



เครื่องรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
(ECG Transmitter and Receiver)

โดย

นาย ภิญญา วรณรัตน์ 39013318
นาย ศิริชัย สอาดเอี่ยม 39013328
นาย อำนาจ รอดแสง 39013338

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ. นิกร สุขุมตันติ

โดยเรียกหนังสือ... ๒๕๒๔๐๑๕๔๑
เลขทะเบียน..... ๐๔๐๕๑๙
วัน เดือน ปี..... ๑๖ ๓๓ ๕๖

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรปริญญาอุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาเทคนิคอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2541

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

๐๔๐๕๑๙

หัวข้อโครงการ

เครื่องรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ECG Transmitter and Receiver)

โดย

นาย ภิญโญ วรรณรัตน์ 39013318

นาย ศิริชัย สอาดเยี่ยม 39013328

นาย อำนาจ รอดแสง 39013338

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.นิกร สุขุมตันติ

ภาควิชา

เทคนิคอุตสาหกรรม

สาขาวิชา

เทคโนโลยีโทรคมนาคม

ปีการศึกษา

2541

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อนุมัติให้นับ
ปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของหลักสูตรปริญญาอุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบปฏิญานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(*รศ.นิกร สุขุมตันติ*)

.....กรรมการ
(.....)

.....กรรมการ
(.....)

.....กรรมการ
(.....)

.....กรรมการ
(.....)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ECG Tramtter and Receiver)

โดย	นายภิญโญ	วรรณรัตน์	39013318
	นายศิริชัย	สอาดเยี่ยม	39013328
	นายอำนาจ	รอดแสง	39013338

อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.นิกร สุขุมตันติ

ปีการศึกษา 2541

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอโครงการ เครื่องรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีคุณสมบัติคือสามารถจำลองการรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ 12 รูปแบบโดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวถูกนำมาใช้งานจริงตามมาตรฐานทางการแพทย์โครงการนี้ถูกออกแบบขึ้น เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์ และอุปกรณ์ที่ใช้ในโครงการนี้ทั้งหมด สามารถหาซื้อได้ภายในประเทศ

ECG Transmitter and Receiver

BY MR.PINYO WANARAT 39013318
 MR.SIRICHAJ SAARDIAM 39013328
 MR.AMNAT RODSAWAENG 39013338

ADVISOR ASS PKOF. NIKORN AUKUTAMATANT

FISCAL YEAR 1998

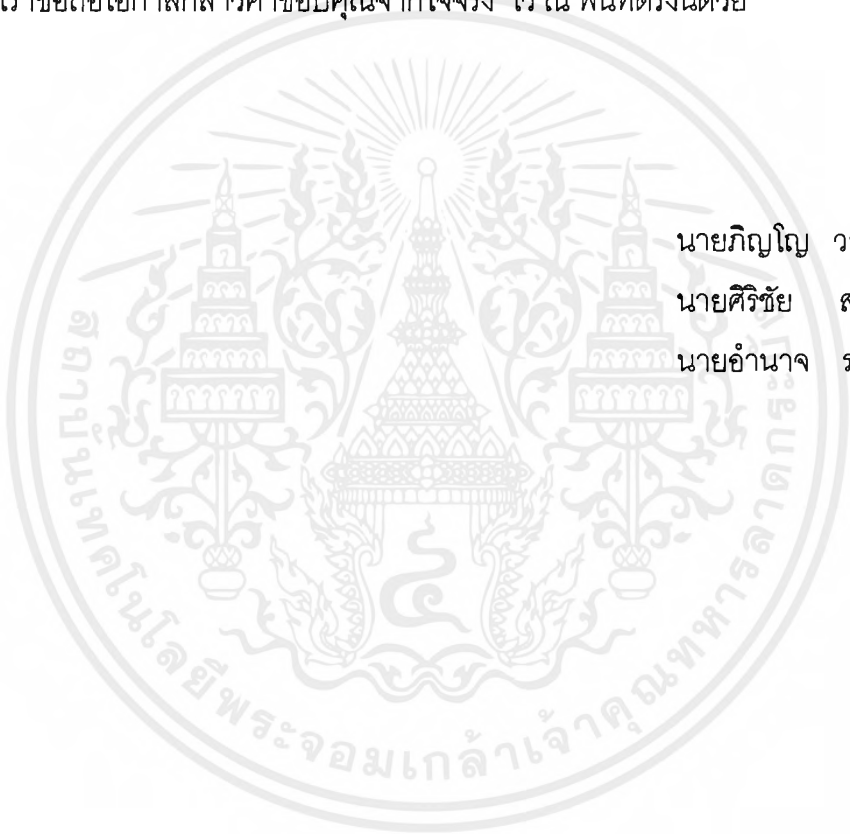
ABTRACT

This thesis is present project of ECG transmitter and receiver. It can be send and receivers 12 leads ECG. All leads ECG is standard of medically. purpose of this project is designed for developed the medical equipment in or country. Moreover,all the component used in the ECG transmitter and receiver are available domestically.

กิตติกรรมประกาศ

โครงการนี้สำเร็จลุล่วงลงได้เพราะความพยายาม และ ความสามารถของพวกเขาในกลุ่ม ขอขอบพระคุณบิดา มารดาที่ให้กำเนิดพวกเรา ขอขอบคุณครูบาอาจารย์ที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาให้พวกเราได้มีวันนี้ ขอขอบคุณพิเศษ สำหรับ อาจารย์ นิกร สุขุมตันติ ที่ให้คำแนะนำและช่วยเหลือในยามที่พวกเราประสบปัญหา สุดท้ายขอขอบคุณเพื่อน ๆ ทุกคนที่คอยให้กำลังใจในยามที่พวกเราอ่อนแอและให้ยืมเงินซื้ออุปกรณ์ในยามที่พวกเราขาดแคลน

เราขอถือโอกาสกล่าวคำขอบคุณจากใจจริง ไว้ ณ พื้นที่ตรงนี้ด้วย



นายภิญโญ วรรณรัตน์
นายศิริชัย สอาดเยี่ยม
นายอำนาจ รอดแสง

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	(ก)
ABSTRACT	(ข)
กิตติกรรมประกาศ	(ค)
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 วัตถุประสงค์ของโครงการ	1
1.2 specification	2
1.3 Block diagram	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่ใช้ในโครงการ	4
2.1 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.2 electrode	14
2.3 แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา	27
2.4 พื้นฐานของเครื่อง ECG	35
บทที่ 3 การทำงานของวงจร	42
3.1 หลักการออกแบบเครื่องรับ – ส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	42
3.2 ส่วนขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	43
3.3 ส่วนรับคำสั่งสำหรับเลือก Leads ในการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	47
3.4 ส่วนที่ส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	49
บทที่ 4 ผลการทดลอง	53
บทที่ 5 สรุปผลและวิจารณ์	57
บรรณานุกรม	58
ภาคผนวก	59
ภาคผนวก ก	60
ภาคผนวก ข	67

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 แสดงขั้วต่อและส่วนต่าง ๆ ที่เป็นตัวนำของหัวใจ	4
รูปที่ 2.2 แสดงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนไข้ในปี 1912	5
รูปที่ 2.3 ภาพแสดงระบบส่งนำไฟฟ้าพร้อมทั้งการกระจายไฟฟ้าไปยังส่วนต่าง ๆ	7
รูปที่ 2.4 ภาพแสดงการเกิดและการกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อวางอิเล็กโทรดไว้ที่ผนังเวนติเคิล	8
รูปที่ 2.5 ภาพแสดงการต่อสายอิเล็กโทรดแบบ Bipolar limb lead	10
รูปที่ 2.6 ภาพแสดงการต่อสายอิเล็กโทรดแบบ Unipolar limb lead	11
รูปที่ 2.7 ภาพแสดงการต่อสายอิเล็กโทรด แบบ Unipolar chest lead	12
รูปที่ 2.8 แสดงส่วนประกอบและการกระจายของไอออนที่เรียงตัวกันเป็นสองชั้น	15
รูปที่ 2.9 แสดงรูปคลื่นของกระแสและศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรด	17
รูปที่ 2.10 แสดงวงจรสมมูลย์ของศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาที่ผิวหน้าของอิเล็กโทรด	19
รูปที่ 2.11 แสดงการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาด้วยวงจรสมมูลย์ของอิเล็กโทรด 2 วง	20
รูปที่ 2.12 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นที่เป็นโลหะ ซึ่งมักจะทำหรือเคลือบด้วยเงิน นิเกิล	21
รูปที่ 2.13 แสดงรายละเอียดของอิเล็กโทรดชนิดลอย ที่ใช้ติดบนผิวหนัง	22
รูปที่ 2.14 แสดงอิเล็กโทรดที่ใช้คิบบินู	22
รูปที่ 2.15 แสดงอิเล็กโทรดชนิดต่าง ๆ	23
รูปที่ 2.16 แสดงการต่อสายแบบต่าง ๆ สำหรับบันทึกคลื่นไฟฟ้า E.C.G.	25
รูปที่ 2.17 ภาพบันทึกของคลื่น E.C.G. ปกติ สำหรับการต่อสายวิธีมาตรฐานทั้ง 12 แบบ	26
รูปที่ 2.18 สามเหลี่ยมโอโฮเฟน	26
รูปที่ 2.19 ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ แสดงทางที่นำสัญญาณเข้าและออก	
รูปที่ 2.20 แสดงอัตราส่วนที่แสดงถึงการกำจัดสิ่งรบกวนที่เรียกว่า Common mode rejection ratio	30
รูปที่ 2.21 แสดงผลของอิมพีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ ต่อรูปร่างของไฟฟ้าขณะทำงาน	31
รูปที่ 2.22 (ก)แสดงคาปาซิเตอร์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ (ข) การใช้การหุ้มกำบังชนิด driven shield	32

รูปที่ 2.23	ผังอย่างง่ายของเครื่อง E.C.G. แสดงส่วนประกอบต่าง ๆ	36
รูปที่ 2.24	ผังอย่างง่ายของแอมพลิไฟเออร์ในเครื่อง E.C.G.	37
รูปที่ 2.25	ผังวงจรขาเข้าของเครื่อง E.C.G. แสดงวงจรที่ใช้ป้องกัน แอมพลิไฟเออร์จากศักย์ไฟฟ้าแรงสูง	38
รูปที่ 2.26	แสดงคลื่นไฟฟ้า E.C.G. ที่ได้รับการเปลี่ยนเมื่อผ่านวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ชั้นต่าง ๆ	39
รูปที่ 2.27	ภาพถ่ายเครื่อง E.C.G. แสดงส่วนประกอบและปุ่มควบคุมต่าง ๆ ภายนอก	41
รูปที่ 3.1	แสดงวงจรภาค buffer amp	43
รูปที่ 3.2	แสดงการจับขั้วแบบ Bipolar limb Leads	44
รูปที่ 3.3	แสดงการจับขั้วแบบ Unipolar limb Leads	44
รูปที่ 3.4	แสดงการจับขั้วแบบ Unipolar chest Leads	45
รูปที่ 3.5	แสดงวงจรภาค AC amp	45
รูปที่ 3.6	วงจร Voltage reference	46
รูปที่ 3.7	แสดงวงจรมายาสัญญาณไมค์	47
รูปที่ 3.8	แสดงส่วน DTMF	48
รูปที่ 3.9	แสดงภาคแสดงผลการรับคำสั่ง	49
รูปที่ 3.10	แสดงวงจรภาคอนาลอกมัลติเพล็กซ์เซอร์	50
รูปที่ 3.11	แสดงวงจรภาคมอดูเลชัน (Modulation)	50
รูปที่ 3.12	แสดงวงจรภาคควบคุมการขยายสัญญาณออกลำโพง (Audio amp)	51
รูปที่ 3.13	แสดงวงจรภาคดีมอดูเลชัน (Demodulation)	52
รูปที่ 4.1	แสดงรูปสัญญาณ Lead I	53
รูปที่ 4.2	แสดงสัญญาณ Lead III	53
รูปที่ 4.3	แสดงรูปสัญญาณ Lead aVR	54
รูปที่ 4.4	แสดงรูปสัญญาณ Lead V3	54
รูปที่ 4.5	แสดงรูปสัญญาณ Lead V4	55
รูปที่ 4.6	แสดงรูปสัญญาณ Lead V5	55
รูปที่ 4.7	แสดงรูปสัญญาณ Lead V6	56

บทที่ 1

บทนำ

จุดมุ่งหมาย เพื่อศึกษาถึงการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผ่านทางโทรศัพท์และมีการควบคุมจากทางด้านรับเนื่องจากรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีหลายแบบ การจะส่งพร้อม ๆ กันทุกรูปแบบไม่มีความจำเป็น จึงให้มีการควบคุมว่าต้องการจะดูคลื่นไฟฟ้าแบบไหนจากทางด้านรับ

แนวคิดและที่มา เนื่องจากประเทศไทย ประสบปัญหาทางด้านบุคลากรทางการแพทย์ และเครื่องมือแพทย์ที่ใช้ในโรงพยาบาลมีราคาสูง จึงขอเสนอแนวคิดถึงการวินิจฉัยโรคด้วยการดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยผ่านทางโทรศัพท์ กล่าวคือ ในปัจจุบันแพทย์ที่ปฏิบัติงานที่ต่างจังหวัดจะรับผิดชอบคนไข้จำนวนมาก ทำให้เกิดปัญหาในความไม่สะดวกในการปฏิบัติงาน ลักษณะของโครงการนี้คือ จะให้คนไข้มีเครื่อง ECG Transmitter ไว้กับตัว เวลาที่มีอาการโรคหัวใจกำเริบก็ติดต่อแพทย์ทางโทรศัพท์โดยแพทย์จะทำการควบคุมเครื่องทางภาคส่งว่าจะให้ส่ง ECG ในรูปแบบใดเพื่อจะวินิจฉัยโรคทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องมาโรงพยาบาลและจะลดปริมาณงานของแพทย์ลงได้

1.1 วัตถุประสงค์ของโครงการ

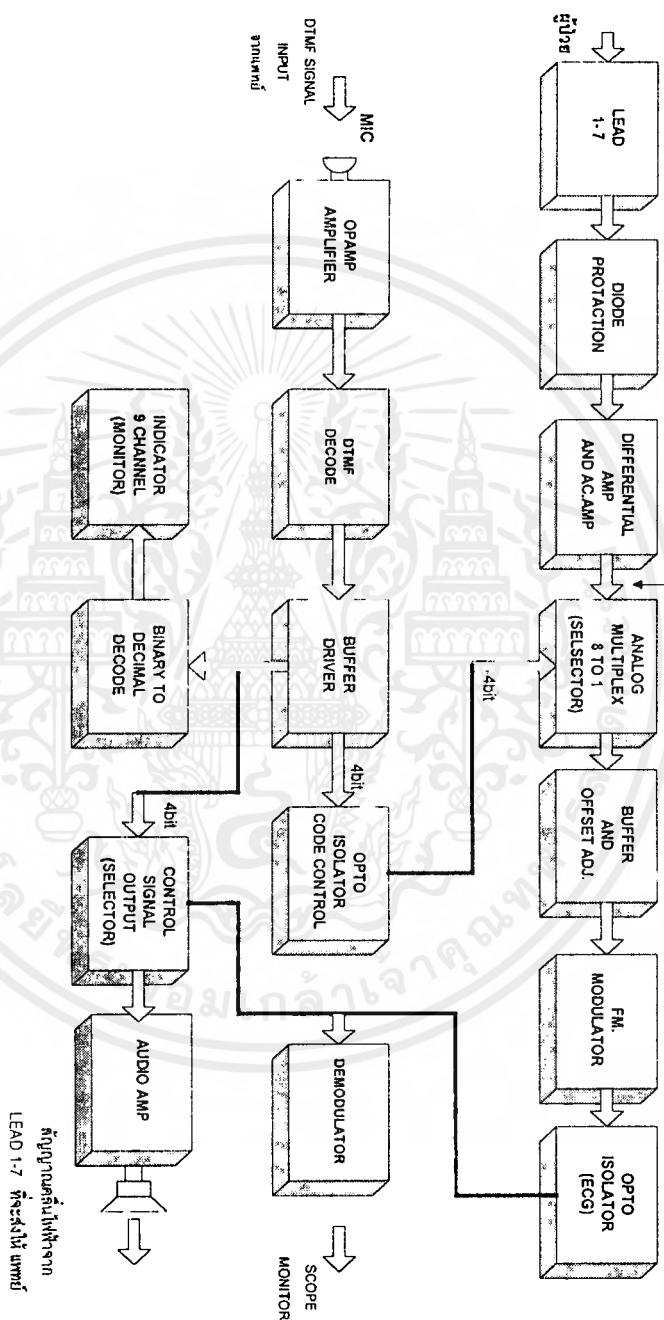
1. เพื่อที่จะติดตั้งเครื่องมือทางการแพทย์มาใช้งาน โดยใช้วัสดุอุปกรณ์ที่จัดหาได้ภายในประเทศ
2. เพื่อศึกษาการทำงานของเครื่อง ECG Transmitter and Receiver
3. เพื่อประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายของแพทย์และผู้ป่วยในการเดินทางมาโรงพยาบาล
4. เพื่อให้โรงพยาบาลเล็ก ๆ ได้มีโอกาสใช้เครื่องมือช่วยในการวินิจฉัยโรค

1.2 SPECIFICATION

- power supply 220 v 50 Hz
- Frequency response 0.05 – 400 Hz
- Input impedance 10 Mohm
- Sending electrocardio graph 12 Lead
- Gain 1000
- Protection by opto Isolator

1.3 BLOCK DIAGRAM

สัญญาณจาก หัว LEAD
10 ช่อง

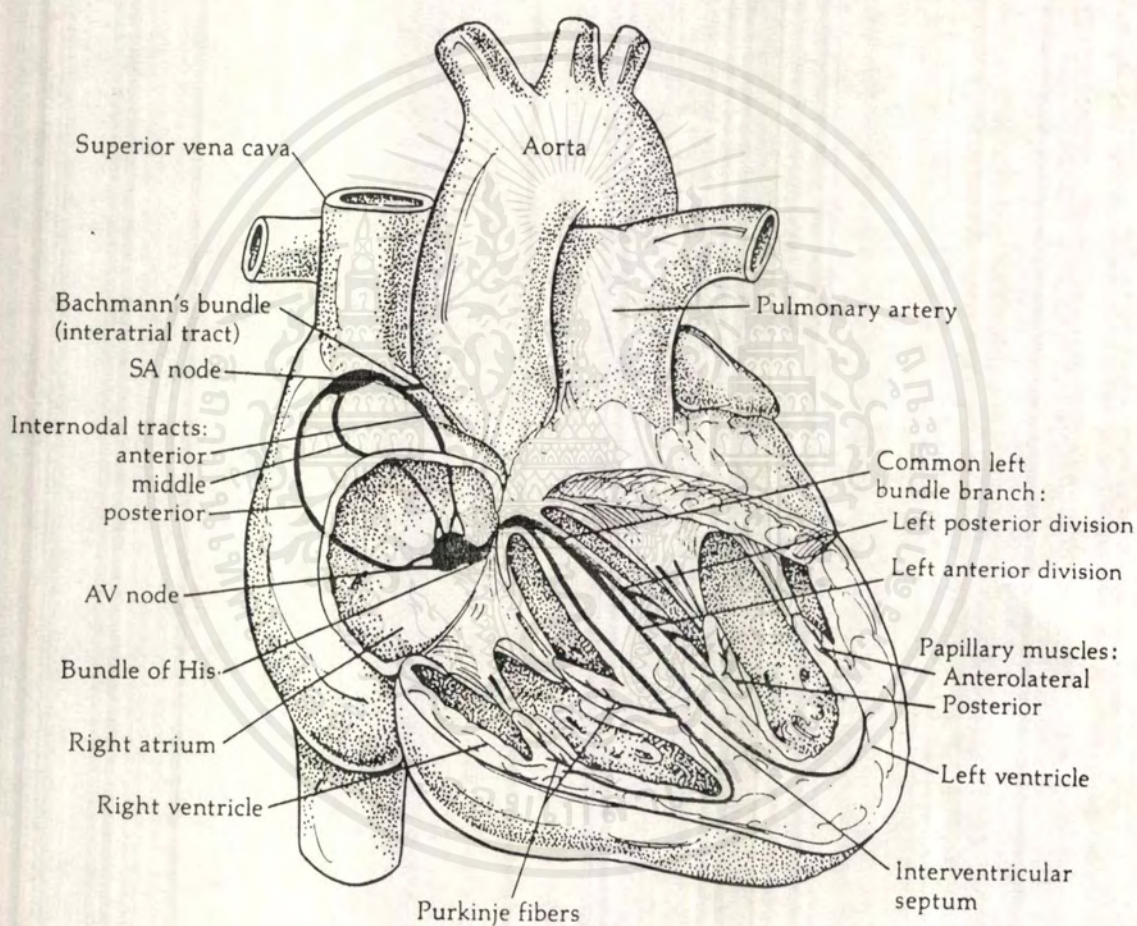


BLOCK DIAGRAM
TRANSMITTER & RECEIVER
E.C.G.

บทที่ 2

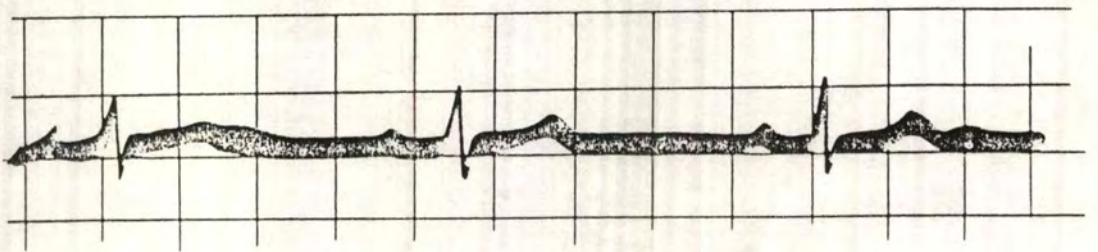
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.1 แสดงข้อต่อและส่วนต่าง ๆ ที่เป็นตัวนำของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 แสดงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนไข้ในปี 1912

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อกล่าวถึงอี.ซี.จี. ซึ่งเป็นคำย่อมาจาก electrocardiography นั้น มีความหมายถึงการตรวจวัดและบันทึกไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจ ประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคของ อี.ซี.จี. นั้นมีมาก แต่อาจกล่าวโดยย่อเป็นข้อ ๆ ได้ดังต่อไปนี้ คือ

- (1) ผนังเอเทียมและเวนตริเคิลหนาขึ้น (atrial and ventricular hypertrophy)
- (2) กล้ามเนื้อหัวใจตายจากการขาดเลือด (myocardial infraction)
- (3) หัวใจเต้นไม่เป็นจังหวะ (arrhythmias)
- (4) เยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ (pericarditis)
- (5) โรคของร่างกายส่วนอื่นที่มีผลต่อหัวใจ
- (6) ผลของยารักษาโรคหัวใจ โดยเฉพาะดิจิตาลิสและควินิดีน
- (7) ความผิดปกติในเมตะบอลิสม์ของอิเล็กโตรลัยท์ โดยเฉพาะความผิดปกติของโปแตสเซียม

สำหรับ อี.ซี.จี. ในหอผู้ป่วยหนักนั้น ส่วนใหญ่เป็นการโมนิเตอร์ผู้ป่วยผู้ป่วยหนักโรคหัวใจที่มีการเสียชีวิตโดยรวดเร็วที่มีความผิดปกติชนิด arrhythmias มาก่อน ดังนั้นประโยชน์ที่สำคัญของการโมนิเตอร์ผู้ป่วยโรคหัวใจในหอผู้ป่วยหนักคือ การทราบเรื่องของ arrhythmias

การเกิดไฟฟ้าของหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

ก่อนที่จะเข้าใจว่า wave form ต่างๆ ในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นเกิดขึ้นได้อย่างไรเป็นอย่างไร จะต้องทบทวนถึงขบวนการดีโปลาไรเซชันและ รีโปลาไรเซชันกล้ามเนื้อก่อน รูประบบสื่อนำของหัวใจพร้อมทั้งทิศทางการกระจายได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.3 เมื่อวาง exploring electrode ไว้ที่ผนังของเวนตริเคิลซ้าย (รูปที่ 2.4) เพื่อจะตรวจการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าที่เกิดขึ้นต้องวาง indifferent electrde อีกอันหนึ่งเพื่อให้ครบวงจร เมื่อขบวนการดีโปลาไรเซชันและรีโปลาไรเซชันเกิดขึ้นจาก sinoatrial node มันจะกระจายเรื่อยมาทำให้ศักย์ระหว่างอิเล็กโตรดทั้ง 2 เปลี่ยนไปและบันทึกได้เป็น waveform เริ่มต้นด้วยดีโปลาไรเซชันที่ sino - atrial node ก่อนซึ่ง ทำให้ส่วนนี้มีศักย์

SVC = superior vena cava

IVC = inferior vena cava

RA = right atrium

RV = right ventricle

AVN = atrioventricular node

BH = bundle of His

LA = left atrium

LV = left ventricle

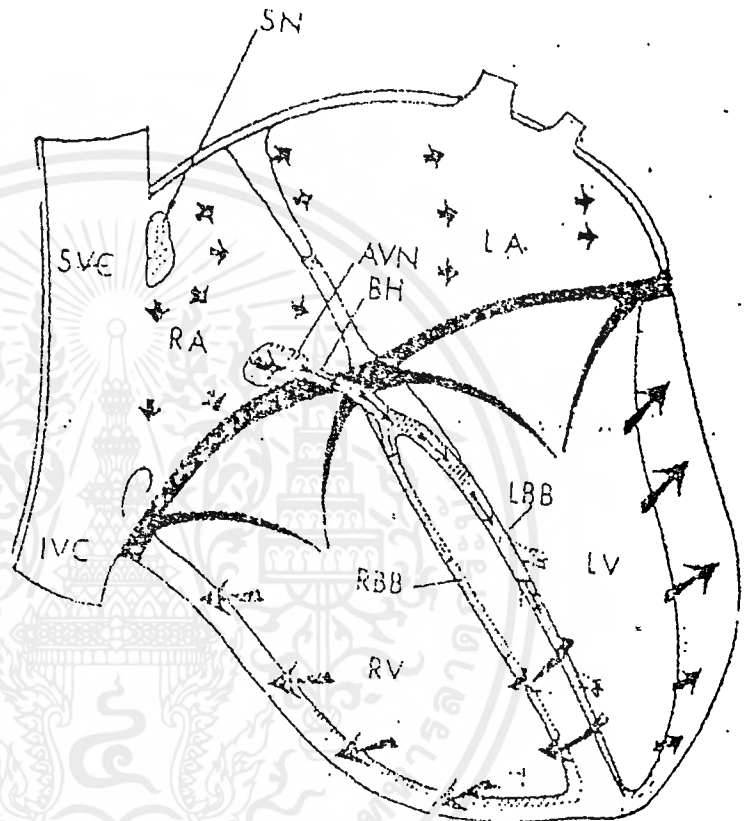
endo = endocardium

epi = epicardium

SN = sinus node

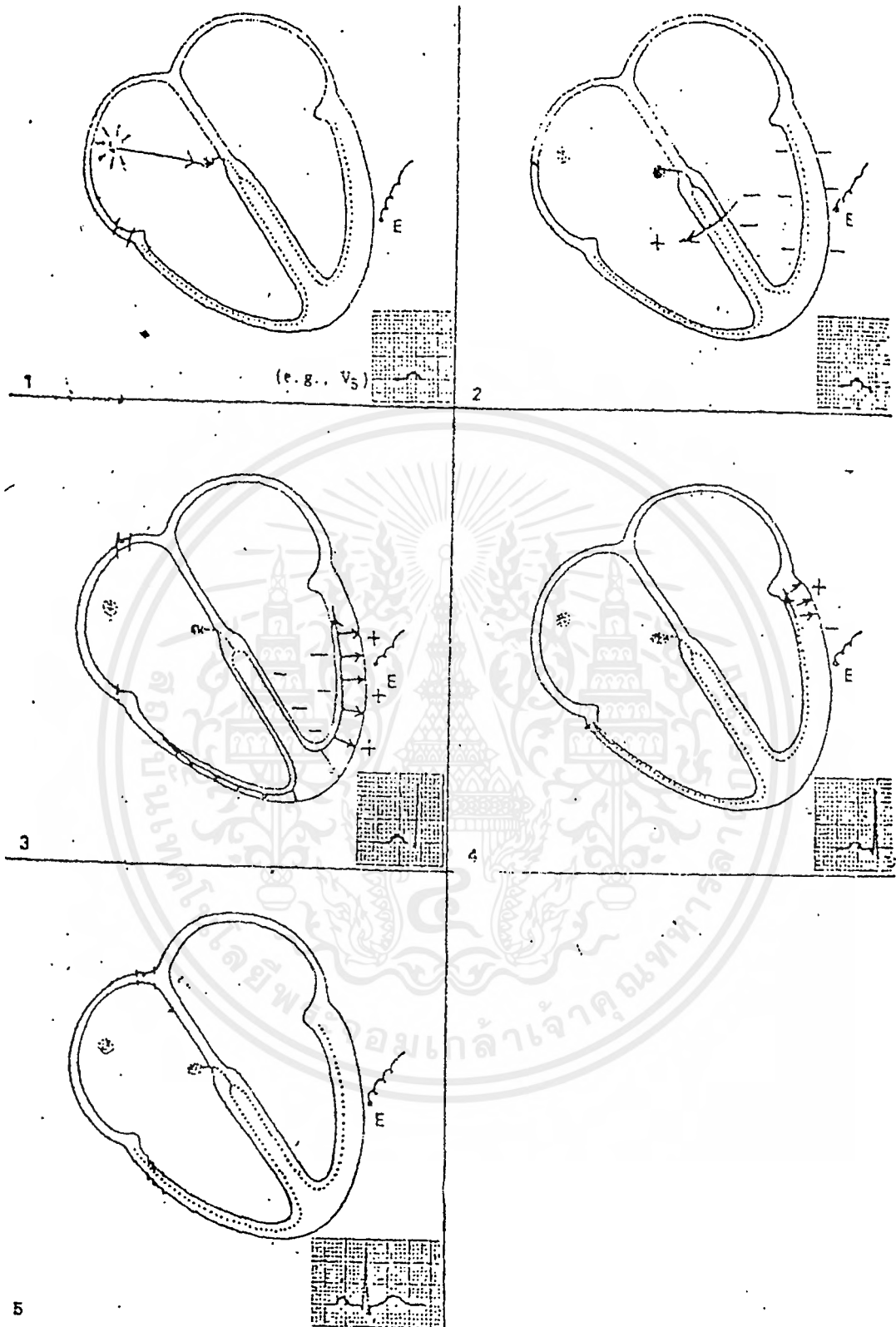
LBB = left bundle branch

RBB = right bundle branch



รูปที่ 2.3 ภาพแสดงระบบสื่อนำของหัวใจพร้อมทั้งการกระจายไฟฟ้าไปยังส่วนต่างๆ
 ลูกศรเป็นทิศทางการกระจายของไฟฟ้า สังเกตว่าบริเวณ interventricular
 septum ถูกกระตุ้นในทิศทางจากซ้ายไปทางขวา และผนังในเวนตริเคิลถูก
 กระตุ้นจาก endocardium ไปยัง epicardium

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 ภาพแสดงการเกิดและการกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อวางอิเล็กโทรดไว้ที่ผนังเวนตริเคิล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นลบกว่าส่วนที่อยู่ใกล้ exploring electrode และเมื่อขบวนการดีโปลาไรเซชันเกิดขึ้นแล้วจะกระจายไปตามแนวจาก sinoatrial node ไปถึง atrioventricular node คืออยู่ในแนวที่มุ่งไปหาขั้วไฟฟ้าफलที่ได้จึงมี upward deflection เป็น p wave ต่อมาเมื่อพลังสื่อนำกระจายข้ามอีเล็กโตรดจากซ้ายไปขวา จะทำให้ขบวนการดีโปลาไรเซชันอยู่ในทิศทางที่ห่างออกไปจากขั้วไฟฟ้าจึงได้ downward deflection (Q wave) ต่อจากนั้นพลังสื่อนำกระจายผ่านเนื้อของเวนทริเคิล จากภายในออกไปสู่ภายนอก คือ ในแนวที่ไปหาอีเล็กโตรด จึงได้ upward deflection เป็น R wave อีกแต่มีค่าสูง (แอมพลิจูด) มาก เพราะกล้ามเนื้อหัวใจส่วนเวนทริเคิลหนา มีส่วนที่ทำให้เกิดไฟฟ้ามาก เมื่อพลังสื่อนำกระจายขึ้นไปทาง posterior basal portion ของเวนทริเคิล การเกิดดีโปลาไรเซชันและรีโปลาไรเซชันอยู่ในแนวที่ห่างออกไปจากขั้วไฟฟ้าจึงได้ downward deflection (s wave) จากนั้นจึงเข้าสู่กระบวนการรีโปลาไรเซชันของเวนทริเคิลได้เป็น T wave

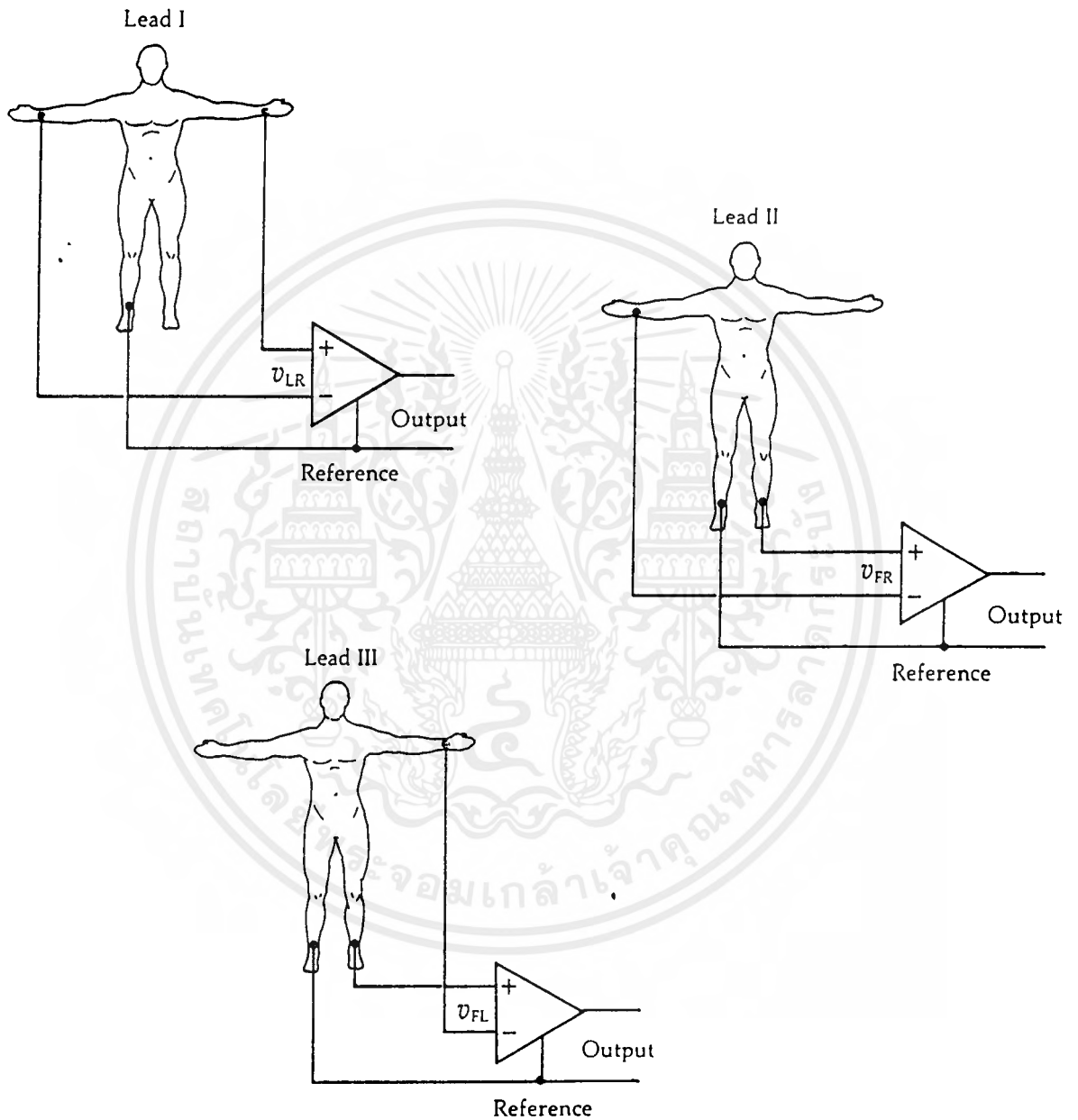
เพื่อที่จะศึกษาการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าของหัวใจ ส่วนต่าง ๆ จึง ได้มีวิธีที่ใช้ตรวจหลายวิธีด้วยกัน แต่ก็อาศัยหลักใหญ่ๆ ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว คือ

(1) Bipolar limb lead เป็นวิธีดั้งเดิมที่นำมาใช้ ตรวจการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าโดยใช้ขั้วไฟฟ้าต่อเข้ากับแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้าย ในการบันทึกก็แยกเป็นคู่ๆ (รูปที่ 2.5) เมื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น เช่นที่ lead II จะเห็นการเปลี่ยนแปลงที่บันทึกจาก อีเล็กโตรดที่วางไว้ ณ แขนขวากับขาซ้ายเมื่อเริ่มมีดีโปลาไรเซชันจาก sino-atrial node มายัง atrioventricular node ซึ่งอยู่ในทิศทางของอีเล็กโตรดและโดยอาศัยการนำไฟฟ้าของ tissue fluid ซึ่งเป็น volume conductor แต่ได้ผลไม่แน่นอนนักเพราะอีเล็กโตรด อยู่ไกลและคลื่นไฟฟ้าที่ได้บ่งถึง การเปลี่ยนแปลงเฉพาะส่วนน้อยไป นอกจากนี้คลื่นไฟฟ้ายังผิดรูปจากการกระจายผ่านเนื้อเยื่อในร่างกาย การเกิด wave form ใน lead อื่น ๆ ก็ เช่นเดียวกันโดยติดตามการกระจายของพลังสื่อนำในทิศทางต่างๆ กัน

(2) Unipolar limb lead โดยต่ออีเล็กโตรดขั้วหนึ่งซึ่งใช้เป็น exploring electrode ไว้ที่แขนหรือขา และอีกขั้วหนึ่งเป็น indifferent electrode ซึ่งใช้ต่อกับแขนและขานำมารวมกันโดยผ่านความต้านทาน lead ที่ได้เรียกย่อว่า aVR, aVL และ aVF โดยวิธีนี้คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะละเอียดกว่าใช้ bipolar limb lead แต่ก็ยังไม่ละเอียดพอ

