

วงจขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์
COMPUTER CONTROLLED ECG AMPLIFIER



โดย
นางสาว ดารารัตน์ อัมพพันธุ์
นางสาว หทัยรัตน์ ประดับราช

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 42473
วัน, เดือน, ปี 2 3 พ.ศ. 2545

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

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2543

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

611210014

ปริญญาโทปีการศึกษา 2543

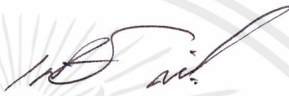
ภาควิชา วิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง วจรชยาคลันสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

ผู้จัดทำ

1. นางสาว คารรัตน์ อําพนพันธุ์ 40010246
2. นางสาวหทัยรัตน์ ประดิบราช 40010928


..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผศ. ดร. เกียรติศักดิ์ คมวัชระ)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

นางสาว คารารัตน์ อัมพนพันธ์ุ
 นางสาว หทัยรัตน์ ประดับราช
 ผศ.ดร. เกียรติศักดิ์ คมวัชระ อาจารย์ที่ปรึกษา
 ปีการศึกษา 2543

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้กล่าวถึงการออกแบบวงจรรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์โดยผ่านทางพอร์ทอนุกรมซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้จะถูกวัดจากคนแล้วส่งผ่านไปยังวงจรรขยายเพื่อขยายสัญญาณที่เราวัดได้ให้มีขนาดใหญ่ขึ้น จากนั้นจะถูกนำไปแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์พร้อมทั้งสามารถบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เราวัดได้โดยเราสามารถควบคุมอัตราการขยายของระบบและเลือกที่จะใช้หรือไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรท์ผ่านและวงจรกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรท์ผ่านได้ สำหรับโปรแกรมควบคุมการทำงานของวงจรรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยคอมพิวเตอร์เขียนโดยภาษาเคลไพ สามารถควบคุมอัตราขยายของระบบได้ 64 ระดับ ตั้งแต่ 627 ถึง 4400 เท่า

Abstract

This project is designing of Computer Controlled ECG Amplifier which ECG signal is detected from human body then amplified and sent to display on the computer screen. We can restore ECG signal, control its gain and decide to use or not use the 200 Hz. Low pass filter and 50 Hz. Band reject filter. We use Delphi language for ECG Amplifier Control program.

สารบัญ

	หน้า
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 วัตถุประสงค์และแนวความคิดโครงการ	1
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	2
2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ	2
2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ	3
2.3 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ	4
2.4 อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม	5
2.5 ภาควิชาการตรวจรับ	7
2.6 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	8
บทที่ 3 การคำนวณและการสร้างวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	10
3.1 โครงสร้างโดยรวมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	10
3.2 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์	12
3.2.1 วงจรขยายผลต่างแบบพื้นฐาน	13
3.2.2 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยายผลต่าง	14
3.2.3 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์	16
3.3 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตรากาขยายได้	17
3.4 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	19
3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	20
3.5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแบตเตอรี่เวิร์ทอันดับที่สอง	20
3.6 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่เฉพาะช่วง	21
3.6.1 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่เฉพาะช่วง แบบบริจด์จ็ฟเฟอร์เนทีแอมพลิฟายเออร์	21
3.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต	25
3.8 วงจรป้องกันอินพุทของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์	26
3.9 อนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์	26
3.10 ไมโครคอนโทรลเลอร์	27

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.11 ออปโตไอโซเวเตอร์และไอซี MAX 232	27
3.12 แหล่งจ่ายไฟของวงจรทั้งหมด	27
บทที่ 4 การแสดงผล	34
4.1 การติดต่อสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์	34
4.2 การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์	34
4.2.1 โฟลว์ชาร์ทแสดงการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์	37
4.2.2 โปรแกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์	40
4.3 การทำงานของโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์	36
4.3.1 การเขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์	36
4.3.2 โฟลว์ชาร์ทแสดงการทำงานของโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์	38
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรขยาย คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	43
5.1 ค่าคอมมอนรีเจกชันเรโซของอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์	43
5.1.1 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด	43
5.1.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด	44
5.1.3 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด	44
5.1.4 ผลการทดลองอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด	45
5.2 ความเป็นเชิงเส้นของอัตราขยายของวงจรขยายแบบโปรแกรม อัตราขยายได้	46
5.2.1 ขั้นตอนการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราขยายวงจร ขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	46
5.3 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	47
5.4 การทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	47
5.4.1 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ต่ำผ่าน	48
5.4.2 ผลการทดลองผลตอบแทนทางความถี่ ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	48

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
5.5 การทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรรองความถี่แบบกัน ไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	51
5.5.2 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรรองความถี่ แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	51
5.5.2 ผลการทดลองผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรรองความถี่แบบ กันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	52
5.6 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซท	53
บทที่ 6 บทวิจารณ์และสรุป	57
ภาคผนวก กิตติกรรมประกาศ เอกสารอ้างอิง	

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 แสดงเส้นทางการไหลของเลือดและระบบการนำไฟฟ้าในหัวใจ	2
รูปที่ 2.2 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ	4
รูปที่ 2.3 แสดงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเมื่อเกิดการปลดปล่อยประจุ	5
รูปที่ 2.4 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ	6
รูปที่ 2.5 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายแบบ Standard limb lead	8
รูปที่ 3.1 บล็อกโคเดแกรมของวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์	11
รูปที่ 3.2 วงจรขยายผลต่างแบบพื้นฐาน	13
รูปที่ 3.3 ค่าขยายแบบคอมมอน โหมด	14
รูปที่ 3.4 การปรับปรุงคุณสมบัติของวงจรขยายผลต่างแบบพื้นฐาน	15
รูปที่ 3.5 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์	16
รูปที่ 3.6 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ที่ใช้งานจริง	17
รูปที่ 3.7 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	18
รูปที่ 3.8 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	19
รูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแบตเตอรี่เวิร์ทอันดับที่สอง	20
รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้งาน	21
รูปที่ 3.11 วงจรแอกทีฟแบนด์พาสฟิลเตอร์แบบบริจด์จ์เฟอเรนทิเอเตอร์	22
รูปที่ 3.12 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่านที่ใช้งาน	24
รูปที่ 3.13 วงจรปรับแรงดันออฟเซต	25
รูปที่ 3.14 วงจรป้องกันทางอินพุทของอนาล็อกมูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์	26
รูปที่ 3.15 อนาล็อกมูติจิตอลคอนเวอร์เตอร์	29
รูปที่ 3.16 ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51	30
รูปที่ 3.17 ออปโตไอโซเลเตอร์และแมกซ์	31
รูปที่ 3.18 แหล่งจ่ายไฟสำหรับแมกซ์และวงจรที่กราวด์ร่วมกับคอมพิวเตอร์	32
รูปที่ 3.19 แหล่งจ่ายไฟสำหรับ Floating Circuit	33
รูปที่ 4.1 โครงสร้างข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์	34
รูปที่ 4.2 โครงสร้างข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์	35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์อัตราขยายกับข้อมูลอินพุทของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	47
รูปที่ 5.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ	49
รูปที่ 5.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรต์ผ่าน	49
รูปที่ 5.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุทและเอาต์พุทของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	50
รูปที่ 5.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรต์ผ่าน	53
รูปที่ 5.6 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุทและเอาต์พุทของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรต์ผ่าน	54
รูปที่ 5.7 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุทและเอาต์พุทของวงจรปรับแรงดันออฟเซต	55

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 แสดงช่วงเวลาต่างๆของคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ	6
ตารางที่ 5.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราการขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมดของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์ที่ความถี่ค่าต่างๆ	44
ตารางที่ 5.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราการขยายแบบคอมมอน โหมดของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์ที่ความถี่ค่าต่างๆ	45
ตารางที่ 5.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการขยายกับค่าข้อมูลอินพุตของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้	46
ตารางที่ 5.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจร ความถี่ต่ำผ่าน	48
ตารางที่ 5.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการขยายกับความถี่ของวงจร ความถี่แบบกันไม่ให้ ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง	52

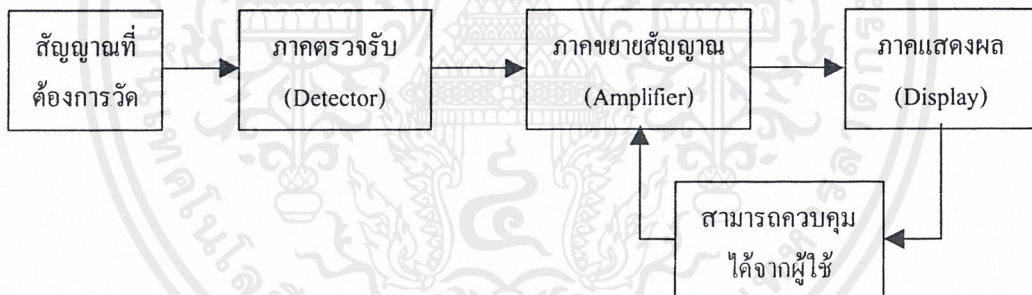
บทที่ 1

บทนำ

เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ELECTROCARDIOGRAPH)เป็นเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้สำหรับวัดและบันทึกลักษณะการทำงานทางไฟฟ้าของหัวใจซึ่งคลื่นไฟฟ้าที่สร้างจากหัวใจนี้เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ELECTROCARDIOGRAM) หรือ ECG หรือตามที่ภาษาเยอรมันเรียกว่า EKG ลักษณะเด่นของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจคือจะมีลักษณะสัมพันธ์กับการบีบตัว (Systole) และคลายตัวของหัวใจ (Diastole) ซึ่งจะสามารถนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ไปใช้ประกอบในการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับหัวใจได้

1.1 วัตถุประสงค์และแนวความคิดของโครงการ

โครงสร้างของเครื่องมือที่ใช้สำหรับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงได้ดังนี้



การทำงานของเครื่องมือวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตามรูป จะเริ่มจากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้โดยผ่านอิเล็กโทรด ป้อนเข้าสู่วงจรขยายและวงจรกรองความถี่ เพื่อให้ค่าของสัญญาณสูงขึ้นจนมีค่ามากพอที่จะนำไปแสดงผลได้อย่างชัดเจนและตัดสัญญาณรบกวนตามลำดับ โดยที่ภาคแสดงผลจะใช้การแสดงผลบนจอภาพของเครื่องคอมพิวเตอร์ คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่อยู่ในรูปแบบของสัญญาณอนาล็อก(Analog) ดังนั้นก่อนที่จะทำการแสดงผลด้วยคอมพิวเตอร์จะต้องทำการแปลงสัญญาณให้เป็นข้อมูลทางดิจิทัล(Digital Data)ก่อน ด้วย Analog To Digital Converter หลังจากนั้นจึงใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ส่งข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์โดยผ่านพอร์ตอนุกรม เพื่อให้คอมพิวเตอร์ทำการวาดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมาบนหน้าจอ และสามารถบันทึกสัญญาณเก็บไว้เพื่อนำมาแสดงผลได้ภายหลังนอกจากนี้ผู้ใช้สามารถปรับอัตราการขยายสัญญาณของวงจรขยายและเลือกใช้หรือไม่ใช้วงจรกรองความถี่ได้

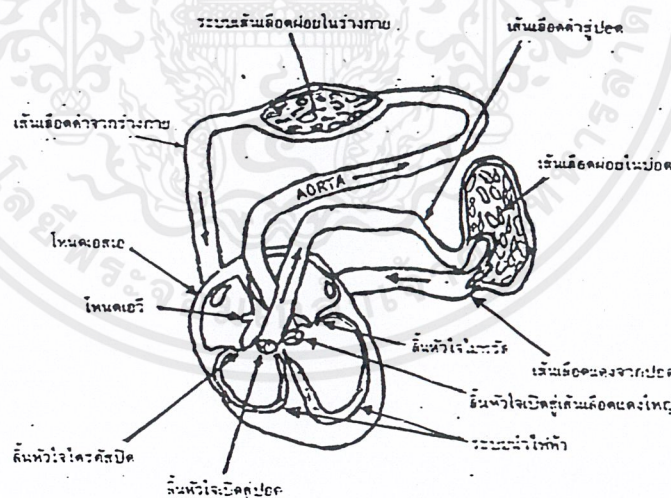
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

หัวใจเปรียบเสมือนเครื่องสูบลมที่ทำด้วยกล้ามเนื้อทำหน้าที่สูบฉีดเลือดส่งไปเลี้ยงร่างกาย หัวใจรับเลือดจากเส้นเลือดดำทั่วร่างกาย ผ่านเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ซึ่งเป็นห้องแรกจากทั้งหมด 4 ห้อง เลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะไหลไปที่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) ในรูปที่ 2.1 จะช่วยป้องกันการไหลย้อนกลับของเลือดสู่หัวใจห้องบนขวา หลังจากเลือดออกจากหัวใจห้องล่างขวาจะเข้าสู่หลอดเลือด ปอดจะเพิ่มออกซิเจนในเลือดและขจัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ซึ่งเข้ามาสะสมขณะเลือดไหลเวียนในร่างกายออกไป จากนั้นเลือดจะถูกส่งต่อไปยังหัวใจซีกซ้าย เลือดจากหัวใจห้องบนซ้ายจะผ่านลิ้นไมทรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย หัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valve) ออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยผ่านทางเส้นเลือดแดงที่มีขนาดใหญ่ที่สุดของร่างกายชื่อว่า เอออร์ตา (Aorta Artery)



รูปที่ 2.1 แสดงเส้นทางการไหลของเลือดและระบบการนำไฟฟ้าในหัวใจ

เส้นเลือดแดงใหญ่จะแตกเป็นแขนงของเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลง แขนงของเส้นเลือดแดงเหล่านี้จะแตกย่อยต่อไปอีกเป็นเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลงเรื่อยๆ ในที่สุดกลายเป็นเส้นเลือดฝอยเล็กๆ จำนวนมากมาย เส้นเลือดฝอยเหล่านี้จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำเล็กๆ หลายเส้นจาก

เส้นเลือดดำเล็กๆ จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่แล้วส่งเลือดกลับไปยังหัวใจห้องบนขวา โดยการให้ออกซิเจนจะเกิดขึ้นที่ระดับเส้นเลือดฝอย

แม้ว่าหัวใจจะเต็มไปด้วยเลือดที่หล่อเลี้ยง ผนังกล้ามเนื้อที่หนาของหัวใจยังต้องรับออกซิเจนและสารอาหารผ่านระบบเส้นเลือดแดง เส้นเลือดแดงที่นำออกซิเจนและเลือดมากกล้ามเนื้อหัวใจเรียกว่า เส้นเลือดแดงโคโรนารี (Coronary Arteries) ถ้าเส้นเลือดแดงที่นำหล่อเลี้ยงหัวใจเกิดอุดตันจะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจที่ต้องรับออกซิเจนและอาหารจากเส้นเลือดแดงส่วนนั้นตาย การตายของกล้ามเนื้อหัวใจในลักษณะนี้เรียกว่า ไมโอคาร์ดิอัล (Myocardial Infarction)

หัวใจเป็นเครื่องสูบลมที่ถูกควบคุมด้วยสัญญาณทางไฟฟ้า การทำงานของหัวใจมีการพักระหว่างทุกครั้งที่มีการเต้น โดยหัวใจห้องบนทั้งซีกซ้ายและขวามีการหดตัวจากนั้นหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ห้องจึงมีการบีบตัว ระหว่างการเต้น หัวใจจะพักให้เลือดจากร่างกายและปอดเข้าสู่หัวใจห้องบนของซีกขวาและซ้ายตามลำดับ พร้อมกันนั้นเลือดจะไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่าง จากนั้นหัวใจห้องบนจะบีบตัวเป็นการบังคับให้เลือดไหลลงสู่หัวใจส่วนล่างมากขึ้นและหยุดอยู่ในขณะนั้นชั่วคราวเพื่อให้เวลาให้เลือดไหล จากนั้นหัวใจส่วนล่างจะบีบตัว การหดตัวของหัวใจส่วนล่างจะเป็นการบังคับให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างขวาและจากหัวใจห้องล่างขวาซีกซ้ายเข้าสู่ปอดและเข้าสู่ส่วนต่างๆของร่างกายตามลำดับ

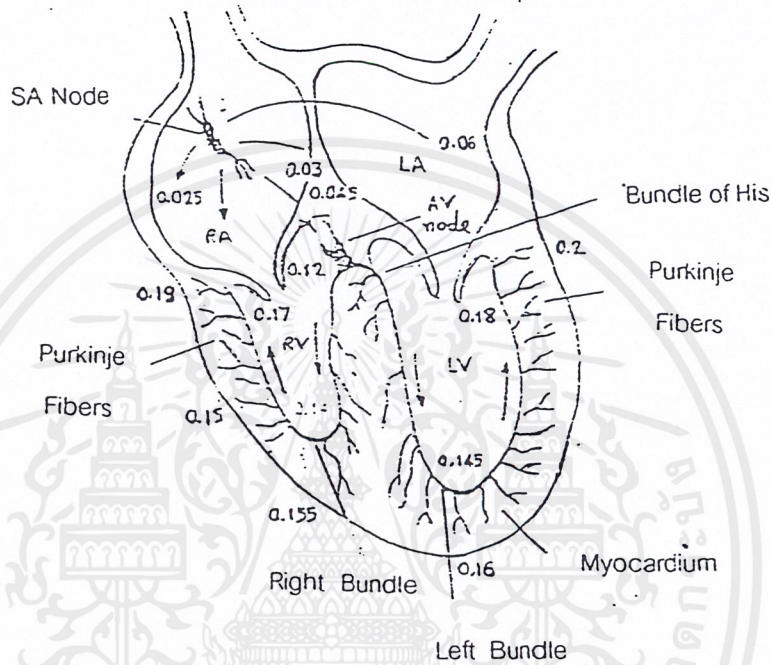
2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจจะเป็นไปในลักษณะเดียวกับกล้ามเนื้ออื่นๆ กล่าวคือจะถูกกระตุ้นด้วยศักดาไฟฟ้าทำงานแต่การกระตุ้นนี้ไม่ได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางหรือสมองแต่เป็นการกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่เกิดขึ้นภายในตัวหัวใจเอง โดยประกอบด้วยกลุ่มเซลล์กลุ่มหนึ่งที่ทำหน้าที่ผลิตพัลส์ซึ่งมีหน้าที่คล้ายเซลล์ประสาท ระบบการนำไฟฟ้าจะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ดังรูปที่ 2.2

บริเวณผนังด้านในของหัวใจห้องบนขวาส่วนบนจะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งที่มีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งเซลล์กลุ่มนี้เรียกว่า SA node (Sinoatrial Node) หรือ ไชนัส โหนด (Sinus Node) หรือเพลสเมคเกอร์ (Pacemaker) โดยความถี่ของพัลส์ที่ SA node สร้างขึ้นจะมีอิทธิพลในการกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยปกติแล้วจะพบว่าค่าของอัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับความถี่พัลส์ที่ SA node ปลดปล่อยออกมา พัลส์ไฟฟ้านี้จะแผ่กระจายออกจาก SA node แล้วผ่านหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวาไปสู่ AV node โดยที่ AV node นี้จะอยู่ที่ผนังกันหัวใจทางด้านขวา ระหว่างห้องหัวใจบนขวาและห้องหัวใจล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนจะทำให้หัวใจห้องบนหดบีบโลหิตลงมายังห้องล่าง AV node ที่ AV node นี้ประกอบด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เซลล์ประสาทที่ทำหน้าที่ที่หน่วงเวลาประมาณ 70 ms เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่าง สัมพันธ์กัน จาก AV node จะมีการนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจส่วนบนคั่นออฟซิส (Bundle of His) รูปที่ 2.2 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SA node แต่สำหรับคนปกติแล้วความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node ผลิตขึ้นมาจะมีอัตราต่ำกว่าของ SA node



รูปที่ 2.2 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ

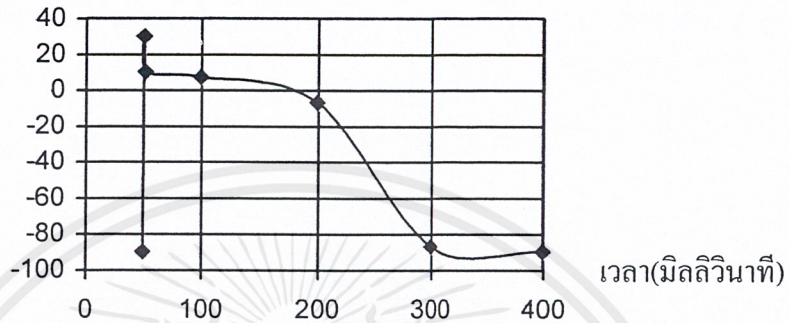
AV node จะถูกกระตุ้นด้วยพัลส์จาก SA node ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเท่ากับ ความถี่ของ SA node แต่ถ้าเส้นทางการนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ผิดปกติหรือถูกสกัด กั้น (Av Block) หัวใจก็จะเต้นด้วยพัลส์ที่ AV node สร้างขึ้นซึ่งจะมีค่าประมาณ 40 – 45 ครั้งต่อนาที

2.3 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 มิลลิโวลต์ แสดงตามรูปที่ 2.3 ศักย์ไฟฟ้างดังกล่าวเรียกว่าศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (Resting Potential) ซึ่งถ้าศักย์ไฟฟ้านี้มีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่งจะทำให้เกิดการแตกตัวของ อนุภาคและให้ประจุไฟฟ้า และศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะมีค่าประมาณ +30 มิลลิโวลต์ รวมทั้งเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหดตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลง หลังจากนั้นประมาณ 200 มิลลิวินาที ศักย์ไฟฟ้าภายใน

เซลล์จะกลับไปมีค่าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งและเซลล์จะอยู่ในลักษณะคลายตัวจนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ (เมื่อศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้นอีก)

ศักย์ไฟฟ้า(มิลลิโวลต์)



รูปที่ 2.3 แสดงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเมื่อเกิดการปลดปล่อยประจุ ความต่างศักย์ไฟฟ้าจะเปลี่ยนมามีค่าเป็นบวกจากนั้นจึงตกลงไปเป็นศูนย์อยู่ประมาณ 200 มิลลิวินาทีแล้วจึงมีค่าเป็นลบ

หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อมีเซลล์หนึ่งเกิดการแตกตัวให้ประจุ เซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วยคลื่นของการปลดปล่อย ประจุจะกระจายไปทั่วหัวใจส่วนบนในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวให้ประจุหัวใจส่วนบนจะหดตัว คลื่นของการปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมากทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้ามากพอที่วัดได้โดยการใช้ขั้วไฟฟ้าวางบนผิวหนัง ค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม

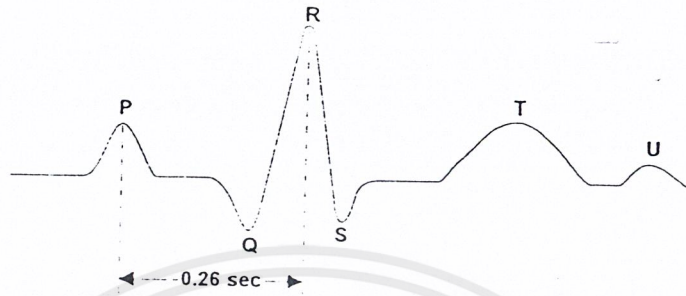
ในทำนองเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในห้องหัวใจส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนล่างทั้ง 2 ห้องจะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียงเช่นกัน

2.4 อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม (Electrocardiogram : ECG)

อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรมเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากการต่อขั้วไฟฟ้าเข้ากับบริเวณหน้าอก แขน ขา ดังรูปที่ 2.4 แสดงรูปอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรมสัญญาณที่ได้มีแอมพลิจูดประมาณ 1 มิลลิโวลต์ ดังนั้นจึงใช้เครื่องขยายสัญญาณแบบความถี่ต่ำในการขยาย กระจายบันทึกข้อมูลเคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 25 มิลลิโวลต์ต่อวินาทีสัญญาณนี้จะแสดงบนจอออกสซิโลสโคปก็ได้

ในรูปที่ 2.4 แสดงให้เห็นถึงการทำงานของหัวใจ คลื่น P เกิดจากการปลดปล่อยประจุของ

หัวใจส่วนบน คลื่น QRS เป็นผลจากการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่างคลื่นที่เกิดจากการคลายตัวของหัวใจส่วนบนจะซ่อนอยู่ในคลื่น QRS



รูปที่ 2.4 แสดงผลจากการทำอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ คลื่น P เกิดจากหัวใจส่วนบนตามด้วยคลื่น QRS ซึ่งเกิดจากหัวใจส่วนล่างและต่อด้วยคลื่น T

ECG แบ่งย่อยออกได้ 3 ส่วนคือ

1. P wave สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิโวลต์
2. QRS complex สัญญาณรวม QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 มิลลิวินาทีและสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุดเนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่างซึ่งมีความหนามากกว่าส่วนอื่นๆ ถ้าทำการนำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้ายหรือที่เรียกว่า ลีด 1(Lead 1) การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงสุดเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก
3. T wave สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาทีและมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ของสัญญาณ R

ช่วงเวลาต่างๆของ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ช่วงเวลาปกติ (วินาที)	
	ค่าเฉลี่ย	ช่วงเวลา
ช่วงเวลาของ PR*	0.18	0.12 – 0.20
ช่วงเวลาของ QR	0.08	ถึง 0.10
ช่วงเวลาของ QT	0.40	ถึง 0.43
ช่วงเวลาของ ST (คือ QT-QRS)	0.32

ตารางที่ 2.1 แสดงช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเหตุ * ช่วงเวลาของ PR* วัดได้จากเวลาของสัญญาณ P ถึงเวลาเริ่มของสัญญาณรวม QRS

การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่พัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้นทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว และเกิดศักย์ไฟฟ้าทำงานขึ้นด้วยซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกัน การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าและเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักย์ภายนอกเนื้อเยื่อและบริเวณผิวหนังของร่างกาย ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบ ไปตามส่วนต่างๆของร่างกายเหมือนกับเป็นอิล็กทริกไดโพล (Electric dipole) ซึ่งขนาดและทิศทางของแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วทั้งสองเปลี่ยนไปตามเวลาและจะเวียนมาเริ่มต้นในรูปเดิม

2.5 ภาคตรวจรับ (Detector)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram , ECG) เป็นศักย์ที่ผลิตโดยกล้ามเนื้อหัวใจ สัญญาณ ECG จะถูกผลิตขึ้นทุกๆครั้งที่หัวใจสูบฉีดโลหิต ส่วนประกอบของสัญญาณ ECG มีอยู่หลายส่วน แต่ละส่วนประกอบเกิดขึ้นจากขั้นตอนการกระตุ้นของหัวใจ โดยเราจะใช้ Electrode เป็นตัววัด

Electrode เป็นอุปกรณ์แปลงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายให้กลายเป็นกระแสไฟฟ้าในสายตัวนำ ในร่างกายคนนั้นกระแสจะไหลในรูปการเคลื่อนตัวของไอออน แต่ในสายตัวนำและในโลหะซึ่งเป็นส่วนประกอบของ Electrode กระแสไหลในรูปการเคลื่อนตัวของอิเล็กตรอน ดังนั้นจึงต้องแปลงจากการเคลื่อนตัวของไอออนในร่างกายไปเป็นการเคลื่อนตัวของอิเล็กตรอนในสายตัวนำโดยอาศัยปฏิกิริยาทางเคมีซึ่งเกิดขึ้นที่ผิวสัมผัสระหว่างร่างกายกับ Electrode การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ผลดีโดยไม่เกิดสัญญาณรบกวนจากการไม่เสถียรทางไฟฟ้านั้น เราจะใช้ Electrode ชนิด Silver-Silver Chloride เนื่องจากว่ากระแสไฟฟ้าจะไหลผ่าน Electrode ชนิดนี้ได้อย่างรวดเร็ว และไม่เกิดฟองอากาศอันเป็นสาเหตุของสัญญาณรบกวนและการครีฟท์

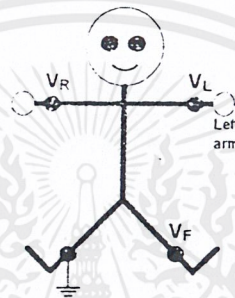
การติด Electrode บนผิวหนังสามารถติดที่ตำแหน่งใดๆก็ได้ อย่างไรก็ตามที่ตำแหน่งต่างกัน สัญญาณที่วัดได้จะมีแอมพลิจูด และเฟสแตกต่างกัน ดังนั้นจึงได้มีการกำหนดตำแหน่งมาตรฐานการวาง Electrode ทั้งนี้เพื่อให้สามารถนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยแต่ละคนมาเปรียบเทียบกัน หรือเปรียบเทียบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติได้ ตำแหน่งมาตรฐานดังกล่าวนี้เรียกว่า Standard Limb Location โดยการติด Electrode แบบ Silver-Silver Chloride จำนวน 4 ชิ้น บนข้อมือและข้อเท้าทั้ง 2 ข้าง แต่วงจรขยายมี Input เพียง 2 Input เท่านั้น จึงต้องเลือกเอาว่าจะใช้ Electrode คู่ใดเป็น Input ของวงจรขยาย การเลือกคู่ของ Electrode ก็มีมาตรฐานเช่นเดียวกันเรียกว่า Standard Limb Leads ดังนี้

$$\text{Lead 1 } V_L^+ - V_R$$

$$\text{Lead 2 } V_F^+ - V_R$$

$$\text{Lead 3 } V_F^- - V_L$$

โดยที่เครื่องหมาย + และ - หมายถึง Electrode ที่ต่อเข้ากับขั้ว Noninverting และ Inverting Input ของวงจรขยายความแตกต่างตามลำดับ ตำแหน่งการติด Electrode บนร่างกายแสดงได้ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายแบบ Standard limb lead

2.6 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกาย ด้วยเครื่องวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการ ความผิดปกติและประเมินสถานะของหัวใจเป็นอย่างดี

การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบ การรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟซึ่งมีแกนนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการ แปลผลมาทำการอ่านพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาช่วงต่างๆ ระดับ ของเส้นสัญญาณเป็นต้น แล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสถานะของหัวใจ เป็นเช่นใด โดยอาจทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 ลีดมาตรฐานหรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความ สามารถและความชำนาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 แบบ คือ

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

การวิเคราะห์ทั้ง 5 แบบนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจ แต่อย่างไรก็ตาม คลื่นไฟฟ้าหัวใจก็ไม่ได้บอกอะไรทั้งหมด ในบางครั้งคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นปกติทุกอย่างที่คนไข้กำลังมีปัญหาอย่างหนัก การตรวจวัดการทำงานของหัวใจด้วยวิธีอื่นมักจะทำควบคู่ไปด้วยเพื่อให้ได้ข้อมูลที่สำคัญเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจ เช่น การวัดค่าความดันเลือดในเส้นเลือดแดง ในเส้นเลือดดำใกล้หัวใจและในเส้นเลือดฝอยในปอด

การทำงานจริงๆของหัวใจสามารถพิจารณาได้จากการวัดการทำงานของหัวใจคือ เลือดที่ถูกส่งออกจากหัวใจซึ่งวัดในหน่วยลิตรต่อนาที

บทที่ 3

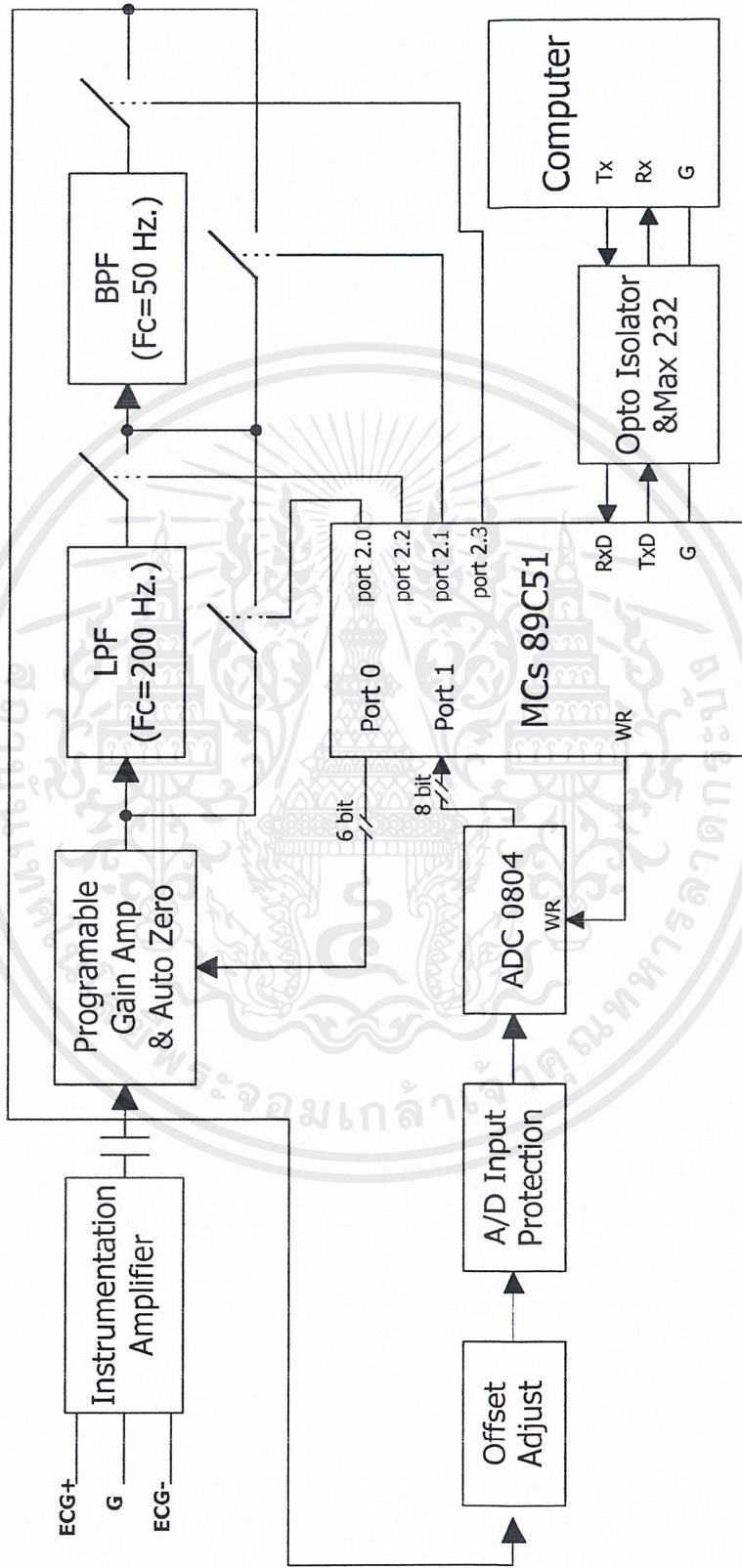
การคำนวณและการสร้างวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.1 โครงสร้างโดยรวมของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เป้าหมายของการออกแบบวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในโครงงานนี้ต้องการนำคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงผลออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์และใช้คอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานของวงจรขยายทั้งหมด โดยที่โครงสร้างโดยรวมของวงจรภายในเป็นดังรูปที่ 3.1

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายจะถูกขยายครั้งแรกโดยอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ (Instrumentation Amplifier) และถูกขยายอีกครั้งหนึ่ง โดยวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (Programmable-Gain Amplifier) ซึ่งรับข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 6 บิตจากพอร์ท 0 ของ 89C51 จากนั้นสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) มีจุดคัทออฟที่ 200 เฮิร์ตเพื่อกรองสัญญาณความถี่สูงซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออกไปโดยสามารถเลือกที่จะไม่ใช้วงจรกรองความถี่ต่ำนี้ก็ได้ในกรณีที่ไม่ต้องการให้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดความเพี้ยนเนื่องจากผลตอบสนองเชิงเฟส (Phase Response) ที่ไม่เป็นเชิงเส้นของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน หลังจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะผ่านวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band-reject Filter) โดยวงจรนี้จะทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ต โดยสามารถเลือกที่จะไม่ใช้วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่านได้เช่นกันด้วยเหตุผลเดียวกับกรณีของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยใช้อนาล็อกสวิตช์ (Analog Switch) ทำหน้าที่บายพาส (Bypass) สัญญาณไฟฟ้าหัวใจไป ซึ่งอนาล็อกสวิตช์นี้จะถูกควบคุมโดยพอร์ท 2.0-2.3 ของ 89C51 อีกทีหนึ่ง ต่อจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีทั้งซีบวกและซีกลบจะถูกยกระดับแรงดันออฟเซต (Offset Voltage) ขึ้น โดยวงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust) เพื่อให้มีแต่แรงดันที่เป็นบวกก่อนส่งเข้าสู่วงจรป้องกันอินพุทของอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (Analog to Digital Converter) เพื่อให้แน่ใจว่าจะไม่มีระดับแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นลบเข้าไปทำความเสียหายให้กับตัวอนาล็อกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณอนาล็อกที่เป็นค่าบวกเท่านั้นแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 8 บิตส่งเข้าสู่พอร์ท 1 ของ 89C51

COMPUTER CONTROL ECG AMPLIFIER



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51 ทำหน้าที่รับข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบดิจิตอล ขนาด 8 บิตแล้วทำการส่งออกแบบอนุกรม โดยผ่านออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-Isolator) เพื่อแยกกราวด์ (Ground) ของวงจรขยายออกจากกราวด์ของเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อป้องกันกระแสไฟฟ้ารั่วจากคอมพิวเตอร์ไหลสู่ร่างกาย

หลังจากข้อมูลแบบดิจิตอลผ่านออปโตไอโซเลเตอร์มาแล้วจะถูกแปลงระดับแรงดันให้เป็นมาตรฐานของ RS232C โดยไอซี MAX232 ก่อนเข้าสู่พอร์ทอนุกรมของคอมพิวเตอร์ ในขณะที่เดียวกัน MAX232 ก็ทำหน้าที่แปลงข้อมูลที่เป็นคำสั่งควบคุมที่ส่งออกจากพอร์ทอนุกรมของคอมพิวเตอร์ในมาตรฐานของ RS232C ให้เป็นระดับแรงดันในมาตรฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ส่งข้อมูลไปควบคุมอัตราขยายของระบบให้เป็นไปตามต้องการ และเลือกที่จะใช้หรือไม่ใช้วงจรรองความถี่

รายละเอียดของวงจรในแต่ละส่วนของรูปที่ 3.1 จะอธิบายในหัวข้อต่อไป

3.2 อินสตรูเมนต์เซ็นแอมพลิฟายเออร์

การที่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าเพียงประมาณ 0.1-5 มิลลิโวลต์ และอยู่ในช่วงความถี่ 0.2-100 เฮิรตซ์จึงต้องใช้วงจรขยายที่มีอัตราขยายสูงมากเพื่อให้ได้สัญญาณที่มีความแรงพอและไม่มี ความผิดเพี้ยนของสัญญาณ ซึ่งในการสร้างวงจรขยายให้มีอัตราขยายสูงมาก ๆ นี้จะมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณจากสายไฟกระแสสลับหรือไฟฟ้าบ้านซึ่งมีความถี่ 50 เฮิรตซ์ และอยู่ในช่วงของความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย ดังนั้นในการสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้อง แก้ปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวน โดยใช้วงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier) วงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังต่อไปนี้

- ค่าความต้านทานขาเข้าสูง (High Input Impedance) เนื่องจากในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้น ไม่ได้วัดที่หัวใจโดยตรงแต่จะใช้ Electrode วัดที่ผิวหนังบริเวณแขนขาและทรวงอกซึ่งมีความต้านทานที่บริเวณผิวหนังสัมผัสมีค่าอยู่ระหว่าง 0.1-0.8 มิลลิโอม ดังนั้นวงจรขยายจึงต้องมีค่าความต้านทานขาเข้าสูงเพื่อป้องกันการเสียดสมมูลของวงจรและการถูกลดทอนของสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียดสมมูลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยาย คือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะคอมมอน โหมด (Common Mode) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และยังทำให้เกิดแรงดันออฟเซต ซึ่งจะถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นจนวงจรไม่สามารถทำงานได้

- ค่า CMRR สูง ค่า CMRR หรือ Common Mode Rejection Ratio เป็นอัตราส่วนระหว่าง อัตราการขยายสัญญาณ โหมดต่าง (Differential Mode) ต่ออัตราการขยายสัญญาณ โหมดร่วม

(Common Mode) ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของวงจรรขยายเนื่องจากจะบ่งบอกว่าวงจรรขยายสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนโหมคร่วมได้ดีเพียงใด วงจรรขยายที่มีค่า CMRR สูงกว่าจะสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้มากกว่า วงจรรขยายสัญญาณที่ดีจะต้องมีอัตราการขยายสัญญาณโหมคร่วมต่ำสูง และมีอัตราการขยายสัญญาณโหมคร่วมต่ำทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยายจะถูกป้อนเข้าไปที่อินพุทในลักษณะของสัญญาณโหมคร่วม สัญญาณรบกวนจากกระแสไฟสลับความถี่ 50 เฮิร์ต จะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะสัญญาณโหมคร่วม ดังนั้นถ้าวงจรมีค่า CMRR สูงก็ย่อมหมายความว่าสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนออกไปได้มาก

3.2.1 วงจรรขยายผลต่างแบบพื้นฐาน (Differential Amplifier)

คุณสมบัติสำคัญของวงจรรขยายผลต่างคือ สามารถที่จะเลือกขยายสัญญาณระดับต่ำที่ป้อนอยู่ในสัญญาณรบกวนระดับสูงได้ ถ้าสัญญาณระดับต่ำที่ปรากฏในสัญญาณเข้าทั้งสองเป็นแบบโหมคร่วม ส่วนสัญญาณระดับสูงเป็นแบบคอมมอนโหมคร่วม เราจะพิจารณาวงจรรขยายผลต่างเพื่อที่จะวิเคราะห์ถึงคุณสมบัติเบื้องต้นก่อน ดังรูปที่ 3.2 ทำการหาแรงดันเอาต์พุท (v_o) โดยวิธี Super Position

เมื่อเราลัดวงจรแรงดัน E_1 แล้ว E_2 จะกลายเป็นสัญญาณเข้าของ Inverting Amplifier ซึ่งจะมีอัตราการขยายเท่ากับ $-m$ ของแรงดัน E_2

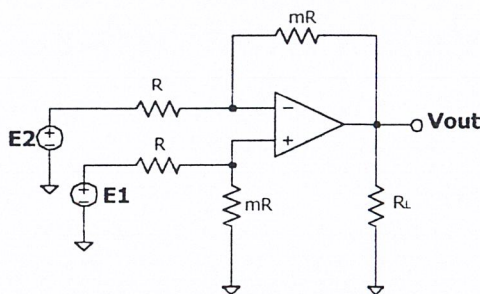
$$V_{o1} = (-m) E_2$$

และเมื่อเราลัดวงจร E_2 แล้วเราจะได้สัญญาณที่ขาเข้า(+) ของออปแอมป์เป็น $E_1(m/(m+1))$ ซึ่งจะกลายเป็นแรงดันอินพุทของ Noninverting Amplifier และมีอัตราการขยายเท่ากับ $(m+1)$

$$V_{o2} = E_1 (m / (m+1)) (m+1)$$

$$V_{o2} = mE_1$$

นั่นคือค่าขยายสัญญาณจะเท่ากับ m



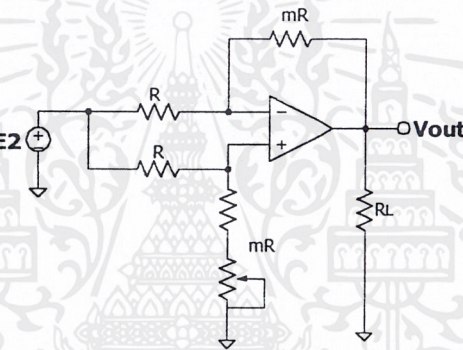
รูปที่ 3.2 วงจรรขยายผลต่างแบบพื้นฐาน

ในกรณีที่ทั้ง E_1 และ E_2 มีค่าไม่เท่ากับศูนย์ เราจะได้แรงดันเอาต์พุต V_0 เท่ากับ

$$V_0 = mE_1 - mE_2 = m(E_1 - E_2)$$

- สัญญาณแบบคอมมอน โหมด

สัญญาณออกของวงจรขยายผลต่างเมื่อสัญญาณเข้าทั้งสองมีค่าเท่ากับศูนย์ รูปที่ 3.3 สัญญาณเข้าในลักษณะนี้เราเรียกว่าเป็นสัญญาณเข้าแบบคอมมอน โหมด (Common – Mode Input Voltage) E_{CM} แรงดันเอาต์พุตจะเท่ากับศูนย์ก็ต่อเมื่ออัตราส่วนของความต้านทานคู่บนและคู่ล่างเท่ากันพอดี โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้จนกระทั่งได้ระดับสัญญาณศักระหว่างเอาต์พุตเท่ากับศูนย์ให้มากที่สุด ค่าขยายศักระหว่างคอมมอน โหมด (V_0 / E_{CM}) ก็จะมีค่าใกล้เคียงศูนย์ด้วย มีผลให้ค่า CMRR สูง



