สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

HEARTBEAT RECORDER

เลขหมู่ 2550
เลขทะเบียน 83088
วัน,เดือน,ปี - 5 ส.ค. 2551

b 11964066
i

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2550

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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 INSTITUE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2007

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ใบรับรองปริญญานิพนธ์

.....

หัวข้อปริญญานิพนธ์ เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

HEARTBEAT RECORDER

นักศึกษาผู้จัดทำ นายพงศกรพนธ์ อูปคำ **รหัสนักศึกษา** 47012067

นายวิทยเวช ซื่อวัฒนะ **รหัสนักศึกษา** 47012074

ปริญญา

สาขาวิชา

ปีการศึกษา

อาจารย์ผู้
ผศ.ดร
รศ.ประ

ภาควิชารับรองแล้ว

(รศ.ประภาษ อุดคกิมาพันธุ์)

หัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ		
	HEARTBEAT RECORDER		
นักศึกษาผู้จัดทำ	นายพงศกรพนธ์	อูปคำ	**รหัสนักศึกษา** 47012067
	นายวิฒเนศ	ซื่อวัฒนะ	**รหัสนักศึกษา** 47012074
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร.อัมพวัน	จุลเสรีวงศ์	
	รศ.ประสิทธิ์	จุลเสรีวงศ์	
ปีการศึกษา	2550		

บทคัดย่อ

วัตถุป ...เของหัวใจ ในการ
ออกแบบเครื่อ ...ารจัดการสัญญาณ
แบบแอนะลอ ...นของการตรวจจับ
และการจัดการ ...วงจรขยายผลต่าง
วงจรขยายแรง ...ับแรงดันดีซี และ
วงจรแปลงสั ...รบันทึกสัญญาณ
คลื่นไฟฟ้าหั ...แกรม LabVIEW
นอกจากนั้นยั ...ปริญญานิพนธ์นี้ มี
การทำงานที่ถู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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 hearbeart recorder. The design of this recorder falls into 2 pai ıer part is recorder using personal electrode sensors, differential an er, DC level shift circuit, and a electrocardiogram (ECG) signal In addition, the oscilloscope c sults show that the proposed heart nces.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ จะไม่สามารถสำเร็จลงได้ หากไม่ได้รับความสนับสนุน จากหน่วยงานและบุคคลหลายฝ่าย

ก่อนอื่นผู้เขียนขอขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ และครอบครัว ที่คอยให้การสนับสนุนในทุก ๆ ด้าน และเป็นกำลังใจมาโดยตลอด

ขอขอบคุณ ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนงบประมาณในการจัดทำ

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.อัมพวัน จุลเสรีวงศ์ และ รศ.ประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์ ในฐานะอาจารย์ที่ปรึกษาที่คอยช่วยให้คำแนะนำ และแนวคิดต่าง ๆ

ขอขอ ...มสั่งสอน และให้ความรู้

ขอขอ ...ดให้ และเจ้าหน้าที่ของห้องปฏิบัติ ...งมือในการทดลอง เพื่อยืนยันสมร ...ในปริญญานิพนธ์นี้

สุดท้า ...ๆ และยังเสียสละร่างกายให้ทดล ...

คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II

กิตติกรรมประกาศ.....III

สารบัญ.....IV

สารบัญตาราง.....VIII

สารบัญรูป.....IX

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ค 1

1.2 วั 1

1.3 ร 1

บทที่ 2 ทฤษฎี 3

2.1 บ 3

2.2 คุ 3

2.3 สั 7

2.4 ค 8

2.5 อิ 9

.....10

2.5.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด.....10

2.5.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ.....10

2.5.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในการปฏิบัติ.....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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loop).....19

ystem).....19

2.10 20

ู่ขั้ว

.....20

.....21

วงเดียว

.....22

ะวัง

.....24

บทที่ 3 การอ 26

3.1 วงจรแอนะลอก.....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 วงจรแปลงสัญญาณแอนะลอกเป็นดิจิตอล.....32

3.3 การเชื่อมต่อ.....33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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

.....42

.....43

.....43

.....45

.....46

.....46

4.4 Fl 49

.....49

.....51

4.5 H 52

.....53

บทที่ 5 การทด 55

5.1 การทดลองวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier).....55

5.1.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช (CMRR) ของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier).....55

5.2 การทดลองวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit).....57

5.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch filter Circuit).....58

5.4 การทดลองการทำงานของวงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit).....60

5.5 การเขียนโปรแกรม LabVIEW.....61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.5 การเขียนโปรแกรม LabVIEW.....61
5.6 การทดลองเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ.....68
5.6.1 การทดลองรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอัตราการเต้นของหัวใจ.....68

บทที่ 6 สรุปผลและวิจารณ์.....72
6.1 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ไข.....72
6.2 แ.....72

บรรณานุกรม.....73

ภาคผนวก.....74

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

4.1 ลักษณะของเส้น (Wire) เมื่อใช้เชื่อมต่อระหว่างข้อมูลแต่ละชนิด....40

4.2 หน้าที่ของอุปกรณ์ต่าง ๆ บน Tool Palette....51

5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด....56

5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด....57

5.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตช์....58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

2.1 การกระจายของกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ.....3

2.2 ระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ.....4

2.3 ภาพตัดขวางของส่วนประกอบที่สำคัญของหัวใจ.....5

2.4 ความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....6

2.5 ตัวอย่างอีซีจีของคนปกติ.....8

2.6 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่องอีซีจีใช้ปิดผิวหนัง
ที่ติด แขน ...11

2.7 ความผิดพ ...13

2.8 ความผิดพ ร์.....14

2.9a อันตรายท์ ...16

2.9b อันตรายท์ ...16

2.10 ผลของสิ่ ...17

2.11 โครงสร้า ...20

2.12 การติดส ...21

2.13 การติดส ...21

2.14 การติดส ...22

2.15 ตำแหน่ง ...23

2.16 สัญญาณ ...24

2.17 ตำแหน่ง ...24

2.18 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามทฤษฎี.....25

3.1 ขั้วอิเล็กโทรดที่ใช้วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....26

3.2 แผนภาพบล็อกไดอะแกรมของวงจรแอนะลอก.....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 วงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแอนะลอก.....32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

3.9 NI USB-6008.....33

3.10 แผนภาพบล็อกไดอะแกรมการเชื่อมต่อ.....33

4.1 หน้าปิดของ 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 41

4.7 หน้าต่างข 42

4.8 Title Bar.. 43

4.9 Menu Bar 43

4.10 Toolbar. 44

4.11 ตัวอย่าง 46

4.12 Controls 50

4.13 Subpalet 50

4.14 Tools Pa 51

4.15 ตัวอย่าง 52

4.16 Simple F 53

4.17 Detailed 53

5.1 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบนอตช์.....59

5.2 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ทั้งหมดในโครงงาน.....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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาของปริญญานิพนธ์

การวินิจฉัยโรคในระบบหัวใจและหลอดเลือด โดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจและการวินิจฉัยโรคได้เร็วเท่าไร การรักษาจะได้ผลดีและสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายน้อยลง แต่เนื่องจากผู้ป่วยโรคหัวใจในระยะเริ่มต้นมักมีอาการไม่ต่อเนื่องทำให้เมื่อไปพบแพทย์อาจตรวจไม่พบ ดังนั้นหากสามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทันทีเมื่อปรากฏอาการ การวินิจฉัยโรคจะทำได้เร็วขึ้นและมีประโยชน์อย่างมากในการวางแผนรักษา จึงได้ทำการออกแบบและพัฒนาเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่สามารถบันทึกคลื่นไฟ[illegible]ไป

1.2 วัตถุประ[illegible]

1. เพื่อ[illegible]
2. การ[illegible]
3. ออ[illegible]

1.3 รายละเอี[illegible]

ในปริ[illegible]ผนวก โดยเนื้อหาแต่ละส่วนมีราย[illegible]

บทที่ 1 [illegible]ัตถุประสงค์และขอบเขตของปริ[illegible]

บทที่ 2 กล่าวถึง ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยอธิบายถึงคุณสมบัติการทำงานของหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความหมายและรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และเซนเซอร์ที่ใช้ อิเล็กโทรด จนถึงวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบต่าง ๆ

บทที่ 3 เป็นการออกแบบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ โดยมี วงจรแอนะลอก ซึ่งประกอบไปด้วยวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier Circuit) วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier and Zero Adjustment Circuit) วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ (Notch Filter Circuit) วงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit) และวงจรแปลงสัญญาณแอนะลอกเป็นดิจิตอล (NI USB-6008) ตลอดจนการเชื่อมต่อของอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลองของวงจรต่าง ๆ ที่กล่าวข้างต้นในบทที่ 3 รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลและบันทึกค่าได้ จนถึงการทดสอบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

บทที่ 6 การสรุปผลและวิจารณ์ โดยจะกล่าวถึง ปัญหาที่ได้พบและแนวทางการแก้ไข และแนวทางการพัฒนาต่อไป

บรรณานุกรม แหล่งที่มาของข้อมูลที่ใช้อ้างอิงในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้

ภาคผนวก ประกอบด้วย Datasheet ต่าง ๆ ที่ใช้ในปริญญานิพนธ์นี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 บทนำ

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

รูปที่ 2.1 กา กล้ามเนื้อหัวใจ

2.2 คุณสมบัติ

หัวใจมีคุณสมบัติหลายอย่างซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automatically) เนื่องจากมีศักย์ไฟฟ้าทำงาน

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

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

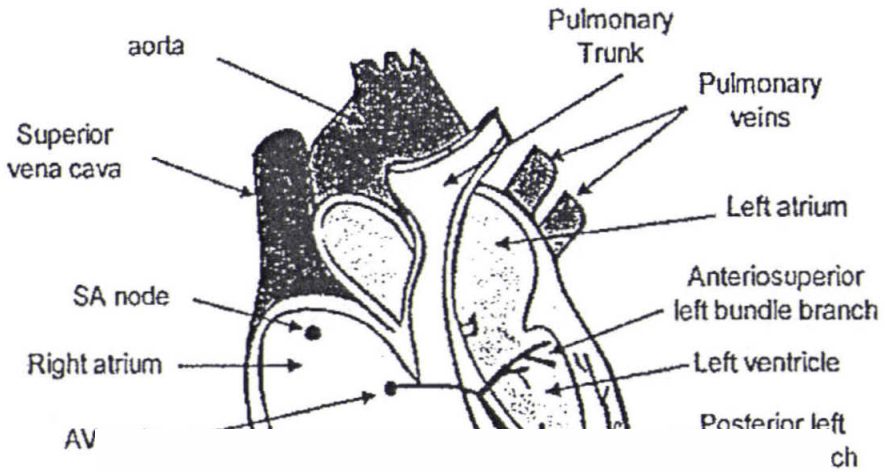
เป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ระบบสื่อนำที่กล่าวนี้ ประกอบกลุ่มเซลล์ ที่อยู่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือด ซุพีเรียเวนาคาวา (Superior Vena Cava) เรียกว่า ไซโน-เอเตรียลโหนด (Sino-Atrial Node : S-A Node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้น เพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบน และนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) เรียกว่า เอตริโอเวนตริคูลาร์โหนด (Atrioventricular Node : A-V Node) โดยที่เซลล์กลุ่มนี้มีส่วนของเนื้อเยื่อ ที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of his) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจ์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายระบบสื่อนำ ที่บริเวณส่วนบนของ หัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Purkinje's System)

ธนานเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

4. กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะบีบกล้ามเนื้อยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและรีโพลาไรซ์ (Repolarization) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่ภาวะปกติจึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่า ระยะแอปโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีการสนองตอบต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังดื้ออยู่ ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้น ที่มีแรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลา 0.05 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.3 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ (Mechanical Operation of Heart) สามารถอธิบายได้ดังนี้



ธนบุรี เทคโนโลยี พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ในการทำ ...เผ่านทางหลอด เลือดดำ อินฟีเรียร์ ...vena cava) เข้าสู่ หัวใจห้องบนขวา ...ห้ไหลลงสู่ห้อง ล่างขวา (Right V ...นให้เปลี่ยนเป็น เลือดดี แล้วส่งกลั ...ง พัลโมนารีเวน (Pulmonary veins) และไหลผ่านลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle : LV) โดยการบีบตัวของหัวใจห้องบนซ้าย ต่อจากนั้นเลือดแดงจะถูกฉีดไปเลี้ยงร่างกาย โดยผ่านทางเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta)

การทำงานของหัวใจแบ่งได้เป็นช่วงจังหวะต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

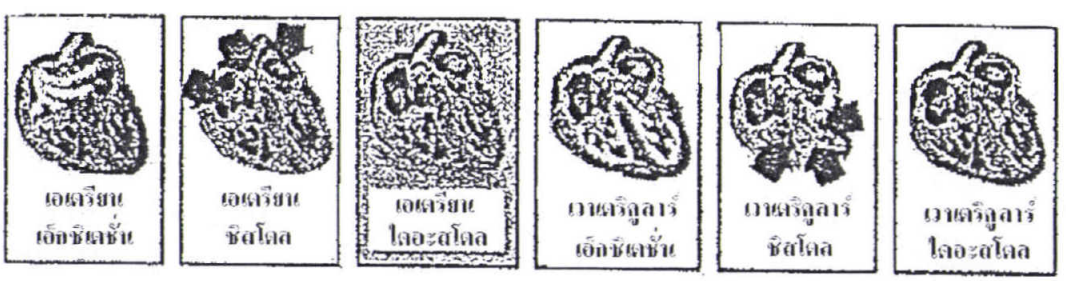
2. เป็นช่วงที่เกิดขึ้นหลังจากระยะพักเสร็จสิ้นลง ในช่วงนี้หัวใจห้องบน (Atrium) เริ่มหดตัว ทำให้ความดันภายในหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนเข้าสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

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. เมื่อค ...อดแดงใหญ่ลิ้น
หัวใจของเส้นเลือ ...อดแดงใหญ่เข้า
สู่ระบบไปเลี้ยงร่ ...ังจากเลือดส่วน
ใหญ่ถูกขับออกจ ...นหัวใจห้องล่าง
และในเส้นเลือดแ

5. เมื่อค ...ดแดงใหญ่ และ
เส้นเลือดดำใหญ่ ...ดเลือดแดง และ
หลอดเลือดดำจะ ...มดันจะยังคงตก
ลงเรื่อย ๆ

6. เมื่อค ...ลิ้นหัวใจจะเปิด
และเลือดจะเริ่มไ ...างเริ่มเพิ่มขนาด
ขึ้นสูงสุดขณะนี้เ ...งจรการเต้นของ
หัวใจวงจรต่อไปเ...



รูปที่ 2.4 ความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

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

หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อเซลล์หนึ่งเกิดการแตกตัวให้ประจุเซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุ ด้วยคลื่นของการปลดปล่อยประจุจะกระจายไปทั่ว[illegible]ให้เกิดประจุจึงทำให้หัวใจส่วนบน[illegible]ทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้ามา[illegible]วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า อิเล็กโตร[illegible]

ในทำน[illegible]ย์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของ[illegible]บเซลล์ข้างเคียงดังนั้นเซลล์ใดเซ[illegible]อกมา (และการหดตัว) ในทุก ๆ [illegible]

อย่างไร[illegible]รง บริเวณแนวเชื่อมต่อของช่อง[illegible]rio Ventricular Node) การส่งผ่าน[illegible]ให้ทั้งสองส่วนได้รับสัญญาณช้า[illegible]นล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งต่อนาทีที่หัวใจบีบตัวสูงสุดของหัวใจส่วนบนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีที่หัวใจส่วนบนมีการบีบรัดตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบรัดของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ชีวิตปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบฉีดเลือดของหัวใจส่วนล่างนี้เอง ที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่าง ๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็วเกินไป การไหลของเลือดจะลดลง เนื่องจากไม่มีเวลามากพอที่จะใช้สูบเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่าง ซึ่งเวลาดังกล่าวก็คือ ช่วงเวลาระหว่างการหด

จากรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นแผนภาพวงจรควบคุมการปลดปล่อยประจุของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอกทำให้การแตกตัวให้ประจุไฟฟ้า เซลล์หัวใจจะค่อย ๆ เปลี่ยนแปลงจากสภาพที่มีศักย์ไฟฟ้าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าขณะหยุดนิ่ง ซึ่งมีการแตกตัวของอนุภาคให้ประจุไฟฟ้าด้วยจำนวนคงที่ เซลล์ที่มีการปลดปล่อยประจุไฟฟ้าเร็วที่สุดจะเป็นเซลล์ที่นำซึ่งทำให้เกิดการ

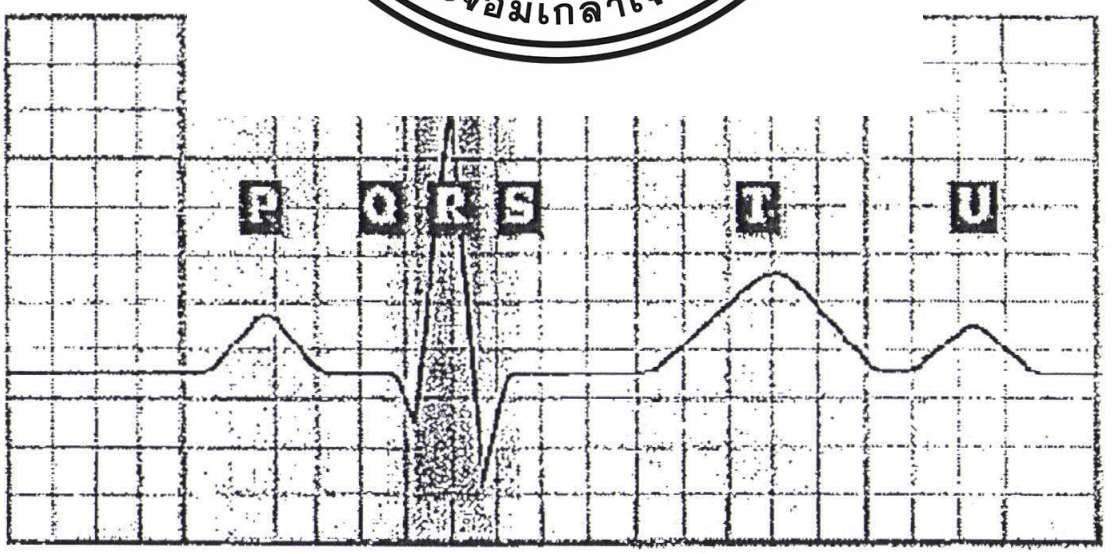
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

ดังนั้นการหดตัวของหัวใจส่วนบนจะเกิดขึ้นก่อน ตามด้วยระยะที่ทิ้งช่วงและการหดตัวจากหัวใจส่วนล่าง จากนั้นจะมีระยะหยุดพักก่อนที่จะมีการบีบตัวของหัวใจ หรือวัฏจักรการทำงานของหัวใจครั้งต่อไปจะเกิดขึ้น เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีการปลดปล่อยประจุและหดตัว เป็นลำดับ เป็น
จังหวะ เป็นเวลา ระจุและหดตัว
ตามอัตราที่เป็นลั ใจ ถ้าโหนดเอวี
ไม่ทำงาน เพราะว่ เอง และทำตัว
เป็นผู้นำในหัวใจ รั้งต่อนาที) แต่
จังหวะการเต้นขอ

2.4 ความหมาย

ลักษณะข ไฟฟ้าหัวใจที่
บันทึกได้ จะเริ่มตั้ ง ดังนั้นจึงเกิด
สัญญาณขึ้นเป็นจัง



รูปที่ 2.5 ตัวอย่างอีซีจีของคนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 4 คลื่น คือ

1. ช่วงคลื่น P เป็นผลรวมทางไฟฟ้าขบวนการดีโพลาร์ไรซ์ที่เกิดขึ้นที่หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว

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

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

4. ช่วงคลื่น U มีจุดกำเนิดไม่แน่ชัด แต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาร์ไรซ์ของเส้นใย Purkinje ก็ได้ มัก

สำหรับข หัวใจห้องล่างมี
การบีบตัว แต่ค่าข กว่า

2.5 อิเล็กโทรด

การวัดศ ่อ อิเล็กโทรด
(Electrode) ที่ทำง รนำกระแสด้วย
ไอออน แต่ในเคร ำหน้าที่เปลี่ยน
กระแสไอออนิก (

จากรูปที่ แสดงไว้ในรูป
กระแสไฟฟ้า จะ

1. อิเล็กต

2. แคทไอออน (Cat Ion) เคลอนททศทางเดยวกบกระแส เพฟา

3. แอนไอออน (An Ion) เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโตรไลท์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรไลท์และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนในอิเล็กโทรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อถ่ายทอดประจุระหว่างพาหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรไลท์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีศักย์ไฟฟ้าต่างไป เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half-cell Potential) แต่เราไม่สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงได้ใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหล ศักย์ไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจาก โพลาไรเซชันของอิเล็กโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่าแรงดันไฟฟ้าเกิน (Overvoltage)

2.5.1 อิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดได้ 2 ชนิด

1. อิเล็กโทดที่ปาลาไรซ์ อิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไป จะไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลท์จะทำงานเหมือนคาปาซิเตอร์

2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์ เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Overvoltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์และไม่ปาลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

2.5.2 คุณ

เราพบว่า ...าะอิเล็กโทรดมี สมบัติเฉพาะตัวคื... ...ก คุณสมบัติจะ ต่างไปจากเดิม แ... ...มถี่ด้วย เพราะ อิเล็กโทรดมีควา... ...ิวหนัง เราต้อง พิจารณาพื้นหน้าร... ...อิเล็กโทรไลท์ที่ ประกอบด้วยคล... ...มหนึ่งที่มีผลต่อ คุณสมบัติทางไฟ... ...รับเหงื่อและท่อ ของต่อมเหงื่อ ที่จะ... ...ให้เกิดความต่าง ศักย์ของรูของท่อ... ...รับอิเล็กโทรดที่ ใช้วัดทางชีววิทยา

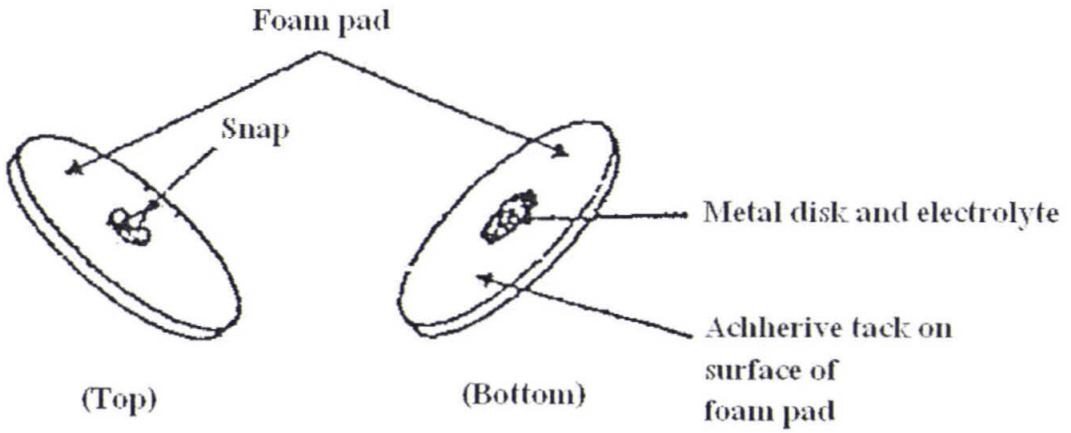
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ธนาคารโดยพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

2.5.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่นิยมในการรับศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะโดยการนำแผ่นโลหะมาติดกับผิวหนัง และมักจะทาครีมอิเล็กโทรไลท์เชื่อมระหว่างกลาง เพื่อทำให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

แผ่นอิเล็กโทรดโลหะแบบต่าง ๆ นั้นเป็นอิเล็กโทรดที่ใช้รวดเร็วและใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟม (ปัจจุบันเป็นแบบสติ๊กเกอร์) จะมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดดึงกระดาษที่ปิดอยู่ออกแล้วกดแผ่นอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่องอีซีจีใช้ปิดผิวหนังที่ติดแ

2.5.4 ข้อ

ในการใช้ งถึงข้อปฏิบัติ 5 ประการ ดังต่อไป

1. ในกา มผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเ นการเชื่อมต่อก็ควรมีฉนวนหุ้มไ ชนิดกันไม่ควรนำมาสัมผัสกันเพ โทรไลท์ก็จะทำให้มีปฏิกิริยาเคมี ให้อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่ เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าของอิเล็

2. เมื่อใช้ โทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกัน เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นศักย์ไฟฟ้าดีซีที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิไฟเออร์ได้มีค่าน้อยมาก ทำให้การอิ่มตัวของแอมพลิไฟเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เป็นชนิดดีซีและมีกำลังขยายสูง

3. อิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมักจะหลุดง่ายอย่างไรก็ดีปัญหาเหล่านี้จะไม่เกิดขึ้น ถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มาก แต่ต้องแข็งแรงจุดต่อของเส้นลวดไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดง่าย เนื่องจากการโค้งของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อย ๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

4. อิเล็กโทรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง ฉนวนของวัสดุเหล่านี้มักทำด้วยวัสดุจากพวกโพลีเมอร์ ซึ่งสามารถดูดน้ำได้ดีเมื่อใช้ไปนาน ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. การใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอินพุทสูง ๆ ทำให้การบันทึกไฟล์ได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์ที่มีค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความถี่ลดลงแล้ว ยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

2.6 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่องอีซีจี

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

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

2. ช่วง คือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 มิล

3. อิน นพุทอิมพิแดนซ์ระหว่างอิเล็กโ โทรดทุกอันควรมีการต่อลงดิน มแปร์ ไหลผ่านผู้ป่วย

4. เซ็ ให้เพื่อทำให้เกิด Central Termi ล่าวในหัวข้อที่ 1 หรือเพิ่มขึ้น 0.1 ซิสแตนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.

