

ชุดทดลองการวัดสัญญาณชีวการแพทย์

Biomedical Signal Laboratory Set



เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 42679
วัน, เดือน, ปี - 6 ส.ย. 2545

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาอุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาเทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาเทคนิคอุตสาหกรรม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2543

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์

ชุดทดลองการวัดสัญญาณชีวการแพทย์

Biomedical Signal Laboratory Set

นักศึกษา

นายธีรรา แซ่ตั้ง เลขประจำตัว 41013450

นายวิษณุ แซ่อิ้ว เลขประจำตัว 41013467

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.อรลาภ แสงอรุณ

อาจารย์นภพินท์ อนันตรศิริชัย

ภาควิชา

เทคนิคอุตสาหกรรม

ปีการศึกษา

2543

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อนุมัติให้
นับปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรอุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต

ประธานกรรมการ

()

กรรมการ

()

กรรมการ

()

กรรมการ

()

กรรมการ

()

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	ชุดทดลองการวัดสัญญาณทางชีวการแพทย์		
	Biomedical Signal Laboratory Set		
นักศึกษา	นายธีรรา	แซ่ตั้ง	เลขประจำตัว 41013450
	นายวิษณุ	แซ่อิว	เลขประจำตัว 41013467
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.อรตภา แสงอรุณ		
	อาจารย์ณภินท์ อนันตรศิริชัย		
ภาควิชา	เทคนิคอุตสาหกรรม		
ปีการศึกษา	2543		

บทคัดย่อ

ชุดทดลองวัดสัญญาณทางชีวการแพทย์ เป็นชุดทดลองทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้สำหรับศึกษาหลักการพื้นฐานเกี่ยวกับสัญญาณของคลื่นหัวใจ ประกอบด้วยการทดลอง 4 การทดลอง

1. การทดลอง แอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา เพื่อศึกษา คุณสมบัติพิเศษของแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา
2. การทดลอง กระบวนการอิเล็กทรอนิกส์โอกราฟิค เพื่อวิเคราะห์การตอบสนองต่อย่านความถี่ของ อิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟิค
3. การทดลอง การบันทึกสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์โอกราฟิค เพื่อวิเคราะห์รูปร่างของสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์โอกราฟิค
4. การทดลอง กระบวนการอิเล็กทรอนิกส์โอกราฟิค เพื่อวิเคราะห์สัญญาณ EMG

ชุดทดลองดังกล่าวจะทำงานผ่านวงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ที่มีอัตราการขยายปรับได้ตั้งแต่ 1 - 1,000 เท่า ซึ่งประกอบด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำที่ปรับค่าได้ตั้งแต่ 3.5 Hz - 1,000 Hz และวงจรกรองความถี่สูงที่ปรับค่าได้ตั้งแต่ 0.04 Hz - 25 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Biomedical Signal Laboratory Set		
Student	Mr. Teewara	Sae-tang	ID 41013450
	Mr. Vitsanu	Sae-eu	ID 41013467
Advisor	Asst. Prof. Ornlarp	Saingaroon	
	Miss. Noppin	Anantrasirichai	
Academic Year	2000		

ABSTRACT

The Biomedical Signal Laboratory Set is electronics laboratory. It uses for study fundamental of biomedical measurement is consist of four laboratory. :

1. Biomedical Amplifier Laboratory for study of amplifier 's characteristic.
2. Electrocardiographic (ECG) Processing Laboratory for the analysis of the frequency 's corresponding.
3. Electromyographic (EMG) Record Laboratory for the analysis of the Electrocardiographic signal 's shape.
4. Electromyographic (EMG) Processing for the analysis of EMG signal.

The Biomedical Signal Laboratory is electronics circuit with a flat frequency response of low pass filter circuit adjust from 3.5 Hz to 1,000 Hz and high pass filter circuit adjust from 0.04 Hz to 25 Hz.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี ด้วยคำแนะนำและคำปรึกษาเกี่ยวกับแนวทางในการจัดทำโครงงาน จากอาจารย์ที่ปรึกษาโครงงานคือ ผู้ช่วยศาสตราจารย์อรุณ แสงอรุณ และอาจารย์ณภินท์ อนันตรศิริชัย คณะผู้จัดทำขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณ คุณคมสันต์ ปราชญ์นครเขต เจ้าหน้าที่ บริษัท โซวิก จำกัด ที่อนุเคราะห์มอบอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการทดลองโดยไม่คิดค่าใช้จ่าย และขอขอบคุณ คุณอรุณพร ทั้งสุพานิช ผู้จัดการแผนก ศูนย์บริการ แอดวานซ์ (สำนักงานใหญ่) บริษัท แอดวานซ์ ไร้เลส มาร์เก็ตติ้ง จำกัด ที่อนุญาตให้ใช้โต๊ะทำงาน และเครื่องมือบน โต๊ะทำงานทั้งหมด แปรสภาพเป็น โต๊ะปฏิบัติการที่ใช้ทำการทดลองขนาดเล็กย่อม หลังจากเวลาเลิกทำงาน ดังผลการทดลองทั้งหมด ที่ปรากฏในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้

สุดท้ายนี้คณะผู้จัดทำโครงงาน ต้องกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงสำหรับ พระคุณของ บิดา มารดา ที่คอยให้กำลังใจและการสนับสนุนที่ดีเสมอมา ชั่วชีวิต

นายธีรวิ

แซ่ตั้ง

นายวิษณุ

แซ่อิว

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูปภาพ	VI
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 หลักการอุปกรณ์การแพทย์	3
2.1 ระดับของการออกแบบและสร้างอุปกรณ์การแพทย์	3
2.2 ขั้นตอนการออกแบบอุปกรณ์การแพทย์	4
2.3 ปัญหาและความต้องการอุปกรณ์ทางการแพทย์	4
2.4 ข้อกำหนดเฉพาะของอุปกรณ์การแพทย์	5
บทที่ 3 อิเล็กทรอนิกส์	8
3.1 อิเล็กทรอนิกส์ - อิเล็กทรอนิกส์ อินเทอร์เน็ต	8
3.2 โพลาริเซชัน	10
3.3 อิเล็กทรอนิกส์ที่โพลาริเซชันและอิเล็กทรอนิกส์ที่ไม่โพลาริเซชัน	11
3.4 คุณสมบัติของอิเล็กทรอนิกส์	13
3.5 พื้นผิวระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับผิวหนังและสิ่งรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว	14
3.6 อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้บันทึกที่ผิวหนังของร่างกาย	18
3.7 อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ภายในร่างกาย	23
3.8 อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้สำหรับกระดูก	26
3.9 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กทรอนิกส์ในทางปฏิบัติ	28
บทที่ 4 อันตรายของไฟฟ้าในทางการแพทย์	30
4.1 ผลทางสรีรวิทยาของกระแสไฟฟ้า	30
4.2 อันตรายจากมาโครช็อค	30
4.3 อันตรายจากไมโครช็อค	32
4.4 การป้องกันโดยการออกแบบเครื่อง	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5 ชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set	36
5.1 การทดลองที่ 1 เรื่องแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา	36
5.2 การทดลองที่ 2 เรื่องกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์โทรคาร์ดิโอกราฟิค	65
5.3 การทดลองที่ 3 เรื่องการบันทึกสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์โทรมัยโอกราฟิค	90
5.4 การทดลองที่ 4 เรื่องกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์โทรมัยโอกราฟิค	104
บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์ผลการดำเนินงานของโครงการ	122
6.1 สรุปการทำงานของโครงการ	122
6.2 วิจารณ์ผลการทดลอง	122
บรรณานุกรม	123
ภาคผนวก ก. รายละเอียดของวงจรและการทำงาน	125
ภาคผนวก ข. Data Sheet	150

สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
รูปที่ 1 ภาพแสดงพื้นหน้าของอิเล็กทรอนิกส์และอิเล็กทรอนิกส์	9
รูปที่ 2 ภาพแสดงอิเล็กทรอนิกส์ซิลเวอร์ - ซิลเวอร์คลอไรด์	12
รูปที่ 3 อิเล็กทรอนิกส์คาโบลเมทที่ใช้ในการตรวจวัดทางเคมีไฟฟ้า	12
รูปที่ 4 ภาพแสดงผิวหนังที่ได้ตัดให้เห็นชั้นต่างๆ	15
รูปที่ 5 อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ติดไว้บนผิวหนังแสดงวงจรสมบูรณทางไฟฟ้าวงจรที่อยู่ทางขวามือ	16
รูปที่ 6 สิ่งรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในอิเล็กทรอนิกส์ซิลเวอร์ - ซิลเวอร์คลอไรด์	17
รูปที่ 7 อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ปิดที่ผิวหนัง	18
รูปที่ 8 อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ชุด	19
รูปที่ 9 ตัวอย่างของอิเล็กทรอนิกส์คลอย	20
รูปที่ 10 อิเล็กทรอนิกส์ปิดภายนอกที่จ่อเข้าไปได้	21
รูปที่ 11 อิเล็กทรอนิกส์เข็มและเส้นลวดใช้สำหรับแทงผ่านผิวหนังเข้าไปวัดศักย์ไฟฟ้าที่อยู่ภายใน	24
รูปที่ 12 อิเล็กทรอนิกส์สำหรับบันทึก ECG ของทารกในครรภ์ในขณะที่คลอด	25
รูปที่ 13 อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ฝังสำหรับตรวจไฟฟ้าในทางชีววิทยา	26
รูปที่ 14 รูปคลื่นของกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้กระตุ้น	27
รูปที่ 15 ภาพแสดงการเดินทางของกระแสที่ทั่วโลก	32
รูปที่ 16 แสดงผังวงจรของระบบที่แยกไฟฟ้าของผู้ป่วยจากเครื่อง	35
รูปที่ 17 แอมพลิไฟเออร์สเตดิคส์เคอร์ฟ	39
รูปที่ 18 การตอบสนองความถี่ของวงจรขยาย	40
รูปที่ 19 เครื่องมือวัดไบโอโพรเทินเซียมและวงจรขยายที่ไม่ใช่อุดมคติ	41
รูปที่ 20 แสดงการต่อสัญญาณจากวงจรดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์	44
รูปที่ 21 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (3)	52
รูปที่ 22 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4)	52
รูปที่ 23 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4)	53
รูปที่ 24 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4)	53
รูปที่ 25 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4)	54
รูปที่ 26 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4)	54

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 27 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (6)	55
รูปที่ 28 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (7)	55
รูปที่ 29 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (2)	56
รูปที่ 30 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3)	56
รูปที่ 31 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3)	57
รูปที่ 32 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3)	57
รูปที่ 33 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3)	58
รูปที่ 34 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3)	58
รูปที่ 35 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4)	59
รูปที่ 36 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4)	59
รูปที่ 37 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4)	60
รูปที่ 38 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4)	60
รูปที่ 39 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4)	61
รูปที่ 40 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (5)	61
รูปที่ 41 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (7)	62
รูปที่ 42 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.3 (2)	62
รูปที่ 43 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.3 (3)	63
รูปที่ 44 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.4 (2)	63
รูปที่ 45 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.5 (3)	64
รูปที่ 46 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.5 (4)	64
รูปที่ 47 ผังวงจรอย่างง่ายของเครื่อง ECG	67
รูปที่ 48 ผลของการเปลี่ยนแปลงความถี่ต่อคลื่น ECG	69
รูปที่ 49 ผลของการอิมิตัวหรือการตัดให้หยุดทำงานต่อคลื่น ECG	70
รูปที่ 50 ตัวอย่างวงจรสายดิน	72
รูปที่ 51 ผลของศักย์ไฟฟ้าช่วงสั้นต่อการบันทึก ECG	73
รูปที่ 52 ภาพแสดงการรบกวนจากไฟฟ้าสลับ 50/60 Hz	74

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 53 แสดงกลไกที่เครื่อง ECG	74
รูปที่ 54 แสดงทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกายและลงดิน	75
รูปที่ 55 ภาพแสดงการรับสนามแม่เหล็กเข้าไปใน ECG	76
รูปที่ 56 ผังแสดงการป้องกันศักย์ไฟฟ้าที่อินพุทของเครื่อง ECG	78
รูปที่ 57 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้จำกัดกระแสไฟฟ้า	78
รูปที่ 58 ภาพแสดงการหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตย์	80
รูปที่ 59 ผังวงจรที่ใช้ป้องกันศักย์ไฟฟ้าไปที่ขาข้างขวา	81
รูปที่ 60 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 4	86
รูปที่ 61 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5	86
รูปที่ 62 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6	87
รูปที่ 63 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6	87
รูปที่ 64 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 7	88
รูปที่ 65 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6	88
รูปที่ 66 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6	89
รูปที่ 67 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps ร่วมกับกระดูก	91
รูปที่ 68 แสดงกายวิภาคของกล้ามเนื้อแขน	91
รูปที่ 69 แสดงการหัดตัวแบบไอโซโทนิก	93
รูปที่ 70 ภาพแสดงช่วงของศักย์ไฟฟ้าและความถี่ของสัญญาณในทางชีววิทยา	95
รูปที่ 71 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5	99
รูปที่ 72 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5	99
รูปที่ 73 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6	100
รูปที่ 74 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6	100
รูปที่ 75 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 7	101
รูปที่ 76 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 7	101
รูปที่ 77 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8	102
รูปที่ 78 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8	102

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปลูกภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 79 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8	103
รูปที่ 80 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8	103
รูปที่ 81 ผังวงจรอย่างคร่าวอินทิเกรเตอร์สำหรับ EMG	105
รูปที่ 82 คลื่น ไฟฟ้าของวงจรอินทิเกรเตอร์สำหรับ EMG ได้แสดงไว้ในรูปที่ 81	105
รูปที่ 83 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	110
รูปที่ 84 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	110
รูปที่ 85 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	111
รูปที่ 86 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	111
รูปที่ 87 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	112
รูปที่ 88 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	112
รูปที่ 89 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	113
รูปที่ 90 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5)	113
รูปที่ 91 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (6)	114
รูปที่ 92 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (6)	114
รูปที่ 93 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (7)	115
รูปที่ 94 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (7)	115
รูปที่ 95 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (8)	116
รูปที่ 96 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (8)	116
รูปที่ 97 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.2 (2)	117
รูปที่ 98 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.2 (2)	117
รูปที่ 99 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.2 (3)	118
รูปที่ 100 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (2)	118
รูปที่ 101 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (2)	119
รูปที่ 102 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (3)	119
รูปที่ 103 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (3)	120
รูปที่ 104 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (4)	120

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่

รูปที่ 105 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (4)

หน้า

121



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปริญญานิพนธ์

ด้วยความเจริญก้าวหน้าของอุปกรณ์ทางการแพทย์ ซึ่งส่งผลโดยตรงต่อขีดความสามารถในการวิเคราะห์รักษาโรคต่างๆให้แก่ผู้ป่วย ปัญหาทางด้านอุปกรณ์ทางการแพทย์ย่อมมีตามมา เนื่องจากอุปกรณ์ทางการแพทย์มีความสลับซับซ้อนมากขึ้น การทำความเข้าใจการทำงานของเครื่อง และการนำไปใช้งานจึงเป็นสิ่งที่มีความสำคัญ และเมื่อมีความต้องการอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ทันสมัยมากขึ้น เพื่อพัฒนาให้ทันกับโรคภัยไข้เจ็บชนิดใหม่ๆ หรือที่ยังไม่เคยมีการค้นพบรักษาโรคหนึ่งโรคใดมาก่อน ดังนั้นขีดความรู้ความสามารถของผู้ที่ศึกษาในแขนงวิชาทางการแพทย์นี้ จึงเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่งที่ต้องมีการปูพื้นฐานความรู้ในการออกแบบเครื่องมือแพทย์ เพื่อเพิ่มความรู้ความเข้าใจในสิ่งเหล่านี้เสียก่อน จึงเป็นที่มาในการจัดทำโครงการนี้ขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

การทำโครงการ “ชุดทดลองการวัดสัญญาณชีวการแพทย์ (Biomedical Signal Laboratory Set)” นี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อ เป็นการปูพื้นฐานความรู้ความเข้าใจ ถึงองค์ประกอบหลักๆพื้นฐานที่ อุปกรณ์ทางการแพทย์เกือบทุกชนิดจะต้องมี เพื่อให้เกิดทักษะ ความรู้ ความเข้าใจ และสามารถนำไปประยุกต์ในการออกแบบเครื่องมือแพทย์ เพื่อใช้งานได้เอง ภายในประเทศ ต่อไปในอนาคต

1.3 ขอบเขตของโครงการ

โครงการนี้มุ่งเน้น การศึกษาถึงความต้องการขั้นพื้นฐานของอุปกรณ์ทางการแพทย์ เพื่อให้ผู้ที่ทำการทดลองสามารถสร้างความรู้ความเข้าใจ ได้จากอุปกรณ์เครื่องมือวัดพื้นฐาน ที่มีใช้กันอยู่ในห้องปฏิบัติการ โดยทั่วไป เช่น ออสซิลอสโคป (Oscilloscope) เป็นต้น โดยไม่ได้มุ่งเน้นเพื่อใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการบันทึกสัญญาณทางการแพทย์ที่จะต้องมีความแม่นยำ เพื่อนำไปวิเคราะห์การักษาโรค ทดแทนเครื่องมือทางการแพทย์จากต่างประเทศ ซึ่งจะต้องมีอุปกรณ์ประกอบที่ซับซ้อนมากมาย แต่จะสิ่งที่ผู้ที่ทำการทดลองจะได้รับคือ การวิเคราะห์ถึงลักษณะการเปลี่ยนแปลงของรูปสัญญาณจากผลกระทบของการเปลี่ยนแปลง คุณสมบัติบางอย่างของ ส่วนประกอบต่างๆของ อุปกรณ์ทางการแพทย์ เมื่อผู้ที่ทำการทดลองเกิดความรู้ความเข้าใจถึงสาเหตุของการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวได้แล้ว ก็จะเป็นการปูพื้นฐานที่ดีที่ผู้ที่ทำการทดลองสามารถนำไปประยุกต์เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ชนิดต่างๆ ได้อย่างกว้างขวางต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขั้นตอนการทำโครงการ

โครงการจะประกอบไปด้วย การศึกษาเรียงตามลำดับความรู้ความเข้าใจ โดยสื่อผ่านทางชุดการทดลองทั้ง 4 LAB. ดังต่อไปนี้

- 1 การทดลองที่ 1 เรื่องแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา (Biomedical Amplifier Laboratory)
- 2 การทดลองที่ 2 เรื่องกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์โทรคาร์ดิโอกราฟิก (Electrocardiographic (ECG)

Process Laboratory)

- 3 การทดลองที่ 3 เรื่องการบันทึกสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์โทรมัย์โอกราฟิก (Electromyographic (EMG) Record Laboratory)

- 4 การทดลองที่ 4 เรื่องกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์โทรมัย์โอกราฟิก (Electromyographic (EMG) Processing Laboratory)

เนื้อหาในแต่ละชุดการทดลองจะประกอบไปด้วย

- 1 วัตถุประสงค์
- 2 ทฤษฎี
- 3 เครื่องมือที่ใช้ทดลอง
- 4 ขั้นตอนการทดลอง
- 5 คำถามท้ายการทดลอง
- 6 ผลการทดลอง (เป็นส่วนที่ผู้ทำการทดลองต้องบันทึกผลที่ได้)

บทที่ 2

หลักการออกแบบอุปกรณ์ทางการแพทย์

ในการพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์นั้น การออกแบบอุปกรณ์นั้นถือว่าเป็นขั้นตอนที่มีความสำคัญขั้นหนึ่ง การออกแบบอุปกรณ์การแพทย์นั้น นอกจากจะอาศัยความรู้ทางเทคโนโลยีของการออกแบบอุปกรณ์ต่างๆแล้ว ยังต้องอาศัยความรู้ในทางการแพทย์และชีววิทยาร่วมด้วย เพื่อให้ได้ อุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพตรงตามเป้าหมายและมีความปลอดภัยเมื่อนำไปใช้งานกับผู้ป่วย

2.1 ระดับของการออกแบบและสร้างอุปกรณ์การแพทย์

ในด้านของการออกแบบและสร้างเครื่องนั้น สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ระดับ ตามความซับซ้อนได้ดังนี้

2.1.1 **สลัซซ์ซ็อนน้อย** คือการสร้างเครื่องจากข้อกำหนดเฉพาะที่ตั้งไว้หรือมีอยู่แล้ว โดยบุคลากรทางเทคนิคที่ไม่ต้องมีความรู้ความเข้าใจในเรื่องของเครื่องมากนัก

2.1.2 **สลัซซ์ซ็อนปานกลาง** คือการออกแบบเครื่องจากข้อมูลที่ได้รับ จากผู้อื่น ตัวอย่างของข้อมูลนี้ได้แก่ ความต้องการทรานสดิวเซอร์ (Transducer) และหลอดสวน เพื่อใช้ในการวัดความดันเลือดด้วยข้อมูลดังกล่าว จึงไม่ยากนักที่จะออกแบบเครื่องหรืออุปกรณ์ที่มีคุณสมบัติเฉพาะดังกล่าวได้

2.1.3 **สลัซซ์ซ็อนมาก** ในขั้นนี้ต้องอาศัยความรู้และความพยายามมากขึ้น ตัวอย่างในระดับนี้ได้แก่การออกแบบทรานสดิวเซอร์ใหม่ เพื่อใช้วัดข้อมูลทางสรีรวิทยาใหม่ที่ไม่ได้วัดกันมาก่อน

2.1.4 **สลัซซ์ซ็อนมากที่สุด** ได้แก่ การสร้างความคิดและสมมติฐาน โดยอาศัยหลักทางวิศวกรรมประยุกต์เข้ากับระบบในทางชีววิทยา และทางการแพทย์ ตัวอย่างในเรื่องนี้ได้แก่การใช้คณิตศาสตร์ของทฤษฎี ของระบบควบคุมประยุกต์เข้ากับทฤษฎีใหม่ ของการทำงานของกล้ามเนื้อ อันจะเป็นทางนำไปสู่วิธีใหม่ของการควบคุมการทำงานของแขนขาเทียม โดยอาศัยศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ หรืออาจอาศัยข้อมูลที่ได้จากการศึกษาการขนส่งผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ และศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยา เพื่อจัดหาพลังงานสำหรับใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะหัวใจที่ฝังภายใน (Internal Cardiac Pacemaker) โดยไม่ต้องใช้พลังงานจากภายนอก หรือสร้างแบบทางคณิตศาสตร์ของการติดต่อระหว่างเซลล์ประสาทในสมอง เพื่อที่จะนำไปสู่การออกแบบคอมพิวเตอร์ (Computer) ชนิดใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ขั้นตอนการออกแบบอุปกรณ์ทางการแพทย์

การออกแบบและการสร้างอุปกรณ์การแพทย์สามารถแบ่งออกเป็นได้หลายขั้นตอนคือ

2.2.1 ปัญหาปัญหาที่เกิดขึ้นรวมทั้ง ความต้องการที่จะได้ อุปกรณ์การแพทย์นั้นๆมาใช้

2.2.2 ทฤษฎี ทบทวนทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ปัจจัยต่างๆที่จะเกี่ยวข้องซึ่งจะต้องนำมาพิจารณาในการออกแบบรวมทั้งการตั้งข้อกำหนดเฉพาะ (Specification) ของอุปกรณ์การแพทย์ที่จะต้องสร้างด้วย

2.2.3 การออกแบบในระยะแรก หรือการสร้างเครื่องต้นแบบ (Prototype) โดยอาศัยข้อกำหนดเฉพาะของอุปกรณ์การแพทย์ที่ได้สร้างขึ้นไว้

2.2.4 การพัฒนาแบบ (Development of Model) และการออกแบบอุปกรณ์ในขั้นสุดท้าย (Final Instrument Design) รวมทั้งผ่านการรับรองจากหน่วยงานที่กำหนด และควบคุมมาตรฐาน

2.2.5 การผลิต (Production) เมื่อได้ผ่านการออกแบบในขั้นสุดท้ายแล้ว ก็สามารถจะทำการผลิตอุปกรณ์การแพทย์ออก ไปสู่ท้องตลาดและผู้ใช้ได้

2.3 ปัญหาและความต้องการอุปกรณ์ทางการแพทย์

2.3.1 สถานที่ เกี่ยวกับข้อจำกัดของสถานที่นั้น ก็มีมาถึงเครื่องมือทั้งระบบที่มีขนาดใหญ่ อย่งไรก็ดี ก็ควรยกปัญหานี้มาพิจารณาสำหรับเครื่องทุกอย่าง เพื่อที่จะได้ทราบปัญหาตั้งแต่ต้นเช่น การยกพื้นให้สูงขึ้นสำหรับการตั้งคอมพิวเตอร์ หรือช่องทางขนย้ายสำหรับเครื่องมือขนาดใหญ่

2.3.2 กำลังงานที่ใช้กับเครื่อง จะต้องพิจารณาถึงการจ่ายไฟฟ้าสลับ และรายละเอียดในการเดินสายไฟเข้าไปในห้อง ทั้งนี้รวมทั้งศักย์ไฟฟ้า จำนวนเฟส กระแสไฟฟ้าต่อเฟส และกำลังงาน สำหรับใช้ในภาวะฉุกเฉิน

2.3.3 น้ำหนักของเครื่อง ต้องคำนึงถึงน้ำหนักเมื่อต้องการวางเครื่องบนพื้น หรือติดฝาผนัง ควรจะได้ประเมินความแข็งแรงและความมั่นคงของพื้น สำหรับระบบของเครื่องขนาดหนัก ควรจะได้ทราบความสามารถของพื้นที่รับน้ำหนักได้อย่างปลอดภัย

2.3.4 อุณหภูมิ เครื่องอิเล็กทรอนิกส์และเครื่องอิเล็กทรอนิกส์จะต้องสามารถทำงานได้ในห้องที่ควบคุมอุณหภูมิสำหรับเจ้าหน้าที่และผู้ป่วย

2.3.5 การสั่นสะเทือนและการกระทบกระเทือน คุณลักษณะของสภาวะแวดล้อมทางแมคคานิกส์ที่เครื่องอยู่ ควรได้รับเอาใจใส่เช่นเดียวกับเรื่องอุณหภูมิ

2.3.6 สนามไฟฟ้าและแม่เหล็ก เครื่องที่ใช้ตรวจวัดผู้ป่วยบางชนิดไวต่อ สนามไฟฟ้าหรือแม่เหล็ก เช่นระบบมอร์นิเตอร์ทางสรีระวิทยา เป็นต้น อาจจะต้องมีการหุ้มกำบังหรือการเปลี่ยนที่ของเครื่องใหม่ ที่จะช่วยลดปัญหาสิ่งรบกวนเหล่านี้ไปได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 ข้อกำหนดเฉพาะของอุปกรณ์การแพทย์

2.4.1 ข้อกำหนดเฉพาะทางด้านอินพุท (Input) และทรานสดิวเซอร์ (Transducer)

2.4.1.1 Measurand เป็นจำนวนทางกายภาพ, คุณสมบัติ หรือสภาพของสิ่งของที่จะทำการวัด

2.4.1.2 Differential or absolute จำนวนของอินพุทซึ่ง อาจเป็นความแตกต่างระหว่างจำนวน 2 จำนวน หรืออาจวัดเป็นจำนวนสัมบูรณ์

2.4.1.3 Input common-mode rejection ซึ่งหมายถึงอัตราส่วนของ Differential gain ต่อ Common-mode gain อัตราส่วนนี้ควรจะให้ค่าที่ความถี่หนึ่งความถี่ใดด้วย

2.4.1.4 Operating range เป็นช่วงของอินพุทที่คงที่หรือปรับค่าได้ อาจต้องการทรานสดิวเซอร์ที่ปรับค่าได้

2.4.1.5 Overload range ช่วงของอินพุทที่สามารถทนได้ โดยไม่ทำอันตรายต่อเครื่อง

2.4.1.6 Overload recovery time เป็นเวลาที่ต้องการสำหรับการทำงานของเครื่องที่จะกลับมาทำงาน ในช่วงที่เป็นเส้นตรงอีก ภายหลังจากที่ได้รับภาระเกิน

2.4.1.7 Sensitivity เป็นเอาต์พุททั้งหมดของเครื่องต่อหน่วยอินพุท

2.4.1.8 Input impedance อินพุทอิมพีแดนซ์โดยทั่วไปเป็น อัตราส่วนของค่าที่ผลึกคั้นเข้ามาทางอินพุท (ศักย์ไฟฟ้า, แรงดัน, ความดัน) ต่อค่าที่ไหลเข้าทางอินพุท (กระแสไฟฟ้า, อัตราเร็ว, การไหล)

2.4.1.9 Transducer principle หลักในการทำงานของทรานสดิวเซอร์ เช่น รีซิสตีฟ, ปิโซอิเล็กทริก, อุตตราโซนิคส์, ซึ่งอาจแสดงออกเป็น Transfer function

2.4.1.10 Transient response time อาจให้ค่าคงตัวเวลาด้วย ถ้าไม่ได้เป็น First-order instrument อาจให้ Natural หรือ Resonant frequency ถ้าเป็น Second-order instrument หรือสูงกว่า อีกทั้งควรเป็น Damping หรือ Ringing สำหรับค่าทางอินพุทที่เพิ่มขึ้นเป็นขั้นๆ

2.4.1.11 Frequency response การตอบสนองต่อความถี่ จะต้องบอกทั้งความถี่น้อยและเฟสด้วย รวมทั้งความถี่น้อยของอินพุทด้วย

2.4.1.12 Modulating transducer excitation ความถี่น้อยและความถี่ที่ยอมรับได้ตามความต้องการกำลังงานของทรานสดิวเซอร์ซึ่งมักเป็นจำนวนทางไฟฟ้า

2.4.1.13 Isolation ต้องมีการแยกทางไฟฟ้า หรือวิธีอื่น เพื่อป้องกันอันตรายจากไฟฟ้าสำหรับเครื่องที่ต้องสัมผัสหรือติดต่อกับผู้ป่วย

2.4.1.14 Physical dimensions ขนาดของเครื่อง และวิธีที่จะต่อทรานสดิวเซอร์กับ สิ่งที่จะทำการวัด ย่อมเป็นข้อมูลที่มีความสำคัญด้วย

2.4.1.15 Special handling ทรานสดิวเซอร์บางอย่างมีโอกาสเป็นอันตรายได้ง่ายถ้า ได้รับการกระทบกระเทือนอย่างแรง หรืออาจถูกกัดกร่อนเมื่อสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกายเป็นเวลานาน

2.4.2 ข้อกำหนดเฉพาะทางด้านกรรมวิธีการจัดการกับสัญญาณ

2.4.2.1 Processing method ควรจะอธิบายวิธีการและทฤษฎีของการทำงาน วงจรอิเล็กทรอนิกส์รวมทั้งวิเคราะห์สัญญาณดิจิทัล (Digital signal) ควรจะได้อธิบายโดยรายละเอียด อาจแสดงไว้ในรูปของ Transfer function ด้วย

2.4.2.2 Compensation การชดเชยของ ความไม่เป็นเส้นตรงในการทำงานของ ทรานสดิวเซอร์ อาจต้องบอกไว้ด้วย

2.4.2.3 Zero suppression การปรับ Offset ของดิซี แอมพลิไฟเออร์เพื่อที่จะชดเชย เมื่อมี Diff

2.4.2.4 Filtering วงจรอิเล็กทรอนิกส์เพื่อจำกัดการตอบสนองต่อความถี่

2.4.3 ข้อกำหนดเฉพาะทางเอาต์พุต (Output)

2.4.3.1 Output quantity มักเป็นศักย์ไฟฟ้า หรือกระแสไฟฟ้าเพื่อขับอุปกรณ์ทาง หน่วยแสดงที่เป็นส่วนหนึ่งของเครื่อง

2.4.3.2 Output range ช่วงของการกวัดแกว่งทางด้านเอาต์พุต และระดับของ Output saturation

2.4.3.3 Output power อาจบอกเป็นค่า Maximum average หรือ Peak output power ที่สามารถส่งไปยังโหลดด้วยอิมพีแดนซ์ซึ่งมีค่าเฉพาะ

2.4.3.4 Output impedance ซึ่งเป็น Output-effect variable ทหารด้วย Output-flow variable

2.4.3.5 Writing speed เป็นการตอบสนองต่อความถี่ของอุปกรณ์ที่แสดงผล

2.4.3.6 Output timing ควรจะรายงานค่าของ Time delay, Averaging time interval, Sampling interval

2.4.4 ข้อกำหนดค่าความผิดพลาด (Error and Reliability)

2.4.4.1 Overall accuracy เป็นความแตกต่างสูงสุดระหว่าง จำนวนที่วัดได้และจำนวนจริง โดยไม่คำนึงถึงชนิดของความผิดพลาด

2.4.4.2 Repeatability ค่าของเอาต์พุตที่แปรไปจากค่าอินพุตซึ่งคงที่ โดยเปลี่ยนไปตามเวลา

2.4.4.3 Nonlinearity การเบี่ยงเบนไปจากการทำงานที่เป็นเส้นตรง แบ่งเป็นชนิดย่อยได้คือ Hysteresis, Dead zone, Threshold เป็นต้น

2.4.4.4 Interfering signal susceptibility ความไวของเครื่องที่จะควบคุมสัญญาณที่เข้ามารบกวนทางอินพุต

2.4.4.5 Noise รายงานเป็น Maximum peak-to-peak ซึ่งอาจเป็นไฟฟ้าหรือไม่ได้เป็นไฟฟ้า เมื่อเทียบกับอินพุต

2.4.4.6 Signal-to-noise ratio อัตราส่วนของสัญญาณต่อ Noise ซึ่งอาจรายงานเป็น SNR 1000:1, 100:1 เป็นต้น หรือรายงานเป็นเดซิเบล $SNR(dB) = 10 \log_{10}$ ซึ่งขึ้นอยู่กับความถี่ของสัญญาณและแถบของคลื่นความถี่ที่รบกวน

2.4.4.7 Stability รายงานเป็นการแกว่งของเอาต์พุต ที่เปลี่ยนไปตามเวลา, อุณหภูมิ, ความชื้น, อัตราเร่ง, การกระทบกระเทือน

2.4.4.8 Cycling life ซึ่งเป็นจำนวนที่น้อยที่สุดในการเปลี่ยนแปลง ของเอาต์พุต ก่อนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงที่สำคัญของข้อกำหนดเฉพาะ

2.4.4.9 Operating life เวลาทำงานที่น้อยที่สุด ก่อนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างสำคัญของข้อกำหนดเฉพาะ

2.4.4.10 Storage life เวลาค้นน้อยที่สุดของเครื่องที่ได้ทำงาน ในสภาพแวดล้อมเฉพาะก่อนข้อกำหนดเฉพาะจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างสำคัญ

2.4.4.11 Reliability รายงานเป็นอัตราความเชื่อถือได้คือ Mean time between failure (MTBF) ซึ่งเป็นเวลาเฉลี่ยก่อนที่เครื่องเสีย

2.4.5 ข้อกำหนดเฉพาะทางกายภาพและอื่นๆ

2.4.5.1 ความต้องการกำลังงาน รายงานเป็น Line voltage, Line voltage tolerance, Frequency range, Wattage consumed, คิกซ์ไฟฟ้าของแบตเตอรี่, ความจุของแบตเตอรี่

2.4.5.2 Circuit protection การป้องกันวงจร โดยการใช้ฟิวส์ (Fuse), ไดโอด (Diode) หรือการแยก

2.4.5.3 Codes and regulations รหัสและข้อกำหนดตามกฎหมายต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

อิเล็กโทรด (Electrode)

เพื่อที่จะวัดและบันทึกศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าในร่างกาย จำเป็นจะต้องมีตัวเชื่อม (Interface) ระหว่างร่างกายกับเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ ตัวเชื่อมดังกล่าวคืออิเล็กโทรด เมื่อคิดอย่างผิวเผินจะเห็นว่า อิเล็กโทรดทำหน้าที่อย่างง่ายและตรงไปตรงมา เมื่อพิจารณาปัญหาให้ละเอียดขึ้นจะเห็นได้ว่า อิเล็กโทรดทำหน้าที่ที่เหมือนกับเป็นทรานสดิวเซอร์ (Transducer) เพราะกระแสไฟฟ้าในร่างกายนั้นนำไปโดยไอออน ส่วนกระแสไฟฟ้าในเครื่องมือหรือในสายไฟนำไปโดยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดจึงต้องทำหน้าที่เปลี่ยน Ion Current ให้เป็น Electron Current ซึ่งทำให้หน้าที่ของอิเล็กโทรดซับซ้อนมากยิ่งขึ้น

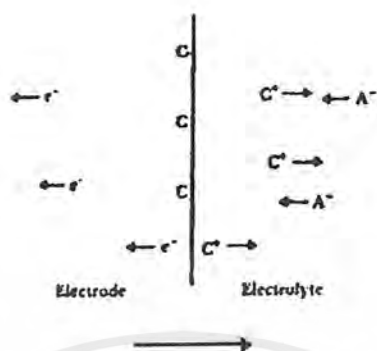
ต่อไปนี้จะได้กล่าวถึงกลไกพื้นฐานของอิเล็กโทรด คุณสมบัติทางไฟฟ้าของอิเล็กโทรด และตัวอย่างของอิเล็กโทรดที่นำมาใช้ในความต้องการที่แตกต่างกัน เพื่อเป็นแนวทางของการออกแบบสร้างอิเล็กโทรดอีกด้วย

3.1 อิเล็กโทรด – อิเล็กโทรไลต์ อินเทอร์เฟซ (Electrode-Electrolyte Interface)

ไดอะแกรม (Diagram) ของพื้นที่หน้าตัดระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ ได้แสดงไว้ในรูปที่ 1 กระแสไฟฟ้าที่ข้ามพื้นหน้าผ่านจากอิเล็กโทรดไปยังอิเล็กโทรไลต์ จะประกอบด้วย

- (1) อิเล็กตรอน ที่เคลื่อนที่ไปในทิศทางตรงกันข้ามกับกระแสไฟฟ้าในอิเล็กโทรด
- (2) แคทไอออน เคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้า
- (3) แอนไอออน เคลื่อนที่ไปในทิศทางตรงกันข้ามกับกระแสไฟฟ้า ในอิเล็กโทรไลต์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนเสรีในอิเล็กโทรไลต์ ทั้งไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนเสรี ในอิเล็กโทรดด้วย จึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นที่พื้นที่หน้าตัดต่อประจุระหว่างพาหะทั้งสองอย่างนี้



รูปที่ 1 ภาพแสดงพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ ซึ่งกระแสไฟฟ้าจะข้ามจากซ้ายไปขวา อิเล็กโทรด ประกอบด้วยอะตอมของโลหะ C ส่วนอิเล็กโทรไลต์เป็นสารละลายที่มีแคทไอออนของโลหะ C^+ และแอนไอออน A^-

ดังนั้นอิเล็กโทรไลต์ที่ห่อหุ้มแผ่นโลหะจึงอยู่ในศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกัน คือแตกต่างกันไปจากศักย์ไฟฟ้าที่สารละลายส่วนอื่น ความต่างศักย์นี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (Half – Cell Potential) ความรู้ของศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีความสำคัญ สำหรับความเข้าใจในการทำงานของอิเล็กโทรด ในทางชีววิทยา

เราไม่สามารถจะวัดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ นอกจากเราจะใช้อิเล็กโทรดอันที่สอง ทั้งเรายังไม่สามารถเชื่อมต่อระหว่างอิเล็กโทรไลต์เข้ากับปลายข้างหนึ่งของเครื่องที่ใช้วัดศักย์ไฟฟ้า เนื่องจากอิเล็กโทรดที่สองก็ยังคงมีศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์อยู่ด้วย ดังนั้นเราจึงเพียงแต่วัดความแตกต่าง ระหว่างศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของโลหะกับอิเล็กโทรดอันที่สองเท่านั้น เพื่อที่จะหลีกเลี่ยงปัญหา จึงได้มีการสร้างอิเล็กโทรดมาตรฐานขึ้นเพื่อใช้วัด โดยการสร้างเป็นอิเล็กโทรดไฮโดรเจน โดยถือว่าศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดนี้มีค่าเป็นศูนย์ ภายใต้สภาวะการณ์ที่ได้กำหนดไว้

3.2 โพลายไรเซชัน (Polalyzation)

ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่ได้กล่าวถึงข้างต้นนั้น เป็นสถานะที่ไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ แต่ถ้ามีกระแสไฟฟ้าไหล ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่วัดได้จะต้องเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เนื่องมาจากโพลายไรเซชันของอิเล็กโทรด ความแตกต่างในศักย์ไฟฟ้าระหว่างศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่วัดได้กับศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ในขณะสมดุลซึ่งมีกระแสไฟฟ้าเป็นศูนย์นั้นเรียกว่า Overvoltage มีกลไกชั้นพื้นฐาน 3 อย่างที่เกี่ยวข้องกับปรากฏการณ์นี้ และ Overvoltage สามารถแยกได้เป็น 3 ส่วนคือ

3.2.1 โอห์มิก โอเวอร์โวลต์เตจ (Ohmic Overvoltage)

ศักย์ไฟฟ้า ที่เกินทางด้านโอห์มิกนั้น เป็นผลโดยตรงจากความต้านทานของอิเล็กโทรไลต์ เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าลงไประหว่าง อิเล็กโทรด 2 อัน ที่จุ่มอยู่ในอิเล็กโทรไลต์ จะมีศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมตามทางเดินของกระแสไฟฟ้าในอิเล็กโทรไลต์ ซึ่งเนื่องจากความต้านทานของอิเล็กโทรไลต์ ที่ตกคร่อมนี้จะได้สัดส่วนกับกระแสไฟฟ้า และ ความต้านทาน ของอิเล็กโทรไลต์ ความต้านทานระหว่างอิเล็กโทรดเปลี่ยนแปลงไปตามกระแสไฟฟ้า ดังนั้นศักย์ไฟฟ้าที่เกินทางด้านโอห์ม (Ohmic Overvoltage) จึงไม่จำเป็นที่จะต้องมีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับกระแสไฟฟ้า โดยเฉพาะเมื่ออิเล็กโทรดมีไอออนที่ความเข้มข้นๆ ดังนั้นในสภาพเช่นนี้จึงไม่จำเป็นต้องเป็นไปตามกฎของโอห์ม

3.2.2 คอนเซนเตรชัน โอเวอร์โพเทนเชียล (Concentration Overpotential)

ศักย์ไฟฟ้าที่เกินจากความเข้มข้น (Concentration Overpotential) เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงในการกระจายของไอออนในอิเล็กโทรไลต์รอบๆ พื้นหน้าของอิเล็กโทรด เมื่อนึกถึงว่าศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่สมดุลนั้น เป็นผลมาจากการกระจายของไอออน ที่อยู่รอบพื้นหน้าของอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ เมื่อไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลระหว่าง อิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ จนกระทั่งอัตราของการเติม และการลดออกซิเจนที่พื้นหน้าเท่ากัน เมื่อมีกระแสไฟฟ้าเกิดขึ้นจะทำให้อัตราไม่เท่ากันต่อไปอีก การเปลี่ยนแปลงนี้เป็นผลให้เกิดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์แตกต่างกัน ความแตกต่างระหว่าง ศักย์ไฟฟ้านี้กับศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่ได้สมดุลย์ จึงเรียกว่า (Concentration Overpotential)

3.2.3 แอคติเวชัน โอเวอร์โวลต์เตจ (Activation Overvoltage)

ศักย์ไฟฟ้าที่เกินเนื่องจากการเร่ง (Activation Overvoltage) เป็นผลเนื่องมาจากกรรมวิธีการถ่ายเทประจุที่เกี่ยวข้องกับปฏิกิริยาการเติมและการลดออกซิเจน ซึ่งเป็นปฏิกิริยาที่ไม่สามารถเปลี่ยนกลับได้ทั้งหมด ในการที่อะตอมของโลหะจะถูกเติมออกซิเจนให้เป็น ไอออนของโลหะ อะตอมนั้นจะเอาชนะสิ่งที่ขวางกั้นอยู่ สิ่งทีขวางกั้นนี้หรืออาจเรียกว่า (Activation Energy)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะช่วยให้มีการเคลื่อนที่ของปฏิกิริยา ปฏิกิริยาที่กลับทางกันซึ่งแคทไอออนถูกปลดออกซิเจนโดยอะตอมของโลหะจะหลุดออกมาจากอิเล็กโทรด ก็เกี่ยวข้องกับ Activation Energy ด้วยเหมือนกัน แต่ไม่จำเป็นต้องเป็นเช่นเดียวกันกับ ที่ต้องการสำหรับปฏิกิริยาการเติมออกซิเจน เมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ การเติมออกซิเจนหรือการลดออกซิเจนจะเค้นขึ้น ดังนั้นความมากน้อยของ Energy Barrier จึงขึ้นอยู่กับทิศทางของกระแสไฟฟ้า ความแตกต่างในพลังงานนี้จะปรากฏเป็นความแตกต่างในศักย์ไฟฟ้าระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ซึ่งเรียกว่า Activation Overvoltage

3.3 อิเล็กโทรดที่โพลาริซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่โพลาริซ์

ตามทฤษฎีแล้ว สามารถแบ่ง อิเล็กโทรดออกได้เป็น 2 ชนิด คืออิเล็กโทรดที่โพลาริซ์ได้ และอิเล็กโทรดที่ไม่สามารถโพลาริซ์ได้

1) อิเล็กโทรดที่โพลาริซ์ได้ อิเล็กโทรดชนิดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไป จะไม่มีประจุข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ แต่จะต้องมีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรด แต่กระแสไฟฟ้านี้ เป็นกระแสไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ และอิเล็กโทรดนี้ทำงานเหมือนกับว่าเป็นตัวเก็บประจุ

2) อิเล็กโทรดที่ไม่โพลาริซ์ เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าลงไป ระหว่าง อิเล็กโทรด และอิเล็กโทรไลต์ กระแสไฟฟ้าสามารถเคลื่อนไหวข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ได้อย่างเสรีโดยไม่ต้องการพลังงานในการเคลื่อนที่นี้ ดังนั้นอิเล็กโทรดที่โพลาริซ์ไม่ได้จึงไม่ทำให้เกิด Overvoltage

เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดให้เป็นชนิดที่โพลาริซ์ได้หรือโพลาริซ์ไม่ได้อย่างสมบูรณ์ อย่างไรก็ตามก็ดี อิเล็กโทรดที่ได้สร้างขึ้นมาใช้จะมีคุณสมบัติอย่างหนึ่งอย่างใดมากกว่า และมีคุณสมบัติอีกอย่างหนึ่งร่วมด้วยบ้าง อิเล็กโทรดที่ทำด้วย Noble Metal มักจะทำหน้าที่เป็น อิเล็กโทรดที่โพลาริซ์ได้อย่างสมบูรณ์ เนื่องจากวัสดุของอิเล็กโทรดเหล่านี้ค่อนข้างเฉื่อย จึงทำให้ถูกเติมออกซิเจนและละลายได้ยาก ดังนั้นเมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าลงไประหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ จะทำให้มีการเปลี่ยนแปลงในความเข้มข้นของไอออนที่พื้นหน้า จนกระทั่งศักย์ไฟฟ้าที่เกินนั้นเป็นผลมาจากศักย์ไฟฟ้าที่เรียกว่า Concentration Overvoltage คุณสมบัติทางไฟฟ้าของอิเล็กโทรดชนิดนี้ จะทำให้มีผลทางค่าการเก็บประจุอย่างมาก

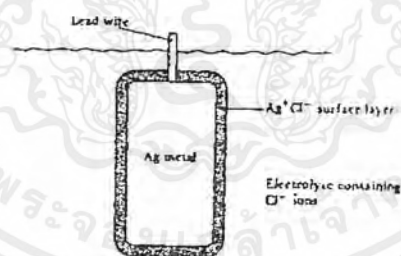
3.3.1 อีเล็กโทรดซิลเวอร์ – ซิลเวอร์คลอไรด์

(Silver – silver chloride (Ag – AgCl) electrode)

เป็นอีเล็กโทรดที่ใช้ในทางปฏิบัติ ซึ่งมีคุณสมบัติเป็นชนิดที่ไม่โพลาไรซ์เกือบสมบูรณ์ เป็นอีเล็กโทรดที่ประกอบด้วย โลหะที่ห่อหุ้มด้วยไอออนของโลหะนั้นพร้อมกับแอนไอออนที่เหมาะสม อีเล็กโทรดทั้งอันจะจุ่มลงในอีเล็กโทรไลต์ที่มีแอนไอออน ที่ความเข้มข้นข้างสูง

โครงสร้างของอีเล็กโทรดนี้ได้แสดงไว้ในรูปที่ 2 เพื่อที่จะให้ได้ผลดีที่สุด สารละลายอีเล็กโทรไลต์ควร มีความอิ่มตัวด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ซึ่งเคลือบอยู่บนผิวหน้าจะได้ไม่หลุดออกไป

นอกจากนี้อีเล็กโทรดซิลเวอร์ – คลอไรด์ จะมีคุณสมบัติที่ไม่โพลาไรซ์แล้ว ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าน้อยกว่าอีเล็กโทรดซิลเวอร์ธรรมดาอีกด้วย อีเล็กโทรดซิลเวอร์คู่หนึ่งจุ่มในน้ำเกลือโซเดียมคลอไรด์ เพื่อใช้ในการบันทึกสำหรับเปรียบเทียบ เมื่ออีเล็กโทรดซิลเวอร์ไม่ได้มีซิลเวอร์คลอไรด์หุ้ม จะมีการรบกวนอย่างมาก และการรบกวนนี้จะเป็นคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ต่ำ จึงนับได้ว่า เป็นการรบกวนที่มีความสำคัญ ขณะเมื่อใช้บันทึกคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ต่ำ เช่น อีอีจี (EEG) เป็นต้น

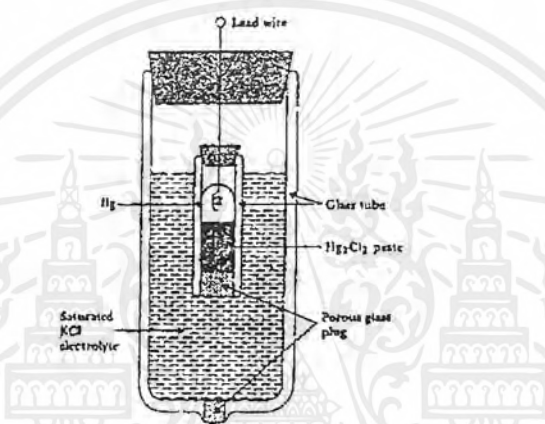


รูปที่ 2 ภาพแสดงอีเล็กโทรดซิลเวอร์ – ซิลเวอร์คลอไรด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 อิเล็กโทรดคาลอเมล (Calomel Electrode)

เป็นอิเล็กโทรดชนิด ที่มีคุณสมบัติไม่โพลาไรซ์เกือบสมบูรณ์ โดยทั่วไปใช้เป็น อิเล็กโทรดอ้างอิงสำหรับการตรวจวัดในทางเคมีไฟฟ้า เช่น การวัด พีเอช (PH) โครงสร้างของ อิเล็กโทรดคาลอเมล ได้แสดงไว้ในรูปที่ 3 อิเล็กโทรดประกอบด้วย หลอดแก้วที่ตรงกันมีรูพรุนแล้ว บรรจุ เมอร์คิวรีคลอไรด์ (Mercurus Choride) หรือ คาลอเมลผสมกับสารละลายโปแตสเซียม คลอไรด์ที่อิ่มตัว เมอร์คิวรีคลอไรด์นี้จะละลายน้ำได้น้อย จึงยังคงเป็นของแข็งอยู่



รูปที่ 3 อิเล็กโทรดคาลอเมลที่ใช้ในการตรวจวัดทางเคมีไฟฟ้า

3.4 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

คุณสมบัติทางไฟฟ้า ของอิเล็กโทรดได้รับการศึกษากันมาก บ่อยครั้งได้มีการพบว่า คุณสมบัติทางกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าที่บริเวณพื้นหน้าของ อิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์นั้นไม่เป็นเส้นตรง ดังนั้นจึงต้องการส่วนประกอบ ที่ไม่ใช่เป็นเชิงเส้นสำหรับสร้างแบบที่เกี่ยวกับ คุณสมบัติของอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะอย่างหนึ่งก็คือ มีความไวต่อกระแสไฟฟ้าที่ผ่านลงไปในอิเล็กโทรด และมีความเข้มของกระแสไฟฟ้ามาก ในกรณีที่มีความเข้มของกระแสไฟฟ้ามากนัก อิเล็กโทรดจะมีคุณสมบัติแตกต่างไป คุณสมบัติของอิเล็กโทรดขึ้นอยู่กับรูปคลื่นไฟฟ้า และเมื่อปล่อยคลื่นไฟฟ้ารูปไซน์ (Sine) ผ่านลงไปในอิเล็กโทรด คุณสมบัติของอิเล็กโทรดจะขึ้นอยู่กับความถี่ของคลื่น ไฟฟ้านั้น

คุณสมบัติที่เกิดขึ้นเมื่อผ่านคลื่นไฟฟ้ารูปไซน์ที่สำคัญคือมีส่วนประกอบ ทางรีซิสทีฟ (Resistive) และ รีแอคทีฟ (Reactive) ในความถี่ที่ต่ำจะ ได้การทำงานเป็นแบบตัวความต้านทาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

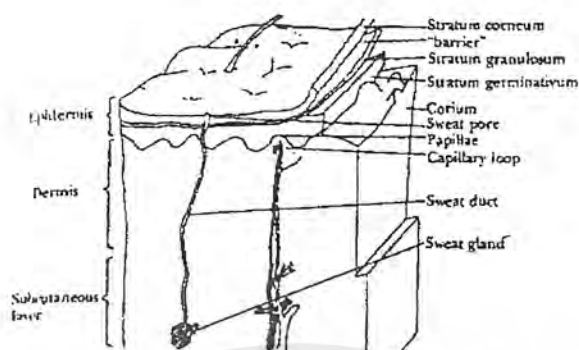
และตัวเก็บประจุ ที่ต่อเป็นอนุกรม คงจะไม่เป็นที่แปลกใจเมื่อเห็นตัวเก็บประจุเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่ได้กล่าวไว้ในตอนต้นเป็นผลเนื่องมาจากการกระจายประจุของ ไอออนที่บริเวณพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ซึ่งทำหน้าที่เป็นประจุไฟฟ้า 2 ชั้น ดังนั้น จึงทำหน้าที่เป็นตัวเก็บประจุนี้ด้วย

3.5 พื้นนํ้าระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังและสิ่งรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว

(Electrode - Skin Interface and Motion Artifact)

เมื่อนำอิเล็กโทรดมาใช้ปิดบนผิวหนัง นอกจากจะพิจารณาถึงปรากฏการณ์ ระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์แล้ว เรายังจะต้องพิจารณาพื้นนํ้าอื่นที่มีเพิ่มเติมขึ้นมาอีกคือพื้นนํ้าระหว่างอิเล็กโทรด-อิเล็กโทรไลต์และผิวหนังอีกด้วย จึงจะทำให้สามารถเข้าใจการทำงานของอิเล็กโทรดได้ดี ในการปิดอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังนั้น เรามักใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วย กลอไรด์ไอออน พื้นนํ้าระหว่างครีมกับอิเล็กโทรดก็คือพื้นนํ้าระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ซึ่งที่ได้กล่าวมาแล้ว อย่างไรก็ตาม พื้นนํ้าระหว่างอิเล็กโทรไลต์และผิวหนังมีความแตกต่างกันออกไป จึงต้องการคำอธิบายเพิ่มเติม ก่อนที่จะบรรยายในเรื่องนี้ จะต้องพิจารณาโครงสร้างของผิวหนังเสียก่อน

รูปที่ 4 แสดงภาพหน้าตัดของผิวหนัง ผิวหนังประกอบไปด้วยชั้นต่าง ๆ เพื่อทำหน้าที่ป้องกันร่างกายจากสภาวะแวดล้อม และยังทำหน้าที่เป็นพื้นนํ้าที่เหมาะสมอีกด้วย ชั้นนอกที่สุดเป็นหนังกำพร้า (Epidermis) มีบทบาทสำคัญที่สุดที่เกี่ยวกับพื้นนํ้าระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง ชั้นนี้แบ่งเป็นชั้นย่อยได้ 3 ชั้น และสามารถสร้างขึ้นมาทดแทนได้ใหม่อยู่เรื่อยๆ ชั้นล่างสุดเรียกว่า Stratum Germinativum เป็นชั้นที่เซลล์ต้องทำหน้าที่แบ่งตัวและเจริญเติบโต หลังจากนั้นจะค่อยๆ กลายมาเป็นชั้นกลางที่เรียกว่า Stratum Granulosum โดยที่จะค่อยๆ เปลี่ยนแปลงและตายไป จนกลายเป็นแผ่นแบนๆ ที่เรียกว่า Stratum Corneum หนังกำพร้าซึ่งเป็นชั้นนอกสุดนั้นมีลักษณะทางไฟฟ้าที่แตกต่างไปจากเนื้อเยื่ออย่างอื่น คือเป็นเนื้อที่ตาย



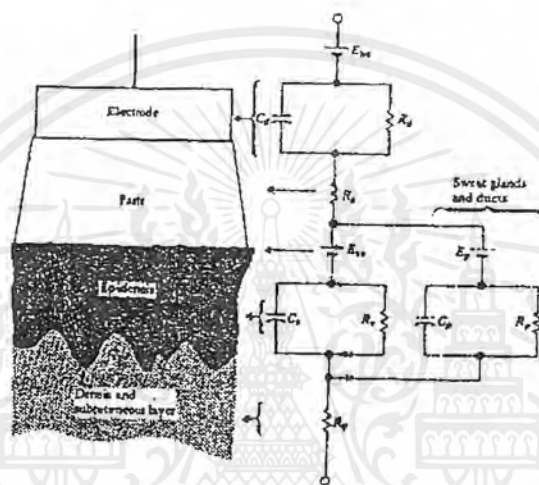
รูปที่ 4 ภาพแสดงผิวหนังที่ได้ตัดให้เห็นชั้นต่างๆ

เมื่อเราพิจารณาถึงการติดต่อทางไฟฟ้า ระหว่างอิเล็กโตรดและผิวหนัง โดยอาศัยครีม อิเล็กโตรไลต์เป็นตัวเชื่อมโยง จะได้ว่าวงจรสมมูลตามรูปที่ 5 วงจรสมมูลของพื้นผิวระหว่าง อิเล็กโตรดและอิเล็กโตรไลต์ได้แสดงร่วมกับพื้นผิวของอิเล็กโตรดกับครีม ตัวต้านทาน R_s ซึ่งต่อ เป็นอนุกรมถือได้ว่าเป็นความต้านทานของครีมที่อยู่ระหว่างอิเล็กโตรดกับผิวหนัง เมื่อเราพิจารณา ว่าหนังกำพร้าหรือหนังแท้ชั้นนอกคือ Stratum Corneum ที่เป็นเยื่อซึ่งไม่ยอมให้อิออนบางอย่าง ผ่านไป ดังนั้นจึงมีความแตกต่างในความเข้มข้นของไอออนข้ามเยื่อนี้ ความต่างศักย์นี้คือ E_c ซึ่งหาได้ โดย Nernst Equation ผิวหนังชั้นนอกมีอิทธิพลต่อค่าทางไฟฟ้าเทียบได้กับ วงจร อาร์ ซี ที่ต่อขนาน ส่วนหนังแท้และชั้น ใต้ผิวหนังทำหน้าที่เหมือนเป็นตัวต้านทานอย่างเดียว จึงทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้า ดี ซี ได้น้อยมาก

ดังนั้นจะเห็นได้ว่าถ้าสามารถลดผลของผิวหนังแท้ชั้นนอก (Stratum Corneum) ลงไป จะ ทำให้ได้อิเล็กโตรดที่มีเสถียรภาพมากขึ้นได้ เราสามารถลดผลที่เกิดจากผิวหนังลงได้โดยการลอก ออกไปหรือลอกส่วนหนึ่งออกไป สามารถทำได้โดยการขัดถูอย่างแรง หรือ โดยการใช้อะซิโตน หรือกระดาษทรายขัดผิวหนัง วิธีการต่างๆดังกล่าวจะทำให้มีการลัดวงจรของ E_{sd} , C_c และ R_c ดัง แสดงในรูปที่ 5 แล้วจะทำให้ความสามารถในการรับสัญญาณดีขึ้น

ปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญเกี่ยวกับคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนังคือการวัด Galvanic Skin Reflex (GSR) เพราะเกี่ยวข้องกับต่อมเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อ เหงื่อที่หลั่งออกมาจากต่อมเหงื่อ จะมีไอออนหลายอย่าง ที่สำคัญคือ โซเดียม, โปแตสเซียมและคลอไรด์ ซึ่งมีความเข้มข้นที่แตกต่างไป จากน้ำที่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย ดังนั้นจะทำให้เกิดความต่างศักย์ระหว่างรูขุมของต่อมเหงื่อกับผิวหนัง

และบริเวณใต้ผิวหนัง ดังนั้นจึงมีวงจร $R_p C_p$ ซึ่งต่อแบบขนานร่วมกับการต่ออนุกรมของผนังต่อมเหงื่อและผนังของท่อต่อมเหงื่อ ดังที่ได้แสดงเป็นเส้นประไว้ในรูปที่ 5 อย่างไรก็ตาม ส่วนประกอบของวงจรที่ได้กล่าวมานี้สามารถตัดทิ้งไปได้ในอเล็กโตรดที่ใช้วัดศักย์ไฟฟ้า ทางชีววิทยาระบบคาที่ ไม่ได้เกี่ยวกับการวัดไฟฟ้าของผิวหนัง (GSR)



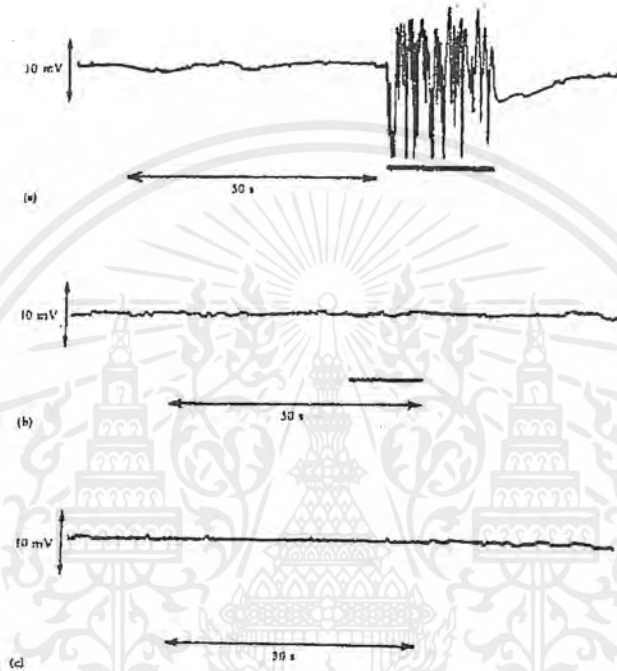
รูปที่ 5 อเล็กโตรดที่ใช้ติดไว้บนผิวหนัง แสดงวงจรสมมูลทางไฟฟ้าวงจรที่อยู่ทางขวามือ เกิดขึ้นในระดับเดียวกันกับผิวหนังที่อยู่ทางซ้ายมือ

เมื่อนำอเล็กโตรดที่โพลาริซ์ได้มาสัมผัสกับอเล็กโตรไลต์ จะมีประจุ 2 ชั้นเกิดขึ้นที่พื้นหน้าถ้าอเล็กโตรดเคลื่อนไหว จะรบกวนการกระจายของประจุที่พื้นหน้าและเป็นผลให้มีการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ จนกระทั่งสมดุลสามารถเกิดขึ้นใหม่ ถ้าอเล็กโตรดคู่นั้นจุ่มอยู่ในอเล็กโตรไลต์ โดยที่อันหนึ่งมีการเคลื่อนไหวแต่อีกอันยังอยู่นิ่ง จะเกิดความต่างศักย์ขึ้นระหว่างอเล็กโตรดทั้ง 2 นี้ ศักย์ไฟฟ้านี้เรียกว่า Motion Artifact ซึ่งสามารถเป็นสาเหตุที่สำคัญของการรบกวนในการวัดศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยา

เนื่องจากสิ่งรบกวนจากการเคลื่อนไหว (Motion Artifact) เป็นผลมาจากการรบกวนทางเชิงกลของการกระจายของประจุที่พื้นหน้าระหว่างอเล็กโตรดกับอเล็กโตรไลต์ จึงคาดได้ว่าการรบกวนจากการเคลื่อนไหวนี้อาจลดลงได้ โดยการใช้อเล็กโตรดที่ไม่โพลาริซ์ สามารถแสดงได้ โดยการใช้อเล็กโตรดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ดังในรูปที่ 6 อเล็กโตรดซิลเวอร์คู่นั้นจุ่มลงในน้ำเกลือโซเดียมคลอไรด์แล้วทำการเขย่าภาชนะที่อเล็กโตรดคู่นั้นจุ่มอยู่ เปรียบเทียบผลของการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของอีเล็กโตรดซิลเวอร์กับอีเล็กโตรดซิลเวอร์ที่เคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ จะเห็นได้ชัดเจนว่า สามารถลดการรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวลงได้มากเมื่อใช้อีเล็กโตรดที่เคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์



รูปที่ 6 สิ่งรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในอีเล็กโตรดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ (a) อีเล็กโตรดซิลเวอร์จุ่มอยู่ในน้ำเกลือ (b) อีเล็กโตรดซิลเวอร์ที่หุ้มด้วยซิลเวอร์คลอไรด์และจุ่มในน้ำเกลือ (c) เอาที่พู่ของแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้บันทึก เมื่อแทนที่อีเล็กโตรดด้วยรีซีสเตอร์ 1.5 กิโลโอห์ม เส้นหนาที่อยู่ข้างใต้แสดงช่วงเวลาที่ย่ออีเล็กโตรดในน้ำเกลือ

จากรูปที่ 6 สามารถเห็นได้ชัดเจนว่าสิ่งรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวมีความถี่อยู่ในช่วงต่ำๆ สิ่งรบกวนจากการเคลื่อนไหวจะไม่มีผลต่อการบันทึกศักย์ไฟฟ้าที่มีความสูงๆ เช่น อี เอ็ม จี แต่จะมีผลต่อการบันทึกศักย์ไฟฟ้าที่มีความถี่ต่ำๆ เช่น อี ซี จี หรือ อี อี จี

พื้นหน้านี้ไม่ได้เป็นต้นตอของการรบกวนจากการเคลื่อนไหว แต่เพียงอย่างเดียวที่มีผลต่อการบันทึกศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยา วงจรสมบูรณ์ในรูปที่ 5 แสดงว่านอกจากศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่เป็นต้นตอของการเคลื่อนไหวแล้ว ยังมีศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากคริมกับผิวหนัง (E_{cu}) ซึ่งสามารถทำให้เกิดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวด้วย ถ้ามีการเปลี่ยนแปลงจำนวนของคริมขณะที่อีเล็กโตรด