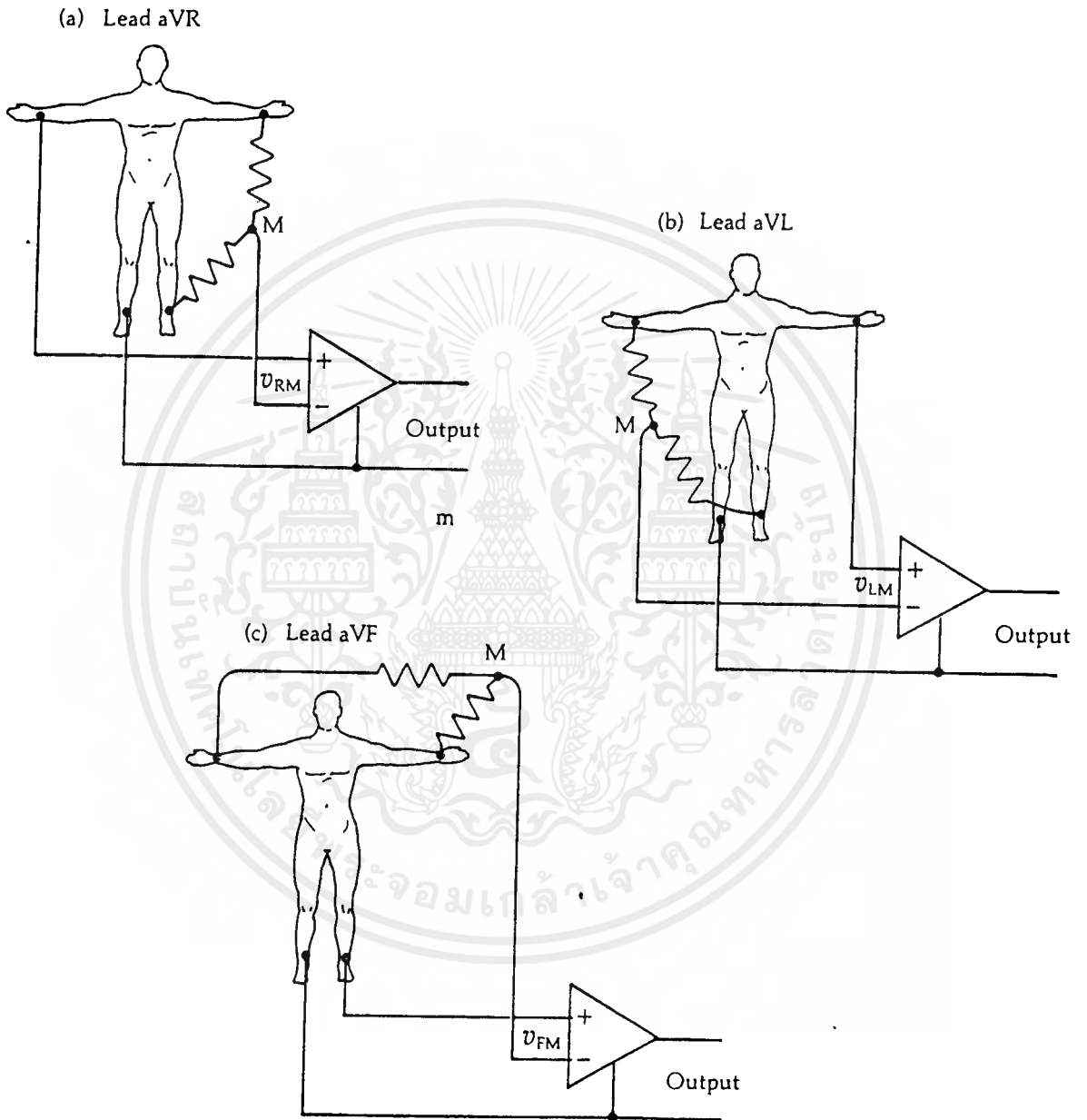
(3) Unipolar chest lead วิธีนี้บันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยใช้ exploring electrode วางไว้ใกล้บริเวณต่างๆ ของหัวใจ โดยวางไว้ที่ผนังหน้าอก จะได้การเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าของหัวใจเป็นส่วนๆ ใกล้เคียงกับการบันทึกที่หัวใจโดยตรง โดยใช้ตัวย่อว่า V1, V2, V3, V4, V5, V6 ตามลำดับ ส่วน indifferent electrode ก็เช่นเดียว

กับ unipolar limb lead



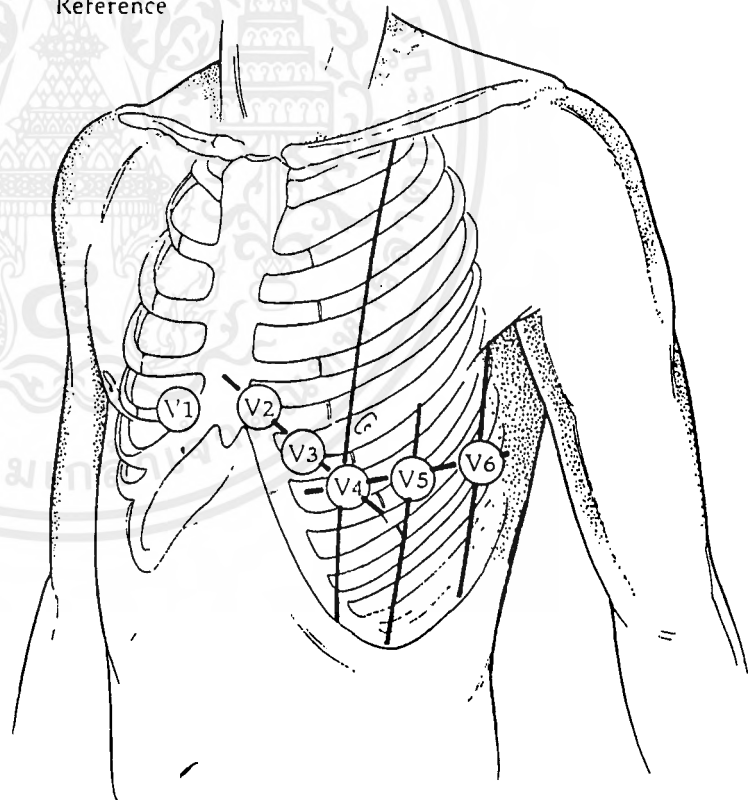
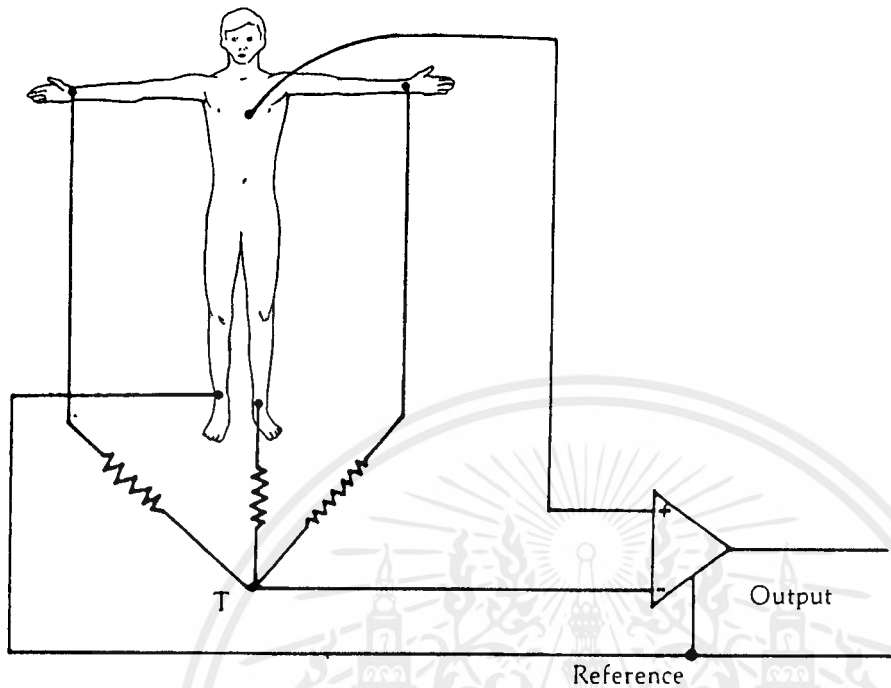
รูปที่ 2.5 ภาพแสดงการต่อสายอิเล็กโทรดแบบ Bipolar limb lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ภาพแสดงการต่อสายอิเล็กโทรดแบบ Unipolar limb lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



- V1 - At fourth intercostal space, at right margin of sternum
- V2 - At fourth intercostal space, at left margin of sternum
- V3 - Midway between sites of V2 and V4
- V4 - At fifth intercostal space, at midclavicular line
- V5 - At same level as site of V4, at anterior axillary line
- V6 - At same level as site of V4, at midaxillary line

รูปที่ 2.7 ภาพแสดงการต่อสายอิเล็กโทรด แบบ Unipolar chest lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาวะหัวใจที่เต้นผิดปกติ (arrhythmias)

arrhythmias หมายถึง ภาวะที่หัวใจมีจังหวะการเต้นซึ่งไม่ได้เป็น normal sinus rhythm normal sinus rhythm เป็นภาวะที่หัวใจเต้นปกติ มีจังหวะสม่ำเสมอและมีอัตราเต้น 60 -100 ครั้งต่อนาที ในทารกแรกเกิดมีอัตราเร็วกว่าคือ 120 - 150 ครั้งต่อนาทีคลื่น อี.ซี.จี. จะพบ P - QRS - T complex เกิดซ้ำกัน

การแบ่งชนิด

arrhythmias อาจแบ่งได้เป็นหลายชนิดซึ่งอาศัยพื้นฐานที่แตกต่างกัน

(1) แบ่งตามตำแหน่งการเกิด impulse

ก. supraventricular arrhythmias

- SA node
- atrium
- AV junction, bundle of His

ข. ventricular arrhythmias

- ventricular myocardium
- left or right bundle branch

(2) แบ่งตามลักษณะการเกิด impulse

- regular arrhythmias
- irregular arrhythmias

2.2 อิเล็กโทรด (Electrode)

อิเล็กโทรดเป็นส่วนประกอบที่สำคัญอย่างหนึ่งของเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในทางการแพทย์ เพื่อเป็นตัวเชื่อมโยงให้มีการติดต่อทางไฟฟ้าระหว่างตัวผู้ป่วยกับเครื่อง ฉะนั้น จึงเรียกว่าเป็นอิเล็กโทรดทางสรีรวิทยา (physiological electrode) แต่ต่อไปในการกล่าวถึงจะใช้คำว่าอิเล็กโทรดอย่างเดียว

ทางด้านเครื่องมือการติดต่อทางไฟฟ้าเกิด โดยอิเล็กตรอนไหลผ่านโลหะที่นำไฟฟ้า แต่ทางด้านคนหรือเนื้อเยื่อนั้น การนำไฟฟ้าเกิดได้ โดยการเปลี่ยนแปลงประจุไฟฟ้าของไอออนโดยผ่านไปตามอิเล็กโทรไลต์ ดังนั้น อาจกล่าวได้ว่า อิเล็กโทรดทำหน้าที่เปลี่ยนศักย์ไฟฟ้าไอออนิก (ionic) ให้เป็นศักย์ไฟฟ้าอิเล็กโทรโทนิค (electrotonic)

อิเล็กโทรดอาจแบ่งได้เป็น 3 ชนิดตามหน้าที่การทำงาน คือ

- 1) อิเล็กโทรดทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiologic electrode) ทำหน้าที่วัดไฟฟ้าเพื่อให้ทราบสภาพการทำงานของอวัยวะนั้นๆ เช่น หัวใจ กล้ามเนื้อ สมอ เส้นประสาท เป็นต้น
- 2) อิเล็กโทรดกระตุ้น (Simulating electrode) ทำหน้าที่ ปลดปล่อยสัญญาณไฟฟ้าจากเครื่องเข้าไปยังตัวผู้ป่วย เพื่อจุดประสงค์ 2 ประการ คือ ในด้านการศึกษา เพื่อกระตุ้นให้อวัยวะต่าง ๆ ทำงานและในด้านวินิจฉัย คือ เป็นตัวกระตุ้นสำหรับทดสอบ (testing stimulus) อิเล็กโทรดชนิดนี้ไม่ค่อยมีปัญหาในทางทฤษฎีมากนักแต่มีปัญหาในการออกแบบและสร้างตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการใช้

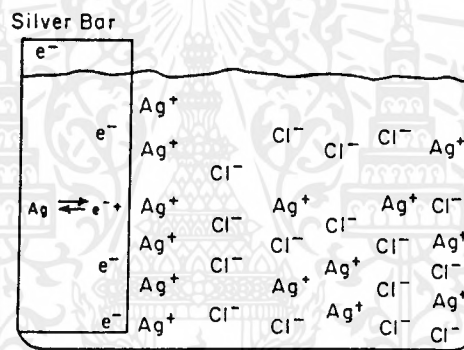
ในสมัยก่อน อิเล็กโทรดพวกนี้ใช้ในการการสอนและการค้นคว้าเท่านั้น ตั้งแต่ ปี พ.ศ. 2490 จึงได้เริ่มนำมาใช้ในทางคลินิก โดยใช้กระตุ้นรักษาผู้ป่วย คือ เป็นเครื่องดีฟิบริลเลเตอร์

ต่อมาในปี พ.ศ. 2502 จึงเริ่มใช้ อิเล็กโทรดแบบฝังภายใน ของเครื่องกระตุ้น เพื่อคุมจังหวะหัวใจ (cardiac pacemaker) ในสมัยปัจจุบัน การกระตุ้นทางคลินิกได้ก้าวหน้าไปมาก เช่น อิเล็กโทรดฝังเพื่อกระตุ้นกระเพาะปัสสาวะหรือกระตุ้นกล้ามเนื้อเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกาย เป็นต้น

- 3) อิเล็กโทรดทางชีวเคมี (Biochemical electrode) อิเล็กโทรดชนิดนี้ใช้วัดการเปลี่ยนแปลงของสารเคมีภายในร่างกาย ซึ่งอาจใช้ทำการวัดสารเคมีที่นำออกมาจากร่างกายแล้วหรือวัดสารเคมีที่อยู่ในร่างกายโดยตรงสิ่งที่จะทำการวัดโดยมาก คือ ความเป็น กรด - ด่าง (pH) ความดันก๊าซออกซิเจนคาร์บอนไดออกไซด์ และอิเล็กโทรไลต์ต่างๆ

ทฤษฎีของอิเล็กโทรด

ที่ผิวหน้าระหว่างไอออนในน้ำยาได้ก็ตาม กับโลหะ จะมีศักย์ไฟฟ้าที่เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าอิเล็กตรอนศักย์ไฟฟ้านี้เป็นผลจากความแตกต่างของอัตราการกระจายไอออนเข้าไปในโลหะและออกมาจากโลหะสมดุลย์เกิดขึ้นโดยมีชั้นของประจุที่ผิวหน้า ตามความจริงแล้ว ประจุมี 2 ชั้น คือชั้นที่อยู่ชิดกับโลหะมีประจุอย่างหนึ่งส่วนชั้นที่อยู่ถัดออกไปมีประจุตรงข้าม(รูปที่ 2.3) ศักย์ไฟฟ้าที่พื้นหน้าของโลหะและน้ำยา ซึ่งมีประจุไฟฟ้าหุ้มอยู่ 2 ชั้น มีค่า ประมาณ 100 - 800 มิลลิโวลต์ สำหรับอิเล็กโทรดต่างๆ ไปอาจเรียกว่าเป็น half-cell potential ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงได้มากเมื่อมีความสะเทือน หรือ การเคลื่อนไหวเนื่องจากต้องมีการจัดเรียงตัวของไอออนขึ้นใหม่ ผลเช่นนี้เรียก electrokinetic effect และเป็นสาเหตุใหญ่ของการรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว และในขณะวัดสัญญาณต่างๆ



รูปที่ 2.8 แสดงส่วนประกอบและการกระจายของไอออนที่เรียงตัวกันเป็นสองชั้นเมื่อได้จุ่มโลหะเงินลงในสารละลายเงินคลอไรด์

สมการที่แสดงศักย์ไฟฟ้าไอออนที่มีความเข้มข้นต่างกันและมีเยื่อกั้นกลางคือ Nernst equation

$$E = -RT/NF \ln (C_1F_1/C_2F_2)$$

R = gas constant (8.315×10^7 ergs per mol per degree-kelvin)

T = อุณหภูมิสัมบูรณ์ (องศาเคลวิน)

N = วาเลนซีของไอออน

F = ค่าคงตัวฟาราเดย์ (96,500 คูลอมบ)

C_1, C_2 = ความเข้มข้นของไอออน

F_1, F_2 = activity coefficient ของไอออนทั้ง 2 ข้างของเยื่อหุ้ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Activity coefficient ขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ เช่น ประจุของไอออนทั้งหมดในน้ำยาและระยะทางระหว่างไอออน

ผลคูณ C_1F_1 เป็นฤทธิ์ของไอออนที่ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้า ของอิเล็กโทรด จากสมการของ Nernst จะเห็นได้ว่า ศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้ส่วนกับค่าล็อก (log) ของอัตราส่วนของไอออนทั้งสองข้างของเยื่อกัน ในน้ำยาที่เจือจางมาก activity coefficient จะมีค่าใกล้ 1 ดังนั้น ศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดจึงขึ้นอยู่กับค่าล็อกของอัตราส่วนของความเข้มข้นทั้งสอง

อิเล็กโทรดที่ใช้วัดศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยา นั้น เป็นการวัดศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดที่เกิดจากผิวหน้าของโลหะกับอิเล็กโทรไลต์(metal electrolyte interfaces)แต่อิเล็กโทรดในทางชีวเคมีใช้หลักทั้ง 2 อย่าง คือ ชนิดที่มีเยื่อกันหรือเป็นแบบผิวหน้าของโลหะกับอิเล็กโทรไลต์

โพลาริเซชัน (Polarization)

โพลาริเซชันเป็นขบวนการที่เกิดจากผลของกระแสไฟฟ้า ที่ไหลในอิเล็กโทรด และการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า การเปลี่ยนแปลงเช่นนี้แบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม และโพลาริเซชันจากความเข้มข้น

1. โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม (Ohmic polarization) เป็นศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อมีกระแสไหล ขึ้นอยู่กับอัตราของพาหะ (carrier) ที่สามารถกระจายได้รวมทั้งพื้นที่ผิวหน้าและลักษณะรูปร่างของอิเล็กโทรด

เมื่อมีกระแสไหล ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้น ที่ผิวหน้าของอิเล็กโทรดจะมีคลื่นศักย์ไฟฟ้า (voltage waveform) เหมือนกับคลื่นของกระแส (current waveform) เนื่องจากพาหะส่วนใหญ่เกี่ยวข้องกับการถ่ายเท ประจุไม่ได้มีการเสียหรือถูกทำลายไปจากกระแสไหล เมื่อไอออนของเงินถูกดึงออกมาจากแคโทด กระแสที่ไหลจะนำไอออนลบเข้าไปที่แคโทดอีก เพราะไอออนเงินเป็นพาหะส่วนใหญ่ เมื่อปล่อยกระแสให้ไหลเข้าไป จะทำให้มีศักย์ไฟฟ้าลดลง เนื่องจากสารละลายมีความต้านทานซึ่งขึ้นอยู่กับ อัตราการกระจาย ของพาหะในสารละลายปรากฏการณ์เช่นนี้เรียก โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม เพราะอธิบายได้ตามกฎของโอห์มคือ ศักย์ไฟฟ้าเพิ่มเป็นสัดส่วนโดยตรงกับกระแส

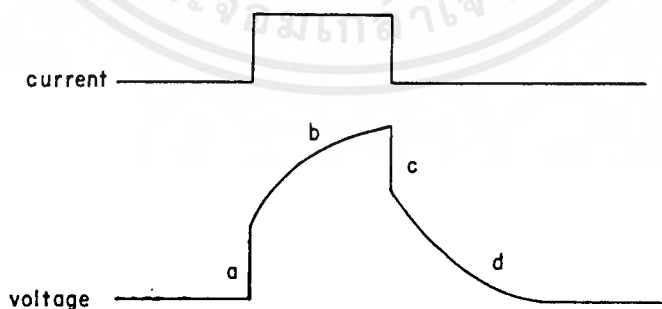
โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม ซึ่งเป็นศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อมีกระแสไหลนั้นขึ้น อยู่กับสภาพผิวหน้าของอิเล็กโทรด อัตราของพาหะที่สามารถพาออกไป และลักษณะรูปร่างของอิเล็กโทรด ลักษณะรูปร่างมีบทบาทสำคัญ คือ ถ้าปลายอิเล็กโทรดมีลักษณะมน จะมีโพลาริเซชันมากกว่าอิเล็กโทรดที่ปลายมีลักษณะเว้า

โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม พบได้ในอิเล็กโทรดทุกชนิด แต่ผลของมันไม่ค่อยมีความหมายต่อการเลือกอิเล็กโทรดชนิดต่างๆ ตรงกันข้ามกับโพลาริเซชันที่เกิดขึ้นจากกรรมวิธีอื่น เช่น โพลาริเซชัน จากความเข้มข้นซึ่งมีความสำคัญมากกว่า ดังนั้น อิเล็กโทรดที่แสดงแต่เพียงโพลาริเซชันตามกฎของโอห์มจึงถือได้ว่าเป็นชนิดไม่โพลาริเซชัน (non-polarization)

2. โพลาริเซชันจากความเข้มข้น (Concentration polarization) โพลาริเซชันจากความเข้มข้นมีความสำคัญมากที่สุดในกรณีที่อิเล็กโทรดไม่มีพาทะไอออน เช่น อิเล็กโทรดที่ใช้ในตัวคุมจังหวะหัวใจ (cardiac pacemaker) ที่ทำด้วยแพลทินัมและเหล็กชนิดไม่เป็นสนิมปฏิกิริยาทางไฟฟ้าเคมีที่ได้อธิบายไว้ในตอนต้นจึงนำมาใช้ไม่ได้ ในกรณีเช่นนี้ เพราะไม่มีเกลือโลหะ ซึ่งทำหน้าที่เป็นพาทะ

เมื่อทำให้มีศักย์ไฟฟ้าเกิดขึ้นที่อิเล็กโทรดโซเดียมไอออน จะมาเกาะที่ผิวหน้า ของอิเล็กโทรด (แคโทด) แล้วทำหน้าที่เป็นฉนวน จึงเป็นประจุไฟฟ้าได้เหมือนกับคาปาซิเตอร์ เมื่อศักย์ไฟฟ้ามีน้อยกระแสจะผ่านได้เลย โดยไม่มีปฏิกิริยาเคมีแต่เมื่อศักย์ไฟฟ้ามากขึ้นจึงจะเริ่มมีปฏิกิริยาเคมี คือ เกิดก๊าซไฮโดรเจนขึ้นที่ แคโทด ฉะนั้น เมื่อพาทะส่วนใหญ่ทำหน้าที่นำกระแสผ่านน้ำยา แต่พาทะส่วนน้อยต้องทำหน้าที่เป็นสะพานเชื่อมชั้นหน้าของโลหะ กับอิเล็กโทรไลต์เพื่อให้มีการถ่ายประจุไฟฟ้าได้ ไฮโดรเจนไอออนที่ใช้ได้จากไฮโดรเนียม (hydronium, H_3O^+) ซึ่งมีอยู่น้อย เมื่อใช้แลกเปลี่ยนไปไม่นานไฮโดรเนียมจะลดลง จึงต้องดึงเอามา จากบริเวณที่ ไกล ๆ เป็นผลให้อิมพีแดนซ์ที่ผิวหน้าเข้มข้น ฉะนั้น จึงต้องการศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้น เพื่อให้กระแสไหลลงที่

ถ้าผ่านคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม (rectangular current pulse) จากต้นตอที่มีกระแสคงที่ ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จะไม่เป็นรูปสี่เหลี่ยม



รูปที่ 2.9 แสดงรูปคลื่นของกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรด เมื่อปล่อยคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าจากต้นตอที่มีกระแสคงที่ไปสู่เนื้อเยื่อ โดยผ่านผิวหน้าของอิเล็กโทรดที่มีโพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม และโพลาริเซชันจากความเข้มข้น (ohmic และ concentration polarization) เช่น อิเล็กโทรดแพลทินัม (a) คลื่นไฟฟ้าที่เพิ่มขึ้นในระยะต้น เนื่องจาก majority carriers มีจำนวนจำกัด (ohmic polarization)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(b) ศักย์ไฟฟ้าเพิ่มขึ้น แบบเอ็กซ์โพเนนเชียล เนื่องจากการใช้ minority carrier ที่ผิวหน้าอีเล็กโตรด (concentration polarization) (c) ศักย์ไฟฟ้าลดลงอย่างรวดเร็วเนื่องจากกระแสที่ขับ majority carrier หดไป (d) ลดลงแบบเอ็กซ์โพเนนเชียลอีก เนื่องจาก minority carrier แพร่กระจายกลับที่เดิม

อีเล็กโตรดโลหะอาจจัดเป็นพวกได้ตามจำนวนโพลาริเซชัน คือ

ก. อีเล็กโตรดที่ไม่โพลาริเซชัน (Non-polarizable electrode) เป็นอีเล็กโตรดที่จุ่มอยู่ในน้ำยาที่มีเกลือของโลหะนั้น ซึ่งทำหน้าที่เป็นพาหะส่วนใหญ่ (majority carrier) ตัวอย่าง คือ อีเล็กโตรดเงินที่จุ่มอยู่ในน้ำยาเกลือเงินไนเตรท

ข. อีเล็กโตรดที่โพลาริเซชัน (Polarizable electrode) เป็นอีเล็กโตรด ซึ่งแช่อยู่ในน้ำยาที่ไม่ใช่เกลือของตัวเอง เช่น อีเล็กโตรดที่ทำด้วยเหล็ก ชนิดไม่เป็นสนิมฝังอยู่ในเนื้อเยื่อ ของร่างกาย

ค. อีเล็กโตรดที่ไม่โพลาริเซชันเทียม (Artificially non-polarizable electrode) เป็นอีเล็กโตรด อีเล็กโตรดที่ถูกเคลือบด้วยเกลือของโลหะนั้น แล้วเอาไปจุ่มในไอออนของน้ำยาซึ่งทำหน้าที่เป็นพาหะส่วนใหญ่ เช่น อีเล็กโตรดเงินที่เคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ แล้วนำไปจุ่มในน้ำยาไซเดียมคลอไรด์

อีเล็กโตรดที่ใช้ในทางสรีรวิทยาไฟฟ้า

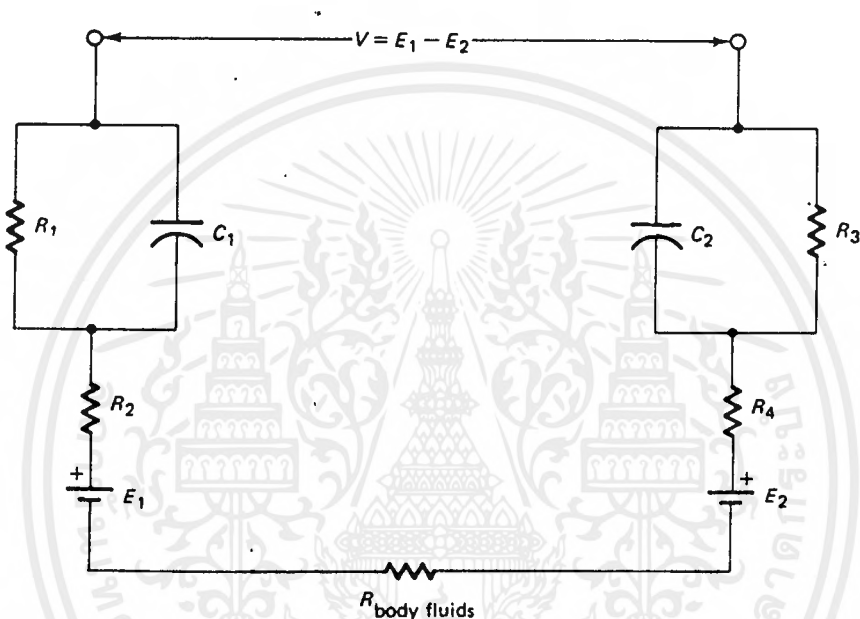
อีเล็กโตรดที่ใช้ทำหน้าที่เก็บและวัดสัญญาณ ประสิทธิภาพของอีเล็กโตรดขึ้นอยู่กับข้อจำกัดที่เป็นผลจาก half-cell และ liquid junction potential รวมทั้งโพลาริเซชันจากความเข้มข้นของปลายอีเล็กโตรดที่ใช้มี half-cell potential ประมาณ 0.5 โวลต์ ฉะนั้น เมื่อ half-cell potential เปลี่ยนไปเพียงเล็กน้อยอาจปิดบังสัญญาณที่เป็นไมโครโวลต์ได้

สมมติว่าใช้ silver-silver chloride electrode สำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ และสัญญาณไฟฟ้าที่คาดว่าจะวัดได้คือ 100 ไมโครโวลต์ อีเล็กโตรดแต่ละอันมี half-cell potential 0.4 โวลต์ ตามทฤษฎีแล้ว half-cell potential ของอีเล็กโตรดทั้งสองอันจะหักล้างกันพอดีจน ศักย์ไฟฟ้าเหลือเป็นศูนย์ อย่างไรก็ตาม half-cell potential ทั้งสองอันจะไม่เท่ากัน คือขึ้นอยู่กับ

- 1) คุณสมบัติของอีเล็กโตรดทั้งสอง
- 2) ความเข้มข้นของคลอไรด์ไอออนทั้งสองข้างไม่เท่ากัน
- 3) อีเล็กโตรดขั้วหนึ่งขั้วใดอาจเคลื่อนไหวทำให้มีการรบกวน ต่อชั้นทั้งสองของไอออนที่

หุ้มอยู่

สำหรับในการวัดศักย์ไฟฟ้า ต้องใช้อิเล็กโทรด 2 ขั้ว ถ้าอิเล็กโทรดทั้ง 2 ขั้ว ถ้าอิเล็กโทรดทั้ง 2 ขั้ว ถ้าอิเล็กโทรดทั้ง 2 ขั้ว เป็นชนิดเดียวกันความแตกต่างก็เป็นความต่างศักย์จริง ๆ ระหว่างจุด 2 จุดที่ทำการวัด (รูปที่ 2.11) แต่ถ้าอิเล็กโทรด 2 ขั้วแตกต่างกัน อาจทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง เนื่องจากความแตกต่างในศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรด ที่เรียกว่า electrode offset voltage ซึ่งมีโอกาสทำความผิดพลาดโดยอาจคิดว่าเป็นสัญญาณที่จะทำการวัดจริงๆ ได้



รูปที่ 2.11 แสดงการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาด้วยวงจรสมมูลย์ของอิเล็กโทรด 2 วง

สิ่งผิดพลาดเช่นนี้ทำให้ลดลงได้โดยการเลือกชนิดของโลหะที่ใช้ และ โดยการเคลือบพบว่า silver - silver chloride electrode เป็นอิเล็กโทรดที่มีความมั่นคงดีที่สุด โดยการเคลือบโลหะเงิน ด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ทำได้โดยการจุ่มโลหะเงินที่สะอาด 2 ชิ้น ลงในน้ำยาไฮเดียมคลอไรด์ที่ปราศจากโบรมีน แล้วต่อเข้ากับต้นตอของศักย์ไฟฟ้า เงินจะรวมกับคลอไรด์ไอออน กลายเป็นซิลเวอร์คลอไรด์หุ้มอิเล็กโทรดอยู่

ในรูปที่ 2.11 วงจรรีซิสแตนซ์ - คาปาซิแตนซ์นั้น เป็นอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรด แต่ค่าอิมพีแดนซ์นี้ไม่คงที่คือ ขึ้นอยู่กับความถี่ของสัญญาณซึ่งเป็นผลของคาปาซิแตนซ์ ยิ่งกว่านั้นทั้งศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดและอิมพีแดนซ์เปลี่ยนไปจากผลของโพลาริเซชัน ซึ่งเป็นผลจากการผ่านไฟฟ้ากระแสตรง เข้าไปยัง metal electrolyte interface ผลคล้ายกับ การประจุแบตเตอรี่ที่ขั้วของประจุ ตรงข้ามกับการไหลของกระแสที่เป็นต้นตอของประจุไฟฟ้าอิเล็กโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาดเห็นาไปเซบระยชนดานการค่า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

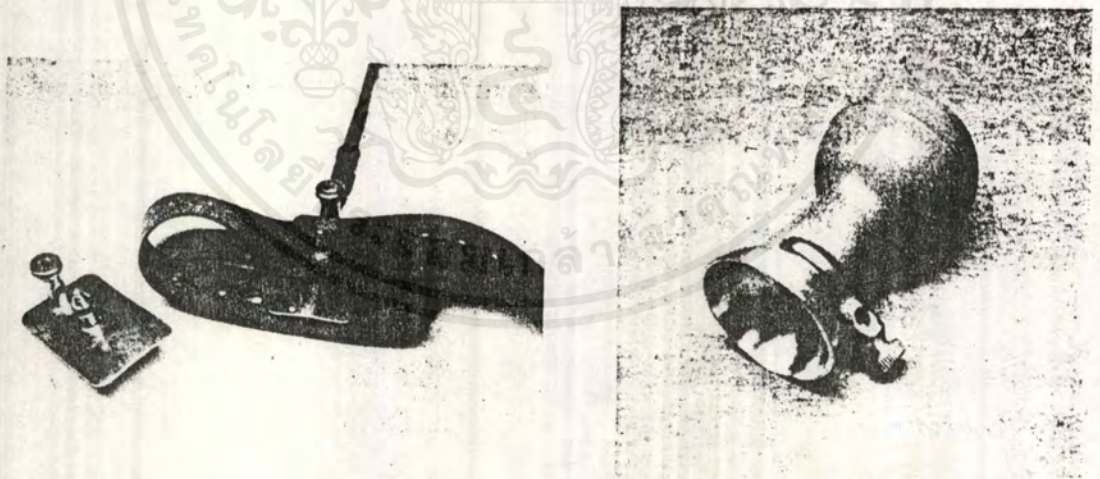
บางอย่างได้ออกแบบไว้ เพื่อหลีกเลี่ยง หรือ ลดโปลาไรเซชัน หรือการเปลี่ยนแปลง อย่างอื่นใน อิมพีแดนซ์สูงกว่านี้มาก

อิเล็กโทรดใช้ที่ผิวนอก (Surface electrode)

อิเล็กโทรดที่ใช้โดยการปิดไว้ที่ผิวนอกร่างกาย พบได้หลายขนาดและหลายแบบ ถึงแม้ว่าอิเล็กโทรดที่ใช้ใน E.C.G. ,E.M.G และ E.E.G จะเป็นอิเล็กโทรดใช้ที่ผิวนอกชนิดใดก็ได้ แต่อิเล็กโทรดขนาดใหญ่ มักใช้กับ E.C.G. เพราะในการวัดไม่ต้องการศักยภาพไฟฟ้าเฉพาะที่ ส่วน E.E.G. ต้องการขนาดเล็ก E.M.G อาจใช้ อิเล็กโทรดที่ผิวนอกขนาดเล็ก แต่ถ้าต้องการรายละเอียดมากขึ้นจะต้องใช้อิเล็กโทรดเข็ม

อิเล็กโทรดแผ่น (Plate electrode)

เริ่มใช้กันมานานแล้ว ในระยะแรก ๆ ใช้สำลีหรือผ้าชุบน้ำเกลือต่อมาจึงใช้ครีมที่นำไฟฟ้าได้หรือวัสดุเหนียวแทนเพื่อช่วยให้อิเล็กโทรดสัมผัสกับผิวหนังได้ดี อิเล็กโทรดอีกชนิดหนึ่งคือ อิเล็กโทรดรูปถ้วยที่ใช้ดูด (Suction cup electrode) ใช้แรงดูดจึงสามารถติดกับผิวหนังได้ และสามารถติดอิเล็กโทรดกับผิวหนังได้โดยรวดเร็ว (รูปที่ 2.12)

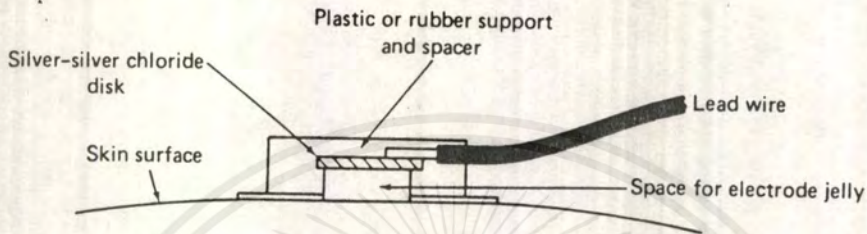


รูปที่ 2.12 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นที่เป็นโลหะ ซึ่งมักจะทำหรือเคลือบด้วยเงิน นิเกิล หรือโลหะผสมบางอย่าง (ซ้ายมือ)อิเล็กโทรดรูปถ้วยที่ใช้ดูด (suction cup electrode)(ขวามือ)

ข้อยุ่งยากอย่างหนึ่งในการใช้อิเล็กโทรดแผ่น คือ การเคลื่อนไหว ซึ่งในบางกรณีเคลื่อนไปเพียงเล็กน้อย แต่ในบางกรณีการเคลื่อนไหวมีผลมากต่อศักยภาพไฟฟ้าที่บันทึกได้ จนกระทั่งไม่สามารถบันทึกได้เลย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

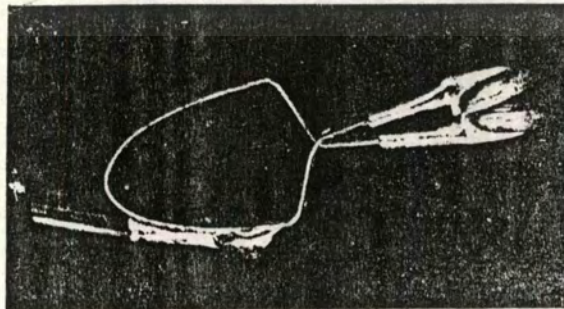
เมื่อไม่นานมานี้มักผลิตอิเล็กโทรดที่เรียกว่าอิเล็กโทรดลอย (floating electrode) ออกมาใช้มีจุดประสงค์เพื่อที่จะลดผลเสียจากการเคลื่อนไหวโดยไม่ให้มีการสัมผัสกันโดยตรงระหว่างโลหะและผิวหนังใช้วัสดุเหนียวใสอิเล็กโทรไลต์ (electrolyte paste) และวุ้น เป็นสะพานระหว่างโลหะและผิวหนังที่เรียกว่า electrolyte bridge (รูปที่ 2.13)



รูปที่ 2.13 แสดงรายละเอียดของอิเล็กโทรดชนิดลอยที่ใช้ติดบนผิวหนัง (floating type skin surface electrode)

ในการใช้อิเล็กโทรดแผ่นนั้น โดยมากส่วนที่ยึดติดกับผิวหนังมักจะมีส่วนประกอบที่สำคัญ 3 ประการ คือ สารที่มีลักษณะเป็นวุ้นแต่เหนียวเพื่อช่วยยึดอิเล็กโทรดกับผิวหนังน้ำยาที่มีเกลือโซเดียมคลอไรด์หรือโปแตสเซียมคลอไรด์เพื่อช่วยในการนำไฟฟ้าและมีรายละเอียดผสมอยู่ด้วยเพื่อช่วยขัดผิวหนังชั้นนอกอันเป็นการลดความต้านทาน ระหว่างผิวหนังของอิเล็กโทรดและร่างกาย

นอกจากนั้น อิเล็กโทรดอาจทำเป็นที่หนีบโดยอาศัยสปริงมาคิที่ใบหู วิธีนี้ทำให้อิเล็กโทรดยึดติดกับผิวหนังได้ดีกว่าและติดอิเล็กโทรดได้โดยรวดเร็ว (รูปที่ 2.14)



รูปที่ 2.14 แสดงอิเล็กโทรดที่ใช้คิบบนหู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อีเล็กโทรดเข็ม (Needle electrode)

