

การออกแบบระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์
A Design of Central Cardiac Monitoring System



นายวัฒนา โพธิ์เจริญ
MR. WATANA POJAROEN

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2541

ISBN. 974-622-179-5

ลิขสิทธิ์ของบัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 30971
วัน, เดือน, ปี..... 4 ก.ย. 2541

A DESIGN OF CENTRAL CARDIAC MONITORING SYSTEM



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

1998

ISBN. 974-622-179-5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การออกแบบระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์
นักศึกษานักศึกษา นายวัฒนา โพธิ์เจริญ
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ. ดร.มนัส สังวรศิลป์
ระดับการศึกษา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
พ.ศ. 2541

บทคัดย่อ

ระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายผู้ป่วยแบบรวมศูนย์ที่ออกแบบและสร้างขึ้นนี้เป็นระบบที่ได้รับการพัฒนาขึ้นมาจากระบบเดิม ที่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบวางขั้วเพียงผู้ป่วยมีการแสดงผลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 1 เส้นคลื่น เป็นการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 เส้นคลื่นสัญญาณ ถ้าหากต้องการจะวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยในขณะใดขณะหนึ่ง ก็สามารถทำได้โดยมีโหมดหยุดภาพในเส้นคลื่นสัญญาณที่ 2 ส่วนการแสดงผลในเส้นคลื่นสัญญาณที่ 1 ก็ยังสามารถที่จะแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่กำลังเกิดขึ้นในขณะนั้นได้ ส่วนของการแสดงค่าอัตราการเต้นของหัวใจและการหายใจแบบเดิม เป็นแบบระบบเปิดซึ่งต้องมีการปรับแต่งวงจรยุ่งยากได้ปรับปรุงเป็นระบบปิดโดยใช้เฟสล็อคคูล ซึ่งไม่ต้องมีการปรับแต่งวงจรเลย ส่วนที่ได้ทำการพัฒนาเพิ่มเติมจากเดิมอีกส่วนหนึ่งคือการส่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณการหายใจผ่านคลื่นวิทยุแทนการส่งข้อมูลแบบใช้สายนำสัญญาณแบบเก่า ซึ่งจะช่วยให้สะดวกขึ้นในกรณีที่มีการส่งข้อมูลระยะไกลๆ และมีจำนวนผู้ป่วยมากขึ้น และได้มีการพัฒนาโปรแกรมสำหรับการแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วยแสดงบนจอไมโครคอมพิวเตอร์ ให้สามารถแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของแต่ละเตียง ซึ่งแสดงพร้อมกับสัญญาณการหายใจ อัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ และในกรณีที่ค่าอัตราการเต้นของหัวใจเปลี่ยนแปลงไปเกินขอบเขตที่ตั้งไว้ เครื่องจะส่งเสียงเตือนออกมาจากนั้นยังจัดเก็บบันทึกสัญญาณเป็นข้อมูลของผู้ป่วยแต่ละราย ซึ่งจะสามารถเรียกกลับมาดูเพื่อใช้เป็นข้อมูลทางการแพทย์ ประกอบการวินิจฉัยและรักษาโรคต่อไป

Thesis Title	A Design of Central Cardiac Monitoring System
Student	Mr. Watana Pojaroen
Thesis advisor	Assoc. Prof. Dr. Manus Sangworasilp
Level of Study	Master of Engineering in Electrical Engineering
Year	1998

Abstract

A design and implementation of a central cardiac monitoring system are detailed in this thesis. Developed from the early system, our system is improved the function for continuous monitoring from 1 channel to 2 channels including the "freeze" mode of stopping the waveform in the second channel for detail observing while continuously display the first one. The patient's heart rate, respiration rate developed from the open loop system. Which adjustment was very complicated. The system is improved to the close loop system with phase lock loop, which no need any adjustments. The multichannel radio telemetry system is also included for the advantage of monitoring in remote area without the need of installing wiring between the bedsides and central unit. The mode of operations as respiration trace and pulse rate with alarm, heart rate with alarm are completely included. Finally the system takes advantage of as a PC based system in data base management of recording the data for later observation and diagnosis.

กิตติกรรมประกาศ

โดยที่ในการทำวิจัยและวิทยานิพนธ์ เรื่องการออกแบบระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์นี้ข้าพเจ้าได้รับความช่วยเหลือเป็นอย่างมาก ทั้งทางด้านอุปกรณ์เครื่องใช้ คำแนะนำและข้อมูลต่างๆจากบุคคลต่อไปนี้

1.รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์ประจำภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

2.ผศ. พิชัย คูศิริวานิชกร อาจารย์ประจำภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

3.อ.ประภากร สุวรรณะ อาจารย์ประจำภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

4.ดร. กิตติพล ชิตสกุล อาจารย์ประจำภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

5.อ.พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ อาจารย์ประจำภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

6.ดร.ปราโมทย์ วาดเขียน อาจารย์ประจำภาควิชาโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

7.อ.วรวิทย์ สมหา อาจารย์ประจำภาควิชาครุศาสตร์วิศวกรรม คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

รวมทั้งมูลนิธิเพื่อการศึกษาคอมพิวเตอร์และการสื่อสาร (C&C) ที่ได้สนับสนุนในการทำวิทยานิพนธ์มาถึง 2 ปีการศึกษา จึงขอแสดงความขอบพระคุณ เป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้

วัฒนา โพธิ์เจริญ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญภาพ.....	VIII
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย.....	1
1.2 จุดประสงค์และขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.3 โครงร่างของวิทยานิพนธ์.....	3
2. การออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่นสัญญาณ.....	4
2.1 ทฤษฎีการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วย.....	4
2.1.1 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.1.2 การวัดการหายใจ.....	4
2.2 ส่วนของวงจรลอย.....	5
2.2.1 วงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	6
2.2.2 วงจรวัดการหายใจ.....	12
2.3 วงจรขยายส่วนหลัง.....	14
2.3.1 ส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	15
2.3.2 ส่วนประมวลอัตราการหายใจ.....	16
2.4 การทำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีความถี่สูงขึ้น.....	17
2.4.1 วงจรสร้างสัญญาณควบคุม.....	17
2.4.2 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลและวงจรแปลงสัญญาณ ดิจิตอลเป็นอนาลอก.....	20
2.4.3 วงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาท์พุทและการหยุดสัญญาณภาพ.....	23
2.5 วงจรส่วนแสดงผลทางจอภาพ.....	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สารบัญ(ต่อ)

บทที่	หน้า
2.6	มิเตอร์วัดอัตราการทำงานของหัวใจ31
2.6.1	วงจรเฟสล็อกและวงจรหาร32
2.6.2	วงจรมนับ32
2.6.3	วงจรสร้างฐานเวลาควบคุมการนับ33
2.7	วงจรวัดอัตราการหายใจ33
2.8	วงจรเตือน34
2.8.1	บล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือน34
2.8.2	การทำงานของวงจรเตือน36
3.	การออกแบบสร้างชุดส่งสัญญาณ40
3.1	โครงสร้างของชุดส่งสัญญาณ40
3.2	วงจรกรองความถี่ต่ำ41
3.3	วงจรเอเอ็มมอดูเลเตอร์42
3.4	วงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน43
3.5	วงจรรวมสัญญาณ44
3.6	วงจรมอดูเลตสัญญาณ46
3.7	เครื่องส่งเอฟเอ็ม47
4.	การออกแบบสร้างชุดรับสัญญาณ49
4.1	ภาครับสัญญาณ49
4.1.1	ส่วนรับสัญญาณ FM.49
4.1.1.1	โลคอลออสซิลเลเตอร์และมิกเซอร์50
4.1.1.2	แบนด์พาสฟิลเตอร์และวงจรขยายสัญญาณไอเอฟ51
4.1.1.3	ลิมิเตอร์51
4.1.1.4	ควอดราเจอร์ทีเทคเตอร์51
4.1.2	วงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน52
4.1.3	เอฟเอ็มดีเท็คเตอร์53
4.1.4	ส่วนแยกสัญญาณ54

สารบัญ(ต่อ)

หน้าที่	หน้า
4.1.5 วงจรเอเอ็มดีเท็คเตอร์.....	55
4.1.6 วงจรกรองความถี่ต่ำ.....	55
5. ระบบการแสดงผลและจัดเก็บข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์.....	57
5.1 ระบบการแสดงผล	57
5.1.1 ส่วนแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล.....	57
5.1.2 ส่วนของการพัฒนาโปรแกรมแสดงผล.....	58
5.1.2.1 เซ็ตช่วงเวลาการอินเตอร์รัพท์	58
5.1.2.2 โปรแกรมหลัก	60
6. การทดสอบ.....	61
6.1 กล่าวนำ.....	61
6.2 การทดสอบใช้งานเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่นต่อเนื่อง.....	61
6.2.1 ทดสอบวัดรูปสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจ	62
6.2.2 การทดสอบวัดอัตราการหายใจ.....	63
6.3 การทดสอบการใช้งานของเครื่องส่งสัญญาณ	64
6.4 การทดสอบการใช้งานของเครื่องรับสัญญาณ	70
6.5 การทดสอบหาระยะทางการทำงานของเครื่องส่งสัญญาณ.....	76
6.6 การทดสอบการใช้งานคอมพิวเตอร์แสดงผลส่วนกลาง	77
7. บทสรุปและแนวทางการพัฒนา.....	80
บรรณานุกรม	81
ภาคผนวกโปรแกรมแสดงผลและจัดเก็บข้อมูล.....	82
ประวัติผู้เขียน	118

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1	ตารางการอ่านและเขียน(Read/Write)ของหน่วยความจำ RAM1.....	24
2	ตารางการอ่านและเขียน(Read/Write)ของหน่วยความจำ RAM2.....	25
3	Truth Table ของ Minimum Rate Alarm Encoder	37
4	Truth Table ของ Maximum Rate Alarm Encoder.....	37
5	Truth Table ของ CD4019	39
6	Truth Table ของ CD4585	39
7	แสดงสมการสำหรับออกแบบวงจร Summing Amplifier.....	45



สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
1 แสดงบล็อกโคไดอะแกรมวงจรลอย.....	5
2 แสดงวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	6
3 วงจรส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าแบบเคม.....	8
4 แสดงรูปสัญญาณสามเหลี่ยมความถี่ 3Hz ที่ใช้ทดสอบจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ.....	8
5 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุต Opto Isolator ตัวที่ 1 กำหนดไบอัสไว้ที่ 1V.....	9
6 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุต Opto Isolator ตัวที่ 1 กำหนดไบอัสไว้ที่ 1.5V.....	9
7 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุต Opto Isolator ตัวที่ 1 เปรียบเทียบกับ Opto Isolator ตัวที่ 2.....	10
8 วงจรพัลซ์-วิกต์ มอดูเลเตอร์และวงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสงที่ปรับปรุง.....	10
9 แสดงการเปลี่ยนความกว้างพัลซ์.....	11
10 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุตของวงจร โดยกำหนดค่าแรงดันอินพุทไว้ที่ค่า 1Vp-p.....	12
11 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุตของวงจร โดยกำหนดค่าแรงดันอินพุทไว้ที่ค่า 1.5Vp-p.....	12
12 วงจรสร้างความถี่สูง 58KHz.....	13
13 วงจรวัดการหายใจ.....	13
14 วงจรขยายส่วนหลัง.....	15
15 วงจรในส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	15
16 วงจรในส่วนประมวลสัญญาณการหายใจ.....	16
17 วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกา.....	18
18 วงจรกำเนิดสัญญาณควบคุม.....	19
19 สัญญาณควบคุมที่ได้จาก EPROM.....	19
20 แสดงรูปสัญญาณที่ได้จากขา D2 และ D7.....	20
21 วงจร A/D และวงจร D/A.....	21
22 วงจรกรองความถี่ต่ำและวงจรเลื่อนระดับไฟตรง.....	23
23 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากหน่วยความจำ RAM1 และ RAM2.....	24
24 วงจรแบ่งระดับสัญญาณ.....	24
25 วงจรสร้างสัญญาณควบคุมในช่วงหยุดภาพให้หนึ่ง.....	25

สารบัญญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
26	สัญญาณต่างๆที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณวีดีโอ26
27	วงจรส่วนแสดงผลทางจอภาพ.....27
28	วงจรสร้างสัญญาณพินเลี้ยงและวงจรขยายกำลัง.....29
29	วงจรขยายกำลังของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....30
30	วงจรวัดอัตราการทำงานของหัวใจ.....31
31	Counter Timing Diagram32
32	วงจรวัดอัตราการหายใจ34
33	บล็อกโคไดอะแกรมของวงจรเตือน.....35
34	แสดงรูปสัญญาณเตือน.....35
35	รูปวงจรเตือนทั้งหมด.....36
36	แสดงโครงสร้างของชุดส่งสัญญาณ.....40
37	แสดงคุณสมบัติของวงจรกรองความถี่ต่ำ.....41
38	Forth-Order LPF. Cut-off 10Hz.....41
39	วงจร Balanced Modulator.....42
40	แสดงคุณสมบัตินของวงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน.....43
41	วงจร A Second-order Multiple Feedback Band Pass Filter ที่ความถี่ 45Hz.....43
42	วงจร Summing Amplifier สำหรับ Addition และ Subtraction.....44
43	วงจร Summing Amplifier.....45
44	แสดงวงจร Modulator และวงจร Synthesizer.....46
45	บล็อกโคไดอะแกรมแสดงการทำงานของภาคส่ง FM.....47
46	วงจรภาคส่งสัญญาณเอฟเอ็ม.....47
47	บล็อกโคไดอะแกรมการทำงานของภาครับสัญญาณ.....49
48	บล็อกโคไดอะแกรมแสดงหลักการทำงานของภาครับสัญญาณ FM.....49
49	แสดงเอาต์พุตของวงจรมิกเซอร์.....50
50	แสดงขาของไอซี TDA7000.....51
51	แสดงวงจรภาครับสัญญาณเอฟเอ็ม.....52
52	แสดงวงจร Multiple Feedback Second-order Band Pass Filter53

สารบัญญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
53	แสดงวงจรดีเทกต์ FM โดยใช้ขบวนการสร้างสัญญาณเลียนแบบ PPM.....54
54	แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ คัทออฟที่ความถี่ 44Hz.....54
55	แสดงวงจรกรองความถี่สูง คัทออฟที่ความถี่ 300Hz.....55
56	แสดงวงจรฟูลเวฟเรกตีไฟร์(Fullwave Rectifier)55
57	แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ คัทออฟที่ความถี่ 3Hz.....56
58	แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ คัทออฟที่ความถี่ 5Hz.....56
59	บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบการแสดงผล.....57
60	แสดงลักษณะของ A/D Card58
61	แสดงรูป Flowchart โปรแกรม Set interrupt timer.....59
62	แสดงรูป Flowchart โปรแกรมหลัก.....60
63	แสดงต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่นสัญญาณ.....61
64	แสดงสัญญาณภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดสัญญาณจากเครื่อง EKG Simulator.....62
65	แสดงสัญญาณภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดสัญญาณจากร่างกายมนุษย์.....62
66	แสดงรูปคลื่นการหายใจที่วัดสัญญาณจากเครื่อง Respiration Simulator63
67	แสดงรูปคลื่นการหายใจที่วัดสัญญาณจากร่างกายมนุษย์63
68	แสดงต้นแบบเครื่องส่งสัญญาณ.....64
69	แสดงรูปสัญญาณความถี่ 3Hz ผ่านวงจร LPF.....64
70	แสดงสัญญาณความถี่ 5Hz ผ่านวงจร LPF65
71	แสดงรูปสัญญาณความถี่ 3Hz Modulate กับ Carrier 44.43Hz.....65
72	แสดงรูปสัญญาณความถี่ 5Hz Modulate กับ Carrier 296.22Hz.....66
73	แสดงรูปสัญญาณ Carrier ความถี่ 44.43Hz ผ่านวงจร LPF.....66
74	แสดงรูปสัญญาณ Carrier ความถี่ 296.22Hz ผ่านวงจร LPF.....67
75	แสดงรูปสัญญาณ 3Hz ที่ทำการ Modulation แล้วผ่านวงจร BPF68
76	แสดงรูปสัญญาณ 5Hz ที่ทำการ Modulation แล้วผ่านวงจร BPF68
77	แสดงรูปสัญญาณที่เกิดจากการผ่านวงจร Summing.....69
78	แสดงการนำสัญญาณที่ผ่าน Summing มา Modulate กับ Main Carrier70
79	แสดงต้นแบบเครื่องรับสัญญาณ70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานที่ X การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญภาพ (ต่อ)

ภาพที่		หน้า
80	แสดงรูปสัญญาณที่ผ่านวงจร BPF CH.1	71
81	แสดงรูปสัญญาณความถี่ CH.1 ที่ผ่านวงจร FM Demodulation	72
82	แสดงรูปสัญญาณที่ได้จากการ FM Demodulation ผ่านวงจร LPF	73
83	แสดงรูปสัญญาณที่ได้จากการ FM Demodulation ผ่านวงจร HPF.....	73
84	แสดงรูปสัญญาณการแยกสัญญาณไฟฟ้าการหายใจออกจาก Carrier 44.43Hz.....	74
85	แสดงรูปสัญญาณการแยกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกจาก Carrier 296.22Hz	75
86	แสดงรูปสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำคัทออฟที่ 3Hz	75
87	แสดงรูปสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่คัทออฟที่ 5Hz '	76
88	แสดงรูปผลการทดสอบระยะทางการส่งสัญญาณของเครื่องส่ง	77
89	แสดงรูปหน้าจอคอมพิวเตอร์การตั้งชื่อผู้ป่วยเพื่อเก็บข้อมูล	77
90	แสดงภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 4 ช่องสัญญาณบนจอคอมพิวเตอร์	78
91	แสดงหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่แสดงสัญญาณจากเตียงที่ 2.....	78
92	แสดงสัญญาณที่วัดจากร่างกายมนุษย์บนจอคอมพิวเตอร์ 4 เตียง.....	79
93	แสดงหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่แสดงสัญญาณที่วัดจากร่างกายมนุษย์ของเตียงที่ 2.....	79

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

วิทยานิพนธ์นี้ เป็นการนำเสนอการพัฒนากระบวนการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์(Central Monitoring System) จากที่เคยทำงานวิจัยที่ผ่านมา นอกจากเหตุผลเดียวกันที่ได้มีการพัฒนาระบบอย่างต่อเนื่องคือ ในแง่ของการลงทุนที่ได้นำเข้าระบบมาจากต่างประเทศนั้นยังคงเป็นภาระค่อนข้างสูง และเนื่องจากระบบการวัดที่พัฒนาขึ้นมาก็สามารถหาอุปกรณ์ที่มีอยู่ภายในประเทศนำมาสร้างระบบที่ออกแบบไว้ได้ทั้งหมด ทำให้เราประหยัดค่าใช้จ่ายที่จะต้องเสียให้แก่ต่างประเทศได้จำนวนหนึ่งด้วย นอกจากนี้แล้วยังมีเหตุผลอื่นที่เป็นที่มาของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้คือ ได้ทำการพัฒนาระบบเพิ่มเติมขึ้นมาจากระบบที่เคยทำกันมาเมื่อก่อน^[1,2,6] ดังจะได้กล่าวแยกเป็นส่วนๆตามระบบการวัดดังนี้

-ส่วนของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบวางข้างเตียงผู้ป่วย ได้มีการพัฒนาจากระบบเดิม^[1,2] ที่มีอยู่คือจากเคยแสดง 1 เส้นคลื่นสัญญาณมาเป็นระบบที่แสดงผลเป็น 2 เส้นคลื่นสัญญาณต่อเนื่อง ซึ่งสามารถที่จะวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยในขณะใดขณะหนึ่งได้ ก็โดยการหยุดสัญญาณภาพในเส้นคลื่นที่ 2 ในส่วนเส้นคลื่นที่ 1 ก็ยังคงสามารถที่จะแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่กำลังเกิดขึ้นในขณะนั้นได้ ซึ่งเทคนิคการทำให้สามารถแสดงผลเป็น 2 เส้นคลื่นได้คือการใช้หน่วยความจำ 2 หน่วย มาต่อкаскасกัน แล้วอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำทั้งสองออกมาแสดงผล ในส่วนของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจกับอัตราการหายใจ ที่แสดงผลเป็นตัวเลขขึ้นมานั้น ได้มีการเปลี่ยนแปลงวิธีการหาอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ จากเดิมที่เคยใช้เป็นวงจรรวมแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล(IC A/D) ที่มีหน้าที่เปลี่ยนแรงดันที่ได้จากการนับจำนวนลูกคลื่นของสัญญาณไฟฟ้าที่เข้ามาแล้ว มาแสดงผลเป็นตัวเลขบอกอัตราการเต้นของหัวใจกับอัตราการหายใจ เป็นจำนวนครั้งต่อนาทีซึ่งวิธีการนี้จะมีข้อเสียคือต้องมีการปรับแต่งวงจรเพื่อให้ได้ค่าที่ถูกต้องยุ่งยาก เนื่องจากเป็นระบบเปิดloop[open loop system] ดังนั้นจึงทำการเปลี่ยนแปลงวิธีการนับอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจไป โดยใช้หลักการของ Phase lock Loop(PLL) ทำการนับความถี่ของการเต้นของหัวใจกับการหายใจซึ่งตัวเลขที่แสดงผลออกมาจะถูกกำหนดจากค่า Time base ที่สร้างขึ้นจากคริสตอล วงจรสามารถแสดงค่าได้อย่างถูกต้องโดยไม่ต้องมีการปรับแต่งวงจรเลย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-ส่วนของวงจรควบคุมของเครื่องข้างเตียง ได้เปลี่ยนแปลงเป็นการใช้หน่วยความจำ EPROM แทนการใช้วงจรซีแควนเชียลโดยใช้วงจรร่วมกับเกท ทำให้สามารถปรับปรุงเปลี่ยนแปลงได้ง่ายกว่าเดิมมาก

-ส่วนของการส่งข้อมูลที่จะใช้ส่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ กับสัญญาณการหายใจไปยังส่วนแสดงผลรวมโดยจะใช้วิธีส่งผ่านคลื่นวิทยุ เนื่องจากเมื่อก่อน^[6] ได้มีการทดลองทำเครื่องส่งเพื่อใช้ส่งข้อมูลจึงมีปัญหาในการออกแบบที่ยุ่งยากและใช้งานได้ไม่ดีเท่าที่ควร ดังนั้นในระบบที่ได้ทำการพัฒนาขึ้นนี้จึงได้มีการนำเอาวงจรรวม (IC) เบอร์ BA1404 ของบริษัท ROHM ซึ่งเป็น IC ที่สามารถใช้ส่งสัญญาณแบบ Frequency modulation (FM) ได้ทั้งแบบโมโนและแบบสเตอริโอโมดูลิเฟล็กซ์ได้ ซึ่งง่ายต่อการออกแบบและปรับจูนความถี่เนื่องจากมีอุปกรณ์ประกอบร่วมกับ IC น้อยกว่า IC เบอร์อื่นๆ และก็มีกำลังส่งมากพอโดยไม่ต้องเพิ่มวงจรขยายคลื่นวิทยุเมื่อจะใช้ในรัศมีไม่เกิน 100 เมตร ส่วนที่ได้เปลี่ยนแปลงอีกส่วนหนึ่งก็คือส่วนของการคิโมดูเลชัน (Demodulation) สัญญาณ FM โดยจะนำเทคนิคการคิโมดูเลชัน โดยใช้ขบวนการสร้างสัญญาณเลียนแบบ Pulse Phase modulation (PPM)^[5] (FM Detector based on PPM simulation) มาใช้งานซึ่งวิธีการนี้จะกระต๊ครมีความสะดวกและง่ายต่อการใช้งานมาก ซึ่งจะได้กล่าวถึงรายละเอียดในขั้นตอนการสร้างเครื่องรับสัญญาณต่อไป

-ส่วนการแสดงผล และจัดเก็บสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับสัญญาณการหายใจบนจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งได้มีการพัฒนาจากเมื่อก่อนนั้น เราใช้คอมพิวเตอร์ที่ทำขึ้นมาใช้งานเฉพาะหรือเป็นเครื่องคอมพิวเตอร์ ในสมัยแรกๆ โดยจะมีขีดความสามารถที่จำกัด ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้นำเครื่องคอมพิวเตอร์ ที่มีความสามารถมากขึ้น และมีความสามารถเก็บข้อมูลได้มากขึ้น ซึ่งก็มีวงจรมำหมายกันในปัจจุบันนี้มาใช้งาน ดังนั้น ระบบการแสดงผลและจัดเก็บข้อมูลจึงมีประสิทธิภาพมากขึ้นด้วย และในส่วนของซอฟต์แวร์ (Software) ก็ได้มีการพัฒนามาจากเมื่อก่อนคือเดิม^[1] จะทำการแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับสัญญาณการหายใจและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ แค่นั้น แต่ระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมา ได้มีการเพิ่มเติมในส่วนของการจัดเก็บข้อมูลของคนไข้เป็นแฟ้มประวัติเราสามารถนำข้อมูลของคนไข้แต่ละคนกลับมาดูได้อย่างสะดวก รวมทั้งความสวยงามของหน้าจอแสดงผลที่ทำการแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ ดังนั้นจะทำให้ผู้ใช้งานสามารถใช้งานและเข้าใจได้สะดวกมากขึ้น

1.2 จุดประสงค์และขอบเขตของงานวิจัย

วิธีการวิจัยจะสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ขั้นตอนดังนี้คือ

ขั้นตอนที่ 1 : การออกแบบสร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่นสัญญาณแบบวางข้างเตียงผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนที่ 2 : การออกแบบสร้างชุดรับส่งข้อมูล

ขั้นตอนที่ 3 : การพัฒนาโปรแกรมในการแสดงผลและจัดเก็บข้อมูล

ขั้นตอนที่ 4 : การทดสอบและการนำไปใช้งาน

1.3 โครงร่างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้จะประกอบด้วยบทต่างๆดังนี้

บทที่ 1 ว่าด้วยเรื่องบทนำ

บทที่ 2 ว่าด้วยการออกแบบสร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่นสัญญาณ

บทที่ 3 ว่าด้วยการออกแบบสร้างชุดส่งข้อมูล

บทที่ 4 ว่าด้วยการออกแบบสร้างชุดรับข้อมูล

บทที่ 5 ว่าด้วยการออกแบบระบบการแสดงผลและจัดเก็บข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์

บทที่ 6 ว่าด้วยเรื่องการทดสอบและการใช้งาน

บทที่ 7 ว่าด้วยเรื่องบทสรุปและแนวทางในการพัฒนา

ท้ายสุดในภาคผนวกได้แสดงโปรแกรมที่ได้พัฒนาขึ้นสำหรับการแสดงผลและจัดเก็บข้อมูลของระบบนี้

บทที่ 2

การออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้า 2 เส้นคลื่นสัญญาณ

2.1 ทฤษฎีการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วย

ในการที่จะสร้างระบบการวัดขึ้นมานั้น จำเป็นที่จะต้องศึกษาทฤษฎี และวิธีการวัดเพื่อนำสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วยมาทำการแสดงผลเป็นรูปคลื่นของสัญญาณ แสดงผลเป็นตัวเลข หรือวิธีอื่นๆแล้วแต่วิธีการที่จะแสดงผลออกมาซึ่งในระบบที่จัดทำขึ้นมานี้จะทำการศึกษาวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับการวัดสัญญาณการหายใจ ดังที่จะกล่าวดังต่อไปนี้

2.1.1 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเปรียบเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกและลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกาย และเราสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตคร่อมระหว่างจุดใดจุดบนผิวหนังของร่างกายได้โดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนัง จากนั้นจะทำการขยายศักดาไฟฟ้า ลักษณะของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีการเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0.5-5 mV ส่วนของความถี่จะอยู่ในช่วง 0.5-200 Hz ซึ่งสัญญาณที่ได้นี้จะมีขนาดน้อยมาก แต่ต้องการขนาดของสัญญาณประมาณ 1 V จึงจะต้องทำการขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ นี้ก่อนและเนื่องจากสาเหตุของสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้ตามบ้านความถี่ 50 Hz นั้นมีโอกาสที่เหนี่ยวนำเข้ามาพร้อมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ ในการออกแบบวงจรขยายสัญญาณนั้นควรมีคุณสมบัติดังนี้คือ

- ความต้านทานอินพุตมีค่าสูงกว่า 2 M Ω
- กระแสไฟรั่วไหลที่อินพุตมีค่าน้อยกว่า 1-10 μ A
- สัญญาณรบกวนต่ำกว่า 1 μ V
- ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio)มีค่าสูงกว่า 60 dB

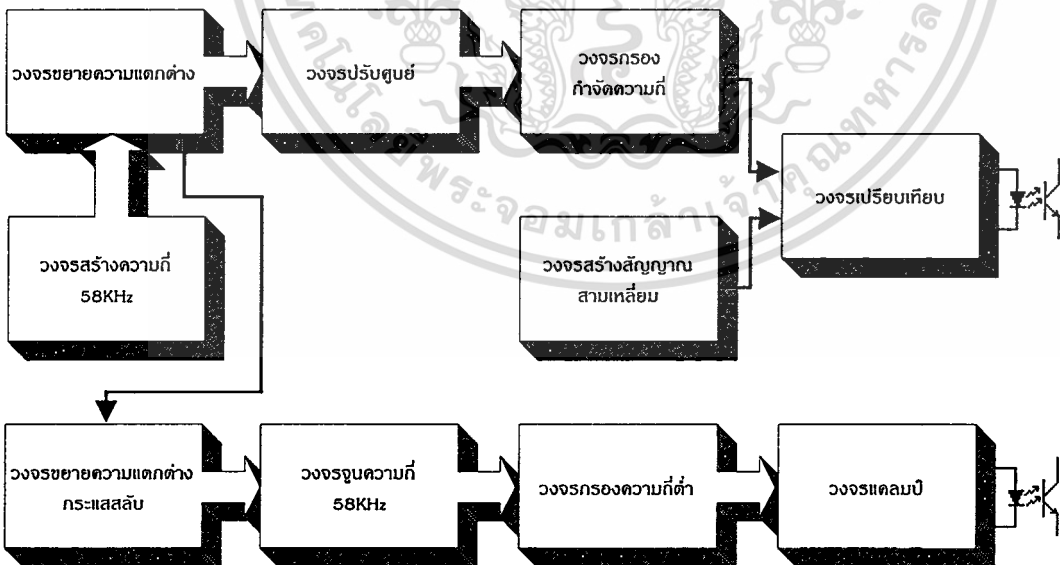
2.1.2 การวัดการหายใจ

ในระบบการวัดที่จัดทำขึ้นมานี้จะใช้วิธีวัดการเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก ซึ่งมีความสัมพันธ์กับการหายใจจึงสามารถนำไปใช้วัดการหายใจโดยเป็นการวัดทางอ้อม การวัดการหายใจโดยวิธีอิมพีแดนซ์ก็คือ การป้อนไฟฟ้ากระแสสลับความถี่สูงทางอิเล็กโทรดคู่ที่อยู่ในแนวตัดขวางของลำตัว คลื่นความถี่สูงของการวัดอิมพีแดนซ์นี้จะปนมากับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีความถี่ต่ำป้อนเข้าสู่วงจรแล้วจะถูกแยกออกจากกันโดยวงจรกรองความถี่ นั้นก็คือวงจรกรองความถี่ต่ำจะยอมให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่าน ส่วนวงจรกรองความถี่สูงนั้นจะยอมให้ความถี่สูงของการวัดอิมพีแดนซ์ผ่าน ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าความถี่สูงตามอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อนั้นมีลักษณะเหมือนกับการมอดูเลตแบบ AM.(Amplitude Modulation) โดยสัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจสามารถแยกออกจากสัญญาณความถี่สูงได้โดยวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านจะออกแบบให้ความถี่ของการหายใจ 0.1-2 Hz ผ่านได้ ซึ่งในส่วนของทฤษฎีการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วยนี้สามารถหารายละเอียดเพิ่มเติมได้จากงานวิจัยที่ผ่านมา^[1,2]

2.2 ส่วนของวงจรลอย (Floating Circuit)

ในภาคนี้สามารถแยกวงจรตามหน้าที่การทำงานออกได้เป็น 2 แบบ คือส่วนที่ใช้ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนที่ใช้วัดการหายใจ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 1 สัญญาณเอาต์พุตของวงจรในภาคนี้ได้แก่คลื่นไฟฟ้าหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าการหายใจ และเพื่อป้องกันอันตรายที่มีต่อคนไข้ที่อาจเกิดจากกระแสไฟฟ้ารั่ว (Leakage Current) จึงใช้วิธีส่งสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรขยายส่วนแรกไปยังวงจรต่างๆที่อยู่ภาคหลัง โดยการส่งผ่านทางแสงด้วยอุปกรณ์ Opto-couple ทำให้วงจรขยายส่วนแรกและวงจรส่วนหลังแยกอิสระกันทางวงจร

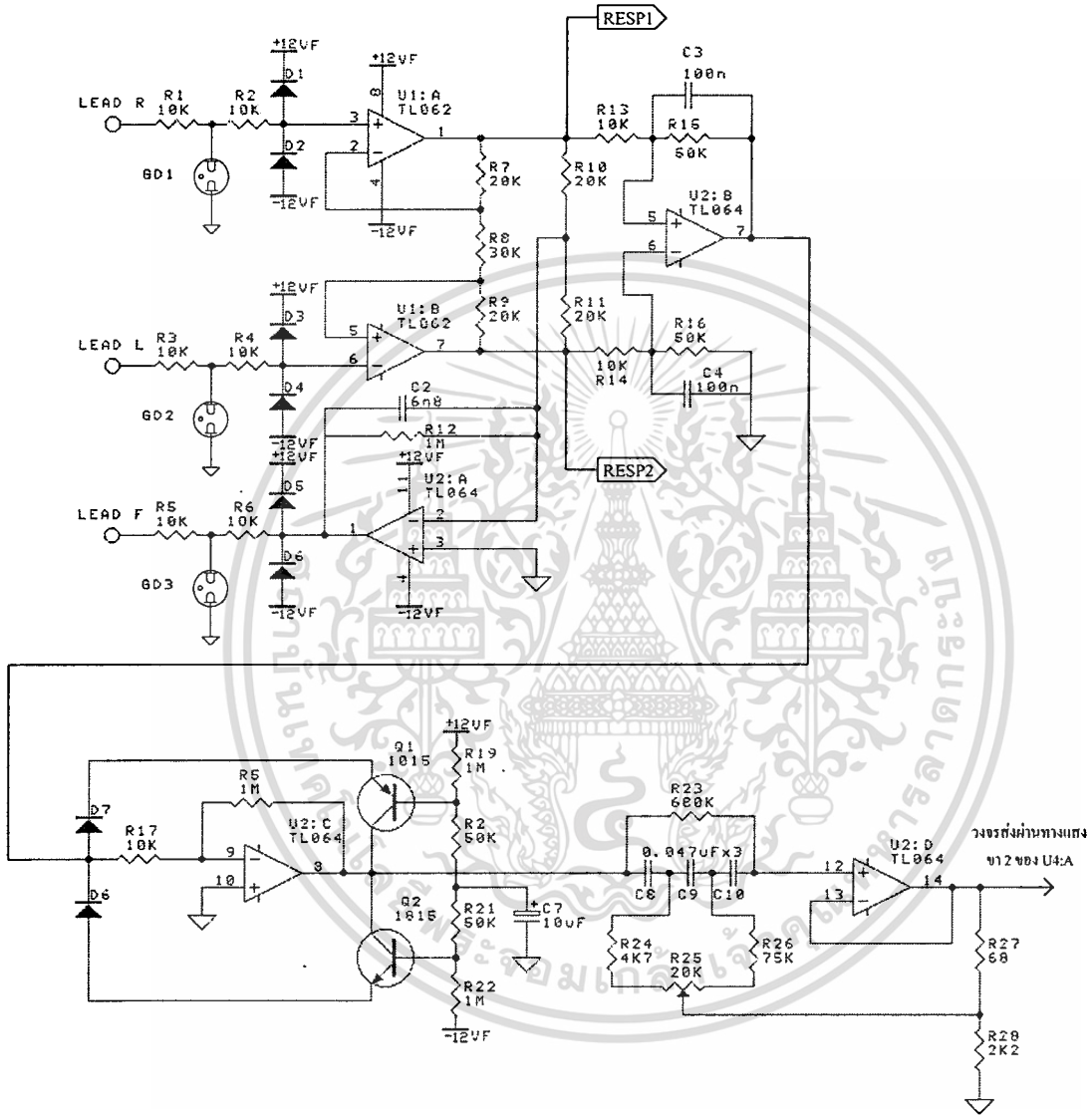


รูปที่ 1 แสดงบล็อกโคไดอะแกรมวงจรลอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.1 วงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

วงจรส่วนนี้ได้ใช้วงจรเดิม^[1,2] โดยปรับปรุงในส่วนส่งผ่านทางแสงอธิบายการทำงานส่วนต่างๆโดยย่อดังนี้



รูปที่ 2 แสดงวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

วงจรรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) เป็นวงจรแรก ที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากประมาณ 1mV มีการทำงานคือรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนผิวหนังซึ่งจะมีค่าความต้านทานสูงและก็มีสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านกระแสสลับความถี่ 50Hz เหนียวนำเข้ามาด้วย ดังนั้นวงจรรขยายที่จะออกแบบมาใช้ นั้นควรมีคุณสมบัติดังนี้คือ

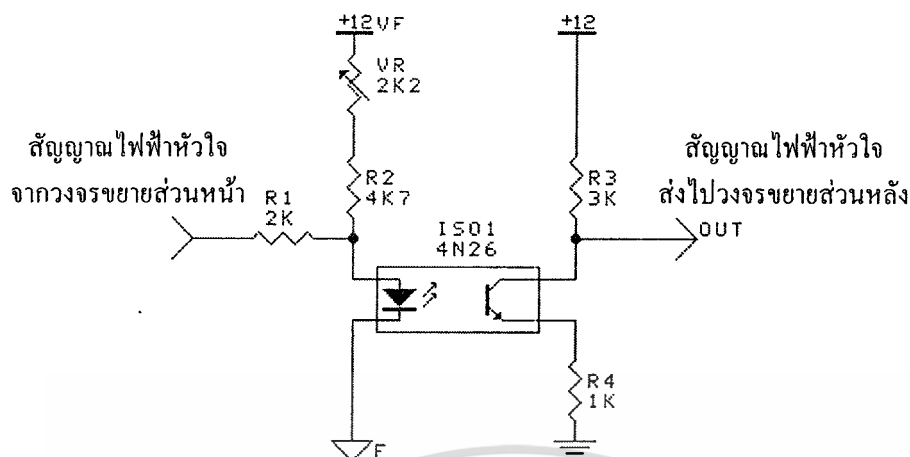
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- มีอินพุทอิมพีแดนซ์ (Input Impedence) สูงเมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหน้า เพื่อป้องกันการเสียดุลย์ของวงจรจะมีผลเสียต่อการทำงานของวงจรถาย
- มีค่า CMRR(Common Mode Rejection) สูงคือวงจรมันจะต้องมีอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียล (Differential gain) สูง และมีอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common mode gain) ต่ำทำให้สามารถกำจัด สัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมดออกไปได้

วงจรถายความแตกต่างที่ใช้แสดงในรูปที่ 2 ซึ่งจะประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัวคือ U1:A U1:B และ U2:B สำหรับออปแอมป์ตัวที่ 4 คือ U2:A เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ (Negative feedback) เพื่อใช้แทนกราวด์หรือเรียกว่า RL driver(Right Leg driver) จะทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดซึ่งเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจรถาย

