สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG RECORDER

T042714

โดย

นาย พงศ์ศักดิ์ ธีระกำจาย

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 42714
วัน, เดือน, ปี 7 มิ.ย. 2545

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

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา2543

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG RECORDER

โดย

นาย พงศ์ศักดิ์ ธีระกำจาย เลขประจำตัว 41013220

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.กิติพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา2543

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2543

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ผู้จัดทำ

นาย พงศ์ศักดิ์ ธีระกำจาย รหัส 41013220

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(ดร. กิติพล ชิตสกุล)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องบันทึกคลื่นหัวใจ

ECG RECORDER

นาย พงศ์ศักดิ์ ธีระกำจาย รหัส 41013220

โครงงานได้รับการตรวจสอบแล้ว พร้อมที่จะทำการสอบได้

.....

(ดร.กิติพล ชิตสกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

นาย พงศ์ศักดิ์ ธีระกำจาย
ดร. กิติพล ชิตสกุล (อาจารย์ที่ปรึกษา)
ปีการศึกษา 2543

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของโครงงานนี้เพื่อศึกษาถึงหลักการที่จะนำเทปแม่เหล็กขนาดเล็กมาใช้ในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลักการที่ศึกษาคือใช้การมอดดูเลชันและดีมอดดูเลชันทางความถี่ ที่ใช้หลักการของเฟสล็อกลูป ร่วมกับเครื่องบันทึกและเล่นกลับสำเร็จรูป ใช้การแสดงผลบนออสซิโลสโคป จากการทดสอบ ระบบสามารถตอบสนองความถี่ตั้งแต่ 5 เฮิรตซ์ถึง 100 เฮิรตซ์ที่อินพุท 1 โวลท์รูปซายน์ ในผลการทดลองยังได้แสดงผลการบันทึกรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองไว้ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ELECTROCARDIOGRAM RECORDER

Mr.Pongsak Thirakamchai

Dr. Kitiphol Chitsakul (Advisor)

Academic year 2000

Abstract

The aim of this project is to study of using cassette tape as electrocardiograph recorder. The principle utilized is frequency modulation and modulation based on phase locked loop. A small tape cassette recorder/play back is employed in this project. The performance of the system such as frequency response was evaluated. The results shown that the system could response the 1 V sinusoidal test signal from 5.Hz to 100Hz. The result of using electrocardiogram from a simulator as test signal is also reported.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำโครงงานนี้ได้รับคำแนะนำ และคำปรึกษาจาก ดร. กิติพล ชิตสกุล (อาจารย์ที่ปรึกษา) อ.วัฒนา โพธิ์เจริญ จึง ขอขอบพระคุณอาจารย์มา ณ โอกาส นี้ด้วย รวมไปถึงอาจารย์ทุกท่านที่ได้สอน ให้ความรู้จนมีความสามารถที่ทำโครงงาน และ เพื่อนที่ได้ให้คำปรึกษา ช่วยเหลือ และแนะนำในการทำโครงงานนี้ได้จนประสบความสำเร็จ.

(นาย พงศ์ศักดิ์ ธีระกำจาย)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

		หน้า
บทคัดย่อ		I
ABSTRACT		II
กิตติกรรมประกาศ		III
สารบัญ		IV
สารบัญรูป		VI
สารบัญตาราง		VII
บทที่ 1	บทนำ	1
1.1	ความเป็นมาของโครงงาน	
1.2	ลักษณะของโครงงาน	
1.3	โครงสร้างของวิทยานิพนธ์	
บทที่ 2	สัญญาณไฟฟ้าหัวใจและหลักการของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1	บทนำ	
2.2	ธรรมชาติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
2.3	การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
2.4	การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
2.5	หลักการของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนเทปแม่เหล็ก	
บทที่ 3	หลักการและรายละเอียดวงจรเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	12
3.1	บทนำ	
3.2	วงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต	
3.3	วงจรมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ (FM Modulator)	
3.4	วงจรดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ (FM Demodulator)	
3.5	วงจรกรองความถี่	
3.6	ส่วนบันทึกข้อมูลลงเทปและเล่นกลับ (Tape Recorder and Play back)	
บทที่ 4	เครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	23
4.1	บทนำ	
4.2	เครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง 25

5.1 บทนำ

5.2 การทดลองเพื่อทดสอบการตอบสนองความถี่

5.3 การแสดงผลการทดสอบการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder

5.4 การทดสอบสเปคตรัมของเครื่อง ECG Recorder

5.5 การทดสอบการทำงานของเครื่อง ECG Recorder โดยใช้วงจร Simulator ECG

บทที่ 6 บทสรุป 34

ภาคผนวก

บรรณานุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.1	แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ	4
รูปที่ 2.2	แสดงสเปคตรัมของคลื่นไฟฟ้าร่างกาย	5
รูปที่ 2.3	ตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีด มาตรฐาน	6
รูปที่ 2.4	วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead	7
รูปที่ 2.5	วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augment Limb Lead	8
รูปที่ 2.6	วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead	8
รูปที่ 2.7	ตำแหน่งการติดขั้ววัดบวกบนหน้าอกของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V1 ถึง V6	8
รูปที่ 2.8	ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V1 ถึง V6 และตำแหน่งการติดขั้ววัดบวกบนหน้าอกโดยมองภาพตัดขวางของลำตัว	9
รูปที่ 2.9	ตำแหน่งการติดขั้ววัดไฟฟ้าของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการมอนิเตอร์	9
รูปที่ 2.10	Block Diagram ของเครื่องบันทึกคลื่นหัวใจ	11
รูปที่ 3.1	วงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต	12
รูปที่ 3.2	วงจรมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ที่ใช้ในระบบ	15
รูปที่ 3.3.1	บล๊อกไดอะแกรมพื้นฐานของระบบเฟสล็อกลูป	15
รูปที่ 3.3.2	วงจรดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ที่ใช้ในระบบ	17
รูปที่ 3.4	วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำที่ใช้ในระบบ	18
รูปที่ 3.5	เป็นวงจรของเครื่องบันทึก/เล่นเทปที่ใช้ในโครงงาน	20
รูปที่ 4.1	เครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย	24
รูปที่ 5.1	การทดสอบสัญญาณ FM Modulator	25
รูปที่ 5.2	การทดสอบการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder	26
รูปที่ 5.3	แสดงการทดสอบสัญญาณ Sine ความถี่ 1.018Hz ที่ระดับ 0.98 โวลท์	27
รูปที่ 5.4	แสดงการทดสอบสัญญาณ Sine ความถี่ 100.7Hz ที่ระดับ 0.98 โวลท์	28
รูปที่ 5.5	กราฟแสดงผลการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder	29
รูปที่ 5.6	แสดงผลการวิเคราะห์สเปคตรัมเครื่อง ECG Recorder ที่ความถี่ 2.008Hz	30
รูปที่ 5.7	แสดงผลการวิเคราะห์สเปคตรัมเครื่อง ECG Recorder ที่ความถี่ 100.3Hz	31
รูปที่ 5.8	แสดงผลการทดสอบการทำงานเครื่อง ECG Recorder แบบสมบูรณ์	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1	แสดงผลการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder	29
ตารางที่ 2	แสดงผลการทดสอบว่ามีสัญญาณรบกวนเข้ามาในระบบเครื่อง ECG Recorder	32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาของโครงงาน

การวินิจฉัยโรคหัวใจได้อย่างถูกต้องในระยะเริ่มต้น จะทำให้การรักษาได้ผลดีและสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายน้อยกว่า อย่างไรก็ดีอาการของโรคหัวใจระยะเริ่มต้นมักจะไม่ปรากฏอย่างถาวรหรือบ่อยครั้ง ทำให้เป็นการยากต่อการวินิจฉัย จึงมีแนวความคิดที่จะสร้างเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) แบบติดตัว ที่สามารถบันทึกรูปคลื่นได้เมื่อผู้ป่วยเกิดอาการ ในการเลือกตัวกลางที่ใช้บันทึกนั้น เนื่องจากเห็นว่าเครื่องบันทึกเทปขนาดเล็กมีคุณภาพดีและราคาถูกลงมาก จึงได้เลือกทดลองออกแบบให้โครงงานนี้ใช้งานร่วมกับเครื่องบันทึกเทปที่ต้องดัดแปลงโครงสร้างของเครื่องน้อยที่สุด

1.2 ลักษณะของโครงงาน

จากแนวความคิดข้างต้น ได้กำหนดโครงสร้างคร่าว ๆ ภายในเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้จะประกอบไปด้วย Low Pass Filter ที่จำกัดความถี่ผ่านที่ 100 Hz และเนื่องจากองค์ประกอบทางความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยความถี่ต่ำๆ ไม่เหมาะกับการบันทึกลงบนเทปแม่เหล็กโดยตรง จะใช้การมอดดูเลชันทางความถี่บนหลักการของVoltage Control Oscillator(VCO) ให้ความถี่เลื่อนไปอยู่ในช่วง 2.9-3.1 กิโลเฮิรตซ์ซึ่งเป็นช่วงใช้งานปกติของเทปและในส่วนของเครื่องเล่นและบันทึก เมื่อเล่นกลับจะใช้การดีมอดดูเลชันแบบเฟสล็อกลูป การมอดดูเลชันและดีมอดดูเลชันทางความถี่มีข้อดีคือที่ง่ายในการสร้างและมีขนาดเล็ก แต่อาจจะมีปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวนและความผิดเพี้ยนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึก จึงได้ทำการทดสอบการตอบสนองความถี่ของระบบโดยรวม พร้อมกับวัดสเปคตรัมของสัญญาณที่บันทึกและเล่นกลับให้ดูด้วย เนื่องจากเป็นเครื่องวัดที่ต้องติดตัวผู้ป่วยตลอดเวลาจึงออกแบบให้ใช้แบตเตอรี่จ่ายกำลังงาน เพื่อป้องกันอันตรายจากการช็อกไฟฟ้าที่อาจจะเกิดกับผู้ป่วย และสามารถเคลื่อนย้ายติดตามผู้ป่วยได้สะดวก นอกจากนี้ยังได้สร้างเครื่องจำลองคลื่น ECG สำหรับไว้ใช้ทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นด้วย

1.3 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ รายงานฉบับนี้เป็นการรายงานผลจากการศึกษาและทดลองตลอดภาคการศึกษา เพื่อออกแบบสร้างต้นแบบเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเนื้อหานั้นจะประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ แยกเป็นบท ๆ ไปดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1 บทนำ กล่าวถึงความเป็นมาและแนวคิดในการสร้างโครงงาน

บทที่ 2 หลักการทำงานเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 หลักการและรายละเอียดวงจรเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 4 เครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง

บทที่ 6 บทสรุป

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
สัญญาณไฟฟ้าหัวใจและหลักการของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 บทนำ

เพื่อเป็นพื้นฐานของความเข้าใจแนวคิดและการทำงานของทั้งเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเครื่องวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะกล่าวถึงต่อไป ในบทนี้จะกล่าวถึงธรรมชาติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยสังเขปรวมถึงการวัดและหลักการของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้พัฒนาขึ้นมา

2.2 ธรรมชาติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีแหล่งกำเนิดเป็นสัญญาณอิมพัลซ์ไฟฟ้าที่บริเวณ SA node (Sinoartrial node) ในบริเวณผนังของหัวใจซีกบนขวา(right autrium) และกระจายพร้อมกับรีโพลาไรซ์ไปทั่วร่างกาย เมื่อวัดโดยการต่อขั้วไฟฟ้าแบบดิฟเฟอเรนเชียลเข้ากับผิวหนังบริเวณหน้าอก แขน ขา จะได้รูปคลื่น 1 คาบเวลาคล้ายกับที่แสดงในรูปที่2.1 ในคนปกติ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่น P, QRS, T และ U ซึ่งลักษณะและการมีอยู่ของคลื่นองค์ประกอบเหล่านี้ จะเป็นข้อมูลที่สำคัญในการวิเคราะห์การทำงานของหัวใจและความผิดปกติ

เมื่อเกิดอิมพัลส์และเริ่มกระจายไปบริเวณซีกบนของหัวใจ จะทำให้เกิดการบีบตัวของกล้ามเนื้อด้านบนของหัวใจ โลหิตในหัวใจห้องบนด้านขวาหรือด้านซ้ายนั้นจะถูกบีบลงไปด้านล่างของหัวใจ อิมพัลส์นี้จะยังกระจายผ่านเนื้อเยื่อตัวนำมายังผิวหนังจะทำให้ได้สัญญาณที่เรียกว่า P-wave

ในบริเวณ atrioventricular nodeจะมีการหน่วงเวลาของการกระตุ้นอิมพัลซ์ชั่วขณะเพื่อให้เลือดสามารถถ่ายโอนจากด้านบนของหัวใจไปถึงด้านล่างของหัวใจเสร็จสมบูรณ์ การหน่วงเวลานี้เป็นส่วนหลักของ P-R Intervalของรูปคลื่อน ECG

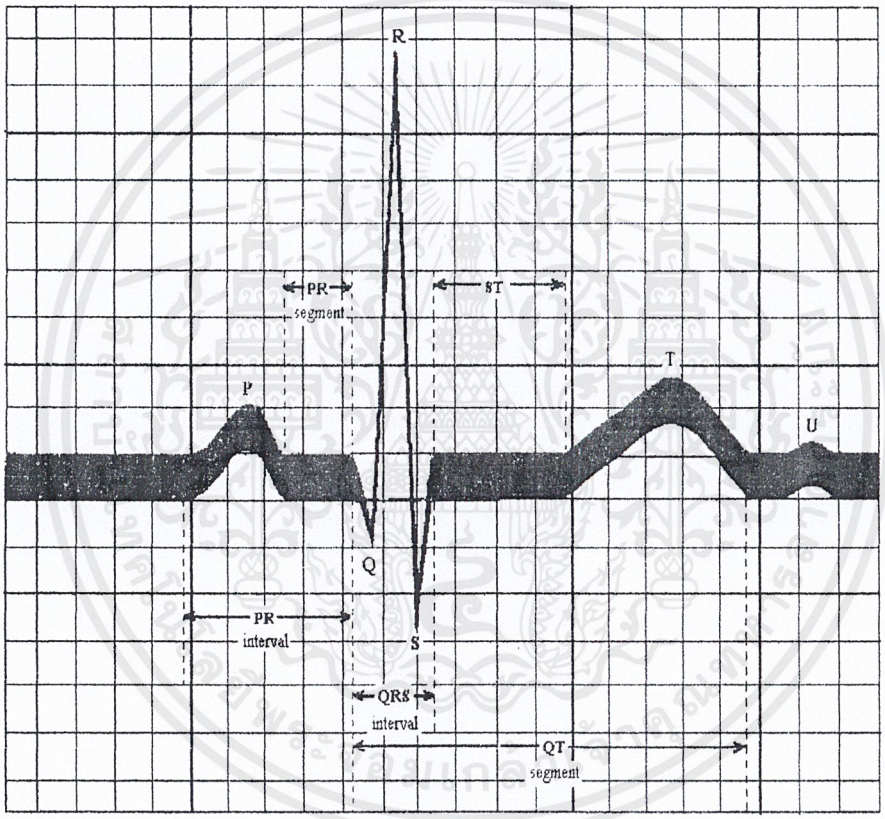
อิมพัลส์ที่เกิดขึ้นจะกระจายต่อไปยังด้านล่างของหัวใจกระตุ้นให้เกิดการบีบตัวให้เลือดออกจากหัวใจห้องล่างเข้าไปในเส้นเลือดใหญ่ และจะกำเนิดส่วนของ QRS ของรูปคลื่น ECG ในขณะที่เฟสนี้ของด้านบนของหัวใจมีการคลายตัว และมีการเติมเต็มเลือด

ส่วนการเกิด T- wave แสดงถึงการรีโพไลเซชั่นของพัลส์บริเวณด้านล่างของหัวใจ ด้วยการคลายตัวของกล้ามเนื้อด้านล่างของหัวใจ เมื่อขบวนการเสร็จสมบูรณ์จะมีคาบเวลาซ้ำขึ้นอีก และจะผลิตรูปคลื่น ECG ขึ้นอีกครั้ง.