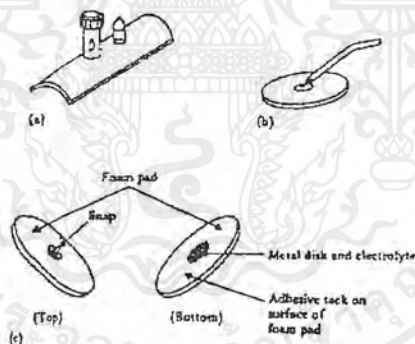
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เคลื่อนไหว Tam และ Webster ค.ศ.1977 ได้แสดงว่าการเคลื่อนไหวเป็นต้นเหตุที่สำคัญในการทำให้เกิดการรบกวนเมื่อใช้ ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์อิเล็กโทรด ทั้งยังได้แสดงว่าสามารถลดการรบกวนลงได้มากโดยการเอาหนังกำพร้าออกไป แต่อย่างไรก็ดีเมื่อผิวหนังชั้นนอกถูกลอกหลุดไปจะทำให้บริเวณนั้นได้รับการระคายเคืองจากครีมที่ใช้ ดังนั้นการเลือกครีมที่ใช้จึงมีความสำคัญ ต้องตระหนักอยู่เสมอว่าธรรมชาติของหนังชั้นนอกนั้นมีการเปลี่ยนแปลงอยู่เรื่อยๆคือ สามารถสร้างขึ้นใหม่ได้เร็วภายใน 24 ชั่วโมง ดังนั้นจึงเป็นต้นตอของการรบกวน จากการเคลื่อนไหวได้ใหม่อีก ปัจจุบันนี้จะต้องนึกถึง ถ้าอิเล็กโทรดจำเป็นจะต้องใช้ในการบันทึกระยะยาว

3.6 อิเล็กโทรดที่ใช้บันทึกที่ผิวหนังของร่างกาย

3.6.1 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่ใช้บ่อยในการรับศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาสัมผัสกับผิวหนัง และมักใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลางเพื่อทำให้มีการสัมผัสยิ่งขึ้น



รูปที่ 7 อิเล็กโทรดที่ใช้ปิดที่ผิวหนัง (a) อิเล็กโทรดที่เป็นโลหะแผ่น ใช้สำหรับติดที่แขน-ขา (b) อิเล็กโทรดแผ่นที่ใช้เทปปิด, (c) อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับใช้กับเครื่อง อี ซี จี ในการมอนิเตอร์

รูปที่ 7 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นโลหะแบบต่างๆ ในปัจจุบันนี้เศรษฐศาสตร์มีบทบาทสำคัญในการเลือกวัสดุที่จะมาใช้ในโรงพยาบาลและการดูแลรักษาผู้ป่วย ในการเลือกอิเล็กโทรดสำหรับมอนิเตอร์การทำงานหัวใจของผู้ป่วย ได้มีความพยายามที่จะหาอิเล็กโทรดชนิดที่ใช้ได้รวดเร็วและใช้แล้วทิ้งไป ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อิเล็กโทรดดังกล่าวได้แสดงเป็นตัวอย่างไว้ในรูปที่ 7 อิเล็กโทรดนี้ ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโพมและมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้อิเล็กโทรดนี้กับผู้ป่วย ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดซึ่งกระชายที่ปิดอยู่ทิ้งไปแล้วกดอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังได้ทันที

3.6.2 อิเล็กโทรดที่ดูด (Suction Electrode)

อิเล็กโทรดที่ทำเป็นแผ่นโลหะ ได้รับการปรับปรุงให้สะดวกยิ่งขึ้น เช่น โดยการทำเป็นอิเล็กโทรดที่ใช้ดูดติดกับผิวหนัง ดังแสดงในรูปที่ 8 อิเล็กโทรดนี้ได้ใช้กันบ่อยในการตรวจวัดอีซีจี โดยได้บันทึกที่บริเวณหน้าอกของผู้ป่วย และสามารถเคลื่อนย้ายไปติดที่ตำแหน่งอื่นๆ ได้ โดยรวดเร็ว อิเล็กโทรดชนิดนี้สามารถใช้ได้ในระยะเวลาอันสั้นเท่านั้น เนื่องจากการดูดและความดันที่บริเวณหน้าสัมผัสอาจมีผลระคายเคืองต่อผิวหนังได้อย่างมาก เนื่องจากอิเล็กโทรดดังกล่าวนี้มีหน้าสัมผัสค่อนข้างเล็ก ดังนั้นจึงมีอิมพีแดนซ์สูงกว่าอิเล็กโทรดอย่างอื่น



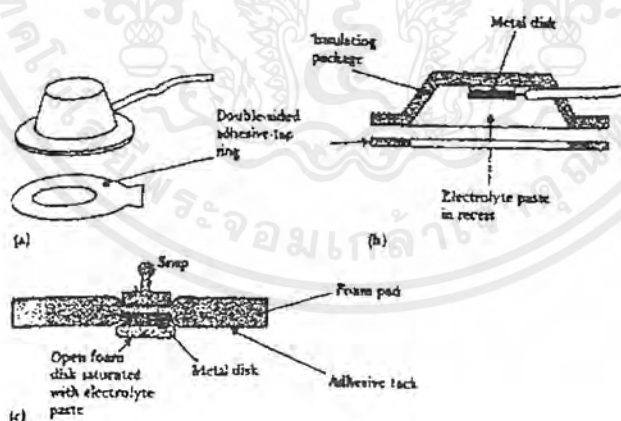
รูปที่ 8 อิเล็กโทรดที่ใช้ดูด (Suction Electrode) มักใช้เป็นอิเล็กโทรดที่ติดบริเวณหน้าอกของการตรวจอีซีจีในทางคลินิก

3.6.3 อิเล็กโทรดลอย (Floating Electrodes)

คงได้กล่าวแล้วว่าต้นตอของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวในการใช้อิเล็กโทรดในทางชีววิทยาเนื่องมาจากประจุ 2 ชั้นที่พื้นหน้าของอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ การใช้อิเล็กโทรดที่ไม่โพลาไรซ์ เช่น อิเล็กโทรดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์สามารถลดการรบกวนนี้ลงไปได้มาก แต่ก็ยังคงมีอยู่บ้าง ถ้าสามารถทำให้ที่บริเวณพื้นหน้าคงที่อยู่ได้ ก็จะสามารถลดการรบกวนลงไปได้อีก อิเล็กโทรดลอยจะช่วยแก้ปัญหา

รูปที่ 9 แสดงอิเล็กโทรดเหล่านี้ หลักการของอิเล็กโทรดนี้ก็คือว่าตัวอิเล็กโทรดที่เป็นโลหะเองจะซ้อนที่ไม่ได้มาสัมผัส โดยตรงกับผิวหนัง แต่อิเล็กโทรดจะถูกหุ้มและล้อมรอบโดยครีมที่อยู่ในช่องนั้น เมื่อช่องนั้นไม่ได้มีการเคลื่อนไหว ดังนั้นจึงไม่มีการเคลื่อนที่ของประจุ 2 ชั้นในทางปฏิบัติจะต้องเติม ครีมอิเล็กโทรไลต์ลงในอิเล็กโทรด แล้วนำไปปิดบนผิวหนังโดยเทวางแหวนที่ติดได้ 2 ด้านดังได้แสดงไว้ในรูปที่ 9 อิเล็กโทรดอาจทำเป็นแผ่นด้วยโลหะเช่นซิลเวอร์และมักเคลือบด้วยซิลเวอร์คัลโรด์ นอกจากนั้นอาจทำอิเล็กโทรดลอยด้วย แผ่นซิลเวอร์-ซิลเวอร์คัลโรด์ที่ทำจากผงซึ่งอัดให้แน่นแล้วนำไปเผา อิเล็กโทรดนี้มีเสถียรภาพดีและสามารถใช้งานได้หลายอย่าง

อิเล็กโทรดลอยซึ่งได้ดัดแปลงเป็น อิเล็กโทรดสำหรับใช้ครั้งเดียวแล้วทิ้งไปนั้นได้แสดงรูปหน้าตัดไว้ในรูปที่ 9 โครงสร้างทั่วไปของอิเล็กโทรดนี้เหมือนกับอิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะดังแสดงไว้ในรูปที่ 7 แต่มีส่วนประกอบเพิ่มขึ้นอีกคือมีแผ่นกลมเล็ก ๆ ทำด้วยโฟมซึ่งชุบครีมอิเล็กโทรไลต์จนอิมมิดี ชีค โฟมนี้ให้แน่นกับแผ่นโลหะ ดังนั้นจึงทำหน้าที่เป็น ตัวกลางที่เชื่อมระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนังเนื่องจาก โฟมติดอยู่แน่นกับแผ่นโลหะ ครีมที่อยู่ภายใน โฟมจึงมีเสถียรภาพดีคือไม่เคลื่อนไหวได้ง่าย ผิวหนังอีกด้านหนึ่งของโฟมที่ติดอยู่กับผิวหนัง สามารถเคลื่อนไหวตามผิวหนังได้ ดังนั้นจึงเป็นการช่วยลดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้

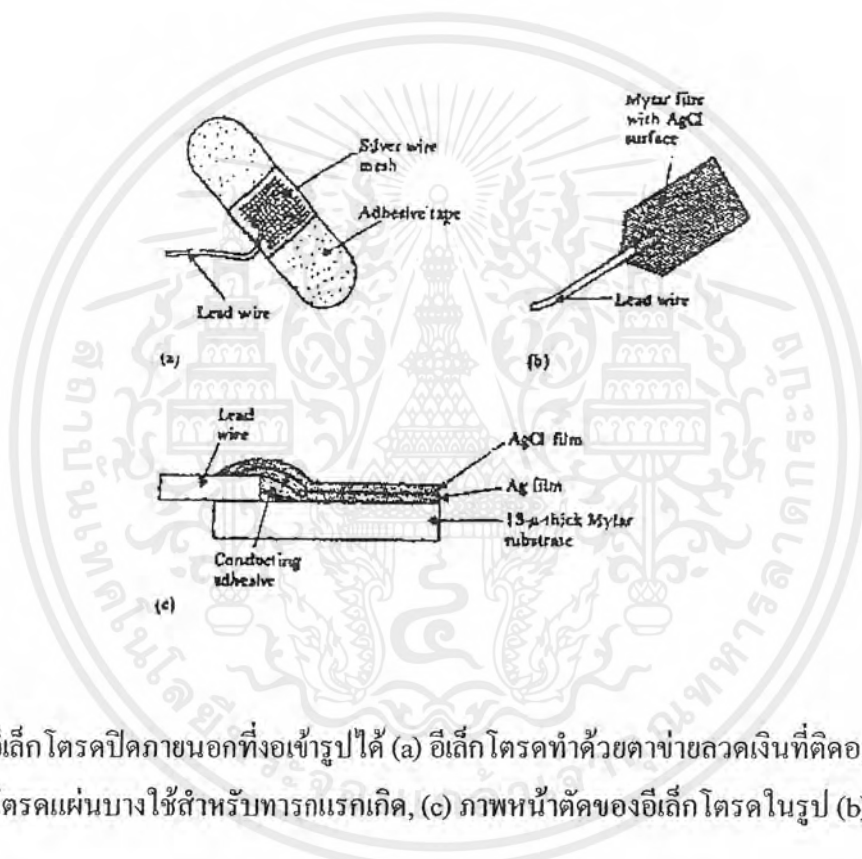


รูปที่ 9 ตัวอย่างของอิเล็กโทรดลอย (Floating Electrode) (a) อิเล็กโทรดซึ่งมีที่ใส่ครีมและมีหมวกครอบ, (b) ภาพหน้าตัดของอิเล็กโทรดในรูป (a), (c) ภาพหน้าตัดของอิเล็กโทรดในรูปที่ 7 (c)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6.4 อิเล็กโทรดที่โค้งงอเข้ารูปได้ (Flexible Electrode)

อิเล็กโทรดที่โค้งงอแล้วข้างต้นนั้นมีลักษณะแข็งและเปลี่ยนรูปไม่ได้ แต่อีกนัยหนึ่ง พื้นผิวของร่างกายอาจขรุขระและโค้งงอ โดยเฉพาะขณะที่มีการเคลื่อนไหว ดังนั้นอิเล็กโทรดที่เป็นของแข็งจึงไม่ค่อนข้างแนบสนิทดี ซึ่งอาจทำให้เกิดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้ เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหาดังกล่าวจึงได้พัฒนาและสร้างอิเล็กโทรดโค้งงอที่เข้ารูปกับร่างกายได้ ตัวอย่างของอิเล็กโทรดเหล่านี้ได้แสดงไว้ในรูปที่ 10



รูปที่ 10 อิเล็กโทรดปิดภายนอกที่งอเข้ารูปได้ (a) อิเล็กโทรดทำด้วยตาข่ายลวดเงินที่ติดอยู่บนเทป, (b) อิเล็กโทรดแผ่นบางใช้สำหรับทารกแรกเกิด, (c) ภาพหน้าตัดของอิเล็กโทรดในรูป (b)

ตัวอย่างของอิเล็กโทรดโค้งงอได้ที่ใช้กันบ่อยชนิดหนึ่งคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยลวดเงินสานกันเป็นแผ่นบางๆ เมื่อเติมอิเล็กโทรดคริมลงไปแล้วก็สามารถนำไปปิดไว้บนผิวหนังได้เช่นเดียวกับการใช้ผ้าปิดแผล

เทคนิคอีกอย่างหนึ่งของการสร้างอิเล็กโทรดที่โค้งงอได้คือการใช้ผงคาร์บอนผสมลงไปในยางซิลิโคน จะทำให้อิเล็กโทรดนี้มีคุณสมบัติโค้งงอได้ตามต้องการ

อิเล็กโทรดที่โค้งงอได้นี้มีความสำคัญมากในการนำไปใช้กับ ทารกที่คลอดก่อนกำหนดในการตรวจวัด อี ซี จี และการหายใจ เนื่องจากทารกมีขนาดตัวเล็กมากและอีกประการหนึ่งผิวหนังอ่อนและอาจหลุดได้ง่ายถ้ามีการเคลื่อนไหว ดังนั้นอิเล็กโทรดที่โค้งงอเข้ารูปได้ จึงสามารถ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่วยแก้ไขปัญหานี้ได้ ตัวอย่างของอิเล็กโทรดชนิดนี้มีดังนี้คือ ตัวอิเล็กโทรดทำด้วย แผ่นซิลเวอร์ที่เคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์เป็นแผ่นฟิล์มที่มีความหนาเพียง 13 ไมครอน ดังที่ได้แสดงไว้ ในรูปที่ 10 ประโยชน์อีกอย่างหนึ่งของอิเล็กโทรดที่โค้งงอได้และเป็นแผ่นบางมากคือ สามารถยอมให้ รังสีเอ็กซ์เรย์ผ่านไปได้ ดังนั้นจึงไม่ต้องแกะอิเล็กโทรดออกไปเมื่อทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์ผู้ป่วย

3.6.5 อิเล็กโทรดแห้ง (Dry Electrode)

อิเล็กโทรดที่ได้กล่าวมาทั้งหมดนั้นต้องการครีมเพื่อช่วยให้อิเล็กโทรดสัมผัสกับผิวหนัง ได้ดีมีความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีของอิเล็กโทรดชนิดนี้ในปัจจุบัน สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ใช้ปิดบนผิวหนังของร่างกายโดยตรง ไม่ต้องอาศัยครีมมาเป็นตัวกลาง ลักษณะที่สำคัญของอิเล็กโทรดดังกล่าวก็คือ อิเล็กโทรดเหล่านี้จะมี แอมพลิไฟเออร์ซึ่งมีอินพุตอินพุตแค้นซ์สูงมากติดอยู่กับอิเล็กโทรด ถึงแม้ว่าจะไม่มีพื้นหน้าระหว่างโลหะกับอิเล็กโทรไลต์ ในกรณีนี้จะมีอิมพีแดนซ์เป็นรีซิสติฟเป็นสำคัญ แต่ก็ยังมีส่วนประกอบทางคาปาซิทีฟที่เป็นผลจากแผ่น โลหะสัมผัสอยู่กับผิวหนัง ผิวหนังชั้นนอก (Stratum Corneum) มีความต้านทานค่อนข้างสูง แต่ผิวหนังที่อยู่ลึกลงไปสามารถนำไฟฟ้าได้ดีกว่า ดังนั้นเราจึงมีตัวเก็บประจุที่เกิดจากอิเล็กโทรดกับผิวหนังชั้น ในซึ่งทำหน้าที่เป็นแผ่นที่นำไฟฟ้าได้ แต่ผิวหนังชั้นนอก (Stratum Corneum) ทำหน้าที่เป็นฉนวนอยู่ตรงกลาง

ช่องระหว่างแผ่นของตัวเก็บประจุนี้กว้างกว่าช่องระหว่างประจุ 2 ชั้น ซึ่งเกิดที่พื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ ดังนั้นค่าตัวเก็บประจุจึงมีค่าน้อยกว่า C_4 สำหรับอิเล็กโทรดที่แยกความต้านทานซึ่งมีค่าสูงจะต่อขนานกับค่าความจุที่เกิดจาก ค่าความต้านทานของผิวหนังชั้นนอก ตัวต้านทาน R_s ที่ต่อเป็นอนุกรมยังคงเป็นตัวแทนของ ตัวเก็บประจุที่ผ่านเข้าไปในร่างกาย และมีค่าเป็นไปในทำนองเดียวกันนอกจากนั้นถ้ามีความชื้นบนผิวหนังเช่น ที่เกิดจากเหงื่อ จึงสามารถทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ได้ ถึงแม้ว่าจะไม่นำมาคิดก็ตาม ดังนั้นการทำงานทั้งหมดของวงจรสมบูรณ์นี้ถือได้ว่าเป็นตัวต้านทาน ซึ่งมีความต้านทานที่มีค่าสูงมากกว่าอิเล็กโทรดที่แยกหลายเท่า โดยการเพิ่มเติมแอมพลิไฟเออร์ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนอิมพีแดนซ์ลงในอิเล็กโทรด เราก็สามารถตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าจากร่างกายได้ ถึงแม้ว่าศักย์ไฟฟ้านั้นจะมีค่าน้อยอิมพีแดนซ์สูงมากก็ตาม อินพุตอิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์ที่ติดอยู่กับอิเล็กโทรดต้องมีค่าสูงมากคือ ต้องมีค่าประมาณ 1 เมกกะโอม์ จึงจะได้ผลดี

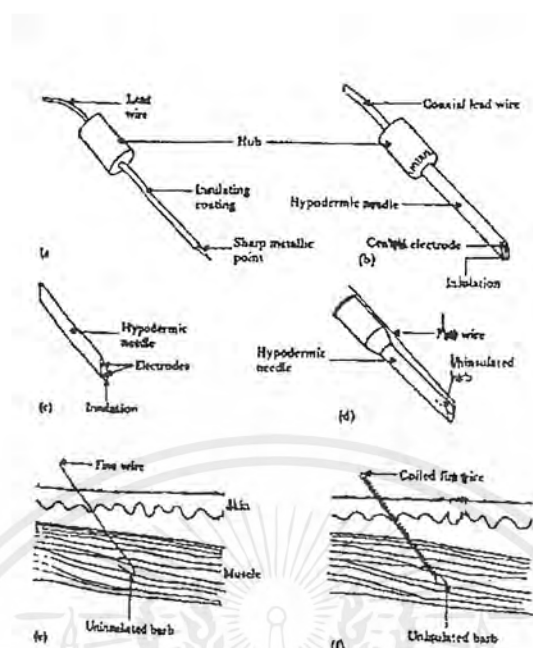
ถึงแม้ว่าอิเล็กโทรดแห้งจะมีข้อได้เปรียบ คือไม่ต้องการครีมสำหรับทาอิเล็กโทรด แต่ก็มีข้อเสียเปรียบด้วยเหมือนกัน คืออิเล็กโทรดแห้งที่ทำด้วยโลหะ จะต้องได้รับการดูแลรักษาเป็นอย่างดีเพื่อไม่ให้ศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์เพิ่มมากขึ้น จนทำให้แอมพลิไฟเออร์อิ่มตัวได้ ค่าความจุของอิเล็กโทรดแห้งจะทำให้เกิดปัญหาอย่างหนึ่งคือ ค่าความจุไฟฟ้าระหว่างอิเล็กโทรด กับผิวหนัง

สามารถมีค่าน้อยกว่าค่าที่คาดการณ์ไว้ได้ถ้าอิเล็กโทรดไม่ได้สัมผัสกับผิวหนังอย่างดี หรือถ้ามีน้ำมันมากนั้นอยู่ระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง ผลเช่นนี้ทำให้เกิดผลเสีย 2 อย่างคือ การตอบสนองต่อความถี่ต่ำของอิเล็กโทรดอาจลดลงเนื่องจากค่าตัวเก็บประจุที่ลดลง หรือถ้ามีประจุใดๆ บนค่าตัวเก็บประจุแล้ว การเปลี่ยนของค่าตัวเก็บประจุจะเป็นผลให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงไปด้วย จึงทำให้เกิดการรบกวนในที่สุด

การรบกวนที่สำคัญอย่างหนึ่งของการใช้ อิเล็กโทรดแห้ง ก็คือผลของแอมพลิไฟเออร์ซึ่งมีอินพุตอิมพีแดนซ์ที่สูงมาก การรับศักย์ไฟฟ้าจากสนามไฟฟ้าในบริเวณใกล้ๆ กับอิเล็กโทรดและอินพุตของแอมพลิไฟเออร์สามารถทำให้เกิดการรบกวนได้ ดังนั้นการวางแอมพลิไฟเออร์ให้ชิดอยู่กับอิเล็กโทรดจึงเป็นเหตุผลที่สำคัญมาก เพราะสายไฟที่ต่อจากแอมพลิไฟเออร์ไปยังอิเล็กโทรดสามารถรับสิ่งรบกวนเข้าไปได้มาก ไฟฟ้าสถิตย์ที่อยู่ใกล้อิเล็กโทรดก็สามารถรบกวนอิเล็กโทรดนี้ได้มากเช่นกัน

3.7 อิเล็กโทรดที่ใช้ภายในร่างกาย (Internal Electrode)

อิเล็กโทรดสามารถนำไปใช้ภายในร่างกายเพื่อวัดศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยา โดยอาจทำเป็นชนิดที่แทงผ่านผิวหนังลงไป (Transcutaneous Electrodes) ซึ่งตัวอิเล็กโทรดเองหรือสายลวดที่ใช้ก็ต้องผ่านผิวหนังลงไปหรืออาจเป็นชนิดที่อยู่ภายในร่างกายทั้งหมด (Internal Electrodes) ซึ่งใช้การติดต่อกับวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ฝังอยู่ภายในร่างกาย เช่นเครื่องส่ง-เครื่องรับวิทยุ อิเล็กโทรดเหล่านี้แตกต่างจากอิเล็กโทรดที่ใช้กับผิวหนังของร่างกายที่ว่าไม่มีพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังแต่จะมีพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์โดยตรง



รูปที่ 11 อีเล็กโทรดเข็มและเส้นลวดใช้สำหรับแทงผ่านผิวหนังเข้าไปวัดศักย์ไฟฟ้าที่อยู่ภายใน (a) Insulated Needle Electrode, (b) Coaxial Needle Electrode, (c) Bipolar Coaxial Electrode, (d) ลวดเส้นเล็กที่ใช้ต่อกับเข็มฉีดยา, (e) ภาพหน้าตัดของผิวหนังและกล้ามเนื้อ แสดงตำแหน่งของอีเล็กโทรด

มีอีเล็กโทรดสำหรับใช้ภายในร่างกายหลายอย่างที่ได้ออกแบบขึ้น จะได้กล่าวถึงอีเล็กโทรดชนิดนี้เพียงบางอย่างเท่านั้น

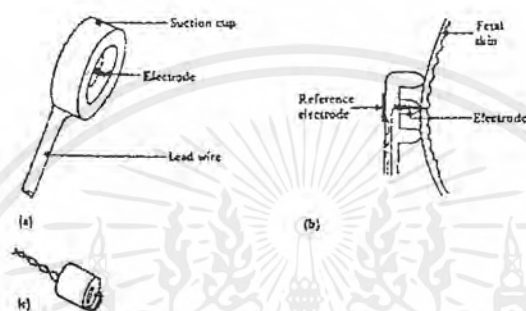
รูปที่ 11 แสดงอีเล็กโทรดเข็มที่ใช้แทงผ่านผิวหนังและอีเล็กโทรดที่เป็นเส้นลวดหลายอย่างด้วยกัน อีเล็กโทรดเหล่านี้ใช้บ่อยในอีเล็กโทรมัยโอกราฟี (Electromyography)

อีเล็กโทรดที่ใช้แทงผ่านผิวหนังกลุ่มอื่นได้ใช้เพื่อโมนิเตอร์การเดินของหัวใจของทารกในครรภ์ เนื่องจากทารกในครรภ์ต้องแช่อยู่ในน้ำคัลล่า ดังนั้นอีเล็กโทรดจึงต้องแทงผ่านผิวหนังลงไป จึงจะได้ อี ซี จี ที่เพียงพอโดยที่ไม่ถูกกลืนจวงจร โดยน้ำคัลล่าที่ห่อหุ้มทารกอยู่

อีเล็กโทรดชนิดที่ใช้สอดได้แสดงไว้ในรูปที่ 12 อีเล็กโทรดชนิดนี้มีเข็มเล็ก ๆ อยู่ตรงกลาง เมื่อวางอีเล็กโทรดลงไป ผิวหนังของทารกในครรภ์จะถูกสอด ในขณะที่ผิวหนังก็ถูกเข็มซึ่งอยู่ตรงกลางอีเล็กโทรดแทงผ่านผิวหนังชั้นนอกลงไป ที่ด้านหลังของอีเล็กโทรดจะเป็นอีเล็กโทรดอ้างอิงซึ่งจะสัมผัสกับน้ำคัลล่า อี ซี จี ของเด็กทารกในครรภ์ที่บันทึกได้โดยวิธีนี้จะมีค่าประมาณ 50-700 ไมโครโวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

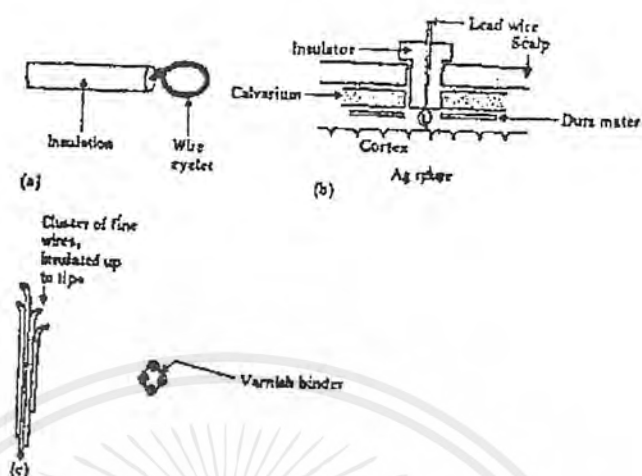
อิเล็กโทรดอีกอย่างหนึ่งที่ใช้สำหรับบันทึก อี ซี จี ของทารกในครรภ์ระหว่างคลอดก็คือ อิเล็กโทรดที่ทำเป็นเกลียว ซึ่งทำด้วยเหล็กไร้สนิมบรรจุอยู่ในพลาสติก ด้านหลังของพลาสติกจะมีเหล็กไร้สนิมอีกอันหนึ่งซึ่งทำหน้าที่เป็นอิเล็กโทรดอ้างอิง ในการใช้อิเล็กโทรดนี้สามารถกระทำได้ โดยการหมุนอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังและทำให้ปลายเข็มแทงทะลุผ่านผิวหนังลงไป อิเล็กโทรดดังกล่าวได้แสดงไว้ในรูปที่ 12 (C)



รูปที่ 12 อิเล็กโทรดสำหรับบันทึก อี ซี จี ของทารกในครรภ์ในขณะที่คลอด โดยการใช้เข็มแทงเข้าไปในผิวหนัง, (a) อิเล็กโทรดดูด, (b) แสดงหน้าตัดของ อิเล็กโทรดดูด แสดงให้เห็นปลายของอิเล็กโทรดที่แทงเข้าไปในผิวหนัง, (c) อิเล็กโทรดเกลียว (Helical Electrode) ติดกับผิวหนังของทารกในครรภ์โดยการหมุน

เมื่อต้องการตรวจวัดทางโทรมาตร (Radio Telemetry) เราต้องการฝังอิเล็กโทรดภายในร่างกายและไม่ต้องแทงผ่านผิวหนัง ในกรณีที่จะต้องฝังเครื่องส่งวิทยุภายในร่างกาย ตัวอย่างของอิเล็กโทรดดังกล่าวได้แสดงไว้ในรูปที่ 13 อิเล็กโทรดซึ่งทำด้วยเหล็กไร้สนิม ที่สามารถรวมอิเล็กโทรดหลายอันไว้ในอันเดียวกัน (Insulated Multistranded Stainless Steel Wire) เหมาะสำหรับการฝังภายในร่างกาย รูปที่ 13(b) แสดงตัวอย่างของอิเล็กโทรดชนิดที่ฝังภายในร่างกายอีกชนิดหนึ่งที่ใช้สำหรับบันทึกศักย์ไฟฟ้าจากผิวหนังของสมอง ตัวอิเล็กโทรดประกอบด้วยเม็ดเงินรูปกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มม. ติดอยู่กับปลายแท่งเทฟลอนซึ่งหุ้มเส้นลวดอยู่ อิเล็กโทรดจะถูกสอดผ่านกระโหลกศีรษะที่เจาะรูเอาไว้จนกระทั่งเม็ดเงินที่มีขนาดกลมไปสัมผัสกับผิวหนังของสมอง ส่วนบนของอิเล็กโทรดซึ่งเป็นเทฟลอนนั้นยึดติดกับกระโหลกศีรษะ โดยใช้ซิเมนต์ที่ใช้กันในทางทันตกรรม การบันทึกศักย์ไฟฟ้าที่ส่วนลึกของเปลือกสมองทำได้โดยการใช้เส้นลวดเล็กๆมัดติดกันแล้วแทงผ่านสมองลงไป ดังได้แสดงไว้ในรูปที่ 13(c)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



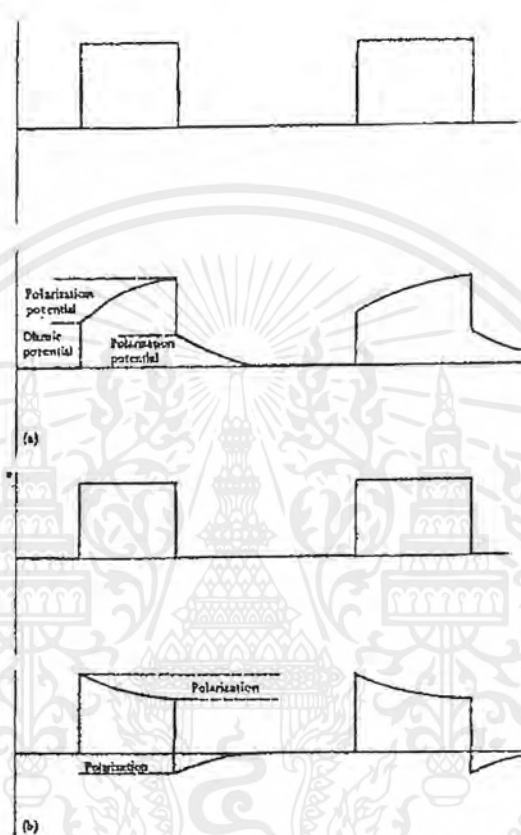
รูปที่ 13 อิเล็กโทรดที่ใช้ฝังสำหรับตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยา (a) อิเล็กโทรดที่เป็นห่วง, (b) อิเล็กโทรดเงินรูปทรงกลม ใช้บันทึกศักย์ไฟฟ้าจากผิวของสมองใหญ่, (c) อิเล็กโทรดใช้บันทึกศักย์ไฟฟ้าในบริเวณที่มีความลึกต่าง ๆ กัน

3.8 อิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับกระตุ้น

อิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับกระตุ้นเนื้อเยื่อของร่างกายนั้นก็มิโครงสร้างทั่วไป ทำนองเดียวกันกับที่ใช้บันทึก จะมีความแตกต่างก็เพียงว่ากระแสที่ใช้ในการกระตุ้นนั้นมีค่าหลายมิลลิแอมแปร์ ซึ่งกระแสดังกล่าวจะต้องผ่านพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ในอิเล็กโทรดที่ใช้กระตุ้น ในการพิจารณาอิเล็กโทรดที่ใช้กระตุ้นนั้น เราต้องตระหนักเสมอว่ากระแสที่ไหลผ่านพื้นหน้า ระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์มักจะมีค่าไม่เป็นศูนย์ ถ้าใช้คลื่นไฟฟ้าชนิดไบฟาสิค กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยในช่วงยาวจะมีค่าเป็นศูนย์ อย่างไรก็ตาม ในการกระตุ้นรอบหนึ่งนั้นจะมีช่วงเวลา ซึ่งกระแสจะไหลผ่านอิเล็กโทรดในทิศทางหนึ่งและจะไหลอีกทิศทางหนึ่งในเวลาต่างกัน จำนวนของกระแสในทิศทางทั้ง 2 นั้นอาจไม่เท่ากันก็ได้ ในการศึกษาคุณสมบัติทางไฟฟ้า ที่บริเวณพื้นหน้าของอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์นั้น จะต้องนึกภาพว่าวงจรสมมูล ของอิเล็กโทรดสามารถเปลี่ยนแปลงไปได้เมื่อการกระตุ้นดำเนินไป ดังนั้นวงจรสมมูลที่มีประสิทธิภาพของอิเล็กโทรดสามารถหาได้ โดยการทราบข้อมูลของตัวกระตุ้น โดยเฉพาะกระแสไฟฟ้าและระยะเวลาของการกระตุ้น

คลื่นไฟฟ้าสี่เหลี่ยมผืนผ้าทั้งไบฟาสิค และ โมโนฟาสิค ได้ใช้เป็นคลื่นไฟฟ้าเพื่อใช้กระตุ้นกันน้อยอย่างใดก็ได้ คลื่นไฟฟ้ารูปอื่น ๆ เช่นรูปไซน์ก็ได้ใช้กัน นอกจากนั้นอาจใช้คลื่นไฟฟ้าที่มี

กระแสไฟฟ้าคงที่หรือศักย์ไฟฟ้าคงที่ การตอบสนองของอิเล็กโทรดต่อการกระตุ้นดังกล่าวได้แสดงไว้ในรูปที่ 14



รูปที่ 14 รูปคลื่นของกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้า ที่ได้จากอิเล็กโทรดที่ใช้กระตุ้น (a) การกระตุ้นที่มีกระแสคงที่, (b) การกระตุ้นที่มีศักย์ไฟฟ้าคงที่

เมื่อป้อนตัวกระตุ้นซึ่งเป็นชนิดที่มีกระแสไฟฟ้าคงที่ผ่านอิเล็กโทรดในรูปที่ 14(a) จะได้คลื่นไฟฟ้าดังแสดงในรูป สังเกตว่ารูปคลื่นของศักย์ไฟฟ้านั้น ไม่คงที่ จะสามารถทราบเหตุผลได้ถ้าเราพิจารณาว่ามีส่วนประกอบทางรีแอกติฟที่พื้นผิวของอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าเกิดโพลาริเซชันนั่นเอง การที่ศักย์ไฟฟ้าเพิ่มขึ้นในตอนต้นนั้นเนื่องมาจากมีศักย์ไฟฟ้าครอบคลุมส่วนประกอบทางรีซิสตีฟของพื้นผิวระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ แต่เราจะเห็นว่าศักย์ไฟฟ้าจะยังเพิ่มขึ้นต่อไปเมื่อกระแสมีค่าคงที่ ทั้งนี้เนื่องมาจากเกิดการเปลี่ยนแปลงใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกระจายของความเข้มของประจุไฟฟ้าที่พื้นผิวของอิเล็กโตรดกับอิเล็กโตรไลต์ หรืออีกนัยหนึ่ง การเปลี่ยนแปลงในโพลาริเซชันที่เป็นผลจากกระแสไฟฟ้าซึ่งไหลในทิศทางเดียว ผลของโพลาริเซชันนี้สามารถแทนได้โดยค่าตัวเก็บประจุ จำนวนตัวเก็บประจุก็ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่างด้วยกันปัจจัยอย่างหนึ่งคือความเข้มของกระแสไฟฟ้าที่พื้นผิว ดังนั้นวงจรสมมูลของ อิเล็กโตรดซึ่งใช้กระตุ้นจะเปลี่ยนไปได้ตามตัวกระตุ้น เมื่อกระแสไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้นลดลงสู่ค่าต่ำ ศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมอิเล็กโตรดก็ลดลงด้วย แต่ไม่ลดลงสู่ค่าเดิม คือการลดลงในตอนแรกจะลดลงเร็วแต่ในตอนหลังจะค่อย ๆ ลดลงช้า ๆ

ศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าของอิเล็กโตรดที่ใช้กระตุ้นได้แสดงไว้ในรูปที่ 14(b) ในกรณีนี้กระแสไฟฟ้าที่เทียบได้กับศักย์ไฟฟ้าที่เพิ่มขึ้นนั้นจะเพิ่มขึ้นอย่างมาก และเมื่อการกระจายของประจุโพลาริเซชันเกิดขึ้น จะค่อย ๆ ลดลงสู่ค่าต่ำที่คงที่ เมื่อศักย์ไฟฟ้าลดลงกระแสไฟฟ้า จะเปลี่ยนทิศทางและลดลงสู่ค่าสูง ทั้งนี้เป็นผลมาจากการใช้ไปของ ประจุโพลาริเซชันซึ่งเกิดขึ้นที่พื้นผิวของอิเล็กโตรดกับอิเล็กโตรไลต์

การเลือกวัสดุสำหรับใช้เป็นอิเล็กโตรดกระตุ้นนั้นจะต้องพิจารณาถึงปฏิกิริยาทางเคมี ซึ่งเกิดขึ้นที่พื้นผิวของอิเล็กโตรดกับอิเล็กโตรไลต์ด้วย ถ้ากระแสไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้นทำให้วัสดุของอิเล็กโตรดนั้นถูกเติมออกซิเจน จะทำให้อิเล็กโตรดนั้นค่อย ๆ กร่อนไป จึงจำกัดอายุของอิเล็กโตรด นอกจากนั้นความเข้มของไอออนที่เกิดจากวัสดุของอิเล็กโตรดจะเพิ่มขึ้น ในบริเวณที่อยู่ใกล้อิเล็กโตรด อันอาจเป็นพิษต่อเนื้อของร่างกายได้ด้วย เมื่อใช้อิเล็กโตรดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ กระแสที่ใช้กระตุ้นนั้นอาจทำให้เกิดคลอไรด์เพิ่มเติมหรืออาจทำให้ลดลงได้ จะทำให้คุณสมบัติทางไฟฟ้าของอิเล็กโตรดเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นวัสดุที่ดีที่สุดในการนำมาสร้างอิเล็กโตรดกระตุ้นควรจะเป็น Noble Metals หรืออย่างน้อยก็เป็นเหล็กไร้สนิมที่สามารถมีปฏิกิริยาทางเคมีได้เพียงเล็กน้อย ซึ่งแน่ละ ผลที่เกิดจากการโพลาริเซชันของอิเล็กโตรดเหล่านี้จะมีมาก จึงทำให้คลื่นไฟฟ้าในรูปที่ 14 จะเป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่น้อยกว่ารูปคลื่นไฟฟ้าของอิเล็กโตรดที่ไม่โพลาริเซชัน

3.9 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กโตรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโตรดโลหะสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าหรือกระตุ้นก็ดี จะต้องนึกถึงข้อปฏิบัติ 2-3 ประการดังต่อไปนี้คือ ข้อแรกในการสร้างอิเล็กโตรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องไปสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรจะเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างใดอย่างหนึ่งเช่น วัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้จนวนหุ้มไว้ ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโตรไลต์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาใช้ให้สัมผัสกัน เพราะจะมีศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์แตกต่างกัน นอกจากนั้นเมื่อสัมผัสกับอิเล็กโตรไลต์ก็จะทำให้มีปฏิกิริยาทางเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพลาริเซชัน

เพิ่มเติม และมักทำให้อิเล็กทรอนิกส์หนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจุบันนี้ทำให้สัคย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย จึงทำให้เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าของอิเล็กทรอนิกส์ได้

เมื่อใช้อิเล็กทรอนิกส์หนึ่งคู่ใดสำหรับตรวจวัดสัคย์ไฟฟ้าของร่างกาย ควรจะใช้อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำได้ด้วยวัสดุอย่างเดียวกัน เนื่องจากสัคย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นสัคย์ไฟฟ้า ดี ซี ที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิไฟเออร์จะได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิมตัวของแอมพลิไฟเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เป็นชนิด ดี ซี และมีกำลังขยายสูง

อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ติดอยู่บนผิวหนังมักจะหลุดได้ง่าย อย่างไรก็ตาม ปัญหาจะไม่เกิดขึ้นถ้าอิเล็กทรอนิกส์ได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจาก อิเล็กทรอนิกส์ควรจะอ่อนตัวได้มาก แต่ก็ต้องแข็งแรงจุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็กทรอนิกส์มักหลุดได้ง่าย เนื่องมาจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อยๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

ข้อที่ควรนำมาพิจารณาอีกข้อหนึ่งคือจนวนของเส้นลวดและของอิเล็กทรอนิกส์ อิเล็กทรอนิกส์มักถูกใช้อยู่ในสถานะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง จนวนของ อิเล็กทรอนิกส์เหล่านี้มักทำได้ด้วยวัสดุพวกโพลีเมอร์ ซึ่งสามารถควบน้ำได้เมื่อใช้ไปนานๆ จะต้องคำนึงถึงข้อนี้ด้วย

ข้อสุดท้ายที่จะต้องพิจารณาถึงอิเล็กทรอนิกส์สำหรับตรวจวัดสัคย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยา คือการใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก จึงจะทำให้การบันทึกไฟฟ้าได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์มีค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความสูงลดลงแล้ว ยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

อันตรายของไฟฟ้าในทางการแพทย์

4.1 ผลทางสรีรวิทยาของกระแสไฟฟ้า

จะเกิดผลทางสรีรวิทยาได้ ร่างกายจะต้องเป็นส่วนหนึ่งของวงจรไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าจะต้องเข้าไปในร่างกายทางจุดหนึ่ง และออกจากร่างกายอีกจุดหนึ่ง จำนวนของกระแสไฟฟ้าขึ้นอยู่กับศักย์ไฟฟ้าและอิมพีแดนซ์ของร่างกายและพื้นที่หน้าตัดของร่างกายที่ต่อกับทางเดินไฟฟ้าด้วย

เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายจะเกิดผลต่างๆ ไป 3 ประการคือ

- 1) เนื้อของร่างกายเกิดความร้อนเนื่องจากไฟฟ้าไหลผ่านตัวความต้านทาน
- 2) การกระตุ้นทางไฟฟ้าของเนื้อที่ไว (Excitable Tissue) เช่นประสาทและกล้ามเนื้อ
- 3) การไหม้ทางเคมีไฟฟ้า (สำหรับไฟฟ้ากระแสตรง)

4.2 อันตรายจากมาโครช็อก

ค่าความต้านทานที่มีค่ามากของผิวหนังแห้ง และการกระจายของกระแสไฟฟ้าไปทั่วร่างกาย นับได้ว่าเป็นปัจจัย 2 อย่างที่ลดอันตรายของ เวนทริคูลาร์ฟิบริลเลชัน (Ventricular fibrillation) รวมทั้งได้มีการออกแบบเครื่องไฟฟ้าเพื่อช่วยลดโอกาสที่มนุษย์จะต้องมาสัมผัสกับศักย์ไฟฟ้าที่เป็นอันตราย

4.2.1 ผิวหนังและค่าความต้านทานของร่างกาย

ค่าความต้านทานของผิวหนังจะเป็นตัวจำกัดกระแสไฟฟ้าที่ ไหลผ่านเข้าไปในร่างกายผู้ป่วยเมื่อ ได้สัมผัสกับต้นคอของสก็ฟไฟฟ้า ค่าความต้านทานเกือบทั้งหมดได้มาจากผิวหนัง ชั้นนอกของ Epidermis สำหรับพื้นที่สัมผัส 1 ตารางเซนติเมตร จะมีค่าความต้านทานที่มีค่าตั้งแต่ 15 โอห์มจนถึง 1 เมกกะโอห์ม ซึ่งขึ้นอยู่กับตำแหน่งของร่างกายกับความชื้นหรือเหงื่อที่มีอยู่ แต่ถ้าผิวหนังเปียกหรือแตก ค่าความต้านทานจะลดเหลือเพียง 1 % ของผิวหนังแห้งส่วนความต้านทานภายในของร่างกายนั้นมีค่าน้อย คือแขนขาแต่ละข้างมีค่า 200 โอห์ม ลำตัว 100 โอห์มดังนั้นความต้านทานระหว่างแขนกับแขนหรือแขนกับขา หรือขากับขาจะมีค่าประมาณ 500 โอห์ม ในคนอ้วนจะมีค่าสูงกว่า เพราะไขมันมีค่าความต้านทานแต่อย่างไรก็ตามการกระจายของกระแสไฟฟ้าในร่างกายนั้นยังน้อย

วิธีการแพทย์ที่ลดหรือกำจัดค่าความต้านทานผิวหนังลงไป จะทำให้กระแสไฟฟ้ามีโอกาสไหลเข้าไปในร่างกายได้มาก จึงมีโอกาสทำให้เกิดมาโครช็อคได้ง่าย ตัวอย่างเช่นครีมที่ใช้กับอิเล็กทรอนิกส์จะทำให้ค่าความต้านทานของผิวหนังลดลง อิเล็กทรอนิกส์เทอร์โมมิเตอร์ (Electronic Thermometer) ที่สอดเข้าไปในปากหรือทวารหนัก จะลดค่าความต้านทานของผิวหนัง หลอดสวนที่สอดเข้าไปในหลอดเลือดเพื่อให้น้ำเกลือแก่ผู้ป่วยก็ทำหน้าที่เป็นตัวนำไฟฟ้าด้วย

4.2.2 เครื่องมีความบกพร่องทางไฟฟ้า

อุปกรณ์ไฟฟ้าทั้งหมด จะได้รับการออกแบบมาให้มนุษย์มีโอกาสสัมผัสกับสัคย์ไฟฟ้าที่เป็นอันตรายน้อยที่สุด อย่างไรก็ตาม อุปกรณ์นั้นๆจะมีโครงตู้เป็นโลหะ ซึ่งจะต้องถูกสัมผัสโดยบุคลากรทางการแพทย์หรือโดยผู้ป่วย ถ้าโครงและตู้ไม่ได้ต่อสายลงดิน เมื่อฉนวนหรือตัวเก็บประจุที่ลัดวงจรระหว่างสาย Hot กับโครงของเครื่อง จะทำให้มีสัคย์ไฟฟ้าระหว่างเครื่องกับวัตถุที่ต่อกับดิน ถ้ามีบุคลากรใดมาสัมผัสกับเครื่อง และวัตถุที่ต่อกับดินจะเกิดมาโครช็อคขึ้น

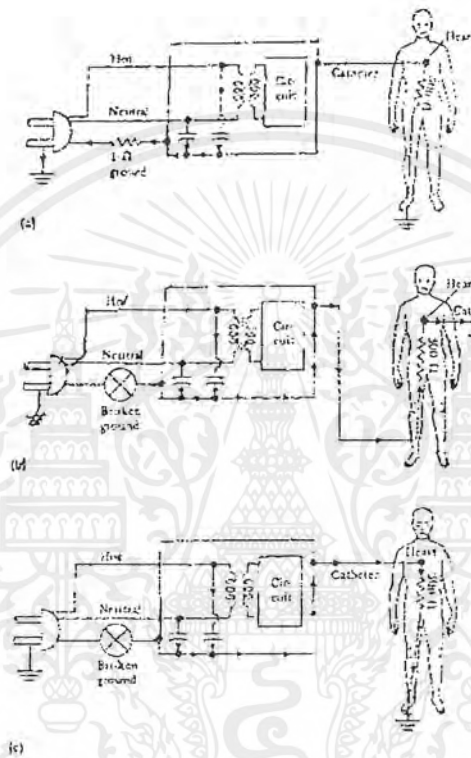
สามารถต่อสายดินกับเครื่องด้วยสายดินสี่เหลี่ยมของระบบจ่ายไฟ สายดินนี้จะต่อกับสาย Neutral แล้วต่อลงดิน เมื่อมีความบกพร่องเกิดขึ้นระหว่างสายไฟ Hot และเครื่อง กระแสไฟฟ้าจะไหลลงดินได้อย่างปลอดภัยโดยทางสี่เหลี่ยม และถ้าสายดินนั้นมีค่าความต้านทานต่ำมาก สัคย์ไฟฟ้าที่ตกคร่อมระหว่างเครื่องกับวัตถุที่ต่อลงดินจึงมีค่าน้อยมาก

ตามปกติจะไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลในสายดิน ดังนั้นเมื่อสายดินขาด หรือมีการติดต่อกับวัตถุที่ไม่ได้รับการตรวจพบในการทำงานตามปกติของเครื่อง ดังนั้นจึงต้องตรวจตราความเรียบร้อยของสายดินในเครื่องและที่ปลั๊กอยู่เสมอ

ข้อบกพร่องในอุปกรณ์นั้น อาจเป็นผลมาจากความบกพร่องของฉนวน ตัวเก็บประจุลัดวงจร หรือความบกพร่อง สายไฟที่จ่ายให้กับเครื่องมักจะถูกยึดและทำให้พับงอ เช่นเดียวกับที่บริเวณปลั๊กที่ใช้ไม่ถูกต้อง ถ้าสายดินไม่ได้หุ้มเอาไว้ อาจสัมผัสกับสาย Hot ได้ น้ำหรือของเหลวบางอย่างที่ใช้ในทางการแพทย์ อาจรั่วลงในเครื่อง แล้วทำให้เกิดการลัดวงจรได้ การออกแบบจึงควรป้องกันอันตรายดังที่ได้กล่าวมาแล้ว

4.3 อันตรายจากไมโครช็อก

การเกิดไมโครช็อกที่ผู้ป่วยมีการติดต่อกับไฟฟ้าโดยตรงกับหัวใจ ก็มักจะเกิดสภาวะแวดล้อมที่ไม่ได้เกี่ยวข้องกับอันตรายจากไมโครช็อก



รูปที่ 15 ภาพแสดงการเดินทางของกระแสที่รั่วไหล โดยสมมติว่ามีกระแสไฟฟ้า 100 ไมโครแอมแปร์ รั่วจากสายไฟลงไปยังตัวเครื่อง (a) ในภาวะที่มีสายดิน กระแสไฟฟ้า 99.8 ไมโครแอมแปร์ จะไหลลงดิน, สายดินขาด ทำให้กระแสไฟฟ้า 100 ไมโครแอมแปร์ ไหลลงผ่านหัวใจ. (c) สายดินขาด ทำให้กระแส 100 ไมโครแอมแปร์ ไหลผ่านหัวใจในทิศทางตรงข้าม

4.3.1 กระแสที่รั่ว

กระแสไฟฟ้าจำนวนน้อยที่รั่ว ซึ่งทำให้เกิดไมโครช็อกนั้น มักมีต้นตอมาจากตัวนำไฟฟ้าที่อยู่ในเครื่องรวมทั้งสายต่อที่ไปยังผู้ป่วย กระแสที่รั่วจะสามารถไหลผ่านเครื่องลงดินโดยปลอดภัย ถ้ามีสายดินที่ค่าความต้านทานต่ำ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 15(a) ถ้าสายดินขาดไป ตัวเครื่องจะมีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าดิน และเมื่อผู้ป่วยสัมผัสกับตัวเครื่องที่มีสายต่ออยู่กับหัวใจ จะทำให้เกิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครช็อคได้ ดังรูปที่ 15(b) ถ้ามีการติดต่อจากตัวเครื่องไปยังหัวใจของผู้ป่วย และเมื่อมีการติดต่อจากตัวผู้ป่วยลงดิน ก็จะทำให้เกิดไมโครช็อคได้ ดังรูปที่ 15(c)

4.3.2 ทางเดินที่นำไฟฟ้าไปยังหัวใจ

มีการติดต่อได้หลายทางอุปกรณ์ที่ใช้ทางคลินิก (Clinic) ต่อไปนี้จึงทำให้เกิดอันตรายจากไมโครช็อคได้ง่ายคือ

- 1) อิเล็กโทรดของเครื่องควบคุมจังหวะหัวใจที่อยู่ภายนอกร่างกาย
- 2) อิเล็กโทรดที่ใช้ตรวจวัด ECG จากภายในหัวใจ
- 3) หลอดสวนที่สอดเข้าไปในหัวใจเพื่อวัดความดันเลือด หรือฉีดสารบางอย่างเข้าไปในหัวใจ

ไปในหัวใจ

ควรจะต้องเน้นว่าผู้ป่วยจะมีโอกาสได้รับอันตรายจากไมโครช็อค ก็ต่อเมื่อมีการติดต่อทางไฟฟ้ากับหัวใจ ค่าความต้านทานภายในของหลอดสวนที่บรรจุของเหลวจะมีค่ามากถึง 50 กิโลโอห์มถึง 1 เมกะโอห์ม ซึ่งมากกว่าความต้านทานของสายต่อของเครื่องควบคุมจังหวะหัวใจ หรือสายอิเล็กโทรดของเครื่อง ECG ส่วนความต้านทานภายในของการเกิด ไมโครช็อคมีค่าประมาณ 300 โอห์ม ส่วนความต้านทานของผิวหนังมีค่าเปลี่ยนแปลงได้

4.4 การป้องกันโดยการออกแบบเครื่อง

4.4.1 วงจรขับเคลื่อนขา (Driven Right – Leg Circuit)

ผู้ออกแบบเครื่องมอนิเตอร์ (Monitor) สักยไฟฟ้าทางชีววิทยาที่มีระดับต่ำ (ECG, EEG) จะต้องจำกัดการรบกวนจากการคายประจุทางตัวเก็บประจุของสายไฟกระแสสลับ แต่ในด้านการปลอดภัยนั้นการต่อสายดินก็กระทำไม่ได้ การแก้ปัญหาอย่างหนึ่งคือ การตรวจรับการรบกวนที่เอาที่พุทของแอมพลิไฟเออร์แล้วป้อนกลับไปยังสัญญาณของผู้ป่วย เพื่อจะลดการรบกวน กระแสไฟฟ้าที่ป้อนกลับจะมีค่าไม่มากกว่ากระแสไฟฟ้าที่ไหลในตัวผู้ป่วย เนื่องจากการควบคุม ทางค่าเก็บประจุของสายไฟจ่ายกำลังไฟสลับ การรบกวนจะทำให้ลดลงได้ด้วยการมีฉนวนที่ดี ถ้าไมโครช็อคนั้นยังทำให้เกิดจากศักย์ไฟฟ้าต่ำอยู่ สามารถทำให้กระแสรั่วน้อยกว่า 1 ไมโครแอมแปร์ ได้ในการทำงานตามปกติของเครื่อง

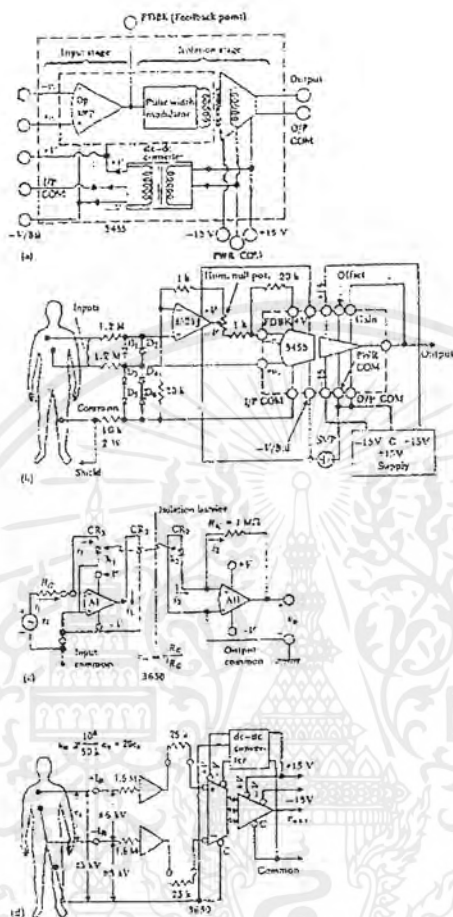
4.4.2 การแยกทางไฟฟ้า (Electrical Isolation)

การใช้วิธี Optical Isolation หรือ Transformer Isolation ของสายต่อผู้ป่วย เป็นวิธีที่ดีที่สุดจะป้องกันอันตรายจากไมโครช็อคและมาโครช็อค ดังแสดงในรูปที่ 16 ว่าไม่มีการติดต่อทางไฟฟ้าโดยตรงระหว่างวงจรอินพุตและวงจรจ่ายไฟกำลัง กำลังงานที่ใช้สำหรับวงจรอินพุตนั้น ใช้การถ่ายทอดโดยทางแสงหรือทรานส์ฟอร์มเมอร์ (Transformer) ซึ่งมีการควบคุมทางกรเก็บประจุต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แอมพลิไฟเออร์ที่ได้แสดงไว้ในรูปที่ 16(a) นั้นใช้การแยกด้วย ทรานส์ฟอร์มเมอร์ เอาท์พุทของ Pulse – Width Modulator ถูกควบคุมทรานส์ฟอร์มเมอร์กับ Demodulator ด้วย Pulse – Width และฟิลเตอร์ (Filter) นั้น ทำให้มีสิ่งรบกวนน้อยกว่า 1 มิลลิโวลต์ วงจรภายนอกเพิ่มเติม ดังรูปที่ 16(b) เพื่อจำกัดกระแสรั่วไหลในสายต่อของผู้ป่วย และ เพื่อป้องกันแอมพลิไฟเออร์จากสัทธิไฟฟ้าดีฟิบริเตเตอร์ ถ้าอุปกรณ์ของอินพุทแอมพลิไฟเออร์ไม่ทำงาน ความต้านทานทางอินพุท จะทำหน้าที่จำกัดกระแสไฟฟ้า ไค โอคจะทำหน้าที่อินพุทแอมพลิไฟเออร์ จากกระแสและสัทธิไฟฟ้าจำนวนมาก Surge Voltage Protection (SVP) ทำหน้าที่ป้องกัน Isolation Barrier ที่ไม่สามารถทำงานได้ ก็ต้องมีอัตราสูงกว่า $120(2)^{1/2}$ โวลต์และมี Spark Gap 500 โวลต์

รูปที่ 16(c) แสดงวงจรสมมูลย์ของ Linear Optical Isolation Amplifier อินพุทแอมพลิไฟเออร์ A1, LED CR1 และ โฟโอดีไดโอด (Photo Diode) CR3 จะทำให้การป้อนกลับเชิงลบ จนกระทั่ง $i_1 = V_1 / R_G$ โฟโอดีไดโอด 2 ตัวคือ CR₂ และ CR₃ ต้องเข้ากันได้เหมาะสม ได้รับแสงจำนวนเท่ากันจาก LED จนกระทั่ง $i_2 = i_1 = i_1$ แอมพลิไฟเออร์ A11 Current – to – Voltage Converter ดังนั้น $V_o = i_2 R_k$, $V_o = V_1$ และ $R_k = R_G$ ความเป็นเชิงเส้นของแอมพลิไฟเออร์ขึ้นอยู่กับโฟโอดีไดโอดที่เข้ากันเหมาะสมดี จะต้องเพิ่ม Input Buffer Amplifier และ DC – to – DC Converter ดังแสดงในรูปที่ 16(d)



รูปที่ 16 แสดงผังวงจรของระบบที่แยกไฟฟ้าของผู้ป่วยจากเครื่อง (a) แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้แยกด้วยทรานส์ฟอร์มเมอร์, (b) แอมพลิไฟเออร์ที่ครบชุดที่ใช้กับทรานส์ฟอร์มเมอร์แยก, (c) วงจรสมมูลย์ของแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้แยกด้วยแสง, (d) แอมพลิไฟเออร์ครบชุดที่ใช้สำหรับแยกทางไฟฟ้าด้วยแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

ชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set

5.1 การทดลองที่ 1

เรื่อง แอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา (Biomedical Amplifier)

5.1.1 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อศึกษาการนำคุณสมบัติของอุปกรณ์ประเภทแอมพลิไฟเออร์ ไปใช้ประโยชน์ในการนำไปออกแบบอุปกรณ์ทางการแพทย์ในทางชีววิทยา
- 2) เพื่อประโยชน์ในการออกแบบวงจรแอมพลิไฟเออร์ ภายใต้ข้อจำกัดจากคุณสมบัติบางประการทั้งของแอมพลิไฟเออร์ และผลกระทบจากสัญญาณรบกวนต่างของร่างกายเราได้
- 3) เพื่อศึกษาการวิเคราะห์ความผิดปกติของรูปร่างสัญญาณจาก วงจรแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา โดยสามารถวิเคราะห์สาเหตุ ของการผิดปกติของรูปร่างสัญญาณดังกล่าวเพื่อเชื่อมโยงความรู้ความเข้าใจไปถึงสิ่งผิดปกติที่มีต่อร่างกายของเราได้

5.1.2 ทฤษฎี

แอมพลิไฟเออร์มีความสำคัญมากในอุปกรณ์การแพทย์สมัยใหม่ เพราะต้องใช้ขยายสัญญาณไฟฟ้าซึ่งมักมีค่าน้อย นอกจากนั้นแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางการแพทย์และในทางชีววิทยาจะต้องมีคุณสมบัติที่สำคัญอย่างอื่นอีกคือ จะต้องมียินพุททอมพีแคนซ์สูง, มีการตอบสนองต่อความถี่ที่เหมาะสม

5.1.2.1 ความต้องการขั้นพื้นฐาน

หน้าที่ที่สำคัญของแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยาก็คือ การรับสัญญาณไฟฟ้าจากสิ่งที่มีชีวิต แล้วนำมาขยายให้มากขึ้นจนกระทั่งสามารถที่จะดำเนินการวิธีเช่น การแสดงผลหรือการบันทึกต่อไปนี้ แอมพลิไฟเออร์ดังกล่าวมักเป็นแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ขยายศักย์ไฟฟ้า เนื่องจากมันสามารถเพิ่มระดับศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณได้ อย่างไรก็ตาม แอมพลิไฟเออร์ขยายศักย์ไฟฟ้า (Voltage Amplifiers) ยังทำหน้าที่ขยายกำลังงานด้วย ดังนั้นก็จะทำหน้าที่เป็นแอมพลิไฟเออร์ขยายกำลังด้วย (Power Amplifiers) ในบางกรณีจะต้องใช้แอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยาเพื่อแยก Load จาก Source ในสถานะเช่นนี้แอมพลิไฟเออร์จะทำหน้าที่ขยายแค่กระแสไฟฟ้าเท่านั้น โดยที่ระดับของศักย์ไฟฟ้าไม่เปลี่ยนแปลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อให้แอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยานี้มีประโยชน์เต็มที่ จะต้องมีความสัมพันธ์กันต่อไปนี้จะต้องมีอินพุทอิมพีแดนซ์สูง เพื่อที่ว่าจะได้เพิ่มภาระเพียงเล็กน้อยต่อสัญญาณจากต้นตอที่จะต้องทำการวัดการลดภาระให้น้อยลงนี้ทำได้โดยการสร้างแอมพลิไฟเออร์ให้มีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมากเท่าที่จะทำได้ แอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยาสสมัยใหม่นี้ มีอินพุทอิมพีแดนซ์อย่างน้อย 2 เมกะโอห์ม ถ้าแอมพลิไฟเออร์มีอินพุทอิมพีแดนซ์ 10 เมกะโอห์ม ก็สามารถใช้กับงานได้หลายอย่างตามต้องการ

วงจรอินพุทของแอมพลิไฟเออร์จะต้องมีกลไกป้องกันร่างกายที่จะ ทำการตรวจวัดด้วย เพราะกระแสไฟฟ้าหรือศักย์ไฟฟ้าที่ตกคร่อมแอมพลิไฟเออร์อินพุท ย่อมจะมีผลต่อศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยาที่ต้องการจะวัดด้วยในระบบของเครื่องทางคลินิกนั้น กระแสไฟฟ้าที่ปล่อยมาจากแอมพลิไฟเออร์อาจทำให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยได้ เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหาดังกล่าวนี้ อินพุทของแอมพลิไฟเออร์ควรมีวงจรที่ใช้ป้องกันและวงจรแยก (Isolation and Protection Circuit) เพื่อที่ว่า จะสามารถทำให้กระแสที่ไหลผ่านวงจรของอิเล็กโตรดอยู่ในระดับที่ปลอดภัย

วงจรเอาต์พุทของแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา ไม่ทำให้เกิดปัญหาสำคัญเช่น วงจรทางด้านอินพุท หน้าที่อันสำคัญของวงจรเอาต์พุทก็คือการที่ต้องส่ง ไปขับภาระซึ่งอาจเป็น โดยแสดงผลหรือหน่วยบันทึก แต่ก็ต้องพยายามให้มีคุณภาพสูงที่สุดและให้สามารถบันทึกสัญญาณ ได้ตลอดทั้งช่วง ดังนั้นเอาต์พุทอิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์จะต้องให้อยู่ในระดับต่ำเมื่อเทียบกับอิมพีแดนซ์ของงานแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา จะต้องทำงานในช่วงความถี่หนึ่งความถี่ใดตามต้องการ และเนื่องจากต้องใช้ขยายสัญญาณที่มีระดับต่ำ ดังนั้นจึงมีความสำคัญที่จะต้องจำกัดช่วงคลื่นความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ให้ขยายเฉพาะสัญญาณที่ต้องการจะทำการวัดเท่านั้น โดยไม่ขยายคลื่นไฟฟ้าในช่วงคลื่นอื่นที่ไม่ใช่สัญญาณ โดยวิธีนี้จะทำให้ได้อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวนที่มีค่าสูง สัญญาณในทางชีววิทยามักจะมีค่าน้อยเพียง 2-3 มิลลิโวลต์ หรือมีค่าน้อยกว่า ดังนั้นจึงต้องการแอมพลิไฟเออร์ที่มีกำลังขยายสูงหรือสูงมากในบางกรณี

ความต้องการอีกอย่างหนึ่งของแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา ที่ใช้ทั้งในทางการแพทย์และในห้องปฏิบัติการ คือจะต้องสามารถปรับเทียบค่าได้โดยรวดเร็ว ในการบันทึกศักย์ไฟฟ้าในทางชีววิทยา มีความต้องการที่จะทราบไม่เพียงแต่รูปคลื่นของสัญญาณเท่านั้น ยังต้องการทราบความสูงของสัญญาณอีกด้วยเพื่อให้ได้ข้อมูลนี้ กำลังขยายของแอมพลิไฟเออร์จะต้องได้รับการปรับเทียบค่าเป็นอย่างดี มีบ่อยครั้งที่แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นต้องมีต้นตอ ของสัญญาณมาตรฐาน ที่สามารถป้อนเข้าไปทางอินพุทได้โดยรวดเร็ว เช่นเพียงโดยการกดปุ่ม เพื่อใช้ในการปรับเทียบค่า

5.1.2.2 คุณสมบัติขั้นพื้นฐานของแอมพลิไฟเออร์

5.1.2.2.1 การขยาย (Gain)

