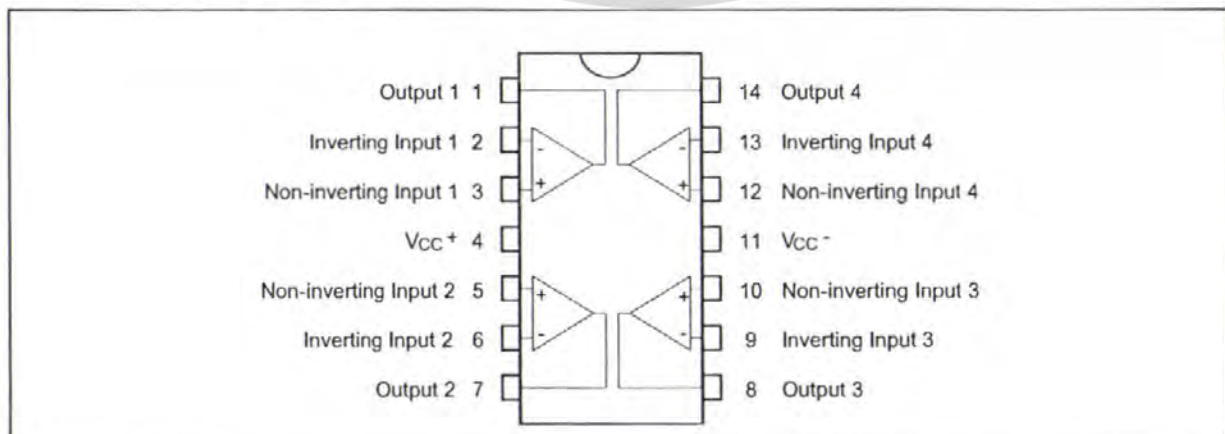
ORDER CODE

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	•	•

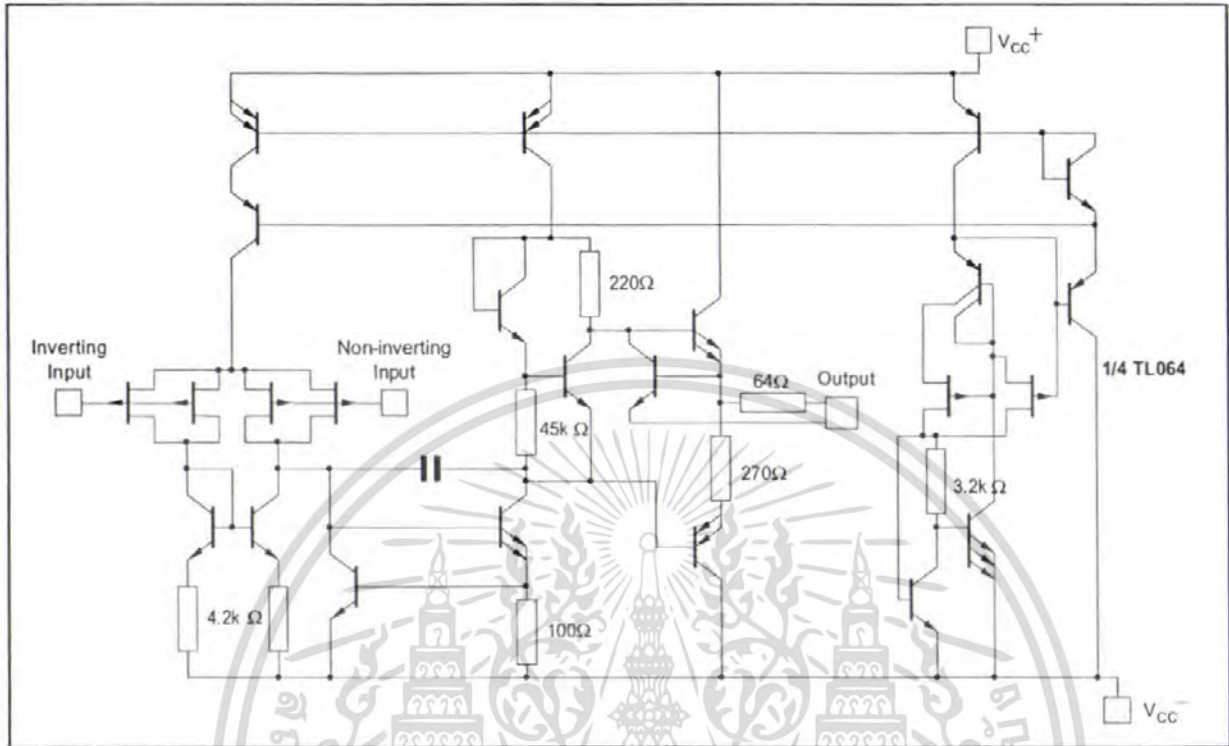
Example : TL064IN

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_{CC}	Supply voltage - note 1)		± 18		V
V_i	Input Voltage - note 2)		± 15		V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)		± 30		V
P_{tot}	Power Dissipation		680		mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)		Infinite		
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	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_{CC+} and V_{CC-} .
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.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL064M			TL064I			TL064C			Unit	
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.		
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		3	6 15		3	6 9		3	15 20	mV	
DV_{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$)		10			10			10		$\mu V/^{\circ}C$	
I_{io}	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100 20		5	100 10		5	200 5	pA nA	
I_{ib}	Input Bias Current - note 1 $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		30	200 50		30	200 20		30	400 10	pA nA	
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11.5	$+15$ -12		± 11.5	$+15$ -12		± 11	$+15$ -12		V	
V_{opp}	Output Voltage Swing ($R_L = 10k\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20 20	27		20 20	27		20 20	27	V	
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain $R_L = 10k\Omega$, $V_o = \pm 10V$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		4 4	6		4 4	6		3 3	6	V/mV	
GBP	Gain Bandwidth Product $T_{amb} = 25^{\circ}C$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$			1			1			1	MHz	
R_i	Input Resistance			10^{12}			10^{12}			10^{12}	Ω	
CMR	Common Mode Rejection Ratio $R_S = 50\Omega$		80	86		80	86		70	76	dB	
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio $R_S = 50\Omega$		80	95		80	95		70	95	dB	
I_{CC}	Supply Current, Per Amplifier $T_{amb} = 25^{\circ}C$, no load, no signal			200 250			200 250			200 250	μA	
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separation $A_v = 100$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$			120			120			120	dB	
P_D	Total Power Consumption $T_{amb} = 25^{\circ}C$, no load, no signal			6			6			6	7.5	mW
SR	Slew Rate $V_i = 10V$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = 1$		1.5	3.5		1.5	3.5		1.5	3.5	V/ μs	
t_r	Rise Time 5 (see figure 1) $V_i = 20mV$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = 1$			0.2			0.2			0.2	μs	
K_{ov}	Overshoot Factor (see figure 1) $V_i = 20mV$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = 1$ (see figure 1)			10			10			10	%	
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$, $f = 1KHz$			42			42			42	$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$	

