



การพัฒนาระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านตู้สายโทรศัพท์

A DEVELOPMENT OF ECG MONITORING SYSTEM VIA TELEPHONE LINE



โดย

นาย ชีระศักดิ์ วัฒนารมย์

นาย พินิตย์ แกก้าภู

วัน เดือน ปี.....	24.ค.ค. 2541
เลขทะเบียน.....	039156
เลขเรียกหนังสือ.....	T. 10395 มี 677 ก

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
 สาขาวิชา อิเล็กทรอนิกส์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ปีการศึกษา 2540

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มี **039156**

การพัฒนาระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์

A DEVELOPMENT OF ECG MONITORING SYSTEM VIA TELEPHONE LINE



โดย

นาย ชีระศักดิ์ วัฒนารมย์
นาย พินิตย์ แก่คำภู

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร. กิตติพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชา อิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2540

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2540

ภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การพัฒนาระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์

โดย

1. นาย ชีระศักดิ์ วัฒนารมย์
2. นาย พินิตย์ แก่คำภู



(ดร. กิติพล ชิตสกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

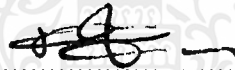
การพัฒนาระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์

A DEVELOPMENT OF ECG MONITORING SYSTEM VIA TELEPHONE LINE

นาย วีระศักดิ์ วัฒนารมย์ 38013189

นาย พินิตย์ แก่คำภู 38013197

โครงการนี้ได้รับการตรวจสอบแล้ว พร้อมทั้งจะทำการสอบได้



(ดร. กิติพล ชิตสกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

รายงานเล่มนี้สำเร็จได้ด้วยดี ก็เนื่องด้วยได้รับความอนุเคราะห์จากหลาย ๆ ท่าน อาทิเช่น
 ดร.กิตติพล ชิตสกุล อาจารย์ที่ปรึกษา ซึ่งได้ให้คำแนะนำในการจัดทำโครงการงานมาตลอด รวมทั้ง
 อาจารย์ท่านอื่น ๆ และเพื่อนนักศึกษา คณะผู้จัดทำโครงการงานจึงขอขอบพระคุณทุก ๆ ท่านมา ณ โอกาส
 นี้ด้วย

.....
 (นายธีระศักดิ์ วัฒนารมย์)

.....
 (นายพินิตย์ แก่คำภู)

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การพัฒนาระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์

นาย ชีระศักดิ์ วัฒนารมย์
 นาย พินิตย์ แก่คำภู
 คร. กิติพล ชิตสกุล อาจารย์ที่ปรึกษา
 ปีการศึกษา 2540

บทคัดย่อ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความสำคัญในการวินิจฉัยความผิดปกติของหัวใจของผู้ป่วย อย่างไรก็ตามการวินิจฉัยของโรคหัวใจในระยะเริ่มต้นอาจจะแสดงออกในลักษณะเป็นๆหายๆ การวินิจฉัยอย่างถูกต้องในขณะที่เกิดอาการจะทำให้การรักษาเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ จากธรรมชาติของโรคหัวใจที่กล่าวมาและสภาพการจราจรที่ติดขัดในปัจจุบัน ในขณะที่ผู้ป่วยกำลังเดินทางไปพบแพทย์อาการอาจจะหายไป ทำให้แพทย์ไม่สามารถวินิจฉัยสภาพหัวใจของผู้ป่วยในขณะที่กำลังมีอาการ จึงเป็นที่มาของการพัฒนาการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะไกลนี้ โดยการเชื่อมต่ออุปกรณ์การวัดเข้ากับระบบโทรศัพท์ เพื่อแสดงผลหรือบันทึก ณ ศูนย์การแพทย์เพื่อการวินิจฉัย ในโครงการนี้ใช้การส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบดิจิทัลอนุกรมมอดูเลชันแบบการเลื่อนทางความถี่ผ่านคู่สายโทรศัพท์ไปแสดงผลบนไมโครคอมพิวเตอร์ รายละเอียดของระบบที่ได้พัฒนานี้ได้นำเสนอในปริญาานิพนธ์ฉบับนี้

A DEVELOPMENT OF ECG MONITORING SYSTEM VIA TELEPHONE LINE

Mr. Teerasak Wattanarom

Mr. Pinit Kaecampu

Dr. Kitiphol Chitakul (Advisor)

Education Year 1997

Abstract

Electrocardiogram (ECG) is an important signal in medical diagnosis of heart condition. In the first stage of a cardiac disorder, the abnormality may appear and disappear immediately. By this nature of the cardiac disorder, the efficient diagnosis is not sometimes available. To overcome this problem, we propose a system of transmitting of the ECG from a remote area to the medical center. Based on the electronic system of ECG measurement and telephonic interfacing, the doctors at the center are provided the immediate ECG information of a patient on a microcomputer. We detail our system in this thesis.

สารบัญ

	หน้า
กิตติประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
Abstract	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	X
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและวัตถุประสงค์ของโครงการ	1
1.2 โครงสร้างและแนวความคิดของโครงการ	2
1.3 เนื้อหาของปริญญานิพนธ์	2
บทที่ 2 ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1 ศักย์ไฟฟ้าที่ผนังเซลล์พัก	3
2.2 การเคลื่อนไหวของไอออน	3
2.3 ปรัชญาการนำไฟฟ้าในขณะที่กล้ามเนื้อพัก	6
2.4 ปรัชญาการนำไฟฟ้าในขณะที่กล้ามเนื้อถูกกระตุ้น	6
2.5 การกระตุ้นและการฟื้นตัวในส่วนต่างๆ ของหัวใจ	6
2.6 ช่วงเวลาต่างๆ ของ ECG	10
2.7 อิเล็กโทรดและ ECG lead	12
บทที่ 3 การออกแบบและหลักการทำงาน	17
3.1 วงจรทางด้านภาคส่ง	17
3.1.1 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนชัน	18
3.1.2 วงจรกรองความถี่ต่ำ	18
3.1.3 วงจรออปโตคัปเปิ้ล	19
3.1.4 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิตอล	20
3.1.5 วงจรควบคุมการทำงาน	21
3.1.6 วงจรควบคุมสถานะการทำงาน	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

3.1.7 ตัวกำเนิดสัญญาณ FSK	22
3.1.8 FSK แบบคีย์วิท	23
3.1.9 FSK มอดูเลเตอร์	24
3.2 วงจรทางด้านภาครับ	26
3.2.1 วงจรตรวจเช็คสัญญาณโทรศัพท์	26
3.2.2 วงจรสร้างสัญญาณ DTMF	27
3.2.3 FSK ดีมอดูเลเตอร์	27
3.2.4 วงจรไมโครโปรเซสเซอร์	30
3.3 โปรแกรมควบคุมการทำงาน	31
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	37
4.1 วงจร Instrument Amplifier	34
4.1.1 การวัดการตอบสนองความถี่	37
4.1.2 การทดลองการวัดค่า CMRR	41
4.2 วงจร 50 Hz Notch Filter	42
4.3 ภาคส่งข้อมูล	45
4.4 ภาครับข้อมูล	45
บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์	49
5.1 คุณสมบัติโดยรวมของโครงการ	49
5.2 แนวทางการประยุกต์ใช้โครงการ	49
5.3 แนวทางการพัฒนาโครงการ	50
ภาคผนวก ก	51
ภาคผนวก ข	54
ภาคผนวก ค	56
ภาคผนวก ง	58
ภาคผนวก จ	61
ภาคผนวก ฉ	66
ภาคผนวก ช	85
ภาคผนวก ฌ	95

สารบัญ (ต่อ)

ภาคผนวก ก

117

เอกสารอ้างอิง

121



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ 1.1 แนวคิดของระบบวัดคลื่น ECG ผ่านสายโทรศัพท์	2
รูปที่ 2.1 แสดงเซลล์ของกล้ามเนื้อและศักย์ไฟฟ้าของแต่ละช่อง	4
รูปที่ 2.2 แสดง action potential ของเซลล์จากเวนตริเคิล	5
รูปที่ 2.3 แสดง condition system	7
รูปที่ 2.4 ลักษณะของเอเดรีชมที่แยกออกจากเวนตริเคิล , aorta และ pulmonary artery	8
รูปที่ 2.5 แสดง normal sinus rhythm ทำนอง และ ทำนอง	10
รูปที่ 2.6 ชื่อของ wave และ interval ต่าง ๆ ใน P-QRS-T complex	11
รูปที่ 2.7 แสดงการติด electrode แบบ standard limb lead	13
รูปที่ 2.8 แสดงการติด electrode สำหรับ augmented lead	14
รูปที่ 2.9 แสดงการติด electrode สำหรับ chest lead	14
รูปที่ 2.10 แสดงตำแหน่งสำหรับวาง electrode เพื่อบันทึก chest lead	15
รูปที่ 2.11 แสดงตำแหน่งของ ECG 12 leads รอบหัวใจในทรวงอก ในภาพ 3 มิติ	16
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของภาคส่ง	17
รูปที่ 3.2 วงจร instrument amplifier	18
รูปที่ 3.3 วงจร 50 Hz notch filter	19
รูปที่ 3.4 วงจร opto couple	20
รูปที่ 3.5 วงจร analog to digital converter	20
รูปที่ 3.6 วงจรควบคุมการทำงาน	21
รูปที่ 3.7 วงจรควบคุมสถานะการทำงาน	22
รูปที่ 3.8 แสดงการเบี่ยงเบนทางความถี่	23
รูปที่ 3.9 โครงสร้างภายในของ FSK modulator (XR-2206)	24
รูปที่ 3.10 วงจร FSK modulator	25
รูปที่ 3.11 บล็อกไดอะแกรมของภาครับ	26
รูปที่ 3.12 วงจร ringing check	27

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ 3.13 วงจรสร้างสัญญาณ DTMF	27
รูปที่ 3.14 โครงสร้างภายในของ FSK Demodulator (XR-2201)	28
รูปที่ 3.15 วงจร FSK Demodulator	29
รูปที่ 3.16 วงจร micro processor	30
รูปที่ 3.17 โพรซาร์ดการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานภาคส่ง	33
รูปที่ 3.18 โพรซาร์ดการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานภาคส่ง(ต่อ)	34
รูปที่ 3.19 โพรซาร์ดการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานภาครับ	35
รูปที่ 3.20 โพรซาร์ดการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานภาครับ(ต่อ)	36
รูปที่ 3.21 แสดงผลการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์	37
รูปที่ 4.1 กราฟการตอบสนองความถี่ของวงจร Instrument Amplifier	40
รูปที่ 4.2 กราฟการตอบสนองความถี่ของวงจร 50 Hz Notch Filter	44
รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณอินพุทขา 9 และสัญญาณเอาต์พุทขา 2 ของ XR-2206	46
รูปที่ 4.4 สัญญาณอินพุทขา 2 และสัญญาณเอาต์พุทขา 7 ของ XR-2211	47
รูปที่ 4.5 แสดงสัญญาณอินพุทขา 9 ของ XR-2206 กับสัญญาณเอาต์พุทขา 7 ของ XR-2211 เมื่อผ่านคู่สายโทรศัพท์	48
รูปที่ ก.1 วงจร Basic Instrument Amplifier	51
รูปที่ ข.1 กราฟการตอบสนองความถี่ของวงจร Notch Filter	54
รูปที่ ข.2 วงจร Notch Filter	55
รูปที่ จ.1 การใช้ RS-232 เชื่อมต่ออุปกรณ์	62
รูปที่ จ.3 การกำหนดขั้วต่อของ RS-232C	63
รูปที่ ฉ.1 แสดงตำแหน่งขาของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เบอร์ 8051	70
รูปที่ ฉ.2 แสดงโครงสร้างภายในของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51	73
รูปที่ ฉ.3 แผนภาพแสดงหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิป MCS-51	74
รูปที่ ฉ.4 แสดงหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปทั้งสองส่วน	75
รูปที่ ฉ.5 แสดงโครงสร้างและตำแหน่งของรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ MCS-51	76
รูปที่ ฉ.6 แสดงการเลือกกรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 แต่ละกลุ่ม	77

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ ๗.7 แสดงตำแหน่งหน่วยความจำของโปรแกรมบริการอินเทอร์เน็ตแต่ละชนิด
ในMCS-51

รูปที่ ๗.8 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ (IE)

80

รูปที่ ๗.9 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ IP

81



สารบัญตาราง

ตารางที่ 3.1 FSK BAND	25
ตารางที่ 4.1 ผลการตอบสนองความถี่ของวงจร Instrument Amplifier	38
ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองวัดค่า CMRR ที่ความถี่ 100Hz และ $A_d=29.8(v/v)$	41
ตารางที่ 4.3 ผลการตอบสนองความถี่ของวงจร 50Hz Notch Filter	42
ตารางที่ จ.1 มาตรฐานการใช้แรงดันไฟฟ้าของ RS-232C	63



สารบัญ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและวัตถุประสงค์ของโครงการ

ในปัจจุบัน สถิติการเสียชีวิตของมนุษย์ที่มีสาเหตุมาจากโรคหัวใจอยู่ในอันดับต้น ๆ โรคหัวใจในระยะเริ่มต้นมักจะไม่มีแสดงอาการให้ผู้ป่วยเห็นได้อย่างชัดเจน แต่แพทย์สามารถทราบได้ว่าผู้ป่วยกำลังเกิดโรคหัวใจ โดยการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย และสืบเนื่องมาจากที่ในปัจจุบันสภาวะเศรษฐกิจรัดตัว ทำให้ผู้คนมีเวลาพักผ่อนและออกกำลังกายไม่พอเพียง จึงเกิดโรคหัวใจได้ง่ายอาการของโรคหัวใจมักจะเป็น ๆ หาย ๆ ซึ่งอาจจะทำให้เมื่อผู้ป่วยเกิดอาการโรคหัวใจและเดินทางไปพบแพทย์ อาการนั้นจะหายไปในช่วงที่ผู้ป่วยกำลังเดินทาง และผู้ป่วยกลับสู่สภาพปกติทำให้แพทย์ไม่สามารถวิเคราะห์อาการได้ ดังนั้นจึงได้มีแนวความคิดในการพัฒนาการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านโดยผ่านทางคู่สายโทรศัพท์ อันจะทำให้ผู้ป่วยสามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของตนเองมาให้แพทย์วิเคราะห์ได้โดยไม่ต้องมาพบแพทย์ด้วยตัวเอง นอกจากนี้คนปกติทั่วไปที่ไม่ได้เป็นโรคหัวใจ ก็สามารถส่งสัญญาณคลื่นหัวใจของตนเองมาให้แพทย์ตรวจวิเคราะห์ได้เพื่อป้องกันอาการของโรคหัวใจที่อาจจะเกิดขึ้น

โครงการชุดนี้เป็นโครงการซึ่งได้พัฒนาต่อเนื่องจากโครงการชื่อ ระบบตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์ เมื่อปีการศึกษา 2539 เพื่อปรับปรุงระบบการรับส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีประสิทธิภาพและสะดวกมากยิ่งขึ้น การปรับปรุงในครั้งนี้ทำทั้งทางด้านภาพส่งและภาครับ ทางด้านภาคส่งหรือด้านตัวผู้ป่วยมีการจัดเก็บเลขหมายโทรศัพท์ของโรงพยาบาลไว้ในหน่วยความจำของโทรศัพท์ และเมื่อต้องการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจก็สามารถทำได้โดยการกดปุ่มพิเศษบนตัวเครื่อง ซึ่งการกดปุ่มพิเศษดังกล่าว เครื่องโทรศัพท์จะดำเนินการส่งสัญญาณให้โดยอัตโนมัติตั้งแต่การยกหูโทรศัพท์ การหมุนหมายเลข การส่งสัญญาณ และการวางหูโทรศัพท์ นอกจากนี้ยังสามารถแสดงให้ทราบได้ว่าเลขหมายปลายทางว่างหรือไม่ ส่วนทางด้านภาครับหรือโรงพยาบาล มีส่วนรับโทรศัพท์อัตโนมัติซึ่งควบคุมด้วยโปรแกรมแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย

ดังนั้นวัตถุประสงค์ของโครงการจึงมีดังนี้

1. เพื่อส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปให้แพทย์วิเคราะห์ โดยที่ผู้ป่วยไม่ต้องเดินทางไปพบแพทย์ด้วยตัวเอง
2. ปรับปรุงระบบการรับส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และประยุกต์ใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ในการควบคุมการรับสัญญาณและการแสดงผลสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เพื่อพัฒนาเทคนิคและวิธีการในการตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจ

4. เพื่อประยุกต์การรับส่งสัญญาณใด ๆ ผ่านทางคู่สายโทรศัพท์และแสดงผลด้วยคอมพิวเตอร์

1.2 โครงสร้างและแนวความคิดของโครงการ

จากความเป็นมาและวัตถุประสงค์ โครงสร้างและแนวความคิดโครงการจะเป็นไปตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 แนวคิดของระบบวัดคลื่น ECG ผ่านสายโทรศัพท์

1.3 เนื้อหาของปฏิญานិพนธ์

โครงการนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น ส่วน ๆ ดังต่อไปนี้

บทที่ 2 กล่าวถึงองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคุณสมบัติของอุปกรณ์ในระบบการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 กล่าวถึงแนวความคิดและการออกแบบสร้างระบบแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางคู่สายโทรศัพท์ ซึ่งจะอธิบายการทำงานของระบบในส่วนของฮาร์ดแวร์ ทั้งทางด้านภาคส่งและภาครับรวมทั้งโปรแกรมควบคุมและแสดงผลสัญญาณ

บทที่ 4 เป็นการทดลองโครงการ ซึ่งจะกล่าวถึงวิธีการทดลองและผลการทดลองเพื่อหาคุณสมบัติต่าง ๆ เช่นการตอบสนองของความถี่ ความถี่ทำงานสูงสุดและต่ำสุดวงจรต่าง ๆ ที่ใช้ในโครงการ

บทที่ 5 เป็นสรุปผลและวิจารณ์การทดลอง ซึ่งจะกล่าวถึงคุณสมบัติโดยรวมของโครงการรวมทั้งแนวทางการประยุกต์ใช้งานในด้านอื่น ๆ และแนวทางการพัฒนาโครงการให้ดียิ่งขึ้นต่อไป

ภาคผนวก มีข้อมูลไอซีที่ใช้ในโครงการ แนวทางการออกแบบวงจรที่ใช้ในโครงการ การใช้งาน ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับมาตรฐาน RS232C และ ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ไฟล์ต้นแบบของโปรแกรมแสดงผลสัญญาณ คู่มือการใช้โปรแกรม และวงจรทั้งหมดที่ใช้ในโครงการ

บทที่ 2

ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจสร้างคลื่นไฟฟ้าขึ้นเองจากจุดหนึ่งแล้วส่งไปกระตุ้นส่วนอื่น เช่น ที่เอเตรียม, เวนทริเคิล คุณสมบัติทางไฟฟ้ามีพื้นฐานมาจากเซลล์หนึ่ง ๆ ของเนื้อเยื่อหัวใจ เพื่อความเข้าใจ EKG ที่บันทึกได้จากผิวหนัง จำเป็นต้องเข้าใจสรีรวิทยาทางไฟฟ้าบางอย่างของเซลล์เหล่านี้

2.1 ศักยะไฟฟ้าที่ผนังเซลล์ขณะเซลล์พัก

(Membrane Resting Potential)

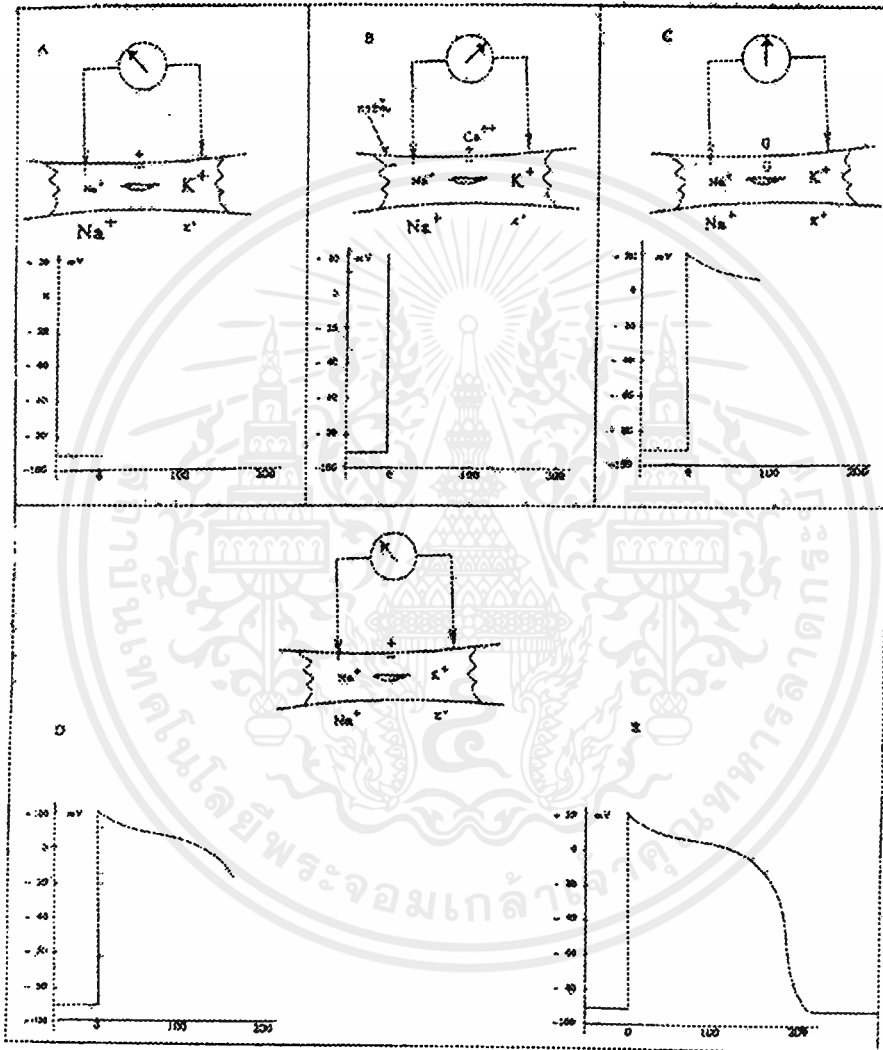
คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเซลล์หนึ่ง ๆ ของ หัวใจนั้นอาจศึกษาได้ในห้องทดลองจากการใช้ microelectrode เครื่องวัดไฟฟ้าขนาดเล็ก (microvoltmeter) และกล้องขยาย microelectrode ประกอบด้วยท่อแก้วขนาดเล็ก (glass capillary) ซึ่งภายในใส่น้ำยาเพื่อเป็นสารนำไฟฟ้า ปลายท่อแก้วข้างหนึ่งมีรูเปิดกว้างไม่เกิน 0.0005 ม.ม. อีกข้างหนึ่งซึ่งใหญ่กว่าใช้ต่อเข้ากับสายนำไฟฟ้าจาก microvoltmeter โดยการใส่กล้องขยายเพื่อดูเนื้อเยื่อหัวใจซึ่งยังไม่ตายขณะแช่อยู่ในน้ำยาและขณะที่ปลายแหลมของ microelectrode ทั้งสองอยู่นอกเซลล์ เข็ม microvoltmeter จะอยู่ที่เลข 0 ถ้าให้ปลายแหลมของ electrode หนึ่งแทงทะลุผ่านผนังเซลล์เข้าไปภายในเซลล์เข็มจะเลื่อนไปทางลบที่ -60 ถึง -90 mV แสดงว่าศักยะไฟฟ้าภายในเซลล์น้อยกว่านอกเซลล์ดังแสดงในรูปที่ 2.1A ขณะที่เซลล์อยู่ในระยะพักด้านนอกของผนังมีประจุเป็นบวกแต่ข้างในเป็นลบ คือมีการแยกขั้วกันของประจุไฟฟ้า (polarization) ศักยะไฟฟ้าขณะพัก (membrane resting potential) จึงมีค่าเท่ากับ -60 ถึง -90 mV

2.2 การเคลื่อนไหวของไอออน (ion) ที่ผนังเซลล์

ศักยะไฟฟ้าภายในเซลล์ขณะพัก (-60 ถึง -90 mV) เกิดจากการเคลื่อนที่ของไอออนต่าง ๆ ผ่านเข้าและออกจากเซลล์ โดยทั่วไปผนังเซลล์ยอมให้ไอออนต่าง ๆ ผ่านได้ไม่เหมือนกันและไอออนที่ผ่านได้ก็มีความรวดเร็วต่างกัน

ไอออนที่เกี่ยวข้องกับการทำให้เกิดศักยะไฟฟ้าของเซลล์มีหลายอย่าง แต่ที่สำคัญคือ โปตัสเซียม, โซเดียม และแคลเซียม ขณะพักผนังเซลล์ยอมให้โปตัสเซียมผ่านเข้าไปได้ง่ายกว่าไอออนอื่น ๆ คือผ่านเข้าได้ประมาณ 30 เท่าของโซเดียมคุณสมบัตินี้ทำให้ไอออนต่าง ๆ ที่อยู่ นอกและในเซลล์มีความเข้มข้นต่างกัน นอกจากนี้ผนังเซลล์ยังมีกลไกที่เรียกว่า sodium-

potassium pump ทำหน้าที่โดยอาศัยพลังงานจากการเปลี่ยน ATP เพื่อส่งโซเดียมออกนอกเซลล์และนำโพแทสเซียมเข้าเซลล์ ผลที่เกิดขึ้นคือความเข้มข้นของโพแทสเซียมในเซลล์จะสูงกว่านอกเซลล์ (150 mEq/L) หรือความเข้ม



รูปที่ 2.1 ในแต่ละช่อง ส่วนบนเป็นรูปเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจพร้อมด้วย galvanometer และ microelectrode ส่วนล่างเป็นศักยะไฟฟ้า

- ขณะพักศักยะไฟฟ้าภายในเซลล์เป็น -90 mV
- เซลล์ถูกกระตุ้น (depolarization) ศักยะไฟฟ้าเป็นบวกอย่างรวดเร็วจนถึง +20 mV
- เริ่มต้นของ repolarization

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

repolarization ซึ่งแบ่งออกเป็น phase 1,2,3 (APO = action potential duration, ARP = absolute refractory period, MRP = membrane resting period, RRP = relative refractory period, SN = supernormal period, 0 = depolarization, 1,2,3 = phase of repolarization, 4 = diastolic phase = MRP) หลัง phase 3 จนถึง phase 4 ของ membrane action potential เรียกว่า membraneresting potential ดังแสดงในรูปที่ 2.1 C,D,E

ระยะ (resting หรือ diastole) ของเซลล์บางชนิด ไปด้สเชื่อมจะเข้าไปในเซลล์น้อยลง ๆ หลัง phase 3 ของ repolarization (diastolic depolarization) ขณะเดียวกันโซเดียมจะผ่านเข้าไปมากขึ้น ๆ การเปลี่ยนแปลงของไอออนเช่นนี้ทำให้ศักยะไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มมากขึ้น ๆ และเมื่อมากจนถึง threshold potential แล้ว depolarization จะเกิดขึ้นอีกอย่างรวดเร็ว การเปลี่ยนแปลงนี้เป็นคุณสมบัติเฉพาะของ pacemaker cell

2.3 ปราบกฏการณ์ทางไฟฟ้าในขณะที่กล้ามเนื้อพัก

ขณะเซลล์พัก ศิวของเซลล์ศิวของเซลล์มีความต้านทานการนำไฟฟ้าสูงมาก ศักยะไฟฟ้าจะวัดไม่ได้และเข็ม galvanometer ไม่เคลื่อน ถ้าวัดที่ลงบนกระดาษที่กำลังเคลื่อนที่จะได้เป็นเส้นตรงตามแนวราบ ถือว่าศักยะไฟฟ้าเป็นศูนย์ (isoelectric line)

2.4 ปราบกฏการณ์ทางไฟฟ้าขณะกล้ามเนื้อถูกกระตุ้น

ถ้าปลายท่อนกล้ามเนื้อที่อยู่ตรงข้ามกับ exploring electrode ถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้าจากภายนอก ศิวนอกของเซลล์บริเวณที่ถูกกระตุ้นจะเกิดประจุลบ (negative charge) การเปลี่ยนแปลงนี้จะเกิดวงจรไฟฟ้าเฉพาะที่ซึ่งจะกระตุ้นผนังเซลล์ที่เหลือต่อไปตามลำดับจนหมดเซลล์ และจากเซลล์หนึ่งต่อไปอีกเซลล์หนึ่งจนถึงสิ้นสุดที่ปลายอีกข้างหนึ่งของท่อนกล้ามเนื้อซึ่งอยู่ชิดกับ electrode จะเห็นว่าประจุลบวิ่งไปทางประจุบวกของส่วนที่ยังไม่ถูกกระตุ้นมากขึ้น ๆ จนศิวกล้ามเนื้อทั้งหมดกลายเป็นประจุลบ

กราฟที่บันทึกศักยะไฟฟ้ามีสองส่วน ส่วนแรกเกิดจากการกระตุ้น (activation หรือ depolarization) อีกส่วนเกิดจากการเปลี่ยนแปลงเข้าสู่ระยะพัก (repolarization)

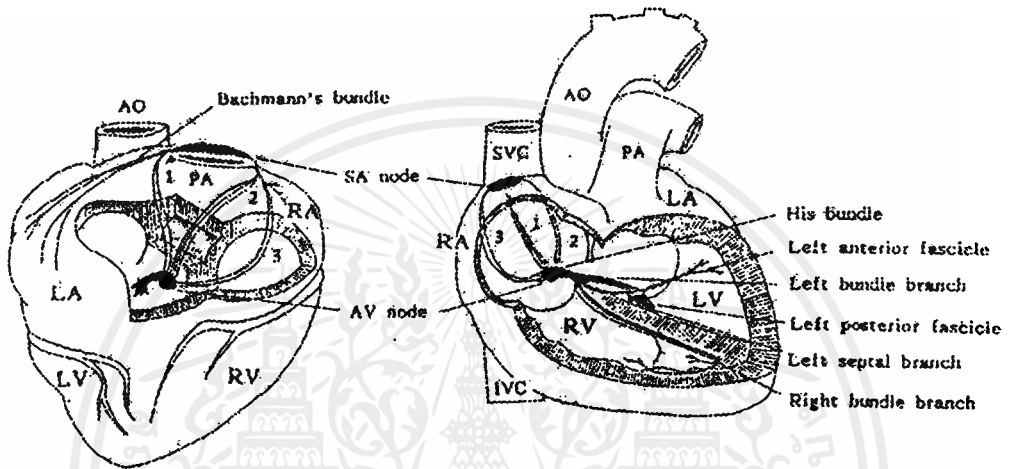
การกระตุ้นและการฟื้นตัวในส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ

2.5 การกระตุ้นและการฟื้นตัวในส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าที่สร้างออกมากระตุ้นส่วนต่าง ๆ ของหัวใจใน cardiac cycle หนึ่ง ๆ นั้นปกติ มีกำหนดจาก SA node (sinoatrial node) คลื่น ไฟฟ้านี้เริ่มกระตุ้นเอเตรียมขวาก่อน ต่อมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

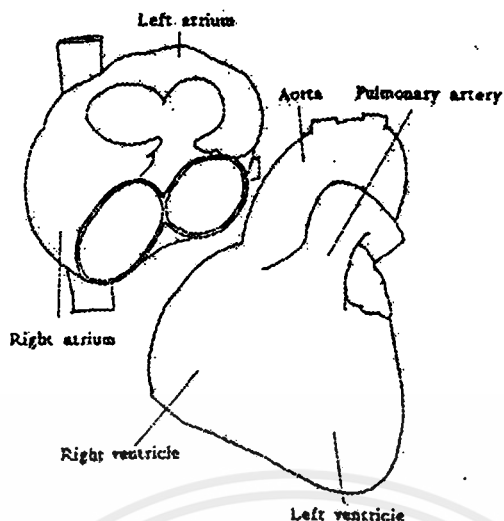
ไปกระตุ้นผนังกันเอเดรียมและเอเดรียมซ้ายตามลำดับ ที่ผนังเอเดรียมมีทางนำไฟฟ้าซึ่งประกอบด้วยเซลล์ที่มีลักษณะเดียวกับ Purkinje system ของเวนตริเคิล มีหน้าที่นำไฟฟ้าเชื่อมต่อกันระหว่าง SA node กับ AV node (atrioventricular node) และมีอยู่สามเส้นทางด้วยกัน ซึ่งได้แก่ anterior, middle, posterior internodal pathway กับอีกเส้นทางหนึ่งซึ่งติดต่อกันระหว่างเอเดรียมทั้งสองเรียกว่า Bachman bundle ดังแสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 แสดง conduction system

- A. มองทางด้านหลังผ่านช่องที่ตัดบางส่วนของเอเดรียมและเวนตริเคิลออก
B. มองทางด้านหน้าผ่านช่องที่ตัดบางส่วนของเอเดรียมและเวนตริเคิลออก

บทบาทของเส้นทางเหล่านี้เกี่ยวกับการนำไฟฟ้าในภาวะปกติยังไม่ทราบแน่ชัด คลื่นไฟฟ้าเดินทางผ่านเส้นทางนี้ได้เร็วกว่ากล้ามเนื้อหัวใจของเอเดรียมการกระตุ้นเอเดรียมทำให้เกิด P wave โดยส่วนต้นเป็นศักยะไฟฟ้าของเอเดรียมขวา ส่วนท้ายเป็นของเอเดรียมซ้ายและส่วนกลางเป็นผลรวมของเอเดรียมทั้งสองและผนังกันเอเดรียมดังแสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ลักษณะของเอเตรียม (บน) ที่แยกออกจากเวนตริเคิล, aorta และ pulmonary artery (ล่าง)