หน้าที่หลักของวงจรขยายคือ การเพิ่มขนาดของสัญญาณ โดยไม่มีการเปลี่ยนรูปร่างสัญญาณซึ่งก็คือ ไม่เกิดความผิดเพี้ยนของรูปสัญญาณนั่นเองความเกี่ยวข้องกันระหว่างสัญญาณที่จะเข้าสู่วงจรขยาย V_{in} และสัญญาณที่ออกจากวงจรขยาย V_{out} ซึ่งเราสามารถหาอัตราการขยายได้จากสูตร

$$G = V_{out} / V_{in}$$

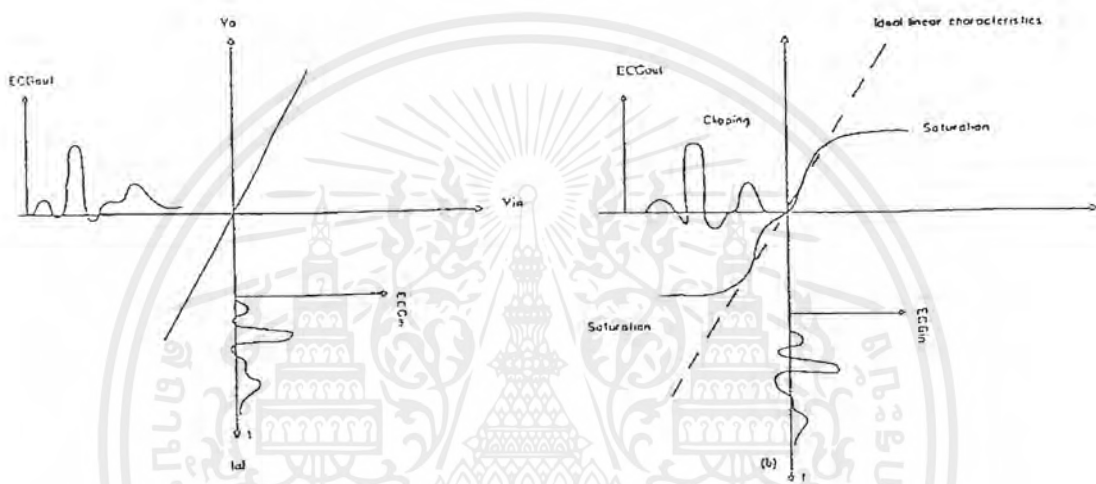
เมื่อ G คืออัตราการขยายของวงจรขยาย

ยกตัวอย่างจากรูปที่ 17 (a) ซึ่งเป็นสัญญาณ ECG ที่มีขนาดแรงดันของ PQRST ต่ำ (ECG_{in}) เข้ามาที่วงจรขยายในอุดมคติ เราจะเห็นสัญญาณ Output ที่ออกมาจากวงจรขยาย (ECG_{out}) ที่มีลักษณะเหมือนกับ ECG in ทุกอย่าง สิ่งเดียวที่มีการเปลี่ยนแปลงคือสัญญาณจะถูกขยาย และจะเป็นอย่างนี้ในทุกๆค่าของอัตราการขยาย แต่วงจรขยายในความเป็นจริงไม่ได้เป็นเช่นนั้น

รูปที่ 17 (b) แสดงลักษณะ V_{out} / V_{in} ในวงจรขยายจริง เราสามารถสรุปได้สองประการคือ

- 1) ที่แรงดันต่ำ V_{out} / V_{in} จะมีลักษณะที่ไม่ Linear สัญญาณที่ได้เกือบมีลักษณะเป็น Non - Linear ในช่วงสัญญาณต่ำๆเช่น สัญญาณในรูปที่ 17 (b) ส่วนเส้นประ เส้นนี้จะเป็นตัวกำหนดอัตราการขยายของวงจรขยาย นอกจากนี้จะเป็นความผิดเพี้ยนที่เกิดจาก Non - Linear
- 2) ในช่วงที่สัญญาณ Input มีแรงดันสูงเราจะเห็นรูปคลื่นส่วนใหญ่ขนานกับแกน V_{in} หมายความว่า แรงดัน Input ส่วนใหญ่จะเพิ่มขึ้นแต่แรงดันที่ Output จะคงที่เรียกว่า การอิ่มตัว และการอิ่มตัวนี้สามารถเกิดขึ้นได้ทั้งในด้านบวกและลบ ข่ายการขยาย (Dynamic range) ของวงจรขยายจะอยู่ในช่วงของ V_{in} ซึ่งส่วนใหญ่จะ Linear เราจะจำกัดสัญญาณ Input ที่จะขยายให้อยู่ในช่วง Dynamic range สัญญาณที่ได้ก็จะไม่ถูกขลิบ

การอิมิตัวมีสาเหตุมาจากการจำกัดแรงดันที่ Output ที่ไม่สามารถที่จะไม่มากไปกว่าไฟเลี้ยงวงจรขยายซึ่งส่วนใหญ่จะใช้ไฟ 12 V แรงดันอิมิตัวจึงมีค่าประมาณ 10 V ถ้าวงจรขยายมีอัตราขยาย 1,000 เท่า Dynamic range ของ Input จะเป็น $10 / 1,000 = 10\text{mV}$ ถ้าอัตราขยายของวงจรขยายเครื่องเดียวกันนี้เปลี่ยนเป็น 10 เท่า Dynamic range ก็จะเพิ่มขึ้นเป็น $10/10 = 1\text{V}$



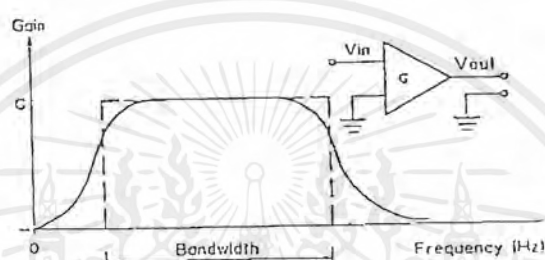
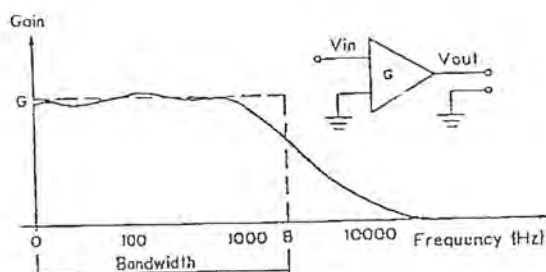
รูปที่ 17 แอมพลิไฟเออร์ สแตติกส์ เคอร์ฟ (Amplifier Static Curves)

- สัญญาณในทางอุดมคติ (Ideal)
- สัญญาณที่ผิดเพี้ยนเนื่องจาก การลดทอนและการอิมิตัวของสัญญาณ (Distortion and Saturation)

5.1.2.2.2 ความถี่ (Frequency)

ช่วงความถี่ที่เกิดขึ้นจริงส่วนใหญ่จะมีพลังงานสูงเมื่อความถี่เท่ากับศูนย์ ช่วงความถี่ของสัญญาณนี้เราจะเรียกว่า Bandwidth ถ้าสัญญาณที่ถูกขยายแล้วไม่มีความผิดเพี้ยน แปลว่าที่ทุกๆความถี่ใน Bandwidth จะถูกขยายได้เหมือนกันทั้งหมด

แต่ในวงจรขยายจริงๆนั้นไม่เป็นเช่นนั้น ที่อัตราขยายเดียวกันไม่สามารถที่จะขยายได้ทุกๆความถี่ รูปที่ 18 แสดงถึงการตอบสนองความถี่ของวงจรขยาย แนวเส้นประจะเป็นการตอบสนองในทางทฤษฎี เราจะเห็นอัตราขยายที่คงที่จาก 0 ถึง B และนอกจากนั้นจะเท่ากับศูนย์



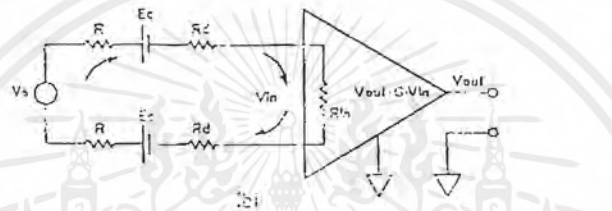
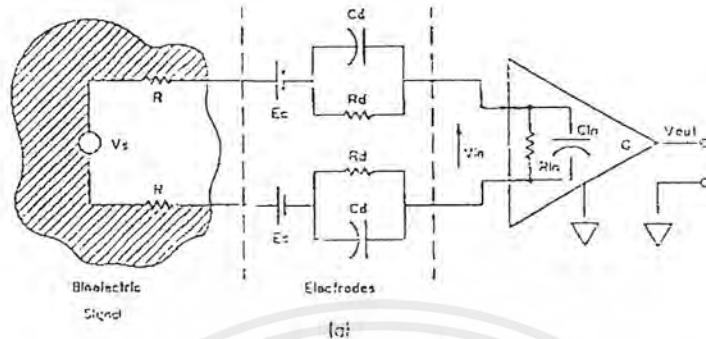
รูปที่ 18 การตอบสนองความถี่ของวงจรขยาย

- ตัวอย่างของ โลว์พาส (ดีซี) แอมพลิไฟเออร์ (Low pass (DC) Amplifier) (เส้นทึบ) และวงจรขยายทางทฤษฎี (เส้นประ)
- ตัวอย่างของ แบนพาส แอมพลิไฟเออร์ (เอซี คัปเปิลด์ แอมพลิไฟเออร์) (Band pass Amplifier (AC Coupled Amplifier))

5.1.2.2.3 อินพุท อิมพีแดนซ์ (Input Impedance)

วงจรขยายทางทฤษฎีจะมี อินพุทอิมพีแดนซ์ เป็น อนันต์ แต่ในวงจรขยายจริงๆ นั้นค่า อินพุทอิมพีแดนซ์จะประกอบด้วยตัวต้านทาน และตัวเก็บประจุต่อขนานกัน

รูปที่ 19 อธิบายการต่ออิเล็กโทรดกับอินพุท ของวงจรขยายในทางปฏิบัติ โดยแสดงให้เห็นถึงแหล่งจ่าย V_s (แทนแหล่งจ่ายแรงดันที่เกิดจากกล้ามเนื้อหรือเส้นประสาท) ที่ถูกวัดเราจะใช้ เซอร์เฟส อิเล็กโทรด (Surface Electrode) ในการวัดซึ่งถูกแทนด้วยวงจรเสมือน ซึ่งมีผลเหมือนเนื้อเยื่อที่อยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดสัญญาณและอิเล็กโทรด ซึ่งสามารถแทนด้วยตัวต้านทาน R แทนด้วยวงจรเปรียบเทียบ



รูปที่ 19 เครื่องมือวัด ไบโอโพเทนเชียล และวงจรขยายที่ไม่ใช่อุดมคติ
(Biopotential Measurement with Non – Ideal Amplifier)

- (a) วงจรสมมูลย์
(b) วงจรสมมูลย์สำหรับที่ความถี่ต่ำๆ

Input ของวงจขยายจะถูกกำหนดด้วยค่า R_{in} และ C_{in} เมื่อพิจารณา
ระบบการวัดที่ความถี่ต่ำๆ อิมพีแดนซ์ของ Capacitance (Z_c) จะได้ดังนี้

$$Z_c = 1 / \omega C = 1 / 2\pi f c$$

ที่ความถี่ต่ำมากๆ (เข้าใกล้ศูนย์) ค่า อิมพีแดนซ์ จะเข้าใกล้ค่าอนันต์
(Infinity) ที่ความถี่ต่ำนี้ ค่าตัวเก็บประจุ ที่ต่ออยู่ตัวต้านทานจะส่งผลเสียต่อสัญญาณ ดังอธิบายใน
รูปที่ 19 (b) เมื่อใช้กฎของโอห์มคำนวณค่ากระแส I ได้ดังนี้

$$V_s = (2R + 2R_d + R_{in}) * I$$

$$I = (1 / (2R + 2R_d + R_{in})) * V_s$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และแรงดันของวงจรถายจะหาได้จาก

$$V_{in} = R_{in} * I = (R_{in} / (2R + 2R_d + R_{in})) * V_s$$

แรงดันเอาต์พุท จะหาได้จาก

$$V = G * V_{in} = R_{in} / (2R + 2R_d + R_{in}) * G * V_s$$

พิจารณาที่สมการสุดท้ายเราสามารถสรุปได้ดังนี้

1. ในวงจรถายตามทฤษฎีค่า R_{in} จะเท่ากับค่านันต์ ซึ่ง $2R + 2R_d$ อาจไม่ถูกต้องนักและแรงดันที่ Output จะขึ้นอยู่กับแหล่งจ่ายไฟของวงจรถาย

$$V_o = G * V_s$$

2. ในวงจรถายจริงนั้น R_{in} จะมีค่าจำกัด เราอาจกำหนดอัตราขยาย (G) ได้

ดังนี้

$$G = (R_{in} / (2R + 2R_d + R_{in})) * G$$

เพราะฉะนั้นแรงดัน Output จะเท่ากับ :

$$V_o = \bar{G} * V_s$$

เห็นได้ชัดว่า ค่าอิมพีแดนซ์ จะเป็นปฏิภาคผกผันกับ ค่าตัวเก็บประจุทางอินพุท เพราะฉะนั้นเราจึงต้องให้ค่า C ที่ อิมพีแดนซ์ จะลดลงเมื่อความถี่สูงขึ้น ซึ่งเป็นผลมาจากการลดลงของอัตราขยายที่ความถี่สูงๆ

5.1.2.2.4 กระแสอินพุท (Input Current)

อินพุทอิมพีแดนซ์ ที่ถูกจำกัดค่านี้นี้เกิดจาก การไหลของกระแสระหว่างแหล่งจ่ายไฟและวงจรถาย กระแสไฟฟ้าที่ไหลนี้เป็นสิ่งที่เราไม่ต้องการ เพราะอาจเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิด Microshocks ได้จึงจำเป็นที่จะต้องมียางจรเตือนเมื่อมีการใช้อุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

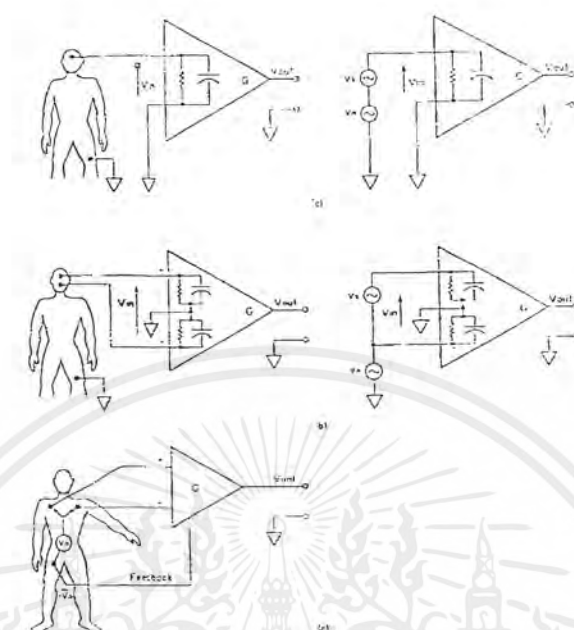
5.1.2.2.5 คอมมอนโหมด รีเจกชัน (Common Mode Rejection (CMR))

ในการวัดส่วนใหญ่ สัญญาณที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนปะปนมาอยู่เสมอ ซึ่งอาจจะเป็นสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสัญญาณไฟฟ้า 50/60 Hz สัญญาณจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ หรืออื่นๆอีกเป็นจำนวนมาก หน้าที่ที่สำคัญที่สุดของระบบการวัดและประมวลผลก็คือ การลดสัญญาณรบกวนอื่นที่จะทำให้ Signal to noise (SNR) มีค่าเพิ่มสูงขึ้น

พิจารณาการวัดสัญญาณ EEG แสดงในรูปที่ 20 เราอาจต้องการการปรับที่ระดับแรงดันระหว่างอิเล็กโทรดที่ติดหนังศีรษะและ Reference Electrode ต่อเข้ากับ Common ดิคที่ขา สัญญาณ EEG ที่ได้ V_s จะมีสัญญาณรบกวนปนอยู่, V_n ซึ่งประกอบด้วย สัญญาณต่างๆในร่างกาย เช่นเครื่องวัดสัญญาณ ECG และ EEG นอกจากนี้ยังปรากฏกระแสไฟฟ้า 50/60 Hz ปรากฏตามร่างกายตัวเราอีกด้วย ดังแสดงจากวงจรเปรียบเทียบรูปที่ (a) ซึ่งสัญญาณ Input จะเป็น $V_s + V_n$ และ Noise ที่ถูกขยายจะปรากฏที่ Output ด้วยดังนั้น V_{out} จะได้ผลดังนี้

$$V_{out} = G(V_s + V_n) = G * V_s + G * V_n$$

วิธีที่จะทำให้สัญญาณรบกวนน้อยที่สุดทำได้โดยใช้ ดริฟท์ แอมพลิไฟเออร์ (Drift Amplifier) ดังรูปที่ 20 (b)



รูปที่ 20 แสดงการต่อสัญญาณจาก วงจรดิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ (Difference Amplifier)

- รูปสัญญาณและวงจรสมมูลย์
- ดิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์
- การป้อนกลับ คอมมอน โหมด รีเจ็คชั่น (Common Mode Rejection By Feedback)

ดิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ จะมี 3 Input (หรืออย่างน้อย 2 Input ใน Amplifier 1 ตัว) Input 1 ช่องที่จะต่อกับ อิเล็กโทรดอ้างอิง (Reference Electrode) และอีก 2 ช่องที่เหลือก็จะต่อกับอิเล็กโทรด 2 อัน เอาท์พุทของ ดิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ ในอุดมคติคือ

$$V_{out} = G (V_+ - V_-)$$

ที่ V_+ จะเป็นค่าระหว่าง (+) อินพุท กับจุดอ้างอิง และ V_- คือค่าระหว่าง (-) กับ จุดอ้างอิง จากวงจร เราจะได้ผลทาง เอาท์พุท ดังนี้

$$V_{out} = G (V_+ - V_-) = G * V_s$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น คิฟเฟอเรนเชียล จะกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออกจาก สัญญาณเอาต์พุต พร้อมๆกับการขยายสัญญาณไปด้วย สัญญาณ V_n เรารู้จักกันในฐานะของ สัญญาณ คอมมอน โหมด (Common mode) จาก คอมมอน ถึง อินพุต ทั้ง 2 ของ คิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ ซึ่งคุณสมบัติของ คิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ ก็คือการกำจัดสัญญาณ คอมมอน โหมด

แต่ในทางปฏิบัติ คิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ จริงๆจะไม่เป็นเช่นนั้น การวัดสัญญาณ คอมมอน โหมด ออกอย่างสิ้นเชิงจะเป็นไปไม่ได้ เพราะความไม่สมมาตรของ อิมพีแดนซ์ และอัตราขยายทั้ง 2 อินพุต ซึ่ง เอาต์พุต ของ คิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ จะ เขียนได้เป็นสมการ

$$V_{out} = G_d (V_+ - V_-) + (G_{cm} * V_{cm})$$

เมื่อ G_d เป็นอัตราขยาย สำหรับสัญญาณทั้ง 2 ของ คิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ และ G_{cm} , V_{cm} เป็น คอมมอน โหมด อัตราขยายและสัญญาณ Common mode ใน คิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ ที่ดี ค่า G_d จะมากกว่า G_{cm} มากๆ ซึ่งจะช่วยให้ตัดสัญญาณ คอมมอน โหมด ได้มาก

ส่วนตัวชี้วัดระหว่าง คิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ ก็คือ คอมมอน โหมด รีเจ็คชัน ซึ่งเป็น อัตราส่วนระหว่างแอมพลิจูดของสัญญาณ อินพุต ทั้ง 2 ซึ่งเหมือนกับ เอาต์พุต แสดงค่า CMMR ได้ง่าย ด้วยอัตราขยายที่เท่ากันดังนี้

$$CMMR = G_d / G_{cm}$$

CMMR เขียนในค่าของ เดซิเบล (dB) ได้ดังนี้

$$CMMR (dB) = 20 \log_{10}(G_d / G_{cm})$$

วงจรไบโอมดิคคัล ดิฟเฟอเรนเชียล (Biomedical Differential Amplifier) อาจมีค่า CMMR = 100,000 (100 dB) ที่ 100 Hz ค่า CMMR ปกติจะขึ้นกับความถี่ เพราะความถี่สูงขึ้น ความแตกต่างของความเหนี่ยวนำของประจุไฟฟ้าของ อินพุต ทั้ง 2 ก็จะไม่สมมาตรยิ่งขึ้น เพราะฉะนั้นค่า CMMR ในแต่ละความถี่ก็จะไม่เท่ากันด้วย

วิธีที่จะเพิ่มค่า CMMR ของวงจรขยายนั่น ทำได้โดยการออกแบบวงจรขยายให้ อินพุต ทั้งนั้นมีความไม่สมมาตรน้อยที่สุด

จากรูปที่ 20 (b) จะเป็นการกำจัดแรงดัน คอมมอน โหมด การลดสัญญาณ คอมมอน จะต้องจัดคลื่นแม่เหล็กที่จะเข้ามาที่ อินพุต ดังรูปที่ 20 (c) เป็นการทำงานที่อยู่ภายใต้ วงจรขยาย

ในการวัดสัญญาณ ECG การต่ออิเล็กโทรดเข้ากับ คอมมอน เราจะต่อจุดอ้างอิงของร่างกายเข้ากับจุด Feedback reference จะอยู่ที่ขาขวา (RL) เรียกว่า Driven Right Leg System

ในรูปที่ 20 เราจะเปรียบเทียบ คอมมอน โหมด เป็น $V_n - V_n$ โดย V_n จะมีค่าประมาณแรงดัน คอมมอน ถ้าถูกต้องจะส่งผลให้ลดสัญญาณรบกวน ได้อย่างมาก

5.1.2.2.6 Noise และ Drift

เมื่อมีสัญญาณรบกวนปนเข้ามาที่ Input ของวงจรขยายโดยมีแหล่งกำเนิดสัญญาณรบกวนภายในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ หรือแหล่งอื่นๆ (เช่น สาย AC) สัญญาณรบกวนก็จะกระจายพลังงานเข้าสู่วงจรขยาย โดยสัญญาณรบกวนก็จะกระจายพลังงานเข้าสู่วงจรขยายโดยสัญญาณรบกวนเหล่านี้แบ่งได้เป็น 3 แบบคือ

- 1) Noise : เป็นสัญญาณรบกวน ที่เกิดจากสัญญาณความถี่สูงกว่า 0.1 Hz (ชกเว้น Hum)
- 2) Hum : เป็นสัญญาณที่เกิดจากไฟฟ้า AC 50/60 Hz และ Harmonic 100 / 120 Hz

3) Drift : เป็นสัญญาณ Output จะมีการเปลี่ยนแปลงแรงดันอย่างช้าๆ ที่ความถี่ 0.1 Hz Noise ชนิดนี้จะไม่มีผลต่อ Band pass Amplifier (Non - DC Amplifier) ถึงจะมี Drift ก็จะไม่ปรากฏที่ Output Drift นี้บางครั้งจะมีสาเหตุมาจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ หรือการเปลี่ยนแปลงแรงดันของแหล่งจ่าย

สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากวงจรนี้โดยปกติจะมีขนาดเป็น ไมโครโวลต์ (μV) ที่ Output สัญญาณรบกวนแบบ Drift จะมีหน่วยเป็น ($\mu\text{V} / \text{minute}$) ส่วน Drift ที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจะมีหน่วยเป็น $\mu\text{V} / \text{degree}$

5.1.2.2.7 Recovery

สัญญาณรบกวนชั่วขณะ (Transient) จะมีแรงดันสูงกว่าสัญญาณ ซึ่งอาจจะทำให้สัญญาณที่ถูกขยายเกิดการอ้อมตัวซึ่ง Transient ส่วนใหญ่เกิดจากการเคลื่อนไหวของอิเล็กโตรดและผิวหน้า

เมื่อวงจรขยายเกิดการ “Overloaded” เครื่องจะต้องใช้เวลาในการกลับคืนจากการอ้อมตัวมาถึงสภาพการทำงานปกติ เวลาที่ถูกใช้เรียกว่า “Recover Time” โดยปกติ DC Couple Amplifier จะใช้นเวลาน้อยกว่า AC Couple Amplifier ซึ่งต้องใช้เวลาหลายวินาที



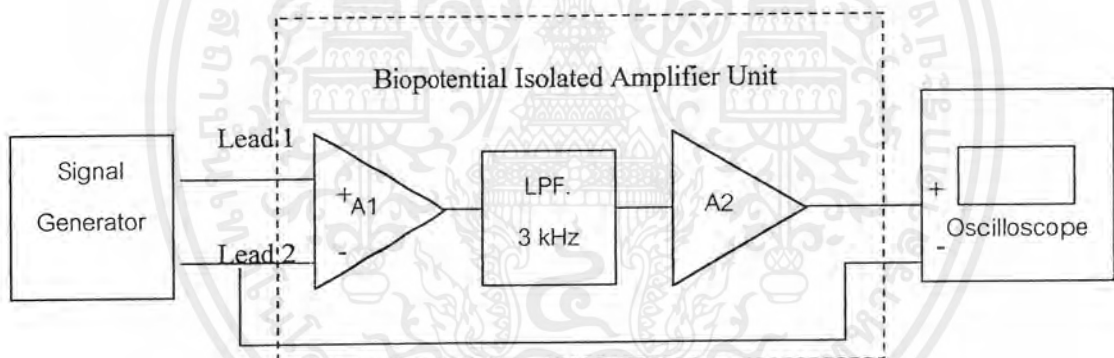
5.1.3 เครื่องมือที่ใช้ทดลอง

- 1 ชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set
- 2 ออสซิลโลสโคป
- 3 อีเล็กโตรด
- 4 น้ำยาอีเล็กโตรไลต์
- 5 สายต่อวงจร และสายโพรบวัดสัญญาณ

5.1.4 ขั้นตอนการทดลอง

5.1.4.1 การตอบสนองความถี่

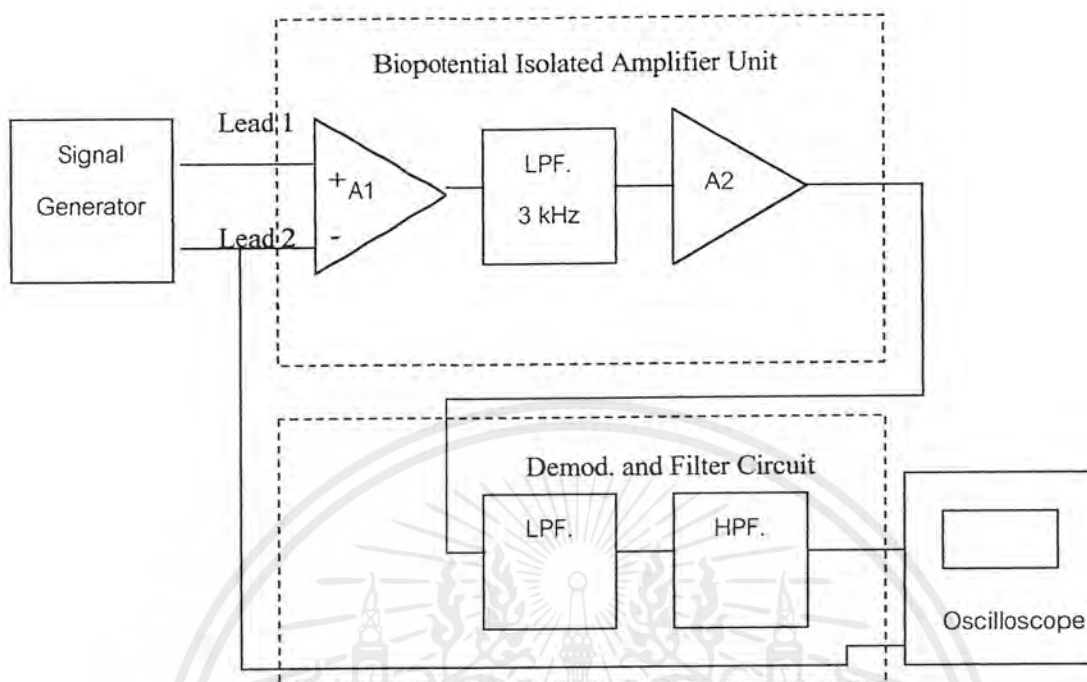
1. ต่อวงจรตาม Block Diagram ที่ 1



รูป Block Diagram ที่ 1

2. ตั้ง Signal Generator เป็นรูปสัญญาณ Sine wave ที่ความถี่ 1 kHz ขนาด 100 mVp-p ตั้งค่า Gain ของ A1 ไว้ที่ 10 เท่า
3. วัดสัญญาณที่ Output ของ A2 ด้วย Oscilloscope รูปสัญญาณที่ได้ควรมีขนาดของรูปสัญญาณ เป็น 4 Vp-p โดยไม่มีสัญญาณรบกวน เนื่องจากการตั้งค่า Gain ที่ A1 มีค่าเท่ากับ 10
4. เปลี่ยนเฉพาะค่าความถี่ที่ Signal Generator เป็นค่า 10 Hz, 100 Hz, 2 kHz, 3kHz และ 4 kHz ตาม ลำดับบันทึกผลการทดลองที่ได้ในแต่ละช่วงความถี่
5. ต่อวงจรเพิ่มในส่วนของ LPF. และ HPF. ตามรูป Block Diagram ที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป Block Diagram ที่ 2

6. ตั้ง Signal Generator เป็นรูปสัญญาณ Sine wave ที่ความถี่ 1 kHz ขนาด 100 mV_{p-p} ตั้งค่า Gain ของ A1 ไว้ที่ 10 เท่า โดยตั้งค่าความถี่ของ LPF. ไว้ที่ 1 kHz และค่าความถี่ของ HPF. ไว้ที่ 8 Hz บันทึกผลการทดลองที่ได้
7. ทำการทดลองเหมือนลำดับการทดลองที่ 7 แต่เปลี่ยนค่าความถี่ของ LPF. เป็น 35 Hz และค่าความถี่ของ HPF. เป็น 0.04 Hz บันทึกผลการทดลองที่ได้

5.1.4.2 ความผิดเพี้ยนของรูปสัญญาณในการตอบสนองความถี่

1. ต่อกวงจรตามรูปที่ 2
2. ตั้ง Signal Generator เป็นรูปสัญญาณ Square wave ที่ความถี่ 10 Hz ขนาด 100 mV ตั้งค่า Gain ของ A1 ไว้ที่ 10 เท่า ตั้งค่าความถี่ของ LPF. ไว้ที่ 1 kHz และค่าความถี่ของ HPF. ไว้ที่ 0.04 Hz บันทึกผลการทดลองที่ได้ โดยรูปสัญญาณที่ได้จะไม่เหมือนกับรูปร่างของสัญญาณ Input ทุกประการ แต่อาจจะเกิดการผิดเพี้ยนที่บริเวณมุมของรูปสัญญาณ
3. ทำการทดลองเหมือนลำดับการทดลองที่ 2 แต่เปลี่ยนค่าความถี่ของ LPF. ตั้งแต่ 3.5 Hz จนถึงค่า 100 Hz บันทึกความผิดเพี้ยนที่เกิดขึ้นของรูปสัญญาณ และอธิบายผลลัพธ์ที่เกิดขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ทำการทดลองเหมือนลำดับการทดลองที่ 2 แต่เปลี่ยนค่าความถี่ของ LPF. เป็น 1 kHz เหมือนเดิม และเปลี่ยนค่าความถี่ของ HPF. เป็นค่าความถี่ค่าต่างๆตั้งแต่ 0.5 Hz จนถึง ค่า 25 Hz บันทึกผลการทดลองที่เกิดขึ้น
5. ต่อวงจร 50 / 60 Hz Notch Filter เพิ่ม โดยต่อจาก Output ของวงจร HPF. เพื่อกำจัดความผิดเพี้ยนของรูปสัญญาณที่เกิดขึ้น โดยตัด Harmonic ที่เกิดจาก รูปสัญญาณ Square wave 10 Hz
6. ตั้ง Signal Generator เป็นรูปสัญญาณ Sine wave ที่ความถี่ 50 Hz ขนาด 10 mV ตั้งค่า Gain ของ A1 ไว้ที่ 100 เท่า
7. วัดรูปสัญญาณที่ได้จาก Output ของวงจร 50 / 60 Hz Notch Filter โดยทำการปรับวงจรที่ 50 / 60 Hz Notch Filter ให้มีสัญญาณรบกวนต่ำที่สุด

5.1.4.3 Noise and Drift

1. ต่อวงจรตามรูป Block Diagram ที่ 1 แต่ถอดเอา Signal Generator ออก แล้วทำการ Short ขา Lead 1 และ Lead 2 ลง Ground ตั้งค่า Gain ของ A1 ไว้ที่ 1,000 เท่า
2. วัดรูปสัญญาณที่ได้จาก Output ของ A2 โดยปรับที่ Oscilloscope ให้เป็น DC Couple ค่าที่ปรากฏจะเป็นค่า Drift ซึ่งมีหน่วยเป็น $\mu\text{V} / \text{minute}$ โดยวงจรขยายที่วัดจะต้องเป็น Zero Drift
3. ตั้ง Oscilloscope เป็น AC Couple เพิ่ม Sensivity วัดสัญญาณรบกวนและอธิบายผลการทดลอง

5.1.4.4 Saturation

1. ต่อวงจรตามรูป Block Diagram ที่ 1 แต่ทำการถอดวงจรส่วน A2 ออก
2. ตั้ง Signal Generator เป็นรูปสัญญาณ Sine wave ที่ความถี่ 500 Hz ขนาด 100 mV ตั้งค่า Gain ของ A1 ไว้ที่ 100 เท่า บันทึกสัญญาณที่ Output ของวงจร LPF. 3 kHz

5.1.4.5 Recovery

1. ต่อวงจรตามรูปวงจรที่ 2
2. ตั้ง Signal Generator เป็นรูปสัญญาณ Sine wave ที่ ความถี่ 500 Hz ตั้งค่า Gain ของ A1 ไว้ที่ 10 เท่า ตั้งค่าความถี่ของ LPF. เป็น 1 kHz และ ตั้งค่าความถี่ของ HPF. เป็น 0.04 Hz
3. ปรับขนาดของสัญญาณของ Signal Generator จนกระทั่งขนาดของสัญญาณทาง Output ของวงจรทั้งหมดมีขนาดเป็น 2 Vp-p
4. เปลี่ยนค่า Gain ของ A1 เป็น 100 สัญญาณที่ Output ของวงจรจะเกิดความผิดเพี้ยนสูงตั้งแต่สัญญาณเริ่ม Saturated จากนั้นเปลี่ยนค่า Gain ของ A1 กลับมาเป็น 10 เท่าเหมือนเดิม สัญญาณจะเกิดการเปลี่ยนแปลงนั้นคือการเกิด Recovery ของวงจรมันเอง อธิบายผลการทดลองที่ได้ตามความเข้าใจ

5.1.5 คำถามท้ายการทดลอง

- 1) จงอธิบายความสำคัญของ CMMR และขดตัวอย่างวงจรผลของวงจรที่มีค่า CMMR สูงๆ
- 2) จงอธิบายความสำคัญของ Input Impedance ของวงจรขยาย
- 3) จงอธิบายถึงข้อดีและข้อเสียของการแยกสัญญาณ ด้วยหม้อแปลงไฟฟ้า และ ออปติคอลล

(Optical)

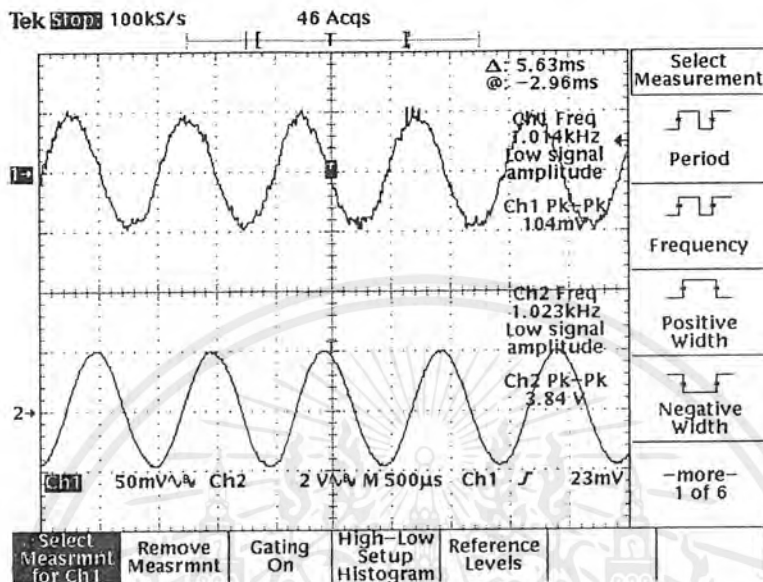
- 4) จงอธิบายสาเหตุของความผิดเพี้ยนที่เกิดขึ้นกับสัญญาณ Square wave
- 5) จงอธิบายถึงผลกระทบของการตั้งค่า Gain ของ A1 ว่ามีผลอย่างไรต่อการตอบสนอง

ความถี่

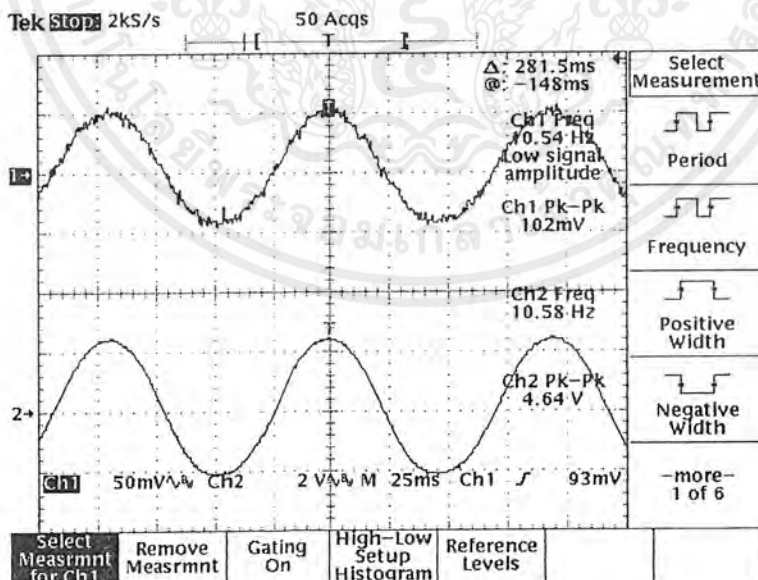


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1.6 ผลการทดลอง

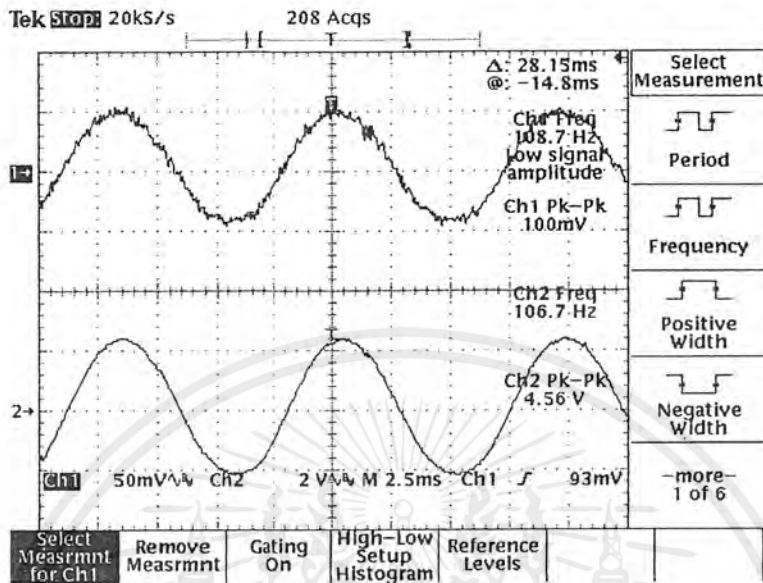


รูปที่ 21 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (3) : ป้อน Sine wave 1 kHz, 100 mV, Gain 10 เท่า วัดที่ Output ของ A2

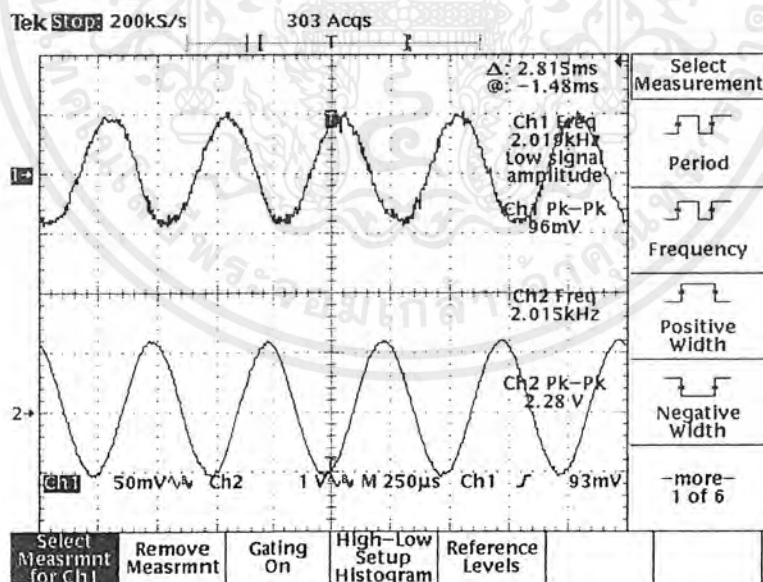


รูปที่ 22 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า วัดที่ Output ของ A2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

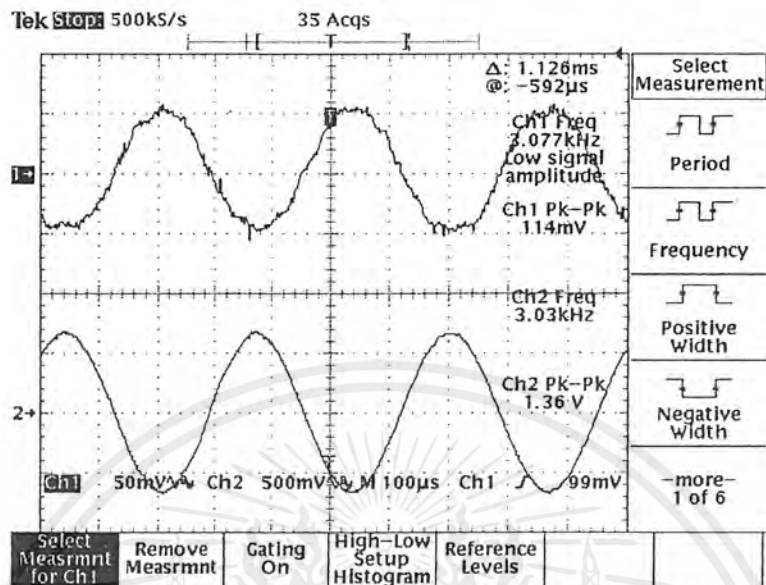


รูปที่ 23 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4) : ป้อน Sine wave 100 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า วัดที่ Output ของ A2

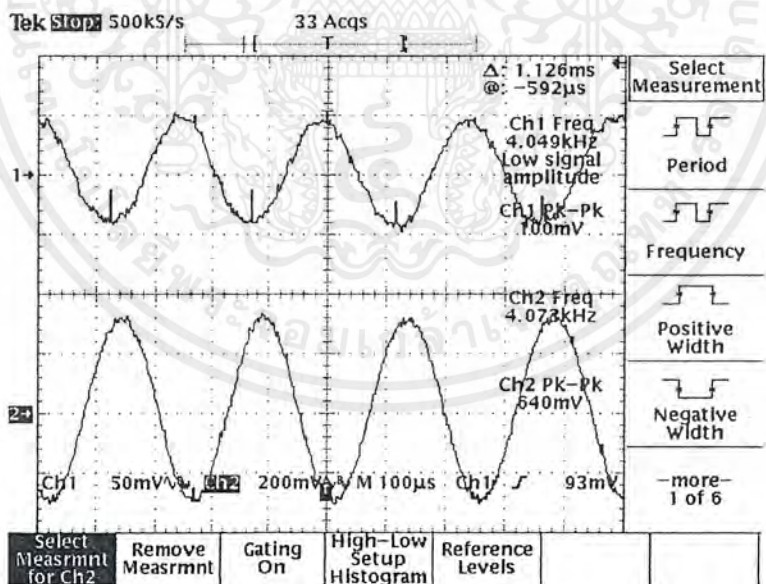


รูปที่ 24 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4) : ป้อน Sine wave 2 kHz, 100 mV, Gain 10 เท่า วัดที่ Output ของ A2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

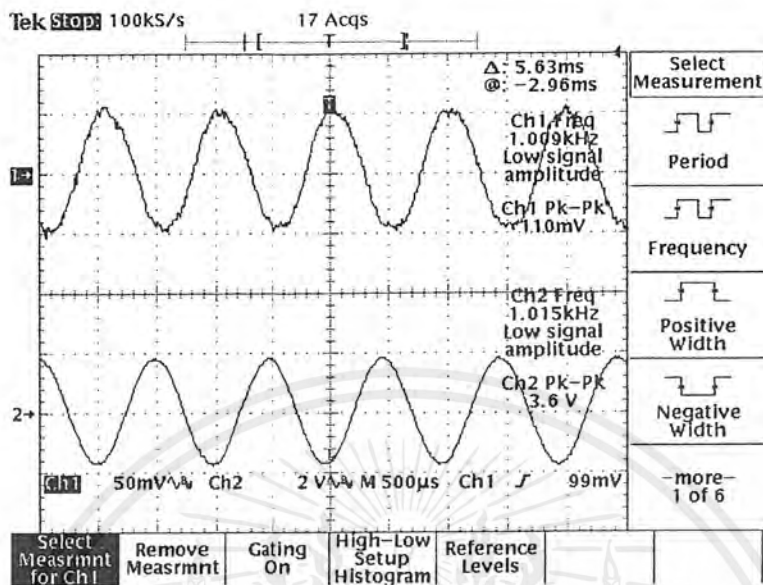


รูปที่ 25 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4) : ป้อน Sine wave 3 kHz, 100 mV, Gain 10 เท่า วัดที่ Output ของ A2

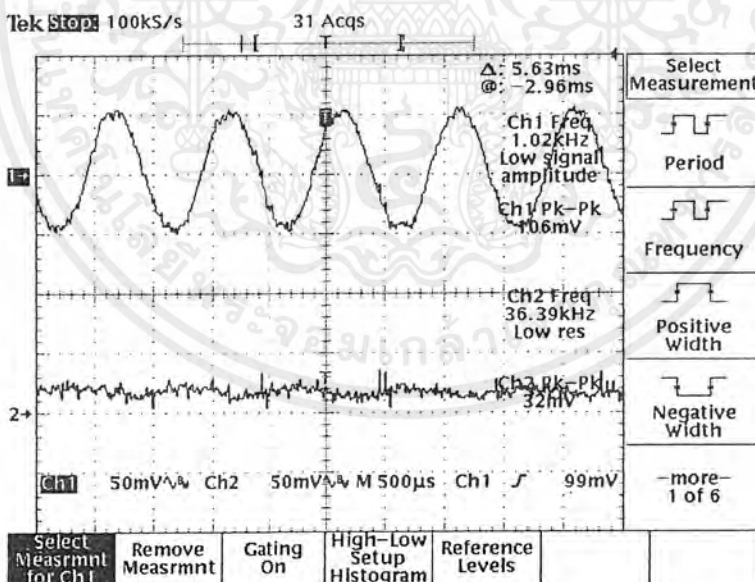


รูปที่ 26 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (4) : ป้อน Sine wave 4 kHz, 100 mV, Gain 10 เท่า วัดที่ Output ของ A2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

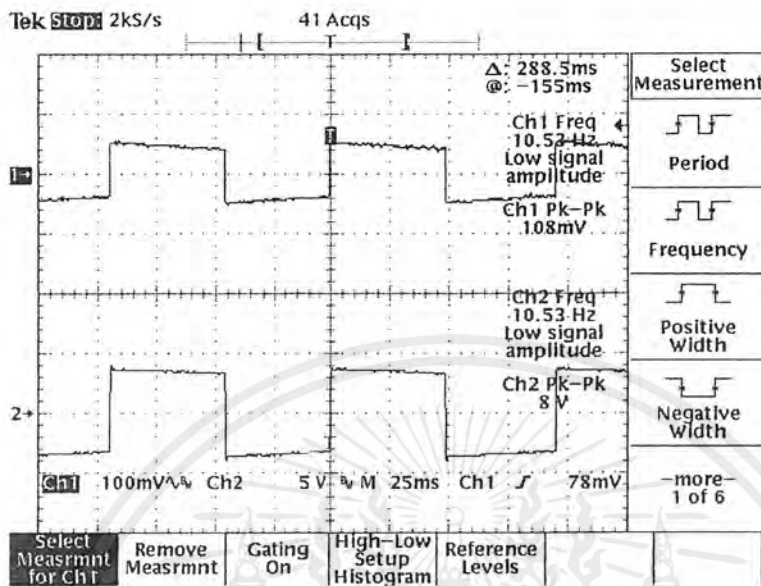


รูปที่ 27 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (6) : ป้อน Sine wave 1 kHz, 100 mV, Gain 10 เท่า
LPF. 1 kHz, HPF. 8 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

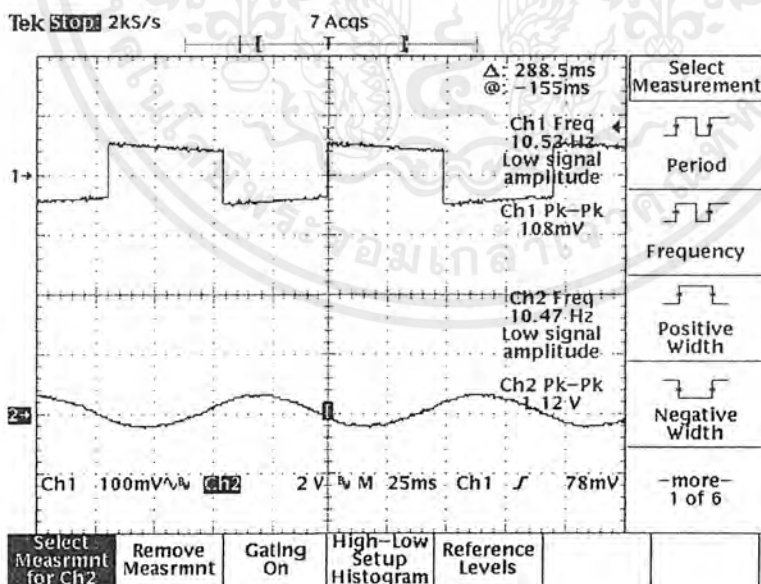


รูปที่ 28 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.1 (7) : ป้อน Sine wave 1 kHz, 100 mV, Gain 10 เท่า
LPF. 35 Hz, HPF. 0.04 Hz, วัดที่ Output ของ
HPF.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

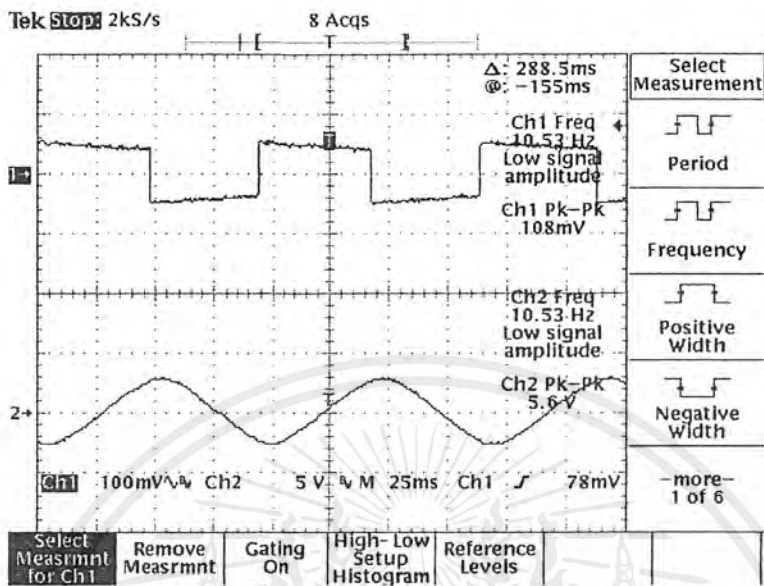


รูปที่ 29 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (2) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 1 kHz, HPF. 0.04 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

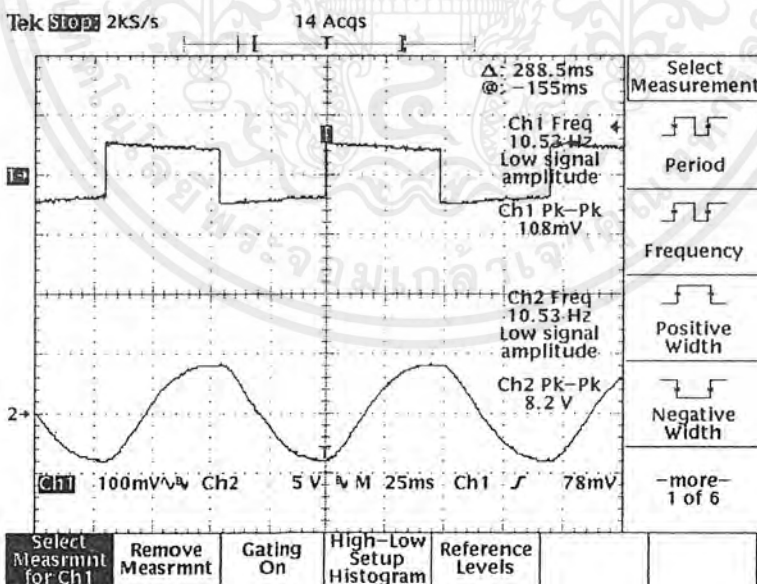


รูปที่ 30 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 3.5 Hz, HPF. 0.04 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

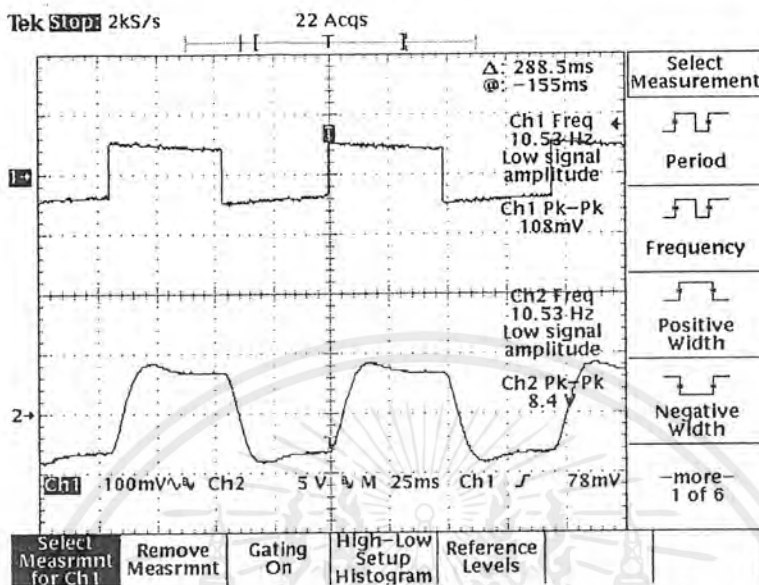


รูปที่ 31 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 8 Hz, HPF. 0.04 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

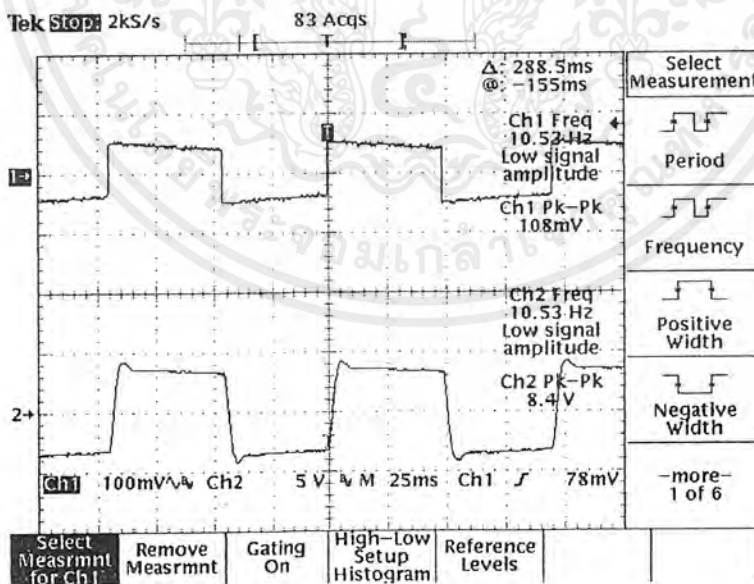


รูปที่ 32 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 13 Hz, HPF. 0.04 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

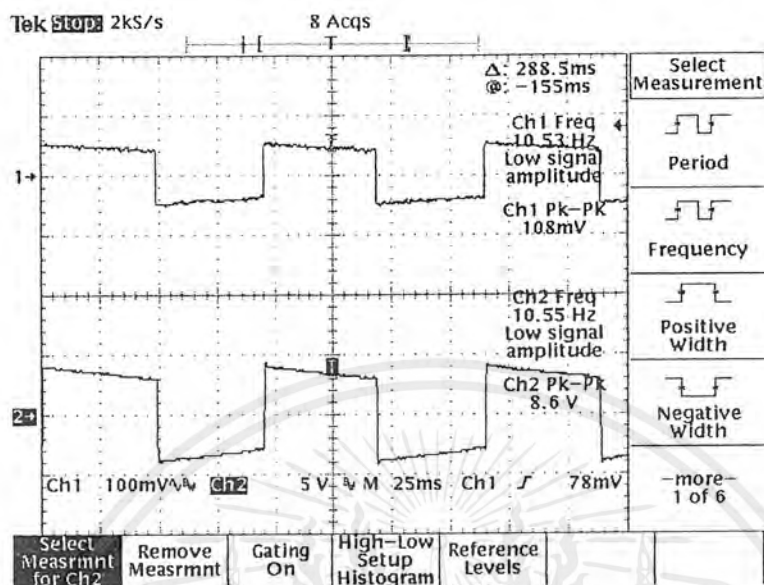


รูปที่ 33 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 35 Hz, HPF. 0.04 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

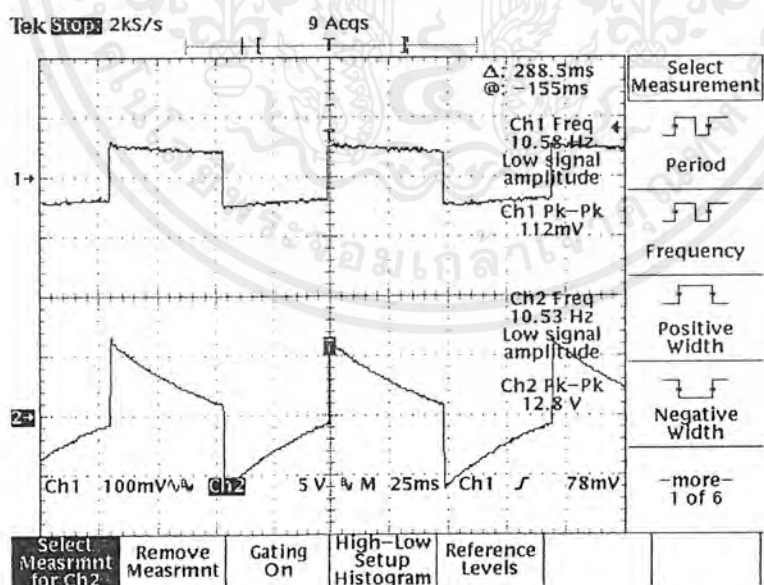


รูปที่ 34 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (3) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

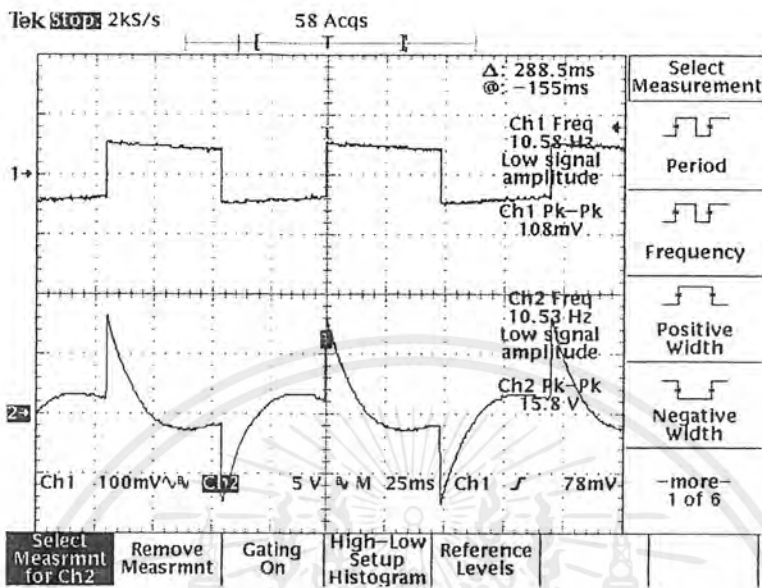


รูปที่ 35 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า
LPF. 1 kHz, HPF. 0.5 Hz, วัดที่ Output ของ
HPF.

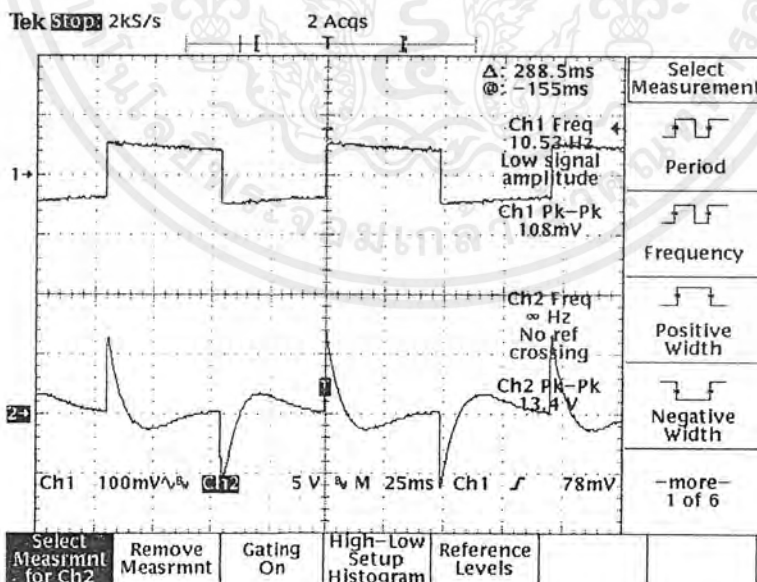


รูปที่ 36 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า
LPF.1 kHz, HPF. 3.5 Hz, วัดที่ Output ของ
HPF.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

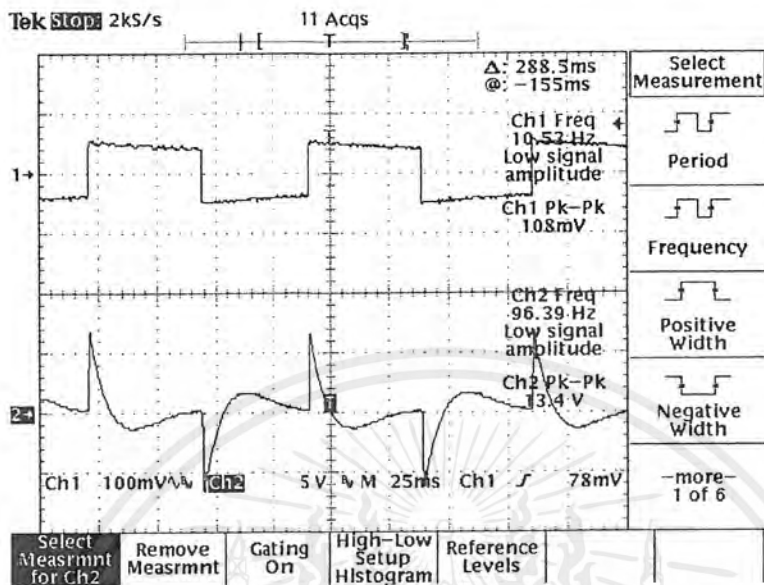


รูปที่ 37 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า
 LPF.1 kHz, HPF. 8 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

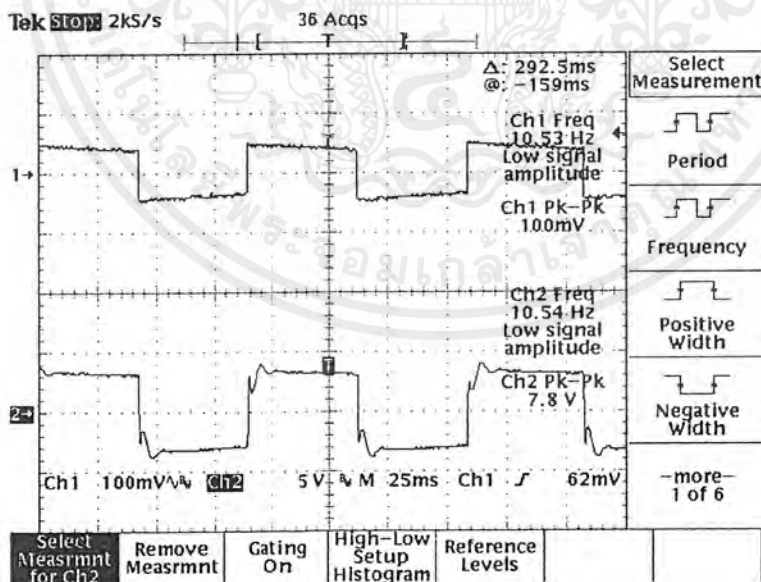


รูปที่ 38 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า
 LPF.1 kHz, HPF. 13 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

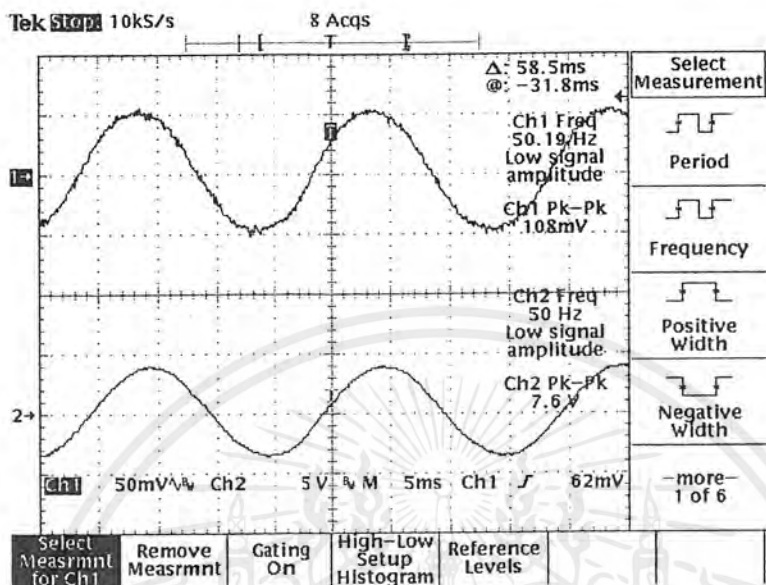


รูปที่ 39 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (4) : ป้อน Sine wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 1 kHz, HPF. 25 Hz, วัดที่ Output ของ HPF.

