

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์
ELECTROCARDIOGRAM DISPLAY ON OSCILLOSCOPE AND COMPUTER



เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....50376
วัน,เดือน,ปี13 พ.ศ. 2547

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้ภายในเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ปีการศึกษาที่ 2545

01/05/45

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์
ELECTROCARDIOGRAM DISPLAY ON OSCILLOSCOPE AND COMPUTER



ปริญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ปีการศึกษาที่ 2545

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2545

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

(ELECTROCARDIOGRAM DISPLAY ON OSCILLOSCOPE AND COMPUTER)

ผู้จัดทำ

1. นายยิ่งยศ โคมยา เลขประจำตัว 43015223
2. นายสมเดช ยู่ได้ เลขประจำตัว 43015234

.....อาจารย์ที่ปรึกษา
(อ. พลศาสตร์ เกษประเสริฐ)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

ELECTROCARDIOGRAM DISPLAY ON OSCILLOSCOPE AND COMPUTER

ผู้จัดทำ

นายยิ่งยศ โฉมยา เลขประจำตัว 43015223

นายสมเดช ยู่ได้ เลขประจำตัว 43015234

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับการตรวจสอบแล้วพร้อมที่จะทำการสอบได้

ลงชื่อ.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(อ.พดสาสตร์ เลิศประเสริฐ)

...../...../.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

นายยิ่งยศ โคมยา

นายสมเดช ยู่ใต้

อ. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2545

บทคัดย่อ

ในปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้ เป็นการศึกษาและออกแบบเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์ โดยเป็นการออกแบบวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การออกแบบตัวประมวลผลโดยใช้ MCS-51 โดยมีจุดประสงค์เพื่อแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกจากจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ELECTROCARDIOGRAM DISPLAY ON OSCILLOSCOPE AND COMPUTER

Mr.Yingyot Chomya

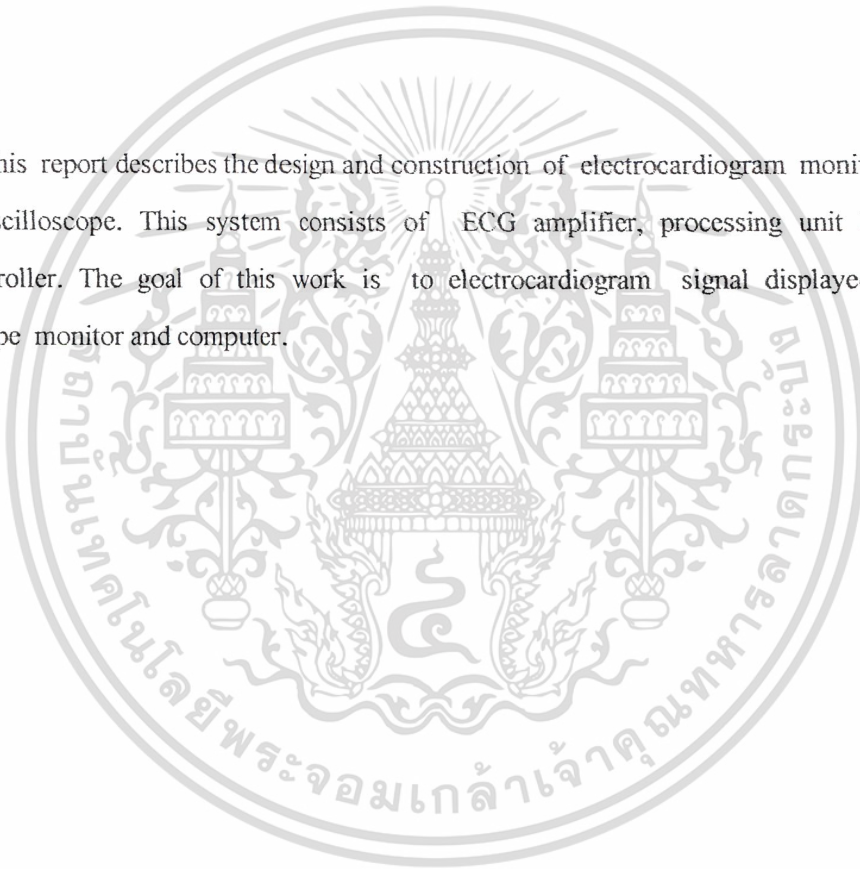
Mr.Somdet Yoolai

Polasart Lertprareat Advisor

2002

Abstract

This report describes the design and construction of electrocardiogram monitor using oscilloscope. This system consists of ECG amplifier, processing unit MCS-51 microcontroller. The goal of this work is to electrocardiogram signal displayed on an oscilloscope monitor and computer.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงการนี้ไม่สามารถจะสำเร็จล่วงไปได้เลย หากขาดบุคคลที่สำคัญต่อไปนี้ คือ บิดา มารดาที่เป็นกำลังใจในการศึกษามาตลอด ขอขอบคุณเพื่อนแจ้ง ,มอศ, รัตน์, เบ๊น ที่คอยให้ความช่วยเหลือ และขอขอบคุณอย่างสูงสำหรับ อ.พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษา ที่ให้คำแนะนำในการทำโครงการนี้

คณะผู้จัดทำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูปภาพ	VI
สารบัญตาราง	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 วัตถุประสงค์และแนวคิด	1
1.2 โครงร่างของปริญญานิพนธ์	1
บทที่ 2 ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ	2
2.2 วงจรการทำงานของหัวใจ	4
2.2.1 Atrial systole atrium	4
2.2.2 Ventricular systole	6
2.2.3 Ventricular diastole	6
2.3 สัญญาณจากร่างกายและการวัด	7
2.3.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	7
2.3.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	11
2.4 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	12
2.5 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ	13
2.6 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า	14
2.6.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า	15
2.6.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า	17
บทที่ 3 การออกแบบการสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	18
3.1 โครงสร้างทั่วไปของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนจอ OSC	18
3.2 การออกแบบและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	18
3.2.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	18
3.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	21

สารบัญ(ต่อ)

เรื่อง	หน้า
3.2.3 วงจรกรองความถี่ต่ำ	22
3.2.3 วงจรมอดูเลตและวงจรส่งผ่านคลื่นทางแสง	25
3.2.4 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Isolator)	25
3.2.5 วงจรดีมอดูเลเตอร์ (Demodulator)	26
3.3 การออกแบบและการสร้างภาคประมวลผล	27
3.3.1 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (ADC)	27
3.3.2 วงจรเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์	30
3.3.3 วงจรเชื่อมต่อไอซี 8255 กับไมโครคอนโทรลเลอร์	33
3.3.4 การอินเตอร์เฟสกับคอมพิวเตอร์	36
3.3.5 วงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก (DAC)	36
บทที่ 4 การออกแบบซอฟต์แวร์แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	40
4.1 การออกแบบซอฟต์แวร์ แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	40
4.1.1 หลักการทำงานของโปรแกรมแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	40
4.1.2 การทำงานของโปรแกรมแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	41
4.1.3 ผลการทำงานของโปรแกรมแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	44
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง	46
5.1 การทดลองและผลการทดลองการทำงานวงจร Instrument Amplifier	46
5.2 การทดลองและผลการทดลองการทำงานวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	46
5.3 การทดลองและผลการทดลองการทำงานวงจรกรองความถี่ต่ำ	47
5.4 การทดลองและผลการทดลองการทำงานวงจร Pulse-Width Modulator	49
5.5 การทดลองและผลการทดลองการทำงานวงจร Opto Isolator	50
5.6 การทดลองและผลการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำแบบแอคทีฟฟิลเตอร์	51
5.7 การทดลองและผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล	52
5.8 การทดลองและผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก	53
บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง	55

บรรณานุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

57

ภาคผนวก

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

58

สารบัญรูปภาพ

ลำดับภาพ	หน้า
รูปที่ 2.1 ลักษณะโครงสร้างของหัวใจผ่าตามยาวและตามขวาง	3
รูปที่ 2.2 ลำดับการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจในการทำงานครบหนึ่งวงจร	5
รูปที่ 2.3 ลำดับเหตุการณ์ต่าง ๆ ในแต่ละวงจรการทำงานของหัวใจ	5
รูปที่ 2.4 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทรอนิกส์ไดโพล	8
รูปที่ 2.5 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้า SA node ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ	9
รูปที่ 2.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I	11
รูปที่ 2.7 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ	12
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	18
รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมของภาคขยายคลื่นหัวใจ	19
รูปที่ 3.3 วงจรขยายความแตกต่าง ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว และวงจร RL driver	20
รูปที่ 3.4 วงจรปรับศูนย์ทำหน้าที่ลดค่า Time Constant เมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซตเข้ามา	21
รูปที่ 3.5 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิเล็กทรอนิกส์โคจรครบวงจร	22
รูปที่ 3.6 วงจรกรองความถี่ต่ำ Low-pass Notch Filter	24
รูปที่ 3.7 วงจร Pulse-Width Modulator	24
รูปที่ 3.8 แสดงการเปลี่ยนความกว้างพัลส์โดยการมอดูเลตแบบ PWM	25
รูปที่ 3.9 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง	26
รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟฟิลเตอร์	27
รูปที่ 3.11 การทดสอบ A/D CONVERTER	28
รูปที่ 3.12 แสดงการจัดตำแหน่งขาภายนอกของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล 8051	31
รูปที่ 3.13 แสดงการจัดตำแหน่งขาต่างๆของไอซีเบอร์ 8255	34
รูปที่ 3.14 วงจรเชื่อมต่อ 8255 กับไมโครคอนโทรลเลอร์	35
รูปที่ 3.15 ไอซี MAX 232 กับวงจรแยกกราวด์	36
รูปที่ 3.16 บล็อกไดอะแกรม DAC	37
รูปที่ 3.17 วงจร DAC แบบ R-2R ขนาด 4 บิต	38
รูปที่ 3.18 แสดงการต่อวงจรไอซีเบอร์ DAC- 08	39
รูปที่ 4.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบซอฟต์แวร์แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป	40
รูปที่ 4.2 Flow Chart แสดงการทำงานของโปรแกรม Memory	42
รูปที่ 4.3 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานในส่วนของการแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์	43
รูปที่ 4.4 Flow Chartแสดงการทำงานของโปรแกรมวิซวลเบสิกเพื่อแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

ลำดับภาพ	หน้า
รูปที่ 5.1 แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร Instrument Amplifier	46
รูปที่ 5.2 แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	47
รูปที่ 5.3 แสดงรูปกราฟที่ได้จากการทดลอง	48
รูปที่ 5.4 แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำ Low-pass Notch Filter	48
รูปที่ 5.5 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตวงจรกำเนิดคลื่นสี่เหลี่ยม	49
รูปที่ 5.6 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตวงจรกำเนิดคลื่นสามเหลี่ยม	49
รูปที่ 5.7 แสดงรูปคลื่นสัญญาณก่อนผ่านวงจร OPTO	50
รูปที่ 5.8 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตหลังผ่านวงจร OPTO	50
รูปที่ 5.9 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตวงจรกรองความถี่ต่ำแบบแอคทีฟฟิลเตอร์	51
รูปที่ 5.10 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตสุดท้าย	51
รูปที่ 5.11 การทดสอบ A/D Converter เบอร์ ADC 0804	52
รูปที่ 5.12 แสดงการต่อวงจร ไอซีเบอร์ DAC- 0800	53

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 3.1 การแสดงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก	39
ตารางที่ 5.1 แสดงผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	52
ตารางที่ 5.2 แสดงผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก	53



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 วัตถุประสงค์และแนวคิด

ในสภาวะปัจจุบันปัญหาการขาดแคลนแพทย์และพยาบาล ยังคงเป็นปัญหาที่สำคัญในประเทศของเรา โดยเฉพาะอย่างยิ่งในท้องถิ่นชนบทที่อยู่ห่างไกลจากสิ่งอำนวยความสะดวกต่างๆ ในการเพิ่มบุคลากรทางด้านการแพทย์นั้น ค่อนข้างจะเป็นไปได้ยาก ทั้งนี้อาจขึ้นอยู่กับค่าใช้จ่ายทางด้านงบประมาณที่ต้องสูงตามไปด้วย ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ขึ้นมาเพื่ออำนวยความสะดวกต่อแพทย์ผู้ดูแลผู้ป่วย โดยที่แพทย์สามารถตรวจสอบอาการของคนไข้โดยไม่ต้องเดินทางไปที่เตียงผู้ป่วย เนื่องจากมีการส่งสัญญาณจากเตียงของผู้ป่วยไปที่ห้องควบคุมของแพทย์ด้วย ทำให้แพทย์ไม่ต้องเสียเวลานานนัก และอาจพัฒนาใช้กับผู้ป่วยได้หลายๆ คนในเครื่องรับเครื่องเดียวกันอีกด้วย

1.2 โครงร่างของปริญญานิพนธ์

ปริญญานิพนธ์ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงบทนำ

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 กล่าวถึงการออกแบบและการสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 4 กล่าวถึงการออกแบบซอฟต์แวร์แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

บทที่ 5 กล่าวถึงการทดลองและผลการทดลอง

บทที่ 6 กล่าวถึงบทสรุปและวิจารณ์

บทที่ 2

ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้เป็นการศึกษาความเป็นมาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยในส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกล่าวถึงการทำงานของหัวใจ การนำไฟฟ้าภายในหัวใจและลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ตลอดจนแนวทางในการพิจารณาและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

ระบบไหลเวียนเลือดทำหน้าที่เป็นระบบขนส่งสารที่ละลายในเลือด เช่น ขนส่งอาหารที่ถูกดูดซึมจากกระเพาะ, ลำไส้ และออกซิเจนที่แพร่ผ่านผนังปอดไปยังเซลล์ต่าง ๆ ทั่วร่างกาย ขนส่งคาร์บอนไดออกไซด์ที่เกิดขึ้นที่เซลล์เหล่านั้นกลับไปยังปอดและนำของเสียหรือสารอื่น ๆ จากกระบวนการเมตาบอลิซึมไปยังไต เพื่อขับถ่าย นอกจากนี้ยังช่วยควบคุมอุณหภูมิของร่างกายให้ค่อนข้างคงที่ และช่วยขนส่งฮอร์โมนจากต่อมไร้ท่อไปยังอวัยวะเป้าหมายเพื่อควบคุมการทำงานของเซลล์ในอวัยวะต่าง ๆ

เซลล์จะมีชีวิตและสามารถทำงานได้ปกติเมื่อมันอยู่ในสภาวะแวดล้อมที่มีปริมาณของสารต่าง ๆ ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์รวมทั้งอุณหภูมิในระดับที่เหมาะสม เนื่องจากเซลล์ใช้และจับสารต่าง ๆ ตลอดเวลา การจะคงสภาวะแวดล้อมที่เหมาะสมต่อเซลล์ดังกล่าวได้ ต้องอาศัยการไหลของเลือดผ่านเซลล์ตลอดเวลาเช่นกัน เพื่อนำสิ่งทดแทน คือ อาหาร ออกซิเจน และสิ่งจำเป็นให้แก่เซลล์ พร้อมกับนำสารที่เซลล์ขับออกหรือเกินความต้องการออกไปกับกระแสเลือด ด้วยเหตุนี้ระบบไหลเวียนเลือดจึงจำเป็นต่อชีวิตและการทำงานของร่างกาย

การไหลเวียนของเลือดเกิดขึ้นได้ ต้องอาศัยการทำงานของหัวใจบีบตัวดันเลือดให้ไหลไปตามหลอดเลือดซึ่งแยกแขนงไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายรายละเอียดเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจจึงเป็นเรื่องที่จะนำมากล่าวในที่นี้ จากนั้นจะกล่าวถึงการทำงานของหลอดเลือดผ่านหลอดเลือดในอวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายต่อไป

หน้าที่ของหัวใจ คือจะบีบตัวดันเลือดไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆทั่วร่างกายได้อย่างพอเพียงและคลายตัวให้บางส่วนของเลือดในร่างกายไหลกลับเข้าหัวใจสลับกันเช่นนี้เรื่อยๆ ไปปริมาณเลือดที่หัวใจป้อนให้แก่ร่างกายเปลี่ยนแปลงได้ตามสภาวะของร่างกายซึ่งต้องการเลือดไปเลี้ยงแตกต่างกัน

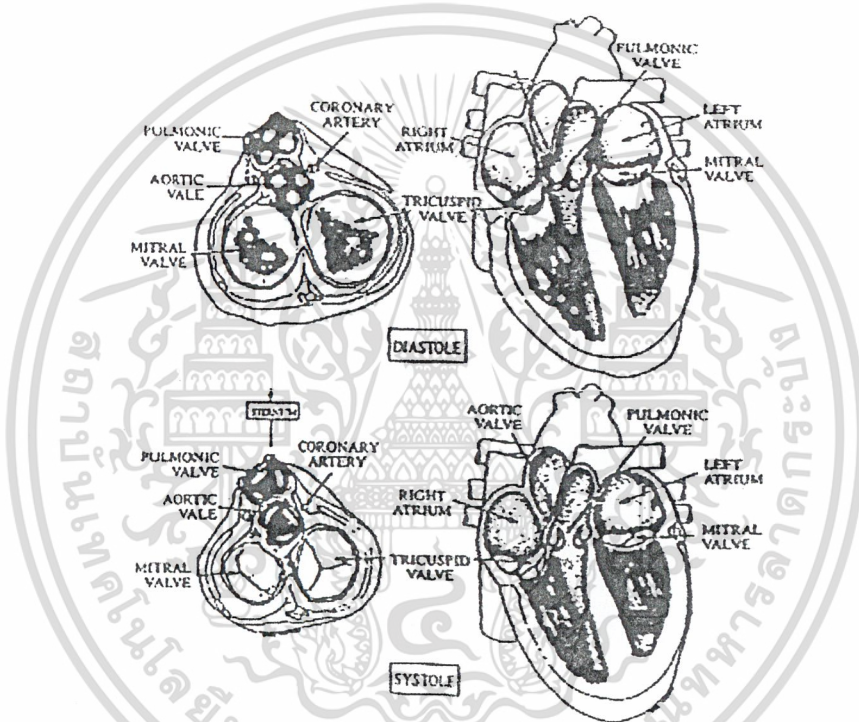
หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ จัดตัวสานกันเป็นห้องสี่ห้อง สอง

ห้องบนเรียกว่า auricles (หรือ atria) แต่ละห้องเรียกว่า atrium) สองห้องล่างเรียกว่า ventricles ระหว่าง

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

atria และ ventricles เป็นเนื้อเยื่อ fibrous ซึ่งเป็นที่ตั้งของลิ้นหัวใจ (cardiac valves) ทั้งสี่ลิ้น และมี bundle of His (เนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ) วิ่งผ่าน

ผนังของ atria บาง เมื่อเทียบกับผนังของ ventricles จึงยืดขยายได้ง่ายกว่า ทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำ ๆ ส่วนผนังกล้ามเนื้อของ ventricles หนาเพราะต้องบีบตัวแรงเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่



รูปที่ 2.1 ลักษณะโครงสร้างของหัวใจผ่าตามยาวและตามขวางแสดงให้เห็นห้องและลิ้นหัวใจ

ขณะหัวใจคลายตัว (diastole) และบีบตัว (systole) (Rothe, 1984b)

ลิ้นหัวใจ ทำหน้าที่ควบคุมทิศทางการไหลของเลือดให้ไหลผ่านหัวใจไปในทิศทางเดียว คือ จากด้านหลอดเลือดดำไปยังหลอดเลือดแดง ลิ้นหัวใจแบ่งได้เป็น 2 พวก

ก. Auriculo (หรือ atria) – ventricular valves (หรือ A-V valves) เป็นลิ้นที่กั้นระหว่าง atria และ ventricles ได้แก่ tricuspid valve อยู่ด้านขวา และ mitral valve อยู่ด้านซ้ายของหัวใจ ลิ้นทั้งสองเปิดเพื่อให้เลือดไหลจาก atria สู่ ventricles แต่จะปิดแน่นเมื่อ ventricles บีบตัวป้องกันการไหลของเลือดย้อนกลับสู่ atria เนื่องจากลิ้นทั้งสองมีขนาดใหญ่และบาง จึงมีใบ chordae

tendineae ยึดด้านล่างของลิ้นไว้กับ papillary muscles ซึ่งอยู่ที่ปลายของ ventricles ขณะ

ventricles บีบตัวกล้ามเนื้อ papillary ก็หดตัวด้วย เพื่อช่วยดึง A-V valves มิให้พลิกกลับขึ้นสู่ atria

ข. **Semilunar valves** ได้แก่ aortic และ pulmonary valves อยู่ทางเปิดของ ventricles คู่อหลอดเลือดแดงใหญ่ aorta และ pulmonary ตามลำดับ ทำหน้าที่ป้องกันมิให้เลือดในหลอดเลือดแดงไหลย้อนกลับเข้า ventricles

ลิ้นทั้งสองพวกปิดและเปิดไม่พร้อมกัน เช่น ขณะ ventricles คลายตัว A-V valves จะเปิด เมื่อความดันเลือดใน atria สูงกว่าความดันใน ventricles แต่ในขณะที่ ventricles บีบตัว semilunar valves จะเปิดเมื่อความดันใน ventricles สูงกว่าความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่

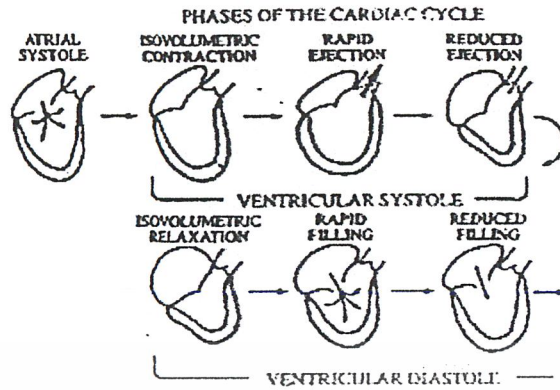
2.2 วงจรการทำงานของหัวใจ (cardiac cycle)

การทำงานของหัวใจเกิดขึ้นเป็นจังหวะติดต่อกันมีการบีบตัว(systole)และคลายตัว(diastole) เกิดขึ้นสลับกันเป็นวงจรซ้ำกันเช่นนี้เรื่อยไป ในช่วงเวลาของ systole และ diastole ในแต่ละวงจรประกอบด้วยขั้นตอนการทำงานย่อย ๆ เป็นลำดับ การทราบลำดับเหตุการณ์การทำงานของหัวใจในสถานะปกติว่าเป็นอย่างไร จะเป็นพื้นฐานให้สามารถเข้าใจถึงความผิดปกติของหัวใจได้ ในการพิจารณาลำดับการทำงานในที่นี้จะใช้ atrial systole เป็นเหตุการณ์เริ่มต้นของวงจรตามด้วย ventricular systole และ ventricular diastole สำหรับ ventricle ที่จะกล่าวถึงส่วนใหญ่จะกล่าวเฉพาะด้านซ้าย ส่วน ventricle ขวาก็เกิดขึ้นคล้าย ๆ กัน และเกือบจะพร้อม ๆ กับ ventricle ซ้าย ยกเว้นค่าความดันที่แตกต่างกัน

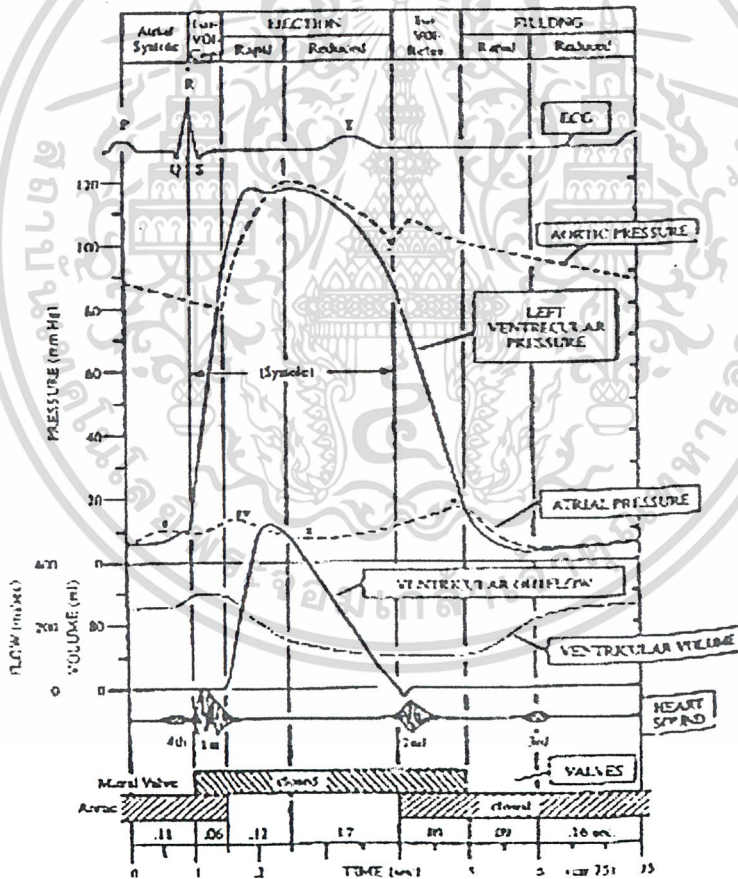
2.2.1. Atrial systole atrium เริ่มบีบตัวหลังจากมี atrial depolarization เกิดนำก่อน (คือมี P ของ ECG เกิดนำ ซึ่งจะกล่าวต่อไป)การบีบตัวทำให้ความดันใน atrium สูงขึ้น มีผลดันเลือดให้ไหลเข้าสู่ ventricle ได้มากขึ้น (ประมาณ 70% ของเลือดที่ไหลเข้าสู่ ventricles เกิดในช่วง ventricular diastole โดยยังไม่มี การบีบตัวของ atrium อีก 30% เกิดจากการบีบตัวของ atrium การบีบตัวของ atrium ดันเลือดเข้า ventricle มีผลให้ความดันใน ventricle สูงขึ้นเล็กน้อย ผู้ระดับที่เรียกว่า end-diastolic pressure ของ ventricles ช่วงนี้มีเสียงที่สี่ของหัวใจ (fourth heart sound) เกิดขึ้นเนื่องจากการบีบตัวของ atrium

คลื่นไฟฟ้าจาก atria วิ่งเข้าสู่ ventricles เกิด ventricular depolarization (ปรากฏเป็น QRS complex ของ ECG) ทำให้เกิดการบีบตัวของ ventricles ตามมา เป็นการเริ่มต้นของช่วง ventricular systole

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 ลำดับการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจในการทำงานครบหนึ่งวงจร



รูปที่ 2.3 ลำดับเหตุการณ์ต่างๆ ในแต่ละวงจรการทำงานของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 Ventricular systole แบ่งได้เป็น 3 phases ย่อยเป็นลำดับดังนี้ คือ isovolumetric contraction, rapid ejection, และ reduced ejection

ช่วงแรกของ ventricular systole คือช่วงของ isovolumetric contraction เมื่อกลิ้ามเนื้อของ ventricle หดตัวความดันภายใน ventricle สูงขึ้นอย่างรวดเร็วแต่ปริมาตรภายในไม่เปลี่ยน เพราะลิ้นหัวใจทุกอันยังปิดสนิท (A-V valves ปิดเพราะความดันใน ventricles สูงกว่าใน atria และ semilunar valves ปิดเพราะความดันใน ventricles ยังต่ำกว่าความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่) กระทั่งเมื่อความดันใน ventricles ซ้ำและขวา สูงเกินความดัน diastolic pressure ในหลอดเลือดแดง aorta และ pulmonary artery จึงมีผลให้ aortic และ pulmonary valves เปิด เลือดเริ่มไหลออกสู่ภายนอกหัวใจ เป็นการสิ้นสุดของเหตุการณ์นี้และเข้าสู่ช่วงของ rapid ejection ของ ventricle

ในช่วงเริ่มต้นของ rapid ejection ความดันใน ventricle เข้าใกล้ค่าสูงสุดและสูงกว่า aortic pressure อัตราไหลของเลือดออกจาก ventricle (ventricular outflow) มีค่าสูงสุด นั่นคือ ejection เร็วมากในตอนแรกของ phase นี้ จากนั้นจะลดลงเมื่อเวลาผ่านไป ช่วงนี้เลือดจากภายนอกหัวใจกลับสู่ atrium ได้มากขึ้นส่วนปริมาตรของ ventricle ลดลง

ช่วงปลายของ ventricular systole คือ reduced ejection ในระหว่างช่วงนี้แรงบีบตัวของหัวใจลดลงทำให้ความดันใน ventricle ต่ำ และต่ำกว่าความดันใน aorta แต่เลือดยังไหลออกจาก ventricle สู่ aorta ต่อไปได้ (ในช่วงสั้น ๆ) เนื่องจาก momentum ของเลือดที่พุ่งออกอย่างรวดเร็วในตอนแรก ช่วง reduced ejection นี้ มี repolarization ของ ventricles เกิดขึ้นจึงมี T wave ของ ECG

Ventricular systole สิ้นสุดที่จุดเริ่มต้นของ heart sound เสียงที่สอง เนื่องจากแรงบีบตัวของหัวใจลดลงเร็วมาก เลือดใน aorta จึงไหลกลับเข้าหาลิ้นหัวใจดันให้ aortic valve ปิดและต้นเกิด heart sound เสียงที่สองดังก่าว และเนื่องจาก aortic valve และหลอดเลือดบริเวณลิ้นหัวใจถูกดันย้อนไปข้างหน้า ก่อให้เกิดคลื่นความดันใน aorta เรียก incisura หรือ dirotic notch

2.2.3. Ventricular diastole แบ่งได้เป็น 3 phases ย่อย isovolumetric relaxation, rapid filling และ reduced filling

ในช่วง isovolumetric relaxation ทั้ง mitral และ aortic valves ยังปิดขณะที่ความดันใน ventricles ลดลง ดังนั้น ปริมาตรเลือดใน ventricles จึงไม่เปลี่ยน ส่วนเลือดจากหลอดเลือดดำยังคงไหลเข้าสู่ atria ได้ ทำให้ความดันใน atria สูงขึ้น ช่วง isovolumetric relaxation นี้สิ้นสุดลงเมื่อความดันใน ventricle ต่ำกว่าความดันใน atria ดังนั้น A-V valves จึงเริ่มเปิด แสดงว่าเริ่มเข้าสู่ช่วง rapid filling คือช่วงเหตุการณ์ที่เลือดจาก atria ไหลเข้าสู่ ventricles อย่างรวดเร็ว ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกสิ่งหนึ่งที่ต้องคำนึงถึงและต้องอ้างอิงถึงในเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ ปริมาตร ventricle เริ่มสูงขึ้นอีกครั้งเมื่อเลือดใน ventricle มากขึ้นการไหลเข้าจะช้าลง ตอนท้าย

ของช่วงนี้อาจได้ยินเสียง heart sound เสียงที่สามซึ่งอาจเกิดจากอัตราไหลของเลือดที่เข้า ventricle ลดลงอย่างรวดเร็ว

ช่วงสุดท้ายของ ventricular diastole คือ reduced filling ช่วงนี้มีอัตราไหลของเลือดเข้า ventricle ช้ากว่าช่วงแรก ตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงความเร็วการไหลของเลือดจากเร็วเป็นช้านี้ ไม่นั่นอันตรายตัว

ในช่วง ventricular diastole แม้ไม่มีการไหลของเลือดออกจากหัวใจแต่การไหลของเลือดใน aorta ไปสู่หลอดเลือดอื่น ๆ ยังคงดำเนินต่อไปได้เนื่องจากการหดกลับของผนัง aorta หลังจากถูกยืดขยายออกในช่วง ventricular systole

