



เลขหมู่ คท. ๖๖๖๖ ๒๐๖๖
เลขทะเบียน ๐10799
วัน, เดือน, ปี 21. ก.ค. ๒๕๖1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยสำหรับห้องผู้ป่วยหนัก
Microcomputer-Based Patient Monitoring System
for the Intensive Care Unit



วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2531

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี

ได้โปรดเกล้าพระราชทานพระราชทรัพย์ส่วนพระองค์ตามคำกราบบังคมทูลขอของ
ศาสตราจารย์นายแพทย์ ม.ร.ว.กัลยาณมิตร กิติยากร หัวหน้าหน่วยศิลาศาสตร์
หัวใจและทรวงอก คณะแพทยศาสตร์รามาธิบดี สำหรับดำเนินการวิจัย และการ
ประดิษฐ์เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นการหายใจ คลื่นแรงดันโลหิต อัตรา
การเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจ แบบ "สิรินธร011" "สิรินธร021"
โดยรองศาสตราจารย์นายแพทย์ สมบูรณ์ บุญเกษม และรองศาสตราจารย์ มนัส
สังวรศิลป์



	หน้า
บทคัดย่อ	ก
Abstract	ข
บทนำ	ค
บทที่ 1 สัญญาณจากร่างกายและการวัด	1
1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	1
1.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	9
1.2.1 อิเล็กโทรด	10
1.2.2 วงจรขยาย	13
1.3 การวัดการหายใจ	17
1.4 แรงดันโลหิต	20
1.4.1 การวัดแรงดันโลหิต	21
1.4.2 การานสวิตช์เซอร์วัดแรงดันโลหิต	23
บทที่ 2 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า	28
2.1 อันตรรกะจากกระแสไฟฟ้า	28
2.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า	33
บทที่ 3 วงจรรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยและวงจรประมวลสัญญาณ	35
3.1 วงจรรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย	35
3.1.1 วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	35
3.1.2 วงจรขยายสัญญาณการหายใจ	40
3.1.3 วงจรวัดแรงดันโลหิต	44
3.2 ส่วนประมวลสัญญาณ	47
3.2.1 ส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	49
3.2.2 ส่วนประมวลสัญญาณการหายใจ	54

3.2.3 ส่วนประมวลสัญญาณแรงดัน โลหิต	60
3.3 วงจรแหล่งจ่ายไฟให้วงจรลอย	63
บทที่ 4 การแสดงผลบนจอภาพ	64
4.1 การแสดงรูปคลื่นสัญญาณ	64
4.1.1 วงจรสร้างสัญญาณความคม	66
4.1.2 วงจรแถม เบลแอนด์ไฮล์ด์	69
4.1.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	72
4.1.4 วงจรหน่วยความจำและวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก	73
4.1.5 การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณภาพ	74
4.2 การแสดงผลและความคมการทำงาน โดย ไมโครคอมพิวเตอร์	76
4.2.1 วงจรควบคุมการทำงาน	76
4.2.2 การทำงานของ โปรแกรม	80
บทที่ 5 สรุปผลจากการนำไปใช้งาน	85
กิตติกรรมประกาศ	89
บรรณานุกรม	90
ภาคผนวก ก. โปรแกรมภาษาเครื่อง ที่เก็บใน EPROM #1	92
ภาคผนวก ข. โปรแกรมภาษาเครื่อง และข้อมูลบิตแมททริกของภาพ ที่เก็บใน EPROM #2	102
ภาคผนวก ค. การตรวจสอบความปลอดภัยจากกระแสรั่ว	111

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้กล่าวถึงงานวิจัยเพื่อออกแบบ และสร้างระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยขึ้นมาโดยการใช้นาโนโครมพิวเตอร์เป็นตัวควบคุมการทำงานของระบบ

ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยที่สร้างขึ้น สามารถวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คลื่นการหายใจ คลื่นแรงดันโลหิต อัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ และค่าแรงดันโลหิต การแสดงผลต่างๆ จะแสดงออกทางจอภาพ นอกจากนี้ยังสามารถแสดงกราฟแนวโน้มของอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงเวลา 4 ชั่วโมงที่ผ่านมา และในกรณีที่ค่าอัตราการเต้นของหัวใจเปลี่ยนแปลงไปเกินขอบเขตที่ตั้งไว้จะส่งเสียงเตือนออกมา

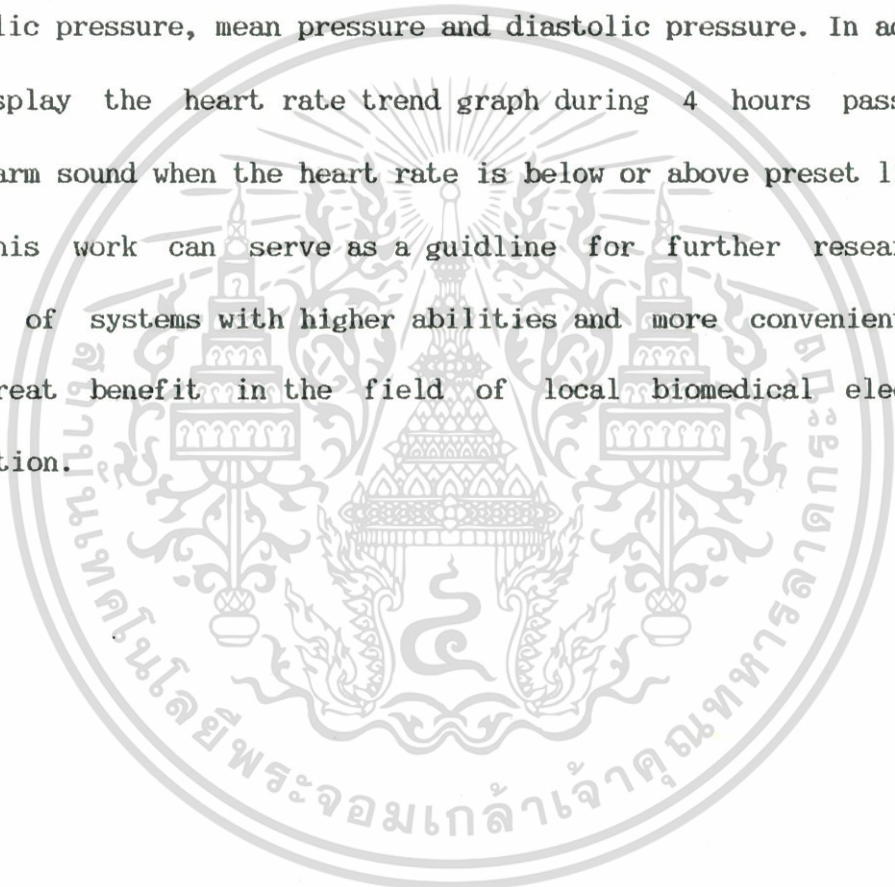
งานวิจัยนี้สามารถใช้เป็นตัวอย่าง และแนวทาง ในการพัฒนาให้มีขีดความสามารถมากขึ้น และมีรูปแบบที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานยิ่งขึ้น ซึ่งจะ เป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ในประเทศต่อไปในอนาคต

Abstract

In this thesis, the research for design and construction of the Microcomputer-based patient monitoring system is presented.

This system can pick up and display the electrocardiogram, respiration wave, blood pressure wave, values of heart rate, respiration rate, systolic pressure, mean pressure and diastolic pressure. In addition, it can display the heart rate trend graph during 4 hours passed and generate alarm sound when the heart rate is below or above preset limits.

This work can serve as a guideline for further research and development of systems with higher abilities and more conveniently use for the great benefit in the field of local biomedical electronics instrumentation.



ในปัจจุบันอุปกรณ์เครื่องมือทางการแพทย์เช่น ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย ยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศทั้งหมดในราคาแพงมาก ซึ่งเครื่องมือนี้ยังเป็นที่ขาดแคลนและต้องการมากทั้งในโรงพยาบาลของรัฐและเอกชน ดังนั้นหากได้มีการพัฒนาเครื่องมือดังกล่าวขึ้นมาใช้เองก็ไม่เพียงแต่ช่วยลดการขาดแคลนเครื่องมือดังกล่าวแล้วยังช่วยลดการนำเข้า ได้อีกทางหนึ่งด้วย

จุดมุ่งหมายในการวิจัยนี้เพื่อสร้างต้นแบบระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย ขึ้นมาให้ได้ใช้งานได้จริง และให้ตรงกับความต้องการในการใช้งานของแพทย์และพยาบาล และยังเป็นแนวทางในการพัฒนาเพื่อผลิตขึ้นใช้ภายในประเทศ

จากวิทยานิพนธ์ เรื่อง การใช้ระบบ ไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่อง ไอ.ซี.ยู. มอนิเตอร์^[17] เป็นการนำไมโครคอมพิวเตอร์มาใช้ในการแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณการหายใจ โดยการพลอตสัญญาณในกราฟพิกโตแกรมของ ไมโครคอมพิวเตอร์APPLE II ซึ่งคลื่นสัญญาณที่ได้จะไม่ต่อเนื่องกัน ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้เสนอวิธีการในการแสดงผลแบบใหม่โดยการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณการหายใจ และสัญญาณแรงดันโลหิต มาสร้างเป็นสัญญาณภาพ และนำไมโครคอมพิวเตอร์มาแสดงผลค่าอัตราต่างๆ ซึ่งจะสามารถแสดงผลได้ 3 แบบ คือ

แบบที่ 1 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นการหายใจ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และค่าอัตราการหายใจ

แบบที่ 2 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นแรงดันโลหิตแดง คลื่นแรงดันโลหิตดำ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าแรงดันโลหิตสูงสุด ต่ำสุด เฉลี่ย ของโลหิตแดง และค่าแรงดันเฉลี่ยของโลหิตดำ

แบบที่ 3 แสดงกราฟแนวโน้มของอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงเวลา 4 ชั่วโมงที่ผ่านมา สำหรับระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย ที่ได้สร้างขึ้นแบ่งออกเป็น 3 ส่วนใหญ่ๆ คือ ส่วนรับสัญญาณจากร่างกาย ส่วนประมวลสัญญาณ และ ส่วนแสดงผล ซึ่งได้กล่าวถึงรายละเอียดต่างๆเอาไว้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนๆ ดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงสัญญาณจากร่างกาย ที่จะนำมาแสดง ได้แก่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณการหายใจ และแรงดันโลหิต และวิธีการในการวัดสัญญาณเหล่านั้น

บทที่ 2 กล่าวถึงอันตรายที่เกิดจากกระแสไฟฟ้า ซึ่งมีสาเหตุมาจากการใช้อุปกรณ์ไฟฟ้าหรือ อิเล็กทรอนิกส์กับผู้ป่วย และวิธีการป้องกันอันตรายดังกล่าว

บทที่ 3 กล่าวถึงรายละเอียดของวงจรในส่วนการรับสัญญาณจากร่างกาย และ วงจรส่วนประมวลสัญญาณ

บทที่ 4 กล่าวถึงการแสดงผลบนจอภาพ ซึ่งมีทั้งการแสดงรูปคลื่นสัญญาณ และ การแสดงค่า อัตราต่างๆ ด้วยการควบคุมการทำงานโดยไมโครคอมพิวเตอร์

บทที่ 5 เป็นการสรุปผลจากการนำไปใช้งานกับผู้ป่วยจริงๆในโรงพยาบาล

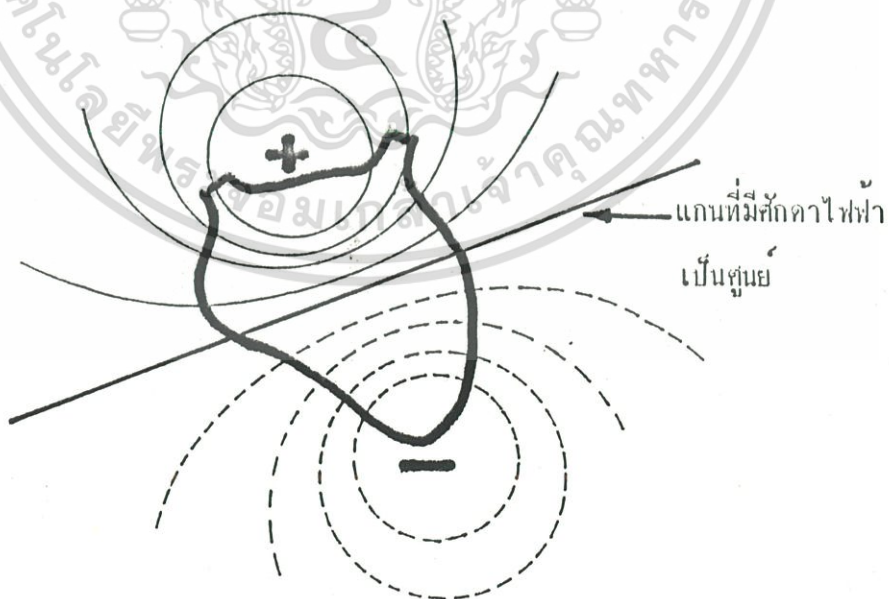


บทที่ 1 สัญญาณจากร่างกายและการวัด

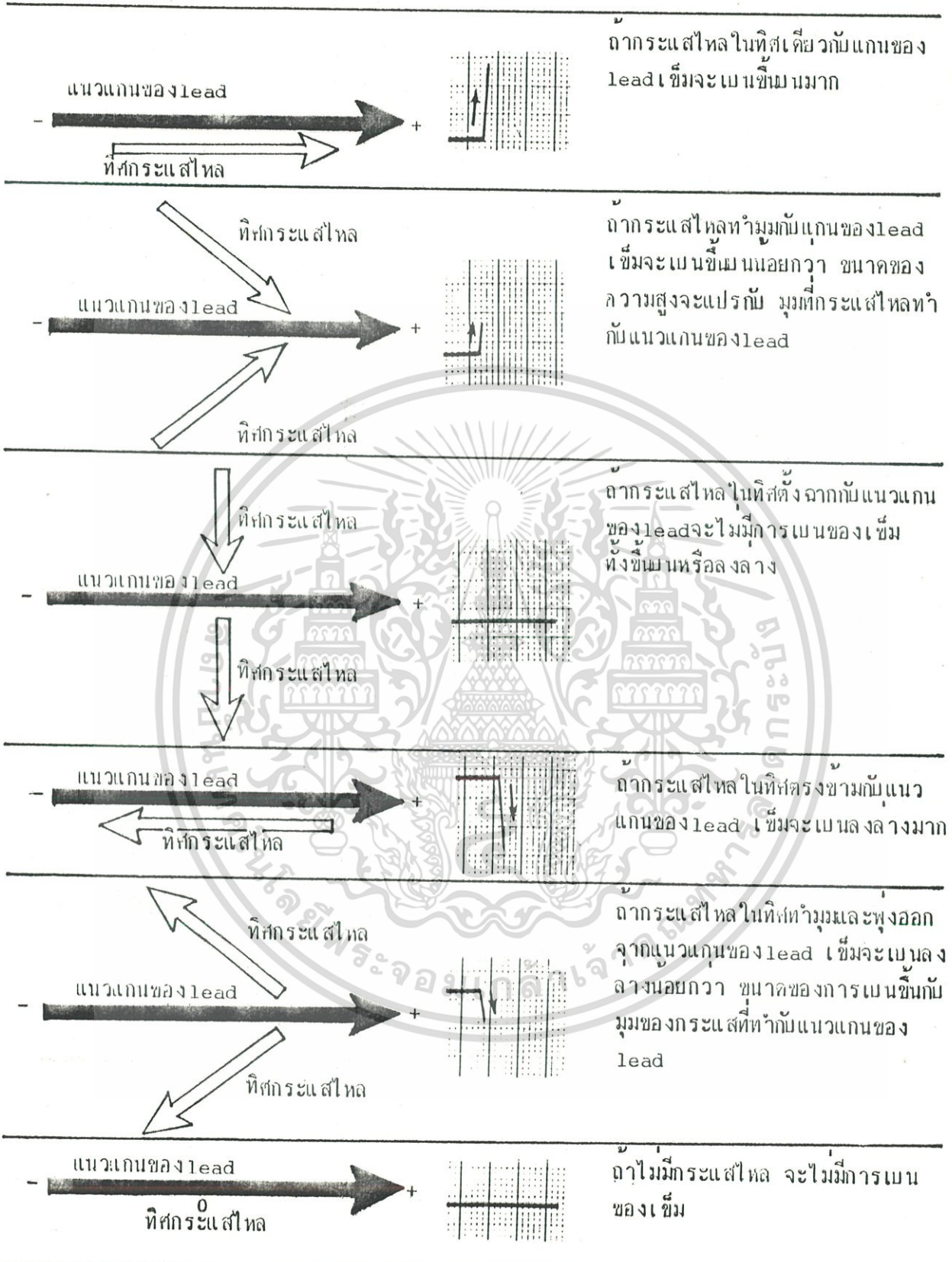
ในบทนี้จะกล่าวถึงการศึกษาเกี่ยวกับสัญญาณต่างๆที่จะนำมาแสดงผลบนจอภาพ ได้แก่ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณการหายใจ สัญญาณแรงดันโลหิต ซึ่งจะศึกษาถึงที่มาของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจว่าเกิดขึ้นได้อย่างไร จะวัดสัญญาณออกมาได้อย่างไร ศึกษาวิธีการในการที่จะวัดการหายใจโดยใช้วิธีวัดทางอ้อม คือ การวัดอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อทรวงอก และสุดท้ายจะเป็นการวัดแรงดันโลหิต ซึ่งมีวิธีการวัดอยู่ 3 แบบ รวมทั้งศึกษาเกี่ยวกับทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันในแบบต่างๆ ซึ่งจะได้กล่าวถึงรายละเอียดต่อไป

1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(Electrocardiograph)

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งหัวใจมีเซลล์ประสาทและเซลล์กล้ามเนื้ออยู่ นิยามหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้าซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกาย สามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกร่วมระหว่างจุดใดๆที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ดังแสดงในรูปที่ 1.1 ศักดาไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆจะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้ เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(Electrocardiograph) เรียกย่อว่า ECG



รูปที่ 1.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล

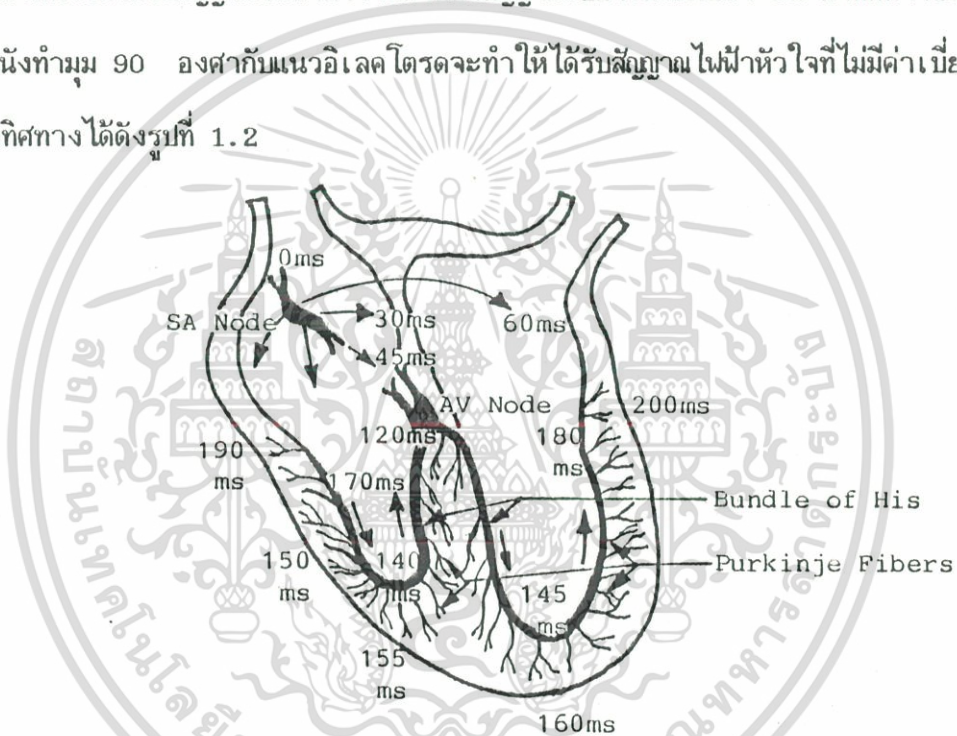


รูปที่ 1.2 แสดงให้เห็นการเบี่ยงเบนที่ปรากฏบนเครื่องบันทึกหรือจอภาพของเครื่องวัด

ซึ่งเกิดจากการไหลของกระแสบริเวณผิวหนัง ในทิศทางที่ทำมุมต่างๆกับแนวของ lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาตำแหน่งที่จะวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับทิศทางของกระแสคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อที่จะให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านเข้าไปที่อิเล็กโทรดของเครื่องมอนิเตอร์ได้ดังนี้ ถ้าวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรดแบบไบโพลาร์(bipolar electrode) โดยกำหนดเป็นขั้วบวก(+) และขั้วลบ(-) ถ้าทิศทางกระแสที่ไหลบนผิวหนังพุ่งเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเพียงเบนขึ้นบน แต่ถ้ากระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางพุ่งออกจากขั้วบวกแล้วพุ่งเข้าสู่ขั้วลบ จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเพียงเบนลงล่าง ถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางทำมุมกับแนวของอิเล็กโทรดทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเพียงเบนน้อยลง และถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังทำมุม 90 องศา กับแนวอิเล็กโทรดจะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีค่าเพียงเบนปรากฏ แสดงทิศทางได้ดังรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.3 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ (เมื่อ SA node ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้า เริ่มนับเวลาเป็นศูนย์)

พิจารณาการเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ดังรูปที่ 1.3 เริ่มจาก SA node (Sinoatrial node) มีตำแหน่งอยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องบนขวา SA node นี้เป็นเสมือนวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ คือ จะกำเนิดคลื่นไฟฟ้าออกมาอย่างต่อเนื่อง สำหรับผู้ใหญ่ ในขณะที่พักผ่อนจะให้อัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจาก SA node จะมีค่าเปลี่ยนแปลงตามสิ่งเร้าภายนอก เช่นถ้ามีการตกใจ SA node ก็จะทำให้อัตราของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าเพิ่มขึ้นเป็นต้น คลื่นไฟฟ้าที่เกิดจากเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SA node จะกระจายผ่านเส้นประสาทของหัวใจจากส่วนบนลงไปยังส่วนล่าง เมื่อคลื่นไฟฟ้ากระจายออก รอบๆ SA node ผ่านกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนก็จะทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจส่วนบน และคลื่นไฟฟ้าที่จะส่งมาที่ AV node (Atrioventricular node) แล้วส่งผ่านไปตาม Bundle of His, Perkinje Fibers และในที่สุดมาถึงกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นจาก SA node ถึง AV node เรียกว่า Atrioventricular conduction time โดยทั่วไปมีค่าประมาณ 0.12-0.22 วินาที

เนื่องจาก SA node อยู่ที่บริเวณสูงสุดทางขวาของหัวใจ การกระตุ้นหัวใจห้องบนของ SA node จึงกระจายลงสู่ข้างล่างและบางส่วนกระจายไปทางซ้าย หัวใจห้องบนมีโครงสร้างของผนังที่บางกว่าและมีมวลของกล้ามเนื้อน้อย จึงทำให้การกระจายทางไฟฟ้าที่เกิดจากดีโพลาไรเซชันของมันปรากฏเพียงเล็กน้อย ทิศทางการกระจายทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมดจะพุ่งลงล่างเฉียงไปทางซ้าย โดยปกติจะมีทิศทางเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรดทั้ง Lead I และ aVF แต่ปริมาณทางไฟฟ้าทั้งหมดจะมีค่าไม่มากนัก เพราะกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนมีมวลน้อย ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าที่ได้รับจะมีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเพียงเล็กน้อย ซึ่งได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น P (P wave) ดังรูปที่ 1.4 ก.