คลื่นไฟฟ้าจากเอเตรียมเดินทางผ่านเข้าไปใน AV node ซึ่งปกติใช้เวลาประมาณ 0.07 วินาที ก่อนที่จะผ่านต่อไปที่ His bundle, bundle branch, Purkinje system และเวนตริเคิล จากจุดเริ่มต้นของ P wave จนถึงจุดเริ่มต้นของ QRS complex ไม่ว่าจะ มี Q wave หรือไม่ก็ตาม นิยมเรียกว่า PR interval ซึ่งเป็นช่วงเวลาที่นับจากจุดเริ่มต้นของการกระตุ้น (depolarization) เอเตรียมไปจนถึงจุดเริ่มต้นของการกระตุ้นเวนตริเคิล รวมเป็นเวลาทั้งหมดที่คลื่นไฟฟ้าเดินทางผ่านเอเตรียม, AV node, His bundle, bundle branch และ Purkinje system PR interval ไม่รวมเวลาที่คลื่นไฟฟ้าเดินทางออกจาก SA node ถึงเอเตรียม

การกระตุ้นเวนตริเคิลได้เป็น QRS complex ซึ่งเป็นผลรวมของแรงไฟฟ้า (electrical force หรือ electrical potential) ที่เกิดขึ้นจากส่วนต่าง ๆ ของเวนตริเคิล แรกสุดของการกระตุ้นเกิดที่บริเวณกลาง (1/3 ส่วน) ด้านซ้ายของ interventricular septum แล้วจึงเดินทางผ่านทะลุไปทางขวาจนถึงโคน anterior papillary muscle ของเวนตริเคิลขวา ต่อมาคลื่นไฟฟ้าจะผ่าน bundle branch ทั้งสองแล้วไปได้เชื่อมช่องหัวใจของ apex และผนังเวนตริเคิลทั้งหมด ไปตาม Purkinje system ทางด้านในของผนังเวนตริเคิล ประมาณครึ่งหนึ่งของความหนาในด้านในของผนังเวนตริเคิล Purkinje fiber จะแตกแขนงกระจายไปทุกทิศทางและคลื่นไฟฟ้าที่วิ่งผ่านส่วนนี้จะมีการหักล้างซึ่งกันและกันจนได้ผลรวมของศักยะไฟฟ้าจำนวนเล็กน้อยเท่านั้น อย่างไรก็ตามการกระตุ้นผนังเวนตริเคิลส่วนที่เหลือจะได้แรงไฟฟ้าเดินทางจากด้านในออกมาที่ผนังด้านนอกได้เชื่อมหัวใจอย่างมีระเบียบ เนื่องจากปริมาณกล้ามเนื้อเวนตริเคิลซ้ายมีมากกว่าทางด้านขวา แรงไฟฟ้าที่เกิดขึ้นที่ด้านนี้จึงมีมากกว่า เวนตริเคิลอาจมีการกระตุ้นไม่พร้อม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กันในทุกส่วน ส่วนที่ถูกกระตุ้นหลังสุดเกิดขึ้นที่ส่วนบนทางด้านหลังของ interventricular septum และผนังเวนตริเคิลซ้าย, บริเวณ infundibulum ของเวนตริเคิลขวา ผลรวมของแรงไฟฟ้าจากการกระตุ้นเวนตริเคิลทั้งหมดทำให้เกิด QRS complex นั้นส่วนใหญ่เกิดจากแรงไฟฟ้าของเวนตริเคิลซ้าย โดยส่วนแรกเป็นแรงไฟฟ้าของ interventricular septum ซึ่งวิ่งไปทางขวาและต่อมาทางด้านหน้า ส่วนต่อมาเป็นผนังเวนตริเคิลซ้ายซึ่งวิ่งไปทางซ้ายและลงล่าง และส่วนสุดท้ายเป็นของผนังหลังส่วนบนของเวนตริเคิลซ้ายซึ่งวิ่งไปทางหลัง

การกระตุ้นเซลล์ทั้งหมดของเวนตริเคิลทำให้ประจุที่ผนังเซลล์เปลี่ยนที่ชั่วคราว (depolarization) หลังจากนั้นจะเปลี่ยนกลับเข้าสู่สภาพเดิม (repolarization) แรงไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้บันทึกได้เป็น T wave ซึ่งโดยทั่วไปมีทิศทางเดียวกันกับ QRS complex เพราะเริ่มเกิดจากบริเวณใกล้เคียงของหัวใจแล้วไปทางเชื่อมหัวใจเหมือนกัน

ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ จะเริ่มต้นก่อนการบีบตัวไปจนมีการคลายตัวของหัวใจแต่ละครั้ง ดังนั้นจึงเกิดขึ้นเป็นจังหวะมีความถี่เท่าอัตราเต้นของหัวใจ ภาพคลื่นไฟฟ้าในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 3 คลื่น คือ

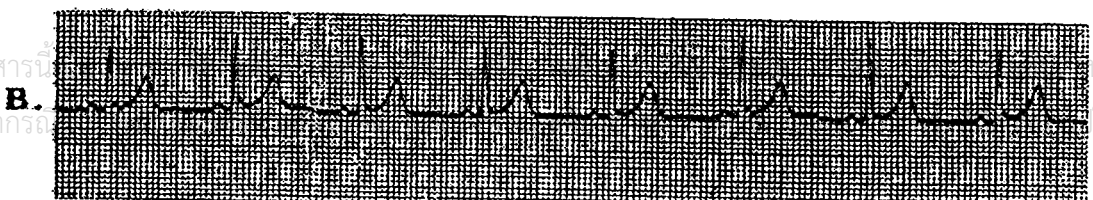
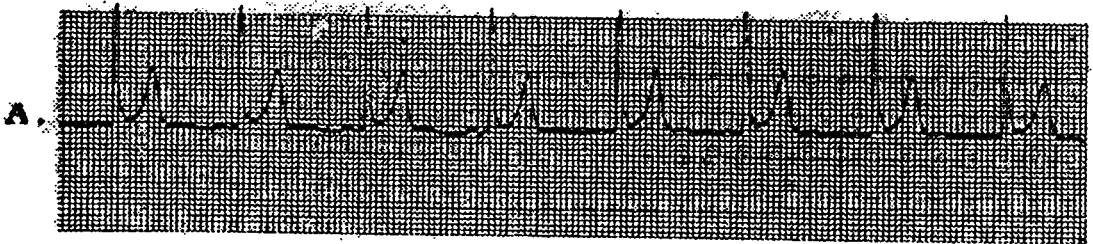
P wave เป็นผลรวมทางไฟฟ้าของ depolarization ที่เกิดขึ้นที่เอเดรียลซ้ายและขวาเกิดก่อนที่เวนตริเคิลทั้งสองข้างจะบีบตัว

QRS complex เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก depolarization ของเวนตริเคิลซ้ายและขวาเกิดก่อนที่เวนตริเคิลทั้งสองข้างบีบตัว

T wave เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก repolarization ของเวนตริเคิลซ้ายและขวา เกิดก่อนที่จะถูกกดบังไป

สำหรับ repolarization ของเอเดรียลมักไม่เห็น เพราะเกิดในช่วง depolarization ของเวนตริเคิล จึงถูกกดบังไป

คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ เป็นกราฟที่บันทึกต่อเนื่องและเกิดซ้ำ ๆ กันของคลื่น P,Q,R,S และ T รูปแบบของคลื่นแต่ละคลื่นมีมาตรฐานกำหนดไว้ทั้งในขนาด รูปร่างและจังหวะที่สัมพันธ์ด้วยอัตรา 60-100 ครั้ง/นาที ถ้าลักษณะดังกล่าวนี้เกิดขึ้นตลอดเวลาเราสามารถสรุปได้ว่า ไม่มีความผิดปกติของลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเรียกภาวะปกตินี้ว่า normal sinus



เอกสารนี้
ไม่ว่ากรณี

เป็นการค้า
ใช้

rhythm ดังแสดงในรูปที่ 2.5

รูปที่ 2.5 Normal sinus rhythm A. ท่านอน B. ท่านั่ง

Normal Sinus Rhythm

อัตราอยู่ในช่วงปกติ 60-100 ครั้ง/นาที

Isoelectric line คือ baseline ของกราฟเป็นเส้นตรงในแนวอนที่ซึ่งไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

P wave เป็นคลื่นที่ deflect จาก baseline เกิดจาก depolarization ของเอเทรียม สำหรับ repolarization ของเอเทรียมเกิดขึ้นช้าและมีแรงไฟฟ้าต่ำ ทำให้ไม่พบ atrial T wave ซึ่งอาจจะซ่อนอยู่ใน QRS complex

P-R interval เป็นช่วงเวลาที่คลื่นไฟฟ้าจาก SA node ผ่านทัวเอเทรียมไปยัง AV node ปกติ 0.12-0.2 วินาที เป็นช่วงที่นับจากจุดเริ่มของ P wave ไปยังจุดเริ่มของ QRS complex

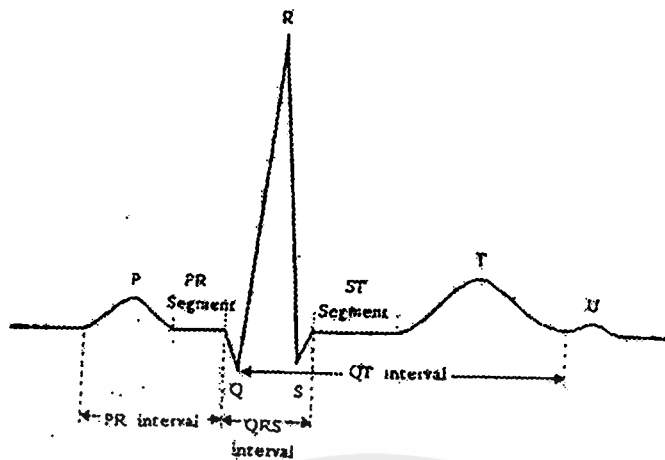
QRS complex เป็น deflection จาก baseline เกิดจาก depolarization ของเวนทริเคิลช่วงปกติ คือ 0.06-0.08 วินาที

ST Segment เป็นช่วง isoelectric line เริ่มจากจุดสิ้นสุดของ QRS complex ไปยังจุดเริ่มต้นของ T wave เป็น deflection จาก baseline เกิดจาก repolarization ของเวนทริเคิลและมีทิศไปทางเดียวกับ QRS complex

U wave เป็น deflection เล็ก ๆ เกิดตามหลัง T wave ปกติไม่ค่อยพบลักษณะสำคัญไม่แน่นอนจะพบได้ชัดเจนในภาวะโปแตสเซียมในเลือดต่ำ

2.6 ช่วงเวลาต่าง ๆ ของ EKG

ช่วงเวลาใน EKG สามารถใช้หาค่าบางอย่างซึ่งเกิดจากการทำงานของหัวใจได้ เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ, การนำไฟฟ้าผ่าน AV junction, เวลาที่ใช้กระตุ้นเวนทริเคิล, ช่วงเวลาของ ventricular electrical systole ฯลฯ ขณะที่กระดาษ EKG วิ่งไปในอัตรา 25 มม./วินาที, ช่องเล็กของตารางในกระดาษจะเท่ากับ 0.04 วินาที, ช่องใหญ่ 0.20 วินาทีดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ชื่อของ wave และ interval ต่าง ๆ ใน P-QRS-T complex

P-P interval

เป็นช่วงระหว่างจุดเริ่มต้นหรือยอดของ P wave ที่เกิดต่อเนื่องกัน ในอัตราเต้นที่สม่ำเสมอการวัดเวลาระหว่างสอง P wave เป็นวินาทีแล้วนำมาหาร 60 จะได้อัตราการเกิด P wave ใน 1 นาทีได้ เช่น วัดได้ 1 วินาที, เอะเตรียมเต้นเร็ว 60 ครั้ง/นาที, วัดได้ 0.6 วินาทีจะเต้น 100 ครั้ง/นาที

R-R interval

ใช้ประโยชน์ได้เช่นเดียวกับ P-P interval แต่เป็นอัตราการเต้นของเวนตริเคิล ในภาวะปกติ R wave จะเกิดตาม P wave ทุกครั้ง ดังนั้น P-P interval และ R-R interval จึงใช้แทนกันได้

PR interval

เป็นช่วงที่วัดจากจุดเริ่มต้นของ P wave จนถึงส่วนแรกของ QRS complex ถือเป็นเวลาที่คลื่นไฟฟ้าวิ่งจากเอะเตรียมถึงเวนตริเคิล (รวมเวลาที่ใช้การกระตุ้นเอะเตรียมด้วย) ค่าปกติของ PR interval คือ 0.12 - 0.20 วินาที

QRS duration

วัดจากจุดเริ่มต้นของ QRS complex จนถึงท้ายสุดของ S wave หรือ R wave (ถ้าไม่มี S wave) เป็นช่วงเวลา depolarization ทั้งหมดของเวนตริเคิล ปกติมีค่าน้อยกว่า 0.12 วินาที

QT interval

วัดจากจุดเริ่มต้นของ QRS complex ถึงส่วนสุดท้ายของ T wave เป็น ventricular electrical systole ทั้งหมดซึ่งเป็นผลรวมของ QRS duration, ST segment และ T wave

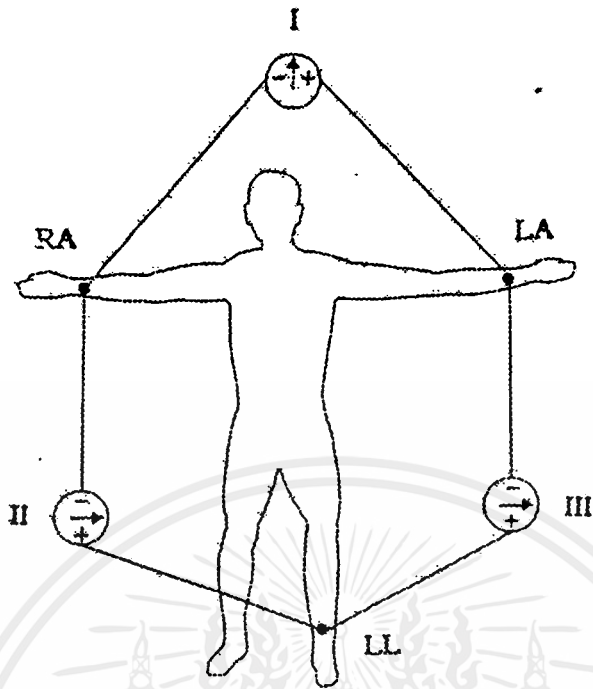
QT interval แปรผันกับอัตราการเต้นของหัวใจ ถ้าเต้นเร็ว QT interval จะสั้น เต้นช้าจะยาวออก เพื่อให้สามารถเปรียบเทียบกันในช่วงหัวใจที่เต้นในอัตราที่ต่างกันได้ จึงมีการใช้สูตรคำนวณ (QTc) โดยใช้ QT intervalหารด้วยรากที่สองของ R-R interval หรือ $QT/(RR)^{1/2}$ (Bazzett's formula) ค่าปกติของ QTc ยาวไม่เกิน 0.44 วินาที QT interval ผิดปกติอาจเปิดดูจากตารางก็ได้ เนื่องจากจุดสุดท้ายของ T wave อาจเห็นได้ไม่ชัดเจนหรือซ้อนด้วยส่วนต้นของ U wave ดังนั้นจึงอาจหาค่า QT interval ได้ไม่แน่นอนในบางราย

2.7 Electrode และ EKG lead

ถ้าวางแผ่นโลหะนำไฟฟ้า (electrode) สองแผ่นห่างกันพอสมควรและติดแนบสนิทกับผิวหนัง ต่อลวดนำไฟฟ้าจากสองแผ่นนี้เข้ากับขั้วบวกและขั้วลบของ galvanometer สักยะไฟฟ้าที่แตกต่างกันระหว่างสองจุดนี้ จะทำให้มีกระแสไฟฟ้าเกิดขึ้น และทำให้เข็มของ galvanometer เลื่อนออกจากตำแหน่งศูนย์จะเลื่อนไปทางบวกหรือลบมากน้อยแค่ไหนขึ้นอยู่กับขนาดและทิศทางของแรงที่เกิดขึ้นระหว่าง electrode ทั้งสองนี้ คู่หนึ่งของ electrode ที่วางไว้บนผิวหนังเพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเรียกว่า EKG lead

การบันทึก EKG โดยทั่วไปใช้การจับคู่ electrode ที่วางบนผิวหนังทั้งหมด 9 แห่งซึ่งได้แก่ที่ส่วนใดส่วนหนึ่งของแขนขวา แขนซ้าย ขาซ้ายและบนหน้าอกอีก 6 แห่ง เครื่อง EKG ส่วนมากมี electrode ที่ขาขวาด้วยแต่ทำหน้าที่เป็นสายดิน เพื่อความสะดวกในการวาง electrode บนหน้าอกส่วนมากจะใช้โลหะนำไฟฟ้าต่อเข้ากับลูกยางที่บีบแล้วทำให้เกิดสุญญากาศ การจับคู่ electrode เหล่านี้ทำให้ได้ EKG ทั้งหมด 12 lead ดังแสดงในรูปที่ 2.11

1) Bipolar lead เป็น EKG ที่ได้จากการจับคู่กันของ electrode ที่แขนและขา ระหว่างแขนขวา - แขนซ้าย เรียก lead I, แขนขวา - ขาซ้าย เรียก lead II และแขนซ้ายกับขาซ้าย เรียก lead III ดังแสดงในรูปที่ 2.7 เนื่องจากเป็น EKG lead ที่ใช้กันมาตั้งแต่เริ่มมีเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จึงรวมเรียกว่า standard limb lead



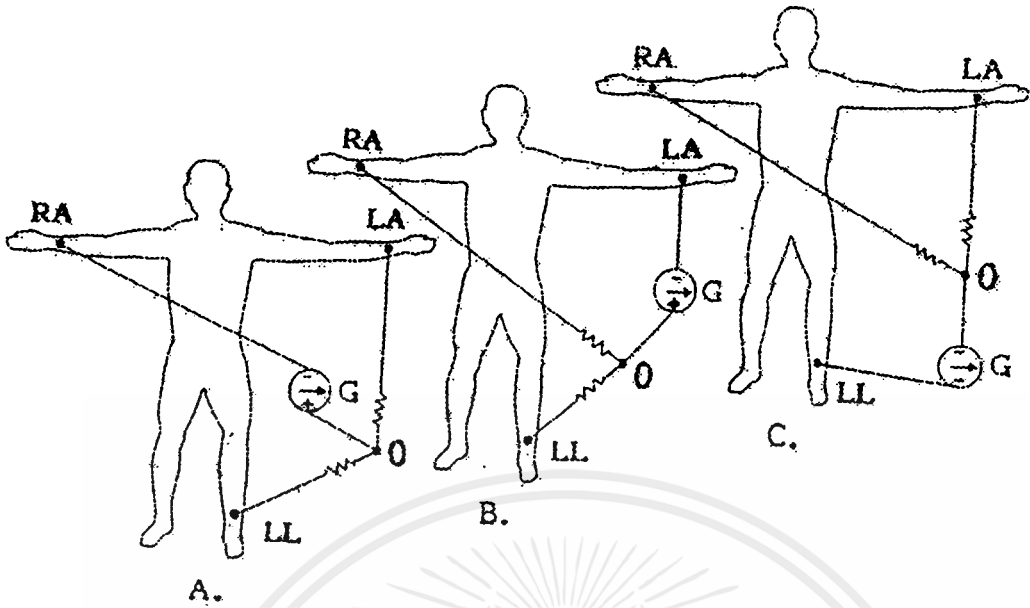
รูปที่ 2.7 แสดงการติด electrode แบบ Standard limb lead

EKG ที่ได้จาก bipolar lead เป็นผลมาจากความต่างศักยะไฟฟ้าบนตัวกายสองแห่งโดยหลักการทางไฟฟ้าและเทคนิคของการบันทึก II จะเท่ากับ $I + III$

2) Unipolar lead เป็น EKG ที่เกิดจากการปรับให้ขั้วหนึ่งของ galvanometer มีศักยะไฟฟ้าลดน้อยลงมากที่สุดหรือเป็นศูนย์ อีกขั้วหนึ่งยังคงมีศักยะไฟฟ้าตามปกติ การต่อแบบนี้ทำให้ความต่างศักยะหรือขนาดของแรงไฟฟ้าเพิ่มมากขึ้น

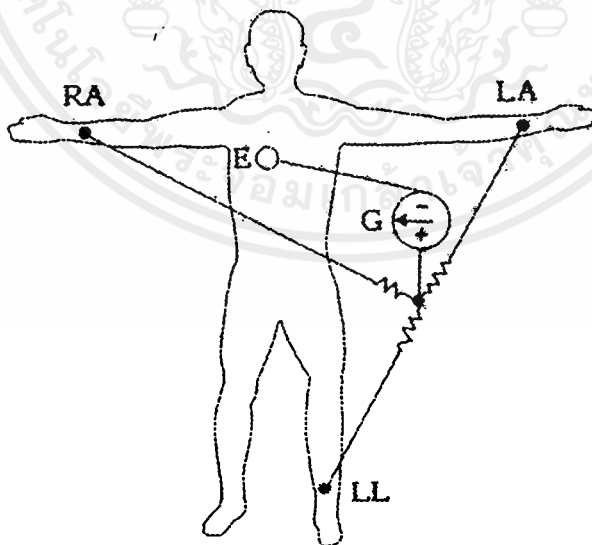
Unipolar limb lead หรือ extremity lead โดยการเอาปลายสายนำไฟฟ้าจาก electrode ของแขนขวา, แขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกันเป็น central terminal ผลรวมของศักยะไฟฟ้าจะมีค่าน้อยมากหรือเป็นศูนย์ ใช้ส่วนนี้เป็น indifferent electrode หรือ reference electrode ต่อเข้ากับขั้วบวกของ galvanometer ใช้ขั้วลบต่อเข้ากับ electrode ของแขนขวาตามปกติโดยทำหน้าที่เป็น exploring electrode เมื่อ exploring electrode อยู่ที่แขนขวา EKG ที่ได้เรียกว่า VR, ที่แขนซ้ายเรียก VL และขาซ้ายเรียก VF (V หมายถึง unipolar lead; R,L,F เป็นตัวย่อของแขนขวา, แขนซ้ายและขาซ้ายตามลำดับ) ดังแสดงในรูปที่ 2.8 ถ้าเอาสายนำไฟฟ้าเส้นที่ใช้บันทึกออกจาก central terminal (เช่น เมื่อใช้แขนขวาเป็นขั้วลบก็เอา electrode จากแขนขวาของ central terminal ออก) จะทำให้ EKG มีขนาดใหญ่มากขึ้นเรียก EKG เหล่านี้ตามลำดับว่า aVR, aVL และ aVF (a= augmented)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 การติด electrode สำหรับ augmented limb lead A = aVR, B = aVL, C = aVF

Unipolar chest (precordial) lead ใช้ central terminal เป็น indifferent electrode เช่น เดิม แต่ให้ exploring electrode อยู่ตามตำแหน่งต่าง ๆ บนหน้าอกตามที่กำหนดไว้ จะได้ EKG ดังนี้ คือ V1, V2, V3, V4, V5, V6 ดังแสดงในรูปที่ 2.9, 2.10, 2.11



รูปที่ 2.9 การติด electrode สำหรับ chest lead (unipolar chest lead)

ช่องสี่โครงที่ 4 รับผิดชอบของ sternum = V1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

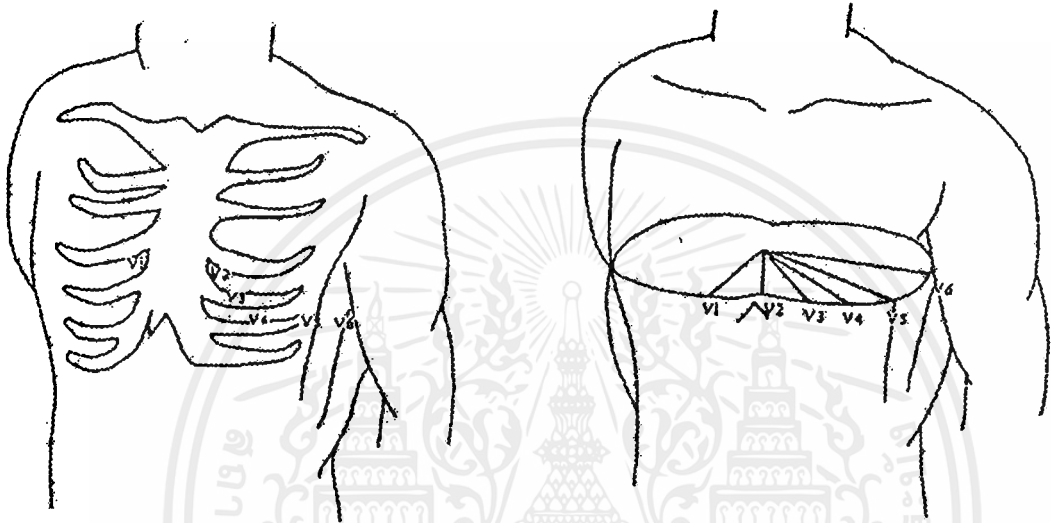
ช่องซี่โครงที่ 4 ขัดขอบซ้ายของ sternum = V2

กึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4 = V3

ช่องซี่โครงที่ 5 ตัดกับเส้นตั้งฉากผ่านจุดกึ่งกลางของ clavicle = V4

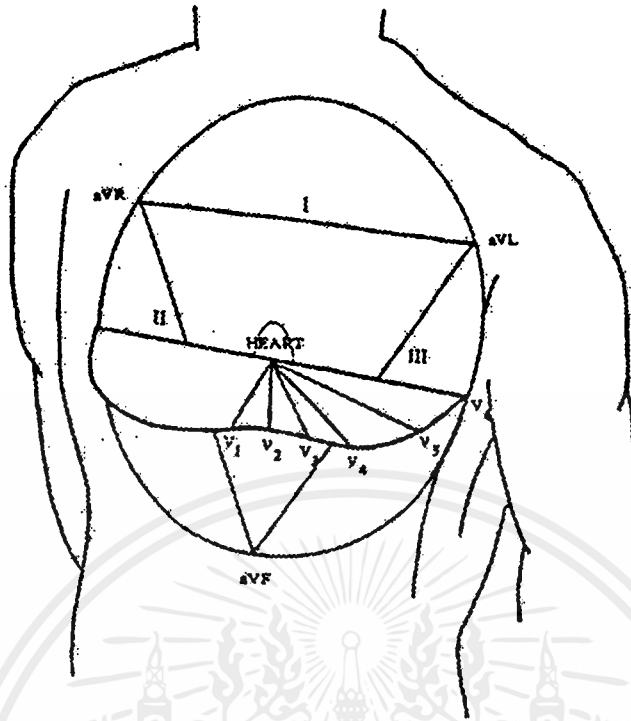
เส้นที่อยู่ในระดับเดียวกับ V4 ตัดกับ anterior axillary line = V5

เส้นที่อยู่ในระดับเดียวกับ V4 ตัดกับ midaxillary line = V6



รูปที่ 2.10 ตำแหน่งสำหรับวาง electrode เพื่อบันทึก chest lead (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

การบันทึกต่อไปในระดับเดียวกับ V4 ถ้าตรงกับ posterior axillary line เรียก V7, scapular line เรียก V8 และที่ขอบซ้ายของกระดูกสันหลังเรียก V9 ถ้าบันทึกโดยให้ electrode อยู่ที่ตำแหน่งตรงกันแต่อยู่ทางขวาให้เติมคำว่า R(right) ลงไป เช่น V3R, V4R, V5R, V6R, V7R, V8R, และ V9R ตามลำดับ



รูปที่ 2.11 ตำแหน่งของ EKG 12 lead รอบหัวใจในทรงอกในภาพสามมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

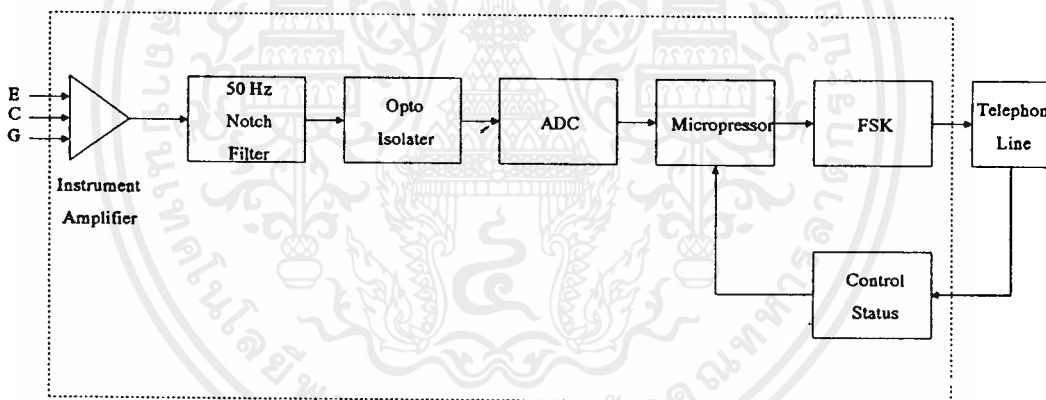
บทที่ 3

การออกแบบและหลักการทำงาน

ระบบการตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโครงการนี้ ประกอบด้วยสองส่วนใหญ่ ๆ คือ ทางด้านภาคส่งและภาครับ ดังมีรายละเอียด

3.1 วงจรทางด้านภาคส่ง

ทางด้านภาคส่งประกอบไป วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Instrument Amplifier) วงจรแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter:ADC) วงจรควบคุมการทำงานต่าง ๆ และวงจรมอดูเลชันโดยการเลื่อนทางความถี่ (Frequency Shift Keying Modulator) ปลั๊กอินโคแอดแกรมของวงจรทางด้านภาคส่งแสดงดังรูปที่ 3.1 การทำโดยรวมของวงจรสามารถสรุปได้ดังนี้

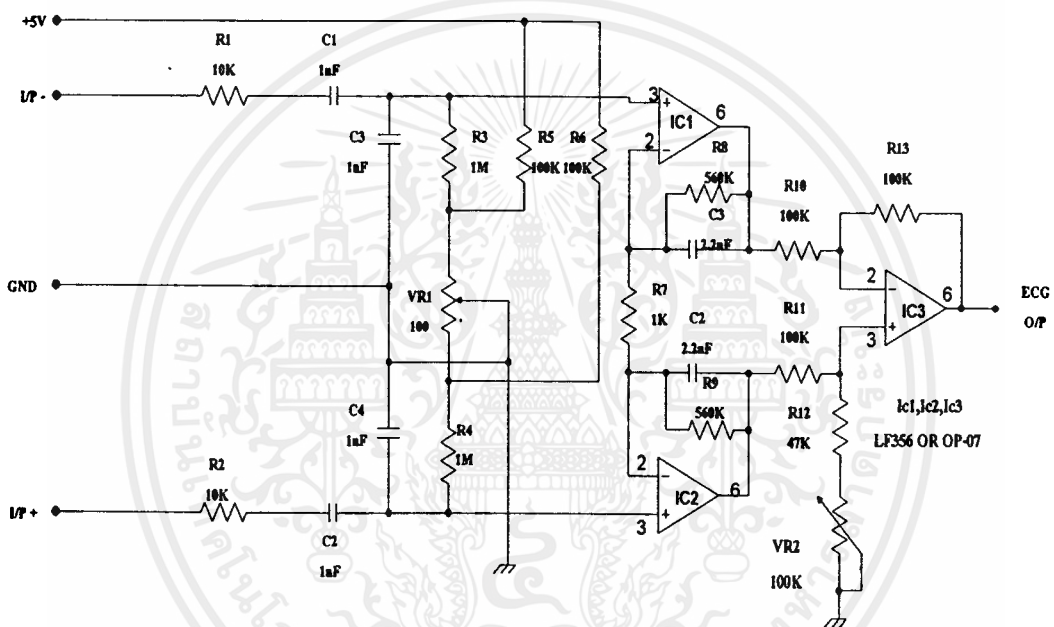


รูปที่ 3.1 Block Diagram ของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เมื่อติดอิเล็กโทรดจำนวน 3 ชิ้นบนผิวหนังบริเวณทรวงอก สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกขยายโดยวงจรขยายอิสรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier) หลังจากนั้นจะผ่านวงจร 50 Hz Notch Filter เพื่อกำจัดสัญญาณความถี่ 50 Hz ที่เข้ามาทางร่างกาย และจะทำการแยกแหล่งไฟ 2 ชุดออกจากกันเพื่อไม่ให้เป็นอันตรายต่อร่างกาย โดยวงจร Opto Isolator และทำการสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัล ส่งให้วงจร FSK Modulator เพื่อส่งสัญญาณไปยังคู่สายโทรศัพท์

3.1.1 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนชัน (Instrument Amplifier)

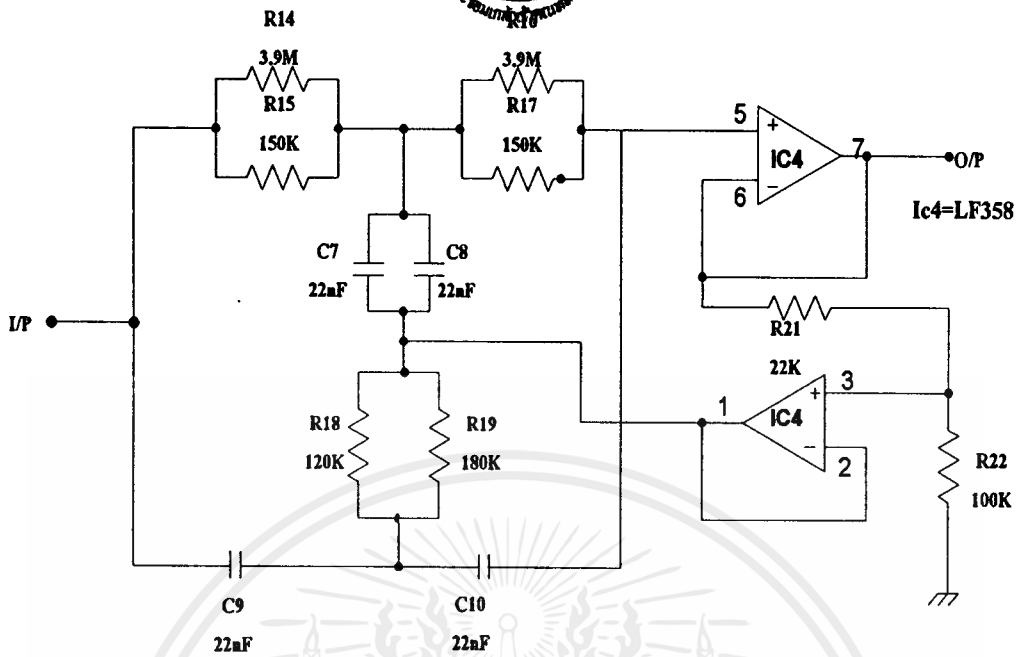
Instrument Amplifier เป็นวงจรที่ขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราขยายสัญญาณมากกว่า Buffer Amplifier และมี input impedance สูงมาก ส่วนสัญญาณที่ถูกขยายมานั้นจะมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้านกระแสสลับความถี่ 50 Hz ปนออกมาด้วย ดังนั้นวงจรที่เราจะใช้ควรจะเป็นแบบ Differential Amplifier เพื่อลดสัญญาณรบกวนให้ได้มากที่สุด เพราะว่าคุณสมบัติของ Differential Amplifier คือมีค่า CMMR สูง



