



ระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไร้สาย  
WIERLESS ECG MONITORING SYSTEM

นายเฉลิมพล	วงศ์ทยานิธิ	401091005
นายพิทักษ์	จิระวนิชกุล	401091024
นายศักดิ์	เขมชัย	401091036

โครงการชิ้นนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตร  
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ  
ปีการศึกษา 2543

ระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไร้สาย  
WIRELESS ECG MONITORING SYSTEM

นายเฉลิมพล วงศ์ทยานิธิ  
นายพิทักษ์ จิระวนิชกุล  
นายศักดิ์ เขมชัย

โครงการวิศวกรรมศาสตรนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตร  
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
คณะวิศวกรรมศาสตร มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ  
ปีการศึกษา 2543  
ลิขสิทธิ์ของคณะวิศวกรรมศาสตร มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

หัวข้อโครงการวิศวกรรมศาสตร์	ระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไร้สาย
โดย	นายเฉลิมพล วงศ์ยานิธิ นายพิทักษ์ จิระวนิชกุล นายศักดิ์ เขมชัย
ภาควิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ชาญชัย ไทยเจียม
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	อาจารย์ศิริพงษ์ ฉายสินธุ์ อาจารย์ถนอมศักดิ์ เสนาคำ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ อนุมัติให้นับโครงการวิศวกรรมศาสตร์ เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(รองศาสตราจารย์ ดร.ศักดิ์ กองสุวรรณ)

คณะกรรมการสอบปริญญาโท

..... ประธานกรรมการ  
(อาจารย์ชาญชัย ไทยเจียม)

..... กรรมการ  
(อาจารย์ศิริพงษ์ ฉายสินธุ์)

..... กรรมการ  
(อาจารย์อัครม ม่วงเขาแดง)

..... กรรมการ  
(อาจารย์เสาวนีย์ ทองธรรมชาติ)

## ระบบตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไร้สาย

ปีการศึกษา 2543

โดย

นายเฉลิมพล วงศ์ทยานิธิ

นายพิทักษ์ จิระวนิชกุล

นายศักดิ์ เขมชัย

อาจารย์ที่ปรึกษา

อาจารย์ชาญไชย ไทยเจียม

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

อาจารย์ศิริพงษ์ ฉายสินธุ์

อาจารย์ณอมศักดิ์ เสนาคำ

## บทคัดย่อ

ในการวิเคราะห์สมรรถภาพของนักกีฬาสามารถดูได้จากลักษณะกราฟของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอัตราการเต้นหัวใจขณะออกกำลังกาย ซึ่งเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั่วไปที่ใช้วินิจฉัยโรคของผู้ป่วยทั่วไปนั้นไม่สะดวกที่จะนำมาใช้กับนักกีฬา ที่มีการเคลื่อนไหวและอยู่ห่างจากจุดแสดงผล เช่นในห้องออกกำลังกาย ส่วนหลักการที่ใช้ในการส่งเป็นการมอดูเลตข้อมูลทางความถี่แบบแอนาโลก และส่งสัญญาณผ่านคลื่นวิทยุไปสู่ทางภาครับเพื่อแสดงผลทางคอมพิวเตอร์

## WIRELESS ECG MONITORING SYSTEM

Academic Year 2000

By

Mr. Charlermpon Wongthayaniti

Mr. Pitak Jirawanitkul

Adviser

Mr. Sak Khemachai

Chaisin

Thanomsak Senakam

Project Report Adviser

Mr. Chanchai Thaichiam

Co - Project Report

Mr. Siripong

Mr.

### ABSTRACT

In general to analyze capability of athlete can be observed from character of heart rate while they do exercise. Heart rate monitor that used for investigates patient's disease do not suitable in this case because athletes always move and far apart from display point such as in fitness center. Principle of this engineering project is frequency modulation. It uses to transmit ECG signal from exercise point to monitor point by radio wave. In display section use RS-232 standard to interface digital signal from receiver to computer.

## กิตติกรรมประกาศ

ในการจัดทำโครงการวิศวกรรมนี้คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณ อาจารย์ชาญไชย ไทยเจียม อาจารย์ที่ปรึกษาที่ให้โอกาส และมีความเชื่อมั่นว่าคณะผู้จัดทำจะทำสำเร็จแม้จะต้องรอถึงนาที่สุดท้ายก็ตาม อาจารย์ศิริพงษ์ นายสินธ์อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่ให้คำชี้แนะที่มีค่ามหาศาล และอาจารย์ถนอมศักดิ์ เสนาคำ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมผู้จุดประกายความคิดเริ่มต้นของโครงการชิ้นนี้ ตลอดจนอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรม ไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่าน ที่ช่วยเหลือและให้คำปรึกษาตลอดจนแนะนำการทดสอบแก้ไขโครงการจนมีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น ขอขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ ที่เป็นกำลังใจตลอดเวลาไม่ว่าจะรู้สึกท้อแท้เพียงใดก็ตาม

ขอขอบคุณ คุณ สุภชัย ยิ่งเจริญ ที่ให้ความช่วยเหลือยามติดปัญหาเฉพาะหน้า คุณอภิชาติ บุญกิตติเจริญ สำหรับความมีน้ำใจ คุณเทพรัตน์ ลายลักษณ์ ที่ทำให้โครงการชิ้นนี้ดำเนินหน้าต่อไปได้ในช่วงเวลาคับขัน คุณอิสราภรณ์ ดาวราม ที่ส่งกำลังใจให้ตลอด คุณสุรชาติ สุวัชรกุลธร ที่เอื้อเฟื้อเครื่องมือ และคณาจารย์ทุกท่านที่ได้อบรมสั่งสอนให้มีความรู้มาตั้งแต่ต้น จนกระทั่งทำให้ผู้จัดทำมีความรู้ความสามารถพอที่จะจัดทำและเขียนโครงการเล่มนี้ขึ้นมาได้

คณะผู้จัดทำ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ง
กิตติกรรมประกาศ	จ
สารบัญ	ฉ
สารบัญภาพ	ช
บทที่	
1. บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ	1
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
2. ทฤษฎีและหลักการทั่วไป	
2.1 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ	3
2.2 การเกิดและการกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
2.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ	5
2.4 การสุ่มตัวอย่าง(Sampling)	13
2.5 วงจรกรองความถี่	22
2.6 เครื่องส่งวิทยุ	23
2.7 เครื่องรับวิทยุ	25
2.8 สายอากาศในงานสื่อสารด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า	26
2.9 วิชาลเบสิกคืออะไร มีความเป็นมาอย่างไร	35
2.10 การถ่ายข้อมูลแบบอนุกรม	37
2.11 การไป้อสทรานซิสเตอร์	39
2.12 สูตรการส่งผ่านกำลังงานของฟรีส	43
2.13 การพันขดลวดให้ได้ค่าตามต้องการ	46

บทที่	สารบัญ(ต่อ)	หน้า
	2.14 ข้อกำหนดการเกิดออสซิลเลตโดยทรานซิสเตอร์	45
<b>3.</b>	<b>การออกแบบและการคำนวณวงจร</b>	
3.1	ภาคส่งสัญญาณ	50
3.2	ภาครับสัญญาณและแสดงผล	55
<b>4.</b>	<b>ผลการทดลอง</b>	
4.1	ส่วนภาคส่งสัญญาณ	63
4.2	ส่วนภาครับสัญญาณ	65
4.3	ภาคส่งและภาครับวิทยุ	66
4.4	การแสดงผลของโปรแกรม	67
4.5	ผลการทดลองกับผู้ทดสอบ	68
<b>5.</b>	<b>สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ</b>	
5.1	สรุปผลการทดลอง	
	70	
5.2	ข้อเสนอแนะ	
	70	
	เอกสารอ้างอิง	
	71	
ภาคผนวก		72
	ภาคผนวก ก ความหมายของคำที่ใช้กับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
	ภาคผนวก ข Datasheet	



## สารบัญภาพ

รูปที่	หน้า
2.1 ส่วนต่าง ๆ ของระบบนำไฟฟ้าหัวใจ	4
2.2 การกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ชนิด EKG	6
2.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ	7
2.4 Normal sinus rhythm	8
2.5 การวางอิเล็กโทรดไว้บนแขนและขา	10
2.6 การวางอิเล็กโทรดตามตำแหน่งต่างๆบนหน้าอก	11
2.7 ความสัมพันธ์ของอิเล็กโทรดที่วางบนหน้าอกกับหัวใจ	12
2.8 ส่วนประกอบพื้นฐานของตัวแปลง สัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล	13
2.9 การสุ่มสัญญาณแอนะล็อกในลักษณะซุ่ม	14
2.10 การกำเนิดสัญญาณสุ่ม	16
2.11 สัญญาณจำกัดแถบความถี่	18

2.12	แสดงการควอนไทซ์	
19		
2.13	ช่วงความถี่และสัญญาณทางชีวการแพทย์	
21		
2.14	แสดงผลตอบสนองกรองเฉพาะแถบความถี่	
22		
2.15	แสดงผลตอบสนองของวงจรจัดเฉพาะความถี่	
23	2.16 แสดงหลักการเครื่องส่งวิทยุ	
23		
2.17	หลักการของเครื่องรับวิทยุ	
22	2.18 ส่วนประกอบหลักของการสื่อสารโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า	
26	2.19 ภาพเสมือนของกระแสไฟฟ้าและกระแสแม่เหล็กเมื่อวางอยู่เหนือแผ่นโลหะ	
28		
2.20	สายอากาศแนวดิ่งบนพื้นกราวด์	
29		
2.21	แสดงหลักการของสายอากาศโมโนโพล	
31		
2.22	แพทเทินการกระจายคลื่นของสายอากาศไดโพลความยาวครึ่งคลื่น	32
2.23	สายอากาศแบบตรงกับการคิดค่าความยาวประสิทธิผลและความสูงประสิทธิผล	
32		
2.24	แพทเทินของสายอากาศไดโพล ที่มีการแฉงรูปกระแสเป็นแบบไซนูซอยดอล	
34		
<b>สารบัญภาพ(ต่อ)</b>		
		<b>หน้า</b>
รูปที่		
2.25	การแจกแจงกระแสตามสายไดโพลที่ความยาวคลื่นค่าต่าง ๆ	
35		
2.26	แสดง Event-driven Programming ซึ่งมีทางเดินไม่แน่นอน	
37		

2.27	แสดงไคอะแกรมของคอนโทรลเลอร์การสื่อสารอนุกรม 8250	38
2.28	การจ่ายไบอัสให้กับทรานซิสเตอร์	39
2.29	กระแสและทิศทางการไหลของทรานซิสเตอร์	40
2.30		แสดงวงจรแบ่งแรงดัน
41		
2.31	วงจรส่วนอินพุตจากรูปที่	2.30
42		
2.32	แสดงการหาความต้านทานของเทวินิน	42
2.33		การหาค่าแรงดันเทวินิน
42		
2.34	แสดงวงจรสมมูลของเทวินินแทนรูปที่	2.31
43		
2.35	ระบบส่งและรับคลื่น	
43		
2.36	แสดงการพินขดลวด	
45		
2.37	แสดงวงจรออสซิลเลเตอร์แบบเลือกสัญญาณที่คอลเล็กเตอร์	
45		
	2.38 แสดงวงจรเสมือนการเกิดออสซิลเลต	
	46	
2.39	ตัวอย่างวงจรออสซิลเลตแบบ	3 จุด
47		
	2.40 ตัวอย่างวงจรออสซิลเลเตอร์แบบฮาร์ตเลย์ชนิดเบสร่วม	48
	3.1 วงจรขยายอินสทรูเมนต์	
	50	
	3.2 วงจรกรองเฉพาะแถบความถี่	
51		
	3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	
52		

3.4	วงจรกรองความถี่สูงผ่าน	
	53	
3.5	แสดงเครื่องส่งที่ใช้งาน	
	55	
3.6	แสดงวงจรภาครับที่ใช้งาน	
	56	
3.7	แสดงการแปลงจากแอนาลอกเป็นดิจิตอล	
	57	
3.8	แสดงวงจรแปลงสัญญาณแอนาลอกเป็นดิจิตอล	
	59	
3.9	วงจรการสื่อสารข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม	60
3.10	แผนภาพการทำงานโดยรวมของโปรแกรม	61
3.11	แผนภาพการทำงานของโปรแกรมแสดงภาพ	62
	<b>สารบัญภาพ(ต่อ)</b>	
		<b>หน้า</b>
	<b>รูปที่</b>	
4.1	ภาพด้านหน้าของเครื่อง	63
4.2	แสดงภาพด้านหลังของเครื่องส่ง	
	64	
4.3	ภาพด้านบนของเครื่องส่ง	
	64	
4.4	ภาพด้านหน้าของเครื่องรับ	
	65	
4.5	ภาพด้านหลังของเครื่องรับ	
	65	
4.6	อุปกรณ์ภายในของเครื่องรับ	
	66	
4.7	แสดงหน้าต่างหลักของโปรแกรมแสดงผล	
	67	

4.8 แสดงหน้าต่างกรอกข้อมูลผู้รับการตรวจ

68

4.9 แสดงการติดอิเล็กทรอนิกส์บนหน้าจอผู้ทดสอบ

68

4.10 แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดสอบ

69

4.11 แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ยาขนาด

69

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ

เทคโนโลยีปัจจุบันมีความสัมพันธ์กับทุกด้านรวมถึงด้านสุขภาพด้วย แต่เทคโนโลยีด้านนี้ส่วนใหญ่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศและราคาสูง คณะผู้จัดทำจึงคิดที่จะประดิษฐ์เครื่องมือและอุปกรณ์ต่าง ๆ ทางด้านนี้เพื่อช่วยพัฒนาและลดต้นทุนการผลิต เครื่องมือในการวัด สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram; ECG) เป็นอีกอุปกรณ์หนึ่งที่ยังคงมีราคาสูงมาก และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ หากมีการพัฒนาขึ้นใช้เองได้จะเป็นประโยชน์ต่อด้านต่าง ๆ เช่น การแพทย์ และศาสตร์ด้านสุขภาพอื่น ๆ อย่างมาก

เครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในปัจจุบันส่วนมากเป็นแบบส่งสัญญาณทางสายทำให้การใช้งานในภาคสนาม ตลอดจนการเคลื่อนย้ายมีความยุ่งยาก โครงการนี้จึงปรับปรุงเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปในภาคสนามและสามารถแสดงผลที่ห้องปฏิบัติการได้ โดยส่งข้อมูลผ่านคลื่นวิทยุ

#### 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

- 1.2.1 เพื่อบูรณาการความรู้ที่เรียนมาให้เกิดประโยชน์อย่างสูงสุด
- 1.2.2 เพื่อศึกษาการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.2.3 เพื่อศึกษาและออกแบบระบบการทำงานของระบบรับส่งข้อมูลดิจิทัลแบบเลื่อนความถี่โดยวิธีไร้สาย
- 1.2.4 เพื่อศึกษาและออกแบบการเชื่อมต่อข้อมูลกับคอมพิวเตอร์

