



เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ECG FLOATING AMPLIFIER



วัน เดือน ปี..... 1 ค.ค. 2540
เลขทะเบียน..... 037135
เลขเรียกหนังสือ..... T 08228 3355 ด.

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2538

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

037135

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG FLOATING AMPLIFIER



ปริญญาานิพนธ์สำหรับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิทยาศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2538

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2538

ภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG FLOATING AMPLIFIER)

ผู้จัดทำ

1. นางสาว ชัชรี ปิ่นแก้ว เลขประจำตัว 35104100
2. นางสาว นิภาพรรณ ภู่มะมัย เลขประจำตัว 35104221



อาจารย์ที่ปรึกษา

(อ. พิชัย คุศิริวานิชกร)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ECG FLOATING AMPLIFIER

ผู้จัดทำ

1. นางสาว ชัชรี ปิ่นแก้ว เลขประจำตัว 35104100
2. นางสาว นิภาพรรณ ภูละมัย เลขประจำตัว 35104221

โครงการได้รับการตรวจสอบแล้ว พร้อมทั้งจะทำการสอบได้



เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ชัชรี ปิ่นแก้ว

นิภาพรรณ ภูละมัย

อ. พิชัย คุศิริวานิชกร อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2538

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการสร้างวงจรขยายสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีวัตถุประสงค์หลักเพื่อนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากร่างกายซึ่งเป็นสัญญาณที่มีขนาดเล็ก และมีค่าความถี่ต่ำ มาแสดงผลอย่างชัดเจนบนจอภาพของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ พร้อมทั้งมีการคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจในเบื้องต้นนี้ด้วย ข้อมูลที่รับเข้าจะถูกเก็บเอาไว้ และสามารถนำออกมาแสดงผลได้อีก ดังนั้นจึงเป็นประโยชน์ในการที่จะนำข้อมูลเหล่านี้มาใช้เพื่อการวิเคราะห์ในรายละเอียดของสัญญาณได้ในโอกาสต่อไป

ECG FLOATING AMPLIFIER

Chatcharee Pinkaew

Nipapan Poolamai

Pichai Koosirivanichakorn Advisor

1995

ABSTRACT

This Thesis concerns the study of constructing an amplifier for measuring electrical heart wave or ECG (Electrocardiogram) . The main objective is to display the ECG which has small amplitude and low frequency on a computer screen . Also, heart rate will be calculated and displayed . The ECG is stored as data and can be retrieved later for displaying or analysing .

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 ทฤษฎีเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจ	3
2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ	3
2.2 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ	5
2.3 การศึกษาความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	8
2.4 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	9
2.4.1 แบบไบโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)	9
2.4.2 แบบยูนิโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)	9
บทที่ 3 ลักษณะพื้นฐานของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	11
3.1 ระบบของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	11
3.1.1 ภาคตรวจรับ (Detector)	11
3.1.2 ภาคขยายและปรับปรุง (Amplifier)	11
3.1.3 ภาคแสดงผล (Display)	11
3.2 สิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการตรวจวัดสัญญาณ	12
3.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการวัดสัญญาณ	12
3.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological Amplifier)	15
บทที่ 4 วงจรพื้นฐานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	21
4.1 วงจรขยายสัญญาณผลต่าง (Differential Amplifier)	21
4.2 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier)	23
4.3 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentation Amplifier)	24
4.4 วงจรที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงจากร่างกาย (RL Driven)	25
4.5 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)	26

เรื่อง	หน้า
4.6 วงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ (Notch Filter)	27
4.7 วงจรแยกสัญญาณ (Opto-Isolator)	29
บทที่ 5 การออกแบบและการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	32
5.1 การทำงานของเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	32
5.2 การคำนวณค่าต่างๆ ภายในเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	34
บทที่ 6 การบันทึกและแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	37
6.1 ส่วนประกอบและทฤษฎีการทำงานของการ์ด PA-MA 12(-H) ที่ใช้ในการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล	37
6.2 การกำหนดแหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกที่ใช้ในการแปลงสัญญาณ จากอนาล็อกเป็นดิจิทัล	41
6.3 การกำหนดวิธีในการส่งผ่านข้อมูล (Data Transfer Method)	42
6.3.1 การให้สิทธิ์การทำงานโดยหน่วยประมวลผลกลาง (CPU Polling)	42
6.3.2 การขัดจังหวะ (Interrupt)	43
6.3.3 การเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง (Direct Memory Access)	43
บทที่ 7 การติดตั้งและโปรแกรมการ์ด PA-MA 12(-H) โดยใช้วิธี การเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง	44
7.1 การเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง	44
7.2 การเกิดขบวนการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง	45
7.3 การติดตั้งและโปรแกรมการ์ด PA-MA 12(-H)	46
7.3.1 การติดตั้งการ์ด (Hardware)	46
7.3.2 การโปรแกรมการ์ด (Software)	51
7.4 โครงสร้างของข้อมูลที่ได้จากการแปลงสัญญาณจากอนาล็อก เป็นดิจิทัล	59
7.5 การอ่านสถานะของการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล	60

เรื่อง	หน้า
บทที่ 8 การเขียนโปรแกรมควบคุมโดยใช้ภาษาซี	62
8.1 ขั้นตอน (Flow Chart) หลักการบันทึกและแสดงผล	62
8.2 คำสั่งที่สำคัญในภาษาซีที่นำมาใช้ในโปรแกรม	63
8.3 การทำงานของโปรแกรม	65
8.3.1 โปรแกรมหลัก (Main Program)	65
8.3.2 โปรแกรมย่อย (Subroutine)	65
8.3.2.1 โปรแกรมนำข้อมูลเก็บในรูปของไฟล์และแสดงผล	65
8.3.2.2 โปรแกรมการเรียกข้อมูลเก่าที่เก็บในรูปของไฟล์ (File) ออกมาแสดงผล	67
8.3.2.3 โปรแกรมแสดงผลของสัญญาณบนจอภาพ	68
8.3.2.4 โปรแกรมการคำนวณอัตราการเดินของหัวใจ	69
บทที่ 9 การทดลอง และผลการทดลอง	71
9.1 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	71
9.1.1 การทดสอบจากวงจรที่ใช้งานจริง	71
9.1.2 การทดสอบโดยใช้โปรแกรม Pspice	71
9.2 การทดสอบโปรแกรมควบคุมการบันทึกและแสดงผล	81
บทที่ 10 บทสรุป	82
ภาคผนวก	
กิตติกรรมประกาศ	
หนังสืออ้างอิง	

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 1.1 แสดงบล็อกไดอะแกรม (Block diagram) ของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	1
รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ	3
รูปที่ 2.2 แสดงระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	4
รูปที่ 2.3 แสดงภาพตัดขวางของส่วนต่างๆของหัวใจ	5
รูปที่ 2.4 แสดงความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
รูปที่ 2.5 แสดงรายละเอียดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะปกติ	8
รูปที่ 2.6 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)	10
รูปที่ 2.7 แสดงวิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบยูนิโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)	10
รูปที่ 3.1 แสดงจุดต่อของสัญญาณเข้า (Input) และสัญญาณออก (Output) ของวงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)	17
รูปที่ 4.1 แสดงวงจรขยายสัญญาณผลต่าง (Differential Amplifier) อย่างง่าย	21
รูปที่ 4.2 แสดงลักษณะพื้นฐานของวงจรบัฟเฟอร์ (Buffer)	23
รูปที่ 4.3 แสดงลักษณะของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)	24
รูปที่ 4.4 แสดงลักษณะของวงจรที่ใช้เป็นจุกอ้างอิงจากร่างกาย (RL Driven)	25
รูปที่ 4.5 แสดงลักษณะของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter) แบบซาเลน-คีย์	26
รูปที่ 4.6 ก) แสดงผลตอบสนองของความถี่ของวงจร ไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ (Notch Filter) ข) แสดงลักษณะของวงจร ไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ อย่างง่าย ค) แสดงลักษณะของวงจร ไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่แบบปรับค่าได้	27 27 28
รูปที่ 4.7 แสดงตัวอย่างของอุปกรณ์แยกสัญญาณ โดยผ่านแสง (Opto-Isolator) ที่นิยมใช้โดยทั่วไป	29
รูปที่ 4.8 แสดงลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสงแบบอินฟราเรด (Infrared LED)	30
รูปที่ 4.9 แสดงลักษณะของทรานซิสเตอร์รับแสง (Photo Transistor)	30
รูปที่ 5.1 แสดงวงจรขยายของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)	33
รูปที่ 6.1 แสดงบล็อกไดอะแกรม (Block Diagram) ของการ์ด PA-MA 12(-H)	38
รูปที่ 7.1 แสดงการนำสัญญาณแบบสัญญาณเดี่ยว(Single-ended)ป้อนให้กับ	46

การ์ด PA-MA 12(-H)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
รูปที่ 7.2 แสดงตำแหน่งของตัวเลือกการทำงาน(Jumper) บนการ์ด PA-MA 12(-H)	47
รูปที่ 7.3 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 12 (JP12) เพื่อเลือกช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูล (DMA Channel)	48
รูปที่ 7.4 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 4 (JP4) เพื่อเลือกลักษณะการส่งผ่านข้อมูล (Byte/Word transfer)	49
รูปที่ 7.5 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 9 (JP9) ตามชนิดของสัญญาณเข้า (Input)	49
รูปที่ 7.6 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 5 , 6 และ 8 (JP5,JP6,JP8) ตามลักษณะสัญญาณเข้า	50
รูปที่ 7.7 แสดงตำแหน่งขา (Pin) ต่างๆ ของคอนเนกเตอร์ (Connector) ของการ์ด PA-MA 12(-H)	51
รูปที่ 8.1 แสดงขั้นตอน (Flow Chart) หลัก ในการบันทึก และแสดงผล	62
รูปที่ 8.2 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมหลัก	65
รูปที่ 8.3 แสดงขั้นตอนของการเก็บข้อมูลในรูปแบบไฟล์ (file) และการนำข้อมูลออกมาแสดงผล	66
รูปที่ 8.4 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมการนำข้อมูลเก่าออกมาแสดงผล	67
รูปที่ 8.5 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมส่วนแสดงผล (Display)	68
รูปที่ 8.6 แสดงขั้นตอนการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate)	70
รูปที่ 9.1 แสดงวงจรขยายของเครื่องวัดสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ	72
รูปที่ 9.2 กราฟแสดงผลตอบสนองความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรขยายที่ได้จากการวัดจริงที่ขาออกของ IC2b	76
รูปที่ 9.3 กราฟแสดงผลตอบสนองความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรขยายที่ได้จากการวัดจริงที่ขาออกของ IC2c	77
รูปที่ 9.4 กราฟแสดงผลตอบสนองความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรขยายที่ขาออกของ IC2a โดยใช้โปรแกรม PSPICE	78
รูปที่ 9.5 กราฟแสดงผลตอบสนองความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่าง ที่ขาออกของ IC2b โดยใช้โปรแกรม PSPICE	79
รูปที่ 9.6 กราฟแสดงผลตอบสนองความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่าง ที่ขาออกของ IC2c โดยใช้โปรแกรม PSPICE	80

รูปที่ 9.7 แสดงลักษณะของสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏบนจอคอมพิวเตอร์ 81

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 7.1 แสดงการรีเซ็ต (Reset) การ์ด PA-MA 12(-H)	52
ตารางที่ 7.2 แสดงการกำหนดค่าเพื่อหยุดชั่วคราวควบคุมการส่งข้อมูลเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง (DMA Controller)	52
ตารางที่ 7.3 แสดงการกำหนดหมายเลขช่องสัญญาณขาเข้า (A/D Input Multiplexer)	53
ตารางที่ 7.4 แสดงการกำหนดค่าให้กับตัวจับเวลา 8254 (8254 Timer)	53
ตารางที่ 7.4 ก) แสดงการกำหนดข้อมูลให้ตัวจับเวลา 8254	53
ตารางที่ 7.4 ข) แสดงค่าข้อมูลของตัวนับเวลา 1 และ 2 ของ 8254 ที่ความถี่สุ่ม (Sampling Frequency) ค่าต่าง ๆ	54
ตารางที่ 7.5 แสดงการกำหนดตำแหน่งหน่วยความจำที่ใช้เก็บข้อมูล	55
ตารางที่ 7.5 ก) สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 8 บิต (Byte Transfer)	55
ตารางที่ 7.5 ข) สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 16 บิต (Word Transfer)	55
ตารางที่ 7.6 แสดงการกำหนดค่าให้กับรีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูล (DMA current word counter)	56
ตารางที่ 7.6 ก) สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 8 บิต	56
ตารางที่ 7.6 ข) สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 16 บิต	56
ตารางที่ 7.7 แสดงการกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับรีจิสเตอร์เลือกโหมดการทำงาน (DMA Mode register)	57
ตารางที่ 7.8 แสดงการกำหนดค่าให้ตัวควบคุมการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง (DMA Controller) เริ่มทำงาน	57
ตารางที่ 7.9 แสดงการกำหนดค่าให้กับพอร์ตคำสั่งของการ์ด PA-MA 12(-H)	58
ตารางที่ 7.10 แสดงความหมายของบิต 0 ในพอร์ตคำสั่งของการ์ด PA-MA 12(-H)	58
ตารางที่ 7.11 แสดงความหมายของบิต 1 และ 2 ในพอร์ตคำสั่ง	59
ตารางที่ 7.12 แสดงความหมายของบิต 3 ในพอร์ตคำสั่ง	59
ตารางที่ 7.13 แสดงรูปแบบการเก็บข้อมูลในหน่วยความจำ	60
ตารางที่ 7.14 แสดงค่าข้อมูลที่มีอยู่ในรีจิสเตอร์แสดงสถานะ (Status Register)	61
ตารางที่ 9.1 ผลการทดลองเพื่อคำนวณค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวน (CMRR)	73
ตารางที่ 9.2 ผลการทดลองวัดสัญญาณขาออกโดยป้อนสัญญาณเข้าขนาด 2 มิลลิโวลต์	73

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของสำนักงานกึ่งนำร่องเพื่อส่งเสริมและสนับสนุนการวิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีสารสนเทศและการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiograph) เป็นเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้สำหรับวัดและบันทึกลักษณะการทำงานทางไฟฟ้าของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าที่สร้างจากหัวใจเรียกว่า คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ELECTROCARDIOGRAM หรือ ECG (ตามภาษาเยอรมันเรียกว่า EKG)) ลักษณะเด่นของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คือ จะมีลักษณะสัมพันธ์กันกับการบีบตัวของหัวใจ (systole) และคลายตัวของหัวใจ (diastole) ซึ่งจะสามารถนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ ไปใช้ประกอบในการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับหัวใจได้

สำหรับโครงสร้างของเครื่องมือที่ใช้สำหรับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงได้ดัง

รูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 แสดงบล็อกไดอะแกรม(Block Diagram)ของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของเครื่องมือวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตามรูปที่ 1.1 จะเริ่มจากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้โดยผ่านทางอิเล็กโทรด (electrode) ป้อนเข้าสู่วงจรขยาย (Amplifier) เพื่อให้ค่าของสัญญาณสูงขึ้นจนมีค่ามากพอที่จะนำไปแสดงผลได้อย่างชัดเจน โดยที่ในภาคแสดงผลสำหรับโครงการนี้จะใช้การแสดงผลบนจอภาพของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ สัญญาณที่ได้จากวงจรขยายซึ่งเป็นสัญญาณในรูปแบบอนาล็อก (Analog) จะต้องถูกนำมาเปลี่ยนให้เป็นสัญญาณในรูปแบบดิจิทัล (Digital) ก่อนที่จะนำไปประมวลผลและแสดงผลออกทางจอคอมพิวเตอร์ โดยวิธีการเปลี่ยนรูปแบบของสัญญาณจะใช้วิธีเขียนซอฟต์แวร์ (Software) ควบคุมการ์ด PA-MA12(-H) ซึ่งเป็นการ์ดสำเร็จรูปที่ใช้งานในด้านการแปลงรูปแบบของสัญญาณระหว่างสัญญาณอนาล็อกและสัญญาณดิจิทัล เพื่อให้ทำการแปลงลักษณะสัญญาณตามที่ต้องการ หลังจากนั้นก็จะใช้ซอฟต์แวร์ควบคุมให้มีการนำข้อมูลทางดิจิทัลที่ได้จากการแปลงออกแสดงผล รวมทั้งมีการคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) ในเบื้องต้นด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงสร้างของโครงการ แบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน ดังนี้

1.1 ส่วนฮาร์ดแวร์ (Hardware) เป็นส่วนของวงจรที่ใช้วัดและขยายสัญญาณที่วัดได้จากร่างกาย เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการวัดมีขนาดเล็กและมีความถี่ต่ำ ดังนั้นจะต้องพิจารณาให้วงจรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- 1.1.1 มีค่าอัตราขยายสัญญาณสูงที่ทุกๆความถี่
- 1.1.2 มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง
- 1.1.3 ค่าความต้านทานขาเข้า (Input Impedance) ของวงจรต้องมีค่าสูงเมื่อเปรียบ

เทียบกับค่าความต้านทานของของอวัยวะโครง

- 1.1.4 มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมต่อสัญญาณที่ป้อนเข้าไป

1.2 ส่วนซอฟต์แวร์ (Software) ซึ่งเขียนโดยใช้ภาษาซี เพื่อกำหนดให้โปรแกรมทำงานดังนี้

1.2.1 ควบคุมให้การ์ด PA-MA 12(-H) ทำการแปลงรูปแบบของสัญญาณที่วัดได้จากร่างกายซึ่งได้รับการขยายแล้วให้เป็นสัญญาณแบบดิจิตอลเพื่อนำข้อมูลป้อนเข้าสู่คอมพิวเตอร์

1.2.2 แสดงผลของสัญญาณออกทางจอภาพ โดยมีลักษณะของการแสดงผลให้เลือกว่าต้องการแสดงผลแบบช่องสัญญาณเดียว หรือแสดงผลแบบ 4 ช่องสัญญาณ

1.2.3 กำหนดค่าอัตราการเดินของหัวใจซึ่งเป็นค่าจำนวนครั้งของการเดินในเวลา 1 นาที พร้อมทั้งตั้งขอบเขตสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณ เพื่อให้มีการแสดงสัญญาณเตือนเมื่อค่าอัตราการเดินของหัวใจที่คำนวณได้ในขณะปัจจุบันที่วัดอยู่มีค่าสูงกว่าหรือต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ตามลำดับ

สำหรับรายละเอียดของโครงสร้างแต่ละส่วนในโครงการจะได้นำไปกล่าวถึงในบทต่อไปดังนี้

บทที่ 2 - 3 เป็นเนื้อหาเกี่ยวกับลักษณะการทำงานของหัวใจ การเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมทั้งคุณสมบัติเบื้องต้นของอุปกรณ์ที่จะนำมาใช้ในการวัดสัญญาณ

บทที่ 4 - 5 เป็นเนื้อหาเกี่ยวกับวงจรพื้นฐานที่ใช้ในเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การออกแบบ และ การทำงานของวงจรในแต่ละส่วน

บทที่ 6 - 8 เป็นเนื้อหาในส่วนของการบันทึก การแสดงผล และการคำนวณผลโดยใช้โปรแกรมภาษาซีในการควบคุมการทำงาน

บทที่ 9 - 10 เป็นการทดลอง ผลการทดลอง รวมทั้งสรุปและวิจารณ์ผลการทดลองที่

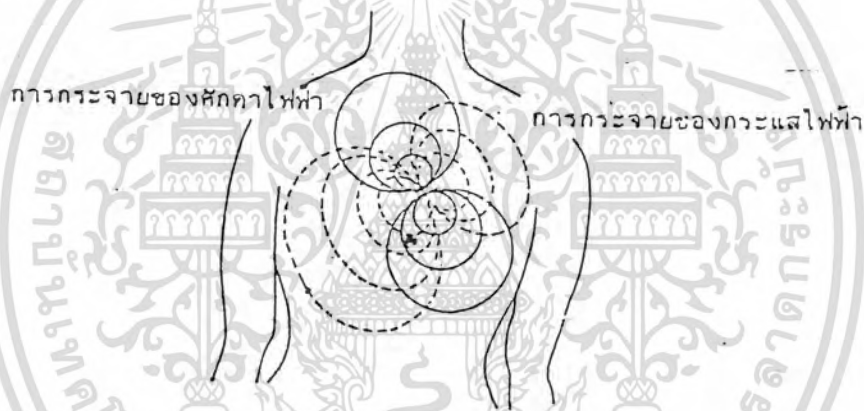
ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกายทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกายโดยที่การหดตัวและพองตัวของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้นจะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) การหดตัวและพองตัวดังกล่าวนี้ทำให้เกิดศักยะไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายกระแสไฟฟ้าและศักยะไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ

2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

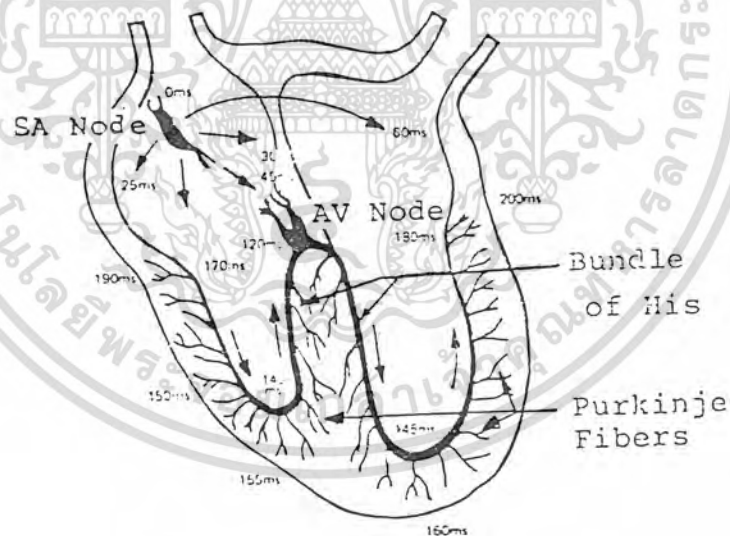
หัวใจมีคุณสมบัติหลายอย่างซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

2.1.1 กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automatically) เนื่องจากมีศักยะไฟฟ้าทำงาน (Action Potential)

2.1.2 การทำงานมีความต่อเนื่อง (Contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะธรรมชาติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่า ซิสโตล (Systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจร เช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac Cycle)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 มีระบบสื่อ นำ (Conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ เพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เอง แต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อ นำเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ระบบสื่อ นำที่กล่าวนี้ ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดดำที่เรียกรวมกันว่า (Superior Vena Cava) เรียกว่า ไชโน-เอเทรียลโนด (Sino-atrial Node:S-A Node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) เรียกว่า เอเทรียโอเวนตริคูลาร์โนด (Atrioventricular Node:A-V Node) โดยที่กลุ่มเซลล์นี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจ์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อ นำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบสื่อ นำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Purkinje's System)

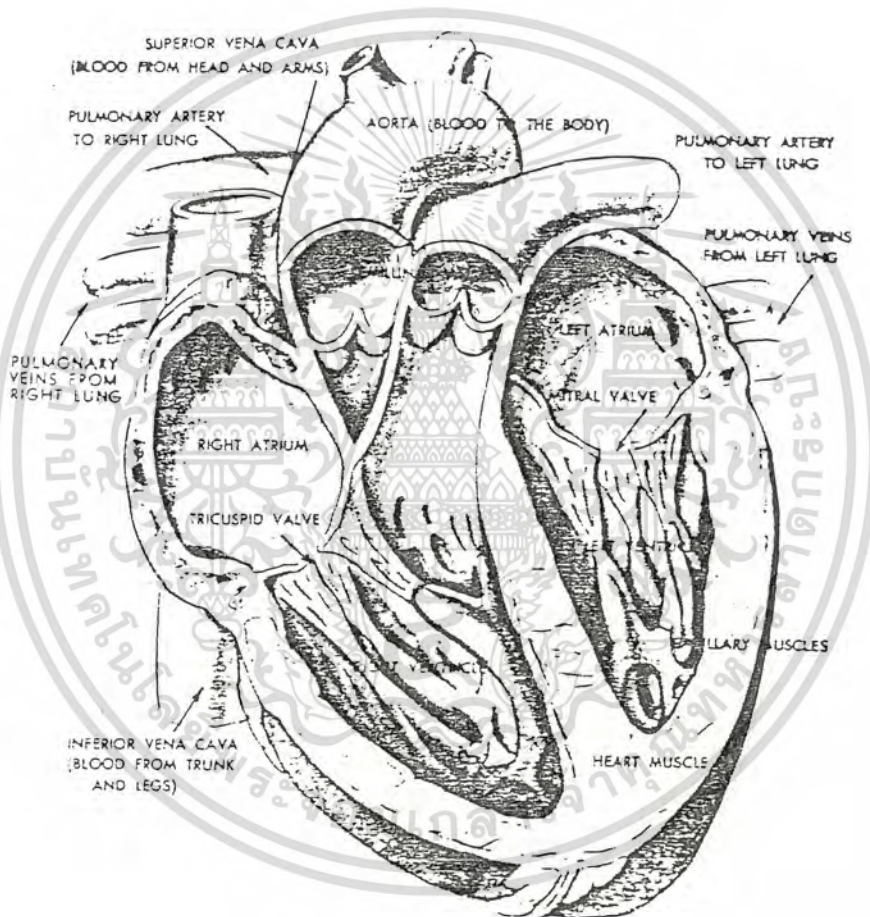


รูปที่ 2.2 แสดงระบบสื่อ นำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

2.1.4 กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะคืออนาน ในระยะบีบตัวกล้ามเนื้อหัวใจยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและรีโพลาไรซ์ (Repolarization) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่สภาวะปกติ จึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้ เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติเห็นไปใช้ประโยชน์ทางด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีการสนองต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังคงอยู่ ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียก ระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 วินาที

2.2 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ (Mechanical Operation of Heart)



รูปที่ 2.3 แสดงภาพตัดขวางของส่วนต่างๆของหัวใจ

ตามรูปที่ 2.3 แสดงภาพตัดขวางของส่วนประกอบที่สำคัญของหัวใจ ในการทำงาน เลือดดำจากส่วนต่างๆของร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจผ่านทางหลอดเลือดดำอินฟีเรียร์เวนาคาวา (Inferior vena cava) และซูปีเรียร์เวนาคาวา เข้าสู่หัวใจห้องบนขวา (Right Atrial :RA) จากนั้นหัวใจห้องบนขวาก็บีบตัวส่งเลือดให้ไหลลงสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle :RV) และเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถูกฉีดออกไปสู่ปอดเพื่อทำการรับออกซิเจนให้เปลี่ยนเป็นเลือดดี แล้วส่งกลับเข้ามายังหัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrial :LA) ทางหลอดเลือดแดงพัลโมนารีเวน (Pulmonary vein) และไหลผ่านลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle :LV) โดยการบีบตัวของหัวใจห้องบนซ้าย ต่อจากนั้นเลือดแดงจะถูกฉีดไปเลี้ยงร่างกายโดยผ่านทางเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta)

การทำงานของหัวใจแบ่งได้เป็นช่วงจังหวะต่างๆ ดังต่อไปนี้

1. ช่วงที่การบีบตัวส่งเลือดออกไปของหัวใจสิ้นสุดลง และกำลังรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป ช่วงนี้เป็นช่วงที่เลือดไหลเข้าสู่หัวใจ สภาพหัวใจขณะนี้จะถือว่าเป็นสภาวะพัก

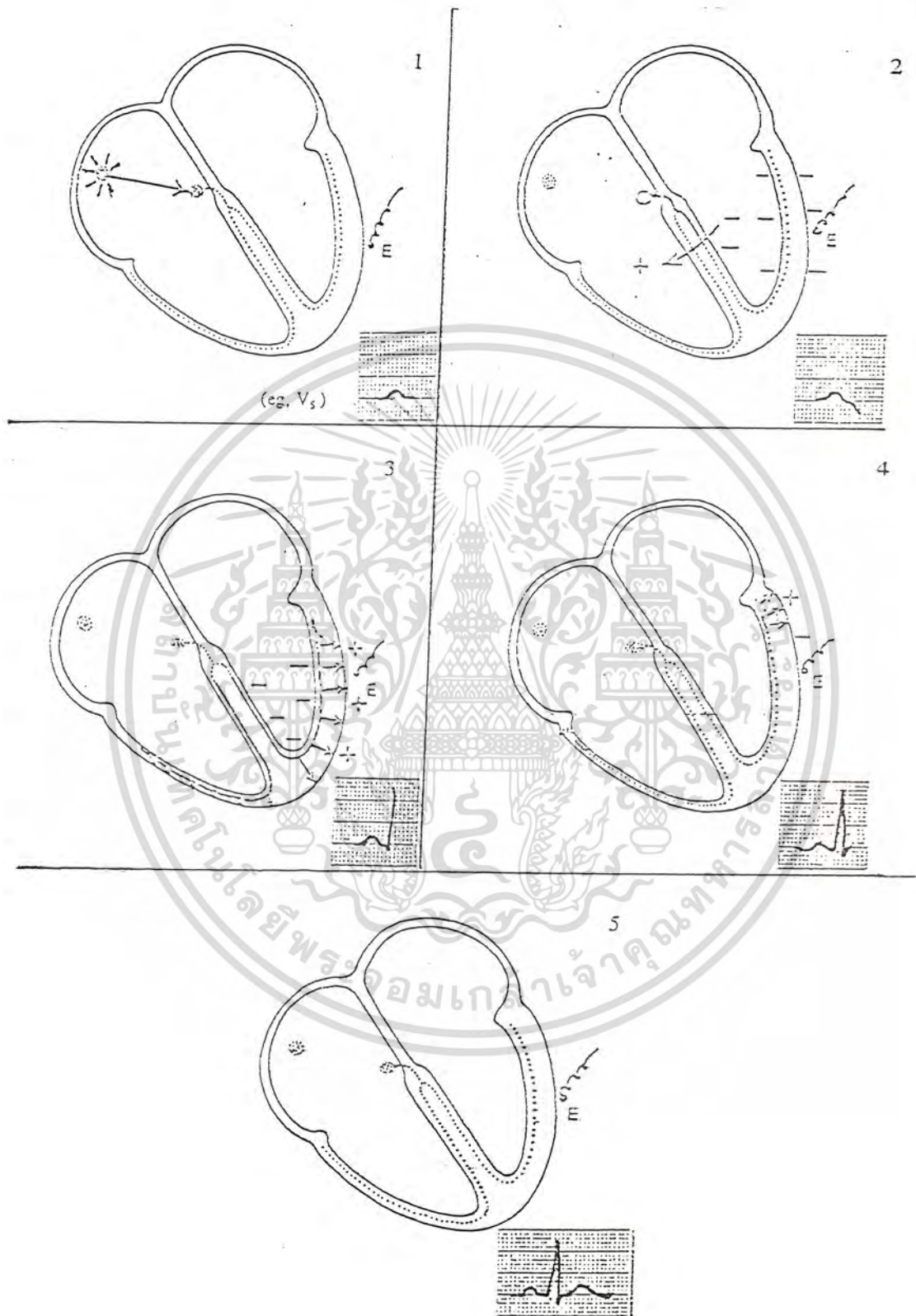
(Resting State) ของหัวใจ

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

3. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่าง เพิ่มมากขึ้นจะทำให้วาล์วที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนกับห้องล่างทั้งด้านขวา (Triaspid valve) และ ด้านซ้าย (Mitral valve) ปิด ดังนั้นปริมาตรของหัวใจห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลง ในขณะที่หัวใจห้องล่างเริ่มหดตัวนั้นความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวา (pulmonary artery) เท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอท ขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่ซึ่งนำเลือดจากหัวใจห้องล่างซ้ายส่งไปยังร่างกายมีความดันเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นปิด-เปิดของเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary valve) จะปิดอยู่จนกระทั่งความดันเพิ่มขึ้นจนเพียงพอ

4. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจนมากกว่าความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิด และหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เข้าสู่ระบบไปเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นถึงจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ถูกขับออกไปสู่ร่างกายแล้ว กล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดลง ความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่จะเริ่มตกลง

5. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่ง ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในห้องใจ (Chambers) ลิ้นปิด-เปิดของหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำจะปิด ที่จุดนี้การสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจจะหยุดลงขณะที่หัวใจห้องล่างกำลังพองตัว ความดันจะยังคงตกลงเรื่อยๆ



รูปที่ 2.4 แสดงความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจกับการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

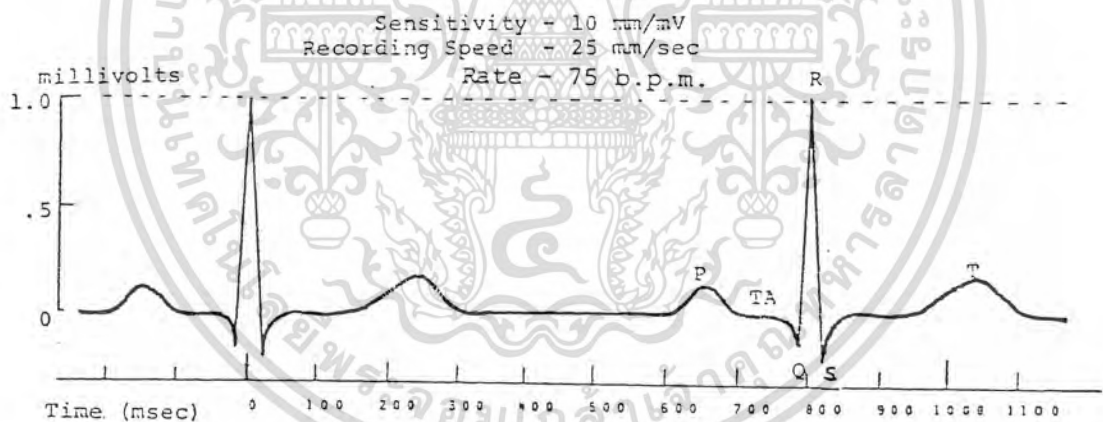
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิดและเลือดจะเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่าง อย่างรวดเร็ว และจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเริ่มเพิ่มขนาดขึ้นสูงสุดขณะนี้ในช่วงของ ระยะพักของหัวใจ ดังที่กล่าวไว้ในข้อ 1 และครบวงจรการเต้นของหัวใจ วงจรต่อไปก็จะเริ่มใหม่อีก

การทำงานของหัวใจมีความสัมพันธ์กับการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในรูปที่ 2.4

2.3 การศึกษาความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติแสดงได้ดังรูปที่ 2.5 ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ จะเริ่มตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจจนกระทั่งมีการคลายตัวในแต่ละครั้ง ดังนั้นจึงเกิดสัญญาณขึ้นเป็นจังหวะโดยมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.5 แสดงรายละเอียดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นปกติ

ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 3 คลื่นคือ

2.3.1 ช่วงคลื่น P เป็นผลรวมทางไฟฟ้าขบวนการดีโพลาไรซ์ที่เกิดขึ้นที่หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว

2.3.2 ช่วงคลื่น QRS เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการดีโพลาไรซ์ของหัวใจห้องล่างด้านซ้ายและขวาซึ่งเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองข้างจะมีการบีบตัว โดยที่ขนาดของคลื่นสัญญาณ R สำหรับการทำงานปกติของหัวใจมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.3 ช่วงคลื่น T เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการรีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องล่าง ทั้งซ้ายและขวา และเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการคลายตัว โดยขนาดของสัญญาณ T มีค่าประมาณ $1/3$ ของขนาดของสัญญาณ R

สำหรับขบวนการรีโพลาร์ไรซ์ของหัวใจห้องบน อาจเกิดขึ้นในช่วงระหว่างที่หัวใจห้องล่างมีการบีบตัว แต่ค่าขนาดจะไม่ปรากฏเนื่องจากค่าของสัญญาณช่วงคลื่นQRS มีค่ามากกว่า

2.4 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานแล้วมีวิธีวัดอยู่ 2 แบบ คือ

2.4.1 แบบไบโพลาร์ ลิมบลีด (Bipolar Limb Lead)

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

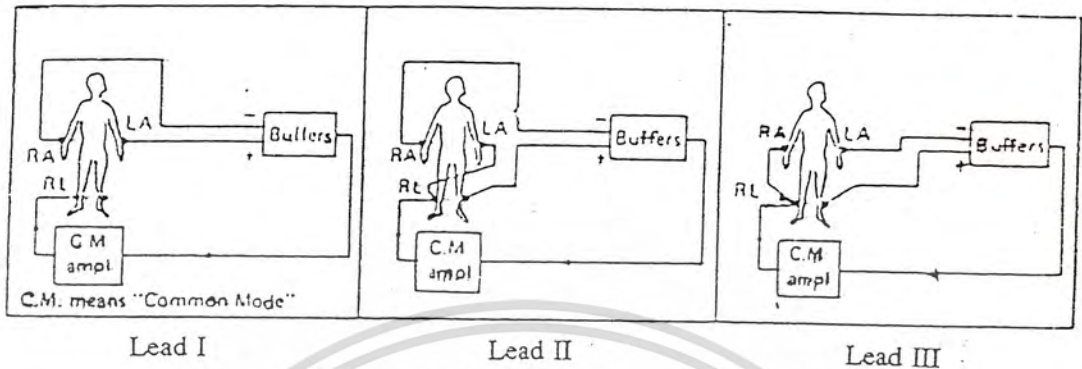
- ลีด I (Lead I) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกันโดยใช้ศักดาจากขาขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

- ลีด II (Lead II) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนขวาและขาซ้ายเทียบกัน โดยใช้ศักดาจากขาขวาและแขนซ้ายเป็นสัญญาณอ้างอิง

