

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ELECTROCARDIOGRAM TESTER)



สทศ.
๑๖๒๖๙ ค
๒๕๔๘

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 62649
วัน,เดือน,ปี..... 21 ส.ค. 2549

b. 11629591
i.....

ปฏิญานិพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมระบบควบคุม
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2548

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2548

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องตรวจวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้า

Electrocardiogram Tester

ผู้จัดทำ นายต่อชาติ

ลิ่มพงษ์

รหัสประจำตัว 45010276

นางสาวทยาภรณ์

ทองชั้น

รหัสประจำตัว 45010289



.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(รศ.ดร.วรพงษ์ ตั้งศรีรัตน์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram Tester)

นายต่อชาติ ลีพงษ์

นางสาวทยาภรณ์ ทองชั้น

รศ.ดร. วรพงษ์ ตั้งศรีรัตน์ (อาจารย์ที่ปรึกษา)

ปีการศึกษา 2548

บทคัดย่อ

โครงการนี้เป็นการนำเสนอแนวคิดในการออกแบบและสร้างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยนำคุณสมบัติพื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาประยุกต์ใช้กับวงจรอิเล็กทรอนิกส์ โครงการที่นำเสนอนี้จึงประกอบด้วยวงจรที่สำคัญคือ ภาควิชาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ภาคเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล และภาคการนำข้อมูลไปแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งผลการจำลองการทำงานของวงจรในส่วนต่างๆ และผลการทดลองการต่อวงจรจริงทดสอบ ปรากฏผลที่สอดคล้องเป็นไปตามแนวทางทฤษฎีที่ได้คาดการณ์เอาไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Electrocardiogram Tester

Mr. Thochart Limpong

Miss Tayaporn Thongchant

Assoc. Prof. Dr. Worapong Tangsirat

Project advisor

Academic year 2005

Abstract

On the design and implementation of an electrocardiogram (ECG) tester, which can be displayed its ECG waveform on the computer screen, is presented in this project. The project concept is based on the use of the ECG principal co-operated with some basic electronic circuits. The proposed project mainly consists of an ECG amplifier, a ADC converter and the computer-based data acquisition system for displaying the ECG waveform on the screen.

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำโครงการครั้งนี้ ได้รับความช่วยเหลือ และแนะนำมากมายจากหลาย ๆ ท่าน ขอขอบพระคุณ อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ รวมทั้งอาจารย์ เกียรติศักดิ์ คมวัชระ, อาจารย์รัชชัย คำศรี และบิดา มารดา และพี่เหป ที่คอยให้กำลังใจอีกทั้งเพื่อนๆ พี่ๆ ที่ให้คำปรึกษาอย่างดีมาโดยตลอด

นายต่อชาติ ลิ้มพงษ์
นางสาวทยาภรณ์ ทองชั้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ (Abstract)	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูปภาพ	VIII
สารบัญตาราง	XI
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมา	1
1.2 วัตถุประสงค์และแนวคิดของโครงการ	1
1.3 ขอบเขตการทำโครงการ	1
1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน	2
1.4.1 ส่วนของวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
1.4.2 ส่วนของวงจรอินเทอร์เฟส	2
1.4.3 ส่วนการแสดงผลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการ	2
1.6 ปัญหาที่เกิดระหว่างการศึกษาค้นคว้าโครงการ	2
1.7 รายละเอียดของเนื้อหาในรายงาน	3
บทที่ 2 ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.1 การกำเนิดกระแสไฟฟ้าในกระบวนการทางชีวภาพ (Bioelectric Generation)	4
2.2 การทำงานของหัวใจ	5
2.3 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ	6
2.3.1 คุณสมบัติของหัวใจซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้	6
2.3.2 การทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ	8
2.4 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ	8
2.5 อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม	10
2.6 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	11
2.7 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)	12
บทที่ 3 ทฤษฎีของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.1 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	14
3.2 อิเล็กโทรด	17
3.2.1 อิเล็กโทรดที่ปราศจากไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศจากไรซ์	18
3.2.2 คุณสมบัติอิเล็กโทรด	18
3.2.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ	18
3.2.4 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ	19
3.3 ความต้องการโดยเฉพาะของเครื่อง ECG	20
3.4 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง ECG	21
3.4.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่	21
3.4.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cut off Distortion)	22
3.4.3 วงจรสายดิน(Ground Loops)	22
3.4.4 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wire)	24
3.4.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น	24
3.4.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า	25
3.4.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นๆ	26
3.5 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection)	27
3.6 การลดผลของสัญญาณไหมคร่อมและสัญญาณรบกวนอื่น	27
3.6.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก	27
3.6.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loop)	28
บทที่ 4 การออกแบบและการสร้างเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	29
4.1 โครงสร้างทั่วไปของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์	29
4.2 การออกแบบและสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)	29
4.2.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Instrument Amp)	29
4.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Autozero circuit)	32
4.2.3 วงจรกำจัดแถบความถี่ (Bandstop filter)	33
4.2.4 วงจรมอดคูเลเตอร์และวงจรส่งผ่านคลื่นทางแสง	35
4.2.5 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Isolator)	36
4.2.6 วงจรดีมอดคูเลเตอร์ (Demodulator)	37

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.3 การติดต่อพอร์ตอนุกรมและการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	38
4.3.1 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC)	38
4.3.2 วงจรเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller interfacing)	39
4.3.2.1 สถาปัตยกรรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ 8051	42
4.3.2.2 อัตราการรับส่งข้อมูลของ 8051	44
4.3.2.3 รีจิสเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของพอร์ตอนุกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51	44
4.3.2.4 การเชื่อมต่อกับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์	45
4.3.2.4.1 การขยายพอร์ตอินพุตเอาต์พุตด้วยอุปกรณ์ระบบบัส IC	46
4.3.2.4.2 การอินเตอร์เฟสเชื่อมต่อแบบมาตรฐาน RS-232	47
4.3.2.5 พอร์ต RS-232	49
4.3.2.5.1 มาตรฐาน RS-232	49
4.3.2.5.2 การกำหนดข้อต่อของพอร์ต RS-232	50
4.3.2.5.3 การสื่อสารสองทาง	51
4.3.2.5.4 การสื่อสารทางเดียว	52
4.3.3 ไอซี MAX232	53
4.3.4 วงจรแหล่งจ่ายไฟ (7805)	53
4.4 โปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์	54
4.4.1 ในส่วนของคุณสมบัติโปรแกรมที่จะแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์มีดังนี้	54
4.4.2 รายละเอียดเกี่ยวกับฮาร์ดแวร์ต่างๆที่สำคัญ	54
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง	56
5.1 การทำงานของวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์	56
5.1.1 ขั้นตอนการทดลองการหาอัตราขยายแบบผลต่าง	56
5.1.2 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบโหมคร่วม	57
5.2 การทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	59
5.3 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกำจัดแถบความถี่	59
5.4 การทำงานของวงจรมอดูเลเตอร์	64
5.5 การทำงานของวงจรส่งสัญญาณผ่านด้วยแสง	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
5.6 โปรแกรมควบคุม	65
5.7 การทดสอบกับแต่ละวงจรและวงจรรวมในการป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	67
บทที่ 6 บทสรุป	71
บรรณานุกรม	73
ภาคผนวก	74
ภาคผนวก ก โปรแกรมภาษาแอสเซมบลีสำหรับ MCS-51	75
ภาคผนวก ข คู่มือไอซี (Data sheet)	78



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 การกระจายกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงาน ของกล้ามเนื้อหัวใจ	5
รูปที่ 2.2 ระบบสื่อทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ	6
รูปที่ 2.3 ภาพตัดขวางของส่วนต่างๆ ของหัวใจ	7
รูปที่ 2.4 แรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ	9
รูปที่ 2.5 ผลจากการทำอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ	11
รูปที่ 3.1 วิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ	14
รูปที่ 3.2 การเกิดสัญญาณหัวใจในลักษณะเวกเตอร์ต่างๆ	15
รูปที่ 3.3 ลักษณะการวัดสัญญาณหัวใจด้วยมาตรฐาน 12 leads	16
รูปที่ 3.4 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโพลี (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่อง ECG ใช้ปิดผิวหนัง ติดแขนขา	19
รูปที่ 3.5 คลื่น ECG ในลักษณะต่างๆ	21
รูปที่ 3.6 แสดงความผิดพลาดของคลื่น ECG ซึ่งมีผลจากการผิดเพี้ยนที่ เกิดจากแอมพลิไฟเออร์	22
รูปที่ 3.7(ก) อันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน	23
รูปที่ 3.7(ข) อันตรายที่เกิดจากการรบกวนที่ขาด	23
รูปที่ 3.8 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากแรงดันไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น	25
รูปที่ 3.9 การลดสัญญาณรบกวนโดยการพันสายเป็นเกลียว	26
รูปที่ 4.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	29
รูปที่ 4.2 บล็อกไดอะแกรมของภาคขยายคลื่นหัวใจ (ECG Amp.)	30
รูปที่ 4.3 วงจรขยายความแตกต่าง	31
รูปที่ 4.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	32
รูปที่ 4.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิเล็กโทรด ถูกรบกวน	33
รูปที่ 4.6 วงจรกำจัดแถบความถี่	34
รูปที่ 4.7 วงจรมอดูเลเตอร์	35
รูปที่ 4.8 การเปลี่ยนความกว้างพัลส์	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปร่างภาพ(ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.9 วงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง	37
รูปที่ 4.10 วงจรดีมอดูเลเตอร์	37
รูปที่ 4.11 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (ADC)	38
รูปที่ 4.12 วงจรเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller interfacing)	39
รูปที่ 4.13 สัญญาณต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ 8051	42
รูปที่ 4.14 การสร้างสัญญาณตำแหน่งและสัญญาณข้อมูล	43
รูปที่ 4.15 ผังแสดงการเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่างๆ บนระบบบัส I ² C	46
รูปที่ 4.16 การจัดสรรพื้นที่ของสแต็คซ์แพคใน DS1820	47
รูปที่ 4.17 การเปลี่ยนระดับสัญญาณแบบทีทีแอล	48
รูปที่ 4.18 การใช้งานพอร์ต RS-232 เชื่อมต่ออุปกรณ์	48
รูปที่ 4.19 ระดับแรงดันสัญญาณของพอร์ตอนุกรม RS-232 กับ TTL	49
ในสถานะลอจิก “1” และ “0”	
รูปที่ 4.20 โครงสร้างของ พอร์ต RS-232	51
รูปที่ 4.21 การเชื่อมต่อทางเดียวอย่างง่าย	52
รูปที่ 4.22 ไอซี MAX232	53
รูปที่ 4.23 ภาพที่แสดงผลออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์	55
รูปที่ 5.1 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลต่าง	58
รูปที่ 5.2 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลร่วม	58
รูปที่ 5.3 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลร่วม	59
รูปที่ 5.4 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลร่วม	60
รูปที่ 5.5 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลร่วม	60
รูปที่ 5.6 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลร่วม	61
รูปที่ 5.7 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลร่วม	61
รูปที่ 5.8 ผลวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมดผลร่วม	62
รูปที่ 5.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่	62
ของวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์	
รูปที่ 5.10 รูปผลการทดลองวงจรมอดูเลเตอร์	64

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.11 รูปผลการทดลองวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง	65
รูปที่ 5.12 กราฟสัญญาณการป้อนสัญญาณอินพุต sine ขนาด 3 Vp-p	66
รูปที่ 5.13 กราฟสัญญาณที่นำมาพล็อตใหม่	66
รูปที่ 5.14 กราฟแสดงเอาต์พุตเมื่ออินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรอินสตรูเมนต์ และวงจรปรับศูนย์กลางอัตโนมัติ	67
รูปที่ 5.15 กราฟแสดงเอาต์พุตเมื่ออินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรจำกัดแอมพลิจูด	68
รูปที่ 5.16 กราฟแสดงเอาต์พุตเมื่ออินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรมอดูเลเตอร์	69
รูปที่ 5.17 กราฟแสดงเอาต์พุตเมื่ออินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรมอดูเลเตอร์	69
รูปที่ 5.18 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งตรวจวัดได้และแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์	70

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	10
ตารางที่ 4.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบชิพเดี่ยวในตระกูล MCS-51	40
ตารางที่ 4.2 บิตควบคุมที่อยู่ในรีจิสเตอร์ SCON	45
ตารางที่ 5.1 ผลของวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบโหมคผลต่าง	56
ตารางที่ 5.2 ผลของวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบโหมคผลร่วม	57
ตารางที่ 5.3 ผลวงจรแถบจำกัดความถี่	63



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมา

ในโลกปัจจุบันอัตราการเสียชีวิตของมนุษย์ได้มีปริมาณที่ลดลงมากเมื่อเทียบกับในอดีตอันเนื่องมาจากมีวิวัฒนาการทางการแพทย์ที่เจริญก้าวหน้าขึ้น โดยการนำเอาเทคโนโลยีใหม่ๆ เข้ามาช่วยเสริมสร้างประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาลคนไข้ แต่เนื่องจากอุปกรณ์และเครื่องมือแพทย์ที่จะนำมาใช้ต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูง ดังนั้นจึงมีคนไทยพยายามคิดค้นและประดิษฐ์อุปกรณ์เครื่องมือแพทย์ขึ้นเอง เพื่อให้ราคาถูกลง และมีประสิทธิภาพทัดเทียมกับต่างประเทศ

เครื่องแสดงผลการตรวจวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้าซึ่งเป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่จำเป็นในการวินิจฉัยอาการป่วยของคนไข้ ซึ่งช่วยให้ทราบอาการป่วยของคนไข้ได้อย่างรวดเร็วทันต่อการรักษา โดยในปัจจุบันพบว่าเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังคงมีราคาแพงมากและส่วนมากยังคงต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ดังนั้นคณะผู้จัดทำจึงหาแนวคิดในการออกแบบเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ เนื่องจากในปัจจุบันมีการนำคอมพิวเตอร์มาใช้ในชีวิตประจำวันมากขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์และแนวคิดของโครงการ

1. ศึกษาลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อที่จะแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์
2. ออกแบบและสร้างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์
3. ศึกษาและเรียนรู้การใช้งาน ADC0832
4. ศึกษาและเรียนรู้การใช้งานไมโครโปรเซสเซอร์ MCS-51 (AT89C2051) เป็นตัวกลางระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้อ่านข้อมูลกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
5. ศึกษาและเรียนรู้การใช้งาน MAX 232
6. เพื่อศึกษาการทำงานและสร้างเครื่องมือวัดทางการแพทย์

1.3 ขอบเขตการทำโครงการ

สามารถแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการวัดโดยผ่านแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ทาบบเฉพาะบริเวณผิวหนังที่มีชีพจรเด่นชัด เช่น ข้อมือ คอและหน้าอก

1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน

1.4.1 ส่วนของวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- ทำการศึกษาทฤษฎีต่างๆเกี่ยวกับวงจร และ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ
- ศึกษาทฤษฎีของวงจรที่ใช้ในโครงการและนำทฤษฎีดังกล่าวมาใช้โดยการคิดด้วยมือและใช้ โปรแกรมWorkbench ในการแสดงรูปคลื่นสัญญาณเอาต์พุตของวงจรศึกษาหลักการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- ต่อวงจรและทำการทดลองผลเพื่อแก้ไขปัญหา
- ศึกษาการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์เพื่อส่งสัญญาณไปยังคอมพิวเตอร์

1.4.2 ส่วนของวงจรอินเตอร์เฟซ

- ศึกษาและออกแบบการรับข้อมูลในคอมพิวเตอร์
- ออกแบบวงจรอินเตอร์เฟซเพื่อทำการรับข้อมูลจากวงจรตรวจวัด

1.4.3 ส่วนการแสดงผลรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- เขียนโปรแกรมใช้ภาษาแอสเซมบลี (Assembly) เพื่อติดต่อกับ MCS-51
- เขียนโปรแกรมเพื่อนำข้อมูลที่จัดเรียงได้จาก MCS-51 มาประมวลผลและแสดงออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการ

1. การศึกษาทฤษฎีและสามารถทำความเข้าใจด้วยตนเอง
2. เข้าใจในวงจร ในส่วนต่างๆ ที่นำมาใช้งาน เช่น วงจรขยายสัญญาณอิสรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier) วงจรแถบกำจัดความถี่(Bandstop filter) เป็นต้น
3. สามารถนำอุปกรณ์ ไปใช้ได้จริงในทางการแพทย์
4. รู้จักการแก้ปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้นได้
5. สามารถทำงานร่วมกับผู้ร่วมงานได้

1.6 ปัญหาที่เกิดขึ้นระหว่างการศึกษาคอร์สงาน

เมื่อทำการต่อวงจรส่วนต่างๆ แล้ว พบว่าสัญญาณเอาต์พุตไม่เป็นไปตามที่ต้องการ ทำให้ต้องใช้เวลาในการ ปรับแต่งและแก้ไขวงจรบางส่วน

1.7 รายละเอียดของเนื้อหาในรายงาน

บทที่ 1 กล่าวถึงบทนำ ซึ่งประกอบไปด้วยความเป็นมาของโครงการ วัตถุประสงค์ขอบเขต ขั้นตอนการดำเนินงาน ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการ ปัญหาที่เกิดขึ้นระหว่างการศึกษาค้นคว้าโครงการ และรายละเอียดของเนื้อหาในโครงการ

บทที่ 2 กล่าวถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การทำงานของหัวใจ ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่ต้องการศึกษาเกี่ยวกับเรื่องนี้

บทที่ 3 เป็นทฤษฎีเกี่ยวกับเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่ามีข้อควรระวังอะไรบ้าง,ควรมีคุณสมบัติอย่างไรและมีวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ

บทที่ 4 เป็นการออกแบบและการสร้างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ โดยแบ่งการทำงานออกเป็นส่วนๆ คือ ภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier) ภาคเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC) ซึ่งรายละเอียดจะกล่าวในบทนี้

บทที่ 5 เป็นการทดลองและผลการทดลอง

บทที่ 6 บทวิจารณ์และบทสรุป

บทที่ 2

ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้เป็นการศึกษาความเป็นมาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกล่าวถึงการทำงานของหัวใจ การนำไฟฟ้าภายในและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ ตลอดจนแนวทางในการพิจารณาและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 การกำเนิดกระแสไฟฟ้าในกระบวนการทางชีวภาพ (Bioelectric Generation)

ระบบการทำงานต่างๆของมนุษย์นั้นเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นจากระบบประสาทโดยส่งไปตามเส้นประสาทต่างๆ และไปสู่เซลล์กล้ามเนื้อเหล่านั้น ภายในเซลล์ร่างกายประกอบด้วย Na^+ , K^+ และ Cl^- ความเข้มข้นของไอออนภายในเซลล์จะแตกต่างกับความเข้มข้นภายนอกเซลล์ โดยทฤษฎีของไฮออนิก กล่าวว่า “ ภายใต้สภาวะที่เหมาะสมจะเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างบริเวณสองบริเวณที่มีความเข้มข้นไม่เท่ากัน” โดยที่ผนังเซลล์เมมเบรนจะมีคุณสมบัติที่ยอมให้อิออนบางตัวผ่านได้เท่านั้น ในขณะที่บางตัวผ่านไม่ได้เรียกคุณสมบัตินี้ว่า “Semi permeable membrane” โดยปกติ K^+ และ Cl^- ผ่านผนังเซลล์ได้แต่ Na^+ ผ่านไม่ได้

กระแสไอออนิกซึ่งเกิดจากการเคลื่อนที่ของประจุผ่าน semi permeable membrane ขึ้นกับค่า permeability ของเนื้อเยื่อและกราเดียนท์ เมื่อความเข้มข้นของไอออนบริเวณด้านใดด้านหนึ่งของผนังเซลล์มีมากกว่าอีกด้านหนึ่ง ก็จะมีการแพร่ของไอออนจากด้านที่มีความเข้มข้นมากไปยังด้านที่มีความเข้มข้นน้อยจึงทำให้เกิดความไม่สมดุลของประจุไฟฟ้า เป็นผลเกิดสนามไฟฟ้าด้านการแพร่ของไอออนทำให้การแพร่ลดลงจนเกิดสมดุล

จากการทดลองของการแพทย์พบว่าความเข้มข้นของ K^+ ภายในเซลล์มีค่ามากกว่า 30 เท่าของความเข้มข้น K^+ ภายนอกและความเข้มข้นของ Na^+ ภายนอกมีค่ามากกว่าประมาณ 10 เท่าของความเข้มข้นภายในเซลล์ จากการแพร่ของ K^+ ทำให้เกิดการสูญเสียประจุไฟฟ้าบวกขึ้นภายในเซลล์ เป็นผลทำให้ภายในเซลล์มีศักดาไฟฟ้าลบ เมื่อเทียบกับภายนอกในสภาวะสมดุล ความต่างศักย์ระหว่างภายในกับภายนอกเซลล์ประมาณ -50 mV ถึง -100 mV ค่านี้เรียกว่า rest potential เซลล์ที่อยู่ในสภาวะนี้เรียกว่า polarized

ในสภาวะ polarized สามารถถูกกระตุ้นได้หลายประเภท เช่น ความร้อน, แสง, ความชื้น, อุณหภูมิ และอื่นๆ ขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ ค่าแรงดันขีดเริ่ม(threshold value) คือค่าแรงดันน้อยที่สุดที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงภายในเซลล์ จะเกิดการที่ K^+ เข้าไปภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำ

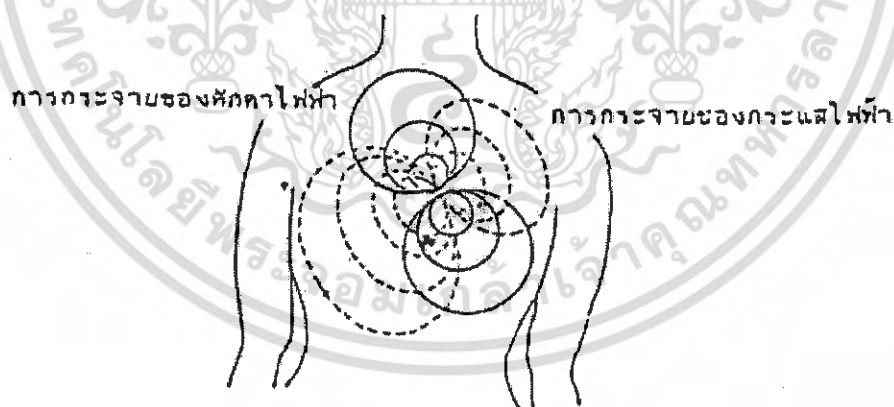
ให้ความต่างศักย์ของภายในและภายนอกเซลล์เพิ่มขึ้นจนถึงค่าหนึ่งเรียกว่า action potential มีค่าประมาณ +20 mV และจะกลับคืนสู่สภาวะปกติจนกว่าจะได้รับการกระตุ้นใหม่

ขณะที่เกิด Action Potential เซลล์จะอยู่ในสภาพ depolarized หลังจากที่เซลล์กลับคืนสู่สภาพเดิมคือ ขอมให้ Ka^+ ผ่านผนังเซลล์ไปได้ ส่วน Na^+ จะเกิดกระบวนการ sodium pump นำออกจากร่างกายอย่างช้าๆ กระบวนการนี้จะใช้พลังงานจากการสันดาปภายในเซลล์ เรียกกระบวนการนี้ว่า repolarization

action potential ของเซลล์ที่ถูกกระตุ้นทำให้เกิด potential gradient เป็นผลให้เกิดกระแสไหลไปกระตุ้นเซลล์อื่นๆ ลักษณะเป็นการนำไฟฟ้าของ action potential ถ้ามีการนำไฟฟ้าที่เซลล์ประสาท action potential ของระบบประสาทก็คือคำสั่งของระบบประสาทที่มีต่อเซลล์กล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นจากภายนอกไปยังระบบประสาท

2.2 การทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวและพองตัวของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้นจะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (myocardium) ซึ่งในการหดตัวและพองตัวดังกล่าวไปแล้วนี้ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย ดังแสดงในรูปที่ 2.1



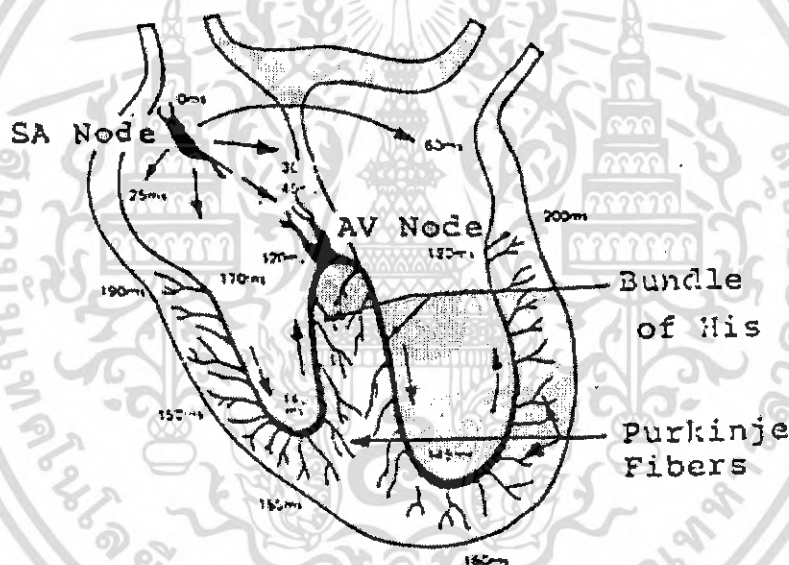
รูปที่ 2.1 การกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ

2.3 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

2.3.1 คุณสมบัติของหัวใจซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

- กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเองเนื่องจากมีศักดาไฟฟ้าทำงาน (action potential)

- การทำงานมีความต่อเนื่อง (contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะธรรมดาของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่า ซิสโตล (systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจรเช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (cardiac cycle) มีระบบสื่อนำ (conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจเพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เองแต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อนำเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาทดังแสดงในรูปที่ 2.2

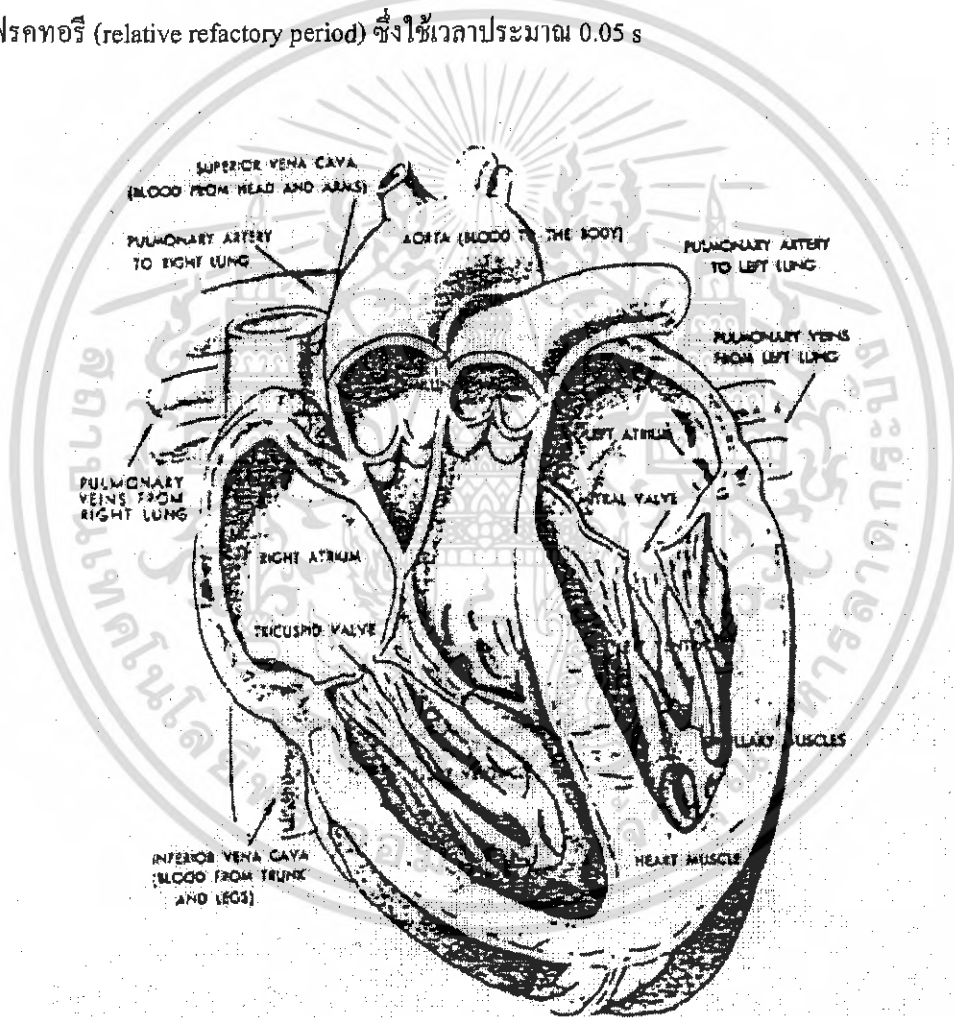


รูปที่ 2.2 ระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

ระบบสื่อนำดังกล่าวนี้ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (right atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดซูปิเรียร์เวนาคาวา (superior vena cava) เรียกว่าไซโน-เอเทรียลโนด (Sino-Atrial node : SA node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบน และนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (right ventricle) เรียกว่า เอเทรียวเทรียลโนด (Atrioventricular node: AV node) โดยที่กลุ่มเซลล์นี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่าบันเดิลออฟฮิส (bundle of his) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจ์

(Purkinje fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา ผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบสื่อนำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่าง ขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Purkinje's system)

กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะไดอานอน ในระยะบีบตัว กล้ามเนื้อยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้น และรีโพลารไรซ์ (repolarization) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่ภาวะปกติจึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่าระยะแอสโซลูทรี แพรคทอรี (absolute refractory period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 s แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้นกล้ามเนื้อหัวใจมีการสนองต่อการกระตุ้น (excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังดีอยู่ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรี แพรคทอรี (relative refractory period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 s



รูปที่ 2.3 ภาพตัดขวางแสดงส่วนต่างๆ ของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 การทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ

หัวใจมีหน้าที่ในการสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายภายในหัวใจแบ่งออกเป็น 4 ห้อง โดยแบ่งเป็น 2 ซีกด้านซ้ายและด้านขวามีผนังกันระหว่างกันเรียกว่า septum ในแต่ละด้านจะมีการกั้นระหว่างด้านบนกับด้านล่าง

สองห้องบนเรียกว่า receiving chamber or atrium

สองห้องล่างเรียกว่า pumping chamber or ventricle

ซึ่งในหนึ่งรอบจะมีการทำงานดังนี้

1. หัวใจห้องบนขวา right atrium นำโลหิตดำจากเส้นโลหิตดำใหญ่ 2 เส้นคือ superior venacava (เส้นบน), inferior venacava (เส้นล่าง) เข้ามาสู่หัวใจ แล้วให้โลหิตไหลผ่านตรงสู่หัวใจห้องล่างขวา right ventricle โดยมีลิ้นหัวใจ tricuspid value
2. หัวใจห้องล่างขวากจะทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตดำ เพื่อนำไปพอกที่ปอดโดยผ่านเส้นโลหิตดำใหญ่ pulmonary artery
3. โลหิตที่ได้พอกแล้วจะไหลจากปอดและไหลกลับเข้ามาที่หัวใจห้องบนซ้าย left atrium ทางหลอดเลือดแดงปอด pulmonary vein แล้วไหลลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย left ventricle โดยผ่านลิ้นหัวใจ mitral value
4. จากนั้นหัวใจห้องล่างซ้ายจะเป็นตัวที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตแดงไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยผ่านทางหลอดเลือดแดงใหญ่ Aorta ตามปกติหัวใจจะทำงานประมาณ 1-1.3 Hz หรือประมาณ 60-80 ครั้งต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวาพร้อมกัน

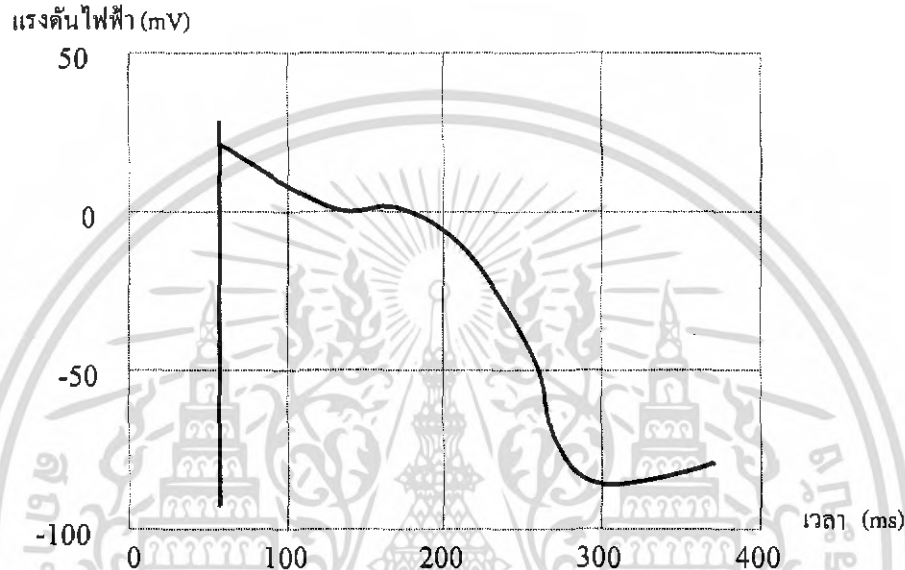
2.4 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าแรงดันไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 mV แสดงตามรูปที่ 2.4 แรงดันไฟฟ้างี้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (resting potential) ถ้าศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนี้มีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่ง จะมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อมีการแตกตัวให้ประจุไฟฟ้าเกิดขึ้นศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าประมาณ +30 mV และเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหดตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลงหลังจากนั้นประมาณ 200 ms ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะกลับไปมีค่าเท่ากับศักย์ไฟฟ้า ขณะหยุดนิ่งและเซลล์จะอยู่ลักษณะคลายตัว จนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ (เมื่อศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้นอีก)

เซลล์หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อเซลล์หนึ่งเกิดแตกตัวให้ประจุ เซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วยคลื่น ของการปลดปล่อยประจุจะกระจายไปทั่วหัวใจส่วนบนในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวทำให้ประจุหัวใจส่วนบนจะหดตัว คลื่นของการปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมากทำให้เกิดความ

ต่างศักย์ไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้ โดยการใช้ขั้วไฟฟ้าวางบนผิวหนัง ค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม (electrocardiogram ECG)

ในการทำงานเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในหัวใจห้องส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจห้องส่วนล่างทั้ง2จะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งในหัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุออกมา และการหดตัวในทุกๆเซลล์ของหัวใจส่วนล่าง



รูปที่ 2.4 แรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ เมื่อเกิดการปล่อยประจุ ความต่างศักย์ไฟฟ้าจะเปลี่ยนมาีค่าเป็นบวกจากนั้นจึงตกลงไปเป็นศูนย์อยู่ประมาณ 200 ms แล้วจึงมีค่าเป็นลบ

อย่างไรก็ตาม หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างไม่ได้เชื่อมต่อกันโดยตรงบริเวณแนวเชื่อมของทางไฟฟ้าของหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างเรียกว่า AV node or Ventricular node การส่งผ่านสัญญาณทางไฟฟ้าระหว่าง หัวใจส่วนบนและล่างจะทำให้ทั้งสองส่วนได้รับสัญญาณช้ากว่ากัน 0.04 s การช้านี้ทำให้หัวใจส่วนบนมีเวลาฉีดเลือดให้หัวใจส่วนล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งต่อหน้าที่ที่หัวใจบีบตัวตลอดจากหัวใจส่วนบนจนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีที่หัวใจส่วนบนมีการบีบรัดตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบรัดตัวของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ชีวิตปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบฉีดเลือดของหัวใจในส่วนล่างนี้เองที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่างๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็วไปการไหลของเลือดจะลดลงเนื่องจากไม่มีเวลามากพอที่จะใช้สูบฉีดเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่างซึ่งเวลาดังกล่าวคือ ช่วงเวลาการหด

2.5 อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม

หัวใจจะถูกกระตุ้นโดย action potential แต่การกระตุ้นไม่ได้มาจากระบบส่วนกลางหรือสมองแต่เป็นการกระตุ้นโดยตัวเอง โดยมีเซลล์กลุ่มหนึ่งผลิตสัญญาณไฟฟ้า ออกมากระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ และหัวใจมีระบบนำไฟฟ้า (conduction system) ทำหน้าที่คล้ายเส้นประสาท โดยจะนำสัญญาณไฟฟ้า ไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

การเกิด depolarization และ repolarization ทำให้มีแรงเคลื่อนไฟฟ้าเกิดขึ้น สามารถวัดได้ที่ผิวหนังกาย สักคาไฟฟ้านี้เรียกว่า ECG

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มจาก polarization ที่ SA Node ทำให้กล้ามเนื้อรอบ atria หดตัวรูปคลื่นตอนนี้เรียกว่า P wave จากนั้นเกิด repolarization ตามมาทันที เกิดรูปคลื่น TA ในทางปฏิบัติมักจะไม่ได้อ่านคลื่นนี้ ในขณะที่แรงกระตุ้นส่งจาก SA Node ไป AV Node ต้องใช้เวลาระยะหนึ่งคือประมาณ 120-220 ms และเมื่อส่งแรงกระตุ้นถึง AV Node ทำให้เกิด depolarization ที่ Node นี้และส่งผ่าน Bundle ที่ His ไปยัง

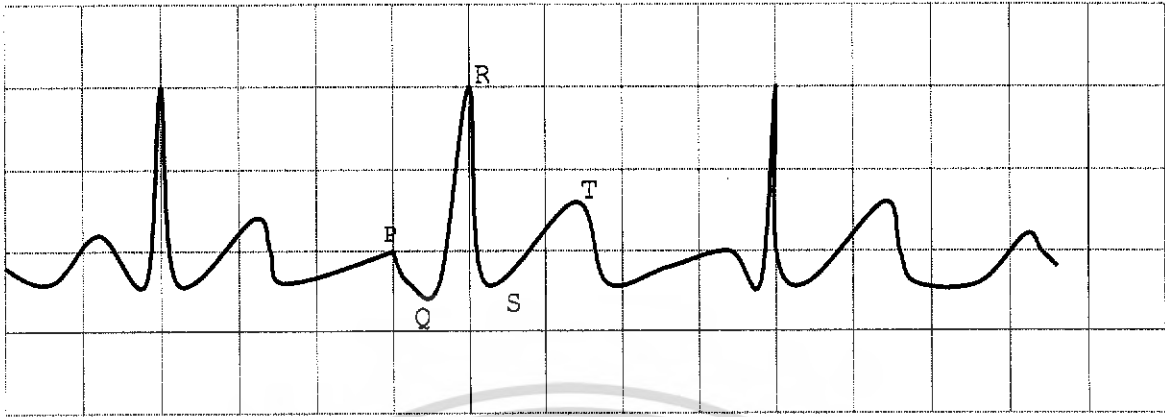
กล้ามเนื้อ myocardium เกิด depolarization ที่ ventricles ได้คลื่น QRS ต่อจากนั้นเกิด repolarization ได้คลื่น T และจะเวียนมาเริ่มต้น ตามเดิมโดยที่มีรายละเอียดแต่ละรูปสัญญาณดังนี้

1. P wave : สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน มีคาบเวลาประมาณ 80-120ms
2. QRS complex : สัญญาณรวม QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 ms และสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบไล่เลือดส่งไปยังทุกส่วนของร่างกาย ผ่านผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนาแน่นมากกว่าส่วนอื่นๆ ถ้าทำการนำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย หรือที่เรียกว่า Lead I การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงที่สุดเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก
3. T wave : สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างมีคาบเวลาประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30% ของสัญญาณ R

ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ช่วงเวลาต่างๆของ	ช่วงเวลาปกติ(s)	
	ค่าเฉลี่ย	ช่วงเวลา
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ		
ช่วงเวลาของPR*	0.18	0.12-0.20
ช่วงเวลาของQR	0.08	ถึง 0.10
ช่วงเวลาของQT	0.4	ถึง 0.43
ช่วงเวลาของST (คือQT-QRS)	0.32	ถึง 0.35

หมายเหตุ *ช่วงเวลาของ PR* วัดได้จากเวลาของสัญญาณ P ถึงเวลาเริ่มของสัญญาณรวม QRS



รูปที่ 2.5 ผลจากการทำอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ

รูปที่ 2.5 แสดงให้เห็นวงจรการทำงานของหัวใจ คลื่น P เกิดจากการปลดปล่อยประจุของหัวใจส่วนบน คลื่น QRS เป็นผลจากการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่างและมีคลื่นที่เกิดจากการคลายตัวของหัวใจส่วนบนซ่อนอยู่ด้วย คลื่น T เป็นผลจากการคลายตัวของหัวใจส่วนล่าง

2.6 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องมือวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจึงถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญของร่างกาย (physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการความผิดปกติและประเมินสภาวะของหัวใจเป็นอย่างดี

การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการบันทึกได้จึงนับเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วยโดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือดส่วนในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจเราจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟ ซึ่งมีแกนนอนเป็นเวลา (หน่วยเป็น s) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็น mV) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น รูปคลื่น ความสูงของคลื่น ระยะเวลาช่วงต่างๆ เป็นต้นแล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสภาวะของหัวใจเป็นเช่นใด (โดยอาจทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 ลีด มาตรฐานดังรูปที่ 3.3 หรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับขีดความสามารถและความชำนาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น) ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้คือใช้เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากภาระกิจประจำวันของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการดูแลผู้ป่วย

ดังนั้นในปัจจุบันด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนคน โดยทำการเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลดิจิทัลแล้วส่งไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรมที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลดิจิทัลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามา เพื่อทำการแปลผลและรายงานผลให้ทราบ ซึ่งวิธีนี้เป็นการแก้ปัญหาเพียงบางส่วนของวิธีการวิเคราะห์ในแบบเดิม เช่น กรณีไม่มีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญที่จะทำการวิเคราะห์ อีกทั้งวิธีนี้ยังให้ผลลัพธ์ที่รวดเร็ว แม่นยำและถูกต้อง ทันต่อการรักษาอาการของผู้ป่วย

ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญที่เข้ามาช่วยลดภาระของบุคลากร หรือทดแทนการขาดบุคลากร โดยที่การวิเคราะห์ยังคงความเชื่อถือได้อยู่ การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 แบบคือ

1. อัตราการเต้นของหัวใจ (rate)
2. จังหวะการเต้นของหัวใจ (rhythm)
3. แนวแกนของหัวใจ (axis)
4. กล้ามเนื้อของหัวใจพองโต (hypertrophy)
5. กล้ามเนื้อหัวใจตาย (infraction)

การวิเคราะห์ทั้ง 5 แบบนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจ

2.7 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ

จังหวะการเต้นเป็นคุณสมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงให้ถึงความสามารถในการทำงานของหัวใจอย่างสม่ำเสมอตลอดเวลา ซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงความผิดปกติของหัวใจโดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจ) จังหวะการเต้นของไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นไปอย่างสม่ำเสมอแน่นอน ตามความถี่ SA node ที่กระตุ้นเซลล์ของหัวใจ เพราะว่าทุกส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบไฟฟ้าทำงานอย่างปกติ แต่เมื่อบางส่วนของหัวใจเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติขึ้นในบางสถานการณ์ก็จะทำให้จังหวะการเต้นผิดแปลกไปจากจังหวะปกติ ซึ่งผลของความผิดปกตินี้ก็จะสะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เห็นได้ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจมีศัพท์ทางการแพทย์เรียกว่า arrhythmia หมายถึงความผิดปกติของจังหวะ (abnormal rhythm)

ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจแบ่งเป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆ ทำให้สามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกของความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ง่ายและรวดเร็วขึ้น ดังต่อไปนี้

1. Varying rhythm เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ซึ่งมีลำดับสัญญาณ คือ P-QRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้น (คือ ช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องไม่

สม่ำเสมอ โดยความผิดปกติทั้งขนาดและรูปร่างแต่ละช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้จะไม่สม่ำเสมอซึ่งเป็นลักษณะที่ผิดไปจากธรรมชาติ

2. Extra beats and skips เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่งที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกติทางสายตาได้โดยง่าย ศัพท์คำว่า extra beats หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก่อนกำหนดที่คาดไว้ ส่วนศัพท์คำว่า skips หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติในลักษณะนี้ สามารถสังเกตความแตกต่างระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่งไปยังอีกลูกหนึ่ง
3. Rapid rhythm เป็นลักษณะความผิดปกติที่มีสาเหตุมาจากการเต้นของหัวใจเร็วมาก โดยมีรูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อาจจะผิดปกติหรือไม่แน่นอนขึ้นอยู่กับบริเวณที่เกิดความผิดปกตินั้น ซึ่งมีลักษณะความผิดปกติประเภทนี้มีความแตกต่างกันในเรื่องของรูปร่างของสัญญาณเนื่องจากบริเวณที่เกิดความผิดปกติต่างกันแต่ข้อสังเกตอยู่ที่การมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็ว
4. Heart block เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจซึ่งมีพื้นที่ภายในหัวใจที่จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้นได้มีด้วยกัน 3 บริเวณคือ SA node, AV node และ Bundle branch

บทที่ 3

ทฤษฎีของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

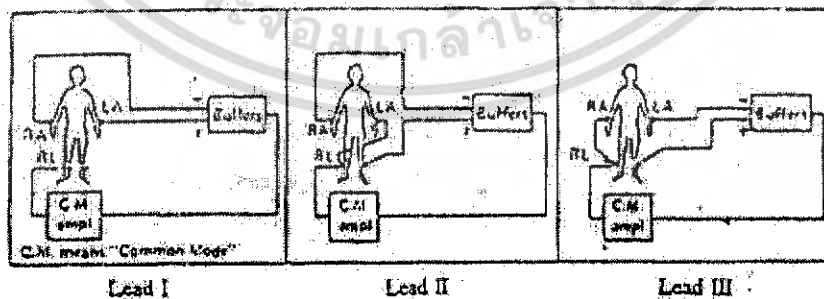
3.1 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีหลายแบบ แบ่งตามมาตรฐาน (standard leads) มี 12 Lead ด้วยกัน คือ

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

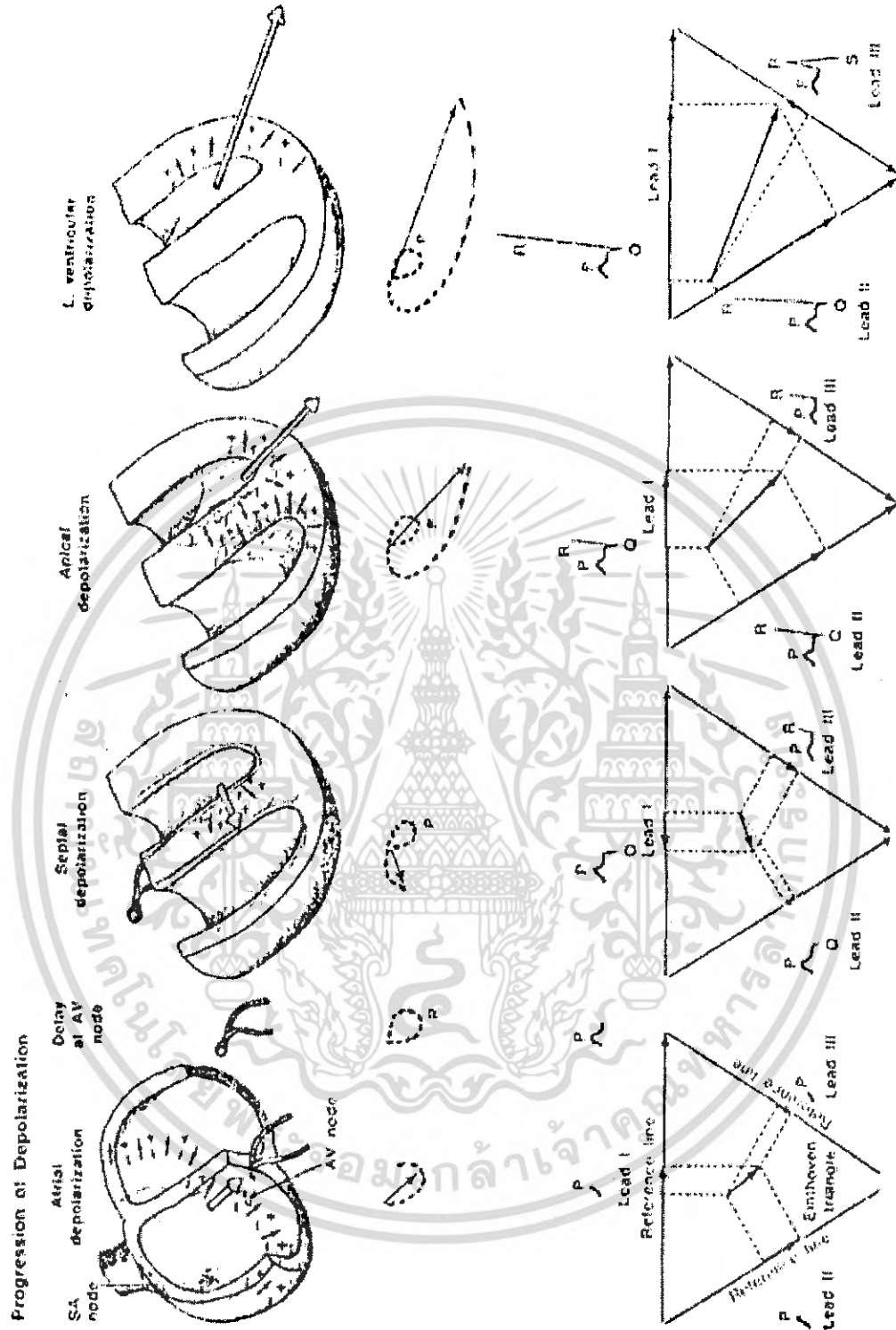
ในการบันทึก ECG ด้วย basic limb leads นั้น Einthoven ได้ตั้งสมมติฐานว่า ในขณะหนึ่งขณะใด ในรอบการทำงานของหัวใจนั้น Frontal Plane ที่แสดงถึง Electrical Axis ของหัวใจเป็น Two Dimensional Vector คลื่น ECG ที่บันทึกได้จาก basic limb leads อันหนึ่งอันใดนั้น เป็นองค์ประกอบส่วนหนึ่งที่เปลี่ยนได้ตามเวลาของเวกเตอร์ Einthoven เชื่อว่าหัวใจ (ซึ่งเป็นต้นตอของเวกเตอร์) อยู่ใกล้

ศูนย์กลางของสามเหลี่ยมด้านเท่า โดยมีจุดอยู่ที่ไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และต้นขา สามเหลี่ยมนี้เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโซเฟน ไอโซเฟนแสดงถึงศักย์ไฟฟ้าของคลื่น ECG ที่วัดได้จากสามเหลี่ยมต่อสายหนึ่งสายใดมีค่าเท่ากับผลบวกทางพีชคณิตของอีก 2 leads หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งว่าผลบวกของเวกเตอร์ของเส้น 3 เส้นเป็น 0 ในบรรดา limb leads ทั้งสามการต่อสามแบบ II นัยหนึ่งว่าผลบวกของการต่อสายแบบที่ I และ II basic limb leads นั้นเป็นการต่อสองขั้ว ส่วน Unipolar lead นั้น ต้องใช้สายต่อจาก limb lead ทั้งสามมารวมกัน โดยผ่านความต้านทาน 6 k Ω ซึ่งเรียกว่า Central Terminal ก่อนเมื่อทำเป็น Electrode อ้างอิง Electrode อ้างอิงนี้ใช้สำหรับทั้ง Unipolar limb leads และ Unipolar chest leads



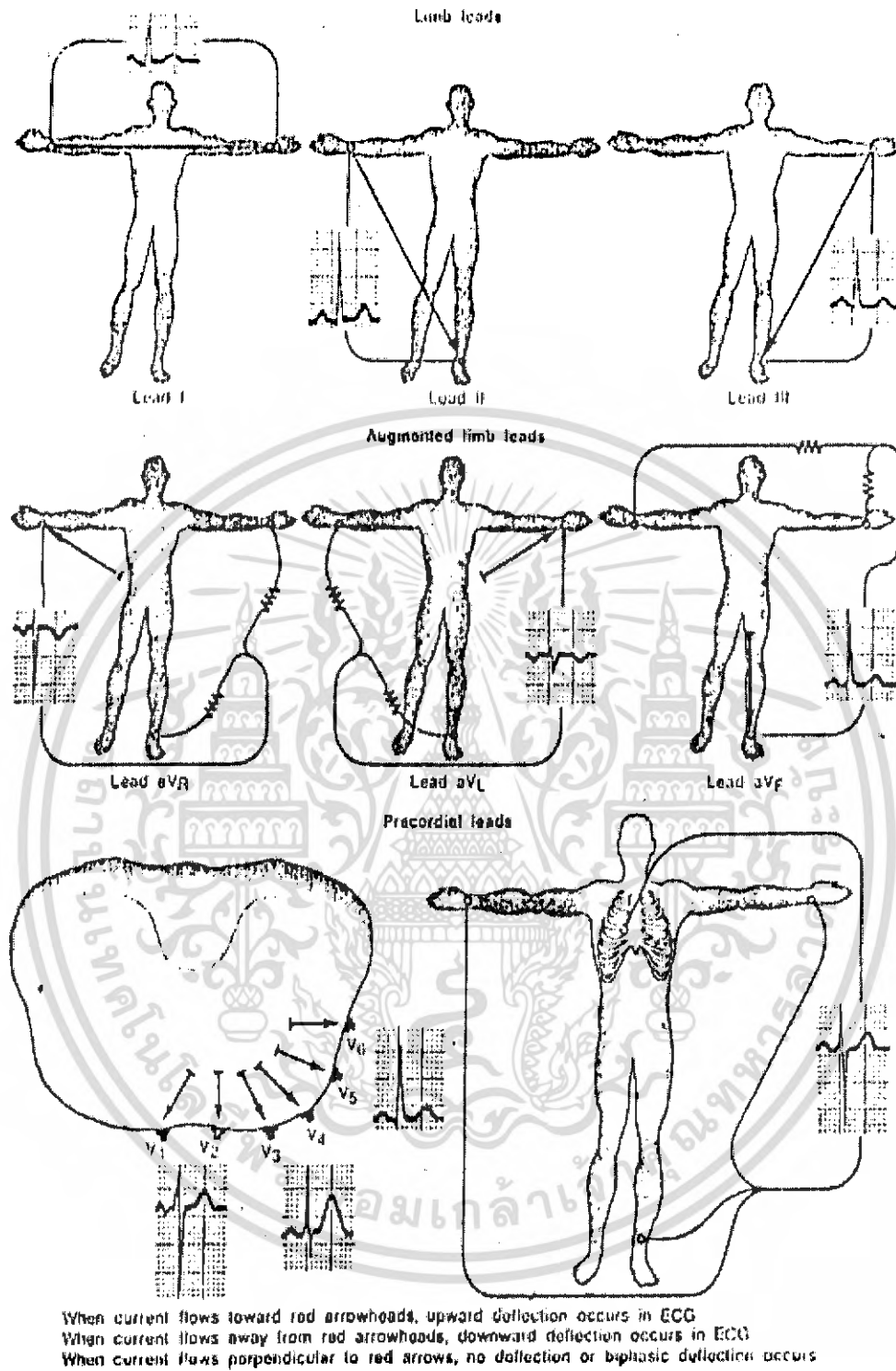
รูปที่ 3.1 วิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 การเกิดสัญญาณหัวใจในลักษณะเวกเตอร์ต่างๆ ของสามเหลี่ยม ไอโรเฟน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 ลักษณะการวัดสัญญาณหัวใจด้วยมาตรฐาน 12 leads

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 อิเล็กโทรด

การจะวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายจะต้องมีตัวเชื่อม นั่นก็คืออิเล็กโทรด (electrode) ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ เพราะในร่างกายมีการนำกระแสด้วยไอออน แต่ในเครื่องวัดจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออน (ionic current) ให้เป็นกระแสไฟฟ้า (electric current) โคอะแกรมพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ แสดงไว้ในรูปที่ 3.2 กระแสไฟฟ้าจะข้ามจากอิเล็กโทรดไปยังอิเล็กโทรไลต์จะประกอบด้วย

1. อิเล็กตรอนที่เคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสอิเล็กโทรด
2. แคทไอออนเคลื่อนที่ทิศทางเดียวกับกระแสไฟฟ้า
3. แอนไอออนเคลื่อนที่ทิศทางตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้าอิเล็กโทรไลต์

สำหรับประจุที่ข้ามพื้นหน้านั้น เนื่องจากไม่มีอิเล็กตรอนอิสระในอิเล็กโทรไลต์และไม่มีแคทไอออนและแอนไอออนในอิเล็กโทรดด้วยจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เพื่อถ่ายทอดประจุระหว่างพาหะทั้งสอง ดังนั้นอิเล็กโทรไลต์ที่ห่อหุ้มด้วยโลหะจะมีแรงดันไฟฟ้าต่างไปเรียกว่าแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ (half-cell potential) แต่เราไม่สามารถวัดแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดได้ จึงต้องใช้อิเล็กโทรดอีกอันในการเปรียบเทียบแรงดันไฟฟ้า

แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ของอิเล็กโทรดที่กล่าวมาเป็นภาวะที่ไม่มีกระแสไหล ถ้ามีกระแสไหลแรงดันไฟฟ้าที่วัดจะมีค่าเปลี่ยนแปลงไป ความแตกต่างนี้เป็นผลมาจากโพลาไรเซชันของอิเล็กโทรด ความต่างแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับภาวะสมดุลนั้นเรียกว่า Overvoltage มีกลไกที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการ 3 ส่วน คือ

1. Ohmic overvoltage เป็นผลเนื่องจากความต้านทานของอิเล็กโทรไลต์ เมื่อมีกระแสไฟฟ้าผ่านอิเล็กโทรดทั้งสองอัน เมื่อความต้านทานของอิเล็กโทรดเปลี่ยนแปลงตามกระแสไฟฟ้า แรงดันไฟฟ้าที่เกินทางด้านโอห์ม (ohm overvoltage) ก็จะไม่มีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับกระแสไฟฟ้าตามกฎของโอห์ม

2. Concentration overvoltage เกิดจากความเข้มข้นที่เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงการกระจายของไอออนในอิเล็กโทรไลต์

3. Activation overvoltage เป็นผลของการถ่ายทอดประจุของปฏิกิริยาการเติมและการลดออกซิเจนไม่สามารถเปลี่ยนกลับได้หมด

3.2.1 อิเล็กโทรดที่ปราศจากและอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศจาก

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดออกได้เป็น 2 ชนิด คือ

1. อิเล็กโทรดที่ปราศจากอิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีการเสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์จะทำงานเหมือนเป็นคาปาซิเตอร์
2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปราศจากเมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรีโดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด *overvoltage* แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปราศจากและอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศจากได้อย่างสมบูรณ์

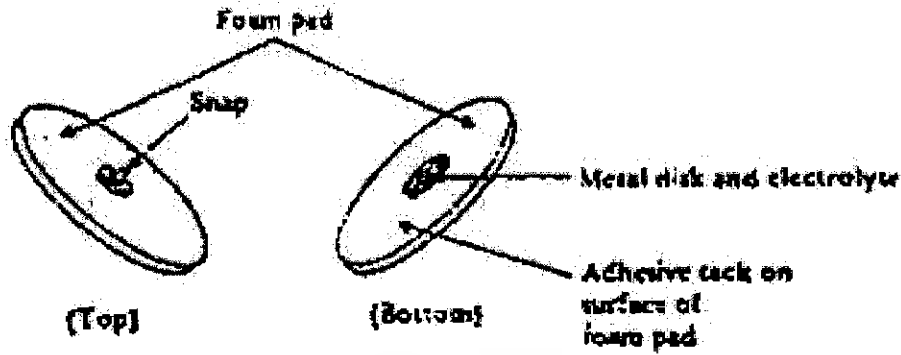
3.2.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

เราจะพบว่าคุณสมบัติกระแสและแรงดันอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะตัวคือความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมากคุณสมบัติจะต่างไปจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วยเพราะอิเล็กโทรดเหมือนมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วยเมื่อนำอิเล็กโทรดมาติดที่ผิวหนัง เราต้องพิจารณาพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรด อิเล็กโทรไลต์ และผิวหนังด้วย เราใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออนทาาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนัง คือ การวัด *Grivinic Skin Reflex (GSR)* เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่จะมีไซเคียมโพแทสเซียมและคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูของท่อเหงื่อที่ผิวหนังแต่ส่วนประกอบที่กล่าวสามารถนำไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยาสรรคมาไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

3.2.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโลหะ

อิเล็กโทรดที่ใช้กันน้อยในการรับแรงดันไฟฟ้าทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยโลหะ โดยการนำแผ่นโลหะมาสัมผัสกับผิวหนัง และมักใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลางเพื่อทำให้มีการสัมผัสที่ดียิ่งขึ้น

รูปที่ 3.4 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นโลหะแบบต่างๆ เป็นอิเล็กโทรดที่ใช้รวดเร็วและใช้แล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโพมและมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดทิ้งกระดาษที่ปิดอยู่แล้วกดอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที



รูปที่ 3.4 อิเล็กโทรดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้แล้วทิ้งเลย) สำหรับเครื่อง ECG ใช้ปิดผิวหนังติดแขน ขา

3.2.4 ข้อแนะนำในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโทรดโลหะสำหรับวัดแรงดันทางไฟฟ้าหรือกระตุ้นก็ดี จะต้องคำนึงถึง ข้อปฏิบัติ 5 ประการ ดังต่อไปนี้ คือ

1. ในการสร้างอิเล็กโทรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างใดก็ตาม เช่น วัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้ขนาดหุ้มไว้ ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโทรไลต์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันควรนำมาสัมผัสกันเพราะจะมีแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนี้เมื่อสัมผัสกับอิเล็กโทรไลต์ก็จะทำให้มีปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพลาไรเซชันเพิ่มเติม และมักทำให้อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจุบันนี้ทำให้แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้

2. เมื่อใช้อิเล็กโทรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัดแรงดันไฟฟ้าในร่างกาย ควรใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกันเนื่องจากครึ่งเซลล์แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแรงดันไฟฟ้า ดิซีที่ป้อนเข้าไปยังอินพุทของแอมพลิไฟเออร์จะได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิมตัวของแอมพลิไฟเออร์ไม่เกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เป็นชนิด ดิซี และมีกำลังขยายสูง

3. อิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมักจะหลุดง่าย อย่างไรก็ตามก็ดี ปัญหาเหล่านี้จะไม่เกิดขึ้นถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มากแต่ต้องแข็งแรงจุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดง่าย เนื่องมาจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มืออยู่เรื่อยๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ

4. อิเล็กโทรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง ฉนวนของอิเล็กโทรดเหล่านี้มักทำด้วยวัสดุจากพวกพอลิเมอร์ ซึ่งสามารถดูดน้ำได้ดีเมื่อใช้ไปนานๆ

5. การใช้แอมพลิฟายเออร์ที่มีอินพุตสูงๆ ทำให้การบันทึกไฟได้ผลดี ถ้าอิมพีแดนซ์ของแอมพลิฟายเออร์ที่ค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความถี่สูงลดลงแล้วยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

3.3 คุณสมบัติเฉพาะทางของเครื่องตรวจวัด ECG

คณะกรรมการการตรวจ ECG ของสมาคมโรคหัวใจแห่งประเทศไทยได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่อง ECG มาตรฐานที่ใช้เขียนโดยตรงบนกระดาษ Pipberger เมื่อปี ค.ศ. 1975 โดยข้อเสนอแนะดังกล่าวมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1. ความแม่นยำและความผิดเพี้ยน (linearity and distortion) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง ECG การเบี่ยงเบนไปจากความต้องการควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกบนกระดาษด้วยความสูง 5 mm ความถี่ของคลื่นไฟฟ้าที่ความถี่ระหว่าง 0.05 Hz - 100 Hz
2. เครื่อง ECG ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้าง (input range) คือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 mV
3. อินพุตอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดิน (input impedance and current) ควรมีค่าน้อยกว่า 5 เมกะโอห์ม ในระหว่างการวัดนั้น อิเล็กโทรดทุกอันควรจะทำกรต่อลงดินให้หมด เครื่อง ECG ไม่ควรให้มีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ ไหลผ่านผู้ป่วย
4. วงจรที่ต้องการเพื่อทำให้เกิด central terminal ไม่ควรจะทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวในข้อที่ 1 หรือเพิ่มขึ้น 2% เมื่อรวมกับความต้องการทางด้านอินพุตอิมพีแดนซ์แล้ว ค่ารีซิสแตนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า $3.3 \text{ M}\Omega$
5. เครื่อง ECG ควรปรับกำลังขยาย (gain) ได้ 3 ค่า คือ 5, 10 และ 20 mm/mV
6. ผลตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG (frequency response) ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 ถึง 25 Hz ควรเท่ากันจะดีไม่ควรต่างกันเกิน 0.5 dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 mm บนกระดาษบันทึกเมื่อใช้ความถี่ 25 Hz แล้วการตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์จะลดลงมากกว่า 3 dB
7. Common Mode Rejection Ratio (CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทช์ที่ใช้เลือกสายต่อเมื่อปรับตั้งกำลังขยายเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 mm/mV และสายต่ออิเล็กโทรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 Hz 120 V พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้น ซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กโทรดทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับคาปาซิแตนซ์ 22 pF ผลที่ได้นั้นไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มมากกว่า 20 mm ข้อกำหนดเฉพาะนี้ยังคงใช้ได้ถ้อยเมื่อต่อรีซิสแตนซ์ $100 \text{ k}\Omega$ แบบอนุกรมกับสายอินพุต
8. เครื่อง ECG ควรจะมีแรงดันไฟฟ้ามากกว่า 1.0 mV สำหรับปรับเปรียบเทียบกับกำลังขยายของเครื่อง (calibration)

9. ความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐาน (chart speed) ควรเป็น 25 mm /s นอกจากนั้นควรมีความเร็วสูงกว่าด้วยคือความเร็ว 50 mm/s ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2%

10. เอาท์พุทอิมพีแดนซ์ (output impedance) ควรมีค่าน้อยกว่า 100 Ω เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า 1 V

11. Even Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่อง ECG สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้า ECG

3.4 ปัญหาที่พบบ่อยในการออกแบบและใช้เครื่อง ECG

3.4.1 ความผิดเพี้ยนทางด้านความถี่

เมื่อเครื่อง ECG มีการตอบสนองความถี่ที่เปลี่ยนแปลงไป คือ ไม่ได้มาตรฐานที่กล่าวไว้ข้างต้น จะมีความผิดเพี้ยนของคลื่น ECG ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5(ก) คลื่น ECG ปกติจากเครื่องมือ ซึ่งมีการตอบสนองความถี่กว้างกว่า 0.02 Hz - 150 Hz

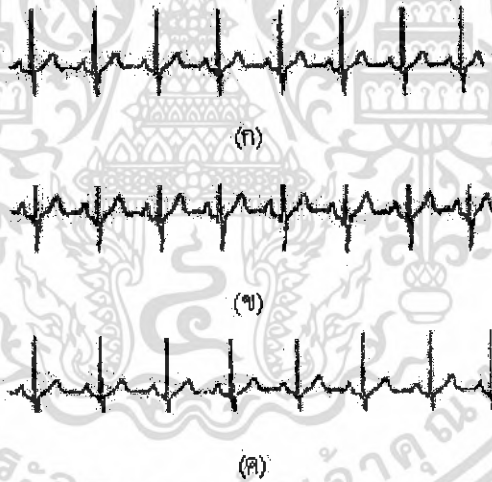
รูปที่ 3.5(ข) คลื่น ECG ที่บันทึกได้ด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองความถี่จาก 0.02 Hz - 25 Hz ความผิดปกตินี้เรียกว่า High-Frequency Distortion รูปคลื่นแต่เดิมจะเป็นนุ่มแหลม เมื่อความผิดเพี้ยนเกิดขึ้นจะมีแอมพลิจูดลดลง

รูปที่ 3.5(ค) ความผิดพลาดของรูปคลื่น ECG ซึ่งมีผลมาจากความผิดเพี้ยนของความถี่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.5(ง) คลื่น ECG จากต้นตอเดียวกัน แต่บันทึกด้วยเครื่องที่มีการตอบสนองความถี่ 1 Hz -150 Hz สังเกตความผิดเพี้ยนที่พื้นฐานเครื่อง ECG เส้นพื้นฐานจะไม่อยู่ในแนวราบ สังเกตว่าคลื่นซึ่งแต่เดิมมีขอดีียวจะกลายเป็น 2 ขอด ความผิดปกตินี้จะเรียกว่า Low-Frequency Distortion

3.4.2 การอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน (Saturation or Cut off Distortion)

Offset Voltage ที่อิเล็กทรอนิกส์หรือการปรับแอมพลิไฟเออร์ไม่ถูกต้องในเครื่อง ECG อาจทำให้เกิดการอิ่มตัวหรือความผิดเพี้ยนที่ตัดการทำงาน ซึ่งทำให้รูปร่างของคลื่น ECG เปลี่ยนไปได้มาก รูปที่ 3.6(ก) แสดงคลื่น ECG ปกติ ส่วนรูปที่ 3.6(ข) แสดงคลื่นไฟฟ้าที่ผิดเพี้ยนไปจากการเปลี่ยนระดับไปสู่การอิ่มตัว ทำให้ขอดีคลื่น ECG ถูกตัดออกไป เนื่องจากแอมพลิไฟเออร์ไม่สามารถมีเอาท์พุทเกินแรงดันไฟฟ้าที่อิ่มตัวได้ และรูปที่ 3.6(ค) แสดงการเปลี่ยนแปลงทำนองเดียวกัน เมื่อส่วนล่างของคลื่น ECG ถูกตัดออกไป ทั้งนี้เป็นผลจากการอิ่มตัวทางด้านลบของแอมพลิไฟเออร์ สังเกตว่าในกรณีเส้นพื้นฐานจะเรียบดี ขอดีคลื่น P และ T อาจยังคงเห็นได้จากภาพบันทึกหรืออาจต่ำกว่าระดับที่ถูกตัด ถ้าเป็นเช่นนี้จะเห็นแต่คลื่น R อย่างเดียว



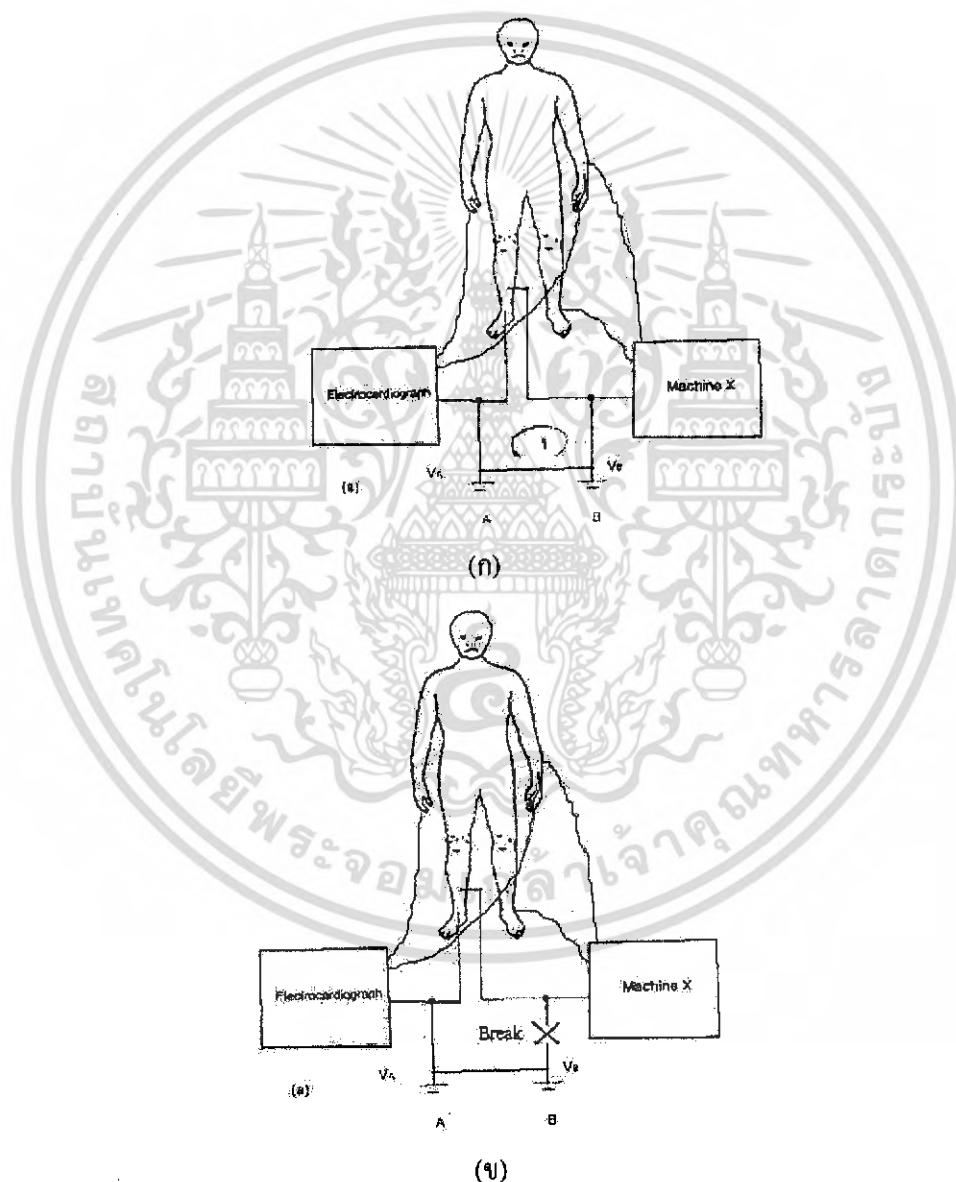
รูปที่ 3.6 แสดงความผิดพลาดของคลื่น ECG ซึ่งมีผลจากการผิดเพี้ยนที่เกิดจากแอมพลิไฟเออร์

3.4.3 วงจรสายดิน (Ground loops)

ผู้ป่วยที่กำลังถูกบันทึก ECG เช่น ในมอนิเตอร์การทำงานของหัวใจ เป็นต้น ย่อมได้รับการต่ออุปกรณ์ไฟฟ้าอย่างอื่นด้วยอุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละอย่างจะมีการต่อสายดินของตนเอง อาจจะโดยอาศัยร่วมไปกับสายไฟ หรือในบางกรณีนั้นจะต่อโดยผ่านไปกับสายดินใหญ่ไปยังจุดสายดินใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ห้องวงจรสายดินอาจเกิดขึ้นในสถานะที่แสดงในรูปที่ 3.7(ก) ในรูปตัวนี้ผู้ป่วยได้ต่ออยู่กับเครื่อง 2 เครื่อง คือ เครื่อง ECG และเครื่องอื่น แต่ละเครื่องมีสายดินต่ออยู่กับตัวของผู้ป่วย เครื่อง ECG ถูกต่อลงดิน โดยผ่านทางปลั๊กของสายไฟที่เรียกว่าสายดิน A ส่วนเครื่องหนึ่งนั้นก็ยังมีสายดินโดยผ่านทางสายไฟเช่นเดียวกัน แต่มีปลั๊กอยู่อีกที่อีกแห่งหนึ่งซึ่งมีสายดินคนละเส้น เรียกว่าเป็น สายดิน B ถ้าสายดิน B มีศักย์สูงกว่าสายดิน A จะมีกระแสไฟฟ้าไหลจากสายดิน B ผ่านไปยังตัวเครื่องและผู้ป่วย และผ่านอิเล็กโทรดของเครื่อง ECG ไปลงที่จุด A กระแสไฟฟ้างกล่าว นอกจากจะมีปัญหาทางด้านความปลอดภัยแล้วยังทำให้แรงดันไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยสูงกว่าของสายดิน ซึ่งต่ออยู่กับตัวเครื่องตัวอย่างแสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.7(ข)



รูปที่ 3.7 การต่อวงจรสายดิน

(ก) อันตรายที่เกิดจากวงจรสายดิน

(ข) อันตรายที่เกิดจากการรอยต่อที่ขาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.7(ก) ผู้ป่วยจะมีแรงดันไฟฟ้าอยู่ระหว่างสายดิน B และสายดิน A จึงทำให้เกิดแรงดันโหมคร่วม บนเครื่อง ECG ซึ่งจะทำให้ CMRR ต่ำ ดังนั้นจึงเป็นการเพิ่มปริมาณของสัญญาณรบกวนทางเดินของกระแสไฟฟ้าระหว่างสายดินทั้งสองดังแสดงในรูปที่ 3.7(ก) นั้นเรียกว่า Ground Loop ปรากฏการณ์เช่นนี้ควรพยายามหลีกเลี่ยง ไม่ให้เกิดขึ้นในระบบของอุปกรณ์

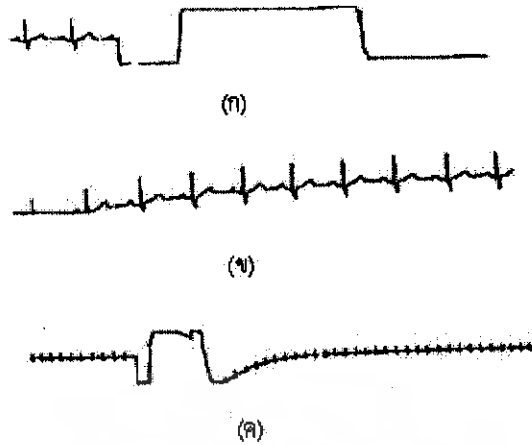
รูปที่ 3.7(ข) เป็นภาวะที่ควรระวังจะทำให้เกิดขึ้นในรูปนี้เครื่องทั้งสองมีสายดินที่ต่อมายังจุดเดียวกันจึงไม่มีวงจรสายดินเกิดขึ้นแรงดันไฟฟ้าสายดินของเครื่อง ECG และอีกเครื่องหนึ่งควรจะอยู่ในระดับเดียวกัน ในกรณีเช่นนี้จึงไม่ควรมีแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมสายดินอันจะทำให้เครื่องมีแรงดันไฟฟ้าสูงกว่าจุดสายดิน ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะมีสายดินที่ต่ออยู่กับเครื่องเพียงเครื่องเดียว แต่ก็ไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ตามปกติแล้วเครื่องทั้งสองจะมีแรงดันไฟฟ้าของสายดินเท่ากัน ดังนั้นจึงไม่มีกระแสไฟฟ้าในวงจรสายดินไหลผ่านตัวของผู้ป่วย ถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะไปสัมผัสกับสายดินของเครื่องก็ตาม

3.4.4 สายต่อที่ขาด (Open Lead Wire)

มีหลายครั้งที่สายต่อที่อิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง ECG เส้นใดเส้นหนึ่งขาดไป แรงดันไฟฟ้าที่สูงสามารถเหนี่ยวนำในสายต่อที่ขาดนี้ได้ เป็นผลทำให้ปากที่ใช้บันทึกมีการเคลื่อนไหว ไปตามคลื่นความถี่ของคลื่นไฟฟ้าเหนี่ยวนำนั้น ภาวะเช่นนี้อาจเกิดขึ้นได้แม้สายไม่ขาด เนื่องจากอิเล็กทรอนิกส์สัมผัสไม่ติดกับตัวผู้ป่วย

3.4.5 สิ่งที่รบกวนเกิดจากศักย์แรงสูงระยะสั้น

ในบางภาวะที่กำลังตรวจวัด ECG จะต้องทำการดีฟิบริลเรชั่น ในกรณีเช่นนี้จะต้องป้อนคลื่นแรงดันไฟฟ้าสูง และกระแสจำนวนมากผ่านตัวผู้ป่วย ดังนั้นจึงเกิดแรงดันไฟฟ้าแรงสูงคร่อมอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่อง ECG แรงดันไฟฟ้าเหล่านี้มีค่าสูงมากกว่าสัญญาณ ECG มาก แรงดันไฟฟ้านี้จะทำให้เข็มของเครื่อง ECG เปลี่ยนระดับไปมาก ดังแสดงในรูปที่ 3.8 ทั้งนี้เนื่องจากการอ้อมตัวของแอมพลิไฟเออร์ ในเครื่อง ECG คลื่นไฟฟ้านี้มีจำนวนมากพอที่จะทำให้มีการเก็บประจุไฟฟ้าของคาปาซิแตนซ์ที่อยู่ในแอมพลิไฟเออร์ แล้วหลังจากนั้นจึงค่อยๆลดกลับมาสู่พื้นฐานใหม่ แต่ใช้เวลานาน ซึ่งต้องขึ้นอยู่กับความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ ต้นตออีกอย่างของสิ่งรบกวนในทำนองเดียวกันนี้คือ การเคลื่อนไหวของอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้ามากกว่าแรงดันไฟฟ้าจากเครื่อง ECG



รูปที่ 3.8 ผลของสิ่งรบกวนที่เกิดจากแรงดันไฟฟ้าแรงสูงระยะสั้น

ก) การเปลี่ยนแปลงในระยะต้น

ข) กลับคืนสู่สภาพปกติ

ค) สภาพการเปลี่ยนแปลงเช่นเดียวกัน แต่ลดกำลังขยายของ first-order Recover ของระบบ

3.4.6 การรบกวนจากเครื่องไฟฟ้า

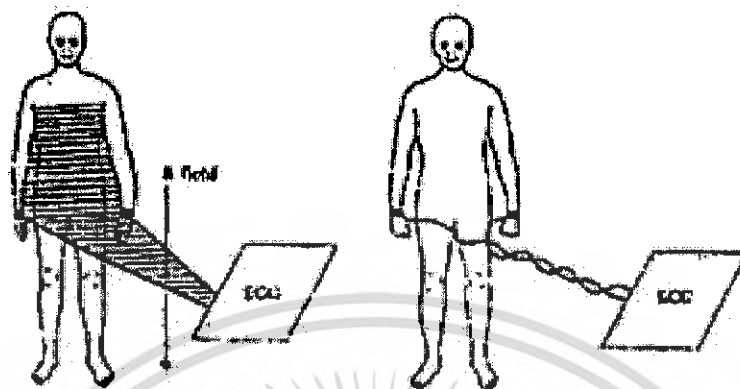
ต้นตอสำคัญของการรบกวนเมื่อทำการบันทึกหรือมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้า ECG คือการรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลัง ระบบไฟฟ้านี้นอกจากจะทำหน้าที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับเครื่อง ECG แล้วยังต้องจ่ายไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์ภายในห้องเดียวกันอีกด้วย การรบกวนดังกล่าวอาจเกิดขึ้นด้วยกลไกที่แตกต่างกันอีกด้วย

สนามไฟฟ้าที่ควบคุมระหว่างเครื่องจ่ายไฟฟ้ากับเครื่อง ECG หรือตัวผู้ป่วยเป็นผลจากสนามไฟฟ้ารอบๆสายไฟหรือรอบๆเครื่องใช้ไฟฟ้า สนามไฟฟ้าเหล่านี้อาจเกิดขึ้นได้แม้แต่ยังไม่ได้ปล่อยพลังงานไฟฟ้าเข้าสู่เครื่อง การรบกวนจึงเป็นเสมือนหนึ่งมีคาปาซิเตอร์ต่ออยู่กับสายไฟที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าต้นตออย่างอื่นของการรบกวนที่เกิดจากสายไฟจ่ายพลังงานคือ การเหนี่ยวนำแม่เหล็กกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านจะทำให้เกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้ารอบสายตัวนำ สนามแม่เหล็ก อาจเกิดจากทรานส์ฟอร์มเมอร์หรือบาลาสของหลอดไฟลูออเรสเซนต์ เซนส์ ถ้าสนามแม่เหล็กผ่านเข้าไปในขดลวดที่สร้างขึ้นโดยเครื่อง ECG สายต่อและตัวผู้ป่วย ดังแสดงไว้ในรูปที่ 3.9 สักจะเกิดไฟฟ้าเหนี่ยวนำในวงจรนี้แรงดันไฟฟ้านี้จะได้สัดส่วนกับความเข้มของสนามแม่เหล็กและพื้นที่ของขดลวดรอบเดียวที่เกิดขึ้นด้วย สามารถลดการรบกวนนี้ได้โดย