1. The input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.



ELECTRICAL CHARACTERISTICS

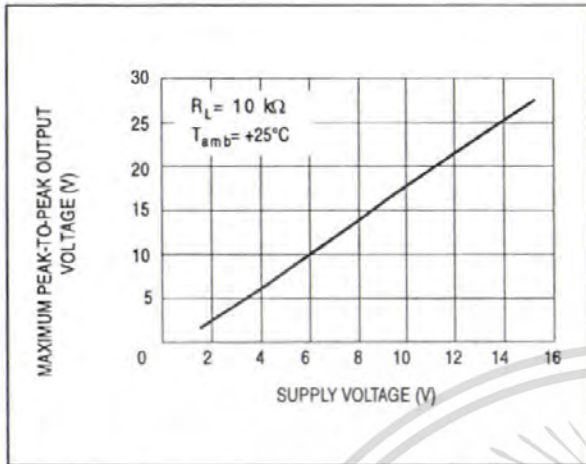
$V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL064AC, AI, AM			TL064BC, BI, BM			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		3	6 7.5		2	3 5	mV
DV_{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$)		10			10		$\mu V/^{\circ}C$
I_{io}	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100 3		5	100 3	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current - note 1 $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		30	200 7		30	200 7	pA nA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11.5	+15 -12		± 11.5	+15 -12		V
V_{opp}	Output Voltage Swing ($R_L = 10k\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	20 20	27		20 20	27		V
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain $R_L = 10k\Omega$, $V_o = \pm 10V$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	4 4	6		4 4	6		V/mV
GBP	Gain Bandwidth Product $T_{amb} = 25^{\circ}C$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$		1			1		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}			10^{12}		Ω
CMR	Common Mode Rejection Ratio $R_S = 50\Omega$	80	86		80	86		dB
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio $R_S = 50\Omega$	80	95		80	95		dB
I_{CC}	Supply Current (Per Amplifier) $T_{amb} = +25^{\circ}C$, no load, no signal		200	250		200	250	μA
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separation $A_v = 100$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$		120			120		dB
P_D	Total Power Consumption (Each Amplifier) $T_{amb} = 25^{\circ}C$, no load, no signal		6	7.5		6	7.5	mW
SR	Slew Rate $V_i = 10V$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = 1$	1.5	3.5		1.5	3.5		V/ μs
t_r	Rise Time $V_i = 20mV$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = 1$		0.2			0.2		μs
K_{ov}	Overshoot Factor (see figure 1) $V_i = 20mV$, $R_L = 10k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = 1$		10			10		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$, $f = 1KHz$		42			42		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

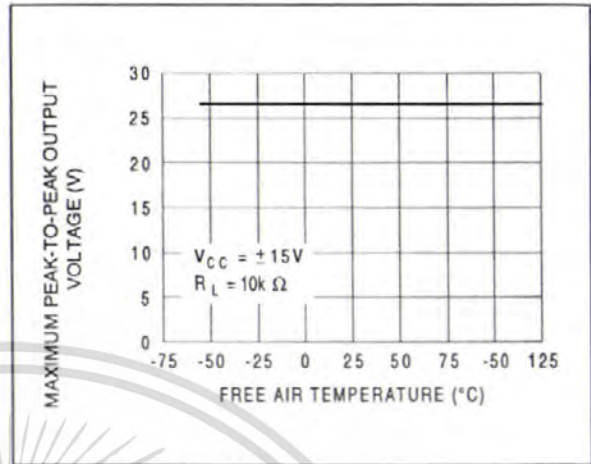
1. The input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.



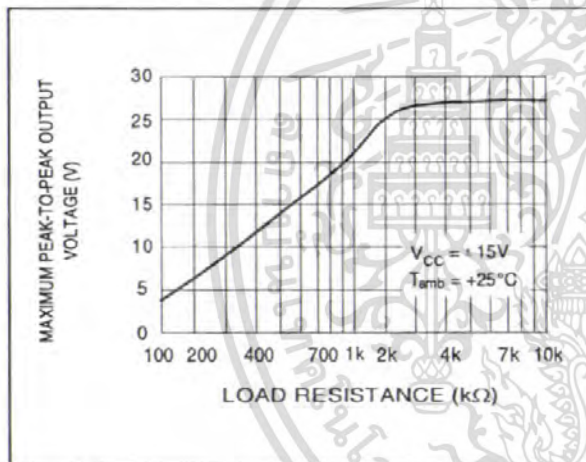
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPPLY VOLTAGE



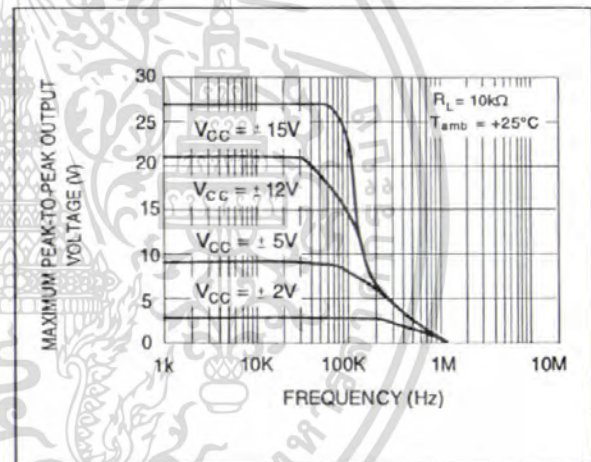
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMPERATURE



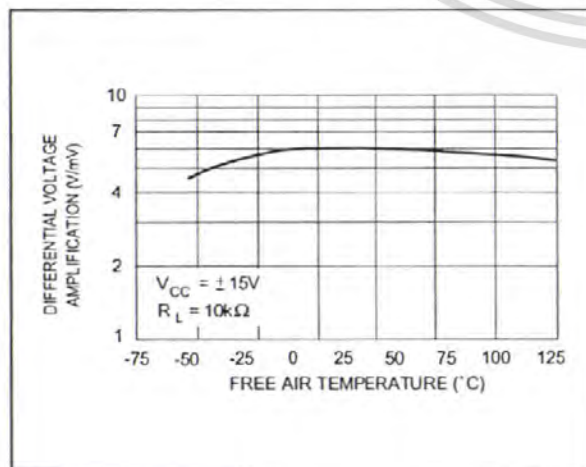
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus LOAD RESISTANCE



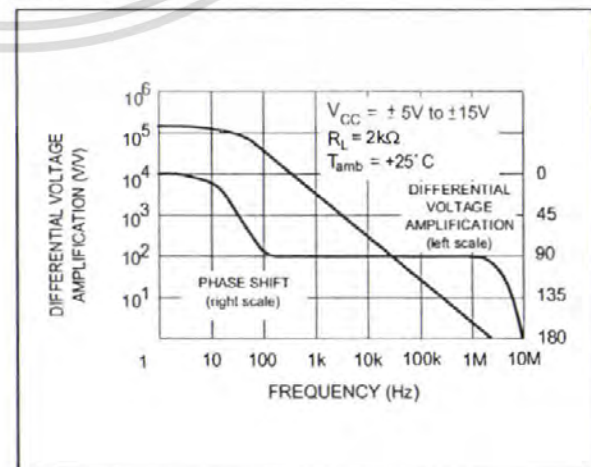
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



