

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ELECTROCARDIOGRAM SYSTEM



T104199



เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน..... 104199  
วัน,เดือน,ปี... 3 0 ค.ศ. 2552

b.....  
i.....

ปฏิญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมสารสนเทศ

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2551

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# **ELECTROCARDIOGRAM SYSTEM**



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

**2008**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ชื่อนักศึกษา

นายสมภพ สิทธิพรรณโยธา

รหัสนักศึกษา 49015467

นายอัฐวุฒิ วรรณวงษ์

รหัสนักศึกษา 49015476

นายอิทธิพล งามบุตรคา

รหัสนักศึกษา 49015478

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.จักรี ทิมภาคย์วิศิษฏ์

รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์

ระดับการศึกษา

ปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมสารสนเทศ


ภาควิชา

วิศวกรรมสารสนเทศ

ปีการศึกษา

2551

ปริญญานิพนธ์นี้ได้รับความเห็นชอบจากอาจารย์ที่ปรึกษาเป็นที่เรียบร้อยแล้ว



(ดร.จักรี ทิมภาคย์วิศิษฏ์)

อาจารย์ที่ปรึกษา

.....  
(รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์)

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**หัวข้อปริญญานิพนธ์** เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

<b>ชื่อนักศึกษา</b>	นายสมภพ สิริพิพรรณโยธา	รหัสนักศึกษา 49015467
	นายอัฐวุฒิ วรรณวงษ์	รหัสนักศึกษา 49015476
	นายอิทธิพล งามบุตรดา	รหัสนักศึกษา 49015478
<b>อาจารย์ที่ปรึกษา</b>	ดร.จักรี ทิมภักย์วิศิษฏ์ รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูรณ์	
<b>ระดับการศึกษา</b>	ปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมสารสนเทศ	
<b>ภาควิชา</b>	วิศวกรรมสารสนเทศ	
<b>ปีการศึกษา</b>	2551	

**บทคัดย่อ**

ในปริญญานิพนธ์เล่มนี้ได้นำเสนอการออกแบบการสร้างและประมวลผลระบบแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการพิจารณาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านการขยายโดย Instrument Amplifier และได้ทำ Simulation สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อนำมาทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบกับผลการทดลองจริง โดยโครงการดังกล่าวสามารถใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์ให้เหมาะสมต่อไป

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี ทางผู้จัดทำขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษา คร.จักร ทิมภาคย์วิศิษฎ์ และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วมโครงการ รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูรณ์ ที่ได้ให้แนวคิดคำปรึกษาและความช่วยเหลือในขั้นตอนการทำงานต่างๆซึ่งทางผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอขอบคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ด้วย

นอกจากนี้ทางคณะผู้จัดทำขอขอบคุณอาจารย์ในภาควิชาทุกท่านที่ได้ให้คำแนะนำและแนวคิดต่างๆที่เป็นประโยชน์ต่อโครงการนี้ให้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ขอขอบคุณรุ่นพี่ปริญญาเอกภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์และเพื่อนๆทุกคนในห้องโปรเจกต์ที่ได้ให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆและขอบคุณบิดามารดา รวมทั้งผู้มีพระคุณทุกท่าน

คุณค่าและประโยชน์ที่พึงมีในรายงานเล่มนี้ ผู้จัดทำขอมอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

คณะผู้จัดทำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ

Abstract

กิตติกรรมประกาศ

สารบัญ

สารบัญรูป

สารบัญตาราง

บทที่ 1 บทนำ

1.1 แนวคิดและที่มาของปัญหา

1.2 จุดประสงค์

1.3 ขอบเขตของโครงการ

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1.6 อุปกรณ์ที่ต้องใช้

บทที่ 2 ทฤษฎี

2.1 ระบบประสาทและเซลล์ประสาท

2.2 โครงสร้างของหัวใจ

2.3 ห้องหัวใจ

2.4 เยื่อหุ้มหัวใจ

2.5 กล้ามเนื้อหัวใจ

2.6 ลิ้นหัวใจและผนังกันห้องหัวใจ

2.7 การไหลผ่านของเลือดในหัวใจ

2.8 อะไรทำให้หัวใจเต้น

2.9 Electrocardiogram

2.10 การทำงานของหัวใจกับการออกกำลังกาย

2.11 อิเล็กโทรด

2.12 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

2.13 อิเล็กโทรดที่ปราศจากสารพิษและอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศจากสารพิษ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.14	ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ	16
2.15	ความต้องการเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี	17
2.16	ตัวอย่างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจที่มีใช้งานในปัจจุบัน	18
2.16.1	หลักการการทำงานของเครื่อง	18
2.16.2	Electrocardiography	21
2.16.3	สัญญาณ ECG ที่วัดได้จากตำแหน่งที่แตกต่างกัน	22
2.16.4	Lead แบบต่างๆในการวัด ECG	23
2.17	ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี	27
2.17.1	สายต่อที่ขาด	27
2.17.2	สิ่งรบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น	27
2.17.3	การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า	28
2.17.4	การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น	30
2.17.5	การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน	30
2.17.6	การลด common-mode และการรบกวนอย่างอื่น	31
2.17.7	การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก	31
2.17.8	การกำจัดวงจรสายดิน	31
2.17.9	ระบบที่ป้องกันศักย์ไฟฟ้าให้แก่ขาข้างขวา	32
2.18	ทฤษฎีวงจรกรองความถี่	32
2.19	รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ	34
2.20	ความรู้เบื้องต้นของออปแอมป์	36
2.20.1	ออปแอมป์คืออะไร	36
2.21	คุณสมบัติของออปแอมป์	37
2.21.1	คุณสมบัติของออปแอมป์ในทางอุดมคติ	38
2.21.2	คุณสมบัติที่สำคัญของออปแอมป์	38
2.21.3	อัตราขยายแรงดันแบบลูปเปิด	38
2.21.4	ผลคูณของอัตราขยายและแถบความถี่	38
2.21.5	อัตราขยายแรงดันในหน่วยเดซิเบล ( dB )	38
2.21.6	วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)	39
2.21.7	วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)	40
2.21.8	วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer)	40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.21.9 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)	41
2.22 การทำงานของออปแอมป์	42
2.22.1 การต่อ OP-AMP ใช้งานทางอิเล็กทรอนิกส์	44
2.23 OP AMP Parameter	47
2.23.1 อินพุตอิมพีแดนซ์	47
2.23.2 เอาท์พุตอิมพีแดนซ์	47
2.23.3 กระแสไบอัสด้านอินพุต	47
2.23.4 แรงดันออฟเซต (OFFSET) ที่เอาท์พุต	47
2.23.5 กระแสออฟเซตที่อินพุต	47
2.23.6 แรงดันออฟเซตที่อินพุต	48
2.23.7 การปรับออฟเซตให้เป็นศูนย์ (OFFSET NULLING)	49
2.23.8 ผลของอุณหภูมิ	49
2.23.9 การชดเชยความถี่	49
2.23.10 อัตราสลัว (SLEW RATE)	49
2.23.11 การตอบสนองต่อความถี่	50
2.23.12 ผลคูณของอัตราขยายและแบนด์วิดท์	51
2.23.13 อัตราการลดสัญญาณชนิดคอมมอนโหมด (CMRR)	51
2.23.14 หน่วยเดซิเบล (dB)	52
2.23.15 ค่าใช้งานต่าง ๆ ที่ควรเข้าใจ	52
บทที่ 3 การออกแบบวงจร	53
3.1 วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์	53
3.2 วงจรกรองความถี่แบบช่องปาก	54
3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	56
บทที่ 4 ผลการทดลอง	57
4.1 วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์	57
4.2 วงจรกรองความถี่แบบช่องปาก	58
4.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	60
4.4 ทดสอบการวัดสัญญาณจากคนผ่านออสซิลโลสโคป	61
4.5 การ Simulation จากโปรแกรม MATLAB	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของหัวใจ	5
รูปที่ 2.2 ห้องหัวใจ	6
รูปที่ 2.3 เยื่อหุ้มหัวใจ	7
รูปที่ 2.4 กล้ามเนื้อหัวใจ	9
รูปที่ 2.5 ลิ้นหัวใจและผนังกันห้องหัวใจ	11
รูปที่ 2.6 Electrocardiogram	12
รูปที่ 2.7 อิเล็กโทรด	13
รูปที่ 2.8 อิเล็กโทรดสำหรับผู้ใหญ่	14
รูปที่ 2.9 อิเล็กโทรดแบบโพม	14
รูปที่ 2.10 อิเล็กโทรดแบบต่างๆ	15
รูปที่ 2.11 แสดง Block Diagram ของเครื่อง อี ซี จี	19
รูปที่ 2.12 แสดงภาพสัญญาณ ECG ที่วัดได้บันทึกลงกระดาษกับสัญญาณมาตรฐาน	20
รูปที่ 2.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบปกติ	21
รูปที่ 2.14 ECG จากลำตัว	22
รูปที่ 2.15 ECG จากฝ่ามือ	22
รูปที่ 2.16 Bipolar Leads:Lead 1	23
รูปที่ 2.17 Bipolar Leads:Lead 2	24
รูปที่ 2.18 Bipolar Leads:Lead 3	24
รูปที่ 2.19 Augmented Leads:aVR	25
รูปที่ 2.20 Augmented Leads:aVL	25
รูปที่ 2.21 Augmented Leads:aVF	26
รูปที่ 2.22 การวัด chest leads	26
รูปที่ 2.23 สามเหลี่ยมของ Eindhoven (Eindhoven's Triangle)	27
รูปที่ 2.24 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ในอุดมคติ	33
รูปที่ 2.25 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ	34
รูปที่ 2.26 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ	34
รูปที่ 2.27 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หัวใจเต้นเร็วผิดปกติ	35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.28 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ	35
รูปที่ 2.29 แสดงสัญลักษณ์ออปแอมป์	37
รูปที่ 2.30 วงจรขยายออปแอมป์แบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)	39
รูปที่ 2.31 วงจรขยายออปแอมป์แบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)	40
รูปที่ 2.32 วงจรบัฟเฟอร์	41
รูปที่ 2.33 วงจรกรองความถี่เบื้องต้น	41
รูปที่ 2.34 วงจรแอกติฟฟิลเตอร์	42
รูปที่ 2.35 รูปแสดงการทำงานที่อินพุตด้านเดียว	43
รูปที่ 2.36 รูปแสดงการทำงานที่อินพุตสองด้านแบบดิฟเฟอเรนเชียล	43
รูปที่ 2.37 รูปแสดงการทำงานที่อินพุตแบบคอมมอน โหมด	44
รูปที่ 2.38 ลักษณะวงจรแบบ Negative feedback	44
รูปที่ 2.39 ลักษณะวงจรแบบ Positive Feedback	44
รูปที่ 2.40 แสดงการต่อแบบ Positive feedback	45
รูปที่ 2.41 แสดงกราฟความสัมพันธ์อินพุตและเอาต์พุต	45
รูปที่ 2.42 แสดงวงจร Inverting comparator	45
รูปที่ 2.42 ความสัมพันธ์ของอินพุตและเอาต์พุตเมื่อป้อนสัญญาณสามเหลี่ยม	46
รูปที่ 2.43 แสดงวงจร Inverting comparator	48
รูปที่ 2.44 แสดงอัตราส่วน	50
รูปที่ 2.45 แสดงรูป แบบคิวิตซ์ของออปแอมป์ขณะเปิดลูป	50
รูปที่ 2.46 แสดงอัตราการลดสัญญาณชนิดคอมมอน โหมด (CMRR)	52
รูปที่ 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมโดยวัดจาก ECG Simulator	53
รูปที่ 3.2 แสดงบล็อกไดอะแกรมโดยวัดจากคน	53
รูปที่ 3.3 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในวงจร	54
รูปที่ 3.4 วงจรกรองความถี่แบบช่องบวก	55
รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	56
รูปที่ 4.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร Instrument Amp โดยใช้ซีจี้ ซิมมูลเตออร์	57
รูปที่ 4.2 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร Notch filter โดยใช้ซีจี้ซิมมูลเตออร์	59
รูปที่ 4.3 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร LPF โดยใช้ซีจี้ซิมมูลเตออร์	60
รูปที่ 4.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร IA โดยวัดจากคนผ่านออสซิลโลสโคป	61
รูปที่ 4.5 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร Notch filter โดยวัดจากคนผ่านออสซิลโลสโคป	62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.6 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร Low Pass Filter โดยวัดจากคนผ่านออสซิลโลสโคป	63
รูปที่ 4.7 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากโปรแกรม MATLAB	64
รูปที่ 4.8 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสัญญาณรบกวนอยู่	65
รูปที่ 4.9 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Simulate ผ่านวงจร Low Pass Filter	66



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 แสดงอัตราการเดินทางของหัวใจคนเทียบกับอายุ	12
ตารางที่ 4.1 แสดงผลการทดลองวงจร Notch Filter ที่ความถี่ต่างๆ	58



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

ในอดีตเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะเป็นเครื่องมือที่แพทย์จะต้องเดินมาวัดที่ห้องผู้ป่วย และบันทึกผลลงบนม้วนกระดาษซึ่งเป็นการยุ่งยากถ้าแพทย์อยู่ในที่ไกล ๆ และการเก็บผลเป็นกระดาษยังทำให้โอกาสที่ข้อมูลจะเสียหายมีเพิ่มมากขึ้นอีกด้วย

ดังนั้น ในปัจจุบันนี้ซึ่งเป็นยุคของข้อมูลข่าวสาร ได้มีการคิดค้นและพัฒนาเทคโนโลยีสารสนเทศขึ้นอย่างมากมาย ทางผู้จัดทำจึงคิดที่จะนำเทคโนโลยีนี้มาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถือว่าเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์อาการของผู้ป่วยได้ เครื่องมือดังกล่าวนี้ ปัจจุบันมีคนไทยหลายกลุ่ม คิดทำการทดลองผลิตและนำไปใช้ในโรงพยาบาล ฉะนั้น โครงการชิ้นนี้จึงเป็นการนำวิชาความรู้ที่ได้เรียนมาประยุกต์ใช้ โดยความคิดหลักของโครงการชิ้นนี้ คือ การนำเอาออสซิลโลสโคปมาทำการดัดแปลงให้เป็นเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีขีดความสามารถที่เพิ่มเติมเข้าไปคือการนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจหรือสัญญาณเดือนมาแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปด้วย

สำหรับรายละเอียดในรายงานชิ้นนี้ จะมีทั้งทฤษฎีการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยสังเขป, วงจรที่ใช้, ผลการทดลอง และสรุป ซึ่งทำให้ผู้อ่านสามารถนำไปศึกษาและประยุกต์ใช้ได้สะดวก

## 1.1 แนวคิดและที่มาของปัญหา

ในปัจจุบันพบว่ามนุษย์เรามีอัตราการตายที่ลดลงจากอดีต อันเนื่องมาจากความเจริญก้าวหน้าทางด้านการแพทย์ที่มีเทคโนโลยีใหม่ ๆ เข้ามาช่วยเสริมสร้างประสิทธิภาพในการรักษาคนป่วยโรคต่าง ๆ หรืออุบัติเหตุที่เกิดขึ้นไม่เว้นแต่ละวัน แต่สิ่งใดมีคุณสิ่งนั้นก็ต้องมีโทษหรือข้อเสียด้วยเช่นกัน เครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์ส่วนใหญ่มักจะมีราคาที่สูงแพง เพราะต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ฉะนั้นย่อมเป็นผลเสียอย่างมาก หากเราจะตั้งซื้อสินค้าและอุปกรณ์ต่าง ๆ จากต่างประเทศ ซึ่งในความเป็นจริงคนไทยมีความรู้ความสามารถและมีศักยภาพที่จะสร้างสรรค์สร้างวัสดุอุปกรณ์ทางด้านเครื่องมือแพทย์ที่ดีสำหรับใช้ในโรงพยาบาลได้ไม่แพ้กับของต่างประเทศ

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถือว่าเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์อาการของผู้ป่วยได้ เครื่องมือดังกล่าวนี้ ปัจจุบันมีคนไทยหลายกลุ่ม คิดทำการทดลองผลิตและนำไปใช้ในโรงพยาบาล ฉะนั้น โครงการชิ้นนี้จึงเป็นการนำวิชาความรู้ที่ได้เรียนมาประยุกต์ใช้ โดยความคิดหลักของโครงการชิ้นนี้ คือ การนำเอาออสซิลโลสโคปมาทำการดัดแปลงให้เป็นเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีขีดความสามารถที่เพิ่มเติมเข้าไปคือการนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจหรือสัญญาณเตือนมาแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปด้วย สามารถที่จะแสดงผลและเก็บข้อมูลของผู้ป่วยไว้ด้วย ซึ่งแพทย์จะนำไปเป็นข้อมูลในการวิเคราะห์อาการของผู้ป่วยได้

## 1.2 จุดประสงค์

1. ศึกษาลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อที่จะแสดงผลออกทางจอออสซิลโลสโคป
2. ศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกทางออสซิลโลสโคป
3. เป็นการเสริมสร้างและพัฒนาเทคโนโลยีของเครื่องมือแพทย์ให้เจริญก้าวหน้าต่อไป

## 1.3 ขอบเขตของโครงการ

1. สามารถแสดงข้อมูลผลการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ใช้งาน
2. สามารถแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผ่านทางออสซิลโลสโคป

## 1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. สามารถนำเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลออกทางจอออสซิลโลสโคป โดยใช้วิเคราะห์การทำงานของหัวใจของผู้ป่วยได้
3. สามารถเสริมสร้างและพัฒนาเทคโนโลยีของเครื่องมือแพทย์ให้เจริญก้าวหน้าต่อไป

## 1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ลำดับ	หัวข้อ	ม.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.
1	ศึกษาค้นคว้าข้อมูล	↔									
2	ออกแบบและสร้าง เครื่องขยายสัญญาณ ECG		↔	↔							
3	Test เครื่องขยาย สัญญาณ ECG และแก้ไข ข้อผิดพลาด (แสดงผลทางออส ซิลโลสโคป)			↔	↔						
4	Test เครื่องขยาย สัญญาณ ECG และแก้ไข ข้อผิดพลาด					↔	↔	↔	↔		
5	Documentation		↔	↔	↔	↔	↔	↔	↔		

## 1.6 อุปกรณ์ที่ต้องใช้

### 6.1 ฮาร์ดแวร์

- บอร์ดเครื่องขยายสัญญาณ ECG
- ออสซิลโลสโคป
- ECG Simulator
- อิเล็กโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

### ทฤษฎี

การเคลื่อนไหวและการทำงานของอวัยวะต่าง ๆ ของมนุษย์นั้น จะทำงานได้เมื่อรับคำสั่งจากระบบประสาททั้งที่อยู่ใต้อำนาจจิตใจหรือนอกเหนืออำนาจจิตใจ หรือที่เราเรียกกันว่ากระแสประสาท นั่นคือไฟฟ้าในร่างกาย ซึ่งมีทั้งส่งจากสมองมาควบคุมอวัยวะต่าง ๆ และเกิดจากการทำงานของอวัยวะเองด้วย เช่นแรงดึงของกล้ามเนื้อ นอกจากนี้ร่างกายยังมีการควบคุมด้วยวิธีอื่น ๆ ทางเคมี (Electrochemical)

#### 2.1 ระบบประสาทและเซลล์ประสาท

ระบบประสาทจะประกอบด้วย ระบบประสาทส่วนกลางและระบบประสาทส่วนรอบนอก ระบบประสาทส่วนกลางจะประกอบด้วยสมองและไขสันหลัง สมองมีส่วนประกอบสำคัญคือ สมองส่วนหน้า (Cerebrum) สมองส่วนหน้า (Brain Stem) ไขสันหลังจะเป็นทางผ่านของกระแสประสาทไปยังอวัยวะต่าง ๆ ระบบประสาทรอบนอกจะประกอบด้วยเซลล์ประสาทที่ต่อจากสมองและไขสันหลัง ซึ่งจะประกอบด้วยเส้นใยประสาท 2 ส่วน คือใยประสาทรับคำสั่ง จะนำคำสั่งจากกล้ามเนื้อและอวัยวะรับความรู้สึกไปยังสมอง และใยประสาทนำคำสั่ง จะนำคำสั่งจากระบบประสาทส่วนกลางไปยังอวัยวะต่าง ๆ นอกจากนี้ยังมีเส้นประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic nerve) และเส้นประสาทพาราซิมพาเทติก (Parasympathetic nerve) ที่จะนำกระแสจากต่อมและระบบที่อยู่นอกเหนืออำนาจจิตใจ เช่น ทางเดินอาหาร การเต้นของหัวใจ

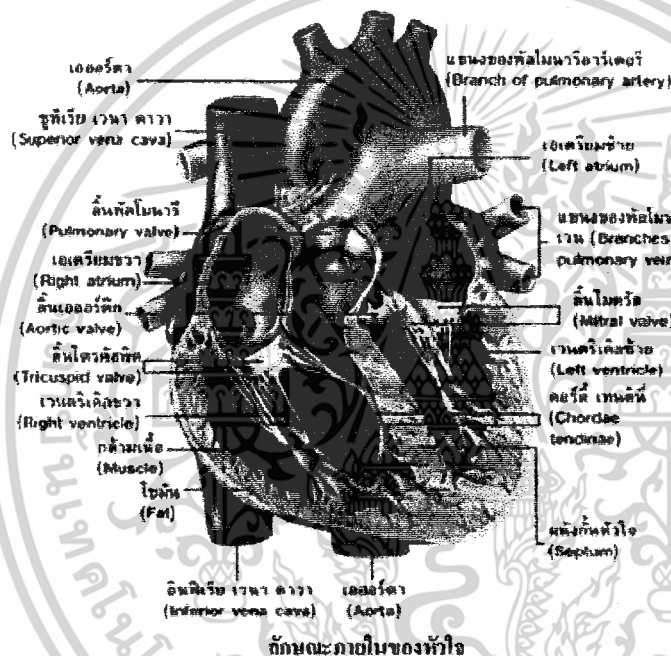
เส้นประสาท (Nerve) เซลล์ประสาทในร่างกายของเรามีประมาณ 10,000 ล้านเซลล์ ถึง 100,000 ล้านเซลล์ซึ่งส่วนใหญ่จะอยู่ในสมอง เซลล์ประสาทจะประกอบด้วย ตัวเซลล์ (Cell body) ใยประสาทที่แตกแขนงออกไปเรียก (Dendrite) และใยประสาทที่ยื่นยาวจากตัวเซลล์เรียก (Axon) ใยประสาทมีไขมันเป็นเชื้อหุ้มเรียก เชื้อหุ้มไมอีลิน (Myelin sheath) ในการส่งคำสั่ง เซลล์ที่มีเชื้อหุ้มจะเร็วถึง 150 เมตร/วินาที แต่เซลล์ที่ไม่มีเชื้อหุ้มจะเร็วเพียง 1 เมตร/วินาทีเท่านั้น

#### 2.2 โครงสร้างของหัวใจ (Anatomy of the heart)

หัวใจเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย หัวใจมีรูปร่าง ลักษณะ คล้ายดอกบัวตูม บรรจุอยู่ในทรวงอกค่อนไปทางด้านซ้าย หัวใจคนเราแบ่ง ออกเป็น 4 ห้อง คือ ห้องบนขวา ห้องล่างขวา ห้องบนซ้าย และห้องล่างซ้าย โดยมี septum (ผนังกั้นห้องหัวใจ) คั่นแบ่งเป็นซ้ายและขวา

ถ้าหากเราแบ่งหัวใจตามลักษณะของการสูบฉีดจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน แต่ละส่วนแบ่งเป็น 2 ห้องย่อย หัวใจด้านขวาจะรับเลือด(เลือดดำ)จากส่วนต่างๆ ที่ร่างกาย แล้วส่งไปปอดที่ปอด เสร็จแล้วหัวใจด้านซ้ายจะรับเลือดที่ปอดแล้วจากปอด และส่งไปทั่วร่างกาย หัวใจแต่ละข้างจะมีห้องบนซึ่งมีผนังบางกว่าเรียกว่า atrium ทำหน้าที่เก็บเลือดที่ไหลเข้ามา และมีห้องล่างซึ่งมีขนาดใหญ่กว่าและมีผนังหนากว่า เรียกว่า ventricle ทำหน้าที่สูบฉีดเลือด

หัวใจทั้งหมดถูกห่อหุ้มอย่างหลวมๆ ด้วยถุงหุ้มหัวใจ(pericardium)ซึ่งเป็นเยื่อบางๆ ใส ๆ เพื่อไม่ให้หัวใจที่กำลังเต้นต้องเสียดสีกับผนังช่องอก



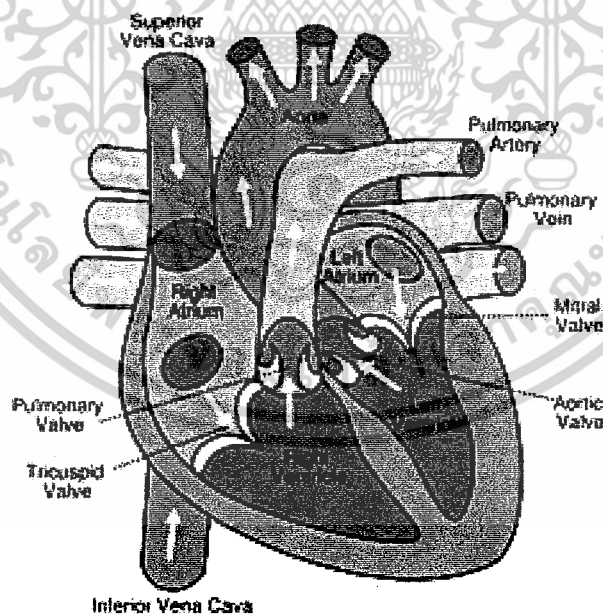
รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของหัวใจ

## 2.3 ห้องหัวใจ

- 2.3.1 หัวใจมีหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้ไหลเวียนไปตามหลอดเลือด โดยจะนำออกซิเจนและสารอาหาร ไปให้ส่วนต่างๆ ที่ร่างกายและรับเอาของเสียและคาร์บอนไดออกไซด์กลับมา
- 2.3.2 ขนาดของหัวใจ หัวใจของผู้ใหญ่ มีความยาวประมาณ 12 เซนติเมตร และกว้างประมาณ 8-9 เซนติเมตร ในบริเวณที่กว้างสุด และมีความหนาประมาณ 6 เซนติเมตร
- 2.3.3 น้ำหนักของหัวใจ ในผู้ชายมีน้ำหนักประมาณ 280 - 340 กรัม ในผู้หญิงมีน้ำหนักประมาณ 230 - 280 กรัม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 2.3.4 หัวใจจะมีการขยายขนาดและน้ำหนักมากขึ้นตามอายุ โดยในผู้ชายจะมีการขยายขนาดมากกว่าในผู้หญิง
- 2.3.5 ปกติหัวใจจะมี 4 ห้อง แบ่งเป็น 2 ซีก ได้แก่ ซีกซ้ายและซีกขวา หัวใจทั้งสองซีกไม่มีช่องติดต่อกัน นอกจากในระยะทารกในครรภ์ หัวใจแต่ละซีกจะมี 2 ห้องเท่ากันคือห้องบนและห้องล่าง ห้องบนและห้องล่างจะมีช่องติดต่อกัน โดยมีลิ้นหัวใจคอยทำหน้าที่กำกับให้กระแสเลือดผ่านจากห้องบนสู่ห้องล่างได้ทิศทางเดียวเท่านั้น ย้อนกลับไม่ได้
- 2.3.6 หัวใจห้องบนขวารับเลือดดำ จากหลอดเลือดดำใหญ่ที่นำเลือดกลับจากอวัยวะต่างๆ ทั่วร่างกาย รวมทั้งเลือดดำจากตัวหัวใจเองด้วย เลือดดำจากห้องบนขวาจะถูกส่งลงมาห้องล่างขวา และส่งต่อไปยังปอดทั้งสองข้าง เพื่อแลกเปลี่ยนก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่อยู่ในเลือดดำกับออกซิเจนจากอากาศที่หายใจเข้าไปสู่ปอด เลือดที่ผ่านปอดแล้วจะเป็นเลือดที่มีออกซิเจนสูง จึงมีสีแดงเรียกว่า เลือดแดง เลือดแดงจะไหลกลับสู่หัวใจทางห้องบนซ้าย ลงสู่ห้องล่างซ้ายและส่งต่อออกไปทางหลอดเลือดแดงใหญ่ไปเลี้ยงอวัยวะต่างๆ ทั่วร่างกาย รวมทั้งตัวหัวใจเองด้วย โดยผ่านทางหลอดเลือดหัวใจ 3 แขนงใหญ่



รูปที่ 2.2 ห้องหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.4 เยื่อหุ้มหัวใจ

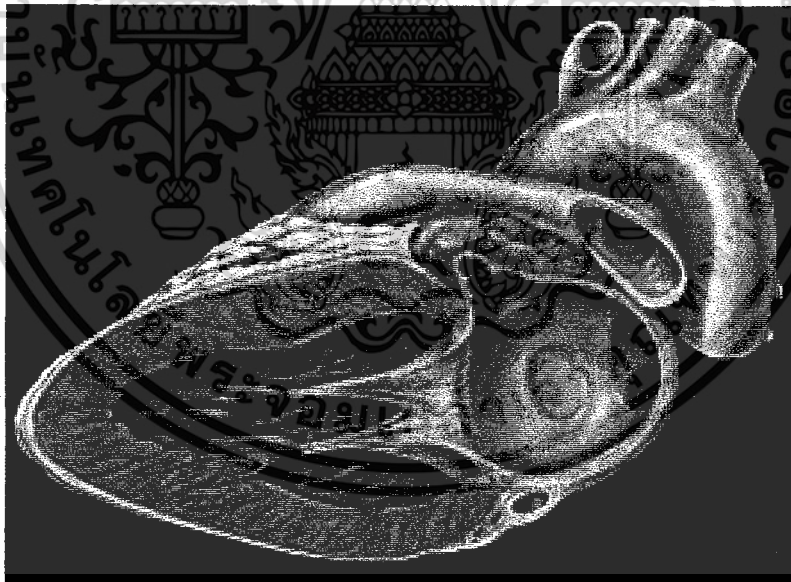
- 2.4.1 เยื่อหุ้มหัวใจ เป็นเยื่อบางๆ ใสๆ ห่อหุ้มหัวใจไว้ เป็นสาเหตุของโรคบางชนิด เช่น เยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ ติดเชื้อ มะเร็งแพร่กระจายมายังเยื่อหุ้มหัวใจ เป็นต้น ในกรณีที่เป็โรค อาจทำการผ่าตัดเลาะเยื่อหุ้มหัวใจทิ้งได้
- 2.4.2 ลักษณะเป็นถุงรูปโคน ซึ่งมีหัวใจและส่วนต้นของเส้นเลือดแดงที่ออกจากหัวใจอยู่ภายในถุง
- 2.4.3 เยื่อหุ้มหัวใจ ประกอบด้วยผนัง 2 ชั้น คือ ผนังด้านนอก และผนังด้านในซึ่งหุ้มรอบหัวใจอยู่ ระหว่างผนัง 2 ชั้นเป็นช่องของเยื่อหุ้มหัวใจ ซึ่งโดยปกติแล้วช่องนี้จะแฟบปิด แต่ในภาวะที่มีโรคที่เกี่ยวกับเยื่อหุ้มหัวใจ อาจจะทำให้มีน้ำสะสมอยู่ในช่องดังกล่าว ซึ่งถ้ามีปริมาณมาก จะไปกดการคลายตัวของหัวใจโดยตรง



รูปที่ 2.3 เยื่อหุ้มหัวใจ

## 2.5 กล้ามเนื้อหัวใจ

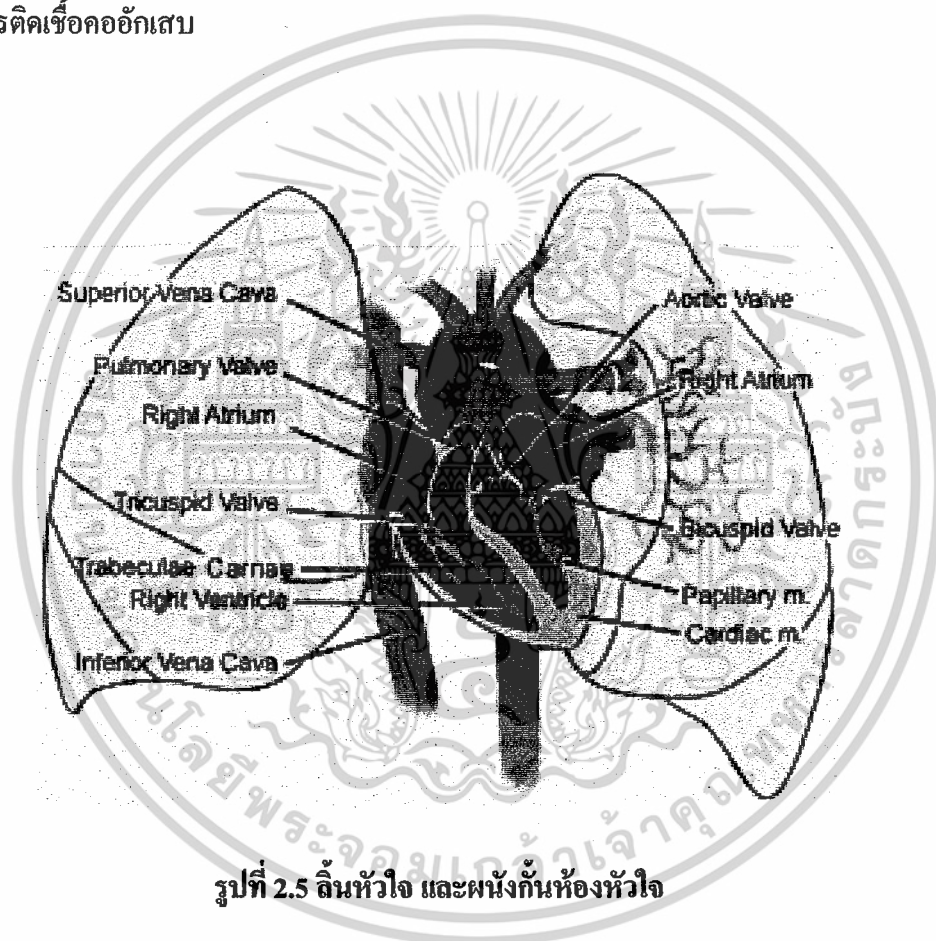
- 2.5.1 กล้ามเนื้อหัวใจ เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการบีบตัวไล่เลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย และขยายตัวเพื่อรับเลือดกลับเข้าสู่หัวใจ จึงเป็นส่วนที่มีความสำคัญอย่างมาก หากกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัวหรือคลายตัวผิดปกติแล้ว ก็จะทำให้เกิดปัญหาต่างๆตามมา ซึ่งส่วนมากอาจไม่สามารถแก้ไขให้กลับเป็นปกติได้
- 2.5.2 การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจต้องอาศัยพลังงานที่ได้จากสารอาหารที่ถูกนำมาโดย หลอดเลือดหัวใจ ดังนั้น โรคของหลอดเลือดหัวใจจึงมีผลต่อกล้ามเนื้อหัวใจโดยตรง
- 2.5.3 ขณะนี้ได้มีการทดลองเพิ่มจำนวนสารวีกีเอชเอฟ vascular endothelial growth factor (VEGF) ซึ่งเป็นสารกระตุ้นการเจริญเติบโตของเซลล์ที่สร้างเส้นเลือดและกล้ามเนื้อหัวใจให้แก่กล้ามเนื้อหัวใจของหนูทดลอง พบว่าการทดลองประสบความสำเร็จมาก โดยสามารถกระตุ้นการเจริญเติบโตของเส้นเลือดและกล้ามเนื้อหัวใจ จนสามารถป้องกันโรคกล้ามเนื้อหัวใจตายด้วยการสร้างเส้นเลือดใหม่ได้