รูปที่ 3.2 วงจร Instrument Amplifier

3.1.2 วงจรกรองความถี่ต่ำ (50 Hz. Notch Filter)

วงจรนี้ใช้สำหรับแยกเอาเฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีความถี่ระหว่าง 0.5 - 200 Hz กรองความถี่ที่ต่ำกว่า 200 Hz ผ่านเท่านั้น ดังนั้นสัญญาณรบกวนที่มีความถี่มากกว่านี้ก็ไม่สามารถผ่านไปได้และยังทำการกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz

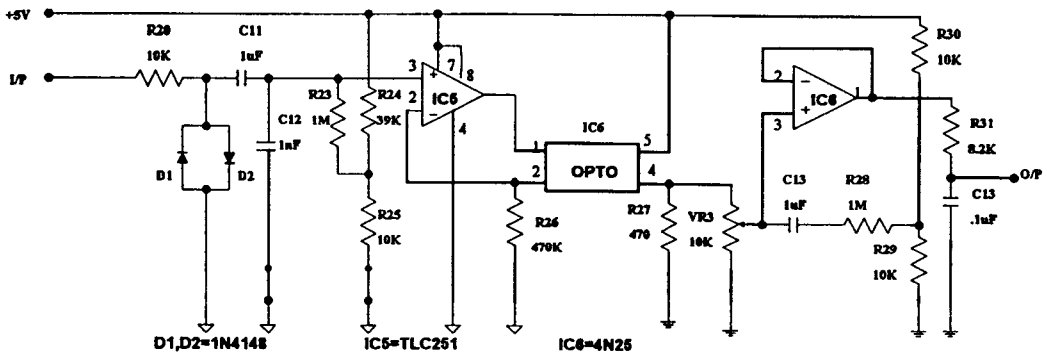


รูปที่ 3.3 วงจร 50 Hz Notch Filter

3.1.3 วงจรออปโต คัปเปิ้ล (Opto Couple)

สิ่งที่ได้กล่าวมาแล้วในการออกแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องคำนึงถึงความปลอดภัยในการใช้ด้วย คือหลังจากกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการไม่ให้ผ่านได้แล้ว สัญญาณก็จะผ่านมาที่วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง (Opto Couple) เพื่อทำการแยกจุดดิน (ground) ระหว่างวงจรขยายในส่วนที่สัมผัสร่างกายกับวงจรผ่าน ไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนป่วยหรือจะทำให้ผลของการวัดผิดพลาดได้

การทำงานของวงจรนี้ คือ เมื่อมีสัญญาณอินพุตเป็นระดับสูง (High Level) จะทำให้หลอด LED สว่างและทำให้ Opto Transistor ในตัว Opto Couple ทำการส่งสัญญาณออกไปและผ่าน Op-Amp ที่ทำหน้าที่ควบคุมสัญญาณที่ได้จากตัว Opto Couple เพื่อให้มีขนาดเพียงพอที่จะนำไปใช้งานในภาคต่อไป

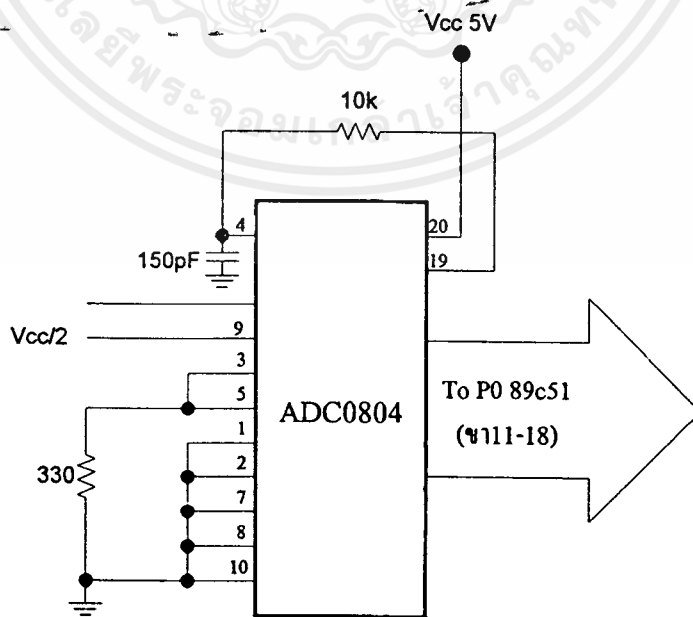


รูปที่ 3.4 วงจร Opto Couple

3.1.4 วงจรแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter : ADC)

จากการส่งข้อมูลไปในสายโทรศัพท์โดยตรงแบบอนาลอกจะทำให้ข้อมูลที่รับมาในขณะเกิดการผิดพลาด เนื่องจากระยะทางในการส่งที่ไกลแล้วยังมีสัญญาณรบกวนต่างๆปะปนมาในช่วงของการส่งอีกด้วย ฉะนั้นในการแก้ปัญหาต่างๆเหล่านี้จึงทำการส่งข้อมูลแบบดิจิตอลแทนโดยการใช้วงจรแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter : ADC) และทำการแปลงสัญญาณจากดิจิตอลเป็นสัญญาณอนาลอก (Digital to Analog Converter :DAC) เพื่อกลับคือรูปสัญญาณเดิม ในการส่งสัญญาณเข้าไปในคู่สายโทรศัพท์นั้นจะเป็นการส่งข้อมูลแบบอนุกรม เนื่องจากโทรศัพท์มีเพียงสองสายเท่านั้น

ในที่นี้จะใช้ IC เบอร์ ADC 0804 ทำการแปลงสัญญาณจากอนาลอกไปเป็นดิจิตอลโดยสัญญาณอนาล



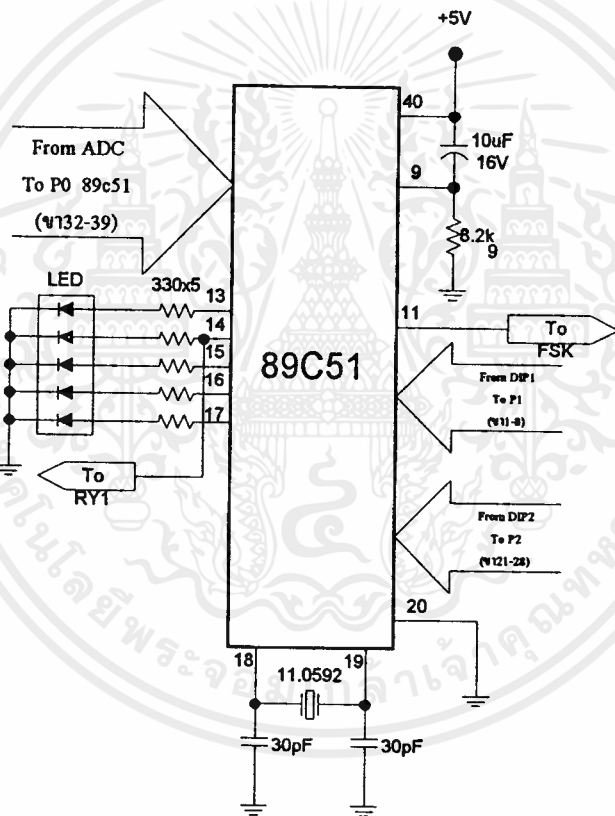
รูปที่ 3.5 วงจร Analog to Digital converter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในที่นี้จะใช้ IC เบอร์ ADC 0804 ทำการแปลงสัญญาณจากอนาลอกไปเป็นดิจิทัลโดยสัญญาณอนาลอกจะเข้าที่ขา 6 แล้วทำการแปลงสัญญาณที่ได้ไปเป็นสัญญาณดิจิทัลแบบขนานขนาด 8 บิต

3.1.5 วงจรควบคุมการทำงาน (Microprocessor)

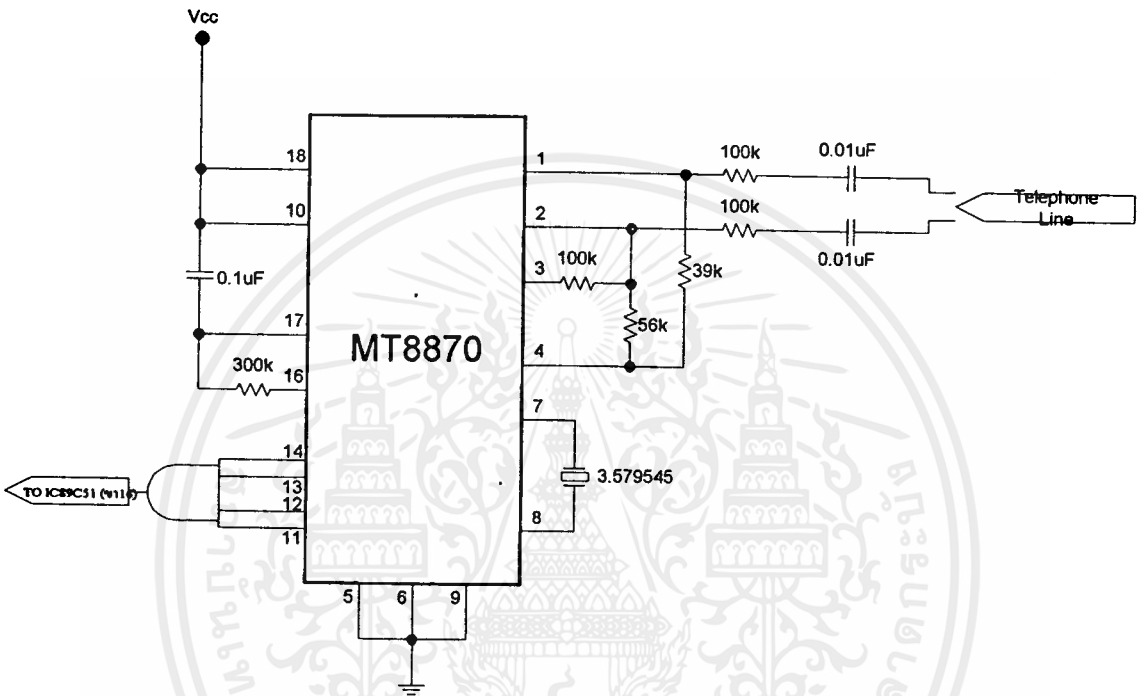
วงจรควบคุมการทำงานจะเป็นวงจรที่ใช้ส่งรหัสผู้ช่วย แสดงสถานะการทำงานต่าง ๆ และส่งข้อมูล ECG โดยการแปลงสัญญาณดิจิทัลแบบขนานขนาด 8 บิตเป็นการส่งดิจิทัลแบบอนุกรมเพื่อที่จะส่งไปในสายโทรศัพท์ได้ ซึ่งในโครงการนี้จะใช้ไมโครโปรเซสเซอร์เบอร์ 89C51 โดยรหัสผู้ช่วยขนาด 16 บิตจะแยกเป็น 2 ชุด ๆ ละ 8 บิต โดยต่อเข้ากับพอร์ต P₁ และ P₂ ส่วนข้อมูลที่ได้จากวงจรส่วนของ ADC นั้นจะต่อเข้ากับพอร์ต P₀ โดยข้อมูลต่างๆจะถูกแปลงเป็นข้อมูลแบบอนุกรมส่งออกที่ขา 11)



รูปที่ 3.6 วงจรควบคุมการทำงาน

3.1.6 วงจรควบคุมสถานะการทำงาน (Status Control)

เป็นการควบคุมให้ microprocessor ทำงานตามที่ต้องการว่าช่วงดังกล่าวจะให้ microprocessor อะไร วงจรควบคุมจะทำการควบคุมวงจรทางด้านรับโดยจะส่งความถี่ที่ใช้ในการควบคุมมาในสายโทรศัพท์ และใช้ IC เบอร์ MT8870 ทำการถอดรหัสความถี่มาเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อควบคุม microprocessor



รูปที่ 3.7 วงจรควบคุมสถานะการทำงาน

3.1.7 ตัวกำเนิดสัญญาณ FSK (FSK Generator)

ตัวกำเนิดสัญญาณ FSK ซึ่งมีหลักการที่ว่าเมื่อข้อมูลที่เป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีลักษณะที่เป็นข้อมูลไบนารีจะทำให้ความถี่เลื่อนหรือเบี่ยงไปตามการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลไบนารีที่เข้ามา ดังนั้นสัญญาณเอาต์พุตของตัวกำเนิด FSK จะอยู่ในรูปของความถี่ที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง (Frequency Continuous) เมื่อข้อมูลไบนารีด้านอินพุตเปลี่ยนแปลงจากสถานะลอจิก "1" เป็นลอจิก "0" (หรือในทางกลับกัน คือ ลอจิก "0" เป็น ลอจิก "1") สัญญาณเอาต์พุตจาก FSK ก็จะเลื่อนความถี่ระหว่าง 2 ความถี่ด้วยกัน คือ ความถี่ที่ลอจิก "1" หรือ Low Frequency (f_L) และความถี่ที่ลอจิก "0" หรือ High Frequency (f_H)

การเปลี่ยนแปลงหรือการเลื่อนของความถี่แต่ละครั้งจะเกิดขึ้นเมื่อสถานะของลอจิกด้าน

สัญญาณเข้าเปลี่ยนแปลงคือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณออกจะเท่ากับอัตราการเปลี่ยนแปลงสัญญาณเข้าซึ่งในดิจิตอลมอดูเลชัน (Digital Modulation) นั้นอัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณด้านอินพุทของ FSK Generator จะเรียกว่า “อัตราบิต” หรือ “Bit Rate” มีหน่วยเป็นบิตต่อวินาที (bps) ส่วนอัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณด้านเอาต์พุทของ FSK Generator เรียกว่า “อัตราบอร์ด” หรือ “Baud Rate” ดังนั้นในการส่งข้อมูลด้วยเทคนิค FSK อัตราบิตจะเท่ากับอัตราบอร์ดเสมอ

3.1.8 FSK Bandwidth

ในระบบการสื่อสารข้อมูลด้วยสัญญาณอนาล็อกหรือสัญญาณความถี่นั้นแบนด์วิท(Bandwidth เป็นสิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นอันดับแรก เนื่องจากวิธีการของ FSK อยู่บนพื้นฐานเดียวกันกับวิธีการของ FM ดังนั้นการอธิบายถึงส่วนต่าง ๆ ก็ใช้หลักการของ FM ทุกอย่าง

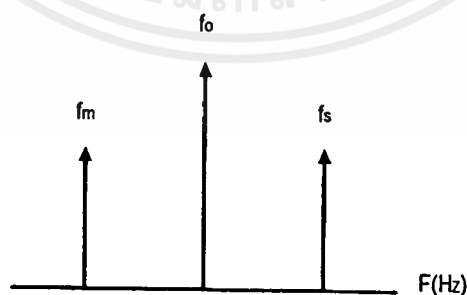
ตัว FSK modulator ใช้หลักการเดียวกับ FM modulator คือใช้หลักการของ VCO (Voltage Control Oscillator) จะเห็นว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงที่เร็วที่สุดของสัญญาณอินพุทจะเกิดขึ้นเมื่อข้อมูลไบนารีมีลักษณะเป็น “1” และ “0” สลับกันซึ่งก็คือ สัญญาณสี่เหลี่ยม (Square Wave) นั่นเอง

ความถี่หลักของสัญญาณสี่เหลี่ยมจะมีค่าเท่ากับครึ่งหนึ่งของ Bit Rate ดังนั้นถ้าพิจารณาเฉพาะความถี่หลักเพียงอย่างเดียวแล้ว ความถี่สูงสุดของสัญญาณดิจิตอลที่ต้องการนำมามอดูเลตแบบ FSK จะเท่ากับครึ่งหนึ่งของ Bit Rate คือ

$$F_{a \max} = \text{Bit Rate} / 2$$

เมื่อ $F_{a \max}$ = ความถี่สูงสุดของสัญญาณดิจิตอลที่จะนำมามอดูเลต

ความถี่กลาง (Centre Frequency : f_0) ของ VCO จะอยู่ในตำแหน่งกลางระหว่าง Low Frequency (f_L) กับ High Frequency (f_H) ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แสดงการเบี่ยงเบนของความถี่

ลอจิก “1” ด้านอินพุทจะเลื่อนความถี่ของ VCO จาก f_0 ไปเป็น f_H จะเห็นว่าการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลไบนารีด้านอินพุทจาก “1” ไป “2” หรือ “0” ไป “1” จะทำให้ความถี่เอาต์พุทของ VCO

เลื่อนหรือเบี่ยงเบนกลับไปมา ระหว่าง f_L กับ f_H เนื่องจาก FSK นั่นก็คือการมอดูเลตแบบ FM ดังนั้น ดัชนีการมอดูเลต (Modulate Index : MI) ใน FSK ก็ทำได้จาก FM คือ

$$MI = \Delta F / F_a$$

เมื่อ MI = ดัชนีการมอดูเลต

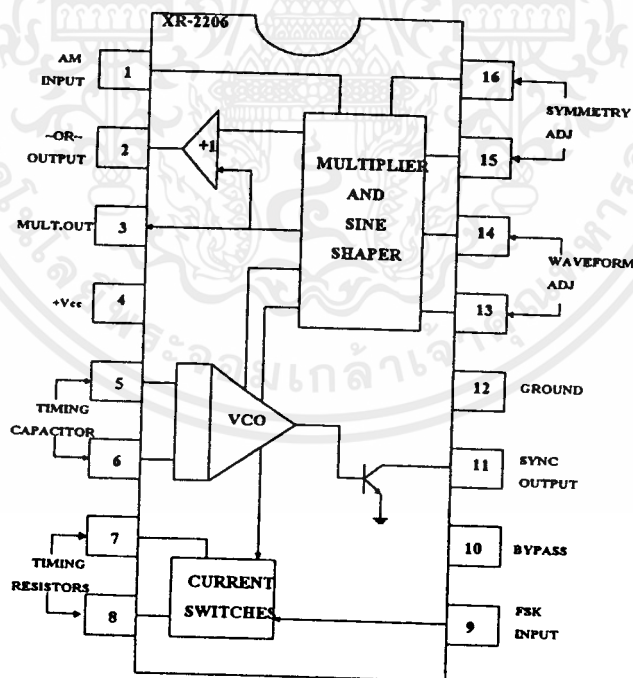
ΔF = การเบี่ยงเบนของความถี่ใดๆจากความถี่กลาง (Hz)

F_a = ความถี่ของสัญญาณที่นำมามอดูเลต (Hz)

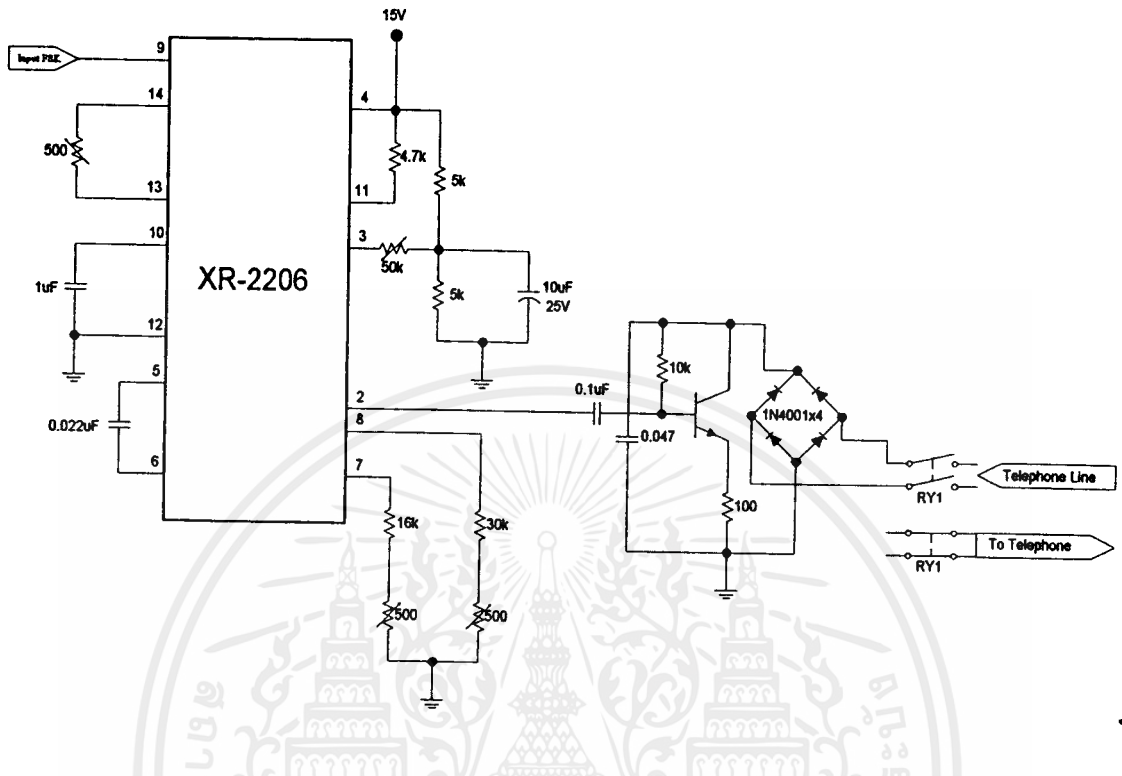
3.1.9 FSK มอดูเลเตอร์ (FSK Modulator)

ในส่วนของ FSK Generator ได้นำเอาไอซีเบอร์ XR-2206 ซึ่งเป็นโมโนลิทิกฟังก์ชัน เจเนอเรเตอร์ กำหนดรูปคลื่นเอาท์พุทได้ทั้งคลื่นซายน์, คลื่นสามเหลี่ยม, คลื่นสี่เหลี่ยม หรือแรมป์ (Ramp) โดยมีย่านความถี่ตั้งแต่ 0.01 Hz - 1.0 MHz โครงสร้างและตำแหน่งขาของ XR - 2206 แสดงได้ดัง

รูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 โครงสร้างภายในของ FSK Modulator



รูปที่ 3.10 FSK Modulator

ในการออกแบบค่านับนั้นเราจำเป็นต้องกำหนดค่า f_L และ f_H ก่อน ซึ่งจะกำหนดเองก็ได้ แต่ในทางปฏิบัติจริงแล้วบางครั้งการกำหนด f_L และ f_H เองนั้นมักจะเป็นปัญหาในเรื่องความถี่ฮาร์โมนิคและการกำหนด f_L และ f_H นี้จะเกี่ยวข้องไปถึง Band Rate ในการรับ - ส่งด้วย ดังนั้นจึงมีการกำหนด f_L และ f_H ซึ่งเรียกว่า FSK BAND และจะแตกต่างกันตาม Band Rate ดังตารางที่ 3.1

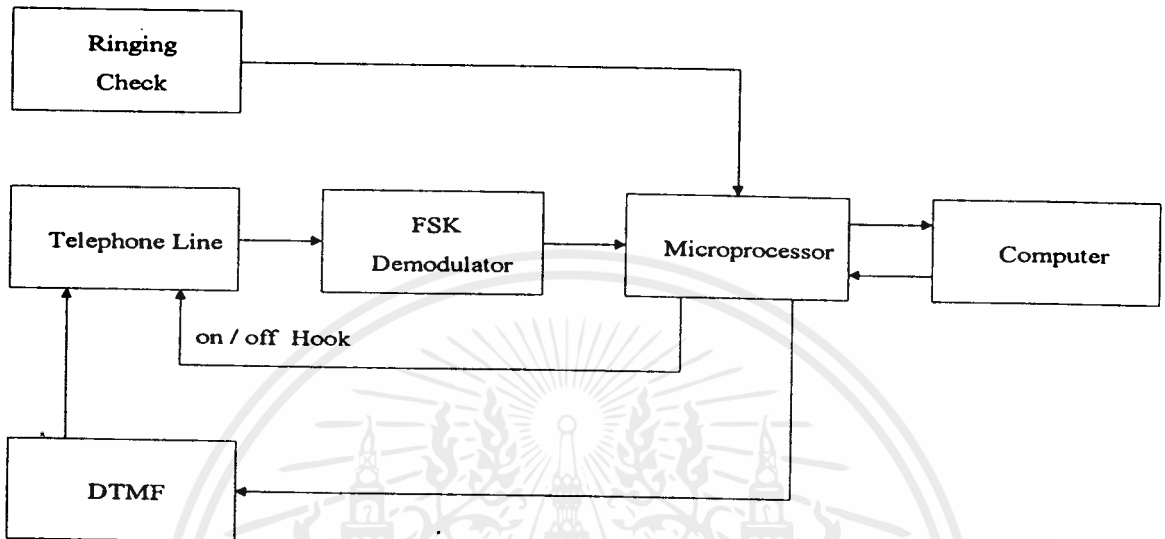
ตารางที่ 3.1 FSK BAND

75 Band	$f_L = 1110 \text{ Hz}$ $f_H = 1170 \text{ Hz}$
300 Band	$f_L = 1070 \text{ Hz}$ $f_H = 1270 \text{ Hz}$
1200 Band	$f_L = 1200 \text{ Hz}$ $f_H = 2200 \text{ Hz}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 วงจรทางด้านภาครับ

ในส่วนของทางด้านภาครับ มีบล็อกไดอะแกรมดังรูป

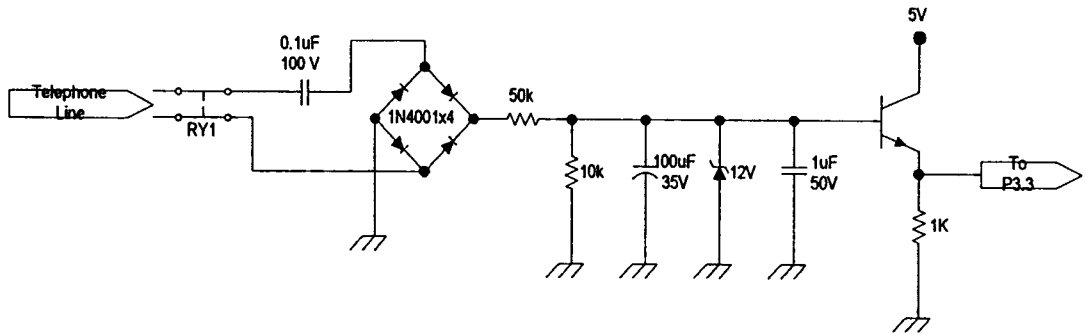


รูปที่ 3.11 บล็อกไดอะแกรมของภาครับ

จากบล็อกไดอะแกรม เมื่อมีสัญญาณเรียก (ringing) เข้ามา วงจร Ringing Check จะส่งแรงดัน 5 โวลต์ ไปที่ micro processor เมื่อ micro processor รับรู้ว่า มีสัญญาณ ringing เข้ามา จะทำการสอบถามไปที่ ส่วนแสดงผล computer ว่าพร้อมรับข้อมูลหรือยัง ถ้า computer พร้อมจะส่งสัญญาณตอบกลับที่ micro processor เพื่อทำการรับโทรศัพท์ เมื่อรับโทรศัพท์แล้วจะส่งสัญญาณ DTMF ไปควบคุมทางด้านภาคส่ง เพื่อส่งรหัสผู้ป่วนและข้อมูลตามลำดับและส่งข้อมูลเข้าไปแสดงผลบนคอมพิวเตอร์

3.2.1 วงจรตรวจเช็คสัญญาณโทรศัพท์ (Ring Check)

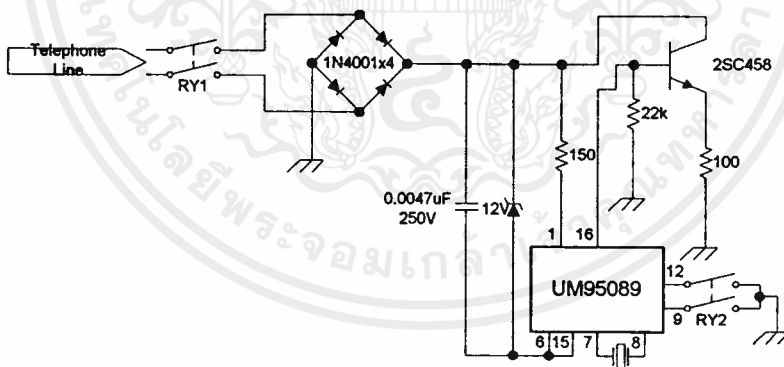
เมื่อมีสัญญาณโทรศัพท์เข้ามาจะทำให้มีกระแสไหลไปยังขาเบสของทรานซิสเตอร์เบอร์ BC337 ทำให้ทรานซิสเตอร์ทำงาน ซึ่งจากการคำนวณได้กำหนดให้ทรานซิสเตอร์ทำงานในสภาวะอิ่มตัวทำให้มีแรงดันประมาณ 5 โวลต์ ออกมาที่ขาอิมิตเตอร์เพื่อส่งไปยัง micro processor



รูปที่ 3.12 วงจร Ringing Check

3.2.2 วงจรสร้างสัญญาณ DTMF

เมื่อมีการยกหูโทรศัพท์จะมีแรงดันมาเลี้ยง IC เบอร์ UM95089 เป็นวงจร DTMF เพื่อควบคุมการทำงานทางด้านภาคส่ง ซึ่งในการควบคุมจะใช้สัญญาณ D ในการควบคุม โดยการกดปุ่มหมายเลขตัว D จะกดโดย micro processor



รูปที่ 3.13 วงจรสร้างสัญญาณ DTMF

3.2.3 FSK ดิมอดูเลเตอร์ (FSK Demodulator)

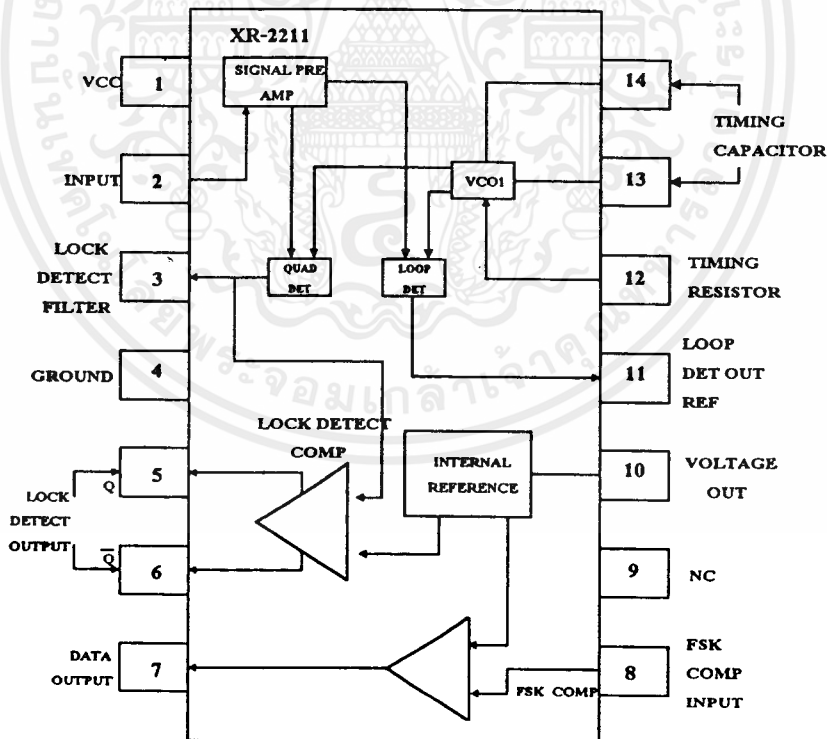
FSK Demodulator คือ ตัวรับสัญญาณ FSK (FSK Receiver) จะเป็นตัวแยกสัญญาณไบนารีออกจากสัญญาณ FSK โดยส่วนมากจะใช้วงจร PLL (Phase Locked Loop)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PLL ใน FSK Demodulator มีหลักการเหมือนกับ PLL ใน FM Detector ทุกอย่าง คือ จะมีความถี่ฟรีรันนิ่ง เท่ากับ Centre Frequency (f_0) และในขณะที่ความถี่อินพุทของ PLL เลื่อนไปมา ระหว่าง f_L และ f_H จะทำให้เกิดแรงดันคลาดเคลื่อนไฟตรง (DC Error Voltage) ซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากการเปรียบเทียบทางเฟส (Phase Comparator) ของสัญญาณอินพุทที่เข้ามายัง PLL มีเพียง 2 ความถี่ คือ f_L และ f_H ดังนั้นค่าแรงดันดังกล่าวจึงมีเพียง 2 ระดับเท่านั้น ซึ่งสามารถแทนด้วยลอจิก “1” และ “0” เมื่อความถี่ทางอินพุทเป็น f_L และ f_H ตามลำดับ เราจึงได้สัญญาณเอ๊าท์พุทจาก PLL กลับมาเป็นข้อมูล ไบนารีเหมือนกับตอนแรกที่ส่งมาตอนแรกทุกประการ

ในโครงงานนี้ วงจร FSK Demodulator จะออกแบบโดยใช้ไอซีเบอร์ XR - 2211 ซึ่งเป็นโมโนลิทิกเฟสล็อกคูล โดยมีย่านความถี่ในการใช้งานตั้งแต่ 0.01 Hz จนถึง 300 MHz

โครงสร้างภายในของ XR - 2211 เมื่อประยุกต์วงจรเป็น FSK Demodulator จะเป็น ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 โครงสร้างภายในของ FSK Demodulator (XR - 2211)