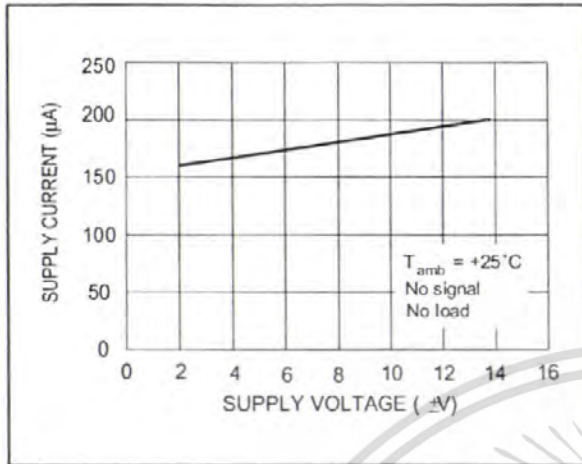
DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION versus FREE AIR TEMPERATURE



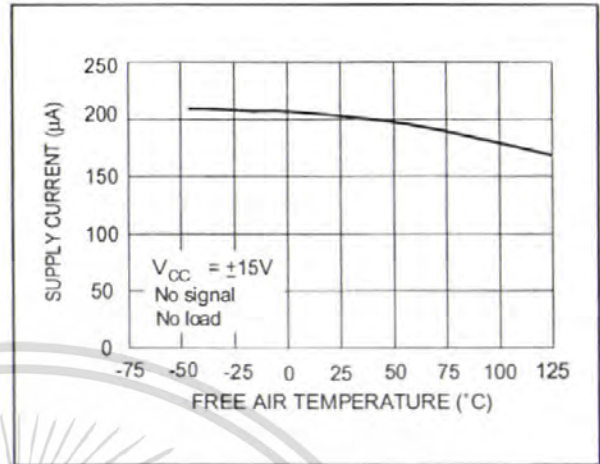
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT versus FREQUENCY



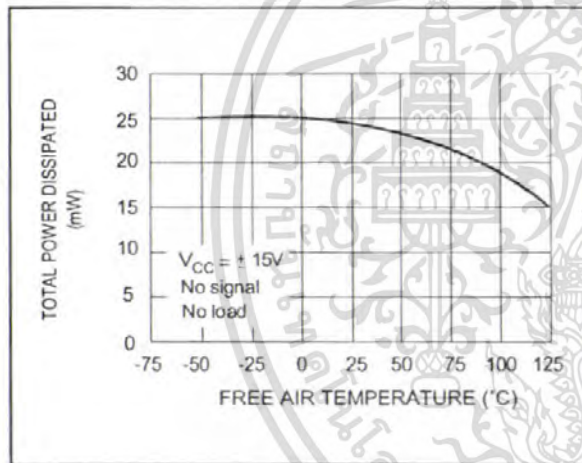
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE



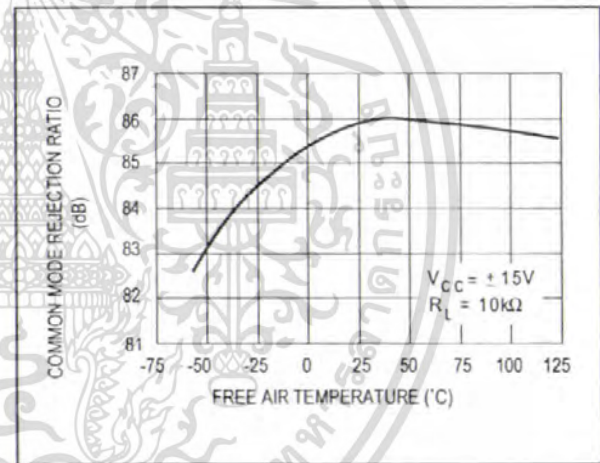
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE



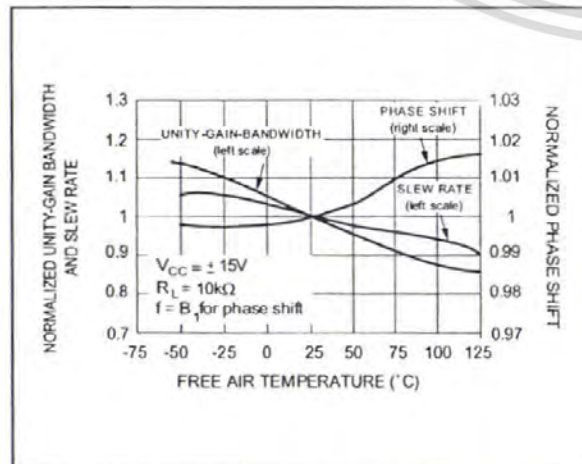
TOTAL POWER DISSIPATED versus FREE AIR TEMPERATURE



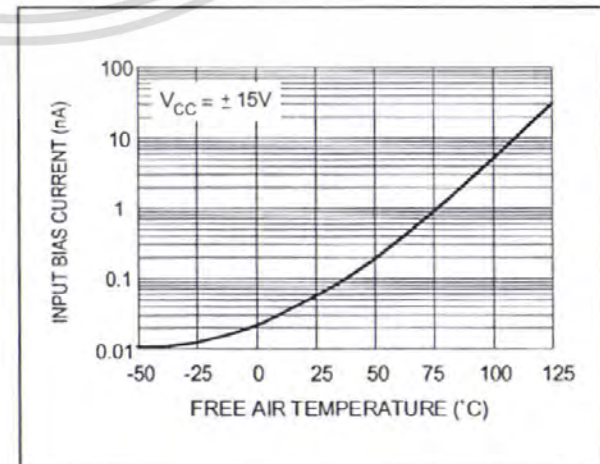
COMMON MODE REJECTION RATIO versus FREE AIR TEMPERATURE



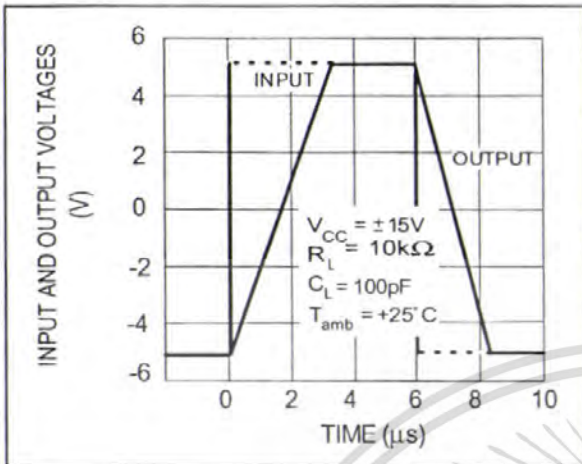
NORMALIZED UNITY GAIN BANDWIDTH, SLEW RATE, AND PHASE SHIFT versus TEMPERATURE