รูปที่ 3.3 ค่าขยายแบบคอมมอน โหมด

3.2.2 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยายผลต่าง

- เพิ่มความต้านทานขาเข้า

ข้อเสีย 2 ประการของวงจรขยายผลต่างคือ ประการแรกความต้านทานที่ขาเข้ามีค่าต่ำมากและประการที่สองคือมีการเปลี่ยนค่าอัตราขยายทำได้ยาก ข้อเสียประการแรกเราอาจแก้ไขได้โดยใส่วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer) ซึ่งเป็นวงจรที่มีความต้านทานขาเข้าสูงมาก เพิ่มเข้าไปทางด้านอินพุต ดังรูปที่ 3.4(ก) จะได้แรงดันที่ตกคร่อม R_L หรือ V_0 จะเท่ากับผลต่างของ E_1 และ E_2 ($V_0 = E_2 - E_1$)

- ค่าขยายปรับค่าได้

การปรับค่าขยายทำได้ยากสามารถแก้ไขได้โดยการเพิ่มความต้านทานเข้าไปในวงจรดังรูปที่ 3.4(ข) ซึ่งจะได้อัตราขยายผลต่างที่มีความต้านทานขาเข้าสูงพร้อมกับการปรับค่าขยายจะทำได้ง่ายขึ้น เนื่องจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างของออปแอมป์แต่ละตัวเท่ากับศูนย์ดังนั้นแรงดันที่จุด 1 และ 2 จะเท่ากับ E_1 และ E_2 ตามลำดับทำให้แรงดันตกคร่อม aR เท่ากับ $E_1 - E_2$ ความต้านทาน aR จะเป็นความต้านทานปรับค่าได้ใช้ในการปรับค่าขยายกระแสที่ไหลผ่าน aR จะมีค่าเท่ากับ

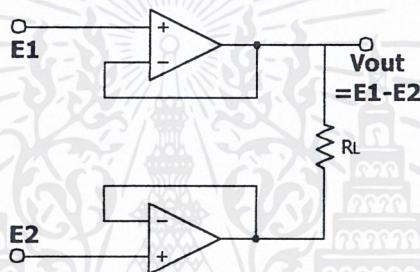
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I = \frac{E_1 - E_2}{aR}$$

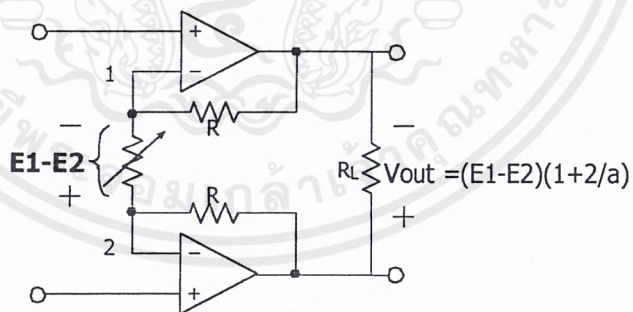
ทิศทางการไหลของกระแส I จะไหลจากบนลงล่างถ้าระดับแรงดัน E_1 สูงกว่า E_2 กระแส I ดังกล่าวนี้จะไหลผ่านความต้านทาน R ทั้งสองตัว แรงดันที่ตกคร่อมความต้านทานทั้งสามตัวจะกำหนดค่าของ V_o ซึ่งอาจจะเขียนเป็นสมการ

$$V_o = I(aR+2R) = \left(\frac{E_1 - E_2}{aR}\right)(aR+2R)$$

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



ก)



ข)

รูปที่ 3.4 การปรับปรุงคุณสมบัติของวงจรขยายผลต่างแบบพื้นฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

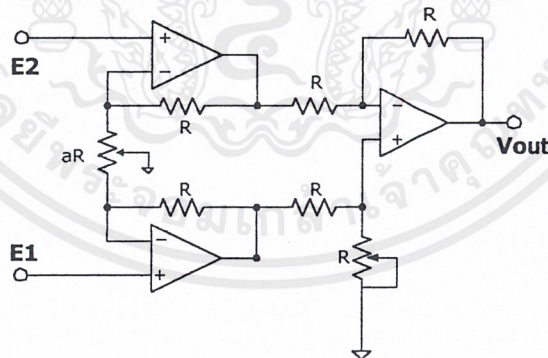
3.2.3 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ (Instrumentation Amplifier)

พิจารณารูปที่ 3.5 ซึ่งเป็นวงจรขยายผลต่างแบบพื้นฐานที่พัฒนาขึ้นมาแล้วเรียกว่าอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ ซึ่งเป็นวงจรขยายสัญญาณผลต่างที่มีความแน่นอนและใช้งานได้มากที่สุดแบบหนึ่งในปัจจุบัน เราให้วงจรขยายผลต่างมีค่าอัตราขยายเท่ากับหนึ่ง ความต้านทาน R เป็นแบบปรับค่าได้เพื่อที่จะได้ปรับค่าขยายคอมมอนโหมดให้เท่ากับศูนย์ จะได้ว่าค่าอัตราขยายของอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์จะปรับค่าได้โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้ aR เป็นผลทำให้อัตราขยายของสัญญาณเป็น

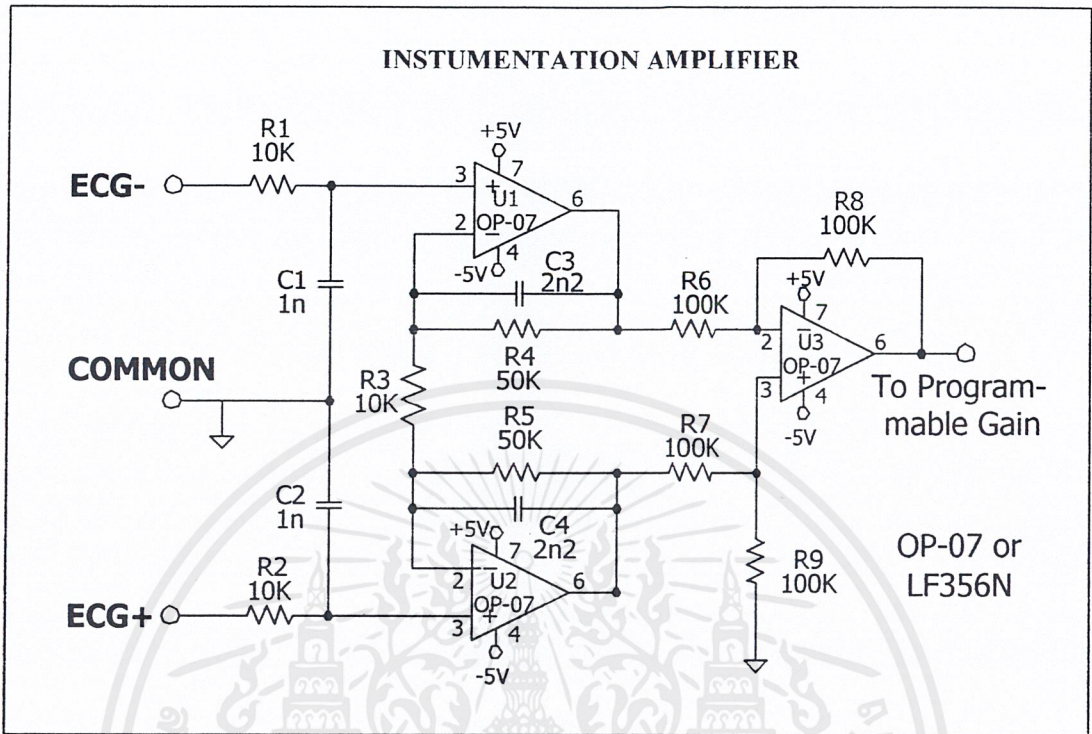
$$\frac{V_o}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2}{a}$$

คุณสมบัติของ Instrumentation Amplifier จะสรุปได้ดังนี้คือ

1. ค่าขยายสัญญาณจากสัญญาณเข้าแบบผลต่าง ($E_1 - E_2$) ไปเป็นสัญญาณเอาต์พุต (V_o) จะถูกกำหนดโดยความต้านทานเพียงตัวเดียว คือ aR
2. ค่าความต้านทานขาเข้าสูงมาก และไม่เปลี่ยนแปลงตามค่าขยายสัญญาณ
3. V_o จะไม่ขึ้นกับสัญญาณเข้าที่เป็นสัญญาณคอมมอนโหมดของ E_1 และ E_2 แต่จะขึ้นกับผลต่างของทั้งคู่เท่านั้น



รูปที่ 3.5 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์



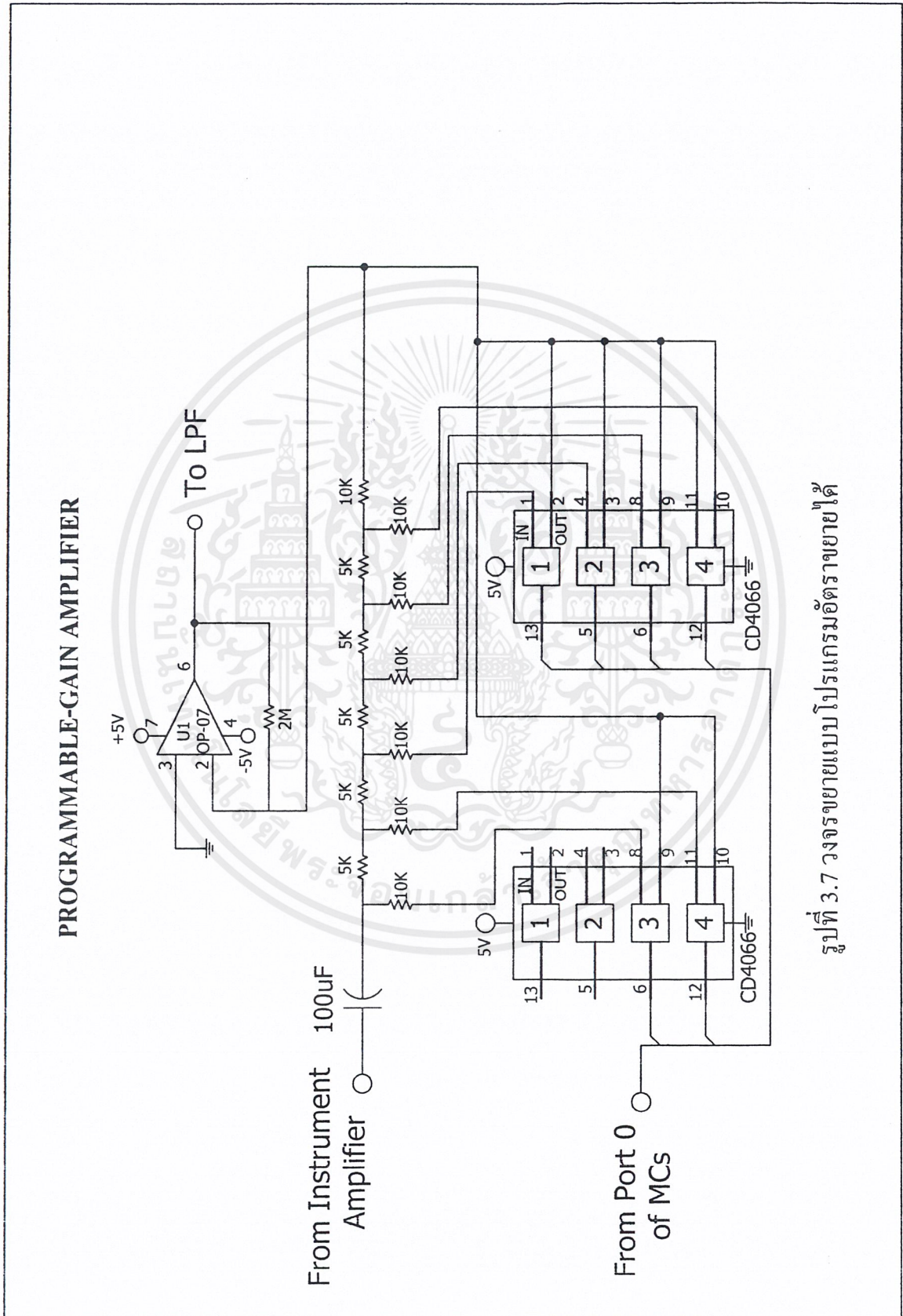
รูปที่ 3.6 อินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ที่ใช้งานจริง

3.3 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (Programmable-Gain Amplifier)

จากหัวข้อ 3.1 จะเห็นว่าอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ที่ใช้งานนั้นมีอัตราขยายคงที่เท่ากับ 11 เท่า ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาขยายอีกครั้งหนึ่งและวงจรขยายชุดที่ 2 นี้สามารถปรับอัตราขยายได้เพื่อให้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมามีขนาดตามที่ต้องการ

พิจารณารูปที่ 3.7 เป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ตที่มีอัตราขยายเท่ากับ R_1 หาคด้วยความต้านทาน R-2R Ladder ซึ่งเปลี่ยนแปลงได้ 64 ค่าตามข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 6 บิตที่ได้รับจากพอร์ต 0 ของ 89C51 มายังอนาล็อกสวิตช์โดยเมื่อข้อมูลแบบดิจิตอลเป็น 0 ฐานสิบ จะทำให้ R-2R Ladder มีค่าความต้านทาน 35 กิโลโห์มทำให้วงจรนี้มีอัตราขยายต่ำสุดเท่ากับ 57.14 เท่าและเมื่อข้อมูลแบบดิจิตอลเป็น 63 ฐานสิบจะทำให้ R-2R Ladder มีค่าความต้านทาน 5 กิโลโห์มทำให้วงจรขยายนี้มีอัตราขยายสูงสุดเท่ากับ 400 เท่า ดังนั้นอัตราขยายรวมทั้งหมดของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้จะมีค่าตั้งแต่ 628.54 เท่าจนถึง 4400 เท่า โดยเปลี่ยนแปลงอัตราขยายในช่วงนี้ได้ทั้งหมด 64 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



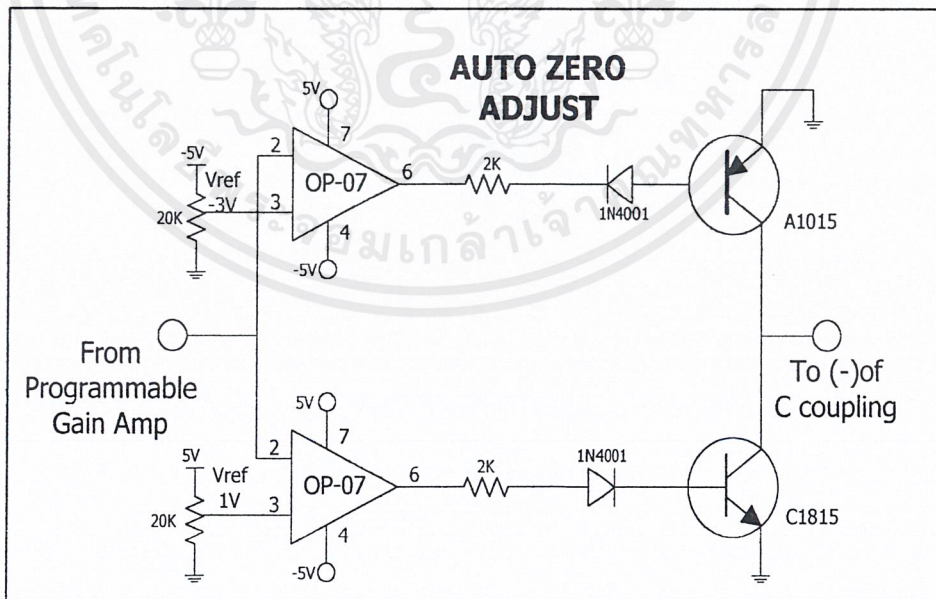
รูปที่ 3.7 วงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto-Zero Adjust)

พิจารณารูปที่ 3.8 ซึ่งทำหน้าที่ในการลดค่า RC time constant ของตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัป - ปลิง (Coupling Capacitor) สัญญาณจากอินสตรูเมนต์เช่นแอมป์กับค่าความต้านทานทางอินพุทวงจร ขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (ซึ่งมีค่าค่อนข้างสูง) โดยปกติแล้วเมื่อมีความผิดปกติของ สัญญาณอินพุทจนทำให้อินสตรูเมนต์เช่นอิมิตัวตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่คัปปลิงจะถูกประจุและคาย ประจุออกมาช้ามากเนื่องจากค่าอาร์ซีไทม์คอนสแตนต์มีค่ามากเป็นผลทำให้รูปสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจ ที่ปรากฏนั้นเลื่อนขึ้นหรืออาจจะเลื่อนลงและใช้เวลานานมากกว่าจะกลับมาอยู่ในสภาวะปกติ

วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติดังรูปที่ 3.8 จะทำงานโดยนำสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่ออกจากวงจร ขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้ (สัญญาณนี้กลับเฟสกับสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏจริงๆ)มา เปรียบเทียบกับระดับแรงดันอ้างอิงที่ IC₁ และ IC₂ ซึ่งมีค่า -3 โวลต์และ 1 โวลต์ตามลำดับเพื่อให้ สัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่ไม่กลับเฟสมีรูปคลื่นซิกกลับไม่เกิน -1 โวลต์และซิกบวกไม่เกิน 3 โวลต์โดยที่ ในสภาวะที่สัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่กลับเฟสนี้มีขนาดไม่เกิน 1 โวลต์และไม่น้อยกว่า -3 โวลต์นี้ ทรานซิสเตอร์ TR₁ และ TR₂ จะคัทออฟ (Cut off) แต่ถ้าสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจมีการเลื่อนจนเกินระดับ 1 โวลต์ที่ทรานซิสเตอร์ TR₂ จะทำงานทำให้ค่าอาร์ซีไทม์คอนสแตนต์เหลือน้อยมาก สัญญาณไฟฟ้า หัวใจจึงเลื่อนมาสู่ระดับปกติอย่างรวดเร็ว



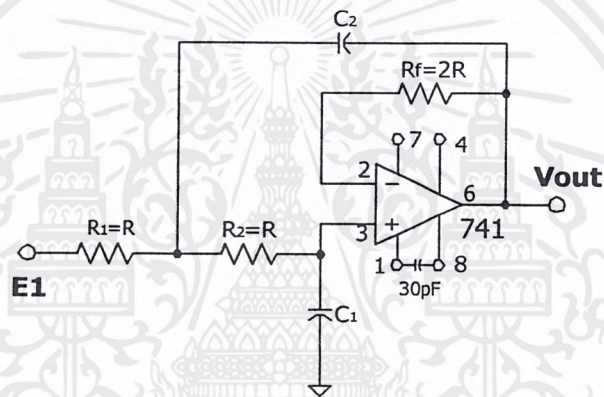
รูปที่3.8 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

เนื่องจากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของสัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 – 200 เฮิรท์ ดังนั้นจึงควรมีวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ทำหน้าที่กรองสัญญาณความถี่สูงกว่าย่านนี้ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนทิ้งไป

3.5.1 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่สอง

ในรูปที่ 3.9 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่ 2 ที่ให้ค่าความชันเท่ากับ -40 เดซิเบลต่อเดคาเด ออปแอมป์ที่ต่อในวงจรนี้มีค่าอัตราขยายเป็นหนึ่งเท่าสำหรับสัญญาณไฟตรง R_f ที่ต่อไว้เพื่อลดผลของออฟเซตของตัวออปแอมป์



รูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่สอง

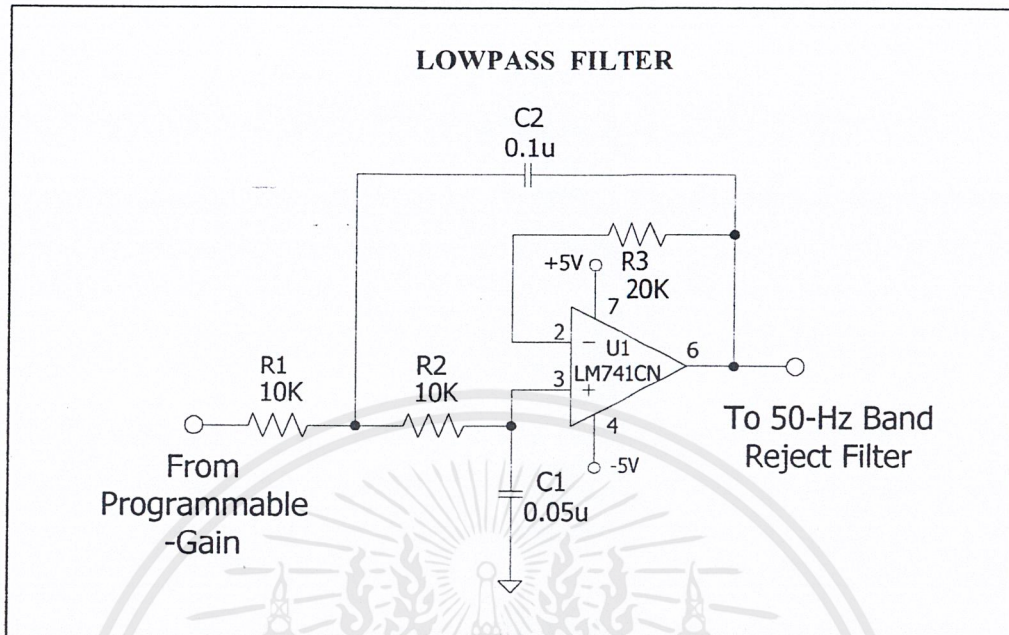
พิจารณาการทำงานของวงจรจะเห็นได้ว่ามีลักษณะเป็นวงจรตามแรงดันคือ แรงดันที่อินพุตขาจะมีค่าเท่ากับแรงดันเอาท์พุต ดังนั้นแรงดันตกคร่อม C_1 มีค่าเท่ากับ V_o เพื่อให้ง่ายแก่การคำนวณจึงกำหนดให้ $R_1 = R_2 = R$ ซึ่งสามารถออกแบบวงจรให้ได้จุดคัทออฟตามต้องการ โดย