1. การลดสนามแม่เหล็ก โดยการหุ้มกำบัง

2. การหลีกเลี่ยงสนามแม่เหล็ก โดยการวางเครื่อง ECG และสายต่อให้ห่างจากสนามแม่เหล็ก

3. การลดพื้นที่ของขดลวดรอบเดียว โดยการบิดสายต่อให้พันเป็นเกลียว



รูปที่ 3.9 การลดสัญญาณรบกวน โดยการพันสายเป็นเกลียว

3.4.7 การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นๆ

การรบกวนทางไฟฟ้าจากต้นตออื่นสามารถมีผลต่อการบันทึกคลื่นไฟฟ้า ECG ได้ การรบกวนจากแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมาจากสถานีวิทยุที่อยู่ใกล้หรือสถานีโทรทัศน์หรือสถานีเรดาร์ เครื่อง ECG สามารถรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเหล่านี้ได้และเรคคิไฟเออร์โดยเครื่อง บางทีคลื่นไฟฟ้าอาจเปลี่ยนแปลงได้ โดยพื้นที่หน้าตัดระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์สายต่อและตัวผู้ป่วยทำหน้าที่เป็นเสาอากาศ

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นโดยเครื่องกำเนิดไฟฟ้าที่มีความถี่สูงซึ่งอยู่ในโรงพยาบาลเอง เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าและเครื่องโคอะเรอมีย์มักเป็นต้นตอที่สำคัญ การแผ่รังสีของแม่เหล็กไฟฟ้าอาจเกิดจากเครื่องเอ็กซ์เรย์หรือสวิตช์หรือรีเลย์ของเครื่องใช้ไฟฟ้าขนาดใหญ่ของโรงพยาบาล แม้แต่การกระพริบของหลอดไฟฟลูออเรสเซนต์ก็ยังสามารถทำให้เกิดการรบกวนได้เช่นกัน

การรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้ลดน้อยลง โดยการต่อคาปาซิเตอร์ขนาดเล็กให้ขนาดเท่ากับเครื่อง ECG รีแอกแตนซ์ของเครื่องนี้มีค่าสูงมากที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น ECG ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่องนี้มีค่าสูงมากที่ต่อต้านคลื่นความถี่ในช่วงของคลื่น ECG ดังนั้นจึงไม่ทำให้อินพุทอิมพีแดนซ์ของเครื่อง ECG ลดลง อย่างไรก็ตามความถี่ของคลื่นวิทยุนี้ค่าของรีแอกแตนซ์มีค่าต่ำพอที่จะทำให้คลื่นรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้าลัดวงจรไปโดยไม่เข้าไปทางอินพุทของแอมพลิไฟเออร์

ยังมีการรบกวนทางไฟฟ้าซึ่งมีต้นตอทางร่างกายเองการรบกวนนี้เกิดจากกล้ามเนื้อลายที่อยู่ระหว่างอิเล็กโทรด เมื่อใดก็ตามที่กล้ามเนื้อเหล่านี้หดตัวจะทำให้คลื่นไฟฟ้า ECG และป้อนเข้าไปทำการกวนในเครื่อง ECG ได้

3.5 การป้องกันคลื่นไฟฟ้าช่วงสั้นที่มารบกวน (Transient Protection)

วงจรที่ใช้แยก ซึ่งได้ออกแบบโดยทั่วไปนั้นจะใช้ป้องกันผู้ป่วยจากอันตรายที่เกิดจากไฟฟ้าดูดที่เกิดขึ้นระหว่างตัวผู้ป่วยกับตัวเครื่องและเครื่องใช้ไฟฟ้าที่อยู่ใกล้เคียง ในบางกรณีจากต้นตออื่นที่ผ่านตัวผู้ป่วยเข้าไปในเครื่อง ECG อาจทำให้เครื่องได้รับอันตรายจนเสียหายได้ เช่น เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้าที่ใช้ในห้องผ่าตัด ในขณะที่ใช้เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้านั้น ถ้าสายดินที่ต่อกับตัวเครื่องหลุดหรือขาดไป จะมีแรงดันไฟฟ้าในตัวผู้ป่วยเมื่อเทียบเท่าสายดินสูงมาก แรงดันไฟฟ้าที่สูงนี้จะเข้าไปในเครื่อง ECG หรือเครื่องมอนิเตอร์หัวใจ ถ้ามีจำนวนมากพอ ก็สามารถทำให้เกิดอันตรายต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์ได้ นอกจากนี้ยังทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าที่ไม่ต้องการในภาพบันทึก ดังรูปที่ 3.9

ตามอุดมคติแล้ว เครื่อง ECG ควรจะได้รับการออกแบบเพื่อป้องกันอันตรายดังกล่าว แต่อย่างไรก็ดีอาจไม่มีระบบป้องกันหรือป้องกันได้หมดวงจรที่ใช้ป้องกัน โดยมีอุปสรรคจำกัดแรงดันไฟฟ้าสองปลายที่ต่ออยู่ระหว่างอิเล็กโทรดแต่ละอันของผู้ป่วยกับสายดิน

การต่อไดโอดสองอันให้กลับขั้วกันเมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ถึงระดับ 700 mV ไดโอดตัวใดตัวหนึ่งจะทำงานจึงช่วยจำกัดแรงดันไฟฟ้าให้อยู่ที่ระดับ 700 mV ได้อย่างไรก็ดี การจำกัดไม่ได้เกิดขึ้นทันทีทันใดที่ระดับ 700 mV แต่จะค่อยๆเกิดขึ้นที่ระดับ 300 mV ดังนั้นสัญญาณที่ถูกบันทึกจึงอาจมีความผิดเพี้ยนได้

3.6 การลดผลของสัญญาณโหมดร่วม และสัญญาณรบกวนอย่างอื่น

ดังที่ได้กล่าวในตอนต้นแล้วว่าแรงดันโหมดร่วม (common mode voltage) สามารถทำให้เกิดการรบกวนในแอมพลิไฟเออร์ซึ่งใช้ในทางชีววิทยาได้มาก ถึงแม้ว่า แอมพลิไฟเออร์ที่มี High Common Mode Rejection Ratio ที่สามารถทำการลดผลที่เกิดขึ้นจากแรงดันโหมดร่วมได้ วิธีที่ดีกว่าในการแก้ปัญหา คือ การกำจัดต้นตอของแรงดันไฟฟ้ารบกวนนั้น ที่จะกล่าวถึงต่อไปนี้จะกล่าวถึงต้นตอของสิ่งรบกวนอื่นๆพร้อมทั้งการค้นหาที่จะทำให้ลดน้อยลง

3.6.1 การรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

การรบกวนนี้ สามารถเข้ามาได้ โดยการควบคุม คาปาซิแตนซ์และการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กเราสามารถลดการรบกวนเหล่านี้ โดยการกำจัดต้นตอด้วยวิธีหุ้มกำบัง (Shielding) การหุ้มกำบังไฟฟ้าสถิตย์นั้น โดยการต่อวัสดุที่นำไฟฟ้าได้กั้นอยู่ระหว่างสนามไฟฟ้าและระบบที่จะทำการตรวจวัดและต่อลงดินด้วย โรงพยาบาลส่วนมากจะมีห้องที่ได้หุ้มกำบังไว้สำหรับการตรวจ ECG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเห็นประโยชน์ในการนำเอกสารนี้ไปใช้ ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การหุ้มกำบังดังกล่าวจะไม่ได้ผลในการป้องกันสนามแม่เหล็ก นอกจากนี้ โลหะที่ใช้ นั้นจะเป็นชนิด High Permeability เช่น การใช้แผ่นเหล็กไร้สนิม เป็นต้น หรืออาจกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าแผ่นกั้นนั้นต้องเป็นทั้งตัวนำแม่เหล็กและตัวนำไฟฟ้าที่ดีด้วยวิธีที่มีราคาถูกมากคือการลดพื้นที่ระหว่างดิฟเฟอเรนเชียลอินพุตกับแอมพลิไฟเออร์ ในกรณีที่ เป็นสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลและระหว่างอินพุตสายดิน ในกรณีที่ เป็นสัญญาณ โหมดร่วม กระทำได้ง่าย โดยการบิดสายต่อให้เป็นเกลียวก็สามารถลดการรบกวนได้มาก

3.6.2 การกำจัดวงจรสายดิน (Elimination of Ground Loop)

วงจรสายดินทำให้เกิด แรงดัน โหมดร่วม จากการไหลของกระแสไฟฟ้าของวงจรที่ไหลลงดิน ในการป้องกันการรบกวนนี้จะต้องออกแบบระบบสายดิน ให้มีทางเดินทางเดียวระหว่างอุปกรณ์แต่ละอย่างกับดิน วงจรสายดินควรมีรูปร่างคล้ายดาว ที่มีจุดลงดินที่กึ่งกลาง และรัศมีกระจายออกไปสู่อุปกรณ์ต่างๆ



บทที่ 4

การออกแบบและการสร้างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.1 โครงสร้างทั่วไปของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนหน้าจอ

คอมพิวเตอร์

ในการสร้างโครงงานเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยได้ใช้ความรู้เรื่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์มาทำการออกแบบ ซึ่งบล็อกไดอะแกรมภาพรวมแสดง ดังรูปที่ 4.1 ซึ่งเราสามารถออกแบบและสร้างในแต่ละส่วนได้ดังนี้



รูปที่ 4.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

4.2 การออกแบบและสร้างภาคขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

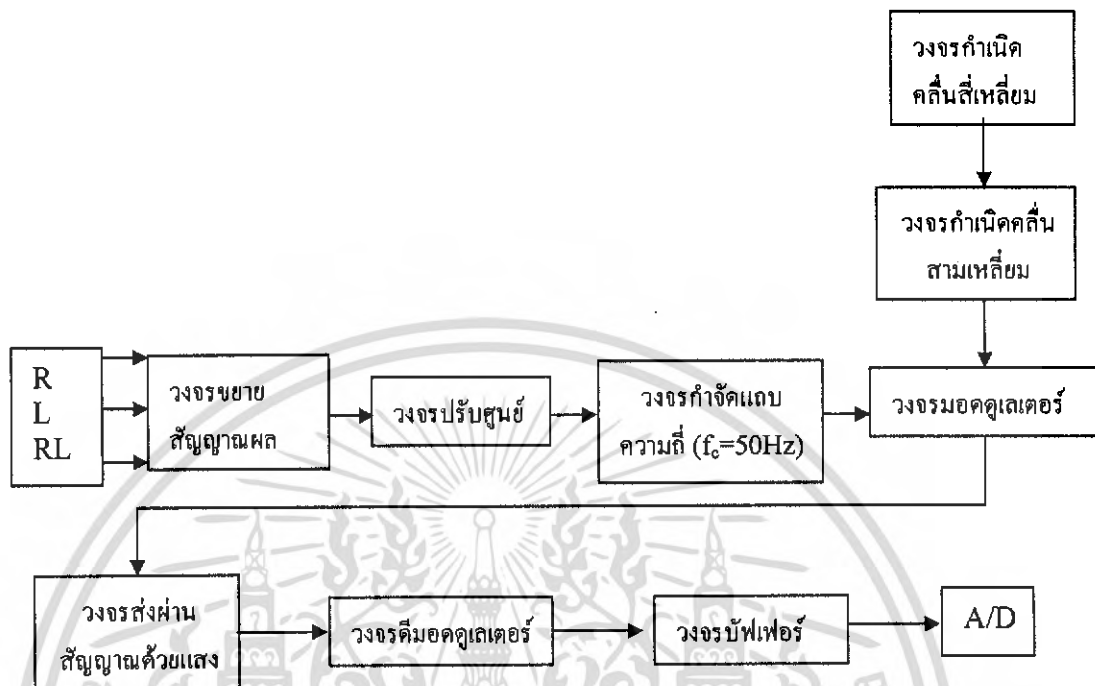
บล็อกไดอะแกรมแสดงองค์ประกอบที่สำคัญของวงจรภาคของคลื่นหัวใจ (ECG Amp.) แสดงได้ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งมีรายละเอียดของวงจรในแต่ละส่วนดังนี้

4.2.1 วงจรที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรขยายสัญญาณผล (differential amplifier) ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เป็นวงจรแรกที่ขยาย คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 mV ทำโดยการรับสัญญาณจาก อิเล็กโทรดที่บนผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้านกระแสสลับ ความถี่ 50 Hz ปนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียดูด ของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต ซึ่งการเสียดูดของวงจรจะมีผล เสียต่อวงจรขยาย คือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณ โหมดร่วม (Common Mode Signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต ซึ่งจะถูก ขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอึดตัวมี

ศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตอยู่ที่ค่าเกือบเท่าศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้



รูปที่ 4.2 บล็อกโคแอสแกรมของภาคขยายคลื่นหัวใจ

- ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายสัญญาณผลต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอื่น ๆ ก็คือ การมีอัตราขยายของสัญญาณโหมดผลต่าง (Differential Mode Signal) สูงและมีอัตราขยายของสัญญาณโหมดร่วมต่ำ ทั้งนี้ เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยายจะเข้าไปที่อินพุตในลักษณะสัญญาณโหมดร่วม

วงจรขยายสัญญาณผลต่างที่ใช้แสดงในรูปที่ 4.3 ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว สำหรับออปแอมป์ตัวที่ 4 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ เพื่อใช้แทนกราวด์ หรือเรียกว่า RL Driver (Right Leg Driver) ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าโหมดร่วม ซึ่งเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจรลอย

จากวงจรในรูปที่ 4.3 U1 และ U2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ ซึ่งจะมีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์สูงมากประมาณ $60\text{ M}\Omega$ โดยอัตราขยายศักดาไฟฟ้า (Voltage gain) ของวงจรบัฟเฟอร์

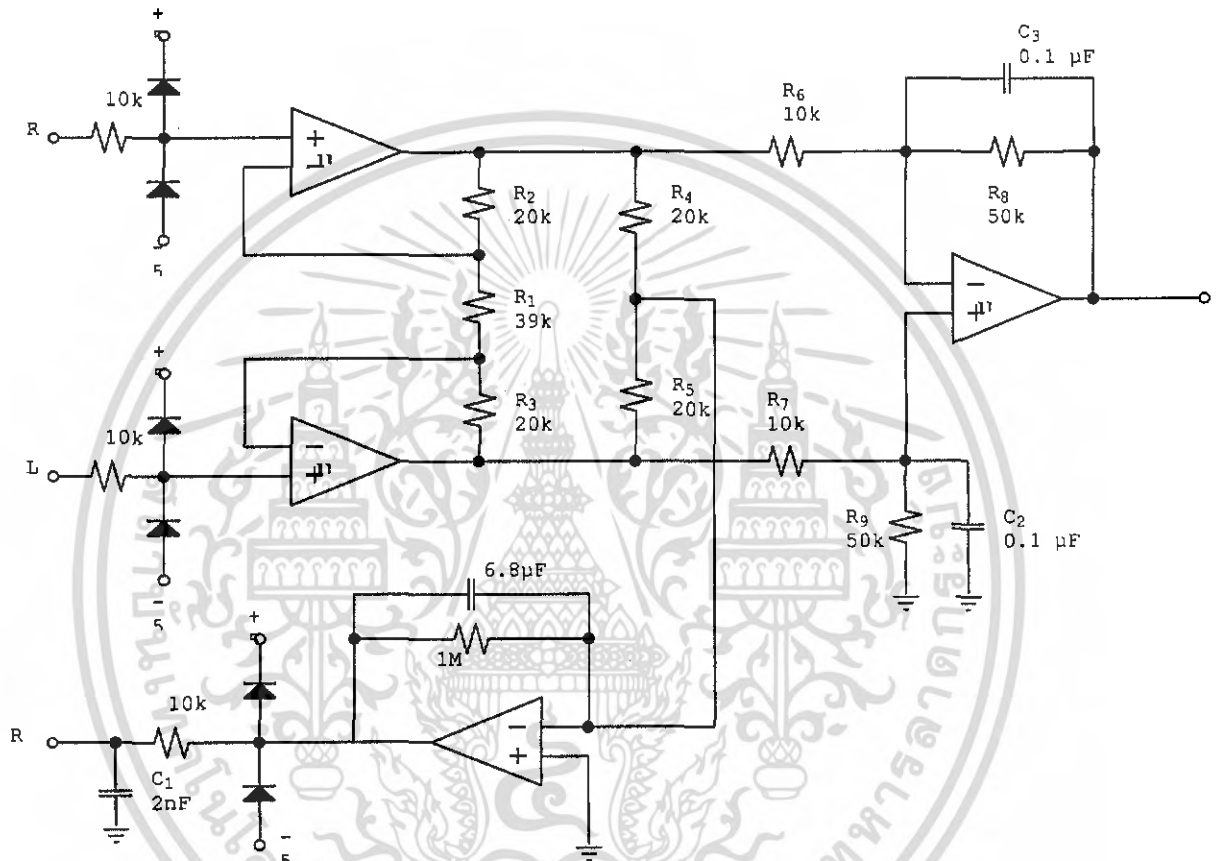
$$Av1 = 1 + (2R_2)/R_1 = 1 + (2(20k))/39k = 2.02 \text{ เท่า}$$

U3 เป็นวงจรขยายสัญญาณผลต่าง โดยที่ค่า $R_6=R_7$ และ $R_8=R_9$ มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากัน

$$Av1 = R_8/R_6 \text{ หรือ } R_9/R_7 = 50k/10k = 5 \text{ เท่า}$$

∴ อัตราขยายแรงดันของวงจรขยายสัญญาณผลต่างเท่ากับ

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

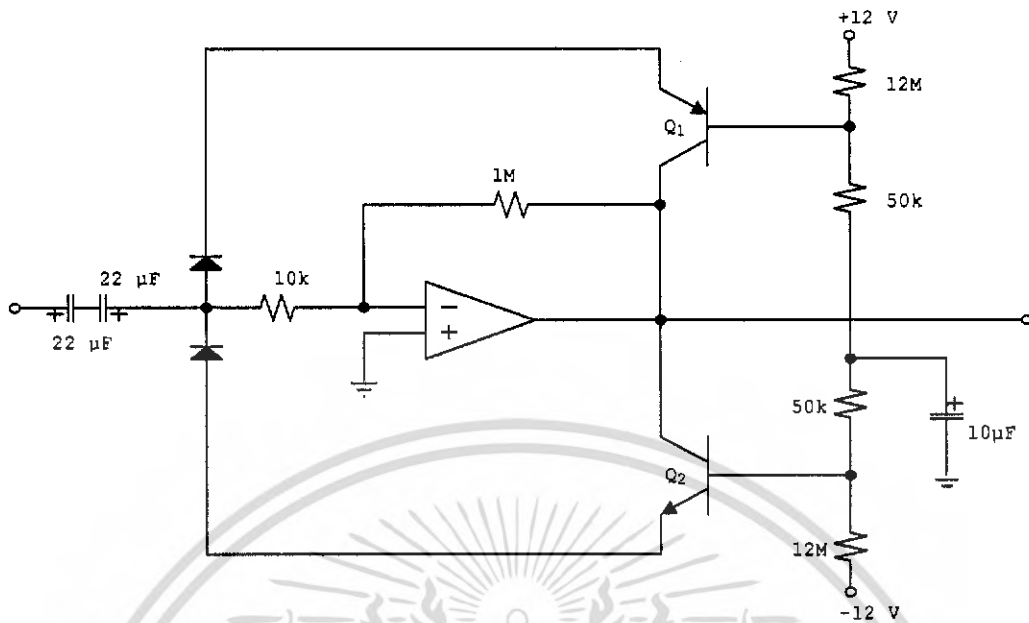


รูปที่ 4.3 วงจรขยายสัญญาณผลต่าง

วงจรขยายในภาคแรกๆ ไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะถ้าเกิดมีเอาต์พุตลอยขึ้นไปหรือลงต่ำจากระดับศูนย์ ซึ่งบางครั้งอาจทำให้อิมิตัวอยู่ที่ค่าใกล้เคียงศักดาแหล่งจ่ายไฟทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ



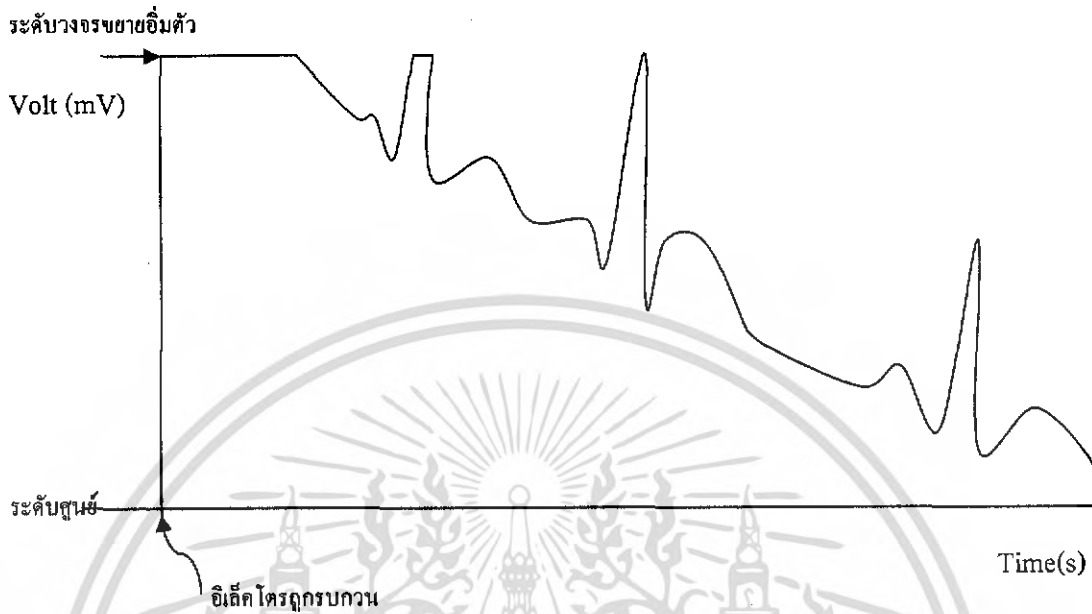
รูปที่ 4.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ผ่านวงจรมายสัญญาณผลต่าง มักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.05 Hz - 200 Hz ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้ต้องมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ แต่ปัญหาเกิดขึ้นคือ ถ้ามีการรบกวนที่อิเล็กทรอนิกส์ เช่น เมื่อผู้ป่วยขยับตัวจะทำให้ค่าความต้านทานที่รอยสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนัง เปลี่ยนแปลงและวงจรเสียสมดุล เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุทของวงจรมายสัญญาณผลต่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้ามาสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าคาบเวลาคงที่ (Time Constant) ให้น้อยลงเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ดังรูปที่ 4.5

หลักการของวงจรปรับศูนย์ คือ จะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ ให้น้อยลงเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูป 4.5 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทค่าคาบเวลาคงที่ จะเท่ากับผลคูณของ C กับ R และเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทประมาณ 1.2 V หรือ -1.2 V (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D_1 หรือ D_2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ Q_1 หรือ Q_2) ทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เปลี่ยนทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ ทำให้ค่าคาบเวลาคงที่มีค่าลดลงเหลือเท่ากับผลคูณของ C กับค่าความต้านทานภายในของ

ทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อยมาก ส่วนตัวออปแอมป์เป็นวงจรมินิเวอร์ตติง มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$A_v = 1M/10K = 100 \text{ เท่า}$$



รูปที่ 4.5 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิมิตัว ทรานสดูกรบกววน

4.2.3 วงจรกำจัดแถบความถี่

ถึงแม้ว่าวงจรถ่ายในภาคแรกจะเป็นวงจรถ่ายสัญญาณผลต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีก็ตามแต่ถ้าเกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมาสัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 Hz ก็สามารถผ่านไปได้ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.05 Hz - 200 Hz ถ้าเราใช้วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low Pass Filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความสูงกว่า 50 Hz ถูกกำจัดออกไป ดังนั้นเราจึงต้องใช้วงจรกำจัดแถบความถี่ (Bandstop Filter) ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 Hz จะถูกกำจัดออกไปวงจรแสดงดังรูปที่ 4.6

พิจารณาจากรูปที่ 4.6 เป็นวงจรที่ง่ายต่อการออกแบบ คือสามารถปรับความถี่กลาง (center frequency, f_c) โดยมีความต้านทานแบบปรับค่าได้ทำให้สามารถปรับช่วงค่าแบนด์วิธ (bandwidth) แต่ค่า Q ไม่เปลี่ยนแปลง การหาความถี่กลาง (f_c) สามารถคำนวณได้จาก

$$f_c = 1/2\pi C\sqrt{3R_a R_b}$$

$$C_1 = C_2 = C_3 = C$$

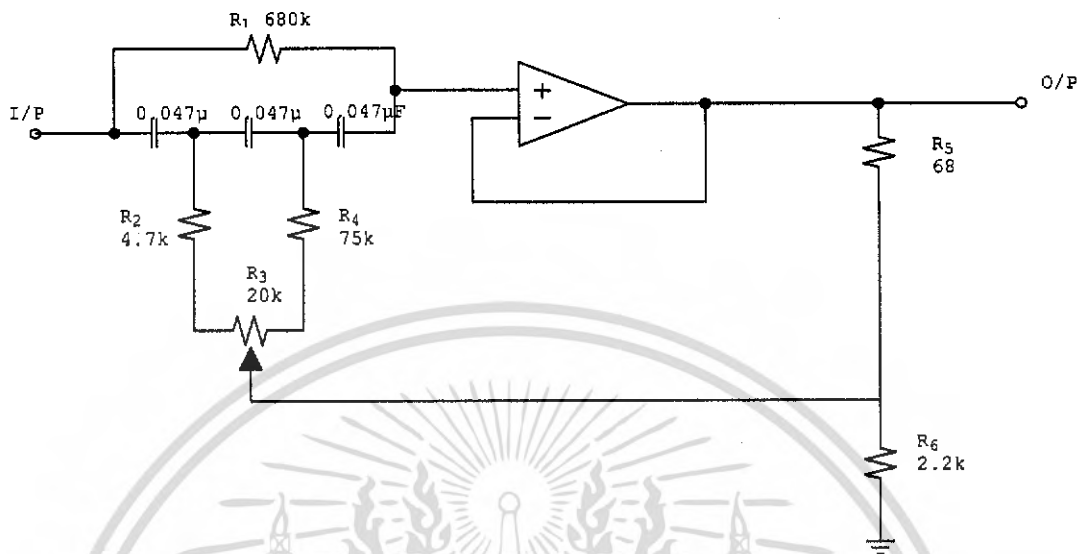
$$R_1 = 6(R_2 + R_3 + R_4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{เมื่อ } R_a = R_2 + R_{3a}$$

$$R_b = R_4 + R_{3b}$$

$$\text{โดยที่ } R_3 = R_{3a} + R_{3b}$$



รูปที่ 4.6 วงจรกำจัดแถบความถี่

ในที่นี้ต้องการ $f_c = 50 \text{ Hz}$ และจะกำหนด $C = 0.047 \mu\text{F}$, $R_2 = 4.7 \text{ K}\Omega$, $R_4 = 75 \text{ K}\Omega$ และความต้านทานปรับค่าได้ $R_3 = 20 \text{ K}\Omega$ ดังนั้น

$$R_1 = 6(R_2 + R_3 + R_4)$$

$$R_1 = 6(4700 + 20000 + 75000) = 598200 \Omega$$

$$R_5 = 68 \Omega$$

$$R_6 = 2200 \Omega$$

เมื่อแทนค่าลงสมการจะได้ f_c อยู่ในช่วงดังนี้ คือ ปรับ $R_{3a} = 0 \Omega$, $R_{3b} = 20 \text{ K}\Omega$

จะได้

$$R_a = 4700 + 0 = 4700 \Omega$$

$$R_b = 75000 + 20000 = 95000 \Omega$$

ดังนั้นจะได้ f_c คือ

$$\begin{aligned} f_c &= 1/2\pi C \sqrt{3R_a R_b} \\ &= 1/2\pi (0.000000047) \sqrt{3 * 4700 * 9500} \\ &= 92.52 \text{ Hz} \end{aligned}$$

ปรับ $R_{3a} = 20 \text{ K}\Omega$ $R_{3b} = 0 \Omega$

$$\text{จะได้ } R_a = 4700 + 20000 = 24700 \Omega$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_b = 75000 + 0 = 75000 \Omega$$

ดังนั้นจะได้ f_c คือ

$$\begin{aligned} f_c &= 1/2\pi C\sqrt{3R_a R_b} \\ &= 1/2\pi 0.000000047\sqrt{3 * 24700 * 75000} \\ &= 45.42 \text{ Hz} \end{aligned}$$

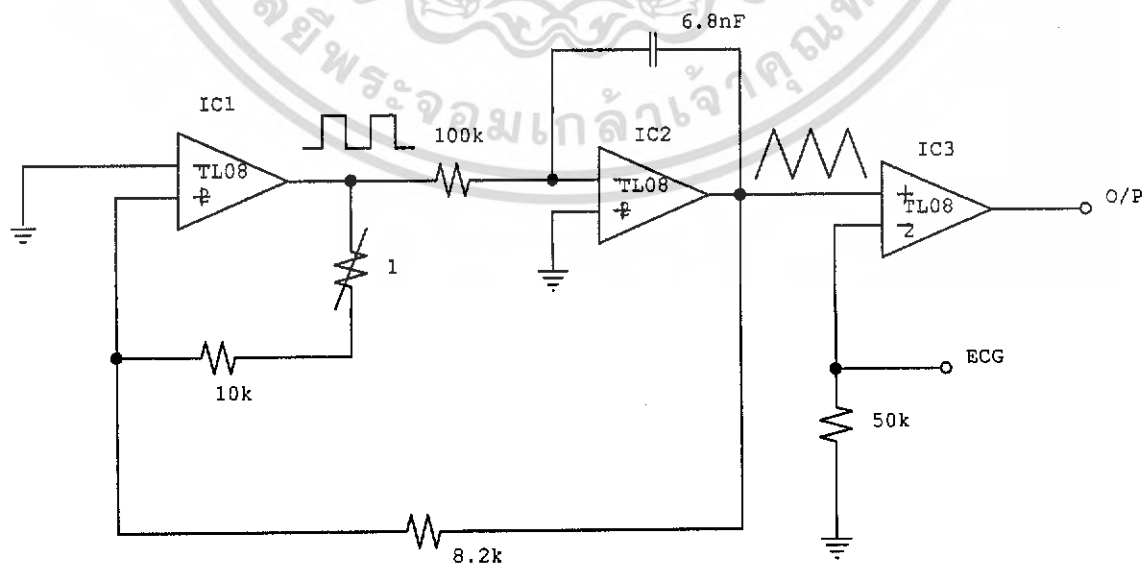
จากการออกแบบข้างต้นจะได้ f_c ในช่วง 45.52 Hz ถึง 92.52 Hz ดังนั้นถ้าต้องการ $f_c = 50$ Hz จึงปรับ R_{3a} ให้ได้ $f_c = 50$ Hz โดยที่ค่า Q หาได้จาก

$$\begin{aligned} Q &= f_c / BW \\ &= 50 / (55-43) = 4.16 \end{aligned}$$

ซึ่งวงจรที่ออกแบบเป็นดังรูปที่ 4.6

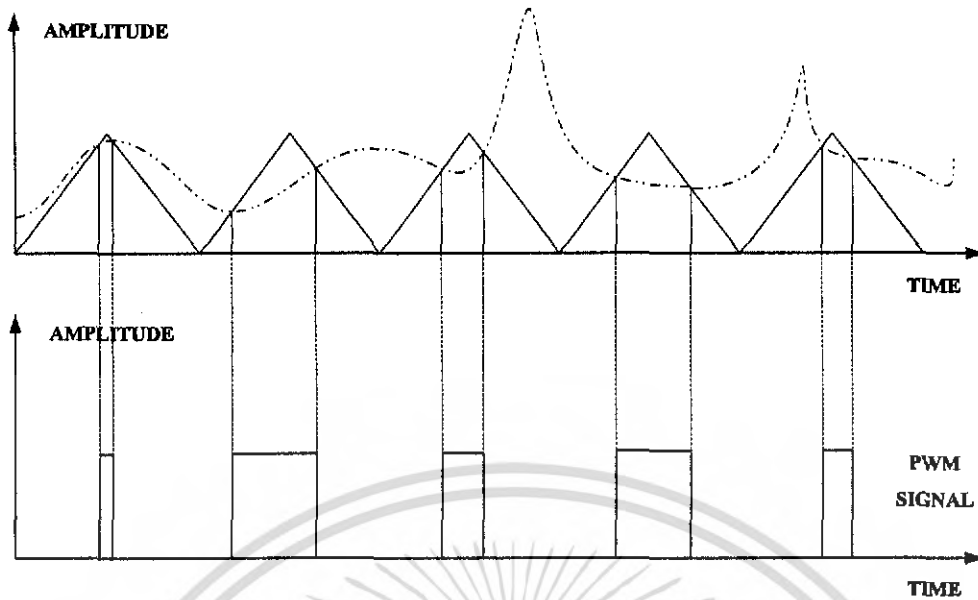
4.2.4 วงจรมอดูเลเตอร์และวงจรส่งผ่านคลื่นทางแสง

เมื่อกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการออกไปได้แล้วก็ผ่านมาที่วงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง เพื่อทำการ แยกจุดคร่าวด์ระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนไข้ได้ โดยสร้างวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Isolator) แต่วงจรนี้ต้องใช้การไบอัสให้ตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ทำงานอยู่ในช่วงลิเนียร์ ซึ่งการปรับกระแสไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์เป็นการทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวก็ยังมีคุณสมบัติแตกต่างกันออกไป เราจึงต้องทำการปรับไบอัสทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนตัวส่งสัญญาณ (แม้ว่าตัวส่งสัญญาณจะเป็นเบอร์เดียวกันก็ตาม) และอาจจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุปกรณ์ของวงจรถัดไปด้วย ดังนั้นเราจึงแก้ปัญหาดังกล่าวโดยมอดูเลตสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราจะใช้วงจร Pulse-Width Modulator ซึ่งควรจะได้ผลดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.7 วงจรมอดูเลเตอร์

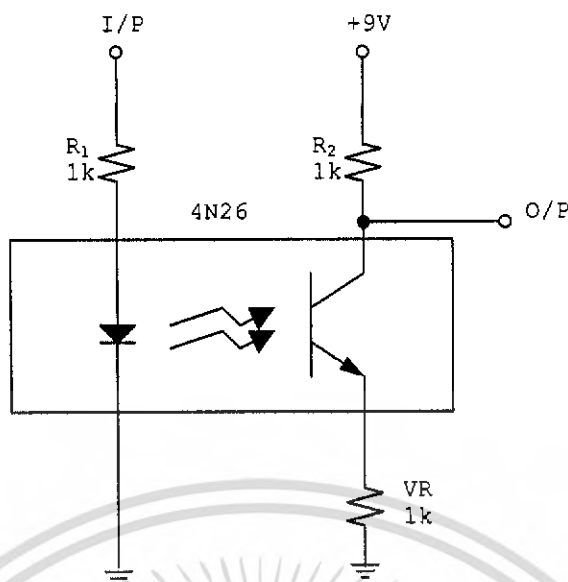
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 การเปลี่ยนความกว้างพัลส์

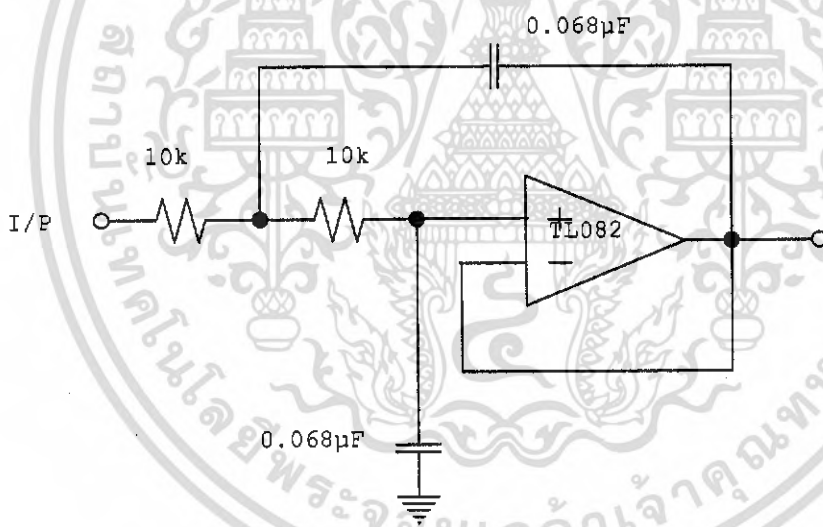
4.2.5 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

เมื่อกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการออกไปได้แล้ว ก็ผ่านมาที่วงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง เพื่อทำการแยกจุดกราวด์ระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่ว ไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนไข้ได้ จากวงจรในรูปที่ 4.9 ความต้านทาน R_1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้า เพื่อป้องกันให้กับตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ความต้านทาน R_2 และ VR จะเป็นตัวป้องกันกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้งปรับไบอัสทำได้โดยการปรับตัวความต้านทานปรับค่าได้ VR จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่คอลเล็กเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของแหล่งจ่ายไฟเลี้ยง $+V$



รูปที่ 4.9 วงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง

4.2.6 วงจรตีมอดูเลเตอร์

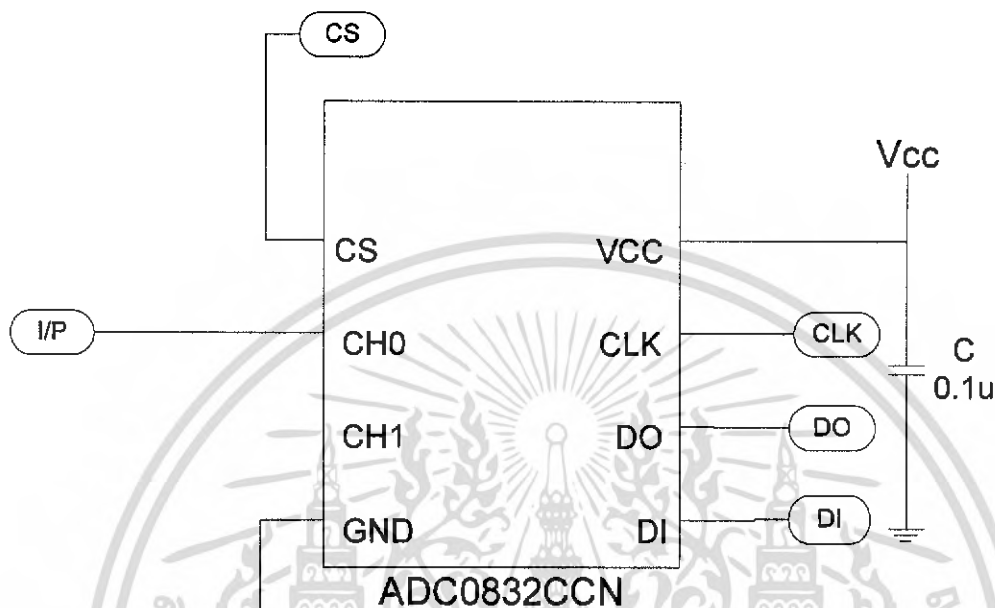


รูปที่ 4.10 วงจรตีมอดูเลเตอร์

หลังจากตัวรับสัญญาณแสงซึ่งเป็นสัญญาณพัลซ์แล้วจะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช้วงจรตีมอดูเลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าว คือ วงจรกรองถี่ต่ำที่ขอมให้ความถี่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านได้ดังรูปที่ 4.10

4.3 การติดต่อพอร์ตอนุกรมและการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ซึ่งประกอบไปด้วยวงจรต่างๆดังนี้

4.3.1 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC)



รูปที่ 4.11 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC)

โดยทั่วไปแล้ว ADC จะถูกแบ่งเป็นชนิดให้เอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบและเลขฐานสอง ADC ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ มักจะใช้เป็นดิจิทัลมิเตอร์และถูกใช้ในแผงควบคุมแบบดิจิทัล วงจร ADC ที่เปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีเอาต์พุตได้ตั้งแต่ 4 เอาต์พุต ถึง 16 เอาต์พุต ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสอง จะเป็นอุปกรณ์อินพุตชนิดหนึ่ง ในระบบที่มีไมโครโปรเซสเซอร์เป็นเลขฐานในการควบคุม เรียกว่า ADC แบบ μP -Type

ผลที่ได้จากการทำงานของ ADC เป็นตัวเลขฐานสอง เอาต์พุตที่ออกมาจึงเป็นเลขแบบหลายบิต สำหรับแบบที่ให้เอาต์พุตออกมาเป็นเลขฐานสิบ (ใช้ใน DMM) ผลที่ได้เป็นตัวเลขในฐานสิบ โดยทั่วไปแล้ว ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองจะมีจำนวนบิตเป็น 4, 6, 8, 10, 12, 14 และ 16 บิต อาจมีการเกิด error ขึ้นบ้างเล็กน้อย เนื่องจากการใช้ discrete binary step เพื่อแทนสัญญาณอนาล็อกที่มีความต่อเนื่องกันเรียกว่า quantizing error

ในกรณีของ ADC แบบ 8 บิต ควรจะมี discrete step เป็นจำนวน 255 ($2^8 - 1 = 255$) ซึ่งจะเท่ากับ 0.39 % ($1/255 \times 100 = 0.39\%$) ซึ่ง ADC แบบ 8 บิต มีความละเอียด