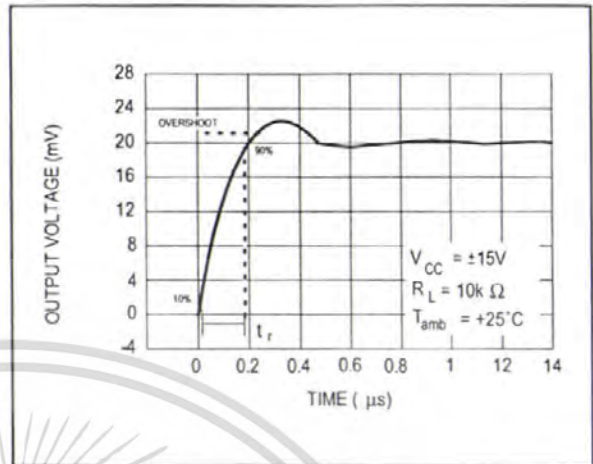
INPUT BIAS CURRENT versus FREE AIR TEMPERATURE



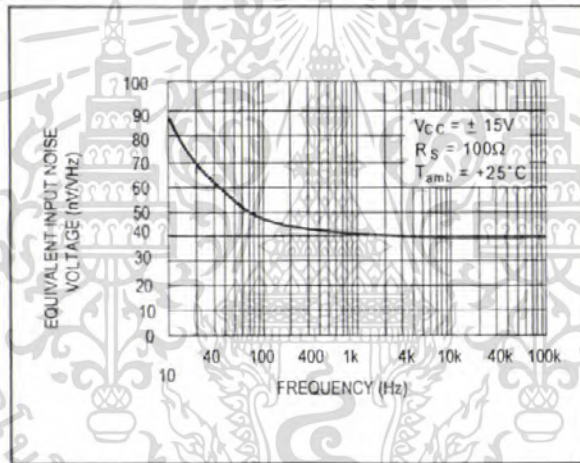
VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME



EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE versus FREQUENCY



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

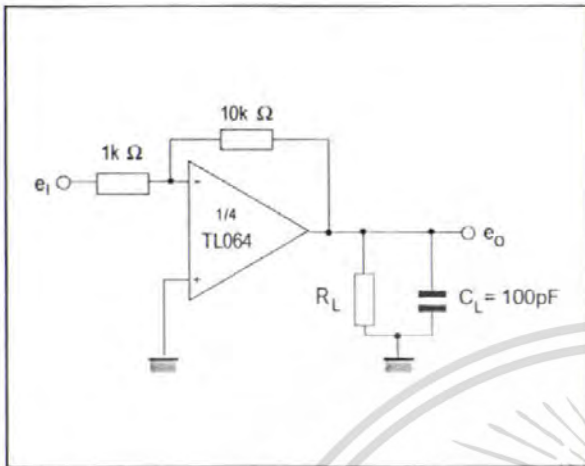
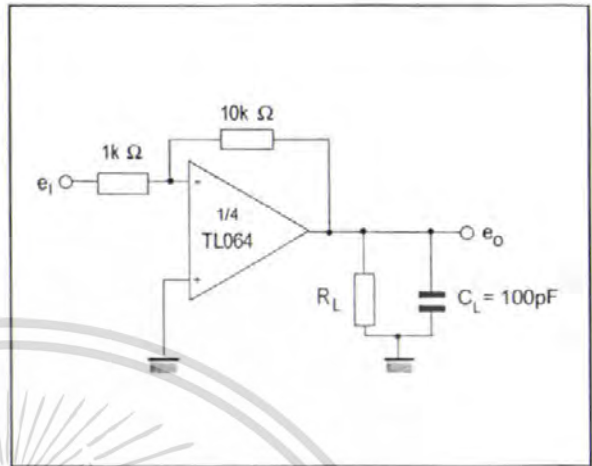
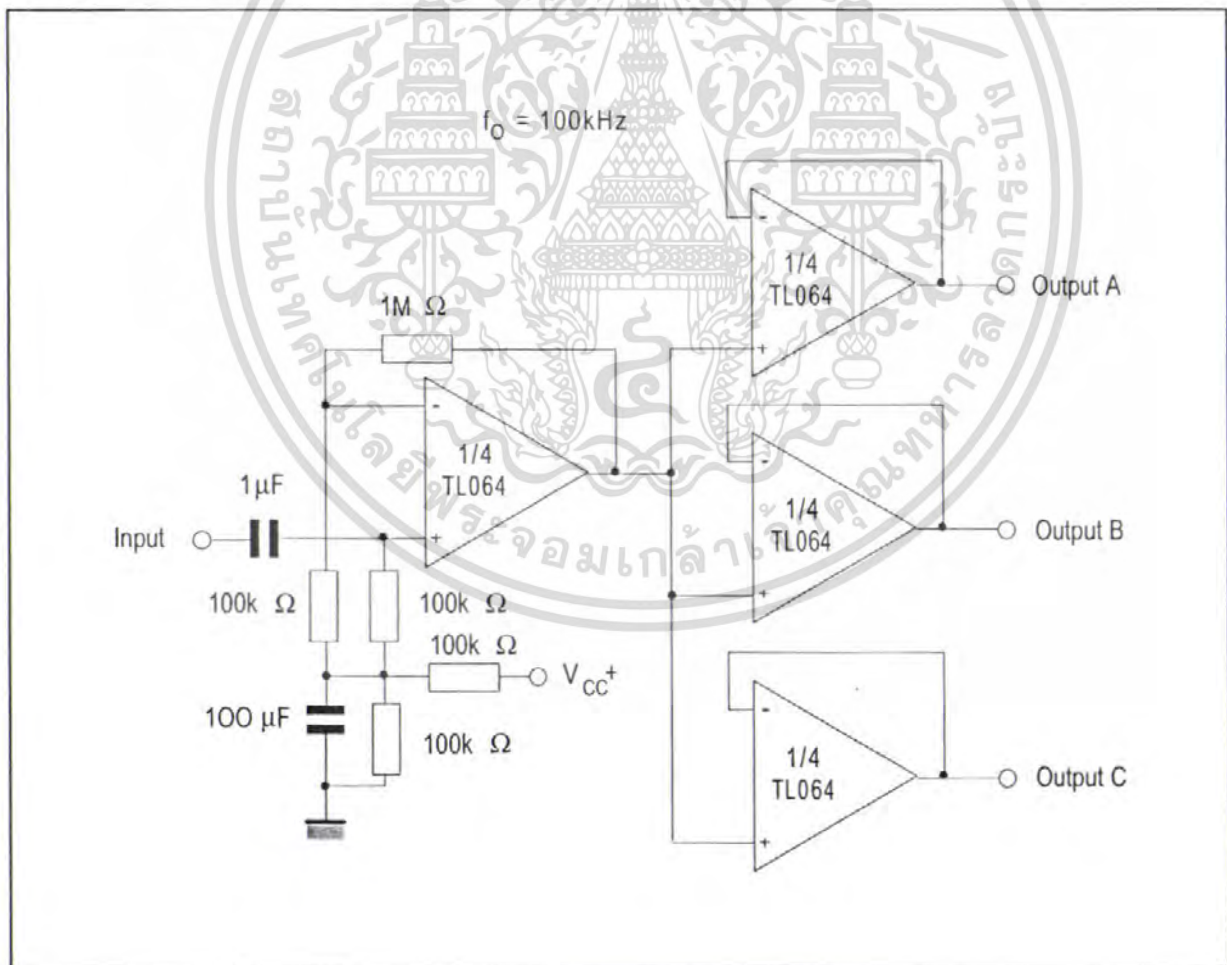


