

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดคลื่นหัวใจ

PC SUITABLE MULTIPLE ACCESS ELECTROCARDIOGRAPH



โดย

นายเจสซี สุวรรณโณ

นายคณัฐ พันธุ์บำรุง

นายชนพล เหล่าศิริพงษ์

เลขหมู่..... 73184
เลขทะเบียน.....
วัน,เดือน,ปี..... 10 ก.ค. 2550

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

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2548

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดคลื่นหัวใจ

PC SUITABLE MULTIPLE ACCESS ELECTROCARDIOGRAPH

โดย

นายเจสที สุวรรณโณ 45010145

นายตลสุข พันธะบำรุง 45010265

นายชนพล เหล่าศิริพงษ์ 45010314

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร.สุวิภณ สมควรพาณิชย์

ปริญญาบัตรสำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2548

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2548

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดคลื่นหัวใจ

จัดทำโดย

1. นายเจสซี สุวรรณโณ
2. นายคลสุข พันธุมะบำรุง
3. นายธนพล เหล่าศิริพงษ์



.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(รศ.ดร.สุริภณ สมควรพาณิชย์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้า

นายเจสซี สุวรรณโณ รหัส 45010145

นายคณสุข พันธุมะบำรุง รหัส 45010265

นายธนพล เหล่าศิริพงษ์ รหัส 45010314

รศ.ดร.สุริภณ สมควรภานิชย์ อาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษาที่ 2/2548

บทคัดย่อ

เครื่องวัดคลื่นหัวใจเครื่องนี้มีพื้นฐานเกี่ยวกับวงจรขยายสัญญาณ, วงจรกรองความถี่และเทคนิคการ Multiplexing สัญญาณคลื่นหัวใจที่มีขนาดเล็กจากร่างกายจะถูกขยายให้มีขนาดที่เหมาะสม, ความถี่ที่รบกวนจะถูกกรองออกไปและสัญญาณคลื่นหัวใจแบบอนาลอกจะถูกแปลงเป็นคลื่นสัญญาณหัวใจแบบดิจิทัลแบบ 8 บิต ส่วนประมวลผลจะทำการส่งสัญญาณไปยังคอนโซลและหลังจากนั้นสัญญาณดิจิทัลที่ประกอบด้วยข้อมูล 6 บิตและแอดเดรส 2 บิตจะถูกส่งผ่านโดยพอร์ตอนุกรมไปยังคอมพิวเตอร์ ข้อมูลที่ได้รับมาจะถูก Demultiplex และแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งเขียนโดยโปรแกรมวิซวลเบสิก 6 ซึ่งจะแสดงให้เห็นถึงสัญญาณที่เข้ามา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PC Suitable Multiple Access Electrocardiograph

Mr. Jesse Suwanno ID.45010145

Mr. Donsuk Phuntumabumrung ID.45010265

Mr. Thanapol Laosiripong ID.45010314

Assoc. Prof. Dr. Suripol Somkuanpanich Advisor

Educational Year 2005

Abstract

A PC Suitable Multiple Access Electrocardiograph is based on amplifiers, filters, and time division multiplexing technique. A small voltage signal detected on a human subject is magnified for considerable amplitude, refined by estopping undesired frequencies, and converted into 8-bit digital signal. The central polling unit sends permitting signal to clients and then the digital signal, composed of 6 bit data and 2 bit addresses, is serially transmitted to computer. The received data is to be demultiplexed to display program, written in Visual Basic 6.0, to demonstrate and scroll the incoming signal.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรฉบับนี้ได้รับความช่วยเหลือมาตลอดโดยอาจารย์ที่ปรึกษา รศ. ดร. สุริภณีสมากรพาณิชย์ และผู้ที่มาช่วยแบ่งปันความรู้หลายท่าน หนึ่งในนั้นคือ พี่หยก ป.เอกภาควิชาโทรคมนาคม, คุณ ช่างไฟ จากเว็บบอร์ด pantip.com และผู้ที่มีส่วนร่วมในชีวิตด้วย ซึ่งผลลัพธ์ที่ดีที่สุดเกิดจากการที่ทุกคนทำดีที่สุดเพื่อตนเองและเพื่อกลุ่ม(ทฤษฎีเกมส์) และจะขอขอบคุณทุกคนในความกรุณาและการหยิบนั่นทั้งสิ่งของและความรู้ ไว้ ณ ที่นี้ด้วย

นายเจสซี สุวรรณโณ
นายคลสุข พันธุ์มะปราง
นายธนพล เหล่าศิริพงษ์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมา.....	1
วัตถุประสงค์.....	1
บทที่ 2 ทฤษฎีเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจ.....	2
2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ.....	2
2.2 ลักษณะการทำงานของหัวใจ.....	4
2.3 การศึกษาความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	6
2.4 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.5 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ.....	8
2.6 มาตรฐานการวัดคลื่นหัวใจ.....	9
2.7 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า.....	10
2.8 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า.....	12
บทที่ 3 ทฤษฎีสวนของวงจรวัดคลื่นหัวใจ.....	13
3.1 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน.....	13
3.2 อินเวอร์ตติ้งแอมพลิไฟเออร์.....	18
3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ.....	18
3.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	19
3.5 วงจรกรองแบบไม่ให้เฉพาะความถี่ผ่าน.....	22
3.6 วงจรปรับแรงดันออฟเซต.....	23
บทที่ 4 การติดต่อพอร์ตอนุกรมและการอินเตอร์เฟซ ADC0804.....	24
4.1 การสื่อสารทางพอร์ตอนุกรม.....	24
4.2 การเขียน โปรแกรมให้ 8051 ส่งข้อมูล.....	26
4.3 มาตรฐาน RS-232.....	26
4.4 Successive Approximation ADC.....	27
4.5 หลักการทำงานของ ADC.....	27
4.6 การประมาณค่าแบบซัคเซสซีฟ.....	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.7	ช่วงเวลาของการแปลงสัญญาณ.....	30
4.8	การอินเทอร์เฟส ADC0804 ด้วย MCS-51.....	30
4.9	การทดสอบ A/D.....	32
4.10	การทำงานของวงจร ADC0804.....	32
4.11	การกำหนด Zero Shift Adjust และ Span Adjust.....	32
บทที่ 5	ทฤษฎีไฟฟ้าสื่อสาร.....	35
5.1	ประเภทของสัญญาณ.....	35
5.2	การส่งผ่านข้อมูล.....	36
5.3	หน่วยนับความเร็วในการส่งข้อมูล.....	37
5.4	การแปลงสัญญาณข้อมูล.....	38
5.5	Multiplexing.....	41
5.6	Serial Transmission.....	44
บทที่ 6	การสร้างและออกแบบ.....	47
	ขั้นตอนการออกแบบ.....	47
บทที่ 7	การทดลองและผลการทดลอง.....	54
7.1	การทดสอบการทำงานของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ขั้น.....	54
7.2	การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero).....	56
7.3	การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรความถี่ต่ำผ่าน.....	56
7.4	การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะ.....	58
7.5	การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแต่งออฟเซต.....	61
7.6	การทดสอบกับ โปรแกรม.....	61
บทที่ 8	สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	65
	กิตติกรรมประกาศ.....	66
	หนังสืออ้างอิง.....	67
	ภาคผนวก.....	68

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ 3.1 ค่า normalize ของ C	20
ตารางที่ 4.1 ค่าของรีจิสเตอร์ TH1 ที่ใช้กำหนดขอบเขต.....	23
ตารางที่ 4.2 รายละเอียดของ ADC0804.....	30
ตารางที่ 4.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $V_{ref/2}$ และ Span Voltage (V).....	32
ตารางที่ 4.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $V_{ref/2}$, Span Voltage (V), $V_{in(-)}$ และ Step Size (mV).....	32
ตารางที่ 4.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $V_{ref/2}$, Span Voltage (V), $V_{in(-)}$ และ Step Size (mV).....	32
ตารางที่ 6.1 แสดงการรับ/ส่งข้อมูล.....	51
ตารางที่ 7.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดของอินสตรูเมนต์ เต้านแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ.....	54
ตารางที่ 7.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบคอมมอนโหมดของอินพุตของอินสตรูเมนต์ เต้านแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ.....	54
ตารางที่ 7.3 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน.....	55
ตารางที่ 7.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรรันแถบความถี่ผ่าน.....	58

สารบัญรูป

รูปที่ 2.1 การกระจายศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ.....	2
รูปที่ 2.2 ระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ.....	3
รูปที่ 2.3 ภาพตัดขวางของส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ.....	4
รูปที่ 2.4 รายละเอียดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ.....	6
รูปที่ 2.5 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ.....	10
รูปที่ 3.1 วงจรคิฟเฟอร์เรนเซียลแบบพื้นฐาน.....	14
รูปที่ 3.2 ลักษณะพื้นฐานของวงจรับัฟเฟอร์.....	14
รูปที่ 3.3 วงจรับัฟเฟอร์ทางอินพุทของอินสตรูเมนต์เช่นแอมป์.....	15
รูปที่ 3.4 วงจร Instrumentation Amplifier.....	16
รูปที่ 3.5 วงจรที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงจากร่างกาย.....	16
รูปที่ 3.6 วงจร Inverting Amplifier and Auto Zeroes Circuit.....	18
รูปที่ 3.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1.....	19
รูปที่ 3.8 วงจร Two poles section.....	19
รูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth อันดับที่ 4.....	20
รูปที่ 3.10 วงจรแอกทีฟแบนด์วีลด์ฟิลเตอร์.....	21
รูปที่ 3.11 วงจรปรับแรงดันออฟเซต.....	22
รูปที่ 4.2 การทำงานของ ADC.....	26
รูปที่ 4.3 ฟังก์ชันการทำงานของ Binary Search.....	27
รูปที่ 4.4 Flow Chart ของ Binary Search.....	28
รูปที่ 4.5 ความผิดพลาดของวิธี Binary Search.....	29
รูปที่ 4.6 วงจรทดสอบ ADC.....	31
รูปที่ 5.1 สัญญาณอนาลอก.....	34
รูปที่ 5.2 สัญญาณดิจิตอล.....	35
รูปที่ 5.3 สัญญาณอนาลอกและดิจิตอลที่ถูกส่งออกไป.....	35
รูปที่ 5.4 แสดงการอัตราส่งข้อมูลแบบดิจิตอล.....	36
รูปที่ 5.5 แสดงการส่งสัญญาณแบบอนาลอก.....	37
รูปที่ 5.6 แสดงการมอดูเลทแบบ ASK.....	39
รูปที่ 5.7 แสดงการมอดูเลทแบบ FSK.....	39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.8 แสดงการมอดูเลทแบบ PSK.....	39
รูปที่ 5.9 ระบบ Multiplexing.....	41
รูปที่ 5.10 การ Multiplexing แบบ FDM ทั้ง 2 ตัวอย่าง.....	41
รูปที่ 5.11 การ Multiplexing แบบ TDM.....	42
รูปที่ 5.12 การ Multiplexing แบบ Synchronous TDM.....	42
รูปที่ 5.13 การ Multiplexing แบบ Asynchronous TDM.....	42
รูปที่ 5.14 การส่งแบบอนุกรม.....	43
รูปที่ 5.15 การส่งแบบ Asynchronous.....	44
รูปที่ 5.16 การส่งแบบ Synchronous.....	45
รูปที่ 6.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4.....	46
รูปที่ 6.2 วงจรลดทอนแถบความถี่และปรับออฟเซต.....	46
รูปที่ 6.3 วงจร Instrumentation Amplifier อัตราขยาย 30 เท่า.....	47
รูปที่ 6.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติและอินเวอร์ตติ้งแอมป์.....	47
รูปที่ 6.5 ผังการทำงานของ ADC0804 และ AT89C2051.....	48
รูปที่ 6.6 การรับ/ส่ง.....	49
รูปที่ 6.7 การกำหนดแอดเดรส.....	49
รูปที่ 6.8 การอินเตอร์รัปต์ภายนอก.....	50
รูปที่ 6.9 ไทม์มิ่งไดอะแกรม.....	50
รูปที่ 6.10 พีเจอร์ของโปรแกรมแสดงผล.....	52
รูปที่ 7.1 แสดงสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำ.....	56
รูปที่ 7.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันของวงจรความถี่ต่ำผ่าน.....	57
รูปที่ 7.3 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรลดทอนความถี่เฉพาะ.....	59
รูปที่ 7.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันวงจรลดทอนความถี่เฉพาะ.....	60
รูปที่ 7.5 แสดงสัญญาณเมื่อผ่านวงจรปรับออฟเซตเทียบกับสัญญาณอินพุท.....	61
รูปที่ 7.6 แสดงสัญญาณอินพุทที่ป้อนเข้า ADC.....	62
รูปที่ 7.8 วินโดว์ของโปรแกรม.....	63
รูปที่ 7.9 กราฟสัญญาณ.....	63
รูปที่ 7.10 ผลการวัดสัญญาณ.....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมา

นับตั้งแต่อดีต อัตราการเสียชีวิตที่เกิดจากโรคร้ายไข้เจ็บและอุบัติเหตุเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้คนเสียชีวิตเป็นจำนวนมากเนื่องมาจากการขาดเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่มีประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาล แต่ในปัจจุบันวิวัฒนาการทางการแพทย์เจริญก้าวหน้าไปอย่างรวดเร็วทำให้มีเครื่องมือทางการแพทย์ที่สร้างขึ้นด้วยเทคโนโลยีใหม่ๆเข้ามาช่วยทำให้ประสิทธิภาพในการรักษาพยาบาลดีขึ้น ทำให้มีผู้ป่วยมีอัตราการเสียชีวิตลดลง แต่ก็ยังอยู่ในอัตราที่สูงอยู่เพราะโรงพยาบาลมีเครื่องมือและอุปกรณ์ในการรักษาไม่เพียงพอเนื่องจากอุปกรณ์เครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์ส่วนใหญ่มีราคาค่อนข้างแพงและต้องสั่งซื้อนำเข้ามาจากต่างประเทศ ทั้งนี้ในความเป็นจริงแล้วคนไทยก็มีความรู้ความสามารถที่จะสร้างเครื่องมือทางการแพทย์ที่ดีและสามารถนำไปใช้ในโรงพยาบาลต่างๆได้ ซึ่งราคาของเครื่องมือนี้อาจมีราคาถูกกว่าของต่างประเทศ ในขณะที่คุณภาพของเครื่องมือทางการแพทย์นี้อาจมีคุณภาพใกล้เคียงกัน

เครื่องแสดงสัญญาณหัวใจที่สร้างขึ้นมานี้เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ชิ้นหนึ่งที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์อาการป่วยของคนไข้ได้ ทำให้การรักษาเป็นไปได้อย่างรวดเร็วโดยเครื่องแสดงสัญญาณหัวใจนี้จะเป็นการแสดงสัญญาณคลื่นหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาลักษณะของคลื่นหัวใจและความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. เพื่อออกแบบและสร้างเครื่องแสดงสัญญาณหัวใจ โดยแสดงผลทางคอมพิวเตอร์(PC)
3. เพื่อสร้างเครื่องมือแพทย์ที่มีราคาถูกและสามารถใช้งานจริงได้

บทที่ 2

ทฤษฎีเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวและพองตัวของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้นจะถูกรควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) การหดตัวและพองตัวของกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดศักดาไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย ดังรูปที่

2.1



รูปที่ 2.1 การกระจายศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ

2.1 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

หัวใจมีคุณสมบัติหลายอย่างซึ่งมีลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automatically) เนื่องจากมีศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action potential)
2. การทำงานมีความต่อเนื่อง (Contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะธรรมชาติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่า ซิสโตล (Systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจรเช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle)
3. มีระบบสื่อ นำ (conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆของหัวใจเพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เองแต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อ นำเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ระบบสื่อ นำที่กล่าวนี้ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดซูปิเรียร์วีนาควา (Superior vena

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

cava) เรียกว่า ไชโน-เอเทรียล โหนด (Sino-Atrial Node : S-A Node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา(Right Ventricle) เรียกว่า เอเทรียโอเวนตริคูลาร์ โหนด (Atrioventricular Node : A-V Node) โดยที่กลุ่มเซลล์นี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่า เพอร์คินจ์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบสื่อนำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจ์ (Perkinje's System)

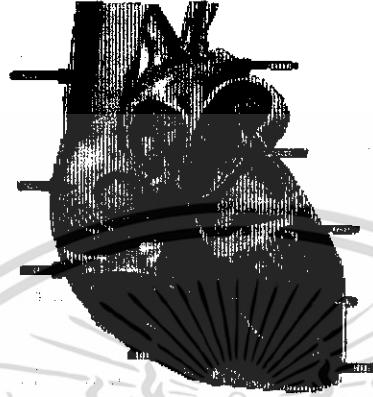


รูปที่ 2.2 ระบบสื่อนำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

4. กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะเวลานานในระยะบีบตัวกล้ามเนื้อหัวใจอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (Depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและรีโพลาไรซ์ (Repolarization) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่สภาวะปกติจึงไม่สนองต่อการกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรี แฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ต่อมาระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีการตอบสนองต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้นแต่ก็ยังคงอยู่ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ลักษณะการทำงานของหัวใจ



รูปที่ 2.3 ภาพตัดขวางของส่วนต่างๆ ของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีความสำคัญมากที่สุดของร่างกายมีการทำงานและส่วนที่สำคัญดังที่จะกล่าวนี้ หัวใจของคนจะมีขนาดเท่ากับกำปั้นของเจ้าของ ทำหน้าที่คล้ายๆกับปั้มน้ำที่คอยปั้มเลือดให้ไหลไปยังส่วนต่างๆของร่างกายผ่านทางหลอดเลือดต่างๆ ของร่างกาย ไปจนถึงเส้นเลือดฝอยเพื่อที่จะให้โลหิตเหล่านี้หล่อเลี้ยงเซลล์ต่างๆของร่างกายซึ่งรวมทั้งเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจด้วย ตำแหน่งของหัวใจนั้นจะอยู่ที่ข้างในทรวงอกอยู่เหนือกระบังลมและค่อนข้างมาทางซ้ายของหน้าอก ภายในหัวใจจะบอบออกเป็นสี่ห้องมีผนังกันระหว่างซีกซ้ายและขวาเรียกว่า เซปตัม (Septum) โดยห้องของหัวใจที่อยู่ทางด้านขวาจะทำหน้าที่รับโลหิตดำจากส่วนต่างๆของร่างกายและการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ เพื่อส่งโลหิตออกไปจะกระทำพร้อมกันทั้งซีกซ้ายและซีกขวาเราเรียกหัวใจห้องบนว่า เอเทรียม (Atrium)และหัวใจห้องล่างว่า เวนทริเคิล (ventricle) โลหิตดำจากร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ที่ชื่อ ซุปรีเรียวีนาคาวา (superior vena cava) และอินฟีเรียวีนาคาวา (inferior vena cava) เข้าสู่หัวใจห้องบนขวา โลหิตแดงที่ได้รับออกซิเจนจากปอดแล้วจะไหลเข้าสู่หัวใจ โดยเข้าทางหลอดเลือดแดงพัลโมนารี (pulmonary veins) เข้าสู่ห้องบนซ้าย หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวาจะบีบตัวส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่างซึ่งมีลิ้นหัวใจกั้นอยู่หลังจากที่หัวใจห้องบนหดตัวส่งโลหิตมายังหัวใจห้องล่างเรียบร้อยแล้ว หัวใจห้องล่างก็จะหดตัวส่งโลหิตออกไปพร้อมกันทั้งซ้ายและขวา โดยที่หัวใจห้องล่างขวาจะส่งโลหิตดำไปยังปอดเพื่อรับออกซิเจนโดย

ผ่านหลอดเลือดดำใหญ่โมนารี อาเทอร์รี่ (pulmonary artery) และหัวใจห้องล่างซ้ายจะส่งโลหิตไปหล่อเลี้ยงร่างกาย โดยผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา (aorta) ดังรูปที่ 2.3

การทำงานของหัวใจแบ่งได้เป็นช่วงจังหวะต่าง ๆ ดังนี้

1. ช่วงที่การบีบตัวส่งเลือดออกไปของหัวใจสิ้นสุดลง และกำลังรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป ช่วงนี้เป็นช่วงที่เลือดไหลเข้าสู่หัวใจ สภาพหัวใจขณะนี้จะถือว่าเป็นสภาวะพัก (Resting state) ของหัวใจ

2. เป็นช่วงที่เกิดขึ้นหลังจากที่ระยะพักเสร็จสิ้นลง ในช่วงนี้หัวใจห้องบน(Atrium) เริ่มหดตัว ทำให้ความดันหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อยและด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนเข้าสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

3. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างเพิ่มมากขึ้นจะทำให้วาล์วที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนกับห้องล่างทั้งด้านขวาและด้านซ้ายปิด ดังนั้นปริมาตรของหัวใจห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลงในขณะที่หัวใจห้องล่างเริ่มหดตัวนั้นความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวาเท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอทขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่เลือดจากหัวใจห้องล่างส่งไปยังร่างกายมีความดันเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นเปิด-ปิดของเส้นเลือดแดงใหญ่(Aorta valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary valve) จะปิดอยู่นกระทั่งความดันขึ้นจนเพียงพอ

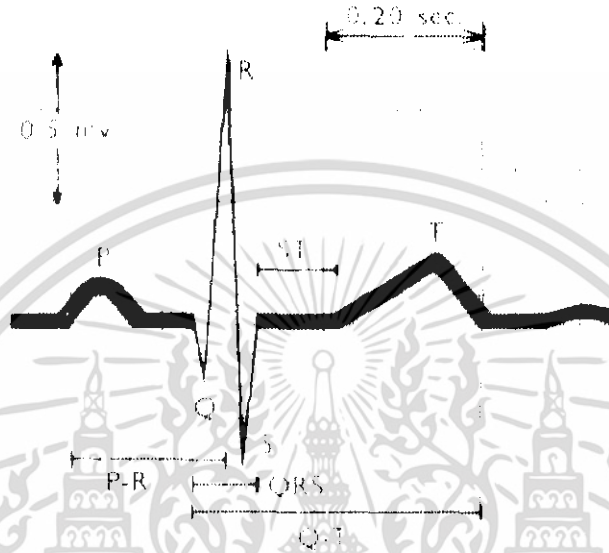
4. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจนมากกว่าความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิดและหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เข้าสู่ระบบไปเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นถึงจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ถูกขับออกไปสู่ร่างกายแล้วกล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดลงความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่จะเริ่มตกลง

5. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่ง ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในช่องหัวใจ (Chambers) ลิ้นเปิด-ปิดของหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำจะปิดที่จุดนี้การสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจจะหยุดลงขณะที่หัวใจห้องล่างกำลังพองตัว ความดันจะยังคงตกลงเรื่อยๆ

6. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิดและเลือดเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็ว และจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเริ่มเพิ่มขนาดขึ้นสูงสุด ขณะนี้เป็นช่วงของระยะพักหัวใจ ดังกล่าวไว้ในข้อ 1 และครบวงจรการเต้นของหัวใจ วงจรต่อไปก็จะเริ่มใหม่อีก

2.3 การศึกษาความหมายและรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติแสดงได้ดังรูปที่ 2.4 ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จะเริ่มตั้งแต่การบีบตัวของหัวใจจนกระทั่งมีการคลายตัวในแต่ละครั้ง ดังนั้นจึงเกิดสัญญาณขึ้นเป็นจังหวะ โดยมีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.4 รายละเอียดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ

ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 3 คลื่น คือ

1. ช่วงคลื่น P เป็นผลรวมทางไฟฟ้าขบวนการดีโพลาไรซ์ที่เกิดขึ้นที่หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวาซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว
2. ช่วงคลื่น QRS เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากขบวนการดีโพลาไรซ์ของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวาซึ่งเกิดก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการบีบตัว โดยที่ขนาดของคลื่นสัญญาณ R สำหรับการทำงานปกติของหัวใจมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลต์
3. ช่วงคลื่น T เป็นผลรวมทางไฟฟ้าขบวนการรีโพลาไรซ์ที่เกิดขึ้นที่หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวาและเกิดขึ้นก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะมีการคลายตัว โดยที่ขนาดของสัญญาณ T มีค่าประมาณ 1/3 ของขนาดสัญญาณ R

สำหรับขบวนการรีโพลาไรซ์ของหัวใจห้องบน อาจเกิดขึ้นในช่วงระหว่างที่หัวใจห้องล่างมีการบีบตัว แต่ค่าขนาดจะไม่ปรากฏเนื่องจากค่าของสัญญาณช่วง QRS มีค่ามากกว่า

2.4 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) จึงถือได้ว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น พารามิเตอร์ของร่างกายที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการความคิดปกติและประเมินสภาวะของหัวใจได้เป็นอย่างดี การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญ ในการประกอบการรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วยโดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟซึ่งมีแกนนอนเป็นเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่าง เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาในส่วนต่าง ๆ ระดับของเส้นสันนิษฐาน เป็นต้น แล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ แล้วคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสัญญาณหัวใจเป็นเช่นใด โดยอาจทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 ลีด มาตรฐานหรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถและความชำนาญ ในการวิเคราะห์ของผู้เชี่ยวชาญ ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากการกิจประจำของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการดูแลรักษาผู้ป่วยดังนั้นในปัจจุบันด้วยความเจริญทางด้านเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ แทนคน โดยการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปข้อมูลดิจิทัล แล้วส่งไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรมที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลเพื่อทำการแปลผลและรายงานให้ทราบ ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงเข้ามามีบทบาทสำคัญ ที่เข้ามาช่วยลดภาระของบุคลากรหรือทดแทนการขาดบุคลากร โดยที่การวิเคราะห์ผลยังคงความเชื่อถือได้อยู่ การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 หัวข้อคือ

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

การวิเคราะห์ทั้ง 5 หัวข้อนี้เป็นการพิจารณาความคิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจโดยสามารถสังเกตได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแต่ละหัวข้อจะมีการสังเกตที่แตกต่างกันไป