ต่อมาเมื่อคลื่นของดีโพลาไรเซชันมาถึง AV node จะมีการท่วงเวลา ระหว่างช่วงเวลานี้ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนเคลื่อนผ่าน AV node ซ้ำมาก และจากนั้นจะเข้าสู่ระบบสื่อนำของหัวใจห้องล่าง (Ventricular conduction system) ได้แก่ Common bundle of His และ bundle branches ตามลำดับ เนื่องจากโครงสร้างของ Common bundle of His มีขนาดเล็กจึงไม่สามารถมองเห็นการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าได้

เมื่อคลื่นไฟฟ้าของดีโพลาไรเซชันผ่าน AV node, His bundle และช่วงต้นๆของ bundle branches ไปแล้ว ช่วงแรกของดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างเกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อหัวใจที่เป็นผนังร่วมของหัวใจห้องล่างซ้ายและขวาซึ่งอยู่ภายในหัวใจ ทิศทางของไฟฟ้ามักมีทิศทางจากซ้ายไปขวาและมีขนาดเล็กกว่าเมื่อเทียบกับดีโพลาไรเซชันที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เป็นผนังอิสระด้านนอก จาก การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ฉิวหนึ่งปรากฏว่าที่ Lead I คลื่นไฟฟ้ามีการเบี่ยงเบนลงล่างเล็กน้อย ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น Q (Q wave) ส่วนที่ Lead aVF มีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเล็กน้อย ดังรูปที่ 1.4 ข.

จากนั้นดีโพลาไรเซชันจะกระจายไปตามระบบสื่อนำของหัวใจและในที่สุดก็ถึงกล้ามเนื้อหัวใจ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่เป็นผนังอิสระทั้งห้องซ้ายและขวา โดยทั่วไปดีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองจะเกิดขึ้นพร้อมกัน หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีมวลมากกว่าจึงมีการกระทำทางไฟฟ้ามากกว่า ดังนั้นผลรวมทางไฟฟ้าจึงมีทิศทางลงล่างเยื้องไปทางซ้าย และเนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนนี้มีมวลมากกว่าทำให้ได้รับคลื่นไฟฟ้าเบี่ยงเบนขึ้นบนได้มากทั้งใน Lead I และ aVF ด้รับคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น R(R wave) ดังรูปที่ 1.4 ค.

ดีโพลาไรเซชันยังคงผ่านต่อไปยังส่วนที่เหลือของหัวใจห้องล่างทั้งสองข้างบริเวณสุดท้ายที่จะมีปฏิริยาก็คือ ตำแหน่งสูงสุดของผนังหัวใจอิสระห้องล่างซ้ายหรือบริเวณที่โลหิตไหลจากหัวใจห้องล่างขวา ในช่วงเวลานี้การกระจายทางไฟฟ้าเกิดขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับเท้าดังนั้นที่ Lead aVF คลื่นไฟฟ้าที่ได้จะเบี่ยงเบนลงล่าง ด้รับคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น S(S wave) ดังรูปที่ 1.4 ง.

หลังจากหัวใจห้องล่างทั้งหมดเกิดดีโพลาไรเซชันไปแล้ว จะมีการกระทำเกิดขึ้นน้อยมากจนกระทั่งเกิดรีโพลาไรเซชัน(Repolarization) ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง ST จึงมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นศูนย์ รีโพลาไรเซชันก็คือการกลับอยู่ในสภาวะอยู่นิ่งของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นลบ เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายมีมวลมากกว่ากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวา และกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนจึงมีอิทธิพลต่อทิศทางไฟฟ้าที่เกิดจากรีโพลาไรเซชัน ในหัวใจปกติจึงมีทิศทางไปทางซ้ายเยื้องลงล่างในทิศทางเดียวกับมวลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้าย รีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทำให้ด้รับรูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น T(T wave) ดังรูปที่ 1.4 จ.

หลังจากสิ้นสุดรีโพลาไรเซชันก็จะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นอยู่ช่วงเวลาหนึ่ง จะทำให้ไม่ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเบี่ยงเบน ศักดาไฟฟ้ามีค่าเป็นศูนย์ จนกระทั่งมีคลื่นไฟฟ้าลูกใหม่เกิดขึ้นที่ SA node ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของหัวใจก็จะเกิดขึ้นตามลำดับ ด้เป็นคลื่น P-QRS-T อีก ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของหัวใจที่เกิดขึ้นตามลำดับรวบรวมไว้ ดังรูปที่ 1.4 ฉ.

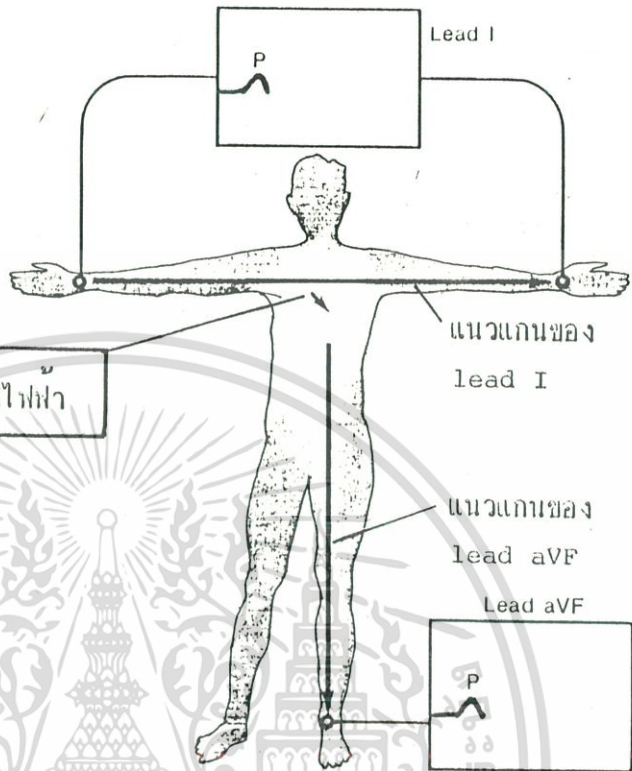
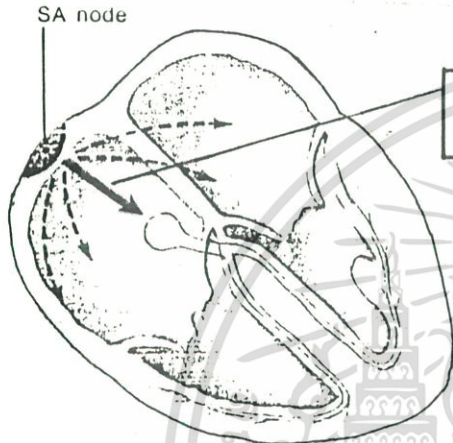
จากที่กล่าวมาทั้งหมดสรุปได้ว่าเมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยติดอิเล็กโทรดที่แขนขวา แขนซ้าย และเท้าตาม Lead I คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 1.5 แต่ละส่วนของคลื่นจะถูกกำหนดด้วยตัวอักษร และจะสัมพันธ์กับการทำงานในช่วงต่างๆของหัวใจใน 1 รอบการทำงาน เช่น คลื่น P เกิดจากดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนทำให้หัวใจห้องบนบีบตัว โดยทั่วไปในคนที่หัวใจปกติความสูงของคลื่น R จะมีค่าประมาณ 1 mV ความสูงของคลื่น T ประมาณ $\frac{1}{2}$ ของความสูงของคลื่น R

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

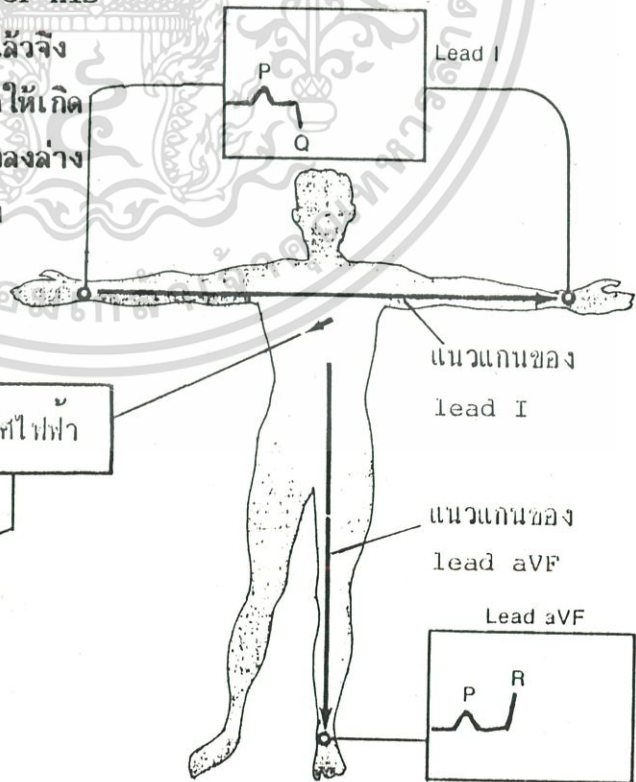
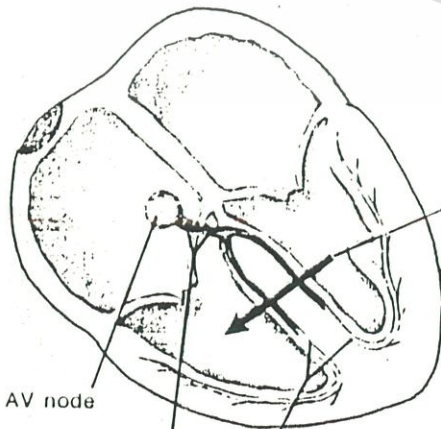
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 1.4

ก. อิมพัลส์กำเนิดที่ SA node และคลื่นของ ดีโนลาไรเซชัน กระจายไปทั่วหัวใจห้องบน เป็นผลให้ทิศไฟฟ้าซึ่งลางเฉียงไปทางซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกECG เบี่ยงเบน ขึ้นบน ทั้งในlead IIและaVF ได้เป็นคลื่นP



ข. หลังจากถูกหน่วงเวลาที่ AV node ซ้ำๆ อิมพัลส์จะเดินทางไปตาม common bundle of His และ bundle branches ทั้งซ้ายและขวา แล้วจึง เข้าสู่ผนังร่วมของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิด ดีโนลาไรเซชัน ซึ่งมีทิศไฟฟ้าไปทางซ้ายเฉียงลงล่าง ทำให้ เข็มของเครื่องบันทึกเบนลงล่างเล็กน้อย ในlead I ได้คลื่นq และเบนขึ้นบนเล็กน้อย ในlead aVF ได้คลื่นr

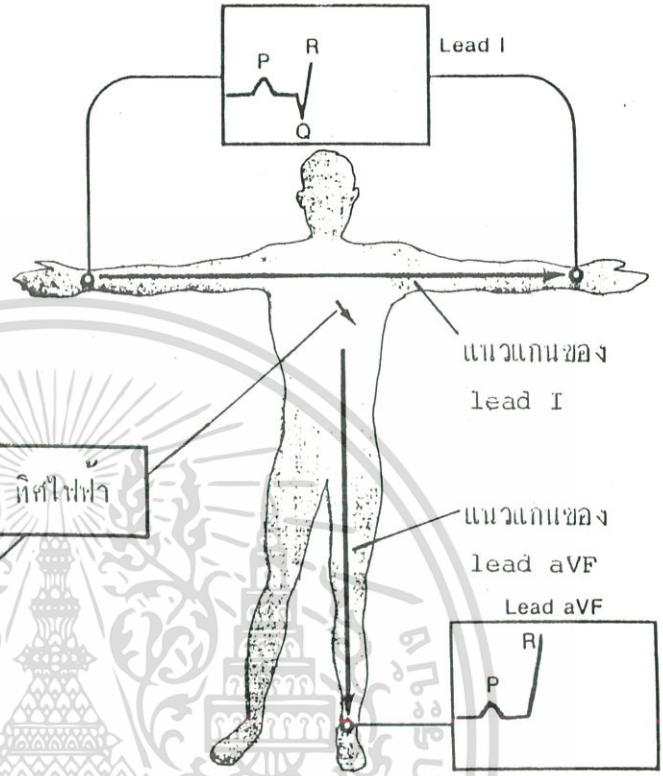
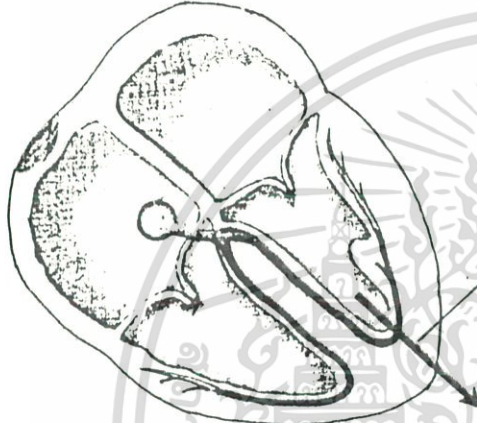


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

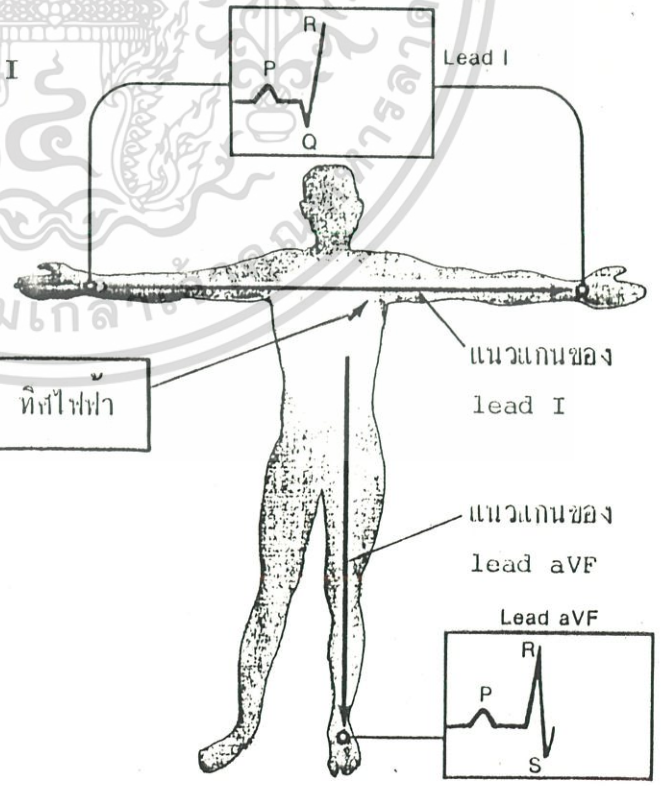
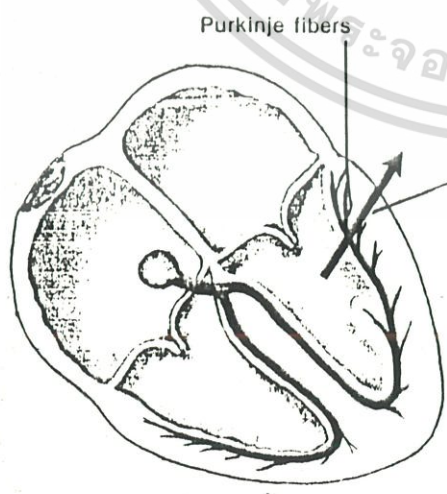
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 1.4 ต่อ

ค. อิมพัลส์เดินทางต่อไปตามระบบเพื่อนำทำให้ เกิดดีโพลาไรเซชัน ที่ตอนปลายของกล้ามเนื้อ หัวใจห้องล่าง มีทิศไฟฟ้าซึ่งลงล่างเชิงไปทาง ซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบนขึ้นบนมาก ในlead I ได้เป็นคลื่นR และในlead aVF ได้เป็นคลื่นR อีกส่วนหนึ่ง

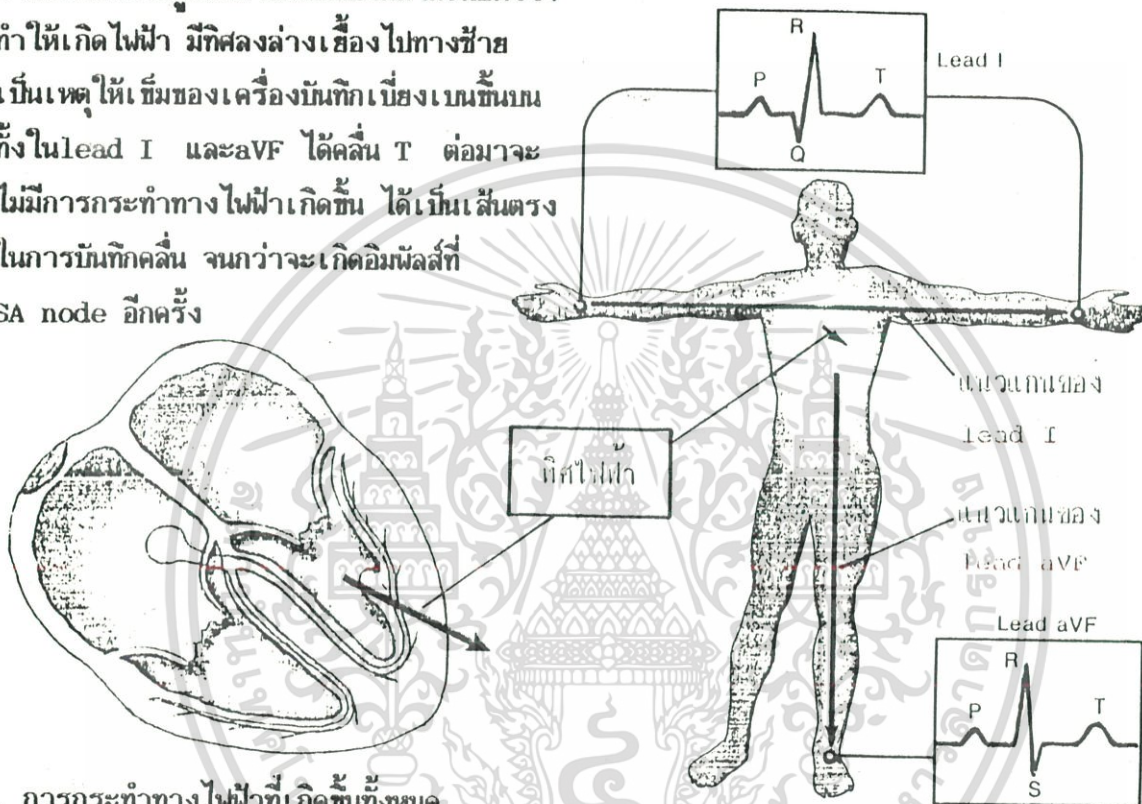


ง. เมื่อดีโพลาไรเซชันเกิดต่อไปจนทั่วหัวใจห้องล่าง ทิศไฟฟ้าจะกวาดไปจนถึงส่วนบนของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย จึงได้คลื่นR ต่อกันในlead I และในlead aVF เบียงเบนลงล่างได้คลื่นS

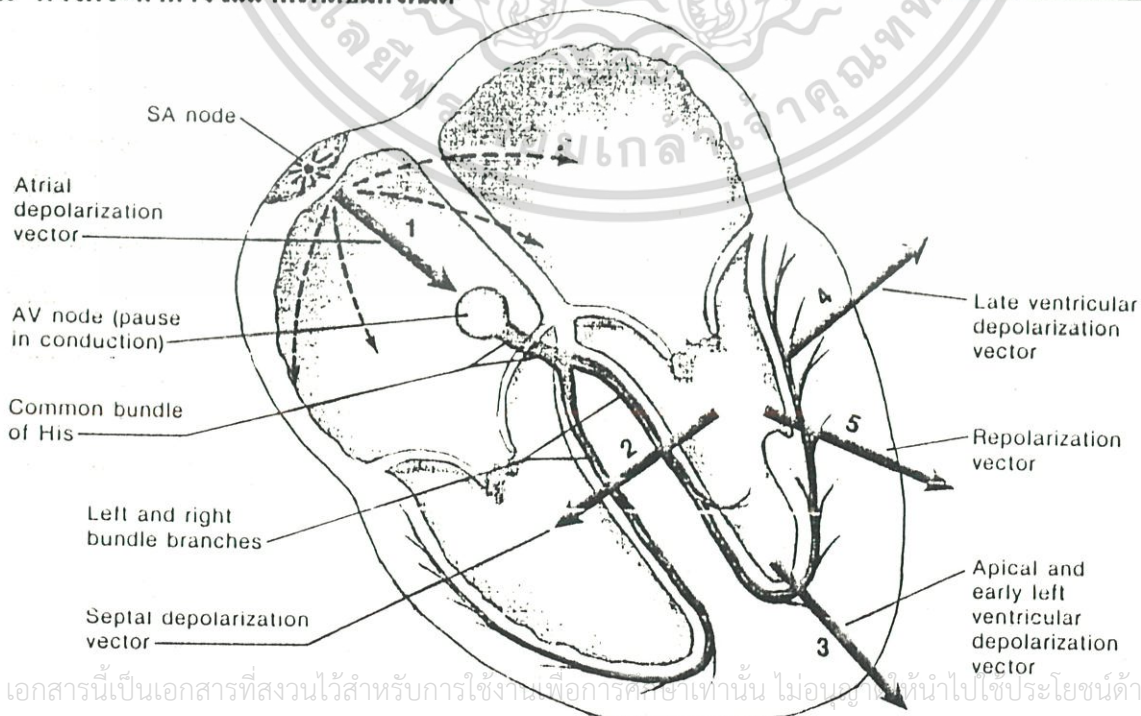


รูปที่ 1.4 ต่อ

จ. เมื่อหัวใจทั้งหมดเกิดไฟฟ้ากระแสแล้ว จะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นชั่วขณะหนึ่ง ในช่วงเวลาสั้นๆ ไรโซลาไรเซชันก็จะเริ่มเกิดขึ้น จากผนังด้านในสู่ผนังด้านนอกของกล้ามเนื้อหัวใจ ทำให้เกิดไฟฟ้า มีทิศทางล่องเลื้อยไปทางซ้าย เป็นเหตุให้เข็มของเครื่องบันทึกเบี่ยงเบนขึ้นบน ทั้งใน lead I และ aVF ได้คลื่น T ต่อมาจะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้น ได้เป็นเส้นตรง ในการบันทึกคลื่น จนกว่าจะเกิดอิมพัลส์ที่ SA node อีกครั้ง

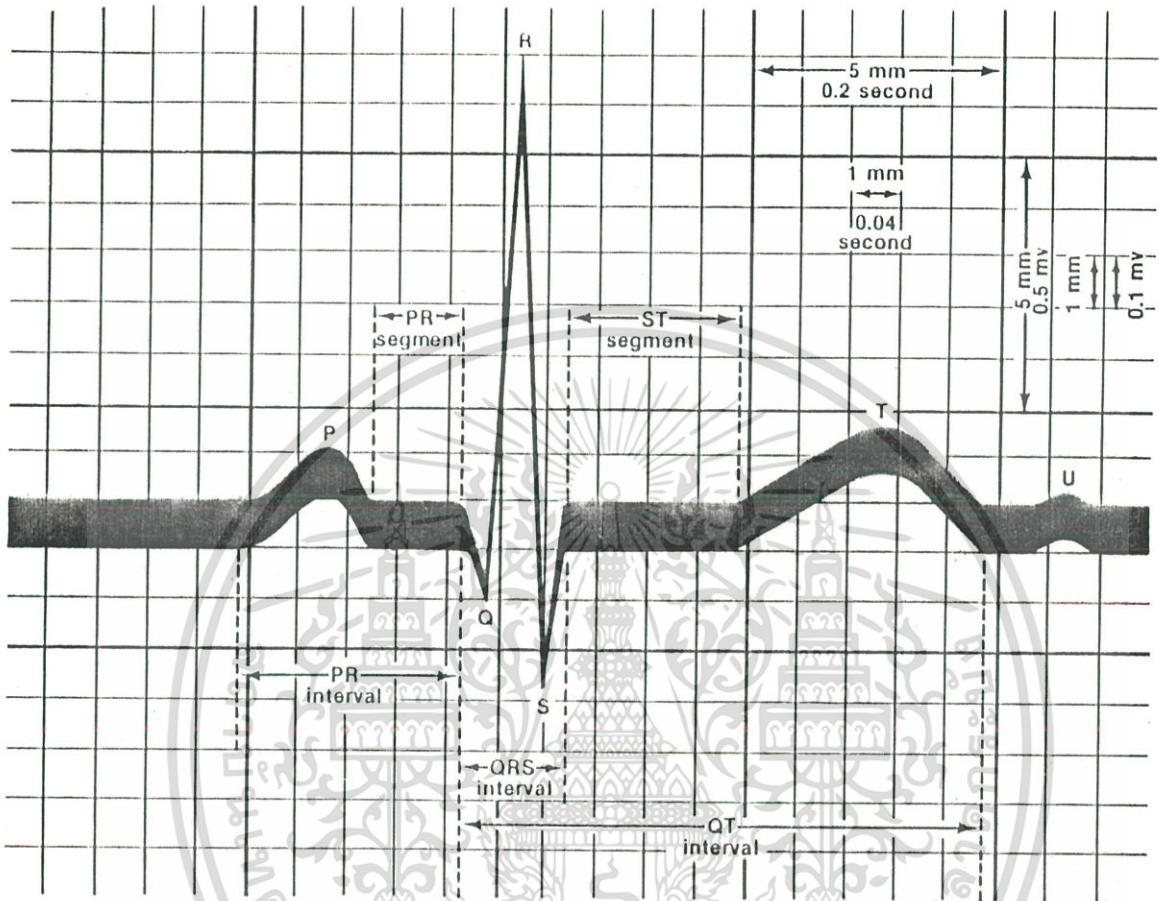


ฉ. การกระทำทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นทั้งหมด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