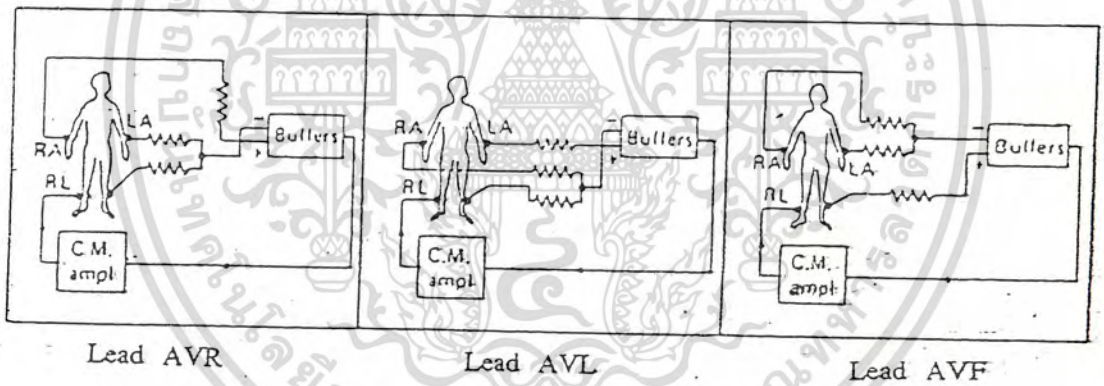
- ลีด III (Lead III) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนซ้ายและขาซ้ายเทียบกันโดยใช้ศักดาจากแขนขวาและขาขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

2.4.2 แบบยูนิโพลาร์ ลิมบลีด (Unipolar Limb Lead)

วิธีนี้จะสามารถตรวจสอบบริเวณหัวใจได้อย่างสะดวกดังแสดงในรูปที่ 2.7 ที่ขั้วไฟฟ้าของแขนและขาจะรวมความต้านทานเข้าด้วยกันเป็นจุดๆหนึ่ง และบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้ง 6 อันที่วางไว้บนหน้าอก



รูปที่ 2.6 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)



รูปที่ 2.7 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบยูนิโพลาร์ ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ลักษณะพื้นฐานของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1 ระบบของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiograph :ECG)

โดยทั่วไปเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำเป็นต้องมีส่วนประกอบหลักดังนี้

3.1.1 ภาคตรวจรับ (Detector)

3.1.2 ภาคขยาย (Amplifier)

3.1.3 ภาคแสดงผล (Output Display Device)

3.1.1 ภาคตรวจรับ

ภาคนี้จะทำหน้าที่ตรวจเลือกและเก็บสัญญาณจากร่างกายเพื่อนำไปบันทึก ถ้าสัญญาณหรือสิ่งที่ต้องการจะตรวจเก็บเป็นพลังงานไฟฟ้าอยู่แล้ว เช่น จากหัวใจ , สมอ , กล้ามเนื้อและประสาท ภาคตรวจรับจะทำการเลือกและเก็บสัญญาณเข้าไปได้โดยตรง

3.1.2 ภาคขยายและปรับปรุง

ภาคนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับและดัดแปลงไว้ในภาคแรกให้มีค่ามากขึ้น และเนื่องจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้าหัวใจมีค่าเพียง 1-2 มิลลิโวลต์ ดังนั้นจึงต้องทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่ตรวจจับได้มีค่าสูงขึ้นเพื่อที่จะสามารถแสดงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจให้เห็นได้อย่างชัดเจนในส่วนของภาคแสดงผล

3.1.3 ภาคบันทึก และแสดงผล

เมื่อสิ่งที่ตรวจวัด ได้ถูกปรับปรุงและขยายให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีขนาดมากพอตามความต้องการแล้วจะถูกป้อนเข้ามายังภาคสุดท้ายเพื่อการแสดง หรือการบันทึก เช่น บันทึกโดยการเขียนลงบนกระดาษ ,แสดงทางจอภาพออสซิลโลสโคป หรือ แสดงผลทางจอภาพคอมพิวเตอร์ เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 สิ่งที่ควรคำนึงถึงในการตรวจวัดสัญญาณ

เนื่องจากการตรวจวัดสัญญาณต่างๆจากร่างกาย มักจะเกิดปัญหาขึ้น ดังนั้นในการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนจึงมีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงและนำมาพิจารณาด้วยหลายประการ ดังต่อไปนี้

3.2.1 ข้อมูลมีโอกาสเปลี่ยนแปลงได้ง่าย โดยค่าที่เปลี่ยนแปลงได้มักเป็นการเปลี่ยนแปลงที่เป็นไปตามเวลา และเมื่อเปรียบเทียบข้อมูลที่ได้จากการบันทึกแต่ละคนแล้วยังเปลี่ยนแปลงได้มากขึ้นไปอีก ฉะนั้นจะต้องใช้วิธีการทางสถิติเพื่อช่วยตัดปัญหาต่างๆ ออกไป

3.2.2 การมีปฏิกริยาซึ่งกันและกันในระบบต่างๆ เนื่องจากการทำงานของระบบต่างๆ มีวงจรป้อนกลับมาเกี่ยวข้องด้วย การทำงานของอวัยวะหนึ่งมีผลต่อการทำงานของอวัยวะอื่นๆด้วย เมื่อมีการกระตุ้นส่วนหนึ่งส่วนใดในระบบหนึ่งจะมีผลเปลี่ยนแปลงการทำงานของระบบนั้นทุกส่วนการแปรผลจากการบันทึกจึงต้องทำความระมัดระวัง

3.2.3 สิ่งที่ไม่ต้องการในทางชีววิทยาและในทางการแพทย์ ซึ่งใช้คำว่า “อาร์ติแฟกต์ (Artifact)” เป็นส่วนที่ปนมากับสัญญาณที่ต้องการบันทึกจริง เช่น ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในร่างกายแต่กลับมีคลื่นกระแสไฟฟ้าสลับเข้ามารบกวนในภาพบันทึก เป็นต้น ปัญหาสำคัญอีกอย่างหนึ่งที่เกิดขึ้นกับการบันทึกจากสิ่งมีชีวิตคือการเคลื่อนไหว ซึ่งมีผลทำให้การบันทึกเปลี่ยนแปลงไป เพราะอิเล็กโตรดที่ใช้หลายอย่างมีความไวต่อการเคลื่อนไหว บางทีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวนี้แยกไม่ได้จากสัญญาณที่ต้องการจริง ฉะนั้นจะต้องคำนึงถึงความผิดพลาดข้อนี้ไว้ด้วย

3.2.4 ในด้านความปลอดภัย ในการตรวจวัดสัญญาณจากผู้ป่วย จำเป็นต้องต่อสายจากตัวผู้ป่วยไปยังเครื่องมือ โดยวิธีการเช่นนี้อาจมีโอกาสที่จะเกิดอันตรายจากการที่ไฟฟ้าของเครื่องมือรั่วเข้าไปในตัวผู้ป่วยได้ ฉะนั้นจะต้องระลึกรถึงอันตรายง่นี้อยู่เสมอ

3.3 คุณสมบัติของเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้ในการวัดสัญญาณ

เนื่องจากการนำเอาเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้กับคนนั้น ต้องมีข้อจำกัดและข้อควรระวังที่จะต้องพิจารณาถึงหลายอย่าง ดังนั้นเครื่องมือที่นำมาใช้จึงน่าจะพิจารณาถึงคุณสมบัติดังต่อไปนี้

3.3.1 ช่วงการทำงาน (Range)

เครื่องมือที่ใช้ควรมีความสามารถทำงานครอบคลุมไปจนตลอดช่วงของสัญญาณที่จะทำการวัด คือ ตั้งแต่ต่ำที่สุดจนถึงมากที่สุดได้ หมายความว่า สัญญาณน้อยที่สุดก็สามารถจะขยายแล้วรายงานผลได้ชัดเจน คุณสมบัติข้อนี้มีความสำคัญเพราะสัญญาณที่เกิดขึ้นจากคนหรือสิ่งมีชีวิตโดยทั่วไปนั้นมีการเปลี่ยนแปลงได้มาก คือมีช่วงกว้าง ดังนั้นเครื่องมือจึงต้องมีขอบเขตการทำงานกว้างตามไปด้วย

3.3.2 ความไว (Sensitivity)

ความไวของเครื่องมือนี้หมายความว่า เครื่องมือนั้นๆ สามารถรายงานความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเพียงเล็กน้อยได้ ปัจจัยนี้มีข้อแตกต่างจากคุณสมบัติข้อแรก คือความไวนั้นไม่เกี่ยวกับช่วงการทำงานทั้งหมดของเครื่องมือ แต่จะเกี่ยวข้องโดยตรงกับกำลังขยายของเครื่องมือ ซึ่งเมื่อสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยก็สามารถจะรายงานผลได้ อย่างไรก็ดี ถ้าเครื่องมือมีความไวมากเกินไปก็กลับเป็นข้อเสีย คือ ความเที่ยงตรง (linearity) จะน้อยลง และไม่ค่อยมีเสถียรภาพ (stability) ดังนั้นเครื่องมือแต่ละอย่างจึงต้องการความไวที่พอเหมาะ (optimal sensitivity) เท่านั้น

3.3.3 ความเที่ยงตรง (Linearity)

เมื่อสัญญาณที่ส่งออกจากเครื่องมือผันแปร โดยตรงกับสัญญาณที่ป้อนเข้าไปในเครื่องมือ เรียกว่า เครื่องมือนั้นมีความเที่ยงตรงดี เป็นระบบเส้นตรง แต่เครื่องมือบางชนิดอาจต้องการความสัมพันธ์ที่ไม่เป็นเส้นตรงก็ได้

3.3.4 การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency Response)

การตอบสนองต่อความถี่เป็นการเปลี่ยนแปลงความไวในช่วงความถี่ต่างๆของการวัด เครื่องมือที่ดีควรมีความไวเพียงพอต่อความถี่ทุกช่วง จึงจะทำให้รายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงหรือผิดเพี้ยนไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.5 ความแม่นยำ (Accuracy)

ความแม่นยำทราบได้โดยการวัดความผิดพลาด ซึ่งความผิดพลาดนั้นอาจมีสาเหตุหลายประการด้วยกัน ตัวอย่างเช่น

- ความผิดพลาดที่เกิดจากส่วนประกอบในเครื่องอิเล็กทรอนิกส์เอง
- ความผิดพลาดที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของเครื่องมือวัด
- คุณสมบัติเปลี่ยนแปลงจากภาวะแวดล้อม เช่น อุณหภูมิ เป็นต้น
- ความผิดพลาดในด้านการอ่านผล

3.3.6 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to Noise Ratio)

สิ่งรบกวน(noise)ในทางอิเล็กทรอนิกส์นั้นเป็นการเพิ่มความสูงของเส้นพื้นฐาน (baseline) เมื่อเครื่องมือมีการเพิ่มกำลังขยายขึ้น ถ้าเส้นพื้นฐานหนาขึ้นและสัญญาณที่ต้องการวัดมีค่าน้อยจะทำให้อ่านสัญญาณไม่ค่อยได้ เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ต้องการให้อัตราส่วนนี้มีค่าสูง เพราะภาวะแวดล้อมในโรงพยาบาลนั้นมีสิ่งรบกวนหลายอย่างที่อาจจะทำให้ความสูงของเส้นพื้นฐาน (baseline) หรือสัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้น สิ่งรบกวนนั้นนอกจากจะเกิดจากกระแสไฟฟ้าสลับจากสายไฟซึ่งมีอยู่มากมายแล้ว ยังมีเครื่องมือที่ส่งการรบกวนโดยทางไฟฟ้าสถิตย์ และแม่เหล็กไฟฟ้าด้วย ซึ่งสิ่งรบกวนนั้นรวมเรียกว่า “Interference noise”

3.3.7 ความมั่นคง (Stability)

ความมั่นคงของเครื่องมือขึ้นอยู่กับวิวัฒนาการทางด้านเทคโนโลยี กล่าวคือ เป็นความสามารถของเครื่องมือที่จะรักษาสมรรถภาพการทำงานให้คงที่แม้เมื่อมีสิ่งรบกวนมาทำให้สัญญาณเข้าเปลี่ยนแปลงไป เครื่องมือที่ดีควรมีความมั่นคงในการทำงานในช่วงที่จะเป็นประโยชน์ต่อการวัดสัญญาณ ส่วนความมั่นคงของเส้นพื้นฐาน (baseline stability) นั้นเป็นการรักษาเส้นพื้นฐานให้คงที่ไม่ให้แกว่ง (drift) กล่าวคือ ไม่ให้มีการแกว่งขึ้นหรือลง

3.3.8 การแยกออก (Isolation)

การแยกเช่นนี้เป็นการป้องกันไม่ให้มีสายไฟฟ้าติดต่อกันโดยตรงระหว่างตัวผู้ป่วยและเครื่องมือ ซึ่งจะเป็นการเพิ่มความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้า และเพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงการรบกวนของเครื่องมือต่างๆ ในการตรวจวัดและบันทึกด้วย เทคนิคการแยกออกนี้โดยมากจะอาศัยการเหนี่ยวนำ (induction) หรือการส่งคลื่นวิทยุ (radio transmission)

3.3.9 ความง่าย (Simplicity)

ระบบการทำงานต่างๆ ในเครื่องมือควรมีความง่าย คือ ไม่สลับซับซ้อนเพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดหรือการขัดข้อง โดยเฉพาะเครื่องมือหลายอย่างเกี่ยวข้องโดยตรงกับชีวิตของผู้ป่วย ดังนั้นเครื่องมือที่ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพจึงเป็นที่ต้องการอย่างมาก

3.4 วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological Amplifier)

วงจรรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยามีหลักการเช่นเดียวกับวงจรรขยายที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไป จะแตกต่างกันก็แต่ในรายละเอียดซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อความเหมาะสมสำหรับงานที่จะต้องทำ ลักษณะของวงจรรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้ คือ

3.4.1 มีอัตราขยายสัญญาณสูงที่ทุกๆความถี่ (High gain)

3.4.2 มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง (High common mode rejection ratio)

3.4.3 ค่าความต้านทานขาเข้า ของวงจรรต้องมามีค่าสูงเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของของอิล็คโตรด และค่าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต้องมีค่าต่ำ (High input impedance and low input capacitance)

3.4.4 มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมต่อสัญญาณที่ป้อนเข้าไป (Proper frequency response)

อย่างไรก็ดีต้องระลึกอยู่เสมอว่าคุณสมบัติเหล่านี้มีความสัมพันธ์เกี่ยวข้องกันอย่างไร ซึ่งสามารถอธิบายรายละเอียดของคุณสมบัติแต่ละข้อ ได้ดังต่อไปนี้

3.4.1 อัตราการขยายสัญญาณสูง

วงจรถ่ายที่ใช้ในทางชีววิทยานั้นต้องการกำลังขยายสูงเพราะสัญญาณที่ต้องการจะวัดนั้นมีค่าน้อยอย่างมากก็มีค่าเพียงหน่วยมิลลิโวลต์เท่านั้น และเนื่องจากสัญญาณที่จะทำการบันทึกในบางกรณีก็มีช่วงกว้างมากซึ่งหมายความว่าสัญญาณอาจจะมีค่าน้อยหรือค่ามากเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ และความถี่ของสัญญาณก็เปลี่ยนไปได้ในช่วงๆหนึ่งด้วย ดังนั้นวงจรที่นำมาใช้ในการขยายสัญญาณจึงต้องมีลักษณะสำคัญ คือ มีกำลังขยายสูงในทุกๆช่วงความถี่ แต่อย่างไรก็ดีวงจรถ่ายที่มีกำลังขยายสูงก็ย่อมจะขยายสิ่งรบกวนเข้าไปด้วยดังนั้นจะทำให้ประสิทธิภาพของวงจรถ่ายไม่ดีเท่าที่ควร ซึ่งปัญหานี้แก้ไขได้โดยใช้วงจรถ่ายที่เรียกว่า วงจรถ่ายผลต่าง (Differential Amplifier)

3.4.2 ความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง

ความสามารถของวงจรถ่ายนอกจากในด้านการขยายสัญญาณแล้วยังต้องมีความสามารถในการลดสิ่งรบกวนให้น้อยลงด้วย ความสามารถในข้อนี้เรียกว่า “Common Mode Rejection Ratio (CMRR)” ซึ่งคุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะเฉพาะของวงจรถ่ายผลต่างดังนั้นจึงขออธิบายพื้นฐานของวงจรถ่ายผลต่าง ดังต่อไปนี้

วงจรถ่ายผลต่างเป็นวงจรถ่ายที่ใช้การทำงานของหลอดอิเล็กทรอณิกส์หรือทรานซิสเตอร์เป็นคู่ๆกันแทนที่จะใช้เรียงเป็นแถวเดี่ยวอย่างเช่นที่พบในวงจรถ่ายธรรมดา ลักษณะที่สำคัญในการทำงานของวงจรถ่ายผลต่าง คือ การไม่ขยายศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกัน (ทั้งความสูงและเวลา) ที่ทางนำเข้า (input terminal) แต่จะขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เข้าไปยังทางนำเข้าทั้งสองของวงจรถ่าย เท่านั้น

ขณะที่ทำการวัดศักย์ไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ อิเล็กโตรดอาจรับกระแสไฟสลับจากแหล่งจ่ายไฟ, ระบบสายดินไม่ดี หรืออาจมีสาเหตุอื่นๆ ซึ่งถ้านำสัญญาณขณะนี้เข้าไปขยายในวงจรถ่ายแบบธรรมดา (Single-ended Amplifier) กระแสไฟสลับที่เป็นสาเหตุของการรบกวนจะขยายตามสัญญาณไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อที่ต้องการจะวัดด้วย และถ้าหากสัญญาณที่ทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้วก็จะยิ่งทำให้การแยกสัญญาณที่ต้องการออกมาทำได้ยากมากขึ้น ดังนั้นเพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพของระบบตรวจวัดจะต้องใช้ระบบหุ้มกำบังสาย (Shielding system) หรือใช้วงจรถ่ายผลต่างในการขยายภาคต้นๆ (first stage) หรือในบางกรณีอาจจำเป็นต้องใช้ทั้งสองวิธี

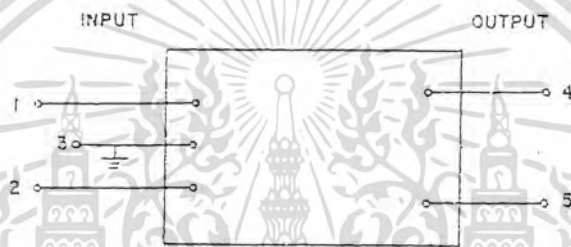
วงจรถ่ายผลต่าง ทำหน้าที่ขยายศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เกิดขึ้นในขณะใดๆ ตรงจุด

ที่นำสัญญาณป้อนเข้า ดังรูปที่ 3.1 จะตรงกับทางนำเข้า 1 และ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าหากนำสัญญาณที่มีความสูงและเฟสเหมือนกัน ป้อนเข้าไปยังขั้ว 1 และ 2 ในขณะหนึ่งขณะใด จะไม่มีการขยายออกทางช่องทางของสัญญาณส่งออก (output) ที่ 4 และ 5 เลย ซึ่งโดยวิธีนี้อาจทำให้เห็นประโยชน์ของวงจรขยายผลต่างได้ชัดเจนมากขึ้น นั่นคือสัญญาณที่มีลักษณะเป็นสัญญาณที่มีเฟสตรงกัน (inphase signal) ที่เกิดในสายไฟฟ้ากระแสสลับ หรือเกิดจากแหล่งอื่นนอกบริเวณของอิเล็กโทรด (electrode field) จะถูกตัดออก คือไม่รับเข้าไปขยายในวงจร ซึ่งความสามารถที่จะไม่รับสัญญาณที่เหมือนกันเข้าไปขยายนี้ เรียกว่า Common Mode Rejection ซึ่งมีค่าขึ้นอยู่กับความเหมือนกันของลักษณะทางไฟฟ้าของสัญญาณที่ป้อนเข้าทั้งสองข้าง



รูปที่ 3.1 แสดงจุดต่อของสัญญาณเข้า (input) และสัญญาณออก (output) ของวงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

Common Mode Rejection Ratio (CMRR) เป็นอัตราส่วนระหว่างกำลังขยายเมื่อป้อนศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันเข้าที่ทางเข้าทั้งสองของวงจรขยายต่อกำลังขยายเมื่อป้อนศักย์ไฟฟ้าที่เหมือนกันให้กับวงจร ตัวอย่างเช่น เมื่อป้อนสัญญาณเหมือนกันขนาด 1 โวลต์ เข้าที่ขั้วทั้งสองแล้วได้สัญญาณส่งออก 0.01 โวลต์ แต่เมื่อป้อนสัญญาณที่มีความแตกต่างกัน 0.001 โวลต์ เข้าที่ขั้วทั้งสองจะได้สัญญาณส่งออก 1 โวลต์

เพราะฉะนั้นจะได้ค่า $CMRR = (1/0.001) / (0.01/1) = 100,000$

สิ่งสำคัญที่ต้องระวังคือ ในกรณีที่อิเล็กโทรดมีความต้านทานสูงมาก จะทำให้ค่าของ CMRR ในขณะที่มีอิเล็กโทรดต่อกับวงจรขยายมีอัตราส่วนลดลงจากค่า CMRR ของวงจรขยายในขณะที่ไม่มีอิเล็กโทรดต่ออยู่ เนื่องจากเหตุผลคือ ตัวอิเล็กโทรดเองและความต้านทานขาเข้าของวงจรขยายทำหน้าที่เป็นตัวแบ่งศักย์ไฟฟ้า (voltage divider) และเนื่องจากความต้านทานของอิเล็กโทรดยากที่จะทำให้มีค่าเท่ากันได้ ศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าจึงแตกต่างกัน เป็นผลให้ CMRR มีค่าลดลง

ถ้าความต้านทานของอิเล็กโทรดมีค่าน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับความต้านทานของวงจรขยายจะได้ค่า CMRR ก่อนข้างสูงซึ่งเทียบได้กับการใช้อิเล็กโทรดชนิดที่ปิดที่ผิวหนึ่ง หรือเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อิลีคโตรดขั้วเดียว แต่ถ้าความต้านทานของอิลีคโตรดไม่เท่ากันหรือ ถ้าวงจรมีค่าความต้านทานขาเข้าต่ำและอิลีคโตรดความต้านทานสูง ก็จะทำให้ค่า CMRR ลดลง และนอกจากนั้นค่า CMRR ยังลดลงเมื่อความถี่ของสัญญาณลดลงด้วย

3.4.3 ความต้านทานขาเข้ามีค่าสูง และ คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าต่ำ

ก. ความต้านทานขาเข้า (Input Impedance)

ความต้านทานขาเข้าของวงจรมีค่าสูง หมายถึง อัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปต่อกระแสไฟฟ้าที่วงจรสามารถรับได้ โดยทั่วไปวงจรมีค่าความต้านทานขาเข้าสูง เพราะในการตรวจวัดสัญญาณจากที่เล็กๆ จะต้องใช้อิลีคโตรดที่มีขนาดเล็ก ซึ่งจะมีค่าความต้านทานมาก หรือแม้แต่ในกรณีที่ใช้อิลีคโตรดสำหรับปิดผิวหน้าอกก็ตาม ค่าความต้านทานของบริเวณที่สัมผัสระหว่างอิลีคโตรดกับผิวหนังก็ยังมีค่าสูง ดังนั้นเมื่อต้องการให้การบันทึกเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพจะต้องใช้วงจรมีค่าความต้านทานขาเข้าสูง เพื่อที่จะให้แน่ใจว่ากระแสซึ่งมีเพียงเล็กน้อยนั้นถูกนำเข้าไปขยายในวงจรมีค่าสูงได้ และ มีการเสียบที่อิลีคโตรดเพียงเล็กน้อย ถ้าความต้านทานขาเข้าต่ำกว่าค่าความต้านทานของอิลีคโตรดจะทำให้ศักย์ไฟฟ้าเสียบที่อิลีคโตรดมาก และ เหลือศักย์ไฟฟ้าเพียงเล็กน้อยสำหรับป้อนเข้าสู่วงจรมีค่าสูง ซึ่งในภาวะเช่นนี้จะทำให้รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า ความต้านทานขาเข้าของวงจรมีค่าสูงต้องมีค่ามากเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิลีคโตรดจึงจะไม่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่างผิดเพี้ยนไป นอกจากนี้ความต้านทานที่มีค่ามากยังมีส่วนช่วยเพิ่มค่าความต้านทานในการลดทอนสัญญาณรบกวนของวงจรมีค่าสูงด้วย

ข. คาปาซิแตนซ์ขาเข้า (Input Capacitance)

คาปาซิแตนซ์ที่กระจัดกระจายอยู่ (stray capacitance) และที่อยู่ในสายไฟฟ้าที่ต่อแบบขนานกับความต้านทานขาเข้า มีชื่อเรียกว่า คาปาซิแตนซ์ขาเข้า ส่วนคาปาซิแตนซ์ของสายไฟฟ้าที่ต่อภายนอกเครื่อง (cable capacitance) นั้นเกิดขึ้นเนื่องจากสายของอิลีคโตรดที่ต่อลงดิน

โดยทั่วไปแล้ววงจรมีค่าสูงจะมีคาปาซิเตอร์แฝงอยู่บ้างไม่มากก็น้อย เนื่องมาจากการจัดวางส่วนประกอบต่างๆ ทางอิเล็กทรอนิกส์และการเดินสายไฟ คาปาซิแตนซ์ซึ่งกระจัดกระจายอยู่ที่ส่วนขาเข้าของวงจรมีค่าสูงและคาปาซิเตอร์ของอิลีคโตรดและสายต่อจะมีส่วนทำให้สัญญาณที่ได้มีค่าลดลงและมีรูปร่างผิดเพี้ยนไป เนื่องจากคาปาซิแตนซ์ของสายอิลีคโตรดนี้จะเสริมค่าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของวงจรมีค่าสูง ทำให้คาปาซิแตนซ์รวมมีค่าสูงขึ้นอีก ซึ่งผลของคาปาซิแตนซ์ขาเข้านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



จะทำให้สัญญาณที่ความถี่สูงมีค่าลดลง ตัวอย่างเช่น ถ้าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของวงจรถยายมีค่าเท่ากับ 500 พิโคฟารัด ดังนั้นจะมีความต้านทานของคาปาซิแตนซ์ที่ความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ ประมาณ 300,000 โอห์ม ($x=1/[2(3.14)fc]$) และ ถ้าค่าความต้านทานของอิลีคโตรด มีค่าประมาณ 300,000 โอห์ม ดังนั้นศักย์ไฟฟ้าในช่วงความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ จะลดลงไปเกือบ 50 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปอีกศักย์ไฟฟ้าก็จะยิ่งลดลงอีก ดังนั้นจะต้องพยายามทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้ามีค่าที่ต่ำที่สุดเท่าที่จะทำได้ จึงจะมีผลตอบสนองของสัญญาณต่อความถี่ดี นั่นคือ ที่ความถี่ใดๆ ก็ตาม วงจรก็ยังสามารถขยายสัญญาณได้ดี นอกจากนั้นคาปาซิเตอร์ที่มีค่าสูงนั้นจะทำให้ค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนลดลงในช่วงความถี่สูงๆ อีกด้วย

การแก้ไขสิ่งรบกวนโดยใช้การหุ้มกำบังสายอิลีคโตรด จะสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟสลับได้ แต่ในขณะที่เดียวกันจะทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้าของวงจรถยายมีค่าเพิ่มมากขึ้น ส่วนสายอิลีคโตรดที่ไม่ได้หุ้มกำบัง มีข้อเสียตรงที่มีโอกาสรับศักย์ไฟฟ้าที่เข้ามารบกวนได้มาก แต่มีค่าคาปาซิแตนซ์ต่ำโดยเฉพาะเมื่อใช้สายต่อจากอิลีคโตรดที่สั้นๆ วิธีการลดค่าของคาปาซิแตนซ์อาจทำได้โดยการใช้การชิลด์ (driven shield) คือ ใช้สายหุ้มที่ไม่ต่อลงดิน แต่นำไปต่อที่จุดๆ หนึ่งในระบบของวงจรถยาย เพื่อที่จะให้มีศักย์ไฟฟ้าจำนวนหนึ่งซึ่งเปลี่ยนไปตามศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปในวงจรถยาย ดังนั้นสายที่หุ้มอยู่ข้างนอกและสายที่อยู่ภายในจะมีศักย์ไฟฟ้าเท่ากัน จึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิเตอร์ที่เกิดจากสายไฟและสายหุ้ม โดยวิธีนี้จึงทำให้ผลของคาปาซิแตนซ์มีน้อยและทำให้การตอบสนองสัญญาณที่ความถี่สูงๆ ดีขึ้น

ข้อที่ไม่ต้องการในวงจรถยายอีกประการหนึ่ง คือ สัญญาณรบกวนจากวงจรถยาย ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเองที่ทางส่งออกของวงจรถยายนั้น โดยเกิดจากอุปกรณ์ต่างๆ ในวงจรถยายเอง ดังนั้นการเลือกหลอดอิลีคทรอนิกส์ ทรานซิสเตอร์ และรีซิสเตอร์ รวมทั้งการออกแบบวงจรที่ดีจะช่วยลดปัญหาในเรื่องนี้ได้

3.4.4 การตอบสนองความถี่ที่เหมาะสม

การตอบสนองต่อความถี่ของวงจรถยายอาจหมายถึงความไวของเครื่องมือที่จะสามารถขยายสัญญาณได้ดีตามความถี่ที่กำหนดไว้ได้โดยที่ศักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกมาไม่มีการเปลี่ยนแปลง

โดยทั่วไปความถี่ของสัญญาณต่างๆที่ใช้ในทางการแพทย์จะอยู่ในช่วงความถี่ต่ำๆ อย่างมากที่สุดก็มีค่าเป็นจำนวนพันเฮิรตซ์ ส่วนในช่วงความถี่ต่ำอาจมีค่าลดลงจนถึงระดับกระแส

037135

ไฟตรง ซึ่งจะมีความแตกต่างจากระบบวงจรขยายที่ใช้ในด้านอื่นๆ เช่น ในทางโทรคมนาคม วงจรขยายที่ใช้เป็นชนิดที่ทำงานอยู่ในช่วงที่มีความถี่สูงมาก

วงจรขยายที่ใช้ในทางชีววิทยาสำหรับใช้เฉพาะงานอย่างใดอย่างหนึ่งนั้นยังจะต้องมีวงจรที่เรียกว่า วงจรกรองสัญญาณผ่านเฉพาะความถี่ (band pass filter) เพื่อช่วยกำจัดคลื่นความถี่ที่ไม่ต้องการ ซึ่งหมายถึง ความถี่ที่สูงไปหรือต่ำไปจากความถี่ที่ต้องการวัด และยังคงให้สัญญาณในช่วงความถี่ที่ต้องการผ่านไปได้ดี คือ มีทั้งวงจรกรองผ่านความถี่สูง (high pass filter) ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่ต่ำออกไป และวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (low pass filter) ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่สูงออกไป ดังนั้นวงจรขยายจะทำการขยายสัญญาณในช่วงแคบอันเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพของการทำงาน เนื่องจากจะทำให้สัญญาณรบกวนของระบบวงจรขยายลดลงไปได้มาก และนอกจากนั้นการรบกวนจากคลื่นที่มีความถี่สูงเช่น คลื่นวิทยุก็จะถูกตัดออกไปด้วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

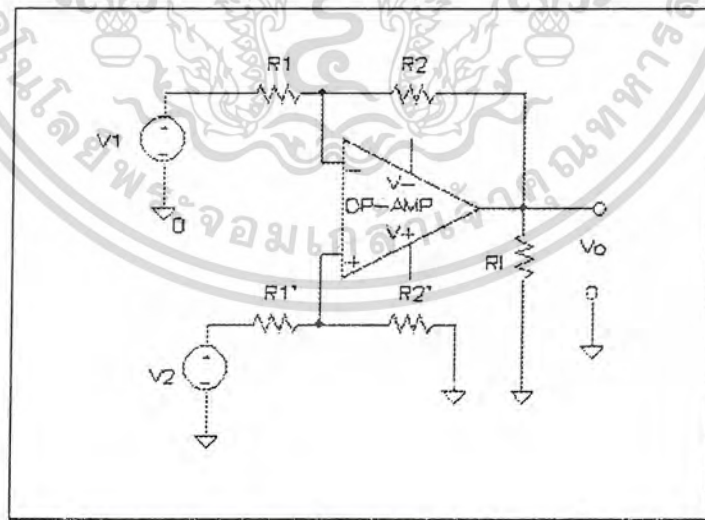
วงจรพื้นฐานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรพื้นฐานที่ใช้สำหรับประกอบเป็นส่วนวงจรขยายสัญญาณของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีดังต่อไปนี้

4.1 วงจรขยายสัญญาณผลต่าง (Differential Amplifier)

วงจรขยายผลต่าง เป็นวงจรพื้นฐานที่มีประโยชน์อย่างยิ่งซึ่งจะพัฒนาไปเป็นวงจรขยายที่มีประสิทธิภาพในการวัดค่าสัญญาณที่ต้องการความแม่นยำสูงและมีเสถียรภาพดี ดังจะกล่าวถึงในหัวข้อต่อไป

วงจรขยายสัญญาณผลต่างอย่างง่ายแสดงได้ดังรูปที่ 4.1 คุณสมบัติที่สำคัญของวงจรขยายชนิดนี้ คือ สามารถรับและขยายสัญญาณเข้าที่มีระดับต่ำซึ่งปรากฏอยู่ในระบบที่มีสัญญาณรบกวนสูงกว่าได้



รูปที่ 4.1 แสดงวงจรขยายสัญญาณผลต่างอย่างง่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูป 4.1 การทำงานของวงจรให้เป็นไปตามที่ต้องการสามารถอธิบายได้โดยการป้อนสัญญาณขาเข้า V_1 และ V_2 ซึ่งมีขนาดเท่ากัน แต่มีเฟสตรงข้ามกัน ให้กับวงจร ดังนั้นค่าศักดาทางด้านขาออกของวงจรขยายผลต่าง นี้สามารถหาได้ดังต่อไปนี้

$$V_{OUT} = \left[V_2 \left(\frac{R_2'}{R_2' + R_1'} \right) \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1} \right) \right] - V_1 \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

ถ้ากำหนดให้ $R_2' = R_2$ และ $R_1' = R_1$ จะได้ว่า

$$V_{OUT} = V_2 \left(\frac{R_2}{R_1} \right) - V_1 \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

จากผลของการเท่ากันจะได้ว่า

$$V_{OUT} = (V_2 - V_1) \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

จากสมการแสดงให้เห็นว่า ศักดาทางเอาต์พุตของวงจรขยายผลต่างจะมีค่าขึ้นอยู่กับผลต่างระหว่างศักดาทั้งสองทางของสัญญาณด้านขาเข้า และค่าอัตราขยายของวงจรสามารถปรับได้ง่ายโดยการกำหนดค่าอัตราส่วนของความต้านทานระหว่าง R_2 และ R_1 ให้เหมาะสม

การทำงานของวงจรขยายผลต่างในทางอุดมคตินั้น สัญญาณด้านขาออกของวงจรจะต้องมีค่าเท่ากับศูนย์ เมื่อป้อนสัญญาณที่เหมือนกัน ซึ่งหมายถึงมีขนาดเท่ากัน และเฟสตรงกัน ให้กับทางเข้าทั้งสองของวงจร ($V_{OUT} = 0$ เมื่อ $V_1 = V_2$) เรียกการทำงานของวงจรในลักษณะเช่นนี้ว่าเป็นการทำงานแบบคอมมอนโหมด (common mode) แต่สำหรับวงจรที่นำมาใช้งานจริงนั้นจะมีผลตอบสนองทางด้านขาออกเกิดขึ้น เมื่อป้อนสัญญาณขาเข้าแบบคอมมอนโหมด ผลตอบสนองทางขาออกคือสัญญาณเข้าแบบคอมมอนโหมด แสดงได้โดย

$$V_{OCM} = A_{CM} * V_{ICM}$$

ดังได้กล่าวมาแล้วว่าความสามารถของวงจรขยายผลต่างในการที่จะกำจัดสัญญาณแบบคอมมอนโหมด และทำหน้าที่ขยายสัญญาณผลต่างทางขาเข้าของวงจร (differential mode) จะกำหนดโดยค่า common mode rejection ratio (CMRR) ซึ่งสามารถคำนวณค่าในหน่วยเดซิเบลได้จาก

$$CMRR = 20 \log \left| \frac{A_{DM}}{A_{CM}} \right|$$

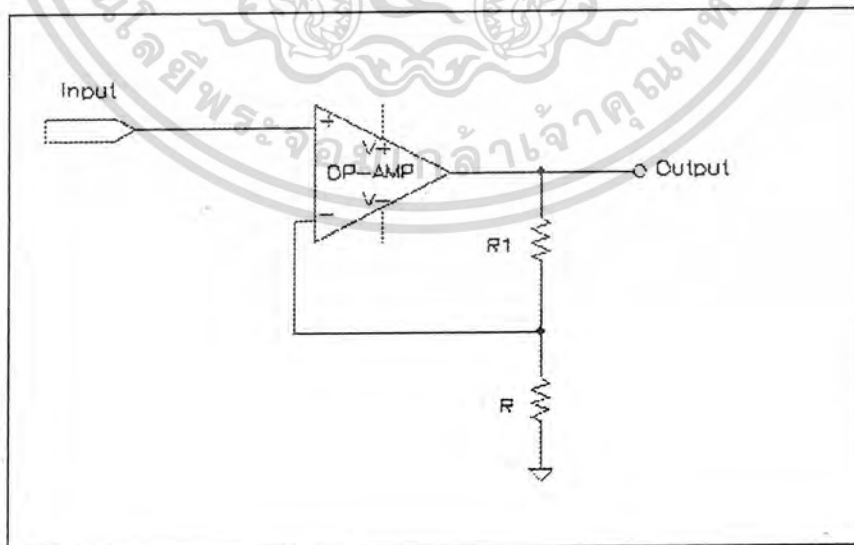
A_{DM} : กำลังขยายของวงจรสำหรับสัญญาณเข้าแบบผลต่าง