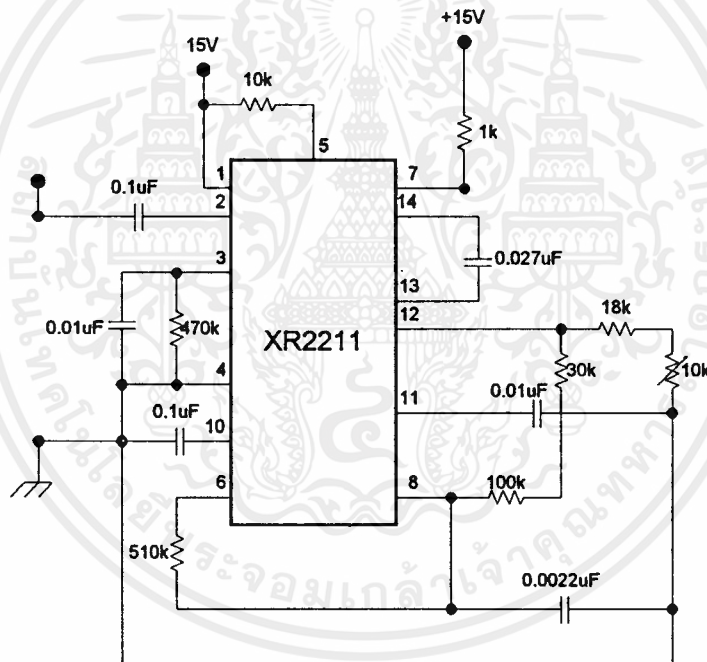
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนประกอบหลักของ PLL ใน XR - 2211 ประกอบด้วย 2 ส่วน คือ

1. Signal Pre - Amp. มีหน้าที่จำกัดขนาดของสัญญาณอินพุทให้อยู่ในค่าประมาณ 2 mVrms และขยายอีกครั้งหนึ่งเพื่อให้เป็นสัญญาณระดับสูง

2. VCO (Voltage Control Oscillator) มีเฟสดีเทคเตอร์เป็นภาคแรก โดยเอาท์พุทจะได้เป็นความถี่ผลบวก (Sum Frequency) และความถี่ผลต่าง (Difference Frequency) คือ $2f$ และ 0 Hz ตามลำดับ เมื่อ Phase Detect อยู่ในสถานะ Sum Frequency ก็จะได้ DC Error Voltage ออกไปยัง VCO เพื่อควบคุมการผลิตความถี่ออกมาค่าหนึ่ง ในภาวะปกติความถี่ฟรีรันนิ่ง (f_0) จะ Set ค่าโดยความต้านทาน R_0 และคาปาซิเตอร์ C_0 โดยจับผ่านความต้านทาน R_1 ซึ่งสามารถหา f_0 ได้จาก

$$f_0 = 1 / R_0 C_0 \text{ Hz}$$



รูปที่ 3.15 วงจร FSK Demodulator

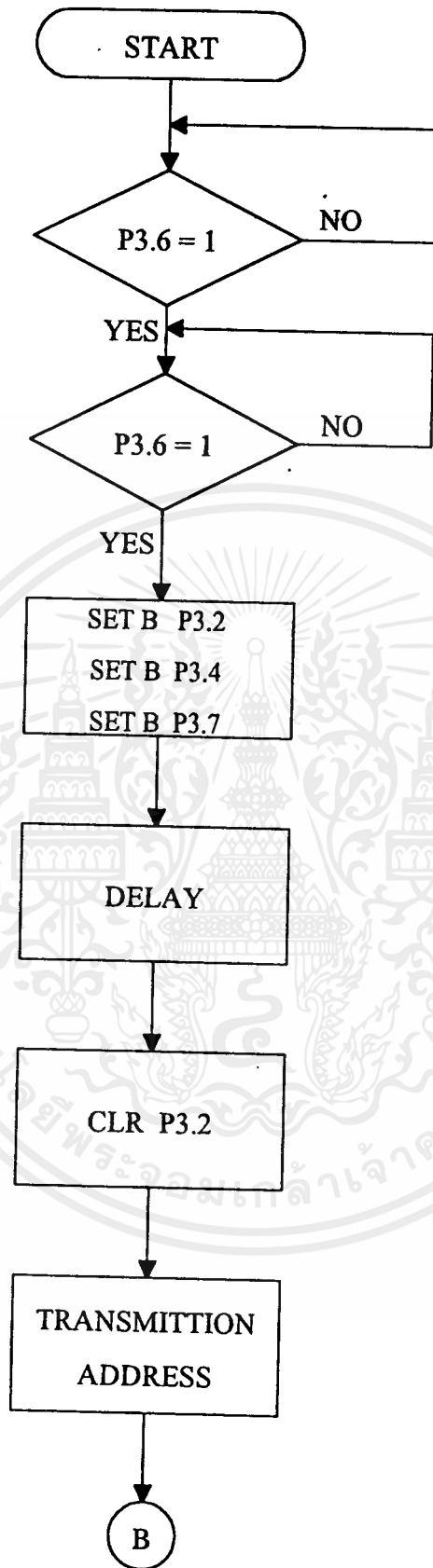
3.3 โปรแกรมควบคุมการทำงาน

โปรแกรมควบคุมการทำงานของภาคส่งสามารถอธิบายได้จากโฟรซาร์ดในรูปที่ 3.17 เริ่มจากกดโทรศัพท์ไปยังภาครับ เมื่อสายว่างภาครับจะทำการรับสายพร้อมทั้งทำการส่งสัญญาณควบคุมมายังเครื่องส่ง เครื่องส่งจะทำการติดต่อสายโทรศัพท์จากเครื่องโทรศัพท์มายังเครื่องส่ง หลังจากนั้นจะทำการรับข้อมูลจากพอร์ต 1 และพอร์ต 2 เพื่อทำเป็นรหัสข้อมูลของผู้ป่วยส่งไปยังภาครับ เมื่อส่งรหัสเรียบร้อยแล้วจะทำการรอรับสัญญาณควบคุมอีกครั้ง หากมีสัญญาณควบคุมเข้ามาจะทำการรับข้อมูล จากพอร์ต 0 แล้วทำการส่งข้อมูลที่ได้ไปยังภาครับตลอดเวลาจนกว่าจะมีการส่งสัญญาณควบคุมจากภาครับเพื่อทำการหยุดส่งข้อมูล เมื่อมีสัญญาณควบคุมเข้ามา เครื่องส่งจะทำการรีเซ็ตเครื่องทั้งหมด สายโทรศัพท์ก็จะต่อกับเครื่องโทรศัพท์เหมือนเดิมและสามารถใช้เครื่องโทรศัพท์ได้ตามปกติ

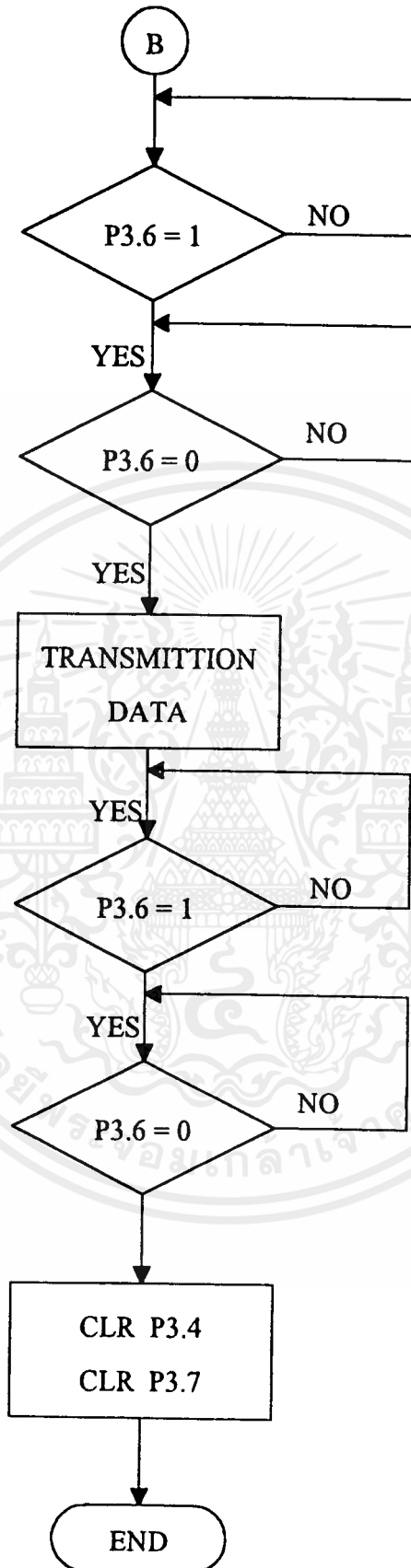
โปรแกรมควบคุมการทำงานของภาครับสามารถอธิบายได้จากโฟรซาร์ดในรูปที่ 3.18 การทำงานจะเริ่มจากเมื่อมีสัญญาณเรียกโทรศัพท์ (Ringing Signal) เข้ามา ภาครับจะทำการส่งรหัสไปที่คอมพิวเตอร์เพื่อเช็คดูว่าคอมพิวเตอร์พร้อมจะรับข้อมูลหรือยัง หากพร้อมแล้วจะทำการรับสายแล้วทำการส่งรหัสควบคุมตอบรับไปยังภาคส่งเพื่อให้ภาคส่งส่งรหัสผู้ป่วยมายังคอมพิวเตอร์ เมื่อคอมพิวเตอร์รับรหัสเรียบร้อยแล้ว ภาครับก็จะทำการส่งรหัสควบคุมไปยังภาคส่งเพื่อให้ภาคส่งทำการส่งข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมายังภาครับและเมื่อคอมพิวเตอร์รับข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ภาครับจะส่งสัญญาณควบคุมไปยังภาคส่งเพื่อทำการรีเซ็ตเครื่องภาคส่งและภาครับก็จะทำการรีเซ็ตเครื่องเพื่อเตรียมรับข้อมูลจากสายอื่นต่อไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

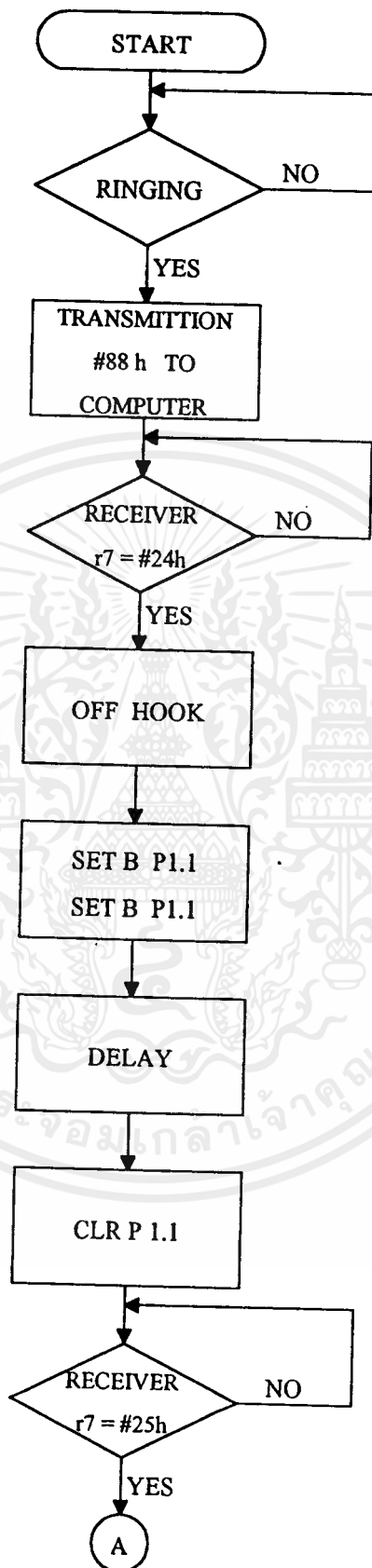


รูปที่ 3.17 โปรแกรมการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานส่ง



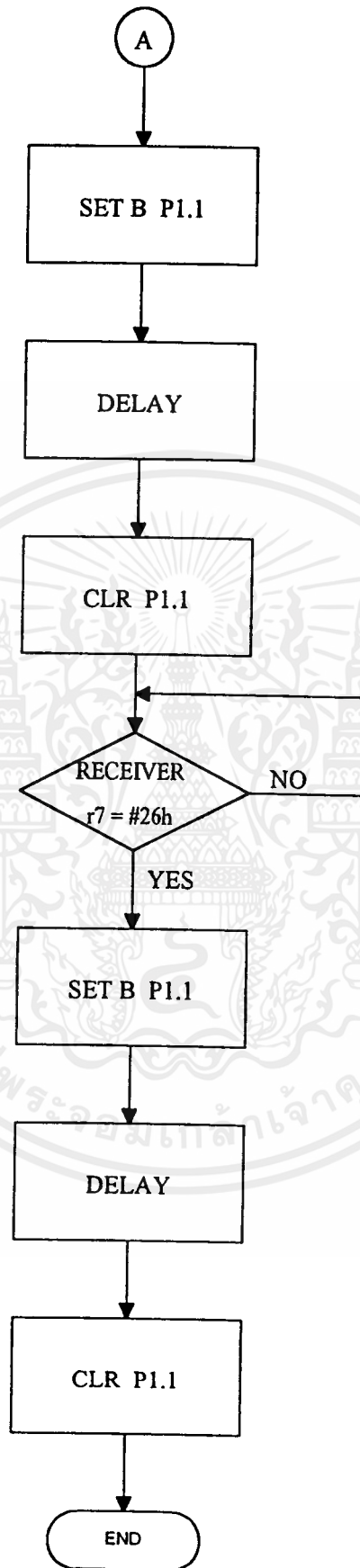
รูปที่ 3.18 โฟลว์ชาร์ตการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานภาคส่ง(ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 โปรแกรมการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานภาครับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.20 โพรซาดการทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานภาครับ(ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้เป็นการทดลองโครงการเพื่อหาคุณสมบัติการตอบสนองความถี่ของวงจรต่าง ๆ ที่ใช้ในโครงการ การทดลองจะแบ่งออกเป็นสองส่วนด้วยกัน ส่วนแรกเป็นการทดลองวงจรทางด้านภาคส่ง และส่วนที่สองเป็นการทดลองทางด้านภาครับ

อุปกรณ์การทดลอง

1. วงจรที่ใช้ในโครงการ
2. ออสซิลอสโคป ควรเป็นดิจิตอลออสซิลอสโคป เพื่อให้การวัดความแตกต่างระหว่างสัญญาณ การวัดความถี่ การวัดแอมพลิจูด และการวัดอื่น ๆ ทำได้ง่ายขึ้น นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกรูปคลื่นเพื่อนำกลับมาวิเคราะห์หรือเปรียบเทียบในภายหลังได้
3. มัลติมิเตอร์ (Digital Multimeter)
4. ฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ (Function Generator)

4.1 วงจร Instrument Amplifier

4.1.1 การวัดการตอบสนองความถี่

การทดลอง จากวงจร Instrument Amplifier ในรูปที่ 3.1 เนื่องจากการใช้งานจริงวงจรนี้จะทำหน้าที่ขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีช่วงสเปกตรัมความถี่ระหว่างประมาณ 0.2 ถึง 200 Hz ดังนั้นในการทดลองจึงใช้สัญญาณอินพุตความถี่ต่ำ นอกจากนั้นวงจรนี้สามารถปรับอัตราการขยายได้โดยปรับที่ตัวต้านทาน VR_2 ซึ่งถ้าปรับอัตราการขยายสูงเกินไปจะทำให้รูปคลื่นเอาต์พุตถูกขลิบ จึงควรปรับอัตราการขยายให้เหมาะสม การทดลองให้ป้อนสัญญาณคลื่นไซน์ (sine wave) จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ขนาดแอมพลิจูด 100 mV_{pp} (คงที่ตลอดการทดลอง) ความถี่เริ่มต้นที่ 0.1 Hz ป้อนเข้าที่อินพุต +ECG และ -ECG ของวงจร ต่อจากนั้นใช้ออสซิลอสโคป (ใช้โพรบ 10x) วัดที่เอาต์พุตขา 6 ของ IC₃ บันทึกค่าแรงดันของสัญญาณเอาต์พุต ต่อจากนั้นปรับความถี่ของสัญญาณอินพุตตามตารางที่ 4.1 วัดแอมพลิจูดของสัญญาณเอาต์พุตและบันทึกผล

ผลการทดลอง ผลการวัดแรงดันเอาต์พุตของวงจร Instrument Amplifier แสดงในตารางที่ 4.1 และกราฟการตอบสนองความถี่แสดงดังรูปที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ผลการตอบสนองความถี่ของวงจร Instrument Amplifier

ความถี่ (Hz)	แอมพลิจูด (V_{p-p})	อัตราการขยาย (dB)
0.1	4.46	33.0
0.2	4.32	32.7
0.3	4.26	32.6
0.4	4.20	32.5
0.5	4.15	32.4
0.6	4.04	32.1
0.7	4.00	32.0
0.8	4.00	32.0
0.9	3.92	31.9
1.0	3.92	31.9
2.0	3.87	31.8
3.0	3.87	31.8
4.0	3.87	31.8
5.0	3.82	31.6
6.0	3.80	31.6
7.0	3.80	31.6
8.0	3.76	31.5
9.0	3.76	31.5
10	3.74	31.4
15	3.70	31.4
20	3.70	31.4
25	3.68	31.3
30	3.65	31.2
35	3.64	31.2
40	3.64	31.2
45	3.60	31.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 (ต่อ) ผลการตอบสนองความถี่ของวงจร Instrument Amplifier

ความถี่ (Hz)	แอมพลิจูด (V_{pp})	อัตราขยาย (dB)
50	3.60	31.1
55	3.53	31.0
60	3.53	31.0
65	3.48	30.8
70	3.46	30.8
75	3.46	30.8
80	3.36	30.5
85	3.28	30.3
90	3.12	29.9
95	3.00	29.5
100	2.98	29.5
150	2.80	28.9
200	2.80	28.9
250	2.72	28.7
300	2.60	28.3
350	2.56	28.2
400	2.48	27.9
450	2.20	26.8
500	2.19	28.5

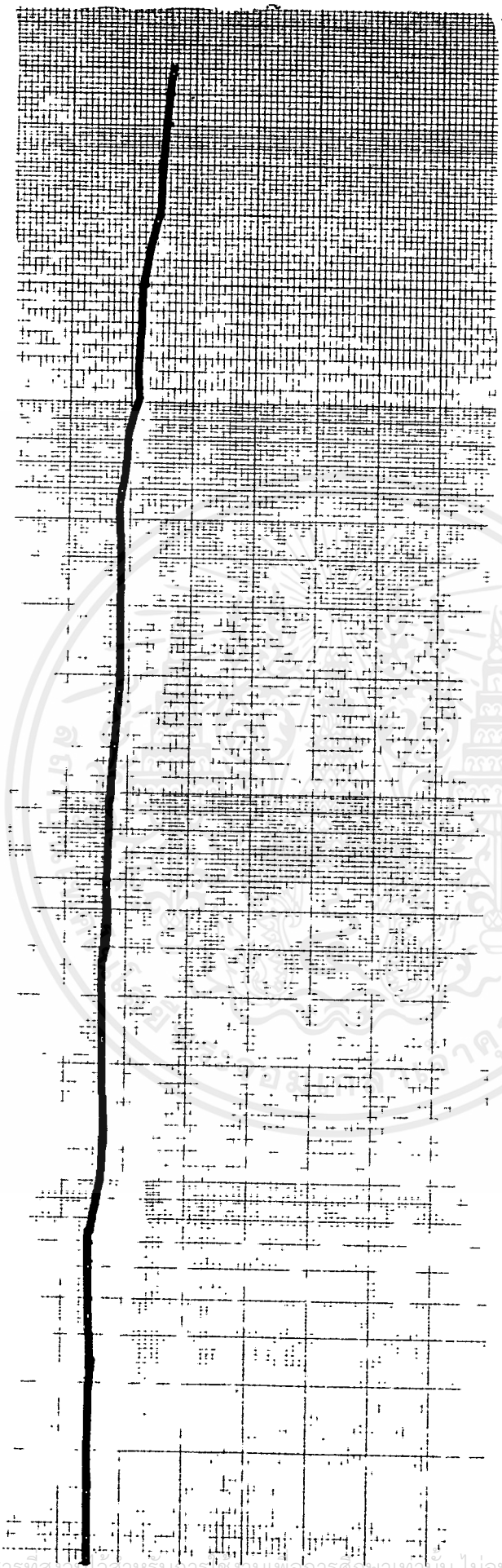
หมายเหตุ อัตราขยาย (gain) ในหน่วยเดซิเบล (dB) คำนวณได้จากสมการ

$$Gain(dB) = 20 \log \left(\frac{V_o}{V_i} \right)$$

โดยที่ V_o เป็นแรงดันเอาต์พุต และ V_i เป็นแรงดันอินพุต ซึ่งในที่นี้ $V_i = 100 \text{ mV}_{pp}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0.1 (dB) x 10



100

10

Frequency (Hz)

รูปที่ 4.1 กราฟการตอบสนองความถี่ของวงจร Instrument Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดลอกเนื้อหาและตัวอย่างอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 การทดลองการวัดค่า CMRR

การทดลอง ใช้วงจร Instrument Amplifier ในรูปที่ 3.2 ในวงจรมีตัวต้านทาน VR_3 ที่ใช้สำหรับปรับค่า CMRR ตัวต้านทาน VR_1 และ VR_2 ไม่มีผลต่อค่า CMRR ของวงจร การทดลองให้ต่ออินพุต +ECG และ -ECG เข้าด้วยกัน ต่อจากนั้นป้อนสัญญาณอินพุตให้มีแอมพลิจูดประมาณ 100 mV_{p-p} และความถี่เท่าใดก็ได้ (ในที่นี้เราใช้ความถี่ 100 Hz) เข้าที่อินพุตของวงจร ปรับตัวต้านทาน VR_2 ให้มีค่าเท่ากับค่าที่ใช้ในการทดลองแรก ต่อจากนั้นปรับค่าตัวต้านทาน VR_3 ให้มีค่าสูงสุดและต่ำสุด จากนั้นวัดแรงดันเอาต์พุตของวงจร คำนวณหาค่าอัตราขยายสัญญาณของวงจร อัตราขยายสัญญาณในกรณีนี้เป็นอัตราขยายโหมคร่วม ต่อจากนั้นคำนวณหาค่า CMRR ของวงจรได้จากสมการ

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{CM}}$$

โดยที่ A_d และ A_{CM} เป็นอัตราขยายสัญญาณโหมคต่างและโหมคร่วมตามลำดับ และอัตราขยายทั้งสองจะต้องวัดที่ความถี่อินพุตเดียวกัน ซึ่งในที่นี้ก็คือความถี่ 100 Hz

ผลการทดลอง ผลการทดลองการวัดค่า CMRR ของวงจรแสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองวัดค่า CMRR ที่ความถี่ 100 Hz และ $A_d = 29.8 \text{ (V/V)}$

	VR_3 (100K Ω)	
	Min	Max
V_O (mV_{p-p})	54.4	39.2
$A_{CM} = V_O / V_{in}$ (V/V)	0.544	0.392
$A_{CM} = 20 \log (V_O / V_{in})$ (dB)	-5.29	-8.13
$CMRR = A_d / A_{CM}$	54.8	76.0

หมายเหตุ ค่าในตารางเป็นการทดลองหาอัตราขยายโหมคร่วม A_{CM} และ CMRR เมื่อตัวต้านทาน VR_3 มีค่าสูงสุดและต่ำสุด แต่ในการใช้งานจริงค่าของ VR_3 ที่ใช้อยู่ระหว่างสองค่าดังกล่าวโดยสามารถปรับจนได้ค่า $V_O = 2.8 \text{ mV}_{p-p}$ ดังนั้นจะได้ค่า $A_{CM} = \frac{2.8}{100} = 0.028 \text{ (V/V)}$ หรือ -31.1 dB

ดังนั้นได้ค่า CMRR สูงที่สุดของวงจรคือ

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{CM}} = \frac{29.8}{0.028} = 1064.3 \text{ หรือ } 60.5 \text{ dB ที่ความถี่ } 100 \text{ Hz}$$

4.2 วงจร 50 Hz Notch Filter

การทดลอง ใช้วงจรในรูปที่ 3.2 และเนื่องจากคุณสมบัติของวงจรนี้ซึ่งจะต้องยอมให้ช่วงสเปกความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านไปได้ และจะต้องลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟกระแสดับความถี่ 50 Hz ดังนั้นในการทดลองจึงต้องใช้ความถี่ช่วงความถี่ต่ำ การทดลองให้ป้อนสัญญาณคลื่นไซน์จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ แอมพลิจูดขนาด 1 V_{pp} (คงที่ตลอดการทดลอง) และความถี่เป็นดังตารางที่ 4.3 วัดแอมพลิจูดของสัญญาณเอาต์พุตที่ขา 7 ของ IC₄ บันทึกผลลงในตาราง

ผลการทดลอง ผลการวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจร 50 Hz Notch Filter เป็นดังตารางที่ 4.3 และกราฟผลการตอบสนองความถี่ของวงจรแสดงดังรูปที่ 4.2

ตารางที่ 4.3 ผลการตอบสนองความถี่ของวงจร 50 Hz Notch Filter

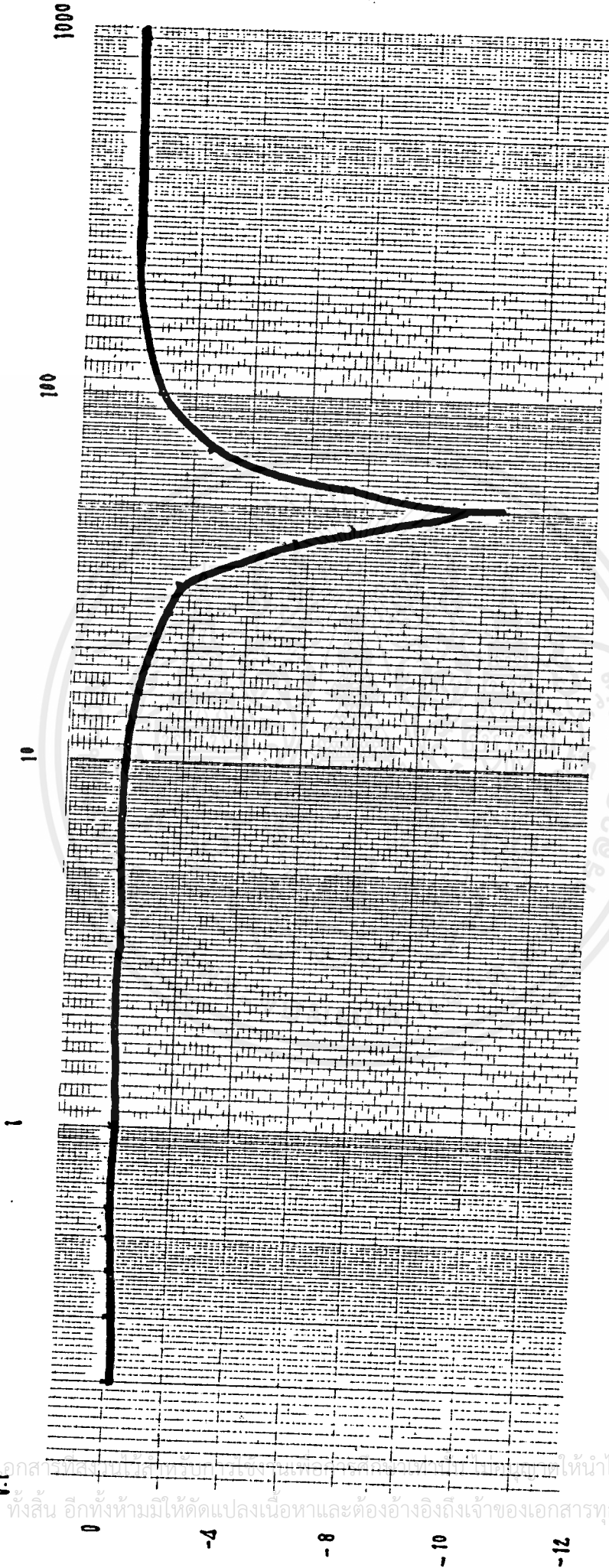
ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (V)	อัตราการขยาย (dB)
0.1	1	0
0.2	1	0
0.4	1	0
0.6	1	0
0.8	1	0
1	1	0
5	1	0
10	1	0
15	0.96	-0.35
20	0.92	-0.72
25	0.88	-1.11
30	0.84	-1.51
32	0.76	-2.38
34	0.68	-5.35

ตารางที่ 4.3 (ต่อ) ผลการตอบสนองความถี่ของวงจร 50 Hz Notch Filter

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (V)	อัตราการขยาย (dB)
36	0.64	-3.88
38	0.56	-5.04
40	0.52	-5.68
42	0.36	-8.87
44	0.32	-9.9
46	0.28	-11.05
48	0.24	-12.4
50	0.24	-12.4
52	0.4	-7.96
54	0.44	-7.13
56	0.48	-6.38
58	0.52	-5.68
60	0.56	-5.04
62	0.60	-4.44
64	0.68	-3.35
66	0.72	-2.85
68	0.72	-2.85
70	0.76	-2.38
72	0.76	-2.38
75	0.80	-1.94
80	0.84	-1.51
85	0.88	-1.11
90	0.88	-1.11
95	0.88	-1.11
100	0.92	-0.72
110	0.92	-0.72
120	0.96	-0.35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Frequency (Hz)



รูปที่ 4.2 กราฟการตอบสนองของความถี่ของวงจร 50 - Hz Notch Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ทางปัญญาและทรัพย์สินของหน่วยงานที่จัดทำขึ้นไว้เพื่อใช้ในการดำเนินงานด้านการศึกษา
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

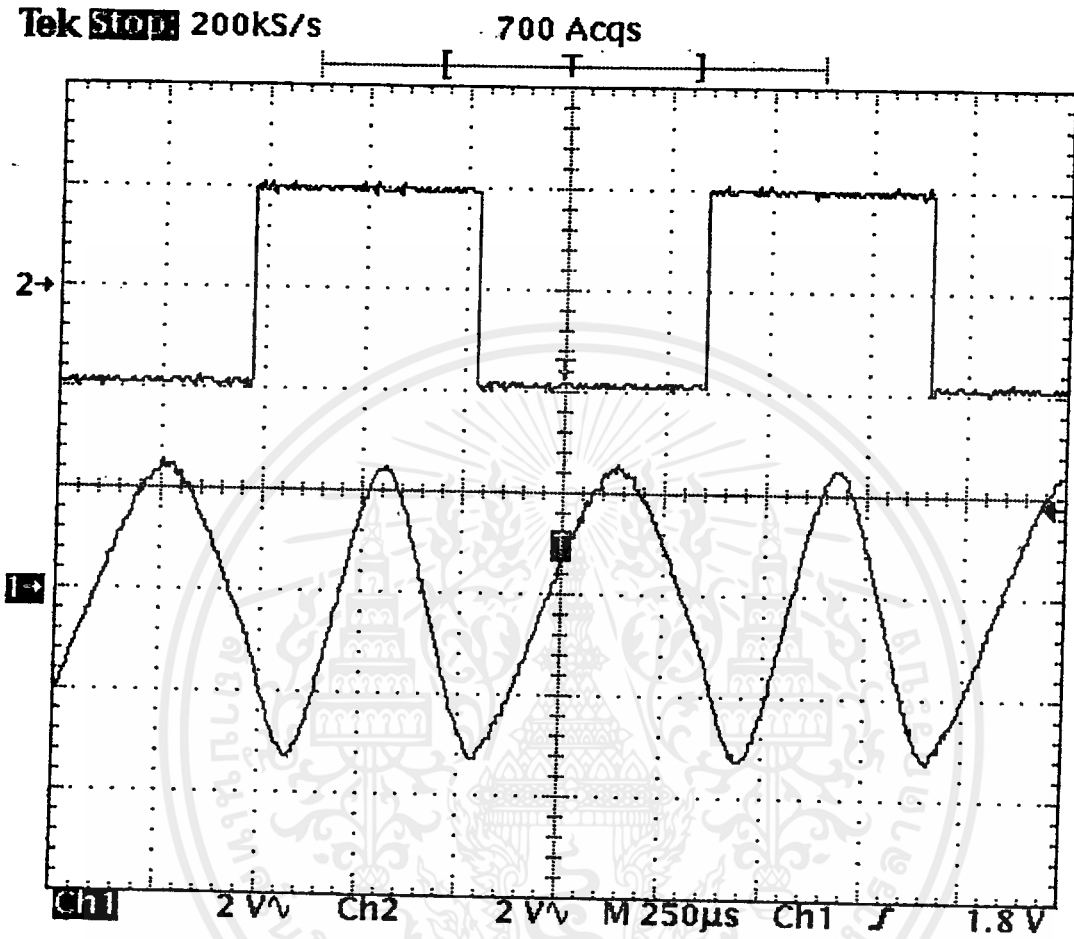
Gain (dB)

4.3 ภาคส่งข้อมูล (FSK Generator)

จากวงจร FSK Generator ในภาคผนวก จ. เมื่อสัญญาณอินพุตไบนารี เข้าที่ขา 9 ของ XR - 2206 ทำการวัดสัญญาณที่ขา 9 นี้เทียบกับสัญญาณ FSK Output ที่ขา 2 จะได้สัญญาณดังรูปที่ 4.3 โดยที่ป้อนสัญญาณอินพุตที่มีความถี่ 890 Hz ขนาด $4 V_{pp}$

