

จอแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ  
ELECTROCARDIOGRAM MONITOR



เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน... 46255  
วัน, เดือน, ปี... 21 ส.ค. 2546

|         |
|---------|
| .b..... |
| .i..... |

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์  
สถาบันเทคโนโลยีนานาชาติพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2544

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จอแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ  
ELECTROCARDIOGRAM MONITOR



ปริญญาบัตรสำหรับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2544

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาบัตรปีการศึกษาที่ 2544

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง    จอแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ELECTROCARDIOGRAM MONITOR

ผู้จัดทำ   นางสาวปิยะวรรณ แซ่ว่อง                   41014278

              นายวรุฒ วังศ์วัฒนะเศรษฐ์                   41014372



  
.....อาจารย์ที่ปรึกษา  
(อาจารย์สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## จอแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

นางสาวปิยะวรรณ แซ่ว่อง รหัส 41014278  
 นายวรุฒ วงศ์วัฒนะเศรษฐ รหัส 41014372  
 อาจารย์สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น (อาจารย์ที่ปรึกษา)  
 ภาคการศึกษาที่ 2 ปีการศึกษา 2544

### บทคัดย่อ

โครงการจอแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้ เป็นการสร้างเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยเราสามารถแบ่งได้เป็นสองส่วนคือ ส่วนของตัวเครื่องวัด และส่วนของโปรแกรม ในส่วนแรกเราสร้างเครื่องขยายสัญญาณอีซีจีโดยขยายขนาดของสัญญาณที่เราต้องการ และลดสัญญาณรบกวนด้วย และใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการติดต่อกับเครื่อง Pocket Pc Emulator และในส่วนต่อไป เป็นการเขียนโปรแกรม โดยใช้ Embedded Visual Basic โดยผลที่ได้จะถูกแสดงบนเครื่อง Pocket Pc Emulator

**ELECTROCARDIOGRAM MONITOR**

Miss.Piyawan Saewong (41014278)

Mr.Warut Wongwattanaset (41014372)

Dr.Supan Tungjitusolmun (Advisor)

2<sup>nd</sup> Semester, Educational Year 2001

**Abstract**

This project, “Electrocardiogram Monitor”, is a system that monitors the electrocardiogram, which is passed through the amplifier for magnification of the signal. After that, ECG signal is converted to 8 bit digital signal by analog to digital converter to display on the personal digital assistants (PDAs) Emulator. We used the microcontroller to interface with PDAs Emulator by serial port. In the display control program, Embedded Visual Basic is written to control recording and to display the electrocardiogram on the PDAs Emulator.

## สารบัญ

|  | หน้า |
|--|------|
| บทคัดย่อ   | I    |
| Abstract   | II   |
| สารบัญ   | III  |
| สารบัญรูป  | V    |
| สารบัญตาราง  | VII  |
| <br>   |      |
| บทที่ 1 บทนำ   | 1    |
| <br>   |      |
| บทที่ 2 ทฤษฎี  | 2    |
| 2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ                                    | 2    |
| 2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ   | 4    |
| 2.3 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ  | 7    |
| 2.4 อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม  | 9    |
| 2.5 Specification ของเครื่อง Electrocardiogram                     | 12   |
| <br>   |      |
| บทที่ 3 การออกแบบวงจร  | 14   |
| 3.1 วงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์                              | 14   |
| 3.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ   | 16   |
| 3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน   | 17   |
| 3.4 วงจรกรองแบบก้ำจืดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ                         | 21   |
| 3.5 วงจรปรับแรงดันออฟเซต   | 23   |
| 3.6 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล                                | 24   |
| 3.7 ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51  | 24   |
| 3.8 การเชื่อมต่อกับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์                       | 30   |
| <br>   |      |
| บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง                                      | 33   |
| 4.1 ค่าคอมมอน โหมดรีเจคชันเรโซของวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์ | 33   |
| 4.2 การทดสอบวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ                                 | 35   |

|   |    |
|---|----|
| 4.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน             | 36 |
| 4.4 การทดสอบผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง | 37 |
| 4.5 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซต                       | 39 |
| 4.6 การทดสอบการทำงานของวงจร A/D Converter                         | 40 |
| 4.7 การทดสอบวงจรทั้งหมดและส่วนแสดงผล                              | 42 |
| บทที่ 5 สรุปผลและวิจารณ์ผลโครงการ                                 | 45 |

ภาคผนวก

หนังสืออ้างอิง

กิตติกรรมประกาศ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป

|   | หน้า |
|---|------|
| รูปที่ 1.1 แสดงโครงสร้างทั้งหมดของของโครงการ  | 1    |
| รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของหัวใจและระบบสูบฉีดโลหิตของหัวใจ   | 3    |
| รูปที่ 2.2 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ   | 4    |
| รูปที่ 2.3 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย   | 6    |
| รูปที่ 2.4 สัญญาณที่ได้จากจุดต่าง ๆ และสัญญาณ ECG   | 7    |
| รูปที่ 2.5 ช่วงเวลาของการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ   | 8    |
| รูปที่ 2.6 การกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนังมีลักษณะเสมือนเป็นอิเล็กทริกไดโพล   | 10   |
| รูปที่ 2.7 องค์ประกอบต่าง ๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Lead I)   | 11   |
| รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของวงจรทั้งหมด  | 14   |
| รูปที่ 3.2 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้นแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในวงจร   | 15   |
| รูปที่ 3.3 แสดงพารามิเตอร์ในวงจรอินสตรูเมนต์ชั้นแอมพลิฟายเออร์  | 16   |
| รูปที่ 3.4 วงจรปรับศูนย์  | 17   |
| รูปที่ 3.5 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน  | 17   |
| รูปที่ 3.6 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ลำดับต่าง ๆ กัน  | 18   |
| รูปที่ 3.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทลำดับ 4   | 18   |
| รูปที่ 3.8 กราฟแสดงการหาค่า K   | 19   |
| รูปที่ 3.9 กราฟแสดงการหาค่า R โดยเลือกค่าอัตราขยายเป็น 4 และให้ $C_1 = C$   | 20   |
| รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้ในโครงการ   | 21   |
| รูปที่ 3.11 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบก้ำกั๊ดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง  | 21   |
| รูปที่ 3.12 วงจรกรองแบบก้ำกั๊ดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง   | 22   |
| รูปที่ 3.13 รูปวงจรกรองแบบก้ำกั๊ดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วงที่ใช้ในโครงการ   | 22   |
| รูปที่ 3.14 วงจรปรับแรงดันออฟเซต  | 23   |
| รูปที่ 3.15 รายละเอียดการเลือกโหมคการทำงาน  | 26   |
| รูปที่ 3.16 รูปวงจรทั้งหมดของเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ  | 31   |
| รูปที่ 3.17 รูปในส่วนของการส่งผ่านข้อมูลอนุกรม  | 32   |
| รูปที่ 4.1 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ผ่าน  | 38   |
| รูปที่ 4.2 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง   | 39   |
| เอกสารรูปที่ 4.3 การปรับแรงดันออฟเซตให้อยู่ในช่วงบวกที่แน่นอนนั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ต่อการค้า<br>ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ | 39   |

|  |    |
|--|----|
| รูปที่ 4.4 ทดสอบการทำงานของวงจรมัลติพรีซีคคอนเวอร์เตอร์          | 41 |
| รูปที่ 4.5 Pocker PC Emulator ขณะยังไม่ได้เขียนโปรแกรม           | 42 |
| รูปที่ 4.6 แสดงข้อความต้อนรับก่อนเข้าสู่โปรแกรม                  | 43 |
| รูปที่ 4.7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้(Lead 1)                | 43 |
| รูปที่ 4.8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้(Lead 1) โดยแสดงเป็นจุด | 44 |



## สารบัญตาราง

|  | หน้า |
|--|------|
| ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่าง ๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ                 | 12   |
| ตารางที่ 3.1 การเลือกอัตราบอดของวงจรพอร์ตอโนกรม                | 28   |
| ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคิฟเฟอร์เรนเซียลโหมค      | 34   |
| ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมค                | 35   |
| ตารางที่ 4.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน         | 36   |
| ตารางที่ 4.4 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านเฉพาะความถี่ | 37   |



## บทที่ 1

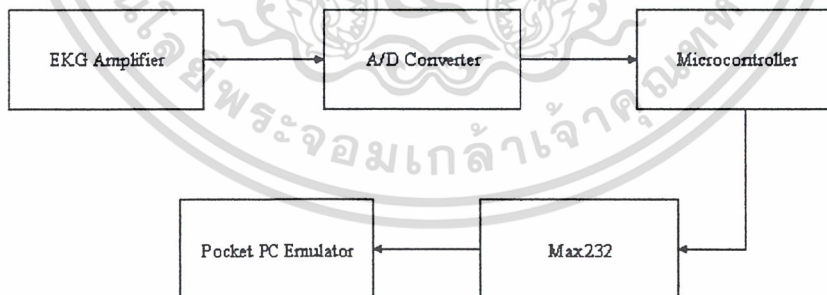
### บทนำ

ในอดีตเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(Electrocardiogram) หรือ ECG เป็นเครื่องมือที่มีอยู่ตามโรงพยาบาลใหญ่ ๆ ซึ่งทำให้การวัดแต่ละครั้งนั้นต้องเสียเงินและเสียเวลาเป็นอย่างมาก เนื่องจากการวัดแต่ละครั้งต้องใช้เวลาวัดเป็นวัน ๆ เพื่อนำผลไปวิเคราะห์

ในปัจจุบันเครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ได้พัฒนาขึ้นจนถึงระดับหนึ่ง ทำให้ราคานั้นถูกลงและการใช้งานก็สะดวกยิ่งขึ้น คือสามารถวัดโดยที่ผู้ป่วยอยู่ที่บ้านก็ได้ โดยต่อเครื่องวัดเข้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลและเก็บข้อมูล แล้วค่อยส่งให้แพทย์นำไปวิเคราะห์ต่อไป แต่จากการที่เครื่องวัดต่ออยู่กับเครื่องคอมพิวเตอร์ซึ่งมีขนาดใหญ่ทำให้เวลาวัดผู้ป่วยไม่สามารถเคลื่อนย้ายตัวไปไกล ๆ ได้ จึงทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถทำอะไรได้ตามปกติ

โครงการชิ้นนี้ประกอบไปด้วยส่วนหลัก ๆ 5 ส่วน ดังนี้

1. EKG Amplifier : ทำหน้าที่ขยายขนาดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เราต้องการ และลดขนาดของสัญญาณรบกวน
2. A/D Converter : ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล
3. Microcontroller : ทำหน้าที่ในการควบคุมการส่งข้อมูลแบบ Serial
4. Max232 : ทำหน้าที่ในการแปลงระดับแรงดันให้เหมาะสม เพื่อเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์
5. Pocket Pc Emulator : ทำหน้าที่เป็นส่วนแสดงผล



รูปที่ 1.1 แสดง โครงสร้างทั้งหมดของของ โครงการ

สำหรับรายละเอียดในรายงานชิ้นนี้ จะมีทั้งทฤษฎีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยสังเขป, วงจรที่ใช้, ส่วนของโปรแกรมที่ใช้, ผลการทดลองและสรุป ซึ่งทำให้ผู้อ่านสามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้สะดวก

## บทที่ 2

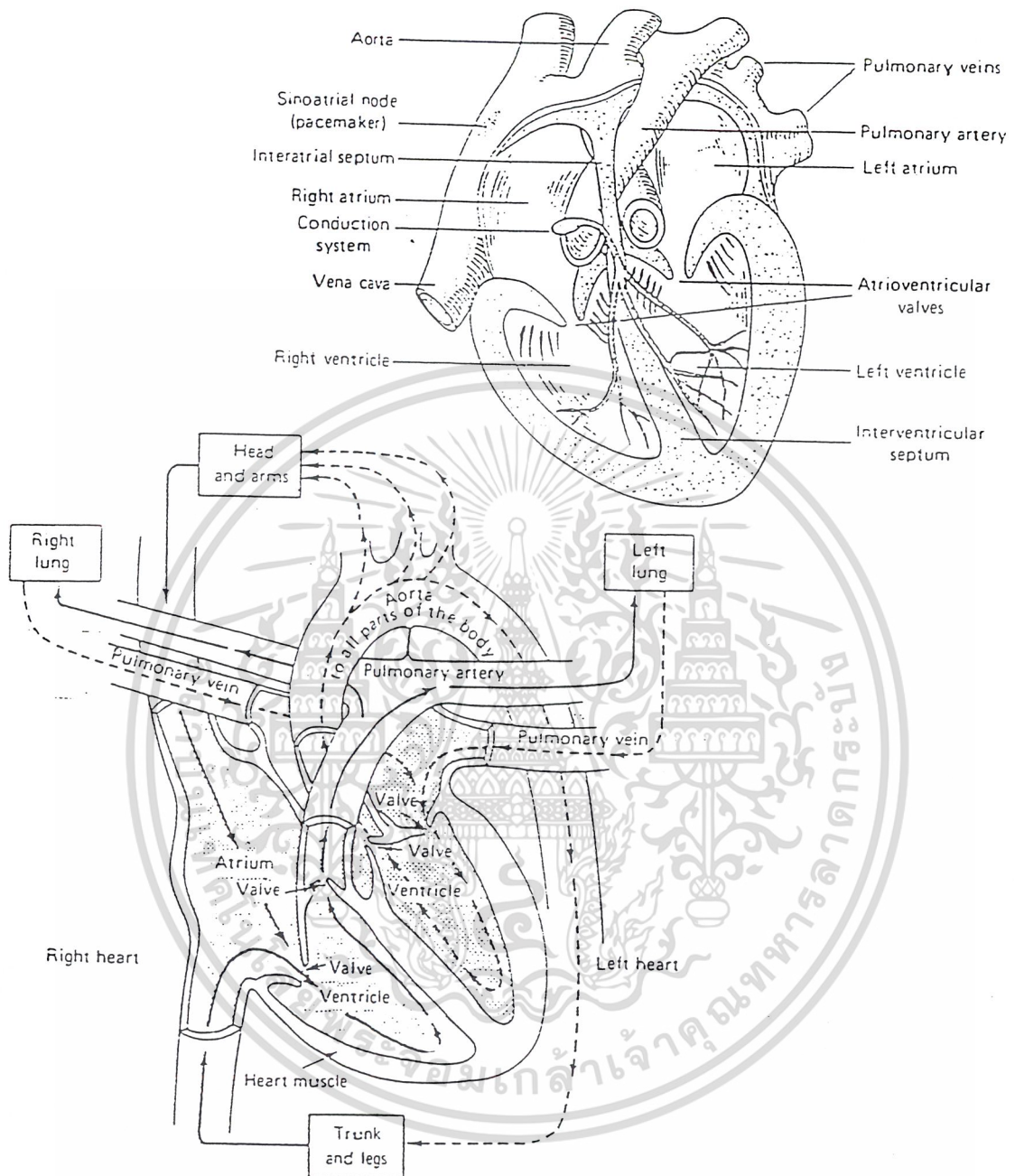
### ทฤษฎี

#### 2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย เพื่อนำออกซิเจนไปให้เซลล์และรับคาร์บอนไดออกไซด์กับของเสียกลับมา โดยปกติหัวใจจะสูบฉีดเลือด 5.5 ลิตรต่อนาที แต่ในขณะที่ออกกำลังกายจะสูบฉีดได้ถึง 35 ลิตรต่อนาที จะเห็นว่าหัวใจต้องมีแรงดันศักดิ์สูงมากเพื่อสูบฉีดเลือดไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย

หัวใจทำหน้าที่เสมือนลูกสูบที่จะสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆ ของร่างกาย รวมถึงเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเอง โดยหัวใจตั้งอยู่ในทรวงอกเหนือกระบังลมก่อนมาทางซ้าย ภายในหัวใจแบ่งออกเป็น 4 ห้องทำงานเหมือนเป็นลูกสูบ 2 อันที่วางขนานกัน และมีผนังกันระหว่างซีกซ้ายและซีกขวา เรียกว่า เซปตัม (Septum) โดยห้องหัวใจที่อยู่ทางด้านบนขวา (Right Atrium) จะทำหน้าที่รับโลหิตดำจากส่วนต่างๆ ของร่างกายซึ่งไหลกลับเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดใหญ่ที่เรียกว่า ซุปพีเรียเวนาคา (Superior venacava) และ อินฟีเรียเวนาคา (Inferior venacava) แล้วเลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะไหลไปที่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ซึ่งมีลิ้นไครคัสปิด (Tricuspid Valve) ช่วยป้องกันการไหลย้อนกลับของเลือดสู่หัวใจห้องบนขวา หลังจากนั้นเลือดจะออกจากหัวใจห้องล่างขวาเข้าสู่ปอด ซึ่งเลือดจะได้รับออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ออกไป จากนั้นโลหิตแดงที่ได้รับออกซิเจนจากปอดจะเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดใหญ่ที่เรียกว่า โพลโมนารีเวน (Pulmonary veins) เข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrium) จากนั้นเลือดจากหัวใจห้องบนซ้ายจะผ่านลิ้นไมทริล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) หัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valve) ออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย

จากที่กล่าวมา การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อส่งโลหิตออกไปจะกระทำพร้อมกันทั้งหัวใจซีกซ้ายและซีกขวา โดยหลังจากที่หัวใจห้องบนหดตัวส่งโลหิตมายังหัวใจห้องล่างชั่วคราว หัวใจห้องล่างจะหดตัวส่งโลหิตออกไปพร้อมกันทั้งซ้ายและขวา หัวใจห้องล่างขวาจะส่งโลหิตดำไปยังปอด เพื่อรับออกซิเจนโดยผ่านหลอดเลือดใหญ่ที่เรียกว่า โพลโมนารีอาร์เทอรี (Pulmonary Artery) และห้องล่างซ้ายจะส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยผ่านทางหลอดเลือดใหญ่ที่เรียกว่า ออาร์ทาอาร์เทอรี (Aorta Artery)