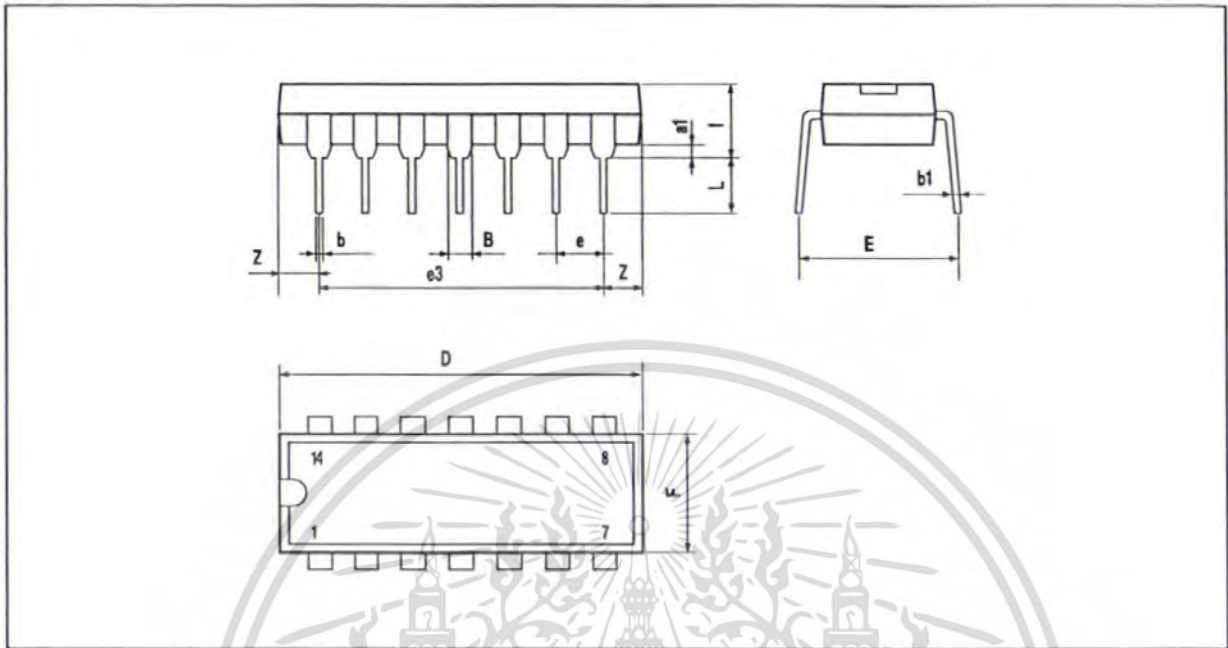
Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier



TYPICAL APPLICATIONS
AUDIO DISTRIBUTOR AMPLIFIER



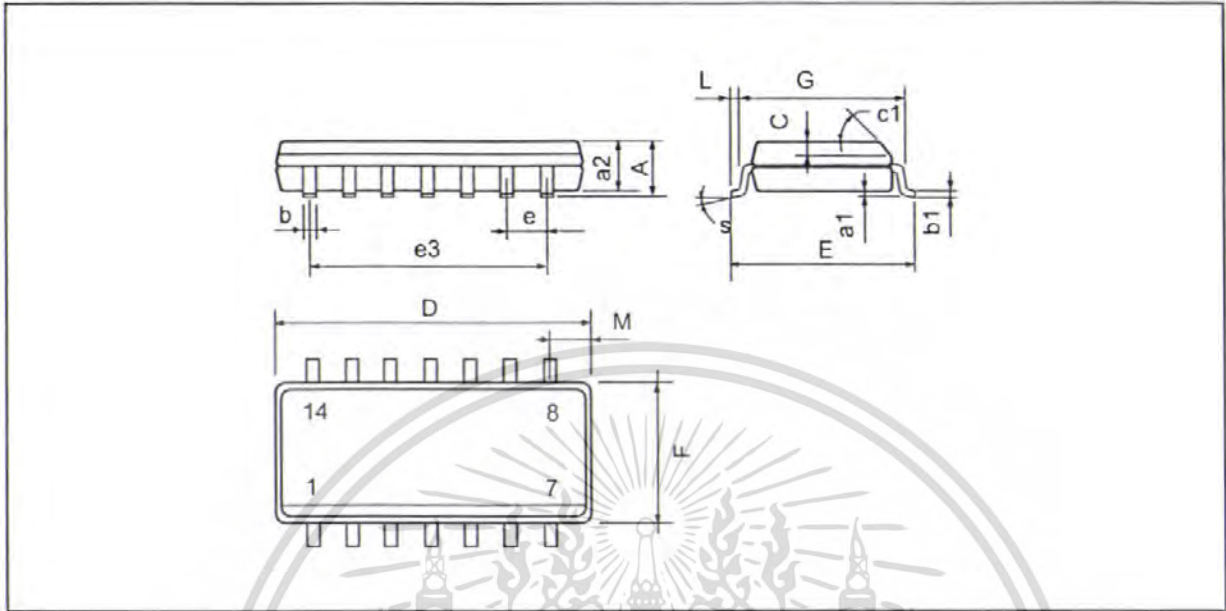
PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC DIP



Dimensions	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
a1	0.51			0.020		
B	1.39		1.65	0.055		0.065
b		0.5			0.020	
b1		0.25			0.010	
D			20			0.787
E		8.5			0.335	
e		2.54			0.100	
e3		15.24			0.600	
F			7.1			0.280
i			5.1			0.201
L		3.3			0.130	
Z	1.27		2.54	0.050		0.100



PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dimensions	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.2	0.004		0.008
a2			1.6			0.063
b	0.35		0.46	0.014		0.018
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C		0.5			0.020	
c1			45° (typ.)			
D (1)	8.55		8.75	0.336		0.344
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		7.62			0.300	
F (1)	3.8		4.0	0.150		0.157
G	4.6		5.3	0.181		0.208
L	0.5		1.27	0.020		0.050
M			0.68			0.027
S			8° (max.)			

Note : (1) D and F do not include mold flash or protrusions - Mold flash or protrusions shall not exceed 0.15mm (.066 inc) ONLY FOR DATA BOOK.

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved
STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco
Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom

© <http://www.st.com>



Diodes

Switching diode

1N4148 / 1N4150 / 1N4448 / 1N914B

*This product is available only outside of Japan.