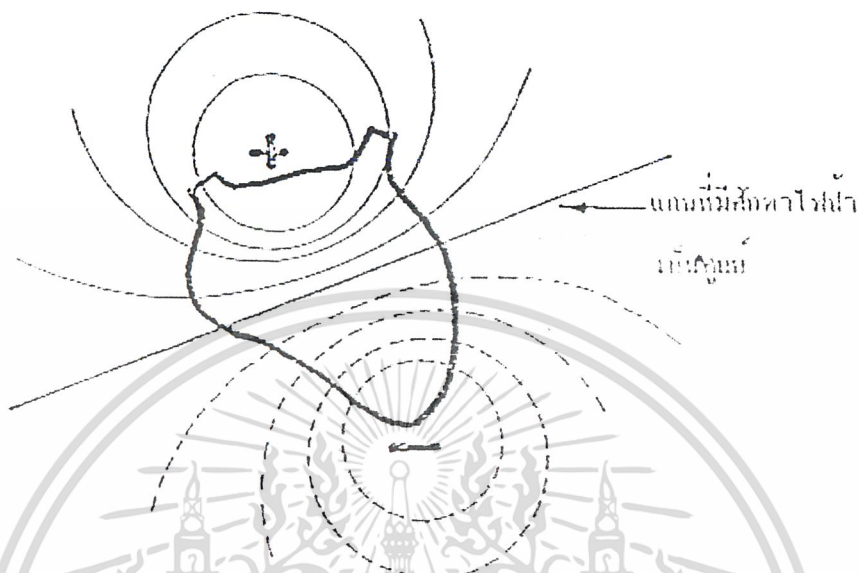
ปกติหัวใจเต้นด้วยความถี่ประมาณ 75 ครั้ง/นาที ฉะนั้นวงจรการทำงานของหัวใจครั้งหนึ่ง ๆ กินเวลาประมาณ $1/75$ นาที หรือ 800 มิลลิวินาที ช่วงเวลาของเหตุการณ์ย่อย ๆ ในแต่ละวงจรที่กล่าวมาแสดงไว้ดังรูป ช่วงเวลาของ systole และ diastole เปลี่ยนแปลงได้ตามอัตราเต้นของหัวใจ ปกติช่วง systole กินเวลาสั้นกว่าช่วง diastole หากอัตราเต้นหัวใจสูงขึ้น เช่นเพิ่มเป็น 180 ครั้ง/นาที ช่วงเวลา diastole จะกลับสั้นกว่าช่วงเวลาของ systole และเนื่องจากช่วง diastole จะกลับสั้นกว่าช่วงเวลาของ systole และเนื่องจากช่วง diastole เป็นช่วงเวลาที่เลือดไหลเข้าสู่ ventricle (filling time) ดังนั้นหากอัตราเต้นหัวใจสูงมากจะทำให้เลือดไหลเข้า ventricle ได้น้อย มีผลให้อัตราไหลของเลือดออกจากหัวใจ (cardiac output) ลดลงได้

2.3 สัญญาณจากร่างกายและการวัด

2.3.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งมีเซลล์ประสาทและเซลล์กล้ามเนื้ออยู่ พิจารณาหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ในก้อนตัวนำคือร่างกาย สักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกไปตามส่วนต่างๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายและเข้าที่ขั้วลบ สามารถวัดศักดาไฟฟ้าตลอดระหว่างจุดใดๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ สักดาไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ สักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หรือ ECG

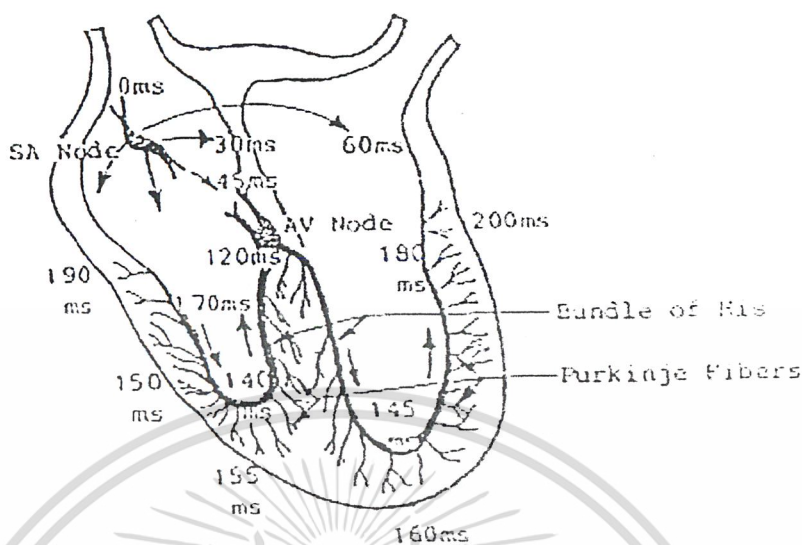
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แสดงการกระจายของศักย์ไฟฟ้าบนผิวหนึ่ง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล

พิจารณาคำแหน่งที่จะวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับทิศทางของกระแสไฟฟ้าหัวใจ เพื่อที่จะให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านเข้าไปที่อิเล็กโทรดของเครื่องมอนิเตอร์ได้ดังนี้ ถ้าวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรดแบบไบโพลาร์ (Bipolar electrode) โดยกำหนดเป็นขั้วบวกและขั้วลบ ถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนึ่งมีทิศพุ่งเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนขึ้น แต่ถ้ากระแสที่ไหลบนผิวหนึ่งมีทิศทางพุ่งออกจากขั้วแล้วพุ่งเข้าสู่ขั้วลบ จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนลงล่าง ถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนึ่งมีทิศทางทำมุมกับแนวอิเล็กโทรด ทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าความเบี่ยงเบนน้อยลง และถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนึ่งทำมุมฉากกับแนวอิเล็กโทรด จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีค่าเบี่ยงเบนปรากฏ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้า SA node ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ
(เมื่อ SA node ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้าเริ่มนับเวลาเป็นศูนย์)

พิจารณาการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เริ่มจาก SA node (Sinoatrial node) มีตำแหน่งอยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องบนขวา SA node นี้เป็นเสมือนวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในวงจรอิเล็กทรอนิกส์คือ จะกำเนิดคลื่นไฟฟ้าออกมาอย่างต่อเนื่อง ถ้าสำหรับผู้ใหญ่ในขณะที่พักผ่อนจะให้อัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจาก SA node จะมีค่าเปลี่ยนแปลงตามสิ่งเร้าภายนอก เช่น ถ้ามีการตกใจ SA node ก็จะทำให้อัตราของคลื่นไฟฟ้าเพิ่มขึ้นเป็นต้น คลื่นไฟฟ้าที่เกิดจาก SA node นี้จะกระจายผ่านเส้นประสาทของหัวใจจากส่วนบนลงสู่ส่วนล่าง เมื่อคลื่นไฟฟ้ากระจายออกรอบๆ SA node ผ่านกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนก็จะทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจส่วนบน และคลื่นไฟฟ้าจะส่งมาที่ AV node (Atrioventricular node) แล้วส่งผ่านไปตาม Bundle of His Perkinje Fibers และในที่สุดมาถึงกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นจาก SA node ถึง AV node เรียกว่า Atrioventricular conduction time โดยทั่วไปมีค่าประมาณ 0.12-0.22 วินาที

เมื่อ SA node อยู่ที่บริเวณสูงสุดทางขวาของหัวใจ การกระตุ้นหัวใจห้องบนของ SA node อยู่ที่บริเวณสูงสุดทางขวาของหัวใจ การกระตุ้นหัวใจห้องบนของ SA node จึงกระจายลงสู่ข้างล่างและบางส่วนกระจายไปทางซ้าย หัวใจห้องบนมีโครงสร้างของผนังที่บางกว่าและมีมวลของกล้ามเนื้อน้อยกว่า จึงทำให้การกระจายทางไฟฟ้าที่เกิดจากดีโพลาไรเซชันของมัน ปรากฏเพียงเล็กน้อย ที่สททางการกระจายทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมดจะพุ่งลงล่างเยื้องไปทาง

ซ้าย โดยปกติจะมีทิศทางเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรดทั้ง Lead I และ aVF แต่ปริมาณทางไฟฟ้าทั้งหมดจะมีค่าไม่มากนัก เพราะวาล์วกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนมีมวลน้อย ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าที่ได้รับจะมีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเพียงเล็กน้อย ซึ่งได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น P (P wave)

ต่อมาเมื่อคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาถึง AV node จะมีการหน่วงเวลา ระหว่างช่วงเวลานี้ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนเคลื่อนผ่าน AV node ช้ามาก และจากนั้นจะเข้าสู่ระบบนำของหัวใจห้องล่าง (Ventricular conduction system ได้แก่ Common bundle of His และ Bundles branches ตามลำดับ เนื่องจากโครงสร้างของ Common bundle of His มีขนาดเล็กจึงไม่สามารถมองเห็นการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าได้

เมื่อคลื่นไฟฟ้าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน AV node, His bundle และช่วงสั้นๆ ของ Bundle branches ไปแล้วช่วงแรกของคลื่นไฟฟ้าหัวใจห้องล่างเกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อหัวใจที่เป็นผนังร่วมของหัวใจห้องซ้ายและขวาซึ่งอยู่ภายในหัวใจ ทิศทางของไฟฟ้ามีทิศทางจากซ้ายไปขวาและมีขนาดเล็กกว่าเมื่อเทียบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เป็นผนังอิสระด้านนอกจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิวหนังปรากฏว่าที่ Lead I คลื่นไฟฟ้ามีการเบี่ยงเบนลงเล็กน้อยได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น Q (Q Wave) ส่วนที่ Lead aVF มีการเบี่ยงเบนขึ้นเล็กน้อย

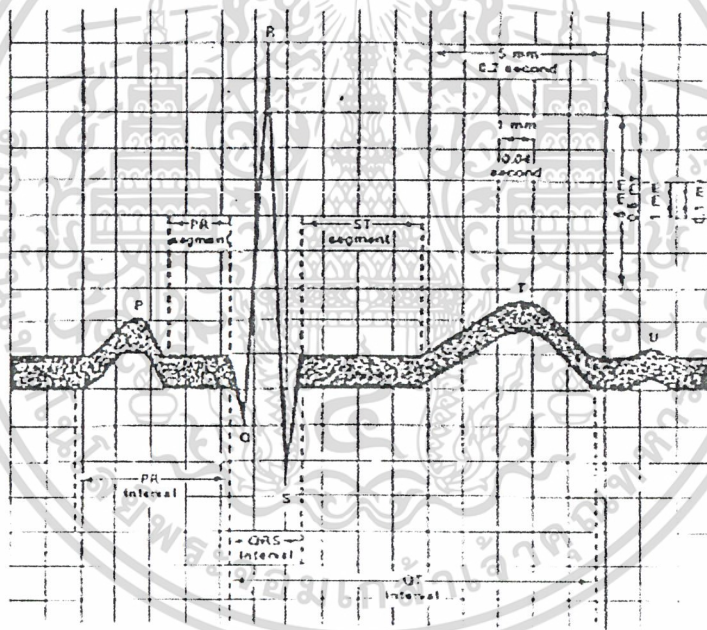
จากนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกระจายไปตามระบบนำของหัวใจและในที่สุดก็ถึงกล้ามเนื้อหัวใจที่เป็นผนังอิสระทั้งห้องซ้ายและขวา โดยทั่วไปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองจะเกิดขึ้นพร้อมกัน หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีมวลมากกว่าจึงมีการกระทำทางไฟฟ้ามากกว่า ดังนั้นผลรวมทางไฟฟ้าจึงมีทิศทางลงล่างเฉียงไปทางซ้ายและเนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนนี้มีมวลมาก ทำให้ได้รับคลื่นไฟฟ้าเบี่ยงเบนขึ้นบนได้มากทั้งใน lead I และ aVF ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น R (R Wave)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจยังคงผ่านไปในส่วนที่เหลือของหัวใจห้องล่างทั้งสองข้างบริเวณสุดท้ายที่จะมีปฏิกิริยาคือตำแหน่งสูงสุดของผนังหัวใจอิสระห้องล่างซ้ายหรือบริเวณที่โหดไหลดจากหัวใจห้องล่างขวา ในช่วงเวลานี้การกระจายทางไฟฟ้าเกิดขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับเท้า ดังนั้นที่ Lead aVF คลื่นไฟฟ้าที่ได้จะเบี่ยงเบนลงล่างได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น S (S Wave)

หลังจากหัวใจห้องล่างทั้งหมดเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแล้ว จะมีการกระทำเกิดขึ้นน้อยมากจนกระทั่งรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง ST จึงมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นศูนย์ รีโพลาไรเซชัน ก็คือการกลับอยู่ในสถานะอยู่นิ่งของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นลบ เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายมีมวลมากกว่ากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาและกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนจึงมีอิทธิพลต่อทิศทางไฟฟ้าที่เกิดจากรีโพลาไรเซชัน ในหัวใจปกติจึงมีทิศทางไปทางซ้ายเฉียงลงล่างในทิศทางเดียวกับมวลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้าย รีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทำให้ได้รับรูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น T (T Wave)

หลังจากสิ้นสุดรีโพลารไรเซชัน ก็จะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นในช่วงเวลาหนึ่งจะทำให้ไม่ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเบี่ยงเบน สัปดาห์ไฟฟ้ามีค่าเป็นศูนย์ จนกระทั่งมีคลื่นไฟฟ้ารูปใหม่เกิดขึ้นที่ SA Node ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของหัวใจก็จะเกิดขึ้นตามลำดับได้เป็นคลื่น P-QRS-T อีก

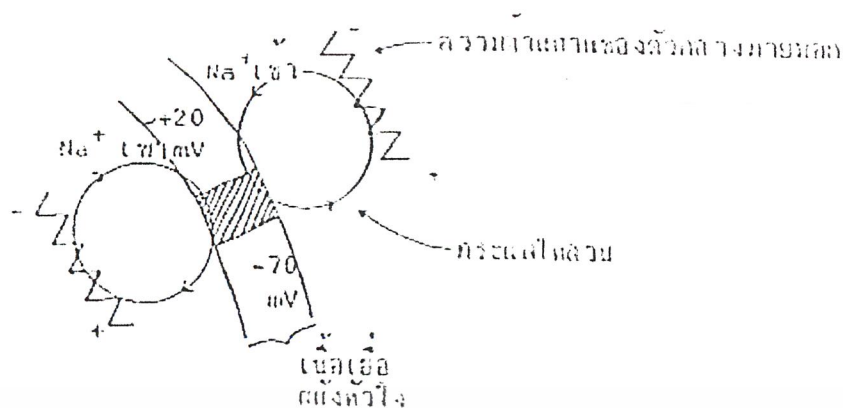
สรุปได้ว่าเมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยคิเล็กโตรดที่แขนขวา แขนซ้ายและเท้าตาม Lead I คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.6 แต่ละส่วนของคลื่นจะถูกกำหนดด้วยตัวอักษร และจะสัมพันธ์กับการทำงานในช่วงต่างๆ ของหัวใจใน 1 รอบการทำงาน เช่นคลื่น P เกิดการดีโพลารไรเซชันของหัวใจห้องบนทำให้หัวใจห้องบนบีบตัว โดยทั่วไปคนที่หัวใจปกติความสูงของคลื่น R จะมีค่าประมาณ 1 mV ความสูงของคลื่น T ประมาณ 1 ใน 3 ของความสูงของคลื่น R



รูปที่ 2.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I

2.3.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action potential) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นกระแสไฟฟ้า และเป็นการทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานไม่ว่าจะโดยวิธีใดก็ตามวิธีนี้ใช้วัดและแปลผลในเวลาสั้นๆ จึงเรียกว่าการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเท่านั้น เช่นในช่วงของคลื่น QRS หรือในระหว่างที่เซลล์กลับคืนสู่สภาพอยู่นิ่ง เช่นในช่วงคลื่น T



รูปที่ 2.7 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ

จากรูปที่ 2.7 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจกระจายลงล่างโซเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณแรงจลน์ เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก -70 mV ในขณะที่เซลล์อยู่นิ่งเป็น 20 mV การเคลื่อนที่ของไอออนเหล่านี้รวมกันเป็นกระแสไฟฟ้าไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอก ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกรวม และมีชั่วครู่รูป บริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักดาไฟฟ้าทำงาน จะเป็นบวกเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

การกระจายของศักดาไฟฟ้าของคลื่น R บนผิวหนังของร่างกาย เราวัดความต่างศักดาไฟฟ้าเหล่านี้นบนผิวหนังของร่างกายโดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนัง ทำการขยายศักดาไฟฟ้าแล้วแสดงผลออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนย้ายอิเล็กโทรดไปที่ตำแหน่งต่างๆ บนร่างกายจะมีผลทำให้ขนาดของศักดาไฟฟ้าที่วัดเปลี่ยนแปลง หรือสัญญาณอาจจะกลับหัวกันได้ ด้วยเหตุนี้เองการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องกำหนดตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนร่างกายให้ได้เหมาะสม

2.4 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจ ที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกาย ด้วยเครื่องวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) จึงถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการความผิดปกติและประเมินสถานะของหัวใจได้เป็นอย่างดี การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟ ซึ่งมีแกนนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาในช่วงต่างๆ ระดับของเส้นฐานนิยฐาน เป็นต้น แล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสถานะของหัวใจเป็นเช่นใด โดยอาจทำการวิเคราะห์

ทั้ง 12 ลีด มาตรฐานหรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถและความชำนาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้ อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากการกิจประจำของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการดูแลรักษาผู้ป่วย ดังนั้นในปัจจุบันด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนคน โดยการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปแบบข้อมูลดิจิทัล แล้วส่งไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรมที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลดิจิทัลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามา เพื่อทำการแปลผลและรายงานผลให้ทราบ ซึ่งวิธีนี้เป็นการแก้ปัญหาบางส่วน ของวิธีการวิเคราะห์ในแบบเดิม ได้เช่นกรณีไม่มีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญมีภาระกิจที่ไม่สามารถทำการวิเคราะห์ผลได้ ทั้งยังให้ผลลัพธ์ที่รวดเร็ว แม่นยำและถูกต้อง ทันต่อการรักษาอาการของผู้ป่วย ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญที่เข้ามาช่วยลดภาระของบุคลากรหรือทดแทนการขาดบุคลากร โดยที่ผลการวิเคราะห์ยังคงความเชื่อถือได้อยู่ การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 หัวข้อคือ

1. อัตราการเต้นของหัวใจ (Rate)
2. จังหวะการเต้นของหัวใจ (Rhythm)
3. แนวแกนของหัวใจ (Axis)
4. กล้ามเนื้อของหัวใจพองโต (Hypertrophy)
5. กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Infraction)

การวิเคราะห์ทั้ง 5 หัวข้อนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจโดยสามารถสังเกตได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแต่ละหัวข้อจะมีวิธีการสังเกตที่แตกต่างกันไปซึ่งสามารถศึกษาวิธีการต่างๆ นี้จากเอกสารอ้างอิง

2.5 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)

จังหวะการเต้น (Rhythm) เป็นคุณสมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงถึง ความสามารถในการทำงานของหัวใจอย่างสม่ำเสมอตลอดเวลา ซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงความเป็นปกติของหัวใจโดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั่นเอง) จังหวะการเต้นของไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นไปอย่างสม่ำเสมอแน่นอน ตามความถี่ของ SA node ที่กระตุ้นเซลล์ของหัวใจ เพราะว่าทุกๆ ส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้าทำงานอย่างเป็นปกติ แต่เมื่อบางส่วนของหัวใจเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติขึ้นในบางสถานการณ์จะทำให้จังหวะการเต้นผิดแปลกไปจากจังหวะปกติ ซึ่งผลของความผิดปกตินี้ก็จะสะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เห็นได้ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นมีศัพท์ทางการแพทย์เรียกว่าใช้ Arrhythmia หมายถึงความผิดปกติของจังหวะ (Abnormal rhythm)

ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจแบ่งเป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆ ทำให้สามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกของความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ง่ายและรวดเร็วขึ้นดังต่อไปนี้

ก. **Varying rhythm** เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ซึ่งมีลำดับสัญญาณคือ P-QRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้น (คือช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องไม่สม่ำเสมอ ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในประเภทนี้ จะมีข้อสังเกตได้ คือสัญญาณ P-QRS-T มีลักษณะเป็นปกติทั้งขนาดและรูปร่าง แต่ช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้จะไม่สม่ำเสมอ ซึ่งเป็นลักษณะที่ผิดปกติไปจากธรรมดา

ข. **Extra Beats and Skips** เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่งที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกตินั้นด้วยสายตาได้โดยง่าย ศัพท์คำว่า Extra Beats หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก่อนกำหนดที่คาดไว้ ส่วนศัพท์คำว่า Skips หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติในลักษณะนี้ สามารถสังเกตความแตกต่างระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่งไปอีกลูกหนึ่ง (Pause)

ค. **Rapid Rhythm** เป็นลักษณะความผิดปกติที่มีสาเหตุจากการมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วมาก โดยมีรูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจผิดปกติหรือไม่แน่นอนขึ้นอยู่กับบริเวณที่เกิดความผิดปกติเท่านั้น ซึ่งลักษณะความผิดปกติประเภทนี้มีความแตกต่างกันในเรื่องของรูปร่างของสัญญาณ เนื่องจากบริเวณที่เกิดความผิดปกติต่างกัน แต่ข้อสังเกตหลักอยู่ที่การมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็ว

ง. **Heart Block** เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจซึ่งพื้นที่ภายในหัวใจที่จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้นได้มีด้วยกัน 3 บริเวณ คือ SA node, AV node และ Bundle Branch

2.6 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

ในการนำอุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้งานกับผู้ป่วยนั้น สิ่งสำคัญที่จะต้องพิจารณาคืออันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่มีต่อผู้ป่วย เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไหลผ่านมีอาการเกร็ง จนไม่สามารถควบคุมได้และสิ่งที่สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านเป็นกล้ามเนื้อหัวใจ ก็อาจ

ทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้ ดังนั้นจึงต้องศึกษาถึงอันตรายที่มีต่อผู้ป่วย และวิธีที่จะป้องกันไม่อันตรายดังกล่าว อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

อาการช็อกที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้านั้นจะแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ มาโครช็อก (Macroshock) เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลเข้าร่างกายผ่านผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง อีกแบบหนึ่งคือ ไมโครช็อก (Microshock) เป็นอาการที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรงโดยไม่ผ่านผิวหนัง จึงทำให้ทางเดินของกระแสไฟฟ้ามีค่าความต้านทานต่ำ

กระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดมาโครช็อกมีค่ามากกว่ากระแสที่ทำให้เกิดไมโครช็อกหลายเท่า ได้เคยมีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อก โดยผู้ทำการทดลองถืออิเล็กโทรดสองอันโดยมือถือละอัน แล้วปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 60 Hz ให้ไหลผ่านร่างกายต่างๆ กัน โดยเริ่มปรับค่ากระแสตั้งแต่ศูนย์ขึ้นไปเรื่อยๆ ปรากฏว่าจะเกิดอาการต่างๆ ของผู้ทดลองที่ค่ากระแสต่างๆ กัน คือเริ่มกระแสจากศูนย์ขึ้นไปจนถึงค่าหนึ่งจะเริ่มมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้า ค่าของกระแสที่ระดับนี้เรียกว่า Perception level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชายประมาณ 50% ของผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกกระแสประมาณ 1 mA ส่วนผู้ใหญหญิงจะเริ่มรู้สึกในระดับกระแสที่ต่ำกว่าผู้ชายประมาณ 1 ใน 3 เท่า ถ้าความถี่ของกระแสเปลี่ยนแปลงไปจะทำให้ระดับที่เริ่มรู้สึกเปลี่ยนค่าไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นมากกว่า 100 Hz

เมื่อเพิ่มกระแสให้มากกว่าระดับที่เริ่มรู้สึกจนถึงค่าประมาณ 10-20 mA จะเริ่มรู้สึกชาที่มือหรือร่างกาย และกล้ามเนื้อที่มือจะมีอาการเกร็งตลอดเวลา จนทำให้บางคนไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโทรดได้ กราฟในรูปที่ 2.8 เป็นผลจากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ได้เป็นค่ากระแสที่ความถี่ 60 Hz ซึ่ง 50% ของผู้ทดลองไม่สามารถควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้ สังเกตว่าจะต้องใช้กระแสมากขึ้นถ้าลดความถี่ให้ต่ำลง หรือเพิ่มความถี่ให้สูงขึ้น

เมื่อเพิ่มกระแสขึ้นไปอีกจนถึง 100 mA ผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกปวดและบางคนถึงกับสิ้นสติ ค่ากระแสระดับนี้ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่จะทำให้เกิด Ventricular fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็ว เบา และไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation จะมีค่าต่ำลงถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจนานขึ้น ในการทดลองกับแกะปรากฏว่าการใช้กระแส 1000 mA เป็นเวลา 0.03 วินาที กับการใช้กระแส 100 mA เป็นเวลานาน 3 วินาที ทั้งคู่ต่างก็ทำให้เกิด fibrillation

ข้อมูลจากการทดลองจากสัตว์หลายๆ ชนิด สามารถนำมาประเมินค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์ได้

สำหรับความถี่ 60 Hz ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์มีค่าประมาณ

$$\frac{116}{\sqrt{t}}$$

mA เมื่อ t คือช่วงเวลาที่กระแสไหลผ่านร่างกายเป็นวินาที ตัวอย่างเช่น ถ้าปล่อยกระแสนานไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 116 mA ถ้าปล่อยนาน 4 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ปลอดภัยคือ 58 mA

ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสจนถึง 6A หรือมากกว่านี้ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมีอาการคล้ายกับการเกร็งที่ทนไม่สามารปลดปล่อยมือออกจากอิเล็กทรอนิกส์ได้ ถ้าเพิ่มขึ้นไปเรื่อยๆ อาจทำให้การหายใจเป็นอัมพาตชั่วคราว และผิวหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงกดของอิเล็กทรอนิกส์ต่อผิวหนังและการสัมผัสกับอิเล็กทรอนิกส์

ในกรณีของไมโครชิพ กระแสไม่ได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าตามเส้นโลหิตแดงใหญ่สู่หัวใจโดยตรง จะเห็นได้ว่า Ventricular fibrillation สามารถเกิดจากไมโครชิพได้ง่าย เนื่องจากระดับกระแสต่ำกว่ากรณีของมาโครชิพมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่า ถ้าป้อนกระแสเพียง 17 μ A เข้าหัวใจโดยตรงจะสามารถทำให้เกิด ventricular fibrillation ได้ จากผลอันนี้นำมาประเมินกับมนุษย์ได้ว่าค่ากระแสที่ทำให้เกิด ventricular fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงมีค่าประมาณ 30 μ A

จากการทดลองเหล่านี้ใช้แหล่งจ่ายไฟฟ้าที่มีความถี่ 60 Hz แต่ผลที่เกิดต่อร่างกายก็ใกล้เคียงกับแหล่งจ่ายไฟฟ้าที่มีความถี่ 50 Hz

ไมโครชิพมีโอกาสเกิดขึ้นได้มากเนื่องจากปัจจุบันในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์มาก ในบรรดาผู้ป่วยต่างๆ มีหลายคนที่จะต้องใช้หลอดสวน (Catheter) เข้าไปตามเส้นโลหิต เพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือเพื่อฉีดสารสีในการฉายรังสี หรือเพื่อใช้วัดแรงดันโลหิต ผู้ป่วยในห้องบำบัดพิเศษบางคนต้องใช้เครื่องมือควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (pace maker) โดยใช้หลอดสวนเข้าไปตามเส้นโลหิตจนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรง ในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว หลอดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวด หรือของเหลวที่นำกระแสไฟฟ้าได้ ดังนั้นจึงเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำไปยังหัวใจซึ่งจะช่วยเพิ่มความเป็นไปได้ในการเกิดไมโครชิพ

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากช่องเสียบไฟชาร์จหรือสายไฟที่ฉนวนชำรุดหรือหัวต่อสายไฟแตก มักจะค้นพบและแก้ไขได้ง่าย แต่อันตรายที่ค้นพบยากอาจจะเกิดจากในสายจ่ายไฟของเครื่องมือ สายจ่ายไฟมักจะถูกละเลยจากการดูแลรักษา สายประเภทนี้อาจจะถูกดึงมาจากผนังห้องหรือถ่อเลื่อนสำหรับวางเครื่องมือหรือเตียง แล้วพาดไปตามพื้น มีหลายครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายไฟที่ทันสมัยจะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้น เป็นเส้นที่มีกระแสไฟฟ้า 2 เส้น และอีกเส้นหนึ่งเป็นสายดิน (Ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟฟ้าสั้นใดเส้นหนึ่งขาดเครื่องมือก็จะไม่ทำงาน และถ้าสายทั้งสองสัมผัสกันหรือลัดวงจร ทำให้ฟิวส์ขาดซึ่งทั้งสองกรณีสังเกตได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาดจะไม่สามารถรู้ได้เลยและเครื่องมือก็ยังทำงานปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายกับผู้ป่วยที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์ภายในร่างกายได้ง่าย

อันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอีกอย่างหนึ่งคือ ระบบไฟฟ้าของโรงพยาบาลไม่มีสายดินและเครื่องมือที่มีปลั๊กเสียบแบบ 3 ขา เจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลอาจจะตัดขาที่ 3 (สายดิน) ออก หรือมีจะนั้นก็ใช้วิธีแปลงที่เสียบ บางทีสายดินอาจจะต่อไม่ดีพอ และเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้นก็จะต้องทำจุดต่อสายดินเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจจะอยู่กระจายในบริเวณต่างๆ เมื่อต้องใช้เครื่องมือ 2 เครื่องมือพร้อมกันกับผู้ป่วยคนเดียวกัน โดยที่เครื่องทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่จะเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าหากเครื่องหนึ่งต่อยู่กับอิเล็กทรอนิกส์ในร่างกาย กระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านผู้ป่วยจากจุดดินจุดหนึ่งไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย

2.6.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาล ทำได้โดยการตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมอ อย่างไรก็ตามอันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้หลายทางถึงแม้ว่าจะไม่มีการชำรุดของอุปกรณ์เครื่องใช้

ร่างกายของคนเรามีความรู้สึกล่อไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่ากระแสไฟฟ้าสลับ 60 Hz และเนื่องจากที่ความถี่ $f = 0$ (ไฟฟ้ากระแสตรง) ถ้า $X_c = \infty$ ดังนั้นไฟฟ้ากระแสตรงจึงไม่ทำให้เกิดกระแสรั่ว อันเนื่องมาจากค่าความจุของการเก็บประจุระหว่างสายไฟ (stray capacitance)

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่ง โดยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงานโดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 60 Hz มากๆ ซึ่งหัวใจมีความไวต่อการเกิด Ventricular fibrillation น้อยมาก

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจทำได้โดยการใช้เครื่องมืออุปกรณ์ที่ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้แบตเตอรี่ชนิดที่สามารถชาร์จไฟเข้าไปใหม่ได้ (Rechargeable battery) แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องทำงานต่อเนื่องเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอนิเตอร์หัวใจที่ใช้ในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษ จึงไม่เหมาะที่จะใช้กับแบตเตอรี่ ในกรณีนี้จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟให้สูงกว่า 60 Hz มากๆ ให้อยู่ในช่วงที่มีความไวของหัวใจต่อการเกิด ventricular fibrillation น้อยมากแล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

สำหรับสัญญาณออก ที่จะต้องแสดงในระบบแสดงผล จะถูกส่งผ่านทางแสง เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยมีส่วนใดสัมผัสกับระบบแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

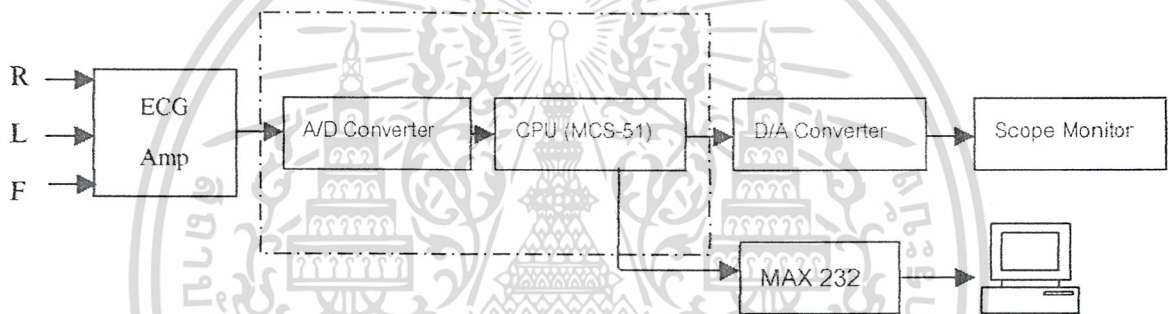
บทที่ 3

การออกแบบและการสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1 โครงสร้างทั่วไปของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป และจอคอมพิวเตอร์