5. อัตร 20 ต่อโวลต์

6. การ เรื่องอีซีจี ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 ถึง 25 Hz ควรเท่ากัน ไม่ควรต่างกัน 0.5 dB สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มิลลิเมตร บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz แล้วการตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์จะลดลงมากกว่า 3 dB

7. คอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช (Common-Mode-Rejection Ratio:CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทช์ที่ใช้เลือกสายต่อเมื่อปรับตั้งกำลังขยายเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 ต่อโวลต์ และสายต่ออิเล็กโทรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz 120 V พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้น ซึ่งต่ออยู่กับจุดรวมของสายอิเล็กโทรดทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับคาปาซิแตนซ์ 22 pF ผลที่ได้นั้นไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มเท่ากับ 22 มิลลิเมตร ข้อกำหนดเฉพาะนี้ยังคงใช้ได้อยู่เมื่อต่อริซิสแตนซ์ 100 กิโลโอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8. การสอบเทียบ (Calibration) เครื่องอีซีจีควรจะมีศักย์ไฟฟ้ามากกว่า 1.0 มิลลิโวลต์ สำหรับปรับเปรียบเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

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

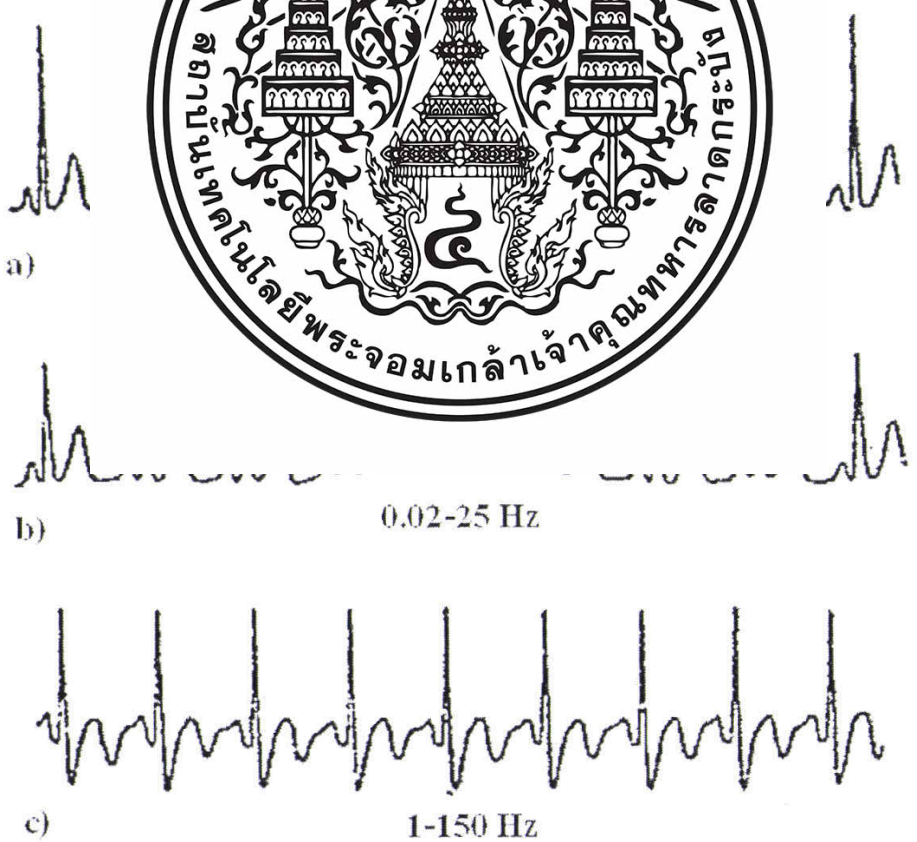
10. เอาท์พุท (Output) เอาท์พุทอิมพิแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า 1 โวลต์

11. อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมาย (Event Marker) อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่องอีซีจี สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมาย เมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าอีซีจี

2.7 ปัญหาที่ท

2.7.1 ค

เมื่อเครื่ ารฐานที่กล่าวไว้ข้างต้น จะมีควา



รูปที่ 2.7 ความผิดพลาดของรูปคลื่นอีซีจี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

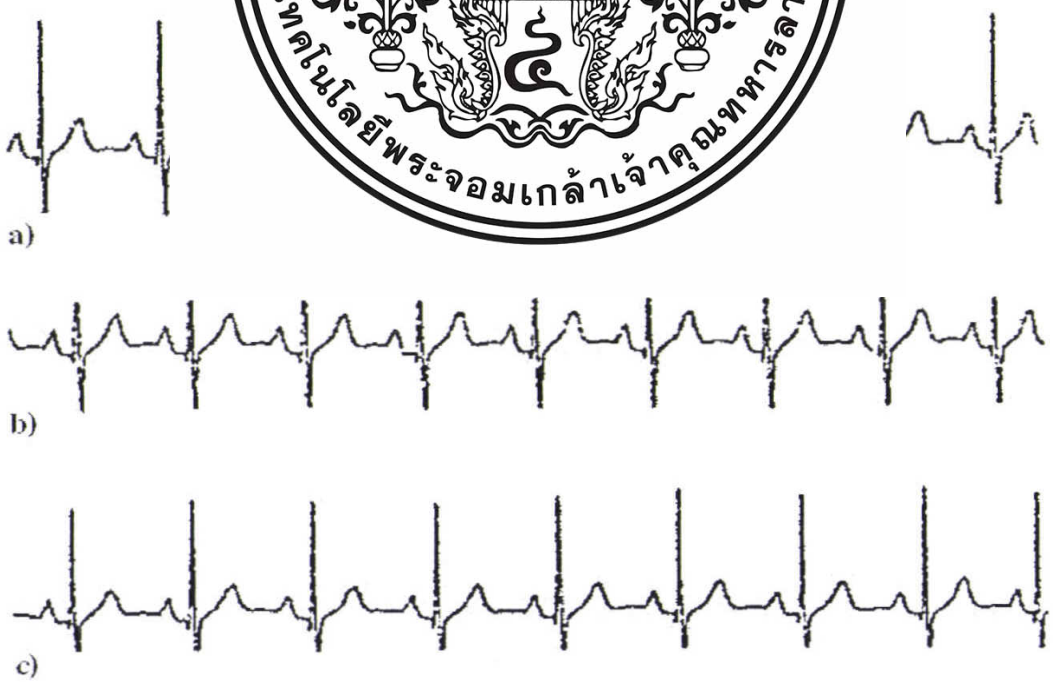
a คลื่นอีซีจีปกติ จากเครื่องมือซึ่งมีการตอบสนองความถี่กว้างกว่า 0.02-150 Hz

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

c คลื่นอีซีจีจากรูป b แต่บันทึกได้ด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองความถี่ 1-150 Hz สังเกตความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานเครื่องอีซีจี เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่าคลื่นแต่เดิมมียอดเดียวจะกลายเป็น 2 ยอดความผิดปกติเช่นนี้จะเรียกว่า Low-Frequency Distortion

2.7.2 การอิ่มตัวหรือการตัดความผิดเพี้ยน (Saturation or Cut off Distortion)

แรงดันออฟเซ็ท (Offset Voltage) ที่อิเล็กโทรดหรือการปรับแอมปลิไฟล์เออร์ไม่ถูกต้องในเครื่องอีซีจีอาจทำ[illegible]อีซีจีเปลี่ยนไปได้มาก รูปที่ 2.8a [illegible]จากการเปลี่ยนระดับไปสู่การอิ่[illegible]ร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินศักย์ไ[illegible]มื่อส่วนล่างของคลื่นอีซีจีถูกตัดอ[illegible]ตว่าในกรณีเส้นพื้นฐานจะเรียบดี[illegible]ว่าระดับที่ถูกตัดถ้าเป็นเช่นนี้จะเห็[illegible]



รูปที่ 2.8 ความผิดพลาดของคลื่นอีซีจี ซึ่งมีผลมาจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมปลิไฟเออร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.3 วงจรสายดิน (Ground Loops)

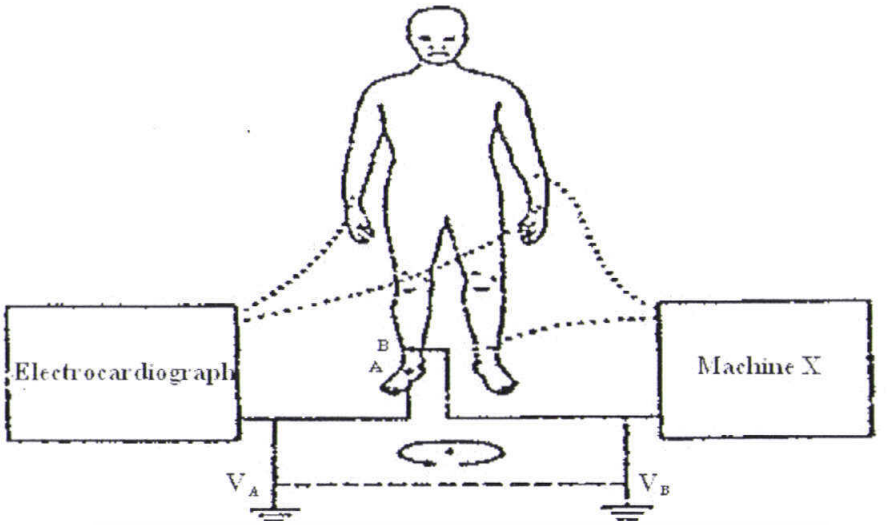
ผู้ป่วยที่กำลังบันทึกอีซีจี เช่นในมอนิเตอร์การทำงานของหัวใจเป็นต้น ย่อมได้รับการต่ออุปกรณ์ไฟฟ้าอย่างอื่นด้วย อุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละอย่างจะมีการต่อสายดินของตนเอง อาจจะอาศัยร่วมไปกับสายไฟ หรือในบางกรณีนั้นจะต่อโดยผ่านไปกับสายดินใหญ่ไปยังจุดสายดินในห้อง

วงจรสายดินอาจเกิดขึ้นใน ภาวะที่แสดงในรูปที่ 2.9a ในรูปตัวนี้ ผู้ป่วยได้ต่ออยู่กับเครื่อง 2 เครื่อง คือ เครื่องอีซีจีและเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสายดินต่ออยู่กับตัวของผู้ป่วย เครื่องอีซีจีถูกต่อลงดิน โดยผ่านปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องอีกเครื่องหนึ่งนั้นก็มีสายดินโดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกัน แต่มีปลั๊กอยู่อีกที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็นสายดิน B ถ้าสายดิน B มีศักย์สูงกว่าสายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านไปยังตัวเครื่องและผู้ป่วย และผ่านอิเล็กโทรดของเครื่องอีซีจีไปลงที่จด A กระแสไฟฟ้าดังกล่าวนอกจากจะมีปัญหาทางด้านความปล น ซึ่งต่ออยู่กับตัวเครื่องตัวอย่างเ และสายดิน A จึงทำให้เกิดคอมม ทำให้คอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโ

ทางเดินข รียกว่ากราวนด์ลูป (Ground loop) องอุปกรณ์ทางการแพทย์

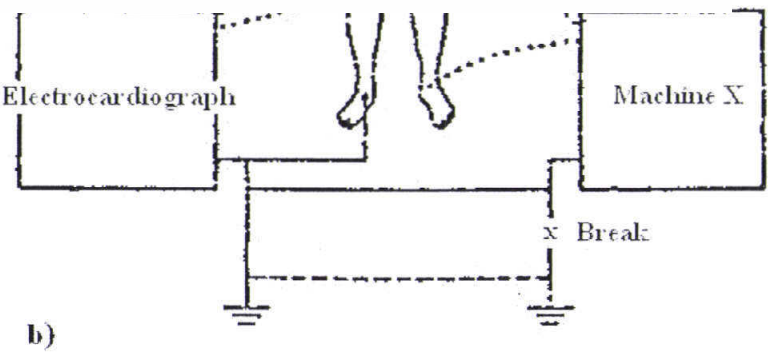
รูปที่ 2.9b ินที่ต่อมายังจุดเดียวกัน จึงไม่มีว เหนึ่งควรจะอยู่ในระดับเดียวกั ทำให้เครื่องมีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่า เดียว แต่ก็ไม่มีกระแสไฟฟ้าในว ศักย์ไฟฟ้าของสายดินเท่ากัน ดั้งนั้นจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดิน ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะไปสัมผัสกับสายดินของเครื่องก็ตาม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



a)

2.7.4 สาย



b)

รูปที่ 2.9b อันตรายที่เกิดจากรอยต่อที่ขาด

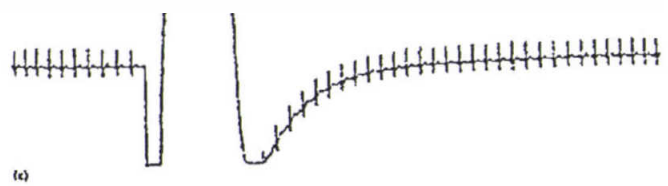
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

มีหลายครั้งที่สายต่อที่อิเล็กโทรดของเครื่องอีซีจี เส้นใดเส้นหนึ่งขาดไป ศักย์ไฟฟ้าที่สูงสามารถเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลทำให้ปากที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหว ไปตามคลื่นความถี่ของคลื่นไฟฟ้าเหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ขาด เนื่องจากอิเล็กโทรดสัมผัสไม่ดีกับตัวผู้ป่วย

2.7.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะที่กำลังตรวจวัดอีซีจีจะต้องป้อนคลื่นศักย์ไฟฟ้าสูง และกระแสจำนวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดศักย์ไฟฟ้าแรงสูงคร่อมอิเล็กโทรดของเครื่องอีซีจี ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงกว่าสัญญาณอีซีจีมาก ศักย์ไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่องอีซีจีเปลี่ยนระดับไปมาก ดังในรูป 2.10 ทั้งนี้มีการอิ่มตัวของแคปปลิไฟเออร์ในเครื่องอีซีจี คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้การเก็บประจุไฟฟ้าของ[illegible]กวนในทำนองเดียวกันนี้คือ การ[illegible]ย์ไฟฟ้ามากกว่าศักย์ไฟฟ้าจากอีซี[illegible]



รูปที่ 2.10 ผลของสิ่งที่รบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

a) การเปลี่ยนแปลงในระยะต้น

b) กลับคืนสู่สภาพปกติ

c) สภาพการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกัน แต่ลดกำลังการขยายของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
83088

2.7.6 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น ๆ

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น สามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้าอีซีจีได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้ หรือสถานีโทรทัศน์ หรือสถานีเรดาห์ เครื่องอีซีจีสามารถรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้ และเรคติไฟเออร์โดยเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจเปลี่ยนแปลงได้โดยพื้นที่หน้าตัดระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นโดยเครื่องกำเนิดไฟฟ้ามีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลนั้นเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่องไดอะเธอมีย์มักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้า อาจเกิดจากเครื่องเอ็กซ์เรย์หรือสวิทช์หรือรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ของโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟฟลูออเรสต์เซนต์ ก็ยังสามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบก เตอร์ขนาดเล็ก
ให้กับเครื่องอีซีจี งของคลื่นอีซีจี
ดังนั้นจึงไม่ทำให้ เคลื่นวิทยุนี้ ค่า
ของรีแอกแตนซ์มี ยไม่เข้าไปทาง
อินพุทของแอมปลิ

ยังมีการร เกล้ามเนื้อที่อยู่
ระหว่างอิเล็กโทร และป้อนเข้าไป
ทำการรบกวนใน

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ธนาคารโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

2.8 การป้องกัน

วงจรที่ใช้ ตรายที่เกิดจากไฟฟ้าดูด ที่เกิดขึ้นระหวางตวผู้ปวยกบตวเครอง และเครองเช เฟฟาทอยูเกลเคยง บางกรณีจากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยเข้าไปในเครื่องอีซีจี อาจทำให้เครื่องได้รับอันตรายจนเสียหายได้ เช่น เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับตัวเครื่องหลุดหรือขาดไป จะมีศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบเท่าสายดินสูงมาก ศักย์ไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่องอีซีจี หรือเครื่องมอนิเตอร์หัวใจถ้ามีจำนวนมากพอก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้ นอกจากนั้นยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการในภาพบันทึก ดังรูปที่ 2.9b

ในอุดมคติแล้ว เครื่องอีซีจีควรจะได้รับการออกแบบเพื่อป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดี อาจไม่มีระบบป้องกันหรือป้องกันได้หมด วงจรที่ใช้ป้องกันโดยมีอุปกรณ์จำกัดศักย์ไฟฟ้าสองปลายที่ต่ออยู่ระหว่างอิเล็กโทรดแต่ละอันของผู้ป่วยติดกับสายดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การต่อไดโอดสองอันให้กลับขั้วกัน เมื่อศักย์ไฟฟ้าที่ถึงระดับ 700 mV ไดโอดตัวใดตัวหนึ่งจะทำงานจึงช่วยจำกัดศักย์ไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 700 mV ได้ อย่างไรก็ดี การจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีทันใดที่ระดับ 700 mV แต่จะค่อย ๆ เกิดขึ้นที่ระดับ 300 mV ดังนั้นสัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

2.9 การลด Common mode และการรบกวนอย่างอื่น

ดังที่ได้กล่าวในตอนต้นแล้วว่า Common Mode Voltageสามารถทำให้เกิดการรบกวนแอมปลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่าแอมปลิไฟเออร์ที่มี High Common Mode Rejection Ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดขึ้นจาก Common Mode Voltage ได้ วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหา คือการกำจัดต้นตอของศักย์ไฟฟ้ารบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้ จะกล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่น ๆ พ

2.9.1 การ

การรบก เหนี่ยวนำทาง
แม่เหล็ก เราสามาร elding) การหุ้ม
กำบังไฟฟ้าสถิตนั้ บบที่จะทำการ
ตรวจวัด และต่อส การตรวจอีซีจี
โดยการฝังวัสดุที่น

การหุ้มกำ ลหะที่ใช้นั้นจะ
เป็นชนิดที่ความซึ ้นต้น หรืออาจ
กล่าวอีกนัยหนึ่งไ วิธีที่มีราคาถูก
มากคือการลดพื้น ที่เป็นสัญญาณ
ดิฟเฟอเรนเชียล แ ได้ง่ายโดยการ
บิดสายต่อให้เป็นเกลยวกสามารถลดการรบกวน เดมาก

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 แต่อิเล็กโทรดที่ต่อเข้ากับขาข้างขวานั้น จะถูกต่อกับออปแอมป์อีกชุด จะมีรีซิสเตอร์ที่ทำหน้าที่เฉลี่ย 2 ตัว คือ Ra

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำหน้าที่ Common Mode Voltage จากร่างกาย ให้กลับหัวและมีอัตราขยายมากขึ้น แล้วจึงป้อนกลับผ่านทางรีซิสเตอร์ R0 ไปยังขาขวา การป้อนกลับเชิงลบนี้จะขับ Common Mode Voltage ให้ไปสู่ค่าต่ำ กระแสที่ไหลสู่ร่างกายจะไม่ให้ไหลลงดิน แต่จะไหลไปยังวงจรเอาท์พุท ที่เป็นออปแอมป์จึงทำให้การรบกวนลดลงไปได้

วงจรนี้มีประโยชน์ทางด้านความปลอดภัยต่ออันตรายจากไฟฟ้าอีกด้วย ถ้ามีศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน ที่เกิดเนื่องจากกระแสรั่วไหลหรือวิธีอื่น จะทำให้ออปแอมป์ที่เสริมเข้ามานี้ ทำงานจนถึงจุดอิ่มตัว ค่า R0 ที่อยู่ระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน อาจมีค่าหลายเมกกะโอห์ม ดังนั้นจึงสามารถป้องกันผู้ป่วยได้

2.10 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

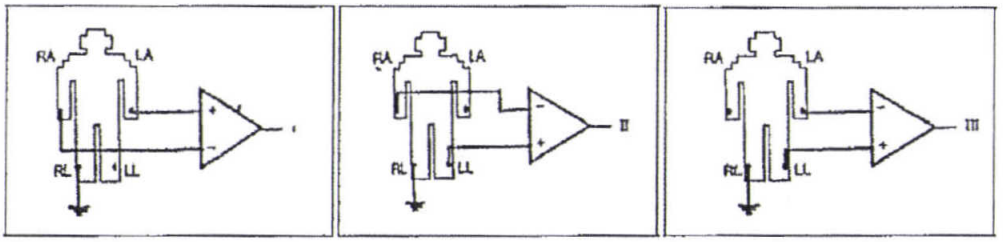
ในการติด ...าดบริเวณที่จะ
ติดขั้วไฟฟ้า (Elec ...l