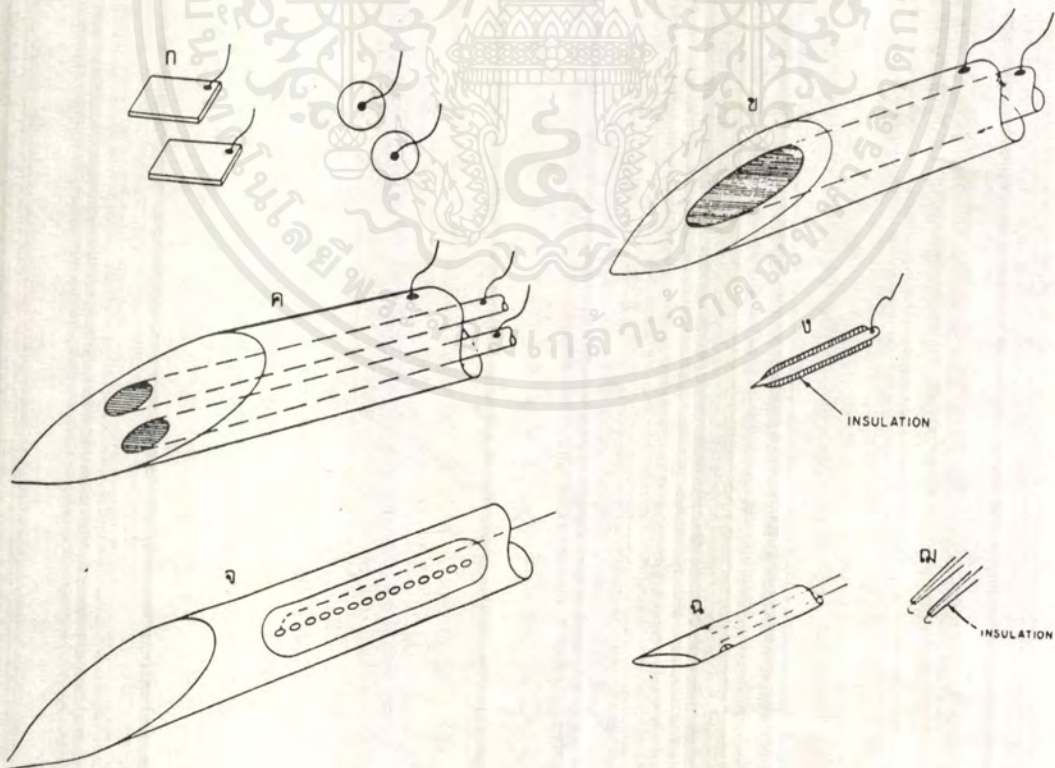
อีเล็กโทรดเข็มนั้นได้นำมาใช้เพื่อจุดประสงค์หลายอย่าง ที่สำคัญที่สุด คือ ในกรณีที่ต้องการวัดหรือบันทึกศักย์ไฟฟ้าจากส่วนลึกของร่างกาย และจากบริเวณเฉพาะที่ นอกจากนั้น อีเล็กโทรดเข็มยังช่วยลดปัญหาต่าง ๆ ที่เกิด จากอีเล็กโทรดแผ่น คือ ลดอิมพีแดนซ์ของผิวหน้า กับอีเล็กโทรด (interface impedance) เพราะผิวหน้ามีความต้านทานมาก และที่สำคัญอีกอย่าง คือ ลดสิ่งรบกวนจากการเคลื่อนไหว (motion artifact)

อีเล็กโทรดเข็มอาจเป็นเพียงเข็มปลายแหลมธรรมดา หรืออาจมีฉนวนหุ้มตัวเข็มยกเว้น ตรงบริเวณปลาย จึงทำให้สามารถตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าจากบริเวณแคบได้

อีเล็กโทรดเข็มแบ่งได้เป็นชนิดขั้วเดียว (unipolar) และชนิด 2 ขั้ว (bipolar)

ก.อีเล็กโทรดขั้วเดียว (Unipolar or non - polar electrode)

มีลักษณะเป็นอีเล็กโทรดเข็มธรรมดาที่มีฉนวนหุ้มยกเว้นที่ปลายดัดโค้งแล้วหรือ อาจจะใช้เข็มฉีดยาขนาดเล็ก แล้วใช้หลอดเล็ก ๆ ซึ่งมีฉนวนหุ้มสอดเป็นไส้อยู่ภายใน ฉะนั้น ขั้ว อีเล็กโทรดจึงเป็นปลายหลอดเล็ก ๆ ไส้ออกมาสำหรับบันทึกหรือวัดส่วนเข็มฉีดยาเป็นเปลือกหุ้ม ล้อมรอบอยู่ทำหน้าที่เป็นอีกขั้วหนึ่ง อีเล็กโทรดชนิดนี้จึงเรียกว่า concentric needle electrode หรือ อาจเรียกว่า single co- axial needle electrode



รูปที่ 2.15 แสดงอีเล็กโทรดชนิดต่าง ๆ ก. อีเล็กโทรดที่ใช้ติดภายนอก ขนาดเปลี่ยน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แปลงได้มาก มักมีขนาดประมาณ 1- 2.5 ซม. ข. Concentric needle electrode ใช้เข็มฉีดยาเบอร์ 26 มีลวดขนาด 0.1 มม. สอดอยู่ ค. อิเล็กโตรดเข็มชนิดสองขั้ว ใช้เข็มฉีดยาเบอร์ 23 มีลวดสอดอยู่ 2 เส้น ง. อิเล็กโตรดขั้วเดียว มีเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 0.8 มม. จ. อิเล็กโตรดหลายขั้ว (multielectrode) สอดอยู่ในท่อขนาด 1 มม. ฉ. Janus electrode เป็นอิเล็กโตรดเข็มขนาด 0.6 มม. พร้อมขั้ว 2 ขั้ว ที่มีขนาด 25 ไมครอน ช. อิเล็กโตรดที่เป็นลวดดัดงอได้

ข. อิเล็กโตรด 2 ขั้ว (bipolar electrode)

อิเล็กโตรดที่สร้างโดยวิธีข้างต้นอาจใช้ลวด 2 เส้นทำเป็นไส้ ฉะนั้นมีขั้ว 2 ขั้วสำหรับวัด ซึ่งทำให้สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าจากบริเวณที่เล็กมากลงไปอีกได้ อาจเรียกชื่ออิเล็กโตรดชนิดนี้ว่า double co-axial needle electrode

ไมโครอิเล็กโตรด (microelectrode)

อิเล็กโตรดที่ปลายมีขนาดเล็กมาก อาจถึง 1 ไมครอนหรือน้อยกว่า สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าจากเซลล์ ๆ เดียวได้ มีที่ใช้เฉพาะในการค้นคว้า ซึ่งจะไม่กล่าวละเอียดในที่นี้ อิเล็กโตรดพวกนี้อาจทำได้เป็น 2 ชนิด คือ ทำเป็นโลหะ (metal microelectrode) หรือทำเป็นหลอดแก้วขนาดเล็กและภายในบรรจุอิเล็กโตรไลต์ที่นำไฟฟ้าได้ มีชื่อเรียกว่า glass micro pipette

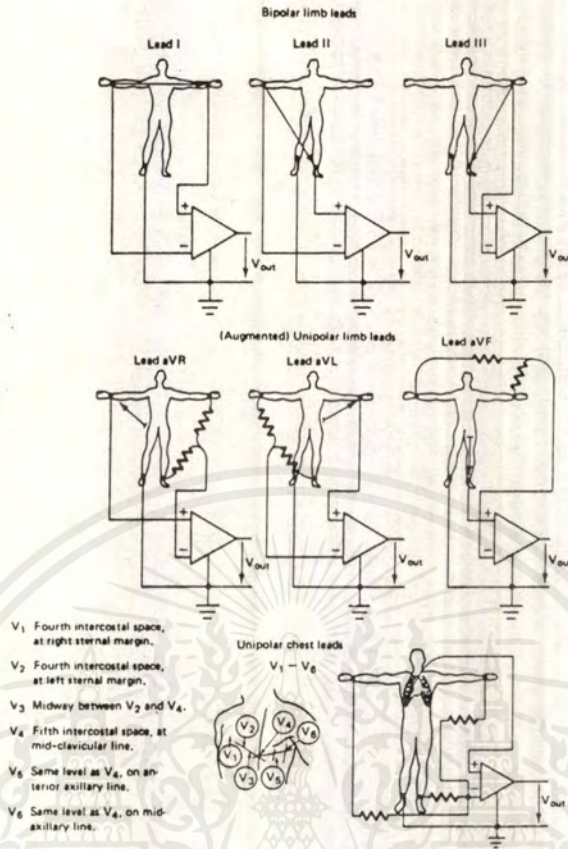
การต่อสายอิเล็กโตรด

ในการบันทึกคลื่นไฟฟ้า E.C.G. นั้น ความสูงของคลื่น ขั้ว ระยะเวลาของคลื่น E.C.G. ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของอิเล็กโตรดเป็นส่วนใหญ่ ตำแหน่งมาตรฐานของอิเล็กโตรด คือ ที่ แขน 2 ข้าง ขา 2 ข้าง และบริเวณหน้าอกข้างซ้ายอีก 6 ตำแหน่ง

ตำแหน่งขาขวาใช้เป็นที่ต่อสายดินหรืออิเล็กโตรดอ้างอิง (reference electrode) สายอิเล็กโตรดที่ต่อแห่งหนึ่งแห่งใดเรียกว่า lead

Standard leads มี 12 leads ด้วยกัน คือ

1. Bipolar limb leads (I ,II , III) ซึ่งเป็น basic limb leads
2. Unipolar limb leads (AVR ,AVL, AVF)
3. Unipolar chest leads (V1- V6)

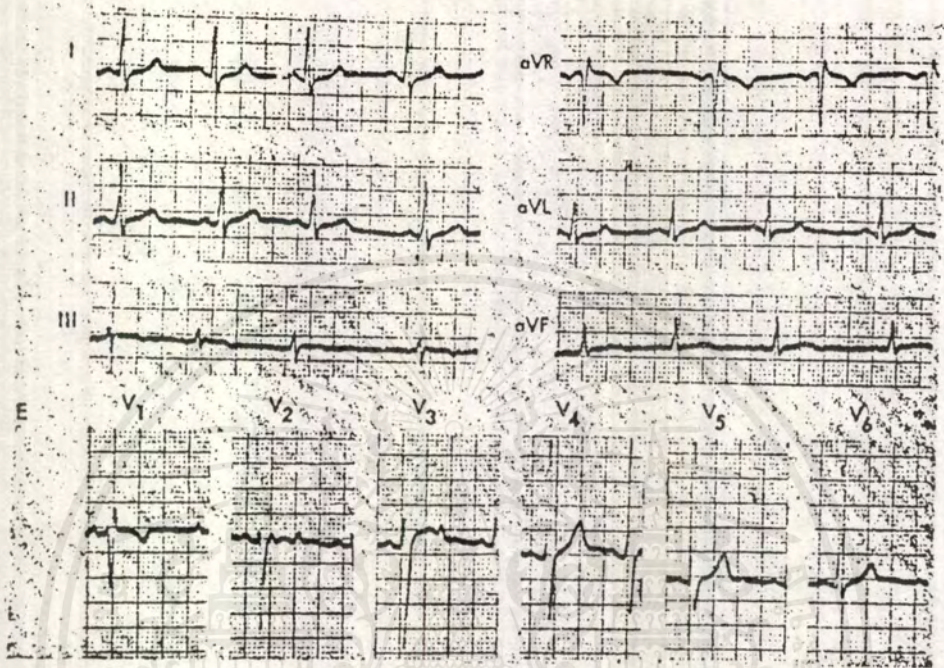


รูปที่ 2.16 แสดงการต่อสายแบบต่างๆ สำหรับบันทึกคลื่นไฟฟ้า E.C.G.

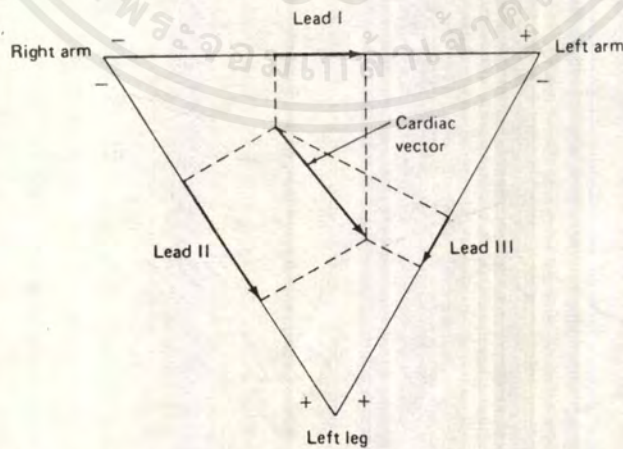
ภาพบันทึกของคลื่น E.C.G.ปกติแสดงไว้ในรูปที่ 2.17 ในการบันทึก E.C.G.ด้วย basic limb leads นั้น ไอธอฟิน (Einthoven) ได้ตั้งสัจนิษฐานว่า ในขณะที่หนึ่งขณะใดในรอบการทำงานของหัวใจนั้น frontal plane ที่แสดงถึง electrical axis ของหัวใจเป็น two dimensional vector คลื่น E.C.G. ที่บันทึกได้จาก basic limb lead อันหนึ่งอันใดนั้น เป็นองค์ประกอบส่วนหนึ่งที่เปลี่ยนได้ตามเวลาของเวกเตอร์ ไอธอฟินเชื่อว่าหัวใจ (ซึ่งเป็นต้นตอของเวกเตอร์)อยู่ใกล้จุดศูนย์กลางของสามเหลี่ยมด้านเท่า โดยมีจุดอยู่ที่ไหล่ขวาไหล่ซ้าย และ ต้นขา สามเหลี่ยมนี้เรียกว่า สามเหลี่ยมไอธอฟิน (รูปที่ 2.18) ไอธอฟินแสดงศักย์ไฟฟ้าของคลื่น E.C.G. ที่วัดได้จากสายต่อสายหนึ่งสายใดมีค่าเท่ากับผลบวกทางพีชคณิตของอีก 2 leads หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งว่าผลบวกของเวกเตอร์ของเส้น 3 เส้น เป็น 0 ในบรรดา limb leads ทั้งสาม การต่อสายแบบ II มี R Wave สูงสุดเพราะ อยู่ในแนวค้อยข้างขนานกับแกนทางไฟฟ้าของหัวใจ ดังนั้น ความสูงของการต่อสายแบบ II จึงเท่ากับผลบวกของการต่อสาย แบบที่ I และ II basic limb lead นั้น เป็นการต่อสองขั้ว ส่วน unipolar lead นั้นต้องใช้สายต่อจาก limb leads ทั้งสามมารวมกัน โดย

ผ่านความต้านทาน 5 กิโลโห์ม ซึ่งเรียกว่า central terminal ก่อน เมื่อทำเป็นอีเล็กโทรดอ้างอิง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการเชิงงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้มาใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อีเล็คโตรดอ้างอิงนี้ใช้สำหรับทั้ง unipolar limb leads และ unipolar leads



รูปที่ 2.17 ภาพบันทึกของคลื่น E.C.G. ปกติ สำหรับการต่อสายวิธีมาตรฐานทั้ง 12 แบบ



รูปที่ 2.18 สามเหลี่ยมไอธอฟิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological amplifier)

แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา มีหลักการเช่นเดียวกับแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้กันโดยทั่วไป จะแตกต่างกันก็แต่ในรายละเอียดซึ่งเป็นคุณสมบัติบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อความเหมาะสม สำหรับงานที่จะต้องทำลักษณะของแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา ควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้ คือ

1. มีกำลังขยายสูง
2. มี common mode rejection ratio สูง
3. มีอิมพีแดนซ์ขาเข้าสูง และคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต่ำ
4. มีการตอบสนองต่อความถี่ที่เหมาะสม

อย่างไรก็ดี พึงระลึกอยู่เสมอว่าคุณสมบัติเหล่านี้มีความสัมพันธ์เกี่ยวข้องกันอย่างใกล้ชิด ก่อนอื่น จะต้องขยายความแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เสียก่อน ในที่นี้ หมายถึงระบบแอมพลิไฟเออร์ทั้งหมดที่ประกอบด้วย ส่วนแรก คือ preamplifier และส่วนหลังคือ main amplifier เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์โดยทั่วไปจะมีแอมพลิไฟเออร์ทั้งสองส่วนรวมอยู่ในเครื่องเดียวกัน นอกจากในภาวะที่ต้องการวัดสัญญาณที่มีศักย์ไฟฟ้าน้อย ๆ หรือในภาวะแวดล้อม ที่มีการรบกวนมาก ๆ จึงจำเป็นต้องแยก preamplifier ออกจาก main amplifier และวาง preamplifier ไว้ให้อยู่ใกล้ต้นตอของศักย์ไฟฟ้าที่ต้องการจะวัด

1. กำลังขยายสูง

แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นต้องการกำลังขยายสูง เพราะสัญญาณที่ต้องการจะวัดนั้นมีค่าน้อย อาจมีค่าเพียง 10 ไมโครโวลต์ เช่น E.E.G (คลื่นไฟฟ้าสมอง) หรืออย่างมากก็มีค่าเป็นมิลลิโวลต์ และ เนื่องจากสัญญาณ ที่จะทำการบันทึก ในบางกรณีก็มีช่วงกว้างมาก คือ หมายความว่าสัญญาณอาจมีค่าน้อย หรือมีค่ามากเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ และความถี่ของสัญญาณก็เปลี่ยนได้ในช่วง ๆ หนึ่งด้วย ฉะนั้น แอมพลิไฟเออร์จึงต้องมีกำลังขยายสูงในทุกช่วงความถี่ อย่างไรก็ตาม แอมพลิไฟเออร์ที่มีกำลังขยายสูงก็ย่อมต้องขยายสิ่งรบกวนตามไปด้วย ฉะนั้น จะทำให้ประสิทธิภาพของแอมพลิไฟเออร์ไม่ดี ปัญหานี้แก้โดยใช้แอมพลิไฟเออร์ ปัจจุบันนี้ ส่วนประกอบต่าง ๆ ของแอมพลิไฟเออร์ โดยเฉพาะทรานซิสเตอร์ ได้มีวิวัฒนาการจนมีคุณสมบัติดีขึ้นเรื่อยๆ ปัญหาต่าง ๆ ก็ค่อย ๆ ลดไป

2. มี common mode rejection ratio สูง

ความสามารถของแอมพลิไฟเออร์ นอกจาก ในด้านขยายสัญญาณแล้ว ยังต้องมี ความสามารถในการลดสิ่งรบกวนให้น้อยลงด้วย ความสามารถ ในข้อนี้ เรียกว่า common mode rejection ration (CMRR) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะเฉพาะของ ดิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ ฉะนั้น จึงจำเป็นจะต้องอธิบายการทำงานของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ต่อไป

ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ เป็นแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้การทำงานของหลอดอิเล็กทรอนิกส์ หรือ ทรานซิสเตอร์ เป็นคู่ ๆ กัน แทนที่จะใช้เป็นแถวเดียว เช่นที่พบในแอมพลิไฟเออร์ ธรรมดา ลักษณะที่สำคัญในการทำงานของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ คือ การไม่รับศักย์ ไฟฟ้าที่เหมือนกัน (ทั้งความสูงและเวลา) ที่ทางนำเข้า (input terminal) แต่ในทางตรงข้าม จะขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เข้าไปยังทางนำเข้าทั้งสองของแอมพลิไฟเออร์

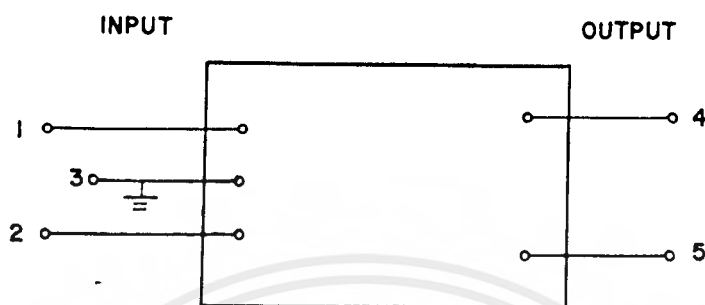
ขณะเมื่อทำการวัดศักย์ไฟฟ้า ของเนื้อเยื่อ อิเล็กโตรดอาจรับกระแสไฟฟ้าสลับ จาก แหล่งจ่ายไฟที่มีระบบสายดินไม่ดี หรือ จากต้นตออื่น ๆ ซึ่งถ้านำเข้าไปขยาย ใน single ended amplifier ธรรมดาแล้ว กระแสไฟฟ้าสลับเป็นต้นตอของการรบกวน จะขยายตาม สัญญาณไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อ ที่ต้องการจะวัดไปด้วยถ้าสัญญาณที่จะทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้ว ก็ยิ่งทำให้แยกไม่ออก

เพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพของระบบตรวจวัด จะต้องใช้ระบบหุ้มกำบังสาย (shielding system) หรือใช้ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์สำหรับการขยายในภาคต้นๆ (first stage) หรือ ในบางกรณีจำเป็นต้องใช้ทั้งสองวิธี

ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ทำหน้าที่ ขยายศักย์ไฟฟ้า ที่แตกต่างกันที่เกิดขึ้น ใน ขณะใดตรงทางเดินที่นำสัญญาณป้อนเข้าทางนำเข้า 1 และ 2 ถ้าป้อนสัญญาณนำเข้าที่มีความ สูงและเฟสเหมือนกันเข้าไปยังขั้ว 1 และ 2 ในขณะหนึ่งขณะใด จะไม่มีการขยายออกทางช่อง ทางสัญญาณส่งออก (output) ที่ 4 และ 5 เลย โดยวิธีนี้ อาจเห็นประโยชน์ของ ดิฟเฟอเรนเชียล แอมพลิไฟเออร์ได้ชัดเจนขึ้น นอกจากนั้นสัญญาณที่อยู่ในเฟสเดียวกัน ที่เกิดจากสายไฟฟ้า กระแสสลับหรือจากต้นตออื่นนอกบริเวณของอิเล็กโตรด (electrode field) จะถูกตัดออกคือไม่ รับเข้าไปขยาย ความสามารถที่จะไม่สัญญาณที่เหมือนกันของลักษณะทางไฟฟ้าของสัญญาณ ที่ป้อนเข้าไปขยายได้ จำนวนสัญญาณที่แตกต่างกันที่ได้รับจากสัญญาณส่งออก เมื่อป้อน สัญญาณที่เหมือนกันเข้าไป เรียกว่า common mode rejection ratio (CMRR) CMRR จึงเป็น อัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้า ที่เหมือนกัน ซึ่งป้อนเข้าแอมพลิไฟเออร์ ต่อศักย์ไฟฟ้า ที่แตกต่างกัน ซึ่งส่งออกจากแอมพลิไฟเออร์ ตัวอย่าง เช่น ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ที่ได้จากสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

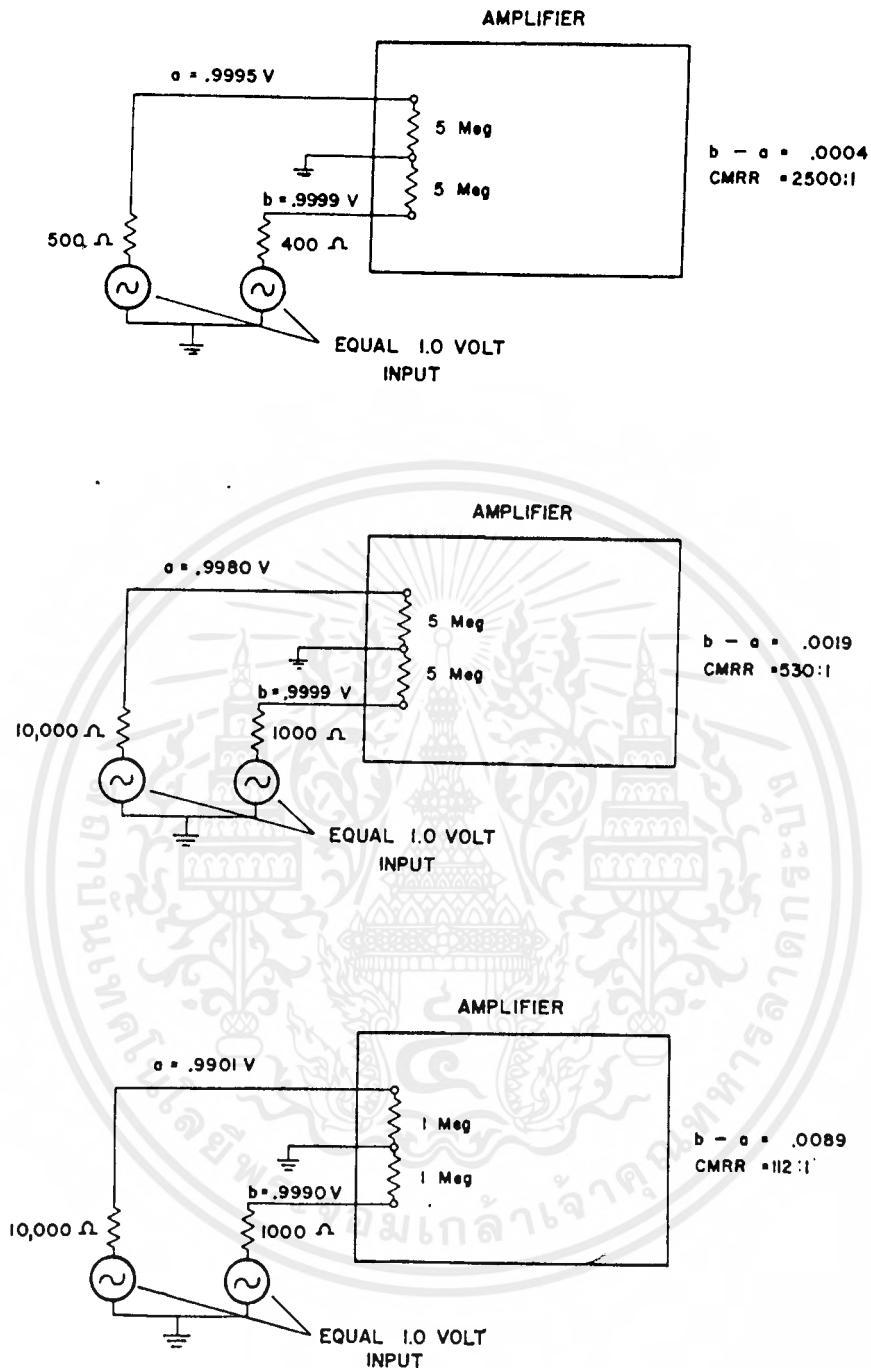
ส่งออกมีค่า 0.001 โวลต์ เมื่อป้อนสัญญาณเข้า 1.0 โวลต์ รวมกันที่ขั้วทั้งสอง CMRR จะมีอัตราส่วน $1.0/0.001 = 1000/1$



รูปที่ 2.19 ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ แสดงทางที่นำสัญญาณเข้าและออก

สิ่งสำคัญที่ต้องพิจารณา คือ CMRR นั้นจะต้องทำการวัดในขณะที่ทำงานจริง ๆ คือขณะที่มีอิเล็กโตรด ต่ออยู่กับแอมพลิไฟเออร์ CMRR ของตัวแอมพลิไฟเออร์เอง อาจสูงมาก (เช่น ประมาณ 100,000) แต่ถ้ามีอิเล็กโตรดเป็นส่วนหนึ่งอยู่ด้วย จะทำให้อัตราส่วนลดลงไปมาก โดยเฉพาะในกรณีที่มีอิเล็กโตรดมีอิมพีแดนซ์สูงมาก เหตุผลก็คือว่า ตัวอิเล็กโตรดเองและอิมพีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ทำหน้าที่เป็นตัวแบ่งศักย์ไฟฟ้า (voltage divider) เนื่องจากอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโตรดยากที่จะเท่ากัน (พื้นหน้าต่างกันหรือความต้านทานของจุดสัมผัสระหว่างเนื้อเยื่อ และอิเล็กโตรดต่างกัน) ศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าจึงแตกต่างกัน จึงเป็นผลให้ CMRR ลดลง

ถ้าอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโตรดมีค่าน้อย เมื่อเปรียบเทียบกับ อิมพีแดนซ์ของแอมพลิไฟเออร์ จะได้ CMRR ค่อนข้างสูง (รูปที่ 2.20 ก)) ซึ่งเปรียบได้กับการใช้อิเล็กโตรดชนิดที่ปิดที่ผิวหนังหรืออิเล็กโตรดขั้วเดียว แต่ถ้า อิมพีแดนซ์ของอิเล็กโตรดไม่เท่ากัน (รูปที่ 2.20 ข)) CMRR จะลดลงมาก เช่น ในกรณีที่ใช้ concentric needle electrode อิมพีแดนซ์ตรงไส้กลางกับเนื้อเยื่อมีค่ามากกว่าเปลือกนอกกับเนื้อเยื่อในทำนองเดียวกัน ถ้าแอมพลิไฟเออร์ที่มีอิมพีแดนซ์นำเข้าต่ำและอิเล็กโตรดอิมพีแดนซ์นำเข้าต่ำและอิเล็กโตรดอิมพีแดนซ์สูงก็จะทำให้ CMRR ลดลงเช่นเดียวกัน (รูปที่ 2.20 ค))นอกจากนั้น CMRR ยังลดลงเมื่อความถี่ของสัญญาณลดลงด้วย



รูปที่ 2.20 แสดงอัตราส่วนที่แสดงถึงการกำจัดสิ่งรบกวนที่เรียกว่า Common mode rejection ratio ของอีเล็กทรอนิกส์และแอมพลิฟายเออร์ ที่ภาวะต่าง ๆ กัน อิมพีแดนซ์ขาเข้าของ a. และ b เป็น 5 เมกะโอห์ม ในรูป ก และ ข 1 เมกะโอห์มในรูป ค อิมพีแดนซ์ของอีเล็กทรอนิกส์ ในรูป ก มีค่า 500 และ 400 โอห์ม ส่วนในรูป ข และ ค มีค่า 10 กิโลโอห์มและ 1 กิโลโอห์ม ศักย์ไฟฟ้าที่แท้จริงซึ่งถูกป้อนเข้าไปยังแอมพลิฟายเออร์ได้แสดงไว้ด้วย

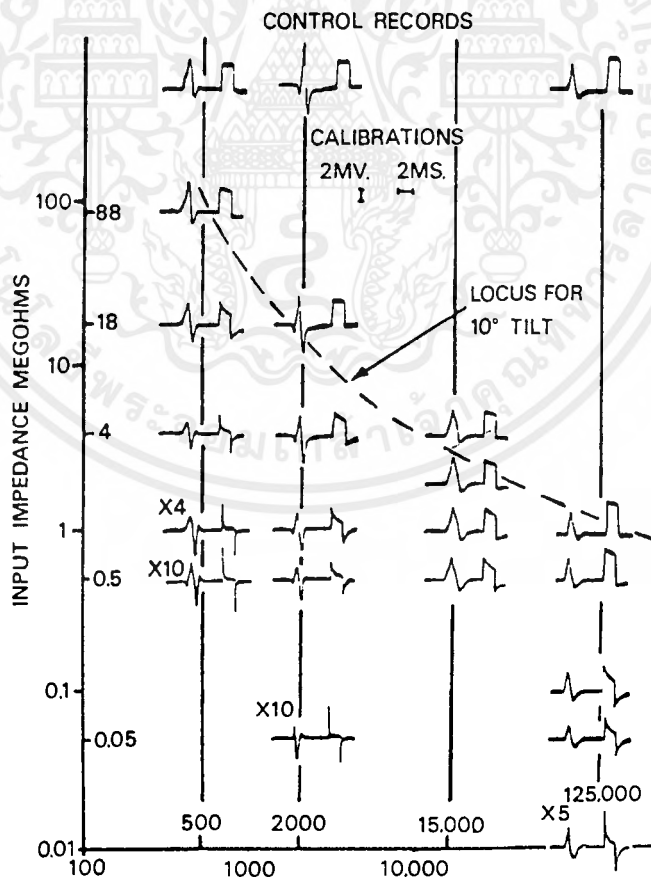
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. อิมพีแดนซ์ขาเข้าสูงและคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต่ำ

ก. อิมพีแดนซ์ขาเข้า

อิมพีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ เป็นอัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปต่อ กระแสไฟฟ้าที่แอมพลิไฟเออร์สามารถรับได้ โดยทั่วไป แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยาต้อง อิมพีแดนซ์ขาเข้าสูง เพราะในการตรวจวัดสัญญาณ จากที่เล็ก ๆ จะต้องใช้อิเล็กโตรดที่มีขนาดเล็ก ฉะนั้นเมื่อต้องการให้การบันทึกเป็นไปได้ดี ต้องใช้แอมพลิไฟเออร์ ที่มีอิมพีแดนซ์ได้และมีการ เสียไปที่อิเล็กโตรดแต่เพียงเล็กน้อย ถ้าอิมพีแดนซ์ขาเข้าต่ำกว่าอิเล็กโตรดอิมพีแดนซ์ จะทำให้ ศักย์ไฟฟ้าเสียไปที่อิเล็กโตรดมาก เหลือศักย์ไฟฟ้าเพียงเล็กน้อยสำหรับแอมพลิไฟเออร์ภาวะ เช่นนี้จะทำให้รูปร่างคลื่นไฟฟ้าของศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนไป

ความผิดปกติที่เกิดขึ้นนั้น ก็ไม่เพียงแต่ความสูงของคลื่นไฟฟ้าลดลงไป เท่านั้น รูปร่าง ยังผิดไปด้วย ในรูปที่ 2.21 จะเห็นได้ชัดเจนว่าเมื่ออิเล็กโตรดมีขนาดเล็ก คือ เมื่อมีพื้นที่เพียง 2,000 ไมครอน คลื่นรูปสี่เหลี่ยมก็ผิดไปมากด้วย ดังนั้น ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้จากเนื้อเยื่อ ก็ เปลี่ยนรูปไปด้วย



รูปที่ 2.21 แสดงผลของอิมพีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ ต่อรูปร่างของศักย์ไฟฟ้า

ขณะทำงาน (action potential) และคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม สัญญาณขาเข้าก่อนเปลี่ยนแปลง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้แสดงไว้ตอนบนสุด ส่วนแฉวล่าง ๆ เป็นสัญญาณขาออก ซึ่งบันทึกด้วยอิเล็กทรอนิกส์ที่มีปลายขยาดต่าง ๆ กันตั้งแต่ 500 - 125,000 ไมครอน ตำแหน่งของจุดที่ยอดของคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมเอี่ยมไป 10 องศาได้ แสดงไว้เป็นเส้นประซึ่งเป็นตำแหน่งที่ศักย์ไฟฟ้าซึ่งบันทึกได้จากกล้ามเนื้อมีการผิดเพี้ยนน้อยที่สุด

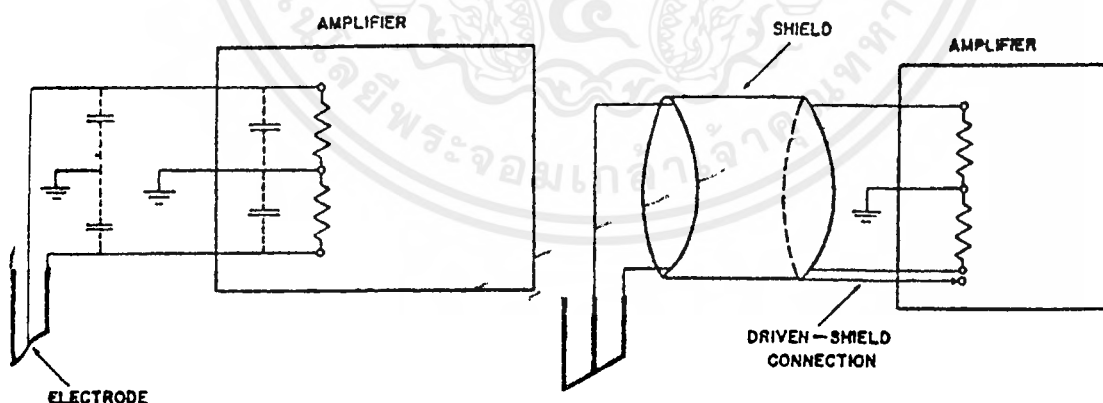
ฉะนั้น การที่จะใช้แอมพลิไฟเออร์ ที่มีอิมพีแดนซ์เท่าใด ก็ขึ้นอยู่กับชนิดของสิ่งที่จะทำการบันทึก ซึ่งก็หมายถึงต้องใช้อิเล็กทรอนิกส์ต่างกันและมีอิมพีแดนซ์ต่างกันไปด้วย เช่นในกรณีนี้

จะทำการบันทึก ประมาณ 70,000 ไมครอน ฉะนั้น ตามรูป 2.21 จะต้องใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอิมพีแดนซ์ขาเข้า มากกว่า 2 ล้านโอห์ม จึงจะทำให้คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้ไม่เปลี่ยนแปลงไป เป็นที่ทราบกันแล้วว่า การเปลี่ยนแปลงรูปร่างและความสูงของคลื่นไฟฟ้าขึ้นอยู่กับ resistive component และ reactive component ของอิเล็กทรอนิกส์อิมพีแดนซ์

จากเหตุผลต่าง ๆ พอสรุปได้ว่า อิมพีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ต้องมีค่ามากเมื่อเปรียบเทียบกับอิมพีแดนซ์ของอิเล็กทรอนิกส์ จึงจะไม่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้ มีรูปร่างผิดไป นอกจากนั้น อิมพีแดนซ์ที่มีค่ามากยังช่วยเพิ่ม CMRR ของแอมพลิไฟเออร์ด้วย

ข. คาปาซิแตนซ์ขาเข้า

คาปาซิแตนซ์ที่กระจัดกระจายอยู่ (Stray capacitance) และที่อยู่ในสายไฟฟ้าที่ออกแบบ (cable capacitance) เกิดเนื่องจากสายของอิเล็กทรอนิกส์ที่ต่อลงดิน (รูปที่ 2.22(ก))



รูปที่ 2.22 (ก) แสดงคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์และคาปาซิแตนซ์ของอิเล็กทรอนิกส์ต่อกับดิน(ข) การใช้การหุ้มกำบังชนิด driven shield รอบอิเล็กทรอนิกส์สังเกตว่าส่วนที่หุ้มกำบังไม่ได้ต่อกับสายดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรทุกอย่างมีคาปาซิแตนซ์แฝงอยู่บ้างไม่มากก็น้อยเนื่องจากการจัดวางส่วนประกอบต่าง ๆ ของอิเล็กทรอนิกส์ และการเดินสายไฟ stray capacitance ซึ่งอยู่ที่ส่วนขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์และคาปาซิเตอร์ของอิเล็กทรอนิกส์ ค่าคาปาซิแตนซ์ขาเข้า ของแอมพลิไฟเออร์ จึงทำให้คาปาซิแตนซ์มีค่าสูงขึ้นไปอีก

ผลของคาปาซิแตนซ์ขาเข้านั้น จะทำให้สัญญาณที่มีความถี่สูงลดลง ตัวอย่าง เช่น ถ้าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์มีค่า 500 pf จะมีอิมพีแดนซ์ของคาปาซิแตนซ์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ ประมาณ 300 กิโลโอห์ม ถ้าอิเล็กทรอนิกส์อิมพีแดนซ์ มีค่า ประมาณ 300 กิโลโอห์ม ดังนั้น ศักดิ์ไฟฟ้าที่ช่วงความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ จะลดลงไปเกือบ 50 เปอร์เซ็นต์ และ เมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปอีกศักดิ์ไฟฟ้าจะยิ่งลดลงไปอีกฉะนั้นจะต้องพยายามทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้าต่ำเท่าที่จะทำได้จึงจะมีการรับสนองต่อความถี่ดี คือ ที่ความถี่ต่าง ๆ ก็ยังสามารถขยายสัญญาณได้ดี นอกจากนั้นคาปาซิแตนซ์ขาเข้าที่มีค่าสูงนั้นจะทำให้ common mode rejection ratio ลดลงที่ช่วงความถี่สูงๆ

การแก้ไขสิ่งรบกวน โดยใช้การหุ้มกำบังสายอิเล็กทรอนิกส์ จะสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟฟ้าสลับได้ แต่ในขณะเดียวกัน จะทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้า ของแอมพลิไฟเออร์เพิ่มขึ้นส่วนสายอิเล็กทรอนิกส์ที่ไม่ได้หุ้มกำบัง มีข้อเสียที่มีโอกาส รับศักย์ไฟฟ้า ที่เข้ามารบกวนได้มาก แต่มีค่าคาปาซิแตนซ์ต่ำ โดยเฉพาะเมื่อใช้สายต่อจากอิเล็กทรอนิกส์นั้นๆ