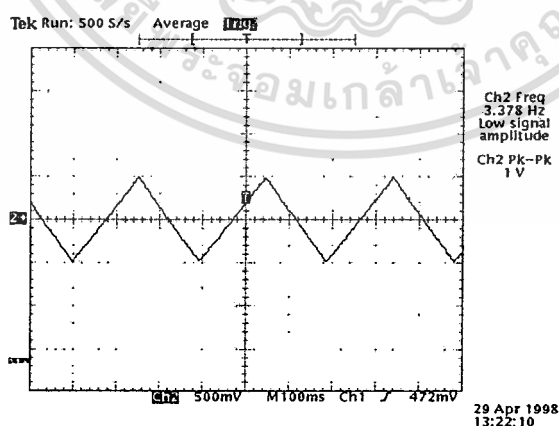
เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรถายความแตกต่างซึ่งก็จะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ปัญหาที่เกิดขึ้นคือเมื่อผู้ป่วยขยับตัวจะทำให้ความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหน้าเปลี่ยนแปลง และวงจรเสียดุลย์เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาต์พุตของวงจรถายความแตกต่าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะลอยออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าคาบเวลาคงที่ (Time constant) ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก วงจรปรับศูนย์นั้นจะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ให้น้อยลงเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดซึ่ง U2:C ในวงจรรูปที่ 2 จะทำหน้าที่ดังกล่าว จากนั้นสัญญาณจะเข้าไปในส่วนของวงจรถายกำจัดความถี่ เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz ที่ผ่านเข้ามาได้ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5 ถึง 200Hz ถ้าเราใช้วงจรถายความถี่ต่ำ(Low Pass Filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50Hz ผ่านไปได้ ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50 Hz ถูกกำจัดออกไป ดังนั้นเราจึงต้องใช้วงจรถายความถี่แบบ Notch Filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 Hz ผ่านไปได้ส่วนสัญญาณรบกวน 50 Hz จะถูกกำจัดออกไป ซึ่ง U2:D จะทำหน้าที่เป็น Notch Filter จากนั้นจะทำการส่งสัญญาณด้วยวงจรถายผ่านสัญญาณแสงเพื่อทำการแยกกราวด์ระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป สำหรับป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องเข้าไปทำอันตรายต่อผู้ป่วยได้ ซึ่งในส่วนนี้ได้มีการพัฒนาวงจรของส่วนส่งผ่านสัญญาณแสงจากเดิม^[1,2] จะใช้สัญญาณช้อนทับบนไฟตรงผ่าน Opto Isolator โดยแสดงวงจรแบบเดิมในรูปที่ 3 ในวงจรแบบเดิมนี้อาจมีข้อเสียคือ I-V Characteristic ของ LED ไม่เป็นเชิงเส้นต้องมีการปรับขนาดของสัญญาณ และไบอัสไฟตรงให้พอเหมาะ เพื่อที่จะทำให้ได้ความเป็นเชิงเส้นให้มากที่สุดจึงต้องมีการปรับแต่ง(ปรับค่า VR) และเมื่อเปลี่ยนตัว Opto Isolator จะต้องมีการปรับแต่งใหม่ทุกครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยามให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3 วงจรส่งผ่านสัญญาณแสงแบบเดิม^(1,2)

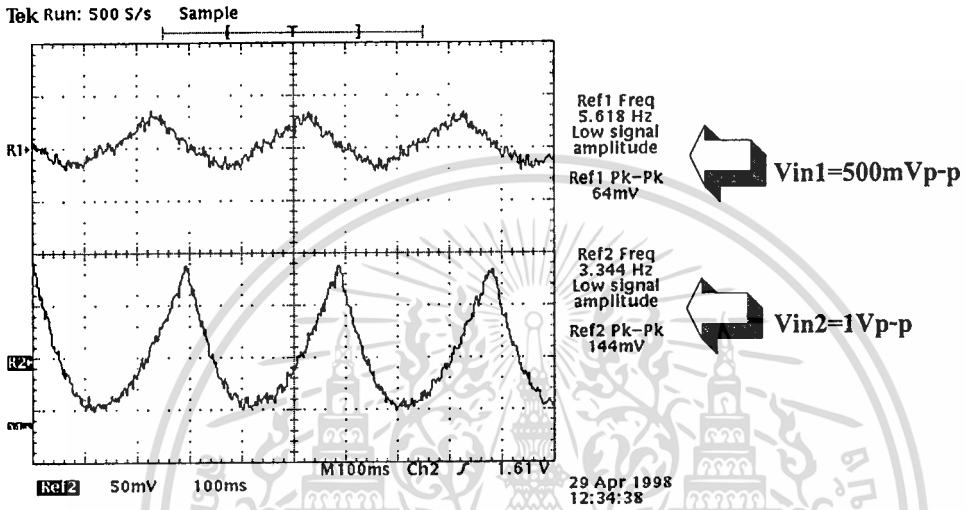
ซึ่งได้มีการทดลองให้เห็นลักษณะการทำงานของวงจรได้โดย ทำการส่งผ่านสัญญาณสามเหลี่ยมความถี่ 3 Hz จากเครื่องกำเนิดสัญญาณ(Function Generator) ดังสัญญาณที่แสดงในรูปที่ 4 ทำการป้อนเข้าวงจรแล้วทำการวัดเอาท์พุทที่ผ่าน Opto Isolator ออกมา ในการทดสอบนั้นจะได้มีการเปลี่ยนแปลงค่าตัวแปรเพื่อทำการวัดเปรียบเทียบผลที่ได้จากเอาท์พุท ซึ่งตัวแปรในที่นี้ได้แก่ แรงดันไบอัสของ Opto Isolator ขนาดของสัญญาณอินพุทและการเปลี่ยนตัวอุปกรณ์ Opto Isolator เอง ซึ่งจากการเปลี่ยนแปลงค่าตัวแปรเหล่านี้จะทำให้เราสามารถวัดผลของสัญญาณจากเอาท์พุทของ Opto ได้ดังรูปที่ 5,6 และ 7 ตามลำดับดังต่อไปนี้



รูปที่ 4 แสดงรูปสัญญาณสามเหลี่ยมความถี่ 3 Hz ที่ใช้ทดสอบจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ

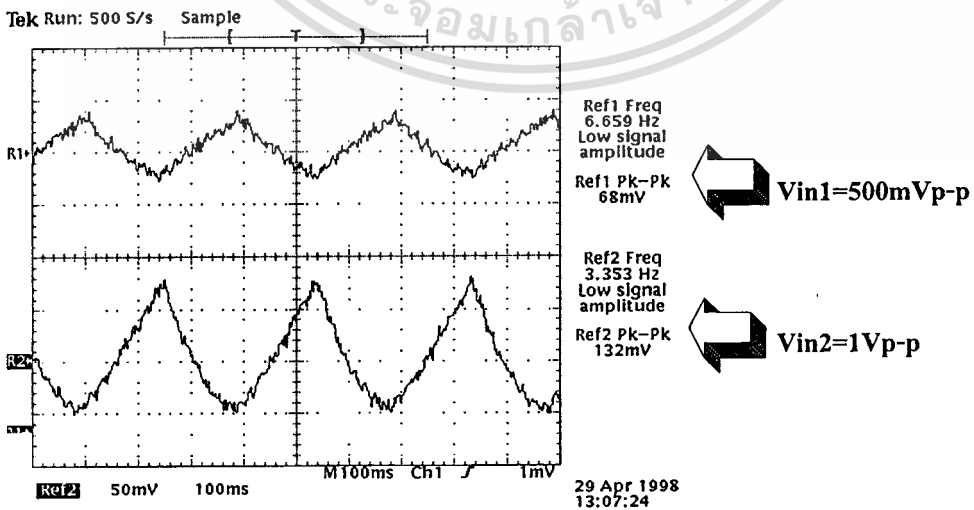
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากนั้นจะทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตของ Opto Isolator ตัวแรกที่นำมาทดสอบแล้ว กำหนดค่าแรงดันไบอัสไว้ที่ 1V จากนั้นจะทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตเมื่อตอน ป้อนแรงดันของ อินพุตที่ 500mVp-p เทียบกับเอาต์พุตเมื่อป้อนแรงดันอินพุตที่ 1Vp-p ผลการทดสอบได้แสดงไว้ ในรูปที่ 5 .



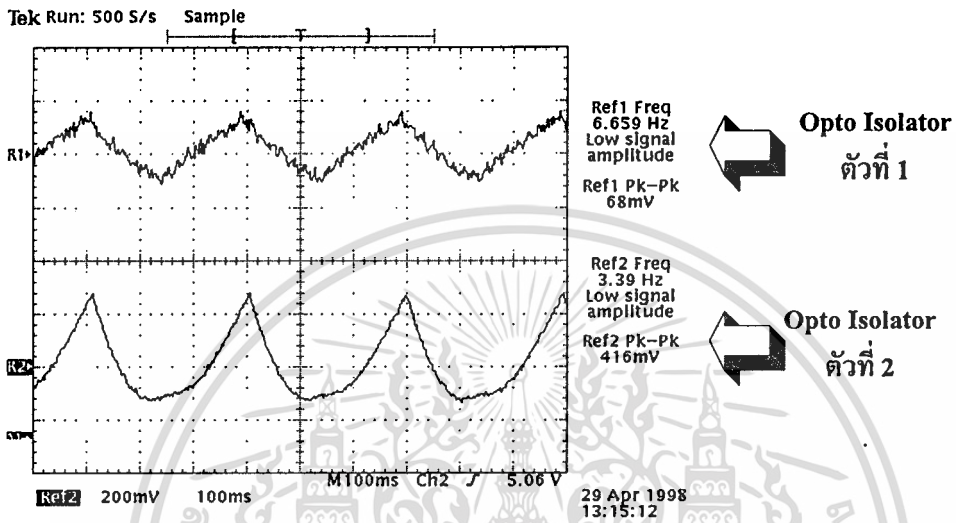
รูปที่ 5 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุต Opto Isolator ตัวที่ 1 กำหนดแรงดันไบอัสไว้ที่ 1V

ต่อไปจะทำการเปลี่ยนค่าแรงดัน ไบอัสไปเป็น 1.5V แล้วทำการทดสอบวัดสัญญาณเอาต์พุตเหมือน เดิมซึ่งผลจากการทดสอบจะได้ดังรูปที่ 6



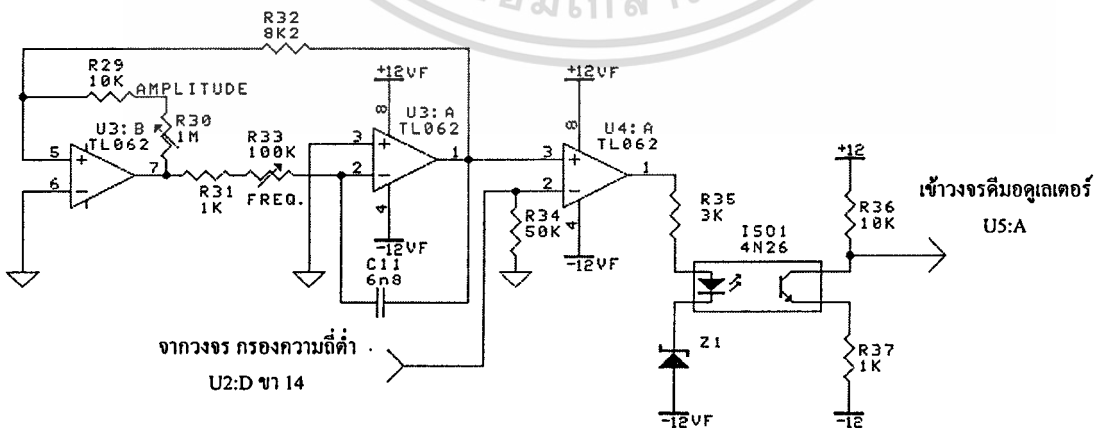
รูปที่ 6 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุต Opto Isolator ตัวที่ 1 กำหนดแรงดันไบอัสไว้ที่ 1.5V

การทดสอบต่อไปนี้จะทำการกำหนดค่าของแรงดันไบอัสที่ค่า 1.5V และค่าแรงดันอินพุทที่ค่า 500mVp-p ไร่่งที่จากนั้นจากการวัดสัญญาณเอาต์พุทของ Opto Isolator เปรียบเทียบกันระหว่าง Opto Isolator สองตัว ซึ่งผลที่ได้จากการทดสอบจะแสดงได้ในรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุท Opto Isolator ตัวที่ 1 เปรียบเทียบ Opto Isolator ตัวที่ 2

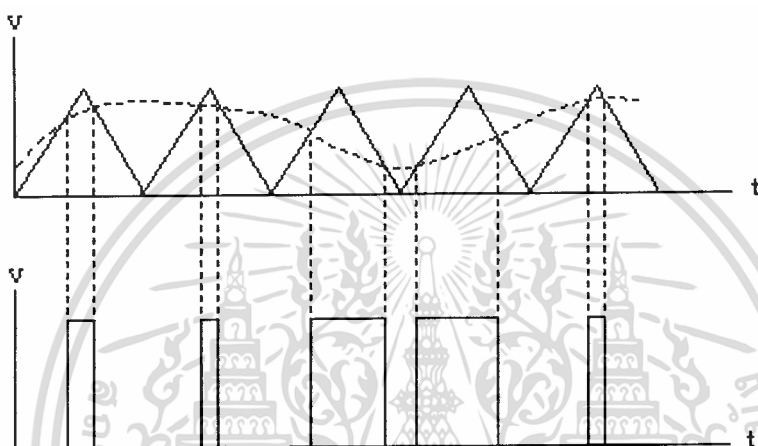
จากข้อเสียของวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงแบบเดิมที่กล่าวมานั้นได้มีการปรับปรุงโดยการนำวงจร PWM(Pulse Width Modulator) มาใช้แสดงได้ดังรูปที่ 8 ทำให้คุณสมบัติในการส่งผ่านสัญญาณไม่ขึ้นอยู่กับ I-V Characteristic ของ Opto Isolator และความไม่เป็นเชิงเส้นของ Opto Isolator



รูปที่ 8 วงจรพัลส์-วิคท์ มอดูเลเตอร์ และวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงที่ปรับปรุง

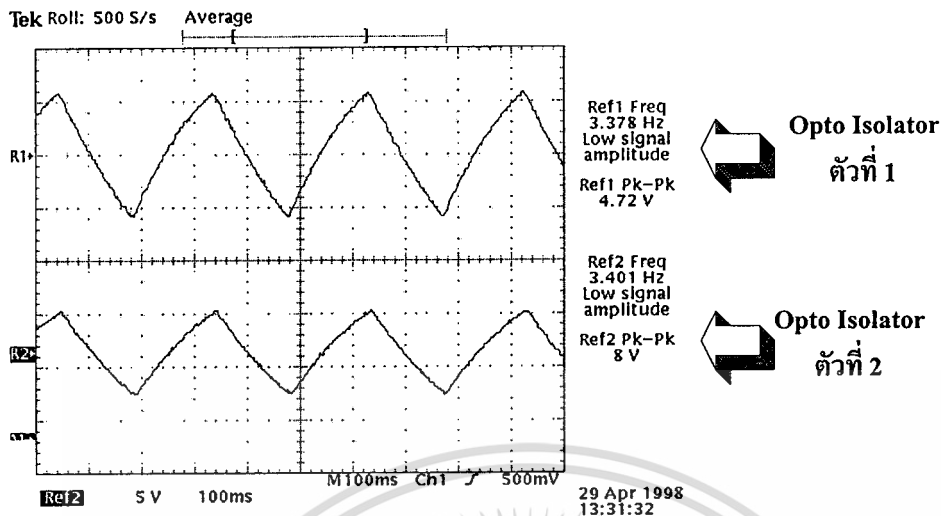
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 8 IC U3:A และ U3:B จะทำหน้าที่สร้างสัญญาณสามเหลี่ยม(Triangle Signal) ความถี่ 3 KHz เพื่อเป็นสัญญาณเปรียบเทียบ(Reference Signal)เข้าที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส(Non Inverting Input)ของ IC U4:A ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณ(Comparator) โดยสัญญาณที่ออกจากวงจรรองความถี่ต่ำจะถูกนำมาเข้าที่ขาอินพุทกลับเฟส(Inverting Input)ของ IC U4:A สัญญาณที่เอาต์พุทของ IC U4:A จะมีลักษณะเป็นพัลส์โดยที่ความกว้างของพัลส์(Pulse Width)จะแปรเปลี่ยนไปตามระดับสัญญาณที่ขาอินพุทไม่กลับเฟสดังแสดงได้ดังรูปที่ 9

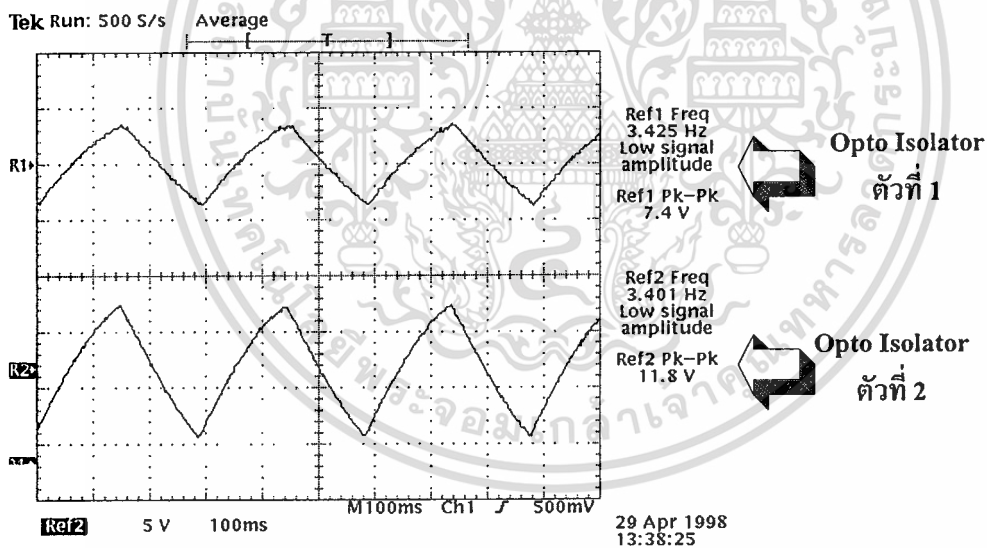


รูปที่ 9 แสดงการเปลี่ยนความกว้างพัลส์

จากนั้นจะทำการทดลองให้เห็นการทำงานของวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงดังรูปที่ 8 ที่มีการพัฒนาขึ้นมา โดยการส่งผ่านสัญญาณสามเหลี่ยมความถี่ 3 Hz จากเครื่องกำเนิดสัญญาณ(Function Generator) ดังสัญญาณที่แสดงในรูปที่ 4 ทำการป้อนเข้าวงจรแล้วทำการวัดเอาต์พุทที่ผ่าน Opto Isolator ออกมาในการทดสอบนั้นจะได้มีการกำหนดขนาดแรงดันอินพุทที่ค่า 1Vp-p ไว้คงที่จากนั้นจะทำการวัดสัญญาณเอาต์พุทของวงจรเพื่อเปรียบเทียบการทำงานของ Opto Isolator ตัวที่ 1 กับ Opto Isolator ตัวที่ 2 ซึ่งผลจากการทดสอบจะแสดงได้ดังรูปที่ 10 จากนั้นก็จะทำการเปลี่ยนค่าแรงดันอินพุทเพิ่มเป็น 1.5Vp-p แล้วทำการทดสอบเพื่อเปรียบเทียบการทำงานของ Opto Isolator ทั้งสองตัวโดยแสดงผลการทดสอบได้ดังรูปที่ 11



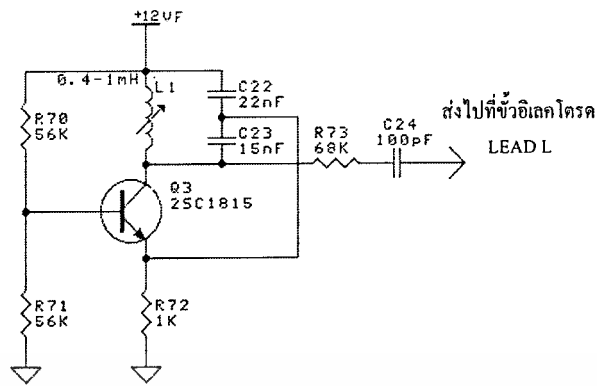
รูปที่ 10 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุตของวงจร โดยการกำหนดค่าแรงดันอินพุตไว้ที่ค่า 1Vp-p



รูปที่ 11 แสดงรูปสัญญาณเอาต์พุตของวงจร โดยการกำหนดค่าแรงดันอินพุตไว้ที่ค่า 1.5Vp-p

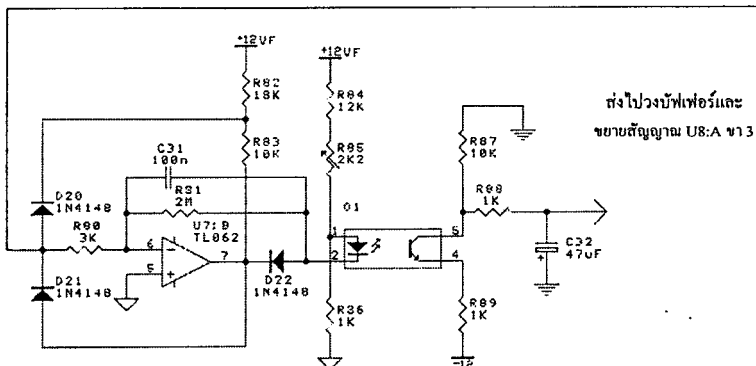
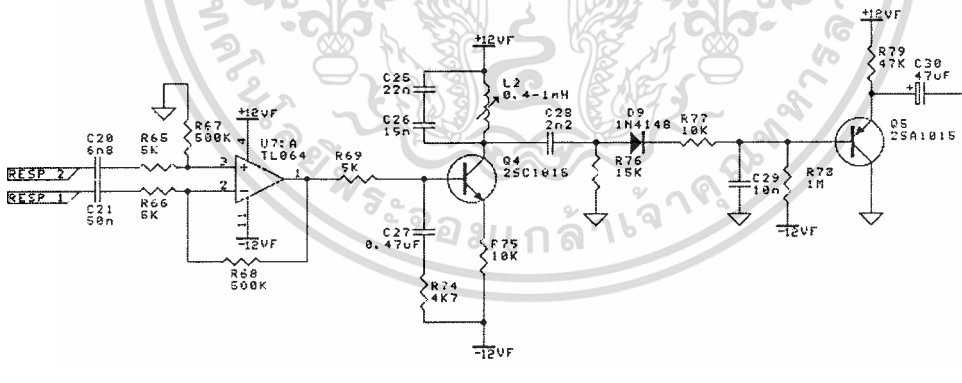
2.2.2 วงจรวัดการหายใจ

ในส่วนของวงจรการวัดการหายใจนี้จะเริ่มจากวงจรสร้างคลื่นของศักยะไฟฟ้าความถี่สูง เพื่อป้อนเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยสำหรับวัดอิมพีแดนซ์ วงจรแสดงในรูปที่12 โดยจะมีค่าความถี่ประมาณ 58KHZ เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 12 วงจรสร้างความถี่สูง 58 KHz

วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ (AC Differential Amplifier) ทำหน้าที่รับสัญญาณมาจากเอาต์พุตของวงจรรีฟเฟอรั ในวงจรขยายความแตกต่างที่อยู่ในส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยรับเฉพาะสัญญาณกระแสสลับแล้วทำการขยายให้มีขนาดสูงขึ้น วงจรนี้จะเป็นวงจรขยายความแตกต่างของสัญญาณกระแสสลับเท่านั้น ซึ่งแสดงวงจรได้ในรูปที่ 13 มี IC U7:A จะทำหน้าที่เป็นวงจรขยายความแตกต่าง ตัวเก็บประจุ C_{20} และ C_{21} ทำหน้าที่กั้นไฟกระแสตรงไม่ให้เข้าวงจรขยาย



รูปที่ 13 วงจรวัดการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

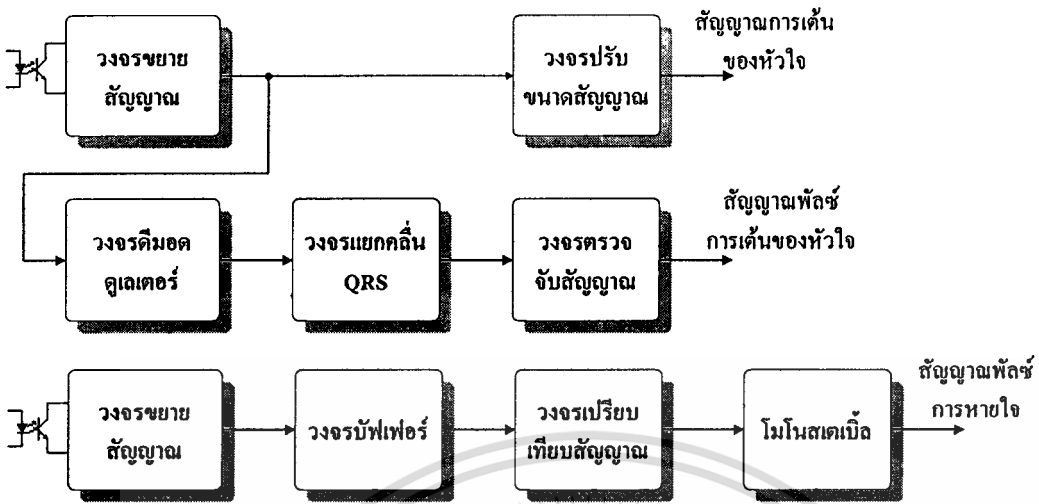
จากนั้นจะนำสัญญาณมาเข้าวงจรความถี่ 58 KHz โดยทรานซิสเตอร์ Q4 เนื่องจากสัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจจะซ้อนมาบนสัญญาณความถี่สูง 58KHz ในลักษณะ AM. (Amplitude Modulation) เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ต่างๆ จึงใช้วงจรขยายเฉพาะความถี่หรือวงจรจูนโดยเลือกขยายเฉพาะความถี่ 58KHz เท่านั้น และเพื่อให้สามารถเลือกความถี่ได้ตรงกับความถี่ 58KHz จึงใช้วงจรจูนที่มีลักษณะเช่นเดียวกับวงจรสร้างความถี่ 58KHz ค่าของ L_2 และ C_{25} , C_{26} ใช้ค่าเดียวกับที่ใช้ในวงจรสร้างความถี่ ตัวเก็บประจุ C_{28} จะทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณเฉพาะกระแสสลับ จากนั้นสัญญาณจะผ่านวงจรแยกความถี่ต่ำ เพื่อใช้ในการแยกคลื่นการหายใจซึ่งมีความถี่ต่ำและซ้อนมาบนสัญญาณความถี่สูงแบบ AM โดยการกรองกระแสแบบครึ่งคลื่นนั้น ความต้านทาน R_{77} และตัวเก็บประจุ C_{29} จะทำหน้าที่กรองความถี่ 58KHz ลงกราวด์ ทรานซิสเตอร์ Q_5 ทำหน้าที่เป็นวงจรบัฟเฟอร์ โดยมี R_{78} , R_{79} เป็นตัวไบอัส ตัวเก็บประจุ C_{30} ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณกระแสสลับ (สัญญาณการหายใจ) ในกรณีที่อิล็คโตรดมีการขยับ จะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างรอยสัมผัสของผิวหนังกับอิล็คโตรดเปลี่ยนแปลง เป็นผลทำให้วัดสัญญาณไม่ได้ ดังนั้นจึงต้องมีวงจรแคลมป์ เพื่อบังคับไม่ให้สัญญาณมีขนาดใหญ่เกินไป วงจรนี้จะบังคับให้สัญญาณออกที่เอาท์พุทมีขนาดอยู่ในช่วง -7 ถึง 0 โวลต์ โดยมี U_{7B} , R_{80} , R_{81} เป็นวงจรขยายแบบ Invert ที่มีอัตราขยายแรงดันคือ

$$Av = \frac{R_{81}}{R_{80}} = \frac{2 M\Omega}{3 K\Omega} = 666.66$$

วงจรมีหน้าที่ขับสัญญาณผ่านวงจรส่งผ่านทางแสงซึ่งมี R_{84} , R_{85} , R_{86} ทำหน้าที่ป้อนกระแสไบอัส R_{88} และ C_{32} เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน จากที่กล่าวมาวงจรวัดการหายใจสามารถหาศึกษาเพิ่มเติมจากงานวิจัยที่ผ่านมา^[1,2]

2.3 วงจรขยายส่วนหลัง

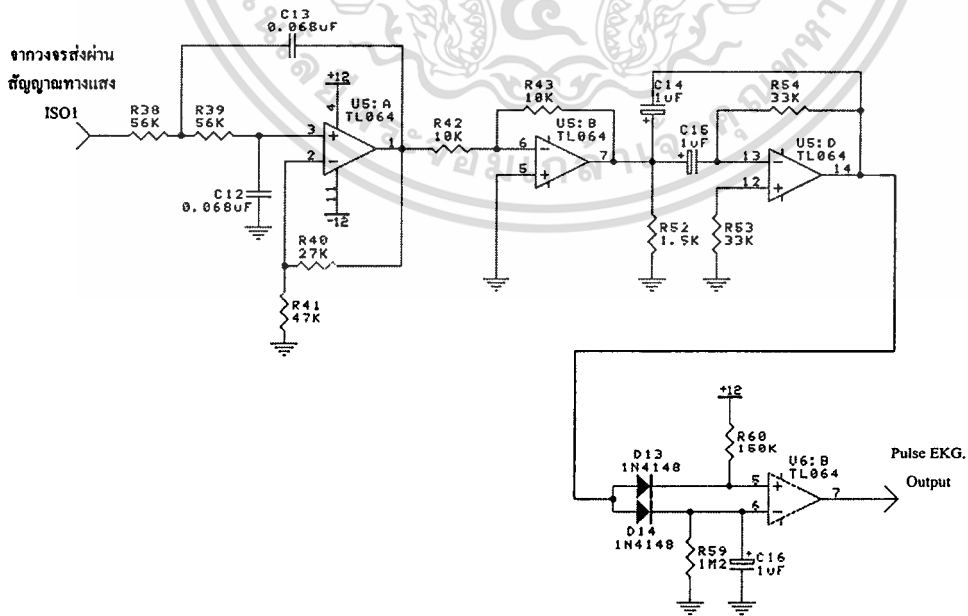
ในวงจรส่วนนี้เป็นส่วนที่รับสัญญาณมาจากส่วนของวงจรลายนั่นก็คือวงจรขยายส่วนหน้า ที่ส่งผ่านทางแสงโดย Opto Coupler ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็นสองส่วนคือส่วนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและส่วนของการหายใจ ดังแสดงในรูปที่ 14



รูปที่ 14 วงจรขยายส่วนหลัง

2.3.1 ส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

หลังจากที่เราได้รับสัญญาณจากตัวรับสัญญาณแสง ซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์แล้วจะต้องทำการแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช่วงจรคิมอดคูลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าวคือวงจรรองความถี่ต่ำ ที่จะยอมให้ความถี่ในช่วงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านออกไปได้ โดยมี IC U5:A ทำหน้าที่ดังกล่าว ได้แสดงในรูปที่ 15

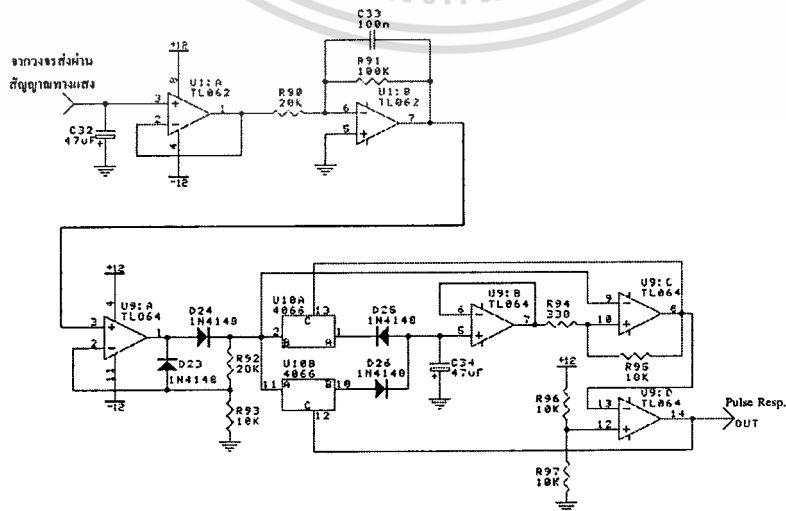


รูปที่ 15 วงจรในส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

และเนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบไปด้วยคลื่นต่างๆคือ P, QRS และ T ในบางครั้งคลื่น T มีขนาดความสูงใกล้เคียงกับคลื่น QRS ในการหาอัตราการเต้นของหัวใจเมื่อหัวใจทำงาน 1 รอบจะต้องมีพัลส์ 1 ลูกส่งเข้าไปในวงจรเฟสล็อคคูล และพัลส์นี้ได้จากวงจรตรวจจับยอดคลื่น (Peak Detector) ดังนั้นถ้าคลื่น QRS และคลื่น T มีขนาด ใกล้เคียงกันอาจทำให้ได้พัลส์ 2 ลูกใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ เนื่องจากคลื่น QRS มีความถี่สูงกว่าคลื่น T หลายเท่า โดยมีความถี่ประมาณ 17 Hz จึงสามารถใช้วงจรกรองความถี่แยกเอาคลื่น QRS ออกจากคลื่น T โดยมี IC U5:D ทำงานในส่วนแยกคลื่น QRS จากนั้นสัญญาณจะส่งมายังส่วนของวงจรตรวจจับยอดคลื่นในส่วนนี้จะทำหน้าที่สร้างพัลส์จากการตรวจจับยอดคลื่นจากวงจรในรูปที่ 15 C₁₆ ทำหน้าที่เก็บค่าศักดาไฟฟ้าของยอดคลื่น QRS R₅₉ ทำหน้าที่เป็นทางผ่านของประจุที่คายออกจาก C₁₆ เพื่อให้ค่าศักดาไฟฟ้าลดลงทีละน้อย R₆₀ ช่วยให้อาบริกของ IC_{6B} เป็นลบในขณะที่ยังไม่มีคลื่น QRS ป้อนเข้ามาเมื่อมีคลื่น QRS ป้อนเข้ามาศักดาไฟฟ้าที่อาบริกจะมีค่าประมาณเท่ากับสัญญาณคลื่น QRS IC_{6B} เป็นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณและให้เอาต์พุตออกมาเป็นพัลส์ ในส่วนของการประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้นสามารถหาศึกษาในรายละเอียดจากงานวิจัยที่ผ่านมา^[1,2]

2.3.2 ส่วนประมวลอัตราการหายใจ

เนื่องจากคลื่นของการหายใจมีคุณสมบัติที่แตกต่างจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจคือ มีความถี่ต่ำกว่าจะมีขนาดของคลื่นไม่แน่นอนและคาบเวลาระหว่างลูกเปลี่ยนแปลงไม่แน่นอน จึงไม่สามารถใช้หลักการแบบเดียวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้หลักการที่ใช้ คือขั้นแรกต้องเปลี่ยนคลื่นการหายใจให้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยมโดยใช้วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น (Peak and Valley Detector) ซึ่งจะตรวจจับการเปลี่ยนแปลงความชัน(Slope) ของคลื่น จะแสดงวงจรที่ทำงานในส่วนนี้ดังรูปที่ 16



รูปที่ 16 วงจรในส่วนประมวลสัญญาณการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์เพื่อการวิจัยและพัฒนาเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ผู้เห็นหน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานนั้นเริ่มจากวงจรบัฟเฟอร์และขยายสัญญาณ(Buffer and Amplifier) วงจรนี้ทำหน้าที่รับสัญญาณจากเอาต์พุตของOpto coupler และขยายสัญญาณแบบกลับเฟสแล้วป้อนเข้าวงจรตรวจจับยอดคลื่นต่อไป วงจรแสดงดังรูปที่ 16 U1:A เป็นวงจรบัฟเฟอร์ U1:B เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส(Inverting Amplifier) มีอัตราขยาย 5 เท่า จากนั้นจะนำสัญญาณไปเข้าวงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น(Peak and Valley Detector) จากรูปที่ 16 U9:A เป็นวงจรขยายเฉพาะช่วงบวก เพราะไดโอด D23 และ D24 จะให้สัญญาณเฉพาะช่วงบวกผ่าน เมื่อสวิตช์ U10:A ปิด C₃₄ จะคายประจุผ่าน D₂₅ เป็นยอดล่างคลื่น ถ้าเป็นยอดบนของคลื่นสวิตช์ U10:B จะปิด C₃₄ จะถูกอัดประจุผ่าน D₂₆ โดยศักดาไฟฟ้าที่ตกคร่อม C₃₄ เป็น ค่าจากการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ผ่านมาแล้วเข้าวงจรบัฟเฟอร์ U_{9b} เพื่อที่จะนำไปเปรียบเทียบกับสัญญาณที่ออกจากวงจรขยายเฉพาะช่วงบวกซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณปัจจุบัน โดย U_{9c} เป็นวงจรเปรียบเทียบและ U_{9d} เป็นวงจรกลับเฟสสัญญาณใน ส่วนของการประมวลผลอัตราความถี่นั้นสามารถหาศึกษาในรายละเอียดจากงานวิจัยที่ผ่านมา^[1,2]

2.4 การทำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีความถี่สูง

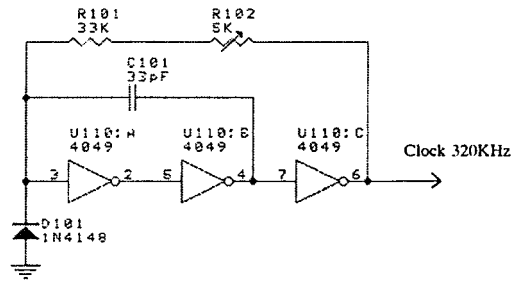
ในหัวข้อนี้จะแบ่งส่วนวงจรต่างๆ ที่ใช้ในการทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่สูงขึ้นดังต่อไปนี้

1. วงจรสร้างสัญญาณควบคุม
2. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัล และวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลไปเป็นสัญญาณอนาล็อก
3. วงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาต์พุตและวงจรหยุดสัญญาณภาพ

โดยการทำงานของวงจรภาคต่างๆสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ

2.4.1 วงจรสร้างสัญญาณควบคุม

สัญญาณนาฬิกาดังกล่าว จะถูกใช้เป็นฐานเวลาของตัวนับแอดเดรส (IC 74LS191) ซึ่งจะเป็นตัวที่แอดเดรสของหน่วยความจำ Erase Programmable Read Only Memory (EPROM) ซึ่งจะแสดงตำแหน่งของข้อมูลที่จะถูกนำออกมาแสดงที่เอาต์พุต สัญญาณนาฬิกาที่สร้างขึ้นมีความถี่เท่ากับ 320 KHz วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาแสดงไว้ในรูปที่ 17



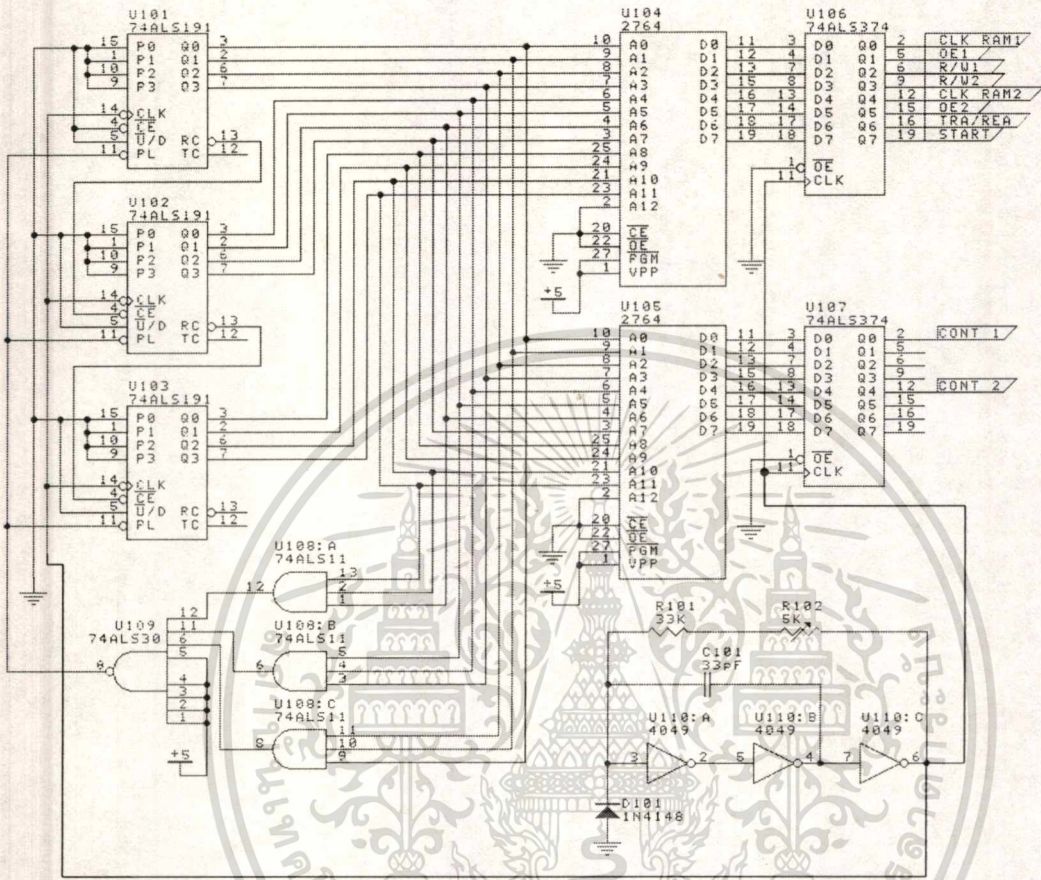
รูปที่ 17 วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกา

รูปที่ 18 จะเป็นวงจรกำเนิดสัญญาณควบคุมใช้สำหรับควบคุมการทำงานของวงจรทั้งหมด โดยเราจะทำการโปรแกรมให้กับหน่วยความจำ EPROM เพื่อให้ได้สัญญาณเอาต์พุตเป็นสัญญาณควบคุมที่เราต้องการและใช้วงจรซิงโครไนส์เคาทเตอร์(IC 74LS191) เป็นตัวป้อนแอดเดรสให้กับหน่วยความจำ EPROM ซึ่งตัวป้อนแอดเดรสนี้จะทำงานตามสัญญาณนาฬิกาความถี่ 320 KHz ซึ่งกำเนิดด้วย IC U110 เมื่อตัวนับแอดเดรส นับได้ถึงแอดเดรสที่ 3200 (ค่า 3200 ถูกกำหนดโดยการพิจารณาจากไทม์มิงไดอะแกรม) ก็จะถูกรีเซ็ตให้เริ่มชี้ที่แอดเดรส 0 ใหม่ เป็นเช่นนี้เรื่อยไป สำหรับสัญญาณควบคุมที่ถูกโปรแกรมไว้ในหน่วยความจำ EPROM จะแสดงได้ดังรูป 14 และมีหน้าที่ต่างๆดังนี้

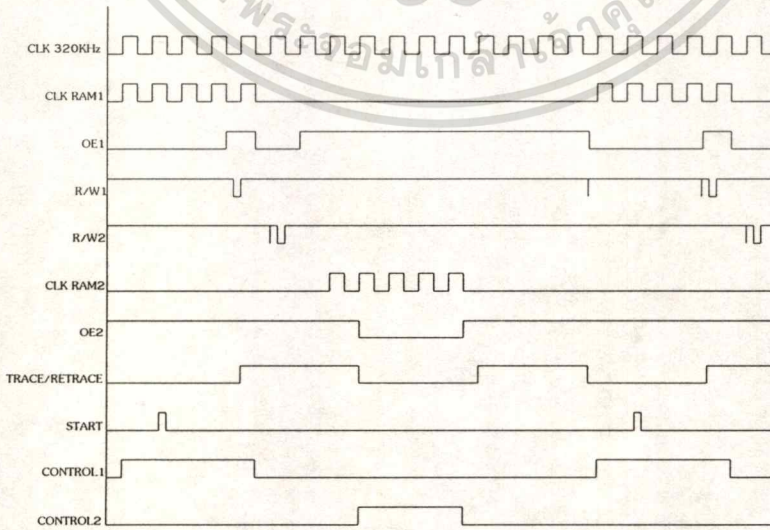
สัญญาณควบคุมที่ได้หน่วยความจำ EPROM1

- 1.D0 ใช้เป็นสัญญาณนาฬิกาป้อนเข้าที่ขา CLOCK ของตัวนับ(4040) ซึ่งใช้ในการชี้แอดเดรสของหน่วยความจำ Random Access Memory1(RAM1)
- 2.D1สัญญาณ OE เป็นสัญญาณที่ใช้สำหรับป้อนเข้าขา Output Enable ของหน่วยความจำ RAM1 ซึ่งแอดเดทที่พีระดับสัญญาณต่ำ (0 โวลต์)
- 3.D2 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมให้หน่วยความจำ RAM1ทำการอ่าน และเขียน(Read and Write)
- 4.D3ใช้สำหรับเป็นสัญญาณนาฬิกาป้อนเข้าที่ขา CLOCK ของตัวนับ(4040)ซึ่งใช้ในการชี้แอดเดรสของหน่วยความจำ RAM2
- 5.D4 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมให้หน่วยความจำ RAM2 ทำการอ่านและเขียน (Read and Write) ในช่วงจังหวะที่ถูกต้อง
- 6.D5 สัญญาณ OE ใช้สำหรับป้อนเข้าหา Output Enable ของหน่วยความจำ RAM2 ซึ่งแอดเดทที่พีระดับต่ำ
- 7.D6 สัญญาณ Trace/Retrace เพื่อนำไปใช้ในการสร้างสัญญาณพินเลื่อยและสัญญาณวีดีโอ
- 8.D7 สัญญาณ Start เป็นสัญญาณเข้าที่ขา Start ของ ADC0809 ซึ่งจะใช้ในการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 18 วงจรกำเนิดสัญญาณควบคุม



รูปที่ 19 สัญญาณควบคุมที่ได้จาก EPROM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณควบคุมที่ได้จากหน่วยความจำ EPROM2

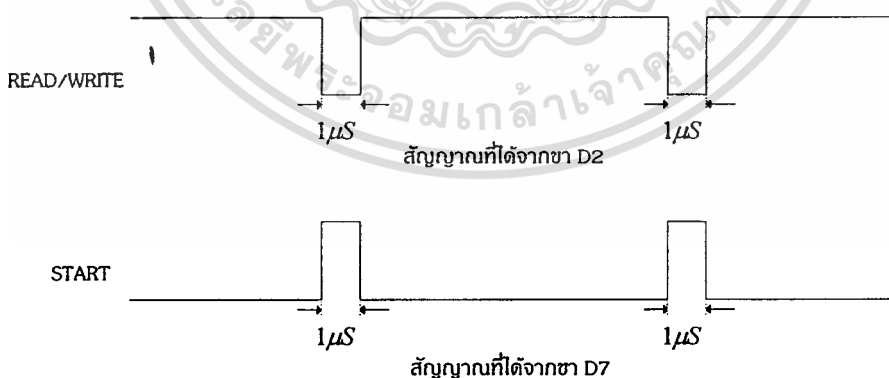
- 1.D0 สัญญาณควบคุมที่ใช้ในการควบคุมระดับแนวตั้งของเส้นคลื่นที่ 1
- 2.D1 สัญญาณควบคุมที่ใช้ในการควบคุมระดับแนวตั้งของเส้นคลื่นที่ 2

ข้อควรพิจารณาของสัญญาณอ่านและเขียน(Read and Write)อีกอย่างหนึ่งคือสัญญาณเขียน (Write) ไม่ควรมีคาบเวลาที่ยาวเกินไป เพราะอาจจะมีสัญญาณที่ไม่ต้องการจากส่วนอื่นๆของวงจรเข้ามาปนได้ หลังจากที่ข้อมูลที่ถูกต้องถูกเขียน(Write) ลงในหน่วยความจำ RAM แล้ว ฉะนั้นการแก้ปัญหาในเรื่องนี้ทำได้โดยการบีบช่วงเวลาการเขียน(Write) ให้สั้นลงและไม่มีการเปลี่ยนแปลงสถานะของแอดเดรสในช่วงเวลานั้น ซึ่งทำได้โดยใช้วงจร โมโนสเตเบิล

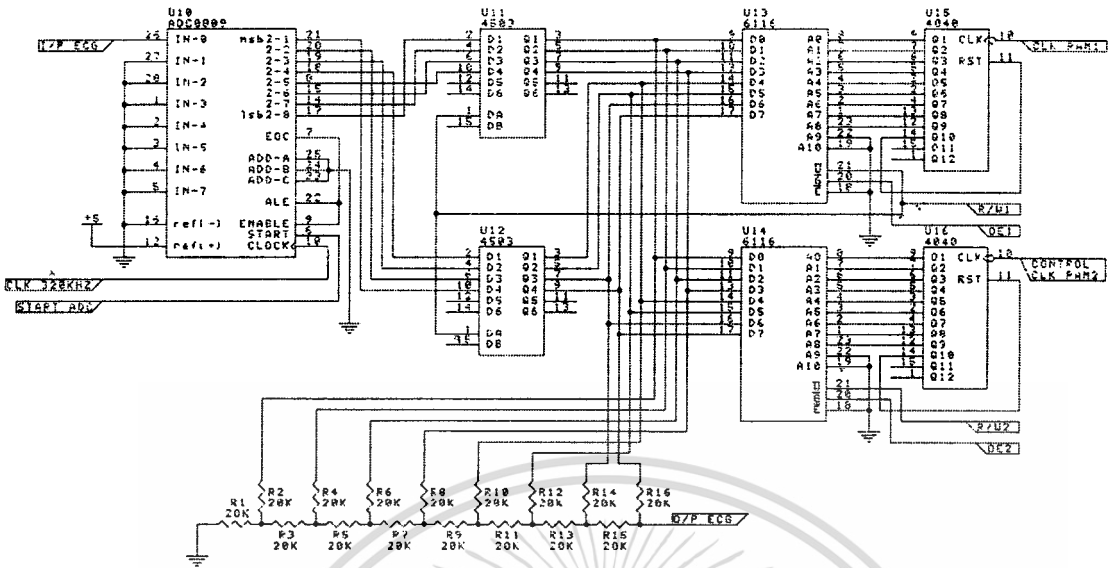
2.4.2 วงจรการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล และวงจรแปลงสัญญาณ

ดิจิตอลเป็นอนาลอก

รูปวงจรที่ได้แสดงเอาไว้ในรูปที่ 21 ซึ่งจากรูปการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลของวงจรนี้ใช้ ADC0809 วงจรนี้เราใช้เพียง Channel เดียว คือเลือกค่าแอดเดรส(Address) ของ IC ADC0809 เป็น 000 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของวงจร นี้คือสัญญาณ ที่ได้จากหน่วยความจำ EPROM1คือสัญญาณ D2 และ D7 ซึ่งแสดงดังรูปที่ 20 ข้างล่างนี้



รูปที่ 20 แสดงรูปสัญญาณที่ได้จากขา D2 และ D7



รูปที่ 21 วงจร A/D และวงจร D/A

เมื่อมีสัญญาณ Start ซึ่งก็เป็นสัญญาณนาฬิกาที่ได้จากขา D7 ของหน่วยความจำ EPROM1 ที่มีลักษณะเป็นพัลส์แคบๆส่งเข้ามา ดังนั้น IC ADC0809 ก็จะเริ่มทำการเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อก (Analog) ซึ่งจะเป็นสัญญาณหัวใจที่มีคลื่นความถี่ต่ำที่ได้จากวงจรขยายส่วนแรกไปเป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) ซึ่งขณะที่ทำการเปลี่ยนสัญญาณอยู่นั้น สัญญาณเอาต์พุตที่ขา EOC จะมีลอจิกเป็น 0 และเมื่อทำการเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล เสร็จแล้วสัญญาณเอาต์พุตของ EOC จะมีลอจิกเป็น 1 ซึ่งจะเป็นตัวชี้บอกการทำสัญญาณเสร็จแล้วและค่าข้อมูลที่ได้พร้อมที่จะแสดงผล

เมื่อมีสัญญาณ OE เข้ามาในที่นี้เราใช้สัญญาณที่เข้าขา OE เป็นสัญญาณอ่านและเขียน(Read/Write) ของหน่วยความจำ RAM1 เพื่อที่จะให้ IC ADC0809 ให้สัญญาณเอาต์พุต เป็นช่วงพอดีกับที่หน่วยความจำ RAM1 อยู่ในช่วงเขียน (write) ข้อมูลเข้าไปทำให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องลงในแอดเดรสที่ต้องการ

สำหรับข้อกำหนดในการใช้ IC ADC0809 คือ เมื่ออยู่ในระหว่างช่วงการเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล สัญญาณอินพุตต้องมีขนาดคงที่หรือไม่ก็มีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยซึ่งก็ใช้ได้กับกรณีนี้ เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ประมาณ 0.5-2Hz เท่านั้นแต่ สำหรับสัญญาณนาฬิกาที่ใช้เป็นฐานเวลา IC ADC0809 มีความถี่ถึง 320KHz เมื่อเทียบกันแล้วถือได้ว่าในระหว่างการเปลี่ยนสัญญาณสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ECG) แทบจะไม่มีมีการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณเลย

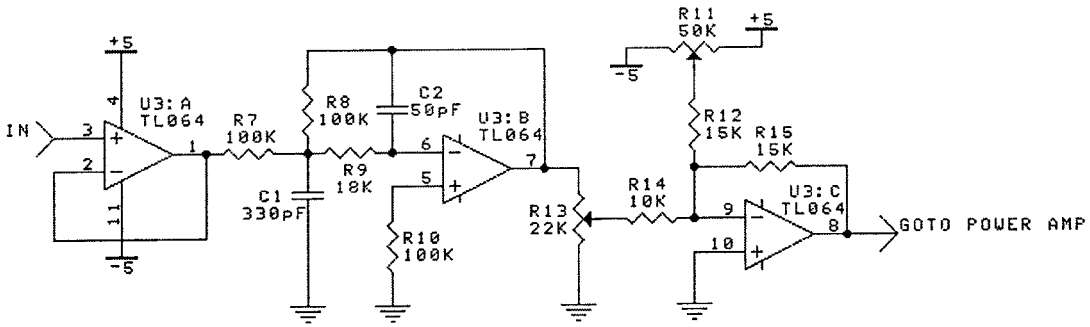
สำหรับการอ่านและเขียนข้อมูล (Read and Write) ลงในหน่วยความจำ RAM1 และหน่วยความจำ RAM2 สามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้ โดยสมมติให้แอดเดรสเริ่มต้นของหน่วยความจำทั้งสองคือ แอดเดรส 0 การทำงานอธิบายได้เป็นลำดับขั้นดังนี้

1. อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่ 1(RAM1) ตั้งแต่แอดเดรสที่ 0 ถึง 511
2. เขียนข้อมูลค่าใหม่ (ที่ได้จากข้อมูลของวงจร A/D) ลงในแอดเดรสที่ 0 ของหน่วยความจำที่ 1 (RAM1)หลังจากนี้หน่วยความจำที่1(RAM1)จะชี้อยู่ที่แอดเดรส 1 ทำให้ได้โดยการหยุดให้สัญญาณนาฬิกาแก่ตัวนับแอดเดรส (4040 Counter) ของหน่วยความจำที่ 1(RAM1)
3. อ่านข้อมูลจากแอดเดรสที่ 1 ของหน่วยความจำที่ 1 (RAM1) มาเขียนลงในหน่วยความจำที่ 0 ของหน่วยความจำที่ 2 (RAM2)
4. อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่ 2 (RAM2) ตั้งแต่แอดเดรสที่ 1 จนถึง 511 และ 0 หลังจากนั้นแอดเดรสของหน่วยความจำที่ 2 (RAM2) จะชี้อยู่ที่แอดเดรส 1 ทำให้ได้โดยการหยุดให้สัญญาณนาฬิกาแก่ตัวนับแอดเดรสของ RAM2
5. กลับมาอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่ 1 (RAM1) ตั้งแต่แอดเดรสที่ 1 ถึง 511 และ 0
6. หลังจากการอ่านข้อมูลของหน่วยความจำที่ 1 (RAM1) เสร็จแล้วจะเขียนข้อมูลค่าใหม่ที่ได้จากวงจร A/D ลงในแอดเดรสที่1ของหน่วยความจำที่ 1(RAM1) หลังจากนั้นตัวชี้แอดเดรสจะชี้ที่แอดเดรสที่ 2
7. เมื่ออ่านข้อมูลและเขียนข้อมูลใหม่ให้กับหน่วยความจำที่1(RAM1) เสร็จแล้วจะทำการอ่านข้อมูลจากแอดเดรสที่ 2 ของหน่วยความจำที่ 1(RAM1) ไปเขียนลงในแอดเดรสที่ 1 ของหน่วยความจำที่ 2 (RAM2)ซึ่งเป็นการเขียนข้อมูลใหม่ให้กับหน่วยความจำที่ 2(RAM2) หลังจากนั้นก็จะมีการอ่านข้อมูลของหน่วยความจำที่ 2(RAM2) จากที่ได้กล่าวมาข้างต้นหน่วยความจำทั้งสองจะสลับกันทำงานเช่นนี้เรื่อยไปตลอดการทำงาน

สำหรับวงจรที่นำมาใช้ในการแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นสัญญาณอนาล็อกได้ใช้วงจร R-2R Ladder โดยที่มีความสัมพันธ์ระหว่างสมการเอาต์พุตและอินพุตดังสมการนี้

$$V_o = V_{in} \left(\frac{D_7}{2} + \frac{D_6}{4} + \dots + \frac{D_1}{128} + \frac{D_0}{256} \right) \text{ โดยที่ } D_0-D_7 \text{ เป็น } 1 \text{ หรือ } 0$$

สำหรับสัญญาณหัวใจที่ได้รับมาจากวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นสัญญาณอนาลอกต้องนำมาผ่านเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรเลื่อนระดับไฟตรงดังแสดงในรูปที่ 22



รูปที่ 22 วงจรกรองความถี่และวงจรเลื่อนระดับไฟตรง

วงจรกรองความถี่ที่ใช้เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำแบบ Second Order Negative Feedback ในการออกแบบวงจรนี้ ต้องกำหนดค่าความถี่ที่จะให้ตัด (Cut off Frequency) ที่สูงกว่าความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วง QRS เล็กน้อย จากการทดลองถ้าให้จุดตัดความถี่ต่ำกว่านี้ขนาดของ QRS หลังจากผ่านวงจรฟิลเตอร์จะลดลงมากเมื่อเทียบกับสัญญาณช่วงอื่น แต่ถ้าหากตั้งจุดตัดไว้ที่ความถี่สูงเกินไปสัญญาณจะไม่ค่อยเรียบเนื่องจากกรองสัญญาณไปได้ไม่หมด หน้าที่ของวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำที่ใช้ก็คือ ทำหน้าที่หาค่าเฉลี่ยของขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกมาจากวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก ดังนั้นทำให้เราได้สัญญาณหัวใจ ที่ต่อเนื่องออกมาในที่สุด และก็จะทำหน้าที่ตัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ประมาณ 320 KHz ซึ่งเกิดจากวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาออกไป ทำให้สัญญาณหัวใจเรียบขึ้นและผิดเพี้ยนน้อยที่สุด

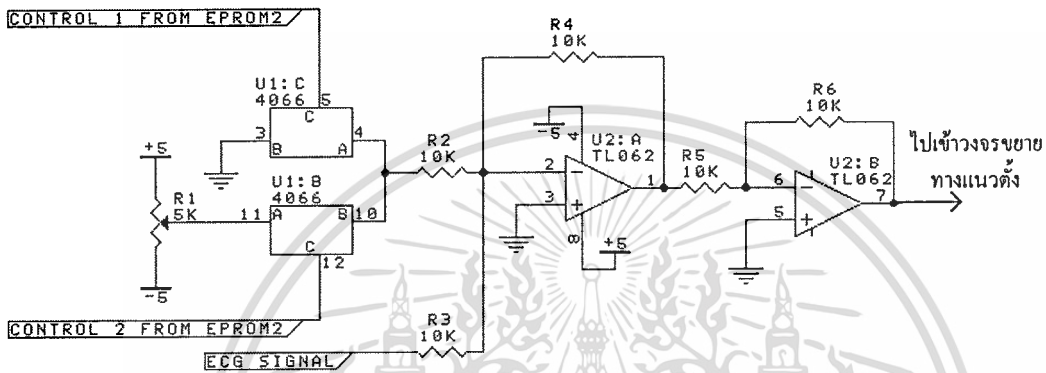
2.4.3 วงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาต์พุตและการหยุดสัญญาณภาพ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อกจะเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ต่อเนื่องกัน และมีความถี่สูงขึ้น ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการอ่านข้อมูลออกมาของหน่วยความจำ RAM1 และ RAM2 จะมีระดับที่ใกล้เคียงกัน จึงต้องนำสัญญาณเอาต์พุตที่ได้นี้ไปผ่านวงจรแบ่งระดับสัญญาณเพื่อที่จะสามารถนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากหน่วยความจำ RAM1 ไปแสดงเส้นคลื่นที่ 1 บนจอภาพ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากหน่วยความจำที่ RAM2 จะแสดงในเส้นคลื่นที่ 2 บนจอภาพ รูปวงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาต์พุตแสดงไว้ในรูปที่ 24 โดยที่สัญญาณการควบคุมการทำงานของ IC 4066 ที่ขา 12 และ ที่ขา 5 เป็นสัญญาณที่ได้จากสัญญาณเอาต์พุตของหน่วยความจำ EPROM2 ซึ่งก็คือสัญญาณ D0 และ D1 ตามลำดับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรแบ่งระดับจะแสดงไว้ในรูปที่ 23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 23 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากหน่วยความจำ RAM1 และ RAM2



รูปที่ 24 วงจรแบ่งระดับสัญญาณ

สำหรับการหยุดสัญญาณภาพในขณะที่ต้องการทำการวิเคราะห์สัญญาณคลื่น EKG ขณะใดขณะหนึ่งนั้น จุดประสงค์ที่ต้องทำนั้นก็คือการหยุดสัญญาณภาพเฉพาะสัญญาณที่อ่านออกมาจากหน่วยความจำ RAM2 โดยหน่วยความจำ RAM1 ยังคงทำงานตามปกติคือมีการรับสัญญาณเข้ามาใหม่ตลอดเวลา ส่วนหน่วยความจำ RAM2 นั้นจะทำการอ่านเฉพาะข้อมูลเก่าที่ถูกเก็บไว้แล้วออกมาเท่านั้น การสแกนสัญญาณภาพสามารถเขียนเป็นรูปตารางที่ 1 และตารางที่ 2

เขียน(WR)แอดเดรสที่	อ่าน(RD)แอดเดรสที่
0	1...511,0
1	2...511,0,1
2	3...511,0,1,2
.	.
.	.
511	0...511

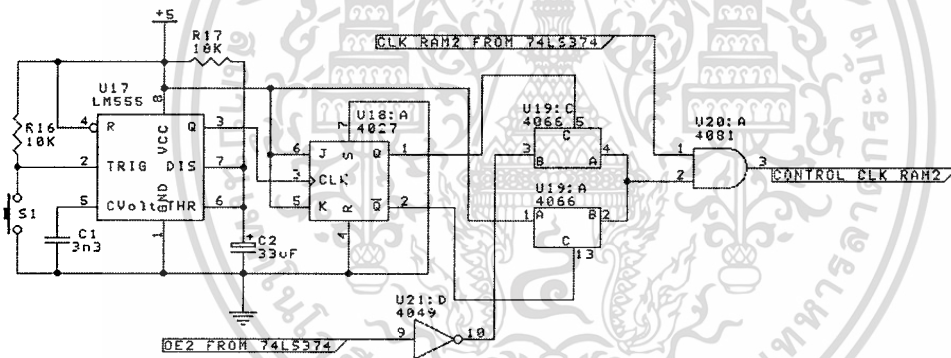
ตารางที่ 1 ตารางการอ่านและเขียน(Read/Write) ของหน่วยความจำ RAM1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เขียน(WR)แอดเดรสที่	อ่าน(RD)แอดเดรสที่
0	1..511
0	1..511
.	.
.	.
.	.
0	1..511

ตารางที่ 2 ตารางการอ่านและเขียน(Read/Write) ของหน่วยความจำ RAM2

สำหรับวงจรที่ใช้ในการหยุดสัญญาณภาพของเส้นคลื่นที่ 2 แสดงไว้ในรูปที่ 25



รูปที่ 25 วงจรสร้างสัญญาณควบคุมในช่วงหยุดภาพให้นิ่ง

สมมุติว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้เริ่มจาก RAM2 เคลื่อนที่อย่างต่อเนื่อง และเมื่อต้องการหยุดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ทำได้โดยการครีเซ็ทสัญญาณเอาต์พุตของ IC U122:A คือ Q เปลี่ยนจาก 0 เป็น 1 และ \bar{Q} เปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 สัญญาณที่เข้า AND Gate จะเปลี่ยนจาก +5V ไปเป็นสัญญาณ OE2 ที่ผ่านอินเวอร์เตอร์ สัญญาณเอาต์พุตที่ออกจากจาก AND Gate จะได้สัญญาณที่มีจำนวน CLOCK 512 ลูก สัญญาณ CLOCK ที่ได้นี้จะนำไปเข้าที่ขา CLOCK ของ RAM2 ซึ่งจะ ทำให้ RAM2 อ่านเฉพาะ ข้อมูลเก่าออกมา

2.5 วงจรส่วนแสดงผลทางจอภาพ

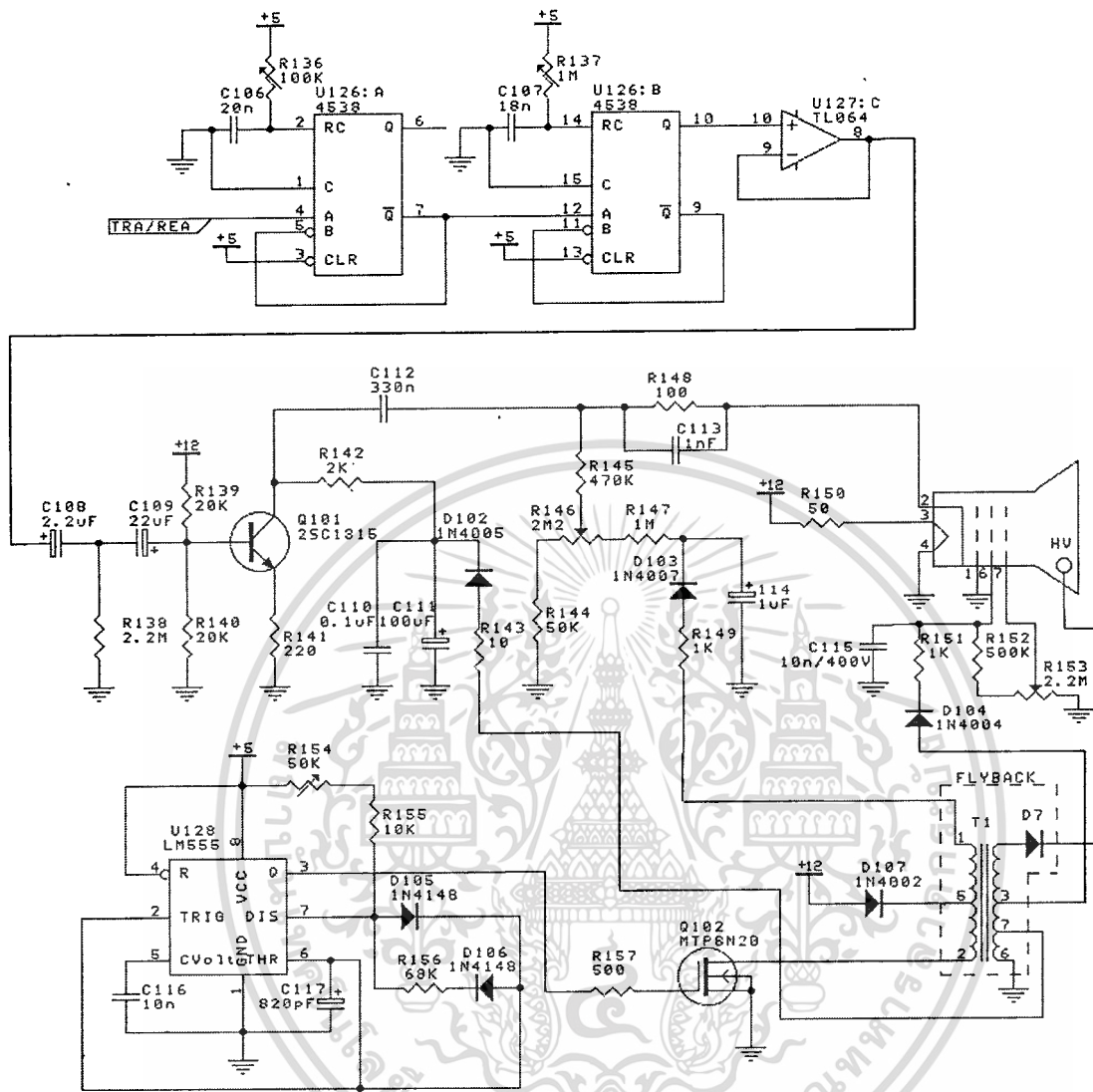
การทำงานในส่วนนี้จะเริ่มจากวงจรสร้างสัญญาณวิดีโอ สัญญาณนี้จะถูกนำไปขยายและควบคุมขาคาโอดของหลอดภาพทีวี หน้าทีของสัญญาณวิดีโอคือทำให้หลอดภาพสว่างในช่วงของเส้นคลื่นและมีคในช่วงสลับกลับทางแนวนอนของการสแกนแนวนอน ซึ่งเราต้องการให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏบนจอภาพนั่นคือ ในช่วงนี้สัญญาณภาพต้องทำให้มีอิเล็กตรอนวิ่งมากระทบจอภาพจะทำให้เกิดจุดสว่างขึ้น ณ. จุดที่มีอิเล็กตรอนมากระทบ แต่พอมาถึงช่วงสลับกลับ (Retrace) ซึ่งถ้าอิเล็กตรอนจะถูกสลับกลับไปทางซ้ายของจอ เพื่อพร้อมที่จะเริ่มการสแกนในแนวนอนไปทางขวาครั้งใหม่ในช่วงนี้ถ้าหากปล่อยให้ถ้าอิเล็กตรอนวิ่งมากระทบจะทำให้เห็นเส้นสลับกลับซึ่งเป็นสิ่งที่ไม่ต้องการ ในทางปฏิบัติเราจะสร้างสัญญาณ DC ขึ้นมาสองระดับถ้าหากสัญญาณมีศักดาสูงเช่นในกรณีนี้ใช้ 5V ก็จะปล่อยให้ถ้าอิเล็กตรอนออกมากระทบจอ แต่ถ้าหากสัญญาณมีระดับต่ำประมาณ 0V ก็ไม่ให้ อิเล็กตรอนออกมาสำหรับวงจรที่สร้างสัญญาณวิดีโอ ได้แสดงไว้ใน รูปที่ 27 ซึ่งประกอบด้วยไอซี โมโนสเตเบิล 4538 จำนวน 2 ตัวต่อкасเกดกันคือ U126:A และ U126:B โดยสัญญาณที่จะนำมาสร้างสัญญาณวิดีโอได้มาจากสัญญาณเอาต์พุตจาก EPROM ซึ่งเป็นสัญญาณที่ทำการโปรแกรมไว้ สัญญาณที่จุดต่างๆของวงจรสร้างสัญญาณวิดีโอได้แสดงไว้ในรูปที่ 26



รูปที่ 26 สัญญาณต่างๆที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณวิดีโอ

โดยที่แต่ละตัวจะกำหนดให้ทำงานอยู่ในช่วงขาขึ้นของสัญญาณที่มาทริก และคาบเวลาถูกกำหนดด้วยค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุ สัญญาณที่ได้จาก Q ของ 4538 ตัวที่ 2 นี้เองที่นำมาใช้เป็นสัญญาณวิดีโอ และเพื่อเป็นการป้องกันการไหลของวงจรซึ่ง Video Output มีอินพุตอิมพีแดนซ์ต่ำจึงต้องนำสัญญาณวิดีโอที่ได้มาต่อผ่านบัฟเฟอร์คือ U127:C ดังรูปที่ 22 เอาท์พุทที่ได้จะนำไปต่อเข้ากับวงจร Video Output ขั้วคาโอดของหลอดภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนเวลาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 27 วงจรส่วนแสดงผลทางจอภาพ

ในส่วนของวงจร Video Output นี้จากวงจรรูปที่ 27 นั้นจะเป็นวงจรขยายสัญญาณภาพ จากรูปจะเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบอิมิตอร์ร่วม(Common Emitter) คือ Q101 ความเข้มของสัญญาณภาพที่ขา 2 ของหลอดภาพมีศักดาไฟฟ้าคงที่มาจากสัญญาณไฟตรงที่มาจากกรเร็ดคิไฟร์ จากส่วนของฟลายแบคทรานฟอর্মเมอร์ โดยมีค่าประมาณ 125V ดังนั้นเราจึงสามารถที่จะปรับระดับศักดาไฟฟ้าที่เข้าไปยังขา 2 ได้โดยการปรับ ที่ความต้านทานปรับค่าได้ R₁₄₆ ขนาด 2.2MΩ ซึ่งเป็นการปรับความสว่าง(Brightness) นั่นเอง ความสว่างของภาพหมายถึงค่าเฉลี่ยความเข้มของความสว่างภาพ ถ้าเราปรับให้ความต้านทานปรับค่าได้มีความต้านทานค่าน้อยก็จะทำให้ภาพที่ได้มีความสว่างน้อยไปด้วยที่ขา 7 ซึ่งเป็นขาครีดของหลอดภาพ จะมีความต้านทานแบบปรับค่าได้ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

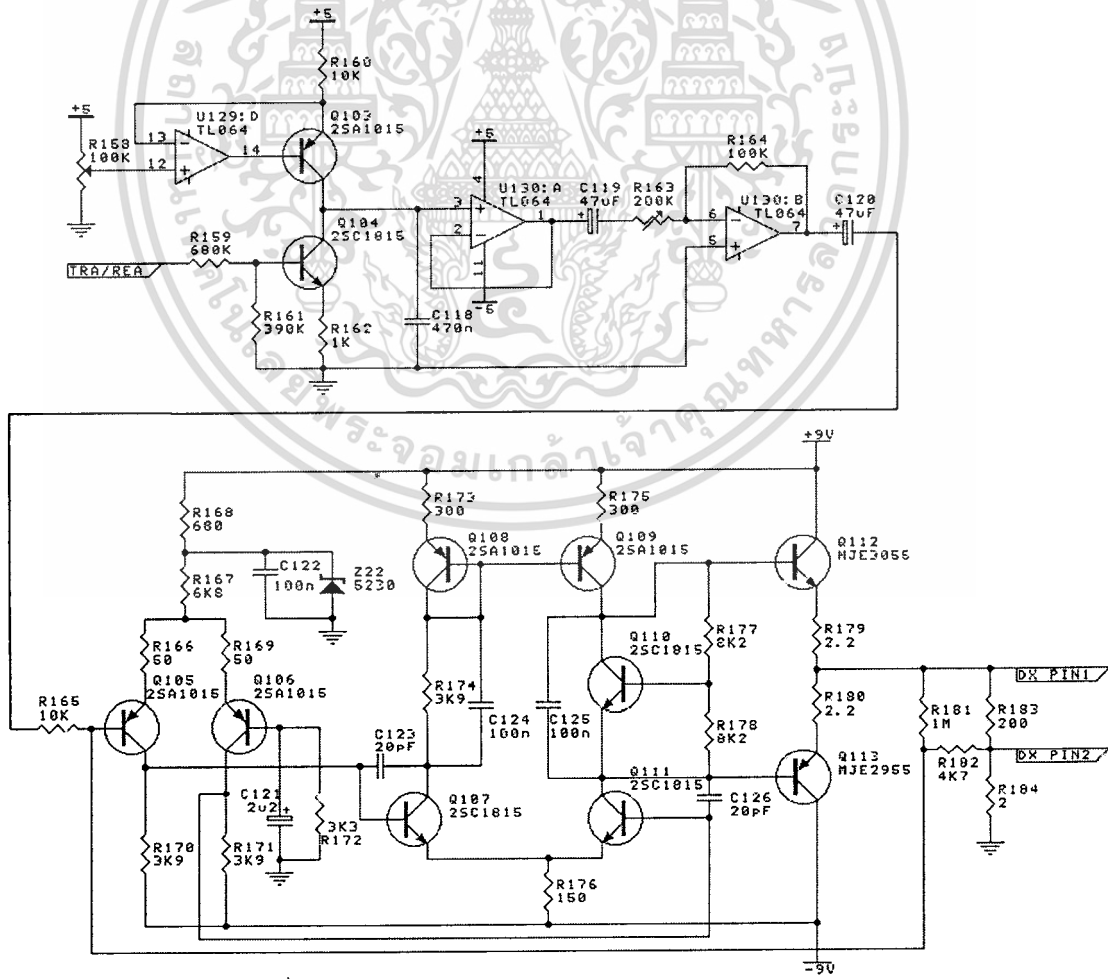
ขนาด $2.2M\Omega$ R_{153} ทำหน้าที่แบ่งศักดาไฟฟ้าที่ได้จากการเรกติไฟร์ที่ขา 3 ฟลายแบลคทรานส-
ฟอร์มเมอร์ โดยศักดาที่ได้จะเป็นการปรับความชัดเจนหรือเป็นการปรับโฟกัส(Focus)ของสัญญาณ
ภาพคือการปรับลำของอิเล็กตรอน(Electron) ที่ผ่านกริดและวิ่งเข้ากระทบที่จอภาพโดยให้มีลำแคบ
หรือกว้างเพียงใดตามความต้องการส่วนที่ขา 3 และ 4 เป็นไส้หลอดของหลอดภาพเราจะจุดไส้
หลอดของหลอดภาพโดยการต่อขา 4 ลงกราวด์ และขา 3 ต่อความต้านทาน 50Ω และป้อน
โวลต์เตจ 12 โวลต์ จะทำให้สามารถเห็นเป็นจุดเรืองแสงที่จอภาพ

ส่วนการสร้างแรงศักดาไฟฟ้าแรงสูงเพื่อจ่ายให้กับอาโนดของหลอดภาพนั้นจะทำการสร้าง
จากวงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์วงจรในส่วนนี้จะสร้างสัญญาณพัลส์ที่ปรับค่า TH ได้ ซึ่งความถี่จะ
เปลี่ยนแปลงประมาณ 13-22 KHz สำหรับในวงจรจะใช้ไอซีไทม์เมอร์(Timer) เบอร์ NE555 มา
ต่อเป็นวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบเรเตอร์(Astable Multivibrator) ดังแสดงไว้ดังรูปที่ 50 ไดโอด D_{105}
และ D_{106} จะเป็น ตัวแบ่งแยกในการประจุและคายประจุของ C_{117} เมื่อได้สัญญาณพัลส์มาจะนำไป
ป้อนให้กับวงจรสวิตซ์ออน-ออฟ ในวงจรส่วนนี้จะใช้สวิตซ์มอสเฟ็ดทรานซิสเตอร์ทำงานเป็น
สวิตซ์ออน-ออฟ เพื่อขับโหลดที่เป็นขดลวดได้ซึ่งเป็นฟลายแบลคทรานฟอร์มเมอร์ซึ่งฟลายแบลค
ทรานฟอร์มเมอร์เป็นหม้อแปลงที่ใช้แปลงไฟต่ำทางด้านปฐมภูมิ(Primary) ให้เป็นไฟสูงทางด้าน
ทุติยภูมิ(Secondary) โดยขา 2 ที่ต่อเข้ากับขาแครนของมอสเฟ็ดทรานซิสเตอร์ ที่ขา 5 จะป้อนศักดา
ไฟฟ้า 12 โวลต์ โดยจะมีไดโอดค่ออยู่เพื่อป้องกันแรงดันไฟฟ้าที่กระชาก ซึ่งเกิดจากการมีกระแส
ไหลผ่านและจะไม่ไหลผ่านฟลายแบลคทรานฟอร์มเมอร์ สัญญาณที่ได้มาจากขาแครนเป็นสัญญาณ
รูปคลื่นสี่เหลี่ยมทำให้แรงดันที่ได้จากขา 7 เป็นไฟสลับจึงต้องนำมาผ่านวงจรเรกติไฟเออร์เพื่อ
เปลี่ยนเป็นไฟตรง ผ่านเป็นไฟเลี้ยงให้กับวงจรขยายสัญญาณภาพ(Video Amplifier) และที่ขา 1 ก็
จะถูกเรกติไฟเออร์เช่นเดียวกันเพื่อให้ได้ศักดาไฟฟ้าไปควบคุมขา 2 ซึ่งเป็นขาคาโทดของหลอด
ภาพและยังต่อไปที่ขา 6 ทางด้านทุติยภูมิเพื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าให้สูงขึ้นศักดาไฟฟ้าที่ได้จากทุติยภูมิ
จะมีแรงดันไฟฟ้าสูงมาก(High Voltage) ซึ่งวัดได้ประมาณ 12 KV โดยจะนำไปต่อที่ขาอาโนด
ของหลอดภาพ

การสร้างสัญญาณพื้นเลี่ยนนั้น สร้างจากวงจรควบคุมจากการจ่ายกระแสที่ด้วยศักดาไฟ-
ฟ้า(Voltage Control Current Source) โดยทำหน้าที่จ่ายกระแสให้กับ โหลด ซึ่งนั่นก็คือตัวเก็บประจุ
 $0.47\mu F$ โดย IC TL064 จะช่วยทำให้กระแสที่จ่ายเข้าที่ โหลดไม่ขึ้นอยู่กับ V_{BE} ของ Q_{103} แสดง
วงจรดังรูปที่ 28 สมมุติให้ศักดาไฟฟ้าที่ขาบวกของออปแอมป์เป็น V_1 มีไฟเลี้ยงวงจร 5V ดังนั้น
ศักดาที่ตกคร่อมความต้านทาน $10K\Omega$ จึงเท่ากับ $\frac{5-V_1}{10K\Omega}$ โดยที่คิดว่ากระแสเบสน้อยมาก ดังนั้น
จะเห็นว่ายิ่ง V_1 มีค่ามากเท่าใด กระแสที่จ่ายให้กับโหลดก็จะน้อยลง สัญญาณควบคุมการสร้าง
สัญญาณพื้นเลี่ยน ซึ่งเป็นสัญญาณเดียวกันกับสัญญาณเอ๊าท์พุทเอนเนเบิล จะใช้ควบคุมช่วงเวลา

