

การประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ECG SIGNAL PROCESSING



เลขหมู่.....

เลขทะเบียน..... 64207

วัน,เดือน,ปี..... - 7 ก.ย. 2549

6 116212 380

ปฏิญานี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2547

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG SIGNAL PROCESSING

โดย

นาย ภาสกร แก่นภักดี รหัส 45015203

นาย สุรัชย์ ศิริเวช รหัส 45015221

อาจารย์ที่ปรึกษา

อ.พลศาสตร์ เดิศจรัสเสริฐ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2547

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ ปีการศึกษา 2547

ภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ECG SIGNAL PROCESSING)

ผู้จัดทำ

1. นาย ภาสกร แก่นรักดี 45015203
2. นาย สุรชัย ศิริเวช 45015221



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

นาย ภาสกร แก่นกักดี

นาย สุรัชย์ สิริเวช

อ. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2547

บทคัดย่อ

ในปริญญาานิพนธ์เล่มนี้ ได้นำเสนอการออกแบบ, การสร้างและการประมวลผลระบบแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนไมโครคอมพิวเตอร์ โดยการพิจารณาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผ่านการขยายโดยวงจร Instrumentation Amplifier ให้มีขนาดพอเหมาะกับการแสดงผล และแปลงคลื่นหัวใจไฟฟ้าเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยการ์ด DAQ (Data Acquisition) ซึ่งใช้โปรแกรม LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Work) ควบคุมการทำงานให้แสดงผลกราฟต่อเนื่อง และค่าอัตราการเต้นหัวใจ โดยโครงงานดังกล่าว สามารถใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ให้เหมาะสมต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ECG SIGNAL PROCESSING

Mr. Phassakorn Kaenphakdee

Mr. Surachai Siriwat

Pollasart Lertprasert (Advisor)

Academic Year 2004

Abstract

The content of this thesis, the design and construction of the computer-based device for monitoring and processing of electrocardiogram are presented. We first describe the circuit of the Instrumentation Amplifier which provide appropriate signal characteristic , then we defined the components of analog to digital converter and the important part is the concept of DAQ (Data Acquisition). The trend graph and heart rate are displayed on monitor and controlled by LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Work). This project can serve as guideline for further research and development for biomedical electronics instrumentation.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	I
Abstract	II
สารบัญ	III
สารบัญภาพประกอบ	VI
สารบัญตาราง	IX
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 วัตถุประสงค์	2
1.2 ขอบเขต	2
1.3 เนื้อหา	3
บทที่ 2 ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	4
2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ	4
2.2 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ	8
2.3 ความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	10
2.4 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	11
2.5 อิเล็กโทรด	12
2.5.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์	13
2.5.2 คุณสมบัติอิเล็กโทรด	13
2.5.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ	15
2.5.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ	15
2.6 ความต้องการ โดยเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี	16
2.7 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี	17
2.7.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่	17
2.7.2 การอิมิตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน	18
2.7.3 วงจรสายดิน	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.4 สายต่อที่ขาด	21
2.7.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น	21
2.7.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า	22
2.7.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น ๆ	24
2.8 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน	25
2.9 การลด Common-mode และสัญญาณอื่น ๆ	25
2.9.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก	26
2.9.2 การกำจัดวงจรสายดิน	26
2.9.3 ระบบป้องกันศักย์ไฟฟ้าให้แก่ช่างขวา	26
บทที่ 3 ทฤษฎีการออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	27
3.1 วงจรขยายความแตกต่าง	27
3.2 วงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชัน	28
3.2.1 วงจรขยายสัญญาณผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชันขั้นมูลฐาน	28
3.2.2 สัญญาณแบบคอมมอน โหมด	28
3.2.3 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยาย	29
3.2.4 วงจรขยายแบบสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน	31
3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	32
3.4 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ	32
3.5 วงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง	33
3.6 วงจรมอดูเลเตอร์	34
3.7 วงจรดีมอดูเลเตอร์	35
3.8 การออกแบบวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์	36
บทที่ 4 โปรแกรม LabVIEW	38
4.1 การทำงานของ LabVIEW	39
4.1.1 Front Panel	39
4.1.2 Block Diagram	40
4.1.3 Icon และ Connector	40
4.2 ส่วนประกอบต่าง ๆ ของ LabVIEW	40
4.2.1 Front Panels	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 Block Diagram	42
4.2.3 Icon และ Connector	44
4.2.4 Pull-Down Menus	45
4.2.5 Pop-Up Menu	47
4.2.6 Edit Mode และ Run menu	49
4.2.7 Help	52
4.2.8 Sub VI	53
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง	54
5.1 การทดสอบ Instrumentation Amplifier	54
5.2 การทดสอบวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ที่ใช้งานจริง	57
5.3 การทดสอบสัญญาณรบกวน	60
5.4 การทดสอบอื่นๆ และการแสดงผล	64
5.4.1 การ Interface	64
5.4.2 การทดลองและอุปกรณ์ที่ใช้ทดลอง	65
5.4.3 โปรแกรมและการแสดงผล	67
บทที่ 6 บทสรุป	72
ภาคผนวก	
กิตติกรรมประกาศ	
เอกสารอ้างอิง	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพประกอบ

	หน้า
รูปที่ 1 บล็อกไดอะแกรมขอบข่ายโครงการ	1
รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้า ที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ	4
รูปที่ 2.2 แสดงระบบสื่อทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	5
รูปที่ 2.3 แสดงภาพตัดขวางของส่วนประกอบที่สำคัญของหัวใจ	6
รูปที่ 2.4 แสดงความสัมพันธ์การทำงานของหัวใจกับการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	8
รูปที่ 2.5 แสดงผลอิเล็กทรอนิกส์ไอเทรคาร์ดีโอแกรมของคนปกติ	10
รูปที่ 2.6 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 2 แบบ	11
รูปที่ 2.7 แสดงโครงสร้างผิวหนังและวงจรสมมูลของผิวหนังที่อิเล็กโทรด	13
รูปที่ 2.8 แสดงคุณสมบัติอิเล็กทรอนิกส์ที่เป็นหลัก ไร์สนิมที่อิมพีแดนซ์ ขึ้นกับค่าความถี่ประจุและความเข้มของกระแสไฟฟ้า	14
รูปที่ 2.9 ความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงตามความถี่	14
รูปที่ 2.10 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโพล	15
รูปที่ 2.11 แสดงความผิดพลาดของรูปคลื่น อี ซี จี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่	18
รูปที่ 2.12 แสดงความผิดพลาดของคลื่น อี ซี จี ซึ่งมีผลจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์	19
รูปที่ 2.13a แสดงอันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน	20
รูปที่ 2.13b แสดงอันตรายที่เกิดจากรอยต่อที่ขาด	21
รูปที่ 2.14 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น	22
รูปที่ 2.15 การลดสัญญาณรบกวนโดยการพันสายเป็นเกลียว	24
รูปที่ 3.1 วงจรขยายสัญญาณแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด	27
รูปที่ 3.2 ค่าขยายแบบคอมมอน โหมด (Common Mode)	29
รูปที่ 3.3 การปรับปรุงคุณสมบัติของดิฟแอมป์ขึ้นมูลฐาน	30
รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน	31
รูปที่ 3.5 วงจรปรับศูนย์	32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.6 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง	33
รูปที่ 3.7 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง	33
รูปที่ 3.8 วงจร Modulator	34
รูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำ	35
รูปที่ 3.10 วงจรอินสตรูเมนต์ชั้นแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในเทอมแรก	36
รูปที่ 3.11 วงจรอินสตรูเมนต์ชั้นแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในเทอมที่สอง	37
รูปที่ 4.1 แสดง LabVIEW ที่ติดต่อกับผู้ใช้	39
รูปที่ 4.2 แสดง Front Panel	40
รูปที่ 4.3 แสดง Block Diagram	40
รูปที่ 4.4 แสดงตัวอย่างของ Icon และ Connector	41
รูปที่ 4.5 แสดง LabVIEW Front Panel	42
รูปที่ 4.6 Nodes, Terminals และ Wires	43
รูปที่ 4.7 แสดง Icon และ Connector	45
รูปที่ 4.8 แสดง Pane	45
รูปที่ 4.9 แสดงเมนูต่าง ๆ	46
รูปที่ 4.10 แสดงลำดับขั้นตอนต่าง ๆ ของเมนู	48
รูปที่ 4.11 แสดง Pop-Up Menu	49
รูปที่ 4.12 แสดง Tool Palette- Edit Mode	50
รูปที่ 4.13 แสดง Tool Palette-Run Mode	51
รูปที่ 4.14 แสดง Help Window	52
รูปที่ 5.1 สัญญาณ ECG ที่มีสัญญาณรบกวน	57
รูปที่ 5.2 สัญญาณ ECG หลังผ่านวงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ	57
รูปที่ 5.3 สัญญาณพัลส์สี่เหลี่ยมที่ใช้ในการมอดูเลท ความถี่ 3.5 KHz	58
รูปที่ 5.4 สัญญาณหลังจากการมอดูเลทกับสัญญาณ ECG แล้ว	58
รูปที่ 5.5 สัญญาณหลังจากผ่านวงจรสัญญาณด้วยแสง (Optoisolate)	59
รูปที่ 5.6 สัญญาณ ECG หลังจากผ่านวงจรดีมอดูเลทแล้ว	59
รูปที่ 5.7 สัญญาณ ECG ที่เอาต์พุต	60
รูปที่ 5.8 สัญญาณ ECG ที่มีไม่ได้กำจัดสัญญาณรบกวน	60
รูปที่ 5.9 แสดงการลดสัญญาณรบกวนโดยการใช้กระดาษพรอยท์กอลด์ 2 ชั้น	61
รูปที่ 5.10 การกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากร่างกาย	62
รูปที่ 5.11 แสดงการทดลองวัดสัญญาณ ECG และการกำจัดสัญญาณรบกวน	62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.12 แสดงสัญญาณ ECG ที่เอาต์พุตของวงจร โดยแสดงผลที่ LabVIEW	63
รูปที่ 5.13 แสดงสัญญาณรบกวน (ขยายสัญญาณรบกวนประมาณ 50 Hz)	63
รูปที่ 5.14 สัญญาณ ECG ที่ผ่านการฟิลเตอร์แบบกำจัดแถบความถี่ 40-60 Hz	64
รูปที่ 5.15 แสดงการ Interface	65
รูปที่ 5.16 แสดง Lead การวัดสัญญาณ ECG	65
รูปที่ 5.17 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง	66
รูปที่ 5.18 แสดงเครื่องวัด ECG	66
รูปที่ 5.19 ขณะทำการวัดสัญญาณ ECG	67
รูปที่ 5.20 ขณะทำการวัดสัญญาณ ECG	67
รูปที่ 5.21 แสดงส่วนที่ติดต่อกับผู้ใช้งาน	68
รูปที่ 5.22 การแสดงผลที่ Monitor	68
รูปที่ 5.23 การแสดงผลที่ Save Data	69
รูปที่ 5.24 การแสดงผลที่ Read Data	69
รูปที่ 5.25 โปรแกรมการแสดงผลที่ Monitor	70
รูปที่ 5.26 โปรแกรมการแสดงผลที่ Save Data	70
รูปที่ 5.27 โปรแกรมการแสดงผลที่ Read Data	71
รูปที่ 5.28 แสดงตัวอย่างข้อมูลที่ทำการบันทึก	71

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด	55
ตารางที่ 5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด	56



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

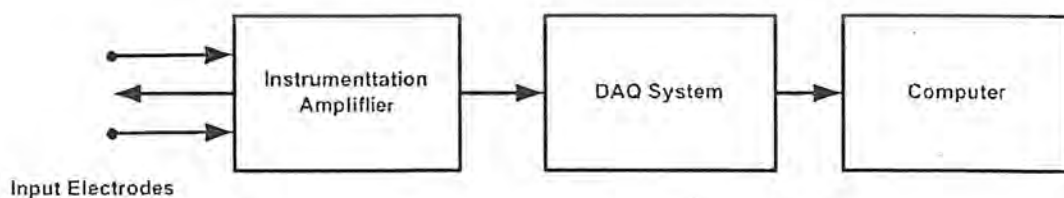
บทที่ 1

บทนำ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่วัดได้จากร่างกาย ในทางการแพทย์จะดูลักษณะของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วทำการวินิจฉัยโรค โดยเครื่องมือที่ใช้วัดสัญญาณดังกล่าวเราได้ นำเข้าเทคโนโลยีและอุปกรณ์ต่าง ๆ จากต่างประเทศซึ่งยังมีราคาแพง ทำให้ต้องสูญเสียเงินตราให้ต่างประเทศเป็นจำนวนมาก ดังนั้นจึงได้ริเริ่มทำการวิจัยและพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ขึ้น โดยการพัฒนาเครื่องวัดและแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงแรก ๆ มุ่งเน้นในการแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นหลัก แต่เมื่อความเจริญทางเทคโนโลยีก้าวหน้าขึ้นก็ได้มีการพัฒนาเครื่องมือให้มีความสามารถในการใช้งานตามความต้องการด้านต่าง ๆ เพิ่มขึ้น

แนวทางการพัฒนาในปฏิญานีพจนนี้ มุ่งเน้นในการพัฒนาเครื่องวัดและแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้มีศักยภาพในการวิเคราะห์ห้วงหวัระการเดินจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลอยู่ได้ และสามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลเพื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านต่าง ๆ ได้ เช่น การวินิจฉัยโรค, การแยกแยะบุคคล เป็นต้น

โดยหลักการเริ่มจากนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ โดยผ่านทางอิเล็กโทรด (Electrode) ป้อนเข้าสู่ตัวขยาย (Amplifier) เพื่อทำให้ค่าของสัญญาณสูงขึ้นจนมีค่ามากพอที่จะนำไปแสดงผลได้อย่างชัดเจน โดยสัญญาณที่ได้จากตัวขยายเป็นสัญญาณในรูปแบบอนาล็อก (Analog) จะต้องถูกนำมาเปลี่ยนให้เป็นสัญญาณในรูปแบบดิจิทัล (Digital) ก่อนที่จะนำไปประมวลผลและแสดงผลออกทางจอคอมพิวเตอร์ โดยวิธีการเปลี่ยนรูปแบบของสัญญาณจะใช้การ์ด PXI 6070E ซึ่งเป็นการ์ดแบบ DAQ (Data Acquisition) ช่วยในการแปลงสัญญาณ หลังจากนั้นก็จะใช้ซอฟต์แวร์ควบคุมให้มีการนำข้อมูลแบบดิจิทัลที่ได้มาประมวลผลแบบต่าง ๆ ต่อไป โดยซอฟต์แวร์ที่ใช้คือ LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Work) ซึ่งมีคุณสมบัติช่วยในการวัดและประมวลผลได้เป็นอย่างดี



รูปที่ 1 บล็อกไดอะแกรมของหน่วยโครงการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วัตถุประสงค์

1. ศึกษาลักษณะการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีมาแต่เดิม เพื่อพัฒนานำเอาคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ออกแบบและสร้างเครื่องแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตามแนวทางที่กำหนดไว้
3. เป็นการศึกษาการใช้งาน โปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
4. เป็นการเพิ่มศักยภาพของระบบเครื่องมือทางการแพทย์ ที่ใช้กันภายในประเทศให้เจริญก้าวหน้าต่อไป

ขอบเขต

ขอบเขตของโครงการ แบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน ดังนี้

1. ส่วนฮาร์ดแวร์ (Hardware) เป็นส่วนของวงจรที่ใช้วัด และขยายสัญญาณที่วัดได้จากร่างกาย เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการวัดมีขนาดเล็ก และมีความถี่ต่ำ ดังนั้นต้องพิจารณาให้วงจรมีคุณสมบัติดังนี้
 - 1.1 มีค่าอัตราการขยายสัญญาณสูง
 - 1.2 มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง
 - 1.3 ค่าความต้านทานขาเข้า (Input Impedance) ของวงจรต้องมีค่าสูง เมื่อทำการเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิเล็กโทรด
 - 1.4 มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมต่อสัญญาณที่ป้อนเข้าไป
2. ส่วนของซอฟต์แวร์ (Software) ซึ่งเขียนโดยใช้โปรแกรม LabVIEW เพื่อกำหนดให้โปรแกรมทำงานดังนี้
 - 2.1 ควบคุมการใช้การ์ด PXI 6070E ซึ่งเป็นการ์ดแบบ DAQ (Data Acquisition) ทำการแปลงรูปแบบของสัญญาณที่วัดได้จากร่างกายซึ่งได้รับการขยายแล้วให้เป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อจะนำข้อมูลป้อนเข้าสู่คอมพิวเตอร์
 - 2.2 แสดงผลสัญญาณออกทางจอภาพ และบันทึกสัญญาณที่ได้เพื่อสามารถนำมาวิเคราะห์ใหม่ได้
 - 2.3 สามารถประมวลผลสัญญาณที่ได้ตามต้องการ เช่น คำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งเป็นจำนวนครั้งของการเต้นในเวลา 1 นาที เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื้อหา

สำหรับรายละเอียดของ โครงสร้างแต่ละส่วนใน โครงการจะได้นำไปกล่าวถึงในบทต่อ ๆ ไปดังนี้
 บทที่ 2 เป็นการศึกษาทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยได้กล่าวถึงคุณสมบัติการทำงาน
 ของหัวใจ, ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ, การเกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ, ความหมาย และ
 รูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

บทที่ 3 เป็นเนื้อหาเกี่ยวกับวงจรพื้นฐานที่ใช้ในเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การออกแบบ
 และการทำงานของวงจรในแต่ละส่วน

บทที่ 4 กล่าวถึงโปรแกรม LabVIEW โดยได้กล่าวถึงส่วนประกอบต่าง ๆ ของ LabVIEW และ
 การนำไปใช้งาน

บทที่ 5 เป็นการทดลอง ผลการทดลอง ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณคลื่น
 ไฟฟ้าหัวใจ และในส่วนของผลการแสดงผล การประมวลผล โดยใช้โปรแกรม LabVIEW ในการ
 ควบคุมการทำงาน

บทที่ 6 เป็นการสรุปผลการทดลอง และแนวทางที่จะพัฒนาในลำดับขั้นต่อไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกายทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวและพองตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้น จะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) ที่ถูกกระตุ้นด้วยสัญญาณไฟฟ้าจาก Sinoatrial node การหดตัวและพองตัวดังกล่าวนี้เกิดไปพร้อมกับศักดาไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ

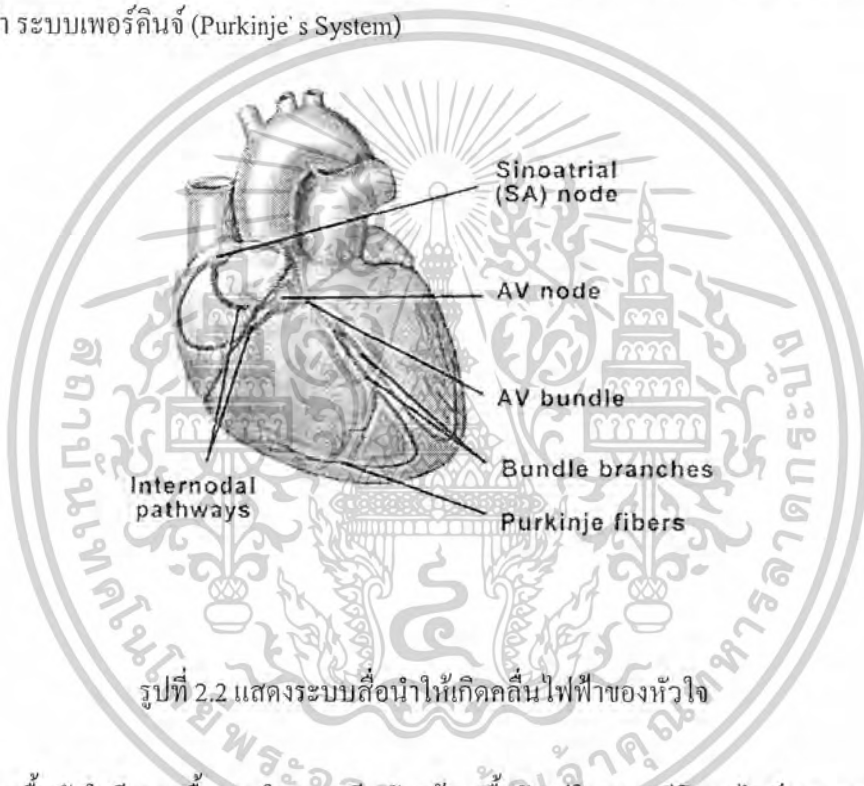
2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

หัวใจมีคุณสมบัติหลายอย่างซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automatically) เนื่องจากมีศักดาไฟฟ้าทำงาน
2. การทำงานมีความต่อเนื่อง (Contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะธรรมชาติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่า ซิสโตล (Systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจรเช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac Cycle)
3. มีระบบสื่อ นำ (Conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ เพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เอง แต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อ นำเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ระบบสื่อ นำที่กล่าวนี้ ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดคู่ที่เรียวนาคาวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Superior Vena Cava) เรียกว่า ไฮโน-เอเตรียลโนด (Sino-atrial Node: S-A Node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) เรียกว่า เอตรีโอเวนทริคูลาร์โนด (Atrioventricular Node: A-V Node) โดยที่เซลล์กลุ่มนี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of his) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจ์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบสื่อนำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Purkinje's System)

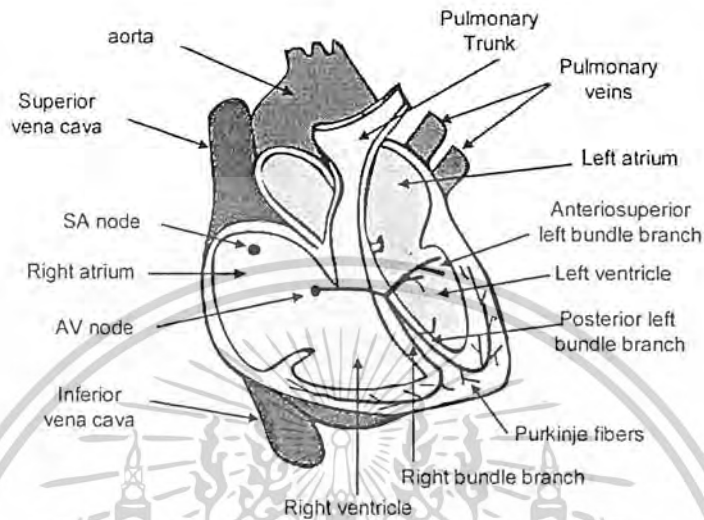


รูปที่ 2.2 แสดงระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

4. กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะดื้อนานในระยะบีบตัวกล้ามเนื้อหัวใจยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและรีโพลาไรซ์ (Repolarization) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่ภาวะปกติ จึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ ต่อมา ในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจ มีการสนองต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังดื้ออยู่ ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ (Mechanical Operation of Heart)



รูปที่ 2.3 แสดงภาพตัดขวางของส่วนประกอบที่สำคัญของหัวใจ

ในการทำงานเลือดดำจากส่วนต่างๆ ของร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจผ่านทางหลอดเลือดดำอินฟีเรียร์เวนาคาวา (Inferior vena cava) และซูพีเรียร์เวนาคาวา เข้าสู่หัวใจห้องบนขวา (Right Atrial : RA) จากนั้นหัวใจห้องบนขวาจะบีบตัวส่งเลือดให้ไหลลงสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle : RV) และถูกฉีดออกไปสู่ปอดเพื่อทำการรับออกซิเจนให้เปลี่ยนเป็นเลือดดี แล้วส่งกลับเข้ามายังหัวใจห้องบนซ้าย (Left atrial : LA) ทางหลอดเลือดแดง พัลโมนารีเวน (Pulmonary vein) และไหลผ่านลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle : LV) โดยการบีบตัวของหัวใจห้องบนซ้าย ต่อจากนั้นเลือดแดงจะถูกฉีดไปเลี้ยงร่างกายโดยผ่านทางเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta)

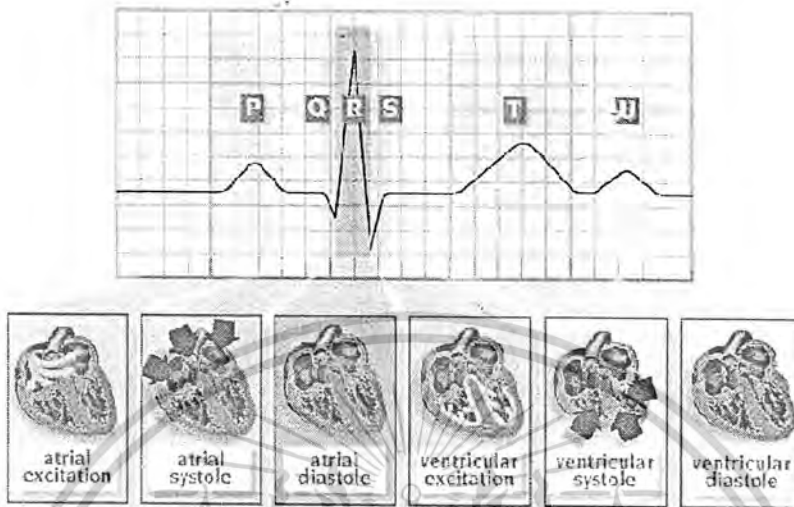
การทำงานของหัวใจแบ่งได้เป็นช่วงจังหวะต่างๆ ดังต่อไปนี้

1. ช่วงที่การบีบตัวส่งเลือดออกไปของหัวใจสิ้นสุด และกำลังรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป ช่วงนี้เป็นช่วงที่เลือดไหลเข้าสู่หัวใจ สภาพหัวใจขณะนี้จะถือว่าเป็นสภาวะพัก (Resting State) ของหัวใจ
2. เป็นช่วงที่เกิดขึ้นหลังจากระยะพักเสร็จสิ้นลง ในช่วงนี้หัวใจห้องบน (Atrial) เริ่มหดตัว ทำให้ความดันภายในหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนเข้าสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่าง เพิ่มขึ้นจะทำให้วาล์วที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบน กับห้องล่างทั้งด้านขวา (Triaspid valve) และด้านซ้าย (Mitral valve) ปิด ดังนั้นปริมาตรของหัวใจห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลง ในขณะที่หัวใจห้องล่างเริ่มหดตัวนั้นความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวา (pulmonary artery) เท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอท ขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่ ซึ่งนำเลือดจากหัวใจห้องล่างซ้ายส่งไปยังร่างกายมีความดันเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นเปิด-ปิดของเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary valve) จะปิดอยู่จนกระทั่งความดันเพิ่มขึ้นจนเพียงพอ
4. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจนมากกว่าความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิด และหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เข้าสู่ระบบไปเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นถึงจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ถูกขับออกไปสู่ร่างกายแล้ว กล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดลง ความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่จะเริ่มตกลง
5. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่ง ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในห้องใจ (Chambers) ลิ้นเปิด-ปิดของหลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำจะปิด ที่จุดนี้การสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจห้องล่างกำลังพองตัว ความดันจะยังคงตกลงเรื่อยๆ
6. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิดและเลือดจะเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็ว และจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเริ่มเพิ่มขนาดขึ้นสูงสุดขณะนี้เป็นช่วงของ ระยะเวลาของหัวใจ ดังที่กล่าวไว้ในข้อ 1 และครบวงจรการเต้นของหัวใจ วงจรต่อไปก็จะเริ่มใหม่อีก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แสดงความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าแรงดันไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 มิลลิโวลต์ แสดงตามรูปที่ 2.6 แรงดันไฟฟ้ายิ่งกล่าวเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง(resting potential) ถ้าศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนี้มีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่งจะมีการแตกตัวของอนุภาคและประจุไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อมีการแตกตัวให้ประจุเกิดขึ้นศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะมีค่าประมาณ +30 มิลลิโวลต์ และเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหดตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลงหลังจากนั้นประมาณ 20 มิลลิวินาที ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะกลับไปมีค่าเท่ากับ ศักย์ไฟฟ้าขณะหยุดนิ่ง และเซลล์จะอยู่ในลักษณะคลายตัว จนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ(เมื่อศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้นอีก)

หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อเซลล์หนึ่งเกิดการแตกตัวให้ประจุเซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วยคลื่นของการปลดปล่อยประจุ จะกระจายไปทั่วส่วนบน ในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวให้ประจุหัวใจส่วนบนจะหดตัว คลื่นของการปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมาก ทำให้เกิดความแตกศักย์ไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้โดยการใส่ขั้วไฟฟ้าวางบนผิวหนัง ค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการทำงานเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในห้องหัวใจส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนล่างทั้ง 2 ห้องจะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งในหัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุออกมา (และการหดตัว) ในทุกๆ เซลล์ของหัวใจส่วนล่าง

อย่างไรก็ตาม หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างไม่ได้เชื่อมต่อกันโดยตรง บริเวณแนวเชื่อมต่อของช่องทางไฟฟ้าของหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างเรียกว่า โหนดเอวี (Atrio Ventricular node) การส่งผ่านสัญญาณทางไฟฟ้าระหว่างหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างจะทำให้ทั้ง 2 ส่วนได้รับสัญญาณช้ากว่ากัน 0.04 วินาทีการนี้ทำให้หัวใจส่วนบนที่เวลาคิดเลือกให้หัวใจส่วนล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งต่อนาทีที่หัวใจบีบตัวตลอดจากหัวใจส่วนบนจนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีที่หัวใจส่วนบนมีการบีบรัดตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบรัดตัวของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ชีวิตปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบน้ำเลือดของหัวใจส่วนล่างนี้เองที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่างๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็วเกินไป การไหลของเลือดจะลดลงเนื่องจากไม่มีเวลามากพอที่จะใช้สูบน้ำเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่างซึ่งเวลาดังกล่าวก็คือช่วงเวลาระหว่างการหด

กลับไปดูรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นแผนภาพวงจรควบคุมการปลดปล่อยประจุของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอกทำให้เกิดการแตกตัวให้ประจุไฟฟ้า เซลล์หัวใจจะค่อยๆ เปลี่ยนแปลงจากสภาพที่มีศักย์ไฟฟ้าเท่ากับศักย์ไฟฟ้า ขณะหยุดนิ่งมีการแตกตัวของอนุภาคให้ประจุไฟฟ้าด้วยจำนวนคงที่ เซลล์ที่มีการปลดปล่อยประจุไฟฟ้าเร็วที่สุดจะเป็นเซลล์ที่นำซึ่งทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุที่จุด โหนดเอวี สัญญาณการปลดปล่อยประจุจากเซลล์นำจะกระจายสู่เซลล์ต่างๆ ในหัวใจส่วนบนก่อน จากนั้นโหนดเอวีจะนำสัญญาณไฟฟ้า ไปยังเส้นใยไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าเข้าสู่หัวใจส่วนบนก่อนที่ จะนำสัญญาณไฟฟ้าไปยังเส้นใยไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าสู่หัวใจส่วนล่างอย่างรวดเร็วการกระตุ้นให้เกิดการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่างทั้ง 2 ห้องจะเกิดขึ้นพร้อมกัน โดยเริ่มจากภายในสู่ผนังหัวใจภายนอก เซลล์ในหัวใจตอนบนจะมีแนวโน้มที่จะปลดปล่อยประจุประมาณ 60-100 ครั้งต่อวินาที เซลล์ในโหนดเอวีซึ่งเป็นรอยต่อระหว่างหัวใจส่วนบนกับหัวใจส่วนล่างมีแนวโน้มที่จะปลดปล่อยประจุประมาณ 30 ครั้งต่อนาที

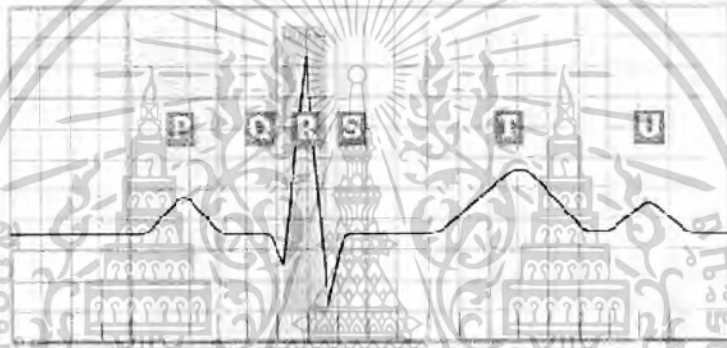
ดังนั้นการหดตัวของหัวใจส่วนบนจะเกิดขึ้นก่อน ตามด้วยระยะเวลาที่ทิ้งช่วงและการหดตัวของหัวใจส่วนล่างจากนั้นจะมีระยะหยุดพักก่อนที่จะมีการบีบตัวของหัวใจ หรือวัฏจักรการทำงานของหัวใจครั้งต่อไปจะเกิดขึ้น เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีการปลดปล่อยประจุและหดตัวเป็นลำดับเป็นจังหวะ เป็นเวลา สัญญาณจากโหนดเอวีจะเข้ามาแล้วทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุและหดตามอัตราที่เป็นลักษณะเฉพาะตัว ดังนั้นโหนดเอวีจึงเป็นผู้นำในการทำงานของหัวใจ ถ้าโหนดเอวีไม่ทำงาน หรือสัญญาณที่ส่งมาถูกแนวโหนดเอวีที่เป็นโรคกักไว้ หัวใจส่วนล่างจะยังคงบีบรัดตัวได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อย่างมีประสิทธิภาพ เพราะว่าเซลล์บางเซลล์ในหัวใจส่วนล่างสามารถที่จะปลดปล่อยประจุได้เอง และทำตัวเป็นผู้นำในหัวใจส่วนล่าง อัตราการเต้นของหัวใจในลักษณะนี้จะช้า (ประมาณ 30 ครั้งต่อนาที) แต่จังหวะการเต้นของหัวใจเพื่อความอยู่รอดเช่นนี้มักจะเพียงพอที่จะทำให้ชีวิตรอดได้

2.3 ความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติแสดงได้ดังรูปที่ 2.5 ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ จะเริ่มตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจจนกระทั่งมีการคลายตัวในแต่ละครั้ง ดังนั้นจึงเกิดสัญญาณขึ้นเป็นจังหวะ โดยมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.5 แสดงผลอิเล็กทรอนิกส์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 3 คลื่น คือ

1. ช่วงคลื่น P เป็นผลรวมทางไฟฟ้าขบวนการดีโพลาไรส์ที่เกิดขึ้นที่หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว
2. ช่วงคลื่น QRS เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการดีโพลาไรส์ของหัวใจห้องล่างด้านซ้ายและขวาซึ่งเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองข้างจะมีการบีบตัว โดยที่ขนาดของคลื่นสัญญาณ R สำหรับการทำการงานปกติของหัวใจมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์
3. ช่วงคลื่น T เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการรีโพลาไรส์ของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา และเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการคลายตัว โดยขนาดของสัญญาณ T มีค่าประมาณ 1/3 ของขนาดของสัญญาณ R

สำหรับขบวนการรีโพลาไรส์ของหัวใจห้องบน อาจะเกิดขึ้นในช่วงระหว่างที่หัวใจห้องล่างมีการบีบตัว แต่ค่าขนาดจะไม่ปรากฏเนื่องจากค่าของสัญญาณช่วงคลื่น QRS มีค่ามากกว่า

2.4 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานแล้วมีวิธีวัดอยู่ 2 แบบ คือ

1. แบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)

วิธีนี้จะวางขั้วไฟฟ้า (electrode) ระหว่างแขนและขา ซึ่งเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงระหว่างจุด 2 จุด ซึ่งมีมาตรฐานของตำแหน่งที่จะวางขั้วไฟฟ้า 3 แบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.6

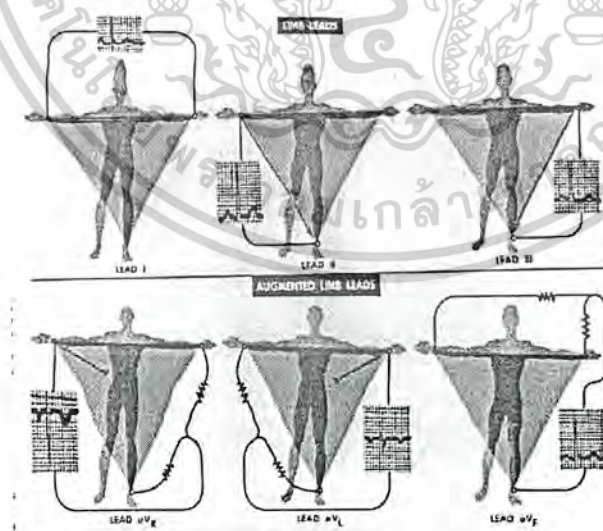
1.1 ลีด I (Lead I) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดที่ขาคือที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักดาจากขาขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

1.2 ลีด II (Lead II) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดที่ขาคือที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักดาจากขาขวาและแขนซ้ายเป็นสัญญาณอ้างอิง

1.3 ลีด III (Lead III) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดที่ขาคือที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักดาจากขาขวาและแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

2. แบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)

วิธีนี้จะสามารถตรวจสอบบริเวณหัวใจได้อย่างสะดวกดังรูปที่ 2.7 ที่ขั้วไฟฟ้าของแขน และขาจะรวมความต้านทานเข้าด้วยกันเป็นจุดๆ หนึ่ง และบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้ง 6 อันที่วางไว้บนหน้าอก



รูปที่ 2.6 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 2 แบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 อิเล็กโทรด

การจะวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายจะต้องมีตัวเชื่อม นั่นก็คือ อิเล็กโทรด ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ เพราะในร่างกายมีการนำกระแสด้วย ไอออน แต่ในเครื่องวัดจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยน ionic current ให้เป็น electric current

ไดอะแกรมพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ แสดงไว้ในรูป กระแสไฟฟ้า จะข้ามจากอิเล็กโทรดไปยัง อิเล็กโทรไลต์จะประกอบด้วย

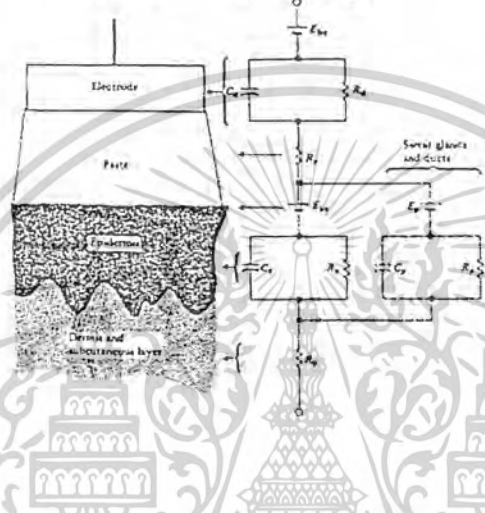
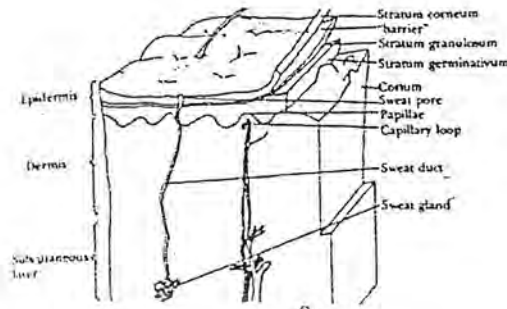
1. อิเล็กตรอนที่เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสอิเล็กโทรด
2. แคทไอออนเคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้า
3. แอนไอออนเคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรไลต์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรไลต์และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนในอิเล็กโทรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อถ่ายเทประจุระหว่างพหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรไลต์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีศักย์ไฟฟ้าต่างไป เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half-cell potential) แต่เราไม่สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงต้องใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหล ศักย์ไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจาก โพลาริเซชันของอิเล็กโทรด ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่า overvoltage มีกลไกที่เกี่ยวข้อง กับกระบวนการ 3 ส่วนคือ

1. Ohmic overvoltage เป็นผลเนื่องจากความต้านทานของอิเล็กโทรไลต์ เมื่อมีกระแสไฟฟ้าผ่านอิเล็กโทรดทั้งสองอันเมื่อความต้านทานของอิเล็กโทรดเปลี่ยนแปลงตามกระแสไฟฟ้า ศักย์ไฟฟ้าที่เกินทางต้านโอห์ม (Ohm Overvoltage) ก็จะไม่มีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับกระแสไฟฟ้า ตามกฎของโอห์ม
2. Concentration overvoltage เกิดจากความเข้มข้นที่เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงการกระจายของไอออนในอิเล็กโทรไลต์
3. Activation overvoltage เป็นผลของการถ่ายเทประจุของปฏิกิริยาการเติมและการลดออกซิเจน ไม่สามารถเปลี่ยนกลับได้หมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 แสดง โครงสร้างผิวหนังและวงจรสมมูลของผิวหนังที่อิเล็กโทรด

2.5.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดออกได้เป็น 2 ชนิด

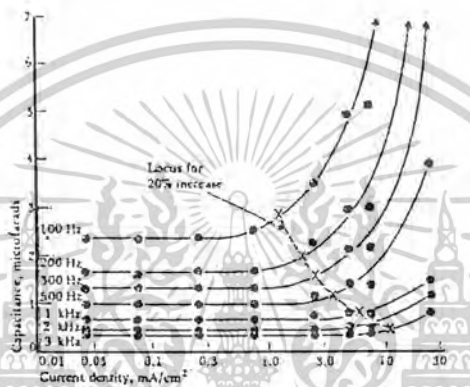
1. อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์ อิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะ ไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์จะทำงานเหมือนเป็นคาปาซิเตอร์
2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด overvoltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์ ได้อย่างสมบูรณ์

2.5.2 คุณสมบัติอิเล็กโทรด

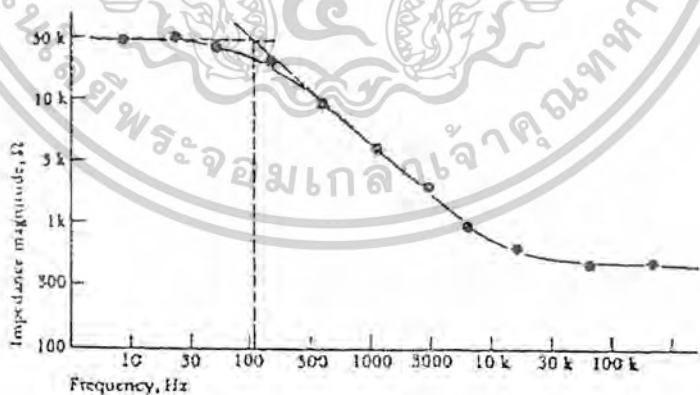
เราจะพบว่าคุณสมบัติกระแสและแรงดันอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะตัวคือความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มของกระแสมาก คุณสมบัติจะต่างไปจากเดิม และคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้าถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วย เพราะอิเล็กโทรดเหมือนมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วยเมื่อนำอิเล็กโทรดมาติดที่ผิวหนัง เราต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดอิเล็กโทรไลต์ และผิวหนังด้วย เราใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน ทาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือการวัด galvanic skin reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อ ที่จะมีโซเดียม โพแทสเซียม และคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูของท่อหน้าเหงื่อกับผิวหนังแต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้อีกกับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยารวมมา ไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง



รูปที่ 2.8 แสดงคุณสมบัติอิเล็กโทรดที่เป็นอิเล็กโรไลต์ที่สัมพันธ์กับค่าความถี่ ประจุและความเข้มของกระแสไฟฟ้า



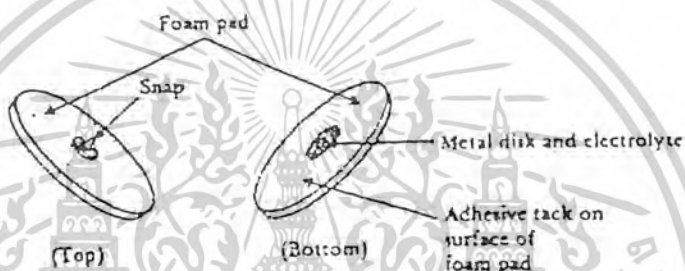
รูปที่ 2.9 ความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงตามความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่ใช้บ่อยในการรับสัทธิไฟฟ้าทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาสัมผัสกับผิวหนัง และมักใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลางเพื่อทำให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

รูปที่ 2.10 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นโลหะแบบต่าง ๆ เป็นอิเล็กโทรดที่ใช้รวดเร็วและใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟม และมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คัลโรด ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดซึ่งกระดาษที่ปิดอยู่แล้วกดอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที



รูปที่ 2.10 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่อง อี ซี จี ใช้ปิดผิวหนังที่ติด แขน - ขา

2.5.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโทรดโลหะสำหรับวัดศักดาทางไฟฟ้าหรือกระตุ้นก็ดี จะต้องคำนึงถึงข้อปฏิบัติ 5 ประการ ดังต่อไปนี้ คือ

1. ในการสร้างอิเล็กโทรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างี่สาม เช่น วัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้จำนวนหุ้มไว้ ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโทรไลต์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาสัมผัสกันเพราะจะมีศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนี้เมื่อสัมผัสกับอิเล็กโทรไลต์ก็จะทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพราไรเซชันเพิ่มเติม และมักทำให้ อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจัยนี้ทำให้ศักดาไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรบกวนทาง ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เมื่อใช้อิเล็กโทรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าในร่างกาย ควรใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกัน เนื่องจากครึ่งเซลล์ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นศักย์ไฟฟ้า ดี ซี ที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิไฟเออร์จะได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิมตัวของแอมพลิไฟเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เป็นชนิด ดีซี และมีกำลังขยายสูง

3. อิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมักจะหลุดง่าย อย่างไรก็ตาม ปัญหาเหล่านี้จะไม่เกิดขึ้น ถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มาก แต่ต้องแข็งแรง จุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดง่าย เนื่องมาจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อยๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

4. อิเล็กโทรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง ฉนวนของอิเล็กโทรดเหล่านี้มักทำด้วยวัสดุจากพวกโพลีเมอร์ ซึ่งสามารถดูดน้ำได้เมื่อใช้ไปนานๆ

5. การใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอินพุทสูงๆทำให้การบันทึกไฟได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของ แอมพลิไฟเออร์ที่ค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความถี่สูงลดลงแล้ว ยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

2.6 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี

คณะกรรมการการตรวจ อี ซี จี ของสมาคมโรคหัวใจแห่ง U.S.A. ได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่อง อี ซี จี มาตรฐานที่ใช้เขียนโดยตรงบนกระดาษ Pipberger ก.ศ. 1975 ข้อเสนอแนะดังกล่าวมีดังต่อไปนี้

1. Linearity and distortion ความแม่นยำและความผิดเพี้ยนเป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง อี ซี จี การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5 % เมื่อทำการบันทึกบนกระดาษด้วยความสูง 5 และ 50 มม. ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่ความถี่ระหว่าง 0.05 – 100 Hz

2. Input Range เครื่อง อี ซี จี ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้าง คือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 mv.

3. Input Impedance and current อินพุทอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดิน ควรมีค่าน้อยกว่า 5 M Ω ในระหว่างการวัดนั้น อิเล็กโทรดทุกอันควรจะทำการต่อลงดินให้หมด เครื่อง อี ซี จี ไม่ควรให้มีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ ไหลผ่านผู้ป่วย

4. Central Terminal วงจรซิสเตมที่ตรงที่ต้องการเพื่อนทำให้เกิด Central Terminal ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวในข้อที่ 1 หรือเพิ่มขึ้น 2% เมื่อรวมกับความต้องการทางด้านอินพุทอิมพีแดนซ์แล้ว ค่ารีซิสเตนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.3 เมกกะโอห์ม

5. Gain เครื่อง อี ซี จี ควรปรับกำลังขยายได้ 3 ค่า คือ 5, 10 และ 20 มม./มม. โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. Frequency Response การตอบสนองของเครื่อง อี ซี จี ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 ถึง 25 Hz ควรเท่ากันจะดี ไม่ควรต่างกันเกิน 0.5 dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มม. บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz แล้ว การตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์จะลดลงมากกว่า 3 dB

7. Common-mode-Rejection Ratio (CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทช์ที่ใช้เลือกสายต่อ เมื่อปรับตั้งกำลังขยายเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 มม./มม. โวลต์ และสายต่ออิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 Hz 120 V พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้น ซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับคาปาซิแตนซ์ 22 pF ผลที่ได้นั้นไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มมากกว่า 20 มม. ข้อกำหนดเฉพาะนี้ยังคงใช้ได้เมื่อต่อรีซิสแตนซ์ 100 กิโลโอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุท

8. Calibration เครื่อง อี ซี จี ควรจะมีศักย์ไฟฟ้ามากกว่า 1.0 มม.โวลต์ สำหรับปรับเทียบเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

9. Chart Speed คือความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐานควรเป็น 25 มม./วินาที นอกจากนั้นควรมีความเร็วสูงกว่าด้วย คือความเร็ว 50 มม./วินาที ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2 %

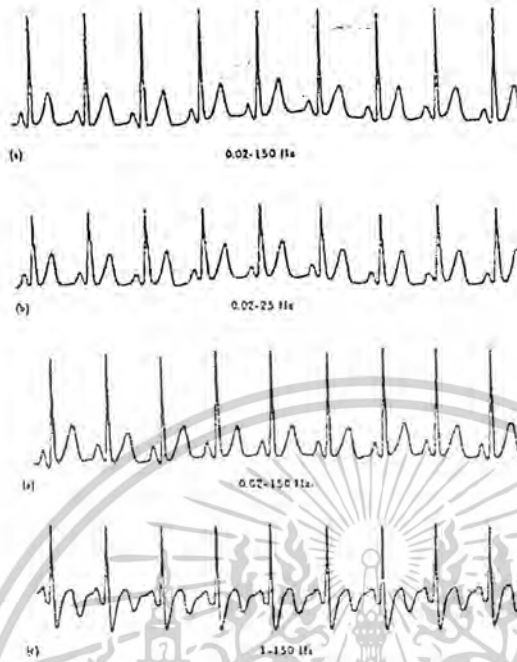
10. Output เอาท์พุทอิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า 1 V

11. Event Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่อง อี ซี จี สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่น ไฟฟ้า อี ซี จี

2.7 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี

2.7.1 ความผิดพลาดทางด้านความถี่

เมื่อเครื่อง อี ซี จี มีการตอบสนองความถี่ที่เปลี่ยนแปลงไป คือ ไม่ได้มาตรฐานที่กล่าวไว้ข้างต้น จะมีความผิดพลาดของคลื่น อี ซี จี ดังแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 แสดงความผิดเพี้ยนของรูปคลื่น อี ซี จี ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่

รูปที่ 2.11a แสดงคลื่น อี ซี จี ปกติ จากเครื่องมือ ซึ่งมีการตอบสนองความถี่กว้างกว่า 0.05-100 Hz

รูปที่ 2.11b แสดงคลื่น อี ซี จี ที่บันทึกได้ด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองความถี่จาก 0.02-25 Hz ความผิดเพี้ยนนี้ เรียกว่า high-frequency distortion รูปคลื่นแต่เดิมจะเป็นมุมแหลม เมื่อความผิดเพี้ยนเกิดขึ้นจะมีขนาดกลม และความสูงยังลดลงด้วย

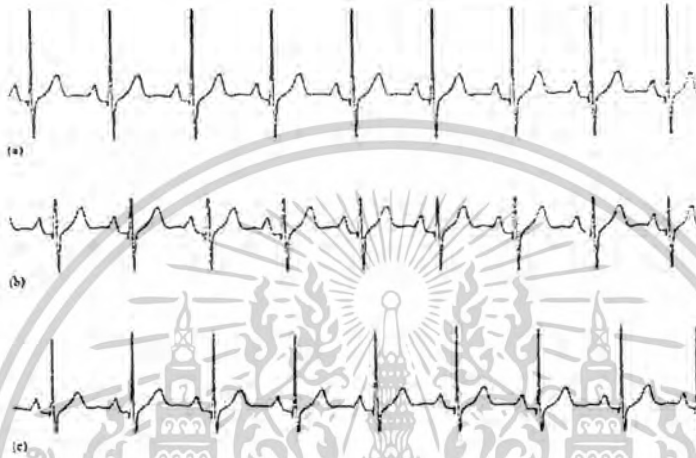
รูปที่ 2.11c แสดงคลื่น อี ซี จี จากต้นตอเดียวกัน แต่บันทึกด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองความถี่ 1-150 Hz สังเกตความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานเครื่อง อี ซี จี เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่า คลื่นซึ่งแต่เดิมมียอดเดียว จะกลายเป็น 2 ยอด ความผิดเพี้ยนนี้ จะเรียกว่า low-frequency distortion

2.7.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cut off Distortion)

Offset Voltage ที่อเล็กโทรดหรือการปรับแอมพลิไฟเออร์ไม่ถูกต้องในเครื่อง อี ซี จี อาจทำให้เกิดการอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน ซึ่งทำให้รูปร่างของคลื่น อี ซี จี เปลี่ยนไปได้มาก รูปที่ 2.12a แสดงคลื่น อี ซี จี ปกติ ส่วนรูปที่ 2.12b แสดงคลื่นไฟฟ้าที่ผิดเพี้ยนไปจากการเปลี่ยนระดับไปสู่การอิ่มตัว ทำให้ยอดคลื่น อี ซี จี ถูกตัดออกไป เนื่องจากแอมพลิไฟเออร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินศักย์ไฟฟ้าที่อิ่มตัวได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.12c แสดงการเปลี่ยนแปลงทำนองเดียวกัน เมื่อส่วนล่างของคลื่น อี ซี จี ถูกตัดออกไป ทั้งนี้ เป็นผลจากการอิมิตัวทางด้านลบของแอมพลิไฟเออร์ สังเกตว่าในกรณีเส้นพื้นฐานจะเรียบคียอดคลื่น P และ T อาจยังคงเห็นได้จากภาพบันทึก หรืออาจต่ำกว่าระดับที่ถูกตัด ถ้าเป็นเช่นนี้จะเห็นแต่คลื่น R อย่างเดียว



รูปที่ 2.12 แสดงความผิดพลาดของคลื่น อี ซี จี ซึ่งมีผลจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์

2.7.3 วงจรสายดิน (Ground Loops)

ผู้ป่วยที่กำลังถูกบันทึก อี ซี จี เช่นในมอนิเตอร์การทำงานของหัวใจเป็นต้น ย่อมได้รับการต่ออุปกรณ์ไฟฟ้าอย่างอื่นด้วย อุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละอย่างจะมีการต่อสายดินของตนเอง อาจจะโดยอาศัยร่วมไปกับสายไฟ หรือในบางกรณีนั้นจะต่อโดยผ่านไปกับสายดินใหญ่ไปยังจุดสายดินในห้อง

วงจรสายดินอาจเกิดขึ้นในภาวะที่แสดงในรูปที่ 2-13a ในรูปตัวนี้ ผู้ป่วยได้ต่ออยู่กับเครื่อง 2 เครื่อง คือ เครื่อง อี ซี จี และเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสถานดินต่ออยู่กับตัวของผู้ป่วย เครื่อง อี ซี จี ถูกต่อลงดิน โดยผ่านทางปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องอีกเครื่องหนึ่งนั้นก็มีสายดิน โดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกัน แต่มีปลั๊กอยู่อีกที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็นสายดิน B ถ้าสายดิน B มีศักย์สูงกว่า สายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านไปยังตัวเครื่องและ ผู้ป่วย และผ่านอิเล็กโทรดของเครื่อง อี ซี จี ไปลงที่จุด A กระแสไฟฟ้างดังกล่าว นอกจากจะมีปัญหาทางด้านความปลอดภัยแล้วยังทำให้ศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยสูงกว่าของสายดิน ซึ่งต่ออยู่กับตัวเครื่องตัวอย่างแสดงให้เห็นดังรูปที่ 2-13a ผู้ป่วยจะมีศักย์ไฟฟ้าอยู่ระหว่างสายดิน B และสายดิน A จึงทำให้เกิด common-mode voltage บนเครื่อง อี ซี จี ซึ่งจะทำให้ CMRR ต่ำ ดังนั้น จึงเป็นการเพิ่มปริมาณของสัญญาณรบกวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทางเดินของกระแสไฟฟ้าระหว่างสายดินทั้ง 2 ดังแสดงในรูปที่ 2-13a นั้นเรียกว่า Ground loop ปรากฏการณ์เช่นนี้ควรพยายามหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดขึ้นในระบบของอุปกรณ์ทางการแพทย์

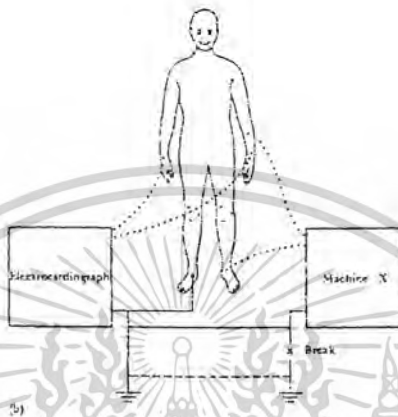
รูปที่ 2.13b เป็นภาวะที่ควรระวังจะทำให้เกิดขึ้น ในรูปนี้ เครื่องทั้ง 2 มีสายดินที่ต่อมายังจุดเดียวกัน จึงไม่มีวงจรสายดินเกิดขึ้น ศักย์ไฟฟ้าสายดินของเครื่อง อี ซี จี และอีกเครื่องหนึ่งควรจะอยู่ในระดับเดียวกัน ในกรณีเช่นนี้จึงไม่ควรมียกยไฟฟ้าตกรวมสายดิน อันจะทำให้เครื่องมีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าจุดสายดินถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะมีสายดินที่ต่ออยู่กับเครื่องเพียงเครื่องเดียว แต่ก็ไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ตามปกติแล้วเครื่องทั้ง 2 จะมีศักย์ไฟฟ้าของสายดินเท่ากัน ดังนั้นจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะไปสัมผัสกับสายดินของเครื่องก็ตาม



รูปที่ 2.13a แสดงอันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.4. สายต่อที่ขาด (Open Lead Wire)



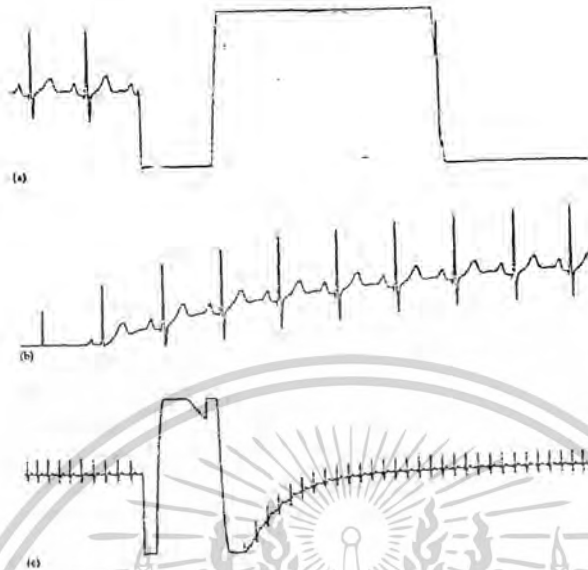
รูปที่ 2.13 b แสดงอันตรายที่เกิดจากรอยต่อที่ขาด

มีหลายครั้งที่สายต่อที่อิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง อี ซี จี เส้นใดเส้นหนึ่งขาดไป สักขีไฟฟ้าที่สูงสามารถเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลทำให้ปากที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหวไปตามคลื่นความถี่ของคลื่นไฟฟ้าเหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ขาด เนื่องจากอิเล็กทรอนิกส์สัมผัสไม่ดีกับตัวผู้ป่วย

2.7.5. สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะที่กำลังตรวจวัด อี ซี จี จะต้องทำการดีฟิบริเลชัน ในกรณีเช่นนี้จะต้องป้อนคลื่นสักขีไฟฟ้าสูง และกระแสจำนวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดศักย์ไฟฟ้าแรงสูงคร่อมอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง อี ซี จี สักขีไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงมากกว่าสัญญาณ อี ซี จี มาก สักขีไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่อง อี ซี จี เปลี่ยนระดับไปมาก ดังแสดงในรูปที่ 2.14 ทั้งนี้เนื่องจากการอ้อมตัวของ แอมพลิไฟเออร์ ในเครื่อง อี ซี จี คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้มีการเก็บประจุไฟฟ้าของ คาปาซิแตนซ์ที่อยู่ในแอมพลิไฟเออร์ แล้วหลังจากนั้นจึงค่อยๆลดกลับมาสู่พื้นฐานใหม่ แต่ใช้เวลานาน ซึ่งต้องขึ้นอยู่กับความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ ต้นตออีกอย่างของสิ่งรบกวนในการทำงานเดียวกันนี้คือ การเคลื่อนไหวของอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของสักขีไฟฟ้ามากกว่าสักขีไฟฟ้าจาก อี ซี จี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากสวิตช์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

- a) การเปลี่ยนแปลงในระยะสั้น b) กลับคืนสู่สภาพปกติ
c) สภาพการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกัน แต่ลดกำลังขยายของ first-order recover ของระบบ

2.7.6. การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า

ต้นตอสำคัญของการรบกวนเมื่อทำการบันทึก หรือมอเตอร์คลื่นไฟฟ้า อี ซี จี คือการรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลัง ระบบไฟฟ้านั้นนอกจากจะทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้า ให้กับเครื่อง อี ซี จี แล้วยังต้องจ่ายไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์ภายในห้องเดียวกันอีกด้วย การรบกวนดังกล่าวอาจเกิดขึ้นด้วยกลไกที่แตกต่างกันอีกด้วย

สนามไฟฟ้าที่ควบระหว่างเครื่องจ่ายไฟกับเครื่อง อี ซี จี หรือตัวผู้ป่วยเป็นผลจากสนามไฟฟ้ารอบๆ สายไฟ หรือรอบๆเครื่องใช้ไฟฟ้า สนามไฟฟ้าเหล่านี้อาจเกิดขึ้นได้แม้แต่ยังไม่ได้ปล่อยพลังงานไฟฟ้าเข้าสู่เครื่อง การรบกวนจึงเป็นเสมือนหนึ่งมีคาปาซิเตอร์ต่ออยู่กับสายไฟที่จ่ายพลังงานไฟฟ้า

กระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิเตอร์ C3 ที่ควบระหว่างสายไฟกับเครื่อง อี ซี จี และไม่ทำให้เกิดการรบกวน C1 เป็นคาปาซิเตอร์ระหว่างสายไฟที่จ่ายพลังงานกับสายอิเล็กทรอนิกส์เส้นหนึ่ง กระแสไฟฟ้า i_{i1} ไม่สามารถไหลเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี เพราะมีค่าอิมพีแดนซ์สูง แต่จะไหลผ่านรีซิสแตนซ์ของผิวหนังกับอิเล็กทรอนิกส์ Z_1, Z_p เพื่อลงดิน ในทำนองเดียวกัน i_{i2} จะไหลผ่าน Z_2, Z_c เพื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลงดิน อิมพีแดนซ์ระหว่างร่างกายซึ่งมีค่าประมาณ 50 โอห์ม นั้นสามารถตัดทิ้งไปได้เมื่อเปรียบเทียบกับค่าอื่นๆ ที่แสดงไว้ ศักย์ไฟฟ้าที่ขยายแล้วปรากฏระหว่างอินพุท A และ B ดังสมการ

$$V_A - V_B = I_{d1}Z_1 - I_{d2}Z_2$$

ถ้าสายไฟสองเส้นวางอยู่ใกล้กัน โดยที่ I_{d1} เท่ากับ I_{d2} แล้วจะได้สมการ

$$V_A - V_B = I_{d1} (Z_1 - Z_2)$$

ค่าที่ได้เมื่อใช้สายยาว 9 เมตรนั้น จะได้ $I_d = 6$ nA อิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอิเล็กโทรดอาจแตกต่างกัน

กันได้มากถึง 20 กิโลโอห์ม ดังนั้นจะได้ค่า $I_d = (6 \text{ nA})(20\text{k}) = 120 \text{ uV}$

ค่าดังกล่าวทำให้เกิดการรบกวนได้มากพอสมควร สามารถทำให้ลดลงได้โดยการหุ้มกำบังสายอิเล็กโทรดพร้อมกับต่อลงดินด้วย ซึ่งการกระทำนี้ได้ทำไว้แล้วในเครื่อง ECG ที่ทันสมัยเป็นจำนวนมาก การลดอิมพีแดนซ์ระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโทรดก็สามารถช่วยได้เช่นกัน

กระแสไฟฟ้าสามารถไหลจากสายไฟเข้าไปในร่างกายได้ กระแส i_{ub} จะไหลผ่านอิมพีแดนซ์ของสายดิน Z_G เพื่อลงดิน ศักย์ไฟฟ้าที่ตกคร่อมจะทำให้เกิด Common mode voltage V_{CM} ทั่วร่างกาย ดังสมการ $V_{CM} = i_{ub} Z_G$ เมื่อได้แทนค่าแล้ว จะได้ค่าในสมการ $V_{CM} = 10 \text{ mV}$

ในสภาวะแวดล้อมที่มีกระแสไฟฟ้าน้อย ซึ่ง i_{ub} มากกว่า 1 uA, V_{CM} สามารถมีค่ามากกว่า 50 mV ถ้าแอมพลิฟายเออร์สามารถทำงานได้อย่างสมบูรณ์ จะไม่เกิดปัญหาแต่อย่างใด เพราะวาคิฟเฟอร์เรนเซียลแอมพลิฟายเออร์สามารถจำกัด Common mode voltage อย่งไรก็ดี แอมพลิฟายเออร์ที่แท้จริงนั้นจะต้องมีอินพุทอิมพีแดนซ์ที่มีค่า Z_{in} ดังนั้น V_{CM} จะมีค่าลดลงเนื่องจากถูกจำกัดโดยอิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอิเล็กโทรดและ Z_{in} ดังแสดงในสมการ

$$V_A - V_B = V_{CM} [Z_{in}/(Z_{in} + Z_1) - Z_{in}/(Z_{in} + Z_2)]$$

แต่เนื่องจากว่า Z_1 และ Z_2 มีค่าน้อยกว่า Z_{in} มากจะได้ค่าดังสมการ

$$V_A - V_B = V_{CM} [(Z_1 - Z_2)/Z_{in}]$$

เมื่อได้แทนค่าต่างๆลงในสมการ จะได้ $V_A - V_B = 40 \text{ V}$ ผลเช่นนี้จะสังเกตได้ในการตรวจวัดเครื่อง อี ซี จี และเห็นได้มากขึ้นเมื่อทำการตรวจวัด อี ซี จี สามารถทำให้ลดน้อยลงได้โดยการลดอิมพีแดนซ์ ระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโทรดและเมื่อเพิ่มอินพุทอิมพีแดนซ์ของแอมพลิฟายเออร์

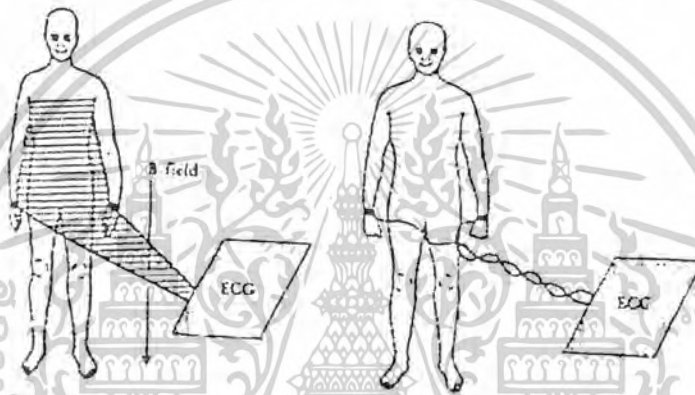
ดังนั้น เราจะเห็นได้ว่าความแตกต่างระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโทรด มีความสำคัญในการออกแบบแอมพลิฟายเออร์ในทางชีววิทยา มักจะมี common-mode voltage เกิดขึ้นเสมอ ดังนั้นในความไม่สมดุลของอินพุทกับอิมพีแดนซ์ เป็นปัจจัยสำคัญในการตรวจหา CMRR โดยไม่คำนึงว่าคิฟเฟอร์เรนเซียลแอมพลิฟายเออร์จะมีคุณสมบัติที่ดีเพียงใด

ต้นตออย่างอื่นของการรบกวนที่เกิดจากสายไฟจ่ายพลังงานคือ การเหนี่ยวนำแม่เหล็ก กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านจะทำให้เกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้ารอบสายตัวนำสนามแม่เหล็กอาจเกิดจากทรานซ็อมเมอร์ หรือบลาซของหลอดไฟลูออเรสเซนต์ ถ้าสนามแม่เหล็กผ่านเข้าไปในขดลวด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่สร้างขึ้น โดยเครื่อง อี ซี จี สายต่อ และตัวผู้ป่วย ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.15 ศักย์จะเกิดไฟฟ้าเหนี่ยวนำ ในวงจรนี้ศักย์ไฟฟ้านี้ จะ ได้สัดส่วนกับความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวดรอบเดี่ยวที่เกิดขึ้นด้วย สามารถการรบกวนนี้ได้โดย

1. การลดสนามแม่เหล็กโดยการหุ้มกำบัง
2. การหลีกเลี่ยงสนามแม่เหล็กโดยการวางเครื่อง อี ซี จี และสายต่อให้ห่างจากสนามแม่เหล็ก
3. การลดพื้นที่ของขดลวดรอบเดี่ยว โดยการบิดสายต่อให้พันเป็นเกลียว



รูปที่ 2.15 การลดสัญญาณรบกวน โดยการพันสายเป็นเกลียว

2.7.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น ๆ

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นสามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี ซี จี ได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้ หรือสถานี โทรทัศน์ หรือสถานี เรดาร์ เครื่อง อี ซี จี สามารถรับคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้ และเรคคิไฟเออร์โดยเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจเปลี่ยนแปลงได้โดยพื้นที่หน้าตัด ระหว่างอิเล็กโทรด และอิเล็กโทรไลต์ สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้น โดยเครื่องกำเนิดไฟฟ้าที่มีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้า และเครื่องโคอะเรอมียังมีมักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้า อาจเกิดจากเครื่องเอ็กซ์เรย์หรือสวิทช์หรือรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ของโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟลูออเรสเซนต์ ก็ยังสามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้ลดน้อยลง โดยการต่อคาปาซิเตอร์ขนาดเล็กให้ขนาดเท่ากับเครื่อง อี ซี จี รีแอกแตนซ์ของเครื่องนี้มีค่าสูงมาก ที่ต่อจ้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น อี ซี จี ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่อง อี ซี จี ลดลง อย่างไรก็ตาม ความถี่ของคลื่นวิทยุนี้ ค่าของรีแอกแตนซ์มีค่าต่ำพอที่จะทำให้คลื่นรบกวนทางแม่เหล็ก ไฟฟ้าลัดวงจรไปโดยไม่เข้าไปทางอินพุทของแอมพลิไฟเออร์

ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าซึ่งมีต้นตอทางร่างกายเอง การรบกวนนี้เกิดจากกล้ามเนื้อลายที่อยู่ระหว่างอวัยวะ เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัว จะทำให้คลื่นไฟฟ้า อี เอ็ม จี และป้อนเข้าไปทำการรบกวนในเครื่องอี ซี จี ได้

2.8 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (transient protection)

วงจรที่ใช้แยก ซึ่งได้ออกแบบโดยทั่วไปนั้น จะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตรายที่เกิดจากไฟฟ้าดูด ที่เกิดขึ้นระหว่างตัวผู้ป่วยกับตัวเครื่อง และเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียงในบางกรณีจากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี อาจทำให้เครื่องได้รับอันตรายจนเสียหายได้ เช่น เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าที่ใช้ในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับตัวเครื่องหลุดหรือขาดไป จะมีศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบเท่าสายดินสูงมาก ศักย์ไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี หรือ เครื่องมอนิเตอร์หัวใจ ถ้ามีจำนวนมากพอ ก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้ นอกจากนั้นยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการ ในภาพบันทึก ดังรูปที่ 2.13

ตามอุดมคติแล้ว เครื่อง อี ซี จี ควรจะได้รับการออกแบบเพื่อป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดี อาจไม่มีระบบป้องกันหรือป้องกันได้หมดวงจรที่ใช้ป้องกัน โดยมีอุปกรณ์จำกัดศักย์ไฟฟ้า 2 ปลายที่ต่ออยู่ระหว่างอวัยวะ แต่ละอันของผู้ป่วยกับสายดิน

การต่อไดโอด 2 อันให้กลับขั้วกัน เมื่อศักย์ไฟฟ้าที่ถึงระดับ 700 mV ไดโอดตัวใดตัวหนึ่งจะทำงานจึงช่วยจำกัดศักย์ไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 700 mV ได้ อย่างไรก็ตาม การจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีทันใดที่ระดับ 700 mV แต่จะค่อยๆเกิดขึ้นที่ระดับ 300 mV ดังนั้น สัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

2.9 การลด Common-mode และการรบกวนอย่างอื่น

สิ่งที่ได้กล่าวในตอนต้นแล้วว่า common-mode voltage สามารถทำให้เกิดการรบกวนในแอมพลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่า แอมพลิไฟเออร์ที่มี high common-mode rejection ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดขึ้นจาก common-mode voltage ได้ วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหา คือ การกำจัดต้นตอของศักย์ไฟฟ้ารบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้จะกล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่นๆ พร้อมทั้งการค้นหาที่จะทำให้ลดน้อยลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.9.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้ สามารถเข้ามาได้ โดยการควบคุม คาปาซิแตนซ์ และการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็ก เราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ โดยการกำจัดต้นตอด้วยวิธีหุ้มกำบัง (Shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตนั้น โดยการต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้กันอยู่ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัด และต่อลงดินด้วย โครงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับการตรวจ อี ซี จี โดยการฝังวัสดุที่นำไฟฟ้าได้ เช่น มุ่งลวดในฝาผนังของห้องดังกล่าว

การหุ้มกำบังดังกล่าวจะไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากว่า โลหะที่ใช้ นั้นจะเป็นชนิด High permeability เช่น การใช้แผ่นเหล็กไรสนิม เป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่า แผ่นกั้นนั้นต้องเป็นทั้งตัวนำแม่เหล็กและตัวนำไฟฟ้าที่ดีด้วยวิธีที่มีราคาถูกมากคือการลดพื้นที่ระหว่างคิฟเฟอร์เรียมเซียมอินพุทกับแอมพลิไฟเออร์ ในกรณีที่เป็นสัญญาณคิฟเฟอร์เรียมเซียม และระหว่างอินพุทสายดิน ในกรณีที่เป็นสัญญาณ common-mode กระทำได้ง่ายโดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียว ก็สามารถลดการรบกวนได้มาก

2.9.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of ground loop)

วงจรสายดินทำให้เกิด common-mode voltage จากการไหลของกระแสไฟฟ้าของวงจรที่ไหลลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้จะต้อง ออกแบบระบบสายดิน ให้มีทางเดินทางเดียวระหว่างอุปกรณ์แต่ละอย่างกับดิน วงจรสายดินควรมีรูปร่างคล้ายดาว ที่มีจุดลงดินที่กึ่งกลาง และรัศมีกระจายออกไปสู่อุปกรณ์ต่างๆ

2.9.3 ระบบป้อนศักย์ไฟฟ้าให้แก่ขาข้างขวา (Driven- right-leg system)

ในระบบของเครื่อง อี ซี จี ที่ทันสมัย ตัวผู้ป่วยจะไม่ได้ถูกต่อลงดินเลย แต่อิเล็กทรอนิกส์ที่ต่อเข้ากับขาข้างขวานั้น จะถูกต่ออยู่กับเอาต์พุทของออปแอมป์อีกชุด จะมีรีซิสเตอร์ที่ทำหน้าที่เฉลี่ย 2 ตัว คือ R_a ทำหน้าที่รับ common-mode voltage จากร่างกาย ให้กลับหัวและมีอัตราขยายมากขึ้น แล้วจึงป้อนกลับผ่านทางรีซิสเตอร์ R_0 ไปยังขาขวา การป้อนกลับเชิงลบนี้จะขับ common-mode voltage ให้ไปสู่ค่าต่ำ กระแสที่ไหลอยู่ในร่างกายจะไม่ไหลลงดิน แต่จะไหลไปยังวงจรเอาต์พุทที่เป็นออปแอมป์ จึงทำให้การรบกวนลดลงไปได้

วงจรนี้ มีประโยชน์ทางด้านความปลอดภัยต่ออันตรายจากไฟฟ้าอีกด้วย ถ้ามีศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน ที่เกิดเนื่องจากกระแสรั่วไหลหรือวิธีอื่น จะทำให้ออปแอมป์ที่เสริมเข้ามานี้ทำงานจนถึงจุดอิ่มตัว ค่า R_0 ที่อยู่ระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน อาจมีค่าหลายเมกะโอห์ม ดังนั้นจึงสามารถป้องกันผู้ป่วยได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

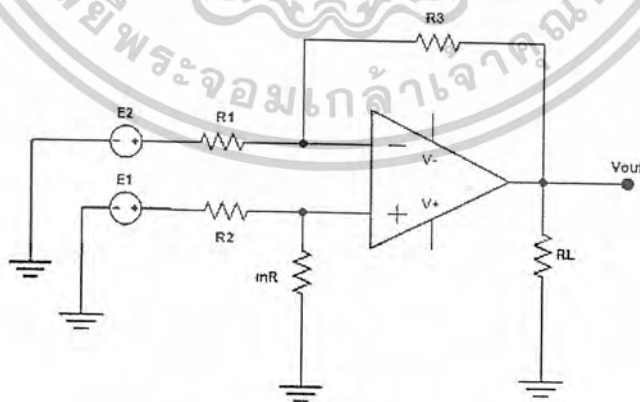
ทฤษฎีการออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.1 วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier)

วงจรถ่ายยที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังต่อไปนี้

-ค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูง ในการวัดใช้ขั้วอิเล็กโทรดติดที่ผิวหนังจึงทำให้เกิดความต้านทานขึ้นตรงบริเวณรอยสัมผัสของขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง ดังนั้นวงจรถ่ายยจึงต้องมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์ เพื่อป้องกันการการเสียมวลของวงจรถ่ายยและการบั่นทอนสัญญาณที่เข้าสู่อินพุท การเสียมวลของวงจรถ่ายยจะมีผลเสียมวลต่อวงจรถ่ายยคือสัญญาณรบกวนที่เข้ามา ในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Common mode signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต (Offset voltage) ซึ่งถูกขยายให้มามีค่ามากขึ้นที่เอาต์พุต - ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรถ่ายยอิมตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้านั้นด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) และวงจรถ่ายยไม่สามารถทำงานได้

-ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง CMRR คือ อัตราส่วนระหว่างกำลังงานขยายของสัญญาณที่เป็น differential Mode ต่อกำลังขยายวงจรถ่ายยที่เป็น common mode โดยค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรถ่ายยความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็คือการมีการขยายของ สัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode Signal) สูงและมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำ ทั้งนี้สัญญาณที่ต้องการขยาย (ECG) จะเข้าไปที่อินพุท ในลักษณะของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด ส่วนสัญญาณรบกวนจะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะของสัญญาณคอมมอนโหมด



รูปที่ 3.1 วงจรถ่ายยสัญญาณแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 วงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชัน

วงจขยายแบบอินสตรูเมนเตชันประกอบด้วย ออปแอมป์ และ ความต้านทาน มีค่าแน่นอน ยังผลให้ได้วงจขยายสัญญาณซึ่งมีเสถียรภาพสูงมีประสิทธิภาพสูงมีประโยชน์มากในการวัดต่างๆ ที่ต้องการความแน่นอนมาก

วงจขยายอีกแบบ ซึ่งจะมีคุณภาพคล้ายคลึงกับวงจขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน คือ วงจขยายผลต่างๆ ซึ่งจากวงจขยายแบบผลต่าง เราสามารถจะพิจารณาถึงวงจขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน หรือ อินแอมป์ได้

3.2.1 วงจขยายสัญญาณผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชันขั้นมูลฐาน

คุณสมบัติบางประการสำคัญของวงจขยายผลต่าง คือ สามารถที่จะวัดหรือขยายสัญญาณระดับต่ำ ซึ่งจมอยู่ในสัญญาณรบกวนระดับสูงกว่ามากได้มาก ดังนั้นในหัวข้อนี้ เราจะพิจารณาวงจขยายแบบผลต่างเพื่อที่จะได้วิเคราะห์ถึงคุณสมบัติเบื้องต้นก่อน

เราอาจจะสร้างวงจขยายผลต่างได้จากออปแอมป์หนึ่งตัว และความต้านทานค่าแน่นอน (1%) อีก 4 ตัวได้ ดังเช่นแสดงในรูปที่ 3.1 ซึ่งจะเห็นได้ว่าประกอบด้วยจุดสัญญาณเข้าสองจุดเขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ (+) และ (-) โดยถือเอาขาสัญญาณขาเข้า (+) หรือ (-) ของออปแอมป์อินโกล์ที่สูงสุดเป็นหลัก ถ้าเราวัดวงจรศักดา E_1 ศักดา E_2 จะกลายเป็นสัญญาณขาเข้าของวงจขยายศักดาสัญญาณแบบกลับศักดา ซึ่งจะมีค่าขยายเท่ากับ m นั่นคือศักดาออกจะเท่ากับ mE_2 แต่ถ้าเราวัดวงจรศักดา E_1 เราจะได้ศักดาที่ขาสัญญาณเข้า (-) ของออปแอมป์เป็น $E_1 m(m-1)$ ซึ่งจะกลายเป็นศักดาสัญญาณขาเข้าของวงจขยายศักดาสัญญาณแบบไม่กลับศักดาและมีค่าขยายเท่ากับ $(m-1)$ ดังนั้น ศักดาสัญญาณออกจะมีค่าเท่ากับ mE_1 นั่นคือค่าขยายสัญญาณจะเท่ากับ m ในกรณีที่ทั้ง E_1 และ E_2 มีค่าไม่เท่ากับศูนย์ เราจะได้ศักดาสัญญาณออก V_o เท่ากับ

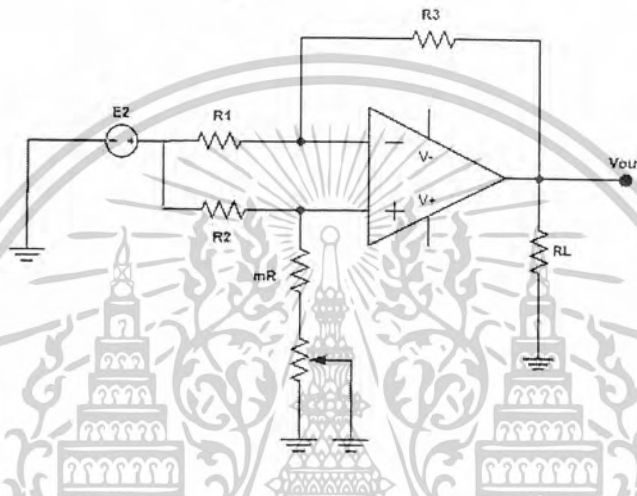
$$V_o = mE_1 - mE_2 = M(E_1 - E_2)$$

ศักดาสัญญาณออกของวงจขยายแบบผลต่าง จะมีค่าแปรผัน โดยตรงกับผลต่างของสัญญาณเข้า จึงจ่ายที่จุดสัญญาณขาเข้า (+) และ (-) ตัวคูณ M จะเรียกว่าค่าขยายแบบผลต่างแบบผลต่างจะถูกกำหนดโดยอัตราส่วนของค่าความต้านทาน

3.2.2 สัญญาณแบบคอมมอนโหมด

สัญญาณออกแบบผลต่างเมื่อสัญญาณเข้า ทั้งสองมีค่าเท่ากันจะเท่ากับศูนย์ดังแสดงในรูปที่ 3.2 สัญญาณเข้าในลักษณะเช่นนี้เราเรียกว่าเป็นสัญญาณเข้าแบบคอมมอนโหมด (COMMON-MODE input-voltage). E_{CM} ศักดาสัญญาณออกจะเท่ากับศูนย์ก็ต่อเมื่ออัตราส่วนของความต้านทานคู่บนและคู่ล่างเท่ากันพอดี ในทางปฏิบัติเราอาจจะปรับความคลาดเคลื่อนของอัตราส่วนความต้านทานของทั้งคู่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ โดยอาศัยความต้านทานปรับความต้านทานปรับค่าได้ จนกระทั่งได้ระดับศักดาสัญญาณออกเท่ากับศูนย์ให้มากที่สุดดังนั้นค่าขยายศักดาคอมมอนโหมด (V_o/E_{CM}) ก็จะมีค่าเท่าใกล้เคียงศูนย์ด้วย คุณสมบัติดังกล่าวนี้ เป็นคุณสมบัติสำคัญของวงขยายแบบผลต่าง ซึ่งจะทำให้สามารถเลือกขยายสัญญาณระดับต่ำ ซึ่งอยู่ในสัญญาณระดับสูงได้ ถ้าสัญญาณระดับต่ำที่ปรากฏที่จุดสัญญาณเข้าทั้งสองเป็นแบบโหมดต่าง ส่วนสัญญาณระดับสูงเป็นแบบคอมมอนโหมด จะทำให้ศักดาสัญญาณออกเป็นค่าขยายของศักดาสัญญาณเข้าแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด



รูปที่ 3.2 ค่าขยายแบบคอมมอน โหมด (Common Mode) ควรจะเท่ากับศูนย์

3.2.3 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจขยายแบบผลต่างขั้นมูลฐาน

-การเพิ่มความต้านทานจุดสัญญาณเข้า

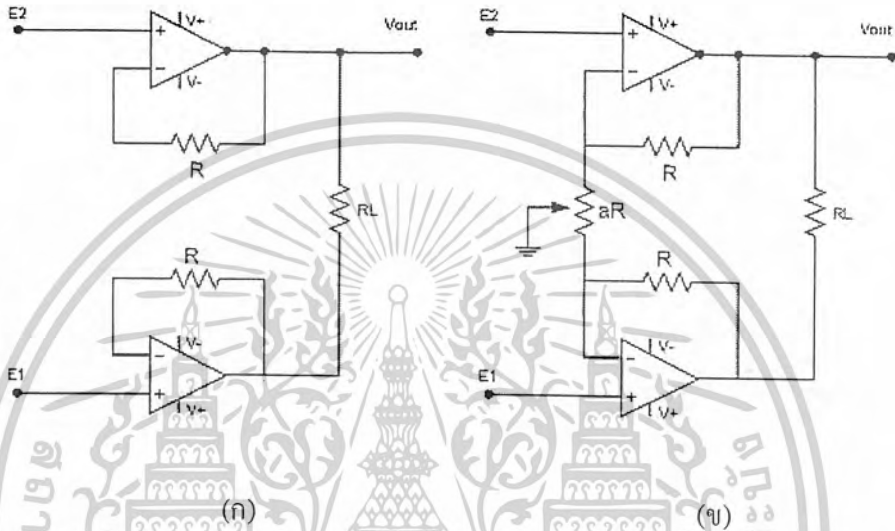
ข้อเสียใหญ่สองประการของวงจขยายแบบผลต่าง ซึ่งเราจะได้พิจารณามาแล้วมีดังนี้คือ

ประการแรกความต้านทานจุดสัญญาณเข้ามีค่าต่ำ และประการที่สองการเปลี่ยนค่าขยายศักดาสัญญาณทำได้ยาก ข้อเสียประการแรกอาจแก้ไขได้โดยการบัฟเฟอร์จุดสัญญาณเข้าทั้งสองด้วยวงจรตามสัญญาณ โดยอาศัยออปแอมป์สองตัวดังที่แสดงในรูปที่ 3.3 (ก) ศักดาสัญญาณออกของออปแอมป์ A_1 เมื่อเทียบกับกราวด์จะเท่ากับ E_1 ส่วนศักดาสัญญาณออกของออปแอมป์ A_2 เมื่อเทียบกับกราวด์จะเท่ากับ E_2 สัญญาณออกแบบผลต่างแบบตกร่อม R_L นั่นคือศักดาตกร่อม R_L หรือ V_o จะเท่ากับผลต่างของ E_1 และ E_2 ($V_o = E_1 - E_2$) จะสังเกตได้ว่าสัญญาณออกของวงจขยายแบบผลต่างแบบมูลฐานมีลักษณะเป็นสัญญาณเดี่ยว นั่นคือด้านหนึ่งของ R ได้ต่ออยู่ ณ จุดกราวด์ส่วนสัญญาณออกของวงจร ในรูปที่ 3.3 (ก) ซึ่งมีลักษณะเป็นสัญญาณออกแบบผลต่าง นั่นคือขาของ R_1 จะไม่ต่อกับกราวด์เลยทั้งสองขาและ V_o จะเป็นศักดาตกร่อม R_1 นั่นคือจะเป็นศักดาที่วัดจากขาใดขาหนึ่งของ R_1 เมื่อเทียบกับศักดาที่อีกขาหนึ่งของ R_1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-ค่าขยายปรับค่าได้

ข้อเสียประการที่สองของวงจรขยายแบบผลต่างขั้นมูลฐาน คือการปรับค่าขยายทำได้ยาก ปัญหานี้จะแก้ได้ง่าย โดยการเพิ่มความต้านทานอีก 3 ตัว กับคิฟแอมป์แบบบัพเฟอร์ดังแสดงในรูปที่ 2.3(ข) ซึ่งจะได้วงจรขยายผลต่างแบบความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูง พร้อมกับการปรับค่าขยายจะกระทำได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 3.3 การปรับปรุงคุณสมบัติของคิฟแอมป์ขั้นมูลฐาน

เนื่องจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างของออปแอมป์ แต่ละตัวเท่ากับศูนย์ ดังนั้นศักดาสัญญาณที่จุด 1 และ 2 จะเท่ากับ E_1 และ E_2 ตามลำดับ ทำให้ศักดาตกร่วม aR เท่ากับ $E_1 - E_2$ ความต้านทาน aR จะเป็นความต้านทานปรับค่าได้ใช้ในการปรับค่าขยายกระแสไหลผ่าน aR เท่ากับ

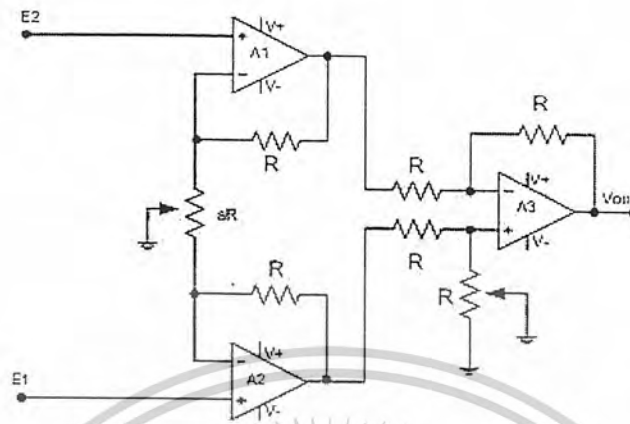
$$I = \frac{E_1 - E_2}{aR}$$

ทิศทางการไหลของกระแส I จะเป็นตามเช่นที่แสดงในรูปที่ 3.3 (ข) ระดับศักดา E_1 สูงกว่าระดับศักดา E_2 กระแส I ดังกล่าวนี้จะไหลผ่านความต้านทาน R ทั้งสองตัว ศักดาซึ่งตกร่วมความต้านทานทั้งสามตัวจะกำหนดค่าของ V_o ซึ่งอาจจะเขียนได้เป็นสมการ

$$V_o = I(aR + 2R) = \frac{(E_1 - E_2)}{aR} \times (aR + 2R)$$

$$V_o = \left(1 + \frac{2}{a}\right) \times (E_1 - E_2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชั่น

3.2.4 วงจรขยายแบบสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชั่น

วงจรรีโอมป์ เป็นวงจรถ่ายสัญญาณแบบผลต่าง ซึ่งมีประโยชน์มาก มีความแน่นอนและใช้งานได้มากที่สุดแบบหนึ่งในปัจจุบัน เราอาจจะคิดอินแอมป์ ได้จากออปแอมป์ 3 ตัว และความต้านทานอีก 7 ตัว ดังเช่นแสดงในรูปที่ 3.4 ซึ่งจะประกอบด้วยวงจรถ่ายแบบผลต่างแบบบัพเฟอร์เป็นภาคแรกตามด้วยดีเฟอแมป์แบบสัญญาณออกเดี่ยวเป็นภาคที่สอง ออปแอมป์ A_3 และความต้านทาน R อีก 4 ตัว จะทำหน้าที่เป็นวงจรถ่ายแบบผลต่างมีค่าขยายสัญญาณผลต่างเท่ากับหนึ่งความต้านทาน R เป็นแบบปรับค่าได้เพื่อที่จะได้ปรับค่าขยายคอมมอน โหมดให้เท่ากับศูนย์ส่วนค่าขยายจะปรับได้โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้ aR เป็นผลทำให้ค่าขยายศักดาสัญญาณเท่ากับ

$$\frac{V_o}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2}{a}$$

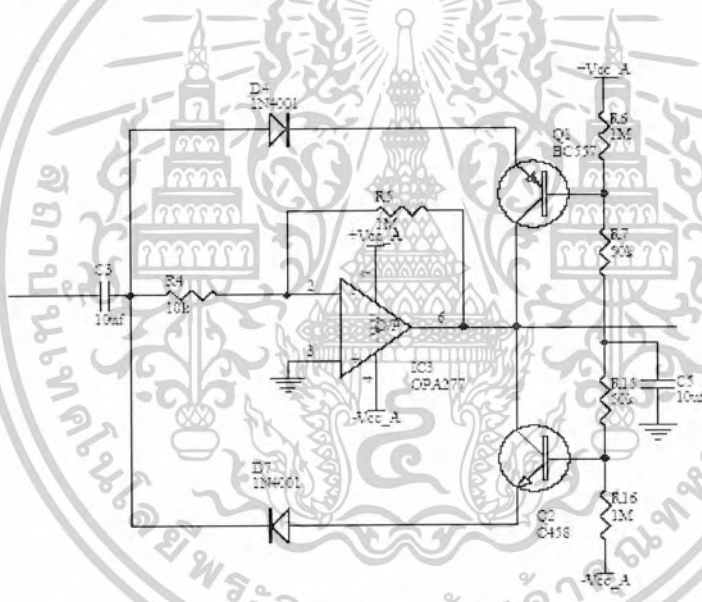
คุณสมบัติของอินแอมป์จะสรุปได้ดังนี้ คือ

1. ค่าขยายศักดาสัญญาณจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างไปเป็นสัญญาณเดี่ยว จะถูกกำหนดโดยความต้านทานเพียงตัวเดียว
2. ค่าความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูงมาก และไม่เปลี่ยนแปลงไปตามค่าขยายศักดาสัญญาณ
3. V_o จะไม่ขึ้นกับสัญญาณเข้าส่วนที่เป็นสัญญาณคอมมอน โหมดของ E_1 และ E_2 แต่จะขึ้นกับผลต่างของ E_1 และ E_2 เท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto zero Circuit)

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่างมักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซตถูกขยายมาด้วย ซึ่งเป็นกระแสไฟฟ้ากระแสตรง สามารถกำจัดได้โดยตัวเก็บประจุ แต่ปัญหาที่ตามมาคือ เมื่อเกิดสัญญาณออฟเซตจริง ๆ อาจเกิดจากการที่คนไข้ขยับตัว คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยห่างจากระดับศูนย์และเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่า Time Constant ของตัวเก็บประจุ (C3) กับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปที่มีค่ามาก ดังนั้นสัญญาณที่ได้จะลอยห่างจากจุดศูนย์และเข้าสู่จุดศูนย์ช้ามาก จากรูปที่ 3.5 เมื่อมีสัญญาณไฟฟ้าออฟเซต 1.2 หรือ -1.2 โวลต์ (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D4 และ D7 กับมิเตอร์เบสของทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2) ทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ ทำให้เวลาคงที่มีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับศูนย์ผลคูณของ C3 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย

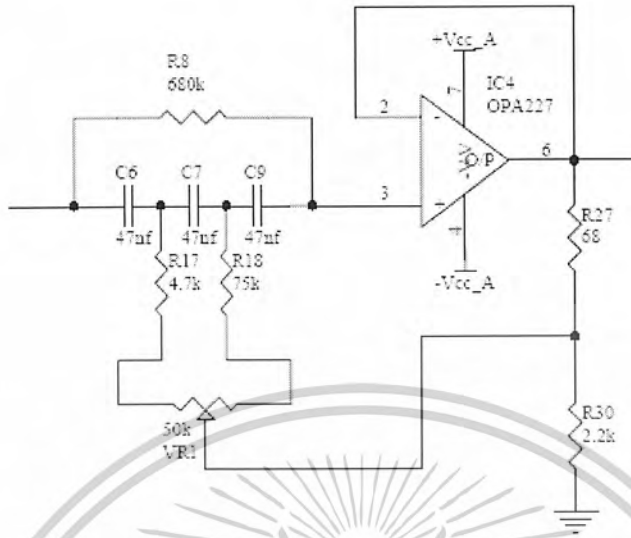


รูปที่ 3.5 วงจรปรับศูนย์

3.4 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ (Band Reject Filter)

ปกติวงจรขยายความแตกต่างจะถูกออกแบบให้กำจัดสัญญาณรบกวนอยู่แล้ว ในทางอุดมคติสัญญาณรบกวนจะถูกกำจัดหมด แต่ในทางปฏิบัติอาจเกิดความไม่สมดุลของวงจร ทำให้สัญญาณรบกวน 50 เฮิรท์ซ์(ไฟบ้าน)ผ่านมาได้ เราจึงต้องมีวงจรกรองความถี่ค่านี้ทิ้ง

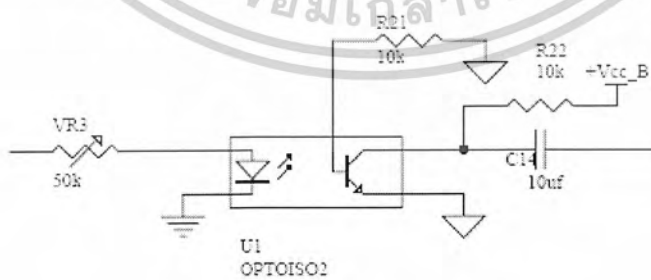
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่3.6 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่มีความถี่เฉพาะช่วง

3.5 วงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง (Optoisolate)

เป็นวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงเพื่อทำการแยกจุดดินระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายคนไข้ได้ จากวงจรในรูปที่ 3.7 ความต้านทาน VR3 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้าเพื่อป้อนให้กับตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอดและ VR3 จะเป็นตัวป้อนกระแสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการปรับตัวต้านทานเปลี่ยนค่าได้ VR3 จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่คอลเลกเตอร์ของตัวรับ สัญญาณแสงมีค่า ประมาณ 1 /2 ของศักดาไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ +V



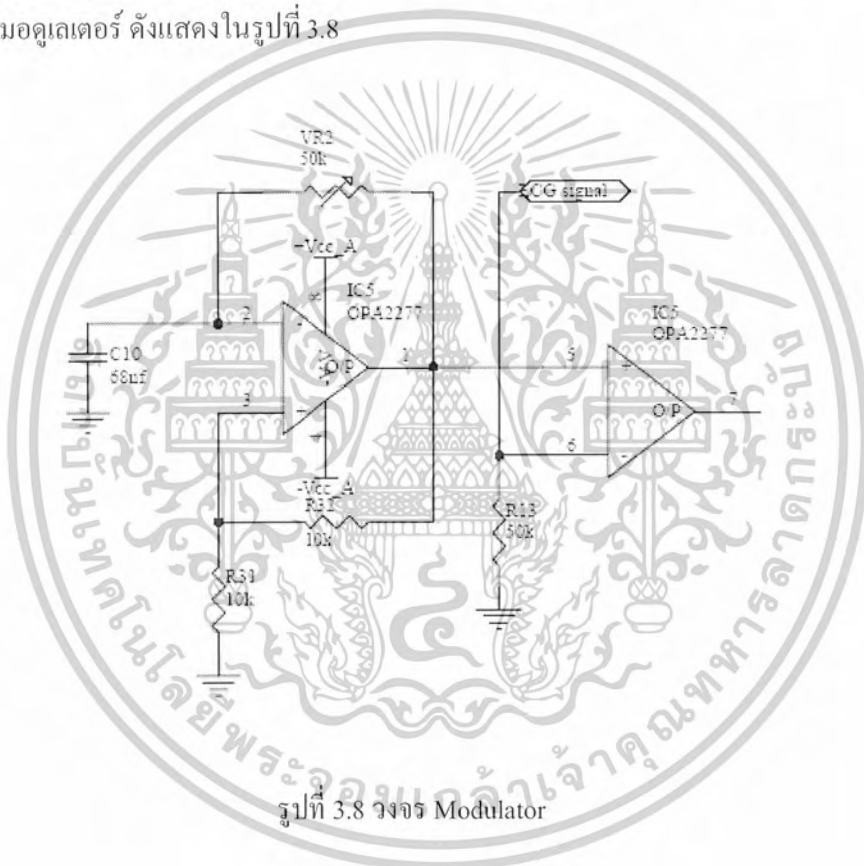
รูปที่3.7 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การไบอัสดังกล่าวเป็นการไบอัสให้ตัวสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอดทำงานอยู่ในช่วงลิเนียร์ซึ่งการปรับกระแสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้ทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวก็มีคุณสมบัติแตกต่างกันไป เราจึงทำการปรับไบอัสทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนตัวส่งสัญญาณ(แม้ว่าตัวส่งสัญญาณจะเป็นเบอร์เดียวกันก็ตาม) อาจจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุปกรณ์ของวงจรถัดไป

3.6 วงจรมอดูเลเตอร์ (Modulator Circuit)

เราจึงแก้ปัญหาดังกล่าวโดยการมอดูเลตสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราใช้วงจร มอดูเลเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 3.8

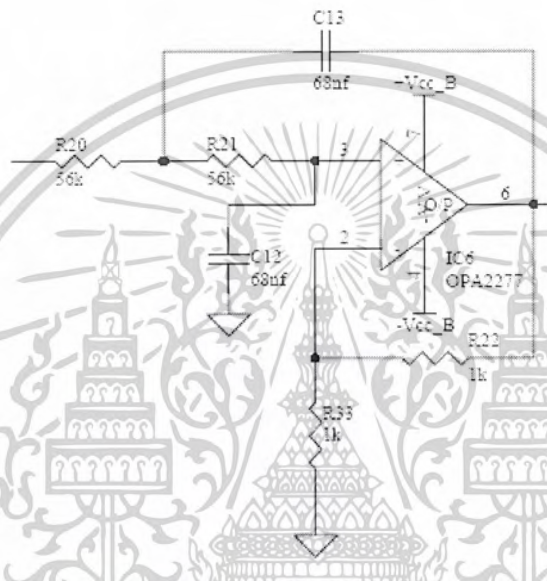


จากรูปที่ 3.8 ออปแอมป์ตัวแรกทำหน้าที่สร้างสัญญาณสี่เหลี่ยม ความถี่ 3.5 KHz เพื่อเป็นสัญญาณเปรียบเทียบ เข้าที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส ของออปแอมป์ตัวที่สอง ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณ สัญญาณที่เอาท์พุทของออปแอมป์ตัวแรก จะมีลักษณะเป็นพัลส์ โดยที่ความกว้างของพัลส์จะเปลี่ยนแปลงตามสัญญาณที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 วงจรดีมอดูเลเตอร์ (Demodulator Circuit)

หลังจากที่เราได้รับสัญญาณจากตัวรับสัญญาณแสง ซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์แล้วจะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นหัวใจตามเดิม โดยการใช่วงจรดีมอดูเลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าวคือ วงจรกรองความถี่ต่ำ ที่ยอมให้ความถี่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำ

วงจรในรูปที่ 3.9 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Filter) แบบ SALLEN AND KEY ซึ่งมีค่าความถี่คัทออฟ (Cut-Off Frequency or Passband Edge Frequency) หรือ $W_p = 262 \text{ Hz}$ และ Pole $Q = 0.7$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

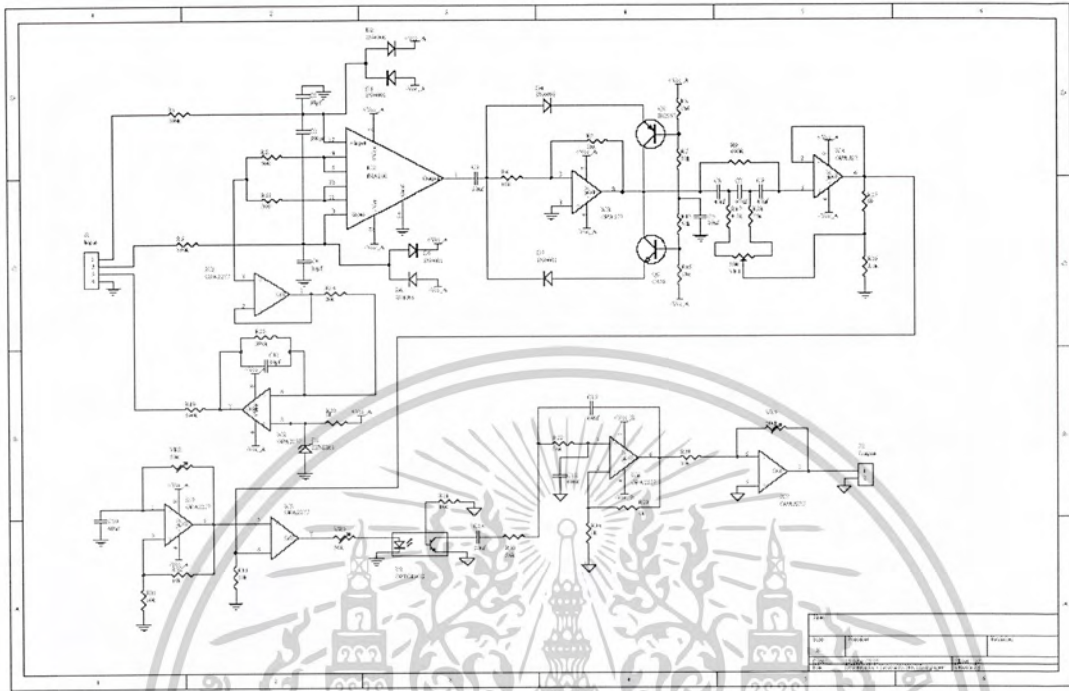
3.8 การออกแบบวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ (Instrumentation Amplifier)

วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ ECG ที่มีขนาดเล็กมากประมาณ 0.5-5 มิลลิโวลต์ ในการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูงและมีสัญญาณรบกวนจาก ไฟกระแสถลပ်, อากาศและอื่นๆอีกที่ไม่ได้กล่าวถึง ในการออกแบบ วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ ต้องออกแบบให้มีคุณสมบัติ ดังที่ได้ อธิบายไว้แล้วในตอนต้น



รูปที่ 3.10 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในทอมแรก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในเทอมที่สอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

LabVIEW

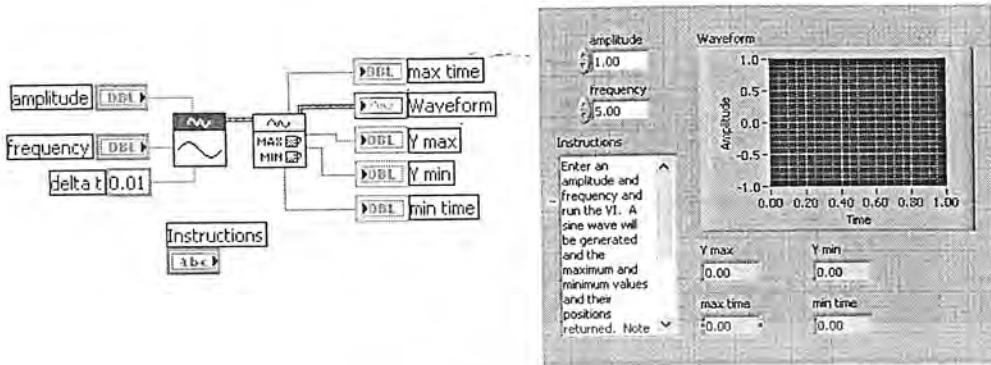
LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Work) เป็นโปรแกรมภาษาภาพ (Graphical Programming Languages) ที่นำมาใช้กันอย่างแพร่หลาย ในงานเกี่ยวกับอุตสาหกรรม สถาบันการศึกษา LabVIEW มีความเหมาะสมในการคิดคำนวณตัวเลขที่มากมายทางวิทยาศาสตร์ และวิศวกรรมศาสตร์ ซึ่ง LabVIEW เป็นโปรแกรมที่มีความคล่องตัวสูงและเป็นซอฟต์แวร์สำหรับเครื่อง PCs ทำงานบน Microsoft Window และ Apple Macintosh Computers ซึ่ง LabVIEW จะมีลักษณะการทำงานเป็นไปตามลำดับของโปรแกรม และมีลักษณะสำคัญคือง่ายต่อการใช้ ซึ่งมันได้รวบรวมเครื่องมือต่าง ๆ ที่จำเป็นในการใช้สำหรับการกำหนดสิ่งที่ต้องการวิเคราะห์และแสดงผลในส่วนของ Graphical Programming Languages ซึ่งที่เรียกว่า "G" ซึ่งสามารถเขียนโปรแกรมได้โดยการใช้ Block Diagram มาต่อกัน Block Diagram นั้นจะถูกตัดแปลงไปเป็นภาษาเครื่อง

LabVIEW เป็นโปรแกรมที่สามารถนำไปใช้งานทางด้านอุตสาหกรรมและนำไปประยุกต์ใช้งานได้อย่างกว้างขวาง เช่น

- ทดสอบอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์และทดสอบแผ่นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ในคอมพิวเตอร์
- ควบคุมการเคลื่อนไหว เซอร์โว (Servo) และสเต็ปเปอร์ มอเตอร์ (Stepper Motors)
- ควบคุมกระบวนการทำไอศกรีม
- ตรวจสอบการรั่วไหลของก๊าซไฮโดรเจน บน Spade Shuttle
- จำลองระบบกำลังต่าง ๆ เพื่อวิเคราะห์หาคุณภาพของระบบกำลังนั้น

LabVIEW ใช้ Graphical Programming Languages (G) สำหรับสร้างโปรแกรมขึ้นมาซึ่งมีรูปแบบคล้ายกับ Flowchart ซึ่งเรียกว่า "Block Diagram" ซึ่งแยกแยะรายละเอียดได้มากมาย สามารถแสดง LabVIEW ที่ติดต่อกับผู้ใช้ และ โปรแกรมมากมายในการติดต่อ ดังรูปที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 แสดง LabVIEW ที่ติดต่อกับผู้ใช้ และ โปรแกรมมากมายในการติดต่อ

LabVIEW เป็นโปรแกรมที่รวบรวมเครื่องมือต่าง ๆ ที่เป็นรูปร่าง ซึ่งทำให้สามารถตั้งจุด Break Point ได้ที่ละขั้นตอนตลอดทั้งโปรแกรมได้ และจนกระทั่งโปรแกรมทำงานเสร็จจึงนั้นเราจึงสามารถสังเกตการไหลของข้อมูลในแต่ละขั้นตอนได้ และเอาที่พู่จะแสดงในรูปแบบที่เราได้ออกแบบไว้ เช่น Charts, Graphs

4.1 การทำงานของ LabVIEW

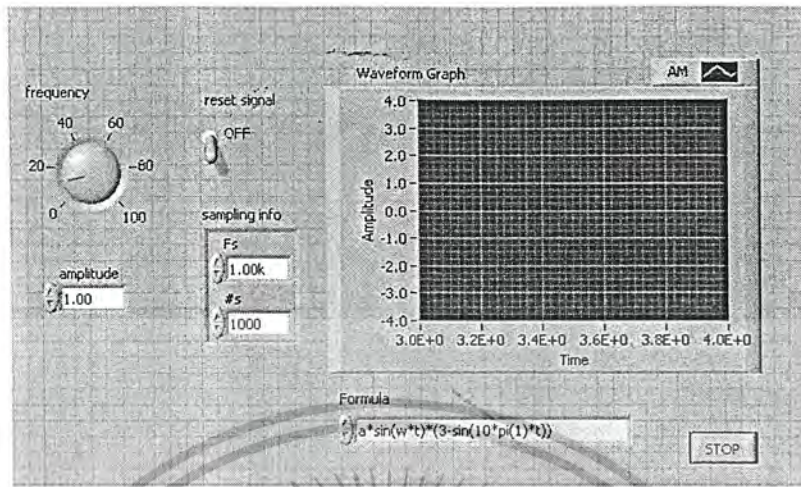
การทำงานของ LabVIEW เรียกว่า " Virtual Instrument (VI) " เพราะว่ามันมีรูปร่างและการทำงานเลียนแบบเครื่องมือจริง ๆ ซึ่ง VI สามารถแยกได้ 3 ส่วน หลัก ๆ คือ

1. Front Panel
2. Block Diagram
3. Icon and Connector

4.1.1 Front Panel

Front Panel เป็นการติดต่อกันระหว่างผู้ใช้กับ VI สาเหตุได้ชื่อว่า VI (Virtual Instrument) นั้น เพราะว่าที่หน้าจอนั้นจะเป็นการเลียนแบบรูปของเครื่องมือต่าง ๆ ขึ้นมาจริง ๆ โดย Front Panel นั้นอาจประกอบด้วย ลูกบิด, ปุ่มกดต่าง ๆ, กราฟและตัวควบคุมต่าง ๆ (ที่ผู้ใช้กำหนดขึ้นมา) และตัวแสดงผล (ทางด้านเอาท์พุท) เราสามารถอ่านค่าอินพุทต่างๆ ได้โดยการใช้เมาส์(Mouse)และคีย์บอร์ด(Keyboard) และเราสามารถแสดงภาพการแสดงผลได้ทางหน้าจอ ซึ่งรูปร่างตัวอย่างของ Front Panel แสดงดังรูปที่ 3.2

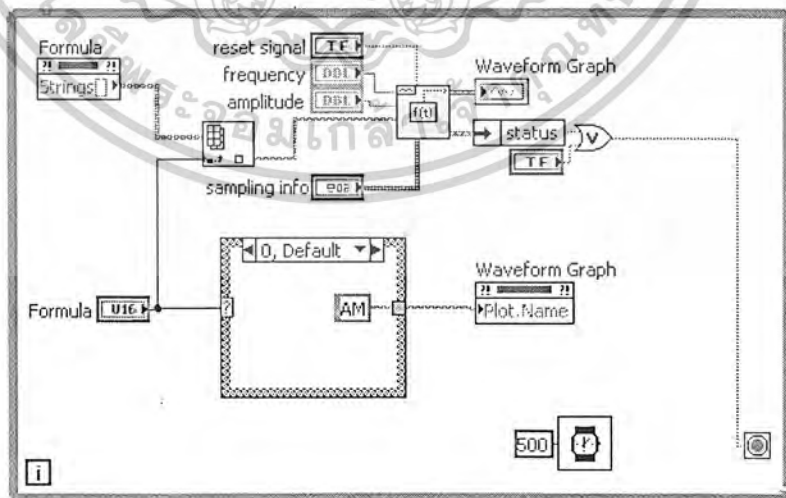
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 แสดง Front Panel

4.1.2 Block Diagram

Block Diagram หรือเป็น VI Source Code ซึ่ง Block Diagram นั้นแม้ว่ามันจะเป็นเพียงรูปภาพแต่มันก็คือ โปรแกรมที่สามารถปฏิบัติงานให้สำเร็จได้จริง ๆ ส่วนประกอบของ Block Diagram คือ Icon โครงสร้างภายในของ Function ตัวแทน Lower - Level VI และโปรแกรมควบคุมโครงสร้างของ Block Diagram เราใช้สายต่อ Icon เข้าด้วยกัน เพื่อแสดงการไหลของข้อมูลใน Block Diagram แสดงดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 แสดง Block Diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 Icon และ Connector

Icon และ Connector ของ VI จะยอมให้ VI อื่นผ่านข้อมูลต่าง ๆ มายัง VI ซึ่ง Icon จะเป็นตัวที่จะแสดงให้เห็น VI ใน Block Diagram ของ VI โดย VI ต่างๆ นั้นจะมีความสำคัญเป็นไปตามลำดับและแล้วแต่ว่าจะนำมาต่อใช้งานแบบใด ซึ่งสามารถนำมา VI ต่าง ๆ มาใช้งานได้เหมือนกับการนำโปรแกรมสำรองที่อยู่ภายในโปรแกรมอื่นออกมาใช้งาน หรือนำโปรแกรมสำรองอื่น ๆ ที่มีอยู่ภายในซึ่งเป็นโปรแกรมระดับเดียวกันออกมาใช้งาน VI ที่ใช้งานภายใน VI อื่น ๆ ก็เปรียบเสมือนกับ Subroutine ซึ่งเรียกว่า SubVI รูปที่ 4.4 แสดงตัวอย่างของ Icon และ Connector



รูปที่ 4.4 แสดงตัวอย่างของ Icon และ Connector

4.2 ส่วนประกอบต่างๆ ของ LabVIEW

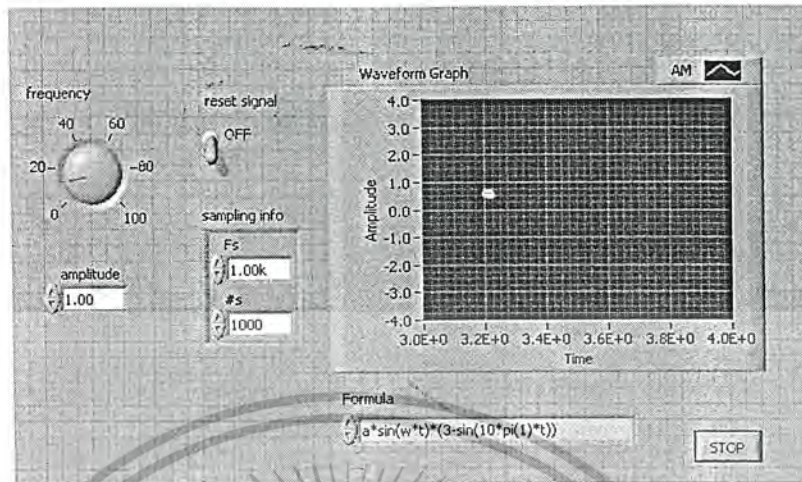
ในหัวข้อนี้จะเป็นการกล่าวถึง ถึงต่าง ๆ ที่เกี่ยวกับ LabVIEW ดังนี้

- Front Panel, Block Diagram และ Icon/Connect ซึ่งทั้ง 3 ส่วนจะมาทำงานร่วมกัน
- เมนูต่าง ๆ ของ LabVIEW ซึ่งมีการทำงานอยู่ 2 โหมด (Run Mode และ Edit Mode)
- Help Window
- Sub VI
- ความหมายของ Virtual Instrument (VI)
-

4.2.1 Front Panels

Front Panel จะยึดหลักง่าย ๆ ว่า Front Panel ก็คือหน้าต่างบานหนึ่งซึ่งผู้ใช้จะใช้กระทำต่อโปรแกรม เมื่อเราต้องการให้ VI ทำงาน เราก็เปิด Front Panel และใส่ค่าอินพุตต่าง ๆ เพื่อให้โปรแกรมทำงาน ถ้าหากต้องการให้โปรแกรมทำงานจนกระทั่งได้ผลทางเอาท์พุท แล้ว Front Panel จะเป็นสิ่งที่ขาดเสียมิได้เลย ตัวอย่างของ Front Panel แสดงดังรูปที่ 4.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5 แสดง LabVIEW Front Panel

Controls และ Indicators

โดยพื้นฐาน Front Panel จะเป็นการรวมกันของ Controls และ Indicators ซึ่ง

- Controls คืออุปกรณ์ทางด้านอินพุตชนิดต่าง ๆ ที่จะอยู่บนหน้าปัดเครื่องมือต่าง ๆ เช่น ลูกบิด และ สวิตช์ต่างๆ ที่ใช้ควบคุมข้อมูลที่ Block Diagram ของ VI
- Indicators เปรียบเทียบการแสดงผลทางเอาต์พุตที่ได้ทำการประมวลผลเสร็จเรียบร้อยแล้วเพื่อง่ายต่อการพิจารณาเราจะคิดว่า Controls และ Indicators คือ

Controls = Inputs

Indicator = Outputs

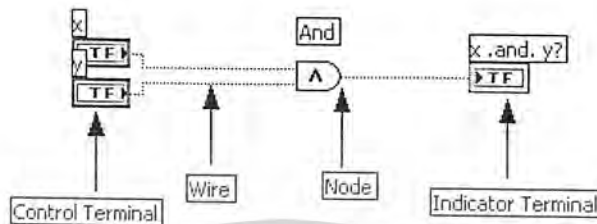
Controls และ Indicators สามารถวางบน Front Panel ได้โดยการเลือกจาก Controls Menu ซึ่งอยู่ด้าน บนหน้าต่างของ Front Panel และจุดประสงค์อีกอย่างหนึ่งของ panel คือ สามารถปรับขนาด รูปร่าง และตำแหน่งต่าง ๆ บน Panel ได้

4.2.2 Block Diagram

บน Block Diagram Window จะเป็นแหล่งบรรจุภาพสัญลักษณ์ต่าง ๆ ของ LabVIEW VI โดย Block Diagram ของ LabVIEW VI จะมีลักษณะเช่นเดียวกับภาษาที่นิยมใช้กันคือภาษา ซี หรือ Basic ซึ่ง Block Diagram จะมีสัญลักษณ์ที่สามารถใช้งานได้จริง สามารถสร้าง Block Diagram ได้โดยการต่อสายต่าง ๆ ตามหน้าที่ของมันเข้าด้วยกัน ซึ่งภาพที่เกิดจากการต่อเข้าด้วยกันจะแสดงให้เห็นเหมือนกับว่าเป็น Flowchart ชนิดหนึ่ง ซึ่งเป็นตามแบบโปรแกรมที่ใช้กัน ในส่วนนี้เราจะพิจารณาส่วนประกอบต่าง ๆ ของ Block Diagram ซึ่งได้แก่ Terminals, Nodes และ Wires

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.6 เป็นรูปที่แสดงผลรวมระหว่างเลขสองจำนวน ซึ่ง Diagram นี้จะแสดงตัวอย่างของ Nodes และ Wires



รูปที่ 4.6 Nodes, Terminals และ Wires

Terminals

เมื่อวาง Controls หรือ Indicator ดังบน Front Panel LabVIEW ก็จะสร้างสิ่งที่มีลักษณะเช่นเดียวกับ Terminal ขึ้นเองบน Block Diagram Terminal นั้นจะเป็นส่วนหนึ่งของ Control หรือ Indicator ซึ่งไม่สามารถลบ Terminal ที่อยู่บน Block Diagram ได้ แม้ว่าจะสร้างความรำคาญใจมากขนาดไหนก็ตาม Terminal นั้นจะหายไปก็ต่อเมื่อเราลบ Control หรือ Indicator ออกจาก Front Panel

หมายเหตุ

ลักษณะของ Control Terminals นั้นจะมีของที่หน้า ขณะที่ Indicator Terminals นั้นจะมีของที่บาง ซึ่งมีลักษณะสำคัญที่แตกต่างกันระหว่าง Terminals ทั้ง 2 ชนิด จะเป็นการแยกให้รู้ว่า Terminal แต่ละชนิด จะมีลักษณะการทำงานที่แตกต่างกัน (Controls = Input, Indicator = Outputs ซึ่งไม่สามารถสับเปลี่ยนกันได้)

อาจคิดว่า Terminal ก็คือ พอร์ตทางเข้าและพอร์ตทางออก หรือ คือต้นทางปลายทาง ข้อมูลก็จะผ่านเข้าไปยัง Numeric Control Terminals บน Diagram ของ Block Diagram ซึ่งจะมีเงื่อนไขว่ามีหน้าที่บอก ข้อมูลก็จะไหลไปตามสายที่ได้ต่อเอาไว้ไปยังส่วนที่ทำหน้าที่บอก เมื่อส่วนที่ทำหน้าที่บอกทำการคำนวณภายในตัวเองเสร็จสมบูรณ์แล้วจะได้ข้อมูลค่าใหม่ที่ได้ออกก็จะไหลไปยัง Numeric Control Terminals และกลับเข้าไปยัง Front Panel อีกทีเพื่อแสดงผล ซึ่งการแสดงผลนั้นจะเร็วหรือช้าก็ขึ้นอยู่กับระยะทางและความยาวของกระบวนการทำงานที่กำหนด

Node

Node คือ โปรแกรมการจัดการซึ่งมีข้อใกล้เคียงกับการ กำหนด การปฏิบัติ, หน้าที่และหน้าที่การทำงานย่อย ๆ ในโปรแกรมทั่ว ๆ ไป การบวกลบก็เป็นตัวอย่างของหน้าที่ของ Node ชนิดหนึ่ง ซึ่งลักษณะโครงสร้างที่แตกต่างกันไปจะเป็นการแสดงให้เห็นถึงชนิดอื่น ๆ ของ Node โดยโครงสร้างทำให้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นรหัสที่ซ้ำกันได้ หรือทำให้เป็นเงื่อนไข ซึ่งเหมือนกับการทำเป็นวงรอบ (Loop) และกำหนดให้เป็น
 อย่ง ๆ ไปในโปรแกรมทั่ว ๆ ไป LabVIEW จะมี Nodes พิเศษเรียกว่า Formular Nodes ซึ่งใช้
 ประโยชน์สำหรับหาค่าของสูตรพื้นฐานต่าง ๆ

Wires

Wires เป็นเส้นทางเดินของข้อมูล Terminals ต้นทางกับ Terminals ต้นทางกับ Terminals
 ปลายทาง ซึ่งเราไม่สามารถที่จะต่อสายจาก Terminals ต้นทางไปยังต้นทางอื่น ๆ ได้ หรือจาก Terminal
 ปลายทางไปยังปลายทางอื่น ๆ ได้

หมายเหตุ

เหตุผลหลักว่าทำไม Controls และ Indicators ถึงไม่สามารถสับเปลี่ยนหน้าที่กันได้ เพราะว่า
 Controls เป็น Terminals ต้นทาง ส่วน Indicators เป็น Skin

สายแต่ละเส้นจะมีรูปแบบและสีแตกต่างกันไป ขึ้นอยู่กับชนิดของข้อมูลที่ส่งไปตามสาย จากรูปที่
 แสดง Block Diagram ที่ผ่านมาจะแสดงลักษณะของสายประเภท Numeric Scalar Value โดยในเวอร์ชัน
 7.0 นี้ โปรแกรมจะทำการกำหนดชนิดของสายให้เองอัตโนมัติ

Dataflow Programming

เนื่องจาก LabVIEW ภาษาพื้นฐาน หลักเกณฑ์การทำงานของมันไม่สามารถกระทำแบบ
 “Line By Line” หลักการปฏิบัติงานของโปรแกรม LabVIEW นั้นจะเรียกว่า “DataFlow” กำหนดง่าย ๆ
 คือ Node จะเป็นตัวปฏิบัติการเท่านั้น เมื่อข้อมูลมาถึงที่ Node และ Node ก็จะมีสถานะเป็นเอาท์พุท
 Terminals ซึ่งบรรจุข้อมูลอยู่ในและข้อมูลก็จะผ่านจากต้นทางไปยัง Skin หรือ Terminals ปลายทาง
 ความแตกต่างของ Dataflow กับวิธีการควบคุมการไหลของโปรแกรมพื้นฐานทั่วไปปฏิบัติกันซึ่งจะกระทำ
 เป็นลำดับไปเรื่อย ๆ ซึ่งสามารถเขียนให้เป็นลำดับรูปร่างได้ ซึ่งเป็นวิธีการที่รู้จักกันและคุ้นเคยกันอยู่แล้ว
 ขณะที่การกระทำแบบ Dataflow จะเป็นแบบการผลักดันของข้อมูลที่เข้ามาหรือไม่ขึ้นอยู่กับข้อมูล

4.2.3 Icon และ Connector

เมื่อ VI กำลังปฏิบัติงานอยู่นั้น Sub VI ที่อยู่ภายใน VI อื่น ๆ ก็จะปฏิบัติงานเช่นเดียวกับ Icon
 และ Connectors ก็จะรับข้อมูล และส่งข้อมูลกลับไปยัง VI ตัวที่ร้องขอมา Icon ของ VI นั้นจะแสดงอยู่ใน
 Block Diagram ของ VI อื่น Icon นั้นจะแสดงให้เห็นเป็นลักษณะของภาพ หรือมีลักษณะเหมือนกับรูปร่างของ
 VI โดย ตรง หรือทั้งสองอย่างร่วมกัน

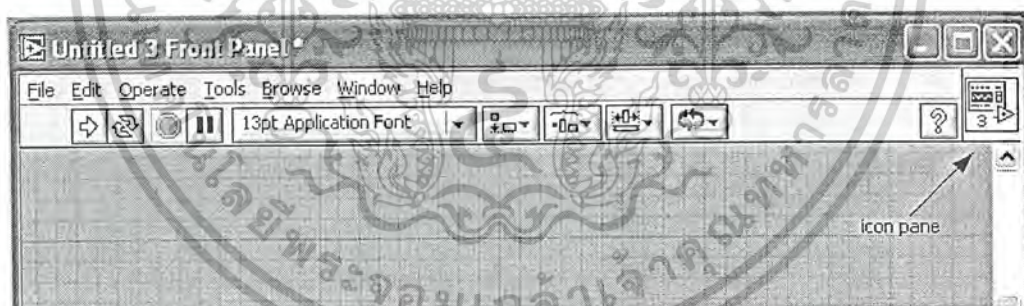
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Connector ของ VI นั้นจะจัดการเกี่ยวกับ Terminals ซึ่งมีลักษณะเช่นเดียวกับ Controls และ Indicators ซึ่ง Connector นั้น พารามิเตอร์ต่างๆ จะมีหน้าที่เหมือนกับชื่อที่เรียกกันโดยตรง โดย Connector Terminals จะมีลักษณะรูปร่างเป็นเส้นที่ใช้ส่งผ่านข้อมูล และรับข้อมูลจาก Sub VI แต่ละ Terminals จะมีลักษณะหน้าที่เหมือนกับตัวของ Controls หรือ Indicator ที่อยู่บน Front Panel Connector ของ Sub VI จะรับข้อมูลเข้ามาที่อินพุท Terminals และผ่านข้อมูลไปยัง Sub VI โดยทาง Sub VI control และมันจะรับข้อมูลที่เป็นผลลัพธ์จาก Sub VI ทางเอาต์พุท Terminals ของมันด้วย



รูปที่ 4.7 แสดง Icon และ Connector

แต่ละ VI จะมี Default Icon ซึ่งจะแสดงอยู่ใน Icon Pane ที่อยู่บนด้านบนขวามือของหน้าจอและ Diagram Windows ซึ่งแสดงได้ดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 แสดง Pane

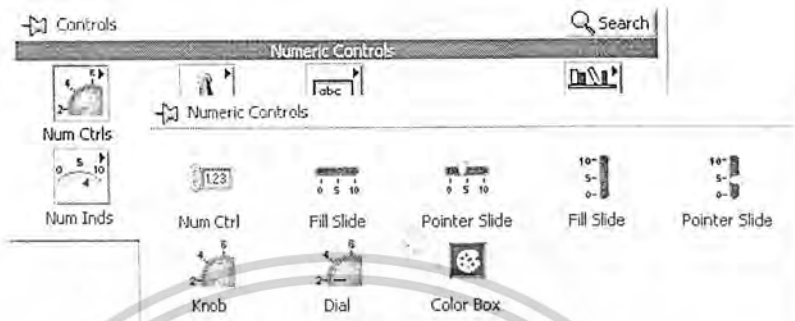
4.2.4 Pull-Down Menus

LabVIEW นั้นจะมีเมนูอยู่ 2 ชนิด คือ Pull-Down Menu และ Pop-Up ซึ่งทั้งเมนูทั้ง 2 ชนิดนี้เราจะใช้ประกอบในการสร้างโปรแกรม แต่ในหัวข้อที่จะกล่าวถึง Pull-Down Menu ซึ่งจะได้รู้ว่ามันสามารถทำอะไรได้บ้าง

แถบของเมนูจะ อยู่ด้านบนของ VI Windows ซึ่งประกอบด้วยไปด้วยเมนูหลาย ๆ เมนู เมื่อ Click เลือก ที่เมนูตัวใด เมนูนั้นก็ปรากฏขึ้นที่ด้านล่างของแถบเมนูตัวนั้น Pull-Down เมนูนี้จะประกอบด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รายการต่าง ๆ สำหรับนำไปใช้งานอยู่ร่วมกัน เช่น Open save Copy และ Paste และอื่น ๆ ที่ใช้สำหรับโปรแกรม LabVIEW ซึ่งเมนูต่าง แสดงได้ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 แสดงเมนูต่าง ๆ

File Menu

ที่ File Menu จะประกอบไปด้วย Command ต่าง ๆ ที่สำหรับใช้งานเช่น Save และ Print เราสามารถที่จะสร้าง VI ใหม่ หรือเปิด VI อื่น ๆ ที่สร้างไว้แล้วได้จาก File Menu และสามารถที่จะ Get Info บน VI จากเมนูได้อีกด้วย

Edit Menu

Edit Menu จะมี Commands ต่าง ๆ มากมาย เช่น Cut Copy และ Paste ซึ่งคำสั่งเหล่านี้ใช้สำหรับแก้ไข Window ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงสิ่งที่เขียนและเคลื่อนย้ายสายต่อที่ไม่คือออกไป

Operate Menu

สามารถที่จะสั่งให้โปรแกรมทำงานหรือหยุดการทำงานได้จาก Operate Menu ทำให้สามารถเปลี่ยนค่า Default Values และ Switch ของ VI ได้ ระหว่าง 2 โหมด LabVIEW คือ Run Mode และ Edit Mode

Controls Menu

เมื่อ Click เมาส์ไปที่ Controls เมนูก็จะปรากฏเป็นเมนูขึ้นมาทั้งสองประกอบไปด้วย Controls และ Indicators ซึ่งที่เมนูนี้จะรวมกัน Controls และ Indicators ที่จะผ่านเข้าไปยัง Front Panel เข้าไว้ด้วยกัน จากเมนูนี้สามารถที่จะเลือก graphics ต่าง ๆ ของ Controls และ Indicators ไปใช้บน Front Panel ได้ตามต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเหตุ

Controls เมนูนี้จะแสดงบน Front Panel Window เท่านั้นไม่ได้อยู่ใน Block Diagram

Function Menu

เปลี่ยนไปที่ Block Diagram และสังเกตที่ Function Menu ซึ่งจะอนุญาตให้เลือกใช้ Function ต่าง ๆ ภายในเมนูสำหรับใช้ VI ได้ตามต้องการ ซึ่งจะใช้สำหรับสร้าง Block Diagram

หมายเหตุ

Function Menu หาได้จาก Front Panel Window เท่านั้น

Windows Menu

Windows Menu สามารถที่จะต่อระหว่าง Panel กับ Diagram Windows ได้ ซึ่งจะแสดง Error List และ Clipboard โดย Tile ทั้งสอง Windows สามารถดูได้ทั้งสอง Tile ในเวลาเดียวกัน Windows Menu สามารถแสดงให้ดูได้เหมือนกัน ซึ่งเป็น Sup VI เรียกว่า Current VI

Text Menu

สามารถเปลี่ยน Front Size Sytle Justification และ Color ต้นฉบับของ LabVIEW โดยใช้ Option ต่าง ๆ ที่อยู่ภายใน Text Menu

Help Menu

สามารถที่จะแสดง ซ่อน หรือเก็บเอาไว้ได้ตามความพอใจโดยใช้ Text Menu และยังสามารถที่จะหาข่าวสารเกี่ยวกับ LabVIEW ได้อีกด้วย เช่น เวอร์ชันของ โปรแกรม

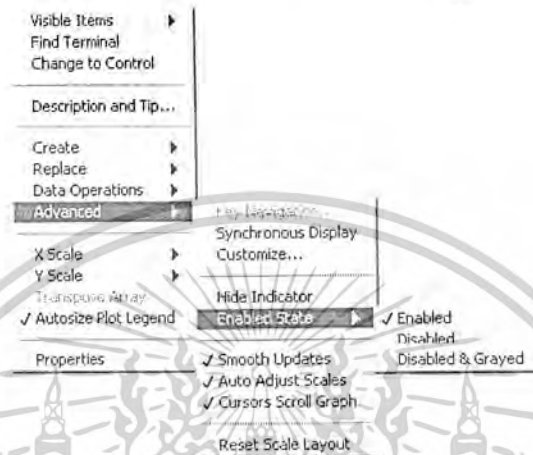
4.2.5 Pop-Up Menus

ถ้าหาก Pull-Down Menu นั้นยังไม่สามารถตอบสนองความต้องการใช้ ก็จะมีเมนูชนิดอื่น ๆ ของ LabVIEW อีกนั่นคือ Pop-Up Menu ซึ่ง Pop-Up Menu จะใช้บ่อยกว่าเมนูชนิดอื่น ๆ ของ LabVIEW ซึ่งสามารถเรียก Pop-Up Menu ขึ้นมาโดยใช้การ Click ที่ปุ่มขวามือของเมาส์ Pop-Up Menu ก็จะมาปรากฏขึ้นมา ซึ่งเมนูที่ปรากฏขึ้นมาจะขึ้นมาทั้งเกือบเต็มพื้นที่ของ Front Panel และ Block Diagram ซึ่ง Pop-Up Menu นั้นจะมีเมนูให้เลือกและเมนูบังคับ โดยที่เมนูนี้จะมีขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการใช้งานของมัน ตัวอย่าง เช่น Numeric นั้นจะมี Pop-Up Menu ที่แตกต่างกันมากมายกว่า Graph Indicator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pop-Up Menu ต่าง ๆ ที่ควรรู้

ส่วนของเมนูที่ขยายออกไปเป็นเมนูย่อย ๆ เราเรียกลำดับขั้นตอนต่าง ๆ ของเมนู (Hierarchical Menu) และใช้แทนโดยลูกศรที่ชี้ไปทางขวา ดังรูป ที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แสดงลำดับขั้นตอนต่าง ๆ ของเมนู

Hierarchical Menu บางครั้งจะมีตัวเลือกที่นอกเหนือไปจากส่วนที่ใช้อยู่ปัจจุบัน ซึ่งตัวเลือกที่ใช้อยู่ปัจจุบันนั้นจะใช้แทนเป็นเครื่องหมายแสดงสำหรับตัวเลือกหลัก หรือใช้เป็น Box สำหรับตัวเลือกประเภท บางส่วนของเมนูจะประกอบไปด้วยตัวเลือกต่าง ๆ อีกให้พิจารณาเลือกใช้ เมนูสำคัญที่อยู่ใน Box จะมีสัญลักษณ์จุดไข่ปลา (...) อยู่ตามหลัง

เมนูที่ไม่มีสัญลักษณ์ลูกศรที่ชี้ขวาหรือจุดไข่ปลานั้นโดยปกติจะเป็น Commands ซึ่งเมื่อเลือกใช้แล้วจะเป็นตัวปฏิบัติโดยตรง เช่น Change to Indicator เมื่อเลือกใช้แล้ว Commands ต่าง ๆ ในเมนูก็จะเปลี่ยนไปเป็น Commands ตรงกันข้าม ตัวอย่างเช่น หลังจาก que เลือก Change to Indicator เมนู Commands ของ Change to Indicator

หมายเหตุ

บางครั้งในส่วนของจุดประสงค์ที่แตกต่างไปก็จะมีเมนูที่แตกต่างไปด้วยตัวอย่างเช่น ถ้าต้องการ Pop-Up ในส่วนของ Label ดังนั้นรายการตัวเลือกที่ขึ้นมาจะเป็น Size To Text เท่านั้น ซึ่งรายการต่าง ๆ ที่เกี่ยวกับจุดประสงค์ที่ต้องการก็จะถูกเก็บรวบรวมมาให้

ลักษณะสำคัญของ Pop-Up

Pop-Up Menu จะมีรายการต่าง ๆ มากมายดังที่มันปรากฏขึ้นมาโดยจะมีให้เลือกใช้ตามวัตถุประสงค์



รูปที่ 4.11 แสดง Pop-Up Menu

Change to Control และ Change to Indicator

โดยการเลือก Change to Control / Indicator ก็สามารถเปลี่ยน Control (หรือ อินพุต) ไปเป็น Indicator (หรือเอาต์พุต) เมื่อขณะนั้นอยู่ในสถานะ Indicator ดังนั้น Pop-Up Menu ก็จะมี Change to Control

Show Terminals/Shown Icon

Show Terminals หรือ Shown Icon จะหาได้บน Block Diagram เท่านั้นถ้าต้องการดู Show Terminals บน Function หรือ Sub VI จาก Pop-Up Menu เมื่อต้องการให้กลับมาที่ Icon ที่เลือก Shown Icon