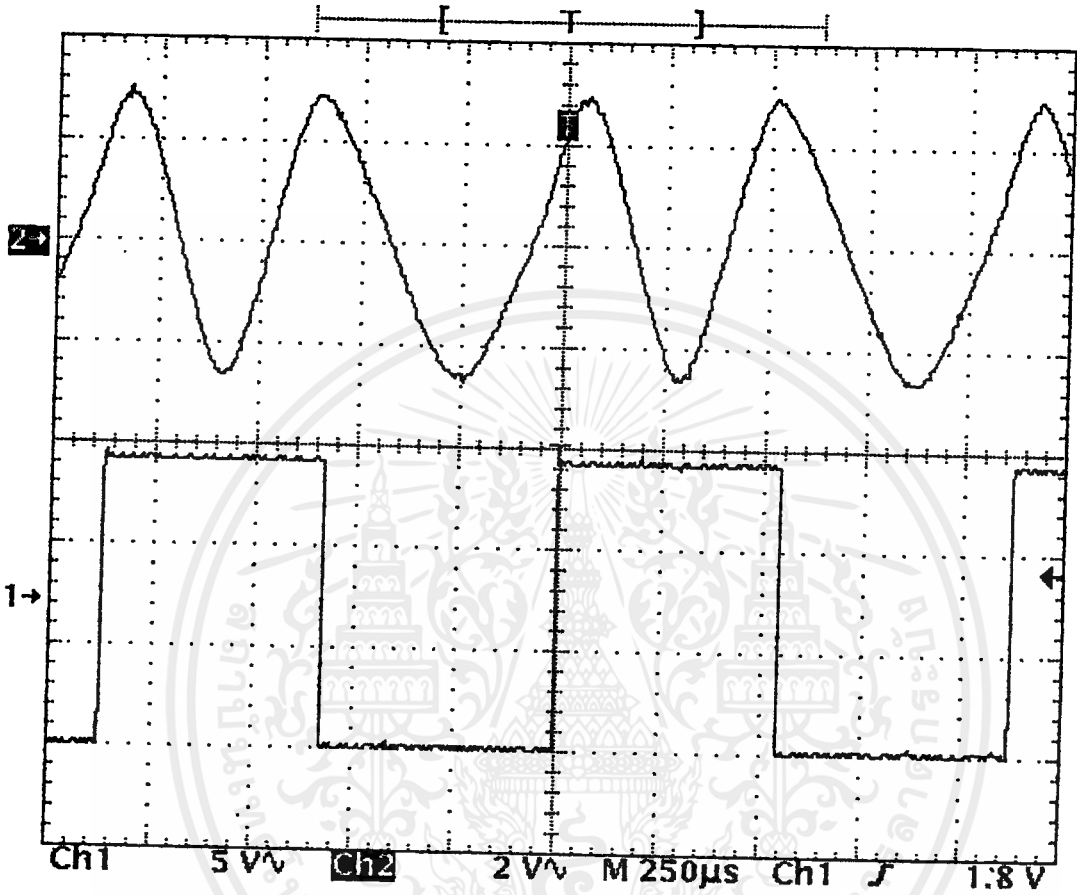
4.4 ภาครับข้อมูล (FSK Demodulator)

การทดลองในส่วนภาครับข้อมูลนี้จะทดลองร่วมกับส่วนของวงจร FSK Generator ที่ได้ปรับแต่งไว้แล้วโดยป้อนสัญญาณไบนารีอินพุตที่ขา 9 เหมือนเดิมที่ความถี่ 890 Hz ขนาด $4 V_{pp}$ จากนั้นต่อสัญญาณเอาต์พุตจากขา 2 ของ XR - 2206 ผ่านคู่สายโทรศัพท์มาเข้าที่อินพุตของ XR - 2211 ที่ขา 2 แล้วทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตที่ขา 7 ของ XR - 2211 ได้ดังรูปที่ 4.4 ซึ่งเป็นรูปที่แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณอินพุตกับเอาต์พุตของ FSK Demodulator (XR - 2211) ส่วนรูปที่ 4.5 นั้นแสดงสัญญาณอินพุตที่ขา 9 ของ XR - 2206 เทียบกับสัญญาณเอาต์พุตขาที่ 7 ของ XR - 2211 เมื่อต่อผ่านคู่สายโทรศัพท์แล้วนั่นเอง และสุดท้ายรูปที่ 4.6 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการวัดได้หลังจากผ่านการดีมอดูเลตแล้ว



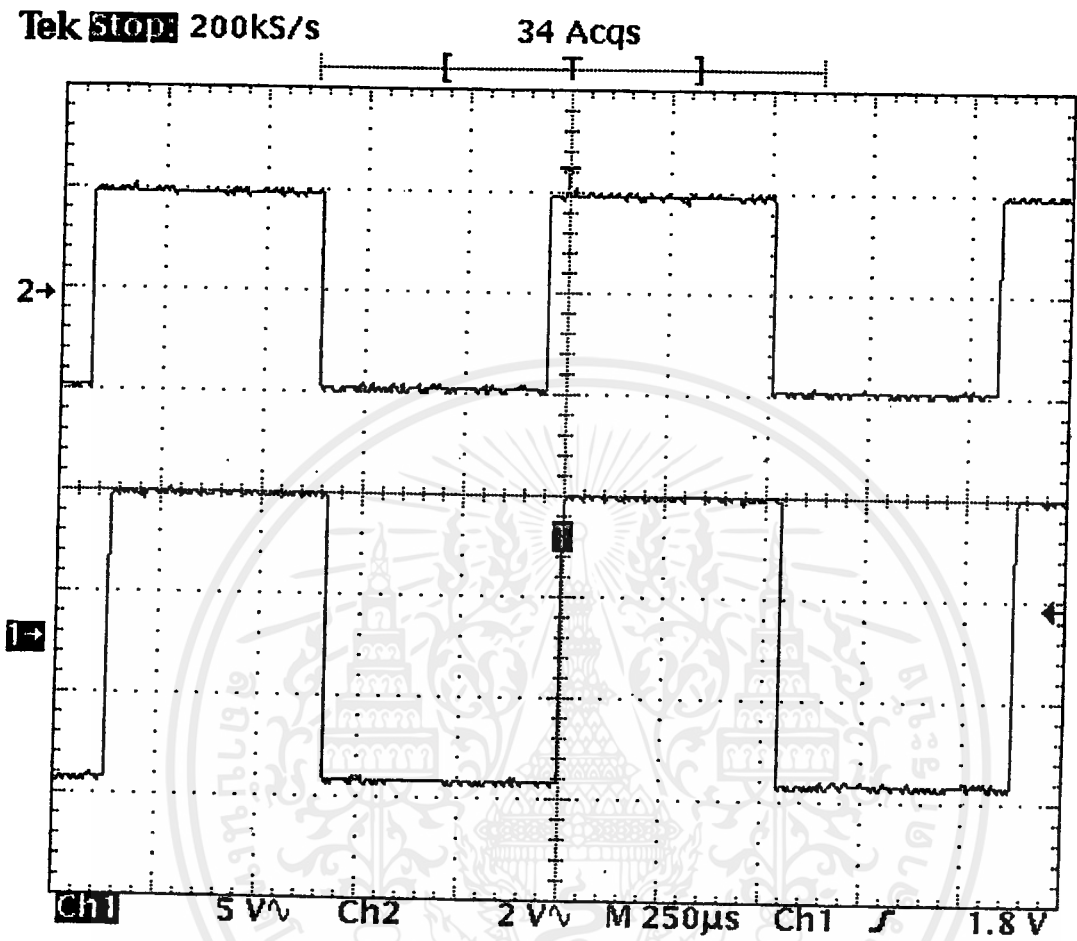
รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณอินพุต 9 และสัญญาณเอาต์พุต 2 ของ XR - 2206

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 แสดงสัญญาณอินพุทขา 2 และสัญญาณเอาต์พุทขา 7 ของ XR - 2211

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5 แสดงสัญญาณอินพุต 9 ของ XR - 2206 กับสัญญาณเอาต์พุต 7 ของ XR - 2211 เมื่อผ่านคู่สายโทรศัพท์

บทที่ 5

สรุปและวิจารณ์

ในบทนี้เป็นการสรุปผลคุณสมบัติของโครงการ แนวทางการประยุกต์ใช้งานโครงการนอกเหนือไปจากการส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแนวทางการพัฒนาโครงการ

5.1 คุณสมบัติโดยรวมของโครงการ

คุณสมบัติโดยรวมของโครงการ สามารถสรุปได้ดังนี้

1. วงจร Instrument Amplifier

อัตราขยายสัญญาณ : 29.5 dB @ 100 Hz

ค่า CMRR 60.5 dB @ 100 Hz

ช่วงความถี่ที่ใช้งาน : < 90 Hz

2. วงจร 50 - Notch Filter

ช่วงการลดทอนความถี่ : 30-100 Hz

3. สามารถประยุกต์ใช้โครงการในการส่งสัญญาณใด ๆ ผ่านคู่สายโทรศัพท์

5.2 แนวทางการประยุกต์ใช้โครงการ

ถึงแม้ว่าโครงการนี้จะถูกออกแบบให้รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยขยายสัญญาณและส่งสัญญาณไปยังสถานพยาบาลก็ตาม แต่ก็สามารถใช้ส่งสัญญาณใด ๆ ก็ได้ที่มีความถี่ไม่เกินแถบความถี่ทำงานของวงจร นั่นคือสัญญาณจะต้องมีความถี่ไม่เกิน 1 KHz

5.3 แนวทางการพัฒนาโครงการ

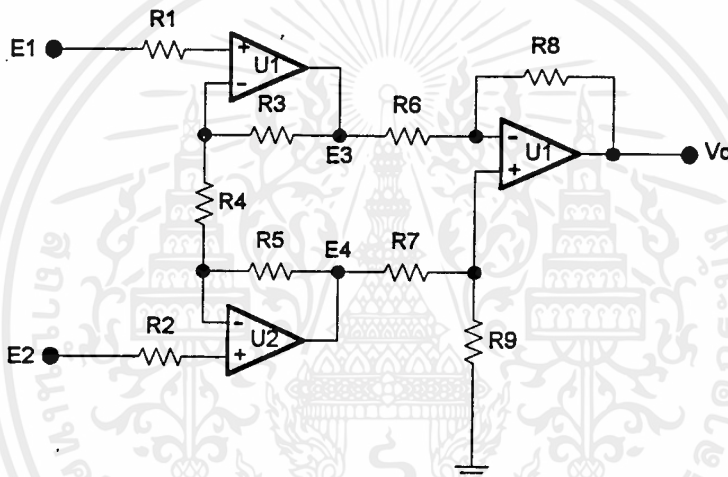
โครงการนี้มีจุดที่ต้องพัฒนาอยู่หลายจุดด้วยกัน ดังนี้

1. ควรจะเปลี่ยนวงจร Instrument Amplifier ใหม่เป็นไอซีรูป เช่น ไอซีเบอร์ LH0036C LH0037C ของบริษัท National Semiconductor หรือเบอร์อื่น ๆ เนื่องจากคุณสมบัติดีกว่าและวงจรมีขนาดเล็กกว่า
2. เปลี่ยนระบบการส่งสัญญาณจากผ่านสายโทรศัพท์เป็นการส่งโดยใช้คลื่นวิทยุ เช่นส่งผ่านโทรศัพท์มือถือหรือวิทยุมือถือเป็นต้น เนื่องจากจะช่วยอำนวยความสะดวกต่อผู้ใช้ในกรณีที่ผู้ใช้ อยู่ห่างจากโทรศัพท์ชนิดมีสาย
3. การมอดูเลตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อส่งไปตามสายโทรศัพท์ โครงการนี้ใช้การมอดูเลตแบบเลื่อนทางความถี่ (Frequency Shift Keying : FSK) ควรจะเปลี่ยนวงจรที่มีอัตราบอर्ड (Baud Rate) สูงมากกว่านี้เพื่อลดความผิดเพี้ยนของสัญญาณและเพิ่มประสิทธิภาพให้แก่โครงการนี้ด้วย
4. ระบบโทรศัพท์อัตโนมัติ ควรเพิ่มเติมส่วนที่ให้อัตโนมัติทำการติดต่อกับหมายเลขต่อไปโดยอัตโนมัติเมื่อตรวจพบหมายเลขก่อนหน้านั้นไม่ว่าง และเพิ่มจำนวนช่องการจัดเก็บหมายเลขให้มากขึ้น
5. ทางด้านส่วนรับสัญญาณ ควรจะเพิ่มส่วนการโต้ตอบกับผู้ป่วย โดยให้สามารถพูดโต้ตอบกับผู้ป่วย ให้คำแนะนำผู้ป่วยในขณะที่กำลังมีอาการของโรคหัวใจได้
6. เพิ่มส่วนที่ให้มีการเรียกหมายเลขซ้ำซ้อนได้ ซึ่งจะทำให้ระบบสามารถรับและแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยมากกว่าหนึ่งคนพร้อมกันได้
7. ในส่วนของวงจรจ่ายไฟเลี้ยงให้แก่วงจร (Supply) ควรออกแบบให้มีการประจุไฟแบบอัตโนมัติและมีส่วนแสดงปริมาณกระแสไฟที่เหลืออยู่ ทั้งนี้เพื่อความปลอดภัยและอำนวยความสะดวกสบายแก่ผู้ป่วย

ภาคผนวก ก

การออกแบบวงจร Instrument Amplifier

การออกแบบวงจรจะใช้วงจร Instrument Amplifier พื้นฐานดังแสดงในรูปที่ ก.1 วงจรประกอบไปด้วยออปแอมป์ U_1, U_2 และ U_3 รวมถึงตัวอุปกรณ์ต่อรวม โดยที่ U_1 และ U_2 ทำให้วงจรมีความต้านทานอินพุตสูงมาก และ U_3 ถูกต่อเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งช่วยทำให้วงจรมีค่า CMMR สูง ออปแอมป์ทั้งสามตัวควรจะเป็นชนิดที่วงจรอินพุตเป็น FET เนื่องจากมีความต้านทานอินพุตสูง



รูปที่ ก.1 วงจร Basic Instrument Amplifier

การออกแบบวงจรจะแบ่งพิจารณาเป็นสองส่วนคือ ส่วนของ U_1, U_2 และตัวต้านทานที่เกี่ยวข้อง ได้แก่ R_1 ถึง R_5 และอีกส่วนหนึ่งคือ U_3 และตัวต้านทาน R_6 ถึง R_9

พิจารณาวงจร Differential Amplifier U_3 แรงดันเอาต์พุต V_o ของวงจรเป็นดังสมการ

$$V_o = V_4 \frac{R_8}{R_6} \left[\frac{R_6 + R_9}{R_7 + R_8} \right] - V_3 \frac{R_9}{R_6} \quad (ก.1)$$

เมื่อป้อนสัญญาณอินพุตแบบโหมคร่วม (common mode) นั่นคือ $V_4 = V_3$ สามารถพิสูจน์ได้ว่าแรงดันเอาต์พุต V_o จะเป็นศูนย์ เมื่อ

$$R_6 R_8 = R_7 R_9 \quad (ก.2)$$

ตัวต้านทานทั้ง 4 ตัวนี้มีผลต่อค่า CMRR ของวงจร ถ้าผลคูณดังสมการ (ก.1) เป็นจริง วงจรจะมีค่าอัตราขยายสัญญาณโหมคร่วมเท่ากับศูนย์ CMRR ของวงจรขยายใด ๆ เป็นดังสมการ

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{cm}} \quad (ก.3)$$

โดยที่ A_d และ A_{cm} เป็นอัตราขยายสัญญาณโหมคต่างและโหมคร่วมตามลำดับ เมื่ออัตราขยายโหมคร่วมเป็นศูนย์ วงจรจะมีค่า CMRR เท่ากับอนันต์ แต่ในทางปฏิบัติเป็นการยากมากที่สมการ (ก.2) จะเป็นจริง เนื่องจากตัวต้านทานมีค่าผิดพลาดแม้ว่าจะใช้ชนิดที่มีค่าผิดพลาดเพียง 1% ก็ตาม ดังนั้นวงจรที่ใช้กันทั่วไปจึงกำหนดให้ R_6, R_7, R_8 มีค่าเท่ากันและใช้ R_9 เป็นชนิดที่ปรับค่าได้เพื่อชดเชยค่าผิดพลาดของตัวต้านทาน เมื่อ R_6 และ R_8 มีค่าเท่ากันจึงทำให้วงจรขยายความแตกต่างนี้มีอัตราขยายเท่ากับ 1 การกำหนดอัตราขยายสัญญาณโดยรวมของวงจร Instrument Amplifier จะถูกกำหนดโดยตัวต้านทานในวงจรของ U_1 และ U_2 ต่อไปพิจารณารวมทั้งวงจร สมการแรงดันเอาต์พุต V_o คือ

$$V_o = E_2 \left[\frac{\left(1 + \frac{R_5}{R_3}\right)(R_6 + R_8)R_9}{(R_7 + R_9)R_6} + \frac{R_4 R_8}{R_3 R_6} \right] - E_1 \left[\frac{R_5 (R_6 + R_8)R_9}{(R_7 + R_9)R_6} + \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) \frac{R_8}{R_6} \right]$$

เมื่อกำหนดผลคูณ $R_6 R_8 = R_7 R_9$ ตามเงื่อนไขที่จะทำให้อัตราขยายสัญญาณโหมคร่วมเท่ากับศูนย์ จะได้แรงดันเอาต์พุต V_o ของวงจร คือ

$$V_o = (E_2 - E_1) \frac{R_8}{R_6 R_3} (R_3 + R_4 + R_5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น อัตราการขยายสัญญาณ โหมดต่าง (differential mode ; A_d) ของเป็นคังสมการ

$$A_d = \frac{V_o}{(E_2 - E_1)} = \frac{R_8}{R_6 R_3} (R_3 + R_4 + R_5)$$

ถ้าผลคูณ $R_6 R_8 \neq R_7 R_9$ สมการแรงดันเอาต์พุตจะเป็นคังสมการที่ (ก.1) และอัตราการขยายสัญญาณ โหมดร่วมเป็นคังสมการ

$$A_{cm} = \frac{R_9 R_6 - R_7 R_8}{R_6 (R_7 + R_9)}$$

การปรับอัตราการขยายสัญญาณของวงจร ส่วนมากจะปรับที่ตัวต้านทาน R_4 และการปรับค่า CMMR จะปรับที่ตัวต้านทาน R_9 นอกจากนั้นเนื่องจากใช้อุปแอมป์ที่มีวงจรอินพุตเป็น FET ซึ่งมักจะ ออสซิลเลต (oscillate) ที่ความถี่สูง จึงต้องมีการลดทอนอัตราการขยายสัญญาณที่ความถี่สูงลง ซึ่งทำได้ โดยการต่อคาปาซิเตอร์ค่าความจุต่ำ ๆ คร่อมตัวต้านทานป้อนกลับของออปแอมป์ U_1 และ U_2 ดัง แสดงในวงจรรูปที่ 3.1 ในบทที่ 3 เมื่อต่อคาปาซิเตอร์คร่อมตัวต้านทาน R_3 และ R_5 การวิเคราะห์วงจรจะต้องแทนค่าความต้านทาน R_3 และ R_5 ในสมการด้วยอิมพีแดนซ์ Z_3 และ Z_5 ตามลำดับ

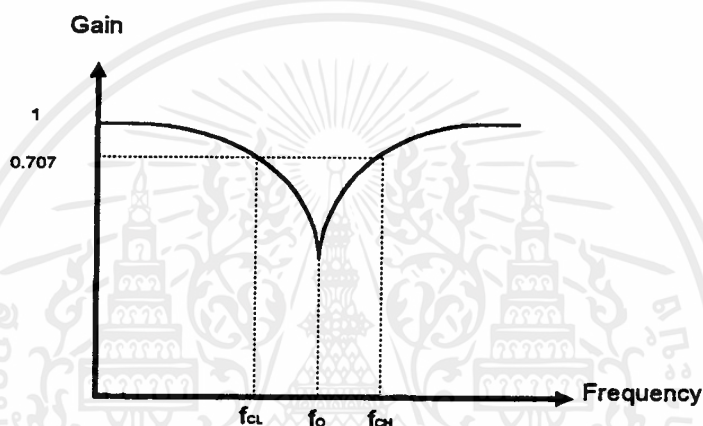
$$\text{โดยที่ } Z_3 = \frac{R_3}{1 + 2\pi f R_3 C_{[R_3]}} \quad \text{และ} \quad Z_5 = \frac{R_5}{1 + 2\pi f R_5 C_{[R_5]}}$$

เมื่อ $C_{[R_3]}$ และ $C_{[R_5]}$ เป็นคาปาซิเตอร์ที่ต่อคร่อม R_3 และ R_5 ตามลำดับ

ภาคผนวก ข

การออกแบบวงจร 50 Hz Notch Filter

วงจร Notch filter หรือ band reject filter หรือ band stop filter เป็นวงจรกรองความถี่อีกชนิดหนึ่ง วงจรจะกำจัดสัญญาณความถี่ใดความถี่หนึ่งหรือกำจัดเป็นช่วงความถี่ กราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรแสดงได้ดังรูปที่ ข.1



รูปที่ ข.1 กราฟการตอบสนองความถี่ของวงจร Notch filter

รูปแบบวงจรใช้งานแสดงดังรูปที่ ข.2 ชุดตัวต้านทาน R และคาปาซิเตอร์ C ประกอบกันเป็นวงจร twin - T network และออปแอมป์ A_1, A_2 ทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ (buffer) วงจร twin - T network มีความถี่ตัดของสองความถี่ซึ่งอยู่รอบ ๆ ความถี่ศูนย์กลางของวงจร Notch filter ตัวต้านทาน R_0 ทำหน้าที่กำหนดค่า quality factor หรือ Q ของวงจร ค่า Q เป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญของวงจรกรองความถี่ทุก ๆ วงจร เนื่องจากเป็นตัวแสดงความสามารถของวงจรกรองความถี่ว่าจะสามารถกำจัดสัญญาณความถี่ที่ไม่ต้องการได้ดีเพียงใด และสัญญาณส่วนที่ต้องการมีการสูญเสียไปมากเพียงใด หากเปรียบเทียบวงจรชนิดเดียวกันแต่มีค่า Q ไม่เท่ากัน วงจรที่มีค่า Q สูงกว่าจะสามารถกำจัดสัญญาณความถี่ที่ไม่ต้องการออกได้มากกว่า และมีการสูญเสียของสัญญาณในส่วนที่ต้องการน้อยกว่า

ความถี่กลาง f_0 ของวงจรเป็นดังสมการ

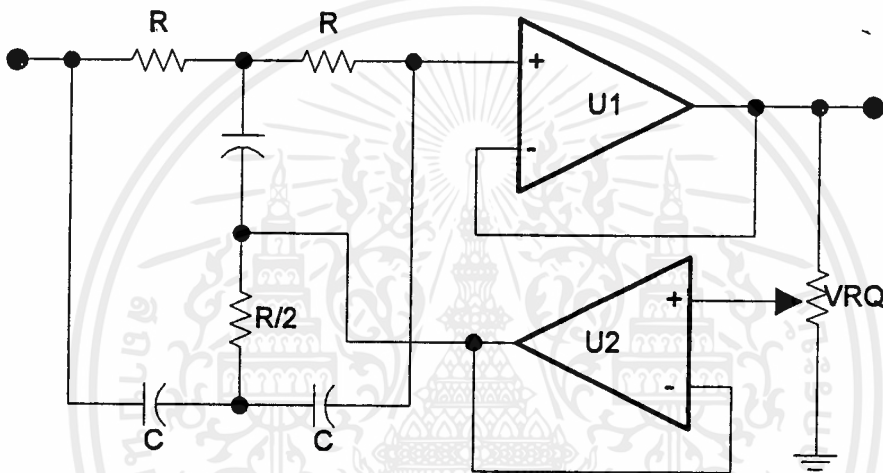
$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และค่า Q มีความสัมพันธ์กับความถี่ศูนย์กลางและแถบความถี่ทำงาน (bandwidth : BW) ของวงจรดังสมการ

$$Q = \frac{f_o}{BW}$$

ซึ่งจากความสัมพันธ์นี้ ถ้าวงจรมีค่า Q สูง แถบความถี่ทำงานของวงจรจะแคบมาก ดังนั้นวงจรจะสามารถกำจัดสัญญาณที่มีความถี่เท่ากับความถี่ศูนย์กลางจริง ๆ และมีการสูญเสียสัญญาณความถี่ใกล้เคียงกับความถี่ศูนย์กลางไปเพียงเล็กน้อย



รูปที่ ข.2 วงจร Notch Filter

การออกแบบกำหนดค่าอุปกรณ์ R และ C

1. กำหนดความถี่ศูนย์กลาง f_o ของวงจร ในที่นี้ต้องการกำจัดสัญญาณความถี่ 50 Hz ดังนั้น $f_o = 50$ Hz
2. กำหนดค่า R หรือ C ในที่นี้จะกำหนดค่า C ก่อนโดยใช้ $C = 22$ nF
3. คำนวณหาค่า R จากสมการ จะได้

$$R = \frac{1}{2\pi(22 * 10^{-9})(50)} = 144.689 K\Omega$$

4. เลือกออปแอมป์ ควรใช้ออปแอมป์ที่เป็น FET เนื่องจากมีความต้านทานอินพุตสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค

การออกแบบวงจรส่วน FSK

ในกรณีนี้เราจะใช้ XR - 2206 เป็นตัวกำเนิดคลื่นรูปซายน์ ในลักษณะ FSK Generator โดยใช้ ไทม์มิ่ง ตัวต้านทาน R_6 และ R_7 ที่ต่อระหว่างขา 7 และขา 8 กับกราวด์ตามลำดับ โดยที่สัญญาณ คิวค็อก (Keying Signal) ที่ป้อนมาซึ่งขา 9 ของไอซี เป็นตัวกำหนดสัญญาณทางเอาต์พุตขา 2 ถ้าขา 9 อยู่ในสถานะวงจรเปิดแล้ว R_6 จะเป็นตัวกำหนดไทม์มิ่งร่วมกับตัวเก็บประจุ C_3 หรือในทางกลับกันถ้าขา 9 อยู่ในสถานะวงจรปิดแล้ว R_7 จะเป็นตัวกำหนดไทม์มิ่งร่วมกับตัวเก็บประจุ C_3 จึงทำให้ความถี่เอาต์พุตจะอยู่ในช่วงระหว่าง f_L และ f_H โดยทั้ง f_L และ f_H จะเป็นอิสระต่อกันและสามารถเปลี่ยนแปลงความถี่ได้โดยการเลือกค่า R_6 และ R_7 ตามสมการข้างล่าง

$$f_L = 1 / R_7 C_3$$

$$f_H = 1 / R_6 C_3$$

ตัวเก็บประจุ C_3 จะอยู่ในช่วง 1,000 pF - 100 uF

ตัวต้านทาน R_6 และ R_7 จะอยู่ในช่วง 4 K Ω - 200 K Ω

จากตาราง FSK BAND และจากโครงการนี้เราเลือก

$$\text{Baud Rate} = 1200$$

$$f_L = 1200 \text{ Hz}$$

$$f_H = 2200 \text{ Hz K}\Omega$$

จากสมการ

$$f_H = \frac{1}{R_6 C_3}$$

เลือกค่า $C_3 = 0.022 \mu\text{F}$

และจากสมการ
$$f_H = \frac{1}{R_6 C_3}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะได้

$$R_6 = \frac{1}{f_H C_3}$$

$$= \frac{1}{(2200) * (0022 * 10^{-6})}$$

$$R_6 = 23.96 \text{ K}\Omega$$

ในวงจรเลือกใช้ VR = 10 K Ω อนุกรมกับ R = 16 K Ω

เมื่อ f_L = Low Frequency คือ ความถี่เอาต์พุตที่ขา 2 เมื่ออินพุตขา 9 เป็น "1"

f_H = High Frequency คือ ความถี่เอาต์พุตที่ขา 2 เมื่ออินพุตขา 9 เป็น "0"

R_7 = เป็น Timing Resistor ใช้กำหนดความถี่ร่วมกับ Timing Capacitor โดย R_7 ต่อร่วมกับขา 7 ซึ่งเป็นตัวกำหนด f_L

R_6 = เป็น Timing Resistor ใช้กำหนดความถี่ร่วมกับ Timing Capacitor โดย R_6 ต่อร่วมกับขา 8 ซึ่งเป็นตัวกำหนด f_L

C_3 = Timing Resistor ต่ออยู่ระหว่างขา 5 กับขา 6 ของ XR - 2206

และจากสมการ

$$f_L = \frac{1}{R_7 C_3}$$

เลือกค่า $C_3 = 0.022 \mu\text{F}$

และจากสมการ $f_L = \frac{1}{R_7 C_3}$

จะได้

$$R_7 = \frac{1}{f_L C_3}$$

$$= \frac{1}{(1200) * (0022 * 10^{-6})}$$

$$R_7 = 37.89 \text{ K}\Omega$$

ในวงจรเลือกใช้ VR = 20 K Ω อนุกรมกับ R = 30 K Ω

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง

การออกแบบวงจร FSK Demodulator

จากวงจรอุปกรณ์ภายนอกคือ $R_o C_o$ จะ Set Free Running Frequency หรือ Centre Frequency (f_o) ของ PLL ซึ่ง R_o จะเซตแบนด์วิท ส่วน C_o จะเซต Damping factor หรือ filter time constance, C_F และ R_F สำหรับเซต Data FSK output ค่าความต้านทาน R_b (510 K Ω) ระหว่างขา 7 กับขา 8 เป็นตัวป้อนกลับทางบวก (Positive Feedback) เพื่อให้ Transition Time ของเอาต์พุต FSK เร็วขึ้น ดังนั้นการออกแบบวงจรจะต้องหาค่าอุปกรณ์ภายนอกที่จะนำมาต่อดังนี้ คือ

1. คำนวณค่า Centre Frequency (f_o) ของ PLL จาก

$$f_o = \frac{f_L + f_H}{2}$$

2. เลือก Timing Resistor (R_o) ซึ่งจะต้องอยู่ในช่วง 10 K Ω ถึง 100 K Ω

3. หาค่า C_o จาก

$$C_o = \frac{1}{f_o R_o}$$

4. หาค่า R_1 เพื่อตั้ง Bandwidth จาก

$$R_1 = R_o \frac{f_o}{\Delta f}$$

$$\text{เมื่อ } \Delta f = |f_L - f_H|$$

5. หาค่า C_1 เพื่อตั้ง Damping factor จาก

$$\text{Damping factor} = \frac{1}{4} \sqrt{\frac{C_o}{C_1}}$$

โดยทั่ว ๆ ไป Damping factor กำหนดให้เป็น $\frac{1}{2}$

$$\text{เพราะฉะนั้น } C_1 = \frac{C_o}{4}$$

6. หาค่า C_F เมื่อ $R_F = 100 \text{ K}\Omega$ และ $R_B = 510 \text{ K}\Omega$ จะหา C_F ได้จาก

$$C_F \approx \frac{3}{\text{Band.Rate}} (\mu\text{F})$$

ค่าอุปกรณ์ทุกตัวจะต้องมีค่าใกล้เคียงกับค่ามาตรฐานทุกๆ ไป ยกเว้น R_O ซึ่งเป็น Fine-Tune Adjust เพราะ R_O จะต่ออนุกรมกับ R_x

การคำนวณวงจรที่ใช้งานจริง เมื่อกำหนดความเร็วของข้อมูลให้เท่ากับด้านส่งคือ 1200 Baud
คำนวณค่า Centre Frequency (f_o) ของ PLL จาก

$$\begin{aligned} f_o &= \frac{f_L + f_H}{2} \\ &= \frac{1200 + 2200}{2} \\ &= 1700 \text{ Hz} \end{aligned}$$

เลือกค่า $C_o = 0.027 \mu\text{F}$

จาก $C_o = \frac{1}{f_o R_o}$

หา $R_o = \frac{1}{C_o f_o}$

$$\begin{aligned} &= \frac{1}{0.027 * 10^{-6} * 1700} \\ &= 21.78 * 10^3 \end{aligned}$$

เลือกใช้ $R = 18 \text{ K}\Omega$ และ $VR = 10 \text{ K}\Omega$

หาค่า R_1 เพื่อตั้ง Bandwidth จาก

$$R_1 = R_o \frac{f_o}{\Delta f} \quad \text{เมื่อ} \quad \Delta f = |f_L - f_H|$$

เลือกใช้ $R_1 = 30 \text{ K}\Omega$

$$\text{Damping factor} = \frac{1}{4} \sqrt{\frac{C_o}{C_1}}$$

โดยทั่ว ๆ ไป Damping factor กำหนดให้เป็น $\frac{1}{2}$

เพราะฉะนั้น $C_1 = \frac{C_o}{4}$

$$= \frac{0.027 * 10^{-6}}{4}$$

$$C_1 = 0.0068 * 10^{-6}$$

เลือกใช้ $C_1 = 0.01 \mu F$

กำหนด $R_F = 100 K\Omega$

กำหนด $R_B = 510 K\Omega$

กำหนด $C_D = 0.01 \mu F$

หาค่า C_F เมื่อ $R_F = 100 K\Omega$ และ $R_B = 510 K\Omega$ จะหา C_F ได้จาก

$$C_F \approx \frac{3}{\text{Band. Rate}} (\mu F)$$

เมื่อเลือกความเร็วของข้อมูล 1200.Buad

จะได้ $C_F \approx 0.0025 \mu F$ แต่เลือกใช้ $C_F = 0.0022 \mu F$

ภาคผนวก จ

ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับมาตรฐาน RS232C

พอร์ต RS 232 C

โดยปกติไมโครคอมพิวเตอร์จะมีพอร์ตที่เป็นแบบอนุกรม เรียกชื่อกันว่า RS 232C อยู่ในตัวมันเองอยู่แล้ว หลายเครื่องไม่มีมากับเครื่อง อย่างเช่น IBM PC จำเป็นที่จะต้องมีการ์ดที่เรียกว่าอะซิงโครนัสอะแดปเตอร์ (Asynchronous Communication Adapter) มาเสียบใส่

พอร์ต RS 232C นี้ทำหน้าที่รับและส่งข้อมูลในแบบอนุกรมเรียกว่า Universal Asynchronous Adapter เหตุที่มีชื่อว่าเรียกว่า RS 232C ก็เนื่องจากสมาคมผู้ผลิตอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ของอเมริกา หรือ EIA ได้กำหนดมาตรฐานของอุปกรณ์การสื่อสารแบบอนุกรมเอาไว้ภายใต้ชื่อว่า RS 232 ความจริงมาตรฐานของการส่งข้อมูลแบบอนุกรมมีหลายมาตรฐาน แต่ที่นิยมกันมากที่สุดสำหรับไมโครคอมพิวเตอร์ก็คือ RS 232