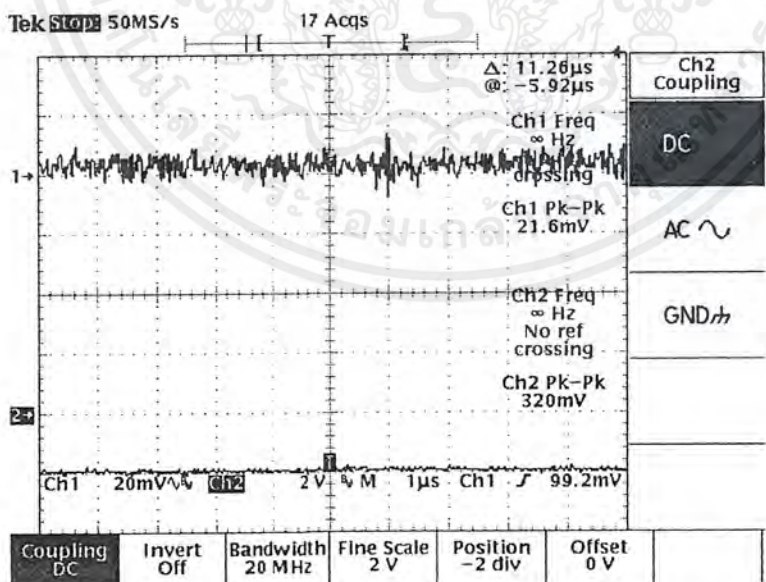


รูปที่ 40 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (5) : ป้อน Square wave 10 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า LPF. 1 kHz, HPF. 0.04 Hz, ต่อและวัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

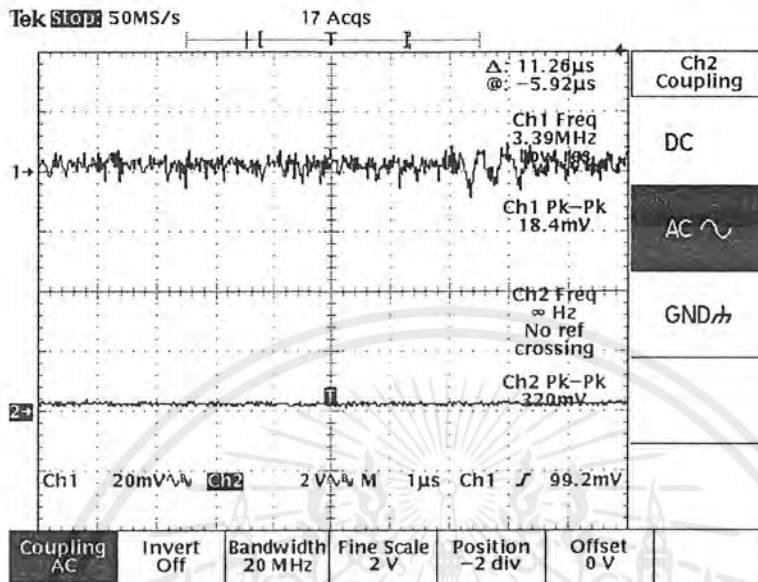


รูปที่ 41 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.2 (7) : ป้อน Sine wave 50 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า
LPF. 1 kHz, HPF. 0.04 Hz, ต่อและวัดที่
Output 50/60 Hz Notch Filter

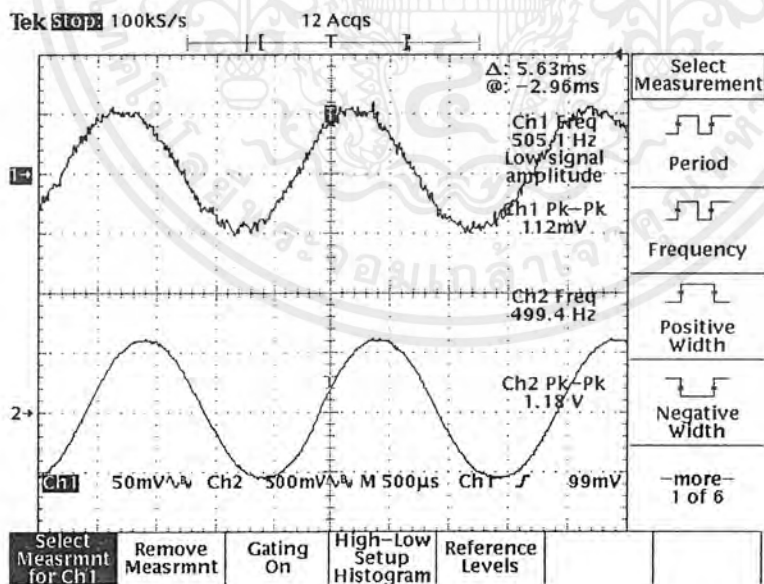


รูปที่ 42 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.3 (2) : Shot Input, Gain 1000 เท่า, ปรับ Oscilloscope เป็น DC Couple

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

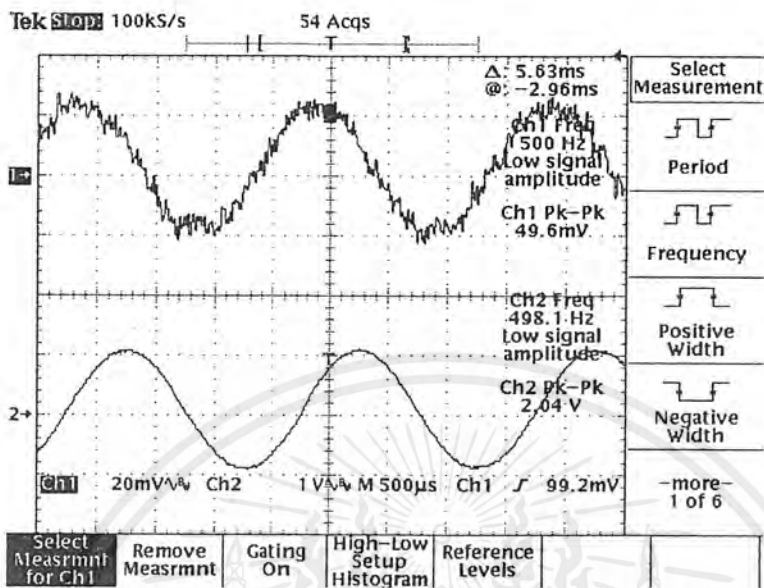


รูปที่ 43 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.3 (3) : Shot Input, Gain 1000 เท่า, ปรับ Oscilloscope เป็น AC Couple

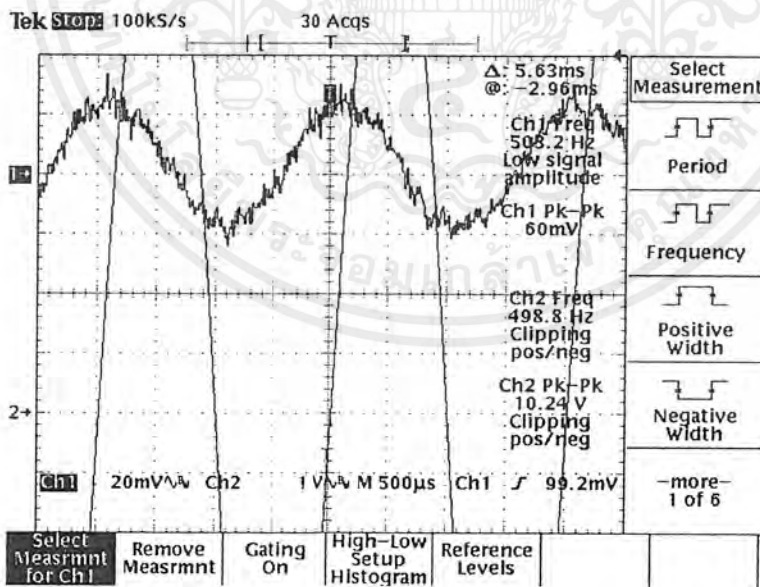


รูปที่ 44 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.4 (2) : ป้อน Sine wave 500 Hz, 100 mV, Gain 10 เท่า
วัดที่ Output LPF. 3 kHz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 45 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.5 (3) : ป้อน Sine wave 500 Hz, Gain 10 เท่า LPF. 1 kHz, HPF. 0.04 Hz, ปรับจน Output วัดได้ 2 Vp-p วัดที่ Output LPF.



รูปที่ 46 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.1.4.5 (4) : ป้อน Sine wave 500 Hz, LPF. 1 kHz, HPF. 0.04 Hz เพิ่ม Gain เป็น 100 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 การทดลองที่ 2

เรื่อง กระบวนการ อิเล็กโทรคาร์ดิโอกราฟิก (Electrocardiographic (ECG) Processing)

5.2.1 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ถึงความผิดเพี้ยนของสัญญาณ ECG ที่เกิดเนื่องจากผลกระทบจากการควบคุมที่ค่า Bandwidth ของวงจร Filter ได้
- 2) เพื่อให้สามารถศึกษาวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวน (Hum) ที่อาจจะเกิดขึ้นขณะทำการวัดสัญญาณ ECG ได้
- 3) เพื่อให้สามารถวิเคราะห์จากอัตราการเต้นของหัวใจ จากการทดลองที่ปรากฏ (R-R Interval) ได้
- 4) เพื่อให้สามารถเข้าใจถึงปัญหาและสัญญาณรบกวนจากการวัดสัญญาณ ECG ได้

5.2.2 ทฤษฎี

5.2.2.1. ความต้องการเฉพาะของเครื่อง อี ซี จี (ECG)

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

(1) ความแม่นยำและความผิดเพี้ยน (Linearity and Distortion) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง อี ซี จี การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกบนกระดาษด้วยความสูง 5 และ 50 มม. สำหรับการบันทึกที่มีความสูงน้อยกว่า 5 มม. การเบี่ยงเบนไปจากความต้องการควรมากกว่า 0.25 มม. ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.05-100 เฮิร์ต

(2) สัญญาณย่านอินพุท (Input Range) เครื่อง อี ซี จี ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้าง คือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 มิลลิโวลต์

(3) ค่า อิมพีแดนซ์ และกระแสทางค่านอินพุท (Input Impedance and Current) อินพุท อิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดิน (สายดิน) ควรจะมีค่าน้อยกว่า 5 เมกะโอห์ม ในระหว่างการวัดนั้นอิเล็กโทรดทุกอันควรจะต่อลงดินหมด เครื่อง อี ซี จี ไม่ควรจะให้มีการเสไฟฟ้ามากกว่า 1.0 ไมโครแอมแปร์ไหลผ่านผู้ป่วย (ปัจจุบันนี้กระแสรั่วไหลที่ไม่มากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ นั้นเป็นที่ยอมรับกัน โดยทั่วไป)

(4) เซ็นทรัล เทอร์มินอล (Central Terminal) วงจรความต้านทาน ที่ต้องการเพื่อทำให้เกิด เซ็นทรัลเทอร์มินอล ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวไว้ในข้อที่ (1) อีกรวมกว่า 2% เมื่อรวมกับความต้องการในทางอินพุทอิมพีแดนซ์แล้ว ค่าความต้านทานที่น้อยที่สุด ควรจะมีค่า 3.3 เมกกะโอห์ม

(5) อัตราการขยายเครื่อง อี ซี จี ควรจะมีที่ปรับกำลังขยายได้ 3 ค่า คือ 5, 10 และ 20 มม./ มิลลิโวลต์

(6) การตอบสนองความถี่ (Frequency Response) การตอบสนองของเครื่อง อี ซี จี ในช่วง ความถี่ตั้งแต่ 0.14 จนถึง 25 เฮิรท์ ควรจะเท่ากันดี และไม่ควรถ่างกันเกิน ± 0.5 เดซิเบล (dB) สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มม. บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 เฮิรท์ แล้ว การตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์ไม่ควรจะลดลงมากกว่า 3 เดซิเบล

(7) อัตราส่วน คอมมอน โหมด รีเจ็คชั่น (Common-Mode-Rejection Ratio (CMRR)) ใน ทุกตำแหน่งของสวิตช์ที่ใช้เลือกสายต่อ (Lead Selector Switch) เมื่อปรับตั้งกำลังขยายของเครื่อง บันทึกไว้ที่ 10 มม./มิลลิโวลต์ และต่อสายอิเล็กโตรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 เฮิรท์ 120 โวลต์ พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งต่อลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้นซึ่งต่อกับ จุดรวมของสายอิเล็กโตรดทั้งหมด จะนำไปต่อเป็นอนุกรมกับตัวเก็บประจุ 22 พิโคฟารัด ผลที่ได้นั้น ไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของ เข็มบันทึกมากกว่า 20 มิลลิเมตร ข้อกำหนดเฉพาะนี้จะยังคงได้อยู่ทั้งเมื่อต่อตัวต้านทาน 100 กิโลโอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุทด้วย

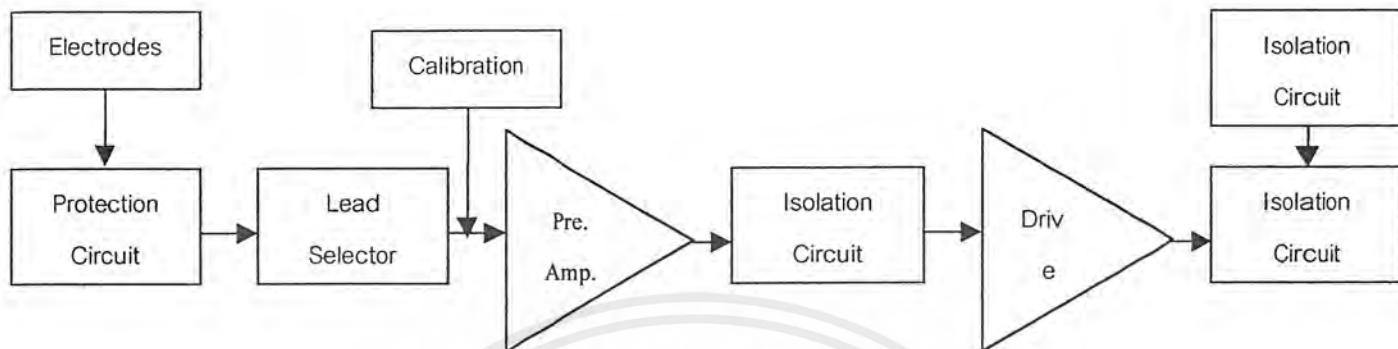
(8) การปรับแต่ง (Calibration) เครื่อง อี ซี จี ควรจะมีศักย์ไฟฟ้ามาตรฐานขนาด 1.0 มิลลิโวลต์ สำหรับปรับเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

(9) ชาร์ต สปีด (Chart Speed) ความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐานควรจะเป็น 25 มม./วินาที นอกจากนั้นควรมีความเร็วที่สูงกว่าด้วยคือความเร็ว 50 มม./วินาที ความแม่นยำของความเร็ว ควรมีค่า $\pm 2\%$

(10) เอาท์พุท อิมพีแดนซ์ ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า ± 1 โวลต์

(11) Event Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่อง อี ซี จี สำหรับให้ ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่น ไฟฟ้า อี ซี จี

5.2.2.2 ผังวงจรอย่างง่ายของเครื่อง อี ซี จี



รูปที่ 47 ผังวงจรอย่างง่ายของเครื่อง อี ซี จี

รูปที่ 47 แสดงผังวงจรอย่างง่ายของเครื่อง อี ซี จี ที่ใช้กันโดยทั่วไป เพื่อที่จะเข้าใจการทำงานทั้งหมดของระบบนี้ จึงควรพิจารณาการทำงานของแต่ละส่วนแยกกัน

(1) วงจรแยกส่วนและป้องกัน (Isolation and Protection Circuit) วงจรนี้ทำหน้าที่ป้องกันผู้ป่วยจากอันตรายของกระแสไฟฟ้า ซึ่งอาจเกิดขึ้นได้ในเครื่อง อี ซี จี วงจรนี้ทำหน้าที่แยกระหว่างอิเล็กโทรด, ตัวเครื่องและสายไฟที่มาเลี้ยงเครื่องวงจรนี้ จะรวมอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ป้องกันเพื่อที่ว่าศักย์ไฟฟ้าที่มีค่าสูงซึ่งมาดกคร่อมอินพุทของเครื่อง อี ซี จี จะได้ไม่ทำอันตรายต่อเครื่อง

(2) สายต่อ (Lead Selector) อิเล็กโทรดแต่ละอันที่ต่อไปยังผู้ป่วย จะต่อกับตัวเลือกสายต่อของเครื่อง อี ซี จี หน้าที่ของส่วนนี้คือการเลือกขั้วของอิเล็กโทรดเพื่อการบันทึกที่สะดวก

(3) การปรับแต่งสัญญาณ (Calibration Signal) หน่วยปรับเทียบค่าของสัญญาณซึ่งมีค่า 1 มิลลิโวลต์นี้สามารถป้อนเข้าไปทางอินพุทของเครื่อง อี ซี จี ได้โดยเพียงผู้ใช้งานปุ่มเท่านั้น

(4) วงจรขยายขั้นต้น (Preamplifier) หน่วยวงจรขยายขั้นต้นนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ อี ซี จี ในขั้นต้นก่อน หน่วยนี้ควรมีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก และมีความสามารถในการกำจัดสิ่งรบกวนสูง (CMRR) วงจรที่ใช้กันโดยทั่วไปของปริแอมพลิไฟเออร์ จะประกอบไปด้วยออฟเฟอเรนซ์นัลแอมพลิไฟเออร์ 3 ชั้น ที่ทำหน้าที่เป็นดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ สวิตซ์ที่ใช้ควบคุมกำลังขยายของเครื่องอาจจะติดตั้งอยู่ในหน่วยนี้ หรือในแอมพลิไฟเออร์ขั้นต่อไปที่เรียกว่า Driver Amplifier

(5) วงจรปิดกั้นสัญญาณ (Isolation Circuit) วงจรในหน่วยนี้ทำหน้าที่กั้นคลื่นไฟฟ้าสลับ 50 เฮิรท์ ตัวอย่างเช่น ถ้าผู้ป่วยสัมผัสกับสายไฟฟ้าสลับ 110 โวลท์หรือ 220 โวลท์ วงจรนี้จะทำหน้าที่ป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่ไหลจากผู้ป่วยผ่านแอมพลิไฟเออร์ไปลงดิน ทางเครื่องบันทึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(6) วงจรขับสัญญาณขยาย (Driver Amplifier) วงจรของหน่วยนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ อี ซี จี ให้มากขึ้นจนถึงระดับที่สามารถไปขับปากกาของเครื่องบันทึกได้ อินพุตของมันควรจะควบคุมด้วย เอ ซี เพื่อที่ว่า ออฟเซต โวลต์เตจ (Offset Voltages) ซึ่งถูกขยายโดยปริมาตรโพลีไฟเออร์จะไม่ส่งไปบันทึก หน่วยนี้ยังมี Bandpass Filter เพื่อทำหน้าที่กรองคลื่น ไฟฟ้าซึ่งไม่ต้องการออกไป

(7) เครื่องบันทึก (Recorder) มักเป็นชนิดออสซิลโลกราฟที่มีความเร็วของกระดาษและการตอบสนองต่อความถี่ ตามข้อกำหนดเฉพาะที่ได้บ่งไว้บ่อยครั้งที่เครื่องบันทึกนี้ใช้เข็มบันทึกชนิดเผาให้ร้อน (Heated-Stylus) สำหรับเขียนลงบนกระดาษที่ไวต่อความร้อน เมื่อใช้การบันทึกชนิดนี้แล้ว จะต้องมีการควบคุมเพิ่มขึ้นอีกคือควบคุมกระแสไฟฟ้าสำหรับให้ความร้อนต่อเข็มที่ใช้เขียน อันเป็นการควบคุมความหนาและบางของเส้นบันทึก

5.2.2.3. ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี

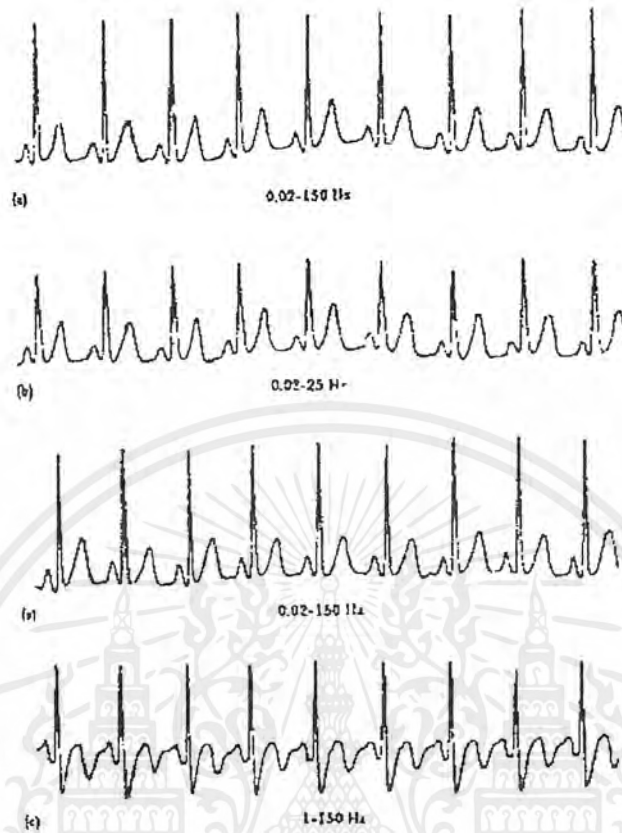
มีปัจจัยหลายอย่างที่จะต้องนำมาพิจารณาในการออกแบบและใช้เครื่อง อี ซี จี ในการบรรยายต่อไปนี้จะกล่าวถึงปัญหาเพียงบางประการ พร้อมทั้งวิจารณ์สาเหตุและการแก้ไขด้วย

5.2.2.3.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่

เมื่อเครื่อง อี ซี จี มีการตอบสนองต่อความถี่เปลี่ยนแปลงไปคือไม่ได้มาตรฐานดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น จะมีความผิดเพี้ยนของคลื่น อี ซี จี ดังแสดงให้เห็นได้ในรูปที่ 48 รูปที่ 48 (a) แสดงคลื่น อี ซี จี ปกติที่ได้จากเครื่องซึ่งมีการตอบสนองต่อความถี่กว้างกว่า 0.05-100 เฮิรท์

รูปที่ 48 (b) แสดงคลื่น อี ซี จี ที่ได้บันทึกด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองต่อความถี่จาก 0.02-25 เฮิรท์ ความผิดปกตินี้เรียกว่า High-Frequency Distortion รูปคลื่นซึ่งแต่เดิมจะเป็นมุมแหลม เมื่อมีความผิดเพี้ยนไปจะมีลักษณะกลมและความสูงยังลดลงด้วย

รูปที่ 48 (c) แสดงคลื่น อี ซี จี จากต้นตอเดียวกัน แต่บันทึกด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองต่อความถี่ 1-150 เฮิรท์ สังเกตว่ามีความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานของคลื่น อี ซี จี เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่าคลื่นซึ่งแต่เดิมมีขอดีียวกัน (Monophasic) จะกลายเป็นคลื่น อี ซี จี ที่มี 2 ขอด (Biphasic) ความผิดปกตินี้จะเรียกว่า เป็น Low-Frequency Distortion



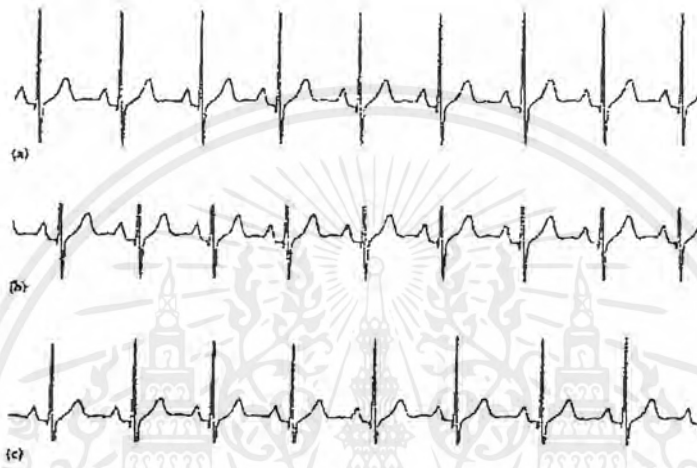
รูปที่ 48 ผลของการเปลี่ยนแปลงความถี่ต่อคลื่น อี ซี จี, (a) คลื่น อี ซี จี ที่ถูกต้อง, (b) คลื่นอี ซี จี ที่ความผิดเพี้ยนเกิดจากการตอบสนองของแอมพลิไฟเออร์ที่ระดับความถี่สูงได้ถูกตัดลง, (c) การตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ถูกยกให้สูงขึ้น

5.2.2.3.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cutoff Distortion)

Offset Voltage ที่เล็ก โตรค หรือการปรับแอมพลิไฟเออร์ไม่ถูกต้องในเครื่อง อี ซี จี อาจทำให้เกิดการอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน ซึ่งจะทำให้รูปร่างของคลื่น อี ซี จี เปลี่ยนไปได้มาก รูปที่ 49 (a) แสดงคลื่น อี ซี จี ปกติ ส่วนรูปที่ 49 (b) แสดงคลื่นไฟฟ้าที่ผิดเพี้ยนไปจากการอิ่มตัว ในกรณีนี้ เมื่อรวมความสูงของสัญญาณ อี ซี จี เข้ากับ Offset Voltage จะทำให้แอมพลิไฟเออร์เปลี่ยนระดับไปสู่การอิ่มตัว ทำให้ยอดของคลื่น อี ซี จี ถูกตัดออกไป เนื่องจากแอมพลิไฟเออร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินศักย์ไฟฟ้าที่อิ่มตัวได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 49 (c) แสดงการเปลี่ยนแปลงในทำนองเดียวกันเมื่อส่วนล่างของคลื่น อี ซี จี ถูกตัดออกไป ทั้งนี้เป็นผลจากการอิ่มตัวทางด้านลบ (Negative Saturation) ของแอมพลิไฟเออร์ สังเกตว่าในกรณีนี้เส้นพื้นฐานจะเรียบคี่ ยอดของคลื่น P และ T อาจยังคงเห็นได้ในภาพบันทึก หรือ อาจต่ำกว่าระดับที่ถูกตัด ถ้าเป็นเช่นนั้นจะเห็นแต่คลื่น R อย่างเดียว



รูปที่ 49 ผลของการอิ่มตัว (Saturation) หรือการตัดให้หยุดทำงาน (Cut-off) ต่อคลื่น อี ซี จี (a) คลื่น อี ซี จี ที่ถูกต้อง, (b) คลื่น อี ซี จี ที่ถูกตัดยอดไปเนื่องจากการอิ่มตัวของแอมพลิไฟเออร์, (c) คลื่น อี ซี จี ที่ถูกตัดส่วนล่างออกไป เนื่องจากแอมพลิไฟเออร์ถูกตัดให้หยุดทำงาน

5.2.2.3.3 วงจรสายดิน (Ground Loops)

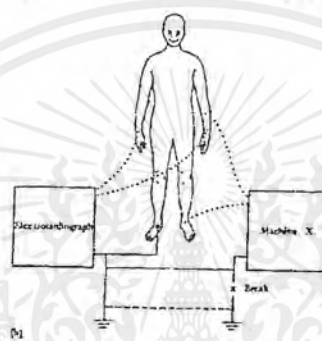
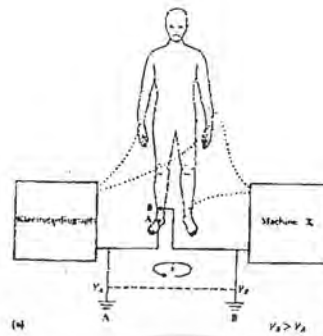
ผู้ป่วยที่กำลังถูกบันทึก อี ซี จี เช่นในการมอนิเตอร์การทำงานของหัวใจเป็นต้น ย่อมต้องได้รับการต่อกับอุปกรณ์ไฟฟ้าอย่างอื่นด้วย อุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละอย่างจะมีการต่อสายดินของตนเอง อาจจะโดยรวมไปกับสายไฟ หรือในบางกรณีนั้นจะต่อโดยผ่านสายดินใหญ่ไปยังจุดสายดินในห้อง

วงจรสายดินอาจเกิดขึ้นได้ในภาวะเช่นที่แสดงในรูปที่ 50 (a) ในรูปนี้ตัวผู้ป่วยได้ต่อกับเครื่อง 2 เครื่อง คือเครื่อง อี ซี จี และเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสายดินต่อกับตัวผู้ป่วย เครื่อง อี ซี จี ถูกต่อลงดิน โดยผ่านทางปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องอีกเครื่องหนึ่ง นั้นก็มีสายดินโดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกันแต่มีปลั๊กอยู่ในที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็นสายดิน B ถ้าสายดิน B มีศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าสายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านเครื่องไปยังตัวผู้ป่วยและผ่านอิเล็กโทรดของเครื่อง อี ซี จี ไปลงดินที่จุด A กระแสไฟฟ้างกล่าว นอกจากจะมีปัญหาทางด้านความปลอดภัยแล้ว ยังทำให้ศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยสูงกว่าระดับของสาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดิน (ในกรณีนี้คือสายดิน A) ซึ่งต่อกับเครื่องอยู่ ตัวอย่างที่แสดงให้เห็นในรูปที่ 50 (a) นี้ ผู้ป่วยจะมี ศักย์ไฟฟ้าอยู่ระหว่างสายดิน B และสายดิน A จึงทำให้เกิด Common-Mode Voltages บนเครื่อง อี ซี จี ซึ่งจะ ทำให้ Common-Mode Rejection Ratio มีค่าต่ำ ดังนั้นจึงเป็นการเพิ่มจำนวนของ สิ่งรบกวน ทางเดินของกระแสไฟฟ้าระหว่างสายดินทั้ง 2 ดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 50 (a) นั้นเรียกว่า Ground Loop ปรากฏการณ์เช่นนี้ควรพยายามหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดขึ้น ในระบบของอุปกรณ์ทางการแพทย์

รูปที่ 50 (b) เป็นภาวะที่ควรจะทำให้เกิดขึ้น ในรูปที่เครื่องทั้ง 2 มีสายดินที่ต่อมายังจุดเดียวกัน จึงไม่มีวงจรสายดินเกิดขึ้น ศักย์ไฟฟ้าสายดินของเครื่อง อี ซี จี และอีกเครื่องหนึ่ง ควรจะอยู่ในระดับเดียวกัน ในกรณีเช่นนี้จึงไม่ควร มี ศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมสายดิน อันจะทำให้เครื่องมี ศักย์ไฟฟ้าสูงกว่าจุดสายดิน ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะมีสายดินที่ต่ออยู่กับเครื่องเพียงเครื่องเดียว แต่ก็ไม่มี กระแสไฟฟ้าไหลในวงจรสายดินผ่านตัวผู้ป่วย ตามปกติแล้วเครื่องทั้ง 2 จะมี ศักย์ไฟฟ้าของสายดิน เท่ากัน ดังนั้นจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านสายดินที่ต่อกับผู้ป่วย ได้ถึงแม้ว่าผู้ป่วยนั้นจะไปสัมผัส กับสายดินของเครื่องอื่นก็ตาม



รูปที่ 50 (a) ตัวอย่างวงจรสายดินที่เกิดระหว่างเครื่อง อี ซี จี และเครื่องไฟฟ้าอื่นที่ต่อกับผู้ป่วยคนเดียวกัน เครื่องทั้งสองมีสายดินแยกกัน แต่ก็ต่อกับตัวผู้ป่วยด้วย จึงทำให้มีทางเดินจากสายดิน A ไปยังสายดิน B

(b) สามารถกำจัดวงจรสายดิน ได้ โดยการต่อเครื่องทั้งสอง ไปลงดินที่เดียวกันและมีสายดินเส้นเดียวที่ต่อกับผู้ป่วย

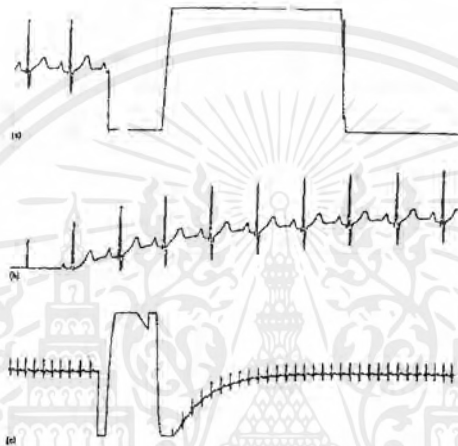
5.2.2.3.4 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wires)

มีบ่อยครั้งที่สายต่อของอิเล็กโทรดของเครื่อง อี ซี จี เส้นหนึ่งเส้นโคขาดไป ศักย์ไฟฟ้าที่สูงสามารถถูกเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลให้ปากกาที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหวได้ตามจังหวะคลื่นความถี่ของคลื่นไฟฟ้าที่เหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ได้ขาด แต่เนื่องจากอิเล็กโทรดสัมผัสไม่ดีกับตัวผู้ป่วย

5.2.2.3.5 สิ่งรบกวนที่เกิดจากศักย์ไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะขณะที่กำลังตรวจวัด อี ซี จี อาจจะต้องการทำดีฟิบริเลชัน ในกรณีเช่นนี้จะต้องป้อนคลื่นไฟฟ้าที่มีศักย์ไฟฟ้าสูง และกระแสจำนวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดมีศักย์ไฟฟ้าแรงสูงตกคร่อมอิเล็กโทรดของเครื่อง อี ซี จี ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงกว่าสัญญาณ อี ซี จี มาก ศักย์ไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่อง อี ซี จี เปลี่ยนระดับไปอย่างมาก ดังแสดงในรูปที่ 51 ทั้งนี้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

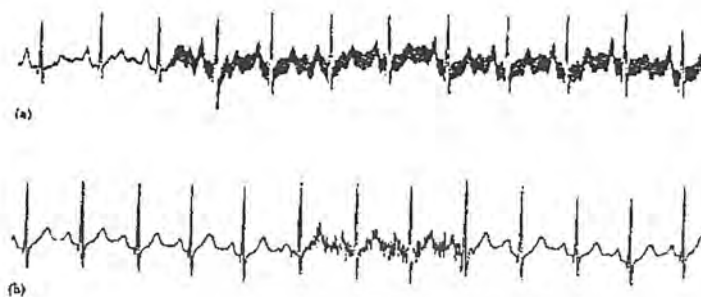
เนื่องจากการอึดตัวของแอมพลิไฟเออร์ในเครื่อง อี ซี จี เครื่องไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้มีการเก็บประจุไฟฟ้าของคาปาซิเตอร์ที่อยู่ในแอมพลิไฟเออร์ แล้วหลังจากนั้นจึงค่อย ๆ ลดลงกลับมาสู่เส้นพื้นฐานใหม่ แต่ใช้เวลานานซึ่งขึ้นอยู่กับความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ ดันตออีกอย่างหนึ่งของสิ่งรบกวนในทำนองเดียวกันนี้คือการเคลื่อนไหวของอิเล็กโตรด ซึ่งทำให้มีความเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้ามากกว่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากสัญญาณ อี ซี จี



รูปที่ 51 ผลของศักย์ไฟฟ้าช่วงสั้นต่อการบันทึก อี ซี จี ที่ทำให้แอมพลิไฟเออร์อึดตัวไปในช่วงเวลาหนึ่ง (a) การเปลี่ยนแปลงในระยะต้น, (b) การกลับคืนมาสู่สภาพปกติ, (c) ภาพแสดงการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกัน แต่ลดกำลังขยายเพื่อแสดง First-Order Recovery ของระบบ

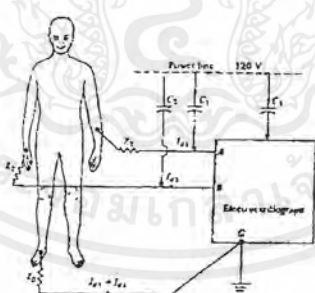
5.2.2.3.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า

ดันตอที่สำคัญของการรบกวนเมื่อทำการบันทึกหรือมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้า อี ซี จี คือการรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลัง ระบบไฟฟ้านี้นอกจากจะทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับเครื่อง อี ซี จี แล้วยังต้องจ่ายไฟให้เครื่องใช้ไฟฟ้าต่าง ๆ ที่อยู่ในห้องเดียวกันด้วย การรบกวนดังกล่าวอาจเกิดขึ้นด้วยกลไกที่แตกต่างกันได้ (รูปที่ 52)



รูปที่ 52 (a) ภาพแสดงการรบกวนจากไฟฟ้าสลับ 50/60 เฮิรตซ์, (b) แสดงคลื่นไฟฟ้า อี ซี จี ที่ถูกรบกวนโดย อี เอ็ม จี

สนามไฟฟ้าที่ควระหว่างสายไฟจ่ายกำลังกับเครื่อง อี ซี จี และหรือตัวผู้ป่วยเป็นผลมาจากสนามไฟฟ้าที่อยู่รอบ ๆ สายไฟหรือรอบ ๆ เครื่องไฟฟ้า สนามไฟฟ้าเหล่านี้อาจจะเกิดขึ้นได้แม้แต่ไม่ได้ปล่อยไฟฟ้าให้เข้าไปในเครื่อง การรบกวนจึงเป็นเสมือนหนึ่งมีค่าตัวเก็บประจุต่ออยู่กับสายไฟที่จ่ายพลังงานไฟฟ้า ดังที่ได้แสดงไว้ในรูปที่ 53

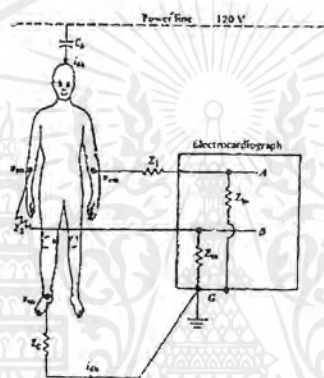


รูปที่ 53 แสดงกลไกที่เครื่อง อี ซี จี รับสนามไฟฟ้ามาจากสายไฟจ่ายพลังงานการควทางค่าความจุไฟฟ้าระหว่างสายไฟกับสายอิล็กโตรด ทำให้มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านอิมพีแดนซ์ระหว่างผิวหนังอิล็กโตรดเพื่อลงดิน

กระแสไฟฟ้าไหลผ่านตัวเก็บประจุ C_2 ที่ควระหว่างสายไฟกับเครื่อง อี ซี จี และไม่ให้เกิดการรบกวน C_1 เป็นตัวเก็บประจุระหว่างสายไฟที่จ่ายพลังงานกับสายของอิล็กโตรดสายหนึ่งสายใด กระแสไฟฟ้า I_{dl} ไม่สามารถไหลเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี ได้เพราะมีอินพุทเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อิมพีแดนซ์สูง แต่จะไหลผ่านความต้านทานของผิวหนังกับอิเล็กโทรด Z_1 และ Z_2 เพื่อลงดิน ในทำนองเดียวกัน I_{in} จะไหลผ่าน Z_2 และ Z_3 เพื่อลงดิน อิมพีแดนซ์ของร่างกายซึ่งมีค่าประมาณ 500 โอห์มนั้นสามารถตัดทิ้งไปได้ เมื่อเปรียบเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์อื่นๆ ที่แสดงไว้ ศักย์ไฟฟ้าที่ได้ขยายแล้วจะปรากฏระหว่างอินพุทของ A และ B

ค่าดังกล่าวทำให้เกิดการรบกวนได้มากพอสมควร สามารถทำให้ลดลงได้โดยการหุ้มกำบังสายอิเล็กโทรดพร้อมกับต่อลงดินด้วย ซึ่งการกระทำเช่นนี้ได้ทำไว้แล้วในเครื่อง อี ซี จี ที่ทันสมัยเป็นส่วนใหญ่ การลดอิมพีแดนซ์ระหว่างผิวหนังกับอิเล็กโทรดก็สามารถช่วยได้



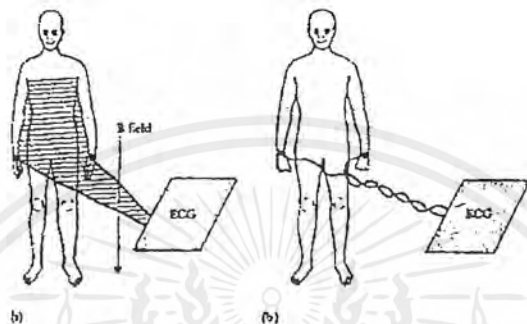
รูปที่ 54 แสดงทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านร่างกาย และลงดินทำให้เกิด คอมมอน โหมด โวลท์เตจ (Common Mode Voltage) ที่ร่างกาย

ดังนั้นเราจะเห็นได้ว่าความแตกต่างระหว่างอิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับอิเล็กโทรดมีความสำคัญที่จะต้องพิจารณาในการออกแบบแอมพลิไฟเออร์ในทางชีววิทยา มักจะมี Common-Mode Voltage เกิดขึ้นเสมอ ดังนั้นความไม่สมดุลย์ของอินพุท และ Z_{in} เป็นปัจจัยที่สำคัญในการตรวจหา Common-Mode Rejection โดยไม่คำนึงถึงว่า คิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์จะมีคุณสมบัติที่ดีเพียงใดก็ตาม

ต้นตออย่างอื่นของการรบกวน ที่เกิดจากสายไฟจ่ายพลังงานคือ การเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กกระแสไฟฟ้าในสายไฟจะทำให้ เกิดสนามแม่เหล็กรอบๆ สายไฟนั้น สนามแม่เหล็กอาจเกิดได้จากทรานส์ฟอร์มเมอร์และบาลลาซของหลอดไฟลูออเรสเซนต์ ถ้าสนามแม่เหล็กผ่านเข้าไปในขดลวดที่สร้างขึ้น โดยเครื่อง อี ซี จี สายต่อและตัวผู้ปวย ดังแสดงไว้ในรูปที่ 55 จะเกิดศักย์ไฟฟ้าเหนี่ยวนำในวงจรนี้ศักย์ไฟฟ้านี้จะได้สัดส่วนกับ ความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวดรอบเดี่ยวที่ได้เกิดขึ้นด้วย สามารถลดการรบกวนนี้ได้โดยการลดสนามแม่เหล็ก โดยการหุ้มกำบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือ หลีกเลียจจากสนามแม่เหล็กโดยการวางเครื่อง อี ซี จี และสายต่อให้ห่างจากสนามแม่เหล็ก หรือ โดยการลดพื้นที่ของขดลวดรอบเดียว ข้อสุดท้ายนี้สามารถทำได้ง่ายโดยการบิดสายต่อให้พัน กันเป็นเกลียว .



รูปที่ 55 ภาพแสดงการรับสนามแม่เหล็กเข้าไปในเครื่อง อี ซี จี (a) การต่อ Lead I ทำให้เกิดเป็น วงจรปิด (พื้นที่ซึ่งมีเส้นขีด) เมื่อตัวผู้ป่วย และเครื่องอยู่ในวงจรการเปลี่ยนแปลงสนามแม่เหล็กใน พื้นที่นี้ จะทำให้มีกระแสไฟฟ้าไหลในวงจร, (b) ทำให้ลดลงได้ด้วยการบิดสายให้เป็นเกลียว และ วางให้ชิดกับผู้ป่วยเพื่อลดพื้นที่ให้เล็กลง

5.2.2.3.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่น

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นสามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี ซี จี ได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้, สถานีโทรทัศน์หรือสถานีเรดาห์ เครื่อง อี ซี จี สามารถรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้และเร็คคิฟลาย โดยอิเล็กทรอนิกส์ที่อยู่ใน เครื่อง อี ซี จี บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจถูกเปลี่ยนแปลงได้ โดยพื้นหน้าระหว่าง อิเล็กโตรดกับ อิเล็กโตรไลต์ สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้โดยเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่องไดอะเทอร์มีย์มักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดจากเครื่องเอ็กซเรย์หรือสวิตซ์ และรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ในโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ ก็สามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้ลดน้อยลงได้โดยการต่อตัวเก็บประจุ ขนาดเล็กให้ขนานกับแอมพลิฟายเออร์ของเครื่อง อี ซี จี รีแอคแตนซ์ของตัวเก็บประจุนี้มีค่าสูงมากที่ ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น อี ซี จี ได้ ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่อง อี ซี จี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

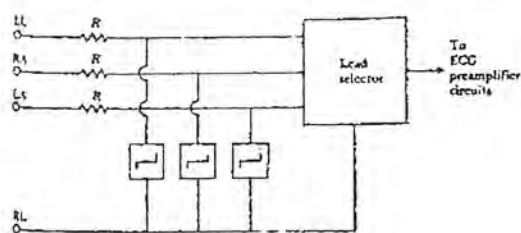
ลดลง อย่างไรก็ตามที่ความถี่ของคลื่นวิทยุ นั้น ค่าของรีแอกแตนซ์จะมีค่าต่ำเพียงพอที่จะทำให้คลื่น
รบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าลัดวงจรไป โดยไม่เข้าไปทางอินพุทของแอมพลิฟายเออร์

ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้า ซึ่งมีต้นตอเกิดขึ้นในร่างกายเอง การรบกวนนี้เกิดจาก
กล้ามเนื้อลายที่อยู่ระหว่างอิเล็กโทรด เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัว จะทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้า
EMG และป้อนเข้าไปทำการรบกวนในเครื่อง อี ซี จี ได้ ดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 52 (b)

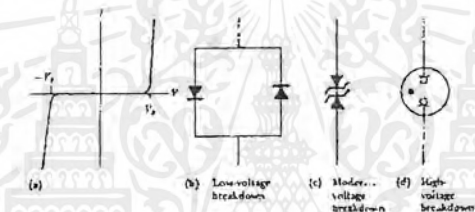
5.2.2.4 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient protection)

วงจรที่ใช้แยกซึ่งได้ออกแบบไว้โดยทั่ว ๆ ไปนั้น จะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตราย
ของไฟฟ้าลัดที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยาระหว่างตัวผู้ป่วย, เครื่อง อี ซี จี และเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียง
ในบางกรณีไฟฟ้า จากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยไปเข้าเครื่อง อี ซี จี อาจทำให้เครื่อง อี ซี จี ได้รับ
อันตรายจนเสียหายได้เช่น เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าที่ใช้ในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้า
นั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับเครื่องตัดจี้ขาดหรือหลุดไป จะมีศักย์ไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบกับสายดิน
นั้นสูงมาก ศักย์ไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่อง ECG หรือเครื่องมอนิเตอร์หัวใจ ถ้ามีจำนวนมากพอ
ก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อ วงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้ นอกจากนั้นยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่
ต้องการในภาพบันทึกได้ ดังที่ได้แสดงไว้ในรูปที่ 51

ตามอุดมคติแล้วเครื่อง อี ซี จี ควรจะได้รับการออกแบบ เพื่อที่จะป้องกันอันตราย
ดังกล่าวแต่อย่างไรก็ตามก็อาจไม่มีระบบป้องกัน หรือไม่สามารถป้องกันได้หมด รูปที่ 56 แสดงผัง
ของวงจรที่ใช้ป้องกัน โดยมีอุปกรณ์ที่ใช้จำกัดศักย์ไฟฟ้า 2 ปลายที่ต่ออยู่ระหว่าง อิเล็กโทรดแต่
ละอันของผู้ป่วยกับสายดิน



รูปที่ 56 ผังแสดงการป้องกันสัคย์ไฟฟ้าที่อินพุทของเครื่อง อี ซี จี เพื่อป้องกันเครื่องจากสัคย์ไฟฟ้าแรงสูงส่วนที่ต่อเชื่อมระหว่างสายอิเล็กโทรดคืออุปกรณ์ที่ใช้สำหรับจำกัดสัคย์ไฟฟ้า



รูปที่ 57 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้จำกัดกระแสไฟฟ้า (a) คุณสมบัติของอุปกรณ์ที่จำกัดสัคย์ไฟฟ้าในทางกระแสไฟฟ้า – สัคย์ไฟฟ้า, (b) วงจรซิติคอนไดโอดที่ต่อขนานกัน, (c) วงจรที่ใช้ซีเนอร์ไดโอด, (d) หลอดนีออนที่บรรจุก๊าซ

รูปที่ 57 (a) แสดงคุณสมบัติของอุปกรณ์ดังกล่าว โดยแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้ากับสัคย์ไฟฟ้า ในทางปฏิบัติมีวิธีการหลายอย่างที่ใช้ในการป้องกัน รูปที่ 57 แสดงวิธีการ 3 อย่าง ซิติคอนไดโอดที่ต่อขนานกัน ดังแสดงไว้ในรูปที่ 57 (b) จะให้คุณสมบัติของ Breakdown Voltage ประมาณ 600 มิลลิโวลต์ โดยการต่อไดโอด 2 อันให้กลับขั้วกัน ดังนั้นเมื่อมีสัคย์ไฟฟ้าที่ถึงระดับ 600 มิลลิโวลต์ ไดโอดตัวหนึ่งตัวใดจะทำงาน จึงช่วยจำกัดสัคย์ไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 600 มิลลิโวลต์ได้ อย่างไรก็ตาม การจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีที่ระดับ 600 มิลลิโวลต์ แต่จะค่อยๆ เกิดขึ้นที่ระดับประมาณ 300 มิลลิโวลต์ ดังนั้นสัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

เมื่อเราต้องการจำกัดสัคย์ไฟฟ้าที่ระดับสูงขึ้นไปอีก เราอาจใช้วงจรที่แสดงไว้ในรูปที่ 57 (c) อุปกรณ์นี้ประกอบด้วยซิติคอนไดโอด 2 อัน มักใช้ซีเนอร์ไดโอด

อุปกรณ์ที่ให้ Breakdown Voltage สูงกว่าคือ Gasdischarge Tube ดังแสดงไว้ในรูปที่ 57 (d) อุปกรณ์นี้ทำหน้าที่เป็นวงจรเปิดอยู่จนกระทั่งการทำงานของหลอดถึงระดับ Breakdown Voltage จึงจะเปลี่ยนไปอยู่ในสถานะที่นำไฟฟ้าได้ ซึ่งโดยทั่วไปจะอยู่ในช่วง 50-90 โวลท์

ผู้ที่ออกแบบแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยามักจะใช้หลอดนีออนขนาดจิ๋วเป็นตัวจำกัดศักย์ไฟฟ้า

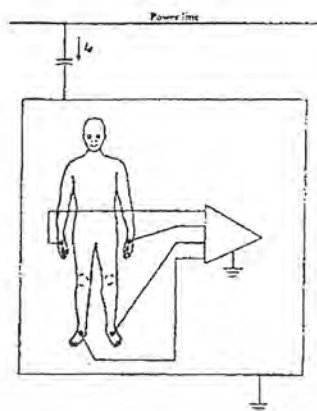
5.2.2.5 การลด Common-Mode และการรบกวนอย่างอื่น

ดังได้กล่าวแล้วในตอนต้นว่า Common-Mode Voltages สามารถทำให้เกิดการรบกวน ในแอมพลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่าจะมีแอมพลิไฟเออร์ที่มี High Common-Mode Rejection Ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดขึ้นจาก Common-Mode Voltages ได้ แต่วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหา ก็คือ การค้นหาต้นตอของศักย์ไฟฟ้า และพยายามจำกัดการรบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้จะ ได้กล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่น ๆ พร้อมทั้งการค้นหาเพื่อที่จะทำให้ลดน้อยลง

5.2.2.5.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้สามารถเข้ามาได้โดยการควบทางการเก็บประจุและการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็ก เราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ได้ โดยการกำจัดการรบกวนด้วยวิธีการหุ้มกำบัง (Shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตย์ ดังที่ได้แสดงไว้ในรูปที่ 58 นั้นกระทำได้โดยใช้การต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้ กั้นอยู่ ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัด แล้วต่อลงดินด้วย โรงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับเป็นห้องตรวจ อี อี จี โดยการฝังวัสดุที่นำไฟฟ้าได้เช่นมุ้งลวดในฝาผนังของห้องดังกล่าว

การหุ้มกำบังดังกล่าวนี้จะไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากว่าโลหะที่ใช้นั้นจะเป็นชนิดที่มี High Permeability เช่นการใช้แผ่นเหล็ก ไรร์สนิมเป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่า แผ่นกั้นนั้นจะต้องเป็นทั้งตัวนำแม่เหล็กที่ดีและนำไฟฟ้าที่ดีด้วย วิธีที่มีราคาถูกกว่ามาก คือการลดพื้นที่ระหว่าง ดิฟเฟอเรนเชียลอินพุทกับแอมพลิไฟเออร์ ในกรณีที่เป็นสัญญาณ ดิฟเฟอเรนเชียล และระหว่างอินพุทกับสายดิน ในกรณีที่เป็นสัญญาณ Common-Mode กระทำได้ง่ายโดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียว ก็สามารถลดการรบกวนได้มาก



รูปที่ 58 ภาพแสดงการหุ้มกำบัง ไฟฟ้าสถิตย์ เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนเครื่อง อี ซี จี จากสนามไฟฟ้า การหุ้มกำบังนั้นใช้คอนดักเตอร์หุ้มกับผู้ป่วยและปริแอมป์รีไฟเออร์ของเครื่อง อี ซี จี กระแสไฟฟ้าที่เกิดจากการควบคุมทาง ตัวเก็บประจุกับสายไฟกำลังก็จะลงสู่ดิน โดยคอนดักเตอร์ของอุปกรณ์หุ้มกำบัง

5.2.2.5.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loops)

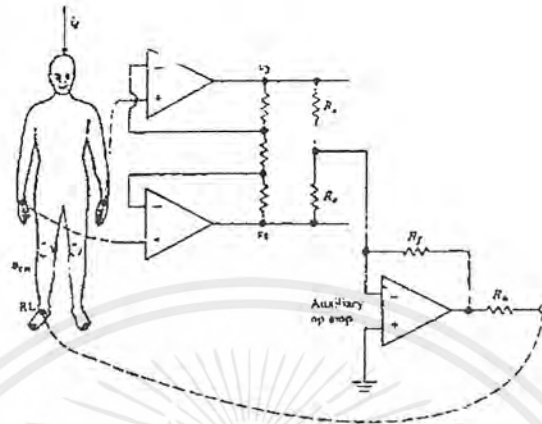
วงจรสายดินสามารถทำให้เกิด Common-Mode Voltages จากการไหลของกระแสไฟฟ้าในวงจรที่ลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้ จะต้องออกแบบวงจรสายดิน ให้มีทางเดินทางเดียว ระหว่างอุปกรณ์แต่ละอย่างกับดิน วงจรสายดินควรจะมีรูปร่างคล้ายดาวที่มีจุดลงดินอยู่ที่กึ่งกลาง และมีรัศมีกระจายออกไปสู่อุปกรณ์ต่าง ๆ

5.2.2.5.3 ระบบที่ป้อนศักย์ไฟฟ้าให้แก่ขาข้างขวา (Driven-Right-Leg System)

ในระบบของเครื่อง อี ซี จี ที่ทันสมัยนั้น ตัวผู้ป่วยไม่ได้ถูกต่อลงดินเลย แต่ อิเล็กโตรดที่ต่อกับขาข้างขวานั้นจะถูกต่ออยู่กับเอาต์พุตของออฟเพอเรชันนัลแอมพลิไฟเออร์อีกชุดหนึ่ง ดังแสดงไว้ในรูปที่ 59 จะมีค่าความต้านทานซึ่งทำหน้าที่เฉลี่ย 2 ตัว คือ R_0 ทำหน้าที่รับ Common-Mode Voltages จากร่างกาย, ทำให้กลับหัว, ขยายให้มากขึ้น แล้วจึงป้อนกลับ โดยผ่านทางตัวต้านทาน R_0 ไปยังขาข้างขวา การป้อนกลับเชิงลบนี้จะขับ Common-Mode Voltages ให้ไปสู่ค่าต่ำ กระแสที่ไหลอยู่ในร่างกายจะไม่ไหลลงดิน แต่จะไหลไปยังวงจรเอาต์พุตที่เป็นออฟเพอเรชันนัลแอมพลิไฟเออร์ จึงทำให้การรบกวนลดลงไปได้

วงจรนี้ยังมีประโยชน์ในด้านความปลอดภัยต่ออันตรายจากไฟฟ้าอีกด้วย ถ้ามีศักย์ไฟฟ้าสูงเกิดขึ้นระหว่างผู้ป่วยและสายดิน ที่เกิดเนื่องจากกระแสรั่วไหลหรือวิธีอื่น จะทำให้ออฟเพอเรชันนัลแอมพลิไฟเออร์ชุดที่เสริมเข้ามานี้ทำงานจนถึงจุดอิ่มตัว ค่าของตัวต้านทาน R_0 ที่อยู่ระหว่างผู้ป่วยกับสายดิน อาจมีค่าหลายเมกะโอห์ม ดังนั้นจึงสามารถป้องกันผู้ป่วยได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 59 ผังวงจรที่ใช้ป้อนศักย์ไฟฟ้าไปที่ขาข้างขวา เพื่อลดการรบกวน common-mode วงจรนี้จะนำศักย์ไฟฟ้า common-mode มาจาก ตัวต้านทานที่ต่อกับ v_3 และ v_4 ส่วนขาข้างขวาไม่ได้ต่อลงดิน แต่ถูกต่อกับเอาต์พุตของออป-แอมป์ที่มาเสริม

5.2.2.6 QRS Complex Detection

โดยปกติคลื่นที่เห็นชัดที่สุดใน ECG คือ R Wave การตรวจวัด R-R Interval จะทำให้เราสามารถคำนวณหาส่วนอื่นๆ ได้อีกด้วย เช่น ขนาดของ P, T ระยะห่างระหว่าง PQ และ S-T และอื่นๆ ซึ่งการคำนวณค่าต่างๆ เหล่านี้มีความจำเป็นอย่างยิ่งในการประมวลผล

ในการบันทึกสัญญาณ ECG เมื่อได้ ECG ที่ไม่มีสัญญาณรบกวน การตรวจจับ R Wave ก็สามารทำได้ง่ายด้วย วงจรอิเล็กทรอนิกส์พื้นฐานซึ่งประกอบด้วย 2 Input คือคลื่น ECG และไฟฟ้ากระแสตรงซึ่งเป็นตัวกำหนดระดับ Threshold

สัญญาณ R Wave ที่วัดได้อาจมีคลื่นด้าน + และ - แต่วงจร Comparator นี้จะใช้เฉพาะสัญญาณ R Wave ด้าน + เท่านั้น คลื่น ECG จึงจำเป็นต้องผ่านวงจร Absolute Value เสียก่อน โดยวงจรนี้จะทำหน้าที่ Rectifier ทำให้มีแต่สัญญาณด้าน + เท่านั้นที่ผ่านมาได้

Absolute Value ของสัญญาณ ECG ซึ่งสัญญาณ ECG นี้จะเป็น Input ของวงจร Comparator วงจร Comparator จะเปรียบเทียบสัญญาณสองสัญญาณคือ High (1 V ขึ้นไป) เมื่อ Input (+) มากกว่า Input (-) และ Low (0 v) เมื่อ Input (-) สูงกว่า (+)

Output ของวงจร Comparator จะเป็น 0 เมื่อ ECG จะมีค่าต่ำกว่าระดับ Threshold และยังเป็น 0 จนกระทั่งคลื่น ECG จะมีค่าสูงเกินกว่า Threshold (ประมาณ 1 V) ซึ่ง Threshold จะมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าต่ำมากๆ จะเกิด Pulse ที่ T wave ด้วยเช่นกัน ระดับ Threshold มีค่าสูงมากๆจะทำให้ไม่มี Pulse เกิดที่ R Wave ซึ่งจะทำให้วงจร Comparator วัดได้ไม่ตรงกับจังหวะการเต้นของหัวใจ

ถ้าให้ Peak ของ T Wave แทนด้วย V_T และ Peak ของ R wave แทนด้วย V_R ระดับของ Threshold ที่ถูกต้องควรมีค่าระหว่าง V_T และ V_R

สิ่งที่เกิดขึ้นเมื่อมีสัญญาณรบกวนปนอยู่ในคลื่น ECG อาจทำให้ Base Line ไม่คงที่ ซึ่งจะมีผลทำให้ไม่สามารถตั้ง Threshold ให้คงที่ได้ ทำให้ต้องแก้ปัญหาด้วยการใช้วงจร Peak Detector วงจรนี้จะหาค่าสูงสุดของสัญญาณและเก็บค่าไว้จนกว่าจะได้รับ Peak อันมาแทน และเราจะแทนค่า Peak ที่ได้ชื่อว่า V_p

เราอาจใช้ Peak ที่ได้แทนระดับของ Threshold ประมาณ 70 % ของสัญญาณที่ออกมาจาก Peak Detector (โดยใช้วงจรแบ่งแรงดัน) ทำให้เราสามารถตรวจวัด R Wave ได้โดยไม่ได้รับสัญญาณ T wave เลย

5.2.2.7 R-R Interval และอัตราการเต้นของหัวใจ

R-R Interval คือช่วงระหว่าง R Wave 2 ลูก โดยปกติค่าเฉลี่ยของ R-R Interval จะอยู่ที่ประมาณ 860 ms และจะมีการเปลี่ยนแปลงได้สูงมาก เมื่อร่างกายตกอยู่ในสภาวะที่ตื่นเต้น ตกใจ หรืออดนอน โดยปกติเราจะใช้ค่า R-R Interval ในการหาอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งจะบอกเป็นจำนวนครั้งต่อนาทีซึ่งส่วนใหญ่จะอยู่ที่ประมาณ 70 ครั้งต่อนาที โดยอาศัยสูตรดังนี้

$$\text{Heart Rate (Pulse / Minute)} = 60 / (\text{R-R Interval (Sec)})$$

เราจะสร้าง Pulse ความถี่ 1 kHz เพื่อให้ได้ Pulse ที่มีความกว้าง 1 ms Pulse ที่ได้นี้จะส่งให้วงจรรับอย่างต่อเนื่องจนกว่าจะได้รับสัญญาณ R Wave เข้ามาเป็นคำสั่ง Reset ในวงจร Counter

การ Reset จะเกิดขึ้นเมื่อได้รับสัญญาณ R Wave เมื่อ R Wave มาถึงวงจรรับก็จะเริ่มนับและเก็บค่าไว้บน Display และนับต่อไปจนกว่าจะได้รับสัญญาณ R Wave ลูกต่อไป จึงจะ Reset Counter อีกครั้งหนึ่ง ดังนั้นค่าที่ได้จึงเป็นค่าช่วงเวลาของ R-R Interval ในหน่วยของ ms

5.2.3 เครื่องมือที่ใช้ทดลอง

- 1 ชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set
- 2 ออสซิลโลสโคป
- 3 อีเล็กโตรด
- 4 น้ำยาอีเล็กโตรไลต์
- 5 สายต่อวงจร และสายโพรบวัดสัญญาณ

5.2.4 ขั้นตอนการทดลอง

1. ต่อวงจรตามรูป Block Diagram ที่ 1 โดยนำ Lead 1 ต่อเข้ากับ ECG Electrode และก่อนที่จะต่อเข้ากับร่างกายจะต้องทำความสะอาดผิวและทา Electrode Paste บริเวณที่จะติด ECG Electrode เสียก่อน โดยไม่ต้องต่อวงจรส่วน 50 / 60 Noise Generator
2. ปรับค่า Filter ทั้ง LPF. และ HPF. ให้มี Bandwidth เท่ากับ 0.04 – 100 Hz ปรับ Gain ของ A1 และค่าความถี่ที่ Filter ของ 50 / 60 Hz Notch Filter ให้มีค่าที่เหมาะสมที่สุด
3. ประมาณค่า SNR (Signal To Noise) ที่ได้ก่อนและหลังวงจร 50 / 60 Hz Notch Filter จากสูตรต่อไปนี้

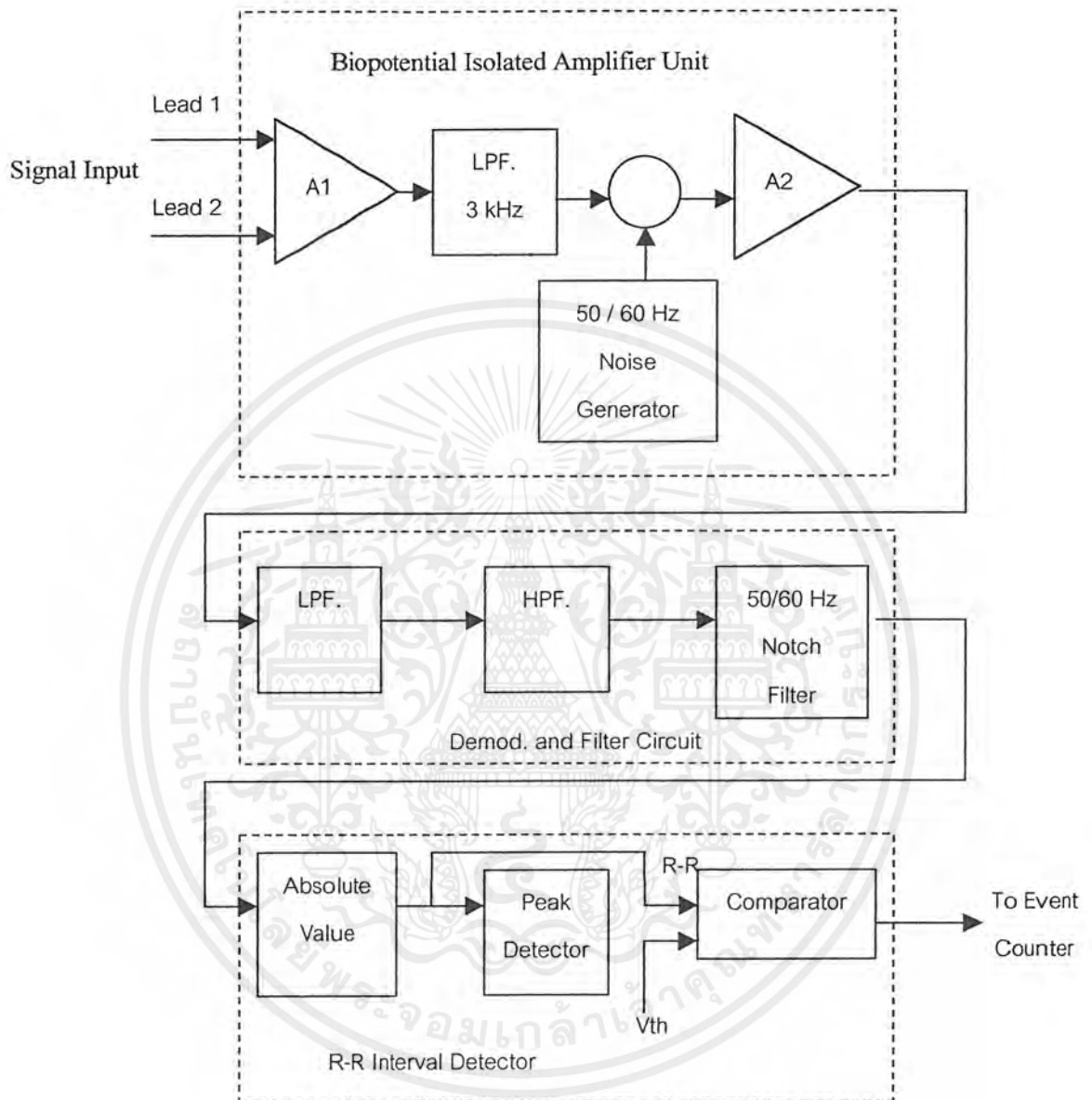
$$\text{SNR} = \frac{\text{Peak of R Wave}}{\text{(Peak of Hum Sinusoid Wave)}}$$

4. สังเกตและบันทึกสัญญาณที่ได้จากวงจร Comparator (To Even Counter) บันทึกสัญญาณให้ได้ R-R Interval ประมาณ 10 ค่า ประมาณค่าเฉลี่ยของช่วง R-R Interval และหาค่าแตกต่างของสัญญาณ R-R Interval แต่ละค่า และอธิบายผลการทดลองที่เกิดขึ้นพร้อมทั้งหาอัตราการเต้นของหัวใจเป็นจำนวนครั้งต่อนาทีจากสูตร

$$\text{Heart Rate (pulse/min)} = \frac{60}{\text{R-R Interval (Sec)}}$$

5. ถอด Electrode ออกจากร่างกาย และเพิ่มอัตราการเต้นของหัวใจโดยการออกกำลังกาย ต่อ Electrode อีกครั้งและทำการทดลองซ้ำตามลำดับขั้นการทดลองที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป Block Diagram ที่ 1