จะเห็นว่าในแต่ละส่วนของรูปคลื่นของ ECG จะนำพาข้อมูลทางพยาธิสภาพของหัวใจ มาสู่แพทย์เพื่อการวินิจฉัยอาการผิดปกติ ตัวอย่างเช่น R-R Intervals สามารถบ่งถึง อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นของหัวใจ (Cardiac Rhythm) ภายใต้อิทธิพลของระบบประสาทอัตโนมัติ ความไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

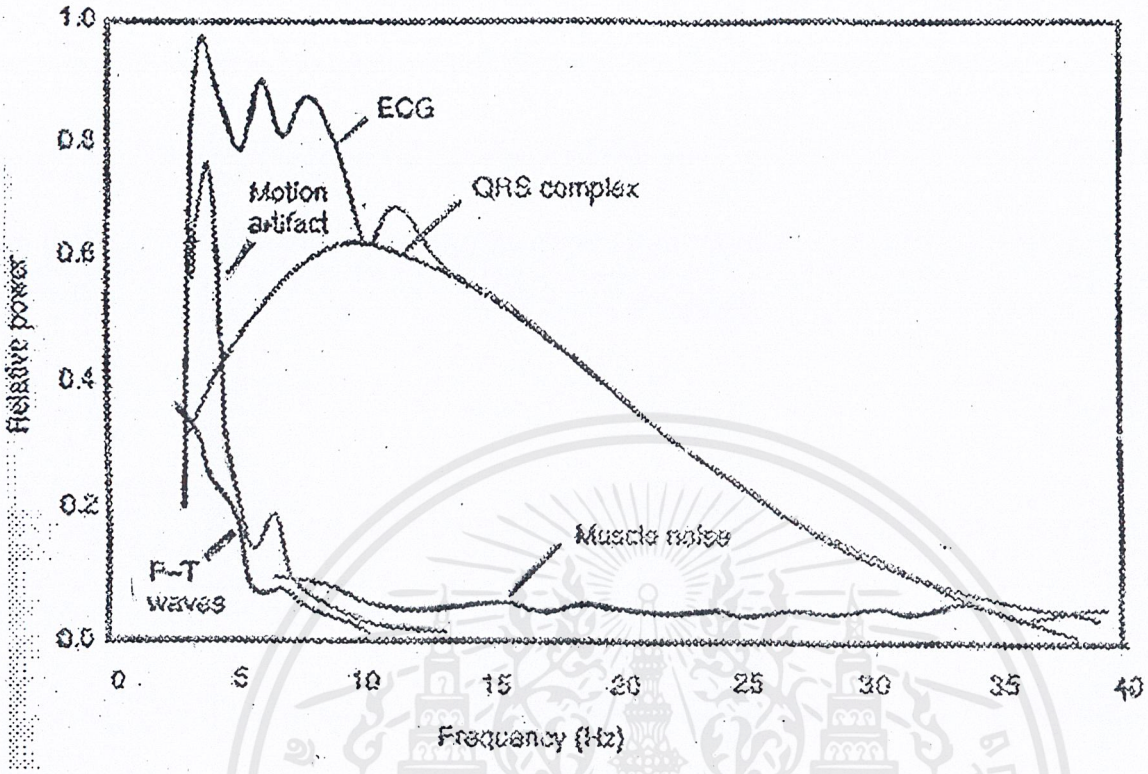
เสถียรของ Cardiac Rhythm สามารถบ่งบอกถึงการเต้นที่ผิดปกติของหัวใจ ขนาดและช่วงเวลาของ P และ QRS บ่งชี้ถึงการปรับสภาพของกล้ามเนื้อหัวใจ การลดทอนขนาดสัญญาณ อาจจะบ่งบอกของการทำลายกล้ามเนื้อบริเวณที่เกี่ยวข้อง ขนาดเพิ่มขึ้นอาจจะบ่งบอกความผิดปกติจากอาการหัวใจโต นอกจากนี้การหน่วงเวลานานเกินไปในจุด atrioventricular เป็นการบ่งบอกถึง การปิดกั้นของบางส่วนหรือทั้งหมดของอิมพัลซ์จาก การขาดช่วงการซิงโครไนซ์ ระหว่าง P-wave และ QRS Complex อาการผิดปกติเหล่านี้สามารถรักษาได้ทางยาและใช้การสังเกตุผลการรักษาจากรูปคลื่น ECG



รูปที่ 2.1 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ

บนรูปคลื่น ECG อาจจะมีสัญญาณไฟฟ้าร่างกายชนิดอื่นๆ ปะปนมาด้วยดังเช่น สัญญาณ EEGจากสมอง สัญญาณ EMG จากกล้ามเนื้อ รวมทั้ง Motion Artifact อย่างไรก็ดีทางเทคนิคสามารถแยกสัญญาณ ECG จากสัญญาณร่างกายอื่นๆ เหล่านั้นได้ไม่ยาก เนื่องจากสังเกตุว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่สเปคตรัมในช่วง 3-40 Hz.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 แสดงสเปคตรัมของคลื่นไฟฟ้าร่างกาย

อุปกรณ์แสดงรูปคลื่น ECG ทางการแพทย์จะมีแบนวิดท์ของการตอบสนองความถี่ สำหรับการประยุกต์ใช้งานที่แตกต่างกัน แบบที่ใช้ในคลีนิคที่ใช้สำหรับบันทึกมาตรฐาน 12 lead ECG คือ 0.05-100 Hz สำหรับการประยุกต์ใช้เพื่อการ monitor ดัง เช่นในคนไข้อาการทรุดหนัก แบนวิดท์ของเครื่องวัดกำหนดไว้ที่ 0.5-50 Hz สำหรับการวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่ใช้การตรวจสอบ QRS Complex ดังนั้นการกรองความถี่ผ่านผ่านความถี่เฉพาะของ QRS Complex และตัดทิ้งสัญญาณรบกวน P-wave และ T-wave ออกจาก ECG.

ในโครงงานนี้วัตถุประสงค์จะสร้างเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระดับคลีนิคที่มีการตอบสนองความถี่ในช่วง 0.05-100 Hz ซึ่งความถี่ช่วงนี้จะครอบคลุมความถี่รบกวนอื่น ๆ ด้วย

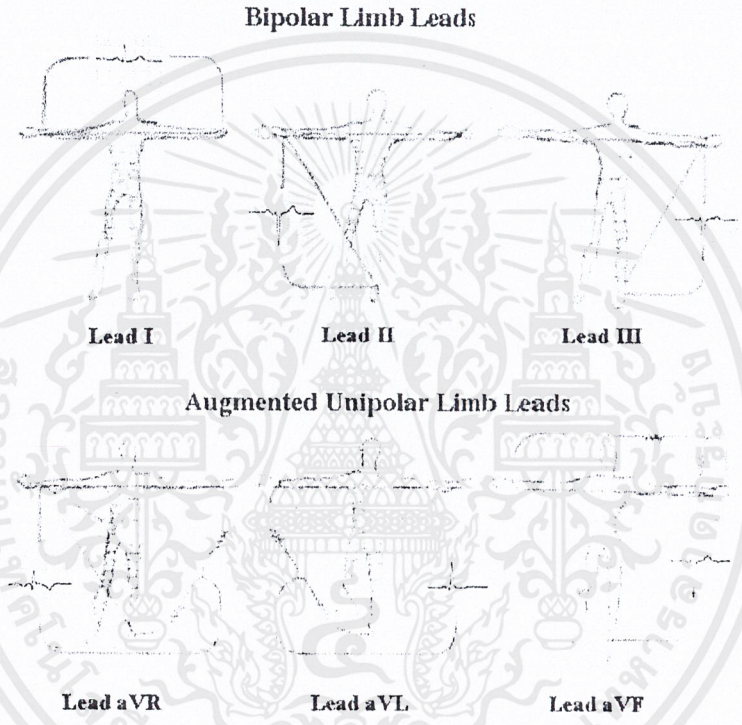
2.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถกระทำได้ 2 รูปแบบคือ การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ (Vectorcardiograph) และการวัดแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph) ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ

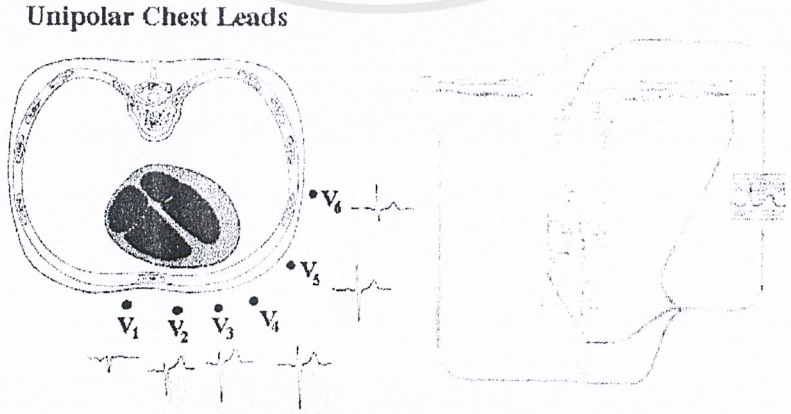
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของเวกเตอร์ ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้น บนแกนหนึ่งเทียบกับอีกแกนหนึ่ง โดยพิจารณาจาก 3 แกนที่ตั้งฉากกัน สัญญาณที่เกิดขึ้น มีอยู่ด้วยกัน 3 ระนาบคือ ระนาบที่มองทางด้านหน้า ด้านซ้าย และ ด้านบน วิธีนี้ต้องใช้เพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัย.

การวัดแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใดๆ เทียบกับเวลา สามารถวินิจฉัยได้ง่าย.



รูปที่ 2.3 ตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดมาตรฐาน



รูปที่ 2.3 ตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดมาตรฐาน(ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

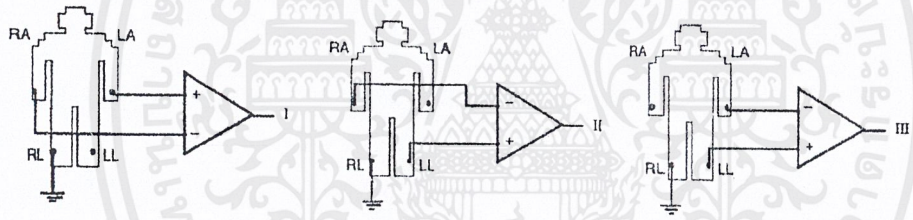
การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟเพื่อการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับระบบการทำงานของหัวใจสามารถแบ่งตามจุดประสงค์ของการวัดได้ 2 ประเภทคือ การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน (Standard Clinical ECG) และ การวัดเพื่อการมอนิเตอร์ (Monitoring ECG).

2.3.1 การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน

การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานนั้น เป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยตำแหน่งที่ทำการวัดสัญญาณได้ถูกกำหนดไว้เป็นมาตรฐานแล้ว วิธีการวัดเพื่อการวินิจฉันคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 วิธีคือ วิธีวัดแบบ Standard Limb Lead วิธีวัดแบบ Augmented Limb Lead และ วิธีวัดแบบ Unipolar Chest Lead ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้.

2.3.1.1 วิธีวัดแบบ Standard Limb Lead

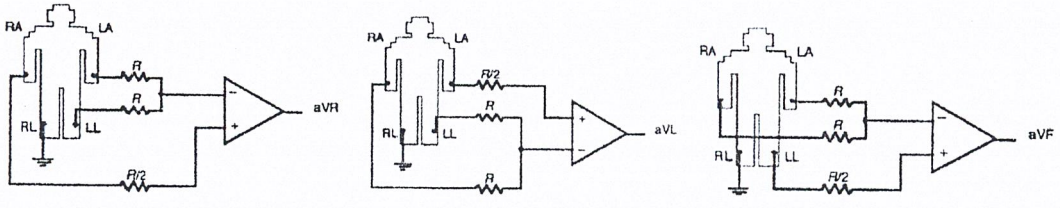
วิธีวัดแบบ Standard Limb Lead เป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ประกอบไปด้วย Lead I , II และ III ดังรูปที่ 2.4 ซึ่งสามารถทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead ทั้ง Lead I , II และ III โดยการติดขั้ววัดของวงจรขยายค่าความแตกต่าง.



รูปที่ 2.4 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead

2.3.1.2 วิธีวัดแบบ Augmented Limb Lead

วิธีวัด แบบ Augmented Limb Lead เป็นวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วย Lead aVR, Lead aVL และ Lead aVF ดังรูปที่ 2.5 สำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ แบบ Augmented Limb Lead จะมีตัวต้านทานค่า R/2 ต่อที่ขั้วบวกของวงจรขยายความแตกต่างมีไว้เพื่อสมดุลย์ค่าความต้านทานที่อินพุทของวงจรขยายความแตกต่าง.

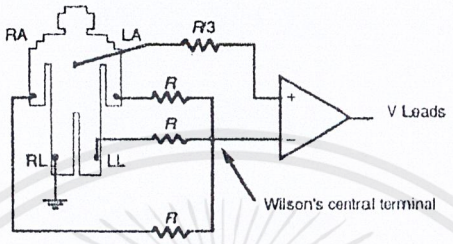


รูปที่ 2.5 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

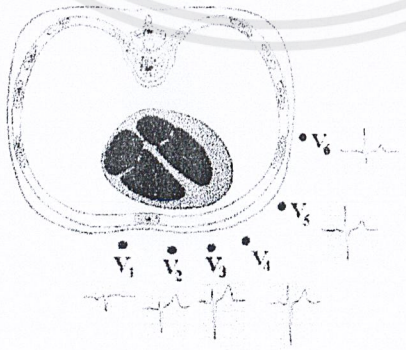
2.3.1.3 วิธีวัดแบบ Unipolar Chest Lead

วิธีวัดแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการวัดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งใดๆบนหน้าอก(ขั้ววัดบวก)เทียบค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ของตำแหน่ง RA, LA และ LL วิธีการวัดในรูปที่ 2.6 วิธีนี้ประกอบด้วย 6 Lead คือ Lead V_1 ถึง V_6 คือการกำหนดตำแหน่งของขั้ววัดบวกอยู่ในตำแหน่งต่างๆบริเวณหน้าอก 6 ตำแหน่งแสดงในรูปที่ 2.7 และรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.6 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead

รูปที่ 2.7 ตำแหน่งการติดขั้ววัดบวกบนหน้าอกของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar ChestLead V_1 ถึง V_6

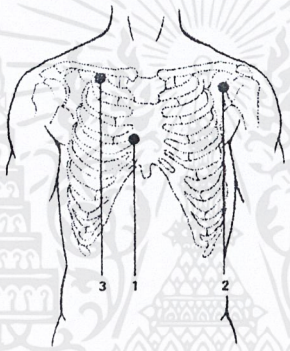


รูปที่ 2.8 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ถึง V_6 และตำแหน่งการติดขั้ววัดบวกบนหน้าอกโดยมองภาพตัดขวางของลำตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 การวัดเพื่อการมอนิเตอร์

การวัดแบบมอนิเตอร์เพื่อใช้วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในขณะที่มีการเคลื่อนย้ายผู้ป่วย เพื่อตรวจสอบจังหวะและอัตราการเต้นของหัวใจ ตำแหน่งที่วัดสัญญาณควรเป็นตำแหน่งที่ให้ขนาดคลื่น R ที่แรงมาก เพื่อให้อัตราส่วนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio : S/N) มีค่าสูง ตำแหน่งของการวัดมอนิเตอร์ได้แสดงในรูปที่ 2.8 โดยติดขั้ววัดบวกไว้ที่ตำแหน่ง V_1 ของ Unipolar Chest Lead (ตำแหน่งหมายเลข 1) ติดขั้ววัดลบไว้ที่ตำแหน่งใกล้ไหล่ซ้าย (ตำแหน่งหมายเลข 2) และติดขั้ววัดอ้างอิงไว้ที่ตำแหน่งใดๆบริเวณหน้าอก (ตำแหน่งหมายเลข 3) ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะใกล้เคียงกับ V_1 ของ Unipolar Chest Lead ซึ่งเป็นสัญญาณที่ใช้ในการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ.