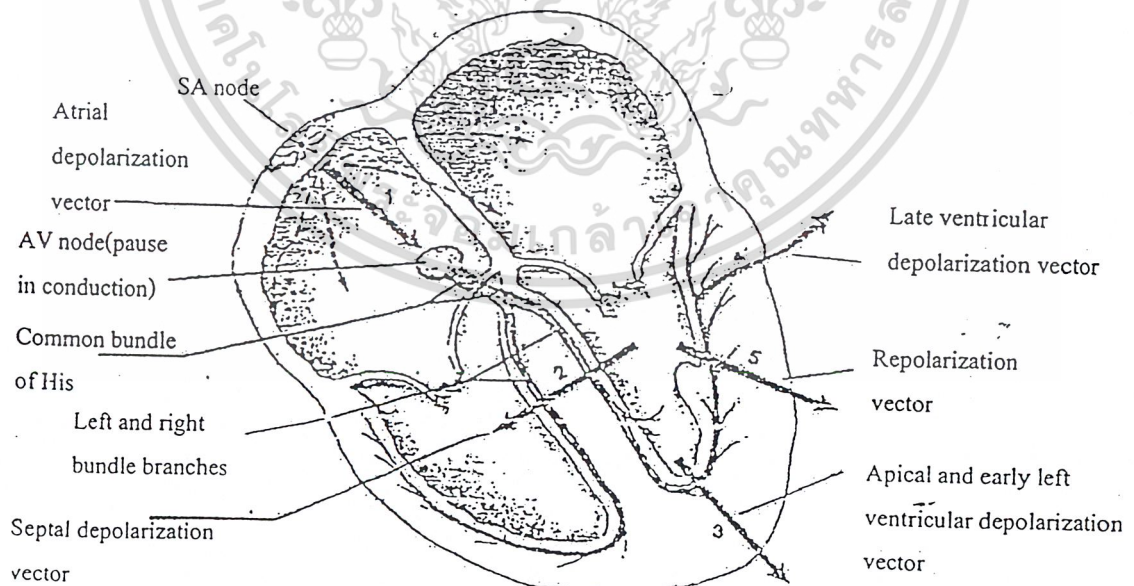
รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของหัวใจและระบบสูบฉีดโลหิตของหัวใจ

การสูบฉีดโลหิตจะมีอยู่ 2 เฟส คือ Diastole และ Systole โดย Diastole จะเป็นช่วงการเกร็งตัวของหัวใจและมีโลหิตอยู่เต็มหัวใจ ส่วน Systole จะเป็นช่วงที่หัวใจทำงานบีบเลือดออกไป หัวใจถูกควบคุมด้วยสัญญาณทางไฟฟ้าทำให้เกิดชุดของเหตุการณ์ต่างๆ ขึ้น คือ หัวใจมีการพัก เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ สงวนลิขสิทธิ์ สำหรับการศึกษานี้ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระหว่างทุกครั้งที่มีการเต้น โดยหัวใจห้องบนทั้งซีกซ้ายและซีกขวามีการหดตัว จากนั้นหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจึงมีการบีบตัว ระหว่างการเต้น หัวใจจะพักให้เลือดจากร่างกายและปอดเข้าสู่หัวใจห้องบนของซีกขวาและซีกซ้ายตามลำดับ พร้อมกันนั้นเลือดจะไหลลงสู่หัวใจห้องล่าง จากนั้นหัวใจห้องบนจะบีบตัวเป็นการบังคับให้เลือดไหลลงสู่หัวใจส่วนล่างมากขึ้นและหยุดอยู่ในขณะนั้นชั่วคราวเพื่อให้เวลาให้เลือดไหล จากนั้นหัวใจส่วนล่างจะบีบตัว การหดตัวของหัวใจส่วนล่างจะเป็นการบังคับให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างขวาและจากหัวใจห้องล่างขวาซีกซ้ายเข้าสู่ปอดและเข้าสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกายตามลำดับ

เส้นเลือดแดงใหญ่จะแตกแยกเป็นแขนงของเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลง แขนงของเส้นเลือดแดงเหล่านี้จะแตกย่อยต่อไปอีกเป็นเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กลงเรื่อยๆ ในที่สุดจะเป็นเส้นเลือดฝอยเล็กๆ จำนวนมากมาย เส้นเลือดฝอยเหล่านี้จะรวมกันกลายเป็นเส้นเลือดดำเล็กๆ หลายเส้น จากเส้นเลือดดำเล็กๆ จะรวมกันเป็นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่ขึ้นและเส้นเลือดดำเหล่านี้จะรวมกันเป็นเส้นเลือดดำที่มีขนาดใหญ่ส่งเลือดกลับไปยังหัวใจห้องบนขวา ซึ่งการให้ออกซิเจนจะเกิดขึ้นที่ระดับเส้นเลือดฝอย จากการทำงานที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.1

## 2.2 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ



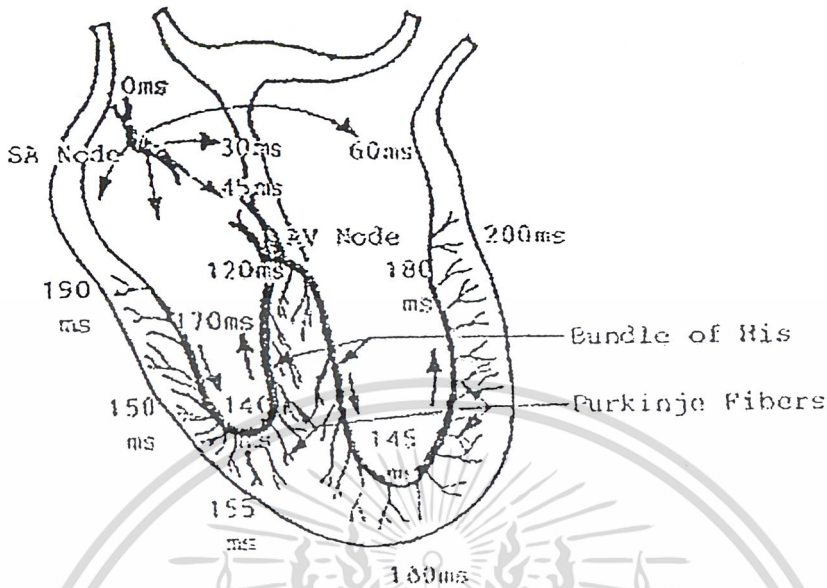
รูปที่ 2.2 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นไปในลักษณะเดียวกันกับกล้ามเนื้ออื่นๆ กล่าวคือ จะถูกกระตุ้นด้วยศักย์ไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้ไม่ได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางหรือสมอง แต่เป็นการกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่เกิดขึ้นจากภายในตัวหัวใจเอง โดยประกอบด้วย กลุ่มเซลล์กลุ่มหนึ่งที่ทำหน้าที่ผลิตพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้า (Conduction System) ของหัวใจเอง ซึ่งทำหน้าที่คล้ายกับเส้นประสาท โดยระบบการนำไฟฟ้านี้จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจดังรูปที่ 2.2

บริเวณผนังด้านในของหัวใจระหว่างหลอดเลือดหัวใจดำใหญ่ ซุปพีเรียเวนาคาวาและอินฟีเรียเวนาคาวาจะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งที่มีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งเซลล์กลุ่มนี้เรียกว่า SA node (Sinoatrial Node) หรือ ไชนัส โหนด (Sinus Node) หรือ เพสเมกเกอร์ (Pacemaker) โดยความถี่ของพัลส์ที่ SA node สร้างขึ้น จะมีอิทธิพลในการกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งโดยปกติแล้วจะพบว่า ค่าของอัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับ ความถี่ของพัลส์ที่ SA node ที่ปล่อยออกมา พัลส์ไฟฟ้านี้จะแผ่กระจายออกจาก SA node แล้วผ่านหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ไปสู่ AV node (Atrioventricular node) โดยที่ AV node นี้จะอยู่ที่ผนังกั้นหัวใจทางด้านขวา ระหว่างห้องหัวใจบนขวาและห้องหัวใจล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนจะทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมายังห้องล่าง เส้นทางการนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ประกอบด้วยเส้นทางการนำไฟฟ้า 3 เส้นทาง ซึ่งแต่ละเส้นทางจะนำพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ดังรูปที่ 2.2 ที่ AV node นี้ ประกอบด้วยเซลล์ประสาทที่ทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 ms เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กัน จาก AV node จะมีระบบนำไฟฟ้าในการนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของบันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) ซึ่งแยกออกเป็น 3 เส้นทางโดยจะเข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายสองสาขา และห้องล่างขวาก็อีกหนึ่งสาขา แต่ละสาขาจะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง โดยผ่านกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของเพอร์กินเจไฟเบอร์ (Purkinje Fibers)

ในรูปที่ 2.3 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจากจุดกำเนิดที่ SA node ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ ซึ่งที่ AV node ก็มีการผลิตพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SA node แต่ความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node ผลิตขึ้น จะมีอัตราต่ำกว่าความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ SA node ผลิตขึ้นมา สำหรับคนปกติแล้ว AV node จะถูกกระทำด้วยพัลส์จาก SA node ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเท่ากับความถี่ของ SA node แต่ถ้าเส้นทางการนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ผิดปกติหรือถูกสกัดกั้น (AV Block) หัวใจก็จะเต้นด้วยพัลส์ที่ AV node สร้างขึ้นมา ซึ่งจะมีค่าประมาณ 40-45 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 2.3 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ

### ขั้นตอนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

#### 1. การกระตุ้นจะเกิดจากจุด Sinoatrial node (SA node)

กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนที่ทำให้เคลื่อนไหว ซึ่งมีคุณสมบัติคล้ายเส้นประสาท มีความสามารถกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ SA node เป็นชั้นของกล้ามเนื้อหัวใจที่สามารถให้การกระตุ้นได้อย่างรุนแรงและเป็นเสมือน Pacemaker ของหัวใจ ศักยภาพที่เกิดขึ้นจะนำไปสู่การบีบตัวของหัวใจ คือ การเกิดการทำงานของ SA node

#### 2. การบีบตัวของหัวใจห้องบน

เมื่อ SA node เกิดการ Depolarize คลื่นของการกระตุ้นจะกระจายไปหัวใจห้องบน และมันจะบีบส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่าง

#### 3. การกระตุ้นของ Atrioventricular node (AV node)

ได้หัวใจห้องบนขาจะมีอีกส่วนที่เกิดการกระตุ้นได้สูง คือ AV node เมื่อถึงจุดนี้มันจะถูก Depolarize และแยกไปยังแขนงของมัด โปรตีนที่เรียกว่า Bundle of His

#### 4. การแพร่กระจายสู่ด้านล่างของ Bundle of His

นั่นคือการไหลผ่านของกระแสกระตุ้นจากหัวใจห้องบนไปหัวใจห้องล่าง และการบีบตัวจะเริ่มจากด้านล่างของหัวใจห้องล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 5. Purkinje system fibers

เป็นส่วนเชื่อมของการแพร่กระจายสู่ด้านต่างๆของ Bundle of His กับการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง

### 6. การบีบตัวของหัวใจห้องล่าง

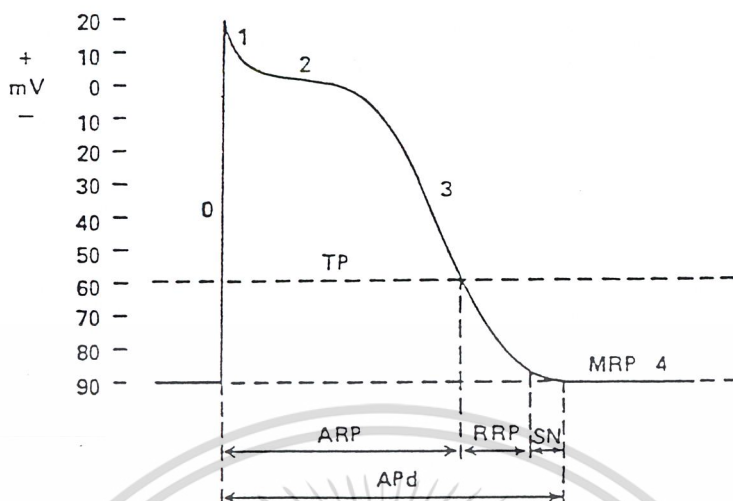
เป็นเฟสสุดท้ายของการทำงานของหัวใจ โดยจะเป็นการสูบฉีดโลหิตไปยังปอดและส่วนต่างๆ ของร่างกาย จะเห็นว่าหัวใจทางซ้ายจะรับภาระมากกว่าจึงมีผนังที่หนากว่าทางขวา



รูปที่ 2.4 สัญญาณที่ได้จากจุดต่างๆ และสัญญาณ ECG

### 2.3 สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าแรงดันไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 มิลลิโวลต์ แสดงตามรูปที่ 2.5 แรงดันไฟฟ้าดังกล่าวเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนี้มีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่งจะมีการแตกตัวของอนุภาคและประจุไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อมีการแตกตัวให้ประจุเกิดขึ้นเมื่อมีการแตกตัวให้ประจุเกิดขึ้นศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะมีค่าประมาณ +30 มิลลิโวลต์และเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหดตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลงหลังจากนั้นประมาณ 20 มิลลิวินาที ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะกลับไปมีค่าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าขณะหยุดนิ่งและเซลล์จะอยู่ในลักษณะคลายตัว จนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ (เมื่อศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้นอีก)



รูปที่ 2.5 ช่วงเวลาของการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อมีเซลล์หนึ่งเกิดการแตกตัวให้ประจุ เซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วยคลื่นของการปลดปล่อยประจุจะกระจายไปทั่วหัวใจส่วนบน ในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวให้ประจุ หัวใจส่วนบนจะหดตัว คลื่นของการปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมากทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้ โดยการใช้ขั้วไฟฟ้าวางบนผิวหนัง ค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม

ในการทำงานเดียวกันกับเหตุการณ์เกิดขึ้นในห้องหัวใจส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนล่างทั้ง 2 ห้องจะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งในหัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุไฟฟ้าออกมา (และการหดตัว) ในทุกๆ เซลล์ของหัวใจส่วนล่าง

อย่างไรก็ตาม หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างไม่ได้เชื่อมต่อกันโดยตรงบริเวณแนวเชื่อมต่อของทางไฟฟ้าของหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่าง เรียกว่า โหนดเอวี (AV node หรือ Atrio Ventricular node) การส่งผ่านสัญญาณทางไฟฟ้าระหว่างหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างจะทำให้ทั้งสองส่วนได้รับสัญญาณช้ากว่ากัน 0.04 วินาที การช้านี้ทำให้หัวใจส่วนบนที่เวลานิดเดียวให้หัวใจส่วนล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งต่อนาทีที่หัวใจบีบตัวตลอดจากหัวใจส่วนบนจนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีที่หัวใจส่วนบนมีการบีบรัดตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบรัดตัวของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบฉีดเลือดของหัวใจส่วนล่างนี้เองที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่างๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็ว

เกินไป การไหลของเลือดจะลดลงเนื่องจากไม่มีเวลามากพอที่จะใช้สูบเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่างซึ่งเวลาดังกล่าวก็คือช่วงเวลาระหว่างการหด

กลับไปดูรูปที่ 2.1 ซึ่งเป็นแผนภาพวงจรควบคุมการปลดปล่อยประจุของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอกทำให้เกิดการแตกตัวให้ประจุไฟฟ้า เซลล์หัวใจจะค่อยๆ เปลี่ยนแปลงจากสภาพที่มีศักย์ไฟฟ้าเท่ากับศักย์ไฟฟ้าขณะหยุดนิ่งมีการแตกตัวของอนุภาคให้ประจุไฟฟ้าด้วยจำนวนครั้งก่อนหน้าที่ที่คงที่ เซลล์ที่มีการปลดปล่อยประจุไฟฟ้าได้รวดเร็วที่สุดจะเป็นเซลล์ที่นำซึ่งทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุที่จุด โหนดเอวี สัญญาณการปลดปล่อยประจุจากเซลล์นำ จะกระจายสู่เซลล์ต่างๆ ในหัวใจส่วนบนก่อน จากนั้น โหนดเอวีจะนำสัญญาณไฟฟ้าไปยังเส้นใยนำไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าเข้าสู่หัวใจส่วนบนก่อนที่จะนำสัญญาณไฟฟ้าไปยังเส้นใยนำไฟฟ้า ซึ่งจะนำไฟฟ้าสู่หัวใจส่วนล่างอย่างรวดเร็ว การกระตุ้นให้เกิดการปลดปล่อยประจุในหัวใจส่วนล่างทั้งสองห้องจะเกิดขึ้นพร้อมกัน โดยเริ่มจากภายในออกสู่ผนังหัวใจภายนอก เซลล์ในหัวใจตอนบนมีแนวโน้มที่จะเกิดการปลดปล่อยประจุประมาณ 60 ถึง 100 ครั้งต่อวินาที เซลล์ในแนวโน้ตเอวีซึ่งเป็นรอยต่อระหว่างหัวใจส่วนบนกับส่วนล่างมีแนวโน้มที่จะเกิดการปลดปล่อยประจุ 30 ครั้งต่อวินาที