6. สังเกตและบันทึกสัญญาณที่ Input ของ LPF. และ Output ของ 50 / 60 Hz Notch Filter ในขณะที่หายใจลึกๆ สังเกตสัญญาณรบกวนจากการหายใจและพยายามกำจัดออกไปให้เหลือน้อยที่สุดโดยการปรับ Filter และจะต้องไม่ทำให้สัญญาณ ECG ผิดเพี้ยนไป และค่า R Wave ยังคงค่าเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

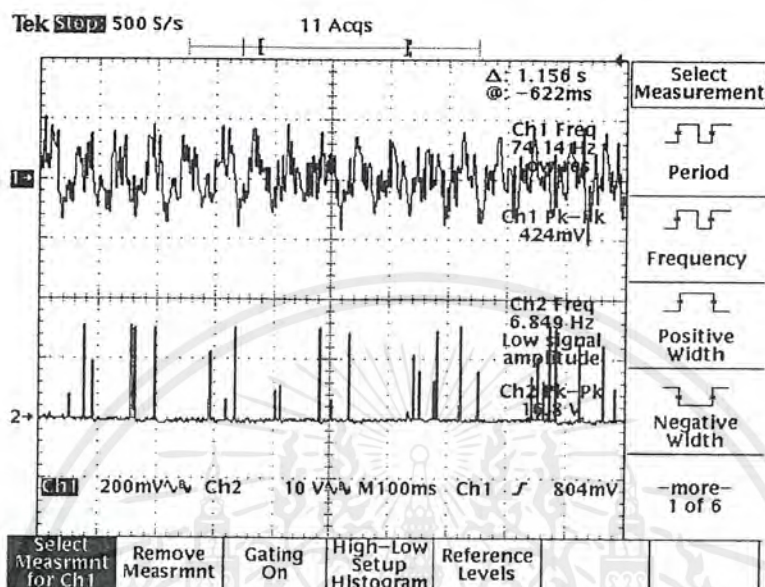
7. ทำการทดลองซ้ำตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5 โดยทำให้สัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้นด้วยการหายใจเพิ่มขึ้น และวัดสัญญาณ ECG พร้อมกับเครื่องกล้ำมเนื้อที่แขน และทำซ้ำโดยเปลี่ยนเป็นกล้ำมเนื้อที่ท้องและขา

5.2.5 คำถามท้ายการทดลอง

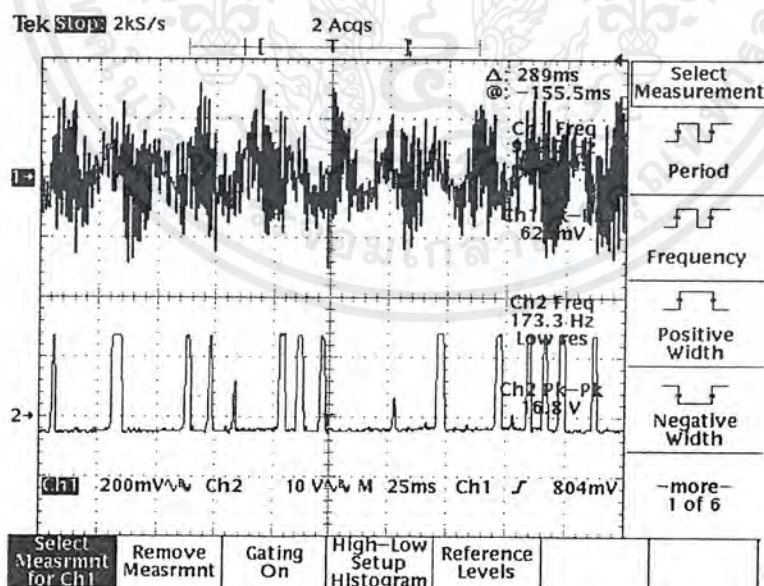
- 1) จงอธิบายข้อดีและข้อเสียของการใช้วงจร Notch Filter ในการลดสัญญาณรบกวนจากสัญญาณ ECG พร้อมทั้งอธิบายความผิดเพี้ยนที่เกิดจากวงจร Notch Filter (ถ้ามี)
- 2) จงอธิบายลักษณะการตรวจจับคลื่น R Wave เมื่อมีสัญญาณรบกวนปนอยู่ในสัญญาณ ECG



5.2.6 ผลการทดลอง

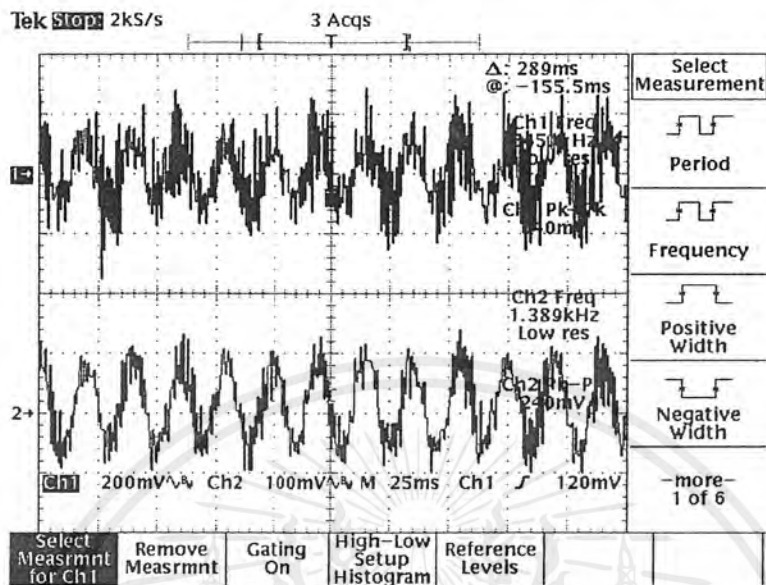


รูปที่ 60 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 4 : ปรับ LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, Gain 10 เท่า
วัดที่ Output Comparator ที่อัตราเร่งต้นหัวใจปกติ

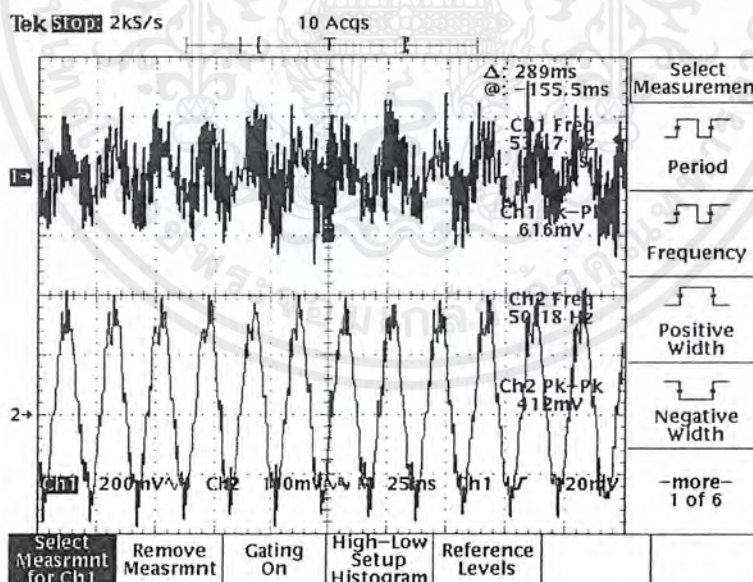


รูปที่ 61 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5 : ปรับ LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, Gain 10 เท่า
วัดที่ Output Comparator ที่อัตราเร่งต้นหัวใจแรง
ขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

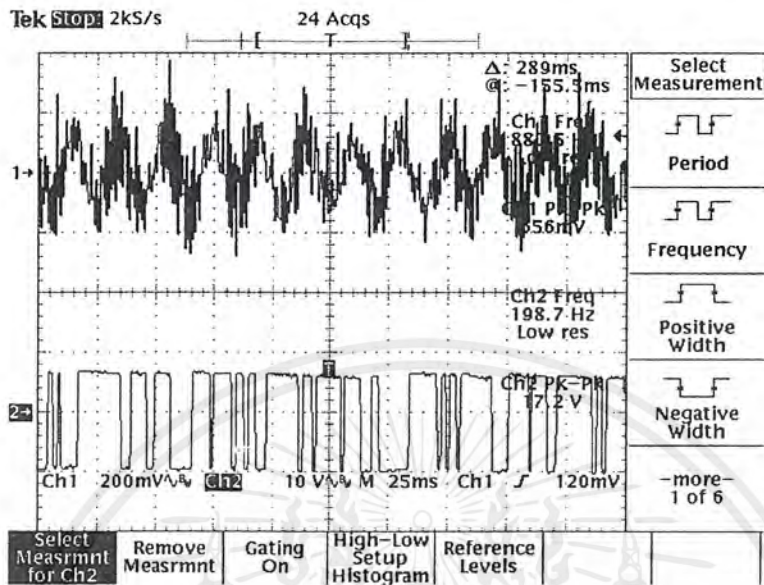


รูปที่ 62 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6 : ปรับ LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, Gain 10 เท่า
วัดที่ Input LPF. ขณะที่ยังใจเล็กๆ

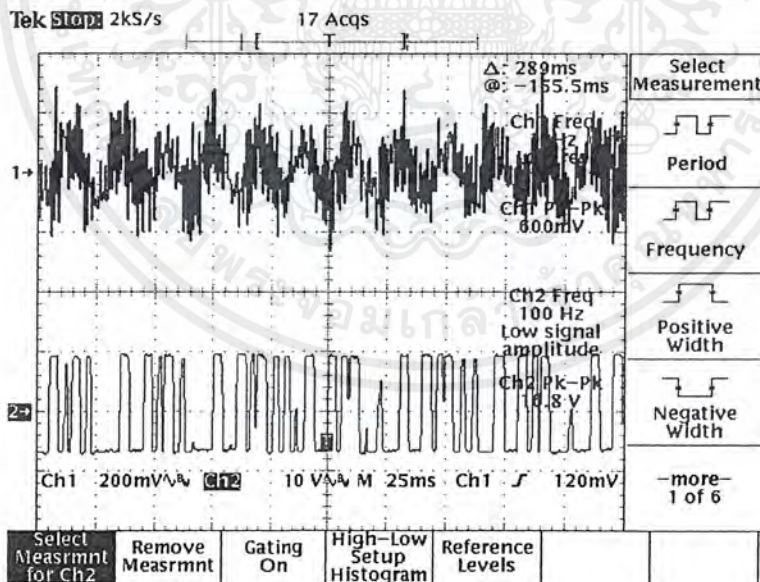


รูปที่ 63 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6 : ปรับ LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, Gain 10 เท่า
วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะที่ยังใจ
เล็กๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

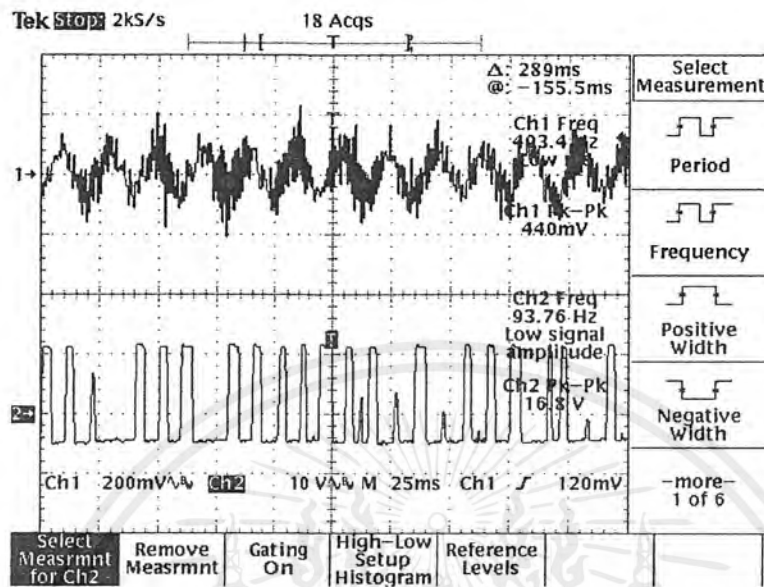


รูปที่ 64 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 7 : ปรับ LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, Gain 10 เท่า
วัดที่ Output Comparator ขณะกริ่งกล้ำมเนื้อที่แขน



รูปที่ 65 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6 : ปรับ LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, Gain 10 เท่า
วัดที่ Output Comparator ขณะกริ่งกล้ำมเนื้อที่ท้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 66 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6 : ปรับ LPF. 100 Hz, HPF. 0.04 Hz, Gain 10 เท่า
วัดที่ Output Comparator ขณะเกร็งกล้ามเนื้อที่ขา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 การทดลองที่ 3

เรื่อง การบันทึกสัญญาณอิเล็กโตรมัยโอกราฟิก (Electromyographic (EMG))

5.3.1 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อให้สามารถเข้าใจถึงคุณสมบัติเฉพาะของสัญญาณ EMG
- 2) เพื่อให้สามารถเข้าใจถึงวิธีการบันทึกสัญญาณ EMG ได้อย่างถูกต้อง
- 3) เพื่อให้สามารถเข้าใจและสามารถวิเคราะห์ผลของรูปร่างของสัญญาณ EMG ได้
- 4) เพื่อให้สามารถเข้าใจถึงการนำไปใช้ประโยชน์ของสัญญาณ EMG

5.3.2 ทฤษฎี

5.3.2.1 กล้ามเนื้อ

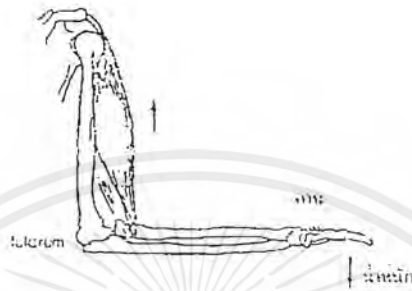
ในกระบวนการวิวัฒนาการ เซลล์กล้ามเนื้อได้พัฒนาไปเพื่อทำหน้าที่เด่นด้านพลังงานกลโดยจะมีการหดตัว ทำให้การเคลื่อนไหวของร่างกายหรืออวัยวะต่างๆ ตัวอย่างการทำงานของกล้ามเนื้อได้แก่ การยกแขนเพื่อเคลื่อนไหว การเปลี่ยนอิริยาบถจากนั่งเป็นเดิน หรือจากเดินเป็นนอน การหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อในผนังระบบทางเดินอาหาร ทำให้อาหารสามารถเคลื่อนไปตามทางเดินอาหาร หรือการที่กล้ามเนื้อหดตัวร่วมกับการหดตัวของกล้ามเนื้อในผนังหลอดเลือด เกิดเป็นแรงดันให้เลือดไหลเวียนไปตามระบบไหลเวียน เป็นต้น

กล้ามเนื้อในร่างกายแบ่งได้เป็น 3 พวกคือ กล้ามเนื้อลาย กล้ามเนื้อเรียบ และกล้ามเนื้อหัวใจ กล้ามเนื้อลายเกาะติดกระดูกอย่างน้อย 2 ชิ้น ผ่าน ข้อต่ออย่างน้อย 1 ข้อต่อ แรงที่เกิดจากการหดตัวของมันจะดึงกระดูกให้เคลื่อนที่ไปด้วย ทำให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหว การหดตัวของกล้ามเนื้อลายถูกควบคุมโดยระบบประสาทส่วนกลางภายในหรือภายนอกอำนาจจิต กล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจส่วนใหญ่เรียงตัวตามอวัยวะภายในที่กลวง เมื่อหดตัวจะทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของสิ่งที่อยู่ภายใน ในบางกรณี การหดตัวและคลายตัวของมันอาจเกิดได้ โดยไม่ต้องอาศัยระบบประสาทกลาง เช่น กล้ามเนื้อเรียบที่ระบบทางเดินอาหาร ในกรณีระบบประสาทกลางมีหน้าที่ประสานการหดและการคลายตัว ให้เหมาะสมกับสภาวะทางสรีรวิทยาขณะใดขณะหนึ่ง อย่างไรก็ตามกล้ามเนื้อเรียบบางพวก เช่น กล้ามเนื้อที่ควบคุมให้ขนลุก (Piloerector Muscle) จะหดตัวได้ต้องได้รับสัญญาณจากระบบประสาท ในที่นี้จะศึกษาเฉพาะกล้ามเนื้อลาย (Skeletal Muscle) ที่เรียกว่า Biceps บริเวณต้นแขน

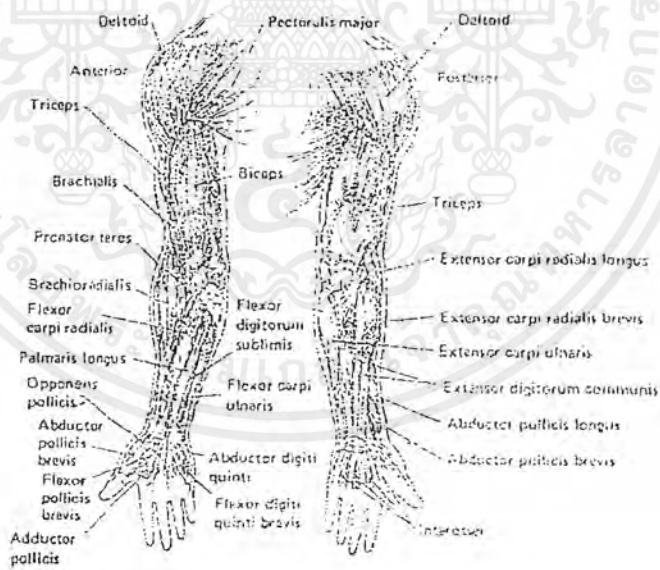
กล้ามเนื้อในร่างกายมีทั้งหมด 792 มัด มีน้ำหนักประมาณ 40 % ของน้ำหนักตัว กล้ามเนื้อลายส่วนใหญ่ทำงานภายใต้อำนาจจิตใจ โดยการทำงานร่วมกับกระดูกเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหว กระดูกทำหน้าที่คาน น้ำหนักร่างกายและอวัยวะต่างๆรวมทั้งวัตถุที่ต้องการเคลื่อนไหว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นความต้านทาน ข้อกระดูกเป็นจุดหมุน แรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อจะเป็นแรงต่อสู้กับความต้านทานเพื่อทำให้เกิดสภาวะสมดุล รูปที่ 67 และ รูปที่ 68 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps ร่วมกับกระดูกและกายวิภาคของกล้ามเนื้อแขนตามลำดับ



รูปที่ 67 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อ Biceps ร่วมกับกระดูก
ที่มา : Guyton (1991)



รูปที่ 68 แสดงกายวิภาคของกล้ามเนื้อแขน
ที่มา : ปราณี และคณะ (2537)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3.2.2 Motor Unit

Motor Unit คือเส้นประสาทสั่งการ (Motor Neuron) จากไขสันหลัง 1 เส้น มาเลี้ยงกล้ามเนื้อหลายๆเซลล์ กล้ามเนื้อที่ทำงานรวดเร็ว (Fast Muscle) เช่น กล้ามเนื้ออกตา 1 Motor Unit จะไปเลี้ยงกล้ามเนื้อ 3 ถึง 5 เซลล์ แต่กล้ามเนื้อที่ทำงานช้า (Slow Muscle) เช่นกล้ามเนื้อน่องขา 1 Motor Unit จะไปเลี้ยงกล้ามเนื้อถึง 1,900 เซลล์

กล้ามเนื้อมัดหนึ่งๆมีหลาย Motor Unit และทำงานแบบ เกรด เรสพอนส์ (Graded Response) โดยอาศัยการเพิ่มหรือลดจำนวน Motor Unit ในการตอบสนอง หรือเพิ่มหรือลดความถี่ของกระแสประสาท อีกแบบหนึ่งของ Graded Response เกิดจาก Asynchronous Firing คือ Motor Unit กลุ่มหนึ่งทำให้กล้ามเนื้อหดตัว ส่วนอีกกลุ่มหนึ่งทำให้กล้ามเนื้อคลายตัวสลับกันไป ทำให้การทำงานหรือการเคลื่อนไหวราบเรียบขึ้น การหดตัวของกล้ามเนื้อหลายในร่างกายไม่ได้หดแบบการกระตุก (Single Contraction) แม้แต่การกระพริบตา ก็เป็นการหดตัวแบบ Tetanus แต่มีความเร็วและละเอียดมาก

5.3.2.3 ชนิดของการหดตัว

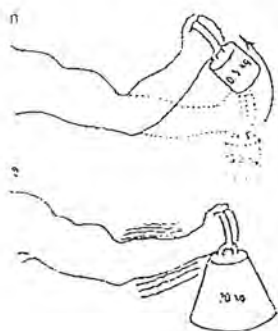
5.3.2.3.1 การหดตัวแบบไอโซโทนิค (Isotonic Contraction)

คือการหดตัวที่ความยาวของกล้ามเนื้อหดสั้นลงและยกน้ำหนักหรือมีงานเกิดขึ้น โดยความตึงในกล้ามเนื้อเท่าเดิมตลอดการทำงานงานที่เกิดขึ้นอาจเกิดจากสูตร งานที่กล้ามเนื้อทำเท่ากับ น้ำหนักที่ใช้ถ่วง คูณ ระยะทาง เช่น ยกน้ำหนักจากเอวขึ้นเหนือศีรษะ จำนวนงานที่ทำได้เท่ากับน้ำหนักที่ยก คูณ ระยะทางที่ยกขึ้น การหดตัวแบบนี้ แรงจากภายนอกที่มาด้านจะน้อยกว่าแรงที่ได้จากกล้ามเนื้อหดตัว โดยทั่วไปพบในกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว

5.3.2.3.2 การหดตัวแบบไอโซเมตริก (Isometric Contraction)

คือการหดตัวที่ความยาวของกล้ามเนื้อไม่มีการเปลี่ยนแปลง แต่ให้ความตึงตัวเพิ่มขึ้นและไม่มีการทำงานเกิดขึ้น เช่น ถ่วงน้ำหนักมากเกินไปจนกล้ามเนื้อไม่สามารถยกน้ำหนักได้ ความตึงจากการหดตัวแบบนี้ใช้สำหรับแรงต้านอื่น เช่นแรงโน้มถ่วงของโลกเพื่อให้ร่างกายทรงตัวในท่าขึ้นกล้ามเนื้อ Extensor มักมีการหดตัวแบบ ไอโซเมตริก

กล้ามเนื้อของร่างกายหดตัวได้ทั้งแบบ ไอโซโทนิค และแบบ ไอโซเมตริก เช่น กล้ามเนื้อมือและแขนที่หัวของนักกีฬาก็จะมีการหดตัวแบบ ไอโซเมตริก ขณะเดียวกันกล้ามเนื้อที่ต้นขาและปลายขาจะหดตัวแบบ ไอโซโทนิค คือการยกเท้าเดิน รูปที่ 69 แสดงลักษณะการหดตัวแบบ ไอโซโทนิค และแบบ ไอโซเมตริกตามลำดับ



รูปที่ 69 แสดงการหาค่าแบบไอโซโทนิค (ก) และแบบไอโซเมตริก (ข)

ที่มา : Ganong (1991)

5.3.2.4 เทคนิคทางสรีรวิทยาไฟฟ้าทั่วไป

เทคนิคทางสรีรวิทยาไฟฟ้าโดยทั่วไปเป็นการบันทึกไฟฟ้าจากการทำงานของเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ รวมทั้งการนำไฟฟ้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหรือเส้นประสาทเพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงเทคนิคทางสรีรวิทยาไฟฟ้า สำหรับใช้ตรวจสอบสภาพของประสาทและกล้ามเนื้อมีหลายวิธี เช่น

5.3.2.4.1 Strength - Duration Curve (S - D Curve)

โดยทั่วไปเส้นประสาทและกล้ามเนื้อจัดเป็น Excitable Tissues เพราะฉะนั้น เมื่อถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้าก็จะเกิดการตอบสนองขึ้น โดยระดับของการตอบสนองนั้นจะขึ้นอยู่กับระดับของไฟฟ้าที่ใช้และช่วงเวลาการกระตุ้นเรียกว่า Strength - Duration Curve

5.3.2.4.2 Nerve Conduction Velocity (NCV)

Nerve Conduction Velocity หรือความเร็วชักนำเป็นการวัดความเร็วของการเคลื่อนที่ของกระแสประสาท สามารถวัดได้ในเส้นประสาทชนิดต่างๆ NCV มี 2 แบบคือ

1) Sensory Nerve Conduction Velocity

เป็นการศึกษาความเร็วชักนำ ในเส้นประสาทรับความรู้สึก (Sensory Nerve) การวัดสามารถกระทำได้โดยกระตุ้นเส้นประสาทที่จุดหนึ่ง และวัดศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้น โดยศักย์ไฟฟ้ามีชื่อเรียกว่า Action Potential เส้นประสาทที่อยู่ต้นหรือใกล้ผิวหนังสามารถวัดได้ง่ายโดยใช้ Surface Electrodes แต่ถ้าเส้นประสาทอยู่ลึกอาจใช้ Needle Electrodes

2) Motor Nerve Conduction Velocity

การศึกษาความเร็วชักนำ ในเส้นประสาทมอเตอร์ (Motor Nerve Conduction Velocity) สามารถกระทำได้ โดยการกระตุ้นเส้นประสาทมอเตอร์ 2 ตำแหน่งและวัดระดับความแรงของการตอบสนองของกล้ามเนื้อต่อการกระตุ้นแต่ละครั้งแล้วนำมาคำนวณความเร็ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของการเคลื่อนที่ของกระแสประสาทจากสูตรความเร็วชักนำ เท่ากับ อัตราส่วนของระยะห่าง Stimulating Electrode ทั้งสองต่อความแตกต่างของระดับความแรงของสัญญาณ ของการกระตุ้นทั้ง 2 ครั้ง

5.3.2.4.3 Repetitive Stimulation

Repetitive Stimulation เป็นเทคนิคที่ใช้ทดสอบการทำงานของรอยต่อประสาท และกล้ามเนื้อ (Neuromuscular Junction) โดยมีหลักการว่าในคนปกติ การกระตุ้นเส้นประสาทโดยใช้ ไฟ Supramaximal ที่มีความถี่ต่ำกว่า 50 Hz Amplitude ของ Muscle Action Potential จะคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงแต่ถ้ามีความผิดปกติของรอยต่อประสาทและกล้ามเนื้อ จะทำให้ Amplitude ของ Potential จะเปลี่ยนแปลงได้

5.3.2.4.4 Somatosensory Evoked Poteneial (SEP)

Somatosensory Evoked Poteneial เป็นวิธีใหม่ที่ได้รับ ความสนใจมากในปัจจุบัน ซึ่งใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยและประเมินความผิดปกติของวิถีประสาทในระบบประสาทรับความรู้สึก โดยการใช้ขั้วไฟฟ้ากระตุ้นที่ปลายรับความรู้สึกที่ส่วนแขนหรือขา และบันทึก Sensory Action Potential ที่จุดต่างๆที่กำหนดตามวิถีประสาทรับความรู้สึก แล้วนำบันทึกที่ได้มาศึกษาค่า Potential

5.3.2.4.5 Electromyography (EMG)

Electromyography เป็นการวัด Action Potential ในกลุ่มของกล้ามเนื้อที่ถูกเลี้ยงโดย เซลล์ประสาท 1 เซลล์ หรือเรียกว่า 1 Motor Unit โดยทั่วไป การวิเคราะห์หลักขณะของ EMG เราจะดูจาก Motor Unit Potential ซึ่งเกิดจากการออกแรงใช้กล้ามเนื้อ

1) ขนาดของศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน

ขนาดหรือ Amplitude ของ Motor Unit Potential มีค่าโดยปกติระหว่าง 200 – 2,000 μV ไม่เกิน 5,000 μV Amplitude จะสูงหรือต่ำขึ้นอยู่กับจำนวนเซลล์กล้ามเนื้อที่อยู่ใน 1 Motor Unit และขึ้นอยู่กับระยะห่างระหว่าง Motor Unit และ Electrode ที่ใช้วัด

2) ระยะเวลาของ Motor Unit Potential

ระยะเวลาของ Motor Unit Potential ขึ้นอยู่กับขนาดของ Motor Unit กล้ามเนื้อที่มีการทำงานละเอียดอ่อน เช่น กล้ามเนื้อที่ลูกตา จะมีระยะเวลาของสัญญาณสั้นเพียง 1.6 ถึง 1.8 ms กล้ามเนื้อทั่วไปในร่างกายมีระยะเวลาของ Motor Unit Potential ระหว่าง 4 ถึง 12 ms

3) รูปร่างของ Motor Unit Potential

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้เราใช้ EMG ช่วยในการวินิจฉัยโรค โดยบันทึก Motor Unit Potential ใน 4 สถานะ ดังนี้

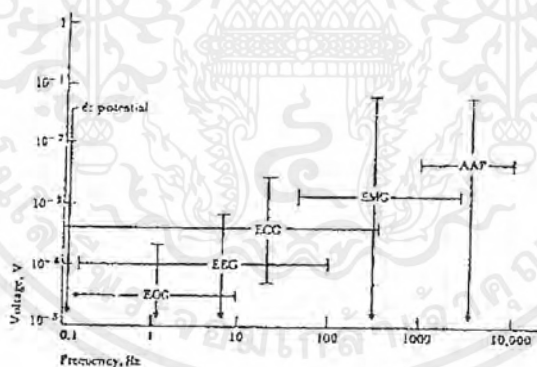
3.1) ขณะแทงเข็มหรือขณะ Electrode เคลื่อนไหว คลื่นไฟฟ้านี้เรียกว่า Insertional Activity ในกล้ามเนื้อปกติเกิดขึ้นเพียงระยะเวลาสั้นๆ น้อยกว่า 300 ms

3.2) ขณะพักหรือเมื่อกล้ามเนื้อคลายตัว เมื่อผู้ดูตรวจไม่ได้ใช้กล้ามเนื้อ ไม่ควรมี Motor Unit Potential เกิดขึ้น ถ้ามีถือว่าผิดปกติ

3.3) ขณะที่พยายามใช้กล้ามเนื้อเพียงเล็กน้อยเพื่อให้สามารถเห็นลักษณะของ Amplitude และระยะเวลาของ Motor Unit Potential ได้ชัดเจน ถ้ามีโรคของกล้ามเนื้อ ขนาดของ Motor Unit Potential จะเล็กลงทั้งขนาดและระยะเวลาของสัญญาณ

3.4) ขณะที่พยายามเกร็งกล้ามเนื้อเต็มที่ ถ้าใช้งานกล้ามเนื้อเต็มที่ จะพบว่า มี Motor Unit Potential เกิดขึ้นมากมายเนื่องจากมี Motor Unit หลายๆ อัน ทำงานพร้อมๆ กัน ทำให้เราเห็น Motor Unit Potential แต่ละอันไม่ชัด

4) คุณสมบัติและลักษณะเฉพาะของสัญญาณ EMG



รูปที่ 70 ภาพแสดงช่วงของศักย์ไฟฟ้าและความถี่ของสัญญาณในทางชีววิทยา

EOG = Electroculogram, AAP = Axon action potential

รูปที่ 70 ได้แสดงว่าสัญญาณ EMG มีความถี่อยู่ในช่วงตั้งแต่ 25 Hz จนถึงหลาย kHz ส่วนความสูงของสัญญาณมีค่าตั้งแต่ 100 μ V จนถึง 90 mV ทั้งนี้ขึ้นกับชนิดของสัญญาณและอิเล็กโทรดที่ใช้ ดังนั้น EMG แอมพลิไฟเออร์จะต้องมีการตอบสนองในช่วงที่กว้างกว่า

EMG แอมพลิไฟเออร์ แต่ไม่ต้องการมีการตอบสนองในช่วงความถี่ต่ำ ต่ำเท่า EMG ซึ่งก็นับว่าเป็นสิ่งที่ต้องการ เพราะการรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว อยู่ในช่วงความถี่ต่ำ ซึ่งสามารถใช้วงจรกรองคลื่นไฟฟ้าที่เกิดจากการรบกวนนี้ออกไปได้ดีกว่าในเครื่อง EMG

ถ้าใช้อิเล็กโตรดชนิดที่ปิดอยู่บนผิวหนังเพื่อตรวจวัดคลื่นไฟฟ้า EMG จะได้สัญญาณที่มีระดับต่ำมากคือมีความสูงเพียง 0.1-500 โอห์ม ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับชนิดของอิเล็กโตรด ดังนั้นแอมพลิไฟเออร์ จะต้องมีกำลังขยายสูงกว่า EMG แอมพลิไฟเออร์ ถ้าใช้อิเล็กโตรดเข็มสำหรับแทงเข้าไปในกล้ามเนื้อ แต่สามารถตรวจรับสัญญาณที่มีความสูงได้มากกว่า จึงต้องการแอมพลิไฟเออร์ที่มีกำลังขยายน้อยกว่า แต่ต้องการแอมพลิไฟเออร์ที่มีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงกว่า เพราะต้นตอของศักย์ไฟฟ้ามีอิมพีแดนซ์สูงกว่า จากปลายอิเล็กโตรดเข็มที่มีขนาดเล็ก

5) ปัญหาในการติดอิเล็กโตรด EMG

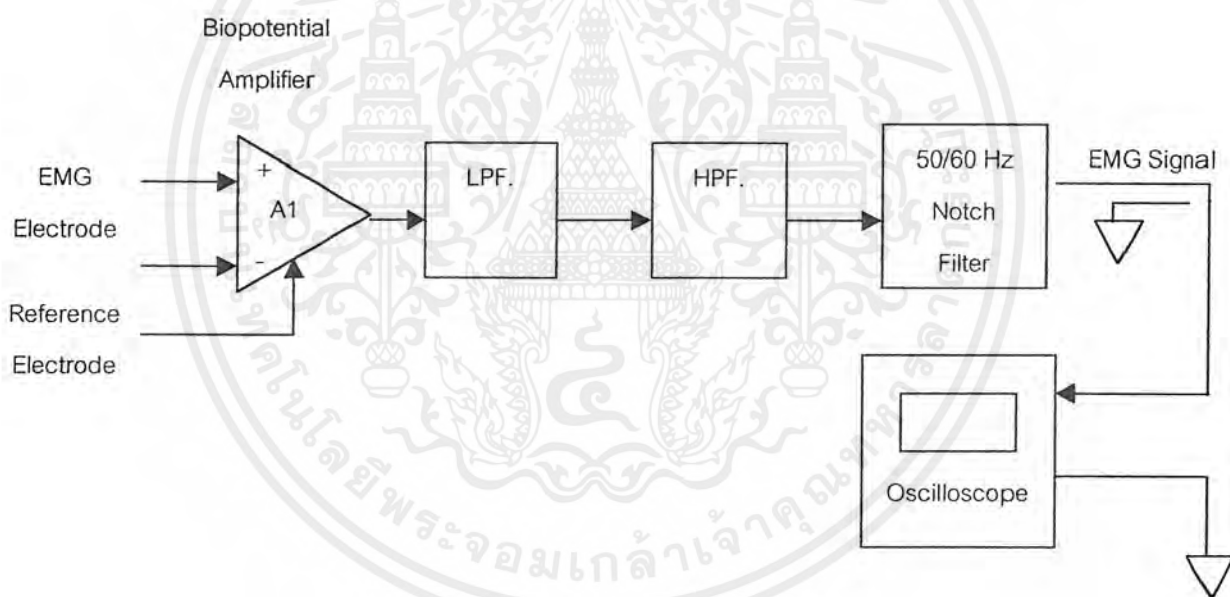
เช่นเดียวกับ ECG ก็ต้องมีการทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่จะติดอิเล็กโตรด และต้องทา Electrode Paste ก่อนที่จะติด อิเล็กโตรด วงจรขยายจะต้องเป็น Biopotential Differential Amplifier ที่มีค่า Common Mode Rejection Ratio (CMRR) สูงและจะต้องมีวงจรกรองสัญญาณที่ถี่และจำเป็นจะต้องติด Reference Electrode ด้วยเสมอ และติดอิเล็กโตรด EMG จะต้องมีขนาดเล็กเพราะต้องการรายละเอียดของสัญญาณสูง

5.3.3 เครื่องมือที่ใช้ทดลอง

- 1 ชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set
- 2 ออสซิลโลสโคป
- 3 อีเล็กโทรด
- 4 น้ำยาอีเล็กโทรไลต์
- 5 สายต่อวงจร และสายโพรบวัดสัญญาณ

5.3.4 ขั้นตอนการทดลอง

1. ต่อวงจรตามรูป Block Diagram ที่ 1 โดยนำ ขา Input ทั้ง 2 ต่อเข้ากับ EMG Electrode ทั้ง 2 อัน และ Reference Input ต่อเข้ากับ Reference Electrode เพื่อนำไปต่อเข้ากับปลายแขนด้านในต่อไป



รูป Block Diagram ที่ 1

2. ปรับค่า Filter ที่ LPF. ไว้ที่ 1 kHz และที่ HPF. ไว้ที่ 3.5 Hz
3. ใช้ Oscilloscope วัดที่ Output ของวงจร
4. ใช้มือข้างหนึ่งกด Electrode กำหนัสนิ้วให้แน่น และวัดขนาดของคลื่น EMG (V_{p-p}) โดยเปลี่ยนความแรงของการกำหนัสนิ้วจากน้อยที่สุดถึงมากที่สุด บันทึกผลการทดลองที่ได้
5. ขณะทำการทดลองถ้าตั้ง Sweep Control ของ Oscilloscope ไว้ที่ 0.25 Second / cm. จะได้สัญญาณ EMG อย่างหายา

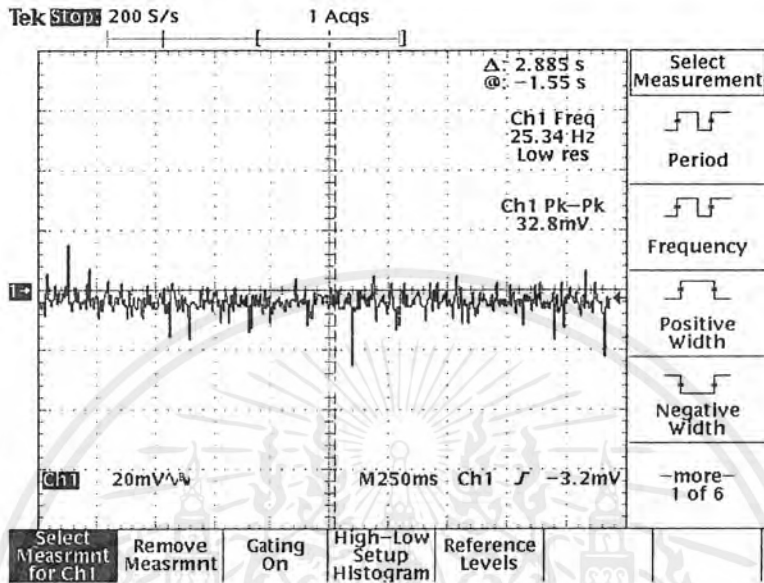
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. ถ้าตั้ง Sweep Control ของ Oscilloscope ไว้ที่ 25 ms / cm. จะได้สัญญาณ EMG ที่ละเอียดขึ้นและสัญญาณที่มีลักษณะที่มีลักษณะคล้ายสัญญาณรบกวน ที่เกิดขึ้นจะไม่ใช่สัญญาณ EMG
7. ทำการถอดวงจรส่วน 50 / 60 Hz Notch Filter ออกสังเกตการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น
8. ทำการทดลองเหมือนลำดับขั้นการทดลองตั้งแต่ขั้นตอนที่ 4 ถึง ขั้นตอนี่ 6 แต่เปลี่ยนจุดต่อของ Reference Electrode มาต่อที่จุดต้นขาขวา

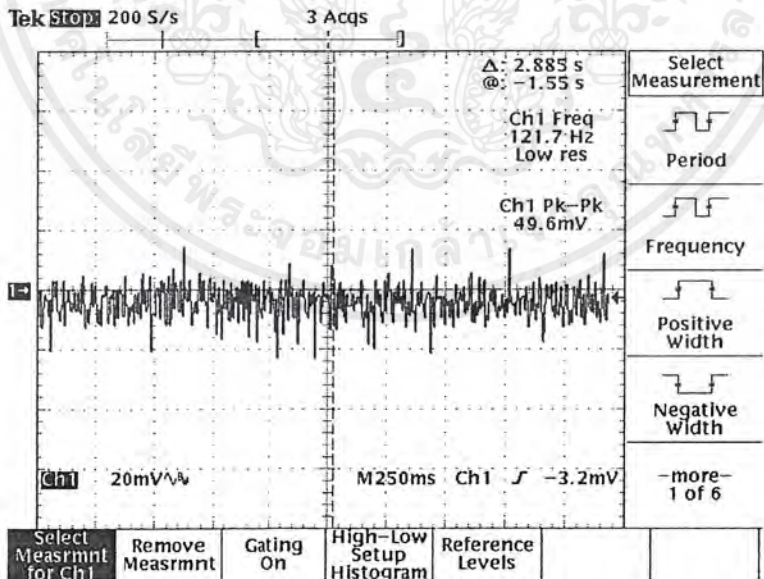
5.3.5 คำถามท้ายการทดลอง

- 1) จงอธิบายลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ EMG ที่เกิดขึ้น เมื่อมีการหดตัวของกล้ามเนื้อเป็นเวลานานๆ
- 2) จงอธิบายลักษณะการเปลี่ยนแปลงแอมพลิจูดของสัญญาณ EMG เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงการออกแรงที่แขน
- 3) จงอธิบายถึงความสำคัญของการต่อ Reference Electrode และผลต่อความไวในการวัดสัญญาณ ต่อตำแหน่งของ Reference Electrode

5.3.6 ผลการทดลอง

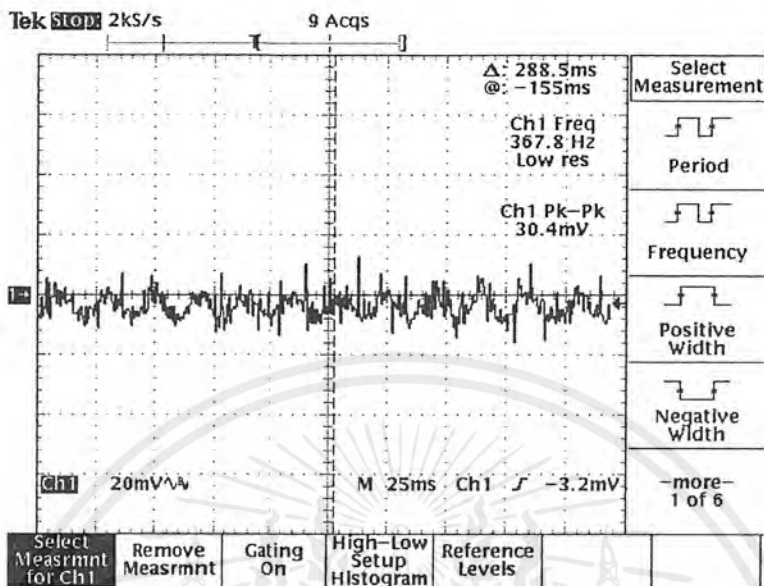


รูปที่ 71 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 0.25 s/cm วัดที่ Output 50/60Hz Notch Filter ขณะคลายกล้ามเนื้อ (Ref. ที่เขน)

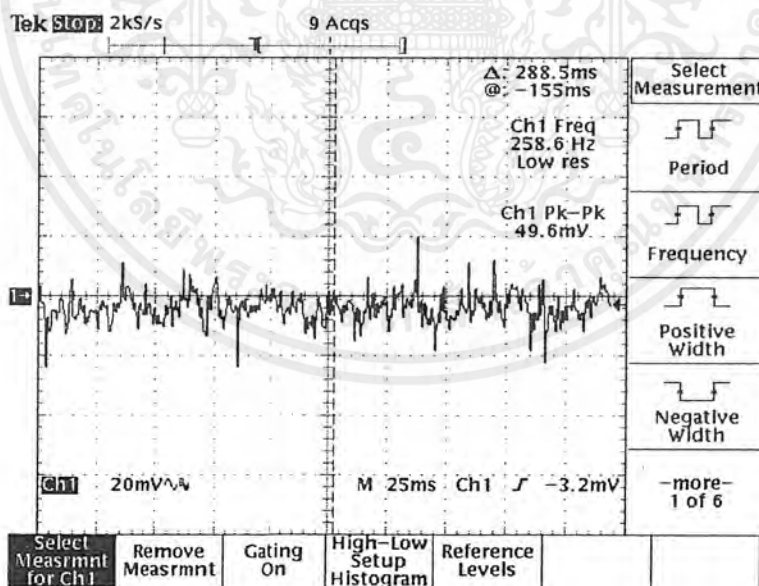


รูปที่ 72 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 0.25 s/cm วัดที่ Output 50/60Hz Notch Filter ขณะเกร็งกล้ามเนื้อ (Ref. ที่เขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

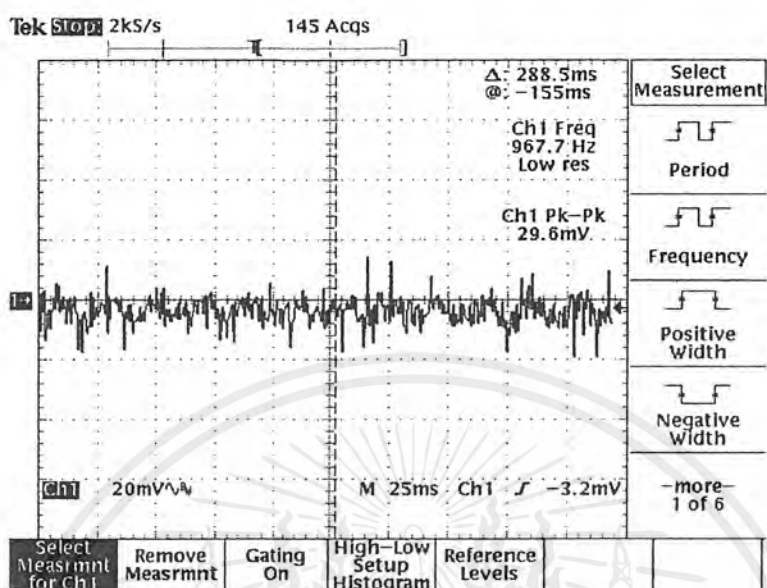


รูปที่ 73 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 25 ms/cm วัดที่ Output 50/60Hz Notch Filter ขณะกลายกล้ำมเนื้อ (Ref. ที่แขน)

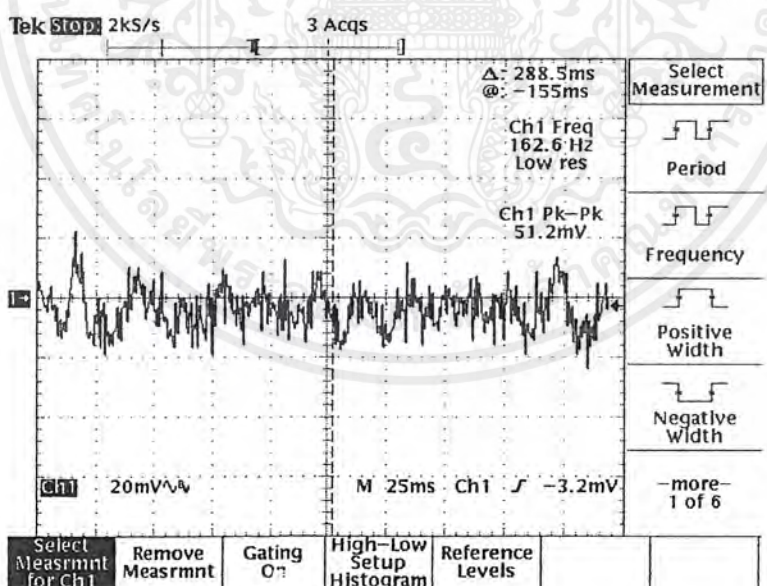


รูปที่ 74 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 6 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 25 ms/cm วัดที่ Output 50/60Hz Notch Filter ขณะเกร็งกล้ามเนื้อ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

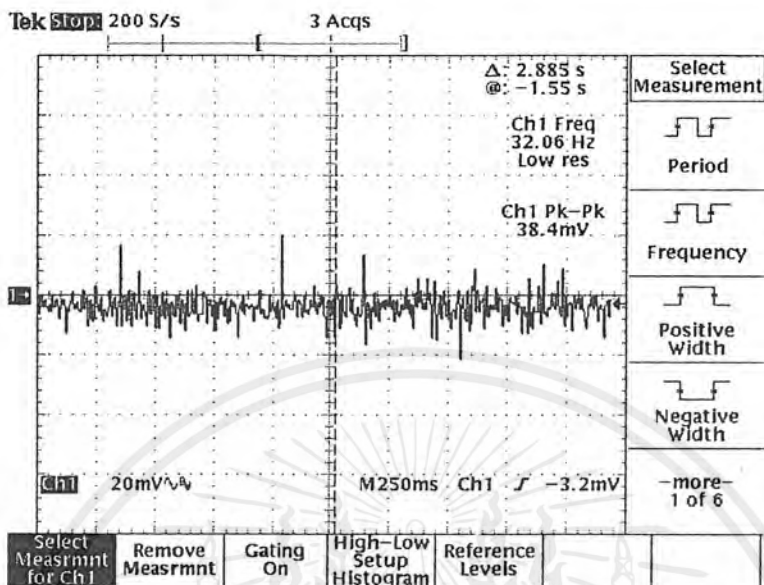


รูปที่ 75 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 7 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 25 ms/cm วัดที่ Output HPF. ขณะคลายกล้ามเนื้อ (Ref. ที่แขน)

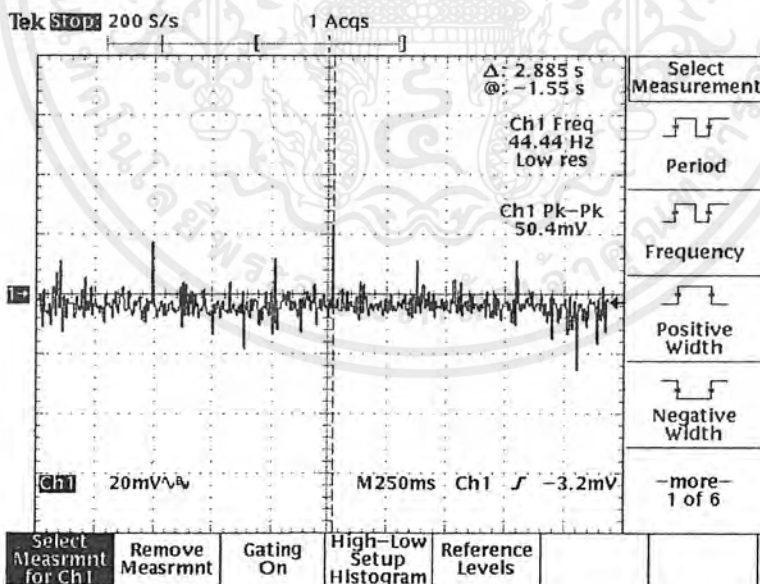


รูปที่ 76 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 7 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 25 ms/cm วัดที่ Output HPF. ขณะเกร็งกล้ามเนื้อ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

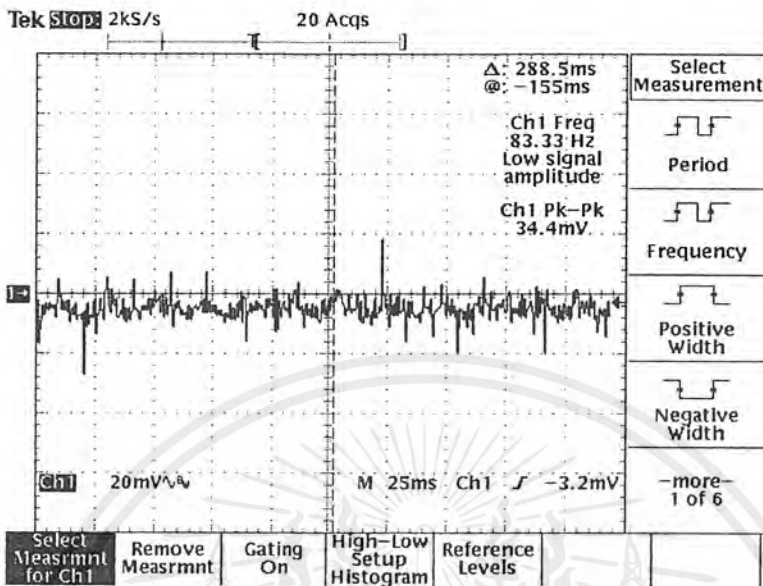


รูปที่ 77 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 0.25 s/cm วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะคลยกล้ามเนื้อ (Ref. ที่ต้นขาขวา)

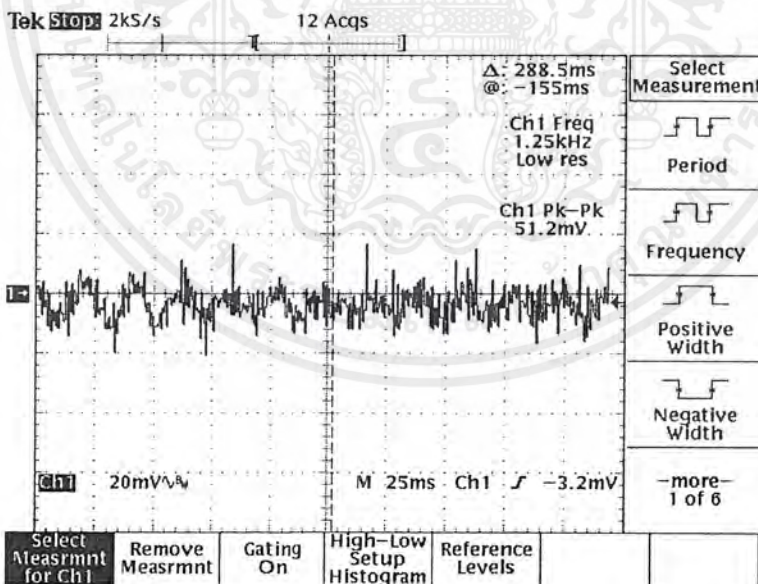


รูปที่ 78 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 0.25 s/cm วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะเกร็งกล้ามเนื้อ (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 79 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 25 ms/cm วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะคลายกล้ามเนื้อ (Ref. ที่ต้นขาขวา)



รูปที่ 80 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 8 : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, ปรับ Sweep Control ที่ Oscilloscope 25 ms/cm วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะเกร็งกล้ามเนื้อ (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 การทดลองที่ 4

เรื่อง กระบวนการ อิเล็กโตรมายโอกราฟิก (Electromyographic (EMG) Processing)

5.4.1 วัตถุประสงค์

- 1) เพื่อให้สามารถเข้าใจวิธีการวัดสัญญาณ EMG จากการยึดตัวและหดตัวของกล้ามเนื้อที่ติดกับกระดูกที่ถูกต้องได้
- 2) เพื่อให้สามารถเข้าใจถึงลักษณะการควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อ
- 3) เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างความแรงของสัญญาณ EMG และแรงดึงของกล้ามเนื้อได้
- 4) เพื่อให้สามารถเข้าใจถึงกระบวนการวิธีที่จะนำเอาสัญญาณ EMG ไปประยุกต์ใช้ประโยชน์ได้

5.4.2 ทฤษฎี

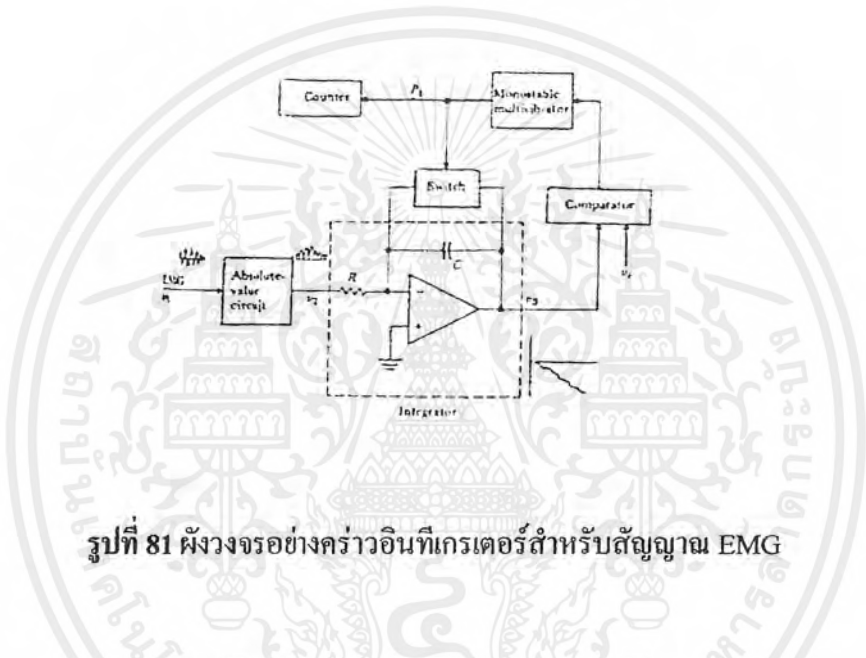
5.4.2.1 วงจรค่าสมบูรณ์ (Absolute Value)

เพื่อช่วยให้เกิดความเข้าใจที่ง่ายขึ้นในการทำงานของวงจรนี้ จึงขอยกตัวอย่างวงจรที่มีวงจรถ้าสมบูรณ์ เป็นส่วนประกอบของวงจรดังต่อไปนี้

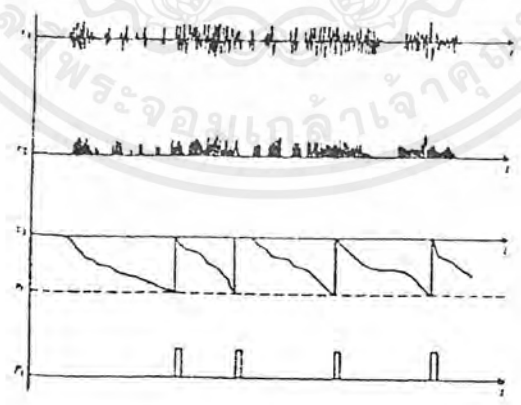
- วงจรอินทิเกรเตอร์ของคลื่น ไฟฟ้า EMG (Electromyogram Integrators) บางครั้งมีความสำคัญในการที่จะทราบจำนวนคลื่น ไฟฟ้า EMG เพื่อที่จะได้เปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อ สามารถกระทำได้โดยการอินทิเกรตคลื่น ไฟฟ้า EMG เข้าด้วยกัน ผังวงจรอย่างคร่าวๆของระบบเครื่องดังกล่าว ได้แสดงไว้ในรูปที่ 81

คลื่น ไฟฟ้า EMG จะถูกขยายโดยแอมพลิไฟเออร์ แล้วนำไปป้อนเข้าใน Absolute Value Circuit or Full-Wave Rectifier คลื่น ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของระบบเครื่องดังกล่าว ได้แสดงไว้ในรูปที่ 82 ระบบของเครื่องนี้ได้ใช้คลื่น ไฟฟ้าที่มีขดบวก (v_2) เท่านั้น ส่วนคลื่น ไฟฟ้าที่มีขดลบจะต้องได้รับการเปลี่ยนให้กลายเป็นขดบวกก่อน สัญญาณจะถูกนำไปอินทิเกรตใน ออป-แอมป์อินทิเกรเตอร์ ตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่ป้อนกลับจะถูกทำให้เก็บประจุจากคลื่น ไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามา เมื่อเอาท์พุทของอินทิเกรเตอร์มีค่าเกินกว่าระดับที่ได้ตั้งไว้ วงจรคอมพาราเตอร์ที่เอาท์พุทของอินทิเกรเตอร์จะไปกระตุ้นวงจร โมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (Monostable Multivibrator) คลื่น ไฟฟ้าที่ส่งออกมาจะทำหน้าที่ปิดสวิทช์และส่งคลื่น ไฟฟ้าออกจากของอินทิเกรเตอร์ ช่วงเวลาของคลื่น ไฟฟ้าจากมัลติไวเบรเตอร์ควรมีค่าอย่างน้อย 5 เท่าของค่าคงตัวเวลาของตัวเก็บประจุ

เอาที่พหุที่ได้จากอินทิเกรเตอร์มี 2 ชนิดคือเป็นค่าศักย์ไฟฟ้าที่แท้จริงในขณะที่
 ขณะใด โดยได้ทำการบันทึกไว้บนกระดาษ ทำให้ทราบอินทิกรัล (Integral) ทั้งหมดที่จำเป็นสำหรับ
 ปรับตั้งอินทิเกรเตอร์ ดังนั้น ในขณะที่ขณะใดอินทิกรัล จะเท่ากับจำนวนครั้งของอินทิเกรเตอร์ที่
 ได้ถูกปรับตั้ง คูณด้วยค่าคงที่ที่ได้ปรับเทียบไว้แล้ว วิธีรายงานเอาที่พหุของอินทิเกรเตอร์อีกวิธีหนึ่ง
 ก็คือการนับจำนวนของคลื่น ไฟฟ้าที่ได้ปรับตั้งไว้ โดยการผ่านคลื่นไฟฟ้าเข้าไปในเครื่องนับ ดังนั้น
 เราจึงทราบจำนวน โดยประมาณของอินทิกรัลได้โดยทราบจากจำนวนของอินทิกรัลในหน่วยเวลา



รูปที่ 81 ผังวงจรอย่างคร่าวอินทิเกรเตอร์สำหรับสัญญาณ EMG



รูปที่ 82 คลื่น ไฟฟ้าของวงจรอินทิเกรเตอร์สำหรับ EMG ได้แสดงไว้ในรูปที่ 81

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.2.2 เ็นเวลโลป ดีเทคเตอร์ (Envelope Detector)

เอ็นเวลโลป ดีเทคเตอร์ ประกอบด้วย 2 วงจรคือวงจร Peak Detector และ วงจร

Low Pass Filter

- พิค ดีเทคเตอร์ (Peak Detector) เป็นวงจร Non – Linear สัญญาณที่ได้จะมีลักษณะเหมือนกับสัญญาณเพิ่มขึ้นแต่ไม่เพิ่มขึ้น วงจรจะเก็บค่า Peak Detector ที่เป็น Positive เอาไว้ ค่า Peak Value จะถูกเก็บไว้จนกระทั่งสัญญาณที่เข้ามาใหม่มี Peak ที่สูงกว่าค่าที่เก็บไว้ จุดมุ่งหมายของวงจรเพื่อตั้งระดับ Peak ของ สัญญาณ EMG และ ไม่มีสัญญาณรายละเอียดอื่นๆตาม มาอย่างไรก็ตาม เราก็ต้องมีวงจรเพื่อกำจัดหรือลดสัญญาณอื่นๆที่นอกเหนือจาก Peak ออกไป ซึ่งก็ จะทำให้ความเข้มของสัญญาณ EMG ลดลงช้ากว่าความเร็วในการเปลี่ยนแปลงรูปคลื่น EMG

ในการทดลองนี้ เราจะใช้วงจร Peak Detector ที่มีอัตราความเร็วในการทำงานต่ำ สัญญาณที่ออกมาจากวงจร Peak Detector สัญญาณที่ได้จะค่อยๆมีขนาดลดลงจนกระทั่งมี Peak ถู ก่อไปเข้ามา ถ้าสัญญาณ EMG ที่เข้ามามีความถี่สูงๆสัญญาณที่ได้ก็จะมีลักษณะค่อนข้างที่จะคงที่

- Low Pass Filter เนื่องจากสัญญาณ Output ของวงจร Peak Detector จะตัด สัญญาณรบกวนออกไปพร้อมกับ Peak บางส่วนด้วย สัญญาณ EMG จะมี Peak จำนวนมากเมื่อ ผ่านวงจร Low Pass Filter ก็จะตัดสัญญาณรบกวนออกไป และให้เฉพาะสัญญาณ EMG ความถี่ต่ำ เท่านั้นที่ผ่านไปได้

5.4.2.3 Comparator – Coincidence Detector

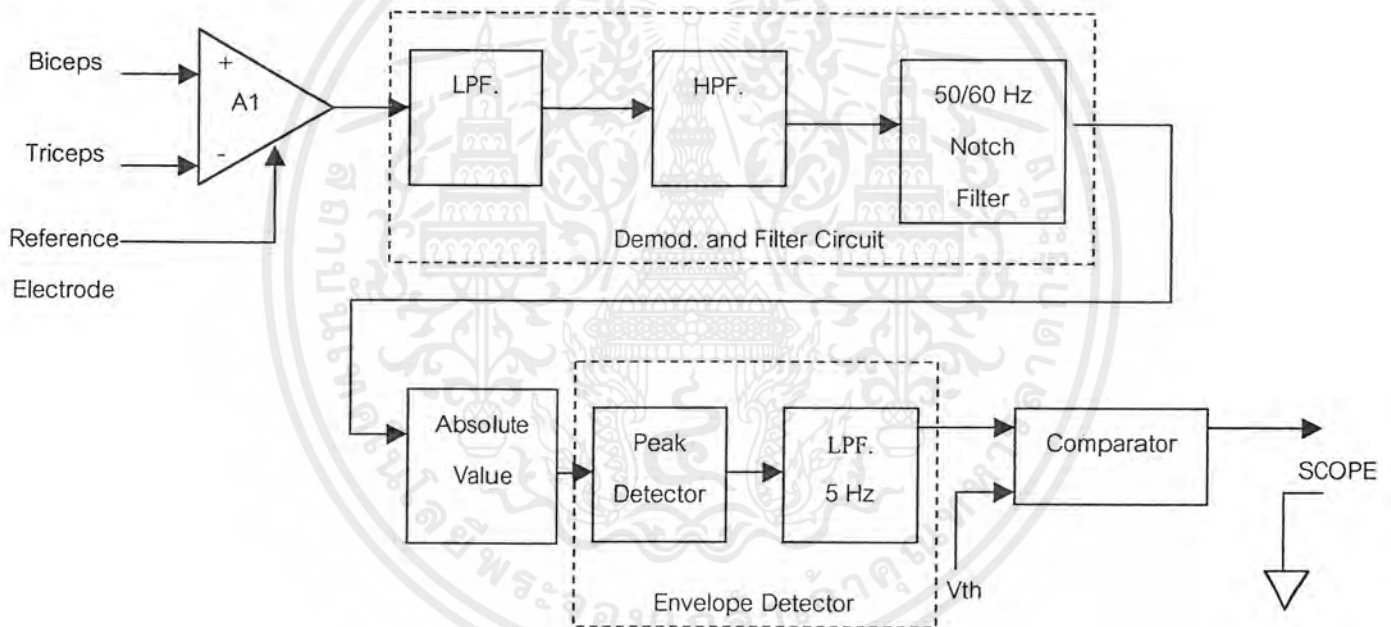
ในการควบคุมอุปกรณ์ไฟฟ้าโดยสัญญาณ EMG นั้นเราจะควบคุมอย่างง่าย ๆ คือ การเปิด – ปิดอุปกรณ์ ด้วยการยึดหรือหลุดตัวของกล้ามเนื้อ

วงจรมีทำหน้าที่แยกความแตกต่างของความเข้มของสัญญาณ EMG ที่เกิดขึ้น เมื่อมีการออกแรงของกล้ามเนื้อจะให้แรงดัน High และเมื่อผ่อนคลายกล้ามเนื้อ เราก็จะได้แรงดัน Low โดยเราจะตั้งระดับ Threshold ไว้ระหว่างสัญญาณทั้ง 2 นี้

5.4.3 เครื่องมือที่ใช้ทดลอง

- 1 ชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set
- 2 ออสซิลโลสโคป
- 3 อีเล็กโทรด
- 4 น้ำยาอีเล็กโทรไลต์
- 5 สายต่อวงจร และสายโพรบวัดสัญญาณ

5.4.4 ขั้นตอนการทดลอง



รูป Block Diagram ที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.4.1 การรับสัญญาณ EMG