หน้าที่สำคัญของการสื่อสารแบบอะซิงโครนัสก็คือ
รับสัญญาณ

1. เปลี่ยนสัญญาณเข้ามาแบบอนุกรมให้เป็นแบบขนาน
2. ตรวจสอบความผิดพลาดของสัญญาณที่รับ
3. คัดสตอปบิตและพาริตี
4. ส่งสัญญาณให้ซีพียูรู้ว่ารับสัญญาณไว้แล้ว

ส่งสัญญาณ

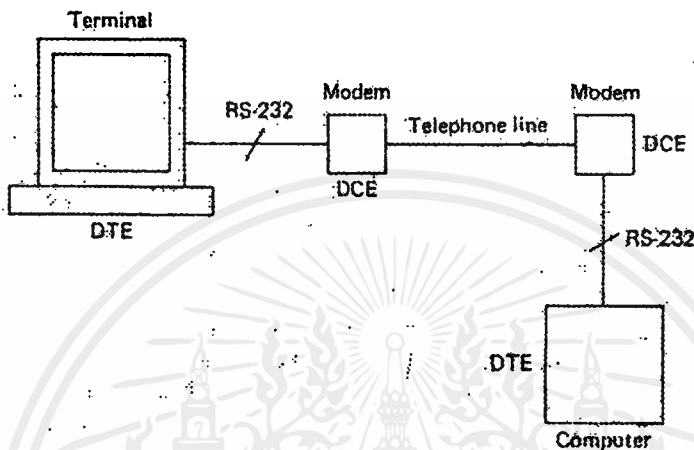
1. เปลี่ยนสัญญาณแบบขนานจากซีพียูค่อยทยอยส่งออกเป็นแบบอนุกรม
2. เพิ่มสตอปบิตและพาริตี
3. เพิ่มสัญญาณควบคุมโมเด็มที่ต่อเชื่อม (ถ้ามี)

มาตรฐาน RS 232C

มาตรฐาน RS 232C ได้จัดพิมพ์ขึ้นเมื่อปี ค.ศ. 1969 โดยสมาคมผู้ผลิตอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แห่งสหรัฐอเมริกา RS ย่อมาจาก Recommended Standard ส่วน 232 เป็นหมายเลขบ่งบอกของมาตรฐานตัวนี้ C เป็นหมายเลขฉบับท้ายสุดของมาตรฐานตัวนี้ จุดประสงค์ของมาตรฐานตัวนี้ก็เพื่อบรรยายคุณลักษณะของการเชื่อมต่ออุปกรณ์รับส่งข้อมูลปลายทาง (Data Terminal Equipment : DTE) กับอุปกรณ์สื่อสารข้อมูล (Data Communication Equipment :DCE) สำหรับผู้ใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ DTE ก็หมายถึง ตัวไมโครคอมพิวเตอร์และ DCE ก็หมายถึง โมเด็ม อุปกรณ์อื่น ๆ เช่น ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องพิมพ์ที่รับสัญญาณแบบอนุกรมอาจจะเป็นไปได้ทั้ง DTE และ DCE ขึ้นอยู่กับผู้ผลิต ข้อแตกต่างของ DTE และ DCE จะเห็นได้จากรูปที่ 10 จากรูปนี้เราจะเห็นได้ว่า RS232C มีส่วนสำคัญอย่างใหญ่หลวง

สำหรับการสื่อสารข้อมูลระหว่างไมโครคอมพิวเตอร์



รูปที่ 10 การใช้ RS232C เชื่อมต่ออุปกรณ์

ความจริงอีกประการหนึ่งของ RS232C ก็คือความเร็วและระยะทางของการเชื่อมต่อ RS232C สามารถเชื่อมต่อการถ่ายโอนข้อมูลได้จาก 0-20,000 บิตต่อวินาที ซึ่งเพียงพอสำหรับไมโครคอมพิวเตอร์ที่มีอัตราบอด 110 ถึง 9,600 บอด ความยาวของสายเชื่อมต่อโดยสัญญาณตามมาตรฐานของ RS232C จำกัดอยู่แค่ 50 ฟุต ซึ่งเพียงพอสำหรับการสื่อสารไมโครคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์อื่นนอก

ลักษณะของสัญญาณ RS232C

เพื่อเป็นหลักประกันว่าข้อมูลถูกส่งออกไปอย่างถูกต้อง และอุปกรณ์ถูกควบคุมอย่างถูกต้อง จำเป็นจะต้องมีข้อตกลงในเรื่องของสัญญาณที่ใช้ มาตรฐาน RS232C กำหนดย่านของแรงดันไฟฟ้าสัญญาณเพื่อสนองจุดประสงค์ข้างบน ดังแสดงในตารางที่ 10 และรูปที่ 10

ตารางที่ จ1 มาตรฐานการใช้แรงดันไฟฟ้าของ RS232C

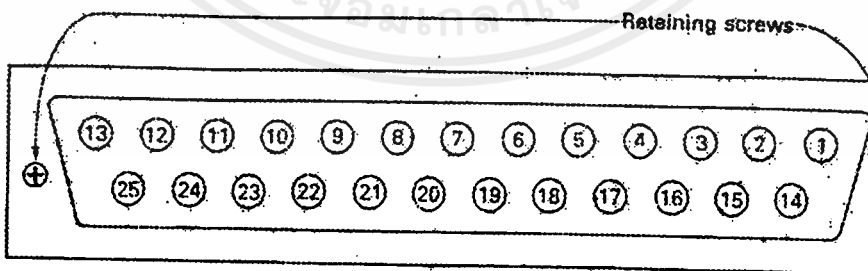
แรงดันไฟฟ้า	สถานภาพลอจิก	สถานภาพของสัญญาณ	ฟังก์ชันในการควบคุม
บวก	0	space	on
ลบ	2	mark	off

สำหรับไมโครคอมพิวเตอร์บางเครื่องใช้แต่สัญญาณลอจิกออกมาเป็นสัญญาณของ RS232C เลขอย่างเช่น อะซิงโครนัสอะแคปเตอร์ IBM PC ในกรณีเช่นนี้ระยะทางของสายที่เชื่อมต่ออาจจะต่อไปได้สั้นกว่า 50 ฟุต ดังที่กล่าวเอาไว้เนื่องจากระดับของกราวด์เปลี่ยนแปลงไป อันเนื่องจากการสูญเสียไปในความต้านทานของสาย

ผู้ที่เคยใช้ IBM PC อาจจะเคยประสบกับปัญหาที่มาแล้วว่า ทำไมต่อสัญญาณ RS232C เกินกว่า 10 ฟุตแล้วใช้งานไม่ได้ แต่อย่างไรก็ตาม RS232C ของ IBM PC ยังมีโอกาสให้เลือกใช้ 20 มิลลิแอมแปร์ (mA) กระแสวนกลับแทนแรงดันไฟฟ้า

การกำหนดจุดเชื่อมต่อของ RS232C

ในทางฟิสิกส์แล้วมาตรฐานของ RS232C กำหนดเชื่อมต่อแบบ DB-25 ขกดตัวอย่างเช่น Fujitsu F-8 IBM Jr เป็นต้น ตัวเมียของขั้วต่อควรอยู่ที่ตัวโมเด็ม ขณะที่ตัวผู้ควรอยู่ที่ Asynchronous Communication Adapter หรือที่ตัวไมโครคอมพิวเตอร์เอง อย่างไรก็ตามผู้ผลิตหลายรายไม่ได้ทำตามกฎเกณฑ์ที่ว่านี้



รูปที่ จ3 การกำหนดขั้วต่อของ RS232C

Pin	Name	Abbreviation
1	Frame ground	FG
2	Transmit data	TD
3	Receive data	RD
4	Request to send	RTS
5	Clear to send	CTS
6	Data set ready	DSR
7	Signal ground	SG
8	Data carrier detect	DCD
20	Data terminal ready	DTR

สัญญาณต่าง ๆ ถูกมอบหมายให้ทำหน้าที่ดังนี้

Transmit Data (TD ขาที่ 2)

เป็นสัญญาณที่ส่งออกจาก DTE (หรือตัวไมโครคอมพิวเตอร์) ไปยังโมเด็มหรือต่อเข้าโดยตรงกับไมโครคอมพิวเตอร์ตัวอื่น หรือเครื่องพิมพ์ เมื่อไม่มีสัญญาณส่งออกสถานะภาพของลอจิกที่ขา นี้จะมีค่าเท่ากับ “1” หรือเทียบเท่า stop bit

Receive Data (RD ขาที่ 3)

เป็นทางของสัญญาณเข้าไปยัง DTE หรือไมโครคอมพิวเตอร์ เมื่อไม่มีสัญญาณรับเข้ามา ขานี้จะมีสถานะภาพทางลอจิกเป็น “1”

Reques To Send (RTS ขาที่ 4)

ใช้สำหรับส่งสัญญาณไปยังโมเด็มหรือเครื่องพิมพ์เป็นการเรียกร้องที่จะส่งสัญญาณมาทางขา 2 สัญญาณนี้ใช้คู่กับ CTS หรือ Clear to send อุปกรณ์รับ หากได้รับสัญญาณ RTS จะตรวจตัวเองว่าพร้อมจะรับสัญญาณ ได้หรือยัง หากพร้อมที่จะรับก็ส่งสัญญาณออกไปที่สาย CTS

Clear To Send (CTS ขาที่ 5)

ดังอธิบายไว้ใน RTS เมื่อสัญญาณนี้อยู่ในสถานะออฟ (negative voltage หรือลอจิก “1”) หมายความว่า อุปกรณ์รับกำลังบอกว่าพร้อมที่จะรับข้อมูลแล้ว

Data Set Ready (DSR ขาที่ 6)

เมื่อสัญญาณสายนี้อยู่ในสถานะออน(หรือลอจิก“0”)เป็นการบอกไมโครคอมพิวเตอร์หรือฝ่ายส่งว่าโมเดมต่อเข้ากับสายโทรศัพท์เรียบร้อยแล้วและพร้อมที่จะส่งได้แล้ว โมเดมที่มีการหมุนหมายเลขอัตโนมัติจะส่งสัญญาณสายนี้ไปบอกไมโครคอมพิวเตอร์รู้ว่าต่อโทรศัพท์ที่ได้สำเร็จแล้ว

Signal Ground (SG ขาที่ 7)

SG ทำหน้าที่เป็นระดับแรงดันอ้างอิงสำหรับทุก ๆ สายของสัญญาณจะมีแรงดันเป็น “0” เมื่อเทียบกับสัญญาณอื่น

Carrier Detect (CD ขาที่ 8)

โมเดมจะส่งสัญญาณที่อยู่ในสถานะออน (ลอจิก“0”) ไปบอกไมโครคอมพิวเตอร์ เมื่อได้รับสัญญาณอีกฝ่ายหนึ่ง สัญญาณนี้จะนำไปจุด LED บอกว่าได้รับสัญญาณอีกฝ่ายหนึ่งแล้วไฟ LED จะอยู่บนหน้าปัดของโมเดมเอง

Data Terminal Ready (DTR ขาที่ 20)

คอมพิวเตอร์เปิดสัญญาณสายนี้ให้ออน (ลอจิก“0”) เมื่อพร้อมที่จะติดต่อกับโมเดม โมเดมส่วนมากจะไม่รายงานสถานภาพของตัวเอง (CD, DSR และ CTS) ให้คอมพิวเตอร์รู้หากคอมพิวเตอร์ไม่เปิดสัญญาณ DTR

Ring Indicator (RI ขาที่ 22)

สัญญาณนี้ใช้ในโมเดมที่เป็นระบบตอบรับอัตโนมัติ (Auto Answer) สัญญาณนี้จะออน (on) เมื่อมีสัญญาณกระดิ่งมา และออฟ (off) ระหว่างเสียงดังของกระดิ่งบางครั้งอาจสับสนระหว่างสถานภาพของลอจิกของสัญญาณ โดยปกติเราจะคุ้นเคยอยู่กับความรู้สึกที่ว่าเมื่อแรงดันเป็นบวกหรือสัญญาณออนลอจิกน่าจะเป็น “1” สำหรับสัญญาณต่าง ๆ ที่กล่าวมานี้จะมีลักษณะตรงกันข้ามเพราะว่าแต่เดิมนั้นการติดต่อกันทางโทรเลข การทำงานของสัญญาณจะต้องครบวงจรทั้งฝ่ายส่งและฝ่ายรับเมื่อลอจิกวงจรเป็น “0” หรือขณะที่ไม่มีอะไรส่งควรจะมีสัญญาณทางไฟฟ้าครบวงจรอยู่ตลอดเวลาจะได้ว่าสัญญาณไม่ขาดระหว่างทางตรงไหน ควรจะรู้ว่าวงจรครบอยู่ตลอดเวลา ก็โดยให้แรงดันที่ฝ่ายส่ง ดังนั้นถือกันว่าสัญญาณไฟบวกใช้เป็นลอจิก “0”

ภาคผนวก ฉ

ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับไมโครคอนโทรลเลอร์ ตระกูล MCS-51

ในปี ค.ศ. 1976 บริษัท INTEL ได้เริ่มผลิตและจำหน่ายชิปไมโครโปรเซสเซอร์ตระกูล MCS-48 เพื่อใช้ในการควบคุมโดยเฉพาะ และเนื่องจากชิปไมโครโปรเซสเซอร์ตระกูลนี้มีจุดประสงค์หลักเพื่อใช้ในงานควบคุม ดังนั้นจึงมีวงจรพื้นฐานที่จำเป็นรวมอยู่ภายในชิปแล้ว ทำให้สามารถทำงานได้โดยไม่ต้องพึ่งอุปกรณ์ภายนอกอีกเท่าใดนัก ไมโครโปรเซสเซอร์ตระกูลนี้จึงมีชื่อเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า ไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือซิงเกิลชิป(single chip)

เนื่องจากทางบริษัท INTEL ได้ออกแบบโครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-48 ให้มีวงจรพื้นฐานที่จำเป็นรวมอยู่ภายในชิป ทำให้บริษัทผู้ผลิตสินค้าต่าง ๆ นำไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้ไปประยุกต์ใช้งานในผลิตภัณฑ์ของตนเป็นจำนวนมาก เนื่องจากสามารถลดต้นทุนของการผลิตได้สูง สินค้าที่ผลิตโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้จึงมีอยู่ด้วยกันเป็นจำนวนมาก นับตั้งแต่เครื่องใช้ไฟฟ้าทั่วไป เช่น วิทยุ กล้องถ่ายรูป เครื่องซักผ้า เครื่องถ่ายเอกสาร รวมไปถึงระบบควบคุมการฉีดน้ำมันสำหรับเครื่องยนต์ ระบบสื่อสารข้อมูล เครื่องมือวัดทางไฟฟ้า ชนิดต่าง ๆ และระบบอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ ตลอดจนใช้ในการควบคุมเป็นจุด ๆ ในกระบวนการผลิตของโรงงานอุตสาหกรรม ทั้งนี้เนื่องจากสินค้าหรือระบบที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวควบคุมการทำงานจะมีความสามารถในการตัดสินใจทำงานต่าง ๆ ตามสภาพเหตุการณ์ภายนอก ดังนั้นการควบคุมการทำงานจึงทำได้สะดวกและมีประสิทธิภาพสูงขึ้นมา

ต่อมาบริษัท INTEL ได้พัฒนาไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้ให้มีความสามารถสูงขึ้น เช่น ไมโครคอนโทรลเลอร์บางเบอร์ในตระกูลสามารถทำงานได้เร็วขึ้นโดยใช้พลังงานน้อยลง ทำให้การนำไปใช้งานมีความคล่องตัวสูงขึ้น

นับตั้งแต่บริษัท INTEL ได้ทำการผลิตไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-48 ขึ้นมาจนกระทั่งปัจจุบันนี้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-48 ได้มีการพัฒนาการก้าวหน้าไปมาก แต่ทางบริษัท INTEL ก็ไม่ได้หยุดการพัฒนาไว้เพียงเท่านี้ วิศวกรของบริษัท INTEL ได้พยายามหาทางปรับปรุงไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลใหม่ ๆ ออกมาเพื่อหลีกเลี่ยงข้อจำกัดบางอย่างที่มีอยู่ในตระกูล MCS-48 และเพื่อประยุกต์ใช้ให้ทันกับความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีที่มีการพัฒนาไปอย่างรวดเร็ว ดังนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 จึงได้ถูกผลิตขึ้นมา โดยมีการใช้เทคโนโลยี HMOS (High Performance MOS Technology) ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้มีความจุของหน่วยความจำมากกว่าในตระกูล MCS-48 ถึง 4 เท่า และยังเพิ่มความสามารถของวงจรภายในให้มากขึ้น เช่น มีพอร์ตสื่อสารแบบอนุกรมเพื่อรับหรือส่งข้อมูลแบบอนุกรมได้ด้วยตัวเอง เพิ่มคำสั่งที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใช้ในการเขียนโปรแกรมให้มากกว่าเดิมแต่ใช้เวลาทำงานแต่ละคำสั่งสั้นและคำสั่งที่เพิ่มขึ้นช่วยทำให้การเขียนโปรแกรมให้มากกว่าด้วยเหตุนี้การนำไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-51 ไปประยุกต์ในงานควบคุมต่าง ๆ จะสามารถทำได้สะดวกและคล่องตัวกว่าการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-48

นอกจากไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 แล้ว ทางบริษัท INTEL ยังได้ผลิตไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-96 ซึ่งมีความสามารถสูงกว่าไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้งสองตระกูลที่กล่าวมาแล้ว โดยมีจุดประสงค์หลักไว้ใช้ในงานควบคุมที่ต้องการความเร็ว ความแม่นยำและความละเอียดสูงมาก เช่น งานทางด้านวิศวกรรมสื่อสาร ระบบการควบคุมหุ่นยนต์ ระบบการประมวลผลภาพแบบดิจิทัล (digital image processing) ซึ่งไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในงานควบคุมขนาดปานกลาง ดังนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลที่ได้รับความนิยมมากที่สุดขณะนี้คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ซึ่งมีความเร็วและประสิทธิภาพสูงพอที่จะควบคุมระบบตั้งแต่ขนาดเล็ก ๆ จนถึงระบบขนาดใหญ่ที่ซับซ้อนมากขึ้น นอกจากนี้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ยังมีสมาชิกอีกหลายเบอร์ที่ออกแบบไว้เพื่อจุดประสงค์เฉพาะอย่างโดยตรง เช่น มีระบบสื่อสารข้อมูลที่มีประสิทธิภาพสูงเพื่อใช้ควบคุมระบบที่เกี่ยวข้องกับการสื่อสารข้อมูลความเร็วสูง สามารถใช้ภาษาเบสิกเพื่อให้การเขียนโปรแกรมควบคุมทำได้ระบบที่เกี่ยวข้องกับการสื่อสารข้อมูลความเร็วสูง สามารถใช้ภาษาเบสิกเพื่อให้การเขียนโปรแกรมควบคุมทำได้สะดวกและง่ายขึ้น มีวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลในตัวเองเพื่อใช้ในงานที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณอนาลอก จึงเป็นผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เหมาะสำหรับนำไปประยุกต์ใช้งานด้านต่าง ๆ มากมากในปัจจุบัน

คุณสมบัติของ MCS-51

คุณสมบัติที่สำคัญ ๆ ของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 มีดังนี้

- ต้องการแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์ เพียงชุดเดียว
- มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมควบคุมการทำงานอยู่ภายในชิปจำนวน 4 กิโลไบต์ (เบอร์ 8031, 8032 ไม่มีหน่วยความจำส่วนนี้ ส่วนเบอร์ 8052 มีหน่วยความจำส่วนนี้ 8 กิโลไบต์ และสำหรับเบอร์ 83C51FB จะมียุทธศาสตร์หน่วยความจำส่วนนี้รวมทั้งสิ้น 16 กิโลไบต์)
- มีหน่วยความจำสำหรับโปรแกรมและข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิปได้อย่างละ 64 กิโลไบต์ แยกจากกัน
- คำสั่งส่วนใหญ่ใช้เวลาทำงานเพียง 1 ไมโครวินาที เมื่อใช้คริสตอลความถี่ 12 เมกะเฮิร์ตซ์
- มีพอร์ตที่สามารถรับหรือส่งข้อมูลได้ทั้ง 2 ทิศทาง จำนวน 4 พอร์ต ๆ ละ 8 บิต หรือสามารถใช้งานเป็นพอร์ตขนาด 1 บิตแยกจากกัน ทำให้เสมือนที่พอร์ตขนาด 1 บิตใช้งานรวมทั้งสิ้น 32 พอร์ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมได้ในตัว โดยสามารถกำหนดอัตราเร็วในการรับและส่งข้อมูล (baud rate) ได้ตั้งแต่ 300 ถึง 375 กิโลบิตต่อวินาที
- จัดลำดับความสำคัญของสัญญาณอินเตอร์รัปต์ได้ 2 ระดับ
- มีรีจิสเตอร์สำหรับใช้งานเป็น ไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์เพื่อนับจำนวนสัญญาณนาฬิกาภายในชิป หรือนับการเปลี่ยนแปลงสถานะของสัญญาณภายนอกขนาด 16 บิต จำนวน 2 ตัว เพื่อสำหรับนับจำนวนพัลส์ วัดความกว้างของพัลส์หรือใช้วัดช่วงเวลา (ในเบอร์ 8052 จะมี 3 ตัว)
- หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในบางส่วน สามารถเข้าถึงข้อมูลได้ทั้งระดับไบต์และระดับบิต เพื่อให้การออกแบบโปรแกรมและการควบคุมระบบทำได้ง่ายขึ้น
- มีคำสั่งคูณและหารเลขขนาด 8 บิตในตัวเอง
- สามารถประมวลผลแบบบูลีน เพื่อใช้ในงานควบคุมโดยเฉพาะ
- ใช้โปรแกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-48 (upwardly compatible) ได้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เบอร์ที่จัดว่าเป็นเบอร์พื้นฐานในตระกูลนี้คือ เบอร์ 8051, 8751 และ 8031 ซึ่งมีจำนวนขาภายนอก 40 ขาเท่ากัน ใช้เวลาและสัญญาณในการปฏิบัติคำสั่งแต่ละคำสั่งเท่ากัน ใช้แรงดันไฟฟ้าเท่ากัน สิ่งที่แตกต่างกันระหว่างเบอร์ทั้งสามคือ ขนาดของหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป (on chip program memory) ซึ่งมีไว้เพื่อตอบสนองความต้องการที่ไม่เหมือนกัน ดังจะกล่าวต่อไปดังนี้

- เบอร์ 8751 มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป เป็น EPROM (Erasable Programmable Read Only Memory) ขนาด 4 กิโลไบต์ ทำให้สามารถใช้รังสีอัลตราไวโอเลตในการลบโปรแกรมเก่าที่มีอยู่ และบรรจุโปรแกรมใหม่ลงไปได้ทันที ทั้งนี้เพื่อความสะดวกในการแก้ไขหรือปรับปรุงโปรแกรม ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 เบอร์ 8751 มีไว้ใช้ในงานที่เป็นการพัฒนาเบื้องต้น (prototyping) ซึ่งจำเป็นต้องทดสอบโปรแกรมเพื่อหาข้อผิดพลาด (bugs) และแก้ไขให้เรียบร้อยก่อนทำการผลิตจริง การแก้ไขโดยการใช้อัลตราไวโอเลต และการบรรจุโปรแกรมที่แก้ไขใหม่สามารถทำได้ในจำนวนครั้งที่จำกัด ทั้งนี้เพราะหน่วยความจำที่เป็น EPROM เมื่อใช้ไปนาน ๆ จะเกิดการเสื่อมสภาพทำให้ไม่สามารถบรรจุโปรแกรมเข้าไปได้
- เบอร์ 8051 หลังจากทดสอบโปรแกรมจนไม่พบข้อผิดพลาดแล้ว จะเป็นช่วงของการผลิตจริง ซึ่งต้องพิจารณาถึงต้นทุนเป็นอันดับแรก ในการผลิตจริงจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 8051 ซึ่งมีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในเป็น ROM (Read Only Memory) ขนาด 4 กิโลไบต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทน เพราะราคาต่ำกว่ามาก แต่มีข้อจำกัดตรงที่ไม่สามารถแก้ไขโปรแกรมที่ได้บรรจุไปแล้วไม่ว่าจะด้วยวิธีใดก็ตาม

- เบอร์ 8031 เบอร์นี้ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป แต่สามารถใช้หน่วยความจำเพื่อเก็บโปรแกรมที่อยู่ภายนอกได้มากถึง 64 กิโลไบต์ ซึ่งอาจใช้เป็น ROM, PROM, EPROM ตามความต้องการของผู้ผลิต เบอร์ 8031 นี้มีไว้ใช้ในกรณีที่โปรแกรมมีขนาดเล็กกว่า 4 กิโลไบต์ หรือมากกว่า 4 กิโลไบต์มาก

โครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51

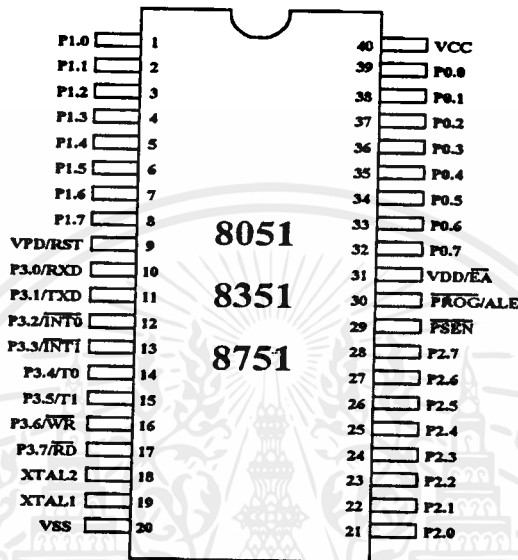
ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 มีสมาชิกในตระกูลหลายเบอร์ด้วยกัน แต่ละเบอร์จะมีคุณสมบัติพิเศษบางอย่างแตกต่างกัน เช่น มีหน่วยความจำภายในสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายในชิป เพิ่มขึ้นมีวงจรเปลี่ยนค่าสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัลในตัว สามารถรับสัญญาณอินเทอร์รัปต์ได้หลายชนิด ทำกระบวนการ DMA (Direct Memory Access) ได้ในตัว มีรีจิสเตอร์สำหรับใช้เป็นไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์เพิ่มขึ้น

ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ที่นับได้ว่าเป็นเบอร์พื้นฐานสำหรับตระกูล MCS-51 นี้ได้แก่ เบอร์ 8051, 8031, 8751 โดยเบอร์ 8051 จัดเป็นสมาชิกตัวแรกในตระกูล ซึ่งมีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป เป็น ROM ขนาด 4 กิโลไบต์ และหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายใน MCS-51 (RAM) เองจำนวน 128 ไบต์ มีพอร์ตขนาด 8 บิต 4 พอร์ต มีรีจิสเตอร์สำหรับใช้เป็นไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์ขนาด 16 บิต รวม 2 ตัว รับสัญญาณอินเทอร์รัปต์จากภายนอกได้ 2 ชนิด สามารถรับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมผ่านทางพอร์ต สื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมมีวงจรรอสจิลเลเตอร์เพื่อสร้างสัญญาณนาฬิกาควบคุมการทำงานในตัวเอง ส่วนเบอร์ 8751 จะมีคุณสมบัติเหมือนเบอร์ 8051 ทุกอย่าง ต่างกันเพียงชนิดของหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป ของเบอร์ 8751 จะเป็น EPROM แทนที่จะเป็น ROM ส่วนเบอร์ 8031 จะเหมือนกับเบอร์ 8051 ต่างกันเพียงในเบอร์ 8031 ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป เท่านั้น

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ทุกเบอร์ใช้แรงดันไฟเพียง 5 โวลต์ในการทำงาน ส่วนกระแสไฟฟ้าจะแตกต่างกันไปตามชนิดของเทคโนโลยีที่ใช้ในการผลิต เบอร์ของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลนี้ที่มีตัวอักษร C อยู่ตรงกลางเบอร์เช่น 80C31, 80C5 จะ เป็นเบอร์ของชิปที่ผลิตโดยอาศัยเทคโนโลยี CHMOS ซึ่งใช้พลังงานในการทำงานน้อยกว่า และสามารถควบคุมการใช้พลังงานของตัวชิป ได้จากโปรแกรมเพื่อการประหยัดพลังงานในระบบ

ตำแหน่งขาของ MCS-51

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ทุกเบอร์จะมีตำแหน่งขาพื้นฐานที่เหมือนกัน ดังแสดงในรูปที่ ๑.1



รูปที่ ๑.1 แสดงตำแหน่งขาของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 เบอร์ 8051

หน้าที่การใช้งานแต่ละขาของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-51 มีดังนี้

- ขา V_{SS} (ขา 20) สำหรับต่อลงกราวด์
- ขา V_{CC} (ขา 40) สำหรับต่อแหล่งจ่ายแรงดันกระแสตรงขนาด 5 (DC, 5 Volt)
- ขาพอร์ต 0 (ขา 32-39) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 0 ขนาด 8 บิต (P0.0-P0.7) แบบ Open Drain Bidirectional พอร์ตนี้สามารถใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้ โดยหากใช้งานเป็นอินพุตพอร์ต ต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้เพื่อบังคับให้ขาอยู่ในสถานะถูกปล่อยลอย (มีสถานะ high impedance) นอกจากใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตแล้ว พอร์ต 0 ยังใช้ในการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายนอกชิปด้วย โดยส่งค่าแอดเดรสสไบต์ค่า (A0-A7) และมัลติเพล็กซ์กับการรับส่งข้อมูล (D0-D7) จากหน่วยความจำภายนอกในระหว่างการเขียนหรืออ่านข้อมูลโดยมีวงจรถูกอัดภายใน
- ขาพอร์ต 1 (ขา 1-8) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 1 (P1.0 - P1.7) สามารถใช้งานเป็นอินพุตหรือเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้ หากต้องการใช้งานเป็นอินพุตพอร์ตต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อให้มีสถานะ high impedance โดยมีวงจรถูกอัดภายในขา P1.0, P1.1 ในเบอร์ 8052 จะใช้งานในหน้าที่อย่างอื่นนอกเหนือจากใช้เป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปโดยใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขา P1.0, P1.1 ในเบอร์ 8052 จะใช้งานในหน้าที่อย่างอื่นนอกเหนือจากใช้เป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปด้วย

- ขาพอร์ต 2 (ขา 21-28) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 2 (P2.0-P2.7) ขนาด 8 บิตแบบ Open Drain Bidirectional พอร์ตนี้สามารถใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้โดยหากใช้งานเป็นอินพุตพอร์ตต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อบังคับให้ขาอยู่ในสถานะ high impedance นอกจากนี้จะใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปแล้ว พอร์ต 2 ยังใช้ในการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมและข้อมูลภายนอกด้วย โดยใช้สำหรับส่งค่าแอดเดรสไบต์สูง (A8-A15) และมีวงจรพูลอัพภายใน
- ขาพอร์ต 3 (ขา 10-17) มี 8 ขา ใช้เป็นขาสำหรับพอร์ต 3 (P3.0 - P3.7) สามารถใช้งานเป็นอินพุตเอาต์พุตพอร์ตทั่วไปได้ หากต้องการใช้งานเป็นอินพุตพอร์ตต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตของพอร์ตนี้ เพื่อให้มีสถานะ high impedance โดยใช้วงจรพูลอัพภายใน นอกจากนี้ยังใช้งานในหน้าที่พิเศษต่าง ๆ อีกหลายอย่างดังนี้
 - ขา P3.0 ใช้รับข้อมูลจากภายนอกแบบอนุกรม
 - ขา P3.1 ใช้ส่งข้อมูลออกไปภายนอกแบบอนุกรม
 - ขา P3.2 ใช้เป็นอินพุตเพื่อรับสัญญาณอินเทอร์รัปต์ชนิดที่ 0
 - ขา P3.3 ใช้เป็นอินพุตเพื่อรับสัญญาณอินเทอร์รัปต์ชนิดที่ 1
 - ขา P3.4 สัญญาณอินพุตให้เคาน์เตอร์ของไทม์เมอร์ 0
 - ขา P3.5 สัญญาณอินพุตให้เคาน์เตอร์ของไทม์เมอร์ 1
 - ขา P3.6 ใช้เป็นสัญญาณควบคุมการเขียนข้อมูลไปยังหน่วยความจำภายนอกชิป
 - ขา P3.7 ใช้เป็นสัญญาณควบคุมการอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำภายนอกชิป

การใช้งานพอร์ต 3 ในหน้าที่พิเศษดังกล่าวนี้จะต้องโหลดค่า 1 ไปยังแต่ละบิตที่ต้องการใช้ก่อนทุกครั้ง