A_{CM} : กำลังขยายของวงจรสำหรับสัญญาณอินพุตแบบคอมมอนโหมด

สำหรับในการออกแบบจะต้องออกแบบให้วงจรมีค่า CMRR มากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ ซึ่งออปแอมป์โดยทั่วไปก็มักจะมีค่า CMRR สูงอยู่แล้ว ตัวอย่างเช่น ออปแอมป์เบอร์ 741 มีค่า CMRR ประมาณ 90 dB ส่วนออปแอมป์อื่นก็จะมีค่าเฉลี่ยของ CMRR > 110 dB เป็นต้น

4.2 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier)

วงจบบัฟเฟอร์เป็นวงจรที่ใช้สำหรับปรับปรุงวงจรมีผลต่างให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้น โดยคุณสมบัติที่สำคัญของวงจบบัฟเฟอร์คือ มีค่าความต้านทานขาเข้าสูง ซึ่งเมื่อนำไปใช้ประกอบในส่วนหน้าของวงจรมีผลต่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะทำให้สัญญาณที่วัดได้มีการสูญเสียที่รอยสัมผัสระหว่างผิวหนังกับขั้วไฟฟ้าหรืออิเล็กโทรดที่ใช้วัดน้อยที่สุด นอกจากนี้วงจบบัฟเฟอร์ยังทำหน้าที่ขยายสัญญาณให้มีค่าเพิ่มขึ้นในระดับหนึ่งก่อนที่จะส่งไปขยายในส่วนต่อไป โดยมีข้อจำกัด คือ อัตราการขยายในส่วนแรกของวงจรไม่ควรจะมีค่ามากเกินไป เพราะถ้ามีออฟเซต (Offset) เกิดขึ้นที่สัญญาณเข้า อาจจะทำให้ค่าสัญญาณทางออกที่ได้มีค่าสูงหรือต่ำกว่าระดับสัญญาณอ้างอิงของแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงให้กับออปแอมป์ได้ (โดยทั่วไปจะมีค่าเป็นศูนย์) และเป็นผลให้วงจรไม่สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ลักษณะพื้นฐานของวงจบบัฟเฟอร์ที่จะนำมาใช้สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 แสดงลักษณะพื้นฐานของวงจบบัฟเฟอร์

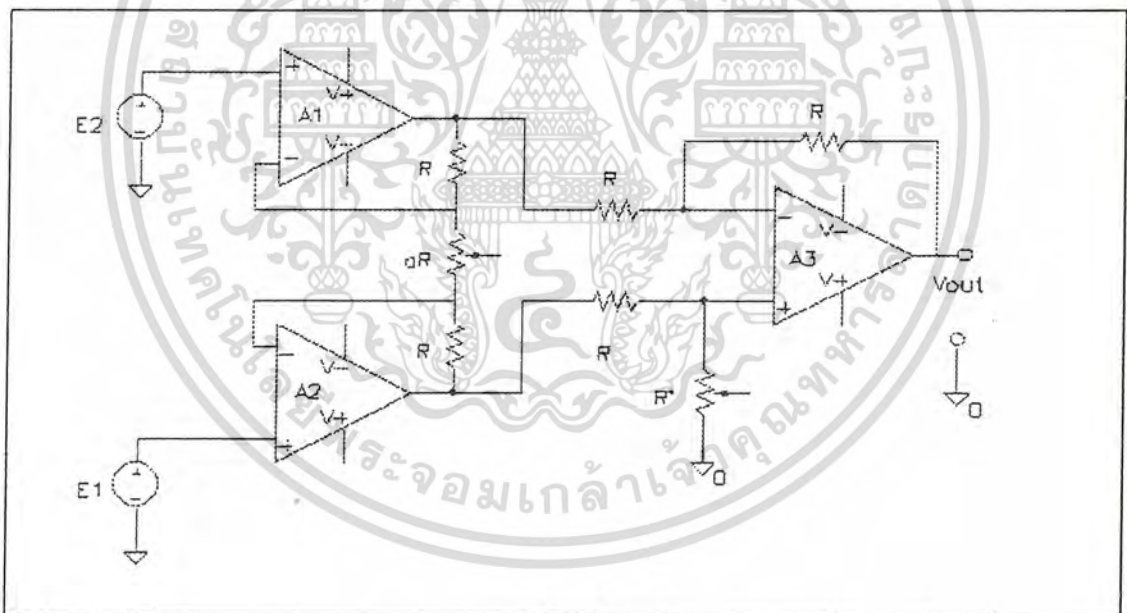
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)

วงจรรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน สามารถสร้างได้โดยใช้โอปแอมป์ทั่วไป และ ใช้รีซิสเตอร์จำนวนหนึ่งประกอบเป็นวงจรพื้นฐานตามรูปที่ 4.3 โดยจะสังเกตได้ว่าวงจรรขยายแบบนี้เป็นการพัฒนามาจากวงจรรขยายผลต่าง และ วงจรบัฟเฟอร์ ประกอบกัน วงจรรขยายแบบนี้เป็นวงจรรที่ถูกลงไปประโยชน์มากเนื่องจากมีประสิทธิภาพสูงกว่าวงจรรขยายผลต่างแบบธรรมดา

คุณสมบัติที่สำคัญของวงจรรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน

- ถ้าอัตราการขยายคักคาคของสัญญาณเข้าแบบผลต่างให้เป็นสัญญาณออกแบบเดี่ยว จะถูกกำหนดโดยค่าความต้านทานเพียงตัวเดียว ซึ่งแสดงให้เห็นได้ดังต่อไปนี้



รูปที่ 4.3 แสดงลักษณะของวงจรรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)

จากรูปวงจรรพื้นฐานของวงจรรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (รูปที่ 4.3)จะได้ว่า

$$V_{out} = I(aR + 2R)$$

$$V_{out} = \left[\frac{(E_1 - E_2)}{aR} \right] (aR + 2R)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

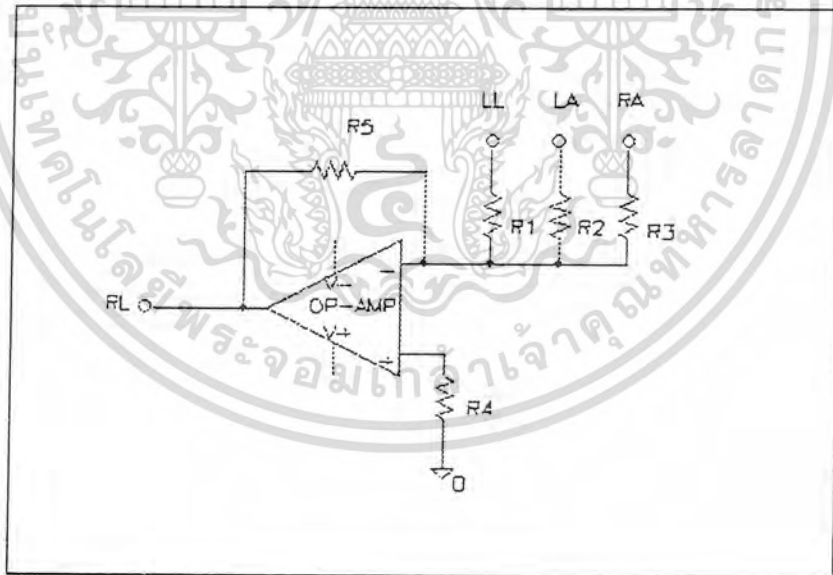
$$V_{OUT} = (E_1 - E_2) \left(1 + \frac{2}{a} \right)$$

$$gain = \frac{V_{OUT}}{(E_1 - E_2)} = 1 + \frac{2}{a}$$

ดังนั้น จะเห็นว่าอัตราขยายของวงจรนี้จะขึ้นอยู่กับค่าความต้านทาน aR เพียงค่าเดียว

- ความต้านทานขาเข้าของวงจรมีค่าสูงมาก เนื่องจากใช้วงจรบัฟเฟอร์เป็นวงจรส่วนหน้าในการรับสัญญาณเข้ามาขยาย และค่าความต้านทานนี้จะไม่เปลี่ยนแปลงไปตามอัตราขยายศักดาไฟฟ้าของสัญญาณ
- สัญญาณทางค่านขาออกจะมีค่าขึ้นอยู่กับผลต่างของสัญญาณทางค่านขาเข้า แบบผลต่าง เท่านั้น นั่นคือ ถ้าสัญญาณเข้าเป็นแบบคอมมอนโหมด (common mode) จะได้ค่าของสัญญาณทางออกมีค่าน้อยๆ (ซึ่งในทางอุดมคติจะมีค่าเท่ากับศูนย์)

4.4 วงจรที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงจากร่างกาย (RL Driven)



รูปที่ 4.4 แสดงลักษณะของวงจรที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงจากร่างกาย

เป็นวงจรที่ทำหน้าที่เป็นจุดสัญญาณอ้างอิงแทนจุดอ้างอิง (ground) ของวงจรเนื่องจากจุดอ้างอิงของวงจรต่ออยู่โดยตรงกับแหล่งกำเนิดสัญญาณไฟตรง ดังนั้นถ้าหากมีกระแสไฟฟ้ารั่ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

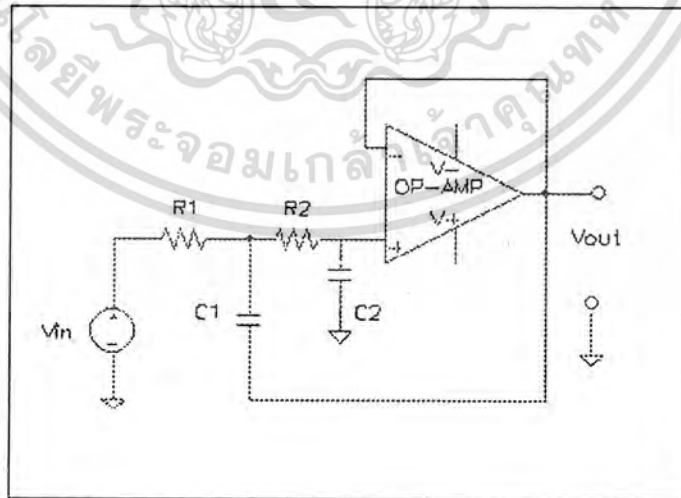
ไหล ก็อาจก่อให้เกิดอันตรายแก่ผู้ป่วยได้ จุดที่ใช้วัดสัญญาณอ้างอิงจากร่างกายจึงต้องแยกออกจากแหล่งกำเนิดสัญญาณไฟตรงหลักของวงจร

ลักษณะของวงจรเป็นวงรวมสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 4.4 สัญญาณเข้าของวงจรนี้จะต่อมาจากสัญญาณออกของวงจรบัพเฟอร์ซึ่งวัดสัญญาณมาจากส่วนอื่นของร่างกาย สัญญาณออกของวงจรรวมสัญญาณนี้จะนำมาใช้เป็นจุดอ้างอิงในการวัดสัญญาณจากร่างกายซึ่ง โดยทั่วไปจะวัดจากบริเวณขาข้างขวา (Right Leg : RL)

4.5. วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter)

วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำนี้เป็นวงจรแบบชาเลน-คีย์ (Unity Gain Sallen-Key VCVS) ใช้สำหรับกรองให้ความถี่ต่ำตั้งแต่ ช่วงสัญญาณไฟตรง (dc level) จนถึงความถี่ประมาณ 200 เฮิรท์ซ สามารถผ่านได้ดี และเริ่มมีการลดทอนสัญญาณหลังจากความถี่ 200 เฮิรท์ซ เป็นต้นไป และเนื่องจากความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าประมาณอยู่ในช่วง 0.5 เฮิรท์ซ ถึง 200 เฮิรท์ซ ดังนั้นการนำวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำนี้มาใช้สำหรับเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะช่วยลดผลที่เกิดจากสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงได้

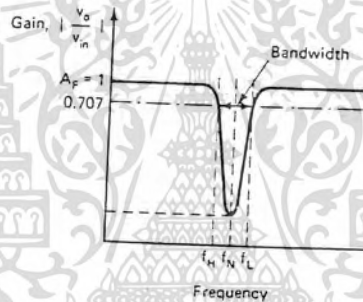
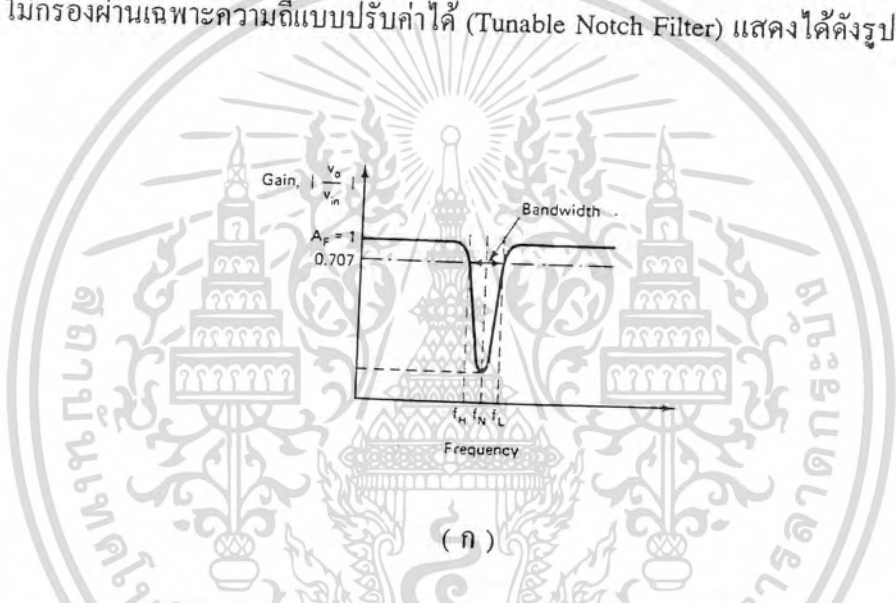
ลักษณะของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบชาเลน-คีย์ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.5



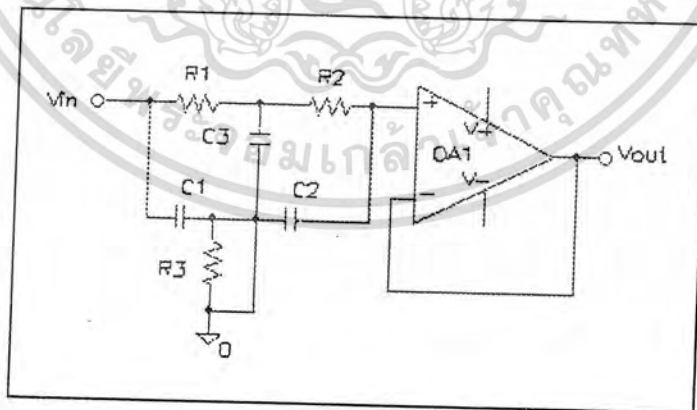
รูปที่ 4.5 แสดงลักษณะของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบชาเลน-คีย์ (Sallen-key)

4.6 วงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ (Active Band-Stop Filter แบบ Narrow Band-Stop Filter หรือ Notch Filter)

วงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ เป็นวงจรที่นำมาใช้เพื่อกำจัดสัญญาณในช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการเพียงช่วงแคบๆ หรือความถี่ที่ไม่ต้องการค่าใดค่าหนึ่ง ตัวอย่างเช่น ในเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะนำมาใช้กำจัดสัญญาณที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนจากสายส่งมาก เป็นต้น ลักษณะของผลตอบสนองความถี่ของวงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ และวงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่แบบปรับค่าได้ (Tunable Notch Filter) แสดงได้ดังรูปที่ 4.6



(ก)

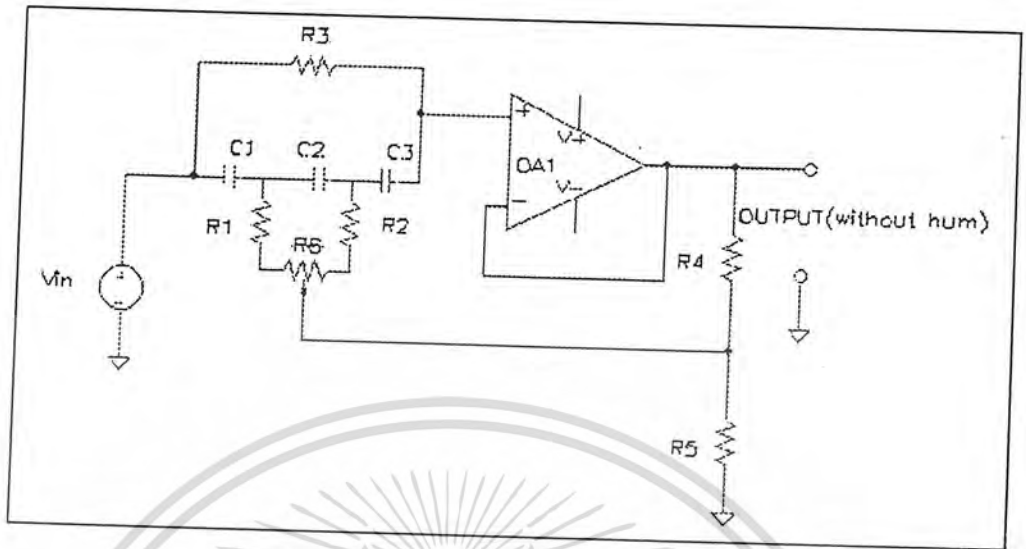


(ข)

รูปที่ 4.6 ก) แสดงผลตอบสนองความถี่ของวงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่

ข) แสดงลักษณะของวงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่อย่างง่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค)

รูปที่ 4.6 (ต่อ) ค) แสดงลักษณะของวงจรไมโครกรองผ่านความถี่แบบปรับค่าได้

จากรูป 4.6 ค) ความสัมพันธ์ของค่า R และ C ที่นำมาใช้ในวงจรจะเป็นไปตาม

สมการ

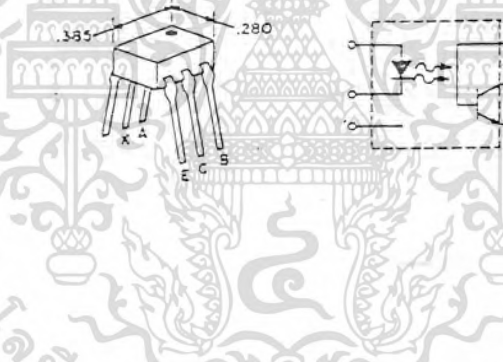
$$f_o = \frac{1}{2\pi C(3R_1 R_2)^{0.5}}$$

f_o คือ ความถี่ที่มีการลดทอนของสัญญาณมากที่สุด

วงจรตามรูปที่ 4.6 ข) และ ค) จะมีผลตอบสนองความถี่ในลักษณะเดียวกัน แต่วงจรในรูปที่ 4.6 ข) นั้น R_3 และ C_3 ต่อจุดอ้างอิงโดยตรงดังนั้นออปแอมป์จะทำหน้าที่เสมือนบัฟเฟอร์ทั่วๆ ไปเท่านั้น ค่า Q ของวงจรจะมีค่าต่ำมาก แต่สำหรับวงจรในรูปที่ 4.6 ค) ไม่มี R และ C ต่อกับจุดอ้างอิงโดยตรง ซึ่งเป็นผลให้ค่า Q ของวงจรสูงขึ้น ทำให้ผลตอบสนองความถี่ของวงจรมีความชันมากขึ้นและสามารถปรับตัวต้านทาน R เพื่อให้มีการลดทอนมากที่สุดที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ได้พอดี นั่นคือวงจรสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้นนั่นเอง

4.7 วงจรแยกสัญญาณ (Opto-Isolator)

เป็นอุปกรณ์ที่ใช้หลักการทำงานโดยการเปลี่ยนสัญญาณทางไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณแสง และเปลี่ยนสัญญาณแสงกลับมาเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าอีกครั้งหนึ่ง วงจรแยกสัญญาณประกอบด้วยไดโอดเปล่งแสง (infrared LED) และทรานซิสเตอร์รับแสง (silicon photo transistor) ซึ่งรวมอยู่ในไอซีตัวเดียวกัน ลักษณะการทำงานของวงจรแยกสัญญาณ (opto-isolation) เป็นการส่งผ่านสัญญาณเพียงทางเดียวข้ามช่องว่าง ดังนั้นส่วนของทรานซิสเตอร์รับแสง จะไม่มีผลกระทบโดยตรงกับวงจรทางด้านสัญญาณเข้า และลักษณะที่สำคัญอีกประการหนึ่งก็คือ วงจรแยกสัญญาณมีค่าความต้านทาน ระหว่างทางด้านขาเข้าและทางด้านขาออกสูงมาก (ประมาณ 10^{11} โอห์ม) ตัวอย่างของอุปกรณ์แยกสัญญาณ ที่นิยมใช้กันทั่วไปแสดงได้ดังรูปที่ 4.7

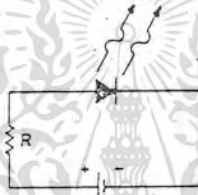
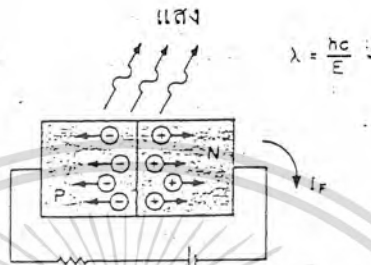


รูปที่ 4.7 แสดงตัวอย่างของอุปกรณ์แยกสัญญาณ ที่นิยมใช้โดยทั่วไป

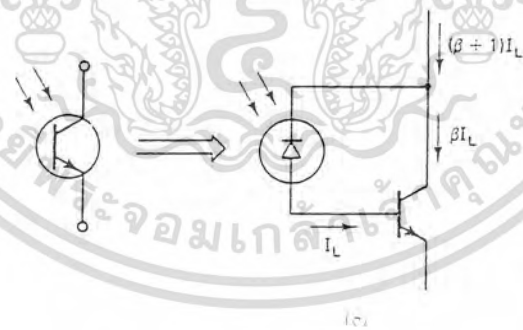
ลักษณะการทำงานพื้นฐานของไดโอดเปล่งแสง และทรานซิสเตอร์รับแสง สามารถอธิบาย ได้ดังต่อไปนี้

ไดโอดเปล่งแสง เป็นส่วนที่สามารถให้กำเนิดแสงได้ เมื่อมีกระแสไหลผ่านบริเวณรอยต่อพีเอ็น (PN Junction) ของตัวมันจะทำให้ไอเล็กตรอนบริเวณนั้นมีการเปลี่ยนระดับพลังงานไปจากเดิมและมีการปล่อยพลังงานออกมาในรูปของคลื่นแสง โดยความถี่ของแสงที่ปล่อยออกมาจะขึ้นอยู่กับช่องว่างของแถบพลังงานของวัสดุที่ใช้ทำเป็นไดโอดนั้นๆ ลักษณะการทำงานของ ไดโอดเปล่งแสงแบบอินฟราเรด (Infrared LED) สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.8

ทรานซิสเตอร์รับแสง เป็นอุปกรณ์ที่สามารถเปลี่ยนพลังงานแสงให้เป็นค่าของพลังงานไฟฟ้าได้ ทรานซิสเตอร์รับแสง ประกอบขึ้นจาก ไดโอดรับแสง (Photo Diode) และ ทรานซิสเตอร์ (transistor) แสดงได้ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.8 แสดงลักษณะการทำงานของไดโอดเปล่งแสงแบบอินฟราเรด (infrared LED)



รูปที่ 4.9 แสดงลักษณะของทรานซิสเตอร์รับแสง (Photo transistor)

จากรูปที่ 4.9 เมื่อมีพลังงานจากภายนอก เช่น แสง หรือ ความร้อน มาตกกระทบ อย่างเพียงพอให้กับวาเลนซ์อิเล็กตรอนจะทำให้เกิดการแตกตัวของอิเล็กตรอนและโฮลขึ้นซึ่งเป็นผลให้เกิดกระแส I_L ไหล กระแส I_L นี้จะแปรค่าโดยตรงกับปริมาณพลังงานที่ทำให้เกิดการแตกตัวของอิเล็กตรอนและโฮลและค่ากระแสนี้จะถูกขยายให้ เป็นกระแสเอมิเตอร์ของทรานซิสเตอร์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับในวงจรของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะนำอุปกรณ์นี้มาใช้เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นได้กับผู้ป่วยเนื่องจากมีกระแสไฟฟ้ารั่วไหล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การออกแบบและการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 5.1 แสดงลักษณะของวงจรที่ใช้วัดและขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย ซึ่งประกอบด้วยวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (instrument amplifier), วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (non-inverting amplifier), วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (low pass filter), วงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่แบบปรับค่าได้ (tunable notch filter) และวงจรส่วนที่แยกสัญญาณ (opto-isolator)

5.1 การทำงานของเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สามารถอธิบายส่วนต่าง ๆ ได้ดังต่อไปนี้

5.1.1 ส่วนของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัวคือ IC_{1a} , IC_{1b} , IC_{1c} และตัวต้านทาน $R_1 - R_{10}$ และ ตัวต้านทานปรับค่าได้ VR_1 โดยที่ IC_{1a} และ IC_{1b} ซึ่งมีลักษณะเป็นวงจรขยายชนิดไม่กลับเฟส ทำหน้าที่เป็นวงจรบัฟเฟอร์ที่มีค่าความต้านทานขาเข้าสูง รับสัญญาณแบบผลต่าง เข้ามาขยายในส่วนต้นวงจร และได้สัญญาณออกเป็นแบบผลต่างเช่นเดียวกัน จุดที่ต่ออยู่กับตัวต้านทาน R_4 จะใช้สำหรับเป็นจุดอ้างอิงของสัญญาณแบบผลต่าง ถ้าสัญญาณเข้าเป็นแบบคอมมอนโหมด จะมีกระแสไหลผ่านตัวต้านทาน R_4 , R_5 หรือ R_6 เพียงเล็กน้อย เนื่องจากศักดาไฟฟ้าที่ตัวต้านทาน R_4 มีค่าน้อย แต่ถ้าหากสัญญาณเข้าเป็นแบบผลต่างจะเกิดความแตกต่างของศักดาไฟฟ้าที่ตัวต้านทาน R_4 ทำให้เกิดมีกระแสไหลได้มากขึ้น ดังนั้น จะเห็นได้ว่าวงจรส่วนนี้จะขยายเฉพาะสัญญาณแบบผลต่างเท่านั้น โดยมีอัตราขยายของวงจรส่วนนี้เท่ากับ $(R_4 + 2R_5) / R_4$ หรือเท่ากับ $1 + (2R_5 / R_4)$

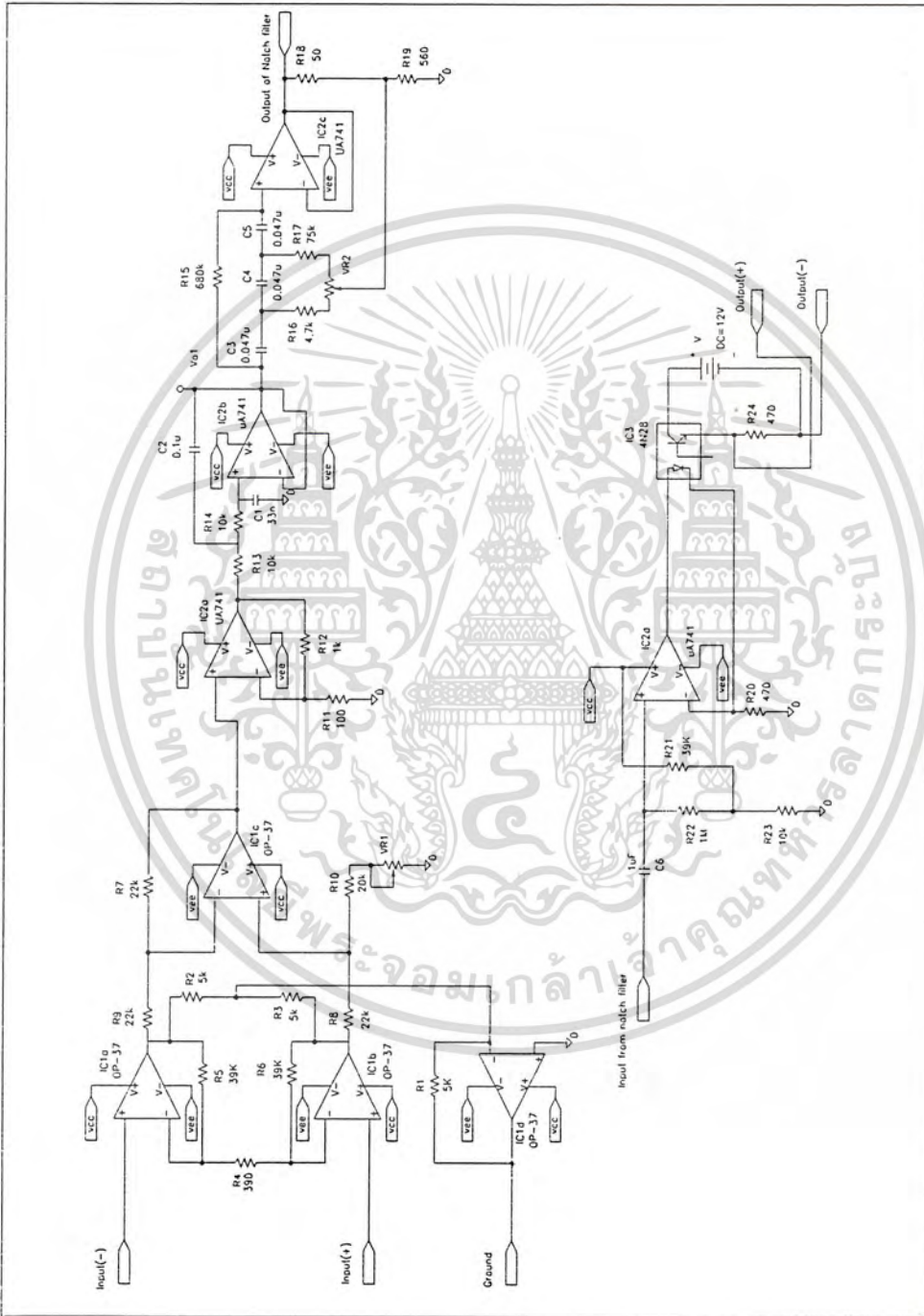
IC_{1c} เป็นวงจรขยายสัญญาณผลต่างส่วนที่สอง มีอัตราขยายสัญญาณเท่ากับ R_7 / R_9 และมี VR_2 ไว้สำหรับปรับค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณขาเข้าที่เป็นแบบคอมมอนโหมด (CMRR) ให้มีค่าน้อยที่สุดเพื่อให้วงจรสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ในวงจรส่วนนี้เลือกใช้ออปแอมป์ชนิด OP-37 เนื่องจากมีคุณสมบัติเด่นคือ

- สามารถสร้างให้มีอัตราขยายค่าสูงๆได้ เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าค่ามาก ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้วงจรขยายที่มีค่าอัตราขยายสูงเพื่อจะได้สังเกตลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณได้อย่างชัดเจน

- มีค่าสัญญาณรบกวนในระดับต่ำ (น้อยกว่า $5 \mu V / \sqrt{Hz}$) ทำให้สัญญาณที่ต้องการวัดมีความถูกต้องแน่นอนและชัดเจนมากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.1 แสดงวงจรขยายของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1.2 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส ประกอบด้วย IC_{2a} และตัวต้านทาน R_{11} และ R_{12} ทำหน้าที่ขยายสัญญาณให้มีขนาดสูงขึ้น โดยมีอัตราขยายเท่ากับ R_{12}/R_{11}

5.1.3 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ ประกอบด้วย IC_{2b} , ตัวต้านทาน R_{13}, R_{14} และตัวเก็บประจุ C_1, C_2 วงจรส่วนนี้จะทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณที่มีความถี่มากกว่า 200 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นช่วงความถี่ของสัญญาณที่ไม่ต้องการจึงเป็นผลให้สัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงๆ ไม่ส่งผลกระทบต่อสัญญาณที่ต้องการวัด

5.1.4 วงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่แบบปรับค่าได้ ประกอบด้วย IC_{2c} , ตัวต้านทาน $R_{15}-R_{19}$, ตัวต้านทานปรับค่าได้ VR_2 และตัวเก็บประจุ $C_3 - C_5$ เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนจากสายส่งมากที่สุด ตัวต้านทาน VR_2 ใช้สำหรับปรับเพื่อให้มีการลดทอนมากที่สุดที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์พอดี

5.1.5 วงจรส่งผ่านสัญญาณ (Voltage Follower) ประกอบด้วย IC_{2d} และตัวต้านทาน $R_{20}-R_{23}$ ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณที่ขยายได้จากส่วนต้นของวงจรไปยังวงจรส่วนต่อไป

5.1.6 วงจรส่วนแยกสัญญาณ ประกอบด้วย IC_3 , ตัวต้านทาน R_{24} และแบตเตอรี่สำหรับจ่ายไฟเลี้ยงให้กับอุปกรณ์ ในส่วนนี้จะทำหน้าที่แยกจุดสัญญาณอ้างอิงของวงจรส่วนหน้า ซึ่งเป็นวงจรวัดและขยายสัญญาณจากร่างกาย กับวงจรส่วนถัดไปซึ่งเป็นส่วนประมวลผลและแสดงผลสัญญาณ เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟรั่วไหล

5.2 การคำนวณค่าต่างๆภายในวงจรของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5.2.1 ค่าอัตราขยายสัญญาณของวงจร

เนื่องจากส่วนอื่นๆของวงจรมองจากส่วนของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน และวงจรขยายสัญญาณ มีค่าอัตราขยายประมาณ 1 ดังนั้นค่าอัตราขยายส่วนใหญ่ของวงจรจะขึ้นอยู่กับวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน และวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส ซึ่งสามารถคำนวณค่าอัตราขยายได้จากสูตรต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้ อัตราการขยายของวงจรขยายแบบอินสทรูเมนต์เป็น A_{v1}

$$A_{v1} = \left(1 + 2 \frac{R_5}{R_4}\right) * \left(\frac{R_7}{R_9}\right)$$

แทนค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจร $R_5 = 39$ กิโลโอห์ม , $R_4 = 390$ โอห์ม , $R_7 = R_9$ เท่ากับ 22 กิโลโอห์ม จะได้ว่า

$$A_{v1} = [1 + 2(39K / 390)] * (22K / 22K)$$

$$A_{v1} = 201 \text{ เท่า}$$

และให้ อัตราการขยายของวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส เป็น A_{v2}

$$\begin{aligned} A_{v2} &= \frac{R_{12}}{R_{11}} \\ &= \frac{10K}{100} \\ &= 10 \text{ เท่า} \end{aligned}$$

ดังนั้น อัตราการขยายทั้งหมดของวงจร มีค่าเท่ากับ

$$\begin{aligned} A_{v(\text{total})} &= A_{v1} * A_{v2} \\ &= 201 * 10 \\ &= 2010 \text{ เท่า} \end{aligned}$$

5.2.2 การคำนวณค่าในวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ

ต้องการออกแบบวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบซาเลน-คีย์ ให้มีความถี่คัทออฟ (cut off frequency) ที่ 200 เฮิรตซ์ โดยใช้วิธีของบัตเตอร์เวิร์ท (Butterworth)

α หมายถึง ค่าสัมประสิทธิ์ (damping coefficient) ของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบซาเลน-คีย์

$$C_1 = 2 / \alpha , C_2 = \alpha / 2$$

กำหนดให้ค่า damping coefficient (α) = 1 และ $R_{13} = R_{14} = 1$ โอห์ม

จะได้ค่า $C_1 = 2$ ฟาร์ด , $C_2 = 0.5$ ฟาร์ด

ทำการสเกลค่าความต้านทาน (impedance scaling) ด้วยค่าคงที่ (k_z) = $10 * 10^3$

ดังนั้น

$$R_{13} = R_{14} = 10 \text{ กิโลโอห์ม และ}$$

$$C_1 = 2 / 10 * 10^3 = 200 \text{ ไมโครฟาร์ด}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$C_2 = 0.5 / 10 \cdot 10^3 = 50 \text{ ไมโครฟารัด}$$

ทำการสเกลความถี่ (frequency scaling) โดย $f_c = \omega / 2$ ($\omega = 1$ เรเดียน/วินาที)

เพราะฉะนั้น $f_c = 0.1592$ เฮิรตซ์

จะได้ค่า $k_f = 1$ กิโลเฮิรตซ์ / 0.1592 เฮิรตซ์ = 1256.28

หารค่าตัวเก็บประจุทุกค่าด้วย k_f จะได้ว่า

$$C_1 = 200 \cdot 10^{-6} / 1256.28 = 0.1 \text{ ไมโครฟารัด}$$

$$C_2 = 50 \cdot 10^{-6} / 1256.28 = 0.03 \text{ ไมโครฟารัด}$$

เพราะฉะนั้นจะต้องใช้ค่าความต้านทาน $R_{13} = R_{14} = 10$ กิโลโอห์ม และค่าตัวเก็บ

ประจุ $C_1 = 0.1$ ไมโครฟารัด, $C_2 = 0.03$ ไมโครฟารัด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

การบันทึกและแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัด และผ่านการขยายสัญญาณให้มีขนาดเหมาะสม รวมทั้งกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว จะต้องทำการแปลงสัญญาณจากที่เป็นอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลก่อนที่จะนำสัญญาณนี้ไปประมวลผลในคอมพิวเตอร์ เพื่อแสดงผลทางจอภาพ และสามารถเก็บข้อมูลของสัญญาณให้อยู่ในรูปของไฟล์ (file) สะดวกแก่การเรียกกลับมาดูอีกครั้งหนึ่ง

สำหรับการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Conversion) แล้วนำข้อมูลเก็บเข้าในคอมพิวเตอร์ สำหรับโครงงานนี้จะทำการติดต่อ (Interface) โดยใช้การ์ด PA-MA 12 (-H) ซึ่งการ์ดชนิดนี้มีความสามารถในการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลด้วยค่าความถี่สุ่ม (Sampling frequency) ได้สูงสุดถึง 100 กิโลเฮิรตซ์ และเก็บค่าความละเอียดข้อมูลของสัญญาณในรูปของดิจิทัลได้ถึง 12 บิต รวมทั้งสามารถแปลงสัญญาณจากดิจิทัลเป็นอนาล็อก (Digital to Analog Converter) ได้อย่างมีประสิทธิภาพด้วย โดยในโครงงานจะนำการ์ดนี้มาใช้งานในส่วนของการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกให้เป็นดิจิทัล ดังนั้นในการอธิบายถึงทฤษฎีและวิธีการใช้งานของการ์ดจะกล่าวถึงเฉพาะส่วนที่เกี่ยวกับการใช้งานในด้านนี้เท่านั้น

6.1 ส่วนประกอบและทฤษฎีการทำงานของการ์ด PA-MA 12(-H) ที่ใช้ในการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล

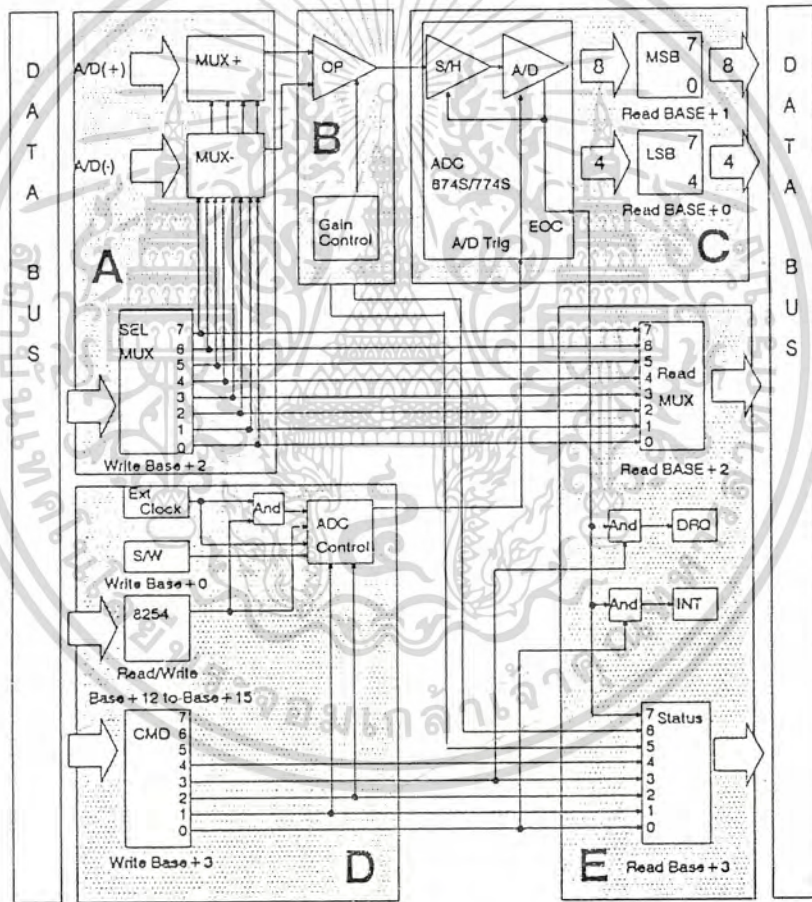
สามารถแสดงรายละเอียดของส่วนประกอบของการ์ดได้ดังรูปที่ 6.1 และอธิบายการหน้าที่การทำงานของแต่ละส่วนได้ดังนี้

บล็อก A: รับสัญญาณเข้า และเลือกช่องสัญญาณ (channel)

อุปกรณ์ที่ใช้ในการต่อเชื่อมสัญญาณเข้าสู่การ์ดเป็นคอนเนกเตอร์ (connector) ตัวผู้ชนิด D ขนาด 37 ขา โดยที่การแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล และการแปลงสัญญาณจากดิจิทัลเป็นอนาล็อกจะใช้คอนเนกเตอร์ร่วมกัน

บล็อก B : วงจรขยายผลต่าง

ในขณะที่สัญญาณเข้าเป็นสัญญาณผลต่าง (Differential) วงจรในส่วนนี้จะทำหน้าที่เสมือนวงจรขยายแบบอินสทรูเมนเตชั่น แต่อย่างไรก็ตามถ้าหากว่าสัญญาณเข้าเป็นสัญญาณเดี่ยว (single-ended input) วงจรในส่วนนี้ก็จะทำงานโดยคิดเทียบกับจุดอ้างอิง (ground)



รูปที่ 6.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมของการ์ด PA-MA 12(-H)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเลือกชนิดของสัญญาณเข้าสำหรับการ์ดจะถูกกำหนดโดยจัมเปอร์หมายเลข 9 (JP9) และสถานะของชนิดของสัญญาณเข้าสามารถอ่านค่าได้จากบิตที่ 5 ของพอร์ตสถานะของการแปลงสัญญาณ (D5 ของ A/D Command Port (BASE+3))

การเลือกอัตราขยาย ปกติการขยายของวงจรจะถูกตั้งไว้แล้วโดยที่ช่วงของอัตราขยาย เป็น 1,2,5,10,20,50 หรือ ผู้ใช้สามารถกำหนดเองก็ได้ โดยมีการติดตั้งตัวต้านทานลงบนบอร์ดเพื่อให้ได้อัตราขยายที่พิเศษไปจากที่กำหนดไว้

บล็อกรับ C : การแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล

เมื่อมีการแปลงลักษณะของสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล ขา EOC (End of Conversion) จะอยู่ในสถานะมีค่าสูง (high) แรงดันขาเข้าจะถูกรับเข้ามาในวงจรสุ่มค่าสัญญาณ (Sampling & Hold Circuit) ในแต่ละครั้งเมื่อมีการแปลงสัญญาณเกิดขึ้น จะไม่มีการยอมรับคำสั่งเพื่อแปลงสัญญาณอื่นๆอีกจนกระทั่งการแปลงครั้งแรกได้เสร็จสิ้นลง ขณะที่การเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นโดยสมบูรณ์ ขา EOC จะอยู่ในสถานะมีค่าต่ำ (low) ผลลัพธ์ที่ได้ซึ่งเป็นค่าดิจิตอลของแรงดันจะถูกเก็บไว้ในบัฟเฟอร์ชั่วคราว และข้อมูลนี้จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงจนกว่าการแปลงครั้งใหม่จะเสร็จสมบูรณ์ ข้อมูลจะถูกอ่านจากรีจิสเตอร์เก็บข้อมูล (data register) ในกรณีที่ข้อมูลขนาด 8 บิตจะอ่านค่าผลลัพธ์ได้จากพอร์ต BASE+0 และ BASE+1 สำหรับข้อมูลขนาด 16 บิต จะใช้พอร์ต BASE+0 ในการส่งข้อมูลเพียงพอร์ตเดียว

ข้อมูลทั้งหมดจะอ่านค่าได้จากพอร์ต BASE+0 และ BASE+1 ซึ่งพอร์ต BASE+1 จะเป็นค่า 8 บิตบนของผลลัพธ์จากการแปลงสัญญาณ ข้อมูล 4 บิตบนของพอร์ต BASE+0 เป็นผลลัพธ์ 4 บิตล่าง และข้อมูล 4 บิตล่างของพอร์ต BASE+0 เป็นหมายเลขช่องสัญญาณ (channel) ที่เกิดการเปลี่ยนแปลง

บล็อกรับ D : การควบคุมการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล

หน่วยควบคุมการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอลเป็นหน่วยที่กำหนดแหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกที่ใช้ในการแปลงสัญญาณ (A/D trig source) และกำหนดวิธีการที่จะส่งผ่านข้อมูลที่ี้จากการแปลงสัญญาณ ทำได้โดยการเขียนคำสั่งให้กับ พอร์ต BASE+3 บิตที่ 3 จะเป็นตัวกำหนดว่าให้มีการส่งข้อมูลแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงสำหรับการแปลงสัญญาณหรือไม่ ส่วนบิตที่ 2 และบิตที่ 1 จะกำหนดแหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกที่ใช้ในการแปลงสัญญาณ และบิตที่ 0 เป็นบิตที่กำหนดว่าจะอนุญาตให้มีการขัดจังหวะหรือไม่

แหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกที่ใช้ในการแปลงสัญญาณ

การแปลงจากสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัลจะมีการทริกได้ 4 วิธี ซึ่งแต่ละกรณีก็จะมีประโยชน์แตกต่างกันไป ได้แก่

1. การทริกโดยใช้ซอฟต์แวร์ (Software Trigger)
2. การทริกโดยใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายนอก (External Trigger)
3. การทริกโดยใช้ตัวจับเวลา 8254 (8254 Timer Trigger)
4. การทริกโดยใช้ตัวจับเวลา 8254 ร่วมกับสัญญาณทริกจากภายนอก (8254 Timer + External Clock Trigger)

การส่งผ่านข้อมูลที่ได้จากการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล ผลลัพธ์จากการเปลี่ยนแปลงของการ์ด PA-MA 12(-H) จะถูกส่งไปยังหน่วยประมวลผลกลาง (Central Processing Unit : CPU) หรือหน่วยความจำ ได้โดยวิธีต่างๆ ดังต่อไปนี้

1. การให้สิทธิการทำงานโดยหน่วยประมวลผลกลาง (CPU Polling)
2. การขัดจังหวะ (Interrupt)
3. การเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง (DMA Transfer)

บล็อก E : การอ่านค่าสถานะ

สถานะของการแปลงสัญญาณ สามารถอ่านได้จากพอร์ต 2 พอร์ต คือ พอร์ต BASE+2 และพอร์ต BASE+3 โดยมีรายละเอียดดังนี้

พอร์ต BASE+2 เก็บข้อมูลช่องสัญญาณที่ถูกเลือก โดยที่บิตที่ 4-7 แทนค่าของช่องสัญญาณสูงสุด และบิตที่ 0-3 แทนค่าของช่องสัญญาณต่ำสุดที่ใช้ในการรับสัญญาณเข้ามาเพื่อทำการเปลี่ยนแปลง

พอร์ต BASE+3 จะเก็บข้อมูลในการติดตั้ง และเงื่อนไขต่างๆ ของการแปลงสัญญาณ ดังนี้

- บิตที่ 7 เป็นขาสัญญาณ EOC (end of conversion)
- บิตที่ 6 แสดงรูปแบบ (configuration) ของสัญญาณเข้าทั้งแบบไบโพลาร์ (bipolar) และแบบ ยูนิโพลาร์ (unipolar)
- บิตที่ 5 แทนรูปแบบของสัญญาณเข้าทั้งแบบสัญญาณผลต่าง หรือแบบสัญญาณเดี่ยว
- บิตที่ 4 เป็นบิตแสดงลักษณะ (Identify) การ์ด PA-MA 12(-H)

- บิตที่ 0 เป็นบิตที่บอกว่ามีการอนุญาตให้ขัดจังหวะหรือไม่

6.2 การกำหนดแหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกที่ใช้ในการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล

เป็นการเลือกสัญญาณทริก(trig) สำหรับใช้ในการแปลงลักษณะของสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล โดยจะใช้เป็นสัญญาณทริกให้กับตัวควบคุมการแปลงสัญญาณ (Analog to Digital Controller) เพื่อให้เริ่มทำการแปลง สำหรับการ์ด PA-MA12(-H) มีการจัดโหมดสำหรับเลือกแหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกไว้ดังนี้

1. ใช้คำสั่งควบคุม สัญญาณเข้าและสัญญาณออกหน่วยประมวลผลกลาง วิธีนี้เป็นการกำหนดสัญญาณทริก โดยสร้างขึ้นจากซอฟต์แวร์ซึ่งจะง่ายต่อการปรับปรุง เนื่องจากซอฟต์แวร์จะเป็นตัวควบคุมการเปลี่ยนแปลงสัญญาณโดยตรงและการแปลงสัญญาณจะเริ่มขึ้นเมื่อมีการเขียนข้อมูลใดๆลงไปนพอร์ต BASE+0

2. ใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายนอกซึ่งกำหนดโดยผู้ใช้งาน การใช้สัญญาณจากภายนอกนั้น หมายถึง การใช้สัญญาณนาฬิกาหรือพัลส์ (pulse) ที่มีค่าเวลามากกว่า 200 นาโนวินาที เพื่อใช้ในการทริกให้เกิดการเปลี่ยนแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล โดยที่สัญญาณทริกจะเข้ามาจาก จัมเปอร์หมายเลข 10 (JP10) ซึ่งต่ออยู่บนการ์ด PA-MA12(H) เป็นการเปิดโอกาสให้ผู้ใช้งานมีความยืดหยุ่นในการจัดการกับสัญญาณทริกเกอร์ และจะเป็นการอนุญาตให้การแปลงสัญญาณสามารถทำงานร่วมกับอุปกรณ์อื่นๆ ได้อย่างเข้าจังหวะกัน (Synchronous) การแปลงสัญญาณจะเริ่มขึ้นที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณนาฬิกาจาก JP10 และการขัดจังหวะหรือการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงจะเกิดขึ้น ก็ต่อเมื่อการแปลงสัญญาณได้เกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์

3. ใช้ตัวจับเวลา 8254 สำหรับวิธีนี้จะมีลักษณะใกล้เคียงกับการใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายนอก ต่างกันตรงที่วิธีนี้จะใช้ตัวควบคุม คือ ตัวจับเวลา 8254 ในการสร้างสัญญาณพัลส์(pulse) ที่มีคาบเวลาที่แม่นยำ

ในการเริ่มต้นการแปลงสัญญาณของการ์ด PA-MA12(-H) จะมีตัวควบคุมตัวจับเวลา 8254 อยู่บนบอร์ด โดยที่ตัวจับเวลา 8254 ประกอบด้วยตัวนับเวลา (counter) ขนาด 16 บิต 3 ตัว ตัวนับเวลา 1 และ 2 จะเป็นตัวผลิตสัญญาณนาฬิกาเพื่อทำการทริก ส่วนตัวนับเวลา 0 จะไม่นำมาใช้งานเพื่อเป็นการเปิดโอกาสให้ผู้ใช้งานสามารถนำไปใช้ในงานอื่นๆ ได้

ถ้าตัวจับเวลา 8254 ถูกเลือกให้ใช้เป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณทริกในขบวนการแปลงสัญญาณ ผู้ใช้จะต้องเขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดความเร็วของตัวจับเวลา 8254 ความถี่ของการทริกสำหรับการแปลงในช่องสัญญาณเดี่ยวจะถูกกำหนดโดยตัวนับเวลา 1 และ 2 ของตัวจับเวลา 8254

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นหน้าเบาะเบาะชี้ชานด้านการศึกษา ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าตัวจับเวลา 8254 ถูกเลือกให้ใช้เป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณทริกในขบวนการแปลงสัญญาณ ผู้ใช้จะต้องเขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดความเร็วของตัวจับเวลา 8254 ความถี่ของการทริกสำหรับการแปลงในช่องสัญญาณเดียวจะถูกกำหนดโดยตัวนับเวลา 1 และ 2 ของตัวจับเวลา 8254 การใช้ตัวจับเวลา 8254 จะทำได้โดยใช้พอร์ต BASE+13 ,พอร์ต BASE+14 และพอร์ต BASE+15 ส่วนของโปรแกรมที่เหลือจะถูกกำหนดในลักษณะเดียวกับที่ใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายนอกเป็นตัวควบคุมการแปลงสัญญาณ ตัวอย่างของข้อมูลที่ใช้ในการโปรแกรมเพื่อกำหนดการทำงานของตัวจับเวลา 8254 จะกล่าวในบทต่อไป

4. ใช้ตัวจับเวลา 8254 ร่วมกับสัญญาณนาฬิกาจากภายนอก เพื่อให้ได้สัญญาณเพียง 1 สัญญาณมาใช้ในการควบคุมการแปลงสัญญาณ

ชนิดของแหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกสามารถเลือกได้โดยการเขียนคำสั่งให้กับพอร์ต BASE+3

6.3 การกำหนดวิธีในการส่งผ่านข้อมูล (data transfer method)

เมื่อเกิดการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล ข้อมูลที่ได้จากการแปลงจะถูกอ่านจากรีจิสเตอร์ขนาด 8 บิต 2ตัว (หรือ ขนาด 16 บิต 1ตัว) และในการส่งค่าที่ได้ไปยังหน่วยประมวลผลกลาง หรือหน่วยความจำ อาจทำได้ 3 วิธี ดังต่อไปนี้

6.3.1 การให้สิทธิการทำงานโดยหน่วยประมวลผลกลาง

วิธีนี้เป็นวิธีที่ง่ายที่สุดในการอ่านค่าข้อมูลซึ่งเป็นผลลัพธ์จากการแปลงรูปแบบของสัญญาณ โดยมีหลักการคือ หน่วยประมวลผลกลางจะทำการตรวจสอบสถานะในขณะที่มีการแปลงสัญญาณ เมื่อการแปลงสัญญาณเสร็จสิ้น (ขา EOC เปลี่ยนจาก "1" เป็น "0") ก็จะสามารถอ่านค่าผลลัพธ์จาก สัญญาณเข้าและสัญญาณออกของรีจิสเตอร์ ขนาด 8 บิต 2ตัว (หรือขนาด 16 บิต 1ตัว) ได้

ถึงแม้ว่าวิธีนี้จะเป็วิธีที่ง่ายแต่ในการทำงานหน่วยประมวลผลกลางจะถูกใช้เพื่อตรวจสอบบิต EOC ในรีจิสเตอร์สถานะอย่างสม่ำเสมอเพื่อให้รู้ว่าการแปลงสัญญาณเสร็จสมบูรณ์เมื่อใด

6.3.2 การขัดจังหวะ

วิธีนี้เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพมากกว่าการใช้วิธีตรวจสอบสถานะของบิต EOC เนื่องจากในขณะที่การแปลงเกิดขึ้นโดยสมบูรณ์ การ์ด PA-MA12(-H) จะส่งสัญญาณขัดจังหวะมาที่หน่วยประมวลผลกลางเพื่อให้ทำการอ่านค่าที่ได้จากการแปลงสัญญาณ ซึ่งเป็นการเปิดโอกาสให้หน่วยประมวลผลกลางสามารถทำงานอย่างอื่นได้ในขณะที่ไม่มีสัญญาณขัดจังหวะ

6.3.3 การเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

เป็นวิธีที่ดีที่สุดในการส่งข้อมูลที่ได้จากการแปลงรูปแบบสัญญาณ เนื่องจากการส่งด้วยวิธีนี้จะเปิดโอกาสให้มีการแปลงสัญญาณด้วยความเร็วสูงที่สุด และในขณะที่การ์ดกำลังทำการแปลงสัญญาณนั้นหน่วยประมวลผลกลางจะเป็นอิสระสามารถทำงานอย่างอื่นได้



บทที่ 7

การติดตั้งและโปรแกรมการ์ด PA-MA 12(-H)

โดยใช้ วิธีการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

ภายในระบบคอมพิวเตอร์ที่มีการเชื่อมต่อกับวงจรหรืออุปกรณ์ภายนอกนั้น มักจะมีความจำเป็นต้องทำการรับและส่งข้อมูลระหว่างวงจร หรืออุปกรณ์ภายนอกกับหน่วยความจำของระบบด้วยอัตราเร็วที่สูงเกินกว่าที่จะใช้วิธีการทางด้านซอฟต์แวร์ได้ (โดยทั่วไปซอฟต์แวร์จะใช้โปรแกรมที่มีลักษณะเป็นการทำงานแบบวนรอบ (Loop) ซึ่งใช้คำสั่ง IN และ OUT ในการอ่านและเขียนข้อมูลลงบนพอร์ด) เช่น การรับส่งข้อมูลระหว่างคอมพิวเตอร์กับดิสก์ไดรฟ์ (Disk Drive) ซึ่งอัตราการรับและส่งข้อมูลของดิสก์ไดรฟ์นั้นจะมีอัตราเร็วที่สูงมากจนในบางครั้งทำให้หน่วยประมวลผลกลางไม่สามารถที่จะทำหน้าที่ในการส่งหรือรับข้อมูลจากดิสก์ไดรฟ์ได้ทัน โดยเฉพาะกรณีที่หน่วยประมวลผลกลางจำเป็นต้องคอยตอบสนองต่ออุปกรณ์อื่นของระบบ เช่น คีย์บอร์ด อยู่ด้วย เพราะฉะนั้นต้องอาศัยเทคนิคการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง (Direct Memory Access : DMA) เข้าช่วยในการแก้ปัญหาที่เกี่ยวกับอัตราเร็วในการรับส่งข้อมูลกับอุปกรณ์ภายนอก

7.1 การเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

ระบบการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง จะเป็นลักษณะของการรับและส่งข้อมูลระหว่างหน่วยความจำของระบบกับอุปกรณ์ภายนอกโดยตรง กล่าวคือ เป็นการรับและส่งข้อมูลที่ไม่จำเป็นต้องอาศัย หน่วยประมวลผลกลางของระบบเลย ซึ่งเป็นหนทางอันหนึ่งที่จะช่วยให้เราสามารถเคลื่อนย้ายข้อมูลเข้าและออกจากหน่วยความจำได้ด้วยความเร็วที่สูงมาก ถ้าหากเป็นการรับและส่งข้อมูลตามปกติแล้วจะเป็นการกระทำโดยหน่วยประมวลผลกลางทั้งหมด คือ ถ้าเป็นขบวนการส่งข้อมูลจากหน่วยความจำให้กับอุปกรณ์ภายนอก หน่วยประมวลผลกลางจะทำการอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำเข้ามาเก็บไว้ก่อน จากนั้นจึงทำการส่งออกไปให้กับอุปกรณ์ภายนอก และในทางกลับกันถ้าเป็นการส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ภายนอกให้กับหน่วยความจำ หน่วยประมวลผลกลางก็จะอ่านข้อมูลจากอุปกรณ์ภายนอกเข้ามาเก็บไว้ก่อน จากนั้นจึงทำการส่งออกไปให้กับหน่วยความจำของระบบ จะเห็นได้ว่าในการส่งผ่านข้อมูลแต่ละไบต์ (Byte) นั้น จะต้องมีการรับและส่งข้อมูลถึง 2 ครั้ง (จากต้นทางไปยังหน่วยประมวลผลกลางและจากหน่วยประมวลผลกลางไปยังปลายทาง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในขณะที่ขบวนการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง นั้นใช้การส่งข้อมูลจากต้นทางไปยังปลายทางโดยตรง ซึ่งจะประหยัดเวลาลงได้มาก

7.2 การเกิดขบวนการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

โดยส่วนใหญ่แล้วกระบวนการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงจะถูกควบคุมด้วยตัวควบคุมการส่งผ่านข้อมูลเข้าสู่หน่วยความจำโดยตรง (DMA controller) ซึ่งแยกอยู่ต่างหาก หน่วยประมวลผลกลางจะไม่สามารถทำงานใด ๆ ได้ในระหว่างเกิดกระบวนการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง ก่อนที่จะเริ่มกระบวนการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง หน่วยประมวลผลกลางจะทำการโหลดค่าแอดเดรสเริ่มต้นของกลุ่มข้อมูลที่จะเคลื่อนย้ายเข้าไปยังรีจิสเตอร์ในตัวควบคุม และหน่วยประมวลผลกลางจะทำการโหลดค่าจำนวนข้อมูลทั้งหมดที่ต้องการเคลื่อนย้ายให้กับรีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูล (terminal count register) ในตัวควบคุม หลังจากนั้นบัสแอดเดรส บัสข้อมูล และหน่วยความจำจะถูกควบคุมโดยตัวควบคุม ตัวควบคุมจะทำการอ้างอิงแอดเดรสกับหน่วยความจำโดยตรง และสร้างสัญญาณอ่านและเขียนข้อมูลตามลำดับไปเรื่อยๆ ทุกครั้งที่มีการเคลื่อนย้ายข้อมูลค่าในรีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูลจะถูกลดค่าลง และเมื่อค่าในรีจิสเตอร์นี้ลดลงจนเป็น 0 มันจะบอกอุปกรณ์ภายนอกว่ากระบวนการเคลื่อนย้ายข้อมูลแบบการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงนั้น ได้สิ้นสุดลงแล้ว

เนื่องจากการเคลื่อนย้ายข้อมูลแบบการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงเป็นงานขนาดเล็ก ตัวควบคุมที่เป็นวงจรเฉพาะสามารถทำงานนี้ได้อย่างรวดเร็ว ทุกวันนี้ระบบการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง สามารถเคลื่อนย้ายข้อมูลด้วยความเร็วที่ใกล้เคียงกับความเร็วของหน่วยความจำ ทันทีที่ตัวควบคุมสิ้นสุดการเคลื่อนย้ายข้อมูลเข้าหรือออกจากหน่วยความจำ ตัวควบคุมจะคืนการควบคุมให้กับหน่วยประมวลผลกลาง เป็นที่แน่นอนว่าหน่วยประมวลผลกลางจะไม่สามารถทำงานใด ๆ ได้ในระหว่างที่การเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงทำการเคลื่อนย้ายข้อมูลเข้าสู่หน่วยความจำ เนื่องจาก

1. เราไม่สามารถทำการอ่านคำสั่งหรือนำผลลัพธ์จากการคำนวณไปเก็บในหน่วยความจำของระบบที่กำลังทำการเคลื่อนย้ายข้อมูลแบบการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงอยู่ได้

2. เมื่อเกิดกระบวนการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง หน่วยประมวลผลกลางจะต้องเปลี่ยนบัสแอดเดรสและบัสข้อมูลเป็นสถานะความต้านทานสูง (high impedance state) ในสถานะนี้จะทำให้ตัวควบคุมและระบบหน่วยความจำสามารถใช้บัสได้ แต่หน่วยประมวลผลกลางจะไม่สามารถควบคุมการทำงานของบัสได้เลย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

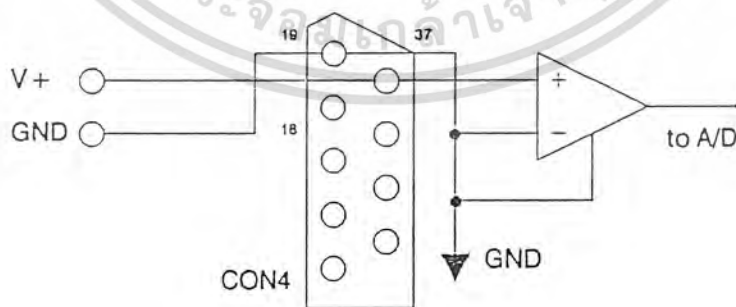
7.3 การติดตั้งและโปรแกรมการ์ด PA-MA 12(-H)

7.3.1 การติดตั้งการ์ด (Hardware)

การ์ด PA-MA 12(-H) ที่ใช้งานอยู่นี้มีวิธีการส่งผ่านข้อมูลเข้าสู่หน่วยความจำโดยตรง (DMA transfer) 2 แบบ คือ

- การส่งผ่านข้อมูลขนาด 8 บิต (byte DMA transfer) ข้อมูลที่ได้จากแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter) จะเป็นข้อมูลขนาด 16 บิตประกอบด้วยข้อมูลที่แปลงเป็นดิจิตอลแล้วขนาด 12 บิต และหมายเลขช่องสัญญาณ 4 บิต เพราะฉะนั้นต้องมีการส่งผ่านข้อมูล 2 ครั้งต่อข้อมูล 1 ค่า คือจะส่งข้อมูลที่เป็นค่าหมายเลขช่องสัญญาณ 4 บิต และข้อมูลดิจิตอล 4 บิตส่งมาเป็นไบต์แรก แล้วจึงส่งค่าข้อมูล 8 บิตตามมาเป็นไบต์ที่สอง จะใช้เวลาทั้งหมดมากกว่า 2 ไมโครวินาที การ์ดนี้มีความสามารถในการส่งผ่านข้อมูลได้สูงสุด 64K (65,536) ไบต์ การส่งผ่านข้อมูลแบบนี้จะทำให้เกิดการแปลงสัญญาณสูงสุด 32K (32,768) ครั้ง

- การส่งผ่านข้อมูลขนาด 16 บิต (word DMA transfer) ข้อมูลที่ได้จากการแปลงสัญญาณประกอบด้วย 16 บิตเช่นกัน แต่มีการส่งผ่านข้อมูล 1 ครั้งต่อข้อมูล 1 ค่า จึงใช้เวลาน้อยกว่า 1 ไมโครวินาที ซึ่งจะช่วยให้ประหยัดเวลาเพื่อให้หน่วยประมวลผลกลางสามารถไปทำงานอื่นๆ ได้ และทำให้เกิดการแปลงสัญญาณสูงสุดได้ถึง 64K (65,536) ครั้ง ซึ่งการส่งผ่านข้อมูลแบบนี้จะมีข้อดีว่าการส่งผ่านข้อมูลขนาด 8 บิต

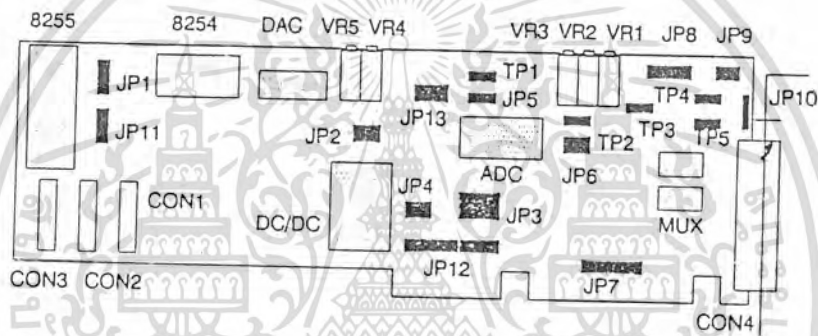


รูปที่ 7.1 แสดงการนำสัญญาณเดี่ยว (Single-ended) ป้อนให้กับการ์ด PA-MA 12(-H)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เราจะต้องเซตการ์ดให้ถูกต้องก่อนที่จะนำไปติดต่อ (interface) กับคอมพิวเตอร์ เพื่อการทำงานที่ไม่ผิดพลาด โดยสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่การ์ดนั้นเป็นสัญญาณที่มีขนาดเป็นทั้งค่าบวกและลบ เรียกสัญญาณแบบนี้ว่าเป็นสัญญาณแบบไบโพลาร์ (Bipolar input) และมีลักษณะเป็นแบบสัญญาณเดี่ยว (Single-ended Input) ด้วย ดังนั้นการป้อนสัญญาณนี้เข้าการ์ดทำได้ดังรูปที่ 7.1

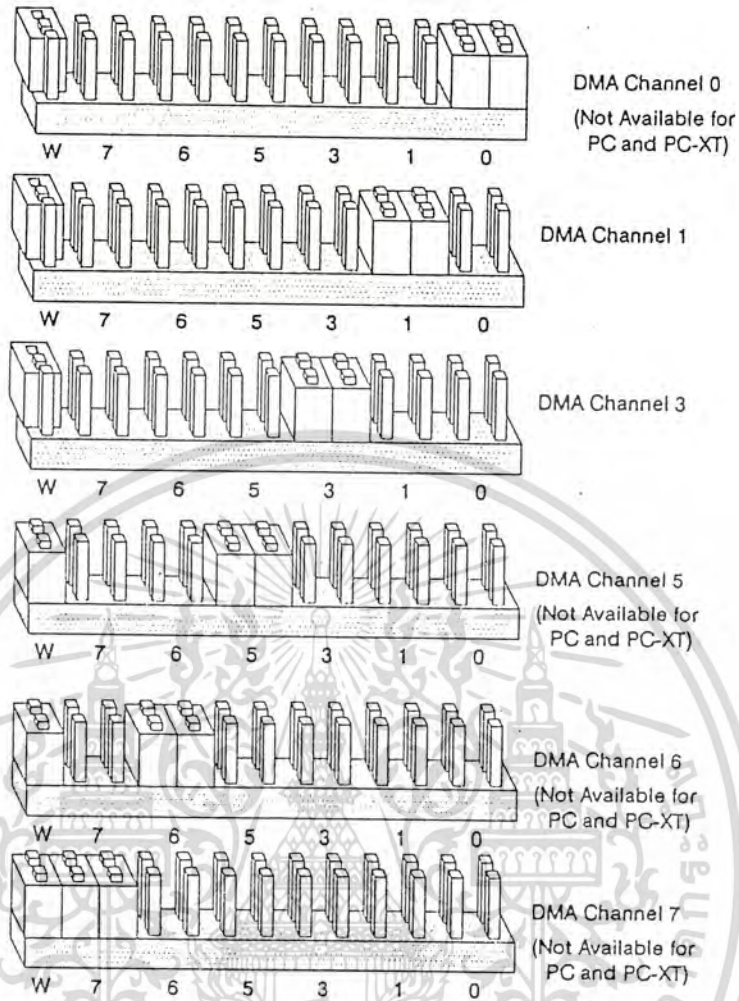
การติดตั้งการ์ดทำได้โดยการเซตจัมเปอร์ (Jumper : JP) ที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณเข้าและการส่งผ่านข้อมูล ซึ่งตำแหน่งของจัมเปอร์บนการ์ด แสดงได้ดังรูปที่ 7.2 และมีขั้นตอนต่าง ๆ ที่ต้องทำดังนี้



รูปที่ 7.2 แสดงตำแหน่งของจัมเปอร์ (Jumper) บนการ์ด PA-MA 12(-H)

ขั้นตอนที่ 1

เลือกช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูลการเข้าสู่หน่วยความจำโดยตรง (DMA Channel) โดยเซตจัมเปอร์หมายเลข 12 (JP12) ซึ่งเราต้องกำหนดค่าต่างๆ ในส่วนของโปรแกรม ให้ตรงกันด้วยมิฉะนั้นอาจเกิดการผิดพลาดได้ ซึ่งช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูลแต่ละช่องมีคุณสมบัติต่างกันคือ ถ้าเป็นช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูลที่ 0,1 และ 3 เป็นการส่งผ่านข้อมูลขนาด 8 บิต และช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูลที่ 5,6 และ 7 เป็นการส่งผ่านข้อมูลขนาด 16 บิต และในโครงการนี้เลือกใช้ช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูลที่ 7 เพราะการส่งผ่านข้อมูลขนาด 16 บิตมีข้อดีว่าการส่งผ่านข้อมูลขนาด 8 บิตดังกล่าวมาแล้วข้างต้น การเซต JP12 ทำได้ดังรูปที่ 7.3



รูปที่ 7.3 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 12 (JP12) เพื่อเลือกช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูล

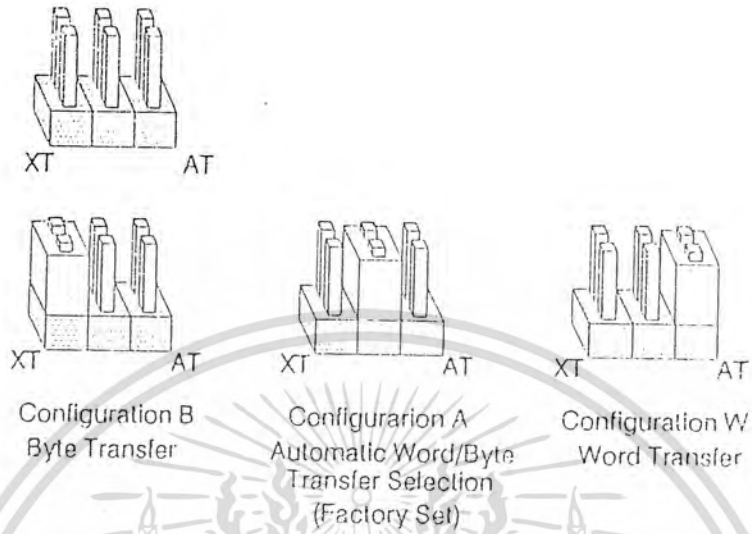
ขั้นตอนที่ 2

เลือกความยาวของข้อมูลต่อการส่งผ่านข้อมูล 1 ครั้ง ว่าต้องการการส่งข้อมูลขนาด 8 บิต หรือ 16 บิต ทำการเซตจัมเปอร์หมายเลข 4 (JP4) ดังรูปที่ 7.4

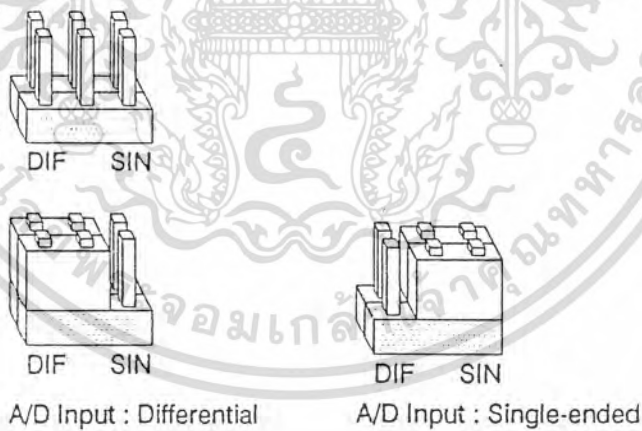
ขั้นตอนที่ 3

เลือกชนิดของสัญญาณที่ป้อนให้กับการ์ดว่าเป็นแบบสัญญาณเดี่ยว หรือสัญญาณแบบผลต่าง (differential input) ในที่นี้สัญญาณเป็นแบบสัญญาณเดี่ยว จึงต้องทำการเซตจัมเปอร์หมายเลข 9 (JP9) ตามรูปที่ 7.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.4 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 4 (JP4) เพื่อเลือกลักษณะการส่งผ่านข้อมูล