รูปที่ 2.9 ตำแหน่งการติดขั้ววัดไฟฟ้าของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการมอนิเตอร์

2.4 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความจำเป็นเพื่อการตรวจสอบผลของการรักษาหรือในกรณีที่อาการผิดปกติเป็น ๆ หาย ๆ ตรวจสอบได้ยากในคลินิก ต้องให้ผู้ป่วยเองหรือคนใกล้ชิดเป็นผู้บันทึกทันทีที่เกิดอาการ ในกรณีแรกนิยมใช้การบันทึกบนกระดาษกราฟที่เรียกว่า strip chart recorder โดยปกติจะกระทำในคลินิค ส่วนในกรณีหลังควรจะเป็นเครื่องมือที่สามารถพกพาและติดตัวคนไข้ตลอดเวลา ที่สามารถบันทึกได้สดวกและได้เวลานานพอสมควร การบันทึกในรูปแบบดิจิตอลในหน่วยความจำ จะได้เครื่องขนาดเล็กและจำกัดเวลาในการบันทึกเนื่องจากข้อจำกัดของขนาดหน่วยความจำและราคาในการผลิตสูง โครงงานนี้ทดลองใช้การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงในเทปแม่เหล็กขนาดเล็ก เนื่องจากอุปกรณ์มีราคาไม่แพงเมื่อเทียบความจุในการบันทึก

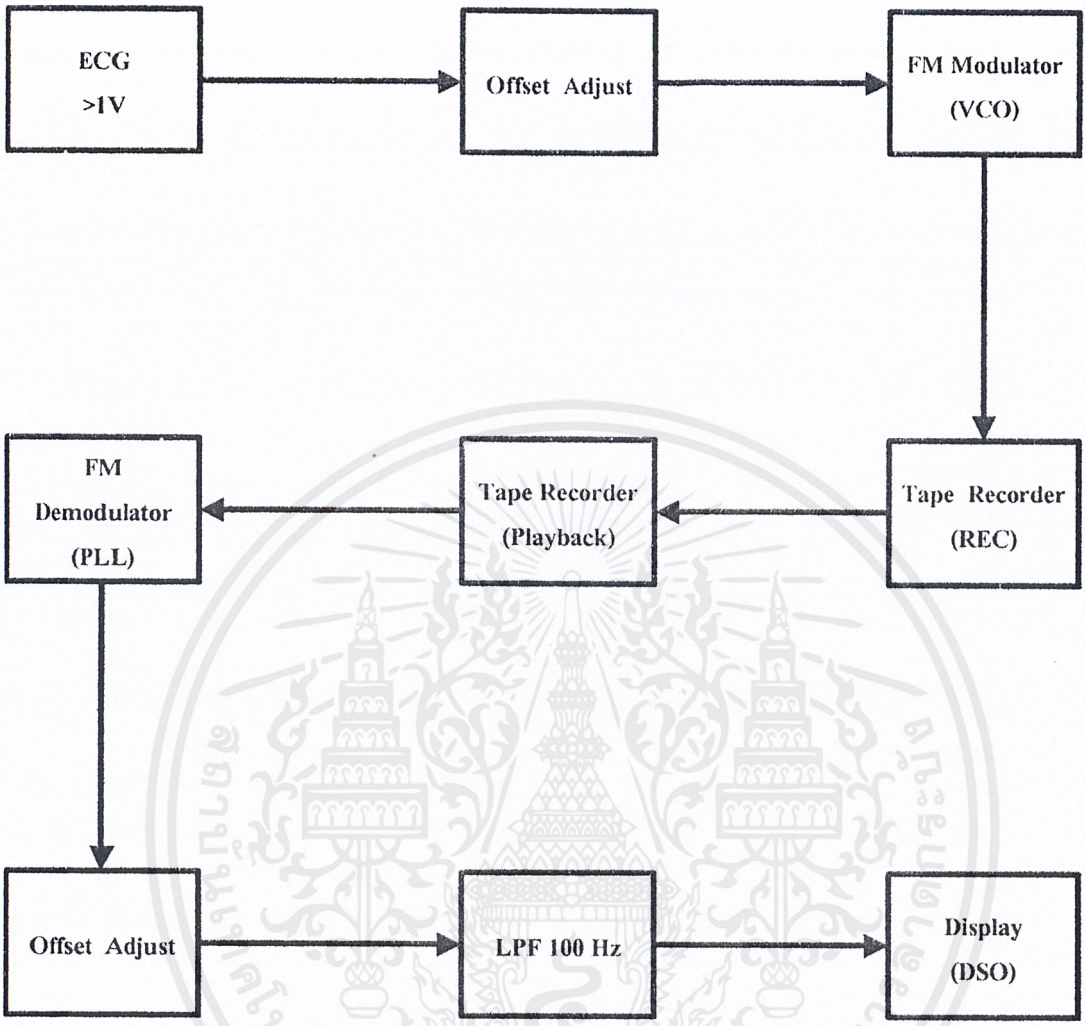
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 หลักการของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนเทปแม่เหล็ก

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่กระจายมาที่ผิวหนังมายังอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังในตำแหน่งมาตรฐาน จะถูกขยายให้มีขนาดสูงพอก่อนไปทำการมอดดูเลต เพื่อให้ได้สัญญาณไฟฟ้าที่มีความถี่สูงในช่วงการตอบสนองของวงจรเทปเพื่อให้สามารถบันทึกข้อมูลลงในเทป โครงสร้างของเครื่องบันทึกคลื่นหัวใจจะมีส่วนประกอบตามรูปที่ 2.10 ดังนี้

1. การออกแบบวงจรกรองความถี่ในระบบมีวัตถุประสงค์สองอย่างคือ จำกัดแบนด์วิดท์ของระบบไว้ที่ 100 เฮิรตซ์และลดการรบกวนของสัญญาณรบกวนความถี่สูง เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (LPF).
2. วงจรมอดดูเลตแบบความถี่ ใช้ในการเลื่อนสเปคตรัมของสัญญาณคลื่นหัวใจที่มีความถี่ต่ำ ให้ไปอยู่ในช่วงตอบสนองของวงจรเทปได้ ข้อดีของการมอดดูเลตแบบนี้คือง่ายและวงจรมีขนาดเล็ก แต่ปัญหาที่อาจจะเกิดขึ้นก็คือ การรบกวนเนื่องจากเนื่องจากสเปคตรัมแผ่กว้างออกมาก.
3. วงจร Tape Recorder/Playback ใช้วงจรสำเร็จรูปที่ทำหน้าที่ควบคุมการบันทึกคลื่นหัวใจลงเทปแม่เหล็กและเล่นกลับ.
4. วงจรดีมอดดูเลตแบบความถี่ ใช้แยกสัญญาณคลื่นหัวใจที่มีความถี่ต่ำออกจากคลื่นพาห์ (Carrier Signal).
5. วงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust) ใช้ในปรับลดระดับแรงดัน DC ที่เข้ามาเกินความต้องการของวงจร ปรับให้อยู่ที่ระดับอ้างอิงของการ Swing ของสัญญาณ AC อยู่ที่ระดับ Ground ที่จุด 0 โวลท์.
6. ออสซิลโลสโคป คือ วงจรที่ใช้วัดแสดงผลสัญญาณคลื่นหัวใจ.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 Block Diagram ของเครื่องบันทึกคลื่นหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

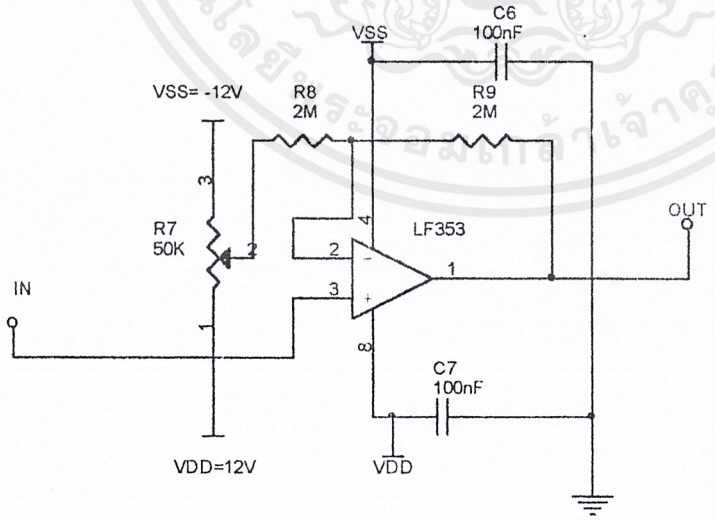
บทที่ 3
หลักการและรายละเอียดวงจรเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1 บทนำ

ดังที่กล่าวไว้ในบทที่ 2 ถึงโครงสร้างของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โครงงานนี้เน้นการศึกษาถึงการนำเทปแม่เหล็กขนาดเล็ก (tape cassette)มาใช้งาน โดยอุปมานว่ามีคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาด 1 โวลท์พร้อมที่จะทำการบันทึก ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและรายละเอียดวงจรเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้พัฒนาขึ้นมา

3.2 วงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต

วงจรนี้ทำหน้าที่ลดค่าแรงดันออฟเซ็ต เพื่อทำให้วงจรที่มีอัตราการขยายสามารถทำการขยายสัญญาณได้โดยไม่ถูกตัดสัญญาณด้านใดด้านหนึ่ง เมื่อเกิดมีแรงดันออฟเซ็ตเข้ามาในวงจรมากเกินไป ทำการปรับแรงดันออฟเซ็ตโดยปรับที่ R7 ในส่วนของ R8 และ R9 จะมีส่วนช่วยในการปรับแรงดันออฟเซตด้วย และ ส่วนของ C6 และ C7 จะทำหน้าที่กรองไฟDC ให้มีความเรียบมากขึ้น โดยใช้เงื่อนไขว่า ตัวคาปาซิเตอร์จะตอบสนองความถี่สูง และหลักการของวงจรปรับแรงดันออฟเซ็ตนี้จะใช้การเปรียบเทียบแรงดันอินพุททั้งสองขาของ Opamp โดยใช้แรงดันจากแหล่งไฟเลี้ยงคู่จ่ายแรงดันให้กับขา Inverting เมื่อปรับแรงดันให้ขาอินพุททั้งสองนั้นเท่ากันจะทำให้ค่าแรงดันออฟเซ็ตมีค่าเท่ากับ 0 โวลท์



รูปที่ 3.1 วงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 วงจรมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ (FM Modulator)

การมอดดูเลชันทางความถี่ คือ การทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความถี่ของสัญญาณพาหะ (Carrier Signal) แปรผันไปตามสัญญาณอินพุทที่นำมามอดดูเลชันทางความถี่ โดยที่มีขนาดแรงดันคงที่

ถ้าให้คลื่นสัญญาณพาหะแทนด้วยสมการทางคณิตศาสตร์เป็น

$$m(t) = V_c \cos [\omega_c t + \theta(t)] \qquad (3.3.1)$$

เมื่อ $m(t)$ = คือ คลื่นสัญญาณพาหะ

V_c = แอมปลิจูดของคลื่นสัญญาณพาหะ (โวลท์)

ω_c = ความถี่เชิงมุมของคลื่นพาหะ เท่ากับ $2\pi f_c$ (เรเดียน / วินาที)

$\theta(t)$ = การเบี่ยงเบนของเฟส ณ เวลาใดเวลาหนึ่ง (เรเดียน)

เพื่อให้เข้าใจถึงการมอดดูเลทเชิงความถี่ได้ดีขึ้น จะขอนิยามคำต่าง ๆ เหล่านี้ ดังนี้

1. Instantaneous Phase Deviation คือ การเปลี่ยนแปลงไปของเฟสของสัญญาณพาหะ ที่เวลาช่วงสั้น ๆ ที่กำหนด และแสดงให้เห็นว่าเฟสของสัญญาณพาหะเปลี่ยนไปมากน้อยเพียงใดเมื่อเทียบกับเฟสอ้างอิงของมัน และสามารถแสดงในทางคณิตศาสตร์ได้ดังนี้

Instantaneous Phase Deviation = $\theta(t)$ (เรเดียน) (3.3.2)

2. Instantaneous Phase คือ เฟสที่คงที่ของสัญญาณพาหะ ณ เวลาใด เวลาหนึ่ง และแสดงได้เป็น

Instantaneous Phase = $\omega_c t + \theta(t)$ (เรเดียน) (3.3.3)

3. Instantaneous Frequency Deviation คือ การเปลี่ยนไปของความถี่ของสัญญาณพาหะ ที่ช่วงเวลาสั้น ๆ ที่กำหนด และนิยามได้เป็นอนุพันธ์อันดับหนึ่งของ Instantaneous Phase Deviation ดังนั้นจากสมการ (3.3.2) Instantaneous Frequency Deviation แสดงเป็นนิพจน์ทางคณิตศาสตร์ ได้เป็น

Instantaneous Frequency Deviation = $\frac{d\theta(t)}{dt} = \theta'(t)$ (เฮิร์ทซ์) (3.3.4)

4. Instantaneous Frequency คือ ความถี่ที่แน่นอนของสัญญาณพาหะ ณ เวลาใดเวลาหนึ่ง และนิยามได้เป็นอนุพันธ์อันดับหนึ่งของ Instantaneous Phase จากสมการ (3.3.3) สามารถแสดง Instantaneous Frequency ได้เป็น

$$\text{Instantaneous Frequency} = \omega_i(t)$$

$$= \frac{d}{dt} [\omega_c t + \theta(t)]$$

$$= \omega_c + \theta'(t) \qquad \text{(เรเดียน / วินาที)} \qquad (3.3.5)$$

หรือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f_i(t) = f_c + \frac{\theta'(t)}{2\pi} \quad \text{(เฮิร์ทซ์)} \qquad (3.3.6)$$

สำหรับ Frequency Modulation ค่าของ Instantaneous Frequency Deviation $\theta'(t)$ จะเปลี่ยนแปลงอย่างเป็นสัดส่วนกับแรงดันของสัญญาณที่นำมามอดดูเลท หรือ $\theta'(t)$ เป็นฟังก์ชัน ของ $v_m(t)$

$$\theta'(t) = F[v_m(t)] \qquad (3.3.7)$$

เมื่อ $v_m(t) = V_m \sin(\omega_m t)$

ω_m = ความถี่เชิงมุมของสัญญาณที่นำมามอดดูเลท (เรเดียน / วินาที)

f_m = ความถี่ของสัญญาณที่นำมามอดดูเลท (เฮิร์ทซ์)

V_m = ขนาดสูงสุดของสัญญาณที่นำมามอดดูเลท (โวลท์)

และเราสามารถเขียนความสัมพันธ์ระหว่าง $\theta'(t)$ กับ $v_m(t)$ ได้ดังนี้

$$\theta'(t) = K v_m(t) \qquad (3.3.8)$$

เมื่อ K คือ Deviation Sensitivities ของ Frequency Modulator และ นิยามได้เป็นฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) ระหว่างอินพุทและเอาท์พุทของ Modulator ค่าของ K มีหน่วยเป็น

$$\frac{\text{rad/s}}{\text{v}} \quad \text{หรือ} \quad \frac{\text{rad}}{\text{Vs}} \qquad (3.3.9)$$

จากความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ที่กล่าวมาทั้งหมดและจากความสัมพันธ์ของ $\theta(t)$ และ $\theta'(t)$

$$\begin{aligned}\theta(t) &= \int \theta'(t)\, dt \\ &= \int K V_m(t)\, dt \\ &= K \int V_m(t)\, dt \end{aligned} \qquad (3.3.10)$$