#### 1.3 ขอบเขตของโครงการ

- 1.3.1 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดขณะออกกำลังกายได้
- 1.3.2 เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแสดงรูปคลื่นและอัตราการเต้นหัวใจ บนคอมพิวเตอร์ได้
- 1.3.3 ระยะทางที่ใช้งาน 50 เมตร ถึง 200 เมตร

#### 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.4.1 ได้ใช้ความรู้ที่เรียนมาให้ก่อประโยชน์สูงสุด
- 1.4.2 ทราบถึงการออกแบบระบบการทำงานของารรับส่งข้อมูลแอนาลอกที่มีการมอดูเลตแบบเลื่อนความถี่
- 1.4.3 ทราบถึงการออกแบบการเชื่อมต่อข้อมูลกับคอมพิวเตอร์
- 1.4.4 ได้เรียนรู้ถึงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย

## บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ

ประกอบด้วย sinoatrial node, atrioventricular node, common AV bundle, right และ left bundle branch และ peripheral หรือ Purkinje fiber นอกจากนี้ยังมีทางติดต่อระหว่าง node และระหว่างเอเตรียมด้วย ดังรูปที่ 2.1 ซึ่งเชื่อว่ามีบทบาทสำคัญใน paroxysmal supraventricular tachycardia

#### Sinoatrial node (SA node)

SA node เป็นกลุ่มเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจที่มีลักษณะพิเศษ โดยเฉพาะคือเป็น pacemaker ของหัวใจ ตำแหน่งอยู่ที่บริเวณแนวต่อของ superior venacava กับเอเตรียมขวา โดยมีหลอดเลือด SA node artery มาเลี้ยง และมีปลายประสาทซิมพาทาเรติกมาอยู่เป็นจำนวนมากเป็นตำแหน่งที่ให้คลื่นไฟฟ้าเป็น excitation wave ไปยัง conducting tissue ของหัวใจ

#### Atrioventricular node (AV node)

AV node อยู่ในผนังของเอเตรียมขวา เหนือ septal leaflet ของลิ้นหัวใจ tricuspid คลื่นไฟฟ้าจาก SA node เมื่อมาถึง AV node จะเสียเวลาตรงบริเวณนี้ประมาณ 0.04 ถึง 0.12 วินาทีซึ่ง ในช่วงนี้กล้ามเนื้อของเวนตริเคิลยังไม่ถูกกระตุ้น จนกว่าเลือดจากเอเตรียมจะถูกบีบเข้าสู่เวนตริเคิลแล้ว ปกติ AV node จะมีหลอดเลือดแดงโคโรนารีขามาเลี้ยงแต่ก็พบว่าร้อยละ 10 ของผู้ป่วยที่ AV node รับเลือดมาจากแขนงcircumflexของหลอดเลือดแดงโคโรนารีซ้าย

#### Bundle of His

Bundle of His เป็นส่วนที่ต่อออกไปจาก AV node เข้าในเนื้อของผนังกั้นระหว่างเวนตริเคิลแล้วแยกเป็น 2 แขนงคือ right และ left bundle branch แต่ละแขนงผ่านซิดคิวแต่ละด้านของผนังกั้นระหว่างเวนตริเคิล

1.Right bundle branch แยกจาก bundle of His แล้วผ่านซิดคิวทางด้านขวาของผนังกั้นระหว่างเวนตริเคิล เป็นแขนงที่ยาวและอยู่ที่ซิดคิวว่า left bundle branch

2.Left bundle branch แยกออกเป็น

2.1 Antero - superior division ซึ่งยาวและอยู่ใต้ซิดคิว มีหลอดเลือดไปเลี้ยงหลอดเลือดเดียว

2.2 Postero - inferior division สั้นและใหญ่ มีหลอดเลือดไปเลี้ยง 2 หลอด



## รูปที่ 2.1 แสดงส่วนต่างๆของระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ

### **Purkinje system**

เป็นเส้นใยที่ออกจาก bundle branch ทั้งสองข้างพบในชั้นใต้เยื่อหัวใจของเวนทริเคิลทำหน้าที่ในการนำคลื่นไฟฟ้าเข้าสู่ผนังกล้ามเนื้อหัวใจ

### **2.2 การเกิดและการกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ**

โดยปกติคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีจุดกำเนิดที่ Pacemaker cell ใน SA node แล้วกระจายไปยัง AV node โดยผ่านทาง anterior, middle และ posterior internodal tract ดังรูปที่ 2.1 ที่ anterior internodal tract มีแขนงแยกไปยังเอเทรียมซ้าย การกระตุ้นจะกระตุ้นที่เอเทรียมขวาก่อนเอเทรียมซ้ายโดยผ่านทาง interatrial tract.

Depolarization ของเอเตรียมทั้งสองข้างจะสิ้นสุดภายในเวลาประมาณ 0.1 วินาที เมื่อผ่านไปยัง AV node คลื่นไฟฟ้าจะล่าช้าประมาณ 0.1 วินาที จึงผ่านไปยัง bundle of His แล้วแยกไปตาม right bundle branch , common left bundle branch , anterior และ posterior division ของ left bundle branch และ Purkinje network. Depolarization ของเวนตริคูลินเวลาประมาณ 0.08-0.1 วินาที โดยเริ่มต้น depolarize ที่ซีกซ้าย ซีกขวาและด้านล่างของผนังกันระหว่างเวนตริคูลตามลำดับก่อนแล้วกระจายไปยัง apex ของหัวใจ ส่วนสุดท้ายที่ถูก depolarize คือ ส่วนของ posterobasal ของเวนตริคูลซ้าย pulmonary conus และส่วนบนสุดของผนังกันระหว่างเวนตริคูล ดังรูปที่ 2.2

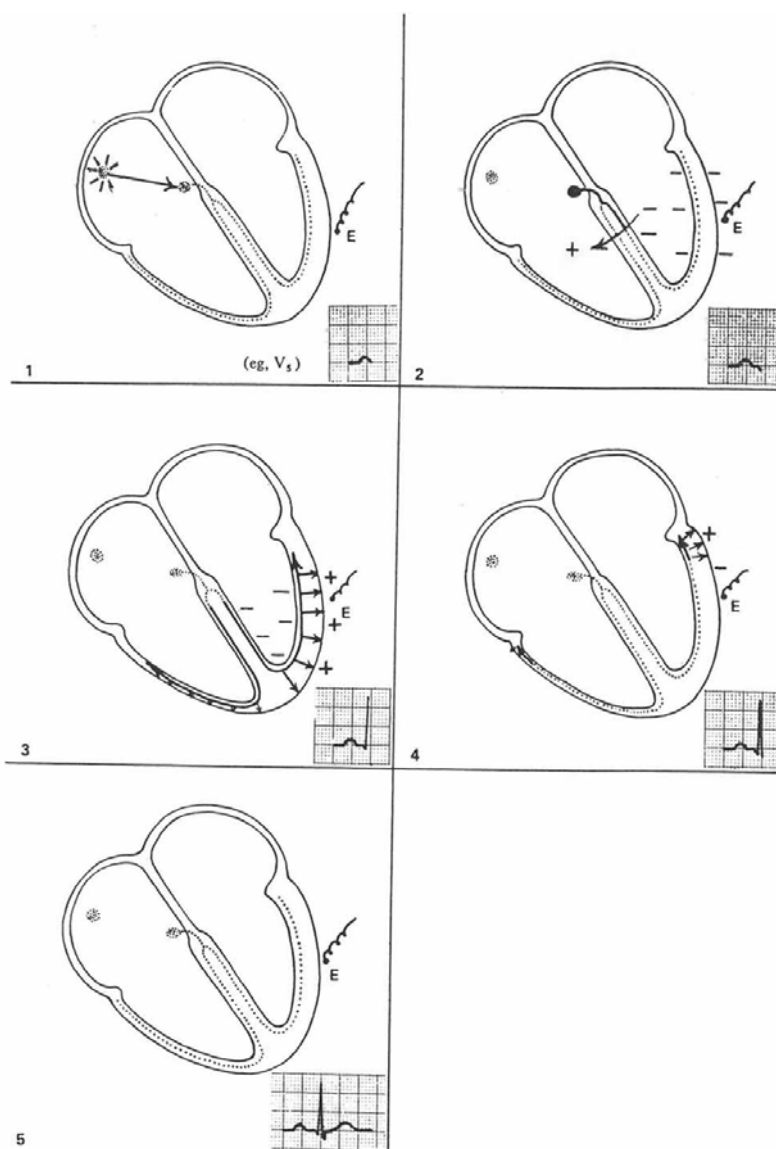
### 2.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ

ขณะที่กล้ามเนื้อหัวใจอยู่ในระยะพัก ศักดาไฟฟ้าภายนอกเซลล์จะเท่ากันหมดโดยเป็นบวกเทียบกับภายในเซลล์ที่เป็นลบ ถ้าวัดความต่างศักดาไฟฟ้าระหว่างจุดสองจุดบนผนังด้านนอกเซลล์จะพบว่า ความต่างศักดานั้นเป็นศูนย์จึงไม่มีคลื่นไฟฟ้าเกิดขึ้นในขณะนั้น แต่เมื่อกล้ามเนื้อถูกเร้าศักดาไฟฟ้าที่เยื่อเซลล์จะเปลี่ยนไปทำให้ภายในเซลล์ มีศักดาไฟฟ้าเป็นลบและข้างในเซลล์เป็นบวกเรียกว่าเกิดdepolarization บริเวณที่ถูกกระตุ้นเกิดความต่างศักดาขึ้นบนเยื่อเซลล์ระหว่างตำแหน่งที่ถูกกระตุ้นและตำแหน่งที่ยังไม่ถูกกระตุ้น นั่นคือเริ่มมี dipole เกิดขึ้นทิศทาง dipole ขึ้นอยู่กับทิศการแผ่กระจายของ depolarization และขนาดของ dipole ขึ้นอยู่กับพื้นที่ของเยื่อเซลล์ที่ถูกกระตุ้นและไม่ถูกกระตุ้นในการบันทึกภาพความต่างศักไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมักจะใช้คลื่นของกราฟเป็นบวกเมื่อทิศทางของ dipole วิ่งเข้าหาอิเล็กโทรดและเป็นลบเมื่อทิศทางของ dipole วิ่งไปจากอิเล็กโทรด

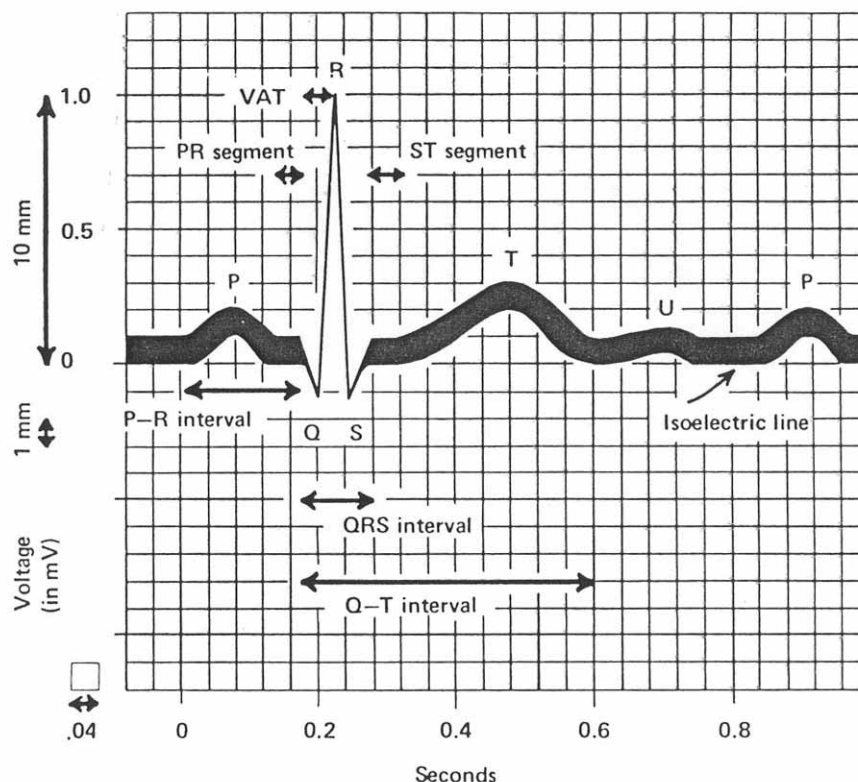
การเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าเริ่มต้นจาก primary pacemaker ของหัวใจเอเตรียมขวาถูกเหนี่ยวนำทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าแผ่ไปทั่วเอเตรียมและเวนตริคูลทั้งสองข้างจากสภาพ polarization เป็น depolarization แล้วกลับเป็น polarization ใหม่ที่เราบันทึกคลื่นไฟฟ้าได้โดยใช้เครื่องมือทางไฟฟ้าที่มีความไวและกำลังขยายที่เหมาะสม การบันทึกทำได้โดยใช้ขั้วอิเล็กโทรดวางแต่ที่ตำแหน่งมาตรฐานบนผิวหนังโดยไม่ต้องวัดที่หัวใจโดยตรงเนื่องจากร่างกายมีคุณสมบัติในการนำไฟฟ้าที่ดี คลื่นไฟฟ้าจากหัวใจจึงแผ่ไปทุกทิศทุกทางทั่วร่างกายและออกสู่บริเวณผิวหนังได้ ภาพการเปลี่ยนแปลง

ทางไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือ electrocardiogram หรือเรียกย่อๆ ว่า ECG หรือ EKG ดังรูปที่ 2.3

รูปที่ 2.2 การกระจายของคลื่นไฟฟ้าซึ่งทำให้เกิด EKG complex



รูปที่ 2.3 แสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ ซึ่งให้เห็นถึงช่วงต่างๆของคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้



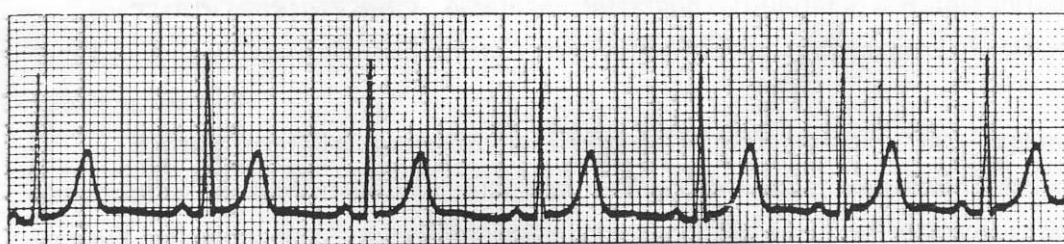
ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ จะเริ่มตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจแต่ละครั้ง ดังนั้นจึงเกิดขึ้นเป็นจังหวะที่มีความถี่เท่าอัตราการเต้นของหัวใจ ภาพคลื่นไฟฟ้าในแต่ละจังหวะประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าย่อย 3 คลื่นคือ

**P wave** เป็นผลรวมทางไฟฟ้าของ depolarization ที่เกิดขึ้นที่เอเตรียมซ้ายและขวา เกิดก่อนที่ เอเตรียมทั้งสองข้างจะมีการบีบตัว

**QRS complex** เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก depolarization ของเวนตริเคิลซ้ายและขวาเกิดก่อนที่ เวนตริเคิลทั้งสองข้างบีบตัว