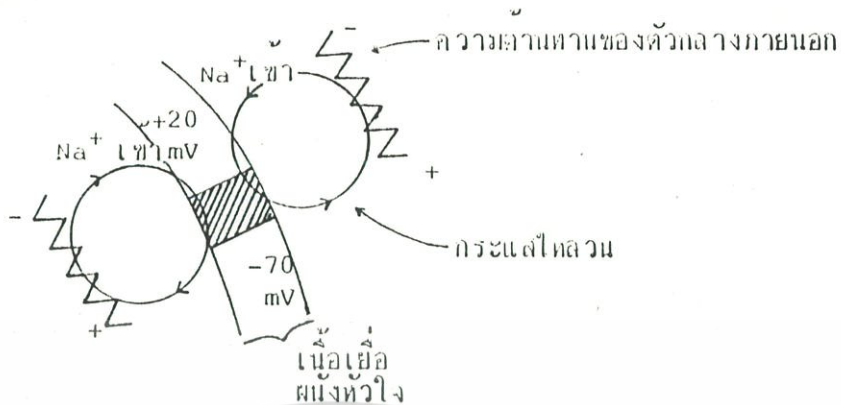


รูปที่ 1.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I

1.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ดังได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 1.1 ว่า การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน (action potential) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย ดังรูปที่ 1.6 การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น เช่น ในช่วงของคลื่น QRS หรือในระหว่างที่เซลล์กลับคืนสู่สภาพอยู่นิ่ง เช่น ในช่วงคลื่น T

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.6 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ กระจายลงล่างโซเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรงๆ เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก -70 mV ในขณะที่เซลล์อยู่นิ่งเป็น 20 mV การเคลื่อนที่ของไอออนเหล่านี้รวมกันเป็นกระแสไฟฟ้าไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอก ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมและมีขั้วตั้งในรูป บริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการ กระจายศักดาไฟฟ้าทำงานจะเป็นบวกเมื่อเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

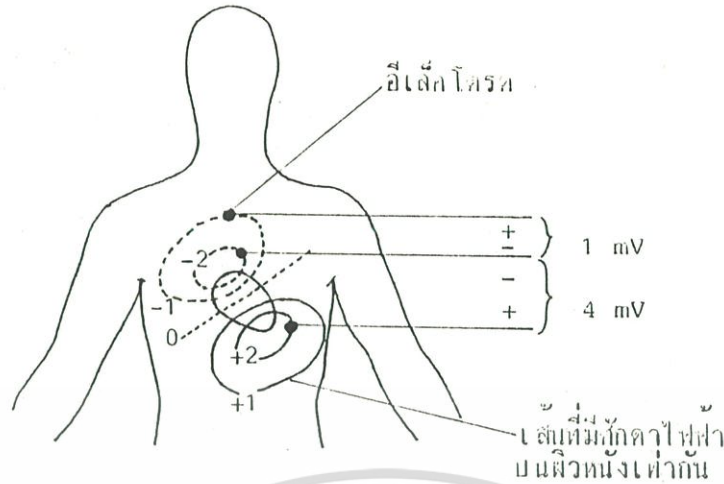
การกระจายของศักดาไฟฟ้าของคลื่น R บนผิวหนังของร่างกาย จะมีลักษณะดังรูปที่ 1.7 เราวัดความต่างศักดาไฟฟ้าเหล่านี้บนผิวหนังของร่างกายโดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนัง ทำการขยายศักดาไฟฟ้าแล้วแสดงผลออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนย้ายอิเล็กโทรดไปที่ตำแหน่งต่างๆบนร่างกายจะมีผลให้ขนาดของศักดาไฟฟ้าที่วัดได้เปลี่ยนแปลง หรือสัญญาณอาจจะกลับหัวกันได้ ด้วยเหตุนี้เองการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องกำหนดตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนร่างกายให้ได้เหมาะสม

1.2.1 อิเล็กโทรด

ปัญหาหลักในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ผลดีอย่างหนึ่งก็คือ อิเล็กโทรดโลหะ ในทางไฟฟ้าร่างกายเปรียบเสมือนกับเป็นถุงบรรจุน้ำเกลือ การไหลของกระแสไฟฟ้าจะอยู่ในรูปของการเคลื่อนที่ของไอออนในเส้นลวด และโลหะที่นำมาทำเป็นอิเล็กโทรด กระแสไฟฟ้าจะไหลในรูปของการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอน ที่บริเวณรอยสัมผัสระหว่างสารละลายกับอิเล็กโทรดโลหะการไหลของไอออนจะถูกเปลี่ยนเป็นการไหลของอิเล็กตรอนโดยผ่านขบวนการทางเคมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.7 สักตาไฟฟ้าทำงานของเนื้อเยื่อผนังหัวใจของคน R ส่วนใหญ่จะกระจายลงล่าง เส้นประแสดงให้เห็นสักตาไฟฟ้าบริเวณผิวหนังที่เกิดขึ้น สังเกตความแตกต่างในการวัดสักตาไฟฟ้าที่เป็นผลมาจากการติดขั้วอิเล็กโตรดที่ตำแหน่งต่างกัน ทั้งขนาดสักตาไฟฟ้าและขั้วอาจเปลี่ยนแปลงเมื่อเปลี่ยนตำแหน่งอิเล็กโตรด

ถ้านำโลหะต่างๆ ไปมาทำอิเล็กโตรดจะเกิดโพลาร์ไรเซชันที่มาจากปฏิกิริยาทางเคมี ดังแสดงใน

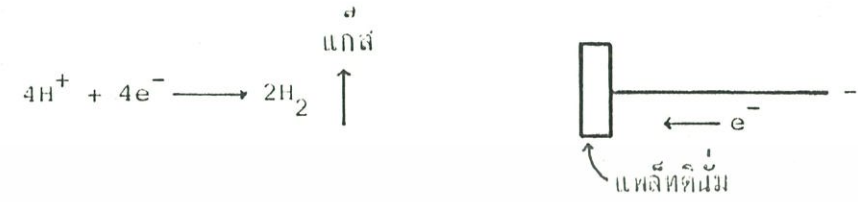
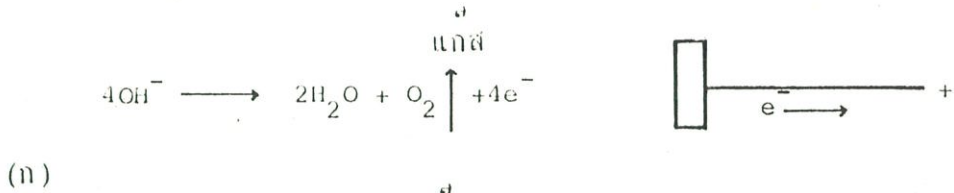
รูปที่ 1.8 ก. ที่ขั้วหนึ่งของอิเล็กโตรดหรือทั้งสองขั้วจะเกิดฟองก๊าซ เนื่องจากขบวนการอิเล็กโตรไลซิส (electrolysis) และเป็นผลให้การทำหน้าที่ของอิเล็กโตรดไม่เสถียรทางไฟฟ้า การไม่เสถียรทางไฟฟ้านั้นทำให้เกิดเป็นสัญญาณรบกวน และเกิดสักตาไฟฟ้าตกรวมรอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโตรดซึ่งอาจจะมากกว่าสัญญาณจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ปัญหานี้อาจหลีกเลี่ยงได้โดยการใช้อิเล็กโตรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ (silver-silver chloride) ดังรูปที่ 1.8 ข. อิเล็กโตรดเหล่านี้สามารถทำขึ้นได้ง่าย โดยการเคลือบซิลเวอร์คลอไรด์ลงบนอิเล็กโตรดที่เป็นเงินบริสุทธิ์ด้วยขบวนการทางไฟฟ้าเคมี กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอิเล็กโตรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ได้อย่างรวดเร็วมาก ซิลเวอร์ คลอไรด์ที่เคลือบบนอิเล็กโตรดในขณะที่ใช้งานที่ขั้วหนึ่งจะบางลงส่วนอีกขั้วหนึ่งจะเคลือบหนาขึ้น จะไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้น และไม่มีสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้าเกิดขึ้นที่รอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโตรด

ด้วยเหตุผลเหล่านี้อิเล็กโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ จึงถูกเลือกให้ใช้เป็นอิเล็ก

โตรดสำหรับรับสัญญาณจากผู้ป่วย ดังรูปที่ 1.9 ที่บริเวณรอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโตรดจะเกิดขึ้นของประจุไฟฟ้าบวกและลบ ขึ้นของประจุไฟฟ้าทั้งสองจะ ไม่เกิดการรบกวนเมื่อผู้ป่วยเคลื่อนไหวจึงไม่เกิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



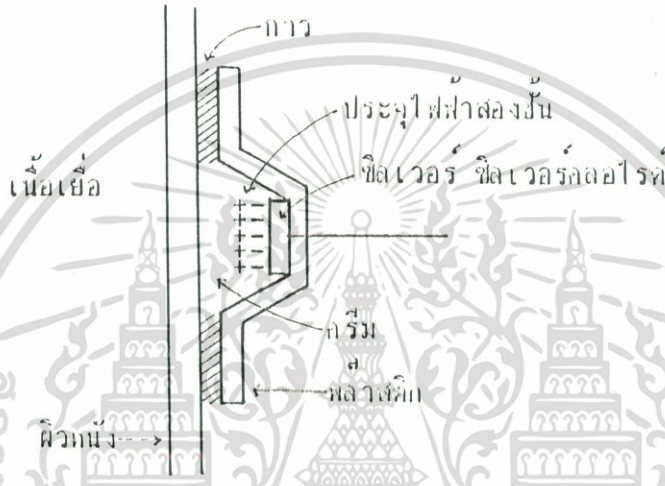
รูปที่ 1.8 ปฏิกริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็กโตรด

- (ก) อิเล็กโตรดทำด้วยแพลตตินัม (platinum) ซึ่งเป็นโลหะเฉื่อย ทำให้เกิดฟองก๊าซ (O_2 ที่ขั้วบวก และ H_2 ที่ขั้วลบ) ที่มีความต้านทานสูง และเกิดโพลาไรเซชันที่รอยต่อ
- (ข) อิเล็กโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ ซึ่งไวต่อปฏิกริยาเคมี ดังนั้นจึงไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้น ความต้านทานที่รอยสัมผัสมีความต้านทานต่ำและไม่เกิดโพลาไรเซชันที่รอยต่อ

การเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าซึ่งไม่ต้องการ ดังนั้นอิเล็กโตรดโลหะจึงอยู่แยกห่างออกจากผิวหนัง และช่องว่างระหว่างอิเล็กโตรดกับผิวหนังถูกเติมด้วยครีมที่เป็นตัวนำไฟฟ้า เปลือกนอกที่เป็นพลาสติกจะติดกับผิวหนังด้วยแผ่นกาว

การรบกวนอาจเกิดขึ้นได้มากจากผิวหนังเอง เนื่องจากการเผาผลาญพลังงานภายในเซลล์ โดยจะมีศักดาไฟฟ้าเกิดขึ้นตลอดระหว่างภายใน และภายนอกของผิวหนังประมาณ 40 mV ถ้าศักดาเอกสารนี้เป็นเอกสารที่ส่งวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฟฟ้านี้มีความเสถียรก็จะไม่เกิดปัญหาอะไร แต่ศักดาไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อผิวหนังมีการเคลื่อนไหว ศักดาไฟฟ้านี้จะทำให้เกิดปัญหาเล็กน้อยเมื่ออยู่ในช่วงที่ไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อย่างไรก็ตามมันอาจทำให้เกิดการรบกวนต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ถ้าคนไข้มีการขยับตัว การรบกวนแบบนี้สามารถทำให้ลดลงได้ โดยการถูผิวหนังบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรดแรงๆ หรือขัดด้วยกระดาษทรายละเอียดเบาๆก่อนติดอิเล็กโทรด เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดอาการคันเมื่อขัดผิวหนังด้วยกระดาษทราย จะใช้ครีมยูแทนก็ได้



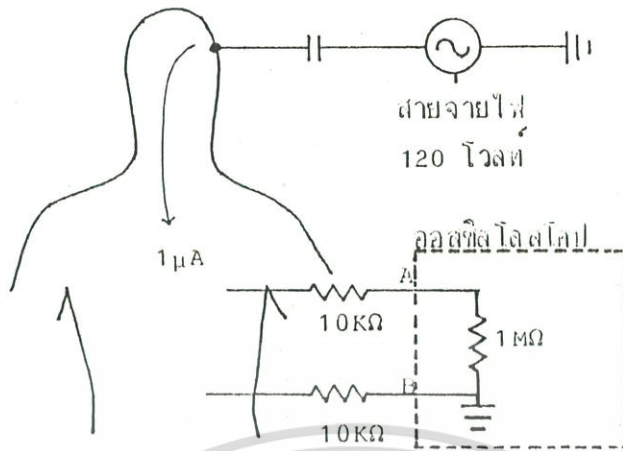
รูปที่ 1.9 อิเล็กโทรดชนิด ขีดเวอร์-ขีดเวอร์คลอไรด์ ที่ใช้ในการรับสัญญาณจากผู้ป่วย เพื่อป้องกันไฟลารเซชั่น อิเล็กโทรดจึงอยู่ห่างออกจากผิวหนัง เพื่อป้องกันการรบกวนขึ้นของประจุไฟฟ้า เมื่อผิวหนังเคลื่อนไหว ช่องว่างระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังเติมด้วยครีมที่นำกระแสไฟฟ้าได้จนเต็ม

1.2.2 วงจรขยาย

การออกแบบวงจรขยายที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นส่วนสำคัญมาก โดยทั่วไปขนาดของสัญญาณมีค่าประมาณ 1 mV แต่เนื่องจากภายในอาคารโดยทั่วไปมีกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำเกิดจากไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V เข้าสู่ร่างกายในลักษณะของประจุไฟฟ้าซึ่งมีค่าศักดาไฟฟ้าสูงพอสมควร วงจรขยายที่ใช้สำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จึงต้องสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำเข้าสู่ร่างกายอื่นเนื่องมาจากแหล่งจ่ายพลังงานกระแสสลับภายนอกได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.10 เมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยออสซิลโลสโคปชนิด ซิงเกิลเอนด์

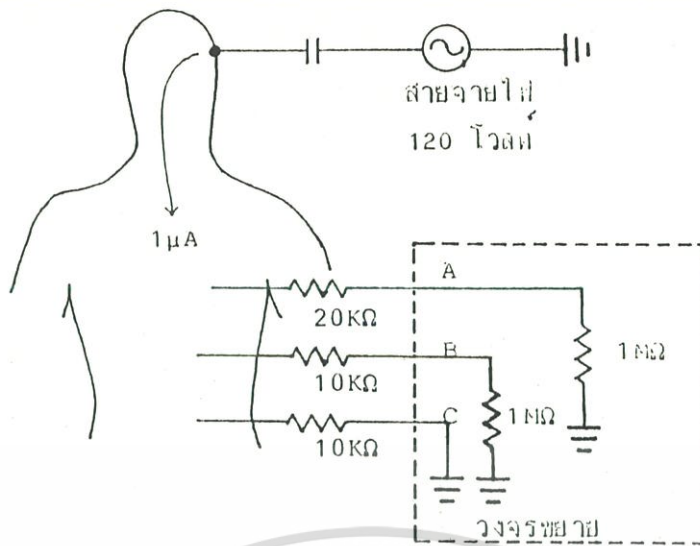
พิจารณาปัญหาที่เกิดขึ้นเมื่อใช้ออสซิลโลสโคปที่วงจรถ่ายแบบซิงเกิลเอนด์(single end) ทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 1.10 เนื่องจากออสซิลโลสโคปชนิดนี้ต้องใช้พลังงานจากไฟฟ้ากระแสสลับซึ่งมีสายฝังอยู่ในผนังอาคาร สายอีกเส้นข้างหนึ่งถูกต่อกับสายดิน(ground) โดยผ่านทางปลั๊กเสียบกระแส I ที่เกิดจากประจุไฟฟ้าเหนี่ยวนำจากบริเวณที่เต็มไปด้วยสายไฟฟ้า มีค่าประมาณ $1 \mu A$ ไหลลงดินผ่านทาง B เพราะมีความต้านทานต่ำ จากกฎของโอห์ม ตักดาไฟฟ้า V ที่ตกคร่อมความต้านทาน R คือ

$$V = IR = (1 \mu A)(10K\Omega) = 0.01 V = 10 \text{ mV}$$

คลื่นไฟฟ้ารบกวนความถี่ 50 Hz ที่ไม่ต้องการนี้มีขนาดมากกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจถึง 10 เท่า และจะรวมกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำให้ไม่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

เพื่อหลีกเลี่ยงคลื่นรบกวน เราอาจจะใช้วงจรถ่ายแบบดิฟเฟอเรนเชียล(differential amplifier) ซึ่งจะมีในออสซิลโลสโคปบางเครื่อง ในรูปที่ 1.11 วงจรถ่ายชนิดนี้จะวัดความแตกต่างของสัญญาณสองสัญญาณที่ปรากฏที่ A และ B และจะไม่ขยายสัญญาณใดๆที่เข้าสู่ A และ B เท่าๆกันและเหมือนกัน กระแส $1 \mu A$ ไหลลงดินผ่านทางความต้านทานที่มีค่าน้อยที่สุดที่ C แต่ตักดาไฟฟ้า 10 mV จะไม่เข้าไปรบกวนกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตักดาไฟฟ้า 10 mV จะปรากฏทุกๆแห่งบนร่างกาย และรู้จักกันในชื่อของตักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด(common mode voltage: CMV) เนื่องจากวงจรถ่ายแบบดิฟเฟอเรนเชียลขยายความแตกต่างตักดาไฟฟ้าระหว่าง A และ B ถ้าตักดาที่จุด A และ B เหมือนกันก็จะไม่ถูกขยาย เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.11 ใช้วงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถลดคลื่นไฟฟ้ารบกวนได้

อย่างไรก็ตามความต้านทานของผิวหนังจะเปลี่ยนแปลงอย่างไม่แน่นอน และอาจมีค่าแตกต่างกันในตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดต่างกัน ดังนั้น V_A ซึ่งเป็นคลื่นรบกวนที่จุด A จึงหาได้โดยการพิจารณาที่ความต้านทานผิวหนัง 20 K Ω กับความต้านทานอินพุทของออลซิลโลสโคป 1 M Ω ซึ่งต่อกันในลักษณะวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า

$$V_A = 10 \text{ mV} (1 \text{ M}\Omega / (1 \text{ M}\Omega + 20 \text{ K}\Omega)) = 9.8 \text{ mV}$$

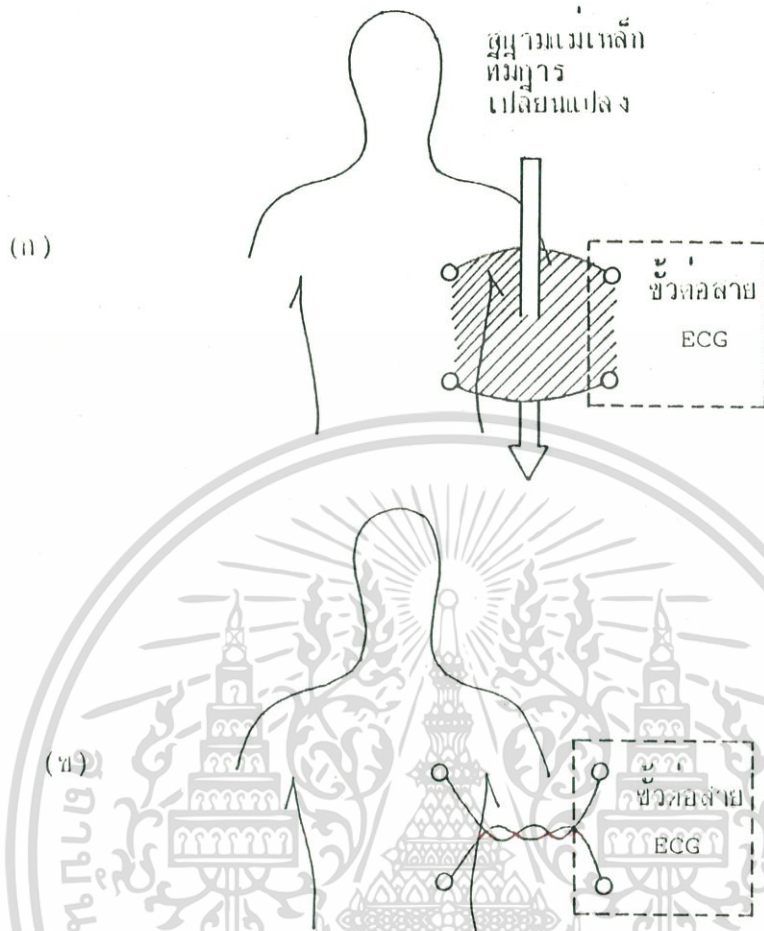
ในทำนองเดียวกัน คลื่นรบกวนที่ B คือ

$$V_B = 10 \text{ mV} (1 \text{ M}\Omega / (1 \text{ M}\Omega + 10 \text{ K}\Omega)) = 9.9 \text{ mV}$$

วงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลจะวัดความแตกต่างระหว่างสัญญาณทั้งสอง

$$V_B - V_A = 9.9 \text{ mV} - 9.8 \text{ mV} = 0.1 \text{ mV}$$

ดังนั้น ความต้านทานผิวหนังที่มีค่าไม่เท่ากัน สามารถเปลี่ยนศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดให้เป็นสัญญาณที่แตกต่างกันที่อินพุทของวงจรขยาย คลื่นรบกวน 0.1 mV มีขนาดประมาณ 10 % ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเป็นสิ่งที่ไม่ต้องการ เนื่องจากเราสามารถลดคลื่นรบกวนได้โดยเพิ่มความต้านทานอินพุท วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยปกติจะถูกออกแบบให้มีความต้านทานอินพุทไม่ต่ำกว่า 10 M Ω ความต้านทานอินพุท 10 M Ω สามารถลดคลื่นรบกวนที่เกิดจากศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดให้เหลือเพียง 1 % และถ้าใช้ครีมกึ่งผิวหนังแรงๆหรือใช้กระดาษทรายถูเบาๆก่อนติดอิเล็กโทรดก็จะช่วยลดความต้านทานผิวหนังได้มาก เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.12 การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กที่ตัดผ่านช่องว่างระหว่างสาย จะเกิดการเหนี่ยวนำศักดา ไฟฟ้าขึ้นในสาย

(ก) การวางสายวัดคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่ไม่ดี ทำให้เกิดพื้นที่ของช่องว่างระหว่างสายมาก (ในพื้นที่แรง) และเกิดการเหนี่ยวนำคลื่นรบกวน ได้มาก

(ข) การวางสายที่ดี ทำให้พื้นที่ของช่องว่างน้อย และเกิดการเหนี่ยวนำของคลื่นรบกวนน้อย

สาเหตุอื่นๆที่ทำให้เกิดคลื่นรบกวนต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงในรูปที่ 1.12 การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กเกิดขึ้นเมื่อกระแสที่ไหลใน เส้นลวดมีการเปลี่ยนแปลง โดยเฉพาะอย่างยิ่งจะมีสนามแม่เหล็กมากเมื่ออยู่ใกล้กับมอเตอร์หรือหม้อแปลง ถ้าการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็ก ไปตัดกับช่องว่างที่อยู่ระหว่างสายนำสัญญาณ ไปยังวงจรขยาย ก็จะทำให้เกิดศักดา ไฟฟ้าเหนี่ยวนำใน เส้นลวดตัวนำสัญญาณ และไปเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ปรากฏที่อินพุทของวงจรขยาย(รูปที่ 1.12 ก.) เนื่องจากศักดาไฟฟ้าเหนี่ยวนำเป็นอัตราส่วนกับระยะของช่องว่างระหว่างสาย คลื่นรบกวนแบบนี้จึงสามารถทำให้ลดลงได้อย่างง่าย โดยการทำให้พื้นที่ของช่องว่างเล็กลงด้วยการบิดสายทั้งสองให้เป็นเกลียว หรือให้สายทั้งสองขนานกันและชิดกันมากที่สุดตลอดทั้งสาย (รูปที่ 1.12 ข.)