ในการสร้างโครงงานเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป และจอคอมพิวเตอร์ เราได้ใช้ความรู้เรื่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ และไมโครโปรเซสเซอร์มาทำการออกแบบ ซึ่งบล็อกไดอะแกรมโดยทั่วไปแสดงดังรูป 3.1

ซึ่งเราสามารถออกแบบและสร้างในแต่ละส่วนได้ดังนี้



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

3.2 การออกแบบและการสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)

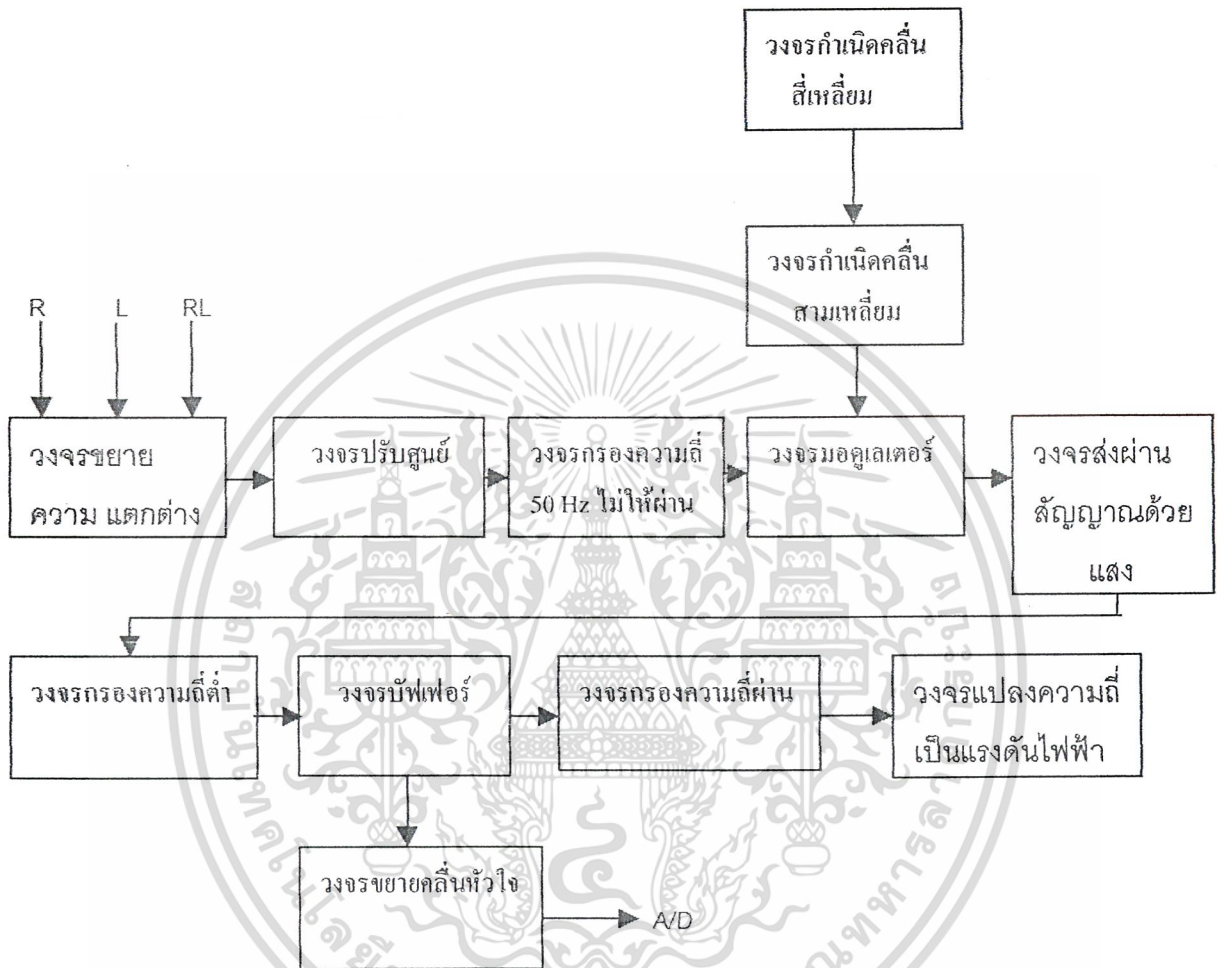
3.2.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Instrument Amp)

วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) ดังแสดงในรูปที่ 3.3 เป็นวงจรแรกที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 mv โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้านกระแสสลับความถี่ 50 Hz ปนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

ก. อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนังเพื่อป้องกันการเสียสมดุลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียสมดุลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยาย คือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Common Mode Signal)

ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต ซึ่งจะถูกขยายให้มีความถี่ขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอื่นตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตอยู่ที่

ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้



รูปที่ 3.2 บล็อกโคอะแกรมของภาคขยายสัญญาณคลื่นหัวใจ

ข. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูงกว่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็คือการมีอัตราขยายของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode Signal) สูงและมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยาย (ECG) จะเข้าไปที่อินพุตในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด

วงจรขยายความแตกต่างที่ใช้แสดงในรูปที่ 3.3 ประกอบด้วยอปแอมป์ 3 ตัว สำหรับ

อปแอมป์ตัวที่ 4 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ เพื่อให้กราวด์ หรือ RL Driver ทำหน้าที่ลดศักดา-

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไฟฟ้าคอมมอน โหมดซึ่งเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจรลอย
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากวงจรในรูปที่ 3.3 U1 และ U2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ ซึ่งจะมีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์สูงมากประมาณ $60\text{ M}\Omega$ โดยใช้โอปแอมป์เบอร์ OP-07 ซึ่งมีแรงดันอินพุตออฟเซ็ทประมาณ $30\text{ }\mu\text{V}$ อัตราขยายศักดาไฟฟ้า (Voltage Gain) ของวงจรบัฟเฟอร์

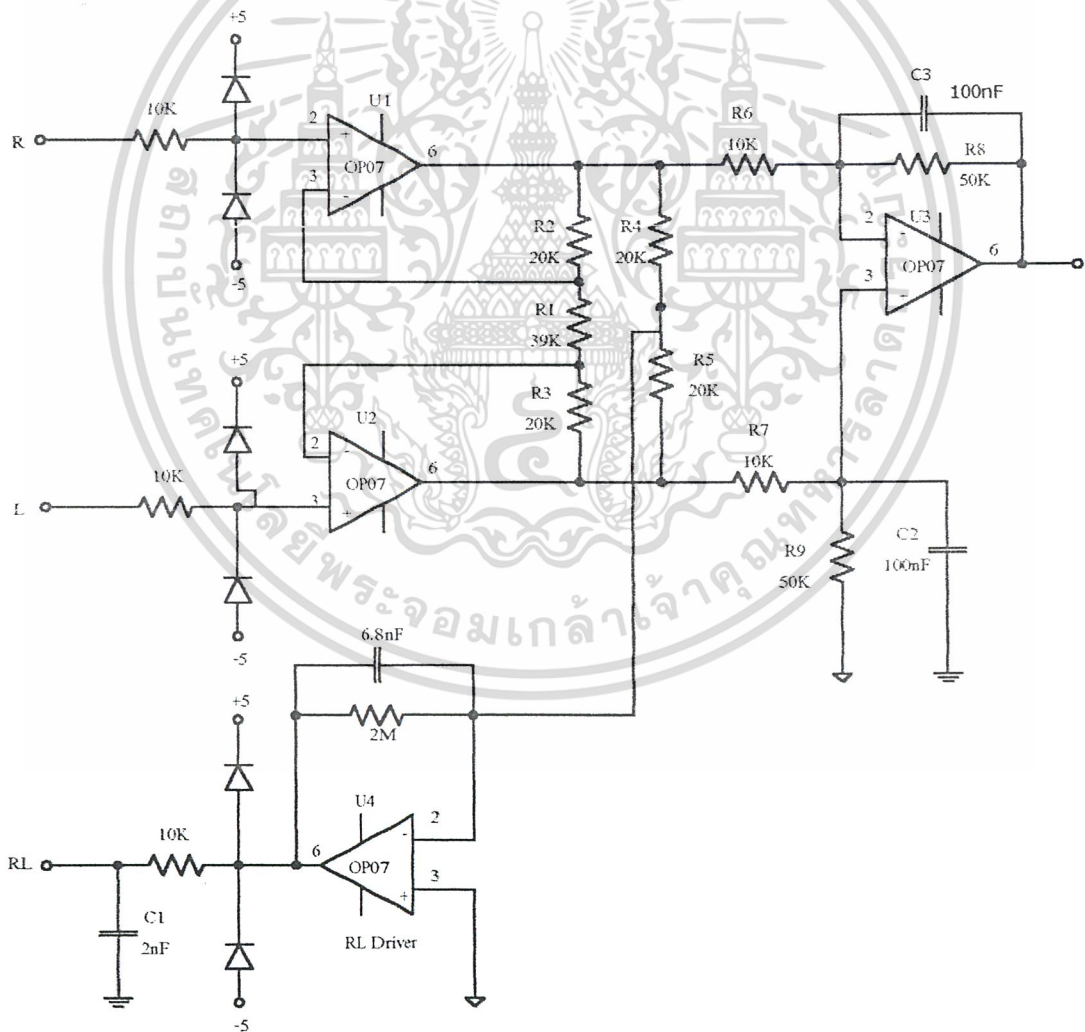
$$Av1 = 1 + 2(R2)/R1 = 1 + 2(20\text{k})/39\text{k} = 2.02 \text{ เท่า}$$

U3 เป็นวงจรขยายความแตกต่าง โดยมีค่า $R6 = R7$ และ $R8 = R9$ มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$Av2 = R8/R6 \text{ หรือ } R9/R7 = 50\text{k}/10\text{k} = 5 \text{ เท่า}$$

ดังนั้นอัตราขยายไฟฟ้าทั้งหมดของวงจรขยายความแตกต่างเท่ากับ

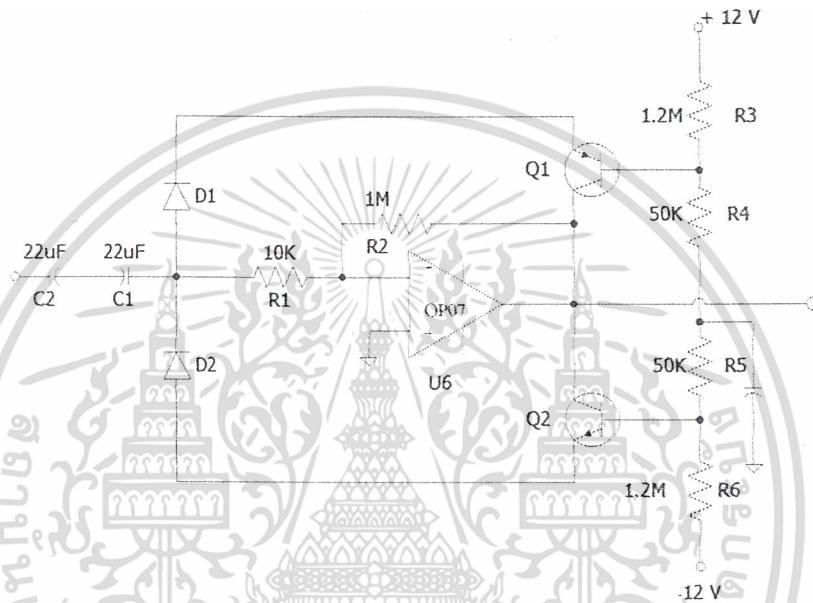
$$Avt = Av1 * Av2 = 2.02 * 5 = 10.1 \text{ เท่า}$$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.3 วงจรขยายความแตกต่าง ประกอบด้วยโอปแอมป์ 3 ตัว และวงจร RL Driver

วงจรขยายในภาคแรก ๆ ไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่าถ้าเกิดมีเอาต์พุตลอยขึ้นไปหรือต่ำลงจากระดับศูนย์ ซึ่งบางครั้งอาจอิมิตัวอยู่ที่ค่าใกล้เคียงกับศักดาของแหล่งจ่ายไฟทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

3.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Autozero circuit)



รูปที่ 3.4 วงจรปรับศูนย์ทำหน้าที่ลดค่า Time Constant เมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซตเข้ามา

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่าง มักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซตถูกขยายมาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซตนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.05-200Hz ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้จะต้องมีค่ามากเพื่อให้สัญญาณในช่วงความถี่ต่ำในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ แต่เกิดปัญหาคือ ถ้ามีการรบกวนที่ถี่เล็กโตรค เช่นเมื่อผู้ป่วยขยับตัวจะทำให้ค่าความต้านทานที่รอยสัมผัสของอิเล็กโตรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลงและวงจรเสียบสมดุลย์เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซตที่เอาต์พุตของวงจรขยายความแตกต่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้ามาจากระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุตของวงจรไปมีค่ามากดังรูป 3.5

หลักการของวงจรปรับศูนย์ คือ จะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ให้น้อยลงเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซตถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูป 3.4 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต ค่าคาบเวลาคงที่ที่เท่ากับผลคูณของ C_1 กับ R_1 และเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต ประมาณ 1.2 V หรือ

-1.2 V (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D1 หรือ D2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2 ทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เปลี่ยนทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ทำให้ค่าคาบเวลาคงที่มีค่าลดลงหรือเหลือเท่าผล C1 กับค่าความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ ซึ่งมีค่าน้อยมากส่วน U_6 เป็นวงจรขยายกลับเฟส (Inverting Amp) มีอัตราขยายไฟฟ้าเท่ากับ $A_v = 1M / 10 K = 100$ เท่า



รูปที่ 3.5 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออเล็กโตรดถูกรบกวน

3.2.3 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch filter)

ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ก็ตาม แต่ถ้าเกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมา สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 Hz ถ้าเราใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50 Hz ถูกกำจัดออกไป ดังนั้นเราจึงต้องใช้วงจรความถี่ต่ำผ่านแบบ Low Pass Notch filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 Hz จะถูกกำจัดออกไปวงจรแสดงดังรูปที่ 3.6

พิจารณาจากรูปที่ 3.6 เป็นวงจรที่ง่ายต่อการออกแบบ คือ สามารถปรับความถี่กลางได้โดยมีความต้านทานแบบปรับค่าได้ทำให้สามารถปรับช่วงแบนวิธแค่ค่า Q ไม่เปลี่ยนแปลงในการหาความถี่ศูนย์กลาง (F_c) ได้จากสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่แบบใดก็ตามโดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} (3RaRb)^{0.5}$$

$$C1 = C2 = C3$$

$$R1 = 6(R2+R3+R4)$$

เมื่อ

$$Ra = R2 + R3a$$

$$Rb = R4+R3b$$

โดยที่

$$R3 = R3a+R3b$$

ในที่นี้ต้องการความถี่ศูนย์กลางเท่ากับ 50 Hz จะกำหนด $C = 0.047 \mu F$, $R2 = 4.7k\Omega$, $R4=75k\Omega$ และความต้านทานปรับค่าได้ $R3 = 20k\Omega$ ดังนั้น

$$R1 = 6(R2+R3+R4)$$

$$R1 = 6(4700+20000+75000)$$

$$= 598200\Omega$$

$$R5 = 68\Omega$$

$$R6 = 2200\Omega$$

เมื่อแทนค่าลงสมการจะได้ความถี่ศูนย์กลางอยู่ในช่วงดังนี้ คือ

ปรับ $R3a = 0\Omega$, $R3b = 20 k\Omega$

จะได้

$$Ra = 4700+0$$

$$Rb = 75000+20000$$

$$= 95000\Omega$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางคือ

$$Fc = 1/2\pi C (3RaRb)^{0.5}$$

$$= 1/2\pi 0.000000047 (3*4700/*95000)^{0.5}$$

$$= 92.52 \text{ Hz}$$

ปรับ $R3a = 20 k\Omega$ $R3b = 0\Omega$

จะได้

$$Ra = 4700+20000$$

$$= 24700\Omega$$

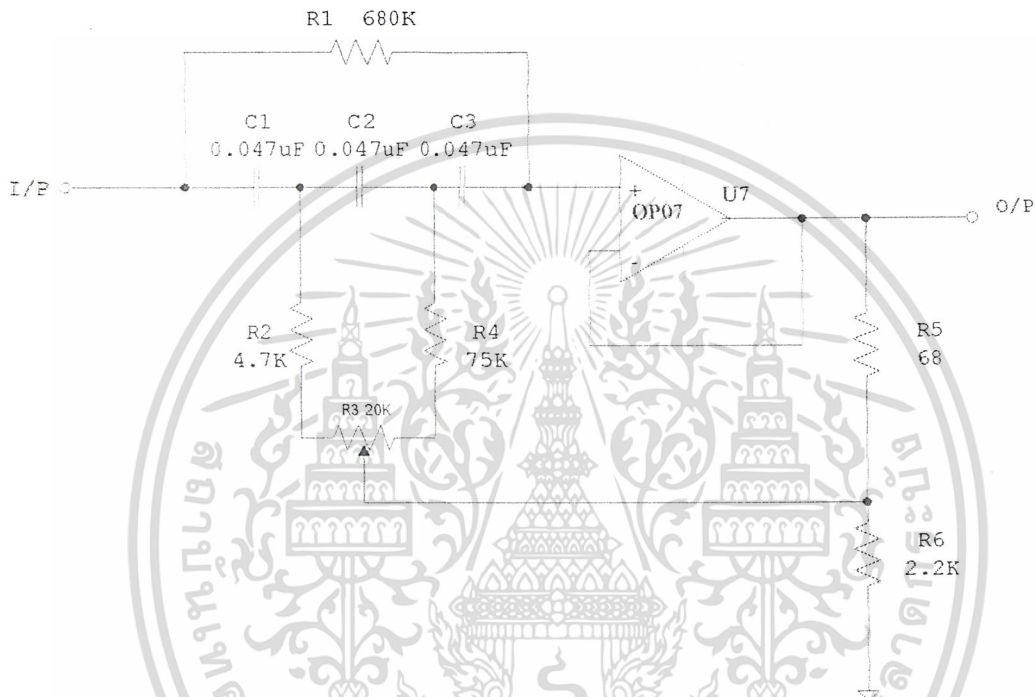
$$Rb = 75000+0$$

$$= 75000\Omega$$

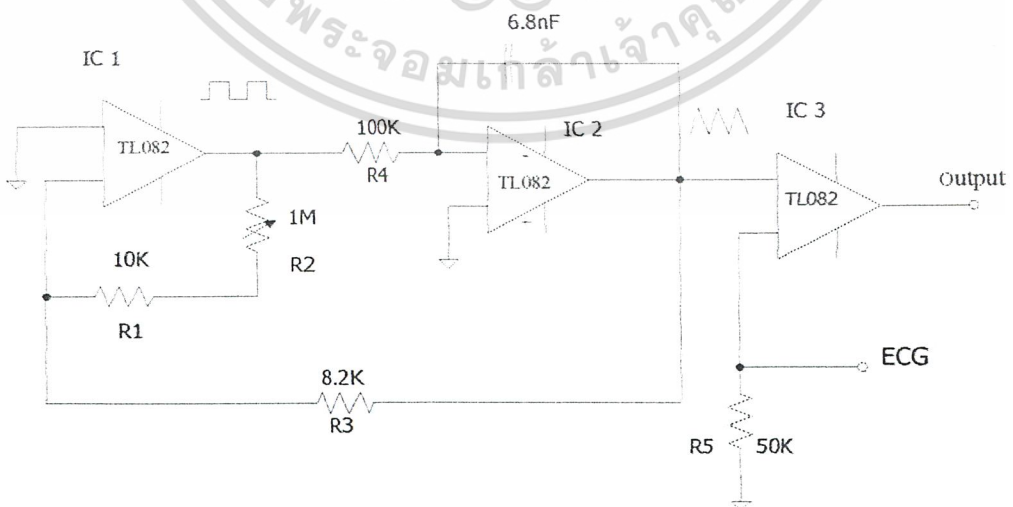
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่าจะโดยวิธีใดก็ตาม ผู้ที่นำเอกสารนี้ไปดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned}
 F_c &= 1/2\pi C(3R_a R_b)^{0.5} \\
 &= 1/2\pi 0.000000047 (3 \cdot 24700 / 75000)^{0.5} \\
 &= 45.42 \text{ Hz}
 \end{aligned}$$

จากการออกแบบข้างต้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางในช่วง 45.42 - 92.52 Hz ดังนั้นถ้าต้องการความถี่ศูนย์กลาง 50 Hz จึงปรับ $R_{3a} = 20 \text{ k}\Omega$ ซึ่งวงจรที่ออกแบบเป็นดังรูป 3.6



รูปที่ 3.6 วงจรกรองความถี่ต่ำ Low-pass Notch Filter

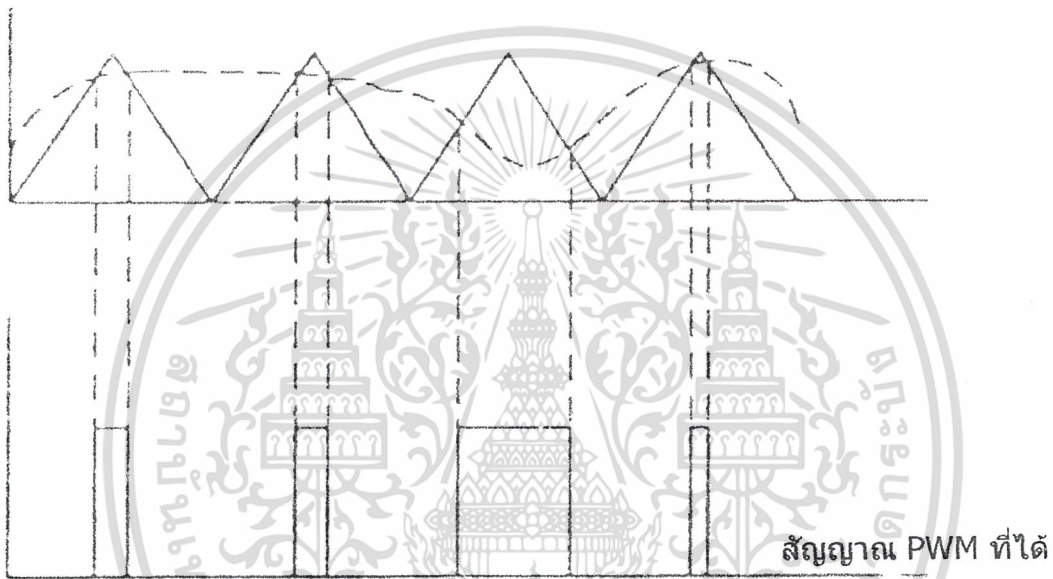


รูปที่ 3.7 วงจร Pulse-Width Modulator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้นำไปเผยแพร่หรือใช้ซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.4 วงจรมอดูเลตและวงจส่งผ่านคลื่นทางแสง

จากรูปที่ 3.7 IC1 และ IC2 ทำหน้าที่สร้างสัญญาณสามเหลี่ยม (Triangle Signal) ความถี่ 3 kHz เพื่อเป็นสัญญาณเปรียบเทียบ (Reference Signal) เข้าที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส (Non Inverting input) ของ IC3 ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณ (Comparator) โดยสัญญาณที่ออกจากวงจรกรองความถี่ต่ำ จะถูกนำเข้าสู่ขาอินพุทกลับเฟส (Inverting Input) ของ IC3 สัญญาณที่เอาต์พุทของ IC3 จะมีลักษณะเป็นพัลส์ที่มีความกว้างของพัลส์ไม่เท่ากัน ดังแสดงได้ดังรูปที่ 3.8



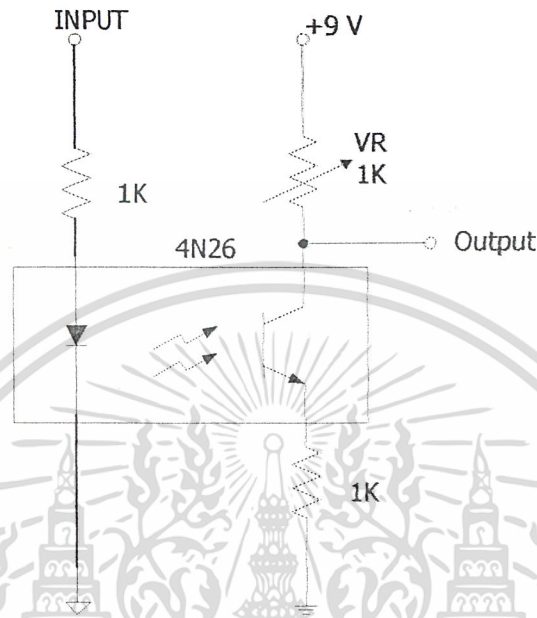
รูปที่ 3.8 แสดงการเปลี่ยนความกว้างพัลส์โดยการมอดูเลตแบบ PWM

3.2.5 วงจส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Isolator)

เมื่อกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการไม่ให้อ่านไปได้แล้ว ก็ผ่านมาที่วงจส่งสัญญาณทางแสง เพื่อทำการแยกจุดดินระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนไข้ได้ จากวงจรในรูป ความต้านทาน R1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้า เพื่อป้อนให้กับตัวสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอดความต้านทาน R2 และ VR จะเป็นตัวป้อนกระแสไบอัสให้กับตัวส่งการตั้งไบอัสทำได้โดยการปรับตัวความต้านทานเปลี่ยนค่าได้ VR จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่คอลเล็กเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณ $\frac{1}{2}$ ของศักดาไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ + V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการวิจัยและพัฒนาเท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปใช้ในการค้า
 การไบอัสดังกล่าวเป็นการไบอัสให้ตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ทำงานอยู่ในช่วงลิเนียร์ ซึ่งการปรับกระแสไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้กระทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงใช้แต่ละตัวก็มีคุณสมบัติแตกต่างกันออกไปเราจึงทำการปรับปรุงไบอัสทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนตัวส่ง

สัญญาณ (แม้ว่าตัวส่งสัญญาณจะเป็นเบอร์เดียวกันก็ตาม) และอาจจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุปกรณ์ของวงจรถัดไปด้วย



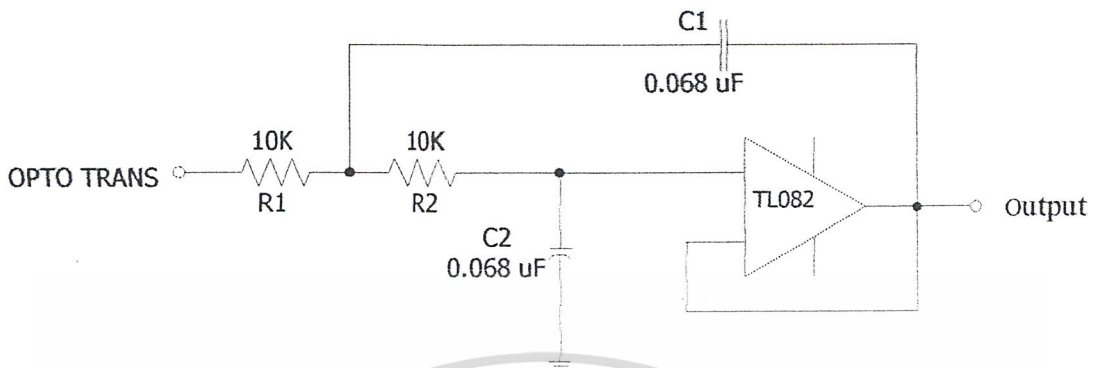
รูปที่ 3.9 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

ดังนั้นเราจึงแก้ปัญหาดังกล่าวโดยการมอดคูเลตสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราจะใช้วงจรพัลส์-วิดท์ มอดคูเลเตอร์ (Pulse-Width Modulator) ดังแสดงในรูปที่ 3.7

3.2.6 วงจรดีมอดคูเลเตอร์ (Demodulator)

หลังจากตัวรับสัญญาณแสงซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์แล้วจะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช้วงจรดีมอดคูเลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าว คือ วงจรกรองความถี่ต่ำที่ยอมให้ความถี่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านได้ ดังรูปที่ 3.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟฟิลเตอร์

3.3 การออกแบบและการสร้างภาคประมวลผล (Processing Unit)

เราจะพบว่าหัวใจของ โครงงานชิ้นนี้ก็คือภาคประมวลผลซึ่งใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล 8051 โดยในเบื้องต้นของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล 8051 ซึ่งในที่นี้ใช้งานร่วมกับ วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ดังในรูปที่ 3.11

3.3.1 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

โดยทั่วไปแล้ว A/D Converter จะถูกแบ่งเป็นชนิดที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ และเลขฐานสอง converter ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักจะใช้เป็นดิจิทัล โวลต์มิเตอร์และถูกใช้ใน digital panel meter และ DMM คอนเวอร์เตอร์ที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีเอาต์พุต ตั้งแต่ 4 ถึง 16 เอาต์พุต ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสอง จะเป็อุปกรณ์อินพุตชนิดหนึ่งในระบบที่มีไมโครโปรเซสเซอร์เป็นเลขฐานในการควบคุม (microprocessor-based) เรียกว่า A/D converter แบบ μ -type

ผลที่ได้จากการทำงานของเป็นเลขฐานสอง เอาต์พุตที่ออกมาจึงเป็นเลขแบบหลายบิต สำหรับแบบที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ (ใช้ใน DMM) ผลที่ได้เป็นตัวเลขฐานสิบ (เช่น $3\frac{1}{2}$ หรือ $4\frac{1}{2}$) โดยทั่วไปแล้ว A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีจำนวนบิตเป็น 4,6,8,10,12,14 และ 16 บิต อาจมี error เกิดขึ้นบ้างเล็กน้อย เนื่องจากการใช้ discrete binary step เพื่อแทนสัญญาณอนาล็อกที่มีความต่อเนื่องกันเรียกว่า quantizing error

A/D converter ขนาด 16 บิต มีความถูกต้องละเอียดแม่นยำมากกว่าแบบ 4 บิต เพราะว่ามี แบ่งอินพุตหรืออ้างอิงโวลต์เตจเป็น discrete step ที่เล็กๆ ตัวอย่างเช่น แต่ละ step ใน A/D converter แบบ 4 บิต จะต้องเป็นหนึ่งในสิบห้า ($2^4 - 1 = 15$) ของอินพุตโวลต์เตจ ผลที่ออกมาคือ 6.7%

เอกสารนี้เป็นเอกสารของงานวิจัยที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาและเผยแพร่ความรู้เท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปใช้ในการค้า หรือการอื่นใดโดยไม่ได้รับอนุญาตจากผู้จัดทำ

ไม่ว่าการวิจัยครั้งนี้จะสำเร็จหรือไม่ก็ตาม ผู้จัดทำขอสงวนสิทธิ์ในการนำเอกสารนี้ไปใช้

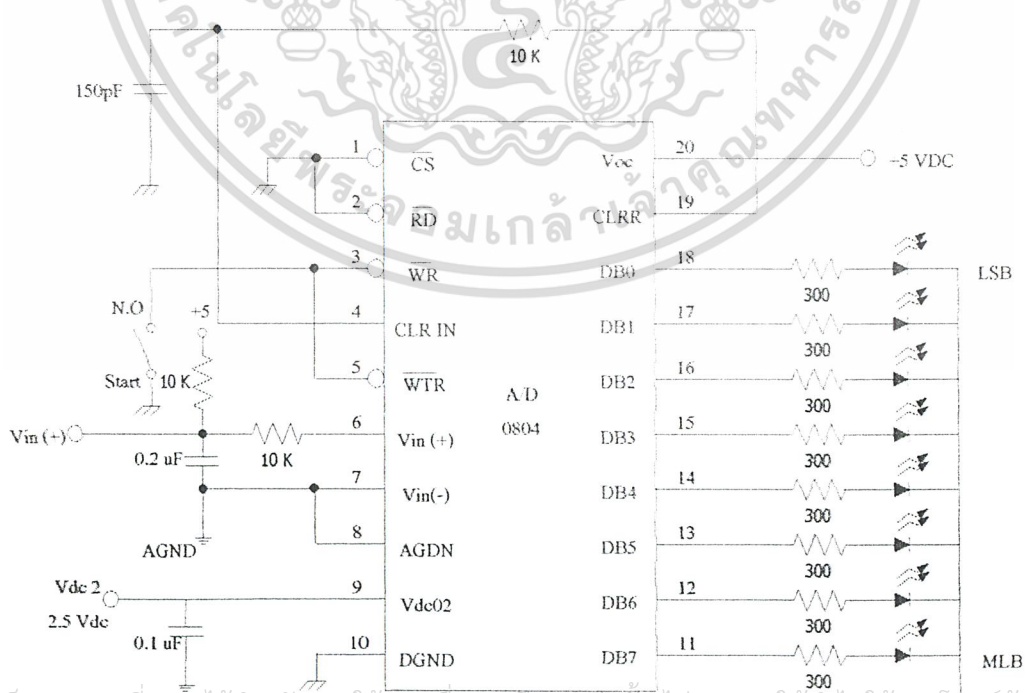
อย่างไรก็ตามในกรณีของ A/D converter แบบ 8 บิต ควรจะมี discrete step เป็นจำนวน 255 ($2^8 - 1 = 255$) ซึ่งจะเท่ากับ 0.39 เปอร์เซ็นต์ ($(1/255) \times 100 = 0.39$ เปอร์เซ็นต์) ซึ่ง A/D converter แบบ 8 บิต มีความละเอียดแม่นยำมากกว่าชนิด 4 บิต