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

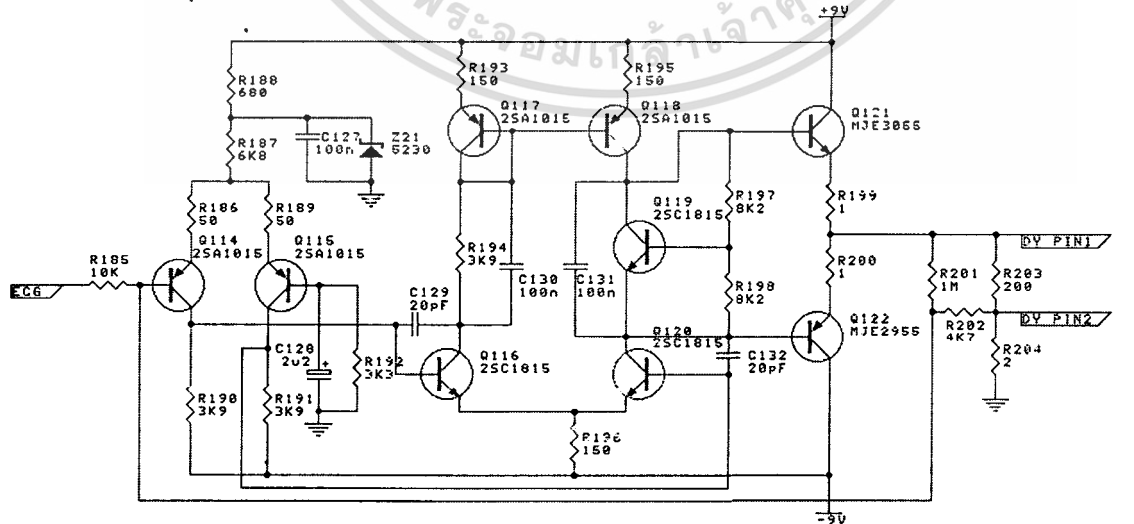
การจ่ายกระแสให้กับตัวเก็บประจุโดยในช่วงที่สัญญาณมีค่าเป็น 0 ซึ่งตรงกันกับช่วงที่หน่วยความจำกำลังอ่านข้อมูลออกมานั้นจะทำให้ศักดาที่ตกคร่อมขาเบสของ Q_{104} เป็น 0V และทำให้ Q_{104} ซึ่งเป็น NPN ทรานซิสเตอร์อยู่ในสภาวะคัทออฟ(Cut off) ฉะนั้นช่วงนี้กระแสจากวงจรจ่ายกระแสคงที่ (Constant Current Source) จะไปชาร์จ(Charge)ตัวเก็บประจุเนื่องจากสัญญาณพื้นเลื้อยในช่วงแสดงผล(Trace) จะมีความชันเป็นบวกและต้องเป็นเส้นตรงด้วยทำให้เราจำเป็นต้องเลือกค่าตัวเก็บประจุที่เหมาะสมกล่าวคือจะต้องให้ค่าเวลาคงที่(Time Constant RC) มากเพียงพอจึงจะทำให้ศักดาตกคร่อมตัวเก็บประจุค่อยๆสูงขึ้นแบบ เส้นตรงเมื่อสัญญาณควบคุมมีค่าเป็น 1 ทรานซิสเตอร์ Q_{104} จะถูกไบอัสให้สามารถนำกระแสได้ทำ ให้กระแสทั้งหมดจากวงจรจ่ายกระแสคงที่ไหลผ่าน Q_{104} ไม่เข้าตัวเก็บประจุ และตัวเก็บประจุยังคายประจุผ่าน Q_{104} อีกด้วยทำให้ศักดาคร่อมตัวเก็บประจุค่อยๆลดลงมีความชันเป็นลบแบบเส้นตรง ในขณะที่เดียวกันต้องปรับ R_{158} ให้เหมาะสมด้วย เพื่อไม่ให้ Q_{103} อยู่ในสภาวะอิ่มตัว เพราะมีฉะนั้นศักดาไฟฟ้คร่อมตัวเก็บประจุที่ยอดบนของสัญญาณพื้นเลื้อยจะเพี้ยนไป ดังนั้นทำให้จึงสามารถจะสร้างสัญญาณพื้นเลื้อยได้ตามต้องการ



รูปที่ 28 วงจรสร้างสัญญาณพื้นเลื้อยและวงจรขยายกำลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากนั้นก็จะนำไปเข้าวงจรบัฟเฟอร์ เพื่อที่จะป้องกันไม่ให้ค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุ $0.47\mu F$ เปลี่ยนไป ซึ่งอาจเกิดขึ้นได้ถ้าอินพุทอิมพีแดนซ์ของภาคถัดไปนั้นมีค่าไม่สูงพอ แล้วผ่านเข้าวงจรขยายแบบกลับเฟสที่สามารถปรับอัตราขยายได้โดย IC TL064 เพื่อปรับความกว้างของการสแกนทางแวนอน กล่าวคือถ้าสัญญาณพื้นเลื้อยนี้มีขนาดสูงมากเกินไป ก็จะทำให้อิเล็กทรอนิกส์ถูกควบคุมให้วิ่งในแวนอนของจอภาพในอัตราที่สูงขึ้น ดังนั้นในเวลา 3.2 ms เท่ากัน ภาพที่ปรากฏบนจอทางแวนอนจะกว้างมากจนเกินขอบจอ ฉะนั้นจะต้องให้ภาพเกิดภายในจอที่กำหนด โดยปรับอัตราขยายให้มีขนาดของสัญญาณพื้นเลื้อยที่เหมาะสมสัญญาณพื้นเลื้อยที่ได้ จะนำไปผ่านเข้าวงจรขยายกำลังเพื่อให้สามารถจ่ายกระแสได้เพียงพอที่จะขับโหลดที่เป็นขดลวดได้ เมื่อเราได้สัญญาณพื้นเลื้อย และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูงตามต้องการแล้วเพื่อที่จะสามารถแสดงออกจจอทีวีได้ เราจะต้องมีการนำสัญญาณเหล่านี้ไปขับขดลวดห้กเพื่อเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะเป็นตัวทำให้อิเล็กตรอนที่ถูกผลิตออกมาจากไส้หลอดหักเหในทิศทางต่างๆ ได้ตามต้องการแต่ถ้าเราจะขับขดลวดโดยตรงด้วยวงจรขยายที่สร้างขึ้นจากออปแอมป์ จะไม่สามารถทำได้แน่นอน เนื่องจากออปแอมป์ที่ใช้ไม่ได้ถูกออกแบบให้จ่ายกระแสได้มากพอที่จะขับขดลวดที่มีความต้านทานน้อยๆและกินกระแสมากๆ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องนำสัญญาณพื้นเลื้อยและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูง ไปต่อเข้าวงจรขยายเพื่อที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวสำหรับวงจรขยายกำลังของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้แสดงไว้ในรูปที่ 29 ซึ่งเป็นการทำงานแบบพุชพูล(Push-Pull) นั้นเองกระแสเอาท์พุทที่ได้จากภาคบัฟเฟอร์ของวงจรส่วนหนึ่งจะถูกป้อนกลับไปที่ขาเบสของทรานซิสเตอร์ นอกจากนี้จะถูกนำไปจ่ายให้กับโหลดที่มีลักษณะเป็นโหลดลอยและจ่ายให้ความต้านทาน 2Ω ซึ่งเป็นตัวที่ทำให้กระแสผ่านไปได้

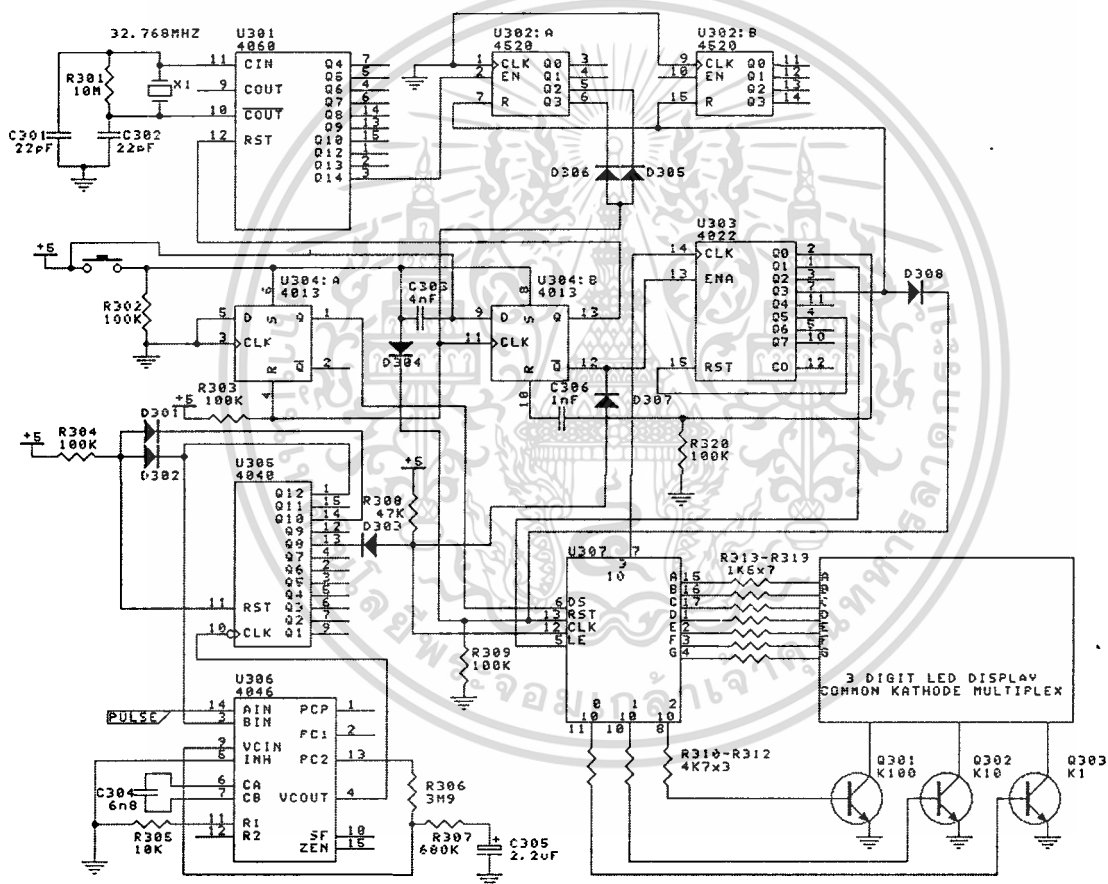


รูปที่ 29 วงจรขยายกำลังของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

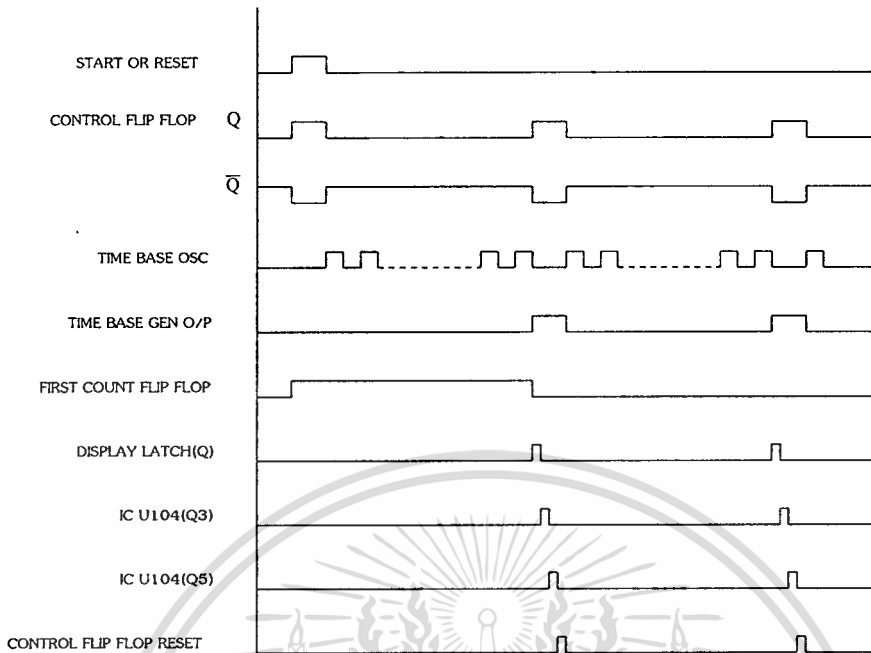
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือสงวนชื่อผู้เผยแพร่ หากท่านมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายบริการลูกค้าของเรา
 ไม่ว่าการแก้ไขทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 มิเตอร์วัดอัตราการเต้นของหัวใจ(Rate Meter)

รูปที่ 30 เป็นวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ส่วนวงจรสร้างฐานเวลาประกอบด้วยวงจร Oscillator และวงจรหารความถี่ เพื่อใช้ควบคุมเวลาของการนับ(Count Period) ซึ่งในที่นี้เลือกให้เป็นเวลา 6 วินาที เพื่อให้ค่าที่อ่านได้เป็นอัตราการทำงานของหัวใจเป็นจำนวนครั้งต่อนาที พัลส์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 1 พัลส์ จะถูกทำให้เป็น 10 พัลส์ โดยวงจร Pulse Multiplier โดยเฟสล็อกคัลป์ Timing diagram ของส่วนควบคุมเป็นดังรูปที่ 31



รูปที่ 30 วงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 31 Counter Timing Diagram

2.6.1 วงจรเฟสล็อกและวงจรหาร

จากวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจในรูปที่ 30 นั้นจะมี IC U306 เป็น CMOS Phase Locked Loop โดยสัญญาณเอาต์พุตปรากฏบนขา 4(f_o) และจะไปผ่านวงจรหารคือ IC U305 แล้วจึงป้อนกลับมายัง Comparator input ส่วนไดโอด D301 และ D302 ต่อเป็น AND Gate ดังนั้น IC U305 จะรีเซ็ตตัวเองเมื่อนับได้ 2560(1010 0000 0000) ดังนั้น $N=2560$ แต่เนื่องจากคาบเวลาที่ใช้ในการนับคือ 6 วินาที แต่อัตราการเต้นของหัวใจจะแสดงผลเป็นจำนวนครั้งต่อนาที(60 วินาที) ดังนั้นสัญญาณพัลส์ที่จะนำไปเข้าวงจรมับจะต้องคูณด้วย 10 ก่อน

2.6.2 วงจรมับ (Counter Circuit)

IC U307 เบอร์ 74C926 ทำหน้าที่เป็นวงจรมับโดยมีคุณสมบัติดังนี้คือเป็น CMOS Counter ที่ประกอบด้วย 4 Digit Counter, Internal Input Latch วงจรจับเอาต์พุตสำหรับ 7 Segment และวงจรมัลติเพล็กซ์โดย Counter จะทำงานที่ขอบขาของสัญญาณนาฬิกาถ้าขา RST เป็น 1 ก็จะทำให้ Counter รีเซ็ตไปที่ 0 ถ้าหาก Latch Enable Input เป็น 0 ก็จะทำให้การ Latch ตัว เลขใน Counter มาแสดงผลถ้าในกรณี Display Select เป็น 0 ก็จะทำให้การเลือกตัวเลขที่อยู่ใน Output, Latch มาแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.3 วงจรสร้างฐานเวลาควบคุมการนับ(Time Base Generator)

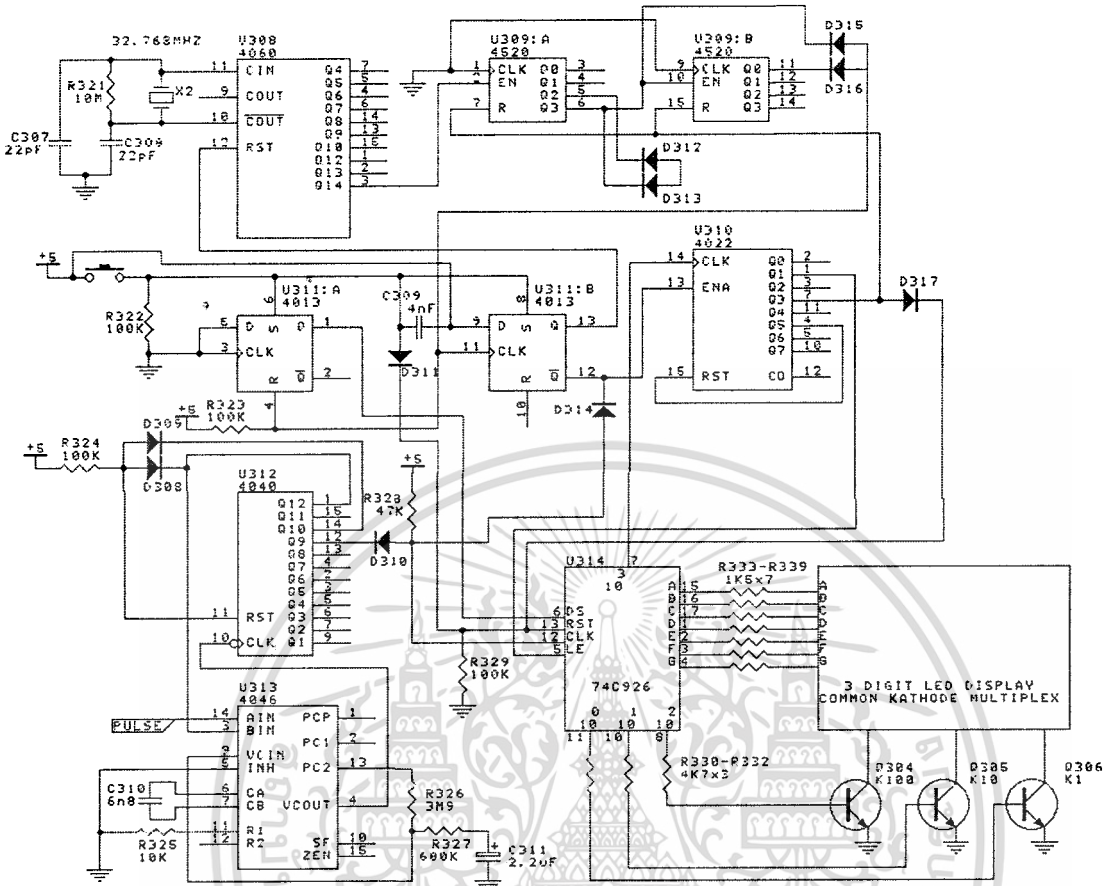
จากวงจรรูปที่ 30 วงจรสร้างฐานเวลาควบคุมการนับประกอบไปด้วยส่วนย่อยๆ ดังนี้คือ

- IC U304a ทำหน้าที่เป็น First Count Flip Flop
- IC U304b ทำหน้าที่เป็น Control Flip Flop
- IC U301 ทำหน้าที่เป็น Clock Oscillator
- IC U302 ทำหน้าที่เป็นวงจรหารความถี่
- IC U303 ทำหน้าที่สร้างสัญญาณ LE, Rest และ START

First Count Flip Flop ทำหน้าที่บังคับ Display Latch ให้รับข้อมูลจากวงจรมับตลอดเวลาของคาบแรกของการนับ วงจร Oscillator สร้างสัญญาณนาฬิกาความถี่ 2 Hz ให้แก่วงจรหารความถี่ (4520) ซึ่งเอาต์พุตที่จุด A จะมีฐานเวลาเท่ากับ 6 วินาที เอาต์พุตของวงจรหารความถี่จะไปรีเซ็ต First Count Flip Flop และเป็นสัญญาณนาฬิกาให้กับ Control Flip Flop ส่วน Clock Oscillator คือ U301 ใช้ IC เบอร์ 4060 จะเป็น Binary Ripple Counter ทุกครั้งที่ Clock เปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 Counter จะนับเพิ่มขึ้น 1 ครั้ง ขา Output ที่ 14 จะหารสัญญาณนาฬิกาด้วย 2 ดังนั้นที่ขานี้ก็จะได้สัญญาณที่มีความถี่เท่ากับ 2Hz และสัญญาณนี้จะเป็นสัญญาณนาฬิกาให้กับ U302 วงจรหารความถี่ U302 ใช้ IC เบอร์ 4520 มีคุณสมบัติคือจะเป็น Dual Synchronous Divide By 16 Counter ทุกๆ ครั้งที่ Enable Input เปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 Counter ก็จะมีนับเพิ่มขึ้น 1 ครั้ง ส่วนไดโอด D_{305} และ D_{306} จะเป็น AND Gate ดังนั้นเมื่อ Counter นับจนกระทั่งสัญญาณที่ขา Q_2 และ Q_3 เป็น 1 พร้อมกัน (1100) ก็จะได้ สัญญาณเอาต์พุตของ AND Gate เป็น 1 ซึ่งจะไปรีเซ็ต First Count Flip Flop. ดังนั้นความถี่ของ สัญญาณเอาต์พุตที่จุด A มีค่าเท่ากับ $\frac{2}{12} = \frac{1}{6}$ หรือกล่าวได้ว่าช่วงเวลาที Counter ใช้ในการนับ ตั้งแต่เริ่มต้น จนกระทั่งได้สัญญาณเอาต์พุตที่จุด A เป็น 1 เท่ากับ 6 วินาที

2.7 วงจรวัดอัตราการหายใจ

วงจรวัดอัตราการหายใจจะคล้ายกับวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจดังแสดงวงจรการทำงานได้ในรูปที่ 32 แต่เราได้มีการเปลี่ยนแปลงบางประการเพื่อความเหมาะสม คือเราจะใช้คาบเวลาของวงจรมับเท่ากับ 12 วินาที ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากสัญญาณเอาต์พุตที่จุด A จะเป็น 1 เมื่อ U309 นับได้ 1 1000(24) ดังนั้นช่วงเวลาที่ U309 ใช้ในการนับเริ่มต้นจนกระทั่งได้สัญญาณเอาต์พุตที่จุด A เป็น 1 คือ $\frac{24}{2} = 12$ วินาที



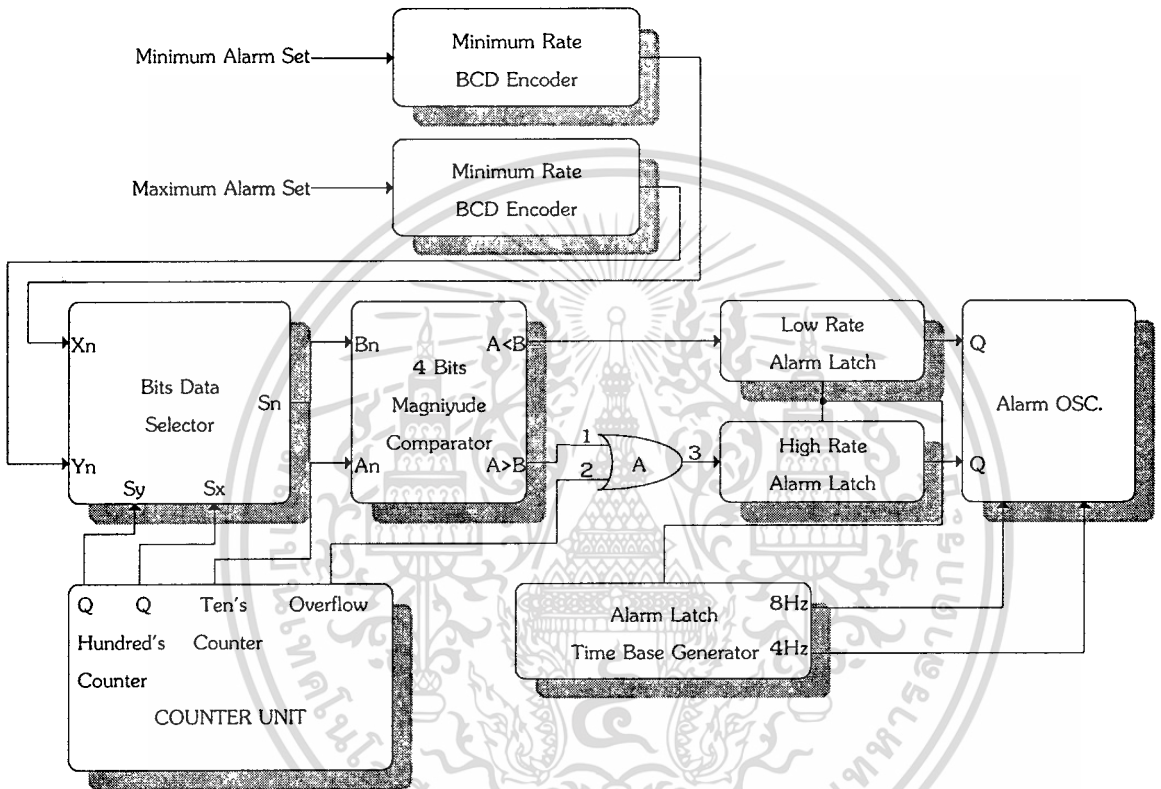
รูปที่ 32 วงจรวัดอัตราการหายใจ

2.8 วงจรเตือน

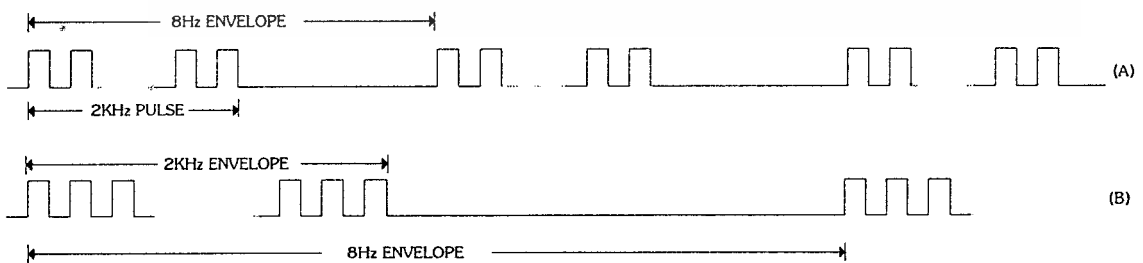
2.8.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือน

รูปที่ 33 เป็นบล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือนค่าอัตราสูงสุดและต่ำสุดซึ่งตั้งให้วงจรเตือนจะป้อนเข้าไปที่ Decimal To BCD Encoder ค่าอัตราต่ำสุดที่จะให้วงจรทำงานมี 6 ค่า คือ 40, 50, 60, 70, 80 และ 90 ครั้งต่อนาที และค่าสูงสุดมีค่า 110, 120, 140, 150, 160 และ 180 ครั้งต่อนาที โดยวงจร Encoder จะเปลี่ยนเฉพาะหลักสิบให้เป็น BCD Magnitude Comparator จะนำเฉพาะหลักสิบ เข้ามาเปรียบเทียบเท่านั้น ถ้าวงจรนับได้ต่ำกว่า 100 Q ของวงจรถับหลักร้อยจะบังคับให้ 4 Bit Data Selector นำ BCD ของอัตราต่ำสุด เข้าสู่ Magnitude Comparator ข้อมูลที่เข้าสู่ Magnitude Comparator จากวงจรถับจะเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ดังนั้นผลของการเปรียบเทียบจะเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ผลของการเปรียบเทียบนั้นจะถูกต้องเฉพาะระยะเวลาที่การนับในแต่ละคาบสิ้นสุดลงเท่านั้นข้อมูลที่ได้จากการเปรียบเทียบตอนนี้จะถูกเก็บไว้ใน Alarm Latch ซึ่งการเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Latch ของ Alarm Latch จะกระทำพร้อมๆกับการLatch ของ Display Latch เอาที่พูดของ Alarm Latch จะไปควบคุม Alarm Oscillator อีกครั้งหนึ่ง Alarm Oscillator ที่ใช้เป็น Two Tone Alarm โดยจะนำเข้าสู่สัญญาณ ความถี่ต่ำจากฐานควบคุมการนับและความถี่สูง 2 KHz ซึ่ง Alarm Oscillator สร้างผสมขึ้นมา ดังรูปที่ 34



รูปที่ 33 บล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือน

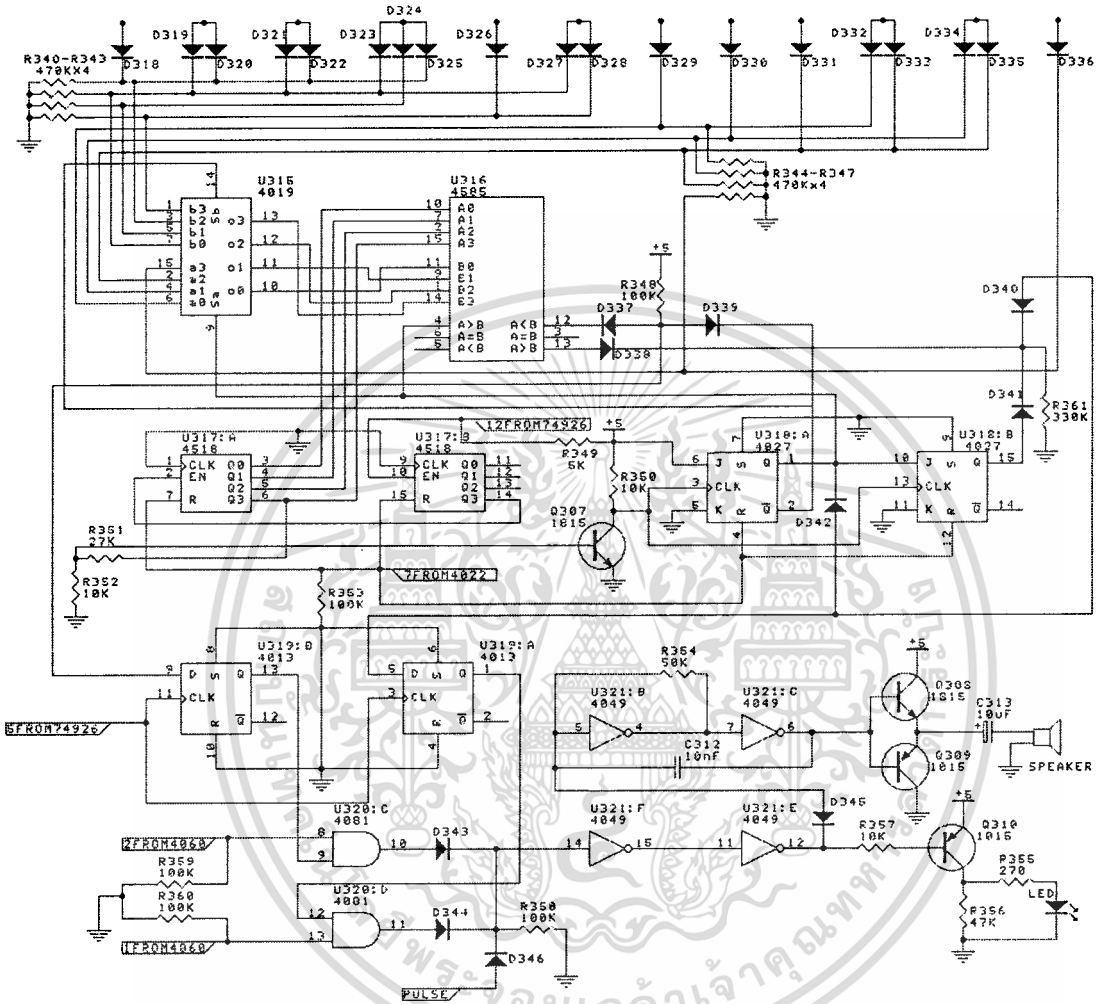


- A) สัญญาณเตือน เมื่อหัวใจคนไข้ทำงานเร็วเกินไป
- B) สัญญาณเตือน เมื่อหัวใจคนไข้ทำงานช้าเกินไป

รูปที่ 34 แสดงรูปสัญญาณเตือน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในวงจำกัดเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.2 การทำงานของวงจรเตือน



รูปที่ 35 รูปวงจรเตือนทั้งหมด

โดยจะแสดงวงจรเตือนทั้งหมดได้ดังรูปที่ 35 จากที่ได้กล่าวมาแล้วในตอนต้นว่าวงจร Alarm Comparator จะนำเอาเฉพาะหลักสิบเข้ามาที่ Magnitude Comparator เท่านั้น วงจร Decimal To BCD Encoder นี้จะนำตัวเลขเฉพาะหลักสิบ เท่านั้นมาทำการ Encoder ให้เป็น BCD อัตราต่ำสุด (Minimum Rate Alarm Encoder) ที่ตั้งคือ 40, 50, 60, 70, 80 และ 90 จะได้ Truth Table ของ Minimum Rate Alarm Encoder ดังตารางที่ 3 จะได้ วงจรของ Minimum Rate Alarm Encoder ดังรูปที่ 30 ซึ่งประกอบด้วยไดโอด 11 ตัวมาประกอบ เป็นวงจร OR Gate ทำนองเดียวกันสำหรับ Maximum Rate Alarm Encoder จะได้ Truth Table ดัง ตารางที่ 4

ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Decimal Input	BCD OUT			
	D ₈	D ₄	D ₂	D ₁
(40) 4	0	1	0	0
(50) 5	0	1	0	1
(60) 6	0	1	1	0
(70) 7	0	1	1	1
(80) 8	1	0	0	0
(90) 9	1	0	0	1

ตารางที่ 3 Truth Table ของ Minimum Rate Alarm Encoder

Decimal Input	BCD OUT			
	D ₈	D ₄	D ₂	D ₁
(110) 1	0	0	0	1
(120) 2	0	0	1	0
(140) 4	0	1	0	0
(150) 5	0	1	0	1
(160) 6	0	1	1	0
(180) 8	1	0	0	0

ตารางที่ 4 Truth Table ของ Maximum Rate Alarm Encoder

สำหรับการทำงานของวงจร Alarm Comparator BCD จาก Minimum Rate Alarm Encoder จะป้อนเข้าที่อินพุต X_n และ BCD จาก Maximum Rate Encoder จะป้อนเข้าที่อินพุต Y_n ของ IC U315 (CD 4019) ซึ่งทำหน้าที่เป็น 4 Bit Data Selector ข้อมูลเอาต์พุต S_n จะเป็นไปตาม อินพุต S_x และ S_y จากวงจรมัลติพลาย ตารางที่ 5 เป็น Truth Table ของ CD4019 ถ้าวจร นับได้ต่ำกว่า 100 IC U315 จะนำ BCD จาก Minimum Rate Alarm Encoder เข้าสู่ Magnitude Comparator และเมื่อวงจรมับ นับเกิน 100 IC U315 จะนำ BCD จาก Maximum Rate Alarm Encoder เข้าสู่ Magnitude Comparator โดย IC U316(4585) เป็น Magnitude Comparator ซึ่งจะ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำการเปรียบเทียบ BCD ระหว่างวงจรรับซึ่งเป็นอัตราการเดินของหัวใจคนใช้กับค่า BCD จากวงจรร Encoder โดยนำ BCD ของ วงจรรับเข้าที่อินพุต A และ BCD จาก Encoder เข้าที่อินพุต B ตารางที่ 6 เป็น Truth Table ของ CD4585 ผลที่ได้จากการเปรียบเทียบจะถูกเก็บไว้ใน Alarm Latch พร้อมกับ การ Latch ของ Display ดังกล่าวมาแล้ว เนื่องจากในการเปรียบเทียบจะนำเฉพาะหลักสิบเข้ามาเปรียบเทียบเท่านั้น โดยผลการนับหลักร้อยจะเป็นตัวเลือกให้เปรียบเทียบ Minimum หรือ Maximum ในขณะที่เปรียบเทียบ ค่า Maximum สมมุติเราตั้ง Maximum Alarm ไว้ที่ 140 ที่อินพุต B ของ Magnitude Comparator จะเป็น 0100 อัตราการทำงานของหัวใจนับได้ 112 ดังนั้นที่อินพุต A ของ Magnitude Comparator จะเป็น 0001 จากที่กล่าวมานี้ ที่เอาท์พุต $A > B$ จะเป็น 0 แต่ที่เอาท์พุต $A < B$ จะเป็น 1 เพื่อป้องกัน วงจร Low Rate Alarm ทำงานจากตารางที่ 6 เอาท์พุต $A > B$ จะเป็น 1 ได้เมื่อข้อมูล $A > B$ และคาสเคดอินพุต $A > B$ เป็น 1 หรือข้อมูล $A = B$ และคาสเคดอินพุต $A > B$ เป็น 1 ดังนั้นจึงต่อคาสเคดอินพุต $A > B$ เข้ากับเอาท์พุต Q จากวงจรรับหลักร้อยเพราะฉะนั้นเอาท์พุต $A > B$ ของ Magnitude Comparator จะเป็น 1 ได้เฉพาะในขณะที่ Magnitude Comparator กำลังเปรียบเทียบค่า Maximum อยู่เท่านั้น ในทำนองเดียวกันขณะที่กำลังเปรียบเทียบค่า Maximum อาจเกิดปัญหาลักษณะเดียวกันนี้ก็ได้เพื่อป้องกัน High Rate Alarm ทำงานขณะทำการเปรียบเทียบ Maximum อยู่เอาท์พุต $A < B$ จะนำมา AND กับเอาท์พุต Q ของวงจรรับหลักร้อย ผลของการเปรียบเทียบ $A < B$ จะเข้าสู่ Low Rate Alarm Latch ได้เฉพาะเวลาที่กำลังเปรียบเทียบ Minimum เท่านั้น AND Gate นี้ประกอบด้วยไดโอด D_{337} , D_{339} และ R_{340} เมื่อวงจรรับเกิด Overflow คืออัตราการ ทำงานของหัวใจ เกิน 200 ครั้งต่อนาที วงจร High Rate จะทำงานด้วย โดยเอาท์พุต Q ของ Overflow Flip Flop จะ ป้อนเข้าสู่ Alarm Latch ของ High Rate Latch โดยผ่าน OR Gate ซึ่งประกอบด้วย ไดโอด D_{338} , D_{341} และ R_{361} แต่การทำงานดังกล่าวอาจผิดพลาดได้ เช่นขณะทำการเปรียบเทียบ Minimum โดย Minimum Rate เท่ากับ 60 (0110) และอัตราการ ทำงานของหัวใจ เท่ากับ 90(1001) ที่เอาท์พุต $A > B$ ของ Magnitude Comparator จะสวิงอยู่ระหว่าง Q กับ 1 ซึ่งจะ ทำให้วงจร High Rate Alarm ทำงาน เพื่อแก้ปัญหา ดังกล่าว หลังจากที่เรานำเอาท์พุต $A > B$ มา OR กับขา Q ของ Overflow Flip Flop แล้ว เราจะต้องนำไป AND กับขา Q ของวงจรรับหลักร้อย แล้วจึงนำไปสู่ High Rate Alarm Latch

Select Control		Output
S_x	S_y	S_n
0	0	0
0	1	Y_n
1	0	X_n
1	1	X_n+Y_n

ตารางที่ 5 Truth Table ของ CD 4019

Compare Input				Cascade Input			Compare Output		
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2=B_2$	$A_1=B_1$	A<B	A=B	A>B	A<B	A=B	A>B
$A_8>B_8$	X	X	X	X	X	1	0	0	1
$A_8=B_8$	$A_4>B_4$	X	X	X	X	1	0	0	1
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2>B_2$	X	X	X	1	0	0	1
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2=B_2$	$A_1>B_1$	X	X	1	0	0	1
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2=B_2$	$A_1=B_1$	0	0	1	0	0	1
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2=B_2$	$A_1=B_1$	0	1	1	0	1	0
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2=B_2$	$A_1=B_1$	1	0	1	0	0	0
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2=B_2$	$A_1=B_1$	X	X	X	1	0	0
$A_8=B_8$	$A_4=B_4$	$A_2<B_2$	X	X	X	X	1	0	0
$A_8=B_8$	$A_4<B_4$	X	X	X	X	X	1	0	0
$A_8<B_8$	X	X	X	X	X	X	1	0	0

ตารางที่ 6 Truth Table ของ CD 4585

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

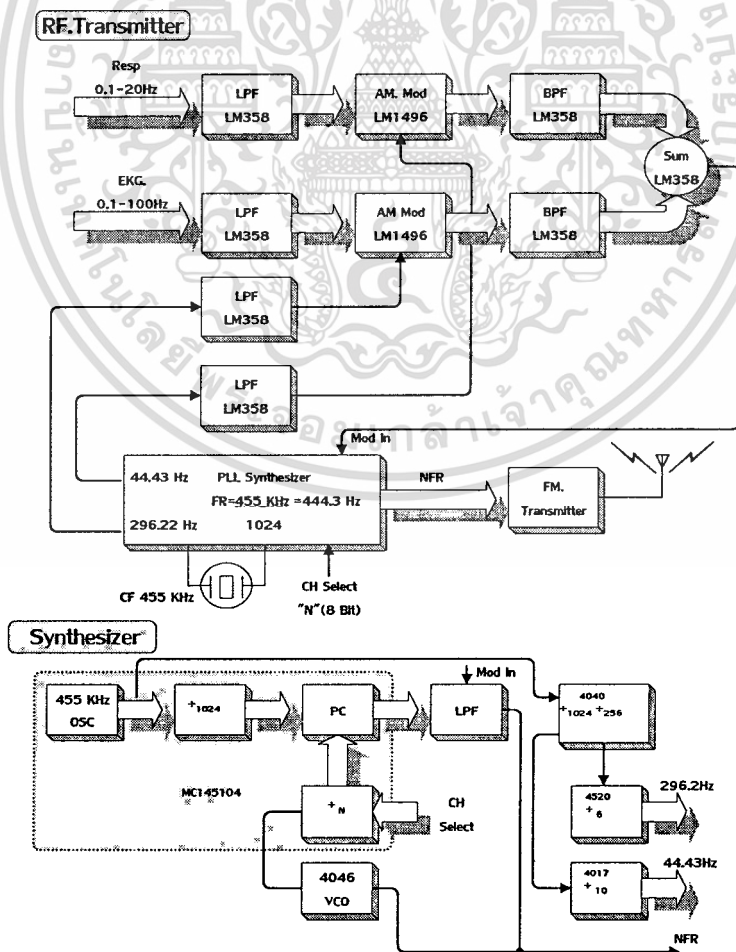
บทที่ 3

การออกแบบสร้างชุดส่งสัญญาณ

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของเครื่องส่งสัญญาณซึ่งได้รับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย โดยเครื่องแสดงแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบวางข้างเตียง จะแสดงถึงวิธีการรวมสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับคลื่นสัญญาณการหายใจเข้าด้วยกันเพื่อที่จะทำการส่งออกไปยังเครื่องรับรวมทั้งวิธีการส่งสัญญาณแบบ FM (Frequency Modulation) โดยมีการกำหนดความถี่ของแต่ละช่องสัญญาณ