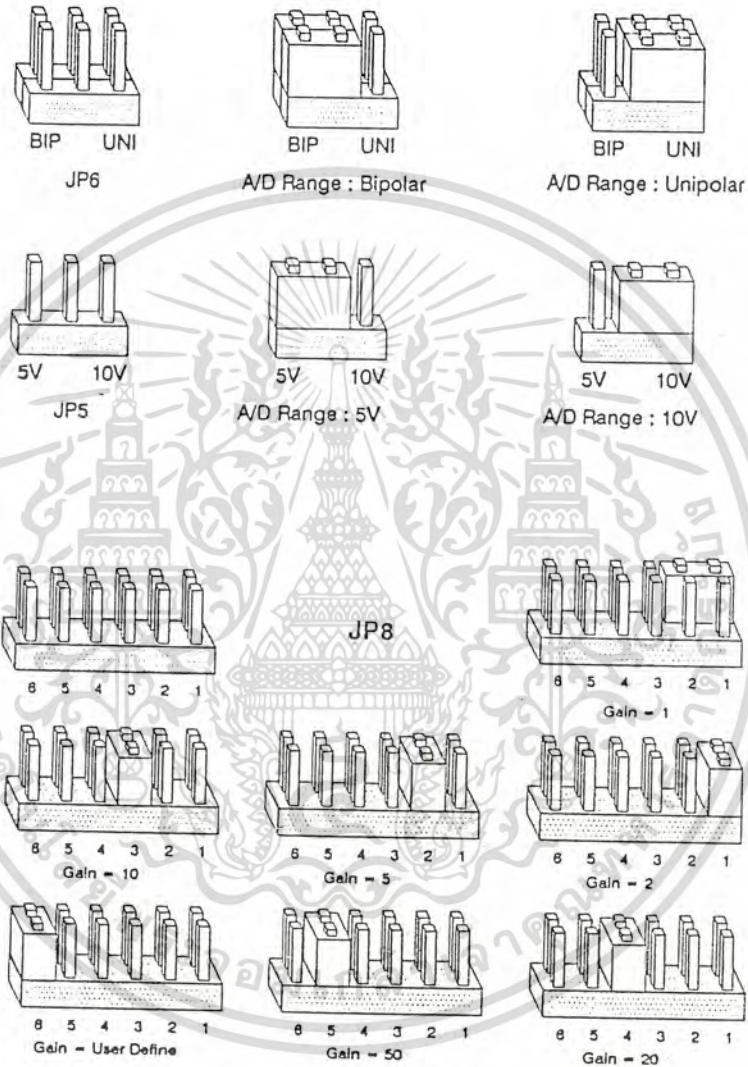
รูปที่ 7.5 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 9 (JP9) ตามชนิดของสัญญาณเข้า

ขั้นตอนที่ 4

เลือกช่วงแรงดันของสัญญาณขาเข้า (input voltage range) โดยจัมเปอร์หมายเลข 5

(JP5)เป็นตัวกำหนดแรงดันขาเข้า จัมเปอร์หมายเลข 6 (JP6) เป็นการกำหนดว่าสัญญาณเข้าแบบ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณ ยูนิโพลาร์ (unipolar) หรือแบบไบโพลาร์ (bipolar) และจัมเปอร์หมายเลข 8 (JP8) เป็นตัวกำหนดค่าอัตราขยาย (gain) ของการ์ด สามารถเซตจัมเปอร์ 5,6 และ 8 ได้ดังรูปที่ 7.6

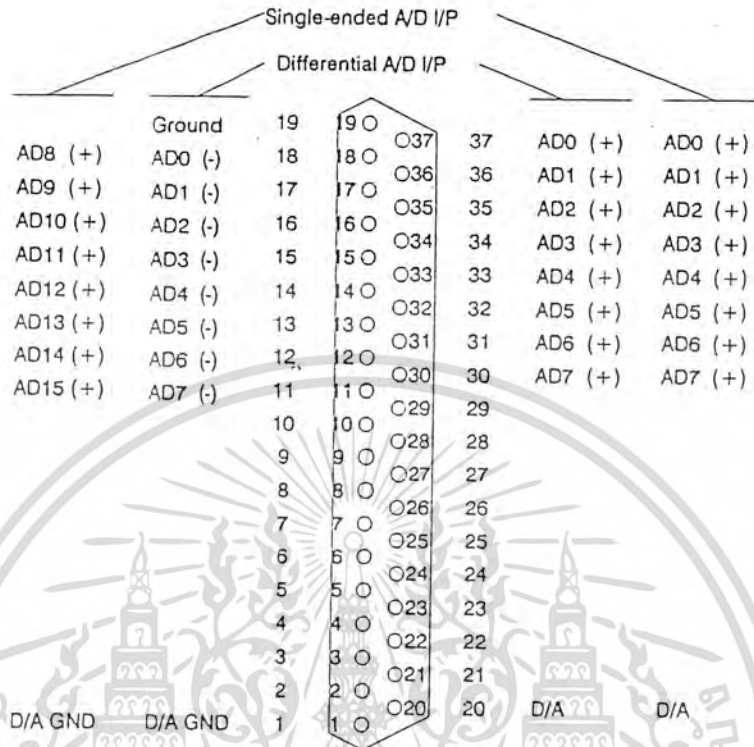


รูปที่ 7.6 แสดงการเซตจัมเปอร์หมายเลข 5 , 6 และ 8 (JP5,JP6,JP8) ตามลักษณะสัญญาณเข้า

ขั้นตอนที่ 5

นำสัญญาณป้อนเข้าการ์ดผ่านทางคอนเนกเตอร์ (connector) ดังรูปที่ 7.7 เพื่อให้ทำการแปลงสัญญาณให้เป็นสัญญาณดิจิทัล สะดวกในการติดต่อกับคอมพิวเตอร์ ทำให้สามารถบันทึกและแสดงผลทางจอภาพได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.7 แสดงตำแหน่งขาต่าง ๆ ของคอนเนคเตอร์ของการ์ด PA-MA 12(-H)

7.3.2 การโปรแกรมการ์ด (Software)

ขั้นตอนที่ 1 : รีเซ็ตการ์ด PA-MA 12(-H) และไมโครยูนิทให้มีการส่งผ่านข้อมูลใด ๆ เกิดขึ้น

ขั้นตอนแรกของการออกแบบโปรแกรมโดยวิธีการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง คือ การกำจัดข้อมูลที่มีขึ้นในอดีต และหยุดการส่งข้อมูลแบบการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง และ/หรือแบบการขัดจังหวะของการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอลใดๆบนการ์ด ที่เกิดขึ้นก่อนหน้านี้ เพื่อป้องกันข้อผิดพลาดที่อาจจะเกิดขึ้นได้เมื่อจะทำการแปลงสัญญาณครั้งใหม่

ก. รีเซ็ตการ์ด PA-MA 12(-H)

เป็นการไมโครยูนิทให้สัญญาณทริกจากตัวจับเวลา 8254 หรือจากภายนอกทำงาน รวมทั้งไม่ให้มีการส่งผ่านข้อมูลเกิดขึ้น โดยการกำหนดค่า 00H ให้กับพอร์ต BASE+3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.1 แสดงการรีเซตการ์ด PA-MA 12(-H)

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ (7,6,5,3,1,0)	
	พอร์ต	ข้อมูล
1-1	P+3	00H

หมายเหตุ : P คือ แอดเดรสของพอร์ตบนการ์ด PA-MA12(-H)

ข. หุคการทำงานของตัวควบคุมการส่งข้อมูลเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง การหยุดตัวควบคุมทำได้โดยการกำหนดค่าดังตารางที่ 7.2

ตารางที่ 7.2 แสดงการกำหนดค่าเพื่อหยุดตัวควบคุมการส่งข้อมูลเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 3		ช่องสัญญาณ 1		ช่องสัญญาณ 0	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
1-2	00AH	07H	00AH	05H	00AH	04H
ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7		ช่องสัญญาณ 6		ช่องสัญญาณ 5	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
1-2	D4H	07H	D4H	06H	D4H	05H

ขั้นตอนที่ 2 : กำหนดหมายเลขช่องสัญญาณขาเข้า (multiplexer)

ขั้นตอนต่อไปนี้เป็นทางเลือกช่องสัญญาณขาเข้าที่จะนำสัญญาณอนาล็อกมาทำการแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัล ซึ่งจะต้องกำหนดขอบเขตของช่องสัญญาณที่จะนำข้อมูลมาทำการแปลง กล่าวคือ ต้องกำหนดทั้งหมายเลขของช่องสัญญาณสูงสุดและหมายเลขของช่องสัญญาณต่ำสุด ให้กับพอร์ต กำหนดช่องสัญญาณขาเข้า (Channel MUX Port: BASE+2) โดยที่มีช่องสัญญาณให้เลือกทั้งหมด 15 ช่อง บิตที่ 0-3 (D0-D3) ของพอร์ต BASE+2 จะเป็นตัวกำหนดหมายเลขช่องสัญญาณต่ำสุดและบิตที่ 4-7 (D4-D7) จะกำหนดหมายเลขช่องสัญญาณสูงสุด โดยที่หมายเลขของช่องสัญญาณจะเพิ่มค่าเป็นช่องสัญญาณถัดไปอย่างอัตโนมัติหลังจากที่เกิดการเปลี่ยนแปลงในแต่ละครั้ง ตัวอย่างเช่น ถ้าต้องการใช้ช่องสัญญาณเข้าหมายเลข 5 จะต้องกำหนดข้อมูล 05H หรือ 55H ให้กับพอร์ต BASE+2 แต่ถ้าต้องการใช้ช่องสัญญาณหมายเลข 2 ถึง 6 ในการนำสัญญาณเข้ามาทำการเปลี่ยนแปลงก็จะต้องกำหนดค่า 62H ให้กับพอร์ต BASE+2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูได้เห็นใบใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.3 แสดงการกำหนดหมายเลขช่องสัญญาณขาเข้า

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7,6,5,3,1,0	
	พอร์ต	ข้อมูล
2-1	P+2	MUX

ขั้นตอนที่ 3 : กำหนดค่าให้กับตัวจับเวลา 8254 เพื่อเลือกค่าความถี่ที่ใช้ในการสุ่ม ถ้าเลือกใช้ตัวจับเวลา 8254 เป็นแหล่งกำเนิดของสัญญาณทริกที่ใช้ในการแปลงรูปแบบของสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล จะต้องทำการโปรแกรมค่าให้กับตัวจับเวลา 8254 เพื่อกำหนดความเร็วที่ใช้ในการแปลงสัญญาณ (conversion speed) ความถี่ในการทริกจะถูกกำหนดได้โดยตัวนับเวลา 1 และ 2 ของ 8254 (8254 counter 1&2) โดยกำหนดค่าตามตารางที่ 7.4

ตารางที่ 7.4 แสดงการกำหนดค่าให้กับตัวจับเวลา 8254

ตารางที่ 7.4ก แสดงการกำหนดข้อมูลให้ตัวจับเวลา 8254

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7,6,5,3,1,0	
	พอร์ต	ข้อมูล
3-1	P+15	B4H
3-2	P+14	T1
3-3	P+14	T2
3-4	P+15	74H
3-5	P+13	T3
3-6	P+13	T4

หมายเหตุ : P ตำแหน่งแอดเดรสของพอร์ตบนการ์ด PA-MA12(-H)

T1 บิตที่ 0-3 ของตัวนับเวลา 2 ของ 8254

T2 บิตที่ 4-7 ของตัวนับเวลา 2 ของ 8254

T3 บิตที่ 0-3 ของตัวนับเวลา 1 ของ 8254

T4 บิตที่ 4-7 ของตัวนับเวลา 1 ของ 8254

ตัวอย่างเช่น T1=04H, T2=00H, T3=14H, T4=00H สำหรับความถี่ที่ใช้=50เฮิรตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใช้เห็นประโยชน์ในการนำเอกสารนี้ไปใช้ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.4x แสดงค่าข้อมูลของตัวนับเวลา 1 และ 2 ของ 8254 ที่ ความถี่สุ่มค่าต่าง ๆ

ความถี่ในการแปลง สัญญาณ		ข้อมูลสำหรับโปรแกรมให้กับ 8254					
		ตัวนับเวลา 2 ของ 8254			ตัวนับเวลา 1 ของ 8254		
		Base+15	Base+14	Base+14	Base+15	Base+13	Base+13
100KHz	10uS	B4H	4	0	74H	10	0
50KHz	20uS	B4H	4	0	74H	20	0
25KHz	40uS	B4H	4	0	74H	40	0
20KHz	50uS	B4H	4	0	74H	50	0
10KHz	100uS	B4H	4	0	74H	100	0
5KHz	200uS	B4H	4	0	74H	200	0
2KHz	500uS	B4H	4	0	74H	244	1
1KHz	1mS	B4H	4	0	74H	232	3
500Hz	2mS	B4H	4	0	74H	208	7
200Hz	5mS	B4H	4	0	74H	136	19
100Hz	10mS	B4H	4	0	74H	16	39
50Hz	20mS	B4H	4	0	74H	32	78
20Hz	50mS	B4H	4	0	74H	80	195
10Hz	100mS	B4H	40	0	74H	16	39
5Hz	200mS	B4H	40	0	74H	32	78
2Hz	500mS	B4H	40	0	74H	80	195
1Hz	1S	B4H	144	1	74H	16	39

ขั้นตอนที่ 4 : กำหนดตำแหน่งหน่วยความจำในการส่งผ่านข้อมูล

สำหรับขั้นตอนนี้เป็นการกำหนดหน่วยความจำให้กับข้อมูลที่ส่งผ่านเข้าสู่หน่วยความจำโดยตรง ซึ่งสามารถเลือกได้ว่าจะทำการส่งข้อมูลขนาด 8 บิตหรือ 16 บิต ข้อมูลที่ได้จากการแปลงสัญญาณจะถูกส่งไปยังตำแหน่งของหน่วยความจำใดๆ ที่กำหนดโดยตัวควบคุม ซึ่งการกำหนดตำแหน่งหน่วยความจำทำได้ตามขั้นตอนต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก. การเคลียร์ค่าข้อมูลในฟลิปฟลอป (flip-flop)

เป็นการกำหนดให้ฟลิปฟลอปเริ่มทำงานในสถานะที่ถูกต้อง เพื่อให้การเก็บลำดับของข้อมูลที่ส่งเข้าสู่หน่วยความจำ ไม่ให้เกิดความผิดพลาดขึ้น

ข. การกำหนดตำแหน่งหน่วยความจำที่ใช้เก็บข้อมูล

เป็นการเขียนค่าแอดเดรสให้กับรีจิสเตอร์ที่กำหนดค่าแอดเดรสปัจจุบันของการเข้าถึงข้อมูลโดยตรง (DMA current address register) ซึ่งรีจิสเตอร์ตัวนี้จะเป็นตัวกำหนดตำแหน่งของหน่วยความจำที่จะนำข้อมูลไปเก็บไว้ โดยหมายเลขของพอร์ต และข้อมูล (data) ที่ต้องกำหนดลงไปในแต่ละพอร์ตสำหรับการใช้ช่องสัญญาณในการส่งข้อมูลช่องต่างๆ ทั้งการส่งข้อมูลขนาด 8 บิต หรือ 16 บิต สามารถกำหนดได้ดังตารางที่ 7.5

ตารางที่ 7.5 แสดงการกำหนดตำแหน่งหน่วยความจำที่ใช้เก็บข้อมูล

ตารางที่ 7.5ก สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 8 บิต

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 3		ช่องสัญญาณ 1		ช่องสัญญาณ 0	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
4 - 1	0CH	00H	0CH	00H	0CH	00H
4 - 2	06H	A0-A7	02H	A0-A7	00H	A0-A7
4 - 3	06H	A8-A15	02H	A8-A15	00H	A8-A15
4 - 4	82H	A16-A23	83H	A16-A23	87H	A16-A23

ตารางที่ 7.5ข สำหรับการส่งข้อมูลแบบ 16 บิต

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7		ช่องสัญญาณ 6		ช่องสัญญาณ 5	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
4 - 1	D8H	00H	D8H	00H	D8H	00H
4 - 2	CCH	A1-A8	C8H	A1-A8	C4H	A1-A8
4 - 3	CCH	A9-A16	C8H	A9-A16	C4H	A9-A16
4 - 4	8AH	A16-A23	89H	A16-A23	8BH	A16-A23

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับองค์กรที่ขอใช้งานในลักษณะที่เห็นได้ชัดว่าไม่ใช่เพื่อใช้ในการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนที่ 5 : การกำหนดค่าให้กับรีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูล (DMA current word register)

รีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูล เป็นตัวเก็บค่าจำนวนไบต์ที่ต้องการใช้ในการส่งผ่านข้อมูล โดยจะสามารถเลือกขนาดของการส่งผ่านข้อมูลว่าต้องการจำนวนข้อมูลมากน้อยเท่าไร ซึ่งสามารถกำหนดค่าได้ตามตารางที่ 7.6

ตารางที่ 7.6 แสดงการกำหนดค่าให้กับรีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูล

ตารางที่ 7.6ก สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 8 บิต

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 3		ช่องสัญญาณ 1		ช่องสัญญาณ 0	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
5-1	07H	W0-W7	03H	W0-W7	01H	W0-W7
5-2	07H	W8-W15	03H	W8-W15	01H	W8-W15

ตารางที่ 7.6ข สำหรับการส่งข้อมูลขนาด 16 บิต

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7		ช่องสัญญาณ 6		ช่องสัญญาณ 5	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
5-1	CEH	W0-W7	CAH	W0-W7	C6H	W0-W7
5-2	CEH	W8-W15	CAH	W8-W15	C6H	W8-W15

ขั้นตอนที่ 6 : การกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับรีจิสเตอร์เลือกโหมดการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง (DMA mode register)

เป็นการกำหนดโหมดของการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง ซึ่งแสดงถึงรูปแบบที่ใช้ในการส่งผ่านข้อมูล โดยค่าที่จะต้องกำหนดในแต่ละพอร์ตสำหรับช่องสำหรับการส่งผ่านข้อมูลแต่ละช่องสามารถกำหนดได้ตามตารางที่ 7.7

ตารางที่ 7.7 แสดงการกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับรีจิสเตอร์เลือกโหมดการทำงาน

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 3		ช่องสัญญาณ 1		ช่องสัญญาณ 0	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
6	09H	47H	09H	45H	09H	44H

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7		ช่องสัญญาณ 6		ช่องสัญญาณ 5	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
6	D2H	47H	D2H	46H	D2H	45H

ขั้นตอนที่ 7 : อนุญาตตัวควบคุมการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงให้เริ่มทำงาน
 ภายหลังจากที่ทำงานตามคำสั่งนี้แล้ว การ์ดก็จะอยู่ในสถานะที่พร้อมจะทำการส่งค่า
 ข้อมูลมาเก็บไว้ในหน่วยความจำ ข้อมูลที่ใช้กำหนดให้กับพอร์ตต่างๆ ในขั้นตอนนี้สำหรับแต่ละ
 ช่องสัญญาณแสดงได้ดังตารางที่ 7.8

ตารางที่ 7.8 แสดงการกำหนดค่าให้ตัวควบคุมการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงให้เริ่มทำงาน

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 3		ช่องสัญญาณ 1		ช่องสัญญาณ 0	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
7	0AH	03H	0AH	01H	0AH	00H
ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7		ช่องสัญญาณ 6		ช่องสัญญาณ 5	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
7	D4H	03H	D4H	02H	D4H	01H

ขั้นตอนที่ 8 : การกำหนดค่าให้กับพอร์ตคำสั่งของการ์ด (Command Port)

การเขียนค่าให้กับพอร์ตคำสั่งทำได้โดย เขียนคำสั่งลงในพอร์ต BASE+3 ของการ์ด
 PA-MA 12(-H) ซึ่งรายละเอียดของคำสั่งแต่ละบิตของพอร์ตคำสั่งมีดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.9 แสดงการกำหนดค่าให้กับพอร์ตคำสั่งของการ์ด PA-MA 12(-H)

ลำดับที่	ช่องสัญญาณ 7,6,5,3,1,0	
	พอร์ต	ข้อมูล
8	P+3	CMD

หมายเหตุ : P ตำแหน่งพอร์ตแอดเดรสของการ์ด PA-MA12(-H)

CMD คำสั่ง

: 0AH สำหรับการใช้สัญญาณทริกจากภายนอก

: 0CH สำหรับการทริกโดยใช้ตัวจับเวลา 8254

: 0EH สำหรับการทริกโดยใช้ตัวจับเวลา 8254 ร่วมกับสัญญาณทริกจากภายนอก

บิตที่ 0 จะเป็นตัวกำหนดว่าอนุญาตให้มีการขัดจังหวะเกิดขึ้นได้หรือไม่โดยค่าข้อมูลที่ใช้กำหนดสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 7.10

ตารางที่ 7.10 แสดงความหมายของบิต 0 ในพอร์ตคำสั่งของการ์ด PA-MA 12(-H)

บิตที่ 0	การอนุญาตการขัดจังหวะ
1	อนุญาตให้มีการขัดจังหวะ
0	ไม่อนุญาตให้มีการขัดจังหวะ

บิตที่ 1 และ 2 เป็นตัวกำหนดแหล่งกำเนิดของสัญญาณนาฬิกาซึ่งจะนำมาใช้เป็นสัญญาณทริกในการแปลงรูปแบบข้อมูลจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล โดยที่สามารถเลือกได้ว่าจะใช้ตัวจับเวลา 8254 หรือสัญญาณนาฬิกาจากภายนอก หรือจะใช้ทั้งสองชนิดเป็นสัญญาณทริกก็ได้ ค่าของพอร์ตต่างๆ สามารถกำหนดได้ตามตารางที่ 7.11

บิตที่ 3 จะกำหนดว่าให้มีการส่งค่าที่ได้จากการแปลงสัญญาณ เป็นแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงหรือไม่ ซึ่งค่าที่กำหนดแสดงได้ดังตารางที่ 7.12

ตารางที่ 7.11 แสดงความหมายของบิตที่ 1 และ 2 ในพอร์ตคำสั่ง

บิตที่ 3	บิตที่ 2	บิตที่ 1	แหล่งกำเนิดสัญญาณทริก
1	0	1	ใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายนอก
1	1	0	ใช้ตัวจับเวลา 8254
1	1	1	ใช้ตัวจับเวลา 8254+สัญญาณนาฬิกาจากภายนอก

ตารางที่ 7.12 แสดงความหมายของบิตที่ 3 ในพอร์ตคำสั่ง

D3	กำหนดให้มีการส่งค่าแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง
1	อนุญาตให้มีการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง
0	ไม่อนุญาตให้มีการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

7.4 โครงสร้างของข้อมูลที่ได้อจากการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

ผลลัพธ์ที่ได้จากการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลนั้น ประกอบด้วยข้อมูลขนาด 12 บิต และหมายเลขของช่องสัญญาณเข้าอีก 4 บิต ดังนั้นในการส่งผลลัพธ์แต่ละครั้งจึงต้องใช้การส่ง 2 ครั้งสำหรับการส่งผ่านข้อมูลขนาด 8 บิต และ 1 ครั้งสำหรับการส่งผ่านข้อมูลขนาด 16 บิต โดยรูปแบบของการส่งข้อมูลไปยังหน่วยความจำสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 7.13

ถ้าหากมีการเลือกใช้ช่องสัญญาณเข้าหลายช่อง (multi-channels) ข้อมูลที่ปรากฏในหน่วยความจำจะเป็นข้อมูลของแต่ละช่องสัญญาณเรียงกันไป และวนซ้ำเมื่อเก็บข้อมูลจนถึงช่องสัญญาณสูงสุดแล้ว ตัวอย่างเช่น ถ้ากำหนด $MUX=10H$ ดังนั้นข้อมูลที่ 1 ในหน่วยความจำจะเป็นผลลัพธ์ของการแปลงครั้งแรกของช่องสัญญาณหมายเลข 0 ข้อมูลที่ 2 เป็นผลลัพธ์ของแปลงครั้งแรกของช่องสัญญาณหมายเลข 1 ข้อมูลที่ 3 เป็นผลลัพธ์ของการแปลงครั้งที่สองของช่องสัญญาณหมายเลข 0 ข้อมูลที่ 4 เป็นผลลัพธ์ของการแปลงครั้งที่สองของช่องสัญญาณหมายเลข 1 และ วนเก็บอย่างนี้เรื่อยไป

ตารางที่ 7.13 แสดงรูปแบบการเก็บข้อมูลในหน่วยความจำ

Memory	A/D	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
+0	First	A/D LSB (D3-D0)				Channel number			
+1	A/D	A/D MSB (D11-D4)							
+2	Second	A/D LSB (D3-D0)				Channel number			
+3	A/D	A/D MSB (D11-D4)							
+4	Third	A/D LSB (D3-D0)				Channel number			
+5	A/D	A/D MSB (D11-D4)							
+6	Forth	A/D LSB (D3-D0)				Channel number			
+7	A/D	A/D MSB (D11-D4)							
.	.	.							
+2N-2	N'th	A/D LSB (D3-D0)				Channel number			
+2N-1	A/D	A/D MSB (D11-D4)							
+2N	(N+1)'th	A/D LSB (D3-D0)				Channel number			
+2N+1	A/D	A/D MSB (D11-D4)							

7.5 การอ่านสถานะของการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล

สถานะในการทำงานแบบการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงสามารถอ่านได้จากรีจิสเตอร์แสดงสถานะ และรีจิสเตอร์แสดงจำนวนข้อมูลที่ส่งผ่านไปยังหน่วยความจำ

รีจิสเตอร์แสดงสถานะของการส่งผ่านข้อมูลแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

รีจิสเตอร์แสดงสถานะของการส่งผ่านข้อมูลแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง(พอร์ต 08H หรือ D0H) จะเก็บข้อมูลที่เกี่ยวกับสถานะปัจจุบันของการทำงานแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

บิตที่ 4-7 จะถูกเซต (เท่ากับ 1) ก็ต่อเมื่อช่องสัญญาณนั้นต้องการการส่งผ่านข้อมูล (R : Request)

บิตที่ 0-3 จะถูกเซต (เท่ากับ 1) ก็ต่อเมื่อช่องสัญญาณนั้นๆ ทำการส่งข้อมูลเสร็จเรียบร้อยแล้ว (C : Complete)

ข้อมูลที่ปรากฏในรีจิสเตอร์แสดงสถานะสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 7.14

ตารางที่ 7.14 แสดงค่าข้อมูลที่มีอยู่ในรีจิสเตอร์แสดงสถานะ

อ่าน/เขียน	ช่องสัญญาณ 3		ช่องสัญญาณ 1		ช่องสัญญาณ 0	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
C-Read	08H	R=D7 C=D3	08H	R=D5 C=D1	08H	R=D4 C=D0

อ่าน/เขียน	ช่องสัญญาณ 7		ช่องสัญญาณ 6		ช่องสัญญาณ 5	
	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล	พอร์ต	ข้อมูล
C-Read	D0H	R=D7 C=D3	D0H	R=D6 C=D2	D0H	R=D5 C=D1

รีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูลที่มีการส่งผ่านแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง

รีจิสเตอร์นับจำนวนข้อมูลที่มีการส่งผ่านแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรงทำหน้าที่ในการนับการส่งผ่านข้อมูล ดังนั้นในการตรวจสอบสถานะของการส่งผ่านข้อมูล ถ้าหากค่าในรีจิสเตอร์นับจำนวนมีค่าเป็นศูนย์ แสดงว่าการส่งข้อมูลเสร็จสิ้นลงอย่างสมบูรณ์

หลังจากมีการส่งข้อมูลเสร็จสมบูรณ์ในแต่ละครั้งแล้ว จะไม่อนุญาตให้มีการส่งข้อมูลแบบเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง โดยทำคามวิธีในขั้นตอนที่ 1 อีกครั้ง ซึ่งจะหยุดการส่งสัญญาณที่แสดงถึงความต้องการในการส่งข้อมูลไปยังระบบ ซึ่งหมายถึงตัวควบคุมการเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง นั่นเอง เพื่อที่จะนำข้อมูลไปใช้งานก่อนที่จะมีการเขียนทับข้อมูลเกิดขึ้น

บทที่ 8

การเขียนโปรแกรมควบคุมโดยใช้ภาษาซี

8.1 ขั้นตอนหลักของการบันทึกและแสดงผล

ส่วนของโปรแกรมจะทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกที่ได้ผ่านการขยายสัญญาณ และกำจัดสัญญาณรบกวนให้เป็นสัญญาณดิจิทัล โดยนำสัญญาณป้อนเข้าการ์ด PA-MA 12(-H) เขียนโปรแกรมควบคุมการ์ด และทำการส่งข้อมูลที่เป็นดิจิทัลแล้ว เก็บไว้ในหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์โดยวิธีเข้าถึงหน่วยความจำโดยตรง ข้อมูลจะเก็บอยู่ในรูปของไฟล์เพื่อที่จะเรียกกลับมาอีกครั้งได้ และนำข้อมูลมาแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งในโครงการนี้สามารถแสดงรูปของสัญญาณได้ 1 และ 4 ช่องสัญญาณ แสดงขั้นตอน (Flow Chart) หลักในการบันทึกและแสดงผล ดังรูปที่ 8.1



รูปที่ 8.1 แสดงขั้นตอนหลักในการบันทึกและแสดงผล

ขั้นตอนหลักของโปรแกรม มีดังนี้

- ตั้งค่าต่าง ๆ ให้กับการ์ด PA-MA 12(-H) ตามที่กล่าวไว้ในบทที่แล้ว
- เก็บข้อมูลที่ได้อจากการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลไว้ในหน่วยความ

จำของคอมพิวเตอร์ อยู่ในรูปของไฟล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- นำข้อมูลมาแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์

8.2 คำสั่งที่สำคัญในภาษาซีที่ใช้ในโปรแกรม

`FILE *fopen (const char *filename, const char *mode)` เป็นฟังก์ชันที่ทำหน้าที่จองแฮนเดิล (handle) จากระบบปฏิบัติการ และจองพื้นที่ไฟล์บัพเฟอร์ตามชื่อไฟล์ (filename) ที่กำหนด ซึ่งอาจจะเป็นค่าคงที่สตริงหรือเป็นตัวแปรสตริงก็ได้ เมื่อเปิดไฟล์ได้ตามต้องการก็จะมีคำสั่งการชี้ข้อมูลไฟล์ หรืออาจเรียกว่าเป็นค่าสตริมไปเชื่อมกับไฟล์ที่เปิด แต่ถ้าเปิดไฟล์ตามต้องการไม่ได้ ก็จะมีการส่งค่า (เท่ากับ NULL) กลับ ส่วนโหมดการเปิดไฟล์ที่ใช้ในโปรแกรมนี้นี้คือ โหมด r คือเปิดเพื่ออ่านไฟล์เก่า โหมด w คือเปิดเพื่อเขียนไฟล์ใหม่ หรือเขียนทับไฟล์เก่า ซึ่งยังมีโหมดการเขียนร่วมกันกับโหมด r และ w คือ โหมด b หมายถึงติดต่อกับไฟล์ที่มีหน่วยข้อมูลทั่วไป

`fwrite (void *ptr, size_t size, size_t n, FILE *stream)` เป็นฟังก์ชันใช้สำหรับเขียนข้อมูลลงในไฟล์ผ่านทางสตริม stream จากหน่วยความจำหลักที่มีตำแหน่งหน่วยความจำเริ่มต้นที่ค่าการชี้ ptr เขียนลงไปจำนวน n หน่วยข้อมูล

`fread (void *ptr, size_t size, size_t n, FILE *stream)` เป็นฟังก์ชันใช้สำหรับอ่านข้อมูลจากไฟล์ผ่านทางสตริม stream มาเก็บไว้ในหน่วยความจำหลัก ซึ่งมีตำแหน่งหน่วยความจำเริ่มต้นตามค่าการชี้ ptr กำหนดหน่วยข้อมูลของไฟล์แต่ละหน่วยมีขนาดเป็น size และอ่านมาจำนวน n ข้อมูล

ฟังก์ชัน `fwrite()` และ `fread()` เมื่อทำงานเสร็จสิ้นแล้วก็จะส่งค่ากลับเป็นค่าจำนวนหน่วยข้อมูลที่ได้เขียนหรือได้อ่านจริง (ไม่ใช่จำนวนไบต์) เราสามารถกำหนดขนาดของหน่วยข้อมูลได้ตามที่ต้องการจึงรองรับไฟล์ได้ทุกประเภท

`rewind (FILE *stream)` เป็นฟังก์ชันที่ทำหน้าเลื่อนตัวชี้ข้อมูลไฟล์ไปยังจุดเริ่มต้นของไฟล์

`feof (FILE *stream)` เป็นฟังก์ชันที่ใช้ตรวจสอบว่า ตัวชี้ข้อมูลไฟล์ได้เลื่อนมาถึงรหัสบอกการจบของไฟล์หรือไม่ หากได้เลื่อนมาถึงแล้ว ก็จะให้ค่าออกมาเป็นจริง

`fclose (FILE *stream)` เป็นฟังก์ชันที่ใช้หลังจากจัดการกับไฟล์ตามที่ต้องการเสร็จสิ้น เราก็จะต้องปิดไฟล์ เพื่อคืนไฟล์บัพเฟอร์และแฮนเดิล (handle) ให้แก่ระบบสำหรับใช้ในการติดต่อกับไฟล์อื่นๆ ต่อไป

`void far *MK_FP (unsigned segment, unsigned offset)` เป็นฟังก์ชันในการอ้างแอดเดรสที่มีค่าสูงกว่า 2 ไบต์ โดยนำค่าในตัวแปร `segment` เลื่อนบิตไปทางซ้าย 4 บิตแล้วนำมาบวกกับค่าออฟเซต (`offset`) ก็จะได้หน่วยความจำที่ต้องการอ้างถึงนำมาบวกกับค่าออฟเซต ก็จะได้หน่วยความจำที่ต้องการอ้างถึง

`gettime (struct time *timep)` เป็นฟังก์ชันรายงานค่าเวลา ซึ่งค่าตัวแปร `timep` เป็นการชี้สตรักเจอร์ที่ไว้รับค่า ดังนี้คือ

```
struct time{
    unsigned char ti_hour;   ชั่วโมง
    unsigned char ti_min;   นาที
    unsigned char ti_sec;   วินาที
    unsigned char ti_hund;  1/100 วินาที
}
```

`initgraph (int far *graphdriver, int far *graphmode, char far *pathdriver)` เป็นฟังก์ชันสำหรับเปลี่ยนโหมดการทำงานจากโหมดตัวอักษรมาเป็นโหมดภาพ พารามิเตอร์ใน `initgraph ()` มีรายละเอียดดังนี้

- `graphdriver` เป็นตัวชี้สำหรับชี้ไปยังหมายเลขโหมดของจอภาพที่ต้องการ โดยทั่วไปเราจะกำหนดให้เท่ากับ `DETECT` ซึ่งเป็นค่าคงที่ที่ได้นิยามไว้ใน `graphics.h` หมายถึงให้ใช้โหมดภาพที่มีความละเอียดสูงสุดที่การ์ดสามารถจะทำงานได้
- `graphmode` เป็นตัวชี้สำหรับชี้ไปยังหมายเลขโหมดย่อยบอกระดับความละเอียดที่ต้องการ

- `pathdriver` คือข้อมูลสตริงที่หมายถึงชื่อไดเรกทอรีของไดรเวอร์จอภาพ

`closegraph ()` เป็นฟังก์ชันทำหน้าที่ปิดโหมดภาพให้กลับไปสู่โหมดตัวอักษร ต้องใช้ควบคู่กับฟังก์ชัน `initgraph ()` เสมอ

`line (x1,y1,x2,y2)` เป็นฟังก์ชันลากเส้นจากจุด `(x1,y1)` ไปยังจุด `(x2,y2)`

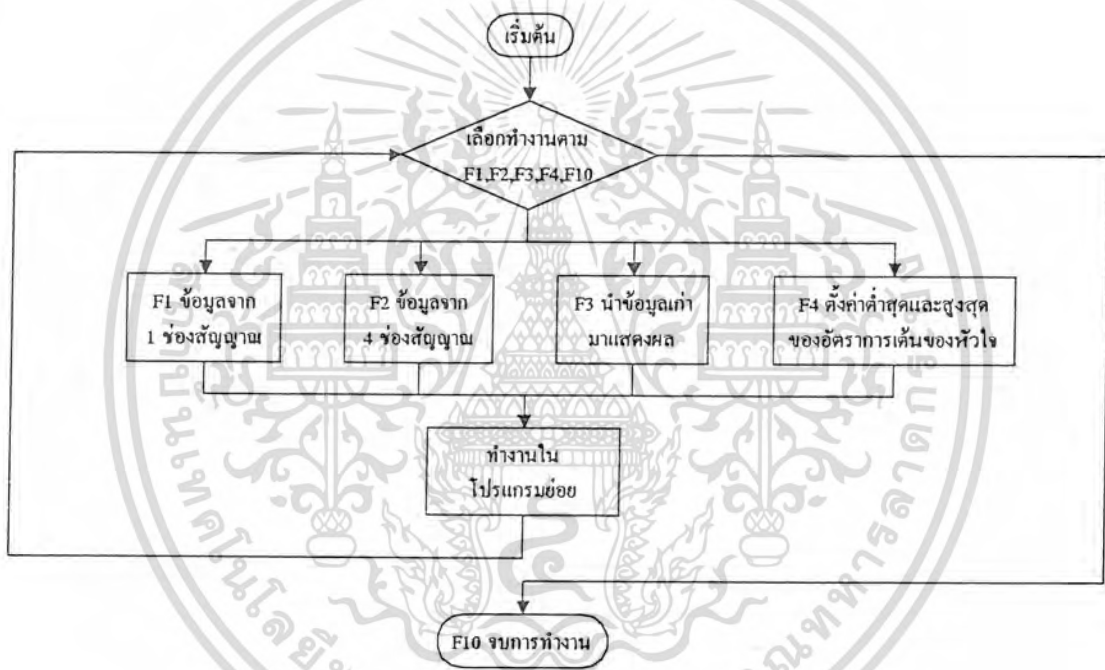
`moveto (x,y)` เป็นฟังก์ชันย้ายไปยังจุด `(x,y)` ที่กำหนด