Show

ในหลาย ๆ หัวข้อจะมีเมนู Show ซึ่งสามารถที่จะแสดง หรือซ่อนได้ถ้าเลือก Show ก็จะได้เมนูอื่นเพิ่มออกมาอีกทางด้านขวา ซึ่งเป็นตัวเลือกที่บอกว่าสามารถแสดงอะไรได้บ้าง ถ้าตัวเลือกตรวจสอบต่อไปได้อีก ตัวเลือกนั้นก็จะสามารถมองเห็นได้ชัด แต่ถ้าไม่สามารถตรวจสอบได้อีก ก็จะมัวไว้ไม่สามารถมองเห็นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Data Operation

Data Operation ใน Pop-Up Menu มีตัวเลือกที่เป็นประโยชน์หลาย ๆ อย่าง ดังนั้นสามารถถ่ายเทข้อมูลใน Control หรือ Indicator ใช้ Cut Data Copy Data และ Paste Data เพื่อจะนำข้อมูลออกหรือใส่เข้าไปใน Control หรือ Indicator

4.2.6 Edit Mode และ Run menu

VI นั้นสามารถที่จะอยู่ใน Edit Mode และ Run menu ได้อย่างใดอย่างหนึ่งเท่านั้น ไม่สามารถ Run VI ในขณะที่อยู่ใน Run Mode ได้โดย Edit Mode นั้นจะสามารถทำการสร้างหรือเปลี่ยนแปลง VI ได้ ส่วน Run Mode จะสามารถกระทำ VI เมื่อร่างโปรแกรมเสร็จแล้วและ VI อยู่ใน Run Mode แล้วจะทำการแปลภาษาเครื่อง และคอยป้อนคำสั่งให้ทำงาน

ข้อควรระวัง

ในวัตถุที่ประสงค์เหมือนกัน Run Mode จะมีความแตกต่างของ Pop-Up Menu มากกว่า Edit Mode ถ้าไม่สามารถหาตัวเลือก Pop-Up ที่แน่นอนได้ แต่ตัวเลือกไม่สามารถตอบสนองต่อวัตถุประสงค์ที่ต้องการได้ จะต้องเปลี่ยนโหมดหรือควรจะ Pop-Up บนส่วนอื่น

ถ้าต้องการเปลี่ยนจาก Run Mode มาเป็น Edit Mode ทำได้โดยการ Click บนปุ่ม  หรือเลือก Chang To Edit Mode จาก Operate menu เมนู หรือนอกจากนี้ยังใช้ คีย์บอร์ดได้ โดยกดปุ่ม <Ctrl> <M>

หมายเหตุ

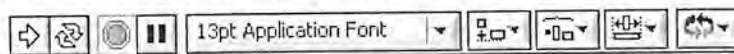
สามารถ Run VI ได้ขณะอยู่ที่ Edit Mode โดยมันจะเปลี่ยนมาเป็น Run Mode แล้วปฏิบัติงานจนเสร็จ เมื่อเสร็จแล้วก็จะกลับไปอยู่ใน Edit Mode เหมือนเดิม

Tools

Tool เป็นโหมดการปฏิบัติพิเศษของ Mouse Cursor ใช้ Tools ตามคุณสมบัติเฉพาะหน้าที่ของมัน

Edit Mode Palette

ใน Edit Mode นั้นสามารถที่จะหา Editing tools ได้จากด้านล่างของ Menu bar ของ Window



รูปที่ 4.12 แสดง Tool Palette- Edit Mode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเปลี่ยน Tools ทำได้โดยการ Click บน Tool Icon ใน Edit Mode แล้วเลือก Tool ตามที่ต้องการ หรือกดปุ่ม Tab บนคีย์บอร์ด ซึ่งจะเป็นการเลื่อน Tool ที่ใช้อยู่ปัจจุบันไปยัง Tool อื่นตามลำดับ หรือใช้การกด Space Bar เพื่อเป็นการเปลี่ยนไปมาระหว่าง Operating Tool กับ Positioning Tool ในขณะที่ Panel Window ทำงานอยู่ และระหว่าง Wiring Tool กับ Positioning Tool ขณะที่ Diagram Window ทำงานอยู่

Warning ซึ่งสัญลักษณ์ของปุ่มนี้จะปรากฏขึ้นถ้ารูปร่าง VI แสดง Warning และมี Warning อื่น ๆ ค้างอยู่แล้ว เราสามารถ Click ไปที่ปุ่ม Warning จะไม่เกิด Error ขึ้นถ้ากระทำการบางสิ่งทีนอกเหนือไปจากหน้าที่ของมัน เช่นถ้าอยู่ใน Front panel ก็ไม่ควรลากสายต่อสิ่งอื่นใด

Run Mode Palette

เมื่อพร้อมที่จะทดลอง VI ทำได้โดยการกดที่ปุ่ม Run หรือ เลือกไปที่ Chang To Run Mode จาก Operate Menu ซึ่งกำลังนี้จะแปลง VI และนำ VI เข้าไปสู่ Run Mode ซึ่ง Run Mode Palette แสดงได้ดังรูปที่ 4.13 ใน Run Mode นั้นตัวเลือกการแก้ไขต่าง ๆ จะหาได้ง่าย



รูปที่ 4.13 แสดง Tool Palette-Run Mode


- ▶ -ปุ่ม Run ซึ่งมีรูปร่างคล้ายกับลูกศร เมื่อ Click ปุ่มนี้เป็นการสั่งให้ VI เริ่มปฏิบัติงานจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง เมื่อ VI นั้น Run ลูกศรนั้นจะกลายเป็นลูกศรแตกหัก เมื่อ VI นั้นไม่สามารถกระทำได้
- -ปุ่ม Stop ปุ่มนี้จะคล้ายกับเครื่องหมาย Stop ขนาดเล็ก ซึ่งจำได้ง่าย ปุ่มนี้จะปรากฏขึ้นเมื่อ VI เริ่มต้นปฏิบัติงานไปแล้วสามารถกดปุ่มนี้ เพื่อให้ Vi หยุดการทำงานได้


ข้อควรระวัง

การใช้ปุ่ม Stop นี้คล้ายกับคีย์ <Break> โดยโปรแกรมจะหยุดโดยทันทีจะไม่กระทำไปจนจบ และข้อมูลมีโอกาสที่จะเสียได้ ดังนั้นเราควรตรวจสอบข้อมูลต่าง ๆ ก่อนที่เราจะเปิดเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อทำโปรแกรม

▶ -ปุ่ม Continuous Run เป็นปุ่มที่สั่งให้ VI ทำงานกลับไปกลับมา จนกระทั่งกดปุ่ม Stop จึงหยุดการทำงาน ซึ่งปุ่มนี้จะคล้ายกับกำหนดให้ Go to ดังนั้นจึงไม่ควรใช้มากเกินไป

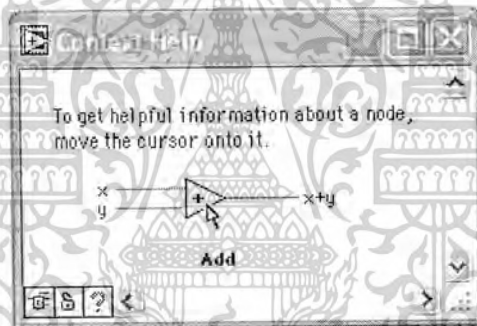
|| -ปุ่ม Breakpoint เมื่อมีปัญหาใน Sub VI ปุ่มนี้จะปุ่มที่สั่งให้หยุดพักการทำงานชั่วคราวเมื่อมีการร้องขอมาจาก Sub VI ดังนั้นจึงสามารถดูได้ว่าต้องทำอะไรและแม้แต่เปลี่ยนค่าอินพุต

 -ปุ่ม Step mode ปุ่มนี้จะสั่งให้ VI นั้นทำงานไปที่ละขั้นในแต่ละครั้ง เมื่อกดปุ่มนี้ก็จะทำให้ปุ่ม Single Step ปรากฏขึ้นมา Click ปุ่ม Single Step ในแต่ละครั้งก็จะทำให้ VI ทำงานไปที่ละขั้นเรื่อยๆ

 -ปุ่ม Execution Highlighting ซึ่งปุ่มนี้ทำให้ VI เกิดการไหลของข้อมูลผ่านตลอด Diagram เมื่อกดปุ่มนี้ให้ทำงานหลอดไฟก็จะสว่างขึ้น แล้วสามารถทำให้ดูค่าต่างๆ ของข้อมูลใน Block diagram

4.2.7 Help

Help Window ของ LabVIEW จะช่วยแจ้งเรื่องราวที่เกี่ยวกับ หน้าที ค่าคงที่ Sub VI และ Control กับ Indicators ของ LabVIEW โดยแสดงเป็น Windows ให้เลือก Show Help จาก Help Menu หรือใช้คีย์บอร์ดโดยกด <Ctrl-H> ก็สามารรถเลื่อน Help Window ไปไว้ส่วนใดของจอภาพเพื่อไม่ให้ขวางทาง รูป Help แสดงได้ดังรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.14 แสดง Help Window

เมื่อเลื่อนตัวทั้ง Function, Sup VI Node หรือ VI Icon (รวมทั้ง Icon ของ VI ที่เปิดจากมุมมองด้านขวาของ VI Window) Help Window จะแสดง Icon สำหรับ Function หรือ Sup VI กับสายต่อที่เกี่ยวข้องที่เหมาะสมกับชนิดของข้อมูลแต่ละ Terminal ทางด้านอินพุต สายต่อจะอยู่ด้วยซ้ายและทางเอาต์พุต สายต่อจะอยู่ด้านขวา ซึ่งชื่อของ Terminal จะปรากฏอยู่ด้านข้างของสายต่อแต่ละเส้น ถ้า VI มีรูปร่างลักษณะเหมือนกับมันแล้วมันก็จะแสดงรูปร่างลักษณะนี้เหมือนกันสำหรับบาง Sup VI หรือ Function กับหลาย ๆ อินพุต Help Window ก็จะแสดงชื่อของอินพุตที่เราต้องการต่อสายเข้าด้วยกัน เมื่อเลือกที่ Lock Help จาก Help Menu ก็สามารรถเก็บ Help Window ที่ไม่ต้องการให้เปลี่ยนแปลงค่าไว้ได้ถ้าตำแหน่งของสายที่ต้องการต่อเข้าด้วยกันอยู่กับ Node ที่เราจะจงไว้บน Function หรือ Sup VI แล้ว Help Window ก็จะแสดง Node ที่ถูกต้องที่เราสามารถต่อสายได้อย่างถูกต้องตามตำแหน่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.8 Sub VI

จะต้องเข้าใจและใช้ Hierarchical ของ VI ถ้าหากว่าต้องการใช้ประโยชน์ของ LabVIEW อย่างเต็มความสามารถ หลังจากที่เราสร้าง VI ขึ้นมา สามารถใช้เช่นเดียวกับ Sub VI ใน Block Diagram ของ VI ในระดับ สูงขึ้น ซึ่ง Sub VI ของ LabVIEW คล้ายคลึงกับ Subroutines ใน ภาษาซีซึ่งสามารถใช้ ในโปรแกรมภาษาซี ได้โดยไม่มีกรจำกัดจำนวนรอบการใช้และในโปรแกรม LabVIEW ก็เช่นเดียวกัน สามารถใช้ Sub VI ได้โดยการไม่มีการจำกัดจำนวนรอบของการใช้ สามารถเรียก Sub VI ที่อยู่ใน อื่น ๆ ได้อีกด้วย ถ้า Block Diagram มีจำนวน Icon ก็สามารถจัด Icon เหล่านั้นให้เป็นกลุ่มตั้งเป็น Block Diagram ที่ง่ายเข้าไปใน Low-Level VI ซึ่งจัดให้เป็นกลุ่มเหล่านี้จะง่ายต่อการ ใช้ประโยชน์ในการแก้ไข เข้าใจและตัดแปลง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

ในการทดลองสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือในส่วนของการใช้โปรแกรม LabVIEW และ ส่วนของ Instrument Amplifier ซึ่งในตอนแรกจะเสนอการทดลองในส่วนของ Instrument Amplifier

5.1 การทดสอบ Instrument Amplifier

5.1.1 ค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซ (CMRR) ของวงจร Instrument Amplifier

ค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซเป็นค่าที่ใช้บอกถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าในวงจร Instrument Amplifier แบบคอมมอน โหมดโดยที่

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

โดยที่

A_d คือ อัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

A_c คือ อัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด

เมื่อ

$$A = V_o / V_{in}$$

โดย

A คืออัตราขยาย

V_o คือแรงดันเอาต์พุต

V_{in} คือแรงดันอินพุต

ซึ่งการหาค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซนั้นต้องทำการหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดและอัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

5.1.1 การทดลองหาค่าอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุตลบของ Instrument Amplifier ต่อลงกราวด์ของวงจร

2. ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด $2mV_{pp}$ ที่ค่าความถี่ต่างๆจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์

เข้าที่ขาอินพุตบวกของ Instrument Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุทของ Instrument Amplifier แล้วบันทึกผลลงในตาราง 5.1 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายแล้วบันทึกลงในตาราง

ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุท (V _{p-p})	อัตราขยาย (A _d)
5	4.5	2250
10	4.5	2250
20	4.5	2250
30	4.5	2250
40	4.5	2250
50	4.5	2250
60	4.5	2250
70	4.5	2250
80	4.5	2250
90	4.5	2250
100	4.5	2250
200	4.5	2250

จากตารางที่ 5.1 สามารถหาอัตราการขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (A_d) = 2250

5.1.2 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

1. ต่อขาอินพุทลบและอินพุทบวกของ Instrument Amplifier เข้าด้วยกัน
 2. ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด 200 mV_{pp} ที่ค่าความถี่ต่างๆ จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าที่ขาอินพุทของ Instrument Amplifier

3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุทของ Instrument Amplifier แล้วบันทึกผลลงในตาราง 5.2 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายแล้วบันทึกลงในตาราง 5.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (mVp-p)	อัตราขยาย (A_c)
5	76	0.38
10	76	0.38
20	76	0.38
30	76	0.38
40	76	0.38
50	76	0.38
60	76	0.38
70	76	0.38
80	76	0.38
90	76	0.38
100	76	0.38
200	76	0.38

จากตารางที่ 5.2 สามารถหาอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอน โหมด (A_c) = 0.38

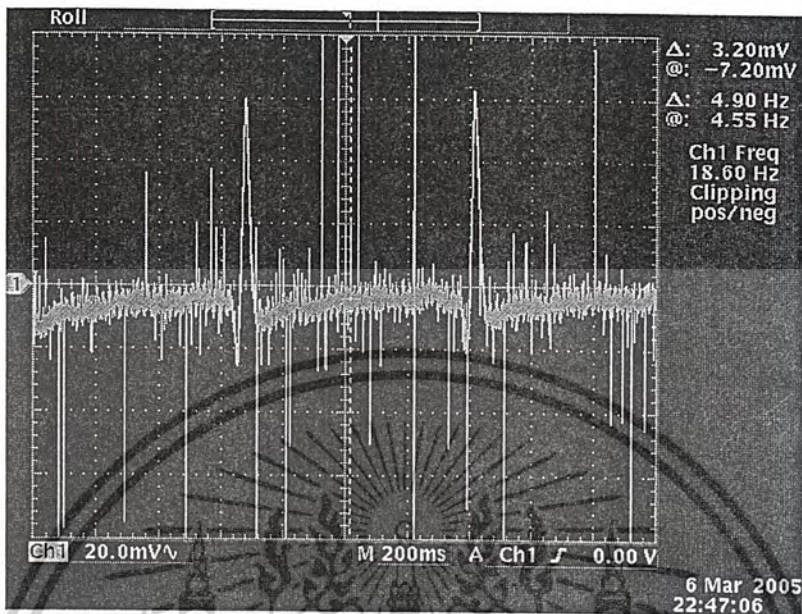
จากการทดลองในตารางที่ 5.1 และ ตารางที่ 5.2 สามารถคำนวณหาค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซได้ดังนี้

$$\begin{aligned}
 \text{CMRR} &= 20 \log (A_d/A_c) \\
 &= 20 \log (2250/0.38) \\
 &= 75.45 \text{ เดซิเบล}
 \end{aligned}$$

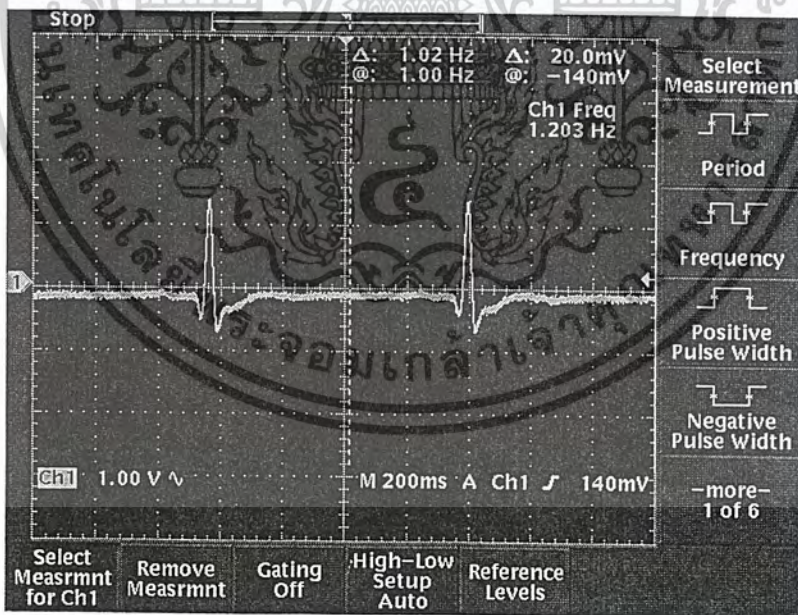
ส่วนประกอบของวงจร Instrument Amplifier จะใช้อุปกรณ์ประเภทที่มีสัญญาณรบกวนน้อย (Low Noise) เนื่องจากสัญญาณรบกวนมีผลต่อสัญญาณ ECG มาก ดังนั้นในการทดลองจึงต้องใช้ อุปกรณ์ที่ช่วยลดขนาดสัญญาณรบกวนให้เหลือน้อยที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 การทดสอบวงจรอินสตรูเมนต์ขั้นแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้งานจริง

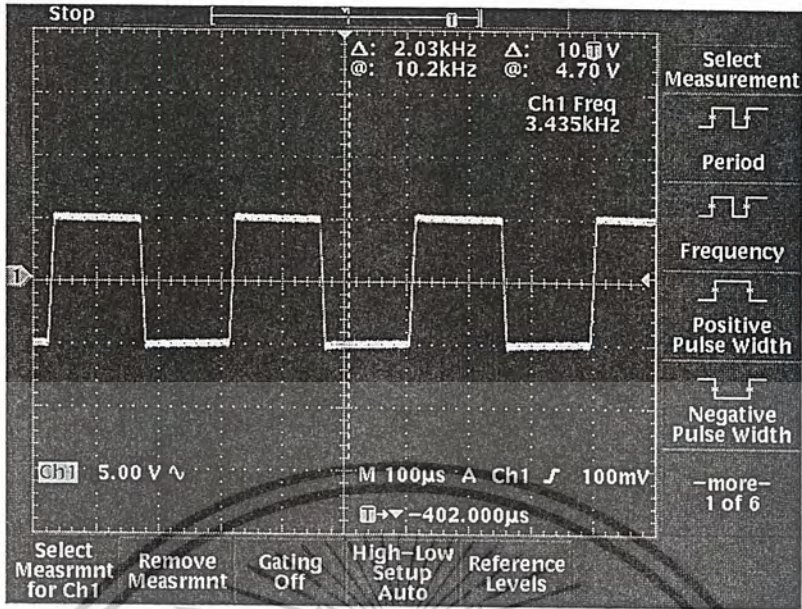


รูปที่ 5.1 สัญญาณ ECG ที่มีสัญญาณรบกวน

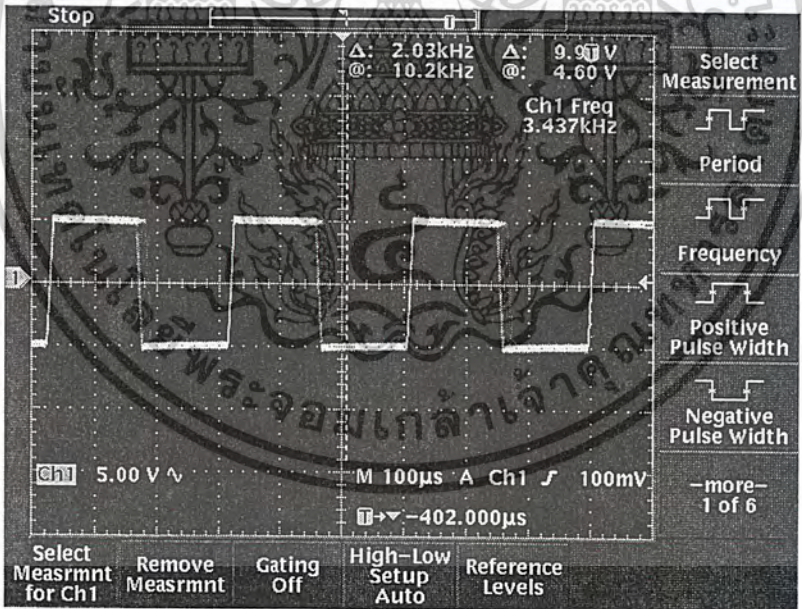


รูปที่ 5.2 สัญญาณ ECG หลังผ่านวงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

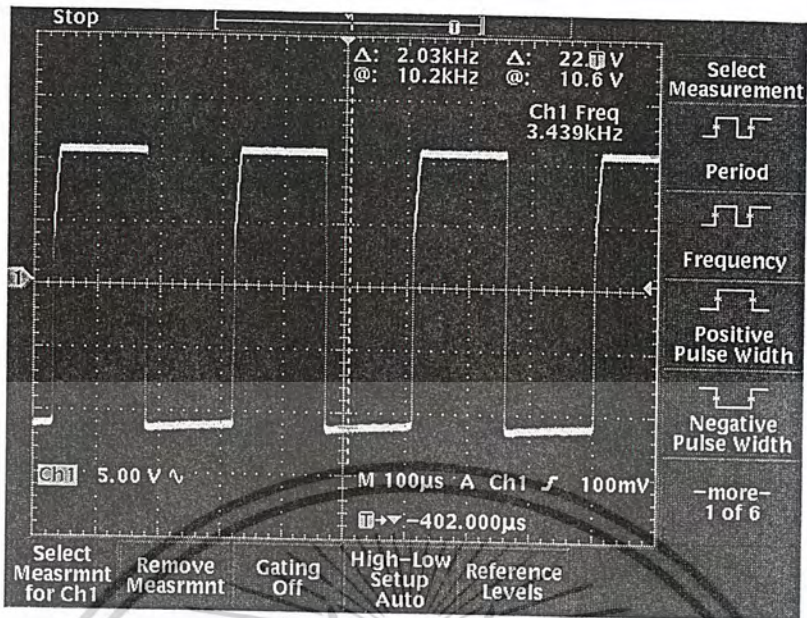


รูปที่ 5.3 สัญญาณพัลส์สี่เหลี่ยมที่ใช้ในการมอดูเลท ความถี่ 3.5 KHz

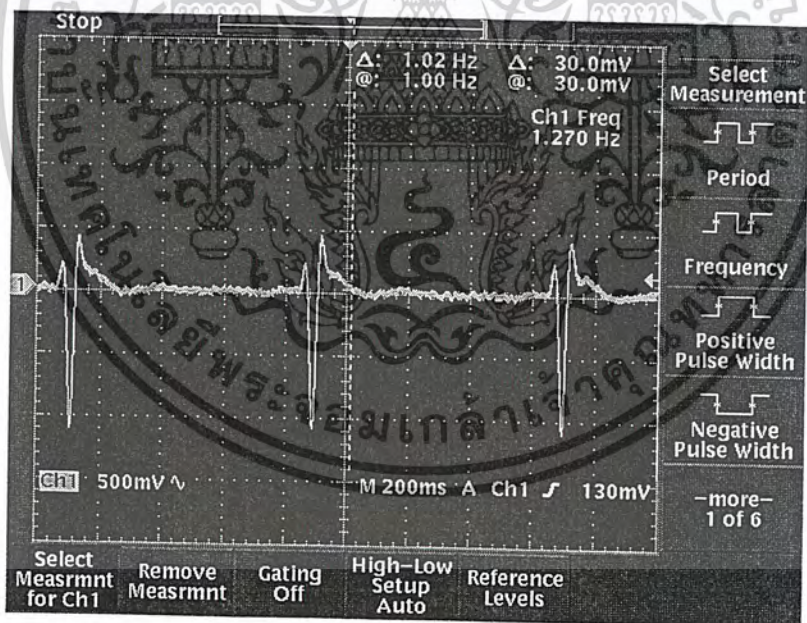


รูปที่ 5.4 สัญญาณหลังจากการมอดูเลทกับสัญญาณ ECG แล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

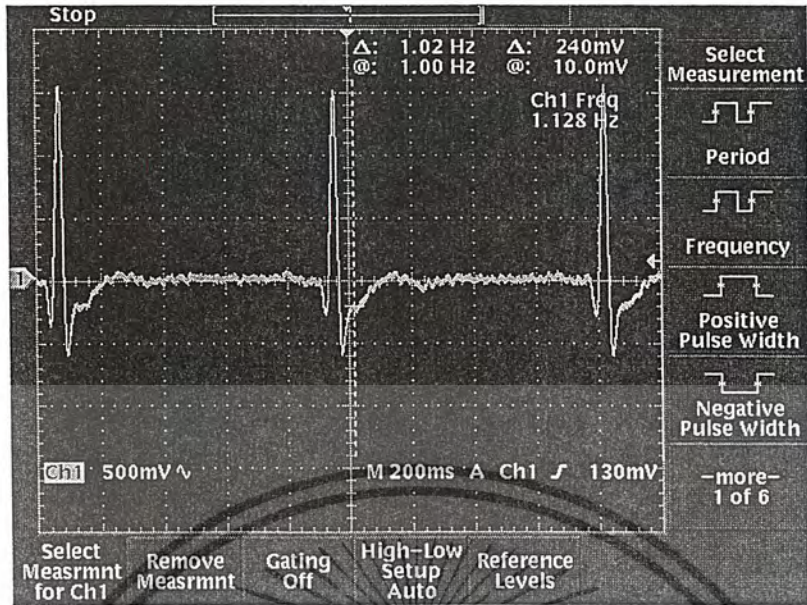


รูปที่ 5.5 สัญญาณหลังจากผ่านวงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง (Optoisolate)



รูปที่ 5.6 สัญญาณ ECG หลังจากผ่านวงจรคีมอคูเลทแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

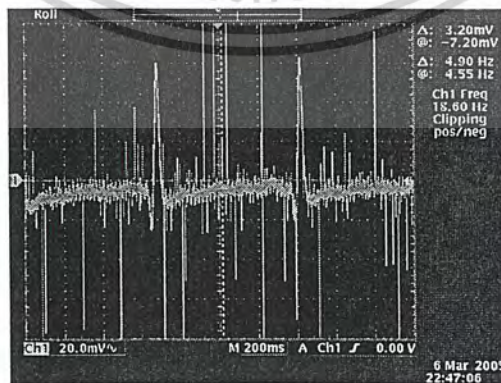


รูปที่ 5.7 สัญญาณ ECG ที่เอาต์พุต

5.3 การลดสัญญาณรบกวน

ปัญหาของสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในระหว่างการทดลองมีขนาดใหญ่มากทำให้ไม่สามารถแยกแยะสัญญาณ ECG ออกมาได้ จึงต้องทำการกำจัดสัญญาณรบกวนให้หมดไปสาเหตุที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนมีหลายอย่าง เช่น

1. สัญญาณรบกวนที่มาจากการใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีสัญญาณรบกวนมาก
2. สัญญาณรบกวนที่มาจากทางอากาศ
3. สัญญาณรบกวนที่มาจากตัวอุปกรณ์

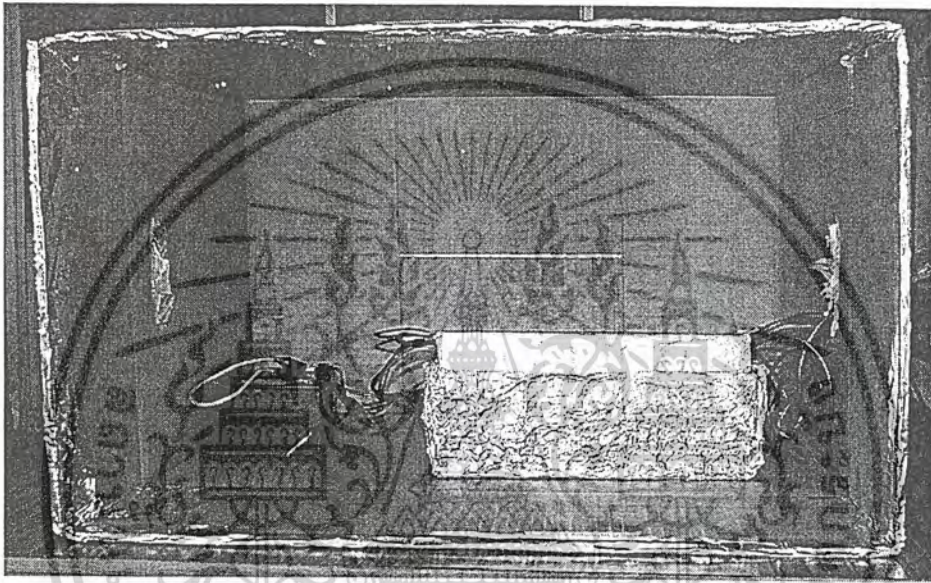


รูปที่ 5.8 สัญญาณ ECG ที่มีไม่ได้กำจัดสัญญาณรบกวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แนวทางในการแก้ไขปัญหาสัญญาณรบกวนได้ทำการแก้ไขมาเรื่อยๆ โดยแก้ปัญหามาจากปัญหา
ง่าย ๆ ก่อน เช่น

1. เปลี่ยนแหล่งจ่ายไฟเป็นแบบสวิตซ์ซึ่ง ทำให้อุปกรณ์รบกวนที่มาจากแหล่งจ่ายไฟลดลง
2. ใช้กระดาษฟรอยห่อกล่องป้องกันสัญญาณรบกวนที่เข้ามาทางอากาศ แสดงดังรูปที่ 5.9

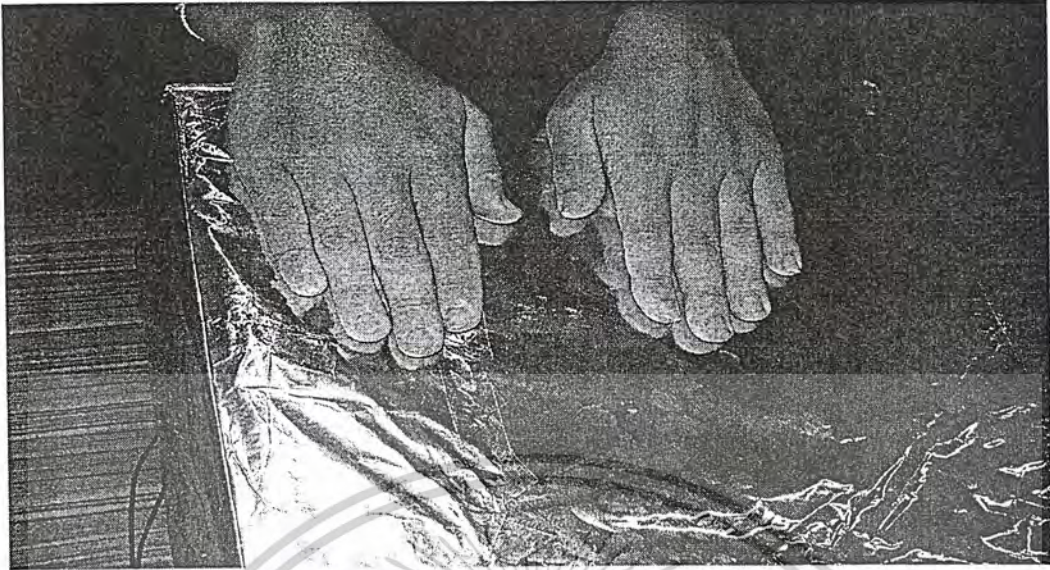


รูปที่ 5.9 แสดงการลดสัญญาณรบกวน โดยการใช้กระดาษฟรอยห่อกล่อง 2 ชั้น

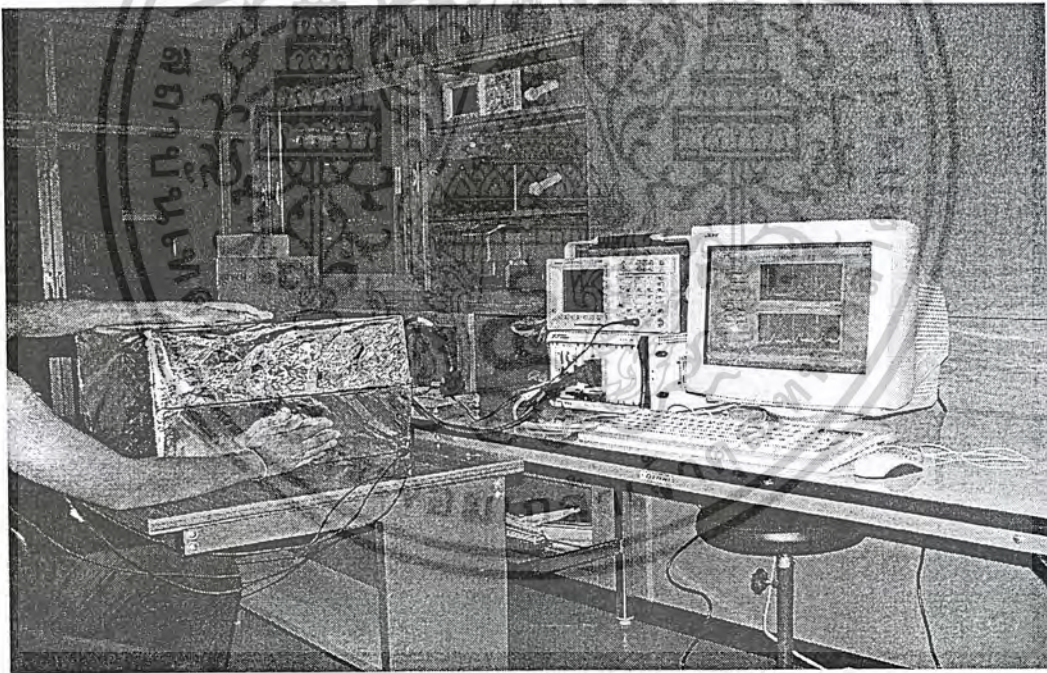
ซึ่งในการใช้งานจริงเราจะทำการลดสัญญาณรบกวน โดยการนำแผ่น โลหะมาครอบวงจรและ
ลดสัญญาณรบกวนอีกชั้นหนึ่งด้วยการใช้กล่องเป็นแบบโลหะ

- 3 .สาเหตุของสัญญาณรบกวนอาจเกิดจากร่างกายของตัวเองวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากร่างกายทำได้โดยการต่อร่างกายของเราลง GND แสดงดังรูปที่ 5.10 และ 5.11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