ผลจากการทำงานของ A/D converter อาจมีข้อผิดพลาดทางตัวเลขอันเนื่องมาจาก discrete step ที่เอาต์พุตของไอซี ซึ่ง A/D converter ทุกตัวมีความผิดพลาดอันนี้อยู่

นอกจากนี้ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน A/D converter อีกอย่างหนึ่งก็คือ analog component เช่นวงจรเปรียบเทียบและความผิดพลาดอื่น ๆ อันเนื่องมาจากโครงข่ายวงจรของตัวต้านทานความละเอียดของ A/D converter เรียกว่า accuracy ของไอซี A/D converter

ค่า accuracy ของไอซี A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมีช่องกว้างจาก $\pm 1/2$ LSB ถึง $+2$ LSB ส่วน accuracy ของ A/D converter แบบที่ให้เอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ จะมีช่องกว้าง ตั้งแต่ 0.01 ถึง 0.05 เปอร์เซ็นต์

Conversion time เป็นรายละเอียดเฉพาะของ A/D converter อันหนึ่งที่สำคัญซึ่งเป็นเวลาที่ A/D converter ใช้ในการให้ไอซี เปลี่ยนค่าอนาล็อกทางอินพุต ให้เป็นข้อมูลเอาต์พุตเลขฐานสอง (หรือเลขฐานสิบ) โดยทั่วไปแล้ว conversion time ของ A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักอยู่ในช่วง 200 ถึง 400 ms ส่วน A/D converter ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมักมีค่า conversion time อยู่ระหว่าง 0.05 ถึง 0.1 μ s.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งรูปที่ 3.11 การทดสอบ A/D Converter เบอร์ ADC 0804 การทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะเฉพาะอื่น ๆ โดยทั่วไปนอกเหนือจากที่กล่าวมาแล้วของ A/D converter คือ ค่าแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟมักมีค่าประมาณ +5 อย่างไรก็ตาม A/D converter บางตัวก็ทำงานที่ค่าแรงดันโวลต์เตจ +5V ถึง +15V

ระดับแรงดันทางเอาต์พุตเป็นทั้งแบบ TTL, CMOS, หรือ tristate (สามสถานะ) ช่วงกว้างของอินพุตโวลต์เตจมักเป็น 5 Volt ค่าการสูญเสียกำลังสูงสุดของ A/D converter มักมีค่าอยู่ระหว่าง 15 ถึง 3000 mw

A/D converter เบอร์ ADC 0804 ถูกออกแบบมาให้สามารถเชื่อมต่อเข้าโดยตรงได้กับไมโครโปรเซสเซอร์หลาย ๆ เบอร์เช่น Z80, 8085, 8080

บางขาของไอซี ADC 0804 อาจเหมือนกับขาของไมโครโปรเซสเซอร์ที่เราใช้งานกันทั่วไปเช่น ADC 0804 ใช้ชื่อว่า INTR WR และ RD ซึ่งคล้ายกับขา INTR, WR และ RD ในไมโครโปรเซสเซอร์ 8052 ไอซี ADC 0804 สามารถเชื่อมต่อกับไมโครโปรเซสเซอร์แบบ 8 บิต ที่นิยมใช้กันทั่วไปชนิดอื่น ๆ ได้อีกด้วย เช่น 6800 และ 6502

ขา CS control input ใช้สำหรับรับสัญญาณ (chip select) จากวงจรลอจิกให้ค่าแอดเดรสไมโครโปรเซสเซอร์

ADC 0804 เป็น successive-approximation A/D converter แบบ 8 บิต CMOS มีเอาต์พุตสามสถานะ (Three state output) ดังนั้นจึงสามารถที่จะเชื่อมต่อเข้าโดยตรงกับระบบ microprocessor-base system ทาง data bus ได้ (รับข้อมูลในระบบไมโครโปรเซสเซอร์)

ADC 0804 มีเอาต์พุตเลขฐานสองและมี conversion time เพียง 100 μ s เท่านั้น อินพุตและเอาต์พุตของมันเข้ากันได้ทั้ง MOS และ TTL มีตัวกำเนิด Clock รวมอยู่ในชิปสำเร็จรูปอยู่แล้ว โดยจะต้องต่ออุปกรณ์ภายนอก (ตัวต้านทาน, ตัวเก็บประจุ) เพิ่มเติมเพื่อให้ทำงานได้

ไอซี ADC 0804 ทำงานด้วยไฟ DC 5 V จากเพาเวอร์วอลล์เพลซและสามารถใส่รหัสความต่างศักย์อนาล็อกทางอินพุตได้ตั้งแต่ 0 ถึง 5V ไอซี ADC 0804 converter สามารถนำมาทดสอบโดยใช้วงจรในรูป 3.11 ได้

หน้าที่ของวงจรคือใส่รหัสความแตกต่างกันของศักดาไฟฟ้าระหว่าง $V_{in}(+)$ และ $V_{in}(-)$ เปรียบเทียบกับระดับแรงดันอ้างอิง (ใช้ 5.12 V)

ตัวอย่างเช่น ADC 0804 เป็นแบบ 8 บิต 0.39 เปรอร์เซ็นต์ หมายความว่าในแต่ละ 0.02 V ($5.12 \times 0.39 = 0.02$ V) ที่เพิ่มในศักย์ไฟฟ้าที่ analog input ตัวเลขฐานสองจะนับเพิ่มขึ้น 1 สวิตช์เริ่มต้น (start) ในรูปที่ 3.11 ถูก close เป็นครั้งแรกและถูก open เพื่อเริ่มต้น free running ของ A/D

converter ที่เรียกเป็นการ free running ก็เนื่องมาจากมันจะเปลี่ยนสัญญาณ analog input เป็นเอาต์พุตแบบ digital อย่างต่อเนื่อง สวิตช์ start ควรถูกปล่อยให้ open เพื่อให้ A/D converter จะมีการทำงานตลอดเวลา

3.3.2 วงจรเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller interfacing)

จากบล็อกไดอะแกรมข้างต้นเราสามารถที่จะนำมาออกแบบวงจรการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์สิ่งที่เราต้องทราบในเรื่องต้นคือสถาปัตยกรรมเบื้องต้นและการใช้งานเบื้องต้นของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เสียก่อน

3.3.2.1 โครงสร้างสถาปัตยกรรม MCS-51

ลักษณะทั่วไปของ MCS-51 จะประกอบด้วย

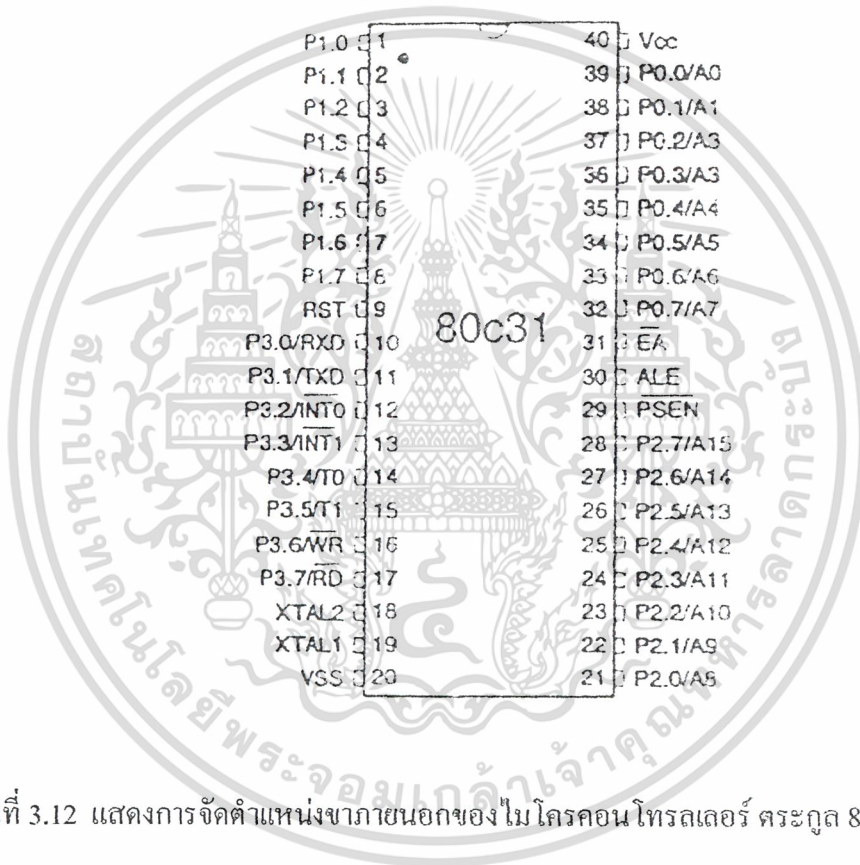
1. สร้างโดยใช้ HMOS และ DMOS เทคโนโลยีและการทำงานด้วย แหล่งจ่ายไฟขนาด 5 V เพียงแหล่งเดียว
2. CPU มีขนาด 8 bit
3. มีวงจรออสซิลเลเตอร์ และวงจรนาฬิกาบนชิป
4. ชุดแบงก์ (bank) รีจิสเตอร์ 4 ชุด แต่ละชุดมีรีจิสเตอร์ 8 ตัว
5. มีตัวจับเวลา/นับเวลา ขนาด 16 บิต 2 ชุด และสำหรับเบอร์ 8030, 8052 มี 3 ชุด
6. มีพอร์ต I/O แบบขนาน 2 ทิศทาง จำนวน 4 พอร์ต พอร์ตละ 8 บิต รวมทั้งหมดเป็น 32 เส้นแต่ใช้เพียง 16 เส้น สำหรับเบอร์ 8031 อีก 16 เส้น ใช้ในการเข้าถึงทางแอดเดรสและข้อมูล
7. พอร์ตแบบอนุกรมสามารถที่จะ โปรแกรมการรับส่งแบบ Full Duplex ที่มีความเร็วสูง
8. หนึ่งไซเคิลคำสั่งจะใช้เวลา 1 ไมโครวินาที ด้วยการ ใช้คริสตอล 12 เมกกะเฮิร์ต
9. แอดเดรสข้อมูลภายนอกได้ 64 กิโลไบต์
10. แอดเดรสโปรแกรมภายนอกได้ 64 กิโลไบต์
11. สามารถกำหนดเลขที่อยู่ข้อมูลขนาดไบต์หรือบิตได้โดยตรง
12. มีซอฟต์แวร์แฟลคสำหรับผู้ใช้ที่กำหนดเองได้ถึง 128 คำแหน่งบิต
13. โครงสร้างอินเตอร์รัพท์ทำได้ 5 แหล่ง และ 6 แหล่ง สำหรับ 8032/8052 พร้อมด้วยการจัดไพรออริตี้ (Priority) ได้ 2 ระดับ
14. ตัวโปรแกรมเมอร์สามารถใช้งานแบบบูลีน (Boolean) ได้สำหรับการใช้งานควบคุม
15. มีคำสั่งคูณและหารทางฮาร์ดแวร์ทำได้ภายใน 4 ไมโครวินาที
16. ตัวเลขทางคณิตศาสตร์ใช้ได้ทั้งแบบไบนารี (Binary) และเดซิมีอล (Decimal)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในห้องเรียนเท่านั้น ไม่ควรนำออกเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

17. การใช้พื้นที่สแต็คสำหรับโปรแกรมย่อยต่าง ๆ ทำได้กว้างขึ้น

18. ชุดคำสั่งของ MCS-51 จะมีชุดคำสั่งของ MCS-48 ครอบคลุม MCS-51 จะมีทั้งแบบ ROM ในตัว หรือไม่มี ROM หรือมี EPROM บนชิปเดียวกัน และจะมีตำแหน่งขาที่เหมือนกัน

3.3.2.2 การจัดการลักษณะภายนอกของ MCS-51



รูปที่ 3.12 แสดงการจัดตำแหน่งขาภายนอกของไมโครคอนโทรลเลอร์ 8051

จากรูปที่ 3.12 แสดงการจัดขาตามลักษณะภายนอกของชิป MCS-51 ซึ่งรายละเอียดมีดังนี้

1. ขา Vss (ขา 20) เป็นขาสำหรับต่อลงดิน
2. ขา Vcc (ขา 40) เป็นขาที่ต่อแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงขนาด 5V และใช้สำหรับการ โปรแกรม

3. ขา PORT 0 (PO.0-PO.7, ADO-AD7) (ขา 32-39) เป็นพอร์ตไอโอ 8 บิต แบบ Open Drain Bi-directional สามารถที่จะรับ โหลดที่ที่แอลได้ 8 คิว การเขียนค่า "1" ไปที่พอร์ตนี

นี้จะเป็นการปล่อย (Float) ขา ของพอร์ตนีทำให้มันทำงานเป็นอินพุต มีสถานะอิมพีแดนซ์สูง ในการค่าไม่ว่าพอร์ตนีให้บริการแบบไอโอพอร์ต 0 จะทำงานเป็นมัลติเพล็กซ์สัญญาณแอดเดรสไบต์ค่าไปใช้กับบัสข้อมูลสำหรับการใช้งานในด้านหน่วยความจำภายนอก ในการใช้งานแบบนี้จะใช้ลักษณะ

ภายในเป็นตัวพูลอัพ พอร์ต 0 ยังใช้งานเป็นตัวส่งข้อมูลทางพอร์ตนี้ เมื่อใช้บริการทางด้านการตรวจสอบโปรแกรม ROM ภายในและการโปรแกรมตัว EPROM ภายใน ถ้าใช้งานภายในลักษณะนี้ การ พูลอัพภายในจะต้องด้วยค่า 10 กิโลโห์ม

4. ขา PORT 1 (P1.0-P1.7) (ขา 1-8) เป็นพอร์ตไอโอ 8 บิต แบบ Open Drain Bidirectional พร้อมด้วยการพูลอัพภายใน ถ้าเป็นพอร์ต เอาท์พุท บัฟเฟอร์สามารถขับโหลด ทีทีแอลตระกูล LSI ได้ 4 ตัว พอร์ต 1 เมื่อถูกเขียนค่า "1" ด้วยโปรแกรมมันจะมีสถานะสูงด้วยการ พูลอัพภายใน การให้สถานะเช่นนี้จะเป็นการ Initial ใช้งานพอร์ตนี้ให้เป็นอินพุทขณะที่พอร์ต 1 เป็นอินพุทการให้สัญญาณลงต่ำจะเป็นการจ่ายกระแสออกเนื่องจากการพูลอัพภายใน

5. ขา PORT 2 (P2.0-P2.7) (ขา 21-27) เป็นพอร์ตไอโอ 8 บิต แบบ Open Drain Bidirectional ด้วยการพูลอัพภายในพอร์ต 2 ที่หน้าที่เป็นบัฟเฟอร์เอาท์พุทสามารถขับโหลด ทีทีแอลตระกูล LS ได้ 4 ตัว พอร์ตจะถูกใช้งานเป็นตัวส่งแอสเคตไบต์สูงด้วย เมื่อใช้งานร่วมกับ หน่วยความจำภายนอกเพื่อให้แอสเคตได้ถึง 16 บิตด้วยการใช้งานแบบนี้ มันจะมีพูลอัพภายในที่ ช่วยให้การส่งค่า "1" ได้รับค่าที่แน่นอน นอกจากการ ใช้งานสำหรับแอสเคตอันดับสูงยังเป็นขา ควบคุมในการตรวจสอบ และเขียนโปรแกรมเบอร์ 8751 และตรวจสอบโปรแกรมภายใน 8051

6. ขา PORT 3 (P3.0-P3.7) (ขา 10-17) เป็นพอร์ตไอโอ 8 บิตแบบพูลอัพ ภายใน นอกจากทำหน้าที่สามารถรับ โหลดทีทีแอลพวตระกูล LS ได้ 4 แล้วยังใช้งานเป็นพิเศษ สำหรับตระกูล MCS-51 การที่จะทำงานต้องเริ่มโปรแกรมด้วยการส่งค่า "1" ไปแลตช์ไว้ก่อนที่จะ ทำงานตามฟังก์ชันข้างบน

7. ขา RST (ขา 9) ต้องคงสถานะค่าสูงเป็นเวลาประมาณอย่างน้อยสอง ไชเคิล ระหว่างออสซิลเลเตอร์ทำงานขณะที่ต้องการรีเซ็ตทั้งระบบงาน โดยจะต่อรีจิสเตอร์พูลดาวน์ (8.2 กิโลโห์ม) จากขา RST ไปลงดินและเพื่อให้รีเซ็ต ได้อัตโนมัติขณะเปิดไฟจะ ใช้คาปาซิเตอร์ (10 ไมโครฟารัด) ต่อคร่อม ระหว่างขา RST กับขา Vcc

8. ขา ALE/PROG (ขา 30) เป็นแอสเคตแลตช์อื่นาเปิดด้วยการส่งพัลส์ ออกไปใช้สำหรับแลตช์ค่าแอสเคตไบท์ค่าจากพอร์ต 0 ในระหว่างการเข้าถึงข้อมูลจากหน่วย- ความจำภายใน ALE จะถูกส่งสัญญาณนาฬิกาออกมาในอัตราความเร็วคงที่ ที่ 1/8 ของความถี่- ออสซิลเลเตอร์ตลอดเวลาแม้ว่าจะไม่มีการเข้าถึงข้อมูล จากภายในดังนั้นจึงสามารถใช้สัญญาณนี้ จะลดความถี่ช้าลงไปได้เท่าหนึ่ง ระหว่างการทำงานแบบเข้าถึงของหน่วยความจำภายนอก, ขานี้ยังใช้ เป็นสัญญาณพัลส์เข้าสำหรับการควบคุมโปรแกรม EPROM ภายในชิป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ PSEN (Program storage Enable) (ขา 29) เป็นสโตร์ปอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำ- หน่วยความจำภายนอก เมื่อชิปทำงานด้วยโปรแกรมภายนอก ขา PSEN จะสร้างสโตร์ปต่ำสองครั้ง ใช้ ภายในแต่ละ ไชเคิล สัญญาณจะมีสถานะสูงหรือพัลส์ต่ำ ทั้งสองจะถูกจะหายไปเมื่อทำงานในช่วงการ

อ่านหรือเขียนข้อมูล จากหน่วยความจำภายนอกและ PSEN จะไม่มีพัลส์ส่งออกถ้าชิปทำงานด้วยโปรแกรมหน่วยความจำภายใน

10. EA/Vpp (ขา 31) มีสถานะสูงตัว CPU ในชิปจะทำงานตามโปรแกรมที่อยู่ในหน่วยความจำภายใน (โดยที่โปรแกรมจะต้องไม่ยาวกว่า 4 Kbytes สำหรับเบอร์ 8051AH และ 8 Kbytes สำหรับเบอร์ 8052AH) การทำให้ EA มีสถานะต่ำจะเป็นการควบคุมให้ CPU ทำงานตามโปรแกรมหน่วยความจำภายนอก ซึ่งขยายโปรแกรมได้ยาวถึง 64 Kbytes ในตัว 8031 AH และ 8032AH ขาEA จะต้องต่อลงดินเช่นกัน

11. ขา XTAL 1 (ขา 19) ใช้เป็นอินพุตเข้าสู่ออสซิลเลเตอร์ขยายแบบ Invert

12. ขา XTAL 2 (ขา 18) ใช้เป็นเอาต์พุตจากออสซิลเลเตอร์ขยายแบบ

Invert

เมื่อเราได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับลักษณะ โครงสร้างภายนอกและตำแหน่งของขาต่าง ๆ แล้วก็สามารถออกแบบการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยสามารถหาได้จากคู่มือและตำราเกี่ยวกับเรื่องไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล 8051 ได้ที่สำคัญคือ

1. การต่อ RAM ในโครงงานนี้ใช้ RAM เบอร์ 6264 มีขนาด 64 Kbytes ซึ่งได้ออกแบบการทำงานไว้ที่แอดเดรส 4000H-5FFFH ให้ทำหน้าที่พักข้อมูลในระหว่างการทำงาน

2. การต่อวงจรส่วนของไอซี คอนเวอร์เตอร์ โดยการเชื่อมต่อที่พอร์ต 1 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ และขาอินพุตถึงกันเพื่อทำการส่งและรับข้อมูลได้ถูกต้อง

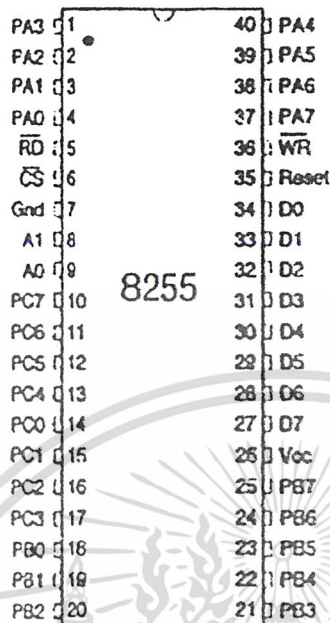
3. การต่อสัญญาณอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องเช่น สัญญาณรีเซต วงจรกำเนิดความถี่ วงจรแยกสัญญาณข้อมูลและสัญญาณแอดเดรสออกจากกัน การรับส่งข้อมูลผ่านทางพอร์ตอนุกรมสามารถทำได้ตามลักษณะข้อกำหนดของไมโครคอนโทรลเลอร์ ตระกูล 8051

3.3.3 วงจรเชื่อมต่อไอซี 8255 กับไมโครคอนโทรลเลอร์ (8255 Interfacing)

ไอซี 8255 เป็น IC PORT ที่สามารถโปรแกรมการทำงานได้ซึ่งถูกสร้างขึ้นมามีกับ 8080 แต่ก็สามารถนำมาใช้กับ MCS-51 ได้ง่าย

จะเห็นว่าตัว IC มี 3PORT ที่ใช้งานคือ PORT A, PORT B มีขนาด 8 BIT และ PORT C โดยที่ PORT C ยังสามารถแบ่งกลุ่มออกเป็น PORT ละ 4 Bit จึงทำให้มี PORT C บน และ PORT C ล่าง การต่อใช้งานก็มีขาที่เป็น INPUT ให้กับตัว IC นี้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 แสดงการจัดตำแหน่งขาต่างๆของไอซีเบอร์ 8255

DO-D7 ต่อเข้ากับขา DATA BUS ของ CPU เพื่อใช้สำหรับรับส่งข้อมูลระหว่าง

PORT กับ CPU

A0-A7 ขา Address ซึ่งเป็นตัวสำคัญในการกำหนด PORT เรียกว่า PORT อะไรเป็น PORT A B หรือ C จากที่กล่าวมาแล้วสถานะที่เราคิดมีเพียง ON กับ OFF ดังนั้น IC ตัวนี้จึงมีเบอร์ PORT ในตัวมัน 4 PORT เพราะมีสาย Address 2 เส้น = 00, 01, 10, 11 และเราได้กล่าวมาแล้ว 3 PORT ดังนั้นจึงเหลืออีก PORT หนึ่ง ซึ่ง PORT ตัวนี้จะเป็นตัวที่สำคัญที่สุดในการทำงานของ IC ตัวนี้ ซึ่งก่อนที่จะให้ IC ตัวนี้มีหน้าที่อะไรก่อนนั้นจะต้องทำการสั่งหน้าที่ของ IC ให้กับ PORT นี้เสียก่อนเรียก PORT นี้ว่า CONTROL PORT

RESET เป็น "1" ใช้เคลียร์สถานะต่างๆของ 8255

PA0-PA7 เป็นพอร์ตขนาด 8 บิต

PB0-PB7 เป็นพอร์ตขนาด 8 บิต

PC0-PC7 เป็นพอร์ตขนาด 8 บิต

RD ในการอ่านข้อมูลที่พอร์ต 8255 ต้องทำให้ขานี้เป็นลอจิก "0" พร้อมกับ

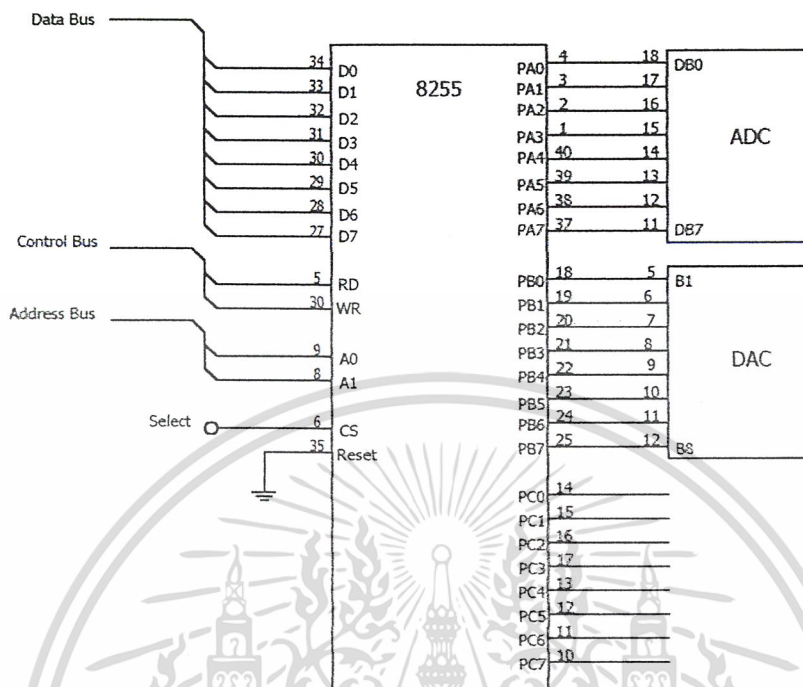
CS

WR ในการเขียนข้อมูลหรือโปรแกรมลงบน 8255 ต้องทำให้ขานี้เป็นลอจิก

"0" พร้อมกับ CS

CS เป็นขาเลือกให้ 8255 ทำงานมักจะต่อกับระบบ I/O Decoder

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่สามารถนำออกให้ผู้อื่นได้โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 วงจรเชื่อมต่อ 8255 กับไมโครคอนโทรลเลอร์

MODE การทำงานของ 8255

8255 การทำงานโดยทั่วไปมีอยู่ด้วยกัน 3 MODE คือ

MODE 0 มีการทำงานแบบ Basic I/O ไม่มี Handshaking

MODE 1 ใช้พอร์ต A,B ในการรับส่งข้อมูล และใช้พอร์ต C ในการตรวจสอบสัญญาณ

Handshaking

MODE 2 ใช้พอร์ต A ในการรับส่งข้อมูล 2 ทิศทาง และใช้พอร์ต B ในการรับหรือส่งข้อมูล ส่วนพอร์ต C บิต 0,1,2 ใช้ในการส่งข้อมูลและบิต 4,5,6 ใช้ตรวจสอบสัญญาณ Handshaking

PORT ที่ใช้สำหรับ CONTROL

การใช้ 8255 จะต้องส่งรหัสควบคุม (Control byte) เข้าไปยัง PORT ข้อมูลควบคุม (PORT) สุดท้ายใน 4 PORT คือที่ A1 กับ A0 เป็น PORT 2003H) เพื่อควบคุมการทำงานของ 8255 ว่าให้ทำงานใน MODE ไหนและให้แต่ละ PORT เป็น INPUT หรือ OUTPUT PORT จากวงจรการเชื่อมต่อข้างบนเราได้ออกแบบการเชื่อมต่อเพื่อใช้งานไว้ดังนี้

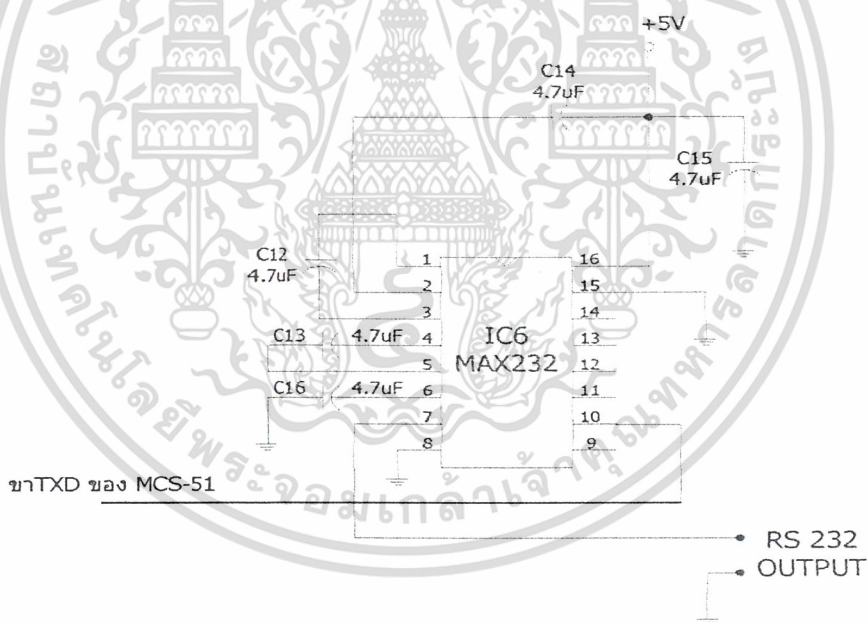
- 2000H เป็นพอร์ต A ใช้ในการรับข้อมูลดิจิทัลจากวงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล โดยต่อลักษณะการรับ-ส่ง ข้อมูลแบบขนาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของ บริษัท เทคโนโลยีสารสนเทศ จำกัด ไม่สามารถนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตจากบริษัทฯ

- 2002H เป็นพอร์ต C เราใช้เป็นพอร์ตที่ใช้ในการรับส่งสัญญาณควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยออกแบบให้พอร์ต C ล่าง (PC0-PC3) เป็นพอร์ตอินพุต และพอร์ต C บน (PC4-PC7) เป็นพอร์ตเอาต์พุต
- 2003H เป็นพอร์ตควบคุมเพื่อใช้ในการทำงานของพอร์ตต่าง ๆ พร้อมกับตั้งค่าโหมดการทำงานของ 8255 อีกด้วย จากการออกแบบการทำงานที่ผ่านมาของ 8255 เราจะใช้คำสั่งควบคุม (Control word) มีค่าเท่ากับ 91H

3.3.4 การอินเตอร์เฟสกับคอมพิวเตอร์

ในการอินเตอร์เฟสกับคอมพิวเตอร์นั้นเราได้ใช้ ไอซี MAX232 ในการรับส่งข้อมูลให้กับคอมพิวเตอร์ ซึ่งตามมาตรฐาน RS232 จะต้องปรับระดับแรงดันให้มีค่า $-3V$ ถึง $-15V$ และ $+3$ ถึง $15V$ ซึ่งระดับแรงดันของข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีค่า $0-5V$ จะปรับระดับแรงดันโดยไอซี MAX232 จากรูปเป็นการต่อใช้งาน MAX232



รูปที่ 3.15 การต่อใช้งานไอซี MAX 232

3.3.5 วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก (DAC)

วงจร DAC คือวงจรใช้สำหรับเชื่อมต่อระหว่างวงจรดิจิทัลกับวงจรอนาล็อก สัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณที่เกิดขึ้นจากธรรมชาติ ตัวตรวจจับสัญญาณจะเป็นหน่วยเปลี่ยน