●Applications

High-speed switching

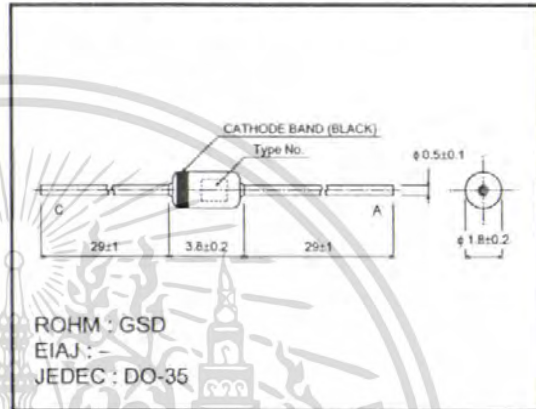
●Features

- 1) Glass sealed envelope. (GSD)
- 2) High speed.
- 3) High reliability.

●Construction

Silicon epitaxial planar

●External dimensions (Units : mm)



●Absolute maximum ratings (Ta = 25°C)

Type	V _{KM} (V)	V _R (V)	I _{RM} (mA)	I _O (mA)	I _F (mA)	I _{FSM} 1μS (A)	P (mW)	T _J (°C)	T _{opr} (°C)	T _{stg} (°C)
1N4148	100	75	450	150	200	2	500	200	-65~+200	-65~+200
1N4150	50	50	600	200	250	4	500	200	-65~+200	-65~+200
1N4448 (1N914B)	100	75	450	150	200	2	500	200	-65~+200	-65~+200

●Electrical characteristics (Ta = 25°C)

Type	V _F (V)												BV (V) Min.		I _n (μA) Max.				C _r (pF) V _R =0 f=1MHz	I _r (ns) V _R =6V I _F =10mA R _L =100Ω
													@ 5μA	@ 100μA	@ 25°C		@ 150°C			
	@ 0.1mA	@ 0.25mA	@ 1mA	@ 2mA	@ 5mA	@ 10mA	@ 20mA	@ 30mA	@ 50mA	@ 100mA	@ 200mA	@ 250mA			V _R (V)	I _n (μA)	V _R (V)	I _n (μA)		
1N4148	/	/	/	/	/	1.0	/	/	/	/	/	/	75	100	0.025	20	50.0	20	4	4
1N4150	/	/	0.54	/	0.66	/	/	0.76	0.82	0.87	/	/	-	50	0.1	50	100.0	50	2.5	4
1N4448 (1N914B)	/	/	0.62	/	0.62	/	/	0.86	0.92	1.0	/	/	-	100	0.025	20	50.0	20	4	4
					0.72										5.0	75				

The upper figure is the minimum V_F and the lower figure is the maximum V_F value.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งาน ROHM เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Diodes

● Electrical characteristic curves (Ta = 25°C)

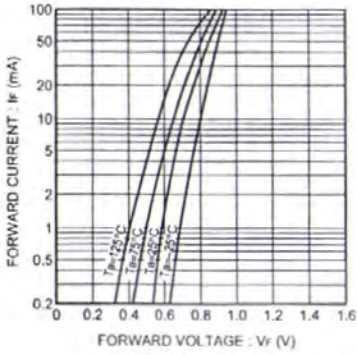


Fig. 1 Forward characteristics

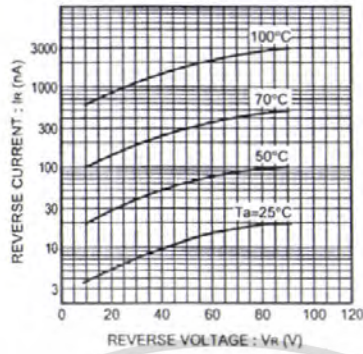


Fig. 2 Reverse characteristics

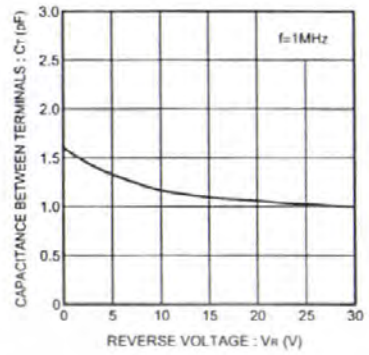


Fig. 3 Capacitance between terminals characteristics

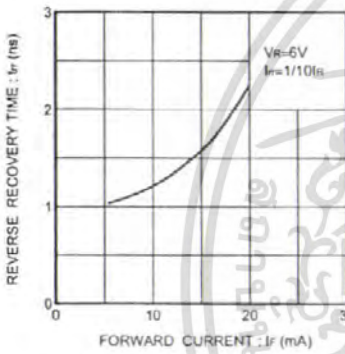


Fig. 4 Reverse recovery time characteristics

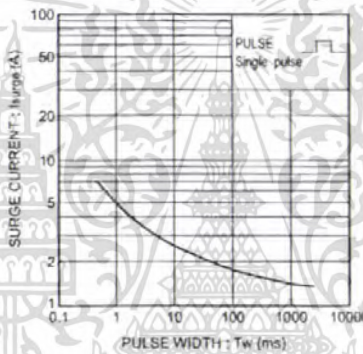


Fig. 5 Surge current characteristics

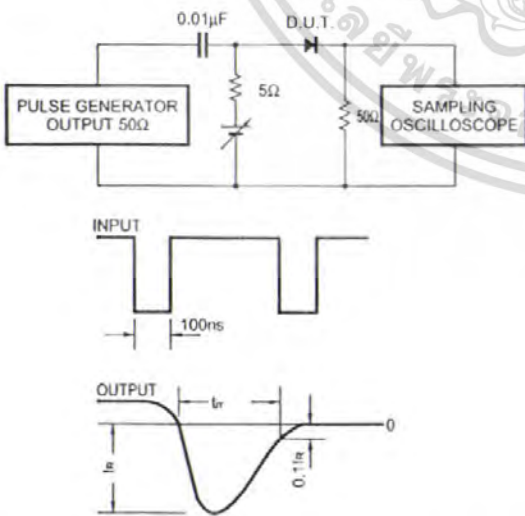


Fig. 6 Reverse recovery time (t_r) measurement circuit



TOSHIBA TRANSISTOR SILICON PNP EPITAXIAL TYPE (PCT PROCESS)

2SA1015

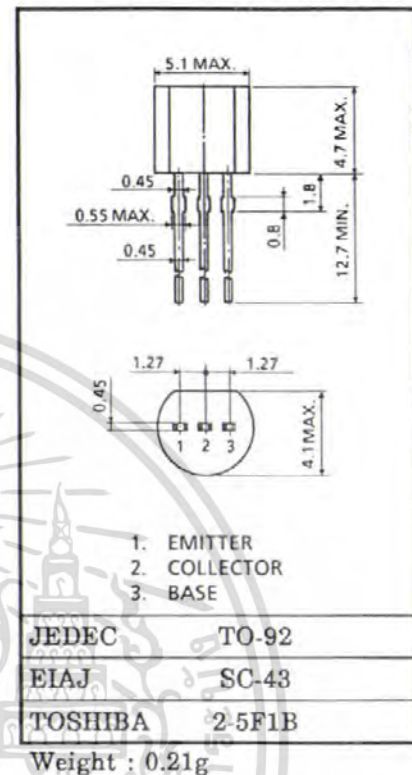
AUDIO FREQUENCY GENERAL PURPOSE AMPLIFIER APPLICATIONS
DRIVER STAGE AMPLIFIER APPLICATIONS

Unit in mm

- High Voltage and High Current.
: $V_{CE0} = -50V$ (Min.), $I_C = -150mA$ (Max.)
- Excellent h_{FE} Linearity
: $h_{FE}(2) = 80$ (Typ.) at $V_{CE} = -6V$, $I_C = -150mA$
: $h_{FE}(I_C = -0.1mA) / h_{FE}(I_C = -2mA) = 0.95$ (Typ.)
- Low Noise : $NF = 1dB$ (Typ.) at $f = 1kHz$
- Complementary to 2SC1815.