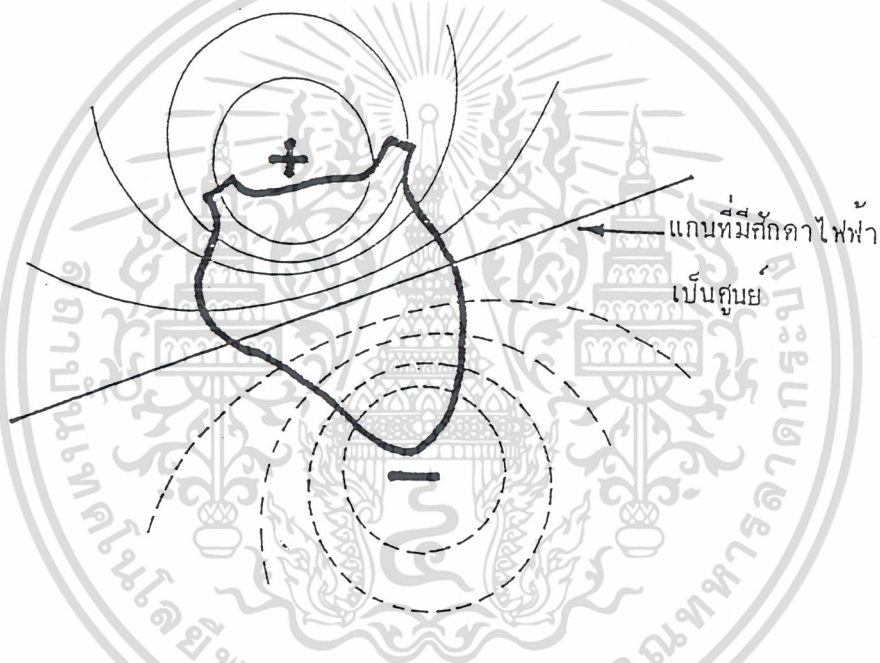
ดังนั้นการหดตัวของหัวใจส่วนบนจะเกิดขึ้นก่อน ตามด้วยระยะเวลาที่ทิ้งช่วงและการหดตัวของหัวใจส่วนล่าง จากนั้นจะมีระยะหยุดพักก่อนที่จะมีการบีบตัวของหัวใจ หรือวัฏจักรการทำงานของหัวใจครั้งต่อไปจะเกิดขึ้น เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีการปลดปล่อยประจุและหดตัวเป็นลำดับ เป็นจังหวะ เป็นเวลา สัญญาณจาก โหนดเอสเอจะเข้ามาแล้วทำให้เกิดการปลดปล่อยประจุและหดตามอัตราที่เป็นลักษณะเฉพาะตัว ดังนั้น โหนดเอวีจึงเป็นผู้นำในการทำงานของหัวใจ ถ้า โหนดเอวีไม่ทำงานหรือสัญญาณที่ส่งมาถูกแนวโน้ตเอวีที่เป็นโรคกักไว้ หัวใจส่วนล่างจะยังคงบีบรัดตัวได้อย่างมีประสิทธิภาพ เพราะว่าเซลล์บางเซลล์ในหัวใจส่วนล่างสามารถที่จะปลดปล่อยประจุได้เอง และทำตัวเป็นผู้นำในหัวใจส่วนล่าง อัตราการเดินของหัวใจในลักษณะนี้จะช้า (ประมาณ 30 ครั้งต่อวินาที) แต่จังหวะการเดินของหัวใจเพื่อความอยู่รอดเช่นนี้มักจะเพียงพอที่จะทำให้ชีวิตรอดได้จนกว่าคนไข้จะได้รับการช่วยเหลือ

#### 2.4 อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม (Electrocardiogram : ECG)

การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่มีพัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้นทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว และเกิดศักย์ไฟฟ้าขึ้น ซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกัน การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อ ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าทำงาน และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น ดังนั้น เราพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำร่างกาย เหมือนกับเป็นอิเล็กตริกไดโพล (Electric dipole) ดังแสดงในรูปที่ 2.6 และสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใดๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ซึ่งศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้ เรียกว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) เรียกย่อๆ ว่า ECG โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกัน ขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (Heart axis)



รูปที่ 2.6 การกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนังมีลักษณะเสมือนเป็นอิเล็กตริกไดโพล

โดยการนำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย หรือที่เรียกว่า ลีด I (Lead I) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากคนปกติ จะเป็นดังรูปที่ 2.7 แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P, Q, R, S, T, U ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆ ภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายดังต่อไปนี้

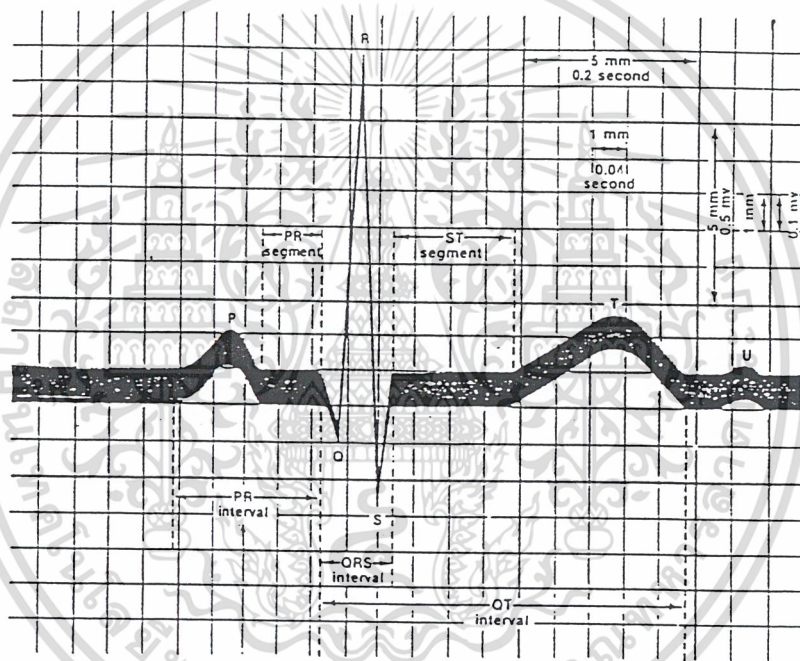
1. สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที
2. สัญญาณรวม QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 มิลลิวินาที โดยสัญญาณ R จะมีขนาดสูงสุดเนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนของร่างกาย ผังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนามากกว่าส่วนอื่นๆ การที่สัญญาณ มีขนาดสูง เป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก

3. สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาที และมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ของสัญญาณ

4. สัญญาณ U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่นอน แต่สันนิษฐานกันว่าเกิดจากการกลับคืนสู่ระดับ ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งๆ อย่างช้าๆ ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง หรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้า ตามหลัง (After Potential)



รูปที่ 2.7 องค์ประกอบต่างๆ ของคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ (Lead I)

เวลาในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงถึงการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าไปยังเนื้อเยื่อของ กล้ามเนื้อหัวใจที่จุดต่างๆ ซึ่งเวลาในแต่ละช่วงของสัญญาณปกติได้สรุปไว้ในตารางที่ 2.1

## ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

| ช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ | ช่วงเวลากปกติ (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 (QT-QRS)          | 0.32                   | —         |

หมายเหตุ \* ช่วงเวลาของ PR วัดได้จากเวลาของสัญญาณ P ถึงเวลาเริ่มของสัญญาณรวม QRS

### 2.5 Specification ของเครื่อง Electrocardiogram

คณะกรรมการของการตรวจ อี ซี จี ของสมาคมโรคหัวใจแห่งสหรัฐอเมริกาได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่อง อี ซี จี ข้อเสนอแนะดังกล่าวมีดังนี้

1. Linearity and distortion ความแม่นยำและความผิดเพี้ยนเป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง อี ซี จี การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5 % เมื่อทำการบันทึกลงกระดาษด้วยความสูง 5 และ 50 มม. ความต้องการนี้ครอบคลุมถึงคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.05 – 100 เฮิร์ตซ์

2. Input Range เครื่อง อี ซี จี ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้างคือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 mv

3. Input Impedance and Current อินพุทอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโตรดกับพื้นดิน ควรจะมีค่าน้อยกว่า 5 เมกกะ โอห์ม ในระหว่างการวัดนั้นอิเล็กโตรดทุกอันควรจะต่อลงดินทั้งหมด เครื่อง อี ซี จี ไม่ควรจะให้กระแสไฟมากกว่า 1.0 ไมโครแอมแปร์ไหลผ่านผู้ป่วย (ปัจจุบันนี้กระแสรั่วไหลที่ไม่มากกว่า 10 ไมโครแอมแปร์ นั้นเป็นที่ยอมรับกัน โดยทั่วไป)

4. Central Terminal วงจรรีซิสเตนซ์ที่ต้องการเพื่อทำให้เกิด Central Terminal ไม่ควรทำให้มีการผิดเพี้ยนของสัญญาณเพิ่มขึ้นจากที่ได้กล่าวไว้ในข้อที่ 1 อีกมากกว่า 2 % เมื่อรวมกับความต้องการในทางอินพุทอิมพีแดนซ์แล้ว ค่ารีซิสเตนซ์ที่น้อยที่สุดควรมีค่า 3.3 เมกกะ โอห์ม

5. Gain เครื่อง อี ซี จี ควรจะมีที่ปรับกำลังขยายได้ 3 ค่า คือ 5 , 10 , และ 20 มม. / มิลลิ

โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. Frequency Response การตอบสนองของเครื่อง อี ซี จี ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 จนถึง 25 เฮิรตซ์ ควรจะเท่ากันดี ไม่ควรต่างกันเกิน 0.5 dB สำหรับสัญญาณที่มีความสูงน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 มม. บนกระดาษบันทึกเมื่อ ใช้ความถี่ 25 Hz แล้วการตอบสนองต่อสัญญาณรูปไซน์ไม่ควรจะลดลงมากกว่า 3 dB

7. Common-mode-rejection ratio (CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทช์ที่ใช้เลือกสายต่อ (Lead Selector Switch) เมื่อปรับตั้งกำลังขยายของเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 มม. / มิลลิโวลต์ และต่อสายอิเล็กโตรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 60 เฮิรตซ์ 120 โวลต์ พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่งนั้นซึ่งต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กโตรดทั้งหมด จะนำไปต่อเป็นอนุกรมกับคาปาซิเตอร์ 22 pF ผลที่ได้นี้นั้นไม่ควรจะมีการเคลื่อนที่ของเข็มบันทึกมากกว่า 20 มิลลิเมตร ข้อกำหนดเฉพาะนี้จะยังคง ได้อยู่ทั้งเมื่อต่อรีซิสเตอร์ 100 กิโล โอห์ม แบบอนุกรมกับสายอินพุตด้วย

8. Calibration เครื่อง อี ซี จี ควรจะมีศักย์ไฟฟ้ามาตรฐานขนาด 1.0 มิลลิโวลต์ สำหรับเปรียบเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง

9. Chart Speed ความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐานควรจะเป็น 25 มม. / วินาที นอกจากนั้นควรมีความเร็วที่สูงกว่าด้วยคือ ความเร็ว 50 มม. / วินาที ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2 %

10. Output เอาท์พุทอิมพีแดนซ์ควรมีค่าน้อยกว่า 100 โอห์ม เอาท์พุทสูงสุดควรมีค่า 1 โวลต์

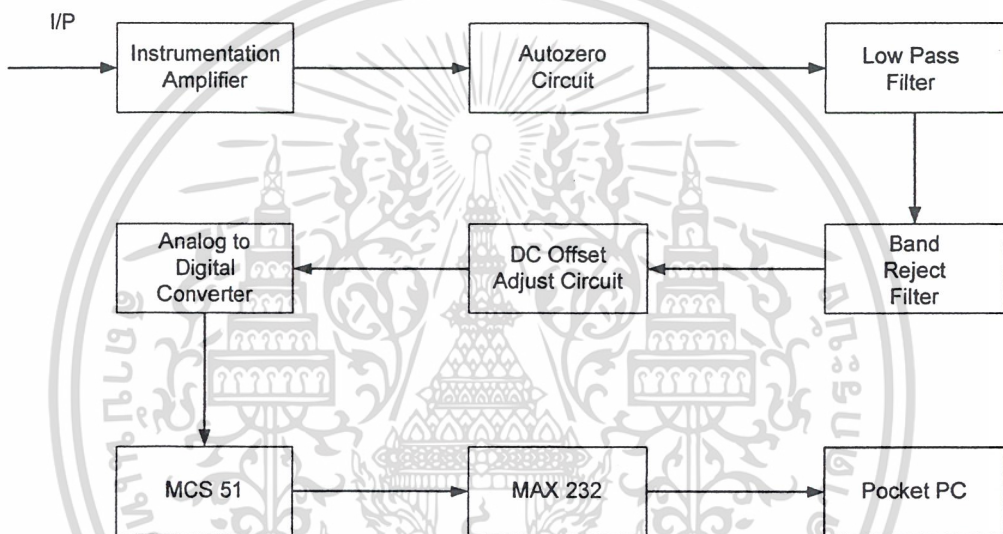
11. Event Marker อุปกรณ์ที่ทำเครื่องขยายด้วยมือควรมีไว้ในเครื่อง อี ซี จี สำหรับให้ผู้ใช้เครื่องทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้า อี ซี จี

### บทที่ 3

#### การออกแบบวงจร

##### โครงสร้างของวงจร

วงจรวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ดังแสดงได้ดังรูปที่ 3.1 ซึ่งจำแนกแต่ละส่วนหน้าที่การทำงานดังนี้



รูปที่ 3.1 แสดง โครงสร้างของวงจรทั้งหมด

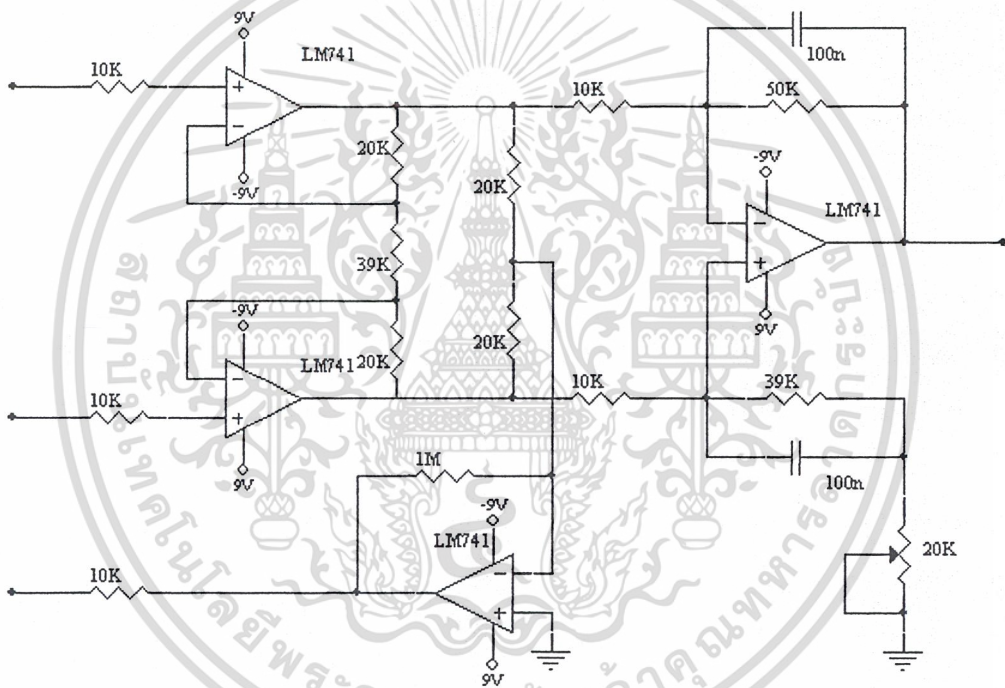
#### 3.1 วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์(Instrumentation Amp)

วงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์แสดงได้ดังในรูปที่ 3.2 เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 0.5-5 มิลลิโวลต์ โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูงและมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้าน กระแสสลับความถี่ 50 เฮิรตซ์ ปะปนมาด้วย ดังนั้น วงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

1. อินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับค่าความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียดสมมูลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียดสมมูลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยาย คือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด(common mode signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต(offset voltage) ซึ่งจะถูกลบออกให้มีขนาดมากขึ้นที่เอาต์พุต ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิมตัวมีศักดาไฟฟ้าเกินการคำนวณว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอาท์พุทค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้าด้านใดด้านหนึ่งทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

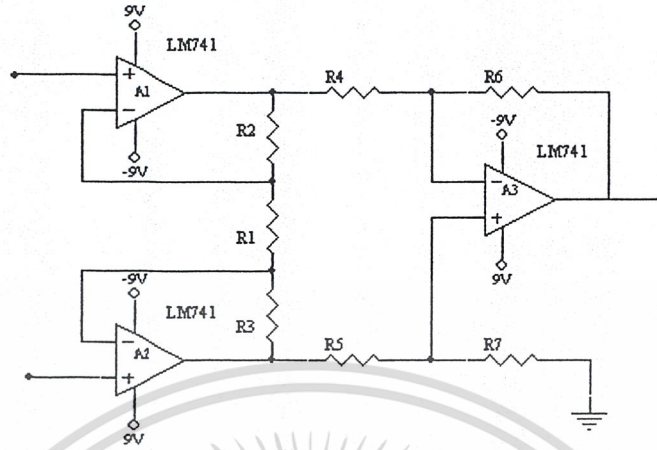
2. ค่า CMRR(Common Mode Rejection Ratio) สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัตินี้คือการมีค่าอัตราขยายคิฟเฟอร์เรนเซียลโหมคสูง และมีอัตราขยายคอมมอนโหมคต่ำ ซึ่งควรมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB. สำหรับวงจรขยาย ECG.