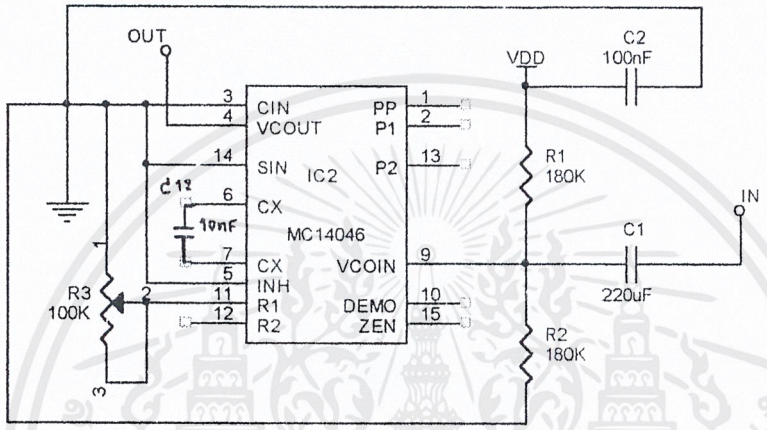
เราสามารถเขียนนิพจน์ของสัญญาณพาหะ $v(t)$ ที่ถูกมอดดูเลทด้วยสัญญาณ $v_m(t) = V_m \cos \omega_m t$ ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} v(t) &= V_c \cos[\omega_c t + \theta(t)] \\ &= V_c \cos[\omega_c t + \int \theta'(t)\, dt] \\ &= V_C \cos[\omega_c t + K \int V_m(t)\, dt] \\ &= V_C \cos[\omega_c t + K \int V_m \cos \omega_m t\, dt] \\ &= V_C \cos[\omega_c t + \frac{KVm}{\omega m} \sin(\omega m t)] \end{aligned} \qquad (3.3.11)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1 การออกแบบวงจรใช้งานจริง

ใช้ R3,C12 ในการปรับค่าความถี่ของวงจรมอดดูเลเตอร์ ส่วนของ R1 และ R2 ทำหน้าที่จัดไบอัสแรงดันให้กับวงจร VCO ให้ความถี่อยู่ที่จุดกึ่งกลางของความถี่สูงสุดที่วงจรVCO ผลิตขึ้นมา ในส่วน C1จะทำหน้าที่ ช่วยให้สัญญาณผ่านไปได้ดี แต่กั้นไฟDCไม่ให้เข้าวงจร และส่วน C2 จะทำให้ไฟDC เกิดความเรียบมากที่สุด

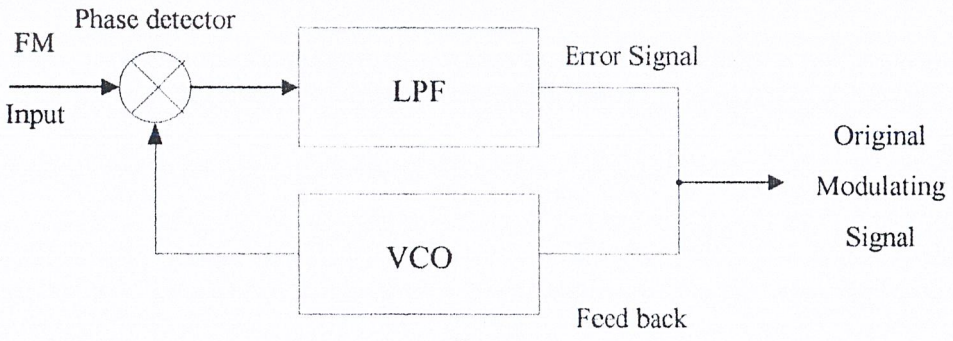


รูปที่ 3.2 วงจรมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ที่ใช้ในระบบ

3.4 วงจรดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ (FM Demodulator)

3.4.1 หลักการดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่โดยเฟสล็อกลูป

สามารถอธิบายได้โดยใช้บล๊อกไดอะแกรมพื้นฐานของระบบเฟสล็อกลูปในรูปที่ 3.3เฟสดีเทคเตอร์หรือในสัญญลักษณ์มิกเซอร์ใช้ในการเปรียบเทียบอินพุทกับเอาท์พุทของ VCO (voltage control oscillator) ความถี่ของ VCO จะถูกปรับเปลี่ยนด้วยแรงดันไฟดีซี จากวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (LPF) ซึ่งที่จริงก็คือแรงดันจากวงจรเฟสดีเทคเตอร์ที่กรองเอาไฟดีซี ออกมาใช้ในการควบคุม



รูปที่ 3.3.1 บล๊อกไดอะแกรมพื้นฐานของระบบเฟสล็อกลูป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้าที่หลักของเฟสดีเทคเตอร์คือการเปรียบเทียบสัญญาณสองสัญญาณและให้เอาท์พุทเมื่อผ่าน LPF แล้วทำหน้าที่ในการควบคุม VCO ถ้ามีความต่างเฟสหรือความถี่ระหว่างอินพุทและ VCO แล้ว เอาท์พุทของเฟสดีเทคเตอร์จะแปรตามอย่างเป็นสัดส่วนกัน แรงดันไฟดีซีจะปรับความถี่ของ VCO เพื่อจะผลักดันให้ความถี่และเฟสของ VCO ตรงกันกับของอินพุท สัญญาณไฟดีซีนี้เรียกว่า Error signal เป็นส่วนป้อนกลับของวงจร

ในขณะที่ไม่มีแรงดันอินพุท เอาท์พุทจากเฟสดีเทคเตอร์และ LPF จะเป็นศูนย์ VCO จะให้กำเนิดความถี่ปกติค่าหนึ่งเรียกว่า Free running frequency ที่กำหนดขึ้นจากค่าอุปกรณ์ส่วนกำหนดความถี่ เมื่อสมมุติว่ามีอินพุท ความถี่ใกล้เคียงกับ Free running frequency ของ VCO เฟสดีเทคเตอร์จะเปรียบเทียบความถี่ทั้งสองและให้กำเนิดแรงดันที่เป็นสัดส่วนกับความต่างความถี่นี้ แรงดันนี้จะป้อนเข้าสู่ VCO เพื่อผลักดันให้ความถี่ของ VCO ปรับเปลี่ยนในทิศทางที่ลดแรงดันไฟ DC Error ลง ในทำนองเดียวกันแรงดัน DC Error นี้พยายามจะปรับเปลี่ยนความถี่ของ VCO เพื่อลดความแตกต่างของเฟสและความถี่ของ VCO จนกระทั่งความถี่ทั้งสองเท่ากันในที่สุด ในสภาวะนี้เรียกว่าอยู่ในสภาวะ ล๊อก อย่างไรก็ดีแม้ว่าความถี่อินพุทและของ VCO จะเท่ากันแล้วก็ตาม แต่ก็ยังคงมีความต่างเฟสกันอยู่บ้าง ซึ่งจะยังคงมีแรงดัน DC Error ที่ไปควบคุมความถี่ให้ระบบยังคงอยู่ในสภาวะล็อกต่อไป และเมื่อความถี่เปลี่ยน เฟสดีเทคเตอร์และ LPFจะให้กำเนิดแรงดันค่าใหม่ซึ่งจะทำให้ VCO ปรับความถี่เอาท์พุทจนเท่าความถี่ใหม่หรือเพื่อให้กลับเข้าสู่สภาวะล๊อกอีก

จากการทำงานที่กล่าวมาข้างต้น ระบบเฟสล็อกลูปสามารถนำมาใช้ในการทำดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ กล่าวคือถ้ามีอินพุทที่เป็น FM ป้อนเข้ามา VCO จะ Track ตามอินพุท ซึ่งหมายถึงว่า VCO เองจะมีลักษณะของมอดูเลเตอร์ที่สามารถกำเนิดสัญญาณ FM ตามอินพุท และเพื่อให้เป็นไปตามนี้ อินพุทของ VCO จะต้องมีลักษณะเดียวกับสัญญาณที่เข้ามามอดูเลตนั่นเอง

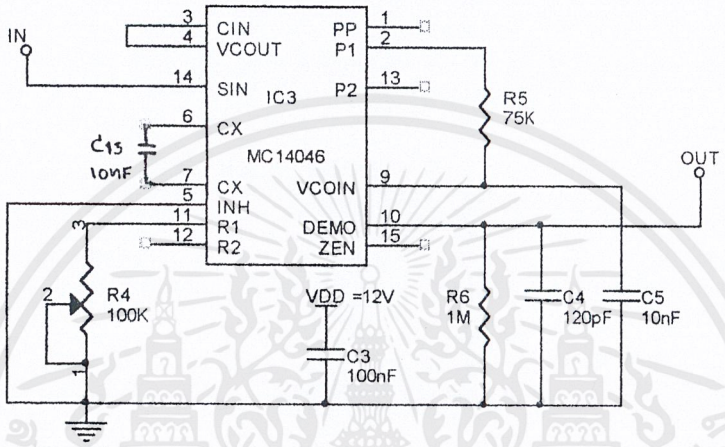
เอาท์พุทของ VCO จะปรับเปลี่ยนตาม FM อินพุท เนื่องจากแรงดัน Error จากเฟสดีเทคเตอร์และ LPF จะพยายามทำให้ VCO track ตามอินพุท ดังนั้นตราบใดที่อยู่ในสภาวะล๊อก เอาท์พุทของ VCO จะเหมือนกับอินพุทและอินพุทจะเหมือนกับสัญญาณที่นำมามอดูเลทเป็น FM อินพุท ข้อกำหนดหนึ่งที่สามารถนำระบบเฟสล็อกลูปมาใช้ในการดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ คือต้องออกแบบให้ LPF สามารถผ่านสัญญาณที่นำมามอดูเลทเป็น FMได้ครบถ้วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

3.4.2 การออกแบบวงจรใช้งานจริง

ใช้ R4,C13 ในการปรับLockความถี่เพื่อจับหาสัญญาณ ที่ต้องการดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ , R5 และ C5 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน เพื่อแยกสัญญาณที่ต้องการออกจากสัญญาณพาหะ และ C3 ทำหน้าที่ กรองไฟDCให้เรียบมากขึ้น ส่วน R6และ C4 จะทำหน้าที่เป็น Buffer และ กรองความถี่สูงที่เข้ามารบกวนทิ้ง



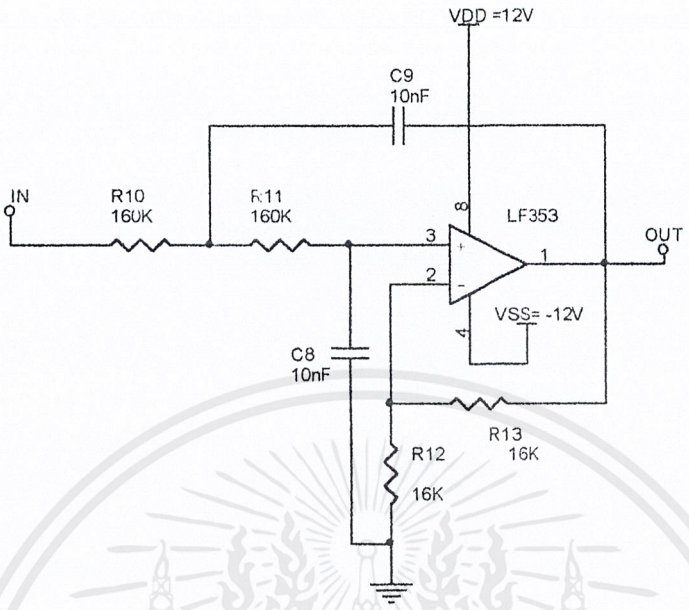
รูปที่ 3.32 วงจรดีมอดดูเลเตอร์ทางความถี่ที่ใช้ในระบบ

3.5 วงจรกรองความถี่

วงจรนี้จะทำหน้าที่กรองความถี่ต่ำที่อยู่ในช่วง 0.04Hz – 100Hz ให้ผ่านไปได้โดยให้มีขนาดแรงดันของสัญญาณมีขนาดคงที่ตลอดย่านความถี่ที่ต้องการ และ จะทำการลดทอนขนาดแรงดันของสัญญาณความถี่ที่สูงกว่า 100Hzที่เกินออกมาให้เหลือน้อยที่สุด และจะใช้ค่า R10,R11,C8 และC9 เป็นกำหนดความถี่ Cut off ของวงจรกรองความถี่ต่ำ (LPF)ในการออกแบบ และ ในส่วนของ R12 และ R13เป็นตัวกำหนดอัตราขยายของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

42714



รูปที่ 3.4 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำที่ใช้ในระบบ

3.6 ส่วนบันทึกข้อมูลลงเทปและเล่นกลับ (Tape Recorder and Play back)

ในส่วนนี้จะใช้ชุดสำเร็จรูปเครื่องบันทึก/เล่นเทปสำหรับสัญญาณความถี่เสียงมาใช้ทั้งหมด โดยการศึกษารายละเอียดของวงจรและเลือกจุดป้อนสัญญาณที่เหมาะสมและตัดส่วนที่ไม่ใช้งานออกไป

3.6.1 หลักการของเครื่องบันทึก/เล่นเทป

มีส่วนที่สำคัญคือ วงจรควบคุมการเล่นและบันทึกและกลไกในการหมุนเส้นเทป การทำงานในการเล่นกลับ (Playback) จะนำสัญญาณที่ได้จากหัวเทปมาเข้ายังวงจรปรีแอมป์หัวเทปภาคแรกและทำการขยายอีกครั้งเพื่อให้ได้สัญญาณแรงขึ้นที่ภาคขยายเอ้าท์พุทก่อนส่งออกไปทางเอ้าท์พุท เพื่อไปเข้ายังโทนคอนโทรล (Tone Control)

ในโหมดบันทึก วงจรควบคุมจะกำหนดให้หัวเทปเป็นเสมือนโหลดคือให้สัญญาณอินพุทที่มาจากไมโครโฟนหรือจูนเนอร์ ซึ่งผ่านวงจรควบคุมความแรงของสัญญาณ (Level Control Circuit) และ วงจรขยายสัญญาณบันทึก (Recorder Amplifier) มาแล้ว ผ่านหัวเทปเพื่อบันทึกลงบนเส้นเทป.

ในขณะที่ทำงานในการบันทึกก็ต้องมีการลบเทปก่อน โดยใช้วงจรออสซิลเลเตอร์ความถี่สูงจะส่งสัญญาณไปที่หัวลบ เพื่อทำการลบสัญญาณบนเส้นเทปที่มีอยู่เดิมให้หมดไปก่อนจึงทำการบันทึกเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การบันทึกสัญญาณข้อมูลของหัวเทปที่ใช้หลักการที่ว่า เมื่อจะป้อนสัญญาณเข้าที่หัวเทป แล้วจะเกิดอำนาจแม่อำนาจแม่เหล็กเปลี่ยนแปลงไปตามสัญญาณเสียง มีเส้นแรงแม่เหล็กออกมาที่ GAP ของหัวเทปเหนี่ยวนำไปยังผิวของสายเทปทำให้สารแม่เหล็กที่ถูกฉาบอยู่บนเส้นเทป เปลี่ยน สภาพเป็นแม่เหล็กตามสัญญาณที่เหนี่ยวนำ.