2.5 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ

จังหวะการเต้น(Rhythm)เป็นคุณสมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงถึงความสามารถในการทำงานของหัวใจอย่างสม่ำเสมอตลอดเวลาซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงความผิดปกติของหัวใจโดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั่นเอง) จังหวะการเต้นของหัวใจปกติเป็นไปอย่างสม่ำเสมอแน่นอนตามความถี่ของ SA Node ที่กระตุ้นเซลล์ของหัวใจ เพราะว่าทุกๆส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจและระบบนำไฟฟ้าทำงานอย่างปกติ ซึ่งผลของความผิดปกตินี้ก็จะสะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้เห็นความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจมีศัพท์ทางการแพทย์เรียกว่า Arrhythmia หมายถึงความผิดปกติของจังหวะ(Abnormal rhythm)

ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจจะแบ่งเป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆ ทำให้สามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ง่ายและรวดเร็วขึ้นดังต่อไปนี้

1. Varying Rhythm เป็นลักษณะผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ซึ่งมีลำดับสัญญาณ คือ P-QRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้น (คือช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องไม่สม่ำเสมอ ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจประเภทนี้จะมีข้อสังเกตได้ คือสัญญาณ P-QRS-T มีขนาดเป็นปกติทั้งขนาดและรูปร่าง แต่ช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้จะไม่สม่ำเสมอซึ่งเป็นลักษณะสัญญาณที่ปกติไปจากธรรมดา

2. Extra Beats and Skips เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกตินั้นด้วยสายตาได้โดยง่าย ศัพท์คำว่า Extra Beats หมายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก่อนที่กำหนดไว้ ส่วนศัพท์คำว่า Skips หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติลักษณะสามารถสังเกตความแตกต่างระหว่างสัญญาณหัวใจปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่งไปยังอีกลูกหนึ่ง (Pulse)

3. Rapid Rhythm เป็นลักษณะความผิดปกติที่สาเหตุจากอัตราการเต้นของหัวใจเร็วมากโดยมีรูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ อาจจะผิดปกติหรือไม่นั้น ขึ้นอยู่กับบริเวณที่เกิดความผิดปกตินั้น ซึ่งลักษณะความผิดปกติประเภทนี้มีความแตกต่างกันในเรื่องของรูปร่างของสัญญาณเนื่องจากบริเวณที่เกิดความผิดปกตินั้น แต่ข้อสังเกตหลักอยู่ที่การมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็ว

4. Heart Block เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจซึ่งพื้นที่ภายในหัวใจที่จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้น ให้มีด้วยกัน 3 บริเวณคือ SA Node, AV Node และ Bundle Branch ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

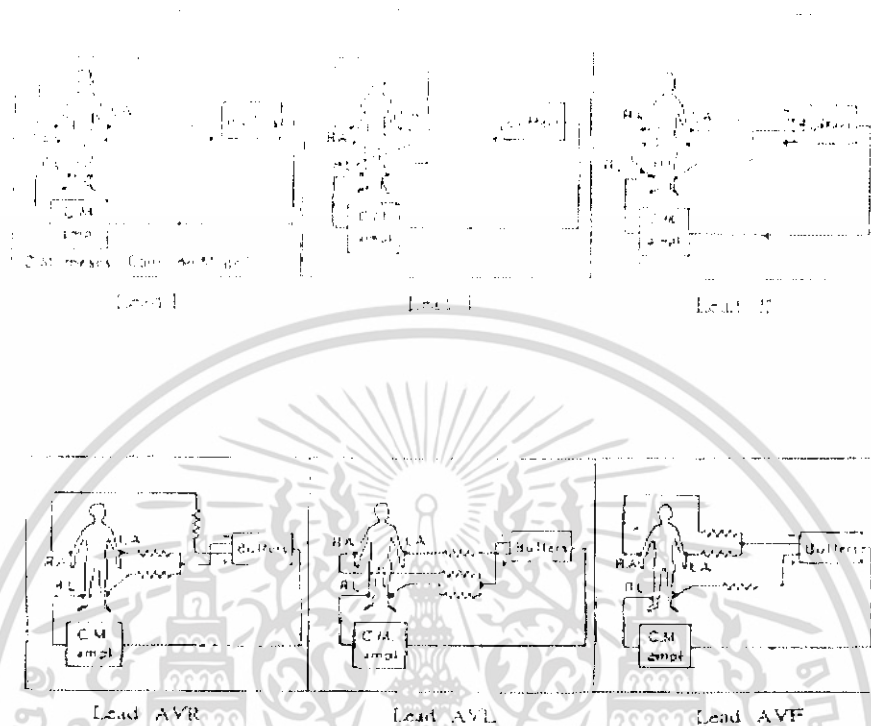
ในการนำอุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้ร่วมกับผู้ป่วยนั้น สิ่งที่จะต้องพิจารณา คืออันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่จะมีต่อผู้ป่วย เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไหลผ่านมีอาการเกร็งจนไม่สามารถควบคุมได้และสิ่งที่สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านเป็นกล้ามเนื้อหัวใจก็อาจทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้ ดังนั้นจึงต้องศึกษาอันตรายที่มีต่อผู้ป่วยและวิธีที่จะป้องกันอันตรายดังกล่าว

2.6 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีหลายแบบ แบ่งเป็นหลักใหญ่เป็น Standard Leads มี 12 Leadด้วยกันคือ

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 อี.ซี.จี. ด้วย Basic Limb Leads นั้น Einthoven ได้ตั้งสมมติฐานว่าในขณะที่ขณะใดในรอบการทำงานของหัวใจ Frontal Plane ที่แสดงถึง Electrical Axis ของหัวใจเป็น Two Dimensional Vector คลื่น อี.ซี.จี. ที่บันทึกได้จาก Basic Limb Leads อันหนึ่งอันใดนั้น เป็นองค์ประกอบส่วนหนึ่งที่เปลี่ยนแปลงได้ตามเวลาของเวกเตอร์ Einthoven เชื่อว่าหัวใจ (ซึ่งเป็นต้นตอของเวกเตอร์) อยู่ใกล้ศูนย์กลางของสามเหลี่ยมด้านเท่า โดยมีจุดอยู่ที่ไหลขวา ไหลซ้าย และต้นขา สามเหลี่ยมนี้เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโรเฟน ไอโรเฟนแสดงถึงศักย์ไฟฟ้าของคลื่น อี.ซี.จี. ที่วัดได้จากสามเหลี่ยมต่อสายหนึ่งสายใดมีค่าเท่ากับผลบวกทางพีชคณิตของอีก 2 leads หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งว่าผลบวกของเวกเตอร์ของเส้น 3 เส้นเป็น 0 ในบรรดา limb leads ทั้งสามการต่อสามแบบ II นี้ย่นหนึ่งว่าผลบวกของการต่อสายแบบที่ I และ II basic limb leads นั้นเป็นการต่อสองขั้ว ส่วน Unipolar lead นั้น ต้องใช้สายต่อจาก limb lead ทั้งสามมารวมกัน โดยผ่านความต้านทาน 6 กิโลโอห์ม ซึ่งเรียกว่า Central Terminal ก่อน เมื่อทำเป็น Electrode อ้างอิง Electrode อ้างอิงนี้ใช้สำหรับทั้ง Unipolar limb leads และ Unipolar chest leads



รูปที่ 2.5 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ

2.7 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

อาการช็อกที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้านั้น จะแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ มาโครช็อก (Macro shock) เป็นอาการช็อกที่เกิดจากการที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าร่างกายผ่านผิวหนังที่มีความต้านทานสูง อีกแบบหนึ่ง คือ ไมโครช็อก (Micro shock) เป็นอาการที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรงโดยไม่ได้อันผิวหนังดังนั้นจึงทำให้ทางเดินของกระแสไฟฟ้ามีความต้านทานต่ำ

กระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดไมโครช็อกมีค่ามากกว่ากระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดไมโครช็อกหลายเท่า โดยมีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดมาโครช็อก โดยผู้ทำการทดลองถืออิเล็กโทรดสองอันโดยถือมือละอัน แล้วปล่อยกระแสไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 60 Hz ให้ผ่านร่างกายค่าต่างๆ กัน โดยเริ่มปรับค่ากระแสตั้งแต่ 0 ขึ้นไปเรื่อยๆ ปรากฏว่าจะเกิดอาการต่างๆของผู้ทดลองที่ค่าต่างๆ กัน คือเริ่มจากกระแสศูนย์ขึ้นไปจนถึงค่าหนึ่งจะเริ่มมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้า ค่าของกระแสไฟฟ้าระดับนี้เรียกว่า Perception Level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชายประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ของผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกที่กระแสประมาณ 1 mA ส่วนผู้ใหญ่หญิงจะเริ่มรู้สึกในระดับกระแสที่ต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กว่าผู้ชายประมาณ 1 ใน 3 เท่า ถ้าความถี่ของกระแสเปลี่ยนไปจะทำให้ระดับที่รู้สึกเปลี่ยนไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นมากกว่า 100 Hz

เมื่อเพิ่มกระแสขึ้นไปอีกจนถึง 100 mA ผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกปวดและบางคนถึงกับสิ้นสติ ค่ากระแสระดับนี้ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่ทำให้เกิด Ventricle Fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็ว เบาละไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด Fibrillation จะมีค่าต่ำลงถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจนานขึ้นในการทดลองกับคนและปรากฏว่าใช้กระแสไฟฟ้า 1000 mA เป็นเวลา 0.03 วินาที ก็การใช้กระแสไฟฟ้า 100 mA เป็นเวลา 3 วินาที ทั้งคู่ต่างก็ทำให้เกิด fibrillation

ข้อมูลจากการทดลองสัตว์หลายๆชนิด สามารถนำมาประเมินค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์ได้ สำหรับความถี่ 63 Hz ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์มีค่าประมาณ $116/\sqrt{t}$ mA เมื่อ t คือช่วงเวลาที่กระแสไฟไหลผ่านร่างกายเป็นวินาที ตัวอย่างเช่น ถ้าปล่อยกระแส นาน 1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัย คือ 116 mA ถ้าปล่อยนาน 4 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ปลอดภัย คือ 58 mA

ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสไฟฟ้าจนถึง 6 A หรือมากกว่านี้ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมีอาการถึงขนาดไม่สามารถปล่อยมือจากอิเล็กโทรดได้ ถ้าเพิ่มขึ้นไปเรื่อย ๆ อาจทำให้การหายใจเป็นอัมพาต ชั่วคราวและผิวหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นกับการกดอิเล็กโทรดต่อผิวหนัง และการสัมผัสอิเล็กโทรด

ในกรณีของไมโครชิพ กระแสไม่ได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าตามเส้นโลหิตแดงสู่หัวใจโดยตรง จะเห็นได้ว่า Ventricular Fibrillation สามารถเกิดอาการไมโครชิพได้ง่าย เนื่องจากกระแสต่ำกว่ากรณีของไมโครชิพมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่าถ้าป้อนกระแสเพียง 17 uA เข้าหัวใจโดยตรงจะสามารถทำให้เกิด Ventricular Fibrillation ได้จากผลอันนี้นำมาประเมินกับมนุษย์ได้ว่าค่ากระแสที่ทำให้เกิด Ventricular Fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงมีค่าประมาณ 30 uA

ไมโครชิพมีโอกาสเกิดขึ้นได้มากเนื่องจากปัจจุบันในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้อุปกรณ์ อิเล็กทรอนิกส์มาก ในบรรดาผู้ป่วยต่างๆมีหลายคนที่จะต้องใส่หลอดสวน (Catheter) เข้าไปตามเส้นโลหิตเพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือฉีดสารสีในการฉายรังสีหรือเพื่อใช้วัดแรงดันโลหิต ผู้ป่วยในห้องบำบัดพิเศษบางคนต้องใช้เครื่องมือควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (pace maker) โดยใส่หลอดสวนเข้าไปตามเส้นโลหิตจนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรงในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว หลอดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวดหรือของเหลวที่นำกระแสได้ ดังนั้นจึงเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำไปยังหัวใจซึ่งจะช่วยเพิ่มความเป็นไปได้ในการเกิดไมโครชิพ

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากช่องเสียบไฟชำรุดหรือสายไฟที่ฉนวนชำรุด หรือขั้วต่อไฟฟ้าชำรุด มักจะค้นพบและแก้ไขได้โดยง่ายแต่อันตรายที่ค้นพบยากอาจเกิดจากในสายจ่ายไฟของเครื่องมือ สายไฟมักจะถูกละเลยจากการดูแลรักษา สายบางประเภทอาจจะถูกดึงออกมาจากผนังห้องหรือลื้อเลื่อนสำหรับวางเครื่องมือหรือเตียงแล้วพาดไปตามพื้น มีหลายครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายไฟที่ทันสมัยจะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้นเป็นเส้นที่มีกระแสไฟฟ้า 2 เส้น และอีกเส้นหนึ่งเป็นสายดิน (Ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟฟ้าเส้นใดเส้นใดเส้นหนึ่งขาดเครื่องมือก็จะไม่ทำงานสายทั้งสองสัมผัสกันหรือลัดวงจร จะทำให้ฟิวส์ขาดซึ่งทั้งสองกรณีสังเกตได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาดจะไม่สามารถรู้ได้เลยและเครื่องมือก็ยังทำงานตามปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายกับผู้ป่วยที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์ในร่างกายได้โดยง่าย

อันตรายจากกระแสไฟฟ้านั้น อาจเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอีกอย่างหนึ่งคือ ระบบไฟฟ้าของโรงพยาบาลไม่มีสายดินและเมื่อเครื่องมือที่มีปลั๊กเสียบแบบ 3 ขาเข้าหน้าห้องของโรงพยาบาลอาจจะตัดขาดที่สามออกหรือใช้วิธีแปลงที่เสียบหรือบางที่สายดินอาจจะต่อไม่ดีพอ และเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้นก็ต้องทำจุดต่อสายดินมากขึ้น ซึ่งอาจจะกระจายอยู่ในบริเวณต่างๆเมื่อต้องใช้เครื่องมือ 2 เครื่องมือพร้อมกันกับผู้ป่วยคนเดียวกัน โดยที่เครื่องทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าเครื่องหนึ่งต่ออยู่กับอิเล็กทรอนิกส์ในร่างกายกระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านผู้ป่วยจากจุดดินจุดหนึ่งไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย

2.8 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาลทำได้โดยการตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมอ อย่างไรก็ตามอันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้หลายทางถึงแม้ว่าจะไม่มีกระแสของอุปกรณ์เครื่องใช้

ร่างกายของเรามีความรู้สึกต่อไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่าไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz และเนื่องจากความถี่ที่ $f = 0$ (ไฟฟ้ากระแสตรง) ค่า $X_c = \infty$ ดังนั้นไฟฟ้ากระแสตรงจึงไม่ทำให้เกิดกระแสรั่วอันเนื่องมาจากค่าความจุของการเก็บประจุระหว่างสายไฟ (Stray Capacitance)

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่ง โดยการใช้อุปกรณ์เครื่องมือที่ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้แบตเตอรี่ชนิดที่สามารถชาร์จไฟใหม่เข้าไปได้ แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องการทำงานต่อเนื่องกันเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอนิเตอร์หัวใจที่ใช้ในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษจึงไม่เหมาะที่จะใช้กับแบตเตอรี่ ในกรณีนี้จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟ

ให้สูงกว่า 60 Hz มาก ๆ ให้อยู่ในช่วงที่มีความไวของหัวใจต่อกรเกิด Ventricular fibrillation น้อยมาก แล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

สำหรับสัญญาณออกที่จะต้องแสดงในระบบแสดงผลจะถูกส่งผ่านทางแสง เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยมีส่วนใดสัมผัสกับระบบแสดงผล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ทฤษฎีส่วนของวงจรวัดคลื่นหัวใจ

3.1 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)

3.1.1 พื้นฐานวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล (Differential Amplifier)

พิจารณารูปที่ 3.1 ทำการหาแรงดันเอาต์พุตของวงจร (V_o) โดยใช้ทฤษฎีซูเปอร์โพสิชัน (Super Position) เมื่อแทน E_1 ด้วยการลัดวงจรจะเป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ตติ้ง (Inverting Amp) ซึ่งให้ค่าอัตราขยายเท่ากับ $-m$ เท่าของแรงดัน E_2 จะทำให้ได้

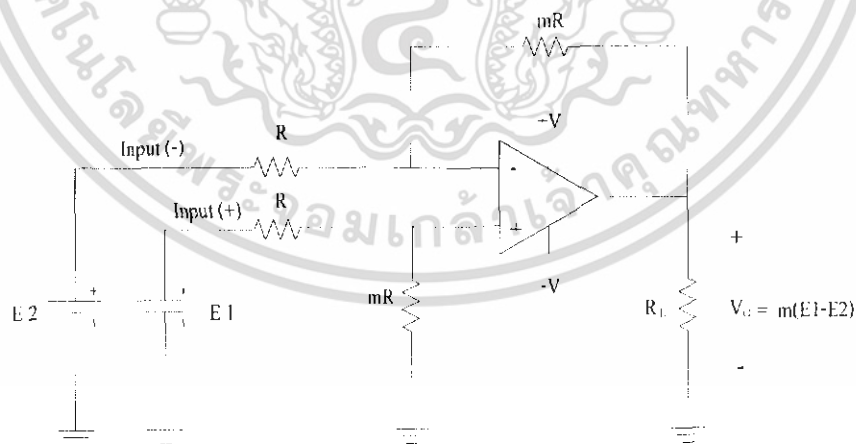
$$V_o = (-m)E_2 \quad (3.1)$$

และเมื่อแทน E_2 ด้วยการลัดวงจรบ้าง จะทำให้แรงดัน E_1 ถูกแบ่งโดย R และ mR จนเหลือเป็น $E_1(m/(m+1))$ ที่ขาบวกของออฟแอมป์เมื่อวงจรเป็นวงจรขยายแบบนอนอินเวอร์ตติ้ง (Non-Inverting Amplifier) เราจะได้อัตราขยายเท่ากับ $(m+1)$ เท่าของแรงดันที่ขาบวกของออฟแอมป์จะทำให้ได้

$$V_o = E_1 \left(\frac{m}{m+1} \right) (m+1) \\ V_o = mE_1 \quad (3.2)$$

ดังนั้นแรงดันเอาต์พุตของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียล ดังรูปที่ 3.1 คือผลรวมของ V_o จากสมการที่ 3.1 และ 3.2 ทำให้ได้

$$V_o = m(E_1 - E_2) \quad (3.3)$$

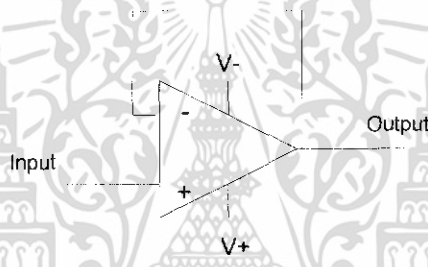


รูปที่ 3.1 วงจรดิฟเฟอเรนเชียลแบบพื้นฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Amplifier)

วงจรบัฟเฟอร์เป็นวงจรที่ใช้สำหรับปรับปรุงวงจรมีผลต่างให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้น โดยคุณสมบัติที่สำคัญของวงจรบัฟเฟอร์ คือ มีค่าความต้านทานสูงซึ่งเมื่อนำไปใช้ประกอบในส่วนหน้าของวงจรมีผลต่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะทำให้สัญญาณที่วัดได้มีการสูญเสียที่รบกวนสัมพัทธ์ระหว่างผิวหนังกับขั้วอิเล็กโทรดที่ใช้วัดน้อยที่สุด นอกจากนี้บัฟเฟอร์ยังทำหน้าที่ขยายสัญญาณให้มีความเพิ่มขึ้นในระดับหนึ่งก่อนที่จะส่งไปขยายในส่วนต่อไป โดยที่มีข้อจำกัด คือ อัตราการขยายในส่วนแรกของวงจรไม่ควรจะมีค่ามากเกินไปเพราะถ้ามีออฟเซต (Offset) เกิดขึ้นที่สัญญาณเข้า อาจทำให้ค่าสัญญาณทางออกที่ได้มีค่าสูงหรือต่ำกว่าระดับสัญญาณอ้างอิงของแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงให้กับอปแอมป์ได้ (โดยทั่วไปจะมีค่าเป็นศูนย์) และเป็นผลให้วงจรไม่สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ลักษณะพื้นฐานของวงจรบัฟเฟอร์ที่นำมาใช้สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ลักษณะพื้นฐานของวงจรบัฟเฟอร์

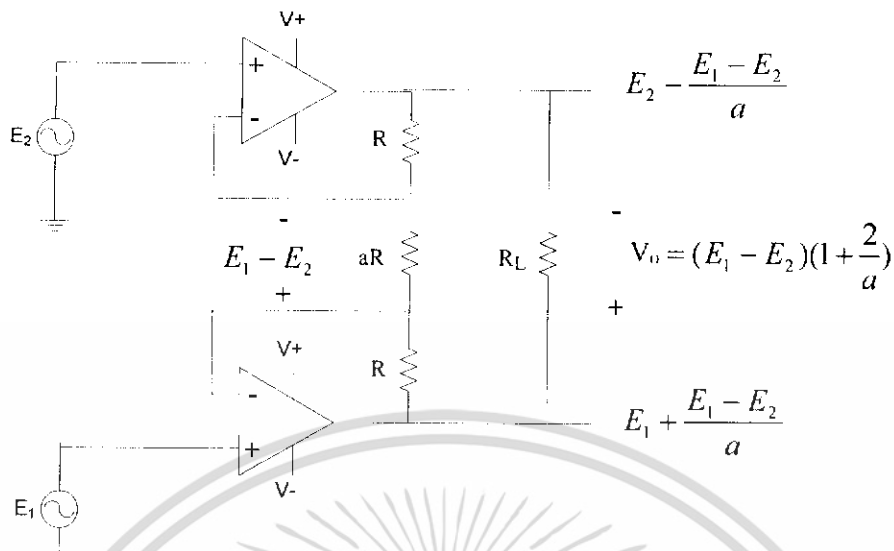
3.1.3 การพัฒนาวงจรดิฟเฟอเรนเชียลเฟอเรนเชียลแอมป์ทั่วไปให้ดีขึ้น

ข้อเสียของวงจรดิฟเฟอเรนเชียลเฟอเรนเชียลแอมป์ทั่วไปคือมีความต้านทานด้านอินพุตต่ำ ซึ่งแก้ไขได้โดยใส่บัฟเฟอร์เข้าไปทางด้านอินพุต โดยวงจรบัฟเฟอร์เป็นดังรูป 3.2 เนื่องจากแรงดันที่ขาบวกและขาลบของอปแอมป์มีค่าเท่ากันเสมอทำให้แรงดันที่จุด 1 และ 2 (เมื่อเทียบกราวด์) มีค่าเท่ากับ E_1 และ E_2 ตามลำดับ และทำให้แรงดันตกคร่อม aR มีค่าเท่ากับ $E_1 - E_2$ ดังนั้นกระแสที่ไหลผ่าน aR จึงมีค่าดังนี้

$$I = (E_1 - E_2)/aR \quad (3.4)$$

เมื่อ E_1 มีค่ามากกว่า E_2 ทิศทางการไหลกระแสจะเป็นดังรูปที่ 3.3 ดังนั้นแรงดันตกคร่อมตัวต้านทานทั้ง 3 จะมีค่าเท่ากับ

$$V_o = (E_1 - E_2)(1 + 2/a) \quad (3.5)$$



รูปที่ 3.3 วงจรบัฟเฟอร์ทางอินพุตของอินสตรูเมนเตชันแอมป์

3.1.4 อินสตรูเมนเตชันแอมป์ไฟเออร์ (Instrumentation Amplifier)

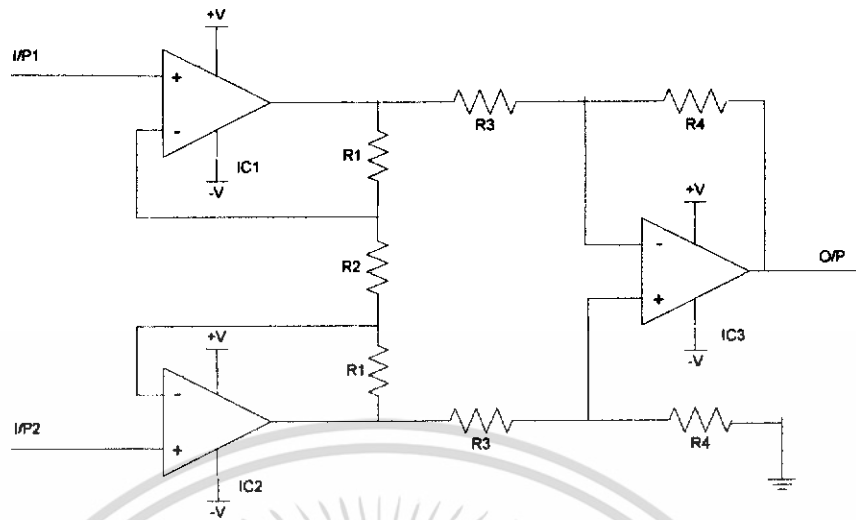
พิจารณารูปที่ 3.4 ซึ่งเป็นวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลที่พัฒนาขึ้นมาแล้วเรียกว่า อินสตรูเมนเตชันแอมป์ไฟเออร์ โดย IC1 และ IC2 กับ R3, R4 และ R5 ถูกจัดเป็นวงจรบัฟเฟอร์ตามรูปที่ 3.3 โดยที่ $a = R2/R1$ ดังนั้นในส่วนนี้ที่พิจารณาตามสมการที่ 4.5 จะมีอัตราขยายเท่ากับ

$$\begin{aligned} \text{Buffer Gain} &= (1 + 2/a) \\ &= (1 + 2R1/R2) \end{aligned}$$