แม่นยำมากกว่า ชนิด 4 บิต

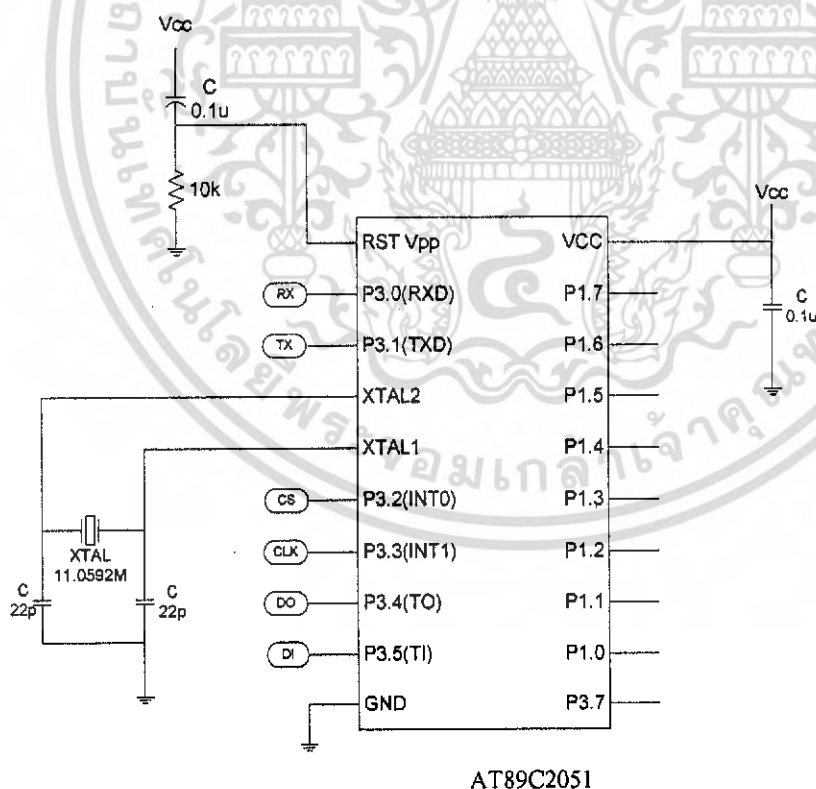
ค่าเที่ยงตรง (accuracy) ของไอซี ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมีช่วงกว้างจาก $\pm 1/2$ LSB ถึง $+2$ LSB ส่วน accuracy ของ ADC แบบที่ให้เอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบ จะมีช่วงกว้างตั้งแต่ 0.01-0.05%

ช่วงเวลาแปลงสัญญาณ (conversion time) เป็นรายละเอียดเฉพาะของ ADC อันหนึ่งที่สำคัญซึ่งเป็นเวลาที่ ADC ใช้ในการให้ไอซี เปลี่ยนค่าอนาล็อกทางอินพุต ให้เป็นข้อมูลเอาต์พุตเลขฐานสอง (หรือฐานสิบ) โดยทั่วไปแล้ว conversion time ของ ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสิบมักอยู่ในช่วง 200 ms – 400 ms ส่วน ADC ที่มีเอาต์พุตเป็นเลขฐานสองมักอยู่ในช่วง 0.05 us -1000 us

ลักษณะเฉพาะอื่นๆ โดยทั่วไปนอกเหนือจากที่กล่าวมาแล้วของ ADC คือค่าแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟมักมีค่าประมาณ +5 V อย่างไรก็ตาม ADC บางตัวก็ทำงานที่ค่าแรงดัน +5V ถึง +15V

ระดับแรงดันเอาต์พุตเป็นทั้งแบบ TTL, CMOS, หรือ tristate ช่วงกว้างของอินพุตแรงดันมักจะเป็น 5 V ค่าการสูญเสียกำลังสูงสุดของ ADC มักมีค่าอยู่ระหว่าง 15mW ถึง 3000 mW

4.3.2 วงจรเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 4.12 วงจรเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ เป็นตัวประมวลผลกลางหรือ ซีพียู (CPU) ของระบบเมื่อมีการนำไปใช้งานจำเป็นจะต้องมีไอซีประกอบภายนอกเพิ่มเติมเข้าไปให้ระบบที่สมบูรณ์ เช่น หน่วยความจำและพอร์ตควบคุม เป็นต้น ไมโครคอนโทรลเลอร์มีองค์ประกอบของการทำงานหลายส่วนซึ่งได้รับการออกแบบให้บรรจุอยู่ในไอซีเพียงตัวเดียวเท่านั้น ดังนั้นการนำไปใช้งานก็ค่อนข้างจะสะดวกเพียงการต่อคริสตอลเพื่อเป็นพื้นฐานเวลาและแหล่งจ่ายไฟให้เท่านั้นก็จะเป็ระบบคอมพิวเตอร์เพื่องานควบคุมที่สมบูรณ์

ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบชิพเดี่ยว คือไมโครคอมพิวเตอร์แบบที่มีขนาดเล็กโดยบรรจุไว้ในแผงไอซีเพียงชิพเดี่ยวเหมาะสำหรับงานควบคุมอุปกรณ์อื่นๆแบบอัตโนมัติเพราะสามารถที่จะเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานให้ได้ตามต้องการไมโครคอนโทรลเลอร์แบบชิพเดี่ยวตระกูล MCS-51 คือไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 และไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8052 ซึ่งมีโครงสร้างแตกต่างกันเล็กน้อยดังแสดงในตารางที่ 4.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 มีการทำงานแบบ 8 บิตหมายความว่าส่วนที่ทำหน้าที่ในการคำนวณจะทำงานสูงสุดครั้งละ 8 บิต

ตารางที่ 4.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบชิพเดี่ยวในตระกูล MCS-51

เบอร์	หน่วยความจำภายใน		ตัวจับเวลานับเวลา	การขัดจังหวะ
	โปรแกรม	ข้อมูล		
8052AH	8kx8 ROM	256x8 RAM	3x16 บิต	6
8051AH	4kx8 ROM	128x8 RAM	2x16 บิต	5
80581	4kx8 ROM	128x8 RAM	2x16 บิต	5
8032AH	ไม่มี	256x8 RAM	3x16 บิต	6
8031AH	ไม่มี	128x8 RAM	2x16 บิต	5
8031	ไม่มี	128x8 RAM	2x16 บิต	5
8751H	4kx8 EPROM	128x8 RAM	2x16 บิต	5

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 มีข้อดีดังนี้

1. สามารถนำข้อมูลมา AND, OR หรือทำการกลับสถานะของสัญญาณ (Complement) ทั้งแบบครั้งละ 8 บิต และ ครั้งละ 1 บิต
2. สามารถใช้กับหน่วยความจำสำหรับโปรแกรม (Program Memory) ซึ่งเป็นหน่วยความจำที่ใช้สำหรับเก็บคำสั่งที่ควบคุมให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ทำงานโดยที่สามารถ

เก็บคำสั่งได้สูงสุด 64 กิโลไบต์ (Kilobyte) (64 x 1024 ไบต์) ทำให้สามารถที่จะเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานได้มาก

3. สามารถเชื่อมกับหน่วยความจำสำหรับข้อมูล (data memory) ซึ่งเป็นหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลในระหว่างการทำงานของโปรแกรมได้สูงสุด 64 กิโลไบต์

4. ในไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 และไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8751 นั้น จะมีหน่วยความจำสำหรับโปรแกรมจำนวน 4 กิโลไบต์ (ในไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 8052 และไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8752 จะมีหน่วยความจำสำหรับโปรแกรมจำนวน 8 กิโลไบต์) อยู่ใน ทำให้ไม่ต้องต่อหน่วยความจำสำหรับโปรแกรมภายนอก จึงทำให้ระบบรวมทั้งหมดของไมโครคอนโทรลเลอร์มีขนาดเล็กและป้องกันสัญญาณรบกวนจากภายนอก ดังนั้นการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 จึงทำงานผิดพลาดได้ยาก

5. มีพอร์ตแบบขนาน (parallel port) สำหรับข้อมูลเข้าและออกจำนวน 32 บิตที่ข้อมูลแต่ละบิตเป็นอิสระต่อกัน

6. มีวงจรตั้งเวลา/นับเวลาขนาด 16 บิต 2 ชุด (ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 8052 มี 3 ชุด) ที่ทำงานในโหมดต่างๆ ได้ถึง 4 โหมด

7. มีตัวรับ-ส่งข้อมูล (universal asynchronous receiver/transmitter) ไว้สำหรับรับข้อมูล-ส่งข้อมูลแบบอนุกรม (serial) แบบสองทิศทางที่สามารถเลือกแบบการรับ-ส่งข้อมูลได้ 4 แบบ

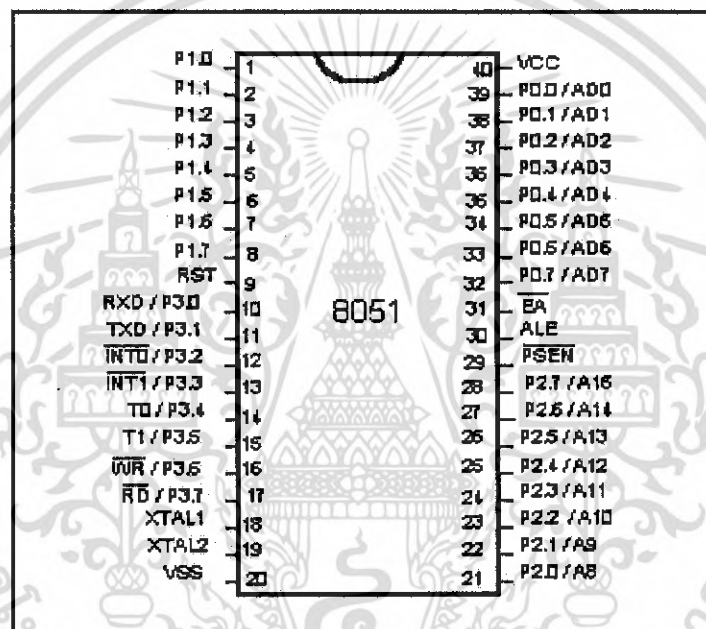
8. มีแหล่งกำเนิดสัญญาณขัดจังหวะการทำงานของโปรแกรม (interrupt request signal) 6 แหล่ง ซึ่งสามารถทำกระโดดไปทำงานตอบสนองการขัดจังหวะ (interrupt service routine) ได้ต่างๆ กัน 5 ตำแหน่ง

9. สามารถเลือกการทำงานให้อยู่ในโหมดของการหยุดนิ่ง (idle) และโหมดประหยัดพลังงาน (power down) ซึ่งจะประหยัดการใช้กำลังไฟฟ้าในการทำงาน

ซึ่งจากข้อดีดังกล่าว ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เป็นที่นิยมนำมาใช้ควบคุมระบบอัตโนมัติมาก คุณสมบัติดังกล่าวบรรจุไว้ในชิปเดี่ยว (single chip) ขนาด 40 ขา ดังนั้นจึงสามารถออกแบบให้ระบบทั้งหมดมีขนาดเล็ก และจะทำให้การตรวจสอบหาข้อผิดพลาดซึ่งเกิดในระบบทำได้ง่ายไม่สลับซับซ้อน รวมทั้งลดปัญหาเรื่องการมีสัญญาณรบกวนในระบบจนทำให้ทำงานผิดพลาดไปแต่การที่จะนำเอาไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 มาใช้งานได้นั้นจำเป็นต้องศึกษาทำความเข้าใจเกี่ยวกับโครงสร้างและองค์ประกอบต่างๆ เสียก่อน เพื่อจะได้เข้าใจถึงการทำงานและวิธีการใช้งานของพอร์ตต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 แล้วจึงทำการเขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงานให้เป็นไปตามต้องการ

4.3.2.1. สถาปัตยกรรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ 8051

ในตอนต้นได้กล่าวถึงโครงสร้างภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 ไว้อย่างกว้างๆ ซึ่งก็พอที่จะบอกได้โดยสังเขปว่าประกอบด้วยส่วนประกอบใหญ่ๆ อะไรบ้างโดยที่ในรูปแบบที่ 4.13 จะเป็นรูปที่แสดงขาสัญญาณต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ 8051 ซึ่งจะอธิบายถึงส่วนย่อยๆ ภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 โดยที่สัญญาณภายใน จะทำการต่อออกภายนอกโดยขาต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 8051 ที่มีอยู่ 40 ขา ไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์บรรจุอยู่ในไอซีแบบดีพ (DIP) ซึ่งแต่ละข้างของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 8051 มีขาอยู่ข้างละ 20 ขา รวมขาของไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 มีทั้งหมด 40 ขานั้นจะใช้งานต่างๆ กันดังต่อไปนี้คือ



รูปที่ 4.13 สัญญาณต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ 8051

VCC ขา 40 เป็นขาที่ต้องป้อนแรงดันไฟฟ้า +5 V เข้าไป เพื่อให้ไอซีทำงานได้ระดับแรงดันไฟฟ้าของลอจิก (Logic) 0 และ 1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 จึงต่อเข้ากับอุปกรณ์ลอจิก (Logic) แบบทีทีแอล ได้โดยตรง

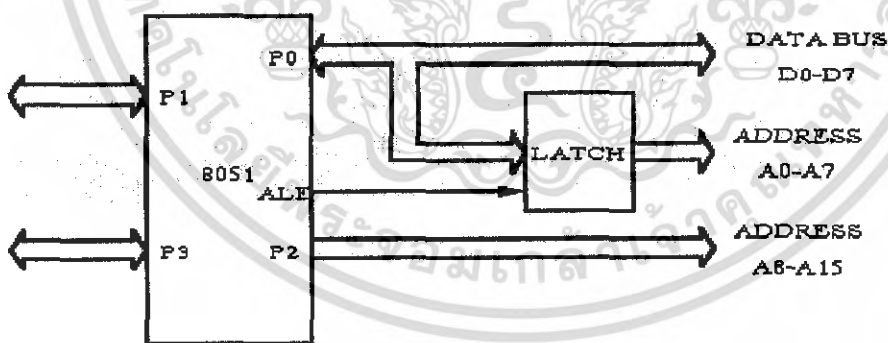
VSS ขา 20 เป็นขาที่ต้องต่อเข้ากับกราวด์ของแหล่งจ่ายไฟฟ้า การต่ออุปกรณ์ทั้งหมดจะต้องมีกราวด์ของอุปกรณ์ต่อเข้าด้วยกัน

พอร์ต 0 (Port 0) ขา 32-39 เป็นพอร์ตขนานขนาด 8 บิต อยู่ที่ขา 39 ถึง 32 เริ่มจากบิต 0 ถึงบิต 7 ตามลำดับ แต่ละขาจะเขียนว่า P0.0, P0.1,, P0.7 หมายถึงบิต 7 ของพอร์ต 0 ซึ่งเป็นบิตที่มีนัยสำคัญสูงสุด (Most Significant) และ P0.0 คือ บิต 0 ของพอร์ต 0 เป็นบิตที่มีนัยสำคัญต่ำสุด

(Least Significant) พอร์ต 0 นี้จะใช้ได้ ทั้งการรับ-ส่งตำแหน่ง และการรับ-ส่งข้อมูลกับ หน่วยความจำ หรือใช้เป็นพอร์ตรับ-ส่งข้อมูลก็ได้ข้อมูลที่ส่งออกทางพอร์ต 0 จะถูกค้างไว้ที่ขาของ พอร์ต โครงสร้างแต่ละบิตของพอร์ต 0 จะเป็นแบบเปิดรับและส่งข้อมูลได้สองทิศทาง (open drain bidirectional)

โครงสร้างเมื่อมีคำสั่งการเขียนข้อมูลมายัง พอร์ต 0 ข้อมูลจาก สายนำข้อมูลภายใน (D0-D7) จะถูกค้างไว้ที่ ดี-ฟลิปฟลอป (D-Flip Flop) โดยสัญญาณเขียนพอร์ต (write to latch) ที่ถูกสร้าง ขึ้นมาจากส่วนกำหนดเวลาและควบคุม (time and control) และในการอ่านข้อมูลจากพอร์ต 0 จะอ่าน ได้ 2 แบบ คือการอ่านข้อมูลที่ส่งไปเก็บไว้ที่พอร์ตก็จะมีสัญญาณอ่านพอร์ต (read latch) มาเพื่อ อ่านข้อมูลจาก ดี-ฟลิปฟลอป กลับเข้าไปยังสายนำข้อมูลภายใน (internal data bus) การอ่านข้อมูล อีกแบบคือการอ่านสภาวะของสัญญาณที่เข้ามาทางพอร์ต 0 จะมีสัญญาณอ่านลอจิกมาควบคุมการ อ่านพอร์ต 0 จะใช้งานหลายอย่างดังนี้

1. ใช้สำหรับส่งค่าตำแหน่งหน่วยความจำภายนอกที่ต้องการติดต่อด้วยตำแหน่ง หน่วยความจำสูงสุดที่จะติดต่ได้ คือ 64 กิโลไบต์ จึงมีค่าตำแหน่งหน่วยความจำ 16 บิตของเลข ฐาน 2 ค่าตำแหน่งหน่วยความจำ 8 บิตล่างจะถูกส่งออกไปทางพอร์ต 0 และ 8 บิตบน จะถูกส่งออกไปทางพอร์ต 2
2. ใช้รับข้อมูล-ส่งข้อมูลกับหน่วยความจำข้อมูล หรือใช้รับข้อมูลจากหน่วยความจำ โปรแกรม
3. ใช้รับข้อมูล-ส่งข้อมูลผ่านทางพอร์ตโดยตรงในกรณีที่ไม่มีการใช้หน่วยความจำของ หน่วยความจำโปรแกรม หรือหน่วยความจำข้อมูลภายนอก



รูปที่ 4.14 การสร้างสัญญาณตำแหน่งและสัญญาณข้อมูล

4.3.2.2. อัตราการรับส่งข้อมูลของ 8051

ใน 8051 สามารถรับส่งข้อมูลได้ด้วยอัตราการรับส่งข้อมูล (baud rate) หลายค่าโดยเราสามารถเลือกได้โดยโปรแกรมเข้าไปทางไทมเมอร์ 1 และความเร็วที่ได้จะสัมพันธ์กับความถี่ของ XTAL ที่ต่อกับระบบด้วย เราทราบว่าเมกซีนไซเคิลของ 8051 จะเท่ากับความถี่ของ XTAL ที่ต่อกับระบบหารด้วย 12 ดังนั้น XTAL มีความถี่ 11.0592 MHz ความถี่ของเมกซีนไซเคิลจะเท่ากับ 921.0 kHz ตัว UART ที่เป็นอุปกรณ์สื่อสารแบบอนุกรมที่อยู่ภายใน 8051 จะนำความถี่ของเมกซีนไซเคิลนี้มาหารด้วยค่า 32 หรือมากกว่านี้ขึ้นอยู่กับค่าที่โปรแกรมให้กับไทมเมอร์ 1 ดังนั้นค่าอัตราการรับส่งข้อมูลสูงสุดของ 8051 จะเท่ากับ 921.6 kHz หารด้วย 32 เท่ากับ 28,800 Hz ถ้าหากเราต้องการค่าอัตราการรับส่งข้อมูลค่าอื่นๆทำได้โดยการโปรแกรมเข้าไปในไทมเมอร์ 1 ตัวอย่างเช่น ถ้าให้ไทมเมอร์ 1 ทำงานในโหมด 2 (auto-reload) อัตราการรับส่งข้อมูลที่ใช้คือ 9600 และค่าในรีจิสเตอร์ที่ใช้คือ TH1(Decimal) = -3 และ TH1(Hex) = FD

4.3.2.3. รีจิสเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของพอร์ตอนุกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51

สำหรับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 จะมีพอร์ตอนุกรมเป็นแบบดูเพล็กซ์เต็ม (Full duplex) สามารถที่จะส่งและรับข้อมูลได้พร้อมกัน เพราะมีตัวรองรับข้อมูล 2 ตัว ซึ่งใช้ในการรับตัวหนึ่งและส่งอีกตัวหนึ่งโดยโครงสร้างของรีจิสเตอร์รองรับข้อมูลทั้งสองตัวนี้จะแยกกันแต่การติดต่อจะใช้ชื่อเดียวกันคือ SBUF (serial data buffer) โดยที่พอร์ตอนุกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 สามารถที่จะโปรแกรมให้ทำงานได้แตกต่างกัน 4 โหมด

1. โหมด 0 ข้อมูลจะเข้าและออกทางขา RXD โดยการเลื่อนสัญญาณนาฬิกาออกมาที่ ขา TXD ข้อมูลจะเป็น 8 บิต โดยจะทำการส่งบิตนัยสำคัญค่าก่อน อัตรารับส่งข้อมูล (Baud rate) จะคงที่ ซึ่งจะอยู่ที่ 1/12 ของความถี่ออสซิลเลเตอร์

2. โหมด 1 เป็นการรับส่งข้อมูลขนาด 10 บิต โดยการส่งออกทางขา TXD และรับทาง ขา RXD รูปแบบบิตจะประกอบด้วย 1 บิตเริ่มต้นเป็น "0" 8 บิตข้อมูลและ 1 บิตสิ้นสุดเป็น "1" อัตรารับส่งข้อมูล (Baud rate) แปรผันได้ตามการตั้งตัวจับเวลาตัวที่ 1 โดยมีสูตรดังนี้

$$\text{อัตรารับส่งข้อมูล} = 2\text{SMOD} / 32 * \text{ความถี่ออสซิลเลเตอร์} / 12 * (256 - \text{TH1})$$

3. โหมด 2 เป็นการรับส่งข้อมูลขนาด 11 บิต ส่งเข้าทางขา RXD และส่งออกทางขา TXD ประกอบด้วย 1 บิตเริ่มต้นมีค่าเป็น "0" 9 บิตข้อมูลและ 1 บิตสิ้นสุดจะมีค่าเป็น "1" โดยการรับข้อมูลบิตที่ 9 จะถูกนำมาเก็บที่บิต TB8 ของรีจิสเตอร์ SCON (serial port control register) ก่อน อัตรารับส่งข้อมูลสามารถเลือกได้ 2 อัตราคือ 1/32 หรือ 1/64 ของความถี่ออสซิลเลเตอร์ ขึ้นอยู่กับการเซตบิต SMOD ในรีจิสเตอร์ PCON (power control register) ซึ่งรายละเอียดของรีจิสเตอร์ SCON (serial port control register) ดังแสดงในตารางที่ 4.2

4. โหมด 3 จะเหมือนกับโหมด 2 ทุกอย่าง ยกเว้นอัตรารับส่งข้อมูลจะแปรผันตาม การตั้งตัวจับเวลา 1 ซึ่งจะใช้สูตรเดียวกับโหมด

SM2 : ควบคุมการเปิดทาง (enable) การทำงานเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์หลายตัวในการสื่อสารซึ่งกันและกันในโหมด 2 และ 3

REN : ตัวเปิดทาง (enable) อนุกรมการรับ เมื่อเซตเป็น “1” และถ้าเป็น “0” เป็นการปิดทาง (Disable)

TB8 : เป็นตัวเก็บข้อมูลบิตที่ 9 ที่จะส่งในโหมด 2 และ 3

RB8 : เป็นตัวรับข้อมูลบิตที่ 9 ในโหมด 2 และ 3 ส่วนในโหมด 1 จะเป็นบิตสิ้นสุด

TI : เป็นแฟล็กการขัดจังหวะการเซตด้วยฮาร์ดแวร์ปลายช่วงของบิตที่ 8 ในโหมด 0 หรือที่จุดเริ่มต้นของบิตสิ้นสุดในโหมดอื่น ในการส่งแบบอนุกรมของทุกโหมดจะต้องลบล้างบิตนี้ด้วยโปรแกรมหลังการส่ง

RI : เป็นแฟล็กการขัดจังหวะการรับเซตด้วยฮาร์ดแวร์ที่ปลายช่วงของบิตที่ 8 ในโหมด 0 หรือจุดครึ่งของช่วงบิตสิ้นสุดในโหมดอื่น ในการรับแบบอนุกรมจะต้องเคลียร์บิตนี้

SM0	SM1	SM2	REN	TB8	RB8	TI	RI
-----	-----	-----	-----	-----	-----	----	----

SM0, SM1; เป็นตัวกำหนดโหมดการใช้งานของพอร์ตอนุกรมดังนี้

ตารางที่ 4.2 บิตควบคุมที่อยู่ในรีจิสเตอร์ SCON

SM0	SM1	โหมด
0	0	0
0	1	1
1	0	2
1	1	3

4.3.2.4. การเชื่อมต่อกับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์

การใช้งานพอร์ตอนุกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 มักนิยมใช้ในการติดต่อเพื่อแลกเปลี่ยนข้อมูลกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตอนุกรมในมาตรฐาน RS-232 เป็นใหญ่แต่เนื่องจากระดับสัญญาณของพอร์ตอนุกรม RS-232 มีระดับตั้งแต่ 3 ถึง 12 V ในขณะที่ระดับสัญญาณของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51อยู่ในระดับที่ทีแอล ดังนั้นจึงไม่สามารถเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรมของ

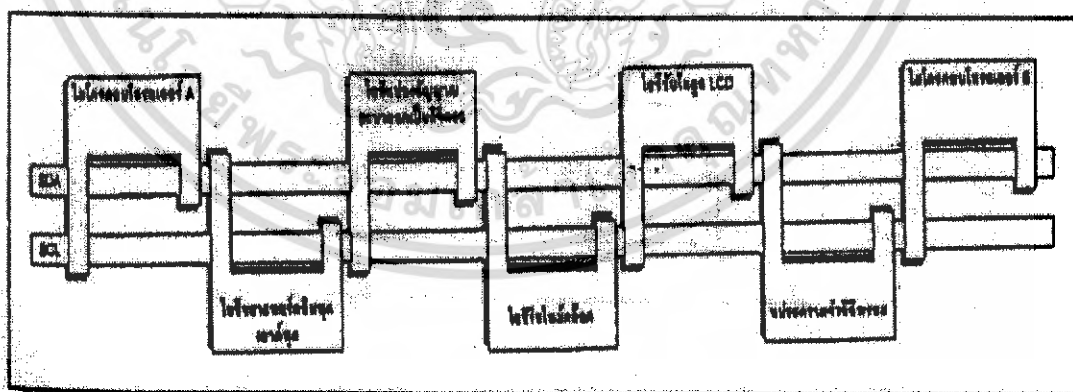
ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เข้ากับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ได้โดยตรงจึงต้องอาศัยการเชื่อมผ่านไอซีพิเศษที่ทำหน้าที่ในการแปลงระดับสัญญาณ

ไอซีที่ทำหน้าที่ในการแปลงระดับสัญญาณนี้ต้องทำการแปลงข้อมูลส่งของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 จากระดับทีทีแอลไปเป็นระดับของ RS-232 และทำการแปลงข้อมูลที่ได้รับจากคอมพิวเตอร์ จากระดับของ RS-232 เป็นระดับทีทีแอลเพื่อให้สามารถถ่ายทอดไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ได้อย่างสมบูรณ์ ไอซีดังกล่าวมีด้วยกันหลายเบอร์จากหลายผู้ผลิต อาทิ MAX232 ของบริษัท MAXIM หรือ ICL232 ของบริษัท HARRIS เป็นต้น

4.3.2.4.1 การขยายพอร์ตอินพุตเอาต์พุตด้วยอุปกรณ์ระบบบัส I²C

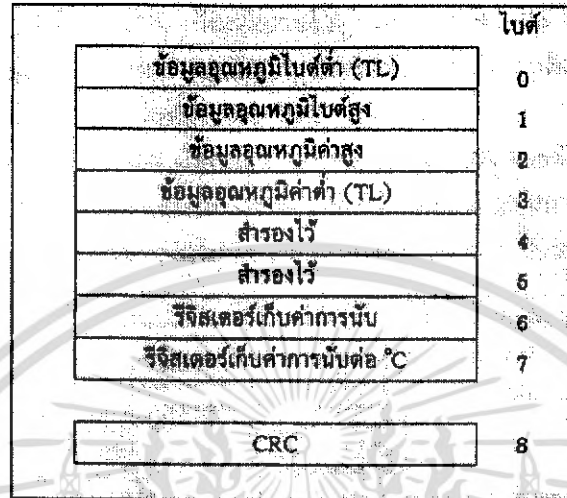
I²C ย่อมาจาก Inter-IC Communication หมายถึง การติดต่อสื่อสารระหว่างไอซี โดยบัส I²C ได้รับการพัฒนาขึ้นโดยฟิลิปส์ ด้วยจุดมุ่งหมายหลักคือ ต้องการให้ไอซีหรือโมดูล สามารถติดต่อสั่งงาน และควบคุมภายใต้สายสัญญาณเพียงสองเส้น เส้นหนึ่ง คือ สายข้อมูล อีกเส้น คือ สายสัญญาณนาฬิกาที่ใช้ในการกำหนดจังหวะการทำงาน การต่อร่วมกันของอุปกรณ์บนบัส I²C ทำได้ง่ายมาก เพียงต่อสายข้อมูลและสายสัญญาณนาฬิกาของอุปกรณ์แต่ละตัวขนานพ่วงกันไป ส่วนการกำหนดแอดเดรสหรือตำแหน่งสำหรับคิดอุปกรณ์แต่ละตัวจะใช้รหัสข้อมูลและกำหนดสภาวะลอจิกที่ขาแอดเดรสของอุปกรณ์แต่ละตัว

สายข้อมูลบนบัส I²C มีชื่อเรียกอย่างเป็นทางการว่า สายข้อมูลอนุกรมหรือ SDA (serial data line) ส่วนสายสัญญาณนาฬิกามีชื่อเรียกว่า สายสัญญาณนาฬิกาอนุกรมหรือ SCL (serial clock line) ในการอธิบายต่อไปนี้จะเรียกสัญญาณทั้งสองว่า SDA และ SCL



รูปที่ 4.15 แสดงการเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่าง ๆ บนระบบบัส I²C

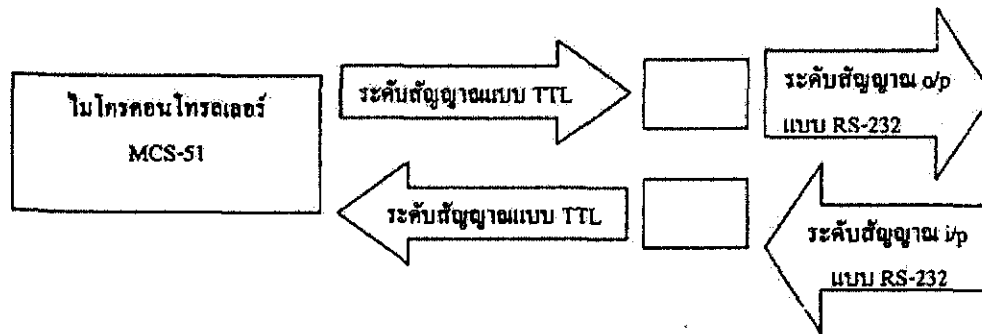
ในรูปที่ 4.16 แสดงผังของการเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่าง ๆ บนบัส I²C จะเห็นได้ว่าอุปกรณ์ที่ทำการเชื่อมต่อบนบัส I²C มีหลากหลาย ไม่ว่าจะเป็นไอซีขยายพอร์ตอินพุตเอาต์พุต (I/O Expander) , ไอซีแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (ADC) และแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก (DAC) , ไอซีรีลไทม์คล็อก (RTC) , ไอซีขับโมดูล LCD , หน่วยความจำอีอีพรอมและไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 4.16 การจัดสรรพื้นที่ของสแตนด์บายใน DS1820

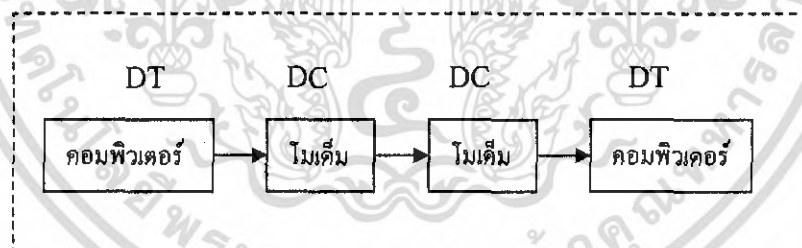
4.3.2.4.2 การอินเทอร์เฟซเชื่อมต่อแบบมาตรฐาน RS-232

ในการเชื่อมต่อแบบอนุกรมเข้ากับอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ต่าง ๆ เช่น คอมพิวเตอร์เทเล็กซ์ หรือโทรพิมพ์ เป็นต้น มักจะกำหนดใช้การเชื่อมต่อตามมาตรฐาน RS-232 ทั้งนี้เพื่อให้มีการใช้งานเส้นสัญญาณหรือภาพแบบของตัวเชื่อมต่อที่สอดคล้องกันจะได้ลดปัญหาการเข้ากันไม่ได้ระหว่างสัญญาณของอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อกันทั้งสองด้านให้น้อยลงเนื่องจากระดับแรงดันที่ใช้และการแทนความหมายของระดับลอจิก ตามมาตรฐานนี้แตกต่างไปจากที่ใช้กันในระบบดิจิตอลทั่วไป โดยระดับสัญญาณของ RS-232 เป็นแบบไบโโพลาร์ ระดับแรงดันทางด้านลบช่วง -3V ถึง -20V แทนค่าลอจิก 1 และแรงดันทางด้านบวก ช่วง +3V ถึง +20V แทนค่าลอจิก 0 ดังนั้นจะเห็นได้ว่ามีความจำเป็นต้องเพิ่มอุปกรณ์หรือวงจรพิเศษเข้าไปเพื่อเปลี่ยนระดับแรงดันจากระบบ 0V ถึง +5V จากขาสัญญาณ ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นระดับแรงดันที่สูงกว่าค่า +3V ถึง -3V ซึ่งแสดงให้เห็นว่าระดับสัญญาณแบบทีทีแอลจากขาสัญญาณ TRD และ RXD ของไมโครคอนโทรลเลอร์จะถูกปรับเปลี่ยนไปเป็นระดับสัญญาณ RS-232 ก่อนที่จะทำการส่งออกไปในสายนำสัญญาณต่อไปจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปเป็นระดับสัญญาณแบบ RS-232 และการแปลงระดับสัญญาณอินพุตแบบ RS-232 ไปเป็นระดับสัญญาณทีทีแอลก่อนที่จะทำการเชื่อมต่อกับขาสัญญาณของไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 4.17 การเปลี่ยนระดับสัญญาณแบบทีทีแอล

โดยทั่วไปภาพแบบของวงจรก็สามารถทำได้หลายลักษณะทั้งการออกแบบสร้างวงจรเปลี่ยนระดับสัญญาณโดยการใช้ทรานซิสเตอร์หรือใช้ไอซีวงจรรวม ดังแสดงในรูปที่ 4.18 แสดงให้เห็นการนำไอซีวงจรรวมเบอร์ MAX 232 เปลี่ยนระดับสัญญาณจากทีทีแอลไปเป็นระดับสัญญาณ RS-232 สำหรับวงจรทางด้านส่ง (driver) เบอร์ MAX 232C และเบอร์ MC 14891 สำหรับวงจรทางด้านรับ (receiver) เพื่อเปลี่ยนระดับจาก RS-232 เป็นทีทีแอล ซึ่งเป็นลักษณะการนำไปใช้งาน จะมีการใช้เส้นสัญญาณติดต่อพื้นฐานระหว่างกันเพียงสามเส้นเท่านั้น คือ เส้นสัญญาณสำหรับการส่งข้อมูล (TX) ให้กับอุปกรณ์ เส้นสัญญาณสำหรับการรับข้อมูล (RX) ที่ส่งมาจากอุปกรณ์อื่น และสัญญาณกราวด์ เท่านั้น



รูปที่ 4.18 การใช้งานพอร์ต RS-232 เชื่อมต่ออุปกรณ์

อย่างไรก็ตามจะเห็นว่าไอซีเหล่านี้ยังคงต้องการระดับแรงดัน +15 V หรือ -15V สำหรับวงจรทำงานภายในตัวไอซีด้วย ดังนั้นในระยะต่อมาก็จะมีการผลิตไอซีวงจรรวมที่ประกอบด้วยวงจรรับและส่งแบบ RS-232 อยู่ภายในตัวและต้องการเพียงไฟเลี้ยงขนาด +5V เท่านั้น ทั้งนี้เนื่องจากมีวงจรเปลี่ยนระดับแรงดัน (DC-To-DC converter) อยู่ภายในตัวไอซีโดยครบถ้วนซึ่งทำให้การสร้างวงจรรับส่งข้อมูลมาตรฐาน RS-232 กระทำได้ง่ายและสะดวกมากยิ่งขึ้น

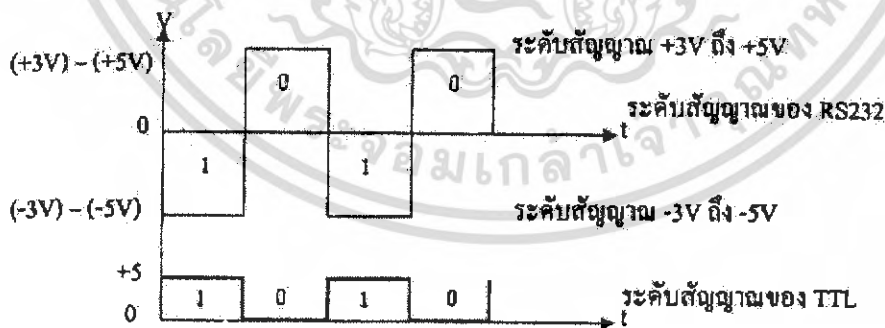
4.3.2.5. พอร์ต RS-232

โดยปกติคอมพิวเตอร์จะมีพอร์ตเป็นอนุกรม เรียกชื่อกันว่า RS-232 อยู่ในตัวเองอยู่แล้ว เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ไม่มีพอร์ตอนุกรม เช่น คอมพิวเตอร์ไอพีเอ็ม เป็นต้น จำเป็นจะต้องมีการจัด โดยเรียกว่า ตัวปรับต่ออะซิงโครนัส (Asynchronous communication Adapter) มาเสียบใส่พอร์ต RS-232 นี้ทำหน้าที่รับและส่งข้อมูลในแบบอนุกรมเรียกว่า Asynchronous Adapter เหตุที่มีชื่อเรียกว่าพอร์ต RS-232 ก็เนื่องจากสมาคมผู้ผลิตอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ของประเทศสหรัฐอเมริกา (Electronic Industries Association : EIA) ได้กำหนดมาตรฐานอุปกรณ์การสื่อสารแบบอนุกรมใช้ ภายใต้ชื่อว่าพอร์ต RS-232 และมาตรฐานการส่งข้อมูลแบบอนุกรมได้มีหลายมาตรฐาน

4.3.2.5.1 มาตรฐาน RS-232

การกำหนดมาตรฐานการเชื่อมต่อแบบอนุกรม EIA RS-232 (x) เป็นมาตรฐานอุตสาหกรรมโดยคณะกรรมการสมาคมอุตสาหกรรมอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Industries Association) ออกแบบมาเพื่อใช้ในการส่งข้อมูลอนุกรมแบบอะซิงโครนัส 2 ทิศทางเพื่อให้เกิดการใช้งานในการเชื่อมต่อที่สอดคล้องกันระหว่างอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ต่าง ๆ การรับส่งสัญญาณจะ กำหนดความยาวสูงสุดไว้ที่ไม่เกิน 50 ฟุตที่กล่าวมาแล้วโดยมีระดับสัญญาณตั้งแต่ 3 V จนถึง 15V สำหรับลอจิก "0" และมีระดับแรงดันที่ -3 V จนถึง -15 V สำหรับลอจิก "1"

ดังนั้นสังเกตได้ว่าจะมีระดับแรงดันที่ใช้ในสถานะลอจิก "0" และลอจิก "1" แตกต่างออกไปจากระบบไอซีดิจิทัลทั่วไปการต่อใช้งานจึงต้องมีอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนระดับแรงดัน จาก 0 V - 5 V จากไมโครคอนโทรลเลอร์ ให้เป็นระดับแรงดันที่สูงกว่า +3V หรือต่ำกว่า -3V โดยจะมีไอซีสำเร็จภาพพร้อมใช้งานหรืออาจต่อวงจรจากทรานซิสเตอร์ได้



รูปที่ 4.19 ระดับแรงดันสัญญาณของพอร์ตอนุกรม RS-232 กับ TTL
ในสถานะลอจิก "1" และ "0"

4.3.2.5.2 การกำหนดข้อต่อของพอร์ต RS-232

ในทางฟิสิกส์ มาตรฐานของพอร์ต RS-232 กำหนดข้อต่อแบบ DB-9 แต่ละขาของข้อต่อ กำหนดดังรูปที่ 4.20 ซึ่งสัญญาณต่าง ๆ ทำหน้าที่ดังนี้

Carrier Detect (CD ขาที่ 1) โมเด็มจะส่งสัญญาณที่อยู่สภาวะเปิดลอคจิก “0” ไปบอกคอมพิวเตอร์เมื่อได้รับสัญญาณจากโมเด็มของอีกฝ่ายหนึ่ง สัญญาณนี้จะนำไปจุดไดโอดเปล่งแสง จะบอกได้ว่าได้รับสัญญาณจากโมเด็มอีกฝ่ายหนึ่งแล้ว ไดโอดเปล่งแสงจะอยู่บนหน้าปัดของโมเด็มเอง

Receive Data (RD ขาที่ 2) เป็นทางของสัญญาณเข้าไปยังอุปกรณ์ภายนอกหรือคอมพิวเตอร์ เมื่อไม่ได้รับสัญญาณเข้ามาขานี้จะมีสถานะทางลอคจิกเป็น “1”

Transmit Data (TD ขาที่ 3) เป็นสัญญาณที่ส่งออกจาก DTE ไปยังโมเด็มหรือต่อเข้าโดยตรงกับคอมพิวเตอร์ตัวอื่นหรือเครื่องพิมพ์ เมื่อไม่มีสัญญาณส่งออกสถานะทางลอคจิกที่ขานี้จะมีค่าเท่ากับ “1” เทียบเท่าบิตหยุดแล้ว

Data Terminal Ready (DTR ขาที่ 4) คอมพิวเตอร์จะเปิดสัญญาณสายนี้ให้เปิดลอคจิก “0” เมื่อพร้อมที่จะติดต่อกับโมเด็ม โมเด็มส่วนมากไม่รายงานสถานะทางลอคจิกของตัวเอง CD, USB, และ CTS ให้คอมพิวเตอร์รู้ถ้าหากคอมพิวเตอร์ไม่เปิดสัญญาณ DTR