1.3 การวัดการหายใจ

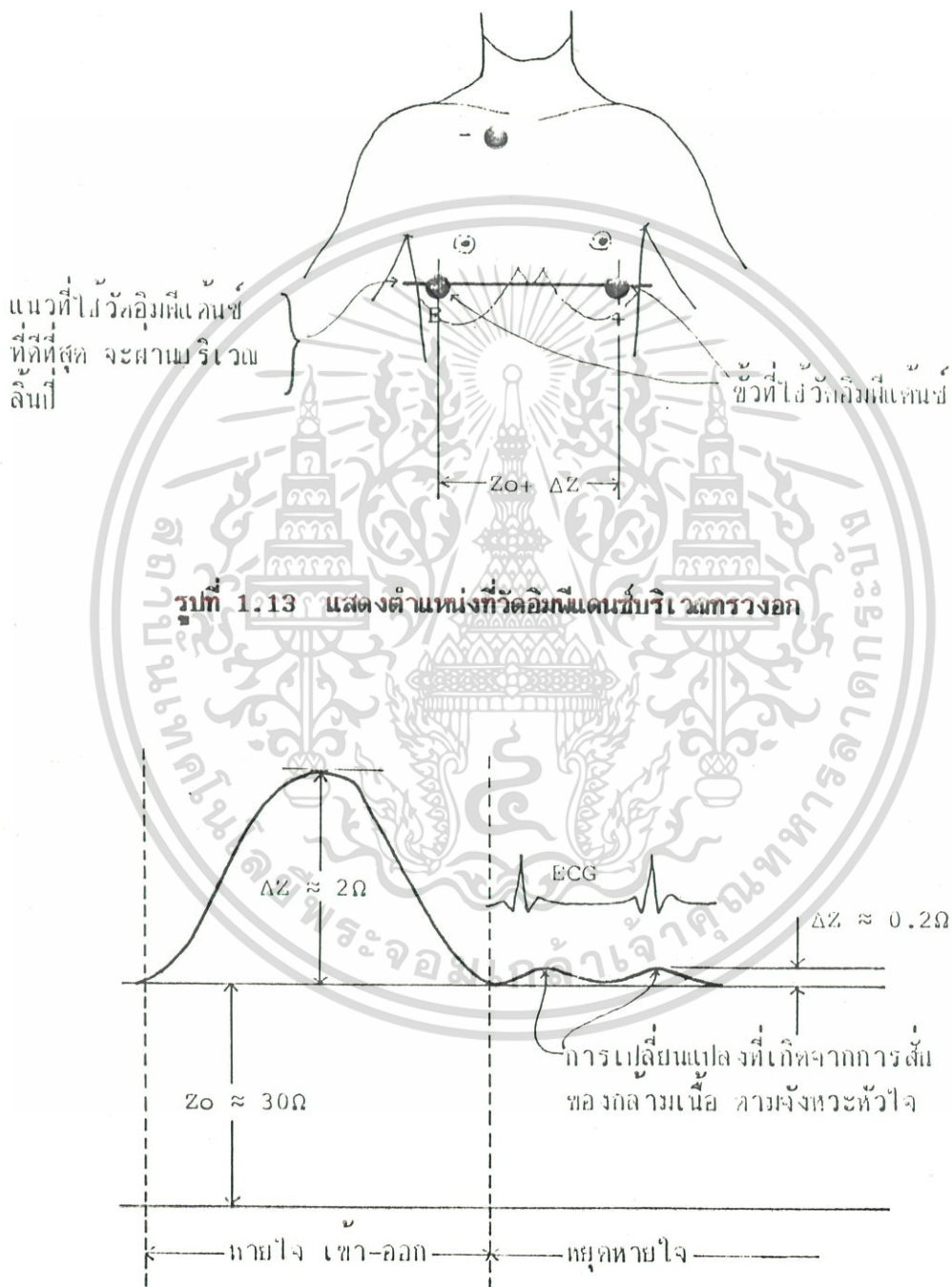
การวัดการหายใจของผู้ป่วยเป็นพารามิเตอร์หนึ่งในการที่จะแสดงสถานะของผู้ป่วยได้ วิธี การวัดมีหลายวิธี เช่น ใช้เทอร์มิสเตอร์รับความร้อนจากลมหายใจ วิธีวัดอิมพีแดนซ์กล้ามเนื้อทรวงอก เป็นต้น ในที่นี้จะพิจารณาวิธีวัด โดยการวัดอิมพีแดนซ์ ซึ่งข้อดีของวิธีนี้คือจะใช้โอเลคโตรดร่วมกับการวัด สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในขณะที่หายใจเข้าออก อากาศจะเข้าไปภายในปอด และปอดจะขยายตัวออกทำให้ผนัง กล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกบางลงและอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อจะสูงขึ้น เมื่อหายใจออก ปอดจะหดตัวเล็ก ลงทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกหนาขึ้นและอิมพีแดนซ์จะลดลง หลังจากหายใจออกแล้วจะมีการหยุด หายใจอยู่ช่วงหนึ่ง ในช่วงนี้ปอดจะ ไม่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตร แต่เนื่องจากการเต้นของหัวใจทำให้ผนัง กล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกมีการเคลื่อนไหวตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ค่าอิมพีแดนซ์จึงมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นลงเล็กน้อย

ในการวัดอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก บริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดคือ แนวเส้นตรงที่พาดผ่านลำตัวบริเวณใต้ราวนม ดังรูปที่ 1.13 ปรากฏว่า ได้ความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์ในช่วงต่างๆของการหายใจ ดังในรูปที่ 1.14 จะเห็นว่า ถ้าไม่มีการเคลื่อนไหวค่า อิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อจะมีค่าประมาณ 30 Ω ส่วนการหายใจเข้าออกจะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์เปลี่ยนแปลง ประมาณ 2 Ω และการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากกล้ามเนื้อสั่นตามจังหวะการเต้นของหัวใจประมาณ 0.2 Ω ซึ่งมีค่าน้อยเมื่อเทียบกับการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการหายใจเข้าออก การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์มี ความสัมพันธ์กับการหายใจจึงสามารถนำไปใช้วัดการหายใจโดยเป็นการวัดทางอ้อม

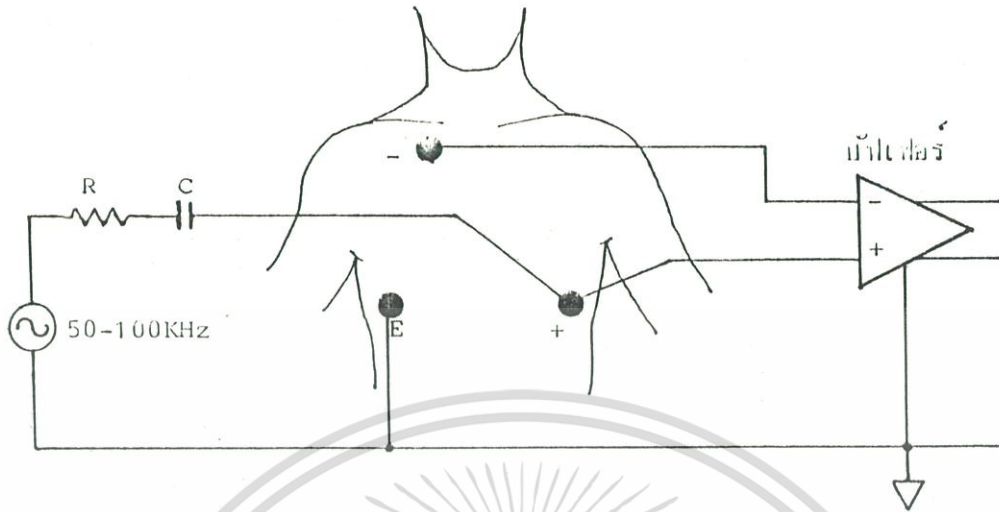
โดยปกติการวัดค่าอิมพีแดนซ์จะต้องมีการปล่อยกระแสไฟฟ้าให้ไหลผ่านตัวอิมพีแดนซ์ที่ต้องการวัดค่า ซึ่งอาจจะเป็นกระแสตรงหรือกระแสสลับก็ได้แล้วแต่ความเหมาะสม แต่ในกรณีการวัดอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื้อบริเวณทรวงอกซึ่งอยู่ใกล้หัวใจ ถ้าใช้ไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ต่ำอาจจะมีผลทำให้ผู้ป่วยเกิดอาการช็อคได้ จึงต้องใช้ไฟฟ้ากระแสที่มีความถี่สูงกว่า 20 KHz และกำหนดให้กระแสไหลผ่านไม่เกิน 0.3 mA ซึ่งโดยปกติค่าความถี่ที่ใช้กันมากอยู่ในช่วง 50 KHz-100 KHz



รูปที่ 1.14 แสดงความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ในช่วงต่างๆของการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

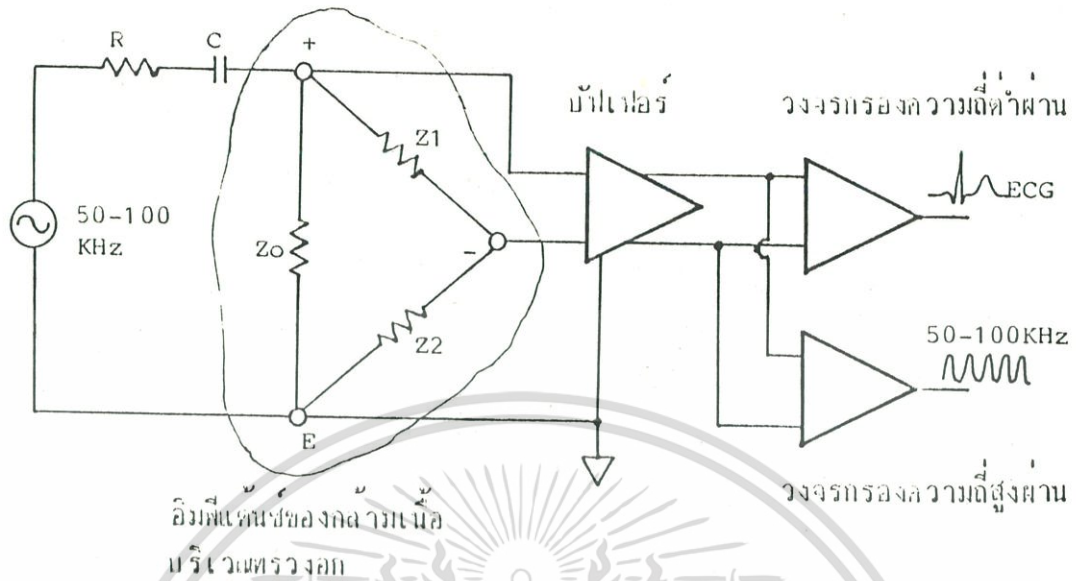


รูปที่ 1.15 แสดงการใช้โอโวลต์ โตรดรวมกันของการวัดคลื่น ไฟฟ้าหัวใจกับการวัดการหายใจ

การวัดการหายใจ โดยใช้อิมพีแดนซ์ สามารถใช้โอโวลต์ โตรดรวมกันกับการวัดคลื่น ไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการป้อนไฟฟ้ากระแสความถี่สูงทางโอโวลต์ โตรดคู่ที่อยู่ในแนวตัดขวางของลำตัว คือ ขั้ว E กับ ขั้ว + ดังรูปที่ 1.15 คลื่นความถี่สูงของการวัดอิมพีแดนซ์จะปะทะกับคลื่น ไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีความถี่ต่ำป้อนเข้าสู่วงจรบัลเฟออร์แล้วจะถูกแยกออกจากกันโดยวงจรกรองความถี่ ดังรูปที่ 1.16

ถ้ากำหนดให้อิมพีแดนซ์ที่อยู่ระหว่างขั้วโอโวลต์ โตรดคู่ต่างๆมีค่า Z_0 , Z_1 และ Z_2 เมื่อพิจารณาจากตำแหน่งของโอโวลต์ โตรดบนทรวงอกจะเห็นว่าค่า Z_1 และ Z_2 มีค่าใกล้เคียงกันและมีผลต่อการวัดการหายใจน้อย เมื่อเทียบกับค่า Z_0 ดังนั้นในการพิจารณาจึงคิดเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของ Z_0

ความต้านทาน R ตัวเก็บประจุ C และอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อ Z_0 ต่อกัน ในลักษณะวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า แต่เนื่องจากค่า Z_0 มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง $Z_0 + \Delta Z$ และ $Z_0 - \Delta Z$ จึงทำให้ศักดาไฟฟ้าที่ออกจากวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้ามีขนาดเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย และมีลักษณะเหมือนกับการมอดดูเลทแบบเอ.เอ็ม (Amplitude Modulation) สัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจสามารถแยกออกจากสัญญาณความถี่สูงได้โดยวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (lowpass filter) โดยให้ความถี่ของการหายใจซึ่งอยู่ในช่วง 0.1-2 Hz ผ่านไปได้



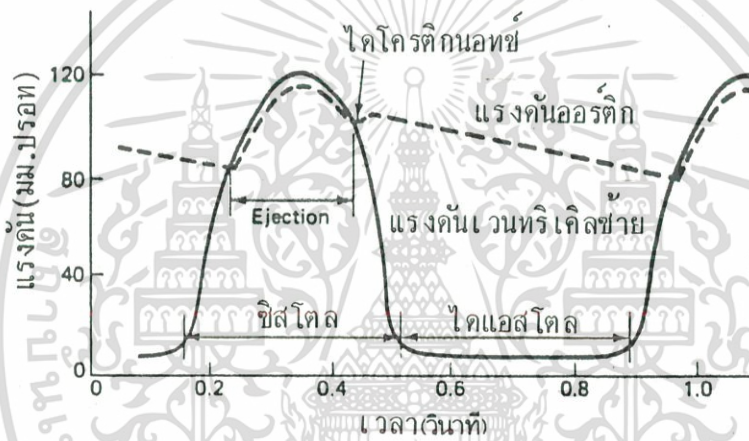
รูปที่ 1.16 แสดงการแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกจากคลื่นความถี่สูงของการวัดการหายใจ

1.4 แรงดันโลหิต

ในระบบหมุนเวียนโลหิตสามารถแบ่งเป็นส่วนใหญ่ๆ ได้ 2 ส่วน คือ หัวใจ(cardia) ซึ่งทำหน้าที่เป็นเสมือนแหล่งจ่ายกำลังงานให้โลหิต และอีกส่วนหนึ่งได้แก่ หลอดโลหิต(vascular) ซึ่งเป็นทางผ่านของโลหิต ไปยังส่วนต่างๆของร่างกาย การไหลของโลหิตในระบบมีลักษณะเป็นจังหวะตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ความดันที่ปรากฏที่เข้าที่ของ ventricle ข้าย(aorta) แสดงในรูปที่ 1.17 จากรูปคลื่นแสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงความดันในช่วง 80 มม.ปรอท ซึ่งเป็นแรงดันต่ำสุด หรือ Diastolic pressure และ 120 มม.ปรอท ซึ่งเป็นแรงดันสูงสุด หรือ Systolic pressure ความแตกต่างของแรงดันสูงสุดและต่ำสุดเรียกว่า Pulse pressure ซึ่งในกรณีนี้เท่ากับ 50 มม.ปรอท และแรงดันเฉลี่ย หรือ Mean pressure คือผลบวกของแรงดันสูงสุดกับสองเท่าของแรงดันต่ำสุดแล้วหารด้วยสาม ขนาดแรงดันดังกล่าวจะเปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่กัหลายแฟคเตอร์ เช่น ตำแหน่งที่วัดบนร่างกาย การวัดในขณะที่ยืน นิ่ง หรือ นอน เป็นต้น บนรูปคลื่นของความดันจะเห็นรอยหยัก เรียกว่า dicrotic notch จะเกิดขึ้นเมื่อลิ้นออร์ทิคปิดซึ่งเกิดเมื่อความดันในออร์ต้ามากกว่าแรงดันในเวนทริเคิล ในขณะที่โลหิตบางส่วนในอาร์ทอรีจะสะท้อนกลับ เข้าในออร์ต่า โมเมนตัมของโลหิตที่กระทบลิ้นที่ปิดแล้วสะท้อนกลับทำให้แรงดันในออร์ต่าเพิ่มขึ้นอย่างทันทีทำให้ได้เป็นลักษณะของรอยหยักบนรูปคลื่น ความดันในออร์ต่าเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้โลหิตไหลผ่านระบบหมุนเวียน และจะมีผลสองสิ่งที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างคลื่น สิ่งแรกคือ หลอดโลหิตทั้งหมดจะมีความต้านทานต่อการไหล เช่นเดียวกับตัวต้านทานที่ต้านการไหลของกระแสไฟฟ้า ดังนั้นเมื่อโลหิตยิ่งไหลผ่านหลอดโลหิตไปไกลเท่าใดแรงดันจะยิ่งลดลงตามระยะทาง ผลประการที่สองที่มีต่อรูปคลื่นเป็นผลมาจากการที่โลหิตมีแรงเฉื่อย และการยืดหยุ่นตัวของหลอดโลหิต ในทางวงจรไฟฟ้าแรงเฉื่อย และการยืดหยุ่นตัวของหลอดโลหิตเทียบได้กับค่าอินдукแตนซ์ที่ต่ออนุกรมในวงจร และค่าคาปาซิแตนซ์ที่ขนานอยู่ตามลำดับ ผลของแรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดโลหิตต่อรูปคลื่นความดันเมื่อโลหิตเคลื่อนผ่านเข้าหลอดโลหิตจะเปรียบได้กับผลของวงจรกรองความถี่ RLC ที่เกิดขึ้นกับรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้า



รูปที่ 1.17 แสดงรูปคลื่นแรงดันโลหิตที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ

1.4.1 การวัดแรงดันโลหิต

การวัดแรงดันโลหิตในห้องหัวใจ และ ในหลอดโลหิตจะทำให้แพทย์ทราบถึงการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิต โดยดูจากรูปคลื่นและขนาด

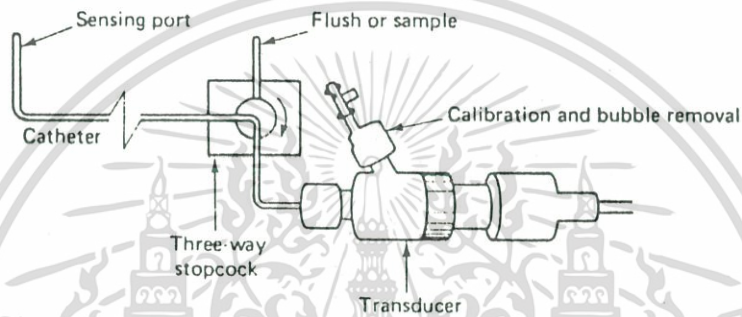
การวัดแรงดันโลหิตกระทำได้ 3 แบบ คือ แบบโดยตรง (direct หรือ invasive) แบบโดยอ้อม (indirect หรือ non-invasive) และแบบสัมพันธ์ (relative หรือ uncalibrated indirect)

(1) การวัดแรงดันโลหิตแบบโดยตรง

ในรูปที่ 1.18 แสดงให้เห็นอุปกรณ์สำหรับวัดแรงดันโลหิตในหลอดโลหิต แรงดันภายในหลอดเอกสาร์นี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โลหิตจะส่งผ่านโลหิตที่บรรจุเต็ม โนมแคทีเตอร์ และส่งแรงดันผ่าน ไปยัง ไดอะแฟรมซึ่งเป็นแผ่นเนื้อเยื่อ
บางๆ แรงดันที่ส่งผ่าน ไดอะแฟรมจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยทรานสดิวเซอร์ความดัน หรือนำไป
เข้ามา โนมแคทีเตอร์ที่ใช้น้ำเกลือเป็นตัวส่งผ่านแรงดัน

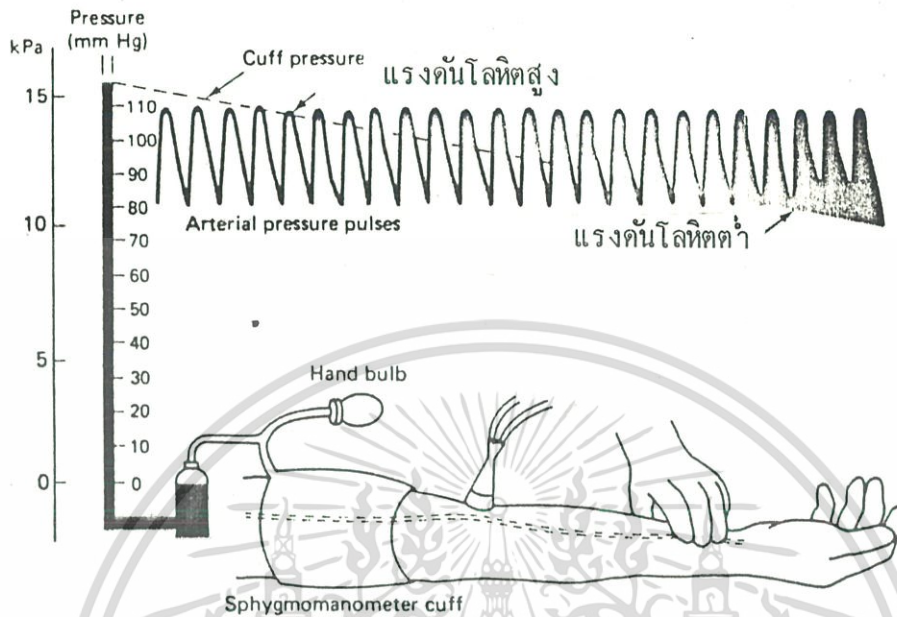
การตอบสนองความถี่ของการวัด โดยวิธีนี้จะถูกจำกัดที่ตัวแคทีเตอร์เองและการที่ผนังของอากาศ
อยู่ภายในแคทีเตอร์ ตลอดจนคุณสมบัติของสารที่ใช้ทำไดอะแฟรม และชนิดของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้



รูปที่ 1.18 แสดงระบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบ โดยตรง

(2) การวัดแรงดันโลหิตทางอ้อม

การวัดแรงดันโลหิตทางอ้อมจะใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Sphygmomanometer ดังรูปที่ 1.19 Sphygmomanometer cuff จะถูกอัดอากาศเข้าไปโดยการบีบลูกยาง ซึ่งแรงดันในคัพจะไปกดหลอด
โลหิตแดงทำให้โลหิตหยุดไหล โดยปกติการอัดอากาศเข้าไปจะให้ความดันในคัพอยู่สูงกว่าแรงดันสูงสุดที่
คาดว่าจะมีในเส้นโลหิตนั้น แล้วค่อยๆลดความดันในคัพลงอย่างช้าๆ และเมื่อความดันในคัพลดลงเท่า
แรงดันสูงสุดในหลอดโลหิตจึงทำให้โลหิตเริ่มฉีดผ่านไปได้ การที่โลหิตฉีดผ่านหลอดโลหิตแคบๆจะทำให้
เกิดเสียงของการฉีดขึ้น เรียกว่าเสียง korotkoff ซึ่งสามารถฟังได้โดยใช้สแต็ทโทสโคป และเมื่อทำ
การลดความดันในคัพต่อไปจนแรงดันเท่ากับแรงดันต่ำสุด เสียง korotkoff จะหายไปและโลหิตจะเริ่ม
ไหลได้ตามปกติ แรงดันในคัพที่อ่านได้เมื่อเกิดเสียง korotkoff ครั้งแรกจะใกล้เคียงกับแรงดันซิสโตล
และแรงดันที่อ่านได้เมื่อได้ยินเสียง korotkoff สุดท้ายจะใกล้เคียงกับแรงดันไดแอสโตล