IC3 กับ R3, R4 ถูกจัดเป็นวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล ตามรูปที่ 3.4 โดยที่ $m = \frac{R4}{R3}$

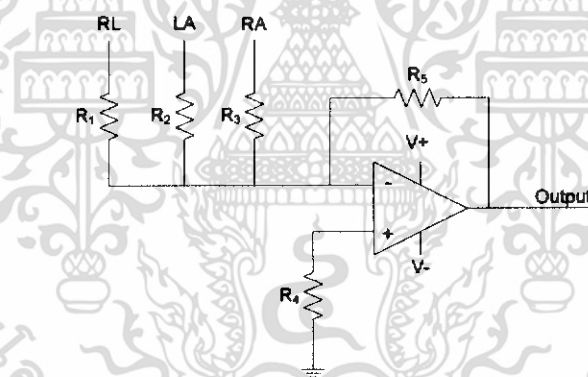
ดังนั้น อินสตรูเมนเตชันแอมป์นี้มีอัตราขยายเท่ากับ $(1 + \frac{2R1}{R2}) (\frac{R4}{R3})$

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง



รูปที่ 3.4 วงจร Instrumentation Amplifier

3.1.5 วงจรที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงจากร่างกาย (RL Driven)



รูปที่ 3.5 วงจรที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงจากร่างกาย

เป็นวงจรที่ทำหน้าที่เป็นจุดสัญญาณอ้างอิงแทนจุดอ้างอิง (Ground) ของวงจรเนื่องจากจุดอ้างอิงของวงจรต่ออยู่โดยตรงกับแหล่งกำเนิดสัญญาณไฟตรง ดังนั้นถ้าหากมีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลก็อาจก่อให้เกิดอันตรายแก่ผู้ป่วยได้ จุดที่ใช้วัดสัญญาณอ้างอิงจากร่างกายจึงต้องแยกออกจากแหล่งกำเนิดสัญญาณไฟตรงหลักของวงจร

ลักษณะของวงจรเป็นวงจรรวมสัญญาณ ดังแสดงในรูป 3.5 สัญญาณเข้าของวงจรมีจะต่อมาจากสัญญาณออกของวงจรบัพเฟอร์ซึ่งวัดสัญญาณมาจากส่วนอื่นของร่างกาย สัญญาณออกของ

วงจรรวมสัญญาณนี้จะนำมาใช้เป็นจุดอ้างอิงในการวัดสัญญาณจากร่างกายซึ่ง โดยทั่วไปจะวัดจากบริเวณขาข้างขวา (Right Leg : RL)

3.2 อินเวอร์ตติ้งแอมพลิไฟเออร์ (Inverting amplifier)

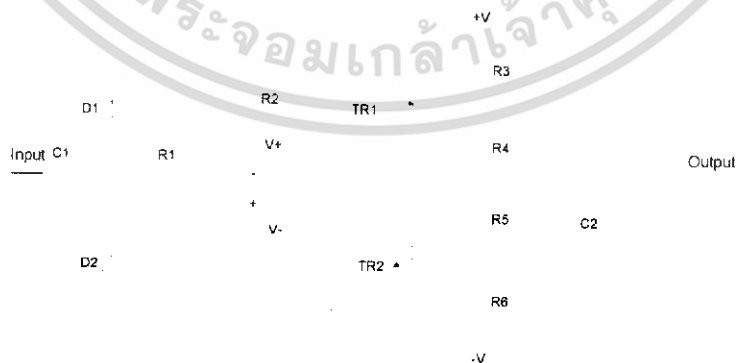
เป็นวงจรรขยายสัญญาณที่ต่อจากอินสตรูเมนเตชันแอมป์ จากรูปที่ 3.6 จะเห็นว่าวงจรนี้มีอัตราขยาย ดังสมการ

$$\text{Inverting Amp gain} = - \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Adjust)

พิจารณารูปที่ 3.6 วงจรนี้ทำหน้าที่ในการลดค่าเวลาคงที่(RC time constant) ของตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิง (Coupling Capacitor) สัญญาณจากอินสตรูเมนเตชันแอมป์กับค่าความต้านทานทางอินพุทของวงจรอินเวอร์ตติ้งแอมป์ซึ่งโดยปกติแล้วถ้ามีความผิดปกติของสัญญาณจนทำให้อินสตรูเมนเตชันแอมป์อืดตัว ตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิงจะถูกประจุและคายประจุออกมาซ้ำมาก เนื่องจากค่าเวลาคงที่ของ RC มีค่ามากเป็นผลให้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏนั้นเลื่อนขึ้นหรืออาจจะเลื่อนลงและใช้เวลานานมากกว่าจะกลับมาอยู่ในสภาวะปกติ

วงจรปรับศูนย์ดังรูปที่ 3.6 จะทำการอ้างอิงสัญญาณที่จะเข้ามายังอินเวอร์ตติ้งแอมป์ให้ไม่เกินช่วงบวกลบ 1.2V จะเห็นว่าถ้าสัญญาณที่เข้ามายังไม่เกินบวกลบ 1.2V ทรานซิสเตอร์ 1 (TR1), ทรานซิสเตอร์ 2 (TR2) ยังไม่ทำงาน แต่ถ้าสัญญาณเชิงบวกเข้ามาเกิน 1.2V สัญญาณนั้นจะถูกดึงผ่าน D1, TR1 และทิ้งลงกราวด์โดยผ่าน C2 จนกว่าระดับสัญญาณจะถูกลดลงมาสู่ระดับปกติ ในทางกลับกันถ้าสัญญาณในเชิงลบถูกดึงลง ไปเกิน -1.2V ก็จะมีกระแสจากกราวด์มาทดแทน ทำให้ศักดาณ จุดนั้นมีลบน้อยลงจนกลับมาสู่สภาวะปกติอย่างรวดเร็ว



รูปที่ 3.6 วงจร Inverting Amplifier and Auto Zeroes Circuit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

เนื่องจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของสัญญาณตั้งแต่ 0-190 Hz ดังนั้นจึงควรมีวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ทำหน้าที่กรองสัญญาณความถี่สูงกว่าย่านความถี่นี้ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการทิ้งไป

3.4.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบพื้นฐาน

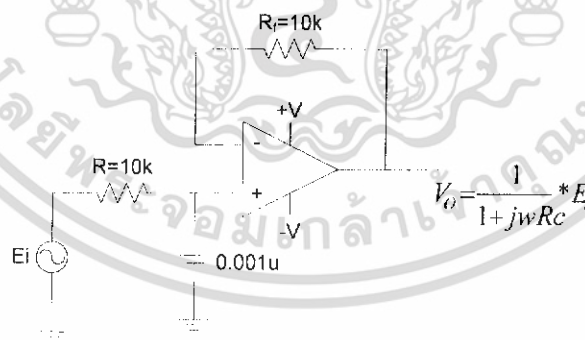
พิจารณารูปที่ 2.7 เป็นวงจรแบบแอกทิฟเฟิวดอร์อันดับที่ 1 ซึ่งประกอบด้วย R, C และ ออปแอมป์ ซึ่งจากวงจรมีอัตราขยายเท่ากับหนึ่งเท่า โดยกำหนดให้ R_f เท่ากับ R และแรงดันออฟเซตมีค่าเป็น 0V ดังนั้นแรงดันที่ขา 2 เท่ากับแรงดันที่ขา 3 สำหรับแรงดันที่ขา 2 ซึ่งมีค่าเท่ากับ V_o นั้นจะทำให้แรงดันคร่อม C ที่ต่อกับ E_i เราจะได้สมการเป็น

$$V_o = E_i \frac{(1/j\omega C)}{(R + 1/j\omega C)} \quad (2.6)$$

นำสมการที่ 2.6 มาเขียนเป็นค่าอัตราขยายแบบปิดรูปได้ คือ

$$\begin{aligned} \text{Gain} &= \frac{V_o}{E_i} \\ &= \frac{1}{1 + j\omega RC} \end{aligned}$$

จะเห็นว่าอัตราขยายเปลี่ยนแปลงตามความถี่ ถ้าพิจารณาที่ความถี่ต่ำ มีค่าเข้าใกล้ศูนย์ นำไปแทนในสมการที่ 3.7 จะทำให้ได้อัตราขยายเท่ากับ 1 เท่า และที่ความถี่สูงมีค่าเข้าใกล้อนันต์จะได้อัตราขยายเท่ากับ 0 เท่า

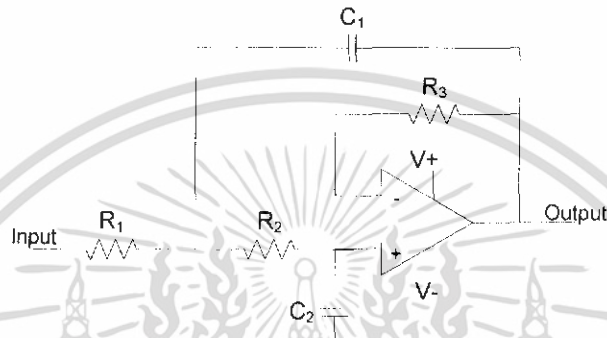


รูปที่ 3.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 1

3.4.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 4

สำหรับวงจรกรองความถี่ต่ำในโครงการนี้เราจะใช้วงจรกรองความถี่อันดับที่ 4 เพื่อความคมของสัญญาณโดยวงจรกรองความถี่อันดับที่ 4 ดังรูปที่ 3.8 โดยจะมีความชันถึง 80 Db/decade

สำหรับการออกแบบเราจะใช้วงจรสองโพล (Two Pole Circuit) 2 วงจรมาทำการคาสเคด (Cascade) กัน โดยที่วงจรสองโพลมีรูปแบบดังรูปที่ 2.8



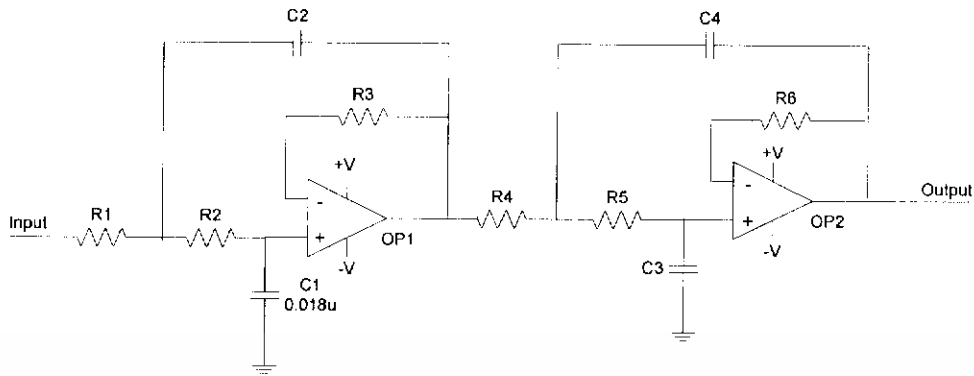
รูปที่ 3.8 วงจร Two poles section

สำหรับค่าที่ใช้ในการออกแบบจะมีค่านอร์มาไลซ์ (Normalize) ของค่าตัวเก็บประจุมาไว้ในตารางที่ 3.1 ส่วนค่าความต้านทานควรเลือกค่าที่เหมาะสม แต่ค่าของมันไม่มีผลต่อคุณสมบัติของวงจรกรองความถี่ (Filter Characteristic)

ตาราง 3.1 ค่า normalize ของ C ในการออกแบบวงจรบัตเตอร์เวิร์ทลำดับต่างๆ

Poles	C1	C2	C3
2	1.414	0.7071	
3	3.546	1.392	0.2024
4	1.082	0.9241	
	2.613	0.325	
5	1.753	1.354	0.4214
	3.235	0.3089	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth อันดับที่ 4

3.4.3 การออกแบบวงจร Butterworth filter order 4th

เราจะใช้วงจร 2 โพล สองวงจรที่มีค่า normalize ไม่เหมือนกันสองวงจรมาทำการ cascade กัน นำค่า normalize จากตารางที่ 3.1 มาทำ frequency scaling เพื่อให้ได้ความถี่คัทออฟที่ 200 Hz

$$K_f = 2P_f * f = 2P_f * 200$$

ในส่วนที่ 1

$$C_1 = 1.082/K_f$$

$$C_2 = 0.9241/K_f$$

ทำการ Impedance Scaling โดยในส่วนนี้เราต้องการให้ค่า $C_1 = 0.022 \mu\text{F}$ เพื่อง่ายต่อการหาซื้อ เพราะฉะนั้นเราจะได้

$$K_f = C_1 / 0.02 \mu$$

ในส่วนที่ 2 ทำในทำนองเดียวกับส่วนที่ 1 เพราะฉะนั้นเราจะได้

$$C_1 = 2.613/K_f$$

$$C_2 = 0.3825/K_f$$

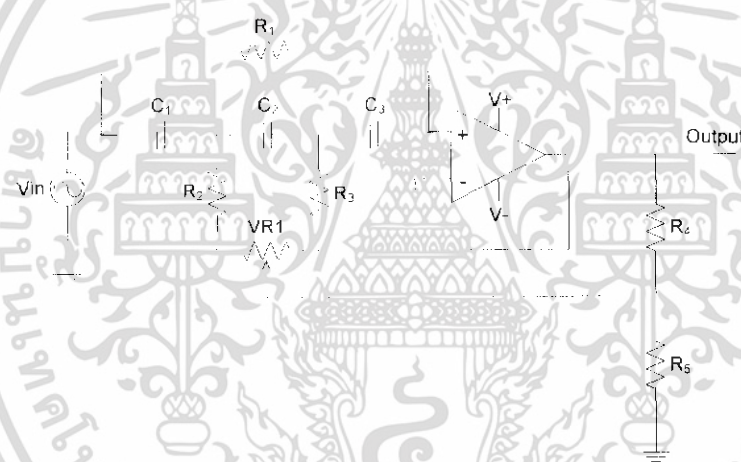
ทำการ Impedance Scaling โดยที่เราต้องการได้ค่า $C_1 = 0.1 \mu\text{F}$ เพราะฉะนั้นจะได้

$$K_f = C_1 / 0.1 \mu$$

3.5 วงจรกรองแบบกันไม่ให้เฉพาะความถี่ผ่าน (Band Reject Filter)

วงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่ เป็นวงจรที่นำมาใช้กำจัดสัญญาณในช่วงแคบๆหรือความถี่ที่ไม่ต้องการค่าใดค่าหนึ่ง ตัวอย่างเช่น ในเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะนำใช้กำจัดสัญญาณที่ความถี่ 50 เฮิรท์ ซึ่งเป็นความถี่ที่มีสัญญาณรบกวนจากสายส่งมาก เป็นต้น

ในรายงานนี้เราจะใช้วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้เฉพาะช่วงผ่านใช้แบบที่สามารถออกแบบได้ง่าย คือ ความถี่ศูนย์กลางสามารถปรับค่าได้แบบแมนนวล(Manual) โดยมีค่าความต้านทานแบบปรับค่าได้เป็นตัวควบคุม ทำให้ปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้ในช่วงความถี่ที่ต้องการ และเมื่อเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานจะทำให้แบนวิดท์เปลี่ยนแปลงแต่ค่าQยังคงเดิม วงจรกรองความถี่แบบนี้มักนิยมใช้กับความถี่ศูนย์กลางที่มีค่าความถี่ต่ำเพราะจะทำให้ค่าQสูงและช่วงแบนวิดท์แคบกว่าวงจรในรูปแบบอื่น ลักษณะของวงจรไม่กรองผ่านเฉพาะความถี่แบบปรับค่าได้แสดงดังรูป 3.10



รูปที่ 3.10 วงจรแอกทีฟแบนด์รีเจกต์ฟิลเตอร์

จากรูปที่ 3.10 สามารถแสดงความสัมพันธ์ของค่า R และ C ที่นำมาใช้ในวงจร ได้ดังสมการนี้

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{3R_1 R_2}} \quad (3.7)$$

f_0 คือ ความถี่ที่มีการลดทอนของสัญญาณมากที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6 วงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust)

สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรรขยายกลับเฟสจะกลับเฟสจากรูปสัญญาณจริงดังนั้นจึงออกแบบวงจปรับแรงดันออฟเซตซึ่งเป็นวงจรรขยายแบบอินเวอร์ตติ้งแอมป์ที่มีอัตราขยายเท่ากับ R_2/R_1 เท่ากับ 1 เท่า เพื่อให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีเฟสถูกต้องตามเดิม ส่วน VR ที่ต่ออยู่กับขาบวกของออปแอมป์ทำหน้าที่สร้างแรงดันอ้างอิงซึ่งมีผลทำให้แรงดันเอาต์พุตเกิดค่าออฟเซตขึ้นเพื่อขจัดระดับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีทั้งค่าบวกและลบให้มีเฉพาะค่าบวกเท่านั้น ดังรูปที่ 3.11



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การติดต่อพอร์ตอนุกรมและการอินเตอร์เฟส ADC0804

4.1 การสื่อสารทางพอร์ตอนุกรม

4.1.1 บอดเรทของ 8051

ใน 8051 สามารถรับส่งข้อมูลได้ด้วยบอดเรทหลายค่าโดยเราสามารถเลือกได้โดยโปรแกรมเข้าไปทางไทมเมอร์ 1 และความเร็วที่ได้จะสัมพันธ์กับความถี่ของ XTAL ที่ต่อกับระบบด้วย

เราทราบว่าเมกซีนไซเคิลของ 8051 จะเท่ากับความถี่ของ XTAL ที่ต่อกับระบบหารด้วย 12 ดังนั้นถ้า XTAL มีความถี่ 11.0592 MHz ความถี่ของเมกซีนไซเคิลจะเท่ากับ 921.0 kHz ตัว UART ที่เป็นอุปกรณ์สื่อสารแบบอนุกรมที่อยู่ภายใน 8051 จะนำความถี่ของเมกซีนไซเคิลนี้มาหารด้วยค่า 32 หรือมากกว่านี้ขึ้นกับค่าที่โปรแกรมให้กับไทมเมอร์ 1 ดังนั้นค่าอัตราการรับส่งข้อมูลสูงสุดของ 8051 จะเท่ากับ 921.6 kHz หารด้วย 32 เท่ากับ 28,800 Hz ถ้าหากเราต้องการค่าบอดเรทค่าอื่น ๆ ทำได้โดยการโปรแกรมเข้าไปในไทมเมอร์ 1 ตัวอย่างเช่น ถ้าให้ไทมเมอร์ 1 ทำงานในโหมด 2 (Auto-Reload) อัตราบอดและค่าในรีจิสเตอร์จะเป็นดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่าของรีจิสเตอร์ TH1 ที่ใช้กำหนดบอดเรท

บอดเรท	TH1 (Decimal)	TH1 (Hex)
9600	-3	FD
4800	-6	FA
2400	-12	F4
1200	-24	E8

4.1.2 รีจิสเตอร์ SBUF

รีจิสเตอร์ตัวนี้เป็นรีจิสเตอร์บัฟเฟอร์พอร์ตอนุกรม (Serial Data Buffer Register) ในการรับส่งข้อมูลจะต้องกระทำผ่านรีจิสเตอร์ตัวนี้ การส่งข้อมูลออกทางขา TxD จะต้องเขียนข้อมูลลงในรีจิสเตอร์ SBUF จากนั้น UART จะทำหน้าที่ส่งข้อมูลออกไปที่ละบิตส่วนการรับข้อมูลที่เข้ามาทางขา RxD ข้อมูลจะถูกเก็บอยู่ในรีจิสเตอร์ตัวนี้ และจะต้องอ่านข้อมูลจากรีจิสเตอร์ SBUF ออกมาใช้งาน

4.1.3 รีจิสเตอร์ควบคุมพอร์ตอนุกรม

การติดต่อผ่านพอร์ตอนุกรมจะมีรีจิสเตอร์พิเศษควบคุมการทำงาน คือ รีจิสเตอร์ SCON ทำหน้าที่ควบคุมการติดต่อแบบอนุกรมและเป็นตัวกำหนดโหมดการทำงาน

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

รูปที่ 4.1 บิตต่าง ๆ ของรีจิสเตอร์ SCON

- SM0-SM1:** เป็นบิตที่ใช้เลือกโหมดการสื่อสารซึ่งมีอยู่ด้วยกัน 4 โหมด ถ้ามีค่าเป็น 00 จะเป็น การสื่อสารในโหมด 0 ซึ่งจะทำงานลักษณะของซีพรีจิสเตอร์ ถ้าเป็น 01 จะเป็น โหมด 1 ทำงานรับส่งข้อมูลแบบ 8 บิตที่สามารถเลือกอัตราบอดได้ ถ้าเป็น 10 จะ ทำงานโหมด 2 รับส่งข้อมูลแบบ 9 บิต มีอัตราบอดคงที่และถ้าเป็น 11 จะทำงาน โหมด 3 รับส่งแบบ 9 บิตที่เลือกอัตราบอดได้
- SM2:** เป็นบิตที่ใช้อินาเบิลการสื่อสารแบบมัลติโปรเซสเซอร์
- REN:** เป็นบิตที่ใช้อินาเบิลการรับส่งข้อมูลของพอร์ตอนุกรม ถ้าบิตนี้ถูกเซตเป็นลอจิก “1” หมายความว่า จะรับข้อมูลเข้ามาได้
- TB8:** เป็นบิตที่ใช้เก็บข้อมูลที่ 9 ที่จะส่งออกไปทางพอร์ตอนุกรมเมื่อทำงานใน โหมด 2 และโหมด 3
- RB8:** เป็นบิตที่ใช้เก็บข้อมูลที่ 9 เมื่อรับข้อมูลเข้ามาทางพอร์ตอนุกรมเมื่อทำงานใน โหมด 2 และโหมด 3
- TI:** เมื่อ 8051 ส่งข้อมูลหนึ่งไบต์ออกไปทางพอร์ตอนุกรมเรียบร้อยแล้ว บิตนี้จะเป็น ลอจิก “1” ซึ่งสามารถนำไปอินเทอร์รัปต์ไมโครคอนโทรลเลอร์ได้โดยบิตนี้จะเซต เมื่อมีการส่งบิตหยุดของข้อมูลออกไปและต้องเคลียร์ด้วยซอฟต์แวร์
- RI:** เมื่อ 8051 รับข้อมูลเข้ามาทางพอร์ตอนุกรมเรียบร้อยแล้วบิตนี้จะถูกเซตเป็นลอจิก “1” ซึ่งสามารถนำไปอินเทอร์รัปต์ไมโครคอนโทรลเลอร์ได้โดยบิตนี้จะเซตเมื่อมี การส่งบิตหยุดของข้อมูลออกไปและต้องเคลียร์ด้วยซอฟต์แวร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การโปรแกรมให้ 8051 ส่งข้อมูล

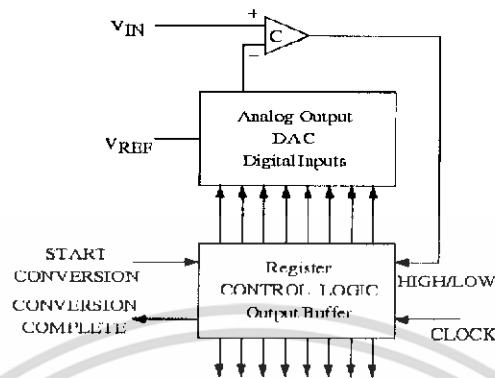
การเขียนโปรแกรมให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ส่งไบต์ข้อมูลออกไปสามารถทำได้ดังนี้

1. โหลดข้อมูลเข้ารีจิสเตอร์ TMOD ด้วยค่า 20H เพื่อให้ทำงานในโหมด 2 (8-Bit Auto-Reload) และกำหนดด้วยบอดเรท
2. โหลดค่า TH1 ด้วยค่าใดค่าหนึ่งตามค่าบอดเรท
3. โหลดข้อมูลเข้ารีจิสเตอร์ SCON ด้วยค่า 50H เพื่อให้ทำงานในโหมด 1 และส่งข้อมูลแบบ 8 บิต มีบิตเริ่มต้นและบิตหยุด
4. ให้ไทมเมอร์ 1 ทำงานด้วยการเซตบิต TRI
5. เคลียร์บิต TI ด้วยคำสั่ง CLR TI
6. นำข้อมูลที่จะส่งเขียนลงรีจิสเตอร์ SBUF
7. วนลูปทดสอบแฟล็ก TI ด้วยคำสั่ง JNB TI, \$ ถ้าแฟล็กนี้เป็น "1" หมายความว่าส่งข้อมูลออกไปแล้ว
8. ส่งข้อมูลไบต์ต่อไปโดยทำซ้ำในขั้นตอนที่ 5

4.3 มาตรฐาน RS-232

การสื่อสารแบบอนุกรมกับคอมพิวเตอร์ PC มักจะใช้รูปแบบมาตรฐาน RS-232 ซึ่งกำหนดโดย Electronics Industries Association หรือ EIA ระดับแรงดันของลอจิกที่ใช้ในการสื่อสาร RS-232 นั้น ลอจิก "1" จะแทนด้วยแรงดัน -3 ถึง -25 โวลต์ ส่วนลอจิก "0" จะแทนด้วยแรงดัน +3 ถึง +25 โวลต์ แรงดันในช่วง +3 จะไม่ถูกกำหนดให้ใช้งานซึ่งจะเห็นว่าแรงดันดังกล่าวไม่สามารถใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ได้ โดยทั่วไปแล้วถ้าหากต้องการให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ติดต่อกับคอมพิวเตอร์ PC ตามมาตรฐาน RS-232 จะต้องออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์เพิ่มเติม แต่ในปัจจุบันจะใช้ไอซี MAX232 ทำหน้าที่เปลี่ยนระดับแรงดันทางลอจิกให้อยู่ในมาตรฐาน RS-232 แต่ถ้าหากจะให้ไมโครคอนโทรลเลอร์สองตัวสื่อสารกันจะไม่ใช้มาตรฐานนี้ก็ได้