รูปที่ 2.4 กล้ามเนื้อหัวใจ

## 2.6 ลิ้นหัวใจ และผนังกันห้องหัวใจ

หัวใจคนเรามี 4 ห้องแบ่งซ้าย-ขวาโดยผนังของกล้ามเนื้อหัวใจ และแบ่งห้องบน-ล่างโดยลิ้นหัวใจ เลือกระหว่างห้องซ้าย-ขวาก็ไม่ปะปนกัน ในบางครั้งการสร้างผนังกันห้องหัวใจไม่สมบูรณ์ เกิดเป็นรูโหว่ขึ้นได้ เป็นชนิดหนึ่งของโรคหัวใจพิการแต่กำเนิด ลิ้นหัวใจทำหน้าที่ให้เลือดไหลผ่านและไม่ไหลย้อนกลับ ดังนั้นหากลิ้นหัวใจผิดปกติ เช่น ตีบ ฉีกขาด ปิดไม่สนิทหรือรั่ว ก็ย่อมทำให้เกิด โรคต่างๆ ขึ้น โรคลิ้นหัวใจที่เป็นปัญหามากที่สุดคือลิ้นหัวใจพิการรูมาติก ซึ่งเป็นผลจากการติดเชื้อคอตีบ



รูปที่ 2.5 ลิ้นหัวใจ และผนังกันห้องหัวใจ

## 2.7 การไหลผ่านของเลือดในหัวใจ

วงจรการไหลเวียนของเลือดเริ่มจากหัวใจห้องบนขวา รับเลือดดำที่มาจากส่วนต่างๆทั่วร่างกายจาก superior vena cava และ inferior vena cava จากนั้นเลือดจะผ่าน ลิ้น tricuspid valve ลงไปสู่หัวใจห้องล่างขวา แล้วหัวใจห้องล่างขวาจะบีบตัวส่งเลือด ผ่าน pulmonary artery ไปปอดที่ปอด

จากนั้นเลือดที่ได้รับการพอกแล้วจากปอดซึ่งเป็นเลือดแดงจะกลับเข้าหัวใจห้องบนซ้าย ทางหลอดเลือด pulmonary vein แล้วผ่าน bicuspid valve ลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย แล้วหัวใจห้องล่างซ้ายจะบีบตัวส่งเลือดผ่าน aortic semilunar valve เข้าสู่หลอดเลือด aorta เพื่อไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกาย และเมื่อผ่านส่วนต่างๆทั่วร่างกายแล้วเลือดดำจะกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนขวาอีกครั้ง

## 2.8 อะไรทำให้หัวใจเต้น

การทำงานของหัวใจเป็นการทำงานที่นอกเหนือการควบคุมของจิตใจ ปกติในคนหนุ่มสาว หัวใจจะเต้นในอัตราประมาณ 72 ครั้ง/นาที หัวใจของคนเต้นอยู่ตลอดเวลาโดยเฉลี่ยแล้วเป็นเวลา 70 ปี จะสูบฉีดเลือดทั้งหมดประมาณ 180 ล้านลิตร ไปทั่วร่างกาย หัวใจเริ่มเต้นตั้งแต่อายุในครรภ์มารดา การที่หัวใจสามารถทำงานได้เองโดยอัตโนมัตินั้นเนื่องจากกล้ามเนื้อภายในหัวใจมีระบบโครงสร้างเส้นใยพิเศษฝังตัวอยู่ มันมีลักษณะพิเศษกว่ากล้ามเนื้ออื่นๆตรงที่สามารถสร้างกระแสกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ (electrical impulse) ได้ด้วยตัวเอง และมีความไวในการรับและส่งผ่านกระแสกระตุ้นนี้ไปทั่วระบบเส้นใยพิเศษของหัวใจ กระแสกระตุ้นนี้เป็นกระแสไฟฟ้าชนิดหนึ่ง

## 2.9 Electrocardiogram

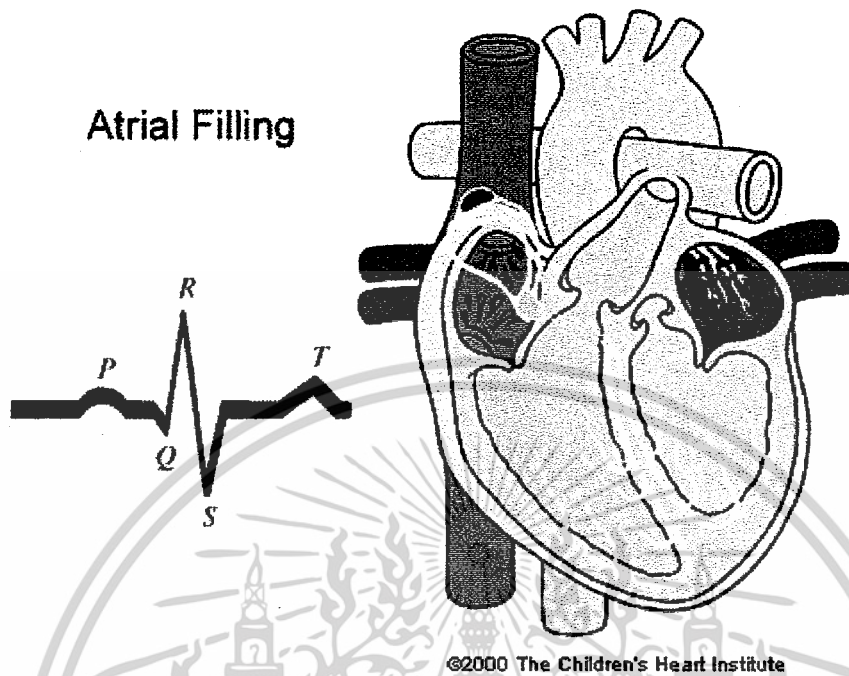
Electrocardiogram จะประกอบด้วยคลื่น P, Q, R, S และ T

2.9.1 P-wave เกิดจากการแพร่ของกระแสกระตุ้นผ่านไปทั่ว atrium ซึ่งระยะ P-wave นี้ใน atrium จะ กินเวลาประมาณ 0.15 วินาที คลื่น P-wave จะกระตุ้นให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบน

2.9.2 QRS-wave เกิดจากกระแสกระตุ้นที่แผ่ไปทั่ว ventricle คลื่น QRS complex จะชักนำให้เกิดการหดตัวของ ventricle

2.9.3 T-wave เป็นสภาวะ Repolarization ของ ventricles ในช่วงที่ ventricular muscle fibers เริ่มคลายตัว คลื่น T-wave นี้จะเกิดขึ้นก่อนการหดตัวใน ventricle เล็กน้อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 Electrocardiogram

### 2.10 การทำงานของหัวใจกับการออกกำลังกาย

การออกกำลังกาย ทำให้ร่างกายมีการใช้ออกซิเจนมากขึ้น เนื้อเยื่อต้องการปริมาณออกซิเจนมากขึ้น มีผลทำให้หัวใจเต้นเร็ว และหายใจเร็วขึ้น เพื่อฟอกเลือดดำ และสูบฉีดเลือดแดงตอบสนองไปยังกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อต่างๆ ที่ต้องการอาหารและออกซิเจนมากขึ้น

การตอบสนองของหัวใจในขณะออกกำลังกายจะเกิดขึ้นทันที และจะใช้เวลาหลายนาาทีจึงจะคงที่ โดยที่ร่างกายจะมีการตอบสนอง 2 ประการ คือ จากระบบประสาทที่มีการกระตุ้นต่อหัวใจและหลอดเลือดโดยตรง และจากการขยายตัวของเส้นเลือดฝอยในกล้ามเนื้อที่ออกกำลังกาย ผ่านทางสารที่เกิดขึ้นเฉพาะที่ การกระตุ้นของระบบประสาท จะทำให้หัวใจเต้นเร็วขึ้น และมีการควบคุมปริมาณเลือดไปยังกล้ามเนื้อที่ออกกำลังกายมากขึ้น โดยที่เลือดที่ไปเลี้ยงส่วนสมอง ไต และช่องท้องจะไม่เปลี่ยนแปลงไปจากปกติ

การเพิ่มขึ้นของปริมาณเลือดที่ออกจากหัวใจ ทำให้กล้ามเนื้อได้รับออกซิเจนมากขึ้นสามารถทำงานได้มากขึ้น การออกกำลังกายทำให้ระบบเส้นเลือดดำมีการนำเลือดกลับสู่หัวใจมากขึ้นด้วย จึงทำให้ของเสียที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อได้รับการถ่ายเทออกจากกล้ามเนื้อเป็นการเพิ่มการทำงานของกล้ามเนื้อได้ดีขึ้น

การออกกำลังกายที่เหมาะสม และสม่ำเสมอเพิ่มมากขึ้นตามขั้นตอน จะเป็นการช่วยลดความต้านทานของหลอดเลือด เลือดจะไหลเวียนได้สะดวก ทำให้ร่างกายสามารถทำงานได้เพิ่มขึ้น และประสิทธิภาพในการทำงานของหัวใจและร่างกายดีขึ้น

ช่วงอายุ	อัตราหัวใจเต้น ครั้งต่อวินาที
แรกเกิด	110-150
2 ปี	85-125
4 ปี	75-115
6 ปี	65-100
6 ปีขึ้นไป	65-100

ตารางที่ 1.1 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจคนเทียบกับอายุ

## 2.11 อิเล็กโทรด

การจะวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายจะต้องมีตัวเชื่อม นั่นก็คือ อิเล็กโทรด ซึ่งจะทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ เพราะในร่างกายมีการนำกระแสด้วย ไอออน แต่ในเครื่องวัดจะนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้น อิเล็กโทรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยน ionic current ให้เป็น electronic current

โคอะแกรมของพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรลิต์ กระแสไฟฟ้าจะข้ามจากอิเล็กโทรด ไปยัง อิเล็กโทรลิต์ จะประกอบด้วย

1. อิเล็กตรอนที่เคลื่อนไปในทิศทางกันข้ามกับกระแสอิเล็กโทรด
2. แคทไอออนเคลื่อนไปในทิศเดียวกับกระแสไฟฟ้า
3. แอนไอออนเคลื่อนไปในทิศตรงกันข้ามกับกระแสไฟฟ้าในอิเล็กโทรลิต์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรลิต์และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนอิสระในอิเล็กโทรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อเป็นการถ่ายทอดประจุ ระหว่างพาหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรลิต์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างไปเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half-cell potential) แต่เราไม่สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงต้องใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบกับศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไฟฟ้าไหล ถ้ามีกระแสไฟฟ้าไหล ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จะต้องเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจากโพลาไรเซชันของอิเล็กโทรด ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อเทียบกับสถานะสมดุลนั้นเรียกว่า over voltage มีกลไกที่เกี่ยวข้องกับปรากฏการณ์นี้ 3 ส่วน คือ

1. Ohmic overvoltage เป็นผลมาจากความต้านทานของอิเล็กโทรลิต์เมื่อกระแสไฟฟ้าผ่านอิเล็กโทรดทั้งสองอัน เมื่อต้านทานระหว่างอิเล็กโทรดเปลี่ยนแปลงตามกระแสไฟฟ้า ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดทางด้านโอห์ม (Ohmic overvoltage) ก็จะไม่มีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับกระแสไฟฟ้าตามกฎของโอห์ม
2. Concentration overvoltage เกิดจากความเข้มข้นที่เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงการกระจายของไอออนในอิเล็กโทรลิต์
3. Activation overvoltage เป็นผลมาจากการถ่ายถอดประจุของปฏิกิริยาการเติมและการลดออกซิเจน ไม่สามารถเปลี่ยนกลับได้ทั้งหมด



รูปที่ 2.7 อิเล็กโทรด

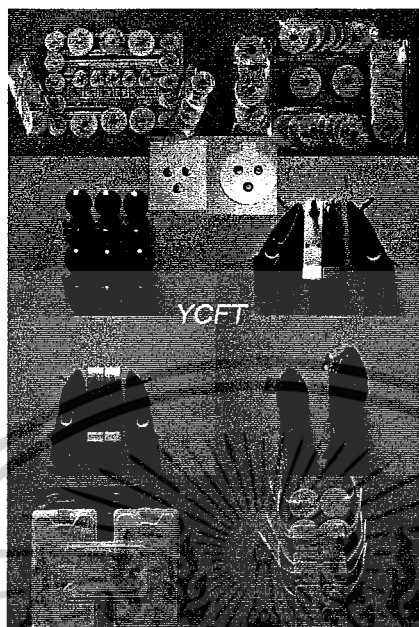
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 อิเล็กโทรดสำหรับผู้ใหญ่

รูปที่ 2.9 อิเล็กโทรดแบบโฟม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 อิเล็กโทรดแบบต่างๆ

## 2.12 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

เราพบว่าคุณสมบัติของกระแสและแรงดันของอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะคือ ความไวต่อกระแสที่ผ่านลงไป ในอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมาก คุณสมบัติจะแตกต่างไปจากเดิม และคุณสมบัติของอิเล็กโทรดยังขึ้นอยู่กับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นรูปไซน์ก็ต้องขึ้นอยู่กับความถี่ด้วย เพราะอิเล็กโทรดเหมือนมีตัวต้านทางและตัวเก็บประจุอยู่ เมื่อนำอิเล็กโทรดมาติดผิวหนัง เราต้องพิจารณาพื้นที่ระหว่างอิเล็กโทรด, อิเล็กโทรดลัทธิ และผิวหนัง ด้วย เราจะใช้ครีมอิเล็กโทรดลัทธิที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน ทาก่อนที่ติดอิเล็กโทรด เป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือการวัด galvanic skin reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อ ซึ่งจะมี โซเดียม โปแทสเซียม และคลอไรด์ไอออนหลั่งออกมาจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ระหว่างรูขุมของต่อมเหงื่อ กับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยารวมคาที่ไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

## 2.13 อิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดได้เป็น 2 ชนิด

- 2.13.1 อิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์ได้ อิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีประจุข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรลิต์จะทำงานเสมือนว่าเป็นคาปาซิเตอร์
- 2.13.2 อิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์ เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรีโดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่ทำให้เกิด overvoltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์ได้หรืออิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

## 2.14 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโทรดโลหะสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าหรือกระตุ้นกัตติ จะต้องนึกถึงข้อปฏิบัติ 5 ประการ ดังต่อไปนี้คือ

- 2.14.1 ในการสร้างอิเล็กโทรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างที่เหมาะสม เช่นวัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้ขนาดหุ้มไว้ ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโทรลิต์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาใช้ให้สัมผัสกัน เพราะจะมีศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนั้นเมื่อสัมผัสกับ อิเล็กโทรลิต์ก็ที่จะทำให้มีปฏิกิริยาทางเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพลาไรเซชันเพิ่มเติม และมักทำให้อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจัยนี้ทำให้ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าและอิเล็กโทรดได้
- 2.14.2 เมื่อใช้อิเล็กโทรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าร่างกาย ควรใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกัน เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นศักย์ไฟฟ้า คี ซี ที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิไฟเออร์จะ ได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิมตัวของแอมพลิไฟเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เป็นชนิด คี ซี และมีกำลังขยายสูง
- 2.14.3 อิเล็กโทรดที่ใช้ติดบนผิวหนังมักจะหลุดได้ง่าย อย่างไรก็ตาม ปัญหาจะไม่เกิดขึ้นถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มาก แต่ก็ต้องแข็งแรง จุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดได้ง่าย เนื่องจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อย ๆ จะดำเนินถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

- 2.14.4 อิเล็กทรอนิกส์มักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูงมาก ฉนวนของอิเล็กทรอนิกส์เหล่านี้มักทำด้วยวัสดุพวกโพลีเมอร์ ซึ่งสามารถดูดน้ำได้เมื่อใช้ไปนาน ๆ
- 2.14.5 การใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอินพุตสูงมาก ๆ ทำให้การบันทึกไฟฟ้าได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์มีค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความสูงตกลงแล้ว ยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

### 2.15 ความต้องการเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี

คณะกรรมการของการตรวจ อี ซี จี ของสมาคมโรคหัวใจแห่งสหรัฐอเมริกาได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่อง อี ซี จี มาตรฐานที่ใช้เขียน โดยตรงลงบนกระดาษ Pipberger ค.ศ.1975 ข้อเสนอแนะดังกล่าวมีดังต่อไปนี้

- 2.15.1 Linearity and distortion ความแม่นยำและความผิดเพี้ยนเป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง อี ซี จี การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกบนกระดาษด้วยความสูง 5 และ 50 มม. ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.50-1200 เฮิรตซ์
- 2.15.2 Input Range เครื่อง อี ซี จี ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้าง คือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 mv.
- 2.15.3 Input Impedance and current อินพุตอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้น ควรจะมีค่าน้อยกว่า 5 เมกะโห์ม ในระหว่างการวัดนั้นอิเล็กโทรดทุกอันควรจะต่อลงดินหมด เครื่อง อี ซี จี ไม่ควรจะให้กระแสไฟฟ้ามากกว่า 1.0 ไมโครแอมแปร์ไหลผ่านผู้ป่วย (ปัจจุบันนี้กระแสรั่วไหลที่ไม่มากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์นั้นเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไป)
- 2.15.4 Central Terminal วงจรรีซิสแตนซ์ที่ต้องการเพื่อทำให้เกิด Central Terminal ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวไว้ในข้อที่ 1 อีกมากกว่า 2% เมื่อรวมกับความต้องการในทางอินพุตอิมพีแดนซ์แล้ว ค่ารีซิสแตนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.3 เมกะโห์ม

- 2.15.5 Gain เครื่อง อี ซี จี ควรจะมีที่ปรับกำลังขยายได้ 3 ค่า คือ 5,10 และ 20 มม./มิลลิโวลต์
- 2.15.6 Frequency Response การตอบสนองของเครื่อง อี ซี จี ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 จนถึง 25 Hz ควรจะเท่ากันดี และไม่ควรถ่างกันเกิน 0.5 dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มม. บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz. แล้ว การตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์ไม่ควรจะลดลงมากกว่า 3 dB.
- 2.15.7 Common-mode-rejection ratio (CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิตช์ที่ใช้เลือกสายต่อ (Lead Selector Switch) เมื่อปรับตั้งกำลังขยายของเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 มม./มิลลิโวลต์ และต่อสายอิเล็กโทรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 Hz 120 Volt พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้นซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กโทรดทั้งหมด จะนำไปต่อเป็นอนุกรมกับคาปาซิแตนซ์ 22 pF. ผลที่ได้นั้นไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มบันทึกมากกว่า 20 มิลลิเมตร ข้อกำหนดเฉพาะนี้จะยังคงได้อยู่ทั้งเมื่อต่อรีซิสแตนซ์ 100 กิโลโอห์มแบบอนุกรมกับสายอินพุตด้วย
- 2.15.8 Calibration เครื่อง อี ซี จี ควรจะมีศักย์ไฟฟ้ามาตรฐานขนาด 1.0 มิลลิโวลต์ สำหรับปรับเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง
- 2.15.9 Chart Speed ความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐานควรจะเป็น 25 มม./วินาที นอกจากนั้นควรมีความเร็วที่สูงกว่าด้วยคือ ความเร็ว 50 มม./วินาที ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2%
- 2.15.10 Output อิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า 1 โวลต์
- 2.15.11 Event Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่อง อี ซี จี สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่น ไฟฟ้า อี ซี จี

## 2.16 ตัวอย่างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจที่มีใช้งานกันในปัจจุบัน

### 2.16.1 หลักการทำงานของเครื่อง

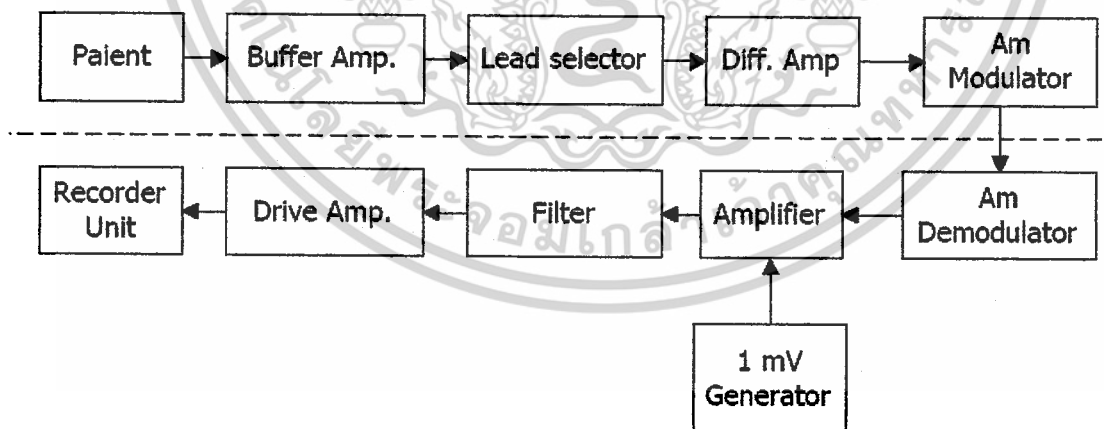
เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจ ได้ถูกจัดไว้เป็นเครื่องมือแพทย์ขั้นพื้นฐาน ให้มีใช้ในโรงพยาบาลเพื่อการวินิจฉัยพยาธิสภาพของหัวใจในระยะเริ่มต้น อีกทั้งเครื่อง อี ซี จี ที่มีขายในปัจจุบัน มีมากมายหลายยี่ห้อ ทั้งยังได้นำเทคโนโลยีขั้นสูงเข้ามาควบคุมการทำงานของเครื่องอีกด้วย ทำให้เครื่อง อี ซี จี มีสมรรถนะสูงจนถึงขั้นวิเคราะห์ค่าที่สำคัญต่างๆ ของหัวใจ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตลอดจนสามารถบ่งบอกให้ทราบถึงอาการผิดปกติของหัวใจได้อีกด้วย ซึ่งการที่จะใช้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจให้ถูกต้องและมีประสิทธิภาพนั้นจำเป็นต้องเข้าใจหลักการทำงานเบื้องต้นของเครื่อง ด้วย โดยที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจที่มีใช้งานในโรงพยาบาลจะมี หลากหลายยี่ห้อ แต่ การใช้งานเบื้องต้นจะเหมือนกันและมีหลักการทำงานเบื้องต้นเหมือนกัน โดยทั่วไปแล้วโดย เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจที่ดีจะต้องบันทึกคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจได้โดย สมบูรณ์และไม่ผิดเพี้ยนไปจากความเป็นจริง ลักษณะสำคัญทางด้านเทคนิค ของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้า หัวใจ จะเป็นดังนี้.

2.16.1.1 **High input impedance** เพื่อให้สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายของคนครบถ้วนไม่ผิดเพี้ยนมี ความไวในการรับสัญญาณสูง (High sensitivity) เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกจากร่างกายของคน มีขนาดแรงเคลื่อนไฟฟ้าอยู่ระหว่าง 100-5000 ไมโครโวลต์ ช่วงความถี่ 0.2-100 Hz และมีค่าอิมพีแดนซ์ 0.1 ถึง 0.8 เมกะโอห์ม

2.16.1.2 **High gain differential amplifier** เพื่อให้มีประสิทธิภาพสูง ในการขจัด การรบกวนของ คลื่นไฟฟ้าอื่น ๆ ที่ไม่ใช่คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.

2.16.1.3 **Lead selector** ทำหน้าที่เลือกสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจจาก Electrode ณ จุดต่าง ๆ มาเปรียบเทียบเพื่อให้เป็นสัญญาณออกมาเป็น 12 leads

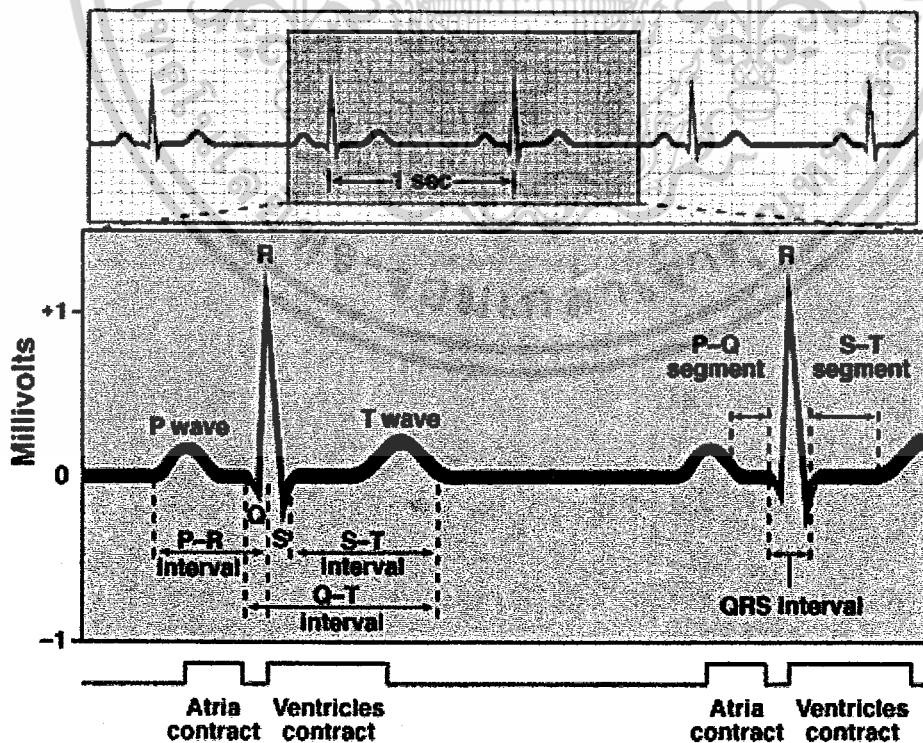


รูปที่ 2.11 แสดง Block Diagram ของเครื่อง อี ซี จี

2.16.1.4 **Diff. Amp** ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ อี ซี จี ที่ได้มาจาก lead selector และ ทำหน้าที่กำจัดสัญญาณ ไฟฟ้าที่ไม่ใช่สัญญาณ อี ซี จี ออกอีกหน้าที่หนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 2.16.1.5 **Am Modulator** ทำหน้าที่ควบคุมสัญญาณ อี ซี จี กับสัญญาณความถี่สูงเข้าด้วยกันทั้งนี้ เพื่อเป็นการง่ายต่อการส่งสัญญาณผ่านหม้อแปลง เนื่องจากสัญญาณ อี ซี จี มีความถี่ต่ำมากไม่สามารถจะผ่านหม้อแปลงได้
- 2.16.1.6 **Am Demodulator** ทำหน้าที่แยกสัญญาณ อี ซี จี ออกจากสัญญาณความถี่สูงเพื่อนำ สัญญาณ อี ซี จี อย่างเดียวไปให้วงจรขยายกำลัง อนึ่งสาเหตุที่ต้องส่งผ่านสัญญาณ อี ซี จี ผ่านหม้อแปลงโดยไม่ส่งเข้าภาคขยายกำลังโดยตรงนั้น เพื่อเป็นการแยกกราวด์ (Ground) ระหว่างภาคแรกที่ดีติดกับตู้ป่วงกับภาคขยายกำลังออกจากกัน เพื่อป้องกันการรบกวนของสัญญาณไฟฟ้าภายในตัวเครื่อง อี ซี จี และป้องกันอันตรายอันจะเกิดจากกระแสรั่วไหลจากภาคจ่ายกำลังไฟฟ้าย้อนกลับไปทำอันตรายให้กับตู้ป่วง เราเรียกการทำงานส่วนนี้ว่า Isolation
- 2.16.1.7 **1 mV Generator** ทำหน้าที่ผลิตสัญญาณ 1 mV เพื่อใช้ในการปรับเครื่องและทดสอบ เครื่องก่อนใช้งาน
- 2.16.1.8 **Amplifier** ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ อี ซี จี อีกครั้ง ก่อนส่งต่อไปยังชุด Main Amp ทำหน้าที่เลือกระดับความแรงของสัญญาณในการบันทึก เพื่อให้ปากกาบันทึกแกว่งได้เหมาะสม ในการบันทึกลงบนกระดาษกราฟ



รูปที่ 2.12 แสดงภาพสัญญาณ ECG ที่วัดได้บันทึกลงกระดาษกับสัญญาณมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

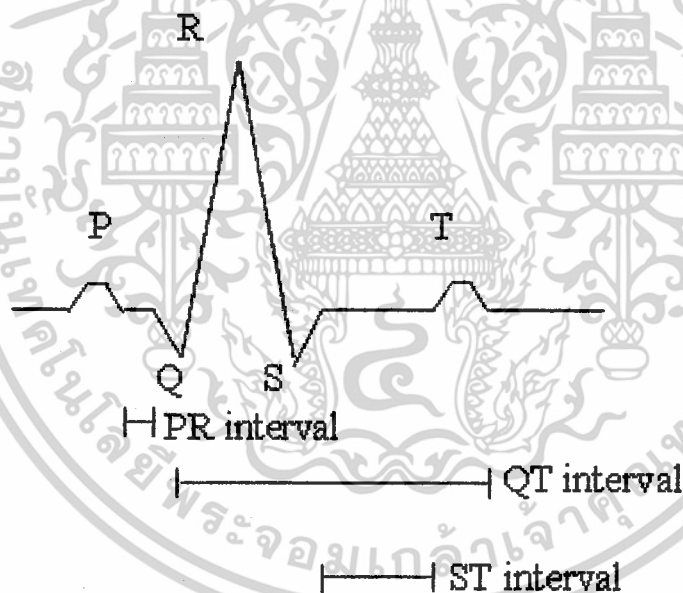
2.16.1.9 **Filter** เป็นวงจรกำจัดสัญญาณรบกวน โดยอาจจะใช้ก็ได้ หรือไม่ใช้ก็ได้ ถ้าไม่มีสัญญาณ รบกวน โดยมีสวิทช์ให้เลือก

2.16.1.10 **Drive Amp.** เป็นภาคขยายกำลังอีกครั้งเพื่อนำไปขับกัลวานอมิเตอร์ให้ปากกาบันทึก เบี่ยงเบน

2.16.1.11 **Recorder Unit** จะประกอบด้วยเข็ม Stylus Heat ทำหน้าที่ปรับความร้อนให้ปากกา บันทึกและส่วนของการบันทึกกระดาษ

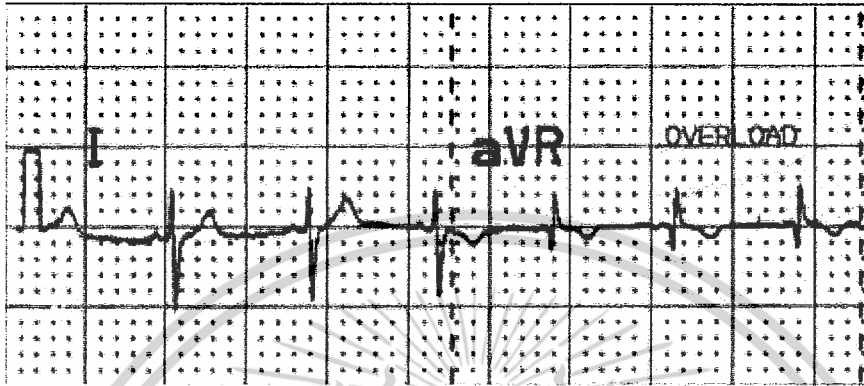
## 2.16.2 Electrocardiography (ECG)

เมื่อเนื้อเยื่อของหัวใจเกิด depolarization ณ จุดหนึ่ง ของเหลวรอบเซลล์จะมีประจุเป็นลบ ส่วนจุดอื่นจะมีประจุเป็นบวก จึงเกิดขั้วขึ้นได้ 2 ขั้วภายในเนื้อเยื่อหัวใจ และกระแสไฟฟ้าจะวิ่งระหว่าง 2 ขั้วนี้ ซึ่งเราสามารถวัดได้จากผิวหนัง เพราะของเหลวรอบเซลล์นี้สามารถนำไฟฟ้าได้ กราฟที่บันทึกคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่ผิวหนังเราเรียกว่า electrocardiogram (ECG or EKG)