รูปที่ 3.2 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์ที่ใช้ในวงจร

สำหรับออปแอมป์ตัวล่างของวงจร 3.2 เรียกว่า Right Leg Driver ใช้แทนกราวด์ที่ต่อกับตัวคนไข้ ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมคซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายคนไข้กับกราวด์ของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงพารามิเตอร์ในวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์

จากวงจรในรูป 3.3 มีเงื่อนไขว่า  $R_2 = R_3$  และ  $R_6/R_4 = R_7/R_5$  โดย  $A_1$  และ  $A_2$  เป็นวงจรขยาย บัพเฟออร์ (Buffer Amplifier) ซึ่งมีอัตราขยายคิฟเฟออร์เรนเชียลเป็น

$$A_{d1} = 1 + (2R_2/R_1) \quad (3.1)$$

และส่วน  $A_3$  เป็นวงจรขยายความแตกต่าง มีอัตราขยายคิฟเฟออร์เรนเชียลเป็น

$$A_{d2} = R_6/R_4 \quad (3.2)$$

ดังนั้นอัตราขยายคิฟเฟออร์เรนเชียลของวงจรเป็น

$$A_d = A_{d1} \cdot A_{d2} = \{1 + (2R_2/R_1)\} \cdot (R_6/R_4) \quad (3.3)$$

จากรูปที่ 3.2

$A_d$  ประมาณ 10 V/V

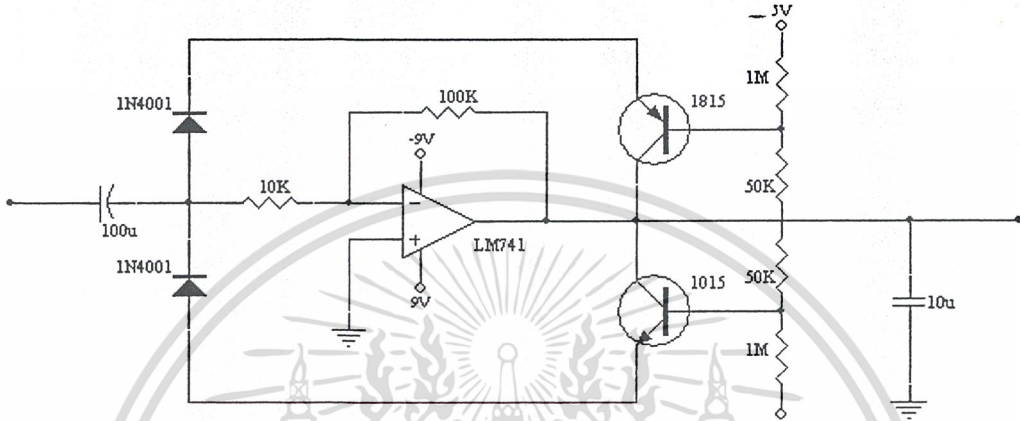
ส่วนอัตราขยายคอมมอนโหมดตามอุดมคติเป็นศูนย์

### 3.2 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Autozero Circuit)

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่างมักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซตถูกขยาย มาด้วย ซึ่งเป็นไฟฟ้ากระแสตรง สามารถกำจัดได้โดยผ่านตัวเก็บประจุ แต่ปัญหาที่ตามมาคือ เมื่อ เกิดสัญญาณออฟเซตจริง ๆ อาจเกิดจากการที่คนไข้ขยับตัว คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุ จะลอยห่างจากระดับศูนย์และเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่า Time Constant ของตัวเก็บประจุ ( $C1$ )กับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปที่มีค่ามาก ดังนั้นสัญญาณที่ได้จะลอยห่างจากจุดศูนย์ และเข้าสู่จุดศูนย์ช้ามาก จากรูปที่ 3.4 เมื่อมีสัญญาณไฟฟ้าออฟเซต 1.2 หรือ -1.2 โวลท์ (เท่ากับ

เอกสาร ศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D1 และ D2 กับอิมิตเตอร์เบสของทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2) ยืนยันด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

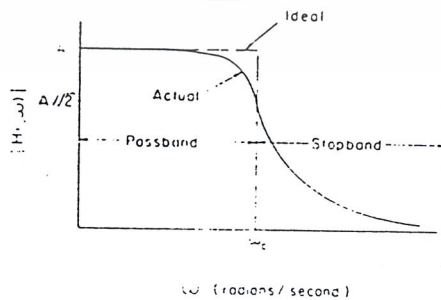
ทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ทำให้ค่าเวลาคงที่มีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับผลคูณของ C1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย



รูปที่ 3.4 วงจรปรับศูนย์

### 3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 0.5-300 เฮิรตซ์ ดังนั้นสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่านี้ จึงเป็นสัญญาณรบกวน เราจึงใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งมีคุณสมบัติผ่านสัญญาณที่มีความถี่ต่ำและลดทอนสัญญาณที่มีความถี่สูง โดยมีการตอบสนองความถี่ดังรูปที่ 3.5



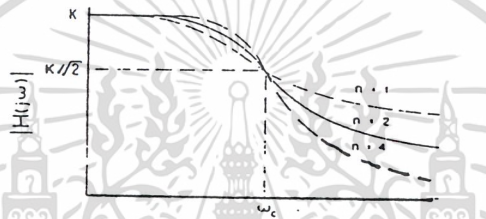
รูปที่ 3.5 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับในโครงการนี้ เราเลือกใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทส์ลำดับ 4 (4<sup>th</sup> Order Butterworth Low Pass Filter) โดยมีเหตุผลดังนี้

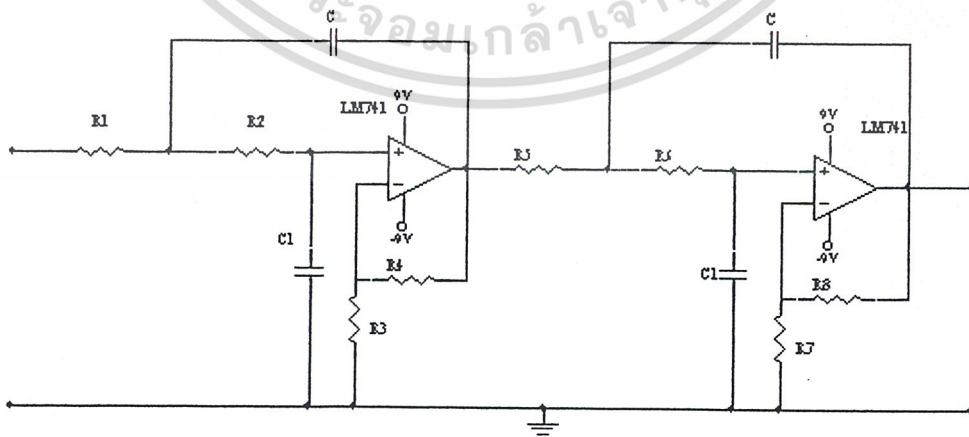
- เนื่องจากวงจรกรองความถี่แบบแพสซีฟจะต้องมีการใช้ตัวเหนี่ยวนำซึ่งจะทำให้วงจรมีขนาดใหญ่ เราจึงเลือกใช้แบบแอคทีฟ

- ลำดับ(Order) ของวงจรมีผลต่อการลดทอนสัญญาณในช่วงความถี่ที่กำจัด(Stopband) โดยวงจรกรองลำดับสูงจะลดทอนได้ดีกว่าดังแสดงในรูปที่ 3.6 เราจึงเลือกใช้ลำดับ 4



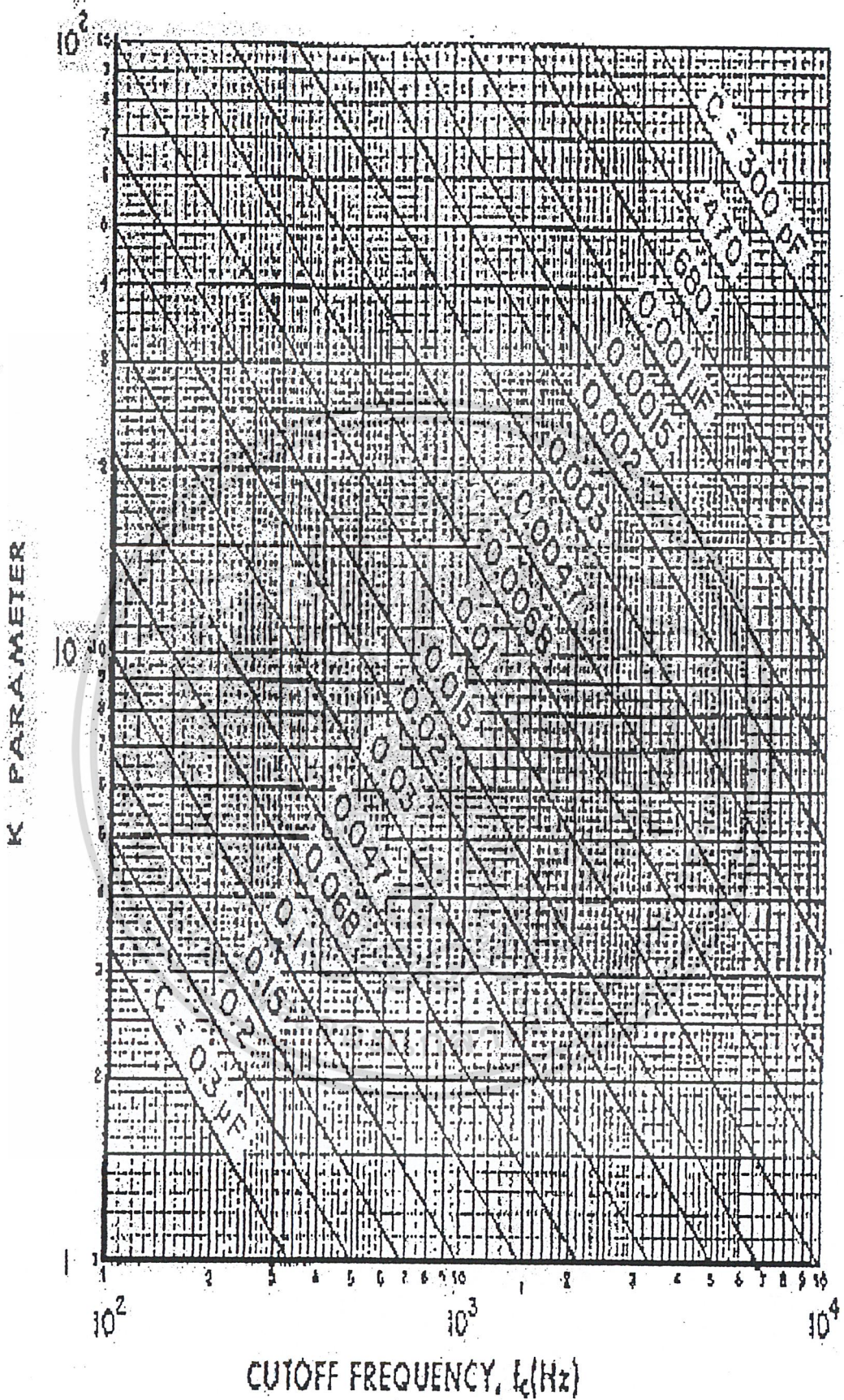
รูปที่ 3.6 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ลำดับต่าง ๆ กัน

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทส์ลำดับ 4 แสดงดังรูปที่ 3.7 สำหรับการคำนวณค่าพารามิเตอร์ในวงจร เราใช้กราฟรูปที่ 3.8 และ 3.9



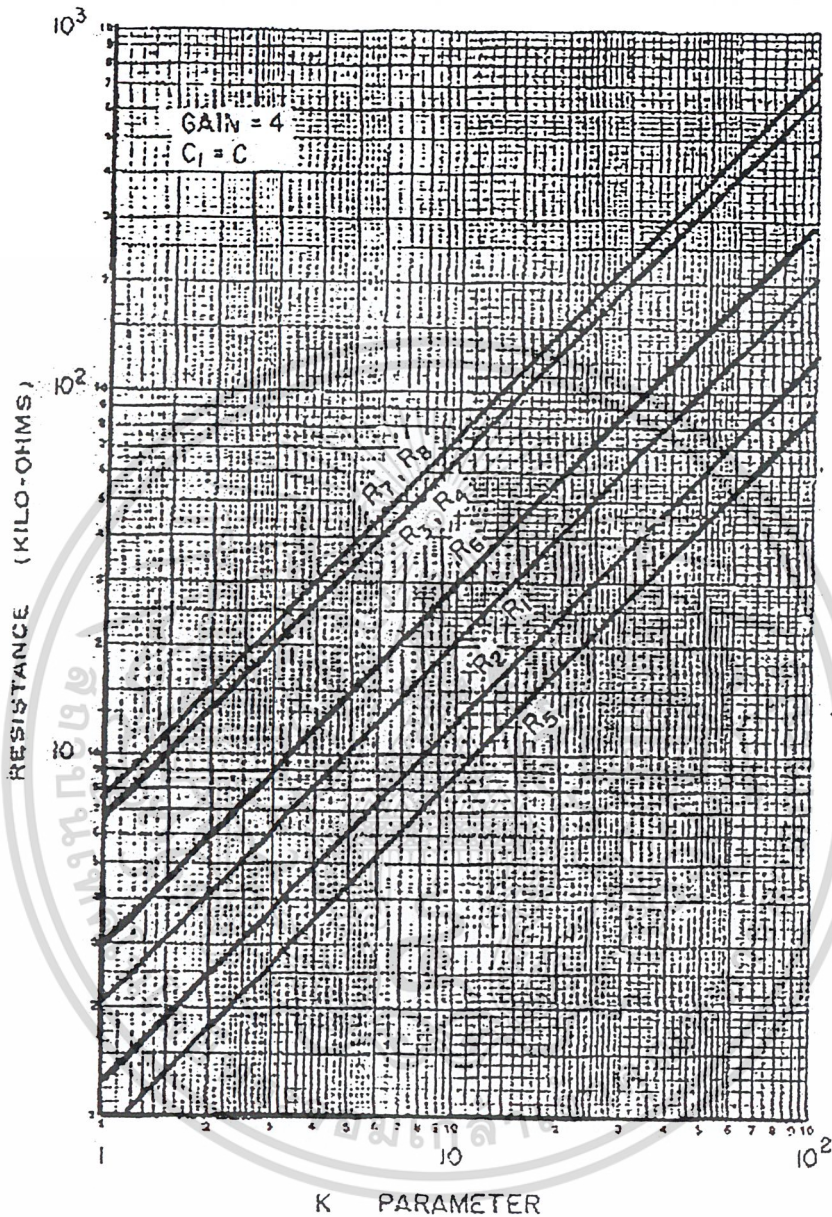
รูปที่ 3.7 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทส์ลำดับ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 กราฟแสดงการหาค่า K

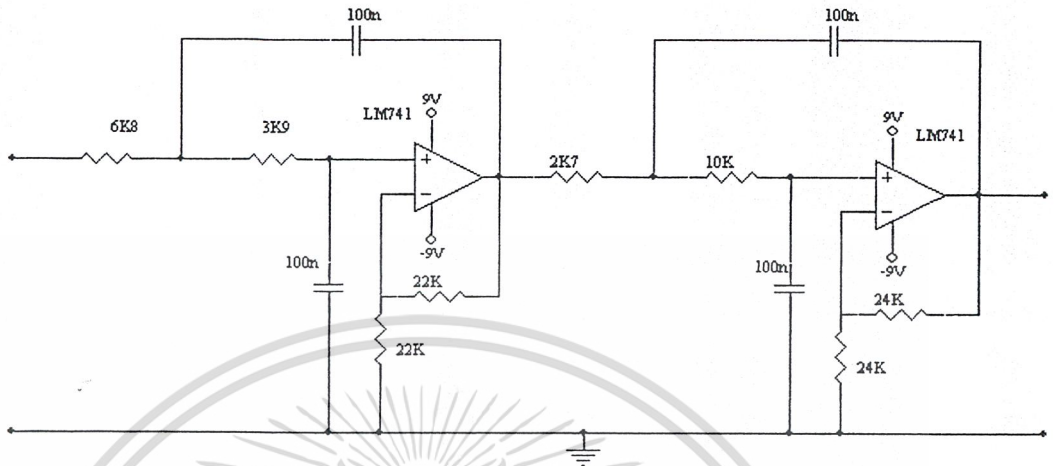
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 กราฟแสดงการหาค่า R โดยเลือกค่าอัตราขยายเป็น 4 และให้  $C_1 = C$

สำหรับในวงจรของเรากำหนดความถี่คัทออฟเป็น 300 เฮิรท์ซ์ เลือกใช้  $C = 0.1 \mu\text{F}$  จากรูปที่ 3.8 ได้ ค่า  $K = 3.3$  เมื่อดูรูปที่ 3.9 จะได้ค่า  $R_1 = 6\text{K}5$ ,  $R_2 = 4\text{K}$ ,  $R_3 = R_4 = 22\text{K}$ ,  $R_5 = 2\text{K}8$ ,  $R_6 = 9\text{K}8$ ,  $R_7 = R_8 = 25\text{K}$  ในวงจรจริงเราใช้ค่าที่ใกล้เคียง ซึ่งจะได้วงจรดังในรูปที่ 3.10

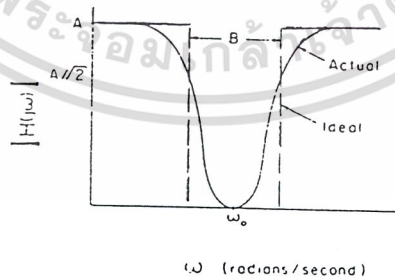
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ใช้ในโครงการ

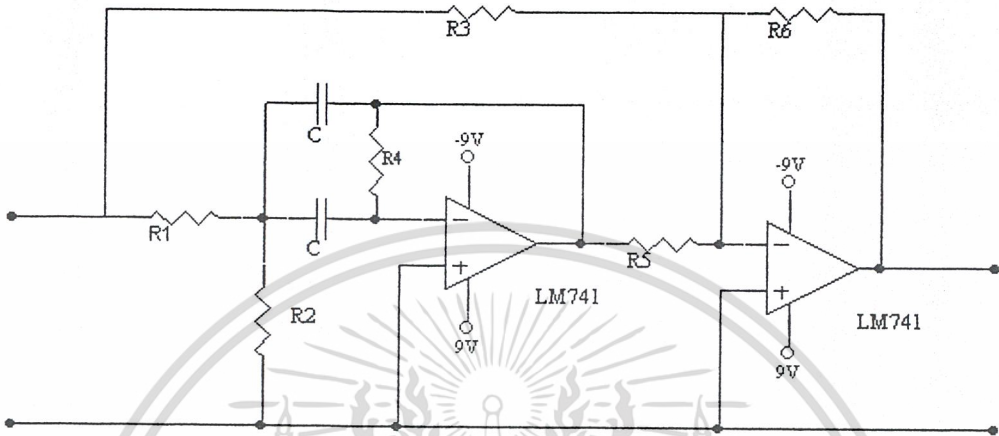
### 3.4 วงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะ (Band Reject Filter)