1. กำหนดค่าความถี่คัทออฟที่ต้องการ
2. เลือกค่า C_1 ที่จะใช้
3. เลือก C_2 ให้มีค่าเท่ากับ $2C_1$
4. คำนวณค่า R จากสมการ

$$R_1 = 0.707/\omega C_1$$

5. เลือก R_f ให้เท่ากับ $2R$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้งาน

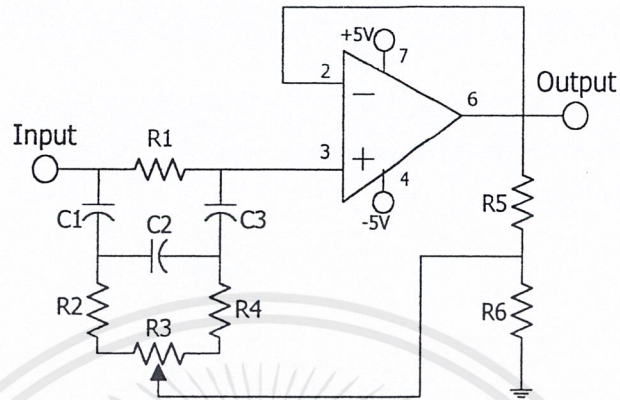
3.6 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง (Band Reject Filter)

ในร่างกายของคนเราจะมีสัญญาณไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิรตซ์ซึ่งก็ปลืงจากสายไฟบ้านมายังร่างกาย ซึ่งสัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์นี้จะถูกลดทอนไปอย่างมาก ถ้าในวงจรขยายส่วนแรกมีค่า CMRR สูง แต่ในกรณีที่สัญญาณรบกวนมีค่ามากเกินไปกว่าวงจรขยายจะสามารถลดทอนได้หมด เราสามารถลดทอนได้อีกโดยนำสัญญาณไปผ่านวงจรกรองความถี่แบบไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรตซ์ผ่าน

3.6.1 วงจรกรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงแบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์ (The Bridge Differentiator)

วงจรกรองความถี่แบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์เป็นวงจรกรองความถี่ที่ง่ายต่อการออกแบบ กล่าวคือเราสามารถปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้เองโดยมีค่าความต้านทานแบบปรับค่าได้เป็นตัวควบคุม ทำให้ปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้ในช่วงความถี่ที่ต้องการและเมื่อเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานจะทำให้แบนวิธด์เปลี่ยนแปลงแต่ค่า Q ยังคงเหมือนเดิม วงจรแบบบริดจ์ดิฟเฟอเรนดิเอเตอร์มีข้อดีคือเมื่อใช้กับความถี่ศูนย์กลางที่มีค่าต่ำจะทำให้ได้ค่า Q สูงและช่วงแบนวิธด์แคบกว่าวงจรในรูปแบบอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 วงจรแอกทีฟแบนวีเจคฟิลเตอร์แบบบริจด์จ์เฟอเรนทีเอเตอร์

เราสามารถออกแบบวงจรให้ได้ความถี่ศูนย์กลางและ Q ที่ต้องการโดย
ค่าความถี่ศูนย์กลาง (F_c) หาได้จาก

$$F_c = \frac{1}{2\pi C} \sqrt{3R_a R_b}$$

$$C_1 = C_2 = C_3 = C_4$$

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

เมื่อ $R_a = R_2 + R_{3a}$

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

โดยที่ $R_3 = R_{3a} + R_{3b}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต้องการความถี่ศูนย์กลาง 50 เฮิร์ต จึงกำหนดช่วงการปรับค่าความถี่ศูนย์กลางอยู่ในช่วงประมาณ 45 เฮิร์ตถึง 95 เฮิร์ต กำหนดให้ค่า C เท่ากับ 0.047 ไมโครฟารัดตลอดจนกำหนดให้ค่าความต้านทาน R2 เท่ากับ 4.7 กิโลโอห์ม และ R4 เท่ากับ 75 กิโลโอห์มเนื่องจาก R3 เป็นความต้านทานปรับค่าได้จึงให้ R3 เท่ากับ 20 กิโลโอห์ม

$$\begin{aligned} \text{ดังนั้นจาก} \quad R1 &= 6(R2 + R4 + R3) \\ \text{จะได้} \quad R1 &= 6(4700 + 7500 + 20000) \\ &= 598200 \quad \Omega \\ \text{และ} \quad R5 &= 68 \quad \Omega \\ R &= 2200 \quad \Omega \end{aligned}$$

ดังนั้นเมื่อแทนค่าลงในสมการจะได้ค่าความถี่ศูนย์กลางที่ตั้งไว้ในช่วงต่อไปนี้เป็นคือ
เมื่อปรับค่า R3 ไปซ้ายสุดจะได้ R3a = 0 โอห์ม และ R3b = 20 กิโลโอห์ม ซึ่งจะได้ค่าความถี่ศูนย์กลางสูงสุดดังนี้

$$\begin{aligned} \text{คำนวณ } R_a \text{ จากสมการ } R_a &= R2 + R3b \\ R_a &= 4700 + 0 \\ &= 4700 \quad \Omega \\ \text{และ} \quad R_b &= R4 + R3b \\ &= 75000 + 20000 \\ &= 950000 \quad \Omega \end{aligned}$$

ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางสูงสุดคือ

$$\begin{aligned} F_c &= \frac{1}{2\pi C} \sqrt{3R_a R_b} \\ F_c &= \frac{1}{2\pi * 0.000000047} \sqrt{3 * 4700 * 95000} \\ &= 92.52 \quad \text{Hz} \end{aligned}$$

เมื่อปรับค่า R3 ไปขวาสุดจะได้ R3a = 20 โอห์ม และ R3b = 0 กิโลโอห์มซึ่งจะได้ค่าความถี่ศูนย์กลางต่ำสุดดังนี้

คำนวณ Ra จากสมการ

$$R_a = R_2 + R_{3a}$$

$$R_a = 4700 + 20000$$

$$= 24700 \ \Omega$$

และ

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

$$= 75000 + 0$$

$$= 75000 \ \Omega$$

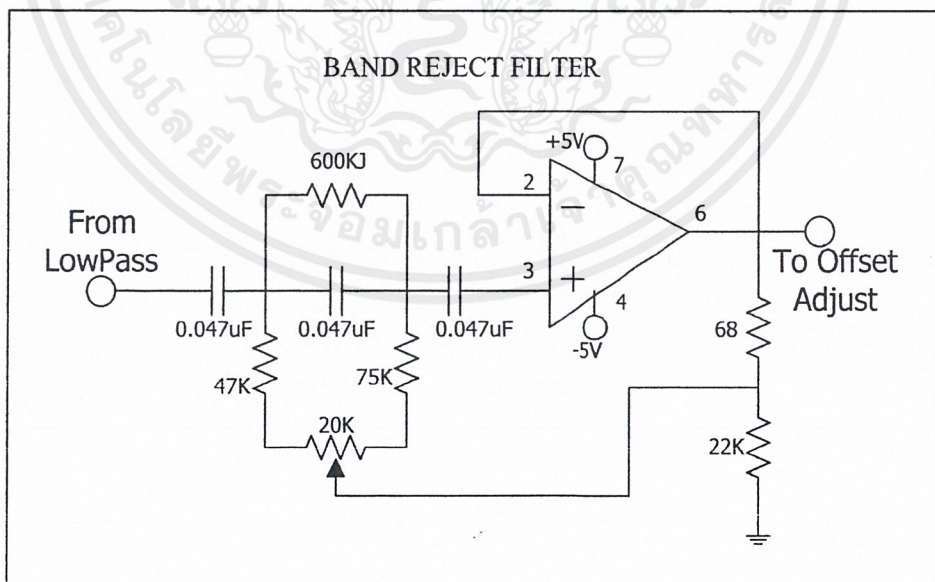
ดังนั้นจะได้ความถี่ศูนย์กลางสูงสุดคือ

$$F_c = \frac{1}{2\pi C} \sqrt{3R_a R_b}$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi * 0.000000047} \sqrt{3 * 24700 * 75000}$$

$$= 45.42 \text{ Hz}$$

จากที่ออกแบบข้างต้นกล่าวได้ว่าความถี่ศูนย์กลางสามารถปรับได้ในช่วง 45.42 เฮิรท์ ถึง 92.52 เฮิรท์ ดังนั้นถ้าต้องการความถี่ศูนย์กลาง 50 เฮิรท์ก็ปรับค่าความต้านทานให้ได้ความถี่ศูนย์กลางที่ 50 เฮิรท์ก็ปรับค่าความต้านทานให้ได้ความถี่ศูนย์กลางที่ 50 เฮิรท์โดยที่ค่า Q คงที่ประมาณ 4.16 ซึ่งวงจรที่ออกแบบได้จะเป็นดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรท์ผ่านที่ใช้งาน

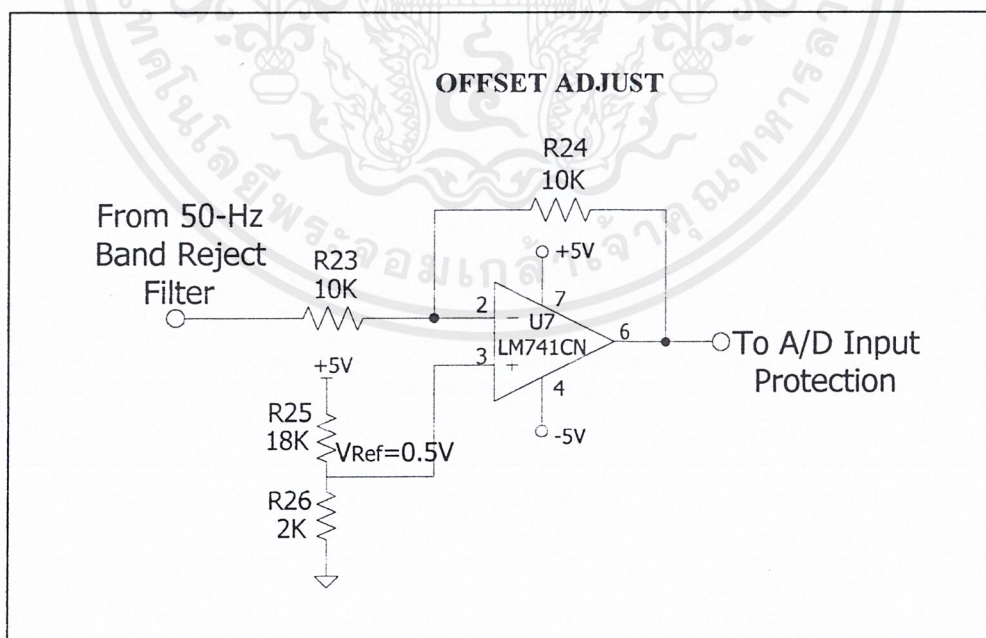
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 วงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust)

ในหัวข้อที่ 3.3 ได้กล่าวแล้วว่ารูปสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรถ่ายแบบโปรแกรมอัตราการขยายได้นั้นกลับเฟสจากรูปสัญญาณจริงอยู่ดังนั้นจึงออกแบบวงจรปรับแรงดันออฟเซตดังรูปที่ 3.13 ซึ่งเป็นวงจรถ่ายแบบอินเวอร์ตติ้งแอมป์ที่มีอัตราขยายเท่ากับ R_2/R_1 เท่ากับ 1 เพื่อให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีเฟสถูกต้องดังเดิม ส่วน VR 1 ที่ต่ออยู่กับขาบวกของออฟแอมป์ ทำหน้าที่สร้างแรงดันอ้างอิง (V_{ref}) ซึ่งมีผลทำให้แรงดันเอาต์พุต (V_o) เกิดค่าออฟเซตขึ้นเพื่อยกระดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เดิมมีทั้งค่าลบและค่าบวกให้ เลื่อนขึ้นไปจนมีระดับแรงดันที่เป็นบวกเท่านั้นดังสมการ

$$V_o = V_{ref}(1 + R_2 / R_1) - V_{in} (R_2 / R_1)$$

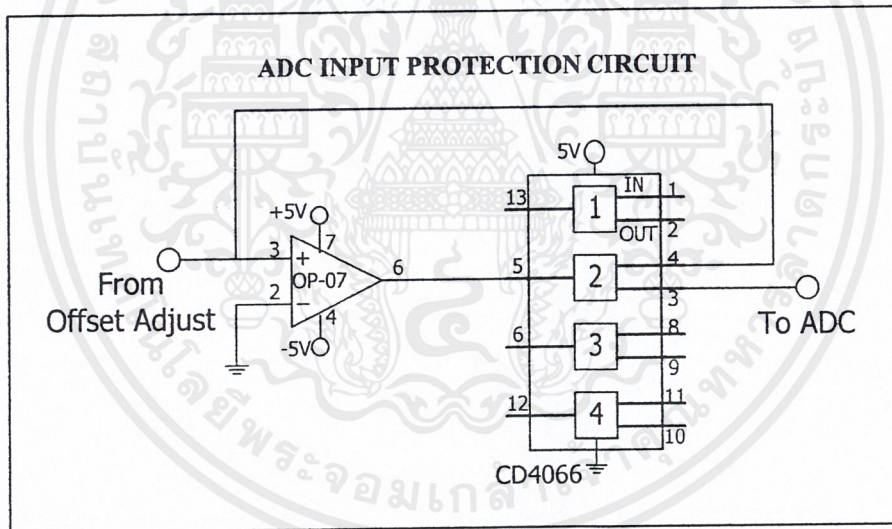
ในการใช้งานจริงต้องการปรับแรงดันออฟเซตในมีค่าประมาณ 1 โวลต์ (เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจถูกวงจรถ่ายปรับศูนย์อัตโนมัติบีบให้มีรูปคลื่นซีกลบได้ไม่เกิน -1 โวลต์) สามารถที่จะคำนวณแรงดันอ้างอิงจากสมการ 3 โดยกำหนดให้ V_{in} เท่ากับ 0 โวลต์ V_o เท่ากับ 1 โวลต์ R_1 เท่ากับ R_2 เท่ากับ 10 กิโลโอห์ม ดังนั้นจะได้ V_{ref} เท่ากับ 0.5 โวลต์



รูปที่ 3.13 วงจรปรับแรงดันออฟเซต

3.8 วงจรป้องกันการอินพุทของอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (ADC Input Protection Circuit)

จากหัวข้อ 3.7 ถึงแม้ว่าจะมีการยกระดับแรงดันของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีแต่ช่วงแรงดันที่เป็นบวกแล้วก็ตามแต่เนื่องจากไฟเลี้ยงอปแอมป์มีทั้งค่าบวกและลบดังนั้นอาจเกิดเหตุการณ์ที่คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีแรงดันที่เป็นลบเกิดขึ้นซึ่งสร้างความเสียหายให้กับเอดีซีคอนเวอร์เตอร์ได้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีวงจรป้องกันทางอินพุทของเอดีซีดังรูปที่ 3.14 ซึ่งทำงานโดยนำสัญญาณเอาต์พุทที่ได้จากวงจรปรับออฟเซตไปเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิง 0 โวลต์ ที่ IC1 ซึ่งถ้าสัญญาณเอาต์พุทมีค่ามากกว่า 0 โวลต์จะทำให้อนาลอกสวิชส์อยู่ในสถานะOn ทำให้สัญญาณเอาต์พุทจากวงจรปรับออฟเซตผ่านไปสู่เอดีซีคอนเวอร์เตอร์ได้ ถ้าสัญญาณเอาต์พุทมีค่าน้อยกว่า 0 โวลต์จะทำให้อนาลอกสวิชส์อยู่ในสถานะOff ทำให้สัญญาณเอาต์พุทจากวงจรปรับออฟเซตผ่านไปสู่เอดีซีคอนเวอร์เตอร์ไม่ได้



รูปที่ 3.14 วงจรป้องกันทางอินพุทของอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์

3.9 อนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ (Analog To Digital Converter)

รูปที่ 3.15 วงจรการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากอนาลอกเป็นดิจิตอลขนาด 8 บิต ด้วย ADC0804 โดยมันจะเริ่มค้นแปลงสัญญาณเมื่อมีสัญญาณควบคุมส่งมาที่ขา WR โดยจะใช้เวลาประมาณ 100 ไมโครวินาทีในการแปลงสัญญาณ และเมื่อแปลงเสร็จแล้วมันจะทำการส่งสัญญาณบอกทางขา INT แต่ในโครงการนี้เราจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์นับเวลาทุกๆ 500 ครั้งต่อวินาทีมารับค่าที่แปลงเสร็จแล้วเข้าทางพอร์ต1 พร้อมทั้งสั่งให้เริ่มทำการแปลงสัญญาณค่าใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.10 ไมโครคอนโทรลเลอร์

รูปที่ 3.16 เป็นการต่อวงจรให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำงานดังนี้คือ

- รับและส่งสัญญาณกับคอมพิวเตอรืที่ขา RXD และ TXD
- รับอินพุทจาก ADC0804 ทางพอร์ต1(บิตที่ 0-7)
- ส่งสัญญาณไปปรับอัตราขยายของวงจขยายทางพอร์ต 0 (บิตที่0-6)โดยต้องมีการต่อ R-Pull up ที่พอร์ต 0 ด้วยเนื่องจากใช้เป็นเอาต์พุทพอร์ต(ไม่มี R-Pull up ภายใน)
- และส่งสัญญาณไปเลือกว่าใช้หรือไม่ใช้วงจรรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิร์ตผ่านและวงจรกันความถี่ 50 เฮิร์ตทางพอร์ต 2 (บิตที่0-3)
- เราเลือกคริสตอลค่า 11.059 เมกะเฮิร์ตเพราะจะใช้อัตราเร็วในการส่ง 9600บิตต่อวินาที

ส่วนรายละเอียดของข้อมูลที่รับและส่งระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอรืนั้นจะกล่าวไว้ในหัวข้อที่ 4.1

3.11 ออปโตไอโซเลเตอร์และไอซี MAX232(Opto-Isolator & MAX232)

เนื่องจากระดับแรงดันสำหรับลอจิก 1 และ 0 จากไมโครคอนโทรลเลอร์มีค่าเท่ากับ 5 และ 0 โวลต์ตามลำดับแต่ระดับแรงดันสำหรับลอจิก 1 และ 0 จากพอร์ททอนุกรมของคอมพิวเตอรืในมาตรฐานของ RS232C มีค่าเท่ากับ -3 ถึง -15 และ +3 ถึง +15 โวลต์ตามลำดับจึงจำเป็นต้องมีตัวแปลงระดับแรงดันที่แตกต่างกันนี้ให้สามารถติดต่อกันได้อย่างถูกต้องโดยเลือกใช้ไอซี MAX232 สำหรับหน้าที่นี้ นอกจากนั้นยังต้องมีออปโตไอโซเลเตอร์เพื่อแยกกราวด์ระหว่างคอมพิวเตอรืและวงจขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพื่อไม่ให้กระแสไฟฟ้าที่รั่วจากคอมพิวเตอรืไหลสู่ร่างกาย โดยมีรายละเอียดของวงจรดังรูปที่ 3.17

3.12 แหล่งจ่ายไฟของวงจรทั้งหมด

เราารับอินพุทเป็นกระแสไฟตรง 9-15โวลต์หรือกระแสสลับ 9 โวลต์แล้วนำมาจ่ายให้แหล่งจ่ายไฟของวงจรซึ่งแบ่งออกเป็น 2 ส่วนดังนี้

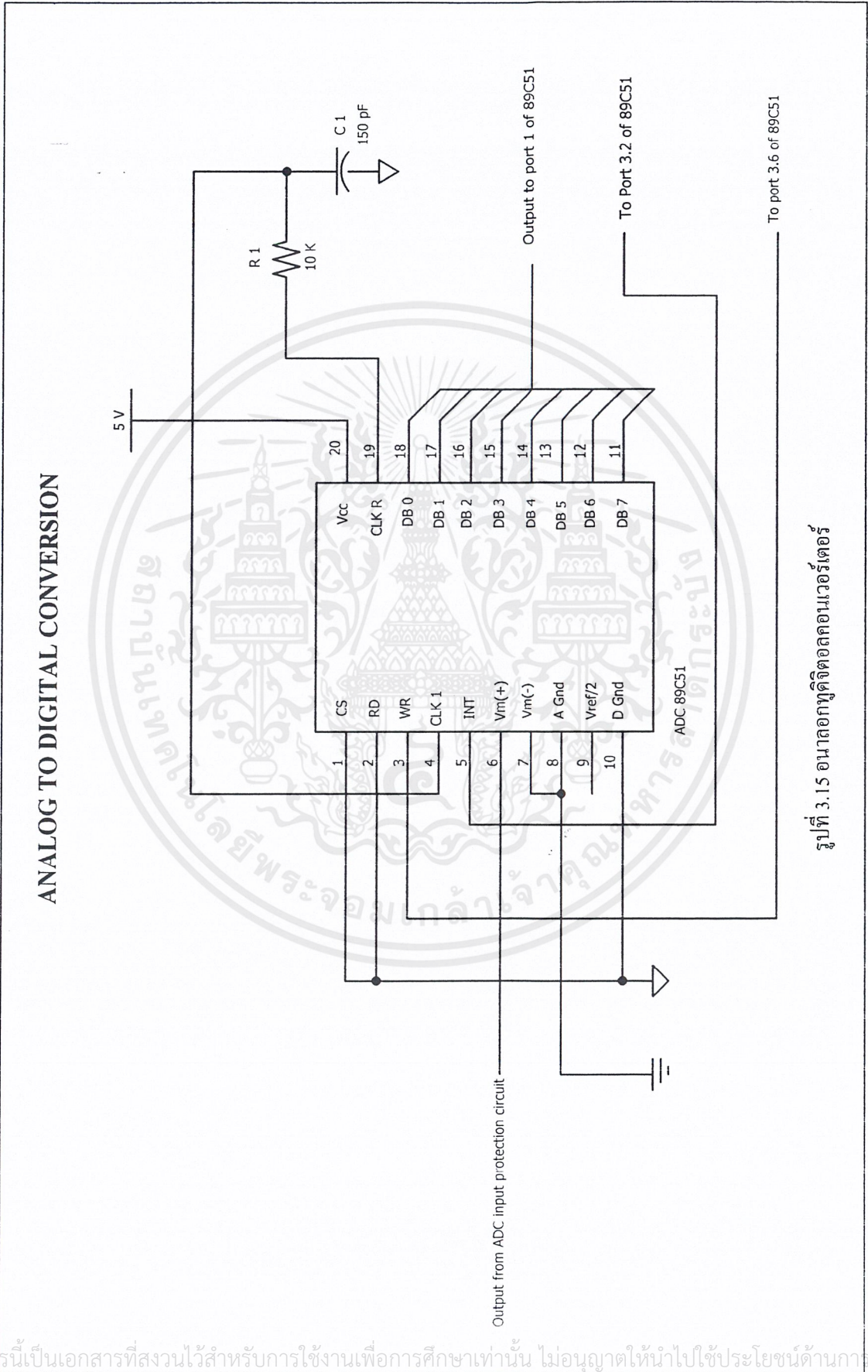
1. ส่วนที่ทำหน้าที่จ่ายไฟเลี้ยงให้กับไอซี MAX 232 และวงจรในหัวข้อ 3.11 ในส่วนที่มีกราวด์ร่วมกับคอมพิวเตอรืซึ่งต้องการไฟเลี้ยงขนาด +5 โวลต์เพียงอย่างเดียวจึงออกแบบแหล่งจ่ายไฟดังรูปที่ 3.18 นอกจากนั้นยังใช้เอาต์พุทจากบริดจ์เรกติไฟเออร์ต่อไปยังวงจรขับหม้อแปลงความถี่สูงอีกด้วย