MAXIMUM RATINGS ($T_a = 25^\circ C$)

CHARACTERISTIC	SYMBOL	RATING	UNIT
Collector-Base Voltage	V_{CBO}	-50	V
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	-50	V
Emitter-Base Voltage	V_{EBO}	-5	V
Collector Current	I_C	-150	mA
Base Current	I_B	-50	mA
Collector Power Dissipation	P_C	400	mW
Junction Temperature	T_j	125	$^\circ C$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-55~125	$^\circ C$



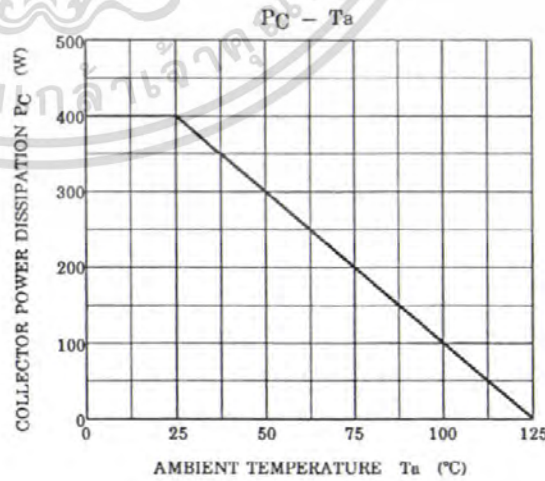
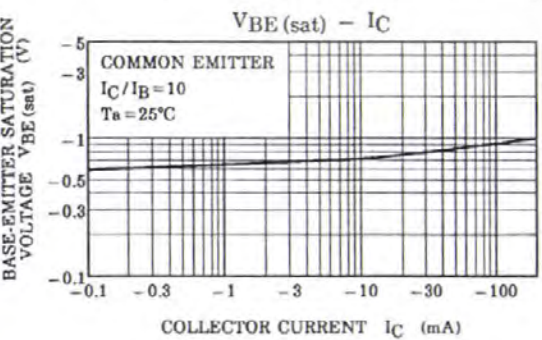
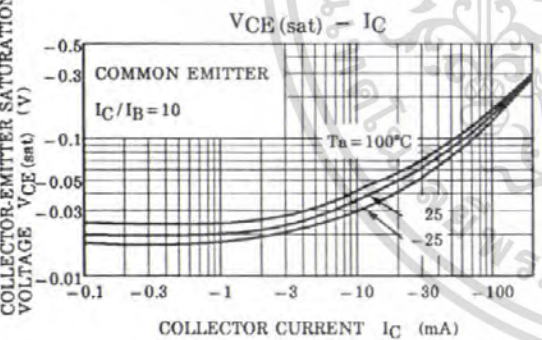
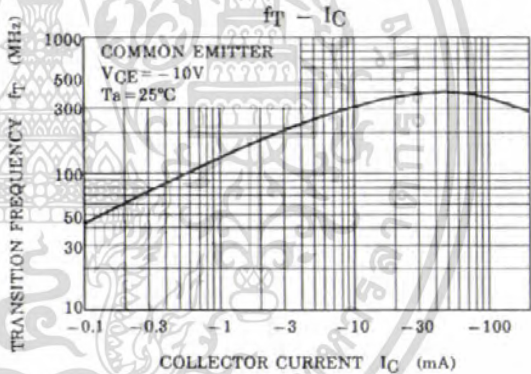
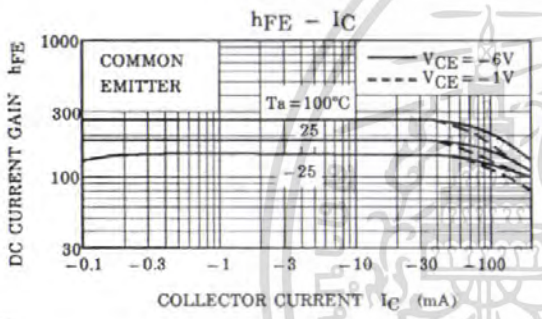
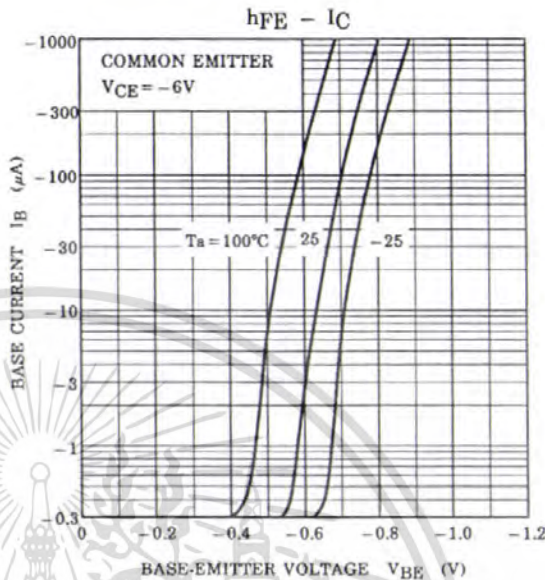
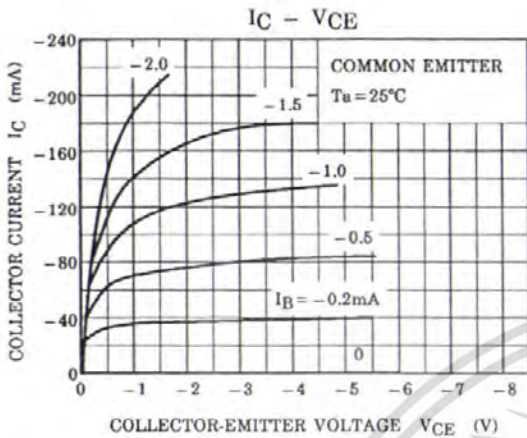
ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_a = 25^\circ C$)