`setcolor ()` เป็นฟังก์ชันกำหนดสีที่ใช้วาด

8.3 การทำงานของโปรแกรม

โปรแกรมประกอบด้วยโปรแกรมหลัก และโปรแกรมย่อยที่สำคัญ คือ

8.3.1 โปรแกรมหลัก (main program) เป็นการเลือกทำงาน 4 อย่าง คือ แสดงผลของข้อมูลจากช่องสัญญาณ 1 หรือ 4 ช่อง หรือ แสดงผลของข้อมูลเก่าที่เก็บไว้ หรือออกจากการทำงาน แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมได้ดังรูปที่ 8.2



รูปที่ 8.2 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมหลัก

8.3.2 โปรแกรมย่อย (subroutine) ประกอบด้วยส่วนที่สำคัญดังนี้

8.3.2.1 โปรแกรมนำข้อมูลเก็บในรูปของไฟล์และการแสดงผล แสดงขั้นตอนการทำงานได้ดังรูปที่ 8.3 ในขั้นตอนแรกจะต้องทำการตั้งขอบเขตของอัตราการเดินของหัวใจก่อน โดยกำหนดค่าสูงสุดและต่ำสุด เพื่อให้เกิดสัญญาณเตือนเมื่อค่าอัตราการเดินหัวใจที่วัดได้มีค่าสูงกว่าหรือต่ำกว่าค่าที่ตั้งไว้ จากนั้นกำหนดชื่อไฟล์สำหรับเก็บข้อมูล และทำการกำหนดค่าต่าง ๆ ให้กับการ์ด PA-MA 12(-H) เพื่อทำการเปลี่ยนรูปแบบข้อมูลจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



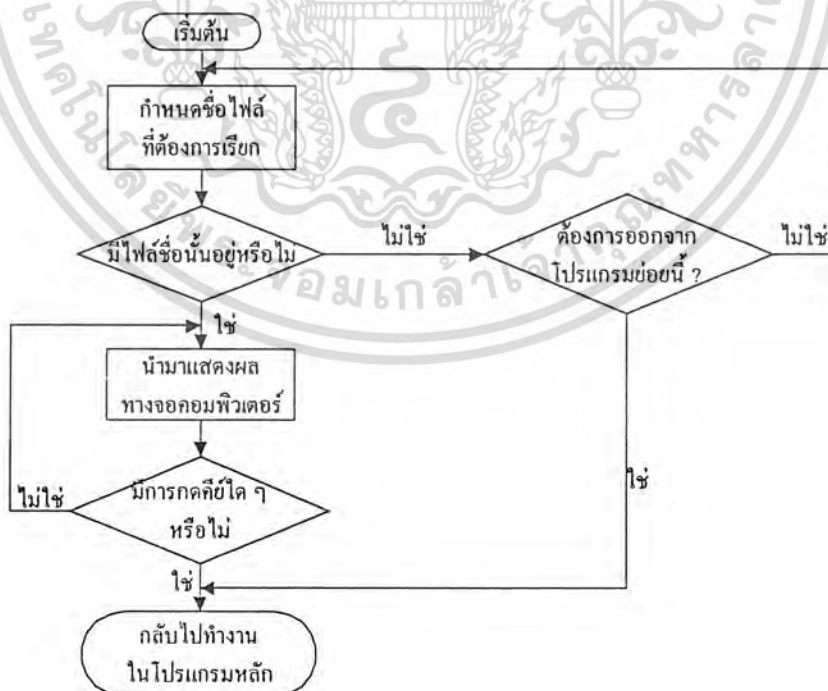
เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินของสำนักงานวิจัยและพัฒนาอิเล็กทรอนิกส์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 รูปที่ 8.3 แสดงขั้นตอนการเก็บข้อมูลในรูปแบบไฟล์และการนำข้อมูลออกแสดงผล
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดิจิทัลโดยขั้นตอนในการกำหนดค่าให้การ์ดทำงานในลักษณะต่างๆ ได้กล่าวไว้แล้วในบทที่ 7 และในระหว่างที่มีการกำหนดค่าจะยังไม่อนุญาตให้มีการส่งข้อมูลใดๆ ผ่านเข้าไปในหน่วยความจำ หลังจากกำหนดค่าครบทุกขั้นตอนแล้วการ์ด PA-MA 12(-H) ก็จะเริ่มรับข้อมูลจากช่องสัญญาณเข้า เข้ามาเพื่อทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล ข้อมูลที่ได้จากการแปลงนั้นจะนำมาเก็บในรูปแบบของไฟล์เพื่อสะดวกในการเรียกกลับมาแสดงอีกครั้ง

สำหรับในส่วนของการแสดงผลบนจอภาพจะมีการแสดงผลอย่างต่อเนื่องของสัญญาณที่วัดได้และมีการคำนวณค่าความถี่ของสัญญาณ โดยแสดงผลเป็นตัวเลขซึ่งจะมีการเปลี่ยนแปลงค่าทุกๆ 30 วินาที และตรวจสอบว่าค่าความถี่ที่คำนวณได้มีค่าเกินขอบเขตที่ตั้งไว้ในตอนต้นหรือไม่ ถ้าไม่เกินโปรแกรมก็จะแสดงผลของสัญญาณต่อไป แต่ถ้าหากว่ามีค่าเกินก็จะมีสัญญาณเตือนเกิดขึ้น ในขณะที่มีสัญญาณเตือนโปรแกรมจะหยุดการแสดงผลชั่วคราว และเมื่อมีการกดคีย์ใดๆ สัญญาณเตือนก็จะหยุดการทำการแสดงผลของสัญญาณต่อไป

ถ้าหากต้องการเลิกการทำงานของโปรแกรมสามารถทำได้โดยการกดคีย์ใดๆ เพื่อกลับสู่โปรแกรมหลัก เลือกเมนูในโปรแกรมหลักเพื่อการทำงานต่อไป

8.3.2.2 โปรแกรมการเรียกข้อมูลเก่าที่เก็บในรูปแบบของไฟล์ออกมาแสดงผล

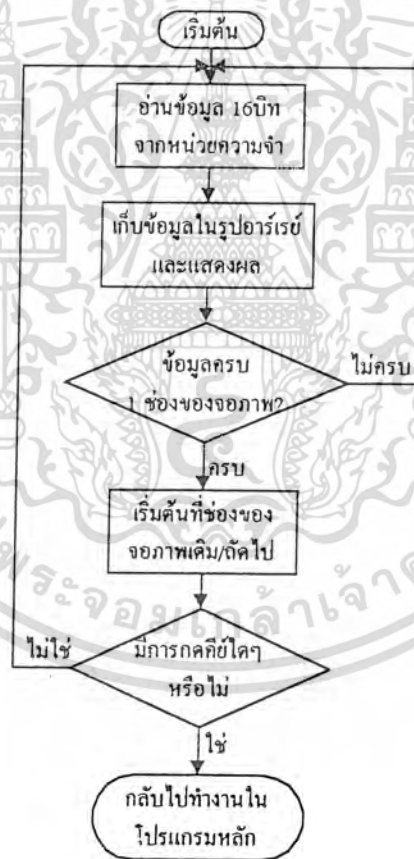


รูปที่ 8.4 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมนำข้อมูลเก่ามาแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อต้องการนำข้อมูลของสัญญาณเข้าใดๆกลับมาแสดงผลอีกครั้ง ก็เลือกการทำงาน
 ชั้นตอนนี้ โดยกำหนดชื่อไฟล์ของข้อมูลที่ต้องการเรียกออกมา ถ้าไม่มีไฟล์ข้อมูลนั้นอยู่ซึ่งอาจ
 เนื่องมาจากการพิมพ์ชื่อไฟล์ผิด หรือไม่มีไฟล์ข้อมูลนั้นอยู่จริง โปรแกรมจะให้เลือกระหว่างกลับไป
 พิมพ์ชื่อไฟล์ใหม่ หรือจบการทำงานในโปรแกรมย่อยนี้ สำหรับการทำงานของโปรแกรมย่อยนี้
 ไฟล์ข้อมูลที่มีการเก็บข้อมูลเอาไว้แล้วเท่านั้น หลังจากการแสดงผลถ้ามีการกดคีย์ใดๆ ก็จะออก
 จากโปรแกรมนี้ และกลับไปทำงานในขั้นตอนต่อไปของโปรแกรมหลัก แสดงขั้นตอนการทำงาน
 ได้ดังรูปที่ 8.4

8.3.2.3 โปรแกรมแสดงผลของสัญญาณบนจอภาพ



รูปที่ 8.5 แสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมส่วนแสดงผล

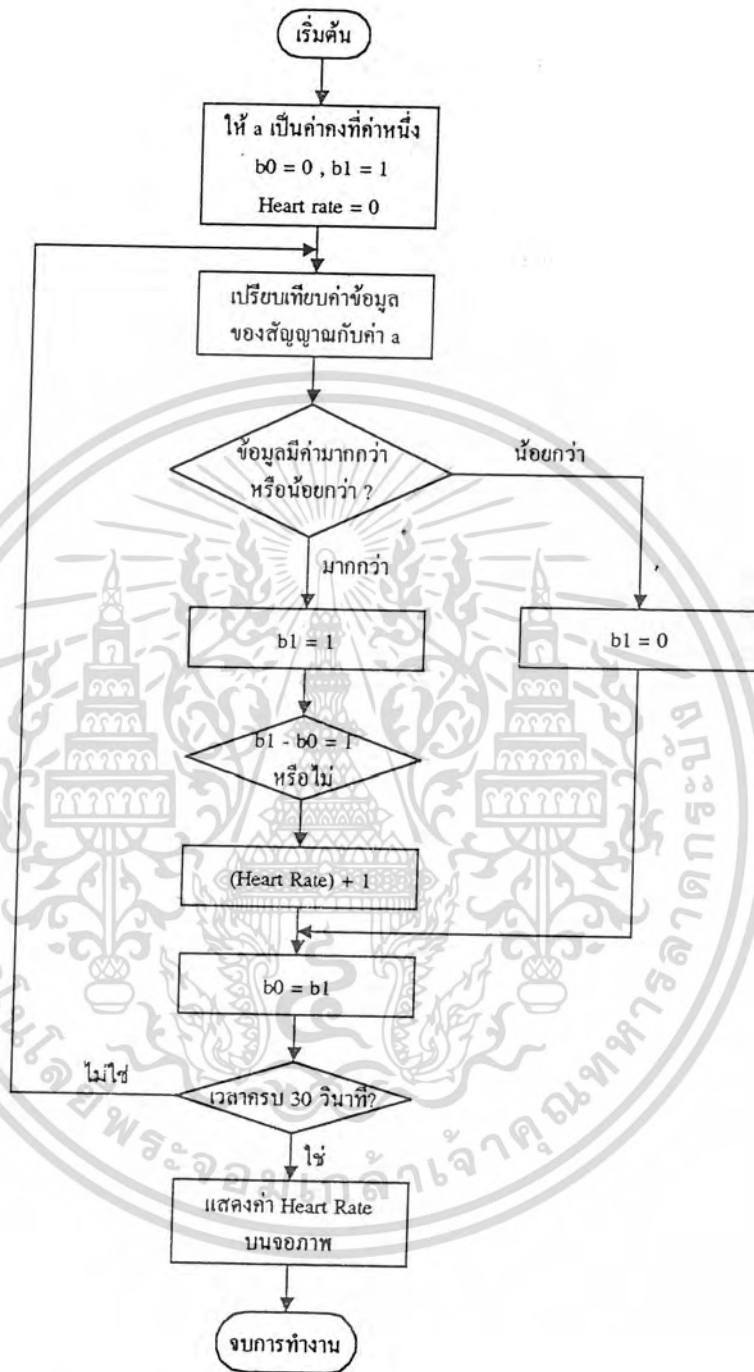
โปรแกรมส่วนแสดงผล จะแบ่งออกเป็นโปรแกรมย่อย คือ การแสดงผลของ 1 ช่อง
 สัญญาณ และการแสดงผลของ 4 ช่องสัญญาณ ซึ่งแสดงขั้นตอนการทำงานได้ดังรูปที่ 8.5
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแสดงผลบนจอภาพจะแบ่งจอภาพเป็น 4 ช่องตามแนวนอนสำหรับโปรแกรมแสดงผลของ 1 ช่องสัญญาณ จะใช้แสดงผลออกทั้ง 4 ช่องโดยเมื่อสัญญาณแสดงผลครบ 1 ช่องแล้วจะแสดงผลต่อเนื่องที่ช่องถัดไป ส่วนการแสดงผลของ 4 ช่องสัญญาณจะแสดงผล 1 ช่องสัญญาณต่อ 1 ช่องบนจอภาพ เมื่อแต่ละสัญญาณแสดงผลครบ 1 ช่องก็จะแสดงผลค่าต่อไปที่จุดเริ่มต้นของช่องเดิมบนจอภาพ

การพล็อต(plot)ข้อมูลเป็นรูปสัญญาณนั้นใช้วิธีลากเส้นจากข้อมูลหนึ่งไปยังอีกข้อมูลหนึ่งจึงต้องเก็บข้อมูลไว้อยู่ในรูปของอาร์เรย์ เพื่อสะดวกแก่การอ้างถึงข้อมูลเก่า

การออกจากโปรแกรมหลักสามารถทำได้โดยการเลือกคำสั่งที่ออกจากโปรแกรมตามที่ได้กำหนดไว้เป็นเมนูทางด้านล่างของจอภาพ

8.3.2.4 โปรแกรมการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ แสดงขั้นตอนการทำงานได้ดังรูปที่ 8.6 ในการทำงานขั้นตอนแรกกำหนดให้ค่าเริ่มต้นของตัวแปรต่างๆ ให้เท่ากับศูนย์ จากนั้นจึงทำการเปรียบเทียบข้อมูลของสัญญาณหัวใจกับค่า a ซึ่งเป็นค่าคงที่ค่าหนึ่ง ถ้าข้อมูลที่วัดได้มีค่าน้อยกว่า a จะให้ b_1 เท่ากับ 0 แต่ถ้าข้อมูลมีค่ามากกว่า a ค่า b_1 จะถูกกำหนดให้เป็น 1 นำค่า b_1 มาเปรียบเทียบกับค่า b_0 ซึ่งเป็นค่า b_1 ในการเปรียบเทียบครั้งก่อนหน้านั้น เมื่อ b_1 มีค่ามากกว่า b_0 เท่ากับ 1 แล้ว กำหนดให้ตัวแปร heart rate ซึ่งเป็นค่าของจำนวนครั้งการเต้นของหัวใจเพิ่มค่าทีละหนึ่ง แล้วจึงเก็บค่า b_1 อยู่ในตัวแปร b_0 ทำเช่นนี้จนกระทั่งเมื่อครบ 30 วินาที จะแสดงค่าอัตราการเต้นของหัวใจบนจอแสดงผล



รูปที่ 8.6 แสดงขั้นตอนการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 9

การทดลอง และผลการทดลอง

การทดลองโครงการแบ่งเป็น 2 ตอน ดังต่อไปนี้

9.1 การทดสอบวงจรมายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

9.1.1 การทดสอบจากวงจรที่ใช้งานจริง ซึ่งแสดงไว้ดังรูปที่ 9.1 โดยทำตามขั้นตอนต่อไปนี้

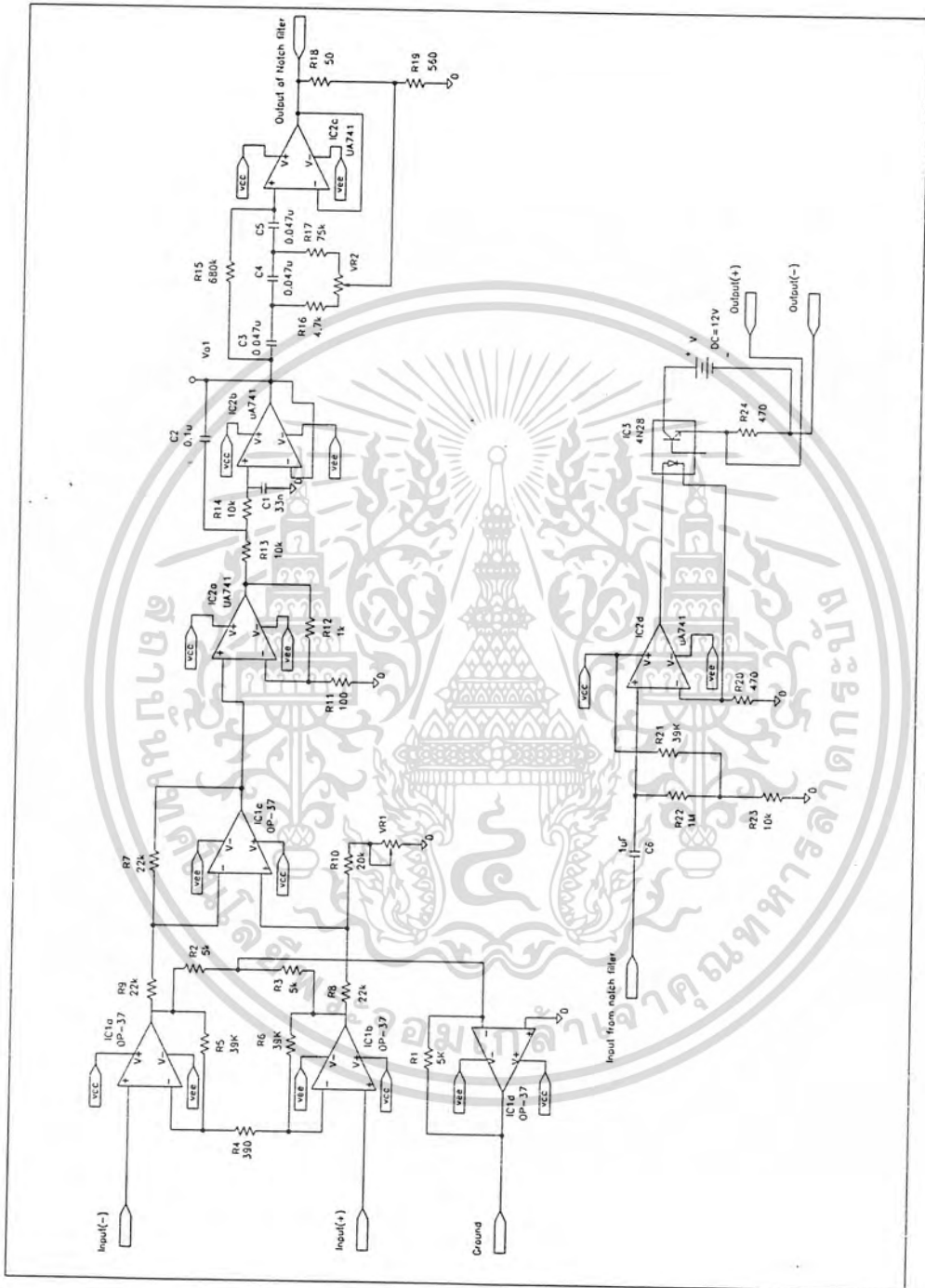
ก. ปรับค่า CMRR โดยป้อนสัญญาณขาเข้าขนาด 1 โวลต์ ความถี่ 50 เฮิรตซ์ ให้กับทางเข้าทั้งสองของวงจรแล้วทำการวัดค่าสัญญาณขาออกของ IC_{1c} ปรับค่าความต้านทาน VR_2 ให้ได้ค่าสัญญาณออกน้อยที่สุด ซึ่งหมายถึง ได้ค่า CMRR ที่ดีที่สุดนั่นเอง

ข. ป้อนสัญญาณเข้าแบบผลต่าง โดยให้ขนาดของสัญญาณเท่ากับ 2 มิลลิโวลต์ ทำการปรับความถี่ของสัญญาณจากย่านความถี่ไฟตรง จนถึงความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ วัดค่าสัญญาณออก (ขา 6) ของ IC_{2a} , IC_{2b} และ IC_{2c} บันทึกค่าที่ได้ลงในตารางที่ 9.1

ค. นำค่าที่ได้จากการทดลองในข้อ ข มาเขียนกราฟเพื่อแสดงผลตอบสนองทางความถี่ (frequency response)

9.1.2 การทดสอบโดยใช้โปรแกรม Pspice

ทำการทดสอบคูลสัญญาณขาออกในแต่ละส่วนของวงจร และคูลผลตอบสนองความถี่จากกราฟ ซึ่งจะได้ผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณเอาต์พุตของ IC_{2a} , IC_{2b} และ IC_{2c} ดังรูปที่ 9.3, 9.4 และ 9.5 ตามลำดับ



รูปที่ 9.1 แสดงวงจรมหาของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองวงจร

การวัดค่า CMRR

ตารางที่ 9.1 ผลการทดลองเพื่อคำนวณค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวน

ลักษณะของสัญญาณขาเข้า	ขนาดของสัญญาณเข้า	ขนาดของสัญญาณออกที่ได้
สัญญาณแบบผลต่าง	2 มิลลิโวลต์	0.4 โวลต์
สัญญาณแบบคอมมอนโหมด	1 โวลต์	0.12 โวลต์

คำนวณค่าความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวน (CMRR)

$$\begin{aligned}
 CMRR &= 20 \log \left| \frac{A_{DM}}{A_{CM}} \right| \\
 &= 20 \log (200/0.12) \\
 &= 64.44 \text{ เดซิเบล (dB)}
 \end{aligned}$$

ตารางที่ 9.2 ผลการทดลองวัดสัญญาณขาออกโดยป้อนสัญญาณเข้าขนาด 2 มิลลิโวลต์

ความถี่ (เฮิรตซ์)	สัญญาณขาออก (โวลต์)		
	V _{o1}	V _{o2}	V _{o3}
1	4.00	4.00	2.80
5	4.00	4.00	3.30
10	4.00	4.00	3.60
15	4.00	4.00	3.20
20	4.00	4.00	3.00
25	4.00	4.00	2.80
30	4.00	4.00	2.40
35	4.00	4.00	2.00
40	4.00	4.00	1.40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เฉพาะเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 9.2 (ต่อ) ผลการทดลองวัดสัญญาณขาออกของวงจรขยาย
โดยป้อนสัญญาณเข้าขนาด 2 มิลลิโวลต์

ความถี่ (เฮิร်ทซ์)	ขนาดของสัญญาณขาออก (โวลท์)		
	V_{o1}	V_{o2}	V_{o3}
45	4.00	4.00	0.9
50	4.00	4.00	0.18
60	4.00	4.00	0.90
70	4.00	4.00	1.60
80	4.00	4.00	2.20
90	4.00	4.00	2.80
100	4.00	4.00	3.00
110	4.00	4.00	3.30
120	4.00	3.90	3.40
130	4.00	3.80	3.50
140	4.00	3.70	3.50
150	4.00	3.60	3.50
160	4.00	3.40	3.30
170	4.00	3.40	3.20
180	4.00	3.30	3.20
190	4.00	3.20	3.00
200	4.00	3.00	3.00
250	4.00	2.40	2.40
300	4.00	1.80	1.80
400	4.00	1.10	1.00
500	4.00	0.70	0.70
600	4.00	0.60	0.60
700	4.00	0.40	0.40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

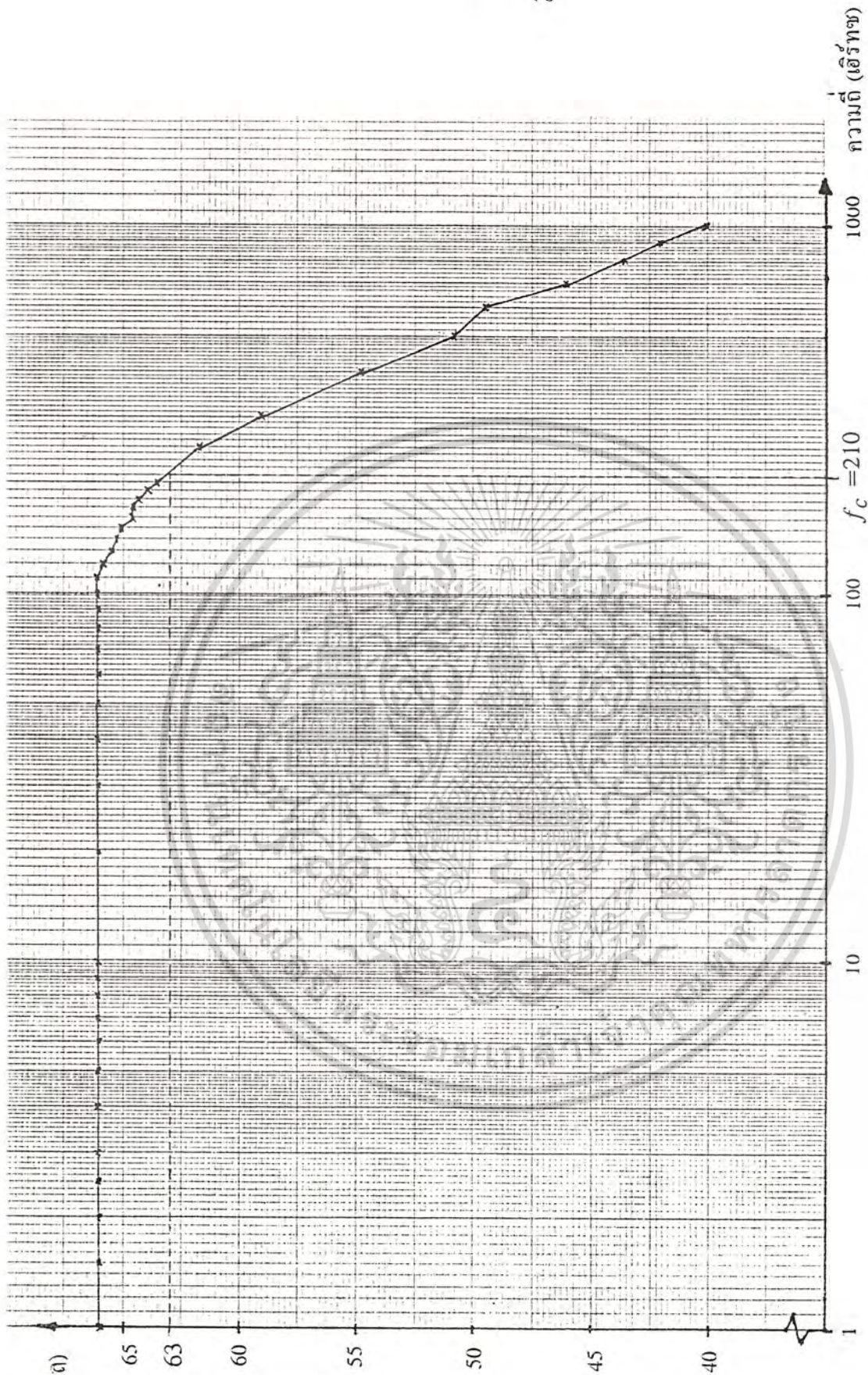
ตารางที่ 9.2 (ต่อ) ผลการทดสอบ 4 ช่องวัดสัญญาณขาออกของวงจรขยาย
โดยป้อนสัญญาณเข้าขนาด 2 มิลลิโวลต์

ความถี่ (เฮิรตซ์)	ขนาดของสัญญาณขาออก (โวลต์)		
	V_{o1}	V_{o2}	V_{o3}
800	4.00	0.30	0.30
900	4.00	0.25	0.25
1000	4.00	0.20	0.20

หมายเหตุ V_{o1} : ขนาดของสัญญาณที่ขาออกของ IC2a

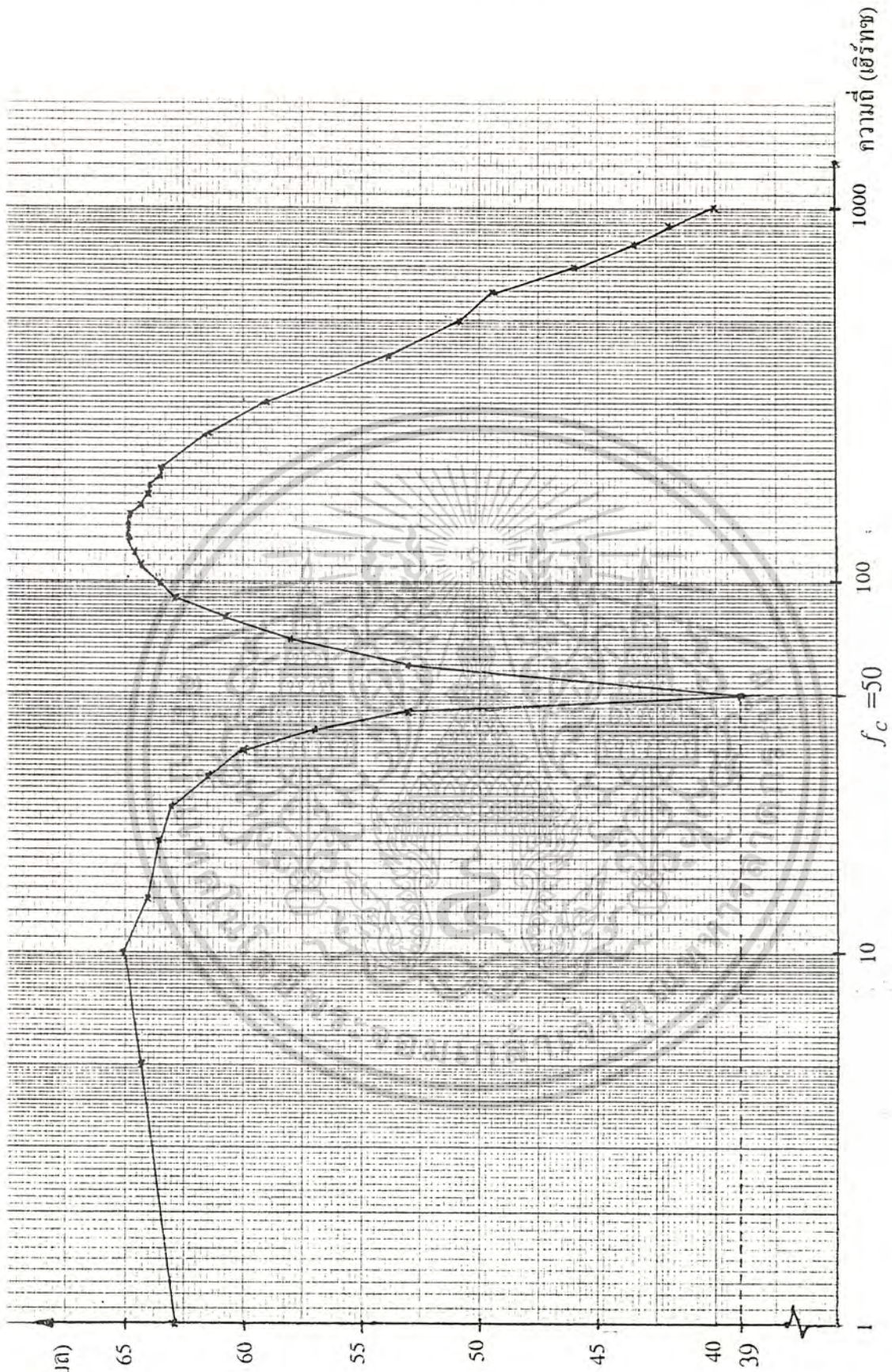
V_{o2} : ขนาดของสัญญาณที่ขาออกของ IC2b

V_{o3} : ขนาดของสัญญาณที่ขาออกของ IC2c



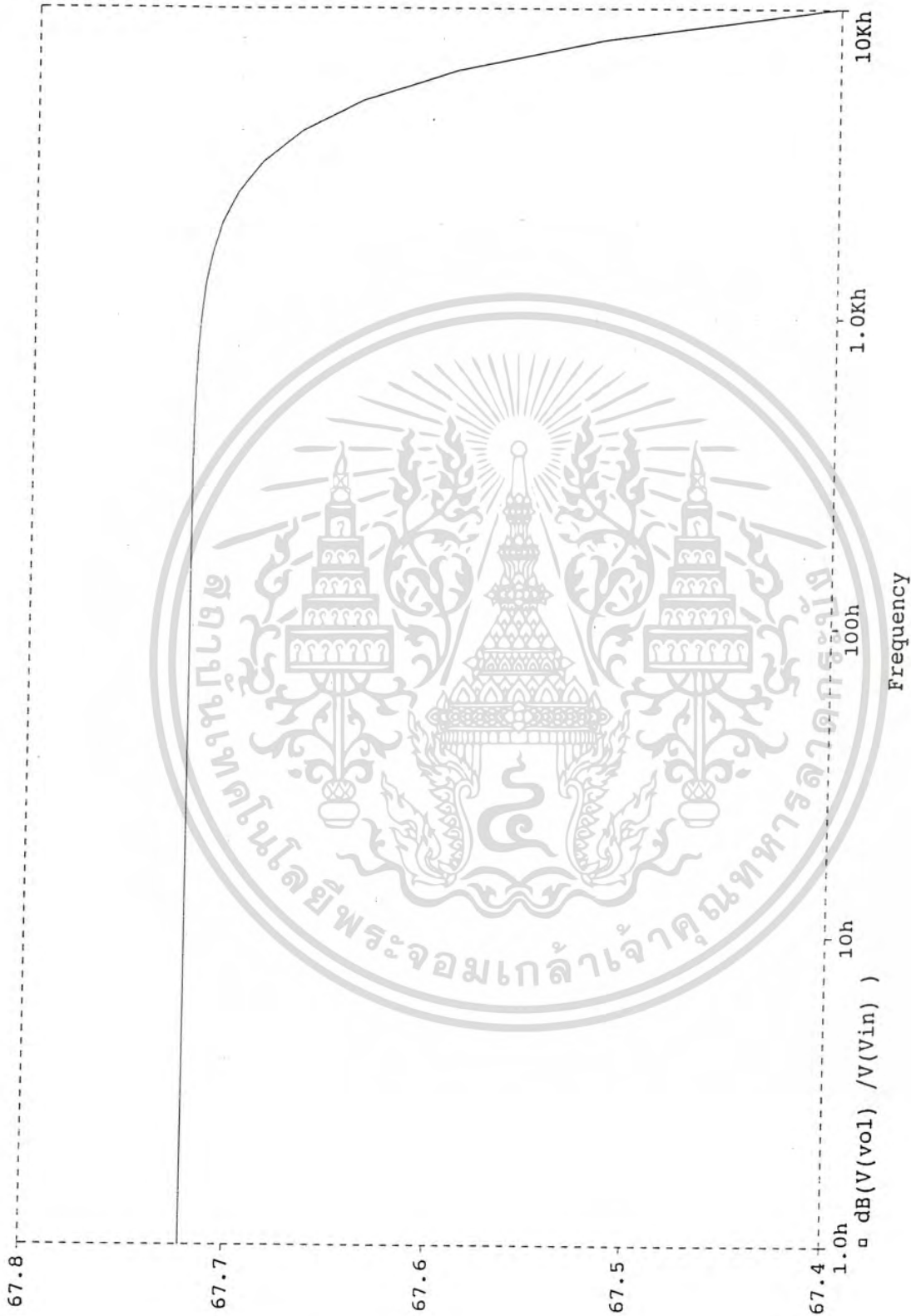
รูปที่ 9.2 กราฟแสดงผลตอบสนองความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรมหา
ที่ได้จากการวัดจริง ที่ขอกของ IC2b (จาก low pass filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 อื่นๆ ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 9.3 กราฟแสดงผลตอบสนองของความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรรายขาด ที่ได้ออกการวัดจริง ที่ขาออกของ IC2c (จาก notch filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม้ว่าใครมีใ้ใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 9.4 กราฟแสดงผลตอบแทนของความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรมาย
ที่ขาออกของ IC2a โดยใช้โปรแกรม PSPICE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 9.5 กราฟแสดงผลตอบสนองของความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรมหา
ที่ขาออกของ IC2b โดยใช้โปรแกรม PSPICE (จาก low pass filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 9.6 กราฟแสดงผลตอบแทนของความถี่ต่อสัญญาณเข้าแบบผลต่างของวงจรมหา
ที่ขาออกของ IC2c โดยใช้โปรแกรม PSPICE (จาก notch filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

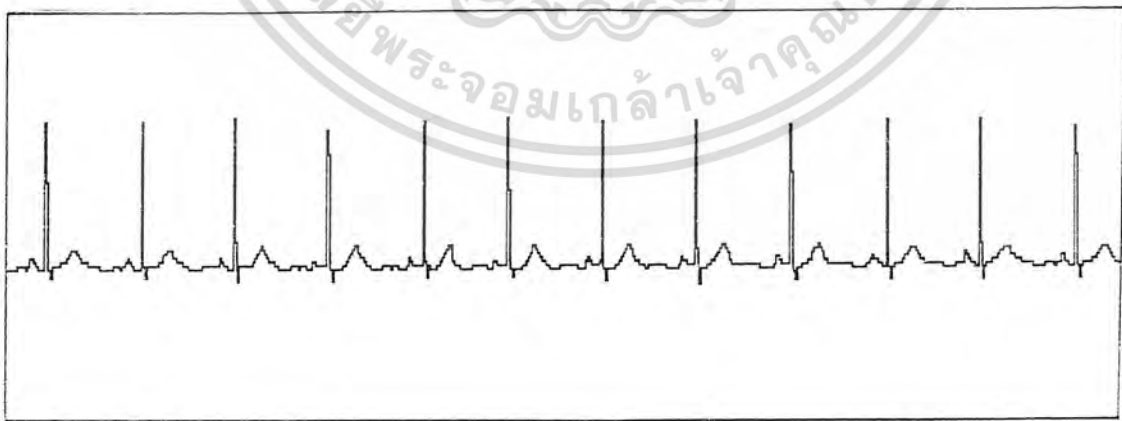
9.2 การทดสอบโปรแกรมควบคุมการบันทึกและแสดงผลของสัญญาณ