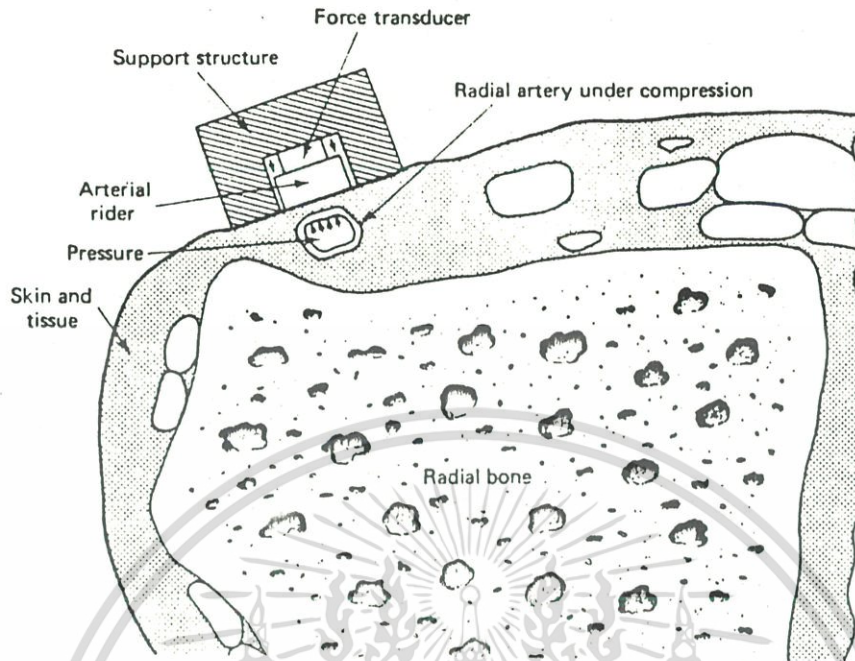
รูปที่ 1.19 แสดงการวัดแรงดันโลหิตทางอ้อม

(3) การวัดแรงดันโลหิตแบบสัมพันธ์

หลักการของการวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์คือการวัดแรงดันภายนอกผิวหนังที่ส่งผ่านมาจากแรงดันของโลหิตในหลอดเลือดโลหิตผ่านผนังหลอดเลือดและผิวหนัง เรียกหลักการนี้ว่า โทโนมิเตอร์ ในรูปที่ 1.20 แสดงการใช้หลักของโทโนมิเตอร์ วัดแรงดันโลหิตบริเวณข้อมือ แรงดันโลหิตจะเป็นสัดส่วนกับแรงกดดัน arterial rider ทารด้วยพื้นที่หน้าตัด จากลักษณะของโทโนมิเตอร์จะเห็นว่าแรงดันที่อ่านได้จะมากกว่าแรงดันในหลอดเลือดเสมอ ทั้งนี้เพราะจะมีแรงกดโดยผิวหนังเกิดขึ้นด้วย ดังนั้นการวัดความดันด้วยวิธีนี้จะต้องทำการคาลิเบรทเป็นรายๆ ไปก่อนเพื่อให้การวัดได้ค่าที่ถูกต้อง

1.4.2 ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันโลหิต

การแสดงความดันนอกจากแสดงด้วยขนาดความยาวของลำปรอทแล้ว ในกรณีที่ต้องการแสดงผลทางไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์ ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันก็เข้ามามีบทบาทในการแปลงขนาดแรงดันนั้นมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่เป็นสัดส่วนเชิงเส้นต่อกัน ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันมีอยู่หลายแบบ ที่สำคัญ ได้แก่ อินดักทีฟทรานสดิวเซอร์ คาปาซิทีฟทรานสดิวเซอร์ ออปติคอลลทรานสดิวเซอร์ และรีซิสทีฟทรานสดิวเซอร์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น เมื่อนูญเตเห็นใบเซอร์เยอช่นดำนการคร้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



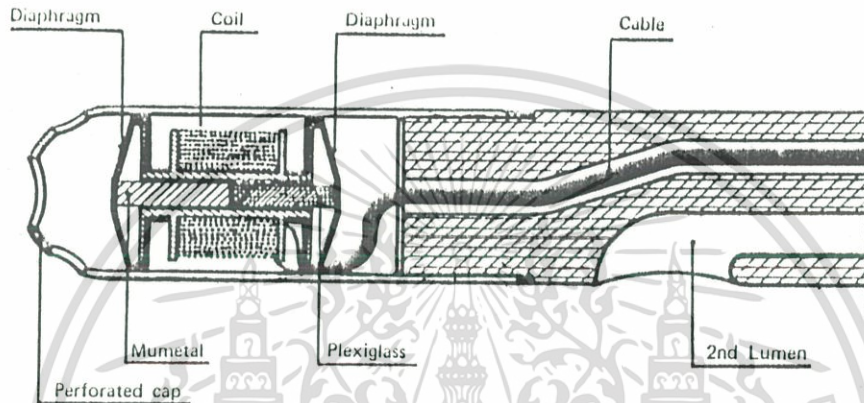
รูปที่ 1.20 การวัดแรงดันโลหิต โดยใช้หลักการของไทโมมิเตอร์

(1) อินдикทีฟทรานสดิวเซอร์

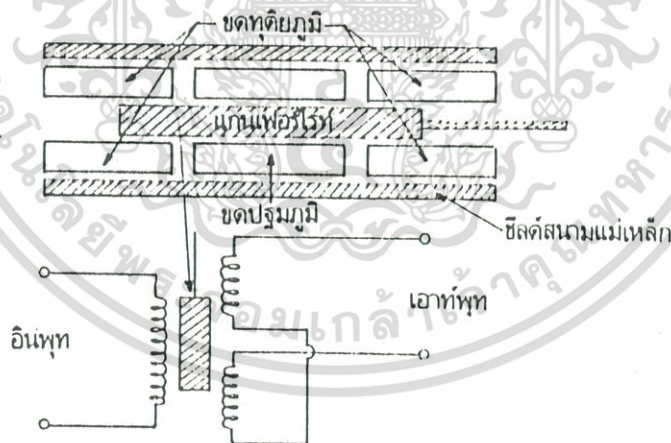
อินдикทีฟทรานสดิวเซอร์ จะใช้หลักการของการเปลี่ยนแปลงค่าอินดิคแตนต์ซ์ของแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งปกติจะแปรตามค่าตามจำนวนรอบ ค่า magnetic permeability ของแกนเหล็ก และขนาดของขดลวดแม่เหล็ก ทรานสดิวเซอร์แบบนี้จะใช้ขดลวดนั้นบนแกนที่เป็นสารแม่เหล็กซึ่งมีขนาดเล็กและเบา ปลายด้านหนึ่งของแกนจะยึดติดกับ ไดอะแฟรม การเคลื่อนที่ของ ไดอะแฟรมตามขนาดแรงดันทางอีกด้านหนึ่ง จะทำให้แกนแม่เหล็กเคลื่อนที่ในขดลวด ค่าอินดิคแตนต์ซ์ของขดลวดจึงเปลี่ยนไป หากทำขดลวดนี้ไปเป็นแขนหนึ่งของเอชบริดจ์ ก็จะสามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงค่าอินดิคแตนต์ซ์นี้ได้

ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้จะให้การเปลี่ยนแปลงแรงดันเชิงปริมาตรได้ราวๆ $0.02 - 6 \text{ mm}^3$ ต่อ 100 mmHg และความไวอยู่ในช่วง $50 \mu\text{V} - 1 \text{ mV}$ ต่อ แรงดันกระตุ้นบริดจ์ 1 V ทรานสดิวเซอร์วัดความดันที่ใช้หลักการดังกล่าวมีชื่อเรียกว่า อินดิคแตนต์ซ์มาโนมิเตอร์ ในรูปที่ 1.21 แสดงโครงสร้างของอินดิคแตนต์ซ์มาโนมิเตอร์แบบหนึ่ง อินดิคแตนต์ซ์ทรานสดิวเซอร์อีกแบบหนึ่งก็นำมาใช้ในการวัดความดันคือ ดิฟเฟอเรนเชียลทรานส์ฟอร์มเมอร์ ซึ่งลักษณะโครงสร้างแสดงในรูปที่ 1.22 ขดลวดทางทุติยภูมิสองขดจะมีขนาดเดียวกันแต่ทิศทางกลับกัน ซึ่งในตำแหน่งหนึ่งของแกนแม่เหล็กแรงดันที่เหนี่ยวนำเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทางขดขั้วขดขั้วจากการทำงานของแรงแม่เหล็กและขนาดคงที่ทางขดขั้วขดขั้วจะมีขนาดที่เท่ากัน หากนำขั้วของขดลวดทางขดขั้วขดขั้วต่อกัน โดยให้ขั้วเหมือนกันต่อกัน 1 ขั้ว ผลต่างของแรงดันเหนี่ยวนำระหว่างขั้วที่เหลือจะเท่ากับศูนย์ การเคลื่อนที่ของแกนในตำแหน่งอื่นจะทำให้ความสมดุลนี้เสียไป เช่นเดียวกับกรณีของอินดักทีฟทรานสดิวเซอร์แบบอื่นๆ แกนเหล็กจะยึดติดกับไดอะแฟรมของแคปทีเตอร์ เพื่อให้เคลื่อนที่ตามแรงดันที่กดบน ไดอะแฟรม



รูปที่ 1.21 แสดง โครงสร้างของอินดักทีฟทรานสดิวเซอร์แบบหนึ่ง

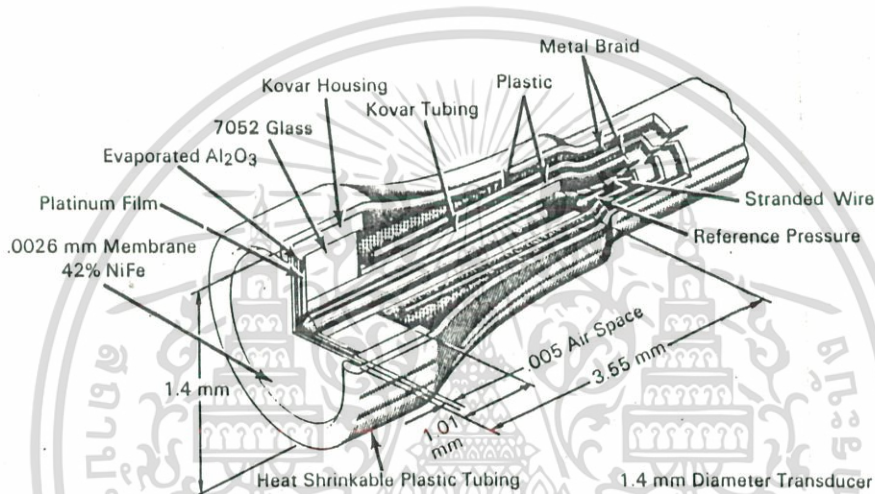


รูปที่ 1.22 โครงสร้างของดีฟเฟอเรนเชียลทรานสดิวเซอร์

(2) ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันแบบคาปาซิทีฟ

ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้ใช้หลักการเปลี่ยนค่าคาปาซิแตนซ์ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระยะระหว่างขั้วแผ่นโลหะที่มีสารไดอิเล็กทริกชั้นอยู่ การเปลี่ยนแปลงของค่าคาปาซิแตนซ์สามารถตรวจได้โดยให้คาปาซิแตนซ์เป็นเอกสารที่ส่งวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซีเตอร์นี้อยู่ในแขนหนึ่งของเอซีบริดจ์ ค่าปายซีที่มาจากโอมิเตอร์จะมีขีดจำกัดที่มีความไวสูงและตอบสนองความถี่ได้สูง แต่ว่าไวต่อการเปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ ดังนั้นการนำมาใช้งานจะต้องมีการชดเชยทางอุณหภูมิ นอกจากนี้การเปลี่ยนแปลงของค่าปายซีแดนซ์ของสายเคเบิลที่ต่อทรานสดิวเซอร์อยู่ ก็มีผลต่อเสถียรภาพเดิมของทรานสดิวเซอร์ในวงจรบริดจ์ด้วย ดังนั้นจึงอาจจำเป็นต้องใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์ชดเชยค่าปายซีแดนซ์ในสายเพื่อลดความผิดพลาดเมื่อใช้งาน ในรูป 1.23 แสดงโครงสร้างทรานสดิวเซอร์แบบคาปาซิทีฟแบบหนึ่งที่เรียกว่า ultraminiature manometer tipped cardiac catheter



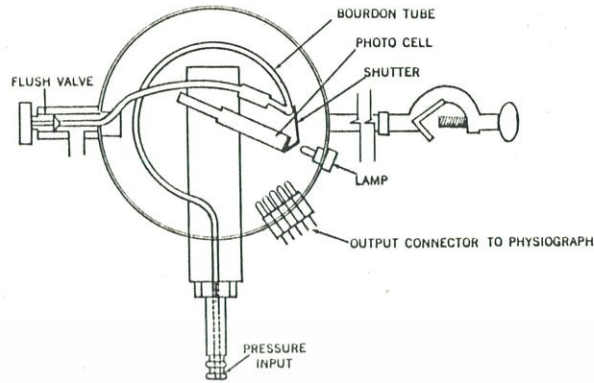
รูปที่ 1.23 แสดงโครงสร้างของ ultraminiature manometer tipped cardiac catheter

(3) ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันที่ใช้หลักการทางแสง

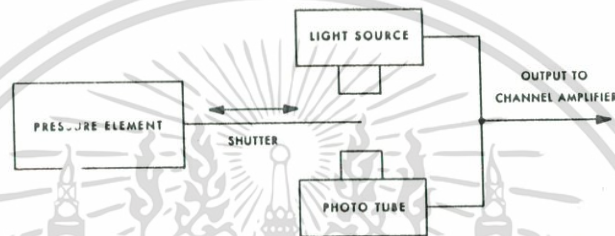
หลักการของโฟโตอิเล็กทริกสามารถนำมาประยุกต์เป็นทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันได้ โครงสร้างของทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้ประกอบด้วยส่วนสำคัญที่เรียกว่าหลอดเบอร์ดอน (Bourdon) ซึ่งเป็นหลอดกลวงหน้าตัดเป็นรูปวงรี ดัดเป็นรูปโค้งดังแสดงในรูปที่ 1.24 ก. ความโค้งของหลอดจะเปลี่ยนแปลงเมื่อความดันภายในเปลี่ยนแปลง ที่ปลายของหลอดเบอร์ดอนจะมีแผ่นซีเตอร์ติดอยู่ซึ่งซีเตอร์จะวางอยู่ในตำแหน่งระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและโฟโตเซลล์เพื่อควบคุมปริมาณแสงที่ตกลงบนโฟโตเซลล์ ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้จะมีความไวไม่มากนัก กล่าวคือ ทุกๆการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของโลหิตในหลอดเบอร์ดอน 15 mm^3 จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความดันของมิลลิเมตรปรอท อย่างไรก็ตาม ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้ที่ผลิตเป็นการค้าอาจจะทำได้ความไวต่ำถึง 0.1 mm^3 ต่อ 100 mmHg

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก



ข

รูปที่ 1.24 ก. แสดงโครงสร้างของ Photoelectric Bourdon transducer

ข. แสดงหลักการของ Photoelectric Bourdon transducer

(4) ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันที่ใช้หลักการของความต้านทาน

สเตรนเกจเป็นทรานสดิวเซอร์แบบหนึ่งที่ยอมรับนำมาใช้ทางการแพทย์ หลักการของทรานสดิวเซอร์นี้คือการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน (R) ของแท่งตัวต้านทานตามความยาว (L) และเป็นสัดส่วนกลับกับพื้นที่ ที่นำมาทำ strain element ตามสมการ

$$R = \rho L/A$$

โดย ρ คือค่า resistivity ของสารที่นำมาทำเป็นสเตรนเกจ ซึ่งมีหน่วยเป็น $\Omega\text{-m}$ เมื่อแท่ง strain element ถูกดึงจะทำให้ความยาวเพิ่มขึ้นและพื้นที่หน้าตัดลดลง ซึ่ง strain element บางชนิดเมื่อได้รับแรงอาจจะทำให้โครงสร้างผลึกเปลี่ยนไป ซึ่งก็มีผลต่อค่าความต้านทานด้วย

บทที่ 2 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

ในการนำอุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้งานกับผู้ป่วยนั้น สิ่งสำคัญที่จะต้องพิจารณา คือ อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่จะมีต่อผู้ป่วย อันตรายที่พบบ่อย คือ อาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไหลผ่านมีอาการเกร็งจนไม่สามารถควบคุมได้ และที่สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านเป็นกล้ามเนื้อหัวใจ ก็อาจจะทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้ ดังนั้นจึงต้องศึกษาถึงอันตรายที่จะมีต่อผู้ป่วยและวิธีที่จะป้องกันอันตรายดังกล่าว ซึ่งจะกล่าวถึงรายละเอียดต่อไป

2.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

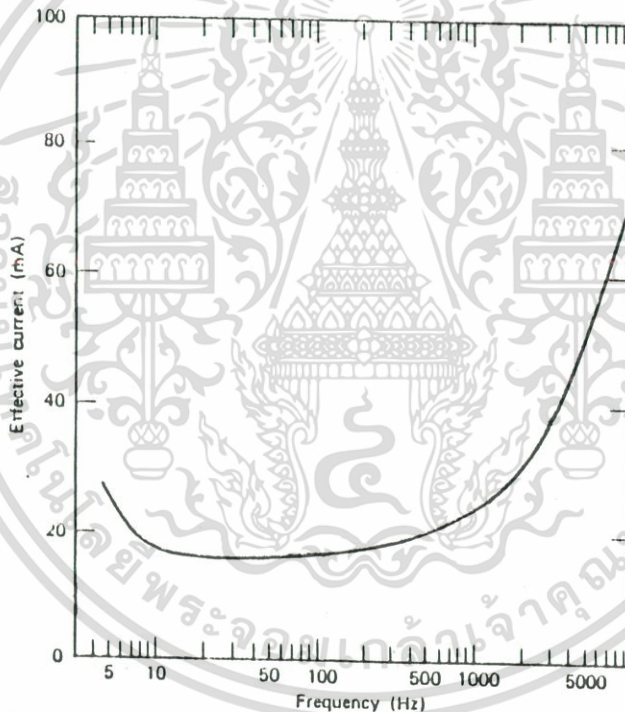
อาการช็อคที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้านั้น จะแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ มาโครช็อค (macroshock) เป็นอาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลเข้าไปในร่างกายโดยผ่านผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง อีกแบบหนึ่ง คือ ไมโครช็อค (microshock) คือ อาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรง โดยไม่ได้ผ่านผิวหนัง จึงทำให้ทางเดินของกระแสไฟฟ้ามีความต้านทานต่ำ กระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อคมีค่ามากกว่ากระแสที่ทำให้เกิดไมโครช็อคหลายเท่า ได้เคยมีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อค โดยให้ผู้ทดลองถืออิเล็กโทรดสองอันโดยถือมือละอัน แล้วปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 60 Hz ให้ไหลผ่านร่างกายค่าต่างๆกัน โดยเริ่มปรับค่ากระแสตั้งแต่ศูนย์ขึ้นไปเรื่อยๆ ปรากฏว่าจะเกิดอาการต่างๆกันของผู้ทดลอง ที่ค่ากระแสต่างๆกัน คือ เมื่อเพิ่มกระแสจากศูนย์ขึ้นไปจนถึงค่าหนึ่งจะเริ่มมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้า ค่าของกระแสที่ระดับนี้เรียกว่า perception level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ประมาณ 50 % ของผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกที่กระแสประมาณ 1 mA ส่วนผู้ใหญ่หญิงจะเริ่มรู้สึกในระดับกระแสที่ต่ำกว่าผู้ชายประมาณ ½ เท่า ถ้าความถี่ของกระแสเปลี่ยนไปจะทำให้ระดับที่เริ่มรู้สึกเปลี่ยนค่าไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นมากกว่า 100 Hz

เมื่อเพิ่มกระแสให้มากขึ้นกว่าระดับที่เริ่มรู้สึกจนถึงค่าประมาณ 10-20 mA จะเริ่มรู้สึกข่าที่มือหรือร่างกาย และกล้ามเนื้อที่มีอาการเกร็งตลอดเวลา จนทำให้บางคนไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโทรดได้ กราฟในรูปที่ 2.1 เป็นผลจากการทดลองกับผู้ใหญ่ชายได้เป็นค่ากระแสที่ความถี่ 60 Hz ซึ่ง 50 % ของผู้ทดลองไม่สามารถควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้ สังเกตว่าจะต้องใช้กระแส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มากขึ้นถ้าลดความถี่ให้ต่ำลงหรือเพิ่มความถี่ให้สูงขึ้น

เมื่อเพิ่มกระแสขึ้น ไปอีกจนถึง 100 mA ผู้ทดลองจะรู้สึกปวดและบางคนถึงกับสิ้นสติ ค่ากระแสระดับนี้ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่จะทำให้เกิด ventricular fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็ว เบา และไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation จะมีค่าต่ำลงถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจนานขึ้น ในการทดลองกับแกะปรากฏว่าการใช้กระแส 1000 mA เป็นเวลา 0.03 วินาทีกับการใช้กระแส 100 mA เป็นเวลานาน 3 วินาที ทั้งคู่ต่างก็ทำให้เกิด fibrillation ได้ข้อมูลจากการทดลองกับสัตว์หลายๆชนิดสามารถนำมาประเมินค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์ได้



รูปที่ 2.1 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ใหญ่อายุประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ที่

ทำการทดลอง ไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโตรดได้

สำหรับความถี่ 60 Hz ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์ มีค่าประมาณ $116/t^{1/2}$ mA เมื่อ t คือช่วงเวลาที่กระแสไหลผ่านร่างกายเป็นวินาที ตัวอย่างเช่น ถ้าปล่อยกระแสนาน 1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 116 mA ถ้าปล่อยกระแสนาน 4 วินาที ค่าเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 58 mA

ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสจนถึง 6 A หรือมากกว่านี้ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมีอาการคล้ายกับการเกร็งที่มีมือจนไม่สามารถปล่อยมือออกจากอิลคโตรดได้ ถ้าเพิ่มขึ้นไปเรื่อยๆ อาจทำให้การหายใจเป็นอัมพาตชั่วคราว และผิวหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงกดของอิลคโตรดต่อผิวหนัง และการสัมผัสของผิวหนังกับอิลคโตรด

ที่กล่าวมาแล้วข้างต้น เป็นการทดลองการเกิดมาโครช็อค โดยปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 60 Hz ที่ค่าต่างๆ ให้ไหลผ่านร่างกายโดยผ่านผิวหนัง

ในกรณีของไมโครช็อค กระแสมีได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าไปตามเส้นโลหิตแดงใหญ่สู่หัวใจโดยตรง เห็นได้ชัดว่า ventricular fibrillation สามารถเกิดจากไมโครช็อคได้ง่าย เนื่องจากระดับกระแสต่ำกว่ากรณีของมาโครช็อคมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่า ถ้าป้อนกระแสเพียง 17 μA เข้าหัวใจโดยตรงจะสามารถทำให้เกิด ventricular fibrillation ได้ จากผลอันนี้นำมาประเมิณกับมนุษย์ได้ว่า ค่ากระแสที่ทำให้เกิด ventricular fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงไปยังหัวใจ มีค่าประมาณ 30 μA

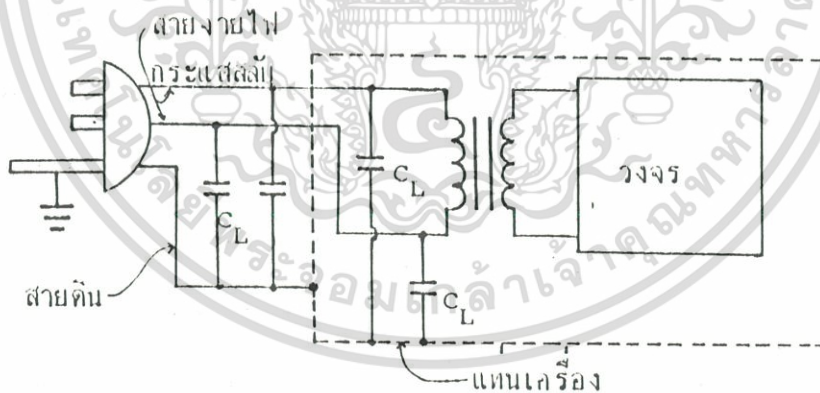
การทดลองเหล่านี้ใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 60 Hz แต่ผลที่เกิดต่อร่างกายก็ใกล้เคียงกับแหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 50 Hz ดังในกราฟรูปที่ 2.1

ไมโครช็อคมีโอกาสเกิดขึ้นได้มาก เนื่องจากปัจจุบันในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้อุปกรณ์อิลคทรอนิกส์มาก ในบรรดาผู้ป่วยต่างๆ มีหลายคนที่จะต้องใส่หลอดสวน(catheter) เข้าไปตามเส้นโลหิต เพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือเพื่อฉีดสารสีในการฉายรังสี หรือเพื่อใช้วัดแรงดันโลหิต ผู้ป่วยในห้องบำบัดพิเศษบางคนต้องใส่เครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ(pace maker) โดยใส่หลอดสวนเข้าไปตามหลอดเลือดโลหิตจนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรง ในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว หลอดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวดหรือของเหลวที่นำกระแสไฟฟ้าได้ ดังนั้นจึงเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำไปยังหัวใจ ซึ่งจะช่วยเพิ่มความเป็นไปได้ในการเกิดไมโครช็อค