ส่วนจ่ายไฟเลี้ยงวงจขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งประกอบด้วยส่วนประกอบย่อยๆตั้งแต่หัวข้อ 3.2 ถึง 3.10 ดังนั้นจึงออกแบบแหล่งจ่ายไฟสำหรับส่วนนี้ให้มีขนาด +5 โวลต์ และ - 5

โวลต์ ดังรูปที่ 3.19 เราใช้หม้อแปลงความถี่สูงเพื่อความปลอดภัยของผู้ถูกวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งต้องใช้ใช้ออสซิลเลเตอร์แบบพุชพูล (Push-pull Oscillator) ขับหม้อแปลงความถี่สูงทางด้านปฐมภูมิ ด้วยคลื่นรูปสี่เหลี่ยมความถี่ประมาณ 50 กิโลเฮิรต์ และออกแบบให้หม้อแปลงมีโวลต์ต่อรอบ (Volt/Turn) ต่ำๆ เพื่อป้องกันการอิ่มตัวของฟลักซ์ (flux) แม่เหล็ก

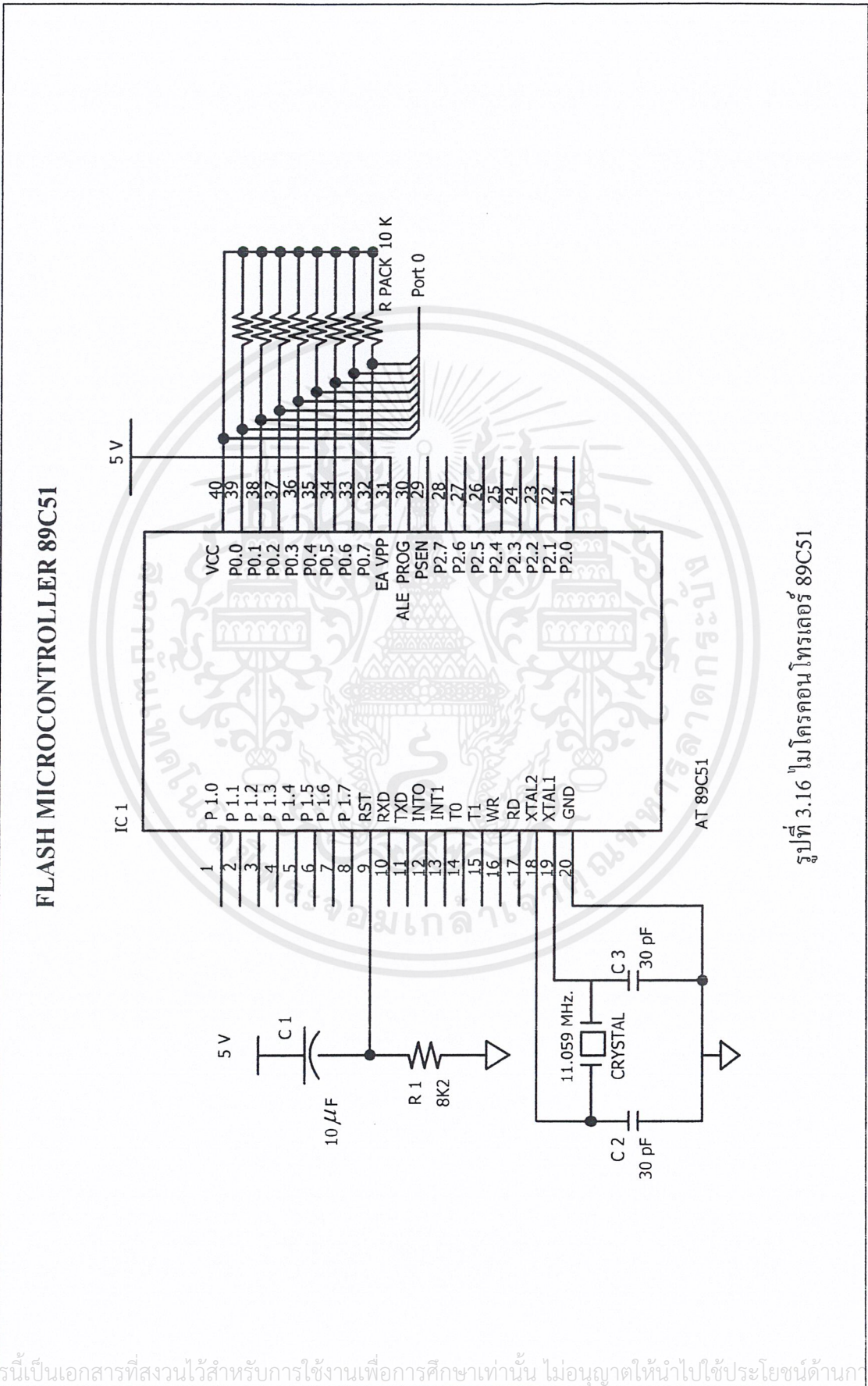


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



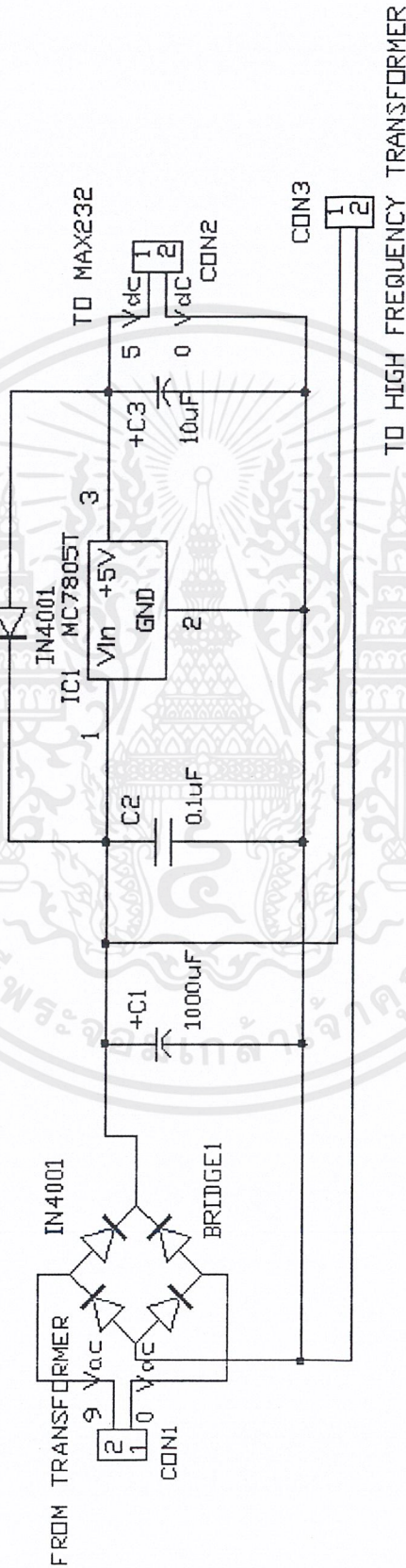
รูปที่ 3.15 อนุกรมการเชื่อมต่อคอนเวอร์เตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51

POWER SUPPLY FOR MAX 232



รูปที่ 3.18 แหล่งจ่ายไฟฟ้าสำหรับ MAX 232 และวงจรที่มีกราวด์ร่วมกับคอมพิวเตอร์

บทที่ 4

การแสดงผล

4.1 การติดต่อสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์

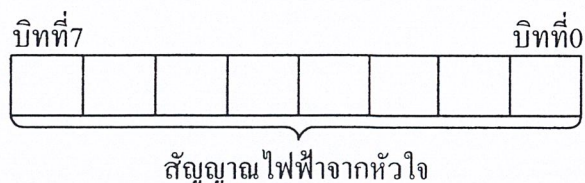
สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้สามารถนำมาแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์และผู้ใช้สามารถปรับอัตราการขยายสัญญาณและเลือกใช้วงจรรองความถี่ที่ต้องการ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51 เป็นตัวควบคุมคือหนึ่งมันทำหน้าที่ในการรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งถูกแปลงจากอนาลอกเป็นดิจิตอลขนาด 8 บิตด้วยอัตราสุ่มข้อมูล 500 ครั้งต่อวินาที แล้วทำการส่งข้อมูลนี้ไปให้คอมพิวเตอร์และสองมันจะรับข้อมูลจากคอมพิวเตอร์ที่ส่งมาเพื่อกำหนดอัตราการขยายของวงจขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและการเลือกใช้หรือไม่ใช้วงจรรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิร์ตและวงจรกันความถี่ 50 เฮิร์ต

ในการติดต่อสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์ เราใช้พอร์ตสื่อสารอนุกรมมาตรฐาน RS232 ซึ่งมีโครงสร้างการทำงานในแบบฟูลดูเพล็กซ์(Full Duplex)ซึ่งสามารถรับและส่งข้อมูลได้ในเวลาเดียวกัน เราเลือกให้พอร์ตสื่อสารทำงานในโหมด 1(9 bit UART)คือประกอบด้วยสตาร์ทบิต(Start Bit) 1 บิต ข้อมูล 8 บิต และสตอปบิต(Stop Bit) 1 บิต รวมทั้งหมด 10 บิต ด้วยอัตราการสุ่มข้อมูล 500 ครั้งต่อวินาที ดังนั้นอัตราการส่งข้อมูลต่ำสุดคือ 5000 บิตต่อวินาที จึงทำการกำหนดความเร็วในการส่งข้อมูลเป็น 9600 บิตต่อวินาที

สำหรับโครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์และจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ เป็นดังต่อไปนี้

โครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์

ข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์คือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ถูกแปลงเป็นข้อมูลแบบดิจิตอลขนาด 8 บิต ดังนั้นข้อมูลตั้งแต่บิตที่ 0-7 คือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่า 0-255ค่า



รูปที่ 4.1 ข้อมูลที่ส่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ไปยังคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงสร้างของข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์

ข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ประกอบด้วย

1. อัตราการขยายของวงจรถ่ายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าตั้งแต่ 1 ถึง 64 ส่งด้วยข้อมูลขนาด 6 บิต($2^6=64$)ตั้งแต่บิตที่0-5 ค่า
2. การเลือกใช้หรือไม่ใช้วงจรรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรท์และวงจรรันความถี่ 50 เฮิรท์ มี 4 กรณีดังตาราง

กรณี	การใช้วงจรรองความถี่ต่ำผ่าน	การใช้วงจรรันความถี่ 50 เฮิรท์	ข้อมูลบิต 6	ข้อมูลบิต 7
1	ไม่ใช้	ไม่ใช้	0	0
2	ไม่ใช้	ใช้	0	1
3	ใช้	ไม่ใช้	1	0
4	ใช้	ใช้	1	1



รูปที่ 4.2 ข้อมูลที่ส่งจากคอมพิวเตอร์ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์

4.2 การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

ขั้นตอนการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นเขียนแสดงในโฟลว์ชาร์ท ซึ่งมันจะอยู่ทำงาน 2 อย่างขึ้นอยู่กับสัญญาณอินเตอร์รัปต์ที่เข้ามา

ถ้าเป็นสัญญาณอินเตอร์รัปต์จากTimer0 มันจะทำการอ่านค่าสัญญาณไฟฟ้าจากพอร์ต1ส่งไปให้คอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผล

ถ้าเป็นสัญญาณอินเตอร์รัปต์จากพอร์ตอนุกรม ไมโครคอนโทรลเลอร์จะรับข้อมูลมาจากคอมพิวเตอร์แล้วทำงานดังนี้

1. นำข้อมูลตั้งแต่บิตที่0-6 ส่งออกพอร์ต 0 เพื่อไปควบคุมอนาล็อกสวิตช์ของวงจรถ่ายแบบโปรแกรมค่าได้ ให้ทำการขยายสัญญาณตามต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. มุลบิทที่6 และ บิทที่7 ไปทำการดีโคดแล้วส่งออกพอร์ท 2(บิทที่0-3)ดังตาราง เพื่อให้ทำการเลือกการเลือกใช้หรือไม่ใช้วงจรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรท์และวงจรถักความถี่ 50 เฮิรท์ตามต้องการ

ข้อมูลจากคอมพิวเตอรื		ส่งออกพอร์ท 2				วงจรถองความถี่	
บิท 7	บิท 6	บิท3	บิท2	บิท1	บิท0	LPF	BRF
0	0	0	0	1	1	ไม่	ไม่
0	1	1	0	0	1	ไม่	ใช้
1	0	0	1	1	0	ใช้	ไม่
1	1	1	1	0	0	ใช้	ใช้

4.3 การทำงานของโปรแกรมบนคอมพิวเตอรื

4.3.1 การเขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอรื

เราเขียน โปรแกรมบนคอมพิวเตอรืด้วยเดสไฟ 5.0 ซึ่งได้แสดงขั้นตอนการทำงานไว้ในไฟล์รชาร์ท ในการเขียนโปรแกรมนั้นเราใช้คอมโพเนนท์ที่สำคัญอยู่ 3 ตัวด้วยกันคือ

- 1.คอมโพเนนท์สำหรับการติดต่อกับพอร์ทอนุกรม
- 2.คอมโพเนนท์สำหรับการวาดกราฟ
- 3.คอมโพเนนท์สำหรับการเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูล

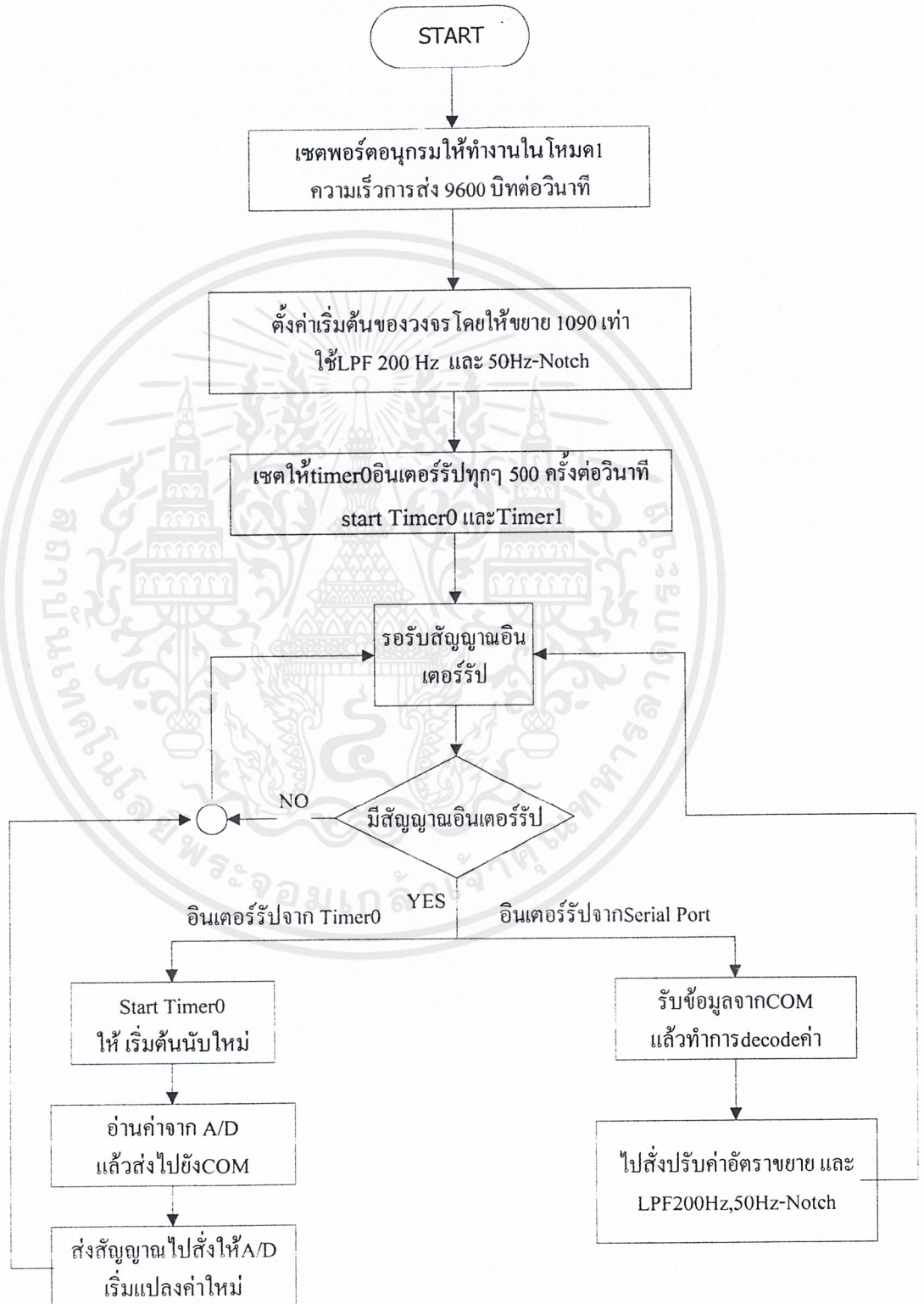
เนื่องจากเดสไฟ 5.0 ไม่มีคอมโพเนนท์สำหรับการติดต่อกับพอร์ทอนุกรมโดยเฉพาะ เราจึงใช้คอมโพเนนท์เสริมในการติดต่อรับและส่งข้อมูล ชื่อ Windows Standard Communications4 for Delphi(WSC4D)

ในการสร้างกราฟนั้นเราอาจใช้คอมโพเนนท์ในการสร้างกราฟที่มีอยู่ก็ได้ แต่ในโครงการนี้เราใช้คอมโพเนนท์ Image.Canvas แล้วทำการเขียนโปรแกรมให้วาดกราฟเอง

สำหรับการเก็บข้อมูลนั้น เราได้ออกแบบให้เพิ่มข้อมูล 1 เพิ่มเป็นข้อมูลของคนไข้ 1 ราย ซึ่งจะเก็บประวัติสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทุกครั้งที่ได้วัดของคนไข้รายนี้ พร้อมทั้งบอกวันและเวลาวัดด้วย โดยที่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เก็บไว้จะมีทั้งแบบที่เป็นกราฟนิ่ง และแบบเคลื่อนที่เวลา 2 มิลลิวินาที ซึ่งถ้าเราใช้คอมโพเนนท์String Grid ที่มีอยู่ในเดสไฟ 5.0ในการเก็บข้อมูลต่างๆ เราจะไม่สามารณำข้อมูลนี้ไปเก็บไว้ในฐานข้อมูลได้ จึงใช้คอมโพเนนท์เสริมคือ Advance String Grid ซึ่งมีข้อดีคือสามารถเก็บข้อมูลเข้าฐานข้อมูลเป็นแฟ้มข้อมูลแบบเอ็กเซล(Excel)ได้