Signal Ground (SG ขาที่ 5) SG ทำหน้าที่เป็นระดับแรงดันไฟฟ้าอ้างอิงสำหรับทุก ๆ สายสัญญาณจะมีแรงดันไฟฟ้าเป็น “0” เมื่อเทียบกับสัญญาณตัวอื่น

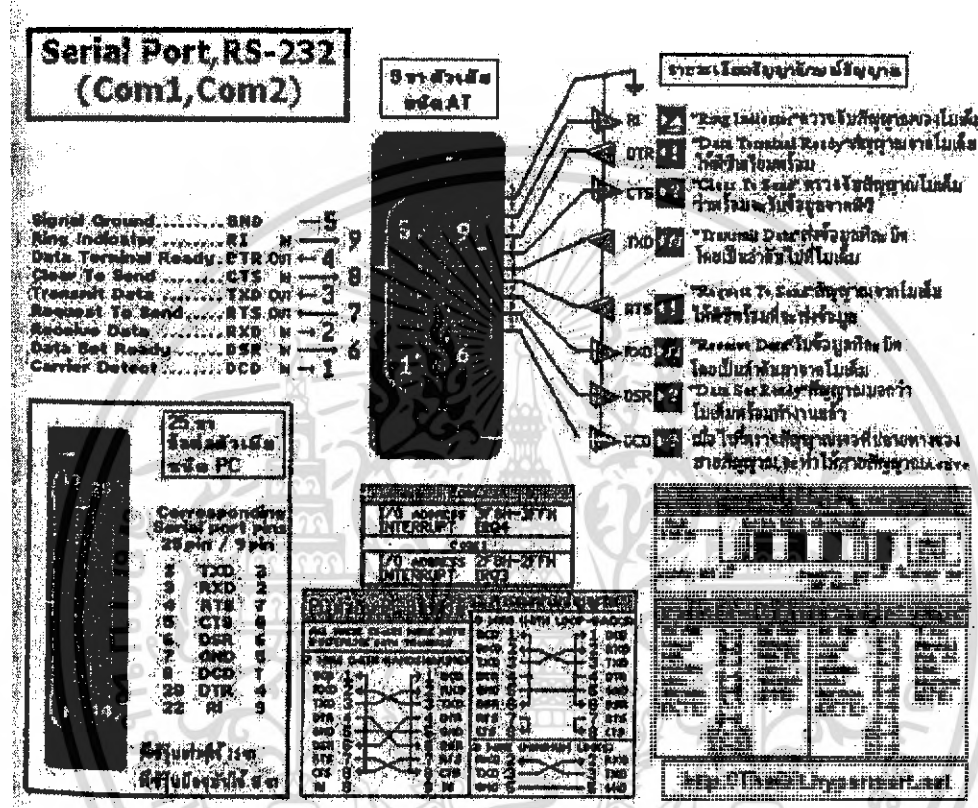
Data Set Ready (DSR ขาที่ 6) เมื่อสัญญาณสายนี้อยู่ในสภาวะปิด หรือลอคจิก “0” เป็นการบอกคอมพิวเตอร์หรือฝ่ายส่งว่าโมเด็มต่อเข้ากับสายโทรศัพท์เรียบร้อยแล้วและพร้อมที่จะส่งได้ แล้วโมเด็มที่มีการหมุนอัตโนมัติจะส่งสัญญาณสายนี้ไปบอกให้คอมพิวเตอร์รู้ว่าต่อโทรศัพท์ได้สำเร็จแล้ว

Request To Send (RTS ขาที่ 7) ใช้สำหรับส่งสัญญาณ ไปยังโมเด็มหรือเครื่องพิมพ์ ซึ่งเป็นการเรียกร้องที่จะส่งสัญญาณมาทางขา 2 สัญญาณนี้ใช้คู่กับสัญญาณ CTS อุปกรณ์รับ หากได้สัญญาณ RTS จะตรวจสอบตัวเองว่าพร้อมจะรับสัญญาณได้หรือยัง หากพร้อมที่จะรับได้จะส่งสัญญาณออกไปที่สาย CTS

Clear To Send (CTS ขาที่ 8) คั้งที่ได้อธิบายไว้ในสัญญาณ RTS เมื่อสัญญาณนี้อยู่ในสภาวะปิด (Negative Voltage หรือลอคจิก “1”) หมายความว่าอุปกรณ์รับส่ง บอกว่าพร้อมที่จะข้อมูล

Ring Indication (RI ขาที่ 9) สัญญาณนี้ใช้ในโมเด็มที่เป็นระบบตอบรับอัตโนมัติ (Auto Answer) สัญญาณนี้จะเปิดเมื่อมีสัญญาณกระดิ่งมาและปิดระหว่างเสียงดังของกระดิ่ง อาจสับสนระหว่างสถานะทางลอคจิกกับสถานะทางของสัญญาณ โดยปกติจะคุ้นเคยกับความรู้สึกที่ว่าเมื่อแรงดันไฟฟ้าเป็นบวกหรือเปิดสัญญาณลอคจิกน่าจะเป็น “1” สำหรับสัญญาณต่างๆที่กล่าวนี้มีลักษณะ ตรงกันข้ามและเหตุที่กำหนดกฎเกณฑ์ออกมาอย่างนี้ ก็เพราะว่าแต่เดิมนั้นการติดต่อกัน

ทางโทรเลขการทำงานของสัญญาณจะต้องครบวงจรทั้งฝ่ายส่งและฝ่ายรับ เมื่อลอจิกเป็น “0” หรือขณะที่ไม่มีอะไรส่งควรจะมีสัญญาณทางไฟฟ้าครบวงจรอยู่ตลอดเวลา จะได้ว่าว่าวงจรไม่ขาดระหว่างทาง ตรงส่วนไหนควรจะรู้ว่าวงจรไม่ขาดระหว่างทาง ตรงส่วนไหนควรจะรู้ว่าควมวงจรอยู่ตลอดเวลา ก็โดยการให้ค่าแรงดันไฟฟ้าที่ฝ่ายส่ง ดังนั้นสัญญาณไฟฟ้าที่มีศักย์ไฟฟ้าเป็นบวกใช้ลอจิกเป็น “0”



รูปที่ 4.20 โครงสร้างของพอร์ต RS-232

4.3.2.5.3 การสื่อสารสองทาง

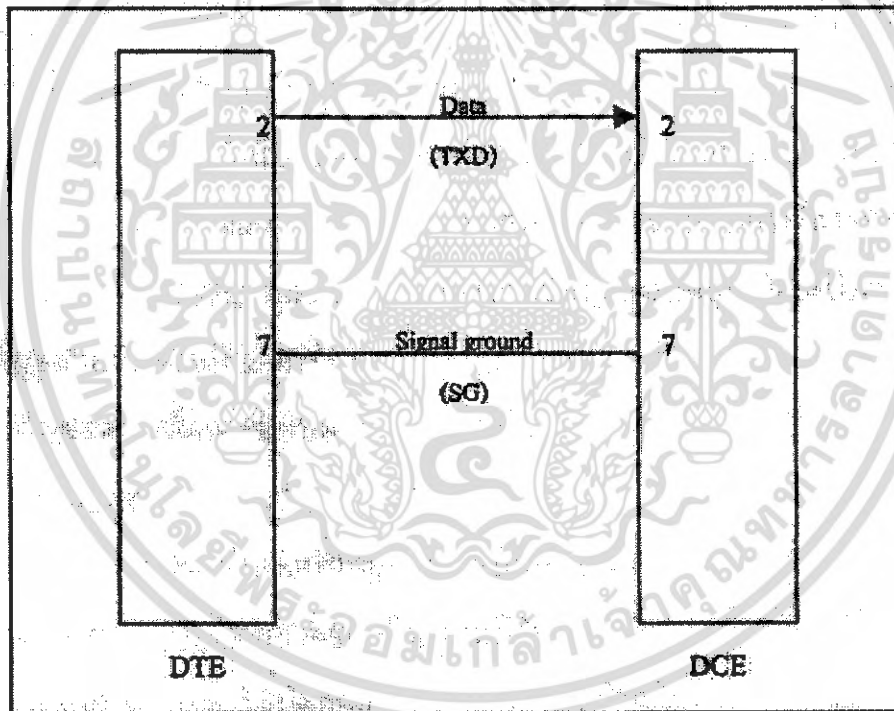
ในหลายกรณีที่ข้อมูลถูกส่งผ่านในสองทิศทาง โดยเฉพาะเมื่อคอมพิวเตอร์สองตัวสื่อสารกัน รวมทั้งกรณีที่ใช้ซอฟต์แวร์แฮนด์เช็กกิ้งด้วยเช่นกัน จำนวนสายที่น้อยที่สุดที่จำเป็นในการสื่อสารสองทิศทางคือ สามเส้น ได้แก่ สายข้อมูลในแต่ละทิศทาง และซิกแนลกราวด์ การเพิ่มเติมสายแฮนด์เช็กกิ้งในแต่ละทิศทาง เมื่อสายแฮนด์เช็กกิ้งชุดที่สองถูกนำมาใช้เพิ่มเติมลงในแต่ละทิศทาง สายทั้งหมดที่ใช้คือเจ็ดเส้น บางครั้งอาจมีสายเพิ่มอีกสองเส้น เพื่อให้โมเด็มสามารถให้ข้อมูลมากขึ้นแก่คอมพิวเตอร์หรือเทอร์มินอล ได้แก่ CD (Carrier Detect) ถูกเชื่อมต่อเข้ากับขา 8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อแจ้งการคงอยู่ของสัญญาณพาหะ และ RI (Ring Indicator) ถูกเชื่อมต่อขา 22 เพื่อแสดงว่าโมเด็มกำลังถูกเรียกโดยอุปกรณ์ระยะไกล ซึ่งคือการตรวจสอบสัญญาณกริ่งของโทรศัพท์นั่นเอง แม้ว่ายังมีวงจรอื่นอีกหลายวงจรถูกกำหนดโดย RS-232 ซึ่งวงจรนี้เป็นวงจรที่ใช้กันมากที่สุด และเป็นเพียงชุดเดียวที่โดยปกติถูกเชื่อมต่อกับไมโครคอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นเหตุผลที่ไมโครคอมพิวเตอร์ใช้หัวต่อ 9 ขาแทน 25 ขา สำหรับนำพาสัญญาณที่จำเป็นทั้งของวงจร RS -232

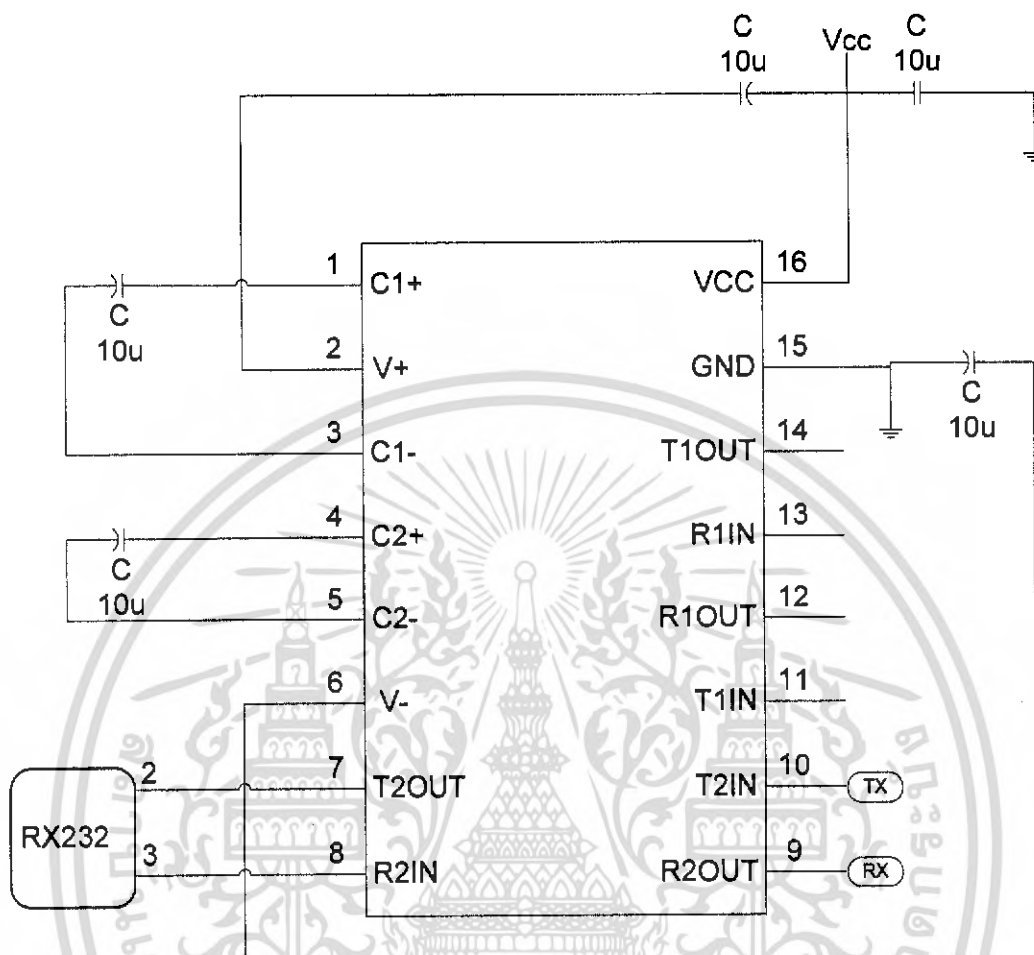
4.3.2.5.4 การสื่อสารทางเดียว

วงจรหลักที่ถูกนำมาใช้สำหรับการสื่อสารมีอยู่สามวงจร คือสายเส้นที่ 2 สำหรับข้อมูลจาก DTE ไปยัง DCE สายเส้นที่สามสำหรับข้อมูลจาก DCE ไปยัง DTE และสายเส้นที่ 7 สำหรับซิกแนลกราวด์ (Signal Ground) ซึ่งเป็นจุดอ้างอิงร่วมสำหรับขั้วแรงดันไฟฟ้าของสายอื่นในกรณีที่ย้ายที่ สุด ซึ่งมีเพียงอุปกรณ์หนึ่งส่งและอุปกรณ์หนึ่งรับใช้สายเพียงสองเส้นก็เพียงพอคือสายที่ 2 หรือ 3 และสายเส้นที่ 7 ดังแสดงในรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.21 การเชื่อมต่อทางเดียวอย่างง่าย

4.3.3 ไอซี MAX232



รูปที่ 4.22 ไอซี MAX232

เนื่องจากระดับแรงดันสำหรับลอจิก 1 และ 0 จากไมโครคอนโทรลเลอร์มีค่าเท่ากับ 5 V และ 0 V ตามลำดับ แต่ระดับแรงดันสำหรับลอจิก 1 และ 0 จากพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ในมาตรฐานของ RS-232 มีค่าเท่ากับ -3V ถึง -15 V และ +3 V ถึง +15 V ตามลำดับ จึงจำเป็นต้องมีตัวแปลงระดับแรงดันที่แตกต่างกันนี้ให้สามารถติดต่อสื่อสารกันได้อย่างถูกต้องโดยใช้ไอซี MAX232 สำหรับหน้าที่นี้

4.3.4 วงจรแหล่งจ่ายไฟเลี้ยง

เนื่องจากมีตัวไอซี 89C2051, ADC0832 และ MAX232 จะต้องใช้ไฟเลี้ยง 5 V จึงต้องมีการต่อวงจรที่มีตัวไอซี 7805 ขึ้นมาเพื่อสร้างไฟขนาด +5 V

4.4 โปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

4.4.1 ในส่วนของคุณสมบัติโปรแกรมที่จะแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์มีดังนี้

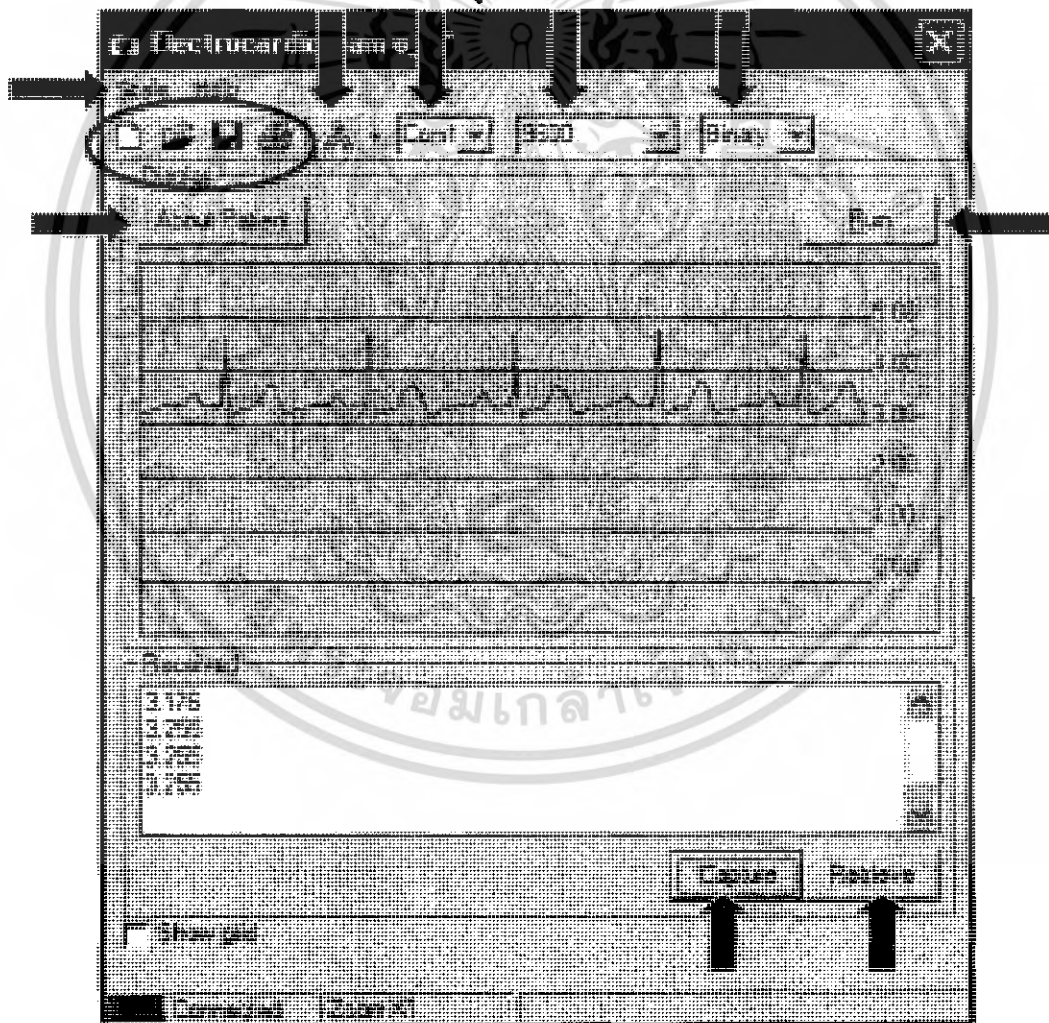
- เลือก comport ได้ 8 port
- เลือกโหมดการรับค่าดังนี้
 - Text
 - Binary
- เลือกอัตราการรับส่งข้อมูลได้ดังนี้
 - 1200
 - 2400
 - 4800
 - 9600
 - 19200
 - 38400
- เลือกและแสดงการ Connected/Disconnected
- ขยายสเกล 3 ระดับ
 - 2 เท่า
 - 4 เท่า
 - 8 เท่า
- แสดงสัญญาณแบบ Real Time
- แสดงข้อมูลที่รับเข้ามาเป็น Text File ได้
- มีปุ่ม Open/Save/Print
- สามารถเรียกไฟล์ที่บันทึกไว้มาพล็อตกราฟได้

4.4.2 รายละเอียดเกี่ยวกับอ็อบเจกต์ต่างๆที่สำคัญ

- Menu Bar “scale”:
 - ปรับสเกลโดยจะส่งค่าไปให้ฟังก์ชัน “plot”
- มีปุ่ม “Run” :
 - เมื่อกด (“Run”) แล้วจะเปลี่ยน Caption เป็น “Pause” (ในทางกลับกัน) และทำการ Enable Timer

- TIMER :
เริ่มโดยการเช็คค่าสเกลเป็นเท่าไร หลังจากนั้นจะเรียก Sub Plot เพื่อทำการวาดเส้นและพล็อตกราฟโดยที่ไทมเมอร์จะวนรูปปรับค่าจาก MSCOMM (ซึ่งรับมาเป็นไบนารี 8 บิต) และทำการพล็อตค่าหลังจากนั้นจะวนกลับไปปรับค่าใหม่
- ปุ่ม "Plot":
นำค่าจาก Rich Textbox มาตัด Null Character และทำการแยกโดยตัดข้อความที่ขึ้นด้วย Carriage Return และ Line Feed เข้าตัวแปร Array โดยใช้ฟังก์ชัน Split และนำไปพล็อตใน Splash Form
- CHECK BOX "Show grid":
เมื่อทำการเช็คจะเริ่มวาดเส้นในแนวตั้งด้วยฟังก์ชัน Line to
- CLASS cls_DATA:

ใช้สำหรับสร้างอ็อบเจกต์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลของคนไข้



รูปที่ 4.23 ภาพที่แสดงผลของการพิมพ์ค่าของคนไข้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

5.1 การทดสอบการทำงานของวงจรขยายสัญญาณผลต่าง

5.1.1 ขั้นตอนการทดลองการหาอัตราขยายแบบโหมคขยายผลต่างสัญญาณ

1. นำขาอินพุตลบของ $u1$ และ $u3$ ในรูป 4.3 ต่อลงกราวด์ของวงจร
2. ป้อนคลื่นซายน์ขนาด 500 mV_{p-p} ที่ความถี่ต่างๆ ดังตารางที่ 5.1 เข้าที่ขาอินพุตบวก
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายสัญญาณผลต่างแล้วบันทึกลงในตารางที่ 5.1 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยาย แล้วบันทึกลงในตารางที่ 5.1
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่ในตารางที่ 5.1 นำมาหาค่าเฉลี่ย

ตารางที่ 5.1 ผลของวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมคผลต่าง

วงจรขยายสัญญาณ อินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมคผลต่าง $V_{in} = 500 \text{ V}_{p-p}$ (Sine wave)		
f(Hz)	V_{out} (Vp-p)	Gain
1	3.5	7
2	3.5	7
3	3.5	7
4	3.7	7.4
5	4	8
6	4.5	9
7	4.5	9
10	4.8	9.6
20	5	10
30	5	10
40	5	10
50	5	10
60	5	10
70	5	10
80	5	10
90	4.9	9.8
100	4.8	9.6
120	4.6	9.2
140	4.6	9.2
160	4.6	9.2
180	4.5	9
200	4.4	8.8
250	4	8
300	3.8	7.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 5.1 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบโหมคผลต่าง (A_v) = 8.761538

5.1.2 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบโหมคร่วม

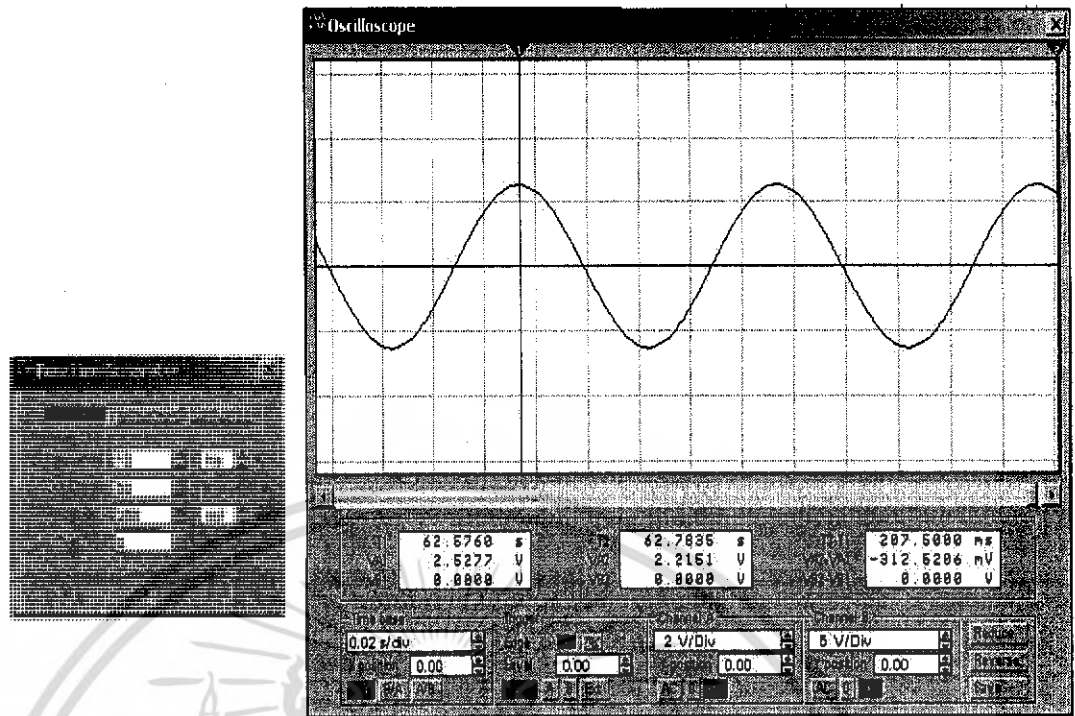
1. นำขาอินพุตและอินพุตของวงจรขยายสัญญาณผลต่างในรูปที่ 4.3 ต่อเข้าด้วยกัน
2. ป้อนคลื่นไซน์ขนาด $5 V_{p-p}$ ที่ความถี่ต่างๆ ดังตารางที่ 5.2 เข้าที่ขาอินพุตของวงจรขยายสัญญาณผลต่าง
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของวงจรขยายสัญญาณผลต่างแล้วบันทึกลงในตาราง 5.2 พร้อมทั้งคำนวณหาค่าอัตราขยาย แล้วบันทึกลงในตาราง
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่ในตารางที่ 5.2 นำมาหาค่าเฉลี่ย

ตารางที่ 5.2 ผลของวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมคผลร่วม

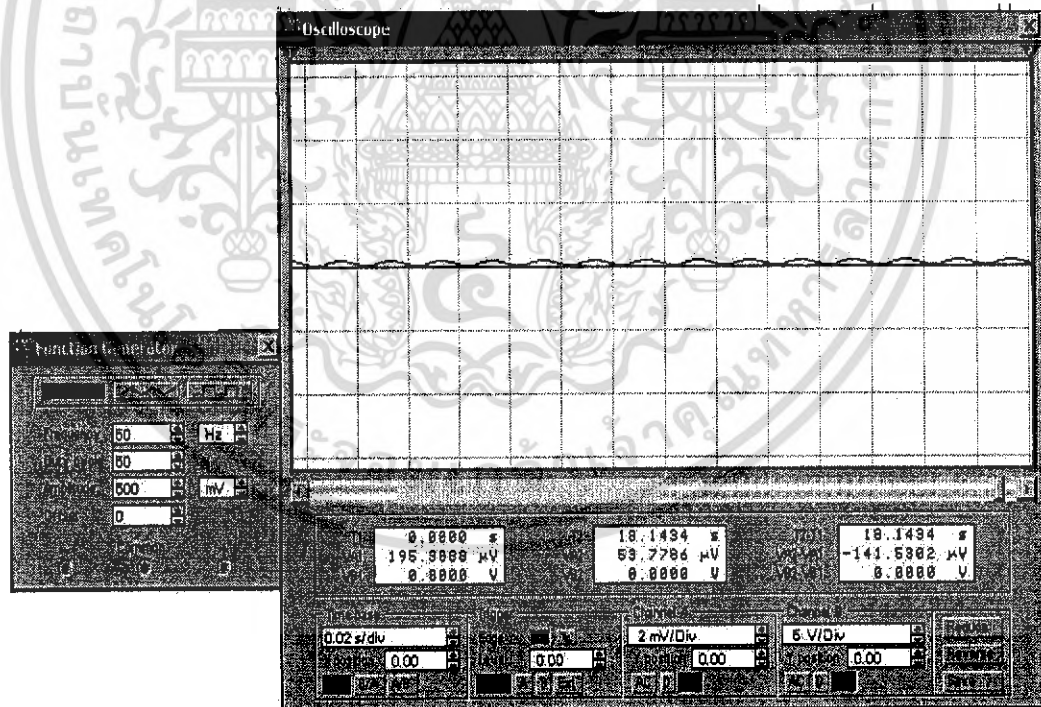
วงจรขยายสัญญาณ อินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบ โหมคผลร่วม $V_{in} = 5 V_{p-p}$ (Sine wave)		
f(Hz)	Vout(mvp-p)	Gain
1	2	0.0004
2	4	0.0008
3	4	0.0008
4	5	0.001
5	6	0.0012
6	6	0.0012
7	7	0.0014
10	7	0.0014
20	7	0.0014
30	8	0.0016
40	8	0.0016
50	10	0.002
60	10	0.002
70	10	0.002
80	10	0.002
90	12	0.0024
100	14	0.0028
120	14	0.0028
140	14	0.0028
160	14	0.0028
180	14	0.0028
200	15	0.003
250	16	0.0032
300	17	0.0034
350	17	0.0034
400	18	0.0036

จากตารางที่ 5.2 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบ โหมคผลร่วม (A_v) = 0.002069

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.1 ผลวงจรถบายสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบโหมดผลต่าง



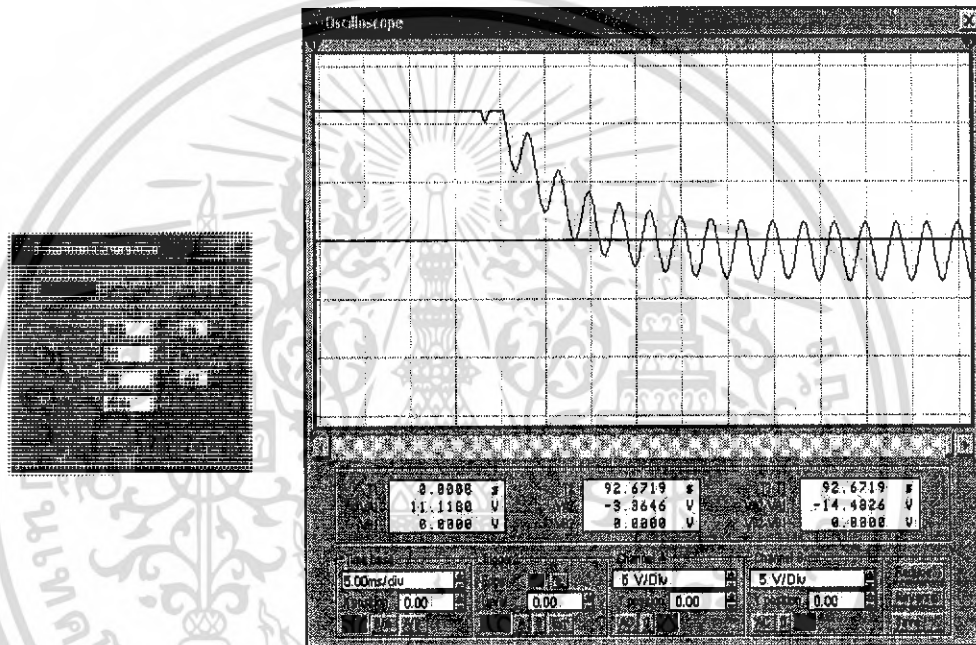
รูปที่ 5.2 ผลวงจรถบายสัญญาณอินสตรูเมนต์เมื่อต่อแบบโหมดผลรวม
จากนั้นสามารถหาค่า CMRR จาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned}
 \text{CMRR} &= 20\log(A_d/A_c) \\
 &= 20\log(8.761538/0.002069) \\
 &= 72.536 \text{ dB}
 \end{aligned}$$

5.2 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

- วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรอินเวอร์ตติ้งโดยที่ยังไม่ได้ต่อส่วนวงจรปรับศูนย์
- วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรอินเวอร์ตติ้งโดยที่เราต่อส่วนวงจรปรับศูนย์แล้ว
- เปรียบเทียบผลของ 2 ข้อข้างต้น



รูปที่ 5.3 ผลวงจรถับศูนย์อัตโนมัติ

5.3 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกำจัดแถบความถี่

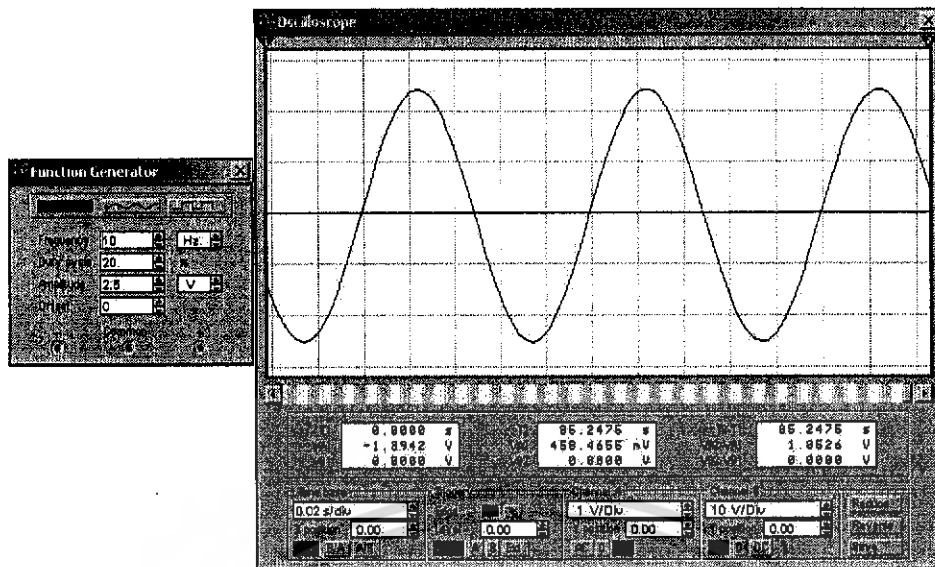
วงจรถัดแถบความถี่ ดังรูปที่ 4.9 มี $f_c = 50 \text{ Hz}$ และออกแบบให้ $Q = 5$

ขั้นตอนการทดลองมีดังนี้

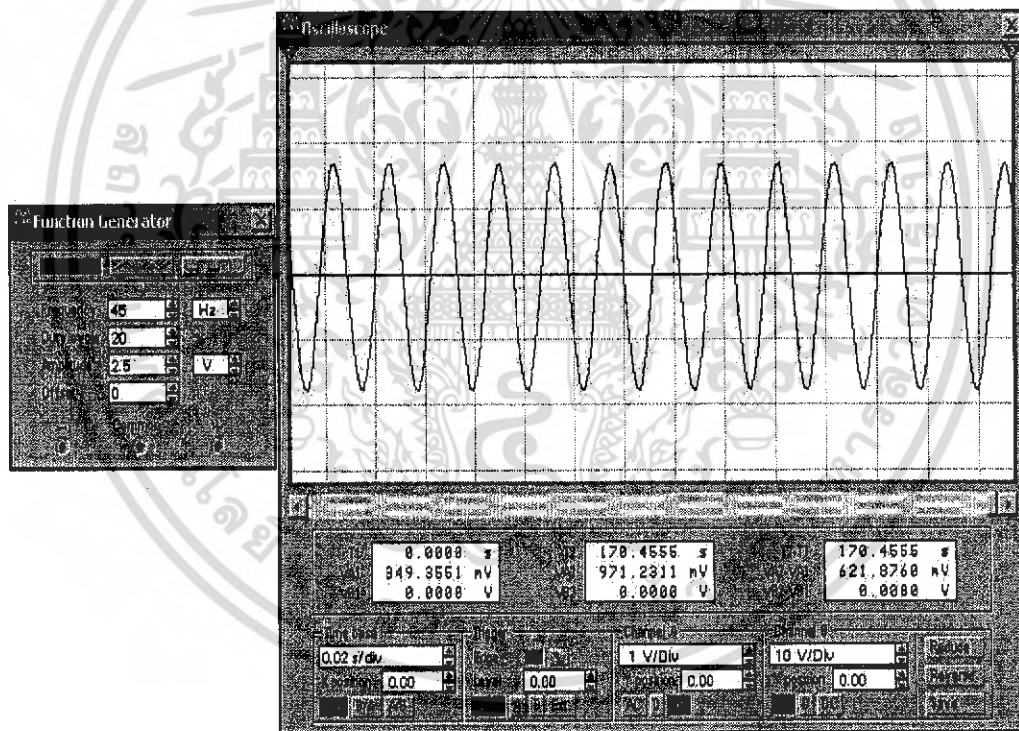
- ป้อนสัญญาณขาเข้าขนาด 5 V_{p-p} ที่อินพุตของวงจรถัดแถบความถี่ โดยใช้ความถี่ต่างๆ

ตามตารางที่ 5.3

- วัดขนาดสัญญาณเอาต์พุตที่ได้และคำนวณอัตราขยายและบันทึกลงในตารางที่ 5.3
- นำข้อมูลจากตารางที่ 5.3 ไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่

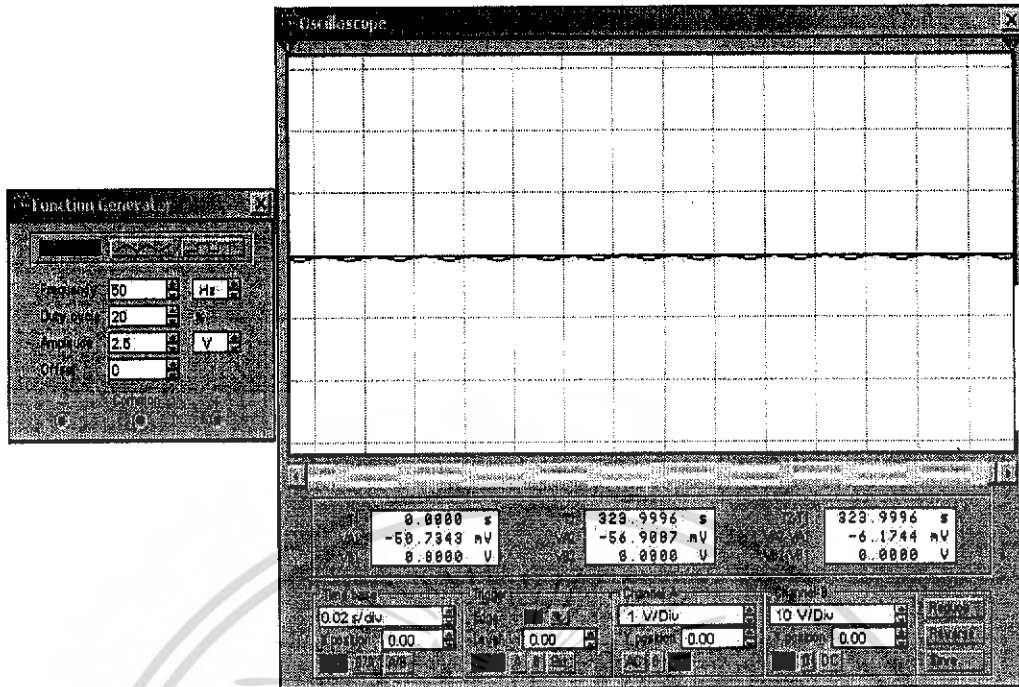


รูปที่ 5.4 ผลวงจรแถบจำกัดความถี่ที่ความถี่ 10 Hz

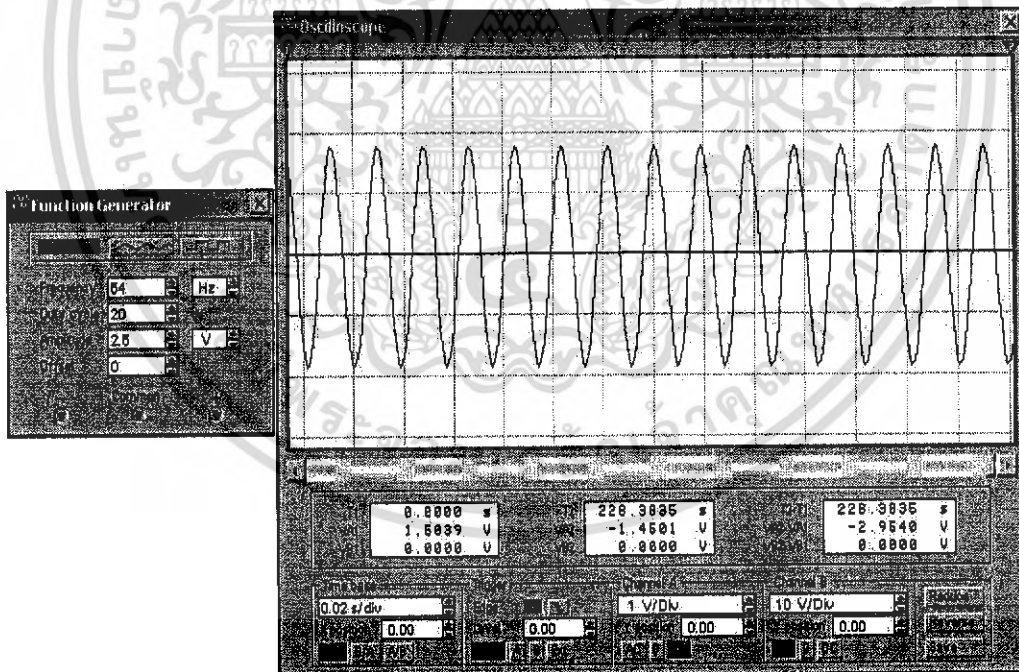


รูปที่ 5.5 ผลวงจรแถบจำกัดความถี่ที่ความถี่ 45 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