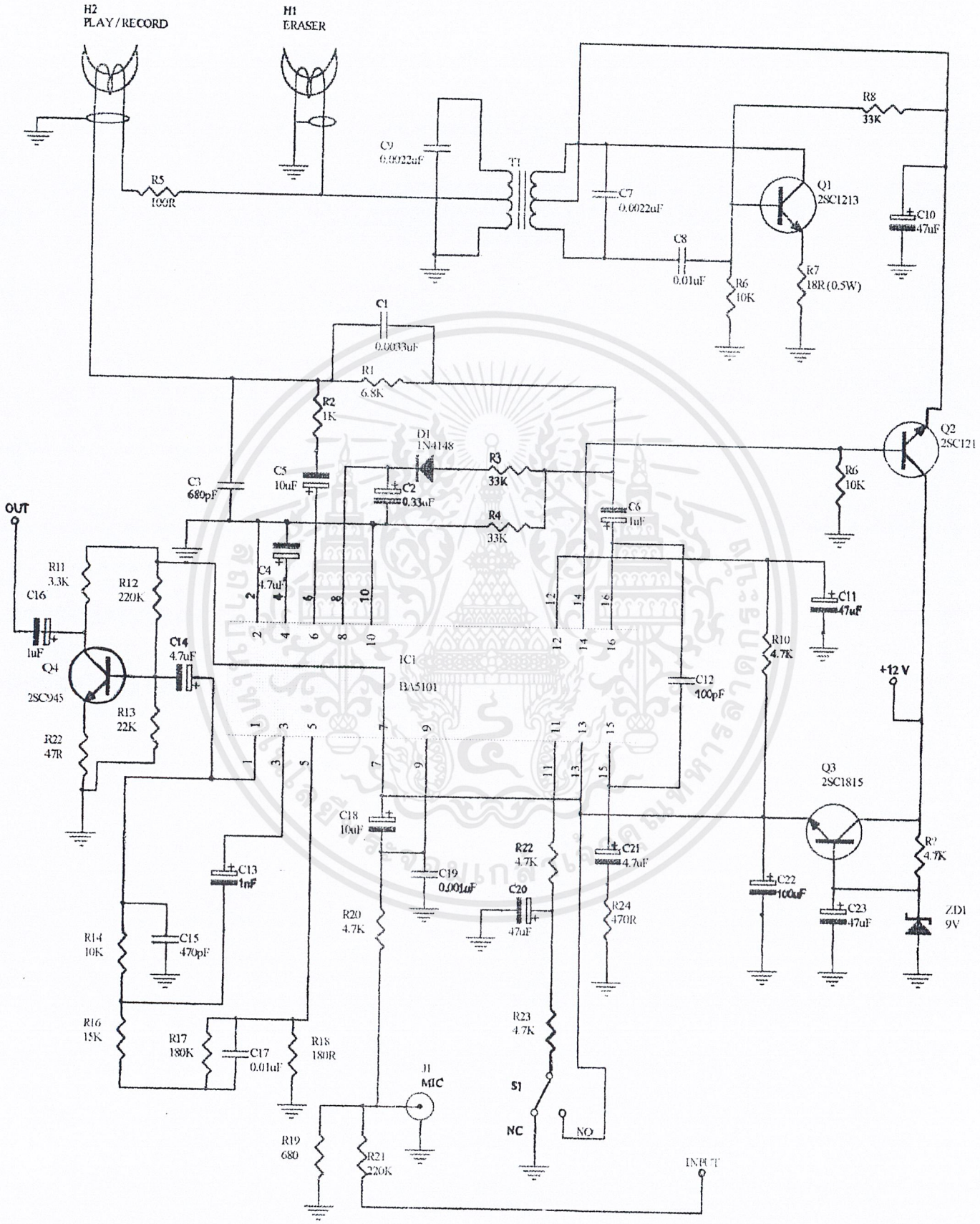
ในการบันทึกโดยใช้หลักการสนามแม่เหล็กไฟฟ้าข้างต้น มีปัญหาเรื่องความเพี้ยนเกิดขึ้นจากความไม่เป็นเชิงเส้นและจากปรากฏการณ์ซึ่งเรียกว่า" ฮีสเทอร์รีซิส" (Hyteresis) ของการเป็นแม่เหล็กในสารแม่เหล็ก ซึ่งสามารถทำให้ลดลงได้ โดยการป้อนกระแสไฟฟ้าค่าต่ำ ๆ ให้กับหัวเทปในขณะที่ทำการบันทึก พร้อม ๆ กับสัญญาณเสียงที่ป้อนเข้าไปทางอินพุทเราเรียกวิธีการนี้ว่า " การไบแอส " โดยปกติแล้วมักจะใช้การไบแอส แบบกระแสสลับโดยใช้ความถี่จากวงจรออสซิลเลเตอร์ ที่มีค่าสูงกว่าความถี่เสียงประมาณ 2-3 เท่า มีระดับสัญญาณประมาณ 10 โวลท์ขึ้นไป เป็นสัญญาณในการไบแอสเพื่อแก้ปัญหาฮีสเทอร์รีซิส.

ในโหมดเล่นกลับ (Play back) มีลักษณะตรงข้ามกับการบันทึก อำนาจแม่เหล็กของสารแม่เหล็กที่ฉาบบนผิวของเส้นเทปเมื่อวิ่งผ่านหัวเทปเส้นแรงแม่เหล็กจะเหนี่ยวนำเป็นกระแสไฟฟ้าที่มีขนาดต่ำ ๆ ขึ้นมาบนขดลวดของหัวอ่าน สัญญาณนี้จะถูกขยายต่อไป.

ในโหมดการบันทึก ระดับสัญญาณที่บันทึกควรจะอยู่ในช่วงระดับหนึ่งเหมาะสมกับคุณสมบัติของหัวเทป จึงมักใช้วงจรควบคุมสัญญาณอัตโนมัติ (Automatic Level Control:ALC) เพื่อการปรับ เพิ่ม หรือ ลดระดับสัญญาณอินพุทที่ป้อนเข้ามาเพื่อทำการบันทึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6.2 วงจรของเครื่องบันทึก/เล่นเทป



รูปที่ 3.5 เป็นวงจรของเครื่องบันทึก/เล่นเทปที่ใช้ในโครงงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.5 เป็นวงจรของเครื่องบันทึก/เล่นเทปที่ใช้ในโครงงาน BA5101เป็นไอซีปรีเทปสำหรับเล่น/บันทึก ภายในไอซีจะประกอบไปด้วยวงจรอีควอไลเซอร์เล่นกลับ (Playback Equalizer Amplifier) วงจรขยายสัญญาณบันทึก (Recording Amplifier) วงจรขยายสัญญาณไมโครโฟน (Microphone Amplifier) วงจรควบคุมความแรงของสัญญาณอินพุทอัตโนมัติ (Automatic Level Control Circuit – ALC) วงจรออสซิลเลเตอร์เพื่อใช้ในการไบแอสหัวเทปและวงจรควบคุมการเล่นกลับและบันทึก ข้อดีของไอซีตัวนี้คือ ในการคบคุมการเล่นกลับและบันทึกใช้การควบคุมแบบดิจิตอลคือ ถ้าขาควบคุม (ขา 11) เป็น " 0 " หรือ ต่อลงกราวด์ ไอซี จะทำหน้าที่เป็นวงจรขยายสัญญาณเล่นกลับ แต่ถ้าที่ขาควบคุมเป็น " 1 " หรือ ต่อไว้ที่ไฟเลี้ยงประมาณ 6-9 โวลท์ ก็จะทำงานในการบันทึก (Record)

3.6.2 การทำงานของวงจร

ในโหมดเล่นกลับสวิทช์ SW 1 ที่ต่อกับขาควบคุม จะถูกสับลงกราวด์ (ตำแหน่ง Play) IC_1 จะรับรู้ว่าขณะนี้ต้องการการเล่นกลับ สัญญาณจากหัวเทปจะผ่านตัวต้านทาน R_2 คับปลิ้งเข้า IC_1 โดยตัวเก็บประจุ C_5 ที่ขา 6 ซึ่งเป็นอินพุทของ IC_1

สัญญาณที่ผ่านการขยายแล้ว จะถูกส่งออกมาที่ขา 3 คับปลิ้งผ่านตัวเก็บประจุ C_{13} มาเข้ายังวงจรขยายสัญญาณเอ้าท์พุท ซึ่งประกอบด้วย R_{11} , R_{12} , R_{13} , R_{15} , Q_4 และ C_{16}จะได้สัญญาณที่มีความแรงมากพอออกไปทางเอ้าท์พุทของวงจร ที่ขา 5 ของ IC_1 ตัวต้านทาน R_{17} และ R_{18} ต่อร่วมกับตัวเก็บประจุ C_{17} เป็น วงจรป้อนกลับอีควอไลเซอร์เพื่อให้ IC_1 มีการตอบสนองความถี่ได้ดีขึ้น ตัวเก็บประจุ C_4 ที่ต่อไว้ที่ขา 4 ของ IC_1 ทำหน้าที่ บายพาสสัญญาณ ค่าของตัวเก็บประจุถ้าใช้ค่าที่ไม่เหมาะสม อาจทำให้การตอบสนองความถี่ต่ำของวงจรเสียไปได้

เมื่อทำการบันทึกสวิทช์ SW_1 จะต่อขาควบคุมไปที่ไฟเลี้ยงของไอซี สัญญาณอินพุทของวงจร จะสามารถเข้ามาได้ทั้งทางขั้ว AUX และ MIC โดย AUX เป็นขั้วอินพุทที่ได้สัญญาณจากจูนเนอร์หรือ แหล่งกำเนิดสัญญาณอื่นที่มีขนาดใหญ่ ส่วน MIC เป็นขั้วอินพุทสำหรับไมโครโฟน.

สัญญาณอินพุทจะผ่านตัวต้านทาน R_{20} และ R_{21} เพื่อลดความแรงลงระดับหนึ่งก่อนแล้วส่งเข้าไปยังขา 7 ซึ่ง เป็นขาอินพุทของวงจรขยายสัญญาณไมโครโฟน เอ้าท์พุทของสัญญาณ นี้จะออกมาที่ขา 16 และ ผ่านตัวต้านทาน R_3 ไดโอด D_3 ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณกระแสสลับที่ได้จากวงจรขยายสัญญาณบันทึกในตัวไอซีมาเป็นไฟตรง เพื่อป้อนเข้ายังขา 8 ของ IC_1 ซึ่งเป็นขาอินพุท ALC ในการการควบคุมความแรงของสัญญาณอินพุทอย่างอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอ้าท์พุทของวงจร ALC จะออกมาที่ขา 9 และทำการป้อนกลับสัญญาณเข้าที่ขา 7 เป็นเช่นนี้เรื่อยไป เพื่อทำการควบคุมความแรงของสัญญาณอินพุท เอ้าท์พุทที่ขา 16 ของ IC_1 จะผ่านตัวต้านทาน R_1 และ C_1 ป้อนเข้าที่ขา 6 ของ IC_1 เพื่อทำการขยายสัญญาณให้พอเหมาะ แล้วป้อนเข้าที่ขา 1 ซึ่งเป็นขาอินพุทของวงจรบันทึก สัญญาณจากขา 16 ที่ผ่านตัวต้านทาน R_1 และ C_1 ก็จะถูกส่งไปที่หัวเทป เพื่อทำการบันทึกสัญญาณลงบนเส้นเทป ในขณะเดียวกันที่ขา 14 ของ IC_1 จะเกิดสัญญาณเพื่อไปทำให้ทรานซิสเตอร์ Q_2 ทำงาน เกิดแรงดันไปไบแอสทรานซิสเตอร์ Q_1 ให้ทำงาน

ทรานซิสเตอร์ Q_1 ต่อร่วมกับ หม้อแปลง T_1 ตัวต้านทาน R_6, R_7 และ R_8 และ ตัวเก็บประจุ C_7 และ C_8 ทำหน้าที่เป็นวงจรออสซิลเลเตอร์ความถี่สูงสำหรับใช้ไบแอสหัวเทป เพื่อแก้ไขปัญหาฮีสเทอร์รีซิสและยังใช้ในการลบเทปด้วย ความถี่ของวงจรออสซิลเลเตอร์มีค่าประมาณ 45 KHz ทรานซิสเตอร์ Q_3 และ ซีเนอร์ไดโอด ZD_1 ทำหน้าที่เป็นวงจรเรกูเลเตอร์ 9V เพื่อจ่ายให้กับ IC_1

3.6.3 การประยุกต์ใช้กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เนื่องจากย่านความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะครอบคลุมอยู่ในช่วงต่ำกว่าสัญญาณเสียงจนถึงในช่วงต่ำของสัญญาณเสียง เพื่อให้สามารถใช้เครื่องบันทึก/เล่นเสียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยการดัดแปลงระบบน้อยที่สุด จึงใช้การมอดูเลทให้ความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจสูงขึ้นอยู่ในช่วงการตอบสนองดีที่สุดของวงจร

ส่วนโทนคอนโทรล (Tone Control) จะถูกตัดออก เพราะถ้ามีภาคโทนคอนโทรลอยู่จะทำให้รูปสัญญาณอินพุทมีความผิดเพี้ยนมากไม่เหมาะใช้กับงาน ที่ทำอยู่จึงไม่ใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
เครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.1 บทนำ

ในการทดสอบการทำงานของระบบบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อความสดวกและประหยัด จะยังไม่ใช้คลื่นไฟฟ้าที่วัดจากคนจริง แต่จะใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองจากเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างง่ายที่ได้สร้างขึ้นมา ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของวงจรและการทำงานของเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.2 เครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย

เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอนี้ สามารถสร้างได้โดยใช้วงจรรวมแบบดิจิตอล สองตัวร่วมกับอุปกรณ์ พาสซีฟอีกไม่กี่ตัว IC_1 เป็นวงจรนับแบบไบนารี 24 ขั้น และมีวงจรออสซิเลเตอร์และวงจรหารภายใน เมื่อใช้ร่วมกับคริสตอลความถี่ 4.194304 MHz จะได้ความถี่ 16 Hz ที่ขา Q_8 (ขา 16) สวิทช์ S_{1b} ใช้เลือกสัญญาณความถี่ 2 หรือ 1 Hz

ในขณะที่ความถี่ 16 Hzจะถูกใช้เป็นสัญญาณนาฬิกาให้กับ IC_2 ซึ่งเป็นวงจรนับ 10 ที่มีเอาท์พุท 10 ขา ส่วนสัญญาณที่สองจาก S1b จะผ่านไปยังวงจรดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์C_3/R_3 ก่อนเข้าสู่ขา 15 ของวงจรนับ IC2 ดังแสดงในรูป พัลส์จากวงจรดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์จะทำหน้าที่ในการ รีเซ็ทวงจรนับ ส่วนไดโอด D2 จะตัดสัญญาณซีกลบที่เกิดจากการดิฟเฟอเรนทิเอชัน

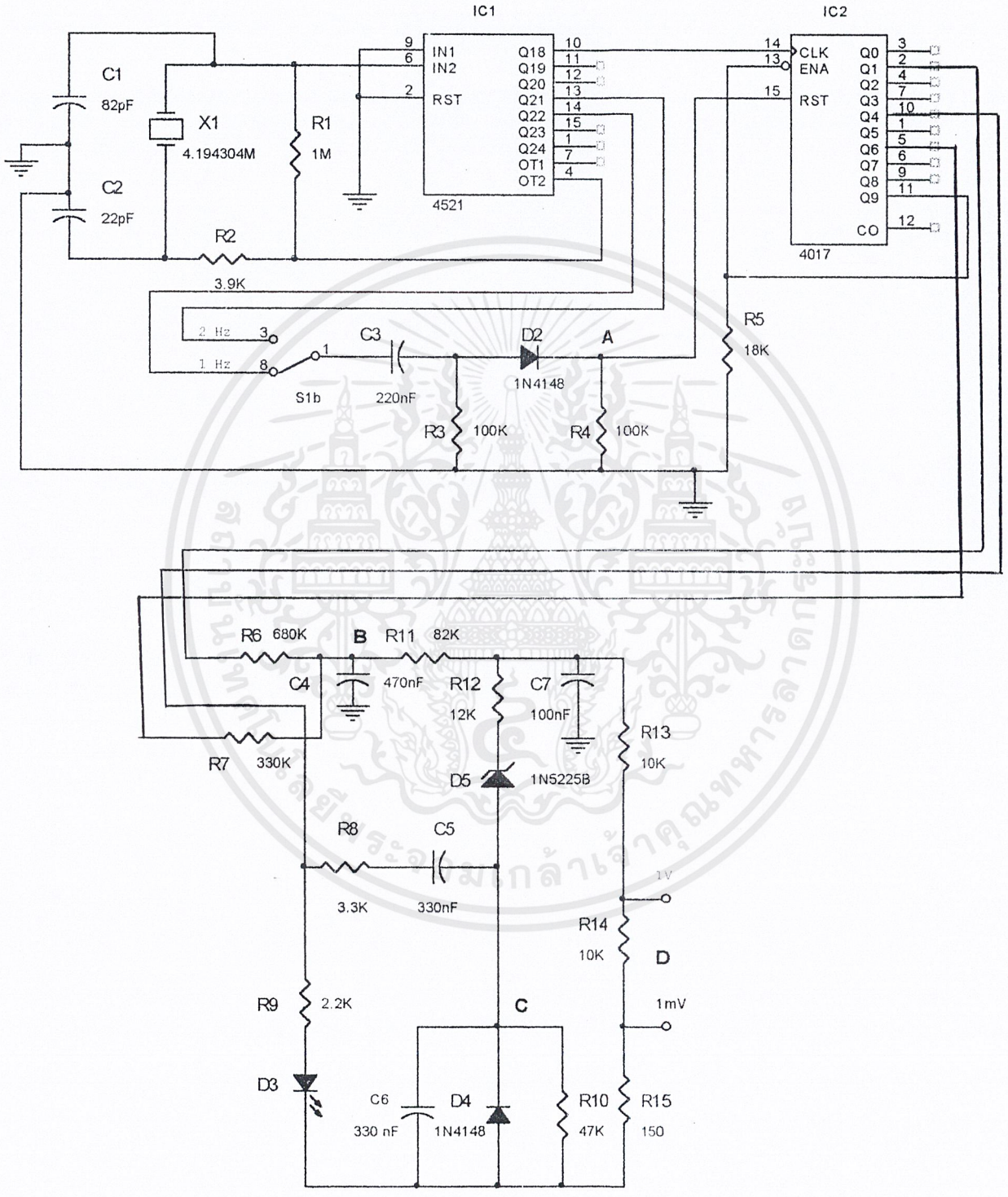
วงจรนับสิบจะนับถึงเก้า (โดยการต่อขา 11 เข้าทาง input enable ขา 13) และกลับเป็นศูนย์ใหม่ ช่วงการนับนี้จะเป็นตัวกำหนดช่วง U ของสัญญาณ ซึ่งกำหนดให้ความถี่ของการเต้นของหัวใจเป็น 60-120 ครั้งต่อนาที เราอาจได้ความถี่อื่นถ้าหากหาคริสตอลความถี่ที่กำหนดไม่ได้ เช่นหากใช้คริสตอลความถี่ 4 MHz จะได้อัตราการเต้น 57.2 และ 114.44 ครั้งต่อนาทีตามลำดับ