1. ต่อวงจรตามรูป Block Diagram ที่ 1 โดยการนำ Lead 1 ต่อเข้ากับ Biceps Electrode ก่อนจะต่อเข้ากับกล้ามเนื้อ Biceps และนำ Lead 2 ต่อเข้ากับ Triceps Electrode ก่อนจะต่อเข้ากับกล้ามเนื้อ Triceps และนำ Reference ของ Amplifier ต่อเข้ากับ Reference Electrode ก่อนจะต่อเข้ากับ แขนด้านใน ตามลำดับ ซึ่งก่อนที่ต่อ Electrode จะต้องทำความสะอาดผิวและทา Electrode Paste บริเวณที่จะติด Electrode ก่อน
2. ปรับค่า Filter ที่ LPF. ไว้ที่ 1 kHz และที่ HPF. ไว้ที่ 3.5 Hz
3. วางฝ่ามือไว้บนโต๊ะและพยายามยกโต๊ะขึ้น สังเกตการหดตัวครั้งแรกของกล้ามเนื้อเมื่อมีการออกแรงและคลายตัวของกล้ามเนื้อเมื่อมีการผ่อนแรง
4. กด Electrode ให้แน่นที่สุดและปรับ Gain ของ Amplifier ให้สัญญาณ EMG ที่ได้จากวงจรส่วน 50 / 60 Hz Notch Filter ให้อยู่ในระดับที่เหมาะสมที่สุด
5. บันทึกผลสัญญาณที่ได้จาก 50 / 60 Hz Notch Filter, Absolute Value, Peak Detector และ LPF. 5 Hz
6. ทำการถอด วงจรส่วน 50 / 60 Hz Notch Filter ออกจากเครื่อง สังเกตและบันทึกผลกระทบของสัญญาณที่เกิดขึ้นที่ได้จาก Output ของ LPF. 5 Hz
7. ต่อวงจรส่วน 50 / 60 Hz Notch Filter ตามเดิม แต่ทำการเปลี่ยนค่า Filter ของ LPF ไว้ที่ 100 Hz
8. เปลี่ยนจุดต่อของ Reference Electrode มาอยู่ที่บนขาขวา และทำการทดลองซ้ำตามลำดับการทดลองที่ 5 โดยวัดที่ Output ของ LPF. 5 Hz

5.4.4.2 EMG Processing

1. วางฝ่ามือลงบนโต๊ะ และออกแรงกดให้มากที่สุด วัดแรงดันที่ออกมาจากวงจร LPF. 5 Hz แรงดันที่ได้นี้คือแรงดันที่มากที่สุดที่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้จาก สัญญาณ EMG สังเกตและบันทึกสัญญาณ EMG ที่เกิดขึ้น
2. ผ่อนคลายแรงกดและวัดสัญญาณที่ได้จากวงจร LPF. 5 Hz แรงดันที่ได้นี้เป็นแรงดันที่น้อยที่สุดเมื่อมีการผ่อนคลายกล้ามเนื้อ
3. ทำการปรับค่า Reference ของวงจร Comparator ให้อยู่ระหว่างค่าแรงดันที่ได้จากผลการทดลองขั้นที่ 1 และ 2 บันทึกรูปสัญญาณที่ได้

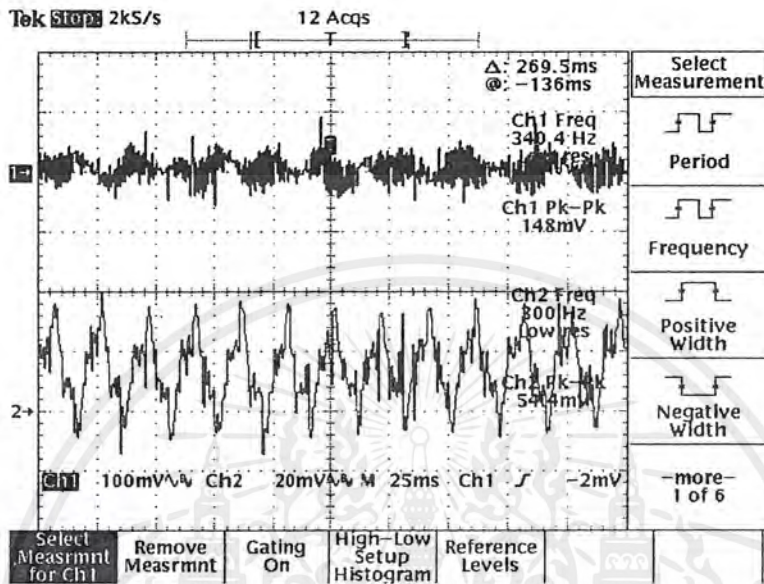
5.4.4.3 EMG – Force Characteristics

1. ต่อดวงจรมารูป Block Diagram ที่ 1 โดยการนำ Lead 1 ต่อเข้ากับ Biceps Electrode ก่อนจะต่อเข้ากับกล้ามเนื้อ Biceps และนำ Lead 2 ต่อเข้ากับ Triceps Electrode ก่อนจะต่อเข้ากับกล้ามเนื้อ Triceps และนำ Reference ของ Amplifier ต่อเข้ากับ Reference Electrode ก่อนจะต่อเข้ากับต้นขาขวา ตามลำดับ ซึ่งก่อนที่ต่อ Electrode จะต้องทำความสะอาดผิวและทา Electrode Paste บริเวณที่จะติด Electrode ก่อน
2. ให้ร่างกายอยู่ในสภาวะนั่งยกแขนให้ขนานกับพื้นโดยฝ่ามือตั้งขึ้น ถัดถึงแปล่า วัดสัญญาณ EMG ที่ออกจากวงจร LPF. 5 Hz เปรียบเทียบกับสัญญาณที่ออกมาจาก วงจร 50 / 60 Hz Notch Filter
3. เติมน้ำลงไปจนถึง 1 ลิตร รอสักครู่และวัดระดับสัญญาณ EMG ที่ได้เหมือนลำดับขั้นการทดลองที่ 2 ทั้งนี้จะต้องพยายามรักษาระดับแขนให้ขนานกับพื้นอยู่ตลอดเวลา
4. เพิ่มปริมาณน้ำในถัง สังเกตความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักของถัง และความเข้มของสัญญาณ EMG ที่เกิดขึ้น

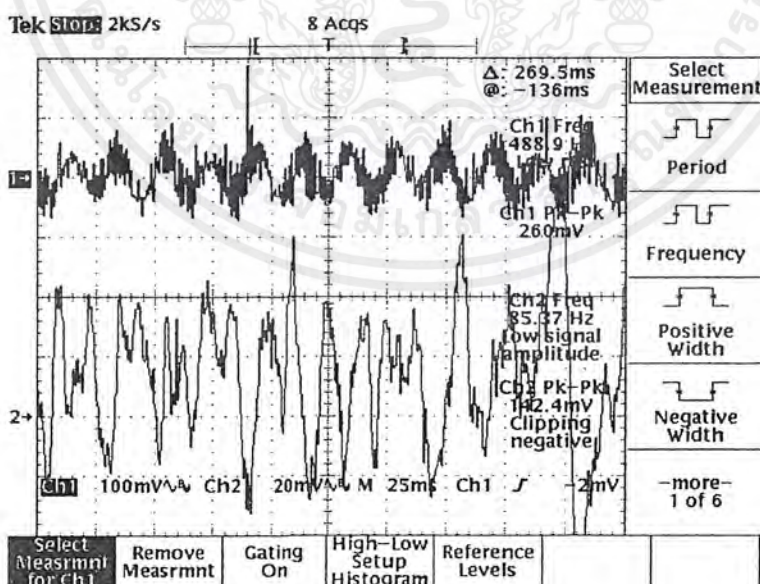
5.4.5 คำถามท้ายการทดลอง

- 1) จงอธิบายเปรียบเทียบและวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างสัญญาณ ECG และ EMG
- 2) จงอธิบายความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ใช้จากกล้ามเนื้อและสัญญาณ EMG ที่เกิดขึ้น

5.4.6 ผลการทดลอง

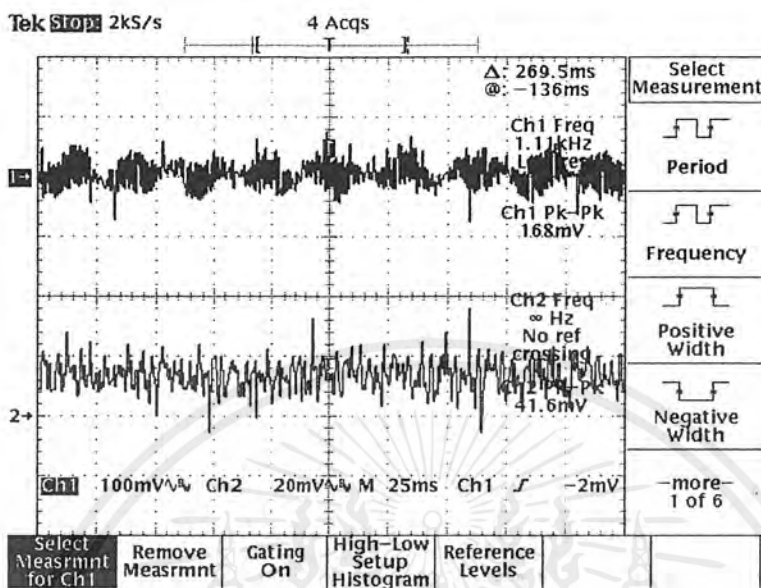


รูปที่ 83 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะคลายการยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

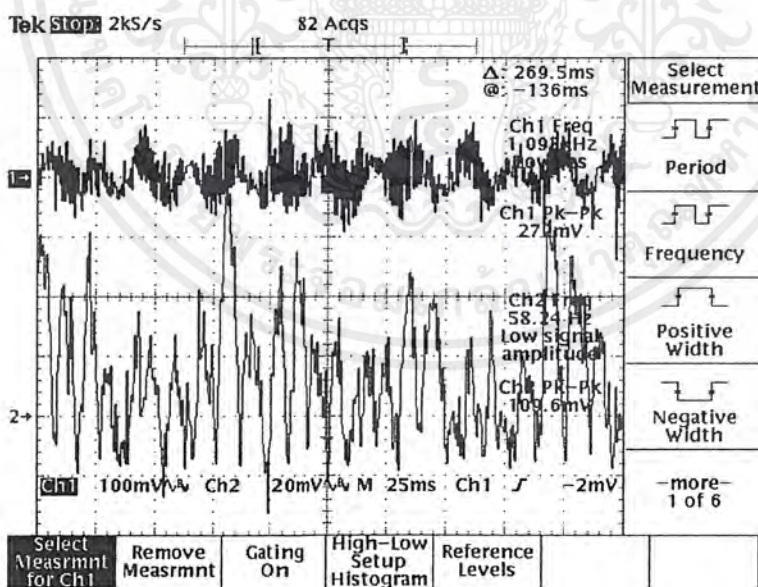


รูปที่ 84 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะออกแรงยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

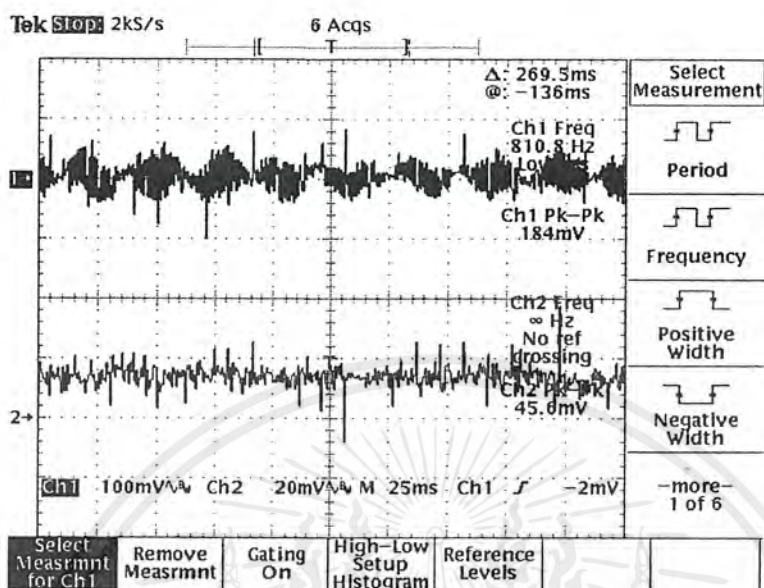


รูปที่ 85 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output Absolute Value ขณะคลายการยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

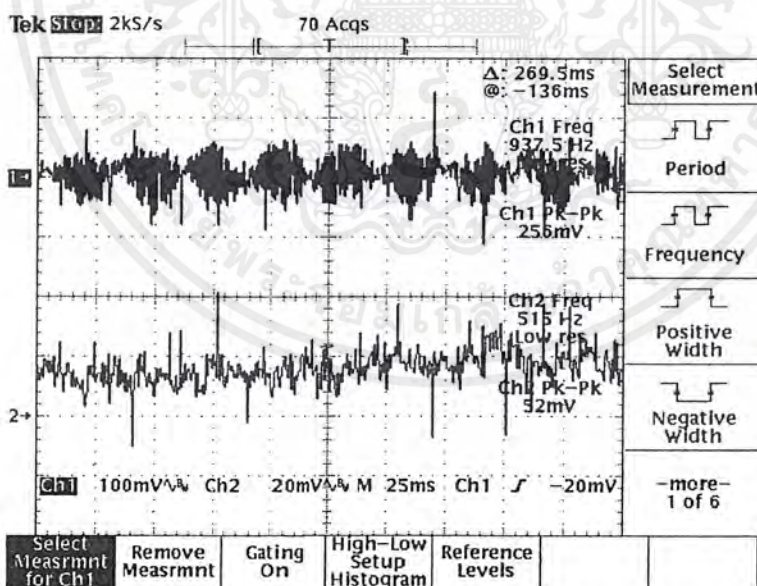


รูปที่ 86 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output Absolute Value ขณะออกแรงยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

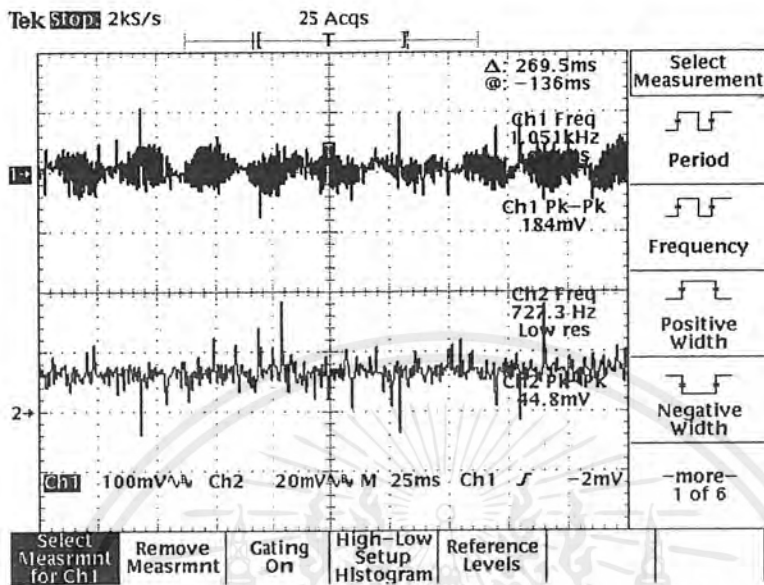


รูปที่ 87 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output Peak Detector ขณะคลายการยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

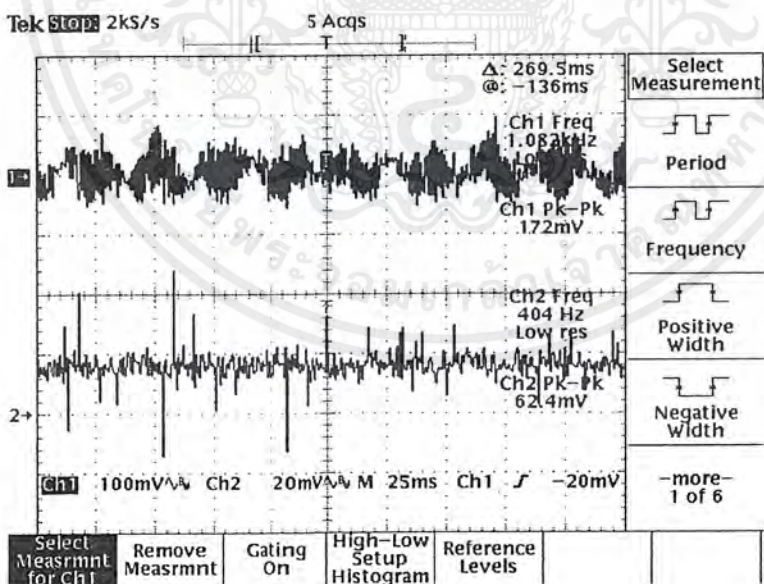


รูปที่ 88 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output Peak Detector ขณะออกแรงยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

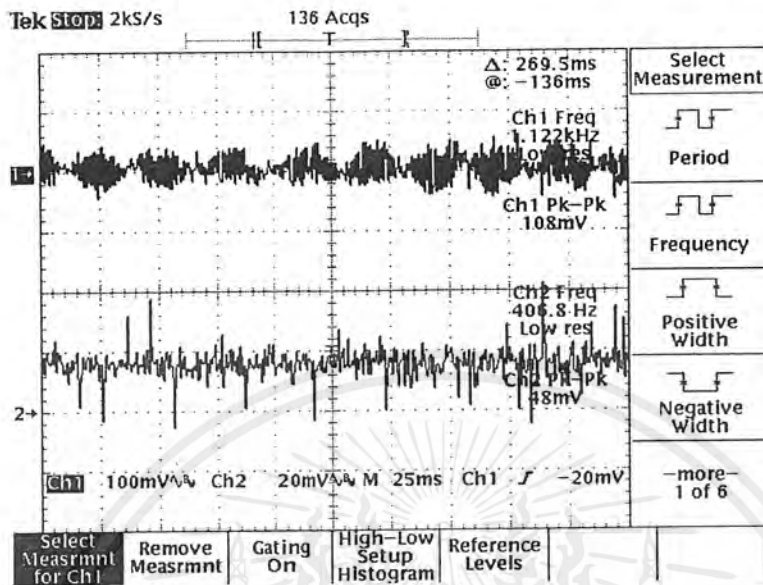


รูปที่ 89 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะสลายการยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

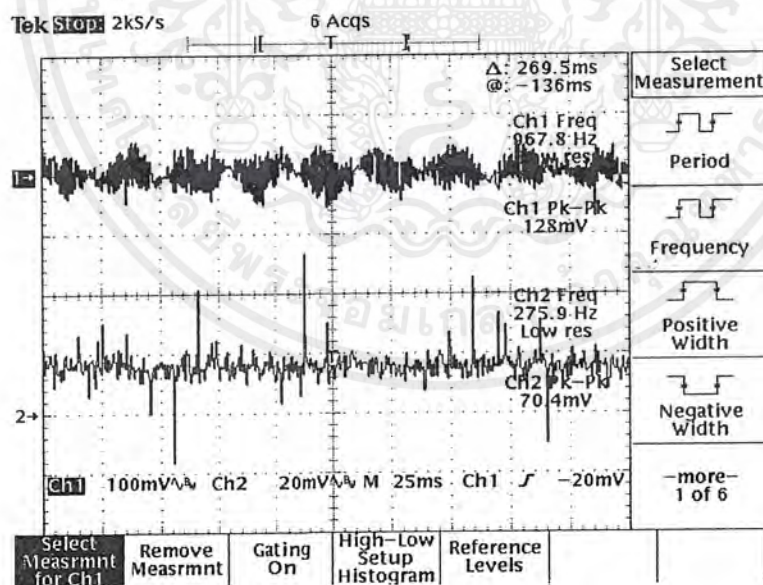


รูปที่ 90 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (5) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะออกแรงยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

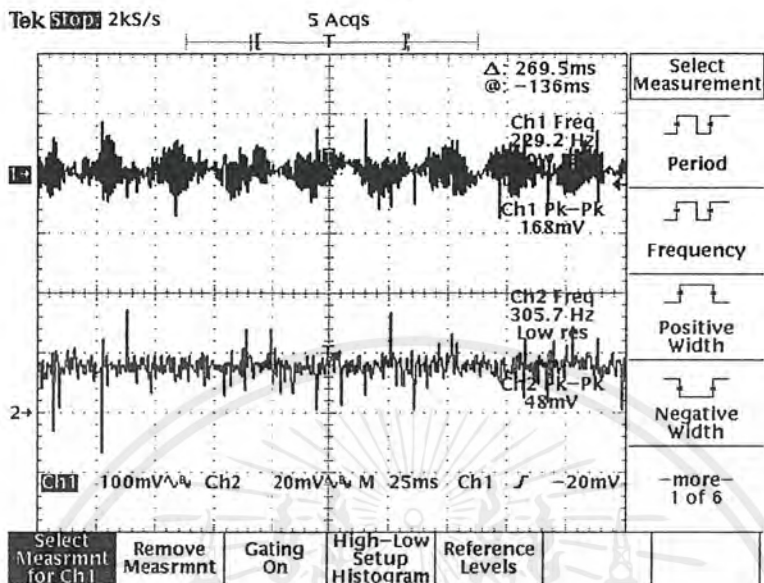


รูปที่ 91 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (6) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz , ถอด 50/60 Hz Notch Filter ขณะคลายการยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

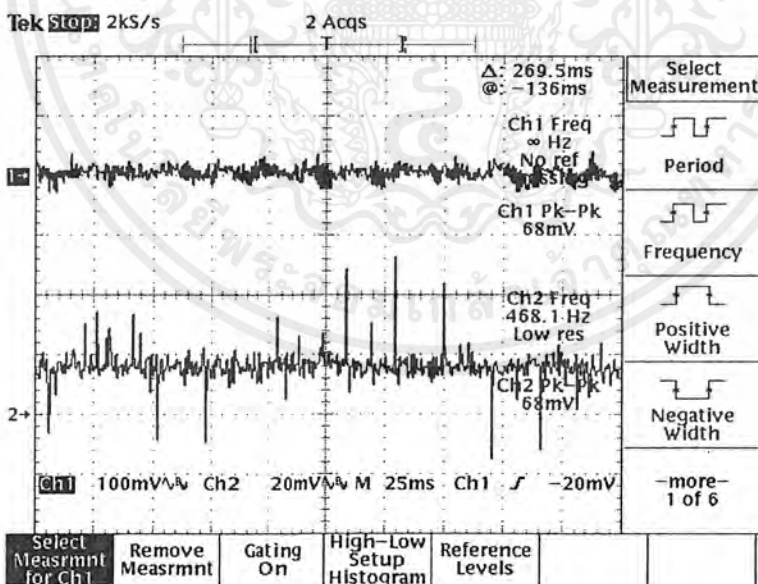


รูปที่ 92 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (6) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz , ถอด 50/60 Hz Notch Filter ขณะออกแรงยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

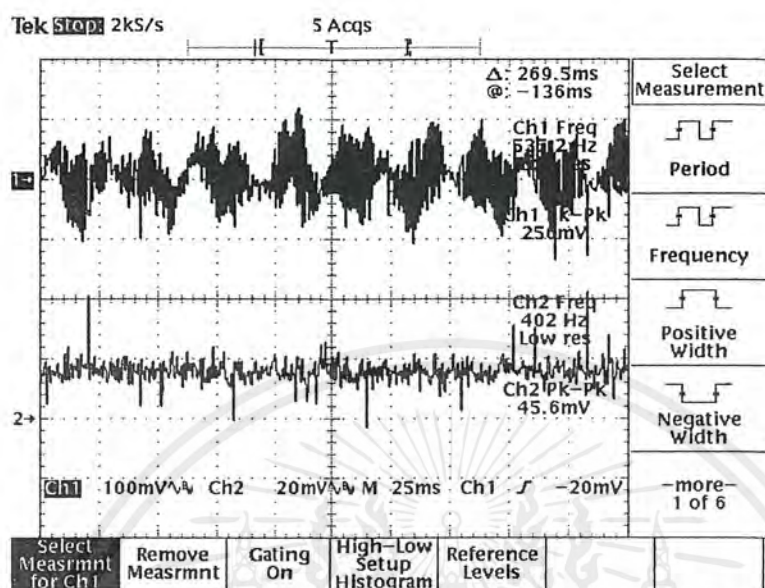


รูปที่ 93 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (7) : ปรับ LPF 100 Hz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะคลายการยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

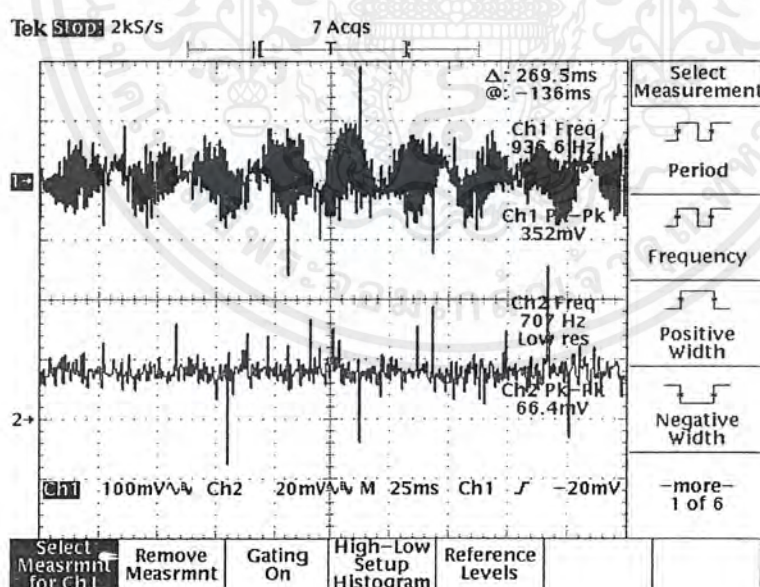


รูปที่ 94 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (7) : ปรับ LPF 100 Hz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะออกแรงยกโต๊ะ (Ref. ที่แขน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

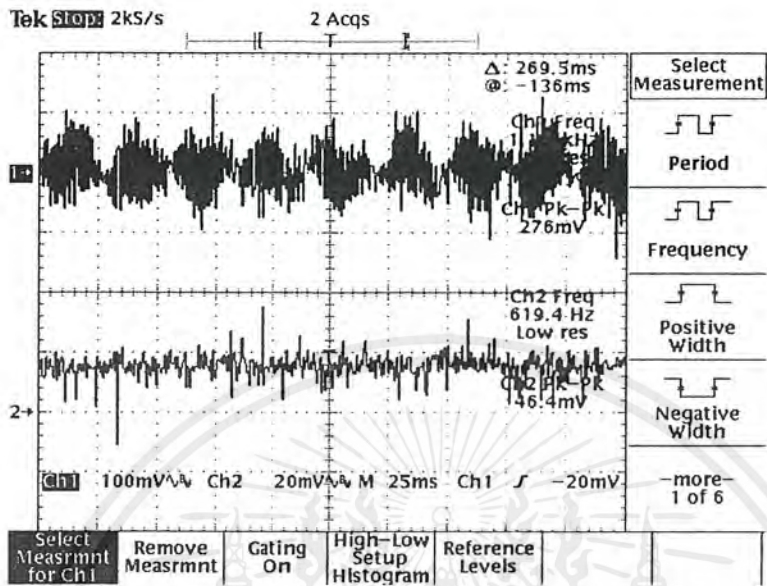


รูปที่ 95 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (8) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะคลายการยกโต๊ะ (Ref. ที่ต้นขาขวา)

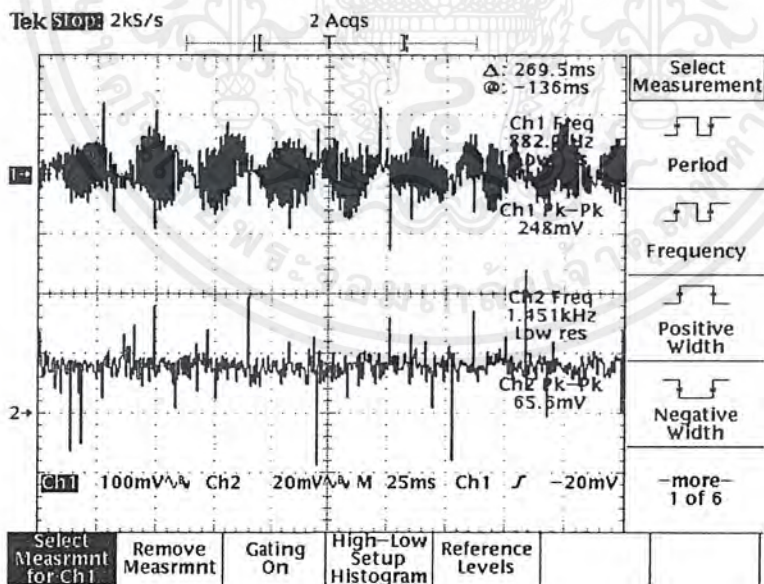


รูปที่ 96 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.1 (8) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะออกแรงยกโต๊ะ (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

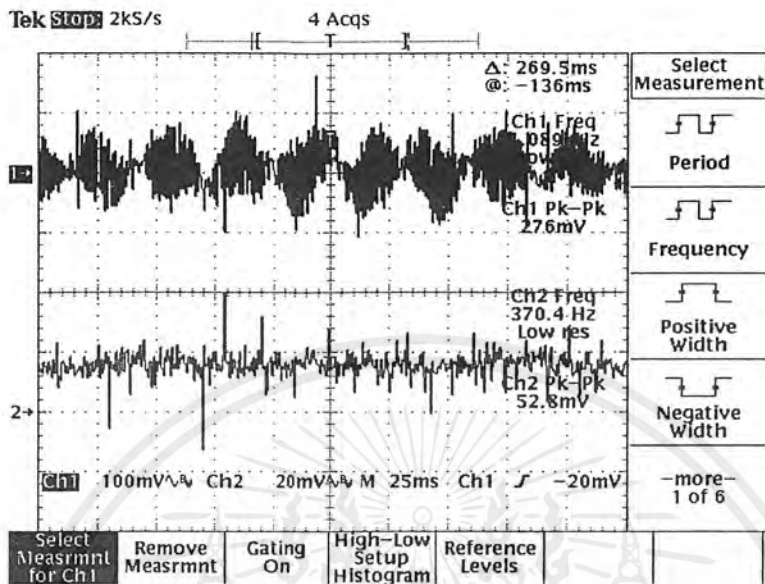


รูปที่ 97 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.2 (2) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะคลายการกดโต๊ะ (Ref. ที่ต้นขาขวา)

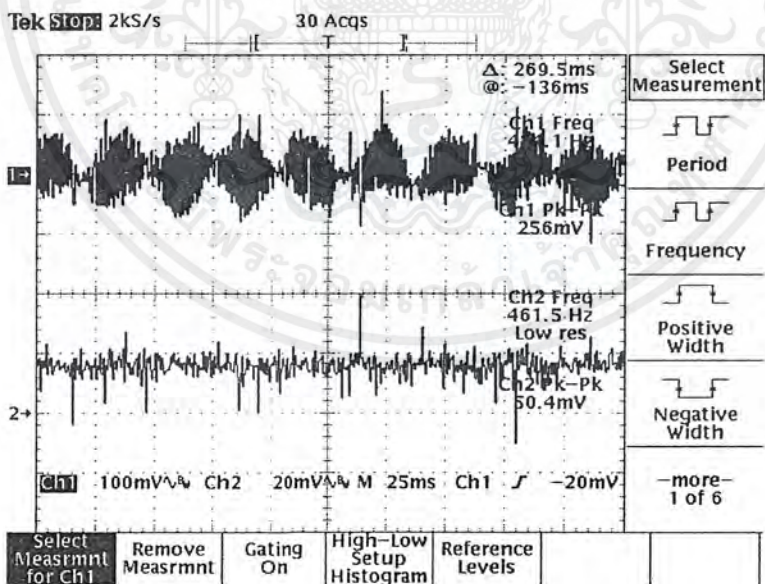


รูปที่ 98 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.2 (2) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะออกแรงกดโต๊ะ (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

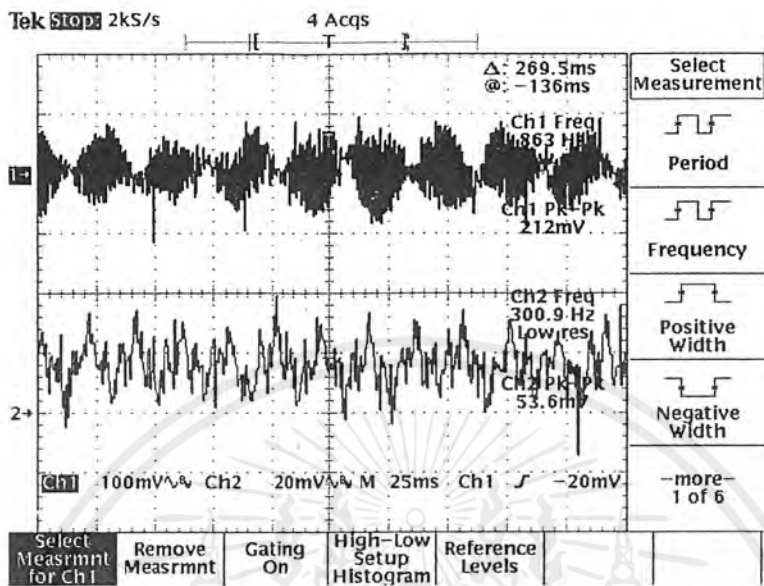


รูปที่ 99 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.2 (3) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะออกแรงกดโต๊ะไม้เต็มที (Ref. ที่ต้นขาขวา)

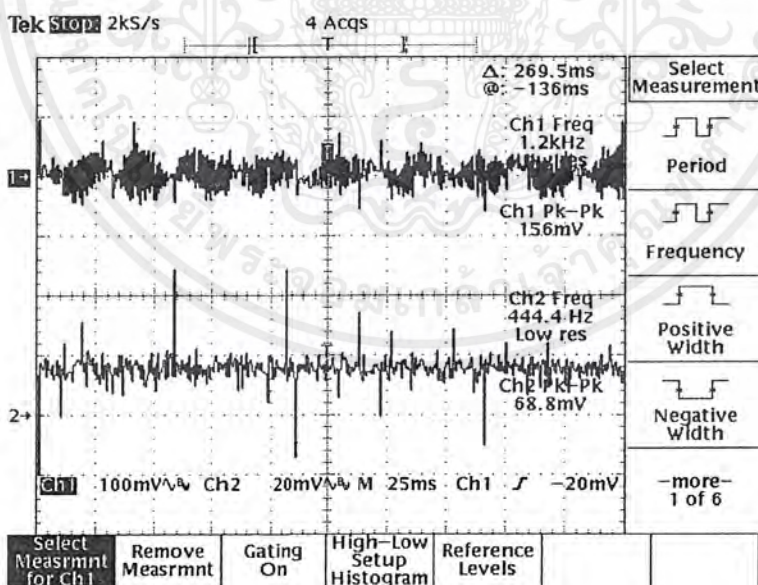


รูปที่ 100 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (2) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะถือถังเปล่า (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

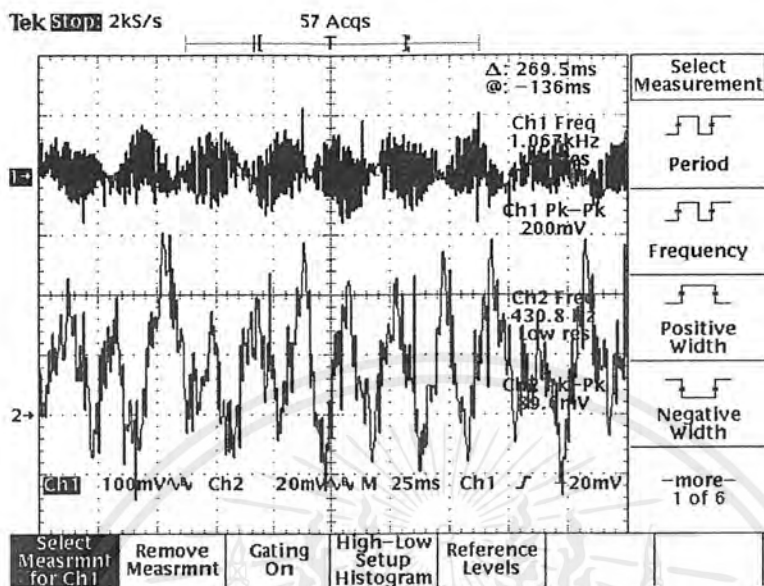


รูปที่ 101 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (2) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะถือถังเปล่า (Ref. ที่ต้นขาขวา)

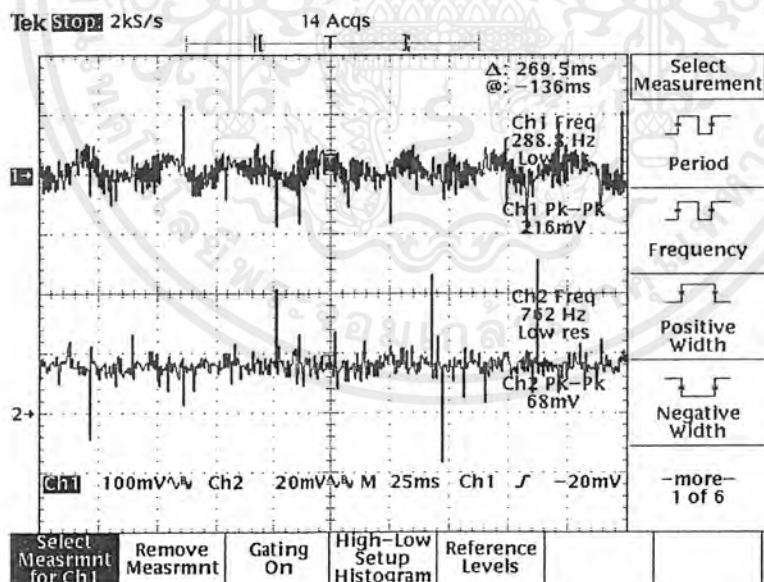


รูปที่ 102 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (3) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF 5 Hz ขณะถือถังน้ำ 1 ลิตร (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

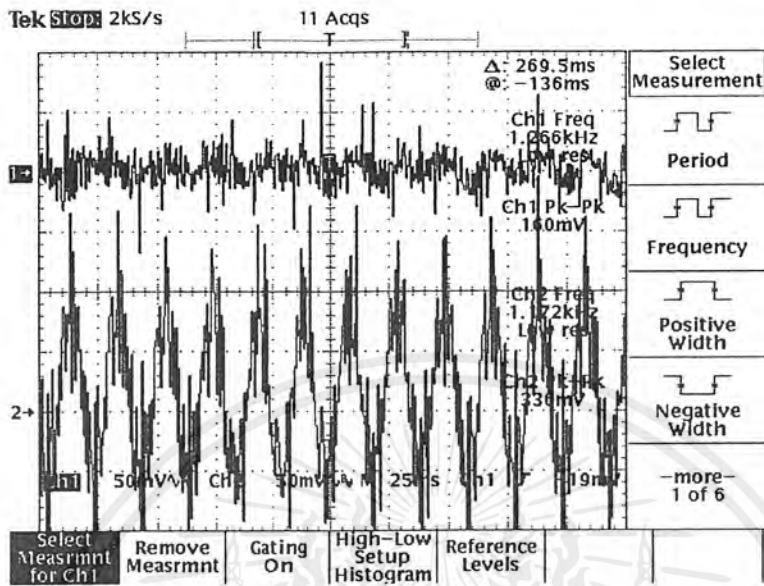


รูปที่ 103 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (3) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะถือถังน้ำ 1 ลิตร (Ref. ที่ต้นขาขวา)



รูปที่ 104 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (4) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output LPF. 5 Hz ขณะถือถังน้ำมากกว่า 1 ลิตร (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 105 ผลตามลำดับขั้นการทดลองที่ 5.4.4.3 (4) : ปรับ LPF 1 kHz, HPF 3.5 Hz, Gain 10 เท่า, วัดที่ Output 50/60 Hz Notch Filter ขณะถือถังน้ำมากกว่า 1 ลิตร (Ref. ที่ต้นขาขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์ผลการทำงานของโครงการ

6.1 สรุปการทำงานของโครงการ

จากผลการทดลองที่วัด ได้เป็นบทสรุปได้อย่างคือว่า ผลกระทบของแต่ละส่วนของส่วนประกอบหลักๆของอุปกรณ์ทางการแพทย์ จะส่งผลอย่างไรต่อสัญญาณที่เราวัดได้บ้าง นับตั้งแต่คุณสมบัติการตอบสนองความถี่ และอัตราการขยายของวงจรรีเฟอร์เรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ทำให้เราทราบได้ว่าหน้าที่ของวงจรกรองสัญญาณต่างๆที่ปรากฏในโครงการนี้ มีความสำคัญและมีผลกระทบต่อส่วนใดของสัญญาณที่เราวัดได้ ตลอดจนกระทั่งการนำไปวัดสัญญาณจากร่างกายจริงสัญญาณที่วัดออกมาได้ก็พอที่เราจะสรุปได้ว่า สัญญาณที่วัดได้ที่มีลักษณะแตกต่างกันนั้นเกิดจากการเปลี่ยนแปลงสถานะของร่างกายส่วนใด และทำไมจึงเป็นเช่นนั้น โดยที่เราไม่จำเป็นจะต้องอ่านออกมาเป็นค่าที่เราวัดได้เป็นตัวเลขที่แน่นอน เพราะจุดประสงค์หลักของโครงการนั้นต้องการให้ผู้ที่ทำการศึกษาทดลองเกิดทักษะจากเหตุและผลที่เกิดขึ้น โดยโครงสร้างของโครงการและเครื่องมือวัดประกอบที่ไม่ยุ่งยากและซับซ้อน และสามารถประยุกต์ใช้ความรู้พื้นฐานทางอิเล็กทรอนิกส์ที่มีอยู่มาใช้งานได้เป็นอย่างดีเป็นรูปธรรมมากยิ่งขึ้น

6.2 วิจารณ์ผลการทดลอง

ความแตกต่างของสัญญาณที่วัดได้จากการวัดจากร่างกายจริง จากบางลำดับขั้นตอนการทดลองที่กำหนดให้ทดลองเปลี่ยน คุณสมบัติส่วนต่างๆของวงจรรวมและสถานะต่างๆของร่างกาย อาจจะยังไม่เห็นผลแตกต่างเท่าที่ควร ทั้งนี้อาจจะเกิดจากความ Error จากค่าอุปกรณ์ต่างๆที่ประกอบในโครงการ หรือจากโครงสร้างของ วงจรที่อาจจะไม่สามารถมีคุณสมบัติที่ดีพอในการกรองสัญญาณที่แท้จริงของสัญญาณที่มีอยู่ในร่างกายได้ ซึ่งอาจจะต้องใช้วงจรที่มีโครงสร้างที่ซับซ้อน และมีคุณภาพสูง ซึ่งก็จะต้องมีราคาอุปกรณ์ที่สูงขึ้นตามไปด้วย แต่อย่างไรก็ดีผลการทดลองส่วนใหญ่ก็ยังคงอยู่ในเกณฑ์ ที่จะสามารถตอบสนองตรงตามจุดมุ่งหมายของโครงการนี้ได้เป็นอย่างดี

บรรณานุกรม

1. ชูศักดิ์ เวชแพทย์, พ.ศ.2526, หลักการ การออกแบบ และการนำไปใช้งาน อุปกรณ์การแพทย์, โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล, กรุงเทพมหานคร, หน้าที่ 1, 11-43, 69-97 และ 189-204
2. ปราณี ใจอาจ และคณะ, 2537, ปฏิบัติการกายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยา 1, ภาควิชาสรีรวิทยา คณะเภสัชศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล, กรุงเทพมหานคร
3. Ganong, W.F. 1991. Review of Medical Physiology. 15th ed., Lange Medical Publication., Connecticut.
4. Guyton, A.C. 1991. Textbook of Medical Physiology. 8th ed., W.B. Saunders Company., Philadelphia
5. David A. Bell 1990. Operational Amplifier Applications, Troubleshooting and Design. Prentice – Hall International Editions.
6. Motorola Semiconductor. 1998. ON Semiconductor. (Online). Available : <http://www.motorola.com/onsemi.com>
7. Texas Instruments Incorporated. 1999. Available : <http://www.ti.com>



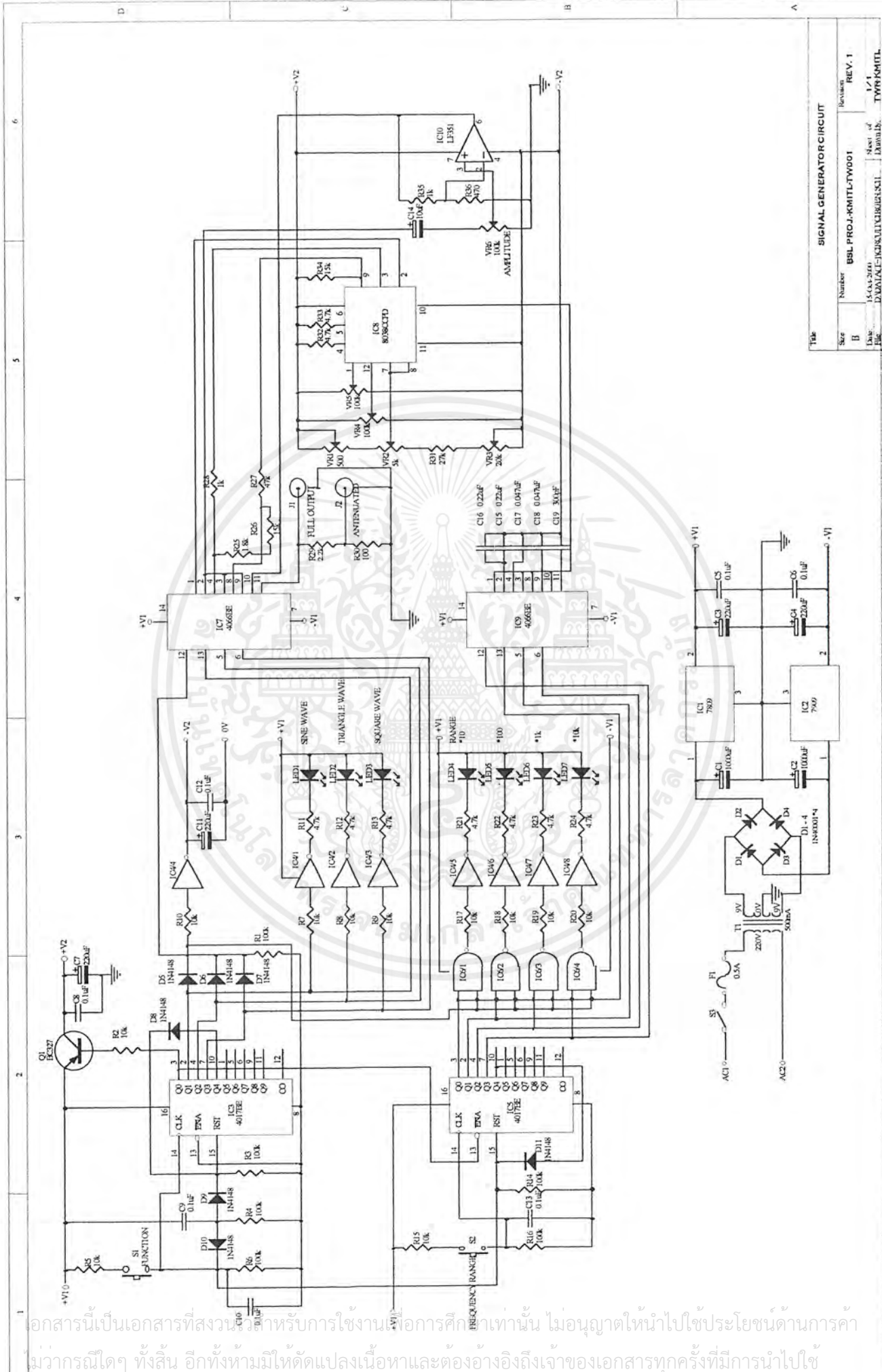
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก.

รายละเอียดของวงจรและการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



TITLE			
Size	Number	Revision	REV. 1
B	BBL PROJ-KMITL-TW001		
Date	15/04/2561	Sheet of	1 / 1
By	DAMNAT-CHUNLITUBRAKSI	Drawn by	TYR-KMITL

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 มั่ววกรณใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.1 วงจรกำเนิดสัญญาณ (Signal generator)

1.1.1 การทำงานของวงจร

1.1.1.1 วงจรจ่ายไฟ

ประกอบด้วยสวิตช์ S3 เป็นตัวตัดต่อไฟสลับ 220 โวลต์ เข้าสู่หม้อแปลง T1 โดยมี F1 ทำหน้าที่ป้องกันการลัดวงจร หม้อแปลง T1 จะลดแรงดัน 220 โวลต์ ให้เหลือ 9-0-9 โวลต์ แล้วจ่ายให้แก่ไดโอด D1 - D4 เรียงกระแสให้เป็นไฟตรง แล้วผ่านตัวเก็บประจุ C1 และ C2 กรองแรงดันให้เรียบ จากนั้นจะถูกควบคุมให้เหลือ 9 โวลต์ C3 - C6 จะช่วยให้แรงดันเอาต์พุตที่จะไปไฟเลี้ยงวงจรมีความราบเรียบและไม่มีสัญญาณรบกวน แรงดันที่จะเลี้ยงวงจรกำหนดให้เป็น +V และ -V ซึ่งมีค่า ± 9 โวลต์

1.1.1.2 วงจรเลือกรูปสัญญาณ

การทำงานของวงจรมี 4 ลักษณะคือ ไม่มีสัญญาณออก, ให้สัญญาณไซน์ออกที่เอาต์พุต, ให้สัญญาณสามเหลี่ยมออกที่เอาต์พุต และให้สัญญาณสี่เหลี่ยมออกที่เอาต์พุต โดยในแต่ละลักษณะจะมีการแสดงผลด้วย LED

สวิตช์ S2 จะเป็นสวิตช์ที่ใช้ในการเลือกรูปสัญญาณ เมื่อกดสวิตช์ S2 ตัวแรกจะเป็นการเลือกไม่ให้ส่งสัญญาณออกที่เอาต์พุต ที่ขา 3 ของ IC3 จะมีสถานะเป็น "1" เกิดแรงดันบวกป้อนเข้าที่ขาเบสของ Q1 ไม่ทำงานจึงไม่เกิดแรงดัน +V2 ไปเลี้ยงวงจรกำเนิดสัญญาณ ขณะเดียวกันที่ขา 13 ของ IC5 ก็เกิดไฟบวกด้วย ซึ่งจะทำให้ IC5 ไม่ทำงาน โดย IC5 จะทำหน้าที่ควบคุมการเลือกย่านความถี่ซึ่งจะได้กล่าวต่อไป

เมื่อกด S2 ครั้งที่ 2 จะเกิดไฟบวกออกที่เอาต์พุตขา 2 ของ IC3 ในขณะที่ขา 3 จะมีไฟลบออกมาทำให้ Q1 ทำงานเกิดแรงดัน +V2 ไปเลี้ยงวงจรกำเนิดสัญญาณ พร้อมกันนั้นก็จะมีไฟลบไปเข้าที่ขา 13 ของ IC5 ทำให้วงจรเลือกย่านความถี่ทำงานด้วย

เมื่อมาพิจารณาที่ขา 2 ของ IC3 ไฟบวกจะผ่าน D5 และ R10 ไปเข้าที่ IC4/4 กลับแรงดันเป็นไฟลบ -V2 ส่งไปเลี้ยงวงจรกำเนิดสัญญาณเช่นกัน ในขณะเดียวกันที่ขา 2 ของ IC4/1 จะได้รับแรงดันไฟบวกจากขา 2 ของ IC3 ด้วยโดยผ่านทาง R7, IC4/1 จะกลับขั้วแรงดันส่งไปขับ LED1 ให้ติดเป็นการแจ้งให้ทราบว่า ขณะนี้ได้เลือกให้สัญญาณไซน์ออกที่เอาต์พุตแล้ว

เมื่อกดสวิตช์ S2 ครั้งที่ 3 เอาต์พุตของ IC3 ที่จะส่งไฟบวกออกมาคือขา 4 จากนั้นการทำงานก็เหมือนกับ การเลือกสัญญาณไซน์แต่คราวนี้ IC4/2 จะทำงานแทน IC4/1 LED2 จึงติดสว่างแทนเป็นการแจ้งให้ทราบว่า ได้เลือกสัญญาณสามเหลี่ยมให้ออกที่เอาต์พุต

เมื่อกดสวิตช์ S2 ครั้งที่ 4 คราวนี้จะเป็นการเลือกให้สัญญาณสี่เหลี่ยมออกทางเอาต์พุต โดยเอาต์พุตของ IC3 ที่จะให้ไฟบวกออกมาคือขา 7 LED3 จะติดสว่างแทน LED2 เป็นการแจ้งให้ทราบว่าได้เลือกสัญญาณสี่เหลี่ยมออกทางเอาต์พุต

1.1.1.3 วงจรเลือกย่านความถี่

IC5 จะเป็นตัวควบคุมการเลือกย่านความถี่ โดยจะถูควบคุมอีกทีจาก IC3 และ IC5 จะไม่ทำงานในกรณีคือ เมื่อกด S1 ให้เลือกไม่ส่งสัญญาณออกทางเอาต์พุตหรือเรียกว่า สแตนด์บาย (Stand by) ซึ่งจะช่วยในการประหยัดพลังงานในขณะที่ไม่ต้องการใช้เครื่องกำเนิดสัญญาณ

สวิตช์ S2 จะใช้ในการเลือกย่านความถี่ จะมีการทำงานคล้ายกับวงจรเลือกรูปสัญญาณ โดยเมื่อกด S2 ครั้งแรกจะเป็นการเลือกย่านความถี่ $\times 10$ Hz IC6/1 และ IC4/5 จะทำงานขับให้ LED4 ติดสว่างเพื่อแสดงว่าได้เลือกย่านความถี่ $\times 10$ Hz และเมื่อกด S3 ครั้งต่อมาก็จะเป็นการเลือกย่านความถี่ $\times 100$ Hz และ $\times 10$ kHz ตามลำดับ LED5, LED6 และ LED7 จะติดสว่างไล่มาตามลำดับเช่นกัน

สัญญาณจากเอาต์พุตของ IC3 จากวงจรเลือกรูปสัญญาณและ IC5 จากวงจรเลือกย่านความถี่ จะถูกส่งต่อไปควบคุมอิเล็กทรอนิกส์สวิตช์ในวงจรกำเนิดสัญญาณ เพื่อเลือกค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่เหมาะสม ในการกำเนิดสัญญาณ ซึ่งจะได้กล่าวต่อไปในวงจรกำเนิดสัญญาณ

1.1.1.4 วงจรกำเนิดสัญญาณ

หัวใจสำคัญอยู่ที่ IC8 เบอร์ ICL8038CCPD อันเป็นไอซีกำเนิดสัญญาณ โดยเฉพาะ มีเอาต์พุตออกสำหรับสัญญาณสามรูปแบบคือ ไชน่ที่ขา 2 สัญญาณสามเหลี่ยมที่ขา 4 และสัญญาณสี่เหลี่ยมที่ขา 7 สัญญาณทั้งหมดจะถูกส่งเข้าไปที่ IC7 ซึ่งเป็นอิเล็กทรอนิกส์สวิตช์ IC7 จะได้รับสัญญาณควบคุมการตัดต่อสวิตช์จาก IC3 เมื่อเลือกสัญญาณ ไชน่ สัญญาณเอาต์พุตจากขา 2 ของ IC3 จะถูกส่งมาที่ขา 13 ของ IC7 เพื่อควบคุมสัญญาณ ไชน่ จากขา 2 ของ IC8 ที่ส่งมาที่ขา 1 ของ IC7 ต่อเข้ากับขา 2 ของ IC8 ส่งต่อไปเข้าวงจรขยายสัญญาณเอาต์พุตต่อไป

ถ้าเลือกสัญญาณสามเหลี่ยมที่ขา 5 ของ IC7 จะได้รับสัญญาณไฟบวกจากขา 4 ของ IC3 และ IC7 จะทำการต่อสัญญาณสามเหลี่ยมจากขา 3 ของ IC7 ซึ่งส่งมารออยู่ที่ขา 4 ของ IC7 โดยผ่านทาง R28 ต่อเข้ากับขา 3 ของ IC8 และส่งต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณเอาต์พุต

สุดท้ายเมื่อเลือกสัญญาณสี่เหลี่ยมขา 6 ของ IC7 จะได้รับสัญญาณไฟบวกจากขา 7 ของ IC3 และ IC7 จะต่อสัญญาณจากขา 9 ของ IC8 ซึ่งส่งต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณเอาต์พุตต่อไปเช่นกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับ IC9 จะทำหน้าที่เลือกตัวเก็บประจุที่จะต่อเข้ากับขา 10 ของ IC8 เพื่อให้กำเนิดสัญญาณได้อย่างถูกต้องเมื่อเลือกสัญญาณย่าน $\times 10$ Hz สัญญาณไฟบวกจากขา 3 ของ IC5 จะถูกส่งมาควบคุมให้ขา 2 ของ IC9 ต่อกัน นั่นก็คือการต่อ C15 ค่า 0.27 μ F และ C16 ค่า 0.22 μ F เข้าที่ขา 10 ของ IC8 เพื่อให้สามารถกำเนิดความถี่ได้ตั้งแต่ 10 - 100 Hz

เมื่อเลือกย่าน $\times 100$ Hz IC9 จะได้รับสัญญาณควบคุมจากขา 2 ของ IC5 เข้ามาทางขา 5 ทำให้ขา 5 และ 4 ของ IC9 ต่อกัน จึงเป็นการต่อ C17 ค่า 0.047 μ F เข้าที่ขา 10 ของ IC8 เพื่อกำเนิดความถี่ 100 Hz - 1kHz

เมื่อเลือกย่าน $\times 1$ kHz และ $\times 10$ kHz IC9 จะได้รับสัญญาณควบคุมจากขา 4 และ 7 ของ IC5 ตามลำดับทำให้ขา 8 - 9 และ 10 - 11 ต่อกัน เป็นการต่อ C18 และ C19 เข้าที่ขา 10 ของ IC8 เพื่อให้กำเนิดความถี่ 1 - 10 kHz และ 10 - 100 kHz ตามลำดับ

VR1 และ VR3 ทำหน้าที่ในการปรับขอบเขตของย่านความถี่ที่กำเนิดออกจาก IC8 โดย VR1 กำหนดขอบเขตความถี่ต่ำส่วน VR3 กำหนดขอบเขตความถี่สูง VR2 ทำหน้าที่ปรับเลือกความถี่ซึ่งก็คือปรับแรงดันเข้าของขา 7 และ 8 ของ IC8 เพื่อให้ IC8 กำเนิดความถี่ตามค่าของแรงดันที่ป้อนเข้าไปนั่นเอง

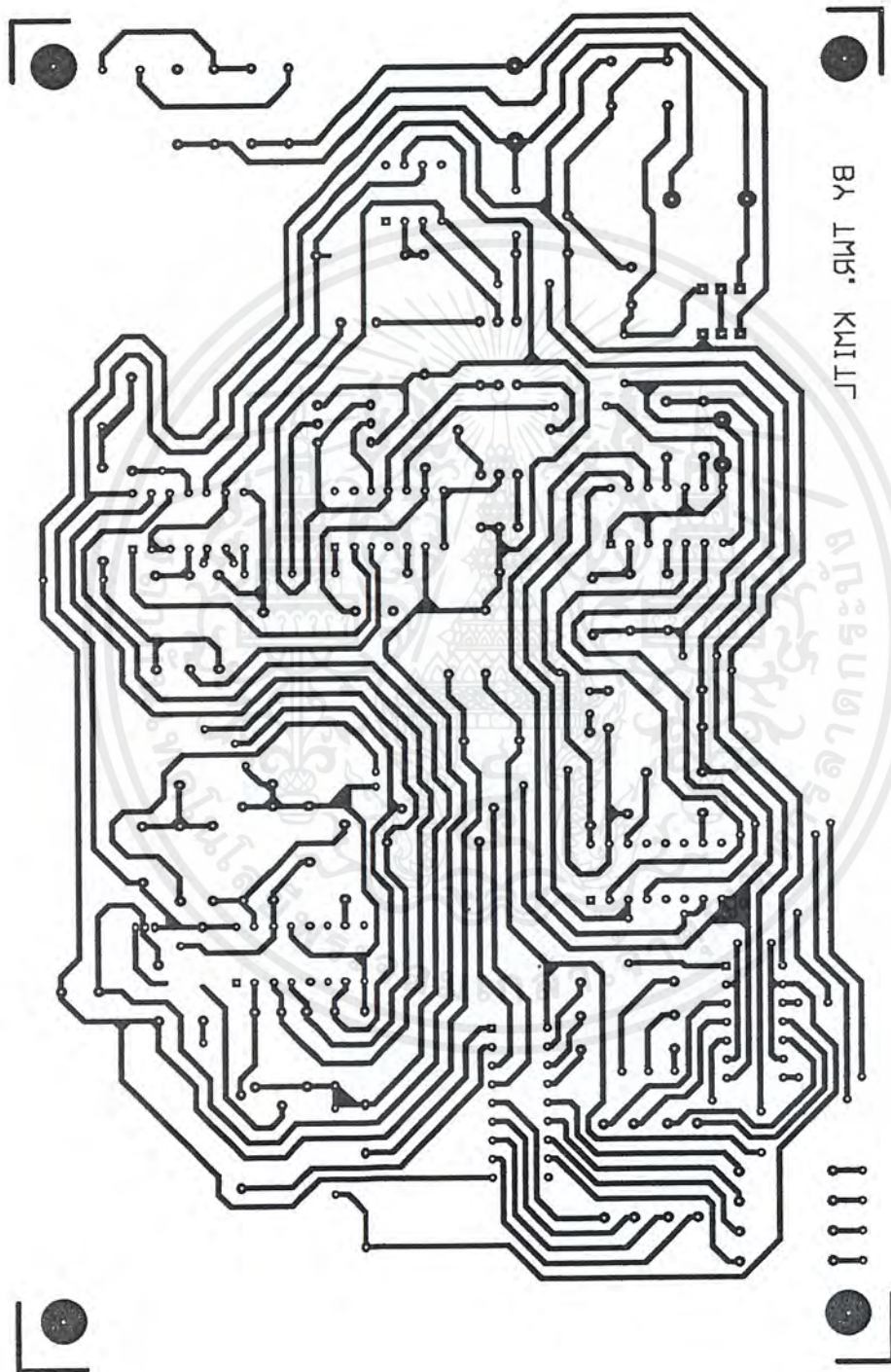
ในขณะที่ VR4 และ VR5 ร่วมกับ R32 และ R33 ซึ่งต่ออยู่ที่ขา 4 และ 5 ของ IC8 จะทำหน้าที่ควบคุมความสมมาตรของรูปสัญญาณ เพื่อให้สัญญาณที่ออกมามีความเพี้ยนต่ำสุดหรือไม่มีเลย

1.1.1.5 วงจรขยายสัญญาณเอาต์พุต

IC10 จะทำหน้าที่ร่วมกับ R35, R36, C14 และ VR6 โดย C14 ทำหน้าที่คัปปลิงสัญญาณจาก IC7 ส่วน VR6 ทำหน้าที่ปรับความแรงของสัญญาณเอาต์พุตซึ่งสามารถปรับได้สูงสุด 9 โวลท์พีคทูพีค

สัญญาณเอาต์พุตจาก IC10 จะถูกส่งกลับไปที่ IC7 เพื่อผ่านอีเล็กทรอนิกส์สวิทช์ ออกไปที่ขา 11 ของ IC5 โดยจะมีสัญญาณควบคุมมาจาก IC3 เข้ามาที่ขา 12 ของ IC5 ซึ่งสัญญาณควบคุมนี้จะมีมาตลอด เว้นแต่เมื่อกด S2 เล็กในสภาวะสแตนด์บายหรือเลือกให้ไม่มีสัญญาณออกไปที่เอาต์พุต

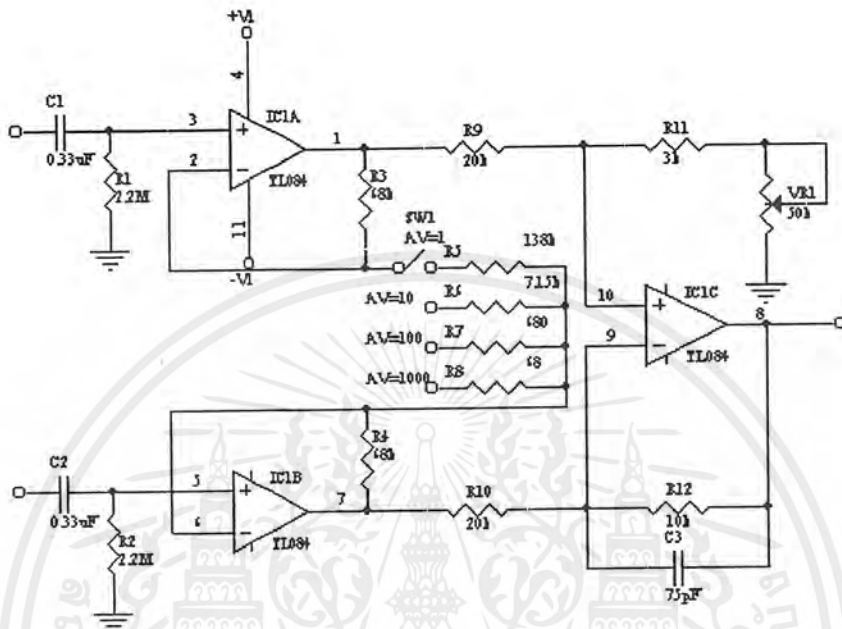
สัญญาณจากขา 11 ของ IC5 จะถูกส่งออกไปที่ J1 ซึ่งเป็นเอาต์พุต Full หรือเอาต์พุตที่ให้สัญญาณเต็มที ส่วน J2 จะเป็นสัญญาณที่ถูกตัดทอนแล้ว โดย R29 และ R30 โดยที่ J1 จะมีความแรงของสัญญาณสูงสุด 9 โวลท์พีคทูพีค ในขณะที่ J2 ให้ความแรงสูงสุด 400 มิลลิโวลท์พีคทูพีค



รูป แสดงลายวงจร Signal Generator ด้าน Bottom Layer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 วงจรไบโอมิดคอลลแอมพลิไฟเออร์ (Biomedical Amplifier)



1.2.1 การทำงานของวงจร

วงจรไบโอมิดคอลลแอมพลิไฟเออร์จะทำหน้าที่ ขยายเฉพาะผลต่างของสัญญาณที่ป้อนเข้ามาทางอินพุต โดยโครงสร้างของวงจรจะประกอบไปด้วยวงจร R - C Filter 0.22 Hz เพื่อป้องกัน ไฟฟ้ากระแสตรงไหลผ่านเข้าเครื่อง แล้วป้อนเข้าตัววงจรคิฟเฟอร์เรนเซียล อินพุต / เอาท์พุต เพื่อนำค่าผลต่างของสัญญาณอินพุตทั้ง 2 จุด ส่งผ่านไปยังส่วนวงจรคิฟเฟอร์เรนเซียลแอมพลิไฟเออร์ เพื่อทำหน้าที่ปรับอัตราการขยายของสัญญาณผลต่างที่ได้ โดยขึ้นอยู่กับค่าของความต้านทานที่เลือกจาก SW1 (R5 - R8), R3, R10 และ R12 โดยมี VR1 ทำหน้าที่เป็น Commnd Mode Rejection (CMMR) คือการปรับเพื่อไม่รับศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกันทั้งความสูงและเวลาที่ทางนำเข้า แต่ในทางตรงกันข้ามจะขยายศักย์ไฟฟ้า ที่แตกต่างกันซึ่งเข้าไปทางเข้าทั้งสองของแอมพลิไฟเออร์ ดังนั้นวงจรคิฟเฟอร์เรนเซียลแอมพลิไฟเออร์ จึงเป็นวงจรส่วนสำคัญส่วนแรกที่จะคอยกำจัดสัญญาณรบกวนที่มารบกวนสัญญาณที่เราต้องการวัดจากร่างกายจริง