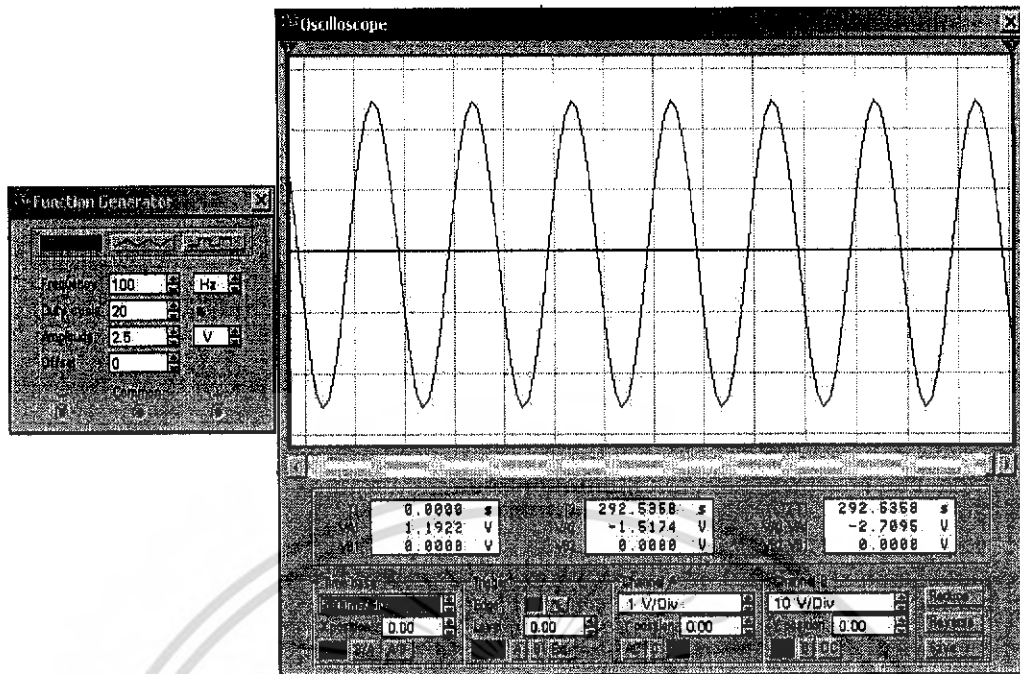


รูปที่ 5.6 ผลวงจรแถบจำกัดความถี่ที่ความถี่ 50 Hz

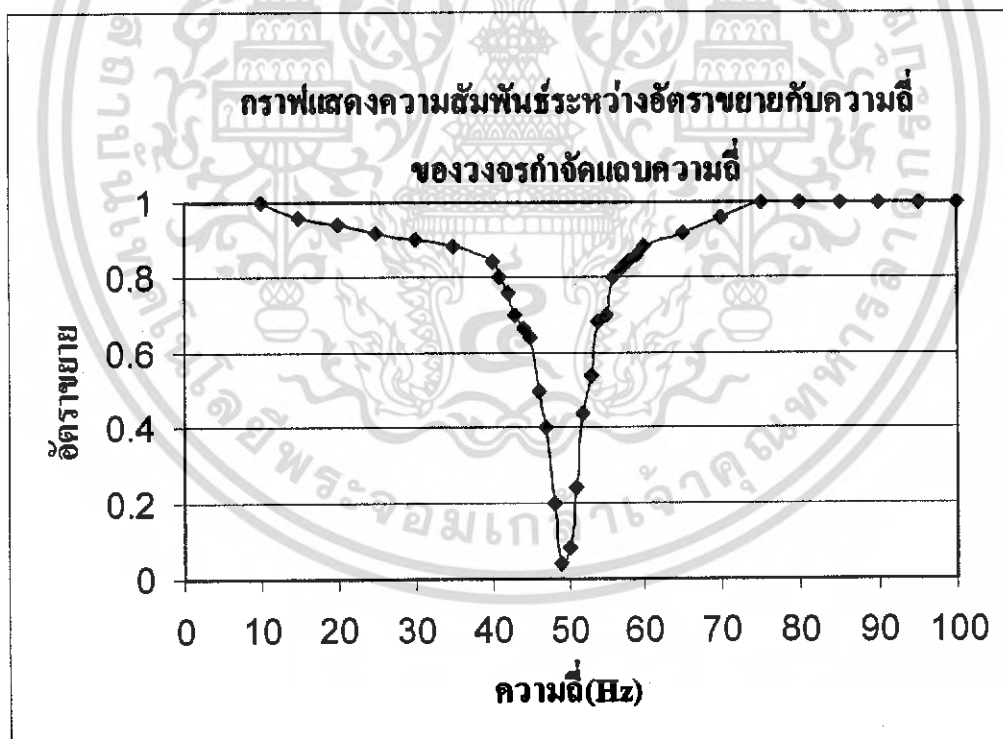


รูปที่ 5.7 ผลวงจรแถบจำกัดความถี่ที่ความถี่ 54 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.8 ผลวงจรแถบจำกัดความถี่ที่ความถี่ 100 Hz



รูปที่ 5.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรจำกัดแถบความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.3 ผลวงจรแถบจำกัดความถี่

ผลการทดลองของวงจร จำกัดแถบความถี่ ($f_c = 50 \text{ Hz}$) $V_{in} = 5 \text{ Vp-p}$ (Sinewave)		
f(Hz)	Vout(Vp-p)	อัตราขยาย
10	5	1
15	4.8	0.96
20	4.7	0.94
25	4.6	0.92
30	4.5	0.9
35	4.4	0.88
40	4.2	0.84
41	4	0.8
42	3.8	0.76
43	3.5	*0.7*
44	3.3	0.66
45	3.2	0.64
46	2.5	0.5
47	2	0.4
48	1	0.2
49	0.2	0.04
50	0.4	0.08
51	1.2	0.24
52	2.2	0.44
53	2.7	0.54
54	3.4	0.68
55	3.5	*0.7*
56	4	0.8
57	4.1	0.82
58	4.2	0.84
59	4.3	0.86
60	4.4	0.88
65	4.6	0.92
70	4.8	0.96
75	5	1
80	5	1
85	5	1
90	5	1
95	5	1
100	5	1

จากตารางที่ 5.3 ที่ความถี่ 50 Hz มี

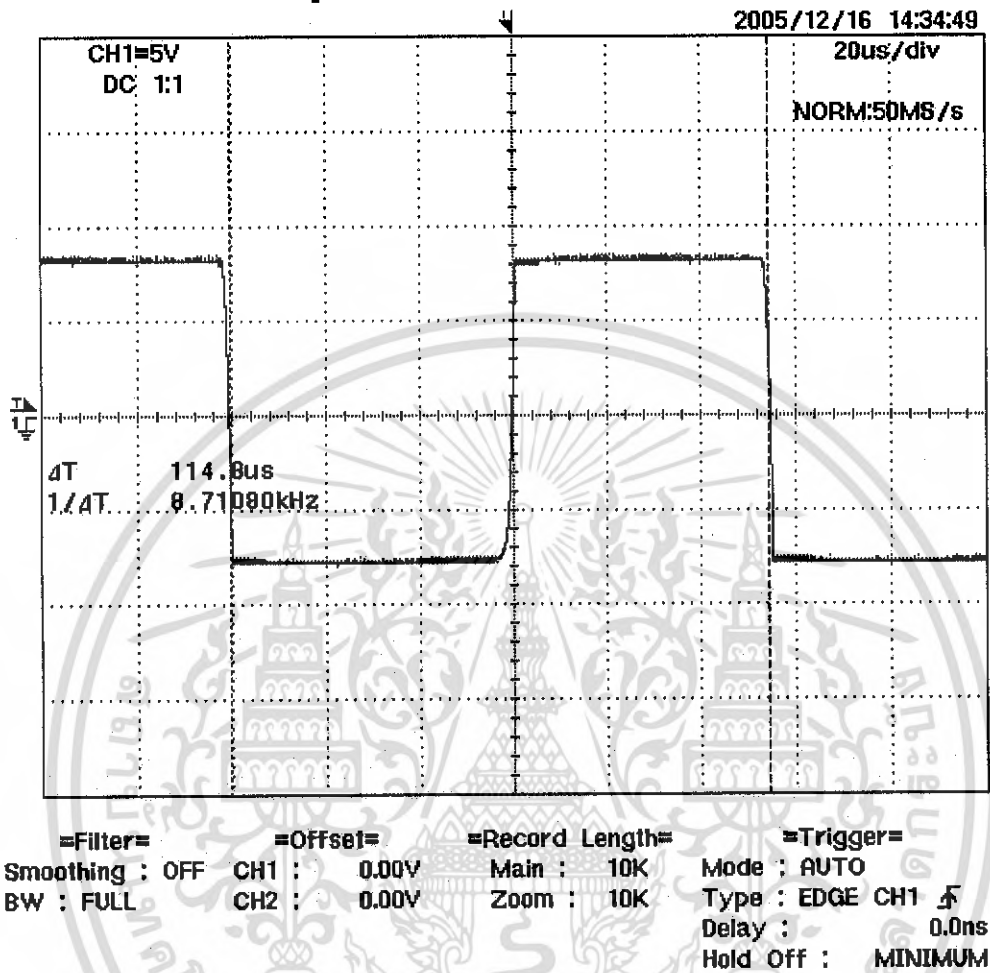
$$Q = f_c / BW$$

$$= 50 / (55-43) = 4.16$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 การทดสอบการทำงานของวงจรมอดคูเลเตอร์

ผลการทดลองของวงจรมอดคูเลเตอร์

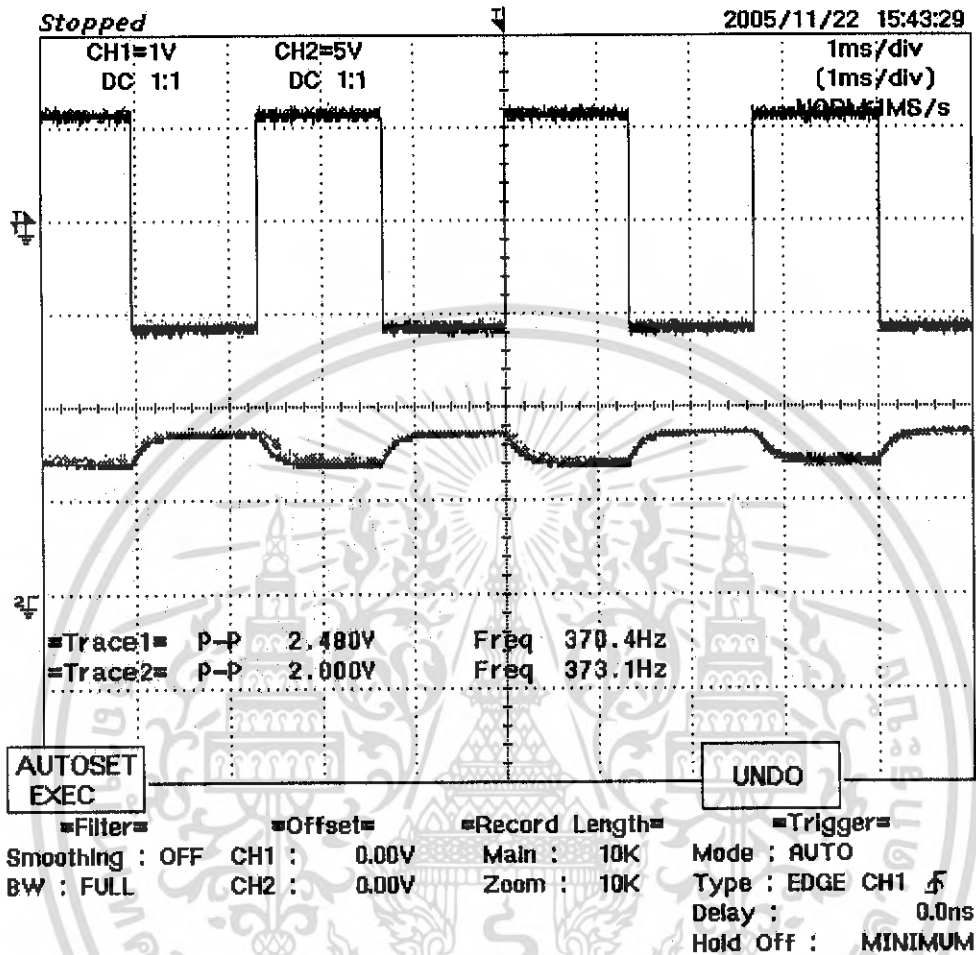


รูปที่ 5.10 ผลการทดลองของวงจรมอดคูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.5 การทดสอบการทำงานของวงจรส่งสัญญาณผ่านด้วยแสง

ผลการทดลองวงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง



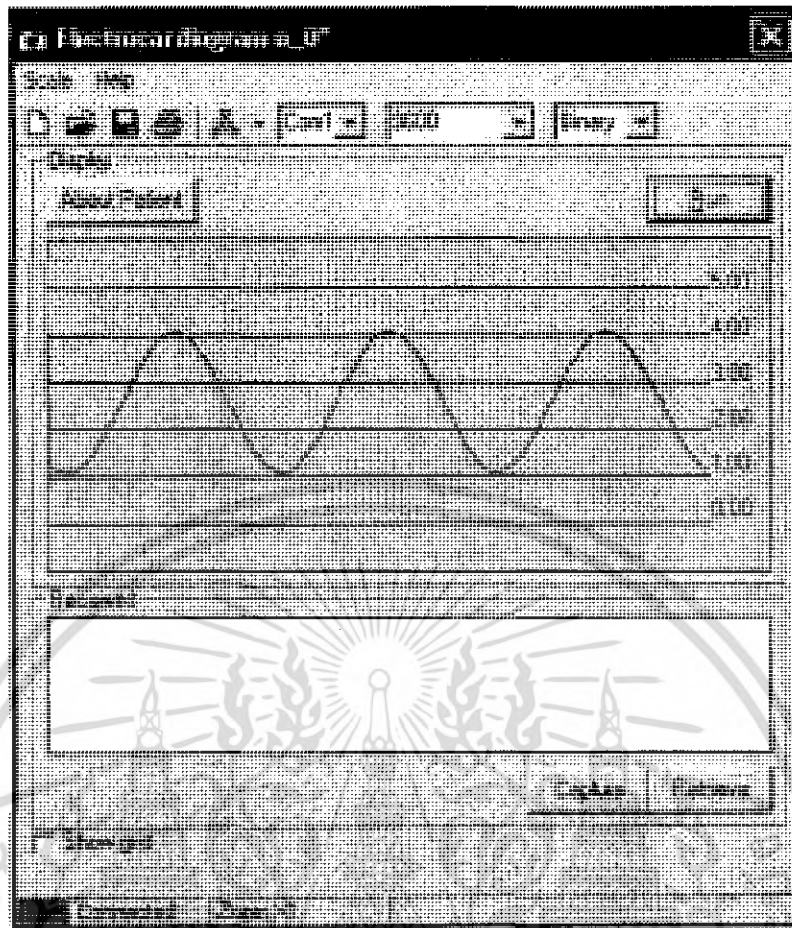
รูปที่ 5.11 ผลการทดลองวงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

5.6 การทดสอบกับโปรแกรม

ผลการทดลอง

ผลการทดลองในส่วนของวงจรADC เมื่อติดต่อเข้ากับโปรแกรมที่ให้แสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์แล้วลองป้อนสัญญาณอินพุตต่างๆ ได้ผลดังนี้

- เมื่อป้อนสัญญาณไซน์ ขนาด 3 V_{p-p} จะได้ผลดังรูปที่ 5.12



รูปที่ 5.12 กราฟสัญญาณการป้อนสัญญาณอินพุตไซน์ ขนาด $3 V_{p-p}$

สามารถนำค่าต่างๆที่บันทึกไว้แล้วสามารถกลับมาพล็อตใหม่ในโปรแกรมได้ดังรูปที่ 5.13

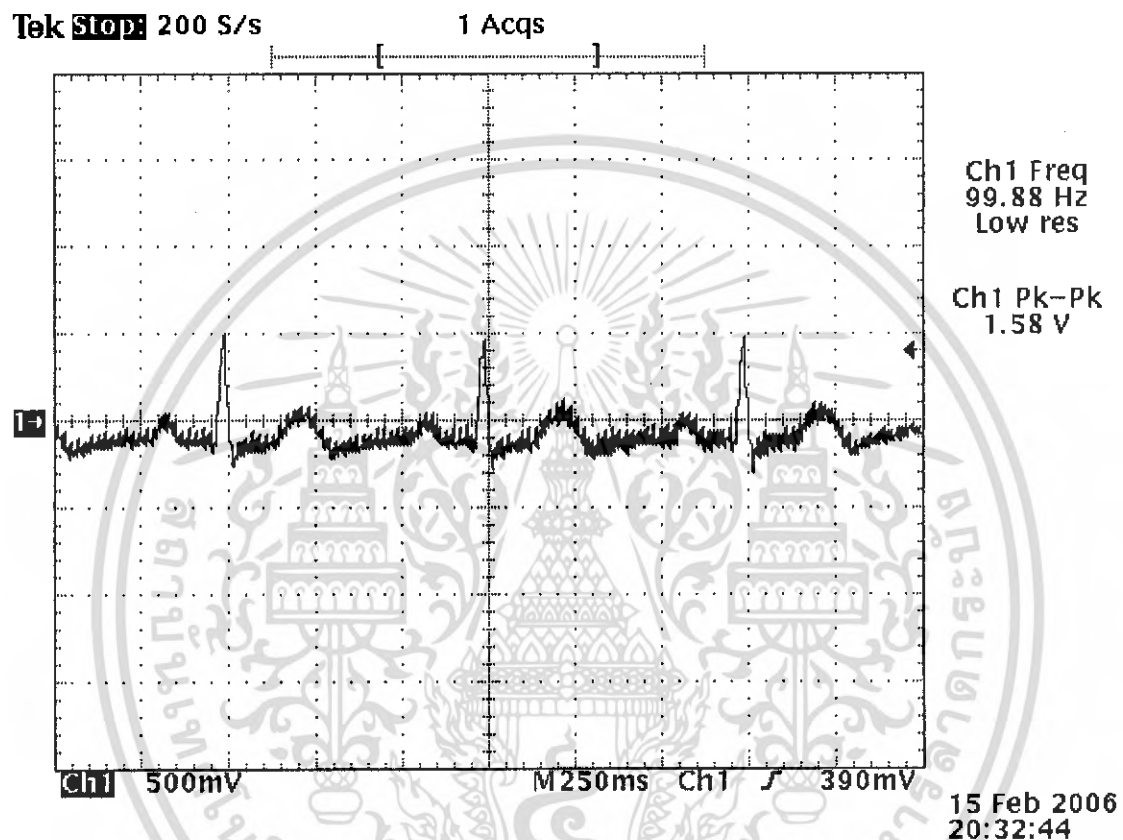


รูปที่ 5.13 กราฟสัญญาณที่นำมาพล็อตใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

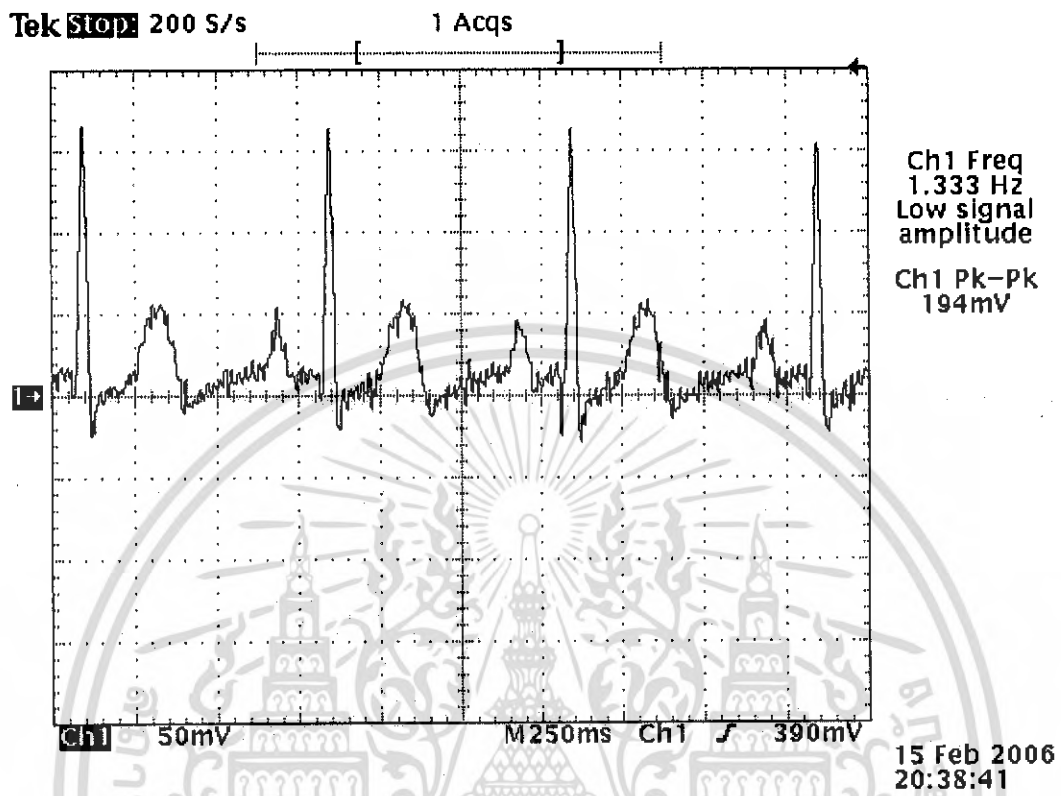
5.7 การทดสอบกับแต่ละวงจรและวงจรรวมในการป้อนอินพุทเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ผลการทดลองจากการป้อนอินพุทเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรอินสตรูเมนต์และวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ ดังแสดงในรูปที่ 5.14



รูปที่ 5.14 กราฟแสดงเอาต์พุทเมื่ออินพุทสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรอินสตรูเมนต์และวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

ผลการทดลองจากการป้อนอินพุตเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรกำจัดแถบความถี่ ดังแสดง
ในรูปที่ 5.15



รูปที่ 5.15 กราฟแสดงเอาต์พุตเมื่ออินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรกำจัดแถบความถี่

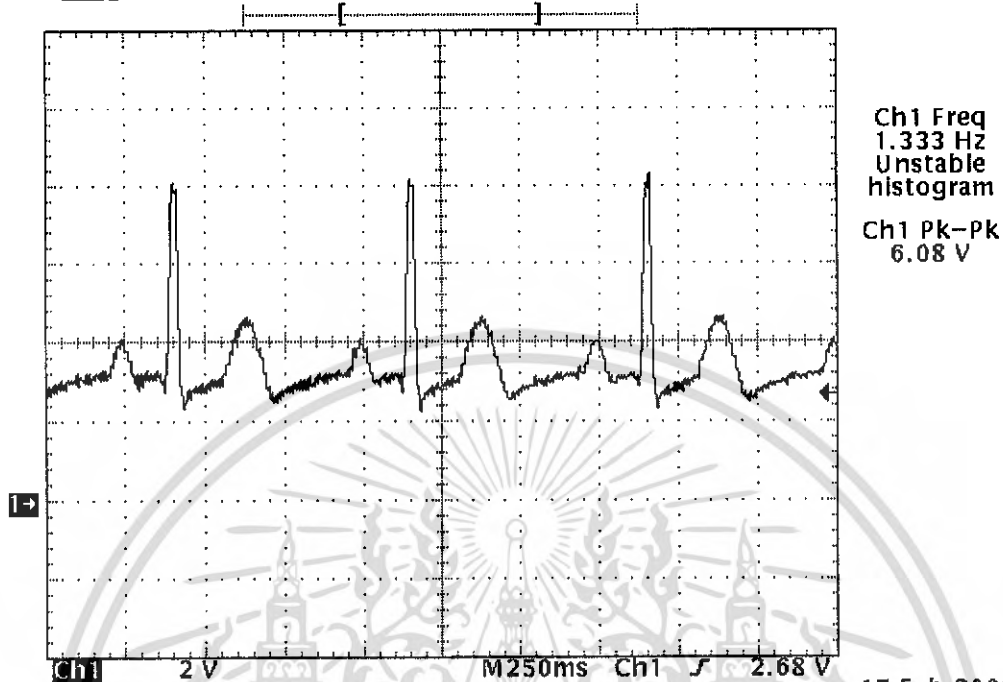
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองจากการป้อนอินพุตเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรมอดดูเลเตอร์ ดังแสดงใน

รูปที่ 5.16 และ รูปที่ 5.17

Tek Stop: 200 S/s

1 Acqs

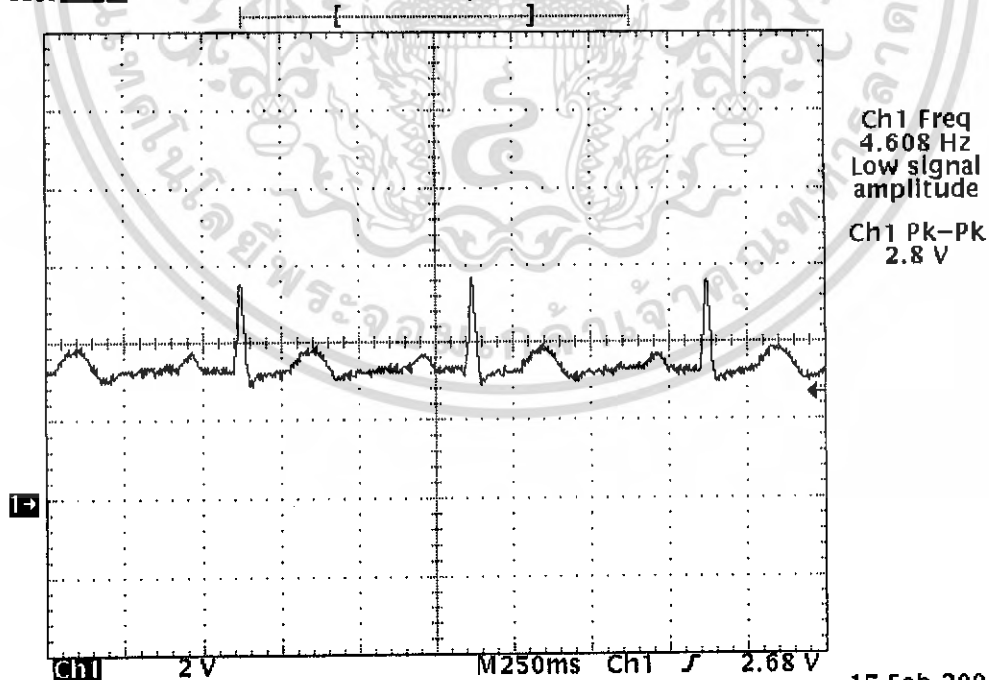


15 Feb 2006
20:41:09

รูปที่ 5.16 กราฟแสดงเอาต์พุตเมื่ออินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรมอดดูเลเตอร์

Tek Stop: 200 S/s

40 Acqs



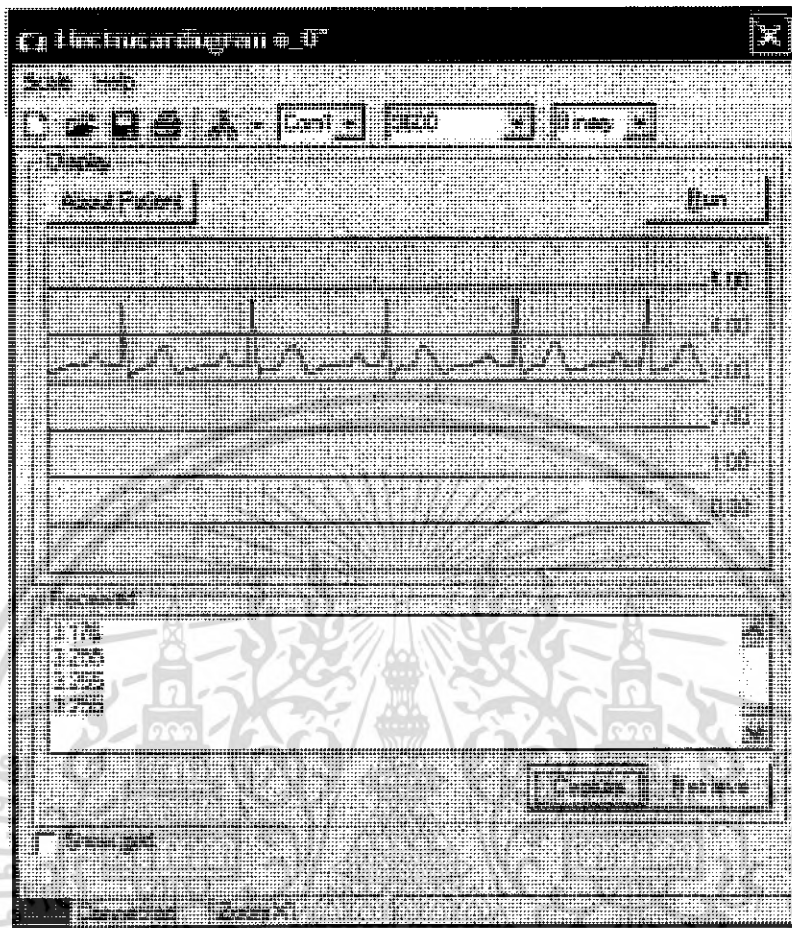
15 Feb 2006
20:45:37

รูปที่ 5.17 กราฟแสดงเอาต์พุตเมื่ออินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรมอดดูเลเตอร์

(ปรับขนาดเอาต์พุตไม่เกิน 5V)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 5.18



รูปที่ 5.18 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งตรวจวัดได้และแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

บทวิจารณ์และบทสรุป

การที่ได้ทำการ ทดลองวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถสรุปย่อๆ ออกได้เป็น วงจรส่วนต่างๆ ได้ดังนี้

1. วงจรอินตกรูเมนท์ ได้เลือกใช้ OPAMP 741 ซึ่งเป็นออปแอมป์ที่หาได้ง่ายมาสร้างเป็น วงจรและหาค่า CMRR ซึ่งเป็นค่าที่แสดงถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนเข้ามาและ ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ใหญ่ขึ้น เมื่อทดลองหาค่าได้ปรากฏว่าได้ค่า CMRR ที่สูงอยู่ในช่วงคลื่น สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2. วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกนำมาขยายสัญญาณให้สูงขึ้น และลดระดับสัญญาณออฟเซตในการมีที่คนไข้ขยับตัวขณะทำการวัดเมื่อทำการทดลองได้แล้วและ ผลของลูกคลื่นสัญญาณที่สูงขึ้น

3. วงจรกำจัดแถบความถี่ ความถี่ 50 Hz ซึ่งเป็นความถี่รบกวนที่เกิดมาจากแรงดันไฟ กระแสสลับ 220V ซึ่งเป็นไฟบ้าน จะต้องถูกกำจัดไม่ให้เข้าไปรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งได้ ทดลองแล้ว สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนที่น้อยลงกว่าเดิม

4. วงจรมอดูเลเตอร์ ได้นำสัญญาณคลื่นสามเหลี่ยมมามอดูเลตกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จุดประสงค์ในการมอดูเลตเพื่อให้การไบอัสของโคโอดในวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงเพื่อความ ถูกต้องของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5. วงจรส่งผ่านสัญญาณแสง การแยกกราวด์เป็นสิ่งสำคัญของเครื่องขยายคลื่นไฟฟ้า หัวใจซึ่งเป็นการปลอดภัยของผู้ป่วยโดยจะแยกกราวด์ออกเป็นสองส่วน ซึ่งส่วนหนึ่งจะใช้ใน ส่วนสัมผัสกับตัวของคนไข้ อีกส่วนหนึ่งเป็นกราวด์ของตัวเครื่อง

6. วงจรดีมอดูเลเตอร์ จะนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมาจากการมาเดตซึ่งสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำ โดยจะใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแยกออกมา

7. วงจรขยายสัญญาณและปรับระดับสัญญาณ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีการขยาย สัญญาณให้สูงมากขึ้นตามต้องการได้และจะมีการปรับระดับสัญญาณตามต้องการเพื่อเป็น สัญญาณอินพุตเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

8. วงจร ADC ทำการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณ ดิจิตอลซึ่งเป็นเลขฐานสองจำนวน 8 บิต แล้วนำไปประมวลผลต่อในไมโครโปรเซสเซอร์ MCS-51 แล้วส่งต่อไปยังตัว MAX232

และต่อจากนั้นก็ทำการเขียนโปรแกรมเพื่อให้แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

ในส่วนของโปรแกรมแสดงผลนั้น ยังไม่สามารถรับข้อมูลและแสดงกราฟได้ดีพร้อมๆกัน นั่นคือ ถ้าต้องการรับค่าทุกค่าที่ส่งมา กราฟที่แสดงได้จะเพี้ยนไป และถ้าต้องการรับค่าได้โดยกราฟนั้นไม่เพี้ยน ค่าที่รับมาจะได้ไม่ครบทุกค่าและยังมีข้อจำกัดที่โปรแกรมภาษาเบสิกทำไม่ได้คือ วนลูปได้มากสุดในช่วง 1 ms เท่านั้น (เร็วกว่านั้นก็ทำได้แต่ไม่เป็นมาตรฐาน) จึงทำให้การแสดงผลที่มีความถี่สูงมากๆ ไม่สามารถทำได้ แต่ไม่เป็นปัญหานักสำหรับสัญญาณหัวใจ ส่วนการแซมเปิลสัญญาณนั้นจะขึ้นอยู่กับโปรแกรมของ MCS-51



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

1. เกษม วัฒนชัย นพ., “ทฤษฎีเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ” สำนักพิมพ์พัฒนาศึกษา, กรุงเทพมหานคร, 2532.
2. ร.ศ. ชีร์วัฒน์ ประกอบผล, “ดิจิทัลอิเล็กทรอนิกส์”, ศูนย์หนังสือจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพมหานคร, 2540.
3. <http://www.thaiio.com>
4. ร.ศ. ชีร์วัฒน์ ประกอบผล, “ภาษาแอสเซมบลี สำหรับ MCS-51”, สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น), 2547



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรมภาษาแอสเซมบลีสำหรับ MCS-51

ORG 0000H

*****;

CS EQU P3.2

DO EQU P3.4

DI EQU P3.5

CLK EQU P3.3

*****;

CH0 EQU 30H

DELAYTIME EQU 5BH

*****;

START:

MOV DELAYTIME,#10

MOV TMOD,#20H

MOV TL1,#0FDH

MOV TH1,#0FDH

MOV SCON,#50H

SETB TR1

MAIN:

CLR CS

SETB DI

ACALL CLOCK

ACALL CLOCK

CLR DI

ACALL CLOCK

MOV R1,#7

MOV A,#00H

SETB DO

DATA1:

ACALL CLOCK

JNB DO,NOT_SET1

INC A

NOT_SET1:

RL A

DJNZ R1,DATA1

SETB CS

MOV SBUF,A

CLR TI

JNB TI,\$

SJMP MAIN

*****;

;CLOCK;

*****;

CLOCK:

SETB CLK

ACALL DELAY

CLR CLK

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ACALL    DELAY
RET
;*****;
;          ;DELAY 50uS;
;*****;
DELAY:
MOV R0,#10
LOOP:
NOP
NOP
NOP
DJNZ R0,LOOP
RET

END

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ข.
คู่มือ ไอซี (Data sheet)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

FEATURES

- Low V_{OS} : 75 μV Max
- Low V_{OS} Drift: 1.3 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ Max
- Ultra-Stable vs. Time: 1.5 $\mu\text{V}/\text{Month}$ Max
- Low Noise: 0.6 μV p-p Max
- Wide Input Voltage Range: $\pm 14\text{ V}$
- Wide Supply Voltage Range: 3 V to 18 V
- Fits 725,108A/308A, 741, AD510 Sockets
- 125 $^\circ\text{C}$ Temperature-Tested Dice

APPLICATIONS

- Wireless Base Station Control Circuits
- Optical Network Control Circuits
- Instrumentation
- Sensors and Controls
- Thermocouples
- RTDs
- Strain Bridges
- Shunt Current Measurements
- Precision Filters

GENERAL DESCRIPTION

The OP07 has very low input offset voltage (75 μV max for OP07E) which is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP07 also features low input bias current ($\pm 4\text{ nA}$ for OP07E) and high open-loop gain (200 V/mV for OP07E). The low offsets and high open-loop gain make the OP07 particularly useful for high-gain instrumentation applications.

The wide input voltage range of $\pm 13\text{ V}$ minimum combined with high CMRR of 106 dB (OP07E) and high input impedance provides high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained even at

high closed-loop gains. Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP07 an industry standard for instrumentation applications.

The OP07 is available in two standard performance grades. The OP07E is specified for operation over the 0°C to 70°C range, and OP07C over the -40°C to $+85^\circ\text{C}$ temperature range.

The OP07 is available in epoxy 8-lead Mini-DIP and 8-lead SOIC. It is a direct replacement for 725,108A, and OP05 amplifiers; 741-types may be directly replaced by removing the 741's nulling potentiometer. For improved specifications, see the OP177 or OP1177. For ceramic DIP and TO-99 packages and standard micro circuit (SMD) versions, see the OP77.

PIN CONNECTIONS

Epoxy Mini-Dip (P-Suffix)
8-Pin SO (S-Suffix)

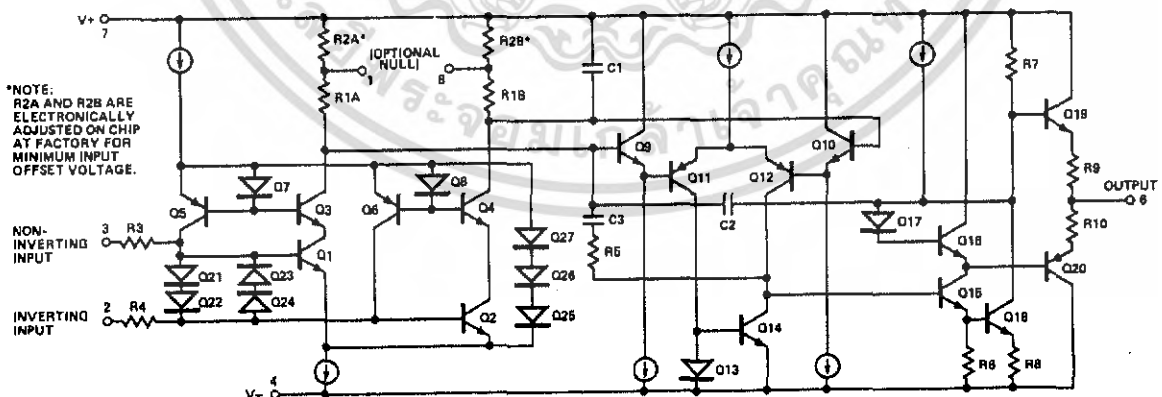
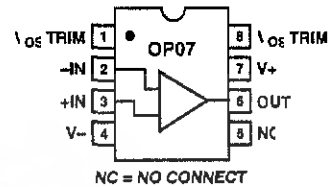


Figure 1. Simplified Schematic

REV. A

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700
Fax: 781/326-8703

www.analog.com

© Analog Devices, Inc., 2002

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

OP07—SPECIFICATIONS

OP07E ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_S = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Parameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
INPUT CHARACTERISTICS						
Input Offset Voltage ¹	V_{OS}			30	75	μV
Long-Term V_{OS} Stability ²	V_{OS}/Time			0.3	1.5	$\mu\text{V}/\text{Mo}$
Input Offset Current	I_{OS}			0.5	3.8	nA
Input Bias Current	I_B			± 1.2	± 4.0	nA
Input Noise Voltage	e_n p-p	0.1 Hz to 10 Hz ³		0.35	0.6	μV p-p
Input Noise Voltage Density	e_n	$f_O = 10\text{ Hz}$		10.3	18.0	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_O = 100\text{ Hz}^3$		10.0	13.0	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_O = 1\text{ kHz}$		9.6	11.0	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Input Noise Current	I_n p-p			14	30	pA p-p
Input Noise Current Density	I_n	$f_O = 10\text{ Hz}$		0.32	0.80	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_O = 100\text{ Hz}^3$		0.14	0.23	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_O = 1\text{ kHz}$		0.12	0.17	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
Input Resistance—Differential Mode ⁴	R_{IN}		15	50		m Ω
Input Resistance—Common-Mode	R_{INCM}			160		G Ω
Input Voltage Range	IVR		± 13	± 14		V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13\text{ V}$	106	123		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$		5	20	$\mu\text{V}/\text{V}$
Large-Signal Voltage Gain	A_{VO}	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10\text{ V}$	200	500		V/mV
		$R_L \geq 500\text{ }\Omega$, $V_O = \pm 0.5\text{ V}$, $V_S = \pm 3\text{ V}^4$	150	400		V/mV
OUTPUT CHARACTERISTICS						
Output Voltage Swing	V_O	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	± 12.5	± 13.0		V
		$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	± 12.0	± 12.8		V
		$R_L \geq 1\text{ k}\Omega$	± 10.5	± 12.0		V
DYNAMIC PERFORMANCE						
Slew Rate	SR	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega^3$	0.1	0.3		V/ μs
Closed-Loop Bandwidth	BW	$A_{VOL} = 1^5$	0.4	0.6		MHz
Closed-Loop Output Resistance	R_O	$V_O = 0$, $I_O = 0$		60		Ω
Power Consumption	P_d	$V_S = \pm 15\text{ V}$, No Load		75	120	mW
		$V_S = \pm 13\text{ V}$, No Load		4	6	mW
Offset Adjustment Range		$R_P = 20\text{ k}\Omega$		± 4		mV

NOTES

Input offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.

Long-term input offset voltage stability refers to the averaged trend time of VOS vs. Time over extended periods after the first 30 days of operation. Excluding the initial hour of operation, changes in VOS during the first 30 operating days are typically 2.5 μV refer to the typical performance curves. Parameter is sample tested.

Sample tested.

Guaranteed by design.

Guaranteed but not tested.

Specifications subject to change without notice.