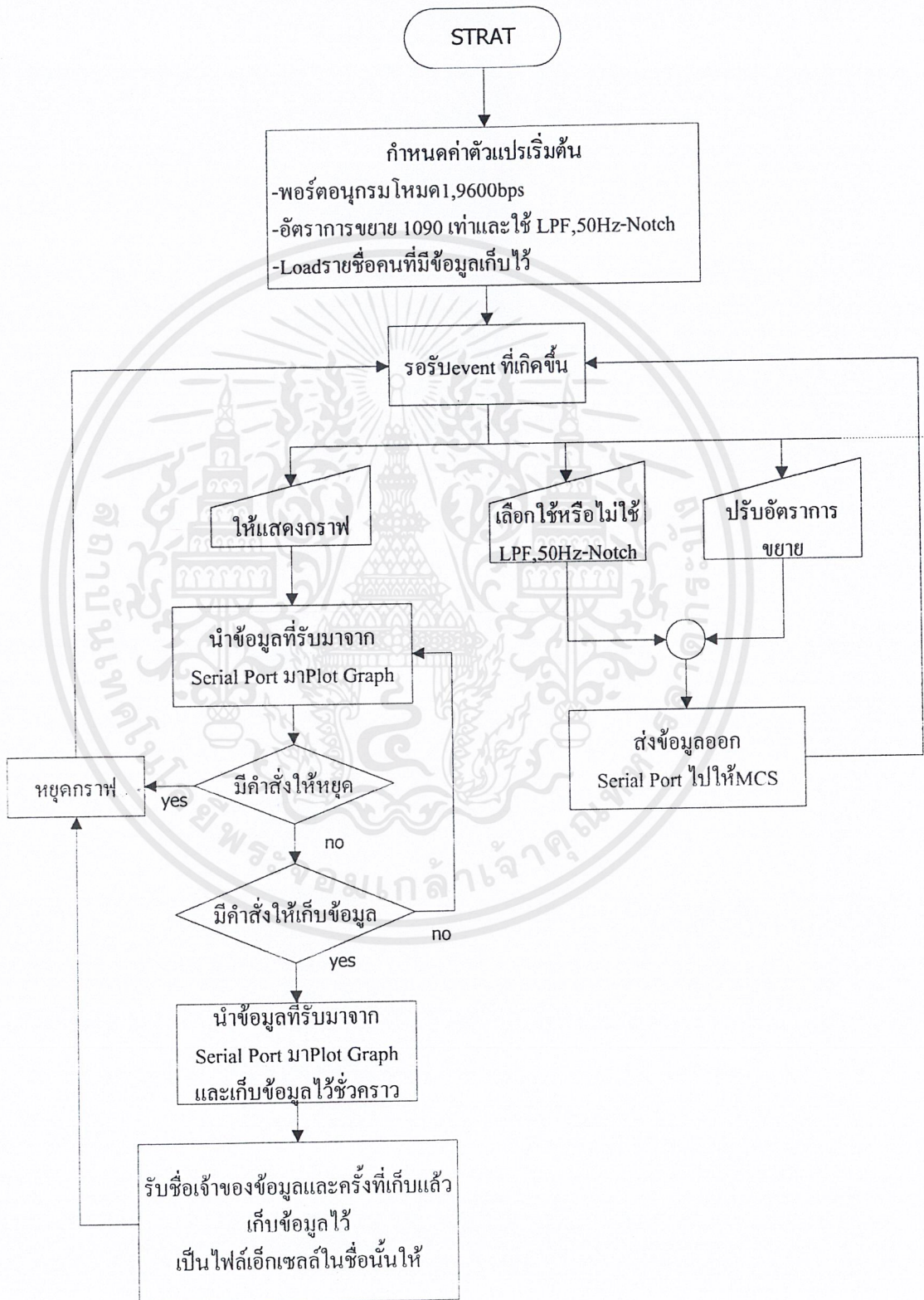
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1 โพล์ชาร์ตแสดงการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

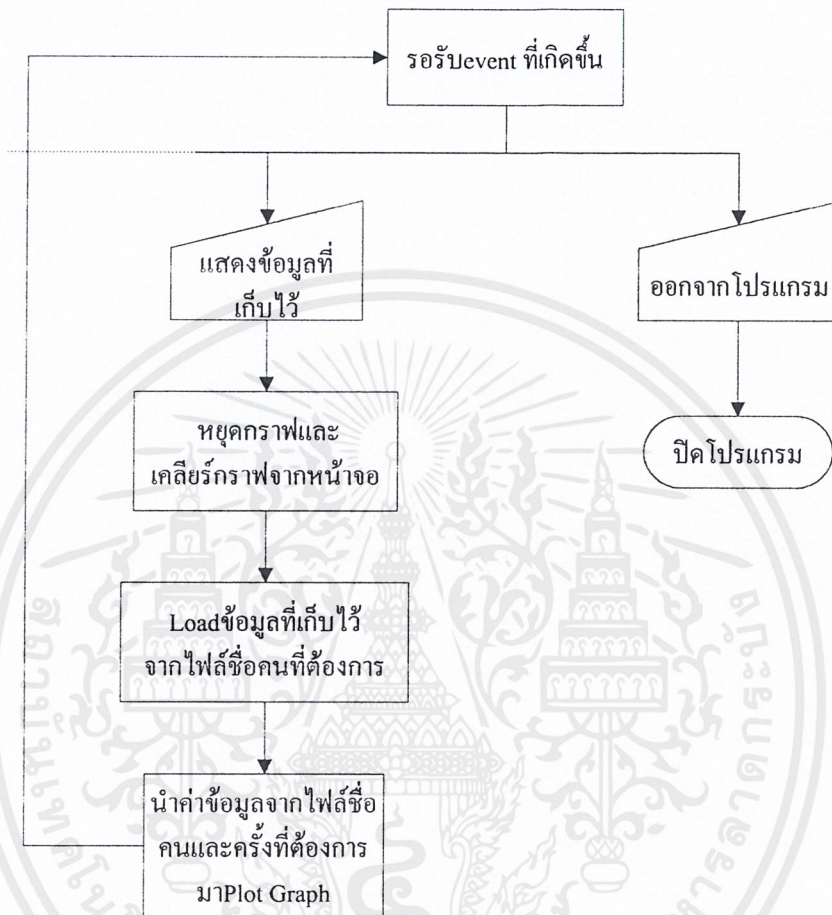


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 โพล์ซาร์ทแสดงการทำงานของโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์

```

;FILENAME      ECG CONTROL
;ASSEMBLER     SXA51
;SOFTWARE ENG  PUI
;COMPANY      KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
;DATE         24 March 2001
;##### MAIN MANU #####
;Global reg:R0,R3,R4

ORG 0000H
LJMP INITIAL

ORG 000BH ;Interupt TIMER0
LJMP INT_TF0

ORG 0023H ;Interupt SERIAL
LJMP INT_RI

ORG 0030H
INITIAL: MOV PCON,#00H ;SMOD=0
MOV SCON,#50H ;MODE1,REN=1
MOV TMOD,#21H ;Timer0(Mode1)
;Timer1(Mode2)
MOV TH1,#0FDH ;9600 Buad rate
MOV TH0,#0F8H
MOV TL0,#30H ;500rev/s A/D

MOV IE,#10001010B ;Enable RI, TF0

SETB TR0 ;Start Timer0

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

SETB TR1 ;Start Timer1

CLR P3.6
SETB P3.6 ;Start A/D

MOV P0,#06H ;Gain = 1090
MOV P2,#0CH ;L=1,N=1

MOV R0,#40H
LOOP: JMP $
;##### INT_TIMER0 #####
;1. Start Timer0
;2. Get Data from A/D and Start A/D
;3. Collect at 5 value then send data to COM
INT_TF0: CLR TR0
MOV TH0,#0F8H ;load Timer0 again
MOV TL0,#30H ;Random A/D=500
SETB TR0 ;Start Timer0

MOV A,P1 ;Get data from A/D
MOV @R0,A

CLR P3.6
SETB P3.6 ;Start A/D
INC R0

CJNE R0,#45H,RTT ;5 value?

MOV R0,#40H
AA: MOV SBUF,@R0

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

WAITT:    JNB    TI,WAITT        ;Wait for finish 1 byte
          CLR    TI              ;Clear for send next byte
          INC    R0
          CJNE   R0,#45H,AA
          MOV    R0,#40H
RTT:      RETI

```

```

;##### INT_SERIAL CONTROL AMP#####

```

```

;Receive data from RxD send to P0(amp) & P2 (Filter)

```

```

INT_RI:   CLR    RI
          MOV    A,SBUF
          MOV    P0,A            ;Send Gain to P0
;Check case
          ANL    A,#11000000B
          MOV    R3,A
X1:       CJNE   R3,#00H,X2
          MOV    R4,#00000011B   ;L=0,N=0
          JMP    OUT
X2:       CJNE   R3,#40H,X3
          MOV    R4,#00001001B   ;L=0,N=1
          JMP    OUT
X3:       CJNE   R3,#80H,X4
          MOV    R4,#00000110B   ;L=1,N=0
          JMP    OUT
X4:       MOV    R4,#00001100B   ;L=1,N=1
OUT:      MOV    P2,R4          ;Send Filter to P2
          RETI
          END

```

บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติของวงจรแต่ละส่วนซึ่งประกอบอยู่ในวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยทำการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรเหล่านั้นดังรายละเอียดดังนี้

5.1 ค่าคอมมอนรีเจคชันเรโซของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แอมพลิฟายเออร์

ค่าคอมมอน โหมดรีเจคชันเรโซนี้เป็นค่าที่ใช้บอกความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าสู่อินพุตของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แบบคอมมอนโหมดว่ากระทำได้ดีเพียงใด โดยที่

$$CMRR = 20 \log (A_d / A_c)$$

โดยที่ A_d คือ อัตราการขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

A_c คือ อัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

เมื่อ $A = V_o / V_{in}$

โดย A คือ อัตราการขยาย

V_o คือ แรงดันเอาต์พุต

V_{in} คือ แรงดันอินพุต

ในการหาค่าคอมมอนโหมดรีเจคชันเรโซนั้นจะต้องทำการหาอัตราขยายทั้งดิฟเฟอเรนเชียลโหมดและคอมมอนโหมดดังนี้รายละเอียดดังนี้

5.1.1 ขั้นตอนการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด 100 mVp-p จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ที่ความถี่ต่างๆ ดังตารางที่ 4.1 เข้าที่ขาอินพุตบวกและลบของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์
2. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แล้วบันทึกค่าลงในตารางที่ 4.1 พร้อมทั้งคำนวณค่าอัตราขยายที่ได้
3. นำอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่มาคำนวณหาอัตราขยายเฉลี่ย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (Vp-p)	อัตราขยาย
10	2.1	10.5
20	2.2	11
40	2.2	11
60	2.2	11
80	2.2	11
100	2.2	11
120	2.2	11
140	2.2	11
160	2.2	11
180	2.2	11
200	2.2	11

ตารางที่ 5.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมดของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์ที่ความถี่ค่าต่างๆ

จากตารางที่ 5.1 สามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (A_d) = 10.95

5.1.3 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

1. ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด 5 Vp-p จากฟังก์ชันเจนเนเรเตอร์ที่ความถี่ต่างๆตามตารางที่ 4.2 เข้าที่ขาอินพุตบวกและลบของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์
2. วัดขนาดของแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์แล้วบันทึกค่าลงในตารางที่ 4.2 พร้อมทั้งคำนวณค่าอัตราขยายที่ได้
3. นำอัตราขยายที่คำนวณได้ของแต่ละความถี่มาคำนวณหาอัตราขยายเฉลี่ย

5.1.4 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (mVp-p)	อัตราขยาย ($\times 10^{-3}$)
10	50	10
20	46	9.2
40	44	8.8
60	44	8.8
80	44	8.8
100	43	8.6
120	43	8.6
140	42	8.4
160	42	8.4
180	41	8.2
200	40	8

ตารางที่ 5.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบคอมมอนโหมดของอินสตรูเมนต์ชั้นแอมป์ที่ความถี่ค่าต่างๆ

จากตาราง เราสามารถหาค่าอัตราขยายเฉลี่ยของวงจรคอมมอนโหมด (A_c) = 8.709×10^{-3}
ดังนั้น ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซจะเท่ากับ

$$CMRR = 20 \log (10.95 / 8.709 \times 10^{-3}) = 61.99 \text{ เดซิเบล}$$

5.2 ความเป็นเชิงเส้นของอัตราการขยายของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราการขยายได้

วงจรขยายแบบ โปรแกรมอัตราการขยายได้ตามรูปที่ 3.7 นั้นมีอัตราการขยายเท่ากับ R_1 หาด้วยค่าความต้านทานของ R-2R Ladder ซึ่งเปลี่ยนแปลงได้ 64 ค่าตามข้อมูลดิจิทัล 6 บิตจากพอร์ท 0 ของ 89C51 ซึ่งการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราการขยายกระทำดังต่อไปนี้

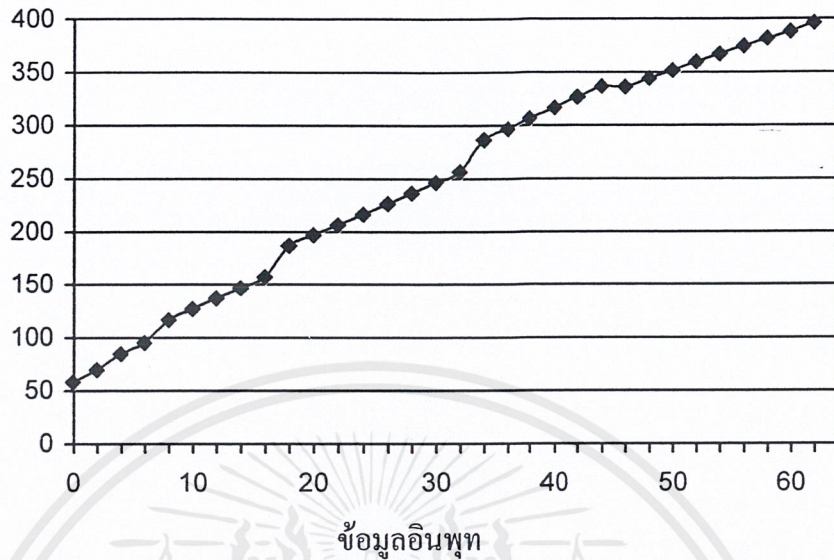
5.2.1 ขั้นตอนการทดลองหาความเป็นเชิงเส้นของอัตราการขยายวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราการขยายได้

ข้อมูล	แรงดันเอาต์พุต	อัตราการขยาย	ข้อมูล	แรงดันเอาต์พุต	อัตราการขยาย
0	1.147	57.35	48	6.865	343.24
1	1.264	63.22	49	6.955	347.73
2	1.383	69.15	50	7.020	350.98
3	1.484	74.20	51	7.080	354.02
4	1.686	84.28	52	4.179	358.93
5	1.786	89.31	53	7.257	362.85
6	1.888	94.40	54	7.324	366.22
7	1.983	99.17	55	7.400	370.03
8	2.325	116.25	56	7.480	373.96
9	2.428	121.39	57	7.547	377.33
10	2.531	126.56	58	7.622	381.12
11	2.624	131.22	59	7.694	384.69
12	2.731	136.53	60	7.751	387.55
13	2.835	141.77	61	7.827	391.36
14	2.927	146.35	62	7.913	395.66
15	3.043	152.17	63	7.980	398.98

ตารางที่ 5.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการขยายกับค่าข้อมูลอินพุตของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราการขยายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราการขยาย



รูปที่ 5.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์อัตราการขยายกับข้อมูลอินพุท
ของวงจรขยายแบบโปรแกรมอัตราขยายได้

5.3 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

การทดสอบกระทำโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองจากอีซีจีซิกแนลเจเนอเรเตอร์ (ECG Signal Generator) ป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรับค่าอัตราการขยายคงที่ 100 เท่า แล้วทำการวัดรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจเอาต์พุตที่ได้จากวงจรปรับแรงดันออฟเซต จากนั้นทำการดึงสายอินพุทบวกของอินสตรูเมนต์ชันแอมป์ออกจากอีซีจีซิกแนลเจเนอเรเตอร์เพื่อให้อินสตรูเมนต์ชันแอมป์เกิดสถานะอิ่มตัวชั่วคราวแล้วรีบต่อสายอินพุทเข้าดังเดิม สังเกตรูปคลื่นที่ได้บนออสซิลอโคปซึ่งเป็นดังรูปที่ 5.2 จะเห็นว่า วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติสามารถทำให้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลับสู่สภาวะปกติได้อย่างรวดเร็ว

5.4 การทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านดังรูปที่ 3.10 นั้นเป็นแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับที่สองซึ่งตามทฤษฎีจะมีความชันเท่ากับ -40 เดซิเบลต่อดีเคด และเนื่องจากพยายามเลือกตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่สามารถหาได้ง่ายทำให้ได้ความถี่คutoff ตามที่คำนวณได้คือ 255 เฮิรตซ์

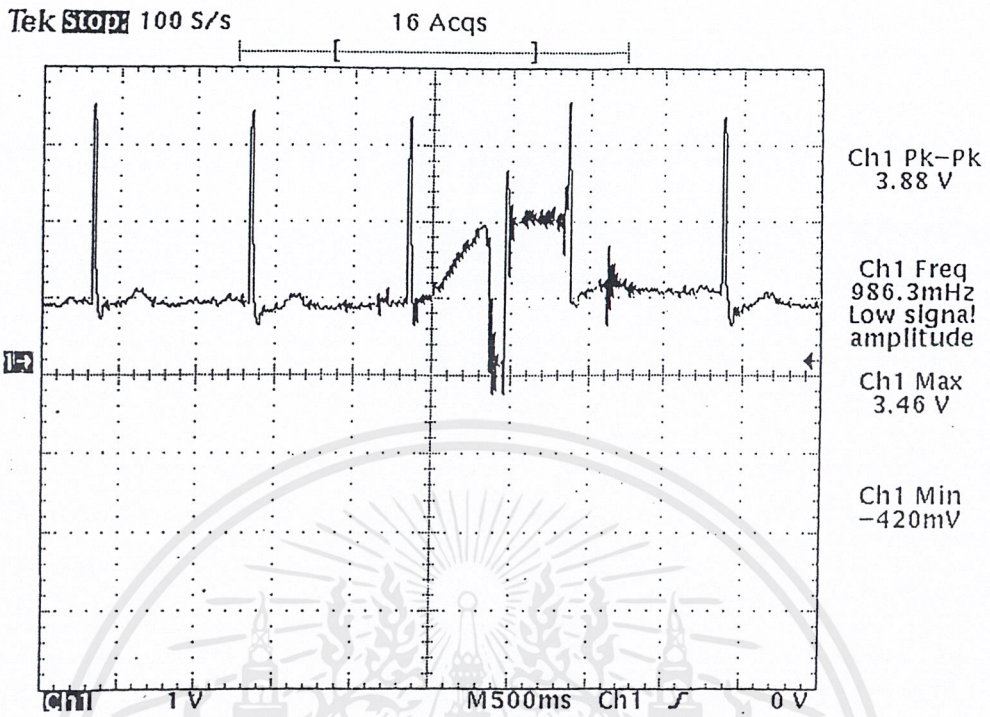
5.4.1 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ต่ำผ่าน

1. ป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 5 Vp-p จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าที่อินพุทของวงจรที่ความถี่ค่าต่างๆดังแสดงในตารางที่ 5.4
2. วัดขนาดสัญญาณเอาต์พุทที่ได้และคำนวณอัตราขยาย บันทึกลงในตาราง
3. นำข้อมูลที่ได้อามาวาดกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายและความถี่ของวงจร

5.4.2 ผลการทดลองผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

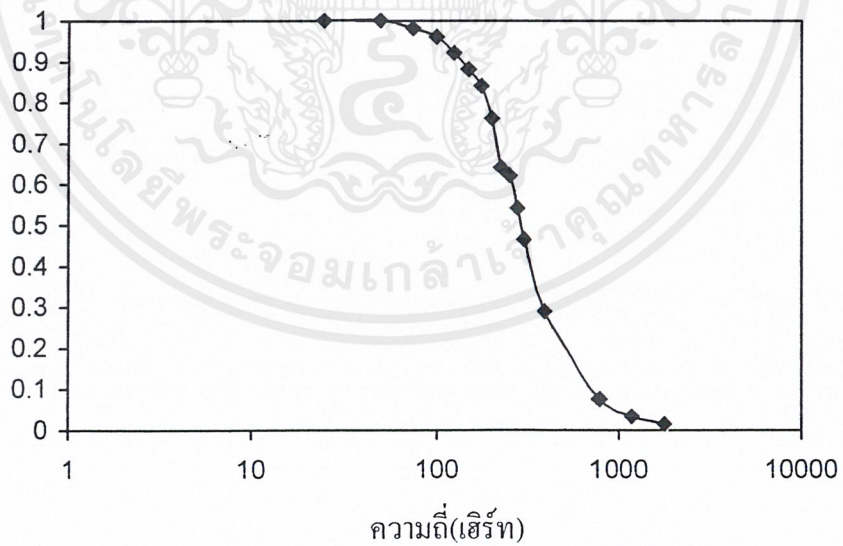
ความถี่ (Hz.)	แรงดันเอาต์พุท (V p-p)	อัตราขยาย
25	5	1
50	5	1
75	5	0.98
100	4.9	0.96
125	4.8	0.9
150	4.5	0.9
175	4.2	0.84
200	3.8	0.76
225	3.2	0.64
250	3.1	0.62
275	2.7	0.54
300	2.32	0.464
400	1.44	0.288
800	0.37	0.074
1200	0.164	0.0328
1800	0.072	0.0144

ตารางที่ 5.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



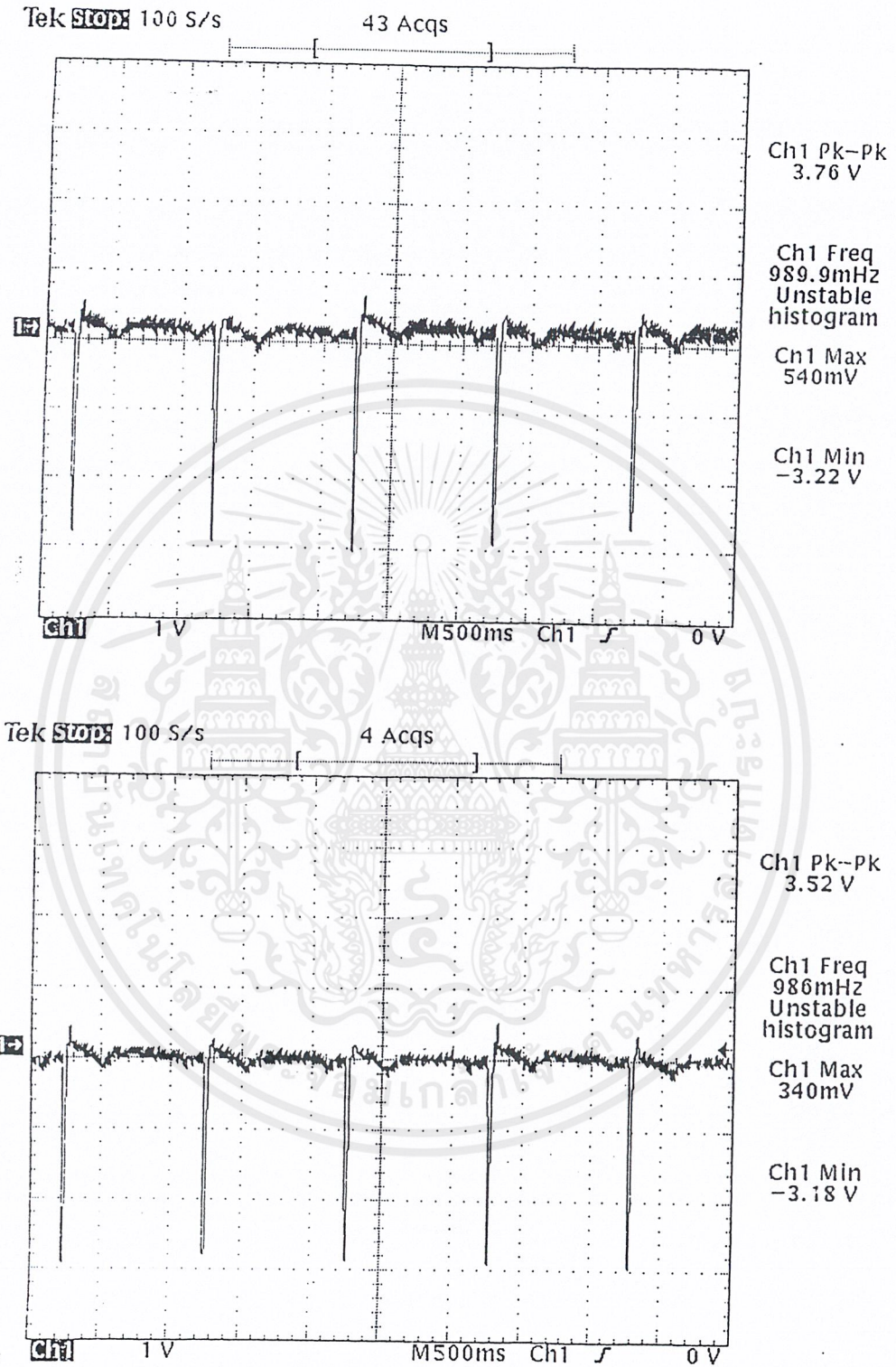
รูปที่ 5.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