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากช่องเสียบไฟชารุด หรือสายไฟที่ลวนชารุด หรือขั้วต่อสายไฟแตก มักจะค้นพบและแก้ไขได้ง่าย อันตรายที่มักจะค้นพบยากอาจจะเกิดขึ้นในสายจ่ายไฟของเอกซเรย์เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องมือ สายจ่ายไฟมักจะถูกละเลยจากการดูแลรักษา สายประเภทนี้อาจจะถูกดึงมาจากผนังห้อง หรือล้อเลื่อนสำหรับวางเครื่องมือ หรือเตียง แล้วพาดไปตามพื้น มีบ่อยครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายจ่ายไฟที่ทันสมัยจะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้น เป็นเส้นที่มีกระแสไฟ 2 เส้น และอีกเส้นหนึ่งเป็น สายดิน(ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟเส้นใดเส้นหนึ่งขาด เครื่องมือก็จะไม่ทำงาน และถ้าสายทั้งสอง สัมผัสกันหรือลัดวงจร จะทำให้พิวส์ขาดซึ่งทั้งสองกรณีนี้สังเกตเห็นได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาดจะไม่สามารถ ระบุได้เลยและเครื่องก็ยังคงทำงานปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยที่ใช้โอเลคโตรดภายในร่างกายได้ ง่าย

เพื่อให้เข้าใจถึงอันตรายจากการที่สายดินขาดจึงควรทำความเข้าใจกับกระแสรั่ว(leakage current) เสียก่อน ในบรรดาเครื่องมือใช้ไฟฟ้าหรือโอเลคทรอนิกส์ทั้งหลาย จะมีกระแสไฟฟ้าบางส่วนไหล จากภาคจ่ายไฟกระแสสลับลงสู่ตัวเครื่อง กระแสรั่วนี้จะ ไหลลงดินโดยผ่านทางสายดิน ซึ่งอยู่ภายในสาย จ่ายไฟ สิ่งที่เป็นสาเหตุสำคัญของการเกิดกระแสรั่วคือ ค่าความเก็บประจุที่เกิดขึ้นระหว่างสายที่มีกระแส ไหลกับสายดิน ซึ่งอยู่ภายในสายจ่ายไฟ หรือระหว่างหม้อแปลงจ่ายไฟกับตัวเครื่อง ดังรูปที่ 2.2



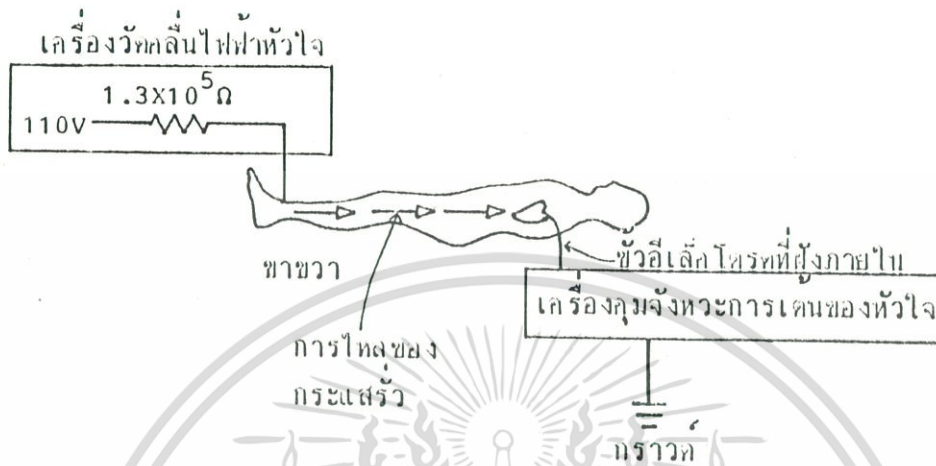
รูปที่ 2.2 แสดงการเกิดกระแสรั่วของเครื่องมือใช้ไฟฟ้า อันเนื่องมาจากค่า ความเก็บประจุที่เกิดขึ้นระหว่างสายไฟกับสายดิน หรือระหว่างหม้อแปลงกับตัวเครื่อง

ค่าอิมพีแดนซ์ X_C ของตัวเก็บประจุ C เมื่อป้อนศักดาไฟฟ้าที่ความถี่ f คือ

$$X_C = 1/2\pi fC$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าความเก็บประจุที่ทำให้เกิดกระแสรั่ว โดยทั่วไปมีค่าประมาณ $0.02 \mu\text{F}$ ถ้าศักดาไฟฟ้าสลับ V มีค่า 110 V ที่ความถี่ 60 Hz ดังนั้นค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุมีค่า $130 \text{ K}\Omega$ และกระแสรั่ว $I = V/X_C = 110/130\text{K} \approx 850 \mu\text{A}$



รูปที่ 2.3 แสดงให้เห็นกระแสรั่วที่เกิดจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งสายดินขาด ไหลลงดินโดยผ่านทางหัวใจและเครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

ถ้ากระแสรั่วจำนวนนี้เกิดขึ้นภายในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสายดินขาด และเครื่องวัดต่ออยู่กับผู้ป่วยซึ่งมีเครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเจตอยู่ ดังในรูปที่ 2.3 เนื่องจากกระแสรั่วไม่สามารถไหลลงดินทางสายดินของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ จึงไหลลงดินโดยผ่านทางเครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ไมโครซีลจากกระแสรั่วจำนวนนี้ทำให้เกิด ventricular fibrillation และตายได้

อันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอีกอย่างหนึ่งคือ ระบบไฟฟ้าของโรงพยาบาล ไม่มีสายดิน และเมื่อมีเครื่องมือที่ปลั๊กเสียบแบบ 3 ขา เจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลอาจจะตัดขาที่ 3 (สายดิน) ออก หรือมีขณะนั้นก็ใช้วิธีตัดแปลงที่เสียบ บางทีสายดินอาจจะต่อไม่ได้พอและเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้นก็จะต้องทำจุดต่อสายดินเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจจะอยู่กระจายในบริเวณต่างๆ เมื่อต้องใช้เครื่องมือ 2 เครื่องพร้อมกันกับผู้ป่วยคนเดียวกัน โดยที่เครื่องทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่จะเกิดความต่างศักดาไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าหากเครื่องหนึ่งต่ออยู่กับอิลคโตรดภายในร่างกายกระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านผู้ป่วยจากจุดดินจุดหนึ่ง ไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย

2.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

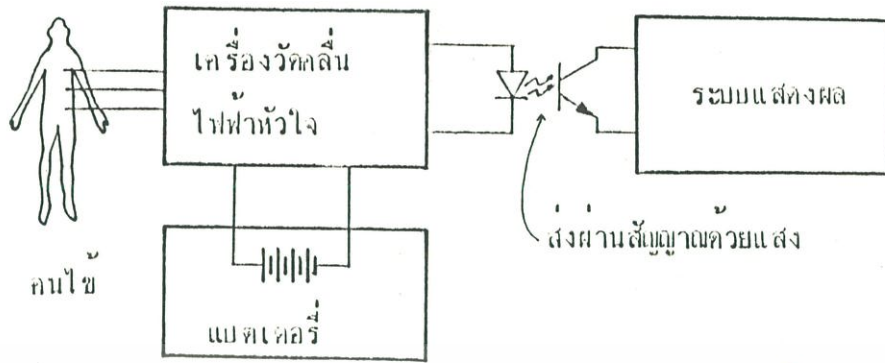
การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาล ทำได้โดยการตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมอ อย่างไรก็ตาม อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้หลายทาง ถึงแม้ว่าจะไม่มีการชำรุดของอุปกรณ์เครื่องใช้

ร่างกายของคนเรามีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่าไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz ดังแสดงในกราฟรูปที่ 2.1 และเนื่องจากที่ความถี่ $f = 0$ (ไฟฟ้ากระแสตรง) ค่า $X_c = \infty$ ดังนั้นไฟฟ้ากระแสตรงจึงไม่ทำให้เกิดกระแสรั่ว อันเนื่องมาจากค่าความจุเก็บประจุระหว่างสายไฟ (stray capacitance)

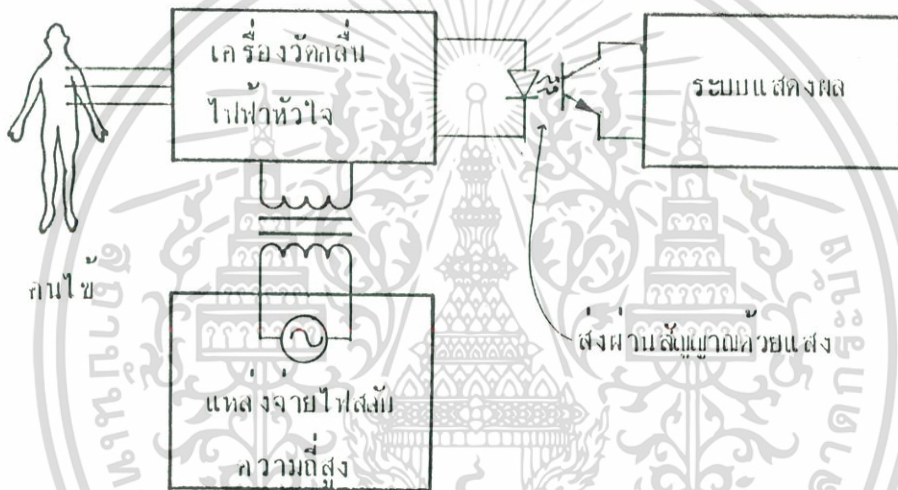
อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่ง โดยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงานโดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 60 Hz มากๆ ซึ่งหัวใจมีความไวต่อการเกิด ventricular fibrillation น้อยมาก

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจทำได้โดยการใช้เครื่องอุปกรณ์ที่ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้แบตเตอรี่ชนิดที่สามารถชาร์จไฟเข้าไปใหม่ได้ (rechargeable battery) แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องทำงานต่อเนื่องเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอนิเตอร์หัวใจที่ใช้ในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษ จึงไม่เหมาะที่จะใช้กับแบตเตอรี่ ในกรณีนี้จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟให้สูงกว่า 60 Hz มากๆ ให้อยู่ในช่วงที่ความไวของหัวใจต่อการเกิด ventricular fibrillation น้อยมาก แล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

สำหรับสัญญาณออก ที่จะต้องแสดงในระบบแสดงผล จะถูกส่งผ่านทางแสง เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยมีส่วนใดสัมผัสกับระบบแสดงผล ดังรูปที่ 2.4



(ก)



(ข)

รูปที่ 2.4 แสดงการป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

(ก) โดยใช้แหล่งจ่ายไฟกระแสตรงจากแบตเตอรี่

(ข) โดยใช้แหล่งจ่ายไฟกระแสสลับความถี่สูง

บทที่ 3 วงจรรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยและวงจรประมวลสัญญาณ

ในระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย(Patient monitoring system) ที่ได้ออกแบบสร้างขึ้นมา แบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ วงจรรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย วงจรประมวลสัญญาณ และวงจรแสดงผล ในบทนี้จะได้กล่าวถึงรายละเอียดของวงจรใน 2 ส่วนแรกก่อน คือ วงจรรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย และวงจรประมวลสัญญาณ สำหรับในส่วนสุดท้าย คือ วงจรแสดงผล จะได้กล่าวถึงรายละเอียดของวงจรในบทต่อไป

3.1 วงจรรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย

วงจรส่วนนี้อาจเรียกอีกอย่างว่า วงจรลอย(Floating circuit) ส่วนนี้เป็นส่วนที่สัมผัสกับผู้ป่วยโดยตรง เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดจากกระแสรั่ว(leakage current) ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ในบทที่ 2 จึงใช้วิธีส่งผ่านสัญญาณไปยังส่วนอื่น โดยการส่งผ่านทางแสงด้วยอุปกรณ์ opto-couple ทำให้วงจรส่วนนี้แยกอิสระจากส่วนอื่น แหล่งจ่ายไฟที่ใช้ในส่วนนี้ ได้มาจากการสร้างตักคาโงไฟฟ้าสลับความถี่สูงประมาณ 30 KHZ แล้วส่งผ่านหม้อแปลงที่มีขดลวดปฐมภูมิกับขดลวดทุติยภูมิไม่สัมผัสกัน แล้วจึงแปลงเป็น ไฟฟ้ากระแสตรงเลี้ยงวงจร

วงจรในส่วนนี้แบ่งตามหน้าที่การทำงานออกเป็น 3 ส่วน ดังแสดงในรูปที่ 3.1 คือส่วนขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ส่วนวัดการหายใจ และส่วนวัดแรงดันโลหิต มีรายละเอียดของวงจรดังนี้

3.1.1 วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.1.1.1 วงจรขยายความแตกต่าง(Differential Amplifier) เป็นวงจรแรกที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 mV โดยรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 Hz วนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายจะต้องมีคุณสมบัติดังนี้

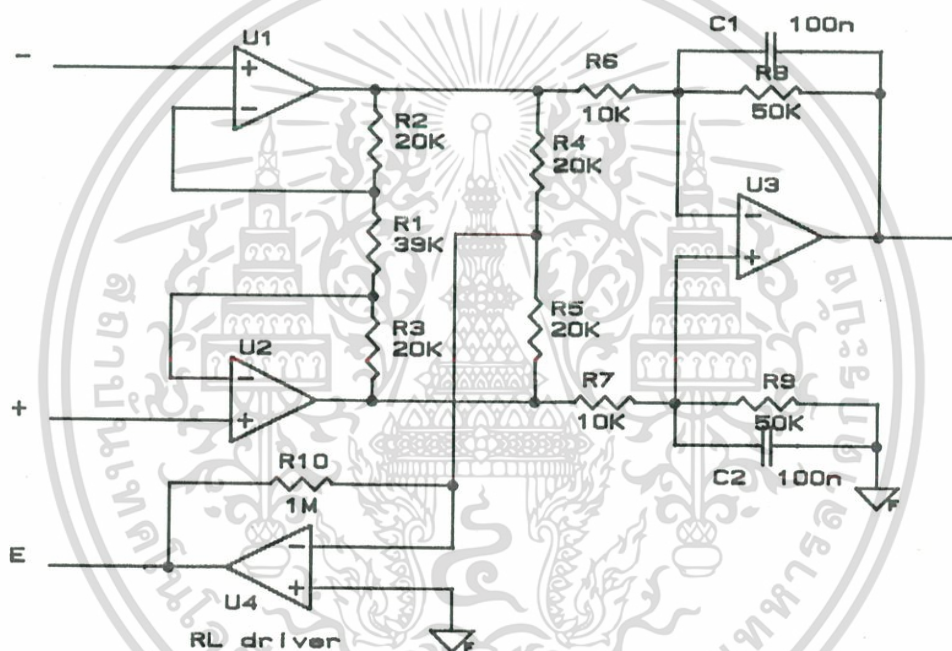
ก. มีอินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสีสมดุลย์ของวงจร และการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสีสมดุลย์ของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอน โหมด ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดตักคาโงไฟฟ้าออฟเซ็ท(offset voltage) ซึ่งจะถูขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาท์พุท ทำให้วงจรขยายอ้อมตัวได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข. มีค่า CMRR(Common Mode Rejection Ratio) สูง คือวงจรมีอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียล(Differential gain) สูง และมีอัตราขยายคอมมอนโหมด(Common-mode gain) ต่ำ ทำให้สามารถกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมดออกไปได้

วงจรขยายความแตกต่างที่ใช้ แสดงในรูปที่ 3.2 ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว สำหรับออปแอมป์ตัวที่ 4 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ(negative feedback) เพื่อใช้แทนกราวด์ หรือเรียกว่า RL driver(Right Leg driver) ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดซึ่งเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจรลอย



รูปที่ 3.2 วงจรขยายความแตกต่าง ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว และ วงจร RL driver

จากวงจรในรูปที่ 3.2 U1 และ U2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ ซึ่งจะมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมากประมาณ $10^6 \text{ M}\Omega$ เพราะเลือกใช้ออปแอมป์ชนิดที่มีอินพุทเป็น JFET อัตราขยายศักดาไฟฟ้า (voltage gain) ของวงจรบัฟเฟอร์ คือ

$$A_{v_1} = (R1+R2+R3)/R1 = (39K+20K+20K)/39K = 2.02$$

U3 เป็นวงจรขยายความแตกต่าง โดยที่ค่า $R6=R7$ และ $R8=R9$ และมีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$A_{v_2} = R8/R6 \text{ หรือ } R9/R7 = 50K/10K = 5$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วน C1 และ C2 ทำหน้าที่กรองความถี่สูงไม่ให้ผ่านวงจรขยายไปได้ U4, R4, R5 และ R10 เป็นส่วนของวงจรป้อนกลับที่เรียกว่า RL driver

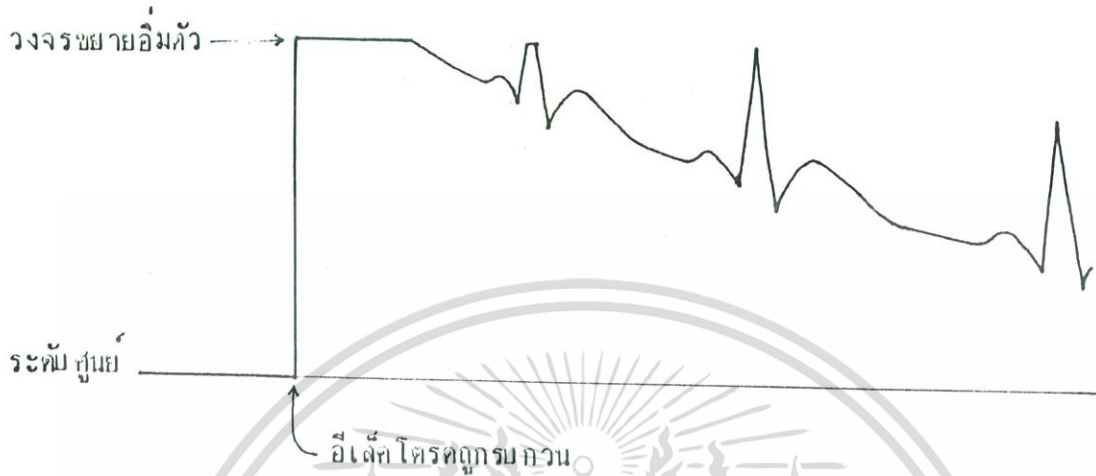
วงจรขยายในภาคแรกๆไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่าถ้าเกิดมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เกิดขึ้นที่อินพุท ไม่ว่าจะสาเหตุใดก็ตาม จะทำให้สัญญาณออกที่เอาท์พุทลอยขึ้นไปหรือต่ำลงจากระดับศูนย์มากซึ่งบางครั้งอาจจะถึงกับอิมิตัวอยู่ที่ค่าใกล้เคียงกับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟ ทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

3.1.1.2 วงจรปรับศูนย์ (Autozero circuit)

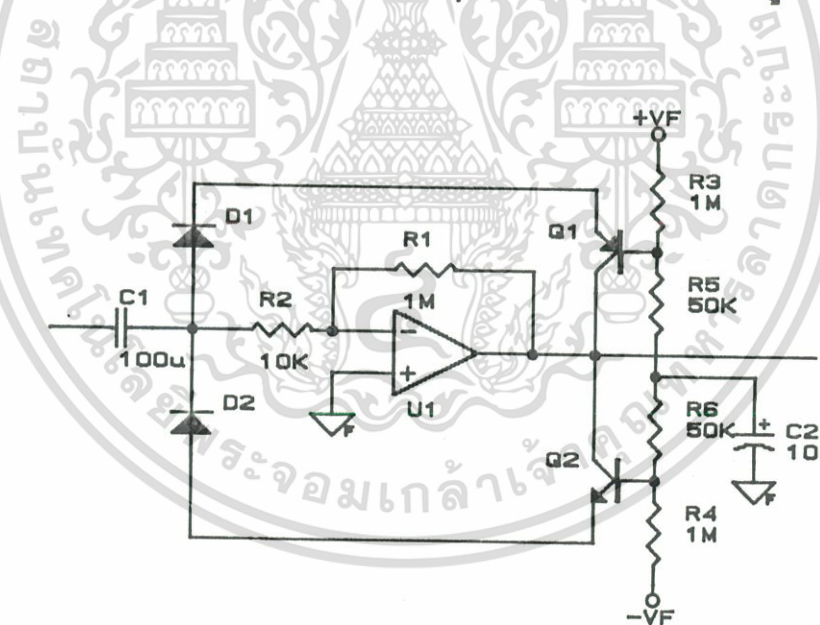
เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่าง มักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.05-200 Hz ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้จะต้องมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ ปัญหาที่ตามมาก็คือ ถ้ามีการรบกวนที่อิลคโตรด เช่น เมื่อผู้ป่วยขยับตัว จะทำให้ความต้านทานตรงลอสสัมผัสของอิลคโตรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง และวงจรเสียสมดุลย์ เกิดเป็นศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุทของวงจรขยายความแตกต่าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยตัวออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่า time constant ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก ดังรูปที่ 3.3

หลักการของวงจรปรับศูนย์ คือจะช่วยลดค่า time constant ให้เหลือน้อยมากเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูปที่ 3.4 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ค่า time constant จะมีค่าเท่ากับผลคูณของ C1 กับ R2 และเมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทประมาณ 1.2 V หรือ -1.2 V (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกร่วมไดโอด D1 หรือ D2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2) ทรานซิสเตอร์ก็จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ ทำให้ค่า time constant มีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับ ผลคูณของ C1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย ส่วน U1 เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส (inverting amplifier) มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$A_v = R1/R2 = 1M/10K = 100$$



รูปที่ 3.3 แสดงคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออีเล็ค โตรคตุรบกวน



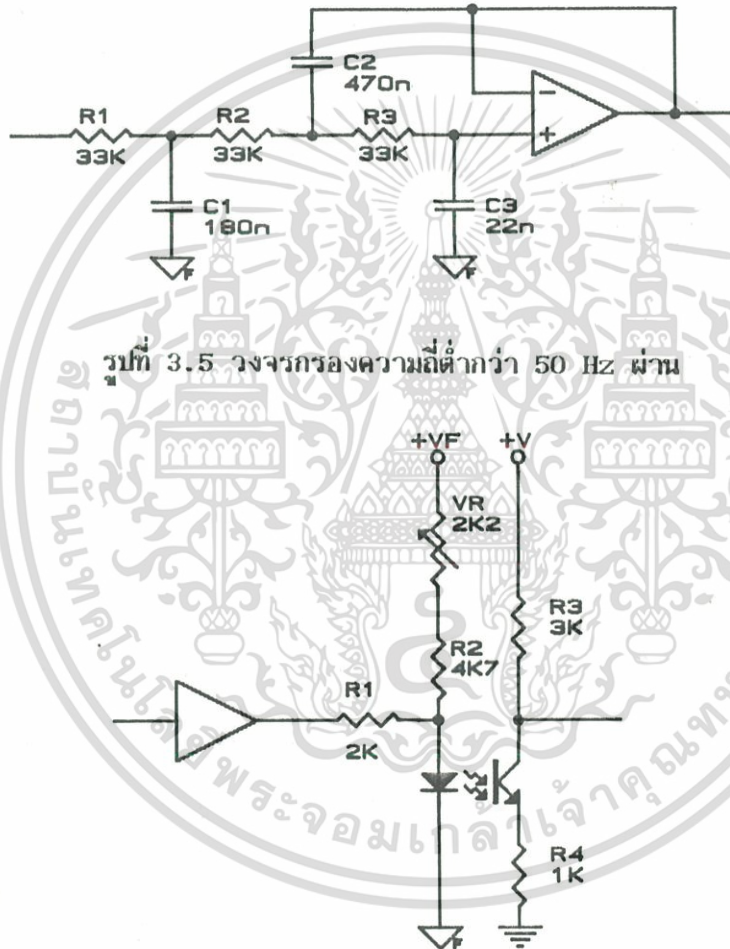
รูปที่ 3.4 วงจรปรับศูนย์ทำหน้าที่ลดค่า time constant เมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทเข้ามา

3.1.1.3 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่าน

ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกๆจะเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัด

สัญญาณรบกวนได้ดีก็ตาม แต่ถ้าหากเกิดความไม่สมดุลย์ของวงจรขึ้นมา สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ 50 Hz ก็สามารรถผ่านไปได้เช่นกัน วงจรในรูปที่ 3.5 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่สาม (third-order low-pass filter) นอกจากนี้ทำหน้าที่กรองความถี่แล้วยังทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ในการส่งผ่านสัญญาณทางแสง ดังรูปที่ 3.6 ความต้านทาน R1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้าเพื่อป้องกันให้กับตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ความต้านทาน R2 และ VR เป็นตัวป้องกันกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้ง ไบอัสทำได้โดยการปรับ VR จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่ขาคอลเลคเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณ $\frac{1}{2}$ ของศักดาไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ +V



รูปที่ 3.6 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

3.1.2 วงจรขยายสัญญาณการหายใจ

3.1.2.1 วงจรสร้างความถี่สูง 58 KHz (58KHz Oscillator) เป็นวงจรสร้างคลื่นของศักดาไฟฟ้าความถี่สูง เพื่อป้องกันเข้าสู่ร่างกายของผู้ป่วยสำหรับวัดอิมพีแดนซ์ ดังได้กล่าวไว้ในบทที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

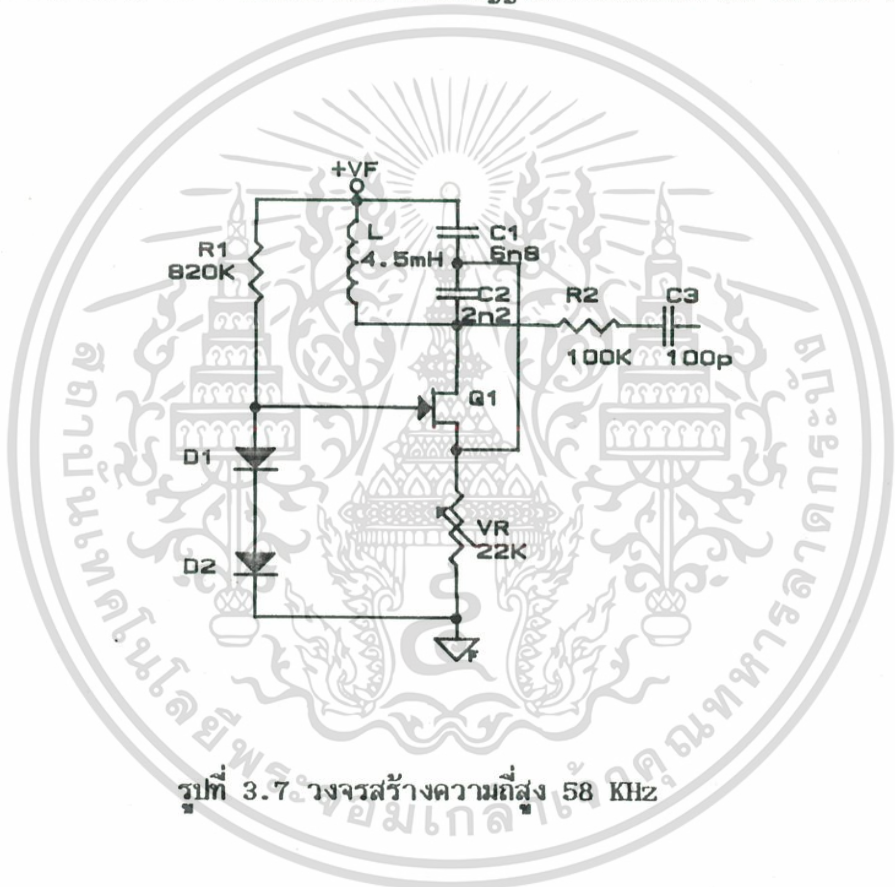
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรแสดงในรูปที่ 3.7 เป็นวงจรแบบ Colpitts oscillator ความต้านทาน R1 และไดโอด D1,D2 เป็นวงจรไบอัสให้กับทรานซิสเตอร์ Q1 ความต้านทานปรับค่าได้ VR เป็นตัวปรับอัตราการทำงานกลับแบบบวก(positive feedback) และปรับขนาดของสัญญาณเอาท์พุท ความถี่ของสัญญาณที่ได้ คือ

$$f = 1/2\pi\sqrt{L(C1C2/(C1+C2))} = 1/2\pi\sqrt{4.5mH(.0068\mu F \times .0022\mu F / (.0068\mu F + .0022\mu F))}$$

$$= 58192 \text{ Hz} \approx 58 \text{ KHz}$$

ความต้านทาน R2 และตัวเก็บประจุ C3 เป็นตัวจำกัดกระแส และป้องกันไฟฟ้ากระแสตรงไหลผ่านร่างกาย การปรับความต้านทาน VR จะปรับให้ได้ขนาดของสัญญาณกระแสสลับความถี่ 58 KHz ที่ขา D มีค่าประมาณ 2 V

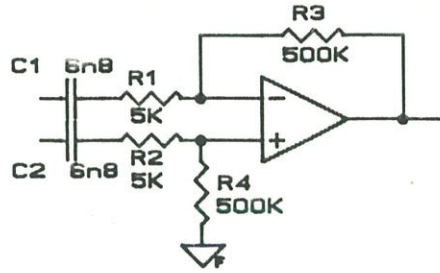


รูปที่ 3.7 วงจรสร้างความถี่สูง 58 KHz

3.1.2.2 วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ(AC Differential Amplifier) ทำหน้าที่รับสัญญาณจากเอาท์พุทของวงจรบัฟเฟอร์ในวงจรขยายความแตกต่างที่อยู่ในส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยรับเฉพาะสัญญาณกระแสสลับแล้วทำการขยายให้มีขนาดสูงขึ้น วงจรนี้เป็นวงจรขยายความแตกต่างของสัญญาณกระแสสลับเท่านั้น ดูรูปที่ 3.8 ตัวเก็บประจุ C1และ C2 ทำหน้าที่กั้นกระแสตรงไม่ให้ผ่านเข้าวงจรขยาย ความต้านทาน R1=R2 และ R3=R4 อัตราขยายของวงจร คือ

$$A_v = R3/R1 = R4/R2 = 500K/5K = 100$$

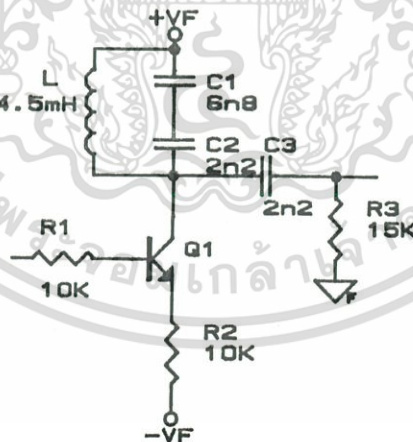
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ

3.1.2.3 วงจรจูนความถี่ 58 KHz (58 KHz Tune Amplifier)

สัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจจะเชื่อมมาบนสัญญาณความถี่สูง 58 KHz ในลักษณะเอ.เอ็ม. (amplitude modulation) เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ต่างๆกันจึงใช้วงจขยายเฉพาะความถี่หรือวงจรถูน โดยเลือกขยายเฉพาะความถี่ 58 KHz เท่านั้น และเพื่อให้สามารถเลือกความถี่ได้ตรงกับความถี่ 58 KHz จึงใช้วงจรถูนที่มีลักษณะเช่นเดียวกับวงจรถูนความถี่ 58 KHz ดังรูปที่ 3.9 ค่าของขดลวด L และตัวเก็บประจุ C1 และ C2 ใช้ค่าเดียวกับที่ใช้ในวงจรถูนความถี่ ตัวเก็บประจุ C3 ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณเฉพาะกระแสสลับความถี่ผ่านทาง R3 ทำหน้าที่เป็น โหลดให้กับวงจรถูน



รูปที่ 3.9 วงจรจูนความถี่ 58 KHz

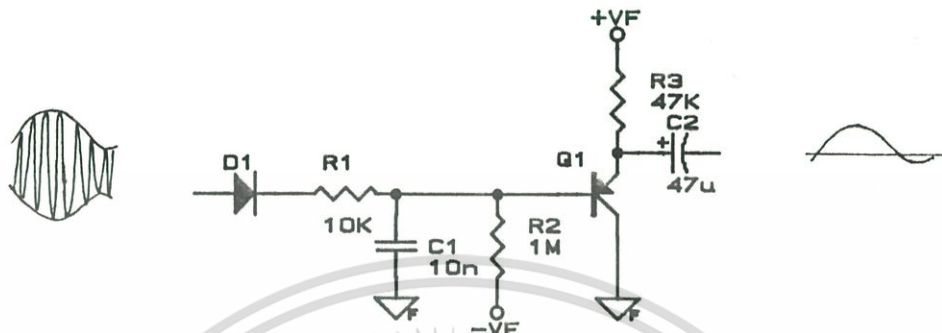
3.1.2.4 วงจรแยกความถี่ต่ำ (Demodulator) ใช้ในการแยกคลื่นการหายใจซึ่งมีความถี่

ต่ำและเชื่อมมาบนสัญญาณความถี่สูงแบบเอ.เอ็ม. โดยการเร็คตีไฟเออร์แบบครึ่งคลื่น แล้วกรองความถี่ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

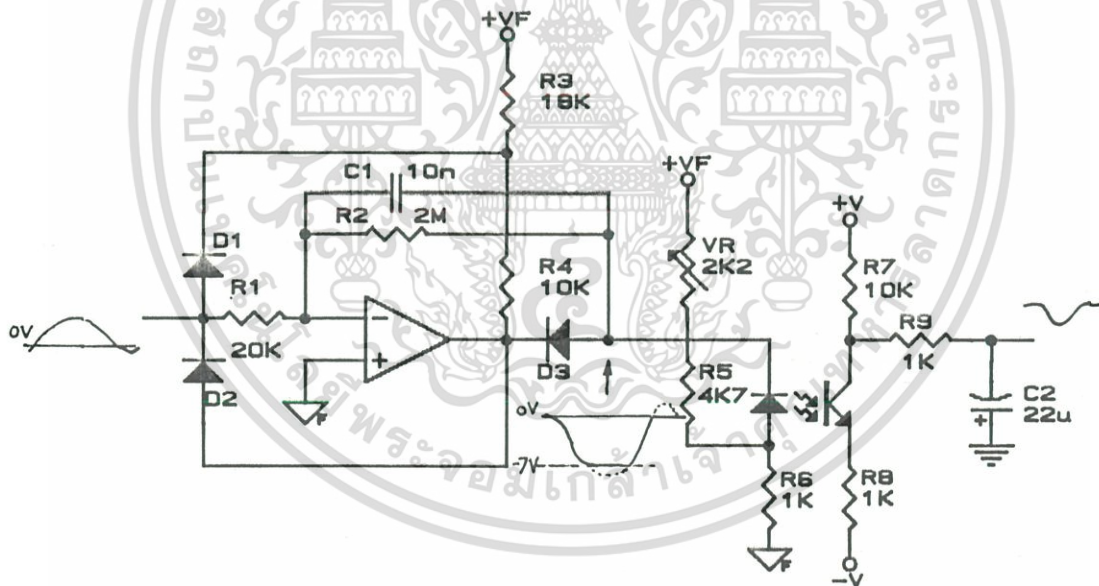
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรรองความถี่ รูปที่ 3.10 ไดโอด D1 ทำหน้าที่เรกติไฟเออร์แบบครึ่งคลื่น ความต้านทาน R1 และตัวเก็บประจุ C1 ทำหน้าที่กรองความถี่ ทรานซิสเตอร์ Q1 ทำหน้าที่เป็นวงจรบัฟเฟอร์ โดยมี R3 เป็นโหลด และ R2 เป็นตัวไบอัส ตัวเก็บประจุ C2 ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณกระแสสลับ(คลื่นการหายใจ)



รูปที่ 3.10 วงจรแยกความถี่ต่ำ

3.1.2.5 วงจรแคลมป์(Clamp Circuit)



รูปที่ 3.11 วงจรแคลมป์และวงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง

ในกรณีที่ออสซิลโลสโคปมีการขยับ จะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างรอยสัมผัสของผิวหนึ่งกับออสซิลโลสโคปเปลี่ยนแปลง เป็นผลทำให้สัญญาณการหายใจที่วัด ได้ลดหย่อนลง และได้ลูกคลื่นที่มีขนาดใหญ่มากเมื่อส่งสัญญาณผ่านตัวเก็บประจุ ดังนั้นจึงต้องมีวงจรแคลมป์ ดังรูปที่ 3.11 เพื่อคอยบังคับไม่ให้สัญญาณมีขนาดเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใหญ่เกินไป วงจรนี้จะบังคับให้สัญญาณออกที่เอาท์พุทมีขนาดอยู่ในช่วง -7 V ถึง 0 V โดยมี D1,R3,R4 บังคับสัญญาณที่ -7 V D2,D3 บังคับสัญญาณที่ 0 V U1,R1,R2 เป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ทที่มีอัตราขยายแรงดัน คือ

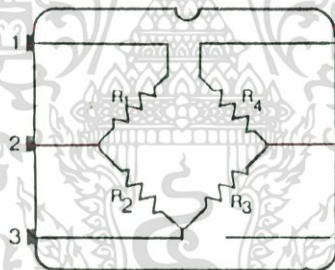
$$A_v = R2/R1 = 2\text{M}/20\text{K} = 100$$

นอกจากนี้ วงจรแคลมป์ยังทำหน้าที่ขับสัญญาณผ่านวงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง ซึ่งมี R5,VR,R6 ทำหน้าที่ ป้อนกระแสไบอัส R9 และ C2 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

3.1.3 วงจรวัดแรงดันโลหิต

3.1.3.1 วงจรขั้วทรานสดิวเซอร์และวงจรขยายสัญญาณแรงดันโลหิต

ทรานสดิวเซอร์ความดันที่ใช้เป็นสเตรนเกจแบบสารกึ่งตัวนำ ดังรูปที่ 3.12 ความต้านทานภายในของ gauge element ที่ความดันบรรยากาศสามารถวัดได้โดยตรง โดยเฉลี่ยแล้วจะได้ความต้านทาน gauge element ดังในตารางที่ 3.1



รูปที่ 3.12 แสดงโครงสร้างภายในของ OMRON 2S5M

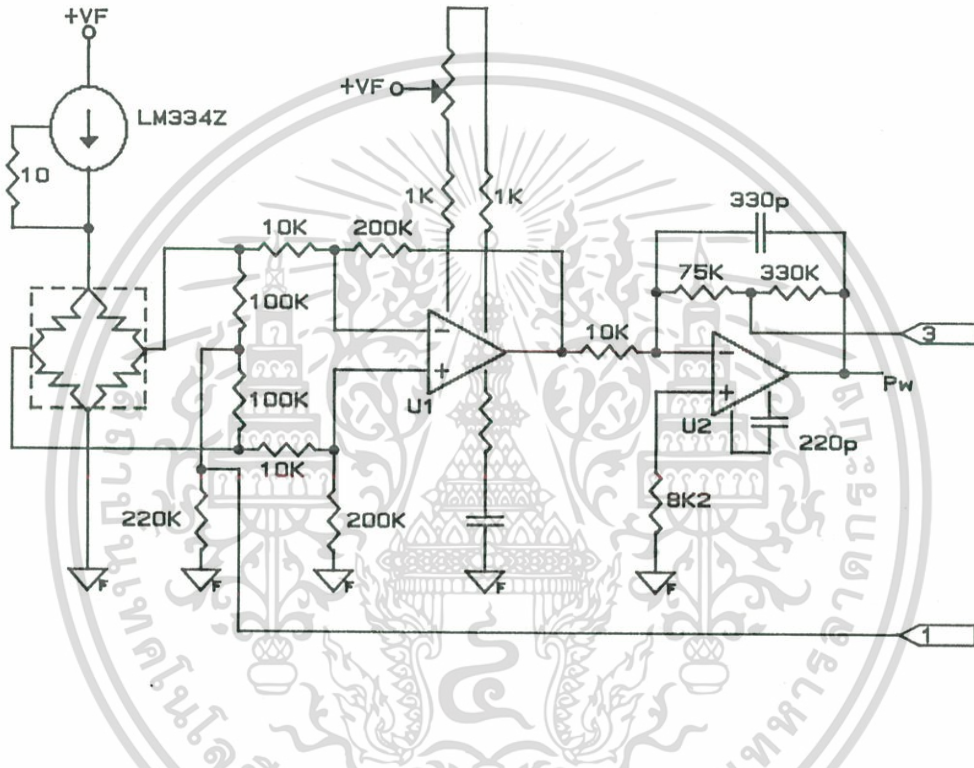
ตารางที่ 3.1

gauge element	ค่าความต้านทานเฉลี่ย (Ω)
R1	843
R2	841.8
R3	842.8
R4	846.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

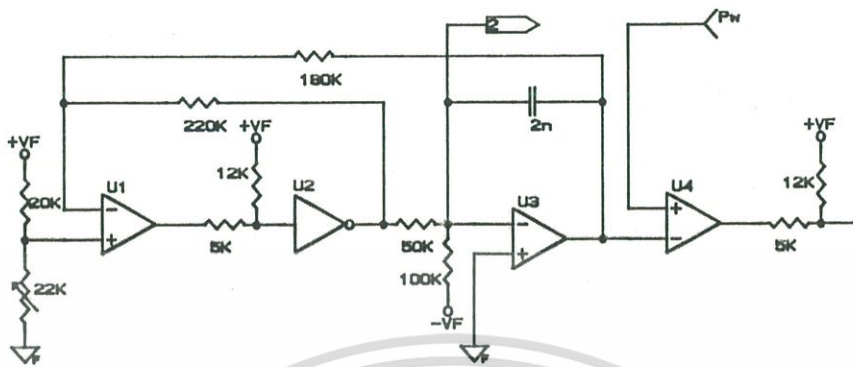
ในส่วนของวงจรขับทรานสดิวเซอร์จะใช้วงจรจ่ายกระแสคงที่ (current source) ซึ่งจะจ่ายกระแสคงที่ 4 mA ให้กับทรานสดิวเซอร์ สัญญาณจากบริดจ์จะถูกขยายด้วยวงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier) โดย U1 ด้วยอัตราขยายแรงดัน 20 เท่า และขยายด้วยวงจรขยายแบบอินเวอร์ทโดย U2 ด้วยอัตราขยาย 40 เท่า เพื่อให้ขยายแรงดันจากทรานสดิวเซอร์ขนาด 0-6 mV เมื่อความดันเปลี่ยนแปลงจาก 0-300 mm.Hg ดังแสดงในรูปที่ 3.13



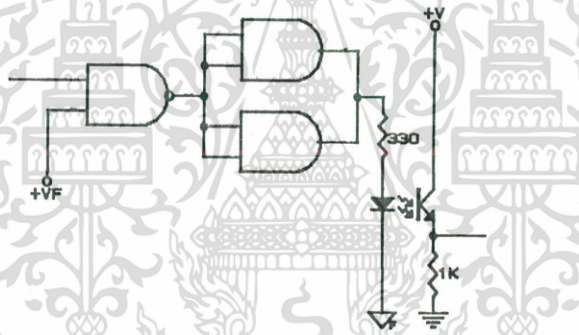
รูปที่ 3.13 วงจรขับทรานสดิวเซอร์และวงจขยายสัญญาณ

3.1.3.2 วงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง โดยใช้หลักการของพัลส์วิดท์มอดูเลชัน สัญญาณไฟฟ้าแรงดันจากวงจรขยายภาคแรกจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณรูปสามเหลี่ยมที่สร้างจาก U1, U2 และ U3 แรงดันเอาต์พุตของคอมพาราเรเตอร์ U4 จะได้เป็นรูปสี่เหลี่ยมที่มีวัดส่วนที่เปลี่ยนแปลงไปตามขนาดของแรงดันที่ขานอนอินเวอร์ทของคอมพาราเรเตอร์ U4 ดังรูปที่ 3.14 รูปคลื่นสี่เหลี่ยมจะถูกนำไปขับ Opto coupler เพื่อส่งผ่านไปยังวงจรส่วนหลัง การใช้การขับ Opto coupler ด้วยคลื่นสี่เหลี่ยมนี้ไม่ดีคือจะตัดปัญหาเรื่องความไม่เป็นเชิงเส้นของ Opto coupler วงจรแสดงในรูปที่ 3.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 แสดงวงจรฟิลส์วิตช์โหมดคอสเทอว์



รูปที่ 3.15 แสดงวงจรส่งผ่านด้วยแสง

3.1.3.3 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

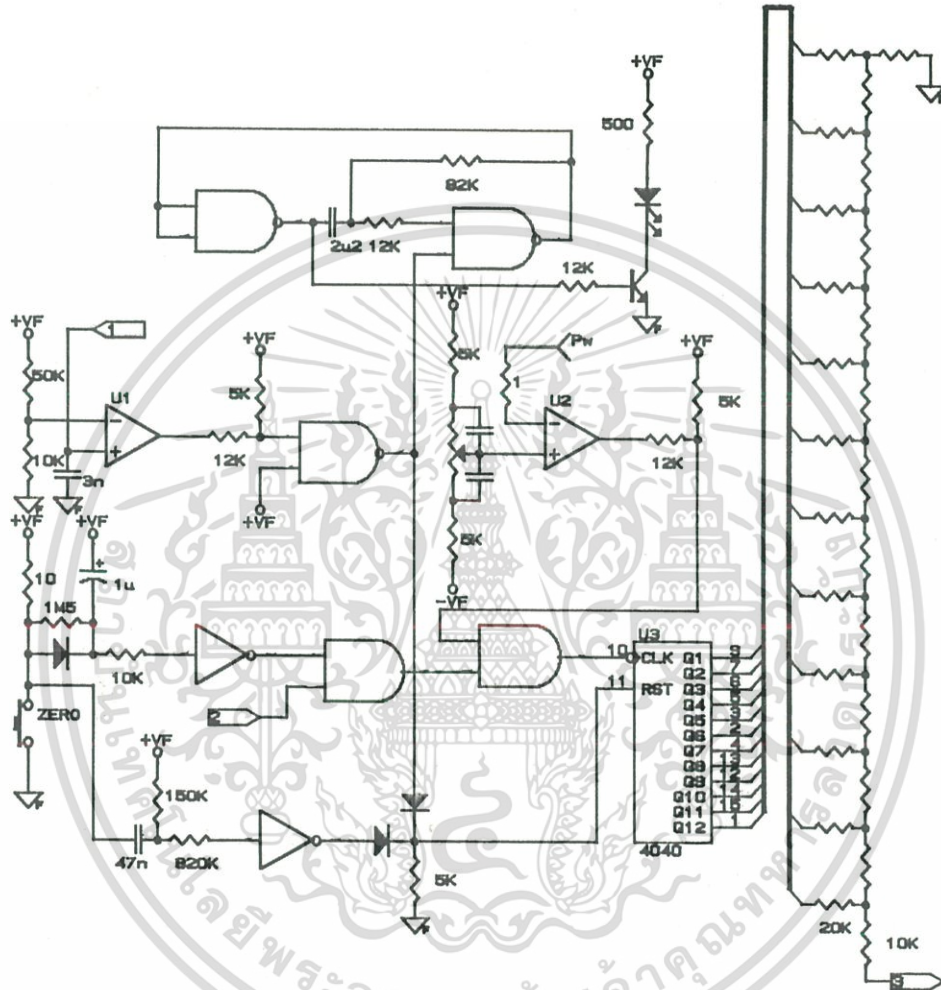
เนื่องจากวงจรขยายรูปคลื่นแรงดัน โลหิตจากทรานส์ดิวเซอร์เป็นแบบ ไดเรคต์คัมปลิงตลอด ดังนั้นโอกาสเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทจึงเป็นไปได้ง่าย ซึ่งก็มีผลต่อความถูกต้องในการวัดค่าความดันอย่างยิ่ง ดังนั้นจึง ได้ออกแบบวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ เพื่อให้สะดวกต่อการใช้งานจริง

หลักการของการปรับศูนย์อัตโนมัติคือ สร้างศักดาไฟฟ้าผสม เข้าไปทางอินพุตของวงจรขยายอินพุต ซึ่งการทำงานของวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติเป็นไปตามรูปที่ 3.16 คือ เริ่มแรกกดปุ่มปรับศูนย์จะเป็น การรีเซ็ตวงจรนับและหน่วงเวลาไว้ 2 วินาที ขณะนั้นจะตรวจสอบว่ามีทรานส์ดิวเซอร์หรือไม่ โดย U1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าไม่มีก็จะไปรีเซ็ตวงจรนับและทำให้ LED กระพริบ และจะตรวจสอบสัญญาณ Pw ว่าเป็นศูนย์หรือไม่ โดย U2 ถ้ายังไม่เป็นศูนย์ก็จะเปิดเกตให้สัญญาณนาฬิกาเข้าวงจรนับ U3 เอาท์พุทของวงจรนับผ่านวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อกไปปรับออฟเซ็ทของวงจรขยายทางอินพุทจนเป็นศูนย์