OP07C ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_S = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Parameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
INPUT CHARACTERISTICS						
Input Offset Voltage ¹	V_{OS}			60	150	μV
Long-Term V_{OS} Stability ²	V_{OS}/Time			0.4	2.0	$\mu\text{V}/\text{Mo}$
Input Offset Current	I_{OS}			0.8	6.0	nA
Input Bias Current	I_B			± 1.8	± 7.0	nA
Input Noise Voltage	e_n p-p	0.1 Hz to 10 Hz ³		0.38	0.65	μV p-p
Input Noise Voltage Density	e_n	$f_0 = 10\text{ Hz}$		10.5	20.0	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_0 = 100\text{ Hz}$ ³		10.2	13.5	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_0 = 1\text{ kHz}$		9.8	11.5	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Input Noise Current	I_n p-p			15	35	pA p-p
Input Noise Current Density	I_n	$f_0 = 10\text{ Hz}$		0.35	0.90	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_0 = 100\text{ Hz}$ ³		0.15	0.27	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f_0 = 1\text{ kHz}$		0.13	0.18	$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
Input Resistance- Differential Mode ⁴	R_{IN}		8	33		m Ω
Input Resistance- Common-Mode	R_{INCM}			120		G Ω
Input Voltage Range	IVR		± 13	± 14		V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13\text{ V}$	100	120		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$		7	32	$\mu\text{V}/\text{V}$
Large-Signal Voltage Gain	A_{VO}	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10\text{ V}$	120	400		V/mV
		$R_L \geq 500\text{ }\Omega$, $V_O = \pm 0.5\text{ V}$, $V_S = \pm 3\text{ V}$ ⁴	100	400		V/mV
OUTPUT CHARACTERISTICS						
Output Voltage Swing	V_O	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	± 12.0	± 13.0		V
		$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	± 11.5	± 12.8		V
		$R_L \geq 1\text{ k}\Omega$		± 12.0		V
DYNAMIC PERFORMANCE						
Slew Rate	SR	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$ ³	0.1	0.3		$\text{V}/\mu\text{s}$
Closed-Loop Bandwidth	BW	$A_{VOL} = 1$ ⁵	0.4	0.6		MHz
Closed-Loop Output Resistance	R_O	$V_O = 0$, $I_O = 0$		60		Ω
Power Consumption	P_d	$V_S = \pm 15\text{ V}$, No Load		80	150	mW
		$V_S = \pm 13\text{ V}$, No Load		4	8	mW
Offset Adjustment Range		$R_p = 20\text{ k}\Omega$		± 4		mV

NOTES

¹Input offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.

²Long-term input offset voltage stability refers to the averaged trend time of VOS vs. Time over extended periods after the first 30 days of operation. Excluding the initial hour of operation, changes in VOS during the first 30 operating days are typically 2.5 μV refer to the typical performance curves. Parameter is sample tested.

³Sample tested.

⁴Guaranteed by design.

⁵Guaranteed but not tested.

Specifications subject to change without notice.

IP07-SPECIFICATIONS

P07E ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_S = \pm 15\text{ V}$, $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Parameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
INPUT CHARACTERISTICS						
Input Offset Voltage ¹	V_{OS}			45	130	μV
Voltage Drift without External Trim ²	TCV_{OS}			0.3	1.3	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Voltage Drift with External Trim ³	TCV_{OSN}	$R_P = 20\text{ k}\Omega$		0.3	1.3	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current	I_{OS}			0.9	5.3	nA
Input Offset Current Drift	TCI_{OS}			8	35	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	I_B			± 1.5	± 5.5	nA
Input Bias Current Drift	TCI_B			13	35	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Voltage Range	IVR		± 13	± 13.5		V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13\text{ V}$	103	123		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$		7	32	$\mu\text{V}/\text{V}$
Large-Signal Voltage Gain	A_{VO}	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10\text{ V}$	180	450		V/mV
OUTPUT CHARACTERISTICS						
Output Voltage Swing	V_O	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	± 12	± 12.6		V

NOTES

¹ Input offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.

² Guaranteed by design.

³ Sample tested.

Specifications subject to change without notice.

($V_S = \pm 15\text{ V}$, $-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

P07C ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Parameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
INPUT CHARACTERISTICS						
Input Offset Voltage ¹	V_{OS}			85	250	μV
Voltage Drift without External Trim ²	TCV_{OS}			0.5	1.8	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Voltage Drift with External Trim ³	TCV_{OSN}	$R_P = 20\text{ k}\Omega$		0.4	1.8	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current	I_{OS}			1.6	8.0	nA
Input Offset Current Drift	TCI_{OS}			12	50	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	I_B			± 2.2	± 9.0	nA
Input Bias Current Drift	TCI_B			18	50	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Voltage Range	IVR		± 13	± 13.5		V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = \pm 13\text{ V}$	97	120		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = \pm 3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$		10	51	$\mu\text{V}/\text{V}$
Large-Signal Voltage Gain	A_{VO}	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10\text{ V}$	100	400		V/mV
OUTPUT CHARACTERISTICS						
Output Voltage Swing	V_O	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	± 11	± 12.6		V

NOTES

¹ Input offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.

² Guaranteed by design.

³ Sample tested.

Specifications subject to change without notice.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

Supply Voltage (V _s)	±22 V
Input Voltage*	±22 V
Differential Input Voltage	±30 V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range	
S, P Packages	-65°C to +125°C
Operating Temperature Range	
OP07E	0°C to 70°C
OP07C	-40°C to +85°C
Junction Temperature Range	150°C
Lead Temperature Range (Soldering, 60 sec)	300°C

*For supply voltages less than ±22 V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Package Type	θ _{JA} *	θ _{JC}	Units
8-Lead Plastic DIP (P)	103	43	°C/W
8-Lead SOIC (S)	158	43	°C/W

*θ_{JA} is specified for worst case conditions, i.e., θ_{JA} is specified for device in socket for P-DIP package, θ_{JA} is specified for device soldered to printed circuit board for SO package.

ORDERING GUIDE

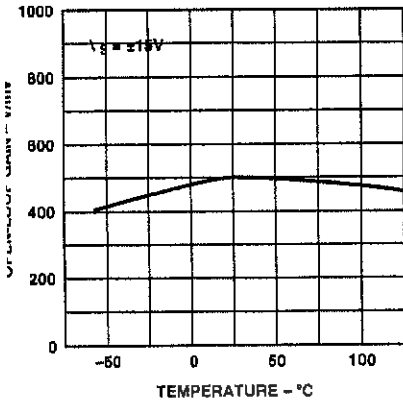
Model	Temperature Range	Package Description	Package Option	Branding Information
OP07EP	0°C to 70°C	8-Lead Epoxy DIP	P-8	
OP07CP	-40°C to 85°C	8-Lead Epoxy DIP	P-8	
OP07CS	-40°C to 85°C	8-Lead SOIC	S-8	

CAUTION

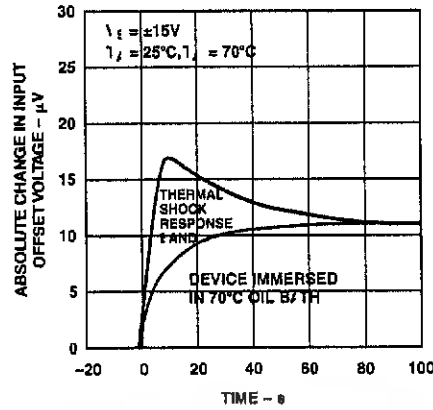
ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 V readily accumulate on the human body and test equipment and can discharge without detection. Although the OP07 features proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may occur on devices subjected to high-energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD precautions are recommended to avoid performance degradation or loss of functionality.



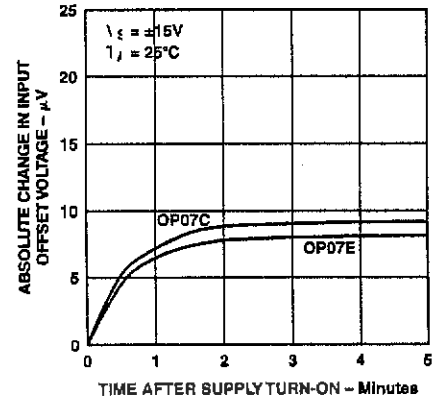
P07 – Typical Performance Characteristics



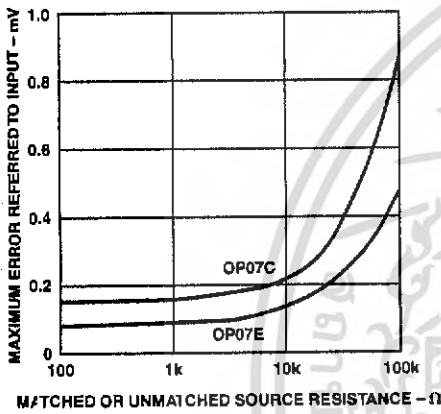
TPC 1. Open-Loop Gain vs. Temperature



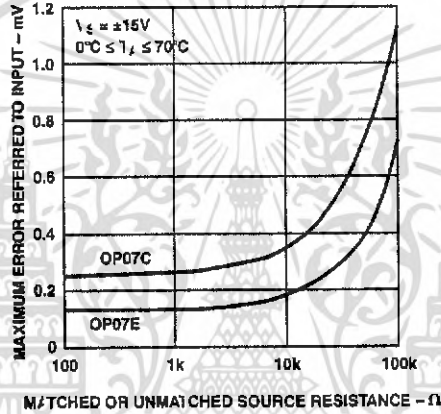
TPC 2. Offset Voltage Change Due to Thermal Shock



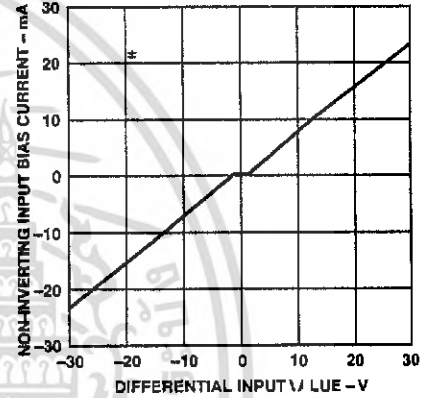
TPC 3. Warm-Up Drift



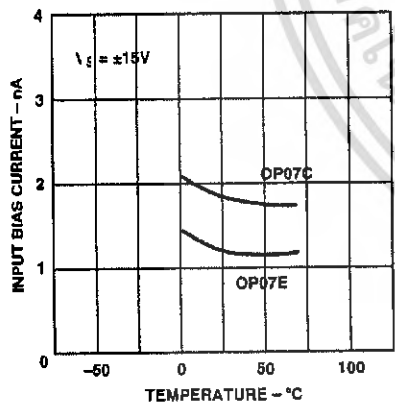
TPC 4. Maximum Error vs. Source Resistance



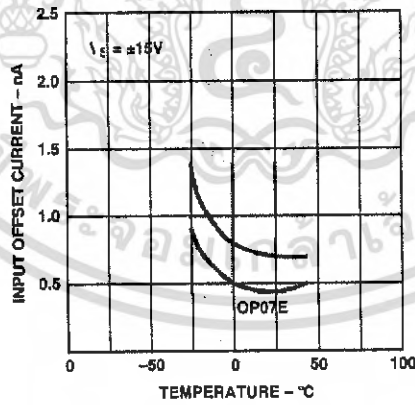
TPC 5. Maximum Error vs. Source Resistance



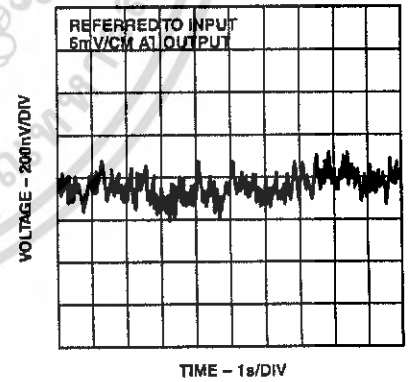
TPC 6. Input Bias Current vs. Differential Input Voltage



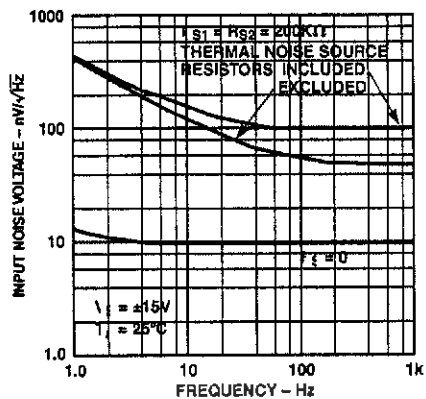
TPC 7. Input Bias Current vs. Temperature



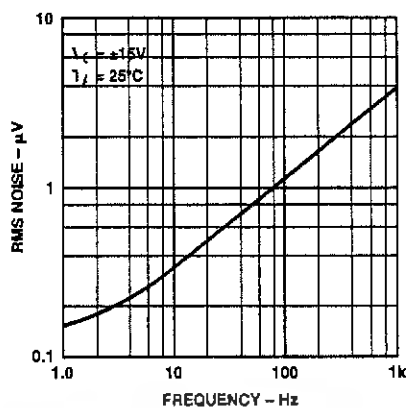
TPC 8. Input Offset Current vs. Temperature



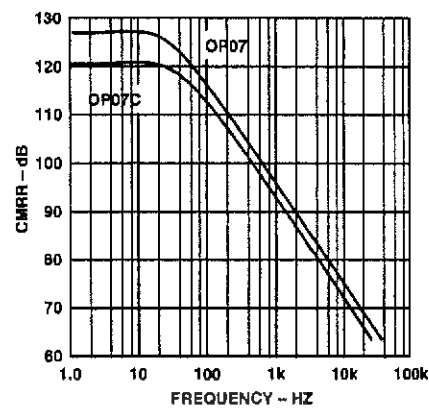
TPC 9. Low Frequency Noise



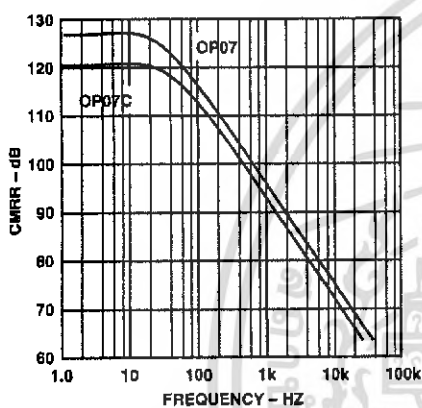
TPC 10. Total Input Noise Voltage vs. Frequency



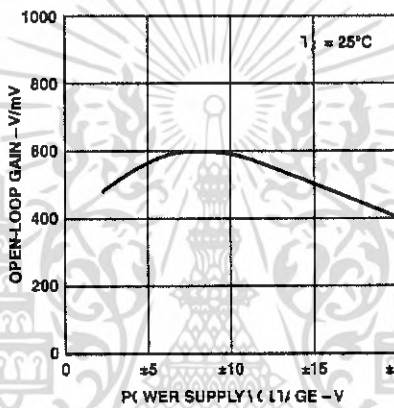
TPC 11. Input Wideband Noise vs Bandwidth (0.1 Hz to Frequency Indicated)



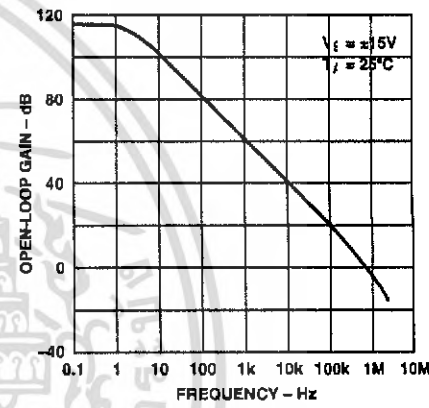
TPC 12. CMRR vs. Frequency



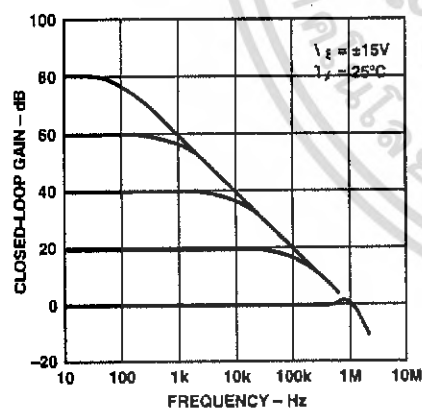
TPC 13. PSRR vs. Frequency



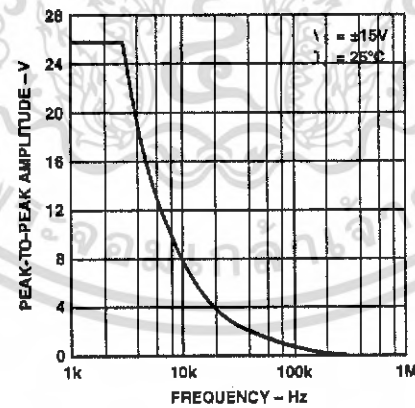
TPC 14. Open-Loop Gain vs Power Supply Voltage



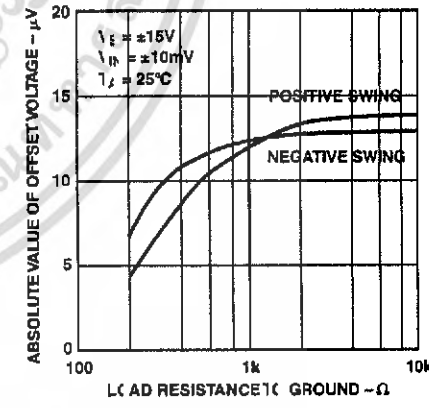
TPC 15. Open-Loop Frequency Response



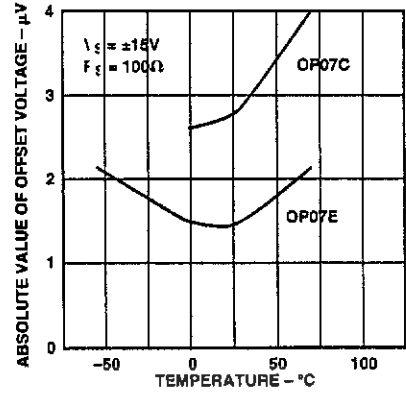
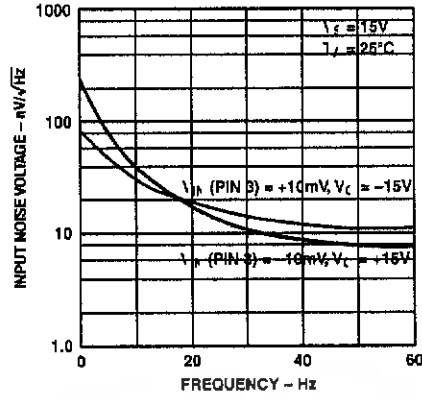
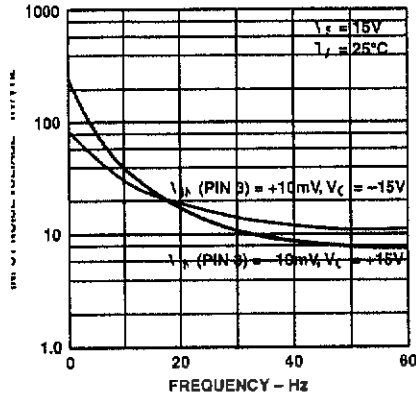
TPC 16. Closed-Loop Response for Various Gain Configurations



TPC 17. Maximum Output Swing vs. Frequency



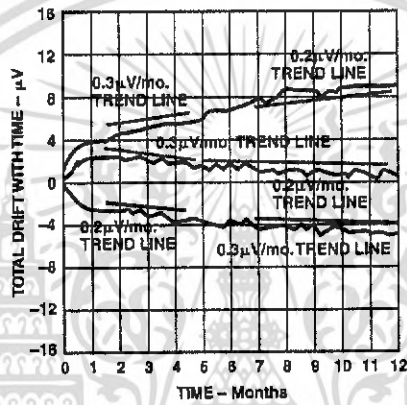
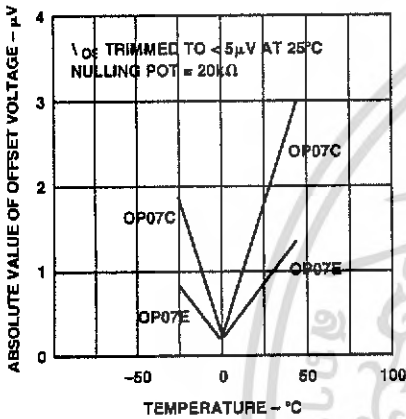
TPC 18. Maximum Output Voltage vs. Load Resistance



PC 19. Power Consumption
s. Power Supply

TPC 20. Output Short-Circuit
Current vs. Time

TPC 21. Untrimmed Offset Voltage
vs. Temperature



PC 22. Trimmed Offset Voltage
s. Temperature

TPC 23. Offset Voltage Stability
vs. Time

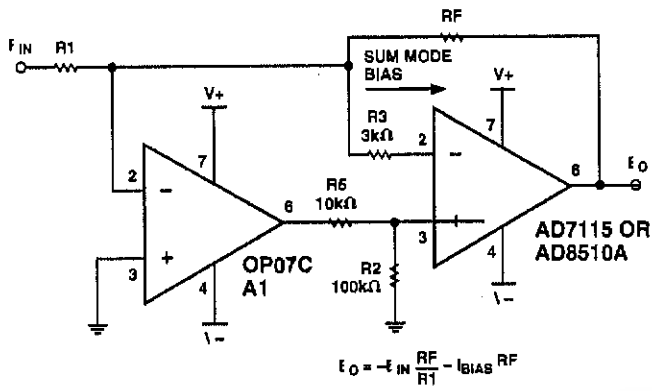


Figure 2. Typical Offset Voltage Test Circuit

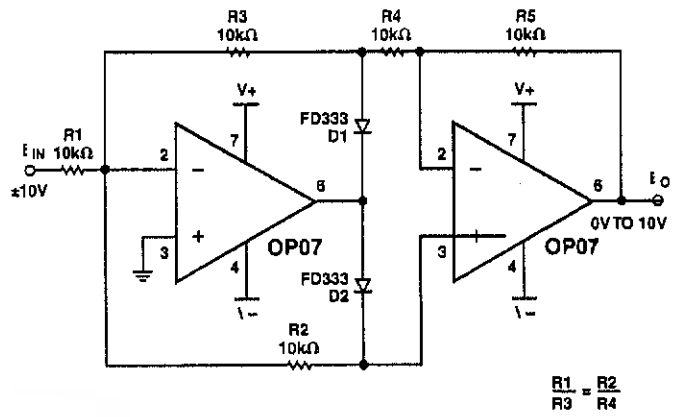


Figure 5. Burn-In circuit

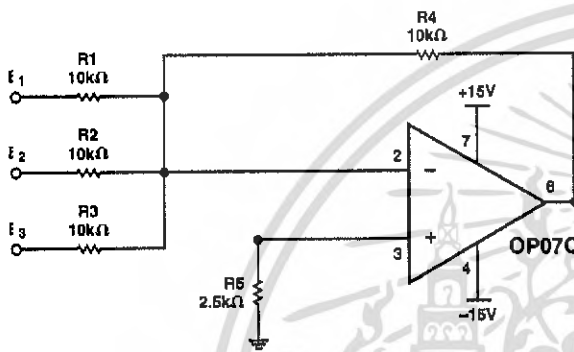
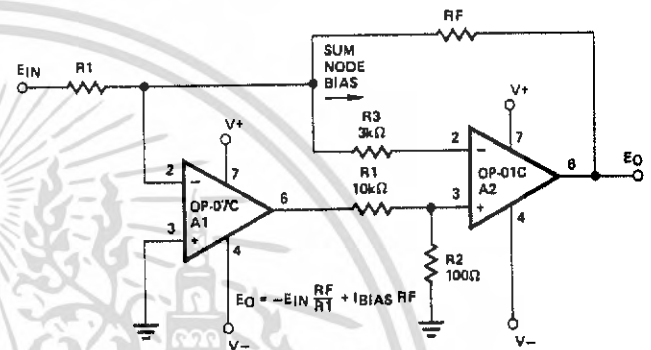


Figure 3. Typical Low-Frequency Noise Circuit



PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

Figure 6. High-Speed, Low VOS Composite Amplifier

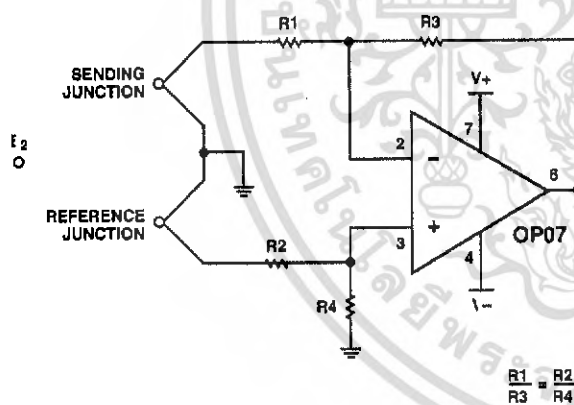
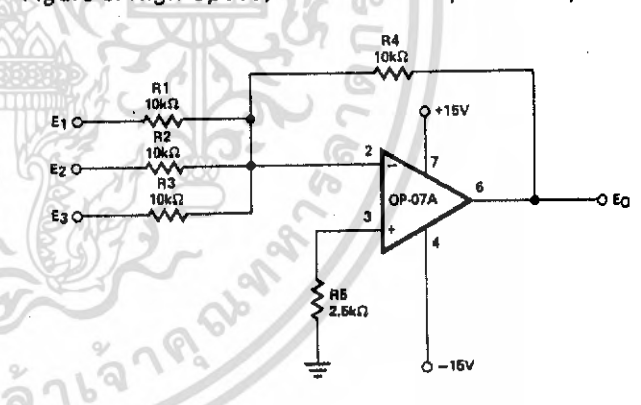


Figure 4. Optional Offset Nulling Circuit

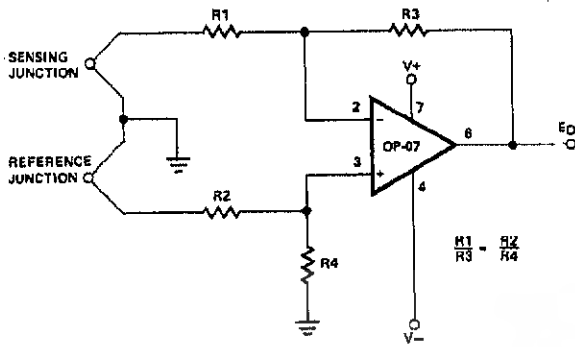


PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

Figure 7. Adjustment-Free Precision Summing Amplifier

P07

TYPICAL APPLICATIONS



PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

Figure 8. High-Stability Thermocouple Amplifier

APPLICATIONS INFORMATION

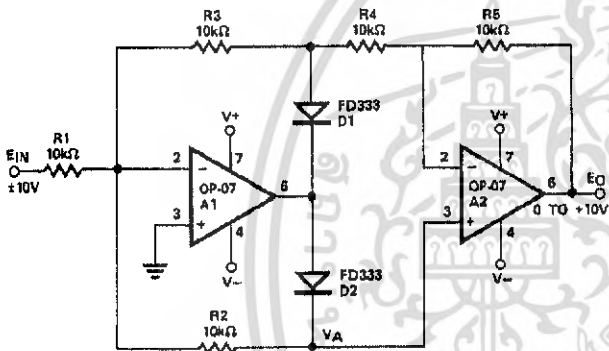
OP07 series units may be substituted directly into 725, 108A/308A* and OP05 sockets with or without removal of external compensation or nulling components. Additionally, the OP07 may be used in unnullled 741 type sockets. However, if conventional 741 nulling circuitry is in use, it should be modified or removed to enable proper OP07 operation. OP07 offset voltage may be nulled to zero through use of a potentiometer (see offset nulling circuit diagram).

PRECISION ABSOLUTE-VALUE CIRCUIT

The OP07 provides stable operation with load capacitance of up to 500 pF and ± 10 V swings; larger capacitances should be decoupled with a 50 Q decoupling resistor.

Stray thermoelectric voltages generated by dissimilar metals at the contacts to the input terminals can degrade drift performance. Therefore, best operation will be obtained when both input contacts are maintained at the same temperature, preferably close to the package temperature.

*TO-99 Package only



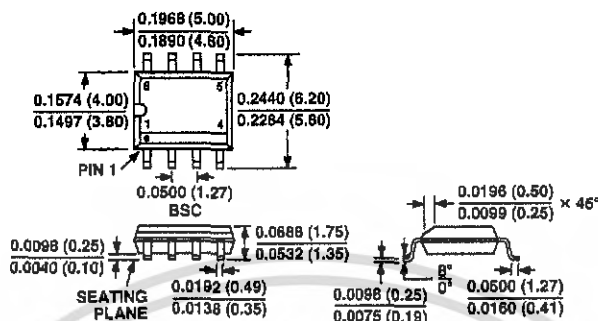
PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

Figure 9. Precision Absolute-Value Circuit

OUTLINE DIMENSIONS

Dimensions shown in inches and (mm).

**8-Lead SO DIP
(S-Suffix)**



Revision History

Location	Page
Data Sheet changed from REV. 0 to REV. A.	
Edits to FEATURES	1
Edits to ORDERING GUIDE	1
Edits to PIN CONNECTION drawings	1
Edits to ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS	2
Deleted ELECTRICAL CHARACTERISTICS	2-3
Deleted OP07D Column from ELECTRICAL CHARACTERISTICS	4-5
Edits to TPCs	7-9
Edits to HIGH-SPEED, LOW V_{OS} COMPOSITE AMPLIFIER	9

REV. A

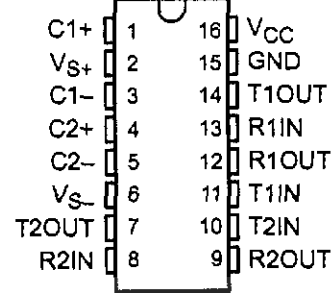
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS047I – FEBRUARY 1989 – REVISED OCTOBER 2002

- Meet or Exceed TIA/EIA-232-F and ITU Recommendation V.28
- Operate With Single 5-V Power Supply
- Operate Up to 120 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- ± 30 -V Input Levels
- Low Supply Current . . . 8 mA Typical
- Designed to be Interchangeable With Maxim MAX232
- ESD Protection Exceeds JESD 22 – 2000-V Human-Body Model (A114-A)
- Applications
 - TIA/EIA-232-F
 - Battery-Powered Systems
 - Terminals
 - Modems
 - Computers

MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE
MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



description/ordering information

The MAX232 is a dual driver/receiver that includes a capacitive voltage generator to supply EIA-232 voltage levels from a single 5-V supply. Each receiver converts EIA-232 inputs to 5-V TTL/CMOS levels. These receivers have a typical threshold of 1.3 V and a typical hysteresis of 0.5 V, and can accept ± 30 -V inputs. Each driver converts TTL/CMOS input levels into EIA-232 levels. The driver, receiver, and voltage-generator functions are available as cells in the Texas Instruments LinASIC™ library.

ORDERING INFORMATION

TA	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
0°C to 70°C	PDIP (N)	Tube	MAX232N	MAX232N
	SOIC (D)	Tube	MAX232D	MAX232
		Tape and reel	MAX232DR	
	SOIC (DW)	Tube	MAX232DW	MAX232
		Tape and reel	MAX232DWR	
SOP (NS)	Tape and reel	MAX232NSR	MAX232	
-40°C to 85°C	PDIP (N)	Tube	MAX232IN	MAX232IN
	SOIC (D)	Tube	MAX232ID	MAX232I
		Tape and reel	MAX232IDR	
	SOIC (DW)	Tube	MAX232IDW	MAX232I
		Tape and reel	MAX232IDWR	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.



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

LinASIC is a trademark of Texas Instruments.

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

Copyright © 2002, Texas Instruments Incorporated

 **TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีใช้โดยไม่ผูกมัดให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MAX232, MAX2321 DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS0471 - FEBRUARY 1989 - REVISED OCTOBER 2002

Function Tables

EACH DRIVER

INPUT TIN	OUTPUT TOUT
L	H
H	L

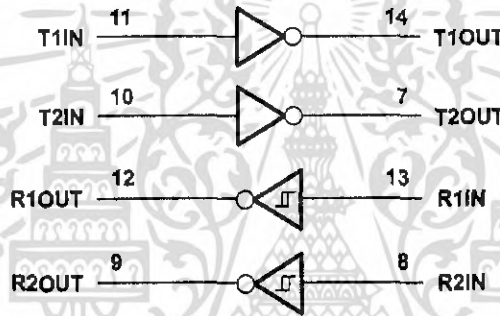
H = high level, L = low level

EACH RECEIVER

INPUT RIN	OUTPUT ROUT
L	H
H	L

H = high level, L = low level

logic diagram (positive logic)



MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS0471 – FEBRUARY 1989 – REVISED OCTOBER 2002

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

Input supply voltage range, V_{CC} (see Note 1)	-0.3 V to 6 V
Positive output supply voltage range, V_{S+}	$V_{CC} - 0.3$ V to 15 V
Negative output supply voltage range, V_{S-}	-0.3 V to -15 V
Input voltage range, V_I : Driver	-0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V
Receiver	± 30 V
Output voltage range, V_O : T1OUT, T2OUT	$V_{S-} - 0.3$ V to $V_{S+} + 0.3$ V
R1OUT, R2OUT	-0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V
Short-circuit duration: T1OUT, T2OUT	Unlimited
Package thermal impedance, θ_{JA} (see Note 2): D package	73°C/W
DW package	57°C/W
N package	67°C/W
NS package	64°C/W
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	260°C
Storage temperature range, T_{stg}	-65°C to 150°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTE 1: All voltage values are with respect to network ground terminal.

2. The package thermal impedance is calculated in accordance with JEDEC 51-7.

recommended operating conditions

		MIN	NOM	MAX	UNIT
V_{CC}	Supply voltage	4.5	5	5.5	V
V_{IH}	High-level input voltage (T1IN, T2IN)	2			V
V_{IL}	Low-level input voltage (T1IN, T2IN)			0.8	V
R1IN, R2IN	Receiver input voltage			± 30	V
T_A	Operating free-air temperature	MAX232	0	70	°C
		MAX232I	-40	85	

electrical characteristics over recommended ranges of supply voltage and operating free-air temperature (unless otherwise noted) (see Note 3 and Figure 4)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP‡	MAX	UNIT
I_{CC} Supply current	$V_{CC} = 5.5$ V, All outputs open, $T_A = 25^\circ\text{C}$		8	10	mA

‡ All typical values are at $V_{CC} = 5$ V and $T_A = 25^\circ\text{C}$.

NOTE 3: Test conditions are C1-C4 = 1 μF at $V_{CC} = 5 \text{ V} \pm 0.5 \text{ V}$.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีพิเศษเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS0471 - FEBRUARY 1989 - REVISED OCTOBER 2002

DRIVER SECTION

electrical characteristics over recommended ranges of supply voltage and operating free-air temperature range (see Note 3)

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP†	MAX	UNIT
V_{OH}	High-level output voltage	T1OUT, T2OUT	$R_L = 3\text{ k}\Omega$ to GND	5	7		V
V_{OL}	Low-level output voltage‡	T1OUT, T2OUT	$R_L = 3\text{ k}\Omega$ to GND		-7	-5	V
r_o	Output resistance	T1OUT, T2OUT	$V_{S+} = V_{S-} = 0$, $V_O = \pm 2\text{ V}$	300			Ω
$I_{OS}§$	Short-circuit output current	T1OUT, T2OUT	$V_{CC} = 5.5\text{ V}$, $V_O = 0$		± 10		mA
I_{IS}	Short-circuit input current	T1IN, T2IN	$V_I = 0$			200	μA

† All typical values are at $V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$.

‡ The algebraic convention, in which the least positive (most negative) value is designated minimum, is used in this data sheet for logic voltage levels only.

§ Not more than one output should be shorted at a time.

NOTE 3: Test conditions are C1-C4 = 1 μF at $V_{CC} = 5\text{ V} \pm 0.5\text{ V}$.

switching characteristics, $V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (see Note 3)

PARAMETER		TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
SR	Driver slew rate	$R_L = 3\text{ k}\Omega$ to 7 $\text{k}\Omega$, See Figure 2			30	V/ μs
SR(t)	Driver transition region slew rate	See Figure 3		3		V/ μs
	Data rate	One TOUT switching		120		kbit/s

NOTE 3: Test conditions are C1-C4 = 1 μF at $V_{CC} = 5\text{ V} \pm 0.5\text{ V}$.

RECEIVER SECTION

electrical characteristics over recommended ranges of supply voltage and operating free-air temperature range (see Note 3)

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP†	MAX	UNIT
V_{OH}	High-level output voltage	R1OUT, R2OUT	$I_{OH} = -1\text{ mA}$	3.5			V
V_{OL}	Low-level output voltage‡	R1OUT, R2OUT	$I_{OL} = 3.2\text{ mA}$			0.4	V
V_{IT+}	Receiver positive-going input threshold voltage	R1IN, R2IN	$V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$		1.7	2.4	V
V_{IT-}	Receiver negative-going input threshold voltage	R1IN, R2IN	$V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	0.8	1.2		V
V_{hys}	Input hysteresis voltage	R1IN, R2IN	$V_{CC} = 5\text{ V}$	0.2	0.5	1	V
r_i	Receiver input resistance	R1IN, R2IN	$V_{CC} = 5$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	3	5	7	$\text{k}\Omega$

† All typical values are at $V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$.

‡ The algebraic convention, in which the least positive (most negative) value is designated minimum, is used in this data sheet for logic voltage levels only.

NOTE 3: Test conditions are C1-C4 = 1 μF at $V_{CC} = 5\text{ V} \pm 0.5\text{ V}$.

switching characteristics, $V_{CC} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (see Note 3 and Figure 1)

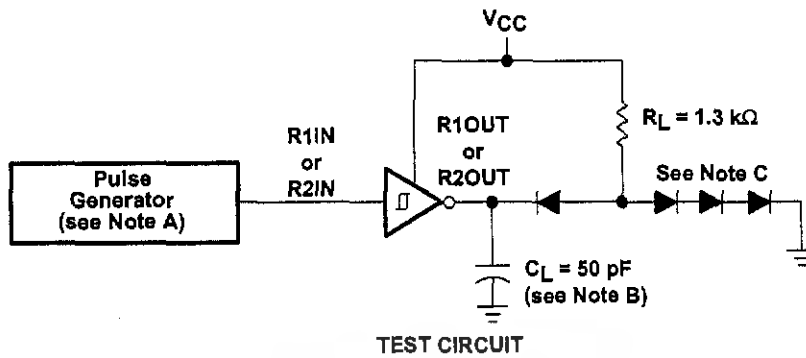
PARAMETER		TYP	UNIT
$t_{PLH(R)}$	Receiver propagation delay time, low- to high-level output	500	ns
$t_{PHL(R)}$	Receiver propagation delay time, high- to low-level output	500	ns

NOTE 3: Test conditions are C1-C4 = 1 μF at $V_{CC} = 5\text{ V} \pm 0.5\text{ V}$.

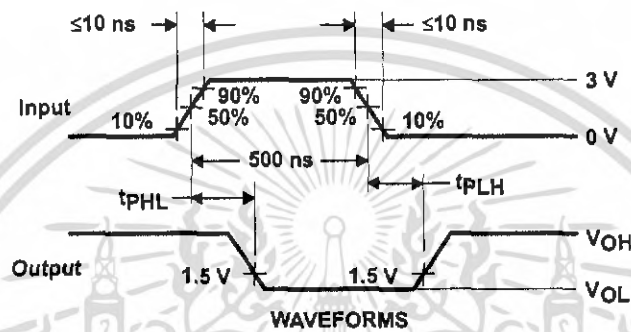


POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



TEST CIRCUIT



WAVEFORMS

- NOTES: A. The pulse generator has the following characteristics: $Z_0 = 50 \Omega$, duty cycle $\leq 50\%$.
 B. C_L includes probe and jig capacitance.
 C. All diodes are 1N3064 or equivalent.

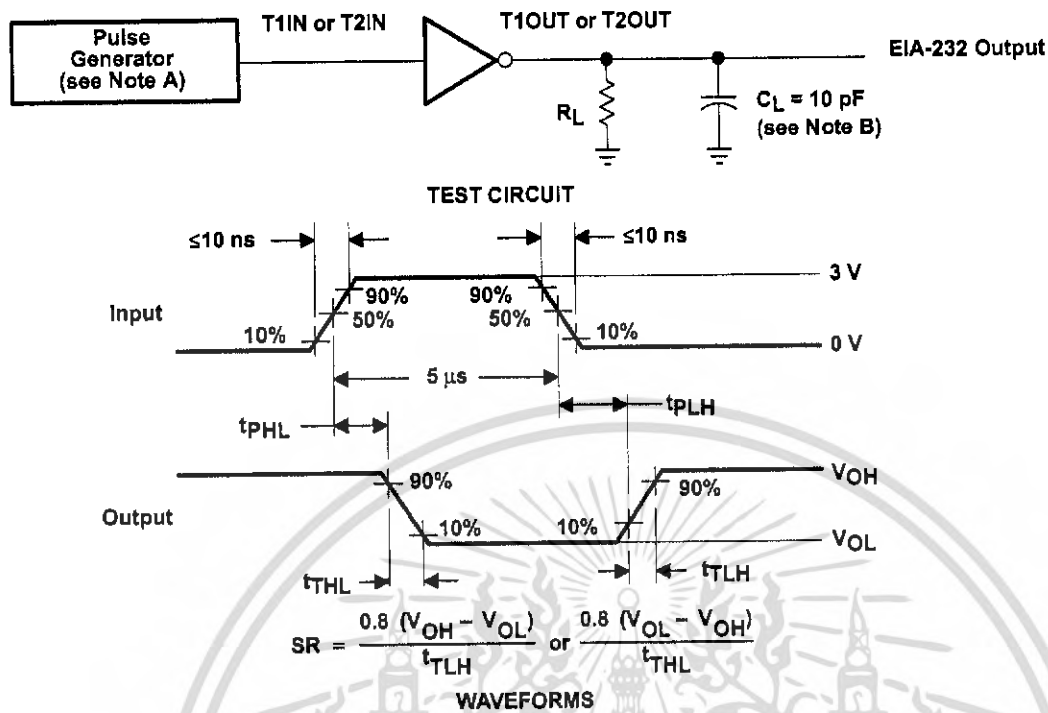
Figure 1. Receiver Test Circuit and Waveforms for t_{PHL} and t_{PLH} Measurements



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75285

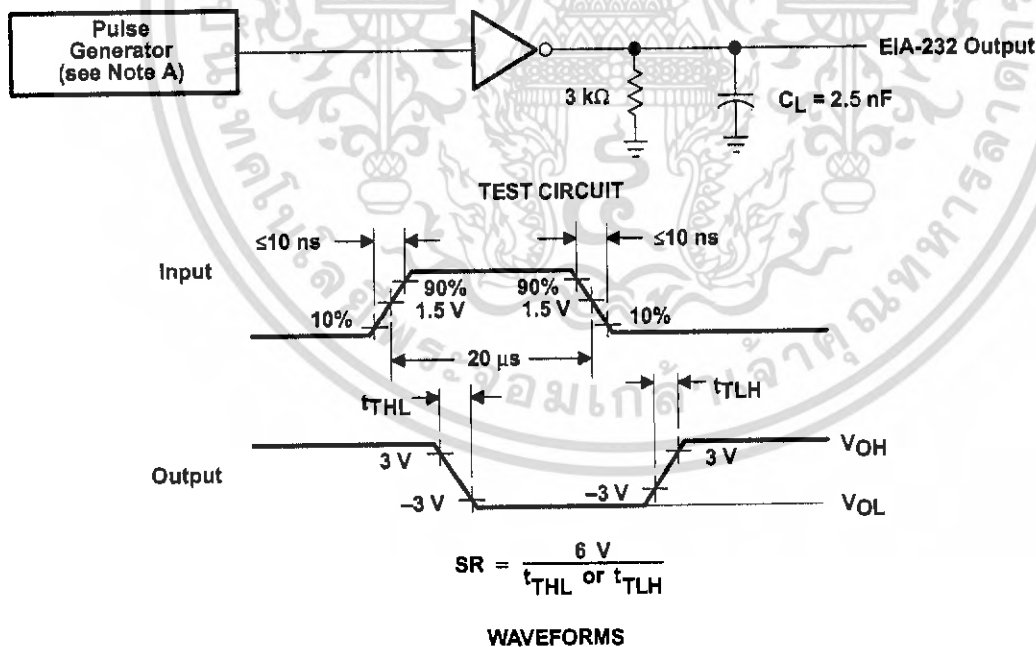
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ภายในเท่านั้นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



- NOTES: A. The pulse generator has the following characteristics: $Z_0 = 50 \Omega$, duty cycle $\leq 50\%$.
B. C_L includes probe and jig capacitance.