รูปที่ 2.11 โครงสร้างของอิเล็กโทรด

2.10.1 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแขนขาคู่ขั้ว (Bipolar Limb Leads)

การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแขนขาคู่ขั้วดังรูปที่ 2.12 ซึ่งเป็นการต่อแบบมาตรฐาน(Standard Limb Lead) 3 วิธีตามตำแหน่ง ดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) (ข) (ค)

รูปที่ 2.12 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแขนขาคู่ขั้ว

(ก) Lead I (ข) Lead II (ค) Lead III

1. Lead I ระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย ดังรูปที่ 2.12(ก)
2. Lea
3. Lea

2.10.2 **'olar Limb Lead)**

การติด ented Limb Lead
ที่ขั้วบวกต่อกับ นศูนย์ แต่ในทาง
ปฏิบัติแล้วจะต้ ลยต่อตัวต้านทาน
R/2 เข้ากับขั้ กันเข้ากับขั้วลบ
วงจรขยาย ตาม

(ก) (ข) (ค)

รูปที่ 2.13 การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบขั้วเดียว

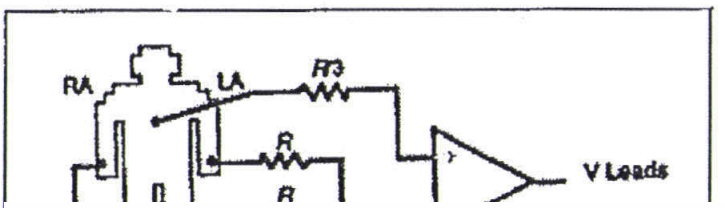
(ก) Lead aVR (ข) Lead aVL (ค) Lead aVF

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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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



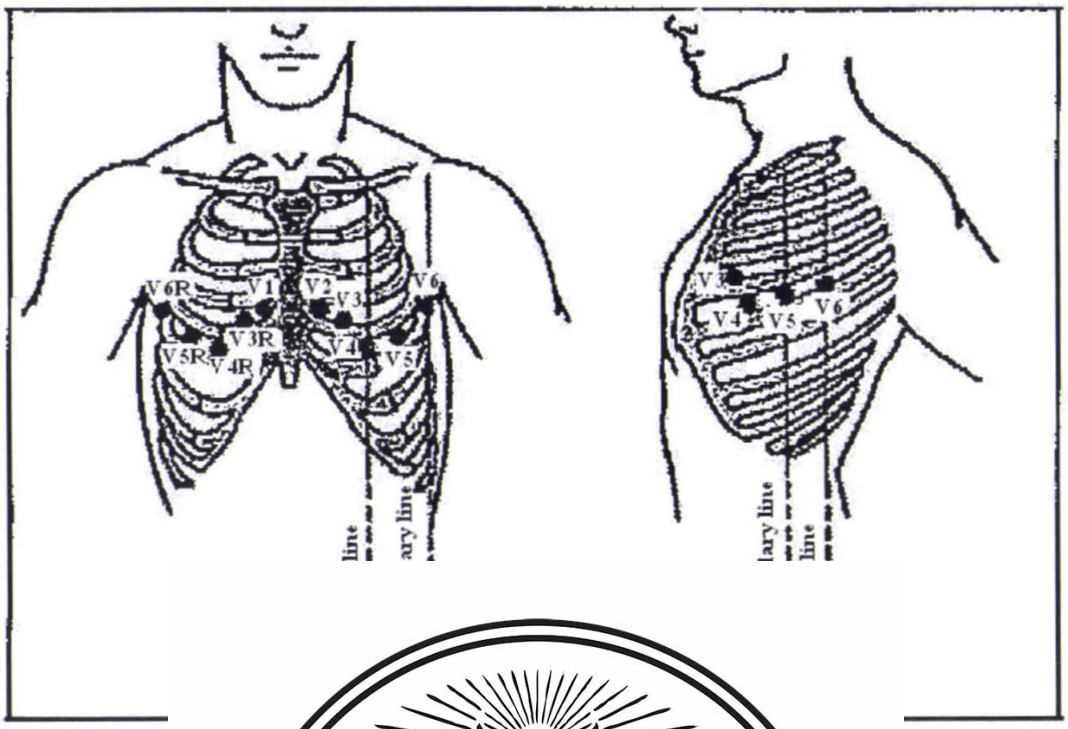
รูปที่ ยว

1. V_1 ระ
2. V_2 ระ
3. V_3 ระ
4. V_4 ที่เ
5. V_5 ที่จ Axillary Line

ตำแหน่งนี้สำคัญ อด(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 ที่แบ่งเวนตริเคิลซ้ายและขวาออกจากกันตำแหน่งบนหน้าอกทั้ง 6 จุด แสดงดังรูปที่ 2.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ในทาง ขนขา 2 เส้น และ
สายวัดจากอก 6 Lead II ที่คลื่น R
มีขนาดใหญ่ที่สุ

$$aVF = -\frac{I - 2II}{2}$$

โดยที่ *I* คือ Lead *I*

II คือ Lead *II*

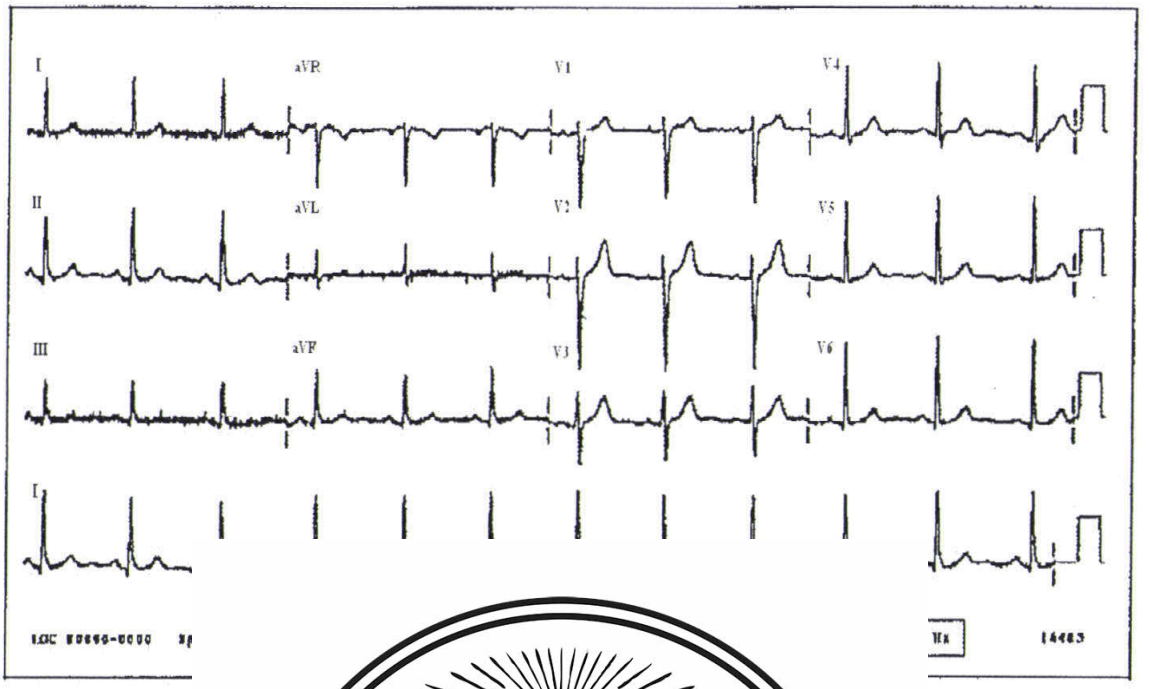
aVR คือ Lead *aVR*

aVL คือ Lead *aVL*

aVF คือ Lead *aVF*

ผลที่ได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้นพร้อมกัน จะแสดงดังรูปที่ 2.16 โดยในรูปดังกล่าวมีพัลส์อ้างอิงขนาด 1 mV

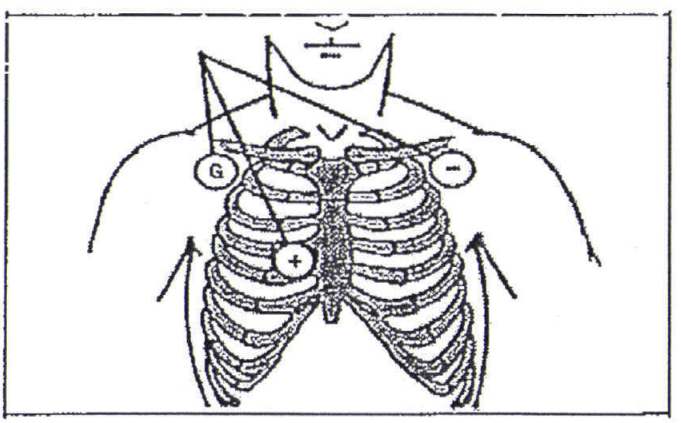
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รู

2.10.4 กา **or Lead)**

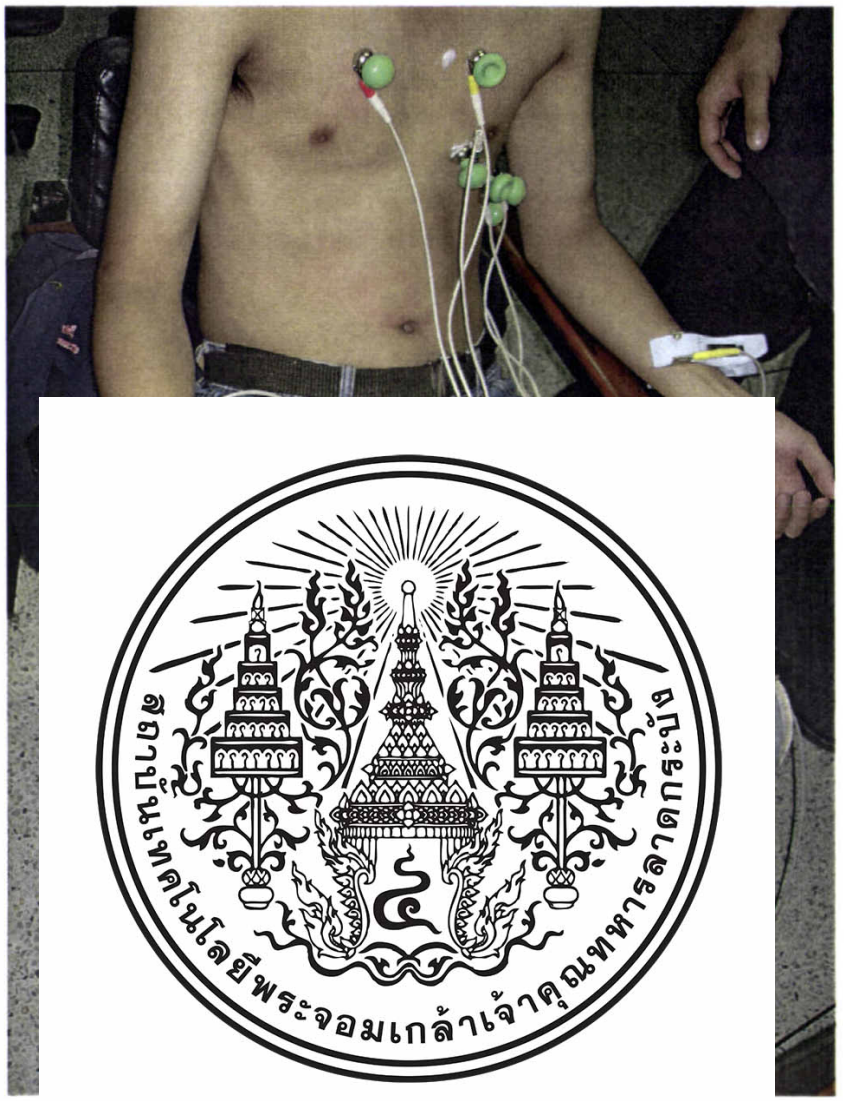
มีวัตถุประ หรือผู้ป่วยที่มี
อาการเคลื่อนไหว ด Lead ให้ได้
ขนาดคลื่นสัญญาณ เรบกวนสูงขึ้น
เพื่อให้ง่ายต่อการ ทรดขั้วบวกที่
ตำแหน่ง V_1 ส่วน ที่ตำแหน่งใกล้
ไหล่ขวาดังรูปที่ 2.



รูปที่ 2.17 ตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฝ้าระวัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางปฏิบัติแล้วผู้ป่วยแต่ละคนจะมีตำแหน่งการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ดีของแต่ละบุคคล ดังนั้นจึงขยับแผ่นอิเล็กโทรดตำแหน่งต่าง ๆ ได้



รูปที่ 2.18 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าตามทฤษฎี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

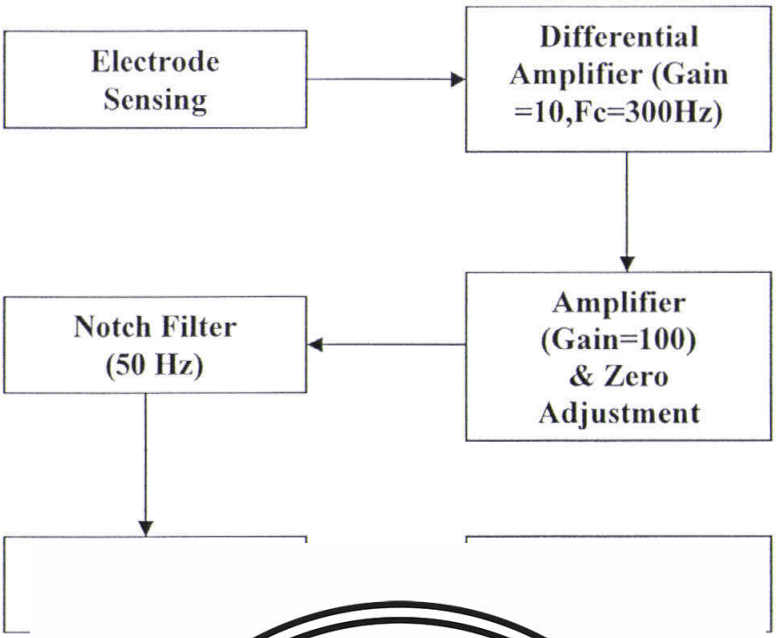
บทที่ 3
การออกแบบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

3.1 วงจรแอนะลอก

หัวใจเปรียบเสมือนแหล่งกำเนิดสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เราสามารถวัดศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใด ๆ บนผิวหนังของร่างกายโดยการติดแผ่นอิเล็กโทรดบนผิวหนัง ดังรูปที่ 3.1

โดยลัก าอยู่ในช่วง 0.5-5 มิลลิโวลต์ ส่วนความถี่อยู่ในช่วง 0.5-200 เฮิรตซ์ ซึ่งสัญญาณที่ได้มีขนาดน้อยมาก ๆ จึงต้องทำการขยายสัญญาณ โดยมีสัญญาณรบกวนต่าง ๆ เช่น สัญญาณไฟบ้านความถี่ 50 Hz ซึ่งอาจถูกเหนี่ยวนำและถูกขยายใหญ่ขึ้นไปด้วย ดังนั้นต้องทำการกำจัดสัญญาณรบกวนเหล่านั้นออกไป ในรูปที่ 3.2 แสดงแผนภาพบล็อกไดอะแกรมของวงจรแอนะลอกที่ใช้ในการจัดการสัญญาณที่ตรวจวัดได้จากอิเล็กโทรดก่อนจะทำการบันทึกค่าซึ่งประกอบไปด้วย อิเล็กโทรดที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคน วงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier Circuit) วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier and Zero Adjustment Circuit) วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ (Notch filter Circuit) วงจรยกระดับแรงดัน (DC Level shift Circuit) และการ์ด NI USB 6008

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ธนบุรีเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

3.1.1 วง

จากรูปที่ ดของสัญญาณ

น้อยมากเพียงประ ผิวหนัง ซึ่งมีค่า

ความต้านทานสูง ์ ประปนมาด้วย

โดยวงจรขยายที่น

1. อินพุท ป้องกันการเสีย

สมดุลของวงจรแ จรมีผลเสียต่อ

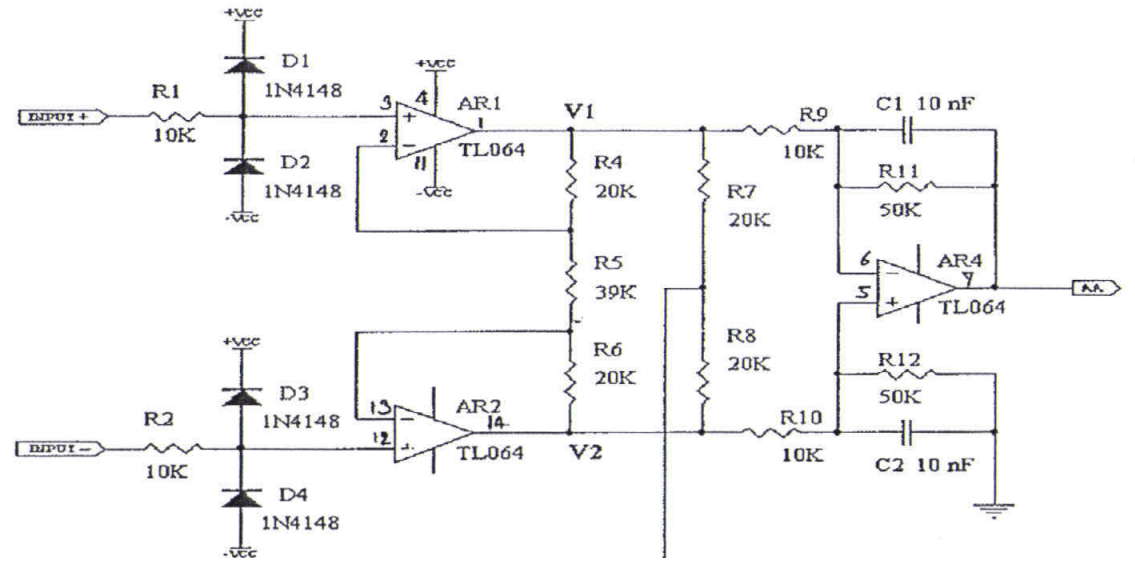
วงจรขยาย คือ สัญ de Signal) ไม่

สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซต (Offset Voltage) ซึ่งจะถูกขยาย ให้มีขนาดมากที่เอาท์พุท ถ้าศักย์ไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามาก จะทำให้วงจรขยายอิ่มตัวมีศักย์ไฟฟ้าเอาท์พุทค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่าของศักย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายด้านใดด้านหนึ่ง ทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

2. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด (Differential mode) สูง และมีอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common mode) ต่ำ ซึ่งควรมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB สำหรับวงจรขยายนี้

สำหรับออปแอมป์ตัวล่างของวงจร เรียกว่า Right Leg Driver ใช้แทรกกราวนด์ที่ต่อกับตัวคนไข้ ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายคนไข้กับกราวนด์ของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



จากวงจรจะได้ว่า

เนื่องจาก

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

และ

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

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

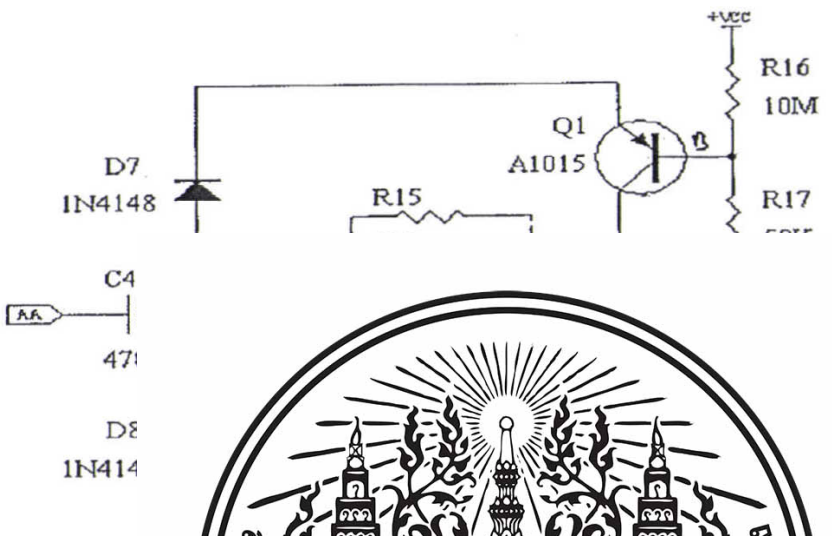
$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in+} - V_{in-}} = -\frac{R_{11}(R_4 + R_5 + R_6)}{R_5 R_9} = -10.12$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อแทนค่าความต้านทาน จะได้อัตราขยายประมาณ 10 เท่า และสัญญาณกลับเฟสส่วนตัวเก็บประจุทำหน้าที่กรองความถี่ต่ำผ่าน โดยมีความถี่คัทออฟ (Cutoff Frequency) อยู่ที่

$$fc = \frac{1}{2\pi R_{11} C_1} = 318Hz$$

3.1.2 วงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit)



จากวงจร ...ไฟฟ้าหัวใจ ผ่าน วงจรขยายความแ... ...ป่วยขยับตัวจะทำให้ความต้านทานตรงรอยต่อสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง และวงจรเสียสมดุล เกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุท ของวงจรขยายความแตกต่าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะลอยออกห่างจากศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากคาบเวลาคงที่ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก วงจรปรับศูนย์จะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ให้น้อยลงเมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนด

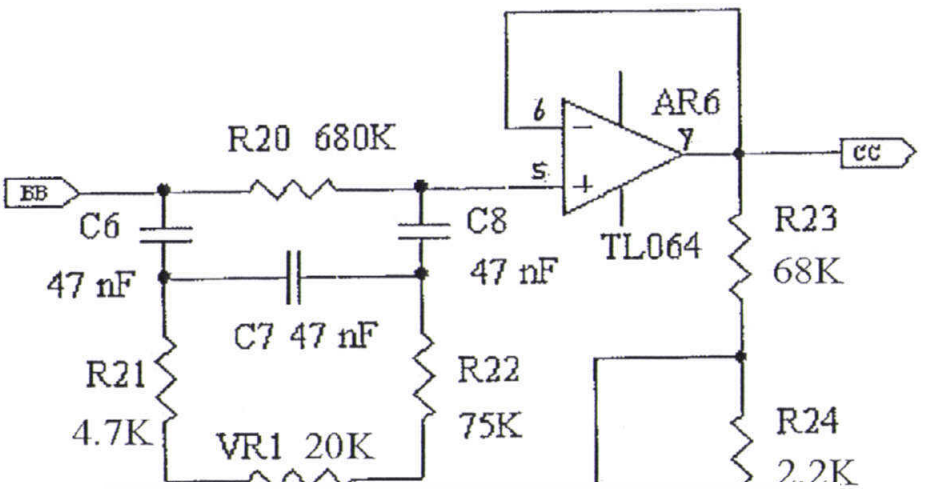
อีกสิ่งหนึ่งก็คือ ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบป้อนกลับทางลบ สัญญาณที่ได้จึงกลับเฟสและมีอัตราการขยายดังสมการ