1.2.2 การออกแบบวงจร

1.2.2.1 วงจร High Pass Filter 0.22 Hz

คำนวณได้จากสูตร

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

กำหนดให้ค่า $R_1 = R_2 = 2.2 \text{ M}\Omega$ และต้องการจุด Cutoff ที่ $F_c = 0.22 \text{ Hz}$

ให้ค่า $C_1 = C_2$ $\therefore C_1 = \frac{1}{(2 \times 3.141 \times 2.2 \text{ M}\Omega \times 0.22 \text{ Hz})} = 0.33 \text{ }\mu\text{F}$

1.2.2.2 วงจร Differential Amplifier

คำนวณได้ดังนี้

กำหนดให้แรงดันที่ป้อนขา Non Inverter เป็น V_1 และ ที่ขา Inverter เป็น V_2 ของ IC1(C)

พิจารณาให้ขา $V_2 = 0$;

$$V_{O1} = \frac{-R_{12}}{R_{10}} \times V_1$$

พิจารณาให้ขา $V_1 = 0$;

$$V(V_{R1} + R_{11}) = \frac{V_{R1} + R_{11}}{V_{R1} + R_9 + R_{11}} \times V_2$$

และ

$$V_{O2} = \frac{R_{10} + R_{12}}{R_{10}} \times V(V_{R1} + R_{11})$$

กำหนดให้ $R_9 = R_{10}$ และ $(V_{R1} + R_{11}) = R_{11}$

$$V_{O2} = \frac{R_{12}}{R_{10}} \times V_1$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาสัญญาณที่ V1 และ V2

$$\begin{aligned} V_O &= V_{O2} + V_{O1} \\ &= \left(\frac{R_{12}}{R_{10}} \times V_2 \right) - \left(\frac{R_{12}}{R_{10}} \times V_1 \right) \\ &= \frac{R_{12}}{R_{10}} (V_2 - V_1) \end{aligned}$$

กำหนดให้ $R_3 = R_4$ และ $R_9 = R_{10}$

$$\therefore AV = \frac{((2 \times R_3) + 1) \times (R_{12})}{R_{(SW1)} \times R_{10}}$$

แทนค่าให้ $R_9 = R_{10} = 20 \text{ k}\Omega$ $R_{12} = 10 \text{ k}\Omega$ และ $R_3 = 68 \text{ k}\Omega$

ดังนั้นที่ $AV = 1$;

$$R_5 = \frac{2 \times 68 \text{ k}\Omega \times 0.5}{1 - 0.5} \approx 138 \text{ k}\Omega$$

$AV = 10$;

$$R_6 = \frac{2 \times 68 \text{ k}\Omega \times 0.5}{10 - 0.5} \approx 107.15 \text{ k}\Omega$$

$AV = 100$;

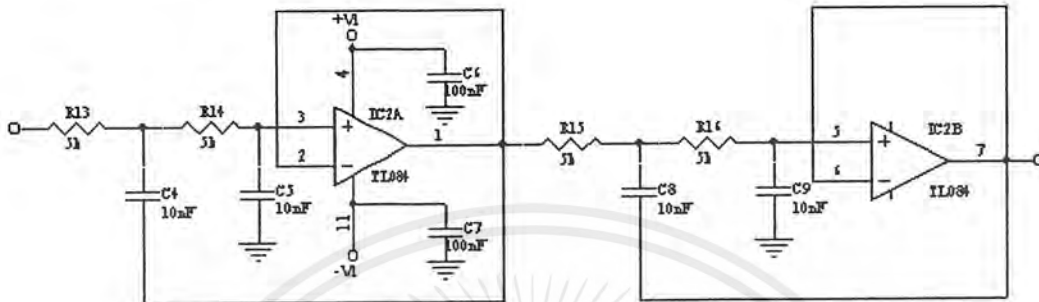
$$R_7 = \frac{2 \times 68 \text{ k}\Omega \times 0.5}{100 - 0.5} \approx 680 \Omega$$

$AV = 1000$;

$$R_8 = \frac{2 \times 68 \text{ k}\Omega \times 0.5}{1000 - 0.5} \approx 68 \Omega$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 วงจร Lowpass Filter 3 kHz



1.3.1 การทำงานของวงจร

เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าที่ร่างกาย เช่น ผิวหนัง กล้ามเนื้อ หรือหัวใจจะมีองค์ประกอบของสัญญาณความถี่ต่ำ ดังนั้นจึงควรจะมีวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำที่ทำหน้าที่ไม่ให้สัญญาณที่มีความถี่สูงกว่า 3 kHz ผ่าน ซึ่งถือว่าเป็นสัญญาณรบกวน ซึ่งสัญญาณรบกวนดังกล่าวอาจจะได้แก่ ทรานส์เซียนส์ (Transient) ที่เกิดจากการกระชากของกระแสที่เกิดจากสวิตช์ (Switch) ต่างๆ เป็นต้น โดยลักษณะของวงจรจะเป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำแบบบัตเตอร์เวิร์ท (Butterworth) ซึ่งมีอันดับ 4 เพื่อให้สัญญาณมีจุดคัทออฟที่คมชัดมากยิ่งขึ้น

1.3.2 การออกแบบวงจร

เพื่อให้ง่ายแก่การคำนวณ จึงกำหนดให้ค่า $R13 = R14 = R15 = R16 = R$ และให้ $C4 = C5 = C8 = C9 = C = 10 \text{ nF}$

จากสูตร

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

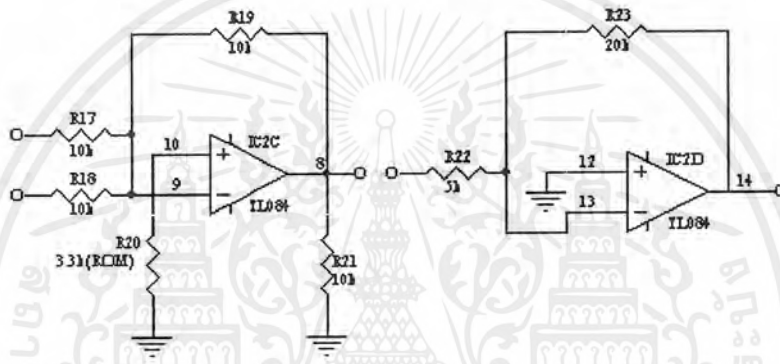
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทนค่า

$$\therefore R = \frac{1}{(2 \times 3.414 \times 10 \text{ nF} \times 3 \text{ kHz})}$$

$$\approx 5 \text{ k} \Omega$$

1.4 วงจร Summing และวงจร Amplifier Signal



1.4.1 การทำงานของวงจร

เป็นวงจรที่กำหนดให้รวมสัญญาณใดๆ 2 สัญญาณเข้าไว้ด้วยกันโดยในที่นี้จะใช้สำหรับการทดลองรวมสัญญาณระหว่างวงจร กำเนิดความถี่ 50 Hz และสัญญาณอินพุตใดๆ เพื่อส่งต่อไปให้วงจร Amplifier Signal เพื่อขยายสัญญาณที่รับเข้ามาให้แรงขึ้นตามลำดับ

1.4.2 การออกแบบวงจร

จากสูตร

$$AV1 = \frac{-R19}{R17} = \frac{-R19}{R18} = \frac{-10 \text{ k} \Omega}{10 \text{ k} \Omega} = -1 \text{ เท่า}$$

$$AV2 = \frac{-R23}{R22} = \frac{-20 \text{ k} \Omega}{5 \text{ k} \Omega} = -4 \text{ เท่า}$$

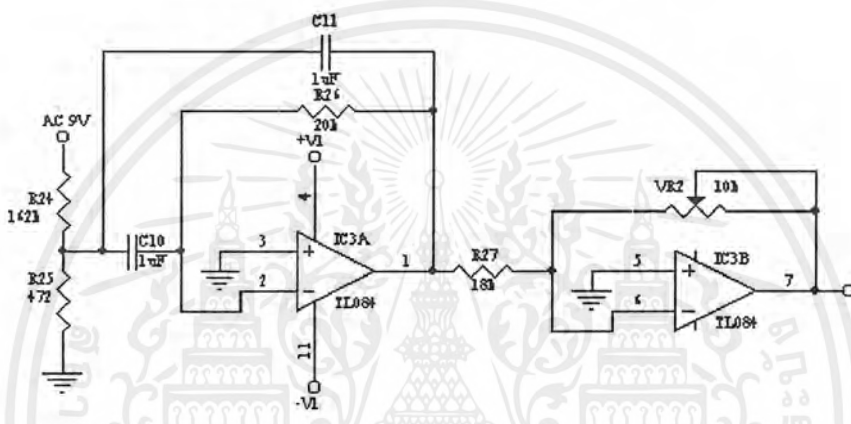
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น

$$AV_T = AV_1 \times AV_2 = (-1) \times (-4) = 4 \text{ เท่า}$$

$$R_{OM} = \frac{(R_{17} \times R_{18} \times R_{19})}{(R_{17} \times R_{18}) + (R_{18} \times R_{19}) + (R_{17} \times R_{19})} = 3.3 \text{ k}\Omega$$

1.5 วงจร Noise Generator 50/60 Hz



1.5.1 การทำงานของวงจร

เป็นวงจรที่สร้างขึ้นมาเพื่อเป็นตัวเปรียบเทียบเสมือนกับว่า เป็นการสร้างสัญญาณรบกวนให้แก่วงจร เพื่อศึกษาผลกระทบที่มีต่อการทำงานของวงจร ลักษณะวงจรเป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ผ่านเฉพาะช่วงที่แคบ (Narrow Band Band Pass Filter) คือส่วนของ IC3(A) โดยวงจรจะประกอบไปด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกรองความถี่สูงผ่าน สัญญาณที่ป้อนเป็นอินพุตของวงจรอาศัยสัญญาณความถี่ 50 Hz ของ สัญญาณ ไฟ AC 9 Volt และ IC3(B) ทำหน้าที่ปรับระดับความแรงของสัญญาณที่ได้ผ่านการปรับที่ VR2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5.2 การออกแบบวงจร

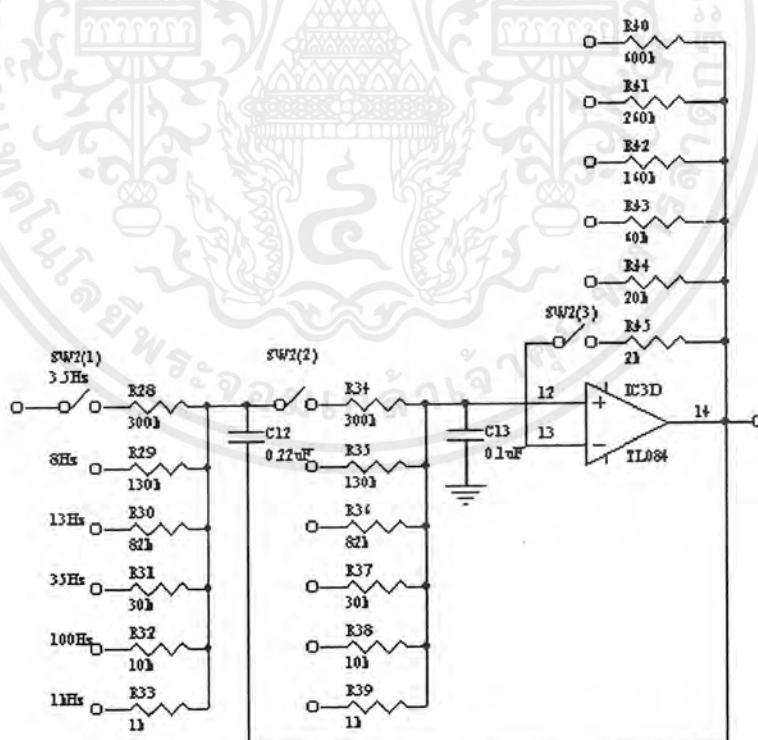
กำหนดให้ $C10 = C11 = C = 1 \mu\text{F}$, $R24 = 162 \text{ k}\Omega$, $R25 = 472 \Omega$

คำนวณจากสูตร

$$F_c = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(R26 \times (R24 \times R25)) \cdot (R24 + R25)}}$$

แทนค่า

$$R26 = \left(\frac{1}{2\pi \times 1 \mu\text{F} \times 50 \text{ Hz} \times \sqrt{(162 \text{ k}\Omega \times 472 \Omega) \cdot (162 \text{ k}\Omega + 472 \Omega)}} \right)^2$$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

1.6.1 การทำงานของวงจร

เป็นวงจรที่ทำหน้าที่สำหรับการเลือกจุดคัทออฟ ที่ย่านความถี่ต่ำผ่าน โดยวงจรนี้สามารถเลือกจุด คัทออฟได้ 6 จุดคือ 3.5 Hz, 8 Hz, 13 Hz, 35 Hz, 100 Hz และ 1 kHz โดยโครงสร้างของวงจรเป็นแบบ บัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 2

1.6.2 การออกแบบวงจร

จากสูตร

$$F_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{(R_1 \times R_2 \times C_1 \times C_2)}}$$

กำหนดให้

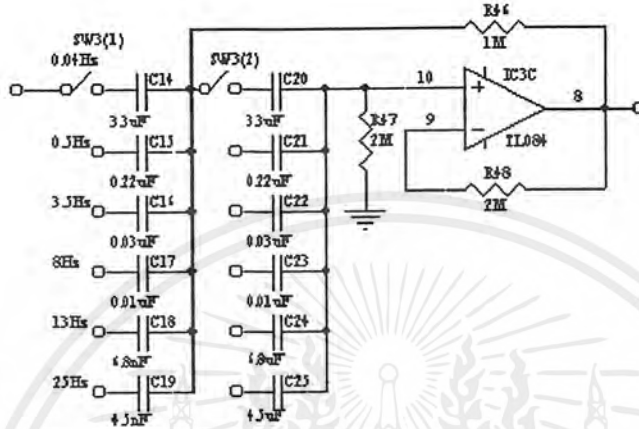
$$R(28-33) = R(34-39) = \frac{R(40-45)}{2} = R_1 \quad C_{13} = \frac{C_{12}}{2}$$

$$\begin{aligned} R(28-33) &= \frac{1}{2\pi F_c \times \sqrt{(0.22 \mu\text{F} \times 0.1 \mu\text{F})}} \\ &= \frac{1073.022 \times 10^3}{F_c} \end{aligned}$$

$F_c = 3.5 \text{ Hz}$;	$R_{28} \approx 300 \text{ k}\Omega$	$R_{40} \approx 600 \text{ k}\Omega$
$F_c = 8 \text{ Hz}$;	$R_{29} \approx 130 \text{ k}\Omega$	$R_{41} \approx 260 \text{ k}$
$F_c = 13 \text{ Hz}$;	$R_{30} \approx 82 \text{ k}\Omega$	$R_{42} \approx 160 \text{ k}\Omega$
$F_c = 35 \text{ Hz}$;	$R_{31} \approx 30 \text{ k}\Omega$	$R_{43} \approx 60 \text{ k}\Omega$
$F_c = 100 \text{ Hz}$;	$R_{32} \approx 10 \text{ k}\Omega$	$R_{44} \approx 20 \text{ k}\Omega$
$F_c = 1 \text{ kHz}$;	$R_{33} \approx 1 \text{ k}\Omega$	$R_{45} \approx 2 \text{ k}\Omega$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน



1.7.1 การทำงานของวงจร

เป็นวงจรที่ทำหน้าที่สำหรับการเลือกจุดคัทออฟ ที่ย่านความถี่สูงผ่าน โดยวงจรนี้สามารถเลือกจุด คัทออฟได้ 6 จุดคือ 0.04 Hz, 0.5 Hz, 3.5 Hz, 8 Hz, 13 Hz และ 25 Hz โดยโครงสร้างของวงจรเป็นแบบ บัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 2

1.7.2 การออกแบบวงจร

จากสูตร

$$F_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{(R1 \times R2 \times C1 \times C2)}}$$

กำหนดให้ $C(14 - 19) = C(20 - 25)$ และ $R46 = \frac{R47}{2} = \frac{R48}{2}$

$$C = \frac{1}{2\pi F_c \times \sqrt{(1M\Omega \times 2M\Omega)}}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$= \frac{1.125 \times 10^{-7}}{F_c}$$

$$F_c = 0.04 \text{ Hz}; \quad C_{14} \approx 3.3 \text{ uF}$$

$$F_c = 0.5 \text{ Hz}; \quad C_{15} \approx 0.22 \text{ uF}$$

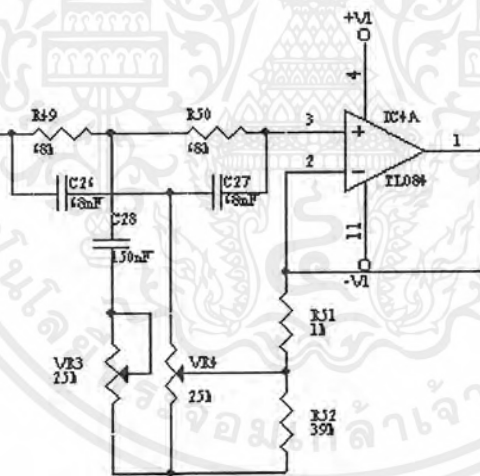
$$F_c = 3.5 \text{ Hz}; \quad C_{16} \approx 0.03 \text{ uF}$$

$$F_c = 8 \text{ Hz}; \quad C_{17} \approx 0.01 \text{ uF}$$

$$F_c = 13 \text{ Hz}; \quad C_{18} \approx 6.8 \text{ nF}$$

$$F_c = 25 \text{ Hz}; \quad C_{19} \approx 4.5 \text{ nF}$$

1.8 วงจร 50/60 Hz Notch Filter



1.8.1 การทำงานของวงจร

เป็นวงจรที่ทำหน้าที่ขจัดสัญญาณที่มารบกวนที่เราไม่ต้องการออกไปจากระบบ ซึ่งมักเกิดจากการรบกวนของไฟฟ้ากระแสสลับในอาคารที่มีความถี่ 50/60 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.8.2 การออกแบบวงจร

จากรูปจะเห็นได้ว่ามี R49, R50 และ C28 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำ โดยมี VR3 เป็นตัวปรับคutoffของวงจร และ C26, C27 และ VR4 เป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน โดย VR4 จะเป็นตัวปรับคutoffของวงจร ส่วน R51 และ R52 เป็นส่วนแบ่งแรงดัน โดยคำนวณจากสูตร

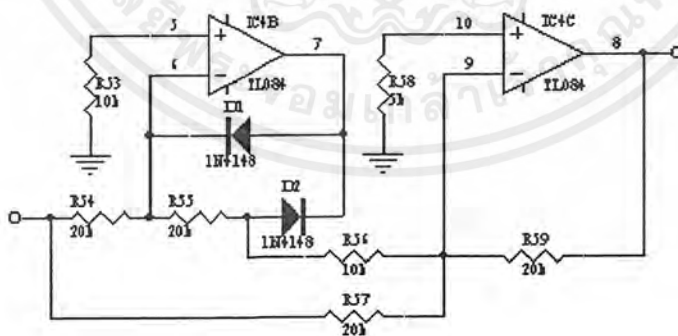
$$FN = \frac{1}{2\pi RC}$$

กำหนดให้ C26, C27 $\leq 1 \mu\text{F}$ ในที่นี้กำหนดให้เท่ากับ 68 nF, FN = 50 Hz

$$R49 = R50 = 2 \times VR4; C26 = C27 = C28 \quad \text{ดังนั้น } C28 = 150 \text{ nF}$$

$$\therefore R49 = R50 = \frac{1}{2\pi \times 50 \times 68 \text{ nF}} = 46.8 \text{ k}\Omega \text{ เลือกใช้ค่า } 68 \text{ k}\Omega \text{ และ } VR4 = 25 \text{ k}\Omega$$

1.9 วงจร กรองแรงดัน (Absolute Value)

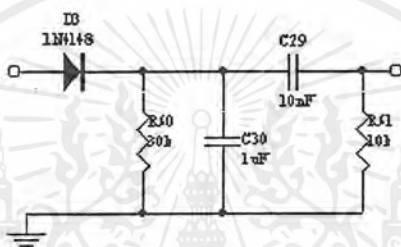


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.9.1 การทำงานของวงจร

จากรูปเป็นวงจรที่ทำหน้าที่ คำนวณการผ่านชั่วไฟฟ้าชั่วหนึ่งและทำการแปลงชั่วไฟฟ้าที่เหลือให้กลับชั่วเหมือนกับชั่วไฟ ที่ปล่อยผ่านไป เนื่องจากคลื่นไฟฟ้ากล่อมนี้มีลักษณะเป็น Random คือมีทั้งชั่วบวกและลบ วงจรนี้จะทำให้มีสัญญาณที่เป็นค่าบวกอย่างเดียว

1.10 วงจร เอ็นเวลลอป (Envelope) และ วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ 5 Hz



1.10.1 การทำงานของวงจร

เป็นวงจรที่ประกอบไปด้วย ส่วนประกอบของวงจร Peak Detector โดย D3 1N4148 ทำหน้าที่กรองสัญญาณเฉพาะด้านบวกให้ผ่านไปได้ และส่วนประกอบของวงจร Lowpass Filter 5 Hz โดยมี R60, C30 เพื่อกรองเอาส่วนที่เป็น Envelope Detector ออกมา การที่วงจรของ R60, C30 จะทำงานได้ดีนั้น ไทม์คอนสแตนต์ (Time Constant) ของวงจร สำหรับ R61, C29 นั้นจะทำหน้าที่สกัดส่วนประกอบกระแสตรงออก และมักจะสกัดความถี่ต่ำออกด้วย ซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้เอ็นเวลลอป ไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในส่วนงานที่เป็นส่วนประกอบความถี่ต่ำที่มีความหมายมาก

1.10.2 การออกแบบวงจร

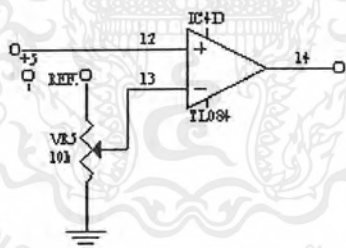
สามารถคำนวณได้จากสูตร

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

กำหนดให้ $C1 = 1 \mu\text{F}$, $F_c = 5 \text{ Hz}$

$$\therefore R_{60} = \frac{1}{2\pi \times 50 \times 68 \text{ nF}} \approx 30 \text{ k}\Omega$$

1.11 วงจรเปรียบเทียบแรงดัน (Ccomparator)



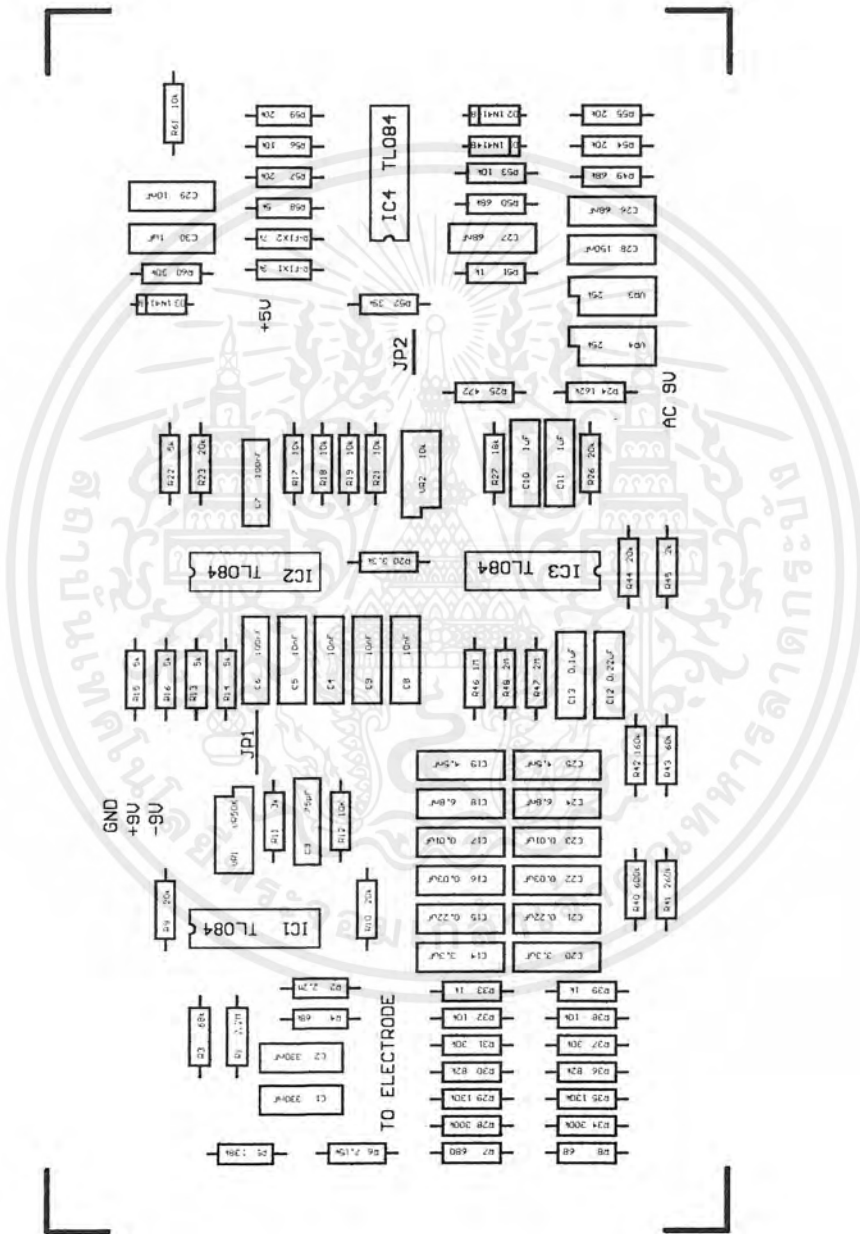
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.11.1 การทำงานของวงจร

จากรูปเป็นวงจรที่ทำหน้าที่รักษาระดับของทรานซิสเตอร์ให้ มีระดับเท่าที่ต้องการ โดยในที่นี้ เราจะใช้ระดับค่า ทรานซิสเตอร์ ประมาณ 70 % ของสัญญาณที่ออกมาจาก วงจรพีคดีเทคเตอร์ (Peak Detector) โดยใช้หลักการของวงจรแบ่งแรงดัน

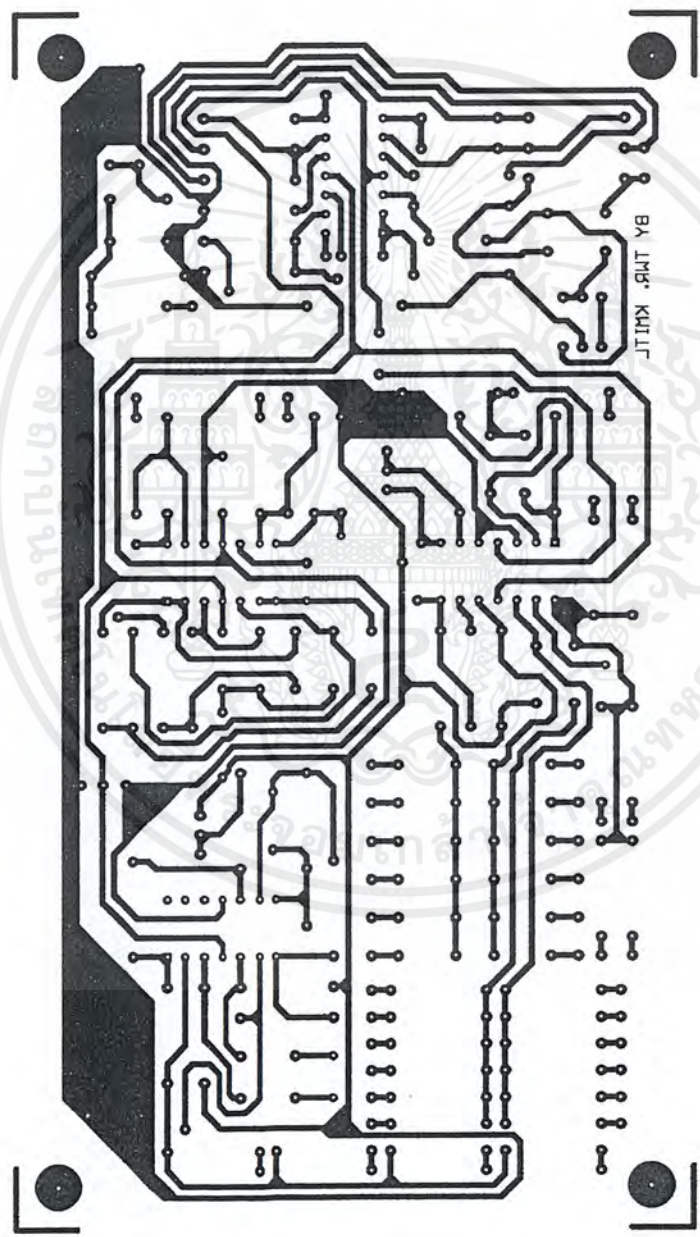


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



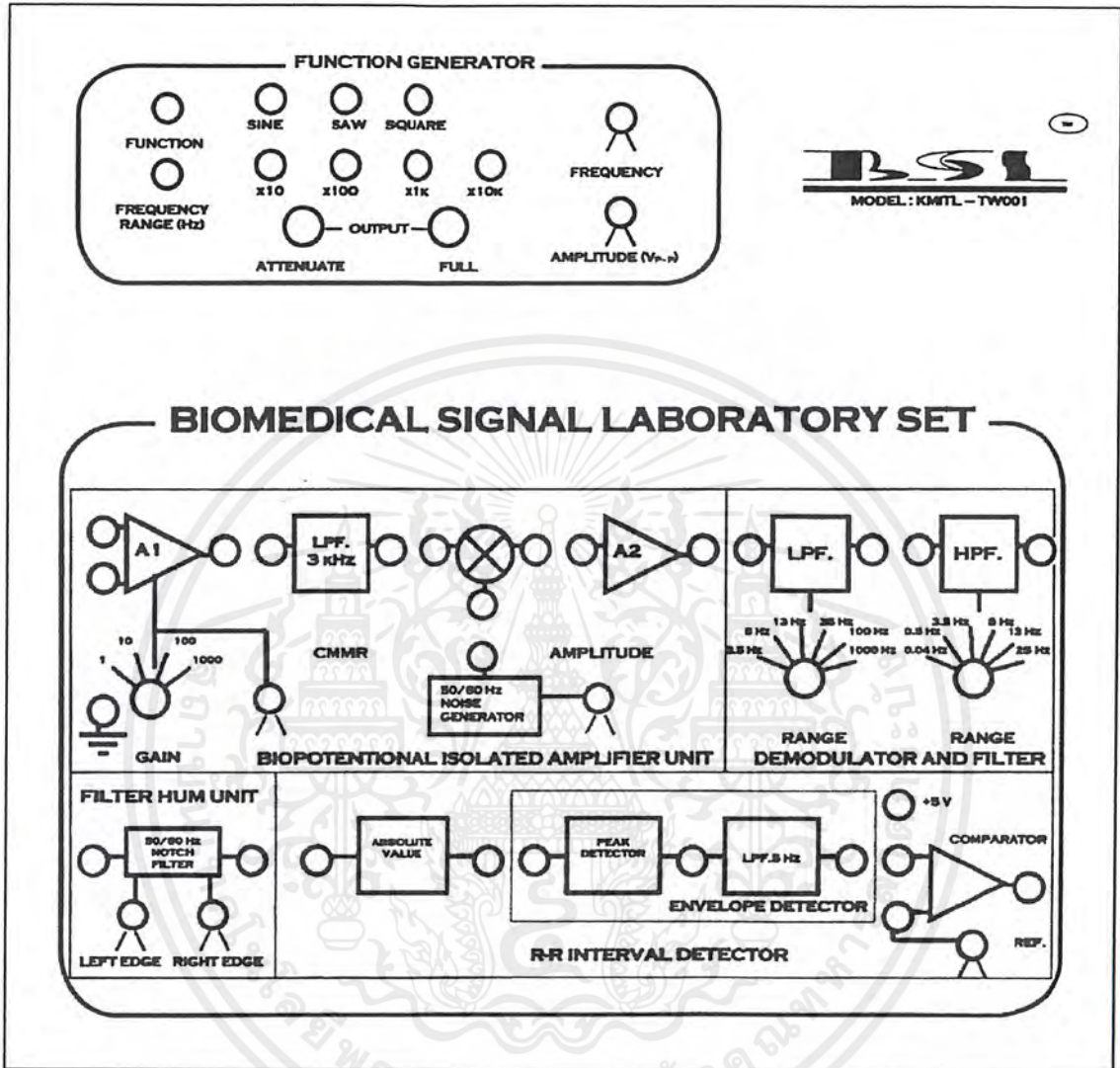
รูป แสดงลายวงจรหลัก Biomedical Signal Laboratory ด้าน Top Overlay

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



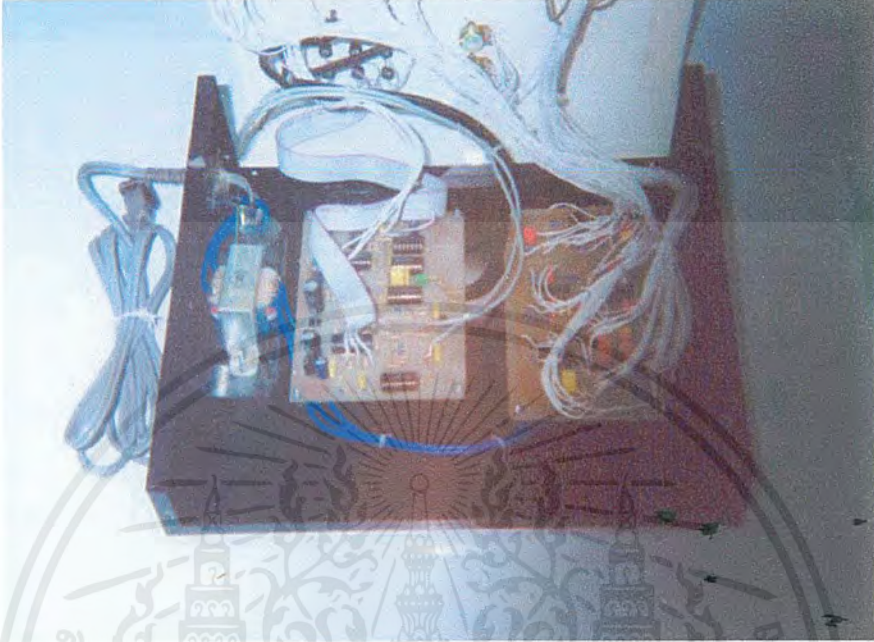
รูป แสดงลายวงจรหลัก Biomedical Signal Laboratory ด้าน Bottom Layer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

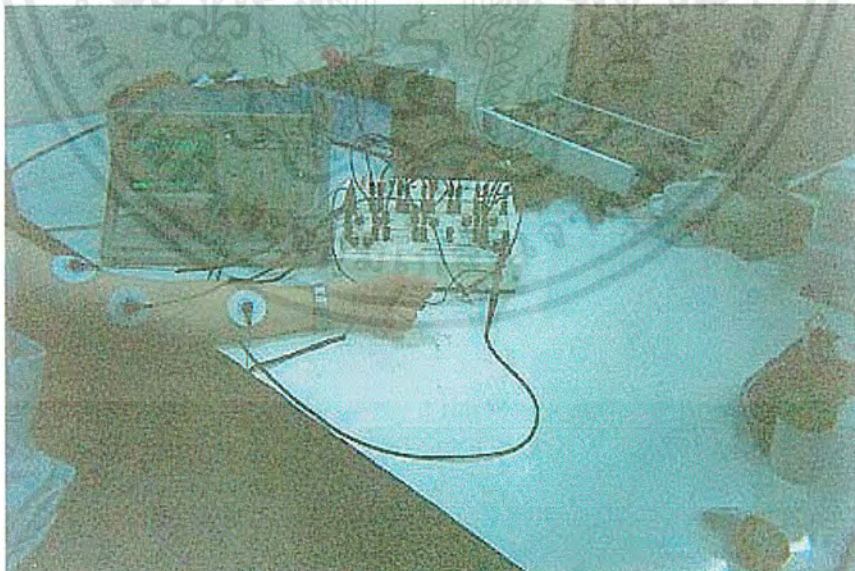


รูป แสดงหน้าปัทม์ของชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป แสดงการต่ออุปกรณ์ภายในชุดทดลอง Biomedical Signal Laboratory Set



รูป แสดงการต่อวัดสัญญาณจริงจากร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

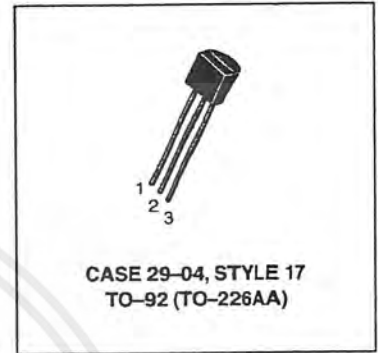
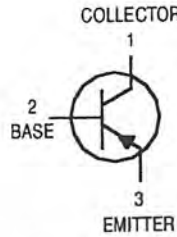


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Amplifier Transistors

PNP Silicon

BC327,-16,-25
BC328,-16,-25



MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	BC327	BC328	Unit
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	-45	-25	Vdc
Collector-Base Voltage	V_{CBO}	-50	-30	Vdc
Emitter-Base Voltage	V_{EBO}	-5.0		Vdc
Collector Current — Continuous	I_C	-800		mAdc
Total Device Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	625	5.0	mW mW/°C
Total Device Dissipation @ $T_C = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	1.5	12	Watt mW/°C
Operating and Storage Junction Temperature Range	T_J, T_{stg}	-55 to +150		°C

THERMAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Max	Unit
Thermal Resistance, Junction to Ambient	$R_{\theta JA}$	200	°C/W
Thermal Resistance, Junction to Case	$R_{\theta JC}$	83.3	°C/W

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
----------------	--------	-----	-----	-----	------

OFF CHARACTERISTICS

Collector-Emitter Breakdown Voltage ($I_C = -10\text{ mA}, I_B = 0$)	BC327 BC328	$V_{(BR)CEO}$	-45 -25	— —	— —	Vdc
Collector-Emitter Breakdown Voltage ($I_C = -100\ \mu\text{A}, I_E = 0$)	BC327 BC328	$V_{(BR)CES}$	-50 -30	— —	— —	Vdc
Emitter-Base Breakdown Voltage ($I_E = -10\ \mu\text{A}, I_C = 0$)		$V_{(BR)EBO}$	-5.0	—	—	Vdc
Collector Cutoff Current ($V_{CB} = -30\text{ V}, I_E = 0$) ($V_{CB} = -20\text{ V}, I_E = 0$)	BC327 BC328	I_{CBO}	— —	— —	-100 -100	nAdc
Collector Cutoff Current ($V_{CE} = -45\text{ V}, V_{BE} = 0$) ($V_{CE} = -25\text{ V}, V_{BE} = 0$)	BC327 BC328	I_{CES}	— —	— —	-100 -100	nAdc
Emitter Cutoff Current ($V_{EB} = -4.0\text{ V}, I_C = 0$)		I_{EBO}	—	—	-100	nAdc



MOTOROLA

BC327,-16,-25 BC328,-16,-25

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted) (Continued)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
ON CHARACTERISTICS					
DC Current Gain ($I_C = -100\text{ mA}$, $V_{CE} = -1.0\text{ V}$)	h_{FE}	100	—	630	—
BC327/BC328		100	—	250	
BC327-16/BC328-16		160	—	400	
($I_C = -300\text{ mA}$, $V_{CE} = -1.0\text{ V}$)		40	—	—	
Base-Emitter On Voltage ($I_C = -300\text{ mA}$, $V_{CE} = -1.0\text{ V}$)	$V_{BE(on)}$	—	—	-1.2	Vdc
Collector-Emitter Saturation Voltage ($I_C = -500\text{ mA}$, $I_B = -50\text{ mA}$)	$V_{CE(sat)}$	—	—	-0.7	Vdc

SMALL-SIGNAL CHARACTERISTICS

Output Capacitance ($V_{CB} = -10\text{ V}$, $I_E = 0$, $f = 1.0\text{ MHz}$)	C_{ob}	—	11	—	pF
Current-Gain — Bandwidth Product ($I_C = -10\text{ mA}$, $V_{CE} = -5.0\text{ V}$, $f = 100\text{ MHz}$)	f_T	—	260	—	MHz

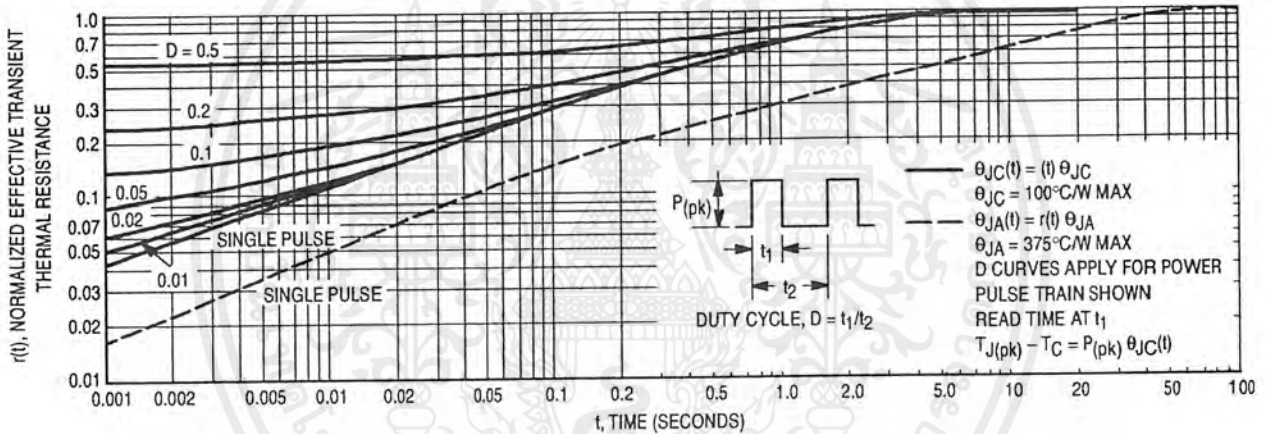


Figure 1. Thermal Response

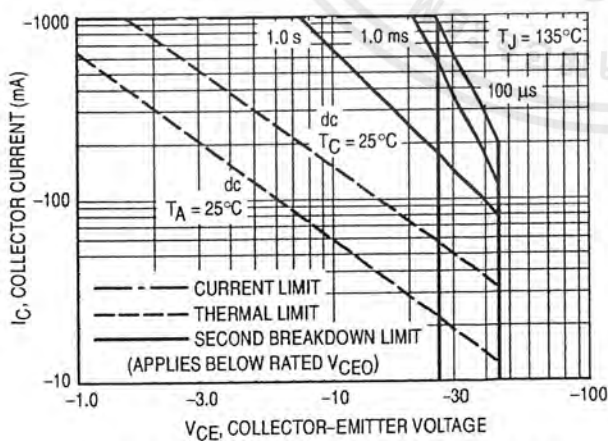


Figure 2. Active Region — Safe Operating Area

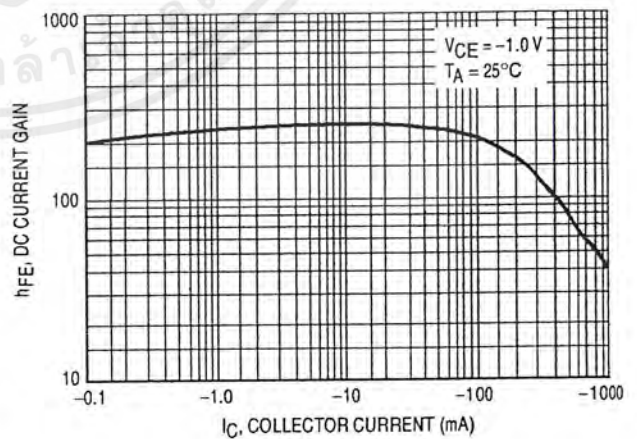


Figure 3. DC Current Gain

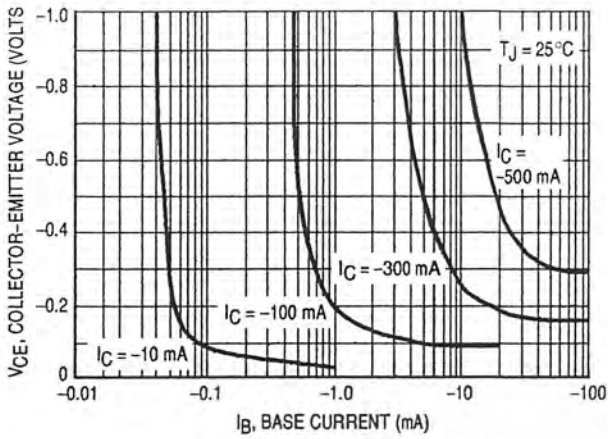


Figure 4. Saturation Region

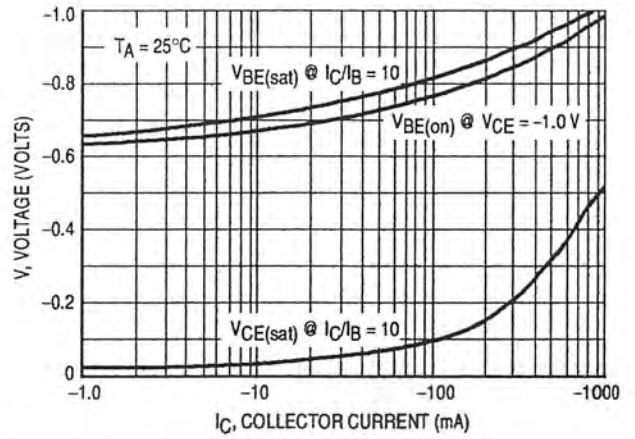


Figure 5. "On" Voltages

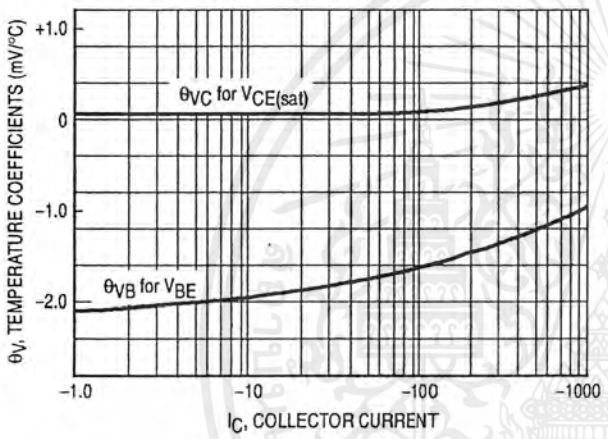


Figure 6. Temperature Coefficients

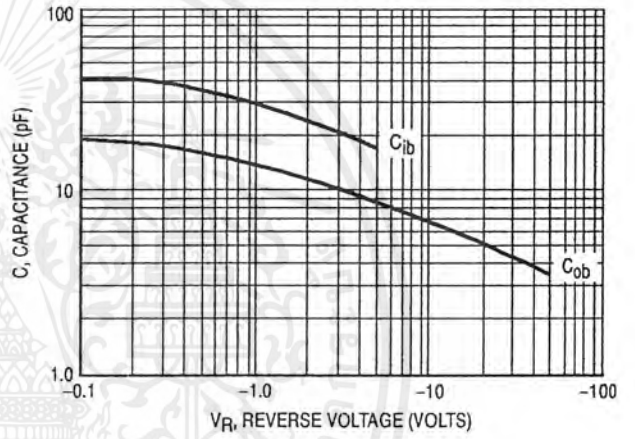
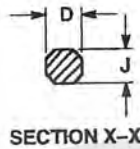
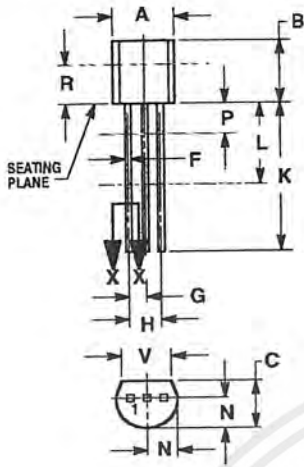


Figure 7. Capacitances

PACKAGE DIMENSIONS



- NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
 2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
 3. CONTOUR OF PACKAGE BEYOND DIMENSION R IS UNCONTROLLED.
 4. DIMENSION F APPLIES BETWEEN P AND L. DIMENSION D AND J APPLY BETWEEN L AND K MINIMUM. LEAD DIMENSION IS UNCONTROLLED IN P AND BEYOND DIMENSION K MINIMUM.

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.175	0.205	4.45	5.20
B	0.170	0.210	4.32	5.33
C	0.125	0.165	3.18	4.19
D	0.016	0.022	0.41	0.55
F	0.016	0.019	0.41	0.48
G	0.045	0.055	1.15	1.39
H	0.095	0.105	2.42	2.66
J	0.015	0.020	0.39	0.50
K	0.500	—	12.70	—
L	0.250	—	6.35	—
N	0.080	0.105	2.04	2.66
P	—	0.100	—	2.54
R	0.115	—	2.93	—
V	0.135	—	3.43	—

CASE 029-04
(TO-226AA)
ISSUE AD

STYLE 17:
PIN 1. COLLECTOR
2. BASE
3. EMITTER

Motorola reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Motorola makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Motorola assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters can and do vary in different applications. All operating parameters, including "Typicals" must be validated for each customer application by customer's technical experts. Motorola does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Motorola products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Motorola product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use Motorola products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold Motorola and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Motorola was negligent regarding the design or manufacture of the part. Motorola and are registered trademarks of Motorola, Inc. Motorola, Inc. is an Equal Opportunity/Affirmative Action Employer.

How to reach us:

USA/EUROPE: Motorola Literature Distribution;
P.O. Box 20912; Phoenix, Arizona 85036. 1-800-441-2447

JAPAN: Nippon Motorola Ltd.; Tatsumi-SPD-JLDC, Toshikatsu Otsuki,
6F Seibu-Butsuryu-Center, 3-14-2 Tatsumi Koto-Ku, Tokyo 135, Japan. 03-3521-8315

MFAX: RMFAX0@email.sps.mot.com - TOUCHTONE (602) 244-6609
INTERNET: http://Design-NET.com

HONG KONG: Motorola Semiconductors H.K. Ltd.; 8B Tai Ping Industrial Park,
51 Ting Kok Road, Tai Po, N.T., Hong Kong. 852-26629298



BC327/D

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากมีการนำไปใช้



LM339, LM339A, LM239, LM239A, LM2901, M2901V, MC3302

Quad Single Supply Comparators

These comparators are designed for use in level detection, low-level sensing and memory applications in consumer automotive and industrial electronic applications.

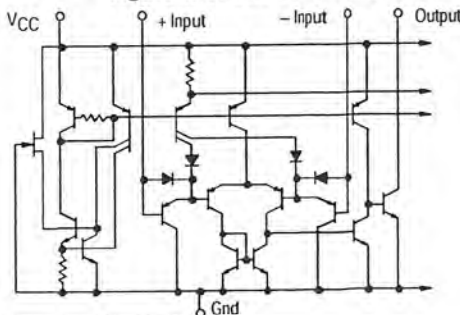
- Single or Split Supply Operation
- Low Input Bias Current: 25 nA (Typ)
- Low Input Offset Current: ± 5.0 nA (Typ)
- Low Input Offset Voltage: ± 1.0 mV (Typ) LM139A Series
- Input Common Mode Voltage Range to Gnd
- Low Output Saturation Voltage: 130 mV (Typ) @ 4.0 mA
- TTL and CMOS Compatible
- ESD Clamps on the Inputs Increase Reliability without Affecting Device Operation

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Power Supply Voltage LM239, A/LM339A/LM2901, V MC3302	V_{CC}	+36 or ± 18 +30 or ± 15	Vdc
Input Differential Voltage Range LM239, A/LM339A/LM2901, V MC3302	V_{IDR}	36 30	Vdc
Input Common Mode Voltage Range	V_{ICMR}	-0.3 to V_{CC}	Vdc
Output Short Circuit to Ground (Note 1)	I_{SC}	Continuous	
Power Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Plastic Package Derate above 25°C	P_D	1.0 8.0	W mW/ $^\circ\text{C}$
Junction Temperature	T_J	150	$^\circ\text{C}$
Operating Ambient Temperature Range LM239, A MC3302 LM2901 LM2901V LM339, A	T_A	-25 to +85 -40 to +85 -40 to +105 -40 to +125 0 to +70	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-65 to +150	$^\circ\text{C}$

NOTE: 1. The maximum output current may be as high as 20 mA, independent of the magnitude of V_{CC} . Output short circuits to V_{CC} can cause excessive heating and eventual destruction.

Figure 1. Circuit Schematic



NOTE: Diagram shown is for 1 comparator.



ON Semiconductor

Formerly a Division of Motorola

<http://onsemi.com>

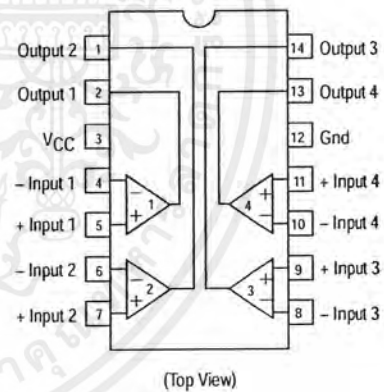


N, P SUFFIX
CASE 646



SO-14
D SUFFIX
CASE 751A

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 5 of this data sheet.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM339, LM339A, LM239, LM239A, LM2901, M2901V, MC3302

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{CC} = +5.0$ Vdc, $T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	LM239A/339A			LM239/339			LM2901/2901V			MC3302			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage (Note 4)	V_{IO}	-	± 1.0	± 2.0	-	± 2.0	± 5.0	-	± 2.0	± 7.0	-	± 3.0	± 20	mVdc
Input Bias Current (Notes 4, 5) (Output in Analog Range)	I_{IB}	-	25	250	-	25	250	-	25	250	-	25	500	nA
Input Offset Current (Note 4)	I_{IO}	-	± 5.0	± 50	-	± 5.0	± 50	-	± 5.0	± 50	-	± 3.0	± 100	nA
Input Common Mode Voltage Range	V_{ICMR}	0	-	$V_{CC} - 1.5$	0	-	$V_{CC} - 1.5$	0	-	$V_{CC} - 1.5$	0	-	$V_{CC} - 1.5$	V
Supply Current $R_L = \infty$ (For All Comparators) $R_L = \infty$, $V_{CC} = 30$ Vdc	I_{CC}	-	0.8	2.0	-	0.8	2.0	-	0.8	2.0	-	0.8	2.0	mA
		-	1.0	2.5	-	1.0	2.5	-	1.0	2.5	-	1.0	2.5	
Voltage Gain $R_L \geq 15$ k Ω , $V_{CC} = 15$ Vdc	A_{VOL}	50	200	-	50	200	-	25	100	-	25	100	-	V/mV
Large Signal Response Time $V_I =$ TTL Logic Swing, $V_{ref} = 1.4$ Vdc, $V_{RL} = 5.0$ Vdc, $R_L = 5.1$ k Ω	-	-	300	-	-	300	-	-	300	-	-	300	-	ns
Response Time (Note 6) $V_{RL} = 5.0$ Vdc, $R_L = 5.1$ k Ω	-	-	1.3	-	-	1.3	-	-	1.3	-	-	1.3	-	μs
Output Sink Current $V_I(-) \geq +1.0$ Vdc, $V_I(+)=0$, $V_O \leq 1.5$ Vdc	I_{Sink}	6.0	16	-	6.0	16	-	6.0	16	-	6.0	16	-	mA
Saturation Voltage $V_I(-) \geq +1.0$ Vdc, $V_I(+)=0$, $I_{Sink} \leq 4.0$ mA	V_{sat}	-	130	400	-	130	400	-	130	400	-	130	500	mV
Output Leakage Current $V_I(+)\geq +1.0$ Vdc, $V_I(-)=0$, $V_O = +5.0$ Vdc	I_{OL}	-	0.1	-	-	0.1	-	-	0.1	-	-	0.1	-	nA

PERFORMANCE CHARACTERISTICS ($V_{CC} = +5.0$ Vdc, $T_A = T_{low}$ to T_{high} [Note 3])

Characteristic	Symbol	LM239A/339A			LM239/339			LM2901/2901V			MC3302			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage (Note 4)	V_{IO}	-	-	± 4.0	-	-	± 9.0	-	-	± 15	-	-	± 40	mVdc
Input Bias Current (Notes 4, 5) (Output in Analog Range)	I_{IB}	-	-	400	-	-	400	-	-	500	-	-	1000	nA
Input Offset Current (Note 4)	I_{IO}	-	-	± 150	-	-	± 150	-	-	± 200	-	-	± 300	nA
Input Common Mode Voltage Range	V_{ICMR}	0	-	$V_{CC} - 2.0$	0	-	$V_{CC} - 2.0$	0	-	$V_{CC} - 2.0$	0	-	$V_{CC} - 2.0$	V
Saturation Voltage $V_I(-) \geq +1.0$ Vdc, $V_I(+)=0$, $I_{Sink} \leq 4.0$ mA	V_{sat}	-	-	700	-	-	700	-	-	700	-	-	700	mV
Output Leakage Current $V_I(+)\geq +1.0$ Vdc, $V_I(-)=0$, $V_O = 30$ Vdc	I_{OL}	-	-	1.0	-	-	1.0	-	-	1.0	-	-	1.0	μA
Differential Input Voltage All $V_I \geq 0$ Vdc	V_{ID}	-	-	V_{CC}	-	-	V_{CC}	-	-	V_{CC}	-	-	V_{CC}	Vdc

NOTES: 3. (LM239/239A) $T_{low} = -25^\circ\text{C}$, $T_{high} = +85^\circ\text{C}$
 (LM339/339A) $T_{low} = 0^\circ\text{C}$, $T_{high} = +70^\circ\text{C}$
 (MC3302) $T_{low} = -40^\circ\text{C}$, $T_{high} = +85^\circ\text{C}$
 (LM2901) $T_{low} = -40^\circ\text{C}$, $T_{high} = +10^\circ\text{C}$
 (LM2901V) $T_{low} = -40^\circ\text{C}$, $T_{high} = +125^\circ\text{C}$

4. At the output switch point, $V_O = 1.4$ Vdc, $R_S \leq 100 \Omega$ 5.0 Vdc $\leq V_{CC} \leq 30$ Vdc, with the inputs over the full common mode range (0 Vdc to $V_{CC} - 1.5$ Vdc).

5. The bias current flows out of the inputs due to the PNP input stage. This current is virtually constant, independent of the output state.

6. The response time specified is for a 100 mV input step with 5.0 mV overdrive. For larger signals, 300 ns is typical.



Order this document by LF347/D

LF347, B LF351 LF353

JFET Input Operational Amplifiers

These low cost JFET input operational amplifiers combine two state-of-the-art analog technologies on a single monolithic integrated circuit. Each internally compensated operational amplifier has well matched high voltage JFET input devices for low input offset voltage. The JFET technology provides wide bandwidths and fast slew rates with low input bias currents, input offset currents, and supply currents.

These devices are available in single, dual and quad operational amplifiers which are pin-compatible with the industry standard MC1741, MC1458, and the MC3403/LM324 bipolar devices.

- Input Offset Voltage of 5.0 mV Max (LF347B)
- Low Input Bias Current: 50 pA
- Low Input Noise Voltage: $16 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- Wide Gain Bandwidth: 4.0 MHz
- High Slew Rate: $13\text{V}/\mu\text{s}$
- Low Supply Current: 1.8 mA per Amplifier
- High Input Impedance: $10^{12} \Omega$
- High Common Mode and Supply Voltage Rejection Ratios: 100 dB

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Supply Voltage	V_{CC} V_{EE}	+18 -18	V
Differential Input Voltage	V_{ID}	± 30	V
Input Voltage Range (Note 1)	V_{IDR}	± 15	V
Output Short Circuit Duration (Note 2)	t_{SC}	Continuous	
Power Dissipation at $T_A = +25^\circ\text{C}$ Derate above $T_A = +25^\circ\text{C}$	P_D $1/\theta_{JA}$	900 10	mW mW/°C
Operating Ambient Temperature Range	T_A	0 to +70	°C
Operating Junction Temperature Range	T_J	115	°C
Storage Temperature Range	T_{stg}	-65 to +150	°C

- NOTES:** 1. Unless otherwise specified, the absolute maximum negative input voltage is limited to the negative power supply.
2. Any amplifier output can be shorted to ground indefinitely. However, if more than one amplifier output is shorted simultaneously, maximum junction temperature rating may be exceeded.

FAMILY OF JFET OPERATIONAL AMPLIFIERS

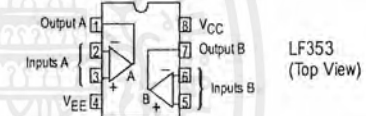
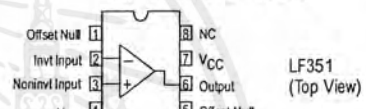


**N SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 626**



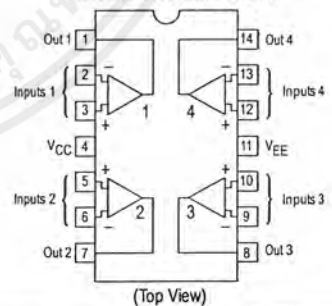
**D SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 751
(SO-8)**

PIN CONNECTIONS



**N SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 646**

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

Device	Function	Operating Temperature Range	Package
LF351D LF351N	Single Single	$T_A = 0^\circ \text{ to } +70^\circ\text{C}$	SO-8 Plastic DIP
LF353D LF353N	Dual Dual		SO-8 Plastic DIP
LF347BN LF347N	Quad Quad		Plastic DIP Plastic DIP

© Motorola, Inc. 1996

Rev 0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LF347, B LF351 LF353

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{CC} = +15$ V, $V_{EE} = -15$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	LF347B			LF347, LF351, LF353			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage ($R_S \leq 10$ k, $V_{CM} = 0$) $T_A = +25^\circ\text{C}$ $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$	V_{IO}	–	1.0	5.0	–	5.0	10	mV
		–	–	8.0	–	–	13	
Avg. Temperature Coefficient of Input Offset Voltage $R_S \leq 10$ k, $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$	$\Delta V_{IO}/\Delta T$	–	10	–	–	10	–	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current ($V_{CM} = 0$, Note 3) $T_A = +25^\circ\text{C}$ $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$	I_{IO}	–	25	100	–	25	100	pA
		–	–	4.0	–	–	4.0	nA
Input Bias Current ($V_{CM} = 0$, Note 3) $T_A = +25^\circ\text{C}$ $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$	I_{IB}	–	50	200	–	50	200	pA
		–	–	8.0	–	–	8.0	nA
Input Resistance	r_i	–	10^{12}	–	–	10^{12}	–	Ω
Common Mode Input Voltage Range	V_{ICR}	± 11	+15 –12	–	± 11	+15 –12	–	V
Large-Signal Voltage Gain ($V_O = \pm 10$ V, $R_L = 2.0$ k) $T_A = +25^\circ\text{C}$ $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$	A_{VOL}	50 25	100 –	– –	25 15	100 –	– –	V/mV
Output Voltage Swing ($R_L = 10$ k)	V_O	± 12	± 14	–	± 12	± 14	–	V
Common Mode Rejection ($R_S \leq 10$ k)	CMR	80	100	–	70	100	–	dB
Supply Voltage Rejection ($R_S \leq 10$ k)	PSRR	80	100	–	70	100	–	dB
Supply Current LF347 LF351 LF353	I_D	–	7.2 – –	11 – –	–	7.2 1.8 3.6	11 3.4 6.5	mA
Short Circuit Current	I_{SC}	–	25	–	–	25	–	mA
Slew Rate ($A_V = +1$)	SR	–	13	–	–	13	–	V/ μs
Gain-Bandwidth Product	BWp	–	4.0	–	–	4.0	–	MHz
Equivalent Input Noise Voltage ($R_S = 100$ Ω , $f = 1000$ Hz)	e_n	–	24	–	–	24	–	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Equivalent Input Noise Current ($f = 1000$ Hz)	i_n	–	0.01	–	–	0.01	–	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
Channel Separation (LF347, LF353) 1.0 Hz $\leq f \leq 20$ kHz (Input Referred)	–	–	–120	–	–	–120	–	dB

For Typical Characteristic Performance Curves, refer to MC34001, 34002, 34004 data sheet.

NOTE: 3. Input bias currents of JFET input op amps approximately double for every 10°C rise in junction temperature. To maintain junction temperatures as close to ambient as is possible, pulse techniques are utilized during test.

MC7800, MC7800A, LM340, LM340A Series

Three-Terminal Positive Voltage Regulators

These voltage regulators are monolithic integrated circuits designed as fixed-voltage regulators for a wide variety of applications including local, on-card regulation. These regulators employ internal current limiting, thermal shutdown, and safe-area compensation. With adequate heatsinking they can deliver output currents in excess of 1.0 A. Although designed primarily as a fixed voltage regulator, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.

- Output Current in Excess of 1.0 A
- No External Components Required
- Internal Thermal Overload Protection
- Internal Short Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe-Area Compensation
- Output Voltage Offered in 2% and 4% Tolerance
- Available in Surface Mount D²PAK and Standard 3-Lead Transistor Packages

MAXIMUM RATINGS (T_A = 25°C, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	Value	Unit
Input Voltage (5.0 – 18 V) (24 V)	V _I	35 40	Vdc
Power Dissipation Case 221A T _A = 25°C	P _D	Internally Limited	W
Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	R _{θJA}	65	°C/W
Thermal Resistance, Junction-to-Case	R _{θJC}	5.0	°C/W
Case 936 (D ² PAK) T _A = 25°C	P _D	Internally Limited	W
Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	R _{θJA}	See Figure 13	°C/W
Thermal Resistance, Junction-to-Case	R _{θJC}	5.0	°C/W
Storage Junction Temperature Range	T _{stg}	-65 to +150	°C
Operating Junction Temperature	T _J	+150	°C

NOTE: ESD data available upon request.



ON Semiconductor

<http://onsemi.com>



TO-220
T SUFFIX
CASE 221A

Heatsink surface connected to Pin 2.

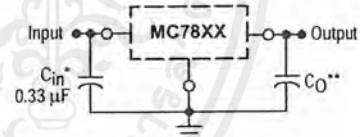


D²PAK
D2T SUFFIX
CASE 936

Pin 1. Input
2. Ground
3. Output

Heatsink surface (shown as terminal 4 in case outline drawing) is connected to Pin 2.

STANDARD APPLICATION



A common ground is required between the input and the output voltages. The input voltage must remain typically 2.0 V above the output voltage even during the low point on the input ripple voltage.

XX, These two digits of the type number indicate nominal voltage.

* C_{in} is required if regulator is located an appreciable distance from power supply filter.

** C_O is not needed for stability; however, it does improve transient response. Values of less than 0.1 μF could cause instability.

ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 16 of this data sheet.