3.1 โครงสร้างของชุดส่งสัญญาณ

ระบบการส่งสัญญาณจะประกอบด้วยส่วนต่างๆดังแสดงได้แสดงในรูปที่ 36 ซึ่งจำแนกแต่ละส่วนตามหน้าที่การงานดังนี้

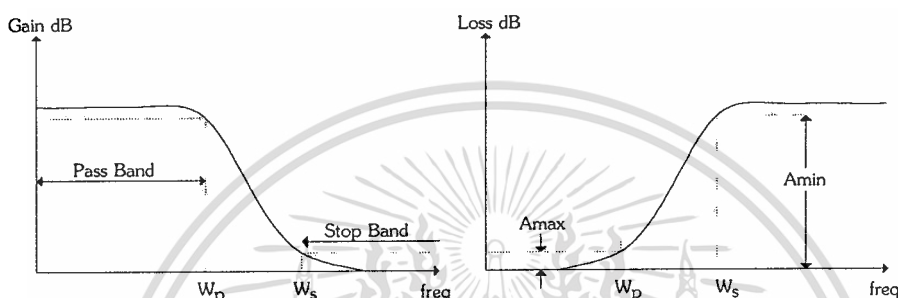


รูปที่ 36 แสดงโครงสร้างของชุดส่งสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

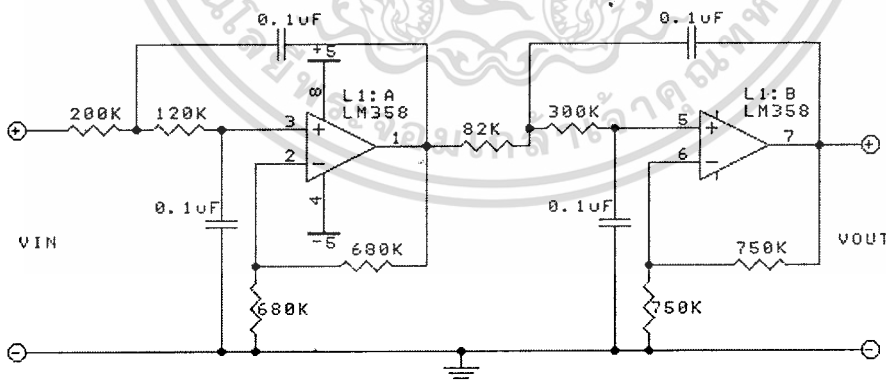
3.2 วงจรกรองความถี่ต่ำ (LPF)

ในส่วนของวงจรนี้ จะทำการรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณการหายใจมาจากเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วางข้างเตียงผู้ป่วย(Bed side Monitor) โดยวงจรนี้จะมีหน้าที่ในการกำจัดความถี่สูงที่ปนมากับสัญญาณทั้งสองนี้ซึ่งคุณสมบัติพื้นฐานของวงจรกรองความถี่ต่ำ คือให้ผ่านความถี่ต่ำและบั่นทอนความถี่สูงดังรูปที่ 37



รูปที่ 37 แสดงคุณสมบัติของวงจรกรองความถี่ต่ำ

ในชุดส่งข้อมูลที่ทำขึ้นมานี้จะทำการออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำ^[6] โดยใช้โอปแอมป์ซึ่งจะเป็นวงจรแบบ Active Filter ซึ่งวงจรกรองความถี่ต่ำที่ยอมให้สัญญาณการหายใจผ่านไปได้นั้นได้ออกแบบ เป็น Forth-Order ซึ่งมีความถี่คัทออฟที่ 10 Hz โดยจะแสดงได้ดังรูปที่ 38



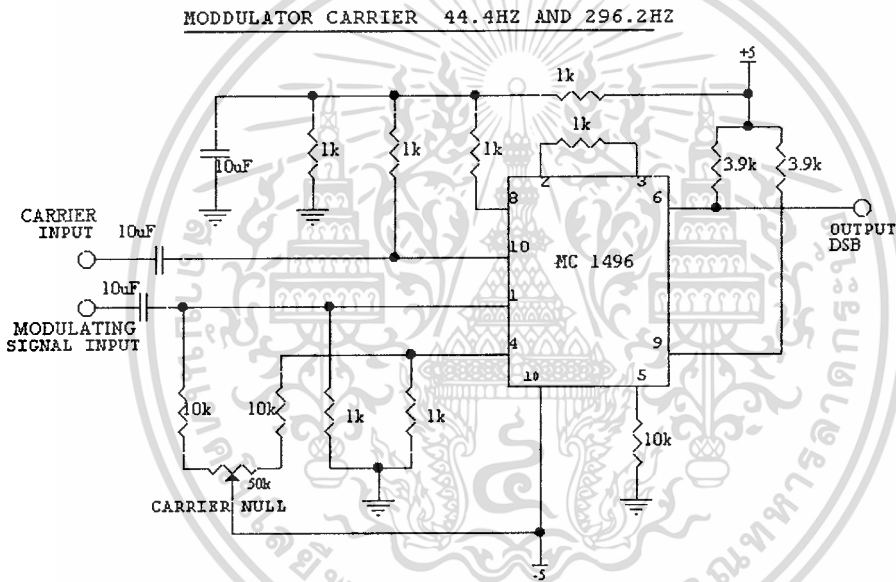
รูปที่ 38 Forth-Order LPF. Cut off 10Hz

ในส่วนของวงจรกรองความถี่ที่ยอมให้สัญญาณการเต้นของหัวใจผ่านนั้น ได้ออกแบบเป็น Forth Order มีความถี่คัทออฟที่ 20 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 วงจรเอเอ็มมอดูเลเตอร์ (AM.Modulator)

เมื่อทั้งสัญญาณการหายใจ และสัญญาณการเดินของหัวใจได้ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำเพื่อกำจัดความถี่สูงที่ปนมาด้วยแล้วนั้นจะต้องนำสัญญาณไฟฟ้าของร่างกายทั้งสองมาทำการ Modulate กับ Sub Carrier ก่อน เนื่องจากสัญญาณทั้งสองนั้นมีความถี่ต่ำมาก ซึ่งเราจะใช้ความถี่ Sub Carrier 44.43 Hz Modulate กับสัญญาณการหายใจส่วนความถี่ Sub Carrier 296.22Hz นั้นจะใช้ Modulate กับสัญญาณการเดินของหัวใจตามลำดับ โดยวงจรในส่วนนี้ทั้งของสัญญาณการหายใจ และสัญญาณการเดินของหัวใจมีส่วนประกอบของวงจรบาลานซ์มอดเหมือนกัน จะต่างกันตรงส่วนของความถี่ของ Sub Carrier เท่านั้นซึ่งสามารถแสดงให้เห็นได้ดังรูปที่ 39



รูปที่ 39 วงจร Balanced Modulator

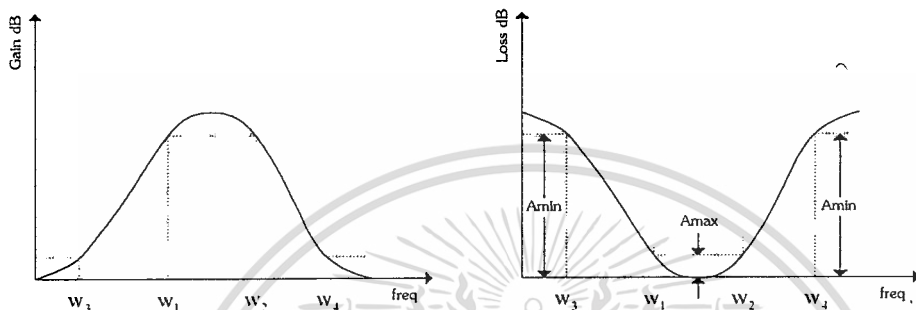
เนื่องจากในระบบ AM ไม่มีขั้วสารปนอยู่ในคลื่นพาหะ เราจึงสามารถกำจัดหรือเอาคลื่นพาหะออกก่อนที่จะทำการส่งออกอากาศ โดยวงจรที่จะทำหน้าที่นี้เรียกว่าวงจรบาลานซ์มอดูเลเตอร์ (Balanced Modulator)แต่ข้อเสียของการมอดูเลชันแบบ AM ไม่มี Carrier ก็คือการรับสัญญาณ AM ที่สมบูรณ์ ทั้ง Carrier และ Sideband จะต้องรับได้เหมือนกับสัญญาณที่ส่งมาในกรณีของระบบ AM ไม่มี Carrier มี Sideband ส่งมาโดยปราศจาก Sub Carrier ฉะนั้นในตอนเดิมมอดูเลชัน เราจะต้องสร้าง Sub Carrier ขึ้นใหม่เพื่อเติมแอมพลิจูด Carrier ที่เติมใหม่นี้จะต้องมีทั้งความถี่และเฟสตรงกับ Sub Carrier ที่เครื่องส่งใช้มอดูเลชัน ซึ่งจะมีความยุ่งยากมาก แต่สาเหตุที่ได้นำเอา IC เบอร์ MC1496 ซึ่งทำหน้าที่เป็นวงจรบาลานซ์มอดูเลเตอร์มาใช้ นั่นเนื่องจากวงจรที่นำมาใช้นี้เราสามารถจะปรับขนาดของ Sub Carrier ที่ต้องการได้ ซึ่งจะทำให้การเดิมมอดูเลชันง่ายขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

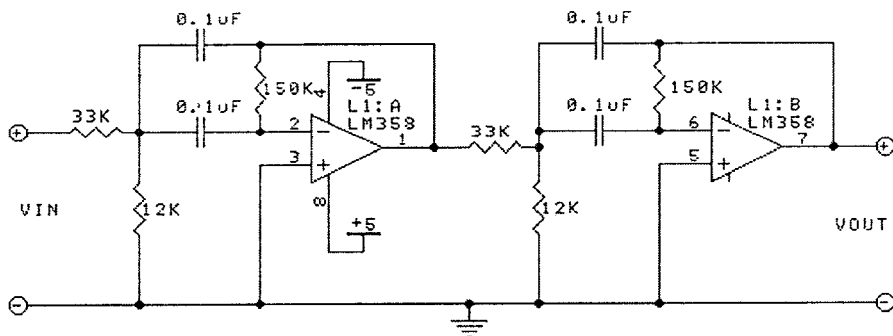
3.4 วงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน (Band Pass Filter)

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าการหายใจกับสัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจทำการมอดูเลชันกับ Sub Carrier เรียบร้อยแล้วก็นำไปผ่านวงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน เพื่อต้องการให้ช่วงความถี่ที่เกิดจากการมอดูเลชัน ผ่านเท่านั้นซึ่งก็จะประกอบด้วย Sideband พร้อมทั้ง Sub Carrier ที่ผ่านออกไปได้ ซึ่งหลักการของ BPF คือจะผ่านความถี่ระหว่าง $W_1 - W_2$ ด้วย Loss ไม่เกิน A_{MAX} ดังรูปที่ 40



รูปที่ 40 แสดงคุณสมบัติของวงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน

จากชุดส่งสัญญาณที่สร้างขึ้นนี้ เราได้ออกแบบวงจรกรองสัญญาณช่วงความถี่ผ่านโดยเราใช้โอปแอมป์สำหรับการออกแบบ ได้ใช้เป็นแบบวงจร Active Filter โดยจะทำการออกแบบเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนวงจรที่กรองให้ความถี่ที่ได้จากการมอดูเลชันของสัญญาณไฟฟ้าการหายใจ กับ Sub Carrier ความถี่ 44.43 Hz ผ่านกับส่วนวงจรที่กรองให้ความถี่ที่ได้จากการมอดูเลชันของสัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจกับ Sub Carrier ความถี่ 296.22 Hz ผ่าน ซึ่งได้ทำการออกแบบเป็นวงจร Second-Order BPF ชนิด Multiple-Feedback นำมาต่อกันเป็น 2 ชุดเพื่อความแน่นอนในการแยกความถี่ ซึ่งเราจะได้แสดงวงจร BPF ที่ทำหน้าที่กรองความถี่ที่มาจากสัญญาณไฟฟ้าการหายใจมอดูเลชันกับ Sub Carrier ดังแสดงในรูปที่ 41



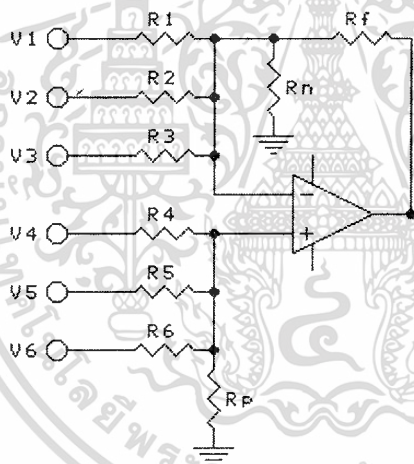
รูปที่ 41 แสดงวงจร A second-Order Multiple-Feedback Band Pass Filter ที่ความถี่ 45 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนวงจร BPF ที่ทำหน้าที่กรองความถี่ที่มาจากสัญญาณไฟฟ้าการเดินของหัวใจมอดูเลชันกับ Sub Carrier ทำการออกแบบวงจร A second-Order Multiple-Feedback Band Pass Filter ที่ความถี่ 300 Hz

3.5 วงจรรวมสัญญาณ (Summing Amplifier)

ขั้นตอนหลังจากที่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับสัญญาณไฟฟ้าการหายใจได้รับการมอดูเลชันกับ Sub Carrier จากวงจรบาลานซ์มอด แล้วผ่านวงจร BPF มาเรียบร้อยแล้วก็จะทำการรวมสัญญาณทั้งสองด้วยวงจร Summing Amplifier หรือเราจะเรียกชื่ออื่นๆได้เป็นวงจร Adding/Subtracting Amplifier, Weighted summing amplifier ซึ่งลักษณะต่างๆไปจะแสดงได้ดังรูปที่ 42



รูปที่ 42 แสดงวงจร Summing Amplifier สำหรับ Addition และ Subtraction

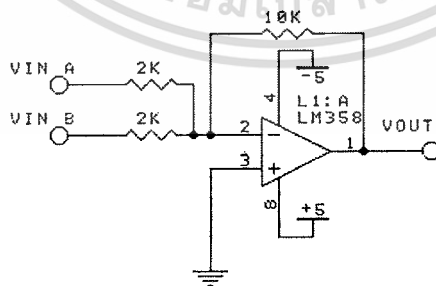
โดยจะมีลักษณะการทำงานคือ มีการป้อนกลับแบบลบซึ่งจะใช้วงจรขยายพื้นฐานคือวงจร Inverting และ Noninverting Amplifier จะป้อนเข้าอินพุตทั้งสองของออปแอมป์ซึ่งจะเป็นการรวมของกระแสที่อินพุตทั้งสองโดยปราศจากผลกระทบของอินพุตแต่ละส่วนดังนั้นออปแอมป์สามารถนำไปใช้ได้ทั้ง Addition และ Subtraction ของแรงดันจำนวนมากอาจจะเป็น DC หรือ AC ก็ได้ วงจรนี้สามารถจะออกแบบตามขั้นตอนดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

No.	Description	สมการ
1	เอาต์พุตโวลเตจของวงจร	$v_o = A_{e1}v_1 + A_{e2}v_2 + A_{e3}v_3 + A_{e4}v_4 + A_{e5}v_5 + A_{e6}v_6$
2	อัตราขยายโวลเตจสำหรับ อินพุต โวลเตจ (v_1, v_2 และ v_3)	Inverting $A_{e1} = \frac{v_o}{v_1} = -\frac{R_f}{R_1}, A_{e2} = \frac{v_o}{v_2} = -\frac{R_f}{R_2} \dots$
3	อัตราขยายโวลเตจสำหรับ noninverting. อินพุตโวลเตจ(v_4, v_5 และ v_6)	$A_{e4} = \frac{R_c}{R_c + R_d} \left(1 + \frac{R_f}{R_x} \right)$ R_c = ความต้านทานขนานของ R_5, R_6 และ R_p R_x = ความต้านทานขนานของ R_1, R_2, R_3 และ R_n $A_{e5} = \frac{R_b}{R_b + R_3} \left(1 + \frac{R_f}{R_x} \right)$ ที่ R_b = ความต้านทานขนานของ R_4, R_6 และ R_p
4	เอาต์พุตออฟเซ็ทโวลเตจจากอินพุต ออฟเซ็ทกระแส	$\Delta V_o = \pm I_{io} R_f$
5	เอาต์พุตออฟเซ็ทโวลเตจจากอินพุต ออฟเซ็ทโวลเตจ	$\Delta V_o = \pm V_{io} \left(1 + \frac{R_f}{R_x} \right)$

ตารางที่ 7 แสดงสมการสำหรับออกแบบวงจร Summing Amplifier

ซึ่งในงานวิจัยที่ทำขึ้นมาได้ทำการออกแบบวงจร Summing Amplifier มาใช้งานดังได้แสดงให้เห็น
 ในรูปที่ 43



รูปที่ 43 แสดงรูปวงจร Summing Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณจะคัปปลิ่งผ่าน C_7 เข้าไปยังขา Mod เพื่อผสมกับความถี่ออสซิลเลเตอร์ที่ขา 12 ของไอซี ส่วน C_8 ทำหน้าที่กรองสัญญาณอาร์เอฟอื่นๆที่ปนเข้ามาที่สัญญาณเสียงลงกราวด์ C_{10} และ L_2 เป็นวงจรรزونซึ่งกำหนดค่าความถี่ของสัญญาณออสซิลเลเตอร์ที่ขา 10 จะได้สัญญาณเอฟเอ็มที่ได้จากการมอดูเลตออกมาทางขา 7 ซึ่งจะถูกรับเข้าวงจรรزون L_1, C_{11} และ C_{15} จะถูกส่งออกไปยังสายอากาศผ่านทาง L_5 ส่วนแรงดันไฟบวกจะผ่าน LED เข้ามายังขา 15 ซึ่งเป็นขาไฟเลี้ยงของไอซี โดยในขณะที่ใช้งานจะมี แรงดันตกคร่อม LED ประมาณ 2 โวลต์

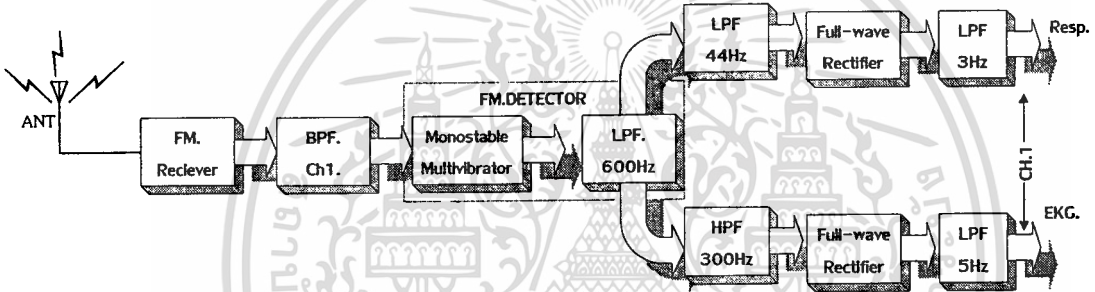


บทที่ 4

การออกแบบสร้างชุดรับสัญญาณ

4.1ภาครับสัญญาณ (Receiver)

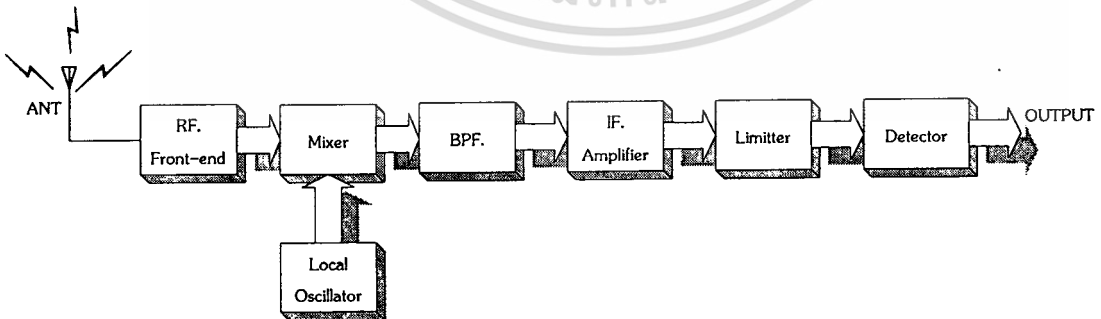
เมื่อจะทำการรับสัญญาณไฟฟ้าการหายใจ และสัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจจากเครื่องส่งที่วางอยู่ข้างเตียงของผู้ป่วยแต่ละเตียงเพื่อมาทำการแสดงผลที่คอมพิวเตอร์ศูนย์กลางนั้น จำเป็นจะต้องทำเครื่องรับสัญญาณขึ้นมาเพื่อใช้รับสัญญาณ ซึ่งสามารถแสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของภาครับสัญญาณได้ดังรูปที่ 47



รูปที่ 47 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของภาครับสัญญาณ

4.1.1 ส่วนรับสัญญาณ FM. (FM Receiver)

ในส่วนแรกของภาครับสัญญาณ นั้นจะเป็นวงจรในส่วนของการรับสัญญาณ FM. โดยจะมีการทำงานตามบล็อกไดอะแกรมดังแสดงในรูปที่ 48



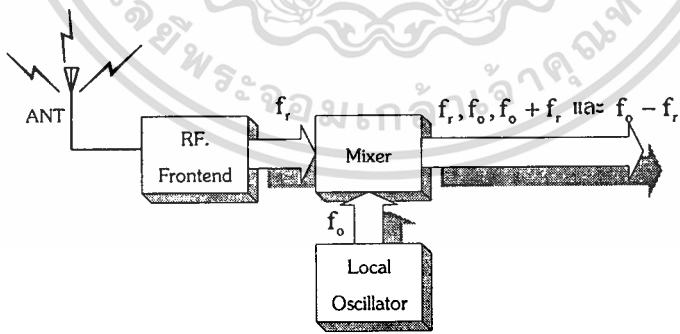
รูปที่ 48 บล็อกไดอะแกรมแสดงหลักการทำงานของภาครับสัญญาณ FM.

จากบล็อกไดอะแกรมการทำงานในรูปที่ 48 เป็นเครื่องรับวิทยุระบบซูเปอร์เฮเทอโรไดน์ (Superheterodyne) ซึ่งเราจะใช้หลักการรวมกันของสัญญาณวิทยุ ที่รับเข้ามากับความถี่ของ วงจรโลกอลอสซิลเลเตอร์ ด้วยวงจรมิกเซอร์(Mixer) โดยอาร์เอฟฟรอนเอนด์(RF. Front end) จะ ทำหน้าที่เลือกรับสัญญาณที่ต้องการ และจะถูกนำมาผสมสัญญาณกับความถี่จากโลกอลอสซิลเล- เตอร์ที่วงจรมิกเซอร์ จากการผสมสัญญาณจะให้ความถี่ที่เป็นผลบวกผลต่างและความถี่ของทั้งสอง สัญญาณ แต่ในระบบวิทยุจะเลือกเอาเฉพาะความถี่ที่เป็นผลต่างไว้ ซึ่งความถี่ที่เป็นผลต่างนี้เป็น ความถี่ไอเอฟ (IF : Intermediate Frequency)ของสัญญาณเอฟเอ็ม ซึ่งสัญญาณไอเอฟนี้จะผ่านไปยัง วงจรลิมิตเตอร์ (Limiter) และวงจรมอดูเลเตอร์ซึ่งจะทำการแยกสัญญาณที่ต้องการมาจากสัญญาณ ไอเอฟ

4.1.1.1 โลกอลอสซิลเลเตอร์และมิกเซอร์

การนำสัญญาณมาผ่านวงจรมิกเซอร์ เพื่อทำการเปลี่ยนความถี่ให้อยู่ในรูปของความถี่ที่ต้อ กการก่อนที่จะเข้าสู่วงจรขยาย เพื่อจะได้กำหนดอัตราขยายของวงจรได้ถูกต้อง เราเรียกความถี่ที่ต้อ กการนี้ว่าความถี่กลาง(Intermediate Frequency) หรือความถี่ไอเอฟ เหตุผลที่เรียกว่าความถี่ไอเอฟ เพราะเป็นความถี่ที่อยู่ระหว่างความถี่วิทยุและความถี่เสียง

วงจรมิกเซอร์จะมี 2 อินพุตคือมาจากสัญญาณที่ได้จากวงจรรีเอเฟฟรอนท์เอนด์ และจาก วงจรโลกอลอสซิลเลเตอร์(Local Oscillator)เอาท์พุทของมิกเซอร์ที่ได้จากการผสมสัญญาณจะ ได้ ความถี่ เดิมและความถี่ผสมดังรูปที่ 49



รูปที่ 49 แสดงเอาท์พุทของวงจรมิกเซอร์

แต่ในระบบวิทยุจะเลือกเอาเฉพาะความถี่ที่เป็นผลต่างไว้ดังนั้นวงจรโลกอลอสซิลเลเตอร์ จึงใช้ในการกำหนดความถี่ที่ต้องการ

4.1.1.2 แบนด์พาสฟิลเตอร์และวงจรถยายสัญญาณไอเอฟ

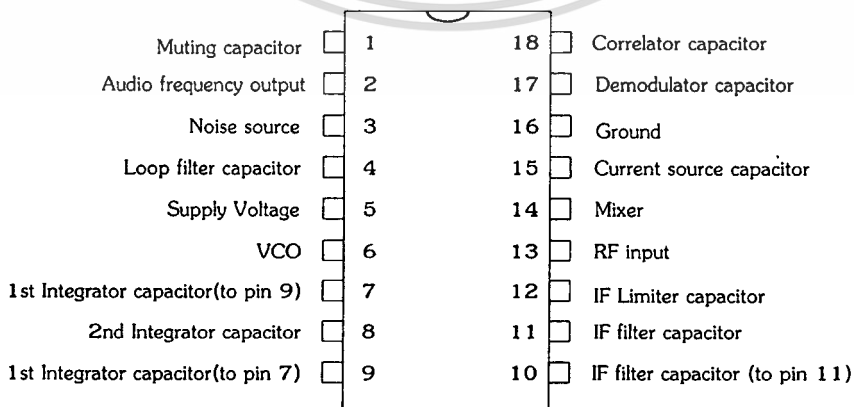
แบนด์พาสฟิลเตอร์จะยอมให้เฉพาะความถี่ที่เป็นผลต่าง หรือความถี่ไอเอฟที่ได้จากวงจรมิกเซอร์ผ่านไปได้ สัญญาณไอเอฟนี้จะผ่านไปยังวงจรถยายสัญญาณไอเอฟซึ่งจะทำหน้าที่ความถี่ที่คือทำหน้าที่ขยายสัญญาณไอเอฟโดยคำนึงถึงการเลือกรับสัญญาณ(Selectivity)

4.1.1.3 ลิมิเตอร์(Limiter)

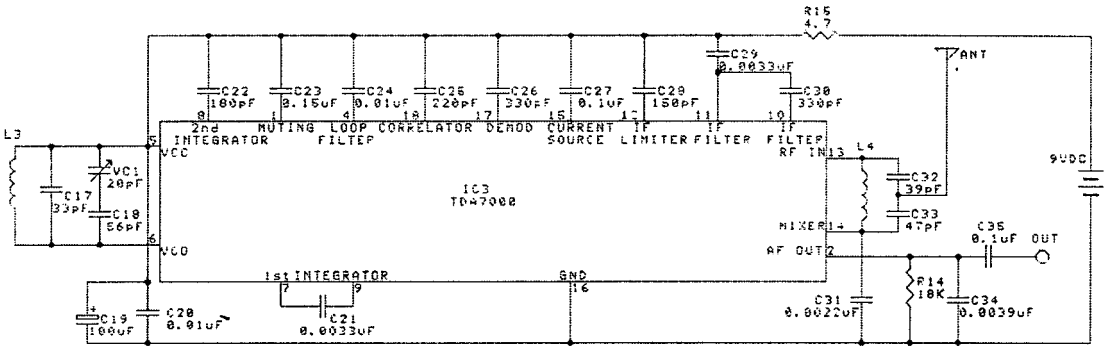
สัญญาณความถี่ไอเอฟที่ได้อาจจะมียุส(Noise) ปนมาด้วยวงจรถยายสัญญาณจะทำหน้าที่ขลิบสัญญาณทั้งด้านบวกและลบรวมทั้งนอยส์ก็จะถูกกำจัดทิ้งไปด้วย โดยความถี่ของสัญญาณก่อนและหลังลิมิเตอร์คือป้อนสัญญาณที่มีแอมพลิจูดเกินช่วงทำงานของวงจรถยายสัญญาณ(Overdrive)จนวงจรถยายสัญญาณอิ่มตัวหรือคัทออฟ(Cut off) ถ้าสัญญาณไอเอฟที่ป้อนมามีแอมพลิจูดน้อยเอาที่พุดจากลิมิเตอร์จะมีนอยส์ปนออกมาทางเอาต์พุตแต่ถ้าป้อนแอมพลิจูดแรงๆนอยส์ จะเจียบไปโดยการที่จะลดนอยส์คือขยายสัญญาณไอเอฟให้มากพอที่จะขับให้วงจรถยายสัญญาณขลิบสัญญาณ เพื่อกำจัดนอยส์ที่ปนมาบนสัญญาณไอเอฟ

4.1.1.4 ควอดรอนเจอร์ดีเทคเตอร์

เป็นส่วนที่ใช้ในการแยกเอาสัญญาณที่ต้องการออกจากสัญญาณไอเอฟ โดยวงจรถยายสัญญาณชนิดนี้อาศัยหลักการคูณสัญญาณไอเอฟเดิมแต่เลื่อนเฟสไป 90 องศา ซึ่งจะได้สัญญาณที่ต้องการออกมาโดยภาครับสัญญาณไอเอฟในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้ไอซีเบอร์TDA7000 เป็นภาครับสัญญาณซึ่งเป็นแบบซูปเปอร์เฮเทอโรโรคายน้าของไอซี TDA7000 แสดงดังรูปที่ 50 และวงจรถยายสัญญาณแสดงดังรูปที่ 51



รูปที่ 50 แสดงขาของไอซี TDA7000



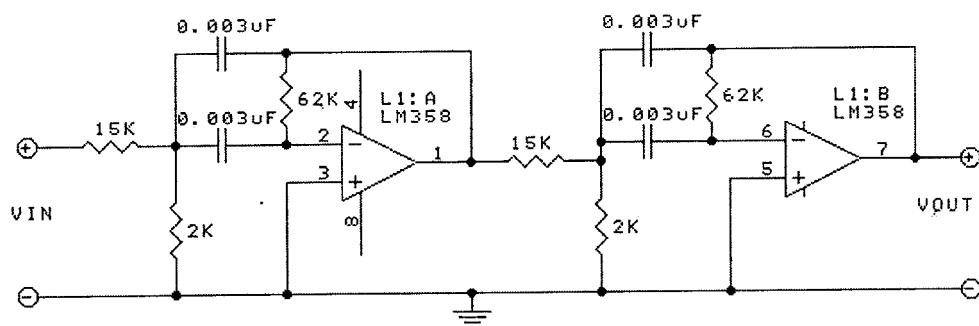
รูปที่ 51 แสดงวงจรภาครับสัญญาณเอฟเอ็ม

ความถี่อาร์เอฟที่รับเข้ามาทางสายอากาศจะผ่าน L_4 และเข้าไปยังแบนด์พาสฟิลเตอร์(Band Pass Filter)เพื่อเลือกรับความถี่ที่ต้องการโดย L_4, C_{32} และ C_{33} สัญญาณความถี่ที่ต้องการจะเข้าที่ขา 13 (RF Input)ของ IC_3 แล้วถูกนำไปผสมกันในวงจรมิกเซอร์(Mixer) ภายในกับความถี่ออสซิลเลเตอร์ ที่ทำการเลือกโดยวงจรเทงก์จูน(Tank tune circuit) ซึ่งประกอบด้วย L_3, C_{17}, VC_1 และ C_{18} โดยผ่าน C_{31} เข้าไปยังขา 14 ซึ่งจะเข้าไปยังวงจรมิกเซอร์ภายในตัวไอซี ความถี่ที่ได้จาก วงจรมิกเซอร์จะเข้าสู่ภาคดีมอดูเลเตอร์(Demodulator) และทำการขยายความถี่ไอเอฟแล้วทำการดีเทคได้สัญญาณที่ต้องการออกมาทางขา 2 ของ IC_3 ส่วนตัวต้านทาน R_{15} จะเป็นตัวจำกัดกระแสที่เข้าตัวไอซีและสัญญาณเอาร์ทพุทที่ออกมาจากขา 2 จะไปผ่านวงจรดีเอมฟาซิส(De-emphasis)คือ R_{14} และ C_{34} แล้วขับปัดผ่าน C_{35} ไปยังส่วนขยายต่อไป

4.1.2 วงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน (BPF Circuit)

เมื่อภาครับสัญญาณเอฟเอ็มรับสัญญาณเข้ามาแล้ว ซึ่งก็จะได้สัญญาณไฟฟ้าการหายใจกับสัญญาณไฟฟ้าการเดินของหัวใจที่ยังมีคลื่นพาหะรองที่มอดูเลตแบบ FM ด้วย Phase locked loop จากภาครับมาดังนั้นจึงต้องมาทำการผ่านวงจร BPF เพื่อกำจัดความถี่ RF. ของช่องข้างเคียงที่ปนมาออกก่อนที่จะนำไปทำการดีมอดูเลตแบบเอฟเอ็มในภาคถัดไป โดยในงานวิจัยนี้จะได้ทำการออกแบบวงจรแบนด์พาสฟิลเตอร์เป็นแบบ Active filter ซึ่งได้ออปแอมป์มาใช้ในส่วนนี้โดยจะออกแบบเป็น A second Order Multiple Feedback Band-Pass Filter ที่นำมาต่อกันเป็น 2 ชุด เพื่อความแน่นอนในการในการกำจัดความถี่ข้างเคียงออกไป ซึ่งได้ออกแบบไว้ให้ช่วงความถี่ 5 KHz ผ่านและมีอัตราขยายเท่ากับ 2 เท่า เราจะสามารถแสดงวงจรแบนด์พาสฟิลเตอร์ที่ออกแบบไว้ในงานวิจัยนี้ได้ดังรูปที่ 52

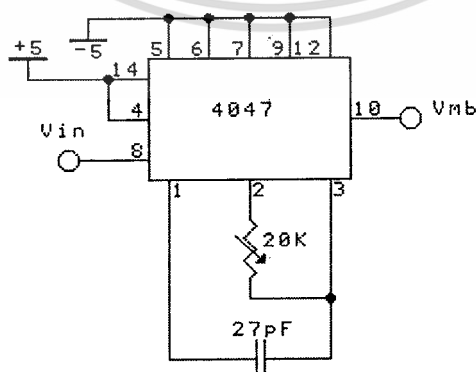
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 52 แสดงวงจร multiple-feedback second-order band-pass filter

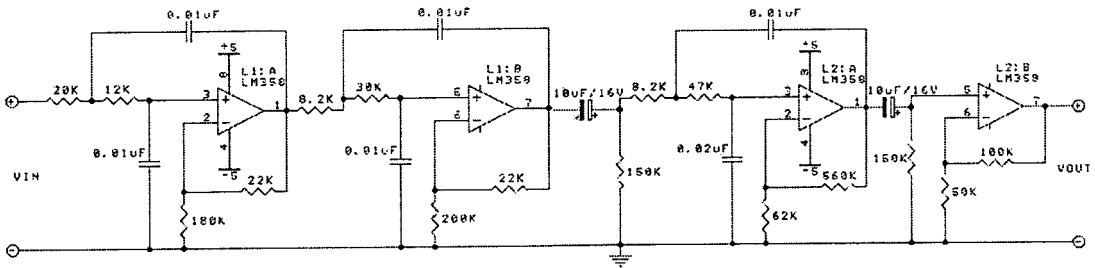
4.1.3 เอฟเอ็มดีเท็คเตอร์ (FM.Detector)

เมื่อสัญญาณผ่านวงจรแบนด์พาสฟิลเตอร์(BPF.)มาแล้วก็จะต้องนำสัญญาณมาทำการกำจัดคลื่นพาหะที่มอดูเลตมาจากทางภาคส่งสัญญาณด้วยวงจร Phase locked loop เป็นการมอดูเลเตอร์แบบ FM. ดังนั้นทางภาครับเราจึงต้องมีการดีเทคแบบ FM. เพื่อเอาคลื่นพาหะออกโดยในงานวิจัยนี้ก็ได้้นำวิธีในการดีเทคสัญญาณ FM. โดยการใช้การแปลงสัญญาณ FM ให้เป็นสัญญาณโมโนพัลส์ที่ลักษณะคล้ายกับ PPM และนำเอาสัญญาณดังกล่าวไปผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำที่มีความถี่คutoff ที่เหมาะสมก็จะได้อาพุทที่เป็นสัญญาณที่เราต้องการกลับคืนออกมาเหมือนกับทางด้านส่งสัญญาณคือจะได้สัญญาณที่เหมือนกับสัญญาณที่ออกมาจากวงจร Summing Amplifier ของทางด้านส่งสัญญาณ ซึ่งหลักการดีเทคสัญญาณ FM ดังกล่าวมีโครงสร้างที่ง่ายและกระทัดรัด โดยใช้เพียงโมโนพัลส์กับฟิลเตอร์เท่านั้น ซึ่งเราจะสามารถแสดงรูปวงจรของ FM Detector ได้ดังรูปที่ 53A และ 53B



53A.แสดงวงจร โมโนสเตเบิล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

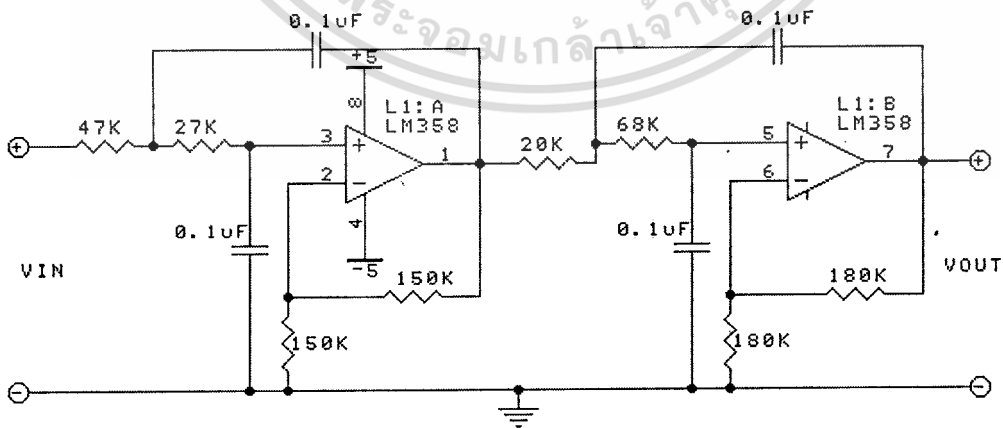


53B.แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำที่ความถี่คัทออฟ 600 Hz

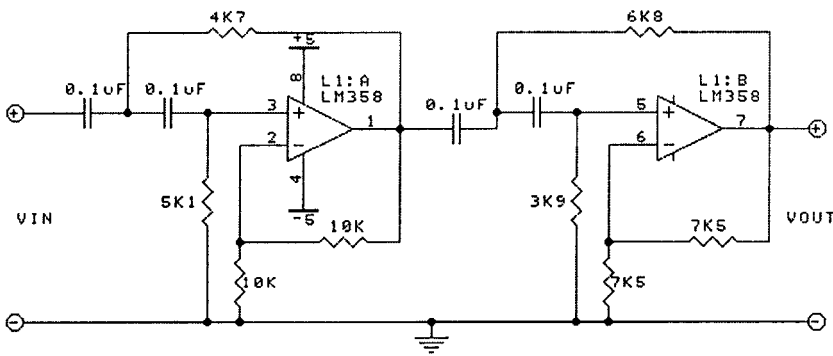
รูปที่ 53 แสดงวงจรดีเทกต์ FM โดยใช้ขบวนการสร้างสัญญาณเลียนแบบ PPM