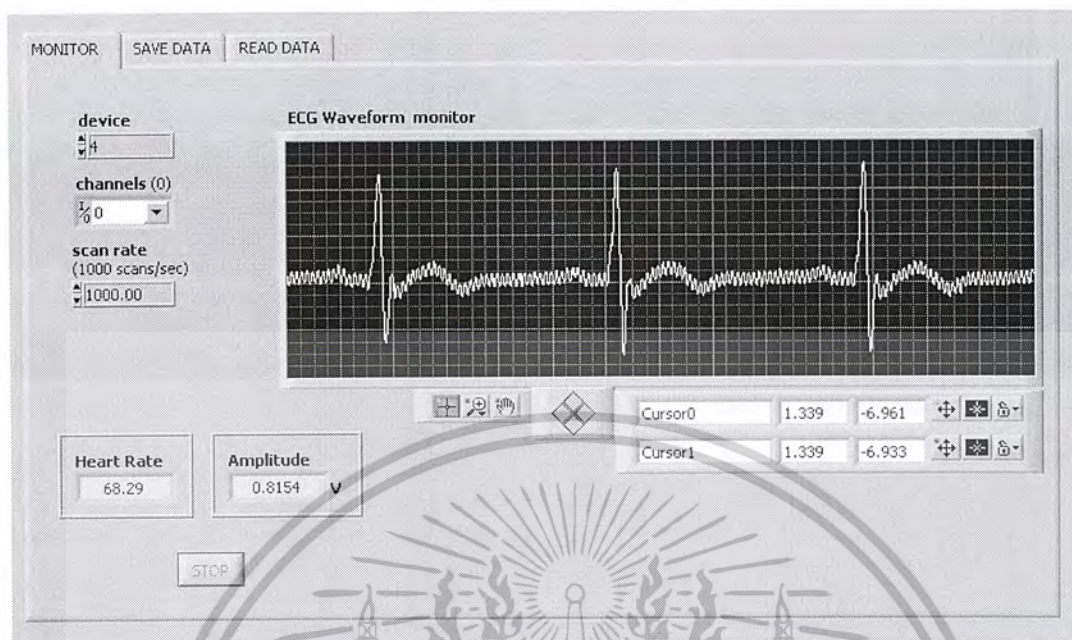


รูปที่ 5.10 การกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากร่างกาย



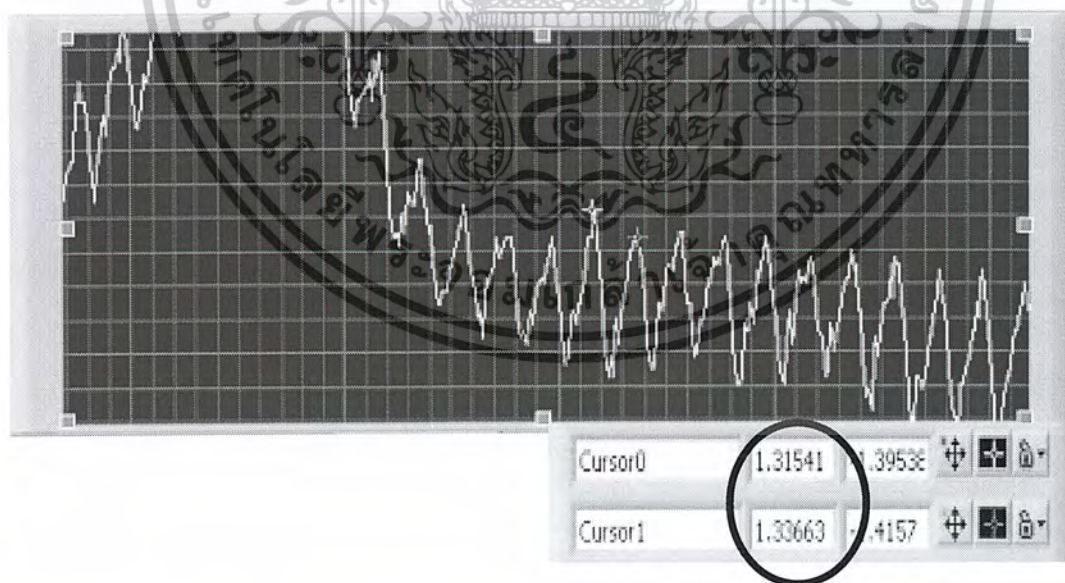
รูปที่ 5.11 แสดงการทดลองวัดสัญญาณ ECG และการกำจัดสัญญาณรบกวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



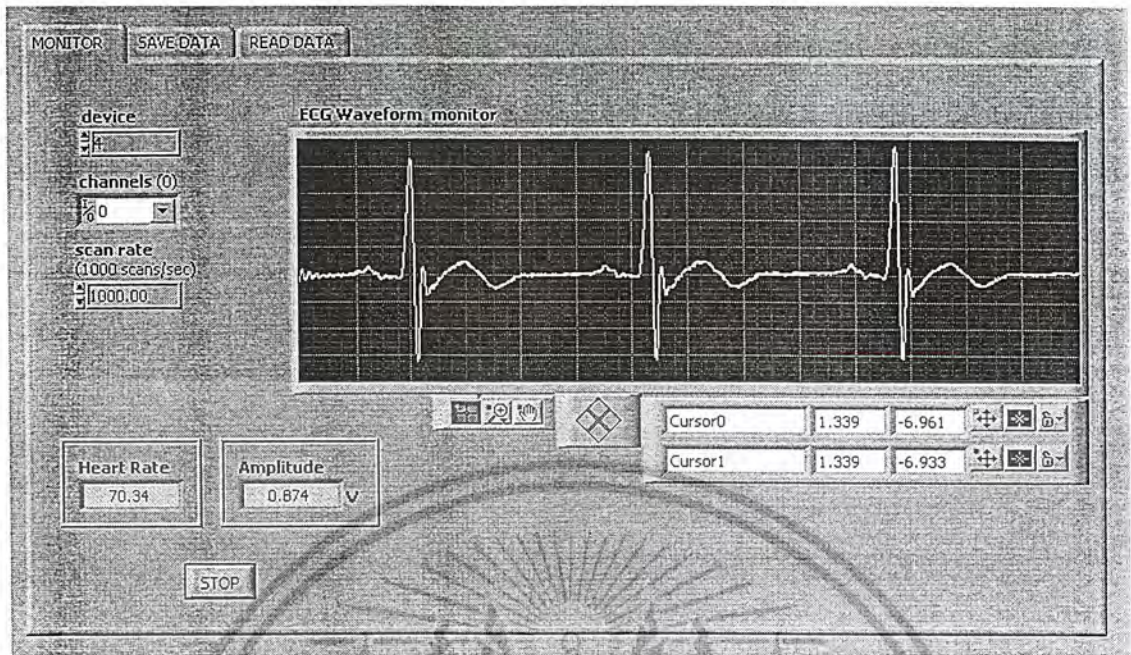
รูปที่ 5.12 แสดงสัญญาณ ECG ที่เอาต์พุตของวงจร โดยแสดงผลที่ LabVIEW

4. สัญญาณรบกวนที่เหลือนี้อาจมีความถี่ประมาณ 40-60Hz จึงกำจัดสัญญาณที่ความถี่นี้โดยใช้โปรแกรม LabVIEW เป็นตัวฟิลเตอร์



รูปที่ 5.13 แสดงสัญญาณรบกวน (สัญญาณรบกวนประมาณ 50 Hz)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 สัญญาณ ECG ที่ผ่านการฟิลเตอร์แบบก้ำกัลดแถบความถี่ (Band Stop) 40-60 Hz

5.4 การทดลองอื่นๆและการแสดงผล

5.4.1 การ Interface

การ Interface กับ PXI-6070E นั้น มี 3 โหมด คือ

(1) Differential mode (default)

- + to pin 68; - to pin 34 (CH0)
- + to pin 33; - to pin 66 (CH1)
- + to pin ACH(n); - to pin ACH(n+8) (CHn)

(2) Reference Single Ended

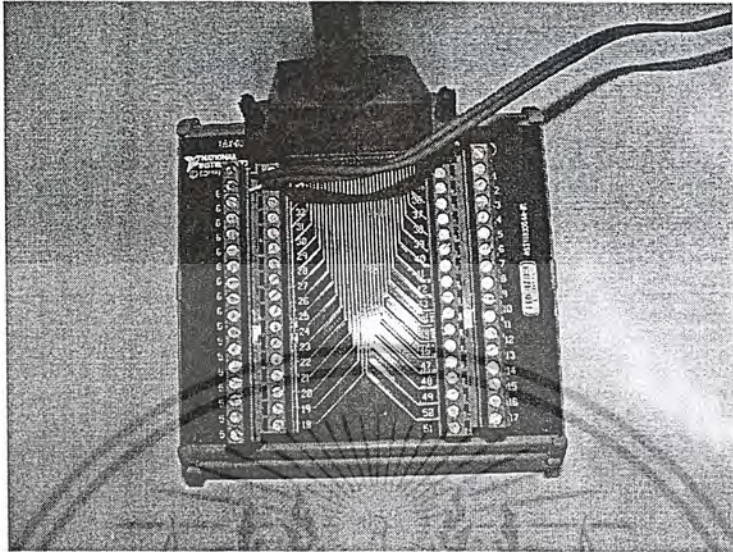
- + to pin 68; - to pin 67 (AIGND) (CH0)
- + to pin 33; - to pin 67 (AIGND) (CH1)
- + to pin ACH(n); - to AIGND (CHn)

(3) Non-reference Single Ended

- + to pin 68; - to pin 62 (AISENSE) (CH0)
- + to pin 33; - to pin 62 (AISENSE) (CH1)
- + to pin ACH(n); - to AISENSE (CHn)

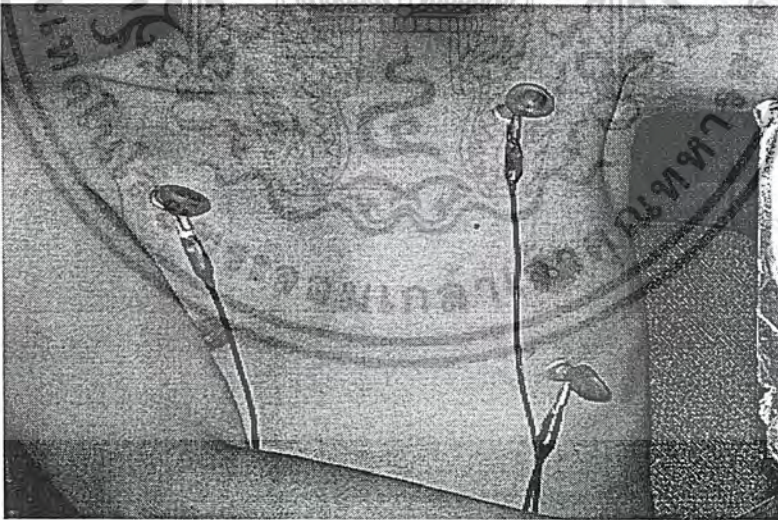
ACH8	34	68	ACH0
ACH1	33	67	AIGND
AIGND	32	66	ACH9
ACH10	31	65	ACH2
ACH9	30	64	AIGND
AIGND	29	63	ACH11
ACH4	28	62	AISENSE
AIGND	27	61	ACH12
ACH13	26	60	ACH5
ACH6	25	58	AIGND
AIGND	24	58	ACH14
ACH15	23	57	ACH7
DAC0OUT1	22	56	AIGND
DAC1OUT1	21	55	AOGND
EXTREF2	20	54	AOGND
DIO4	19	53	DGND
DGND	18	52	DIO0
DIO1	17	51	DIO5
DIO6	16	50	DGND
DGND	15	49	DIO2
+5V	14	48	DIO7
DGND	13	47	DIO3
DGND	12	46	SCANCLK
PF10/TRIG1	11	45	EXTSTROBE*
PF11/TRIG2	10	44	DGND
DGND	9	43	PF12/CONVERT*
+5V	8	42	PF13/GPCTR1_SOURCE
DGND	7	41	PF14/GPCTR1_GATE
PF15/UPDATE*	6	40	GPCTR1_OUT
PF16/WFTRIG	5	39	DGND
DGND	4	38	PF17/STARTSCAN
PF18/GPCTR0_GATE	3	37	PF18/GPCTR0_SOURCE
GPCTR0_OUT	2	36	DGND
FREQ_OUT	1	35	DGND

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



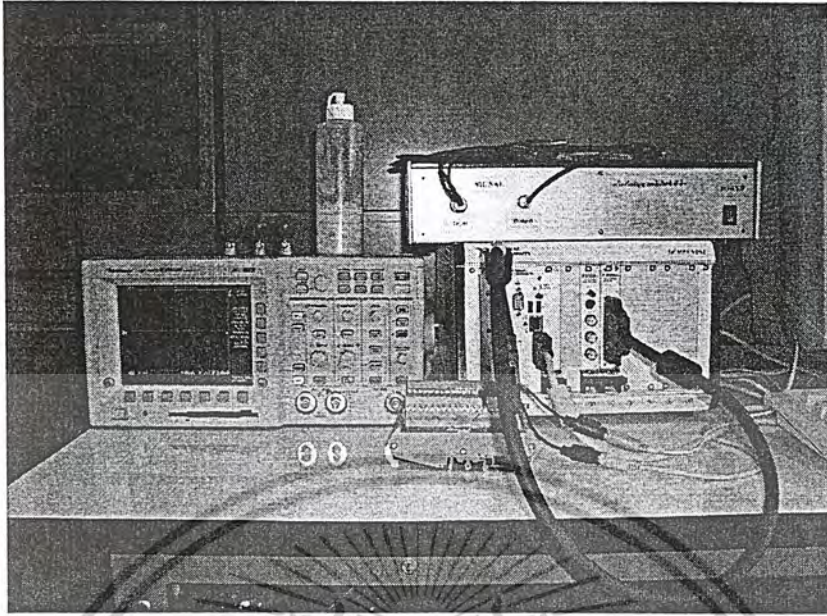
รูปที่ 5.15 แสดงการ Interface

5.4.2 การทดลองและอุปกรณ์ที่ใช้ทดลอง

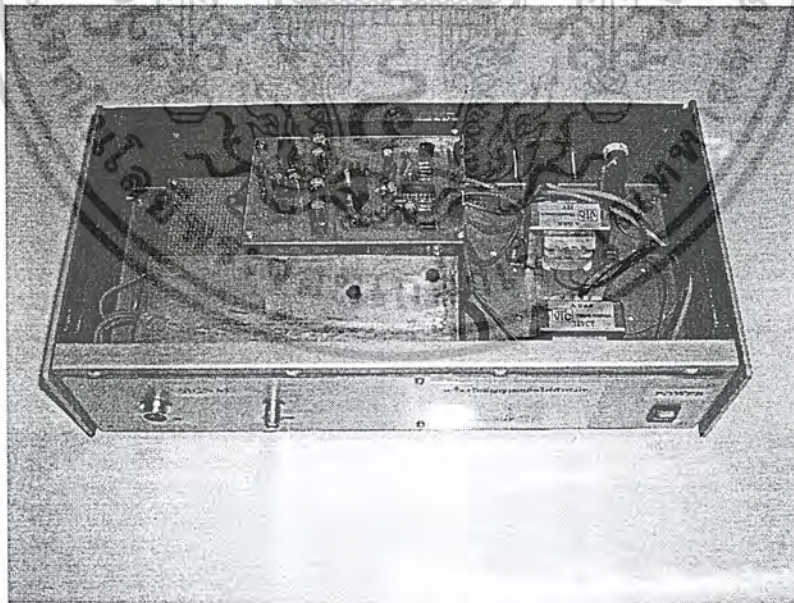


รูปที่ 5.16 แสดง Lead การวัดสัญญาณ ECG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

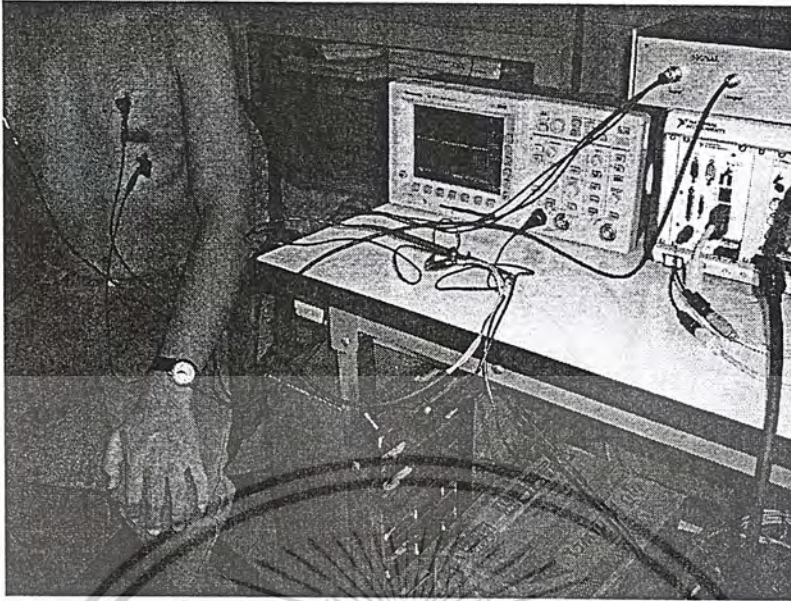


รูปที่ 5.17 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

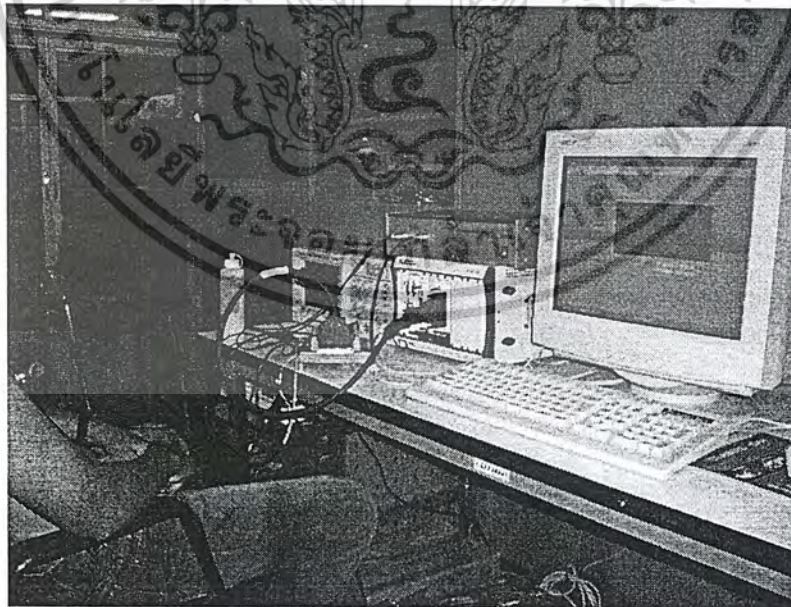


รูปที่ 5.18 แสดงเครื่องวัด ECG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



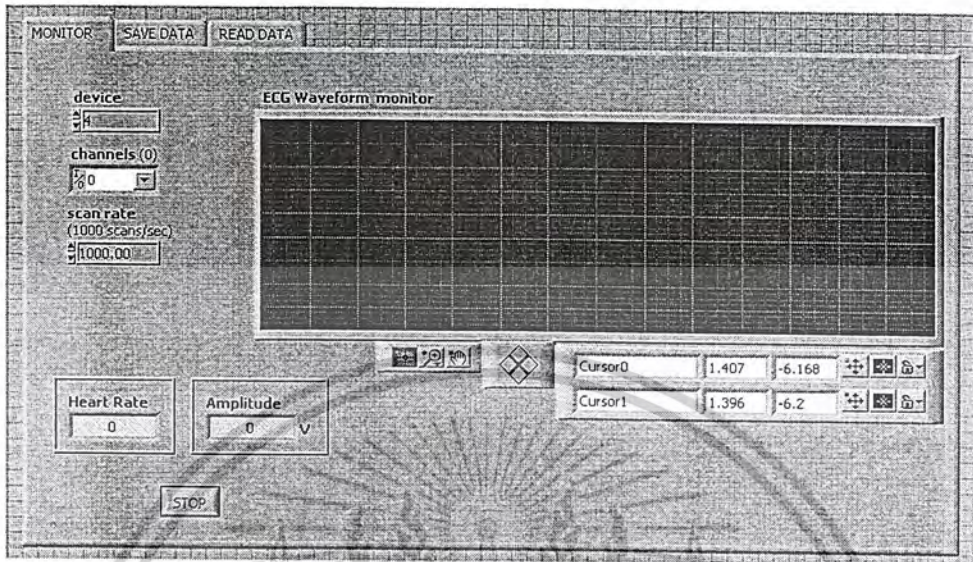
รูปที่ 5.19 ขณะทำการวัดสัญญาณ ECG



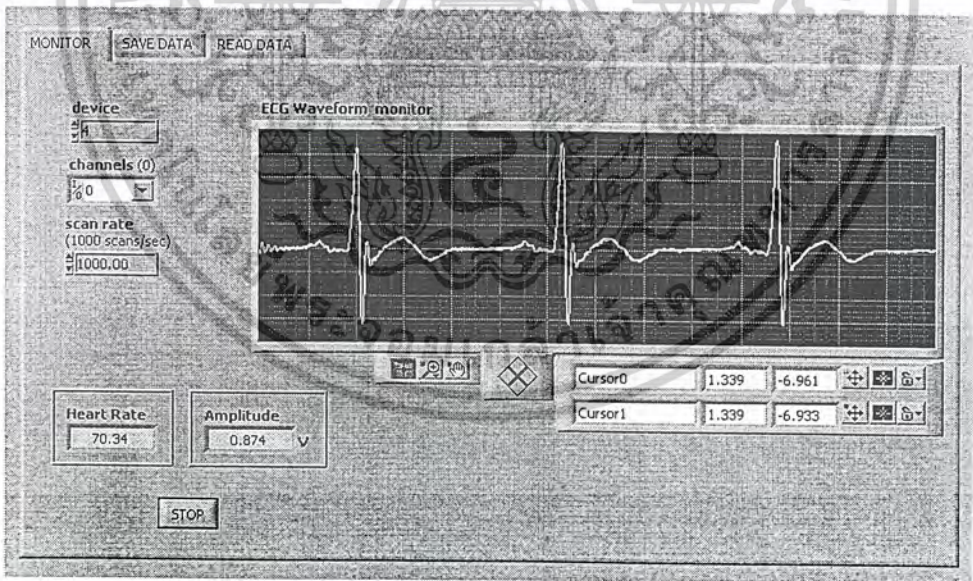
รูปที่ 5.20 ขณะทำการวัดสัญญาณ ECG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.3 โปรแกรมและการแสดงผล

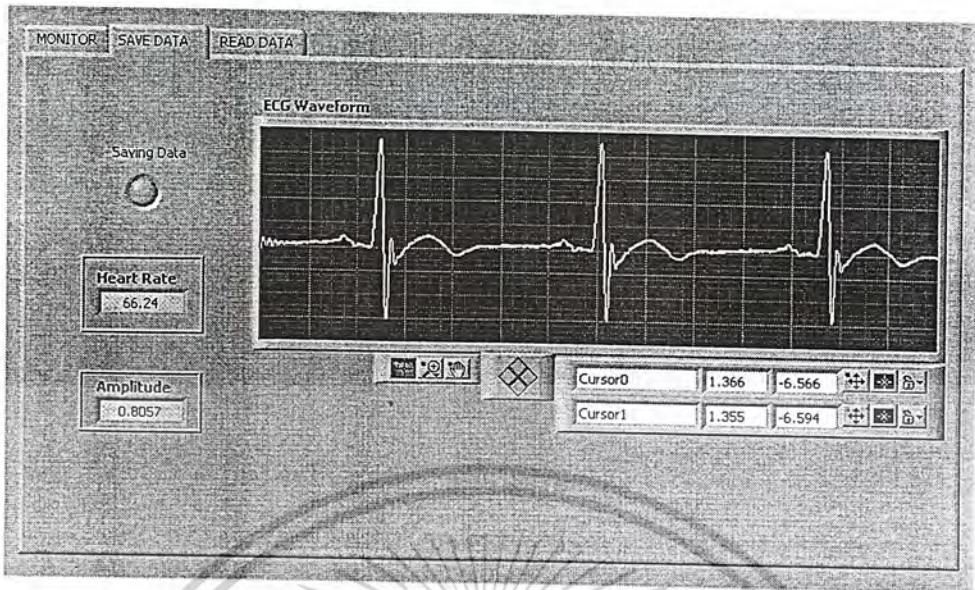


รูปที่ 5.21 แสดงส่วนที่ติดต่อกับผู้ใช้งาน

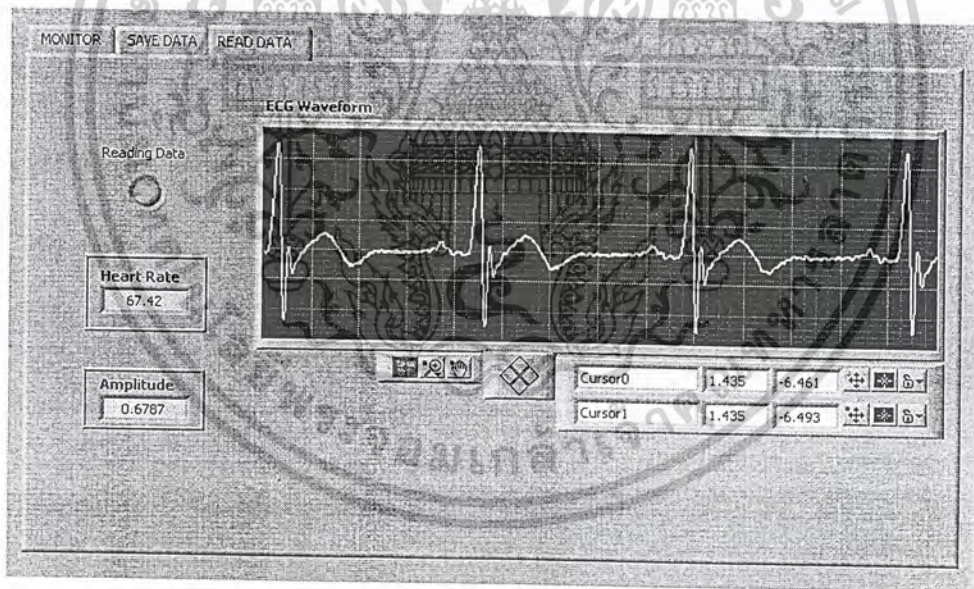


รูปที่ 5.22 การแสดงผลที่ Monitor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

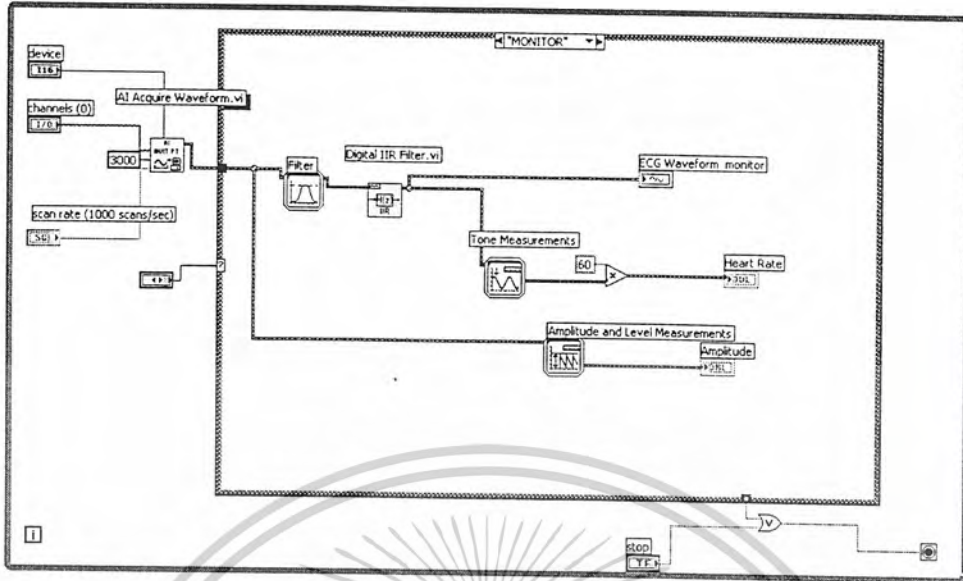


รูปที่ 5.23 การแสดงผลที่ Save Data

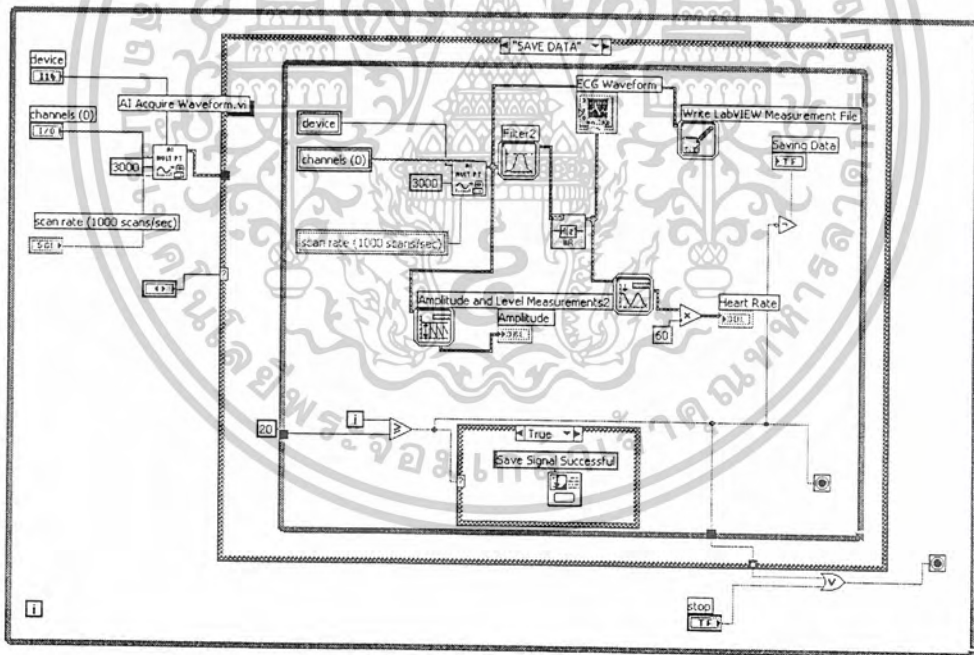


รูปที่ 5.24 การแสดงผลที่ Read Data

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

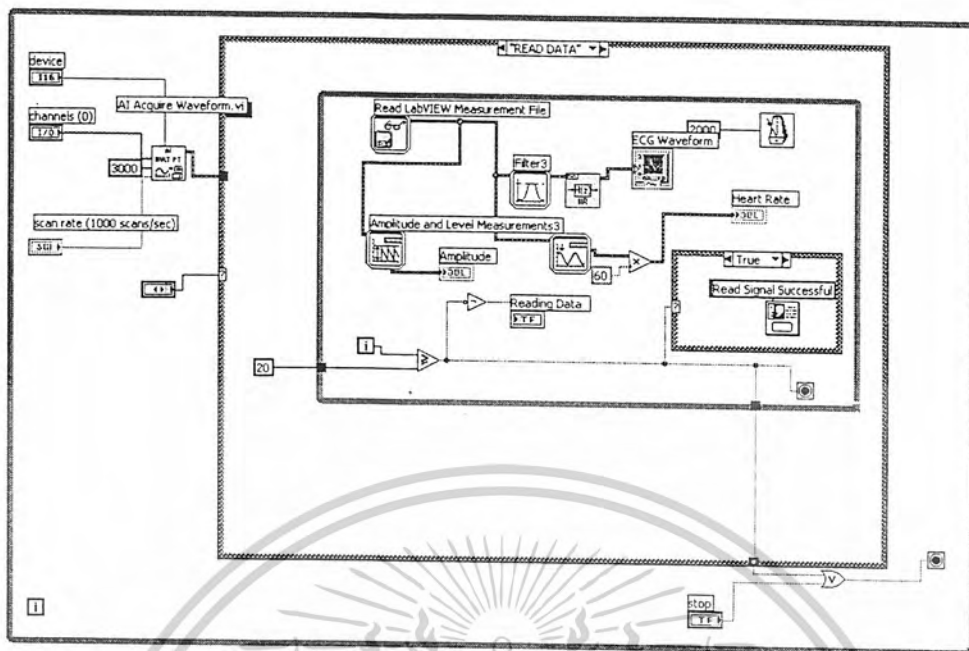


รูปที่ 5.25 โปรแกรมการแสดงผลที่ Monitor



รูปที่ 5.26 โปรแกรมการแสดงผลที่ Save Data

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.27 โปรแกรมการแสดงผลที่ Read Data

```

File Edit Format View Help
LabVIEW Measurement
Writer_Version 0.92
Reader_Version 1
Separator Tab
Multi_Headings No
X_Columns One
Time_Pref Absolute
Operator Administrator
Date 2005/03/13
Time 19:06:28.497
***End_of_Header***

Channels 1
Samples 3000
Date 2005/03/13
Time 19:06:39.053999
Y_Unit_Label Volts
X_Dimension Time
X0 0.0000000000000000E+0
Delta_X 0.001000
***End_of_Header***

X_Value 0 (Filtered) Comment
0.000000 -1.349254
0.001000 -2.964928
0.002000 -3.072604
0.003000 -2.674708
0.004000 -2.284639
0.005000 -2.137681
0.006000 -2.306846
0.007000 -2.770184
0.008000 -3.453545
0.009000 -4.260048
0.010000 -5.090162
    
```

รูปที่ 5.28 แสดงตัวอย่างข้อมูลที่ทำการบันทึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์

การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโครงการนี้จะใช้โปรแกรม LabVIEW เป็นตัวแสดงผลและวิเคราะห์สัญญาณ โดยเริ่มต้นจากการออกแบบวงจรอินสตรูเมนต์ขึ้น เพื่อทำการวัดสัญญาณ ECG โดยให้มีอัตราการขยายที่สูงเพราะขนาดของสัญญาณ ECG มีขนาดเล็กมากจึงจำเป็นต้องมีอัตราการขยายที่สูงและต้องมีสัญญาณรบกวนน้อยที่สุด สัญญาณ ECG ที่ได้มาจะเป็นสัญญาณอนาลอก การติดต่อกับคอมพิวเตอร์จะต้องเปลี่ยนสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลก่อนถึงจะติดต่อกับคอมพิวเตอร์ได้ การเปลี่ยนสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลจะต้องใช้วงจร A/D แต่ในโครงการนี้ได้ใช้การ์ด PXI 6070E เป็นตัวแปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลแทนวงจร A/D และยังเป็นตัวที่ใช้เชื่อมต่อระหว่าง Instrumentation Amplifier กับคอมพิวเตอร์ด้วย โดยที่การ์ด PXI 6070E มีระดับการแยกแยะสัญญาณ 12 บิต และอัตราในการสุ่มวัด 1.25 MS/s การแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์จะใช้โปรแกรม LabVIEW เป็นตัวแสดงผลและวิเคราะห์ โดยจะทำการวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณ ECG ว่ามีจุดใดที่น่าสนใจบ้างและยังสามารถเก็บข้อมูลไว้ดูภายหลังได้