กระบวนการทางฟิสิกส์ เช่น อุณหภูมิ แรงดัน ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ในรูปของแรงดัน กระแส เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ด้านการค้า แต่จะมีความยุ่งยากขึ้นหากต้องการเก็บสัญญาณอนาล็อกไว้ตลอดช่วงเวลานาน ๆ เพื่อนำมาใช้ในไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ การเปรียบเทียบหรือคำนวณในภายหลัง ตรงกันข้ามคอมพิวเตอร์สามารถทำงานดังกล่าวนี้ได้ดีกว่า

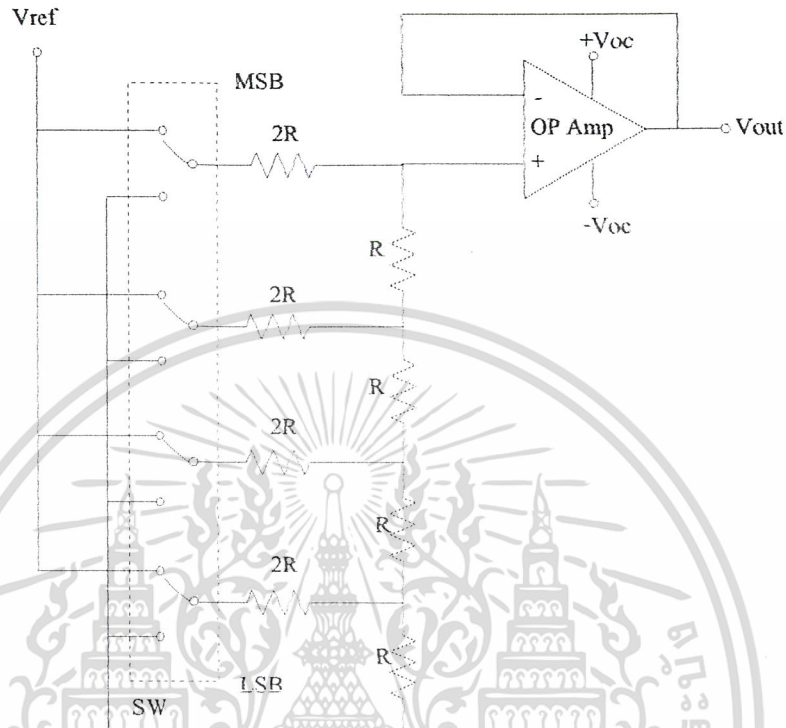
มากด้วยสัญญาณดิจิทัล หากเมื่อใดต้องการที่จะนำผลที่ได้จากการประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์ออกไปควบคุมอุปกรณ์หรือเครื่องมือจักรกลใด ๆ ที่ใช้สัญญาณอนาล็อก จำเป็นต้องมีวงจร DAC ต่อร่วมด้วยเสมอ

หลักการการทำงานของ DAC



หัวใจสำคัญของ DAC คือ อนุพัทธ์ที่ควบคุมลอจิกจำนวน n ชุดเท่ากับจำนวน Binary bit อินพุตสวิตช์เหล่านี้จะตัดต่อแรงดันอ้างอิงขนาดหนึ่งกับวงจรตัวต้านทานตามรหัส Binary อินพุตและ Buffer amp จะทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสที่ได้เป็นแรงดันอนาล็อก ซึ่งแรงดันอนาล็อกที่ได้จะมีความสัมพันธ์กับ Binary bit input

วงจร DAC R-2R Ladder



$$V_o = (V_{ref} / 2^N) * (8S_4 + 4S_3 + 2S_2 + S_1)$$

เมื่อ S close = 1, S open = 0

รูปที่ 3.17 วงจร DAC แบบ R-2R ขนาด 4 บิต

วงจร DAC ขนาด 8 บิต

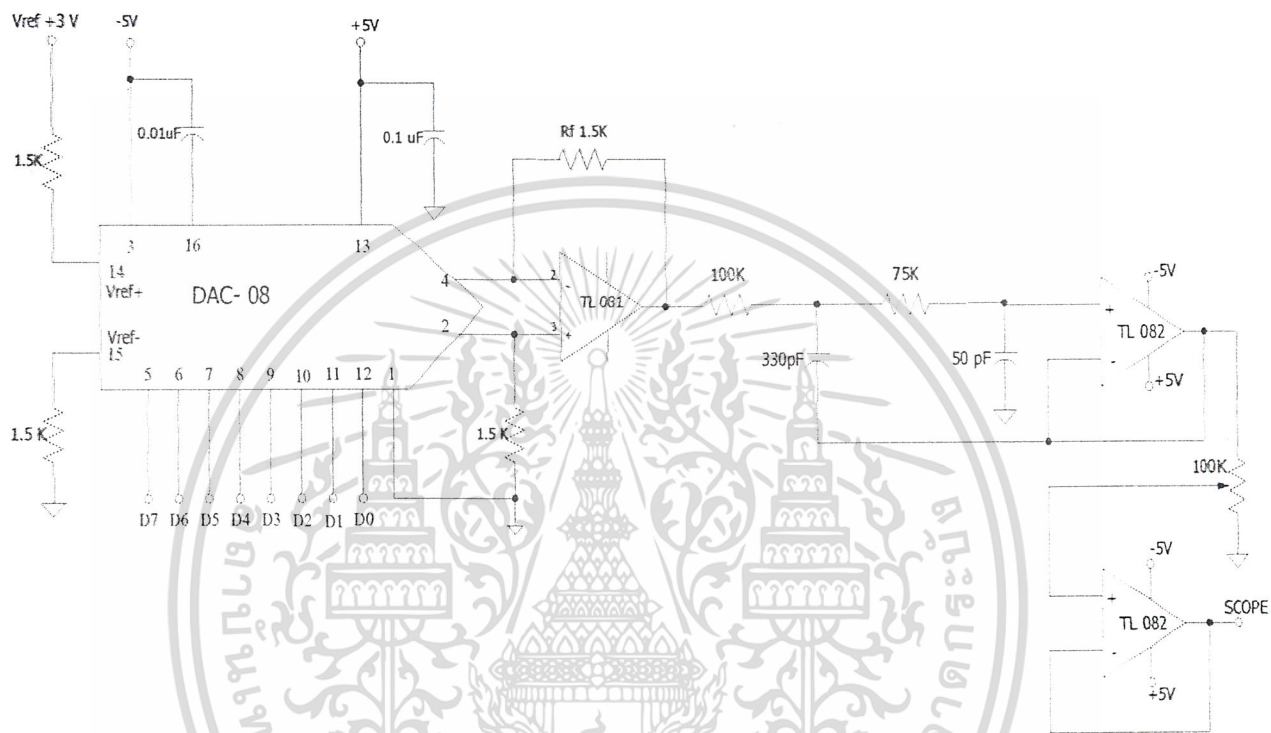
วงจร DAC แบบ R-2R 8 บิต เปลี่ยนแปลงของสวิตช์ทางด้านอินพุตควบคุม โดยใช้วงจรลอจิก TTL CMOS หรืออื่น ๆ กระแสที่ไหลในแต่ละบิตที่ถูกควบคุมอาจไหลได้ 2 ทาง คือ ไหลลงกราวด์หรือไปยัง เอาต์พุต หลังจากนั้นก็ต้องวงจรออปแอมป์เพื่อให้กระแสเอาต์พุตเป็นบวกหรือเป็นลบหรือเป็นเอาต์พุตแบบคู่ มีบริษัทผู้ผลิตหลายรายผลิต ไอซี DAC แบบนี้ออกมาจำหน่ายเบอร์ที่ใช้ทั่วไปเช่นเบอร์ DAC-08 เพื่อให้การต่อใช้งานง่าย และมีราคาถูกลง ดังแสดงในการต่อวงจรใช้งานเบื้องต้นในรูปที่ 3.25 ไอซีเบอร์นี้ใช้ได้กับแรงดันไฟเลี้ยง 4.5 โวลต์ ถึง 18 โวลต์

$$\text{ความละเอียดของกระแส} = (V_{ref}/R_{ref}) * (1/2^n)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการสงวนสิทธิ์ในทางใดทางหนึ่ง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ยกเว้นทั้งห้าหมื่นบาทและเงินในข้อนี้ และทั้งนี้ยังบังคับเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I_{fs} = \text{ความละเอียดของกระแสคูณด้วยค่า 255}$$

- D คือ ค่าเลขฐานสิบที่แปลงมาจากเลขฐานสองจากลอจิกอินพุต
- I_{fs} คือ ค่ากระแสเต็มสเกลเมื่ออินพุตเป็น 11111111 = 255 = d
- $V_o = I_{out} \cdot 1.5k\Omega$



รูปที่ 3.18 แสดงการต่อวงจร ไอซีเบอร์ DAC- 08

ตารางที่ 3.1 การแสดงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก

	รหัสดิจิตอลอินพุต								O/P (คำนวณ)	
	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	I _{out} (mA)	V _o (V)
ค่าต่อบิต	0	0	0	0	0	0	0	1	0.007813	0.011719
ค่าครึ่งสเกล	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1.5
ค่าเต็มสเกล	1	1	1	1	1	1	1	1	1.992188	2.988

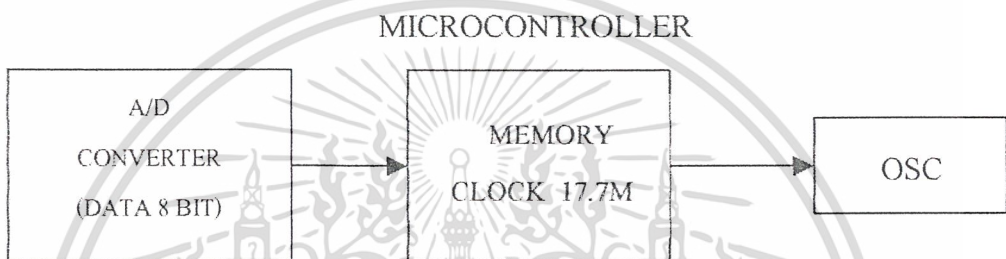
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การออกแบบซอฟต์แวร์แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

4.1 การออกแบบซอฟต์แวร์ แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป

ในการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อแสดงผล บนจอออสซิลโลสโคป ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ เนื่องจากการทำงานของเมมโมรี่ของจอออสซิลโลสโคปนี้ จำเป็นต้องใช้ความสูงเพื่อให้เกิดการแสดงผลที่ต่อเนื่องแสดงดังรูป



รูปที่ 4.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบซอฟต์แวร์แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป

4.1.1 หลักการทำงานของโปรแกรมแสดงบนจอออสซิลโลสโคป

หลักการทำงานของโปรแกรมจะใช้หลักการ การเปลี่ยนความถี่คือการเก็บข้อมูลความถี่ต่ำ แล้ว แสดงผลให้ความถี่สูงขึ้น เนื่องการแสดงผลข้อมูลซ้ำหลายครั้งให้เกิดความต่อเนื่องเสมือน สัญญาณมีความถี่สูงขึ้น ฮาร์ดแวร์ที่ใช้คือไมโครคอนโทรลเลอร์ 8051 คู่กับเมมโมรี่ 6264 เพื่อรองรับความต้องการของซอฟต์แวร์ เมมโมรี่จำนวนพอเหมาะสำหรับความถี่ที่แสดงผลบนหน้าจอออสซิลโลสโคป คือ 256 แอดเดรส โดยกำหนดแอดเดรสเริ่มต้นที่ 4000H-40FFH สามารถแสดงผลออกมาเป็นรูปคลื่นที่ชัดเจนได้ที่ Time/Div 1 msec

4.1.2 การทำงานของโปรแกรมแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป

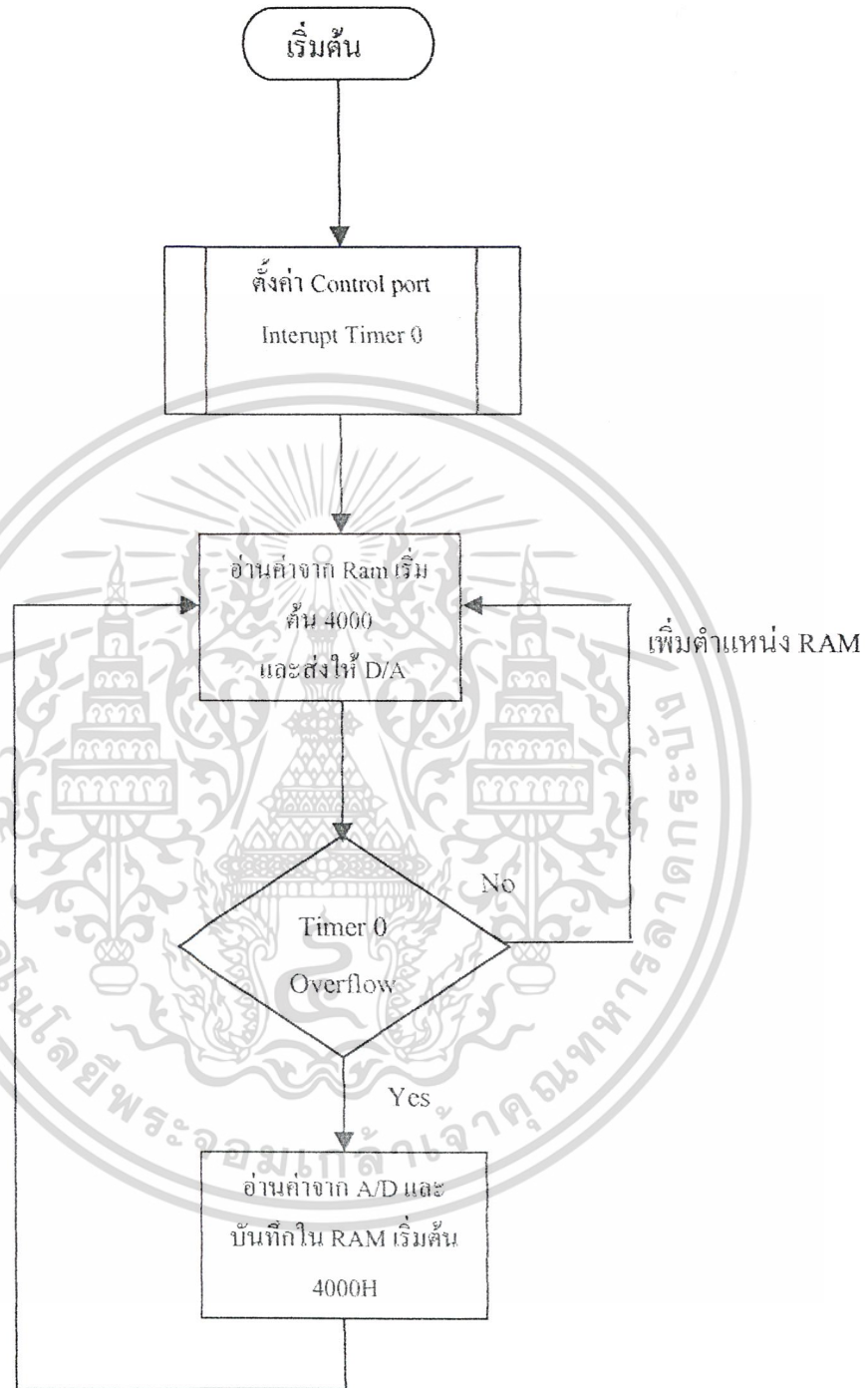
จะแบ่งเป็นสองส่วนด้วยกัน คือ ส่วนการเก็บข้อมูล และส่วนการส่งข้อมูล ในตอนเริ่มแรก โปรแกรมจะทำการตั้งค่าตำแหน่งเมมโมรี่เริ่มต้น ตั้งค่าคอนโทรลพอร์ตของ 8255 และอินเตอร์รัพ-ไทม์เมอร์ 0 หลังจากตั้งค่าเริ่มต้นเรียบร้อยแล้วจะเริ่มทำการเก็บข้อมูลโดยใช้ interrupt Timer 0 เป็นช่วงเวลา (Sampling) เก็บข้อมูลจาก Port A ของ 8255 (Data 8 Bit จากวงจร A/D) เพื่อที่จะนำ

ไปเก็บไว้ใน memory ตำแหน่ง 4000H จนถึงตำแหน่ง 40FFH และทำการเก็บวนซ้ำไปเรื่อย ๆ ซึ่งในส่วนของการเก็บข้อมูลนี้จะไม่มีการคอนโทรลวงจร A/D เลย เนื่องจากออกแบบให้ A/D

ทำงานแบบพึ่งตัวเองทำให้การแปลงข้อมูลเกิดขึ้นตลอดเวลาเป็นประโยชน์กับการทำงานของโปรแกรมอย่างมาก เนื่องจากเราจะต้องเก็บข้อมูลเร็วเท่าใดก็ได้ ไม่ต้องคอยตอบรับกับวงจร A/D ซึ่งความเร็วการเก็บข้อมูลอยู่ที่การควบคุมความช้าเร็วของ Interrupt timer ส่วนชุดโปรแกรมหลักคือ การส่งข้อมูล โดยจะทำการอ่านข้อมูล จากแอดเดรส ตำแหน่ง 4000H จนถึงตำแหน่ง 40FFH ส่งออกที่ PORT B ของ 8255 (ต่อกับวงจร A/D) ความเร็วของการส่งข้อมูลขึ้นอยู่กับเขียนโปรแกรมสั้นเท่าใด และการใช้ Clock ของไมโครคอนโทรลเลอร์ก็ต้องคำนึงถึงด้วยจะทำให้ความสามารถในการส่งข้อมูลออกไปนั้นมีอัตราเท่าใด ซึ่งออกแบบไว้ทำงานที่ใช้ คริสตอล 17.7M ผลการทำงานของสัญญาณที่ผ่านการ memory แล้วดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 Flow Chart แสดงการทำงานของโปรแกรม Memory

4.1.3 ผลการทำงานของโปรแกรมแสดงผลบนจอซิลิโคน

ผลการทำงานของโปรแกรมสามารถนำรูปคลื่นเพิ่มเติมได้จริงตามลักษณะรูปคลื่นที่ได้
เอกสารนี้มีความต่อเนื่องไม่มากนัก ซึ่งขึ้นอยู่กับความยาวของโปรแกรมที่ใช้และความเร็วของไมโคร-
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คอนโทรลเลอร์ การแก้ไขให้รูปคลื่นมีความสมบูรณ์คือใช้วงจร Active Low Pass Filter เพียง 2 order ในส่วนของภาค ก็สามารถทำให้รูปคลื่นมีความต่อเนื่องสวยงาม

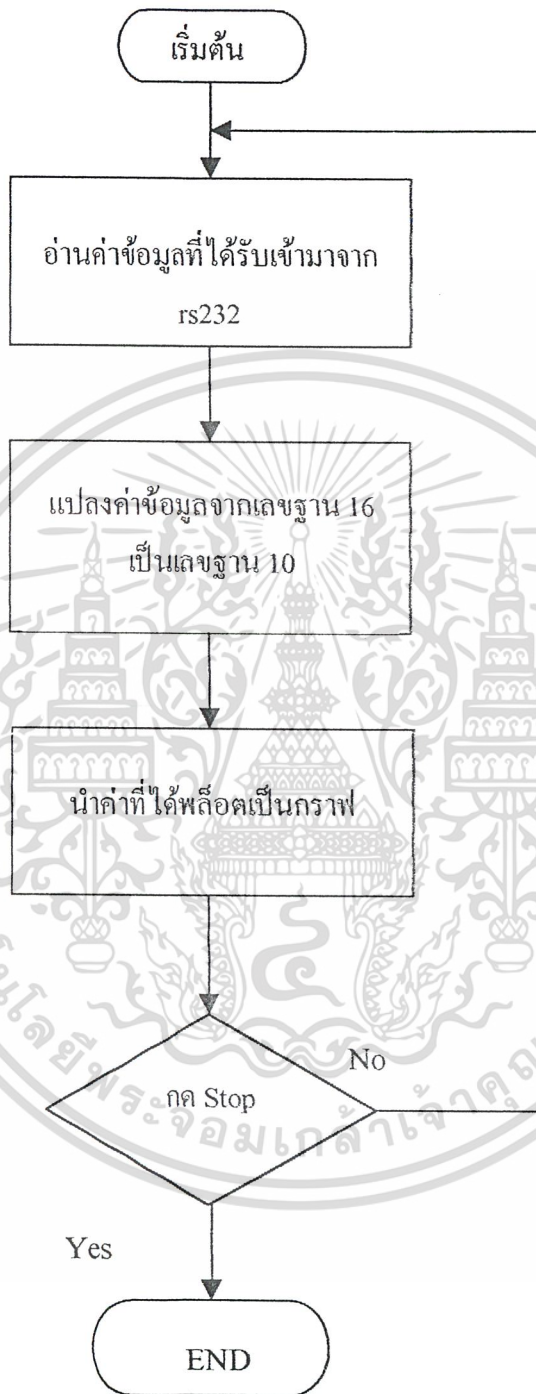
4.2 การออกแบบซอฟต์แวร์แสดงผลบนจอออสซิลโลสโคปและคอมพิวเตอร์

ในการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์เราได้ใช้โปรแกรมวิชวลเบสิก 6 มาใช้ในโครงการนี้ เนื่องจากเป็นโปรแกรมที่มีเครื่องมือต่างๆ ไว้คอยอำนวยความสะดวกมากมาย แนวทางในการเขียนโปรแกรมเป็นไปในลักษณะการนำคอนโทรลชนิดต่างๆ เช่น Textbox, Label, Commandbox นำมาวาดเพื่อออกแบบหน้าตาแอปพลิเคชันที่เรียกว่า กราฟฟิกส์ยูสเซอร์ - อินเตอร์เฟซ



รูปที่ 4.3 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานในส่วนของการแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 Flow Chart แสดงการทำงานของโปรแกรมวิซวลเบสิกเพื่อแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1 ขั้นตอนวิธีการใช้งานโปรแกรมแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์

1. การรันโปรแกรมวิชวลเบสิกจะได้หน้าต่างของ Form 1 ปรากฏขึ้นมา
2. ให้ทำการตั้งค่า Comport และ Setting โดยการกดที่เมนู File จะขึ้นเมนูย่อย Default และ New
 - ตัวกด Default จะทำให้ได้ค่า Comport เท่ากับ 2 และ Setting เท่ากับ 19200,n,8,1
 - ถ้ากด New จะขึ้นหน้าต่างของ Form set เพื่อให้สามารถเลือกตั้งค่าเองได้ (ค่า Comport, Baud Rate, Length, Parity และ Stop bit)
3. กดปุ่ม “อ่านค่า” ก็จะได้กราฟรูปคลื่นหัวใจปรากฏขึ้นที่หน้าจอ ECG MONITOR ในส่วนของพื้นที่หลังสีเขียว
4. ถ้าต้องการจะหยุดการเขียนกราฟ ทำโดยการกดปุ่ม “ Stop” กราฟก็จะค้างไว้ที่หน้าจอ
5. การออกจากโปรแกรมทำได้โดยการกดปุ่ม Exit



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

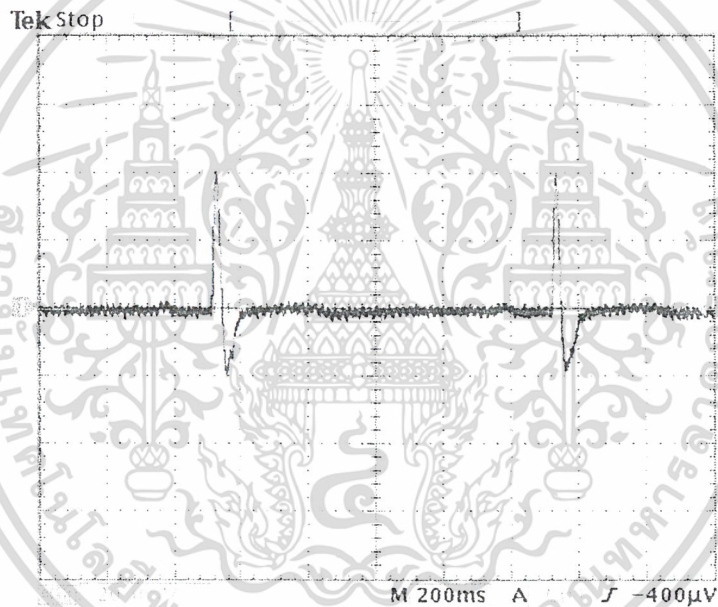
บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติแต่ละส่วนของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยทำการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรเหล่านั้น ดังรายละเอียดต่อไปนี้

5.1 การทดลองและผลการทดลองการทำงานของวงจร Instrument Amplifier

ทำการทดสอบโดยการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองให้กับวงจร แล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าเอาต์พุตได้ผลการทดลองดังรูปคลื่นข้างล่างนี้



25 Apr 2003
14:28:39

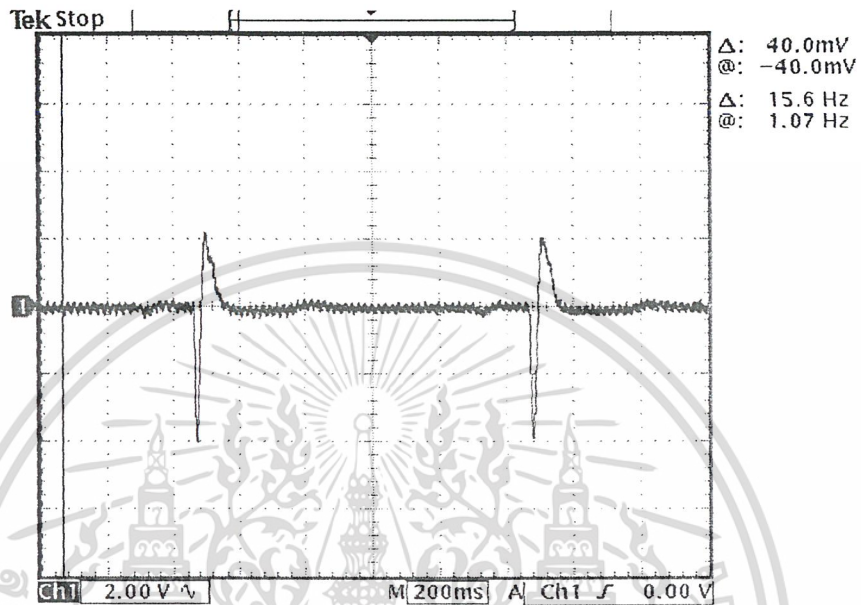
รูปที่ 5.1 แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจร Instrument Amplifier โดยใช้ ECG Simulate

5.2 การทดลองและผลการทดลองการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

ทำการทดสอบโดยการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองให้กับวงจร แล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าเอาต์พุต จากนั้นทำการดึงสายออกจากขั้วอินพุตแล้วทำการต่อคืนอย่างรวดเร็ว แล้วสังเกตผลที่เกิดขึ้นจะปรากฏว่ารูปร่างของสัญญาณเอาต์พุตลอยเหนือระดับแรงดันอ้างอิงแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ในการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลับลงมาสู่สภาวะเดิมอย่างรวดเร็วเปรียบเสมือนเกิดการรบกวนของอิเล็กทรอนิกส์เกิดขึ้นสัญญาณไฟฟ้าเอาต์พุตได้ผลการทดลองดังรูปคลื่นต่อไปนี้



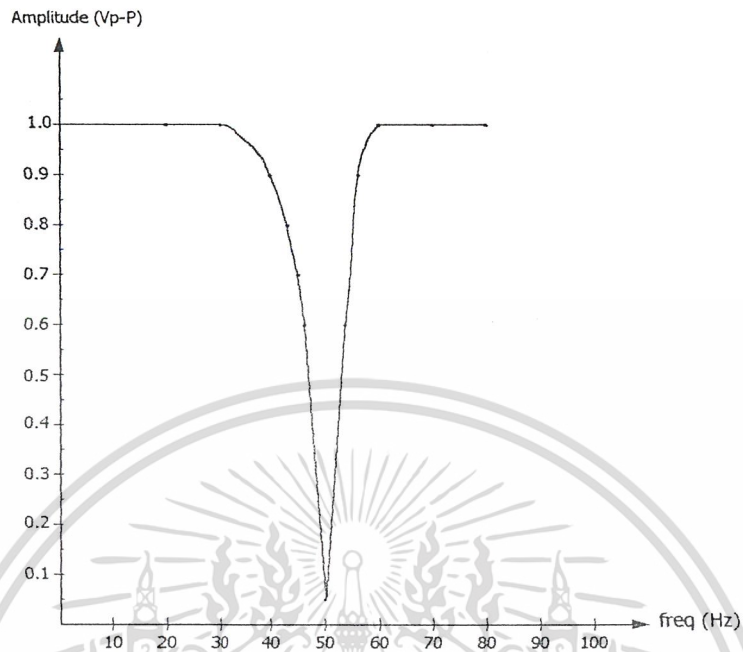
25 Apr 2003
14:29:45

รูปที่ 5.2 แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์กลางอัตโนมัติโดยใช้ ECG Simulate

5.3 การทดลองและผลการทดลองการทำงานของวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter)

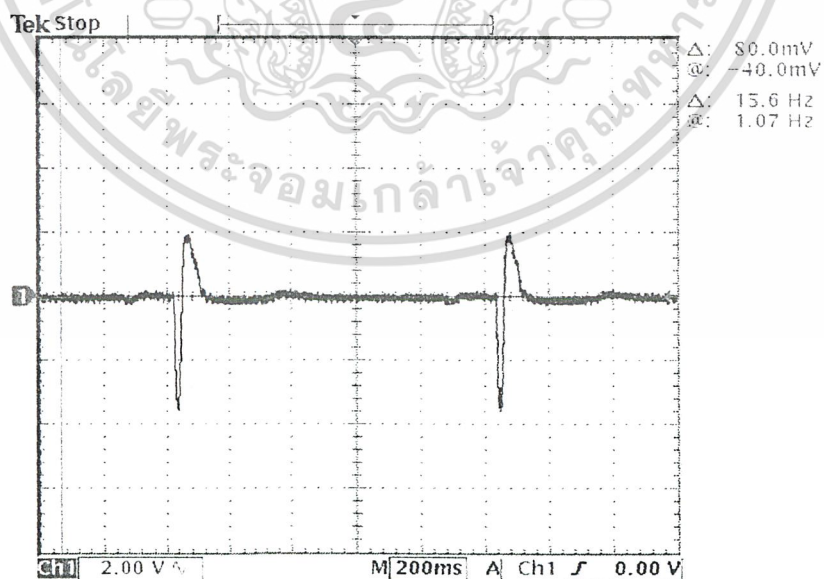
ได้ทำการทดลองในวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter) โดยทำการป้อนสัญญาณอินพุตรูปไซน์ ที่ความถี่ 20-80 Hz แอมพลิจูด 1 Vpp ได้ทำการทดลองแล้วนำมาพล็อตกราฟดังรูป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.3 แสดงกราฟที่ได้จากการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter) โดยทำการป้อนสัญญาณอินพุตรูปไซน์ที่มีความถี่ 20-80 Hz แอมพลิจูด 1 Vpp

วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter) จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สัญญาณรบกวน 50 Hz จะถูกกำจัดออกไปได้ผลการทดลองดังรูปที่ 5.4