4.1.4 ส่วนแยกสัญญาณ(Separate Circuit)

ในส่วนนี้ทำหน้าที่ในการแยกเอาส่วนของสัญญาณไฟฟ้าการหายใจ กับสัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจออกจากกัน ซึ่งจะมีลักษณะของสัญญาณที่เหมือนกับสัญญาณก่อนที่จะเข้าวงจร Summing Amplifier ในภาคส่งสัญญาณ ส่วนวิธีการแยกนั้นเราจะใช้วงจรกรองความถี่ต่ำออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 44Hz เพื่อต้องการแยกเอาส่วนของสัญญาณไฟฟ้าการหายใจที่กับคลื่นพาหะรองความถี่ 44.43 Hz ออกมา แล้วจะใช้วงจรกรองความถี่สูงออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 300 Hz เพื่อที่จะต้องการแยกเอาสัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจกับคลื่นพาหะรองความถี่ 296.22 Hz ออกมา โดยเราสามารถแสดงวงจรกรองความถี่ต่ำดังรูปที่ 54 และวงจรกรองความถี่สูงดังรูปที่ 55 ที่ใช้ในงานวิจัยนี้



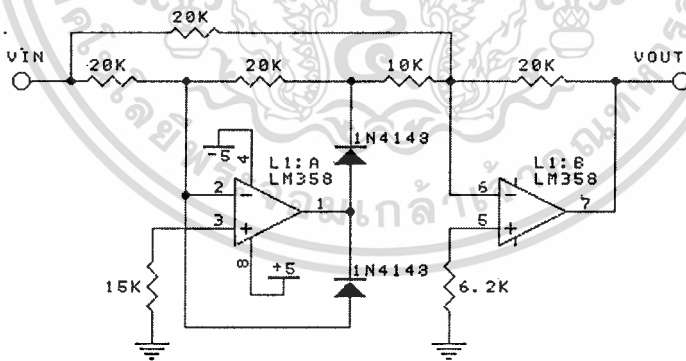
รูปที่ 54 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ คัทออฟที่ความถี่ 44 Hz



รูปที่ 55 แสดงวงจรกรองความถี่สูง คัทออฟที่ความถี่ 300 Hz

4.1.5 วงจรเอเอ็มดีเทกเตอร์ (AM.Detector)

ในวงจรส่วนนี้จะได้นำเอาวงจรฟูลเวฟเรกติไฟร์ (Fullwave Rectifier) มาทำหน้าที่ในการดีเทกสัญญาณแบบ AM โดยจะทำการแยกสัญญาณออกจากความถี่พาหะนั้นก็คือจะแยกเอาสัญญาณไฟฟ้าการหายใจออกจากความถี่พาหะรอง 44.43 Hz ส่วนสัญญาณไฟฟ้าการเดินของหัวใจ นั้นก็จะถูกแยกออกมาจากความถี่พาหะรอง 296.22 Hz ด้วยวงจรในส่วนนี้ ซึ่งลักษณะของวงจรฟูลเวฟเรกติไฟร์ (Fullwave Rectifier) นั้นจะแสดงให้เห็นได้ดังรูปที่ 56

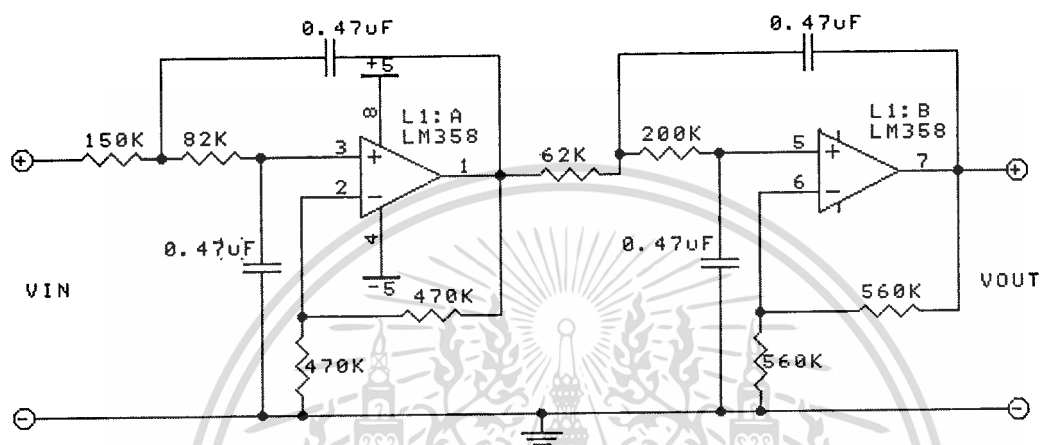


รูปที่ 56 แสดงวงจรฟูลเวฟเรกติไฟร์ (Fullwave Rectifier)

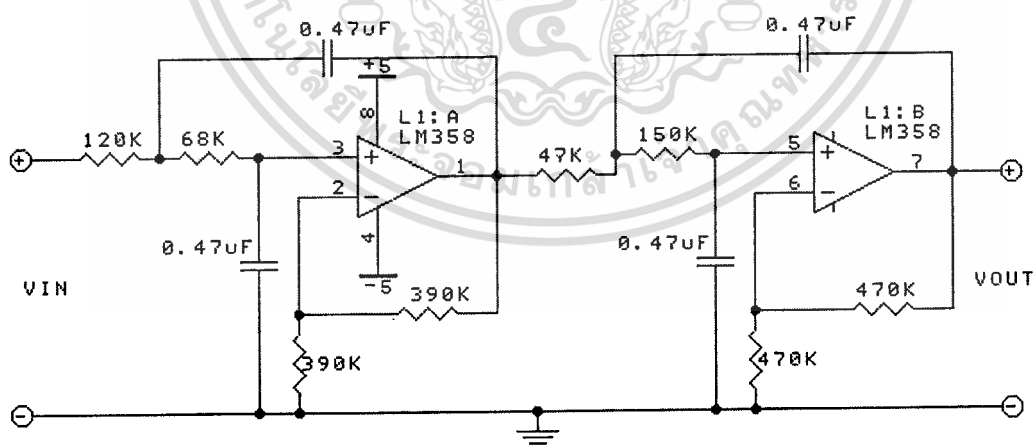
4.1.6 วงจรกรองความถี่ต่ำ

ในส่วนนี้จะรับสัญญาณจากวงจรฟูลเวฟเรกติไฟร์ (Fullwave Rectifier) เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากการดีเทกแบบ AM นั้นยังคงมีความถี่ของพาหะปนมา ดังนั้นเราจึงเอาสัญญาณที่ได้มากำจัดความถี่พาหะที่ปนมาอีกครั้งหนึ่งด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำ ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบวงจรกรองเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ต่ำให้คัทออฟที่ความถี่ 3 Hz เพื่อใช้กรองให้สัญญาณไฟฟ้าการหายใจผ่านไปได้และออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 5 Hz เพื่อใช้กรองให้สัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจผ่าน โดยเราจะแสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ ออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 3 Hz ดังรูปที่ 57 และวงจรกรองความถี่ต่ำที่ออกแบบให้คัทออฟความถี่ 5 Hz ดังรูปที่ 58



รูปที่ 57 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ คัทออฟที่ความถี่ 3 Hz



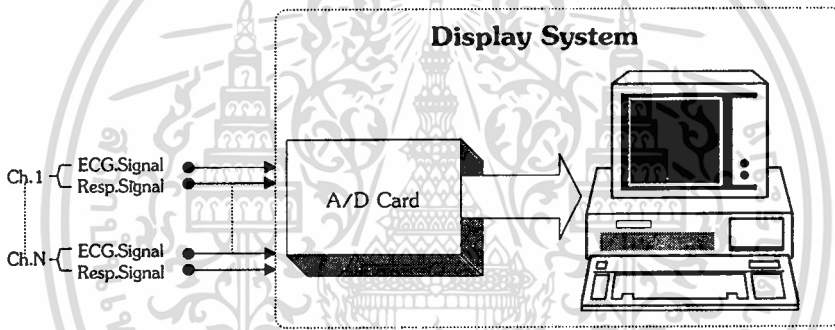
รูปที่ 58 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ คัทออฟที่ความถี่ 5 Hz

บทที่ 5

ระบบการแสดงผลและจัดเก็บข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์

5.1 ระบบการแสดงผล (Display System)

โดยระบบการแสดงผลนี้จะอธิบายแยกได้เป็น 2 ส่วน นั่นคือส่วนของการแปลงสัญญาณไฟฟ้าของร่างกายคือสัญญาณไฟฟ้าการหายใจและสัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัลและอีกส่วนหนึ่งก็คือการพัฒนาซอฟต์แวร์ใช้สำหรับในการแสดงผลสัญญาณบนจอคอมพิวเตอร์พร้อมทั้งการจัดเก็บข้อมูลของผู้ป่วยและนำข้อมูลที่จัดเก็บออกมาแสดงซึ่งเราสามารถแสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบได้ดังรูปที่ 59



รูปที่ 59 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบการแสดงผล

5.1.1 ส่วนแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital Card)

ในงานวิจัยนี้ได้นำเอา Card ADDA-12[®] (Acqutek Corp.USA) มาใช้ในการแปลงสัญญาณไฟฟ้าการหายใจกับสัญญาณไฟฟ้าการเต้นของหัวใจ โดยเปลี่ยนไปเป็นข้อมูลทางดิจิทัลเพื่อนำไปประมวลผลและแสดงผลบนคอมพิวเตอร์เนื่องจากการแปลงข้อมูลแบบ 12 บิต จะทำให้ข้อมูลที่ได้มีคุณภาพสูงซึ่ง Card ADDA-12[®] นี้จะใช้ได้กับไมโครคอมพิวเตอร์ IBM PC[®] หรือคอมพิวเตอร์ทั่วไปที่มาตรฐานของ ระบบเหมือนกันกับ IBM PC[®]

คุณสมบัติของ Card ADDA-12[®] ที่นำมาใช้มีดังนี้

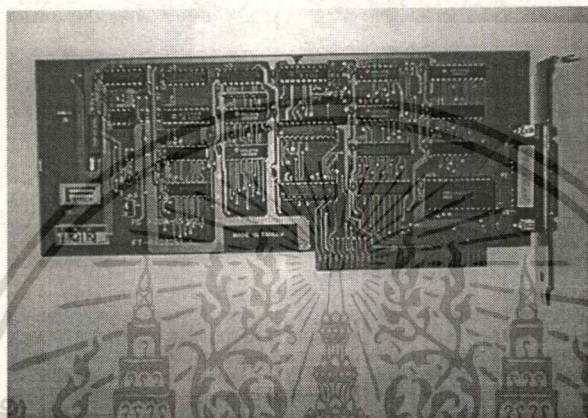
- แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลแบบ 12 บิต ได้อิสระ 16 ช่องสัญญาณ
- แต่ละช่องสัญญาณรับแรงดันอินพุทในช่วง 0-9VDC สามารถปรับได้โดยความต้านทานปรับค่าได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รับสัญญาณแรงดันอินพุตทั้งแบบ Unipolar หรือ Bipolar ขึ้นอยู่กับการเซ็ทจัมเปอร์
- มี Conversion time ต่อช่องสัญญาณเท่ากับ $60 \mu s$

Card ADDA-12[®] นี้จะมีตำแหน่งของ IO Port คือ \$270-\$277,\$2F0-\$2F7,\$278-\$27F และ \$2F8-\$2FF ซึ่งเราสามารถเลือกได้โดยตรงโดยการเซ็ทจัมเปอร์ โดยลักษณะของ A/D Card ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นดังรูปที่ 60



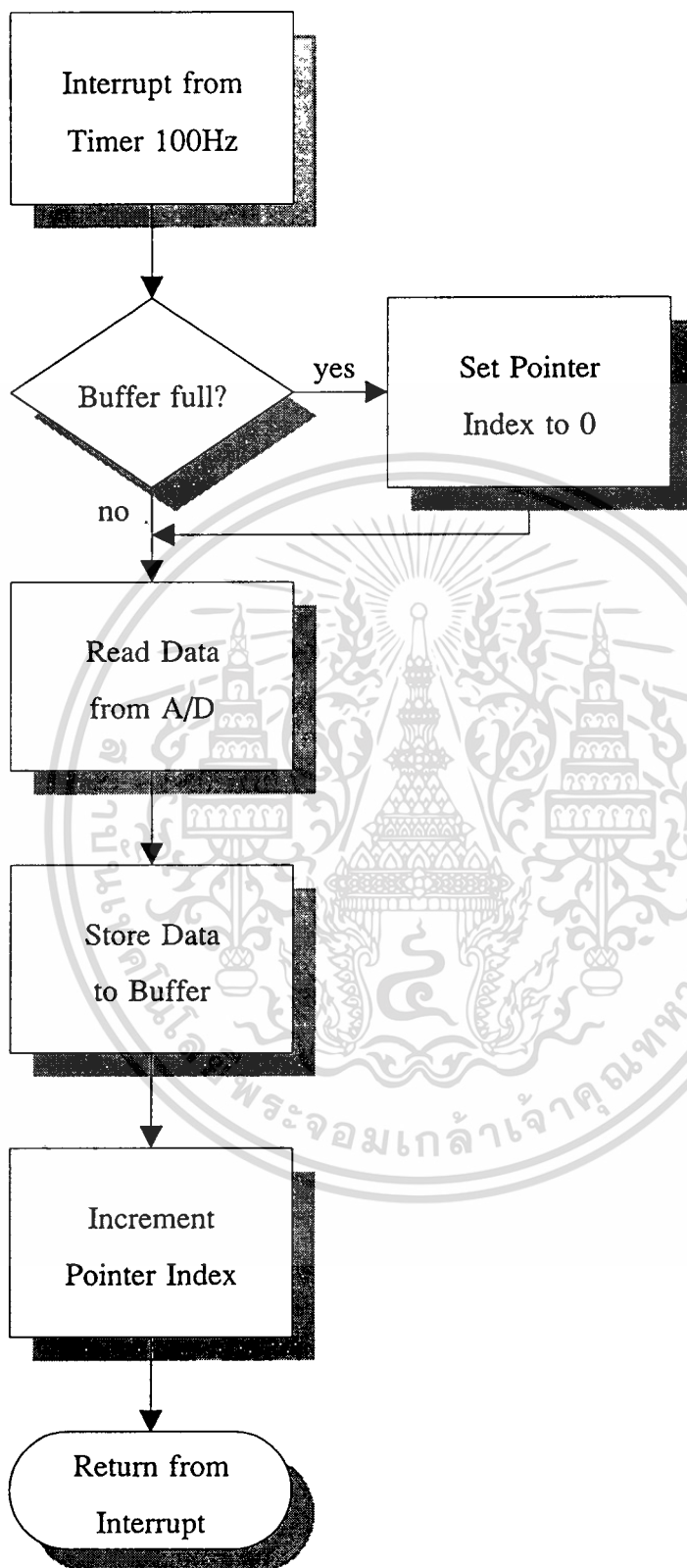
รูปที่ 60 แสดงลักษณะของ A/D Card

5.1.2 ส่วนของการพัฒนาโปรแกรมแสดงผล

ในส่วนนี้จะแบ่งอธิบายการทำงานออกเป็น 2 ส่วน นั่นคือในการ Set Interrupt timer กับ Mian โปรแกรม โดยจะสามารถอธิบายด้วย Flowchart แสดงการทำงานของโปรแกรมซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

5.1.2.1 เซ็ตช่วงเวลาการอินเตอร์รัพท์(Set Interrupt timer)

โดยจะอธิบายการทำงานในส่วนนี้ได้ นั่นคือจะเป็นการอินเตอร์รัพท์เพื่อการอ่านข้อมูลหรือจากสัญญาณไฟฟ้าการเดินหัวใจกับสัญญาณการหายใจที่ได้มาจากชุดรับสัญญาณผ่านคลื่นวิทยุ โดยจะอ่านเข้ามาเก็บใน Buffer ตามตำแหน่ง Pointer ที่ชี้โดยเริ่มที่ตำแหน่ง 0 จนเต็ม Buffer ที่จองเอาไว้จึงทำการ Set pointer ไปที่ตำแหน่งเริ่มต้นใหม่นั้นคือตำแหน่ง 0 วนลูการรับข้อมูลอย่างต่อเนื่อง ซึ่งเราสามารถแสดงการทำงานของโปรแกรมในส่วนนี้โดย Flowchart ซึ่งแสดงให้เห็นได้ดังรูปที่ 61

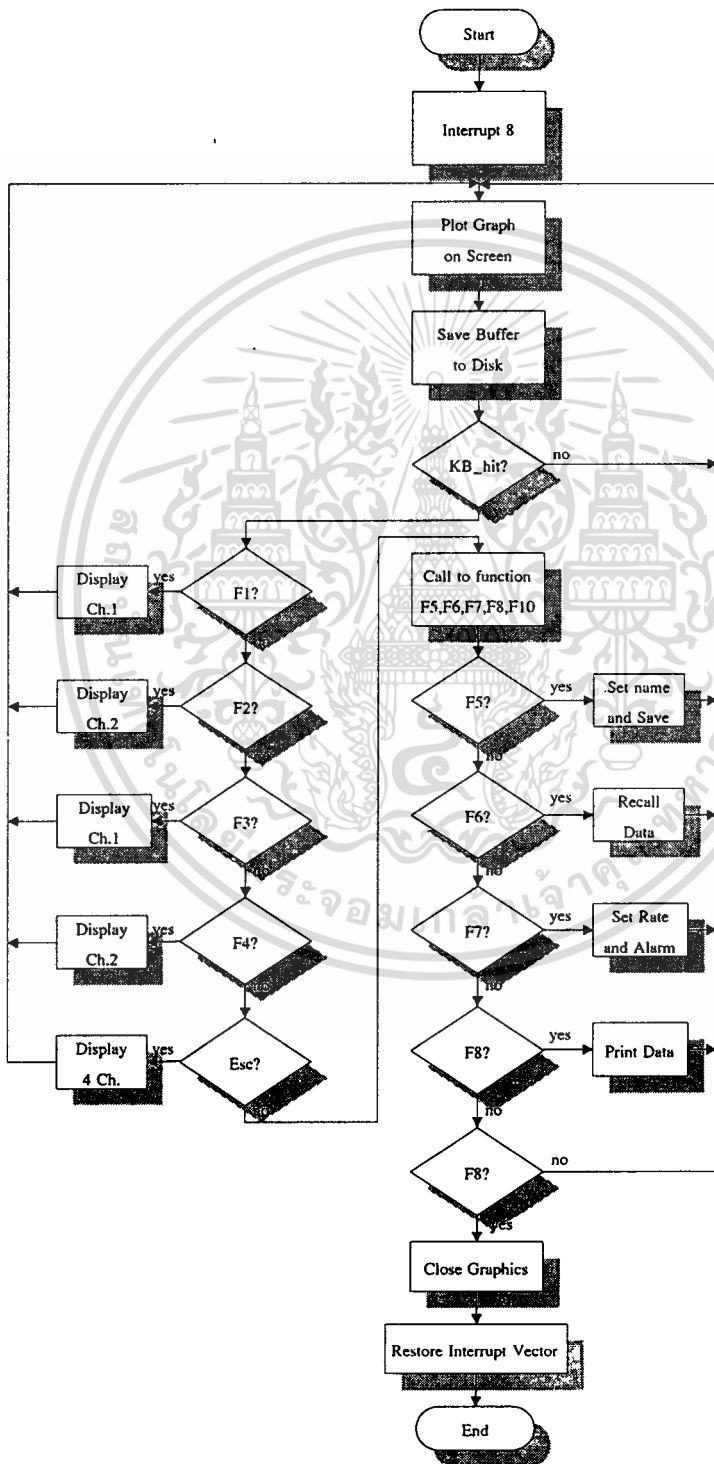


รูปที่ 61 แสดงรูป Flowchart โปรแกรม Set interrupt timer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1.2.2 โปรแกรมหลัก(Main Program)

ซึ่งเราสามารถควบคุมการแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วยและการจัดเก็บข้อมูลที่คอมพิวเตอร์ส่วนกลางด้วยโปรแกรมหลักเขียนขึ้นมาจากภาษาซี(Turbo C version 2) แสดงการทำ การของโปรแกรมในส่วนนี้โดย Flowchart ซึ่งแสดงให้เห็นได้ ดังรูปที่ 62



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในโครงการเท่านั้น มิใช่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

การทดสอบและการใช้งาน

6.1 กล่าวนำ

บทนี้จะแสดงถึงการทดสอบระบบที่ได้ออกแบบสร้างขึ้นมาว่าสามารถใช้งานได้จริง และเพื่อเกิดประโยชน์ต่อไป โดยจะทำการทดลองแยกออกเป็นส่วนๆตามระบบที่ออกแบบสร้างขึ้นมานั้นคือจะเริ่มทำการทดสอบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 เส้นคลื่นเป็นอันดับแรก เมื่อเสร็จแล้วก็จะทำการทดสอบเครื่องส่งและเครื่องรับสัญญาณผ่านคลื่นวิทยุ ซึ่งต่อจากนั้นก็ทำการทดสอบระบบการแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์เป็นขั้นตอนสุดท้าย ซึ่งจะได้กล่าวในรายละเอียดตามหัวข้อดังนี้คือ

6.2 การทดสอบใช้งานเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่นต่อเนื่อง

โดยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้นมานี้ สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นรูปสัญญาณบนจอภาพ 2 เส้นคลื่น พร้อมกันนั้นจะวัดอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจแสดงเป็นตัวเลขออกมาด้วย โดยจะทำการนำเครื่องต้นแบบนี้ไปทำการทดสอบวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณการหายใจ ซึ่งจะแสดงเครื่องต้นแบบที่สร้างขึ้นมาได้ดังรูปที่ 63

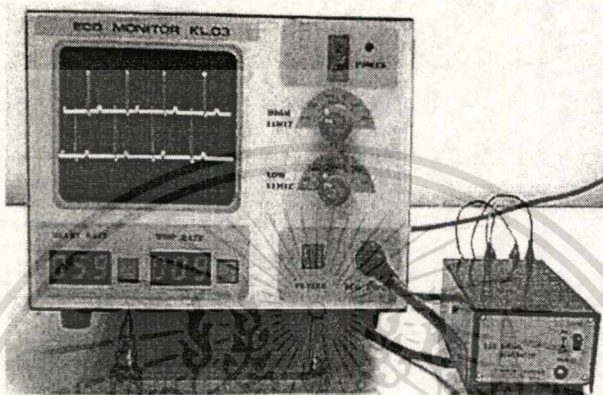


รูปที่ 63 แสดงต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

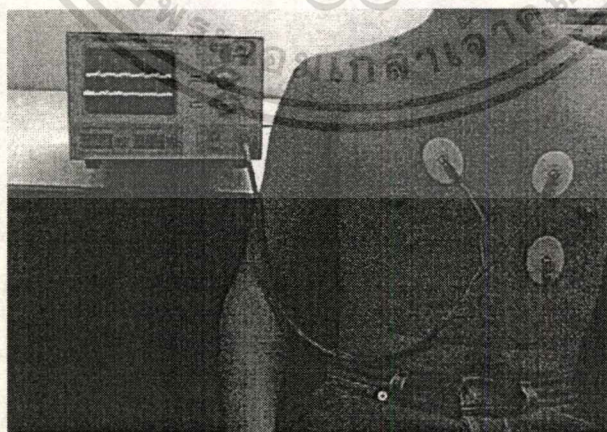
6.2.1 ทดสอบวัดรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

นำเครื่องต้นแบบของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่น ที่สร้างขึ้นไปทดสอบวัดสัญญาณจากเครื่อง EKG Simulator สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ผลจากการทดสอบนั้นเราจะได้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏบนจอภาพ 2 เส้นคลื่น ดังแสดงในรูปที่ 64



รูปที่ 64 แสดงสัญญาณภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดสัญญาณจากเครื่อง EKG Simulator

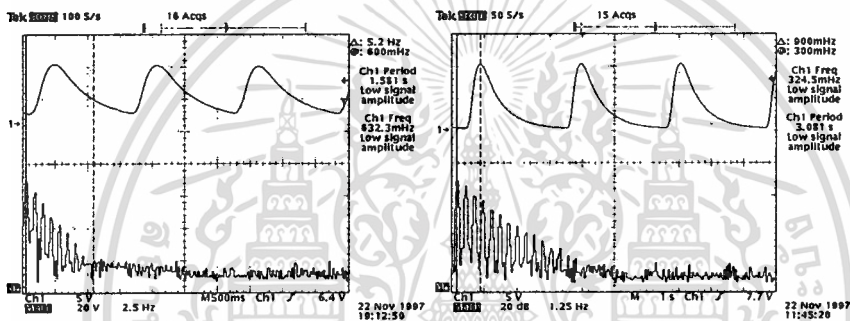
นำเครื่องต้นแบบของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่น นำไปทำการทดสอบวัดสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายของมนุษย์โดยตรง ซึ่งผลจากการทดสอบคือเราจะได้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏบนจอภาพ 2 เส้นคลื่น ดังแสดงในรูปที่ 65



รูปที่ 65 แสดงสัญญาณภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่วัดสัญญาณจากร่างกายมนุษย์

6.2.2 การทดสอบวัดอัตราการหายใจ

การวัดอัตราการหายใจเราสามารถวัดได้จากการเปลี่ยนแปลงขนาดของคลื่นความถี่ 58KHz ซึ่งสามารถแสดงคลื่นการหายใจได้โดย Oscilloscope ขณะที่มีการหายใจเข้าออก จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของคลื่นเมื่อได้คลื่นการหายใจที่แยกออกมาจากวงจรแยกคลื่นการหายใจ จึงนำคลื่นการหายใจที่ได้นี้ไปเปลี่ยนให้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยม โดยใช้วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น เมื่อได้สัญญาณพัลส์จึงนำไปทำการนับโดยวงจรวัดอัตราการหายใจนำเครื่องต้นแบบเพื่อไปทดสอบวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการหายใจจากเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าการหายใจโดยผลจากการทดสอบจากที่วัดโดย Oscilloscope จะแสดงรูปสัญญาณได้ดังรูปที่ 66

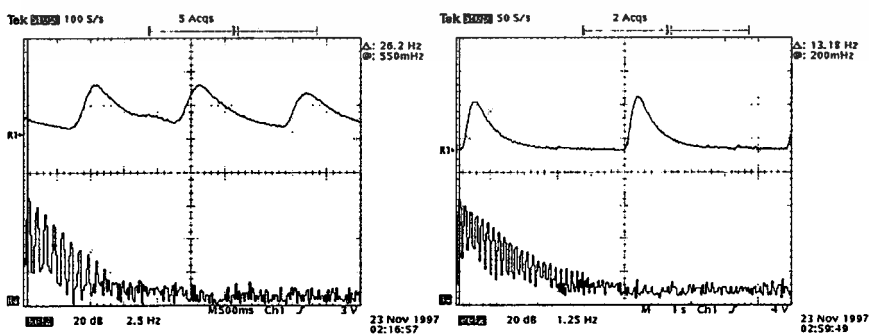


ก. อัตราการหายใจ 60 ครั้งต่อนาที

ข. อัตราการหายใจ 30 ครั้งต่อนาที

รูปที่ 66 แสดงรูปคลื่นการหายใจที่วัดสัญญาณจากเครื่อง Respiration Simulator สัญญาณ

นำเครื่องต้นแบบเพื่อไปทดสอบวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าการหายใจจากร่างกายของมนุษย์ สัญญาณการหายใจ โดยผลจากการทดสอบจากที่วัดโดย Oscilloscope จะแสดงรูปสัญญาณได้ดังรูปที่ 67



ก. อัตราการหายใจ 52 ครั้งต่อนาที

ข. อัตราการหายใจ 20 ครั้งต่อนาที

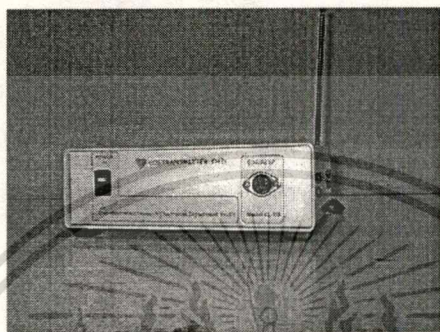
รูปที่ 67 แสดงรูปคลื่นการหายใจที่วัดสัญญาณจากร่างกายมนุษย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

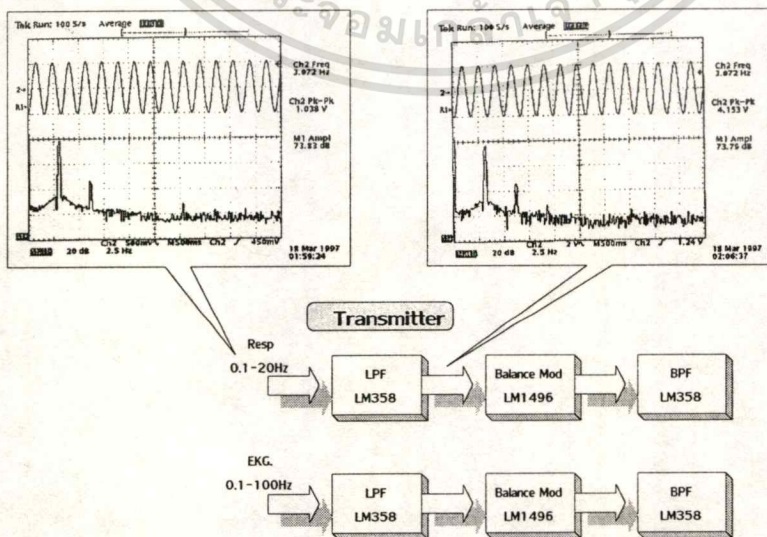
6.3 การทดสอบการใช้งานของเครื่องส่งสัญญาณ

โดยเครื่องส่งสัญญาณด้วยคลื่นวิทยุที่สร้างเป็นต้นแบบขึ้นนี้ ทำการส่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณไฟฟ้าการหายใจที่ได้รับมาจากเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่น ที่วางอยู่ข้างเตียงผู้ป่วยส่งไปยังเครื่องรับสัญญาณที่อยู่ในส่วนของการแสดงผลส่วนกลาง โดยคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะแสดงต้นแบบของเครื่องส่งสัญญาณ ได้ดังรูปที่ 68



รูปที่ 68 แสดงต้นแบบเครื่องส่งสัญญาณ

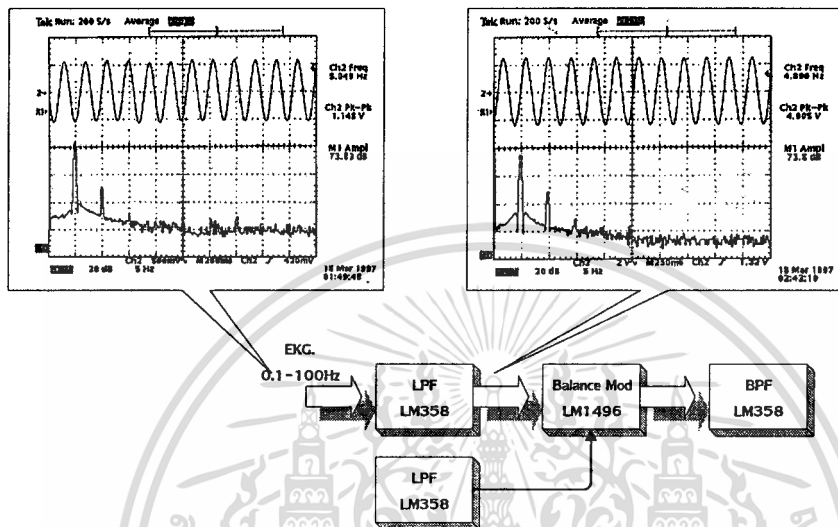
โดยการทดสอบเครื่องส่งสัญญาณนั้น จะทำการทดสอบวัดสัญญาณตามส่วนต่างๆ ของระบบการส่งสัญญาณที่ได้ออกแบบขึ้นมาซึ่งได้ทราบรายละเอียดมาแล้วจากบทที่ 3 จากการทดสอบได้ทำการทดลองจำลองสัญญาณ Sine ความถี่ 3 Hz แทน สัญญาณไฟฟ้าการหายใจป้อนเข้าไปในส่วนของ LPF เพื่อไม่ให้มีความถี่สูงเข้ามารบกวน ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของ LPF กับตอนผ่าน LPF มาแล้ว โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นใน รูปที่ 69



รูปที่ 69 แสดงรูปสัญญาณความถี่ 3 Hz ผ่านวงจร LPF.

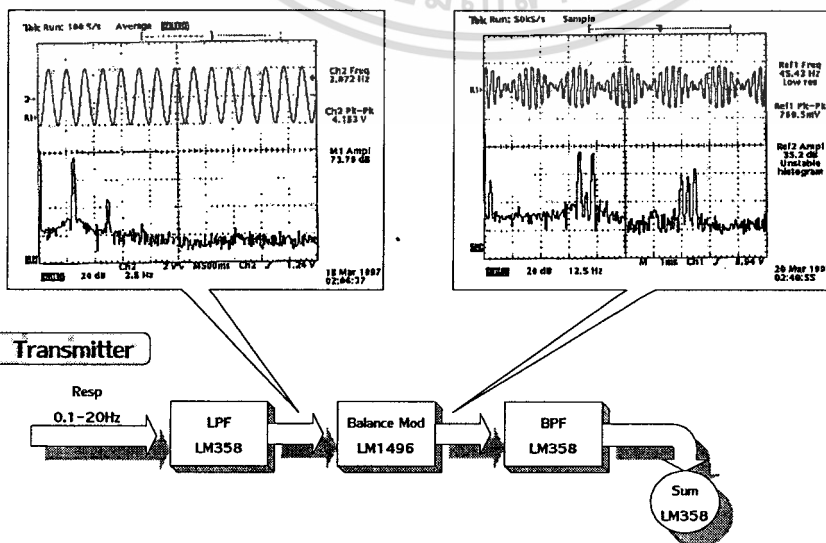
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ทำการทดลองจำลองสัญญาณ Sine ความถี่ 5 Hz แทนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจป้อนเข้าไปในส่วนของ LPF เพื่อไม่ให้มีความถี่สูงเข้ามารบกวน ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าไปในส่วนของ LPF กับตอนผ่าน LPF มาแล้ว โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 70



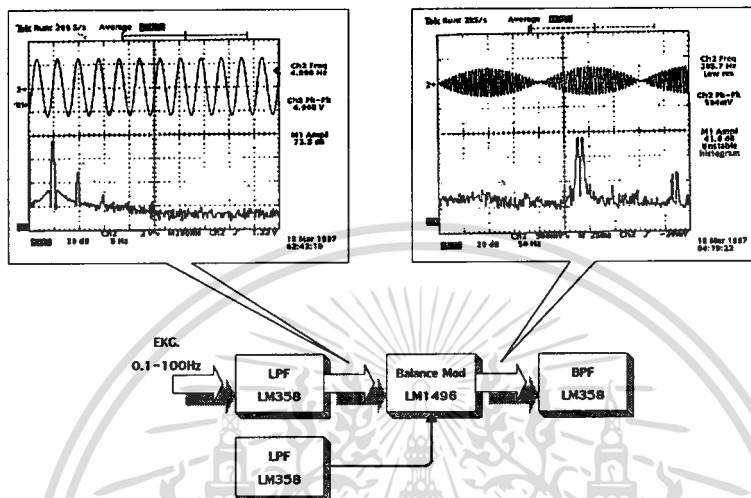
รูปที่ 70 แสดงสัญญาณความถี่ 5 Hz ผ่านวงจร LPF.

จากสัญญาณ Sine ความถี่ 3 Hz เมื่อผ่านในส่วนของ LPF มาแล้วก็จะทำการมอดูเลชันสัญญาณกับ Sub Carrier นั่นคือความถี่ 44.43Hz ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าไปในส่วนของ Balance Modulation กับตอนได้ Output ออกมาโดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะ แสดงให้เห็นในรูปที่ 71



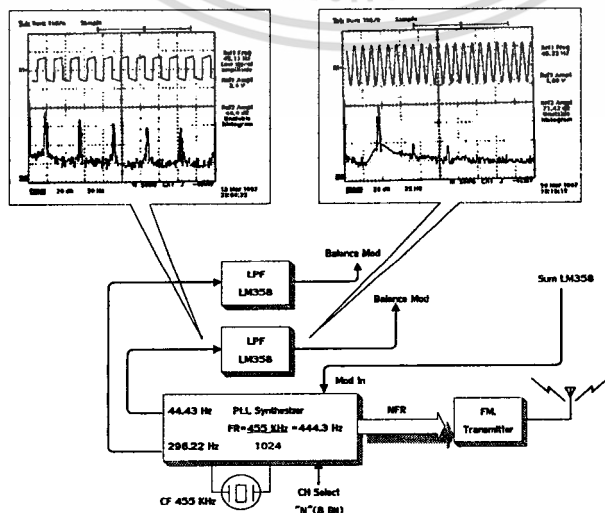
รูปที่ 71 แสดงรูปสัญญาณความถี่ 3 Hz มอดูเลชันกับ carrier 44.43Hz

จากสัญญาณ Sine ความถี่ 5 Hz เมื่อผ่านในส่วนของ LPF มาแล้วก็จะทำการมอดูเลชันสัญญาณ กับ Sub Carrier ความถี่ 296.22 Hz ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของ Balance Modulation กับตอนได้Outputออกมาโดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่ง จะ แสดงให้เห็นในรูปที่ 72



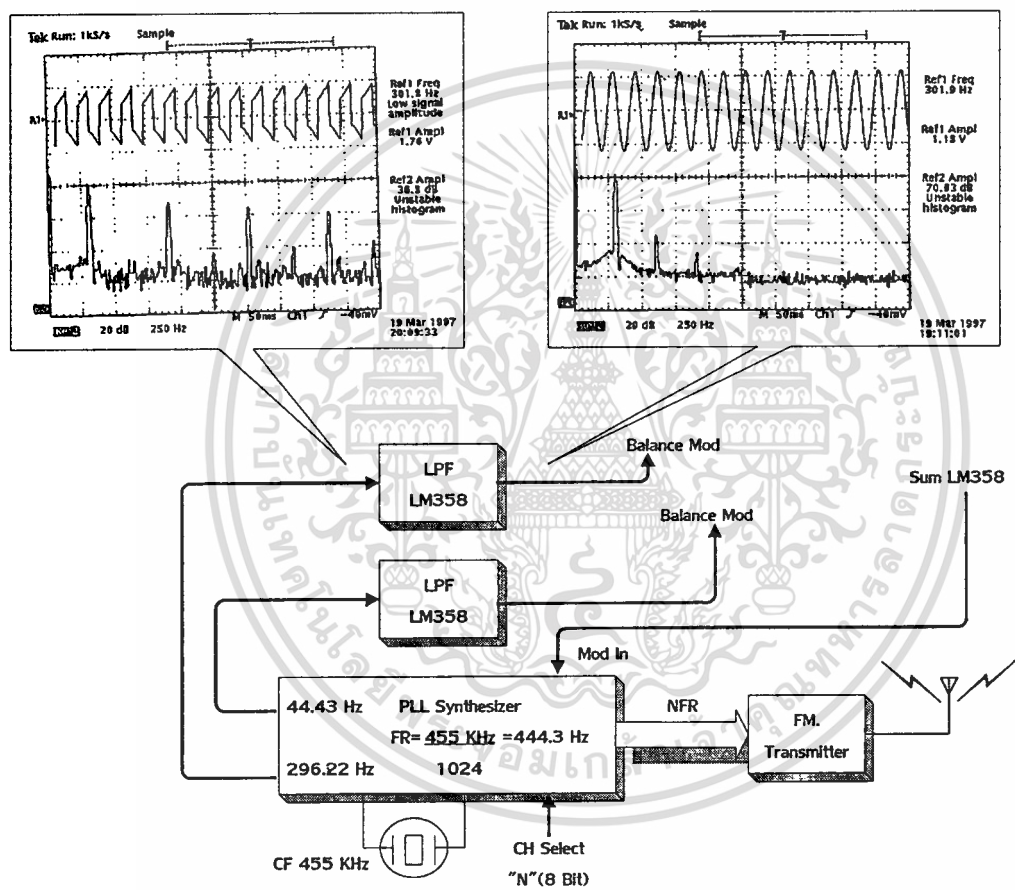
รูปที่ 72 แสดงรูปสัญญาณความถี่ 5 Hz มอดูเลชันกับ Sub carrier 296.22 Hz

ในการมอดูเลชันสัญญาณความถี่ 3Hz กับ Sub Carrier ความถี่ 44.43Hz โดยใช้วงจร Balance Mod. นั้นในส่วนความถี่ของ Sub Carrier ที่ผลิตออกมาจะเป็นสัญญาณ Square Wave ซึ่งจะมีความถี่มากมาย ที่ประกอบขึ้นเป็นสัญญาณ Square Wave ดังนั้นจึงต้องทำการกำจัดความถี่อื่นที่ไม่ต้องการออกโดยการนำ Sub Carrier ไปผ่านวงจร LPF. ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของ LPF กับตอนผ่านLPF มาแล้วโดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 73



รูปที่ 73 แสดงรูปสัญญาณ Sub Carrier ความถี่ 44.43 Hz ผ่านวงจร LPF

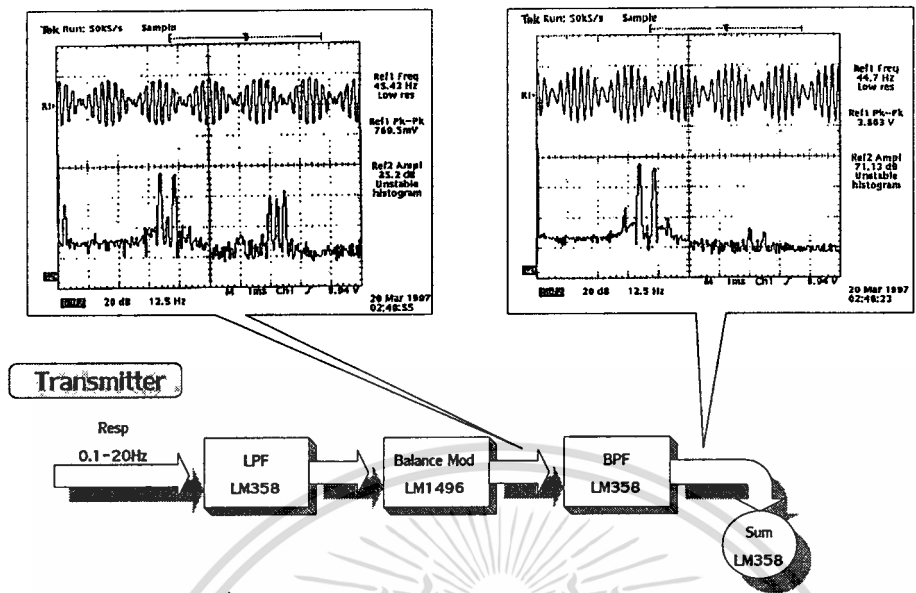
ในการมอดูเลชันสัญญาณความถี่ 5 Hz กับ Sub carrier ความถี่ 296.22 Hz โดยใช้วงจร Balance Modulation นั้นในส่วนความถี่ของ Sub carrier ที่ผลิตออกมาจะเป็นสัญญาณ Square Wave ซึ่งมีความถี่มากมายที่ประกอบขึ้นเป็นสัญญาณ Square Wave ดังนั้นจึงต้องทำการกำจัดความถี่อื่นที่ไม่ต้องการออกโดยการนำ Sub carrier ไปผ่านวงจร LPF.ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าใน ส่วนของ LPF กับตอนผ่าน LPF มาแล้วโดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 74



รูปที่ 74 แสดงรูปสัญญาณ Sub carrier ความถี่ 296.22 Hz ผ่านวงจร LPF.