อาจลดคาปาซิแตนซ์ได้โดยการใช้ driven shield คือใช้สายหุ้มที่ไม่ต่อลงดินแต่ต่อไว้ที่จุดๆ หนึ่งในระบบแอมพลิไฟเออร์ (รูปที่ 2.22 (ข)) เพื่อที่จะให้มีศักย์ไฟฟ้าจำนวนหนึ่งซึ่งเปลี่ยนไปตามศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปในแอมพลิไฟเออร์ ดังนั้น สายที่หุ้มอยู่ข้างนอก และสายที่อยู่ภายในจะมีศักย์ไฟฟ้าเท่ากันจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิเตอร์ที่เกิดจากสายไฟ และสายหุ้ม โดยวิธีนี้จึงทำให้ผลของคาปาซิเตอร์มีน้อยและทำให้การตอบสนองที่ความถี่สูงๆดีขึ้น เครื่องมือ E.M.G. ที่มีคุณภาพดีจะมีคาปาซิเตอร์ขาเข้าน้อยกว่า 100 pF

สิ่งที่ไม่ต้องการในวงจรแอมพลิไฟเออร์อีกอย่างหนึ่ง คือ amplifier noise ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงของศักดิ์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเองที่ทางส่งออก (output) ของแอมพลิไฟเออร์ ซึ่งเกิดจากอุปกรณ์ต่าง ๆ ในเครื่องแอมพลิไฟเออร์เอง ฉะนั้น การเลือกหลอดอิเล็กทรอนิกส์ ทรานซิสเตอร์ และรีซิสเตอร์ รวมทั้งการออกแบบวงจรที่ดี จะช่วยลดปัญหาในเรื่องนี้ แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในเครื่อง E.M.G. ที่ดีจะมี noise ไม่เกิน 10 ไมโครโวลต์

4. การตอบสนองต่อความถี่

การตอบสนองต่อความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ หมายถึง ความไวของเครื่องมือที่จะสามารถขยายได้ดีตามความถี่ที่กำหนดไว้ได้ โดยศักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกมาไม่มีการเปลี่ยนแปลง

โดยทั่วไปความถี่ของ สัญญาณต่าง ๆ ที่ใช้ในทางการแพทย์ อยู่ในช่วงความถี่ต่ำๆจะมีค่าสูงอย่างมากก็เป็นจำนวนพันเฮิทซ์ ส่วนในช่วงต่ำ อาจลงไป จนถึงระดับ กระแสไฟฟ้าตรง ฉะนั้น จึงเรียกแอมพลิไฟเออร์ว่าเป็น audio-amplifier ในข้อนี้มีความแตกต่างจากระบบแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางอื่น เช่นในทางโทรคมนาคม ซึ่งเป็นชนิดที่ทำงานอยู่ในช่วงที่มีความถี่สูงมาก เรียกว่าเป็น radio-amplifier

แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยาสำหรับใช้เฉพาะงานอย่างใดอย่างหนึ่ง ยังจะต้องมีวงจรที่เรียกว่า band pass filter เพื่อช่วยตัดคลื่นความถี่ที่ไม่ต้องการ คือ สูงไปหรือต่ำไป คงให้ช่วงความถี่ที่ต้องการผ่านไปได้ คือ มีทั้งฟิลเตอร์ให้ความถี่สูงผ่าน ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่ต่ำออกไป และฟิลเตอร์ให้ความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งทำหน้าที่ ตัดคลื่นความถี่สูงออกไป ดังนั้น แอมพลิไฟเออร์ จะทำการขยายสัญญาณ ในช่วงที่แคบอันเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพ ตัวอย่าง เช่น ในการบันทึก E.M.G. (คลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลาย) ซึ่งมีช่วงคลื่น 20 - 5000 เฮิทซ์ วงจรฟิลเตอร์ ให้ความถี่สูงผ่านจะช่วยตัดความถี่ ที่ต่ำกว่า 20 เฮิทซ์ ออกไปจึงเป็นการช่วยกันไม่ให้มี base line shift ซึ่งเป็นที่รบกวนต่อการบันทึกอย่างมาก ส่วนวงจรฟิลเตอร์ให้ความถี่ต่ำผ่านจะช่วยตัดคลื่นความถี่สูงกว่า 5000 เฮิทซ์ ออกไป จึงเป็นการลด noise ของระบบแอมพลิไฟเออร์ลงไปได้มาก นอกจากนั้น การรบกวนจากคลื่นที่มีความถี่สูง เช่น คลื่นวิทยุก็จะถูกตัดออกไปด้วย

ส่วนในการตรวจวัด E.E.G. (คลื่นไฟฟ้าสมอง) นั้นช่วงคลื่นของไฟฟ้าชนิดนี้อยู่ในช่วงที่มีความถี่ต่ำกว่า คือ จาก 0 - 150 เฮิทซ์ จึงต้องมีวงจรที่นำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่สูงออกไป

2.4 พื้นฐานของเครื่อง ECG

เครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจ (Electrocardiograph, ECG)

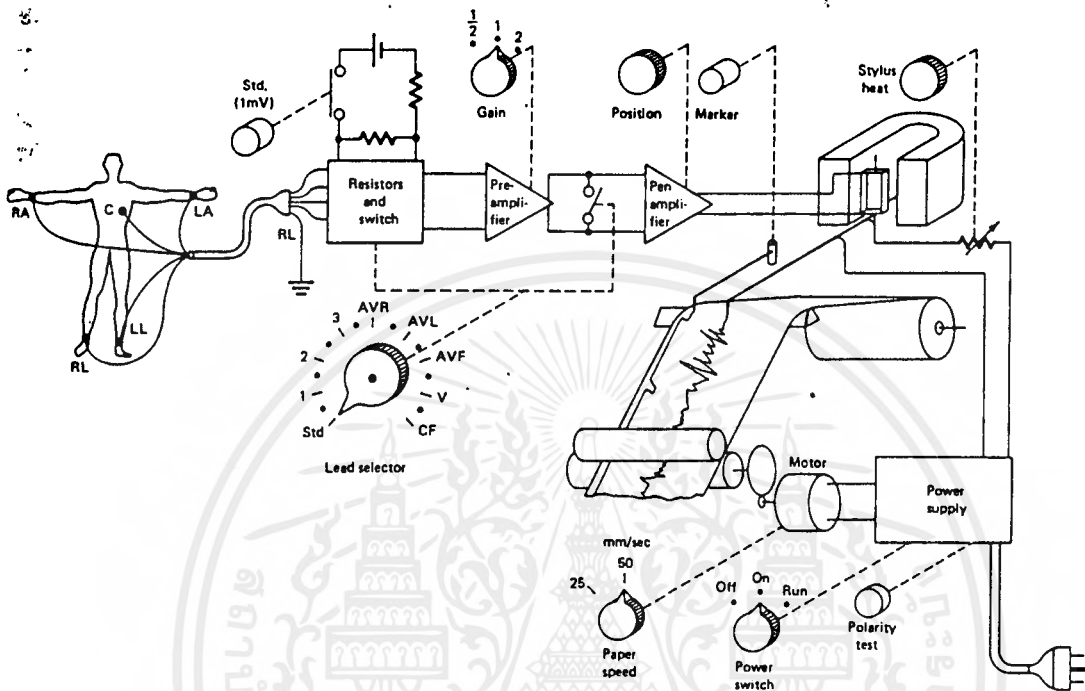
เครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจ อาจเรียกย่อว่า "อี ซี จี" เครื่องนี้มีลักษณะทางอิเล็กทรอนิกส์โดยย่อคือเป็นดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ที่มีกำลังขยายสูง และมีอิมพีแดนซ์ขาเข้าสูง พร้อมทั้งใช้การบันทึกด้วยการเขียนโดยตรง เพื่อที่จะทำให้สามารถบันทึกไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจได้โดยสมบูรณ์คือไม่ผิดไปจากความจริงไฟฟ้าที่บันทึกได้จากหัวใจนั้นมีลักษณะที่สำคัญคือขนาดอยู่ระหว่าง 100-5,000 ไมโครโวลท์ ช่วงความถี่ 0.2-100 เฮิรตซ์ และมีอิมพีแดนซ์ 0.1 - 0.8 เมกะโอห์ม

ไฟฟ้าที่ได้จากหัวใจเป็นผลรวมของไฟฟ้าที่เกิดจากเส้นใยกล้ามเนื้อส่วนใหญ่ และการบันทึกในทางคลินิกไม่ได้ใช้อิเล็กโตรดวางที่หัวใจโดยตรง หากแต่วางไว้ที่ผิวหนังร่างกาย เช่น ที่แขน ขา หน้าอกเพื่อทำการบันทึกไฟฟ้าที่กระจายมาจากหัวใจไปตามเนื้อของร่างกายที่นำไฟฟ้าได้ เป็นแบบ volume conductor การที่ต้องวางอิเล็กโตรดบันทึกจากที่หลายแห่งก็เพื่อที่จะให้ได้คลื่นไฟฟ้าที่มีรูปร่างต่างๆ กันซึ่งแสดงถึงการทำงานของหัวใจที่ส่วนต่างๆ กันด้วยทั้งนี้ ขึ้นอยู่กับเวกเตอร์ทางไฟฟ้าของหัวใจ แผนผังอย่างง่าย ๆ ของเครื่อง อี ซี จี แสดงไว้ใน รูปที่ 2.23 ในแผนผังแสดงหน้าที่ของปุ่มที่ควบคุมการทำงาน โดยแสดงให้เห็นความสัมพันธ์กับวงจรภายในด้วย เริ่มด้วยมีสายอิเล็กโตรดต่อกับผู้ป่วย 5 สาย สายอิเล็กโตรดเหล่านี้มักมีรหัสเป็นสี หรือเขียนบอกไว้ว่าจะต่อกับส่วนใดของร่างกาย แล้วต่อกับอิเล็กโตรดชนิดแผ่น สำหรับติดที่แขนและขาซึ่งเรียกว่าสายต่อที่แขนขา (limb lead) 4 สาย ส่วนอีกสายหนึ่งโดยมากใช้ต่อกับอิเล็กโตรดรูปถ้วยที่ใช้ดูดเพื่อใช้วางที่หน้าอก ซึ่งต้องเปลี่ยนที่ได้หลายแห่ง เรียกว่า สายต่อบริเวณหน้าอก ในเครื่อง อี.ซี.จี. ที่ใช้ในทางคลินิกโดยทั่วไป สายอิเล็กโตรดที่ต่อกับขาข้างขวา ใช้เป็นสายดินคือต่อกับแท่นเครื่อง อี.ซี.จี. ด้วย ส่วนอีก 4 สายนั้นต่อเข้ากับวงจรสวิทช์ เลือกสายต่อซึ่งนอกจากมีหน้าที่เลือกสายต่อที่ต้องการจะบันทึกแล้วยังเป็นวงจรของรีซีสเตอร์ง่าย ๆ เพื่อช่วยในการบันทึก augmented unipolar limb leads และ precordial leads ด้วย สวิทช์เลือกสายต่อสามารถใช้เลือกคู่อิเล็กโตรดที่ใช้บันทึกได้ถึง 12 standard leads อันเป็นวิธีการบันทึกที่ใช้กันโดยทั่วไปในทางคลินิกเป็นประจำ

ตำแหน่งแรกของสวิทช์เลือกสายต่อที่แสดงในรูปที่ 2.23 อยู่ที่ STD ในตำแหน่งนี้เมื่อกดปุ่ม STD (1mv) จะทำให้ไฟตรง 1 mv ต่อเข้ากับทางนำเข้าของแอมพลิไฟเออร์ อันเป็นการปรับเทียบเครื่อง (calibration) คือเป็นการป้อนไฟฟ้า 1 mv เข้าไปขยายใน เครื่องแทนไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากหัวใจ โดยทั่วไปเครื่องจะต้องมีกำลังขยาย 1 ซม.ต่อ 1 มิลลิโวลต์คือปากกาที่เขียนเคลื่อนที่ไป 1 ซม. ในแนวแกนตั้งเมื่อป้อนสัญญาณ 1 มิลลิโวลต์เข้า



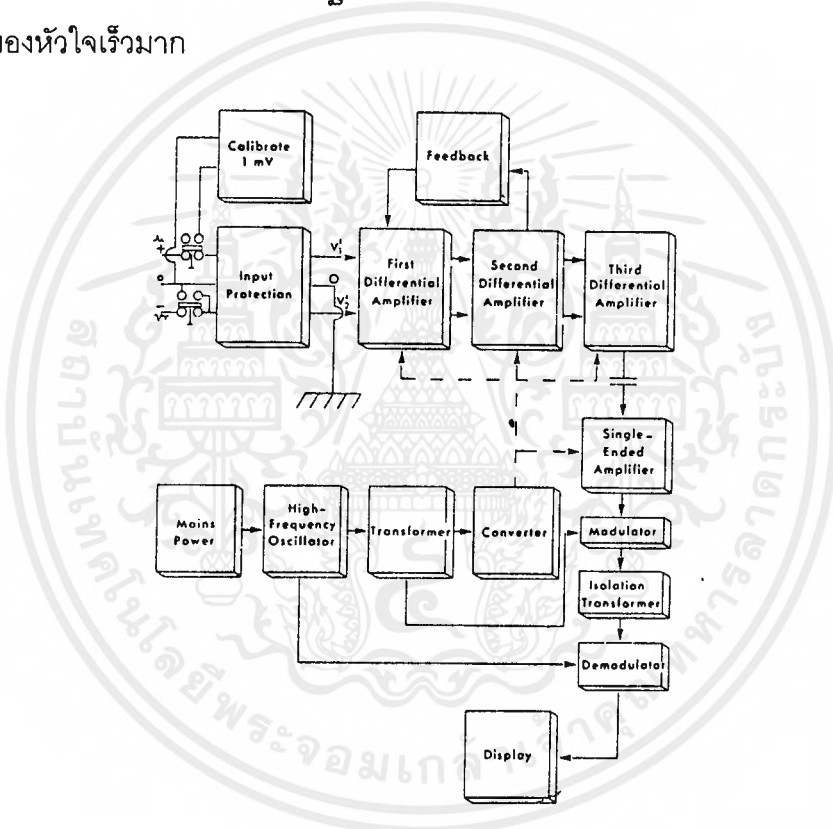
รูปที่ 2.23 ตัวอย่างง่ายของเครื่อง อี.ซี.จี. แสดงส่วนประกอบต่างๆ

ไป การเทียบมาตรฐานนี้ (standardization) ต้องกระทำเมื่อทำการตรวจวัด อี.ซี.จี. คือสามารถนำเครื่อง อี.ซี.จี. ไปบันทึกสัญญาณอื่นได้ที่แอมพลิไฟเออร์ของปากกามีปุ่ม position กำลังขยายให้เป็น 2 เท่า ในกรณีสัญญาณที่จะทำการบันทึกมากเกินไปหรือน้อยเกินไป ทั้งนี้เพื่อให้ได้คลื่น อี.ซี.จี. ไม่สูงเกินไปหรือต่ำเกินไป ปริมาตรไฟเออร์เป็นชนิดดิฟเฟอเรนเชียลทางสัญญาณนำเข้าและมักเป็น A.C. ด้วย สัญญาณที่ขยายในแอมพลิไฟเออร์แล้วจะส่งไปยังแอมพลิไฟเออร์ของปากกาซึ่งเป็นชนิด D.C. เครื่องอี.ซี.จี. โดยทั่วไปมีช่องรับต่างหาก เพื่อเตรียมไว้สำหรับบันทึกสัญญาณอย่างอื่นที่ไม่ใช่ อี.ซี.จี. คือสามารถนำเครื่อง อี.ซี.จี. ไปบันทึกสัญญาณอื่นได้ที่แอมพลิไฟเออร์ของปากกามีปุ่ม position ซึ่งทำหน้าที่ใส่ offset voltage เพื่อให้ปากกามาอยู่ตรงกลางกระดาษบันทึก pen motor ก็คล้ายกับที่ใช้ใจกัลวานอมิเตอร์ แต่ทำรูปร่างให้ใหญ่โต แข็งแรงกว่าเพื่อให้มีแรงไปทำให้ปากกาเคลื่อนที่ได้เร็วเครื่อง อี.ซี.จี. สมัยใหม่จะใช้ทรานสดิวเซอร์เพื่อรับการเปลี่ยนแปลงในตำแหน่งหรือความเร็วของปากกาที่ใช้เขียน แล้วเปลี่ยนสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้เป็นศักย์ไฟฟ้าป้อนกลับไปยังแอมพลิไฟเออร์ของปากกา เพื่อช่วยปรับปรุงการสนองต่อความถี่ของเครื่องบันทึก

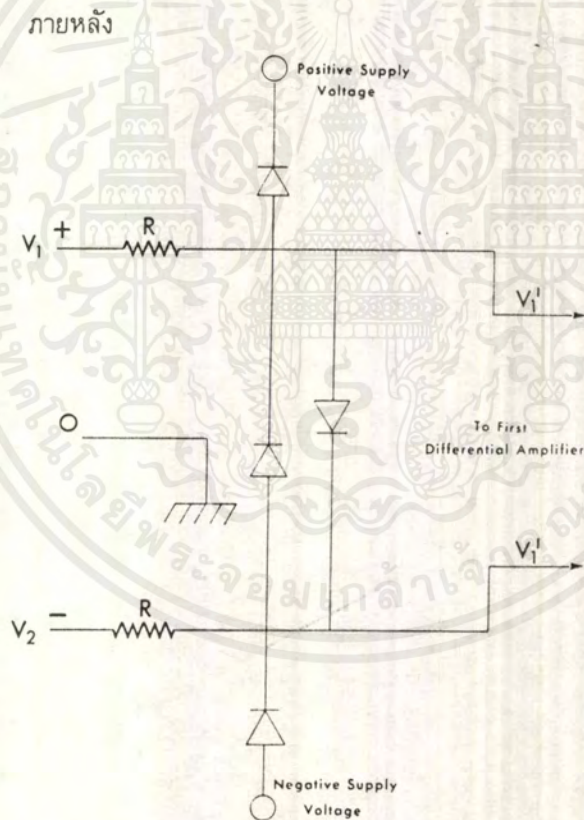
เมื่อใช้ heated stylus สำหรับบันทึกปุ่ม stylus heat ช่วยควบคุมความชื้นและความกว้างของเส้นที่เขียนคือทำให้ร้อนมากหรือน้อยนั่นเอง และปุ่มทำเครื่องหมายนั้นใช้สำหรับทำเครื่องหมายบน กระดาษบันทึก เป็นการแสดงว่าได้ทำการบันทึกจากสายต่อใด กระดาษบันทึกเคลื่อนที่โดย synchronous motor และมีสวิทช์เพื่อเลือกความเร็วกระดาษ โดยมากใช้ความเร็ว 25 มม./วินาที ซึ่งเป็นความเร็วมาตรฐานหรืออาจใช้ความเร็ว 50 มม./วินาที ในกรณีที่อัตราการทำงานของหัวใจเร็วมาก



รูปที่ 2.24 ผังอย่างง่ายของแอมพลิไฟเออร์ในเครื่อง อี.ซี.จี.

เครื่อง อี.ซี.จี. สมัยใหม่ได้เพิ่มส่วนประกอบต่าง ๆ ขึ้นมาอีกหลายส่วน เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพให้ดีขึ้น รูปที่ 2.24 เป็นแผนผังของเครื่อง อี.ซี.จี สมัยใหม่ แสดงหน่วยต่างๆ ซึ่งมีการทำงานดังต่อไปนี้คือสัญญาณนำเข้าไปยัง อี.ซี.จี.แอมพลิไฟเออร์นั้นเลือกทางเดินได้ 2 อย่าง โดยสวิทช์ที่ใช้กดปุ่มสัญญาณอย่างหนึ่ง คือ ไฟฟ้ามาตรฐาน 1 มิลลิโวลท์ที่ใช้ปรับเทียบในขณะที่ทำการปรับเทียบตัวผู้ป่วยจะถูกแยกออกจากระบบแอมพลิไฟเออร์ อีกอย่างหนึ่งก็เป็นสัญญาณ อี.ซี.จี.ที่บันทึกจากตัวผู้ป่วยก่อนที่สัญญาณจะถูกป้อนเข้าไปยังดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะต้องผ่านหน่วย input protection (รูปที่ 2.25) ซึ่งทำหน้าที่ช่วยป้องกันแอมพลิไฟเออร์เพราะการใช้บันทึกในระหว่างผ่าตัดอาจมีการรบกวนจากการใช้เครื่องไฟฟ้าที่ใช้ตัดหรือจี้ซึ่งจะผ่านตัวผู้ป่วยไปเข้าแอมพลิไฟเออร์ได้ นอกจากนั้นในการรักษาโดยการทำดีฟิบริลเลชันด้วยไฟฟ้าสูงๆ อาจเข้าไปทำอันตรายต่อเครื่อง อี.ซี.จี. ได้ input protection นั้นมีวิธีการหลายอย่างในรูปที่ 2.25 แสดงวงจรที่มีรีซิสเตอร์และไดโอด ไดโอด 4 ตัว ประกอบเป็น clamping circuit ซึ่งทำหน้าที่จำกัดทั้ง differential และ common mode voltage ของ V_1 และ V_2 ในการจำกัดกระแสไฟของไดโอดนั้นใช้รีซิสเตอร์ต่อแบบอนุกรมกับขั้วบวก และขั้วลบ สังเกตว่าวงจรนี้ทำหน้าที่ป้องกันแอมพลิไฟเออร์ ไม่ได้ป้องกันตัวผู้ป่วย การป้องกันตัวผู้ป่วยนั้นใช้ระบบการแยกด้วยทรานสฟอเมอร์



รูปที่ 2.25 ผังวงจรขาเข้าของเครื่อง อี.ซี.จี. แสดงวงจรที่ใช้ป้องกันแอมพลิไฟเออร์ จากศักย์ไฟฟ้าแรงสูง

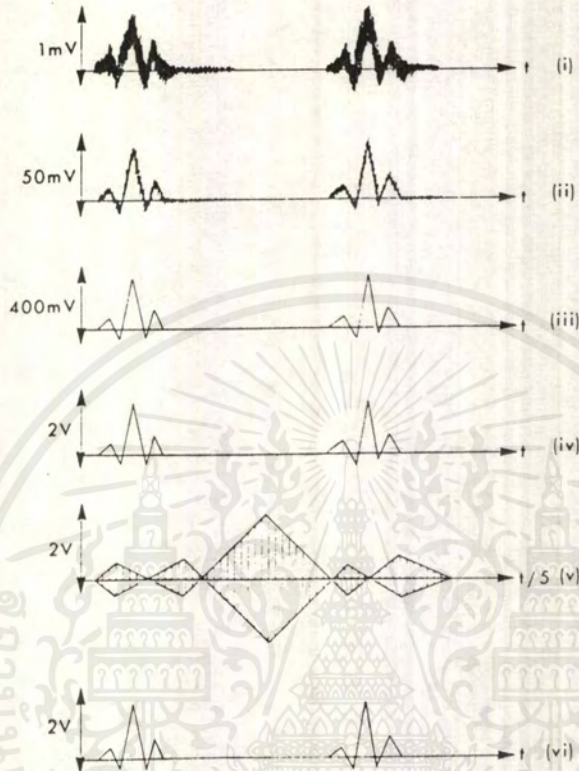
สัญญาณที่ผ่านเข้าขั้วบวก และขั้วลบของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ภาคแรกจะขยายสัญญาณที่ไม่ได้อยู่ในเฟสเดียวกัน คือมีศักย์ไฟฟ้าต่างที่ขั้วทั้งสอง แต่จะไม่ขยายสัญญาณที่อยู่ในเฟสเดียวกัน คือสัญญาณที่มีศักย์ไฟฟ้าเท่ากันที่ขั้วทั้งสอง ในขณะหนึ่งขณะใด ในเครื่อง อี.ซี.จี.ที่มีคุณภาพดีจะมีการป้องกันจากดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ชั้นที่สองไปยังดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ชั้นที่หนึ่ง ทั้งนี้เพื่อ (1) ทำให้กำลังขยายของแอมพลิไฟเออร์ ชั้นที่หนึ่งคงที่ (2) เป็นการเพิ่มอิมพีแดนซ์ขาเข้าของสัญญาณ และ (3) เป็นการปรับกำลังขยายไปด้วย แอมพลิไฟเออร์ชั้นที่สามรับสัญญาณที่กรองแล้ว และส่งมาช่วยขยายเพิ่มขึ้นอีกต่อหนึ่ง แต่ในขณะเดียวกันก็ตัดสิ่งไม่ต้องการออกไป สัญญาณที่ส่งออกจะส่งผ่านคาปาซิเตอร์ไปยัง single-ended amplifier ในการส่งผ่านคาปาซิเตอร์นี้ จะทำหน้าที่เป็นวงจรรองด้วยเพื่อให้ความถี่ในช่วงที่ต้องการผ่านไปได้

ออสซิลเลเตอร์ที่มีความถี่สูงจะสร้างสัญญาณมาโมดูลอกกับสัญญาณ อี.ซี.จี. แล้วผ่านทรานสฟอเมอร์ที่ใช้แยก (isolation transformer) ไปยังดีโมดูลเลเตอร์ การกระทำเช่นนี้ ทำให้สัญญาณ อี.ซี.จี.เดิมถูกปรับปรุงใหม่และตัดสัญญาณที่มีความถี่สูงออกไปโดย resistance-capacitance filter เนื่องจากว่าไม่มีการติดต่อกันโดยตรงระหว่างขดลวดไพรมารีและเซ็คันดารีในทรานสฟอเมอร์ที่ใช้แยก จึงทำให้ตัวผู้ป่วยถูกแยกออกจากสายดินซึ่งเมื่อมีกระแสรั่วก็จะไม่ไหลผ่านตัวผู้ป่วยส่วนการที่ต้องควบคุมสัญญาณ อี.ซี.จี. ด้วยคลื่นความถี่สูงก่อนผ่านทรานสฟอเมอร์ที่ใช้แยกก็เพราะต้องการไม่ให้รูปร่างของคลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. เปลี่ยนไปจากการเหนี่ยวนำ เมื่อผ่านทรานสฟอเมอร์ที่ใช้แยก

กระแสไฟที่ต่อมาเข้าแอมพลิไฟเออร์ จาก แหล่งจ่ายไฟก็ต้องแยกออกจากสายไฟกำลังด้วย เครื่อง อี.ซี.จี. ที่ทันสมัยมาก ๆ ใช้วงจร inverter ซึ่งประกอบด้วย high frequency oscillator, transformer, converter เพื่อจะเลี้ยง isolated bias power นอกจากการใช้ระบบโมดูลเลเตอร์ ดีโมดูลเลเตอร์แล้ว การใช้แบตเตอรี่เป็นแหล่งจ่ายไฟก็ต้องระวังเช่นกันในกรณีที่ไม่ต่อกับเครื่องที่ใช้ไฟสลับ เช่น ออสซิลโลสโคป เพราะกระแสไฟฟ้าจะผ่านไปยังตัวผู้ป่วยได้โดยทางสายดิน

เพื่อที่จะให้เห็นภาพพจน์การทำงานของ เครื่อง อี.ซี.จี. ดีขึ้น จึงได้แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าที่นำเข้าและออกจากหน่วยต่างๆของเครื่องๆไว้ (รูปที่ 2.26) สิ่งสำคัญที่น่าจะทราบคือกราวด์หรือศักย์อ้างอิงของสัญญาณขั้นสุดท้าย (VI) ไม่ได้เป็นอันเดียวกับสื่อนแรก โดยวิธีนี้ ผู้ป่วยจึงถูกแยกออกจากการต่อกับสายดินที่อาจจะมีการต่อเกิดขึ้น เมื่อสัญญาณ อี.ซี.จี. ถูกส่งเข้าไปในเครื่องบันทึกด้วยการเขียนหรือออสซิลโลสโคป เนื่องจากสายดินมีการต่อกัน

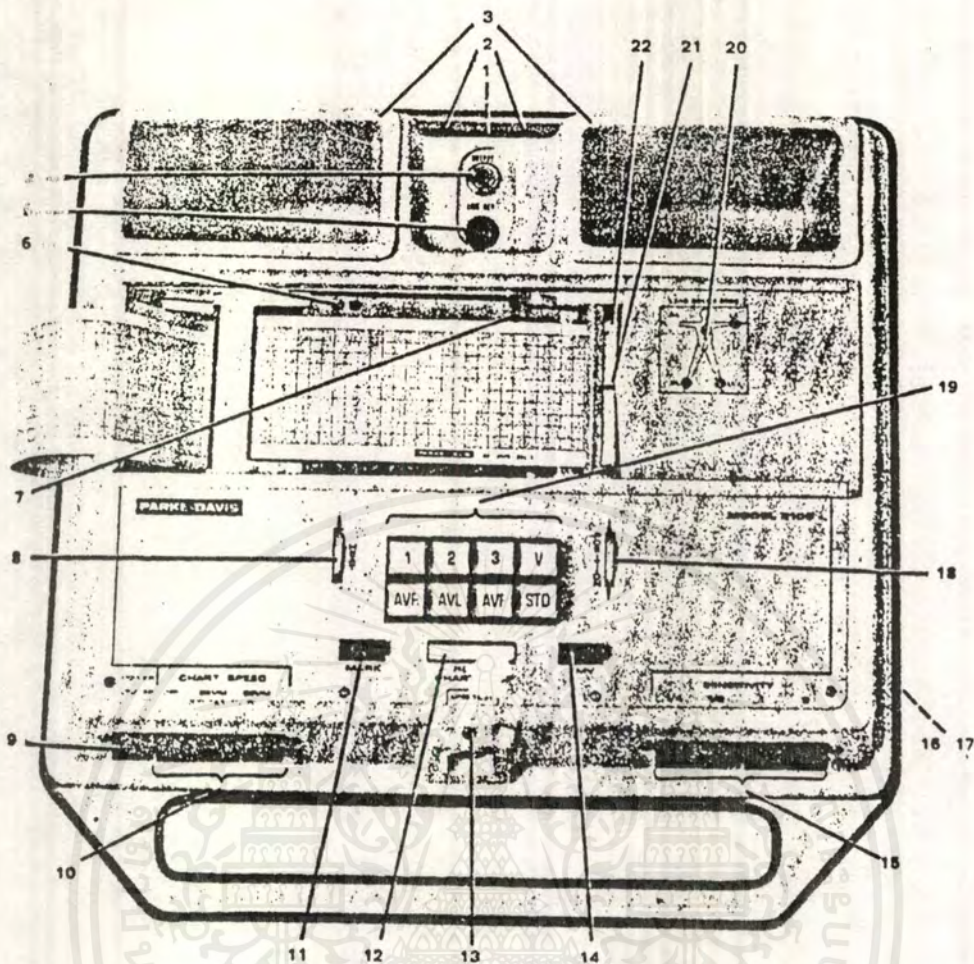
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.26 แสดงคลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. ที่ได้รับการเปลี่ยนแปลงเมื่อผ่านวงจรอิเล็กทรอนิกส์
ชั้นต่าง ๆ

- (i) สัญญาณขาเข้าเป็นมิลลิโวลต์ มีสิ่งรบกวนผสมเข้าไปด้วย
- (ii) สัญญาณขาออกของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ส่วนที่สอง
- (iii) สัญญาณขาออกของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ส่วนที่สอง
- (iv) สัญญาณขาออกจากแอมพลิไฟเออร์ชนิด single-ended
- (v) คลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. ที่ถูก chopped ขยายให้เห็นกว้าง
- (vi) คลื่นไฟฟ้า อี.ซี.จี. ที่ถูกกรองแล้ว(ภายหลังที่ผ่านทรานสฟอเมอร์แยกและ
ดีโมดูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



- | | |
|--|--|
| 1. Power Cord | 12. RESET CHART STOP Pushbutton |
| 2. Line Fuses | 13. Line Test, Model 2100 Only |
| 3. Storage Compartments | 14. 1 MV Pushbutton |
| 4. Putput Jack | 15. SENSITIVITY Control Pushbuttons |
| 5. Line Reverse Switch, Model 2100 Only | 16. Telephone Input Jack |
| 6. Paper Writing Table | 17. Frequency Response Switch |
| 7. Writing Table Release Lever | 18. Stylus POSITION Thumbwheel |
| 8. Stylus Heat Thumbwheel | 19. Patient Lead Selection Pushbuttons |
| 9. Power ON/OFF Pushbutton | 20. Patient Cable Connection Diagram |
| 10. Paper Speed Controls (OFF/25mm/50mm) | 21. Writing Stylus |
| 11. MARK Pushbutton | 22. Marker Stylus |

รูปที่ 2.27 ภาพถ่ายเครื่อง อี.ซี.จี. แสดงส่วนประกอบและปุ่มควบคุมต่างๆ ภายนอก เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยญาติให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การทำงานของวงจร

3.1 หลักการออกแบบเครื่องรับ - ส่ง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เครื่องรับ - ส่ง คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จัดทำขึ้นในโครงงานนี้ จะเป็นลักษณะการส่งสัญญาณ ออกไปทางโทรศัพท์ โดยจะจำลองสัญญาณที่ภาครับ ซึ่งแสดงให้เห็นได้โดยการ demodulate สัญญาณที่ส่งออกไป ซึ่งการควบคุมการทำงานทั้งหมดจะควบคุมโดยใช้สัญญาณ DTMF (Dual Tone Multi Frequency) เป็นการเลือกที่จะให้สัญญาณ ออกมาในรูปแบบใด ซึ่งจะแสดงผลของ สัญญาณโดยใช้ Oscilloscope วัดสัญญาณและแสดงผล โดยเครื่องจะสามารถแสดงผลของคลื่น ไฟฟ้าหัวใจได้ทั้งหมด 12 รูปแบบ มีสัญญาณ Reference สำหรับทดสอบเครื่อง และมีช่อง สัญญาณ บอกว่าไม่มีการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยกดเลข 9 ซึ่งหมายความว่า ผู้ที่ต้องการติดต่อต้อง การพูดคุยกัน ในส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีความไวต่อสัญญาณข้างเคียงมากทำให้ไม่สะดวก ในการ วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับผู้ป่วยจริงๆ ในการทดลองจึงใช้ Simulator ซึ่งเป็นเครื่องมือจำลอง คลื่นไฟฟ้าหัวใจอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งมีลักษณะของสัญญาณและ Amplitude ใกล้เคียงกับคนไข้จริง และมีมาตรฐานเชื่อถือได้

การออกแบบตัวเครื่องในส่วนแรกจะเป็น AC amp เป็นส่วนที่ต้องระมัดระวัง ในเรื่อง ของความถี่ในการตัดสัญญาณออก เพราะสัญญาณความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีช่วงการทำงาน ที่ความถี่ต่ำมากและการกรองสัญญาณต้องคงช่วงการทำงานของคลื่นหัวใจทางการแพทย์ได้ คือ ช่วง 0.05 Hz - 400 Hz

ภาค Differential amp และภาค AC amp จะออกแบบโดยใช้อุปกรณ์ ที่มีค่าความต้านทานผิดพลาด 1% เพื่อให้อัตราการขยายทุก ๆ ภาคมีค่าใกล้เคียงกันมากที่สุดสัญญาณที่ถูกขยาย จากภาคนี้แล้วจะถูกส่ง ซึ่งสัญญาณการควบคุม จะมีการเลือกสัญญาณ 8 สัญญาณ และการ พุดติดต่อ 1 สัญญาณ ซึ่งประกอบด้วย การเลือก lead จะมีทั้งหมด 7 lead และสัญญาณ reference สัญญาณที่ออกจาก Analog Multiplexer จะผ่านวงจร buffer เพื่อไม่ให้สัญญาณถูกลดทอน และมีขนาดที่ถูกต้องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวมีช่วงความถี่การทำงาน 0.05 Hz - 400 Hz ซึ่งไม่สามารถผ่านระบบโทรศัพท์ได้ จึงต้อง Modulate เพื่อให้สามารถส่งผ่านระบบโทรศัพท์ได้ จากการทดลองส่งสัญญาณที่ความถี่ต่าง ๆ ผ่านระบบโทรศัพท์ พบว่าช่วงความถี่ 2 KHz - 3 KHz เป็นช่วงความถี่ที่ระบบโทรศัพท์ทำงานได้ดี จึงใช้ความถี่ประมาณ 2.5 KHz เป็นความถี่ที่ใช้ใน การ Modulate สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เมื่อทำการ Modulate สัญญาณแล้วยังต้อง ส่งผ่าน

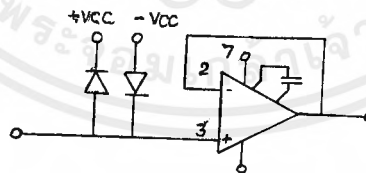
ชุด opto Isolator เพื่อแยกกราวด์ระหว่างระบบที่สัมผัสกับผู้ป่วยกับระบบที่ต่อเข้ากับไฟ 220 V AC ในโครงการนี้ได้จัดทำภาค Demodulator ขึ้นมาเพื่อพิสูจน์ให้เห็นว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกส่งออกไปเป็นเสียง สามารถแปลงกลับมาเป็นรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ใกล้เคียงกันมากที่สุด และจะมีภาค Indicator สำหรับบอกถึงสภาวะปัจจุบัน ว่ากำลังส่งและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบใด

3.2 ส่วนขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะแบ่งเป็นภาคๆ ได้ดังนี้

1. ภาคบัฟเฟอร์แอมป์ (buffer amp)
2. ภาคดิฟเฟอเรนเชียล แอมป์ (Differential amp)
3. ภาคเอซี แอมป์ (AC amp)
4. ภาคสัญญาณอ้างอิง (Reference Signal)

1.ภาคบัฟเฟอร์แอมป์ (buffer amp) ภาคนี้จะรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผิวหนังของป่วยมาโดยผ่าน electrode โดยที่ภาค buffer amp จะทำหน้าที่ขยายสัญญาณกระแสของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้สามารถส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังภาคอื่นได้ แสดงได้ดังรูป



รูปที่ 3.1 แสดงวงจรภาค buffer amp

ที่ input ของภาค buffer นี้จะมีไดโอด ต่ออยู่ระหว่างแหล่งจ่ายไฟบวกและลบแบบกลับขั้ว โดยต่อย้อนกลับกับแหล่งจ่ายไฟ ซึ่ง diode นี้จะช่วยป้องกันวงจร ในกรณีที่มีสัญญาณไฟฟ้าสูงกว่าแหล่งจ่ายไฟ โดยจะลัดวงจรไปที่แหล่งจ่ายไฟแทน ในภาคนี้จะมี lead RL ที่มีวงจรขั้วขา ground ในภาคนี้จะประกอบด้วยวงจร buffer จำนวน 4 ชุด และ buffer ground 1 ชุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

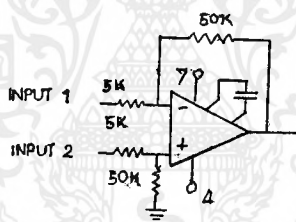
2. ภาคดิฟเฟอเรนเชียลแอมป์ (differential amp) โดยหน้าที่หลักภาคนี้จะทำการจัดขั้ว Lead ตามหลักการทางการแพทย์ ซึ่งจะมีด้วยกัน 3 แบบ คือ

2.1 แบบ bipolar Limb Leads ได้แก่ Lead I , Lead II, Lead III

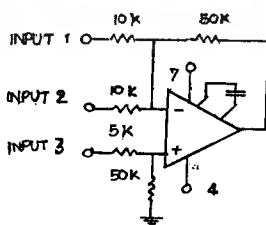
2.2 แบบ Unipolar Limb Leads ได้แก่ avR , avL , avF

2.3 แบบ Unipolar chest Leads ได้แก่ V1 , V2 , V3, V4 ,V5, V6

นอกจากนั้นโดยคุณสมบัติของวงจร differential amp จะยังทำหน้าที่ ลดทอนสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในทุก ๆ สายสัญญาณกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะมีขนาดใกล้เคียงกัน จึงถูกกำจัดออกไปและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แตกต่างกันจะถูกขยายเพื่อส่งไปยังภาคต่อไป จะแสดงการจับขั้วทางการแพทย์ได้ดังรูปต่อไปนี้

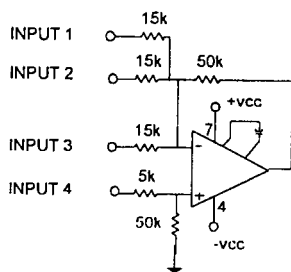


รูปที่ 3.2 แสดงการจับขั้วแบบ Bipolar limb Leads



รูปที่ 3.3 แสดงการจับขั้วแบบ Unipolar limb Leads

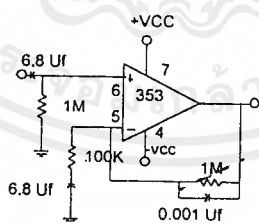
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 แสดงการจับขั้ว Unipolar chest Leads