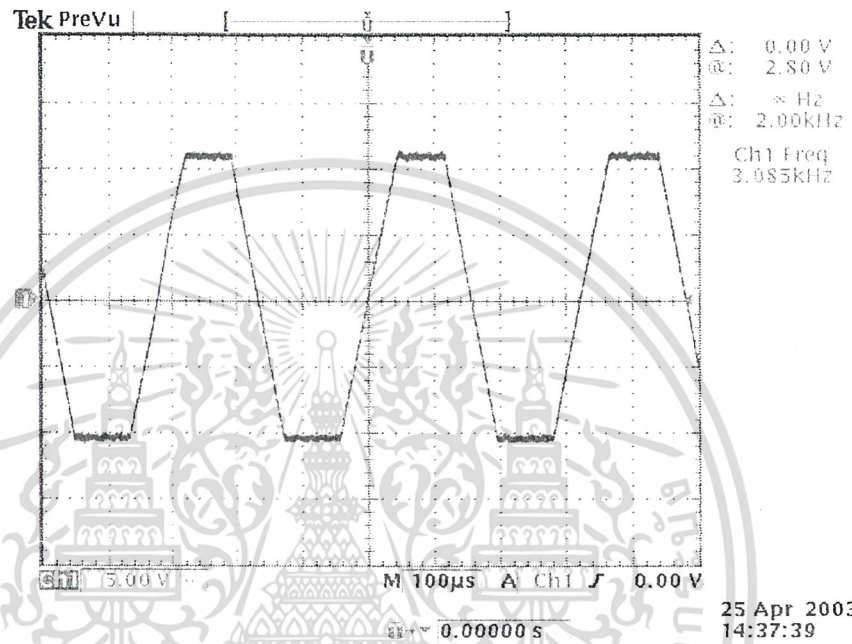


25 Apr 2003
14:30:51

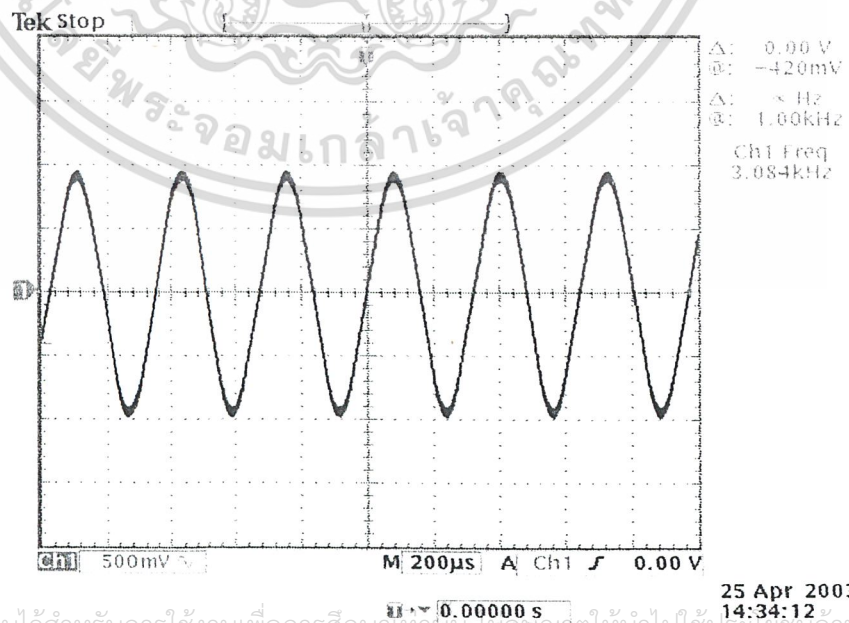
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 5.4 แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch Filter)
โดยใช้ ECG Simulate

5.4 การทดลองและผลการทดลองการทำงานของวงจร Pulse-Width Modulator

วงจร Pulse-Width Modulator ได้ผลการทดลองดังรูปต่อไปนี้



รูปที่ 5.5 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดคลื่นสี่เหลี่ยม



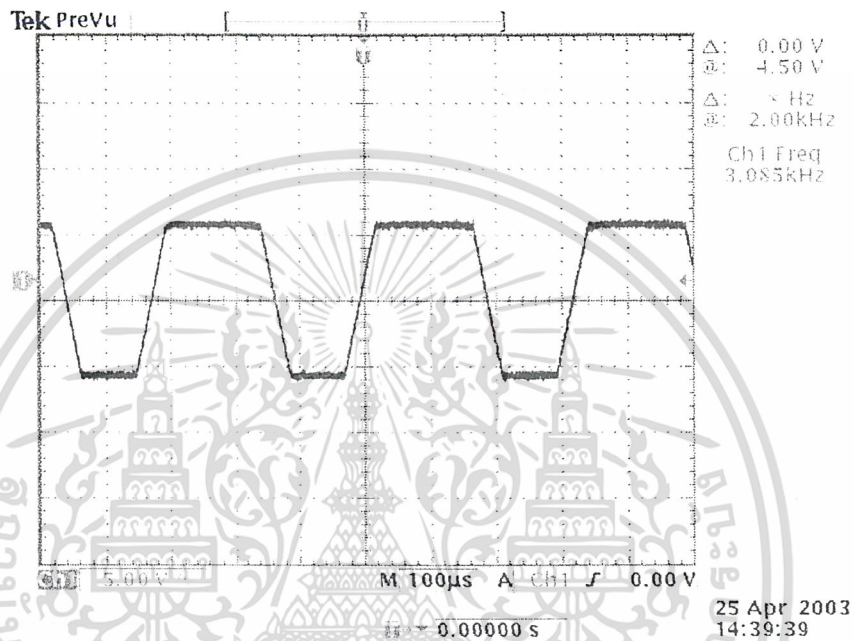
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและตั้งอ้างถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

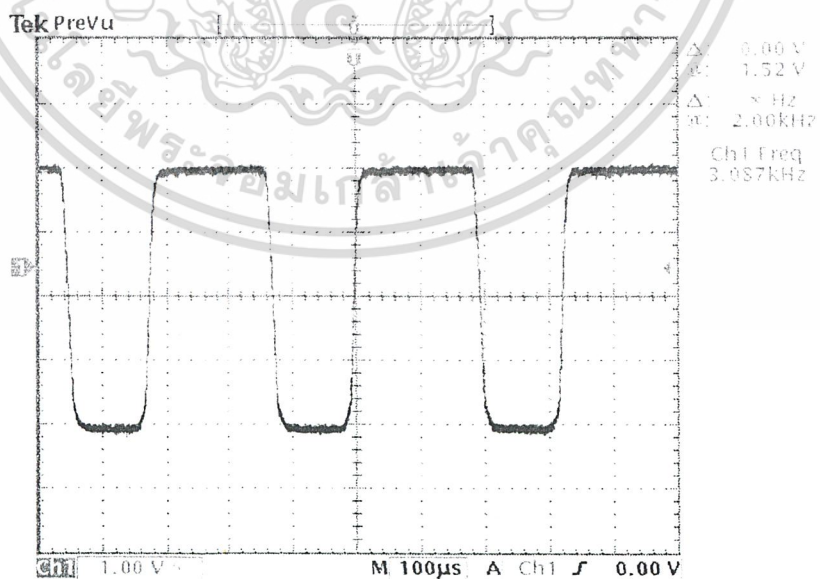
รูปที่ 5.6 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดคลื่นสามเหลี่ยม โดยใช้ ECG Simulate

5.5 การทดลองและผลการทดลองการทำงานของวงจร Opto Isolator

วงจร Opto Isolator นั้นเป็นวงจรที่ทำหน้าที่ในการแยกสัญญาณทั้งระบบ ไฟเลี้ยงและสัญญาณของวงจรทั้งสองส่วนออกจากกัน โดยใช้แสงเป็นตัวส่งผ่าน เพื่อความปลอดภัยของผู้วัดได้โดยผลการทดลองดังรูปคลื่นต่อไปนี้



รูปที่ 5.7 แสดงรูปคลื่นสัญญาณก่อนผ่านวงจร Opto Isolator โดยใช้ ECG Simulate

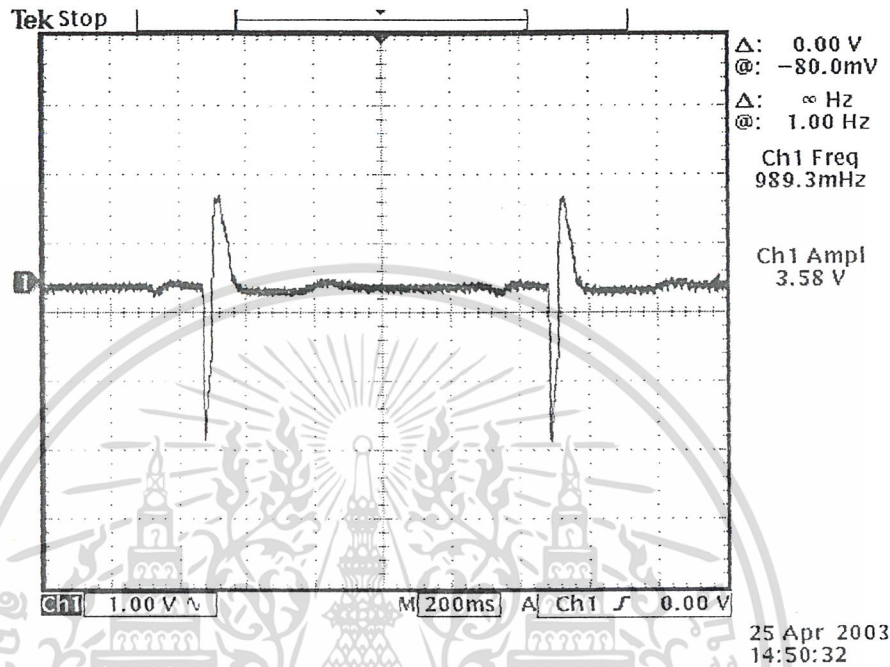


รูปที่ 5.8 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตวงจร Opto Isolator โดยใช้ ECG Simulate

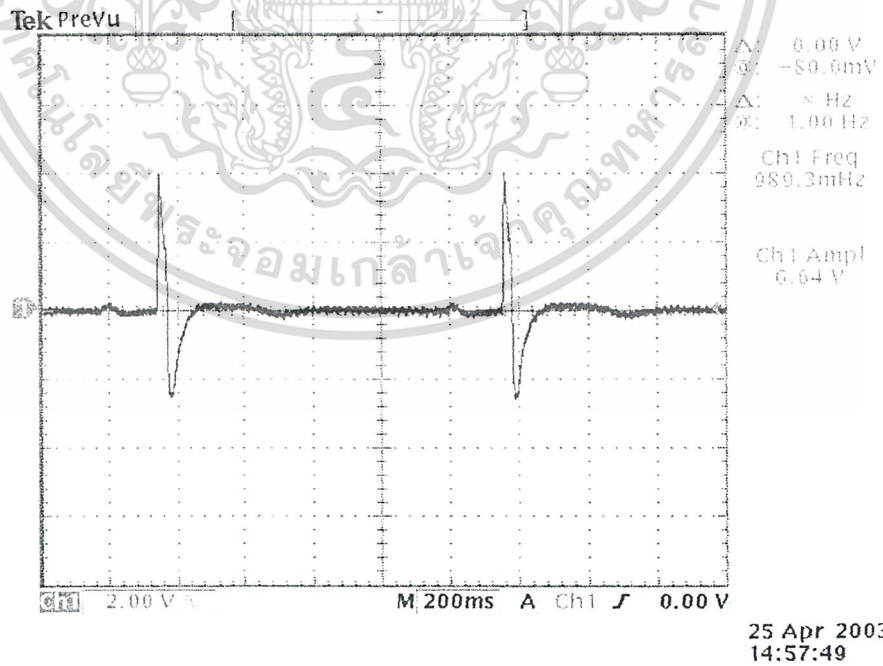
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปใช้ในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.6 การทดลองและผลการทดลองวงจรกรองความถี่ต่ำ แบบแอกทีฟฟิลเตอร์

ได้ผลการทดลองดังรูปต่อไปนี้



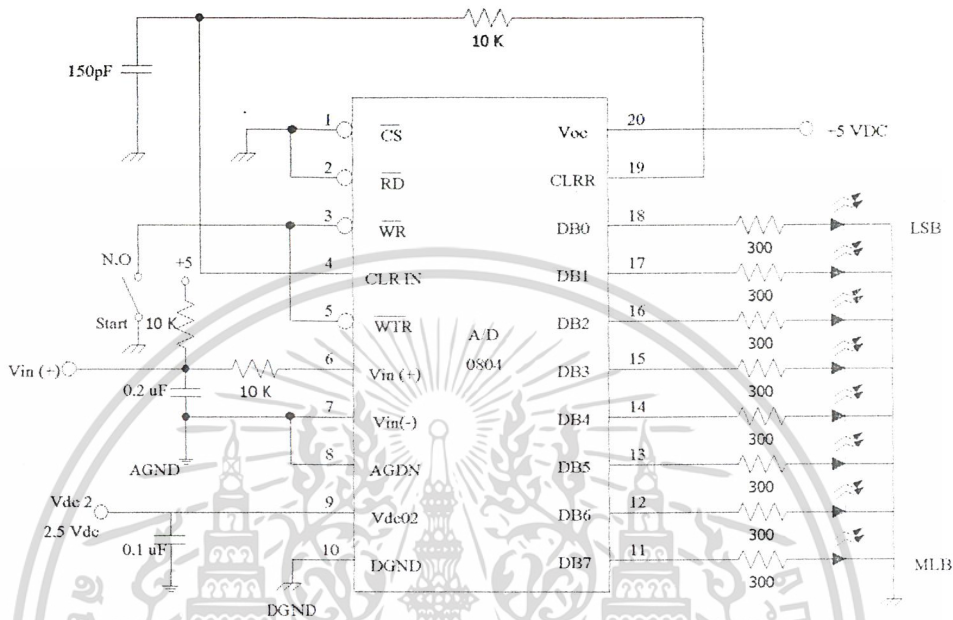
รูปที่ 5.9 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอกทีฟฟิลเตอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้รูปที่ 5.10 แสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตสุดท้ายให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.7 การทดลองและผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

ทำการทดลองโดยใช้ A/D Converter เบอร์ ADC 0804 โดยการนำมาต่อวงจรดังรูปที่ 5.11



รูปที่ 5.11 การทดสอบ A/D Converter เบอร์ ADC 0804

แรงดันอินพุท (Volt)	Digital Output Code	ดิจิทัลเอาท์พุทแปลง เป็นฐานสิบจากที่วัดได้	ดิจิทัลเอาท์พุทแปลง เป็นฐานสิบ (คำนวณ)	% Error	แรงดันเอาท์พุท (Volt)
0.0	1000 0000	128	128.00	0.00	2.56
0.5	1000 1111	143	140.50	1.80	2.86
1.0	1001 1011	155	153.00	1.31	3.10
1.5	1010 1000	168	165.50	1.50	3.36
2.0	1011 0101	181	178.00	1.70	3.62
2.5	1100 0000	192	190.50	0.80	3.84
3.0	1100 1100	204	203.00	0.50	4.08
3.5	1101 1010	218	215.50	1.16	4.36
4.0	1110 0110	230	228.00	0.90	4.60
4.5	1111 0100	244	240.50	1.46	4.88
5.0	1111 1111	255	253.00	0.80	5.10

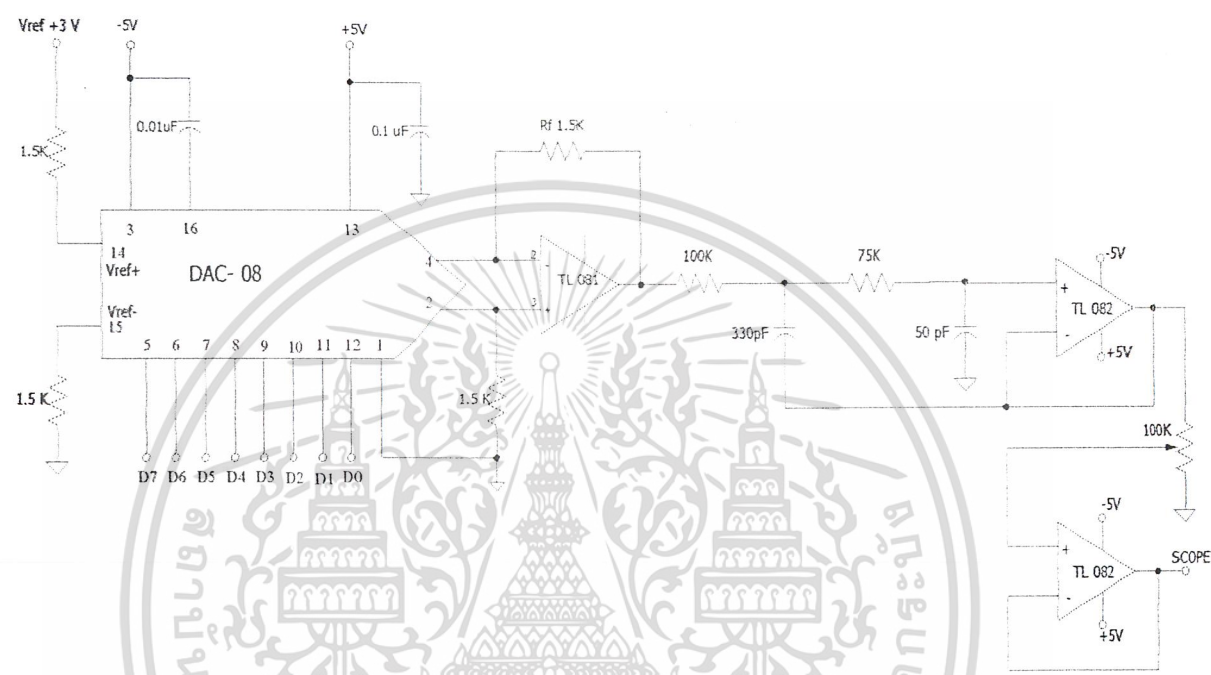
ตารางที่ 5.1 แสดงผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_{out} = \left(\frac{MS}{16} + \frac{LS}{256} \right) 5.12$$

5.8 การทดลองและผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก

ทำการทดลองโดยใช้ A/D Converter เบอร์ DAC 0800



รูปที่ 5.12 แสดงการต่อวงจร ไอซีเบอร์ DAC-0800

Input Step	ดิจิทัลอินพุต								V out จากการวัด (Volt)	V out จากการคำนวณ (Volt)	% Error
	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0			
1	1	1	1	1	1	1	1	1	2.99	2.988	0.07
2	1	1	0	0	0	0	0	0	1.52	1.512	0.52
3	1	0	1	0	0	0	0	0	0.77	0.760	1.32
4	1	0	0	1	0	0	0	0	0.39	0.386	1.04
5	1	0	0	0	1	0	0	0	0.21	0.199	5.53
6	1	0	0	0	0	1	0	0	0.11	0.105	4.76
7	1	0	0	0	0	0	1	0	0.06	0.0586	2.40
8	1	0	0	0	0	0	0	1	0.04	0.036	11.11
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0.01	0.0117	14.50

ไม่ว่ากรณีใดๆ ตารางที่ 5.2 แสดงผลการทดลองวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อกก็มีการนำไปใช้

หมายเหตุ

$$V_{out} = V_{ref} \left(\frac{-255}{256} + \frac{2x}{256} \right)$$

X = เลขฐาน 10 ที่แปลงจากดิจิทัลอินพุต

$V_{ref} = 3V$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์โครงการ

ในการสร้างโครงการเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ เราได้ใช้ความรู้เรื่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ และไมโครโปรเซสเซอร์มาทำการออกแบบวงจร ซึ่งก็จะประกอบด้วยวงจรที่ทำหน้าที่ต่างๆกันออกไป

วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) เป็นวงจรแรกที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1mV โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนัง แต่ที่ใช้ในโครงการเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ เรานำเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาใส่แทน ซึ่งในวงจรที่นำมาใช้ในโครงการจะประกอบด้วยออปแอมป์ 4 ตัว อัตราขยายไฟฟ้าทั้งหมดของวงจรขยายความแตกต่างเท่ากับ 10.1 เท่า

จากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขยายแล้วเข้าสู่วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Autozero circuit) ซึ่งทำหน้าที่ช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ให้น้อยลงเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซตถึงระดับที่กำหนดไว้ซึ่งในการทดลองจะทำการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองให้กับวงจรแล้วทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าเอาต์พุต จากนั้นทำการดึงสายออกจากขั้วอินพุตแล้วทำการต่อคั่นอย่างรวดเร็ว แล้วสังเกตผลที่เกิดขึ้น จะปรากฏว่ารูปร่างของสัญญาณเอาต์พุตลดยหนีระดับแรงดันอ้างอิงแล้วกลับสู่สถานะเดิมอย่างรวดเร็ว

วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Notch filter) จะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 Hz จะถูกกำจัดออกไป

เมื่อกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการไม่ให้ผ่านไปได้แล้ว ก็ผ่านมาที่วงจรส่งสัญญาณทางแสงเพื่อทำการแยกจุดคั่นระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสสร้างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนไข้ได้โดยการมอดูเลตสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราจะใช้วงจรพัลส์-วิดท์ มอดูเลเตอร์ (Pulse-Width Modulator) หลังจากตัวรับสัญญาณแสงซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์แล้วจะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช่วงจรดีมอดูเลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าว คือ วงจรกรองความถี่ต่ำที่ยอมให้ความถี่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน

ต่อจากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกเปลี่ยนจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อเป็นข้อมูลให้กับภาคประมวลผลและภาคอื่นๆ ในโครงการเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ เราได้ใช้ Port A ของ 8255 ทำหน้าที่เป็นอินพุตที่รับมาจาก A/D แล้ว Port B เป็นเอาต์พุตให้กับ D/A โดยเมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามาจะถูกเปลี่ยนจากสัญญาณอนาล็อกเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์เพื่อการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้เพื่อการค้าไม่ว่าในรูปแบบใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้นำเนื้อหาไปแก้ไขเพิ่มเติมโดยไม่ได้รับอนุญาต

สัญญาณดิจิทัลโดยวงจร A/D แล้วข้อมูลที่ได้จะถูกนำไปเก็บไว้ที่หน่วยความจำเพื่อแสดงผล โดยผ่านวงจร D/A แปลงสัญญาณกลับมาอีกครั้งหนึ่ง

ในส่วนของการแสดงผลนั้นจะเป็นการนำสัญญาณที่ได้จากส่วนของเครื่องวัดทำการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปแสดงผลโดยเขียนขึ้นโดยโปรแกรมวิซวลเบสิก 6 จากการใช้งานจะเห็นได้ว่าสามารถส่งผ่านเข้าไปแสดงผลได้ และสามารถควบคุมได้ระดับหนึ่งแต่ยังมีปัญหาในเรื่องของสัญญาณรบกวนจากคอมพิวเตอร์มารบกวนวงจรด้านวัดสัญญาณ ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนปรากฏที่ภาคแสดงผลด้วย ดังนั้นสัญญาณรบกวนจึงเป็นปัญหาหลักที่สำคัญสำหรับโครงการนี้ที่ควรนำไปพัฒนาเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนให้หมดไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

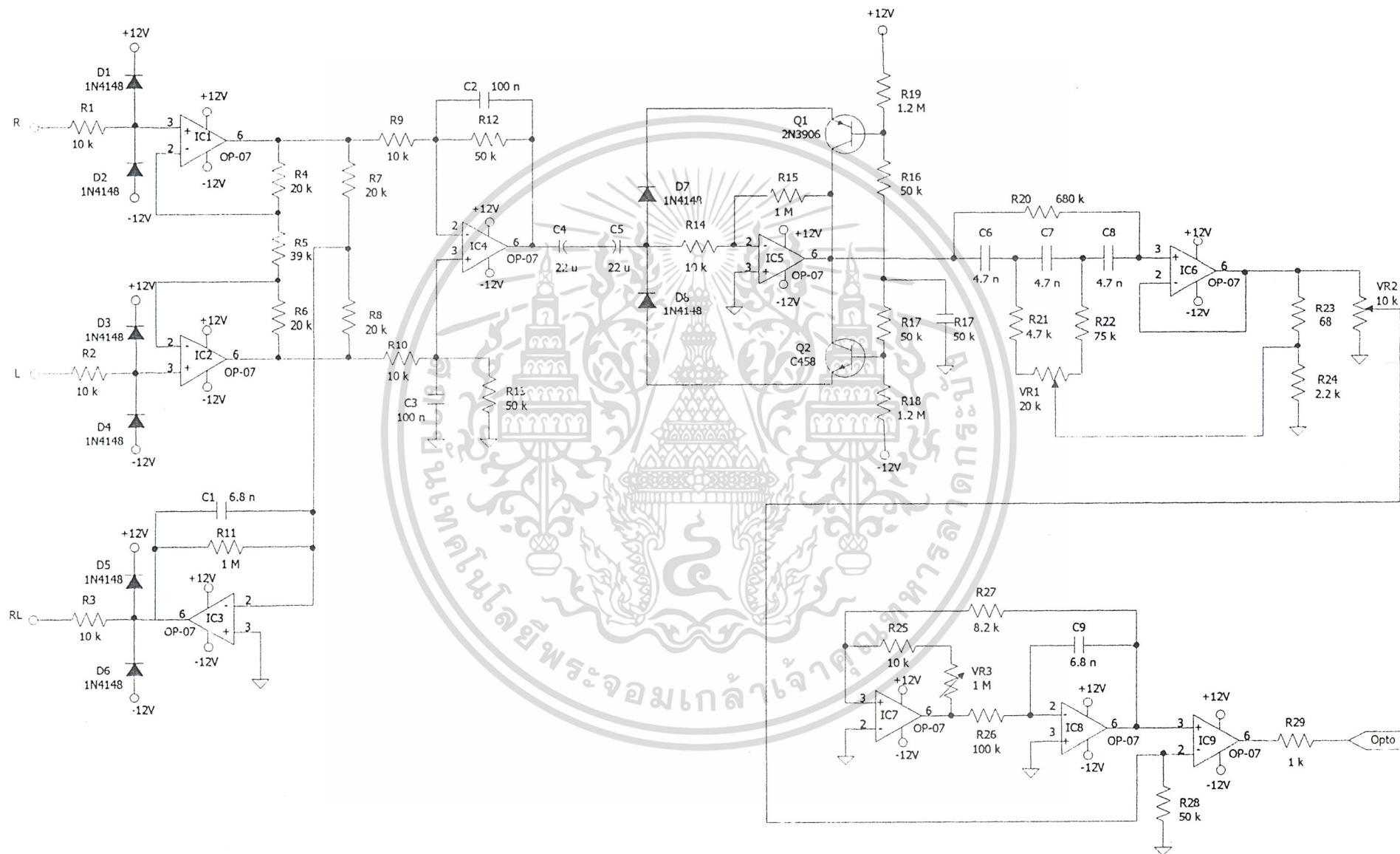
บรรณานุกรม

1. เกษม วัฒนชัย นพ., “ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ”, สำนักพิมพ์พัฒนาศึกษา, 2532.
2. มนัส สังวรศิลป์ ปรศ., พิชัย คูศิริวานิชกร , ประภากร สุวรรณะ , ยุทธนา คิดใจเดียว,
“สร้างเครื่องต้นแบบระบบไอซียูมอนิเตอร์ขนาด 4 เติง”, รายงานการวิจัยได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ประจำปีงบประมาณ 2531 โดยห้องวิจัยอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปี พ.ศ.2531.
3. โสภณ บุตรงาม, “อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์”, วารสารเคมีคอนคัลเตอร์อิเล็กทรอนิกส์, บริษัท ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด(มหาชน), ฉบับที่ 107, 2534.
4. John G. Webster, “Medical Instrumentation Application and Design”, Houghton Mifflin Company, 139-151 p., 1998.
5. Texas Instruwentis Inc., “The TTL Data book ”, 1992.

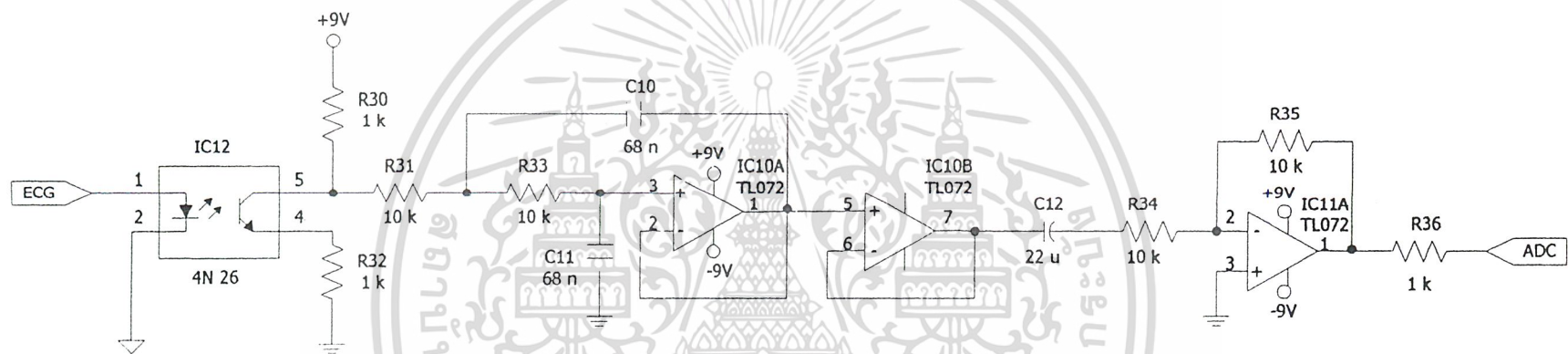
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



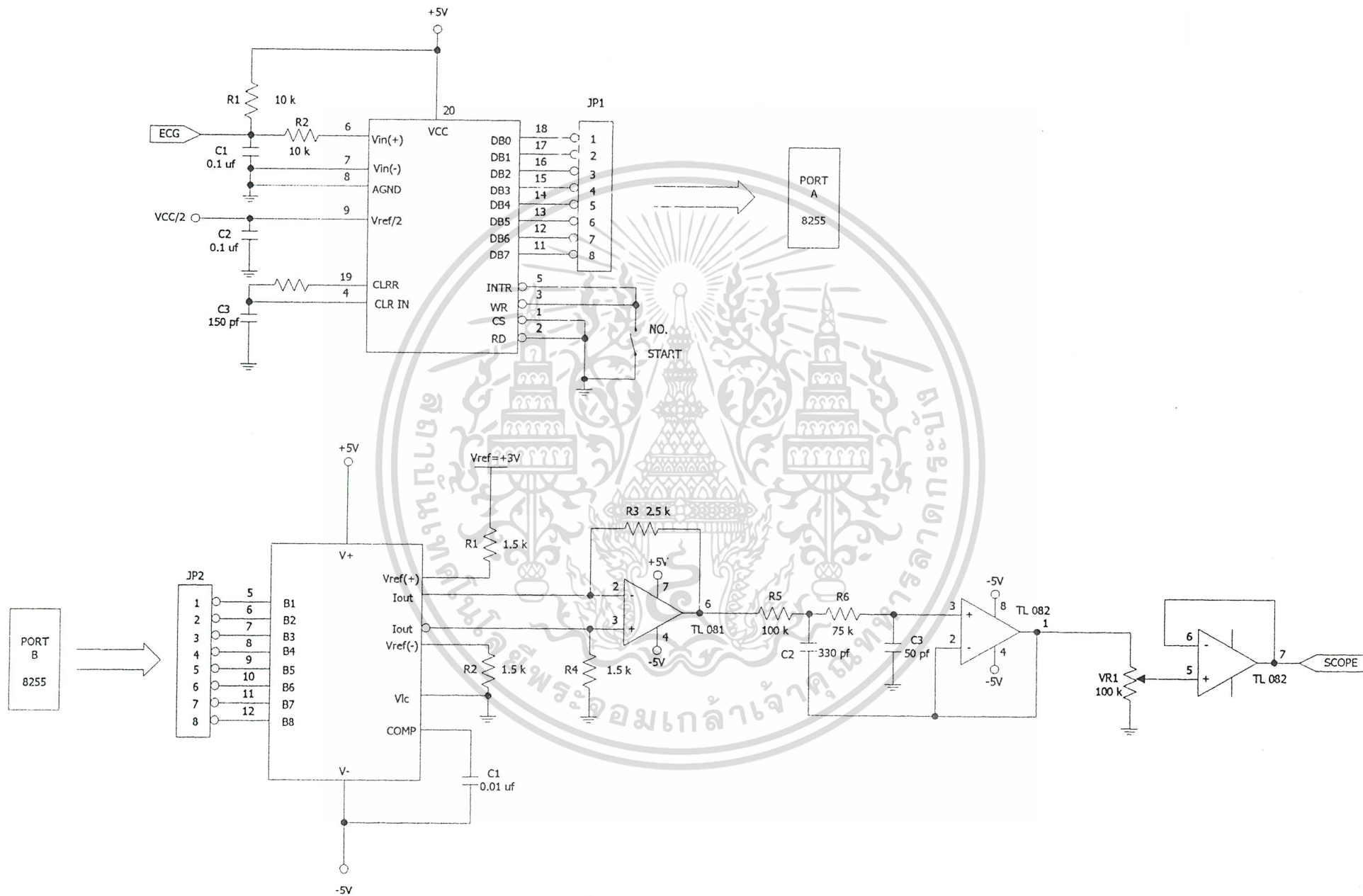
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