ปกติวงจรขยายความแตกต่างจะถูกออกแบบให้กำจัดสัญญาณรบกวนอยู่แล้ว ในทางอุดมคติ สัญญาณรบกวนจะถูกกำจัดหมด แต่ในทางปฏิบัติ อาจจะทำให้เกิดความไม่สมดุลของวงจร ทำให้สัญญาณรบกวน 50 เฮิรตซ์ (ไฟบ้าน) ผ่านมาได้ เราจึงต้องมีวงจรกรองความถี่ค่านี้นี้ซึ่งผลตอบสนองความถี่ของวงจรแบบนี้แสดงดังในรูปที่ 3.11



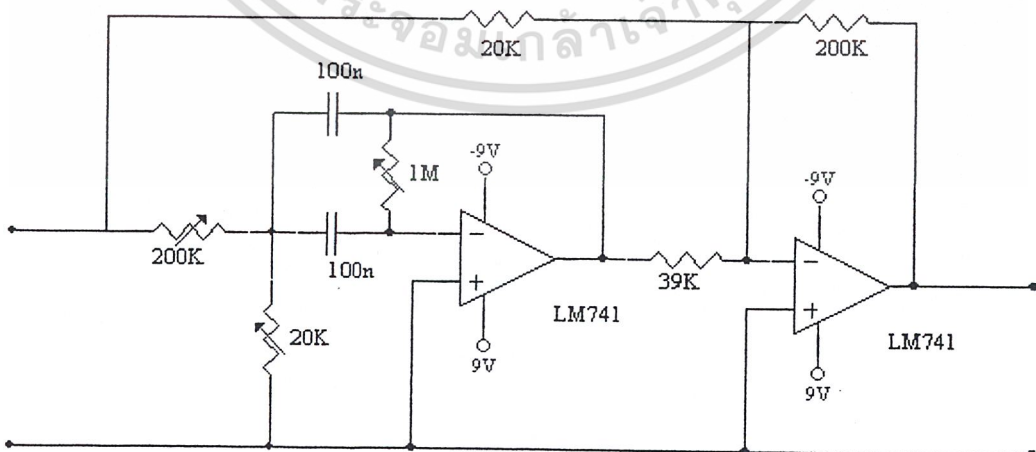
รูปที่ 3.11 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบกำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง

รูปของวงจรนี้แสดงดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 วงจรกรองแบบก้ำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วง

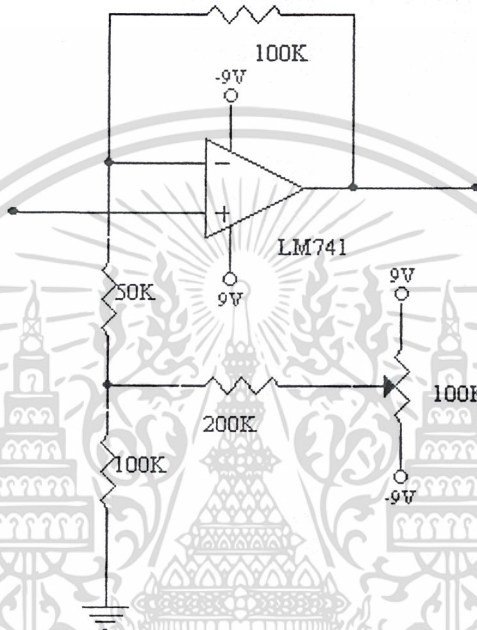
โดย R ที่เกี่ยวข้องกับค่าความถี่กลางคือ  $R_1, R_2$  และ  $R_4$  ส่วน R ที่เกี่ยวข้องกับค่าความกว้างของช่วงก้ำจัดความถี่(Bandwidth) คือ  $R_4$  ดังนั้นเราจึงใช้ R ทั้ง 3 ตัวนี้เป็น R ปรับค่าได้ เนื่องจากเราต้องการให้ความถี่กลางเป็น 50 Hz พอดีและมีค่า BW ค่าเท่าที่จะทำได้เพื่อป้องกันการผิดเพี้ยนของรูปสัญญาณ ส่วน  $R_3, R_5$  และ  $R_6$  เป็น 20K, 40K และ 200K คงที่ตามลำดับจึงได้วงจรดังรูปที่ 3.13



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 3.13 รูปวงจรถูกแบบก้ำจัดสัญญาณที่ความถี่เฉพาะช่วงที่ใช้ในโครงการนิพนธ์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.5 วงจรปรับแรงดันออฟเซต(DC Offset Adjust Circuit)

เป็นวงจรที่สร้างขึ้นเพื่อขจัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เดิมมีทั้งค่าลบและค่าบวกให้เลื่อนขึ้นไปจนมีระดับแรงดันที่เป็นบวกเท่านั้น เพื่อผ่าน A/D ต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 วงจรปรับแรงดันออฟเซต

หลักการทำงานของวงจร คือเมื่อมีสัญญาณอินพุตที่เป็นลักษณะสัญญาณไฟตรงที่ถูกชี้ด้วยสัญญาณไฟสลับ ในแรงดันไฟตรงจะเข้าสู่อินพุตลบของออปแอมป์  $R_2$  เป็นตัวต้านทานปรับค่าได้ เพื่อเลือกปรับค่าแรงดัน  $V_x$  โดยค่า  $V_x$  จะเป็นตัวปรับเปลี่ยนให้ได้ค่า  $V_a$  ต่าง ๆ ให้ได้ตามสมการที่

3.4

ที่ขาอินพุตลบของออปแอมป์

$$(V_{out} - V_{in})/100K = (V_{in} - V_a)/50K \quad (3.4)$$

$$(V_{in} - V_a)/50K = (V_a/100K) + (V_a - V_x)/200K \quad (3.5)$$

สำหรับอัตราขยายในวงจรมีค่าประมาณ 2 โดยดูจากสมการ

$$V_{out}/V_{in} = R_1/\{R_2 + R_3R_4/(R_3 + R_4)\}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.6 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล(A/D Converter)

ในวงจรเราใช้ไอซีอนาลอกทูดิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ เบอร์ ADC0804 ซึ่งมีขนาด 8 บิต และ Conversion Time ประมาณ 100  $\mu$ s Clock ของ A/D ผลิตจาก R(10K) และ C(150pF) โดยต่อกับขา 4 และ ขา 9 ของ ADC โดยสามารถคำนวณหาความถี่ได้จาก  $f_{CLK} = 1/RC$  ซึ่งจะได้ประมาณ 0.66 MHz โดยในการทำงานจะมีสัญญาณ Low จาก 89C51 ส่งมายังขา WR ของ ADC0804 จากนั้นจะทำการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 8 บิต และเมื่อขา INT ของ ADC0804 เป็น Low 89C51 ก็จะทำการอ่านข้อมูลไปเก็บในหน่วยความจำภายใน เป็นการสิ้นสุดการทำงาน 1 รอบ และ 89C51 ก็จะเริ่มส่งสัญญาณ WR ให้ ADC ทำการอ่านและแปลงสัญญาณอีกครั้ง

### 3.7 ไมโครคอนโทรลเลอร์ 89C51 (Microcontroller 89C51)

วงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ เลือกใช้ IC AT89C51 ซึ่งเป็นเทคโนโลยี C-MOS มี Program Memory อยู่ 4 KByte และมี วงจร Oscillator ภายใน โดยในการใช้งานเลือกค่า Crystal 11.059 MHz ที่ขา RST ต่อ R-Pull down กับ C ไปยังไฟเลี้ยง ซึ่งถ้าขา RST มีสถานะเป็น High 2 Machine Cycle แล้วจะทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์รีเซ็ตตัวเองและเริ่มทำงาน ที่ Port 0 ต่อ R-Pull up ด้วย R-Pack 10 K เนื่องจากไม่มี R-Pull up ภายใน โดยเราจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ไปควบคุมการทำงานของ ADC และใช้ในการติดต่อกับเครื่อง Pocket PC Emulator โดยผ่านทางพอร์ตอนุกรม

#### การสื่อสารข้อมูลอนุกรม

การสื่อสารข้อมูลอนุกรมเป็นการรับหรือส่งข้อมูลในลักษณะกลุ่มของบิตคราวละ 1 บิต เรียงลำดับเรื่อยไปจนสิ้นสุด การสื่อสารแบบนี้จะมีข้อดีแตกต่างจากการสื่อสารแบบขนานเป็นอย่างมากเนื่องจากข้อมูลมีการโอนย้ายมากพร้อมกัน จึงมีความจำเป็นต้องใช้จำนวนเส้นสัญญาณมากขึ้นตามจำนวนบิตของข้อมูลด้วย ในขณะที่การสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมนั้นต้องการเส้นสัญญาณเพียง 2-3 เส้นเท่านั้น ดังนั้นการสื่อสารแบบขนานจึงไม่เหมาะสมในการสื่อสารกับอุปกรณ์ภายนอกที่อยู่ห่างไกลกัน เพราะจะทำให้สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายมาก

#### ความเร็วของการสื่อสารข้อมูลอนุกรม

เนื่องจากการสื่อสารแบบอนุกรมเป็นการรับ/ส่งข้อมูลในลักษณะกลุ่มของบิตข้อมูล(Bit Stream) ดังนั้นจึงต้องให้ความสนใจในการพิจารณาถึงเรื่องอัตราความเร็วในการรับ/ส่งบิตเหล่านี้เป็นลำดับแรก โดยทั่วไปมักจะระบุกันในหน่วยของจำนวนบิตข้อมูลภายในเวลา 1 วินาที เรียกว่า อัตราบอด ตามค่ามาตรฐานเหล่านี้ ได้แก่ 110,150,300,1200,2400,4800,9600,19200 บอด ข้อมูลทั้ง

8 บิตนี้หากว่าถูกส่งออกมาด้วยอัตรา 2400 บอด จะใช้เวลาในการส่งข้อมูล 1 บิต มีค่าเท่ากับ  $1/2400$  หรือ 416 uS และเวลาในการส่งข้อมูลทั้ง 8 บิตมีค่าเท่ากับ  $(8*416)$

### 1. รูปแบบการส่งข้อมูลอนุกรม

การสื่อสารอนุกรมแบบ อะซิงโครนัส จะใช้การแปลงข้อมูลให้เป็นอนุกรมแล้วเพิ่มเติมบิตบางอย่างร่วมไปกับการส่งข้อมูลจริง ได้แก่

#### 1.1 บิตเริ่มต้น (Start Bit)

บิตเริ่มต้นมีหน้าที่สำหรับการบ่งบอกให้ทราบถึงตำแหน่งจุดเริ่มต้นก่อนบิตข้อมูล ตามปรกติแล้วค่าของบิตเริ่มต้นจะเป็นระดับลอจิกต่ำ

#### 1.2 บิตแสดงภาวะความเป็นเลขคู่หรือเลขคี่ (Parity Bit)

บิตนี้มีหน้าที่เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล โดยทั่วไปมักเรียกว่า บิตพาริตี และจะนำไปต่อท้ายบิตข้อมูล ค่าของบิตนี้ขึ้นอยู่กับจำนวนค่าของบิตที่เป็น 1 ซึ่งจะเป็นได้ 2 ลักษณะคือ พาริตีคู่ (Event Parity) หรือ พาริตีคี่ (Odd Parity) ตัวอย่างเช่น ระบบที่ติดต่อกัน โดยระบุว่าจะใช้พาริตีคี่ ทางด้านส่งจะนำค่าของข้อมูลที่จะส่งมาพิจารณาหา จำนวนของบิตที่มีค่าเป็น 1 ถ้าเป็นจำนวนคู่อยู่แล้วพาริตีบิตจะมีค่าเป็น 0 แต่หากว่าจำนวนของบิตที่มีค่าเป็น 1 เป็นเลขคี่ ค่าของพาริตีบิตก็จะมีค่าเป็น 1 การพิจารณาทางด้านรับเป็นการตรวจสอบจำนวนบิตที่มีค่าเป็น 1 ของข้อมูลที่ได้รับมาทั้งหมดรวมทั้งบิตพาริตี ถ้ามีค่าเป็นเลขจำนวนคู่ แสดงว่าข้อมูลที่ได้รับเข้ามานี้ถูกต้อง แต่หากเป็นเลขจำนวนคี่ แสดงว่าเกิดการผิดพลาดของข้อมูลขึ้น เป็นต้น

#### 1.3 บิตสุดท้าย (Stop Bit)

บิตสุดท้ายเป็นบิตที่เพิ่มขึ้นเพื่อระบุถึงขอบเขตการสิ้นสุดของกลุ่มบิตข้อมูล บิตสุดท้ายนี้สามารถโปรแกรมบิตได้คือ 1 บิต  $\frac{1}{2}$  บิต และ 2 บิต ดังนั้นในกรณีการส่งข้อมูล 8 บิต หากข้อมูลถูกส่งออกไปด้วยอัตราเร็ว 2400 บอด เวลาโดยรวมในการส่งข้อมูล 1 ไบต์ จะมีค่าเป็น  $(12*416)$  uS

### 2. การส่งข้อมูลอนุกรมของ 8051

พอร์ตอนุกรมของ 8051 มีโครงสร้างการทำงานในแบบที่เรียกว่า ฟูลดูเพล็กซ์ ในการรับและส่งข้อมูลอนุกรมได้ในเวลาเดียวกัน โดยทางด้านวงจรของตัวส่ง ประกอบด้วยข้อมูลออกไปยังพอร์ตอนุกรม ทางขาสัญญาณ TxD ส่วนวงจรทางด้านรับ ประกอบด้วย SBUF เช่นเดียวกับสัญญาณข้อมูลอนุกรมที่รับเข้ามาทางขาสัญญาณ RxD

พอร์ตอนุกรมของ 8051 สามารถโปรแกรมการทำงานได้หลายโหมดด้วยกัน โดยเลือกที่บิต SMO และ SMI ซึ่งอยู่ในรีจิสเตอร์ควบคุม SCON การทำงานทั้ง 4 โหมด ของพอร์ตอนุกรมมีดังนี้

โหมด 0: ใช้รับส่งข้อมูล 8 บิต โดยการส่งจะเลื่อนออกทีละบิต โดยส่งบิต D0 ออกไปก่อน ทางขา RxD และไม่มี การส่ง บิตเริ่มต้น แต่จะส่ง Shift Clock ทางขา TxD ความเร็ว 1/12 เท่าของ CPU CLOCK

โหมด 1 : ใช้สำหรับการเชื่อมต่ออนุกรมแบบ UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) โดยส่งแบบ 10 บิต ข้อมูล 8 บิต และ บิตเริ่มต้น กับ บิตสุดท้าย อีกอย่างละ 1 บิต และสามารถเปลี่ยนแปลงอัตราความเร็วในการส่งข้อมูลได้ โดยขึ้นกับบิต SMOD ใน PCON และ อัตรา overflow ของ Timer 1

โหมด 2 : ใช้สำหรับการเชื่อมต่ออนุกรมแบบ UART โดยการใช้กลุ่มข้อมูลแบบ 11 บิต และกำหนดอัตราความเร็วในการส่งข้อมูลเท่ากับ 1/32 และ 1/64 ของ CPU CLOCK โดยโปรแกรมที่บิต SMOD ใน PCON

โหมด 3 : ใช้สำหรับการเชื่อมต่ออนุกรมแบบ UART โดยการใช้ข้อมูลแบบ 11 บิต และสามารถเปลี่ยนแปลงอัตราความเร็วในการส่งข้อมูลได้ โดยควบคุมที่บิต SMOD และอัตราโอเวอร์โพล์ของ Timer 1 นอกจากนี้โหมด 2 และ โหมด 3 ยังมีการดำเนินการอีกแบบหนึ่ง โดยสามารถนำมาใช้ประโยชน์ในการสื่อสารข้อมูลแบบที่มีไมโครโปรเซสเซอร์ หลายตัวทำงานร่วมกันได้ ซึ่งมีชื่อเรียกว่า Multi Processor Mode

Multi Processor Mode: ในโหมดนี้เราจะใช้ไมโครโปรเซสเซอร์ 1 ตัวสำหรับเป็น Master และอีก 0-256 ตัว เป็น Slave รีจิสเตอร์ที่ใช้ควบคุมการรับส่งข้อมูลอนุกรมดังรายละเอียดดังรูปที่ 3.15

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

SM0, SM1 เป็นบิตที่ใช้เลือกโหมดการทำงาน

| SM0 | SM1 | โหมด | การทำงาน  |
|-----|-----|------|---|
| 0   | 0   | 0    | ทำงานเป็นรีจิสเตอร์อัตราเร็วในการรับ/ส่งข้อมูลเท่ากับ 1/12 ของความถี่ออสซิลเลเตอร์                      |
| 0   | 1   | 1    | 8 bit UART อัตราเร็วในการรับ/ส่งข้อมูลกำหนดเองได้   |
| 1   | 0   | 2    | 9 bit UART อัตราเร็วในการรับ/ส่งข้อมูล = 1/32 หรือ 1/64 ของความถี่ออสซิลเลเตอร์ ขึ้นกับบิต SMOD ใน PCON |
| 1   | 1   | 3    | 9 bit UART อัตราเร็วในการรับ/ส่งข้อมูล กำหนดเองได้  |

รูปที่ 3.15 รายละเอียดการเลือกโหมดการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### พอร์ตอนุกรม(โหมด 0)

การทำงานของพอร์ตอนุกรม(โหมด 0) เป็นการรับและส่งข้อมูลอนุกรมจำนวน 8 โดยใช้เพียงขาสัญญาณ RxD เท่านั้น (ขาที่ใช้งาน 2 หน้าที่ ใช้รับและส่งข้อมูล) ส่วนขาสัญญาณ TxD จะนำไปใช้เพื่อเป็นขาสัญญาณนาฬิกาในการให้จังหวะ การเลื่อนข้อมูลกับวงจร เลื่อนบิตภายนอก สำหรับอัตราความเร็วจะถูกกำหนดไว้คงที่ที่ค่า  $1/12$  ของค่าความถี่ออสซิลเลเตอร์ เนื่องจากโหมดนี้ ไม่มีการส่ง START BIT และ STOP BIT ดังนั้น จึงจำเป็นที่จะต้องส่งสัญญาณ SHIFT CLOCK ออกไป เพื่อใช้ Synchronize ระหว่างฝ่ายส่งและฝ่ายรับ โดยจะใช้ขา TxD ส่วนการรับข้อมูลจะรับข้อมูลเข้าทาง RxD และรับ Shift Clock เข้าทางขา TxD ถ้าความถี่ออสซิลเลเตอร์มีค่าเท่ากับ 12 MHz ก็จะส่งได้ถึง 1 ล้านบิต ซึ่ง(โหมด 0) เป็น โหมดที่ส่งข้อมูลได้เร็วที่สุด