Figure 2. Driver Test Circuit and Waveforms for t_{PHL} and t_{PLH} Measurements (5- μs Input)

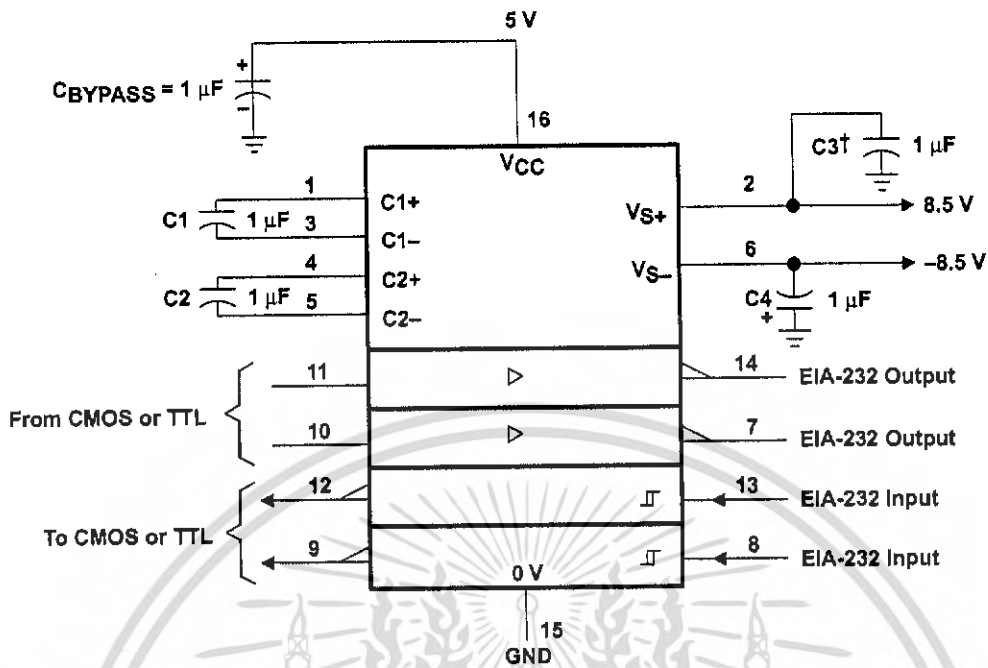


- NOTE A: The pulse generator has the following characteristics: $Z_0 = 50 \Omega$, duty cycle $\leq 50\%$.

Figure 3. Test Circuit and Waveforms for t_{THL} and t_{TLH} Measurements (20- μs Input)



APPLICATION INFORMATION



† C3 can be connected to VCC or GND.

Figure 4. Typical Operating Circuit

Features

- Compatible with MCS-51™ Products
- 2K Bytes of Reprogrammable Flash Memory
 - Endurance: 1,000 Write/Erase Cycles
- 1.7V to 6V Operating Range
- Fully Static Operation: 0 Hz to 24 MHz
- Two-level Program Memory Lock
- 128 x 8-bit Internal RAM
- 15 Programmable I/O Lines
- Two 16-bit Timer/Counters
- Six Interrupt Sources
- Programmable Serial UART Channel
- Direct LED Drive Outputs
- On-chip Analog Comparator
- Low-power Idle and Power-down Modes

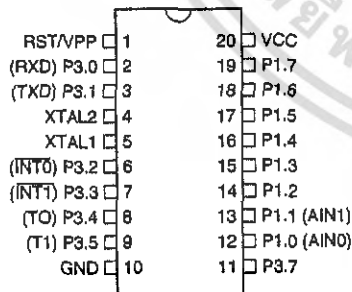
Description

The AT89C2051 is a low-voltage, high-performance CMOS 8-bit microcomputer with 2K bytes of Flash programmable and erasable read only memory (PEROM). The device is manufactured using Atmel's high-density nonvolatile memory technology and is compatible with the industry-standard MCS-51 instruction set. By combining a versatile 8-bit CPU with Flash on a monolithic chip, the Atmel AT89C2051 is a powerful microcomputer which provides a highly-flexible and cost-effective solution to many embedded control applications.

The AT89C2051 provides the following standard features: 2K bytes of Flash, 128 bytes of RAM, 15 I/O lines, two 16-bit timer/counters, a five vector two-level interrupt architecture, a full duplex serial port, a precision analog comparator, on-chip oscillator and clock circuitry. In addition, the AT89C2051 is designed with static logic for operation down to zero frequency and supports two software selectable power saving modes. The Idle Mode stops the CPU while allowing the RAM, timer/counters, serial port and interrupt system to continue functioning. The power-down mode saves the RAM contents but freezes the oscillator disabling all other chip functions until the next hardware reset.

Pin Configuration

PDIP/SOIC



**8-bit
Microcontroller
with 2K Bytes
Flash**

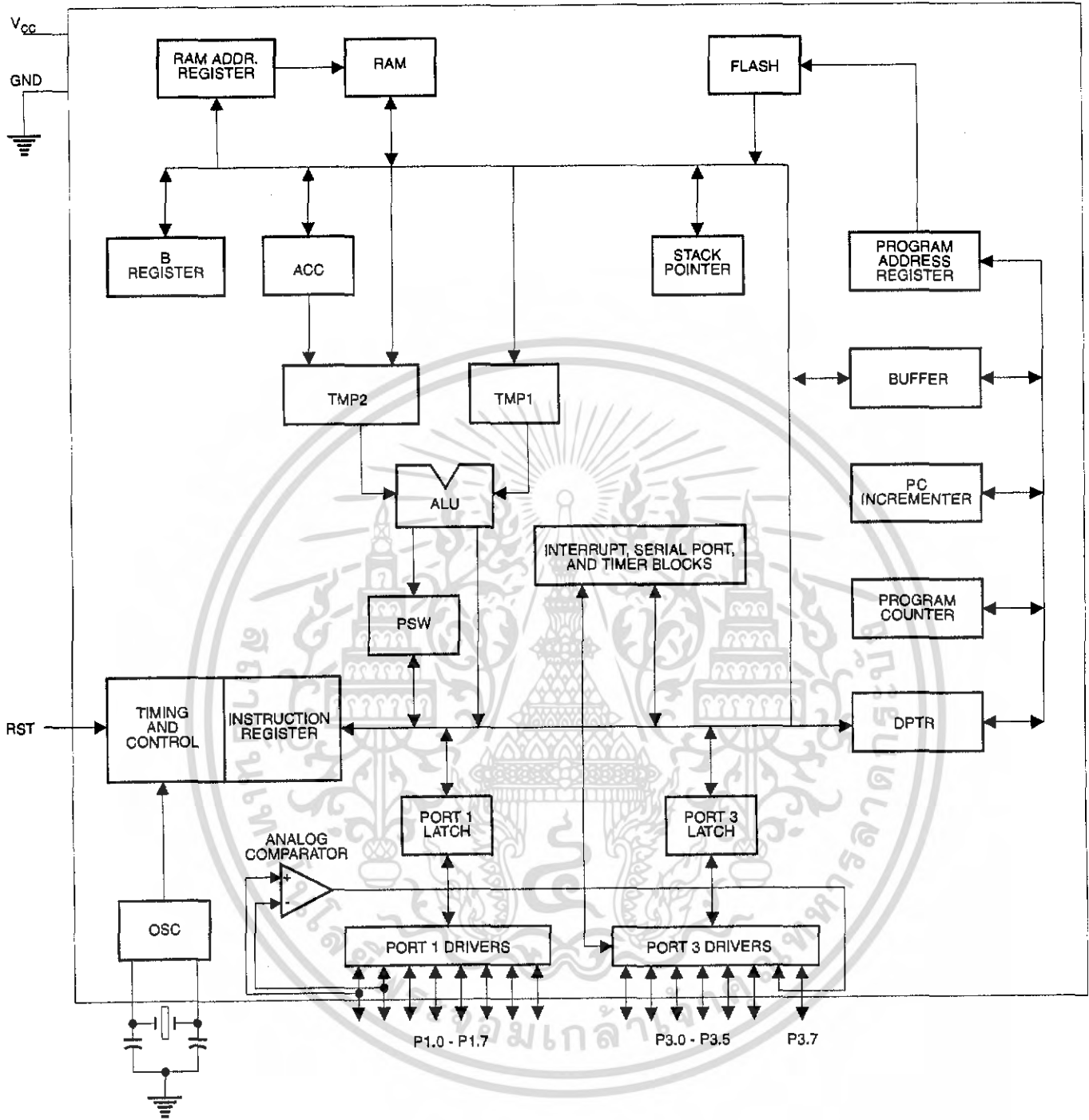
AT89C2051

Rev. 0368E-02/00



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Block Diagram



AT89C2051

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

In Description

XC

Apply voltage.

VD

Ground.

Port 1

Port 1 is an 8-bit bi-directional I/O port. Port pins P1.2 to P1.7 provide internal pullups. P1.0 and P1.1 require external pullups. P1.0 and P1.1 also serve as the positive input (AIN0) and the negative input (AIN1), respectively, of the on-chip precision analog comparator. The Port 1 output buffers can sink 20 mA and can drive LED displays directly. When 1s are written to Port 1 pins, they can be used as outputs. When pins P1.2 to P1.7 are used as inputs and are externally pulled low, they will source current (I_{IL}) because of the internal pullups.

Port 1 also receives code data during Flash programming and verification.

Port 3

Port 3 pins P3.0 to P3.5, P3.7 are seven bi-directional I/O pins with internal pullups. P3.6 is hard-wired as an input to the output of the on-chip comparator and is not accessible as a general purpose I/O pin. The Port 3 output buffers can sink 20 mA. When 1s are written to Port 3 pins they are pulled high by the internal pullups and can be used as outputs. As inputs, Port 3 pins that are externally being pulled low will source current (I_{IL}) because of the pullups.

Port 3 also serves the functions of various special features of the AT89C2051 as listed below:

Port Pin	Alternate Functions
P3.0	RXD (serial input port)
P3.1	TXD (serial output port)
P3.2	$\overline{INT0}$ (external interrupt 0)
P3.3	$\overline{INT1}$ (external interrupt 1)
P3.4	T0 (timer 0 external input)
P3.5	T1 (timer 1 external input)

Port 3 also receives some control signals for Flash programming and verification.

RST

Reset input. All I/O pins are reset to 1s as soon as RST goes high. Holding the RST pin high for two machine cycles while the oscillator is running resets the device.

Each machine cycle takes 12 oscillator or clock cycles.

XTAL1

Input to the inverting oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

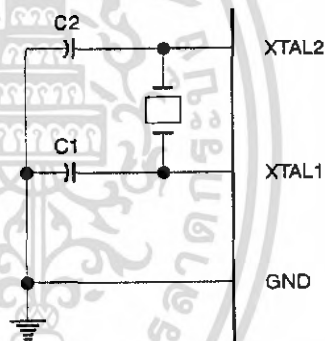
XTAL2

Output from the inverting oscillator amplifier.

Oscillator Characteristics

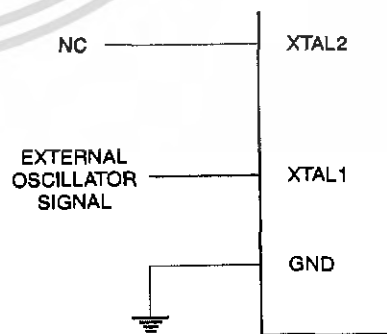
XTAL1 and XTAL2 are the input and output, respectively, of an inverting amplifier which can be configured for use as an on-chip oscillator, as shown in Figure 1. Either a quartz crystal or ceramic resonator may be used. To drive the device from an external clock source, XTAL2 should be left unconnected while XTAL1 is driven as shown in Figure 2. There are no requirements on the duty cycle of the external clock signal, since the input to the internal clocking circuitry is through a divide-by-two flip-flop, but minimum and maximum voltage high and low time specifications must be observed.

Figure 1. Oscillator Connections



Note: C1, C2 = 30 pF ± 10 pF for Crystals
= 40 pF ± 10 pF for Ceramic Resonators

Figure 2. External Clock Drive Configuration





Special Function Registers

Map of the on-chip memory area called the Special Function Register (SFR) space is shown in the table below.

Note that not all of the addresses are occupied, and unoccupied addresses may not be implemented on the chip. Read accesses to these addresses will in general return

random data, and write accesses will have an indeterminate effect.

User software should not write 1s to these unlisted locations, since they may be used in future products to invoke new features. In that case, the reset or inactive values of the new bits will always be 0.

Table 1. AT89C2051 SFR Map and Reset Values

0F8H								0FFH
0F0H	B 00000000							0F7H
0E8H								0EFH
0E0H	ACC 00000000							0E7H
0D8H								0DFH
0D0H	PSW 00000000							0D7H
0C8H								0CFH
0C0H								0C7H
0B8H	IP XXX00000							0BFH
0B0H	P3 11111111							0B7H
0A8H	IE 0XX00000							0AFH
0A0H								0A7H
098H	SCON 00000000	SBUF XXXXXXXX						09FH
090H	P1 11111111							097H
088H	TCON 00000000	TMOD 00000000	TL0 00000000	TL1 00000000	TH0 00000000	TH1 00000000		08FH
080H		SP 00000111	DPL 00000000	DPH 00000000			PCON 0XXX0000	087H

AT89C2051

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Restrictions on Certain Instructions

The AT89C2051 is an economical and cost-effective member of Atmel's growing family of microcontrollers. It contains 2K bytes of flash program memory. It is fully compatible with the MCS-51 architecture, and can be programmed using the MCS-51 instruction set. However, there are a few considerations one must keep in mind when utilizing certain instructions to program this device.

The instructions related to jumping or branching should be restricted such that the destination address falls within the physical program memory space of the device, which is 0000H to FFFFH for the AT89C2051. This should be the responsibility of the software programmer. For example, LJMP 7E0H would be a valid instruction for the AT89C2051 (with 2K of program memory), whereas LJMP 900H would not.

Branching Instructions:

ALL, LJMP, ACALL, AJMP, SJMP, JMP @A+DPTR

These unconditional branching instructions will execute correctly as long as the programmer keeps in mind that the destination branching address must fall within the physical boundaries of the program memory size (locations 00H to FFFFH for the 89C2051). Violating the physical space limits may cause unknown program behavior.

JNE [...], DJNZ [...], JB, JNB, JC, JNC, JBC, JZ, JNZ With these conditional branching instructions the same rule above applies. Again, violating the memory boundaries may cause erratic execution.

For applications involving interrupts the normal interrupt service routine address locations of the 80C51 family architecture have been preserved.

MOVX-related instructions, Data Memory:

The AT89C2051 contains 128 bytes of internal data memory. Thus, in the AT89C2051 the stack depth is limited to 8 bytes, the amount of available RAM. External DATA memory access is not supported in this device, nor is external PROGRAM memory execution. Therefore, no MOVX instructions should be included in the program.

A typical 80C51 assembler will still assemble instructions, even if they are written in violation of the restrictions mentioned above. It is the responsibility of the controller user to know the physical features and limitations of the device being used and adjust the instructions used accordingly.

Program Memory Lock Bits

On the chip are two lock bits which can be left unprogrammed (U) or can be programmed (P) to obtain the additional features listed in the table below:

Lock Bit Protection Modes⁽¹⁾

	Program Lock Bits		Protection Type
	LB1	LB2	
1	U	U	No program lock features.
2	P	U	Further programming of the Flash is disabled.
3	P	P	Same as mode 2, also verify is disabled.

Note: 1. The Lock Bits can only be erased with the Chip Erase operation.

Idle Mode

In idle mode, the CPU puts itself to sleep while all the on-chip peripherals remain active. The mode is invoked by software. The content of the on-chip RAM and all the special functions registers remain unchanged during this mode. The idle mode can be terminated by any enabled interrupt or by a hardware reset.

P1.0 and P1.1 should be set to "0" if no external pullups are used, or set to "1" if external pullups are used.

It should be noted that when Idle is terminated by a hardware reset, the device normally resumes program execution, from where it left off, up to two machine cycles before the internal reset algorithm takes control. On-chip hardware inhibits access to internal RAM in this event, but access to the port pins is not inhibited. To eliminate the possibility of an unexpected write to a port pin when Idle is terminated by reset, the instruction following the one that invokes Idle should not be one that writes to a port pin or to external memory.

Power-down Mode

In the power down mode the oscillator is stopped, and the instruction that invokes power down is the last instruction executed. The on-chip RAM and Special Function Registers retain their values until the power down mode is terminated. The only exit from power down is a hardware reset. Reset redefines the SFRs but does not change the on-chip RAM. The reset should not be activated before V_{CC} is restored to its normal operating level and must be held active long enough to allow the oscillator to restart and stabilize.

P1.0 and P1.1 should be set to "0" if no external pullups are used, or set to "1" if external pullups are used.



Programming The Flash

The AT89C2051 is shipped with the 2K bytes of on-chip ROM code memory array in the erased state (i.e., contents = FFH) and ready to be programmed. The code memory array is programmed one byte at a time. *Once the array is programmed, to re-program any non-blank byte, the entire memory array needs to be erased electrically.*

Internal Address Counter: The AT89C2051 contains an internal PEROM address counter which is always reset to 00H on the rising edge of RST and is advanced by applying a positive going pulse to pin XTAL1.

Programming Algorithm: To program the AT89C2051, the following sequence is recommended.

Power-up sequence:

Apply power between V_{CC} and GND pins

Set RST and XTAL1 to GND

Set pin RST to "H"

Set pin P3.2 to "H"

Apply the appropriate combination of "H" or "L" logic levels to pins P3.3, P3.4, P3.5, P3.7 to select one of the programming operations shown in the PEROM Programming Modes table.

Program and Verify the Array:

Apply data for Code byte at location 000H to P1.0 to P1.7.

Raise RST to 12V to enable programming.

Pulse P3.2 once to program a byte in the PEROM array or the lock bits. The byte-write cycle is self-timed and typically takes 1.2 ms.

To verify the programmed data, lower RST from 12V to logic "H" level and set pins P3.3 to P3.7 to the appropriate levels. Output data can be read at the port P1 pins.

To program a byte at the next address location, pulse XTAL1 pin once to advance the internal address counter. Apply new data to the port P1 pins.

Repeat steps 5 through 8, changing data and advancing the address counter for the entire 2K bytes array or until the end of the object file is reached.

Power-off sequence:

set XTAL1 to "L"

set RST to "L"

Turn V_{CC} power off

Data Polling: The AT89C2051 features Data Polling to indicate the end of a write cycle. During a write cycle, an attempted read of the last byte written will result in the complement of the written data on P1.7. Once the write cycle has been completed, true data is valid on all outputs, and

the next cycle may begin. $\overline{\text{Data}}$ Polling may begin any time after a write cycle has been initiated.

Ready/Busy: The Progress of byte programming can also be monitored by the RDY/BSY output signal. Pin P3.1 is pulled low after P3.2 goes High during programming to indicate BUSY. P3.1 is pulled High again when programming is done to indicate READY.

Program Verify: If lock bits LB1 and LB2 have not been programmed code data can be read back via the data lines for verification:

1. Reset the internal address counter to 000H by bringing RST from "L" to "H".
2. Apply the appropriate control signals for Read Code data and read the output data at the port P1 pins.
3. Pulse pin XTAL1 once to advance the internal address counter.
4. Read the next code data byte at the port P1 pins.
5. Repeat steps 3 and 4 until the entire array is read.

The lock bits cannot be verified directly. Verification of the lock bits is achieved by observing that their features are enabled.

Chip Erase: The entire PEROM array (2K bytes) and the two Lock Bits are erased electrically by using the proper combination of control signals and by holding P3.2 low for 10 ms. The code array is written with all "1"s in the Chip Erase operation and must be executed before any non-blank memory byte can be re-programmed.

Reading the Signature Bytes: The signature bytes are read by the same procedure as a normal verification of locations 000H, 001H, and 002H, except that P3.5 and P3.7 must be pulled to a logic low. The values returned are as follows.

(000H) = 1EH indicates manufactured by Atmel

(001H) = 21H indicates 89C2051

Programming Interface

Every code byte in the Flash array can be written and the entire array can be erased by using the appropriate combination of control signals. The write operation cycle is self-timed and once initiated, will automatically time itself to completion.

All major programming vendors offer worldwide support for the Atmel microcontroller series. Please contact your local programming vendor for the appropriate software revision.

AT89C2051

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Flash Programming Modes

Mode	RST/VPP	P3.2/PROG	P3.3	P3.4	P3.5	P3.7
Write Code Data ⁽¹⁾⁽³⁾	12V		L	H	H	H
Read Code Data ⁽¹⁾	H	H	L	L	H	H
Write Lock	Bit - 1	12V		H	H	H
	Bit - 2	12V		H	H	L
Chip Erase	12V		H	L	L	L
Read Signature Byte	H	H	L	L	L	L

- Notes:
- The internal PEROM address counter is reset to 000H on the rising edge of RST and is advanced by a positive pulse at XTAL 1 pin.
 - Chip Erase requires a 10 ms $\overline{\text{PROG}}$ pulse.
 - P3.1 is pulled Low during programming to indicate RDY/BSY.

Figure 3. Programming the Flash Memory

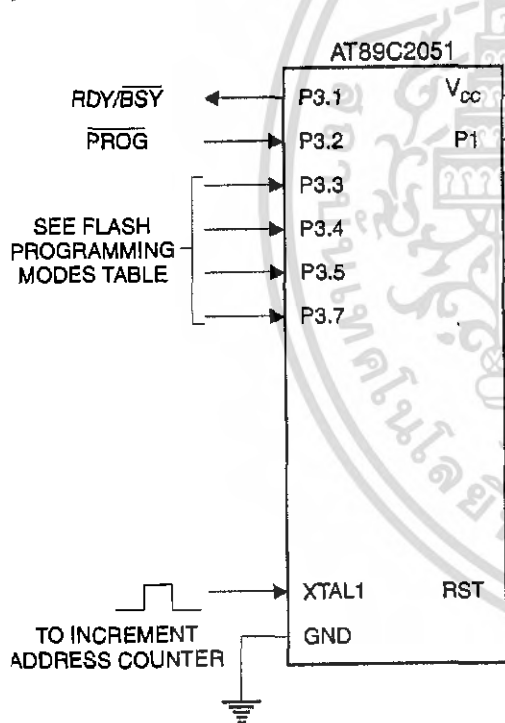
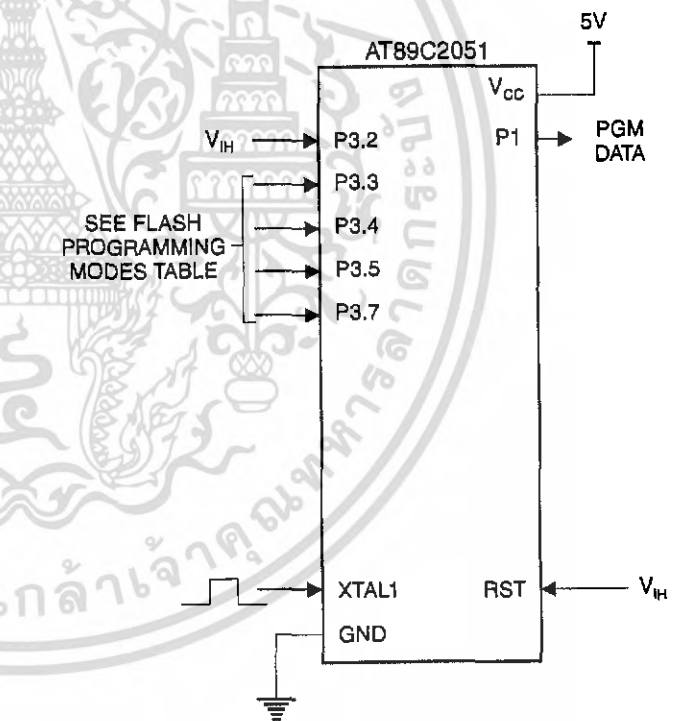


Figure 4. Verifying the Flash Memory



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

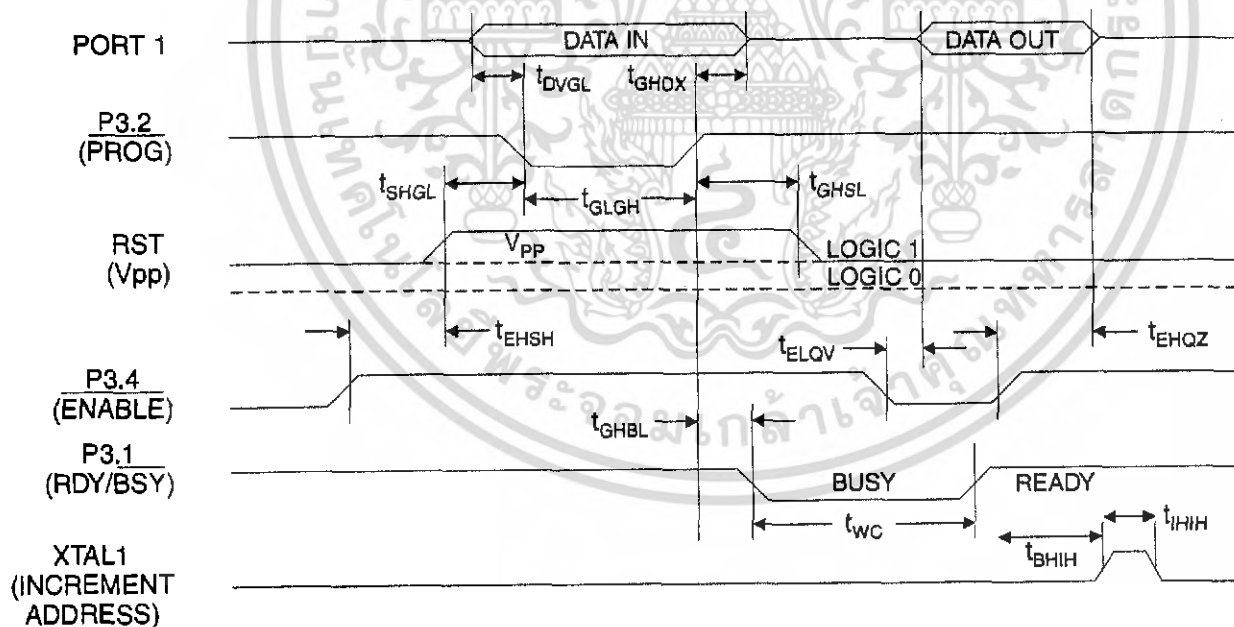
Flash Programming and Verification Characteristics

$T = 0^{\circ}\text{C}$ to 70°C , $V_{CC} = 5.0 \pm 10\%$

Symbol	Parameter	Min	Max	Units
V_{PE}	Programming Enable Voltage	11.5	12.5	V
I_{PE}	Programming Enable Current		250	μA
t_{DVGL}	Data Setup to $\overline{\text{PROG}}$ Low	1.0		μs
t_{GHDX}	Data Hold after $\overline{\text{PROG}}$	1.0		μs
t_{SHGL}	P3.4 (ENABLE) High to V_{PP}	1.0		μs
t_{GLGH}	V_{PP} Setup to $\overline{\text{PROG}}$ Low	10		μs
t_{GHSL}	V_{PP} Hold after $\overline{\text{PROG}}$	10		μs
t_{GLGH}	$\overline{\text{PROG}}$ Width	1	110	μs
t_{LOV}	ENABLE Low to Data Valid		1.0	μs
t_{EQZ}	Data Float after ENABLE	0	1.0	μs
t_{HBL}	$\overline{\text{PROG}}$ High to BUSY Low		50	ns
t_{WC}	Byte Write Cycle Time		2.0	ms
t_{BHIH}	RDY/BSY to Increment Clock Delay	1.0		μs
t_{BIL}	Increment Clock High	200		ns

Note: 1. Only used in 12-volt programming mode.

Flash Programming and Verification Waveforms



AT89C2051

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Absolute Maximum Ratings*

Operating Temperature	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-65°C to +150°C
Voltage on Any Pin with Respect to Ground	-1.0V to +7.0V
Maximum Operating Voltage	6.6V
IO Output Current.....	25.0 mA

*NOTICE: Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

Characteristics

= -40°C to 85°C, V_{CC} = 2.0V to 6.0V (unless otherwise noted)

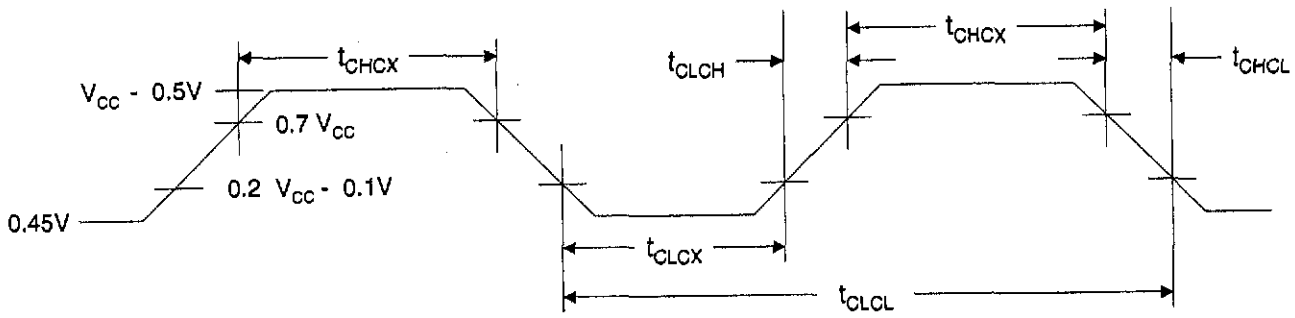
Symbol	Parameter	Condition	Min	Max	Units
V _{IL}	Input Low-voltage		-0.5	0.2 V _{CC} - 0.1	V
V _{IH}	Input High-voltage	(Except XTAL1, RST)	0.2 V _{CC} + 0.9	V _{CC} + 0.5	V
V _{HI}	Input High-voltage	(XTAL1, RST)	0.7 V _{CC}	V _{CC} + 0.5	V
V _{OL}	Output Low-voltage ⁽¹⁾ (Ports 1, 3)	I _{OL} = 20 mA, V _{CC} = 5V I _{OL} = 10 mA, V _{CC} = 2.7V		0.5	V
V _{OH}	Output High-voltage (Ports 1, 3)	I _{OH} = -80 μA, V _{CC} = 5V ± 10%	2.4		V
		I _{OH} = -30 μA	0.75 V _{CC}		V
		I _{OH} = -12 μA	0.9 V _{CC}		V
I _{IN0}	Logical 0 Input Current (Ports 1, 3)	V _{IN} = 0.45V		-50	μA
I _{IN1}	Logical 1 to 0 Transition Current (Ports 1, 3)	V _{IN} = 2V, V _{CC} = 5V ± 10%		-750	μA
I _{IL}	Input Leakage Current (Port P1.0, P1.1)	0 < V _{IN} < V _{CC}		±10	μA
V _{OS}	Comparator Input Offset Voltage	V _{CC} = 5V		20	mV
V _{CM}	Comparator Input Common Mode Voltage		0	V _{CC}	V
R _{IRST}	Reset Pull-down Resistor		50	300	KΩ
C _{IO}	Pin Capacitance	Test Freq. = 1 MHz, T _A = 25°C		10	pF
I _{CC}	Power Supply Current	Active Mode, 12 MHz, V _{CC} = 6V/3V		15/5.5	mA
		Idle Mode, 12 MHz, V _{CC} = 6V/3V P1.0 & P1.1 = 0V or V _{CC}		5/1	mA
	Power-down Mode ⁽²⁾	V _{CC} = 6V P1.0 & P1.1 = 0V or V _{CC}		100	μA
		V _{CC} = 3V P1.0 & P1.1 = 0V or V _{CC}		20	μA

- Notes: 1. Under steady state (non-transient) conditions, I_{OL} must be externally limited as follows:
 Maximum I_{OL} per port pin: 20 mA
 Maximum total I_{OL} for all output pins: 80 mA
 If I_{OL} exceeds the test condition, V_{OL} may exceed the related specification. Pins are not guaranteed to sink current greater than the listed test conditions.
2. Minimum V_{CC} for Power-down is 2V.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Internal Clock Drive Waveforms



Internal Clock Drive

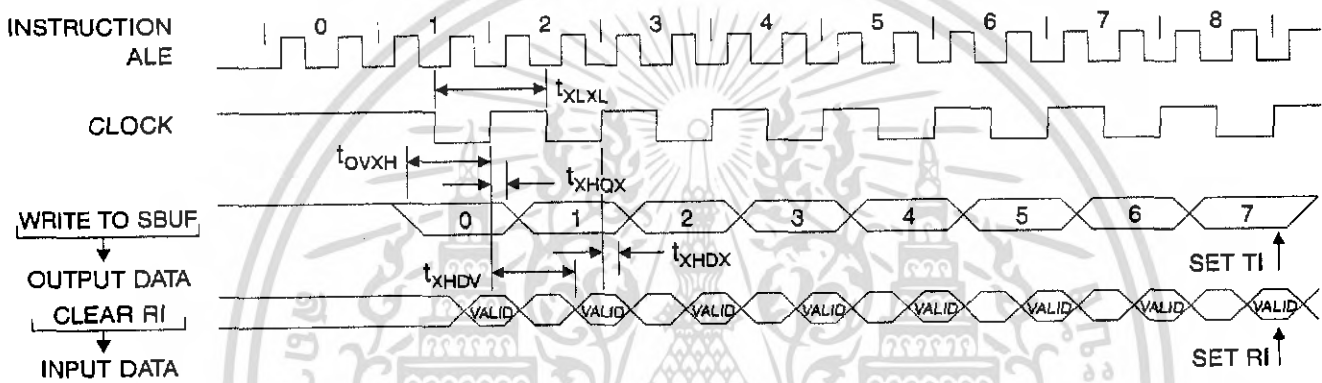
Symbol	Parameter	$V_{CC} = 2.7V \text{ to } 6.0V$		$V_{CC} = 4.0V \text{ to } 6.0V$		Units
		Min	Max	Min	Max	
t_{CLCL}	Oscillator Frequency	0	12	0	24	MHz
t_{CLCL}	Clock Period	83.3		41.6		ns
t_{CHCX}	High Time	30		15		ns
t_{CLCX}	Low Time	30		15		ns
t_{CLCH}	Rise Time		20		20	ns
t_{CHCL}	Fall Time		20		20	ns

Serial Port Timing: Shift Register Mode Test Conditions

V_{CC} = 5.0V ± 20%; Load Capacitance = 80 pF

Symbol	Parameter	12 MHz Osc		Variable Oscillator		Units
		Min	Max	Min	Max	
t _{CL}	Serial Port Clock Cycle Time	1.0		12t _{CLCL}		μs
t _{OVXH}	Output Data Setup to Clock Rising Edge	700		10t _{CLCL} -133		ns
t _{XHX}	Output Data Hold after Clock Rising Edge	50		2t _{CLCL} -117		ns
t _{HDX}	Input Data Hold after Clock Rising Edge	0		0		ns
t _{HDXV}	Clock Rising Edge to Input Data Valid		700		10t _{CLCL} -133	ns

Shift Register Mode Timing Waveforms



Testing Input/Output Waveforms⁽¹⁾ Float Waveforms⁽¹⁾



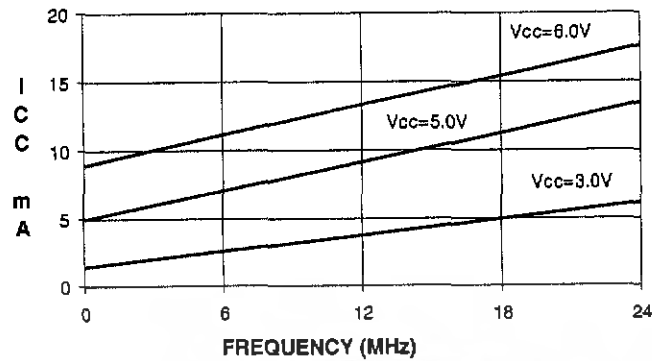
Note: 1. AC Inputs during testing are driven at V_{CC} - 0.5V for a logic 1 and 0.45V for a logic 0. Timing measurements are made at V_{IH} min. for a logic 1 and V_{IL} max. for a logic 0.

Note: 1. For timing purposes, a port pin is no longer floating when a 100 mV change from load voltage occurs. A port pin begins to float when 100 mV change from the loaded V_{OH}/V_{OL} level occurs.

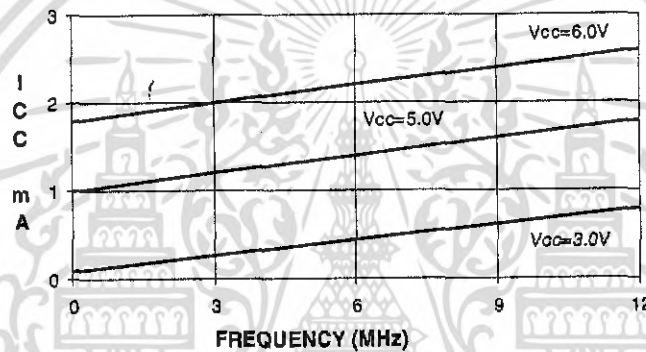


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

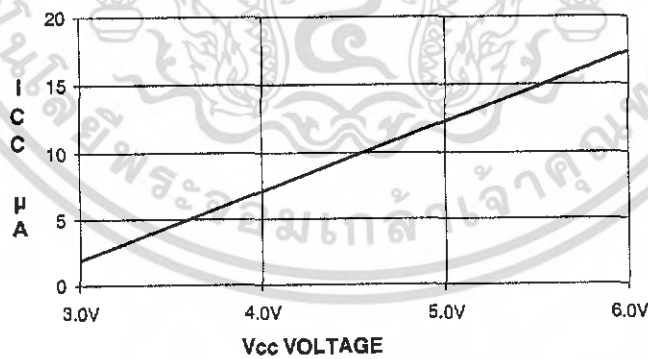
AT89C2051
TYPICAL I_{CC} - ACTIVE (85°C)



AT89C2051
TYPICAL I_{CC} - IDLE (85°C)



AT89C2051
TYPICAL I_{CC} vs. VOLTAGE- POWER DOWN (85°C)



- Notes:
1. XTAL1 tied to GND for I_{CC} (power-down)
 2. P1.0 and P1.1 = V_{CC} or GND
 3. Lock bits programmed

Ordering Information

Speed (MHz)	Power Supply	Ordering Code	Package	Operation Range
12	2.7V to 6.0V	AT89C2051-12PC	20P3	Commercial (0°C to 70°C)
		AT89C2051-12SC	20S	
24	4.0V to 6.0V	AT89C2051-12PI	20P3	Industrial (-40°C to 85°C)
		AT89C2051-12SI	20S	
24	4.0V to 6.0V	AT89C2051-24PC	20P3	Commercial (0°C to 70°C)
		AT89C2051-24SC	20S	
24	4.0V to 6.0V	AT89C2051-24PI	20P3	Industrial (-40°C to 85°C)
		AT89C2051-24SI	20S	



Package Type

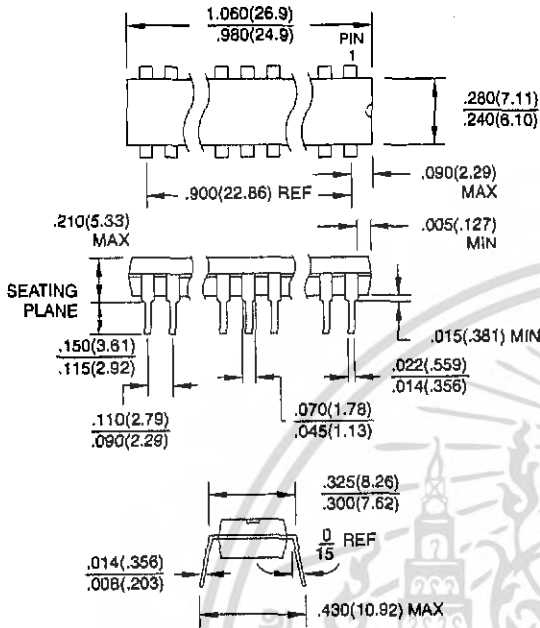
0P3	20-lead, 0.300" Wide, Plastic Dual In-line Package (PDIP)
0S	20-lead, 0.300" Wide, Plastic Gull Wing Small Outline (SOIC)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Packaging Information

20P3, 20-lead, 0.300" Wide, Plastic Dual Inline Package (PDIP)
 Dimensions in Inches and (Millimeters)
 JEDEC STANDARD MS-001 AD



20S, 20-lead, 0.300" Wide, Plastic Gull Wing Small Outline (SOIC)
 Dimensions in Inches and (Millimeters)