ภาค differential amp นี้จะประกอบด้วยวงจร 7 วงจร ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ 7 Leads ดังต่อไปนี้ I , II , III , avR , avL , avF , v

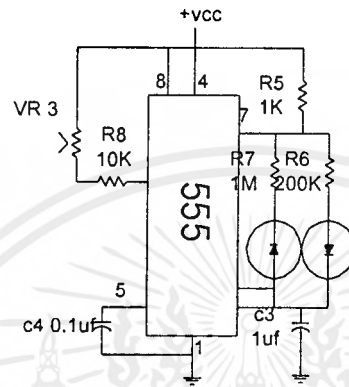
3.ภาค เอซี แอมป์ (AC Amp) โดยหน้าที่ภาคนี้จะทำหน้าที่ตัดสัญญาณไฟ DC ที่เกิดจากประจุระหว่างผิวหนังกับ electrode ซึ่งปนมากับคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยจะควบคุมคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้อยู่ที่ระดับ base line อุปกรณ์ในภาคนี้ถูกออกแบบให้ทำงานที่ความถี่ต่ำมาก ประมาณ 0.05 Hz การปรับตัวของสัญญาณในกั้วตัดสัญญาณ DC จะถูกปรับตัวอย่างช้า ๆ จนมาอยู่ที่เส้นศูนย์ ซึ่งจะทำได้กำหนด center frequency ได้ง่าย วงจรในภาค AC amp จะมีจำนวนเท่ากับวงจรในภาค differential amp แสดงให้เห็นได้ดังรูป



รูปที่ 3.5 แสดงวงจรภาค AC amp

4. ภาค VOLTAGE REFERENCE

ภาคนี้จะสร้างสัญญาณ reference เป็นสัญญาณอ้างอิง ขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้า หัวใจ วงจรใจภาคนี้ประกอบด้วย oscillator โดยใช้ IC 555



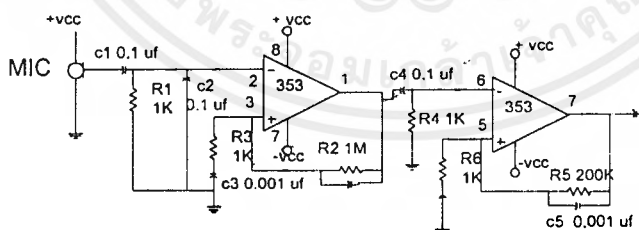
รูปที่ 3.6 วงจร voltage reference

3.3 ส่วนรับคำสั่งสำหรับเลือก Leads ในการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนรับคำสั่ง สำหรับเลือก Leads ในการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถแบ่งเป็นภาค ๆ ได้ดังนี้

1. ภาคขยายสัญญาณไมค์
2. ภาค DTMF receiver และ buffer
3. ภาคแสดงผลการรับคำสั่ง

1. ภาคขยายสัญญาณไมค์ ภาคนี้จะทำหน้าที่ขยายสัญญาณจาก condensor ไมค์ที่ประกอบอยู่กับชุดหูฟังโทรศัพท์ โดยสัญญาณที่มาจาก Condensor ไมค์ จะใช้แบบที่มีแหล่งจ่ายไฟช่วย ซึ่งจะมีความไวในการทำงานสูง แต่จะมีศักย์ไฟฟ้า DC รวมอยู่กับสัญญาณเสียงด้วย สัญญาณที่ภาคนี้จะถูกขยายเพื่อที่จะให้ได้สัญญาณอย่างน้อย 80 mv rms เพื่อที่จะให้ได้สัญญาณที่ภาค DTMF receiver สามารถทำงานได้ ภาคนี้จะตัดความถี่ที่สูงกว่า 20 KHz ออกเพื่อไม่ให้สัญญาณที่อยู่นอกช่วงความถี่ การทำงานของ DTMF เข้ามารบกวนการทำงานของ DTMF receiver ถึงแม้ DTMF receiver จะทำหน้าที่เป็น tone decoder อยู่แล้วก็ตาม แต่การช่วยลดสัญญาณที่ไม่เกี่ยวข้อง จะช่วยให้ทำงานได้ดีขึ้น สัญญาณที่ภาคนี้จะขึ้นอยู่กับไมค์ว่าแบบสนิทกับหูฟังหรือไม่ การทำให้แนบชิดกันจะทำให้ DTMF มีขนาดของสัญญาณสูงขึ้นและสัญญาณรบกวนจากภายนอกจะลดลง ซึ่งการลดสัญญาณรบกวนที่อาจมีความถี่เดียวกับ DTMF นี้จะทำให้ความผิดพลาดในการควบคุมการทำงาน มีโอกาสเกิดขึ้นน้อย

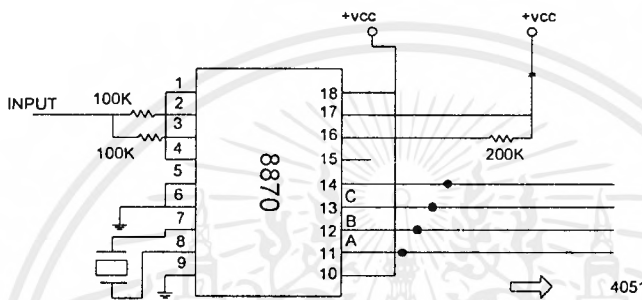


รูปที่ 3.7 แสดงวงจรขยายสัญญาณไมค์

2. ภาค DTMF receiver และ buffer

วงจรภาค DTMF receiver จะประกอบด้วยวงจร Tone decoder ความถี่ต่างๆ ตามมาตรฐานของ DTMF ในที่นี้ใช้ IC เบอร์ MT8870 ภาคนี้จะทำการตรวจจับสัญญาณที่เข้ามาว่ามีความถี่ใดเข้ามา ถ้าความถี่ที่เข้ามาตรงกับความถี่ที่กำหนดไว้ และมีช่วงเวลาต่อเนื่องตามเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สวอนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าเวลาที่กำหนด (ขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานและค่าประจุในวงจร) ก็จะทำการส่งสัญญาณไปที่ output เปลี่ยนค่า output ที่ค้างอยู่เดิมเป็นค่าใหม่วงจร DTMF มีความไว ต่อการรับสัญญาณสูง ใกล้เคียงกับตัวสร้างสัญญาณ DTMF เพราะการกำเนิดความถี่ในการทำงานนั้นใช้ cycle เป็นตัวกำเนิดความถี่ ทำให้สามารถทำงานได้ถูกต้องมีความแม่นยำ output ที่ภาคนี้จะเป็น binary จำนวน 4 bits และจะถูกส่งต่อไปทำการควบคุมสัญญาณเลือก Leads โดยผ่าน opto isolator แต่เนื่องจาก IC DTMF receiver ไม่สามารถจ่ายกระแสให้ภาค opto isolator ได้ จึงต้องใช้ วงจร buffer ช่วยในการจ่ายกระแสไปยังภาค opto isolator



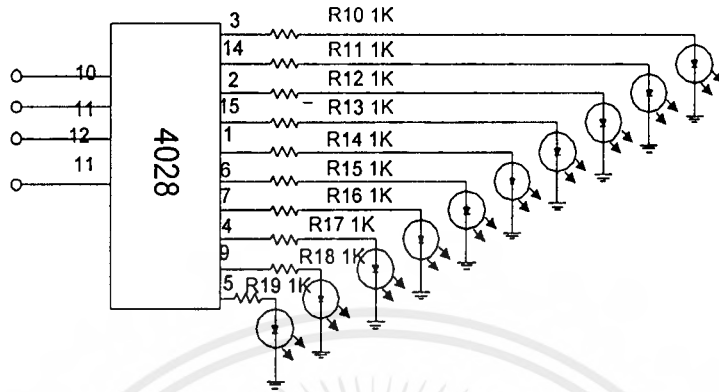
รูปที่ 3.8 แสดงส่วน DTMF

3. ภาคแสดงผลการรับคำสั่ง

ภาคนี้จะทำหน้าที่ถอดรหัสสัญญาณฐานสอง (Binary) เป็นฐานสิบ (Decimal) โดยใช้ IC# 4028 ซึ่งเป็น BDC To Decimal และ Output ของ IC ก็จะถูกนำไปแสดงผลโดย LED เพื่อที่เราจะสามารถรู้ได้ว่าเครื่องทำงานถูกต้องจะมี LED ทั้งหมด 9 ชุด คือ X1-X7 เป็นตัวแสดง leads ต่าง ๆ X8 เป็น Reference Signal X9 เป็นตัวบอกให้ทราบว่าทางภาครับ - ส่ง จะพูดคุยกัน ในภาคนี้ จะมีสัญลักษณ์ที่กำหนดขึ้นมาดังนี้

- X1 = Lead I
- X2 = Lead II
- X3 = Lead III
- X4 = Lead aVR
- X5 = Lead aVL
- X6 = Lead aVF
- X7 = Lead V
- X8 = Reference Signal
- X9 = Talk

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 แสดงภาคแสดงผลการรับคำสั่ง

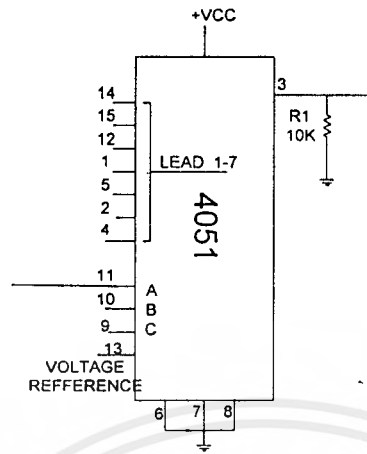
3.4 ส่วนที่ส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนที่ส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแบ่งเป็นภาค ๆ ได้ดังนี้

1. ภาคอนุกรมมัลติเพล็กซ์เซอร์ (Analog Multiplexer)
2. ภาคมอดูเลชัน (Modulation)
3. ภาคควบคุมการขยายสัญญาณออกลำโพง (Audio Amplifier)
4. ภาคดีมอดูเลชัน (Demodulation)

1. ภาคอนุกรมมัลติเพล็กซ์เซอร์ (Analog Multiplexer)

ภาคนี้จะทำหน้าที่เลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะทำการส่ง สัญญาณที่นำมาควบคุมการส่ง จะรับมาจากสัญญาณทั้งหมด 8 ตัว คือ 7 Lead (สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ) และสัญญาณ reference โดยวงจรนี้จะใช้ IC# 4051 ซึ่งเป็น IC Analog Multiplexer สัญญาณขาเข้าจะเข้าควบคุม A, B และ C สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด 7 Lead และสัญญาณ Reference จะเข้าขา X0- X7 ส่วนสัญญาณ output จะออกที่ X ซึ่งจะส่งต่อไปยังภาคมอดูเลชันต่อไป

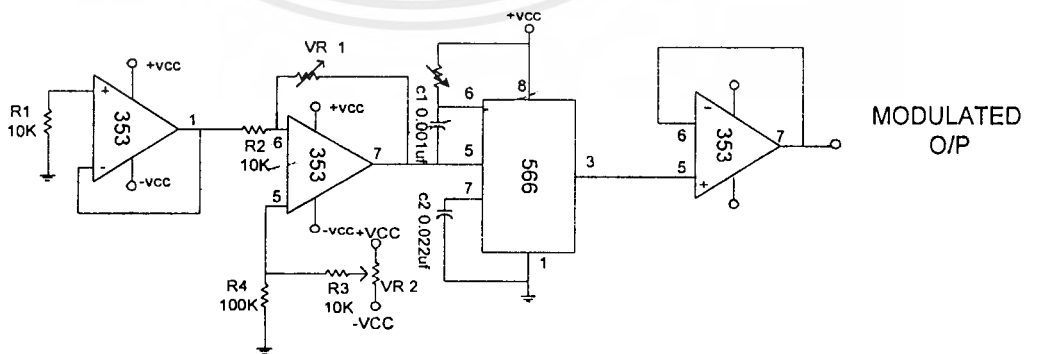


รูปที่ 3.10 แสดงวงจรภาคอนาลอกมัลติเพล็กซ์เซอร์

2. ภาคมอดูเลชัน (Modulation)

ภาคนี้จะรับสัญญาณจากภาคอนาลอกมัลติเพล็กซ์เซอร์ และจะทำการมอดูเลตสัญญาณ ECG ที่ถูกเลือกแล้ว โดยจะมีคลื่นพาห้ (Carrier) ที่ความถี่ 2.5 KHz ซึ่งภาคนี้จะประกอบด้วย

- ภาค buffer สัญญาณจาก อนาลอกมัลติเพล็กซ์เซอร์
- ภาคปรับ offset ของวงจร โดยภาคนี้จะทำหน้าที่ปรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีความแรงพอที่จะให้ได้ 2.5 KHz เพื่อจะสามารถส่งเป็นเสียงได้
- ภาค FM Modulation ภาคนี้จะใช้ IC 566 ซึ่งเป็น IC สำเร็จรูปสำหรับ Modulation เพื่อจะทำการส่งสัญญาณไปยังภาค Audio Amplifier ต่อไป

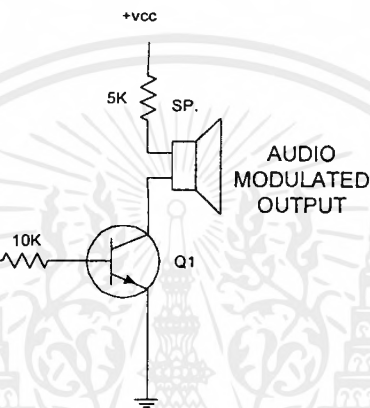


รูปที่ 3.11 แสดงวงจรภาคมอดูเลชัน (Modulation)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ภาควิทยุคควบคุมการขยายสัญญาณออกลำโพง (Audio Amplifier)

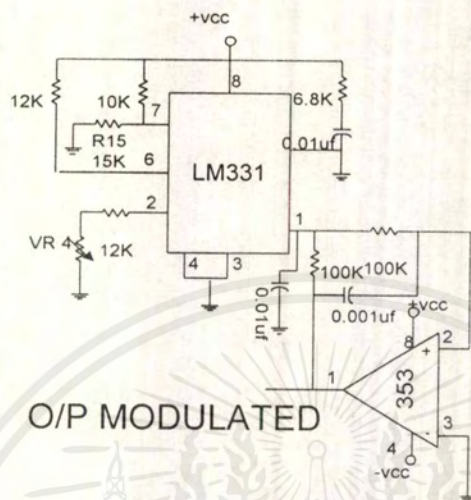
ภาควิทยุคนี้จะทำการขยายสัญญาณที่ส่งมาจากภาค Modulation เพื่อส่งออกลำโพง โดยแต่ละ lead ที่ถูกส่งออกไปจะมีความถี่เสียงที่แตกต่างกัน สัญญาณจากภาควิทยุคนี้จะถูกส่งต่อไปยังภาค Demodulate เพื่อแปลงสัญญาณที่ถูก Modulate แล้วกลับมาเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกครั้ง



รูปที่ 3.12 แสดงวงจรภาควิทยุคควบคุมการขยายสัญญาณออกลำโพง (Audio Amp)

4. ภาควิทยุคตัดเอาสัญญาณ (Demodulation)

ภาควิทยุคนี้จะทำการ Demodulate สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ modulate ออกมาเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกครั้ง โดยภาควิทยุคนี้จัดทำขึ้นสำหรับจำลองภาครับของเครื่องเพื่อตรวจสอบการทำงานของเครื่อง โดยจะใช้ IC LM331 ซึ่งเป็น V To F Converter ทำหน้าที่ Demodulation ซึ่งสัญญาณอินพุต จะถูกส่งมาจาก สัญญาณอินพุต ของภาค Audio Amp และภาควิทยุคนี้จะมี R ปรับค่าสำหรับปรับแต่งสัญญาณให้สมบูรณ์มากที่สุด



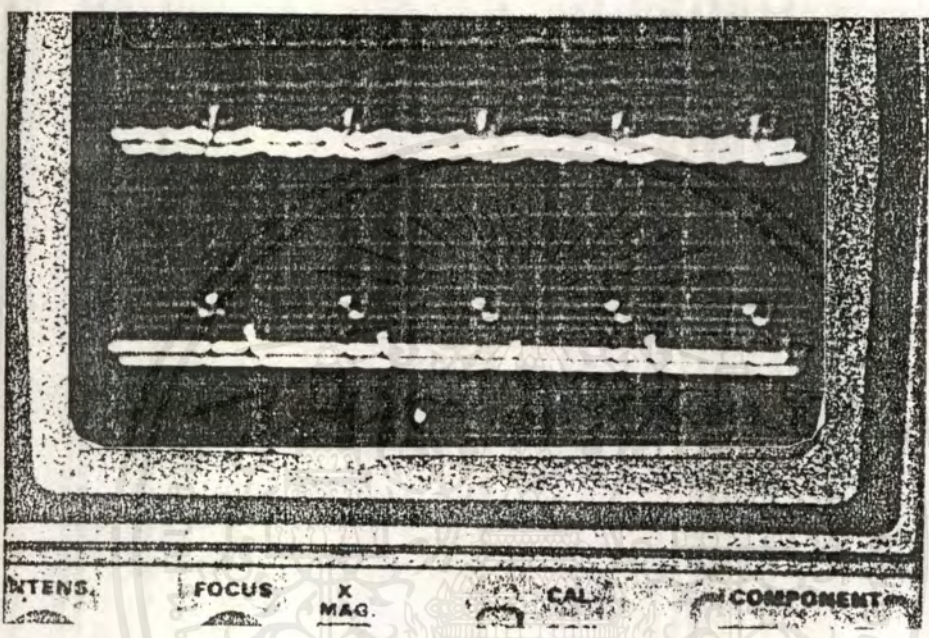
รูปที่ 3.13 แสดงวงจรภาคดีมอดูเลชัน (Demodulation)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

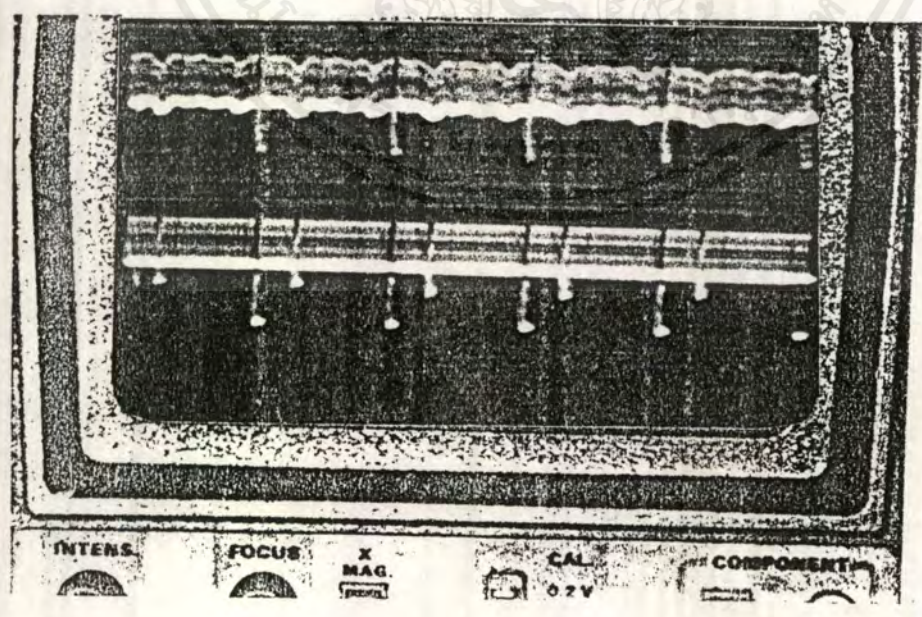
ทำการทดลองใช้งานจริงโดยใช้ ECG input จาก Simulator



ก่อน mod

หลัง mod

รูปที่ 4.1 แสดงรูปสัญญาณ Lead I

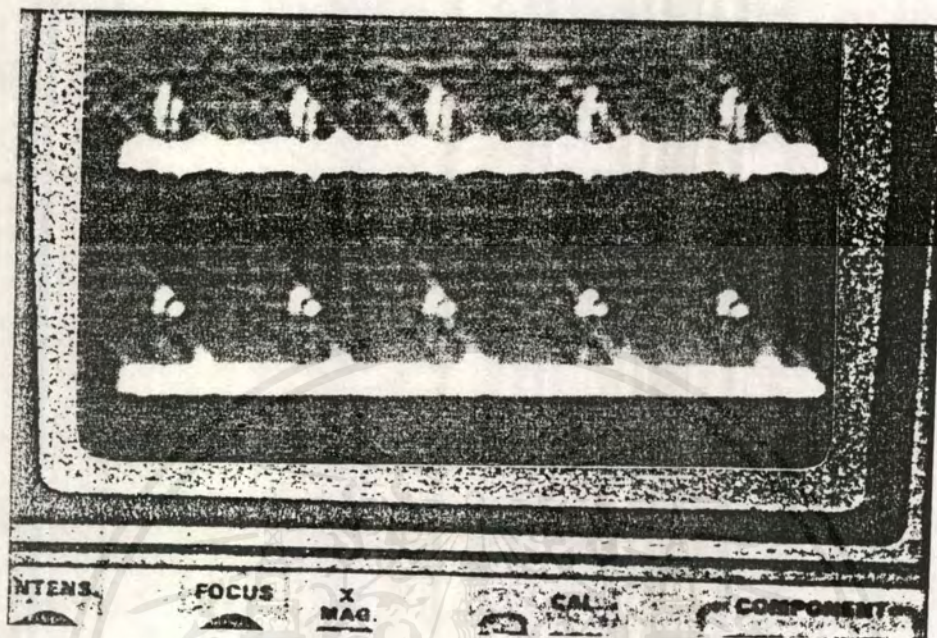


ก่อน mod

หลัง mod

รูปที่ 4.2 แสดงรูปสัญญาณ Lead III

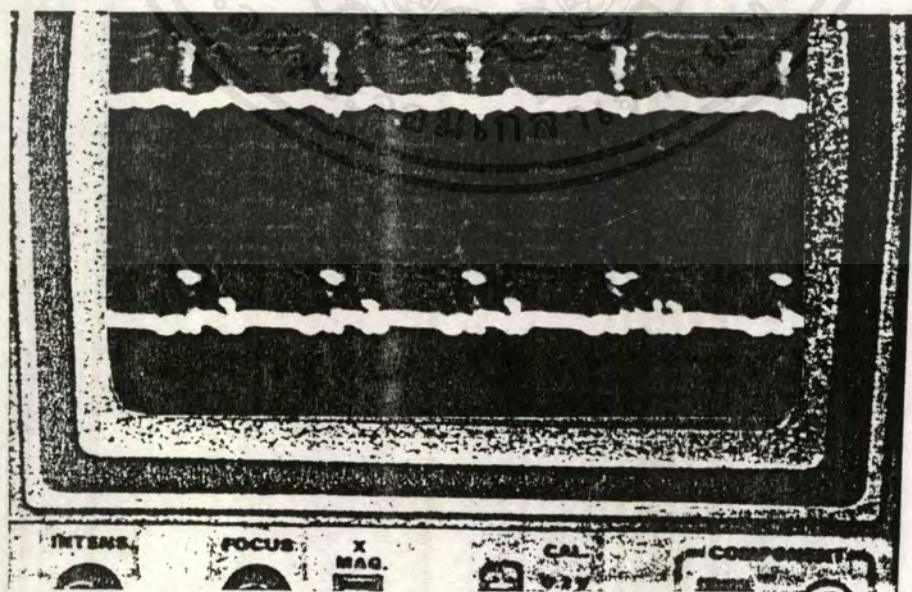
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก่อน mod

หลัง mod

รูปที่ 4.3 แสดงรูปสัญญาณ Lead aVR

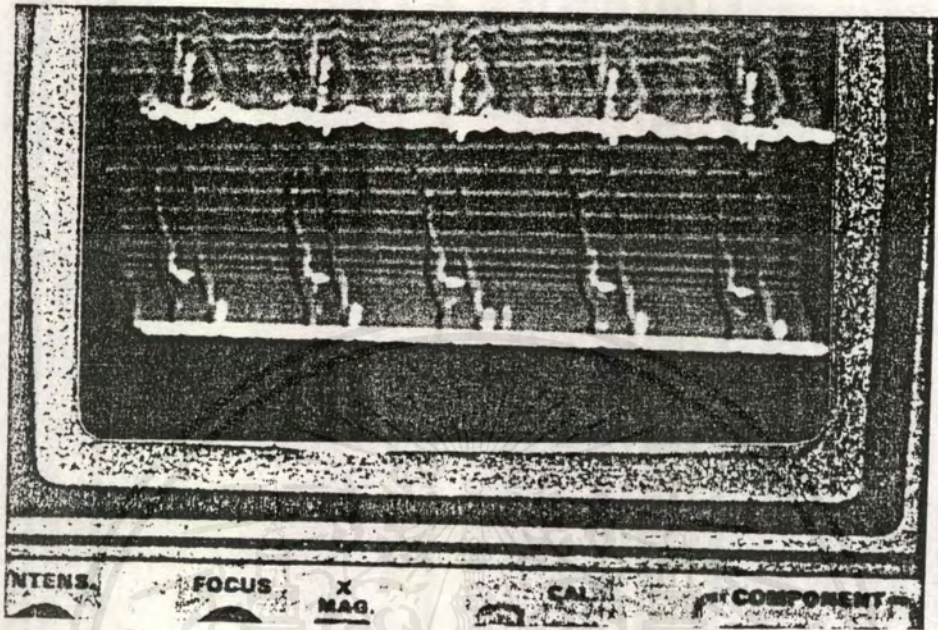


ก่อน mod

หลัง mod

รูปที่ 4.4 แสดงรูปสัญญาณ Lead V3

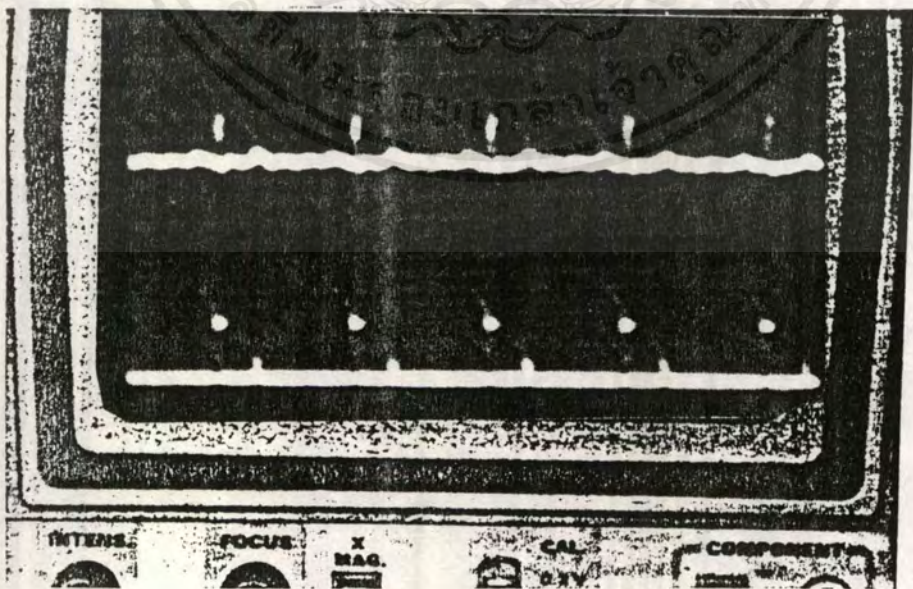
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก่อน mod

หลัง mod

รูปที่ 4.5 แสดงรูปสัญญาณ Lead V4

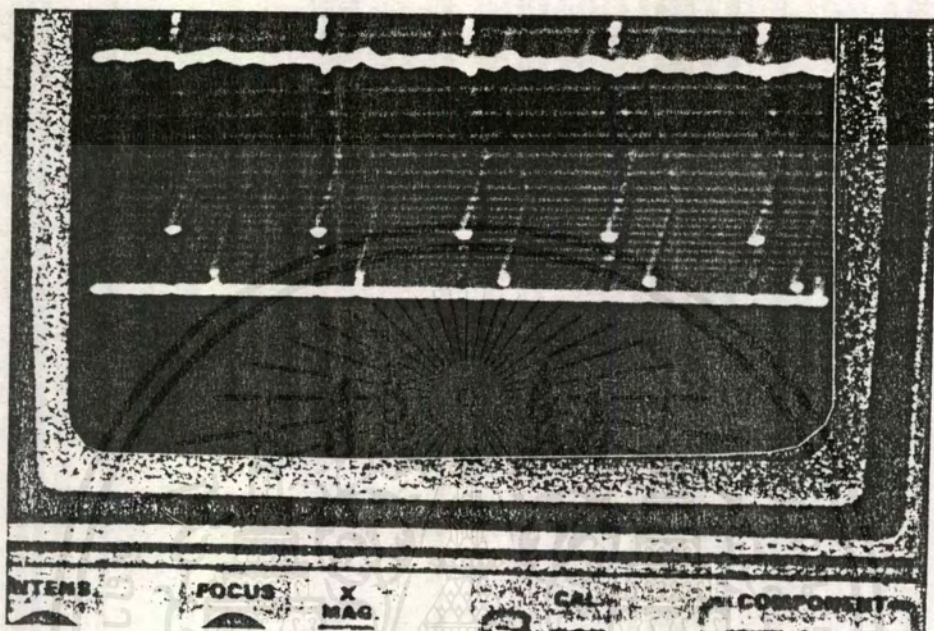


ก่อน mod

หลัง mod

รูปที่ 4.6 แสดงรูปสัญญาณ Lead V5

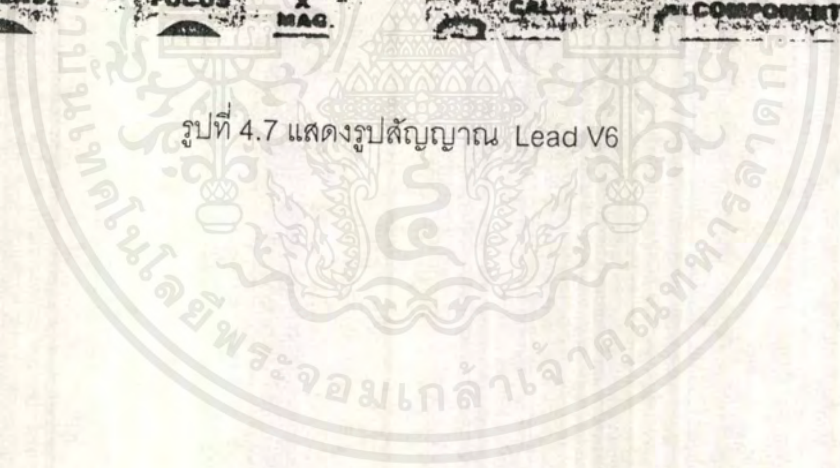
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก่อน mod

หลัง mod

รูปที่ 4.7 แสดงรูปปลั๊กยูนิท Lead V6



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและวิจารณ์

โครงการเครื่องรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จัดทำขึ้นถูกออกแบบโดยใช้อุปกรณ์ ฮาร์ดแวร์ทั้งหมด โดยผลการทดลองที่แสดงในโครงการได้จัดทำขึ้นโดยใช้ภาพถ่ายจากจอของเครื่องออสซิลโลสโคป ซึ่งได้เลือกเอาสัญญาณที่มีความคมชัดและถูกต้องที่สุดมาจัดทำ การจัดทำโครงการนี้เป็นไปด้วยความยากลำบากและมีปัญหาค่อนข้างมากเช่น สัญญาณรบกวนที่เกิดจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจและขาดแคลนเครื่องมือวัดสัญญาณ ที่สามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ อย่างไรก็ตามคณะผู้จัดทำ ได้พยายาม ทำเครื่องรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้ถูกต้องตามวัตถุประสงค์ และมีการตรวจวัดสัญญาณที่ดีที่สุด ซึ่งผลจากโครงการนี้ เราได้เครื่องรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีประสิทธิภาพเชื่อถือได้ คือ สัญญาณทางภาคส่งและรับมีความใกล้เคียงกันและมีจังหวะที่ถูกต้องจะต่างกันก็เพียงรายละเอียดรูปร่างของสัญญาณเล็กๆ ที่ทางภาครับไม่สามารถเก็บรายละเอียดได้ แต่จุดใหญ่ ๆ ของสัญญาณทางภาครับสามารถเก็บรายละเอียดได้ครบถ้วน

อย่างไรก็ตามทางคณะผู้จัดทำ หวังเป็นอย่างยิ่งว่า จะมีการพัฒนาโครงการนี้ให้สามารถนำไปใช้งานได้อย่างสมบูรณ์แบบต่อไป เพราะประเทศไทย ยังขาดแคลนอุปกรณ์ทางการแพทย์เป็นอย่างมากหากเราสามารถจัดทำอุปกรณ์ทางการแพทย์ขึ้นมาใช้งาน โดยใช้อุปกรณ์ทั้งหมดที่จัดหาได้ ภายในประเทศก็จะเป็นการช่วยลดการขาดดุลทางการค้ากับต่างประเทศได้อีกทางหนึ่ง

บรรณานุกรม

1. น.พ.ชูศักดิ์ เวชแพศย์,อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์.พิมพ์ครั้งที่.1 2526
2. ชูศักดิ์ เวชแพศย์,วิชาอุปกรณ์การแพทย์สำหรับหอผู้ป่วยหนัก.พิมพ์ครั้งที่2 2534
3. Charles A.Rawlings,phD,CCE,ELECTROCARDIOGRAPHY,Spaee Labs Lnc,1991
4. National Semiconductor Co.,Ltd , Data Conversion AcQuisition Data Book
5. National Data Acquisition databook 1995

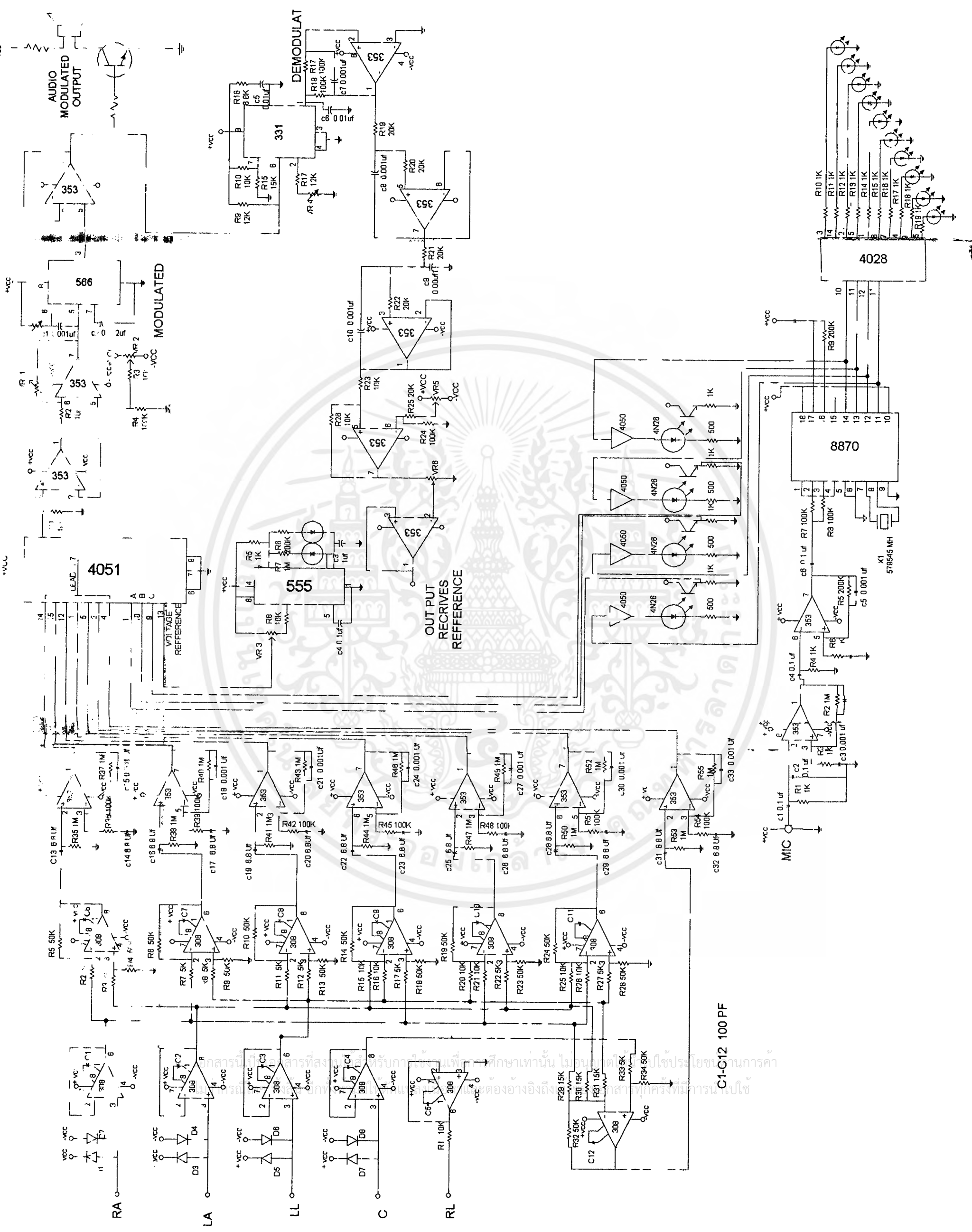


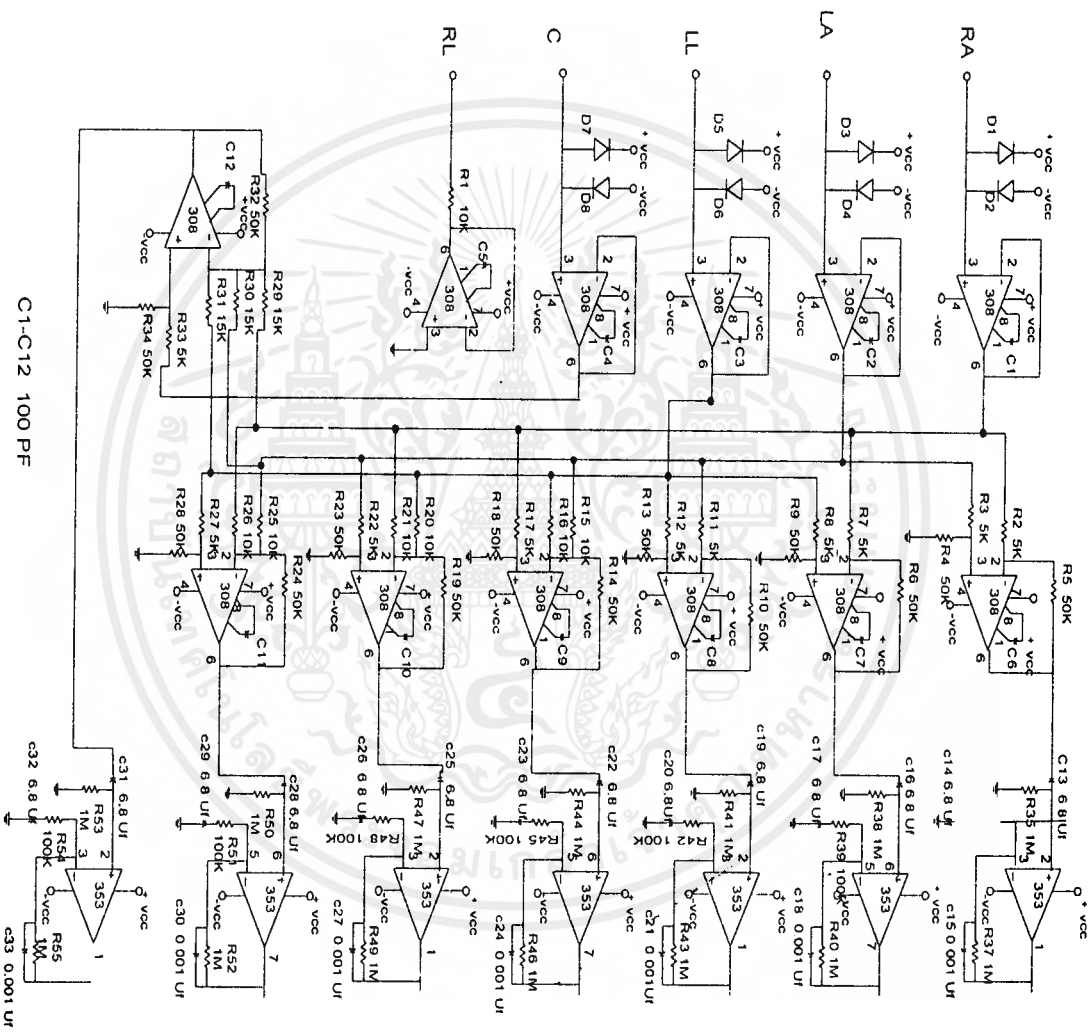


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



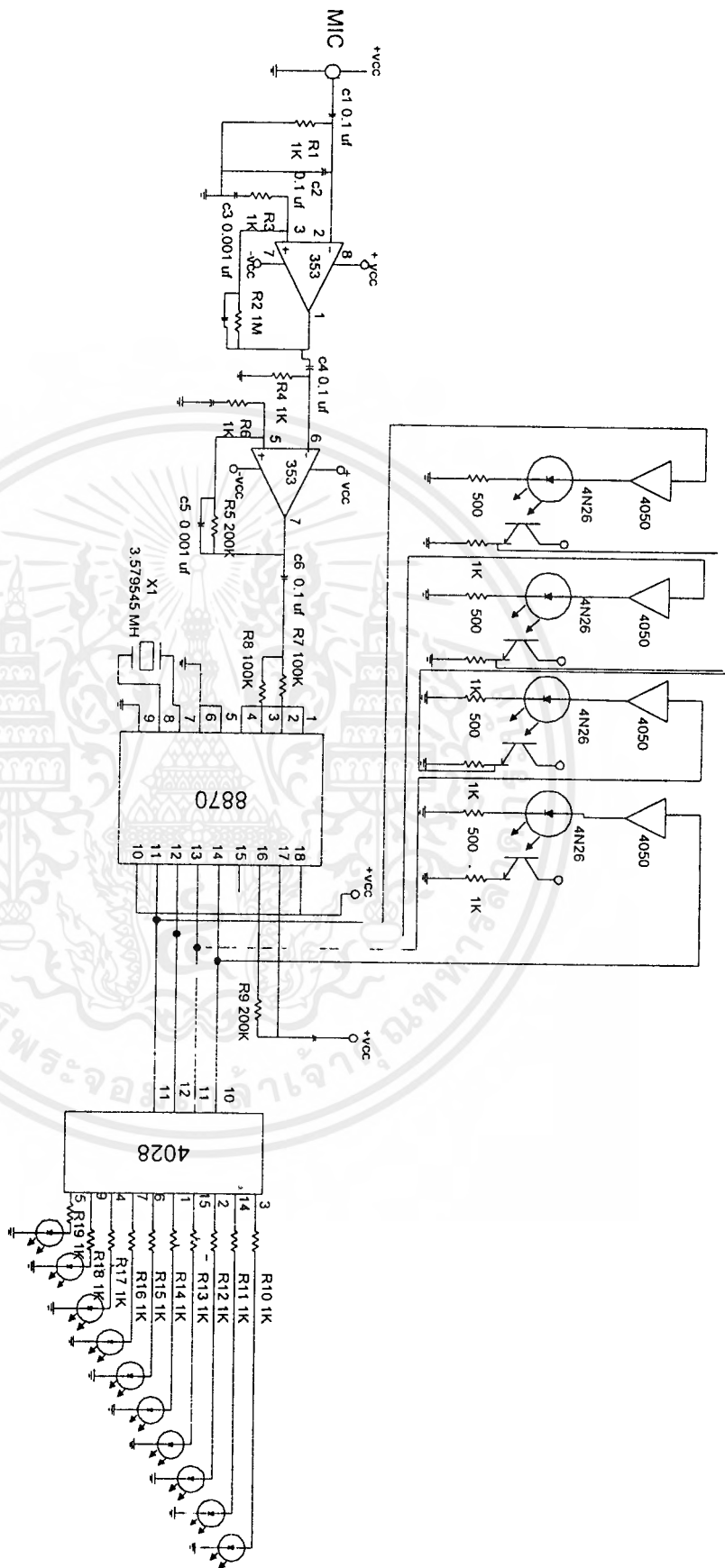
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