### การรับส่งข้อมูลอนุกรม(โหมด 1)

การทำงานในโหมด 1 เป็นการสื่อสารข้อมูลอนุกรมจำนวน 10 บิต ประกอบด้วยบิตเริ่มต้น 1 บิต ข้อมูลจำนวน 8 บิต และ บิตสุดท้ายอีก 1 บิต โดยข้อมูลจะถูกส่งออกทาง TxD และรับเข้ามาทางขาสัญญาณ RxD ในส่วนของข้อมูล 8 บิต ที่ได้รับหรือทำการส่งออก จะเป็นบิตนัยสำคัญต่ำเป็นลำดับแรกส่งทางฝ่ายรับค่าของ Stop Bit จะส่งเข้ามาจัดเก็บไว้ในบิต RB8 ภายในรีจิสเตอร์ SCON สำหรับอัตราความเร็วในการส่งข้อมูลของโหมด 1 นั้น สามารถกำหนดเลือกได้จาก Timer 1

ดังได้กล่าวแล้วว่าการส่งข้อมูลอนุกรม (โหมด 1) สามารถเปลี่ยนแปลงความเร็วได้ โดยใช้ Timer 1 ทำหน้าที่เป็นตัวกำเนิดอัตราการส่งข้อมูล และใช้แฟล็กที่เกิดขึ้นจากการ โอเวอร์โฟลว์ของ Timer 1 โดยโปรแกรม Timer 1 ทำงานใน(โหมด 2) 8-Bit Automatic Reload

ความถี่อัตราบอดขึ้นกับ  $= (2^{SMOD} * \text{อัตราโอเวอร์โฟลว์ของ Timer 1}) / 32$

โดย SMOD เป็นค่าของบิตภายในรีจิสเตอร์ PCON (มีค่าเป็น 1 หรือ 0) ค่าภายในรีจิสเตอร์ TH1 ซึ่งเป็นค่าสำหรับโหลดซ้ำ

### ตารางที่ 3.1 การเลือกอัตราบอดของวงจรพอร์ตอนุกรม

| Baud Rate         | Fosc  | SMOD | TIMER<br>C/T | MODE | RELOAD<br>VALUE |
|-------------------|-------|------|--------------|------|-----------------|
| (Mode0)Max:1MHz   | 12MHz | X    | X            | X    | X               |
| (Mode1)Max:375MHz | 12MHz | 1    | X            | X    | X               |

## SM2 บิตเลือกการทำงานแบบ

1. เลือก Multiprocessor Mode ใช้ได้กับโหมด 2,3
2. เลือก Single Processor Mode ใช้ได้กับทุกโหมด

เมื่อเลือกการทำงานรับข้อมูลแบบ Multiprocessor Mode แล้วเมื่อ ข้อมูลบิตที่ 9 ที่รับ ได้มีค่าเป็น 1 RI จะเซ็ททันที รายละเอียดจะได้กล่าวถึงต่อไป

REN บิตควบคุมให้รับหรือไม่รับข้อมูล

- 1 : ให้รับข้อมูลได้
- 2 : ห้ามรับข้อมูล

TB8 (Transmit bit D8) ข้อมูลบิตที่ 9 ที่จะส่งออก ไปใน โหมด 2 , 3 ให้ใส่ในบิต TB8

RB8 (Receive bit D8) ข้อมูลบิตที่ 9 ที่รับเข้ามาจะเก็บในบิตนี้

(ข้อมูลบิตที่ 9 คือค่า ใน TB8 และ RB8 นั่นเอง)

TI บิต TI จะเป็น 1 เมื่อสิ้นสุดการส่งข้อมูล 1 ไบต์

RI บิต RI จะเป็น 1 เมื่อสิ้นสุดการรับข้อมูล 1 ไบต์

### 3. การอินเทอร์รัปต์ของพอร์ตสื่อสารอนุกรม

เนื่องจากการส่งหรือรับข้อมูลอนุกรมจะส่งทีละ ไบต์ 8051 จึงได้กำหนดให้บิตหรือแฟล็กสถานะที่จัดรวมอยู่ในรีจิสเตอร์ SCON เช่น แฟล็ก TI จะมีค่าเป็น 1 เมื่อข้อมูลได้ทำการส่งออกไปยังภายนอกเสร็จสิ้นแล้ว และแฟล็ก RI จะมีค่าเป็น 1 เพื่อให้รู้ว่าข้อมูลผ่านเข้ามาทางพอร์ตอนุกรมเรียบร้อยแล้ว เสร็จแล้วเมื่อแฟล็ก RI, TI นี้มีค่าเป็น 1 จะมีผลทำให้เกิดการอินเทอร์รัปต์ขึ้น ดังนั้นภายในโปรแกรมรับหรือส่ง จะต้องทำการตรวจสอบจากสถานะของแฟล็กเหล่านี้เองว่าเป็นการรับหรือการส่งข้อมูล

#### กระบวนการรับส่งข้อมูลอนุกรมของ 8051

การส่งข้อมูลออกทางพอร์ตอนุกรมของ 8051 จะเริ่มต้นขึ้นภายหลังเมื่อมีการเขียนข้อมูลลงใน SBUF ข้อมูลนี้จะถูกเคลื่อนทีละบิต และส่งสัญญาณออกไปภายนอกโดยอัตโนมัติ เมื่อข้อมูลเหล่านี้ได้ส่งออกครบถ้วนแล้วจะทำให้ค่าของแฟล็ก TI เป็น 1 เพื่อแจ้งให้ทราบว่าขณะนี้ SBUF ว่างและพร้อมที่จะส่งข้อมูลไบต์ต่อไปแล้ว ในกรณีที่ผู้ใช้เขียนข้อมูลใหม่ลงในรีจิสเตอร์ SBUF โดยไม่รอให้แฟล็ก TI มีค่าเป็น 1 ก่อน จะมีผลทำให้ข้อมูลที่ส่งไปผิดพลาดได้

การรับข้อมูลจากพอร์ตอนุกรมจะต้องเริ่มต้น โดยการกำหนดเซ็ทค่าดังนี้ REN(Receiver Enable) ให้มีค่าเป็น 1 ก่อน หลังจากนั้นเมื่อมีข้อมูลภายนอกถูกส่งเข้ามายัง 8051 ทีละบิต จนครบ และเมื่อบิตสุดท้ายเคลื่อนเข้ามาเรียบร้อยแล้ว ข้อมูลนั้นจะถูกย้ายมาเก็บไว้ยังรีจิสเตอร์ SBUF และแฟล็ก RI ก็จะมีค่าเป็น 1 หลังจากนั้นก็จะเกิดการอินเทอร์รัปต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

|                     |           |   |   |   |       |
|---------------------|-----------|---|---|---|-------|
| (Mode2)Min:187.5MHz | 12MHz     | 0 | X | X | X     |
| (Mode1,3):62.5MHz   | 12MHz     | 1 | 0 | 2 | FFH   |
| 19.2K               | 11.059MHz | 1 | 0 | 2 | FDH   |
| 9.6K                | 11.059MHz | 0 | 0 | 2 | FDH   |
| 4.8K                | 11.059MHz | 0 | 0 | 2 | FAH   |
| 2.4K                | 11.059MHz | 0 | 0 | 2 | F4H   |
| 1.2K                | 11.059MHz | 0 | 0 | 2 | F8H   |
| 137.5               | 11.059MHz | 0 | 0 | 2 | 1DH   |
| 110                 | 6MHz      | 0 | 0 | 2 | 72H   |
| 110                 | 12MHz     | 0 | 0 | 1 | FEEDH |

### การรับส่งข้อมูลอนุกรม(โหมด 2)

โหมดนี้ใช้ทั้งหมด 11 บิต โดยแบ่งเป็น Start Bit , 9 Data , 1 Stop Bit โดยบิตที่ 9 ผู้ใช้สามารถกำหนดค่าเองได้ว่าจะส่งค่าอะไรออกไป โดยจะต้องนำไปใส่ไว้ในบิต TB8 ในรีจิสเตอร์ Scon ส่วนมากผู้ใช้นักจะนำบิตนี้มาใช้เป็น Parity bit โดยโหลดค่ามาจาก Parity Flag ใน PSW ส่วนทางด้านรับบิตที่ 9 จะถูกนำมาเก็บไว้ใน RB8 อัตราความเร็วในการส่ง/รับข้อมูลขึ้นกับความถี่ออสซิลเลเตอร์ของ CPU และค่า SMOD ซึ่งอยู่ในบิตที่ 7 ของ PCON

$$\text{MODE 2 บอด RATES} = (2^{\text{SMOD}} * \text{Fosc})/64$$

ถ้า CPU RUN ที่ 12 MHz และ SMOD มีค่า 0 และ 1

- เมื่อ SMOD = 0 จะได้ =  $20(12)(106)/64 = 187500$  บอด

- เมื่อ SMOD = 1 จะได้ =  $21(12)(106)/64 = 357500$  บอด

### การรับส่งข้อมูลอนุกรม(โหมด 3)

เหมือนกับโหมด 2 ทุกประการ ยกเว้นความเร็วในการรับส่งข้อมูลจะขึ้นกับอัตราโอเวอร์โพล์ของ Timer 1 หรือ 2 การเปลี่ยนแปลงความเร็วสามารถคำนวณได้จากสูตรดังนี้

$$\text{Mode 1,3} = (2^{\text{SMOD}} * \text{Fosc}) / [(32)(12)(256-\text{TH1})]$$

$$\text{หรือ} = (K * \text{Fosc}) / [(32)(12)(256-\text{TH1})]$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้า SMOD = 0 จะได้ K = 1

SMOD = 1 จะได้ K = 2

เมื่อต้องการหาค่า TH1 จะได้

$$TH1 = 256 - [(K * Fosc) / (384 * Boudrate)]$$

### 3.8 การเชื่อมต่อกับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์

การใช้งานวงจรพอร์ตอนุกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 มักนิยมใช้ในการติดต่อเพื่อแลกเปลี่ยนข้อมูลกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตอนุกรมในมาตรฐาน RS-232 เป็นส่วนใหญ่ แต่เนื่องจากระดับสัญญาณของพอร์ตอนุกรม RS-232 มีระดับตั้งแต่ +3 ถึง +12 โวลต์ ในขณะที่ระดับสัญญาณของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 อยู่ในระดับทีทีแอล ดังนั้นจึงไม่สามารถเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เข้ากับพอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ได้โดยตรง จึงต้องอาศัยการเชื่อมต่อผ่านไอซีพิเศษที่ทำหน้าที่ในการแปลงระดับสัญญาณ

ไอซีที่ทำหน้าที่ในการแปลงระดับสัญญาณนี้ต้องทำการแปลงข้อมูลส่งของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 จากระดับทีทีแอลไปเป็นระดับของ RS-232 เป็นระดับทีทีแอล เพื่อให้สามารถถ่ายทอดไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ได้อย่างสมบูรณ์





## บทที่ 4

### การทดลองและผลการทดลอง

#### 4.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซของวงจรอินสตรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์

ค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซนี้เป็นค่าที่ใช้บอกถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าในอินพุตของวงจรอินสตรูเมนต์แอมป์แบบคอมมอน โหมดโดยที่

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

โดย  $A_d$  คือ อัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

$A_c$  คือ อัตราขยายของวงจรแบบคอมมอน โหมด

เมื่อ  $A = V_o/V_{in}$

โดย  $A$  คือ อัตราขยาย

$V_o$  คือ แรงดันที่เอาต์พุต

$V_{in}$  คือ แรงดันที่อินพุต

ซึ่งการหาค่าคอมมอนโหมดรีเจกชันเรโซนั้นต้องทำการหาค่าอัตราขยายทั้งดิฟเฟอเรนเชียลโหมดและคอมมอนโหมด ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

##### 4.1.1 การทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำอินพุตลบของอินสตรูเมนต์แอมป์ ต่อลงกราวด์ของวงจร
2. ป้อนคลื่นไซน์(sine wave) ขนาด 200 mVp-p ที่ค่าความถี่ต่าง ๆ จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ เข้าที่ขาอินพุตบวกของอินสตรูเมนต์แอมป์
3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์แอมป์ แล้วบันทึกผลลงในตาราง 4.1 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายแล้วบันทึกผลตาราง
4. คำนวณหาอัตราขยายเฉลี่ย

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคิฟเฟอร์เรนเซียล โหมด

| ความถี่(Hz) | แรงดันเอาต์พุต(Vp-p) | อัตราขยาย(เท่า) |
|-------------|----------------------|-----------------|
| 2           | 1.84                 | 9.2             |
| 10          | 1.96                 | 9.8             |
| 20          | 1.96                 | 9.8             |
| 30          | 1.96                 | 9.8             |
| 40          | 1.96                 | 9.8             |
| 50          | 1.96                 | 9.8             |
| 60          | 1.96                 | 9.8             |
| 70          | 1.96                 | 9.8             |
| 80          | 1.96                 | 9.8             |
| 90          | 1.96                 | 9.8             |
| 100         | 1.96                 | 9.8             |
| 150         | 1.96                 | 9.8             |
| 200         | 1.96                 | 9.8             |

จากตารางที่ 4.1 สามารถหาอัตราขยายเฉลี่ยแบบคิฟเฟอร์เรนเซียล โหมด ( $A_v$ ) = 9.8

#### 4.1.2 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด

- นำขาอินพุตทั้งอินพุตลบและอินพุตบวกของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์ ต่อเข้าด้วยกัน
- ป้อนคลื่นไซน์(Sine Wave) ขนาด 5 Vp-p ที่ค่าความถี่ต่าง ๆ จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ เข้าที่ขาอินพุตบวกของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์
- วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์เซ็นเซอร์ แล้วบันทึกผลลงในตาราง 4.2 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายแล้วบันทึกลงในตาราง
- คำนวณหาอัตราขยายเฉลี่ย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด

| ความถี่(Hz) | แรงดันเอาต์พุต(mVp-p) | อัตราขยาย(เท่า)      |
|-------------|-----------------------|----------------------|
| 2           | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 10          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 20          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 30          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 40          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 50          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 60          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 70          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 80          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 90          | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 100         | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 150         | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |
| 200         | 2                     | $0.4 \times 10^{-3}$ |

จากตารางที่ 4.2 สามารถหาอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอน โหมด( $A_c$ ) =  $0.4 \times 10^{-3}$

จากผลการทดลองในตารางที่ 4.1 และ ตารางที่ 4.2 นั้นเราสามารถคำนวณหาค่าคอมมอน โหมดเรเจกชันเรโซ ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \text{CMRR} &= 10\log(A_d/A_c) \\ &= 10\log\{9.8/(0.4 \times 10^{-3})\} \\ &= 87.78 \text{ เดซิเบล} \end{aligned}$$

#### 4.2 การทดสอบวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ(Auto Zero Circuit)

การทดสอบสามารถทำได้โดยใส่สัญญาณไซน์ขนาด 1 V ที่มีออฟเซตทั้งบวกและลบ สังเกตการเปลี่ยนแปลงที่เอาต์พุต จะเห็นว่าเมื่อผ่านวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ จากการทดลองจะได้สัญญาณไซน์ที่ไม่ได้จ้อยู่บนไฟตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.3 การทดลองผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

1. ป้อนสัญญาณไซน์ขนาด 1 V<sub>p-p</sub> ที่อินพุทของวงจร โดยเปลี่ยนความถี่ต่าง ๆ ตาม ตารางที่ 4.3
  2. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุทและคำนวณอัตราขยาย บันทึกผลตารางที่ 4.3
  3. นำข้อมูลจากตารางที่ 4.3 ไปพล็อตกราฟการตอบสนองความถี่ ดังรูปที่ 4.3
- ตารางที่ 4.3 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

| ความถี่<br>(Hz) | แรงดัน<br>เอาต์พุท (V) | อัตราขยาย<br>(dB) |
|-----------------|------------------------|-------------------|
| 50              | 4.00                   | 12.04             |
| 100             | 3.96                   | 11.95             |
| 120             | 3.96                   | 11.95             |
| 150             | 3.92                   | 11.87             |
| 180             | 3.88                   | 11.77             |
| 200             | 3.84                   | 11.69             |
| 210             | 3.80                   | 11.59             |
| 220             | 3.80                   | 11.59             |
| 250             | 3.60                   | 11.13             |
| 280             | 3.20                   | 10.10             |
| 300             | 2.92                   | 9.31              |
| 310             | 2.76                   | 8.82              |
| 320             | 2.56                   | 8.16              |
| 350             | 2.04                   | 6.19              |
| 380             | 1.58                   | 3.97              |
| 400             | 1.30                   | 2.28              |
| 500             | 0.54                   | -5.35             |
| 1000            | 0.032                  | -21.94            |
| 2000            | 0.003                  | -30.46            |

#### 4.4 การทดสอบผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง

1. ป้อนสัญญาณ ไซน์ขนาด 1 Vp-p ที่อินพุทของวงจร โดยเปลี่ยนความถี่ต่าง ๆ ตาม ตารางที่ 4.4

2. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุทและคำนวณอัตราขยาย บันทึกผลลงตารางที่ 4.4