อุปกรณ์ร่วมอื่น ๆ อีกประมาณ 12 ตัวจะเป็นตัวกำหนดรูปคลื่นของเครื่องกำเนิดสัญญาณนี้ จากเอาท์พุทรูปสี่เหลี่ยมของวงจรนับที่ไล่เรียงลำดับจาก Q_1, Q_4 และ Q_6 โดยเอาท์พุท Q_1 ที่ขา 2 จะถูกอินทีเกรตโดย R6/C4 เป็นคลื่น P ค่า R_4 ได้จากคำนวณเพื่อให้ C_4 ชาร์จตามฟังก์ชันชี้กำลังจาก 0 ถึง 1 โวลต์ คลื่น T ได้มาจากอินทีเกรเตอร์ตัวที่ 2 (R_7/C_4) R_7 ที่ใช้จะมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของ R_6 เพื่อให้เอาท์พุทจาก Q_6 ชาร์จ C_4 จนได้เอาท์พุทประมาณ 2 เท่าของ P คือประมาณ 2.2 โวลต์

วงจรดิฟเฟอเรนทิเอเตอร์ C_5/R_{10}จะทำหน้าที่สอดแทรกคลื่น R เข้าระหว่างคลื่น P และ T ที่กล่าวข้างต้น R8ใช้ในการจำกัดกระแสที่ผ่านไปยัง C_5 ส่วน D_5 ทำหน้าที่จำกัดให้เฉพาะสัญญาณขนาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่เกินกว่า 3.8 โวลต์ผ่านไปได้ ไดโอด D_4 ใช้ลัดวงจรในช่วงลบของพัลส์ให้คงเหลือแค่ –0.7 โวลต์ ซึ่งจะทำให้ได้คลื่นที่สวยงาม D_3 เป็น LED แสดงจังหวะของคลื่น R โดยมี R_9 ทำหน้าที่จำกัดกระแส



รูปที่ 4.1 เครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

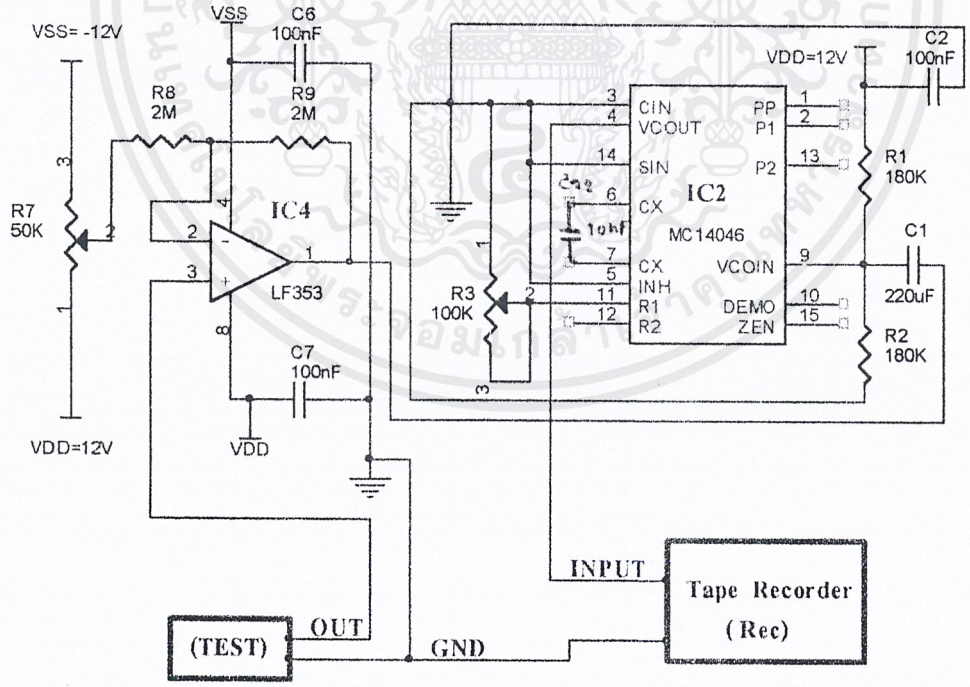
การทดลองและผลการทดลอง

5.1 บทนำ

เมื่อได้สร้างวงจรECG Recorder สำเร็จแล้วอยากจะทราบว่าวงจรมีผลการตอบสนองความถี่เป็นอย่างไร และ มีสัญญาณรบกวน (Noise)เข้าอยู่ในระบบเป็นอย่างไร จึงได้ทำการทดสอบการทำงานทั้งระบบของเครื่อง ECG Recorder

5.2 การทดลองเพื่อทดสอบการตอบสนองความถี่

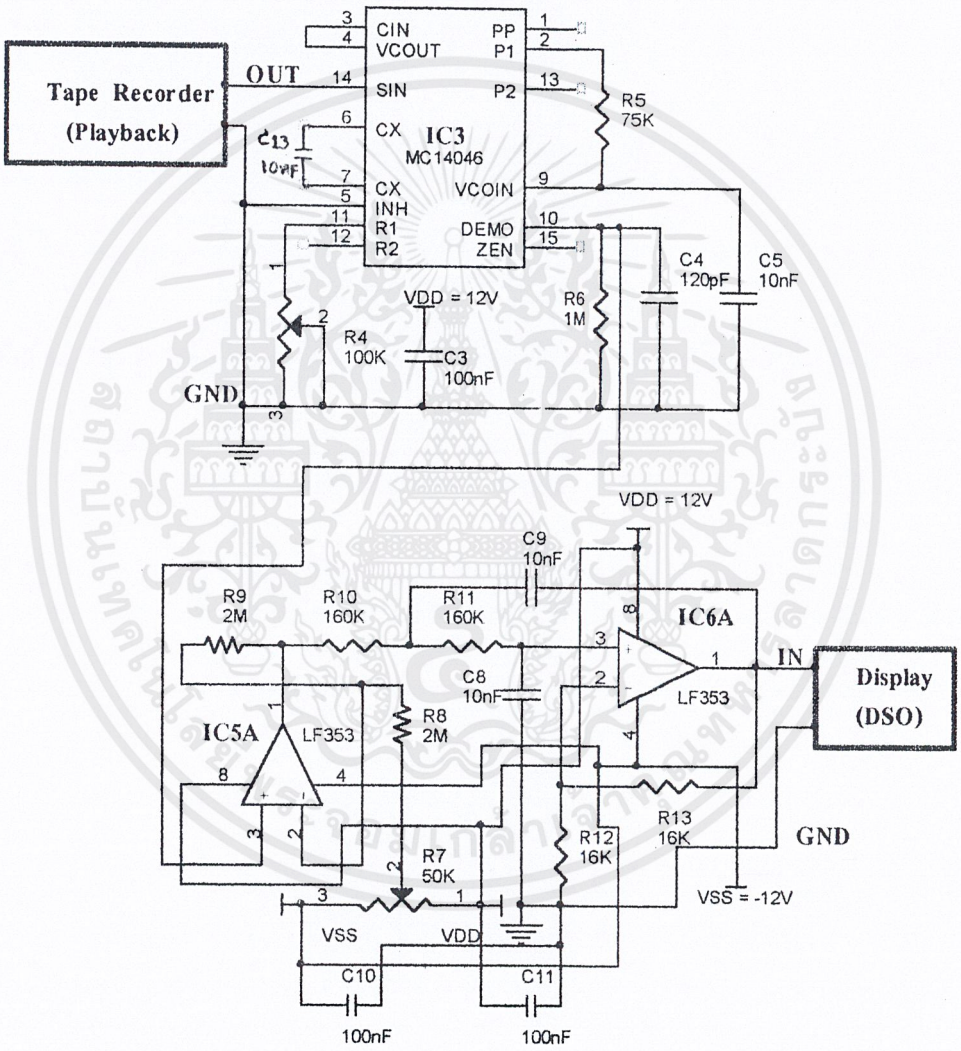
5.2.1 ต่อวงจรดังรูปที่ 5.1 ที่ตำแหน่งของ(TEST) ให้ป้อนสัญญาณSineจากFunction Generator ที่ความถี่ 1Hz –100Hz เข้าไปที่ขา 3 ของ IC4 ใส่เทปเข้าไปที่วงจร Tape Recorder แล้วกดสวิทช์REC(S1)ลง เพื่อบันทึกสัญญาณใช้เวลาบันทึก2นาที แล้วเปลี่ยนความถี่จาก Function Generatorจาก 1Hz ไปเป็น 2Hz แล้วทำการบันทึกสัญญาณเข้าไปยังเทปอีกครั้ง จนกระทั่งเวลาผ่านไป 2นาที แล้วเปลี่ยนความถี่จาก Function Generator ไปเป็น 5Hz ทำการทดลองซ้ำไปเรื่อย ๆ จนครบความถี่ที่ 100Hz ความถี่ที่ใช้ทดสอบจะประกอบไปด้วยความถี่ 1,2,5,10,20,50 และ 100Hz ขนาดแรงดันที่ใช้ทดสอบที่ 960-1040 มิลลิโวลท์



รูปที่ 5.1 การทดสอบสัญญาณ FM Modulator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.2 เมื่อทำการบันทึกสัญญาณครบแล้วให้ยกสวิทช์ S1ขึ้น ไปอยู่ที่ตำแหน่งของ Playback แล้วทำการกรอกเทปกลับ แล้วจึงต่อวงจรตามรูปที่ 5.2 ปลดสัญญาณจาก Function Generator ที่ตำแหน่งของ (TEST) ออก แล้วที่ตำแหน่ง (Display (DSO)) ให้นำสโคปจับสัญญาณที่ขา1 ของIC6A แล้วจึงกดTape Playback เพื่อดูผลการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder

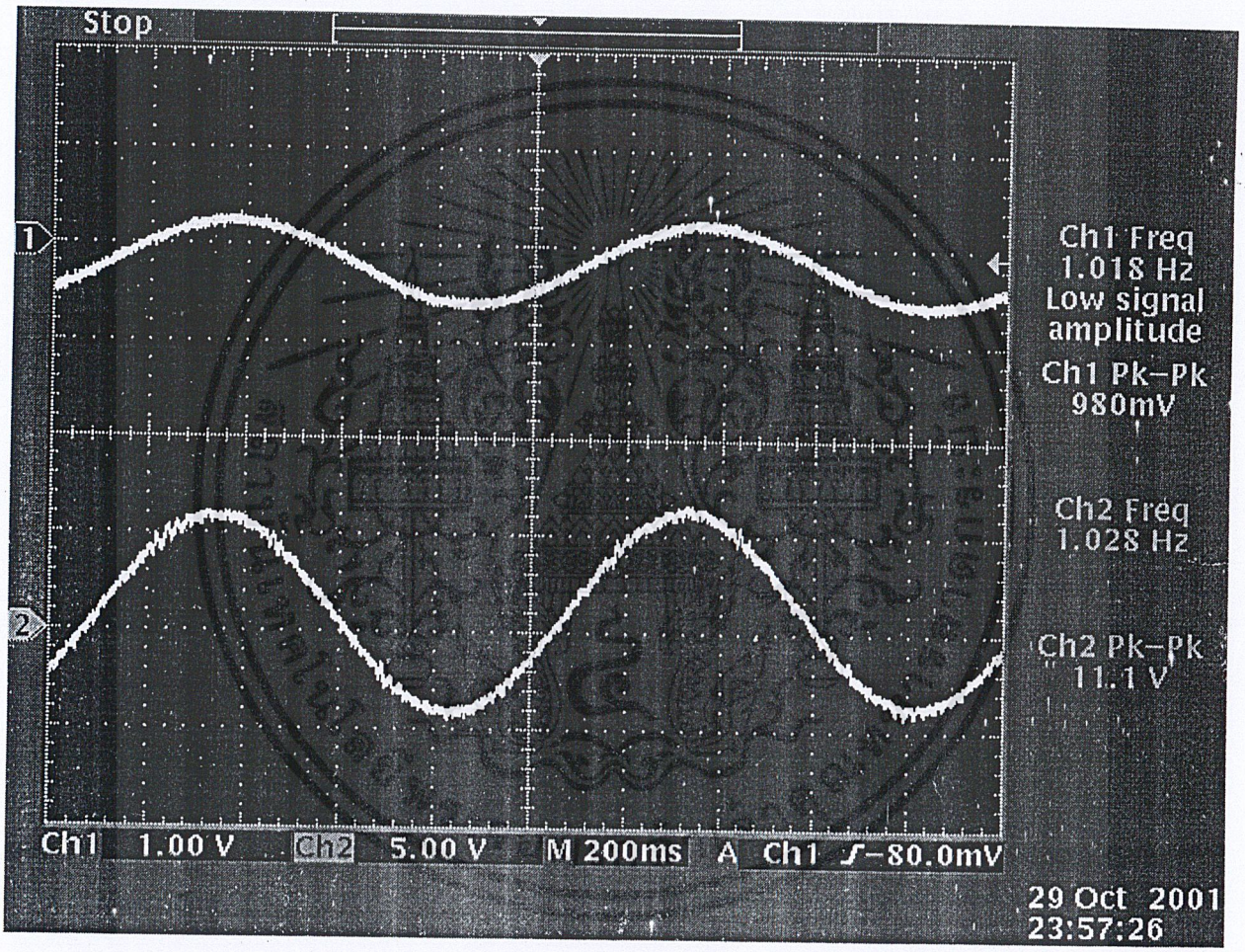


รูปที่ 5.2 การทดสอบการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 การแสดงผลการทดสอบการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder

โดยใช้สัญญาณ Sine เป็นสัญญาณอินพุทที่ป้อนเข้าไปยังตำแหน่ง (TEST) ที่เป็นอินพุทของระบบที่ต้องการทดสอบ โดยผลที่แสดงในส่วนอินพุทจะอยู่ที่ตำแหน่ง(CH1) และส่วนของเอ้าท์พุทนั้นจะแสดงผลอยู่ที่ตำแหน่ง (CH2)