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

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

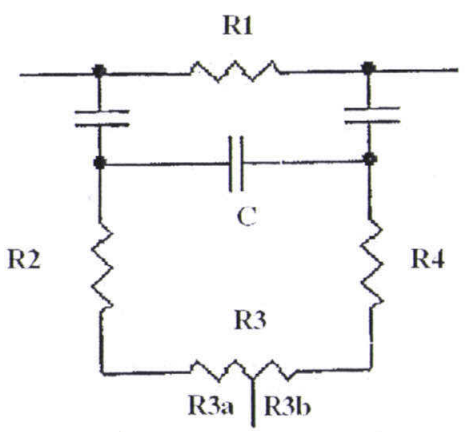
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (Notch Filter Circuit)



รูปที่ 3.5 เฮิรตซ์

ในรูปที่ 3 ที่ 50 เฮิรตซ์ ซึ่ง
เกิดจากการเหนี่ย 0.5-200 เฮิรตซ์
ถ้าใช้วงจรกรอง lter) ก็จะทำให้
สัญญาณไฟฟ้าหัว หรือแบบนอตช์
(Notch filter) ซึ่ ่ ส่วนสัญญาณ
รบกวน 50 เฮิรตซ์
ในการอ



รูปที่ 3.6 วงจรกรองความถี่แบบนอตช์

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

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

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

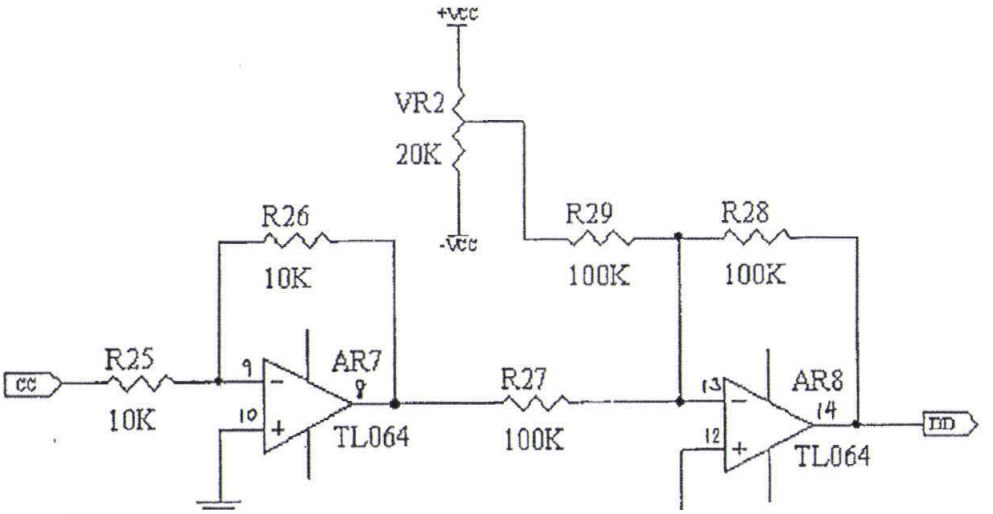
$$R_b = (R_4 + R_{3b})$$

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

โดย F_c คือ ความถี่ที่จำกัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 วงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit)



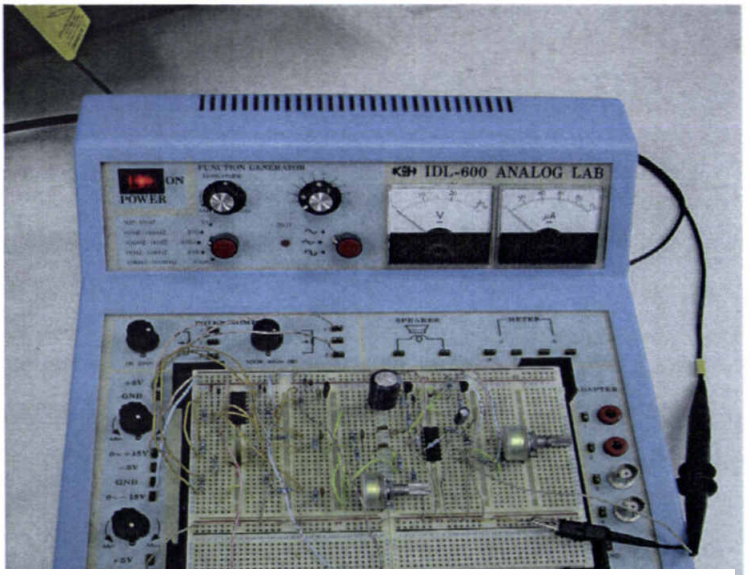
หลังจา
(ปรับค่า VR2)
ได้สัญญาณดิจิ
เครื่องหมาย

แรงดันรูปที่ 3.7
นดิจิตอล เพื่อให้
ตในการกำหนด

เมื่อนำ
ศูนย์ (Amplifier
filter Circuit) แ
แอนะลอก) จะไ

ัญญาณและปรับ
50 เฮิรตซ์ (Notch
ร์ดทดลอง (วงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ธนบุรี เทคโนโลยี พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

3.2 วงจรแปล

วงจรแ ราคาไม่แพงและ

มีหลายฟังก์ชัน l Instrument จะมี

คุณสมบัติที่สำค

- มีขน
- อินพุ
- มีการเชื่อมต่อที่ง่ายและมีประสิทธิภาพตามราคา
- มีตัวนับเหตุการณ์ 32 บิต

สำหรับรายละเอียดต่าง ๆ ของ NI USB-6008 นั้น จะกล่าวถึงในภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.9 NI USB-6008

3.3 การเชื่อม

การเชื่

ฟ้าหัวใจมาแสดง

ได้ 2 ทาง คือ บ

อมพิวเตอร์ โดย

ใช้โปรแกรม La

ออสซิสโลสโคป

NI USB-6008

LabVIEW Software on Computer

รูปที่ 3.10 แผนภาพบล็อกไดอะแกรมของการเชื่อมต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

LabVIEW

4.1 บทนำ

LabVIEW คือ เป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้น เพื่อนำมาใช้ในด้านการวัดและเครื่องมือวัดสำหรับงานทางด้านวิศวกรรม LabVIEW ย่อมาจาก **Lab**roatory **V**irtual **I**nstrument **E**ngineering **W**orkbench หรือนิยมเรียกว่า VI ซึ่งหมายความว่าเป็นโปรแกรมที่สร้าง "เครื่องมือวัดเสมือนจริงในห้องปฏิบัติการทางวิศวกรรม" ในบทนี้จะกล่าวถึงส่วนประกอบต่าง ๆ ของ LabVIEW เพื่อให้เข้าใจถึงส่วนประกอบต่าง ๆ ที่ใช้งานการเขียนโปรแกรม หรือพื้นฐานการต่อใน Block Diagram รวังว่าจะสามารถเริ่มเขียน VI ได้ นี้แล้วจะมีความรู้ในเรื่อง

1. ส่วน
2. ฟร้อ
3. คำสั่ Menu
4. การ นิดของตัวแปรที่ใช้ใน LabVIEW
5. โหม่ต่อ (Connector) รวมถึงการเชื่อม
6. ทำค

สำหรั ความคุ้นเคยกับส่วนประกอบต่ VIEW อย่างไรก็ตามยังจะไม่เน้นหนักด้านการเขียนโปรแกรมหรือ VI ในบทนี้ กิจกรรมต่าง ๆ มีจุดประสงค์เพื่อให้เกิดความเข้าใจพื้นฐานเท่านั้น

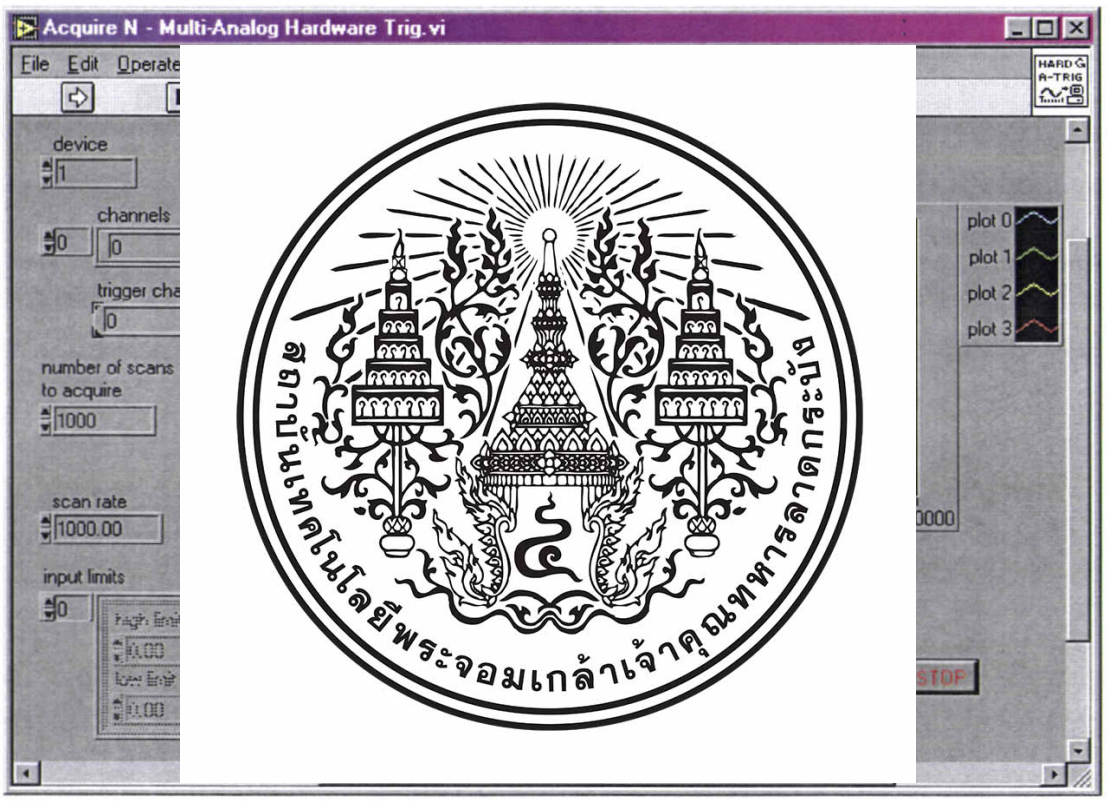
4.2 Front Panels and Block Diagrams

อันดับแรกเราจะแนะนำให้ได้รู้จักกับองค์ประกอบพื้นฐานของ LabVIEW สองส่วน คือ ส่วนที่จะติดต่อกับโปรแกรมหรือ Front Panel และส่วนที่ผู้เขียนจะต้องกำหนดการทำงานของโปรแกรมหรือ Block Diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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 แล้วเราจะพบว่าการเขียน 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

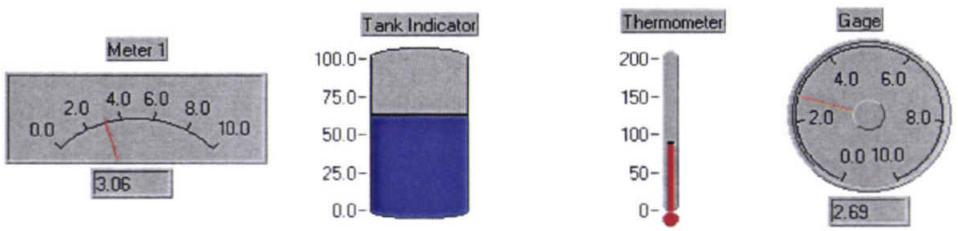
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.1 Controls

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

รูปที่ 4.2 ...nt Panel

...ะรับค่าที่ได้จาก
แหล่งข้อมูลมา... ...ื่น ๆ Indicator นี้
เปรียบเสมือน C... ...่สามารถปรับค่า
บน Indicator ได้โดยตรงแต่จะต้องมีข้อมูลที่ส่งให้กับ Indicator เหล่านี้ ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะมีเป็น Indicator บางชนิดแสดงในรูปที่ 4.3



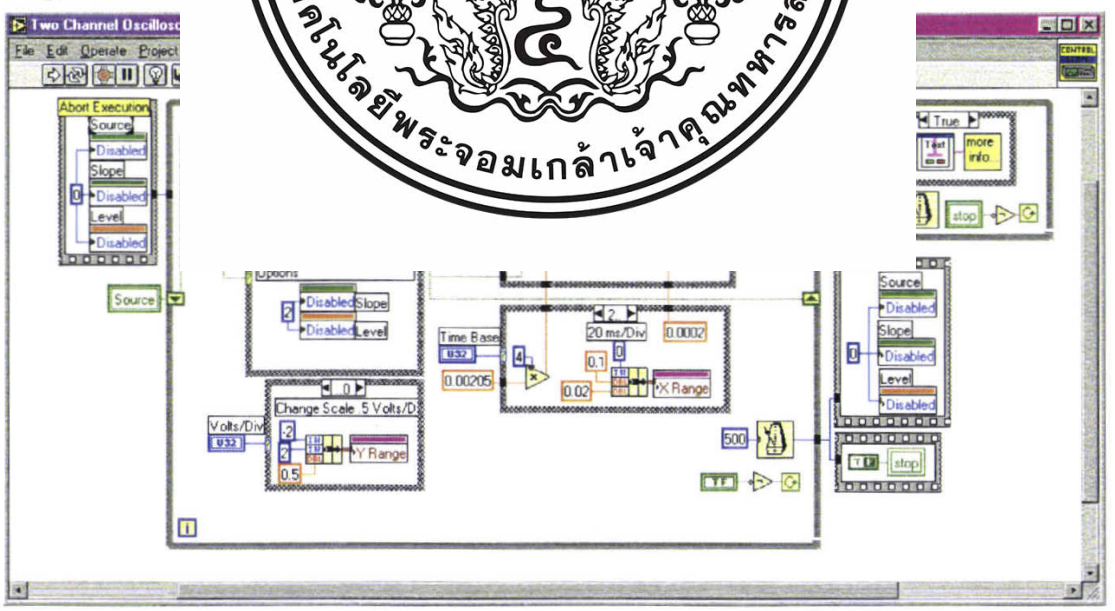
รูปที่ 4.3 ตัวอย่างของ Object ที่ปกติแล้วจะทำหน้าที่เป็น Indicators บน Front Panel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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 เพราะจะต้องกำหนดการทำง ...องการออกแบบ GUI เรียบร้อยแ ...เอง และส่วนที่มีหน้าที่นั้นคือ Bl ...Data Flow Chart และตัวโปรแกร ...อการเขียน Code ในภาษา G นั่น ...N นั่นคือBlock Diagrams นั้นพ ...ระหว่างที่สร้าง Block Diagram ...อย่างของ Block Diagrams แสดง



รูปที่ 4.4 ตัวอย่างของ Block Diagrams

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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

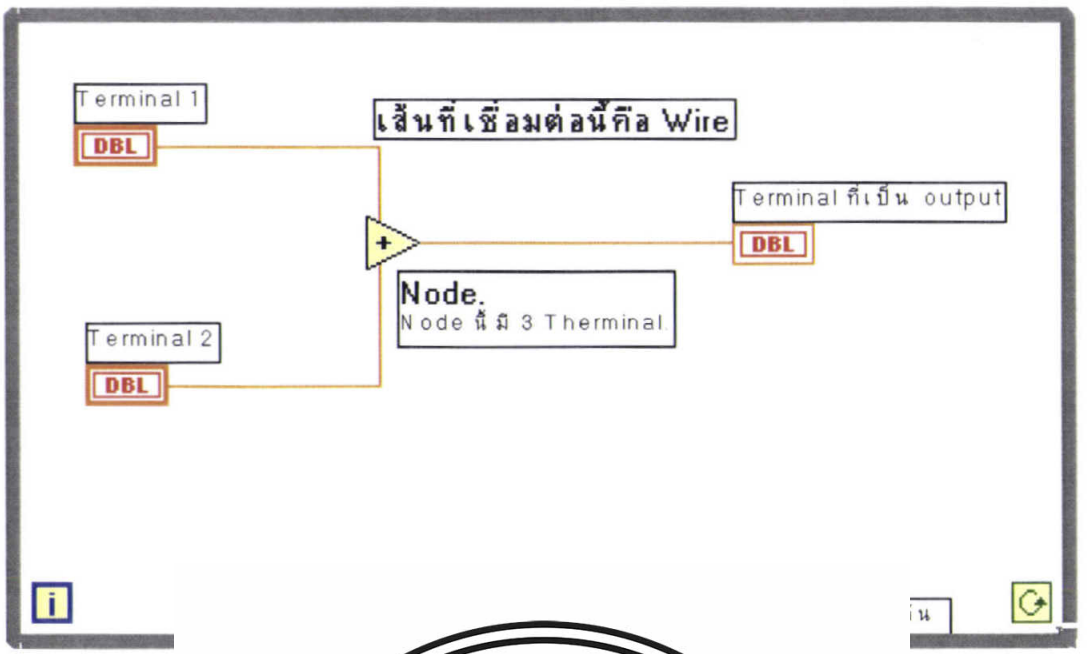
ทุกครั้งที่เราสร้าง Control หรือ Indicator บน Front Panel ใน Window ของ Block Diagram จะปรา[ก]ง[ส]ถานีต้นทางของข้อมูลถ้า Tern[ ]จ[ุ] [ ]nt Panel ดังนั้น เมื่อเราไม่สามาร[ถ] [ ] Control หรือ Indicator นั้นออก[จ] [ ]iagram เช่นกัน

4[ ]

N[ ] [ข]้อมูลใน Block Diagram เช่นเดียว[กั] [บ]ะห์ข้อมูล เมื่อมีข้อมูลเข้าสู่ Node [ ]ไปนั้น จะมีการประมวลผลอย่าง[ใด] [ใ]นประเภทการเปรียบเทียบข้อมูล[ ] [ค]ณิตศาสตร์ทั่วไป นอกเหนือจากนั้น Node นจะมีส่วนที่เรียกว่า 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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ...agram

...ระเภท Structure หรือ Control ...ป็น คำสั่งจำพวก IF...THEN, FO...

...ข้อมูล และส่วนแสดงผลข้อมูล... ...ข้อมูลให้เป็นไปตามที่ต้องการ... ...การเชื่อมการส่งข้อมูลระหว่าง 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

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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 เช่นถ้า Node ต้องการตัวเลข เราจำเป็นต้องต่อสายตัวเลขเข้ากับ Node นั้นถ้าหากเราต่อสายตัวอักษรเข้าไปใน Terminal ที่ต้องการตัวเลข สายต่อนั้นจะกลายเป็นสายต่อเสียหรือ Bad Wire และ[illegible]ขณะที่เราต่อสายระหว่าง Termi[illegible]w Programming จะต่างจากการเ[illegible]ะถูกส่งเข้าสู่ส่วนประมวลผลทีล[illegible]นั้น โปรแกรมจะคำนวณเมื่อมีข้อ[illegible]ูลเข้าถึง Node นั้นแล้ว จะมีการป[illegible]เสร็จสิ้นในแต่ละรอบเมื่อข้อมูลถ[illegible]ลำดับการจัดวางไม่ได้ทำจากซ้า[illegible]ูลซึ่งในการเขียนโปรแกรมในเบื้[illegible]สักระยะเพื่อที่จะเข้าใจการทำงา[illegible]

4.2.2.4 Icon และ Connector

ถ้าเราคุ้นเคยกับการเขียนโปรแกรมเป็นตัวอักษร เราคงไม่ทราบว่าเราเขียนโปรแกรมย่อยขึ้นมาเพื่อใช้ร่วมกับโปรแกรมหลัก โดยการเขียนโปรแกรมย่อยหรือ Subroutine นี้จะมีประโยชน์อย่างมากในกรณีที่จะต้องทำการประมวลผลบ่อย ในภาษารูปภาพก็เช่นกันสามารถที่จะสร้าง Subroutineขึ้นมาได้ 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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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

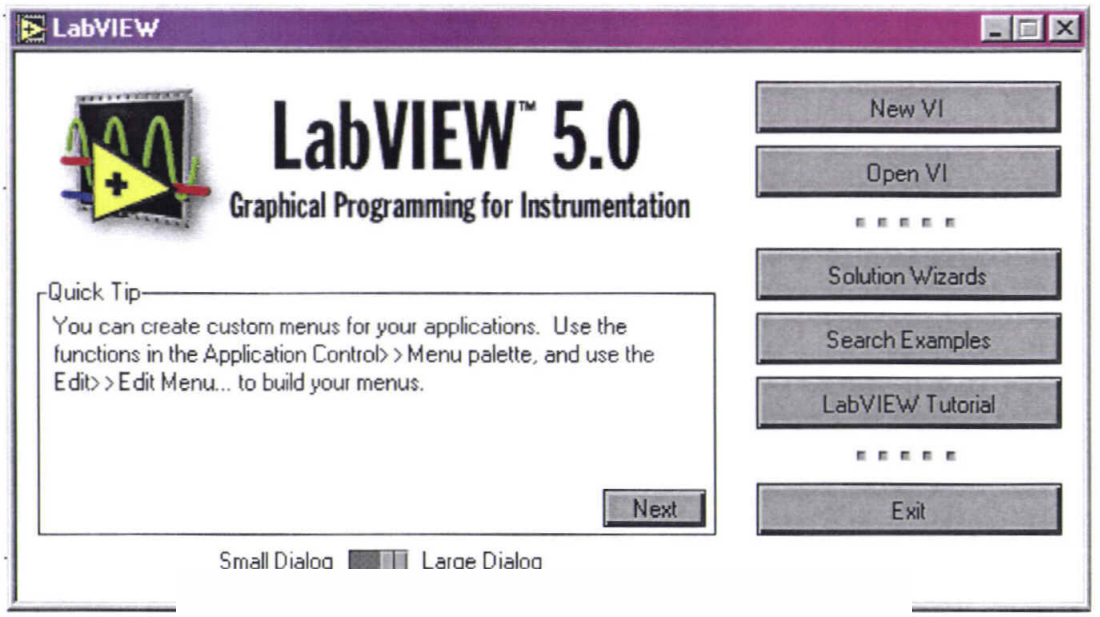
เมื่อนำ VI นี้ ไปใช้เพื่อเป็น subVI สามารถที่จะกำหนดให้มี Input และ Output ที่จะเข้าและออกจาก VI ซึ่งการเข้าและออกของข้อมูลสู่ subVI นั้นจะผ่านทาง Connector ซึ่งหากจะเปรียบเทียบกับภาษาตัวอักษรที่คุ้นเคยแล้วการใช้ Connector ก็เหมือนกับการใช้คำสั่ง Parameter ในภาษา C หรือการใช้คำสั่ง Function ในภาษา FORTRAN นั่นคือการกำหนดว่าข้อมูลใดเป็นข้อมูลที่ส่งไปสู่ Subroutine และข้อมลใดเป็นข้อมลที่รับกลับออกมาจาก Subroutine ทำนองเดียวกันกับใน I ıt Connector เมื่อ ข้อมูลได้รับการ al ามารถแสดงให้เห็น Connector ในภายหลัง ซึ่งเป็นส่วนที่มา พร้อมกับ LabV ยต่อต่าง ๆ เรียก Connector