3. นำข้อมูลจากตารางที่ 4.4 ไปพล็อตกราฟการตอบสนองความถี่ดังรูปที่ 4.4

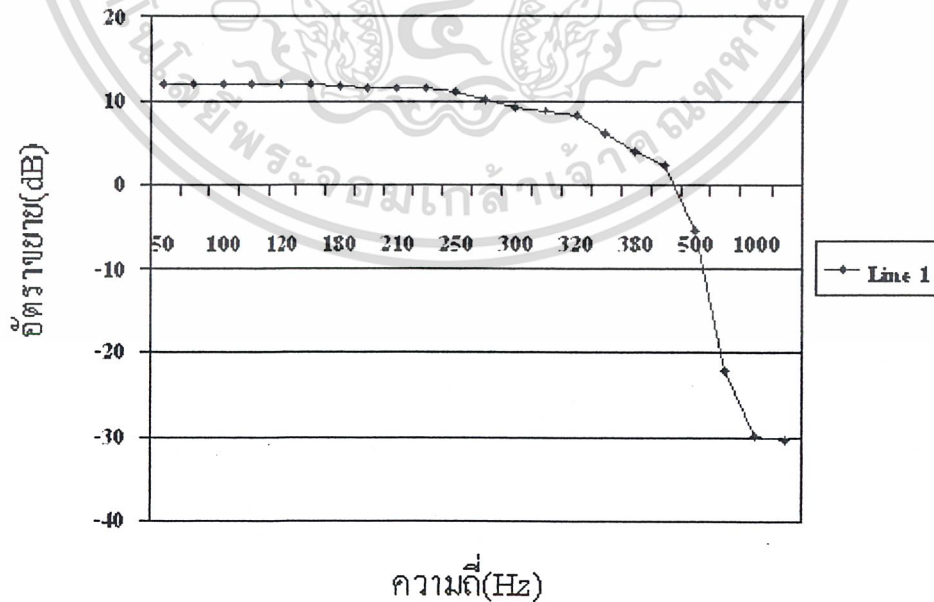
ตารางที่ 4.4 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง

| ความถี่<br>(Hz) | แรงดัน<br>เอาต์พุท (V) | อัตราขยาย<br>(dB) |
|-----------------|------------------------|-------------------|
| 20              | 10.00                  | 20                |
| 25              | 10.00                  | 20                |
| 30              | 9.80                   | 19.82             |
| 35              | 9.70                   | 19.73             |
| 40              | 9.00                   | 19.08             |
| 41              | 8.80                   | 18.89             |
| 42              | 8.45                   | 18.54             |
| 43              | 8.20                   | 18.28             |
| 44              | 7.84                   | 17.88             |
| 45              | 7.10                   | 17.02             |
| 46              | 6.20                   | 15.85             |
| 47              | 5.20                   | 14.32             |
| 48              | 3.78                   | 11.55             |
| 49              | 2.00                   | 6.02              |
| 50              | 0.60                   | -4.44             |
| 51              | 2.30                   | 7.23              |
| 52              | 3.80                   | 11.59             |
| 53              | 5.10                   | 14.15             |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

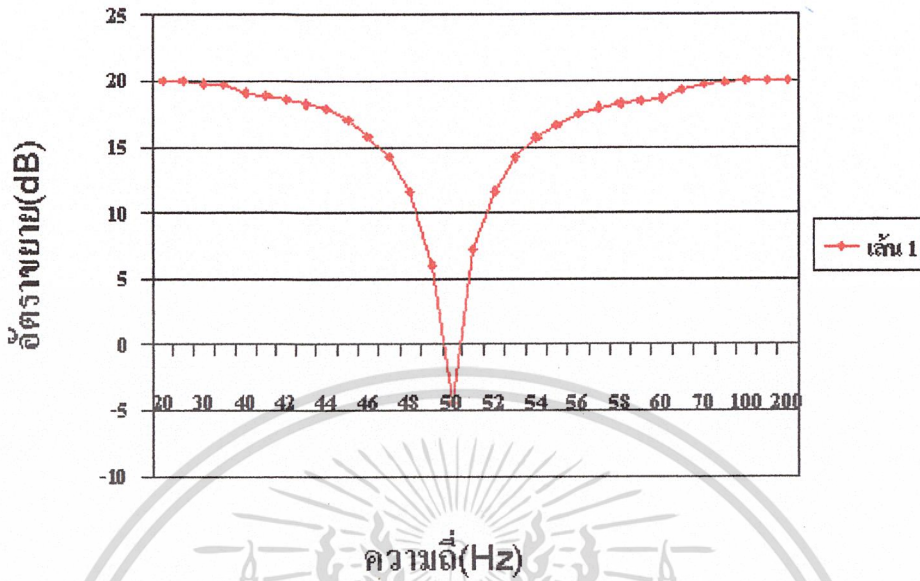
|     |       |       |
|-----|-------|-------|
| 54  | 6.10  | 15.71 |
| 55  | 6.80  | 16.65 |
| 56  | 7.44  | 17.43 |
| 57  | 7.90  | 17.95 |
| 58  | 8.15  | 18.22 |
| 59  | 8.40  | 18.48 |
| 60  | 8.60  | 18.69 |
| 65  | 9.24  | 19.31 |
| 70  | 9.68  | 19.72 |
| 75  | 9.88  | 19.89 |
| 100 | 10.00 | 20    |
| 150 | 10.00 | 20    |
| 200 | 10.00 | 20    |

จากข้อมูลที่บันทึกได้ จะได้ center frequency ของวงจรแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง  
ที่ 50 Hz



รูปที่ 4.1 การตอบสนองความถี่ของวงจรความถี่ผ่าน

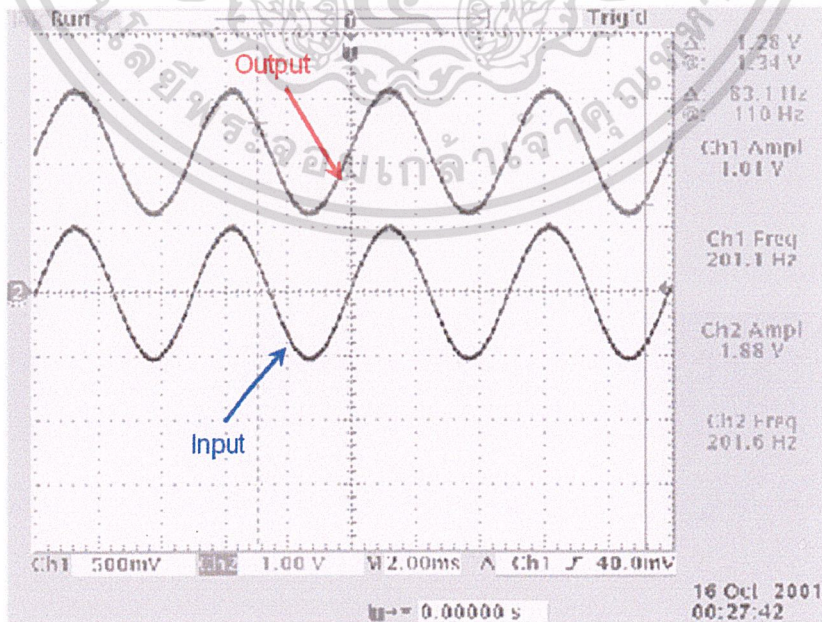
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการเชิงพาณิชย์เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 การตอบสนองความถี่ของวงจรแบบไม่ผ่านความถี่เฉพาะช่วง

#### 4.5 การทดสอบการทำงานของวงจรปรับแรงดันออฟเซต

การทดสอบสามารถทำได้โดยป้อนสัญญาณไซน์เข้าไปในวงจรรูปที่ 3.4 แล้วทดลองปรับ VR 100K เพื่อเพิ่มหรือลดระดับของสัญญาณ ไซน์ที่เข้ามา โดยผลการทดลองเป็นดังนี้



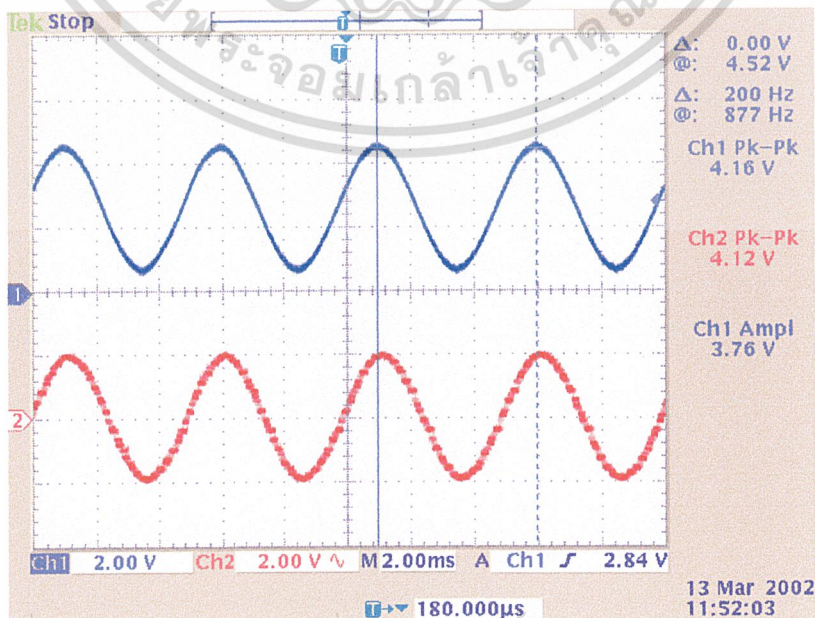
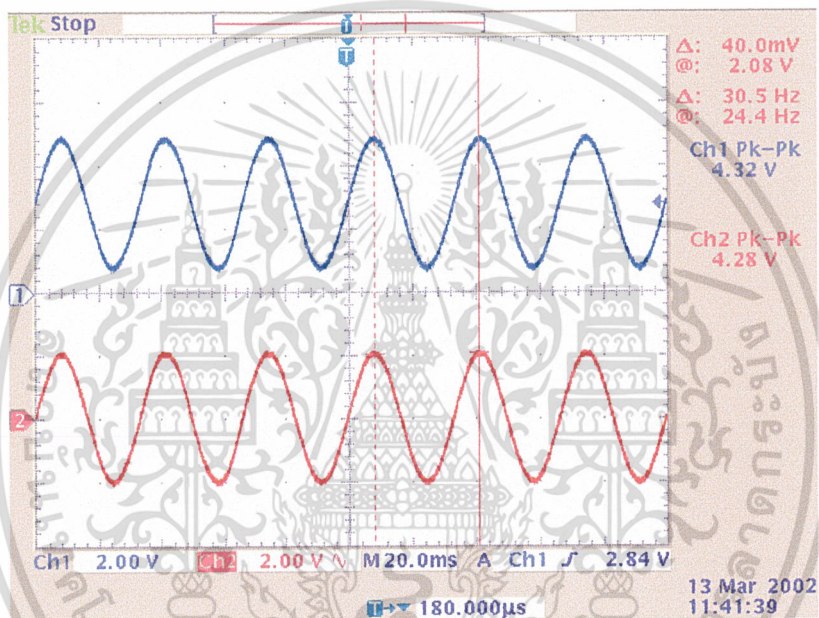
รูปที่ 4.3 การปรับแรงดันออฟเซตให้อยู่ในช่วงบวกเท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ ห้ามนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของลิขสิทธิ์ หากมีข้อผิดพลาดประการใด ขออภัยไว้ก่อน

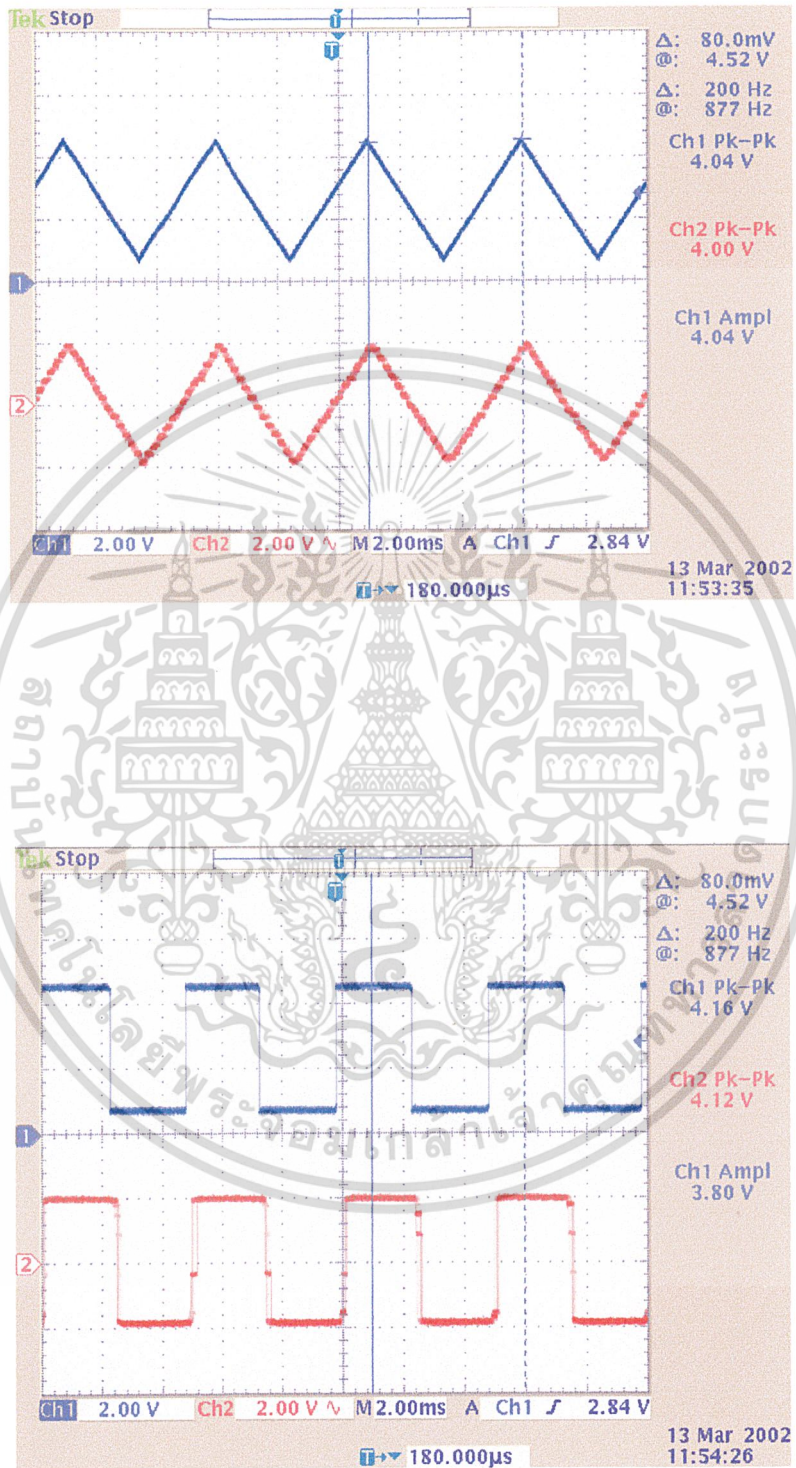
#### 4.6 การทดสอบการทำงานของวงจร A/D Converter

ทำได้โดยการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 8 บิต โดยใช้ไอซี ADC0804 และแปลงกลับให้เป็นสัญญาณอนาลอกเพื่อแสดงผลด้วยวงจร R-2R Ladder

โดยการป้อนสัญญาณอินพุตเป็นรูปร่างต่าง ๆ ที่ความถี่ 30 Hz และ 200Hz ให้ที่ขาอินพุตของไอซีอนาลอกหุ้ดิจิทัลคอนเวอร์เตอร์ บันทึกรูปสัญญาณอนาลอกเอาต์พุตที่วัดได้ โดย Ch1 เป็น input และ Ch2 เป็น output ดังรูป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 ทดสอบการทำงานของวงจรอนุพัทธ์จัตตอลคอนเวอร์เตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

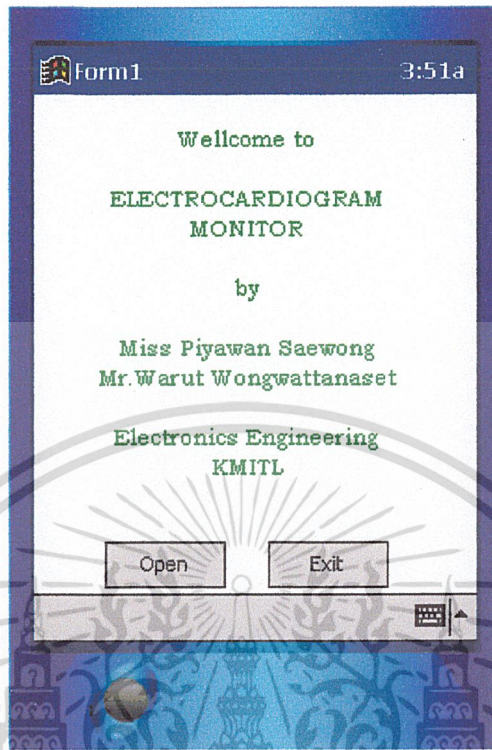
#### 4.7 การทดสอบวงจรทั้งหมดและส่วนแสดงผล

ส่วนในการแสดงผลนั้น เราจะแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนเครื่อง Pocket PC Emulator โดยใช้โปรแกรม Embedded Visual Basic ในการเขียน โดยหน้าต่างของเครื่อง Pocket PC Emulator ตอนยังไม่ได้เขียนโปรแกรมจะเป็นดังรูป

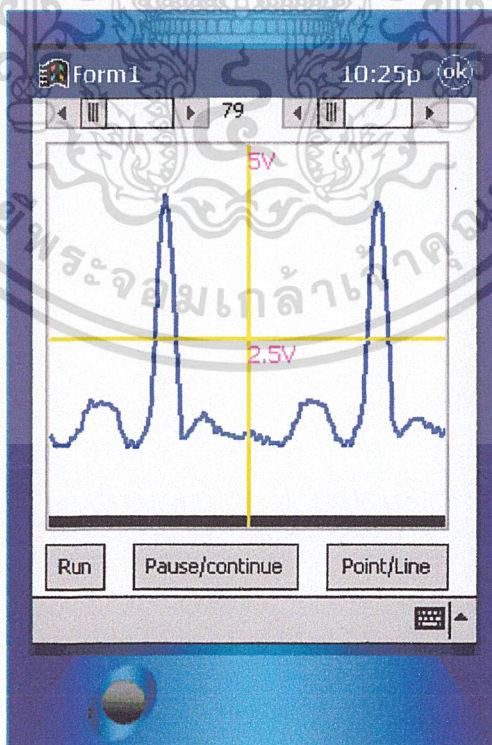


รูปที่ 4.5 Pocket PC Emulator ขณะยังไม่ได้เขียน โปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