อัตราขยาย



รูปที่ 5.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 200 เฮิรต์ผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุตและเอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 5.4 จะได้ความถี่คัทออฟที่ 225 เฮิรท์ ซึ่งมีแรงดันอินพุตเท่ากับ 5 โวลต์และแรงดันเอาต์พุตเท่ากับ 3.2 โวลต์ ดังนั้นจะได้

$$\begin{aligned}\text{Loss (dB)} &= 20 \log (3.2 / 5) \\ &= - 3.876 \text{ dB}\end{aligned}$$

และที่ความถี่ 2000 เฮิรท์ ซึ่งมีแรงดันอินพุตเท่ากับ 5 โวลต์และแรงดันเอาต์พุตเท่ากับ 0.06 โวลต์ จะได้

$$\begin{aligned}\text{Loss (dB)} &= 20 \log (0.06 / 5) \\ &= - 34.544 \text{ dB}\end{aligned}$$

จะได้ว่าความชันของกราฟผลตอบแทนของความถี่ต่ำผ่านเท่ากับ $- 34.544 \text{ dB / decade}$

5.5 การทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วงดังรูปที่ 3.12 มี $f_r = 50$ เฮิรท์และออกแบบให้มีค่า $Q = 5$ ในหัวข้อนี้จะเป็นผลการทดสอบความถี่ โดยมีรายละเอียดดังนี้

5.5.1 ขั้นตอนการทดสอบผลตอบแทนความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง

1. ป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 5 V_{p-p} จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าที่อินพุตของวงจรที่ความถี่ค่าต่างๆ ดังแสดงในตารางที่ 5.5
2. วัดขนาดสัญญาณเอาต์พุตที่ได้และคำนวณอัตราขยาย บันทึกลงในตาราง
3. นำข้อมูลที่ได้มาวาดกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายและความถี่ของวงจร

จากข้อมูลในตารางที่ 5.5 ที่ความถี่ 50 เฮิรท์จะมีค่า

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

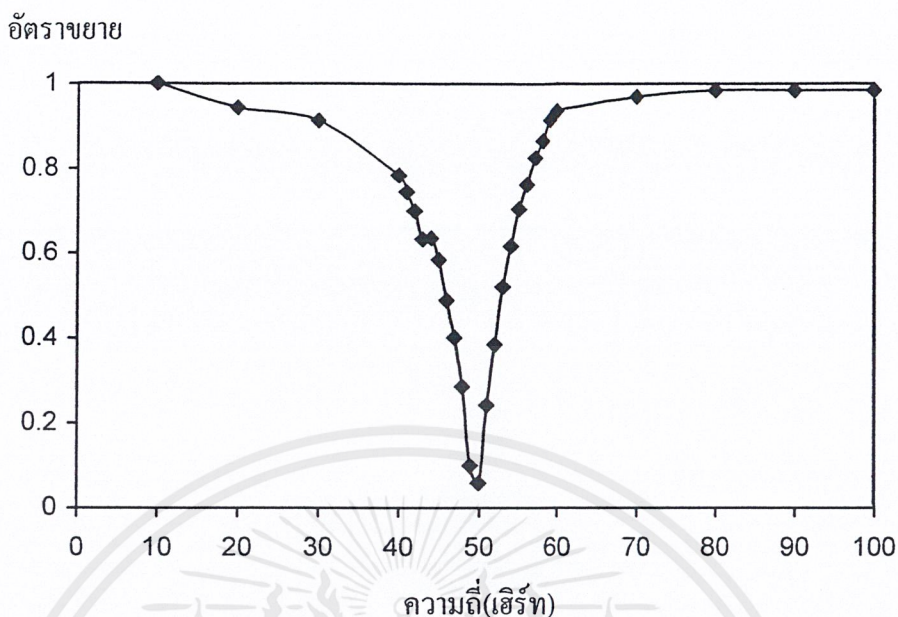
และที่ความถี่ 50 เฮิรท์ ซึ่งมีแรงดันอินพุตเท่ากับ 5 โวลต์และแรงดันเอาต์พุตเท่ากับ 0.056 โวลต์

$$\text{Loss (dB)} = 20 \log (0.056) = - 25.036 \text{ dB}$$

5.5.2 ผลการทดลองผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่
ผ่านเฉพาะช่วง

ความถี่ (Hz)	แรงดัน เอาต์พุต	อัตราการ ขยาย	ความถี่ (Hz)	แรงดัน เอาต์พุต	อัตราการ ขยาย
10	5	1	51	1.2	0.24
20	4.72	0.944	52	1.92	0.384
30	4.56	0.912	53	2.60	0.52
40	3.92	0.784	54	3.08	0.616
41	3.73	0.745	55	3.52	0.704
42	3.55	0.700	56	2.84	0.762
43	3.35	0.663	57	4.00	0.825
44	3.17	0.635	58	4.36	0.865
45	2.92	0.584	59	4.59	0.914
46	2.44	0.488	60	4.68	0.936
47	2.00	0.400	70	4.84	0.968
48	1.42	0.284	80	4.96	0.984
49	0.488	0.097	90	4.92	0.984
50	0.280	0.056	100	4.92	0.984

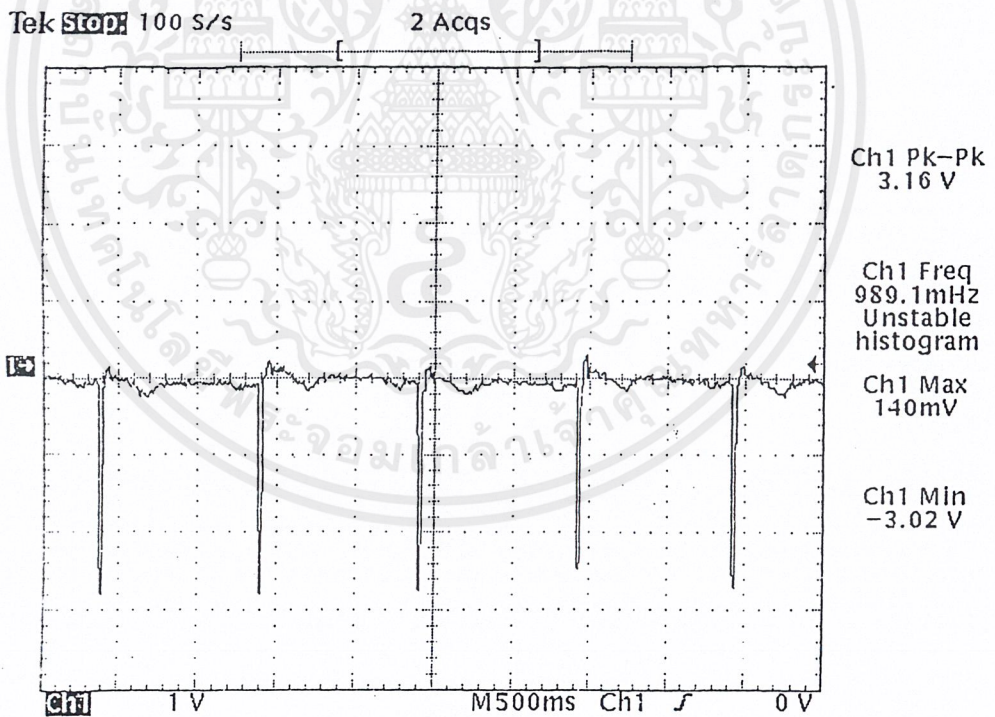
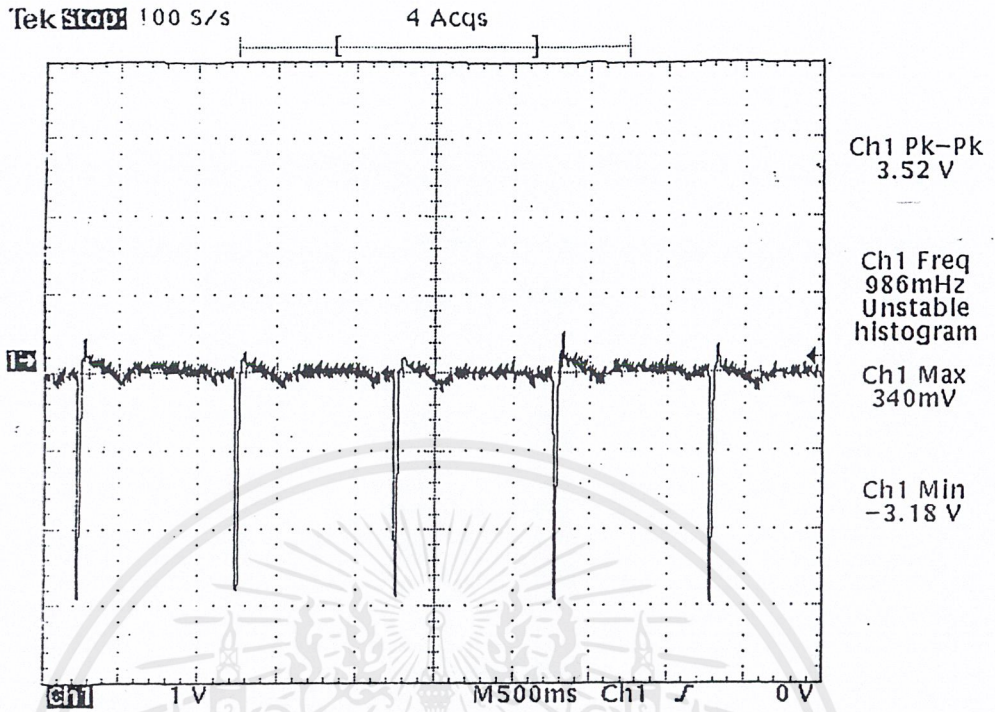
ตารางที่ 5.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการขยายกับความถี่ของ
วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ ความถี่ผ่านเฉพาะช่วง



รูปที่ 5.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตรายายกับความถี่ของ
วงจรกรองความถี่แบบกั้นไม่ให้ความถี่ 50 เฮิรต์ผ่าน

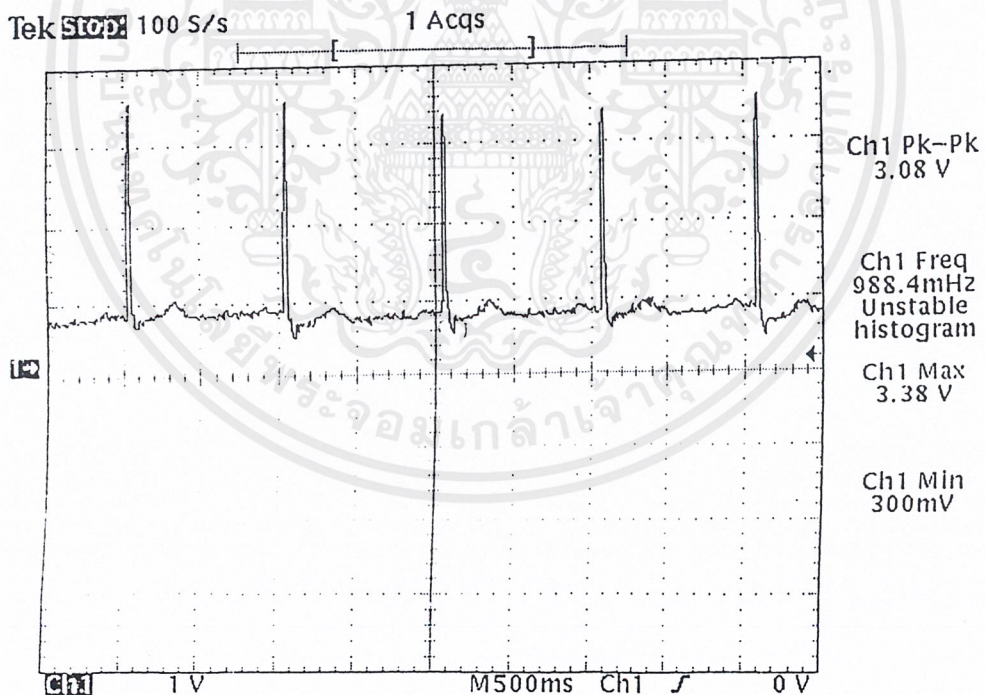
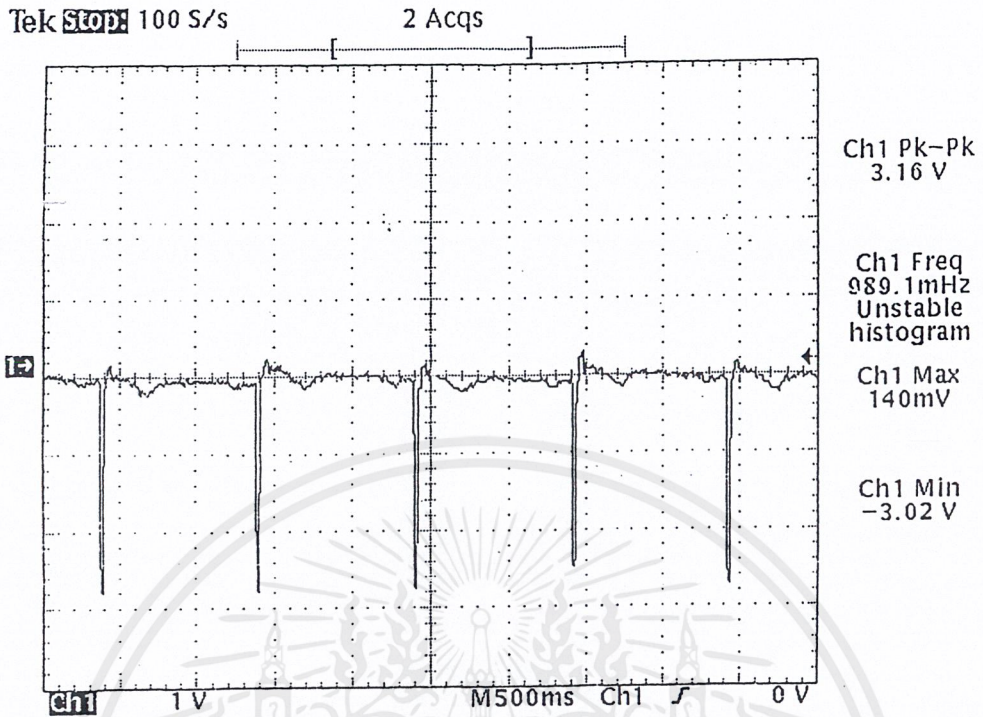
5.6 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซต

วงจรปรับแรงดันออฟเซตดังรูปที่ 3.13 ทำหน้าที่ในการกลับเฟสของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีลักษณะที่ถูกต้องพร้อมกับยกระดับสัญญาณขึ้นประมาณ 1 โวลต์ซึ่งการทดสอบการทำงานทำได้โดยใช้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองจากอิมพีดิซิกแนลเจนเนอเรเตอร์ป้อนให้กับวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรับค่าอัตรายายคงที่ 1000 เท่าแล้วทำการวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุทเทียบกับจุดเอาต์พุทของวงจรปรับแรงดันออฟเซตซึ่งรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่จุดอินพุทและเอาต์พุทเป็นดังรูปที่ 5.7



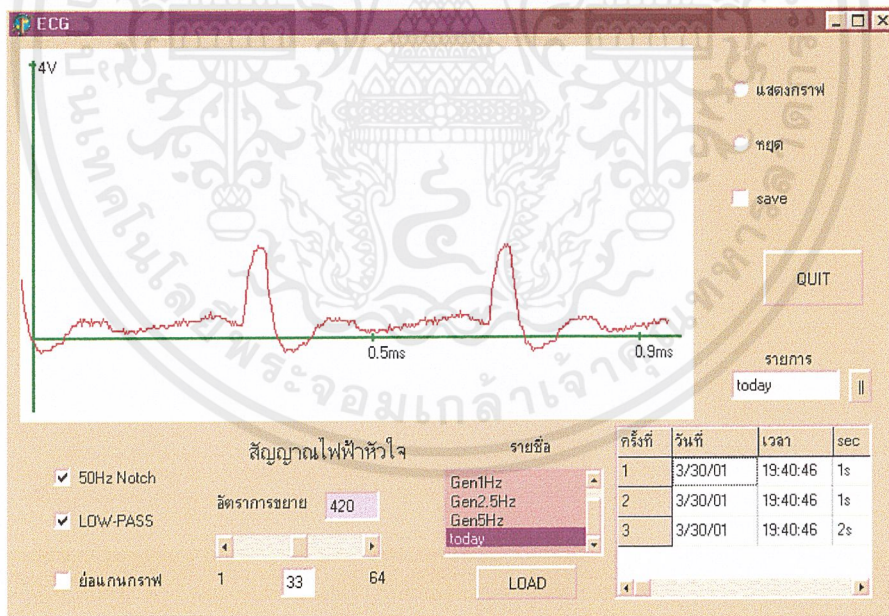
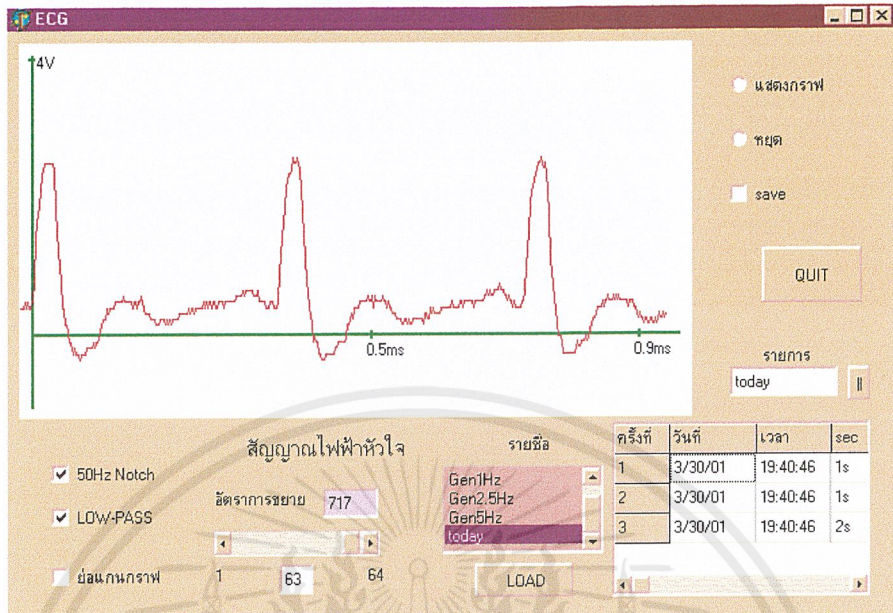
รูปที่ 5.6 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อินพุตและเอาต์พุตของวงจร
กรองความถี่แบบกันไม่ให้ความถี่ 50 เฮิร์ตผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.7 สัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจที่อินพุตและเอาต์พุตของวงจรปรับแรงดันออฟเซต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.8 การแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทางจอคอมพิวเตอร์ซึ่งเลือกอัตราขยายต่างกัน โดยรับอินพุตจากเครื่อง ECG จำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

บทวิจารณ์และสรุป

สำหรับโครงการนี้ เราสามารถสรุปขั้นตอนการทำงานที่สำคัญได้คือ

1. ศึกษาการทำงานของหัวใจ

ศึกษาการทำงานของหัวใจและคลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่หัวใจสร้างขึ้นมาเพื่อจะได้เข้าใจถึงลักษณะและวิธีการวัดสัญญาณแล้วนำไปสร้างเครื่องวัดและนำไปแสดงผลได้

2. ศึกษาการทำงานของวงจรต่างๆที่ใช้ในการวัดและขยายสัญญาณเช่น วงจรขยายผลต่าง วงจรกรองความถี่ โดยพิจารณาแต่ละส่วนแยกกัน

ในช่วงแรกเราจะศึกษาถึงลักษณะการทำงานของวงจรต่างๆที่ละวงจรแล้วทำการปรับปรุงผลตอบสนองในแต่ละส่วนให้ได้ผลตามที่เราร้องการจากนั้นจึงนำวงจรทั้งหมดมาต่อรวมกัน ซึ่งเราจะตรวจสอบผลตอบสนองของวงจรต่างๆโดยป้อนสัญญาณคลื่นไซน์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณเป็นอินพุตแล้วทำการวัดและแสดงผลที่ออสilloscope เมื่อทำการปรับปรุงวงจรจนได้ผลของวงจรรวมเป็นที่น่าพอใจจึงนำมาทดสอบกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจำลองจากเครื่อง ECG จำลองแล้วจึงนำไปวัดกับคน

3. ศึกษาหลักการการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์และการพัฒนาโปรแกรม

เนื่องจากว่าเราจะเน้นการพัฒนาโปรแกรมหุ้นั้นในตอนต้นจึงใช้บอร์ดสำเร็จรูป JAZZ 31 และเมื่อโปรแกรมทำงานได้อย่างถูกต้องแล้วจึงทำการต่อฮาร์ดแวร์เพิ่มเติมโดยเพิ่มออปโตไอโซเลเตอร์เข้าไปหลัง Max 232 เพื่อแยกกราวด์ระหว่างวงจรวัดกับคอมพิวเตอร์เพื่อความปลอดภัยของผู้วัด

4. ศึกษาโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ด้วยเคลไฟ

เริ่มต้นจากศึกษาการใช้งานแบบพื้นฐานทั่วไปก่อนแล้วจึงเน้นไปที่การติดต่อรับ-ส่งข้อมูลทางพอร์ตอนุกรม การสร้างกราฟ และฐานข้อมูลของภาษาเคลไฟล์

สรุปผลการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

สำหรับเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้น จากผลการทดสอบวงจรอินสตรูเมนต์ชันแอมป์มีค่า CMRR เพียง 68.01 เดซิเบล ซึ่งเป็นค่าที่ยังไม่สูงมากนัก ทำให้เมื่อมีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่ วงจรอาจไม่สามารถกำจัดได้ แต่โดยรวมแล้วผลการทำงานของวงจรเป็นที่น่าพอใจ สามารถวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมาได้โดยตัดสัญญาณรบกวนส่วนใหญ่ทิ้งไป สามารถแสดงสัญญาณไฟฟ้า

หัวใจบนจอคอมพิวเตอร์ได้อย่างถูกต้องสวยงาม รวมถึงผู้ใช้และสามารถปรับอัตราขยายได้ถึง 64 ระดับ เลือกใช้วงจรรองความถี่ที่ต้องการได้ และสามารถบันทึกผลที่วัดได้เก็บไว้โดยสามารถเก็บเป็นกราฟนิ่งหรือกราฟเคลื่อนไหว เพื่อนำไปให้แพทย์วินิจฉัยในภายหลัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0801/ADC0802/ADC0803/ADC0804/ADC0805 8-Bit μ P Compatible A/D Converters

General Description

The ADC0801, ADC0802, ADC0803, ADC0804 and ADC0805 are CMOS 8-bit successive approximation A/D converters that use a differential potentiometric ladder—similar to the 256R products. These converters are designed to allow operation with the NSC800 and INS8080A derivative control bus with TRI-STATE[®] output latches directly driving the data bus. These A/Ds appear like memory locations or I/O ports to the microprocessor and no interfacing logic is needed.