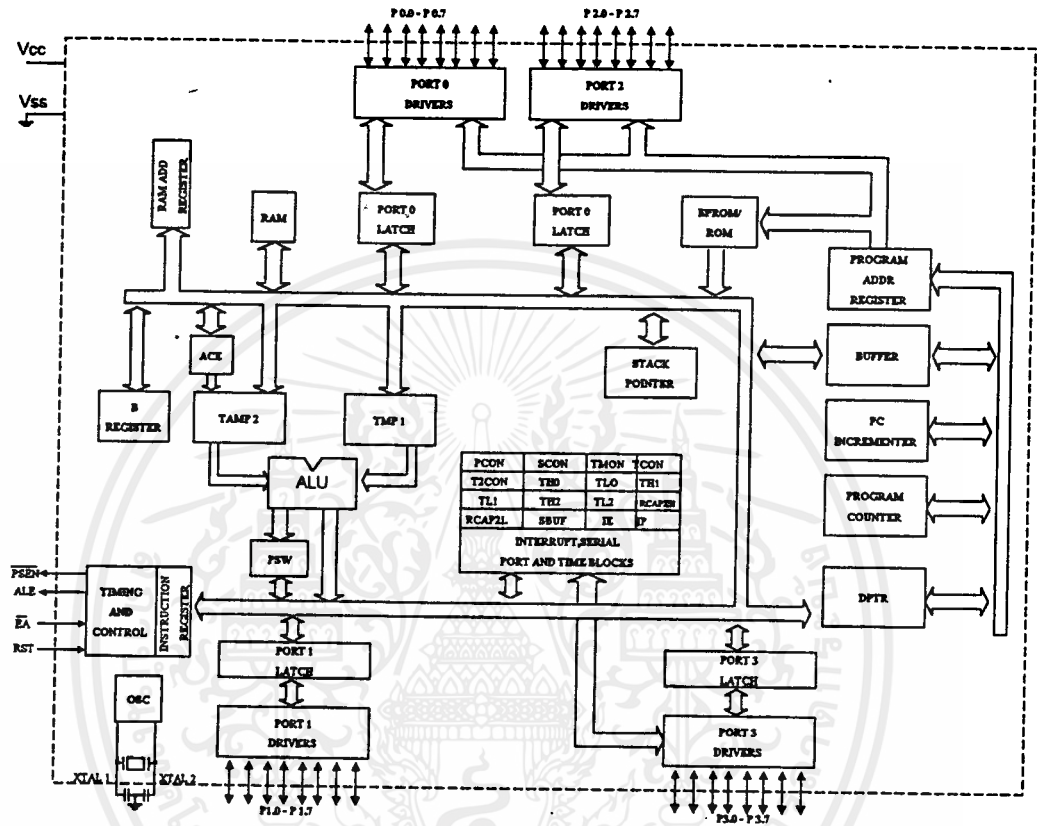
- ขา RST (ขา 9) ใช้สำหรับการรีเซ็ตวงจรทุกอย่างภายในชิป เพื่อเริ่มการทำงานใหม่การรีเซ็ตใช้เมื่อเริ่มจ่ายพลังงานหรือเมื่อโปรแกรมเกิดทำงานผิดพลาด เมื่อต้องการรีเซ็ตชิป MCS-51 ขานี้ต้องมีสถานะ 1 เป็นเวลาอย่างน้อย 2 แมกซ์ไซเคิลระหว่างที่ออสซิลเลเตอร์ยังทำงานอยู่ โดยต้องต่อตัวต้านทางค่า 8.2 กิโลโอห์มเพื่อทำหน้าที่พูลดาวน์ (รักษาค่าแรงดันไฟฟ้าให้มีสถานะเป็นกราวด์) และเพื่อให้ตัวชิปรีเซ็ตเองเมื่อเริ่มจ่ายพลังงานให้ต่อตัวเก็บประจุขนาด 10 ไมโครฟาร์ดคร่อมระหว่างขา RST กับ V_{CC}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ขา ALE/PROG (ขา 30) เป็นขาสำหรับใช้ส่งสัญญาณออกไปภายนอก เพื่อควบคุมการแลตช์ค่าแอดเดรสไบต์ต่ำ (address latch enable) จากพอร์ต 0 ในระหว่างการติดต่อหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมหรือข้อมูลภายนอก ปกติเมื่อไม่มีการติดต่อหน่วยความจำภายนอกขานี้จะส่งสัญญาณพัลส์ออกมาด้วยความถี่ 1/8 ของความถี่ออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ตลอดเวลา ดังนั้นเราสามารถนำความถี่ที่ได้จากขาอื่นไปใช้งานอย่างอื่นได้ แต่ความถี่ที่ขานี้จะลดลงครึ่งหนึ่งในระหว่างติดต่อกับหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิป นอกจากนี้ขา ALE ยังใช้สำหรับควบคุมการเขียนโปรแกรมลงไปใน EPROM สำหรับ MCS-51 เบอร์ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปเป็น EPROM
- ขา PSEN (ขา 29) ใช้ส่งสัญญาณสโตรบเพื่ออ่านคำสั่งจากโปรแกรมที่เก็บไว้ในหน่วยความจำภายนอกชิป (program strobe enable) เมื่อชิปทำงานด้วยโปรแกรมจากภายนอกขานี้จะส่งสัญญาณสโตรบสองครั้งในแต่ละเมกซ์ซินไซเคิล แต่ในช่วงการเขียนหรืออ่านข้อมูลกับหน่วยความจำภายนอก หรือเมื่อใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปจะไม่มีสัญญาณออกมาจากขา
- ขา EA/V_{pp} (ขา 31) เป็นขาสำหรับใช้เลือกให้ MCS-51 ทำงานจากโปรแกรมที่อยู่ภายในหรือภายนอกชิป โดยหากขานี้มีสถานะเป็น 0 หมายถึงให้ใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำที่เก็บโปรแกรมภายนอก หากขานี้มีสถานะเป็น 1 หมายถึงบังคับให้ MCS-51 ใช้โปรแกรมจากหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป และสำหรับ MCS-51 ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป สามารถเลือกให้ทำงานได้ทั้งจากโปรแกรมที่เก็บในหน่วยความจำภายในชิป หรือจากโปรแกรมที่เก็บไว้ในหน่วยความจำภายนอกชิปด้วยการต่อขา EA กับไฟเลี้ยงหรือกราวด์ตามลำดับ ส่วนใน MCS-51 ที่ไม่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปให้ต่อขาลงกราวด์เสมอ
- ขา XTAL 1 (ขา 19) ใช้ต่อคริสตัลภายนอก โดยเป็นอินพุตเข้าสู่วงจรรอสซิลเลเตอร์
- ขา XTAL 2 (ขา 18) ใช้ต่อคริสตัลภายนอก โดยเป็นเอาต์พุตออกจากวงจรรอสซิลเลเตอร์

โครงสร้างภายในของ MCS-51

โครงสร้างภายในของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 มีดังแสดงใน รูปที่ ๓.2



รูปที่ ๓.2 แสดงโครงสร้างภายในของชิปไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51

โครงสร้างหน่วยความจำภายใน MCS-51

ไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS-51 ทุกเบอร์จะแบ่งหน่วยความจำออกเป็นสองส่วน

คือ

- หน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรม (program memory)
- หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูล (data memory)

หน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมจะใช้เก็บโปรแกรมควบคุมการทำงานของชิป MCS-51 บางเบอร์จะมีหน่วยความจำส่วนนี้อยู่ภายในชิป แต่บางเบอร์จะไม่มี ทำให้ต้องเก็บโปรแกรมไว้ในหน่วยความจำภายนอกทั้งหมด ส่วนหน่วยความจำส่วนที่สองคือ หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูล ซึ่งใช้สำหรับเก็บข้อมูลระหว่างการทำงาน MCS-51 ทุกเบอร์จะมีหน่วยความจำส่วนนี้อยู่ภายในชิป จำนวนหนึ่ง แต่จะมีจำนวนมากหรือน้อยทำไ้ขึ้นกับเบอร์ของชิป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรม

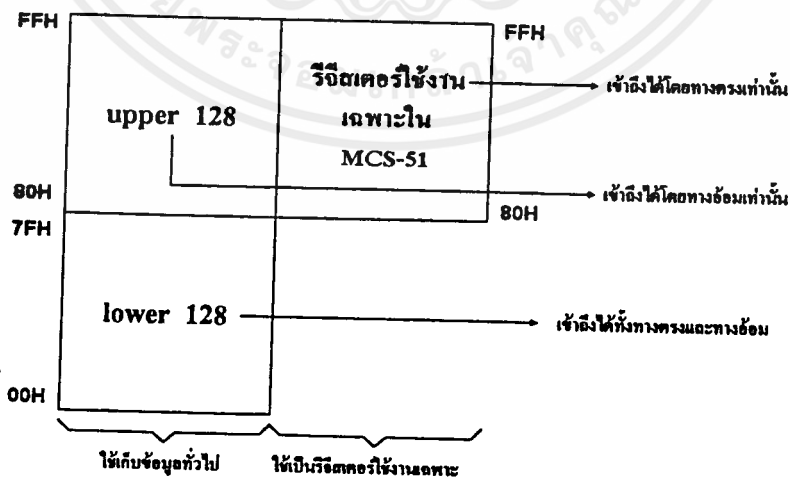
หน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมใน MCS-51 จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ หน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิป(internal program memory) และหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายนอกชิป (external program memory) ขนาดของหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในชิปมีได้ตั้งแต่ 0, 4, 8, 16 กิโลไบต์ ขึ้นอยู่กับเบอร์ของชิป

หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูล

หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลของ MCS-51 จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิป และหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายนอกชิป หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปของ MCS-51 ยังแบ่งออกเป็น 2 ส่วนย่อยดังนี้

- ส่วนที่ใช้เก็บข้อมูลทั่วไป (internal ram)
- ส่วนที่ใช้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ (special function register)

หน่วยความจำส่วนที่ใช้เก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปเป็นหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่มีอยู่ภายใน MCS-51 หน่วยความจำส่วนนี้มีไว้สำหรับเก็บข้อมูลในขณะที่ทำงาน ส่วนหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปที่ใช้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะเป็นหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายใน MCS-51 ซึ่งถูกกำหนดให้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะเพื่อควบคุมการทำงานและบอกสถานะของชิปอยู่ แผนภาพแสดงหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปทั้งสองบริเวณมีดังในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แผนภาพแสดงหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิป MCS-51

MCS-51 ทุกเบอร์จะมีหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปอย่างน้อย 128 ไบต์ ไปจนถึง 256 ไบต์ ทั้งนี้ขึ้นกับเบอร์ของชิป หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิป บริเวณ 128 ไบต์แรกมีชื่อเรียกว่า lower 128 และในบริเวณ 128 ไบต์หลังที่มีเพิ่มในบางเบอร์มีชื่อเรียกว่า upper 128 ดังแสดงในรูปที่ ๓.3

FFH	หน่วยความจำ สำหรับเก็บข้อมูลภายในส่วนนี้ มีใน MCS-51 บางเบอร์เท่านั้น
80H 7FH	
2FH	บริเวณหน่วยความจำที่ใช้ได้ถึงระดับบิต จำนวน 16 ไบต์ X 8 = 128
20H	
18H	รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 กลุ่มที่ 4
10H	รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 กลุ่มที่ 3
08H	รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 กลุ่มที่ 2
00H	รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 กลุ่มที่ 1

รูปที่ ๓.4 แสดงหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปทั้งสองส่วน

หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปบริเวณ 128 ไบต์หลัง (ตำแหน่ง 80 H ขึ้นไป) จะมีตำแหน่งตรงกับหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปที่เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ (ตำแหน่ง 80H ขึ้นไปเช่นกัน) โดยมีวิธีการเข้าถึงข้อมูลในหน่วยความจำทั้งสองส่วนไม่เหมือนกัน ดังจะได้กล่าวต่อไปในเรื่องของการเข้าถึงข้อมูล

รีจิสเตอร์สำหรับใช้งานทั่วไป

MCS-51 มีรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไปที่ผู้เขียนโปรแกรมสามารถนำมาใช้งานได้คือ รีจิสเตอร์ A , B (อยู่ในหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปที่ใช้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานโดยเฉพาะ แต่นับเป็นรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไปเพราะไม่ถูกกำหนดหน้าที่ใช้งานโดยตรง) และรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ซึ่งอยู่ในหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปบริเวณ 128 ไบต์แรก ดังแสดงในรูปที่ ๓.4 รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ใน MCS-51 มีอยู่ด้วยกันทั้งหมด 4 กลุ่ม แต่ละกลุ่มประกอบด้วยรีจิสเตอร์จำนวน 8 ตัว (R0-R7) ซึ่งมีชื่อเรียกเหมือนกัน ดังนั้นจำนวนรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ใน MCS-51 จึงมีทั้งหมด 32 ตัว ในการทำงานขณะใด ๆ รีจิสเตอร์ทั้ง 4 กลุ่ม (R0-R7) จะถูกเลือกใช้งานเพียงกลุ่มเดียวเท่านั้น การเลือกใช้งานรีจิสเตอร์ R0-R7 กลุ่มใดกลุ่มหนึ่งใน 4 กลุ่มกระทำโดยการเซตหรือเคลียร์บิต RS0 , RS1 ในรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ PSW ดังแสดงในรูปที่ ๓.6



รูปที่ ๓.6 แสดงการเลือกรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 แต่ละกลุ่ม

รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไปทั้ง R0-R7 จะมีอยู่ในกลุ่มรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไปทั้ง 4 กลุ่ม ซึ่งจะถูกเลือกใช้งานเพียงกลุ่มเดียวในขณะใดขณะหนึ่ง ค่าที่เปลี่ยนแปลงไปในรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไปที่ถูกเลือกใช้งานในขณะนั้นจะ ไม่มีผลต่อรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป ที่มีชื่อเดียวกันแต่อยู่คนละกลุ่มเลย โครงสร้างเช่นนี้ทำให้มีความสะดวกในการเขียนโปรแกรมเป็นอันมาก โดยเฉพาะการเขียนโปรแกรมที่มีการเรียกใช้โปรแกรมย่อย (subroutine)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงสร้างพอร์ต

MCS-51 ทุกเบอร์จะมีพอร์ตขนาด 8 บิต จำนวน 4 พอร์ต (P0 , P1 , P2 , P3) โดยสามารถกำหนดให้ทำงานแบบพอร์ตขนานขนาด 8 บิต 4 พอร์ต หรือจะใช้เป็นพอร์ตขนาด 1 บิตได้ถึง 32 พอร์ต ทั้งนี้ผู้ใช้ยังสามารถกำหนดให้แต่ละพอร์ตใช้งานเป็นอินพุตพอร์ตหรือเอาต์พุตอย่างใดอย่างหนึ่งได้อย่างอิสระ

ในกรณีที่ผู้ออกแบบต้องการใช้หน่วยความจำภายนอก ไม่ว่าจะป็นหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลหรือสำหรับโปรแกรม พอร์ต 0 จะถูกกำหนดการใช้งานเป็นคาตาบัสและแอดเดรสไบต์ต่ำ ส่วนพอร์ต 2 จะถูกกำหนดการใช้งานเป็นตัวส่งค่าแอดเดรสไบร์สูง และบางส่วนของพอร์ต 3 จะถูกส่งสัญญาณควบคุมหรือคอนโทรลบัส (สัญญาณที่ใช้ควบคุมการอ่านหรือการเขียนข้อมูล) แต่หากหน่วยความจำที่ใช้ภายนอกต้องการไม่ถึง 64 กิโลไบต์ พอร์ต 2 ที่ใช้เป็นแอดเดรสไบต์สูงจะไม่ถูกนำมาใช้งานทั้งหมด แต่พอร์ต 0 จะถูกใช้งานทั้ง 8 เส้น เพราะต้องการให้เป็นคาตาบัส ส่วนพอร์ต 3 จะนำมาใช้ติดต่อกับหน่วยความจำด้วยหรือไม่ขึ้นอยู่กับหน่วยความจำที่ใช้ภายนอกว่ามีหน่วยความจำส่วนที่ใช้เก็บข้อมูลด้วยหรือไม่ (ต้องการสัญญาณควบคุมการอ่านหรือเขียนข้อมูลหรือไม่นั่นเอง) ดังนั้นในการออกแบบระบบหากต้องการใช้หน่วยความจำภายนอกมากขึ้นเพียงใดก็ยิ่งทำให้เหลือจำนวนพอร์ตที่จะนำมาใช้งานลดน้อยลง ในการออกแบบจริงจึงต้องพยายามลดขนาดหน่วยความจำภายนอกให้เหลือน้อยที่สุด

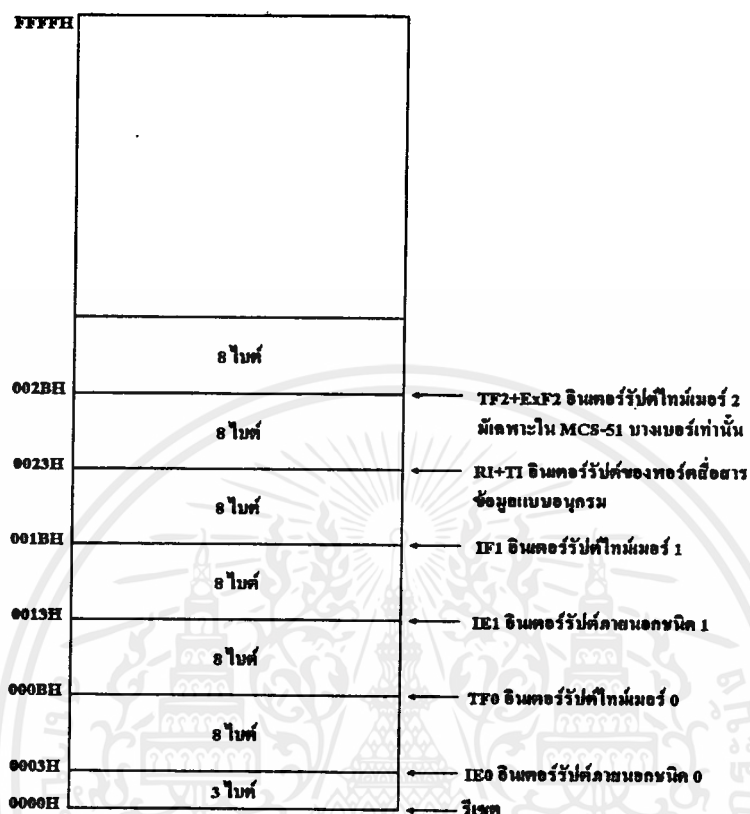
พอร์ต 3 ซึ่งมีขนาด 8 บิต นอกจากจะใช้ส่งสัญญาณสำหรับการอ่านหรือเขียนข้อมูลในการติดต่อกับหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายนอกชิปแล้ว มันยังถูกใช้เป็นตัวรับสัญญาณอินเตอร์รัปต์ (INT0, INT1) สัญญาณอินพุตที่ต้องการนับสำหรับเคาน์เตอร์ (T0, T1) รวมทั้งใช้ในการติดต่อสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรมกับอุปกรณ์ภายนอก (รับส่งข้อมูลผ่านขา RXD, TXD) อีกด้วย

ภายในแต่ละพอร์ตที่ใช้เป็นอินพุตหรือเอาต์พุต ผู้ที่ใช้สามารถกำหนดให้ทำงานเป็นอินพุตหรือเอาต์พุตพอร์ตได้อย่างอิสระ โดยอาศัยการควบคุมจากโปรแกรม ซึ่งสามารถควบคุมให้แต่ละพอร์ตถูกใช้เป็นอินพุตในช่วงเวลาหนึ่งได้

โครงสร้างการอินเตอร์รัปต์

MCS-51 สามารถรับสัญญาณอินเตอร์รัปต์ได้ถึง 5 ชนิด โดยจะเป็นสัญญาณอินเตอร์รัปต์ที่เกิดจากภายนอก 2 ชนิด และที่เกิดจากภายในชิปอีก 3 ชนิด เมื่อมีสัญญาณอินเตอร์รัปต์เกิดขึ้น MCS-51 จะละการทำงานโปรแกรมที่กำลังทำอยู่และข้ามไปทำงานโปรแกรมบริการอินเตอร์รัปต์ (interrupt service routine) ที่อยู่ในหน่วยความจำตำแหน่งต่าง ๆ ขึ้นอยู่กับชนิดของสัญญาณอินเตอร์รัปต์ดังแสดงในรูปที่ ๗.7

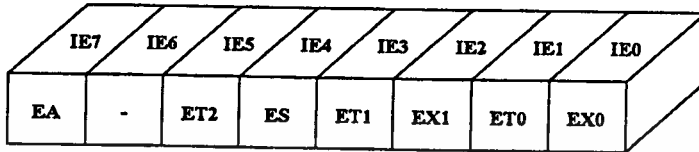
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ๗.7 แสดงตำแหน่งหน่วยความจำของโปรแกรมบริการอินเทอร์รัปต์แต่ละชนิดใน MCS -51

เราสามารถเลือกให้ซีพียูใน MCS -51 ถูกอินเทอร์รัปต์โดยสัญญาณอินเทอร์รัปต์ที่เกิดขึ้นได้ โดยการกำหนดค่าในรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ IE นอกจากนี้ยังสามารถควบคุมลำดับความสำคัญในการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของ MCS -51 ได้ด้วยรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ IP

รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ IE (Interrupt Enable-Register) เข้าถึงข้อมูลได้ในระดับบิต รายละเอียดมีดังแสดงในรูปที่ ๘.8



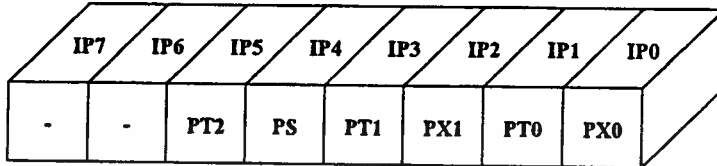
บิต	ชื่อบิต	
IE7	EA	ใช้ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ทั้งหมด 0 : MCS-51 จะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ใดๆทั้งสิ้น 1 : การตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์แต่ละชนิดจะถูกควบคุมโดยตรงจากบิตที่ทำหน้าที่ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ซึ่งอยู่ในรีจิสเตอร์นี้เช่นกัน
IE6	-	ไม่ถูกกำหนดการใช้งาน (สำรองไว้ใช้ใน MCS-51 เบอร์ใหม่ๆในอนาคต)
IE5	ET2	ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของไทม์เมอร์ 2 เมื่อเกิด overflow (มีใช้เฉพาะ MCS-51 บางเบอร์ที่มีไทม์เมอร์ 2 เช่น 8052)
IE4	ES	ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของพอร์ตสื่อสารอนุกรม
IE3	ET1	ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของไทม์เมอร์ 1 เมื่อเกิด overflow
IE2	EX1	ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ภายนอกชนิด 1
IE1	ET0	ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของไทม์เมอร์ 0 เมื่อเกิด overflow
IE0	EX0	ควบคุมการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ภายนอกชนิด 0

หมายเหตุ ถ้าบิตที่ควบคุมการตอบสนองสัญญาณต่ออินเทอร์รัปต์แต่ละบิต มีค่าเป็น 1 หมายถึง อนุญาตให้ MCS-51 ตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ได้ หากมีค่าเป็น 0 หมายถึงไม่ให้ MCS-51 ตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ที่เกิดขึ้น

รูปที่ ๘.8 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ (IE)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ IP (Interrupt Priority Register) เข้าถึงข้อมูลได้ในระดับบิต รายละเอียดมีดังแสดงในรูปที่ ๘.9



บิต	ชื่อบิต	
IP7	-	ไม่ถูกกำหนดการใช้งาน (สำรองไว้ใช้ใน MCS-51 เบอร์ใหม่ๆในอนาคต)
IP6	-	ไม่ถูกกำหนดการใช้งาน (สำรองไว้ใช้ใน MCS-51 เบอร์ใหม่ๆในอนาคต)
IP5	PT2	กำหนดลำดับความสำคัญในการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของไทม์เมอร์ 2
IP4	PS	กำหนดลำดับความสำคัญในการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของพอร์ตสื่อสารอนุกรม
IP3	PT1	กำหนดลำดับความสำคัญในการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของไทม์เมอร์ 1
IP2	PX1	กำหนดลำดับความสำคัญในการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ภายนอกชนิด 1
IP1	PT0	กำหนดลำดับความสำคัญในการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ของไทม์เมอร์ 0
IP0	PX0	กำหนดลำดับความสำคัญในการตอบสนองต่อสัญญาณอินเทอร์รัปต์ภายนอกชนิด 0

หมายเหตุ ค่าในบิตที่กำหนดลำดับความสำคัญของสัญญาณอินเทอร์รัปต์แต่ละชนิด หากเป็น 1 หมายถึง กำหนดให้มีลำดับความสำคัญสูง หากเป็น 0 หมายถึง กำหนดให้มีลำดับความสำคัญต่ำ

รูปที่ ๘.9 รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ IP

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไทม์เมอร์ / เคาน์เตอร์

MCS-51 มีรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะที่สามารถนับจำนวนสัญญาณนาฬิกาหรือแมชชีนไซเคิลของวงจรออสซิลเลเตอร์ภายใน (ทำงานเป็นไทม์เมอร์) หรือนับจำนวนครั้งของการเปลี่ยนสถานะของสัญญาณภายนอก (นับจำนวนพัลส์ภายนอก) ที่ขา T0, T1 ของพอร์ต 3 (ทำงานเป็นเคาน์เตอร์) รีจิสเตอร์ที่ใช้เป็นไทม์เมอร์หรือเคาน์เตอร์มีขนาด 16 บิต จำนวน 2 ตัว คือรีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 0 และรีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 1 ตามลำดับ (ในเบอร์ 8052 มีรีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 2 เพิ่มให้อีก 1 ตัว) เมื่อต้องการใช้ไทม์เมอร์ 0 หรือไทม์เมอร์ 1 จะต้องโหลดค่าที่ต้องการนับไปไว้ที่รีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 0 หรือรีจิสเตอร์ไทม์เมอร์ 1 และเมื่อนับได้ครบจำนวนที่ตั้งไว้จะมีสัญญาณอินเทอร์รัปต์เพื่อบอกให้ซีพียูทราบ

การควบคุมการทำงานของไทม์เมอร์เคาน์เตอร์ สามารถควบคุมได้จากวงจรภายนอก (ควบคุมด้วยสัญญาณที่ขา INT0, INT1) หรือควบคุมจากคำสั่งในโปรแกรม ดังนั้นรีจิสเตอร์ที่ใช้เป็นไทม์เมอร์ใน MCS-51 จะสามารถวัดช่วงห่างของเวลา วัดความกว้างของพัลส์หรือนับจำนวนครั้งของเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นภายนอก ที่เปลี่ยนให้อยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าแล้ว รวมทั้งใช้กำเนิดสัญญาณอินเทอร์รัปต์ที่มีคาบเวลาแน่นอนได้

พอร์ตสื่อสารข้อมูลแบบอนุกรม

MCS-51 สามารถรับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมได้โดยไม่ต้องพึ่งอุปกรณ์ภายนอกอื่น ๆ แต่อย่างใด ในด้านอัตราเร็วของการรับส่งข้อมูลก็สามารถกำหนดค่าได้ตามความต้องการของผู้ใช้ โดยสามารถเลือกอัตราเร็วในการการรับส่งข้อมูล (baud rate) มาตรฐานได้ตั้งแต่ 110, 1.2K, 2.4K, 4.8K, 9.6K, 357K ตามมาตรฐานของ UART นอกจากนี้ยังสามารถกำหนดการทำงานที่แตกต่างกันได้ถึง 4 รูปแบบ ตามความเหมาะสมในแต่ละงาน

กลุ่มคำสั่งใน MCS-51

คำสั่งที่ใช้ควบคุมการทำงานของ MCS-51 มีสองประเภทคือ คำสั่งที่ต้องการข้อมูลมาดำเนินการเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ และคำสั่งที่ไม่ต้องการข้อมูลมาดำเนินการ คำสั่งแต่ละคำสั่งที่ต้องการข้อมูลหรือโอเปอเรนด์ (operand) อาจจะมีวิธีในการเข้าถึงข้อมูลในโอเปอเรนด์ได้วิธีเดียวหรือหลายวิธีขึ้นกับคำสั่งแต่ละคำสั่ง รายละเอียดของวิธีการเข้าถึงข้อมูลของโอเปอเรนด์แต่ละวิธีมีดังนี้

วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยตรง (Direct Addressing)

เป็นวิธีกำหนดตำแหน่งหน่วยความจำโดยตรงในคำสั่ง บริเวณหน่วยความจำที่สามารถอ้างได้โดยวิธีนี้จะเป็นหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไปภายในชิปเฉพาะบริเวณ 128 ไบต์แรก และหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิปรวมทั้งหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายในชิปที่ใช้เป็นรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ

วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยทางอ้อม (indirect addressing)

เป็นวิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยทางอ้อม โดยค่าตำแหน่งหน่วยความจำจะอยู่ในรีจิสเตอร์เฉพาะบางตัว นั่นคือวิธีนี้จะใช้ค่าในรีจิสเตอร์เป็นตัวชี้ตำแหน่งหน่วยความจำ หน่วยความจำที่สามารถใช้วิธีการเข้าถึงแบบนี้ได้คือ หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่ใช้เก็บข้อมูลทั่วไปบริเวณ 128 ไบต์ล่าง และ 128 ไบต์บน รวมทั้งหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลที่อยู่ภายนอกชิป รีจิสเตอร์ที่สามารถนำมาใช้เป็นตัวชี้ตำแหน่งของหน่วยความจำมีดังต่อไปนี้

- รีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0, R1 ของแต่ละกลุ่ม
- รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ SP (stack pointer)
- รีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ DPTR (data pointer)

การใช้วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยทางอ้อมนี้ รีจิสเตอร์ที่เก็บค่าตำแหน่งหน่วยความจำจะต้องระบุเครื่องหมาย "@" ไว้ข้างหน้า ดังตัวอย่าง

```
MOV    A,@R0
MOVX  @DPTR,A
```

วิธีการเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป (Register Instruction)

ข้อมูลที่ต้องการจะอยู่ในรีจิสเตอร์ใช้งานทั่วไป R0-R7 ของแต่ละกลุ่มรีจิสเตอร์ที่ถูกเลือกใช้งานในขณะนั้น โดยในการทำงานจริงๆ ซีพียูจะตรวจสอบกลุ่มรีจิสเตอร์ที่ถูกเลือกใช้งานจากบิต RS0, RS1 ในรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ PSW เอง

วิธีการเข้าถึงข้อมูลในรีจิสเตอร์เฉพาะของคำสั่ง (Register-Specific)

คำสั่งบางคำสั่งของ MCS-51 จะระบุไว้แล้วว่าต้องดำเนินการกับข้อมูลในรีจิสเตอร์ตัวใดเช่น ACCUMULATOR, DPTR, SP ดังนั้นในรหัสคำสั่ง (opcode) ของคำสั่งประเภทนี้ MCS-51 จะรู้ได้เองว่าต้องประมวลผลกับรีจิสเตอร์ตัวใด ด้วยเหตุนี้คำสั่งในกลุ่มนี้จึงไม่ต้องบอกตำแหน่งของรีจิสเตอร์ที่ใช้งานเฉพาะคำสั่งนี้แต่อย่างใดเลย เช่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
MOV A,#data
```

```
MOV DPTR,#data
```

จากตัวอย่างนี้ เราไม่จำเป็นต้องระบุตำแหน่งของรีจิสเตอร์ A,DPTR ในรหัสคำสั่งของคำสั่งทั้งสองแต่อย่างใด เพราะ MCS-51 จะทราบเองว่าเป็นรีจิสเตอร์ทั้งสองจากรหัสของคำสั่ง

วิธีการเข้าถึงข้อมูลที่กำหนดเองโดยตรง (Immediate Constants)

เป็นการกำหนดค่าข้อมูลให้กับคำสั่งโดยตรง ข้อมูลที่นำมาประมวลผลในคำสั่งจะอยู่ตามหลังรหัสคำสั่ง ทั้งนี้ต้องใช้เครื่องหมาย “#” ระบุหน้าข้อมูลที่ต้องการ เช่น

```
MOV A,#100
```

วิธีการเข้าถึงข้อมูลโดยใช้ตัวชี้อ้างอิง (Indexed Addressing)

ข้อมูลที่ใช้วิธีการอ้างอิงแบบนี้จะเป็นข้อมูลที่อยู่ในหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมภายในหรือภายนอกชิปเท่านั้น จุดประสงค์ของการอ้างอิงข้อมูลแบบนี้ มีไว้เพื่อใช้ในการเปิดหาค่าข้อมูลที่เก็บในหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมซึ่งข้อมูลไม่สูญหายแม้ไม่มีพลังงาน ในการทำงานของคำสั่งที่ใช้การอ้างอิงวิธีนี้ จะใช้ค่าของรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ DPTR หรือ PC มารวมกับค่าในรีจิสเตอร์ A เพื่อชี้ไปยังตำแหน่งของหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมซึ่งเก็บข้อมูลไว้ ดังนั้นค่าในรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ DPTR, PC จะต้องมีค่าเท่ากับตำแหน่งต้นของหน่วยความจำส่วนที่เก็บข้อมูลที่ต้องการ ส่วนค่าของรีจิสเตอร์ A จะเป็นตัวเลือกข้อมูลที่อยู่ในหน่วยความจำ เช่น

```
MOVC A,@A+DPTR
```

```
MOVC A,@A+PC
```

ความจริงการอ้างอิงข้อมูลวิธีนี้ยังมีที่ใช้ในกลุ่มคำสั่งควบคุมลำดับการทำงานของโปรแกรม โดยการบังคับให้โปรแกรมกระโดดข้ามไปทำงานที่ตำแหน่งใด ๆ ในหน่วยความจำซึ่งมีค่าตำแหน่งเท่ากับผลรวมของค่าในรีจิสเตอร์ใช้งานเฉพาะ DPTR กับรีจิสเตอร์ A ดังตัวอย่างต่อไปนี้

```
JMP @A+DPTR
```

ภาคผนวก ช
โปรแกรมควบคุมการทำงาน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ORG 0000h

MAIN: SETB P3.2
 CLR P3.3
 CLR P3.4
 CLR P3.5
 CLR P3.6
 CLR P3.7

STARTUP: MOV SCON,#50h
 MOV TMOD,#20h
 MOV TH1,#0E8h
 SETB TR1

DELAY: MOV r0,#0ffh

SUB: MOV r1,#0ffh
 DJNZ r1,\$
 DJNZ r0,SUB
 CLR P3.2
 JNB P3.6,\$
 JB P3.6,\$

DELAY1: MOV r0,#0ffh

SUB1: MOV r1,#0ffh
 DJNZ r1,\$
 DJNZ r0,SUB1
 SETB P3.2
 SETB P3.4
 SETB P3.7

;***** TRANSMISSION ADDRESS *****;

D1: MOV r4,#04h

S1: MOV r5,#0ffh

ไม่ทราบว่ากรณีนี้อาจเป็นเอกสารที่วางไว้เพื่อใช้ในการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

DELAY2:  MOV  r0,#08h
SUB2:    MOV  r1,#0ffh
SUB3:    MOV  r2,#0ffh
          DJNZ r2,$
          DJNZ r1,SUB3
          DJNZ r0,SUB2
S3:      CLR  A
          MOV  A,P1
          MOV  SBUF,A
          JNB  TI,$
          CLR  TI
DELAY3:  MOV  r0,#0ffh
          DJNZ r0,$
          CLR  A
          MOV  A,P1
          MOV  SBUF,A
          JNB  TI,$
          CLR  TI
DELAY4:  MOV  r0,#0ffh
          DJNZ r0,$