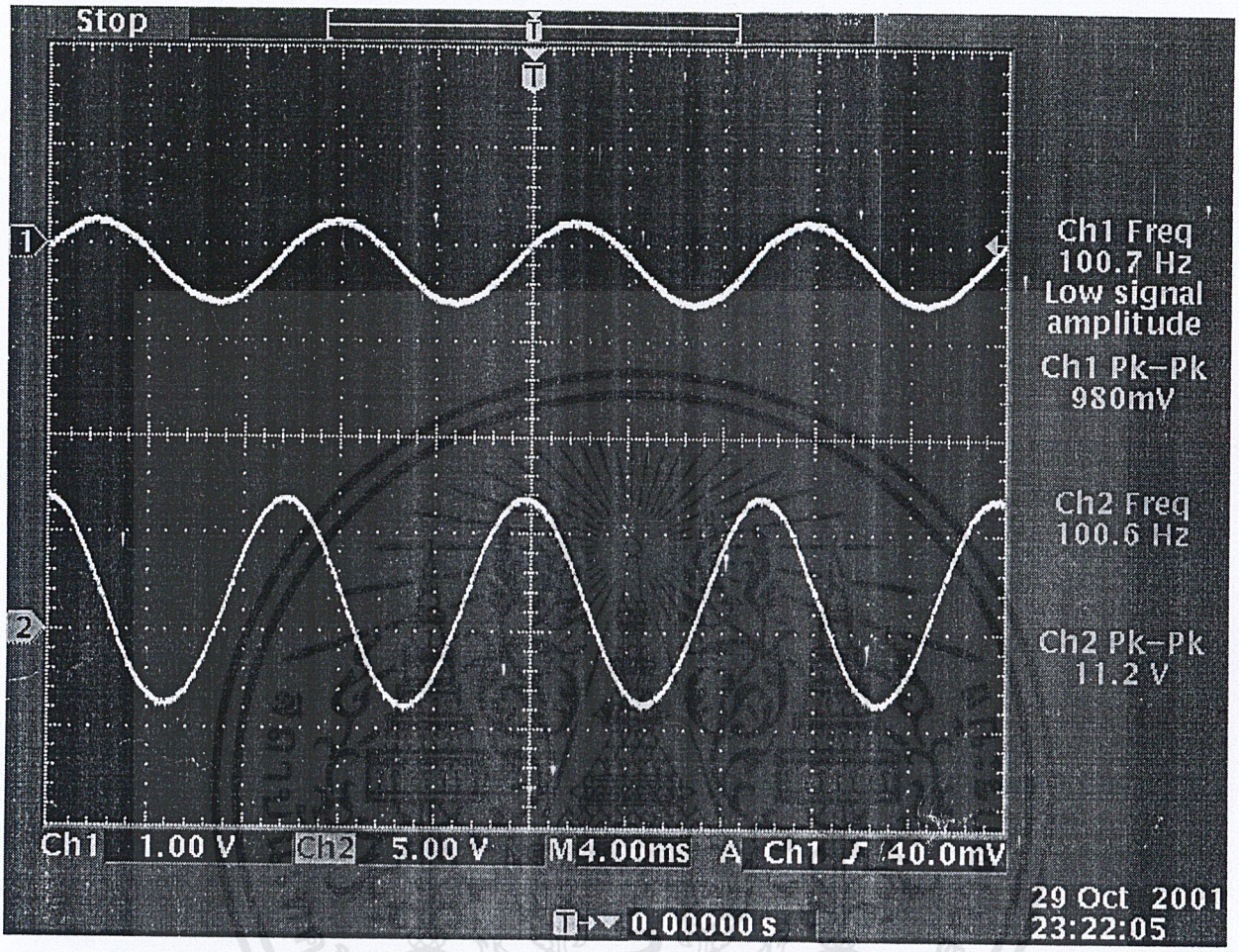


รูปที่ 5.3 แสดงการทดสอบสัญญาณ Sine ความถี่ 1.018Hz ที่ระดับแรงดัน 980 มิลลิโวลท์

CH1 คือ สัญญาณอินพุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 1.018Hz ขนาดแรงดัน 980 มิลลิโวลท์

CH2 คือ สัญญาณเอ้าท์พุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 1.028Hz ขนาดแรงดัน 11.1 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.4 แสดงการทดสอบสัญญาณ Sine ความถี่ 100.7Hz ที่ระดับแรงดัน 980 มิลลิโวลท์

CH1 คือ สัญญาณอินพุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 100.7Hz ขนาดแรงดัน 980 มิลลิโวลท์
CH2 คือ สัญญาณเอ้าท์พุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 100.6Hz ขนาดแรงดัน 11.2 โวลท์

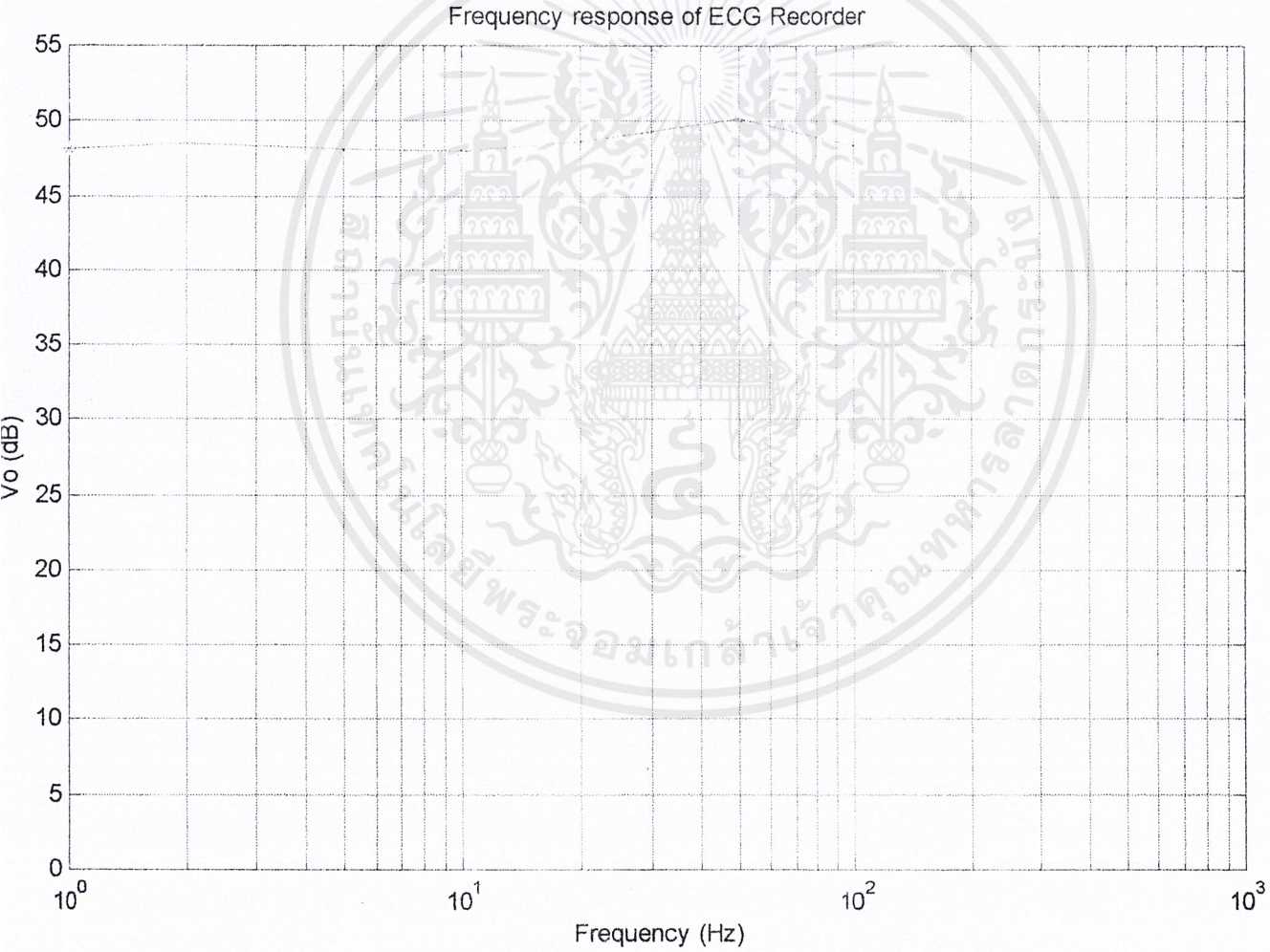
แรงดันอินพุท = 960mV – 980mV

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอ้าท์พุท (Volt)
1Hz	11.1 V
2Hz	11.3 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5Hz	11.1 V
9.9Hz	11 V
20Hz	11.4 V
50Hz	12.3 V
100Hz	11.2 V

ตารางที่1 แสดงผลการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder



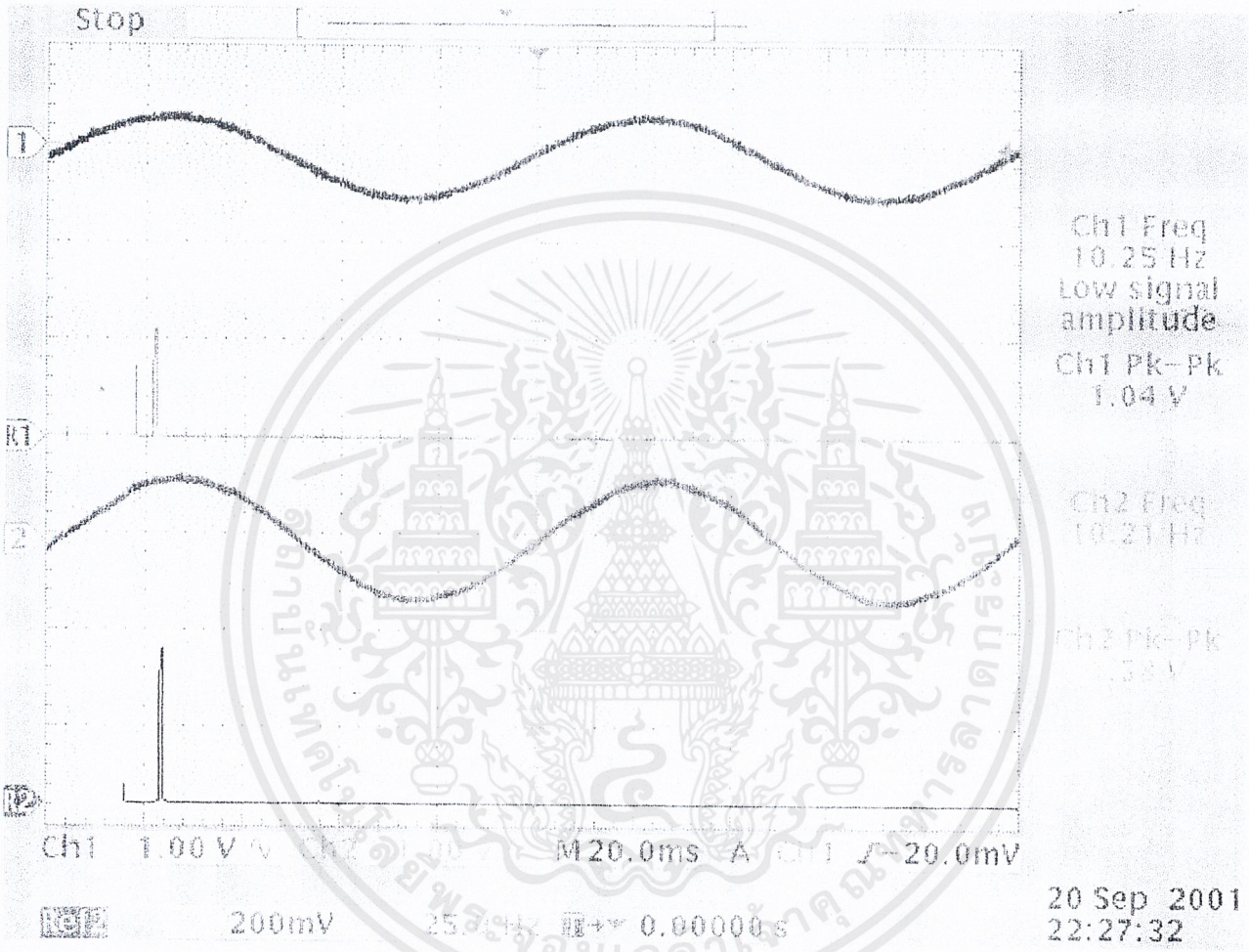
รูปที่ 5.5 กราฟแสดงผลการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 การทดสอบสเปคตรัมของเครื่อง ECG Recorder (โดยไม่ต่อวงจรปรับแรงดันออฟเซ็ต)

5.4.1 ให้ทำการทดลองตามข้อ 5.2.1 และ 5.2.2

5.4.2 ให้ใช้ดิจิตอลสตอเรจออสซิลโลสโคปเปลี่ยนไปเป็นFunction MATH โหมดการวัดโดย FFT



รูปที่ 5.6 แสดงผลการวิเคราะห์สเปคตรัมเครื่อง ECG Recorder ที่ความถี่ 10.25Hz

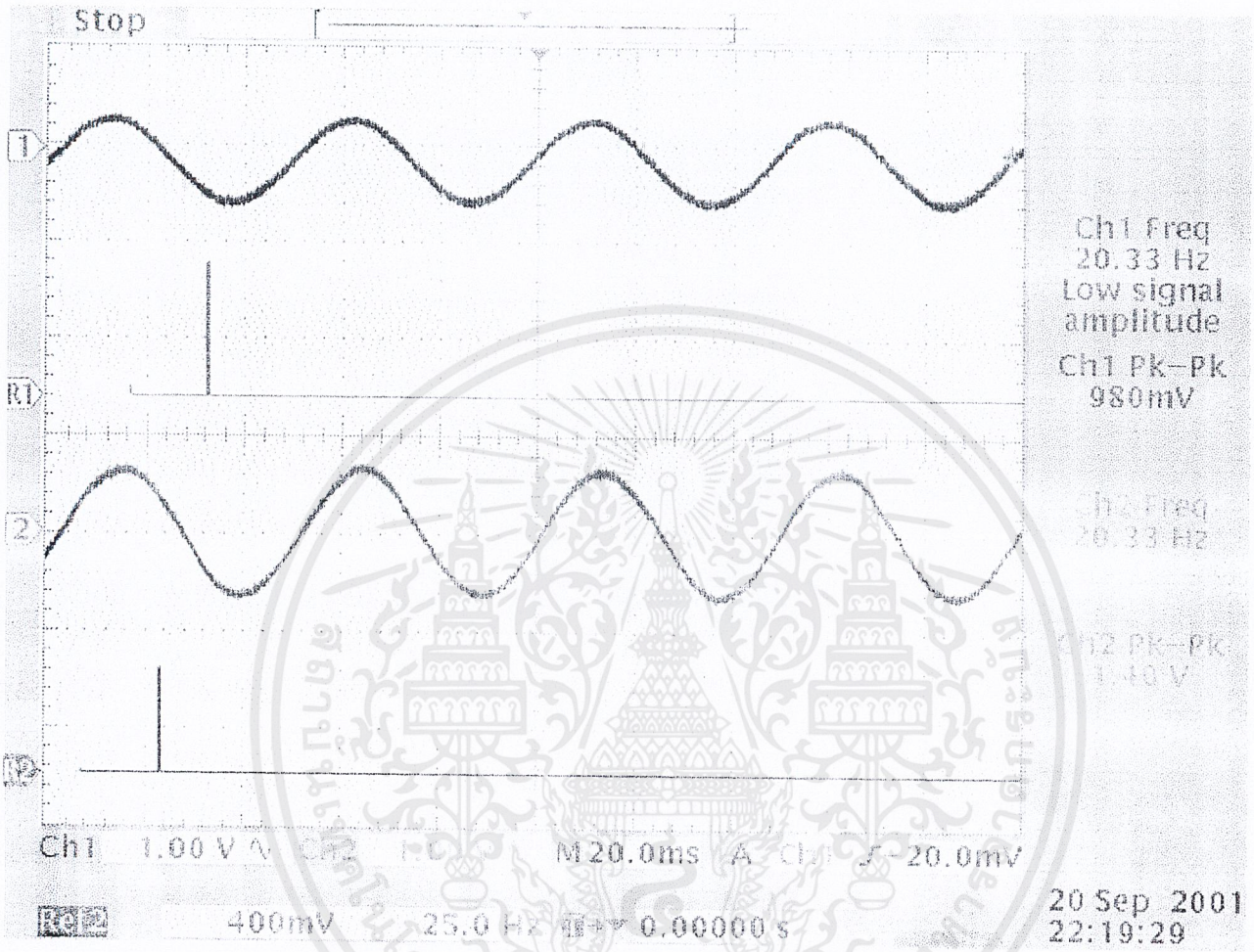
CH1 คือ สัญญาณอินพุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 10.25Hz ขนาดแรงดัน 1.04 โวลท์