รูปที่ 4.6 Icon และ Connector ของ VI

4.3 Menu and Palette

เมื่อเราเปิดโปรแกรม LabVIEW ขึ้นมาทำงานในครั้งแรก ใน LabVIEW 5.0 เราจะพบกับหน้าต่างของแรกของ LabVIEW ดังแสดงในรูปที่ 4.7 หน้าต่างนี้จะเป็นการสอบถามว่าเราต้องการจะทำอะไรต่อไปนี้ 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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เมื่อเรา ...ะประกอบด้วย
หน้าต่างต่อไปนี้

1. Fron
2. Bloc
3. Con
4. Fun
5. Too

อย่างไร ...ในตอนแรกจะมี
เฉพาะบางส่วน ...ี่ โดยหน้าต่างที่ Active หรือพร้อมใช้งานหน้าต่างแรกคือหน้าต่าง Front Panel รูปร่างของ Front Panel Windows ก็จะมีลักษณะคล้ายกับหน้าต่างที่ทำงานบน Windows ทั่วไป คือประกอบด้วย

ธนบุรีเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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 ซึ่งต้องการเลือกใช้เมนูใดก็Click ที่เมนูนั้นได้

หากลอ ต่ละ Menu หลัก ซึ่งในแต่ละ Me

1. File

2. Edi 5.0), Cut, Copy, Preference เป็น

3. Ope และอื่น ๆ

4. Proj นี้จะมีประโยชน์ เมื่อเราทำงานกั

5. Wi ront Panel หรือ Block Diagram

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 ที่ทำงานบนWindows นั่นคือเป็นการรวบรวมคำสั่งที่ใช้อยู่เป็นประจำให้มาอยู่ในรูปของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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 จะเปลี่ยนลักษณะเป็นลูกศรวิ่ง เมื่อโปรแกรมกำ ว่า VI นั้นยังไม่พร้อมทำงานห พท์ที่นิยมใช้เมื่อโปรแกรมหรือ

Co ของ Data Flow จะเริ่มต้นเมื่อได้ รก็ตามในกรณีที่ต้องการให้ VI ลับไปเริ่มต้นทำใหม่ไปเรื่อย ๆ านอย่างต่อเนื่อง ปุ่มนี้จะมีลักษณ

Ab สั่งให้ VI ทำงาน ปุ่มนี้จะใช้งาน ด้วย Run หรือ Continuous Ru ในการยกเลิกการทำงานของ VI

ข้อควร ...ือใช้เป็นการหยุดการทำงานในสภาพปกติ 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 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Warning Button เป็นการเตือนการทำงานของ LabVIEW ถ้าหากว่าเรากำหนดให้ LabVIEW มีการเตือนและเมื่อปุ่มนี้ปรากฏสามารถให้แสดงข้อมูลที่มีการเตือนโดย Click ที่ปุ่มนี้ การปรากฏปุ่มเตือนนี้ ไม่ให้แสดงว่าเกิดการผิดพลาด เพียงแต่เตือนว่ามีสิ่งผิดปกติเกิดขึ้นในโปรแกรมของเรา

14pt Application Font Front Ring เราสามารถเปลี่ยนรูปแบบตัวหนังสือ ที่ปรากฏบน VI ได้โดยใช้ Front Ring นี้บน 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 ซึ่งเป็นคำสั่งเพื่อ

อยู่ลักษณะแนวที่ ต้องการ

ต่าง ๆ ให้เป็นไป ตามที่ต้องการ

Diagram ว่าวัตถุที่ วางอันใดจะอยู่ ถูที่วางลงอันแรก อยู่ล่างสุด และ อกต่อไปนี้ซึ่งคง คุ้นเคยกับโปรแ

4.3.4 โ

เมื่อเรา) นั่นคือสามารถ แก้ไข เปลี่ยนแปลงค่าต่าง ๆ ตามต้องการ ก่อนที่จะสั่งให้ VI ทำงาน VI จะอยู่ในโหมดการทำงาน (Run Mode) ซึ่งหมายความว่าไม่สามารถแก้ไขโปรแกรมได้ในขณะนี้ แต่อาจเปลี่ยนแปลงค่าของ Control ต่าง ๆ บน Front Panel ได้ โดยทั่วไปแล้ว VI จะอยู่ในโหมดการทำงานจนกว่าจะทำงาน เสร็จหรือสั่งหยุดการทำงาน และเมื่อ VI หยุดการทำงานในโหมดการทำงานแล้ว VI จะกลับเข้ามา อยู่ในโหมการแก้ไข

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

Edit > Miscellaneous > Open VIS in Run Mode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.5 Pop-Up Menu

นอกจากเมนูที่เรามีอยู่บน Menu Bar ซึ่งเป็นประเภท Pull-Down Menu แล้วในการเขียนVI จะมีเมนูอีกประเภทหนึ่ง ซึ่งเรียกว่า Pop-up menu ซึ่งเมนูประเภทนี้อาจจะใช้มากกว่าเมนูแบบแรกในการเขียน VI

การที่เราจะเรียก Pop-up menu ขึ้นมาใช้วิธีการง่ายที่สุดใน 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

4.3.6 ส่วนประกอบของ Pop-up Menu

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

Hierarchical Menu นี้บางครั้งจะเป็นการเลือกตัวเลือก โดยจะเป็นการเลือกว่าจะใช้หรือไม่ใช้ตัวเลือกนั้น โดยจะมีเครื่องหมายถูก อยู่หน้าตัวเลือกนั้นหากเลือกใช้

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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 Chang to Indicator จะเปลี่ยน Control เป็น Indicator ข้อควรระวังในการใช้คำสั่งนี้ก็คือ Control Object และ Indicator Object มีหน้าที่ตรงกันข้ามกันและไม่สามารถที่จะทำงา น VI ได้

4

ถ้ anel จะพบว่า

LabVIEW จะแสด am และถ้าหาก

เลือก Find Contr น Front Panel

คำสั่งทั้ง 2 นี้ จะป nt Panel และ

Block Diagram เท่

4

ห enu คือจะเป็น

การกำหนดให้แส

4.3.6.4 Data Operation

เมนูนี้เป็นเมนูที่จะปรากฏขึ้นเฉพาะ ขณะที่ VI อยู่ในโหมดการทำงานเท่านั้น ซึ่งจะใช้กับ Control และ Indicator โดยจะมีเมนูย่อยต่อไปนี้

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

2. Make Current Value Default จะกำหนดค่าขณะนั้นให้เป็นค่าเริ่มต้นเมื่อเริ่มให้ VI ทำงาน

3. Cut Data, Copy Data และ Paste Data เป็นการตัด คัดลอก และใส่ข้อมูลออกจากหรือลงใน Control หรือ Indicator ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.6.5 Description

เมนูนี้เป็นการนำ Dialog Box หรือช่วงข้อความขึ้นมา เพื่อจะได้ใส่หรืออ่านข้อความที่ 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

เ :t

4

เ rd) โดยการกด

ปุ่มหลาย ๆ ปุ่ม ข [กำลังทำงาน

LabVIEW จะทำ :y Focus คือ

Active หรือทำงาน

4

ข

4.3.6.10 Replace

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

แนะนำ : ยังไม่มีความจำเป็นที่ต้องกังวลที่จะต้องจำอุปกรณ์เหล่านี้ทั้งหมดในขณะนี้ จะจำได้เอง เมื่อใช้งาน LabVIEW ไปสักระยะหนึ่ง แล้วเราจะเข้าใจถึงขั้นตอนของเมนูเหล่านี้มากขึ้น

การฝึกใช้และการเรียนรู้ส่วนประกอบต่าง ๆ ของ Pop-up Menu จะมีประโยชน์มากในการเขียน VI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

Pop-up Menu ของ Object เดียวกัน อาจต่างกันได้หาก VI อยู่ในคนละโหมดการทำงาน หากเราเรียก Pop-up Menu แล้วไม่พบคำสั่งที่ต้องการ อาจเป็นไปได้ว่าไม่มีคำสั่งนั้นสำหรับ Object ที่เราเลือก หรือ อยู่ผิดโหมดที่จะมีตัวเลือกนั้น

4.4 Floating Palettes

เมื่อเราเปิดโปรแกรม LabVIEW ขึ้นมาเราจะพบ หน้าต่างที่บรรจุคำสั่ง หรือ Palette ที่อาจปรากฏให้เห็น 3 หน้าต่างคือ Tools, Controls และ Functions Palettes แม้ว่าโดยปกติหน้าต่างเหล่านี้จะไม่ปรากฏขึ้นพ งตัวเราอาจใช้ตัวเลือก Show..... นั้นได้

4.4.1 Cor

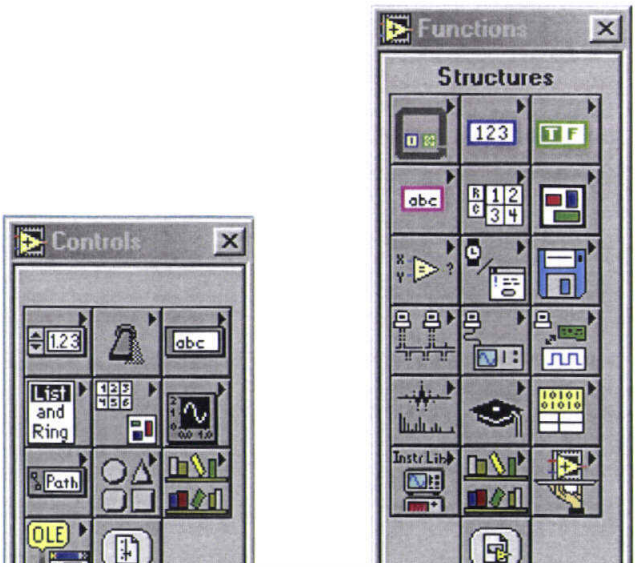
แม้ว่าเราเ ที่ 4.12 ปรากฏขึ้นแต่ทั้งคู่จะใช้งา

Controls ร้อมทำงานอยู่เท่านั้น ถ้าหาก Fro ะหายไป หรือเราอาจปิดเฉพาะ C

Function พพร้อมทำงานอยู่เท่านั้น ถ้าหาก es นี้จะหายไปหรือปิด Palette นี้เ

Palettes ทงสองจะม Subpalette บรรจุอยูถาหากวาเราเลอนลูกศรของเมาส์ไปที่ปุ่มของ Subpalette ในชื่อของ Subpalette นั้นจะปรากฏขึ้น และหากกดลงไปที่ปุ่มของ Subpalette ใดและกดค้างไว้จะพบว่าจะมีการแสดงส่วนประกอบของ Subpalette นั้นต่อออกไปอีก และในหลายกรณีใน Subpalette ก็จะแยกย่อยเป็น Subpalette ต่อไปอีกดังที่แสดงในรูปที่ 4.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

โดยปกติจะแสดง Subpalette ได้ปรากฏขึ้นได้ก็ต่อเมื่อเรากดปุ่มซ้ายค้างไว้เท่านั้น อย่างไรก็ตามบนทุก Subpalette ที่มุมบนด้านขวาจะมีรูปที่ติดกระดาษตามด้วยชื่อของ Subpalette นั้นที่ติดกระดาษหรือ Thumbtack นี้เป็นตัวช่วยให้สามารถแสดง Subpalette นั้นตลอดไปโดยไม่จำเป็นต้องเลือก Palette หลัก ซึ่งจะมีประโยชน์ในกรณีที่เราใช้ Subpalette นั้นบ่อย ๆ วิธีการใช้ก็คือให้ Click ที่ตำแหน่งที่ติดกระดาษนั้น Subpalette ก็จะติดอยู่บนจอต่อไปแม้ว่าจะเลือกเม้าส์ออกไปแล้วก็ตาม และสามารถเปิด Subpalette นั้นได้ เมื่อเราต้องการเหมือนกับการปิดหน้าต่างอื่น ๆ นอกเหนือจากนั้นเราสามารถที่จะตกแต่งและเปลี่ยนแปลงลักษณะและสิ่งที่บรรจุอยู่ใน Palette หรือ Subpalette ได้ตามที่ต้องการโดยใช้คำสั่ง Edit Control and Function Palettes จาก Edit menu

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

4.4.2 Tools Palette

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

ตารางที่ 4.2 หน้

ลักษณะ		
		panel ขณะที่ VI ยู่ในโหมดแก้ไข
		ojject
	Wiring Tool	ใช้ในการต่อเชื่อมสายใน block diagram เข้าด้วยกัน
	Pop-up Menu Tool	ถ้าตัวชี้นี้ชี้ไปที่ object ใด ก็จะเกิด 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	สร้างเครื่องวัดลงบนเส้นเชื่อมเพื่อแสดงค่าข้อมูลในขณะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

4.5 HELP!

ในบทนี้เป็นการแนะนำการใช้โปรแกรม LabVIEW ขั้นพื้นฐานนี้คงเป็นไปไม่ได้ที่จะบรรจุรายละเอียดทั้งหมดของ LabVIEW ลงในบทนี้นี้ ดังนั้นวิธีการหนึ่งที่จะช่วยได้คือการใช้ Help ที่บรรจุมากับ LabVIEW โดย LabVIEW ได้บรรจุคำอธิบายการใช้งานของโปรแกรมมาให้ในหลายลักษณะ

เมื่อต้อง แสดง Help ของ Object นั้น ๆ ได้ เกฏขึ้น หลังจากนั้นถ้านำเม้าส์ไ s โดยปกติ Help ของ Object นั้นถึง

1. หน้า
2. การ หรือข้อควรระวังของ Object นั้น

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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Lock Help คือได้แสดง Help ของ Object นั้นต่อไปไม่ว่าเราจะเลื่อนลูกศรของเม้าส์ไปที่ใดก็ตามบน 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 Connetor อาจเป็นเพียงตัวเลือกว่าจะมีหรือไม่ก็ได้ หากไม่ต่อสายที่ถูกต้องเข้ากับ Connector ที่มีความจำเป็นต้องใช้เข้าสู่ VI จะไม่อยู่ในสภาพที่พร้อมทำงาน และเครื่องหมาย RUN จะเป็นลูกศรขาด ในรูปที่ 4.16 และ 4.17 แสดงความแตกต่างของการ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ถ้า Input ของ Function ใดไม่จำเป็นต้องเชื่อมต่อ ซึ่งอาจเป็นในกรณีของแนะนำให้ต่อหรือเป็นตัวเลือกก็ตาม ค่าเริ่มต้นจะปรากฏอยู่ในวงเล็บต่อจากชื่อของ Conection นั้น

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

5.1 การทดลองวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier)

5.1.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช (CMRR) ของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier)

ค่าคอมมอนโหมดรีเจคชั่นเรโช เป็นค่าที่ใช้บอกถึง ความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าในวงจร Instrument Amplifier แบบคอมมอนโหมด โดยที่

(5.1)

โดยที่

เมื่อ (5.2)

โดยที่

ซึ่งค่าคอมมอนโ จิฟเฟอร์เรนเชียล

โหมด และอัตรา

5.1.1.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุทลบของวงจรขยายความต่าง (Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3 ต่อลงกราวด์ของวงจร

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

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาท์พุท (V_{p-p})	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

จากตารางที่ 5.1 24

ล

(Differential

Amplifier) ในรู

0, 30, 40, 50, 60,

70, 80, 90, 10 จรขยายความต่าง

(Differential Amplifier) ในรูปที่ 3.3

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาท์พุท (mV_{p-p})	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}

จากตารางที่ 5.2

จากกา เคอมมอนโหมด
เจคชั่นเรโชได้ดี

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

5.2 การทดลองวงจรวงจรขยายสัญญาณและปรับศูนย์ (Amplifier & Zero Adjustment Circuit)

การทดลองสามารถทำได้โดยการใส่สัญญาณไซน์ขนาด 1 V_{p-p} สังเกตการเปลี่ยนแปลงที่เอาท์พุท จะเห็นว่าเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ จากการทดลองจะได้สัญญาณไซน์ที่ไม่ได้ขี่อยู่บนไฟตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ (Notch Filter Circuit)

1. ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด 1 V_{p-p} ที่อินพุทของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ (Notch Filter Circuit) ในรูปที่ 3.5 โดยเปลี่ยนความถี่ต่าง ๆ ตั้งแต่ 20 Hz ถึง 200 Hz

2. วัดขนาดแรงดันเอาท์พุทของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์ (Notch Filter Circuit) ในรูปที่ 3.5 และคำนวณอัตราขยายจากสมการที่ 5.2 แล้วบันทึกผลลงในตารางที่ 5.3

3. นำข้อมูลจากตารางที่ 5.3 ไปพล็อตกราฟดูผลการตอบสนองทางความถี่ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 5.1

ตารางที่ 5.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์

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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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

จากข้อ ...บนอตซ์ที่มีแถบ
ความถี่ศูนย์กลา...

รูปที่ 5.1 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบนอตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 การทดลองการทำงานของวงจรยกระดับแรงดัน (DC Level Shift Circuit)

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

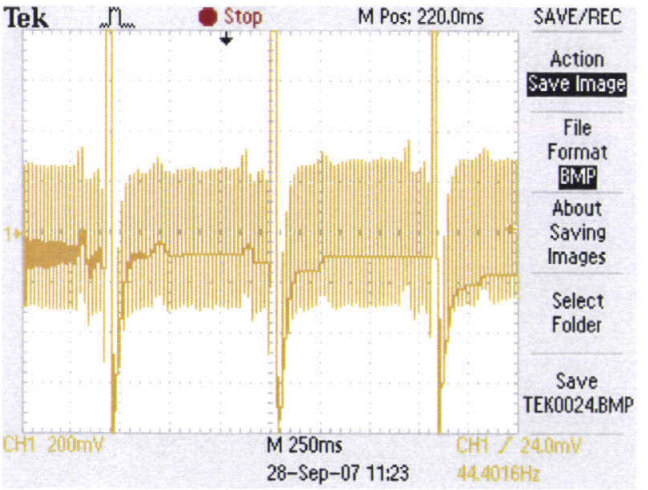
- เมื่อปรับ VR 20K เพิ่มขึ้น สัญญาณไซน์จะยกระดับขึ้น
- เมื่อปรับ VR 20K ลดลง สัญญาณไซน์จะลดระดับลง

ในรูปที่ 5.2 เป็นการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ทั้งหมดในโครงงานดังนี้ เริ่มจากอิเล็กโทรดรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดลอง (ตามทฤษีรูปที่ 2.17) ไปเข้าวงจรแอนะลอก (บอร์ดทดลอง) ไปยังการ์ด NI USB-6008 ซึ่งทำหน้าที่เชื่อมต่อไปยัง Computer เพื่อแสดงผลและบันทึกค่าโดยใช้ Software LabVIEW

รูปที่ 5.2 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ทั้งหมดในโครงงาน

ในรูปที่ 5.3 แสดงสัญญาณก่อนเข้าวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (อินพุทรูปที่ 3.5) โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีศักย์ไฟฟ้า 1 โวลต์และในรูปที่ 5.4 หลังเข้าวงจรกรองความถี่แบบนอตช์ (เอาท์พุทรูปที่ 3.5) จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่า สัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์จะถูกกำจัดไป โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีศักย์ไฟฟ้า 0.52 โวลต์ โดยตั้งค่าสเกลของออสซิลโลสโคปที่ Volt/div = 200 mV และ Time/div = 250 ms

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



5.5 การเขียนโปรแกรม LabVIEW

ขั้นตอนที่ 1 เปิดโปรแกรม LabVIEW 8.0 จากนั้นไปที่เมนู File เลือก New VI เพื่อเปิดหน้าต่างพาเนลใหม่

ขั้นตอนที่ 2 ที่หน้าต่างฟร้อนท์พาเนลเลือก Modern > Numeric Control มา 2 ตัว เปลี่ยนชื่อเป็น Sample Rate (/sec) และNumber of Samples

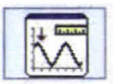
ขั้นตอนที่ 3 ที่หน้าต่างฟร้อนท์พาเนลเลือก Modern > Numeric Indicator มา 2 ตัว เปลี่ยนชื่อเป็น Heart Rate และ Amplitude (V)

ขั้นตอนที่ 4 ที่หน้าต่างฟร้อนท์พาเนลเลือก Modern > Boolean > Stop Button และ Roud LED เปลี่ยนชื่อเป็น Stop (F) และ Saving Data

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนที่ 5 ที่หน้าต่างฟร้อนท์พาเนลเลือก 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 ซึ่งทำห

ขั้นตอน > Multiply

และ Nummeric นของหัวใจโดย

นำไปคูณกับควา

ขั้นตอน

ขั้นตอน s > While Loop

และ Case

ขั้นตอน

ขั้นตอน งทำตามขั้นตอน

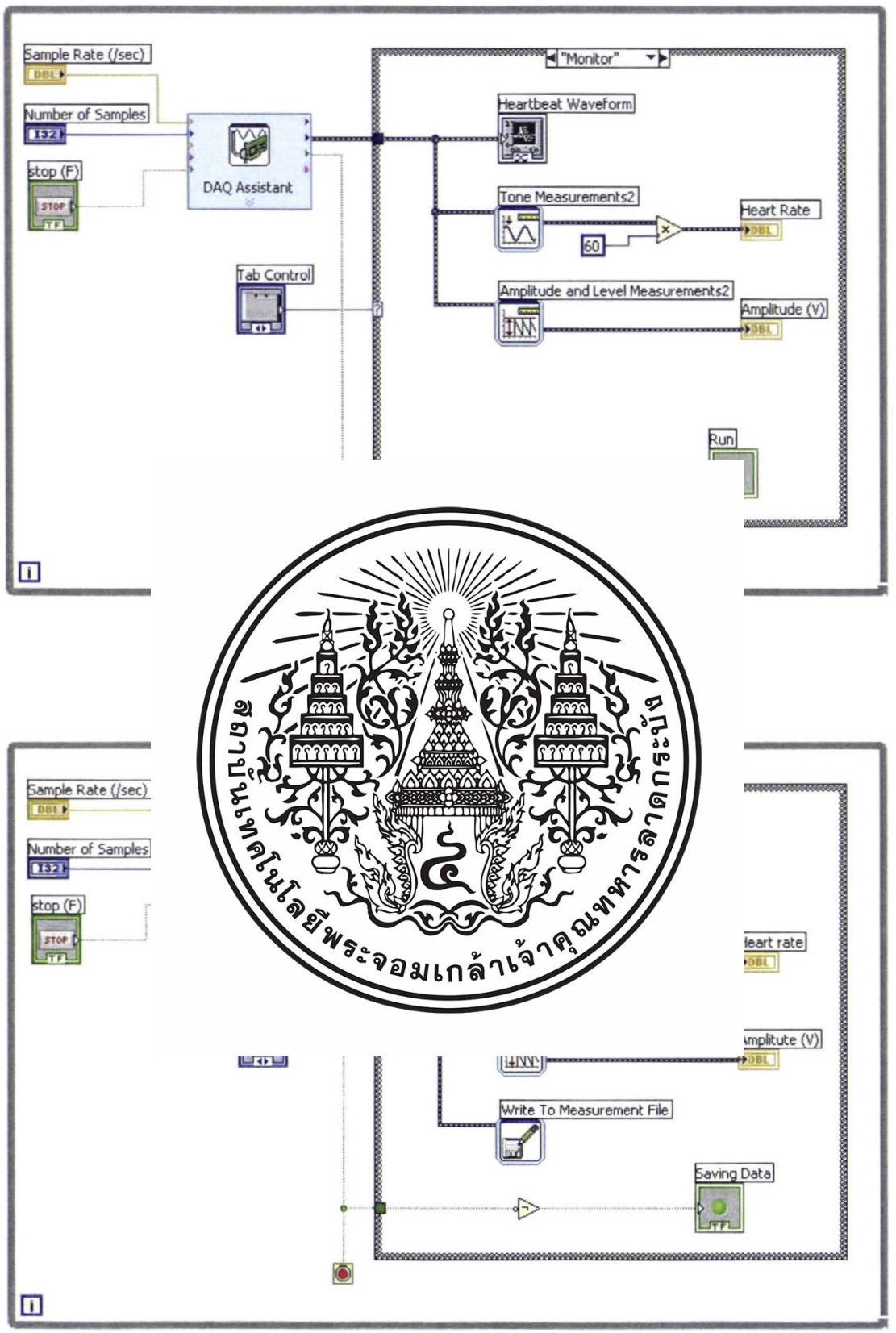
ที่ 2 ถึง 12 แต่ยก

ในรูปที่ ส่วนการบันทึก

ข้อมูล ก่อนที่จะ

ในรูปที่ 3.9 และ 3.10 แสดงผลที่เตรียมการวัดในหน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผล และในส่วนการบันทึกข้อมูล ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของ Save Data