CHARACTERISTIC	SYMBOL	TEST CONDITION	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Collector Cut-off Current	I_{CBO}	$V_{CB} = -50V, I_E = 0$	—	—	-0.1	μA
Emitter Cut-off Current	I_{EBO}	$V_{EB} = -5V, I_C = 0$	—	—	-0.1	μA
DC Current Gain	$h_{FE}(1)$ (Note)	$V_{CE} = -6V, I_C = -2mA$	70	—	400	
	$h_{FE}(2)$	$V_{CE} = -6V, I_C = -150mA$	25	80	—	
Collector-Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_C = -100mA, I_B = -10mA$	—	-0.1	-0.3	V
Base-Emitter Saturation Voltage	$V_{BE(sat)}$	$I_C = -100mA, I_B = -10mA$	—	—	-1.1	V
Transition Frequency	f_T	$V_{CE} = -10V, I_C = -1mA$	80	—	—	MHz
Collector Output Capacitance	C_{ob}	$V_{CB} = -10V, I_E = 0, f = 1MHz$	—	4	7	pF
Base Intrinsic Resistance	$r_{bb'}$	$V_{CE} = -10V, I_E = 1mA, f = 30MHz$	—	30	—	Ω
Noise Figure	NF	$V_{CE} = -6V, I_C = -0.1mA, R_G = 10k\Omega, f = 1kHz$	—	1.0	10	dB

Note : $h_{FE}(1)$ Classification O : 70~140, Y : 120~240, GR : 200~400

961001FAA2

● TOSHIBA is continually working to improve the quality and the reliability of its products. Nevertheless, semiconductor devices in general can malfunction or fail due to their inherent electrical sensitivity and vulnerability to physical stress. It is the responsibility of the buyer, when utilizing TOSHIBA products, to observe standards of safety, and to avoid situations in which a malfunction or failure of a TOSHIBA product could cause loss of human life, bodily injury or damage to property. In developing your designs, please ensure that TOSHIBA products are used within specified operating ranges as set forth in the most recent products specifications. Also, please keep in mind the precautions and conditions set forth in the TOSHIBA Semiconductor Reliability Handbook.



961001EAA2'

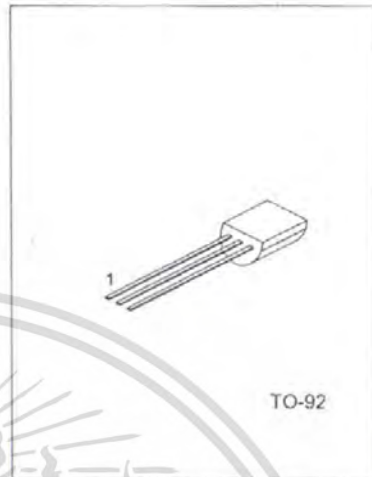
● The information contained herein is presented only as a guide for the applications of our products. No responsibility is assumed by TOSHIBA CORPORATION for any infringements of intellectual property or other rights of the third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any intellectual property or other rights of TOSHIBA CORPORATION or others.
 ● The information contained herein is subject to change without notice.

UTC2SC1815 NPN EPITAXIAL SILICON TRANSISTOR

AUDIO FREQUENCY AMPLIFIER
HIGH FREQUENCY OSC NPN
TRANSISTOR

FEATURES

- *Collector-Emitter voltage:
BV_{CEO}=50V
- *Collector current up to 150mA
- * High hFE linearity
- *complimentary to 2SA1015



1:EMITTER 2:COLLECTOR 3. BASE

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (Ta=25°C ,unless otherwise specified)

PARAMETER	SYMBOL	RATING	UNIT
Collector-base voltage	V _{CB0}	60	V
Collector-emitter voltage	V _{CEO}	50	V
Emitter-base voltage	V _{EB0}	5	V
Collector dissipation(Ta=25°C)	P _c	400	mW
Collector current	I _c	150	mA
Base current	I _B	50	mA
Junction Temperature	T _J	125	°C
Storage Temperature	T _{STG}	-55 ~ +150	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS(Ta=25°C,unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Test conditions	MIN	TYP	MAX	UNIT
Collector cut-off current	I _{CB0}	V _{CB} =60V,I _E =0			100	nA
Emitter cut-off current	I _{EB0}	V _{EB} =5V,I _C =0			100	nA
DC current gain(note)	h _{FE1}	V _{CE} =6V,I _C =2mA	70		700	
	h _{FE2}	V _{CE} =6V,I _C =150mA	25			
Collector-emitter saturation voltage	V _{CE(sat)}	I _C =100mA,I _B =10mA		0.1	0.25	V
Base-emitter saturation voltage	V _{BE(sat)}	I _C =100mA,I _B =10mA			1.0	V
Current gain bandwidth product	f _T	V _{CE} =10V,I _C =50mA	80			MHz
Output capacitance	C _{ob}	V _{CB} =10V,I _E =0,f=1MHz		2.0	3.0	pF
Noise Figure	NF	I _C =0.1mA,V _{CE} =6V R _G =10kΩ,f=100Hz		1.0	1.0	dB

UTC UNISONIC TECHNOLOGIES CO. LTD

1

QW-R201-006.A

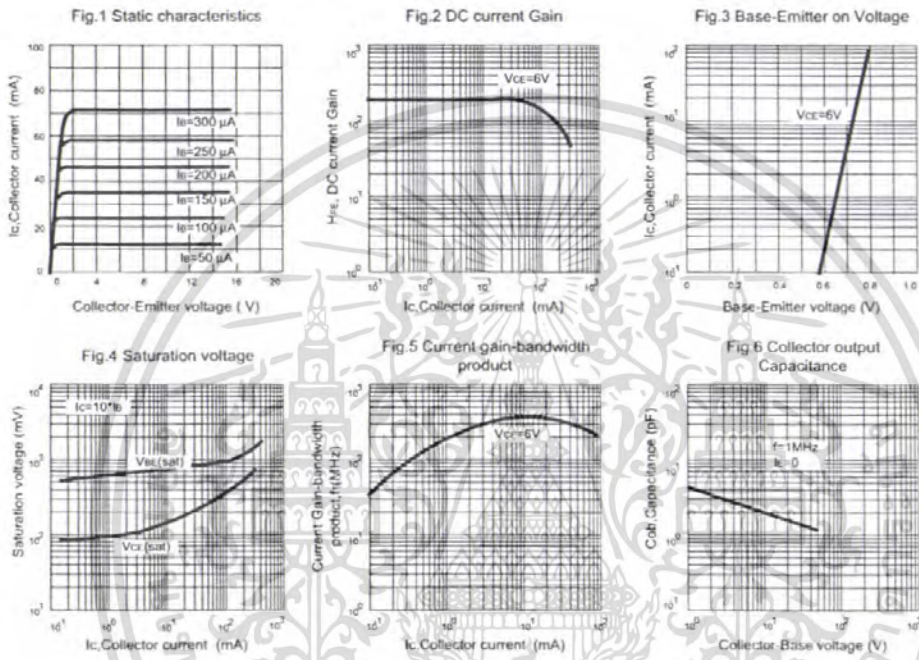
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

UTC2SC1815 NPN EPITAXIAL SILICON TRANSISTOR

CLASSIFICATION OF hFE1

RANK	Y	G	L
RANGE	120-240	200-400	350-700

TYPICAL CHARACTERISTIC CURVES



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้