CH2 คือ สัญญาณเอ้าท์พุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 10.21Hz ขนาดแรงดัน 1.38 โวลท์

R1 คือ การวิเคราะห์สเปคตรัมสัญญาณอินพุท ที่เป็นสัญญาณ Sine ที่ความถี่ 10.25 Hz ขนาดแรงดัน 1.04 โวลท์

R2 คือ การวิเคราะห์สเปคตรัมสัญญาณเอ้าท์พุท ที่เป็นสัญญาณ Sine ที่ความถี่ 10.21Hz ขนาดแรงดัน 1.38 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.7 แสดงผลการวิเคราะห์สเปคตรัมเครื่อง ECG Recorder ที่ความถี่ 20.33Hz

CH1 คือ สัญญาณอินพุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 20.33Hz ขนาดแรงดัน 0.98 โวลท์

CH2 คือ สัญญาณเอ้าท์พุทที่เป็น สัญญาณ Sine ที่ความถี่ 20.33Hz ขนาดแรงดัน 1.4 โวลท์

R1 คือ การวิเคราะห์สเปคตรัมสัญญาณอินพุท ที่เป็นสัญญาณ Sine ที่ความถี่ 20.33 Hz ขนาดแรงดัน 0.98 โวลท์

R2 คือ การวิเคราะห์สเปคตรัมสัญญาณเอ้าท์พุท ที่เป็นสัญญาณ Sine ที่ความถี่ 20.33Hz ขนาดแรงดัน 1.4 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ (Hz)	Total Harmonic Distortion (THD) %
1Hz	0.003%
2Hz	0.003%
5Hz	0%
10Hz	0%
20Hz	0%
50Hz	5.6%
100Hz	0%

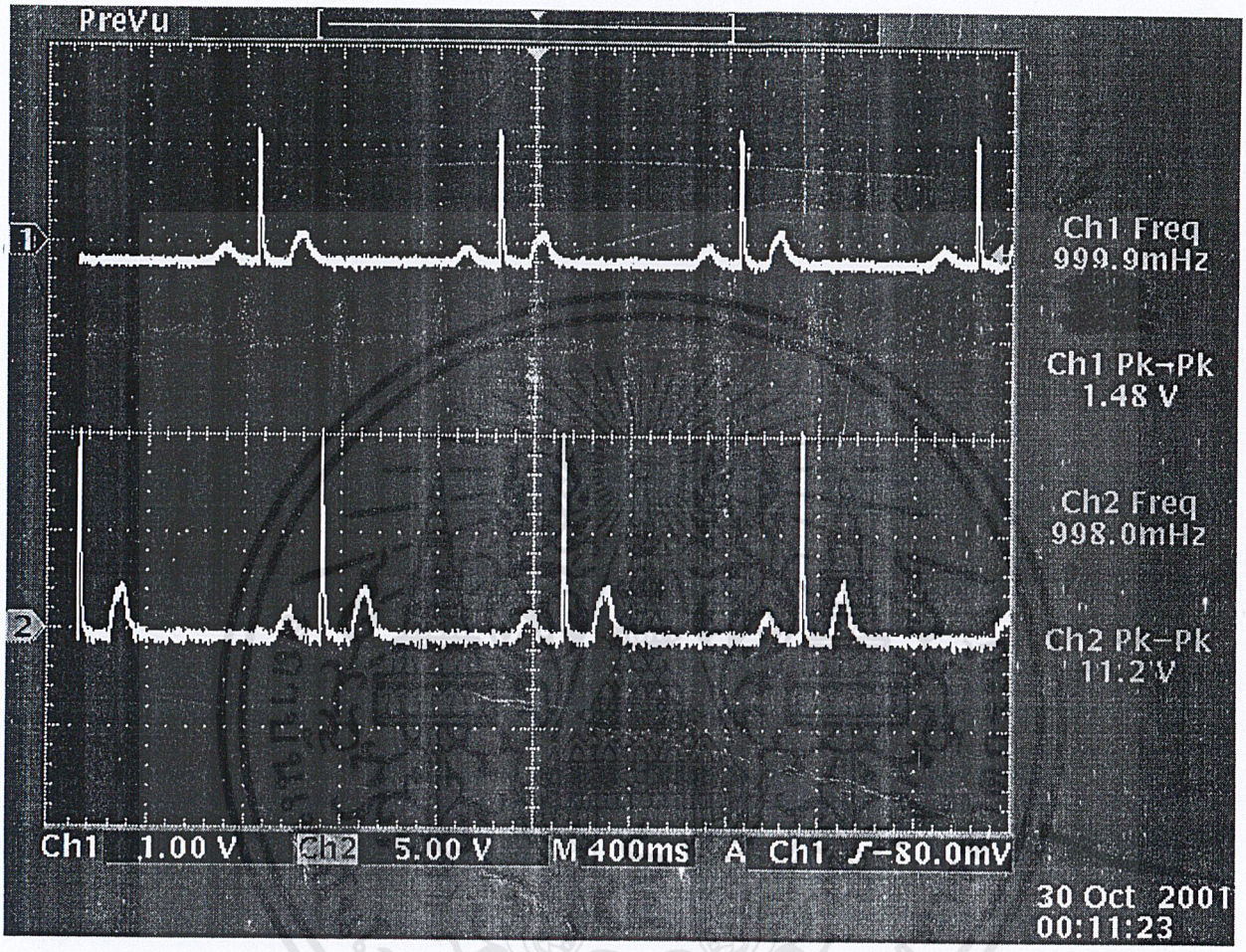
ตารางที่2 แสดงผลการทดสอบว่ามีสัญญาณรบกวนเข้ามาในระบบเครื่อง ECG Recorder

5.5 การทดสอบการทำงานของเครื่อง ECG Recorderโดยใช้วงจร (Simulator ECG)

5.5.1 ให้ต่อวงจรรูปที่ 4.1 วงจรเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Simulator ECG) นำเอ้าท์พุทของวงจรที่มีความถี่ 1Hz ที่จุด 1 โวลท์นำไปป้อนที่ตำแหน่ง(TEST) ของรูปที่ 5.1 หรือที่ขา 3 ของ IC4 แล้วทำการบันทึกข้อมูลลงเทปแม่เหล็กใช้เวลา 2 นาที เมื่อทำการREC ของ วงจร Tape Recorder

5.5.2 ให้ต่อวงจรรูปที่ 5.2 เลื่อนตำแหน่งไปอยู่ที่ตำแหน่ง Play back ของวงจร Tape Recorderแล้วทำการบันทึกผลการทำงานของเครื่อง ECG Recorder

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.8 แสดงผลการทดสอบการทำงานเครื่อง ECG Recorder แบบสมบูรณ์

CH1 คือ สัญญาณอินพุทที่เป็น สัญญาณจากวงจร Simulator ECG ที่ความถี่ 999.9 mHz
ขนาดแรงดัน 1.48 โวลท์

CH2 คือ สัญญาณเอ้าท์พุทที่เป็น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ความถี่ 998.0 mHz
ขนาดแรงดัน 11.2 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

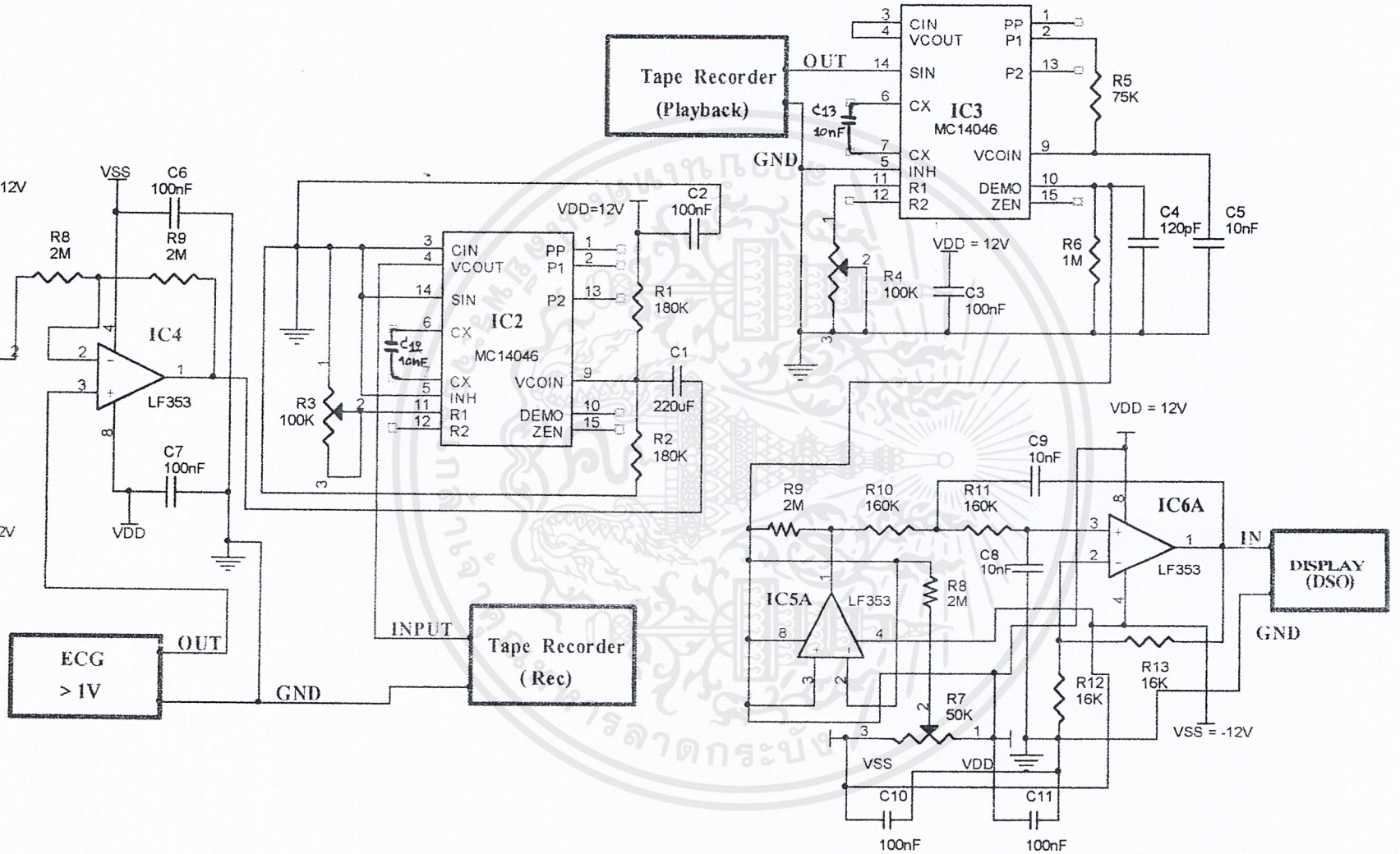
บทที่ 6
บทสรุป

ผลการทดสอบการตอบสนองความถี่ของเครื่อง ECG Recorder ได้พิจารณาจากกราฟ Frequency Response ผลที่ได้เป็นไปตามแนวคิดที่ต้องการออกแบบที่ความถี่ 1Hz-100Hz จะมีขนาดแรงดันของสัญญาณที่ออกจากเครื่อง ECG Recorder ที่เป็นเชิงเส้น และ ผลการทดสอบต่อมาคือการพิจารณาค่าของ Total Harmonic Distortion (THD) จากตารางที่2 นั้นเพื่อพิจารณาว่าระบบโดยรวมนั้นของเครื่อง ECG Recorder มีสัญญาณรบกวน (Noise) เข้ามาปะปนมากหรือน้อยเพียงใด ซึ่งความถี่ที่พิจารณาที่ความถี่ 1Hz-100Hz โดยการวิเคราะห์ทางสเปคตรัมจะใช้ FFT มาช่วยในการแยกสัญญาณขององค์ประกอบของสัญญาณนั้นออกมา ถ้าผลการคำนวณค่า THD = 0% แสดงว่าองค์ประกอบของสัญญาณนั้นมีความถี่หลักจะมีอยู่ความถี่เดียว ไม่มีความถี่อื่นเข้ามาปะปนอยู่ในองค์ประกอบของสัญญาณที่ออกจากเครื่อง ECG Recorder ซึ่งเป็นสิ่งจำเป็นต่อพิจารณาในความถี่ 50Hz จะมีค่าTHD = 5.6 % ที่มีค่าสูงสุดจะมีความถี่หลัก รวมกับ ความถี่อื่นเข้ามาปะปนอยู่ในสัญญาณ เมื่อพิจารณาความถี่ที่ไม่ใช่ 50Hz นั้นจะค่า THD ต่ำมากที่ได้ผลเป็นไปตามแนวคิดที่ต้องการออกแบบ และการทดสอบสุดท้ายคือการทดสอบการทำงานจริงโดยนำสัญญาณจากวงจร Simulator ECG นำมาเป็นสัญญาณอินพุทเพื่อทดสอบการทำงานของเครื่อง ECG Recorder ผลที่ได้นั้นได้รูปคลื่นที่มีรูปแบบถูกต้องตามอินพุทที่ทดสอบ แต่จะมี Phase Shift ที่มีความแตกต่างกันมากระหว่างอินพุทกับเอ้าท์พุท เนื่องจากวงจร Tape Recorder เป็นส่วนที่ทำให้เกิดขึ้นสาเหตุก็เนื่องมาจากวงจรนี้จะมีตัวคาปาซิเตอร์จำนวนมาก ซึ่งจะมีผลทำให้เกิดการหน่วงเวลา (Delay) ของสัญญาณอินพุทเกิดขึ้นมากกว่าวงจรอื่นที่มีตัวคาปาซิเตอร์เพียงไม่กี่ตัว.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาคผนวกที่1 วงจร ECG RECORDER แบบสมบูรณ์

บรรณานุกรม

1. Gerard J. Tortora and Sandra Reynolds Grabowski , **Principles of Anatomy and Physiology**, HarperCollinsCollegePublishers , New York, 1996.
2. Gobind Daryanani , **Principles of Active Network Synthesis and Design** , John Wiley & Sons , New York, 1976.
3. Alexander P. Spence, **Basic Human Anatomy** ,The Benjamin / Cummings Publishing Company Inc., California,1987.
4. ชูชัย ธนสารตั้งเจริญ **การออกแบบวงจรออสซิลเลเตอร์ วงจรฟิลเตอร์ และวงจรเร็กกูเลเตอร์โดยใช้ออปแอมป์** Physics Center Publishing กรุงเทพมหานคร 2535
5. สมคิด วิริยประสิทธิ์ชัย และ สมบูรณ์ มาลานนท์ **ทฤษฎี แล การออกแบบแหล่งจ่ายไฟกระแสตรงแบบเชิงเส้น** Physics Center Publishing กรุงเทพมหารนคร 2536
6. สมศรี ดาวฉาย **อุปกรณ์การแพทย์สำหรับหอผู้ป่วยหนัก** ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล กรุงเทพมหารนคร 2537.
7. รศ. บุญถึง แน่นหนา **เครื่องบันทึกเสียง โอเดียนสโตร์** กรุงเทพมหารนคร 2517

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้