**T wave** เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก repolarization ของเวนตริเคิลทั้งซ้ายขวาเกิดก่อนที่เวนตริเคิลทั้งสองจะคลายตัว

สำหรับ repolarization ของเอเตรียมมักไม่เห็นเพราะเกิดในช่วง depolarization ของเวนตริเคิลจึงถูกบดบังไป คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเป็นกราฟที่บันทึกต่อเนื่องและเกิดซ้ำๆกันของคลื่น P,Q,R,S และ T รูปแบบของคลื่นแต่ละคลื่นจะมีมาตรฐานกำหนดไว้ทั้งขนาด รูปร่างและจังหวะที่สม่ำเสมอด้วยอัตรา 60-100 ครั้ง/นาที ถ้าลักษณะดังกล่าวนี้เกิดขึ้นตลอดเวลา เราสรุปได้ว่า ไม่มีความคิดปกติของลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเรียกภาวะปกตินี้ว่า normal sinus rhythm ดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 Normal sinus rhythm

### Normal Sinus Rhythm

อัตราอยู่ในช่วงปกติ 60-100 ครั้ง/นาที

**Isoelectric line** คือ baseline ของกราฟเป็นเส้นตรงในแนวอนที่ังไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

**P wave** เป็นคลื่นที่ deflect จาก baseline เกิดจาก depolarization ของเอเตรียมสำหรับ repolarization ของเอเตรียม เกิดขึ้นช้าและมีความแรงไฟฟ้าต่ำทำให้ไม่พบ atrial T wave ซึ่งอาจจะซ่อนอยู่ใน QRS complex

**P-R interval** เป็นช่วงเวลาที่คลื่นไฟฟ้าจาก SA node ผ่านทัวเอเตรียมไปยัง AV node ค่าปกติ 0.12-0.2 วินาที เป็นช่วงที่นับจากจุดเริ่มของ P wave ไปยังจุดเริ่มของ QRS complex

**QRS complex** เป็น deflection จาก baseline เกิดจาก depolarization ของเวเนทริเกิลช่วงปกติคือ 0.06-0.08 วินาที

**ST Segment** เป็นช่วง isoelectric line เริ่มจากจุดสิ้นสุดของ QRS complex ไปยังจุดเริ่มต้นของ T wave

**T wave** เป็น deflection จาก baseline เกิดจาก repolarization ของเวเนทริเกิลและมีทิศทางไปในทางเดียวกันกับ QRS complex

**U wave** เป็น deflection เล็กๆ เกิดตามหลัง T wave ปกติไม่ค่อยพบ ลักษณะสำคัญไม่แน่นอนจะพบได้ชัดเจนในภาวะโปรแตสเซียมในเลือดต่ำ

ในปัจจุบัน คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีได้ประกอบด้วยกราฟเพียงกราฟเดียวอย่างที่ได้อ่านมาแล้ว แต่จะมีถึง 12 แลวดด้วยกัน แต่ละแลวดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เราเรียกว่า lead ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าที่สมบูรณ์จะต้องประกอบด้วย 12 lead เสมอ แต่ละ lead เกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวกและลบไว้ในที่ต่างๆกันบนร่างกาย lead ทั้ง 12 นี้ แบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดด้วยกันคือ

2.3.1 **Standard lead หรือ Bipolar lead หรือ limb lead** เกิดจากการวางอิเล็กโทรดไว้บนแขนและขา คือ อิเล็กโทรดอันหนึ่งอยู่บนแขนขวา อีกอันอยู่บนแขนซ้าย และอีกอันอยู่บนขาซ้ายหรือเท้าซ้าย เรามักวางที่เท้าซ้าย เพราะสะดวกกว่า และรูปคลื่นไฟฟ้าก็มีรูปร่างเหมือนกัน คลื่นไฟฟ้าที่วัดได้นี้เป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างขั้วทั้งสองของอิเล็กโทรดที่วางไว้ตามจุดต่างๆ จากการกระทำเช่นนี้ทำให้เราได้คลื่นไฟฟ้า 3 lead ด้วยกันคือ

Lead I ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย

Lead II ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย

### บทที่ 3

#### การคำนวณและการออกแบบวงจร

##### 3.1 ภาคส่งสัญญาณ

ภาคส่งสัญญาณจะประกอบไปด้วย วงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนต์ซึ่งเป็นวงจรที่มีความสำคัญ เพราะเป็นวงจรที่จะต้องรับหน้าที่ขยายสัญญาณหัวใจที่มาจากอิเล็กโทรดและมีขนาดเล็กเพียงประมาณ 10 มิลลิโวลต์ได้โดยที่ต้องมีอัตราขยายที่สูงและมีเสถียรภาพ ซึ่งเมื่อขยายสัญญาณแล้ว จะต้องนำสัญญาณที่ได้นี้ไปกรองด้วยวงจรกรองเฉพาะแถบความถี่ เพราะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีเฟรควเอนซ์แปรครัมอยู่ในช่วงประมาณ 14 ถึง 20 เฮิร์ตเท่านั้น จากนั้นจะนำสัญญาณที่ผ่านการกรองแล้วไปมอดูเลตทางความถี่เพื่อส่งออกทางอากาศ ไปยังเครื่องรับต่อไป

##### 3.1.1 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนต์ (Instrument Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนต์เป็นวงจรที่ใช้โอปแอมป์ประคิษฐ์ขึ้น เพื่อใช้ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่มีขนาดเล็ก ในโครงการนี้ได้ออกแบบวงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนต์ โดยใช้ไอซีเบอร์ AD521 ของบริษัทแอนาลอกดีไวส์ ซึ่งมีรูปแบบการต่อดังรูป 3.1 อัตราขยายสามารถ

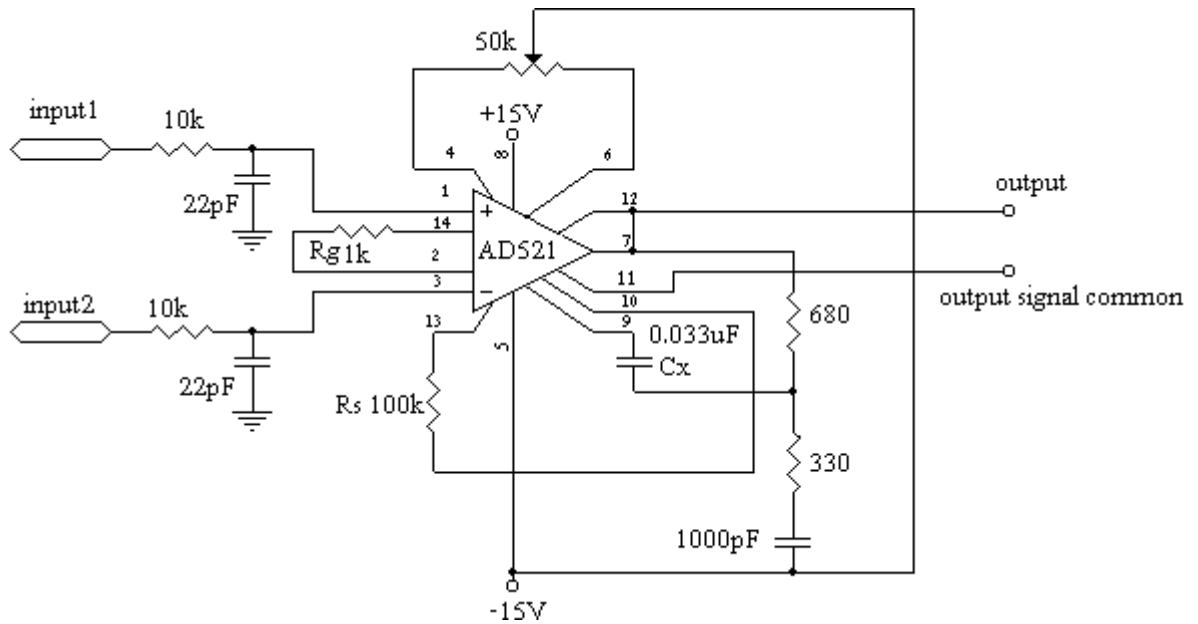
คำนวณได้จาก 
$$A_v = \frac{R_s}{R_g}$$

โดยเลือก  $R_s$  ให้มีค่า 100 กิโลโอห์ม และ  $R_g$  ให้มีค่า 1kโอห์ม เพราะฉะนั้นจะหา  $A_v$  ได้

$$A_v = 100$$

เลือกค่าแบนวิดท์ที่ 100 เฮิร์ต ( $f_c = 100$  เฮิร์ต) เพราะฉะนั้นจะหาค่า  $C_x$  ได้จาก

$$C_x = \frac{1}{2 * \pi * f_c} \\ = 0.033\mu F$$

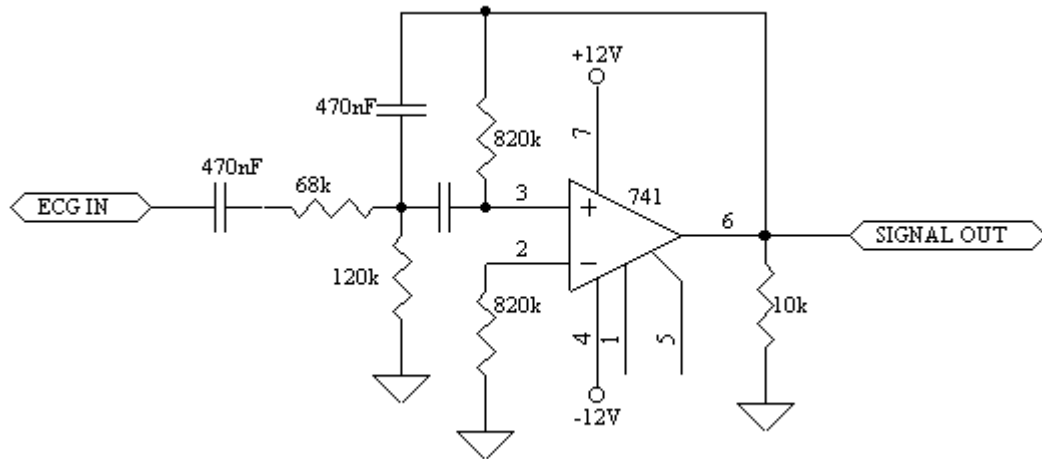


รูปที่ 3.1 วงจรอินสทรูเมนต์แอมพลิไฟเออร์

### 3.1.2 วงจรกรองเฉพาะแถบความถี่ (Bandpass Filter)

สัญญาณคลื่นหัวใจนั้นมีเพาเวอร์สเปกตรัมสูงสุดที่ 17 เฮิรต์ และมีแบนวิดท์ 6 เฮิรต์ซึ่งในวงจรกรองความถี่ดังรูปที่ 3.2 นั้นได้ทำหน้าที่ดังกล่าว คือได้กรองเฉพาะแถบความถี่ที่ต้องการให้ผ่านไปได้ สามารถคำนวณค่าควอลิตี้แฟกเตอร์ได้ดังสมการ

$$\begin{aligned}
 Q &= \frac{f_c}{f_h - f_l} \\
 &= \frac{17}{20 - 14} \\
 &= 2.833
 \end{aligned}$$



รูปที่ 3.2 แสดงวงจรกรองเฉพาะแถบความถี่

เนื่องจากวงจรกรองชนิดนี้เมื่อได้ทำการทดลองจริงๆแล้ว ได้ผลลัพธ์คือ ความถี่ที่ผ่านไปได้ อยู่ใน ช่วง 0-40 เฮิร์ต เพราะฉะนั้นจึงทำการออกแบบวงจรกรองถี่เพิ่มขึ้นอีก 2 วงจร คือวงจรกรอง ความถี่ต่ำผ่าน และวงจรกรองความถี่สูงผ่าน รูปที่ 3.3 คือรูปวงจกรองความถี่ต่ำผ่าน กำหนดค่า ความถี่คัตออฟที่ 24 เฮิร์ต เมื่อกำหนดค่า  $C = 0.33\mu\text{F}$  จะสามารถหาค่า  $R$  ได้ดังสมการ

$$\begin{aligned}
 R &= \frac{1}{2 * \pi * f_c * C} \\
 &= \frac{1}{2 * \pi * 24 * 0.33\mu} \\
 &= 20095.3211 \text{ ohms}
 \end{aligned}$$

เพราะฉะนั้นเลือกใช้ค่า  $R = 20,000$  โอห์ม

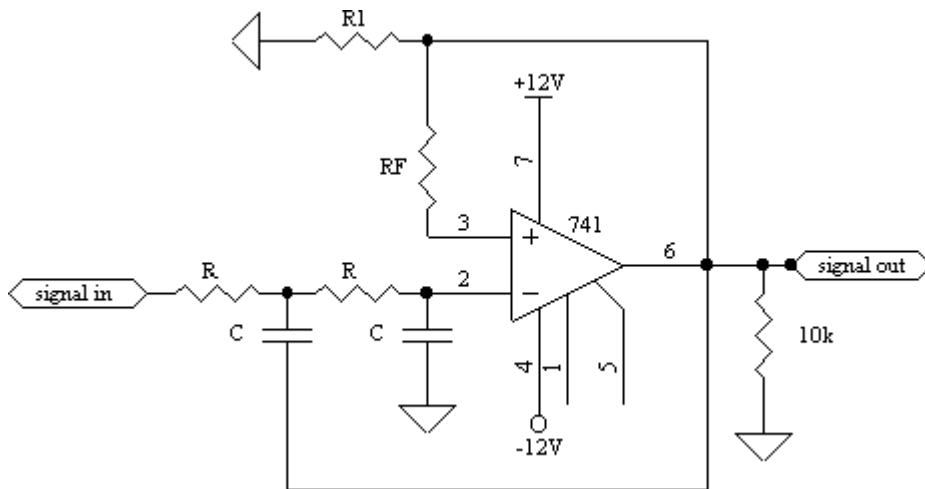
เกนของวงจรคือ

$$A_f = 1 + \frac{R_F}{R_1}$$

เพราะฉะนั้น

$$\begin{aligned}
 A_f &= 1 + \frac{10,000}{10,000} \\
 &= 2
 \end{aligned}$$





รูปที่ 3.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

วงจรต่อไปคือวงจรกรองความถี่สูงผ่าน แสดงได้ดังรูปที่ 3.4 โดยคำนวณค่า R ได้จากสมการ

$$R = \frac{1}{2 * \pi * f_c * C}$$

เลือกค่าความถี่คัตออฟ 13 เฮิรต์ C = 0.22uF

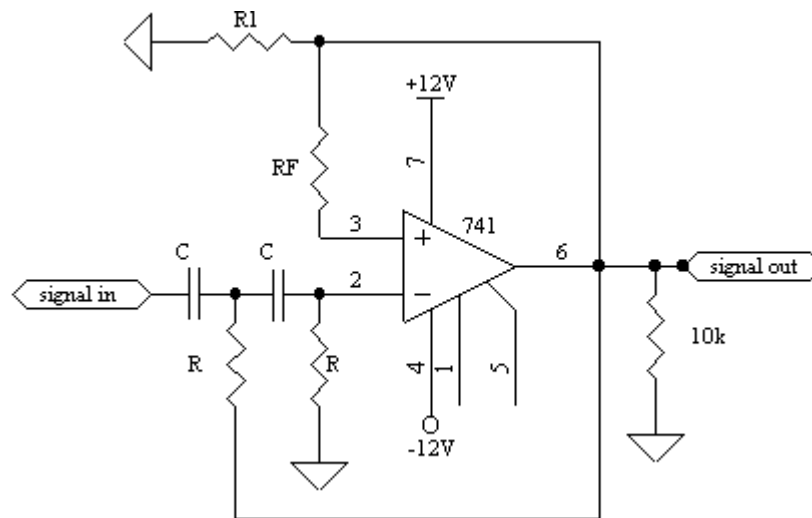
$$\begin{aligned} R &= \frac{1}{2 * \pi * 13 * 0.22\mu} \\ &= 55,648.58 \text{ Ohms} \end{aligned}$$