4.4 SUCCESSIVE APPROXIMATION ADC



รูปที่ 4.2 การทำงานของ ADC

ผังการทำงานของ ADC แบบประมาณค่าด้วยวิธีซัคเซสซีฟ แสดงได้ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งประกอบด้วยวงจร DAC วงจรเปรียบเทียบสัญญาณ (Comparator) และรีจิสเตอร์แบบ Successive Approximation (Successive Approximation Register) หรือ SAR โดยมีขั้วรับสัญญาณอินพุตที่เป็นแรงดันอนาล็อกอินพุต (V_{in}) หนึ่งขั้วสัญญาณ และมีสัญญาณดิจิทัลเอาต์พุตที่สามารถนำออกไปใช้งานได้ทั้งแบบขนาน (Parallel Digital Output) และแบบอนุกรม (Serial Digital Output) สัญญาณควบคุมการทำงานของระบบประกอบด้วยสัญญาณสามชุด คือ

- สัญญาณเริ่มต้นการแปลงสัญญาณ (Start of Conversion) เป็นสัญญาณที่ป้อนให้กับ ADC เพื่อสั่งเริ่มต้นกระบวนการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นดิจิทัล
- สัญญาณสิ้นสุดการแปลงสัญญาณ (End of Conversion) เป็นสัญญาณที่ป้อนให้กับ ADC เพื่อบอกให้รู้ว่ากระบวนการแปลงสัญญาณได้เสร็จสิ้นสมบูรณ์แล้ว
- สัญญาณนาฬิกาภายนอก (Clock in) เป็นสัญญาณนาฬิกาจากภายนอกที่ป้อนให้กับ ADC เพื่อกำหนดฐานเวลาอ้างอิงให้กับกระบวนการแปลงสัญญาณ

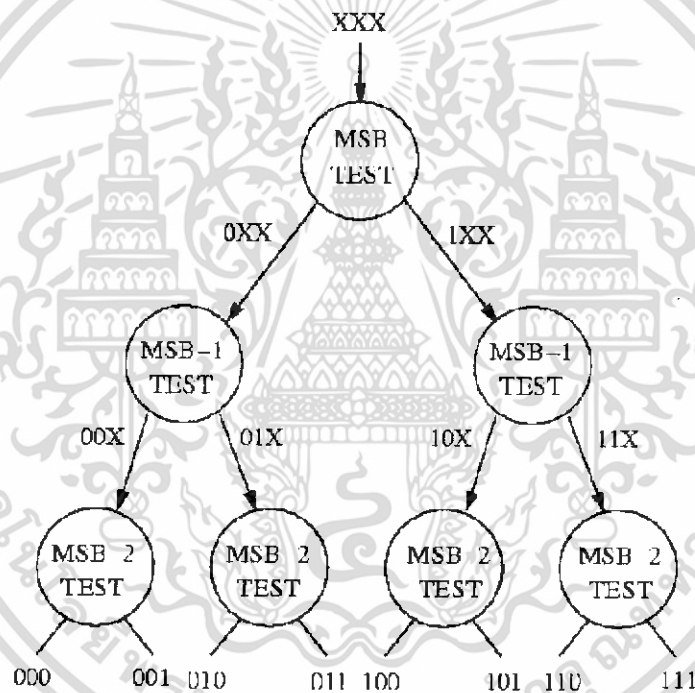
4.5 หลักการทำงานของ ADC (Circuit Operation)

จากรูปที่ A กระบวนการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นดิจิทัลเริ่มต้นจากสัญญาณคำสั่งเริ่มต้นการแปลงสัญญาณ (Start of Conversion) จะเป็นสัญญาณกระตุ้นให้ ADC เริ่มต้นกระบวนการแปลงสัญญาณในไซเคิลแรก รีจิสเตอร์ SAR ซึ่งต่อตรงกับ DAC โดยเรียงข้อมูลตามลำดับบิตแต่ละบิตของ DAC จากนั้น DAC ทำการเปลี่ยนข้อมูลดิจิทัลในรีจิสเตอร์ SAR ให้เป็นแรงดันอนาล็อกเอาต์พุต V_{out}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากนั้นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณจะนำแรงดันอนาล็อกเอาต์พุต V ไปเปรียบเทียบกับแรงดันอนาล็อกอินพุต V_{in} ของวงจร สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณจะเป็นสัญญาณบอกให้รีจิสเตอร์ SAR ทราบว่า V มีค่ามากกว่าหรือน้อยกว่า V_{in} ที่ได้จาก DAC เพื่อนำค่า นั้นไปเปรียบเทียบแล้วส่งออกไปเป็นสัญญาณดิจิทัลเอาต์พุตของวงจร กรณีดิจิทัลเอาต์พุตขนาด 3 บิตแล้วการเปรียบเทียบจะเกิดขึ้น 3 ครั้ง

โดยการเปรียบเทียบเริ่มต้นจากบิต MSB ไปจนถึงบิตสุดท้ายที่บิต LSB เมื่อการเปรียบเทียบที่บิต LSB สุดท้ายลง SAR จะส่งสัญญาณ End of Conversion ออกมาเพื่อบอกให้ทราบว่าขณะนี้ขั้นตอนการแปลงสัญญาณของ ADC ได้เสร็จเรียบร้อยแล้ว และสัญญาณดิจิทัลเอาต์พุตของวงจรซึ่งเป็นค่าแปรผันตรงมาจาก V_{in} ก็จะปรากฏที่เอาต์พุตของ SAR



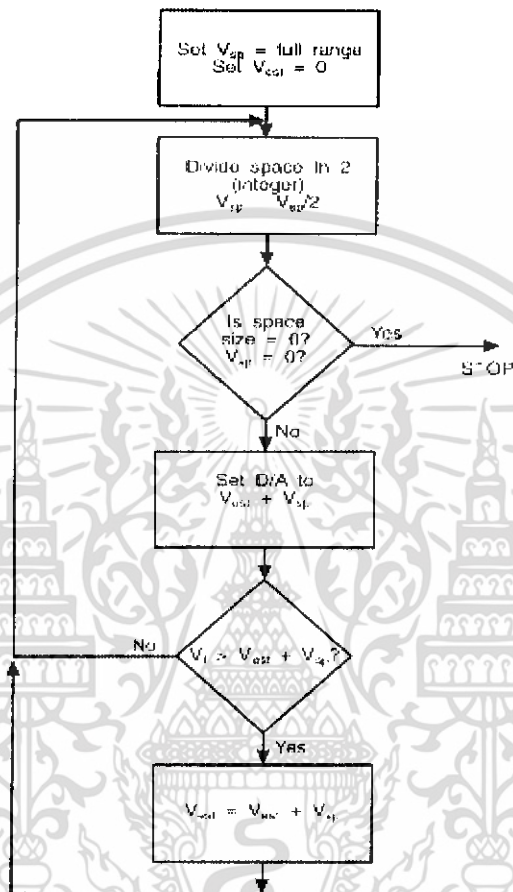
รูปที่ 4.3 ผังการทำงานของ Binary Search

4.6 การประมาณค่าด้วยวิธีซัคเซสซีฟ (Successive Approximation Analogy)

ใช้หลักการของ "Binary Search" ในการหาคำตอบ โดยนำค่าผลลัพธ์มาเปรียบเทียบกับค่ากึ่งกลางของช่วง เพื่อให้ทราบว่า ค่านั้นๆ มากกว่า หรือน้อยกว่า โดยจะปรับช่วงให้แคบลงมาเรื่อยๆ แล้วเปรียบเทียบผลลัพธ์กับค่ากึ่งกลางของช่วงไปเรื่อยๆ จนได้ผลลัพธ์ที่ต้องการ เช่น เลขที่เป็นคำตอบคือ 3 จากช่วงของคำตอบที่ 0-7 ครั้งแรกเอาค่า $(0+7)/2 = 4$ มาเปรียบเทียบ ได้ผลว่า คำตอบที่

ต้องการอยู่ในช่วงที่น้อยกว่า 4 ครั้งที่ 2 ก็เลือกค่า $(0+4)/2 = 2$ มาเปรียบเทียบ ได้ผลว่าคำตอบที่ต้องการอยู่ในช่วงที่มากกว่า 2 แต่น้อยกว่า 4 ครั้งที่ 3 ก็เลือกค่า $(2+4)/2 = 3$ มาเปรียบเทียบ

จากหลักการที่กล่าวมาอาจเขียน flow chart ได้ดังนี้



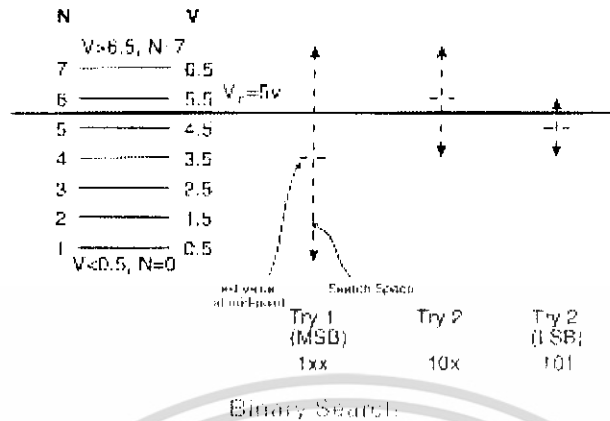
Binary Search Strategy

รูปที่ 4.4 Flow Chart ของ Binary Search

ข้อดีของวิธีนี้ คือ เวลาที่ใช้ในการหาคำตอบ n รอบแน่นอน (สำหรับ n bit converter ซึ่งอ้างอิงได้ 2^n ระดับ และระดับ V_{in} ที่คงที่) ซึ่งใช้เวลาน้อยกว่าแบบ "Counting Algorithm"

แต่มีข้อเสีย คือถ้า V_{in} เปลี่ยนทันทีทันใด ขณะที่กำลังทำ binary search อยู่ นั่น คำตอบที่ได้จะผิดพลาด ตัวอย่างเช่น เปลี่ยน V_{in} จาก 5 Volt เป็น 2 Volt

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5 ความผิดพลาดของวิธี Binary Search

ช่วงของ V_{in} คือ 1-7 ใช้ $n=3$ (เพราะว่า $2^3=8$)

ครั้งแรก ใช้ 4 เปรียบเทียบกับ V_{in} (ซึ่งเท่ากับ 5 โวลต์) พบว่า อยู่ในช่วง lower ได้ 1xx

ครั้งที่ 2 ใช้ 2 เปรียบเทียบกับ V_{in} (ซึ่งเท่ากับ 5 โวลต์) พบว่า อยู่ในช่วง upper ได้ 10x

ครั้งที่ 3 ใช้ 3 เปรียบเทียบกับ V_{in} (ซึ่งเท่ากับ 5 โวลต์) พบว่า ผลลัพธ์ที่ได้จะผิดพลาดได้ 100

4.7 ช่วงเวลาของการแปลงสัญญาณ (Conversion Time)

จากหลักการแปลงสัญญาณ โดยใช้หลักการประมาณค่าด้วยวิธีซัคเซสซีฟ ที่กล่าวมาข้างต้นจะเห็นว่า SAR ต้องใช้สัญญาณนาฬิกาหนึ่งลูกเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบในแต่ละบิต ดังนั้นช่วงเวลาที่ใช้สำหรับการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลในหนึ่งรอบนั้นจึงมีค่าขึ้นอยู่กับคาบเวลาของสัญญาณนาฬิกาที่ใช้รวมทั้งจำนวนบิตของวงจรอีกด้วย ซึ่งสามารถเขียนความสัมพันธ์ดังกล่าวได้เป็น

$$T_c = T \times (n+1) \quad (4.1)$$

โดยที่ T_c คือ ช่วงเวลาที่ใช้สำหรับการแปลงสัญญาณ

T คือ คาบเวลาของสัญญาณนาฬิกาที่ใช้ในวงจร

และ n คือ จำนวนบิตของวงจร ADC

4.8 การอินเตอร์เฟส ADC0804 ด้วย MCS-51

ADC0804 เป็น A/D ขนาด 8 บิต มีความเร็วในการแปลงสัญญาณ 100 S (Conversion Time = 100 S) มีรายละเอียดของขาต่าง ๆ ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 รายละเอียดของ ADC0804

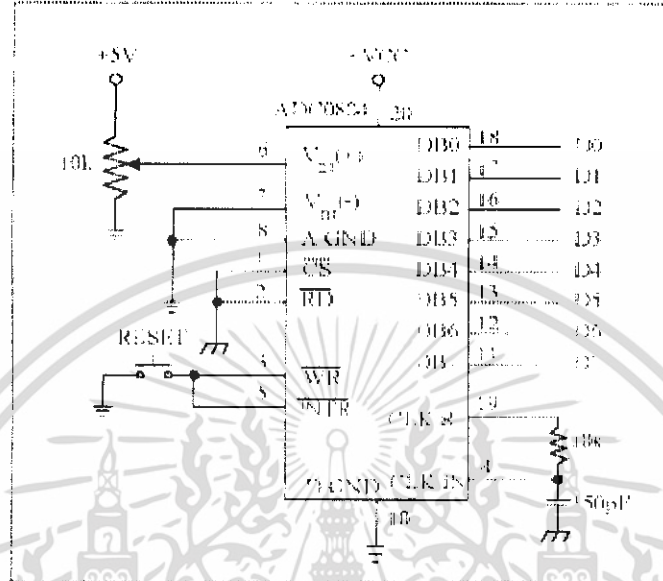
ขาต่าง ๆ	ความหมายและการทำงาน
$D_7 \text{ --- } D_0$	ขาเอาต์พุต 8 บิต
\overline{CS}	ขาเลือกชิพต้องป้อนด้วย Low
V_{CC}	ขาไฟเลี้ยง 5V
DGND	Digital Ground
AGND	Analog Ground
$V_{in(+)}$ และ $V_{in(-)}$	2 ขานี้เป็น Differential Analog Input โดยที่ $V_m = V_{in(+)} - V_{in(-)}$ โดยต่อ $V_{in(-)}$ ที่ศักดต่ำกว่า $V_{in(+)}$ หรือต่อลงกราวด์และต่อ $V_{in(+)}$ กับสัญญาณที่ต้องการ
CLK R และ CLK IN	2 ขานี้จะต้องต่อเข้ากับ R และ C เพื่อทำให้เกิดการออสซิลเลทภายใน ค่าความถี่คำนวณจาก $f = (1/1.1)RC$ ถ้าใช้ $R = 10k\Omega$ และ $C = 150pF$ จะออสซิลเลทที่ความถี่ 606kHz ทำให้ Conversion Time = 110 μ S
\overline{WR}	ใช้ Start A/D เพื่อเริ่มการแปลง ขานี้ต้องกระตุ้นด้วย Low
\overline{RD}	ใช้อ่านข้อมูลจาก A/D ไปเก็บ โดยต้องป้อนด้วย Low
$V_{ref/2}$	ขานี้กำหนดช่วงกว้างแรงดันอินพุตที่เข้า A/D (Span ADJ) ถ้าปล่อยให้ลอย ก็จะรับอินพุตช่วงกว้างถึง 5V

AGND และ DGND มีจุดประสงค์เพื่อแยกสัญญาณรบกวนทางอนาลอกไม่ให้ไปกวนทางดิจิตอลเอาต์พุต

วิธี Start A/D ทำได้โดยส่งสัญญาณเข้าขา \overline{WR} และ \overline{CS} ด้วยศักดต่ำ (Low) แล้วให้รออีกประมาณ 100 μ S หลังจากนั้น A/D จะส่งสัญญาณออกมาที่ขา \overline{INTR} (คือสัญญาณที่บอกว่าการแปลงสัญญาณเสร็จแล้ว) มีระดับสัญญาณเป็น Low ขานี้มักจะต่อกับขา $\overline{INT0}$, $\overline{INT1}$ ของ CPU เพื่อบอกให้ CPU ทำขบวนการอินเตอร์รัพท์เพื่อนำข้อมูลที่แปลงแล้วไปเก็บ ในการอ่านข้อมูลไปเก็บ CPU ต้องส่งสัญญาณมาเข้า \overline{RD} ของ A/D (โดยขา \overline{CS} ต้องเป็น Low อยู่ก่อนหน้า)

4.9 การทดสอบ A/D

ต่อวงจร Self-Clocking in Free-Running Mode ตามรูปที่ 4.6 โดยรับค่าอินพุตจากความต้านทานปรับค่าได้ 10k Ω



รูปที่ 4.6 วงจรทดสอบ ADC

4.10 การทำงานของวงจร ADC0804

เมื่อทำการปรับค่าความต้านทานจะทำให้แรงดันที่ตกคร่อมขา 6 ของ ADC0804 เปลี่ยนแปลงจาก 0 ถึง 5V แรงดันที่ได้ถือว่าเป็นสัญญาณอนาลอกที่มีการเปลี่ยนแปลงแบบต่อเนื่อง เมื่อแรงดันเปลี่ยนแปลงเกิน 20mV ซึ่งเป็นค่าที่ทำให้เอาท์พุทของวงจรเป็น 00H จะทำให้เอาท์พุทที่ขา 11 ถึง 18 ของไอซีเปลี่ยนแปลงไปเรื่อยๆ จาก 00000000B ถึง 11111111B หรือ 00H ถึง FFH แต่การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณดิจิตอลนั้นจะไม่เกิดขึ้นในทันทีทันใด ต้องผ่านกระบวนการต่าง ๆ ภายในตัวไอซี ดังนั้น มันต้องใช้ระยะเวลาหนึ่ง (Conversion Time) จึงจะได้สัญญาณดิจิตอลออกมาเมื่อวงจรเกิดขัดข้องจะต้องทำการรีเซ็ตตัวไอซีโดยการกดสวิทช์ให้ขา 3 และ 5 ต่อลงกราวด์ แล้วจึงเริ่มการใช้งานอีกครั้ง

4.11 การกำหนด Zero Shift Adjust และ Span Adjust

- Zero Shift Adjust ใช้ปรับค่าแรงดันต่ำสุดที่ป้อนเข้า A/D โดยจะต้องป้อนเข้ามาที่ขา V_{int-}
- Span Adjust ใช้ปรับค่าช่วงกว้างแรงดันอินพุต (Span) โดยจะต้องป้อนเข้ามาที่ขา $V_{ref/2}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $V_{ref/2}$ และ Span Voltage (V)

$V_{ref/2}$	Span Voltage (V)	Step Size (mV)
Not Connect	5	$5/256 = 19.53$
2.0	4	$4/256 = 15.62$
1.5	3	$3/256 = 11.71$
1.28	2.56	$2.56/256 = 10$
1	2	$2/256 = 7.81$
0.5	1	$1/256 = 3.90$

ตารางที่ 4.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $V_{ref/2}$, Span Voltage (V), $V_{in(-)}$ และ Step Size (mV)

$V_{ref/2}$	Span Voltage (V)	$V_{in(-)}$	Input Range (V)	Step Size (mV)
Not Connect	5	0	0 to 5	$5/256 = 19.53$
2.0	4	0	0 to 4	$4/256 = 15.62$
1.5	3	0	0 to 3	$3/256 = 11.71$
1.28	2.56	0	0 to 2.56	$2.56/256 = 10$
1	2	0	0 to 2	$2/256 = 7.81$
0.5	1	0	0 to 1	$1/256 = 3.90$

ตารางที่ 4.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง $V_{ref/2}$, Span Voltage (V), $V_{in(-)}$ และ Step Size (mV)

$V_{ref/2}$	Span Voltage (V)	$V_{in(-)}$	Input Range (V)	Step Size (mV)
2.0	4	0.5	0.5 to 4.5	$4/256 = 15.62$
1.5	3	0.5	0.5 to 3.5	$3/256 = 11.71$
1.28	2.56	0.5	0.5 to 3.06	$2.56/256 = 10$
1	2	0.5	0.5 to 2.5	$2/256 = 7.81$
0.5	1	0.5	0.5 to 1.5	$1/256 = 3.90$

สรุปได้ว่า ค่า $V_{ref/2}$ ใช้กำหนด Span Voltage โดยที่ $\text{Span Voltage} = 2(V_{ref/2})$

เช่น ต้องการรับอินพุทในช่วง 3V ต้องป้อนขา $V_{ref/2} = 1.5V$ และถ้าป้อน $V_{in(-)} = 0V$ จะรับแรงดันอินพุทในช่วง 0-3V

ขนาดแรงดันที่เปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดทางอินพุทแล้วมีผลทำให้เอาต์พุทเปลี่ยนแปลง เรียกว่า แรงดัน LSB สามารถคำนวณได้ ดังนี้

$$1 \text{ LSB} = \text{แรงดันสูงสุดทางอินพุท} / (2^n - 1) \quad (4.2)$$

เมื่อ n คือจำนวนบิต

$$= \frac{5}{2^8 - 1} = 19.61 \text{ mV}$$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

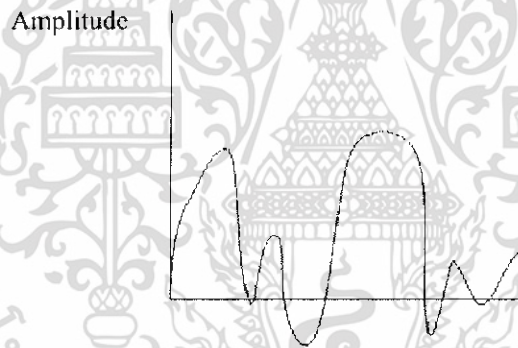
บทที่ 5

ทฤษฎีไฟฟ้าสื่อสาร

5.1 ประเภทของสัญญาณ

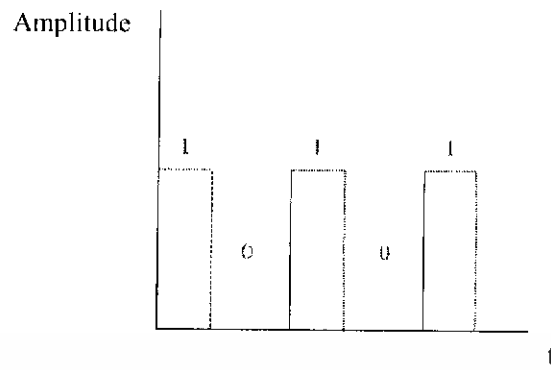
สัญญาณที่ใช้ในระบบสื่อสารนั้นสามารถแบ่งออกได้เป็น

1. สัญญาณอนาล็อก (Analog) ลักษณะของการส่งสัญญาณที่ออกไปนี้มีความต่อเนื่องกันตลอดเวลา นอกจากนี้จะไม่สนใจสิ่งทีบรรจุรวมอยู่ในสัญญาณ และเมื่อส่งสัญญาณออกไปเรื่อย ๆ นั้น ความเข้มข้มของ สัญญาณจะอ่อนลง ไป ทำให้ต้องมีอุปกรณ์ช่วยในการทวนสัญญาณระหว่างการส่ง ซึ่งเรียกว่า Amplifier แต่ในการใช้เครื่องขยายสัญญาณนั้นมีข้อเสียอยู่ตรงที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้น ดังนั้นในการส่งข้อมูลแบบ Analog นั้นจึงต้องมี Filter หรือตัวกรองสัญญาณรบกวนประกอบอีกด้วย



รูปที่ 5.1 สัญญาณอนาล็อก

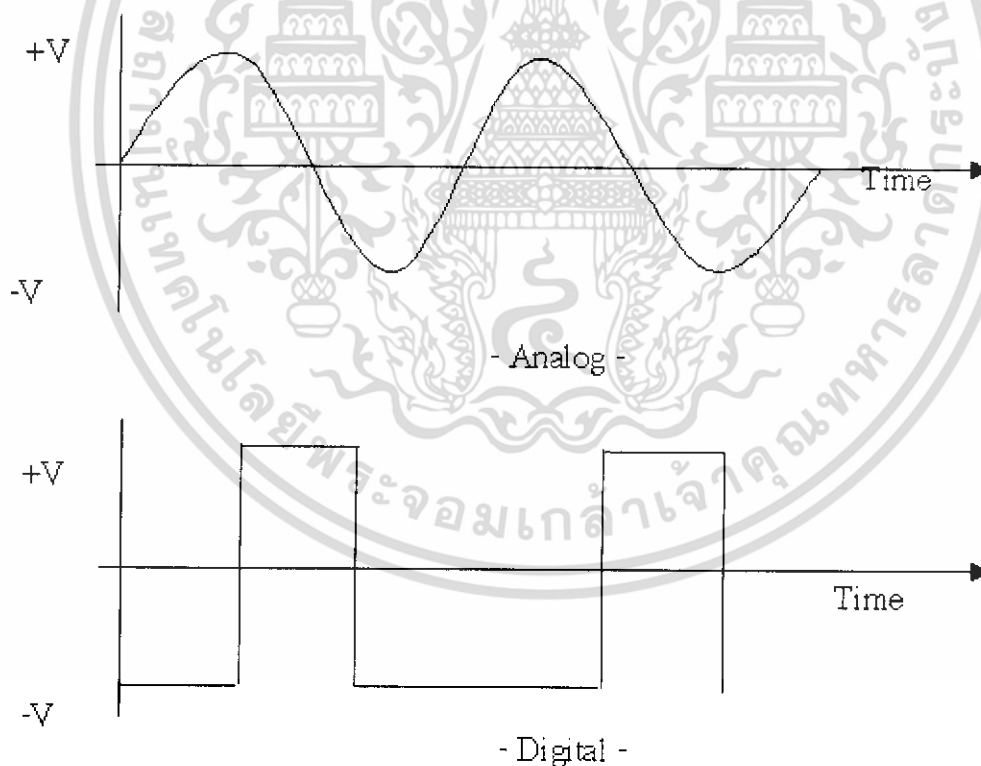
2. สัญญาณดิจิทัล (Digital) ในการส่งสัญญาณแบบ Digital นั้นจะสนใจทุกสิ่งทุกอย่างที่บรรจุมา ในสัญญาณ และประกอบขึ้นมาจากระดับสัญญาณเพียง 2 ค่า คือค่าสูงสุด และต่ำสุด (1 หรือ 0) นอกจากนี้ ในการส่งสัญญาณนั้นจะต้องมีอุปกรณ์ทวนสัญญาณที่เรียกว่า Repeater เพื่อ Recover (กู้คืน) สัญญาณ ให้เป็น 1 หรือ 0 เสียก่อน แล้วค่อยทำการส่งสัญญาณที่ Recover แล้วไปใหม่อีกครั้ง