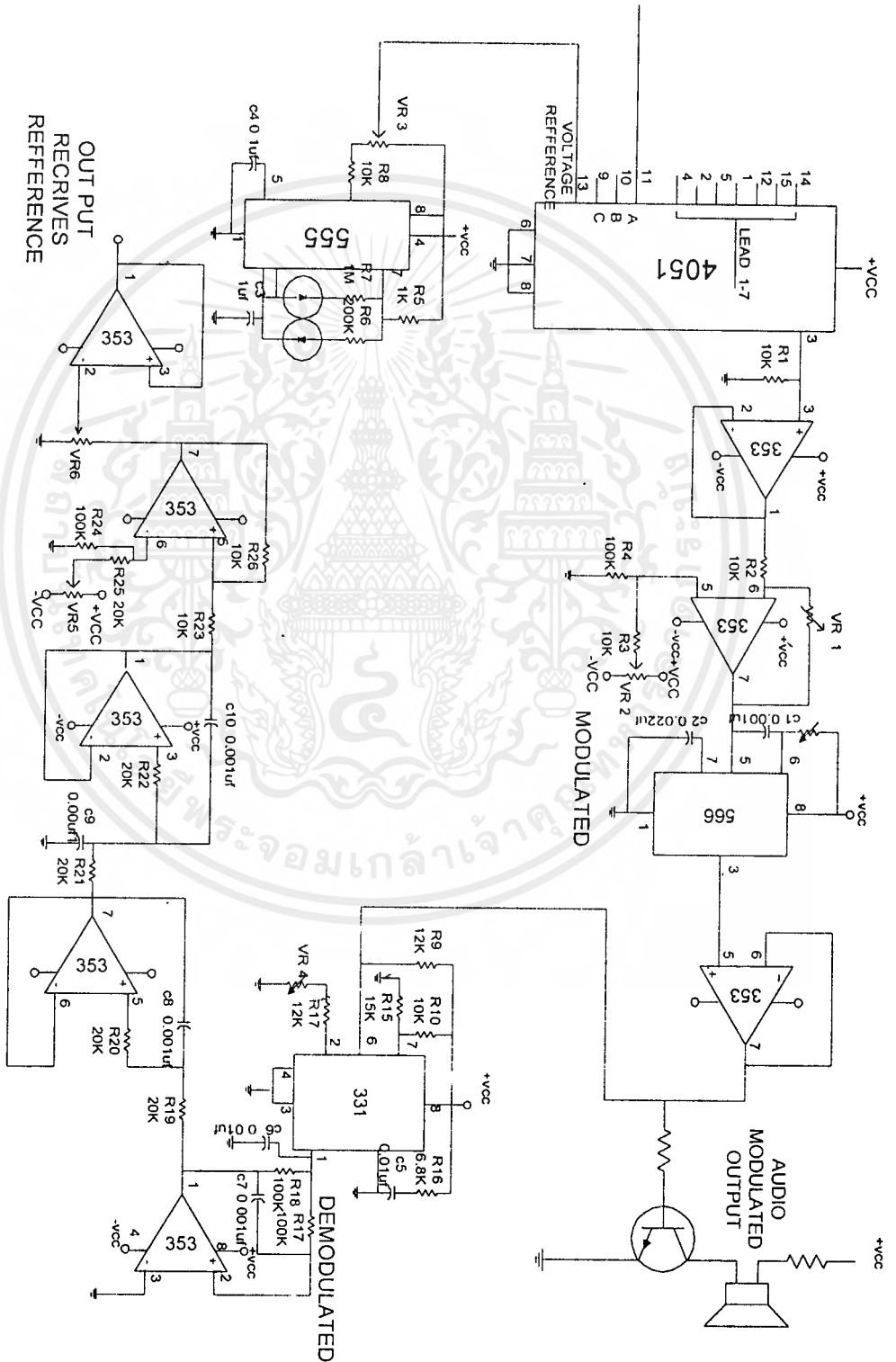


รูปวงจรภาคขยายสัญญาณคลื่นหัวใจ

รูปวงจร DTMF และ INDICATOR

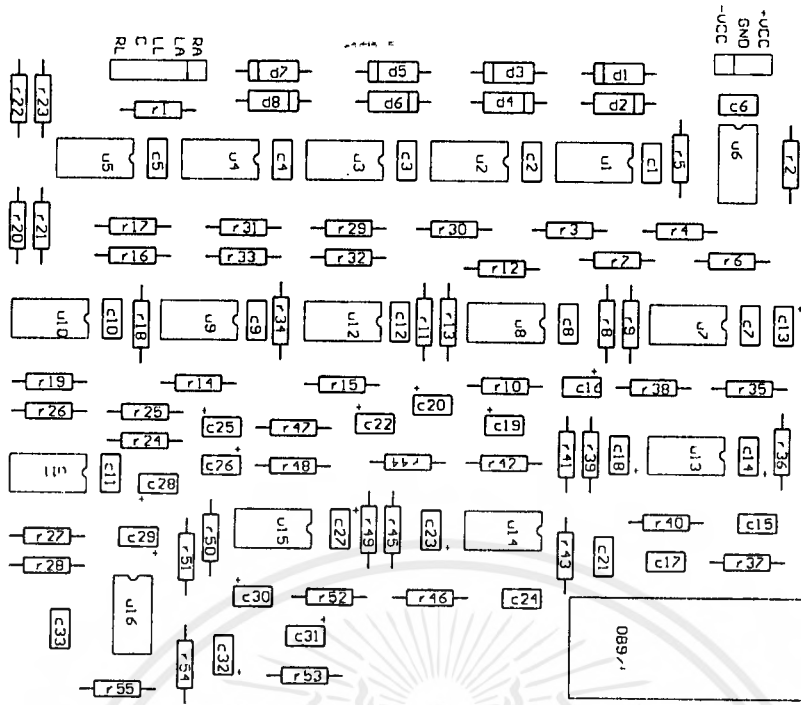


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

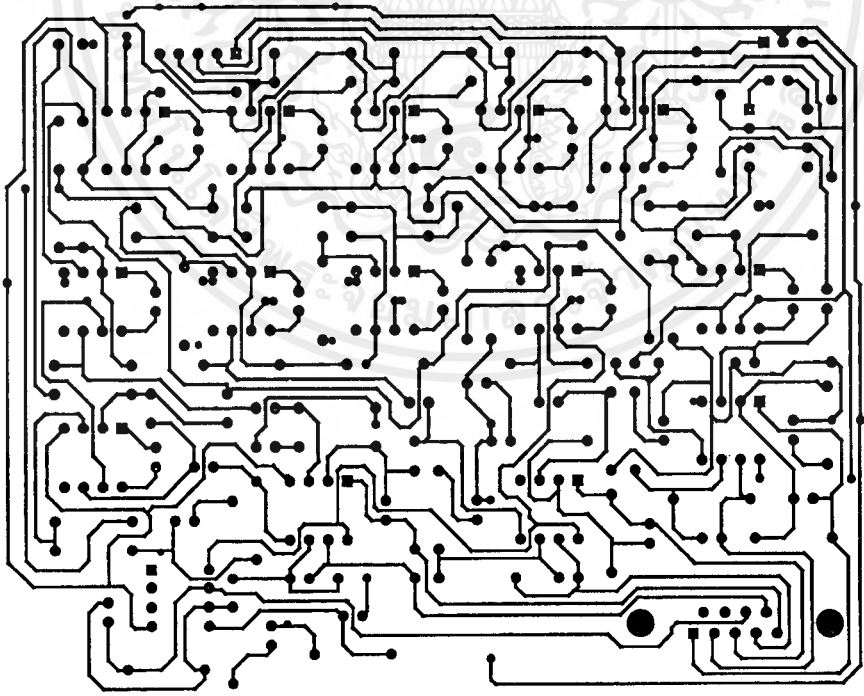


รูปวงจร ภาค MOD. และ DEM.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สแกนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



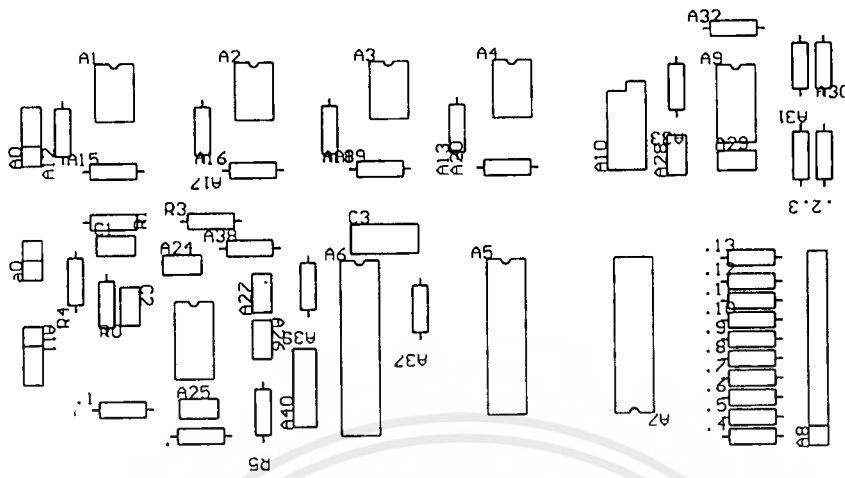
ด้านอุปกรณ์



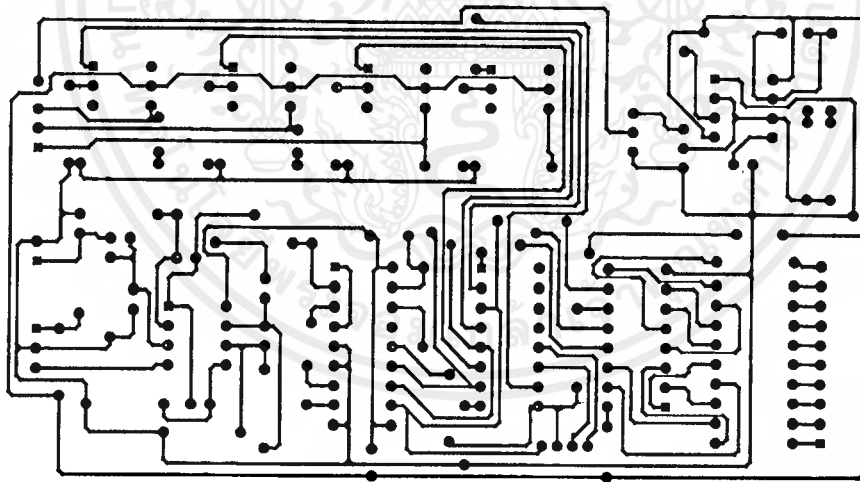
ด้าน PCB

ส่วนขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



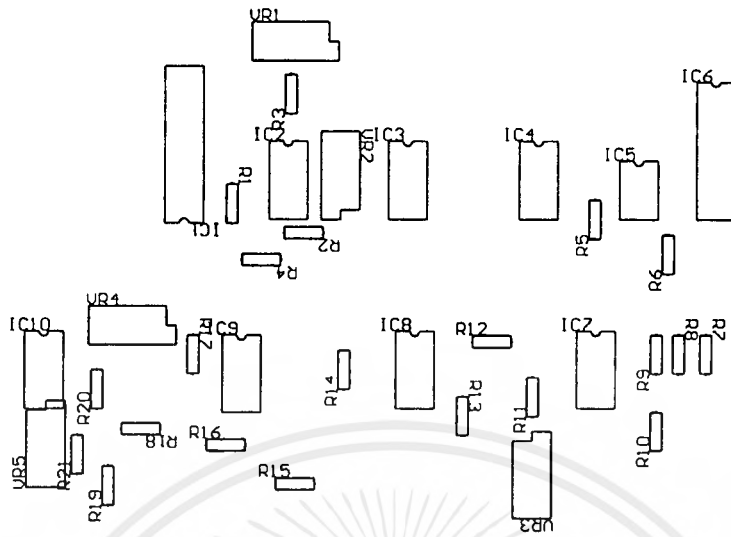
ด้านอุปกรณ์



ด้าน PCB

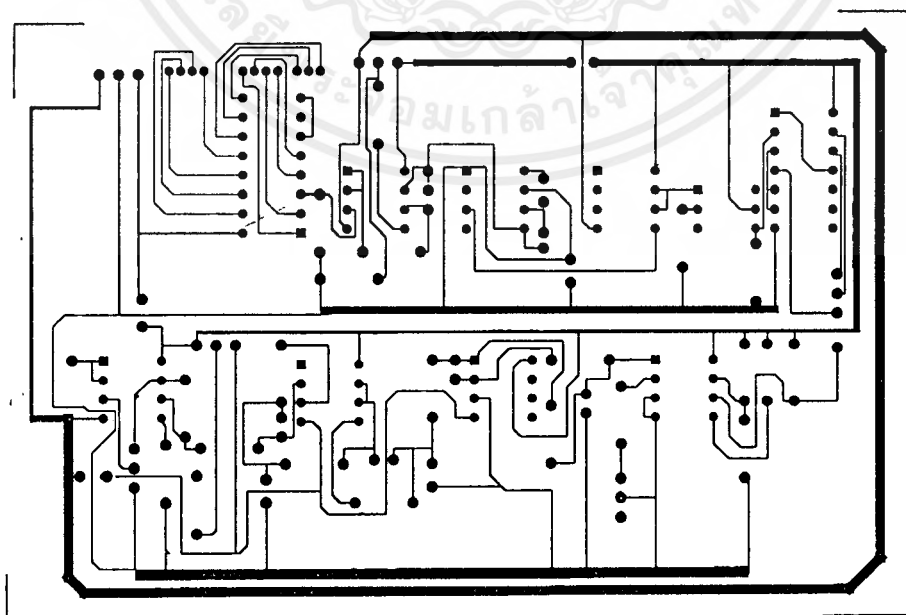
ส่วนขยาย Microphone, DTMF , Indicator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ด้านอุปกรณ์

PCB ส่วน MOD และ DEMOD



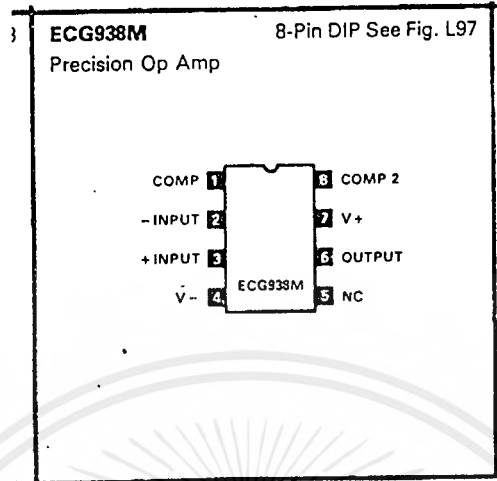
ด้าน PCB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

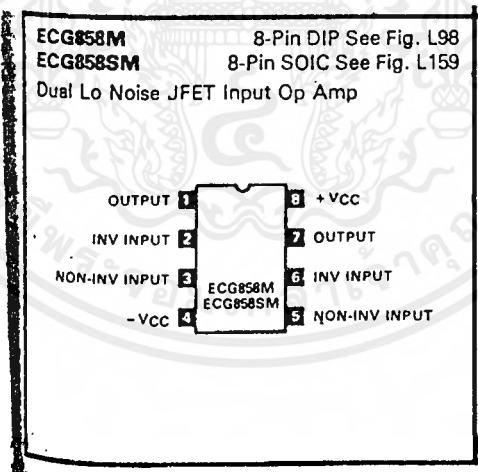


ภาคผนวก ข

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



LM 308



LF 353

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Features

- Complete DTMF Receiver
- Low power consumption
- Internal gain setting amplifier
- Adjustable guard time
- Central office quality
- Power-down mode
- Inhibit mode
- Backward compatible with MT8870C/MT8870C-1

ISSUE 5

March 1997

Ordering Information

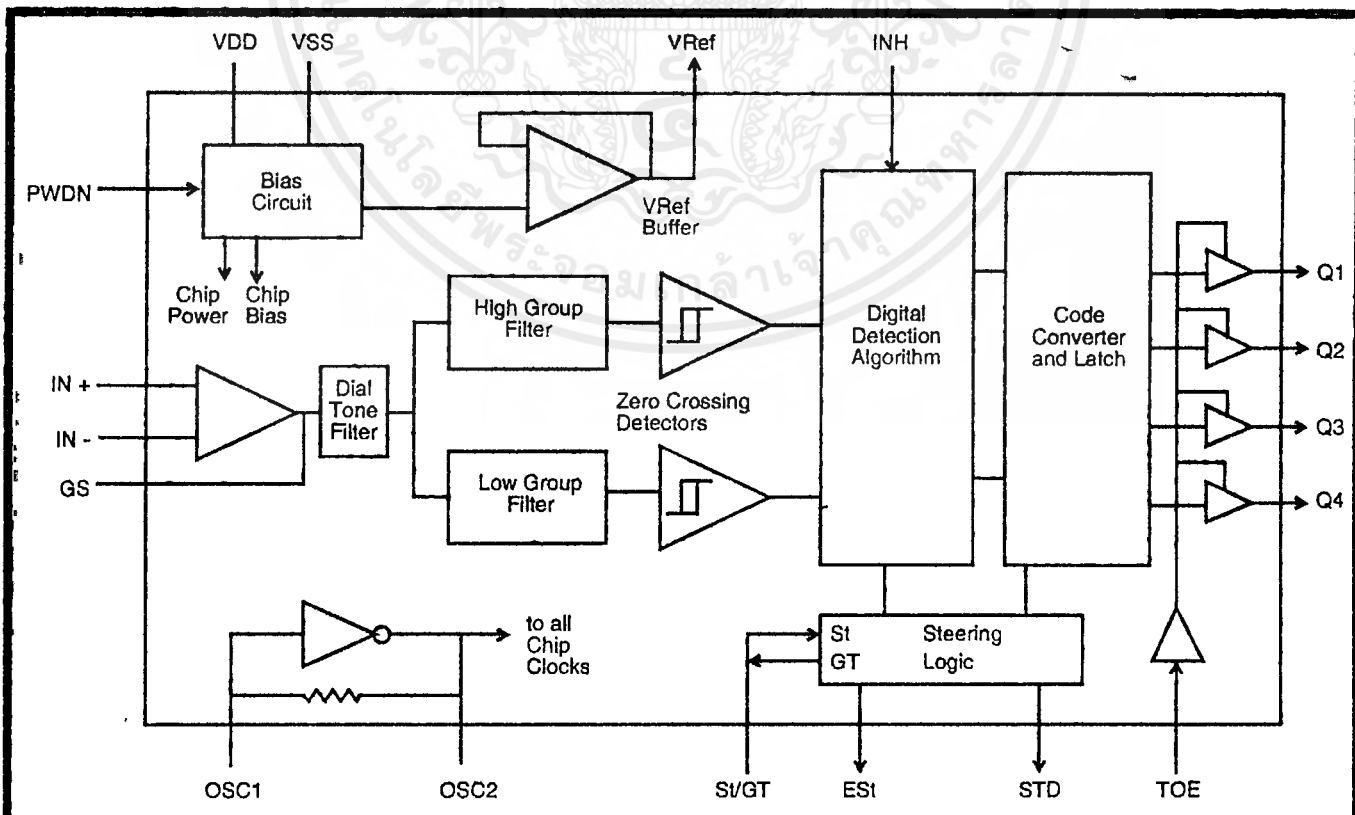
MT8870DE/DE-1	18 Pin Plastic DIP
MT8870DS/DS-1	18 Pin SOIC
MT8870DN/DN-1	20 Pin SSOP
-40 °C to +85 °C	

Description

The MT8870D/MT8870D-1 is a complete DTMF receiver integrating both the bandsplit filter and digital decoder functions. The filter section uses switched capacitor techniques for high and low group filters; the decoder uses digital counting techniques to detect and decode all 16 DTMF tone-pairs into a 4-bit code. External component count is minimized by on chip provision of a differential input amplifier, clock oscillator and latched three-state bus interface.

Applications

- Receiver system for British Telecom (BT) or CEPT Spec (MT8870D-1)
- Paging systems
- Repeater systems/mobile radio
- Credit card systems
- Remote control
- Personal computers
- Telephone answering machine


Figure 1 - Functional Block Diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

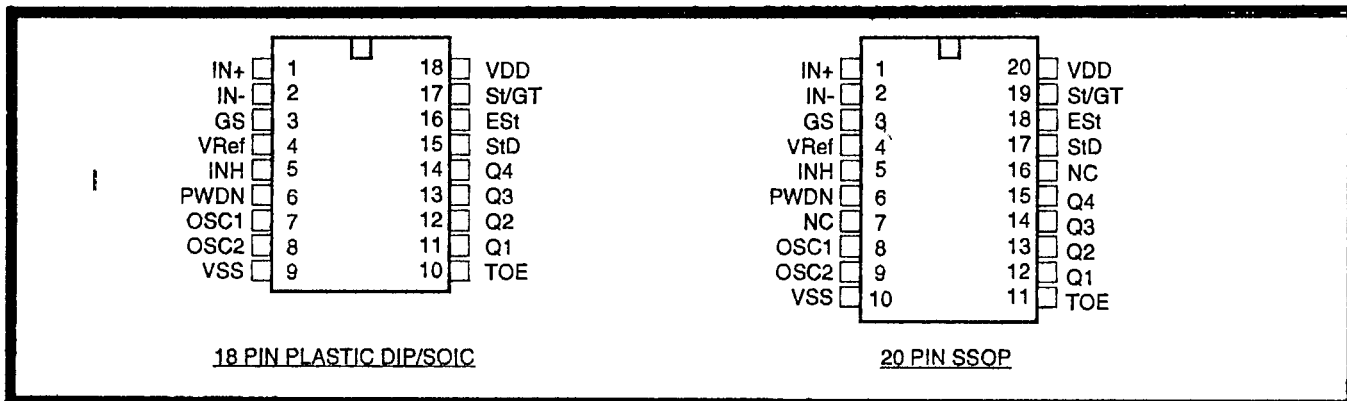


Figure 2 - Pin Connections

Pin Description

Pin #		Name	Description
18	20		
1	1	IN+	Non-Inverting Op-Amp (Input).
2	2	IN-	Inverting Op-Amp (Input).
3	3	GS	Gain Select. Gives access to output of front end differential amplifier for connection of feedback resistor.
4	4	V _{Ref}	Reference Voltage (Output). Nominally V _{DD} /2 is used to bias inputs at mid-rail (see Fig. 6 and Fig. 10).
5	5	INH	Inhibit (Input). Logic high inhibits the detection of tones representing characters A, B, C and D. This pin input is internally pulled down.
6	6	PWDN	Power Down (Input). Active high. Powers down the device and inhibits the oscillator. This pin input is internally pulled down.
7	8	OSC1	Clock (Input).
8	9	OSC2	Clock (Output). A 3.579545 MHz crystal connected between pins OSC1 and OSC2 completes the internal oscillator circuit.
9	10	V _{SS}	Ground (Input). 0V typical.
10	11	TOE	Three State Output Enable (Input). Logic high enables the outputs Q1-Q4. This pin is pulled up internally.
11-14	12-15	Q1-Q4	Three State Data (Output). When enabled by TOE, provide the code corresponding to the last valid tone-pair received (see Table 1). When TOE is logic low, the data outputs are high impedance.
15	17	StD	Delayed Steering (Output). Presents a logic high when a received tone-pair has been registered and the output latch updated; returns to logic low when the voltage on St/GT falls below V _{TSt} .
16	18	ESt	Early Steering (Output). Presents a logic high once the digital algorithm has detected a valid tone pair (signal condition). Any momentary loss of signal condition will cause ESt to return to a logic low.
17	19	St/GT	Steering Input/Guard time (Output) Bidirectional. A voltage greater than V _{TSt} detected at St causes the device to register the detected tone pair and update the output latch. A voltage less than V _{TSt} frees the device to accept a new tone pair. The GT output acts to reset the external steering time-constant; its state is a function of ESt and the voltage on St.
18	20	V _{DD}	Positive power supply (Input). +5V typical.
	7, 16	NC	No Connection.

Functional Description

The MT8870D/MT8870D-1 monolithic DTMF receiver offers small size, low power consumption and high performance. Its architecture consists of a bandsplit filter section, which separates the high and low group tones, followed by a digital counting section which verifies the frequency and duration of the received tones before passing the corresponding code to the output bus.

Filter Section

Separation of the low-group and high group tones is achieved by applying the DTMF signal to the inputs of two sixth-order switched capacitor bandpass filters, the bandwidths of which correspond to the low and high group frequencies. The filter section also incorporates notches at 350 and 440 Hz for exceptional dial tone rejection (see Figure 3). Each filter output is followed by a single order switched capacitor filter section which smooths the signals prior to limiting. Limiting is performed by high-gain comparators which are provided with hysteresis to prevent detection of unwanted low-level signals. The outputs of the comparators provide full rail logic swings at the frequencies of the incoming DTMF signals.

Decoder Section

Following the filter section is a decoder employing digital counting techniques to determine the frequencies of the incoming tones and to verify that they correspond to standard DTMF frequencies. A complex averaging algorithm protects against tone simulation by extraneous signals such as voice while

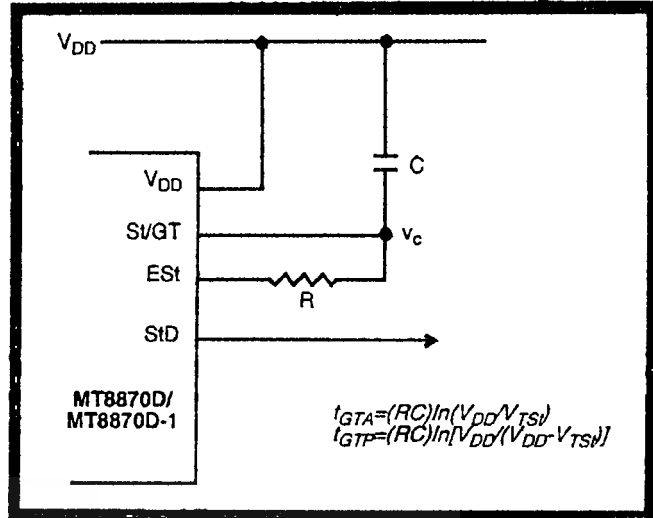


Figure 4 - Basic Steering Circuit

providing tolerance to small frequency deviations and variations. This averaging algorithm has been developed to ensure an optimum combination of immunity to talk-off and tolerance to the presence of interfering frequencies (third tones) and noise. When the detector recognizes the presence of two valid tones (this is referred to as the "signal condition" in some industry specifications) the "Early Steering" (Est) output will go to an active state. Any subsequent loss of signal condition will cause Est to assume an inactive state (see "Steering Circuit").

Steering Circuit

Before registration of a decoded tone pair, the receiver checks for a valid signal duration (referred to as character recognition condition). This check is performed by an external RC time constant driven by Est. A logic high on Est causes v_c (see Figure 4) to rise as the capacitor discharges. Provided signal

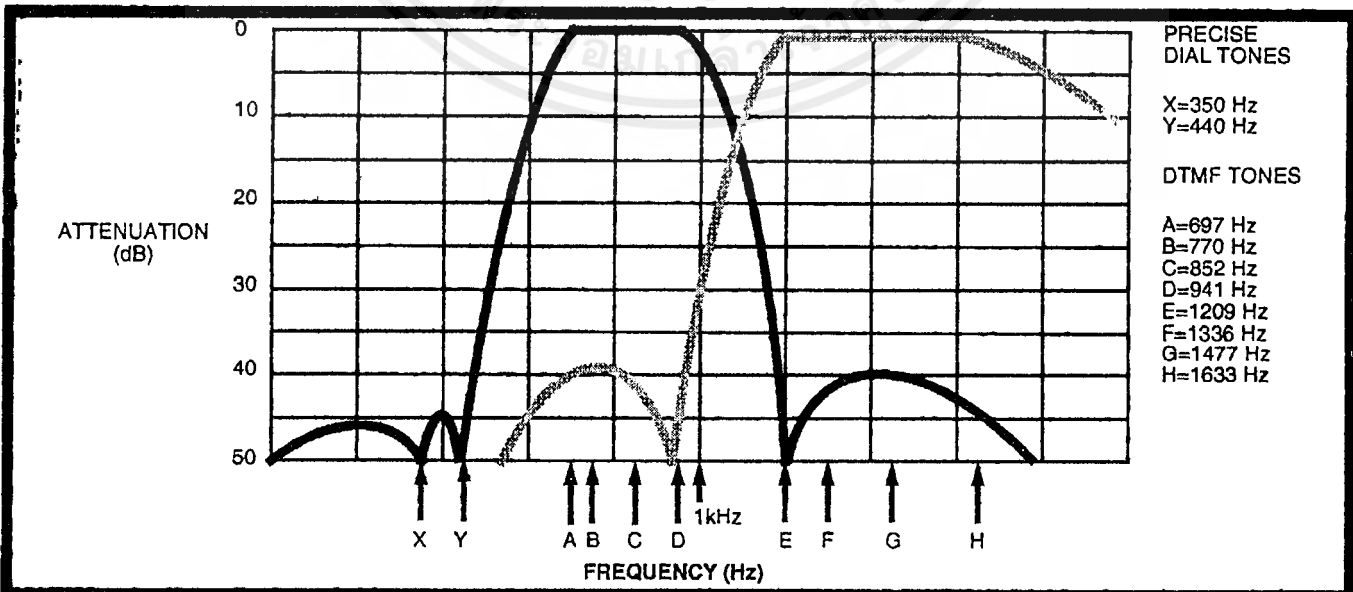


Figure 3 - Filter Response

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

condition is maintained (EST remains high) for the validation period (t_{GTP}), v_c reaches the threshold (V_{TSt}) of the steering logic to register the tone pair, latching its corresponding 4-bit code (see Table 1) into the output latch. At this point the GT output is activated and drives v_c to V_{DD} . GT continues to drive high as long as EST remains high. Finally, after a short delay to allow the output latch to settle, the delayed steering output flag (StD) goes high, signalling that a received tone pair has been registered. The contents of the output latch are made available on the 4-bit output bus by raising the three state control input (TOE) to a logic high. The steering circuit works in reverse to validate the interdigit pause between signals. Thus, as well as rejecting signals too short to be considered valid, the receiver will tolerate signal interruptions (dropout) too short to be considered a valid pause. This facility, together with the capability of selecting the steering time constants externally, allows the designer to tailor performance to meet a wide variety of system requirements.

Guard Time Adjustment

In many situations not requiring selection of tone duration and interdigital pause, the simple steering circuit shown in Figure 4 is applicable. Component values are chosen according to the formula:

$$t_{REC} = t_{DP} + t_{GTP}$$

$$t_{ID} = t_{DA} + t_{GTA}$$

The value of t_{DP} is a device parameter (see Figure 11) and t_{REC} is the minimum signal duration to be recognized by the receiver. A value for C of 0.1 μF is

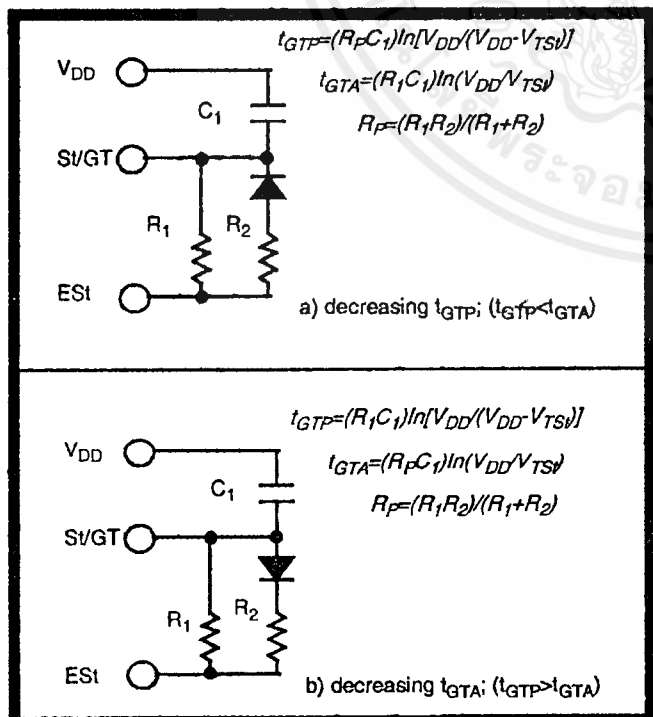


Figure 5 - Guard Time Adjustment

Digit	TOE	INH	EST	Q ₄	Q ₃	Q ₂	Q ₁
ANY	L	X	H	Z	Z	Z	Z
1	H	X	H	0	0	0	1
2	H	X	H	0	0	1	0
3	H	X	H	0	0	1	1
4	H	X	H	0	1	0	0
5	H	X	H	0	1	0	1
6	H	X	H	0	1	1	0
7	H	X	H	0	1	1	1
8	H	X	H	1	0	0	0
9	H	X	H	1	0	0	1
0	H	X	H	1	0	1	0
.	H	X	H	1	0	1	1
#	H	X	H	1	1	0	0
A	H	L	H	1	1	0	1
B	H	L	H	1	1	1	0
C	H	L	H	1	1	1	1
D	H	L	H	0	0	0	0
A	H	H	L	undetected, the output code will remain the same as the previous detected code			
B	H	H	L				
C	H	H	L				
D	H	H	L				

Table 1. Functional Decode Table

L=LOGIC LOW, H=LOGIC HIGH, Z=HIGH IMPEDANCE
X = DON'T CARE

recommended for most applications, leaving R to be selected by the designer.

Different steering arrangements may be used to select independently the guard times for tone present (t_{GTP}) and tone absent (t_{GTA}). This may be necessary to meet system specifications which place both accept and reject limits on both tone duration and interdigital pause. Guard time adjustment also allows the designer to tailor system parameters such as talk off and noise immunity. Increasing t_{REC} improves talk-off performance since it reduces the probability that tones simulated by speech will maintain signal condition long enough to be registered. Alternatively, a relatively short t_{REC} with a long t_{DO} would be appropriate for extremely noisy environments where fast acquisition time and immunity to tone drop-outs are required. Design information for guard time adjustment is shown in Figure 5.

Power-down and Inhibit Mode

A logic high applied to pin 6 (PWDN) will power down the device to minimize the power consumption in a standby mode. It stops the oscillator and the functions of the filters.

Inhibit mode is enabled by a logic high input to the pin 5 (INH). It inhibits the detection of tones representing characters A, B, C, and D. The output code will remain the same as the previous detected code (see Table 1).

Differential Input Configuration

The input arrangement of the MT8870D/MT8870D-1 provides a differential-input operational amplifier as well as a bias source (V_{Ref}) which is used to bias the inputs at mid-rail. Provision is made for connection of a feedback resistor to the op-amp output (GS) for adjustment of gain. In a single-ended configuration, the input pins are connected as shown in Figure 10 with the op-amp connected for unity gain and V_{Ref} biasing the input at $1/2V_{DD}$. Figure 6 shows the differential configuration, which permits the adjustment of gain with the feedback resistor R_5 .

Crystal Oscillator

The internal clock circuit is completed with the addition of an external 3.579545 MHz crystal and is normally connected as shown in Figure 10 (Single-Ended Input Configuration). However, it is possible to configure several MT8870D/MT8870D-1 devices employing only a single oscillator crystal. The oscillator output of the first device in the chain is coupled through a 30 pF capacitor to the oscillator input (OSC1) of the next device. Subsequent devices are connected in a similar fashion. Refer to Figure 7 for details. The problems associated with unbalanced loading are not a concern with the arrangement shown, i.e., precision balancing capacitors are not required.