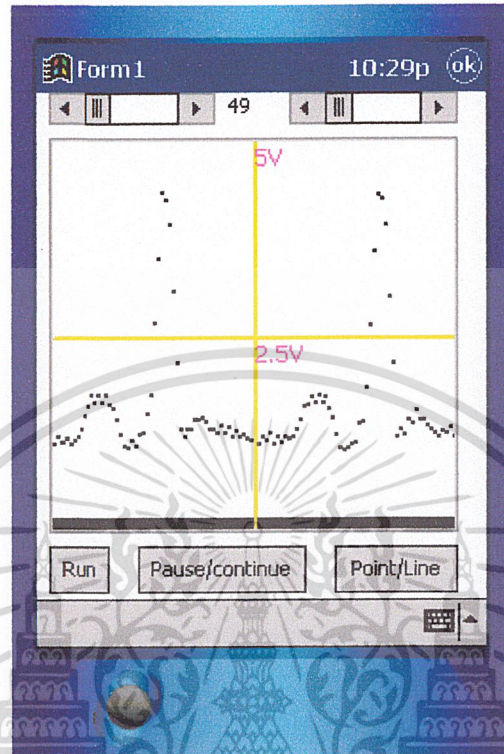


รูปที่ 4.6 แสดงข้อความต้อนรับก่อนเข้าสู่โปรแกรม



รูปที่ 4.7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ (Lead 1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้(Lead 1) โดยแสดงเป็นจุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลและวิจารณ์ผลโครงการงาน

เครื่องวัดคลื่นสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจในโครงการนี้สิ่งที่สำคัญที่สุดคือ การออกแบบ วงจรขยายที่ให้ประสิทธิภาพในการใช้งานได้ดี คือขนาดของสัญญาณต้องมีขนาดใหญ่พอที่จะนำไปใช้ประโยชน์ได้และสัญญาณรบกวนต้องต่ำด้วย ดังนั้น จึงเลือกวงจรขยายแบบ Instrument Amplifier ซึ่งมีส่วนประกอบที่สำคัญคือ วงจร Differential Amplifier ซึ่งมีคุณสมบัติที่สามารถช่วยลดสัญญาณที่มีลักษณะเดียวกันนั้นก็คือสามารถลดขนาดของสัญญาณรบกวนให้ลดลงได้ และจะสามารถขยายสัญญาณที่ความความแตกต่างนั้นก็คือสามารถขยายสัญญาณหัวใจที่เราต้องการให้มีขนาดใหญ่ขึ้น ดังจะเห็น ได้จากการทดลองเรื่อง วงจร Instrument Amplifier แต่ในการปฏิบัติจริง นั้น ไม่เพียงแต่การออกแบบวงจรต้องใช้งาน ได้ดี การออกแบบระบบและการออกแบบลายวงจรก็มีส่วนสำคัญในการลดสัญญาณรบกวน

ในส่วนของการแสดงผลนั้นจะเป็นการนำสัญญาณที่ได้จากส่วนแรกไปเข้าสู่วงจร A/D Converter เพื่อแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัล หลังจากนั้นส่งผ่านไปยังส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อทำการกำหนดจังหวะและอัตราบอดในการส่งข้อมูลแบบอนุกรม แล้วส่งผ่านไอซี max232 เพื่อแปลงระดับแรงดัน แล้วต่อเข้าไปยังเครื่อง Pocket Pc Emulator (ซึ่งเป็น โปรแกรมบนคอมพิวเตอร์) โดยผ่านทาง Serial Port เพื่อนำไปแสดงผล โดยส่วนของการแสดงผลใช้โปรแกรม Embedded Visual Basic ในการเขียน ซึ่งก็ได้ผลที่น่าพอใจในระดับหนึ่ง

#### ปัญหาที่พบในการทำงาน

ปัญหาหลัก ๆ ที่ทางผู้คณะจัดทำพบ คือ

1. การออกแบบ เนื่องจากการขาดประสบการณ์ในการออกแบบวงจรประเภทนี้ จึงเสียเวลาในการออกแบบมาก อีกทั้งยังเกิดข้อผิดพลาดทั้งจากเหตุบังเอิญ และ ความไม่รู้ หลายครั้ง ทำให้ผลที่ออกมาไม่ได้ตามที่ต้องการ ทำให้ต้องมีการแก้ไขหลายครั้ง
2. การเขียนโปรแกรม เนื่องจากการที่ไม่มีความรู้ในด้านการเขียนโปรแกรมมาก่อน ทำให้ผู้จัดทำเกิดการตัดสินใจที่ผิดพลาดครั้งใหญ่ โดยเริ่มแรกคิดจะใช้โปรแกรม Visual C++ ซึ่งก็ได้เสียเวลาเป็นอย่างมากในการศึกษา เมื่อมาถึงการใช้งานจริง ๆ ก็ไม่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้ เนื่องจากเป็นภาษาที่เข้าได้ยากมาก ผู้จัดทำก็มีความรู้เทียบเท่าที่หนังสือสอนมาเท่านั้น หลังจากนั้นจึงเริ่มค้นคว้าทาง Internet ก็ได้พบกับโปรแกรม Embedded Visual Basic ซึ่งวิธีการเขียนนั้นเหมือนกับ Visual Basic

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ธรรมดา แต่ตัวคำสั่งและตัวคอมพอนเน้นั้นแตกต่างกันบ้าง พร้อมกันนั้นเมื่อเขียนเสร็จสามารถรันบนเครื่อง Pocket Pc Emulator ได้ทันที ซึ่งสิ่งนี้ทำให้ผู้จัดทำมีกำลังใจในการทำงานมากยิ่งขึ้น

3. เครื่องมือไม่พร้อม เนื่องจากห้องที่ผู้จัดทำสังกัดอยู่ เป็นห้องที่มีอาจารย์หลายท่านอยู่ร่วมกัน ทำให้มีนักศึกษาที่ทำโปรเจกต์จำนวนมาก และอุปกรณ์ที่ใช้ก็มีไม่เพียงพอ ทำให้ต้องคอยไปหาที่ทำตามแต่สถานการณ์จะเอื้ออำนวย ซึ่งเป็นการไม่สะดวกอย่างมาก
4. อื่น ๆ เช่น ขงหาย สายไฟขาดภายใน จดบันทึกหลุด เครื่องคอมเสียโดยไม่ทราบสาเหตุ บ่อยครั้งที่ไม่สามารถหาสาเหตุได้โดยเร็ว ทำให้เสียเวลามาก

แต่ถึงจะมีปัญหามากมายเพียงใดก็ตามแต่ ทางคณะผู้จัดทำก็ยังสามารถผลักดันในโครงการขึ้นนี้ประสบความสำเร็จเป็นรูปเป็นร่างได้ในระดับหนึ่ง ซึ่งเป็นความภาคภูมิใจของผู้จัดทำเป็นอย่างยิ่ง

#### ผลที่ได้รับจากโครงการ

โครงการนี้นับเป็นความสำเร็จขั้นหนึ่งของผู้จัดทำ ซึ่งทำให้ผู้จัดทำรู้สึกมีความมั่นใจเพิ่มขึ้นอย่างมากในการที่จะออกไปยังโลกภายนอกต่อไป การทำโครงการครั้งนี้ ทางผู้จัดทำได้รับประโยชน์อย่างมาก คือ ได้รับความเชี่ยวชาญที่เกิดเนื่องจากการทำงานนั้นบ่อย ๆ เช่น การออกแบบวงจร การต่อวงจร การออกแบบลายวงจร การคัดปรินท์ รวมทั้งการเขียน โปรแกรม อีกทั้งยังได้รู้จักกับการปรับตัวในการทำงานร่วมกับผู้อื่น รู้จักวางแผนในการทำงาน รวมทั้งการแก้ปัญหาที่เกิดขึ้น

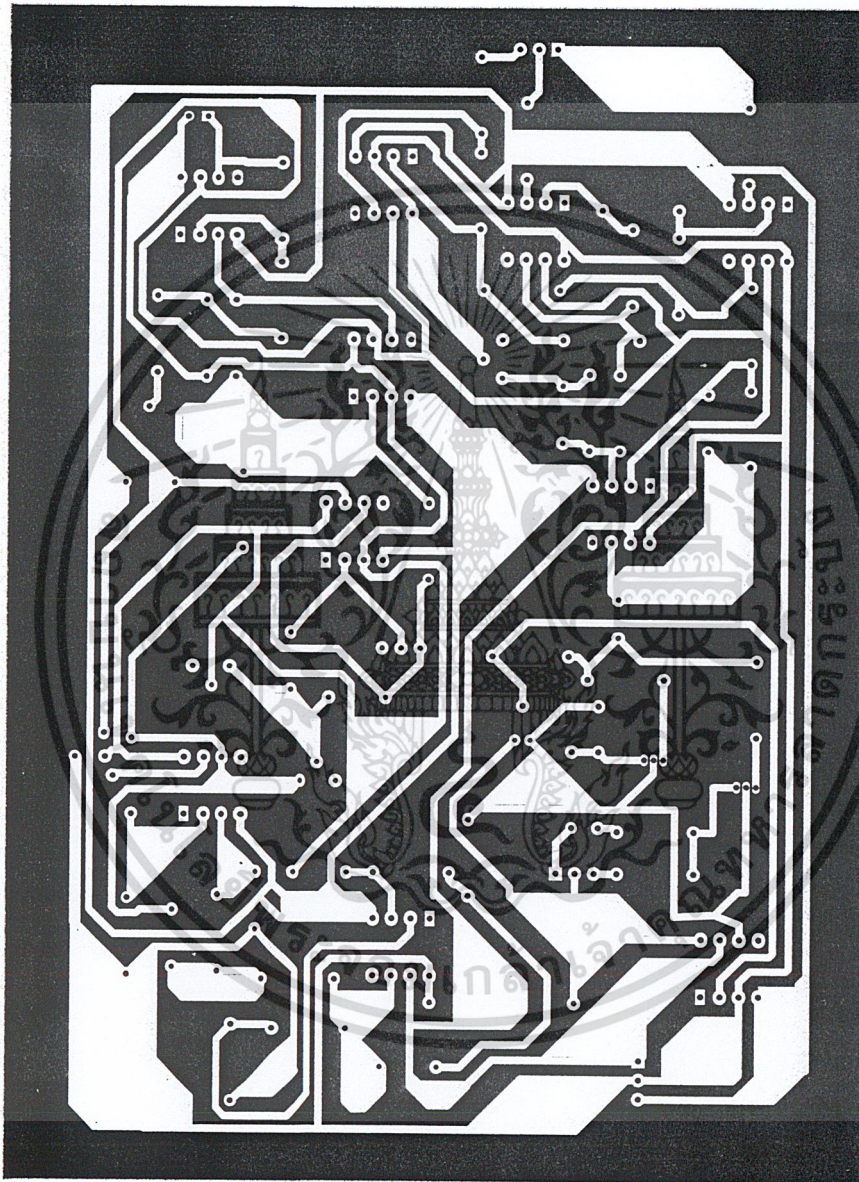
#### แนวทางในการปรับปรุงและพัฒนา

โครงการนี้มีแนวทางในการปรับปรุงและพัฒนาได้อีกมาก ยกตัวอย่างเช่น ทำให้สัญญาณที่เราวัดอยู่ online ได้ คือ ทางฝั่งโรงพยาบาลจะได้รับสัญญาณของคนไข้ตลอดเวลา และเมื่อมีอาการผิดปกติ จะมีสัญญาณเตือนภัยทำให้ทางแพทย์สามารถวิเคราะห์หาสาเหตุและแก้ไขได้ทันที อีกทั้งอีกปรับปรุงเครื่องวัดให้มีความน่าเชื่อถือมากขึ้น เป็นต้น



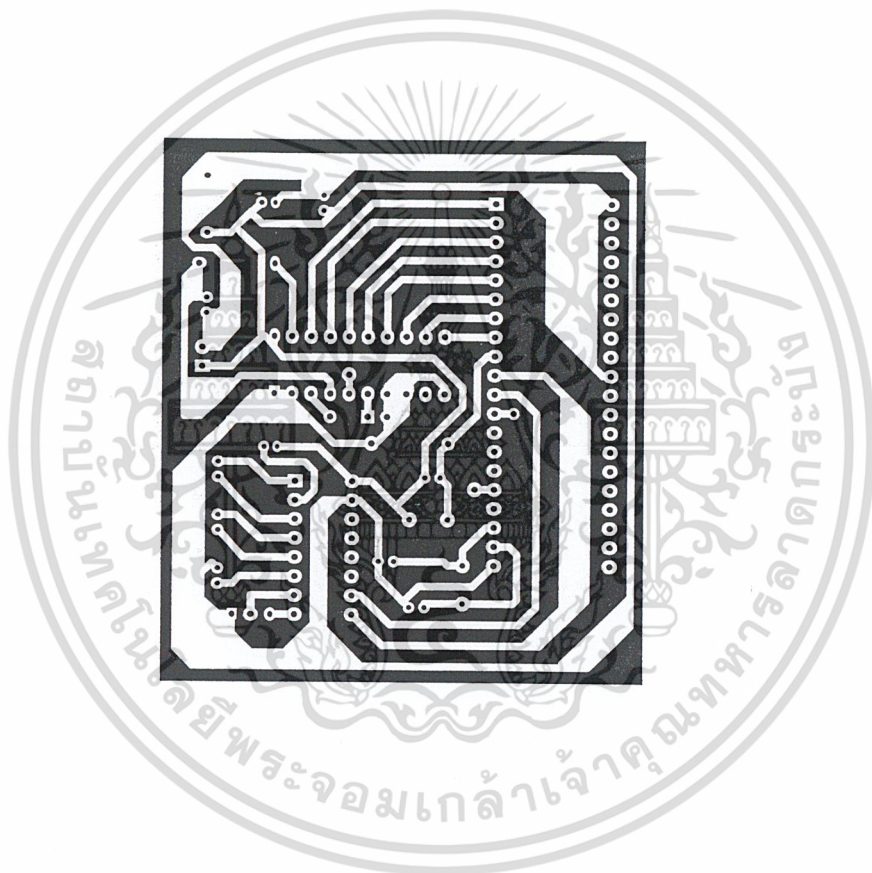
# ภาคผนวก ลายวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



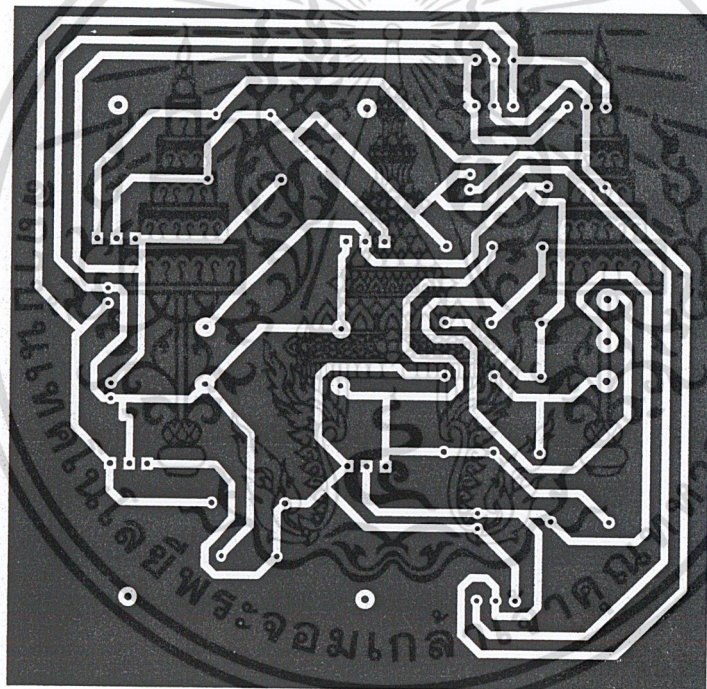
### วงจร EKG AMPLIFIER

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**วงจร Microcontroller**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**วงจร Power Supply**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

การสร้างโครงการเรื่อง จอแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้ใช้เวลาในการศึกษาหาข้อมูล รวบรวมข้อมูลและเก็บรายละเอียดต่าง ๆ โดยใช้เวลาดังกล่าวทั้งหมดประมาณหนึ่งปี ซึ่งแต่ละขั้นตอนของการทำงานได้พบอุปสรรคต่าง ๆ มากมาย แต่ก็สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ทั้งนี้เพราะอาจารย์ที่ปรึกษา คือ อาจารย์ สุพันธุ์ ตังจิตกุศลมัน และ อาจารย์ เทอดศักดิ์ ลีว่าหาทอง คอยให้ความรู้ คำแนะนำต่าง ๆ ซึ่งมีประโยชน์อย่างมาก และยังคงคอยกระตุ้นเมื่อนักศึกษาเริ่มขี้เกียจ และผู้จัดทำหวังว่าความรู้และประสบการณ์ต่าง ๆ ที่ได้รับจากการทำงานในครั้งนี้คงจะมีประโยชน์อย่างมากในการทำงานครั้งต่อไป

ผู้จัดทำขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ท่านอื่น ๆ เพื่อน ๆ และ ทุก ๆ คน ที่ให้ความช่วยเหลือต่อผู้จัดทำเป็นอย่างดี ตลอดจนบิดา มารดา และญาติพี่น้องที่คอยให้กำลังใจและสนับสนุนผู้จัดทำมาโดยตลอดจนงานนี้บรรลุจุดประสงค์ที่ได้ตั้งเอาไว้

ปิยะฉัตร ๒๕๖๕

(นางสาว ปิยะวรรณ แซ่ว่อง)

วรุฒ ๒๕๖๕

(นาย วรุฒ วงศ์วัฒนะเศรษฐ์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## หนังสืออ้างอิง

1. วิศุทธิ์ พิบูลสว่างกูรม “เครื่องแสดงความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ”, “ARRHYTHMIA MONITOR”, 2532
2. Nick Grattan, “Windows CE 3.0 APPLICATION PROGRAMMING”, 2001
3. ชาริน สิทธิธรรมชารี, “Visual Basic Version 6.0”, พิมพ์ครั้งที่ 6
4. วรพจน์ กรแก้ววัฒนกุล, “เรียนรู้และปฏิบัติการไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51”



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้