เกนของวงจรคือ

$$A_f = 1 + \frac{R_F}{R_1}$$

เพราะฉะนั้น

$$\begin{aligned} A_f &= 1 + \frac{10,000}{10,000} \\ &= 2 \end{aligned}$$



รูปที่ 3.4 วงจรความถี่สูงผ่าน

### 3.1.3 ระบบสื่อสารวิทยุ

หลักการสื่อสารด้วยระบบคลื่นวิทยุประกอบด้วยส่วนที่สำคัญสองส่วนคือ เครื่องส่งวิทยุ และ เครื่องรับวิทยุ

การออกแบบภาคส่งประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ที่สำคัญคือภาคขยายอินพุต ใช้ทรานซิสเตอร์ 2N2222 ไบอัสแบบแบ่งแรงดันเป็นตัวขยายส่งไปยังภาคกำเนิดความถี่ ซึ่งใช้ทรานซิสเตอร์ 2N2222 ต่อเป็นวงจรแบบ ฮาร์ตเลย์ ใช้ตัวเก็บประจุต่อขนานกับขดลวดสัญญาณอินพุตที่เข้ามาจะ กำหนดกระแสที่คอลเลกเตอร์ต้องจ่ายเพื่อกำเนิดความถี่ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงของความถี่ซึ่งเป็น หลักการของ เครื่องส่ง FM

เลือกทรานซิสเตอร์ เบอร์ 2N2222 เพราะสามารถทำงานได้ความถี่สูงและมีกำลังสูงสุดซึ่ง อยู่ในช่วงที่ดี คือ ประมาณ 500 mW และ อยู่ในช่วงที่คำนวณได้จากสมการของฟริส เมื่อกำลังต่ำ สุดที่เครื่องรับสามารถรับได้ที่ 75 โอห์ม เป็น

$$P = \frac{(1.5 \times 10^{-6})^2}{75} = 30.0 \times 10^{-15} \quad \text{W}$$

และกำลังสูงสุดที่สามารถรับได้เป็น

$$P = \frac{(200 \times 10^{-6})^2}{75} = 533.33 \times 10^{-6} \quad \text{W}$$

จะได้กำลังส่งต่ำสุดเครื่องรับมาสารรับได้ตามสมการของฟริส

โดยเลือกความถี่(f)ที่ 110MHz หรือความยาวคลื่น( $\lambda$ )เท่ากับ 2.73 เมตรที่ระยะห่าง 200 เมตร และใช้สายอากาศโมโนโพลที่มีอัตราขยาย 3.28 เมื่อเทียบกับสายอากาศไอโซโทปิก หรือคิดเป็น 5.16 dB

$$P = \frac{16p^2(200)^2}{2.73^2 \times (5.16)^2}$$

$$P = 0.954 \quad \text{nW}$$

การทำงานของวงจรตัวต้านทาน R1ถึง R4 ทำหน้าที่ไบอัสกระแสตรงให้กับทรานซิสเตอร์ตัวที่ 1 ตัวเก็บประจุ C3 ทำหน้าที่ผ่านสัญญาณกระแสสลับลงกราวด์ทำให้การไบอัสค่อนข้างคงที่ C2 ทำหน้าที่ทำหน้าที่กันกระแสตรงจากขาคอลเลกเตอร์ของทรานซิสเตอร์ตัวที่ 1 ไม่ให้เข้าไปยังขาเบสของทรานซิสเตอร์ตัวที่ 2 ในขณะที่เดียวกันก็จะทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณอินพุตเข้าไปยังภาคกำเนิดสัญญาณความถี่ ซึ่งเป็นวงจรถัดไป สัญญาณที่ถูกขยายจากทรานซิสเตอร์ตัวที่ 1 จะถูกส่งเข้าขาเบสของทรานซิสเตอร์ตัวที่ 2 ทรานซิสเตอร์ตัวที่ 2 และวงจรร่วม(C5 และตัวเหนี่ยวนำ)ต่อกับภาคกำเนิดความถี่การออสซิลเลตของวงจรจะถูกควบคุมด้วยสัญญาณอินพุตที่เข้ามายังขาเบสของทรานซิสเตอร์ตัวที่ 2 ทำให้เกิดการมอดูเลตสัญญาณอินพุตเข้ากับสัญญาณคลื่นพาห้ในรูปของสัญญาณ FM ขึ้น ตัวต้านทาน R6 ทำหน้าที่จำกัดสัญญาณอินพุตที่เข้ามามอดูเลตกับคลื่นพาห้ช่วยไม่ให้เกิดความเพี้ยน(distortion)ของสัญญาณอินพุต ตัวต้านทาน R6 ถึง R9 ทำหน้าที่เป็นตัวจัดไบอัส กระแสตรงให้ทรานซิสเตอร์ตัวที่ 2 ทั้งนี้ทรานซิสเตอร์ตัวที่ 2 ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณความถี่(oscillator) และเป็นตัวมอดูเลตสัญญาณ(modulator)พร้อมกันในตัว C5 ใช้ปรับความถี่ในวงจรแท็งก์(tank circuit)ของและ C4 ทำหน้าที่ผ่านสัญญาณ RF ที่ไม่ต้องการลงกราวด์ไปช่วยให้ทำงานได้อย่างราบเรียบ

การหาค่าความถี่ของวงจรเป็นไปตามสมการวงจรกำเนิดความถี่แบบฮาร์ทเลย์คือ

$$f = \frac{1}{2p\sqrt{(L_1 + L_2)C_5}}$$

เมื่อ C5 เท่ากับ 20 pF ค่าความเหนี่ยวนำหาได้จากสมการคือ

$$L = \frac{1}{4p^2 f^2 C}$$

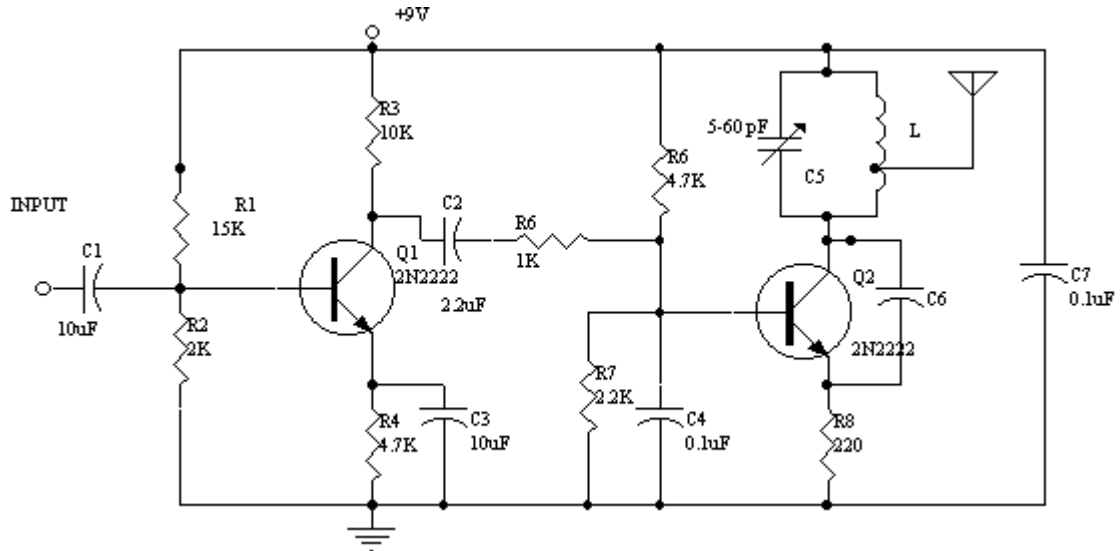
$$L = \frac{1}{4p^2 \times 20 \times 10^{-12} \times (110 \times 10^6)^2}$$

$$L = 0.105 \quad \mu\text{H}$$

จำนวนรอบที่ต้องพันคือ 6 รอบ แล้วต่อจากขดลวดรอบที่สองจากด้านล่างต่อออกสาย

อากาศ

วงจรที่ได้เป็นดังรูป



รูปที่ 3.5 แสดงเครื่องส่งที่ใช้งาน

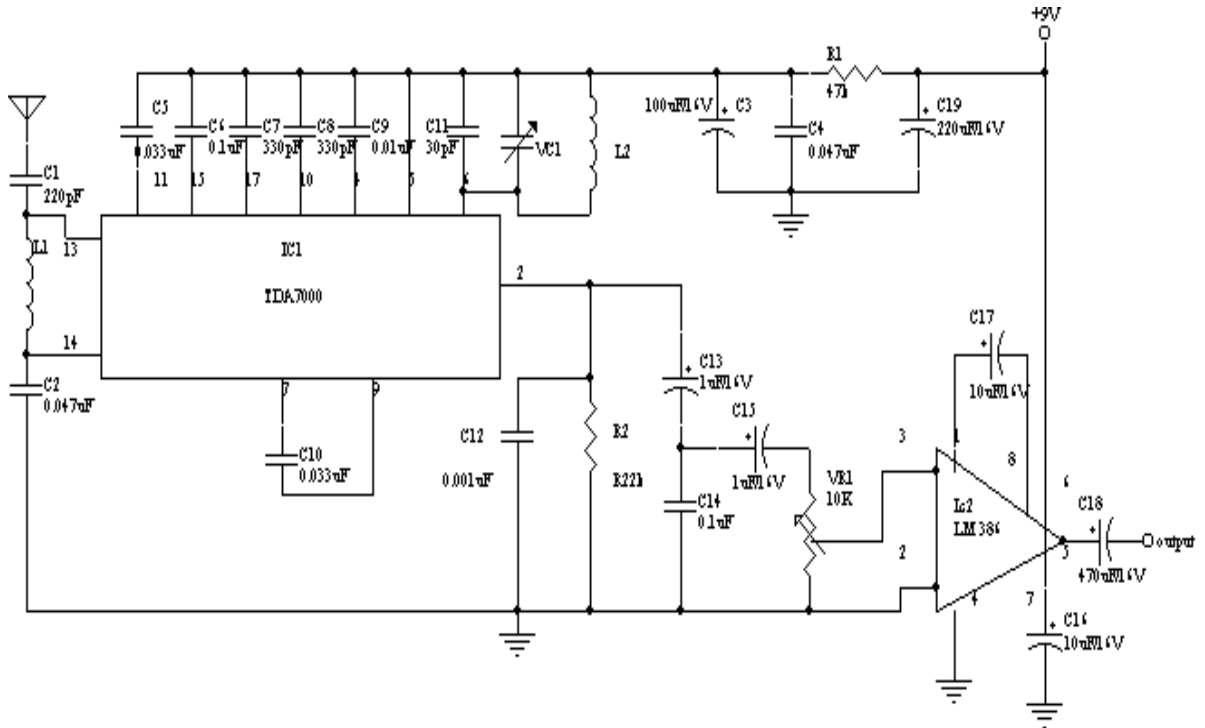
### 3.2 ภาครับสัญญาณและแสดงผล

ภาครับและแสดงผลนี้ จะเริ่มจาก สัญญาณจะถูกตีมอดูเลตทางความถี่โดยเครื่องรับ จะได้สัญญาณที่เป็นคลื่นหัวใจกลับมา จากนั้นจะนำสัญญาณนี้ ไปเข้าวงจรแปลงจากแอนาลอกเป็นดิจิตอลเพื่อที่จะส่งข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลต่อไป

#### 3.2.1 วงจรภาครับสัญญาณเอฟเอ็ม

ส่วนวงจรเครื่องรับใช้การประยุกต์ใช้งานไอซีสำเร็จรูปที่มีวงจรภาคต่าง ๆ ในตัวเดียวโดยต่อตามข้อมูลของไอซี โดยหลักการทำงานคือ สายอากาศจะรับสัญญาณเข้ามาที่ C1 และ L1 ซึ่งเป็นจูนเนอร์ของสายอากาศก่อนเข้าที่ 13 และ 14 ของไอซี เบอร์ TDA7000 ซึ่งเป็นภาคมิกเซอร์อยู่ภายใน ส่วน C 2 ทำหน้าที่คัปปลิ่งสัญญาณที่ไม่ต้องการลงกราวด์สัญญาณที่เข้ามาสามารถเลือกรับได้จากการปรับ VC1 ที่ต่อขนานกับ C11 และ L2 ที่ทำหน้าที่เป็นภาคกำเนิดความถี่(ขาที่ 5 และ ขาที่ 6) เมื่อได้สัญญาณที่ต้องการแล้วจะถูกกรองความถี่โดย C5 ถึง C10 (ภาค ไอเอฟ) และส่งผ่านที่ภาคดีเทคเตอร์ จากนั้นข้อมูลที่ต้องการจะออกมาทางด้านขา 2 ของไอซี TDA7000 โดยมี C12 และ R2 ทำหน้าที่ชดเชยสัญญาณ (ดีเอ็มพาสซิส) สัญญาณที่ได้ผ่าน C13 และ C15 เข้า VR1 ที่ควบคุมความแรงของสัญญาณก่อนเข้าขา 3 ของไอซีเบอร์ LM 386 ทำหน้าที่เป็นภาคขยายโดยมี C 16 ทำหน้าที่

กรองความถี่สูงลงกราวด์และ C17 ทำหน้าที่ป้อนกลับสัญญาณ สัญญาณที่มีการขยายจะออกมาที่ขา 5 ผ่าน C18 ส่งข้อมูลออกมา สำหรับ R1,C3และ C13 ทำหน้าที่กรองแรงดันก่อนจ่ายให้อิซี