```

```

;***** CHECK ERROR1 *****;

```

```

          JNB  P3.6,S4
          JB   P3.6,$
          CLR  P3.7
          MOV  r0,#80h
SUB4:    MOV  r1,#0ffh
          DJNZ r1,$
          DJNZ r0,SUB4
          JMP  S5

```

```

S4:      DJNZ r5,S3
          DJNZ r4,S1
          JMP DELAY11
S5:      SETB P3.7

```

```

;***** TRANSMISSION DATA *****;

```

```

DELAY7:  MOV r4,#01h
S6:      MOV r5,#40h
S2:      MOV r6,#0ffh
DATA:    CLR A
          MOV A,P0
          MOV SBUF,A
          JNB TI,$
          CLR TI
          MOV r3,#80h
          DJNZ r3,$

```

```

;***** CHECK ERROR2 *****;

```

```

          JNB P3.6,S11
          JB P3.6,$
DL1:     MOV r0,#01h
SU1:     MOV r1,#40h
SU2:     MOV r2,#0ffh
          DJNZ r2,$
          DJNZ r1,SU2
          DJNZ r0,SU1
          CLR P3.7
          JMP S12

```

S11: ภารกิจนี้เป็นเอก **DJNZ r6,DATA** ับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

DJNZ r5,S2
DJNZ r4,S6
JMP DELAY11

```

```

;***** TRANSMISSION COMPLETE *****;

```

```

S12: CLR P3.2
      CLR P3.3
      CLR P3.4
DELAY8: MOV r2,#10h
SILEN: SETB P3.5
DELAY9: MOV r0,#0ffh
SUB8:  MOV r1,#0ffh
      DJNZ r1,$
      DJNZ r0,SUB8
      CLR P3.5
DELAY10: MOV r0,#0ffh
SUB9:  MOV r1,#0ffh
      DJNZ r1,$
      DJNZ r0,SUB9
      DJNZ r2,SILEN
      JMP MAIN

```

```

;***** SILEN2 ERROR *****;

```

```

DELAY11: CLR P3.2
          CLR P3.4
          CLR P3.7
          MOV r2,#10h
SILEN2:  SETB P3.3

```

DELAY12: MOV r0,#0ffh

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
SUB10:    MOV    r1,#0ffh
          DJNZ  r1,$
          DJNZ  r0,SUB10
          CLR  P3.3
DELAY13:  MOV    r0,#0ffh
SUB11:    MOV    r1,#0ffh
          DJNZ  r1,$
          DJNZ  r0,SUB11
          DJNZ  r2,SILEN2
          JMP  MAIN
```

END



```

      ORG 0000h
MAIN:  CLR  P3.3
      CLR  P3.4
      CLR  P3.7
      CLR  P1.1
      SETB P1.3
      SETB P1.4
      SETB P1.5
      SETB P1.6
STARTUP: MOV  SCON,#50h
      MOV  TMOD,#20h
      MOV  TH1,#0E8h
      SETB TR1
      JNB  P3.3,$
      JB   P3.3,$
      JNB  P3.3,$
      JB   P3.3,$
;***** CHECK COMPUTER *****;
LOOP1: CLR  A
      MOV  A,#88h
      MOV  SBUF,A
      JNB  TI,$
      CLR  TI
      CLR  A
      JNB  RI,$
      MOV  A,SBUF
      CLR  RI
      MOV  r7,A

```

เอกสารนี้ CINE สร r7,#24h, LOOP1 ับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SETB P3.4

CLR P1.6

DL1: MOV r0,#80h

DJNZ r0,\$

SETB P3.7

CLR P1.3

;***** RECEIVER ADDRESS *****;

DL2: MOV r0,#04h

S1: MOV r1,#0ffh

S2: MOV r2,#0ffh

DJNZ r2,\$

DJNZ r1,S2

DJNZ r0,S1

SETB P1.1

CLR P1.4

DL3: MOV r0,#80h

S3: MOV r1,#0ffh

DJNZ r1,\$

DJNZ r0,S3

CLR P1.1

SETB P1.4

;***** RECEIVER DATA *****;

LOOP2: CLR A

JNB RI,\$

MOV A,SBUF

CLR RI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        CJNE r7,#25h,LOOP2
        SETB P1.1
        CLR P1.4
DL4:    MOV r0,#80h
S4:     MOV r1,#0ffh
        DJNZ r1,$
        DJNZ r0,S4
        CLR P1.1
        SETB P1.4

```

,***** COMPLETE DATA *****;

```

LOOP3:  CLR A
        JNB RI,$
        MOV A,SBUF
        CLR RI
        MOV r7,A
        CJNE r7,#26h,LOOP3
        SETB P1.1
        CLR P1.4
DL5:    MOV r0,#80h
S5:     MOV r1,#0ffh
        DJNZ r1,$
        DJNZ r0,S5
        CLR P1.1
        SETB P1.4
DL6:    MOV r0,#80h
S6:     MOV r1,#0ffh
        DJNZ r1,$
        DJNZ r0,S6

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

;***** TRANSMISSION COMPLETE *****;

CLR P3.3

CLR P3.4

CLR P3.7

CLR P1.6

SETB P1.3

DL7: MOV r2,#10h

SILEN: CLR P1.5

DL8: MOV r0,#0ffh

S7: MOV r1,#0ffh

DJNZ r1,\$

DJNZ r0,S7

SETB P1.5

DL9: MOV r0,#0ffh

S8: MOV r1,#0ffh

DJNZ r1,\$

DJNZ r0,S8

DJNZ r2,SILEN

JMP MAIN

END

ภาคผนวก ฉ
โปรแกรมส่วนแสดงผล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

#include<stdio.h>
#include<conio.h>
#include<bios.h>
#include<string.h>
#include<stdlib.h>
#include<dos.h>
#include<graphics.h>

unsigned char CurrentCode;

int DataNo;

struct
{
    char Code[17];
    char FirstName[51];
    char SurName[51];
    char Age[3];
    char Add1[51];
    char Add2[51];
    char Weight[4];
    char High[4];
    char G[5];
    char P[11];
    char R[51];
    char K1[51];
    char K2[51];
    int Wave[3][1024];
    int DataCount;
}People;

void Print(int x,int y,char txt[],int color,int bkcolor)
{
    textcolor(color);
    textbackground(bkcolor);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

gotoxy(x,y);
printf(txt);
}

```

```

void TextBar(int x1,int y1,int x2,int y2,int color)
{
window(x1,y1,x2,y2);
textbackground(color);
clrscr();
window(1,1,80,25);
}

```

```

void Window(int x1,int y1,int x2,int y2,int color,int mode)
{
int i,c1,c2;
if(mode){c1=color+8;c2=0;}else{c1=0;c2=color+8;}
textcolor(c1);
textbackground(color);
for(i=x1+1;i<x2;i++)
{
gotoxy(i,y1);
printf(" ");
}
textcolor(c2);
for(i=x1+1;i<x2;i++)
{
gotoxy(i,y2);
printf(" ");
}
textcolor(c1);
for(i=y1+1;i<y2;i++)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
    gotoxy(x1,i);
    cprintf("u");
}

textcolor(c2);
for(i=y1+1;i<y2;i++)
{
    gotoxy(x2,i);
    cprintf("u");
}

textcolor(c1);
gotoxy(x1,y1);cprintf("");
gotoxy(x1,y2);cprintf("n");
textcolor(c2);
gotoxy(x2,y1);cprintf("f");
gotoxy(x2,y2);cprintf("");
}

void Input(int x,int y,char txt[],int len,int color,int bkcolor)
{
    char ch,tmp[2];
    int i;
    do
    {
        TextBar(x,y,x+len-1,y,bkcolor);
        Print(x,y,txt,color,bkcolor);
        ch=getch();
        if(!ch){ch=getch();ch=0;}
        if(ch==8&&strlen(txt))txt[strlen(txt)-1]='\0';
        if(ch!=13&&ch!=8&&ch!=0&&strlen(txt)<len)
    {

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

tmp[1]='\0';
tmp[0]=ch;
strcat(txt,tmp);
}
}while(ch!=13);
}

```

```

int MainMenu()
{
    TextBar(1,25,80,25,0);
    TextBar(1,1,80,24,7);
    Window(1,1,80,24,7,1);
    Window(3,2,78,4,7,0);
    Window(3,5,78,23,7,0);
    TextBar(22,8,62,21,0);
    TextBar(20,7,60,20,1);
    Window(20,7,60,9,1,1);
    Window(20,10,60,20,1,1);
    Print(4,3," ระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านตู้สายโทรศัพท์",1,7);
    Print(21,8," เลือกหัวข้อที่ต้องการ",14,1);
    int i,Select=0,MaxItem=5;
    char ch;
    char MenuItem[5][50]=
    {
        " บันทึกประวัติผู้ป่วย ",
        " แสดงประวัติผู้ป่วย ",
        " รวบรวมข้อมูล ",
        " แสดงข้อมูลคลื่น ",
        " จบโปรแกรม "
    };
};

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

do
{
for(i=0;i<MaxItem;i++)
{
if(i==Select)
Print(25,(i)+13,MenuItem[i],14,2);
else
Print(25,(i)+13,MenuItem[i],15,1);
}
gotoxy(1,25);
ch=getch();
switch(ch)
{
case 72:if(Select)Select--;else Select=MaxItem-1;break;
case 80:if(Select<MaxItem-1)Select++;else Select=0;break;
}
}while(ch!=13);
return Select+1;
}

void InputData()
{
FILE *fp;
char txt[10];
int i,TempInt,Found=0;
TextBar(1,25,80,25,0);
TextBar(1,1,80,24,1);
Window(1,1,80,24,1,1);
Window(3,2,78,4,1,0);
Window(3,5,78,23,1,0);
Print(6,3, "บันทึกประวัติผู้ป่วยใหม่",10,1);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if((fp=fopen("Data.dat","rb+"))==NULL)fp=fopen("Data.dat","wb+");
Print(6,8,"รหัส      :",15,1);
Print(6,9,"ชื่อ       :",15,1);
Print(6,10,"นามสกุล   :",15,1);
Print(6,11,"อายุ      :",15,1);
Print(6,12,"น้ำหนัก   :",15,1);
Print(6,13,"ความสูง   :",15,1);
Print(6,14,"กรุปเลือด  :",15,1);
Print(6,15,"ความดัน   :",15,1);
Print(6,16,"ที่อยู่    :",15,1);
Print(6,18,"โรคประจำตัว :",15,1);
Print(6,19,"คำวินิจฉัย :",15,1);
char TempChar[20];
strcpy(TempChar,"");
Input(21,8,TempChar,16,14,1);
int TempCode=atoi(TempChar);
fseek(fp,0,SEEK_SET);
do
{
    fread(&People,sizeof(People),1,fp);
    TempInt=atoi(People.Code);
    if(TempCode==TempInt){Found=1;break;}
}while(!feof(fp));
if(Found)
{
    TextBar(22,12,62,16,0);
    TextBar(20,11,60,15,4);
    Window(20,11,60,15,4,1);
    Print(22,13,"      มีข้อมูลรหัสนี้อยู่แล้ว ! ",14,4);
    getch();
    fclose(fp);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

return;
}
strcpy(People.Code,TempChar);
strcpy(People.FirstName,"");
Input(21,9,People.FirstName,50,14,1);
strcpy(People.SurName,"");
Input(21,10,People.SurName,50,14,1);
strcpy(People.Age,"");
Input(21,11,People.Age,2,14,1);
strcpy(People.Weight,"");
Input(21,12,People.Weight,3,14,1);
strcpy(People.High,"");
Input(21,13,People.High,3,14,1);
strcpy(People.G,"");
Input(21,14,People.G,3,14,1);
strcpy(People.P,"");
Input(21,15,People.P,10,14,1);
strcpy(People.Add1,"");
Input(21,16,People.Add1,51,14,1);
strcpy(People.Add2,"");
Input(21,17,People.Add2,51,14,1);
strcpy(People.R,"");
Input(21,18,People.R,51,14,1);
strcpy(People.K1,"");
Input(21,19,People.K1,51,14,1);
strcpy(People.K2,"");
Input(21,20,People.K2,51,14,1);
Print(6,22,"กรุณากรอกข้อมูล ...",10,1);
getch();
fseek(fp,0,SEEK_END);
for(i=0;i<1024;i++)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

Print(12,13," □□□□□□□□□□□□□□□□□□
□□□□□□□□□□□□□□□□□□
□□□□□□□□□□□□□□□□□□",10,1);

Window(5,16,76,22,1,0);

Print(12,15,"A DEVELOPMENT OF ECG MONITORING SYSTEM VIA TELEPHONE
LINE",15,1);

Print(16,19,"KING MONGKUTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG",14,1);

gotoxy(1,25);

getch();

TextBar(1,1,80,24,7);

Window(1,1,80,24,7,1);

Window(3,2,78,23,7,0);

TextBar(9,5,75,22,0);

TextBar(7,4,73,21,2);

Window(7,4,73,21,2,1);

Window(9,5,71,7,2,0);

Window(9,8,71,20,2,0);

Print(16,6," การพัฒนาระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์ ",15,2);

Print(16,10,"โดย นายธีระศักดิ์ วัฒนารมย์ 38013189 ",14,2);

Print(16,11," นายพินิตย์ แก่คำกู 38013197 ",14,2);

Print(16,13," สาขาวิชา อิเล็กทรอนิกส์ ",11,2);

Print(16,14," คณะ วิศวกรรมศาสตร์ ",11,2);

Print(16,17,"สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ",11,2);

Print(16,19," อาจารย์ที่ปรึกษา ดร.กิติพล ชิตสกุล ",14,2);

gotoxy(1,25);

getch();

}

```

```

void DisplayData()
{
    FILE *fp;
    char UseCode[20];
    int Found=0;
    long Temp;
    TextBar(1,25,80,25,0);
    TextBar(1,1,80,24,1);
    Window(1,1,80,24,1,1);
    Window(3,2,78,4,1,0);
    Window(3,5,78,23,1,0);
    Print(6,3,"แสดงข้อมูลผู้ป่วย ",10,1);
    TextBar(22,9,62,13,0);
    TextBar(20,8,60,12,2);
    Window(20,8,60,12,2,1);
    Print(22,10,"กรณักรอกรหัส :",14,2);
    Input(39,10,UseCode,16,15,2);
    if((fp=fopen("Data.Dat","rb+"))==NULL)return;
    do
    {
        fread(&People,sizeof(People),1,fp);
        if(!strcmp(People.Code,UseCode)){Found=1;break;}
    }while(!feof(fp));
    if(Found)
    {
        TextBar(20,8,70,20,1);
        Print(6,8,"รหัส      :",15,1);
        Print(6,9,"ชื่อ      :",15,1);
        Print(6,10,"นามสกุล   :",15,1);
        Print(6,11,"อายุ      :",15,1);
        Print(6,12,"น้ำหนัก   :",15,1);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Print(6,13,"ความสูง : ",15,1);
Print(6,14,"กรู๊ปเลือด : ",15,1);
Print(6,15,"ความดัน : ",15,1);
Print(6,16,"ที่อยู่ : ",15,1);
Print(6,18,"โรคประจำตัว : ",15,1);
Print(6,19,"คำวินิจฉัย : ",15,1);

```

```

Print(21,8,People.Code,14,1);
Print(21,9,People.FirstName,14,1);
Print(21,10,People.SurName,14,1);
Print(21,11,People.Age,14,1);
Print(21,12,People.Weight,14,1);
Print(21,13,People.High,14,1);
Print(21,14,People.G,14,1);
Print(21,15,People.P,14,1);
Print(21,16,People.Add1,14,1);
Print(21,17,People.Add2,14,1);
Print(21,18,People.R,14,1);
Print(21,19,People.K1,14,1);
Print(21,20,People.K2,14,1);
Print(6,22,"กรุณาคลิกปุ่มใดๆ ...",10,1);
getch();

```

```

}

```

```

else

```

```

{

```

```

    TextBar(22,16,62,20,0);

```

```

    TextBar(20,15,60,19,4);

```

```

    Window(20,15,60,19,4,1);

```

```

    Print(22,17,"      ไม่พบข้อมูลรหัสนี้! ",14,4);

```

```

    getch();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

}
fclose(fp);
}

```

```
#include "Display.cpp"
```

```
void init_port(int port, unsigned char code)
```

```
{
    union REGS r;
```

```
    r.x.dx = port;
```

```
    r.h.ah = 0;
```

```
    r.h.al = code;
```

```
    int86(0x14, &r, &r);
```

```
    return;
```

```
}
```

```
void sport(int port, unsigned char c)
```

```
{
```

```
    union REGS r;
```

```
    r.x.dx = port;
```

```
    r.h.al = c;
```

```
    r.h.ah = 1;
```

```
    int86(0x14, &r, &r);
```

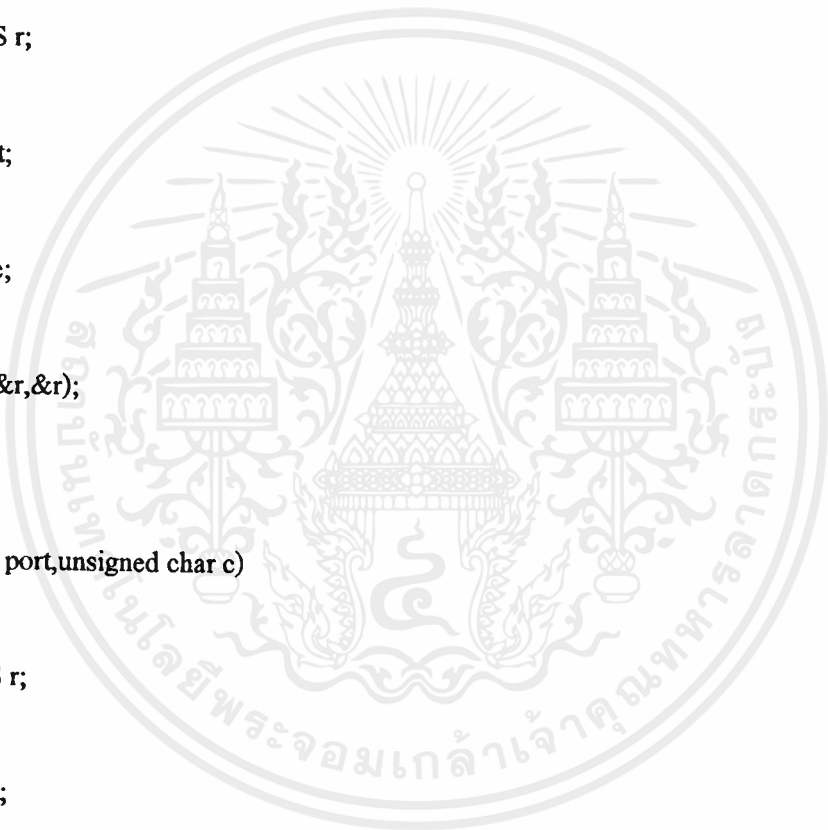
```
    return;
```

```
}
```

```
unsigned char rport(int port)
```

```
{
```

```
    union REGS r;
```



```

r.x.dx = port;
r.h.ah = 2;
int86(0x14,&r,&r);
return r.h.al;
}

```

```

void ShowWaitAnimate(int x,int y,int color,int bkcolor)

```

```

{
    static int ani=0;
    if(ani<3)ani++;else ani=0;
    switch(ani)
    {
        case 0:Print(x,y,"-",color,bkcolor);break;
        case 1:Print(x,y,"\\",color,bkcolor);break;
        case 2:Print(x,y,"|",color,bkcolor);break;
        case 3:Print(x,y,"/",color,bkcolor);break;
    }
}

```

```

unsigned char CheckCode()

```

```

{
    unsigned char idcode;
    char txt[50];
    int i;
    for(i=0;i<100;i++)
        idcode = rport(1);
    idcode = rport(1);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

return idcode;
}

```

```

void WaitInput()

```

```

{
FILE *fp;
int Found=0;
int KeyCode,TempInt,i;
char ch;
long Temp;
unsigned char code;
TextBar(1,25,80,25,0);
TextBar(1,1,80,24,1);
Window(1,1,80,24,1,1);
Window(3,2,78,4,1,0);
Window(3,5,78,23,1,0);
Print(6,3, "ร้บ ้ข้อมูลคถ้ล้น ห้ว ใจ ",10,1);
TextBar(22,9,62,13,0);
TextBar(20,8,60,12,2);
Window(20,8,60,12,2,1);
Print(22,10," กค ESC เพื่อกถ้บเมนูลถ้ก ... ",15,2);

TextBar(22,16,62,20,0);
TextBar(20,15,60,19,7);
Window(20,15,60,19,7,1);
Print(24,17,"รอร้บรห้สการคถ้ดค้ทอทางโทรศ้พท์ ... ",1,7);
init_port(1,0x83);
do
{
ShowWaitAnimate(58,17,1,7);
code = 0x00;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

code = rport(1);
ch=NULL;
KeyCode=bioskey(1);
if(KeyCode)ch=getch();
}while(code != 0x88&&ch!=27);
if(ch==27)return;

Print(24,17,"ตรวจสอบรหัส 88 ok ...",1,7);
delay(1000);
sport(1,0x24);
Print(24,17,"ส่งรหัส 24 ...",1,7);
CurrentCode=CheckCode();

if((fp=fopen("Data.Dat","rb+"))==NULL)return;
do
{
fread(&People,sizeof(People),1,fp);
TempInt=atoi(People.Code);
if(CurrentCode==TempInt){Found=1;break;}
}while(!feof(fp));
if(Found)
{
delay(100);
sport(1,0x25);
TextBar(4,6,77,22,1);
Print(6,8,"รหัส : ",15,1);
Print(6,9,"ชื่อ : ",15,1);
Print(6,10,"นามสกุล : ",15,1);
Print(6,11,"อายุ : ",15,1);
Print(6,12,"น้ำหนัก : ",15,1);
Print(6,13,"ความสูง : ",15,1);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Print(6,14,"กรุปเลือด :",15,1);
Print(6,15,"ความดัน :",15,1);
Print(6,16,"ที่อยู่ :",15,1);
Print(6,18,"โรคประจำตัว :",15,1);
Print(6,19,"คำวินิจฉัย :",15,1);

Print(21,8,People.Code,14,1);
Print(21,9,People.FirstName,14,1);
Print(21,10,People.SurName,14,1);
Print(21,11,People.Age,14,1);
Print(21,12,People.Weight,14,1);
Print(21,13,People.High,14,1);
Print(21,14,People.G,14,1);
Print(21,15,People.P,14,1);
Print(21,16,People.Add1,14,1);
Print(21,17,People.Add2,14,1);
Print(21,18,People.R,14,1);
Print(21,19,People.K1,14,1);
Print(21,20,People.K2,14,1);
delay(2000);
fclose(fp);
long Count=0;
Print(21,22,"รับข้อมูลสิ้นหัวใจ ... ",10,1);
do
{
    ShowWaitAnimate(45,22,10,1);
    WaveData[0]=rport(1);
    Count++;
}while(Count<1000);
for(i=1023;i>=0;i--)
{

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ShowWaitAnimate(45,22,10,1);
WaveData[i]=rport(1);
}
sport(1,0x26);
fp=fopen("Data.Dat","rb+");
fseek(fp,0,SEEK_SET);
int RecNo=0;
do
{
    fread(&People,sizeof(People),1,fp);
    TempInt=atoi(People.Code);
    if(CurrentCode==TempInt){Found=1;break;}
    RecNo++;
}while(!feof(fp));
if(People.DataCount<2)
{
    for(i=0;i<1024;i++)
    {
        People.Wave[1][i]=People.Wave[0][i];
        People.Wave[0][i]=WaveData[i];
    }
    People.DataCount++;
}
else
{
    for(i=0;i<1024;i++)
    {
        People.Wave[2][i]=People.Wave[1][i];
        People.Wave[1][i]=People.Wave[0][i];
        People.Wave[0][i]=WaveData[i];
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    People.DataCount++;
}
fseek(fp,sizeof(People)*RecNo,SEEK_SET);
fwrite(&People,sizeof(People),1,fp);
fclose(fp);
Print(21,22,"Data Ok !           ",10,1);
delay(1000);
}
else
{
    TextBar(20,14,60,18,4);
    Window(20,14,60,18,4,1);
    Print(22,16,"          ไม่พบข้อมูลรหัสนี้ ! ",14,4);
    getch();
    fclose(fp);
}
}

void DisplayWave()
{
    FILE *fp;
    char UseCode[20];
    int Found=0;
    long Temp;
    TextBar(1,25,80,25,0);
    TextBar(1,1,80,24,1);
    Window(1,1,80,24,1,1);
    Window(3,2,78,4,1,0);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Window(3,5,78,23,1,0);
Print(6,3, "แสดงข้อมูลคืนหัวใจผู้ป่วย ",10,1);
TextBar(22,9,62,13,0);
TextBar(20,8,60,12,2);
Window(20,8,60,12,2,1);
Print(22,10,"กรณารอรหัส :",14,2);
Input(39,10,UseCode,16,15,2);
if((fp=fopen("Data.Dat","rb+"))==NULL)return;
do
{
    fread(&People,sizeof(People),1,fp);
    if(!strcmp(People.Code,UseCode)){Found=1;break;}
}while(!feof(fp));
if(Found)
{
    if(People.DataCount==0)
    {
        TextBar(22,16,62,20,0);
        TextBar(20,15,60,19,4);
        Window(20,15,60,19,4,1);
        Print(22,17," ยังไม่ได้บันทึกข้อมูล ! ",14,4);
        getch();
        fclose(fp);
        return;
    }
    TextBar(20,8,70,20,1);
    Print(6,8, "รหัส      :",15,1);
    Print(6,9, "ชื่อ       :",15,1);
    Print(6,10,"นามสกุล   :",15,1);
    Print(6,11,"อายุ      :",15,1);
    Print(6,12,"น้ำหนัก   :",15,1);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Print(6,13,"ความสูง :",15,1);
Print(6,14,"กรู๊ปเลือด :",15,1);
Print(6,15,"ความคั้น :",15,1);
Print(6,16,"ที่อยู่ :",15,1);
Print(6,18,"โรคประจำตัว :",15,1);
Print(6,19,"คำวินิจฉัย :",15,1);

```

```

Print(21,8,People.Code,14,1);
Print(21,9,People.FirstName,14,1);
Print(21,10,People.SurName,14,1);
Print(21,11,People.Age,14,1);
Print(21,12,People.Weight,14,1);
Print(21,13,People.High,14,1);
Print(21,14,People.G,14,1);
Print(21,15,People.P,14,1);
Print(21,16,People.Add1,14,1);
Print(21,17,People.Add2,14,1);
Print(21,18,People.R,14,1);
Print(21,19,People.K1,14,1);
Print(21,20,People.K2,14,1);

```

```

Print(6,22,"กรรณาคบๆมโศกๆ ...",10,1);

```

```

getch();

```

```

SubWave();

```

```

}

```

```

else

```

```

{

```

```

TextBar(22,16,62,20,0);

```

```

TextBar(20,15,60,19,4);

```

```

Window(20,15,60,19,4,1);

```

```

Print(22,17," ไม่พบข้อมูลรหัสนี้! ",14,4);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    getch();
}
fclose(fp);
}

```

```

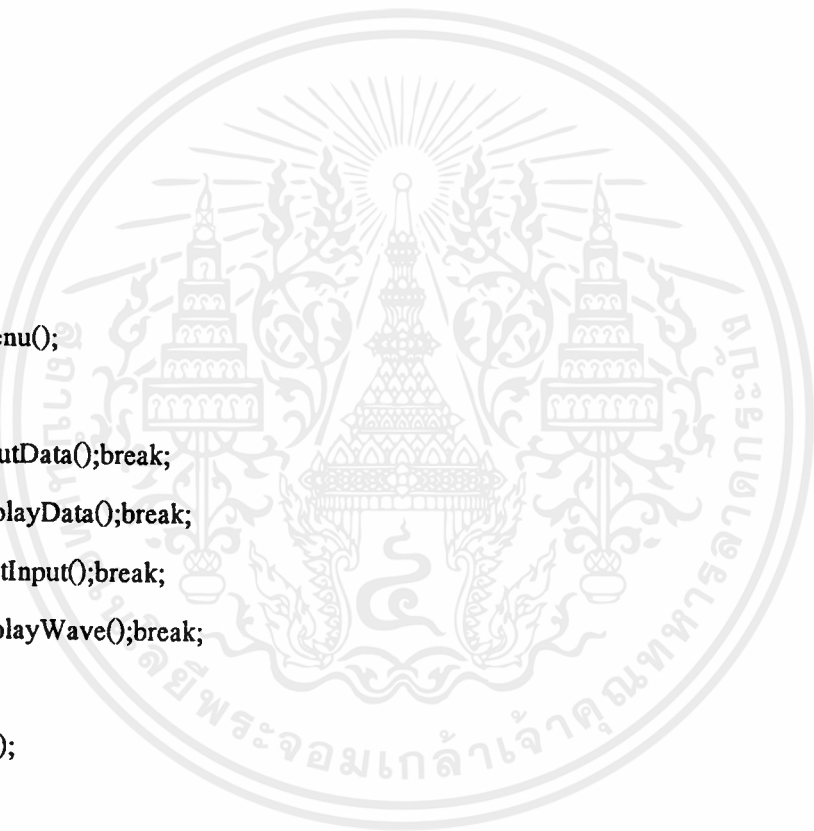
void main()

```

```

{
    int ch;
    Logo();
    do
    {
        clrscr();
        ch=MainMenu();
        switch(ch)
        { case 1:InputData();break;
          case 2:DisplayData();break;
          case 3:WaitInput();break;
          case 4:DisplayWave();break;
        }
    }while(ch!=5);
}

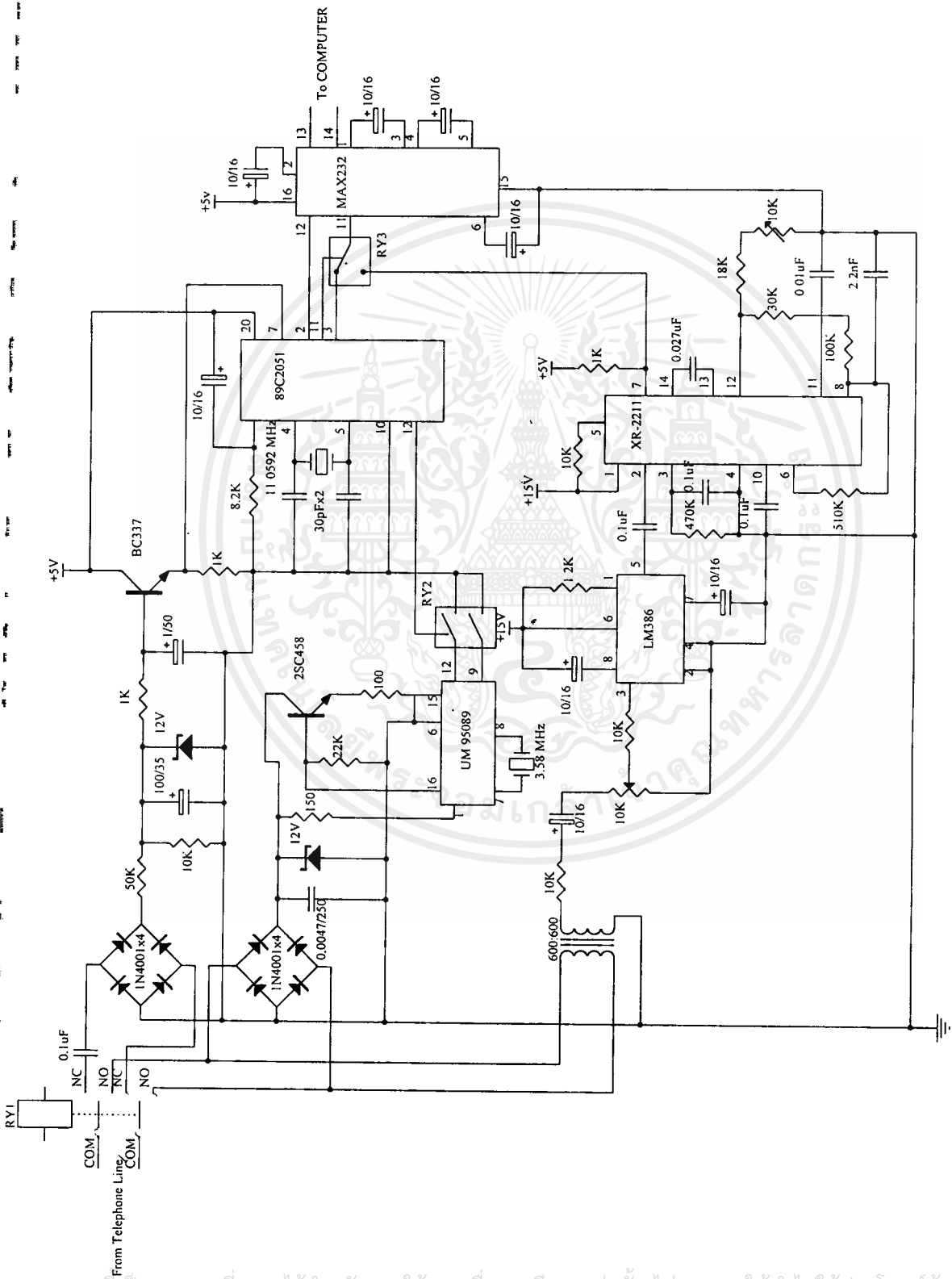
```



ภาคผนวก ฎ
รวมวงจรที่ใช้ในโครงการ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



1. บุรินทร์ โรจน์ชาญชัยกุล และ อนุพงศ์ ทานุพันธ์สกุล “ ระบบการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์” ปรียญานิพนธ์สาขาอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2538
2. อนุวัฒน์ พลอยกระโทก และ จักรพันธ์ ยอดสุข “ การพัฒนาระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคู่สายโทรศัพท์” ปรียญานิพนธ์ ปรียญานิพนธ์สาขาอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2539
3. พยงค์ จูหา “ค่ารากลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก” สำนักพิมพ์ เมคิลล์ มีเดีย 2534



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้