ปัญหาและแนวทางการแก้ไข

1. เนื่องจากโปรแกรม LabVIEW เป็นโปรแกรมที่ค่อนข้างใหม่สำหรับคณะผู้จัดทำ จึงทำให้เกิดความล่าช้าเพราะต้องศึกษาโปรแกรมใหม่ทั้งหมด ทางคณะผู้จัดทำจึงพยายามศึกษาโปรแกรมโดยตลอดจนสามารถใช้งานได้ในระดับหนึ่ง
2. ในส่วนของ Instrumentation Amplifier จะมีปัญหาเกี่ยวกับสัญญาณรบกวนที่ค่อนข้างมาก เนื่องจากสัญญาณ ECG มีขนาดเล็ก เมื่อทำการขยายสัญญาณทำให้เกิดการขยายส่วนของสัญญาณรบกวนด้วย โดยเฉพาะความถี่ประมาณ 50 Hz ซึ่งจะต้องมีการป้องกันสัญญาณรบกวนให้เป็นอย่างดัดั่งที่เสนอในบทที่ 5 การกรองความถี่จะใช้โปรแกรม LabVIEW เป็นตัวช่วยกรองความถี่ไม่ให้ความถี่ 50 Hz ที่มากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านไปได้อีกชั้นหนึ่ง ซึ่งวิธีการนี้จะช่วยให้สัญญาณที่ได้มีความถูกต้องยิ่งขึ้น
3. เวลาเปิดใช้งานเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้น จะมีเสียงดังของคอยล์เนื่องจากเกิดการสั่นของคอยล์ สาเหตุเนื่องจากการพันขดลวดที่คอยล์ไม่แน่น สามารถแก้ไขได้โดยทำการพันขดลวดใหม่ให้แน่นยิ่งขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แนวทางการพัฒนา

แนวทางในการพัฒนาต่อมี 2 ทาง ดังนี้

1. การนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงบน Note Book โดยใช้ LabVIEW เป็นตัวแสดงผล และวิเคราะห์ผลเหมือนเดิม แต่จะเปลี่ยนแปลงโดย จะใช้การติดต่อระหว่าง Instrumentation Amplifier กับคอมพิวเตอร์ จะใช้ผ่านพอร์ตUSB (USB Port) โดยจะใช้การ์ด DAQ แบบที่มีเอาต์พุตเป็นพอร์ตUSB ซึ่งจะสะดวกในการใช้งาน และง่ายต่อการติดต่อกับคอมพิวเตอร์
2. แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์เหมือนเดิม แต่จะเน้นไปทางการใช้โปรแกรม LabVIEW ในการวิเคราะห์สัญญาณ เมื่อได้ข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว จะทำการเก็บข้อมูลไว้เหมือนเดิม เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละคนไม่เหมือนกัน ทำให้สามารถแยกแยะบุคคลได้โดยการอาศัยข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกไว้
3. นำข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจไปเป็นฐานข้อมูลของคนป่วยเพื่อศึกษาในการรักษา และนำข้อมูลดังกล่าวมากระทำการส่งผ่านระบบเครือข่ายต่าง ๆ เพื่อให้แพทย์ที่อยู่ห่างไกลจากคนป่วยสามารถวิเคราะห์อาการของคนป่วยได้รวดเร็วและสะดวกขึ้น

แนวทางในการพัฒนาดังที่กล่าวมาในทั้ง 3 ข้อทางคณะผู้จัดทำมีความเห็นว่า เป็นแนวทางในการพัฒนาที่ดี แต่คงต้องเลือกว่าจะพัฒนาไปในแนวทางใด โดยเลือกข้อใดข้อหนึ่ง ซึ่งต้องมีการศึกษาก่อนว่าสมควรพัฒนาไปในแนวทางใดจึงจะดีที่สุดและเหมาะสมที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

High Accuracy INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- **LOW DRIFT:** 0.25 μ V/ $^{\circ}$ C max
- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 25 μ V max
- **LOW NONLINEARITY:** 0.002%
- **LOW NOISE:** 13nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- **HIGH CMR:** 106dB AT 60Hz
- **HIGH INPUT IMPEDANCE:** 10¹⁰ Ω
- **14-PIN PLASTIC, CERAMIC DIP, SOL-16, AND TO-100 PACKAGES**

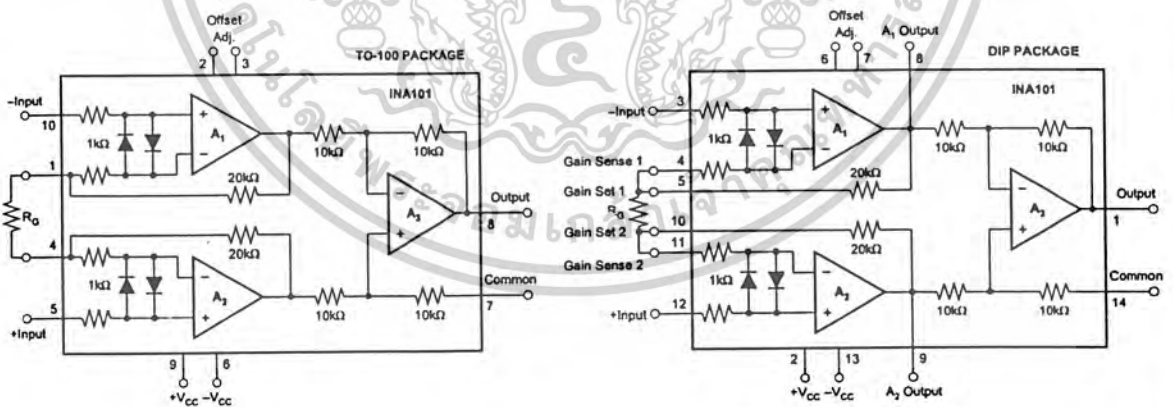
APPLICATIONS

- **STRAIN GAGES**
- **THERMOCOUPLES**
- **RTDs**
- **REMOTE TRANSDUCERS**
- **LOW-LEVEL SIGNALS**
- **MEDICAL INSTRUMENTATION**

DESCRIPTION

The INA101 is a high accuracy instrumentation amplifier designed for low-level signal amplification and general purpose data acquisition. Three precision op amps and laser-trimmed metal film resistors are integrated on a single monolithic integrated circuit.

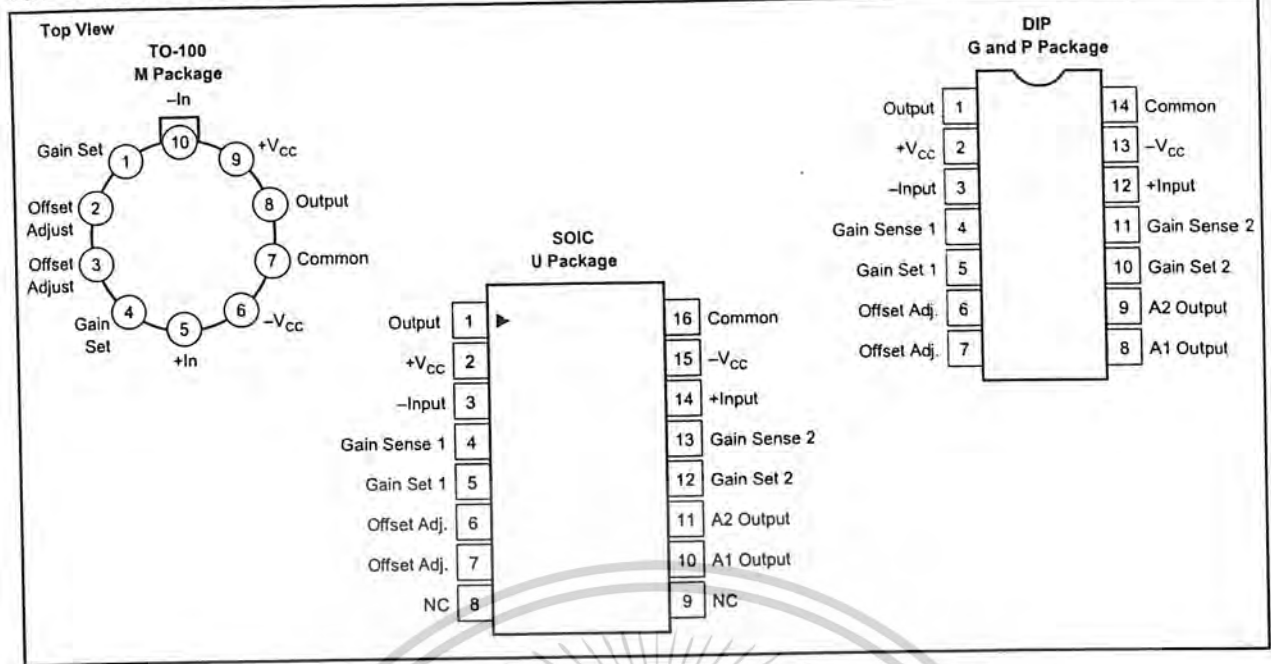
The INA101 is packaged in TO-100 metal, 14-pin plastic and ceramic DIP, and SOL-16 surface-mount packages. Commercial, industrial and military temperature range models are available.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 068-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PIN CONFIGURATIONS



ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	TEMPERATURE RANGE
INA101AM	10-Pin Metal TO-100	-25°C to +85°C
INA101CM	10-Pin Metal TO-100	-25°C to +85°C
INA101AG	14-Pin Ceramic DIP	-25°C to +85°C
INA101CG	14-Pin Ceramic DIP	-25°C to +85°C
INA101HP	14-Pin Plastic DIP	0°C to +70°C
INA101KU	SOL-16 Surface-Mount	0°C to +70°C
INA101SG	14-Pin Ceramic DIP	-55°C to +125°C
INA101SM	10-Pin Metal TO-100	-55°C to +125°C

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage	±20V
Power Dissipation	600mW
Input Voltage Range	±V _{CC}
Output Short Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature M, G Package	-55°C to +125°C
P, U Package	-25°C to +85°C
Storage Temperature M, G Package	-65°C to +150°C
P, U Package	-40°C to +85°C
Lead Temperature (soldering, 10s) M, G, P Package	+300°C
Lead Temperature (wave soldering, 3s) U Package	+260°C

PACKAGE INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾
INA101AM	10-Pin Metal TO-100	007
INA101CM	10-Pin Metal TO-100	007
INA101AG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101CG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101HP	14-Pin Plastic DIP	010
INA101KU	SOL-16 Surface-Mount	211
INA101SG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101SM	10-Pin Metal TO-100	007

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix D of Burr-Brown IC Data Book.



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

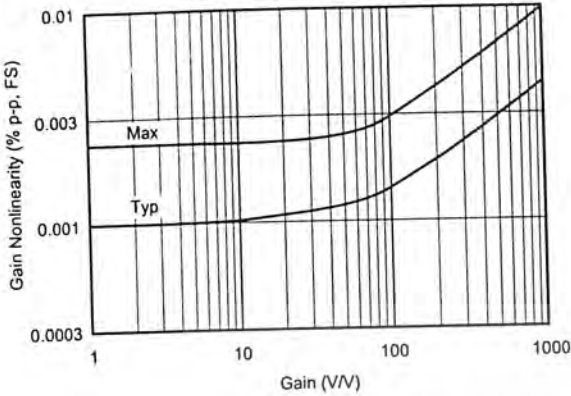
The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

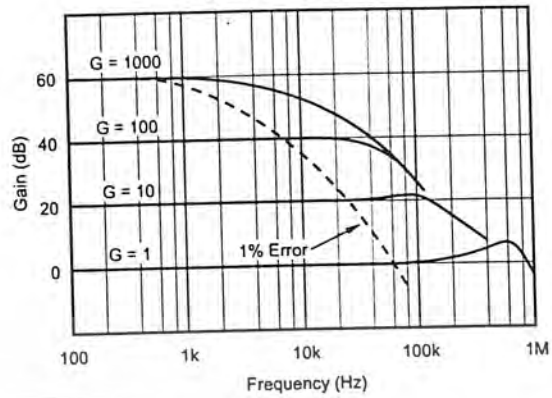
TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At +25°C. $V_{CC} = \pm 15V$ unless otherwise noted

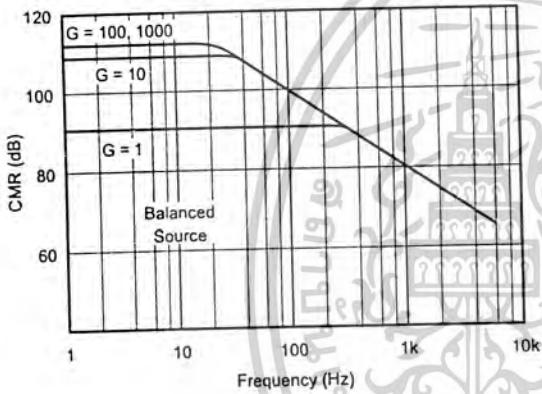
GAIN NONLINEARITY vs GAIN



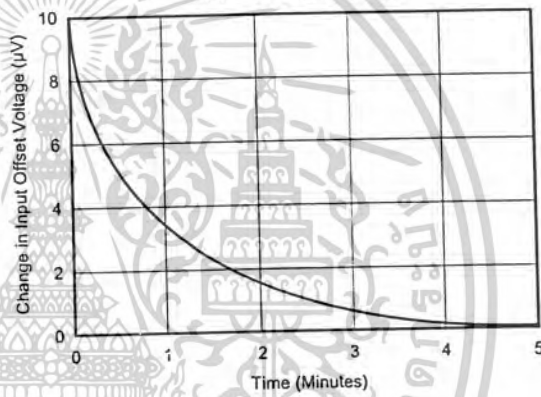
GAIN vs FREQUENCY



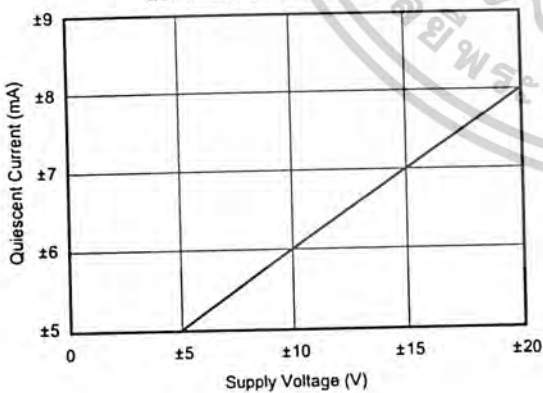
CMR vs FREQUENCY



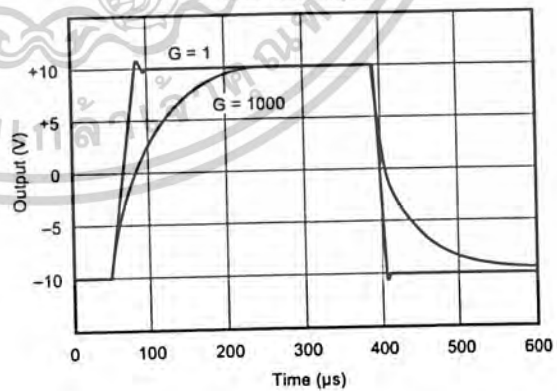
WARM-UP DRIFT vs TIME



QUIESCENT CURRENT vs SUPPLY



STEP RESPONSE

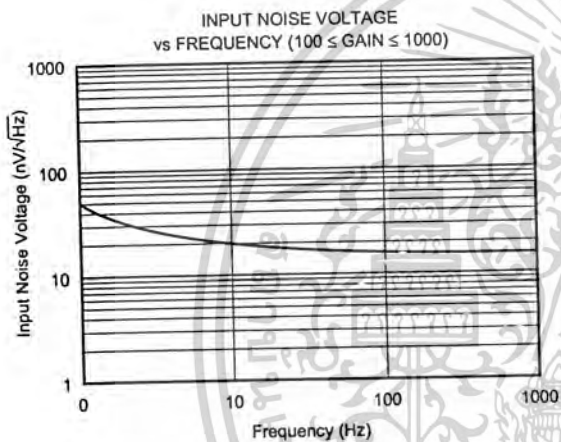
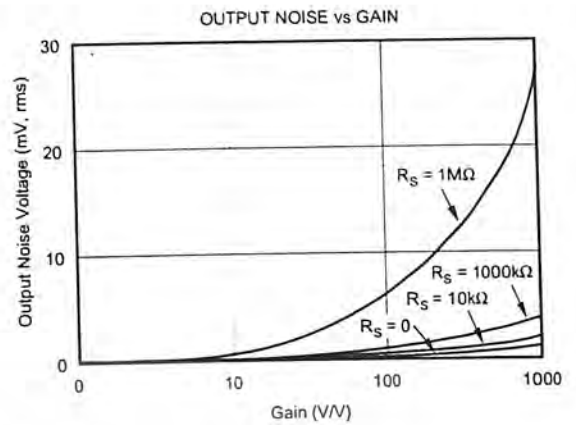
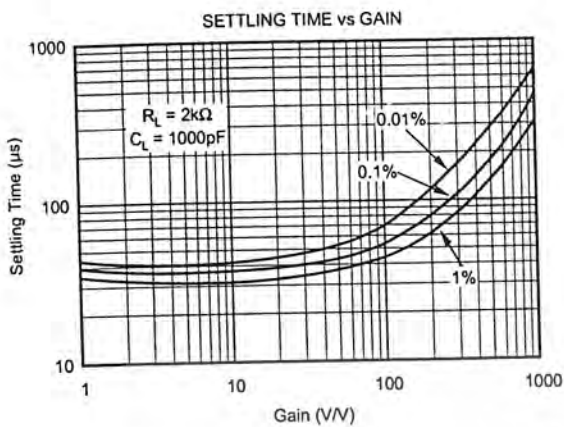


INA101

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At +25°C, $V_{CC} = \pm 15V$ unless otherwise noted.



APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA101. (Pin numbers shown are for the TO-100 metal package.) Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output Common terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance greater than 0.1Ω in series with the Common pin will cause common-mode rejection to fall below 106dB.

SETTING THE GAIN

Gain of the INA101 is set by connecting a single external resistor, R_G :

$$G = 1 + \frac{40k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

The $40k\Omega$ term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute values. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA101.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G , also affects gain. R_G 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater. The gain sense connections on the DIP and SOL-16 packages (see Figure 2) reduce the gain error produced by wiring or socket resistance.

OFFSET TRIMMING

The INA101 is laser trimmed for low offset voltage and drift. Most applications require no external offset adjustment. Figure 2 shows connection of an optional potentiometer connected to the Offset Adjust pins for trimming the input offset voltage. (Pin numbers shown are for the DIP package.) Use this adjustment to null the offset voltage in high gain ($G \geq 100$) with both inputs connected to ground. Do not use this adjustment to null offset produced by the source or other system offset since this will increase the offset voltage drift by $0.3\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ per $100\mu\text{V}$ of adjusted offset.

Offset of the output amplifier usually dominates when the INA101 is used in unity gain ($G = 1$). The output offset

voltage can be adjusted with the optional trim circuit connected to the Common pin as shown in Figure 2. The voltage applied to Common terminal is summed with the output. Low impedance must be maintained at this node to assure good common-mode rejection. The op amp connected as a buffer provides low impedance.

THERMAL EFFECTS ON OFFSET VOLTAGE

To achieve lowest offset voltage and drift, prevent air currents from circulating near the INA101. Rapid changes in temperature will produce a thermocouple effect on the package leads that will degrade offset voltage and drift. A shield or cover that prevents air currents from flowing near the INA101 will assure best performance.

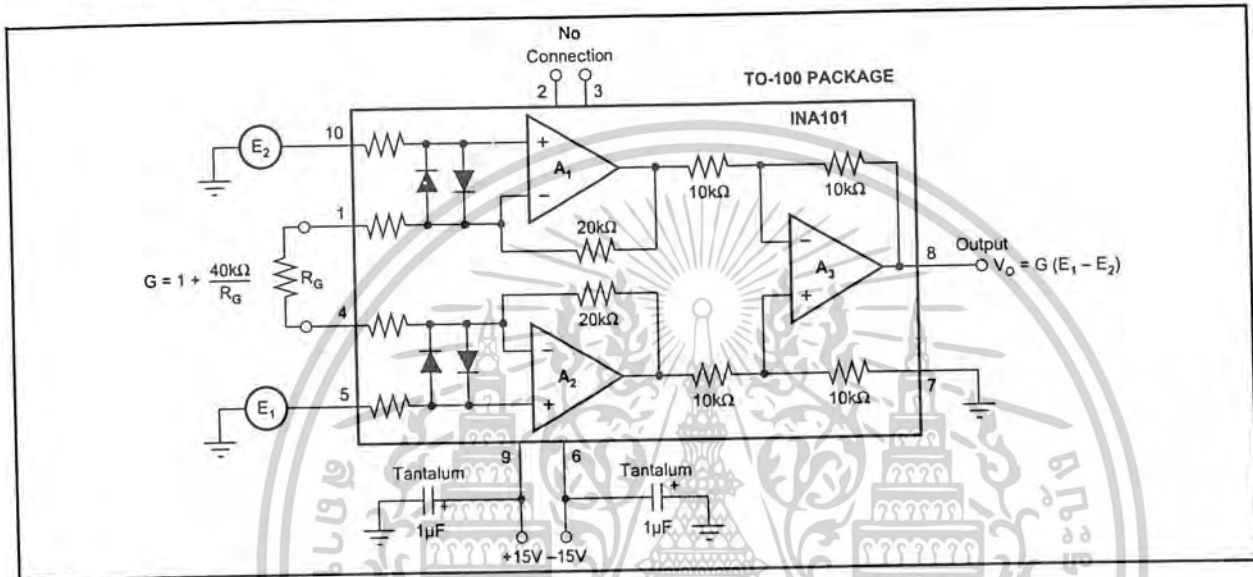


FIGURE 1. Basic Connections.

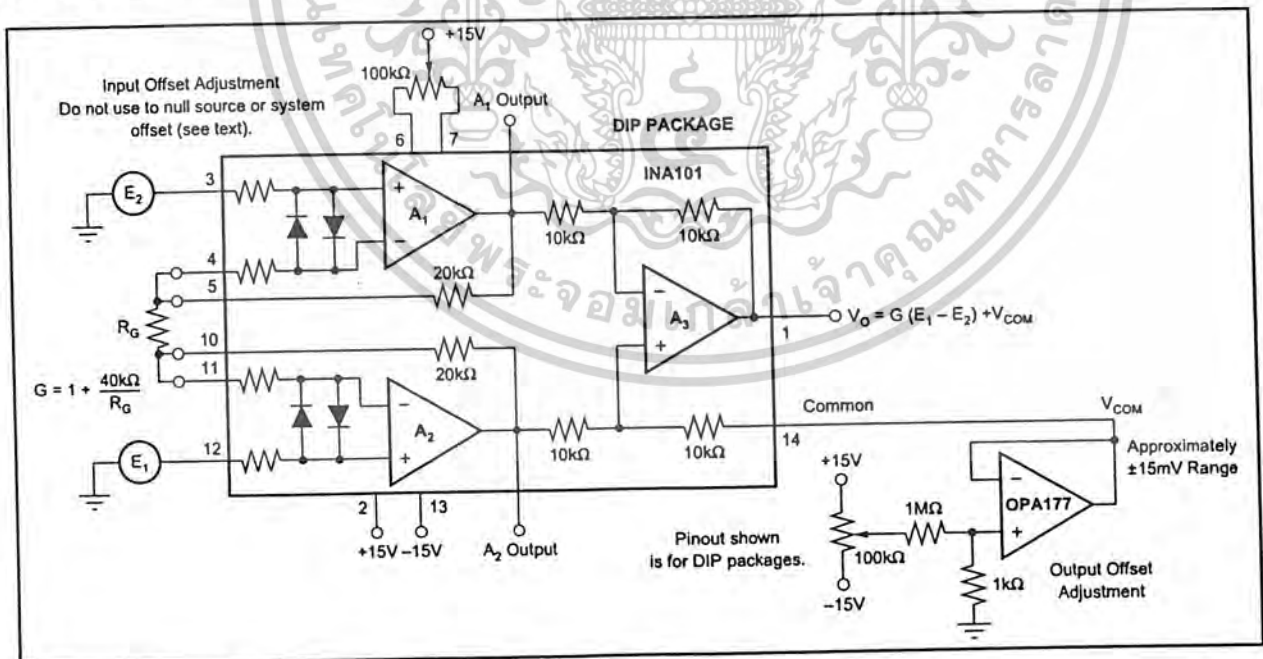


FIGURE 2. Optional Trimming of Input and Output Offset Voltage.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments and its subsidiaries (TI) reserve the right to make changes to their products or to discontinue any product or service without notice, and advise customers to obtain the latest version of relevant information to verify, before placing orders, that information being relied on is current and complete. All products are sold subject to the terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment, including those pertaining to warranty, patent infringement, and limitation of liability.

TI warrants performance of its semiconductor products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are utilized to the extent TI deems necessary to support this warranty. Specific testing of all parameters of each device is not necessarily performed, except those mandated by government requirements.

Customers are responsible for their applications using TI components.

In order to minimize risks associated with the customer's applications, adequate design and operating safeguards must be provided by the customer to minimize inherent or procedural hazards.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any patent right, copyright, mask work right, or other intellectual property right of TI covering or relating to any combination, machine, or process in which such semiconductor products or services might be or are used. TI's publication of information regarding any third party's products or services does not constitute TI's approval, warranty or endorsement thereof.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



For most current data sheet and other product information, visit www.burr-brown.com

High Precision OPERATIONAL AMPLIFIERS

FEATURES

- **ULTRA LOW OFFSET VOLTAGE:** 10 μ V
- **ULTRA LOW DRIFT:** $\pm 0.1\mu$ V/ $^{\circ}$ C
- **HIGH OPEN-LOOP GAIN:** 134dB
- **HIGH COMMON-MODE REJECTION:** 140dB
- **HIGH POWER SUPPLY REJECTION:** 130dB
- **LOW BIAS CURRENT:** 1nA max
- **WIDE SUPPLY RANGE:** ± 2 V to ± 18 V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 800 μ A/amp
- **SINGLE, DUAL, AND QUAD VERSIONS**
- **REPLACES OP-07, OP-77, OP-177**

APPLICATIONS

- **TRANSDUCER AMPLIFIER**
- **BRIDGE AMPLIFIER**
- **TEMPERATURE MEASUREMENTS**
- **STRAIN GAGE AMPLIFIER**
- **PRECISION INTEGRATOR**
- **BATTERY POWERED INSTRUMENTS**
- **TEST EQUIPMENT**

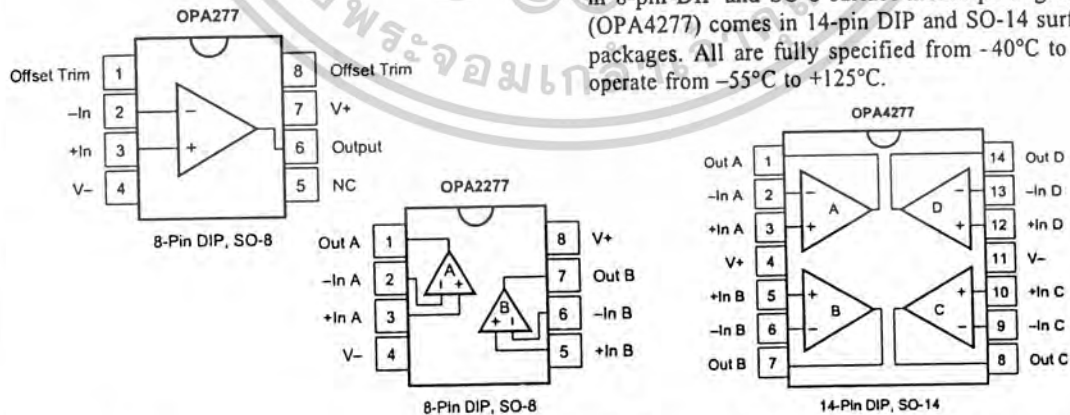
DESCRIPTION

The OPA277 series precision op amps replace the industry standard OP-177. They offer improved noise, wider output voltage swing, and are twice as fast with half the quiescent current. Features include ultra low offset voltage and drift, low bias current, high common-mode rejection, and high power supply rejection. Single, dual, and quad versions have identical specifications for maximum design flexibility.

OPA277 series op amps operate from ± 2 V to ± 18 V supplies with excellent performance. Unlike most op amps which are specified at only one supply voltage, the OPA277 series is specified for real-world applications; a single limit applies over the ± 5 V to ± 15 V supply range. High performance is maintained as the amplifiers swing to their specified limits. Because the initial offset voltage ($\pm 20\mu$ V max) is so low, user adjustment is usually not required. However, the single version (OPA277) provides external trim pins for special applications.

OPA277 op amps are easy to use and free from phase inversion and overload problems found in some other op amps. They are stable in unity gain and provide excellent dynamic behavior over a wide range of load conditions. Dual and quad versions feature completely independent circuitry for lowest crosstalk and freedom from interaction, even when overdriven or overloaded.

Single (OPA277) and dual (OPA2277) versions are available in 8-pin DIP and SO-8 surface-mount packages. The quad (OPA4277) comes in 14-pin DIP and SO-14 surface-mount packages. All are fully specified from -40° C to $+85^{\circ}$ C and operate from -55° C to $+125^{\circ}$ C.



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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SPECIFICATIONS: $V_S = \pm 5V$ to $V_S = \pm 15V$

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, and $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

Boldface limits apply over the specified temperature range, -40°C to $+85^\circ\text{C}$.

PARAMETER	CONDITION	OPA277P, U OPA2277P, U			OPA277PA, UA OPA2277PA, UA OPA4277PA, UA			UNITS
		MIN	TYP ⁽¹⁾	MAX	MIN	TYP ⁽¹⁾	MAX	
OFFSET VOLTAGE Input Offset Voltage: V_{OS} OPA277P, U (high grade, single) OPA2277P, U (high grade, dual) All PA, UA Versions			± 10 ± 10	± 20 ± 25		± 20 ± 50		μV μV μV
Input Offset Voltage Over Temperature OPA277P, U (high grade, single) OPA2277P, U (high grade, dual) All PA, UA Versions	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$			± 30 ± 50		± 100		μV μV μV
Input Offset Voltage Drift dV_{OS}/dT OPA277P, U (high grade, single) OPA2277P, U (high grade, dual) All PA, UA Versions	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$		± 0.1 ± 0.1	± 0.15 ± 0.25		± 0.15 ± 1		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Voltage: (all models) vs Time vs Power Supply PSRR $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ Channel Separation (dual, quad)	$V_S = \pm 2V$ to $\pm 18V$ $V_S = \pm 2V$ to $\pm 18V$ dc		0.2 ± 0.3 0.1	± 0.5 ± 0.5		* * *		$\mu\text{V}/\text{mo}$ $\mu\text{V}/V$ $\mu\text{V}/V$ $\mu\text{V}/V$
INPUT BIAS CURRENT Input Bias Current I_B $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ Input Offset Current I_{OS} $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$			± 0.5 ± 0.5	± 1 ± 1 ± 2		* * *		nA nA nA nA
NOISE Input Voltage Noise, $f = 0.1$ to 10Hz Input Voltage Noise Density, $f = 10\text{Hz}$ e_n $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f = 10\text{kHz}$ Current Noise Density, $f = 1\text{kHz}$ i_n			0.22 0.035 12 8 8 8			* * * * * *		$\mu\text{Vp-p}$ μVrms $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
INPUT VOLTAGE RANGE Common-Mode Voltage Range V_{CM} Common-Mode Rejection CMRR $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$	$V_{CM} = (V-) + 2V$ to $(V+) - 2V$ $V_{CM} = (V-) + 2V$ to $(V+) - 2V$	$(V-) + 2$ 130 128	140	$(V+) - 2$ 115 115		* * *		V dB dB
INPUT IMPEDANCE Differential Common-Mode	$V_{CM} = (V-) + 2V$ to $(V+) - 2V$		100 3 250 3			* *		M Ω pF G Ω pF
OPEN-LOOP GAIN Open-Loop Voltage Gain A_{OL} $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$	$V_O = (V-) + 0.5V$ to $(V+) - 1.2V$, $R_L = 10\text{k}\Omega$ $V_O = (V-) + 0.5V$ to $(V+) - 1.5V$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_O = (V-) + 0.5V$ to $(V+) - 1.5V$, $R_L = 2\text{k}\Omega$	126 126	140 134	* * *		* * *		dB dB dB
FREQUENCY RESPONSE Gain-Bandwidth Product GBW Slew Rate SR Settling Time, 0.1% 0.01% Overload Recovery Time Total Harmonic Distortion + Noise THD+N	$V_S = \pm 15V$, $G = 1$, 10V Step $V_S = \pm 15V$, $G = 1$, 10V Step $V_{IN} \cdot G = V_S$ 1kHz, $G = 1$, $V_O = 3.5\text{Vrms}$		1 0.8 14 16 3 0.002			* * * * * *		MHz V/ μs μs μs μs %
OUTPUT Voltage Output V_O $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ Short-Circuit Current I_{SC} Capacitive Load Drive C_{LOAD}	$R_L = 10\text{k}\Omega$ $R_L = 10\text{k}\Omega$ $R_L = 2\text{k}\Omega$ $R_L = 2\text{k}\Omega$	$(V-) + 0.5$ $(V-) + 0.5$ $(V-) + 1.5$ $(V-) + 1.5$	± 35 See Typical Curve	$(V+) - 1.2$ $(V+) - 1.2$ $(V+) - 1.5$ $(V+) - 1.5$		* * * *		V V V V mA

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



OPA277, 2277, 4277

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SPECIFICATIONS: $V_S = \pm 5V$ to $V_S = \pm 15V$ (CONT)

At $T_A = +25^\circ C$, and $R_L = 2k\Omega$, unless otherwise noted.
 Boldface limits apply over the specified temperature range, $-40^\circ C$ to $+85^\circ C$.

PARAMETER	CONDITION	OPA277P, U OPA2277P, U			OPA277PA, UA OPA2277PA, UA OPA4277PA, UA			UNITS
		MIN	TYP ⁽¹⁾	MAX	MIN	TYP ⁽¹⁾	MAX	
POWER SUPPLY								
Specified Voltage Range	V_S	± 5		± 15	*		*	V
Operating Voltage Range		± 2		± 18	*		*	V
Quiescent Current (per amplifier) $T_A = -40^\circ C$ to $+85^\circ C$	I_Q $I_Q = 0$ $I_Q = 0$		± 790	± 825 ± 900		*	*	μA μA
TEMPERATURE RANGE								
Specified Range		-40		85	*		*	$^\circ C$
Operating Range		-55		125	*		*	$^\circ C$
Storage Range		-55		125	*		*	$^\circ C$
Thermal Resistance	θ_{JA}							$^\circ C/W$
SO-8 Surface-Mount			150			*		$^\circ C/W$
8-Pin DIP			100			*		$^\circ C/W$
14-Pin DIP			80			*		$^\circ C/W$
SO-14 Surface-Mount			100			*		$^\circ C/W$

* Specifications same as OPA277P, U.

NOTE: (1) $V_S = \pm 15V$.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage	36V
Input Voltage	(V-) $-0.7V$ to (V+) $+0.7V$
Output Short-Circuit ⁽²⁾	Continuous
Operating Temperature	$-55^\circ C$ to $+125^\circ C$
Storage Temperature	$-55^\circ C$ to $+125^\circ C$
Junction Temperature	$150^\circ C$
Lead Temperature (soldering, 10s)	$300^\circ C$

NOTE: (1) Stresses above these rating may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may degrade device reliability. (2) Short-circuit to ground, one amplifier per package.