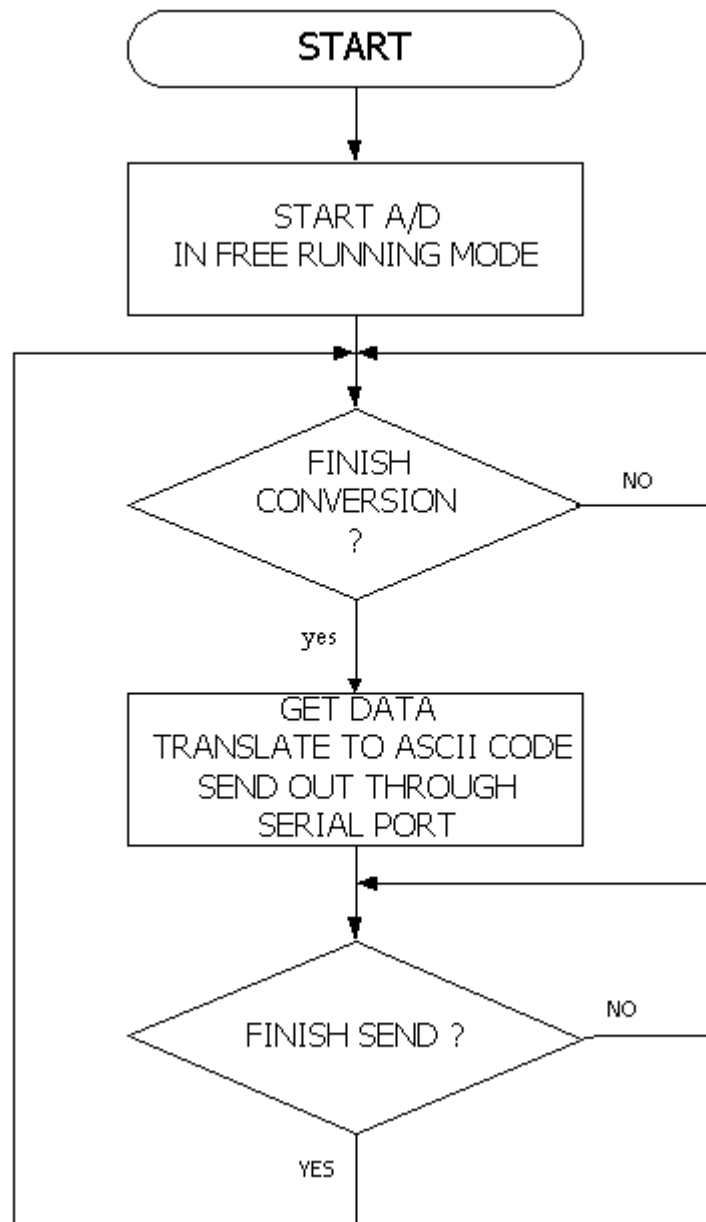


TDA7000 ส่วนC4 ป้อนกันไม่ให้ความถี่สูงไปรบกวนการทำงานของวงจร วงจรการทำงานเป็นดังนี้

รูปที่ 3.6 แสดงวงจรภาครับที่ใช้งาน

### 3.2.2 วงจรแปลงสัญญาณแอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล (Analog to Digital Converter)

การแปลงสัญญาณแอนาลอก เป็นสัญญาณดิจิตอลนั้น จะใช้วงจรดังรูป 3.7 ซึ่งประกอบด้วย ไอซีเบอร์ ADC0804 ของบริษัทเนชั่นแนลเซมิคอนดักเตอร์ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ 89C51 ของบริษัทแอทเมด เป็นตัวควบคุมรับค่าข้อมูลขนานจาก ADC0804 และส่งค่าออกมาผ่านทางพอร์ตอนุกรมเพื่อจะนำไปมอดูเลตทางดิจิตอลต่อไป โพลซาร์ทของโปรแกรมที่ใช้ควบคุมซึ่งเขียนโดยภาษาแอสเซมบลีของไมโครคอนโทรลเลอร์ดังนี้



รูปที่ 3.7 แสดงการแปลงจากแอนาลอกเป็นดิจิตอลแล้วส่งออกมาเป็นรหัสแอสกี

จากรูป 3.7 สามารถนำมาเขียนโปรแกรมได้ดังนี้

```

org 0000h
mov p0.2,#1b ;set p0.2 to input interrump from ad
mov p2,#0ffh ;set p2 to input data form ad
mov r3,#20
; start set of serial communication
  
```

```

setb  tr1

mov   tmod,#20h

anl   pcon,#01111111b

mov   th1,#0fdh

mov   scon,#50h

; main program
main:  clr    p0.0          ;start conversion (cs = 0 )
       call  delay
       mov   r0,p2        ;store data from ad pass p2 to r0

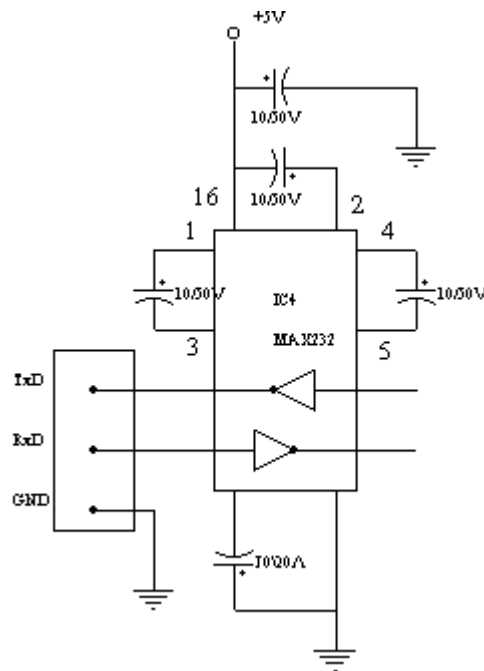
; prepare to send ascii code throuh Tx port
       MOV   A,R0
       SWAP  A
       ANL   A,#0FH
       LCALL CHANGE
       MOV   A,R0
       ANL   A,#0FH
       LCALL CHANGE
       sjmp  main

; this is function to proceed send ascii code through Tx port
CHANGE: PUSH  ACC
        CLR   C
        SUBB  A,#0AH
        POP   ACC
        JC    W
        ADD   A,#7
W:      ADD   A,#30H
        MOV   SBUF,A
        JNB  TI,$
        CLR  TI

```



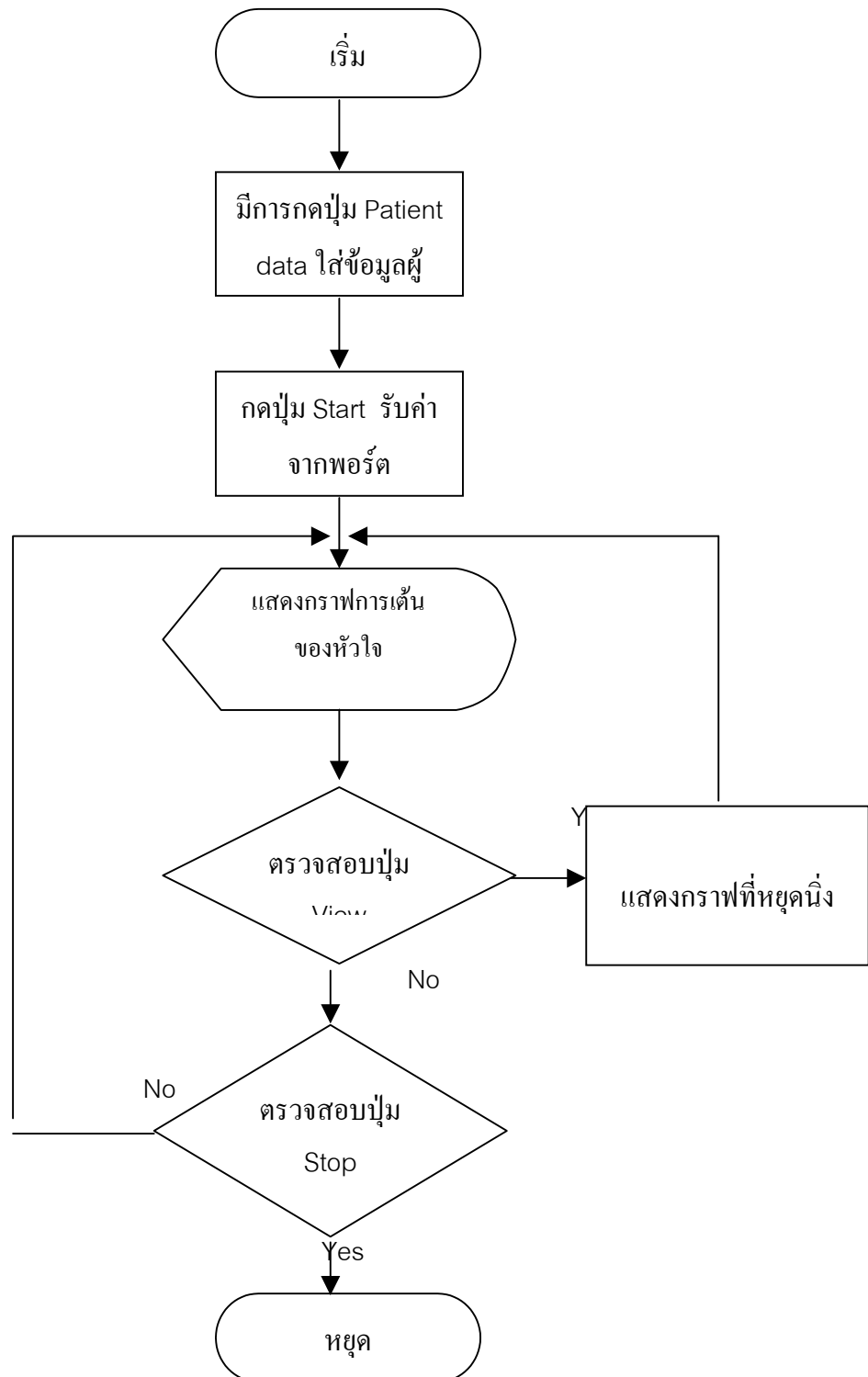




รูปที่ 3. 9 วงจรการสื่อสารข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม

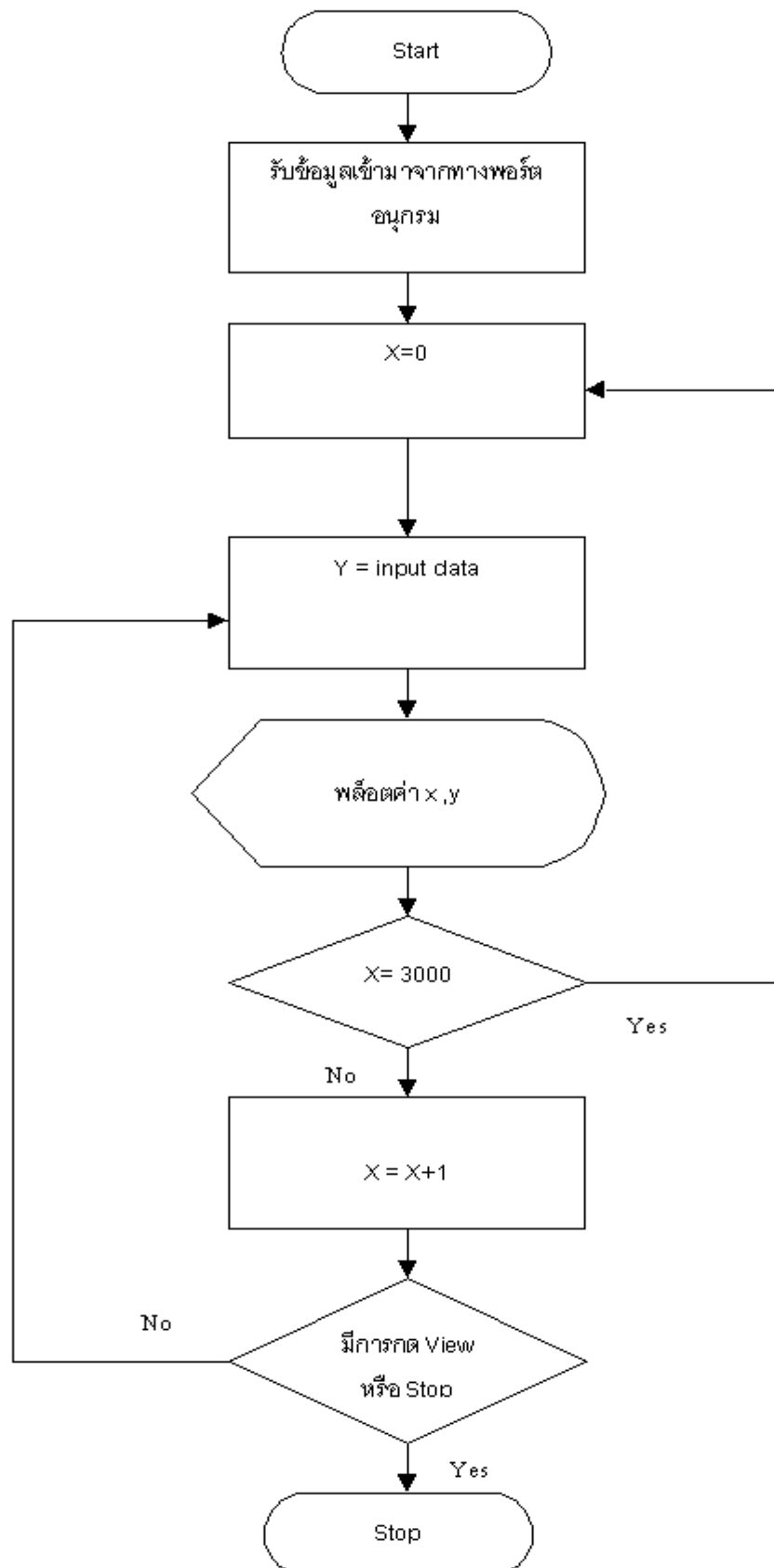
### 3.2.3 โปรแกรมการแสดงผล

ในส่วนของโปรแกรมแสดงผลได้ทำการเขียนโปรแกรมด้วยภาษาวิซวลเบสิก ซึ่งเป็นลักษณะการเขียนโปรแกรมแบบตอบสนองต่อเหตุการณ์(Event-driven) โดยมีการโปรแกรมที่แบ่งแยกเหตุการณ์ต่างๆ ไว้อย่างชัดเจน ซึ่งสามารถควบคุมการทำงานได้ง่ายขึ้น โดยการเขียนโค้ด(Code) ให้ควบคุมเหตุการณ์ที่เกิดกับวัตถุ(Object)แต่ละอันดังแผนภาพการทำงานนี้



รูปที่ 3.10 แผนภาพการทำงานโดยรวมของโปรแกรม





รูปที่ 3.11 แสดงแผนภาพการทำงานของโปรแกรม

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

ในส่วนของผลการทดลองจะแยกออกเป็นสองส่วน คือส่วนภาคส่งสัญญาณ และส่วนของภาครับสัญญาณ