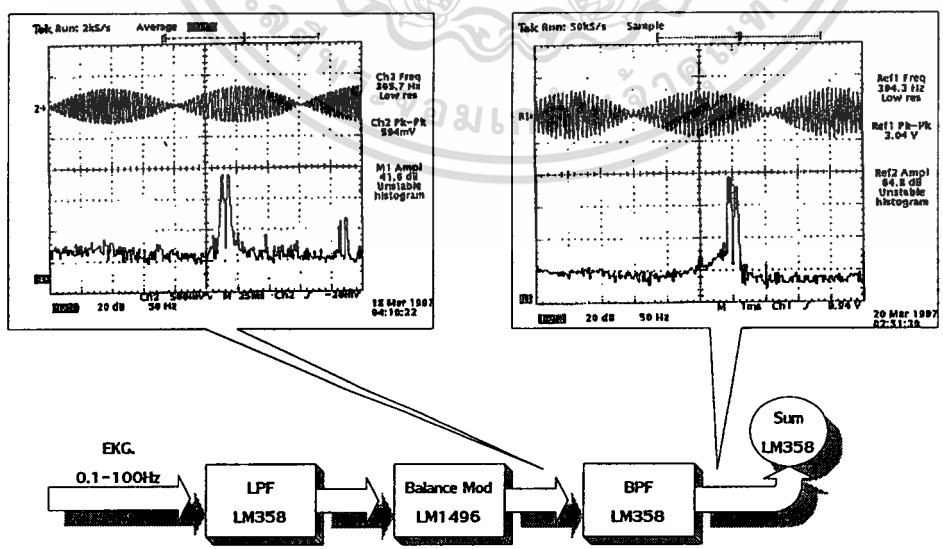
จากนั้นสัญญาณ 3 Hz ที่ได้ทำการมอดูเลชันกับ Sub carrier 44.43 Hz แล้วก็จะนำเข้าไปผ่านวงจร BPF เพื่อกำจัดความถี่อื่นที่ไม่ต้องการเกิดขึ้นเนื่องมาจากการมอดูเลชัน ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของ BPF กับตอนผ่าน BPF มาแล้ว โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็น ในรูปที่ 75

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



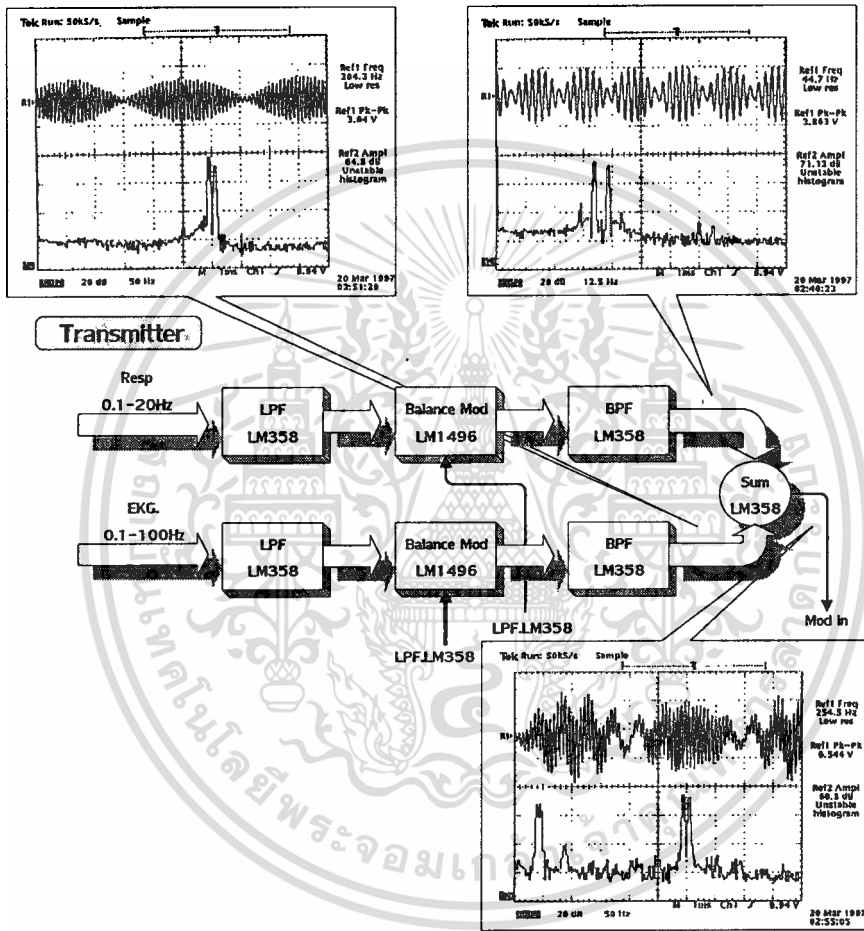
รูปที่ 75 แสดงรูปสัญญาณ 3 Hz ที่ทำการมอดูเลชันแล้วผ่านวงจร BPF

เช่นเดียวกัน สัญญาณ 5 Hz ที่ได้ทำการมอดูเลชันกับ Sub carrier 296.22 Hz แล้วก็ให้นำเข้าไปผ่านวงจร BPF เพื่อกำจัดความถี่อื่นที่ไม่ต้องการเกิดขึ้นเนื่องมาจากการมอดูเลชัน ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของ BPF กับตอนผ่าน BPF มาแล้ว โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 76



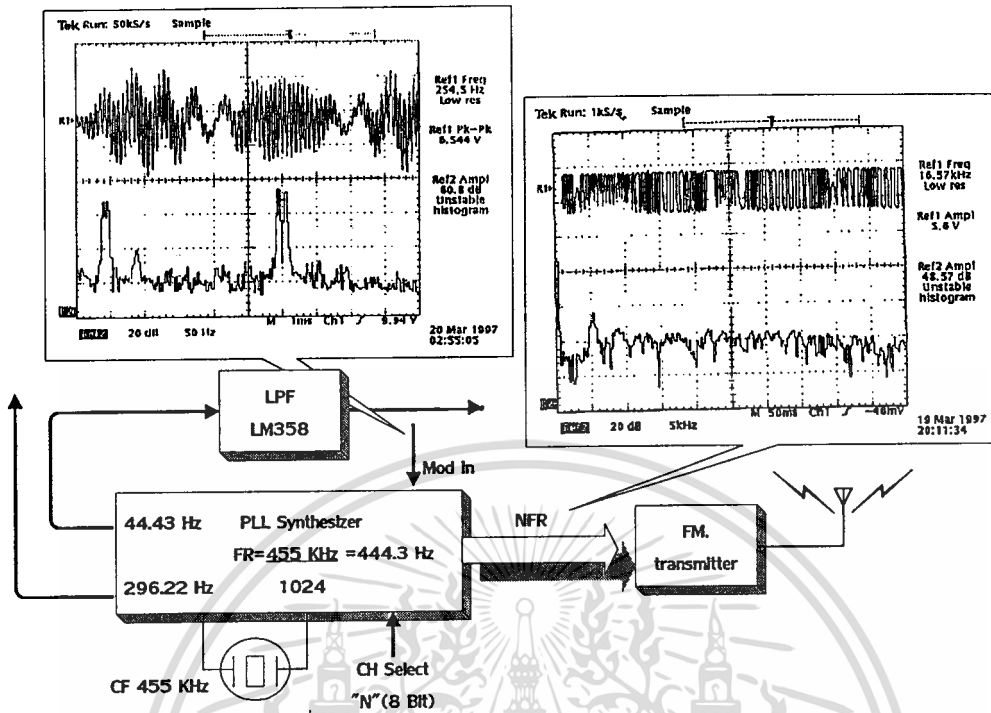
รูปที่ 76 แสดงรูปสัญญาณ 5 Hz ที่ทำการมอดูเลชันแล้วผ่านวงจร BPF

ต่อมาเมื่อสัญญาณมอดูเลชันทั้ง 2 ส่วน คือความถี่ 3Hz และ 5 Hz ได้ผ่านทำการกำจัดความถี่อื่นที่ไม่ต้องการเรียบร้อยแล้วก็จะนำมารวมกันโดยการ Summing ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของวงจร Summing กับตอนผ่านวงจร Summing มาแล้ว โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 77



รูปที่ 77 แสดงรูปสัญญาณที่เกิดจากการผ่านวงจร Summing

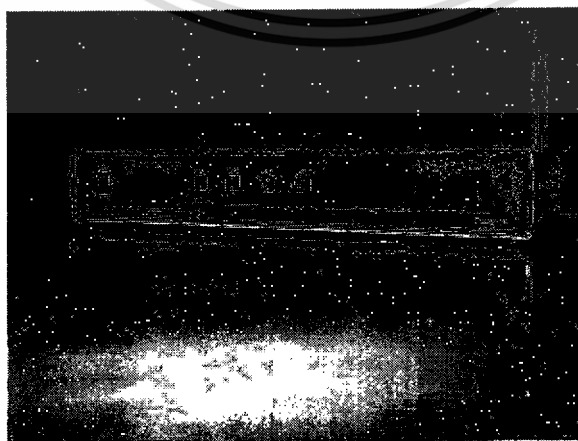
เมื่อได้สัญญาณที่ผ่านการ Summing เรียบร้อยแล้วก็จะนำไปทำการมอดูเลชัน แบบ FM กับ Main Carrier อีกหนึ่งซึ่งสามารถกำหนดความถี่ของ Main Carrier ได้โดยการเลือก N ของ Synthesizer ซึ่งในที่นี้จะใช้ความถี่ Main Carrier ของช่องที่ 1 เป็น 4.488 kHz ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของวงจร Frequency มอดูเลชันกับ Output ที่ทำการมอดูเลชันแล้วโดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 78



รูปที่ 78 แสดงการนำสัญญาณที่ผ่าน Summing มามอดูเลชันกับ Main Carrier

6.4 การทดสอบการใช้งานของเครื่องรับสัญญาณ

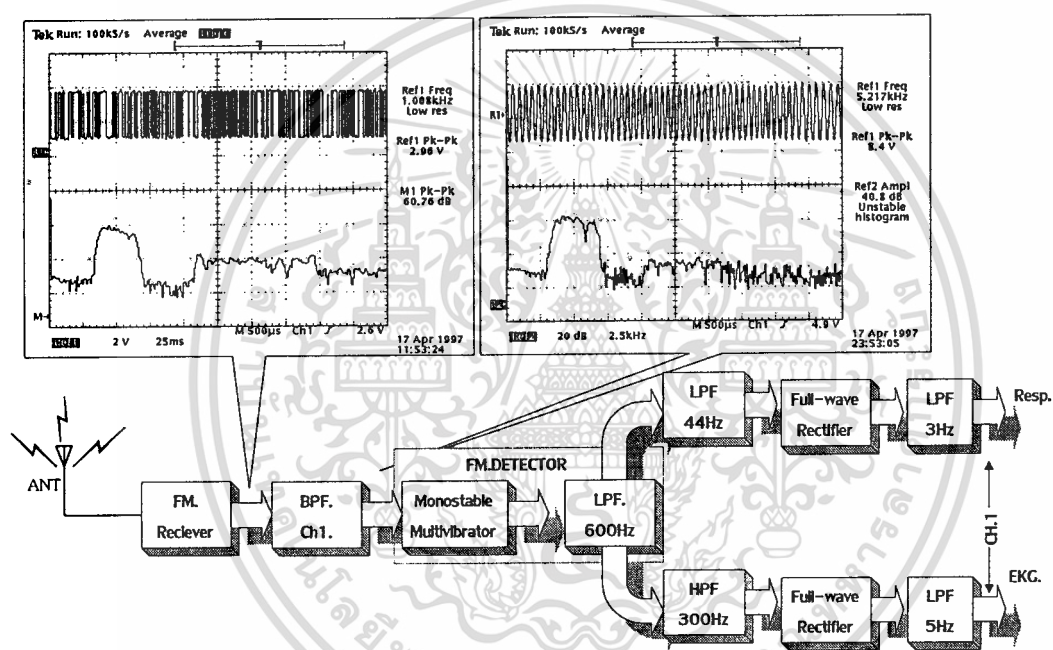
โดยเครื่องรับสัญญาณคลื่นวิทยุที่สร้างเป็นต้นแบบ จะทำการรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าการหายใจที่ได้รับมาจากเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2 เส้นคลื่น ที่วางอยู่ข้างเตียงผู้ป่วย เพื่อส่งไปแสดงผลและจัดเก็บข้อมูลในส่วนของ การแสดงผลส่วนกลาง โดยคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะแสดงต้นแบบของเครื่องรับสัญญาณ ได้ดังรูปที่ 79



รูปที่ 79 แสดงต้นแบบเครื่องรับสัญญาณ

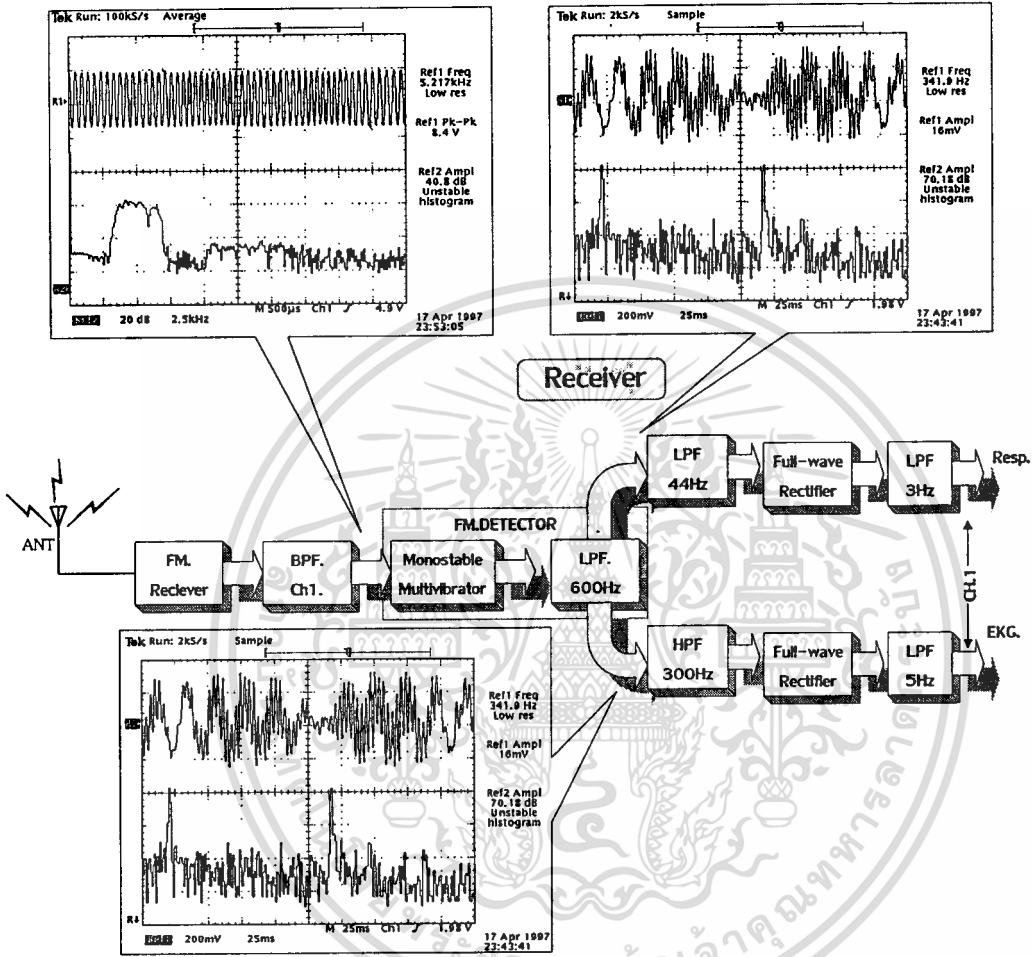
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยการทดสอบเครื่องส่งสัญญาณนั้น ทำการทดสอบวัดสัญญาณตามส่วนต่างๆของระบบ การรับสัญญาณที่ได้ ออกแบบขึ้นมาซึ่งได้ทราบรายละเอียดมาแล้วจากบทที่ 4 จากการทดสอบได้ ทำการทดลองวัดสัญญาณซึ่งจะได้รับสัญญาณออกมาจากชุดเครื่องรับ FM. จากนั้นแล้วก็จะเข้าไปสู่วงจร BPF เพื่อทำการแยกความถี่ของช่องสัญญาณที่ 1 ออกมา ส่วนช่องสัญญาณอื่นๆจะสามารถเลือกความถี่ได้โดยจากการคำนวณวงจร BPF เพื่อกำหนดความถี่ของแต่ละช่องสัญญาณซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าไปในส่วนของ BPF กับตอนได้ Output ออกมา โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 80



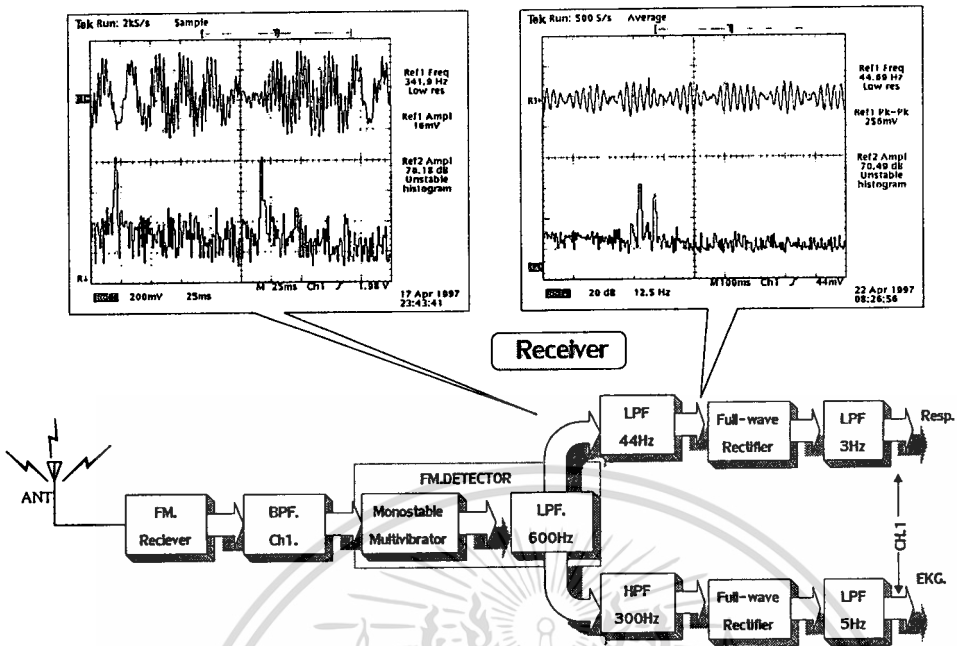
รูปที่ 80 แสดงรูปสัญญาณที่ผ่านวงจร BPF CH.1

หลังจากที่เราเลือกได้สัญญาณความถี่ CH.1 โดยวงจร BPF มาแล้วก็จะทำการคิมอดูเลชั่นสัญญาณ FM. เพื่อให้ได้สัญญาณก่อนที่จะ Mod FM. กับ Main Carrier ของทางด้านส่งออกมา ซึ่งสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าไปในส่วนของ FM คิมอดูเลชั่นกับตอนได้ Output ออกมา โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 81



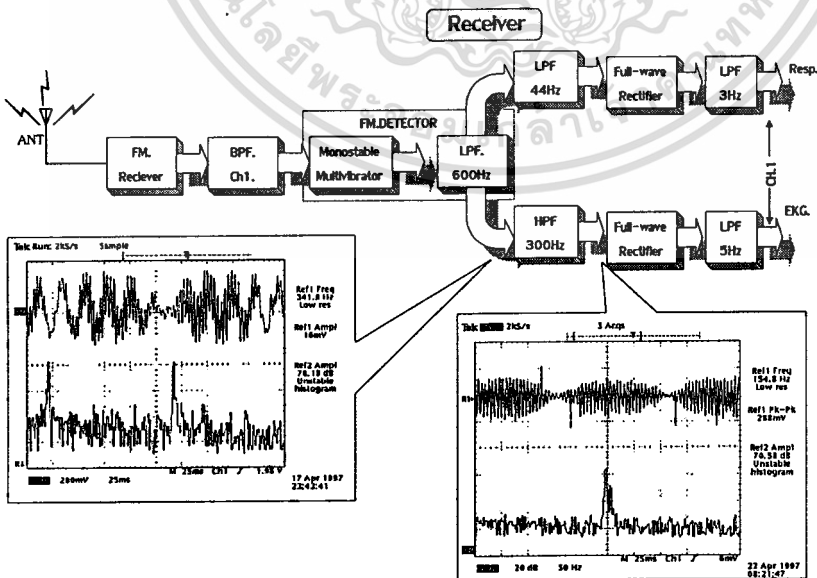
รูปที่ 81 แสดงรูปสัญญาณความถี่ CH.1 ที่ผ่านการวงจร FM Demod

เมื่อสัญญาณทำการ FM คีมอดูเลชั่นแล้ว ก็จะได้สัญญาณแบบเดียวกันกับสัญญาณ Output ที่ออกจากวงจร Summing ของด้านชุดส่งสัญญาณด้วยคลื่นวิทยุ ซึ่งก็จะมีทั้งความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับความถี่ของสัญญาณการหายใจที่มอดูเลชั่นแล้วรวมกันอยู่ ดังนั้นจะทำการแยกในส่วนของสัญญาณการหายใจที่มีการมอดูเลชั่นด้วยวงจร LPF. สามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าไปในส่วนของ LPF. กับตอนได้ Output ออกมาจาก LPF. โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 82



รูปที่ 82 แสดงรูปสัญญาณที่ได้จากการ FM คิมอดูเลชั่น ผ่านวงจร LPF.

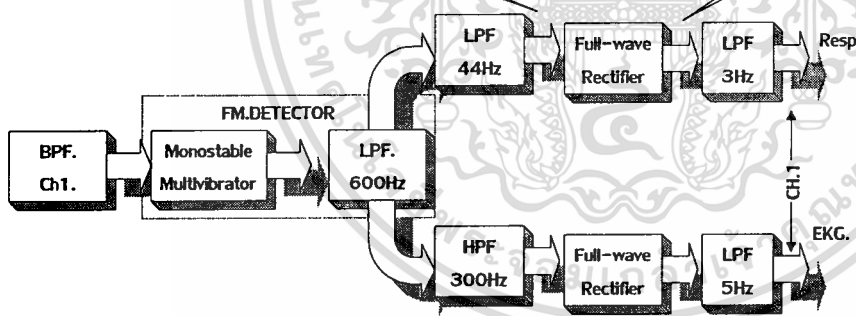
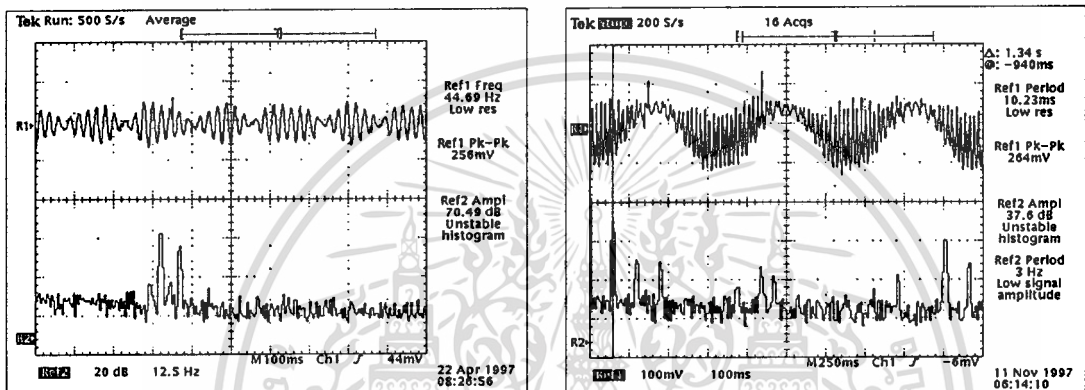
จะทำการแยกในส่วนของสัญญาณการเดินของหัวใจที่มีการมอดูเลชั่น ได้ด้วยวงจร HPF. สามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของ HPF. กับตอนได้ Output ออกมาจาก HPF. โดยจะแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 83



รูปที่ 83 แสดงรูปสัญญาณที่ได้จากการ FM คิมอดูเลชั่นผ่านวงจร HPF.

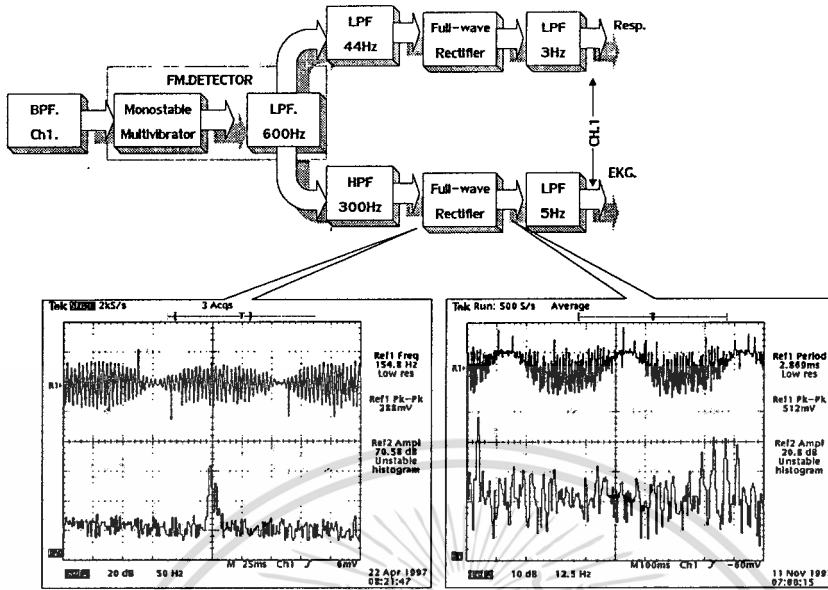
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากนั้นมาทำการทดสอบหน้าที่ในการดีเทกสัญญาณแบบ AM โดยจะทำการแยกสัญญาณออกจากความถี่พาหะรอน นั้นก็คือจะทำการแยกเอาสัญญาณไฟฟ้าการหายใจออกจากความถี่พาหะ 44.43Hz ด้วยวงจร Full-Wave Rectifier ซึ่งผลจากการทดสอบสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าไปในส่วนของ Full-Wave Rectifier กับตอนได้ Output ออกมาจาก Full-Wave Rectifier โดยแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 84



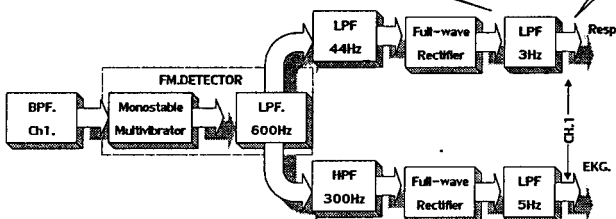
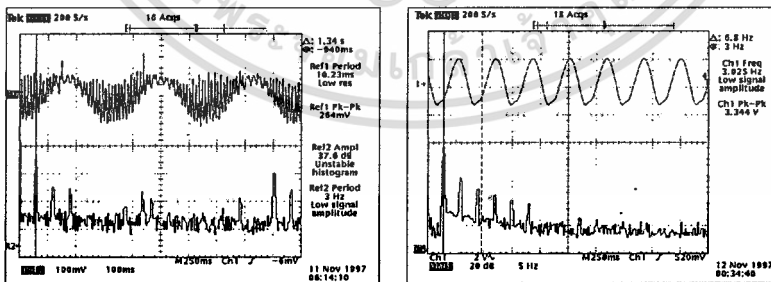
รูปที่ 84 แสดงรูปสัญญาณการแยกสัญญาณไฟฟ้าการหายใจออกจากพาหะรอน 44.43 Hz

ในส่วนการทดสอบแยกเอาสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจออกจากความถี่พาหะรอน 296.22 Hz ด้วยวงจร Full-Wave Rectifier ซึ่งผลจากการทดสอบสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าไปในส่วนของ Full-Wave Rectifier กับตอนได้ Output ออกมาจาก Full-Wave Rectifier โดยแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 85



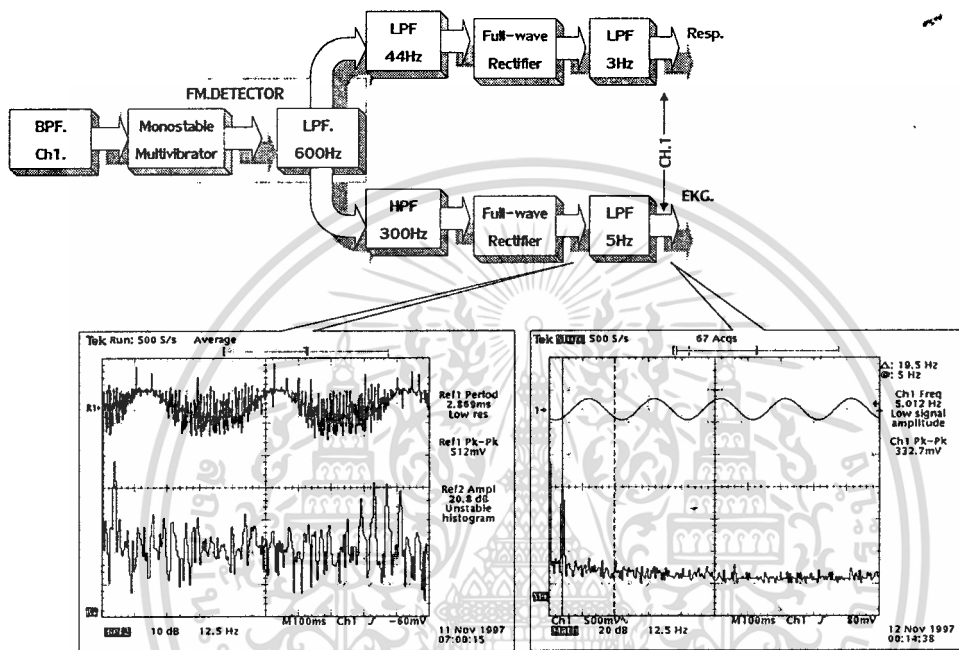
รูปที่ 85 แสดงรูปสัญญาณการแยกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกจากพาหะรอง 296.22 Hz

ในส่วนนี้จะทดสอบสัญญาณ เนื่องจากการคิเทกแบบ AM นั้นยังคงมีความถี่ของพาหะรองปนมาดังนั้นเราจึงเอาสัญญาณที่ได้มาจำกัดความถี่พาหะที่ปนมาอีกครั้งหนึ่ง ได้ด้วยวงจรกรองความถี่ต่ำคัทออฟที่ความถี่ 3 Hz เพื่อใช้กรองให้สัญญาณไฟฟ้าการหายใจผ่านไปได้ ซึ่งผลจากการทดสอบ สามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของวงจรกรองความถี่ต่ำกับตอนได้ Output ออกมาจากวงจรกรองความถี่ต่ำ โดยแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 86



รูปที่ 86 แสดงรูปสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำคัทออฟที่ 3 Hz เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสถาบันวิจัยสรีรวิทยาและสรีรวิทยาเพื่อสุขภาพของประเทศไทย ซึ่งใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

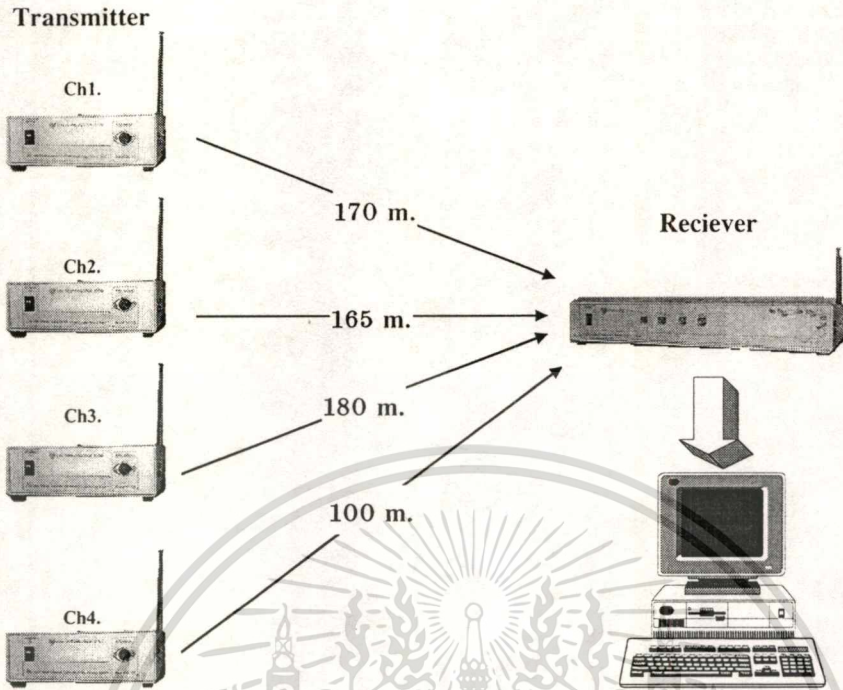
ส่วนวงจรกรองความถี่ต่ำคัทออฟที่ความถี่ 5 Hz เพื่อใช้กรองให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านไปได้ซึ่งผลจากการทดสอบสามารถวัดรูปสัญญาณก่อนเข้าในส่วนของวงจรกรองความถี่ต่ำกับตอนได้ Output ออกมาจากวงจรกรองความถี่ต่ำ โดยแสดงรูปสัญญาณที่วัดได้ในรูปของ Time Domain และ Frequency Domain ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 87



รูปที่ 87 แสดงรูปสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำคัทออฟที่ 5 Hz

6.5 การทดสอบหาระยะทางสูงสุดของการรับส่งสัญญาณ

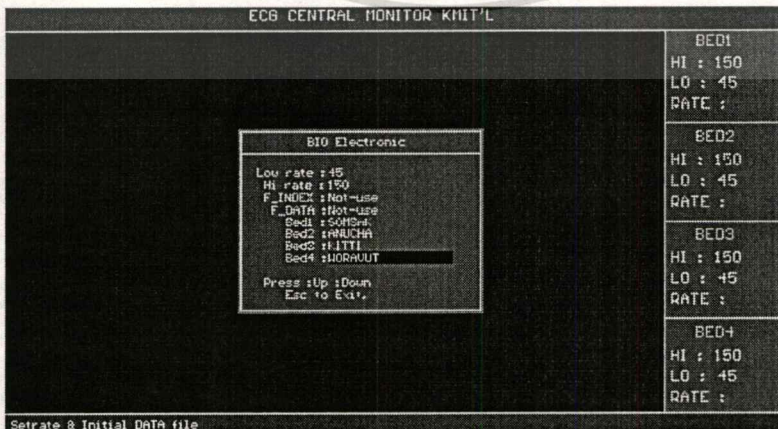
หลังจากได้ทำการทดสอบการทำงานในรายละเอียดของเครื่องรับ และเครื่องส่งสัญญาณแล้วจากนั้นจำเป็นต้องมีการทดสอบหาระยะทางในการส่งสัญญาณของเครื่องส่งแต่ละเครื่องโดยจะแยกตามความถี่ที่ใช้ส่งเป็น 4 ความถี่หรือแยกเป็นเตียงของผู้ป่วยได้ 4 เตียง ซึ่งจะมีระยะทางในการส่งสัญญาณไม่เท่ากัน ซึ่งเกิดขึ้นจากการประกอบและการปรับแต่งสัญญาณของแต่ละเครื่องโดยผลของการทดสอบหาระยะทางการส่งสัญญาณ โดยไม่มีสิ่งกีดขวางนั้น ได้แสดง ได้ดังรูปที่ 88



รูปที่ 88 แสดงรูปผลการทดสอบระยะทางสูงสุดของการส่งสัญญาณของเครื่องส่ง

6.6 การทดสอบการใช้งานคอมพิวเตอร์แสดงผลส่วนกลาง

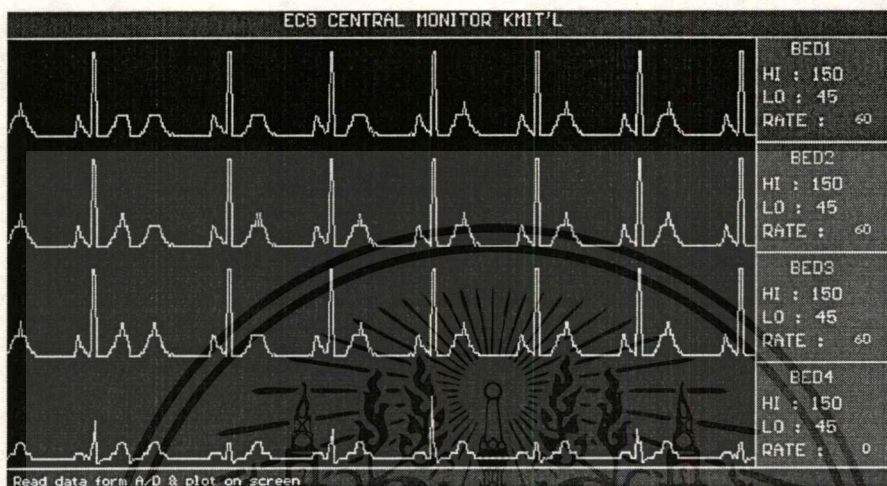
ในขั้นต้นก่อนที่จะทำการ Save สัญญาณแต่ละเตียงเราสามารถตั้งชื่อผู้ป่วยโดยใช้ Function F7 โดยเรายังสามารถตั้ง High Rate และ Low Rate เพื่อทำการควบคุมอัตราการเดินของหัวใจให้อยู่ในช่วงที่เรากำหนดไว้หากอัตราการเดินของหัวใจเกินจากช่วงอัตราการเดินที่เรากำหนดก็จะทำการส่งสัญญาณเตือนดังออกมา โดยเราจะแสดงรูปหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ทดลองตั้งชื่อผู้ป่วยและการตั้งช่วงอัตราการเดินของหัวใจให้เห็นได้ดังรูปที่ 89