Differential analog voltage inputs allow increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

- Differential analog voltage inputs
- Logic inputs and outputs meet both MOS and TTL voltage level specifications
- Works with 2.5V (LM336) voltage reference
- On-chip clock generator
- 0V to 5V analog input voltage range with single 5V supply
- No zero adjust required
- 0.3" standard width 20-pin DIP package
- 20-pin molded chip carrier or small outline package
- Operates ratiometrically or with 5 V_{DC}, 2.5 V_{DC}, or analog span adjusted voltage reference

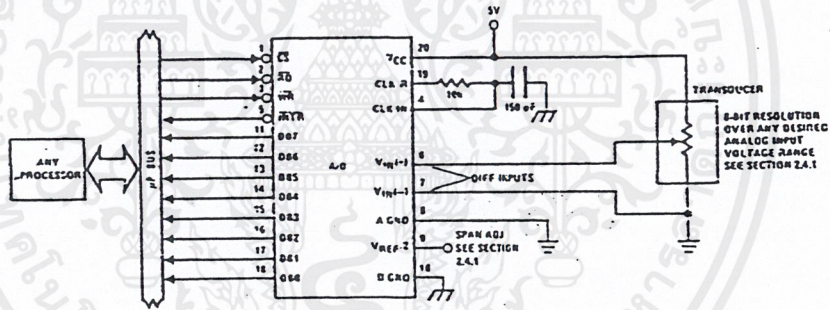
Features

- Compatible with 8080 μ P derivatives—no interfacing logic needed - access time - 135 ns
- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand alone"

Key Specifications

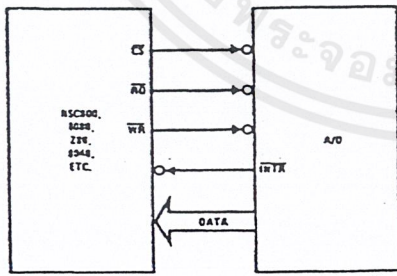
- Resolution 8 bits
- Total error $= \frac{1}{4}$ LSB, $\pm \frac{1}{2}$ LSB and ± 1 LSB
- Conversion time 100 μ s

Typical Applications



TL/H/5671-1

8080 Interface



TL/H/5671-31

Error Specification (Includes Full-Scale, Zero Error, and Non-Linearity)

Part Number	Full-Scale Adjusted	V _{REF} /2 = 2.500 V _{DC} (No Adjustments)	V _{REF} /2 = No Connection (No Adjustments)
ADC0801	$\pm \frac{1}{4}$ LSB		
ADC0802		$\pm \frac{1}{2}$ LSB	
ADC0803	$\pm \frac{1}{2}$ LSB		
ADC0804		± 1 LSB	
ADC0805			± 1 LSB

TRI-STATE[®] is a registered trademark of National Semiconductor Corp.
Z-80[®] is a registered trademark of Zilog Corp.

ADC0801/ADC0802/ADC0803/ADC0804/ADC0805
8-Bit μ P Compatible A/D Converters

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Absolute Maximum Ratings (Notes 1 & 2)

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

Supply Voltage (V_{CC}) (Note 3)	6.5V
Voltage	
Logic Control Inputs	-0.3V to -1.8V
At Other Input and Outputs	-0.3V to ($V_{CC} + 0.3V$)
Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	
Dual-In-Line Package (plastic)	260°C
Dual-In-Line Package (ceramic)	300°C
Surface Mount Package	
Vapor Phase (60 seconds)	215°C
Infrared (15 seconds)	220°C

Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Package Dissipation at $T_A = 25^\circ\text{C}$	875 mW
ESD Susceptibility (Note 10)	800V

Operating Ratings (Notes 1 & 2)

Temperature Range	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$
ADC0801/02LJ, ADC0802LJ/883	$-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$
ADC0801/02/03/04LCJ	$-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$
ADC0801/02/03/05LCN	$-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$
ADC0804LCN	$0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$
ADC0802/03/04LCV	$0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$
ADC0802/03/04LCWM	$0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$
Range of V_{CC}	4.5 V_{DC} to 6.3 V_{DC}

Electrical Characteristics

The following specifications apply for $V_{CC} = 5 V_{DC}$, $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$ and $f_{CLK} = 640$ kHz unless otherwise specified.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
ADC0801: Total Adjusted Error (Note 8)	With Full-Scale Adj. (See Section 2.5.2)			$\pm 1/4$	LSB
ADC0802: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2 = 2.500 V_{DC}$			$\pm 1/2$	LSB
ADC0803: Total Adjusted Error (Note 8)	With Full-Scale Adj. (See Section 2.5.2)			$\pm 1/2$	LSB
ADC0804: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2 = 2.500 V_{DC}$			± 1	LSB
ADC0805: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2$ -No Connection			± 1	LSB
$V_{REF}/2$ Input Resistance (Pin 9)	ADC0801/02/03/05 ADC0804 (Note 9)	2.5 0.75	8.0 1.1		k Ω k Ω
Analog Input Voltage Range	(Note 4) $V(-)$ or $V(+)$	Gnd-0.05		$V_{CC} - 0.05$	V_{DC}
DC Common-Mode Error	Over Analog Input Voltage Range		$\pm 1/16$	$\pm 1/2$	LSB
Power Supply Sensitivity	$V_{CC} = 5 V_{DC} \pm 10\%$ Over Allowed $V_{IN}(+)$ and $V_{IN}(-)$ Voltage Range (Note 4)		$\pm 1/16$	$\pm 1/2$	LSB

AC Electrical Characteristics

The following specifications apply for $V_{CC} = 5 V_{DC}$ and $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
T_C	Conversion Time	$f_{CLK} = 640$ kHz (Note 6)	103		114	μs
T_C	Conversion Time	(Note 5, 6)	66		73	$1/f_{CLK}$
f_{CLK}	Clock Frequency Clock Duty Cycle	$V_{CC} = 5V$, (Note 5) (Note 5)	100 40	640	1460 60	kHz %
CR	Conversion Rate in Free-Running Mode	$\overline{INT\overline{R}}$ tied to \overline{WR} with $\overline{CS} = 0 V_{DC}$, $f_{CLK} = 640$ kHz	8770		9708	conv/s
$t_{W(\overline{WR})}$	Width of \overline{WR} Input (Start Pulse Width)	$\overline{CS} = 0 V_{DC}$ (Note 7)	100			ns
t_{ACC}	Access Time (Delay from Falling Edge of \overline{RD} to Output Data Valid)	$C_L = 100$ pF		135	200	ns
t_{1H}, t_{0H}	TRI-STATE Control (Delay from Rising Edge of \overline{RD} to Hi-Z State)	$C_L = 10$ pF, $R_L = 10k$ (See TRI-STATE Test Circuits)		125	200	ns
t_{W}, t_{RI}	Delay from Falling Edge of \overline{WR} or \overline{RD} to Reset of $\overline{INT\overline{R}}$			300	450	ns
C_{IN}	Input Capacitance of Logic Control Inputs			5	7.5	pF
C_{OUT}	TRI-STATE Output Capacitance (Data Buffers)			5	7.5	pF
CONTROL INPUTS (Note: CLK IN (Pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately)						
$V_{IN}(1)$	Logical "1" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC} = 5.25 V_{DC}$	2.0		15	V_{DC}

AC Electrical Characteristics (Continued)

The following specifications apply for $V_{CC} = 5V_{DC}$ and $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$, unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
CONTROL INPUTS (Note: CLK IN (Pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately)						
$V_{IN(0)}$	Logical "0" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.8	V_{DC}
$I_{IN(1)}$	Logical "1" Input Current (All inputs)	$V_{IN} = 5 V_{DC}$		0.005	1	μA_{DC}
$I_{IN(0)}$	Logical "0" Input Current (All inputs)	$V_{IN} = 0 V_{DC}$	-1	-0.005		μA_{DC}
CLK IN AND CLOCK R						
V_{T+}	CLK IN (Pin 4) Positive Going Threshold Voltage		2.7	3.1	3.5	V_{DC}
V_{T-}	CLK IN (Pin 4) Negative Going Threshold Voltage		1.5	1.8	2.1	V_{DC}
V_H	CLK IN (Pin 4) Hysteresis ($V_{T+} - V_{T-}$)		0.6	1.3	2.0	V_{DC}
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" CLK R Output Voltage	$I_O = 360 \mu A$ $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.4	V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" CLK R Output Voltage	$I_O = -360 \mu A$ $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
DATA OUTPUTS AND INTR						
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage Data Outputs INTR Output	$I_{OUT} = 1.6 mA, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$ $I_{OUT} = 1.0 mA, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.4 0.4	V_{DC} V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -360 \mu A, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -10 \mu A, V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	4.5			V_{DC}
I_{OUT}	TRI-STATE Disabled Output Leakage (All Data Buffers)	$V_{OUT} = 0 V_{DC}$ $V_{OUT} = 5 V_{DC}$	-3		3	μA_{DC} μA_{DC}
I_{SOURCE}		V_{OUT} Short to Gnd, $T_A = 25^\circ C$	4.5	6		mA_{DC}
I_{SINK}		V_{OUT} Short to V_{CC} , $T_A = 25^\circ C$	9.0	16		mA_{DC}
POWER SUPPLY						
I_{CC}	Supply Current (Includes Ladder Current) ADC0801/02/03/04LCJ/05 ADC0804LCN/LCV/LCWM	$f_{CLK} = 640 kHz$, $V_{REF/2} = NC$, $T_A = 25^\circ C$ and $\overline{CS} = 5V$			1.1 1.3	1.8 2.5 mA mA

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

Note 2: All voltages are measured with respect to Gnd, unless otherwise specified. The separate A Gnd point should always be wired to the D Gnd.

Note 3: A zener diode exists, internally, from V_{CC} to Gnd and has a typical breakdown voltage of $7 V_{DC}$.

Note 4: For $V_{IN(-)} \geq V_{IN(+)}$ the digital output code will be 0000 0000. Two on-chip diodes are tied to each analog input (see block diagram) which will forward conduct for analog input voltages one diode drop below ground or one diode drop greater than the V_{CC} supply. Be careful, during testing at low V_{CC} levels (4.5V), as high level analog inputs (5V) can cause this input diode to conduct—especially at elevated temperatures, and cause errors for analog inputs near full-scale. The spec allows 50 mV forward bias of either diode. This means that as long as the analog V_{IN} does not exceed the supply voltage by more than 50 mV, the output code will be correct. To achieve an absolute 0 V_{DC} to 5 V_{DC} input voltage range will therefore require a minimum supply voltage of 4.950 V_{DC} over temperature variations, initial tolerance and loading.

Note 5: Accuracy is guaranteed at $f_{CLK} = 640 kHz$. At higher clock frequencies accuracy can degrade. For lower clock frequencies, the duty cycle limits can be extended so long as the minimum clock high time interval or minimum clock low time interval is no less than 275 ns.

Note 6: With an asynchronous start pulse, up to 8 clock periods may be required before the internal clock phases are proper to start the conversion process. The start request is internally latched, see Figure 2 and section 2.0.

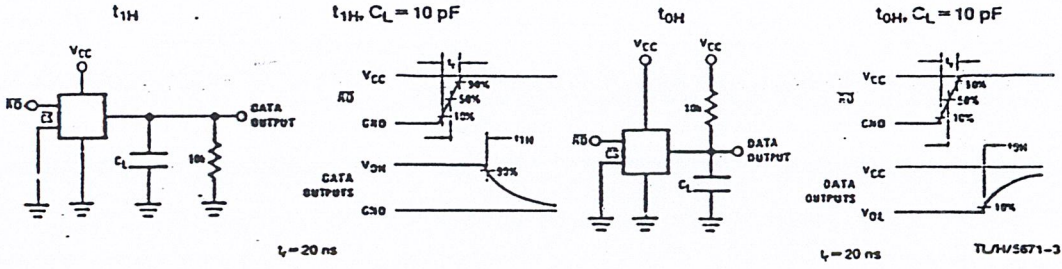
Note 7: The \overline{CS} input is assumed to bracket the \overline{WR} strobe input and therefore timing is dependent on the \overline{WR} pulse width. An arbitrarily wide pulse width will hold the converter in a reset mode and the start of conversion is initiated by the low to high transition of the \overline{WR} pulse (see timing diagrams).

Note 8: None of these A/Ds requires a zero adjust (see section 2.5.1). To obtain zero code at other analog input voltages see section 2.5 and Figure 5.

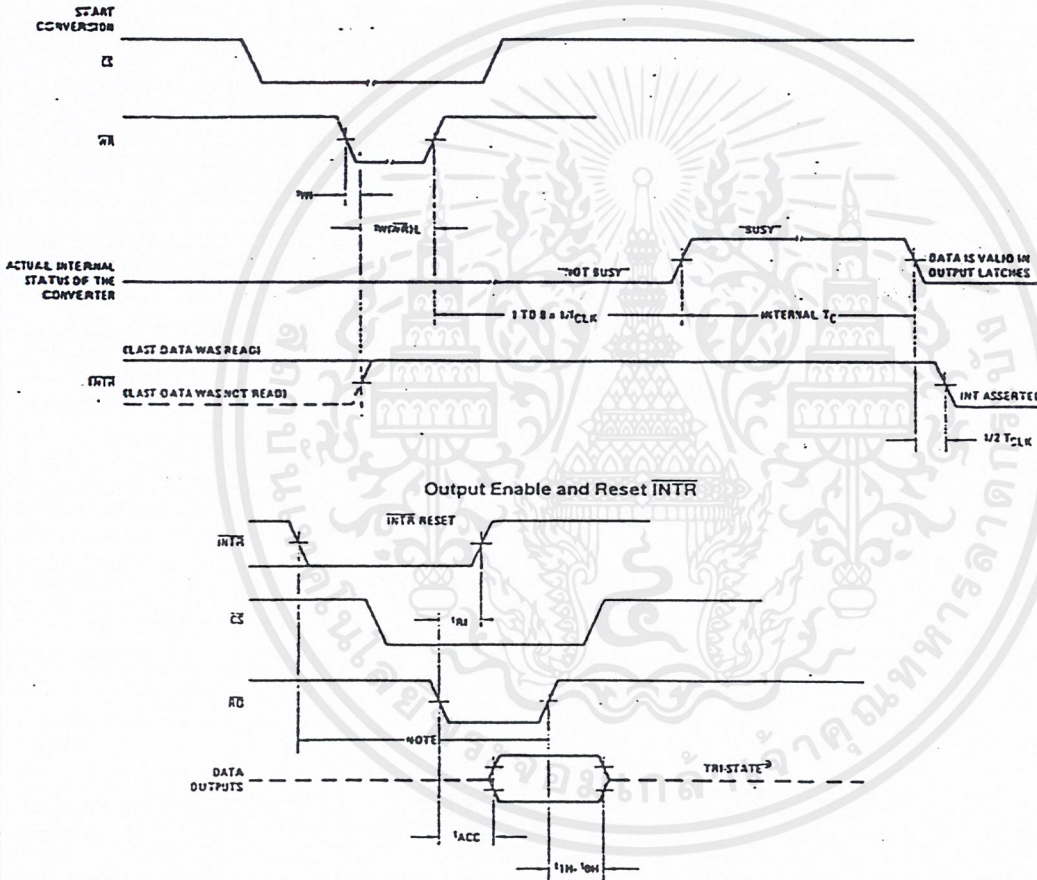
Note 9: The $V_{REF/2}$ pin is the center point of a two-resistor divider connected from V_{CC} to ground. In all versions of the ADC0601, ADC0802, ADC0603, and ADC0805, and in the ADC0804LCJ, each resistor is typically 16 k Ω . In all versions of the ADC0804 except the ADC0804LCJ, each resistor is typically 2.2 k Ω .

Note 10: Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k Ω resistor.

TRI-STATE Test Circuits and Waveforms



Timing Diagrams (All timing is measured from the 50% voltage points)



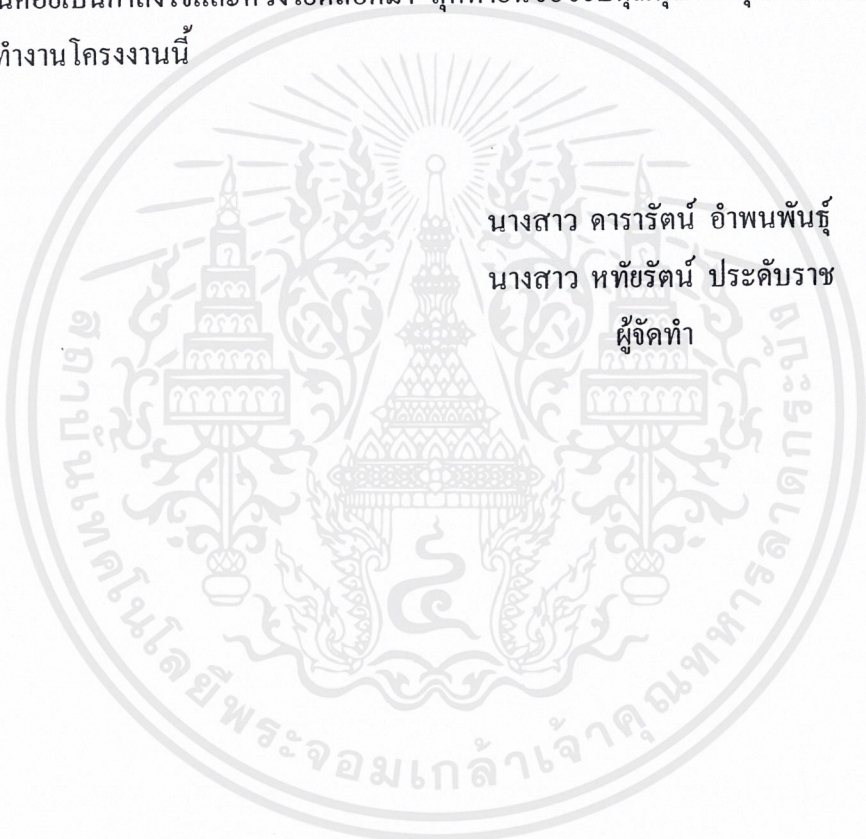
Note: Read strobe must occur 8 clock periods ($8/T_{CLK}$) after assertion of interrupt to guarantee reset of $\overline{\text{INTR}}$.

TLH/5671-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้เนื่องจากความช่วยเหลือและคำแนะนำของบุคคลต่างๆ ซึ่งผู้จัดทำขอขอบพระคุณ ผศ.ดร. เกียรติศักดิ์ กมวัชระที่ให้ความอนุเคราะห์ช่วยเหลือในด้านข้อมูล ทางด้านวงจรีเล็กทรอนิกส์และคำปรึกษาในด้านการดำเนินงาน ขอขอบคุณพี่ตม พี่เป่าและ พี่ต้อม ภาควิชาอุตสาหกรรมที่ให้คำชี้แนะและให้ยืมอุปกรณ์การทำงาน เพื่อนภาคอุตสาหกรรมและ เพื่อนภาคอิเล็กทรอนิกส์ที่คอยช่วยเหลือในทุกๆด้าน ตลอดจนเพื่อนห้องฮาร์ดแวร์และเพื่อนรักทุกคนที่เป็นคอยเป็นกำลังใจและห่วงใยตลอดมา สุดท้ายนี้ขอขอบคุณคุณพ่อ คุณแม่ ที่ทำให้เรามี โอกาสทำงานโครงการนี้



นางสาว ดารารัตน์ อัมพนพันธุ์
นางสาว หทัยรัตน์ ประดับราช
ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. วิโรจน์ อัครรังสี , ชัชวาลย์ เต็มฤทธิวงศ์ , กรชฎี ใส้สติด , “การใช้งานออปแอมป์และลิเนียร์ไอซี” , บริษัทซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด (มหาชน) , 2536
2. โสภณ บุตรงาม , “อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์” , วารสารเซมิคอนดักเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ , ฉบับที่ 107, 2534
3. John G. Webster , “Medical Instrumentation Application and Design” , Houghton Mufflin Company , 1976



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้