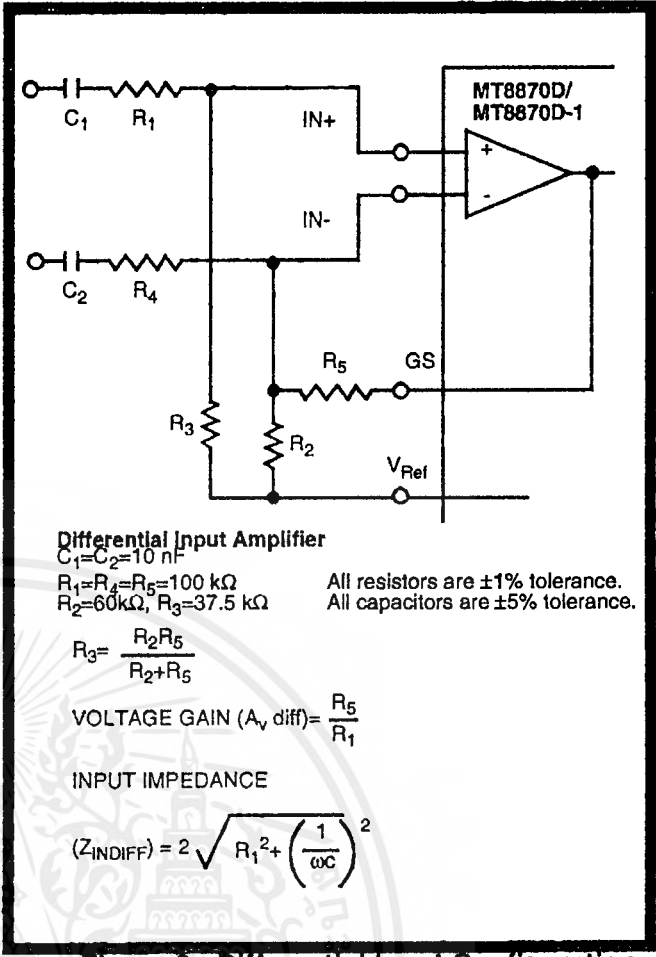


Figure 6 - Differential Input Configuration

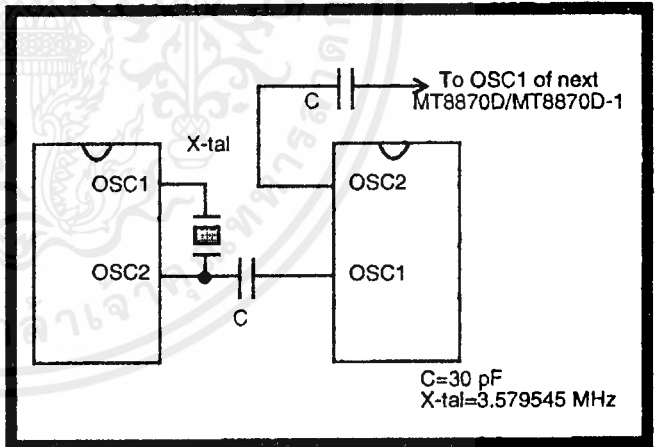


Figure 7 - Oscillator Connection

Parameter	Unit	Resonator
R1	Ohms	10.752
L1	mH	.432
C1	pF	4.984
C0	pF	37.915
Qm	-	896.37
Δf	%	$\pm 0.2\%$

Table 2. Recommended Resonator Specifications
 Note: Q_m =quality factor of RLC model, i.e., $1/2\pi f R1 C1$.

Applications

RECEIVER SYSTEM FOR BRITISH TELECOM SPEC POR 1151

The circuit shown in Fig. 9 illustrates the use of MT8870D-1 device in a typical receiver system. BT Spec defines the input signals less than -34 dBm as the non-operate level. This condition can be attained by choosing a suitable values of R₁ and R₂ to provide 3 dB attenuation, such that -34 dBm input signal will correspond to -37 dBm at the gain setting pin GS of MT8870D-1. As shown in the diagram, the component values of R₃ and C₂ are the guard time requirements when the total component tolerance is 6%. For better performance, it is recommended to use the non-symmetric guard time circuit in Fig. 8.

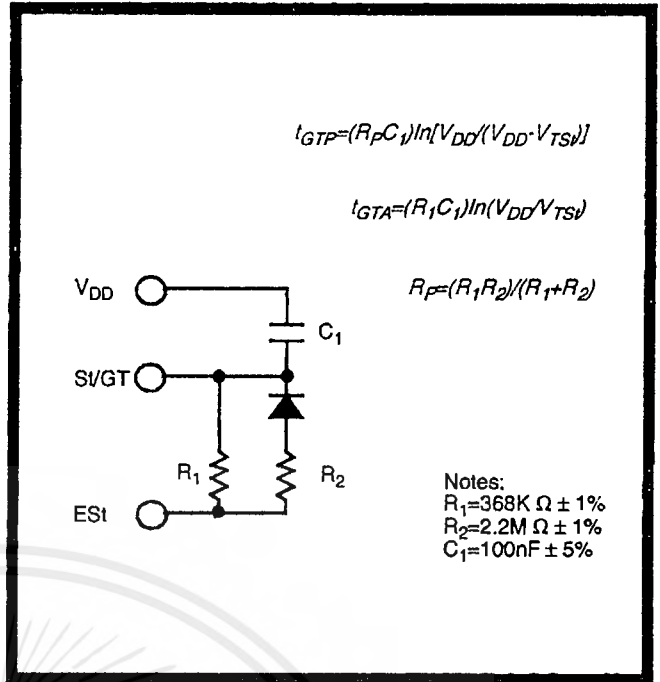


Figure 8 - Non-Symmetric Guard Time Circuit

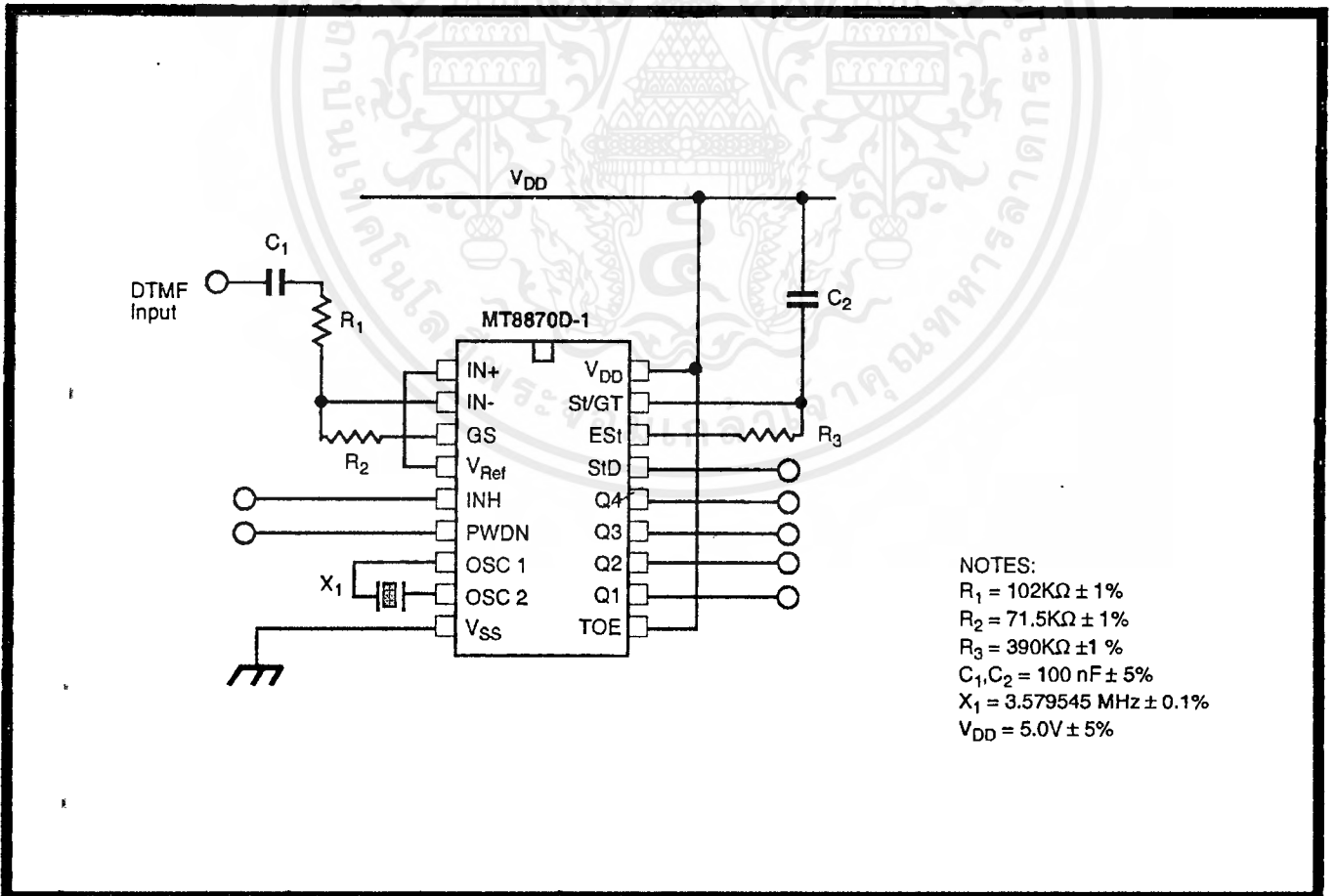


Figure 9 - Single-Ended Input Configuration for BT or CEPT Spec

Absolute Maximum Ratings[†]

	Parameter	Symbol	Min	Max	Units
1	DC Power Supply Voltage	V_{DD}		7	V
2	Voltage on any pin	V_I	$V_{SS}-0.3$	$V_{DD}+0.3$	V
3	Current at any pin (other than supply)	I_I		10	mA
4	Storage temperature	T_{STG}	-65	+150	°C
5	Package power dissipation	P_D		500	mW

[†] Exceeding these values may cause permanent damage. Functional operation under these conditions is not implied. Derate above 75 °C at 16 mW / °C. All leads soldered to board.

Recommended Operating Conditions - Voltages are with respect to ground (V_{SS}) unless otherwise stated.

	Parameter	Sym	Min	Typ [‡]	Max	Units	Test Conditions
1	DC Power Supply Voltage	V_{DD}	4.75	5.0	5.25	V	
2	Operating Temperature	T_O	-40		+85	°C	
3	Crystal/Clock Frequency	fc		3.579545		MHz	
4	Crystal/Clock Freq. Tolerance	Δfc		± 0.1		%	

[‡] Typical figures are at 25°C and are for design aid only: not guaranteed and not subject to production testing.

DC Electrical Characteristics - $V_{DD}=5.0V \pm 5\%$, $V_{SS}=0V$, $-40^\circ C \leq T_O \leq +85^\circ C$, unless otherwise stated.

	Characteristics	Sym	Min	Typ [‡]	Max	Units	Test Conditions	
1 2 3	S U P P L Y	Standby supply current	I_{DDQ}	10	25	μA	PWDN= V_{DD}	
		Operating supply current	I_{DD}	3.0	9.0	mA		
		Power consumption	P_O		15		mW	fc=3.579545 MHz
4 5 6 7 8	I N P U T S	High level input	V_{IH}	3.5		V	$V_{DD}=5.0V$	
		Low level input voltage	V_{IL}			1.5	V	$V_{DD}=5.0V$
		Input leakage current	I_{IH}/I_{IL}		0.1		μA	$V_{IN}=V_{SS}$ or V_{DD}
		Pull up (source) current	I_{SO}		7.5	20	μA	TOE (pin 10)=0, $V_{DD}=5.0V$
		Pull down (sink) current	I_{SI}		15	45	μA	INH=5.0V, PWDN=5.0V, $V_{DD}=5.0V$
		Input impedance (IN+, IN-)	R_{IN}		10		M Ω	@ 1 kHz
10	Steering threshold voltage	V_{TSI}	2.2	2.4	2.5	V	$V_{DD} = 5.0V$	
11 12 13 14 15 16	O U T P U T S	Low level output voltage	V_{OL}		$V_{SS}+0.03$	V	No load	
		High level output voltage	V_{OH}	$V_{DD}-0.03$		V	No load	
		Output low (sink) current	I_{OL}	1.0	2.5		mA	$V_{OUT}=0.4 V$
		Output high (source) current	I_{OH}	0.4	0.8		mA	$V_{OUT}=4.6 V$
		V_{Ref} output voltage	V_{Ref}	2.3	2.5	2.7	V	No load, $V_{DD} = 5.0V$
		V_{Ref} output resistance	R_{OR}		1		k Ω	

[‡] Typical figures are at 25°C and are for design aid only: not guaranteed and not subject to production testing.

Operating Characteristics - $V_{DD}=5.0V \pm 5\%$, $V_{SS}=0V$, $-40^{\circ}C \leq T_O \leq +85^{\circ}C$, unless otherwise stated.

Gain Setting Amplifier

	Characteristics	Sym	Min	Typ [‡]	Max	Units	Test Conditions
1	Input leakage current	I_{IN}			100	nA	$V_{SS} \leq V_{IN} \leq V_{DD}$
2	Input resistance	R_{IN}	10			MΩ	
3	Input offset voltage	V_{OS}			25	mV	
4	Power supply rejection	PSRR	50			dB	1 kHz
5	Common mode rejection	CMRR	40			dB	$0.75 V \leq V_{IN} \leq 4.25 V$ biased at $V_{Ref}=2.5 V$
6	DC open loop voltage gain	A_{VOL}	32			dB	
7	Unity gain bandwidth	f_C	0.30			MHz	
8	Output voltage swing	V_O	4.0			V_{pp}	Load $\geq 100 k\Omega$ to V_{SS} @ GS
9	Maximum capacitive load (GS)	C_L			100	pF	
10	Resistive load (GS)	R_L			50	kΩ	
11	Common mode range	V_{CM}	2.5			V_{pp}	No Load

MT8870D AC Electrical Characteristics - $V_{DD}=5.0V \pm 5\%$, $V_{SS}=0V$, $-40^{\circ}C \leq T_O \leq +85^{\circ}C$, using Test Circuit shown In Figure 10.

	Characteristics	Sym	Min	Typ [‡]	Max	Units	Notes*
1	Valid input signal levels (each tone of composite signal)		-29		+1	dBm	1,2,3,5,6,9
			27.5		869	mV _{RMS}	1,2,3,5,6,9
2	Negative twist accept				8	dB	2,3,6,9,12
3	Positive twist accept				8	dB	2,3,6,9,12
4	Frequency deviation accept		$\pm 1.5\% \pm 2 Hz$				2,3,5,9
5	Frequency deviation reject		$\pm 3.5\%$				2,3,5,9
6	Third tone tolerance			-16		dB	2,3,4,5,9,10
7	Noise tolerance			-12		dB	2,3,4,5,7,9,10
8	Dial tone tolerance			+22		dB	2,3,4,5,8,9,11

[‡] Typical figures are at 25 °C and are for design aid only: not guaranteed and not subject to production testing.

***NOTES**

1. dBm= decibels above or below a reference power of 1 mW into a 600 ohm load.
2. Digit sequence consists of all DTMF tones.
3. Tone duration= 40 ms, tone pause= 40 ms.
4. Signal condition consists of nominal DTMF frequencies.
5. Both tones in composite signal have an equal amplitude.
6. Tone pair is deviated by $\pm 1.5\% \pm 2 Hz$.
7. Bandwidth limited (3 kHz) Gaussian noise.
8. The precise dial tone frequencies are (350 Hz and 440 Hz) $\pm 2\%$.
9. For an error rate of better than 1 in 10,000.
10. Referenced to lowest level frequency component in DTMF signal.
11. Referenced to the minimum valid accept level.
12. Guaranteed by design and characterization.

MT8870D-1 AC Electrical Characteristics - $V_{DD}=5.0V\pm 5\%$, $V_{SS}=0V$, $-40^{\circ}C \leq T_O \leq +85^{\circ}C$, using Test Circuit shown in Figure 10.

	Characteristics	Sym	Min	Typ [‡]	Max	Units	Notes*
1	Valid input signal levels (each tone of composite signal)		-31		+1	dBm	Tested at $V_{DD}=5.0V$ 1,2,3,5,6,9
			21.8		869	mV _{RMS}	
2	Input Signal Level Reject		-37			dBm	Tested at $V_{DD}=5.0V$ 1,2,3,5,6,9
			10.9			mV _{RMS}	
3	Negative twist accept				8	dB	2,3,6,9,13
4	Positive twist accept				8	dB	2,3,6,9,13
5	Frequency deviation accept		$\pm 1.5\% \pm 2$ Hz				2,3,5,9
6	Frequency deviation reject		$\pm 3.5\%$				2,3,5,9
7	Third zone tolerance			-18.5		dB	2,3,4,5,9,12
8	Noise tolerance			-12		dB	2,3,4,5,7,9,10
9	Dial tone tolerance			+22		dB	2,3,4,5,8,9,11

[‡] Typical figures are at 25 °C and are for design aid only; not guaranteed and not subject to production testing.

***NOTES**

1. dBm= decibels above or below a reference power of 1 mW into a 600 ohm load.
2. Digit sequence consists of all DTMF tones.
3. Tone duration= 40 ms, tone pause= 40 ms.
4. Signal condition consists of nominal DTMF frequencies.
5. Both tones in composite signal have an equal amplitude.
6. Tone pair is deviated by $\pm 1.5\% \pm 2$ Hz.
7. Bandwidth limited (3 kHz) Gaussian noise.
8. The precise dial tone frequencies are (350 Hz and 440 Hz) $\pm 2\%$.
9. For an error rate of better than 1 in 10,000.
10. Referenced to lowest level frequency component in DTMF signal.
11. Referenced to the minimum valid accept level.
12. Referenced to Fig. 10 input DTMF tone level at -25dBm (-28dBm at GS Pin) interference frequency range between 480-3400Hz.
13. Guaranteed by design and characterization.

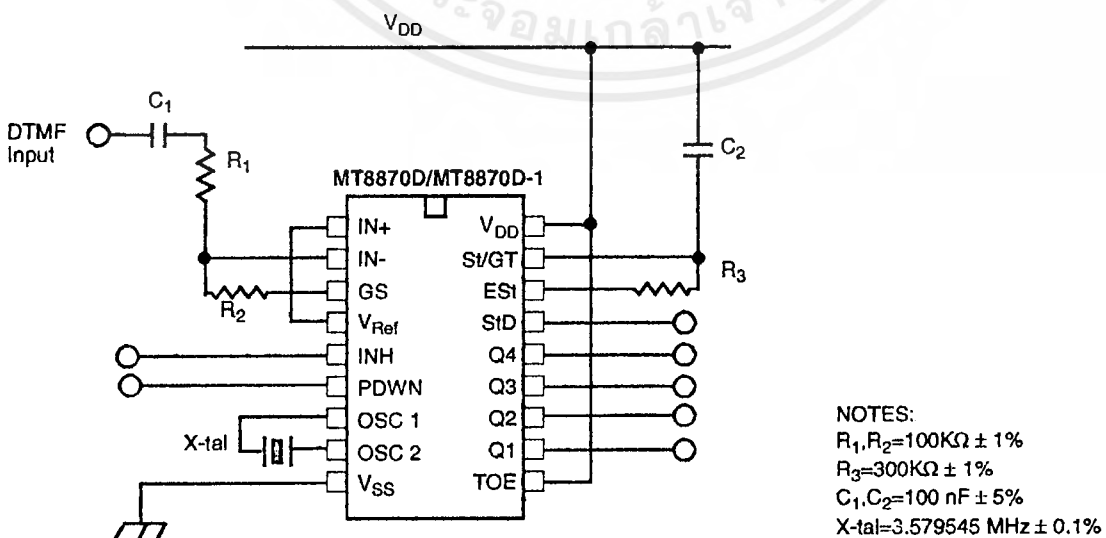
AC Electrical Characteristics - $V_{DD}=5.0V \pm 5\%$, $V_{SS}=0V$, $-40^{\circ}C \leq T_o \leq +85^{\circ}C$, using Test Circuit shown in Figure 10.

		Characteristics	Sym	Min	Typ [‡]	Max	Units	Conditions
1	T I M I N G	Tone present detect time	t_{DP}	5	11	14	ms	Note 1
2		Tone absent detect time	t_{DA}	0.5	4	8.5	ms	Note 1
3		Tone duration accept	t_{REC}			40	ms	Note 2
4		Tone duration reject	t_{REC}	20			ms	Note 2
5		Interdigit pause accept	t_{ID}			40	ms	Note 2
6		Interdigit pause reject	t_{DO}	20			ms	Note 2
7	O U T P U T S	Propagation delay (St to Q)	t_{PQ}		8	11	μs	TOE= V_{DD}
8		Propagation delay (St to StD)	t_{PSID}		12	16	μs	TOE= V_{DD}
9		Output data set up (Q to StD)	t_{QStD}		3.4		μs	TOE= V_{DD}
10		Propagation delay (TOE to Q ENABLE)	t_{PTE}		50		ns	load of 10 k Ω , 50 pF
11		Propagation delay (TOE to Q DISABLE)	t_{PTD}		300		ns	load of 10 k Ω , 50 pF
12	P D W N	Power-up time	t_{PU}		30		ms	Note 3
13		Power-down time	t_{PD}		20		ms	
14	C L O C K	Crystal/clock frequency	f_C	3.5759	3.5795	3.5831	MHz	
15		Clock input rise time	t_{LHCL}			110	ns	Ext. clock
16		Clock input fall time	t_{HLCL}			110	ns	Ext. clock
17		Clock input duty cycle	DC _{CL}	40	50	60	%	Ext. clock
18		Capacitive load (OSC2)	C_{LO}			30	pF	

Typical figures are at 25°C and are for design aid only: not guaranteed and not subject to production testing.

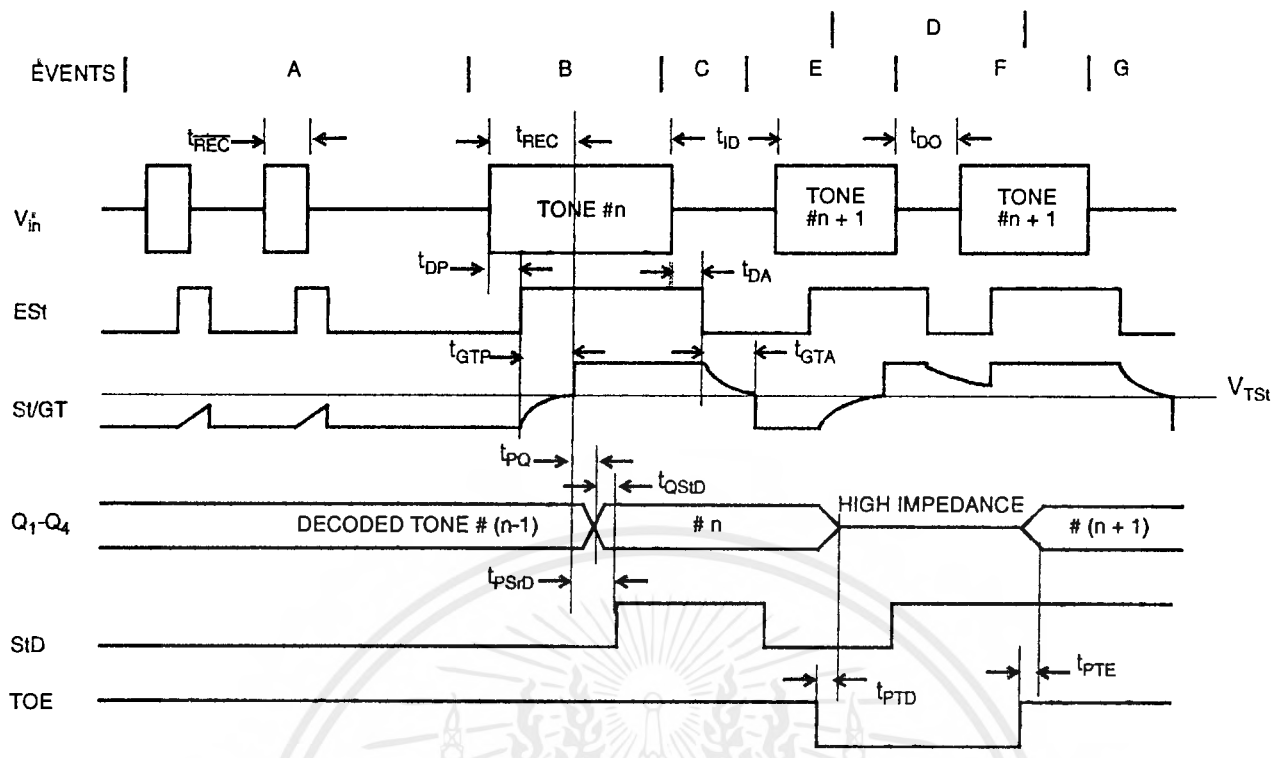
NOTES:

- Used for guard-time calculation purposes only.
- These, user adjustable parameters, are not device specifications. The adjustable settings of these minimums and maximums are recommendations based upon network requirements.
- With valid tone present at input, t_{PU} equals time from PDWN going low until EST going high.



- NOTES:**
 $R_1, R_2 = 100k\Omega \pm 1\%$
 $R_3 = 300k\Omega \pm 1\%$
 $C_1, C_2 = 100\text{ nF} \pm 5\%$
 $X\text{-tal} = 3.579545\text{ MHz} \pm 0.1\%$

Figure 10 - Single-Ended Input Configuration



EXPLANATION OF EVENTS

- A) TONE BURSTS DETECTED, TONE DURATION INVALID, OUTPUTS NOT UPDATED.
- B) TONE #n DETECTED, TONE DURATION VALID, TONE DECODED AND LATCHED IN OUTPUTS
- C) END OF TONE #n DETECTED, TONE ABSENT DURATION VALID, OUTPUTS REMIAN LATCHED UNTIL NEXT VALID TONE.
- D) OUTPUTS SWITCHED TO HIGH IMPEDANCE STATE.
- E) TONE #n + 1 DETECTED, TONE DURATION VALID, TONE DECODED AND LATCHED IN OUTPUTS (CURRENTLY HIGH IMPEDANCE).
- F) ACCEPTABLE DROPOUT OF TONE #n + 1, TONE ABSENT DURATION INVALID, OUTPUTS REMAIN LATCHED.
- G) END OF TONE #n + 1 DETECTED, TONE ABSENT DURATION VALID, OUTPUTS REMAIN LATCHED UNTIL NEXT VALID TONE.

EXPLANATION OF SYMBOLS

- V_{in} DTMF COMPOSITE INPUT SIGNAL.
- EST EARLY STEERING OUTPUT. INDICATES DETECTION OF VALID TONE FREQUENCIES.
- SV/GT STEERING INPUT/GUARD TIME OUTPUT. DRIVES EXTERNAL RC TIMING CIRCUIT.
- Q_1-Q_4 4-BIT DECODED TONE OUTPUT.
- SID DELAYED STEERING OUTPUT. INDICATES THAT VALID FREQUENCIES HAVE BEEN PRESENT/ABSENT FOR THE REQUIRED GUARD TIME THUS CONSTITUTING A VALID SIGNAL.
- TOE TONE OUTPUT ENABLE (INPUT). A LOW LEVEL SHIFTS Q_1-Q_4 TO ITS HIGH IMPEDANCE STATE.
- t_{REC} MAXIMUM DTMF SIGNAL DURATION NOT DETECTED AS VALID
- t_{REC} MINIMUM DTMF SIGNAL DURATION REQUIRED FOR VALID RECOGNITION
- t_{ID} MAXIMUM TIME BETWEEN VALID DTMF SIGNALS.
- t_{DO} MAXIMUM ALLOWABLE DROP OUT DURING VALID DTMF SIGNAL.
- t_{DP} TIME TO DETECT THE PRESENCE OF VALID DTMF SIGNALS.
- t_{DA} TIME TO DETECT THE ABSENCE OF VALID DTMF SIGNALS.
- t_{GTP} GUARD TIME, TONE PRESENT.
- t_{GTA} GUARD TIME, TONE ABSENT.

Figure 11 - Timing Diagram

Absolute Maximum Ratings (Note 1)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

	LM131A/LM131	LM231A/LM231	LM331A/LM331
Supply Voltage	40V	40V	40V
Output Short Circuit to Ground	Continuous	Continuous	Continuous
Output Short Circuit to V_{CC}	Continuous	Continuous	Continuous
Input Voltage	-0.2V to $+V_S$	-0.2V to $+V_S$	-0.2V to $+V_S$
Operating Ambient Temperature Range	T_{MIN} T_{MAX} -55°C to +125°C	T_{MIN} T_{MAX} -25°C to +85°C	T_{MIN} T_{MAX} 0°C to +70°C
Power Dissipation (P_D at 25°C) and Thermal Resistance (θ_{JA})			
(H Package) P_D	670 mW		
θ_{JA}	150°C/W		
(N Package) P_D		1.25W	1.25W
θ_{JA}		100°C/W	100°C/W
(M Package) P_D		1.25W	
θ_{JA}		85°C/W	
Lead Temperature (Soldering, 10 sec.)			
Dual-In-Line Package (Plastic)	260°C	260°C	260°C
Metal Can Package (TO-5)	260°C		
ESD Susceptibility (Note 4)			
Metal Can Package (TO-5)	2000V		
Other Packages		500V	500V

Electrical Characteristics $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified (Note 2)

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
VFC Non-Linearity (Note 3)	$4.5\text{V} \leq V_S \leq 20\text{V}$ $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$		± 0.003 ± 0.006	± 0.01 ± 0.02	% Full-Scale % Full-Scale
VFC Non-Linearity In Circuit of Figure 1	$V_S = 15\text{V}$, $f = 10\text{ Hz to } 11\text{ kHz}$		± 0.024	± 0.14	% Full-Scale
Conversion Accuracy Scale Factor (Gain) LM131, LM131A, LM231, LM231A LM331, LM331A	$V_{IN} = -10\text{V}$, $R_S = 14\text{ k}\Omega$	0.95 0.90	1.00 1.00	1.05 1.10	kHz/V kHz/V
Temperature Stability of Gain LM131/LM231/LM331 LM131A/LM231A/LM331A	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$, $4.5\text{V} \leq V_S \leq 20\text{V}$		± 30 ± 20	± 150 ± 50	ppm/°C ppm/°C
Change of Gain with V_S	$4.5\text{V} \leq V_S \leq 10\text{V}$ $10\text{V} \leq V_S \leq 40\text{V}$		0.01 0.006	0.1 0.06	%/V %/V
Rated Full-Scale Frequency	$V_{IN} = -10\text{V}$	10.0			kHz
Gain Stability vs Time (1000 Hrs)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$		± 0.02		% Full-Scale
Overrange (Beyond Full-Scale) Frequency	$V_{IN} = -11\text{V}$	10			%
INPUT COMPARATOR					
Offset Voltage LM131/LM231/LM331 LM131A/LM231A/LM331A	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$ $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$		± 3 ± 4 ± 3	± 10 ± 14 ± 10	mV mV mV
Bias Current			-80	-300	nA
Offset Current			± 8	± 100	nA
Common-Mode Range	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	-0.2		$V_{CC} - 2.0$	V

Electrical Characteristics $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified (Note 2) (Continued)					
Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
TIMER					
Timer Threshold Voltage, Pin 5		0.63	0.667	0.70	$\times V_S$
Input Bias Current, Pin 5	$V_S = 15\text{V}$ $0\text{V} \leq V_{\text{PIN } 5} \leq 9.9\text{V}$		± 10	± 100	nA
LM131/LM231/LM331	$V_{\text{PIN } 5} = 10\text{V}$		200	1000	nA
LM131A/LM231A/LM331A	$V_{\text{PIN } 5} = 10\text{V}$		200	500	nA
$V_{\text{SAT PIN } 5}$ (Reset)	$I = 5\text{ mA}$		0.22	0.5	V
CURRENT SOURCE (Pin 1)					
Output Current	$R_S = 14\text{ k}\Omega$, $V_{\text{PIN } 1} = 0$	126	135	144	μA
LM131, LM131A, LM231, LM231A					
LM331, LM331A		116	136	156	μA
Change with Voltage	$0\text{V} \leq V_{\text{PIN } 1} \leq 10\text{V}$		0.2	1.0	μA
Current Source OFF Leakage			0.01	1.0	nA
LM131, LM131A			0.02	10.0	nA
LM231, LM231A, LM331, LM331A	$T_A = T_{\text{MAX}}$		2.0	50.0	nA
All Devices					
Operating Range of Current (Typical)			(10 to 500)		μA
REFERENCE VOLTAGE (Pin 2)					
LM131, LM131A, LM231, LM231A		1.76	1.89	2.02	V_{DC}
LM331, LM331A		1.70	1.89	2.08	V_{DC}
Stability vs Temperature			± 60		ppm/ $^\circ\text{C}$
Stability vs Time, 1000 Hours			± 0.1		%
LOGIC OUTPUT (Pin 3)					
V_{SAT}	$I = 5\text{ mA}$		0.15	0.50	V
OFF Leakage	$I = 3.2\text{ mA}$ (2 TTL Loads), $T_{\text{MIN}} \leq T_A \leq T_{\text{MAX}}$		0.10	0.40	V
			± 0.05	1.0	μA
SUPPLY CURRENT					
LM131, LM131A, LM231, LM231A	$V_S = 5\text{V}$	2.0	3.0	4.0	mA
LM331, LM331A	$V_S = 40\text{V}$	2.5	4.0	6.0	mA
	$V_S = 5\text{V}$	1.5	3.0	6.0	mA
	$V_S = 40\text{V}$	2.0	4.0	8.0	mA

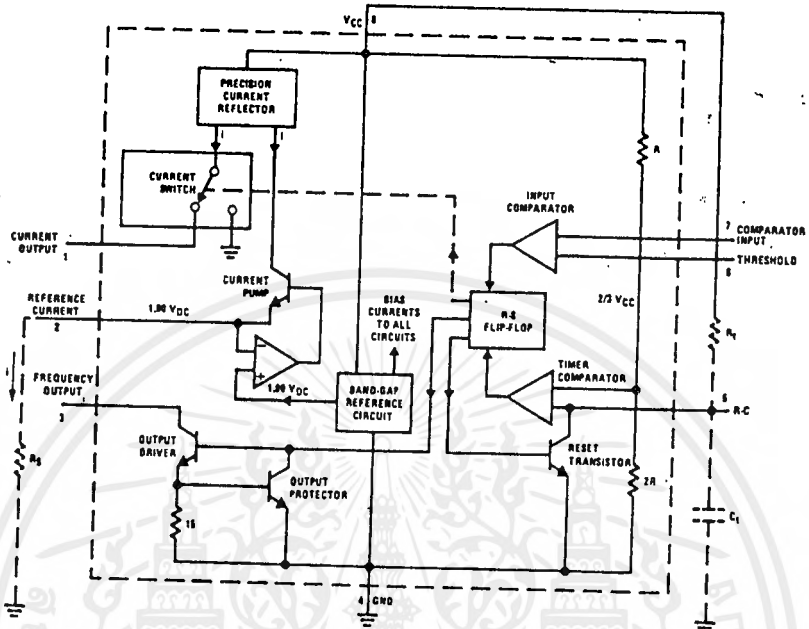
Note 1: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its specified operating conditions.

Note 2: All specifications apply in the circuit of Figure 3, with $4.0\text{V} \leq V_S \leq 40\text{V}$, unless otherwise noted.

Note 3: Nonlinearity is defined as the deviation of I_{OUT} from $V_{\text{IN}} \times (10\text{ kHz} / 10\text{ V}_{\text{DC}})$ when the circuit has been trimmed for zero error at 10 Hz and at 10 kHz, over the frequency range 1 Hz to 11 kHz. For the timing capacitor, C_T , use NPO ceramic, Teflon[®], or polystyrene.

Note 4: Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k Ω resistor.

Functional Block Diagram



Pin numbers apply to 8-pin packages only. See connection diagram for LM231WM pin numbers.
FIGURE 1a

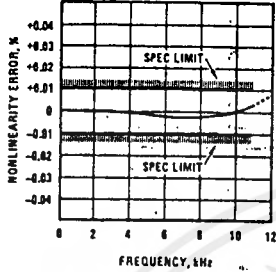
TL/H/5680-2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

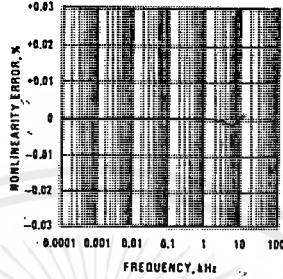
Typical Performance Characteristics

(All electrical characteristics apply for the circuit of *Figure 3*, unless otherwise noted.)

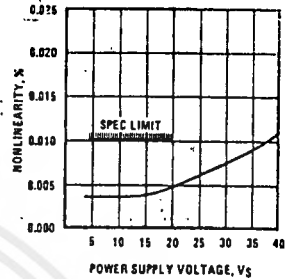
Nonlinearity Error, LM131 Family, as Precision V-to-F Converter (*Figure 3*)



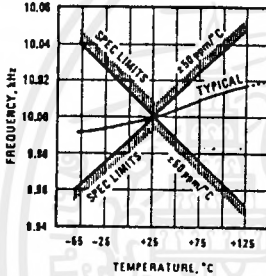
Nonlinearity Error, LM131 Family



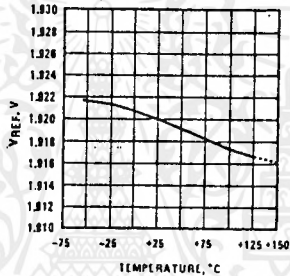
Nonlinearity vs Power Supply Voltage



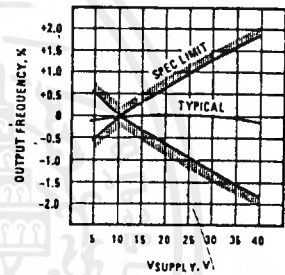
Frequency vs Temperature, LM131A



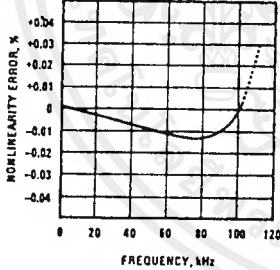
VREF vs Temperature, LM131A



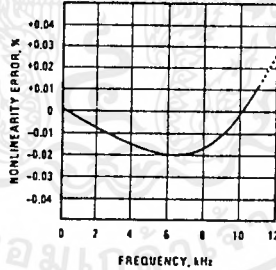
Output Frequency vs V_{SUPPLY}



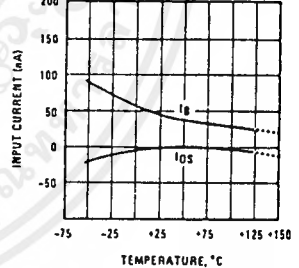
100 kHz Nonlinearity Error, LM131 Family (*Figure 4*)



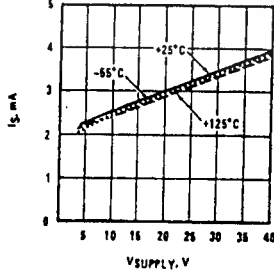
Nonlinearity Error, LM131 (*Figure 1*)



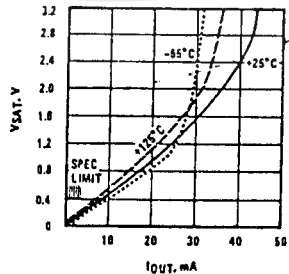
Input Current (Pins 6, 7) vs Temperature



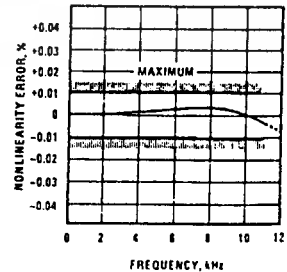
Power Drain vs V_{SUPPLY}



Output Saturation Voltage vs I_{OUT} (Pin 3)



Nonlinearity Error, Precision F-to-V Converter (*Figure 6*)



TL/H/5680-3

Typical Applications (Continued)

For best results, all the components should be stable low-temperature-coefficient components, such as metal-film resistors. The capacitor should have low dielectric absorption; depending on the temperature characteristics desired, NPO ceramic, polystyrene, Teflon or polypropylene are best suited.