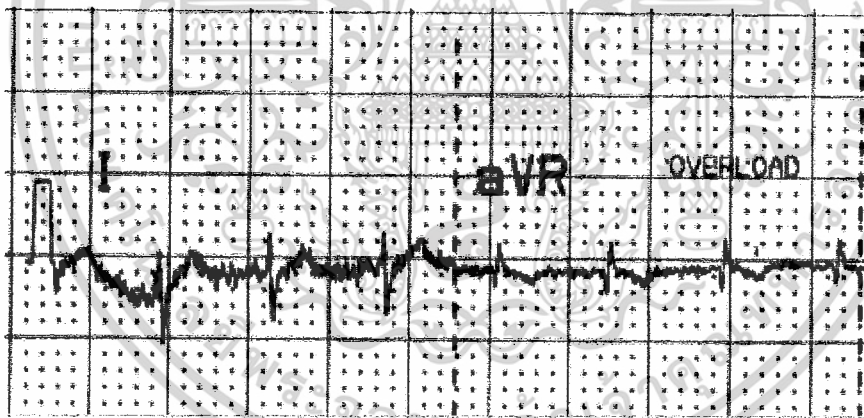


รูปที่ 2.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบปกติ

### 2.16.3 สัญญาณ ECG ที่วัดได้จากตำแหน่งที่แตกต่างกัน



รูปที่ 2.14 ECG จากลำตัว



รูปที่ 2.15 ECG จากฝ่ามือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.16.4 Lead แบบต่างๆในการวัด ECG

### 2.16.4.1 Bipolar limb leads วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง2จุดของแขน/ขา

Lead 1 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้าย-แขนขวา

Lead 2 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้าย-แขนขวา

Lead 3 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้าย-แขนซ้าย

### 2.16.4.2 Unipolar limb leads วัด voltage ของแขน/ขา เทียบกับ central terminal

ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์

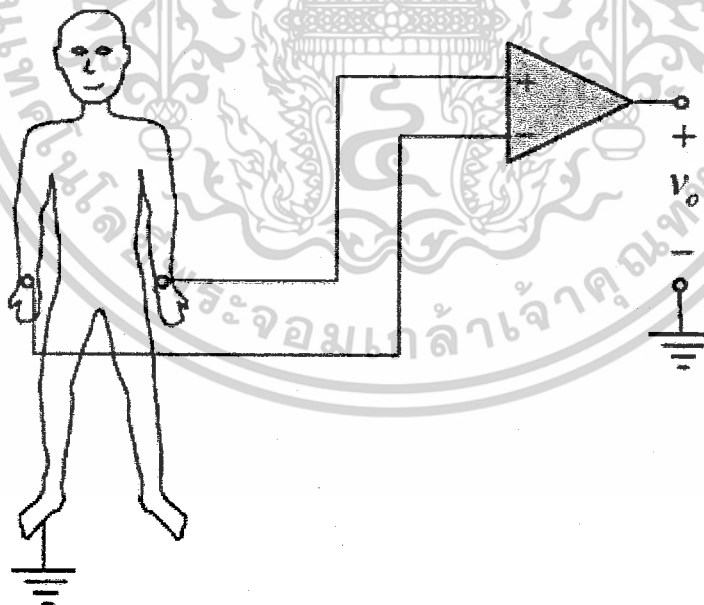
Lead aVR วัด voltage ของแขนขวา (a คือ electrical augmentation 50%)

Lead aVL วัด voltage ของแขนซ้าย

Lead aVF วัด voltage ของขาซ้าย

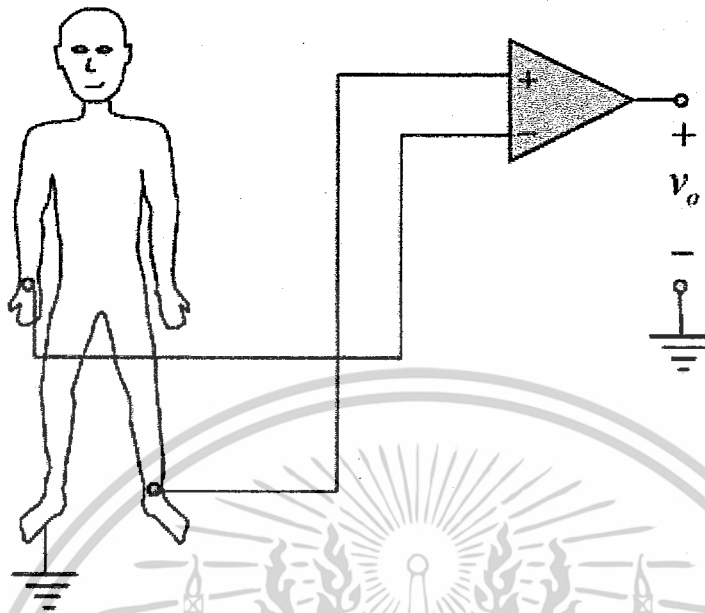
### 2.16.4.3 Chest leads วัด voltage ในแนว horizontal plane: unipolar leads

Lead V1-V6 วัด voltage ที่จุดต่างๆที่ V1-V6 เทียบกับ central terminal (indifferent electrode)

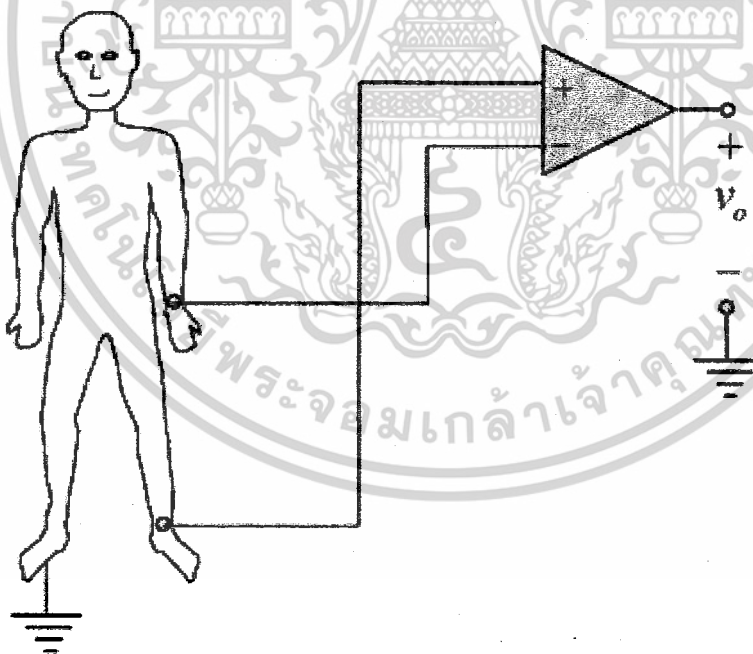


รูปที่ 2.16 Bipolar Leads: Lead 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

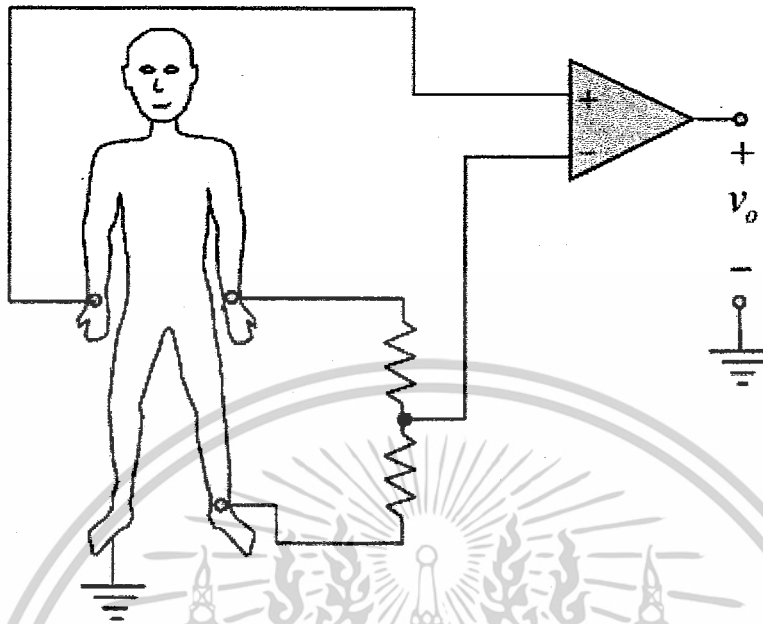


รูปที่ 2.17 Bipolar Leads:Lead 2

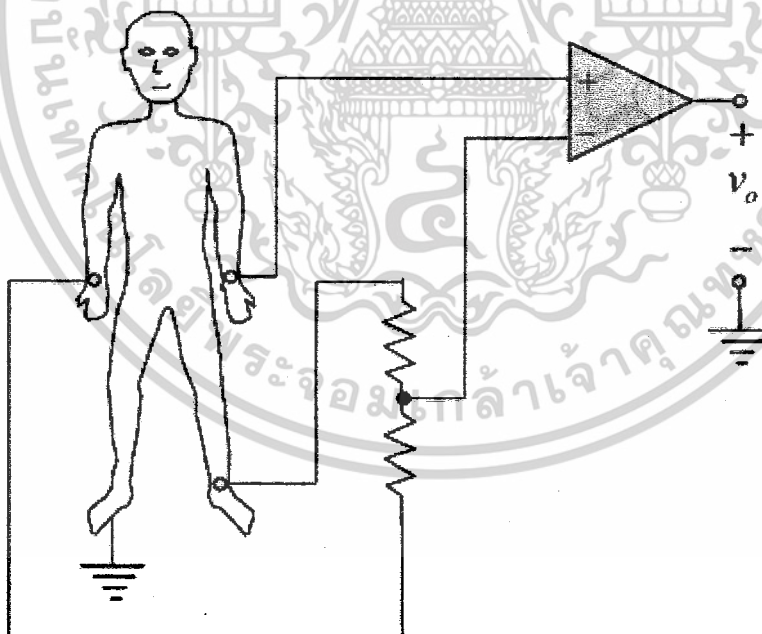


รูปที่ 2.18 Bipolar Leads:Lead 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

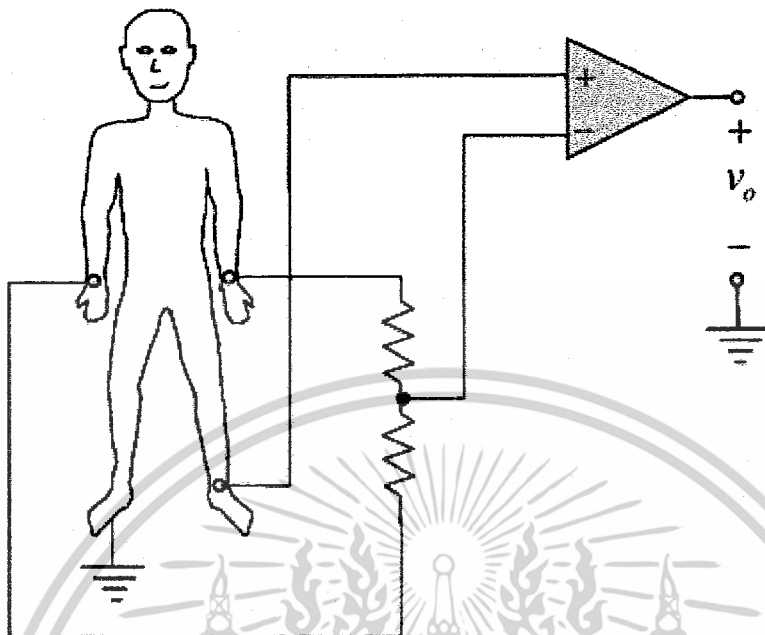


รูปที่ 2.19 Augmented Leads:aVR

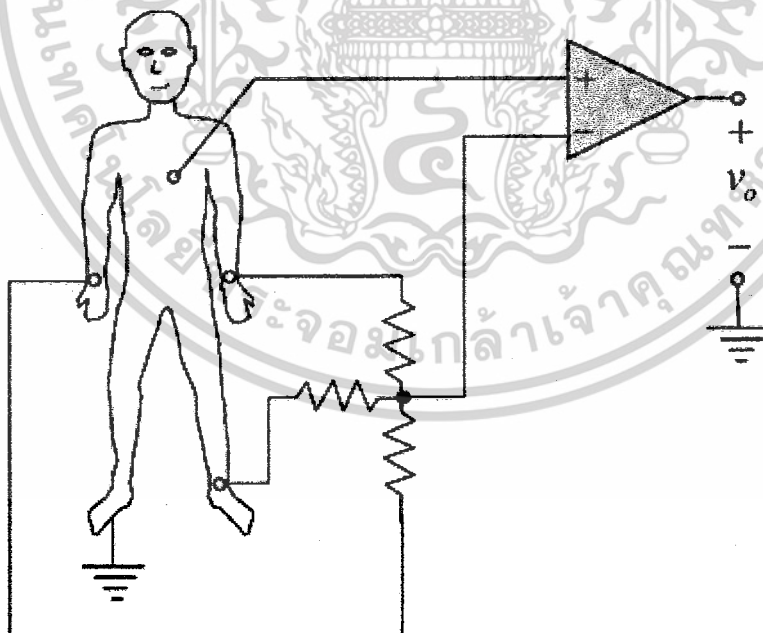


รูปที่ 2.20 Augmented Leads:aVL

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

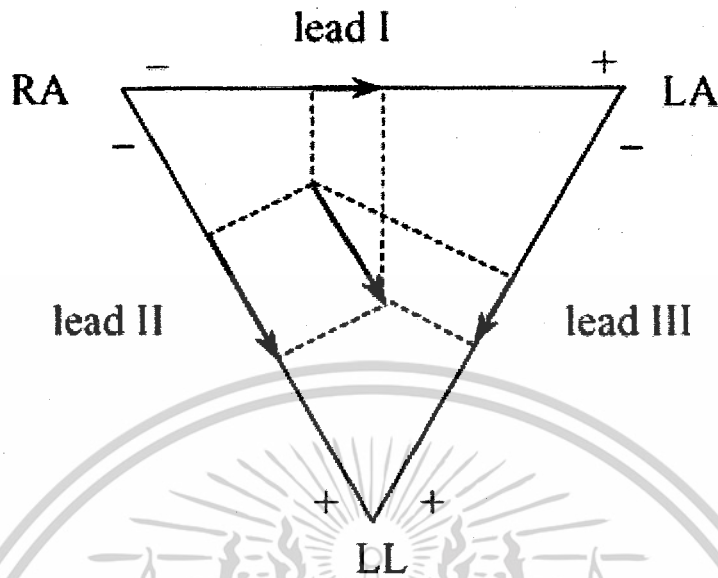


รูปที่ 2.21 Augmented Leads:aVF



รูปที่ 2.22 การวัด chest leads

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.23 สามเหลี่ยมของ Einthoven (Einthoven's Triangle)

## 2.17 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี

### 2.17.1 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wires)

มีบ่อยครั้งที่สายต่อของอิเล็กโทรดของเครื่อง อี ซี จี เส้นหนึ่งเส้นใดขาดไป ศักย์ไฟฟ้าที่สูงสามารถเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลให้ปากกาที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหวได้ตามจังหวะคลื่นความถี่ของคลื่นไฟฟ้าที่เหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ได้ขาด แต่เนื่องจากอิเล็กโทรดสัมผัสไม่ดีกับตัวผู้ป่วย

### 2.17.2 สิ่งรบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะนั้น

ในบางภาวะขณะที่กำลังตรวจวัด อี ซี จี อาจจะต้องการทำดีฟิบริเลชัน ในกรณีเช่นนี้จะต้องป้องกันคลื่นไฟฟ้าที่มีศักย์ไฟฟ้าสูงและกระแสมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดมีศักย์ไฟฟ้าแรงสูงตกคร่อมอิเล็กโทรดของเครื่อง อี ซี จี ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงมากกว่าสัญญาณ อี ซี จี มาก ศักย์ไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่อง อี ซี จี เปลี่ยนระดับไปอย่างมาก ทั้งนี้เนื่องจากการอิมพัลส์ของแอมพลิไฟเออร์ในเครื่อง อี ซี จี คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้มีการเก็บประจุไฟฟ้าของคาปาซิเตนซ์ที่อยู่ในแอมพลิไฟเออร์ แล้วหลังจากนั้นจึงค่อย ๆ ลดลงกลับมาสู่สภาวะพื้นฐานใหม่ แต่ใช้เวลานานซึ่งขึ้นอยู่กับความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ ต้นตออีกอย่างหนึ่งของสิ่งรบกวนในการทำงานเดียวกันนี้ คือ การเคลื่อนไหวของอิเล็กโทรด ซึ่งทำให้มีความเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้ามากกว่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากสัญญาณ อี ซี จี

### 2.17.3 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า

ต้นตอที่สำคัญของการรบกวนเมื่อทำการบันทึกหรือมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้า อี ซี จี คือการรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลัง ระบบไฟฟ้านี้นอกจากจะทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับเครื่อง อี ซี จี แล้วยังต้องจ่ายให้เครื่องใช้ไฟฟ้าต่าง ๆ ที่อยู่ในห้องเดียวกันด้วย การรบกวนดังกล่าวอาจเกิดขึ้นด้วยกลไกที่แตกต่างกันได้

สนามไฟฟ้าที่ควบคุมระหว่างสายไฟจ่ายกำลังกับเครื่อง อี ซี จี และ/หรือตัวผู้ป่วยเป็นผลมาจากสนามไฟฟ้าที่อยู่รอบ ๆ สายไฟหรือรอบ ๆ เครื่องไฟฟ้า สนามไฟฟ้าเหล่านี้อาจจะเกิดขึ้นได้ แม้แต่ไม่ได้ปล่อยไฟฟ้าให้เข้าไปในเครื่อง การรบกวนจึงเป็นเสมือนหนึ่งมีคาปาซิเตอร์ต่ออยู่กับสายไฟที่จ่ายพลังงานไฟฟ้า

กระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิแตนซ์  $C_3$  ที่ควบคุมระหว่างสายไฟกับเครื่อง อี ซี จี และ ไม่ทำให้เกิดการรบกวน  $C_1$  เป็นคาปาซิแตนซ์ระหว่างสายไฟที่จ่ายพลังงานกับสายของอิเล็กโตรด สายหนึ่ง สายใด กระแสไฟฟ้า  $i_{d1}$  ไม่สามารถไหลเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี ได้เพราะมีอินพุทอิมพีแดนซ์สูง แต่จะไหลผ่านรีซิสแตนซ์ของผิวหนังกับอิเล็กโตรด  $Z_1$  และ  $Z_p$  เพื่อลงดิน ในทำนองเดียวกัน  $i_{d2}$  จะไหลผ่าน  $Z_2$  และ  $Z_G$  เพื่อลงดิน อิมพีแดนซ์ของร่างกายซึ่งมีค่าประมาณ 500 โอห์มนั้นสามารถตัดทิ้งไปได้เมื่อเปรียบเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์อื่น ๆ ที่แสดงไว้ ศักย์ไฟฟ้าที่ได้ขยายแล้วนั้นจะปรากฏระหว่างอินพุทของ A และ B ดังสมการ  $v_A - v_B = i_{d1} Z_1 - i_{d2} Z_2$

ถ้าสายไฟ 2 เส้นวางอยู่ใกล้กัน โดยที่  $i_{d1}$  เท่ากับ  $i_{d2}$  แล้วจะได้ค่าดังสมการ การ  $v_A - v_B = i_{d1}(Z_1 - Z_2)$  ค่าที่ได้เมื่อใช้สายยาว 9 เมตรนั้น จะได้  $I_d = 6 \text{ nA}$  อิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอิเล็กโตรด อาจแตกต่างกันได้มากถึง 20 กิโลโอห์ม ดังนั้นจะได้ค่าดังสมการ การ  $v_A - v_B = (6 \text{ nA})(20\text{k}) = 120 \mu\text{V}$ .

ค่าดังกล่าวทำให้เกิดการรบกวนได้มากพอสมควร สามารถทำให้ลดลงได้โดยการหุ้มกำบังสายอิเล็กโตรดพร้อมกับการต่อลงดินด้วย ซึ่งการกระทำเช่นนี้ได้ทำไว้แล้วในเครื่อง อี ซี จี ที่ทันสมัยเป็นส่วนมาก การลดอิมพีแดนซ์ระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโตรดก็สามารถช่วยได้

กระแสไฟฟ้าสามารถไหลจากสายไฟเข้าไปในร่างกายได้ กระแส  $i_{db}$  จะไหลผ่านอิมพีแดนซ์ของสายดิน  $Z_G$  เพื่อลงดิน ศักย์ไฟฟ้าที่ตกลงมาจะทำให้เกิด common mode voltage  $V_{cm}$  ทั่วร่างกายดังสมการ  $V_{cm} = i_{db} Z_G$  เมื่อได้แทนค่าแล้ว จะได้ดังในสมการ  $V_{cm} = 10\text{mV}$ .

ในสถานะแวดล้อมที่มีกระแสไฟฟ้าน้อย ซึ่ง  $i_{db}$  มากกว่า  $1 \mu A$ ,  $V_{cm}$  สามารถมีค่ามากกว่า  $50 \text{ mV}$ . ถ้าแอมพลิไฟเออร์สามารถทำงานได้อย่างสามบุรณ์ จะไม่เกิดปัญหาแต่อย่างใดเพราะว่าดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์สามารถจำกัด common-mode voltages อย่างไรก็ตามแอมพลิไฟเออร์ที่แท้จริงนั้นจะต้องมีอินพุทอิมพีแดนซ์ที่มีค่า  $Z_{in}$  ดังนั้น  $V_{cm}$  จะมีค่าลดลงเนื่องจากถูกจำกัดโดยอิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอีเล็กโตรดและ  $Z_{in}$  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  $Z_{in}$  มากจะได้ค่าสมการ  $v_A - v_B = V_{cm} (Z_2 - Z_1)/Z_{in}$

เมื่อได้แทนค่าต่าง ๆ ลงในสมการ จะได้  $v_A - v_B = 40 \mu V$ . ผลเช่นนี้จะสังเกตเห็นได้ในการตรวจสอบวัด อี จี และจะเห็นได้ชัดเจนมากเมื่อทำการตรวจวัด อี อี จี สามารถทำให้ลดน้อยลงได้ด้วยการลดอิมพีแดนซ์ระหว่างผิวหนังกับอีเล็กโตรด และเพิ่มอิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์

ดังนั้นเราจะเห็นได้ว่าความแตกต่างระหว่างอิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอีเล็กโตรดมีความสำคัญจะต้องพิจารณาในการออกแบบแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา มักจะมี common-mode voltage เกิดขึ้นเสมอ ดังนั้นความไม่สมดุลของอินพุทและ  $Z_{in}$  เป็นปัจจัยที่สำคัญในการตรวจหา CMRR โดยไม่คำนึงถึงว่าดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์จะมีคุณสมบัติที่ดีเพียงใดก็ตาม

ต้นตออย่างอื่นของการรบกวนที่เกิดจากสายไฟจ่ายพลังงานคือการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็ก กระแสไฟฟ้าในสายไฟจะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กรอบ ๆ สายไฟนั้น สนามแม่เหล็กอาจเกิดได้จากทรานส์ฟอร์มเมอร์และบาลาสของหลอดไฟลูออเรสเซนต์ ถ้าสนามแม่เหล็กผ่านเข้าไปในขดลวดที่สร้างขึ้น โดยเครื่อง อี ซี จี, สายต่อและตัวผู้ป่วย จะเกิดศักย์ไฟฟ้าเหนี่ยวนำในวงจรนี้ ศักย์ไฟฟ้าจะได้สัดส่วนกับความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวดรอบเดียวที่เกิดขึ้นด้วย สามารถลดการรบกวนนี้ได้โดย

- 2.17.3.1 การลดสนามแม่เหล็ก โดยการหุ้มกำบัง
- 2.17.3.2 หลีกเลียงจากสนามแม่เหล็กโดยการวางเครื่อง อี ซี จี และสายต่อให้ห่างจากสนามแม่เหล็ก
- 2.17.3.3 การลดพื้นที่ของขดลวดรอบเดียว โดยการบิดสายต่อให้พันเป็นเกลียว

#### 2.17.4 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นสามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี ซี จี ได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้, สถานีโทรทัศน์หรือสถานีเรดาร์ เครื่อง อี ซี จี สามารถรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้และเรกติไฟร์โดยตัวเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจถูกเปลี่ยนแปลงได้โดยพื้นหน้าตัดระหว่างอิเล็กโตรลัทซ์ สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นโดยเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่องโคอะเรอร์มีขั้วมักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดจากเครื่องเอ็กซเรย์หรือสวิตช์และรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ในโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ก็สามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้ลดน้อยลงได้โดยการคาปาซิเตอร์ขนาดเล็กให้ขนานกับแอมพลิไฟเออร์ของเครื่อง อี ซี จี รีแอกแตนซ์ของคาปาซิเตอร์นี้มีค่าสูงมากที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น อี ซี จี ได้ ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่องอี ซี จี ลดลงอย่างใดที่ความถี่ของคลื่นวิทยุ นั่น ค่าของรีแอกแตนซ์มีค่าต่ำพอที่จะทำให้คลื่นรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าลัดวงจรไป โดยไม่ไปในทางอินพุทของแอมพลิไฟเออร์

ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าซึ่งมีต้นตอเกิดขึ้นในร่างการเอง การรบกวนนี้เกิดจากกล้ามเนื้อลายที่อยู่ระหว่างอิเล็กโตรด เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัว จะทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้า อี เอ็ม จี และป้อนเข้าไปทำการรบกวนในเครื่อง อี ซี จี ได้

#### 2.17.5 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection)

วงจรที่ใช้แยกซึ่งได้ออกแบบไว้โดยทั่ว ๆ ไปนั้น จะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตรายของไฟฟ้าลัดที่เกิดขึ้นระหว่างตัวผู้ป่วย, เครื่อง อี ซี จี และเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียง ในบางกรณีไฟฟ้าจากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยไปเข้าเครื่อง อี ซี จี อาจทำให้เครื่อง อี ซี จี ได้รับความเสียหายได้ เช่นเครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าที่ใช้ในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับเครื่องตัดจี้ขาดหรือหลุดไป จะมีศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบกับสายดินนั้นสูงมาก ศักย์ไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี หรือเครื่องมอนิเตอร์หัวใจ ถ้ามีจำนวนมากพอ ก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้ นอกจากนั้นยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการในภาพบันทึกได้

ตามที่อุคมคคแล้วเครื่อง อี ซี จี ควรจะได้รับการออกแบบเพื่อป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดี อาจไม่มีระบบป้องกัน หรือไม่สามารถป้องกันได้หมด วงจรที่ใช้ป้องกัน โดยมีอุปกรณ์ที่ใช้จำกัดศักย์ไฟฟ้า 2 ปลาย ที่ต่ออยู่ระหว่างอิเล็กโตรดแต่ละอันของผู้ป่วยกับสายดิน

การต่อไดโอด 2 อัน ให้กลับขั้วกัน ดังนั้นเมื่อมีศักย์ไฟฟ้าที่ถึงระดับ 600 มิลลิโวลต์ ไอโอดตัวหนึ่งตัวใดจะทำงาน จึงช่วยจำกัดศักย์ไฟฟ้าให้อยู่ที่ 600 มิลลิโวลต์ได้ อย่างไรก็ตามการจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีที่ระดับ 600 มิลลิโวลต์ แต่จะค่อย ๆ เกิดขึ้นที่ระดับประมาณ 300 มิลลิโวลต์ ดังนั้นสัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

#### 2.17.6 การลด Common-mode และการรบกวนอย่างอื่น

ดังที่ได้กล่าวในตอนต้นแล้วว่า common-mode voltages สามารถทำให้เกิดการรบกวนในแอมพลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่าจะมีแอมพลิไฟเออร์ที่มี high common-mode rejection ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดจาก common-mode voltages ได้ แต่วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหาคือ การกำจัดต้นตอของศักย์ไฟฟ่ารบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้จะได้กล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่น ๆ พร้อมทั้งค้นหาเพื่อที่จะทำให้ลดน้อยลง

#### 2.17.7 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้สามารถเข้ามาได้โดยการควบคุมคาปาซิแตนซ์และการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็ก เราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ได้ โดยการกำนัลดต้นตอด้วยวิธีการหุ้มกำบัง (shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิต นั้นกระทำได้โดยการต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้กั้นอยู่ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัด แล้วต่อลงดินด้วย โรงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับตรวจ อี ซี จี โดยการฝังวัสดุที่นำไฟฟ้าได้ เช่น มุ้งลวดในฝาผนังของห้องดังกล่าว

การหุ้มกำบังดังกล่าวนี้จะไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากว่าโลหะที่ใช้ นั้นจะเป็นชนิดที่มี high permeability เช่น การใช้แผ่นเหล็กไร้สนิม เป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าแผ่นกั้นนั้นต้องเป็นตัวนำแม่เหล็กที่ดีและนำไฟฟ้าที่ดีด้วย วิธีที่มีราคาถูกกว่ามากคือ การลดพื้นที่ระหว่างดิฟเฟอเรนเชียลอินพุทกับแอมพลิไฟเออร์ ในกรณีที่เป็นสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียล และระหว่างอินพุทกับสายดิน ในกรณีที่เป็นสัญญาณ common-mode กระทำได้ง่ายโดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียว ก็สามารถลดการรบกวนได้มาก

#### 2.17.8 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of ground loops)

วงจรสายดินสามารถทำให้เกิด common-mode voltages จากการไหลของกระแสไฟฟ้าในวงจรที่ลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้ จะต้องออกแบบวงจรสายดิน ให้มีทางเดินทางเดียวระหว่างอุปกรณ์แต่ละอย่างกับดิน วงจรสายดินควรจะมีรูปร่างคล้ายดาวที่มีจุดลงดินที่กึ่งกลาง และมีรัศมีกระจายออกไปสู่อุปกรณ์ต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

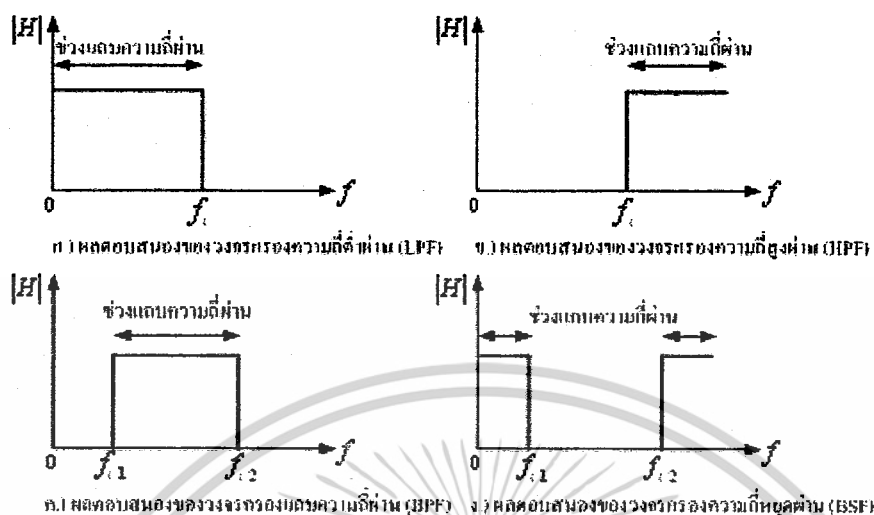
### 2.17.9 ระบบที่ป้อนศักย์ไฟฟ้าให้แก่ขาข้างขวา (Driven-right-leg system)

ในระบบของเครื่อง อี ซี จี ที่ทันสมัยนั้น ตัวผู้ป่วยไม่ได้ถูกต่อลงดินเลย แต่อิเล็กทรอนิกส์ที่ต่อกับขาข้างขวานั้นจะถูกต่ออยู่กับเอาต์พุตของออปแอมป์อีกชุด จะมีรีซิสเตอร์ซึ่งทำหน้าที่เฉลี่ย 2 ตัว คือ  $R_x$  ทำหน้าที่รับ common-mode voltages จากร่างกาย ทำให้กลับหัวและมีอัตราขยายมากขึ้น แล้วจึงป้อนกลับ โดยผ่านทางรีซิสเตอร์  $R_o$  ไปยังขาข้างขวา การป้อนกลับเชิงลบนี้จะขับ common-mode voltages ให้ไปสู่ค่าต่ำ กระแสที่ไหลอยู่ในร่างกายจะไม่ไหลลงดิน แต่จะไหลไปยังวงจรเอาต์พุตที่เป็นออปแอมป์ จึงทำให้การรบกวนลดลงไปได้

วงจรนี้มีประโยชน์ในด้านความปลอดภัยต่ออันตรายจากไฟฟ้าอีกด้วย ถ้ามีศักย์ไฟฟ้าสูงเกิดขึ้นระหว่างผู้ป่วยและสายดิน ที่เกิดเนื่องจากกระแสรั่วไหลหรือวิธีอื่น จะทำให้ออปแอมป์ชุดที่เสริมเข้ามาทำงานจนถึงจุดอิ่มตัว ค่าของ  $R_o$  ที่อยู่ระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน อาจมีค่าหลายเมกะโอห์ม ดังนั้นจึงสามารถป้องกันผู้ป่วยได้

### 2.18 ทฤษฎีวงจรกรองความถี่

วงจรกรองความถี่นับเป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่มีความสำคัญมาก โดยจะนำไปใช้งานในด้านต่างๆ เช่นทางด้านอิเล็กทรอนิกส์, การสื่อสาร, การควบคุม, ทางด้านเครื่องมือแพทย์และทางด้านเครื่องเสียง ซึ่งในทุกวันนี้วงจรกรองความถี่สามารถแบ่งออกเป็นสองรูปแบบคือวงจรกรองความถี่แบบแอนะล็อก(analog filter) กับวงจรกรองความถี่แบบดิจิทัล(digital filter) วงจรกรองความถี่ทำหน้าที่จำแนกความถี่ตามความต้องการของผู้ใช้ แบ่งตามคุณลักษณะของผลตอบสนองความถี่(frequency response) ดังรูปที่ 1 ได้ 4 ชนิดด้วยกันคือ วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน(low-pass filter ; LPF), วงจรกรองความถี่สูงผ่าน(high-pass filter ; HPF), วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน(band-pass filter ; BPF) และวงจรกรองแถบความถี่หยุดผ่าน(band-stop filter ; BSF)