#### 4.1 ส่วนภาคส่งสัญญาณ

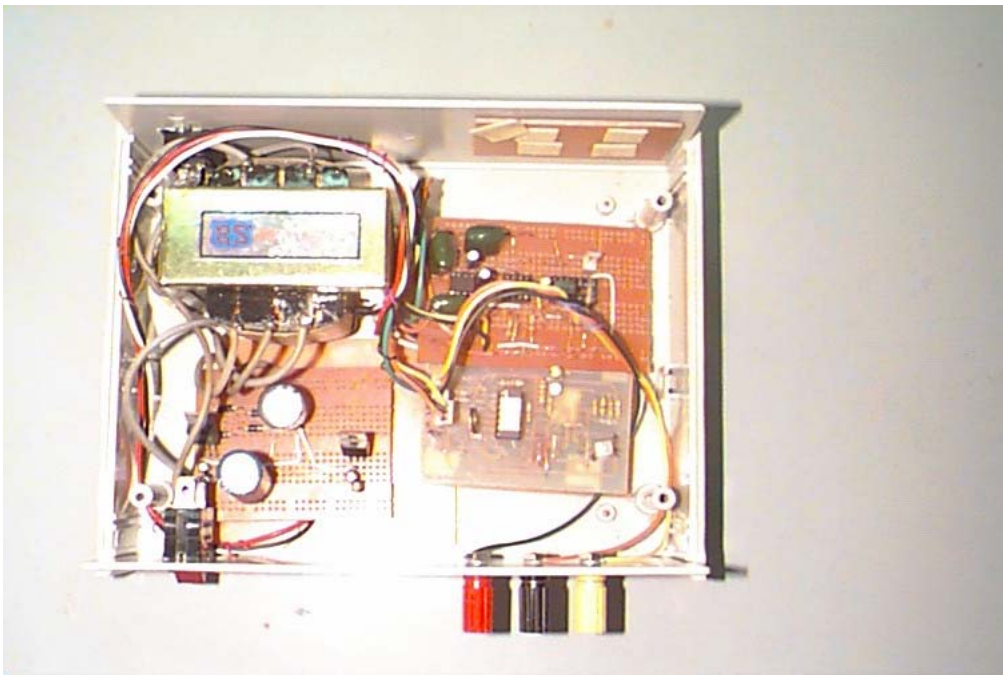
ในภาคนี้จะประกอบไปด้วย วงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนต์ วงจรกรองความถี่ และวงจรเครื่องส่งวิทยุ ซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.1 ถึง รูปที่ 4.3



รูปที่ 4.1 ภาพด้านหน้าของเครื่องส่ง



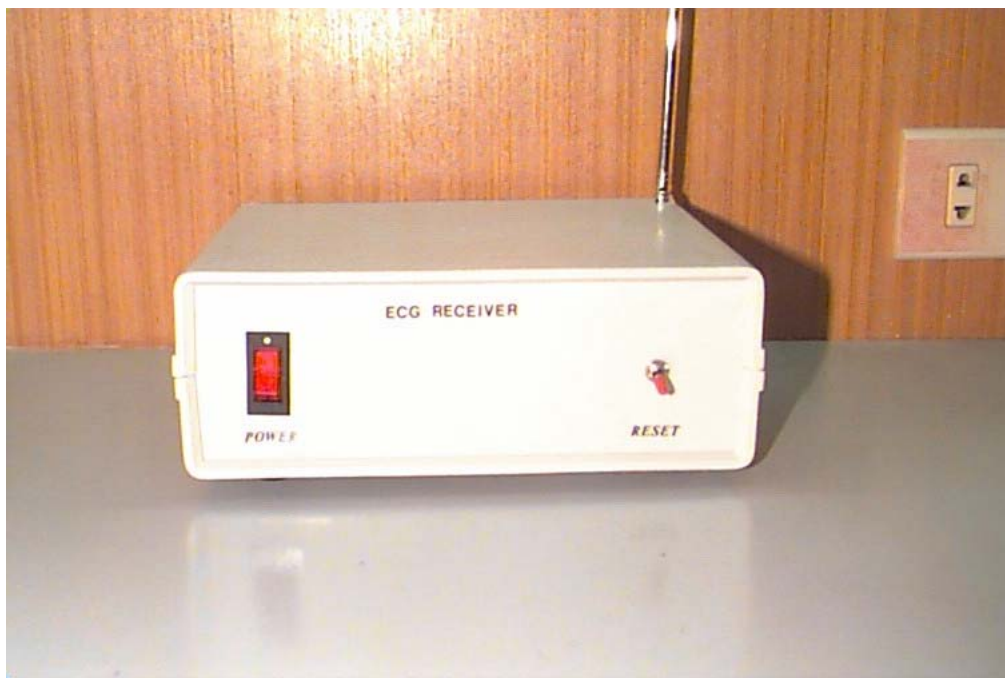
รูปที่ 4.2 แสดงด้านหลังของเครื่องส่ง



รูปที่ 4.3 แสดงภาพด้านบนของเครื่องส่ง

## 4.2 ส่วนภาครับสัญญาณ

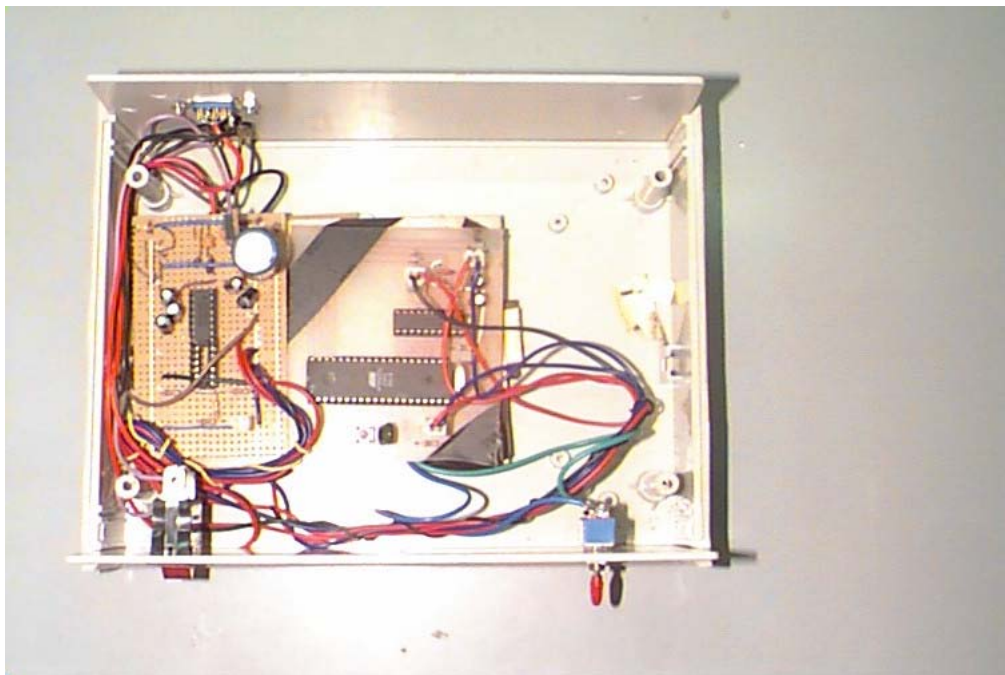
ทางด้านวงจรเครื่องรับสามารถแสดงได้ ดังรูปที่ 4.4 ถึงรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.4 แสดงด้านหน้าของเครื่องรับ



รูปที่ 4.5 แสดงด้านหลังของเครื่องรับ



รูปที่ 4.6 แสดงอุปกรณ์ภายในของเครื่องรับ

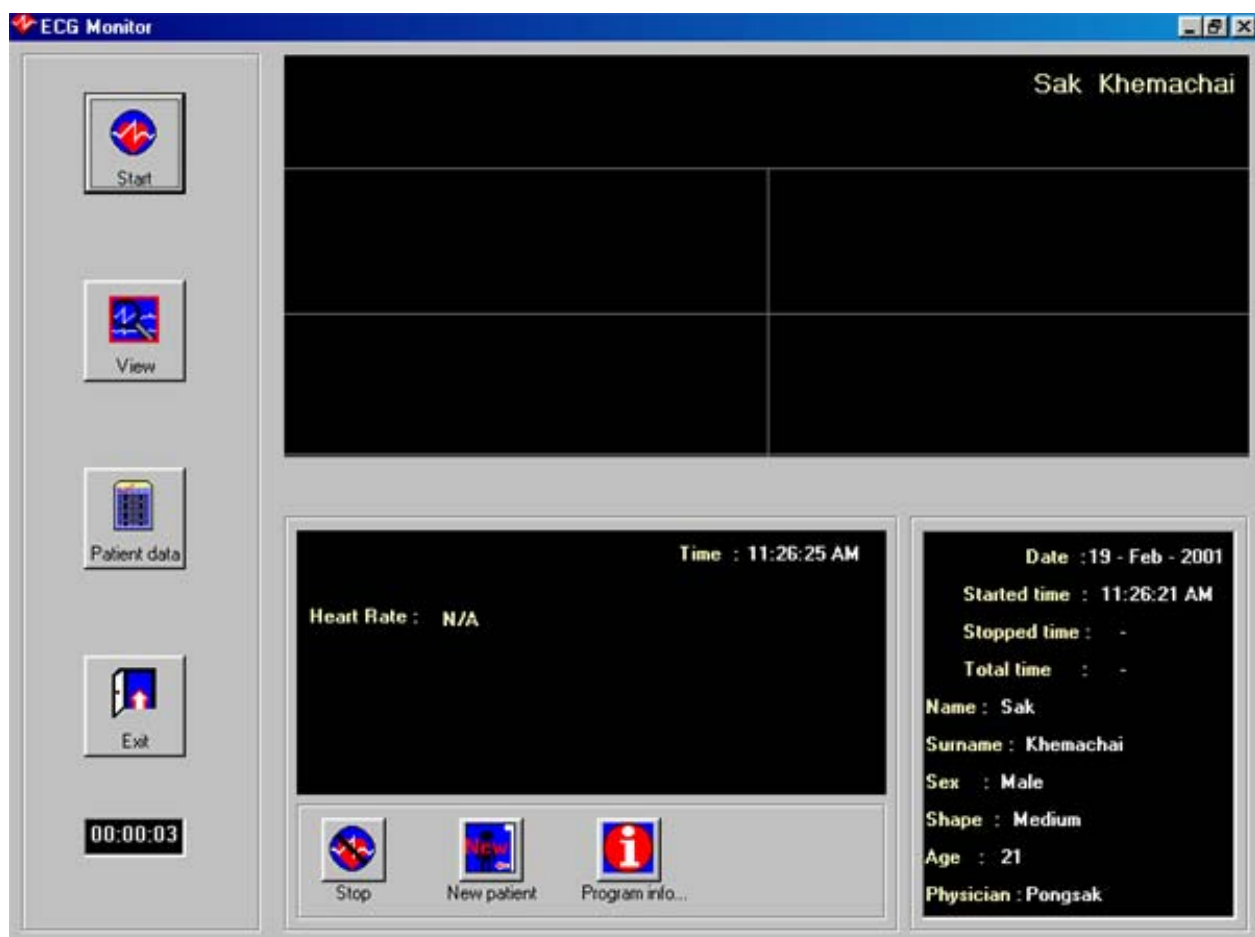


#### 4.3 ภาคส่งวิทยุและภาครับวิทยุ

เมื่อต่อวงจรตามแบบโดยต่อออกสายอากาศโมโนโพลแล้วปรับค่าทริมเมอร์เพื่อหาความถี่ที่ต้องการโดยประยุกต์เข้ากับเครื่องรับวิทยุเอฟเอ็มทั่วไปโดยป้อนอินพุตที่เป็นสัญญาณเสียง พบว่าสามารถรับสัญญาณได้ ถ้าใช้แหล่งจ่ายจากแบตเตอรี่จะไม่มีสัญญาณรบกวน แต่หากใช้แหล่งจ่ายจากการแปลงกระแสสลับ จะมีผลคือมีสัญญาณรบกวนจากสัญญาณ 50 Hz บ้างเล็กน้อยแต่สามารถแก้ไขได้โดยใช้วงจรรักษาระดับแรงดัน และเพิ่มค่าตัวเก็บประจุ จึงสามารถลดค่าสัญญาณรบกวนให้น้อยลงได้ และเมื่อต่อวงจรภาครับตามแบบ แล้วปรับค่าการออสซิลเลตเพื่อเลือกความถี่ สามารถรับคลื่นได้วิทยุทั่วไปได้ และเมื่อใช้รับสัญญาณจากเครื่องส่งที่ทดลองสร้างพบว่าสามารถรับสัญญาณได้จากนั้นปรับความถี่ที่ภาคส่งและภาครับให้ได้ความถี่ที่ต้องการใช้งาน

#### 4.4 การแสดงผลของโปรแกรม

ในการแสดงผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นที่หน้าจอของคอมพิวเตอร์จะมีรูปแบบการแสดงผลดังรูป



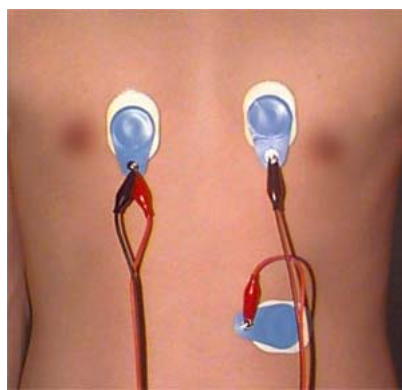
รูปที่ 4.7 แสดงหน้าต่างหลักของโปรแกรมแสดงผล

ก่อนเข้าสู่การแสดงผล จะต้องมีการใส่ข้อมูลของผู้ที่จะรับการตรวจเข้าไปก่อนดังรูปที่ 4.8

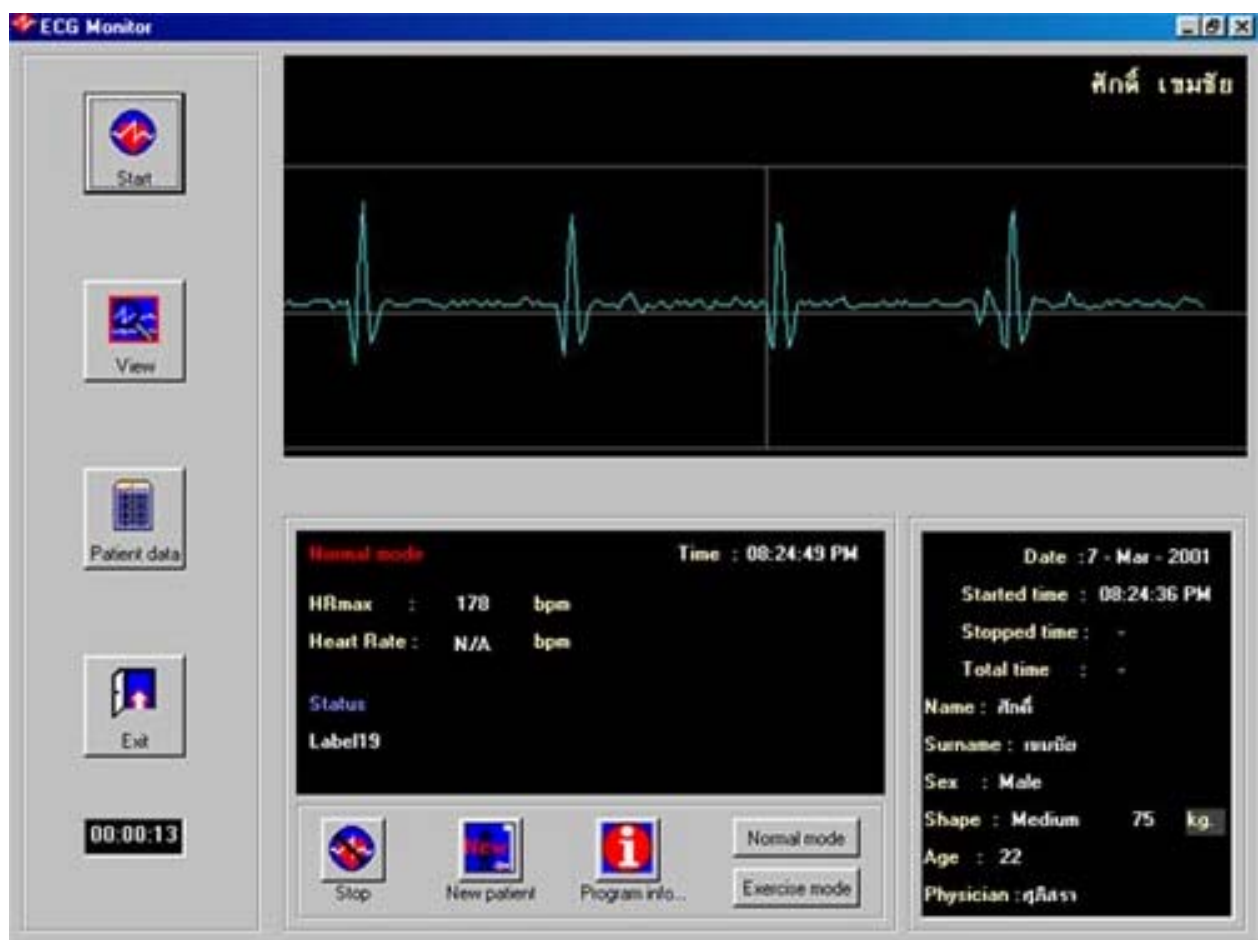
รูปที่ 4.8 แสดงหน้าต่างการกรอกข้อมูลผู้รับการตรวจ