A capacitor C_{IN} is added from pin 7 to ground to act as a filter for V_{IN} . A value of 0.01 μF to 0.1 μF will be adequate in most cases; however, in cases where better filtering is required, a 1 μF capacitor can be used. When the RC time constants are matched at pin 6 and pin 7, a voltage step at V_{IN} will cause a step change in f_{OUT} . If C_{IN} is much less than C_L , a step at V_{IN} may cause f_{OUT} to stop momentarily. A 47 Ω resistor, in series with the 1 μF C_L , is added to give hysteresis effect which helps the input comparator provide the excellent linearity (0.03% typical).

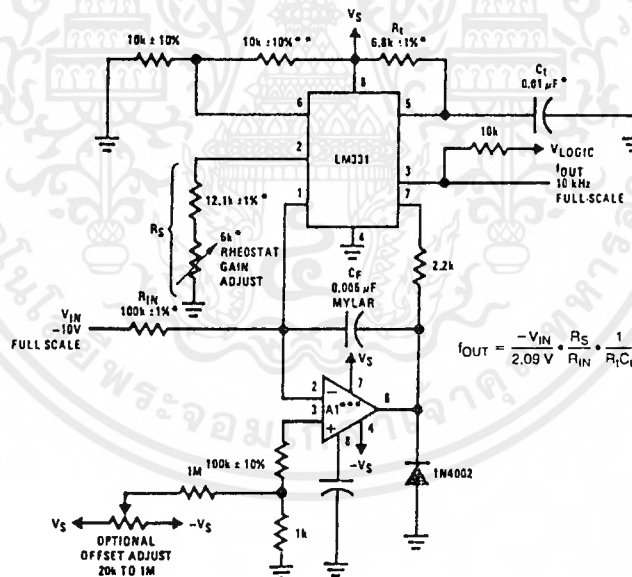
DETAIL OF OPERATION OF PRECISION V-TO-F CONVERTER (FIGURE 3)

In this circuit, integration is performed by using a conventional operational amplifier and feedback capacitor, C_F . When the integrator's output crosses the nominal threshold level at pin 6 of the LM131, the timing cycle is initiated.

The average current fed into the op amp's summing point (pin 2) is $i \times (1.1 R_1 C_1) \times f$ which is perfectly balanced with $-V_{IN}/R_{IN}$. In this circuit, the voltage offset of the LM131 input comparator does not affect the offset or accuracy of the V-to-F converter as it does in the stand-alone V-to-F converter; nor does the LM131 bias current or offset current. Instead, the offset voltage and offset current of the operational amplifier are the only limits on how small the signal can be accurately converted. Since op amps with voltage offset well below 1 mV and offset currents well below 2 nA are available at low cost, this circuit is recommended for best accuracy for small signals. This circuit also responds immediately to any change of input signal (which a stand-alone circuit does not) so that the output frequency will be an accurate representation of V_{IN} , as quickly as 2 output pulses' spacing can be measured.

In the precision mode, excellent linearity is obtained because the current source (pin 1) is always at ground potential and that voltage does not vary with V_{IN} or f_{OUT} . (In the stand-alone V-to-F converter, a major cause of non-linearity is the output impedance at pin 1 which causes i to change as a function of V_{IN}).

The circuit of Figure 4 operates in the same way as Figure 3, but with the necessary changes for high speed operation.



TL/H/5680-5

*Use stable components with low temperature coefficients. See Typical Applications section.

**This resistor can be 5 k Ω or 10 k Ω for $V_S = 8\text{V}$ to 22V, but must be 10 k Ω for $V_S = 4.5\text{V}$ to 8V.

***Use low offset voltage and low offset current op amps for A1: recommended types LM108, LM308A, LF411A

FIGURE 3. Standard Test Circuit and Applications Circuit, Precision Voltage-to-Frequency Converter

Typical Applications (Continued)

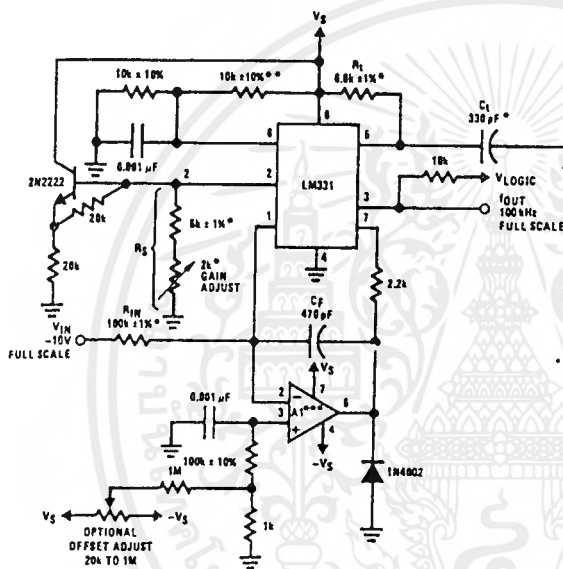
DETAILS OF OPERATION, FREQUENCY-TO-VOLTAGE CONVERTERS (FIGURES 5 AND 6)

In these applications, a pulse input at f_{IN} is differentiated by a C-R network and the negative-going edge at pin 6 causes the input comparator to trigger the timer circuit. Just as with a V-to-F converter, the average current flowing out of pin 1 is $I_{AVERAGE} = i \times (1.1 R_1 C_1) \times f$.

In the simple circuit of FIGURE 5, this current is filtered in the network $R_L = 100 \text{ k}\Omega$ and $1 \mu\text{F}$. The ripple will be less than 10 mV peak, but the response will be slow, with a

0.1 second time constant, and settling of 0.7 second to 0.1% accuracy.

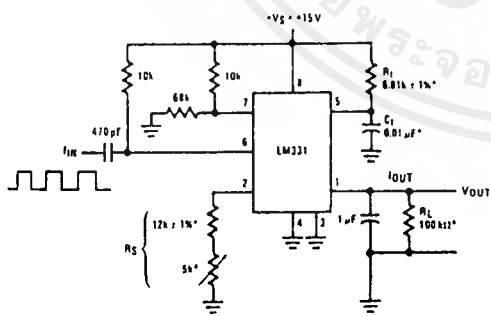
In the precision circuit, an operational amplifier provides a buffered output and also acts as a 2-pole filter. The ripple will be less than 5 mV peak for all frequencies above 1 kHz, and the response time will be much quicker than in Figure 5. However, for input frequencies below 200 Hz, this circuit will have worse ripple than Figure 5. The engineering of the filter time-constants to get adequate response and small enough ripple simply requires a study of the compromises to be made. Inherently, V-to-F converter response can be fast, but F-to-V response can not.



- *Use stable components with low temperature coefficients. See Typical Applications section.
- **This resistor can be 5 k Ω or 10 k Ω for $V_S = 8\text{V to } 22\text{V}$, but must be 10 k Ω for $V_S = 4.5\text{V to } 8\text{V}$.
- ***Use low offset voltage and low offset current op amps for A1; recommended types LF411A or LF355.

TL/H/5680-6

FIGURE 4. Precision Voltage-to-Frequency Converter, 100 kHz Full-Scale, $\pm 0.03\%$ Non-Linearity

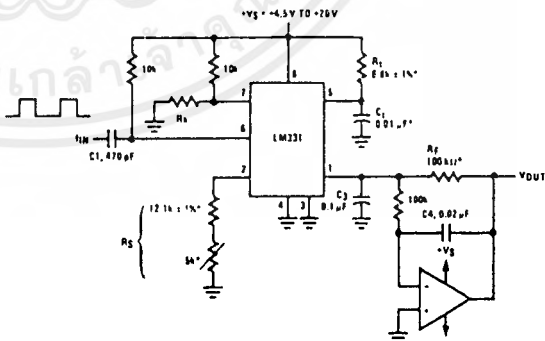


TL/H/5680-7

$$V_{OUT} = f_{IN} \times 2.09\text{V} \times \frac{R_L}{R_S} \times (R_1 C_1)$$

*Use stable components with low temperature coefficients.

FIGURE 5. Simple Frequency-to-Voltage Converter, 10 kHz Full-Scale, $\pm 0.06\%$ Non-Linearity



TL/H/5680-8

$$V_{OUT} = -f_{IN} \times 2.09\text{V} \times \frac{R_F}{R_S} \times (R_1 C_1)$$

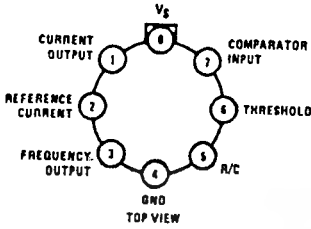
$$\text{SELECT } R_x = \frac{(V_S - 2\text{V})}{0.2 \text{ mA}}$$

*Use stable components with low temperature coefficients.

FIGURE 6. Precision Frequency-to-Voltage Converter, 10 kHz Full-Scale with 2-Pole Filter, $\pm 0.01\%$ Non-Linearity Maximum

Connection Diagrams

Metal Can Package

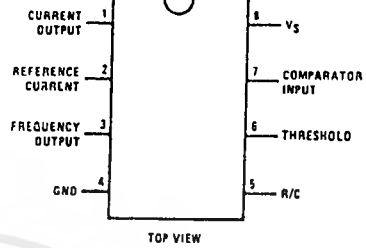


Note: Metal case is connected to pin 4 (GND.)

TL/H/5680-20

Order Number LM131H/883 or LM131AH/883
See NS Package Number H08C

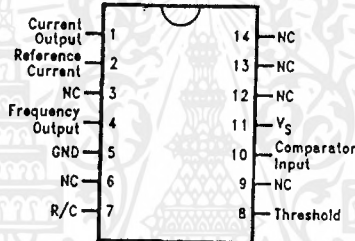
Dual-In-Line Package



TL/H/5680-21

Order Number LM231AN, LM231N, LM331AN,
or LM331N
See NS Package Number N08E

Small-Outline Package

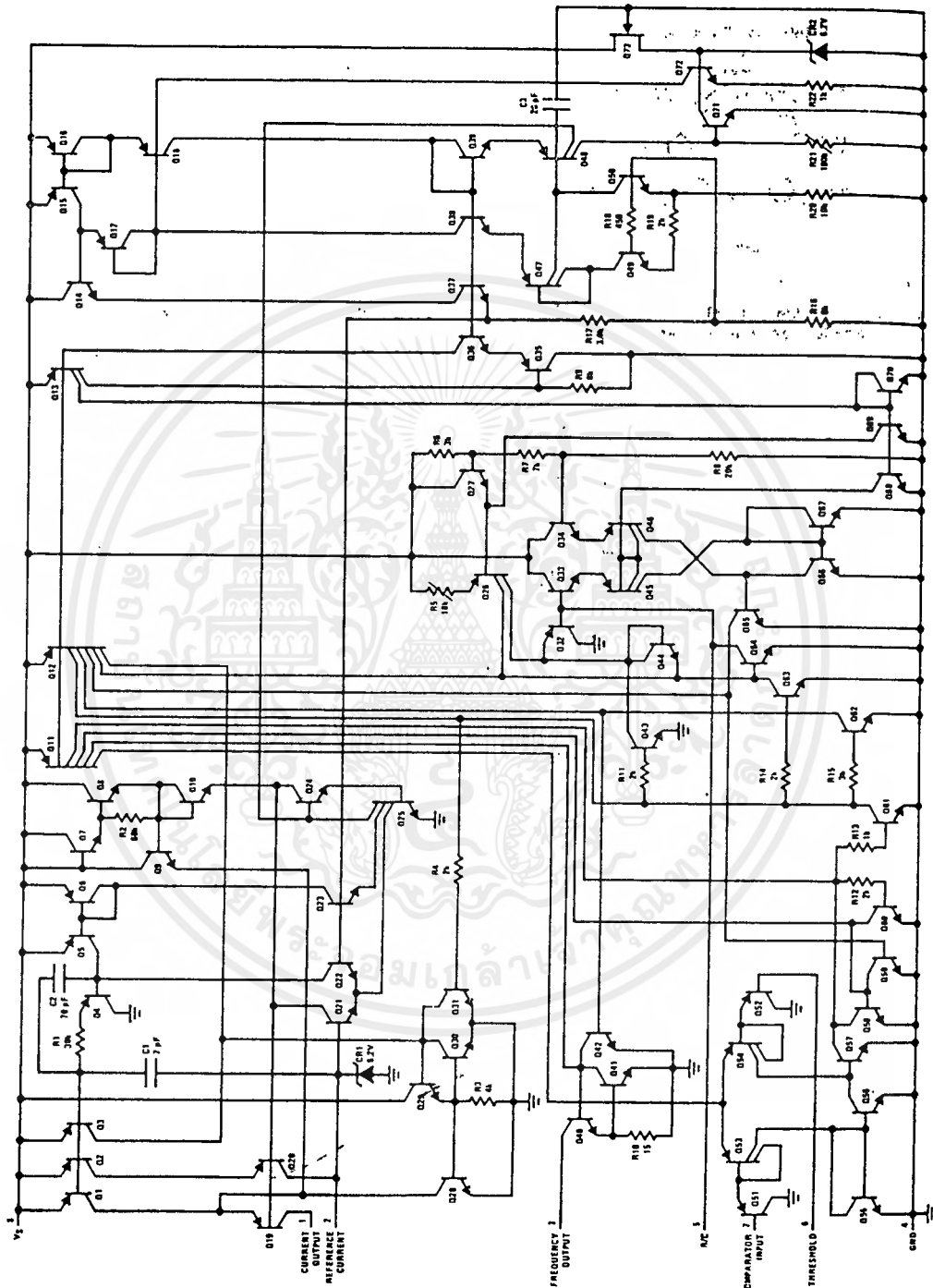


TL/H/5680-24

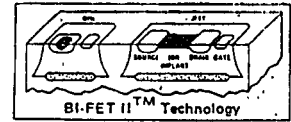
Order Number LM231WM
See NS Package Number M14B

LM131A/LM131/LM231A/LM231/LM331A/LM331

Schematic Diagram



TL/H/5680-22



LF353

LF353 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier

General Description

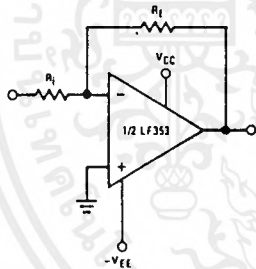
These devices are low cost, high speed, dual JFET input operational amplifiers with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The LF353 is pin compatible with the standard LM1558 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM1558 and LM358 designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The devices also exhibit low noise and offset voltage drift.

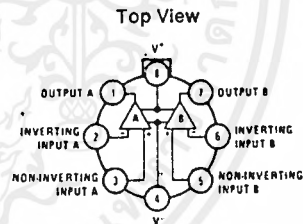
Features

- Internally trimmed offset voltage 10 mV
- Low input bias current 50 pA
- Low input noise voltage 16 nV/√Hz
- Low Input noise current 0.01 pA/√Hz
- Wide gain bandwidth 4 MHz
- High slew rate 13 V/μS
- Low supply current 3.6 mA
- High input impedance 10¹²Ω
- Low total harmonic distortion $A_V = 10$, $R_L = 10k$, $V_O = 20V_{p-p}$, $BW = 20$ Hz-20kHz < 0.02%
- Low 1/f noise corner 50 Hz
- Fast settling time to 0.01% 2 μS

Typical Connection



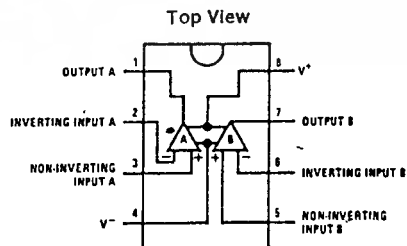
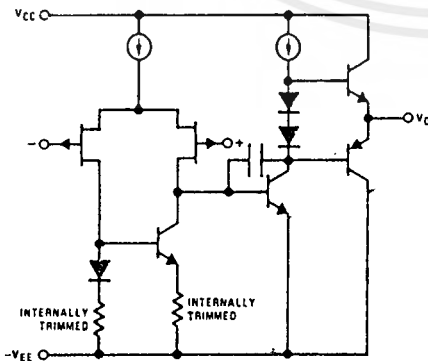
Connection Diagrams



Order Number LF353H
See NS Package H08C

Simplified Schematic

1/2 Dual



Order Number LF353N
See NS Package N08E

TL/H/5649-1

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	± 18V	Input Voltage Range (Note 2)	± 15V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW	Output Short Circuit Duration	Continuous
Operating Temperature Range	0°C to +70°C	Storage Temperature Range	-55°C to +150°C
T _J (MAX)	115°C	Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	300°C
Differential Input Voltage	± 30V		

DC Electrical Characteristics (Note 4)

Symbol	Parameter	Conditions	LF353			Units
			Min	Typ	Max	
V _{OS}	Input Offset Voltage	R _S = 10kΩ, T _A = 25°C Over Temperature		5	10	mV mV
ΔV _{OS} /ΔT	Average TC of Input Offset Voltage	R _S = 10 kΩ		10		μV/°C
I _{OS}	Input Offset Current	T _J = 25°C, (Notes 4, 5) T _J ≤ 70°C		25	100	pA nA
I _B	Input Bias Current	T _J = 25°C, (Notes 4, 5) T _J ≤ 70°C		50	200	pA nA
R _{IN}	Input Resistance	T _J = 25°C		10 ¹²		Ω
A _{VOL}	Large Signal Voltage Gain	V _S = ± 15V, T _A = 25°C V _O = ± 10V, R _L = 2 kΩ Over Temperature	25	100		V/mV V/mV
V _O	Output Voltage Swing	V _S = ± 15V, R _L = 10kΩ	± 12	± 13.5		V
V _{CM}	Input Common-Mode Voltage Range	V _S = ± 15V	± 11	+ 15 - 12		V V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	R _S ≤ 10kΩ	70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 6)	70	100		dB
I _S	Supply Current			3.6	6.5	mA

AC Electrical Characteristics (Note 4)

Symbol	Parameter	Conditions	LF353			Units
			Min	Typ	Max	
	Amplifier to Amplifier Coupling	T _A = 25°C, f = 1 Hz - 20kHz (Input Referred)		-120		dB
SR	Slew Rate	V _S = ± 15V, T _A = 25°C		13		V/μS
GBW	Gain Bandwidth Product	V _S = ± 15V, T _A = 25°C		4		MHz
e _n	Equivalent Input Noise Voltage	T _A = 25°C, R _S = 100Ω, f = 1000Hz		16		nV/√Hz
i _n	Equivalent Input Noise Current	T _J = 25°C, f = 1000Hz		0.01		pA/√Hz

Note 1: For operating at elevated temperatures, the device must be derated based on a thermal resistance of 160°C/W junction to ambient for the N package, and 150°C/W junction to ambient for the H package.

Note 2: Unless otherwise specified the absolute maximum negative input voltage is equal to the negative power supply voltage.

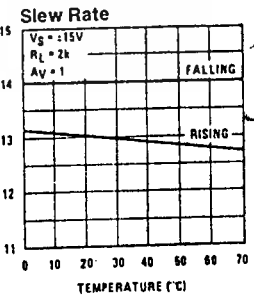
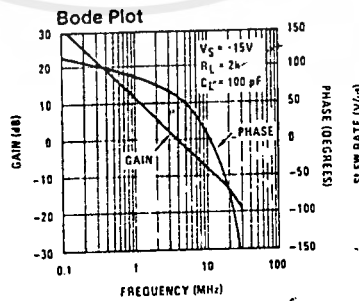
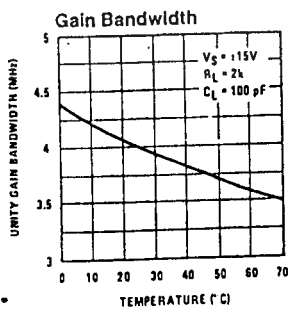
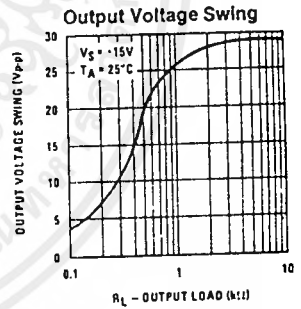
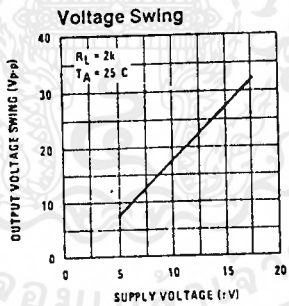
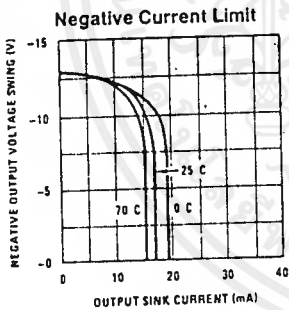
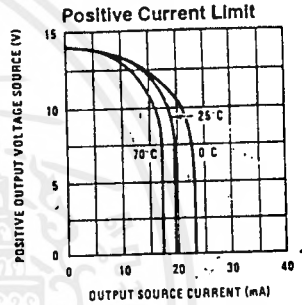
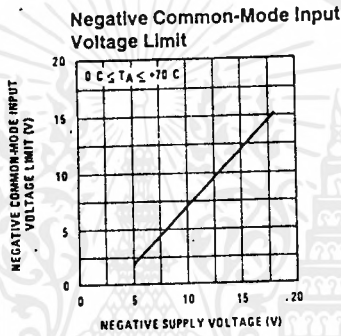
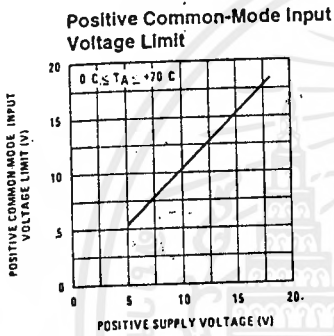
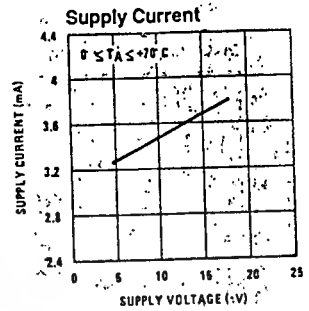
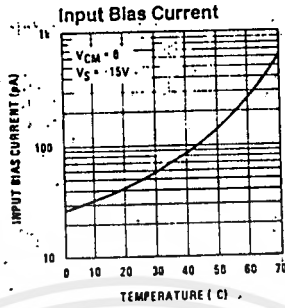
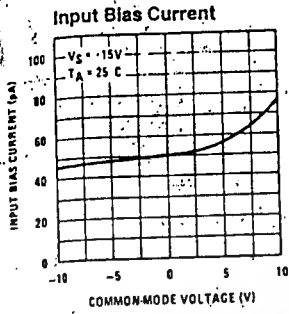
Note 3: The power dissipation limit, however, cannot be exceeded.

Note 4: These specifications apply for V_S = ± 15V and 0°C ≤ T_A ≤ +70°C. V_{OS}, I_B and I_{OS} are measured at V_{CM} = 0.

Note 5: The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature, T_J. Due to the limited production test time, the input bias currents measured are correlated to junction temperature. In normal operation the junction temperature rises above the ambient temperature as a result of internal power dissipation, P_D. T_J = T_A + θ_{JA} P_D where θ_{JA} is the thermal resistance from junction to ambient. Use of a heat sink is recommended if input bias current I_S is to be kept to a minimum.

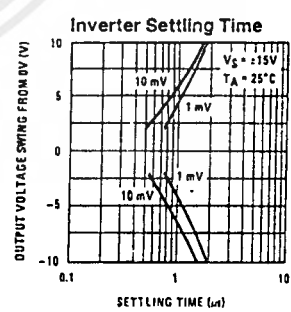
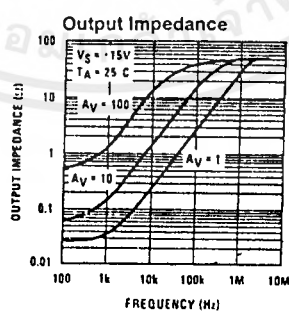
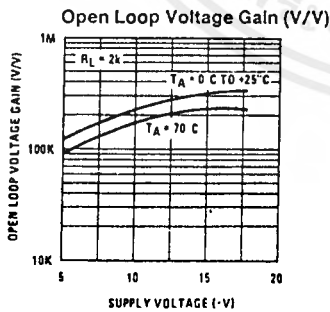
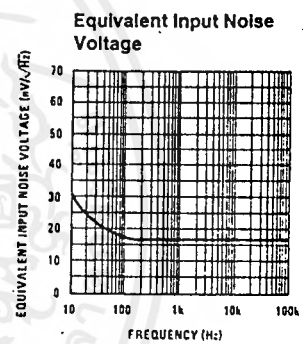
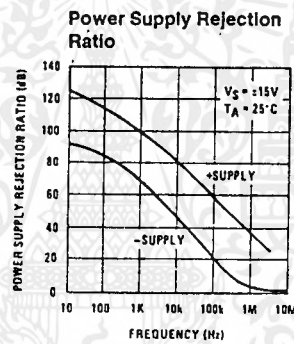
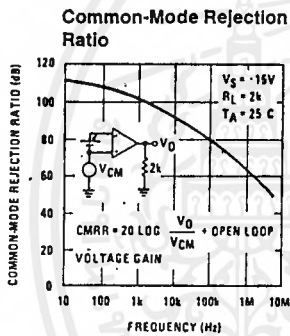
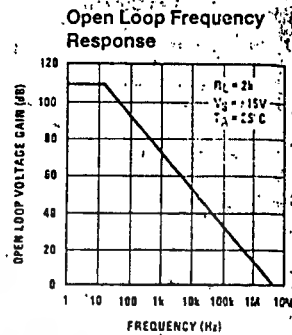
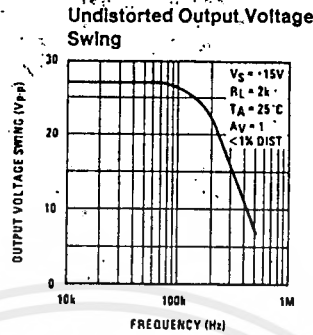
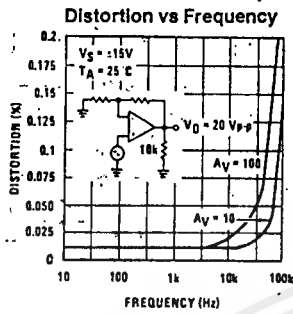
Note 6: Supply voltage rejection ratio is measured for both supply magnitudes increasing or decreasing simultaneously in accordance with common practice.

Typical Performance Characteristics



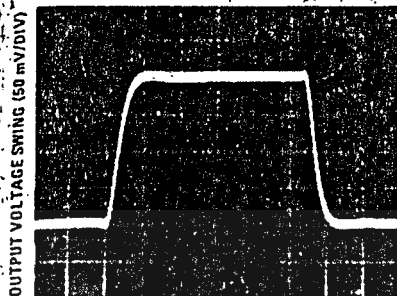
TL/H/6649-2

Typical Performance Characteristics (Continued)



Pulse Response

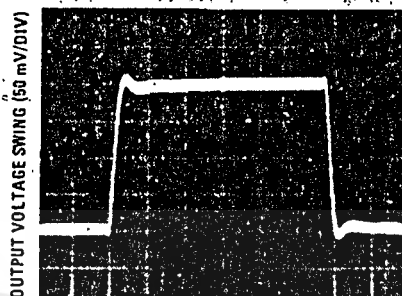
Small Signaling Inverting



TIME (0.2 μs/DIV)

TL/H/5649-4

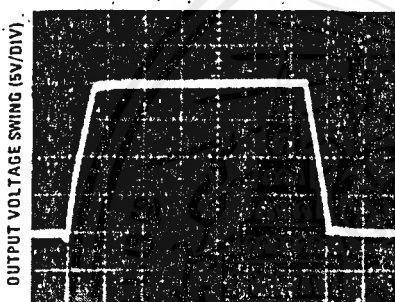
Small Signal Non-Inverting



TIME (0.2 μs/DIV)

TL/H/5649-5

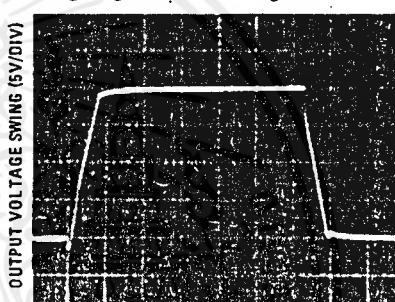
Large Signal Inverting



TIME (2 μs/DIV)

TL/H/5649-6

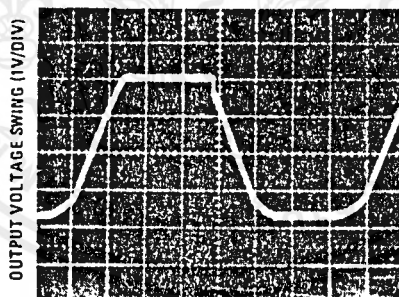
Large Signal Non-Inverting



TIME (2 μs/DIV)

TL/H/5649-7

Current Limit ($R_L = 100\Omega$)



TIME (5 μs/DIV)

TL/H/5649-8

Application Hints

These devices are op amps with an internally trimmed input offset voltage and JFET input devices (BI-FET II). These JFETs have large reverse breakdown voltages from gate to source and drain eliminating the need for clamps across the inputs. Therefore, large differential input voltages can easily be accommodated without a large increase in input current. The maximum differential input voltage is independent of the supply voltages. However, neither of the input voltages should be allowed to exceed the negative supply as this will cause large currents to flow which can result in a destroyed unit.

Exceeding the negative common-mode limit on either input will cause a reversal of the phase to the output and force the amplifier output to the corresponding high or low state. Exceeding the negative common-mode limit on both inputs will force the amplifier output to a high state. In neither case does a latch occur since raising the input back within the common-mode range again puts the input stage and thus the amplifier in a normal operating mode.

Application Hints (Continued)

Exceeding the positive common-mode limit on a single input will not change the phase of the output; however, if both inputs exceed the limit, the output of the amplifier will be forced to a high state.

The amplifiers will operate with a common-mode input voltage equal to the positive supply; however, the gain bandwidth and slew rate may be decreased in this condition. When the negative common-mode voltage swings to within 3V of the negative supply, an increase in input offset voltage may occur.

Each amplifier is individually biased by a zener reference which allows normal circuit operation on $\pm 4V$ power supplies. Supply voltages less than these may result in lower gain bandwidth and slew rate.

The amplifiers will drive a 2 k Ω load resistance to $\pm 10V$ over the full temperature range of 0°C to +70°C. If the amplifier is forced to drive heavier load currents, however, an increase in input offset voltage may occur on the negative voltage swing and finally reach an active current limit on both positive and negative swings.

Precautions should be taken to ensure that the power supply for the integrated circuit never becomes reversed in polarity or that the unit is not inadvertently installed backwards in a socket as an unlimited current surge through the result-

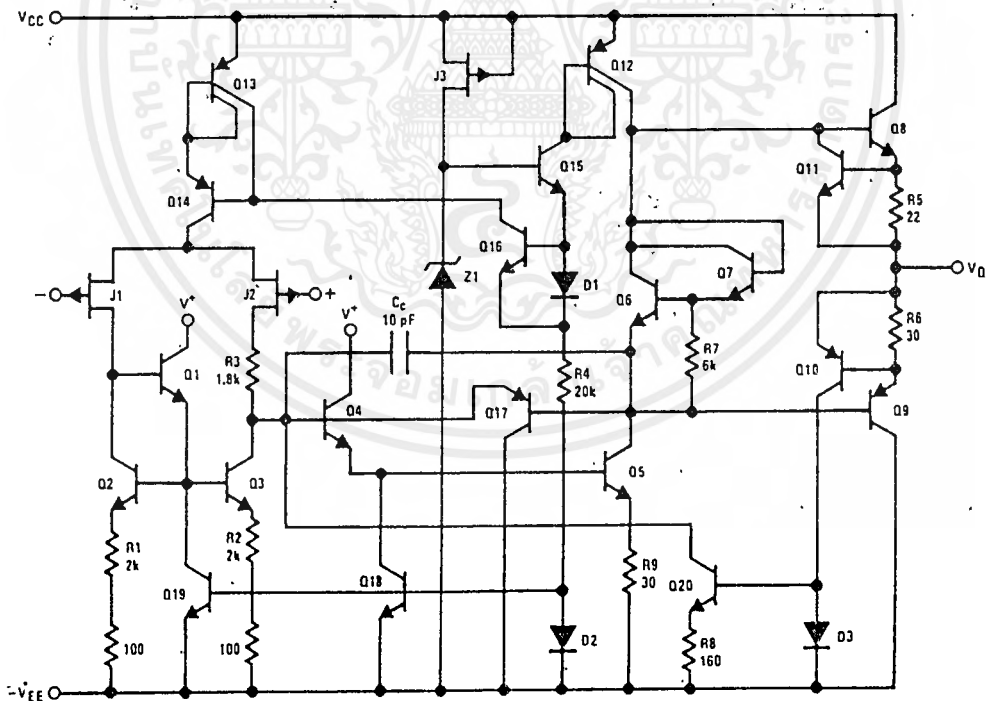
ing forward diode within the IC could cause fusing of internal conductors and result in a destroyed unit.

Because these amplifiers are JFET rather than MOSFET input op amps they do not require special handling.

As with most amplifiers, care should be taken with lead dress, component placement and supply decoupling in order to ensure stability. For example, resistors from the output to an input should be placed with the body close to the input to minimize "pick-up" and maximize the frequency of the feedback pole by minimizing the capacitance from the input to ground.

A feedback pole is created when the feedback around any amplifier is resistive. The parallel resistance and capacitance from the input of the device (usually the inverting input) to AC ground set the frequency of the pole. In many instances the frequency of this pole is much greater than the expected 3 dB frequency of the closed loop gain and consequently there is negligible effect on stability margin. However, if the feedback pole is less than approximately 6 times the expected 3 dB frequency a lead capacitor should be placed from the output to the input of the op amp. The value of the added capacitor should be such that the RC time constant of this capacitor and the resistance it parallels is greater than or equal to the original feedback pole time constant.

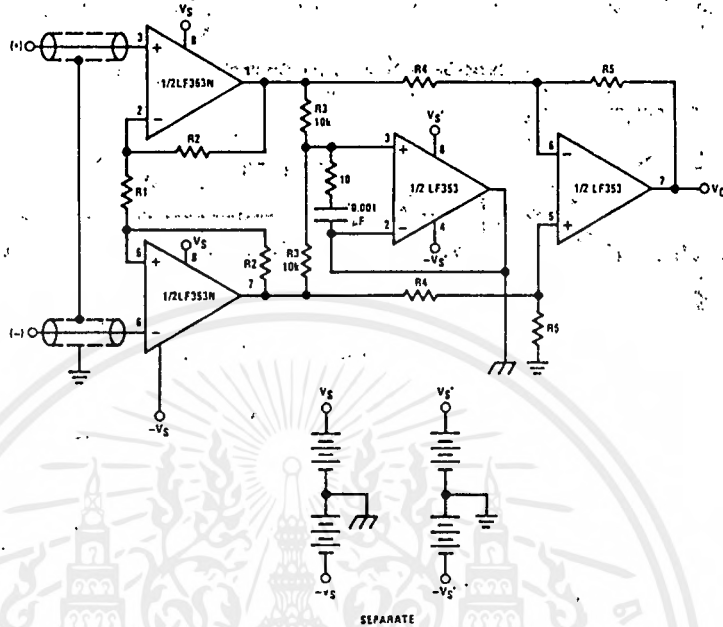
Detailed Schematic



TL/H/5649-1

Typical Applications (Continued)

Improved CMRR Instrumentation Amplifier



$$A_V = \left(\frac{2R_2}{R_1} + 1 \right) \frac{R_5}{R_4}$$

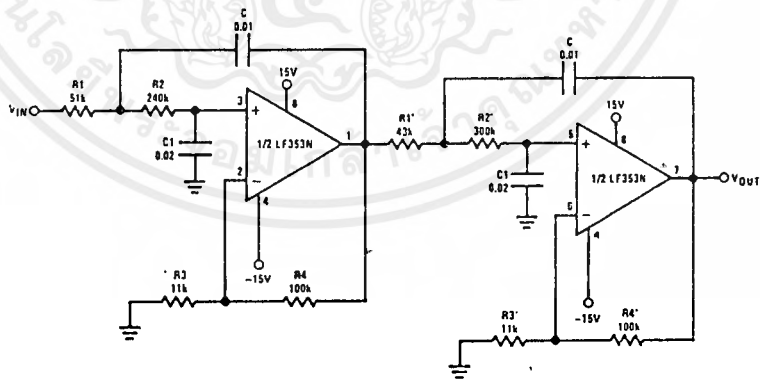
∇ and \oplus are separate isolated grounds

Matching of R2's, R4's and R5's control CMRR

With $A_{VT} = 1400$, resistor matching = 0.01%: CMRR = 136 dB

- Very high input impedance
- Super high CMRR

Fourth Order Low Pass Butterworth Filter



$$\bullet \text{ Corner frequency } (f_c) = \sqrt{\frac{1}{R_1 R_2 C C_1}} \cdot \frac{1}{2\pi} = \sqrt{\frac{1}{R_1' R_2' C C_1}} \cdot \frac{1}{2\pi}$$

$$\bullet \text{ Passband gain } (H_0) = (1 + R_4/R_3) (1 + R_4'/R_3')$$

$$\bullet \text{ First stage } Q = 1.31$$

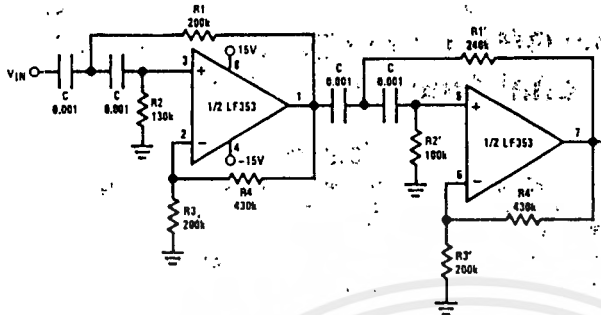
$$\bullet \text{ Second stage } Q = 0.541$$

• Circuit shown uses nearest 5% tolerance resistor values for a filter with a corner frequency of 100 Hz and a passband gain of 100

• Offset nulling necessary for accurate DC performance

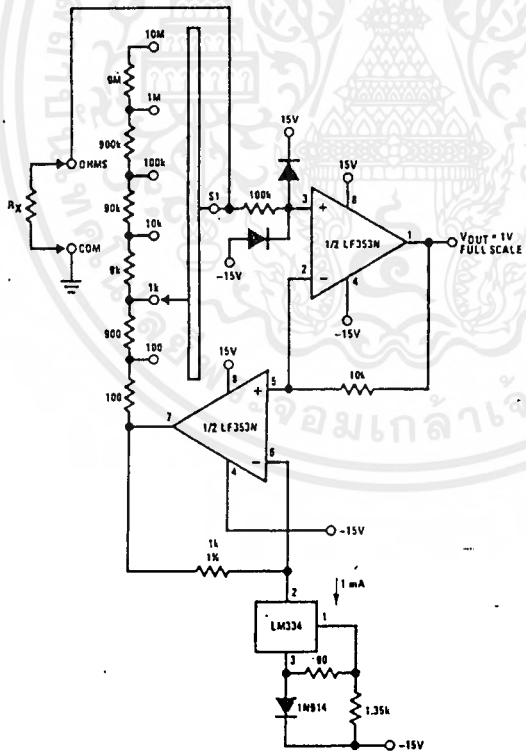
Typical Applications (Continued)

Fourth Order High Pass Butterworth Filter



- Corner frequency (f_c) = $\sqrt{\frac{1}{R_1 R_2 C^2}} \cdot \frac{1}{2\pi} = \sqrt{\frac{1}{R_1' R_2' C^2}} \cdot \frac{1}{2\pi}$
- Passband gain ($H_0 = (1 + R_4/R_3)(1 + R_4'/R_3')$)
- First stage $Q = 1.31$
- Second stage $Q = 0.541$
- Circuit shown uses closest 5% tolerance resistor values for a filter with a corner frequency of 1 kHz and a passband gain of 10.

Ohms to Volts Converter



$$V_O = \frac{1V}{R_{LADDER}} \times R_X$$

Where R_{LADDER} is the resistance from switch S1 pole to pin 7 of the LF353.

TL/H/5649-13