รูปที่ 5.2 สัญญาณดิจิทัล

5.2 การส่งผ่านข้อมูล (Data transmission)

การส่งข้อมูลเป็นเทคนิคและวิธีการที่ทำให้ข้อมูลข่าวสารส่งออกจากผู้ส่งผ่านสายสื่อสารไปยังผู้รับได้อย่างถูกต้องกระบวนการส่งข้อมูลนี้กระบวนการส่วนใหญ่จะอยู่ในลำดับชั้น Data Link Layer โดยที่ข้อมูลที่ถูกส่งออกไปจะมีอยู่ 2 ประเภท คือ ข้อมูลแบบอนาล็อกและข้อมูลแบบดิจิทัล

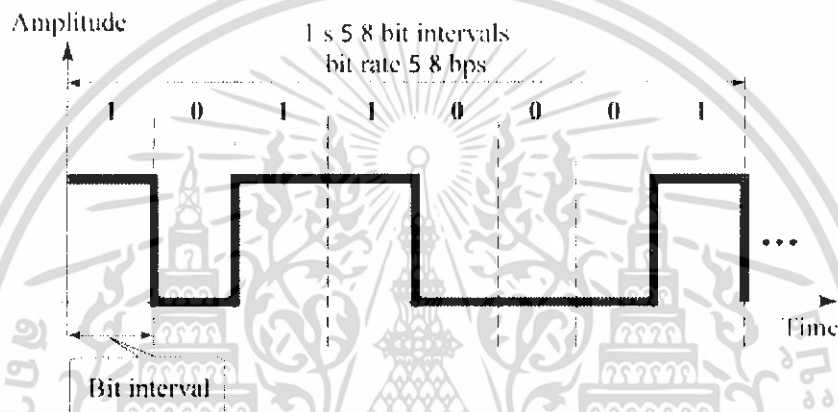


รูปที่ 5.3 สัญญาณอนาล็อกและดิจิทัลที่ถูกส่งออกไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 หน่วยนับความเร็วในการส่งข้อมูล

มีหลายคนยังสงสัยว่าอัตราบิตและอัตราบอดนั้นแตกต่างกันอย่างไร ทำไมบางครั้งจึงใช้บิตเรทบอกค่าความจุของช่องทางดิจิทัลแต่ในบางครั้งก็ใช้บอดเรทแทนความจุของช่องทางดิจิทัล คือ จำนวนของบิตที่ช่องทางสามารถนำผ่านไปได้ใน 1 วินาที มีหน่วยเป็นบิตต่อวินาที (bps : bit per second) ซึ่งเรียกว่า Bit Rate หรืออัตราความเร็วในการส่งข้อมูล ส่วนบอดเรทคือจำนวนสัญญาณดิจิทัลที่ส่งผ่านไปยังช่องสื่อสารภายใน 1 วินาทีที่มีหน่วยเป็น Baud/second (Baud per second)



รูปที่ 5.4 แสดงการอัตราส่งข้อมูลแบบดิจิทัล

ดังรูปที่ 4.4 แสดงให้เห็นว่าในเวลา 1 วินาทีสามารถส่งข้อมูลได้ 58 Bit intervals ดังนั้น $\text{Bit rate} = 58 \text{ bps}$ ดังนั้น $\text{Bit rate} = 1/(\text{Bit intervals})$ หรือ $\text{Bit intervals} = 1/(\text{Bit rate})$

Digital Signal

การส่งข้อมูลแบบดิจิทัลจะสนใจทุกอย่างที่บรรจุมาในสัญญาณ เมื่อระยะทางเพิ่มมากขึ้นจะทำให้สัญญาณดิจิทัลลดทอนหรือจางหายไป (Lost) จึงจำเป็นต้องมีอุปกรณ์ทวนสัญญาณ (Repeater) เพื่อกู้คืนรูปแบบของสัญญาณที่เป็น 0 กับ 1 เสียก่อนแล้วจึงส่งสัญญาณใหม่ออกไป

Analog Signal

การส่งสัญญาณแบบอนาลอกจะไม่สนใจสิ่งบรรจุรวมกับสัญญาณเลข จะเป็นสัญญาณที่เป็นสัญญาณอนาลอก (เช่น สัญญาณเสียง) หรือข้อมูลดิจิทัล (เช่น ข้อมูลไปนารี) สัญญาณอนาลอกที่ทำการส่งออกไป พลังงาน (Amplitude) จะอ่อนลงเรื่อยๆ เมื่อระยะทางมากขึ้น จึงต้องอาศัยเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขยายสัญญาณหรือแอมพลิไฟเออร์ (Amplifier) เพื่อเพิ่มพลังงานให้กับสัญญาณ แต่ในการใช้เครื่องขยายสัญญาณจะมีการสร้างสัญญาณรบกวนขึ้น (Noise) มารวมกับสัญญาณข้อมูลด้วย ยิ่งสัญญาณไกลมากเท่าไรก็ยิ่งมีสัญญาณรบกวนมากขึ้นเท่านั้น การส่งสัญญาณอนาล็อกจึงต้องการวงจรกรองสัญญาณ (Filter) เพื่อกรองเอาสัญญาณรบกวนออก



รูปที่ 5.5 แสดงการส่งสัญญาณแบบอนาล็อก

Period Frequency

Period คือเวลาที่ใช้ไปที่จะทำให้รูปคลื่นสมบูรณ์ภายใน 1 รอบคลื่น ส่วน Frequency คือจำนวนของ Period ในเวลา 1 วินาที ค่า Period และ Frequency จะเป็นส่วนกลับต่อกัน โดยค่า $\text{Period} = t$ ส่วนค่า $\text{Frequency} = f$ จะได้สมการ $t = 1/f$ และ $f = 1/t$

5.4 การแปลงสัญญาณข้อมูล (Modulation)

ในการส่งสัญญาณเสียง หรือสัญญาณข้อมูลผ่านช่องทางการสื่อสารนั้น พาหะหรือตัวนำสัญญาณในการเคลื่อนย้ายข้อมูลต้องอาศัยพลังงานไฟฟ้าเป็นตัวนำ ซึ่งขั้นตอนในการเพิ่มพลังงานไฟฟ้า เรียกว่า Modulation หรือการกล้ำสัญญาณที่เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีความถี่สูง และคงที่ รวมถึงมีแอมพลิจูด (ขนาด) สูงด้วย เราเรียกว่า Signal Carrier หรือสัญญาณคลื่นพาหะ ขั้นตอนการทำงานจะเริ่มโดยอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ Modulator จะสร้าง Signal Carrier เพื่อให้สัญญาณมีความเข้มข้นพอที่จะส่งและเมื่อถึงปลายทาง ก็จะมีอุปกรณ์ที่แยกสัญญาณ Carrier ออกให้เหลือแต่สัญญาณข้อมูล ซึ่งการแยกนี้เราเรียกว่า Demodulation

5.4.1 การมอดูเลตสัญญาณอนาล็อก

1. Amplitude Modulation: AM วิธีนี้เป็นวิธีการที่ดั้งเดิม และสะดวกสบายที่สุด เนื่องจากว่าความถี่ของ สัญญาณคลื่นพาห้จะคงที่และสูงกว่าความถี่ของสัญญาณข้อมูล (ตั้งรูป) แต่วิธีการนี้ก็มีข้อเสียอยู่ตรงที่ว่า แบนด์วิธของสัญญาณ AM นั้นเป็นย่านความถี่ที่ไม่ค่อยสูงนัก ทำให้เกิด Noise เข้ามารบกวนได้โดยง่าย นอกจากนี้ยังสิ้นเปลืองพลังงานในการส่งสูงอีกด้วย

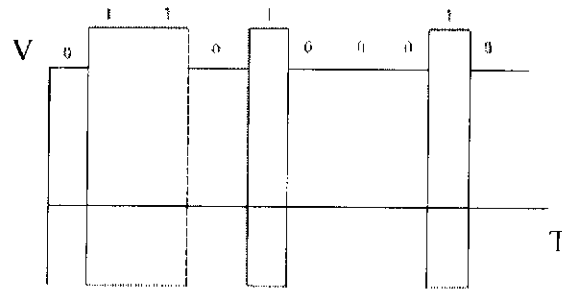
2. Frequency Modulation : FM เป็นวิธีการที่ตรงกันข้ามกับ AM ในการ Modulation แบบ FM นี้จะมี Amplitude คงที่ แต่ความถี่ของสัญญาณจะไม่คงที่เปลี่ยนไปตามความถี่ของสัญญาณข้อมูล แต่ข้อเสียของสัญญาณ FM นี้จะอยู่ที่ว่า มีการใช้แบนด์วิธที่มีขนาดกว้าง เนื่องจากสัญญาณข้อมูลมีหลายความถี่ ทำให้ต้องการสายสื่อสารที่มี แบนด์วิธกว้าง และทำให้ราคาของสายสูงขึ้นตามไปด้วย คุณภาพของ สัญญาณ FM นั้นจะดีกว่าแบบ AM แต่ระบบการทำงานจะซับซ้อนมากกว่า ปัจจุบันมีการเพิ่มวงจร Phase-Lock-Loop เข้าไปในระบบเพื่อปรับความถี่ และเฟสของสัญญาณ ทำให้สัญญาณมีคุณภาพ และถูกต้องยิ่งขึ้น

3. Phase Modulation: PM วิธีการ Modulation แบบ AM และ FM นิยมใช้ในการกระจายเสียงของวิทยุ แต่แบบ PM กลับนิยมใช้ในการแพร่ภาพทางโทรทัศน์ ซึ่งวิธีการ PM นี้สามารถเปลี่ยนแปลง เฟสของสัญญาณได้ง่ายกว่าแบบ FM แต่เป็นวิธีที่มีวงจรค่อนข้างซับซ้อนมากกว่าจึงไม่ค่อยเป็นที่นิยม ในการส่งข้อมูลแบบ Analog ในการ Modulation แบบ PM นี้ให้ครีกรอบของสัญญาณเป็นมุมเฟสเท่ากับ 180 องศา และเมื่อครบ 1 รอบ ก็เท่ากับ 360 องศา โดยเมื่อสัญญาณ Modulate จะมีการเปลี่ยนกลับมุม เฟส ทุกครั้งที่สัญญาณคลื่นพาห้ เท่ากับ 180 องศา

5.4.2 การมอดูเลตสัญญาณดิจิทัล

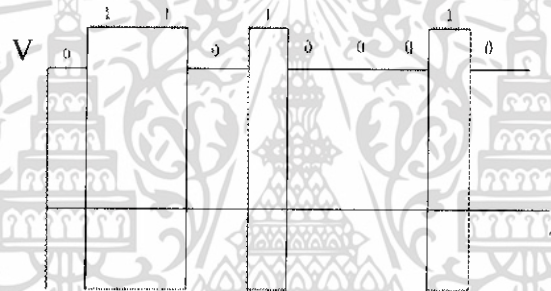
ในการส่งสัญญาณ Digital โดยผ่านช่องทางสื่อสารของ Analog ที่เรารู้กันแค่กันได้แก่ การส่งข้อมูล คอมพิวเตอร์ผ่านเครือข่ายโทรศัพท์สาธารณะ ซึ่งอาศัยอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณ Digital ให้เป็น สัญญาณ Analog ย่านความถี่เสียง (โทรศัพท์ที่ใช้ย่านความถี่เสียงประมาณ 300-3400 MHz) ที่เรียกว่า MODEM: Modulator-Demodulator) ซึ่งเทคนิคในการ Modulate สัญญาณ Digital ให้เป็น Analog มีอยู่ด้วยกัน 3 วิธีคือ

1. Amplitude – Shift Keying: ASK การ Modulate เชนเลขทาง แอมพลิจูดนี้ ความถี่ของสัญญาณคลื่นพาห้จะคงที่ โดยเมื่อค่าสัญญาณ Digital เป็น 1 Carrier Wave จะสูงขึ้นกว่าปกติ และเมื่อค่าบิตเป็น 0 Carrier Wave จะตกลงกว่าปกติ แต่วิธีการนี้จะไม่ค่อยได้รับความนิยม เนื่องจากว่าถูกรบกวนจาก สัญญาณอื่นได้ง่าย



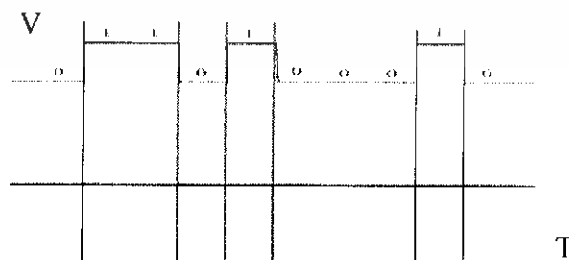
รูปที่ 5.6 แสดงการมอดูเลตแบบ ASK

2. Frequency – Shift Keying: FSK การ Modulate เริงเลขทาง ความถี่ ขนาดของคลื่นพาห้ Carrier Wave จะไม่เปลี่ยน แต่ความถี่ของคลื่นจะเปลี่ยนแทน โดยเมื่อบิตมีค่าเป็น 1 ความถี่จะสูงกว่าปกติ และเมื่อบิตมีค่าเป็น 0 ความถี่ของคลื่นจะต่ำกว่าปกติ



รูปที่ 5.7 แสดงการมอดูเลตแบบ FSK

3. Phase – Shift Keying: PSK การ Modulate เริงเลขทางเฟส คือค่าของขนาด และความถี่ของคลื่นพาห้จะไม่มีการเปลี่ยนแปลง แต่เฟสของสัญญาณจะเป็นตัวเปลี่ยนแปลง กล่าวคือเมื่อสถานะของบิตเป็น 0 หรือเป็น 1 เฟสของคลื่นจะเปลี่ยน (Shift) ไป 180 องศาด้วย ซึ่งวิธีนี้จะมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นน้อยที่สุด ทำให้ได้สัญญาณที่มีคุณภาพดีที่สุด แต่ว่าจริงในการทำงานจะซับซ้อนกว่า และราคาอุปกรณ์ ก็แพงกว่าปกติ อีกด้วย



รูปที่ 5.8 แสดงการมอดูเลตแบบ PSK

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.3 การมอดูเลตสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

ในกรณีที่เป็นการส่งสัญญาณแบบ Digital อยู่แล้ว การส่งสัญญาณที่เป็น Digital สามารถส่งผ่านได้โดยตรง ยกตัวอย่างเช่น ไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ แต่ในการทำงานเดียวกัน เราก็สามารถส่งสัญญาณ Analog ผ่านเข้าไป ในระบบเครือข่าย Digital ได้ โดยการเปลี่ยนแปลงสัญญาณเสียก่อน ซึ่งอาศัยอุปกรณ์ที่เรียกว่า CODEC: Coder / Decoder เป็นตัวแปลงสัญญาณ โดยเทคนิคการเปลี่ยนสัญญาณนั้นมีอยู่ด้วยกัน 2 วิธีคือ

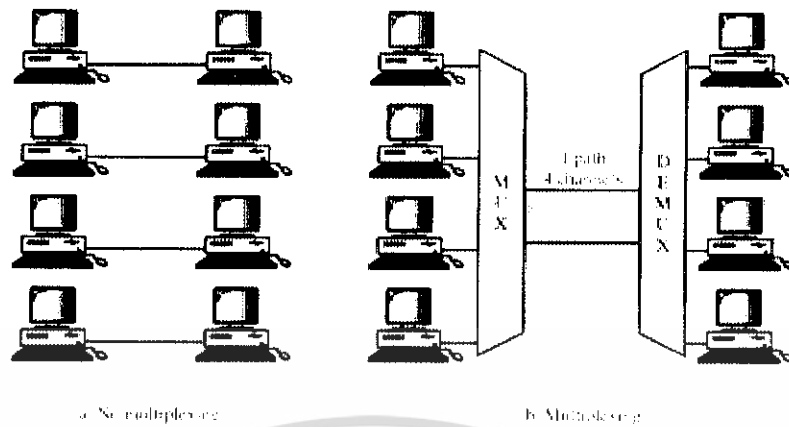
1. Pulse Amplitude Modulation : PAM การ Modulate ทางแอมพลิจูดของพัลส์ จะอาศัยหลักการ Sampling ของสัญญาณที่เป็น Analog ตามช่วงเวลา ทำให้สัญญาณนั้นขาดจากกันเป็นพัลส์ ๆ โดยขนาด ของแต่ละพัลส์จะเท่ากับขนาดของสัญญาณเดิมในช่วงเวลา นั้น ๆ ซึ่งจากการ Sampling จะทำด้วยอัตรา สองเท่าของแบนด์วิดท์ของ Analog เป็นจำนวนครั้งต่อวินาที (Sampling = 2 BW MHz) หมายความว่า ถ้า Sampling ด้วยอัตราที่น้อยเท่าใด ก็จะได้สัญญาณพัลส์ที่ใกล้เคียงกับสัญญาณเดิม มากที่สุด แต่ถ้าน้อยเกินไปจะเป็น Analog เหมือนเดิม

2. Pulse Code Modulation : PCM การ Modulate แบบรหัสพัลส์นั้นขนาดของพัลส์ในแบบ PCM นั้นจะเป็นแบบ ไม่ต่อเนื่อง ไม่เหมือนกันแบบ PAM ที่ขนาดของพัลส์ยังคงคล้ายกับแบบ Analog ซึ่งวิธี PCM นี้จะมีการตัดตอนสัญญาณที่เรียกว่า Quantize (ควอนไทซ์) โดยทำให้เป็นค่าสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่อง เช่นต้องการแปลงสัญญาณ Digital ขนาด 3 bit กำหนดไว้ระดับค่าสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่อง 23 = 8 ระดับ นั่นคือตั้งแต่ระดับ 0 – 7 จากนั้นก็จะทำการ Sampling ด้วยอัตราสัญญาณที่เหมาะสม (2 BW MHz) จะทำให้สามารถกำหนดรหัสแทนพัลส์ได้ด้วยรหัสเลขฐานสอง จากนั้นเมื่อสัญญาณ PCM ถูกส่งมาถึงปลายทางก็จะเปลี่ยนมาเป็นสัญญาณ Analog อย่างเดิมอีกครั้ง

5.5 Multiplexing

เป็นเทคนิควิธีการส่งข้อมูลไปพร้อมกัน ในเส้นทางเดียวกัน ระบบ Multiplexing มีอยู่ 2 ประเภทคือ

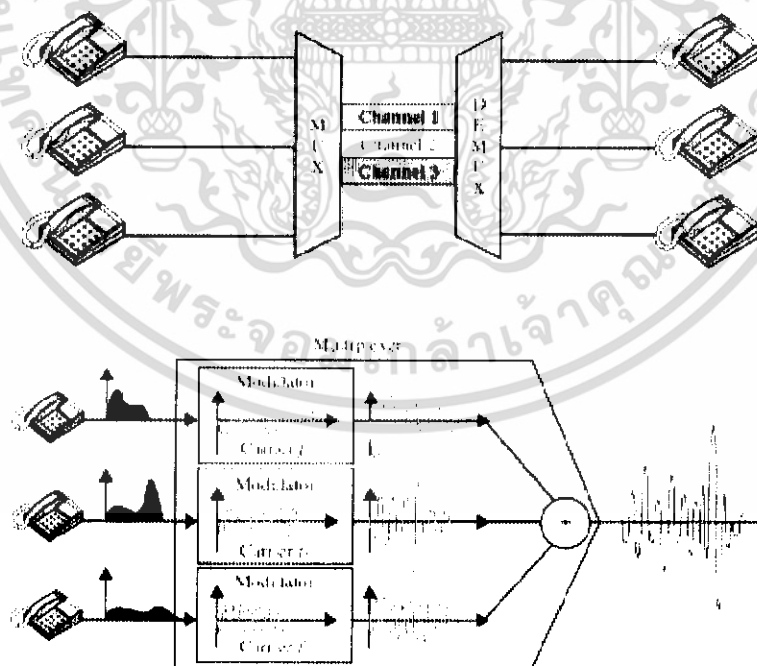
- MUX เข้ารหัส
- DEMUX ถอดรหัส



รูปที่ 5.9 ระบบ Multiplexing

จากรูปที่ 5.9 แสดงให้เห็นว่าระบบ Multiplexing ทำงานในลักษณะการเชื่อมโยงแบ่งปันทรัพยากรข้อมูลโดยใช้เส้นทางร่วมกันและสามารถดูแลรักษาได้โดยง่าย เทคนิคการ Multiplexing แบ่งได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่คือ

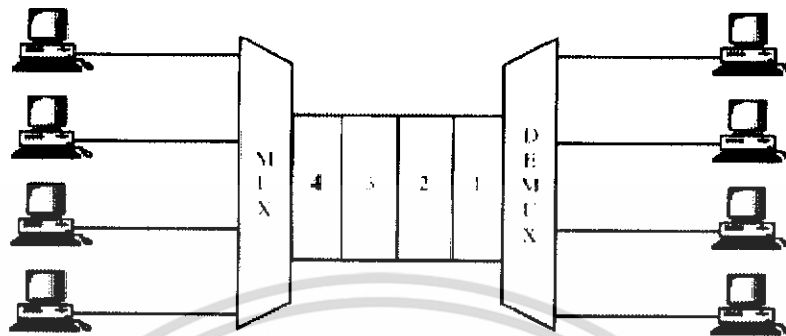
5.5.1. Frequency-division Multiplexing (FDM) ส่งข้อมูลแบบอนาลอกจะสนใจเรื่องความถี่ทำหน้าที่เป็นทั้ง input และ output ตัวอย่างของ FDM คือ cable



รูปที่ 5.10 การ Multiplexing แบบ FDM ทั้ง 2 ตัวอย่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.5.2. Time-division Multiplexing (TDM) จะสนใจเรื่องของเวลาเหมาะกับงานด้านดิจิทัล และมีคุณสมบัติในการใช้ link เดียวกันได้ แต่จะเรียงไปตามเส้นทาง TDM มีอยู่ 2 รูปแบบคือ



รูปที่ 5.11 การ Multiplexing แบบ TDM

แบบ Synchronous TDM

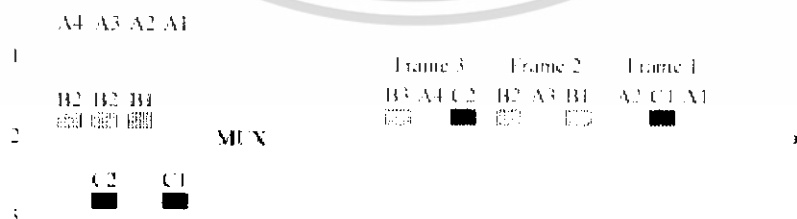
ตัว Multiplexer จะเป็นตัวค้นหาว่า device ตัวไหนต้องการส่งโดยไม่สนใจว่า device ตัวนี้จะส่งหรือไม่หรือ device ตัวนี้เสียหรือไม่ ซึ่งจุดนี้ทำให้เสียเวลาและเกิดการสลับเปลี่ยนทรัพยากร



รูปที่ 5.12 การ Multiplexing แบบ Synchronous TDM

แบบ Asynchronous TDM

เป็นเทคนิคการปิดรูปร่างของ Synchronous ที่หลีกเลี่ยงการเสียเวลาเปล่าและทำให้ระบบโดยรวมดีขึ้น



รูปที่ 5.13 การ Multiplexing แบบ Asynchronous TDM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.6 Serial Transmission

Serial Transmission มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- ส่งครั้งละ 1 บิตตามกันไป
- ใช้สายส่งข้อมูล 1 เส้น
- ใช้อุปกรณ์การแปลงสัญญาณระหว่างผู้ส่งกับผู้รับ (Mux และ Demux)
- ค่าใช้จ่ายถูกกว่า Parallel
- ส่งข้อมูลระยะทางไกลๆดีกว่า
- ส่งบิต LSB ก่อน
- มี 2 ประเภท คือ asynchronous และ synchronous



รูปที่ 5.14 การส่งแบบอนุกรม

ข้อดี : ลดต้นทุนและไม่เปลืองสาย

ข้อเสีย : ส่งข้อมูลได้ช้าเหมาะกับงานระยะไกลๆ

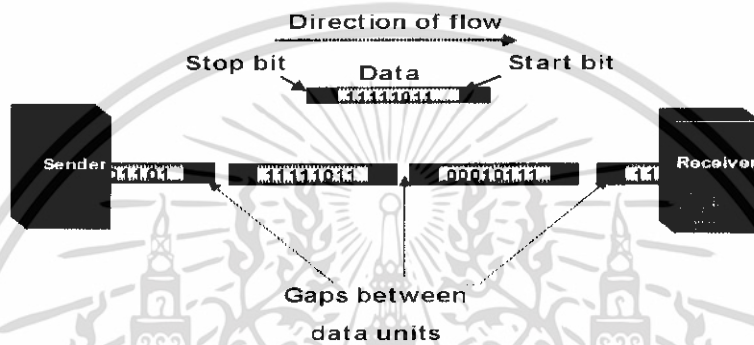
Asynchronous Transmission

- ส่งและรับทีละ 1 ตัวอักษรภายใน 1 ครั้ง
- ไม่ขึ้นกับเวลา(ผู้รับกับผู้ส่งใช้เวลาต่างกันและผู้รับไม่ต้องกำหนดเวลาในการส่งครั้งต่อไป)
- มี Start และ Stop บิต
- อัตราการส่งต่ำมีประสิทธิภาพน้อย
- ง่ายและใช้อุปกรณ์ราคาไม่แพง เช่น Modem, printer, mouse

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณสมบัติของ Asynchronous

- เมื่อไม่มีการส่งสัญญาณจะเป็น 1
- การส่งสัญญาณจะเริ่มที่ไบนารี 0
- ส่งได้ครั้งละ 5-8 บิต
- ข้อมูลจะถูกส่งเป็นบางส่วนจะถูกควบคุม โดย MSB Position
- บิต 1 คือบิตสุดท้ายแลบิตหยุด