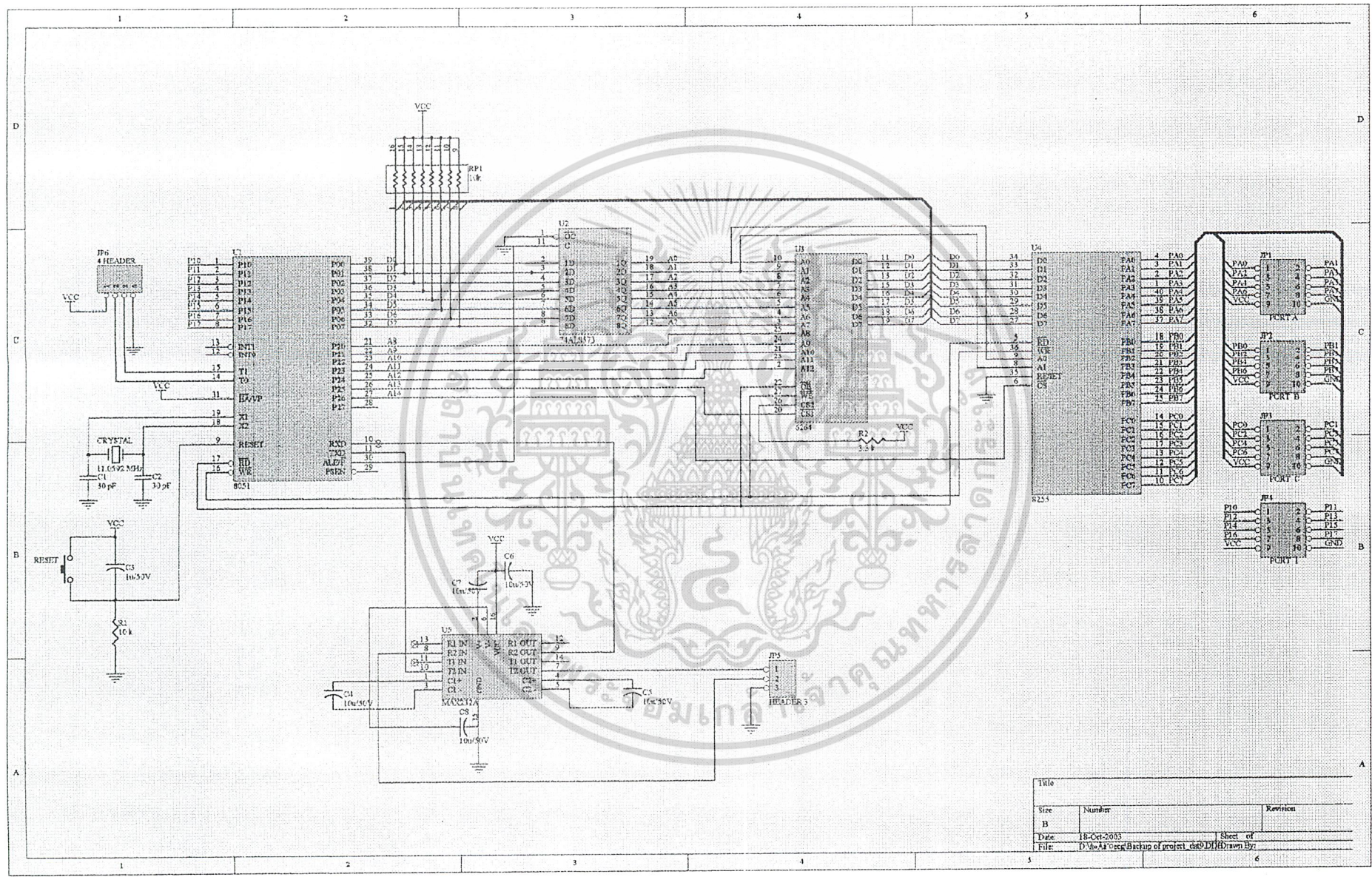
รูปแสดงวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amp) ส่วนหน้า



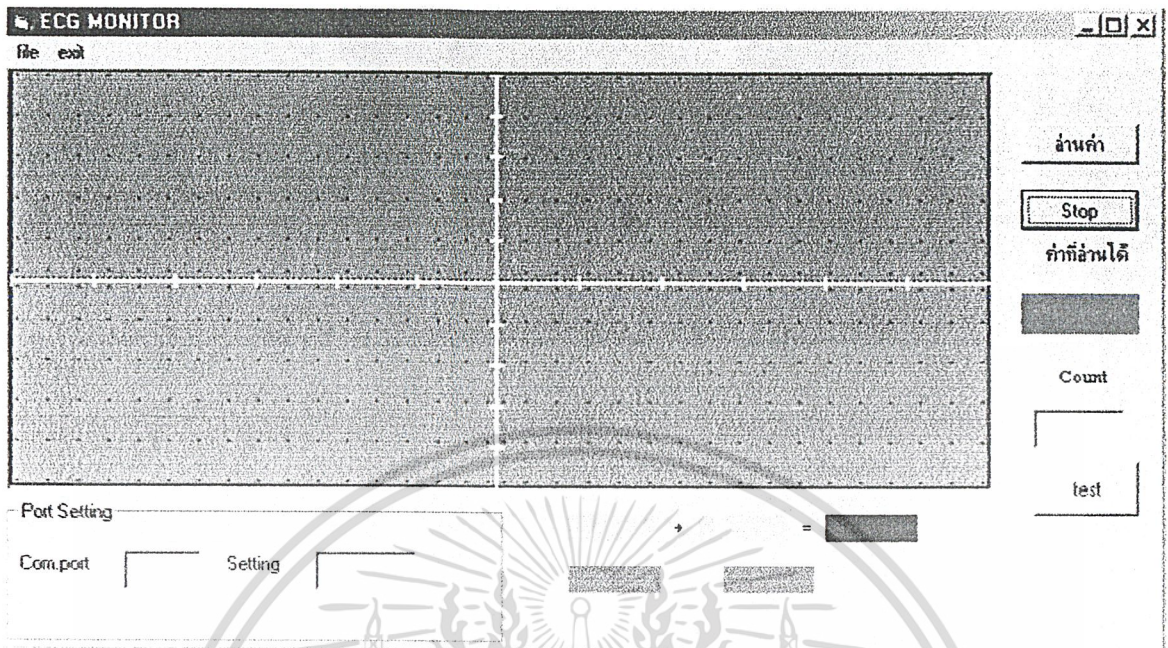
รูปแสดงวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amp) ส่วนหลัง



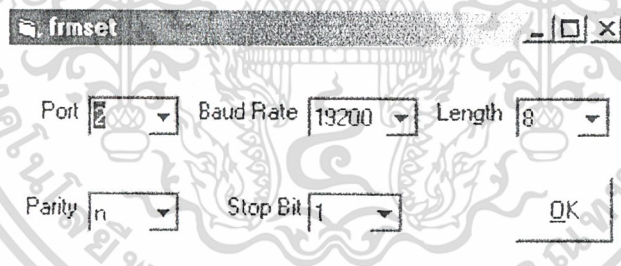
รูปแสดงวงจร A/D Converter และ D/A Converter



Title		
Size	Number	Revision
B		
Date	18-Oct-2003	Sheet of
File	D:\A4\org\Backup of project	drawn by



รูปหน้าจอที่ใช้แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปหน้าจอที่ใช้ในการตั้งค่าต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรมแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์

Option Explicit

Public t As Double

Dim i As Integer

Private Sub Command1_Click()

Dim comdata As String

Form1.MSComm1.InputLen = 0

Timer1.Enabled = True

End Sub

Private Sub Command2_Click()

Timer1.Enabled = False

End Sub

Private Sub Command3_Click()

Dim i As Integer

For i = 0 To 360

Picture1.PSet (i, 90), RGB(255, 0, 0)

Next

End Sub

Private Sub fdefault_Click()

Timer1.Enabled = False

MSComm1.CommPort = 2

Form1.Text1.Text = MSComm1.CommPort

MSComm1.Settings = "19200,n,8,1"

Form1.Text2.Text = MSComm1.Settings

If MSComm1.PortOpen = False Then

MSComm1.PortOpen = True

Else

MsgBox ("Port open")

End If

End Sub

Private Sub fexit_Click()

Timer1.Enabled = False

If Form1.MSComm1.PortOpen = True Then

Form1.MSComm1.PortOpen = False

End If

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

End
End Sub
Private Sub fnew_Click()
    Timer1.Enabled = False
    Frmset.Show
    If Form1.MSComm1.PortOpen = True Then
        Form1.MSComm1.PortOpen = False
    End If

```

```

End Sub

```

```

Private Sub Form_Activate()

```

```

    Dim x As Integer

```

```

    Dim y As Integer

```

```

    Picture1.BackColor = vbBlue
    Picture1.ForeColor = vbWhite
    Picture1.DrawWidth = 2
    Picture1.Scale (0, 0)-(360, 180)
    Picture1.Line (0, 90)-(360, 90)
    Picture1.Line (180, 0)-(180, 180)
    For x = 0 To 360 Step 30
        Picture1.Line (x, 88)-(x, 92)
    Next x
    For y = 0 To 180 Step 18
        Picture1.Line (178, y)-(182, y)
        If y <> 90 Then
            Picture1.CurrentX = 185
            Picture1.Print "."
        End If
    Next y

```

```

End Sub

```

```

Private Sub Form_Load()

```

```

    Timer1.Enabled = False
    Label3.Visible = False
    Label4.Visible = False
    Label5.Visible = False

```

เอกสารนี้ Label6.Visible = False สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Label7.Visible = False
Label8.Visible = False
Label9.Visible = False
Label11.Visible = False
Label12.Visible = False
Lbl4.Visible = False
Lbl10.Visible = False
Command3.Visible = False
Text3.Visible = False
Form_Activate
frmset.cmbp.AddItem "1"
frmset.cmbp.AddItem "2"
frmset.cmbb.AddItem "1200"
frmset.cmbb.AddItem "2400"
frmset.cmbb.AddItem "9600"
frmset.cmbb.AddItem "14400"
frmset.cmbb.AddItem "19200"
frmset.cmbi.AddItem "5"
frmset.cmbi.AddItem "6"
frmset.cmbi.AddItem "7"
frmset.cmbi.AddItem "8"
frmset.cmbpr.AddItem "n"
frmset.cmbpr.AddItem "e"
frmset.cmbpr.AddItem "o"
frmset.cmbs.AddItem "1"
frmset.cmbs.AddItem "1.5"
frmset.cmbs.AddItem "2"

```

End Sub

Private Sub Label1_Click()

```

Label3.Visible = False
Label4.Visible = False
Label5.Visible = False
Label6.Visible = False
Label7.Visible = False

```

เอกสารนี้ ~~Label8.Visible = False~~ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Label9.Visible = False
Label11.Visible = False
Label12.Visible = False
Lbl4.Visible = False
Lbl10.Visible = False
Command3.Visible = False
Text3.Visible = False

```

```
End Sub
```

```
Private Sub Label2_Click()
```

```

    Label3.Visible = True
    Label4.Visible = True
    Label5.Visible = True
    Label6.Visible = True
    Label7.Visible = True
    Label8.Visible = True
    Label9.Visible = True
    Label11.Visible = True
    Label12.Visible = True
    Lbl4.Visible = True
    Lbl10.Visible = True
    Command3.Visible = True
    Text3.Visible = True

```

```
End Sub
```

```
Private Sub Timer1_Timer()
```

```
Static cunt As Double
```

```
Static point As Integer
```

```
Dim x As Double
```

```
Dim a As Double
```

```
Dim y As Double
```

```
Dim in1 As Variant
```

```
    If MSComm1.InBufferCount Then
```

```
        in1 = Hex(Asc(MSComm1.Input))
```

```
        MSComm1.InBufferCount = 0
```

```
        Lbl4.Caption = in1
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

cunt = cunt + 2
a = Label8.Caption
y = (a * 1.5) - 40
Picture1.Line -(cunt, y), RGB(255, 0, 0)
If cunt >= 360 Then
    Picture1.Cls
    Form_Activate
    cunt = -1
    Timer1.Enabled = True
End If

```

```

Else: MSComm1.InBufferCount = 0

```

```

    Lbl4.Caption = "no data"

```

```

End If

```

```

    Text3.Text = cunt

```

```

End Sub

```

```

Private Sub hextodec()

```

```

    Dim t1 As String

```

```

    Dim cut As Integer

```

```

    Dim l1 As String

```

```

    Dim l2 As String

```

```

    Dim r1 As Integer

```

```

    Dim r2 As Integer

```

```

    t1 = Lbl4.Caption

```

```

    cut = Len(t1)

```

```

    Lbl10 = cut

```

```

    If cut = 2 Then

```

```

        l2 = Left(t1, 1)

```

```

        l1 = Right(t1, 1)

```

```

        Label12.Caption = l1

```

```

        Select Case l1

```

```

            Case 0

```

```

                r1 = 0

```

```

            Case 1

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Case 2

$r1 = 2$

Case 3

$r1 = 3$

Case 4

$r1 = 4$

Case 5

$r1 = 5$

Case 6

$r1 = 6$

Case 7

$r1 = 7$

Case 8

$r1 = 8$

Case 9

$r1 = 9$

Case "A"

$r1 = 10$

Case "B"

$r1 = 11$

Case "C"

$r1 = 12$

Case "D"

$r1 = 13$

Case "E"

$r1 = 14$

Case "F"

$r1 = 15$

End Select

Label11.Caption = I2

Select Case I2

Case 0

$r2 = 0$

Case 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Case 2

$r2 = 32$

Case 3

$r2 = 48$

Case 4

$r2 = 64$

Case 5

$r2 = 80$

Case 6

$r2 = 96$

Case 7

$r2 = 112$

Case 8

$r2 = 128$

Case 9

$r2 = 144$

Case "A"

$r2 = 160$

Case "B"

$r2 = 176$

Case "C"

$r2 = 192$

Case "D"

$r2 = 208$

Case "E"

$r2 = 224$

Case "F"

$r2 = 240$

End Select

Label4.Caption = r1

Label6.Caption = r2

Label8.Caption = r1 + r2

End If

If cut = 1 Then

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ภายใต้การให้บริการเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Label12.Caption = I1

Select Case I1

Case 0

r1 = 0

Case 1

r1 = 1

Case 2

r1 = 2

Case 3

r1 = 3

Case 4

r1 = 4

Case 5

r1 = 5

Case 6

r1 = 6

Case 7

r1 = 7

Case 8

r1 = 8

Case 9

r1 = 9

Case "A"

r1 = 10

Case "B"

r1 = 11

Case "C"

r1 = 12

Case "D"

r1 = 13

Case "E"

r1 = 14

Case "F"

r1 = 15

End Select

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Label4.Caption = r1  
Label6.Caption = 0  
Label8.Caption = r1 + 0
```

```
End If
```

```
End Sub
```

โปรแกรมในส่วนของการเซตค่าต่างๆ

```
Option Explicit
```

```
Dim baud As String
```

```
Dim port As String
```

```
Private Sub Command1_Click()
```

```
    Form1.MSComm1.CommPort = cmbp.Text
```

```
    Form1.Text1.Text = Form1.MSComm1.CommPort
```

```
    Form1.MSComm1.Settings = cmbb.Text & "," & cmbpr.Text & "," & cmbbl.Text & "," & cmbbs.Text
```

```
    Form1.Text2.Text = Form1.MSComm1.Settings
```

```
    If Form1.MSComm1.PortOpen = False Then
```

```
        Form1.MSComm1.PortOpen = True
```

```
    Else
```

```
        MsgBox ("Port open")
```

```
    End If
```

```
    frmset.Visible = False
```

```
    Form1.Visible = True
```

```
End Sub
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรม MCS-51 ที่ใช้ในการควบคุมหลอดไฟของหอศิลป์

```
Org      0000h

Ljmp     0100h

PortA    Equ    0A000h
PortB    Equ    0A001h
PortCon   Equ    0A003h
RamLow    Equ    8000h
Ram       Equ    8100h
Tl        Equ    00
Tl        Equ    00
Org      000Eh
Ljmp     Save

;*****Setup*****
Org      0100h      ;Set control port
Mov      R0,#81h
Mov      R1,#00h
Mov      Dptr,#PortCon
Mov      A,#98h
Movx     @dptr,A
Mov      @dptr,#RamLow

Clear    Clr      A

Movx     @dptr,A
Inc      dptr
Mov      A,dph
Cjnc     A,#85h,Clear

Setb     IE.7      ;ca set
Setb     IE.1      ;enable timer()

Mov      TMod,#00h
Mov      TH0,#Tl
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ถือว่าห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

Mov    T10,#T1
Setb   Icon,4      ;set I/O0
;***** Main *****

```

```

Mov    dptr,#Ramlow ;Read data from Ram
Mon    Movx   A,@dptr
       Push   Dph
       Push   Dpl
       Mov    Dptr,#PortB
       Movx   @dptr,A
       Pop    Dpl
       Pop    Dph
       Inc    Dptr
       Mov    A,dph
       Anl    A,#11111011b
       Mov    dph,A
       Sjmp   Mon
;***** Interrupt *****