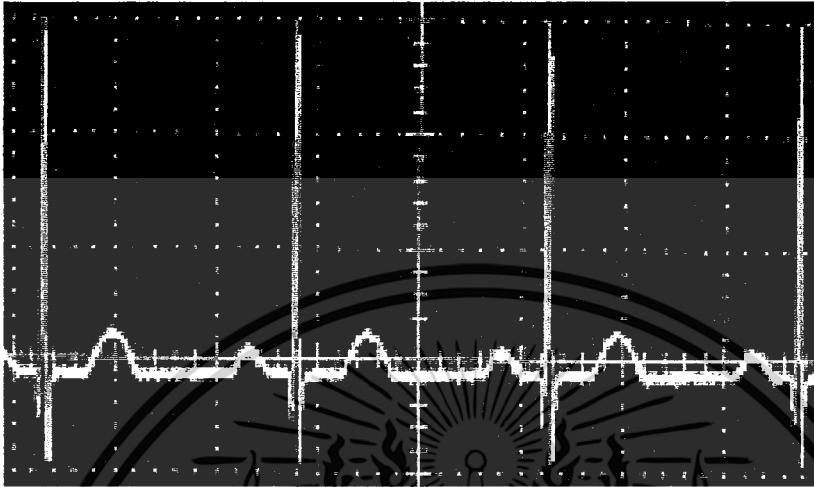
รูปที่ 2.24 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ในอุดมคติ

จากผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ในทางอุดมคติ ในรูป เมื่อให้  $|H|$  คือขนาดของแรงดันทางเข้าเอาต์พุต วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน จะยอมให้ความถี่ตั้งแต่ 0 Hz ถึง ความถี่  $f_c$  ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจรได้ ส่วนความถี่ที่สูงกว่า  $f_c$  ความถี่จะไม่ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจร สำหรับวงจรกรองความถี่สูงผ่านจะยอมให้ความถี่สูงกว่าความถี่  $f_c$  ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจรได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ 0 Hz ถึงความถี่  $f_c$  จะไม่ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจร สำหรับวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน จะยอมให้ความถี่ตั้งแต่  $f_{c1}$  ถึง  $f_{c2}$  ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจร ส่วนความถี่ตั้งแต่ 0 Hz ถึงความถี่  $f_{c1}$  กับความถี่ที่สูงกว่า  $f_{c2}$  จะไม่ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจร และวงจรกรองแถบความถี่หยุดผ่าน จะไม่ยอมให้ช่วงความถี่  $f_{c1}$  ถึงความถี่  $f_{c2}$  ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจร ความถี่อื่นๆ วงจรยอมให้ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตได้

วงจรกรองความถี่ที่ใช้งานกันอยู่ทั่วไป มักนิยมใช้วงจรกรองความถี่แบบแอนาลอก ซึ่งประกอบไปด้วย ตัวความต้านทาน(R), ตัวเก็บประจุ(C), ตัวเหนี่ยวนำ(L) และอุปกรณ์กึ่งตัวนำเช่น ออปแอมป์ ข้อดีคือออกแบบได้ง่าย ราคาถูก แต่มีข้อเสียที่วงจรขาดเสถียรภาพ(stability) ความถี่ที่ต้องการมีความคลาดเคลื่อนสูง แต่ในปัจจุบันได้หันมานิยมใช้วงจรกรองความถี่แบบดิจิทัลกันมาก เพราะมีเสถียรภาพที่ดีกว่า ความถี่ที่ต้องการมีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า แต่มีข้อเสียคือ การออกแบบทำได้ยากกว่า และมีราคาสูงกว่า สำหรับโครงการนี้ขอกล่าวถึงการออกแบบวงจรกรองความถี่อันดับสูง (High-Order Filter) ซึ่งเป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบแอนาลอกเพียงอย่างเดียวเท่านั้น ในทางปฏิบัตินั้นไม่นิยมที่จะสร้างวงจรกรองความถี่ประสิทธิภาพสูงกว่าอันดับสอง จากออปแอมป์ตัวเดียว ดังนั้นวงจรกรองอันดับสูงจึงต้องสร้างจากการต่อเรียง หรือที่เรียกว่า คาสเคด (Cascading) เช่นวงจรกรองความถี่อันดับห้า จะประกอบด้วยวงจรกรองความถี่อันดับหนึ่ง 1 วงจร และวงจรกรองความถี่อันดับสอง 2 วงจร เป็นต้น

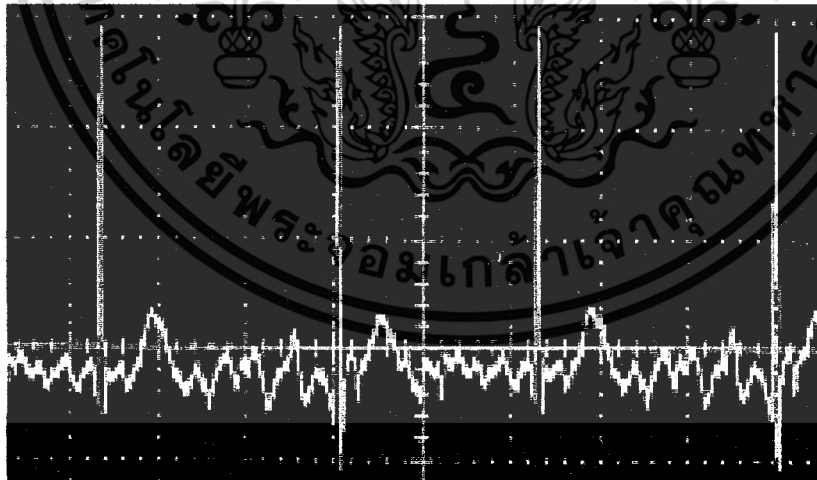
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.19 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ



Normal ECG Waveform

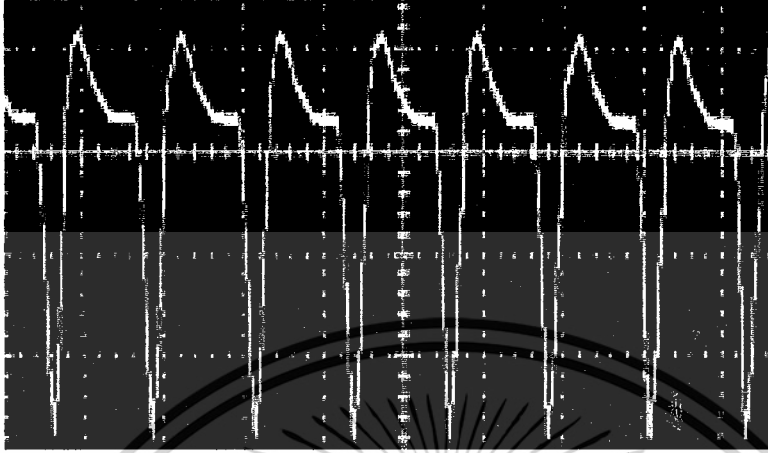
รูปที่ 2.25 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ



Atrial Fibrillation Waveform

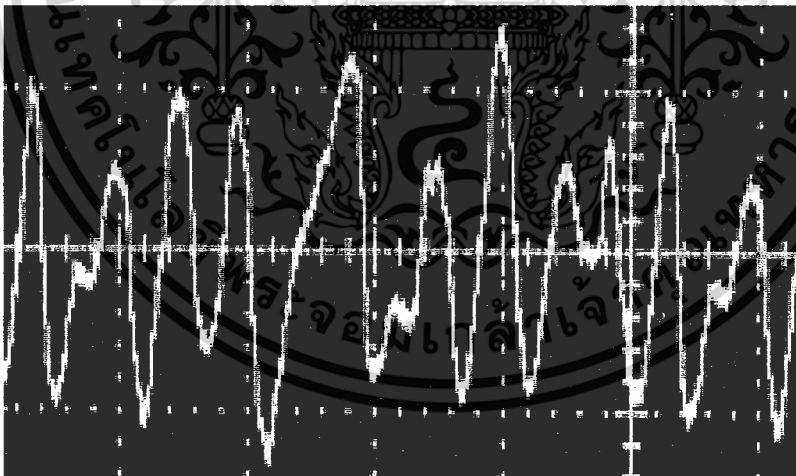
รูปที่ 2.26 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



### Ventricular Tachycardia Waveform

รูปที่ 2.27 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หัวใจเต้นเร็วผิดปกติ



### Ventricular Fibrillation Waveform

รูปที่ 2.28 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.20 ความรู้เบื้องต้นของออปแอมป์

จอร์จ ฟิลบริคค์ (George Philbrick) เป็นผู้พัฒนาที่ทำให้ออปแอมป์เป็นที่รู้จักอย่างกว้างขวาง โดยได้ออกแบบและผลิตออปแอมป์แบบหลอดสูญญากาศเดี่ยว (Single vacuum tube op amp) ในปี พ.ศ. 2491 เพื่อใช้งานกับแอนะล็อกคอมพิวเตอร์ ใช้งานในเชิงคณิตศาสตร์เท่านั้น ออปแอมป์เป็นกลุ่มวงจรที่ใช้งานมากที่สุดแบบหนึ่งในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เราใช้ออปแอมป์ในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ทั้งวงจรขยายเสียง วงจรเรีกูเลเตอร์ วงจรเครื่องมือวัด วงจรกำเนิดสัญญาณ และวงจรอื่น ๆ อีกมาก ด้วยการใช้เทคโนโลยีทางด้านไอซี ดังนั้นออปแอมป์จึงกลายเป็นไอซีที่เรียกได้ว่า “มาตรฐาน” และ “ทั่วไป” ซึ่งพบเห็นได้ทั่วไปในวงจรอิเล็กทรอนิกส์

### 2.20.1 ออปแอมป์คืออะไร

Op - Amp (Operational Amplifier IC) คือ อุปกรณ์ที่มีอินพุต เป็นการขยายแบบคิฟเฟอเรนเชียลและมีเอาต์พุตเดี่ยว ซึ่งมีอัตราขยายสูง มีการนำไปใช้ในวงจรต่าง ๆ ดังนี้

1. Amplifier
2. Integrator
3. Differentiator
4. Voltage follower
5. Oscillator
6. Mathematical circuit ฯลฯ

OP - AMP แต่ละเบอร์ที่โรงงานผลิตขึ้นมาจะมีคุณสมบัติบางอย่างเฉพาะตัวตามคู่มือของโรงงานผู้ผลิตเช่น

- High voltage gain
- High current gain
- Short - circuit protection
- Low power consumption
- Temperature stability

ออปแอมป์ในปัจจุบัน อยู่ในรูปแบบของ IC ซึ่งได้มีการพัฒนาที่สำคัญ 2 ประการ คือ

1. มีการนำ FET มาแทน Bipolar Transistor โดยนำ JFET มาเป็นส่วนอินพุต ทำให้กินกระแสรั้น้อย MOSFET มาเป็นส่วนเอาต์พุต ทำให้มีการทำงานได้เร็วขึ้น และใช้งานที่ความถี่สูงขึ้นกว่าเดิม
2. สามารถสร้างออปแอมป์ 2 ตัว และ 4 ตัว ในตัวถังเดียวกัน

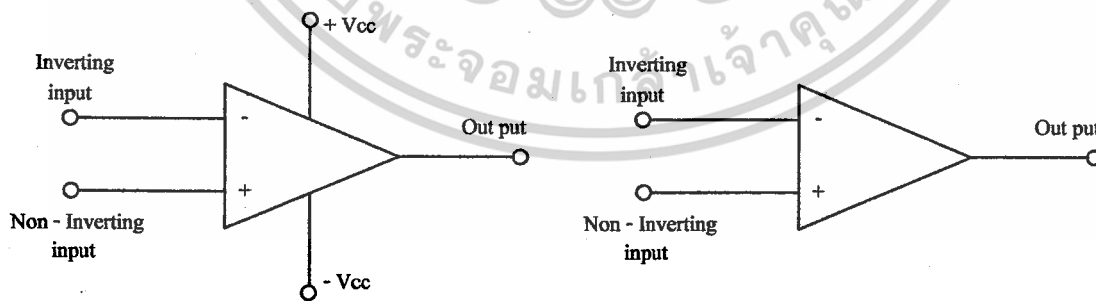
การใช้งานของออปแอมป์ มีการนำไปใช้งานอย่างกว้างขวางคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. High current and /or High voltage capability
2. Sonar send / receive modules
3. MPX Amp
4. Programmable gain amplifier
5. Automotive instrumentation and control
6. Communication IC
7. Radio / audio / video IC

## 2.21 คุณสมบัติของออปแอมป์

ออปแอมป์ (Op-Amp) เป็นชื่อย่อสำหรับเรียกวงจรรขยายที่มาจาก Operating Amplifier เป็นวงจรรขยายแบบค่อตรง (Direct coupled amplifier) ที่มีอัตราขยายสูงมากใช้การป้อนกลับแบบลบไปควบคุมลักษณะการทำงาน ทำให้ผลการทำงานของวงจรร ไม่ขึ้นกับพารามิเตอร์ภายในของออปแอมป์ วงจรรภายในประกอบด้วยวงจรรขยายที่ค่ออนุกรมกัน ภาคคือ วงจรรขยายคิฟเฟอเรนเชียลด้านทางเข้า วงจรรขยายคิฟเฟอเรนเชียลภาคที่สอง วงจรรเลื่อนระดับและวงจรรขยายกำลังด้านทางออก สัญลักษณ์ที่ใช้แทนออปแอมป์จะเป็นรูปสามเหลี่ยม ไอซีออปแอมป์เป็นไอซีที่แตกต่างกันไปจากลิเนียร์ไอซีต่างๆ ไปคือ ไอซีออปแอมป์มีขาอินพุท 2 ขา เรียกว่าขาเข้าไม่กลับเฟส (Non-Inverting Input) หรือ ขา + และขาเข้ากลับเฟส (Inverting Input) หรือขา - ส่วนทางด้านออกมีเพียงขาเดียว เมื่อสัญญาณป้อนเข้าขาไม่กลับเฟสสัญญาณทางด้านออกจะมีเฟสตรงกับทางด้านเข้า แต่ถ้าป้อนสัญญาณเข้าที่ขาเข้ากลับเฟส สัญญาณทางออกจะมีเฟสต่างไป 180 องศา จากสัญญาณทางด้านเข้า



รูปที่ 2.29 แสดงสัญลักษณ์ออปแอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.21.1 คุณสมบัติของออปแอมป์ในทางอุดมคติ

1. อัตราขยายมีค่าสูงมากเป็นอนันต์หรือ อินฟินิตี้ ( $AV = \infty$ )
2. อินพุตอิมพีแดนซ์มีค่าสูงมากเป็นอนันต์ ( $Z_i = \infty$ )
3. เอาต์พุตอิมพีแดนซ์มีค่าต่ำมากเท่ากับศูนย์ ( $Z_o = 0$ )
4. ความกว้างของแบนด์วิธ (Bandwidth) ในการขยายสูงมาก ( $BW = \infty$ )
5. สามารถขยายสัญญาณได้ทั้งสัญญาณ AC และ DC
6. การทำงานไม่ขึ้นกับอุณหภูมิ

### 2.21.2 คุณสมบัติที่สำคัญของออปแอมป์

1. ไม่มีกระแสไหลเข้าอินพุต
2. ผลต่างระหว่างแรงดันที่อินพุตทั้งสองของออปแอมป์จะมีค่าเป็นศูนย์
3. อัตราขยายแบบรูปเปิดสูงมาก ไม่ต่ำกว่า 10,000 เท่า หรือ 80 dB ขึ้นไป
4. การต่อหลายๆภาคของออปแอมป์ ต้องต่อกัน โดยตรง
5. เอาต์พุตที่ได้จะเป็นแบบกลับเฟส ซึ่งจะทำให้เกิดการป้อนกลับแบบลบได้โดยต่อตัวต้านทานภายนอกจากเอาต์พุตป้อนกลับ ไปยังอินพุตช่วยให้วงจขยายไม่เกิดการ ออสซิลเลต

### 2.21.3 อัตราขยายแรงดันแบบรูปเปิด (Open Loop Voltage Gain) หาได้จากสมการ

$$A_{vol} = V_o / V_{in}$$

$$\text{และ } V_o = A_{vol} * V_{in}$$

### 2.21.4 ผลคูณของอัตราขยายและแถบความถี่ สามารถหาได้จากสมการ

$$f_2 = f_u / A_v$$

โดยที่  $f_2$  = แถบความถี่สูงสุด หน่วยเป็น Hz

$f_u$  = ความถี่ที่มีอัตราขยายเป็นหนึ่ง (Unity - gain frequency)

$A_v$  = อัตราขยายแรงดันแบบรูปเปิด หน่วยเป็นเท่า

### 2.21.5 อัตราขยายแรงดันในหน่วยเดซิเบล (dB) หาได้จากสมการ

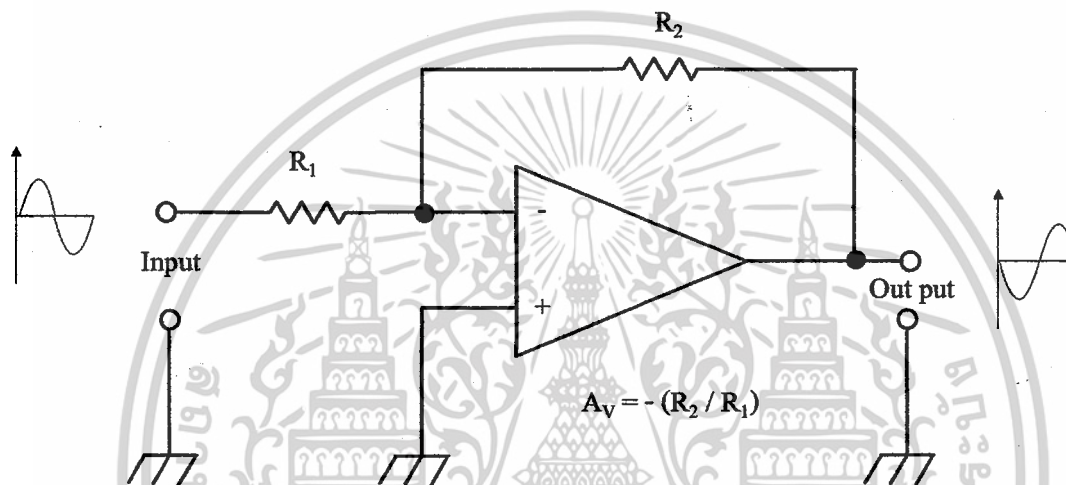
$$A_{dB} = 20 \log A_v$$

เมื่อศึกษาคุณสมบัติของออปแอมป์ในอุดมคติแล้วพบว่า ออปแอมป์ได้รวมข้อดีของวงจขยายไว้ได้อย่างครบถ้วน เนื่องจากมีอัตราขยายเป็นอนันต์และสามารถขยายสัญญาณได้ทั้งไฟกระแสสลับและไฟกระแสตรง การนำไปใช้งานในบางครั้งเมื่อต้องการลดอัตราขยายก็สามารถทำได้โดยการป้อนกลับ (Feed Back) เพื่อมาลดอัตราการขยาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลง และข้อดีอีกประการหนึ่งก็คือ อิมพีแดนซ์ทางอินพุตมีอิมพีแดนซ์สูงมาก จึงทำให้เหมือนไม่มีกระแสอินพุทไหลเลยลักษณะเช่นนี้จึงทำให้วงจรทางอินพุทไม่ไหลคควจรส่งกำลังในส่วนหน้า เช่นเดียวกันที่เอาท์พุทมีอิมพีแดนซ์เป็นศูนย์สามารถนำไปเชื่อมต่อกับวงจรอื่นได้ดี

### 2.21.6 วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)



รูปที่ 2.30 วงจรขยายออปแอมป์แบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)

ในวงจรขยายออปแอมป์นั้นสามารถที่จะกำหนดอัตราการขยายของวงจรได้โดยการใช้วงจรเนกาทีฟฟีดแบ็ค (Negative Feedback) เมื่อเราป้อนสัญญาณเข้าทางขากลับเฟส (ขา -) แรงดันด้านทางออกจะมีมุมเฟสต่างไปจากแรงดันทางเข้า 180 องศา ซึ่งมีลักษณะตรงข้าม สัญญาณตรงกันข้ามนี้จะถูกป้อนกลับผ่าน  $R_2$  เข้ามายังขาอินเวอร์ตอีกครึ่งหนึ่ง ตรงจุดนี้จะทำให้สัญญาณเกิดการหักล้างกันอัตราการขยายก็จะลดลง ถ้าตัวต้านทานที่เป็นตัวป้อนกลับมีค่ามาก จะทำให้สัญญาณป้อนกลับมีขนาดเล็กอัตราการขยายออกจึงสูง ถ้าตัวต้านทานที่ป้อนกลับมีค่าน้อยสัญญาณป้อนกลับไปได้มากอัตราการขยายก็จะลดลง ฉะนั้นอัตราส่วนของความต้านทาน  $R_1$  และ  $R_2$  จะเป็นตัวกำหนดอัตราการขยายของวงจร โดยไม่ขึ้นกับอัตราการขยายของออปแอมป์ ซึ่งสามารถหาอัตราการขยายแรงดันได้จากสูตร

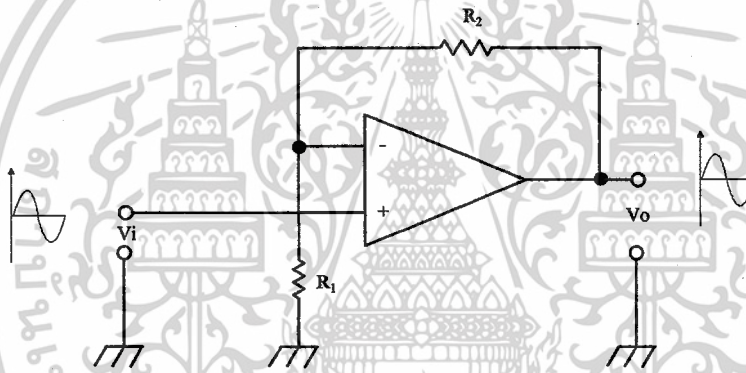
$$AV = -\frac{R_2}{R_1}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.21.7 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

วงจรขยายนี้เป็นวงจรขยายอีกแบบหนึ่งที่ต้องการเฟสในการขยายเป็นเฟสเดียวกัน ดังนั้นการป้อนสัญญาณอินพุตจึงต้องป้อนเข้าที่ขาอินพุตไม่กลับเฟส (+) ซึ่งเมื่อขยายออกที่เอาต์พุตแล้วจะได้สัญญาณเอาต์พุตที่มีเฟสเหมือนเดิม ดังนั้นในวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสนี้การป้อนกลับเพื่อลดอัตราขยายจึงยังคงต้องป้อนไปยังขาอินเวอร์ตติ้ง (-) เพื่อให้เกิดการหักล้างของสัญญาณกันภายในตัวโอซีโอปแอมป์ โดยสามารถหาอัตราขยายของวงจรได้จากสูตร

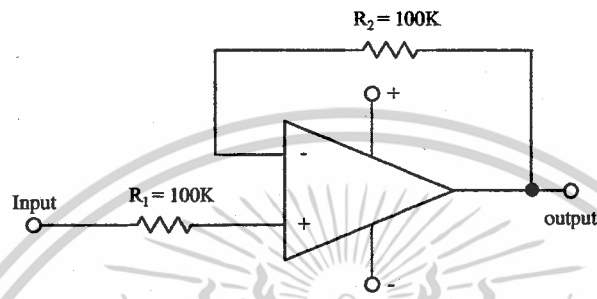
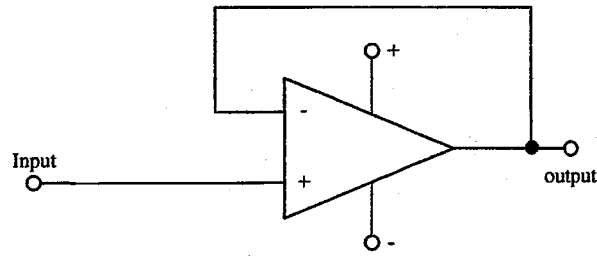
$$AV = \frac{R_2}{R_1} + 1$$



รูปที่ 2.31 วงจรขยายออปแอมป์แบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

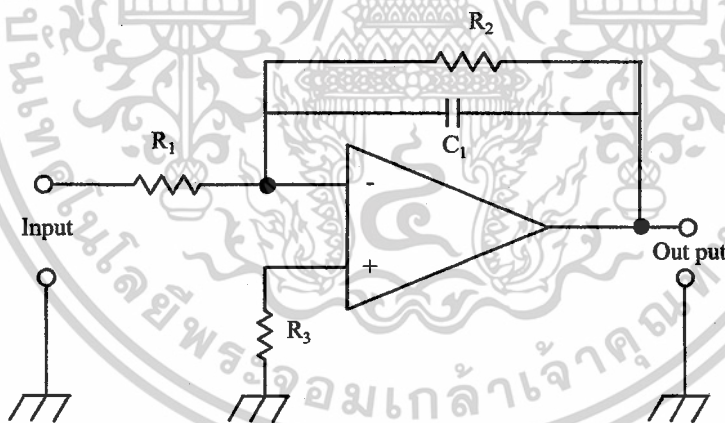
### 2.21.8 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer)

วงจบบัฟเฟอร์หรือวงจรกันชน เป็นวงจรที่ใช้เชื่อมวงจรสองวงจรเข้าด้วยกัน เช่น ระบบไอซีที่ต่างตระกูลกันหรือทรานซิสเตอร์ที่ไม่แมทซ์อิมพีแดนซ์กัน คือวงจรที่จำเป็นต้องใช้บัฟเฟอร์เพราะคุณสมบัติของออปแอมป์ทางเอาต์พุตอิมพีแดนซ์ต่ำ เมื่อเชื่อมต่อกับวงจรอื่นแล้วจะไม่ทำให้วงจรอื่นมีผลแตกต่างไปจากเดิม วงจบบัฟเฟอร์นั้นจะมีอัตราขยายเท่ากับ 1



รูปที่ 2.32 วงจรบัฟเฟอร์

### 2.21.9 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)



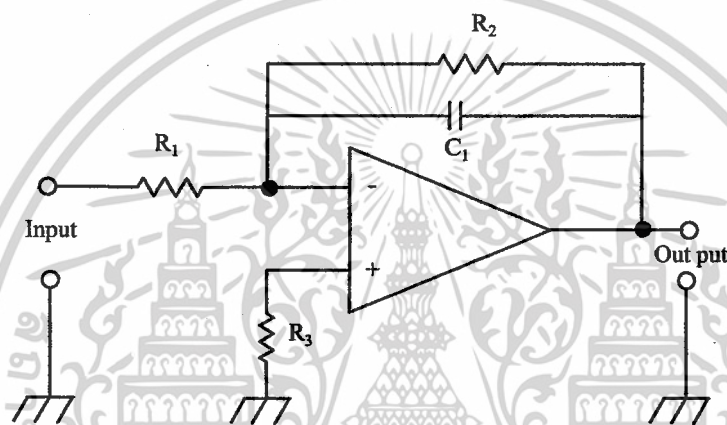
รูปที่ 2.33 วงจรกรองความถี่เบื้องต้น

การใช้วงจรกรองแบบอาร์ซี (RC Filter) เข้ามาเป็นเนกาทีฟฟีดแบ็ค (Negative Feedback) การขยายสัญญาณของออปแอมป์จะกรองเอาความถี่เฉพาะบางความถี่ออกไปเท่านั้นซึ่งสามารถหาความถี่ที่ใช้งานได้จากสูตร

$$F = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} (\text{Hz})$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และสามารถที่จะประยุกต์ใช้งานวงจรนี้ในวงจรกรองความถี่ต่างๆ ได้เช่น ภาครองความถี่ ไอเอฟ วงจรคัทจัมความถี่ วงจรออสซิลเลเตอร์ และในเครื่องเสียงก็ยังใช้เป็นระบบแยกความถี่ของเครื่องขยายแบบไบแอมป์และไตรแอมป์ ซึ่งวงจรแยกความถี่แบบนี้เป็นวงจรชั้นสูงขึ้นไป เราเรียกววงจรแยกความถี่ว่า “แอกทีฟฟิลเตอร์” (Active Filter) ซึ่งสามารถจัดวงจรแอกทีฟฟิลเตอร์ได้ดังรูป



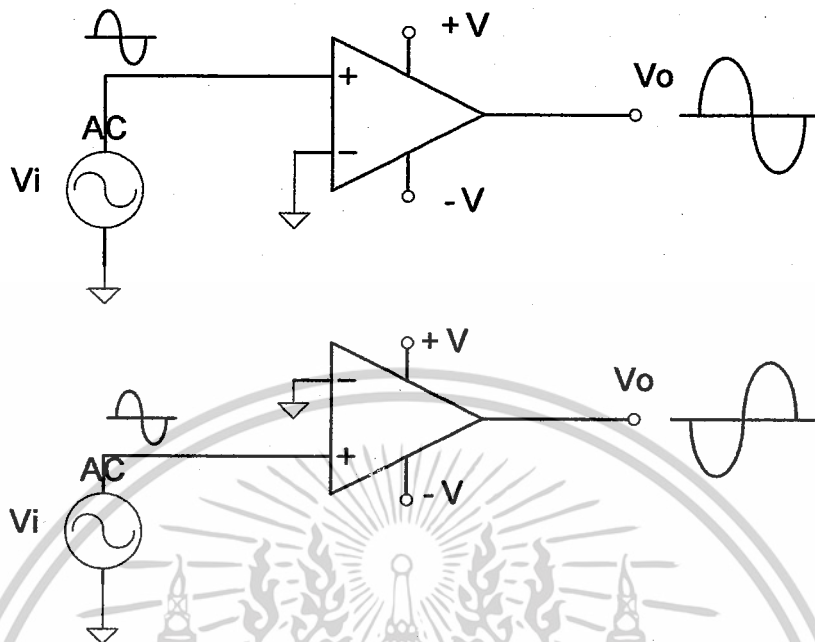
รูปที่ 2.34 วงจรแอกทีฟฟิลเตอร์

## 2.22 การทำงานของออปแอมป์

การทำงานของออปแอมป์สามารถแบ่งได้ตามลักษณะการทำงานได้ 2 ลักษณะคือลักษณะการทำงานที่อินพุตเดียวและการทำงานที่สอองอินพุต

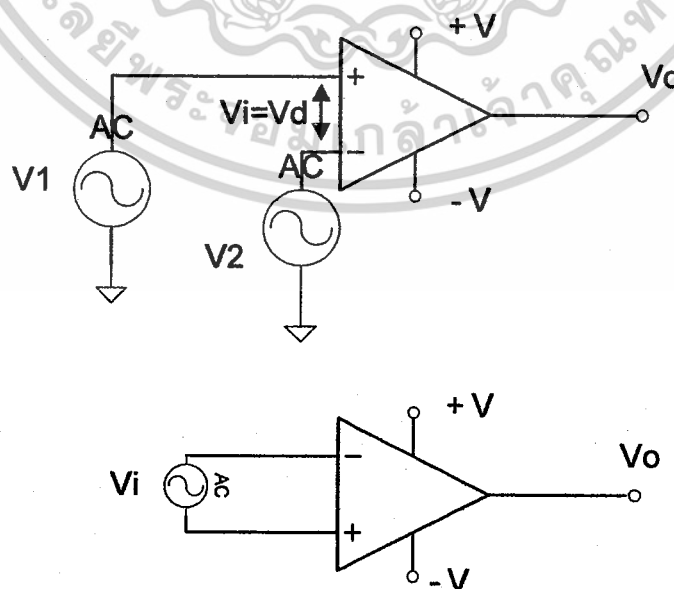
1. การทำงานที่อินพุตเดียว (Single Ended Input) คือการป้อนสัญญาณอินพุตที่ขั้วใดขั้วหนึ่ง ส่วนขั้วที่เหลือต่อลงกราวด์ ดังรูปต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



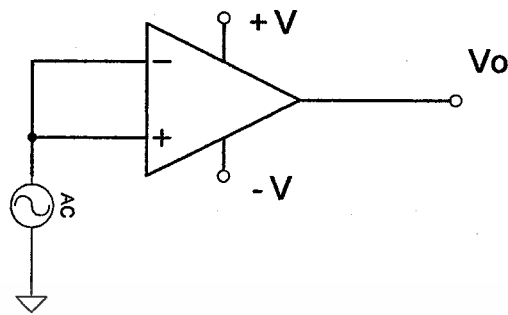
รูปที่ 2.35 รูปแสดงการทำงานที่อินพุตด้านเดียว

2. การทำงานที่อินพุตสองด้าน (Double Ended Input) คือการป้อนสัญญาณอินพุตทั้งสองด้าน ซึ่งแบ่งออกเป็นสองแบบคือ แบบดิฟเฟอเรนเชียล (Differential) ที่มีการป้อนสัญญาณอินพุตสองสัญญาณที่เป็นอิสระต่อกันให้กับขั้วอินพุตทั้งสอง และแบบคอมมอนโหมด (Common Mode) ที่มีการป้อนสัญญาณอินพุตร่วมให้กับขั้วอินพุตทั้งสองของออปแอมป์ ดังรูป



รูปที่ 2.36 รูปแสดงการทำงานที่อินพุตสองด้านแบบดิฟเฟอเรนเชียล

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ไว้กับการแข่งขันเพื่อชิงตำแหน่ง ไม่นิยมนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