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

PACKAGE/ORDERING INFORMATION

PRODUCT	OFFSET VOLTAGE max, μV	OFFSET VOLTAGE DRIFT max, $\mu V/^\circ C$	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	TEMPERATURE RANGE	ORDERING NUMBER ⁽²⁾	TRANSPORT MEDIA
Single							
OPA277PA	± 50	± 1	8-Pin DIP	006	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA277PA	Rails
OPA277P	± 20	± 0.15	8-Pin DIP	006	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA277P	Rails
OPA277UA	± 50	± 1	SO-8 Surface Mount	182	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA277UA	Rails
OPA277U	± 20	± 0.15	SO-8 Surface Mount	182	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA277UA/2K5 OPA277U	Tape and Reel Rails
OPA277U/2K5						OPA277U/2K5	Tape and Reel
Dual							
OPA2277PA	± 50	± 1	8-Pin DIP	006	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA2277PA	Rails
OPA2277P	± 25	± 0.25	8-Pin DIP	006	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA2277P	Rails
OPA2277UA	± 50	± 1	SO-8 Surface Mount	182	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA2277UA	Rails
OPA2277U	± 25	± 0.25	SO-8 Surface Mount	182	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA2277UA/2K5 OPA2277U	Tape and Reel Rails
OPA2277U/2K5						OPA2277U/2K5	Tape and Reel
Quad							
OPA4277PA	± 50	± 1	14-Pin DIP	010	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA4277PA	Rails
OPA4277UA	± 50	± 1	SO-14 Surface Mount	235	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$	OPA4277UA	Rails
OPA4277UA/2K5						OPA4277UA/2K5	Tape and Reel

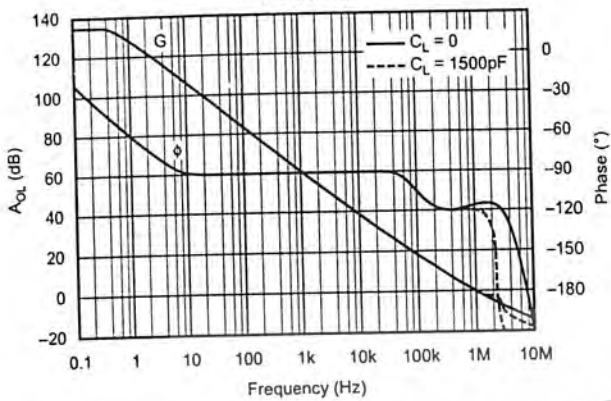
NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book. (2) Products followed by a slash (/) are only available in Tape and Reel in the quantities indicated (e.g. /2K5 indicates 2500 devices per reel). Ordering 2500 pieces of "OPA277UA/2K5" will get a single 2500 piece Tape and Reel. For detailed Tape and Reel mechanical information, refer to Appendix B of Burr-Brown IC Data Book.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

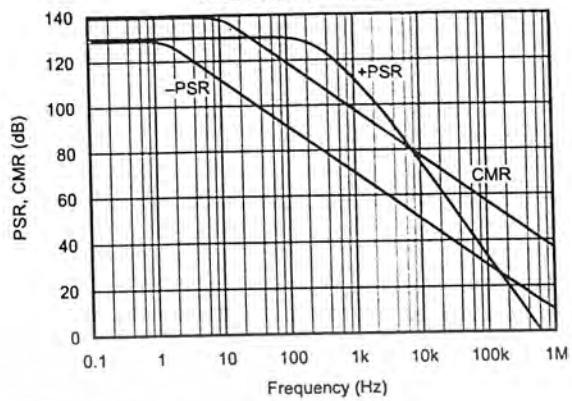
TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, and $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

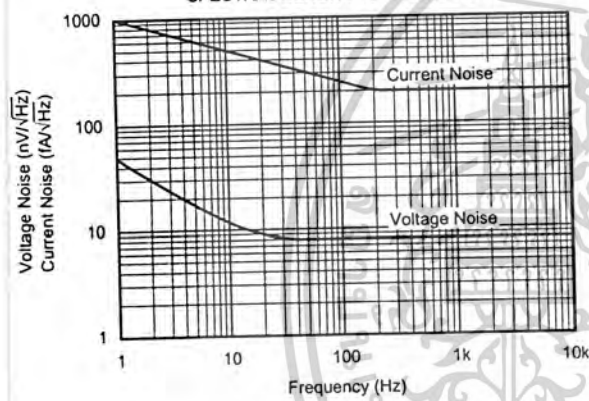
OPEN-LOOP GAIN/PHASE vs FREQUENCY



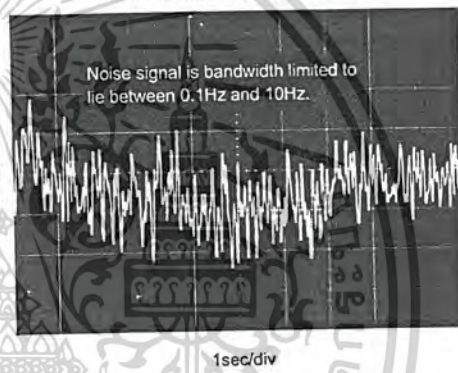
POWER SUPPLY AND COMMON-MODE REJECTION vs FREQUENCY



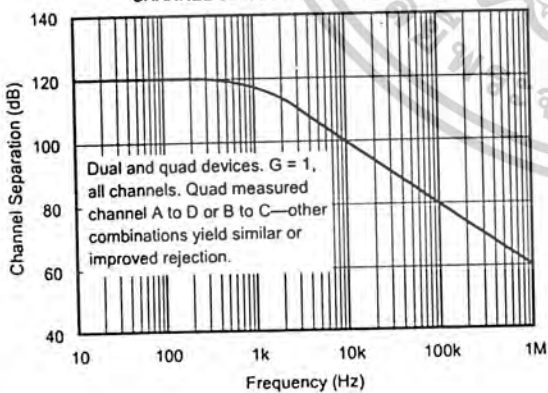
INPUT NOISE AND CURRENT NOISE SPECTRAL DENSITY vs FREQUENCY



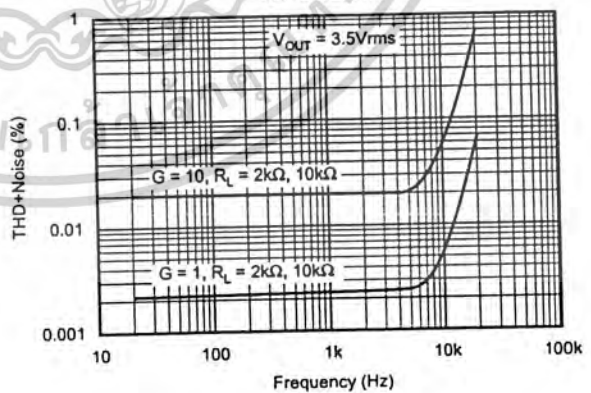
INPUT NOISE VOLTAGE vs TIME



CHANNEL SEPARATION vs FREQUENCY



TOTAL HARMONIC DISTORTION + NOISE vs FREQUENCY

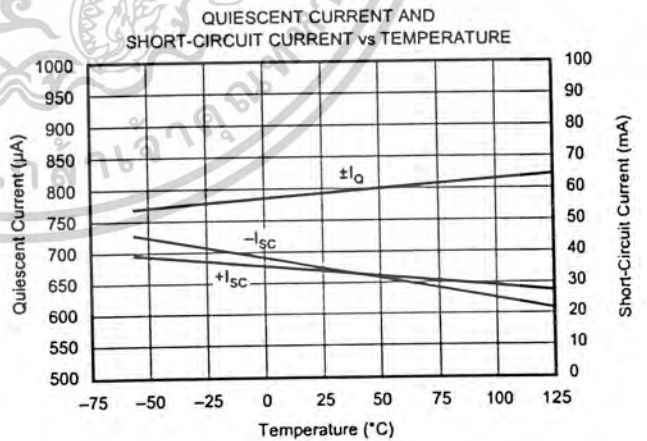
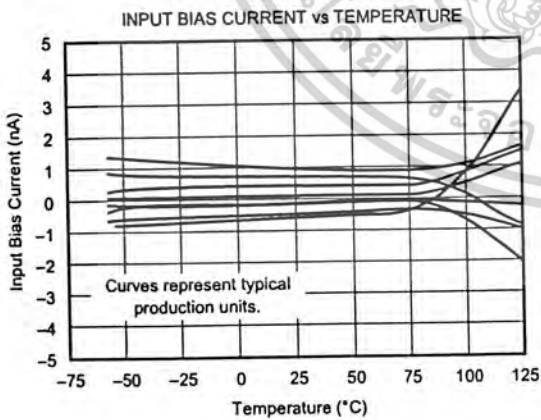
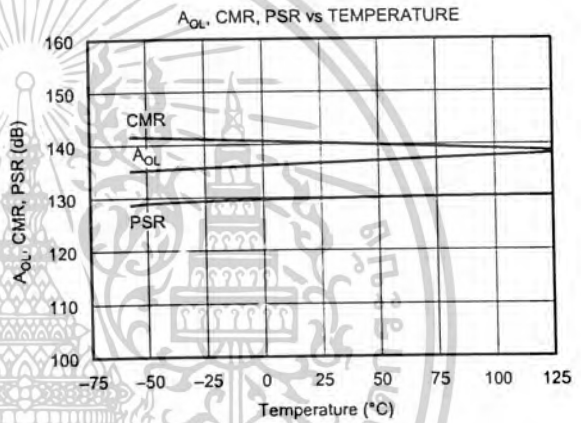
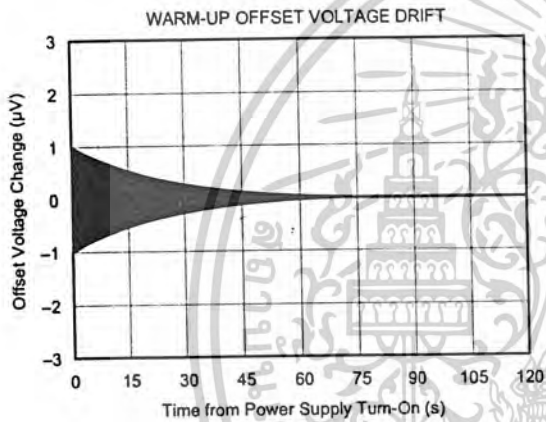
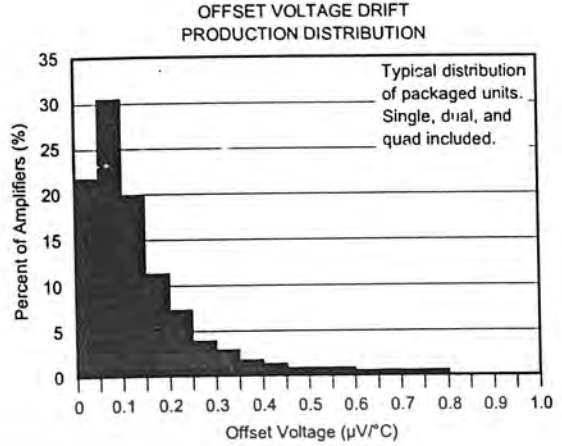
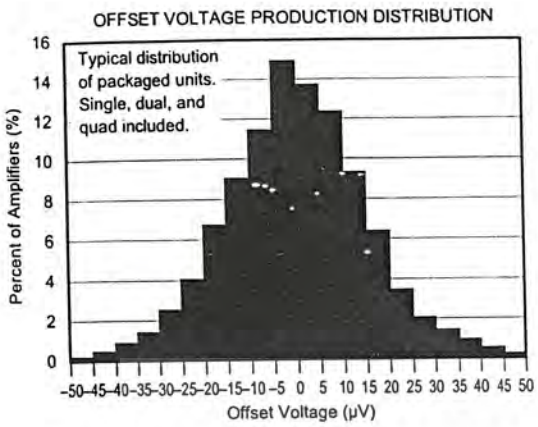


OPA277, 2277, 4277

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, and $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

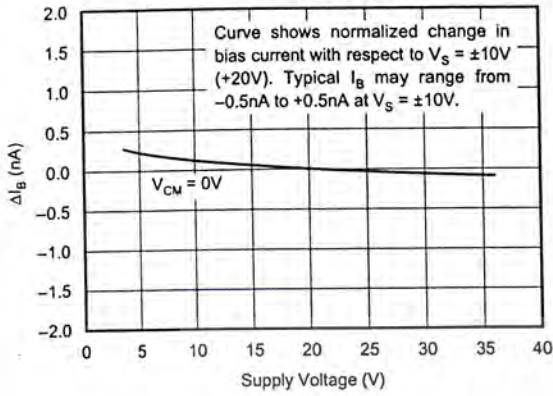


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

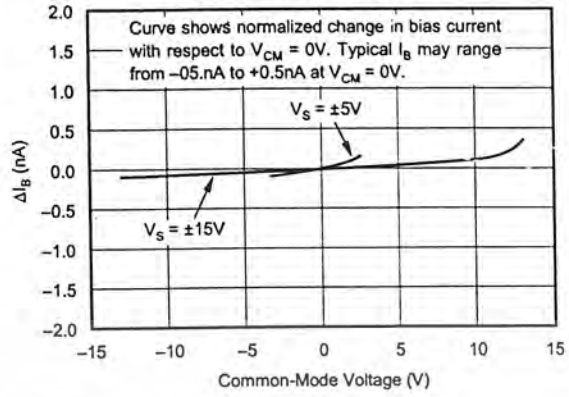
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, and $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

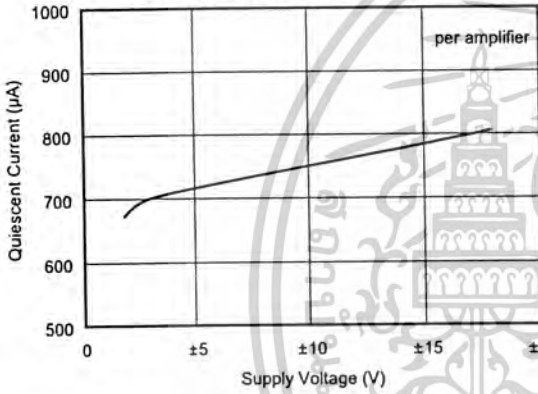
CHANGE IN INPUT BIAS CURRENT vs POWER SUPPLY VOLTAGE



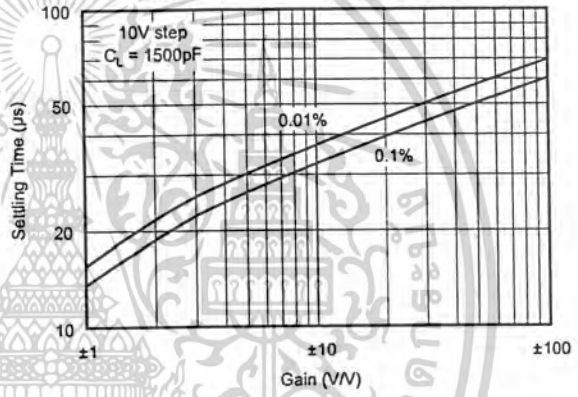
CHANGE IN INPUT BIAS CURRENT vs COMMON-MODE VOLTAGE



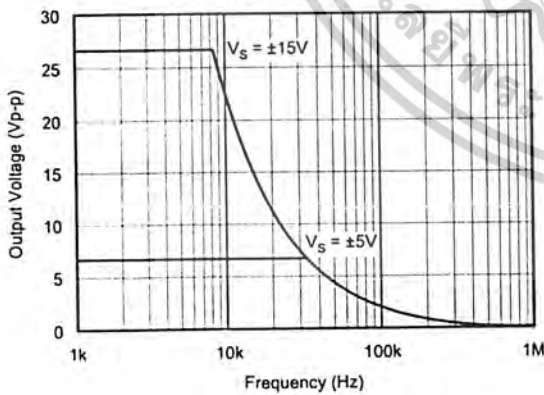
QUIESCENT CURRENT vs SUPPLY VOLTAGE



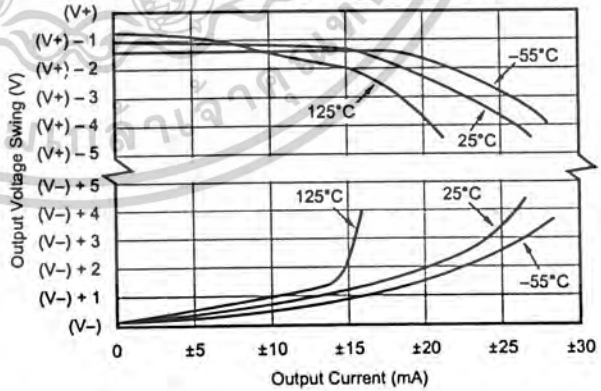
SETTLING TIME vs CLOSED-LOOP GAIN



MAXIMUM OUTPUT VOLTAGE vs FREQUENCY



OUTPUT VOLTAGE SWING vs OUTPUT CURRENT

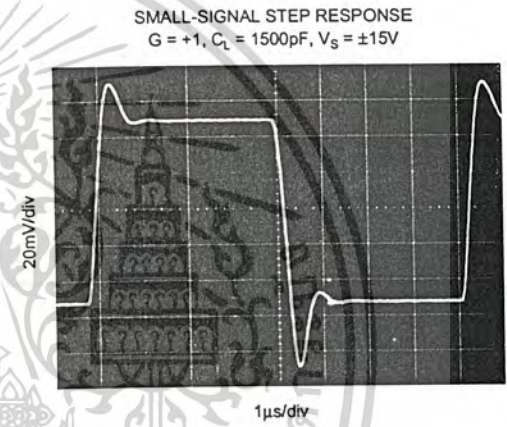
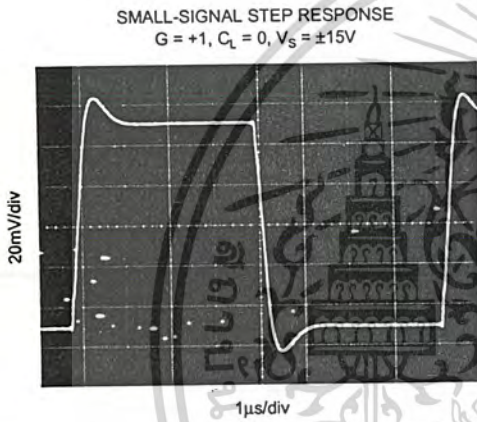
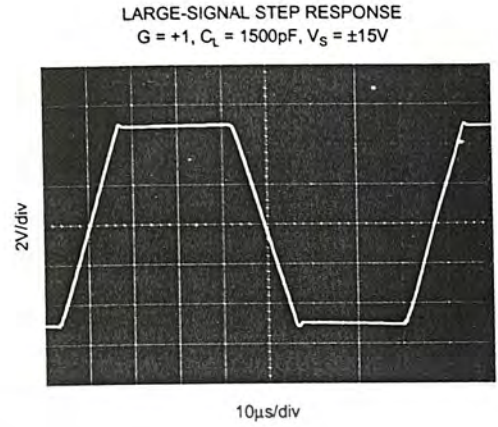
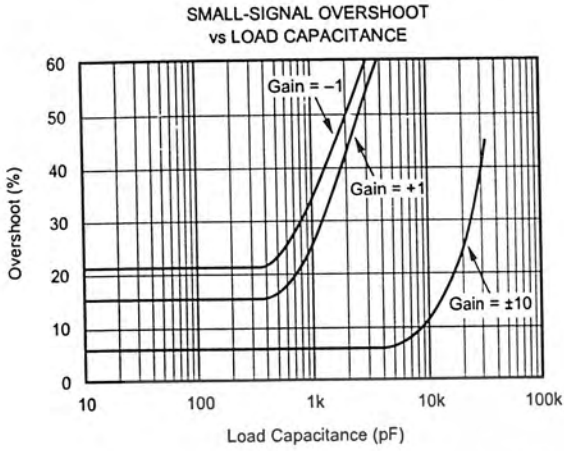


OPA277, 2277, 4277

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, and $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.



APPLICATIONS INFORMATION

The OPA277 series is unity-gain stable and free from unexpected output phase reversal, making it easy to use in a wide range of applications. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins. In most cases 0.1µF capacitors are adequate.

The OPA277 series has very low offset voltage and drift. To achieve highest performance, circuit layout and mechanical conditions should be optimized. Offset voltage and drift can be degraded by small thermoelectric potentials at the op amp inputs. Connections of dissimilar metals will generate thermal potential which can degrade the ultimate performance of the OPA277 series. These thermal potentials can be made to cancel by assuring that they are equal in both input terminals.

- Keep thermal mass of the connections made to the two input terminals similar.
- Locate heat sources as far as possible from the critical input circuitry.
- Shield op amp and input circuitry from air currents such as cooling fans.

OPERATING VOLTAGE

OPA277 series op amp operate from ±2V to ±18V supplies with excellent performance. Unlike most op amps which are specified at only one supply voltage, the OPA277 series is specified for real-world applications; a single limit applies over the ±5V to ±15V supply range. This allows a customer operating at $V_S = \pm 10V$ to have the same assured performance as a customer using ±15V supplies. In addition, key parameters are guaranteed over the specified temperature range, -40°C to +85°C. Most behavior remains unchanged through the full operating voltage range (±2V to ±18V). Parameters which vary significantly with operating voltage or temperature are shown in typical performance curves.

OFFSET VOLTAGE ADJUSTMENT

The OPA277 series is laser-trimmed for very low offset voltage and drift so most circuits will not require external adjustment. However, offset voltage trim connections are provided on pins 1 and 8. Offset voltage can be adjusted by

connecting a potentiometer as shown in Figure 1. This adjustment should be used only to null the offset of the op amp. This adjustment should not be used to compensate for offsets created elsewhere in a system since this can introduce additional temperature drift.

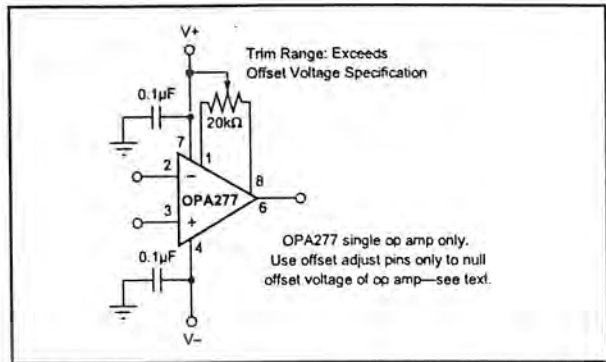


FIGURE 1. OPA277 Offset Voltage Trim Circuit.

INPUT PROTECTION

The inputs of the OPA277 series are protected with 1kΩ series input resistors and diode clamps. The inputs can withstand ±30V differential inputs without damage. The protection diodes will, of course, conduct current when the inputs are over-driven. This may disturb the slewing behavior of unity-gain follower applications, but will not damage the op amp.

INPUT BIAS CURRENT CANCELLATION

The input stage base current of the OPA277 series is internally compensated with an equal and opposite cancellation circuit. The resulting input bias current is the difference between the input stage base current and the cancellation current. This residual input bias current can be positive or negative.

When the bias current is canceled in this manner, the input bias current and input offset current are approximately the same magnitude. As a result, it is not necessary to use a bias current cancellation resistor as is often done with other op amps (Figure 2). A resistor added to cancel input bias current errors may actually increase offset voltage and noise.

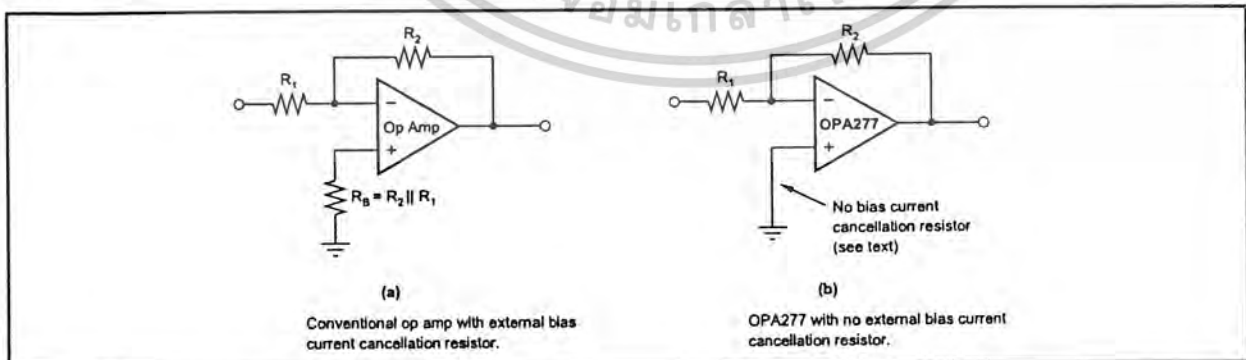


FIGURE 2. Input Bias Current Cancellation.



OPA277, 2277, 4277

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGING INFORMATION

ORDERABLE DEVICE	STATUS(1)	PACKAGE TYPE	PACKAGE DRAWING	PINS	PACKAGE QTY
OPA2277P	ACTIVE	PDIP	P	8	50
OPA2277PA	ACTIVE	PDIP	P	8	50
OPA2277U	ACTIVE	SOIC	D	8	100
OPA2277U/2K5	ACTIVE	SOIC	D	8	2500
OPA2277UA	ACTIVE	SOIC	D	8	100
OPA2277UA/2K5	ACTIVE	SOIC	D	8	2500
OPA277P	ACTIVE	PDIP	P	8	50
OPA277PA	ACTIVE	PDIP	P	8	50
OPA277U	ACTIVE	SOIC	D	8	100
OPA277U/2K5	ACTIVE	SOIC	D	8	2500
OPA277UA	ACTIVE	SOIC	D	8	100
OPA277UA/2K5	ACTIVE	SOIC	D	8	2500
OPA4277PA	ACTIVE	PDIP	N	14	25
OPA4277UA	ACTIVE	SOIC	D	14	58
OPA4277UA/2K5	ACTIVE	SOIC	D	14	2500

(1) The marketing status values are defined as follows:

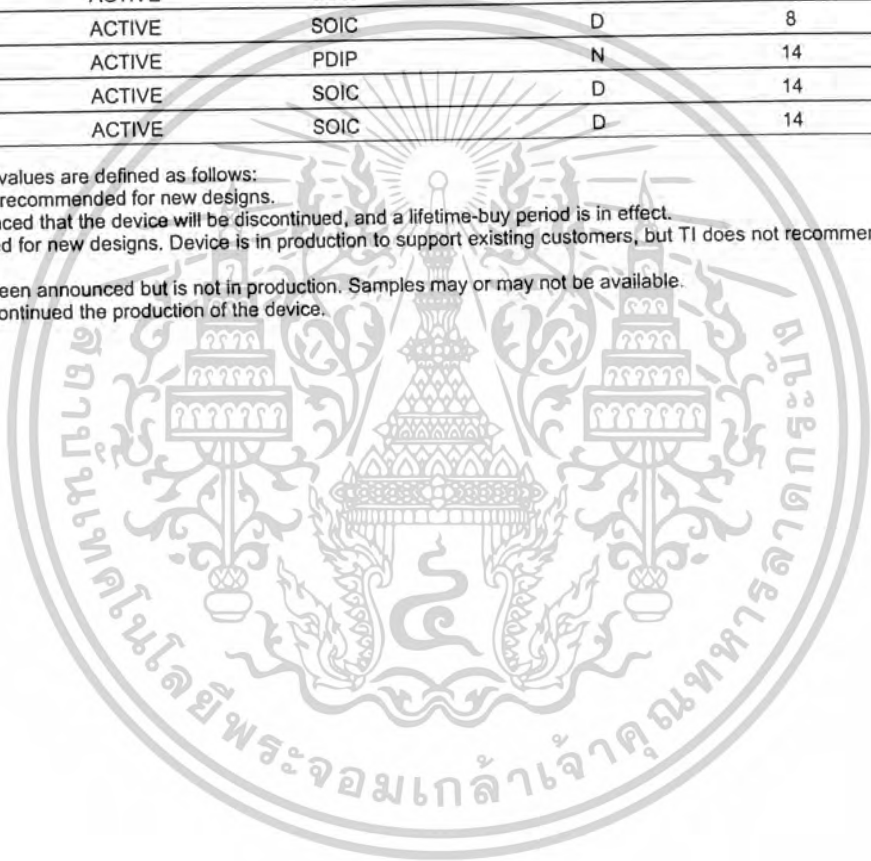
ACTIVE: Product device recommended for new designs.

LIFEBUY: TI has announced that the device will be discontinued, and a lifetime-buy period is in effect.

NRND: Not recommended for new designs. Device is in production to support existing customers, but TI does not recommend using this part in a new design.

PREVIEW: Device has been announced but is not in production. Samples may or may not be available.

OBSELETE: TI has discontinued the production of the device.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, modifications, enhancements, improvements, and other changes to its products and services at any time and to discontinue any product or service without notice. Customers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All products are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its hardware products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by government requirements, testing of all parameters of each product is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. Customers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with customer products and applications, customers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any TI patent right, copyright, mask work right, or other TI intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI products or services are used. Information published by TI regarding third-party products or services does not constitute a license from TI to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. Reproduction of this information with alteration is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for such altered documentation.

Resale of TI products or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that product or service voids all express and any implied warranties for the associated TI product or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

Following are URLs where you can obtain information on other Texas Instruments products and application solutions:

Products		Applications	
Amplifiers	amplifier.ti.com	Audio	www.ti.com/audio
Data Converters	dataconverter.ti.com	Automotive	www.ti.com/automotive
DSP	dsp.ti.com	Broadband	www.ti.com/broadband
Interface	interface.ti.com	Digital Control	www.ti.com/digitalcontrol
Logic	logic.ti.com	Military	www.ti.com/military
Power Mgmt	power.ti.com	Optical Networking	www.ti.com/opticalnetwork
Microcontrollers	microcontroller.ti.com	Security	www.ti.com/security
		Telephony	www.ti.com/telephony
		Video & Imaging	www.ti.com/video
		Wireless	www.ti.com/wireless

Mailing Address: Texas Instruments
Post Office Box 655303 Dallas, Texas 75265

Copyright © 2003, Texas Instruments Incorporated

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

รายงานฉบับนี้สำเร็จขึ้นมาได้เนื่องด้วยได้รับความช่วยเหลือจากเพื่อน ๆ พี่ ๆ น้อง ๆ หลายคน ไม่ว่าจะเป็นการส่งข่าวส่งน้ำ ช่วยพิมพ์งาน ตลอดจนเป็นกำลังใจให้ งานสำเร็จลุล่วงได้ดี ผู้จัดทำจึงขอแสดงความขอบคุณทุกท่าน โดยเฉพาะอาจารย์ พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษาที่ให้คำแนะนำและความสะดวก และจัดหาอุปกรณ์ในการจัดทำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. สนั่น สุขวัฒน์, “กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยา”, คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล.
2. สิทธิชัย โกโคยอุดม, คร.วัลตถ สุรกำพลธร, “วงจรรายสัญญาณโอเปอร์เรชั่นแนล”, สำนักพิมพ์ ดวงกมล กรุงเทพ, 2523.
3. Dale Dubin, “Rapid Interpretation of EKG’s a programmed course”.
4. John G. Webster, and Authors, “MEDICAL INSTRUMENTATION Application and Design”, JOHN WILEY & SONS, INC, 1998.
5. Lisa K. Wells, “The LabVIEW Student Edition User’s Guide”, 1994.
6. NATIONAL INSTRUMENT, “LabVIEW Basics”, 1994.
7. NATIONAL INSTRUMENT, “LabVIEW User Manual ”, 2003.
8. WWW.NI.COM
9. WWW.TI.COM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PECIFICATIONS

ELECTRICAL

±25°C with ±15VDC power supply and in circuit of Figure 1, unless otherwise noted.

PARAMETER	INA101AM, AG			INA101SM, SG			INA101CM, CG			INA101HP, KU			UNITS														
	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX															
GAIN Gain Error Gain Equation Error from Equation, DC ⁽¹⁾	1	$G = 1 + (40k/R_G)$ $\pm(0.04 + 0.00016G - 0.02/G)$	1000 $\pm(0.1 + 0.0003G - 0.05/G)$	V/V V/V %														
Gain Temp. Coefficient ⁽²⁾ G = 1 G = 10 G = 100 G = 1000		2 20 22 22	5 100 110 110	ppm/°C ppm/°C ppm/°C ppm/°C													
Nonlinearity, DC ⁽³⁾		$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.005 + 2 \times 10^{-5} G)$		$\pm(0.001 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$		$\pm(0.001 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$				% of p-p FS														
RATED OUTPUT Voltage Current Output Impedance Capacitive Load	±10 ±5	±12.5 ±10 0.2 1000	V mA Ω pF														
INPUT OFFSET VOLTAGE Initial Offset at +25°C vs Temperature vs Supply vs Time		±(25 + 200/G)	±(50 + 400/G) ±(2 + 20/G)	.	±10+ 100(G)	±(25 +200/G) ±(0.75 + 10/G)	.	±(10+ 100(G)	±(25 + 200/G) ±(0.25 + 10/G)	.	±(125 + 450/G) ±(2 + 20/G)	±(250 + 900/G)	μV μV/°C μV/V μV/mo														
INPUT BIAS CURRENT Initial Bias Current (each input) vs Temperature vs Supply Initial Offset Current vs Temperature		±15 ±0.2 ±0.1 ±15 ±0.5	±30	.	±10	.	±5	.	±20	.	.	.	nA nA/°C nA/V nA nA/°C														
INPUT IMPEDANCE Differential Common-mode		10 ¹⁰ 3 10 ¹⁰ 3	Ω pF Ω pF														
INPUT VOLTAGE RANGE Range, Linear Response CMR with 1kΩ Source Imbalance DC to 60Hz, G = 1 DC to 60Hz, G = 10 DC to 60Hz, G = 100 to 1000	±10	±12	V dB dB dB														
														80	90			65	85								
														96	106			90	95								
														110	110			100	106								
INPUT NOISE Input Voltage Noise $f_b = 0.01\text{Hz to }10\text{Hz}$ Density, G = 1000 $f_o = 10\text{Hz}$ $f_o = 100\text{Hz}$ $f_o = 1\text{kHz}$ Input Current Noise $f_b = 0.01\text{Hz to }10\text{Hz}$ Density $f_o = 10\text{Hz}$ $f_o = 100\text{Hz}$ $f_o = 1\text{kHz}$		0.8 18 15 13 50 0.8 0.46 0.35	μV, p-p nV/√Hz nV/√Hz nV/√Hz pA, p-p pA/√Hz pA/√Hz pA/√Hz														
DYNAMIC RESPONSE Small Signal, ±3dB Flatness G = 1 G = 10 G = 100 G = 1000 Small Signal, ±1% Flatness G = 1 G = 10 G = 100 G = 1000 Full Power, G = 1 to 100 Slew Rate, G = 1 to 100 Settling Time (0.1%) G = 1 G = 100 G = 1000 Settling Time (0.01%) G = 1 G = 100 G = 1000	0.2	300 140 25 2.5 20 10 1 200 6.4 0.4 30 40 350 30 50 500	kHz kHz kHz kHz kHz kHz kHz Hz kHz V/μs μs μs μs μs μs μs														
														POWER SUPPLY Rated Voltage Voltage Range Current, Quiescent ⁽⁴⁾	±5	±15 ±6.7	±20 ±8.5	V V mA
TEMPERATURE RANGE ⁽⁵⁾ Specification Operation Storage	-25 -55 -65	.	+85 +125 +150	-55	°C °C °C														

* Specifications same as for INA101AM, AG.

NOTES: (1) Typically the tolerance of R_G will be the major source of gain error. (2) Nonlinearity is the maximum peak deviation from the best straight-line as a percentage of peak-to-peak full scale output. (3) Not including the TCR of R_G . (4) Adjustable to zero at any one gain. (5) θ_{JC} output stage = 113°C/W, θ_{JC} quiescent circuitry = 19°C/W, θ_{CA} = 83°C/W.



INA101

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้