```

```

;***** Interrupt *****

```

```

Save   Push   Acc      ;Write data
       Push   Dph
       Push   Dpl
       Mov    dptr,#PortA
       Movx   A,@dptr
       Mov    Dph,R0
       Mov    Dpl,R1
       Movx   @dptr,A
       Inc    dptr
       Mov    A,dph
       Anl    A,#11111011b
       Mov    R0,A
       Mov    dph,R0
       Clr    A

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Movx  @dptr,A
Mov    R1,Dp1
Mov    Th0,#Th
Mov    T1,0,#T1
Pop    Dp1
Pop    Dph
Pop    Acc
Reti
End
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DAC0800/DAC0802
8-Bit Digital-to-Analog Converters

General Description

The DAC0800 series are monolithic 8-bit high-speed current-output digital-to-analog converters (DAC) featuring typical settling times of 100 ns. When used as a multiplying DAC, monotonic performance over a 40 to 1 reference current range is possible. The DAC0800 series also features high compliance complementary current outputs to allow differential output voltages of 20 Vp-p with simple resistor loads as shown in Figure 1. The reference-to-full-scale current matching of better than ± 1 LSB eliminates the need for full-scale trims in most applications while the nonlinearities of better than $\pm 0.1\%$ over temperature minimizes system error accumulations.

The noise immune inputs of the DAC0800 series will accept TTL levels with the logic threshold pin, V_{LC} , grounded. Changing the V_{LC} potential will allow direct interface to other logic families. The performance and characteristics of the device are essentially unchanged over the full $\pm 4.5V$ to $\pm 18V$ power supply range; power dissipation is only 33 mW with $\pm 5V$ supplies and is independent of the logic input states.

The DAC0800, DAC0802, DAC0800C and DAC0802C are a direct replacement for the DAC-08, DAC-08A, DAC-08C, and DAC-08H, respectively.

Features

- Fast settling output current: 100 ns
- Full scale error: ± 1 LSB
- Nonlinearity over temperature: $\pm 0.1\%$
- Full scale current drift: ± 10 ppm/ $^{\circ}C$
- High output compliance: $-10V$ to $+18V$
- Complementary current outputs
- Interface directly with TTL, CMOS, PMOS and others
- 2 quadrant wide range multiplying capability
- Wide power supply range: $\pm 4.5V$ to $\pm 18V$
- Low power consumption: 33 mW at $\pm 5V$
- Low cost

Typical Applications

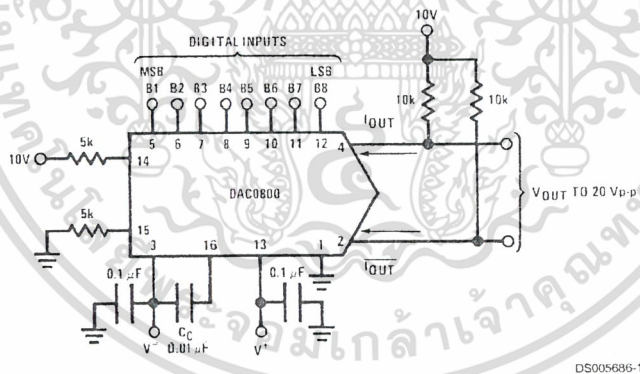


FIGURE 1. ± 20 V_{P-P} Output Digital-to-Analog Converter (Note 5)

Ordering Information

Non-Linearity	Temperature Range	Order Numbers			
		J Package (J16A) (Note 1)	N Package (N16E) (Note 1)	SO Package (M16A)	
$\pm 0.1\%$ FS	$0^{\circ}C \leq T_A \leq +70^{\circ}C$	DAC0802LCJ	DAC-08HQ	DAC0802LCN	DAC-08HP
$\pm 0.19\%$ FS	$-55^{\circ}C \leq T_A \leq +125^{\circ}C$	DAC0800LJ	DAC-08Q	DAC0800LCN	DAC-08EP
$\pm 0.19\%$ FS	$0^{\circ}C \leq T_A \leq +70^{\circ}C$	DAC0800LCJ	DAC-08EQ	DAC0800LCN	DAC-08EP

Note 1: Devices may be ordered by using either order number.

Absolute Maximum Ratings (Note 2)

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

Supply Voltage (V ⁺ - V ⁻)	±18V or 36V
Power Dissipation (Note 3)	500 mW
Reference Input Differential Voltage (V14 to V15)	V ⁻ to V ⁺
Reference Input Common-Mode Range (V14, V15)	V ⁻ to V ⁺
Reference Input Current	5 mA
Logic Inputs	V ⁻ to V ⁺ plus 36V
Analog Current Outputs (V _S = -15V)	4.25 mA
ESD Susceptibility (Note 4)	TBD V

Storage Temperature	-65°C to +150°C
Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	
Dual-In-Line Package (plastic)	260°C
Dual-In-Line Package (ceramic)	300°C
Surface Mount Package	
Vapor Phase (60 seconds)	215°C
Infrared (15 seconds)	220°C

Operating Conditions (Note 2)

	Min	Max	Units
Temperature (T _A)			
DAC0800L	-55	+125	°C
DAC0800LC	0	+70	°C
DAC0802LC	0	+70	°C

Electrical Characteristics

The following specifications apply for V_S = ±15V, I_{REF} = 2 mA and T_{MIN} ≤ T_A ≤ T_{MAX} unless otherwise specified. Output characteristics refer to both I_{OUT1} and I_{OUT2}.

Symbol	Parameter	Conditions	DAC0802LC			DAC0800L/ DAC0800LC			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
	Resolution		8	8	8	8	8	8	Bits
	Monotonicity		8	8	8	8	8	8	Bits
	Nonlinearity				±0.1			±0.19	%FS
t _S	Settling Time	To ±1/2 LSB, All Bits Switched "ON" or "OFF", T _A = 25°C		100	135				ns
		DAC0800L				100	135		ns
		DAC0800LC				100	150		ns
tPLH, tPHL	Propagation Delay	T _A = 25°C							
	Each Bit			25	60		35	60	ns
	All Bits Switched			35	60		35	60	ns
TCI _{FS}	Full Scale Tempco			±10	±50		±10	±50	ppm/°C
V _{OC}	Output Voltage Compliance	Full Scale Current Change < 1/2 LSB, R _{OUT} > 20 MΩ Typ	-10		18	-10		18	V
I _{FS4}	Full Scale Current	V _{REF} = 10.000V, R14 = 5.000 kΩ, R15 = 5.000 kΩ, T _A = 25°C	1.984	1.992	2.000	1.94	1.99	2.04	mA
I _{FS3}	Full Scale Symmetry	I _{FS4} - I _{FS2}		±0.5	±4.0		±1	±8.0	μA
I _{ZS}	Zero Scale Current			0.1	1.0		0.2	2.0	μA
I _{FS4}	Output Current Range	V ⁻ = -5V	0	2.0	2.1	0	2.0	2.1	mA
		V ⁻ = -8V to -18V	0	2.0	4.2	0	2.0	4.2	mA
V _{IL} , V _{IH}	Logic Input Levels	V _{LC} = 0V			0.8			0.8	V
	Logic "0"		2.0			2.0			V
I _{IL} , I _{IH}	Logic Input Current	V _{LC} = 0V							
	Logic "0"	-10V ≤ V _{IN3} ≤ 0.8V		-2.0	-10		-2.0	-10	μA
	Logic "1"	2V ≤ V _{IN3} ≤ 18V		0.002	10		0.002	10	μA
V _{IS}	Logic Input Swing	V ⁻ = -15V	-10		18	-10		18	V
V _{THR}	Logic Threshold Range	V _S = ±15V	-10		13.5	-10		13.5	V
I _{-S}	Reference Bias Current			-1.0	-3.0		-1.0	-3.0	μA
di/dt	Reference Input Slew Rate	(Figures 11)	4.0	8.0		4.0	8.0		mA/μs
PSSI _{FS1}	Power Supply Sensitivity	4.5V ≤ V ⁻ ≤ 18V		0.0001	0.01		0.0001	0.01	%/%
PSSI _{FS-}		-4.5V ≤ V ⁻ ≤ 18V		0.0001	0.01		0.0001	0.01	%/%
		I _{REF} = 1mA							

Electrical Characteristics (Continued)

The following specifications apply for $V_S = \pm 15V$, $I_{REF} = 2\text{ mA}$ and $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$ unless otherwise specified. Output characteristics refer to both I_{OUT} and $\overline{I_{OUT}}$.

Symbol	Parameter	Conditions	DAC0802LC			DAC0800L/ DAC0800LC			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
I_{S+} I_{S-} I_{+} I_{-} I_{+} I_{-}	Power Supply Current	$V_S = \pm 5V$, $I_{REF} = 1\text{ mA}$		2.3	3.8		2.3	3.8	mA
				-4.3	-5.8		-4.3	-5.8	mA
		$V_S = 5V$, $-15V$, $I_{REF} = 2\text{ mA}$		2.4	3.8		2.4	3.8	mA
				-6.4	-7.8		-6.4	-7.8	mA
		$V_S = \pm 15V$, $I_{REF} = 2\text{ mA}$		2.5	3.8		2.5	3.8	mA
				-6.5	-7.8		-6.5	-7.8	mA
P_D	Power Dissipation	$\pm 5V$, $I_{REF} = 1\text{ mA}$		33	48		33	48	mW
		$5V$, $-15V$, $I_{REF} = 2\text{ mA}$		108	136		108	136	mW
		$\pm 15V$, $I_{REF} = 2\text{ mA}$		135	174		135	174	mW

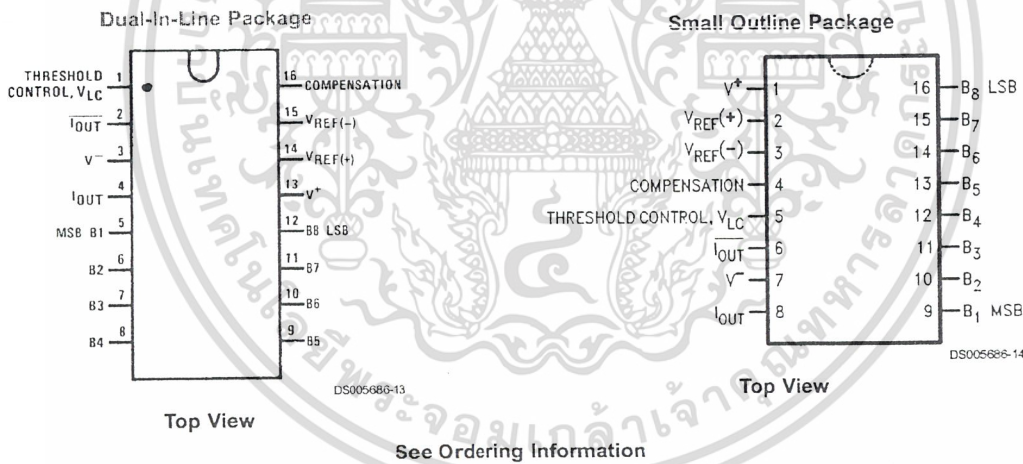
Note 2: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its specified operating conditions.

Note 3: The maximum junction temperature of the DAC0800 and DAC0802 is 125°C. For operating at elevated temperatures, devices in the Dual-In-Line J package must be derated based on a thermal resistance of 100°C/W, junction-to-ambient; 175°C/W for the molded Dual-In-Line N package and 100°C/W for the Small Outline M package.

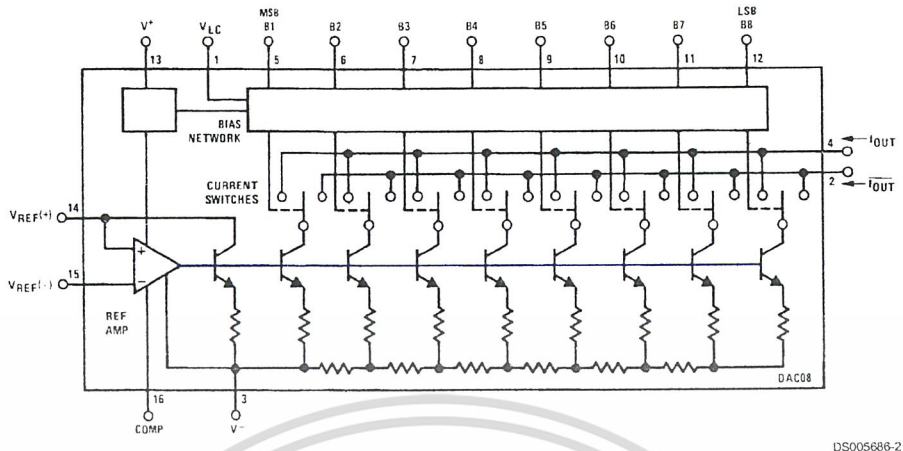
Note 4: Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 kΩ resistor.

Note 5: Pin-out numbers for the DAC080X represent the Dual-In-Line package. The Small Outline package pin-out differs from the Dual-In-Line package.

Connection Diagrams



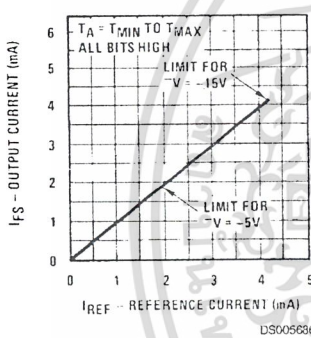
Block Diagram (Note 5)



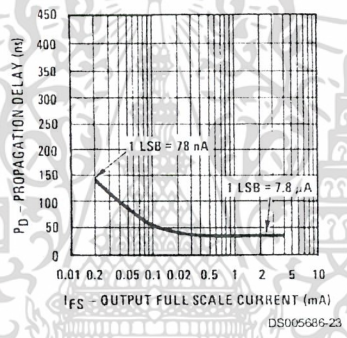
DS005686-2

Typical Performance Characteristics

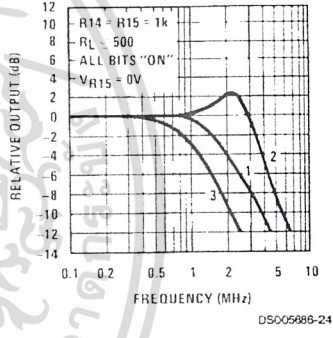
Full Scale Current vs Reference Current



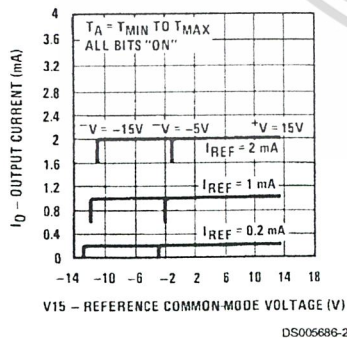
LSB Propagation Delay vs IFS



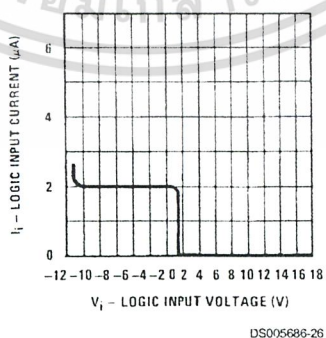
Reference Input Frequency Response



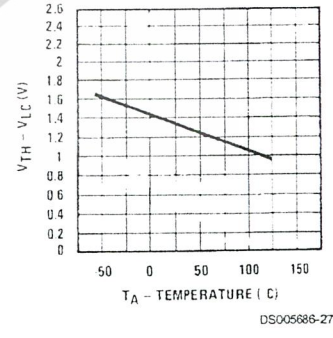
Reference Amp Common-Mode Range



Logic Input Current vs Input Voltage

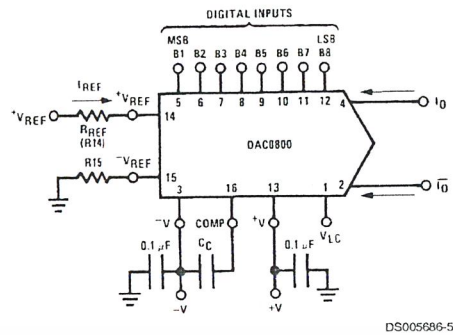


VTH - V1C vs Temperature



Note. Positive common-mode range is always (V+) - 1.5V.

Typical Applications



$$I_{FS} \approx \frac{+V_{REF}}{R_{REF}} \times \frac{255}{256}$$

$I_O + \bar{I}_O = I_{FS}$ for all logic states
For fixed reference, TTL operation, typical values are:
 $V_{REF} = 10.000V$
 $R_{REF} = 5.000k$
 $R_{15} = R_{REF}$
 $C_C = 0.01 \mu F$
 $V_{LC} = 0V$ (Ground)

FIGURE 3. Basic Positive Reference Operation (Note 5)

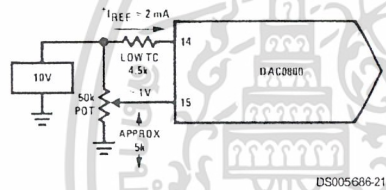
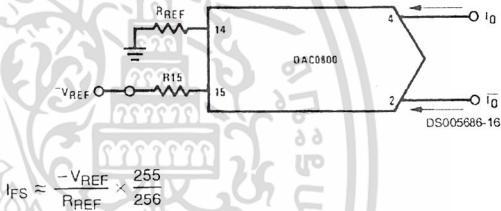


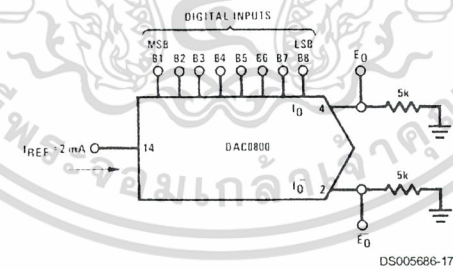
FIGURE 4. Recommended Full Scale Adjustment Circuit (Note 5)



$$I_{FS} \approx \frac{-V_{REF}}{R_{REF}} \times \frac{255}{256}$$

Note: R_{REF} sets I_{FS} ; R_{15} is for bias current cancellation

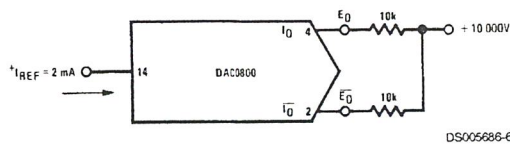
FIGURE 5. Basic Negative Reference Operation (Note 5)



	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	I_O mA	$\bar{I}_O$ mA	E_O	$\bar{E}_O$
Full Scale	1	1	1	1	1	1	1	1	1.992	0.000	-9.960	0.000
Full Scale-LSB	1	1	1	1	1	1	1	0	1.984	0.008	-9.920	-0.040
Half Scale+LSB	1	0	0	0	0	0	0	1	1.008	0.984	-5.040	-4.920
Half Scale	1	0	0	0	0	0	0	0	1.000	0.992	-5.000	-4.960
Half Scale-LSB	0	1	1	1	1	1	1	1	0.992	1.000	-4.960	-5.000
Zero Scale+LSB	0	0	0	0	0	0	0	1	0.008	1.984	-0.040	-9.920
Zero Scale	0	0	0	0	0	0	0	0	0.000	1.992	0.000	-9.960

FIGURE 6. Basic Unipolar Negative Operation (Note 5)

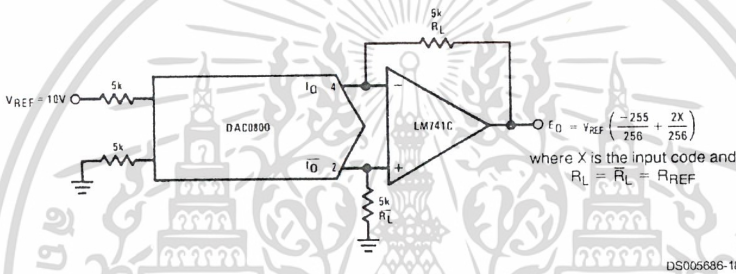
Typical Applications (Continued)



DS005686-6

	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	E_O	$\bar{E}_O$
Pos. Full Scale	1	1	1	1	1	1	1	1	-9.920	+10.000
Pos. Full Scale-LSB	1	1	1	1	1	1	1	0	-9.840	+9.920
Zero Scale+LSB	1	0	0	0	0	0	0	1	-0.080	+0.160
Zero Scale	1	0	0	0	0	0	0	0	0.000	+0.080
Zero Scale-LSB	0	1	1	1	1	1	1	1	+0.080	0.000
Neg. Full Scale+LSB	0	0	0	0	0	0	0	1	+9.920	-9.840
Neg. Full Scale	0	0	0	0	0	0	0	0	+10.000	-9.920

FIGURE 7. Basic Bipolar Output Operation (Note 5)

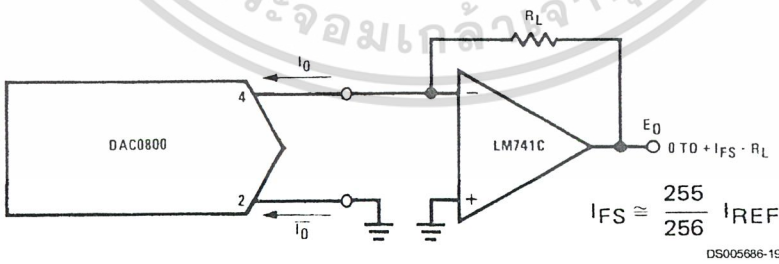


DS005686-18

If $R_L = \bar{R}_L$ within $\pm 0.05\%$, output is symmetrical about ground

	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	E_O
Pos. Full Scale	1	1	1	1	1	1	1	1	+9.960
Pos. Full Scale-LSB	1	1	1	1	1	1	1	0	+9.880
(+)Zero Scale	1	0	0	0	0	0	0	0	+0.040
(-)Zero Scale	0	1	1	1	1	1	1	1	-0.040
Neg. Full Scale+LSB	0	0	0	0	0	0	0	1	-9.880
Neg. Full Scale	0	0	0	0	0	0	0	0	-9.960

FIGURE 8. Symmetrical Offset Binary Operation (Note 5)

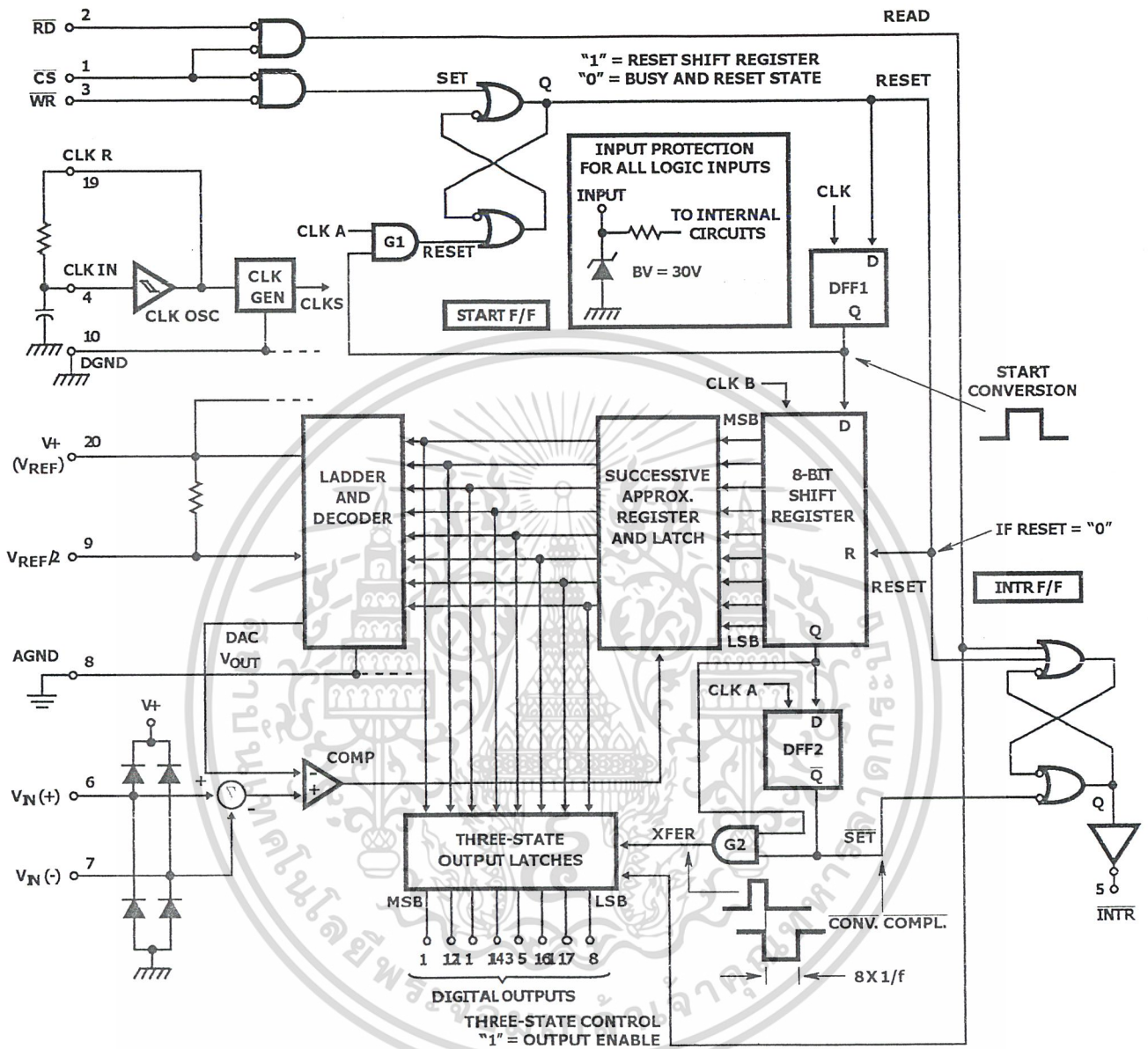


DS005686-19

For complementary output (operation as negative logic DAC), connect inverting input of op amp to $\bar{I}_O$ (pin 2), connect I_O (pin 4) to ground.

FIGURE 9. Positive Low Impedance Output Operation (Note 5)

Functional Diagram



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ถือทั้งห้าฉบับให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0802, ADC0803, ADC0804

Absolute Maximum RatingsThermal Information

Supply Voltage	.6.5V	Thermal Resistance (Typical, Note 1)	θ_{JA} (°C/W)	θ_{JC} (°C/W)
Voltage at Any Input.	-0.3V to (V ⁺ +0.3V)	PDIP Package.	.125N/A	
Operating Conditions		CERDIP Package	.8020	
Temperature Range		SOIC Package.	.120N/A	
ADC0802/03LD.	-55°C to 125°C	Maximum Junction Temperature		
ADC0802/03/04LCD.	-40°C to 85°C	Hermetic Package.	.175°C	
ADC0802/03/04LCN.	.0°C to 70°C	Plastic Package.	.150°C	
ADC0803/04LCWM	-40°C to 85°C	Maximum Storage Temperature Range	-65°C to 150°C	
		Maximum Lead Temperature (Soldering, 10s)	.300°C	
		(SOIC - Lead Tips Only)		

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTE:

1. θ_{JA} is measured with the component mounted on an evaluation PC board in free air.

Electrical Specifications (Notes 1, 7)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
CONVERTER SPECIFICATIONS V ⁺ = 5V, T _A = 25°C and f _{CLK} = 640kHz, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	V _{REF} /2 = 2.500V	-	-	±1/2	LSB
ADC0803	V _{REF} /2 Adjusted for Correct Full Scale Reading	-	-	±1/2	LSB
ADC0804	V _{REF} /2 = 2.500V	-	-	±1	LSB
V _{REF} /2 Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3	kΩ	
Analog Input Voltage Range (Note 2)	GND - 0.05 - (V ⁺) + 0.05				V
DC Common-Mode Rejection Over Analog Input Voltage Range		±1/16		±1/8	LSB
Power Supply Sensitivity V ⁺ = 5V ±10% Over Allowed Input Voltage Range		±1/16		±1/8	LSB
CONVERTER SPECIFICATIONS V ⁺ = 5V, 0°C to 70°C and f _{CLK} = 640kHz, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	V _{REF} /2 = 2.500V	-	-	±1/2	LSB
ADC0803	V _{REF} /2 Adjusted for Correct Full Scale Reading	-	-	±1/2	LSB
ADC0804	V _{REF} /2 = 2.500V	-	-	±1	LSB
V _{REF} /2 Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3	kΩ	
Analog Input Voltage Range (Note 2)	GND - 0.05 - (V ⁺) + 0.05				V
DC Common-Mode Rejection Over Analog Input Voltage Range		±1/8		±1/4	LSB
Power Supply Sensitivity V ⁺ = 5V ±10% Over Allowed Input Voltage Range		±1/16		±1/8	LSB
CONVERTER SPECIFICATIONS V ⁺ = 5V, -25°C to 85°C and f _{CLK} = 640kHz, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	V _{REF} /2 = 2.500V	-	-	±3/4	LSB
ADC0803	V _{REF} /2 Adjusted for Correct Full Scale Reading	-	-	±3/4	LSB
ADC0804	V _{REF} /2 = 2.500V	-	-	±1	LSB
V _{REF} /2 Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3	kΩ	
Analog Input Voltage Range (Note 2)	GND - 0.05 - (V ⁺) + 0.05				V
DC Common-Mode Rejection Over Analog Input Voltage Range		±1/8		±1/4	LSB
Power Supply Sensitivity V ⁺ = 5V ±10% Over Allowed Input Voltage Range		±1/16		±1/8	LSB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0802, ADC0803, ADC0804

Electrical Specifications (Notes 1, 7) (Continued)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
CONVERTER SPECIFICATIONS $V_+ = 5V$, $-55^{\circ}C$ to $125^{\circ}C$ and $f_{CLK} = 640kHz$, Unless Otherwise Specified					
Total Unadjusted Error					
ADC0802	$V_{REF}/2 = 2.5V$	-5.0	0.0	+1.0	LSB
ADC0803	$V_{REF}/2$ Adjusted for Correct Full Scale Reading	-		+1.0	LSB
$V_{REF}/2$ Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.0	1.0	k Ω
Analog Input Voltage Range (Note 2)	GND - 0.05V - (V_+) + 0.05V				V
DC Common-Mode Rejection	Over Analog Input Voltage Range	-1/8		+1/4	LSB
Power Supply Sensitivity	$V_+ = 5V$ $\pm 10\%$ Over Allowed Input Voltage Range	-1/8		+1/4	LSB
AC TIMING SPECIFICATIONS $V_+ = 5V$, and $T_A = 25^{\circ}C$, Unless Otherwise Specified					
Clock Frequency, f_{CLK}	$V_+ = 6V$ (Note 3)	100	640	4096	kHz
	$V_+ = 5V$	100	640	300	kHz
Clock Periods per Conversion (Note 4), t_{CONV}		62	73	CLKs	Conversion
Conversion Rate In Free-Running Mode, CR	INTR tied to WR with $CS = 0V$, $f_{CLK} = 640kHz$	-	888	8	Conversion/s
Width of WR Input (Start Pulse Width), $t_{W(WR)I}$	$CS = 0V$ (Note 5)	1	0	0	ns
Access Time (Delay from Falling Edge of $\overline{RD}$ to Output Data Valid), t_{ACC}	$C_L = 100pF$ (Use Bus Driver IC for Larger C_L)	-	135	200	ns
Three-State Control (Delay from Rising Edge of $\overline{RD}$ to HI-Z State), t_{1H}, t_{0H}	$C_L = 10pF$, $R_L = 10K$ (See Three-State Test Circuits)	-	125	250	ns
Delay from Falling Edge of WR to Reset of INTR, t_{WI}, t_{RI}		3	0	0	450 ns
Input Capacitance of Logic Control Inputs, C_{IN}		-	5	-	pF
Three-State Output Capacitance (Data Buffers), C_{OUT}		-	5	-	pF
DC DIGITAL LEVELS AND DC SPECIFICATIONS $V_+ = 5V$, and T_{MIN} to T_{MAX} , Unless Otherwise Specified					
CONTROL INPUTS (Note 6)					
Logic "1" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN), V_{INH}	$V_+ = 5V$	2.5	$V_+/2$	0 - V	+ V
Logic "0" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN), V_{INL}	$V_+ = 4V$	75	V_-	0	8 V
CLK IN (Pin 4) Positive Going Threshold Voltage, V_{+CLK}		2	73	13	5 V
CLK IN (Pin 4) Negative Going Threshold Voltage, V_{-CLK}		1	51	82	1 V
CLK IN (Pin 4) Hysteresis, V_H		0	61	32	0 V
Logic "1" Input Current (All Inputs), I_{INH1}	$V_{IN} = 5V$	-0	0	0	51 μA
Logic "0" Input Current (All Inputs), I_{INL0}	$V_{IN} = 0V$	1	0	0	5 - μA
Supply Current (Includes Ladder Current), I_+	$f_{CLK} = 640kHz$, $T_A = 25^{\circ}C$ and $CS = HI$	-1	32	5	mA
DATA OUTPUTS AND INTR					
Logic "0" Output Voltage, V_{OL}	$I_O = 1.6mA$, $V_+ = 5V$	4	75	V	0 - 4 V

ADC0802, ADC0803, ADC0804

Electrical Specifications (Notes 1, 7) (Continued)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Logic "1" Output Voltage, V_{OH}	$I_O = -360 \mu A$, $V_+ =$	4	7.5	2.4	V
Three-State Disabled Output Leakage (All Data Buffers), I_{LO}	$V_{OUT} = 0$	5	3	-	μA
Output Short Circuit Current, I_{SOURCE}	V_{OUT} Short to Gnd $T_A = 25^\circ C$	4	5	6	μA
Output Short Circuit Current, I_{SINK}	V_{OUT} Short to V_+ $T_A = 25^\circ C$	9	0	1	6

NOTES:

1. All voltages are measured with respect to GND, unless otherwise specified. The separate AGND point should always be wired to the DGND, being careful to avoid ground loops.
2. For $V_{IN(-)} > V_{IN(+)}$ the digital output code will be 0000 0000. Two on-chip diodes are tied to each analog input (see Block Diagram) which will forward conduct for analog input voltages one diode drop below ground or one diode drop greater than the V_+ supply. Be careful, during testing at low V_+ levels (4.5V), as high level analog inputs (5V) can cause this input diode to conduct - especially at elevated temperatures, and cause errors for analog inputs near full scale. As long as the analog V_{IN} does not exceed the supply voltage by more than 50mV, the output code will be correct. To achieve an absolute 0V to 5V input voltage range will therefore require a minimum supply voltage of 4.950V over temperature variations, initial tolerance and loading.
3. With $V_+ = 6V$, the digital logic interfaces are no longer TTL compatible.
4. With an asynchronous start pulse, up to 8 clock periods may be required before the internal clock phases are proper to start the conversion process.
5. The $\overline{CS}$ input is assumed to bracket the $\overline{WR}$ strobe input so that timing is dependent on the $\overline{WR}$ pulse width. An arbitrarily wide pulse width will hold the converter in a reset mode and the start of conversion is initiated by the low to high transition of the $\overline{WR}$ pulse (see Timing Diagrams).
6. CLK IN (pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately.
7. None of these A/Ds requires a zero-adjust. However, if an all zero code is desired for an analog input other than 0V, or if a narrow full scale span exists (for example: 0.5V to 4V full scale) the $V_{IN(-)}$ input can be adjusted to achieve this. See the Zero Error description in this data sheet.

Timing Waveforms

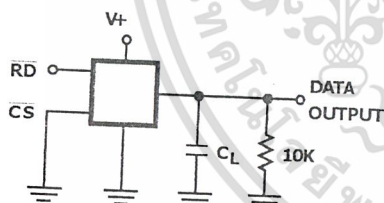


FIGURE 1A. t_{1H}

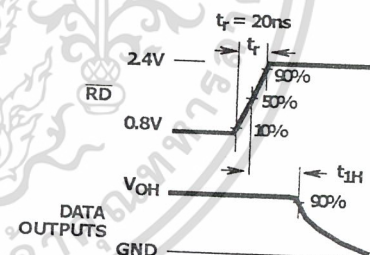


FIGURE 1B. t_{1H} , $C_L = 10pF$

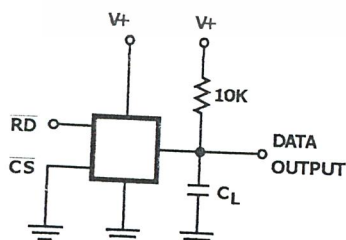


FIGURE 1C. t_{0H}

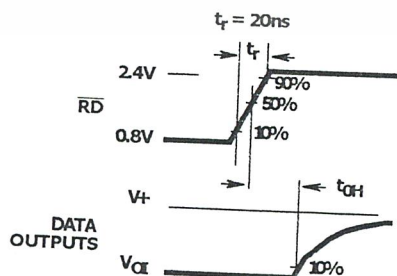


FIGURE 1D. t_{0H} , $C_L = 10pF$

FIGURE 1. THREE-STATE CIRCUITS AND WAVEFORMS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Curves

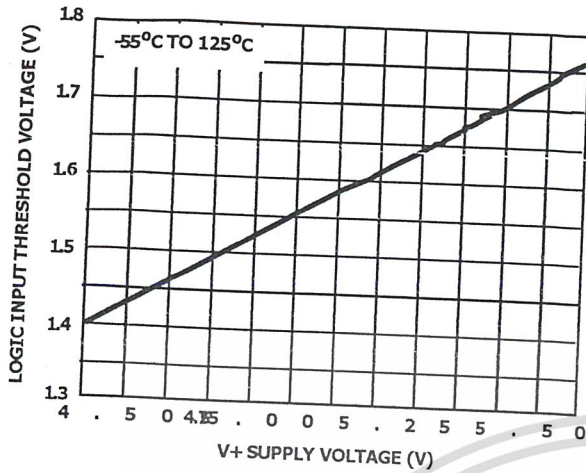


FIGURE 2. LOGIC INPUT THRESHOLD VOLTAGE vs SUPPLY VOLTAGE

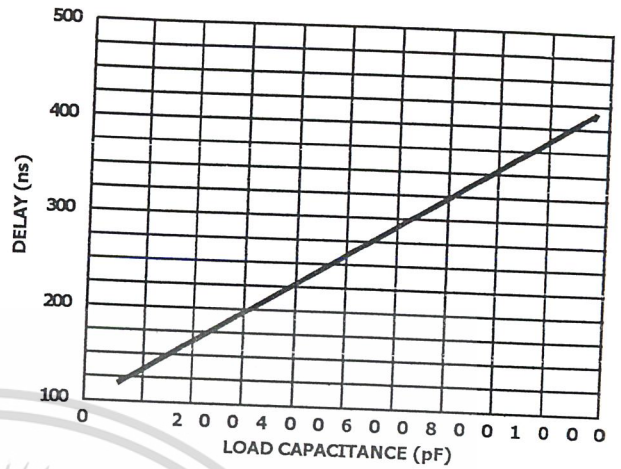


FIGURE 3. DELAY FROM FALLING EDGE OF $\overline{RD}$ TO OUTPUT DATA VALID vs LOAD CAPACITANCE

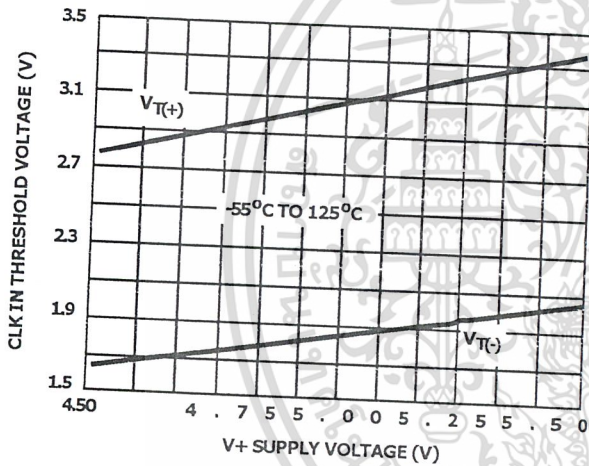


FIGURE 4. CLK IN SCHMITT TRIP LEVELS vs SUPPLY VOLTAGE

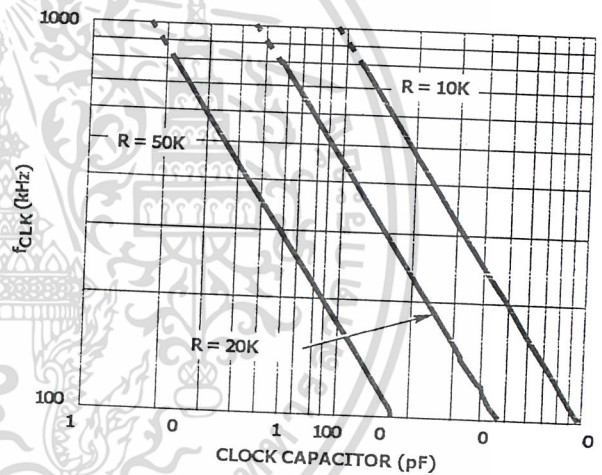


FIGURE 5. f_{CLK} vs CLOCK CAPACITOR

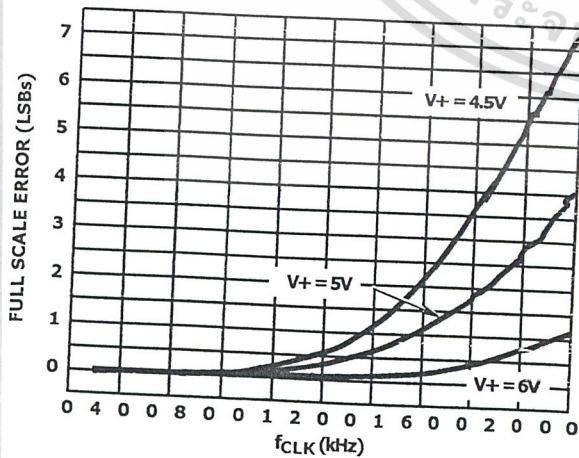


FIGURE 6. FULL SCALE ERROR vs f_{CLK}

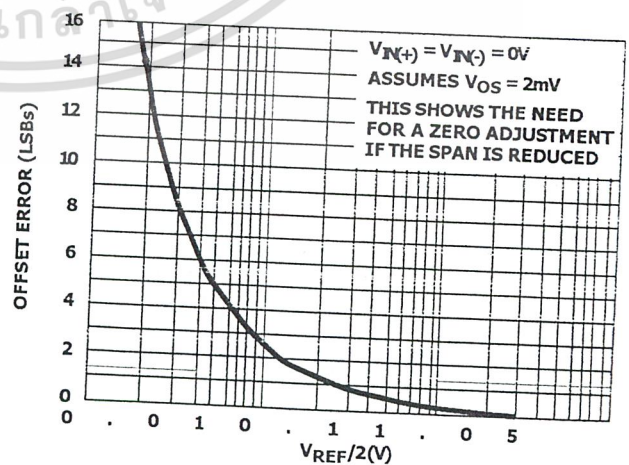


FIGURE 7. EFFECT OF UNADJUSTED OFFSET ERROR

Typical Performance Curves (Continued)

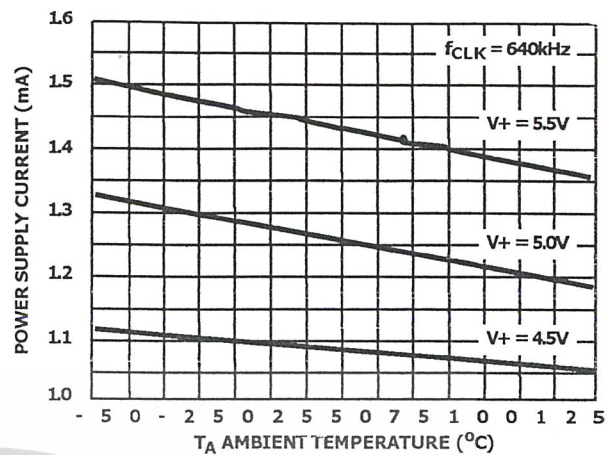
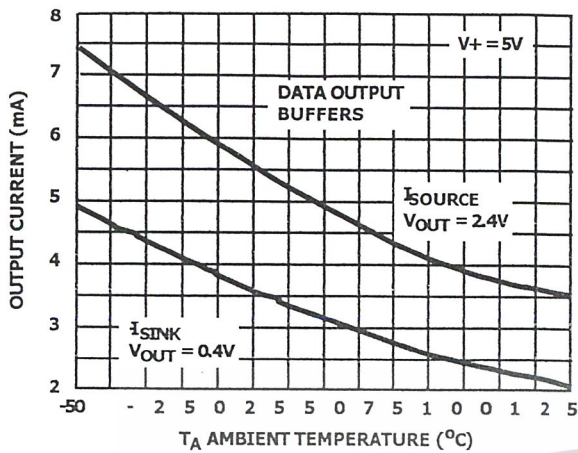


FIGURE 8. OUTPUT CURRENT vs TEMPERATURE FIGURE 9. POWER SUPPLY CURRENT vs TEMPERATURE

Timing Diagrams

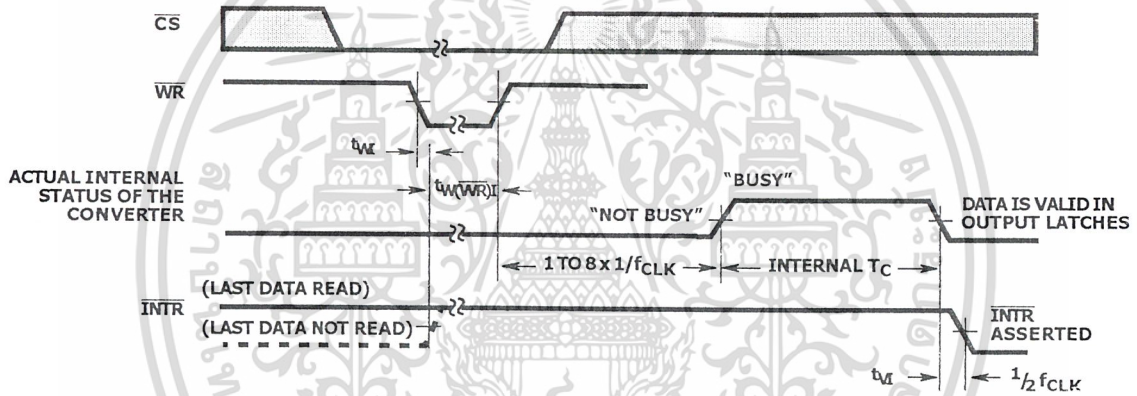


FIGURE 10A. START CONVERSION

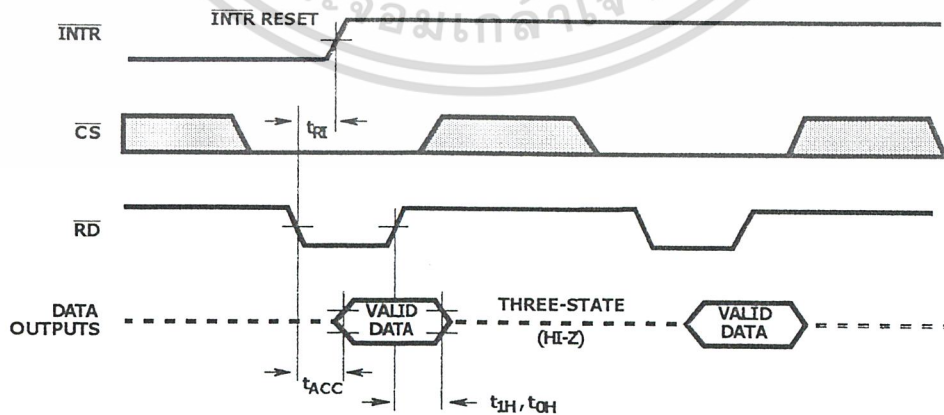


FIGURE 10B. OUTPUT ENABLE AND RESET $\overline{\text{INTR}}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้