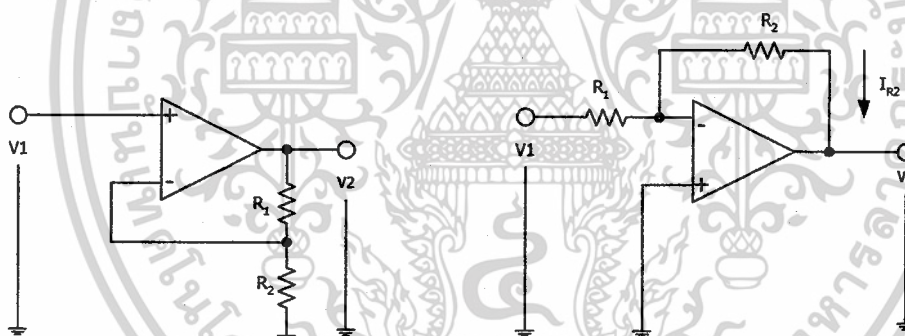


รูปที่ 2.37 รูปแสดงการทำงานที่สองอินพุตแบบคอมมอนโหมด

### 2.22.1 การต่อ OP-AMP ใช้งานทางอิเล็กทรอนิกส์

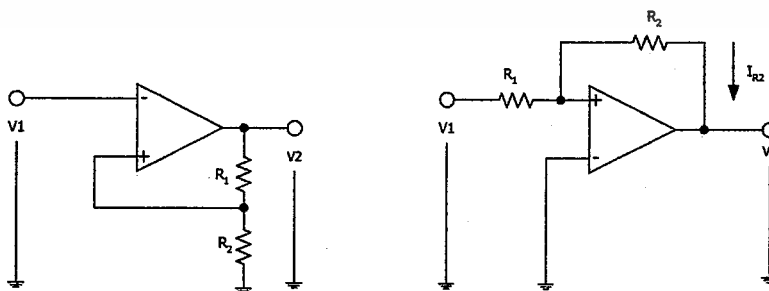
ในปัจจุบันนี้ OP-AMP ได้ถูกออกแบบใช้งานต่างๆ มากมาย ขึ้นอยู่กับความสามารถของวิศวกรแต่หากเราจะแบ่งลักษณะการต่อการใช้งาน โดยเอาเรื่อง การป้อนกลับ (Feedback) มาแบ่งเราจะแบ่งการต่อวงจร 2 ลักษณะคือ

1. การต่อวงจรใช้งานลักษณะ Negative feedback วงจรจำพวกนี้ก็นำไปใช้เป็น วงจรขยายสัญญาณ



รูปที่ 2.38 ลักษณะวงจรแบบ Negative feedback

1. การต่อวงจรใช้งานลักษณะ Positive feedback วงจรจำพวกนี้ส่วนใหญ่ นำไปใช้เป็นวงจร ออสซิลเลเตอร์ และ ผลิตสัญญาณ

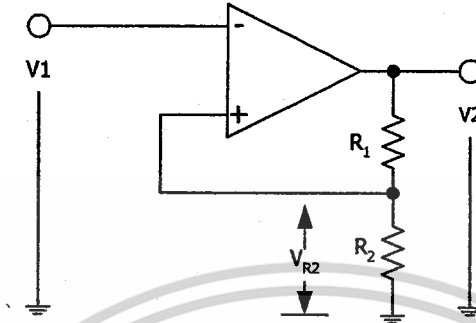


รูปที่ 2.39 ลักษณะวงจรแบบ Positive Feedback

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

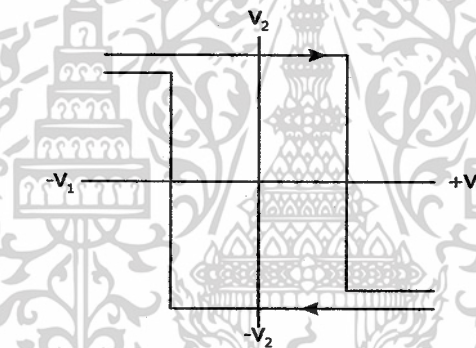
จากวงจรทั้งสองแบบนี้จะศึกษากราฟคุณสมบัติของวงจรเพื่อนำไปสู่การออกแบบ

วงจรต่อแบบ Positive feedback แบบ Inverting



รูปที่ 2.40 แสดงการต่อแบบ Positive feedback

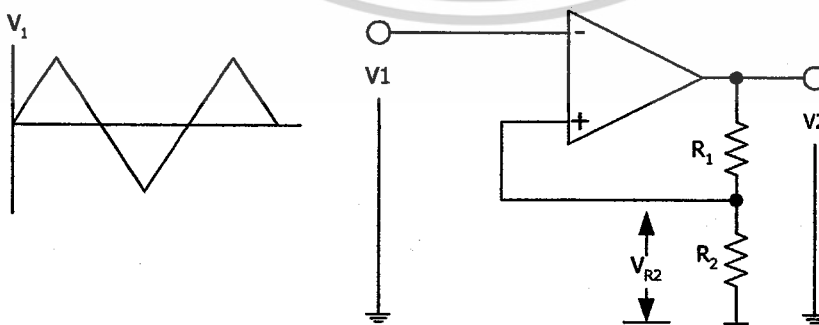
จากวงจรการต่อป้อนกลับแบบบวก (Positive Feedback) เราสามารถเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง อินพุตและเอาต์พุต ได้ดังนี้



รูปที่ 2.41 แสดงกราฟความสัมพันธ์อินพุตและเอาต์พุต

จากกราฟคุณสมบัติของวงจรนี้เราลองป้อนสัญญาณเข้าทางอินพุตก็จะมีชื่อเรียกวงจรที่แตกต่างไปจากเดิมคือ

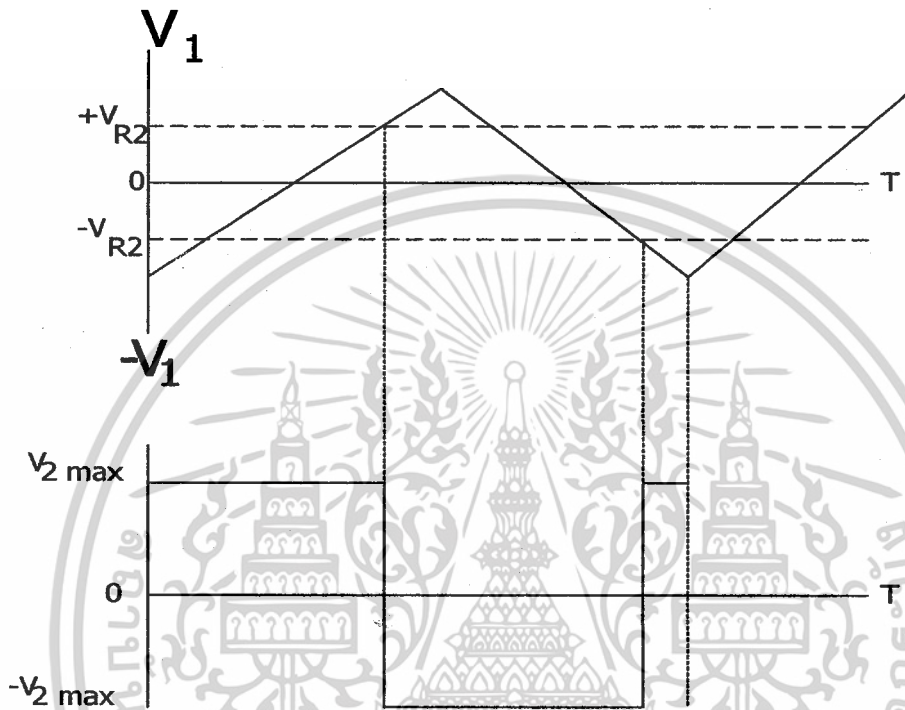
วงจร Inverting comparator



รูปที่ 2.42 แสดงวงจร Inverting comparator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากวงจร Inverting comparator ถ้าลองป้อนสัญญาณสามเหลี่ยมเราจะได้ความสัมพันธ์ของอินพุต และเอาต์พุตดัง รูปที่ 15 โดยตอนแรก ตั้งค่า  $V_2$  ให้เป็นบวก



รูปที่ 2.42 ความสัมพันธ์ของอินพุตและเอาต์พุตเมื่อป้อนสัญญาณสามเหลี่ยม

จากกราฟเราสามารถเขียนสมการการทำงานได้ดังนี้

1. จุดเปลี่ยนสถานะสำหรับ โวลต์เดทบวกของ  $V_1$  เมื่อ  $V_1 = V_{2max} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$
2. จุดเปลี่ยนสถานะสำหรับ โวลต์ เดทลบของ  $V_1$  เมื่อ  $V_1 = -V_{2max} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$

## 2.23 OP AMP Parameter

### 2.23.1 อินพุทอิมพีแดนซ์

ในทางอุดมคติควรมีค่าเท่ากับอนันต์ แต่ในความเป็นจริง อินพุทอิมพีแดนซ์จะมีค่าประมาณ 1 เมกกะโอห์ม ( $1 \times 10^6$  โอห์ม) ค่าอินพุทอิมพีแดนซ์นี้ยังมีค่ามากขึ้นเท่าใด ออปแอมป์ตัวนั้นก็ จะทำงานได้ดียิ่งขึ้น นอกจากนี้ เมื่อนำออปแอมป์ไปใช้งานในย่านความถี่สูง ควรระวังผลจาก อินพุทคาปาซิแตนซ์ของวงจรด้วย ซึ่งมักมีค่าประมาณ 2 พิโคฟารัด ( $2 \times 10^{-12}$  ฟารัด) เมื่อขั้ว อินพุทขั้วหนึ่งต่อกับกราวด์

### 2.23.2 เอาท์พุทอิมพีแดนซ์

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่า ออปแอมป์ในอุดมคติจะมีเอาท์พุทอิมพีแดนซ์เป็นศูนย์ แต่ในความเป็นจริง ค่านี้อาจมีได้ตั้งแต่ 25 ถึง หลายพันโอห์มขึ้นไป แต่อย่างไรก็ตาม เรามักสมมติให้เอาท์พุทอิมพีแดนซ์ในวงจรมีค่าเป็นศูนย์ เพื่อง่ายต่อการคำนวณ และวิเคราะห์

จากคุณสมบัติของออปแอมป์ที่มีอินพุทอิมพีแดนซ์สูง และมีเอาท์พุทอิมพีแดนซ์ต่ำ ออปแอมป์ จึงนิยมใช้เป็นตัวต่อกันระหว่างวงจรสองวงจรได้ดี โดยไม่ทำให้ด้านเอาท์พุทที่ต่อ ไม่มีค่าความต้านทานเปลี่ยนแปลง (Loading Effect)

### 2.23.3 กระแสไบอัสด้านอินพุท

เนื่องจากอินพุทอิมพีแดนซ์ของออปแอมป์ไม่เป็นอนันต์ ดังนั้น จึงมีกระแสค่าน้อยๆ (มีหน่วยเป็น นาโน ( $10^{-9}$ ) ถึง ไมโคร ( $10^{-6}$ ) แอมแปร์) ไหลผ่านขั้วอินพุททั้งสอง ซึ่งค่าเฉลี่ยของกระแสดังกล่าวถูกเรียกว่าเป็น 'กระแสไบอัสด้านอินพุท' กระแสจะก่อให้เกิดความไม่สมดุลในวงจรภายใน ซึ่งจะเป็ผลกระทบท่อภาคเอาท์พุทด้วย ดังนั้น กระแสนี้ควรถูกกำจัดให้มีค่าต่ำสุด

### 2.23.4 แรงดันออฟเซ็ท (OFFSET) ที่เอาท์พุท

แรงดันออฟเซ็ทที่เอาท์พุทเกิดขึ้นจากกระแสไบอัสด้านอินพุท มีค่าไม่เท่ากัน ซึ่งในทางอุดมคติเมื่อแรงดันอินพุทระหว่างขั้วทั้งสองมีค่าเท่ากัน แรงดันที่เอาท์พุทควรเป็นศูนย์ แต่โดยทั่วไปมักไม่เป็นเช่นนั้นคือ มักมีแรงดันค่าหนึ่งปรากฏ ที่เอาท์พุทขณะที่อินพุทเป็นศูนย์ ซึ่งเราสามารถแก้ไขได้โดย การป้อนแรงดันหรือกระแสออฟเซ็ทที่อินพุท แล้วปรับจนได้  $V_{out} = 0$  โวลต์

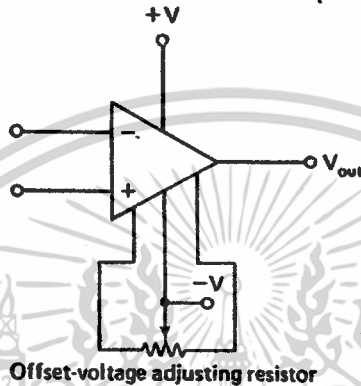
### 2.23.5 กระแสออฟเซ็ทที่อินพุท

ในการปรับแรงดันออฟเซ็ทที่เอาท์พุทให้มีค่าเป็นศูนย์ กระแสอินพุททั้งสองขั้วควรมีค่าเท่ากัน แต่ในทางปฏิบัติ จะพบว่า เราต้องจ่ายกระแสให้แก่อินพุทขั้วหนึ่งมากกว่าอีกขั้วหนึ่งเสมอ เพื่อให้แรงดันเอาท์พุทมีค่าเป็นศูนย์ ซึ่งกระแสออฟเซ็ทนี้อาจมีค่าประมาณ 20 ไมโครแอมป์

### 2.23.6 แรงดันออฟเซตที่อินพุท

ในอุดมคติ แรงดันเอาต์พุทจะเท่ากับศูนย์ก็ต่อเมื่อแรงดันระหว่างขั้วอินพุทมีค่าเป็นศูนย์เช่นกัน แต่ในทางปฏิบัติ ความไม่สมดุล ภายในวงจรมักทำให้เราต้องป้อนแรงดันค่าหนึ่งแก่อินพุทใด ๆ เสมอ เพื่อให้แรงดันเอาต์พุทเป็นศูนย์

### 2.23.7 การปรับออฟเซตให้เป็นศูนย์ (OFFSET NULLING)



รูปที่ 2.43 แสดงวงจร Inverting comparator

ในการปรับแรงดันเอาต์พุทให้เป็นศูนย์ หรือ การปรับแรงดันออฟเซตที่อินพุทให้เป็นศูนย์นั้น เราอาจใช้ขั้ว OFFSET NULLING ที่ผู้ผลิตได้เตรียมไว้ให้แล้ว โดยให้ศึกษาข้อมูลรายละเอียดของออปแอมป์เบอร์นั้น ๆ รูปที่ 1 แสดงวงจรที่ใช้ในการตั้งค่าศูนย์ให้แก่ออปแอมป์ โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. ตรวจสอบวงจรให้เรียบร้อยและเช็ควงจรที่ต้องนำมาต่อ
2. ลดระดับสัญญาณอินพุทจนเหลือศูนย์ ถ้ามีตัวต้านทานต่ออนุกรมกับอินพุทอยู่ให้ตรวจสอบดังนี้
  - ก) ถ้าตัวต้านทานนั้นมีค่าสูงกว่าอิมพีแดนซ์ของแหล่งกำเนิดสัญญาณอินพุทตั้งแต่ 1% ขึ้นไป ปล่อยตัวต้านทานไว้เช่นเดิม
  - ข) หากตัวต้านทานดังกล่าวมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากัน ให้นำแหล่งกำเนิดสัญญาณอินพุทนั้นออก แล้วต่อตัวต้านทานที่มีขนาดเท่ากับอินพุทอิมพีแดนซ์ของแหล่งกำเนิดอินพุทเข้าแทน
  - ค) ต่อโหนดเข้ายังขั้วเอาต์พุท
  - ง) ป้อนไฟตรงให้วงจร

- จ) วัดแรงดันที่เอาต์พุตด้วย โวลท์มิเตอร์ หรือ ออสซิลโลสโคป (แรงดันเอาต์พุตอาจมีค่าต่ำเพียงไม่กี่มิลลิโวลต์ ดังนั้น ควรใช้อุปกรณ์สำหรับวัดที่เหมาะสม)
- ฉ) ปรับตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้จน  $V_{out}$  มีค่าเป็นศูนย์
- ช) ถอดอุปกรณ์ที่เพิ่มเข้าไป แล้วต่อวงจรดังเดิม แต่ห้ามแตะต้องตัวต้านทานปรับค่าได้

### 2.23.8 ผลของอุณหภูมิ

อุณหภูมิมีผลต่ออุปกรณ์โซลิตสเตททุกชนิด รวมทั้งออปแอมป์ ดังนั้น ผลกระทบจากอุณหภูมิจะทำให้กระแสและแรงดันออฟเซตเปลี่ยนแปลงไป ซึ่งเราเรียกการเปลี่ยนอันเกิดขึ้นจากอุณหภูมิตั้งแต่ 'คริปท์' ดังนั้น ในขณะที่ทำงาน ควรตรวจสอบด้วยว่าออปแอมป์จะมีเปอร์เซ็นต์การผิดพลาดมากน้อยเพียงใด หากอุณหภูมิเปลี่ยนไป

### 2.23.9 การชดเชยความถี่

ปัญหาที่เกิดขึ้นกับออปแอมป์ที่ใช้ในย่านความถี่สูงก็คือ การออสซิลเลท (OSCILLATION) ซึ่งเกิดจากอัตราขยายที่มีค่าค่อนข้างสูงของออปแอมป์เอง และยังเกิดจากการเลื่อนเฟส (PHASE SHIFT) ณ จุดต่างๆ ภายในวงจร เป็นผลให้เราไม่สามารถควบคุมอัตราขยายของสัญญาณป้อนกลับได้ วิธีแก้ปัญหาก็คือ ต่อตัวเก็บประจุชดเชยให้แก่วงจร ซึ่งจะทำให้อัตราขยายของออปแอมป์มีขนาดลดลงเมื่อความถี่สูงขึ้น

### 2.23.10 อัตราสลับ (SLEW RATE)

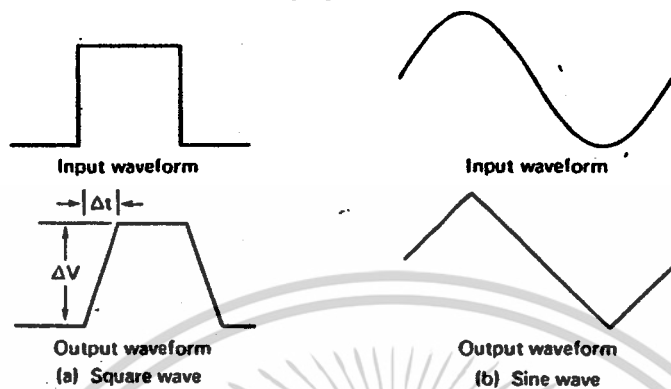
อัตราสลับ คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงสูงสุดของแรงดันเอาต์พุตเทียบกับเวลา ดังสมการ

$$\text{อัตราสลับ} = \frac{\text{การเปลี่ยนแปลงสูงสุดของแรงดันเอาต์พุต}}{\text{การเปลี่ยนแปลงเวลา}}$$

$$= \frac{\Delta V_{out (max)}}{\Delta t}$$

ตัวอย่างเช่น ออปแอมป์เบอร์ 741 ซึ่งมีอัตราสลับเท่ากับ 0.5 โวลท์/ไมโครวินาที แสดงว่าการเปลี่ยนแปลงสูงสุดของแรงดัน เอาต์พุตสำหรับออปแอมป์ตัวนี้มีค่า 0.5 โวลต์ ภายในช่วงเวลา  $1 \times 10^{-6}$  วินาที โดยมีคาปาซิแตนซ์ของตัวเก็บประจุเป็นตัวจำกัดอัตราสลับของออปแอมป์ (ตัวเก็บประจุที่ว่าเป็นชนิดที่ต่อจากภายนอก หรือตัวเก็บประจุภายใน IC เองก็ได้) อัตราสลับที่มีค่าต่ำจะเป็นผลให้แรงดันที่เอาต์พุตมีการตอบสนองเปลี่ยนแปลงช้าลง เมื่อเทียบกับอินพุต ดังแสดงในรูป 2 เมื่อสัญญาณอินพุตมีความถี่สูงมากขึ้นเท่าใด อัตราสลับจะมีบทบาทต่อการตอบสนอง ณ

เอาที่พุทอย่างเด่นชัดยิ่งขึ้น ซึ่งสามารถสังเกตได้จากเอาที่พุทที่จะเพี้ยนมากขึ้น หากอัตราส่วมีค่าน้อย หรืออีกนัยหนึ่ง ออปแอมป์ที่มีอัตราส่วสูงจะมีแบนด์วิธกว้างกว่านั่นเอง

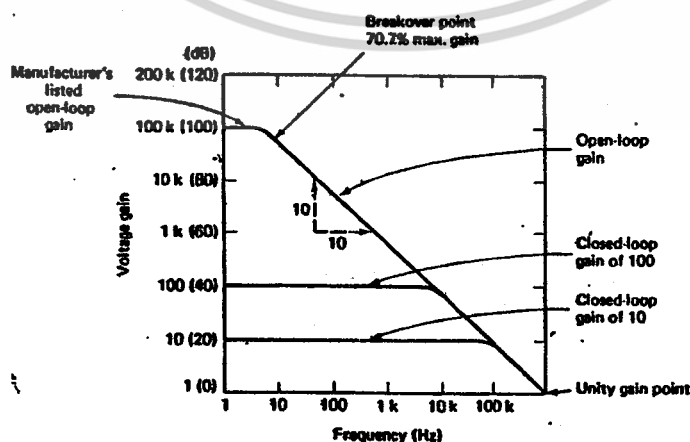


รูปที่ 2.44 แสดงอัตราส่ว

### 2.23.11 การตอบสนองต่อความถี่

อัตราขยายของออปแอมป์จะลดลงเมื่อความถี่สูงขึ้น ดังแสดงในรูป 3 จะพบว่า อัตราขยายที่ผู้ผลิตแสดงไว้ในคู่มือผู้ผลิต (DATA SHEET) จะเป็นอัตราขยายที่ความถี่ 0 เฮิร์ตซ์ หรือ ไฟตรง (ซึ่งแสดงให้เห็นความถี่สูงสุดของออปแอมป์) ในการทำงานแบบลูปเปิด จะเห็นได้ว่า วงจรมีเสถียรภาพต่ำมาก นั่นคือ เมื่อ ความถี่เพิ่มขึ้นสิบเท่า อัตราขยายจะลดลง 10 เท่าทันที

โดยทั่วไป แบนด์วิธของวงจรมักหมายถึงช่วงความถี่ที่อัตราขยายมีค่า 70.7% ของอัตราขยายสูงสุด จากตัวอย่างในรูป แบนด์วิธของออปแอมป์แบบเปิด จะมีค่าประมาณ 10 เฮิร์ตซ์ ดังนั้น หากต้องการให้วงจรที่ออกแบบขึ้นสามารถทำงานได้ที่ความถี่อินพุทสูงๆ จะต้องป้อนสัญญาณจากเอาที่พุทกลับมายังอินพุท (การป้อนกลับแบบลบ) ซึ่งจะทำให้อัตราขยายของลูปปิดลดลง แต่ในขณะเดียวกัน ความถี่อัตราขยายเท่ากับ 70.7% ของอัตราขยายสูงสุดก็จะเพิ่มขึ้นด้วยอัตราเท่ากัน ส่วนจุดที่มีอัตราขยายเท่ากับหนึ่ง (UNITY-GAIN POINT) จะแสดงความถี่สูงสุดของออปแอมป์เมื่ออัตราขยายมีค่าเป็นหนึ่งใน



รูปที่ 2.45 แสดงรูป แบนด์วิธของออปแอมป์แบบเปิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการค้าเท่านั้น มิได้อนุญาตให้ท่านไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.23.12 ผลคูณของอัตราขยายและแบนด์วิดท์

จากที่ได้อธิบายมาในหัวข้อที่แล้วว่า เมื่ออัตราขยายลดลงเท่าใด ความถี่ก็จะสูงขึ้นด้วยจำนวนเท่าของค่านั่นด้วย ซึ่งแสดงว่า ผลคูณระหว่างอัตราขยายและแบนด์วิดท์ จะมีค่าคงที่เสมอไป และเราสามารถหาค่านั่นได้จากจุดซึ่งมีอัตราขยายเท่ากับหนึ่ง (ค่านี้อาจหาได้จาก คู่มือผู้ผลิต) ผลคูณนี้มีประโยชน์อย่างมากในการประมาณความถี่สูงสุดที่วงจรสามารถทำงานได้ ตัวอย่างเช่น หากเราพบว่า ความถี่ที่อัตราขยายมีค่าเท่ากับหนึ่ง (หาจากคู่มือผู้ผลิต) มีค่าเป็น 1 เมกกะเฮิรตซ์ (ดังแสดงในรูป 3) และอัตราขยายของวงจรที่ออกแบบมีค่าเท่ากับ 100 ดังนั้น ความถี่สูงสุดที่เราประมาณไว้ควรมีค่าอยู่ในราว

$$BW \text{ (แบนด์วิดท์)} = \frac{1,000,000}{100} = 10 \text{ กิโลเฮิรตซ์}$$

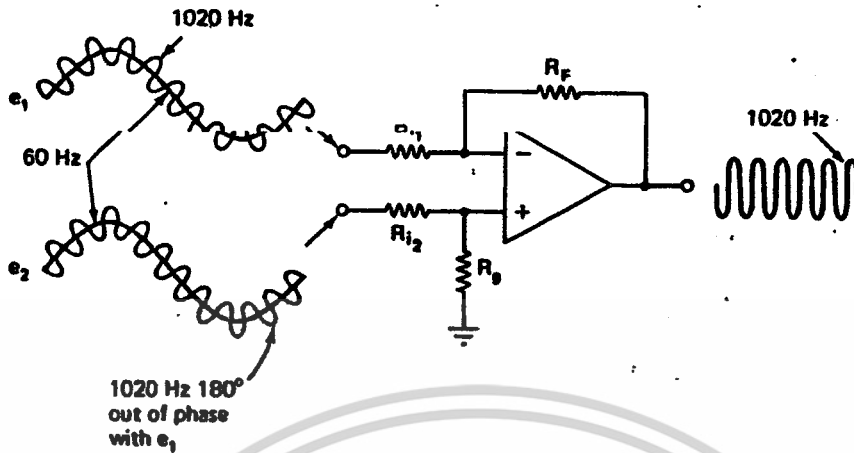
### 2.23.13 อัตราการลดสัญญาณชนิดคอมมอนโหมด (CMRR)

COMMON - MODE REJECTION RATIO เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของออปแอมป์ที่ได้มาจากภาคอินพุตที่เป็นดิฟเฟอเรนเชียลแอมป์ หมายความว่า หากสัญญาณที่เข้ามายังขั้วอินพุตทั้งสองมีเฟสตรงกัน (สัญญาณแบบนี้เรียกว่าอยู่ในคอมมอนโหมด) สัญญาณทั้งสองนี้จะถูกกำจัดทิ้งไป ดังนั้น เอาต์พุตจะเป็นศูนย์ ส่วนสัญญาณที่มีขนาดต่างกันและมีเฟสต่างกันจะเรียกว่าอยู่ในดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

ตัวอย่างเช่น สัญญาณในดิฟเฟอเรนเชียลโหมดสองตัวซึ่งมีความถี่ 1020 เฮิรตซ์ถูกป้อนเข้าไปยังขั้วอินพุตของออปแอมป์ แต่ในขณะเดียวกัน สัญญาณทั้งสองจะเก็บสัญญาณรบกวน 60 เฮิรตซ์ ขึ้นมาในระหว่างเดินทาง ทำให้เกิดรูปคลื่นดังในภาพ ทว่า เมื่อป้อนสัญญาณเข้าไปแล้ว สัญญาณรบกวนความถี่ 60 เฮิรตซ์จะถูกกำจัดออกไป เนื่องจากเป็นสัญญาณชนิดคอมมอนโหมด ซึ่งความสามารถในการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมดนี้ เราเรียกย่อว่า  $C_{MRR}$  หาได้จากสมการ

$$C_{MRR} = \frac{A_D}{A_{CM}}$$

โดย  $A_D$  คือ อัตราขยายสำหรับสัญญาณแบบดิฟเฟอเรนเชียล ส่วน  $A_{cm}$  คืออัตราขยายสำหรับสัญญาณคอมมอนโหมด ดังนั้น ยิ่ง  $C_{MRR}$  ของออปแอมป์มีค่าสูงเท่าไร หมายความว่า สัญญาณรบกวนจะถูกกำจัดลงมากขึ้นเท่านั้น



รูปที่ 2.46 แสดงอัตราการลดสัญญาณรบกวนโหมด (CMRR)

#### 2.23.14 หน่วยเดซิเบล (dB)

การคำนวณอัตราขยายของวงจรใด ๆ สามารถหาได้จากสมการ

$$A_x = \frac{X_{out}}{X_{in}}$$

โดยที่ x อาจเป็นแรงดัน หรือ กระแสก็ได้ และโดยทั่วไปนิยามหาอัตราขยายจากสมการ

$$\text{dB} = 20 \log A_v$$

#### 2.23.15 ค่าใช้งานต่าง ๆ ที่ควรเข้าใจ

การนำไอซี ออปแอมป์ไปใช้งาน ผู้ใช้ควรศึกษาคู่มือผู้ผลิต ของบริษัทผู้ผลิตให้ละเอียดเสียก่อนเพื่อป้องกันออปแอมป์ชำรุด หรือ เสียหาย ค่าต่าง ๆ ที่ควรรู้ได้แก่

- ก) แรงดันจากแหล่งจ่ายไฟเลี้ยง  $\pm V$  (SUPPLY VOLTAGE)
- ข) กำลังที่สูญเสียในตัวไอซี (POWER DISSIPATION) ซึ่งแสดงกำลังสูงสุดที่อุปกรณ์สามารถปลดปล่อยออกมาโดยที่อุณหภูมิไม่สูง จนทำให้ไอซีพัง
- ค) แรงดันสูงสุดระหว่างขั้วอินพุท (DIFFERENTIAL INPUT VOLTAGE)
- ง) แรงดันสูงสุดที่อินพุทแต่ละขั้ว (INPUT VOLTAGE)
- จ) ความสามารถในการทนภาวะลัดวงจรที่เอาต์พุท (OUTPUT SHORT-CIRCUIT DURATION)
- ฉ) อุณหภูมิที่ใช้งาน (OPERATING TEMPERATURE)
- ช) อุณหภูมิที่ใช้เก็บอุปกรณ์ (STORAGE-TEMPERATURE)
- ณ) อุณหภูมิของขาอุปกรณ์ (LEAD TEMPERATURE) แสดงอุณหภูมิที่ไอซีสามารถทนได้ในขณะที่ถูกปิดกรี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3

#### การออกแบบวงจร

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของวงจรเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะประกอบไปด้วยส่วนต่างๆดังแสดงในรูป ซึ่งแต่ละส่วนจะมีหน้าที่การทำงานดังนี้



รูปที่ 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมโดยวัดจาก ECG Simulator



รูปที่ 3.2 แสดงบล็อกไดอะแกรมโดยวัดจากคน

#### 3.1 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์

วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์แสดงได้ดังรูป เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 0.5-5 มิลลิโวลต์ โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดกับผิวหนัง

ซึ่งมีค่าความต้านสูงและมีสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน กระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ปะปนมาด้วย ดังนั้น วงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

3.1.1 อินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับค่าความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียดสมมูลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุท การเสียดสมมูลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Common mode signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต (offset voltage) ซึ่งจะถูกขยายให้มีขนาดมากขึ้นที่เอาต์พุท ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิมิตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้านั้นใดด้านหนึ่งทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

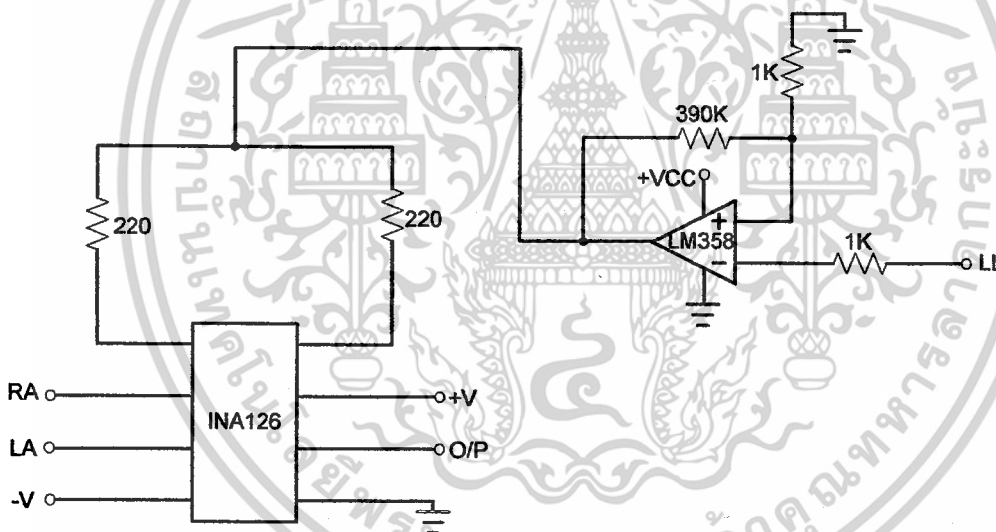
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัตินี้คือการมีค่าอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมคสูง และมีอัตราขยายคอมมอน โหมคต่ำ ซึ่งควรจะมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB. สำหรับวงจรขยาย ECG สำหรับอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์ INA126 มีค่าอัตราขยายคอมมอน โหมคหรือ CMRR ประมาณ 83 dB

หาอัตราขยายได้จากสูตร

$$G = \frac{80k\Omega}{Rg}$$

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



รูปที่ 3.3 วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในวงจร

### 3.2 วงจรกรองความถี่แบบช่องบาก (Notch Filter)

วงจรนี้จะทำการกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ซึ่งเกิดจากการเหนี่ยวนำจากไฟบ้าน แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5-200Hz ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้วงจรกรองความถี่แบบช่องบาก(notch filter) ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50Hz จะถูกกำจัดออกไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หาทรานเฟอร์ฟังก์ชันของ Notch Filter ได้จากสูตร