รูปที่ 5.15 การส่งแบบ Asynchronous

ข้อดี : ราคาถูก, มีประสิทธิภาพสูงและใช้กับงานที่ไม่ต้องการความเร็วมากนัก เช่น modem

ข้อเสีย : ความเร็วช้า

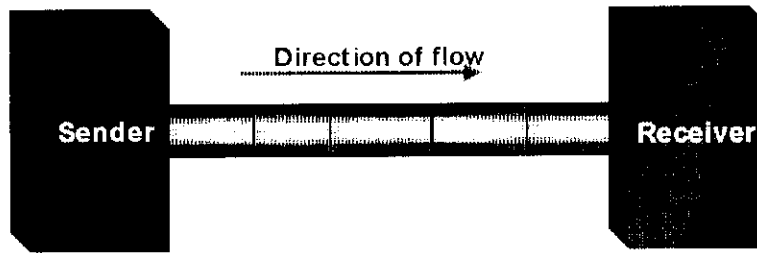
Parity Check

- จะอยู่ตัวสุดท้ายของ block data
- ค่าของบิตนี้ = 1s และค่าของ odd parity = 1s

Synchronous Transmission

- ❖ ส่งข้อมูลเป็นเฟรม (frame)
- ❖ ผู้ส่งกับผู้รับจะต้องใช้เวลาเดียวกัน
- ❖ ไม่มี start และ stop บิต
- ❖ อัตราการส่งสูงและมีประสิทธิภาพดี
- ❖ ซับซ้อนและอุปกรณ์แพงกว่า เช่น HDLC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.16 การส่งแบบ Synchronous

ข้อดี : มีความเร็วสูง ใช้กับการสื่อสารที่ต้องใช้ความเร็วในการส่งสูงๆ

ข้อเปรียบเทียบ Asynchronous และ Synchronous

- Synchronous สามารถส่งข้อมูลได้มากกว่า Asynchronous
- Synchronous มีความซับซ้อนน้อยกว่า Asynchronous
- ใน Synchronous ถ้ามีข้อผิดพลาดต้องส่งเฟรมนั้นใหม่อีกครั้ง (ทำให้ใช้เวลานานกว่าแบบ Asynchronous)

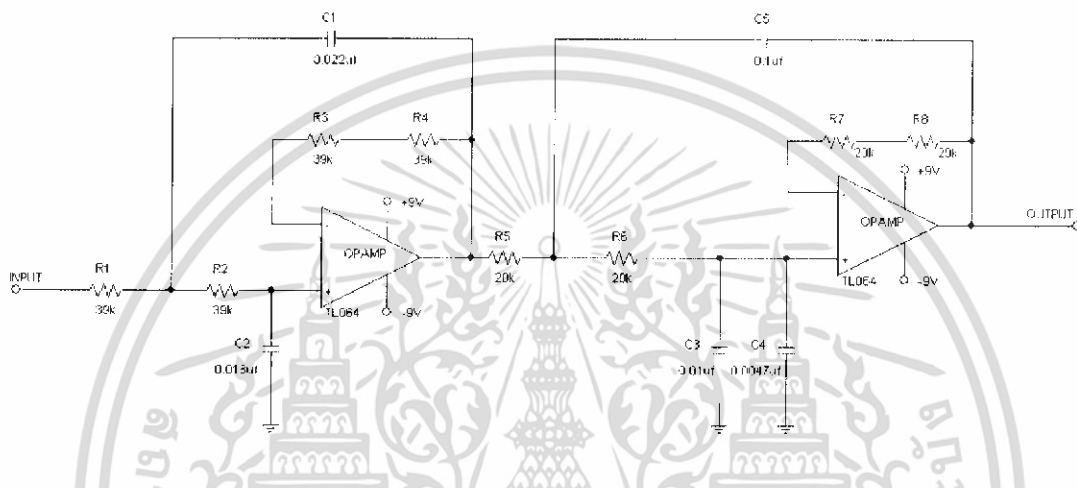
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

การสร้างและออกแบบ

ขั้นตอนการออกแบบ

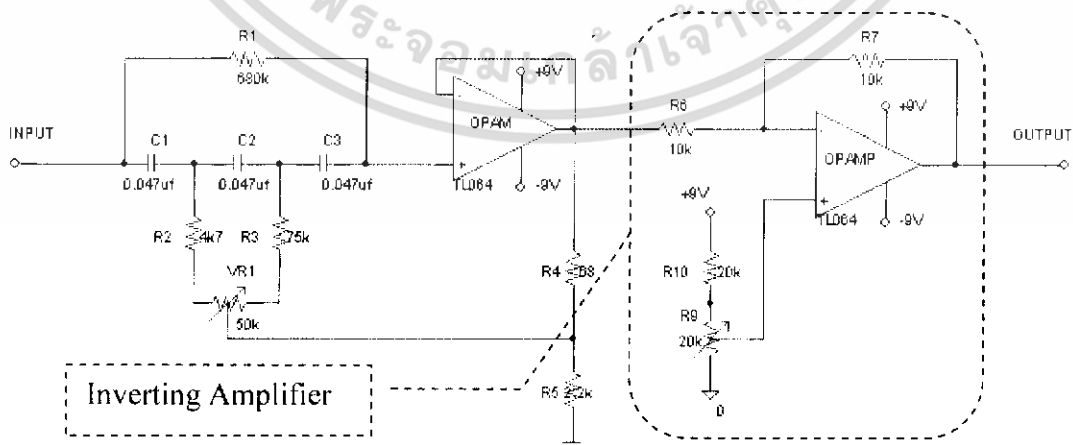
1. เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่อยู่ในช่วง 0.5-200 Hz เพราะฉะนั้นจึงต้องมีวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ที่ $F_c = 200$ Hz เพื่อให้ตัดสัญญาณความถี่สูงที่ปนเข้ามา



รูปที่ 6.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านบัตเตอร์เวิร์ธอันดับที่ 4

ในที่นี้ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ธอันดับที่ 4 ดังรูปที่ 6.1

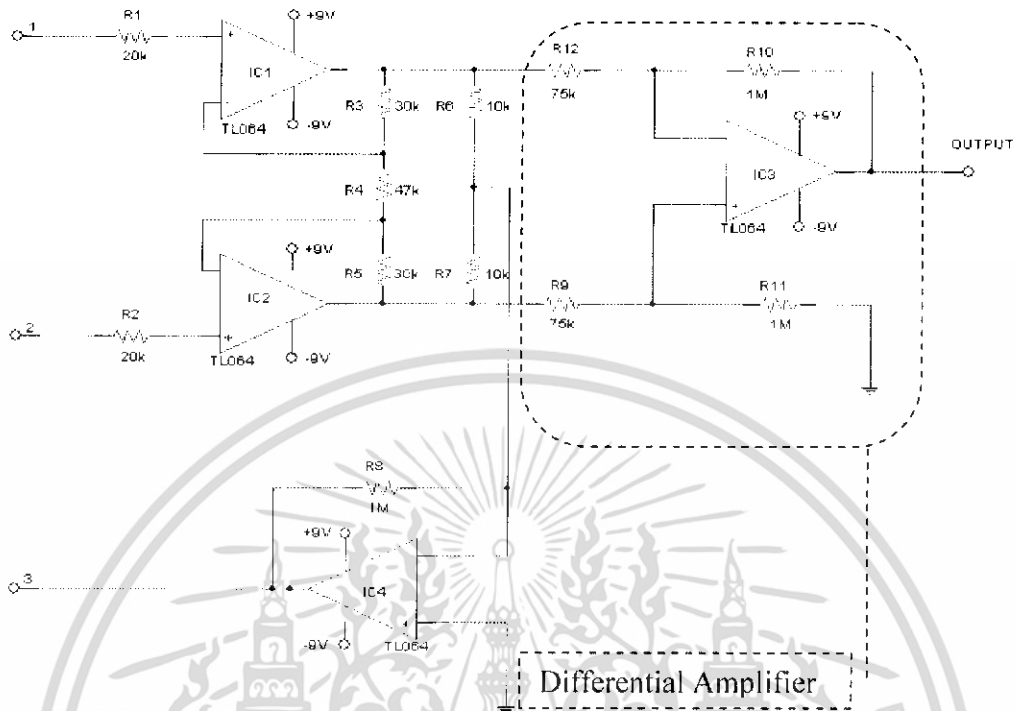
2. เพื่อป้องกันการรบกวนจากไฟบ้าน ความถี่ 50 Hz จึงเพิ่มวงจรลดทอนความถี่ที่ $F_R = 50$ Hz
3. ก่อนเข้าวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ต้องปรับแรงดันออฟเซตให้สัญญาณอยู่ในช่วง 0-5 โวลต์ ดังรูปที่ 6.2



รูปที่ 6.2 วงจรลดทอนแถบความถี่และปรับออฟเซต

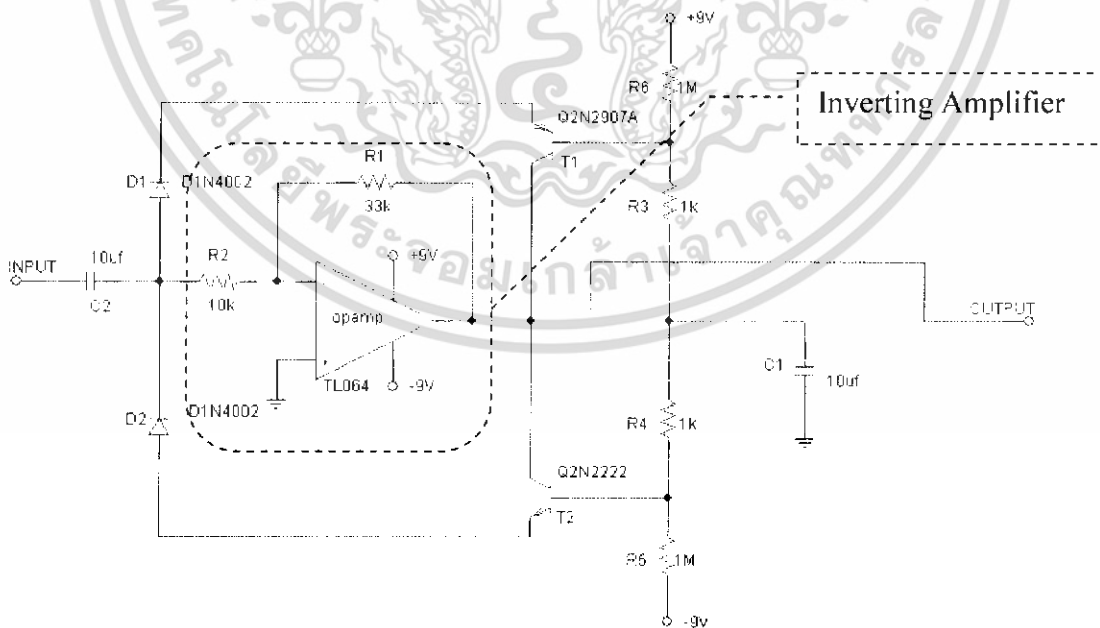
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. กำหนดอัตราขยายของวงจร Instrumentation Amplifier เป็น 30 เท่า



รูปที่ 6.3 วงจร Instrumentation Amplifier อัตราขยาย 30 เท่า

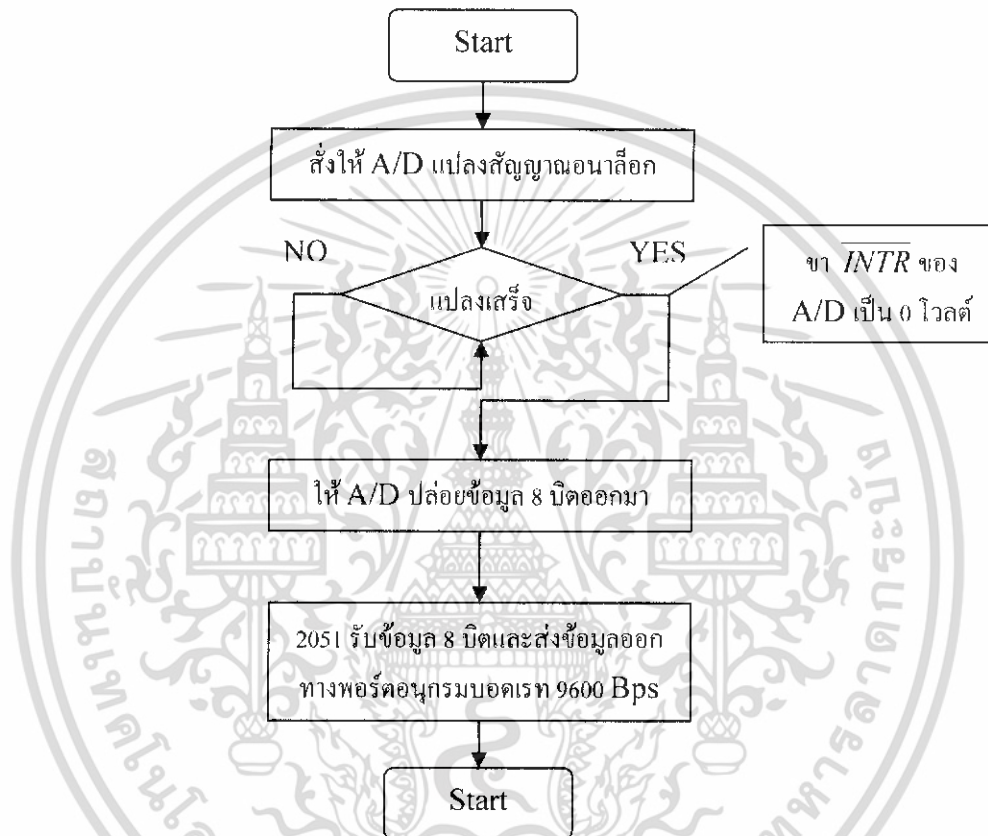
5. ใช้วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ ในการปรับให้สัญญาณเกินตัวได้เร็วเมื่อได้รับการรบกวนจากการเคลื่อนของผิวสัมผัสของอิเล็กทรอนิกส์



รูปที่ 6.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติและอินเวอร์ตติ้งแอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

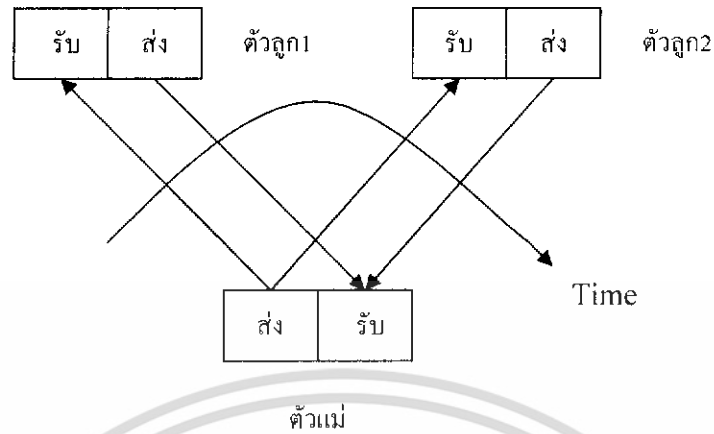
6. ขยายสัญญาณ โดยใช้วงจรอินเวอร์ตติ้งแอมป์ 2 ชุด
 - ชุดที่ 1 อยู่ในวงจรดังรูปที่ 6.2
 - ชุดที่ 2 อยู่ในวงจรดังรูปที่ 6.4
7. ใช้ AT89C2051 เป็นตัวควบคุมการทำงานของไอซีแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC0804) แสดงเป็นโพล์ชาร์ตได้ดังนี้



รูปที่ 6.5 ผังการทำงานของ ADC0804 และ AT89C2051

8. กำหนดให้ตัวลูกส่งข้อมูลสลับกัน(TDM) โดยมีตัวแม่เป็นตัวส่งสัญญาณอนุญาต คือตัวลูกแต่ละตัวจะส่งข้อมูลได้ต้องได้รับอนุญาตจากตัวแม่ก่อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

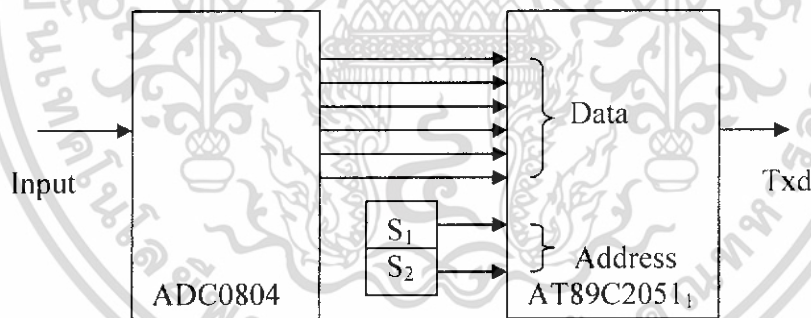


รูปที่ 6.6 การรับ/ส่ง

9. ตัดข้อมูล 2 บิตต่างที่ออกจาก A/D ออก (D_0, D_1) แล้วแทนที่ด้วยสวิทช์ ทำเป็นแอดเดรส เพราะฉะนั้นจะมีข้อมูล 6 บิต แอดเดรส 2 บิต

-ข้อมูล 6 บิต ส่งเข้าพอร์ต 1 ของ AT89C2051 ตัวที่ 1

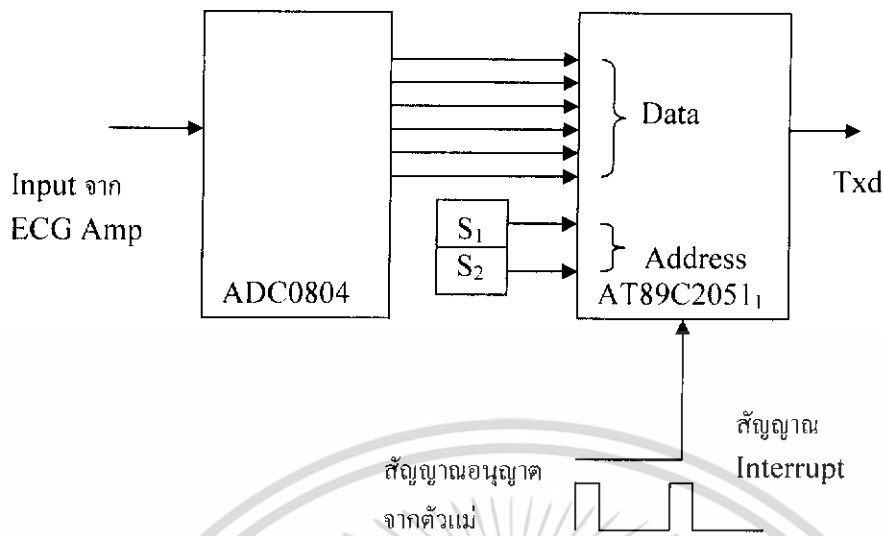
-แอดเดรส 2 บิต จะให้แอดเดรสทั้งหมด 4 แอดเดรส คือ 00 01 10 และ 11 ดังรูปที่ 6.7



รูปที่ 6.7 การกำหนดแอดเดรส

10. ใช้ AT89C2051 ตัวที่ 2 เป็นตัวรับสัญญาณอนุกรม แล้วส่งพัลส์ไปสั่งให้ AT89C2051 ตัวที่ 1 ส่งข้อมูลออกทางพอร์ตอนุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.8 การอินเตอร์รัปต์ภายนอก

11. กำหนดบอดเรท 9600 Bps

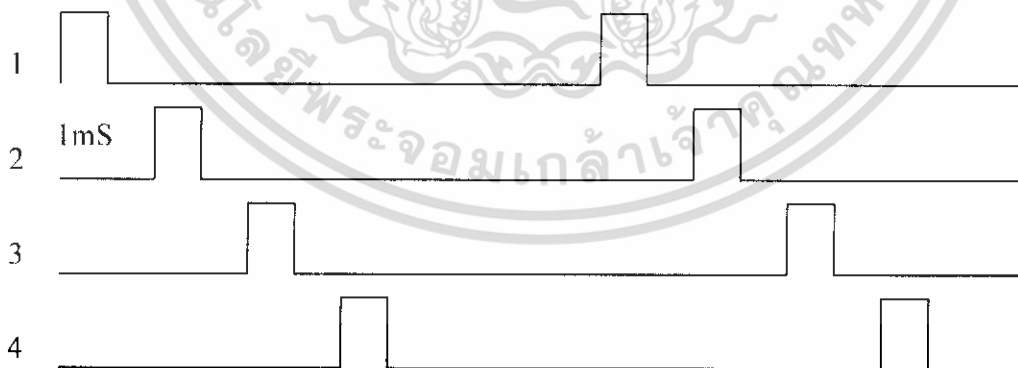
จำนวนบิตที่ส่งออกจากพอร์ตอนุกรมของ AT89C2051 = 10 บิต \rightarrow 1 Packet

Start	D ₇	D ₆	D ₅	D ₄	D ₃	D ₂	A ₁	A ₀	Stop
-------	----------------	----------------	----------------	----------------	----------------	----------------	----------------	----------------	------

เพราะฉะนั้น จะส่งได้ $\frac{9600}{10}$ [Bit/S] / [Bit/Packet] = 960 Packet/S \rightarrow ข้อมูล 1 Packet ใช้เวลา $\frac{1}{960}$

= 1 mS/Packet

นั่นคือ ตัวลูกแต่ละตัวต้องส่งห่างกันมากกว่า 3 mS ตามรูปที่ 6.9



รูปที่ 6.9 ไทม์มิ่งไดอะแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

12. กำหนดสัญญาณอนุญาต

- ตัวที่1 รับอักขระ A
- ตัวที่2 รับอักขระ B
- ตัวที่3 รับอักขระ C
- ตัวที่4 รับอักขระ D

แสดงได้ดังตาราง สำหรับตัวลูกสองตัว

ตารางที่ 6.1 แสดงการรับ/ส่งข้อมูล

ตัวแม่	ตัวลูก1	ตัวลูก2	ตัวแม่
ส่ง A	.	.	.
ส่ง B	รับ A	.	.
ส่ง A	ส่งข้อมูล	รับ B	.
ส่ง B	รับ A	ส่งข้อมูล	รับข้อมูลจากตัวลูก1
.	ส่งข้อมูล	รับ B	รับข้อมูลจากตัวลูก2
.	.	ส่งข้อมูล	รับข้อมูลจากตัวลูก1
.	.	.	รับข้อมูลจากตัวลูก2

↓ แกนเวลา

13. สร้างโปรแกรมแสดงผลโดยภาษาวิซวลเบสิก 6.0 โดยมีพีเจอร์ของโปรแกรมดังรูปที่ 10 แอดเดรสของข้อมูลที่รับเข้ามาสามารถหาได้โดยนำมา AND กับ 00000011 ดังนี้

D ₇	D ₆	D ₅	D ₄	D ₃	D ₂	A ₁	A ₀
AND							
0	0	0	0	0	0	1	1
Address =							
0	0	0	0	0	0	A ₁	A ₀

นำแอดเดรสที่ได้มา Demultiplex ข้อมูลกลับเป็นข้อมูลเดิม โดยข้อมูลจะแสดงบนมอนิเตอร์ตามที่กำหนดไว้คือ

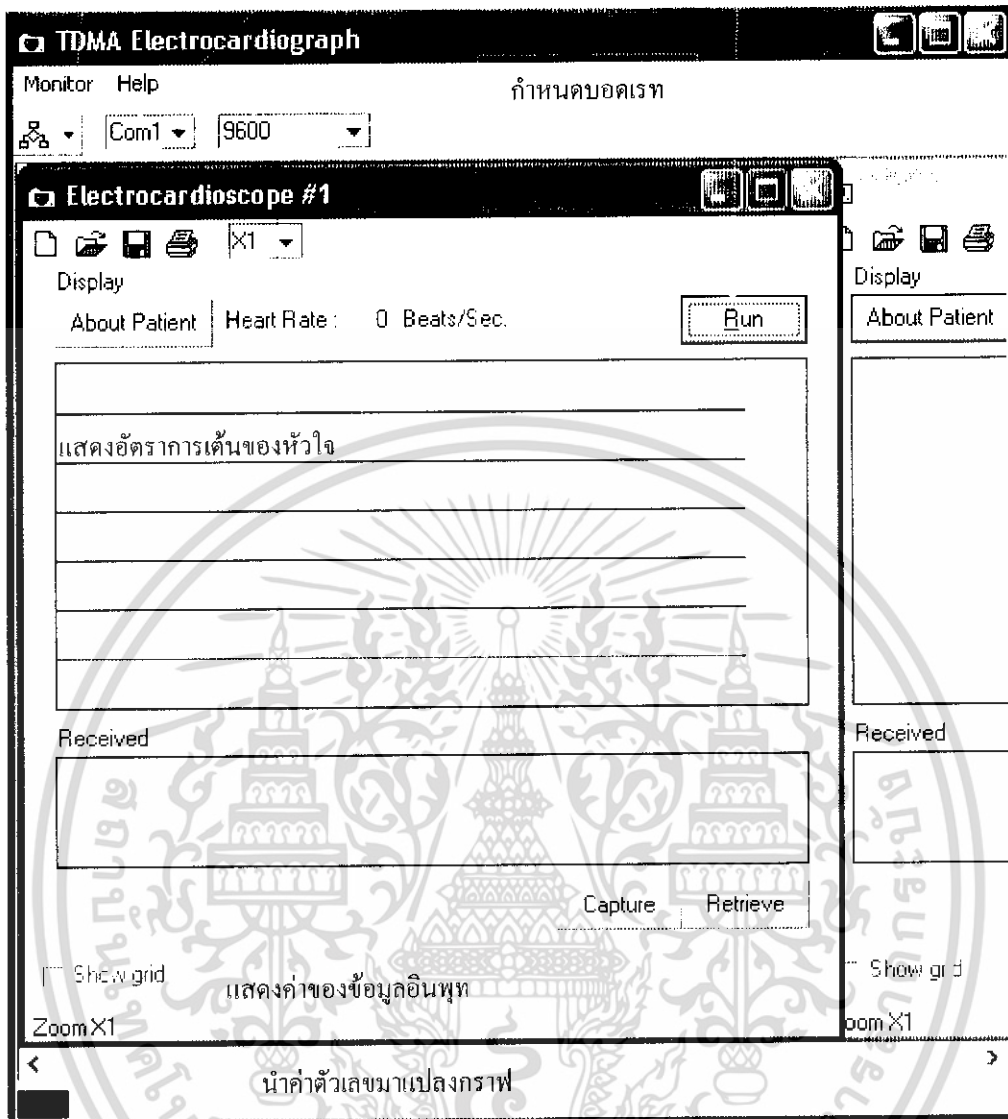
- แอดเดรส 00 แสดงบนมอนิเตอร์ 1
- แอดเดรส 01 แสดงบนมอนิเตอร์ 2
- แอดเดรส 10 แสดงบนมอนิเตอร์ 3
- แอดเดรส 11 แสดงบนมอนิเตอร์ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปิด/ปิดพอร์ต