- ป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรขยายเข้าสู่การ์ด PA-MA 12(-H) แล้วทำการเรียกโปรแกรมให้ทำการแสดงผลของสัญญาณทางจอคอมพิวเตอร์ บันทึกลักษณะของสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงไป

- ทำการเรียกไฟล์ข้อมูลเก่าออกมาแสดงผล โดยเลือกเมนูทางด้านล่างของจอภาพ

- สังเกตการเปลี่ยนแปลงของตัวเลขที่แสดงค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และสัญญาณ

เดือนที่เกิดขึ้น



รูปที่ 9.7 แสดงลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 10

บทสรุป

จากผลการทดลองที่แสดงไว้ในบทที่ 9 จะเห็นได้ว่า วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นสามารถนำมาใช้ในการขยายสัญญาณที่ต้องการวัดได้ และทำให้สามารถสังเกตลักษณะของสัญญาณได้ชัดเจนมากขึ้นเมื่อนำสัญญาณออกแสดงผล เนื่องจากในส่วนของวงจรมันได้ใช้วงจรขยายผลต่างซึ่งเป็นวงจรที่จะขยายสัญญาณขาเข้าที่มีค่าเท่ากันแต่มีเฟสต่างกันเท่านั้น ส่วนสัญญาณรบกวนที่มีโอกาสส่งผ่านมายังทางเข้าของวงจรเป็นสัญญาณที่มีเฟสตรงกันซึ่งในทางอุดมคติแล้วจะไม่สามารถผ่านเข้าไปในวงจรขยายแบบนี้ได้ ดังนั้นสัญญาณชนิดนี้จึงไม่มีผลเป็นสัญญาณรบกวนที่ทางช่องสัญญาณขาออกของวงจร แต่ในการทดลอง สัญญาณที่มีเฟสตรงกันที่เกิดขึ้นบริเวณช่องสัญญาณเข้าจะถูกส่งผ่านออกไปยังช่องสัญญาณออกได้บ้าง ดังนั้นจึงต้องมีการวัดคุณสมบัติของวงจรมีประสิทธิภาพในการขยายสัญญาณแบบผลต่างได้คือน้อยเพียงไร โดยวัดค่า CMRR ของวงจรขยาย ในการทดลองนี้สามารถคำนวณค่า CMRR ได้ประมาณ 64 เดซิเบล ซึ่งหมายความว่าวงจรขยายส่วนนี้สามารถทำการขยายสัญญาณแบบผลต่าง ได้ดีกว่าสัญญาณรบกวนที่เข้ามาทางช่องสัญญาณทางเข้าประมาณ 1666 เท่า ดังนั้นเมื่อนำวงจรขยายแบบนี้มาใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณขนาดเล็ก จึงเป็นการช่วยลดสัญญาณรบกวนได้ส่วนหนึ่ง

นอกจากนี้ยังมีสัญญาณรบกวนของสายส่งสัญญาณไฟสลับ โดยเกิดขึ้นที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ และมีสัญญาณรบกวนจากสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่าสัญญาณหัวใจ ซึ่งสามารถลดสัญญาณรบกวนเหล่านี้ได้โดยใช้วงจรไม่กรองผ่านสัญญาณเฉพาะความถี่และวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ ตามลำดับ ซึ่งจากผลตอบสนองความถี่ที่ได้จากการทดลอง จะพบว่าวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นในโครงการนี้จะมีอัตราการขยายสูงเฉพาะช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเท่านั้น คือช่วงความถี่ประมาณ 0.5 ถึง 200 เฮิรตซ์ โดยที่ความถี่นอกเหนือจากนี้สัญญาณจะถูกลดทอนลงอย่างมาก อีกทั้งยังมีการใช้วงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ที่ 50 เฮิรตซ์ ด้วย จึงเป็นผลให้สามารถสังเกตลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ เมื่อนำสัญญาณที่ได้จากวงจรขยายนี้แสดงผลออกทางจอคอมพิวเตอร์

สำหรับโปรแกรมที่ใช้ในการควบคุมการบันทึกและการแสดงผลของข้อมูลที่ได้รับการวัดสัญญาณ เป็นโปรแกรมที่ค่อนข้างมีประสิทธิภาพ สามารถแสดงผลของสัญญาณที่เกิดขึ้นขณะที่ทำการวัดค่าในปัจจุบัน แล้วเก็บข้อมูลไว้ เพื่อทำการเรียกกลับมาแสดงผลได้อีกครั้ง ซึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลที่ได้จากการตรวจวัด และเก็บค่าเอาไว้อาจจะนำมาใช้ประโยชน์ โดยการพัฒนาซอฟต์แวร์ เพื่อทำการวิเคราะห์ หรือตรวจสอบลักษณะที่ผิดพลาดของข้อมูลได้ในโอกาสต่อไป

สำหรับปัญหาที่เกิดขึ้นในการทดลองคือยังไม่สามารถสังเกตลักษณะสัญญาณที่วัดจากร่างกายมนุษย์ได้อย่างชัดเจน เนื่องจากมีตัวแปรหลายอย่างที่มีผลทำให้เกิดความไม่แน่นอนของสัญญาณที่วัดได้ เช่น สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นที่รอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง หรือความผิดพลาดของตำแหน่งที่ใช้วัดสัญญาณจากร่างกาย เป็นต้น ดังนั้นในการตรวจวัดสัญญาณจากร่างกายมนุษย์นอกจากต้องคำนึงถึงคุณสมบัติของวงจรที่ใช้วัดแล้ว ยังต้องพิจารณาถึงตัวแปรอื่นๆ เป็นส่วนประกอบด้วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก โปรแกรมควบคุมการบันทึกและแสดงผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

```
#include<dos.h>
#include<conio.h>
#include<stdio.h>
#include<graphics.h>
#include<bios.h>
#include<stdlib.h>
#include<ctype.h>
#include<time.h>

void Display1(int col,int a,unsigned int b);
void Display2(int col,int a,unsigned int b);
void Display3(int col,int a,unsigned int b);
void Display4(int a,unsigned int b);
void Rate1(int level,int a,int b);
int Check(int a);

FILE *patfile1,*patfile2,*patfile3,*patfile4,*outfile;
char file[12],file1[12],file2[12],file3[12],file4[12],infile[12];
unsigned int max,A1,A2,A3,A4,s1[550],s2[550],s3[550],s4[550];
int hor,ver,no,no1,first,k,mux,ten,one,ten1,ten2,ten3,ten4,one1,one2,one3,one4;
char chr;
int PORT= 0x2E0; /* PA-MA12(-H) port address */

void main()
{
    struct time t;
    int num,low,high;
    int gdriver= DETECT,gmode;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
int inc,inc1,inc2,inc3,inc4,inc5,j;  
int k0,k1,ka1,kb1,kc1,kd1,ke1,ka0,kb0,kc0,kd0,ke0,dif,key;  
unsigned char far *mem,lsb,msb;  
unsigned char sec,sec1,sec2;  
unsigned long int i;
```

```
first=1;
```

```
repeat1:
```

```
initgraph(&gdriver,&gmode,"");  
setcolor(LIGHTBLUE);  
setfillstyle(SOLID_FILL,LIGHTBLUE);  
rectangle(0,23,549,122);  
rectangle(0,132,549,231);  
rectangle(0,241,549,340);  
rectangle(0,350,549,449);  
rectangle(552,23,635,449);  
floodfill(2,2,LIGHTBLUE);  
setcolor(DARKGRAY);  
bar(0,459,560,479);  
setcolor(LIGHTGREEN);  
outtextxy(5,465,"F1");  
outtextxy(120,465,"F2");  
outtextxy(235,465,"F3");  
outtextxy(350,465,"F4");  
outtextxy(465,465,"F10");  
setcolor(YELLOW);  
outtextxy(30,465,"New 1 CH");  
outtextxy(145,465,"New 4 CH");  
outtextxy(260,465,"Load file");  
outtextxy(375,465,"Set alarm");
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
outtextxy(500,465,"Quit");
```

```
while(bioskey(1)==0);
```

```
key=bioskey(0);
```

```
Check(key);
```

```
repeat:
```

```
if(mux==0x00) {num=1;no1=1;}
```

```
if(mux==0x30) {num=2;no1=2;}
```

```
if(mux==3) num=3;
```

```
if(mux==4) num=4;
```

```
if(mux==5) goto rew;
```

```
initgraph(&gdriver,&gmode,"");
```

```
setcolor(LIGHTBLUE);
```

```
setfillstyle(SOLID_FILL,LIGHTBLUE);
```

```
rectangle(0,23,549,122);
```

```
rectangle(0,132,549,231);
```

```
rectangle(0,241,549,340);
```

```
rectangle(0,350,549,449);
```

```
rectangle(552,23,635,449);
```

```
floodfill(2,2,LIGHTBLUE);
```

```
setcolor(DARKGRAY);
```

```
bar(0,459,560,479);
```

```
setcolor(WHITE);
```

```
highvideo();
```

```
outtextxy(5,465,"F1");
```

```
outtextxy(120,465,"F2");
```

```
outtextxy(235,465,"F3");
```

```
outtextxy(350,465,"F4");
```

```
outtextxy(465,465,"F10");
```

```
setcolor(YELLOW);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
outtextxy(30,465,"New 1 CH");
outtextxy(145,465,"New 4 CH");
outtextxy(260,465,"Load file");
outtextxy(375,465,"Set alarm");
outtextxy(500,465,"Quit");
```

```
switch(num)
```

```
{
```

```
case 1:
```

```
setcolor(YELLOW);
outtextxy(570,120,"CH1");
settextstyle(0,0,0);
outtextxy(555,200,"Heart Rate");
if(first==1)
{
setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
window(1,1,70,1);
gotoxy(10,0);
printf("Minimum Heart Rate for Alarm : ");
scanf("%d",&low);
setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
window(1,1,70,1);
gotoxy(10,0);
printf("Maximum Heart Rate for Alarm : ");
scanf("%d",&high);
first=0;
};
setviewport(0,0,639,20,0);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

clearviewport();
window(1,1,70,1);
gotoxy(10,0);
printf("Enter 1 file name(*****.dat) : ");
scanf("%s",file1);
patfile1 = fopen(file1,"wb");
setcolor(BLACK);
outtextxy(570,120,"CH1");
setcolor(YELLOW);
outtextxy(570,120,file1);
setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
break;
case 2: for(i=1;i<5;i++)
{
setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
setcolor(YELLOW);
settextstyle(0,0,1);
outtextxy(580,25,"CH1");
outtextxy(580,134,"CH2");
outtextxy(580,243,"CH3");
outtextxy(580,352,"CH4");
settextstyle( 0,0,0);
outtextxy(555,45,"Heart Rate");
outtextxy(555,154,"Heart Rate");
outtextxy(555,263,"Heart Rate");
outtextxy(555,372,"Heart Rate");

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if(first==1)
{
    gotoxy(10,0);
    printf("Minimum Heart Rate for Alarm : ");
    scanf("%d",&low);
    setviewport(0,0,639,20,0);
    clearviewport();
    window(1,1,70,1);
    gotoxy(10,0);
    printf("Maximum Heart Rate for Alarm : ");
    scanf("%d",&high);
    setviewport(0,0,639,20,0);
    clearviewport();
    first=0;
};
window(1,1,70,1);
gotoxy(10,0);
printf("Enter file name to save for signal %d (*****.dat) : ",i);
if(i==1)
{
    scanf("%s",file1);
    patfile1 = fopen(file1,"wb");
};
if(i==2)
{
    scanf("%s",file2);
    patfile2 = fopen(file2,"wb");
};

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if(i==3)
{
scanf("%s",file3);
patfile3 = fopen(file3,"wb");
};
if(i==4)
{
scanf("%s",file4);
patfile4 = fopen(file4,"wb");
setcolor(BLACK);
settextstyle(0,0,1);
outtextxy(580,25,"CH1");
outtextxy(580,134,"CH2");
outtextxy(580,243,"CH3");
outtextxy(580,352,"CH4");
setcolor(YELLOW);
outtextxy(580,25,file1);
outtextxy(580,134,file2);
outtextxy(580,243,file3);
outtextxy(580,352,file4);
setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
};
}
break;
case 4: setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
gotoxy(10,0);
printf("Minimum Heart Rate for Alarm: ");
scanf("%d",&low);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
window(1,1,70,1);
gotoxy(10,0);
printf("Maximum Heart Rate for Alarm:  ");
scanf("%d",&high);
setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
first=0;
if(no1==1)
{
    num=1;
    setcolor(YELLOW);
    outtextxy(570,120,file1);
    outtextxy(555,200,"Heart Rate");
};
if(no1==2)
{
    num=2;
    setcolor(YELLOW);
    outtextxy(580,25,file1);
    outtextxy(580,134,file2);
    outtextxy(580,243,file3);
    outtextxy(580,352,file4);
    outtextxy(555,45,"Heart Rate");
    outtextxy(555,154,"Heart Rate");
    outtextxy(555,263,"Heart Rate");
    outtextxy(555,372,"Heart Rate");
};
};

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

/* Disable DMA transfer first -----*/
rew:
    outp(PORT+3,0);          /* (1-1) Disable A/D DMA request */
    outp(0xD4,0x07);        /* (1-2) Disable DMA transfer */
/* Define the A/D channel MUX -----*/
    outp(PORT+2,mux);        /* (2) Convert channel 0 to channel 7 */
/*Initial 8254 Timer (sampling frequency = 500Hz)-----*/
    outp(PORT+15,0xB4);      /* (3-1) 8254 Counter 2 Mode */
    outp(PORT+14,4);         /* (3-2) 8254 Counter 2 LSB */
    outp(PORT+14,0);         /* (3-3) 8254 Counter 2 MSB */
    outp(PORT+15,0x74);      /* (3-4) 8254 Counter 1 Mode */
    outp(PORT+13,208);       /* (3-5) 8254 Counter 1 LSB */
    outp(PORT+13,7);         /* (3-6) 8254 Counter 1 MSB */
/*Initial DMA controller -----*/
    outp(0xD8,0);           /* (4-1) Clear DMA F-F */
    outp(0xCC,0x00);        /* (4-2) DMA address A00-A07 or A01-A08 */
    outp(0xCC,0x00);        /* (4-3) DMA address A08-A15 or A09-A16 */
    outp(0x8A,0x08);        /* (4-4) DMA address A16-A19 or A17-A23 */
    outp(0xCE,0x90);        /* (5-1) DMA word W00-W07 */
    outp(0xCE,0x08);        /* (5-2) DMA word W08-W15 */
    outp(0xD6,0x47);        /* (6) Write DMA mode */

    mem=(unsigned char far *)MK_FP(0x8000,0x0000);

    i=1;
    j=1;

    k0=0;  k1=0;  inc=0;

    ka0=0; ka1=0;  inc1=0;

    kb0=0; kb1=0;  inc2=0;

    kc0=0; kc1=0;  inc3=0;

    kd0=0; kd1=0;  inc4=0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

gettime(&t);
sec1 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);

do
{
    outp(0xD4,0x03);          /* (7) Enable DMA */
    outp(PORT+3,0x0C);       /* (8) Enable PM-MA12 DMA */
    mem=(unsigned char far *)MK_FP(0x8000,0x0000);
    setviewport(0,0,639,20,0);
    clearviewport();
    switch(num)
    {
        case 1:
        loop1:    lsb=*mem;          /*Display 1 channel*/
                 nol=(lsb&0x0F);
                 msb=*(mem+1);
                 A1=((msb*16)+(lsb/16))/10;
                 fwrite(&A1,sizeof(unsigned int),1,patfile1);
                 if(j==1)
                 {
                     Display1(1,i,A1);
                     if((A1-95)<=83) k1=1;
                     else k1=0;
                 }
                 if(j==2)
                 {
                     Display2(1,i,A1);
                     if((A1+15)<=192) k1=1;
                     else k1=0;
                 }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if(j==3)
{
    Display3(1,i,A1);
    if((A1+120)<=291) k1=1;
    else k1=0;
};
if(j==4)
{
    Display4(i,A1);
    if((A1+235)<=405) k1=1;
    else k1=0;
};
i++;
dif=k1-k0;
k0 = k1;
if(dif==1) inc++;
if(i==549) {i=1; j++;};
if(j==5) j=1;
setviewport(0,0,639,20,0);
clearviewport();
gettime(&t);
sec2 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
sec = (sec2-sec1);
if(sec==15)
{
    setfillstyle(SOLID_FILL,BLACK);
    bar(580,250,630,280);
    gettime(&t);
    sec1 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
    ten = inc*4/10;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

one = inc*4%10;
Rate1(1,ten,one);
if((inc>high)|(inc<low))
{
for(k=1;k<100;k++)
{
if(bioskey(1)==0)
{
printf("\a");
setcolor(LIGHTRED);
Rate1(1,ten,one);
}
else goto j1;
};
else
{
setcolor(LIGHTCYAN);
Rate1(1,ten,one);
};
j1: inc=0;
gettime(&t);
sec1 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
};
if(!bioskey(1)) goto loop1;
mem=mem+8;
break;

```

case 2: /*Display 4 channel*/

loop2: lsb=*mem;

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

msb=*(mem+1);
A1 =((msb*16)+(lsb/16))/10;
if((A1-95)<=83) ka1=1;
else ka1=0;
if((ka1-ka0)==1) inc1++;
ka0=ka1;
fwrite(&A1,sizeof(unsigned int),1,patfile1);
Display1(2,i,A1);
mem=mem+2;

lsb=*mem;
msb=*(mem+1);
A2 =((msb*16)+(lsb/16))/10;
if((A2+15)<=192) kb1=1;
else kb1=0;
if((kb1-kb0)==1) inc2++;
kb0=kb1;
fwrite(&A2,sizeof(unsigned int),1,patfile2);
Display2(2,i,A2);
mem=mem+2;

lsb=*mem;
msb=*(mem+1);
A3 =((msb*16)+(lsb/16))/10;
if((A3+120)<=291) kc1=1;
else kc1=0;
if ((kc1-kc0)==1) inc3++;
kc0=kc1;
fwrite(&A3,sizeof(unsigned int),1,patfile3);
Display3(2,i,A3);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

mem=mem+2;

lsb=*mem;
msb=*(mem+1);
A4 =((msb*16)+(lsb/16))/10;
if((A4+235)<=405) kd1=1;
else kd1=0;
if ((kd1-kd0)==1) inc4++;
kd0=kd1;
fwrite(&A4,sizeof(unsigned int),1,patfile4);
Display4(i,A4);
mem=mem+2;
gettime(&t);
sec2 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
sec = (sec2-sec1);
if(sec==15)
{
setfillstyle(SOLID_FILL,BLACK);
bar(580,70,630,100);
bar(580,179,630,209);
bar(580,288,630,318);
bar(580,397,630,427);
setcolor(LIGHTCYAN);
ten1 = inc1*4/10;
one1 = inc1*4%10;
Rate1(2,ten1,one1);
ten2 = inc2*4/10;
one2 = inc2*4%10;
Rate1(3,ten2,one2);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ten3 = inc3*4/10;
one3 = inc3*4%10;
Rate1(4,ten3,one3);
ten4 = inc4*4/10;
one4 = inc4*4%10;
Rate1(5,ten4,one4);
if((inc1>high)||inc1<low))
{
for(k=1;k<3;k++) printf("\a");
setcolor(LIGHTRED);
Rate1(2,ten1,one1);
}
else
{
setcolor(LIGHTCYAN);
Rate1(2,ten1,one1);
};
if((inc2>high)||inc2<low))
{
for(k=1;k<3;k++) printf("\a");
setcolor(LIGHTRED);
Rate1(3,ten2,one2);
}
else
{
setcolor(LIGHTCYAN);
Rate1(3,ten2,one2);
};
};

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if((inc3>high)||(inc3<low))
{
    for(k=1;k<3;k++) printf("\a");
    setcolor(LIGHTRED);
    Rate1(4,ten3,one3);
}
else
{
    setcolor(LIGHTCYAN);
    Rate1(4,ten3,one3);
};
if((inc4>high)||(inc4<low))
{
    for(k=1;k<3;k++) printf("\a");
    setcolor(LIGHTRED);
    Rate1(5,ten4,one4);
}
else
{
    setcolor(LIGHTCYAN);
    Rate1(5,ten4,one4);
};
inc1=0;
inc2=0;
inc3=0;
inc4=0;
gettime(&t);
sec1 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
};
i++;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        if(i==549) i=1;
        if(!bioskey(1)) goto loop2;
        break;
case 3 :                               /*Load file*/
again:  setviewport(0,0,639,20,0);
        clearviewport();
        window(1,1,70,1);
        gotoxy(10,0);
        printf("Load filename to read(*****.dat): ");
        scanf("%s",file);
        setviewport(0,0,639,20,0);
        clearviewport();
        if((outfile = fopen(file,"rb"))==NULL)
        {
            window(1,1,70,1);
            gotoxy(10,0);
            fprintf(stderr,"NO FILE FOUND %s",file);
            setviewport(0,0,639,20,0);
            clearviewport();
            window(1,1,70,1);
            gotoxy(10,0);
            printf("Are you sure to load file? Y/N ");
            chr =getch();
            if(chr=='y'|| chr=='Y') goto again;
            if(chr=='n'|| chr=='N') goto repeat1;
        }
        outfile = fopen(file,"rb");
        setcolor(YELLOW);
        outtextxy(570,120,file);
        outtextxy(555,200,"Heart Rate");

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

setfillstyle(SOLID_FILL,BLACK);
bar(580,250,630,280);
rewind(outfile);
hor=1;
ver=1;
ten=0;
one=0;
inc5=0;
gettime(&t);
sec1 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
do
{
if(!feof(outfile))
{
fread(&no,sizeof(unsigned int),1,outfile);
if(ver==1)
{
Display1(1,hor,no);
if((no-95)<=83) ke1=1;
else ke1=0;
};
if(ver==2)
{
Display2(1,hor,no);
if((no+15)<=192) ke1=1;
else ke1=0;
};
};
};

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if(ver==3)
(
    Display3(1,hor,no);
    if((no+120)<=291) ke1=1;
    else ke1=0;
);
if(ver==4)
(

```

```

    Display4(hor,no);
    if((no+235)<=405) ke1=1;
    else ke1=0;
);
dif=ke1-ke0;
ke0 = ke1;
if(dif==1) inc5++;
gettime(&t);
sec2 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
sec = (sec2-sec1);
if(sec==15)
(

```

```

    setfillstyle(SOLID_FILL,BLACK);
    bar(580,250,630,280);
    ten = inc5*4/10;
    one = inc5*4%10;
    Rate1(1,ten,one);
    if((inc5>high)|(inc5<low))
    (
        setcolor(LIGHTRED);
        Rate1(1,ten,one);
    );
);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

inc5=0;
gettime(&t);
sec1 = (t.ti_hour*3600+t.ti_min*60+t.ti_sec);
}
else
{
setcolor(LIGHTCYAN);
Rate1(1,ten,one);
};
hor++;
if(hor==549){ hor=1; ver++;};
if(ver==5) ver=1;
delay(3);
}
else goto jump;
}while(bioskey(1)==0);
key=bioskey(0);
Check(key);
goto repeat;
};

jump:
while(bioskey(1)==0);
key=bioskey(0);
Check(key);
goto repeat;
} while(!bioskey(1));
key=bioskey(0);
Check(key);
goto repeat;
};

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

int Check(int a)                                /*Check key*/
{
    if(a==0x3b00)    mux=0x00;
    else if(a==0x3c00)    mux=0x30;
    else if(a==0x3d00)    mux=3;
    else if(a==0x3e00)    mux=4;
    else if(a==0x4400)
    {
        outp(PORT+3,0);                        /* (S-1) Disable A/D command */
        outp(0xD4,0x07);                       /* (S-2) Disable DMA transfer */
        fclose(patfile1);
        fclose(patfile2);
        fclose(patfile3);
        fclose(patfile4);
        closegraph();
        exit(0);
    }
    else mux=5;
    return(mux);
}

```

```

void Rate1(int level,int a,int b)               /*Display Heart Rate*/
{

```

```

    int ver,size;

```

```

    if(level==1)

```

```

    {

```

```

        size=3;

```

```

        ver=250;
    }

```

```

    }

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

else size=2;

if(level==2) ver=70;
if(level==3) ver=179;
if(level==4) ver=288;
if(level==5) ver=397;

setttextstyle(TRIPLEX_FONT, HORIZ_DIR, size);

if(a==1) outtextxy(580,ver,"1");
if(a==2) outtextxy(580,ver,"2");
if(a==3) outtextxy(580,ver,"3");
if(a==4) outtextxy(580,ver,"4");
if(a==5) outtextxy(580,ver,"5");
if(a==6) outtextxy(580,ver,"6");
if(a==7) outtextxy(580,ver,"7");
if(a==8) outtextxy(580,ver,"8");
if(a==9) outtextxy(580,ver,"9");

if(b==0) outtextxy(595,ver,"0");
if(b==1) outtextxy(595,ver,"1");
if(b==2) outtextxy(595,ver,"2");
if(b==3) outtextxy(595,ver,"3");
if(b==4) outtextxy(595,ver,"4");
if(b==5) outtextxy(595,ver,"5");
if(b==6) outtextxy(595,ver,"6");
if(b==7) outtextxy(595,ver,"7");
if(b==8) outtextxy(595,ver,"8");
if(b==9) outtextxy(595,ver,"9");

}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
void Display1(int col,int a,unsigned int b) /*Display signal*/
```

```
{  
    s1[a]=b;  
    setcolor(BLACK);  
    line(a,0,a,22);  
    line(a,24,a,121);  
    line(a,123,a,131);  
    if(col==1) setcolor(LIGHTGREEN);  
    else      setcolor(LIGHTRED);  
    line(a,s1[a-1]-95,a,s1[a]-95);  
    if(a==548) moveto(0,73);  
}
```

```
void Display2(int col,int a,unsigned int b)
```

```
{  
    s2[a]=b;  
    setcolor(BLACK);  
    line(a,133,a,230);  
    line(a,232,a,240);  
    if(col==1) setcolor(LIGHTGREEN);  
    else      setcolor(WHITE);  
    line(a,s2[a-1]+15,a,s2[a]+15);  
    if(a==548) moveto(0,182);  
}
```

```
void Display3(int col,int a,unsigned int b)
```

```
{  
    s3[a] =b;  
    setcolor(BLACK);  
    line(a,242,a,339);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

line(a,341,a,349);
if(col==1) setcolor(LIGHTGREEN);
else      setcolor(YELLOW);
line(a,s3[a-1]+120,a,s3[a]+120);
if(a==548) moveto(0,281);
}

```

```

void DisPlay4(int a,unsigned int b)

```

```

{
s4[a]=b;
setcolor(BLACK);
line(a,351,a,448);
line(a,450,a,458);
setcolor(LIGHTGREEN);
line(a,s4[a-1]+235,a,s4[a]+235);
if(a==548) moveto(0,390);
}

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



OPA27
OPA37

Ultra-Low Noise Precision OPERATIONAL AMPLIFIERS

FEATURES

- LOW NOISE: 100% tested, $3.8\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ max at 1kHz
- LOW OFFSET: $25\mu\text{V}$ max
- LOW DRIFT: $0.6\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max
- HIGH OPEN-LOOP GAIN: 120dB min
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 114dB min
- HIGH POWER SUPPLY REJECTION: 100dB min
- FITS OP-07, OP-05, AD510, AD517 SOCKETS

APPLICATIONS

- PRECISION INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION
- TEST EQUIPMENT
- PROFESSIONAL AUDIO EQUIPMENT
- TRANSDUCER AMPLIFIER
- RADIATION HARD EQUIPMENT

DESCRIPTION

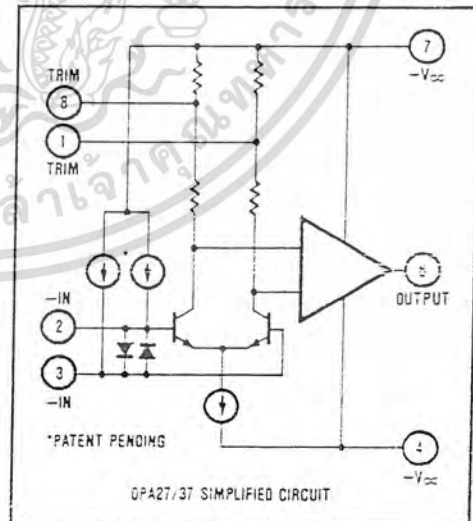
The OPA27/37 is an ultra-low noise, high precision monolithic operational amplifier.

Laser-trimmed thin-film resistors provide excellent long-term voltage offset stability and allow superior voltage offset compared to common zener-zap techniques.

A unique bias current cancellation circuit (patent pending) allows bias and offset current specifications to be met over the full -55°C to $+125^\circ\text{C}$ temperature range.

The OPA27 is internally compensated for unity-gain stability. The decompensated OPA37 requires a closed-loop gain ≥ 5 .

The Burr-Brown OPA27/37 is an improved replacement for the industry-standard OP-27 OP-37.



SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $V_{CC} = \pm 15\text{VDC}$ and $T_A = +25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	OPA27/37A, OPA27/37E			OPA27/37B, OPA27/37F			OPA27/37C, OPA27/37G			UNITS	
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
INPUT												
NOISE Voltage, $f_o = 10\text{Hz}$ $f_o = 30\text{Hz}$ $f_o = 1\text{kHz}$ $f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Current, ¹¹ $f_o = 10\text{Hz}$ $f_o = 30\text{Hz}$ $f_o = 1\text{kHz}$	100% tested, (A, E)		3.1	5.5		3.5	5.5		3.8	8.0	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	
	100% tested, (A, E)		2.9	4.5		3.1	4.5		3.3	5.6	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	
	100% tested, (A, E)		2.7	3.8		3.0	3.8		3.2	4.5	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	
				0.07	0.18		0.08	0.18		0.09	0.25	$\mu\text{V}, \text{p-p}$
				1.7	4.0		1.7	4.0		1.7	4.0	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
			1.0	2.3		1.0	2.3		1.0	2.3	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$	
			0.4	0.6		0.4	0.6		0.4	0.6	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$	
OFFSET VOLTAGE ²⁾ Input Offset Voltage Average Drift ³⁾ Long Term Stability ⁴⁾ Supply Rejection	$T_A \text{ MIN to } T_A \text{ MAX}$		± 6	± 25		± 12	± 60		± 25	± 100	μV	
			± 0.2	± 0.6		± 0.3	± 1.3		± 0.4	± 1.8	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	
			0.2	1		0.3	1.5		0.4	2.0	$\mu\text{V}/\text{mo}$	
		$\pm V_{CC} = 4$ to 18V $\pm V_{CC} = 4$ to 18V	100	134		100	125		94	120		dB
			± 0.2	± 10		± 0.6	± 10		± 1	± 20	$\mu\text{V}/\text{V}$	
BIAS CURRENT												
Input Bias Current			± 11	± 40		± 13	± 55		± 15	± 80	nA	
OFFSET CURRENT												
Input Offset Current			5	35		8	50		10	75	nA	
IMPEDANCE												
Common-Mode			3			2.5			2		G Ω	
VOLTAGE RANGE												
Common-Mode Input Range			± 11	± 12.3		± 11	± 12.3		± 11	± 12.3	V	
Common-Mode Rejection	$V_{IN} = \pm 11\text{VDC}$		114	128		106	125		100	122	dB	
OPEN-LOOP GAIN, DC												
Open-Loop Voltage Gain	$R_L \geq 2\text{k}\Omega$		120	126		120	125		117	124	dB	
	$R_L \geq 1\text{k}\Omega$		118	125		118	125		117	124	dB	
FREQUENCY RESPONSE												
Gain-Bandwidth Product ⁵⁾	OPA27		5	8		5	8		5	8	MHz	
	OPA37		45	63		45	63		45	63	MHz	
Slew Rate ⁴⁾	$V_o = \pm 10\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$										V/ μsec	
Settling Time, 0.01%	OPA27, G = +1		1.7	1.9		1.7	1.9		1.7	1.9	V/ μsec	
	OPA37, G = -5		11	11.9		11	11.9		11	11.9	V/ μsec	
	OPA27, G = +1			25			25			25	μsec	
	OPA37, G = +5			25			25			25	μsec	
RATED OUTPUT												
Voltage Output	$R_L \geq 2\text{k}\Omega$		± 12	± 13.8		± 12	± 13.8		± 12	± 13.8	V	
	$R_L \geq 600\Omega$		± 10	± 12.8		± 10	± 12.8		± 10	± 12.8	V	
Output Resistance	DC, open loop		70			70			70		Ω	
Short Circuit Current	$R_L = 0\Omega$		25	60		25	60		25	60	mA	
POWER SUPPLY												
Rated Voltage			± 15			± 15			± 15		VDC	
Voltage Range, Derated Performance	$I_o = 0\text{mA DC}$		± 4	± 22		± 4	± 22		± 4	± 22	VDC	
		Current, Quiescent		3	4.7		3	4.7		3.3	5.7	mA
TEMPERATURE RANGE												
Specification A, B, C (J, Z) E, F, G (J, Z) G (P) Operating: J, Z P			-55	-125	-55		-125	-55		-125	$^\circ\text{C}$	
			-25	-85	-25		-85	-25		-85	$^\circ\text{C}$	
							0			-70	$^\circ\text{C}$	
			-55	-125	-55		-125	-55		-125	$^\circ\text{C}$	
									-25	-85	$^\circ\text{C}$	

NOTES: (1) Measured with industry-standard noise test circuit (Figures 1 and 2). Due to errors introduced by this method, these current noise specifications should be used for comparison purposes only. (2) Offset voltage specifications on grades A and E are guaranteed with units fully warmed up. Grades B, C, F, and G are measured with automatic test equipment after approximately 0.5 second from power turn-on. (3) Unnulled or nulled with $8\text{k}\Omega$ to $20\text{k}\Omega$ potentiometer. (4) Long-term voltage offset vs time trend line does not include warm-up drift. (5) Typical specification only on plastic package units.

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

ELECTRICAL (FULL TEMPERATURE RANGE SPECIFICATIONS)

At $V_{CC} = \pm 15VDC$ and $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	OPA27/37A, OPA27/37E			OPA27/37B, OPA27/37F			OPA27/37C, OPA27/37G			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
TEMPERATURE RANGE											
Specification Range											
A, B, C (J, Z)		-55		-125	-55		-125	-55		-125	°C
E, F, G (J, Z)		-25		-85	-25		+85	-25		-85	°C
G (P)								0		-70	°C
INPUT											
OFFSET VOLTAGE⁽¹⁾											
Input Offset Voltage											
A, B, C			± 24	± 60		± 45	± 200		± 60	± 300	μV
E, F, G			± 17	± 50		± 33	± 140		± 48	± 220	μV
Average Drift ⁽²⁾	$T_A \text{ MIN to } T_A \text{ MAX}$		± 0.2	± 0.6		± 0.3	± 1.3		± 0.4	± 1.8	$\mu V/°C$
Supply Rejection											dB
A, B, C	$\pm V_{CC} = 4.5 \text{ to } 18V$	96	130		94	127		86	122		dB
E, F, G	$\pm V_{CC} = 4.5 \text{ to } 18V$	97	130		96	127		90	122		dB
BIAS CURRENT											
Input Bias Current											nA
A, B, C			± 16	± 60		± 22	± 95		± 29	± 150	nA
E, F, G			± 13	± 50		± 16	± 95		± 21	± 150	nA
OFFSET CURRENT											
Input Offset Current											nA
A, B, C			23	50		25	85		35	135	nA
E, F, G			12	50		14	85		20	135	nA
VOLTAGE RANGE											
Common-Mode Input Range											V
A, B, C		± 10.3	± 11.5		± 10.3	± 11.5		± 10.3	± 11.5		V
E, F, G		± 10.5	± 11.8		± 10.5	± 11.8		± 10.5	± 11.8		V
Common-Mode Rejection	$V_{in} = \pm 11VDC$										dB
A, B, C		108	124		100	122		94	120		dB
E, F, G		110	128		102	124		96	122		dB
OPEN-LOOP GAIN, DC											
Open-Loop Voltage Gain	$R_L \geq 2k\Omega$										dB
A, B, C		116	121		114	120		110	118		dB
E, F, G		118	123		117	122		113	120		dB
RATED OUTPUT											
Voltage Output	$R_L = 2k\Omega$										V
A, B, C		± 11.5	± 13.7		± 11.0	± 13.5		± 10.5	± 13.3		V
E, F, G		± 11.7	± 13.8		± 11.4	± 13.6		± 11.0	± 13.4		V
Short Circuit Current	$V_o = 0VDC$		25			25			25		mA

NOTES: (1) Offset voltage specifications on grades A and E are guaranteed with the units fully warmed up. Grades B, C, F, and G are measured with automatic equipment after approximately 0.5 second. (2) Unnullified or nulled with 8k Ω to 20k Ω potentiometer.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage	$\pm 22V$
Internal Power Dissipation ⁽¹⁾	500mW
Input Voltage ⁽²⁾	$\pm 22V$
Output Short Circuit Duration ⁽³⁾	Indefinite
Differential Input Voltage ⁽⁴⁾	$\pm 0.7V$
Differential Input Current ⁽⁴⁾	$\pm 25mA$
Storage Temperature Range:	
J, Z	-65°C to +150°C
P	-55°C to +125°C
Operating Temperature Range:	
A, B, C, E, F, G (J, Z)	-55°C to +125°C
G (P)	-25°C to +85°C
Lead Temperature Range (Soldering, 60sec)	-300°C

NOTES:

1. Maximum package power dissipation vs ambient temperature

Package Type	Maximum Ambient Temperature for Rating	Derate Above Maximum Ambient Temperature
TO-99 (J)	80°C	7.1 mW/°C
8-Pin Hermetic DIP (Z)	75°C	6.7 mW/°C
8-Pin Plastic DIP (P)	62°C	5.5 mW/°C

2. For supply voltages less than $\pm 22V$, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

3. To common with $\pm V_{CC} = 15V$.

4. The inputs are protected by back-to-back diodes. Current limiting resistors are not used in order to achieve low noise. If differential input voltage exceeds $\pm 0.7V$, the input current should be limited to 25 mA.