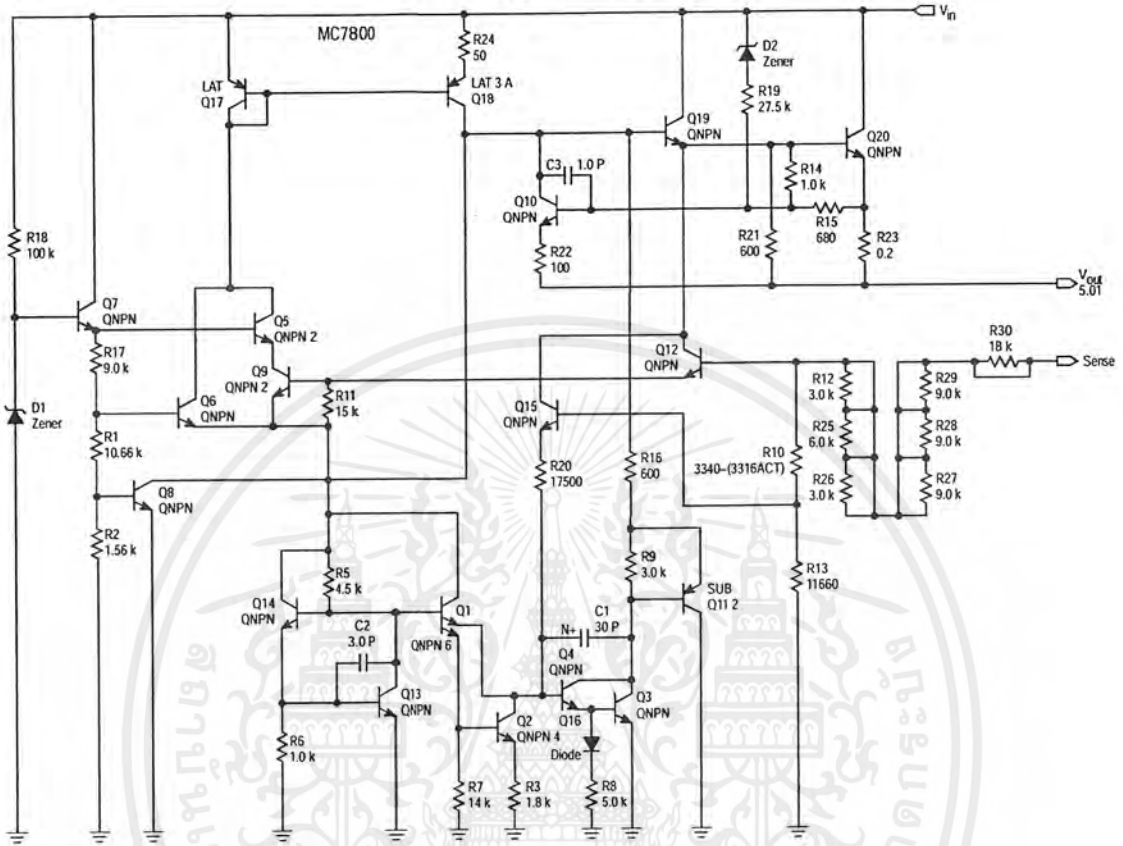
DEVICE MARKING INFORMATION

See general marking information in the device marking section on page 18 of this data sheet.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MC7800, MC7800A, LM340, LM340A Series

Representative Schematic Diagram



This device contains 22 active transistors.

MC7800, MC7800A, LM340, LM340A Series

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{in} = 10\text{ V}$, $I_O = 500\text{ mA}$, $T_J = T_{low}$ to T_{high} [Note 1.], unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	MC7805B			MC7805C/LM340T-5			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Output Voltage ($T_J = 25^\circ\text{C}$)	V_O	4.8	5.0	5.2	4.8	5.0	5.2	Vdc
Output Voltage ($5.0\text{ mA} \leq I_O \leq 1.0\text{ A}$, $P_D \leq 15\text{ W}$) 7.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 20\text{ Vdc}$ 8.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 20\text{ Vdc}$	V_O	– 4.75	– 5.0	– 5.25	4.75 –	5.0 –	5.25 –	Vdc
Line Regulation (Note 2.) 7.5 Vdc $\leq V_{in} \leq 20\text{ Vdc}$, 1.0 A 8.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 12\text{ Vdc}$	Reg _{line}	– –	5.0 1.3	100 50	– –	0.5 0.8	20 10	mV
Load Regulation (Note 2.) 5.0 mA $\leq I_O \leq 1.0\text{ A}$ 5.0 mA $\leq I_O \leq 1.5\text{ A}$ ($T_A = 25^\circ\text{C}$)	Reg _{load}	– –	1.3 0.15	100 50	– –	1.3 1.3	25 25	mV
Quiescent Current	I_B	–	3.2	8.0	–	3.2	6.5	mA
Quiescent Current Change 7.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 25\text{ Vdc}$ 5.0 mA $\leq I_O \leq 1.0\text{ A}$ ($T_A = 25^\circ\text{C}$)	ΔI_B	– –	– –	– 0.5	– –	0.3 0.08	1.0 0.8	mA
Ripple Rejection 8.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 18\text{ Vdc}$, $f = 120\text{ Hz}$	RR	–	68	–	62	83	–	dB
Dropout Voltage ($I_O = 1.0\text{ A}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$)	$V_I - V_O$	–	2.0	–	–	2.0	–	Vdc
Output Noise Voltage ($T_A = 25^\circ\text{C}$) 10 Hz $\leq f \leq 100\text{ kHz}$	V_n	–	10	–	–	10	–	$\mu\text{V}/V_O$
Output Resistance $f = 1.0\text{ kHz}$	r_O	–	0.9	–	–	0.9	–	m Ω
Short Circuit Current Limit ($T_A = 25^\circ\text{C}$) $V_{in} = 35\text{ Vdc}$	I_{SC}	–	0.2	–	–	0.6	–	A
Peak Output Current ($T_J = 25^\circ\text{C}$)	I_{max}	–	2.2	–	–	2.2	–	A
Average Temperature Coefficient of Output Voltage	TCV_O	–	–0.3	–	–	–0.3	–	mV/ $^\circ\text{C}$

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{in} = 10\text{ V}$, $I_O = 1.0\text{ A}$, $T_J = T_{low}$ to T_{high} [Note 1.], unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	MC7805AC/LM340AT-5			Unit
		Min	Typ	Max	
Output Voltage ($T_J = 25^\circ\text{C}$)	V_O	4.9	5.0	5.1	Vdc
Output Voltage ($5.0\text{ mA} \leq I_O \leq 1.0\text{ A}$, $P_D \leq 15\text{ W}$) 7.5 Vdc $\leq V_{in} \leq 20\text{ Vdc}$	V_O	4.8	5.0	5.2	Vdc
Line Regulation (Note 2.) 7.5 Vdc $\leq V_{in} \leq 25\text{ Vdc}$, $I_O = 500\text{ mA}$ 8.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 12\text{ Vdc}$, $I_O = 1.0\text{ A}$ 8.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 12\text{ Vdc}$, $I_O = 1.0\text{ A}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$ 7.3 Vdc $\leq V_{in} \leq 20\text{ Vdc}$, $I_O = 1.0\text{ A}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$	Reg _{line}	– – – –	0.5 0.8 1.3 4.5	10 12 4.0 10	mV
Load Regulation (Note 2.) 5.0 mA $\leq I_O \leq 1.5\text{ A}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$ 5.0 mA $\leq I_O \leq 1.0\text{ A}$ 250 mA $\leq I_O \leq 750\text{ mA}$	Reg _{load}	– – –	1.3 0.8 0.53	25 25 15	mV
Quiescent Current	I_B	–	3.2	6.0	mA
Quiescent Current Change 8.0 Vdc $\leq V_{in} \leq 25\text{ Vdc}$, $I_O = 500\text{ mA}$ 7.5 Vdc $\leq V_{in} \leq 20\text{ Vdc}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$ 5.0 mA $\leq I_O \leq 1.0\text{ A}$	ΔI_B	– – –	0.3 – 0.08	0.8 0.8 0.5	mA

- $T_{low} = 0^\circ\text{C}$ for MC78XXAC, C, LM340AT-XX, LM340T-XX $T_{high} = +125^\circ\text{C}$ for MC78XXAC, C, LM340AT-XX, LM340T-XX
= -40°C for MC78XXB
- Load and line regulation are specified at constant junction temperature. Changes in V_O due to heating effects must be taken into account separately. Pulse testing with low duty cycle is used.

<http://onsemi.com>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MC7800, MC7800A, LM340, LM340A Series

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued) ($V_{in} = 10\text{ V}$, $I_O = 1.0\text{ A}$, $T_J = T_{low}$ to T_{high} [Note 1.], unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	MC7805AC/LM340AT-5			Unit
		Min	Typ	Max	
Ripple Rejection $8.0\text{ Vdc} \leq V_{in} \leq 18\text{ Vdc}$, $f = 120\text{ Hz}$, $I_O = 500\text{ mA}$	RR	68	83	-	dB
Dropout Voltage ($I_O = 1.0\text{ A}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$)	$V_I - V_O$	-	2.0	-	Vdc
Output Noise Voltage ($T_A = 25^\circ\text{C}$) $10\text{ Hz} \leq f \leq 100\text{ kHz}$	V_n	-	10	-	$\mu\text{V}/V_O$
Output Resistance ($f = 1.0\text{ kHz}$)	r_O	-	0.9	-	$\text{m}\Omega$
Short Circuit Current Limit ($T_A = 25^\circ\text{C}$) $V_{in} = 35\text{ Vdc}$	I_{SC}	-	0.2	-	A
Peak Output Current ($T_J = 25^\circ\text{C}$)	I_{max}	-	2.2	-	A
Average Temperature Coefficient of Output Voltage	TCV_O	-	-0.3	-	$\text{mV}/^\circ\text{C}$

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{in} = 11\text{ V}$, $I_O = 500\text{ mA}$, $T_J = T_{low}$ to T_{high} [Note 1.], unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	MC7806B			MC7806C			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Output Voltage ($T_J = 25^\circ\text{C}$)	V_O	5.75	6.0	6.25	5.75	6.0	6.25	Vdc
Output Voltage ($5.0\text{ mA} \leq I_O \leq 1.0\text{ A}$, $P_D \leq 15\text{ W}$) $8.0\text{ Vdc} \leq V_{in} \leq 21\text{ Vdc}$ $9.0\text{ Vdc} \leq V_{in} \leq 21\text{ Vdc}$	V_O	- 5.7	- 6.0	- 6.3	5.7 -	6.0 -	6.3 -	Vdc
Line Regulation, $T_J = 25^\circ\text{C}$ (Note 2.) $8.0\text{ Vdc} \leq V_{in} \leq 25\text{ Vdc}$ $9.0\text{ Vdc} \leq V_{in} \leq 13\text{ Vdc}$	Regline	- -	5.5 1.4	120 60	- -	0.5 0.8	24 12	mV
Load Regulation, $T_J = 25^\circ\text{C}$ (Note 2.) $5.0\text{ mA} \leq I_O \leq 1.5\text{ A}$	Regload	-	1.3	120	-	1.3	30	mV
Quiescent Current ($T_J = 25^\circ\text{C}$)	I_B	-	3.3	8.0	-	3.3	8.0	mA
Quiescent Current Change $8.0\text{ Vdc} \leq V_{in} \leq 25\text{ Vdc}$ $5.0\text{ mA} \leq I_O \leq 1.0\text{ A}$	ΔI_B	- -	- -	- 0.5	- -	0.3 0.08	1.3 0.5	mA
Ripple Rejection $9.0\text{ Vdc} \leq V_{in} \leq 19\text{ Vdc}$, $f = 120\text{ Hz}$	RR	-	65	-	58	65	-	dB
Dropout Voltage ($I_O = 1.0\text{ A}$, $T_J = 25^\circ\text{C}$)	$V_I - V_O$	-	2.0	-	-	2.0	-	Vdc
Output Noise Voltage ($T_A = 25^\circ\text{C}$) $10\text{ Hz} \leq f \leq 100\text{ kHz}$	V_n	-	10	-	-	10	-	$\mu\text{V}/V_O$
Output Resistance $f = 1.0\text{ kHz}$	r_O	-	0.9	-	-	0.9	-	$\text{m}\Omega$
Short Circuit Current Limit ($T_A = 25^\circ\text{C}$) $V_{in} = 35\text{ Vdc}$	I_{SC}	-	0.2	-	-	0.2	-	A
Peak Output Current ($T_J = 25^\circ\text{C}$)	I_{max}	-	2.2	-	-	2.2	-	A
Average Temperature Coefficient of Output Voltage	TCV_O	-	-0.3	-	-	-0.3	-	$\text{mV}/^\circ\text{C}$

- $T_{low} = 0^\circ\text{C}$ for MC78XXAC, C, LM340AT-XX, LM340T-XX
 $= -40^\circ\text{C}$ for MC78XXB $T_{high} = +125^\circ\text{C}$ for MC78XXAC, C, LM340AT-XX, LM340T-XX
- Load and line regulation are specified at constant junction temperature. Changes in V_O due to heating effects must be taken into account separately. Pulse testing with low duty cycle is used.

MC14001B Series



ON Semiconductor

<http://onsemi.com>

B-Suffix Series CMOS Gates

MC14001B, MC14011B, MC14023B,
MC14025B, MC14071B, MC14073B,
MC14081B, MC14082B

The B Series logic gates are constructed with P and N channel enhancement mode devices in a single monolithic structure (Complementary MOS). Their primary use is where low power dissipation and/or high noise immunity is desired.

- Supply Voltage Range = 3.0 Vdc to 18 Vdc
- All Outputs Buffered
- Capable of Driving Two Low-power TTL Loads or One Low-power Schottky TTL Load Over the Rated Temperature Range.
- Double Diode Protection on All Inputs Except: Triple Diode Protection on MC14011B and MC14081B
- Pin-for-Pin Replacements for Corresponding CD4000 Series B Suffix Devices

MAXIMUM RATINGS (Voltages Referenced to V_{SS}) (Note 1.)

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_{DD}	DC Supply Voltage Range	-0.5 to +18.0	V
V_{in}, V_{out}	Input or Output Voltage Range (DC or Transient)	-0.5 to $V_{DD} + 0.5$	V
I_{in}, I_{out}	Input or Output Current (DC or Transient) per Pin	± 10	mA
P_D	Power Dissipation, per Package (Note 2.)	500	mW
T_A	Ambient Temperature Range	-55 to +125	$^{\circ}C$
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150	$^{\circ}C$
T_L	Lead Temperature (8-Second Soldering)	260	$^{\circ}C$

1. Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur.
2. Temperature Derating:
Plastic "P and D/DW" Packages: -7.0 mW/ $^{\circ}C$ From 65 $^{\circ}C$ To 125 $^{\circ}C$

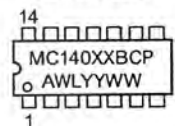
This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation, V_{in} and V_{out} should be constrained to the range $V_{SS} \leq (V_{in} \text{ or } V_{out}) \leq V_{DD}$.

Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (e.g., either V_{SS} or V_{DD}). Unused outputs must be left open.

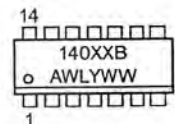


PDIP-14
P SUFFIX
CASE 646

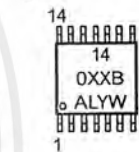
MARKING DIAGRAMS



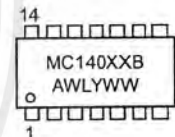
SOIC-14
D SUFFIX
CASE 751A



TSSOP-14
DT SUFFIX
CASE 948G



SOEIAJ-14
F SUFFIX
CASE 965



XX = Specific Device Code
A = Assembly Location
WL or L = Wafer Lot
YY or Y = Year
WW or W = Work Week

DEVICE INFORMATION

Device	Description
MC14001B	Quad 2-Input NOR Gate
MC14011B	Quad 2-Input NAND Gate
MC14023B	Triple 3-Input NAND Gate
MC14025B	Triple 3-Input NOR Gate
MC14071B	Quad 2-Input OR Gate
MC14073B	Triple 3-Input AND Gate
MC14081B	Quad 2-Input AND Gate
MC14082B	Dual 4-Input AND Gate

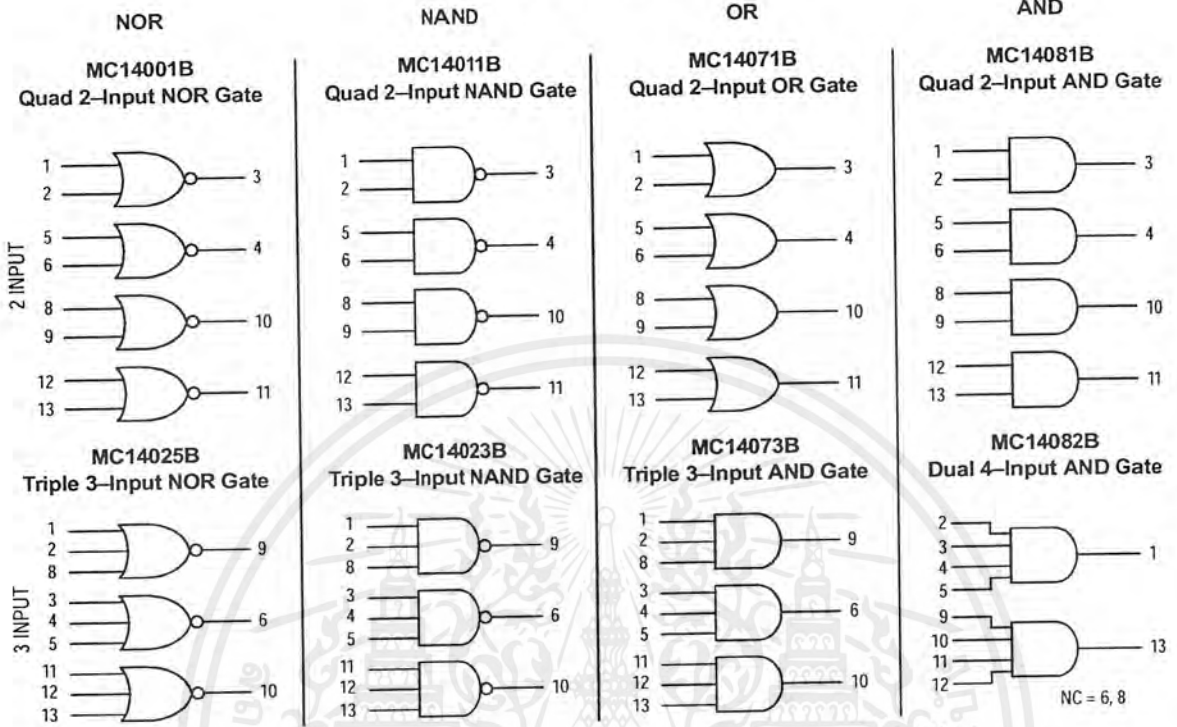
ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 11 of this data sheet.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

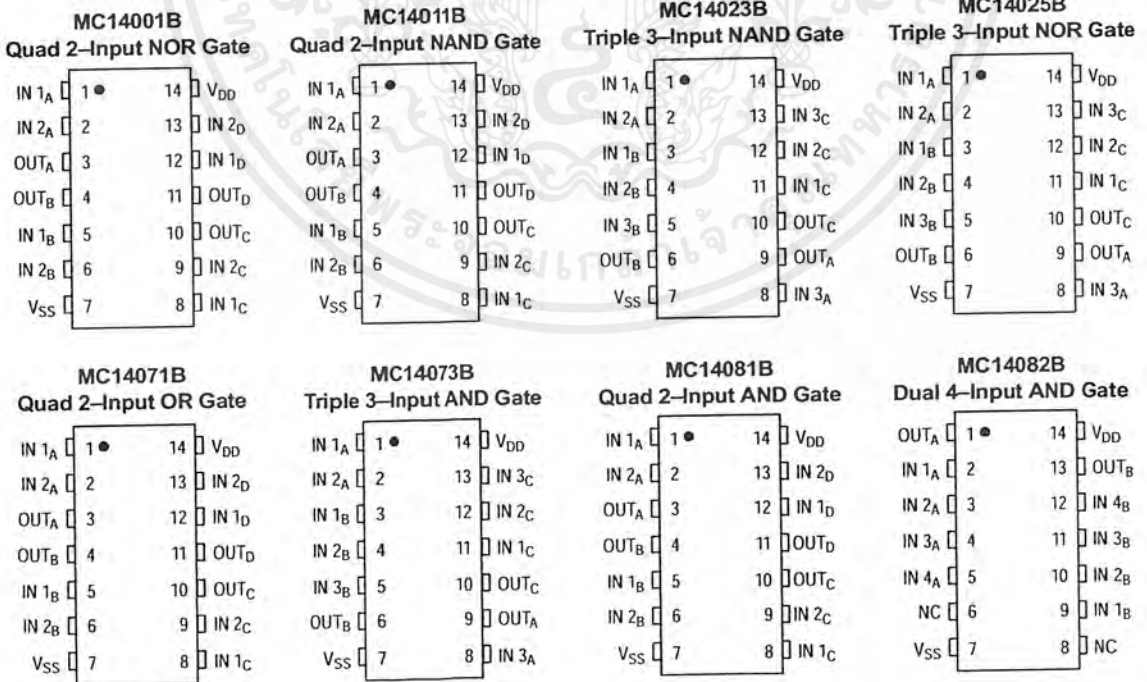
MC14001B Series

LOGIC DIAGRAMS



V_{DD} = PIN 14
 V_{SS} = PIN 7
 FOR ALL DEVICES

PIN ASSIGNMENTS



NC = NO CONNECTION

MC14001B Series

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Voltages Referenced to V_{SS})

Characteristic	Symbol	V _{DD} Vdc	- 55°C		25°C			125°C		Unit	
			Min	Max	Min	Typ (3)	Max	Min	Max		
Output Voltage V _{in} = V _{DD} or 0	"0" Level V _{OL}	5.0	—	0.05	—	0	0.05	—	0.05	Vdc	
		10	—	0.05	—	0	0.05	—	0.05		
		15	—	0.05	—	0	0.05	—	0.05		
	"1" Level V _{in} = 0 or V _{DD}	V _{OH}	5.0	4.95	—	4.95	5.0	—	4.95	—	Vdc
			10	9.95	—	9.95	10	—	9.95	—	
			15	14.95	—	14.95	15	—	14.95	—	
Input Voltage (V _O = 4.5 or 0.5 Vdc) (V _O = 9.0 or 1.0 Vdc) (V _O = 13.5 or 1.5 Vdc)	"0" Level V _{IL}	5.0	—	1.5	—	2.25	1.5	—	1.5	Vdc	
		10	—	3.0	—	4.50	3.0	—	3.0		
		15	—	4.0	—	6.75	4.0	—	4.0		
	"1" Level (V _O = 0.5 or 4.5 Vdc) (V _O = 1.0 or 9.0 Vdc) (V _O = 1.5 or 13.5 Vdc)	V _{IH}	5.0	3.5	—	3.5	2.75	—	3.5	—	Vdc
			10	7.0	—	7.0	5.50	—	7.0	—	
			15	11	—	11	8.25	—	11	—	
Output Drive Current (V _{OH} = 2.5 Vdc) (V _{OH} = 4.6 Vdc) (V _{OH} = 9.5 Vdc) (V _{OH} = 13.5 Vdc)	Source I _{OH}	5.0	-3.0	—	-2.4	-4.2	—	-1.7	—	mA _{dc}	
		5.0	-0.64	—	-0.51	-0.88	—	-0.36	—		
		10	-1.6	—	-1.3	-2.25	—	-0.9	—		
	Sink I _{OL}	5.0	0.64	—	0.51	0.88	—	0.36	—	mA _{dc}	
		10	1.6	—	1.3	2.25	—	0.9	—		
		15	4.2	—	3.4	8.8	—	2.4	—		
Input Current	I _{in}	15	—	± 0.1	—	± 0.00001	± 0.1	—	± 1.0	μA _{dc}	
Input Capacitance (V _{in} = 0)	C _{in}	—	—	—	—	5.0	7.5	—	—	pF	
Quiescent Current (Per Package)	I _{DD}	5.0	—	0.25	—	0.0005	0.25	—	7.5	μA _{dc}	
		10	—	0.5	—	0.0010	0.5	—	15		
		15	—	1.0	—	0.0015	1.0	—	30		
Total Supply Current (4.) (5.) (Dynamic plus Quiescent, Per Gate, C _L = 50 pF)	I _T	5.0	I _T = (0.3 μA/kHz) f + I _{DD} /N I _T = (0.6 μA/kHz) f + I _{DD} /N I _T = (0.9 μA/kHz) f + I _{DD} /N							μA _{dc}	

3. Data labelled "Typ" is not to be used for design purposes but is intended as an indication of the IC's potential performance.

4. The formulas given are for the typical characteristics only at 25°C.

5. To calculate total supply current at loads other than 50 pF:

$$I_T(C_L) = I_T(50 \text{ pF}) + (C_L - 50) Vfk$$

where: I_T is in μA (per package), C_L in pF, V = (V_{DD} - V_{SS}) in volts, f in kHz is input frequency, and k = 0.001 x the number of exercised gates per package.

MC14001B Series

B-SERIES GATE SWITCHING TIMES

SWITCHING CHARACTERISTICS (6.) ($C_L = 50 \text{ pF}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$)

Characteristic	Symbol	V_{DD} Vdc	Min	Typ (7.)	Max	Unit
Output Rise Time, All B-Series Gates $t_{TLH} = (1.35 \text{ ns/pF}) C_L + 33 \text{ ns}$ $t_{TLH} = (0.60 \text{ ns/pF}) C_L + 20 \text{ ns}$ $t_{TLH} = (0.40 \text{ ns/pF}) C_L + 20 \text{ ns}$	t_{TLH}	5.0 10 15	— — —	100 50 40	200 100 80	ns
Output Fall Time, All B-Series Gates $t_{THL} = (1.35 \text{ ns/pF}) C_L + 33 \text{ ns}$ $t_{THL} = (0.60 \text{ ns/pF}) C_L + 20 \text{ ns}$ $t_{THL} = (0.40 \text{ ns/pF}) C_L + 20 \text{ ns}$	t_{THL}	5.0 10 15	— — —	100 50 40	200 100 80	ns
Propagation Delay Time MC14001B, MC14011B only $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.90 \text{ ns/pF}) C_L + 80 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.36 \text{ ns/pF}) C_L + 32 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.26 \text{ ns/pF}) C_L + 27 \text{ ns}$ All Other 2, 3, and 4 Input Gates $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.90 \text{ ns/pF}) C_L + 115 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.36 \text{ ns/pF}) C_L + 47 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.26 \text{ ns/pF}) C_L + 37 \text{ ns}$ 8-Input Gates (MC14068B, MC14078B) $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.90 \text{ ns/pF}) C_L + 155 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.36 \text{ ns/pF}) C_L + 62 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.26 \text{ ns/pF}) C_L + 47 \text{ ns}$	t_{PLH}, t_{PHL}	5.0 10 15	— — —	125 50 40	250 100 80	ns

6. The formulas given are for the typical characteristics only at 25°C .

7. Data labelled "Typ" is not to be used for design purposes but is intended as an indication of the IC's potential performance.

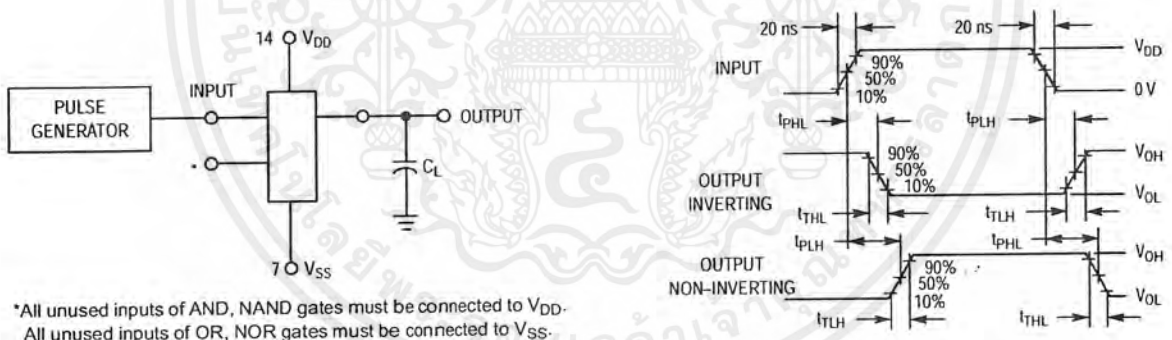


Figure 1. Switching Time Test Circuit and Waveforms

MC14017B

Decade Counter

The MC14017B is a five-stage Johnson decade counter with built-in code converter. High speed operation and spike-free outputs are obtained by use of a Johnson decade counter design. The ten decoded outputs are normally low, and go high only at their appropriate decimal time period. The output changes occur on the positive-going edge of the clock pulse. This part can be used in frequency division applications as well as decade counter or decimal decode display applications.

- Fully Static Operation
- DC Clock Input Circuit Allows Slow Rise Times
- Carry Out Output for Cascading
- Divide-by-N Counting
- Supply Voltage Range = 3.0 Vdc to 18 Vdc
- Capable of Driving Two Low-power TTL Loads or One Low-power Schottky TTL Load Over the Rated Temperature Range
- Pin-for-Pin Replacement for CD4017B
- Triple Diode Protection on All Inputs

MAXIMUM RATINGS (Voltages Referenced to V_{SS}) (Note 2.)

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _{DD}	DC Supply Voltage Range	-0.5 to +18.0	V
V _{in} , V _{out}	Input or Output Voltage Range (DC or Transient)	-0.5 to V _{DD} + 0.5	V
I _{in} , I _{out}	Input or Output Current (DC or Transient) per Pin	± 10	mA
P _D	Power Dissipation, per Package (Note 3.)	500	mW
T _A	Ambient Temperature Range	-55 to +125	°C
T _{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150	°C
T _L	Lead Temperature (8-Second Soldering)	260	°C

2. Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur.
3. Temperature Derating:
Plastic "P and D/DW" Packages: - 7.0 mW/°C From 65°C To 125°C

This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation, V_{in} and V_{out} should be constrained to the range V_{SS} ≤ (V_{in} or V_{out}) ≤ V_{DD}.

Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (e.g., either V_{SS} or V_{DD}). Unused outputs must be left open.



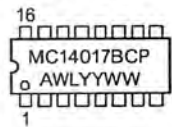
ON Semiconductor

<http://onsemi.com>

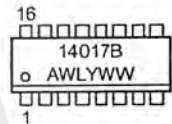
MARKING DIAGRAMS



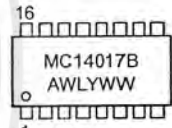
PDIP-16
P SUFFIX
CASE 648



SOIC-16
D SUFFIX
CASE 751B



SOEIAJ-16
F SUFFIX
CASE 966



A = Assembly Location
WL or L = Wafer Lot
YY or Y = Year
WW or W = Work Week

ORDERING INFORMATION

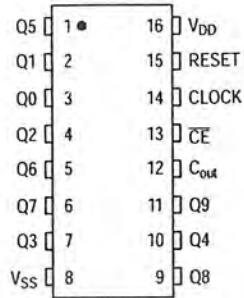
Device	Package	Shipping
MC14017BCP	PDIP-16	2000/Box
MC14017BD	SOIC-16	48/Rail
MC14017BDR2	SOIC-16	2500/Tape & Reel
MC14017BF	SOEIAJ-16	See Note 1.
MC14017BFEL	SOEIAJ-16	See Note 1.

1. For ordering information on the EIAJ version of the SOIC packages, please contact your local ON Semiconductor representative.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MC14017B

PIN ASSIGNMENT

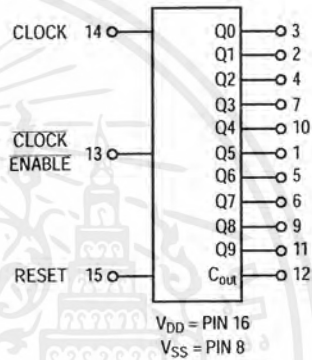


FUNCTIONAL TRUTH TABLE (Positive Logic)

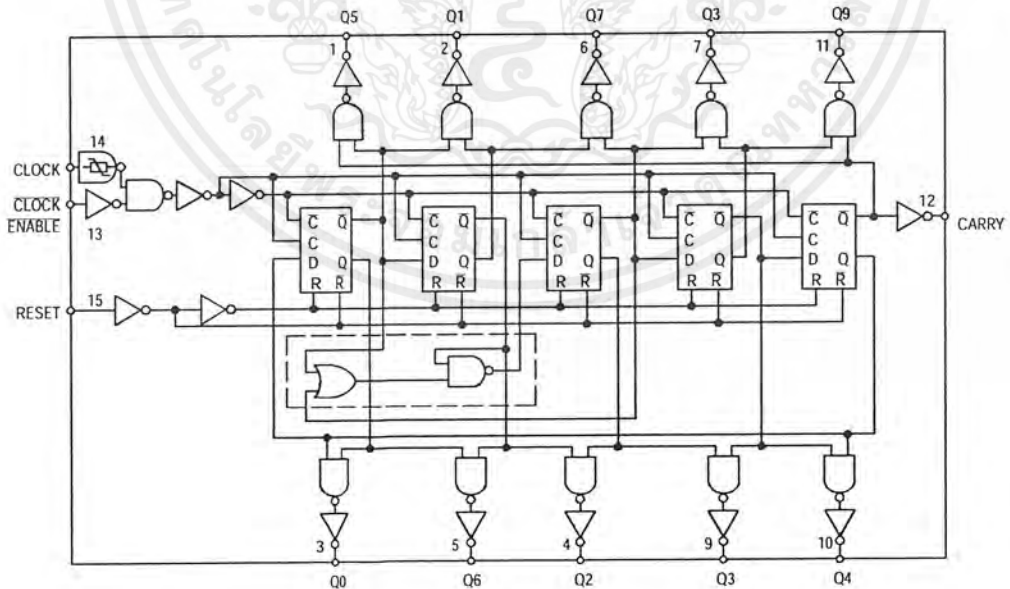
Clock	Clock Enable	Reset	Decode Output=n
0	X	0	n
X	1	0	n
X	X	1	Q0
	0	0	n+1
	X	0	n
X		0	n
1		0	n+1

X = Don't Care. If n < 5 Carry = "1",
Otherwise = "0".

BLOCK DIAGRAM



LOGIC DIAGRAM



MC14017B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Voltages Referenced to V_{SS})

Characteristic	Symbol	V_{DD} Vdc	-55°C		25°C			125°C		Unit	
			Min	Max	Min	Typ (4.)	Max	Min	Max		
Output Voltage $V_{in} = V_{DD}$ or 0	"0" Level V_{OL}	5.0	—	0.05	—	0	0.05	—	0.05	Vdc	
		10	—	0.05	—	0	0.05	—	0.05		
		15	—	0.05	—	0	0.05	—	0.05		
	"1" Level $V_{in} = 0$ or V_{DD}	V_{OH}	5.0	4.95	—	4.95	5.0	—	4.95	—	Vdc
			10	9.95	—	9.95	10	—	9.95	—	
			15	14.95	—	14.95	15	—	14.95	—	
Input Voltage ($V_O = 4.5$ or 0.5 Vdc) ($V_O = 9.0$ or 1.0 Vdc) ($V_O = 13.5$ or 1.5 Vdc)	"0" Level V_{IL}	5.0	—	1.5	—	2.25	1.5	—	1.5	Vdc	
		10	—	3.0	—	4.50	3.0	—	3.0		
		15	—	4.0	—	6.75	4.0	—	4.0		
	"1" Level ($V_O = 0.5$ or 4.5 Vdc) ($V_O = 1.0$ or 9.0 Vdc) ($V_O = 1.5$ or 13.5 Vdc)	V_{IH}	5.0	3.5	—	3.5	2.75	—	3.5	—	Vdc
			10	7.0	—	7.0	5.50	—	7.0	—	
			15	11	—	11	8.25	—	11	—	
Output Drive Current ($V_{OH} = 2.5$ Vdc) ($V_{OH} = 4.6$ Vdc) ($V_{OH} = 9.5$ Vdc) ($V_{OH} = 13.5$ Vdc)	Source	I_{OH}	5.0	-3.0	—	-2.4	-4.2	—	-1.7	—	mAdc
		5.0	-0.64	—	-0.51	-0.88	—	-0.36	—		
		10	-1.6	—	-1.3	-2.25	—	-0.9	—		
	Sink	I_{OL}	5.0	0.64	—	0.51	0.88	—	0.36	—	mAdc
			10	1.6	—	1.3	2.25	—	0.9	—	
			15	4.2	—	3.4	8.8	—	2.4	—	
Input Current	I_{in}	15	—	± 0.1	—	± 0.00001	± 0.1	—	± 1.0	μ Adc	
Input Capacitance ($V_{in} = 0$)	C_{in}	—	—	—	—	5.0	7.5	—	—	pF	
Quiescent Current (Per Package)	I_{DD}	5.0	—	5.0	—	0.005	5.0	—	150	μ Adc	
		10	—	10	—	0.010	10	—	300		
		15	—	20	—	0.015	20	—	600		
Total Supply Current (5.) (6.) (Dynamic plus Quiescent, Per Package) ($C_L = 50$ pF on all outputs, all buffers switching)	I_T	5.0	$I_T = (0.27 \mu A/kHz) f + I_{DD}$ $I_T = (0.55 \mu A/kHz) f + I_{DD}$ $I_T = (0.83 \mu A/kHz) f + I_{DD}$							μ Adc	

4. Data labelled "Typ" is not to be used for design purposes but is intended as an indication of the IC's potential performance.

5. The formulas given are for the typical characteristics only at 25°C.

6. To calculate total supply current at loads other than 50 pF:

$$I_T(C_L) = I_T(50 \text{ pF}) + (C_L - 50) Vfk$$

where: I_T is in μA (per package), C_L in pF, $V = (V_{DD} - V_{SS})$ in volts, f in kHz is input frequency, and $k = 0.0011$.

MC14017B

SWITCHING CHARACTERISTICS (7.) ($C_L = 50 \text{ pF}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$)

Characteristic	Symbol	V _{DD} Vdc	Min	Typ (8.)	Max	Unit
Output Rise and Fall Time $t_{TLH}, t_{THL} = (1.5 \text{ ns/pF}) C_L + 25 \text{ ns}$ $t_{TLH}, t_{THL} = (0.75 \text{ ns/pF}) C_L + 12.5 \text{ ns}$ $t_{TLH}, t_{THL} = (0.55 \text{ ns/pF}) C_L + 9.5 \text{ ns}$	$t_{TLH},$ t_{THL}	5.0 10 15	— — —	100 50 40	200 100 80	ns
Propagation Delay Time Reset to Decode Output $t_{PLH}, t_{PHL} = (1.7 \text{ ns/pF}) C_L + 415 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.66 \text{ ns/pF}) C_L + 197 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.5 \text{ ns/pF}) C_L + 150 \text{ ns}$	$t_{PLH},$ t_{PHL}	5.0 10 15	— — —	500 230 175	1000 460 350	ns
Propagation Delay Time Clock to C _{out} $t_{PLH}, t_{PHL} = (1.7 \text{ ns/pF}) C_L + 315 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.66 \text{ ns/pF}) C_L + 142 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.5 \text{ ns/pF}) C_L + 100 \text{ ns}$	$t_{PLH},$ t_{PHL}	5.0 10 15	— — —	400 175 125	800 350 250	ns
Propagation Delay Time Clock to Decode Output $t_{PLH}, t_{PHL} = (1.7 \text{ ns/pF}) C_L + 415 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.66 \text{ ns/pF}) C_L + 197 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.5 \text{ ns/pF}) C_L + 150 \text{ ns}$	$t_{PLH},$ t_{PHL}	5.0 10 15	— — —	500 230 175	1000 460 350	ns
Turn-Off Delay Time Reset to C _{out} $t_{PLH} = (1.7 \text{ ns/pF}) C_L + 315 \text{ ns}$ $t_{PLH} = (0.66 \text{ ns/pF}) C_L + 142 \text{ ns}$ $t_{PLH} = (0.5 \text{ ns/pF}) C_L + 100 \text{ ns}$	t_{PLH}	5.0 10 15	— — —	400 175 125	800 350 250	ns
Clock Pulse Width	$t_{w(H)}$	5.0 10 15	250 100 75	125 50 35	— — —	ns
Clock Frequency	f_{cl}	5.0 10 15	— — —	5.0 12 16	2.0 5.0 6.7	MHz
Reset Pulse Width	$t_{w(H)}$	5.0 10 15	500 250 190	250 125 95	— — —	ns
Reset Removal Time	t_{rem}	5.0 10 15	750 275 210	375 135 105	— — —	ns
Clock Input Rise and Fall Time	$t_{TLH},$ t_{THL}	5.0 10 15	No Limit			—
Clock Enable Setup Time	t_{su}	5.0 10 15	350 150 115	175 75 52	— — —	ns
Clock Enable Removal Time	t_{rem}	5.0 10 15	420 200 140	260 100 70	— — —	ns

7. The formulas given are for the typical characteristics only at 25°C.

8. Data labelled "Typ" is not to be used for design purposes but is intended as an indication of the IC's potential performance.

MC14066B

Quad Analog Switch/Quad Multiplexer

The MC14066B consists of four independent switches capable of controlling either digital or analog signals. This quad bilateral switch is useful in signal gating, chopper, modulator, demodulator and CMOS logic implementation.

The MC14066B is designed to be pin-for-pin compatible with the MC14016B, but has much lower ON resistance. Input voltage swings as large as the full supply voltage can be controlled via each independent control input.

- Triple Diode Protection on All Control Inputs
- Supply Voltage Range = 3.0 Vdc to 18 Vdc
- Linearized Transfer Characteristics
- Low Noise — 12 nV/ $\sqrt{\text{Cycle}}$, $f \geq 1.0$ kHz typical
- Pin-for-Pin Replacement for CD4016, CD4016, MC14016B
- For Lower R_{ON} , Use The HC4066 High-Speed CMOS Device

MAXIMUM RATINGS (Voltages Referenced to V_{SS}) (Note 2.)

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_{DD}	DC Supply Voltage Range	-0.5 to +18.0	V
V_{in}, V_{out}	Input or Output Voltage Range (DC or Transient)	-0.5 to $V_{DD} + 0.5$	V
I_{in}	Input Current (DC or Transient) per Control Pin	± 10	mA
I_{SW}	Switch Through Current	± 25	mA
P_D	Power Dissipation, per Package (Note 3.)	500	mW
T_A	Ambient Temperature Range	-55 to +125	$^{\circ}\text{C}$
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150	$^{\circ}\text{C}$
T_L	Lead Temperature (8-Second Soldering)	260	$^{\circ}\text{C}$

- Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur.
- Temperature Derating:
Plastic "P and D/DW" Packages: -7.0 mW/ $^{\circ}\text{C}$ From 65 $^{\circ}\text{C}$ To 125 $^{\circ}\text{C}$

This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation, V_{in} and V_{out} should be constrained to the range $V_{SS} \leq (V_{in} \text{ or } V_{out}) \leq V_{DD}$.

Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (e.g., either V_{SS} or V_{DD}). Unused outputs must be left open.



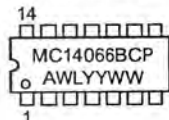
ON Semiconductor

<http://onsemi.com>

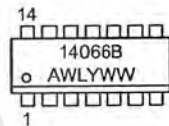
MARKING DIAGRAMS



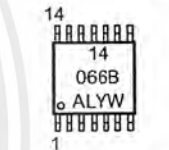
PDIP-14
P SUFFIX
CASE 646



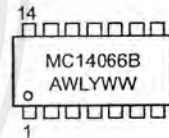
SOIC-14
D SUFFIX
CASE 751A



TSSOP-14
DT SUFFIX
CASE 948G



SOEIAJ-14
F SUFFIX
CASE 965



A = Assembly Location
WL or L = Wafer Lot
YY or Y = Year
WW or W = Work Week

ORDERING INFORMATION

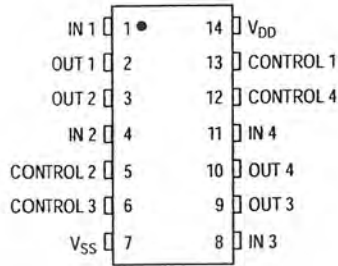
Device	Package	Shipping
MC14066BCP	PDIP-14	2000/Box
MC14066BD	SOIC-14	55/Rail
MC14066BDR2	SOIC-14	2500/Tape & Reel
MC14066BDT	TSSOP-14	96/Rail
MC14066BDTEL	TSSOP-14	2000/Tape & Reel
MC14066BDTR2	TSSOP-14	2500/Tape & Reel
MC14066BF	SOEIAJ-14	See Note 1.
MC14066BFEL	SOEIAJ-14	See Note 1.

- For ordering information on the EIAJ version of the SOIC packages, please contact your local ON Semiconductor representative.

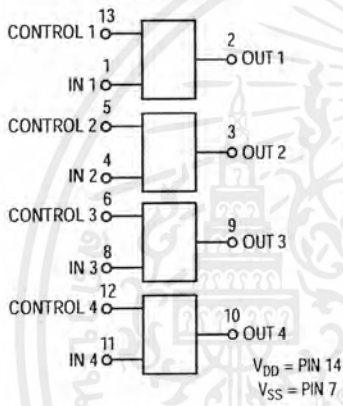
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MC14066B

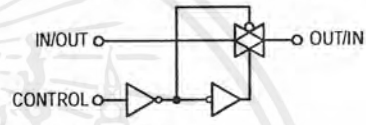
PIN ASSIGNMENT



BLOCK DIAGRAM



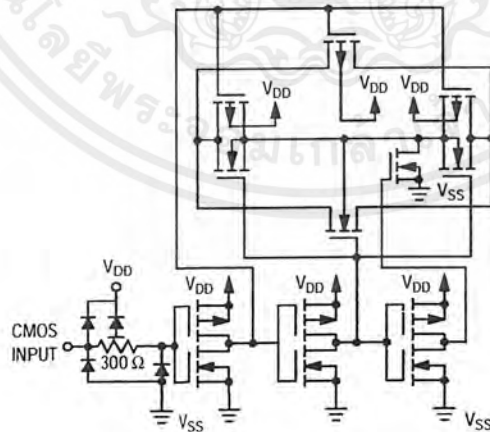
LOGIC DIAGRAM AND TRUTH TABLE (1/4 OF DEVICE SHOWN)



Control	Switch
0 = V _{SS}	OFF
1 = V _{DD}	ON

Logic Diagram Restrictions
 $V_{SS} \leq V_{in} \leq V_{DD}$
 $V_{SS} \leq V_{out} \leq V_{DD}$

CIRCUIT SCHEMATIC (1/4 OF CIRCUIT SHOWN)



MC14066B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	V _{DD}	Test Conditions	- 55°C		25°C			125°C		Unit
				Min	Max	Min	Typ (4)	Max	Min	Max	

SUPPLY REQUIREMENTS (Voltages Referenced to V_{EE})

Power Supply Voltage Range	V _{DD}	—		3.0	18	3.0	—	18	3.0	18	V
Quiescent Current Per Package	I _{DD}	5.0 10 15	Control Inputs: V _{in} = V _{SS} or V _{DD} . Switch I/O: V _{SS} ≤ V _{I/O} ≤ V _{DD} , and ΔV _{switch} ≤ 500 mV (5.)	— — —	0.25 0.5 1.0	— — —	0.005 0.010 0.015	0.25 0.5 1.0	— — —	7.5 15 30	μA
Total Supply Current (Dynamic Plus Quiescent, Per Package)	I _{D(AV)}	5.0 10 15	T _A = 25°C only The channel component, (V _{in} - V _{out} /R _{on} , is not included.)	Typical (0.07 μA/kHz) f + I _{DD} (0.20 μA/kHz) f + I _{DD} (0.36 μA/kHz) f + I _{DD}							μA

CONTROL INPUTS (Voltages Referenced to V_{SS})

Low-Level Input Voltage	V _{IL}	5.0 10 15	R _{on} = per spec, I _{off} = per spec	— — —	1.5 3.0 4.0	— — —	2.25 4.50 6.75	1.5 3.0 4.0	— — —	1.5 3.0 4.0	V
High-Level Input Voltage	V _{IH}	5.0 10 15	R _{on} = per spec, I _{off} = per spec	3.5 7.0 11	— — —	3.5 7.0 11	2.75 5.50 8.25	— — —	3.5 7.0 11	— — —	V
Input Leakage Current	I _{in}	15	V _{in} = 0 or V _{DD}	—	±0.1	—	±0.00001	±0.1	—	±1.0	μA
Input Capacitance	C _{in}	—		—	—	—	5.0	7.5	—	—	pF

SWITCHES IN AND OUT (Voltages Referenced to V_{SS})

Recommended Peak-to-Peak Voltage Into or Out of the Switch	V _{I/O}	—	Channel On or Off	0	V _{DD}	0	—	V _{DD}	0	V _{DD}	V _{p-p}
Recommended Static or Dynamic Voltage Across the Switch (5.) (Figure 1)	ΔV _{switch}	—	Channel On	0	600	0	—	600	0	300	mV
Output Offset Voltage	V _{OO}	—	V _{in} = 0 V, No Load	—	—	—	10	—	—	—	μV
ON Resistance	R _{on}	5.0 10 15	ΔV _{switch} ≤ 500 mV (5.), V _{in} = V _{IL} or V _{IH} (Control), and V _{in} = 0 to V _{DD} (Switch)	— — —	800 400 220	— — —	250 120 80	1050 500 280	— — —	1200 520 300	Ω
ΔON Resistance Between Any Two Channels in the Same Package	ΔR _{on}	5.0 10 15		— — —	70 50 45	— — —	25 10 10	70 50 45	— — —	135 95 65	Ω
Off-Channel Leakage Current (Figure 6)	I _{off}	15	V _{in} = V _{IL} or V _{IH} (Control) Channel to Channel or Any One Channel	—	±100	—	±0.05	±100	—	±1000	nA
Capacitance, Switch I/O	C _{I/O}	—	Switch Off	—	—	—	10	15	—	—	pF
Capacitance, Feedthrough (Switch Off)	C _{I/O}	—		—	—	—	0.47	—	—	—	pF

4. Data labeled "Typ" is not to be used for design purposes, but is intended as an indication of the IC's potential performance.

5. For voltage drops across the switch (ΔV_{switch}) > 600 mV (> 300 mV at high temperature), excessive V_{DD} current may be drawn; i.e. the current out of the switch may contain both V_{DD} and switch input components. The reliability of the device will be unaffected unless the Maximum Ratings are exceeded. (See first page of this data sheet.)

MC14066B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (6.) ($C_L = 50 \text{ pF}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	V_{DD} Vdc	Min	Typ (7.)	Max	Unit
Propagation Delay Times $V_{SS} = 0 \text{ Vdc}$ Input to Output ($R_L = 10 \text{ k}\Omega$) $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.17 \text{ ns/pF}) C_L + 15.5 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.08 \text{ ns/pF}) C_L + 6.0 \text{ ns}$ $t_{PLH}, t_{PHL} = (0.06 \text{ ns/pF}) C_L + 4.0 \text{ ns}$	t_{PLH}, t_{PHL}	5.0 10 15	— — —	20 10 7.0	40 20 15	ns
Control to Output ($R_L = 1 \text{ k}\Omega$) (Figure 2) Output "1" to High Impedance	t_{PHZ}	5.0 10 15	— — —	40 35 30	80 70 60	ns
Output "0" to High Impedance	t_{PLZ}	5.0 10 15	— — —	40 35 30	80 70 60	ns
High Impedance to Output "1"	t_{PZH}	5.0 10 15	— — —	60 20 15	120 40 30	ns
High Impedance to Output "0"	t_{PZL}	5.0 10 15	— — —	60 20 15	120 40 30	ns
Second Harmonic Distortion $V_{SS} = -5 \text{ Vdc}$ ($V_{in} = 1.77 \text{ Vdc}$, RMS Centered @ 0.0 Vdc, $R_L = 10 \text{ k}\Omega$, $f = 1.0 \text{ kHz}$)	—	5.0	—	0.1	—	%
Bandwidth (Switch ON) (Figure 3) $V_{SS} = -5 \text{ Vdc}$ ($R_L = 1 \text{ k}\Omega$, 20 Log (V_{out}/V_{in}) = -3 dB, $C_L = 50 \text{ pF}$, $V_{in} = 5 \text{ V}_{p-p}$)	—	5.0	—	65	—	MHz
Feedthrough Attenuation (Switch OFF) $V_{SS} = -5 \text{ Vdc}$ ($V_{in} = 5 \text{ V}_{p-p}$, $R_L = 1 \text{ k}\Omega$, $f_{in} = 1.0 \text{ MHz}$) (Figure 3)	—	5.0	—	-50	—	dB
Channel Separation (Figure 4) $V_{SS} = -5 \text{ Vdc}$ ($V_{in} = 5 \text{ V}_{p-p}$, $R_L = 1 \text{ k}\Omega$, $f_{in} = 8.0 \text{ MHz}$) (Switch A ON, Switch B OFF)	—	5.0	—	-50	—	dB
Crosstalk, Control Input to Signal Output (Figure 5) $V_{SS} = -5 \text{ Vdc}$ ($R_1 = 1 \text{ k}\Omega$, $R_L = 10 \text{ k}\Omega$, Control $t_{TLH} = t_{THL} = 20 \text{ ns}$)	—	5.0	—	300	—	mV_{p-p}

6. The formulas given are for the typical characteristics only at 25°C .

7. Data labelled "Typ" is not to be used for design purposes but is intended as an indication of the IC's potential performance.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

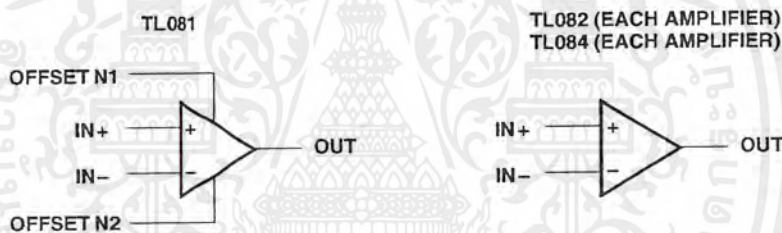
- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ μ s Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}

description

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 85°C. The Q-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 125°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

symbols



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1999, Texas Instruments Incorporated
On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

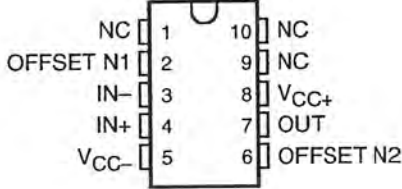
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

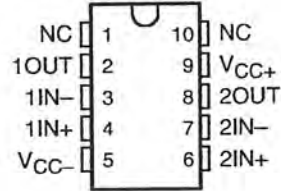
**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081E - FEBRUARY 1977 - REVISED FEBRUARY 1999

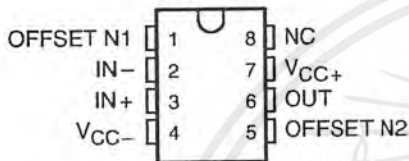
**TL081M
U PACKAGE
(TOP VIEW)**



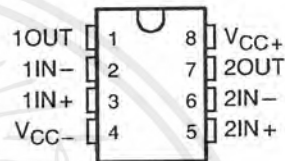
**TL082M
U PACKAGE
(TOP VIEW)**



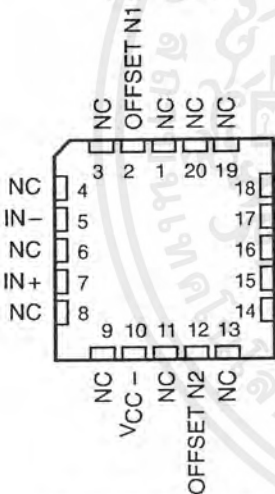
**TL081, TL081A, TL081B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)**



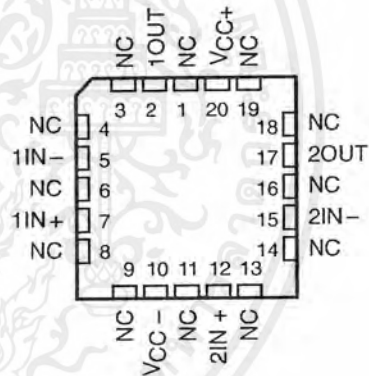
**TL082, TL082A, TL082B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)**



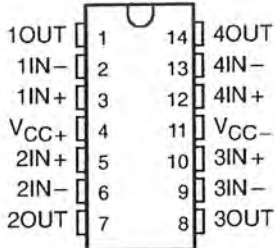
**TL081M ... FK PACKAGE
(TOP VIEW)**



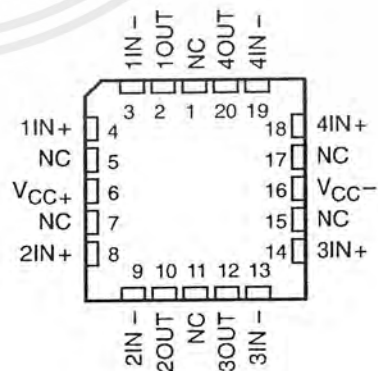
**TL082M ... FK PACKAGE
(TOP VIEW)**



**TL084, TL084A, TL084B
D, J, N, PW, OR W PACKAGE
(TOP VIEW)**



**TL084M ... FK PACKAGE
(TOP VIEW)**



NC - No internal connection



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

electrical characteristics, $V_{CC} \pm = \pm 15$ V (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	T _A	TL081M, TL082M			TL084Q, TL084M			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V _{IO} Input offset voltage	V _O = 0, R _S = 50 Ω	25°C		3	6		3	9	mV
		Full range			9			15	
α _{VIO} Temperature coefficient of input offset voltage	V _O = 0, R _S = 50 Ω	Full range		18			18		μV/°C
I _{IO} Input offset current‡	V _O = 0	25°C		5	100		5	100	pA
		125°C			20			20	nA
I _{IB} Input bias current‡	V _O = 0	25°C		30	200		30	200	pA
		125°C			50			50	nA
V _{ICR} Common-mode input voltage range		25°C	±11	±12 to 15		±11	±12 to 15		V
V _{OM} Maximum peak output voltage swing	R _L = 10 kΩ	25°C	±12	±13.5		±12	±13.5		V
	R _L ≥ 10 kΩ	Full range	±12			±12			
	R _L ≥ 2 kΩ		±10	±12		±10	±12		
A _{VD} Large-signal differential voltage amplification	V _O = ±10 V, R _L ≥ 2 kΩ	25°C	25	200		25	200		V/mV
	V _O = ±10 V, R _L ≥ 2 kΩ	Full range	15			15			
B ₁ Unity-gain bandwidth		25°C		3			3		MHz
r _i Input resistance		25°C		10 ¹²			10 ¹²		Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	V _{IC} = V _{ICRmin} , V _O = 0, R _S = 50 Ω	25°C	80	86		80	86		dB
k _{SVR} Supply voltage rejection ratio (ΔV _{CC±} /ΔV _{IO})	V _{CC±} = ±15 V to ±9 V, V _O = 0, R _S = 50 Ω	25°C	80	86		80	86		dB
I _{CC} Supply current (per amplifier)	V _O = 0, No load	25°C		1.4	2.8		1.4	2.8	mA
V _{O1} /V _{O2} Crosstalk attenuation	A _{VD} = 100	25°C		120			120		dB

† All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode input voltage unless otherwise specified.

‡ Input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive as shown in Figure 17. Pulse techniques must be used that maintain the junction temperatures as close to the ambient temperature as is possible.

operating characteristics, $V_{CC} \pm = \pm 15$ V, T_A = 25°C (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
SR Slew rate at unity gain	V _I = 10 V, R _L = 2 kΩ, C _L = 100 pF, See Figure 1	8*	13		V/μs
	V _I = 10 V, T _A = -55°C to 125°C, R _L = 2 kΩ, C _L = 100 pF, See Figure 1	5*			
t _r Rise time	V _I = 20 mV, R _L = 2 kΩ, C _L = 100 pF, See Figure 1		0.05		μs
Overshoot factor			20%		
V _n Equivalent input noise voltage	R _S = 20 Ω	f = 1 kHz	18		nV/√Hz
		f = 10 Hz to 10 kHz	4		μV
I _n Equivalent input noise current	R _S = 20 Ω, f = 1 kHz		0.01		pA/√Hz
THD Total harmonic distortion	V _{rms} = 6 V, f = 1 kHz, A _{VD} = 1, R _S ≤ 1 kΩ, R _L ≥ 2 kΩ		0.003%		

*On products compliant to MIL-PRF-38535, this parameter is not production tested.



**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

electrical characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	TL082Y, TL084Y			UNIT
		MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_O = 0$, $R_S = 50\ \Omega$		3	15	mV
α_{VIO} Temperature coefficient of input offset voltage	$V_O = 0$, $R_S = 50\ \Omega$		18		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{IO} Input offset current‡	$V_O = 0$,		5	200	pA
I_{IB} Input bias current‡	$V_O = 0$,		30	400	pA
V_{ICR} Common-mode input voltage range		± 11	-12 to 15		V
V_{OM} Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10\ \text{k}\Omega$,	± 12	± 13.5		V
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_O = \pm 10\ \text{V}$, $R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	25	200		V/mV
B_1 Unity-gain bandwidth			3		MHz
r_i Input resistance			10^{12}		Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}$, $V_O = 0$, $R_S = 50\ \Omega$	70	86		dB
k_{SVR} Supply voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC\pm} / \Delta V_{IO}$)	$V_{CC} = \pm 15\ \text{V}$ to $\pm 9\ \text{V}$, $V_O = 0$, $R_S = 50\ \Omega$	70	86		dB
I_{CC} Supply current (per amplifier)	$V_O = 0$, No load		1.4	2.8	mA
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$A_{VD} = 100$		120		dB

† All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage unless otherwise specified.

‡ Input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive as shown in Figure 17. Pulse techniques must be used that maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.

operating characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\ \text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
SR Slew rate at unity gain	$V_I = 10\ \text{V}$, $R_L = 2\ \text{k}\Omega$, $C_L = 100\ \text{pF}$, See Figure 1	8	13		V/ μs
t_r Rise time	$V_I = 20\ \text{mV}$, $R_L = 2\ \text{k}\Omega$, $C_L = 100\ \text{pF}$, See Figure 1		0.05		μs
Overshoot factor			20%		
V_n Equivalent input noise voltage	$R_S = 20\ \Omega$	$f = 1\ \text{kHz}$	18		nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
		$f = 10\ \text{Hz}$ to $10\ \text{kHz}$	4		μV
I_n Equivalent input noise current	$R_S = 20\ \Omega$, $f = 1\ \text{kHz}$		0.01		pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
THD Total harmonic distortion	$V_{I rms} = 6\ \text{V}$, $f = 1\ \text{kHz}$, $A_{VD} = 1$, $R_S \leq 1\ \text{k}\Omega$, $R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$		0.003%		





MOTOROLA

Octal High Voltage, High Current Darlington Transistor Arrays

The eight NPN Darlington connected transistors in this family of arrays are ideally suited for interfacing between low logic level digital circuitry (such as TTL, CMOS or PMOS/NMOS) and the higher current/voltage requirements of lamps, relays, printer hammers or other similar loads for a broad range of computer, industrial, and consumer applications. All devices feature open-collector outputs and free wheeling clamp diodes for transient suppression.

The ULN2803 is designed to be compatible with standard TTL families while the ULN2804 is optimized for 6 to 15 volt high level CMOS or PMOS.

MAXIMUM RATINGS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ and rating apply to any one device in the package, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	Value	Unit
Output Voltage	V_O	50	V
Input Voltage (Except ULN2801)	V_I	30	V
Collector Current – Continuous	I_C	500	mA
Base Current – Continuous	I_B	25	mA
Operating Ambient Temperature Range	T_A	0 to +70	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-55 to +150	$^\circ\text{C}$
Junction Temperature	T_J	125	$^\circ\text{C}$

$R_{\theta JA} = 55^\circ\text{C/W}$
Do not exceed maximum current limit per driver.

ORDERING INFORMATION

Device	Characteristics		
	Input Compatibility	$V_{CE}(\text{Max})/I_C(\text{Max})$	Operating Temperature Range
ULN2803A	TTL, 5.0 V CMOS	50 V/500 mA	$T_A = 0$ to +70 $^\circ\text{C}$
ULN2804A	6 to 15 V CMOS, PMOS		

Order this document by ULN2803/D

ULN2803 ULN2804

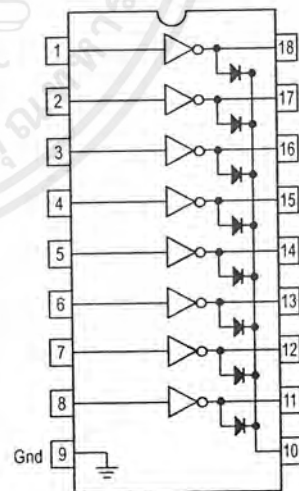
OCTAL PERIPHERAL DRIVER ARRAYS

SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA



A SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 707

PIN CONNECTIONS



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ULN2803 ULN2804

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted)

Characteristic		Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Output Leakage Current (Figure 1) ($V_O = 50\text{ V}$, $T_A = +70^\circ\text{C}$) ($V_O = 50\text{ V}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$) ($V_O = 50\text{ V}$, $T_A = +70^\circ\text{C}$, $V_I = 6.0\text{ V}$) ($V_O = 50\text{ V}$, $T_A = +70^\circ\text{C}$, $V_I = 1.0\text{ V}$)	All Types All Types ULN2802 ULN2804	I_{CEX}	– – – –	– – – –	100 50 500 500	μA
Collector–Emitter Saturation Voltage (Figure 2) ($I_C = 350\text{ mA}$, $I_B = 500\text{ }\mu\text{A}$) ($I_C = 200\text{ mA}$, $I_B = 350\text{ }\mu\text{A}$) ($I_C = 100\text{ mA}$, $I_B = 250\text{ }\mu\text{A}$)	All Types All Types All Types	$V_{CE(sat)}$	– – –	1.1 0.95 0.85	1.6 1.3 1.1	V
Input Current – On Condition (Figure 4) ($V_I = 17\text{ V}$) ($V_I = 3.85\text{ V}$) ($V_I = 5.0\text{ V}$) ($V_I = 12\text{ V}$)	ULN2802 ULN2803 ULN2804 ULN2804	$I_{I(on)}$	– – – –	0.82 0.93 0.35 1.0	1.25 1.35 0.5 1.45	mA
Input Voltage – On Condition (Figure 5) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 300\text{ mA}$) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 200\text{ mA}$) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 250\text{ mA}$) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 300\text{ mA}$) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 125\text{ mA}$) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 200\text{ mA}$) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 275\text{ mA}$) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 350\text{ mA}$)	ULN2802 ULN2803 ULN2803 ULN2803 ULN2804 ULN2804 ULN2804 ULN2804	$V_{I(on)}$	– – – – – – – –	– – – – – – – –	13 2.4 2.7 3.0 5.0 6.0 7.0 8.0	V
Input Current – Off Condition (Figure 3) ($I_C = 500\text{ }\mu\text{A}$, $T_A = +70^\circ\text{C}$)	All Types	$I_{I(off)}$	50	100	–	μA
DC Current Gain (Figure 2) ($V_{CE} = 2.0\text{ V}$, $I_C = 350\text{ mA}$)	ULN2801	h_{FE}	1000	–	–	–
Input Capacitance		C_I	–	15	25	pF
Turn–On Delay Time (50% E_I to 50% E_O)		t_{on}	–	0.25	1.0	μs
Turn–Off Delay Time (50% E_I to 50% E_O)		t_{off}	–	0.25	1.0	μs
Clamp Diode Leakage Current (Figure 6) ($V_R = 50\text{ V}$)	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = +70^\circ\text{C}$	I_R	– –	– –	50 100	μA
Clamp Diode Forward Voltage (Figure 7) ($I_F = 350\text{ mA}$)		V_F	–	1.5	2.0	V