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{S^3 + AS^2 + BS + C}{S^3 + DS^2 + ES + C}$$

$$A = \frac{R_2(R_1 + R_3)C_1C_3}{\Delta}$$

$$B = \frac{R_2(C_1 + C_3)}{\Delta}$$

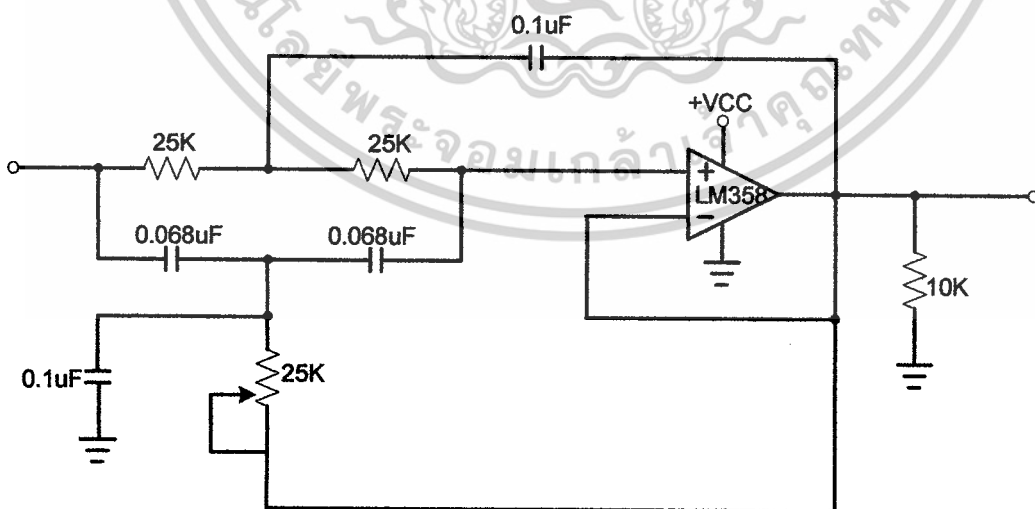
$$C = \frac{1}{\Delta}$$

$$D = \frac{R_2(R_1 + R_3)C_1C_3 + R_1R_3C_2C_3 + R_1R_2C_2(C_1 + C_3)}{\Delta}$$

$$E = \frac{R_2(C_1 + C_2) + R_1C_2 + C_3(R_1 + R_3)}{\Delta}$$

โดยที่กำหนดให้  $\Delta = R_1R_2R_3C_1C_2C_3$

ความถี่ที่ notch คือ  $f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{C_1 + C_3}{C_1C_2C_3R_1R_3}}$



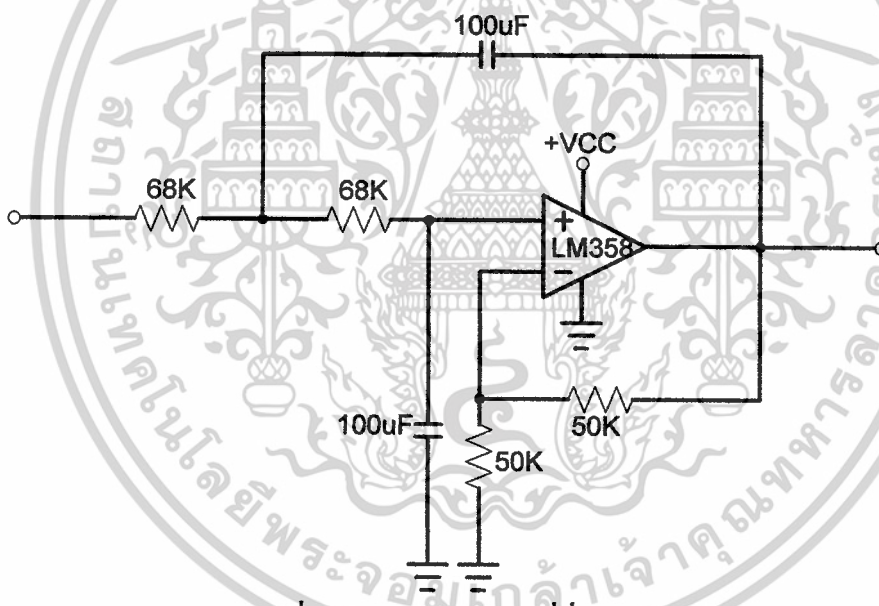
รูปที่ 3.4 วงจรกรองความถี่แบบช่องบาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 0.5-300 เฮิรตซ์ ดังนั้นสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่านี้ จึงเป็นสัญญาณรบกวน เราจึงใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งมีคุณสมบัติผ่านสัญญาณที่มีความถี่ต่ำและลดทอนสัญญาณที่มีความถี่สูง สมการ Transfer function ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านคือ

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2 \left\{ S^2 + \left[ \frac{C_1(R_1+R_2)}{C_1 C_2 R_1 R_2} \right] S + \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2} \right\}}$$



รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

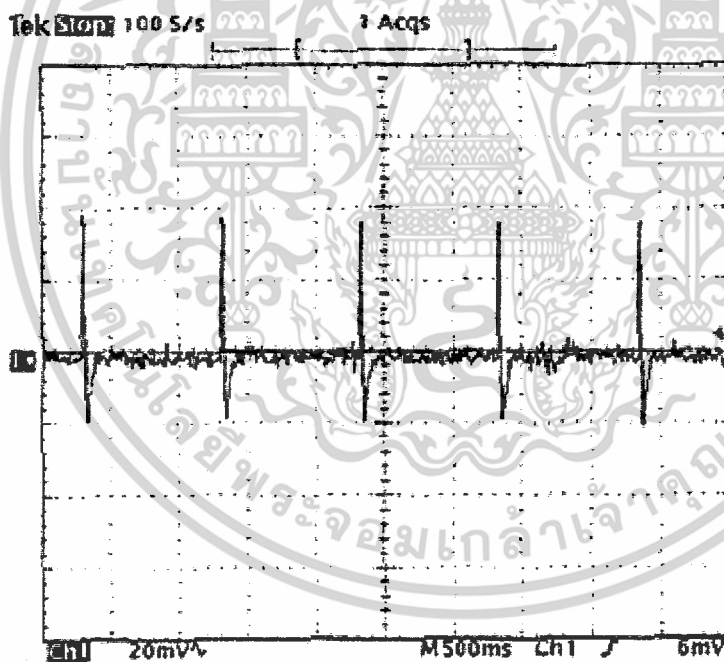
## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### ทดสอบการทำงานวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์

##### 4.1 วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์

วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์ ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 mv โดยการรับสัญญาณจากเครื่องกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากการทดลองเราใช้ไอซีสำเร็จรูปเบอร์ INA126 เพื่อทดสอบหาค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่าง ที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้มีคุณสมบัติดังนี้ คือการมีค่าอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมดสูงและมีอัตราขยายคอมมอนโหมดต่ำซึ่งควรมีค่าไม่ต่ำกว่า 60dB ซึ่งรูปที่ทำการทดลองเมื่อผ่านอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์ดังนี้



รูปที่ 4.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร Instrument Amplifier โดยใช้ไอซี จิมมูเลเตอร์

## ทดสอบการทำงานของวงจรกรองความถี่แบบช่องบาก (Notch Filter)

### 4.2 วงจรกรองความถี่แบบกำจัดแถบความถี่ (Notch Filter)

วงจรกรองความถี่แบบกำจัดแถบความถี่ เป็นวงจรที่นำมาใช้เพื่อกำจัดสัญญาณในช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการเพียงช่วงแคบๆ หรือความถี่ที่ไม่ต้องการค่าใดค่าหนึ่ง ซึ่งวิธีการทดลองและผลการทดลองคือเมื่อเราป้อนสัญญาณชายนีขนาด 1 Vpp ให้แก่วงจรโดยเริ่มตั้งแต่ความถี่ที่มีค่าประมาณ 20 Hz และทำการปรับค่าความถี่เพิ่มขึ้นเรื่อยๆและอ่านค่าของแรงดันเอาต์พุตซึ่งได้ค่าความถี่คัทออฟประมาณ 50 Hz โดยเราปรับค่าความถี่ไปถึงประมาณ 150 Hz

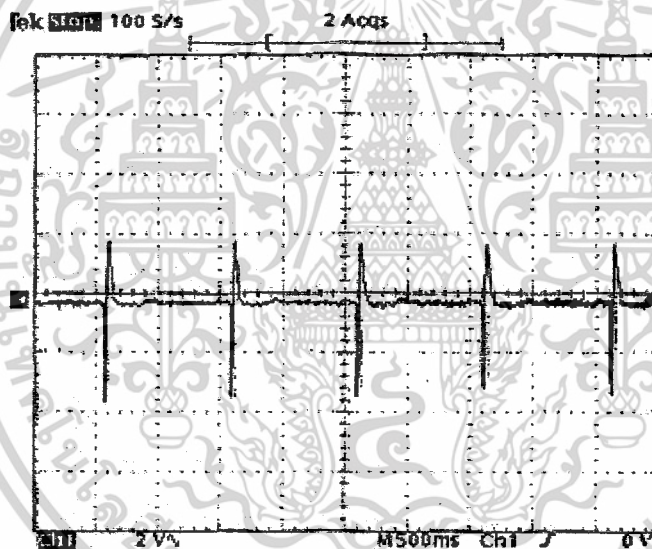
ผลการทดลองวงจร Notch Filter ที่ความถี่ต่างๆ เมื่อป้อน  $V_{in} = 1 \text{ Vpp}$   $f_{\text{notch}} = 50 \text{ Hz}$

ความถี่ F (Hz)	แรงดันเอาต์พุต ( $V_o$ )	$V_o/V_{in}$	$A_v$ (dB)
20	0.95	0.95	-0.44
25	0.91	0.91	-0.81
30	0.90	0.90	-0.91
35	0.84	0.84	-1.15
40	0.72	0.72	-1.85
45	0.60	0.60	-4.43
50	0.28	0.28	-11.05
55	0.64	0.64	-3.87
60	0.76	0.76	-2.38
65	0.86	0.86	-1.31
70	0.90	0.90	-0.91
75	0.94	0.94	-0.53
80	0.94	0.94	-0.53
85	0.96	0.96	-0.35
90	0.96	0.96	-0.35
95	0.96	0.96	-0.35
100	0.96	0.96	-0.35
105	0.96	0.96	-0.35
110	0.96	0.96	-0.35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

115	0.96	0.96	-0.35
120	0.96	0.96	-0.35
130	0.96	0.96	-0.35
140	0.96	0.96	-0.35
150	0.96	0.96	-0.35

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการทดลองวงจร Notch Filter ที่ความถี่ต่างๆ



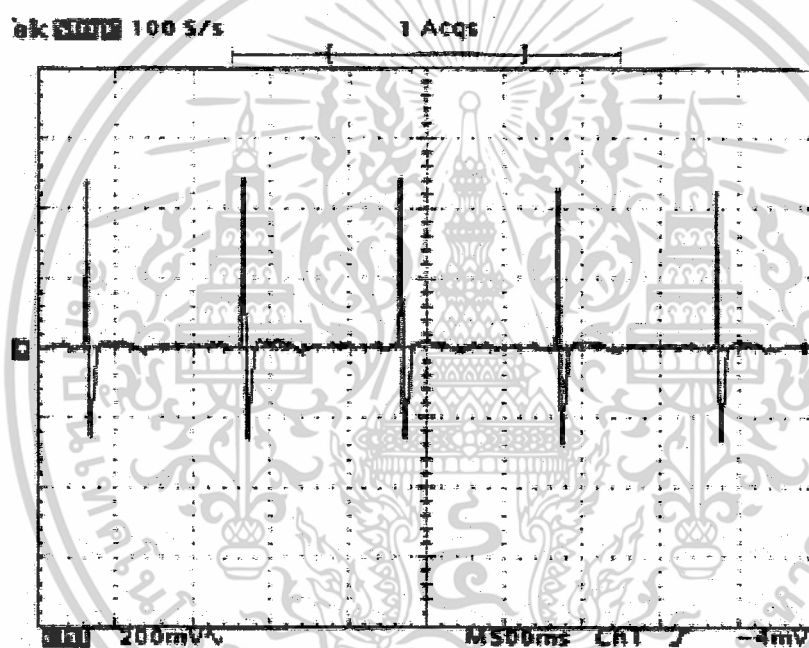
รูปที่ 4.2 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร Notch filter โดยออสซิลิซิมูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3 ทดสอบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

#### การทำงานของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (LOW PASS FILTER)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 0.5-300 เฮิรตซ์ ดังนั้นสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่านี้ จึงเป็นสัญญาณรบกวน เราจึงใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งมีคุณสมบัติผ่านสัญญาณที่มีความถี่ต่ำและลดทอนสัญญาณที่มีความถี่สูง เมื่อต่อผ่านไปยังวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) จะได้ผลดังรูป

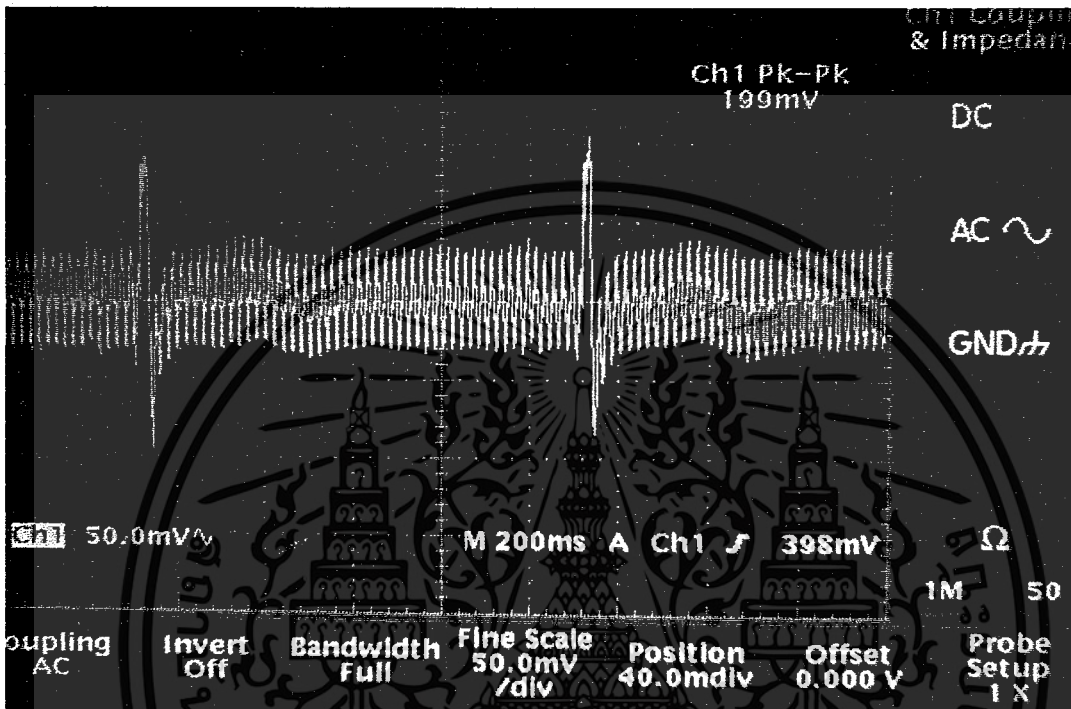


รูปที่ 4.3 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร LPF โดยอีซีจีซิมูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.4 ทดสอบการวัดสัญญาณจากคนผ่านออสซิลโลสโคป

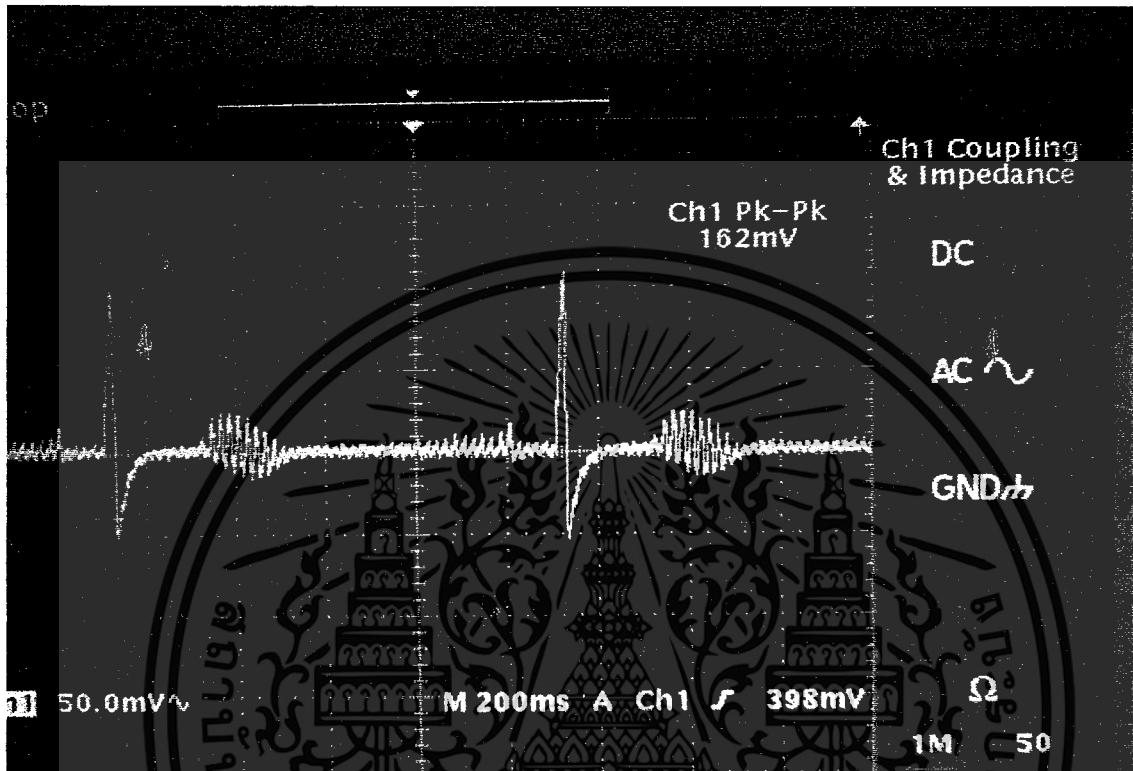
##### วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์



รูปที่ 4.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร Instrument Amplifier โดยวัดจากคนผ่านออสซิลโลสโคป

จะเห็นได้ว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร Instrument Amplifier โดยวัดจากคนจะมีสัญญาณรบกวนมากกว่าเมื่อเทียบกับการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร Instrument Amplifier โดยใช้ซีจีซี ซิมมูลเตอร

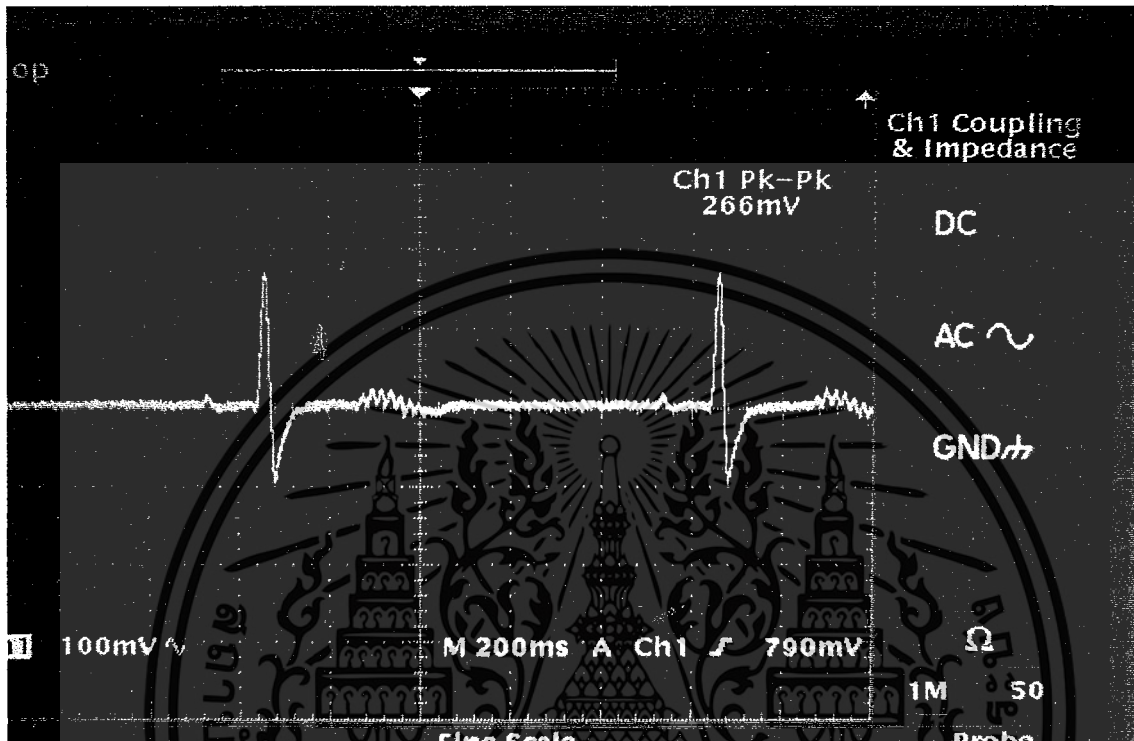
## วงจรกรองความถี่แบบกำจัดแถบความถี่(Notch Filter)



รูปที่ 4.5 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร Notch filter โดยวัดจากคนผ่านออสซิลโลสโคป

จะเห็นได้ว่า สัญญาณเมื่อผ่านวงจร Notch filter โดยวัดจากคนผ่านออสซิลโลสโคป ยังมีสัญญาณรบกวนเหลืออยู่บ้าง แต่ลดลงจากวงจร Instrument Amplifier

## วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)



รูปที่ 4.6 สัญญาณเมื่อผ่านวงจร Low Pass Filter โดยวัดจากคนผ่านออกซิไดส์โคป

จะเห็นได้ว่าสัญญาณรบกวนลดลงเกือบทั้งหมดเมื่อเทียบกับเมื่อต่อผ่านวงจร Notch filter ทำให้เห็นถึงจุด P,Q,R,S,T ได้ชัดเจน แต่ถึงอย่างไรก็ตาม ก็ยังคงมีสัญญาณรบกวนที่จุด T เหลืออยู่

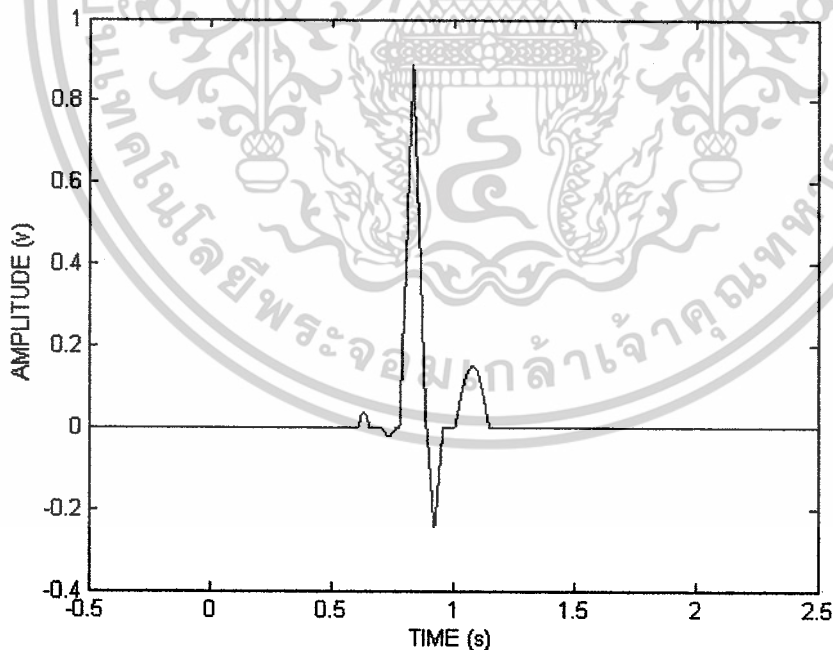
เราสามารถพิจารณาสมการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบทั่วไปได้แก่ P-WAVE, QRS-WAVE, และ T-WAVE จากสมการ

$$p = a_p \exp\left[-\frac{(t-\tau_p)^2}{2b_p^2}\right] = \phi_p(t-\tau_p)$$

$$R(QRS) = \left(a_R^{(0)} + a_R^{(1)} \frac{d}{dt} + a_R^{(2)} \frac{d^2}{dt^2}\right) \exp\left[-\frac{(t-\tau_R)^2}{2b_R^2}\right] = \phi_R(t-\tau_R)$$

$$T = a_T \exp\left[-\frac{(t-\tau_T)^2}{2b_T^2}\right] = \phi_T(t-\tau_T)$$

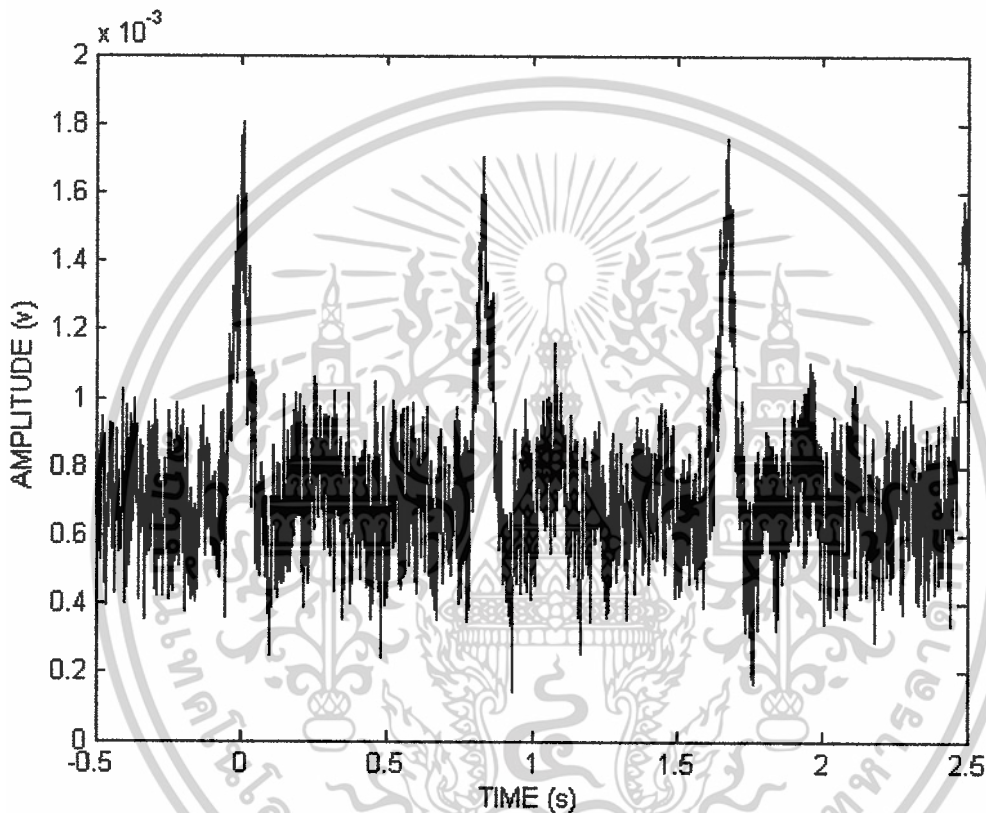
#### 4.5 การ Simulation จากโปรแกรม MATLAB



รูปที่ 4.7 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากโปรแกรม MATLAB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

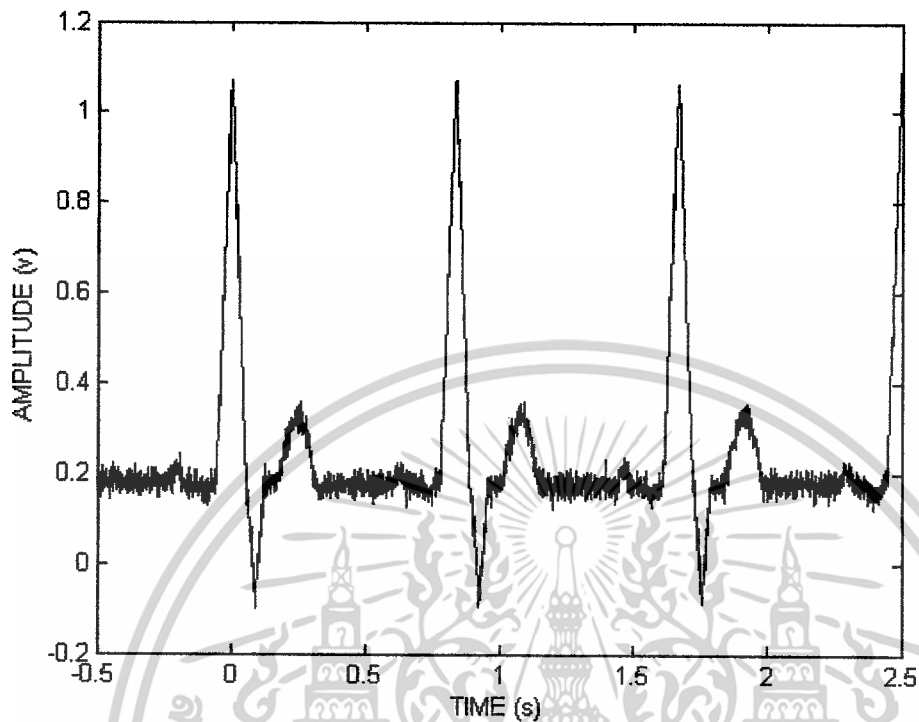
เมื่อทำการ Simulate ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบปกติแล้ว ทำการป้อนสัญญาณรบกวนมารวมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนรวมอยู่ด้วยดังรูป



รูปที่ 4.8 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนอยู่

จากรูปที่ 4.8 จะเห็นว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีสัญญาณรบกวนมาก เราจึงทำการทดลองเพื่อเอาสัญญาณรบกวนออก โดยทำการ Simulate ผ่านวงจร Low Pass Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ Simulate ผ่านวงจร Low Pass Filter

จะเห็นว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีสัญญาณรบกวนลดลงใกล้เคียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน แสดงว่าในการออกแบบวงจร Low Pass Filter นั้นมีประสิทธิภาพพอสมควร เพราะสามารถลดสัญญาณรบกวนลงได้มาก อาจจะยังมีสัญญาณรบกวนเหลืออยู่เพียงเล็กน้อยเท่านั้น

## บทที่ 5

### สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโครงการนี้ สิ่งที่สำคัญที่สุดคือการออกแบบวงจรขยายที่ให้ประสิทธิภาพในการใช้งานได้ดี คือขนาดของสัญญาณต้องมีความแรงพอที่จะใช้ประโยชน์ได้ และสัญญาณรบกวนจะต้องต่ำด้วย ดังนั้นจึงเลือกวงจรขยายแบบ instrument amplifier ซึ่งมีส่วนประกอบที่สำคัญคือ differential amplifier มีคุณสมบัติที่สามารถลดสัญญาณที่มีลักษณะเดียวกันนั้นก็คือ สัญญาณรบกวนให้ลดลงได้ และจะสามารถขยายสัญญาณที่มีความแตกต่างให้มีขนาดแรงขึ้น ดังจะเห็นได้จากผลการทดลอง ในการปฏิบัติจริงนั้นไม่เพียงแต่การออกแบบวงจรต้องใช้งานได้ดี การออกแบบระบบและการออกแบบลายวงจรก็มีส่วนสำคัญในการลดสัญญาณรบกวน รวมถึงการชิลสายสัญญาณต้องมีการคำนึงถึงความสำคัญในข้อนี้ด้วยเพราะสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นได้อยู่เสมอ แต่ในส่วนของโครงการนี้จะยังสังเกตเห็นสัญญาณรบกวนปะปนกับคลื่นสัญญาณหัวใจอยู่

ในส่วนของการ Simulate สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้โปรแกรม MATLAB นั้น ผลการทดลองที่ได้เมื่อทำการป้อนสัญญาณรบกวนแล้วผ่านวงจรที่ได้ทำการออกแบบไว้ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกมาใกล้เคียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน แสดงว่าการออกแบบวงจรมีประสิทธิภาพพอสมควร แม้ว่าจะมีสัญญาณรบกวนเหลืออยู่ แต่ก็เพียงเล็กน้อยเท่านั้น ซึ่งเมื่อทำการนำผลการทดลองที่ทำการวัดจากคนจริง โดยเครื่องวัดไฟฟ้าหัวใจมาเปรียบเทียบกับผลการ Simulate ผลปรากฏว่าค่า Error ที่ออกมามีประมาณ  $\pm 10\%$

## บรรณานุกรม

1. Giovanni Bianchi and Roberto Sorrentino, *Electronic filter Simulation & Design*,  
Mc Graw Hill, 2007
2. Wai – kai chen, *Passive and active filter*, John Wiley & Sons, 1986



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

x=-0.5:0.001:2.5;
N = length(x);
ts = 0.001;
fs = 1/ts;
df = fs/(N-1);
f = (-(N-1)/2:(N-1)/2)*df;

default=input('Press 1 if u want default ecg signal else press 2:\n');
if(default==1)
    li=30/72;

    a_pwav=0.45e-3;
    d_pwav=0.16;
    t_pwav=-1;

    a_qwav=0.025;
    d_qwav=0.066;
    t_qwav=0.1;

    a_qrswav=0.9;
    d_qrswav=0.11;

    a_swav=0.25;
    d_swav=0.066;
    t_swav=0.09;

    a_twav=0.15;
    d_twav=0.142;
    t_twav=0.2;

    a_uwav=0.035;
    d_uwav=0.0476;
    t_uwav=0.63;
else
    rate=input('\n\nenter the heart beat rate :');
    li=30/rate;

    p wave specifications
    fprintf('\n\np wave specifications\n');
    d=input('Enter 1 for default specification else press 2: \n');
    if(d==1)
        a_pwav=0.45e-3;
        d_pwav=0.16;
        t_pwav=-1;
    else
        a_pwav=input('amplitude = ');
        d_pwav=input('duration = ');
        t_pwav=input('p-r interval = ');
        d=0;
    end

    q wave specifications
    fprintf('\n\nq wave specifications\n');
    d=input('Enter 1 for default specification else press 2: \n');