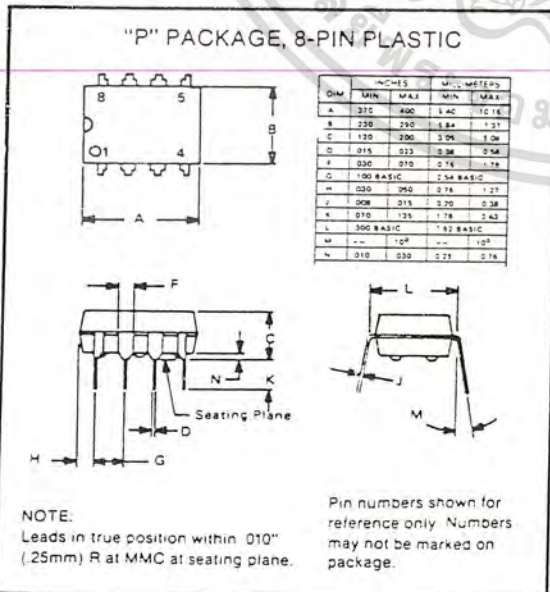
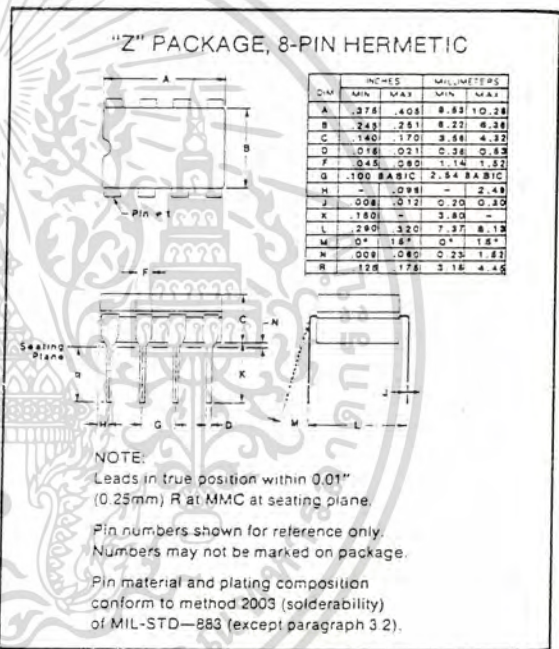
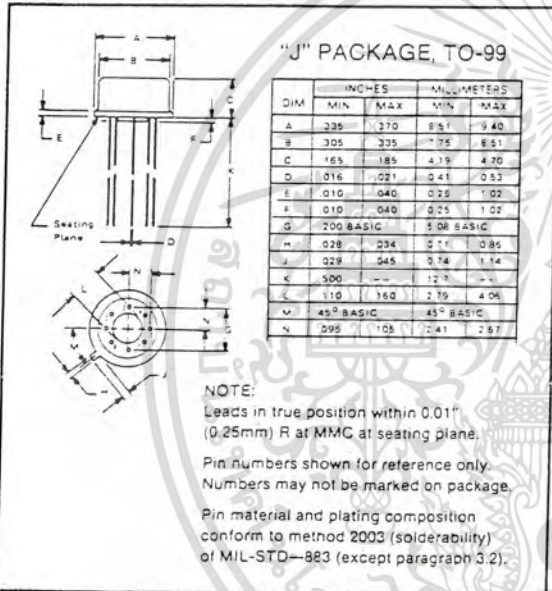
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ORDERING INFORMATION

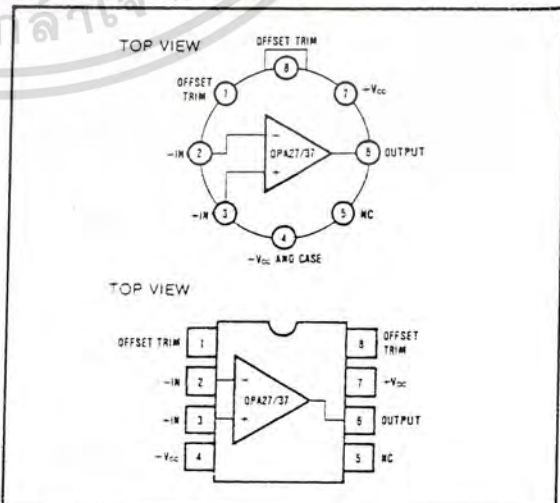
Basic Model Number _____ Performance Grade Code: A, B, C = -55°C to +125°C E, F, G = -25°C to +85°C GP = 0°C to +70°C Package Code: _____ J = TO-99 Z = 8-Pin Hermetic DIP P = 8-Pin Plastic DIP	OPAXX Y Z			
	Package Model 1-24 25-99 100+			
TO-99	OPA27AJ	19.95	15.65	12.50
	OPA27BJ	12.85	9.65	7.65
	OPA27CJ	9.95	7.50	5.95
	OPA27EJ	11.00	8.35	6.65
	OPA27FJ	8.55	5.95	4.95
8-Pin Hermetic DIP	OPA27AZ	19.95	15.65	12.50
	OPA27BZ	12.85	9.65	7.65
	OPA27CZ	9.95	7.50	5.95
	OPA27EZ	11.00	8.35	6.65
	OPA27FZ	8.55	5.95	4.95
8-Pin Plastic DIP	OPA27GZ	6.00	4.95	4.00
	OPA27GP	5.25	3.95	2.95

NOTE: OPA37 packages and prices are the same as OPA27 packages and prices.

MECHANICAL



CONNECTION DIAGRAMS



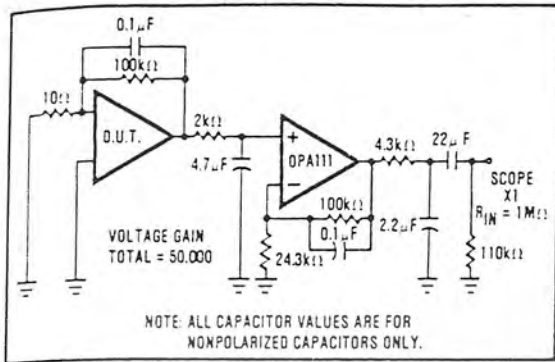


FIGURE 1. 0.1Hz to 10Hz Noise Test Circuit.

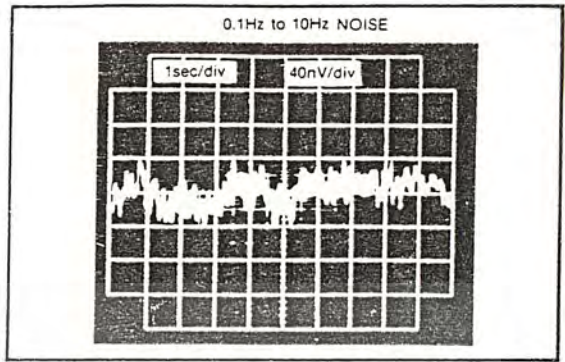
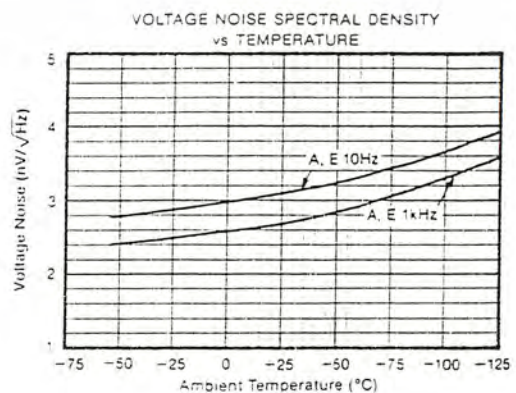
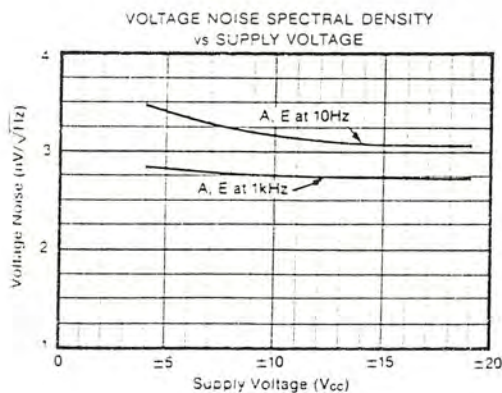
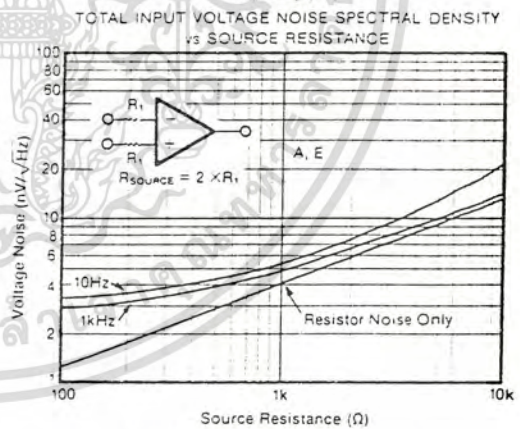
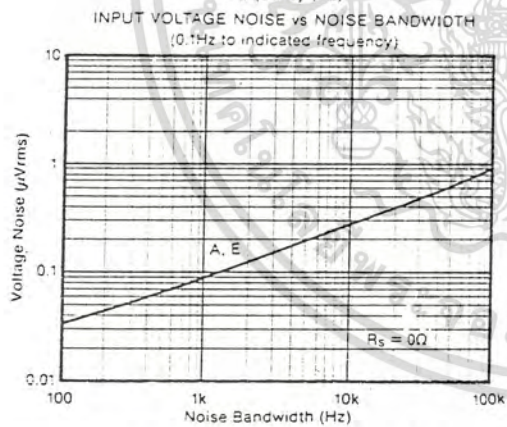
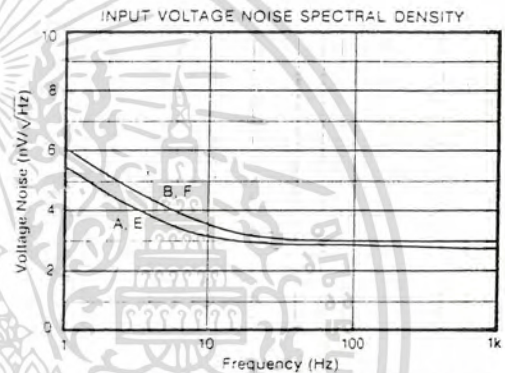
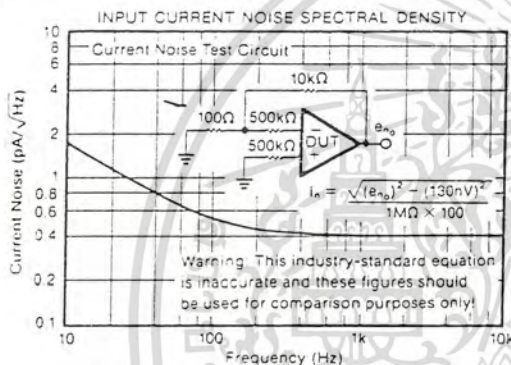


FIGURE 2. Low Frequency Noise.

TYPICAL PERFORMANCE CURVES

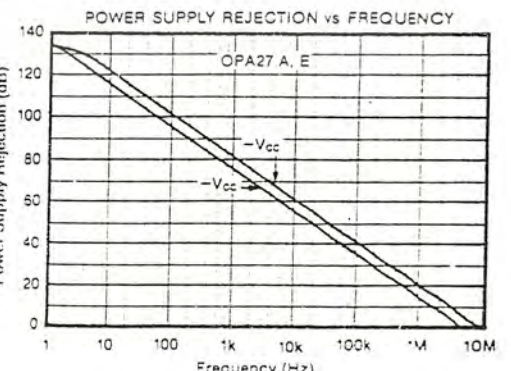
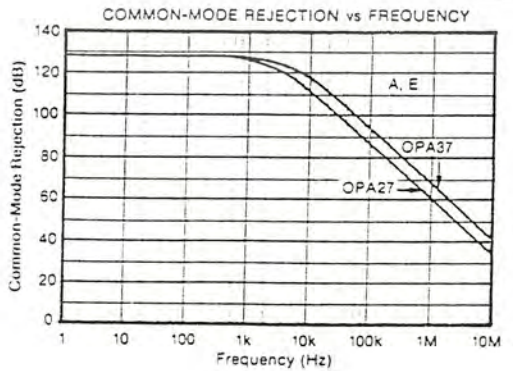
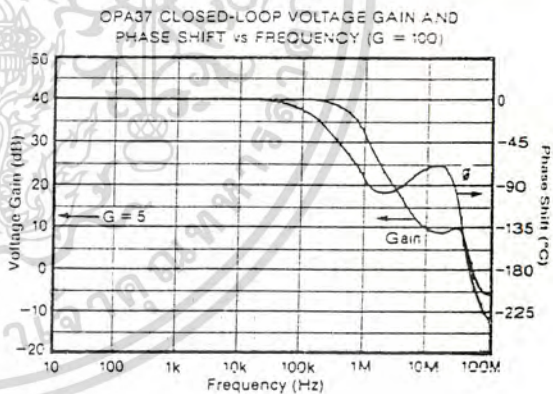
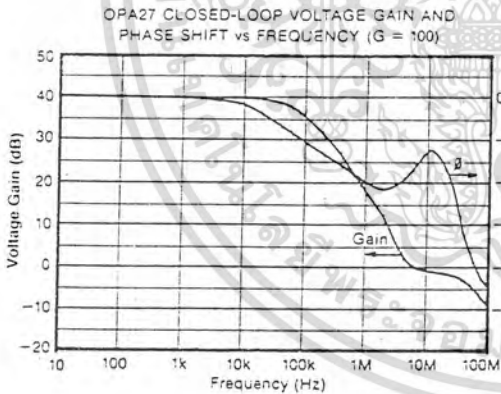
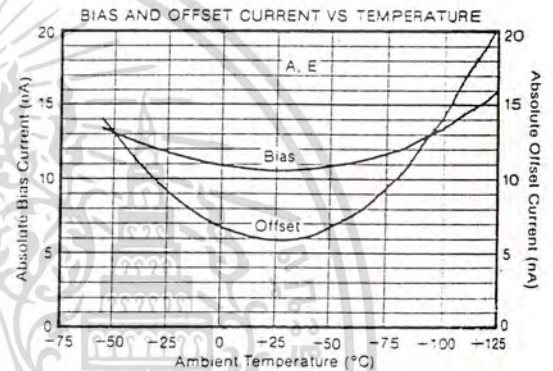
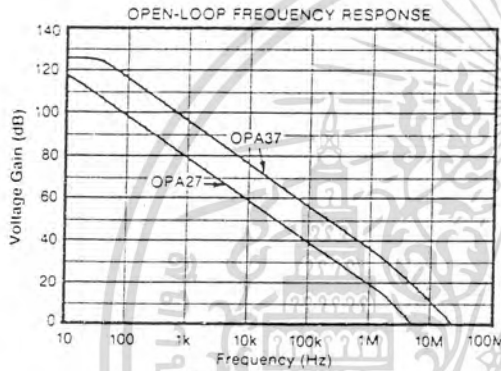
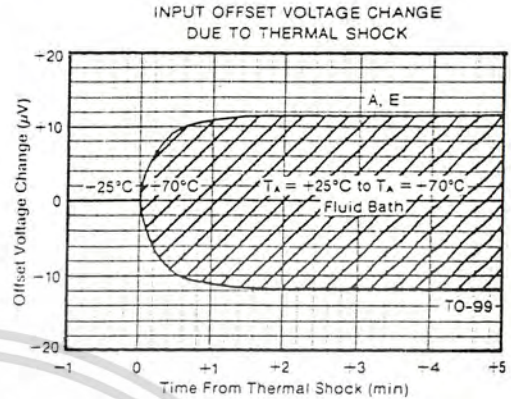
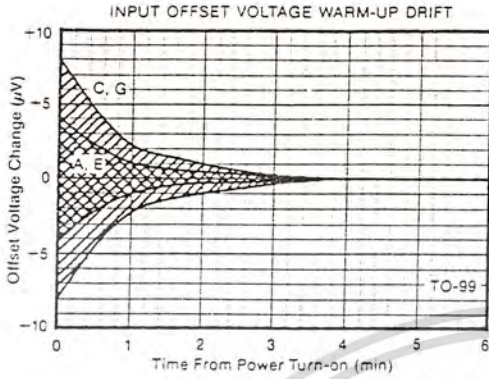
T_a = -25°C, ±V_{cc} = ±15VDC unless otherwise noted.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

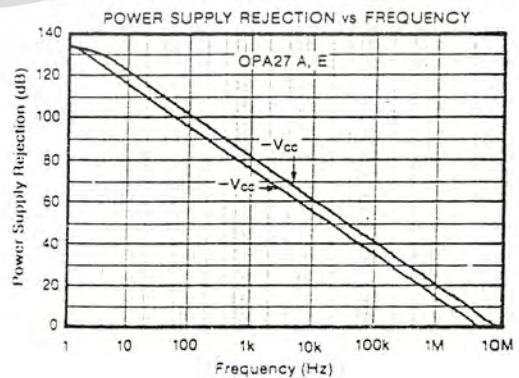
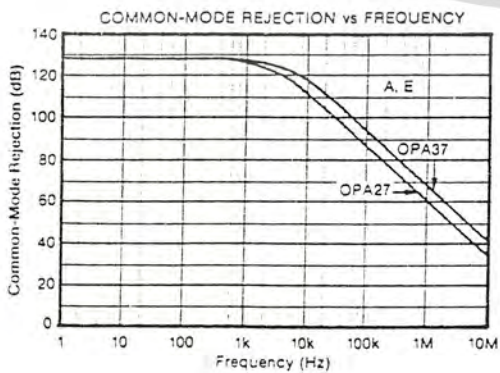
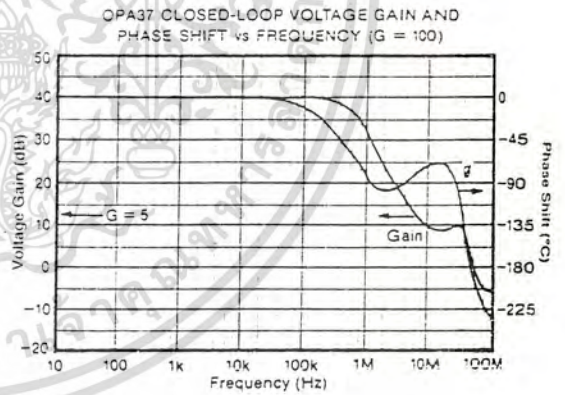
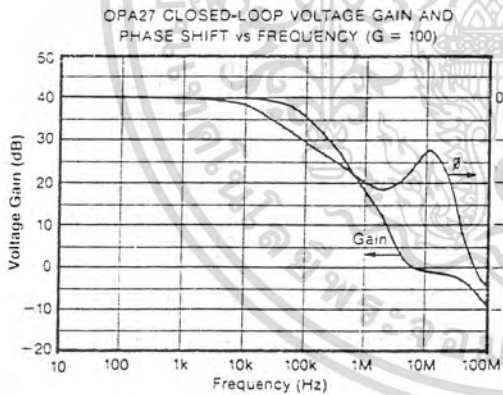
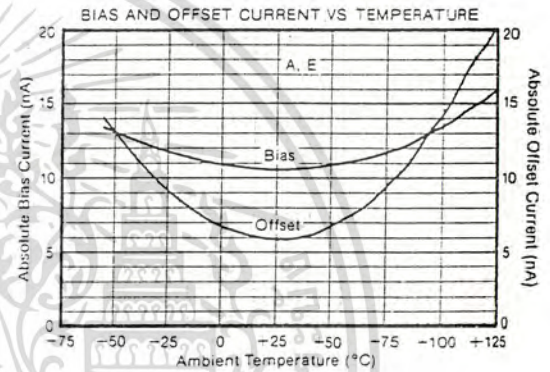
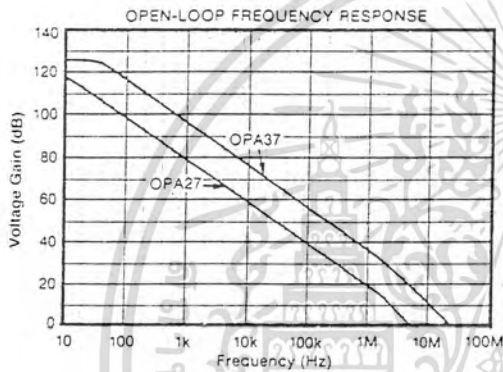
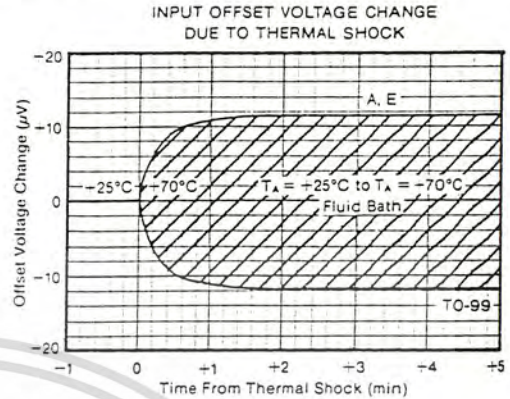
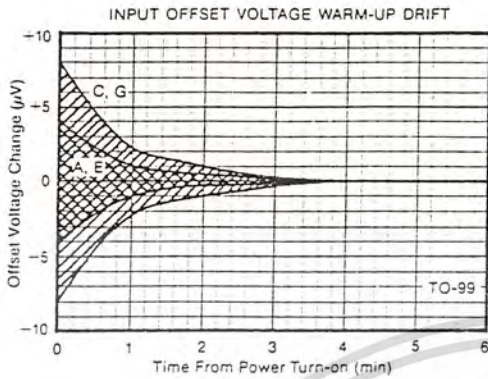
$T_A = -25^\circ\text{C}$, $\pm V_{CC} = \pm 15\text{VDC}$ unless otherwise noted.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

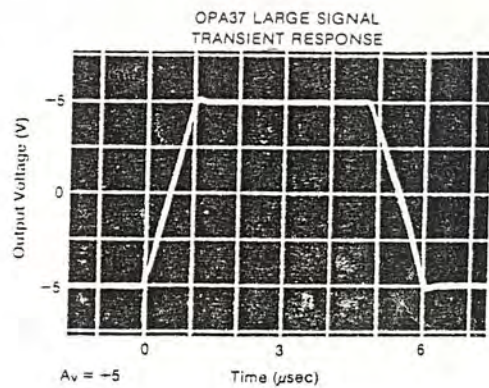
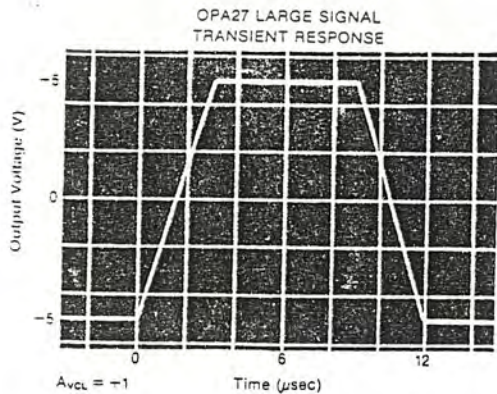
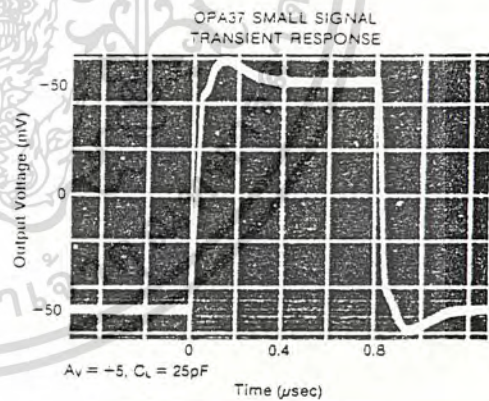
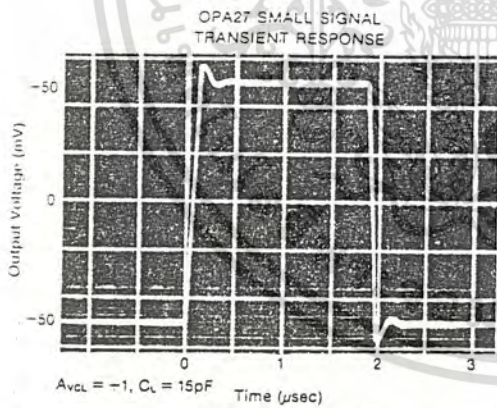
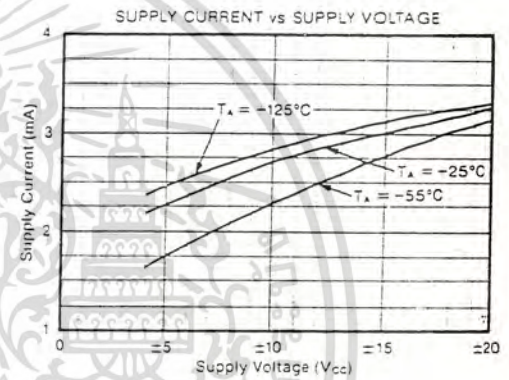
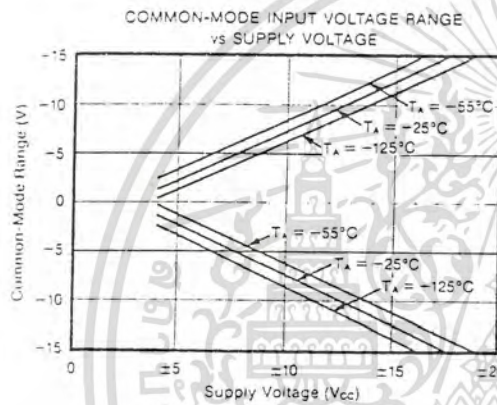
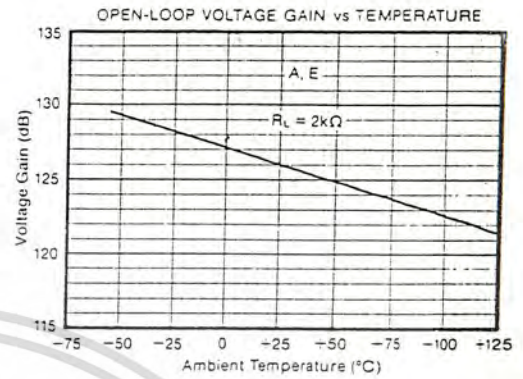
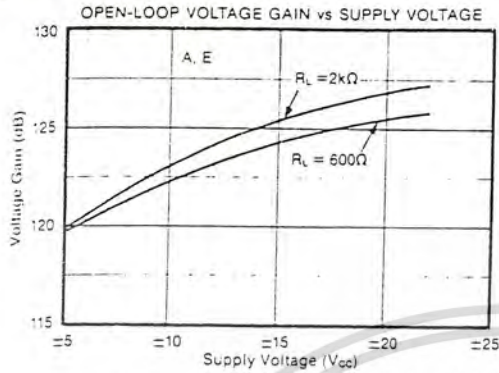
$T_A = +25^\circ\text{C}$, $\pm V_{CC} = \pm 15\text{VDC}$ unless otherwise noted.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

$T_A = -25^\circ\text{C}$, $\pm V_{CC} = \pm 15\text{VDC}$ unless otherwise noted.

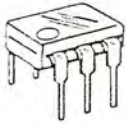


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4N25, 4N25A, 4N26, 4N27, 4N28

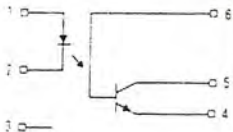
**4N25
4N25A
4N26
4N27
4N28**

6-PIN DIP
OPTOISOLATORS
TRANSISTOR OUTPUT



CASE 730A-02
PLASTIC

SCHEMATIC



- 1. LED ANODE
- 2. LED CATHODE
- 3. N.C.
- 4. EMITTER
- 5. COLLECTOR
- 6. BASE

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_A = 25°C unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
INPUT LED					
Forward Voltage (I _f = 10 mA)	V _F	—	1.15	1.5	Volts
			1.3	—	
			1.05	—	
Reverse Leakage Current (V _R = 3 V)	I _R	—	—	100	μA
Capacitance (V = 0 V, f = 1 MHz)	C _J	—	18	—	pF
OUTPUT TRANSISTOR					
Collector-Emitter Dark Current (V _{CE} = 10 V, T _A = 25°C)	I _{CEO}	—	1	50	nA
			1	100	
(V _{CE} = 10 V, T _A = 100°C)	I _{CEO}	—	—	—	μA
Collector-Base Dark Current (V _{CB} = 10 V)	I _{CBO}	—	0.2	—	nA
Collector-Emitter Breakdown Voltage (I _C = 1 mA)	V _{BRICEO}	30	45	—	Volts
Collector-Base Breakdown Voltage (I _C = 100 μA)	V _{BRICBO}	70	100	—	Volts
Emitter-Collector Breakdown Voltage (I _E = 100 μA)	V _{BRIECO}	7	7.8	—	Volts
DC Current Gain (I _C = 2 mA, V _{CE} = 5 V)	h _{FE}	—	500	—	—
Collector-Emitter Capacitance (f = 1 MHz, V _{CE} = 0)	C _{CE}	—	7	—	pF
Collector-Base Capacitance (f = 1 MHz, V _{CB} = 0)	C _{CB}	—	19	—	pF
Emitter-Base Capacitance (f = 1 MHz, V _{EB} = 0)	C _{EB}	—	9	—	pF
COUPLED					
Output Collector Current (I _f = 10 mA, V _{CE} = 10 V)	I _C	2	7	—	mA
		1	5	—	
Collector-Emitter Saturation Voltage (I _C = 2 mA, I _f = 50 mA)	V _{CE(sat)}	—	0.15	0.5	Volts
Turn-On Time (I _f = 10 mA, V _{CC} = 10 V, R _L = 100 Ω)	t _{on}	—	2.8	—	μs
Turn-Off Time (I _f = 10 mA, V _{CC} = 10 V, R _L = 100 Ω)	t _{off}	—	4.5	—	μs
Rise Time (I _f = 10 mA, V _{CC} = 10 V, R _L = 100 Ω)	t _r	—	1.2	—	μs
Fall Time (I _f = 10 mA, V _{CC} = 10 V, R _L = 100 Ω)	t _f	—	1.3	—	μs
Isolation Voltage (f = 60 Hz, t = 1 sec)	V _{ISO}	7500	—	—	Vac(pk)
Isolation Resistance (V = 500 V)	R _{ISO}	10 ¹¹	—	—	Ω
Isolation Capacitance (V = 0 V, f = 1 MHz)	C _{ISO}	—	0.2	—	pF

TYPICAL CHARACTERISTICS

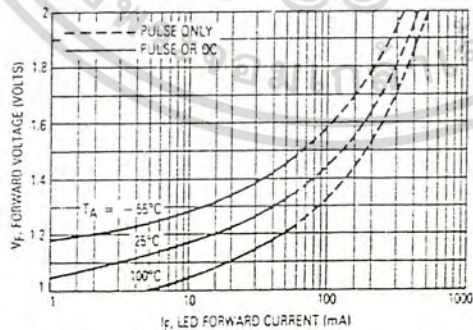


Figure 1. LED Forward Voltage versus Forward Current

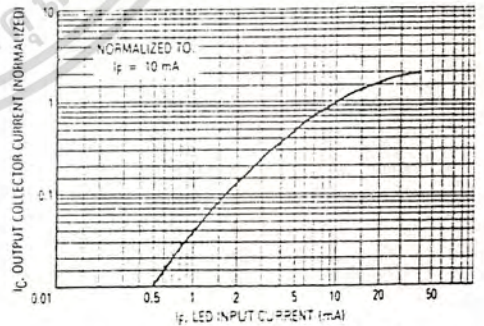


Figure 2. Output Current versus Input Current

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4N25, 4N25A, 4N26, 4N27, 4N28

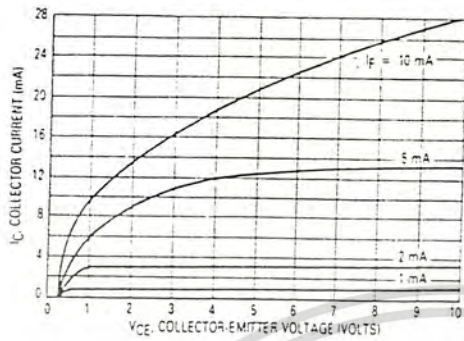


Figure 3. Collector Current versus Collector-Emitter Voltage

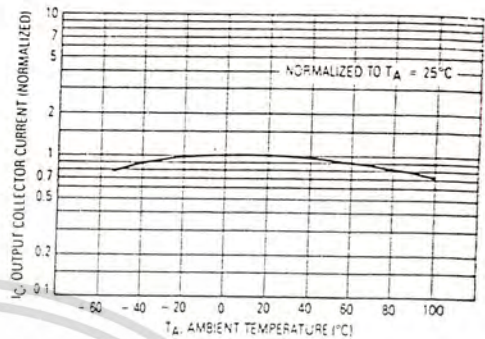


Figure 4. Output Current versus Ambient Temperature

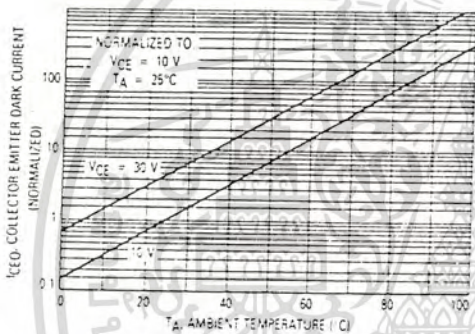


Figure 5. Dark Current versus Ambient Temperature

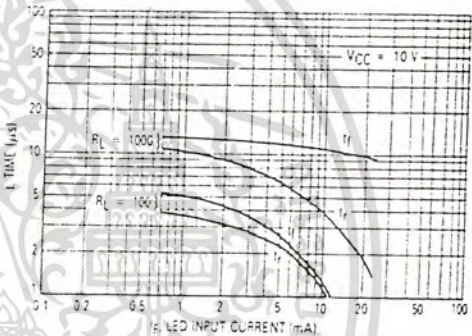


Figure 6. Rise and Fall Times

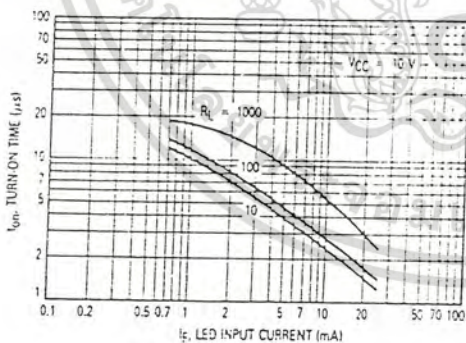


Figure 7. Turn-On Switching Times

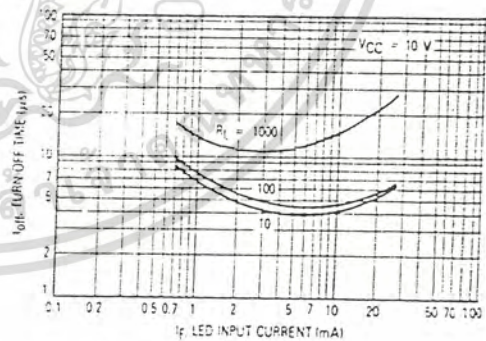


Figure 8. Turn-Off Switching Times

6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ ก็ด้วยความสนับสนุนจากบุคคลหลายๆ ท่านซึ่งผู้จัดทำต้องขอขอบคุณไว้ ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณ บิดามารดา ผู้ซึ่งให้การสนับสนุนทางการศึกษา และให้กำลังใจอย่างต่อเนื่องมาโดยตลอด

ขอขอบคุณ อ. พิชัย คุศิริวานิชกร ผู้ให้การสนับสนุนด้านเครื่องมืออุปกรณ์ และให้คำแนะนำ ปรีกษาเป็นอย่างดี

ขอขอบคุณ อาจารย์ทุกท่านที่ให้ความรู้เป็นอย่างดีมาตลอด 4 ปี

ขอขอบคุณรุ่นพี่ และเพื่อนๆ ที่ช่วยให้คำแนะนำ รวมทั้งเพื่อนๆ ที่ให้กำลังใจช่วยงานสำเร็จลงได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

1. ชูศักดิ์ เวชแพทย์, "อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์", คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, 454 หน้า, 2519
2. ชันวา ศรีประโมง, "การเขียนโปรแกรมภาษาซีสำหรับวิศวกรรม", โครงการตำราวิชาการ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร, 739 หน้า, 2537
3. Albert D. Helfrick & William D. Cooper, "Modern Electronics Instrumentation and Measurement Technique", Prentice-Hall International Editions, 445 p, 1991
4. Denton J. Dailey, "Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits Theory and Applications", McGraw-Hill Book Company, 418 p, 1989
4. Sidney Soclof, "Applications of Analog Integrated Circuits", Prentice-Hall Series in Solid State Physical Electronics, 538 p, 1985
5. Walter G. Jung, "IC Op-Amp Cookbook", Howard W. Sam & Company Fifth Printing, 581 p, 1989