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

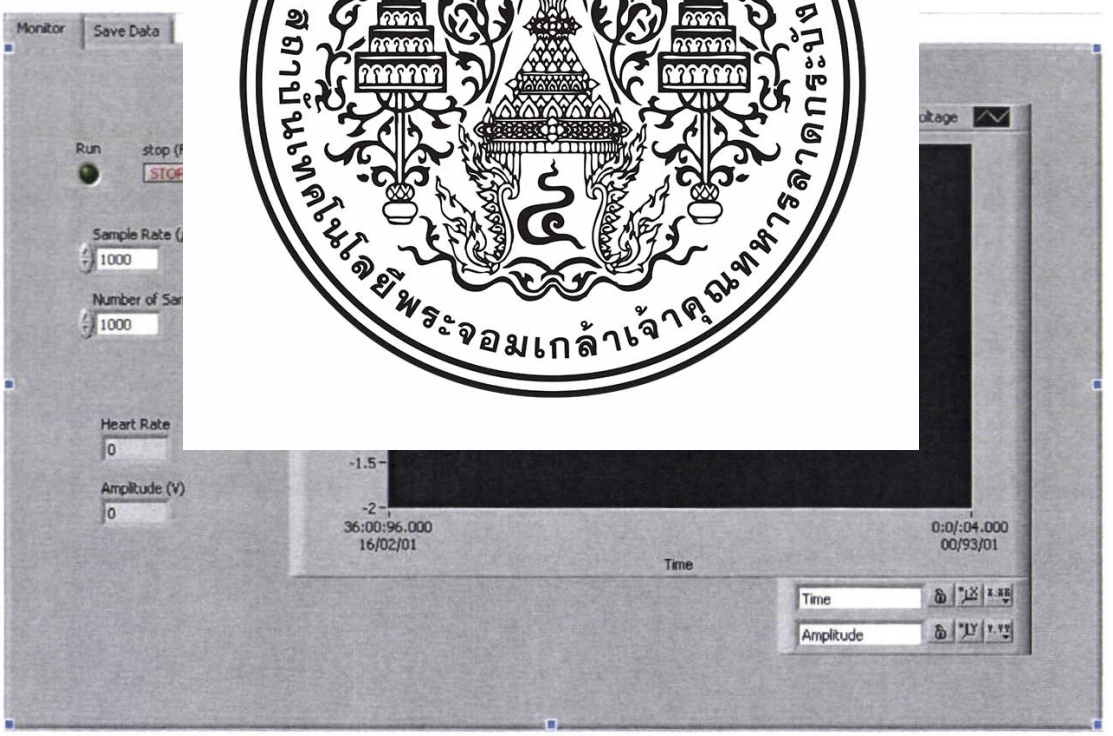
ในรูปที่ 5.7 ถึง 5.10 นั้นในส่วนตัวควบคุม (กำหนดค่าได้) มีดังนี้

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

ในส่วนตัวแสดงผลมีดังนี้

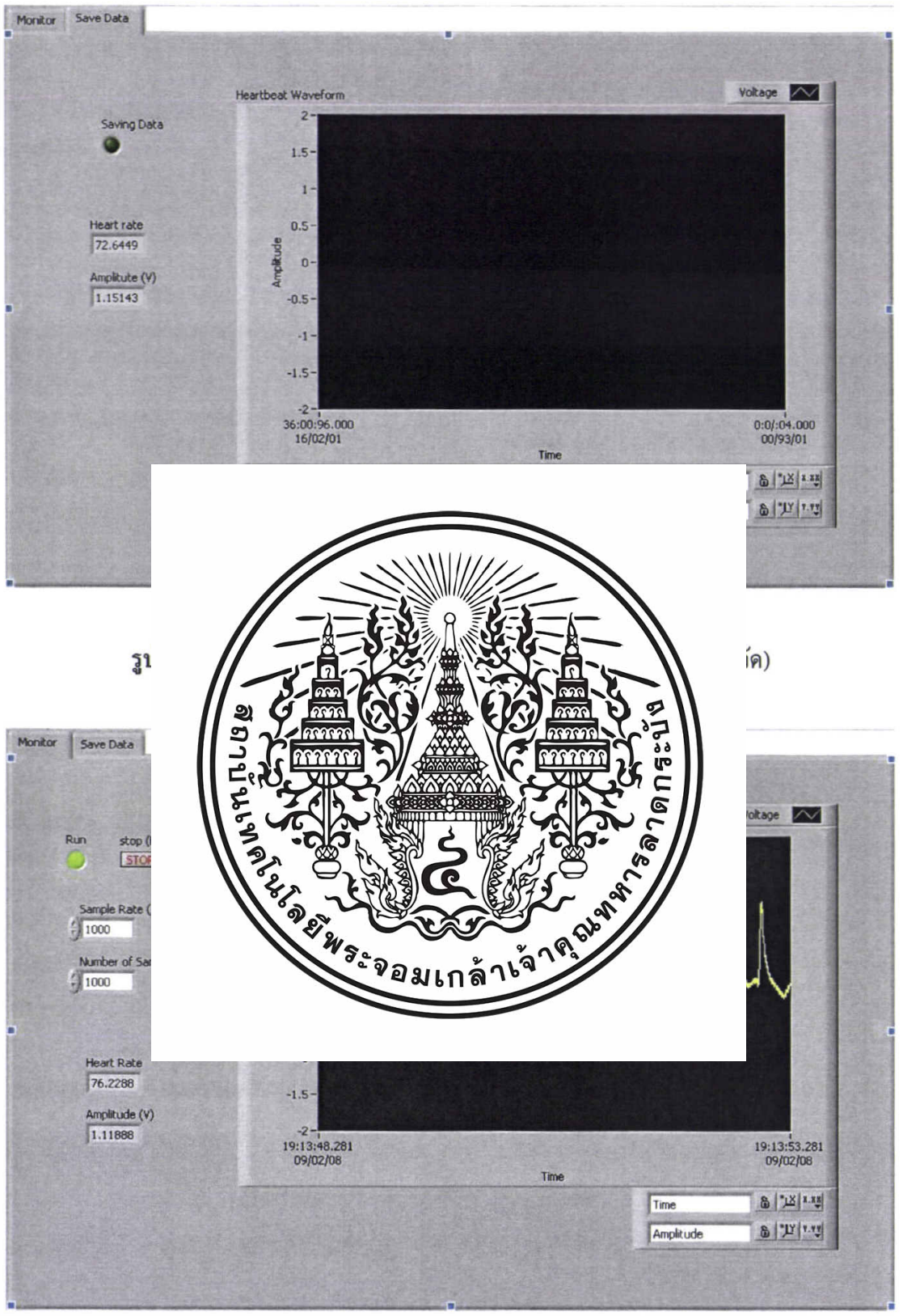
- Run แสดงสัญญาณไฟของการทำงานแบบ On/Off ถ้า On ไฟจะติด ถ้า Off ไฟจะดับ
- Heart Rate แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ
- Amplitude (V) แสดงขนาดของแรงดันไฟฟ้ามีหน่วยเป็นโวลต์ (แกน Y)
- Heartbeat Waveform แสดงกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แกน Y เป็น ขนาดของแรงดันไฟฟ้ามีหน่วยเป็นโวลต์ ส่วนแกน X เป็นเวลามีหน่วยเป็นวินาที โดยการตั้งค่านั้นสามารถตั้งค่าได้ตามต้องกา ไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะอยู่ในย่านนี้

ส่วนแท onitor) กับส่วนของการบันทึกข้



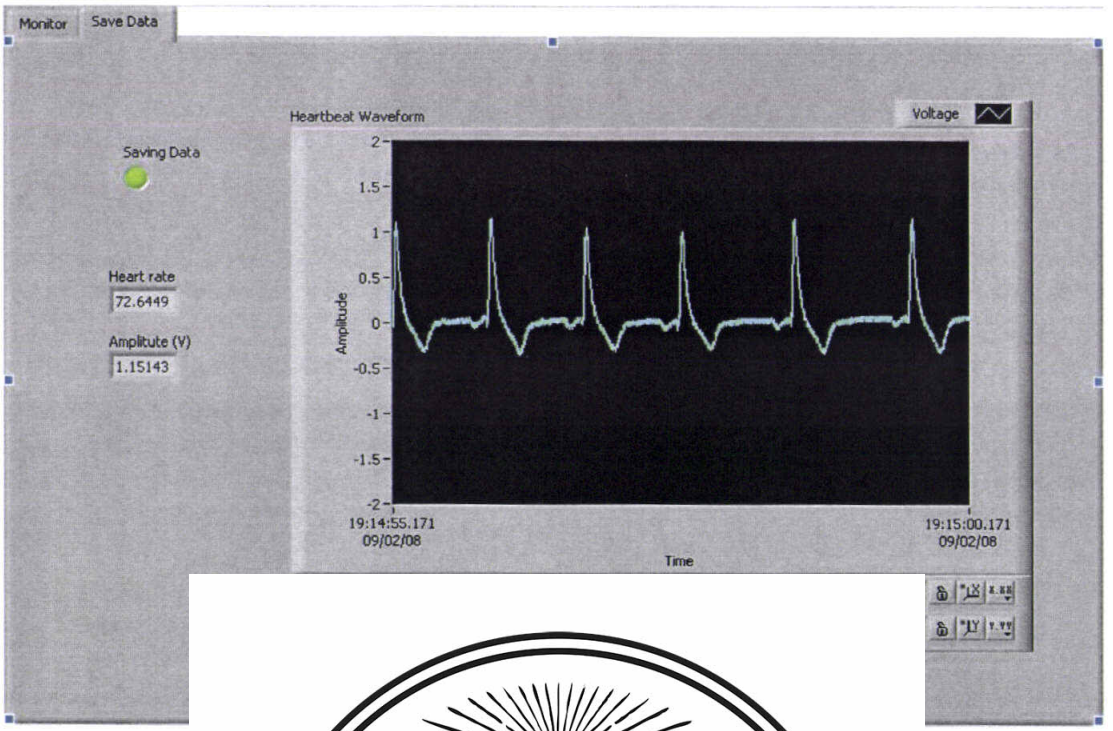
รูปที่ 5.7 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผล (ก่อนวัด)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.9 หน้าต่างของโปรแกรมในส่วนแสดงผล (หลังวัด)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป ...ัด)

โดยการ ...ึกใน Notepad ดังรูปที่ 5.11 เมื่ ...ส่วนที่สำคัญ ๆ ดังนี้

- LabV
- Write
- Reade
- Separ ...มูลด้วยเท็บ
- 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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Y_Unit_Label Volts แกน Y แสดงขนาดของแรงดันไฟฟ้ามีหน่วยเป็นโวลท์
- 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

รูปที่ 5.11 การบันทึกค่าข้อมูลต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.6 การทดลองเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ

การทดสอบเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจ เพื่อทดสอบว่าเครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่สร้างขึ้นมานั้นได้มาตรฐานเพียงพอต่อการนำไปใช้จริง และมีค่าความผิดพลาดจากมาตรฐานเท่าไร โดยเดินทางไปทดสอบ ที่ห้องปฏิบัติการทดสอบและสอบเทียบ ณ โรงพยาบาลศิริราช ดังรูปที่ 5.12

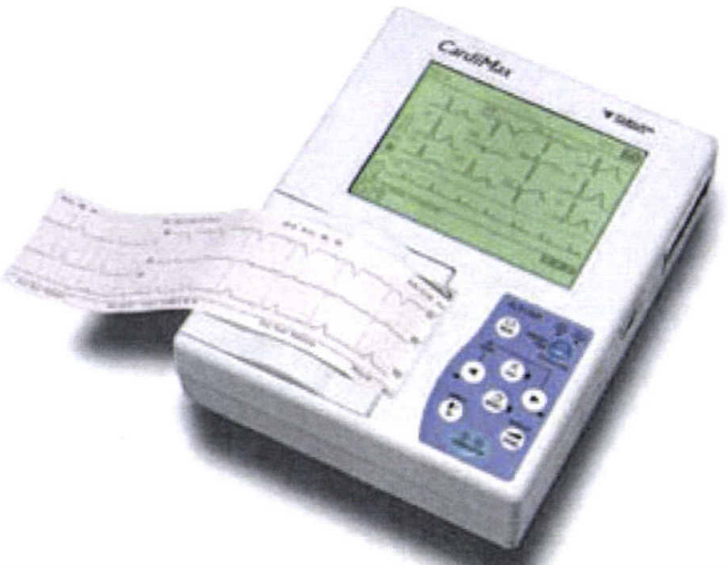
ร

5.6.1 ก

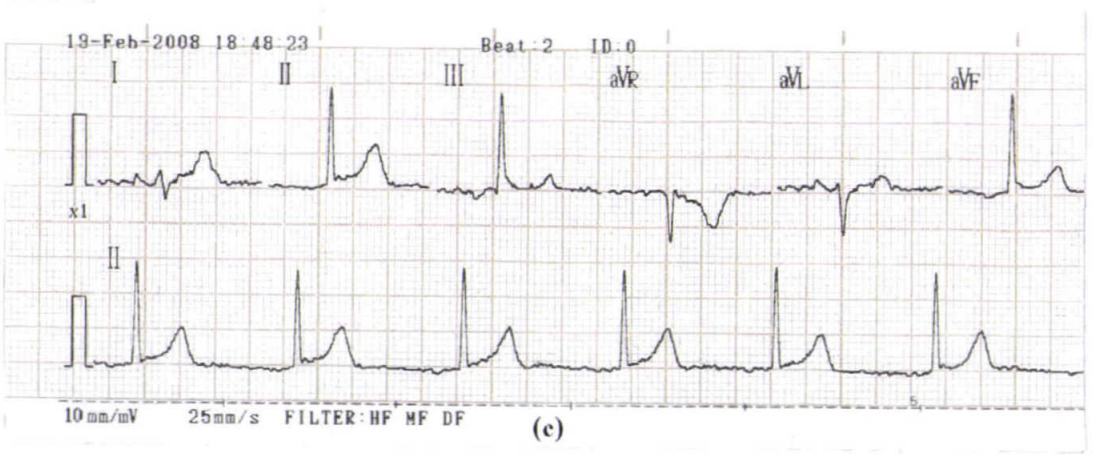
การทดล รทดสอบกับคน
คนเดียว โดยใช้เ 01 ดังรูปที่ 5.13
มีคุณสมบัติดังนี้

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

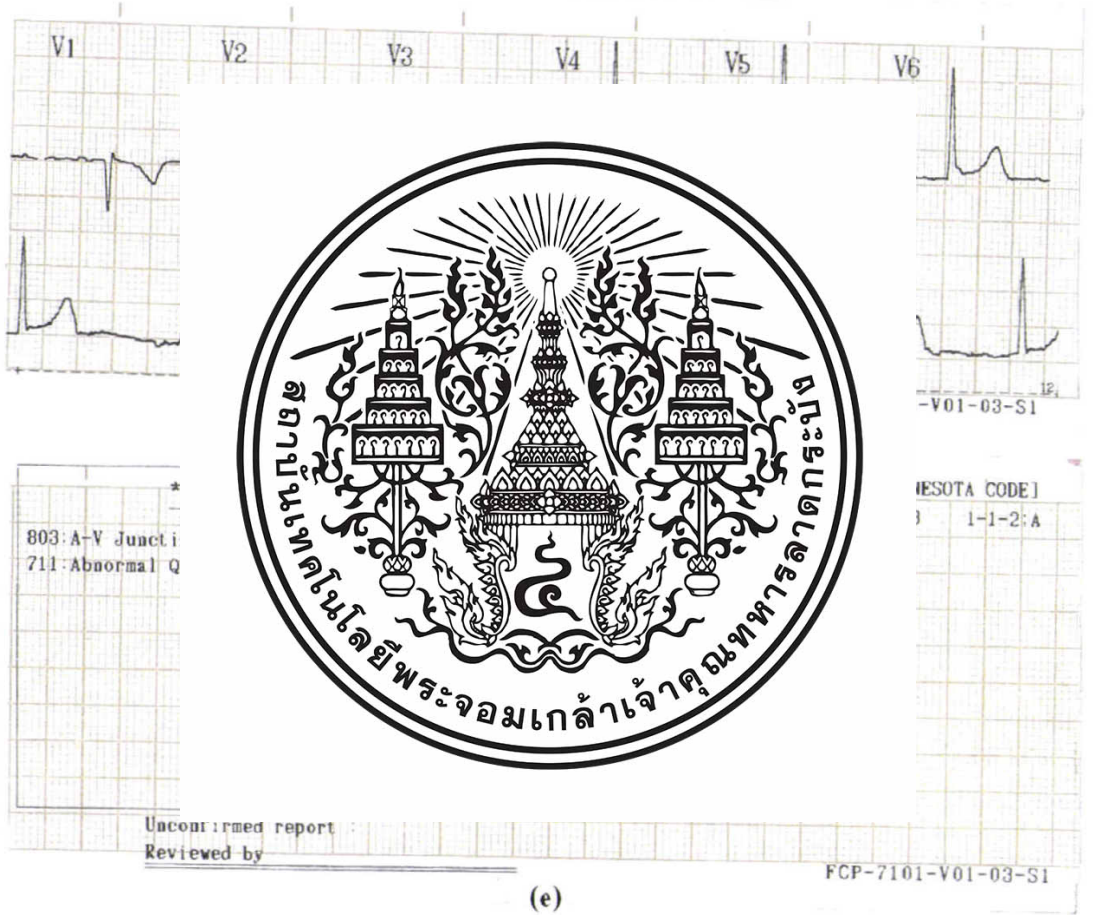
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(c)



(e)

รูปที่ 5.14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องมาตรฐานที่บันทึกโดยเครื่องพิมพ์

a สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการวัด Lead I, II, III, aVR, aVL,aVF จากรูปที่ 2.12 และ 2.13

b สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการวัดที่ V_1, V_2,V_3, V_4, V_5,V_6 จากรูปที่ 2.15

c สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากรูป a นำ Lead ต่าง ๆ มา Lead ละ 1 คาบ

d สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากรูป b นำมาแบบละ 1 คาบ

e นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่าง ๆ มาสรุปและวินิจฉัยเบื้องต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดลองได้สรุปผลการทดลองดังนี้

รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และอัตราการเต้นหัวใจ จากเครื่องที่จัดทำขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องมาตรฐานต่างกัน เพราะเงื่อนไขในการทดลองที่ต่างกัน ดังนี้

1 อิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดต่างชนิดกัน คือ เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่จัดทำขึ้นใช้อิเล็กโทรดแบบสติ๊กเกอร์ ส่วนเครื่องมาตรฐานนั้นใช้อิเล็กโทรดแบบสุญญากาศ

2 วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ต่างกัน คือ เครื่องบันทึกการเต้นของหัวใจที่จัดทำขึ้นนั้นใช้วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฝ้าระวังดังรูปที่ 2.17 (ติด 3 จุด) ส่วนเครื่องมาตรฐานนั้นใช้วิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้นดังรูปที่ 2.18 (ติด 10 จุด) จึงทำให้ได้รูปกราฟที่ต่างกัน คือ รูปที่ 5.4 กับรูปที่ 5.14 (d) (กราฟด้านล่าง) และอัตราการเต้นของหัวใจที่ต่างกัน โดยเครื่องมาตรฐานมีอัตราการเต้นของหัวใจ 69 ครั้งต่อนาที ส่วนเครื่องที่จัดทำขึ้นมีอัตรา

การเต้นของหัวใ จที่เกิดขึ้น น่าจะ

เกิดจากสาเหตุดัง

- ผู้ถูกท เวลา โดยขึ้นอยู่

กับความรู้สึกและ

- Hardv กับบอร์ดทดลอง

ไม่ใช่สายเฉพาะ ที่ใช้เป็นปากคีบ

จึงทำให้มีสัญญา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6
สรุปผลและวิจารณ์

6.1 ปัญหาที่พบและแนวทางการแก้ไข

จากการจัดทำปริญญานิพนธ์ในเรื่องนี้ มีปัญหาที่พบดังนี้

1. การออกแบบ เนื่องจากการขาดประสบการณ์ในการออกแบบและสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการจัดการสัญญาณแอนะลอก จึงเสียเวลาเป็นอย่างมาก อีกทั้งยังเกิดข้อผิดพลาดทั้งจากเหตุบังเอิญ และความไม่รู้หลายครั้ง ทำให้ผลการทดลองออกมาไม่ได้ตามทฤษฎี ทำให้ต้องมีการแก้ไขหลายครั้ง

2. สาย[illegible]งจากขาอุปกรณ์เล็กมาก

3. การ[illegible]มที่มีฟังก์ชั่นการใช้งานที่หลาก[illegible]งสามารถเขียนโปรแกรมได้

6.2 แนวทางก[illegible]

โครงงา[illegible]น เนื่องจากมีสายการเชื่อมต่อระห[illegible]ดปัญหาเรื่องสายและทำให้สัญญ[illegible]งโรงพยาบาลจะได้รับสัญญาณข[illegible]อนภัยทำให้ทางแพทย์สามารถวิ[illegible]ความเชื่อถือและก้าวไปสู่มาตรฐา[illegible]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

1. วัฒนา โทธิ์เจริญ, "การออกแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์", ปริญญานิพนธ์วิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2541
2. www.thaiheartweb.com
3. เจริญ เพชรมุณี, "เรียนลัด LABVIEW"
4. www.thailabview.com

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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

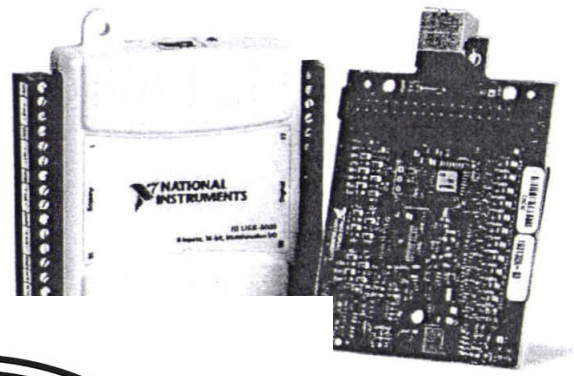
Operating Systems

- Windows 2000/XP
- Mac OS X[1]
- Linux®[1]
- Pocket PC
- Win CE

Recommended Software

- LabVIEW
- LabWindows/CVI

Measurement Services Software (included)



Product	Bus	Analog Inputs[1]	Inp Resol (bi	Digital I/O Lines	32-Bit Counter	Trigger
USB-6009	USB	8 SE/4 DI	1	12	1	Digital
USB-6008	USB	8 SE/4 DI	1	12	1	Digital

[1]SE = single ended, DI = differential

Hardware Description

The National Instruments USB-6008 a
acquisition (DAQ) modules provide re
price. With plug-and-play USB conne
enough for quick measurements but v
measurement applications.