เลือกพอร์ต

แสดงสัญญาณอินพุต



รูปที่ 6.10 พีเจอร์ของโปรแกรมแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

การทดลองและผลการทดลอง

7.1 การทดสอบการทำงานของวงจรมอนิเตอร์อินสตรูเมนต์

7.1.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซของวงจรมอนิเตอร์อินสตรูเมนต์

ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซเป็นค่าที่ใช้บอกความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าสู่อินพุตของอินสตรูเมนต์แบบคอมมอนโหมดว่ากระทำได้ดีเพียงใด

โดยที่

$$CMRR = 10 \log (A_d / A_c)$$

โดยที่ A_d คือ อัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

A_c คือ อัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

7.1.2 ขั้นตอนการทดลองการหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุตของในรูปที่ 2.5 ต่อลงกราวด์ของวงจร
2. ป้อนคลื่นไซน์ขนาด 100 mV_{p-p} ที่ความถี่ต่างๆดังตารางที่ 5.1 เข้าที่ขาอินพุตของอินสตรูเมนต์แบบ
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์แล้วบันทึกลงในตารางที่ 5.1 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายแล้วบันทึกลงในตาราง
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่ในตารางที่ 5.1 นำมาหาอัตราเฉลี่ย

7.1.3 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

1. นำขาอินพุตและอินพุตของอินสตรูเมนต์แบบในรูปที่ 2.5 ต่อเข้าด้วยกัน
2. ป้อนคลื่นไซน์ขนาด 100 mV_{p-p} ที่ความถี่ต่างๆดังตารางที่ 5.2 เข้าที่ขาอินพุตทั้งสองของอินสตรูเมนต์แบบ
3. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์แล้วบันทึกในตารางที่ 5.2 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายบันทึกลงในตาราง
4. จากอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่ในตารางที่ 5.2 นำมาหาอัตราเฉลี่ย

ตารางที่ 7.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบคิฟเฟอร์เร็นเช็ลโตมคของอินสตรูเมนเตชันแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ

ความถี่(Hz)	แรงดันเอาต์พุต(v_{pp})	อัตราขยาย(เท่า)
1	2	20
20	2	20
50	2	20
100	2	20
150	2	20
175	2	20
200	2	20
300	2	20
500	2	20
1000	2	20

ตารางที่ 7.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบคอมมอน โหมดของอินพุทของอินสตรูเมนเตชันแอมป์ที่ความถี่ต่างๆ

ความถี่(Hz)	แรงดันเอาต์พุต(mv_{pp})	อัตราขยาย(เท่า)
1	100	1
20	100	1
50	100	1
100	100	1
180	100	1
175	100	1
200	100	1
300	100	1
500	100	1

$$CMRR = -20\log\left(\frac{A_d}{A_c}\right) = -20\log 20 = -26.02$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7.2 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero)

- วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรอินเวอร์ตติ้งโดยที่ยังไม่ต่อส่วนวงจรปรับศูนย์
- วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรอินเวอร์ตติ้งโดยที่เราต่อส่วนวงจรปรับศูนย์แล้ว
- เปรียบเทียบผลของ 2 ข้อข้างต้น

7.3 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรความถี่ต่ำผ่าน

วงจรความถี่ต่ำผ่านดังรูปที่ 2.9 เป็นวงจรแบบแบตเตอรี่เวิร์ทอันดับที่ 4 ซึ่งตามทฤษฎีจะได้ความชันเท่ากับ -80 Db/Decade และมีจุดคัทออฟที่ 200 Hz

ขั้นตอนการทดลอง

1. ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด $2 V_{pp}$ ที่อินพุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านโดยใช้ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 7.3
2. วัดขนาดสัญญาณอินพุตที่ได้และคำนวณอัตราขยายและบันทึกลงในตารางที่ 7.3
3. นำข้อมูลที่ได้จากตารางที่ 7.3 ไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่
4. ใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าจำลองป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นหัวใจแล้วทำการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่หัวใจเทียบกับจุดเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

ตารางที่ 7.3 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

ความถี่(Hz)	แรงดันเอาต์พุต(v_{pp})	อัตราขยาย(เท่า)
50	2	1
75	2	1
100	2	1
125	2	1
150	2	1
175	1.8	0.9
180	1.75	0.875
190	1.6	0.8
200	1.4	0.7
210	1.3	0.65
220	1.15	0.575
250	0.8	0.4
300	0.4	0.2
500	0.055	0.0275

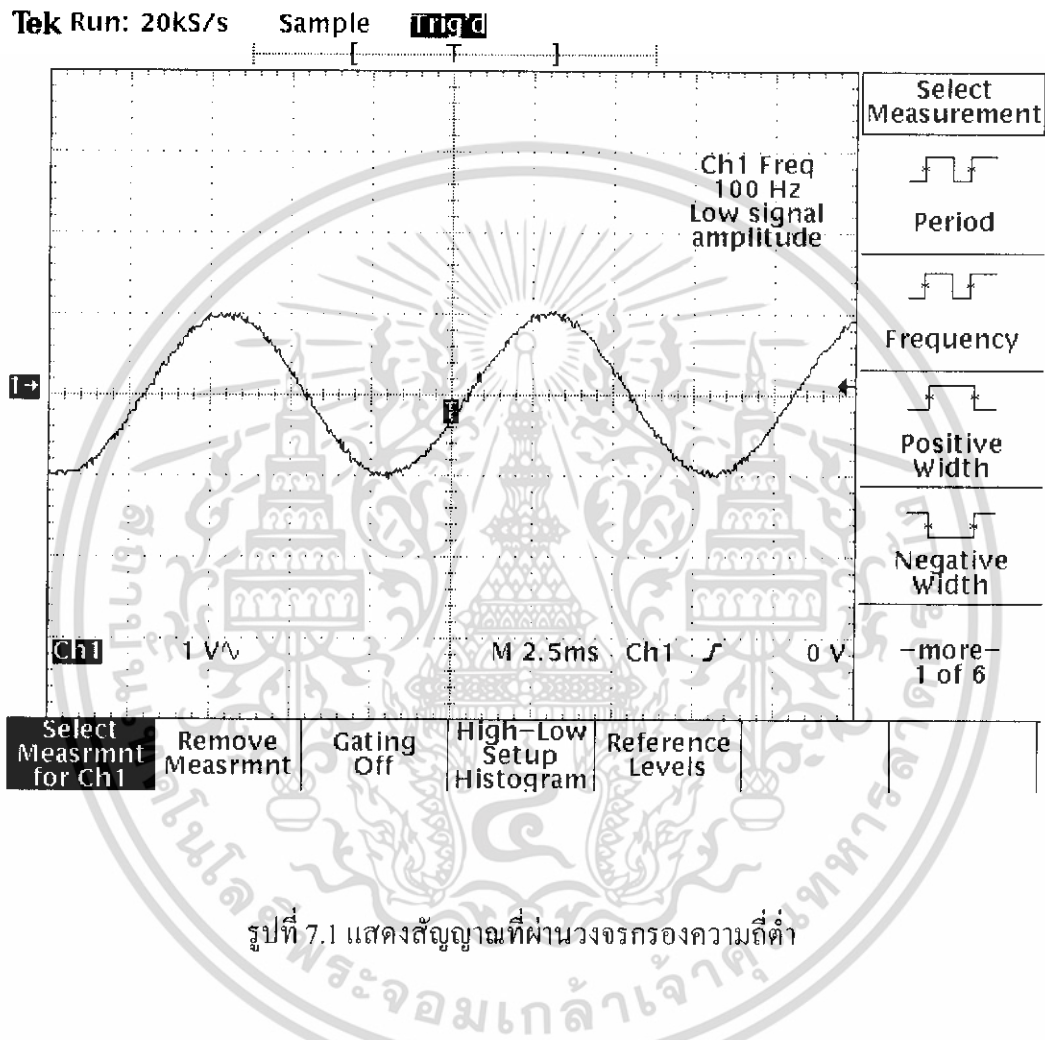
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 7.3 Frequency cutoff = 200 Hz

ที่ความถี่ 200 Hz มี Loss = -3.09db

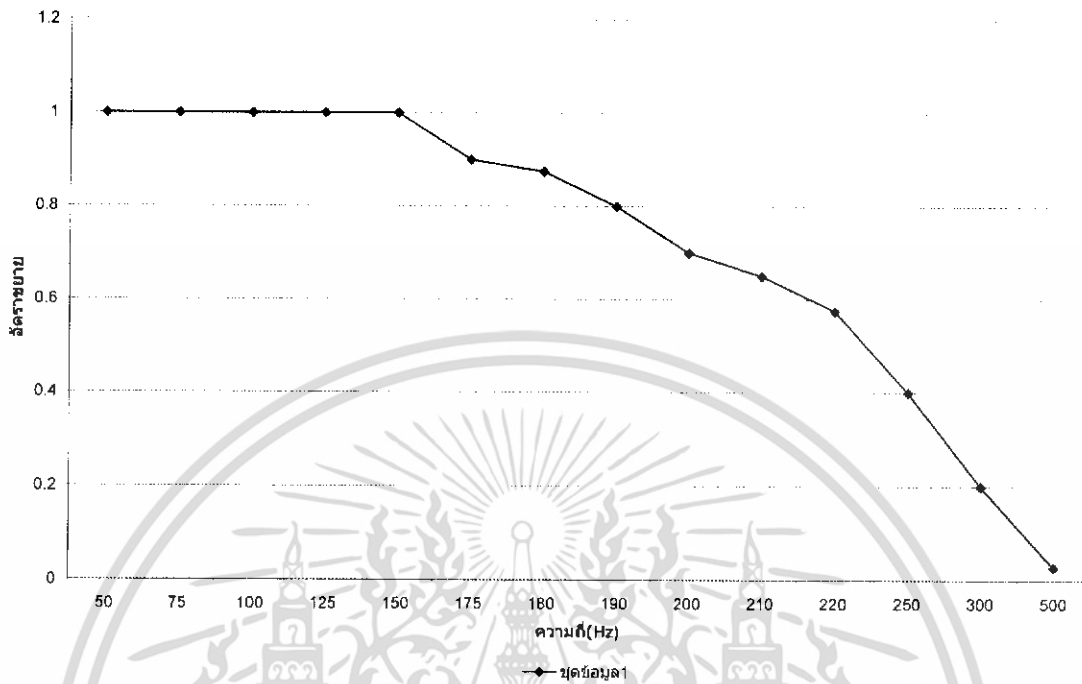
ที่ความถี่ 500 Hz มี Loss = -31.21 db

ดังนั้นความชันของกราฟผลตอบแทนของความถี่เท่ากับ -80 Db/Decade



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 7.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันของวงจรความถี่ต่ำผ่าน

7.4 การทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะ

วงจรกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงดังรูปที่ 4.12 มี $f_c = 50$ Hz และออกแบบให้ $Q = 5$

ขั้นตอนการทดลอง

1. ป้อนสัญญาณขาเข้าขนาด $2V_p$ ที่อินพุทของวงจรกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงโดยใช้ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 7.4
2. วัดขนาดสัญญาณอินพุทที่ได้และคำนวณอัตราขยายและบันทึกลงในตารางที่ 7.4
3. นำข้อมูลจากตารางที่ 7.4 ไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่
4. ใช้คลื่นไฟฟ้าจำลองป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วทำการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุทเทียบกับเอาต์พุทของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกันแถบความถี่ผ่าน

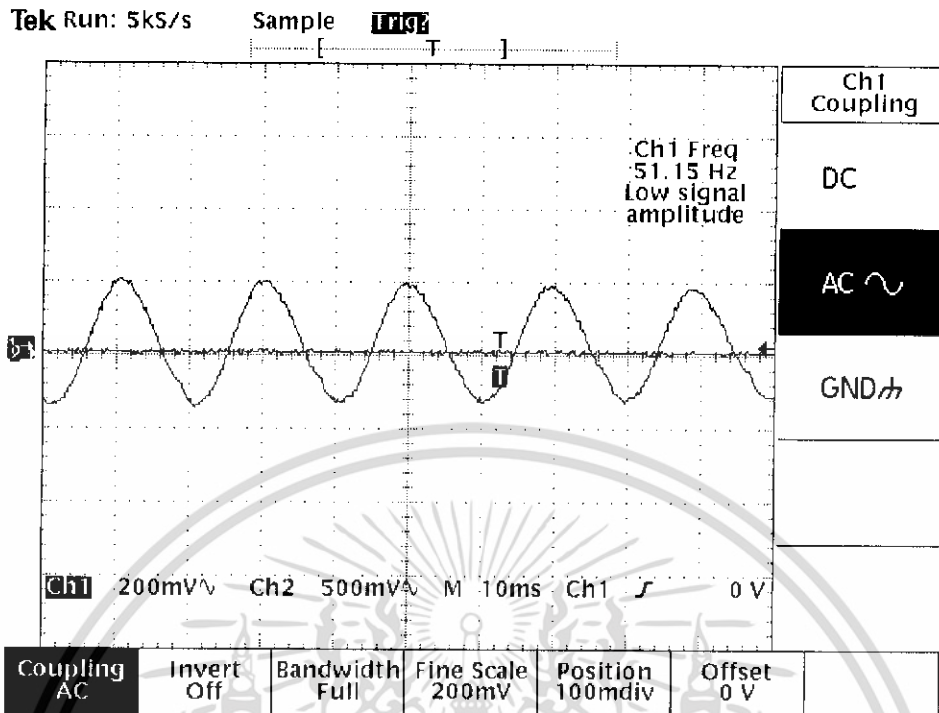
ความถี่(Hz)	แรงดันเอาต์พุต(v_{p-p})	อัตราขยาย(เท่า)
26	1.5	0.75
37	1.4	0.7
43	1.25	0.625
45	1	0.5
47	0.75	0.375
48	0.5	0.25
50	0.4	0.2
52	0.5	0.25
54	1	0.5
56	1.5	0.75
58	1.5	0.75
60	1.58	0.79
75	1.7	0.85
90	2.0	1
120	2.0	1

จากตารางที่ 7.4 ที่ความถี่ 50 Hz มี

$$Q = F_c/BW = 3.34$$

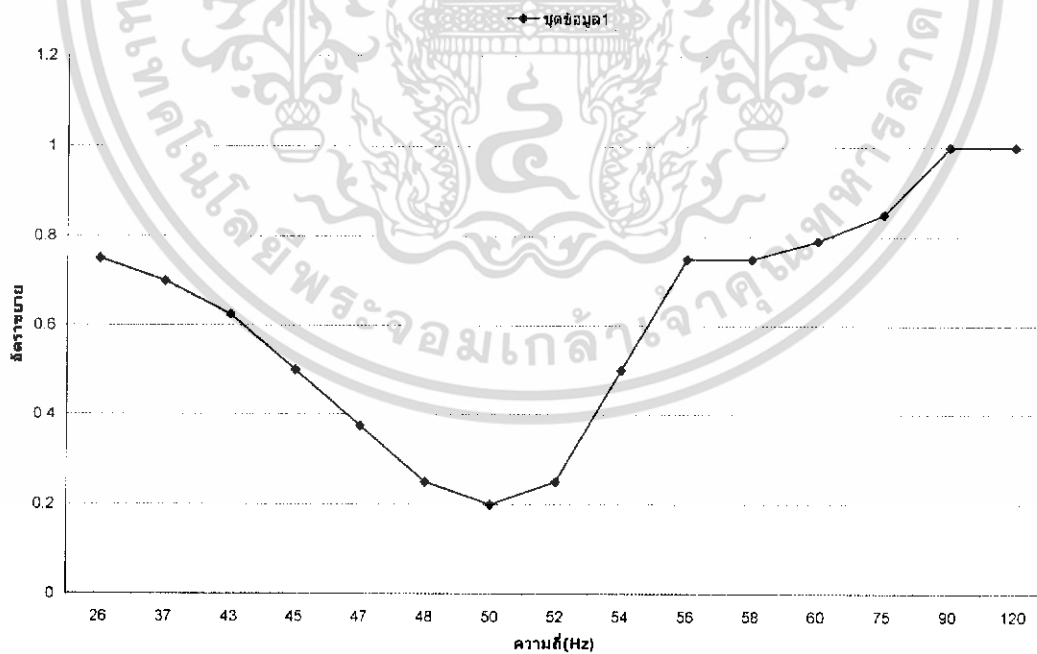
$$\text{Loss ที่ } F_c = -13.97 \text{ db}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



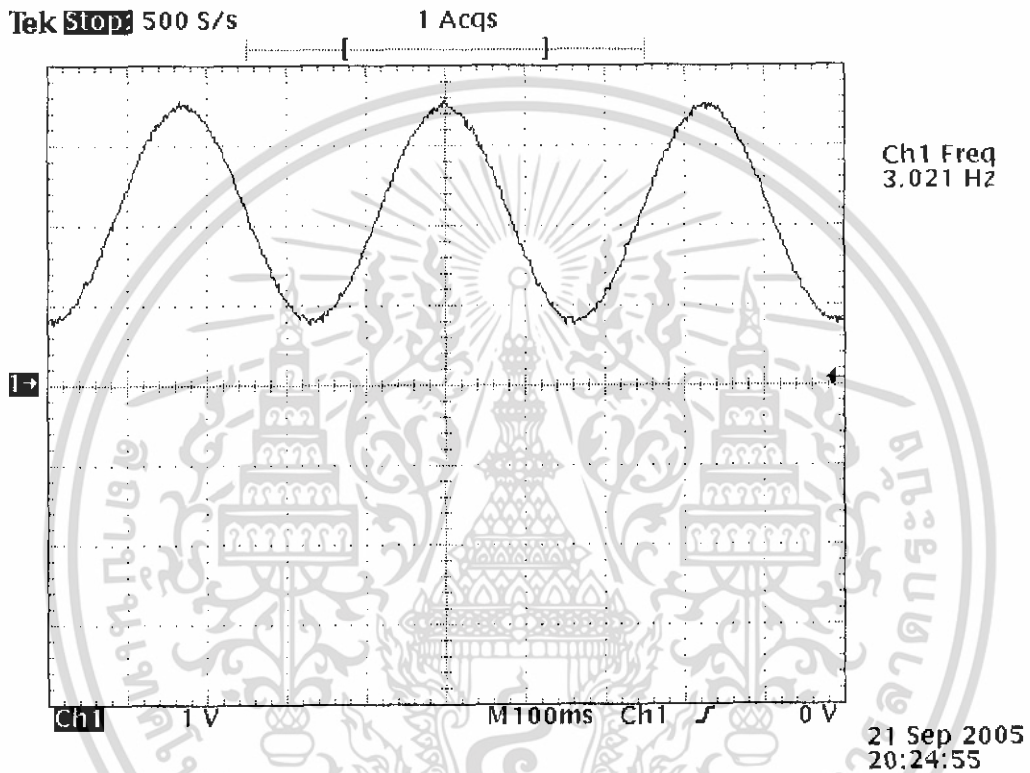
รูปที่ 7.3 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรลดทอนความถี่เฉพาะ

กราฟผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรนี้ไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะ



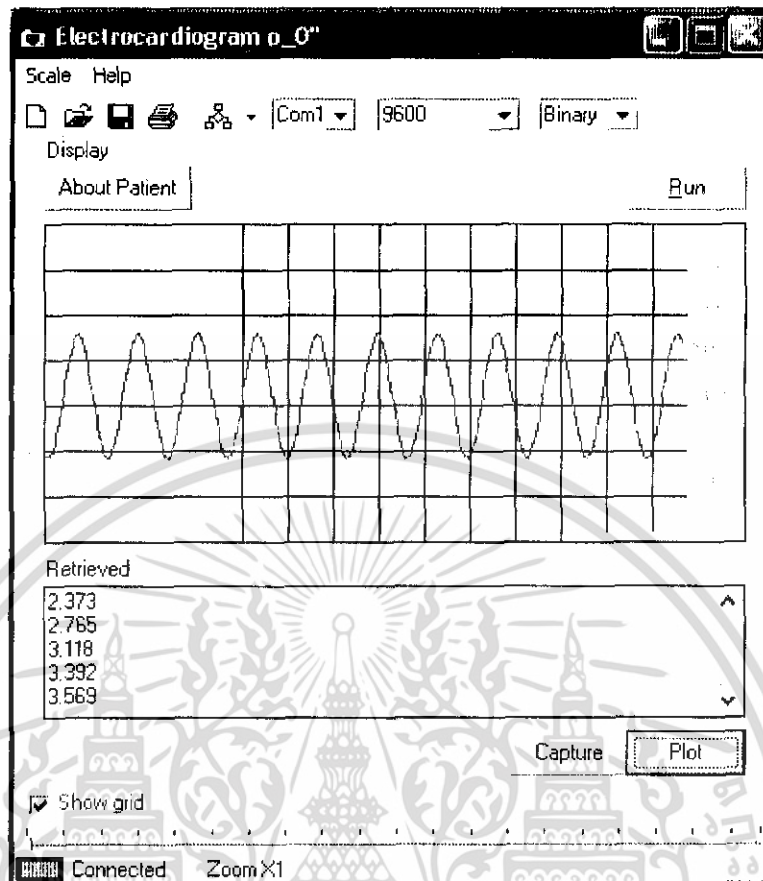
รูปที่ 7.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับอัตราขยายแรงดันวงจรลดทอนความถี่เฉพาะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



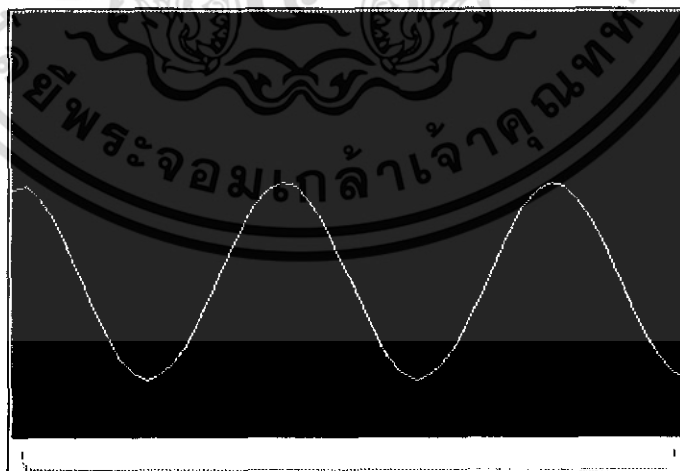
รูปที่ 7.6 แสดงสัญญาณอินพุตที่ป้อนเข้า ADC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.8 วินโดว์ของโปรแกรม

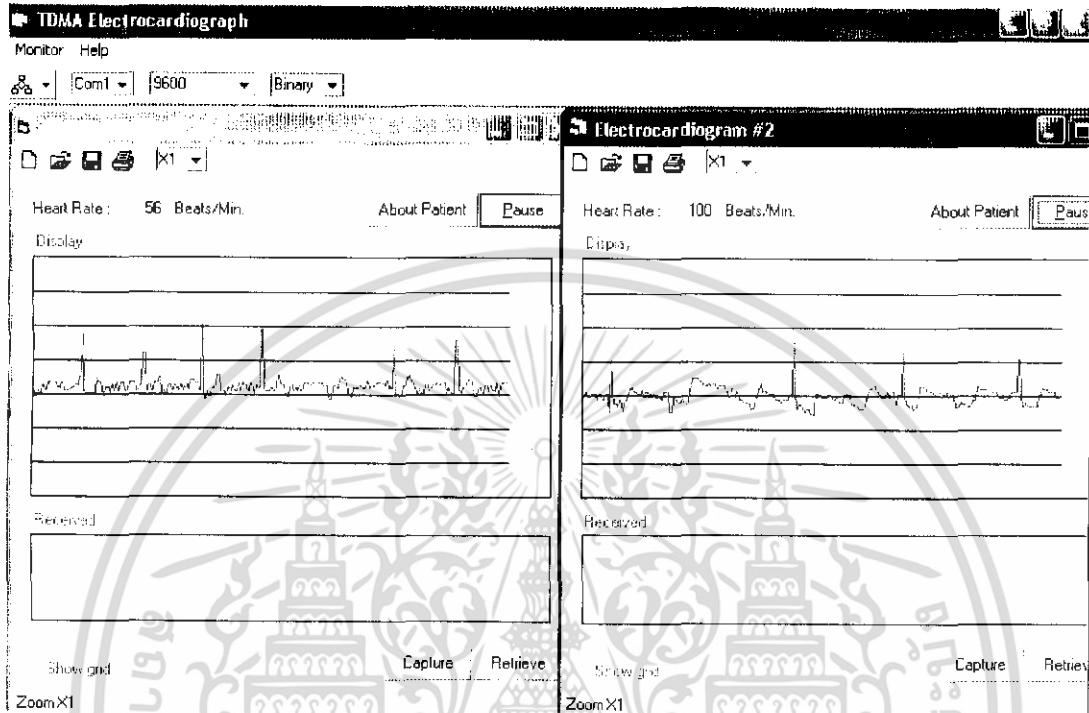
ค่าต่างๆ ที่บันทึกไว้สามารถนำกลับมาพล็อตใหม่ได้ดังนี้