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if(d==1)
    a_qwav=0.025;
    d_qwav=0.066;
    t_qwav=0.1;
else
    a_qwav=input('amplitude = ');
    d_qwav=input('duration = ');
    t_qwav=0.166;
    d=0;
end

qrs wave specifications
fprintf('\n\nqrs wave specifications\n');
d=input('Enter 1 for default specification else press 2: \n');
if(d==1)
    a_qrswav=0.9;
    d_qrswav=0.11;
else
    a_qrswav=input('amplitude = ');
    d_qrswav=input('duration = ');
    d=0;
end

s wave specifications
fprintf('\n\ns wave specifications\n');
d=input('Enter 1 for default specification else press 2: \n');
if(d==1)
    a_swav=0.25;
    d_swav=0.066;
    t_swav=0.09;
else
    a_swav=input('amplitude = ');
    d_swav=input('duration = ');
    t_swav=0.09;
    d=0;
end

t wave specifications
fprintf('\n\nt wave specifications\n');
d=input('Enter 1 for default specification else press 2: \n');
if(d==1)
    a_twav=0.15;
    d_twav=0.142;
    t_twav=0.2;
else
    a_twav=input('amplitude = ');
    d_twav=input('duration = ');
    t_twav=input('s-t interval = ');
    d=0;
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

u wave specifications
fprintf('\n\nu wave specifications\n');
d=input('Enter 1 for default specification else press 2: \n');
if(d==1)
    a_uwav=0.035;
    d_uwav=0.0476;
    t_uwav=0.433;
else
    a_uwav=input('amplitude = ');
    d_uwav=input('duration = ');
    t_uwav=0.63;
    d=0;
end

end

pwav=p_wav(x,a_pwav,d_pwav,t_pwav,li);

qwav output
qwav=q_wav(x,a_qwav,d_qwav,t_qwav,li);

qrswav output
qrswav=qrs_wav(x,a_qrswav,d_qrswav,li);

swav output
swav=s_wav(x,a_swav,d_swav,t_swav,li);

twav output
twav=t_wav(x,a_twav,d_twav,t_twav,li);

uwav output
uwav=u_wav(x,a_uwav,d_uwav,t_uwav,li);

ecg output
ecg=pwav+qrswav+twav+swav+qwav+uwav;
eo=pwav+qrswav+twav+swav+qwav+uwav+rand(1,3001);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for i=1:length(x)
    if x(i)<-0.3
        ecg(i) = 0;
    elseif x(i)<= 2
        ecg(i) = ecg(i)-0.175;
    else
        ecg(i) = 0;
    end
end

for i=1:length(x)
    if (x(i)<0.45)|(x(i)>1.32)
        ecg(i) = 0;
    end
end

figure(1)
plot(x,ecg); xlabel('TIME (s)'); ylabel('AMPLITUDE (v)');

ECG = fftshift(fft(ifftshift(eo))*ts;

figure(2)
plot(f,20*log10(abs(ECG)))
xlabel('FREQUENCY (Hz)'); ylabel('MAGNITUDE (dB/Hz)')
axis([0 200 -140 -20])

C1 = 0.1e-6;
C2 = 0.1e-6;
R1 = 5.3e3;
R2 = 5.3e3;

S = 1j*2*pi*f;
H =
1./(C1*C2*R1*R2*(S.^2+(C1*(R1+R2)/(C1*C2*R1*R2))*S+1/(C1*C2*R1*R2)));

figure(3)
plot(f,20*log10(abs(H)))
xlabel('FREQUENCY (Hz)'); ylabel('MAGNITUDE (dB)')
axis([0 200 -180 0])

Eo = ECG.*H;
eo = real(fftshift(ifft(ifftshift(Eo))));
e1=pwav+qrswav+twav+swav+qwav+uwav+0.025*randn(1,3001);

figure(4)
plot(x,eo); xlabel('TIME (s)'); ylabel('AMPLITUDE (v)');

figure(5)
plot(x,e1); xlabel('TIME (s)'); ylabel('AMPLITUDE (v)');

ECG1 = fftshift(fft(ifftshift(ECG))*ts;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรรมใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
A = 4e-14;  
B = 1.6e-11;  
C = 64e6;  
D = 2e-13;  
E = 8.8e-11;
```

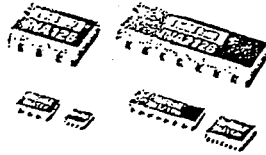
```
s = 1j*2*pi*f;  
H = (s.^3+A*s.^2+B*s+C)/(s.^3+D*s.^2+E*s+C);
```

```
E1 = ECG1.*H;  
e1 = real(fftshift(iffshift(iffshift(E1))))*fs;
```

```
figure(5)  
plot(x,e1)
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



INA126  
INA2126

## MicroPOWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER Single and Dual Versions

### FEATURES

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

### APPLICATIONS

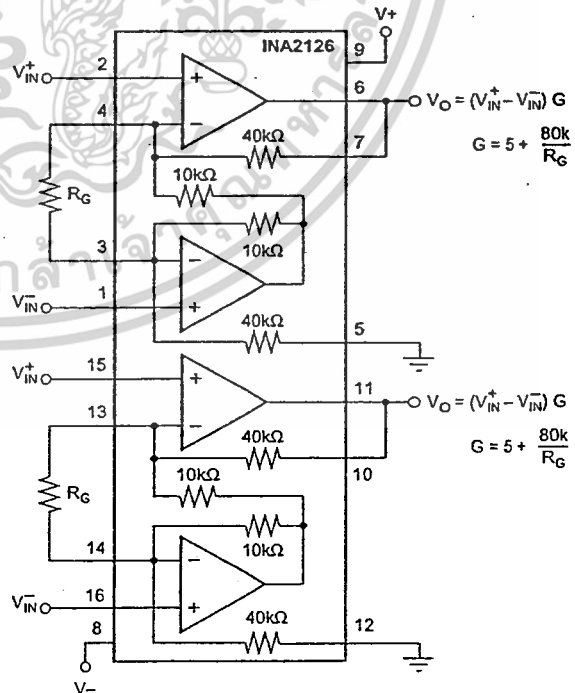
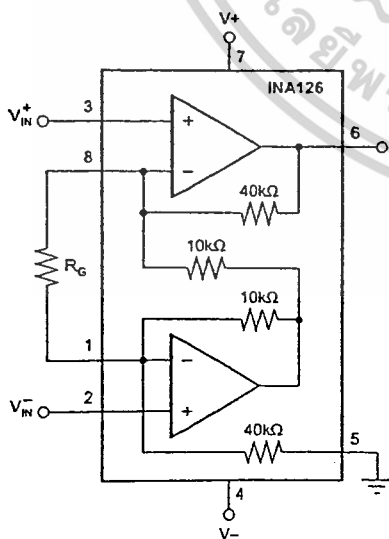
- INDUSTRIAL SENSOR AMPLIFIER:  
Bridge, RTD, Thermocouple
- PHYSIOLOGICAL AMPLIFIER:  
ECG, EEG, EMG
- MULTI-CHANNEL DATA ACQUISITION
- PORTABLE, BATTERY OPERATED SYSTEMS

### DESCRIPTION

The INA126 and INA2126 are precision instrumentation amplifiers for accurate, low noise differential signal acquisition. Their two-op-amp design provides excellent performance with very low quiescent current (175µA/chan.). This, combined with wide operating voltage range of ±1.35V to ±18V, makes them ideal for portable instrumentation and data acquisition systems.

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

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



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

©1996 Burr-Brown Corporation

PDS-1365C

Printed in U.S.A. September, 1997

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจาก Burr-Brown Corporation

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# SPECIFICATIONS

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

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

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

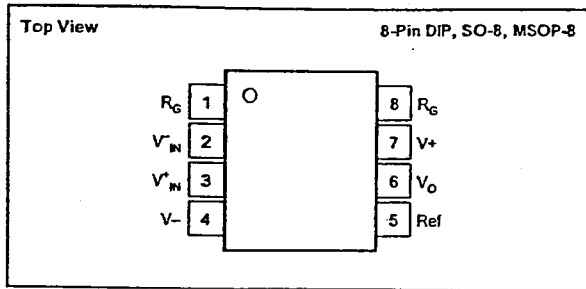
The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications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

BURR-BROWN®



INA126, INA2126

### PIN CONFIGURATION (Single)

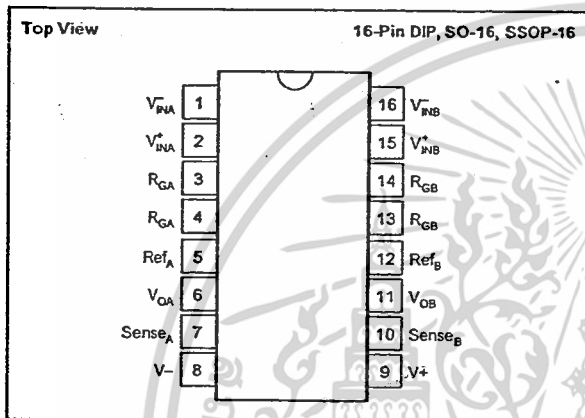


### ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS<sup>(1)</sup>

Power Supply Voltage, V+ to V-	36V
Input Signal Voltage <sup>(2)</sup>	(V-)-0.7 to (V+)+0.7V
Input Signal Current <sup>(2)</sup>	10mA
Output Short Circuit	Continuous
Operating Temperature	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-55°C to +125°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	+300°C

NOTES: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage.  
(2) Input signal voltage is limited by internal diodes connected to power supplies. See text.

### PIN CONFIGURATION (Dual)



### 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.

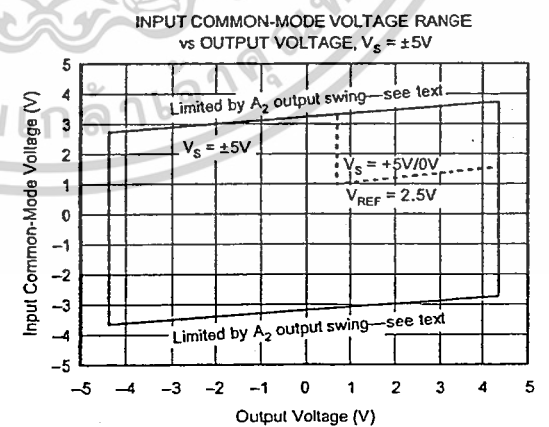
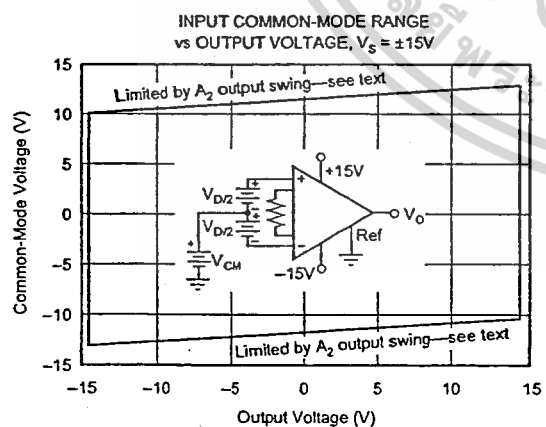
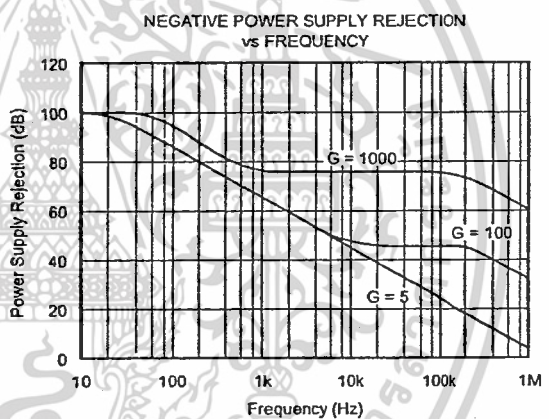
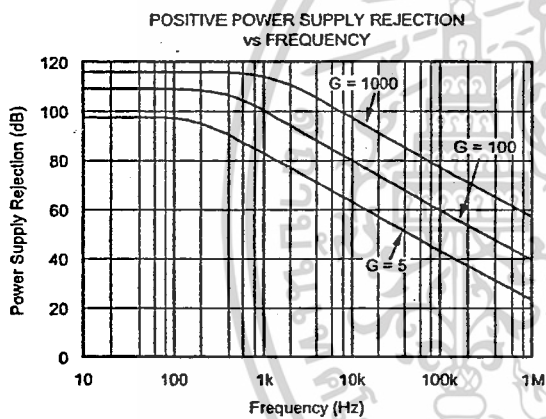
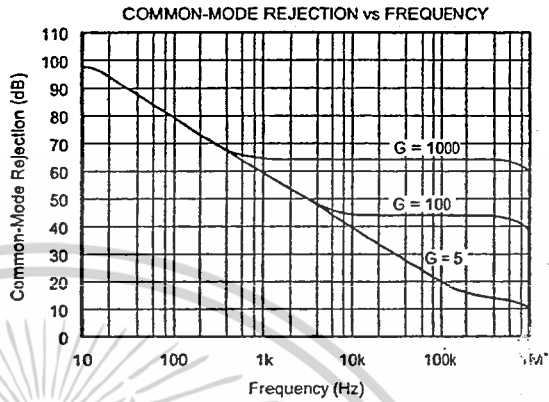
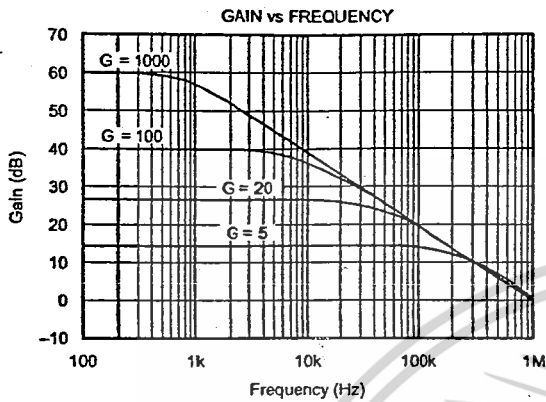
### PACKAGE INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER <sup>(1)</sup>	PACKAGE MARKING	ORDERING NUMBER	TRANSPORT MEDIA
<b>Single</b>					
INA126PA	8-Pin DIP	006	INA126PA	INA126PA	Rails
INA126P	8-Pin DIP	006	INA126P	INA126P	Rails
INA126UA	SO-8	182	INA126UA	INA126UA	Rails or Reel
INA126U	SO-8	182	INA126U	INA126U	Rails or Reel
INA126EA <sup>(2)</sup>	MSOP-8	337	A26 <sup>(3)</sup>	INA126EA-250	Reel Only
INA126E <sup>(2)</sup>	MSOP-8	337	A26 <sup>(3)</sup>	INA126EA-2500	Reel Only
<b>Dual</b>					
INA2126PA	16-Pin DIP	180	INA2126PA	INA2126PA	Rails
INA2126P	16-Pin DIP	180	INA2126P	INA2126P	Rails
INA2126UA	SO-16	265	INA2126UA	INA2126UA	Rails
INA2126U	SO-16	265	INA2126U	INA2126U	Rails
INA2126EA <sup>(2)</sup>	SSOP-16	322	INA2126EA	INA2126EA-250	Reel Only
INA2126E <sup>(2)</sup>	SSOP-16	322	INA2126E	INA2126EA-2500	Reel Only
				INA2126E-250	Reel Only
				INA2126E-2500	Reel Only

NOTES: (1) For detailed drawing and dimension table, see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book. (2) MSOP-8 and SSOP-16 packages are available only on 250 or 2500 piece reels. (3) Grade designation is marked on reel.

# TYPICAL PERFORMANCE CURVES

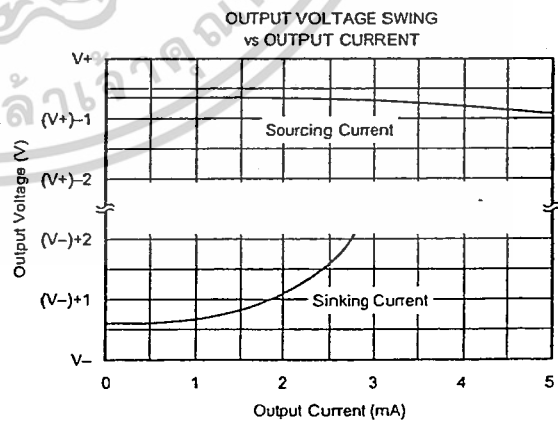
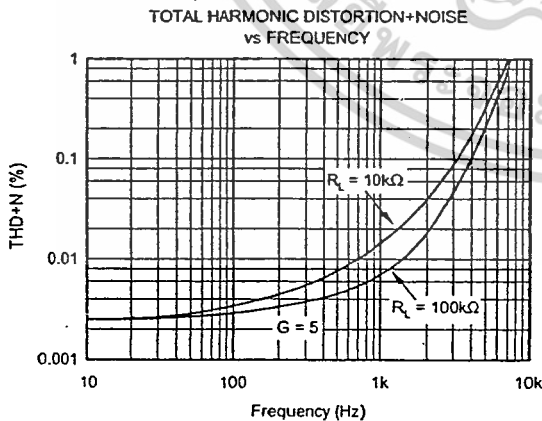
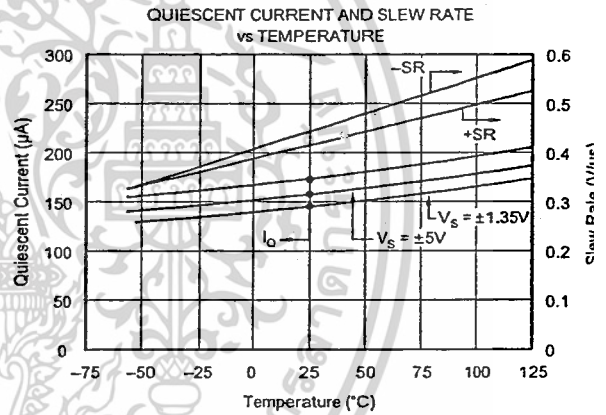
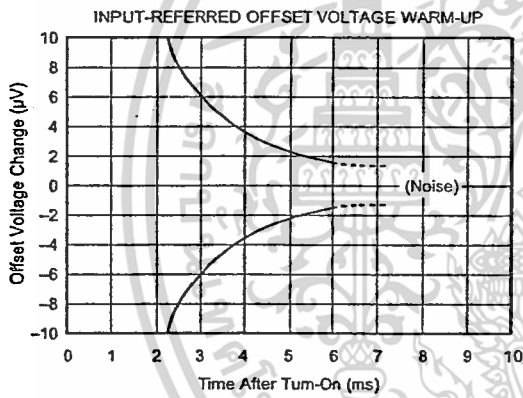
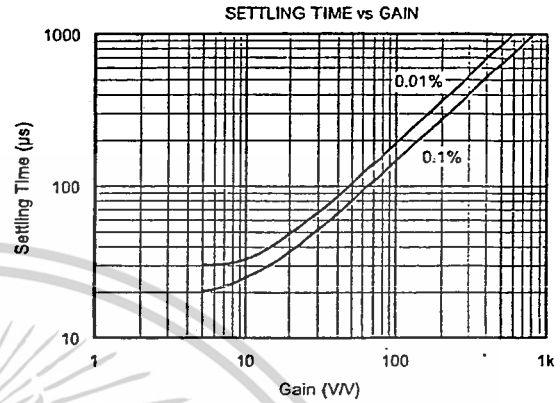
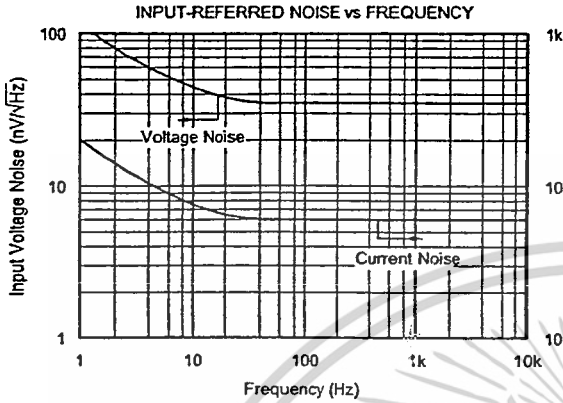
At  $T_A = +25^\circ\text{C}$  and  $V_S = \pm 15\text{V}$ , unless otherwise noted.



INA126, INA2126

# TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

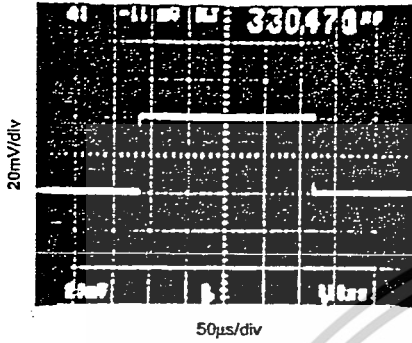
At  $T_A = +25^\circ\text{C}$  and  $V_S = \pm 15\text{V}$ , unless otherwise noted.



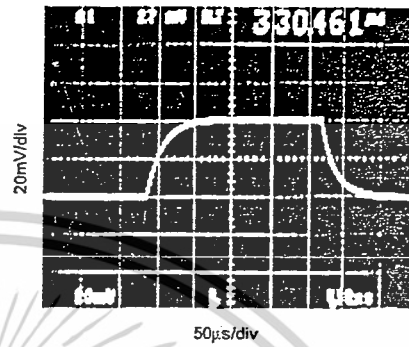
# TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

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

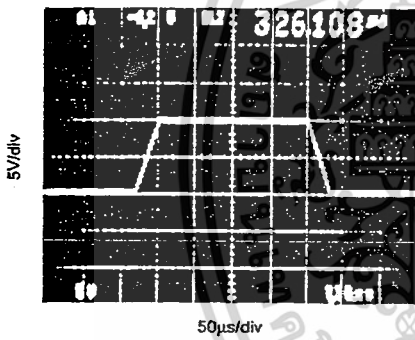
SMALL-SIGNAL RESPONSE,  $G = 5$



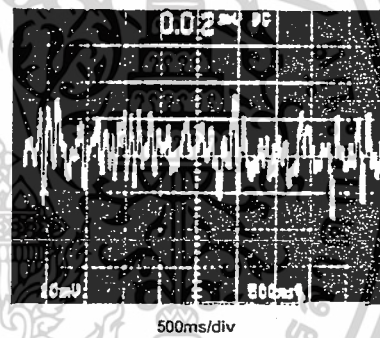
SMALL-SIGNAL RESPONSE,  $G = 100$



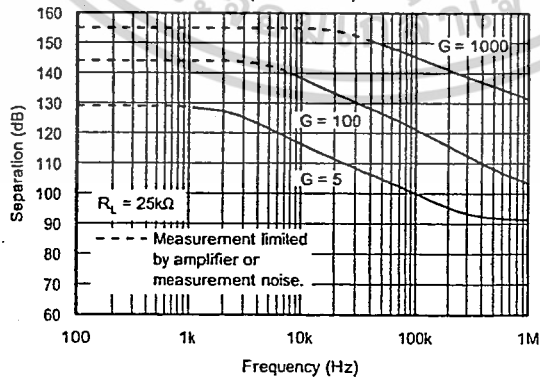
LARGE-SIGNAL RESPONSE,  $G = 5$



VOLTAGE NOISE, 0.1Hz to 10Hz



CHANNEL SEPARATION vs FREQUENCY, RTI  
(Dual Version)



## INPUT BIAS CURRENT RETURN

The input impedance of the INA126/2126 is extremely high—approximately  $10^9\Omega$ . However, a path must be provided for the input bias current of both inputs. This input bias current is typically  $-10\text{nA}$  (current flows out of the input terminals). High input impedance means that this input bias current changes very little with varying input voltage.

Input circuitry must provide a path for this input bias current for proper operation. Figure 3 shows various provisions for an input bias current path. Without a bias current path, the inputs will float to a potential which exceeds the common-mode range and the input amplifiers will saturate.

If the differential source resistance is low, the bias current return path can be connected to one input (see the thermocouple example in Figure 3). With higher source impedance, using two equal resistors provides a balanced input with advantages of lower input offset voltage due to bias current and better high-frequency common-mode rejection.

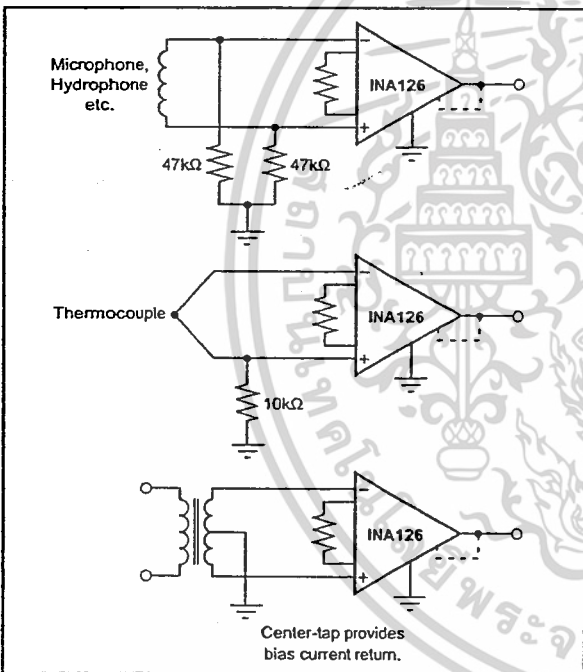


FIGURE 3. Providing an Input Common-Mode Current Path.

## INPUT COMMON-MODE RANGE

The input common-mode range of the INA126/2126 is shown in typical performance curves. The common-mode range is limited on the negative side by the output voltage swing of  $A_2$ , an internal circuit node that cannot be measured on an external pin. The output voltage of  $A_2$  can be expressed as:

$$V_{O2} = 1.25 V_{IN}^- - (V_{IN}^+ - V_{IN}^-) (10\text{k}\Omega/R_G) \quad (2)$$

(Voltages referred to Ref terminal, pin 5)

The internal op amp  $A_2$  is identical to  $A_1$  and its output swing is limited to typically  $0.7\text{V}$  from the supply rails. When the input common-mode range is exceeded ( $A_2$ 's output is saturated),  $A_1$  can still be in linear operation and respond to changes in the non-inverting input voltage. The output voltage, however, will be invalid.

## LOW VOLTAGE OPERATION

The INA126/2126 can be operated on power supplies as low as  $\pm 1.35\text{V}$ . Performance remains excellent with power supplies ranging from  $\pm 1.35\text{V}$  to  $\pm 18\text{V}$ . Most parameters vary only slightly throughout this supply voltage range—see typical performance curves. Operation at very low supply voltage requires careful attention to ensure that the common-mode voltage remains within its linear range. See "Input Common-Mode Voltage Range."

The INA126/2126 can be operated from a single power supply with careful attention to input common-mode range, output voltage swing of both op amps and the voltage applied to the Ref terminal. Figure 4 shows a bridge amplifier circuit operated from a single  $+5\text{V}$  power supply. The bridge provides an input common-mode voltage near  $2.5\text{V}$ , with a relatively small differential voltage.

## INPUT PROTECTION

The inputs are protected with internal diodes connected to the power supply rails. These diodes will clamp the applied signal to prevent it from exceeding the power supplies by more than approximately  $0.7\text{V}$ . If the signal source voltage can exceed the power supplies, the source current should be limited to less than  $10\text{mA}$ . This can generally be done with a series resistor. Some signal sources are inherently current-limited and do not require limiting resistors.

## CHANNEL CROSSTALK—DUAL VERSION

The two channels of the INA2126 are completely independent, including all bias circuitry. At DC and low frequency there is virtually no signal coupling between channels. Crosstalk increases with frequency and is dependent on circuit gain, source impedance and signal characteristics.

As source impedance increases, careful circuit layout will help achieve lowest channel crosstalk. Most crosstalk is produced by capacitive coupling of signals from one channel to the input section of the other channel. To minimize coupling, separate the input traces as far as practical from any signals associated with the opposite channel. A grounded guard trace surrounding the inputs helps reduce stray coupling between channels. Carefully balance the stray capacitance of each input to ground, and run the differential inputs of each channel parallel to each other, or directly adjacent on top and bottom side of a circuit board. Stray coupling then tends to produce a common-mode signal that is rejected by the IA's input.

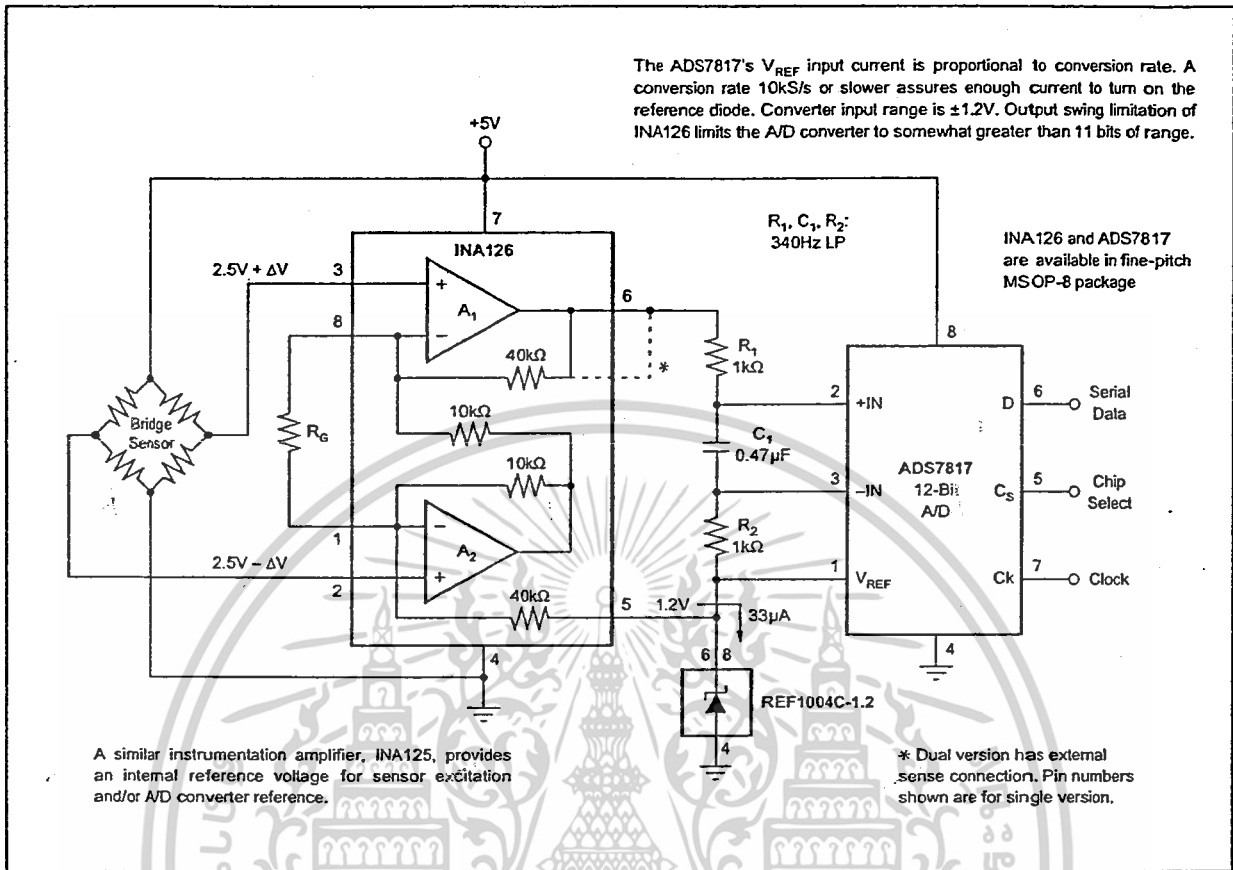


FIGURE 4. Bridge Signal Acquisition—Single 5V Supply.

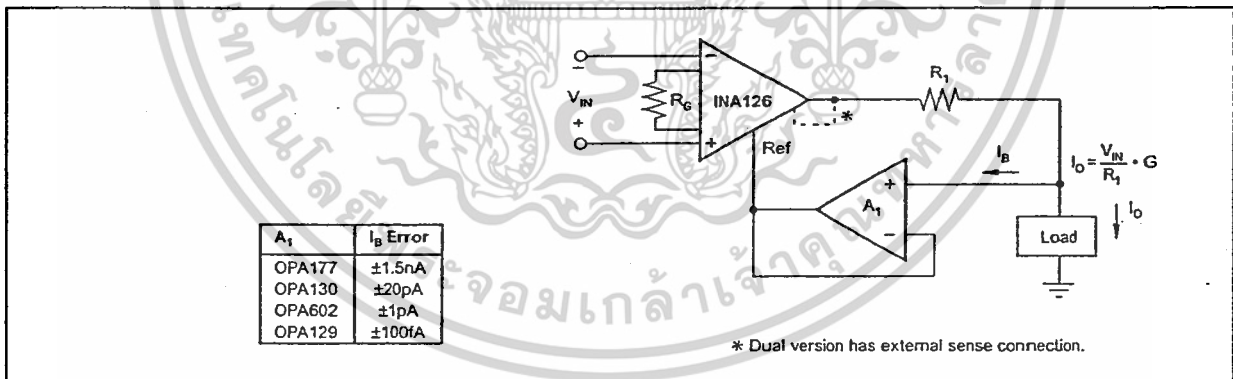


FIGURE 5. Differential Voltage-to-Current Converter.

## LM158/LM258/LM358/LM2904 Low Power Dual Operational Amplifiers

### General Description

The LM158 series consists of two independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, dc gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM158 series can be directly operated off of the standard +5V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional  $\pm 15V$  power supplies.

### Unique Characteristics

- In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.
- The unity gain cross frequency is temperature compensated.
- The input bias current is also temperature compensated.