Software Description

The NI USB-6008 and USB-6009 use 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.

es

le screw terminals for easy
handling multiple wiring
ccessory Kit, which includes
els, and a screwdriver.
Accessory provides space for
B-6008 or USB-6009.

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 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร

NATIONAL INSTRUMENTS

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 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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, differential[1]

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	2.56	
±2	2.21	
±1.25	1.70	
±1	1.53	

Number of channels.....
Type of ADC .....

ADC resolution (bits)

Module	Differential
USB-6008	12
USB-6009	14

Maximum sampling rate (system

Module	M
USB-6008	
USB-6009	

Input range, single-ended.....
Input range, differential.....

Maximum working voltage .....
Overvoltage protection .....
FIFO buffer size .....
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

n-drain
h channel individually
grammable as push-pull or
n-drain
OS, TTL, LVTTL
kΩ to +5 V
ut (high impedance)
to +5.8 V

Min	Max	Units
-0.3	0.8	V
2.0	5.8	V
–	50	µA
–	0.8	V
2.0	3.5	V
2.0	5.0	V
2.0	–	V

bits
e 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

[1]Input voltages may not exceed the working voltage range.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

Power Requirement

USB (4.10 to 5.25 VDC)

USB suspend

Environmental

The USB-6008 and USB-6009 are inte

Operating environment

Ambient temperature range

Relative humidity range

Storage environment

Ambient temperature range

Relative humidity range

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

ements of the following
for measurement, control,

Immunity

ons; Class A

vice according to

nts of applicable European
follows:

y)
lity Directive (EMC)

ty (DoC) for this product for
nation. To obtain the DoC for
earch by model number or
in the Certification column.

ıipment (WEEE)

le, 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**.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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 time, and reduce maintenance costs c schedule instructor-led courses in citi course at your facility. We also offer a that identifies individuals who have h using NI products. Visit **ni.com/traini**

Professional Services

Our Professional Services Team is com NI Consulting Services, and a worldwi Partner program of more than 600 ind

NATIONAL INSTRUMENTS
Certified Alliance Partner

OEM Support

We offer design-in consulting and pro want to use our products for OEM app 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**.

astest and easiest way to
ns right out of the box.
ınd hardware and configure
s the standard warranty by
ers, chassis, modules)
gure your system online with

calibrated devices for
ıanual calibration
ducts, and automated
or use by metrology

products. Express repair
available. We offer
extended warranties to help you meet project life-cycle requirements. Visit **ni.com/services**.

NATIONAL INSTRUMENTS

ni.com • (800) 813 3693

National Instruments • info@ni.com

351378A-01 2006-7322-301-101-D

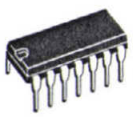
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่อนุญาตให้ดัดแปลง เนื้อหา หรือจำหน่าย แจกจ่าย หรือนำไปเผยแพร่ต่อ ในรูปแบบอิเล็กทรอนิกส์ กรณีมีการนำไปใช้ในการฝึกอบรม ต้องได้รับอนุญาตจากบริษัทก่อนเท่านั้น

© 2006 National Instruments Corporation. All rights reserved. CVI, LabVIEW, National Instruments, National Instruments Alliance Partner, NI, ni.com, and SCXI are trademarks of National Instruments. Linux® is a registered trademark of Linus Torvalds in the U.S. and other countries. Other product and company names listed are trademarks or trade names of their respective companies. A National Instruments Alliance Partner is a business entity independent from NI and has no agency, partnership, or joint-venture relationship with NI.

TL064
TL064A - TL064B

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 IMPED… STAGE
- INTERNAL FREQUI…
- LATCH UP FREE O…
- HIGH SLEW RATE …



N

…ge)

DESCRIPTION

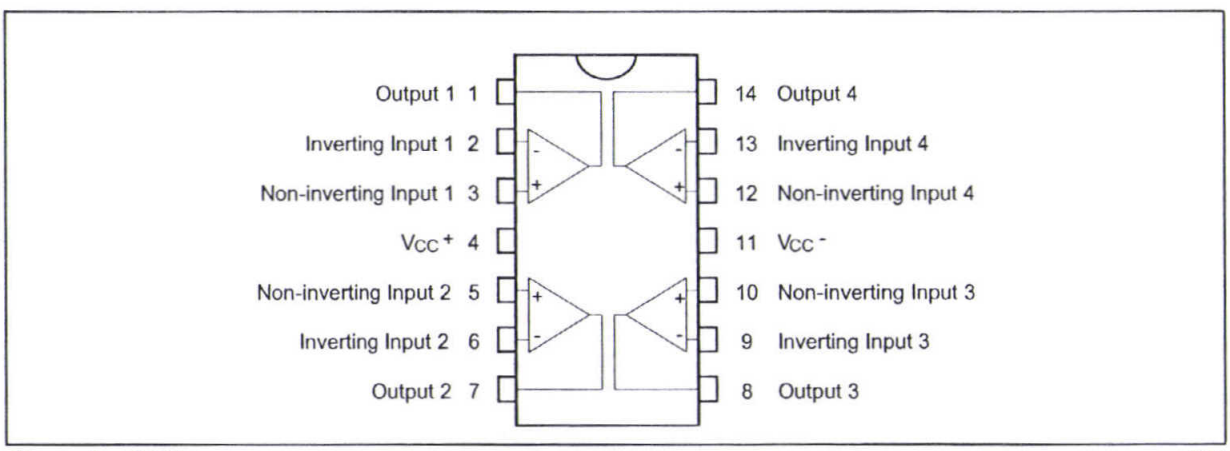
The TL064, TL064A ar… J-FET input quad oper… these J-FET input oper… rates well matched, hig… lar transistors in a mon…

The device features hig… and offset currents, and… ature coefficient.

…ange	Package	
	N	D
…C	•	•
…C	•	•
	•	•

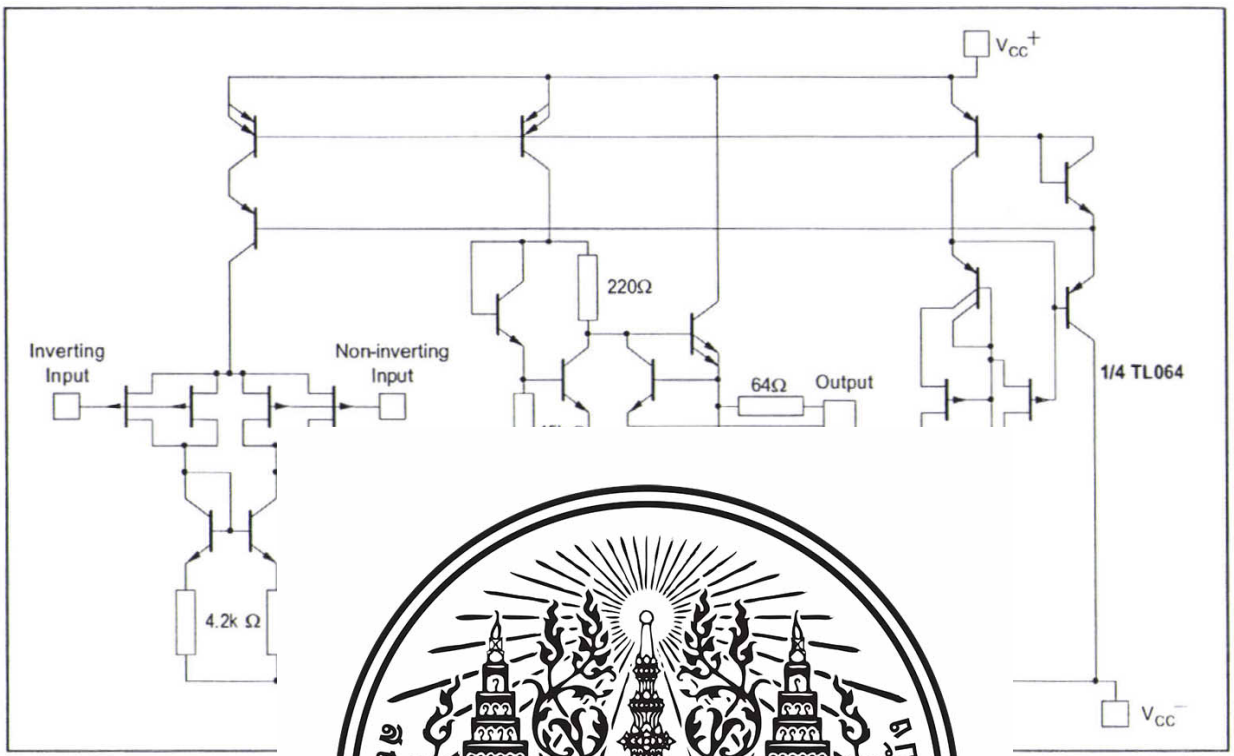
…le in Tape & Reel (DT)

PIN CONNECTIONS (top view)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMU

Symbol		4C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage		V
V_i	Input Voltage -		V
V_{id}	Differential Inp		V
P_{tot}	Power Dissipa		mW
	Output Short-c		
T_{oper}	Operating Free	to +70	°C
T_{stg}	Storage Temp		°C

1. All voltage values, except d s where the zero reference level is the midpoint betwe
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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°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 = 50Ω) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		3	6 15		3	6 9		3	15 20	mV
DV_{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage (R_s = 50Ω)		10			10			10		µV/°C
I_{io}	Input Offset Current - note [1] T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		5	100 20		5	100 10		5	200 5	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current - note 1 T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_a$		30	200		30	200		30	400 10	pA nA
V_{icm}	Input Common M								+15 -12		V
V_{opp}	Output Voltage S T_{amb} = 25 $T_{min} \le T_a$								27		V
A_{vd}	Large Signal Vo R_L = 10k T_{amb} = 25 $T_{min} \le T_a$								6		V/mV
GBP	Gain Bandwith P T_{amb} = 25 C_L = 100								1		MHz
R_i	Input Resistanc								10^{12}		Ω
CMR	Common Mode R_S = 50								76		dB
SVR	Supply Voltage R_S = 50								95		dB
I_{CC}	Supply Current, T_{amb} = 2								200	250	µA
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separa A_v = 100								120		dB
P_D	Total Power Consumption T_{amb} = 25°C, no load, no signal		6	7.5		6	7.5		6	7.5	mW
SR	Slew Rate V_i = 10V, R_L = 10kΩ, 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 = 10kΩ, 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 = 10kΩ, C_L = 100pF, A_v = 1 (see figure 1)		10			10			10		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage R_S = 100Ω, 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.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

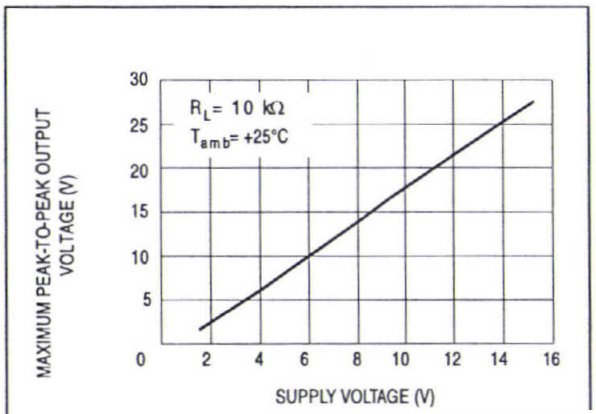
V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL064AC, AI, AM			TL064BC, BI, BM			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage (R_s = 50Ω) T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		3	6 7.5		2	3 5	mV
DV_{io}	Temperature Coefficient of Input Offset Voltage (R_s = 50Ω)		10			10		µV/°C
I_{io}	Input Offset Current - note [1] T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		5	100 3		5	100 3	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current - note 1 T_{amb} = 25°C $T_{min} \le T_{amb} \le T_{max}$		30	200 7		30	200 7	pA nA
V_{icm}	Input Common M					+15 -12		V
V_{opp}	Output Voltage S T_{amb} = 25 $T_{min} \le T_{am}$					27		V
A_{vd}	Large Signal Vol R_L = 10k T_{amb} = 25 $T_{min} \le T_{am}$					6		V/mV
GBP	Gain Bandwidth T_{amb} = 25					1		MHz
R_i	Input Resistance					10^{12}		Ω
CMR	Common Mode R_S = 50					86		dB
SVR	Supply Voltage R_S = 50					95		dB
I_{CC}	Supply Current T_{amb} = +					200	250	µA
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separa A_v = 100					120		dB
P_D	Total Power Con T_{amb} = 2					6	7.5	mW
SR	Slew Rate V_i = 10V, R_L = 10kΩ, 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 = 10kΩ, C_L = 100pF, A_v = 1		0.2			0.2		µs
K_{ov}	Overshoot Factor (see figure 1) V_i = 20mV, R_L = 10kΩ, C_L = 100pF, A_v = 1		10			10		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage R_S = 100Ω, f = 1KHz		42			42		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

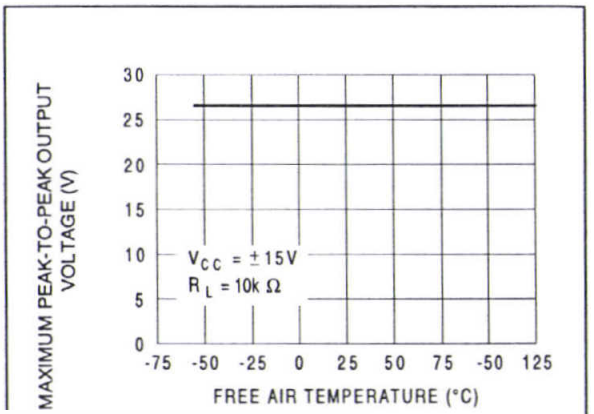
1. The input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

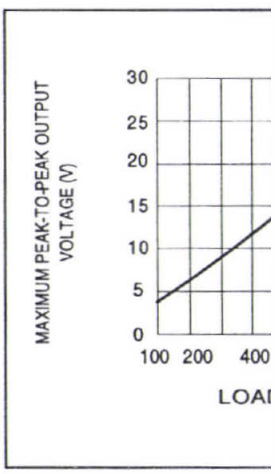
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPPLY VOLTAGE

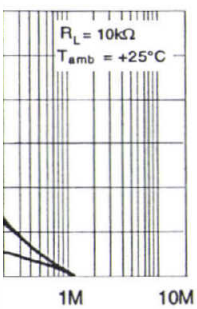


MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMPERATURE

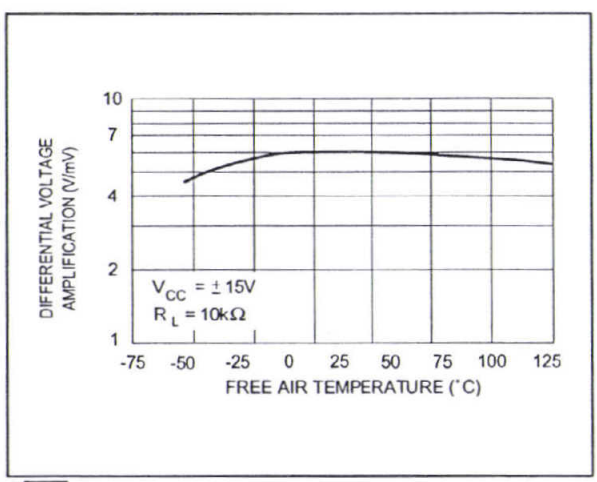


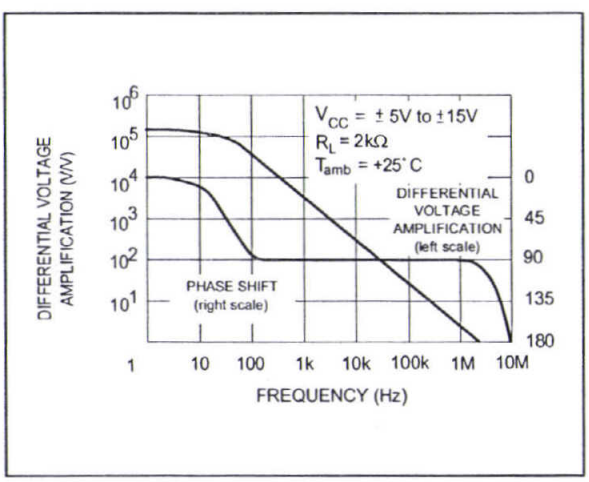
MAXIMUM PEAK-TO-
VOLTAGE versus LO
UTPUT
CY





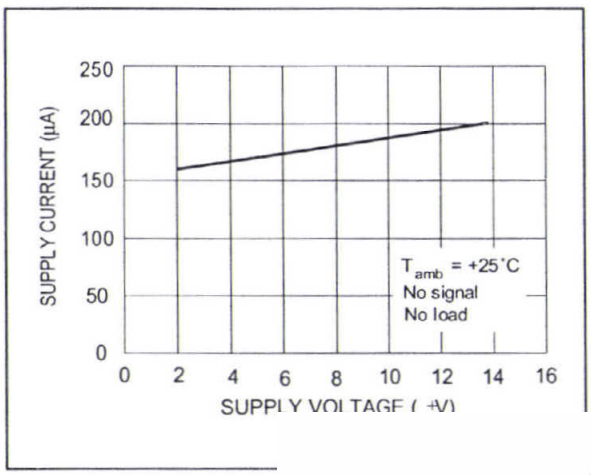
DIFFERENTIAL VOLT
versus FREE AIR TE
AL VOLTAGE
E SHIFT versus



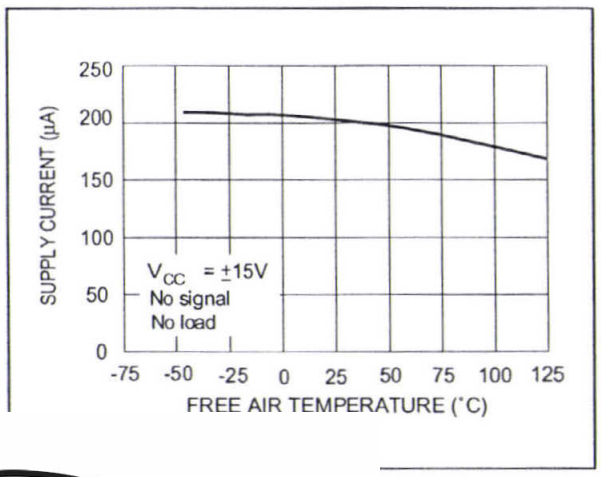


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

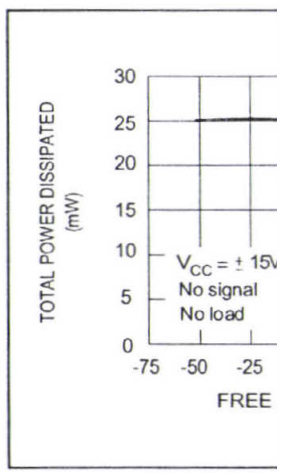
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE



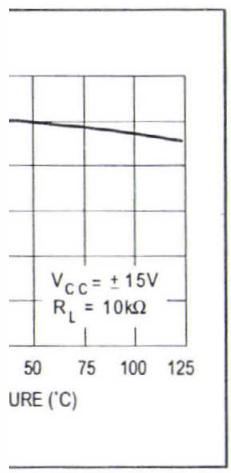
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE



TOTAL POWER DISSI
TEMPERATURE

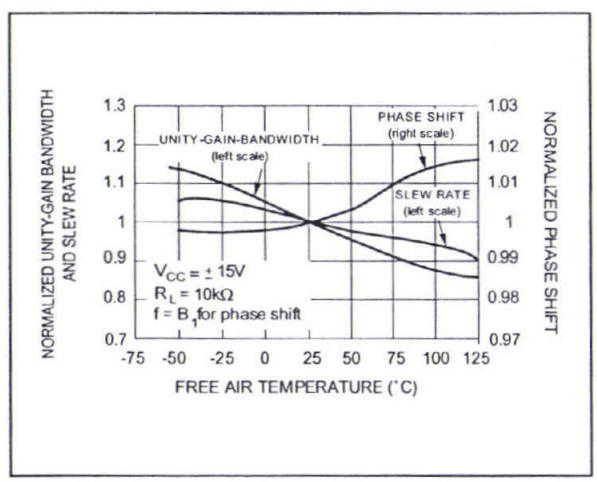


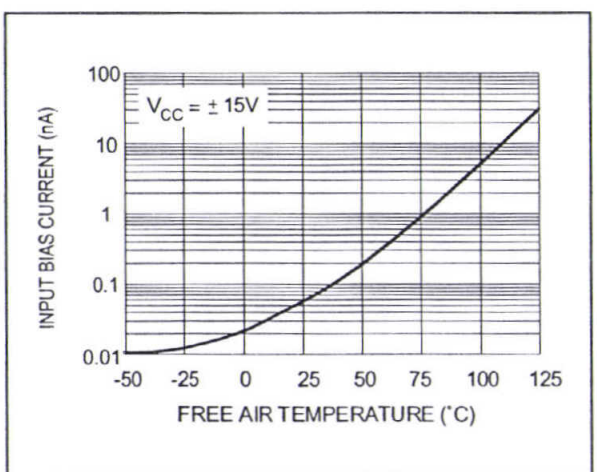
RATIO versus



NORMALIZED UNITY
SLEW RATE, AND PH
TEMPERATURE

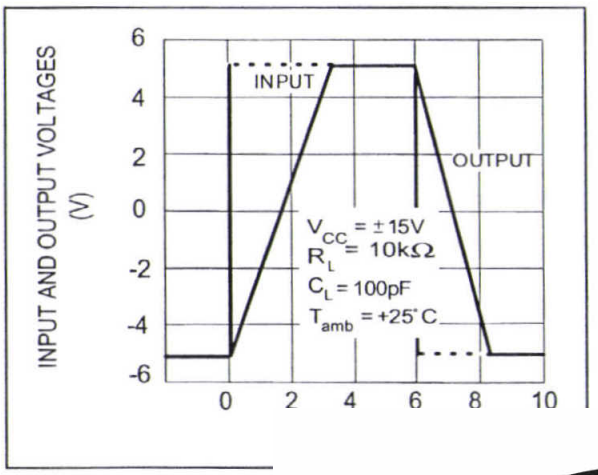
s FREE AIR



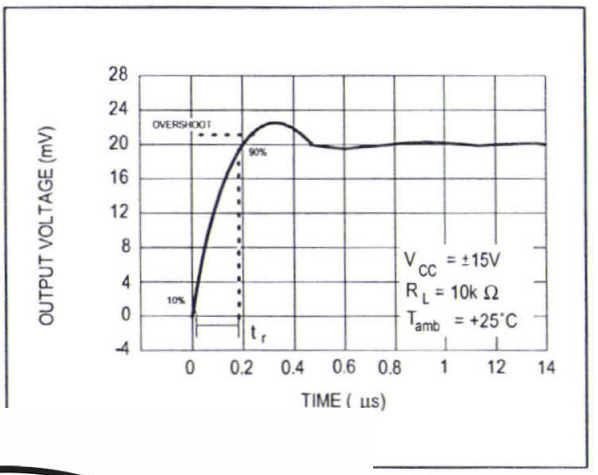


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME



EC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

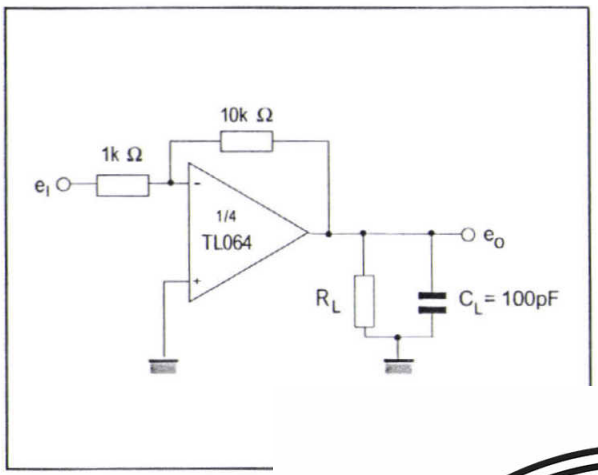
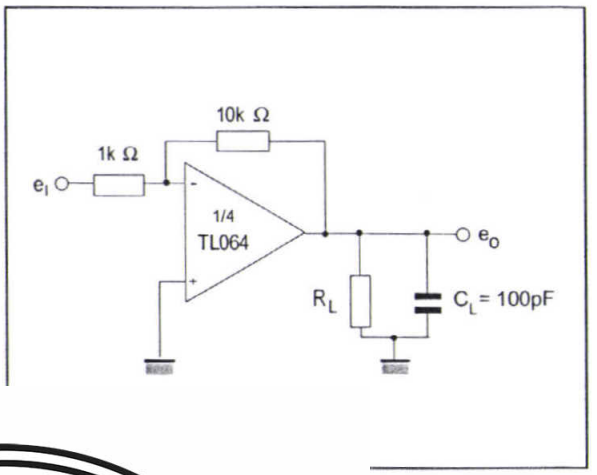
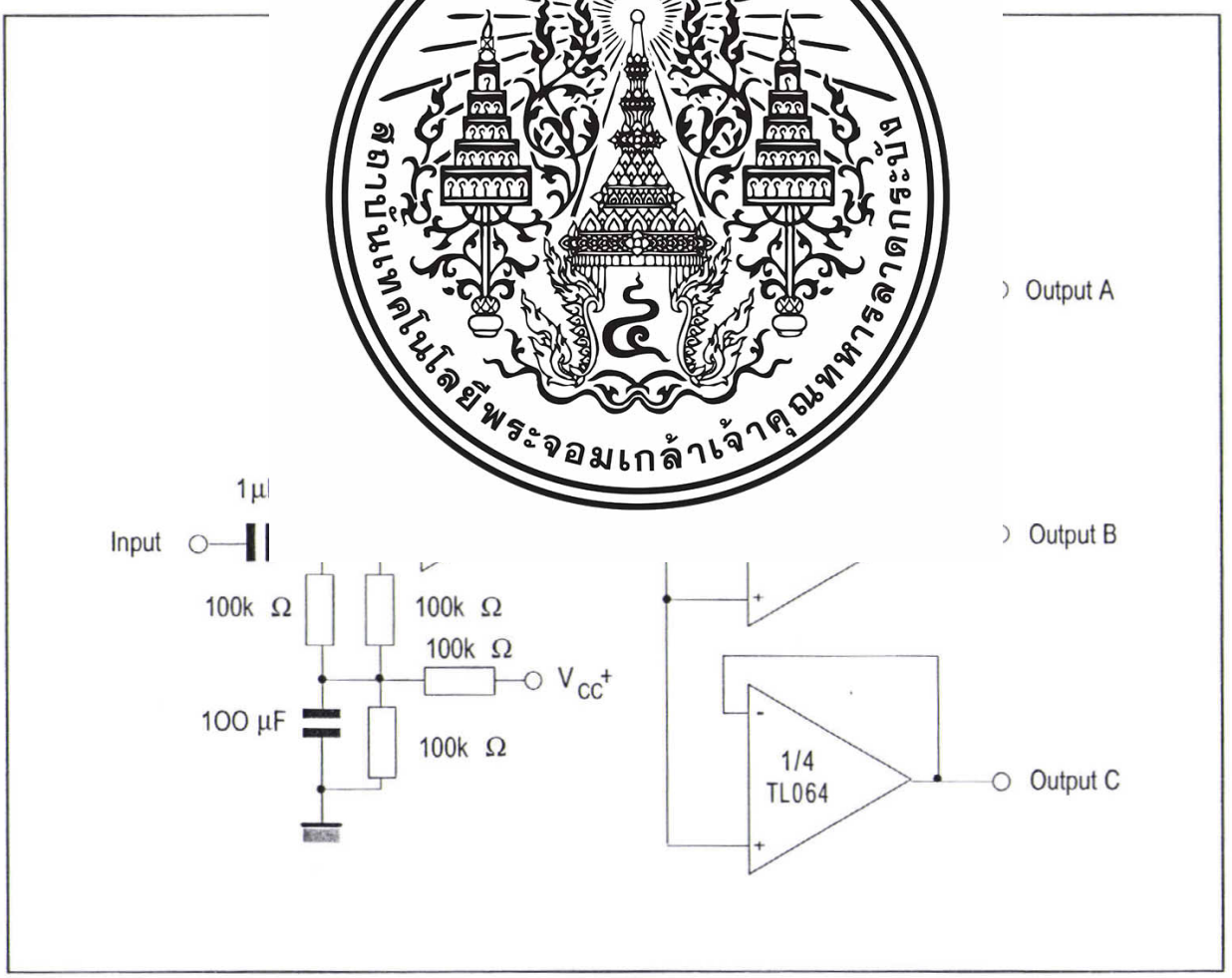


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier



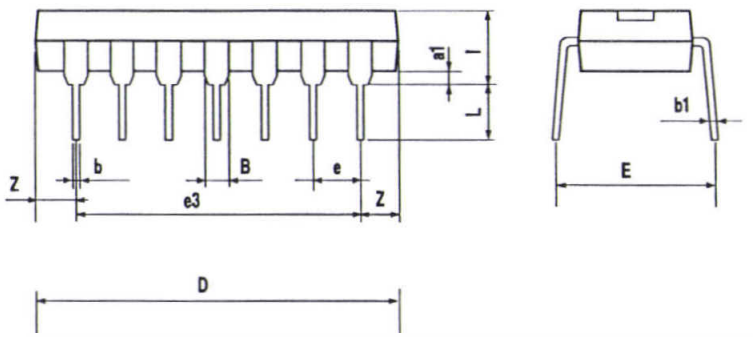
TYPICAL APPLICATI
AUDIO DISTRIBUTOR



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGE MECHANICAL DATA

14 PINS - PLASTIC DIP

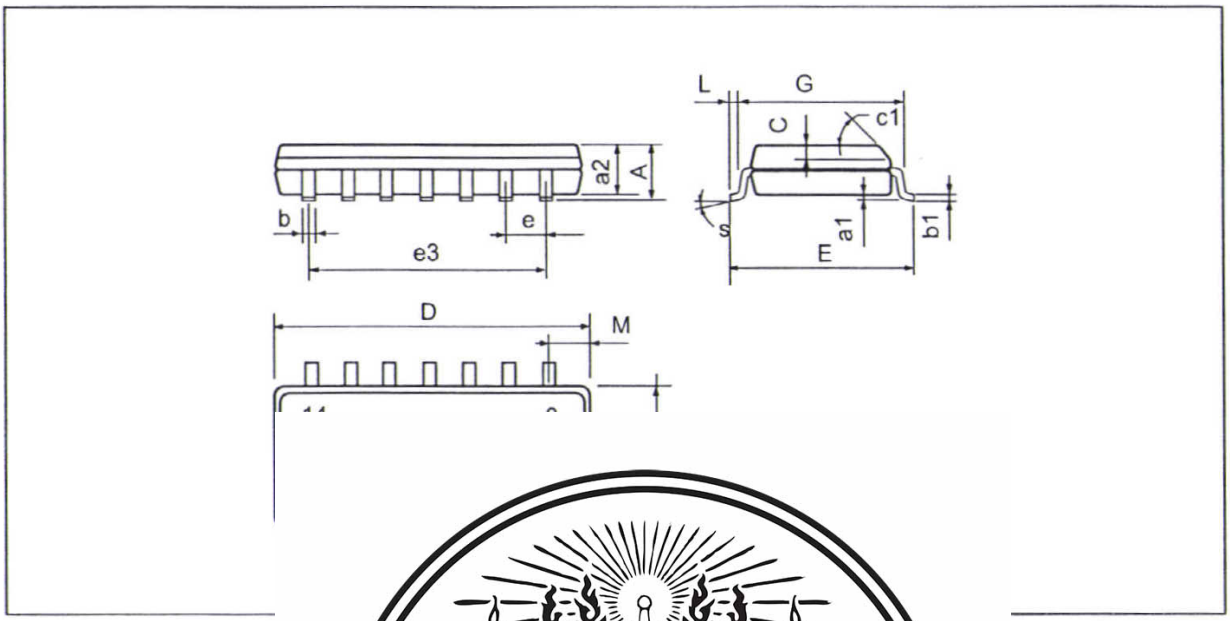


Dimensions						
	Mi					Max.
a1	0.					
B	1.					0.065
b						
b1						
D						0.787
E						
e						
e3						
F						0.280
i						0.201
L						
Z	1.27		2.54	0.050		0.100

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGE MECHANICAL DATA

14 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dimensions						
	Mi					Max.
A						0.069
a1	0.					0.008
a2						0.063
b	0.3					0.018
b1	0.1					0.010
C						
c1						
D (1)	8.5					0.344
E	5.					0.244
e						
e3						
F (1)	3.					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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Switching diode

1N4148 / 1N4150 / 1N4448 / 1N914B

*This product is available only outside of Japan.

●Applications

High-speed switching

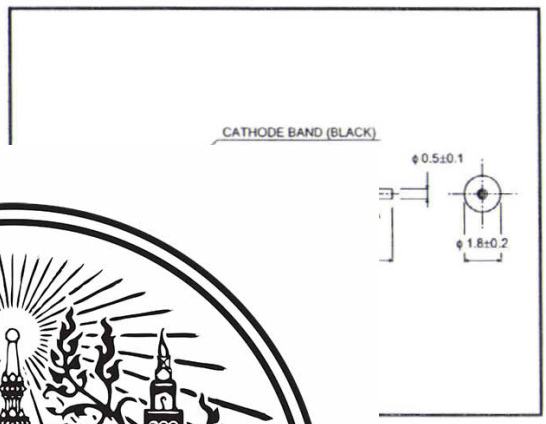
●Features

1) Glass sealed envelope
2) High speed.
3) High reliability.

●Construction

Silicon epitaxial planar

●External dimensions (Units : mm)



●Absolute maximum r

Type	V_{RM} (V)																	Tstg (°C)
1N4148	100																	−65~+200
1N4150	50																	−65~+200
1N4448 (1N914B)	100																	−65~+200

●Electrical characteris

Type	@ 0.1mA	@ 0.25mA	@ 1mA	@ 2mA	@ 5mA	@ 10mA	@ 20mA	@ 30mA	@ 50mA	@ 100mA	@ 200mA	@ 250mA	@ 5μA	@ 100μA	@25°C V_R (V)		@150°C V_R (V)		C_T (pF) V_R=0 f=1MHz	t_{rr} (ns) V_R=6V I_F=10mA R_L=100Ω
1N4148						1.0							75	100	0.025	20	50.0	20	4	4
															5.0	75				
1N4150			0.54			0.66			0.76	0.82	0.87		–	50	0.1	50	100.0	50	2.5	4
			0.62			0.74			0.86	0.92	1.0									
1N4448 (IN914B)					0.62								–	100	0.025	20	50.0	20	4	4
					0.72					1.0					5.0	75				

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

● **Electrical characteristic curves** (Ta = 25°C)

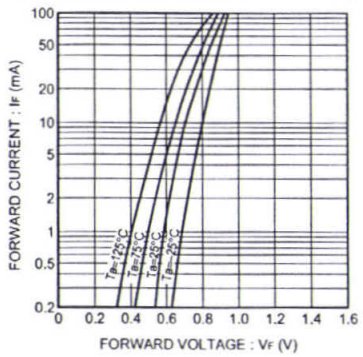


Fig. 1 Forward characteristics

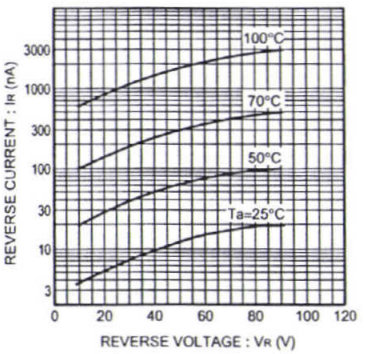


Fig. 2 Reverse characteristics

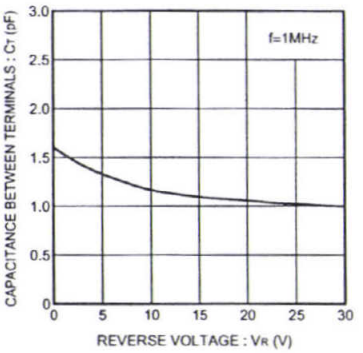


Fig. 3 Capacitance between terminals characteristics

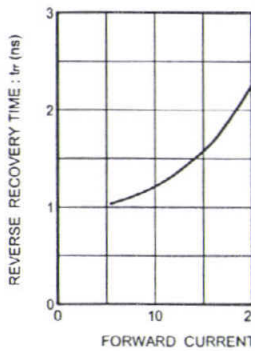


Fig. 4 Reverse recovery characteristics

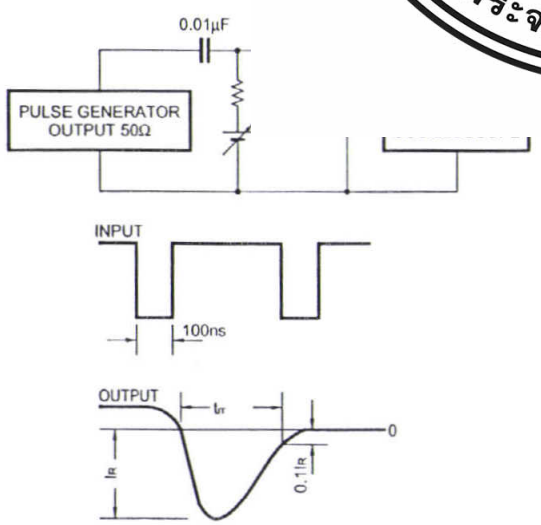


Fig. 6 Reverse recovery time (t_{rr}) measurement circuit

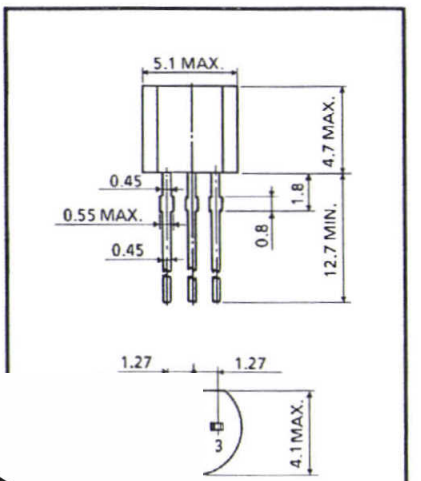
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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.
  : $V_{CEO} = -50V$ (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 (Ta = 25

CHARACTERISTIC	
Collector-Base Voltage	
Collector-Emitter Voltage	
Emitter-Base Voltage	
Collector Current	
Base Current	
Collector Power Dissipatio	
Junction Temperature	
Storage Temperature Rang	

TER
LECTOR

	TO-92
	SC-43
	2-5F1B

ELECTRICAL CHARACTERISTI

CHARACTERISTIC					MAX.	UNIT
Collector Cut-off Current					−0.1	μA
Emitter Cut-off Current					−0.1	μA
DC Current Gain					400	
				)	—	
Collector-Emitter Saturation Voltage				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

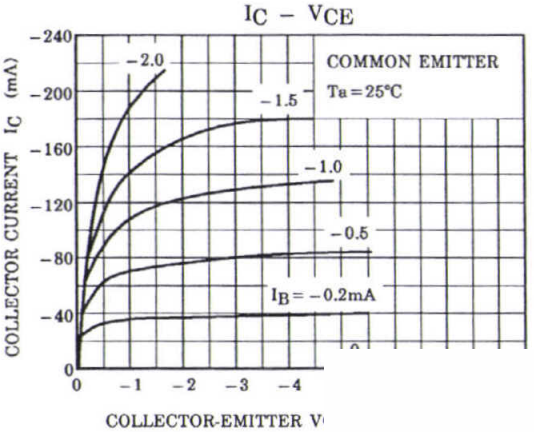
Note : $h_{FE\,(1)}$ Classification O : 70~140, Y : 120~240, GR : 200~400

961001EAA2

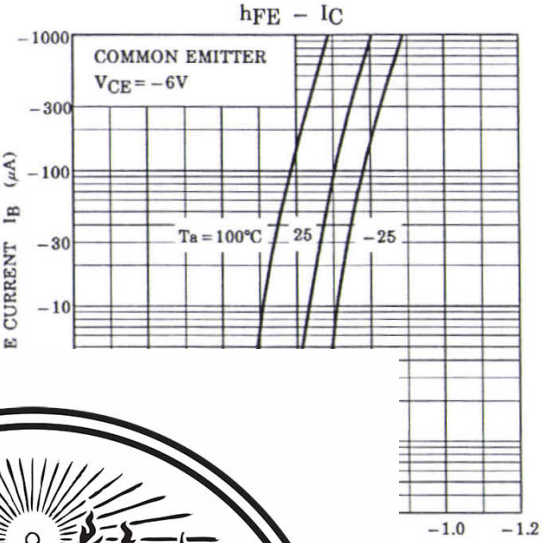
● TOSHIBA is continually working to improve the quality and the reliability of its products. Nevertheless, semiconductor devices in general can malfunction or fail due to their inherent electrical sensitivity and vulnerability to physical stress. It is the responsibility of the buyer, when utilizing 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.

เอกสารนี้จัดทำขึ้นสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

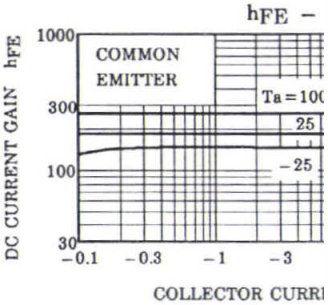
$I_C - V_{CE}$

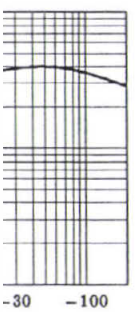


$h_{FE} - I_C$

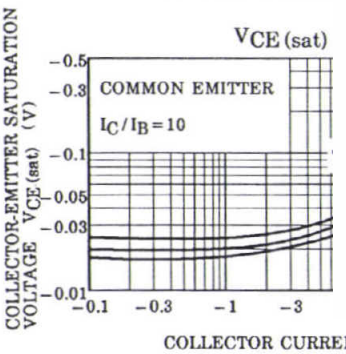


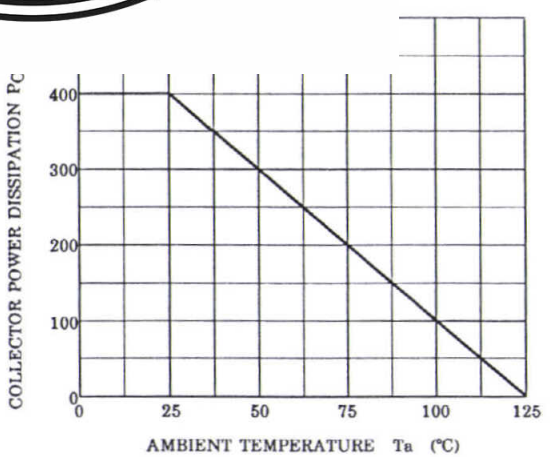
h_{FE} −



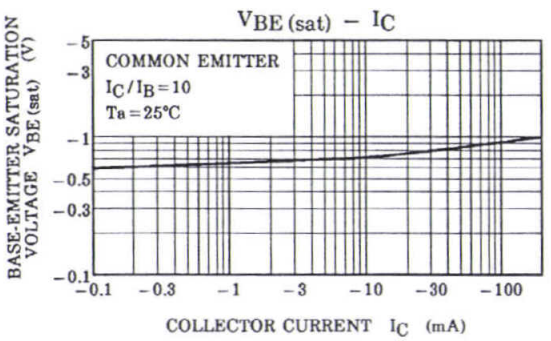


V_{CE} (sat)





V_{BE} (sat) − I_C



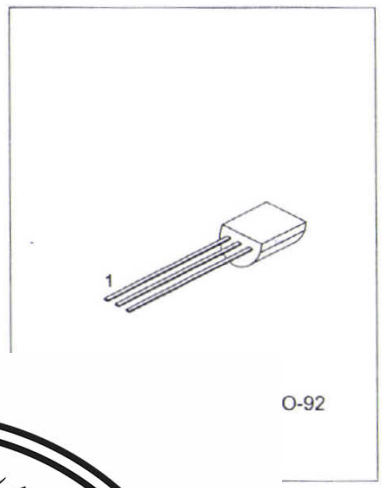
961001EAA2'

- 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.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

UTC 2SC1815 NPN EPITAXIAL SILICON TRANSISTOR

AUDIO FREQUENCY AMPLIFIER
HIGH FREQUENCY OSC NPN TRANSISTOR



O-92

3. BASE

FEATURES

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

ABSOLUTE MA

PARAM	NIT
Collector-base volta	V
Collector-emitter vol	V
Emitter-base voltage	V
Collector dissipation	nW
Collector current	nA
Base current	nA
Junction Temperatu	°C
Storage Temperatur	°C

ELECTRICAL

Param					AX	UNIT
Collector cut-					00	nA
Emitter cut-c					00	nA
DC current g					00	
Collector-emitter sa					.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	Cob	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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CLASSIFICATION OF hFE1

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

TYPICAL CHARACTERISTIC CURVES

Fig.1 Static characteristics

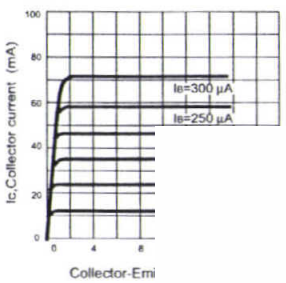


Fig.2 DC current Gain

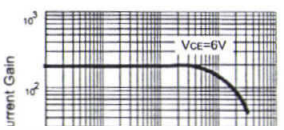


Fig.3 Base-Emitter on Voltage

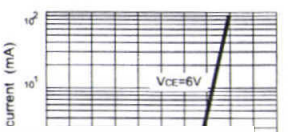
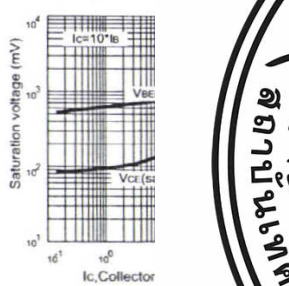


Fig.4 Satu



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้