รูปที่ 89 แสดงรูปหน้าจอคอมพิวเตอร์การตั้งชื่อผู้ป่วยเพื่อเก็บข้อมูล

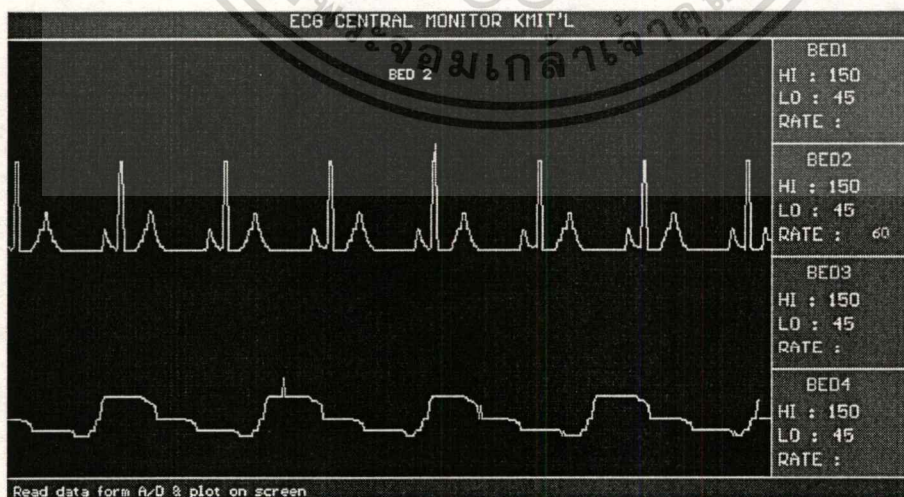
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่วากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้นำระบบที่สร้างขึ้นมานี้ไปทดสอบวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าการหายใจ จากเครื่องจำลองสัญญาณ ในโหมดเริ่มต้นเสมือนเป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก ผู้ป่วย 4 เตียง พร้อมทั้งแสดงอัตราการเต้นของหัวใจดังแสดงผลการทดสอบได้ดังรูปที่ 90



รูปที่ 90 แสดงภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 4 ช่องสัญญาณบนจอคอมพิวเตอร์

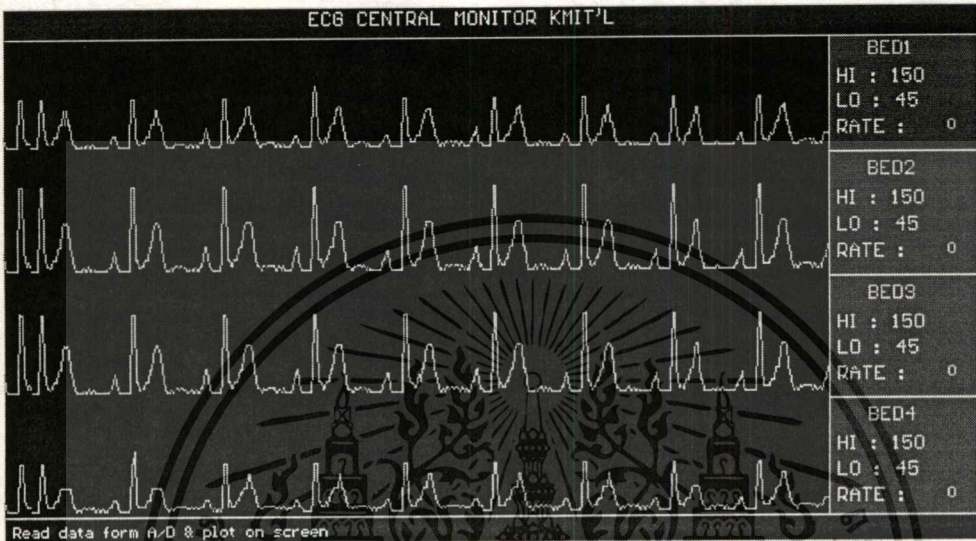
เมื่อต้องการเลือกให้แสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยเฉพาะเตียงได้โดยการกดปุ่ม F1, F2, F3 และ F4 โดยเรียงตามลำดับหมายเลขของเตียงผู้ป่วย โดยแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับสัญญาณไฟฟ้าการหายใจ ซึ่งแสดงให้เห็นได้ดังรูปที่ 91



รูปที่ 91 แสดงหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่แสดงสัญญาณจากเตียงที่ 2

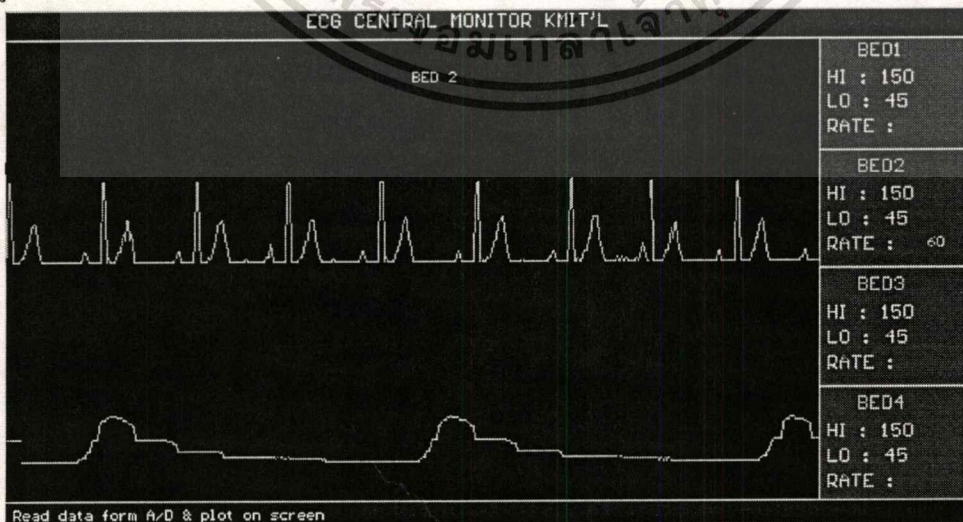
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำระบบที่สร้างขึ้นมานี้ไปทดสอบวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และสัญญาณไฟฟ้าการหายใจจากร่างกายมนุษย์จริง ในโหมดเริ่มต้นเสมือนเป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก ผู้ป่วย 4 เตียง พร้อมทั้งแสดงอัตราการเต้นของหัวใจดังแสดงผลการทดสอบได้ดังรูปที่ 92



รูปที่ 92 แสดงสัญญาณที่วัดจากร่างกายมนุษย์บนจอคอมพิวเตอร์ 4 เตียง

เมื่อต้องการเลือกให้แสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยเฉพาะเตียงที่ 2 ได้โดยการกดปุ่ม F2 ซึ่งก็จะแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับสัญญาณไฟฟ้าการหายใจออกมา ซึ่งเราสามารถแสดงให้เห็นได้ดังรูปที่ 93



รูปที่ 93 แสดงหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่แสดงสัญญาณที่วัดจากร่างกายมนุษย์ของเตียงที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

บทสรุปและแนวทางการพัฒนา

การติดตามการมีชีวิตของผู้ป่วยในห้อง ICU นั้น โดยทั่วไปก็จะมีเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วางอยู่ข้างเตียงผู้ป่วยอยู่แล้วซึ่งเหมาะกับจำนวนผู้ป่วยไม่มาก แต่ถ้าหากมีผู้ป่วยจำนวนมากขึ้นก็จะทำให้แพทย์และพยาบาลดูแลไม่ทั่วถึงและไม่สามารถบันทึกเก็บข้อมูลเพื่อเป็นประวัติของผู้ป่วยแต่ละคนได้จึงได้มีแนวความคิดในการวิจัยระบบวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบรวมศูนย์ขึ้นมาซึ่งเราสามารถจะสร้างระบบขึ้นมาใช้เพื่อลดการนำเข้าจากต่างประเทศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้กล่าวถึงการสร้างเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 ช่อง สัญญาณแบบวางข้างเตียงผู้ป่วยรวมทั้งออกแบบสร้างชุดรับส่งสัญญาณด้วยคลื่นวิทยุที่จะทำการส่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าการหายใจจากเครื่องแบบวางข้างเตียงไปแสดงผลและเก็บข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์ในส่วนกลาง และได้ทำการพัฒนาโปรแกรมในการแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าบนจอภาพคอมพิวเตอร์ส่วนกลางรวมทั้งการจัดเก็บข้อมูลเพื่อนำกลับมาวิเคราะห์ และเป็นประวัติคนไข้ต่อไป

ในการทดสอบระบบที่ได้ออกแบบสร้างขึ้นมาเป็นต้นแบบนั้นได้ทำการแยกทดสอบระบบเป็นส่วนๆนั่นคือ เริ่มจากการทดสอบการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2 ช่องสัญญาณ โดยทดสอบการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าการหายใจจากเครื่องจำลองสัญญาณและจากร่างกายของมนุษย์จากนั้นก็ทำการทดสอบการทำงานของชุดรับส่งสัญญาณผ่านคลื่นวิทยุ โดยจะทำการทดลองส่งสัญญาณแล้วทำการวัดสัญญาณตามส่วนต่างๆของระบบทั้งชุดรับ และชุดส่งสัญญาณ และส่วนในการทดสอบระบบการแสดงผลในส่วนกลางด้วยคอมพิวเตอร์นั้นจะทำการรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าการหายใจจากชุดรับสัญญาณ นำมาทำการแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์โดยทำการทดสอบเพื่อแสดงผลสัญญาณบนจอคอมพิวเตอร์จากการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณไฟฟ้าการหายใจจากเครื่องจำลองสัญญาณกับการวัดสัญญาณจากร่างกายมนุษย์รวมทั้งการทำงานของฟังก์ชันเก็บข้อมูลและการนำข้อมูลกลับมาดู

งานวิจัยนี้เราสามารถนำไปพัฒนาเพื่อนำไปใช้งานกับผู้ป่วยในห้อง ICU ตามโรงพยาบาลต่อไป และเราอาจมีการพัฒนาการส่งข้อมูลด้วยคลื่นวิทยุให้มีขนาดเล็กลงกว่าเดิม เพื่อความสะดวกในการพกติดตัวคนไข้ ในส่วนของการพัฒนาโปรแกรมเพื่อการแสดงผลนั้นเราอาจจะมีการพัฒนาการเก็บข้อมูลให้ได้มากขึ้น และเก็บได้ระยะเวลาเพิ่มขึ้นโดยอาจวิธีการบีบอัดข้อมูลแบบต่างๆและอาจหาวิธีการลดสัญญาณรบกวนที่ปนมากับสัญญาณด้วย โปรแกรมแสดงผลบนคอมพิวเตอร์

บรรณานุกรม

- [1] นายพิชัย คูศิริวานิชกร "การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่องไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์" วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2529
- [2] รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ อ.พิชัย คูศิริวานิชกร อ.ประภากร สุวรรณะ อ.ยุทธนา คิดใจเดียว "สร้างเครื่องต้นแบบระบบ ไอ ซี ยู มอนิเตอร์ขนาด 4 เตียง" รายงานวิจัยได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ประจำปีงบประมาณ 2531 ประจำปีงบประมาณ 2529 และ 2530 โดยห้องวิจัยอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีพ.ศ. 2530
- [3] ศ.บุญถึง แน่นหนา "ตำราโทรทัศน์ภาค 1" สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์ หน้า 408, 2515
- [4] ศ.บุญถึง แน่นหนา "ตำราโทรทัศน์ภาค 2" สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์ หน้า 546, 2520
- [5] จันทรเพ็ญ จันทรकुมาภาส จีรสุดา เกษร ธงชัย มณีชูเกตุ ปราโมทย์ วาดเขียน วิวัฒน์ กิรานนท์ "การดีเทคต์ FM โดยใช้ขบวนการสร้างสัญญาณเลียนแบบ PPM" การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 19 ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น (7-8 พฤษภาคม 2539)
- [6] พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ มนัส สังวรศิลป์ พิชัย คูศิริวานิชกร ประภากร สุวรรณะ "ระบบส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยคลื่นวิทยุ" การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 11 ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล (16-17 ธันวาคม 2531)
- [7] Gobind Daryanani "Principles of Active Network Synthesis and Design" John Wiley & Sons PP.495 1976

ภาคผนวก

โปรแกรมแสดงผลและจัดเก็บข้อมูล

```

#include <dos.h>
#include <math.h>
#include <conio.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <graphics.h>
#include <io.h>
#include <bios.h>
#include <stdarg.h>
#include <time.h>
#include <float.h>
#include <fcntl.h>
void interrupt int8(void);
void interrupt (*oldfunc);
int drive, mode, maxx, maxy, page=0, size, h1, h2, h3, h4 ;
unsigned int count, fcount;
unsigned char *data, *data1, *data2, *data3, *data4 ;
unsigned char *ptr;
char xx[100], savescr[20000], kbbuff[50];
int ra1=0, ra2=0, ra3=0, ra4=0, rs1=30000, rs2=30000, lowrate=45, hirate=150;
int rs3=30000, rs4=30000, f1=0, f2=0, f3=0, f4=0;
float r1, r2, r3, r4;
int z1, z2, z3, z4, s=0, st=0, off=10;
char *grade[]={ "45",
                "150",
                "Not-use",

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        "BED1.DAT      ",
        "BED2.DAT      ",
        "BED3.DAT      ",
        "BED4.DAT      "};

char  ascii, scancode ;

main (int  argv, char *argv[])
{
    data = malloc (64000);          /* Allocate memory */
    if (data== NULL)
        exit (1);
    data1 = malloc (64000);        /* Allocate memory */
    if (data1== NULL)
        exit (1);
    data2 = malloc (64000);        /* Allocate memory */
    if (data2== NULL)
        exit (1);
    data3 = malloc (64000);        /* Allocate memory */
    if (data3== NULL)
        exit (1);
    data4 = malloc (64000);        /* Allocate memory */
    if (data4== NULL)
        exit (1);
    for (count=0; count<64000; count++)
    { *(data+count)=0;
      *(data1+count)=0;
      *(data2+count)=0;
      *(data3+count)=0;  }

    Initg ();                      /* Initgraphics */
    MainWin ();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

while (1)
{
    setfillstyle(SOLID_FILL, 4);
    bar (2, maxy-14, maxx-2, maxy-2);
    setcolor(15);
    settxtstyle(SMALL_FONT,HORIZ_DIR,4);
    outtextxy (0, maxy-13, " F5:Save F6:Load F7:Setrate F8:Print F10:Quit");
    outtextxy (maxx-100, maxy-13, "Version 2.0");
    ReadKbd ();
    if (scancode==68)
        break;
    if (scancode==65)
    {
        bar (2, maxy-14, maxx-2, maxy-2);
        outtextxy (0, maxy-13, " Setrate & Initial DATA file");
        Setrate ();
    }
    if (scancode==64)
    {
        bar (2, maxy-14, maxx-2, maxy-2);
        outtextxy (0, maxy-13, " Display data file");
        disp ();
    }
    if (scancode==66)
    {
        bar (2, maxy-14, maxx-2, maxy-2);
        outtextxy (0, maxy-13, " Print screen ");
        Printer ();
    }
    if (ascii=='p' || ascii=='P')

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    {
        bar (2, maxy-14, maxx-2, maxy-2);
        outtextxy (0, maxy-13, " Read data form A/D & plot on screen");
        Plot ();
    }
}
closegraph ();
}
/* Set interrupt vector */
setint ()
{
    oldfunc=getvect(8);
    setvect(8,int8);
/* Set timer to fast trick */
    outportb(0x43,0x36);
    outportb(0x40,0x0);
    outportb(0x40,0x40);
}
/* Restore interrupt vector */
restore()
{
    setvect(8,oldfunc);
/* Set timer to normal trick */
    outportb(0x43,0x36);
    outportb(0x40,0);
    outportb(0x40,0);
}
/* Interrupt service routine to read data from A/D */
void interrupt int8(void)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

static unsigned char a, b, d, e, da, d1;
int dat, prt=624;
static int oldcount=0;
if (da==100)
{
    d1=65;
    da=0;
}
else
{
    da++;
    a=0;
    d1=random (5);
    d1+=15;
}
outportb (prt, 5);
outportb (prt+3, 0);
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+4);
    de (10);
}
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+5);
    de (10);
}
d=inportb (prt+2);
d&=0x0f;
e=inportb (prt+1);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

dat=d*256+e;
*(data+count)=dat/16;
*(data+count)&=0x7f;
if (*(data+count)>75)
    *(data+count)=75;
if (*(data+count)>=60 && f1==0)
    f1=1;
    else
    ral++;
if (*(data+count)>=60 && f1==1 && ral>=10)
{
    f1=0;
    rsl=ral;
    ral=0;
}
if (ral>=1000)
    rsl=30000;
outportb (prt, 1);
outportb (prt+3, 0);
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+4);
    de (10);
}
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+5);
    de (10);
}
d=inportb (prt+2);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

d&=0x0f;
e=inportb (prt+1);
dat=d*256+e;
*(data1+count)=dat/16;
*(data1+count)&=0x7f;
if (*(data1+count)>75)
    *(data1+count)=75;
if (*(data1+count)>=60 && f2==0)
    f2=1;
else
    ra2++;
if (*(data1+count)>=60 && f2==1 && ra2>=10)
{
    f2=0;
    rs2=ra2;
    ra2=0;
}
if (ra2>=1000)
    rs2=30000;
outportb (prt, 2);
outportb (prt+3, 0);
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+4);
    de (10);
}
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+5);
    de (10);
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

}
d=inportb (prt+2);
d&=0x0f;
e=inportb (prt+1);
dat=d*256+e;
*(data2+count)=dat/16;
*(data2+count)&=0x7f;
if (*(data2+count)>75)
    *(data2+count)=75;
if (*(data2+count)>=60 && f3==0)
    f3=1;
else
    ra3++;
if (*(data2+count)>=60 && f3==1 && ra3>=10)
{
    f3=0;
    rs3=ra3;
    ra3=0;
}
if (ra3>=1000)
    rs3=30000;
outportb (prt, 3);
outportb (prt+3, 0);
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+4);
    de (10);
}
for (a=0; a<7; a++)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    d=inportb (prt+5);
    de (10);
}
d=inportb (prt+2);
d&=0x0f;
e=inportb (prt+1);
dat=d*256+e;
*(data3+count)=dat/16;
*(data3+count)&=0x7f;
if (*(data3+count)>75)
*(data3+count)=75;
if (*(data3+count)>=60 && f4==0)
    f4=1;
else
    ra4++;
if (*(data3+count)>=60 && f4==1 && ra4>=10)
{
    f4=0;
    rs4=ra4;
    ra4=0;
}
if (ra4>=1000)
    rs4=30000;
if (st==1)
{
    outportb (prt, 0);
    outportb (prt+3, 0);
    for (a=0; a<7; a++)
    {
        d=inportb (prt+4);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    de (10);
}
for (a=0; a<7; a++)
{
    d=inportb (prt+5);
    de (10);
}
d=inportb (prt+2);
d&=0x0f;
e=inportb (prt+1);
dat=d*256+e;
*(data4+count)=dat/16;
*(data4+count)&=0x7f;
if (*(data4+count)>75)
*(data4+count)=75;
}
if (st==2)
{
    outportb (prt, 4);
    outportb (prt+3, 0);
    for (a=0; a<7; a++)
    {
        d=inportb (prt+4);
        de (10);
    }
    for (a=0; a<7; a++)
    {
        d=inportb (prt+5);
        de (10);
    }
}

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

d=inportb (prt+2);
d&=0x0f;
e=inportb (prt+1);
dat=d*256+e;
*(data4+count)=dat/16;
*(data4+count)&=0x7f;
if (*(data4+count)>75)
*(data4+count)=75;
}
if (st==3)
{
outportb (prt, 6);
outportb (prt+3, 0);
for (a=0; a<7; a++)
{
d=inportb (prt+4);
de (10);
}
for (a=0; a<7; a++)
{
d=inportb (prt+5);
de (10);
}
d=inportb (prt+2);
d&=0x0f;
e=inportb (prt+1);
dat=d*256+e;
*(data4+count)=dat/16;
*(data4+count)&=0x7f;
if (*(data4+count)>75)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

*(data4+count)=75;
}
if (st==4)
{
    outportb (prt, 7);
    outportb (prt+3, 0);
    for (a=0; a<7; a++)
    {
        d=inportb (prt+4);
        de (10);
    }
    for (a=0; a<7; a++)
    {
        d=inportb (prt+5);
        de (10);
    }
    d=inportb (prt+2);
    d&=0x0f;
    e=inportb (prt+1);
    dat=d*256+e;
    *(data4+count)=dat/16;
    *(data4+count)&=0x7f;
    if (*(data4+count)>75)
        *(data4+count)=75;
    }
count++;
s++;
if (oldcount==3)
{ (*oldfunc)();
  oldcount=0; }

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

else
{
    oldcount++;
    outportb(0x20,0x20);
}
/* Main Windows Functions */
MainWin ()
{
    int a, x, y ;
    setfillstyle (SOLID_FILL, 4);
    bar (0, 0, maxx, 20);
    bar (0, maxy-16, maxx, maxy);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
    bar (maxx-100, 20, maxx, maxy-17);
    setcolor (14);
    rectangle (maxx-100, 20, maxx, maxy-17);
    rectangle (0, 0, maxx, 20);
    rectangle (0, 0, maxx, maxy);
    rectangle (0, maxy-17, maxx, maxy);
    setcolor(15);
    settxtstyle(SMALL_FONT,HORIZ_DIR,5);
    outtextxy (200, 1, "ECG CENTRAL MONITOR KMITL");
    setcolor(15);
    settxtstyle(SMALL_FONT,HORIZ_DIR,5);
    sprintf (xx, " HI : %d" , hirate);
    outtextxy (maxx-110, 15+25, xx);
    outtextxy (maxx-110, 15+20+84, xx);
    outtextxy (maxx-110, 15+20+80+84, xx);
    outtextxy (maxx-110, 15+20+80+80+84, xx);
    sprintf (xx, " LO : %d" , lowrate);
    outtextxy (maxx-110, 15+41, xx);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

outtextxy (maxx-110, 15+35+86, xx);
outtextxy (maxx-110, 15+35+80+86, xx);
outtextxy (maxx-110, 15+35+80+80+86, xx);
setcolor(14);
outtextxy (maxx-90, 15+7, " BED1");
outtextxy (maxx-90, 15+5+80, " BED2");
outtextxy (maxx-90, 15+80+85, " BED3");
outtextxy (maxx-90, 15+80+80+85, " BED4");
setcolor(15);
outtextxy (maxx-110, 15+58, " RATE :");
outtextxy (maxx-110, 15+50+88, " RATE :");
outtextxy (maxx-110, 15+50+80+88, " RATE :");
outtextxy (maxx-110, 15+50+80+80+88, " RATE :");
line (maxx-100, 15+80, maxx, 15+80);
line (maxx-100, 15+80+80, maxx, 15+80+80);
line (maxx-100, 15+80+80+80, maxx, 15+80+80+80);
}
/* Initgraph */
Initg ()
{
drive=3;
mode=1;
if (registerbgidriver(EGAVGA_driver) < 0) exit (1);
if (registerbgifont(small_font) < 0) exit (1);
if (registerbgifont(triplex_font) < 0) exit (1);
initgraph (&drive, &mode, "");      /* Init graphic */
maxx=getmaxx ();
maxy=getmaxy ();
settextstyle(TRIPLEX_FONT,HORIZ_DIR,1);
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

/* Plotgraph */
Plot ()
{
    unsigned int c, d, e, f, g, x1, x2, x3, x4, y1, y2, y3, y4;
    unsigned long sum;
    struct time ts, te;
    count=0;
    setint ();
    setfillstyle(SOLID_FILL,9);
    d=e=f=x1=x2=x3=x4=0;
    y1=15+80;
    y2=15+80+80;
    y3=15+80+80+80;
    y4=15+80+80+80+80;
    for (;;)
    {
        if (s>=80)
        {
            r1=60./((float)rs1/73.);
            r2=60./((float)rs2/73.);
            r3=60./((float)rs3/73.);
            r4=60./((float)rs4/73.);
            z1=(int)r1;
            z2=(int)r2;
            z3=(int)r3;
            z4=(int)r4;
        }
        d=count;
        if (f>=maxx-100)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
    f=0;
    e=d;
    fcount=count;
    e=d=count=0;
    save ();
    x1=x2=x3=x4=0;
    y1=15+80;
    y2=15+80+80;
    y3=15+80+80+80;
    y4=15+80+80+80+80;
}
else
{
    if (st==0 || st==1)
    {
        moveto (x1, y1);
        g=0;
        for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
        {
            setcolor (0);
            if (st==0)
                line (c, 25, c, maxy-20);
            else
                line (c, 15+80, c, maxy-19);
            setcolor (11);
            lineto (c, 40+40+off-*(data+e+c));
        }
        x1=getx ();
        y1=gety ();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if (s>=80)
{
    setcolor (14);
    bar (maxx-44, 70, maxx-1, 90);
    sprintf (xx, " %3d", z1);
    outtextxy (maxx-40, 73, xx);
    setcolor (11);
}
}
if (st==0 || st==2)
{
    moveto (x2, y2);
    g=0;
    for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
    {
        if (st==2)
        {
            setcolor (0);
            line (c, 15+80, c, maxy-19);
            setcolor (11);
        }
        lineto (c, 40+80+40+off-*(data1+e+c));
    }
    x2=getx ();
    y2=gety ();
    if (s>=80)
    {
        setcolor (14);
        bar (maxx-44, 68+81, maxx-1, 82+88);
        sprintf (xx, " %3d", z2);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    outtextxy (maxx-40, 15+65+73, xx);
    setcolor (11);
}
}

if (st==0 || st==3)
{
    moveto (x3, y3);
    g=0;
    for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
    {
        if (st==3)
        {
            setcolor (0);
            line (c, 15+80, c, maxy-19);
            setcolor (11);
        }
        lineto (c, 40+80+80+40+off-*(data2+c+c));
    }
    x3=getx ();
    y3=gety ();
    if (s>=80)
    {
        setcolor (14);
        bar (maxx-44, 68+80+81, maxx-1, 82+80+88);
        sprintf (xx, " %3d", z3);
        outtextxy (maxx-40, 15+65+80+73, xx);
        setcolor (11);
    }
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if (st==0 || st==4)
{
    moveto (x4, y4);
    g=0;
    for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
    {
        if (st==4)
        {
            setcolor (0);
            line (c, 15+80, c, maxy-19);
            setcolor (11);
        }
        lineto (c, 40+80+80+80+38+off-(*(data3+e+c)));
    }
    x4=getx ();
    y4=gety ();
    if (s>=80)
    {
        setcolor (14);
        bar (maxx-44, 68+80+80+81, maxx-1, 82+80+80+88);
        sprintf (xx, " %3d", z4);
        outtextxy (maxx-40, 15+65+80+80+73, xx);
        setcolor (11);
    }
}
}
if (st==1)
{
    moveto (x4, y4);
    g=0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
    lineto (c, 15+80+80+80+50-*(data4+e+c));
x4=getx ();
y4=gety ();
}
if (st==2)
{
    moveto (x4, y4);
    g=0;
    for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
        lineto (c, 15+80+80+80+50-*(data4+e+c));
    x4=getx ();
    y4=gety ();
}
if (st==3)
{
    moveto (x4, y4);
    g=0;
    for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
        lineto (c, 15+80+80+80+50-*(data4+e+c));
    x4=getx ();
    y4=gety ();
}
if (st==4)
{
    moveto (x1, y1);
    g=0;
    for (c=f; c<(d-e); c++, g++)
        lineto (c, 15+80+80+80+50-*(data4+e+c));
    x1=getx ();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        yl=gety ();
    }
    if (s>=80)
        s=0;
        setcolor (14);
    if (f==0)
        rectangle (0, 0, maxx, maxy);
    f+=g;
    setcolor (11); }
if (count>63900)
{
    fcount=count;
    save ();
    count=0;
    d=e=f=x1=x2=x3=x4=0;
    continue;
}
if (bioskey (1)!=0)
{ ReadKbd ();
    if (scancode==1 && st==0)
    {
        fcount=count;
        save ();
        break;
    }
    if (scancode==1 && st!=0)
    {
        fcount=count;
        save ();
        st=0;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

count=0;
off=10;
d=e=f=x1=x2=x3=x4=0;
y1=15+80;
y2=15+80+80;
y3=15+80+80+80;
y4=15+80+80+80+80;
setfillstyle (SOLID_FILL, 0);
bar (1, 21, maxx-101, maxy-19);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
}
if (scancode==59)
{
fcount=count;
save ();
st=1;
count=0;
off=80;
x1=x4=d=e=f=0;
y1=15+80;
y4=15+80+80+80+80;
    bar (maxx-44, 68+81, maxx-1, 82+88);
    bar (maxx-44, 68+80+81, maxx-1, 82+80+88);
    bar (maxx-44, 68+80+80+81, maxx-1, 82+80+80+88);
setfillstyle (SOLID_FILL, 0);
bar (1, 21, maxx-101, maxy-19);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
setcolor(14);
outtextxy (270, 40, "BED 1");
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if (scancode==60)
{
    fcount=count;
    save ();
    st=2;
    count=0;
    off=10;
    x2=x4=d=e=f=0;
    y2=15+80;
    y4=15+80+80+80+80;
    bar (maxx-44, 70, maxx-1, 90);
    bar (maxx-44, 68+80+81, maxx-1, 82+80+88);
    bar (maxx-44, 68+80+80+81, maxx-1, 82+80+80+88);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 0);
    bar (1, 21, maxx-101, maxy-19);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
    setcolor(14);
    outtextxy (270, 40, "BED 2");
}
if (scancode==61)
{
    fcount=count;
    save ();
    st=3;
    count=0;
    off=-80;
    x3=x4=d=e=f=0;
    y3=15+80;
    y4=15+80+80+80+80;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    bar (maxx-44, 70, maxx-1, 90);
    bar (maxx-44, 68+81, maxx-1, 82+88);
    bar (maxx-44, 68+80+80+81, maxx-1, 82+80+80+88);

setfillstyle (SOLID_FILL, 0);
bar (1, 21, maxx-101, maxy-19);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
setcolor(14);
outtextxy (270, 40, "BED 3");
}
if (scancode==62)
{
    fcount=count;
    save ();
    st=4;
    count=0;
    off=-80-80;
    x1=x4=d=e=f=0;
    y1=15+80;
    y4=15+80+80+80+80;
        bar (maxx-44, 70, maxx-1, 90);
        bar (maxx-44, 68+81, maxx-1, 82+88);
        bar (maxx-44, 68+80+81, maxx-1, 82+80+88);

setfillstyle (SOLID_FILL, 0);
bar (1, 21, maxx-101, maxy-19);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
setcolor(14);
    outtextxy (270, 40, "BED 4");
}
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

restore ();
settextstyle (SMALL_FONT, HORIZ_DIR, 4);
}
/* Display */
disp ()
{
    unsigned int c, d, e, f, g, x1, x2, x3, x4, y1, y2, y3, y4;
    unsigned long sum;
    struct time ts, te;
    long lp;
    count=0;
    lp=0;
    y1=15+80+off;
    y2=15+80+80+off;
    y3=15+80+80+80+off;
    y4=15+80+80+80+80+off;
    for (;;)
    {
        setfillstyle (SOLID_FILL, 0);
        bar (1, 21, maxx-101, maxy-19);
        d=readfile (lp);
        moveto (0, y1);
        for (c=0;c<maxx-100;c++)
            lineto (c, off+40+40-*(data+c));
        moveto (0, y2);
        for (c=0;c<maxx-100;c++)
            lineto (c, off+40+80+40-*(data1+c));
        moveto (0, y3);
        for (c=0;c<maxx-100;c++)
            lineto (c, off+40+80+80+40-*(data2+c));
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

moveto (0, y4);
for (c=0;c<maxx-100;c++)
    lineto (c, off+40+80+80+80+40-*(data3+c));
ReadKbd ();
if (scancode==1)
    break;
if (scancode==75 && lp!=0)
    lp-=30;
if (scancode==77 && d==maxx-100)
    lp+=30;
}
}
/* Read key function */
ReadKbd ()
{
    union REGS    reg;
    reg.h.ah = 0;
    int86(0x16,&reg,&reg);
    scancode=reg.h.ah;
    ascii=reg.h.al;
}
/* Delay */
de (int b)
{
    int a;
    for (a=0; a<b; a++);
}
/* save disk */
save ()
{

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    h1 = _open (grade[4], O_RDWR);    /* Open file */
if (h1<0)
    h1 = _creat (grade[4], FA_ARCH );    /* Open file */
    h2 = _open (grade[5], O_RDWR);    /* Open file */
if (h2<0)
    h2 = _creat (grade[5], FA_ARCH );    /* Open file */
    h3 = _open (grade[6], O_RDWR);    /* Open file */
if (h3<0)
    h3 = _creat (grade[6], FA_ARCH );    /* Open file */
    h4 = _open (grade[7], O_RDWR);    /* Open file */
if (h4<0)
    h4 = _creat (grade[7], FA_ARCH );    /* Open file */
lseek (h1, 0, 2);
lseek (h2, 0, 2);
lseek (h3, 0, 2);
lseek (h4, 0, 2);
_write (h1, data, fcount);
_write (h2, data1, fcount);
_write (h3, data2, fcount);
_write (h4, data3, fcount);
_close (h1);
_close (h2);
_close (h3);
_close (h4);
}
/* read disk */
readfile (long lp)
{
    int  a;

    for (count=0; count<64000; count++)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

/* Data menu */
Setrate ()
{
    char *msg,point;
    int a, x, y;
/* Delete box */
    x=340,y=27;
    setcolor (0);
/* Draw data menu by put image */
    settextstyle (SMALL_FONT, HORIZ_DIR, 4);
    x=190, y=100;
    getimage (x, y, x+200, y+150, savescr);
    setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
    bar (x, y, x+200, y+150);
    setcolor (15);
    rectangle (x+2, y+2, x+198, y+148);
    rectangle (x+2, y+2, x+198, y+20);
    outtextxy (x+10, y+5, " BIO Electronic");
    outtextxy (x+10, y+30, " Low rate :");
    outtextxy (x+10, y+40, " Hi rate :");
    outtextxy (x+10, y+50, " F_INDEX :");
    outtextxy (x+10, y+60, " F_DATA :");
    outtextxy (x+10, y+70, " Bed1 :");
    outtextxy (x+10, y+80, " Bed2 :");
    outtextxy (x+10, y+90, " Bed3 :");
    outtextxy (x+10, y+100, " Bed4 :");
    outtextxy(x+10,y+120," Press :Up :Down ");
    outtextxy(x+10,y+130," Esc to Exit.");
    setfillstyle (SOLID_FILL, 0);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

x+=75,y+=30;
setcolor(11);
/* Set start address */
y=100+30,x=190+75;
point=0;
/* Read keyboard */
for (;;)
{
    msg=grade[point];
    if (point < 2)
        kbenter(x,y,5,msg);
    else
        kbenter(x,y,15,msg);
/* Up key press */
    if (scancode==72)
    {
        if (point!=0)
        {
            point--;
            y-=10;
        }
    }
/* Down key press */
    if (scancode==80)
    {
        if (point!=7)
        {
            point++;
            y+=10;
        }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    }
/* Enter key press */
    if (scancode==28)
    {
        if (point!=7)
        {
            point++;
            y+=10;
        }
    }
/* Esc key press -> break */
    if (scancode==1)
        break;
} /* End loop readkbd */
setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
settextstyle (SMALL_FONT, HORIZ_DIR, 5);
sscanf (grade[0], "%d", &lowrate);
sscanf (grade[1], "%d", &hirate);
sprintf (xx, " HI : %d" , hirate);
bar (maxx-90, 15+25, maxx-10, 15+25+15);
outtextxy (maxx-110, 15+25, xx);
bar (maxx-90, 15+20+84, maxx-10, 15+20+84+15);
outtextxy (maxx-110, 15+20+84, xx);
bar (maxx-90, 15+20+80+84, maxx-10, 15+20+80+84+15);
outtextxy (maxx-110, 15+20+80+84, xx);
bar (maxx-90, 15+20+80+80+84, maxx-10, 15+20+80+80+84+15);
outtextxy (maxx-110, 15+20+80+80+84, xx);
sprintf (xx, " LO : %d" , lowrate);
bar (maxx-90, 15+41, maxx-10, 15+41+15);
outtextxy (maxx-110, 15+41, xx);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

bar (maxx-90, 15+35+86, maxx-10, 15+35+86+15);
outtextxy (maxx-110, 15+35+86, xx);
bar (maxx-90, 15+35+80+86, maxx-10, 15+35+80+86+15);
outtextxy (maxx-110, 15+35+80+86, xx);
bar (maxx-90, 15+35+80+80+86, maxx-10, 15+35+80+80+86+15);
outtextxy (maxx-110, 15+35+80+80+86, xx);

/* Display box */
putimage(190,100,savescr,0);
x=340,y=27;
setcolor (12);
}
/* Recive key to kbbuffer */
kbenter(int x,int y,int charecter,char *msg)
{
int kbd1,kbindex;
char flag=0;
/* Clear key buffer */
flag=0;
setcolor(15);
ascii=0;
for (kbindex=0;kbindex < 20;kbindex++)
    kbbuff[kbindex]=ascii;
/* Display on x,y position */
bar (x,y, x+100, y+10);
outtextxy(x,y,msg);
kbindex=0;

/* Wait for key press */
for (;;)
{
    ReadKbd();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

setcolor (15);
if (scancode==28)
    break;
if (scancode==72)
    break;
if (scancode==80)
    break;
if (scancode==1)
    break;
if (ascii!=0)
{
/* Back space key press */
if (scancode==14)
{
if (kbindex!=0)
{
kbindex--;
ascii=0x5f;
kbbuff[kbindex]=ascii;
ascii=0x20;
kbbuff[kbindex+1]=ascii;
bar (x,y, x+100, y+10);
outtextxy(x,y,kbbuff);
flag=1;
}
}
else
{
/* Other key press */
if (kbindex!=charecter)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    {
        kbbuff[kbindex]=ascii;
        ascii=0x5f;
        kbbuff[kbindex+1]=ascii;
        kbindex++;
        bar (x,y, x+100, y+10);
        outtextxy(x,y,kbbuff);
        flag=1;
    }
}
}
/* Save key buffer to input buffer */
if (flag!=0)
{
    kbd1=0;
    kbbuff[kbindex]=kbd1;
    for (kbd1=0;kbd1 < charecter;kbd1++,msg++)
        *msg=kbbuff[kbd1];
    msg-=charecter;
}
setfillstyle (SOLID_FILL, 9);
bar (x,y, x+100, y+10);
setfillstyle (SOLID_FILL, 0);
outtextxy(x,y,msg);
}
/* Print screen to printer */
Printer()
{
    char  dgraph[]={27,0x2a,1,26,4};

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

char a;
int b,c,d,e;
int seg,ppoint,pcount;
/* Init printer */
biosprint(1,0,0);
biosprint(0,27,0);
biosprint(0,51,0);
biosprint(0,24,0);
d=0;
for (b=0; b < 80; b++,d+=8)
{
for (a=0;a < 5;a++)
biosprint(0,dgraph[a],0);
for (c=349; c>=0 ;c--)
{ a=0;
e= getpixel (d, c);
if (e !=0) a = a | 0x80;
e= getpixel (d+1, c);
if (e !=0) a = a | 0x40;
e= getpixel (d+2, c);
if (e !=0) a = a | 0x20;
e= getpixel (d+3, c);
if (e !=0) a = a | 0x10;
e= getpixel (d+4, c);
if (e !=0) a = a | 8;
e= getpixel (d+5, c);
if (e !=0) a = a | 4;
e= getpixel (d+6, c);
if (e !=0) a = a | 2;
e= getpixel (d+7, c);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    if (e !=0) a = a | 1;
for (e=0; e < 3 ; e++)
    biosprint(0,a,0);
}
biosprint(0,10,0);
biosprint(0,13,0);
}
```



ประวัติผู้เขียน

นายวัฒนา โปธิ์เจริญ เกิดเมื่อวันที่ 16 สิงหาคม พ.ศ. 2512 ที่จังหวัดลพบุรี สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ครุศาสตร์อุตสาหกรรมบัณฑิต สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง เมื่อปีพ.ศ. 2535 ปีพ.ศ. 2537 ได้รับการบรรจุเข้ารับราชการในตำแหน่งนายช่างเทคนิค ที่ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีพ.ศ. 2538-2539 ได้รับทุนมูลนิธิเพื่อการศึกษาคอมพิวเตอร์และการสื่อสาร ปีพ.ศ. 2536 ได้รับการตีพิมพ์บทความวิจัยเรื่อง "เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2 ช่องสัญญาณ" ในวารสารวิศวกรรมสารแห่งประเทศไทย เล่มที่ 8 ปีที่ 46 ปีพ.ศ. 2540 ได้รับการตีพิมพ์บทความวิจัยเรื่อง "ระบบการตรวจวัดและติดตามสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและการหายใจแบบรวมศูนย์ผ่านคลื่นอินฟราเรด" ในวารสารพระจอมเกล้าลาดกระบัง ฉบับที่ 2 ปีที่ 5