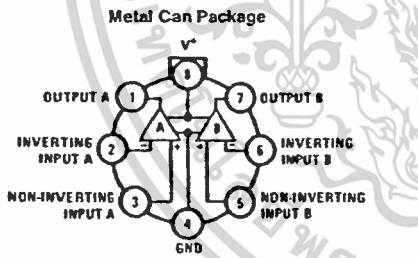
### Advantages

- Two internally compensated op amps in a single package
- Eliminates need for dual supplies
- Allows directly sensing near GND and  $V_{OUT}$  also goes to GND
- Compatible with all forms of logic
- Power drain suitable for battery operation
- Pin-out same as LM1558/LM1458 dual operational amplifier

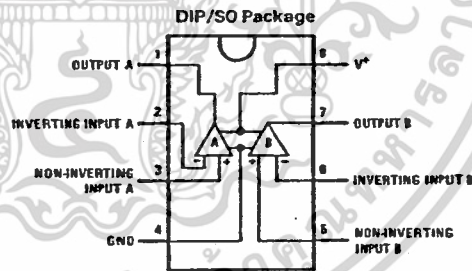
### Features

- Internally frequency compensated for unity gain
- Large dc voltage gain 100 dB
- Wide bandwidth (unity gain) 1 MHz
- (temperature compensated)
- Wide power supply range:
  - Single supply 3V to 32V
  - or dual supplies  $\pm 1.5V$  to  $\pm 16V$
- Very low supply current drain (500  $\mu A$ )—essentially independent of supply voltage
- Low input offset voltage 2 mV
- Input common-mode voltage range includes ground
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing 0V to  $V^+$  - 1.5V

### Connection Diagrams (Top Views)



Order Number LM158AH, LM158AH/883\*,  
LM158H, LM158H/883\*, LM258H or LM358H  
See NS Package Number H08C



Order Number LM158J, LM158J/883\*,  
LM158AJ or LM158AJ/883\*  
See NS Package Number J08A  
Order Number LM358M, LM358AM or LM2904M  
See NS Package Number M08A  
Order Number LM358AN, LM358N or LM2904N  
See NS Package Number N08E

\*LM158 is available per SMD # 5962-8771001  
LM158A is available per SMD # 5962-8771002

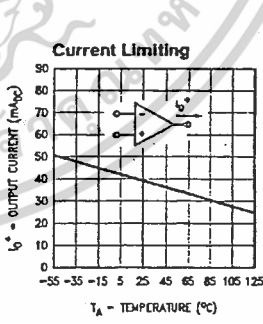
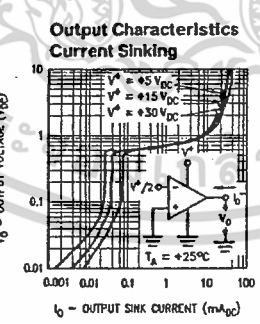
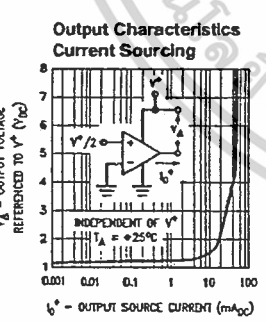
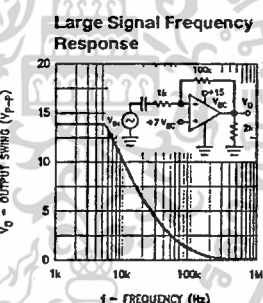
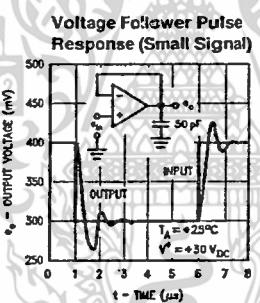
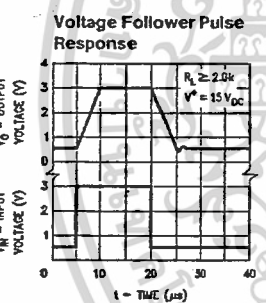
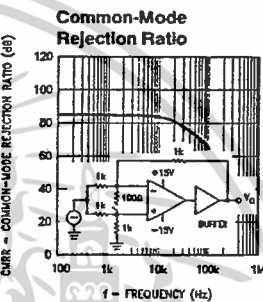
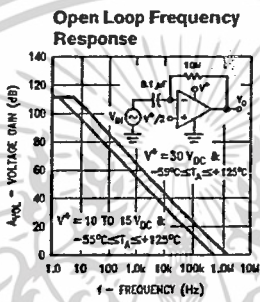
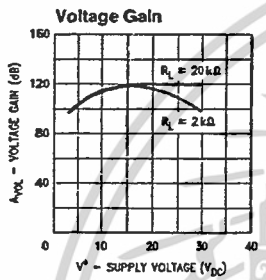
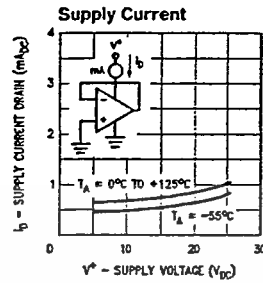
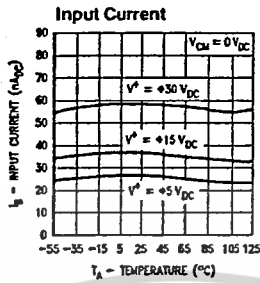
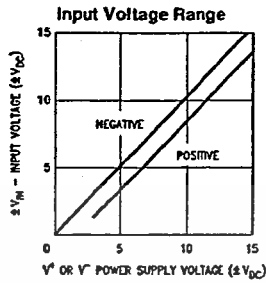
LM158/LM258/LM358/LM2904  
Low Power Dual Operational Amplifiers

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Electrical Characteristics** (Continued)  $V^+ = +5.0V$ , Note 4, unless otherwise stated

Parameter	Conditions	LM158A			LM358A			LM158/LM258			LM358			LM2904			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Large Signal Voltage Gain	$V^+ = 15V, T_A = 25^\circ C,$ $R_L \geq 2 k\Omega, (For V_O = 1V$ to 11V)	50	100		25	100		50	100		25	100		25	100		V/mV
Common-Mode Rejection Ratio	$T_A = 25^\circ C,$ $V_{CM} = 0V$ to $V^+ - 1.5V$	70	85		65	85		70	85		65	85		50	70		dB
Power Supply Rejection Ratio	$V^+ = 5V$ to $30V$ (LM2904, $V^+ = 5V$ to $26V$ ), $T_A = 25^\circ C$	85	100		65	100		65	100		65	100		50	100		dB
Amplifier-to-Amplifier Coupling	$f = 1 kHz$ to $20 kHz, T_A = 25^\circ C$ (Input Referred), (Note 8)		-120			-120			-120			-120			-120		dB
Output Current	Source $V_{IN}^+ = 1V,$ $V_{IN}^- = 0V,$ $V^+ = 15V,$ $V_O = 2V, T_A = 25^\circ C$	20	40		20	40		20	40		20	40		20	40		mA
	Sink $V_{IN}^- = 1V, V_{IN}^+ = 0V$ $V^+ = 15V, T_A = 25^\circ C,$ $V_O = 2V$	10	20		10	20		10	20		10	20		10	20		mA
	$V_{IN}^- = 1V,$ $V_{IN}^+ = 0V$ $T_A = 25^\circ C, V_O = 200 mV,$ $V^+ = 15V$	12	50		12	50		12	50		12	50		12	50		$\mu A$
Short Circuit to Ground	$T_A = 25^\circ C,$ (Note 2), $V^+ = 15V$		40	60		40	60		40	60		40	60		40	60	mA
Input Offset Voltage	(Note 5)			4			5			7			9			10	mV
Input Offset Voltage Drift	$R_S = 0\Omega$		7	15		7	20		7		7		7		7		$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current	$I_{IN(+)} - I_{IN(-)}$			30			75			100			150		45	200	nA
Input Offset Current Drift	$R_S = 0\Omega$		10	200		10	300		10		10		10		10		$pA/^\circ C$
Input Bias Current	$I_{IN(+)}$ or $I_{IN(-)}$		40	100		40	200		40	300		40	500		40	500	nA

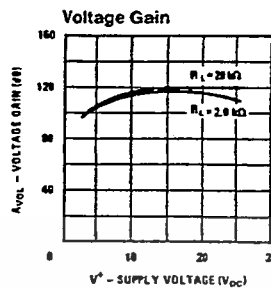
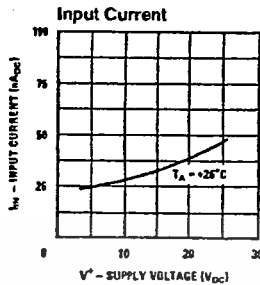
# Typical Performance Characteristics



TL/H/7767-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Typical Performance Characteristics (Continued) (LM2902 only)



TL/H/7767-5

### Application Hints

The LM158 series are op amps which operate with only a single power supply voltage, have true-differential inputs, and remain in the linear mode with an input common-mode voltage of 0 V<sub>DC</sub>. These amplifiers operate over a wide range of power supply voltage with little change in performance characteristics. At 25°C amplifier operation is possible down to a minimum supply voltage of 2.3 V<sub>DC</sub>.

Precautions should be taken to insure that the power supply for the integrated circuit never becomes reversed in polarity or that the unit is not inadvertently installed backwards in a test socket as an unlimited current surge through the resulting forward diode within the IC could cause fusing of the internal conductors and result in a destroyed unit.

Large differential input voltages can be easily accommodated and, as input differential voltage protection diodes are not needed, no large input currents result from large differential input voltages. The differential input voltage may be larger than  $V^+$  without damaging the device. Protection should be provided to prevent the input voltages from going negative more than  $-0.3 V_{DC}$  (at 25°C). An input clamp diode with a resistor to the IC input terminal can be used.

To reduce the power supply current drain, the amplifiers have a class A output stage for small signal levels which converts to class B in a large signal mode. This allows the amplifiers to both source and sink large output currents. Therefore both NPN and PNP external current boost transistors can be used to extend the power capability of the basic amplifiers. The output voltage needs to raise approximately 1 diode drop above ground to bias the on-chip vertical PNP transistor for output current sinking applications.

For ac applications, where the load is capacitively coupled to the output of the amplifier, a resistor should be used, from the output of the amplifier to ground to increase the class A bias current and prevent crossover distortion. Where the load is directly coupled, as in dc applications, there is no crossover distortion.

Capacitive loads which are applied directly to the output of the amplifier reduce the loop stability margin. Values of 50 pF can be accommodated using the worst-case non-inverting unity gain connection. Large closed loop gains or resistive isolation should be used if larger load capacitance must be driven by the amplifier.

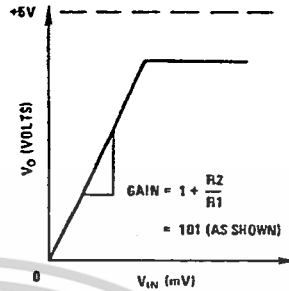
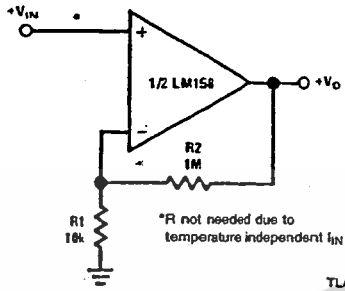
The bias network of the LM158 establishes a drain current which is independent of the magnitude of the power supply voltage over the range of 3 V<sub>DC</sub> to 30 V<sub>DC</sub>.

Output short circuits either to ground or to the positive power supply should be of short time duration. Units can be destroyed, not as a result of the short circuit current causing metal fusing, but rather due to the large increase in IC chip dissipation which will cause eventual failure due to excessive junction temperatures. Putting direct short-circuits on more than one amplifier at a time will increase the total IC power dissipation to destructive levels. If not properly protected with external dissipation limiting resistors in series with the output leads of the amplifiers. The larger value of output source current which is available at 25°C provides a larger output current capability at elevated temperatures (see typical performance characteristics) than a standard IC op amp.

The circuits presented in the section on typical applications emphasize operation on only a single power supply voltage. If complementary power supplies are available, all of the standard op amp circuits can be used. In general, introducing a pseudo-ground (a bias voltage reference of  $V^+/2$ ) will allow operation above and below this value in single power supply systems. Many application circuits are shown which take advantage of the wide input common-mode voltage range which includes ground. In most cases, input biasing is not required and input voltages which range to ground can easily be accommodated.

## Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ )

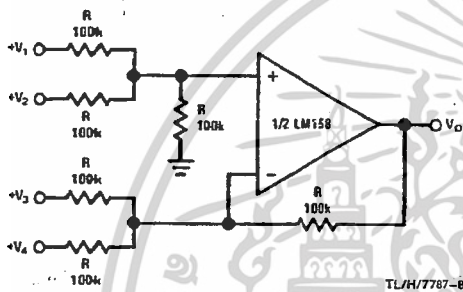
Non-Inverting DC Gain (0V Input = 0V Output)



TL/H/7767-6

TL/H/7767-7

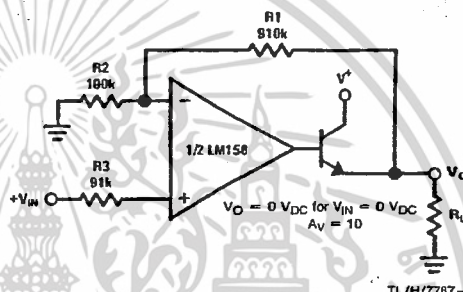
DC Summing Amplifier  
( $V_{INs} \geq 0 V_{DC}$  and  $V_O \geq 0 V_{DC}$ )



Where:  $V_O = V_1 + V_2 + V_3 + V_4$   
( $V_1 + V_2 \geq (V_3 + V_4)$  to keep  $V_O > 0 V_{DC}$ )

TL/H/7767-8

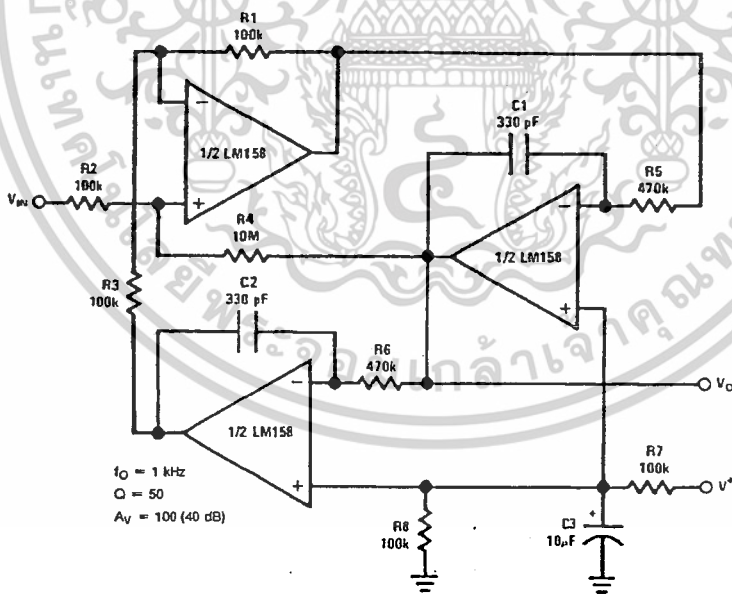
Power Amplifier



$V_O = 0 V_{DC}$  for  $V_{IN} = 0 V_{DC}$   
 $A_v = 10$

TL/H/7767-9

"BI-QUAD" RC Active Bandpass Filter



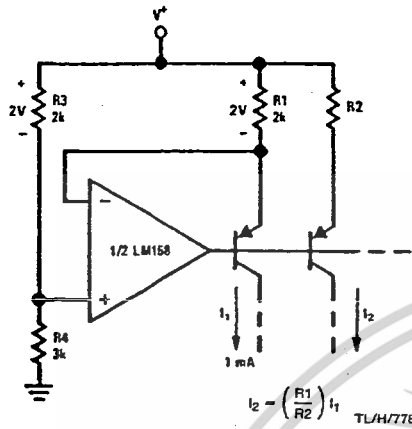
$f_0 = 1 \text{ kHz}$   
 $Q = 50$   
 $A_v = 100 \text{ (40 dB)}$

TL/H/7767-10

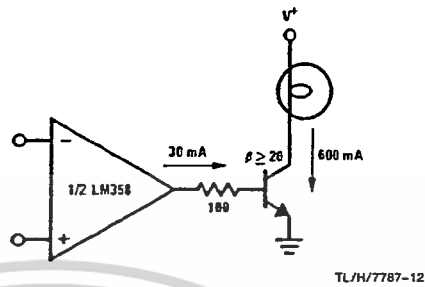
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

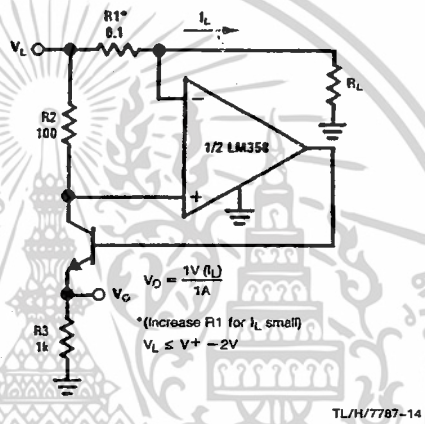
Fixed Current Sources



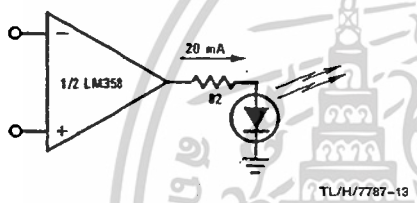
Lamp Driver



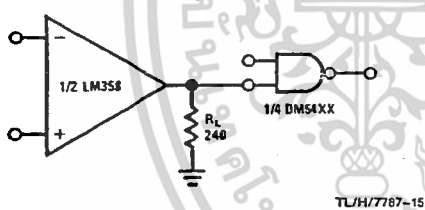
Current Monitor



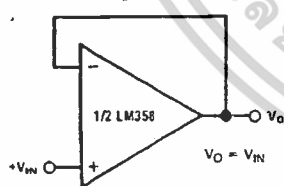
LED Driver



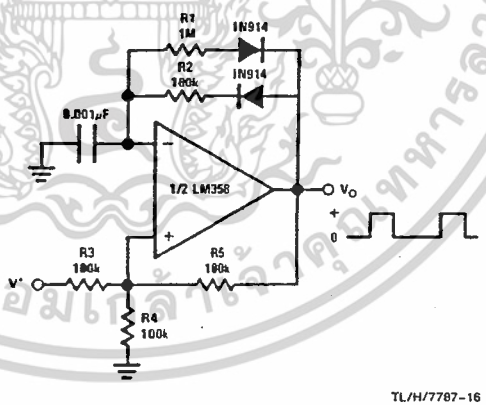
Driving TTL



Voltage Follower

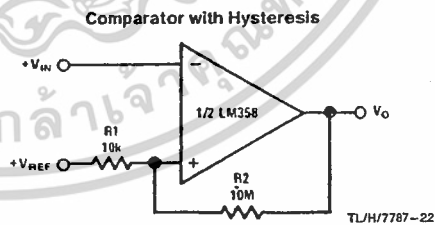
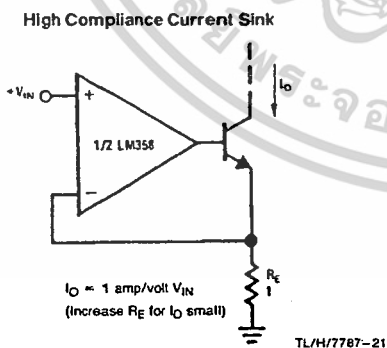
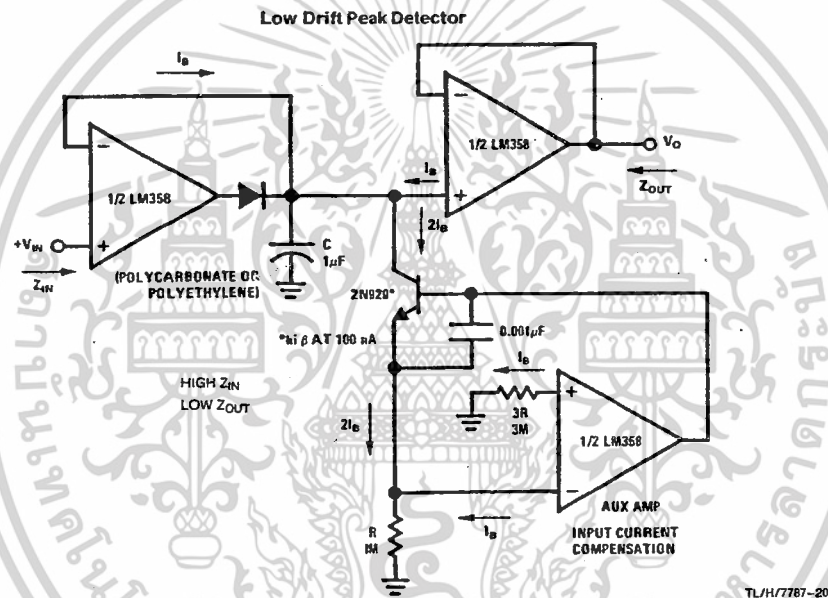
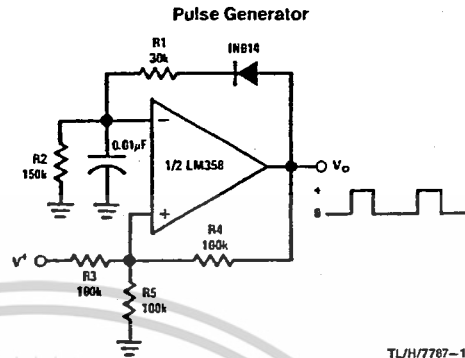
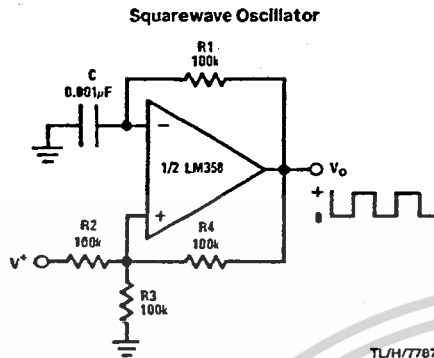


Pulse Generator



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

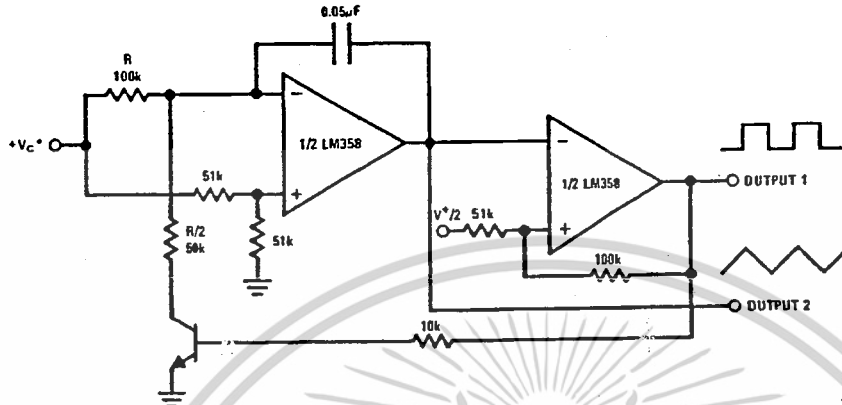
Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)**

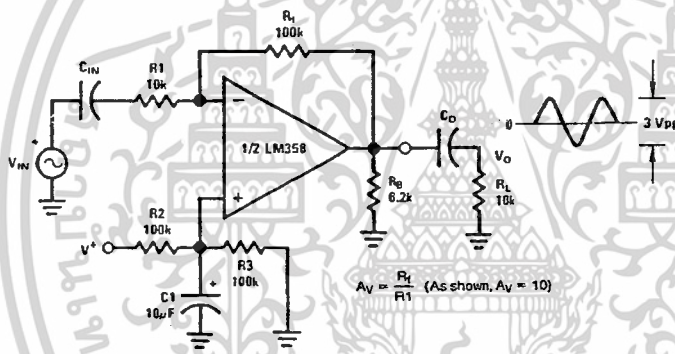
**Voltage Controlled Oscillator (VCO)**



TL/H/7767-23

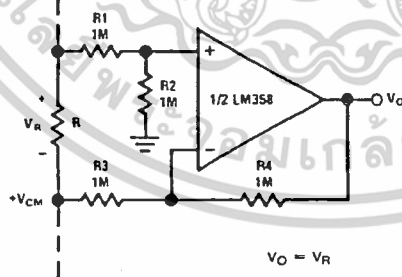
\*WIDE CONTROL VOLTAGE RANGE:  $0 V_{DC} \leq V_C \leq 2 (V^+ - 1.5V_{DC})$

**AC Coupled Inverting Amplifier**



TL/H/7767-24

**Ground Referencing a Differential Input Signal**

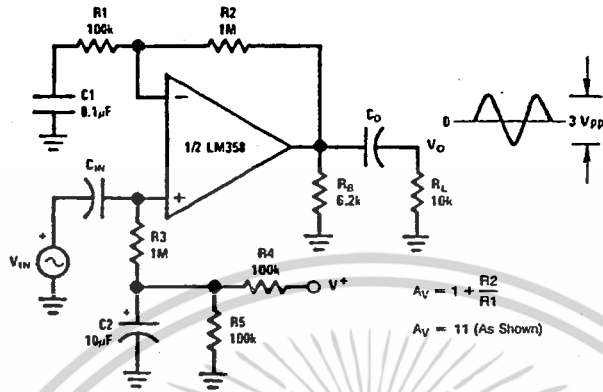


TL/H/7767-25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

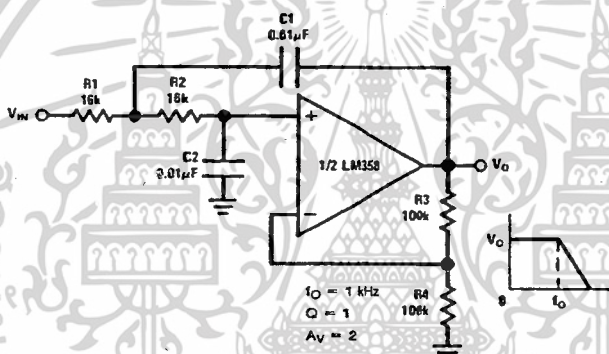
Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

AC Coupled Non-Inverting Amplifier



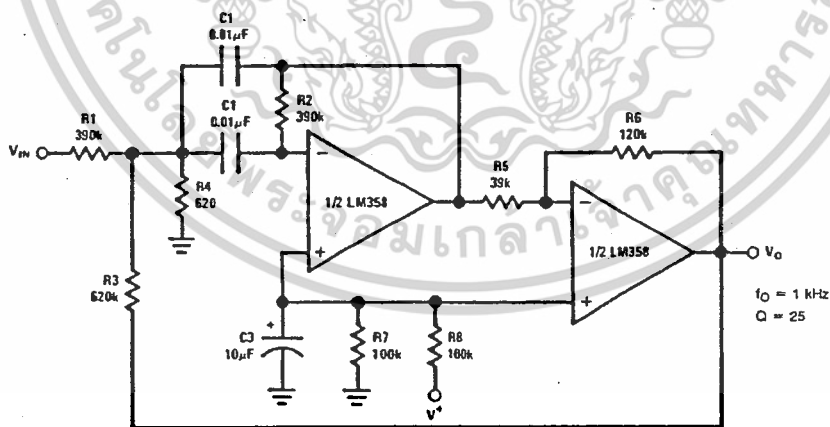
TL/H/7787-26

DC Coupled Low-Pass RC Active Filter



TL/H/7787-27

Bandpass Active Filter

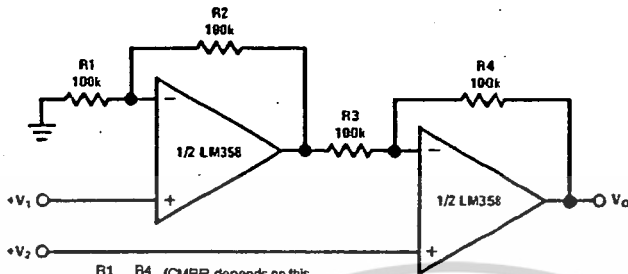


TL/H/7787-28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

High Input Z, DC Differential Amplifier



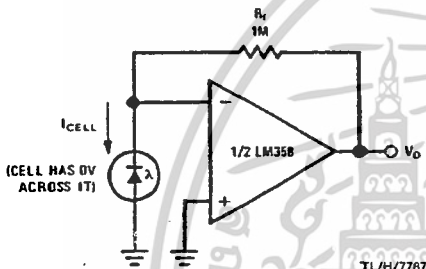
TL/H/7767-29

For  $\frac{R1}{R2} = \frac{R4}{R3}$  (CMRR depends on this resistor ratio match)

$$V_O = 1 + \frac{R4}{R3} (V_2 - V_1)$$

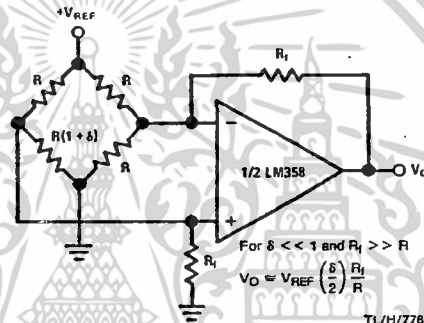
As Shown:  $V_O = 2 (V_2 - V_1)$

Photo Voltaic-Cell Amplifier



TL/H/7767-30

Bridge Current Amplifier

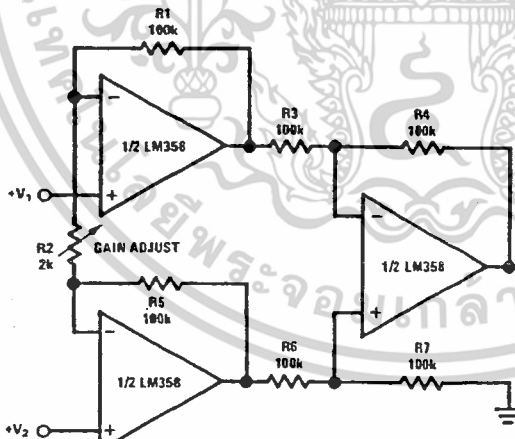


For  $\delta \ll 1$  and  $R_f \gg R$

$$V_O = V_{REF} \left( \frac{\delta}{2} \right) \frac{R_f}{R}$$

TL/H/7767-33

High Input Z Adjustable-Gain DC Instrumentation Amplifier



TL/H/7767-31

If  $R1 = R5$  &  $R3 = R4 = R6 = R7$  (CMRR depends on match)

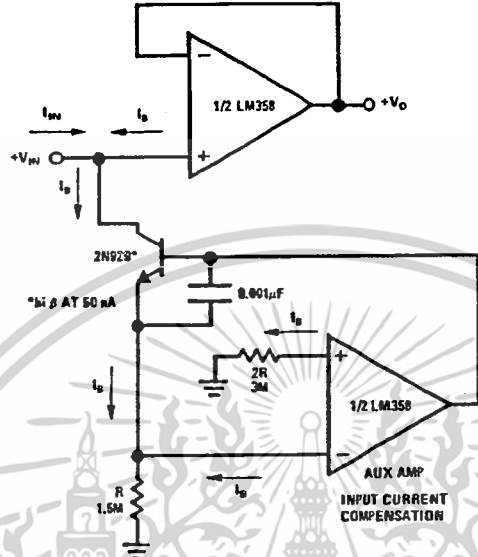
$$V_O = 1 + \frac{2R1}{R2} (V_2 - V_1)$$

As shown  $V_O = 101 (V_2 - V_1)$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

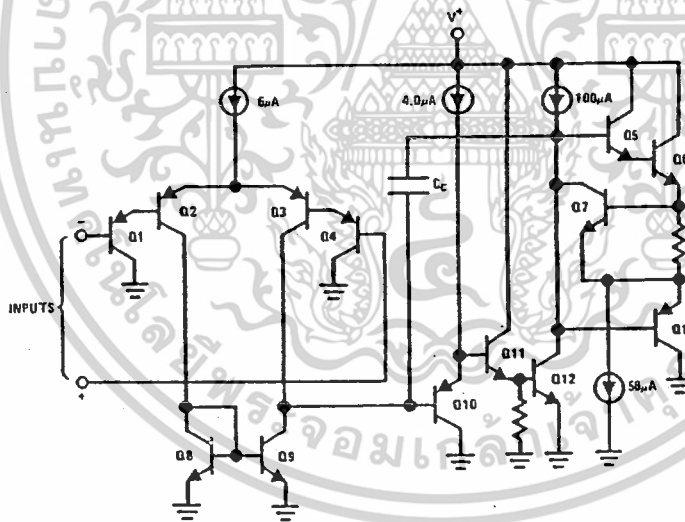
**Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0\text{ V}_{DC}$ ) (Continued)**

**Using Symmetrical Amplifiers to Reduce Input Current (General Concept)**



TL/H/7787-32

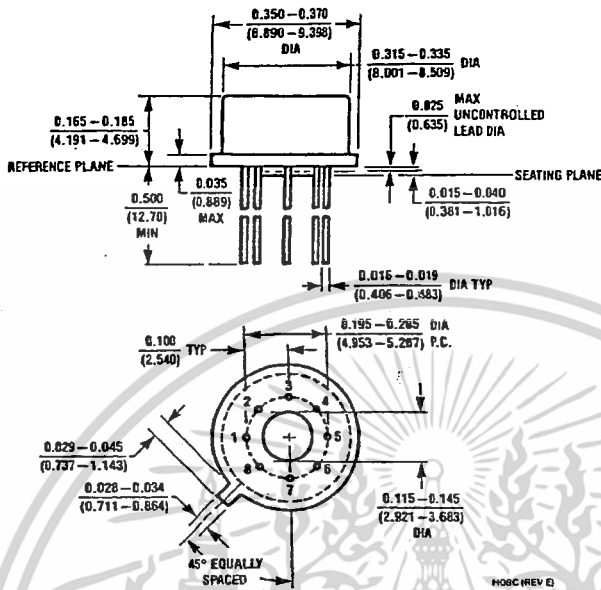
**Schematic Diagram (Each Amplifier)**



TL/H/7787-3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Physical Dimensions** inches (millimeters)



**Metal Can Package (H)**  
**Order Number LM158AH, LM158AH/883, LM158H,**  
**LM158H/883, LM258H or LM358H**  
**NS Package Number H08C**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้