รูปที่ 7.9 กราฟสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณอิสระจากออสซิลโลสโคปพร้อมกันโดยใช้วงจรใน
ภาคผนวก ได้ผลดังรูปที่ 7.10



รูปที่ 7.10 ผลการวัดสัญญาณ

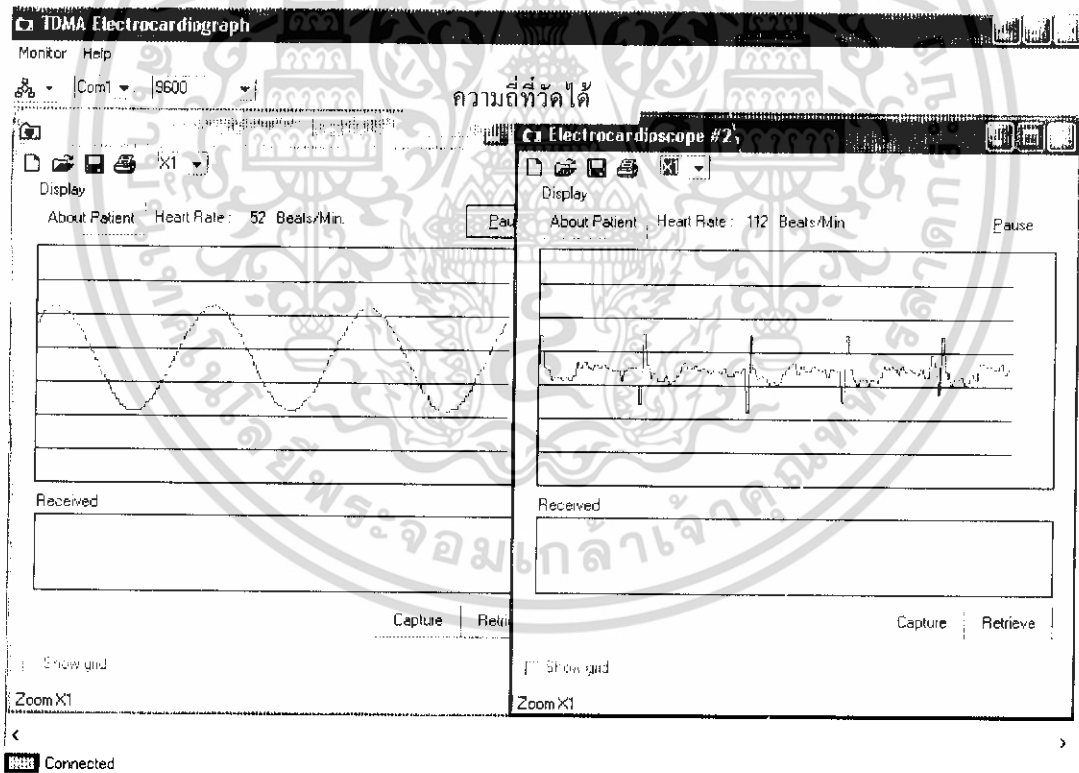
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 8

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้ ได้ออกแบบมาให้รับสัญญาณทั้งหมด 4 แชนแนล โดยการแบ่งเวลาให้สลับกันส่งข้อมูล (TDM) ซึ่งเป็นในลักษณะการเรียก (ร้องขอ) และตอบรับ วิธีนี้เป็นวิธีที่ง่ายและใช้ได้ผลค่อนข้างดี ถึงแม้จะมีตัวถูกได้แค่ 4 ตัว เนื่องจากการแทนที่บิตข้อมูลของ A/D แต่ก็เป็นจำนวนที่เหมาะสมสำหรับโปรแกรมที่เขียนโดยภาววิซลเบลสิก ซึ่งมีข้อจำกัดเรื่องความเร็ว และจะพบว่าค่าบอดเรท 9600 Bps นั้นเป็นค่าที่ค่อนข้างเหมาะสม เพราะถ้าเพิ่มบอดเรทให้มากกว่านี้ ปัญหาจะตกอยู่ที่คอมพิวเตอร์ซึ่งจะใช้ CPU สูง และอาจมากถึง 100% ก็เป็นไปได้

ในส่วนของวงจรวัดสัญญาณนั้นปัญหาที่เลี่ยงไม่ได้ คือ สัญญาณรบกวน ที่คัดออกไปไม่หมด ซึ่งจะเห็นได้จากรูปสัญญาณที่วัดได้ ตามรูปที่ 7.10 และการวัดอัตราการเต้นของหัวใจก็ทำได้ไม่ดีนักเมื่อเทียบกับสัญญาณจากออสซิลโลสโคป

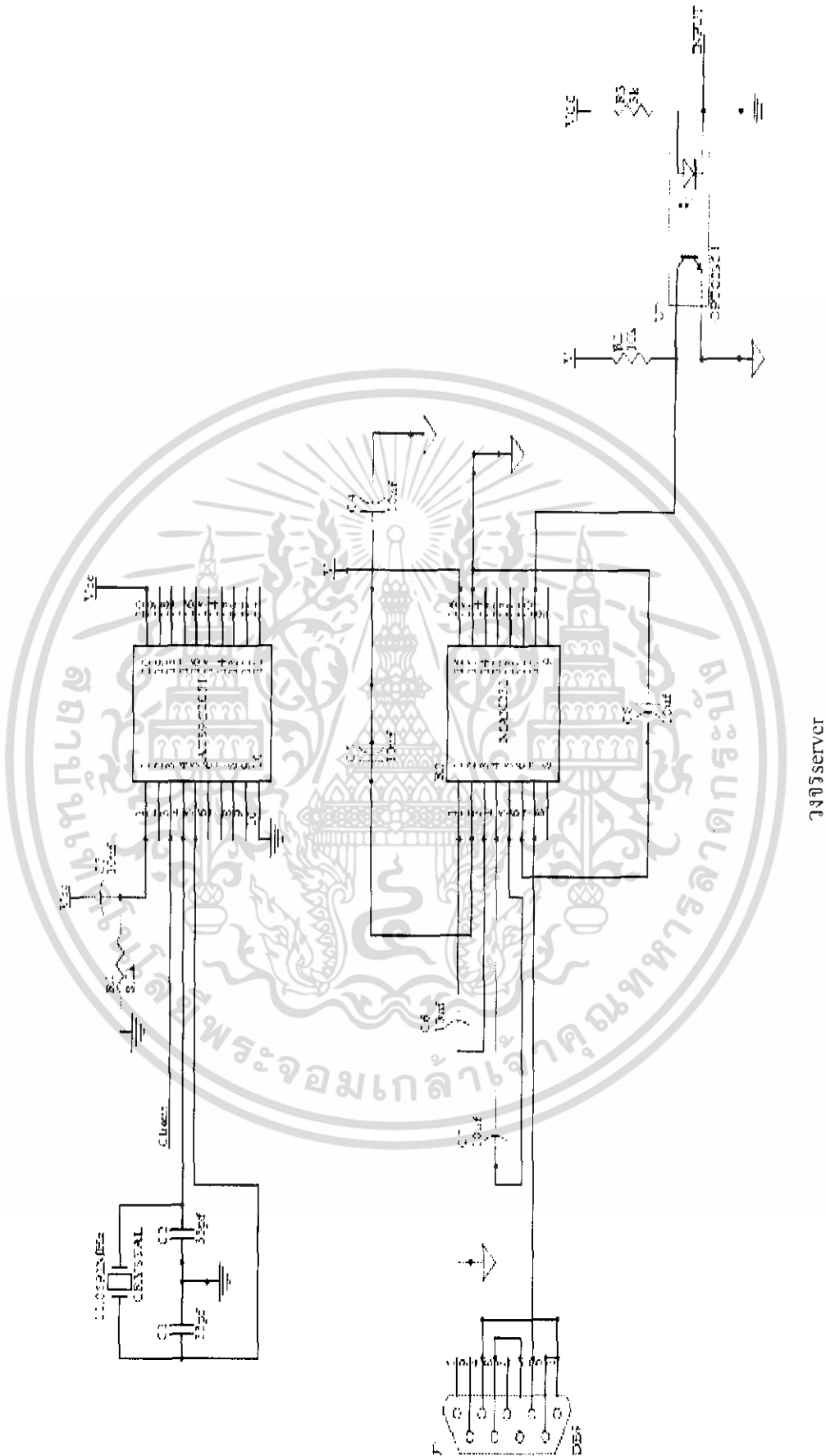


สัญญาณรบกวน

รูปที่ 8.1 รูปสัญญาณหัวใจที่แสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

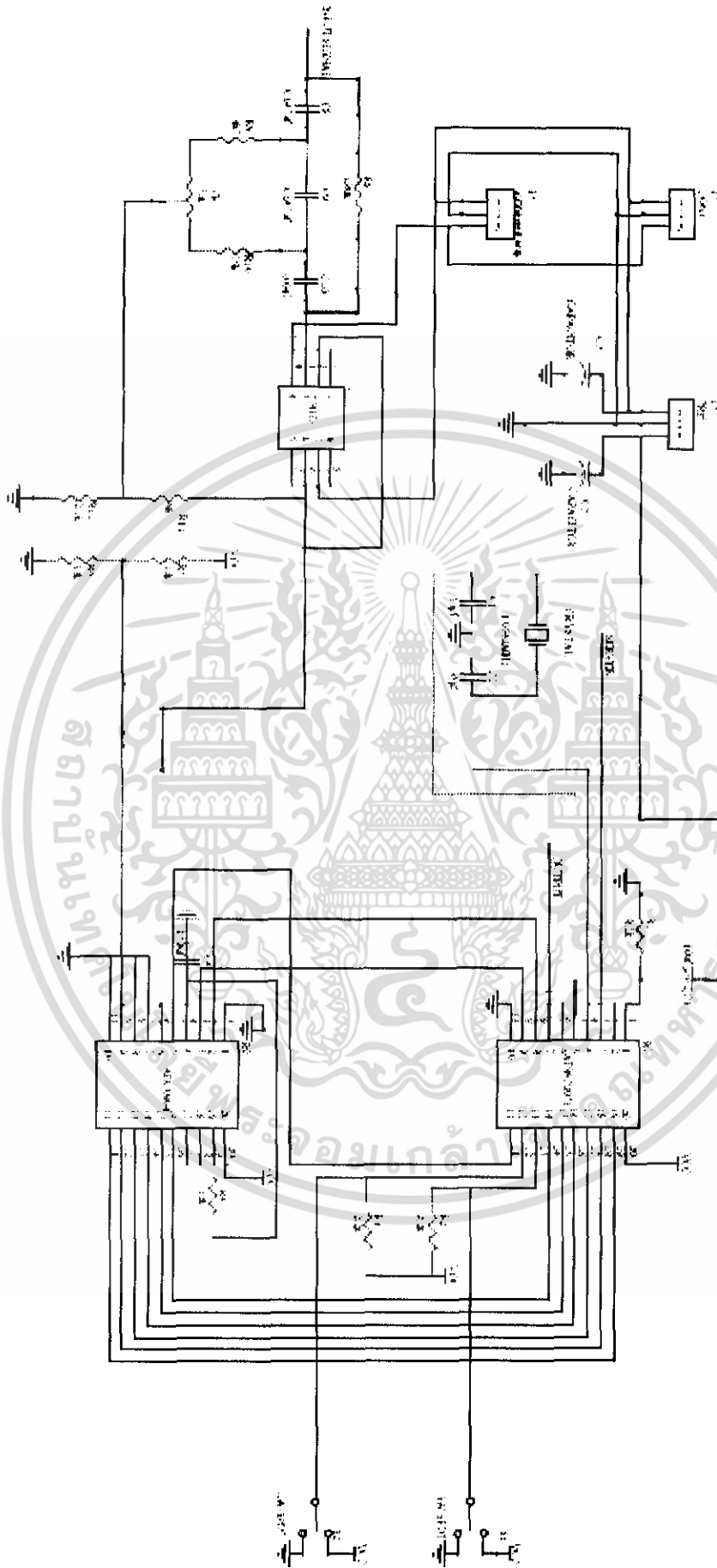
ภาคผนวก



วงจรserver

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจร client



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Server

```
ORG      0000H
MOV      TMOD,#20H
MOV      TL1,#0FDH
MOV      TH1,#0FDH
MOV      SCON,#50H
MOV      P1,#00H
SETB    TR1
MAIN:    MOV      A,P1
         JNB     ACC.7,G01
         ACALL   SEND1
G01:     JNB     ACC.6,G02
         ACALL   SEND2
G02:     JNB     ACC.5,G03
         ACALL   SEND3
G03:     JNB     ACC.4,G04
         ACALL   SEND4
G04:     SJMP   MAIN

SEND1:   SETB    P1.3
         ACALL   DELAY1
         CLR     P1.3
         ACALL   DELAY2
         RET

SEND2:   SETB    P1.2
         ACALL   DELAY1
         CLR     P1.2
         ACALL   DELAY2
         RET

SEND3:   SETB    P1.1
         ACALL   DELAY1
         CLR     P1.1
         ACALL   DELAY2
         RET

SEND4:   SETB    P1.0
         ACALL   DELAY1
         CLR     P1.0
         ACALL   DELAY2
         RET

DELAY1:  MOV      R0,#07H
HANG1:   MOV      R1,#07H
         DJNZ   R1,$
         DJNZ   R0,HANG1
         RET

DELAY2:  MOV      R0,#04EH
HANG2:   MOV      R1,#04EH
         DJNZ   R1,$
         DJNZ   R0,HANG2
         RET
```

Client

```

ORG      0000H
LJMP     INIT
ORG      0013H
LJMP     SERIAL

ORG      0030H

INIT:
RD       BIT      P3.4
WR       BIT      P3.5
INTR     BIT      P3.7

MOV      P1, #0FFH
MOV      TMOD, #20H
MOV      TL1, #0FDH
MOV      TH1, #0FDH
MOV      SCON, #50H
MOV      IE, #10000100B
SETB     TCON.2
SETB     TR1

MAIN:
SETB     RD ;P2.5=high

SETB     WR ;P2.6=high
CLR      WR ;START A2D
SETB     WR ;TOGGLE
JB       INTR, $
CLR      RD ;DELIEVER DATA

MOV      A, P1
;SETB    RD ;STOP
DELIEVERING
SJMP     MAIN

SERIAL:
ORG      0100H
SETB     P3.2
MOV      SBUF, A
CLR      TI
JNB     TI, $
CLR      P3.2
RETI
    
```

Butterworth Coefficients

n คือ อันดับของวงจรกรอง

i คือ จำนวนวงจรย่อย

a_i, b_i คือ ค่าสัมประสิทธิ์

n	i	a_i	b_i	$k_i = f_{ci}/f_c$	Q_i
1	1	1.0000	0.0000	1.000	—
2	1	1.4142	1.0000	1.000	0.71
3	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.0000	1.0000	1.272	1.00
4	1	1.8478	1.0000	0.719	0.54
	2	0.7654	1.0000	1.390	1.31
5	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.6180	1.0000	0.859	0.62
	3	0.6180	1.0000	1.449	1.62
6	1	1.9319	1.0000	0.676	0.52
	2	1.4142	1.0000	1.000	0.71
	3	0.5176	1.0000	1.479	1.93
7	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.8019	1.0000	0.745	0.55
	3	1.2470	1.0000	1.117	0.80
	4	0.4450	1.0000	1.499	2.25
8	1	1.9616	1.0000	0.661	0.51
	2	1.6629	1.0000	0.829	0.60
	3	1.1111	1.0000	1.206	0.90
	4	0.3902	1.0000	1.512	2.56
9	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.8794	1.0000	0.703	0.53
	3	1.5321	1.0000	0.917	0.65
	4	1.0000	1.0000	1.272	1.00
	5	0.3473	1.0000	1.527	2.88
10	1	1.9754	1.0000	0.655	0.51
	2	1.7520	1.0000	0.756	0.56
	3	1.4142	1.0000	1.000	0.71
	4	0.9080	1.0000	1.322	1.10
	5	0.3129	1.0000	1.527	3.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Features

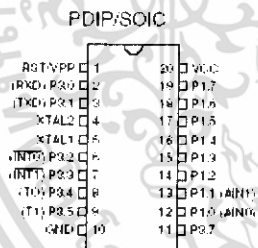
- Compatible with MCS-51™ Products
- 2K Bytes of Reprogrammable Flash Memory
 - Endurance: 1,000 Write/Erase Cycles
- 2.7V to 6V Operating Range
- Fully Static Operation: 0 Hz to 24 MHz
- Two-level Program Memory Lock
- 128 x 8-bit Internal RAM
- 15 Programmable I/O Lines
- Two 16-bit Timer/Counters
- 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



8-bit
Microcontroller
with 2K Bytes
Flash

AT89C2051

Rev. 0568E-02/00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CMOS 8-bit A/D converters

ADC0803/0804

DESCRIPTION

The ADC0803 family is a series of three CMOS 8-bit successive approximation A/D converters using a resistive ladder and capacitive array together with an autozero comparator. These converters are designed to operate with microprocessor-controlled buses using a minimum of external circuitry. The 3-state output data lines can be connected directly to the data bus.

The differential analog voltage input allows for increased common-mode rejection and provides a means to adjust the zero-scale offset. Additionally, the voltage reference input provides a means of encoding small analog voltages to the full 8 bits of resolution.

FEATURES

- Compatible with most microprocessors
- Differential inputs
- 3-State outputs
- Logic levels TTL and MOS compatible
- Can be used with internal or external clock
- Analog input range 0 V to V_{DD}
- Single 5 V supply
- Guaranteed specification with 1 MHz clock

PIN CONFIGURATION

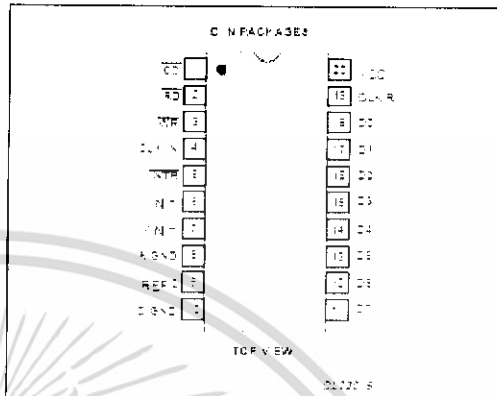


Figure 1. Pin configuration

APPLICATIONS

- Transducer-to-microprocessor interface
- Digital thermometer
- Digitally-controlled thermostat
- Microprocessor-based monitoring and control systems

ORDERING INFORMATION

DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE	ORDER CODE	TOPSIDE MARKING	DWG #
20-pin plastic small-outline (SO) package	0 to 70 °C	ADC0803CD, ADC0804CD	ADC0803+1CD, ADC0804+1CD	SOT1163-1
20-pin plastic small-outline (SO) package	-40 to 85 °C	ADC0803LCD, ADC0804LCD	ADC0803+1LCD, ADC0804+1LCD	SOT1163-1
20-pin plastic dual in-line package (DIP)	0 to 70 °C	ADC0803CN, ADC0804CN	ADC0803+1CN, ADC0804+1CN	SOT1145-1
20-pin plastic dual in-line package (DIP)	-40 to 85 °C	ADC0803LGN, ADC0804LGN	ADC0803+1LGN, ADC0804+1LGN	SOT1145-1

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	RATING	UNIT
V_{DD}	Supply voltage		0.5	V
	Logic control input voltages		-0.3 to +10	V
	All other input voltages		-0.3 to $V_{DD} + 0.3$	V
T_{amb}	Operating temperature range		-40 to +85	°C
	ADC0803LCD, ADC0804LCD		-40 to +85	°C
	ADC0803LGN, ADC0804LGN		0 to +70	°C
	ADC0803CN, ADC0804CN		0 to +70	°C
T_{stg}	Storage temperature		-85 to +125	°C
T_{sl}	Lead soldering temperature (10 seconds)		230	°C
P_D	Maximum power dissipation	$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$ still air†	1690 1290	mW mW

NOTE:

† Operate above 25 °C at the following rates: N package at 10.5 mW/°C; D package at 11.1 mW/°C.

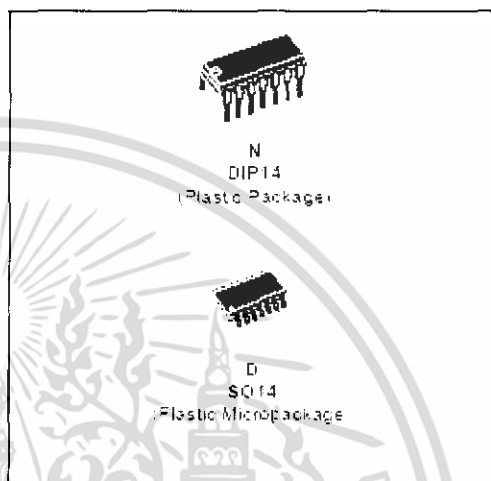
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



TL064
TL064A - TL064B

LOW POWER J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- VERY LOW POWER CONSUMPTION
200µA
- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}) AND
DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGES
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENTS
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT
STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE 3.5V/µs



DESCRIPTION

The TL064, TL064A and TL064B are high speed J-FET input quad operational amplifiers. Each of these J-FET input operational amplifiers incorporates well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The device features high slew rate, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

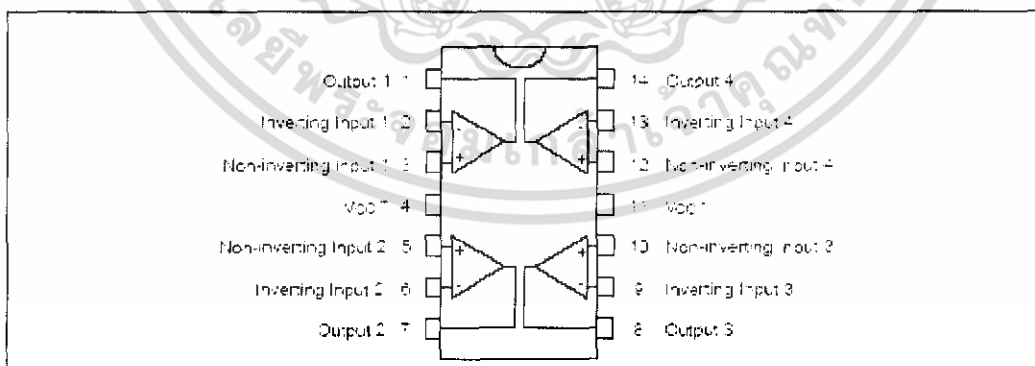
ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL064M(A)M(B)M	-65°C - 125°C	•	•
TL064(A)M(B)	-40°C - 105°C	•	•
TL064C(A)C(B)C	0°C - 70°C	•	•

Example: TL064B.

N = Quad Tube Package, DIP
D = Quad Outline Package, SO, - also available in Tape & Reel

PIN CONNECTIONS (top view)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



6-Pin DIP Optoisolators Transistor Output

The 4N35, 4N36 and 4N37 devices consist of a gallium arsenide infrared emitting diode optically coupled to a monolithic silicon phototransistor detector.

- Current Transfer Ratio — 100% Minimum @ Specified Conditions
- Guaranteed Switching Speeds
- Meets or Exceeds all JEDEC Registered Specifications
- *To order devices that are tested and marked per VDE 0884 requirements, the suffix "V" must be included at end of part number. VDE 0884 is a test option.*

Applications

- General Purpose Switching Circuits
- Interfacing and coupling systems of different potentials and impedances
- Regulation Feedback Circuits
- Monitor & Detection Circuits
- Solid State Relays

MAXIMUM RATINGS (T_A = 25°C Unless otherwise noted)

Rating	Symbol	Value	Unit
INPUT LED			
Reverse Voltage	V _R	5	Volts
Forward Current — Continuous	I _F	30	mA
LED Power Dissipation @ T _A = 25°C with Negligible Power in Output Detector Derate above 25°C	P _D	100 1.41	mW mW/°C
OUTPUT TRANSISTOR			
Collector-Emitter Voltage	V _{CE0}	30	Volts
Emitter-Base Voltage	V _{EB0}	7	Volts
Collector-Base Voltage	V _{CB0}	30	Volts
Collector Current — Continuous	I _C	150	mA
Detector Power Dissipation @ T _A = 25°C with Negligible Power in Input LED Derate above 25°C	P _D	150 1.78	mW mW/°C
TOTAL DEVICE			
Isolation Source Voltage ⁽¹⁾ Peak-to-Peak Voltage, 60 Hz, 1 sec Duration	V _{ISO}	7500	Vac/1pk
Total Device Power Dissipation @ T _A = 25°C Derate above 25°C	P _D	250 2.94	mW mW/°C
Ambient Operating Temperature Range ⁽²⁾	T _A	-55 to +100	°C
Storage Temperature Range ⁽²⁾	T _{stg}	-55 to +150	°C
Soldering Temperature (10 sec, 1:10" from case)	T _s	230	°C

1. Isolation surge voltage is an internal device electric breakdown rating. For this test, Pins 1 and 2 are common, and Pins 4, 5 and 6 are common.
2. Refer to Quality and Reliability Section of Opto Data Book for information on test conditions. Preferred devices are Motorola recommended choices for future use and test over a 100% failure rate.

Global Optoisolator is a trademark of Motorola, Inc.

4N35*

4N36

4N37

(CTR = 100% Min)

*Motorola Preferred Device

STYLE 1 PLASTIC



STANDARD THRU HOLE
CASE 730A-01

SCHEMATIC



1 LED ANODE
2 LED CATHODE
3 NC
4 EMITTER
5 COLLECTOR
6 BASE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

- [1] ชีรวัดน์ ประกอบผล. ภาษาเอสเอ็มแอล สำหรับ MCS-51. สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น. 2547
- [2] มานิตย์ เกียรติกำจร. การลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรบัณฑิตสาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า. 2542
- [3] วรพงษ์ ตั้งศรีรัตน์. ออปแอมป์และการประมวลผลสัญญาณอนาล็อก. ว.เพ็ชรสกุล. 2545
- [4] <http://www.thaiio.com>
- [5] <http://www.vb-helper.com>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้