#### 4.5 ผลการทดลองกับผู้ทดสอบ

ในการทดสอบกับตัวผู้ทดสอบ จะต้องมีการติดแผ่นอิเล็กโทรดตามร่างกายสามจุด ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 แสดงการติดอิเล็กโทรดบนหน้าอกของผู้ทดสอบ เมื่อได้ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดสอบโดยผ่านระบบไร้สายแล้ว ปรากฏผลว่า สัญญาณที่ได้รับ มีสัญญาณรบกวนปนมาก สัญญาณที่ได้ไม่สามารถแสดงรายละเอียดได้ดีพอ แต่เมื่อลองส่งแบบมีสายปรากฏผลว่า มีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปรากฏดังรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าจากผู้ทดสอบ



รูปที่ 4.11 แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้โดยการขยายขนาด

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการทดลอง

เมื่อต่อวงจรโดยส่งทางสายแล้วสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ แต่มีสัญญาณรบกวนบ้าง เหตุเนื่องจากสายอิเล็กทรอนิกส์ ไม่มีคุณภาพดีพอ และเมื่อต่อแบบไร้สายและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจพบว่ามีสัญญาณรบกวนมาก อาจเนื่องจากเครื่องรับไม่มีเสถียรภาพพอ เพราะสัญญาณจากภายนอกเข้ามารบกวนทำให้รูปคลื่นเพี้ยนไป และหากเครื่องรับไม่สามารถรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกต้องจากเครื่องส่งได้ จะมีสัญญาณที่ไม่ต้องการเข้ามาในส่วนแสดงผลด้วย

#### 5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 ควรใช้ไอซีอินสทรูเมนต์แอมพลิฟายเออร์ ที่มีการแยกวงจรในตัวเช่น ไอซีเบอร์ AD202 , AD295 เป็นต้น

5.2.2 ควรเปลี่ยนวิธีการกรองจากแอกทีฟฟิลเตอร์ เป็นการใช่วงจรประมวลผลทางดิจิทัล (ดิจิทัลซิกแนลโพรเซสซิ่ง) แทน

5.2.3 เครื่องส่งวิทยุมีสัญญาณไปรบกวนวงจรอื่นด้วย ควรใช้คลื่นต่าง ๆ ในวงจรเพิ่มขึ้น

5.2.4 เนื่องจากสายอิเล็กทรอนิกส์ที่มีขายปัจจุบันมีราคาสูง สายที่ใช้ในการทดลองมีคุณภาพไม่ดีพอ ควรปรับปรุงสายอิเล็กทรอนิกส์ให้มีคุณภาพมากขึ้น

5.2.5 ควรมีการเข้ารหัสและมอดูเลตแบบดิจิทัลเพื่อจะได้ทำการวัดได้หลายคนพร้อมๆกัน

5.2.6 ในส่วนของโปรแกรมควรพัฒนาให้มีการติดต่อกับฐานข้อมูลได้ด้วย

## FM RADIO CIRCUIT

### GENERAL DESCRIPTION

The TDA7000 is a monolithic integrated circuit for mono FM portable radios, where a minimum on peripheral components is important (small dimensions and low costs).

The IC has an FLL (Frequency-Locked-Loop) system with an intermediate frequency of 70 kHz. The i.f. selectivity is obtained by active RC filters. The only function which needs alignment is the resonant circuit for the oscillator, thus selecting the reception frequency. Spurious reception is avoided by means of a mute circuit, which also eliminates too noisy input signals. Special precautions are taken to meet the radiation requirements.

The TDA7000 includes the following functions:

- R.F. input stage
- Mixer
- Local oscillator
- I.F. amplifier/limiter
- Phase demodulator
- Mute detector
- Mute switch

### QUICK REFERENCE DATA

---

Supply voltage range (pin 5)	$V_p$	2,7 to 10 V
Supply current at $V_p = 4,5$ V	$I_p$	typ. 8 mA
R.F. input frequency range	$f_{rf}$	1,5 to 110 MHz
Sensitivity for $-3$ dB limiting (e.m.f. voltage) (source impedance: 75 $\Omega$ ; mute disabled)	EMF	typ. 1,5 $\mu$ V
Signal handling (e.m.f. voltage) (source impedance: 75 $\Omega$ )	EMF	typ. 200 mV
A.F. output voltage at $R_L = 22$ k $\Omega$	$V_o$	typ. 75 mV

---

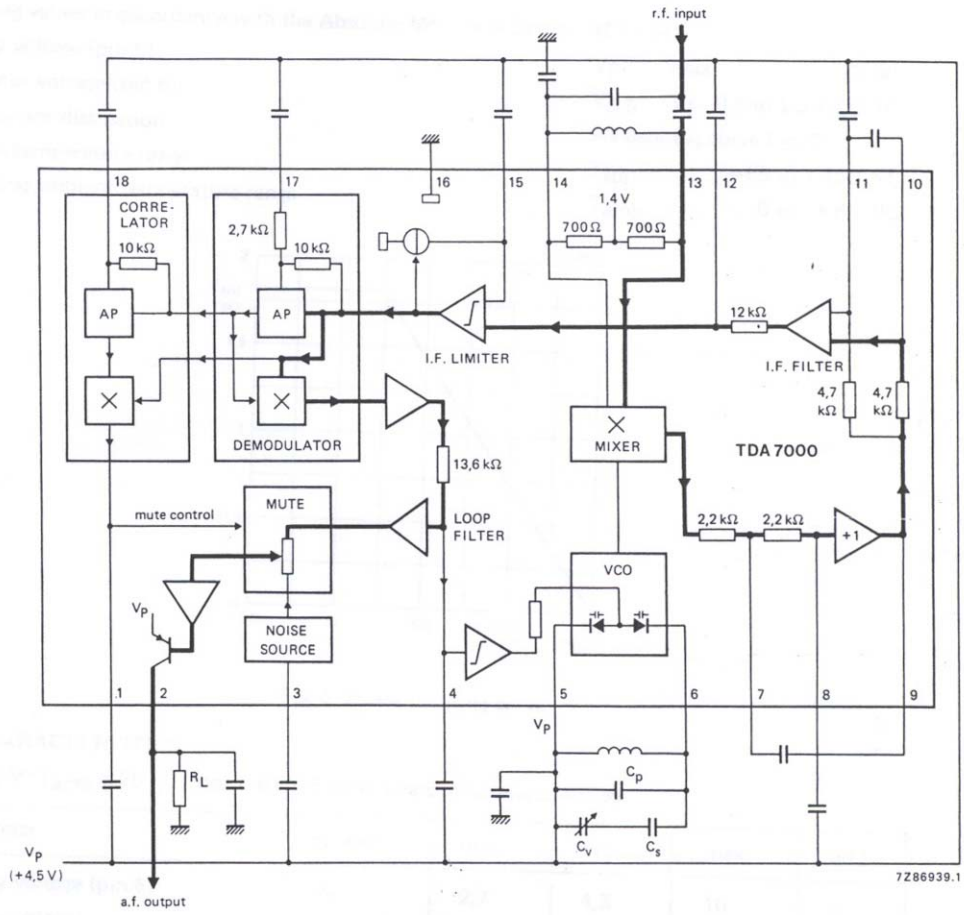


Fig. 1 Block diagram.

## RATINGS

Limiting values in accordance with the Absolute Maximum System (IEC 134)

Supply voltage (pin 5)	$V_P$	max.	12 V
Oscillator voltage (pin 6)	$V_{6-5}$	$V_P - 0,5$ to $V_P + 0,5$	V
Total power dissipation			see derating curve Fig. 2
Storage temperature range	$T_{stg}$		-55 to +150 °C
Operating ambient temperature range	$T_{amb}$		0 to +60 °C

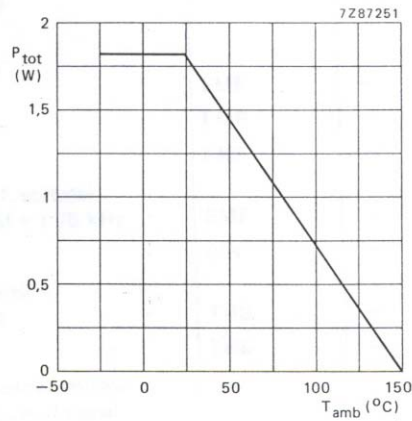


Fig. 2 Power derating curve.

## D.C. CHARACTERISTICS

$V_P = 4,5$  V;  $T_{amb} = 25$  °C; measured in Fig. 4; unless otherwise specified

parameter	symbol	min.	typ.	max.	unit
Supply voltage (pin 5)	$V_P$	2,7	4,5	10	V
Supply current at $V_P = 4,5$ V	$I_P$	—	8	—	mA
Oscillator current (pin 6)	$I_6$	—	280	—	$\mu$ A
Voltage at pin 14	$V_{14-16}$	—	1,35	—	V
Output current at pin 2	$I_2$	—	60	—	$\mu$ A
Voltage at pin 2; $R_L = 22$ k $\Omega$	$V_{2-16}$	—	1,3	—	V



### A.C. CHARACTERISTICS

$V_p = 4,5 \text{ V}$ ;  $T_{amb} = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ ; measured in Fig. 4 (mute switch open, enabled);  $f_{rf} = 96 \text{ MHz}$  (tuned to max. signal at  $5 \text{ } \mu\text{V}$  e.m.f.) modulated with  $\Delta f = \pm 22,5 \text{ kHz}$ ;  $f_m = 1 \text{ kHz}$ ;  $EMF = 0,2 \text{ mV}$  (e.m.f. voltage at a source impedance of  $75 \text{ } \Omega$ ); r.m.s. noise voltage measured unweighted ( $f = 300 \text{ Hz}$  to  $20 \text{ kHz}$ ); unless otherwise specified.

parameter	symbol	min.	typ.	max.	unit
Sensitivity (see Fig. 3) (e.m.f. voltage) for $-3 \text{ dB}$ limiting; muting disabled	EMF	—	1,5	—	$\mu\text{V}$
for $-3 \text{ dB}$ muting	EMF	—	6	—	$\mu\text{V}$
for $S/N = 26 \text{ dB}$	EMF	—	5,5	—	$\mu\text{V}$
Signal handling (e.m.f. voltage) for $THD < 10\%$ ; $\Delta f = \pm 75 \text{ kHz}$	EMF	—	200	—	mV
Signal-to-noise ratio	S/N	—	60	—	dB
Total harmonic distortion at $\Delta f = \pm 22,5 \text{ kHz}$	THD	—	0,7	—	%
at $\Delta f = \pm 75 \text{ kHz}$	THD	—	2,3	—	%
AM suppression of output voltage (ratio of the AM output signal referred to the FM output signal) FM signal: $f_m = 1 \text{ kHz}$ ; $\Delta f = \pm 75 \text{ kHz}$ AM signal: $f_m = 1 \text{ kHz}$ ; $m = 80\%$	AMS	—	50	—	dB
Ripple rejection ( $\Delta V_p = 100 \text{ mV}$ ; $f = 1 \text{ kHz}$ )	RR	—	10	—	dB
Oscillator voltage (r.m.s. value) at pin 6	$V_{6-5(rms)}$	—	250	—	mV
Variation of oscillator frequency with supply voltage ( $\Delta V_p = 1 \text{ V}$ )	$\Delta f_{osc}$	—	60	—	kHz/V
Selectivity	$S_{+300}$	—	45	—	dB
	$S_{-300}$	—	35	—	dB
A.F.C. range	$\Delta f_{rf}$	—	$\pm 300$	—	kHz
Audio bandwidth at $\Delta V_o = 3 \text{ dB}$ measured with pre-emphasis ( $t = 50 \text{ } \mu\text{s}$ )	B	—	10	—	kHz
A.F. output voltage (r.m.s. value) at $R_L = 22 \text{ k}\Omega$	$V_o(rms)$	—	75	—	mV
Load resistance at $V_p = 4,5 \text{ V}$	$R_L$	—	—	22	$\text{k}\Omega$
at $V_p = 9,0 \text{ V}$	$R_L$	—	—	47	$\text{k}\Omega$

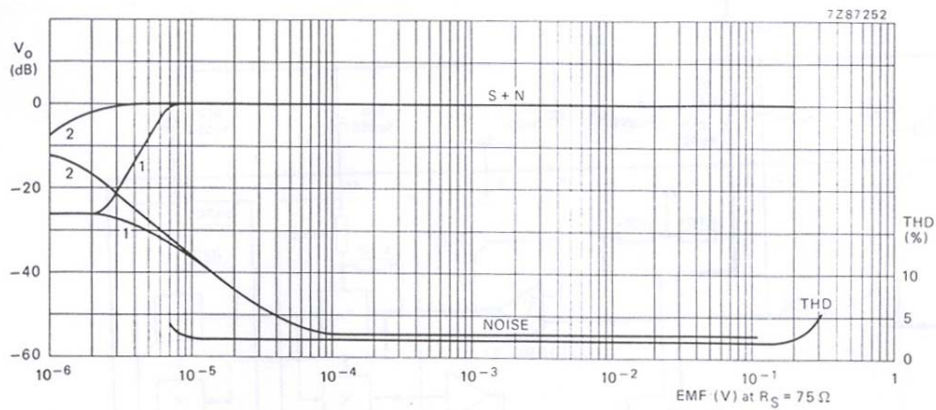


Fig. 3 A.F. output voltage ( $V_O$ ) and total harmonic distortion (THD) as a function of the e.m.f. input voltage (EMF) with a source impedance ( $R_S$ ) of  $75 \Omega$ : (1) muting system enabled; (2) muting system disabled.

Conditions:  $0 \text{ dB} = 75 \text{ mV}$ ;  $f_{rf} = 96 \text{ MHz}$ .

for S + N curve:  $\Delta f = \pm 22,5 \text{ kHz}$ ;  $f_m = 1 \text{ kHz}$ .

for THD curve:  $\Delta f = \pm 75 \text{ kHz}$ ;  $f_m = 1 \text{ kHz}$ .

#### Notes

1. The muting system can be disabled by feeding a current of about  $20 \mu\text{A}$  into pin 1.
2. The interstation noise level can be decreased by choosing a low-value capacitor at pin 3. Silent tuning can be achieved by omitting this capacitor.

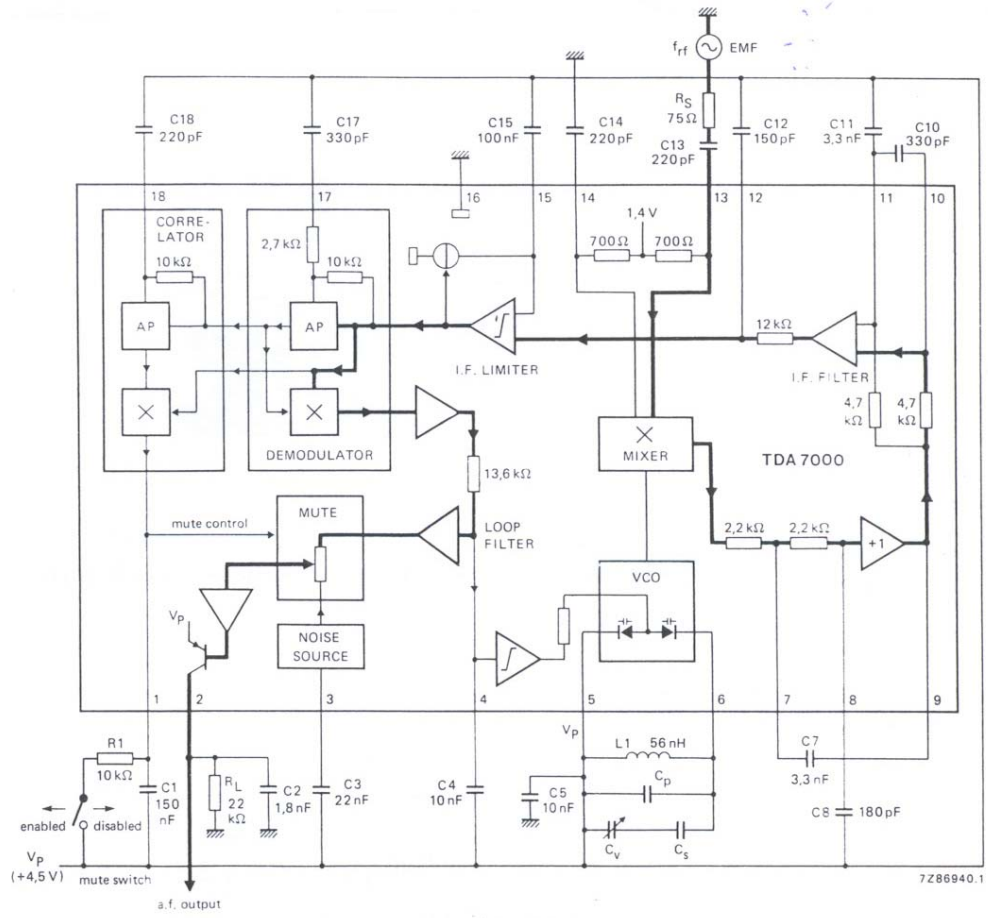
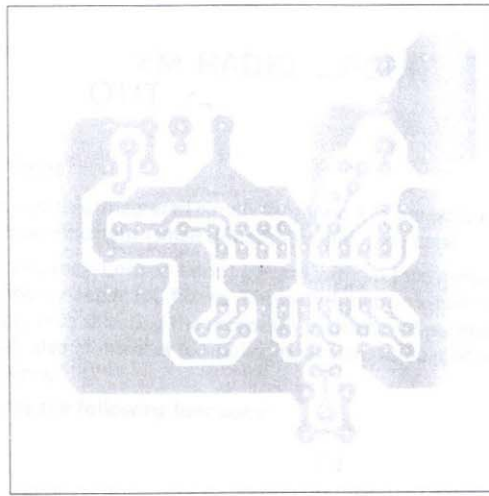
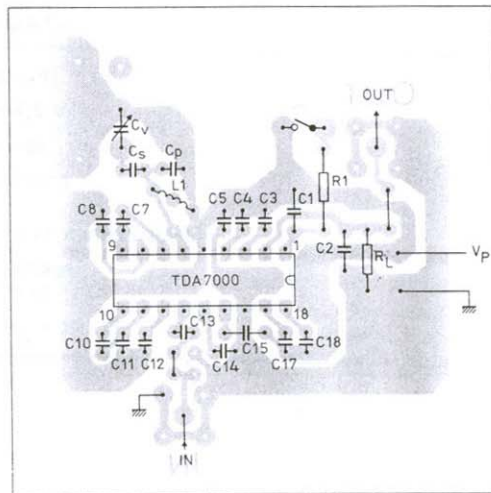


Fig. 4 Test circuit; for printed-circuit boards see Figs 5 and 6.



7286938.1

Fig. 5 Track side of printed-circuit board used for the circuit of Fig. 4.



7286937.1

Fig. 6 Component side of printed-circuit board showing component layout used for the circuit of Fig. 4.

## SILICON PLANAR EPITAXIAL TRANSISTORS

N-P-N transistors in a TO-18 metal package with the collector connected to the case. They are primarily intended for high speed switching. The 2N2222 is also suitable for d.c. and v.h.f./u.h.f. amplifiers.

### QUICK REFERENCE DATA

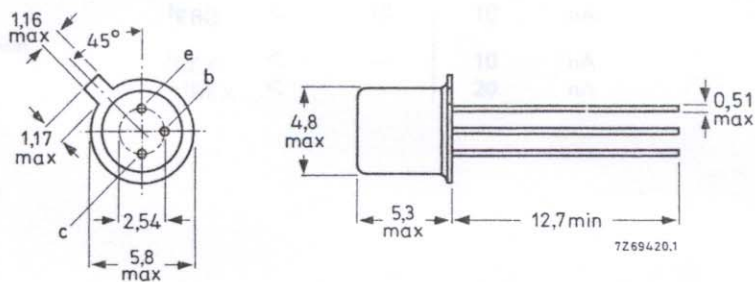
		2N2222	2N2222A	
Collector-base voltage (open emitter)	$V_{CBO}$	max. 60	75	V
Collector-emitter voltage (open base)	$V_{CEO}$	max. 30	40	V
Collector current (d.c.)	$I_C$	max. 800	800	mA
Total power dissipation up to $T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$	$P_{tot}$	max. 0,5	0,5	W
Junction temperature	$T_j$	max. 200	200	$^\circ\text{C}$
D.C. current gain at $T_j = 25\text{ }^\circ\text{C}$ $I_C = 10\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}$	$h_{FE}$	> 75	75	
Transition frequency at $f = 100\text{ MHz}$ $I_C = 20\text{ mA}; V_{CE} = 20\text{ V}$	$f_T$	> 250	300	MHz
Storage time $I_C = 150\text{ mA}; I_B = -I_{BM} = 15\text{ mA}$	$t_s$	< -	225	ns

### MECHANICAL DATA

Fig. 1 TO-18.

Collector connected to case

Dimensions in mm



## RATINGS

Limiting values in accordance with the Absolute Maximum System (IEC 134)

		2N2222	2N2222A	
Collector-base voltage (open emitter)	$V_{CBO}$	max. 60	75	V
Collector-emitter voltage (open base)	$V_{CEO}$	max. 30	40*	V
Emitter-base voltage (open collector)	$V_{EBO}$	max. 5	6	V
Collector current (d.c.)	$I_C$	max. 800		mA
Total power dissipation up to $T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$	$P_{tot}$	max. 0,5		W
up to $T_{case} = 25\text{ }^\circ\text{C}$	$P_{tot}$	max. 1,2		W
Storage temperature range	$T_{stg}$	-65 to +150		$^\circ\text{C}$
Junction temperature	$T_j$	max. 200		$^\circ\text{C}$

## THERMAL RESISTANCE

From junction to ambient in free air	$R_{th\ j-a}$	=	350	K/W
From junction to case	$R_{th\ j-c}$	=	146	K/W

## CHARACTERISTICS

$T_j = 25\text{ }^\circ\text{C}$  unless otherwise specified

		2N2222	2N2222A	
Collector cut-off current $I_E = 0; V_{CB} = 50\text{ V}$	$I_{CBO}$	< 10	—	nA
$I_E = 0; V_{CB} = 50\text{ V}; T_{amb} = 150\text{ }^\circ\text{C}$	$I_{CBO}$	< 10	—	$\mu\text{A}$
$I_E = 0; V_{CB} = 60\text{ V}$	$I_{CBO}$	< —	10	nA
$I_E = 0; V_{CB} = 60\text{ V}; T_{amb} = 150\text{ }^\circ\text{C}$	$I_{CBO}$	< —	10	$\mu\text{A}$
Emitter cut-off current $I_C = 0; V_{EB} = 3\text{ V}$	$I_{EBO}$	< 10	10	nA
Currents at reverse biased emitter junction $V_{CE} = 60\text{ V}; -V_{BE} = 3\text{ V}$	$I_{CEX}$	< —	10	nA
	$-I_{BEX}$	< —	20	nA

**h-parameters (common emitter)**

$I_C = 1 \text{ mA}; V_{CE} = 10 \text{ V}; f = 1 \text{ kHz}$

Input impedance

Reverse voltage transfer ratio

Small signal current

Output admittance

$I_C = 10 \text{ mA}; V_{CE} = 10 \text{ V}; f = 1 \text{ kHz}$

Input impedance

Reverse voltage transfer ratio

Small signal current gain

Output admittance

$I_C = 20 \text{ mA}; V_{CE} = 20 \text{ V}; f = 100 \text{ MHz}$

Small signal current gain

$I_C = 20 \text{ mA}; V_{CE} = 20 \text{ V}; f = 300 \text{ MHz}$

Real part of input impedance

Noise figure at  $f = 1 \text{ kHz}$

$I_C = 0,1 \text{ mA}; V_{CE} = 10 \text{ V}$

$R_G = 1 \text{ k}\Omega; B = 1 \text{ Hz}$

Switching times for 2N2222A

Turn on time when switched from

$-V_{BE} = 0,5 \text{ V}$  to  $I_C = 150 \text{ mA}; I_B = 15 \text{ mA}$

Delay time

Rise time

		2N2222A	
$h_{ie}$		2 to 8 $\text{k}\Omega$	
$h_{re}$	<	$8 \cdot 10^{-4}$	
$h_{fe}$		50 to 300	
$h_{oe}$		5 to 35 $\mu\text{S}$	

$h_{ie}$		0,25 to 1,25 $\text{k}\Omega$	
$h_{re}$	<	$4 \cdot 10^{-4}$	
$h_{fe}$		75 to 375	
$h_{oe}$		25 to 200 $\mu\text{S}$	

		2N2222	2N2222A
$h_{fe}$	>	2,5	3,0
$\text{Re}(h_{ie})$	<	60	60 $\Omega$
F	<	-	4 dB

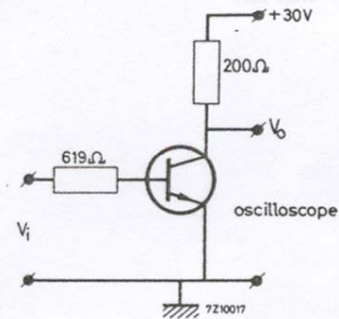
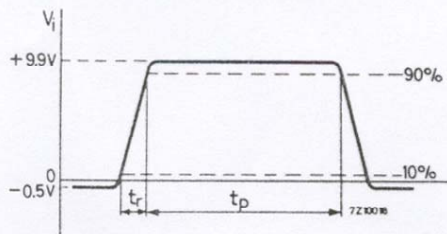


Fig. 2 Test circuit and waveform.

Pulse generator:

pulse duration  $t_p \leq 200 \text{ ns}$   
 rise time  $t_r \leq 2 \text{ ns}$

Oscilloscope:

input resistance  $R_i > 100 \text{ k}\Omega$   
 input capacitance  $C_i < 12 \text{ pF}$   
 rise time  $t_r < 5 \text{ ns}$

Switching times for 2N2222A

Turn off time

$$I_C = 150 \text{ mA}; I_B = -I_{BM} = 15 \text{ mA}$$

Storage time

$$t_s < 225 \text{ ns}$$

Fall time

$$t_f < 60 \text{ ns}$$

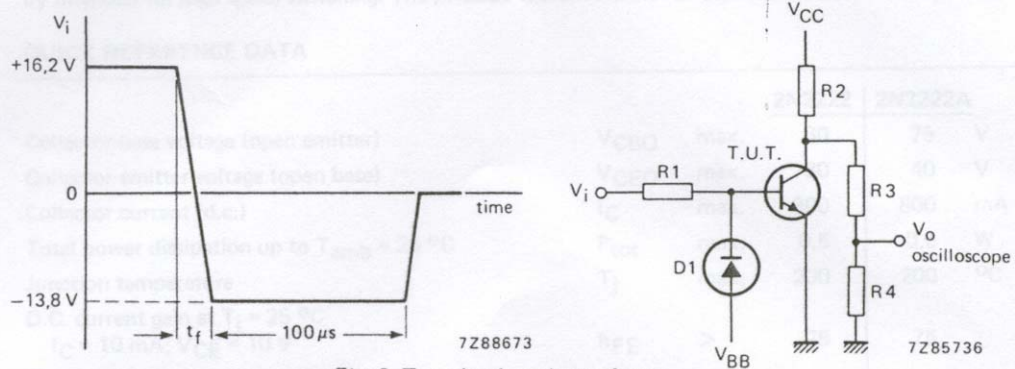


Fig. 3 Test circuit and waveform.

$V_{CC} = +30 \text{ V}; V_{BB} = -3 \text{ V}; R1 = 1 \text{ k}\Omega; R2 = 200 \Omega; R3 = 20 \text{ k}\Omega; R4 = 50 \Omega; D1 = 1N916.$

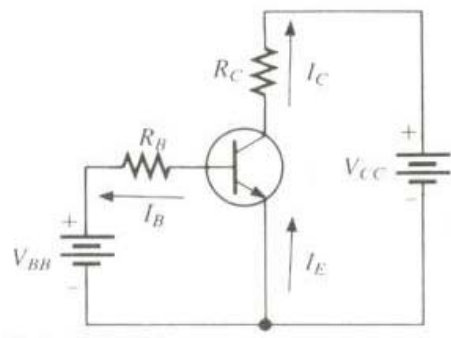
Pulse generator:

$$\text{fall time } t_f < 5 \text{ ns}$$

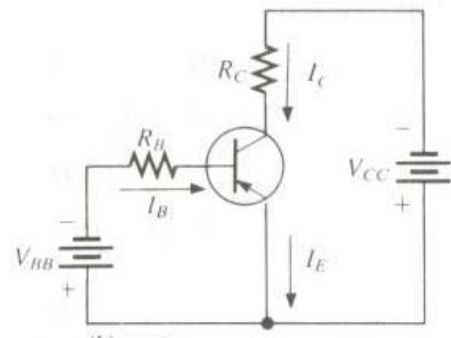
Oscilloscope:

input impedance	$R_i$	$>$	100 k $\Omega$
input capacitance	$C_i$	$<$	12 pF
rise time	$t_r$	$<$	5 ns





(a) npn



(b) pnp