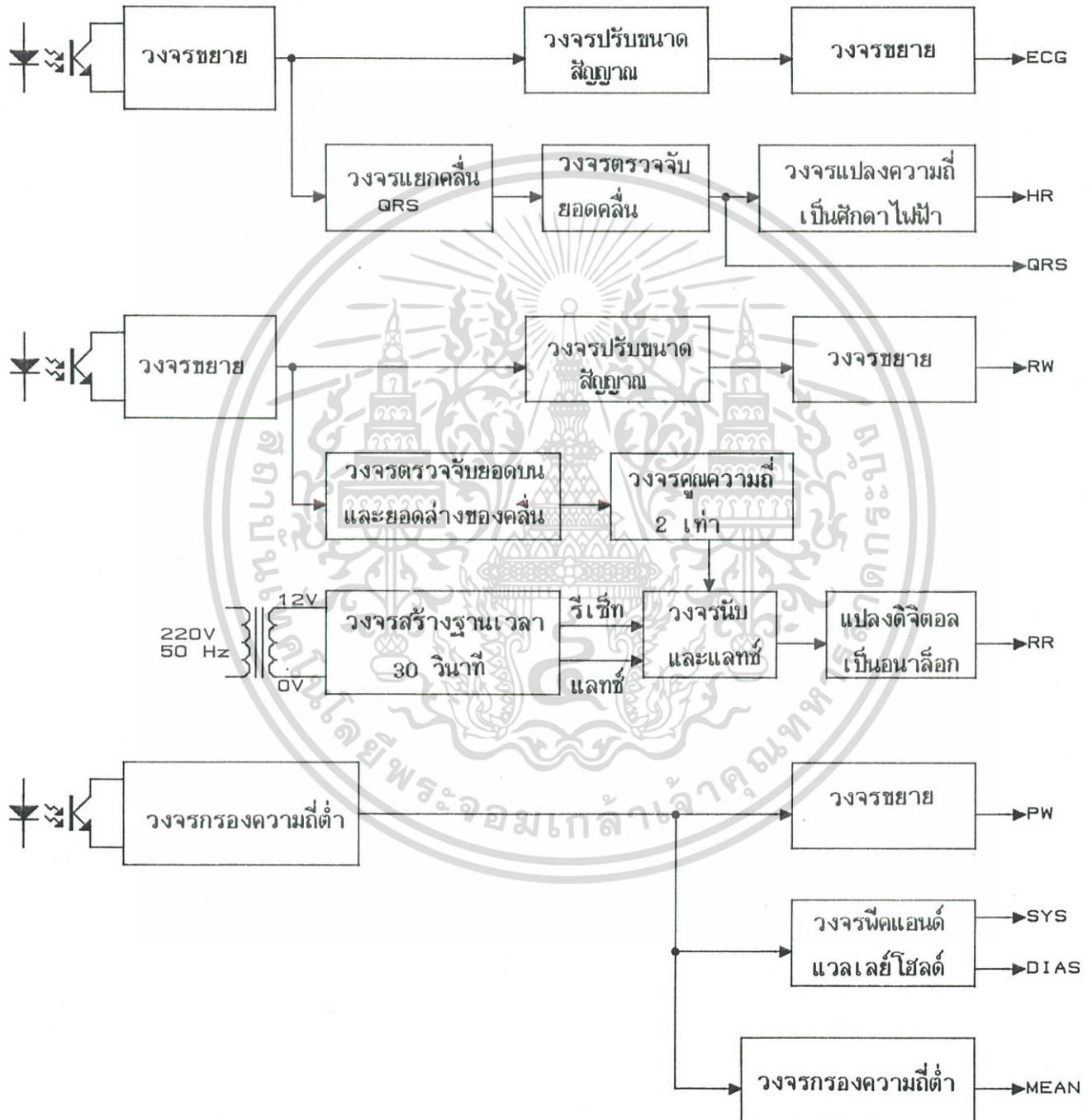


รูปที่ 3.16 วงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ

3.2 ส่วนประมวลสัญญาณ

วงจรส่วนนี้เป็นส่วนที่รับสัญญาณมาจากส่วนรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย ที่ส่งผ่านทางแสงโดย opto coupler ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังรูปที่ 3.17 คือ ส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประมวลสัญญาณการหายใจ และ ส่วนประมวลสัญญาณแรงดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

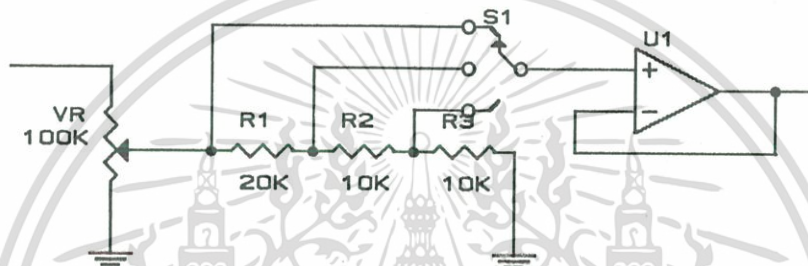


รูปที่ 3.17 แผนผังวงจรประมวลสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1 ส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.2.1.1 วงจรปรับขนาดสัญญาณ(attenuator) ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดพอเหมาะที่จะป้อนให้กับวงจรในส่วนต่อไป ซึ่งสามารถปรับขนาดสัญญาณได้ 3 ขนาด โดยเพิ่มขั้นครึ่งละ 1 เท่า วงจรแสดงในรูปที่ 3.18 VR เป็นความต้านทานปรับค่าได้ชนิดเกอกรม่าใช้ปรับแต่งขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนจอภาพให้มีความสูงเป็นสัดส่วนที่เหมาะสม R1,R2,R3 ทำหน้าที่เป็นวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า โดยให้ศักดาไฟฟาลดลงทีละครึ่ง S1 เป็นสวิตช์เลือกเพื่อเลือกขนาดของสัญญาณที่แสดงบนจอภาพโดยเลือกได้ 3 ขนาด U1 เป็นวงจรบัฟเฟอร์



รูปที่ 3.18 วงจรปรับขนาดสัญญาณ

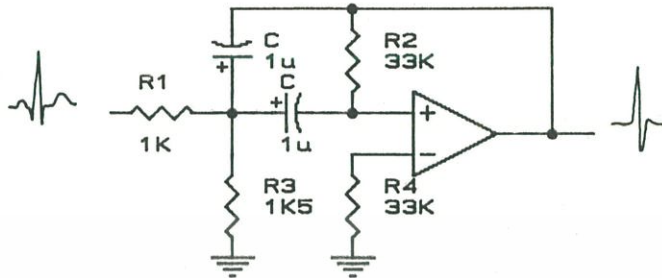
3.2.1.2 วงจรแยกคลื่น QRS (QRS Discriminator)

เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยคลื่นต่างๆ คือ P,QRS และ T ดังได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 1 และในบางครั้ง คลื่น T มีขนาดความสูงใกล้เคียงกับคลื่น QRS (ขึ้นกับตำแหน่งของอิเล็กโทรด) ในการหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อหัวใจทำงาน 1 รอบจะต้องมีพัลส์ 1 ลูกส่งเข้าไปในวงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า และพัลส์นี้ได้จากวงจรตรวจจับยอดคลื่น(peak detector) ดังนั้นถ้าคลื่น QRS และคลื่น T มีขนาดใกล้เคียงกัน อาจทำให้ได้พัลส์ 2 ลูกใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ เนื่องจากคลื่น QRS มีความถี่ประมาณ 17 Hz และคลื่น T มีความถี่ 5-10 Hz จึงสามารถใช้วงจรกรองความถี่แยกเอาคลื่น QRS ออกจากคลื่น T ได้ตั้งวงจรในรูปที่ 3.19 เป็นวงจรแบนด์พาสฟิลเตอร์โดยให้มีความถี่เรโซแนนซ์(resonant frequency) f_r คือ

$$\begin{aligned} f_r &= (1/2\pi C) (R1+R3/R1R2R3)^{1/2} \\ &= (1/2\pi \times 1\mu) (1K+1K5/1K \times 33K \times 1.5K)^{1/2} \\ &\approx 35 \text{ Hz} \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งเป็นความถี่ฮาร์โมนิกส์ที่ 2 ของคลื่น QRS เพื่อหลีกเลี่ยงความถี่ฮาร์โมนิกส์ที่ 2 ของคลื่น T ซึ่งจะมี ความถี่อยู่ในช่วงคลื่น QRS



รูปที่ 3.19 วงจรแยกคลื่น QRS

3.2.1.3 วงจรตรวจจับยอดคลื่น (Peak Detector) ทำหน้าที่สร้างพัลส์จากการตรวจจับ ยอดคลื่น QRS ดังวงจรในรูปที่ 3.20 ก) C1 ทำหน้าที่เก็บค่าศักดาไฟฟ้าของยอดคลื่น QRS R1 ทำหน้าที่คายประจุไฟฟ้าออกจาก C1 เพื่อให้ค่าศักดาไฟฟาลดลงทีละน้อย R2 ช่วยทำให้ขา + ของ U1 เป็นลบในขณะที่ยังไม่มีคลื่น QRS ป้อนเข้ามา U1 เป็นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ (comparator) และให้ เอาท์พุทออกมาเป็นพัลส์ ลักษณะของคลื่นที่จุดต่างๆ แสดงในรูปที่ 3.20 ข)

3.2.1.4 วงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า (Frequency to Voltage Converter)

หลักการของการแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า คือ การหาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้าใน 1 คาบ เวลาของพัลส์ โดยกำหนดให้พัลส์มีความกว้างคงที่ ดังรูปที่ 3.21 ซึ่งเราสามารถคำนวณหาค่าเฉลี่ย ของศักดาไฟฟ้าได้โดยการอินทิเกรต (integration) ในช่วง 1 คาบเวลาของพัลส์ เนื่องจากพัลส์ เป็นคลื่นรูปสี่เหลี่ยมที่มีความสูงคงที่ ค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า V_o จึงหาได้จาก

$$V_o = V_p W/T$$

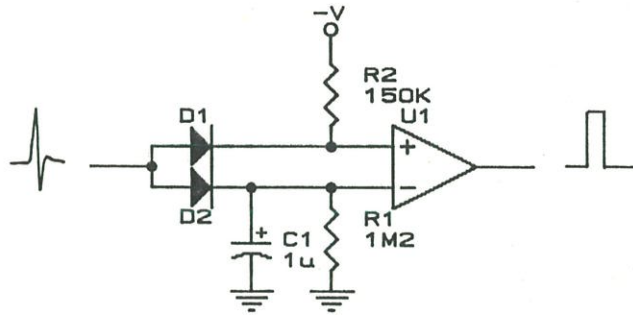
เมื่อ V_o = ค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า (V)

V_p = ขนาดความสูงของพัลส์ (V)

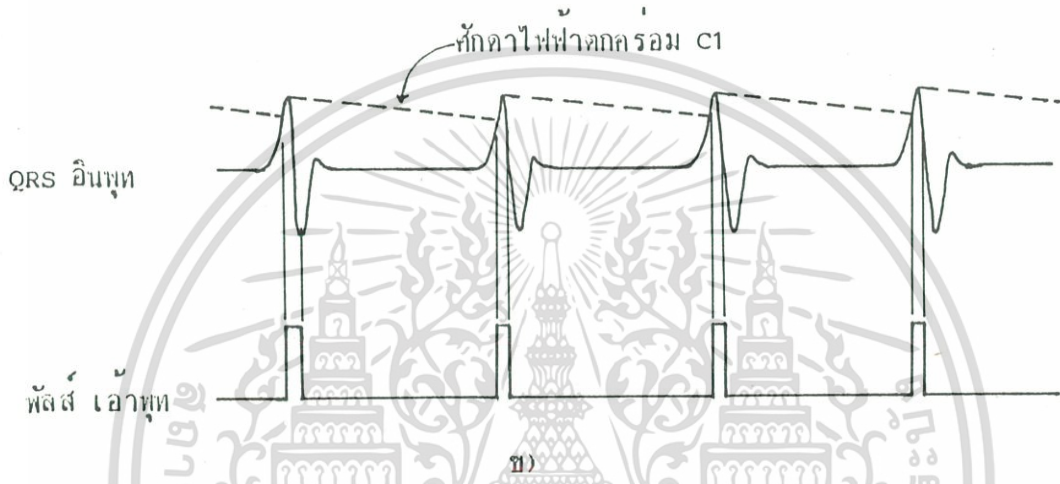
W = ขนาดความกว้างของพัลส์ (ms)

T = คาบเวลาของพัลส์ (ms)

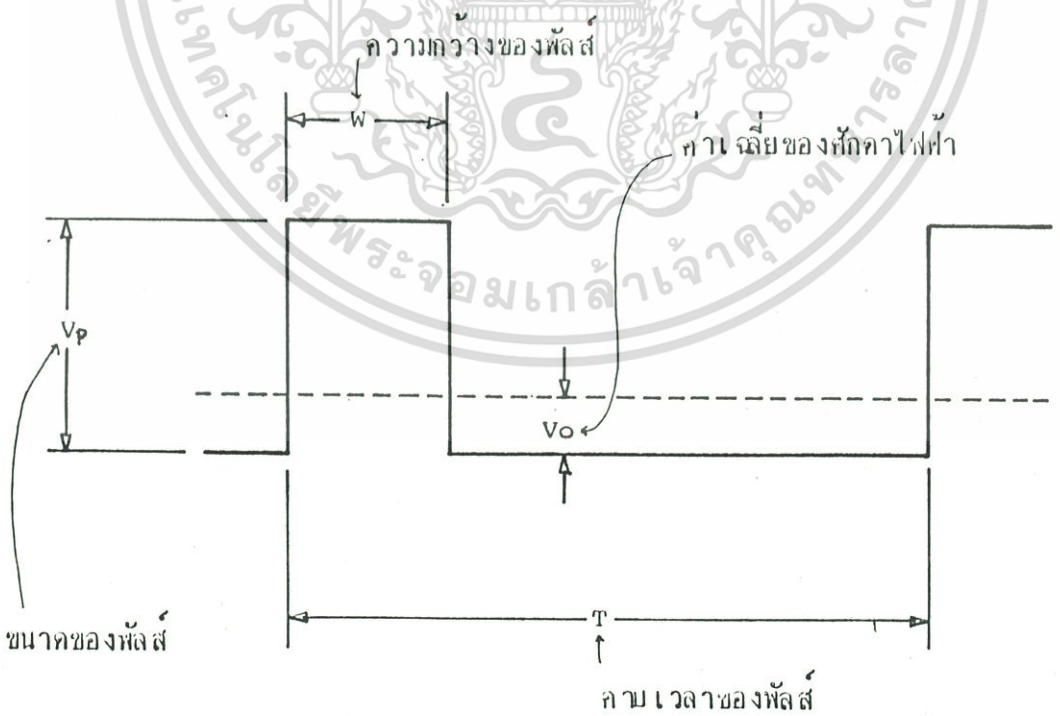
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก)



รูปที่ 3.20 ก) วงจรตรวจจับยอดคลื่น ข) แสดงลักษณะของสัญญาณที่จุดต่างๆ



รูปที่ 3.21 แสดงหลักการแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า

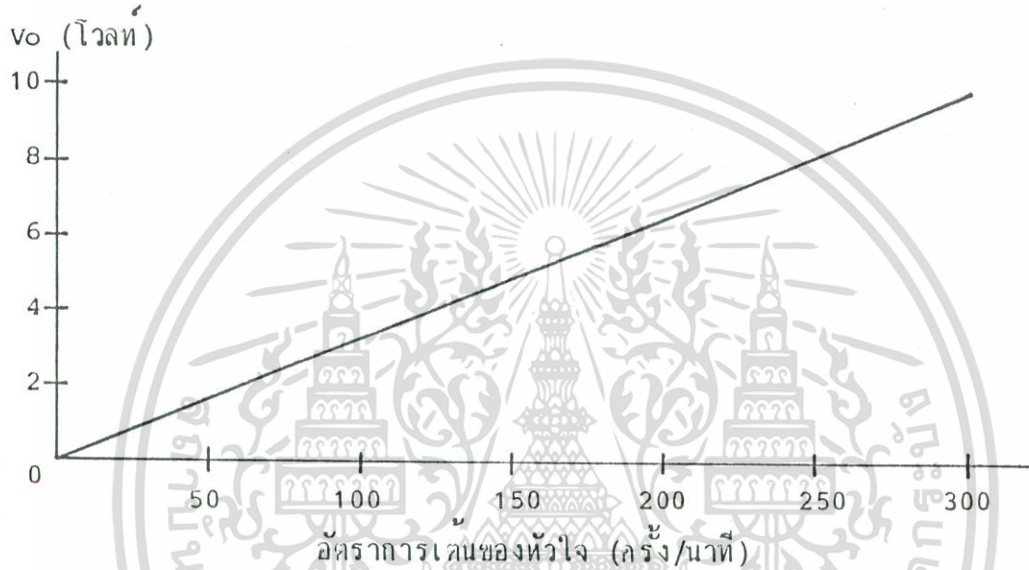
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจาก V_p และ W มีค่าคงที่ ดังนั้น V_o จึงแปรผกผันกับ T ถ้ากำหนดให้ $V_p = 10$ V และ $W = 200$ ms เราสามารถหาค่าความสัมพันธ์ของ V_o กับอัตราการเต้นของหัวใจได้ดังตารางที่ 3.2 ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจกับค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า V_o จากตารางที่ 3.2 มีลักษณะเป็นเส้นตรง ดังแสดงด้วยกราฟในรูปที่ 3.22

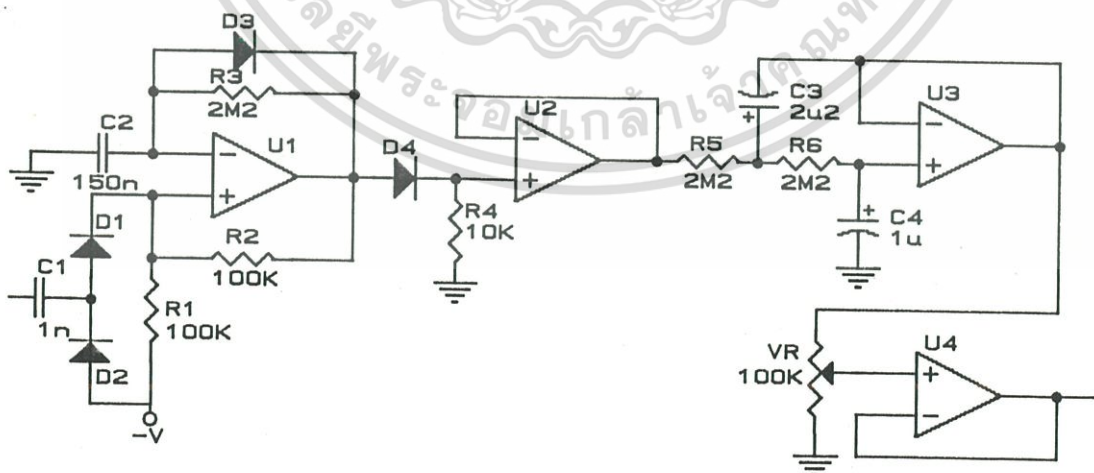
ตารางที่ 3.2

อัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที)	T (ms)	V_o (V)
20	3000	0.67
40	1500	1.33
60	1000	2
80	750	2.67
100	600	3.33
120	500	4
140	428.57	4.67
160	375	5.33
180	333.33	6
200	300	6.67
220	272.72	7.33
240	250	8
260	230.77	8.67
280	214.28	9.33
300	200	10

วงจรที่ใช้ในการแปลงค่าความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า แสดงในรูปที่ 3.23 ประกอบด้วยโมโน-สเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์(monostable multivibrator) ซึ่งจะทำให้พัลส์มีความกว้างคงที่เท่ากับ 200 ms วงจรบัฟเฟอร์(buffer) ทำให้ขนาดของพัลส์มีค่าคงที่เท่ากับ 10 V และวงจรอินทิเกรเตอร์(integrator) ใช้หาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า ที่เอาต์พุทของวงจรอินทิเกรเตอร์จะมีวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้าที่ปรับค่าได้ เพื่อทำหน้าที่ปรับเสถียรของค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และที่เอาต์พุทจะมีวงจรบัฟเฟอร์ เพื่อป้องกันการโหลดจากภาคถัดไป



รูปที่ 3.22 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจ กับค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า

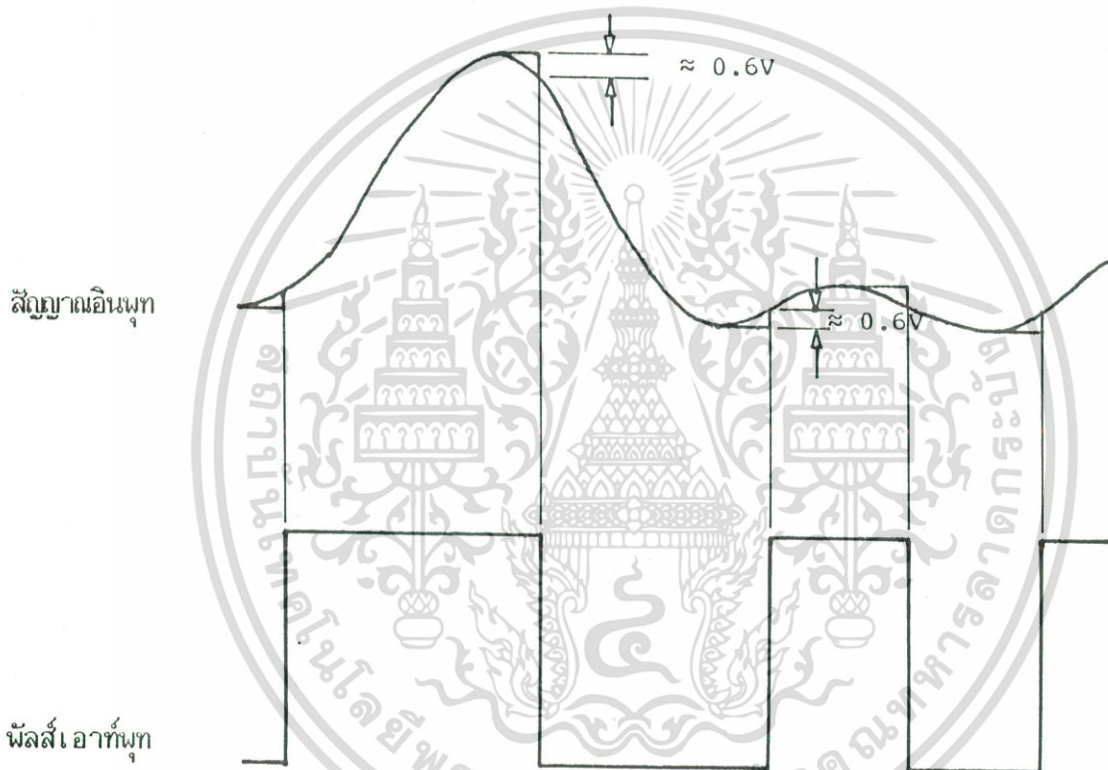


รูปที่ 3.23 วงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 ส่วนประมวลสัญญาณการหายใจ

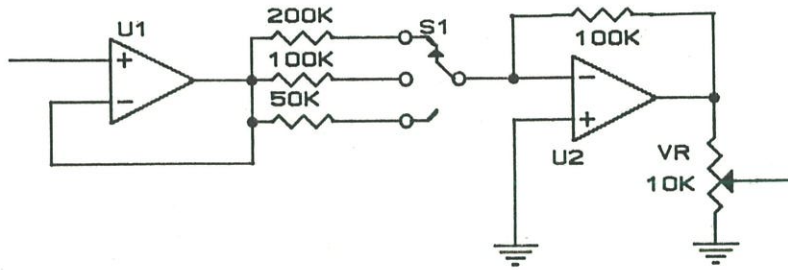
เนื่องจากคลื่นของการหายใจ มีคุณสมบัติที่แตกต่างจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ มีความถี่ต่ำกว่า ขนาดความสูงของคลื่นไม่แน่นอน และคาบเวลาระหว่างลูกคลื่นเปลี่ยนแปลงรวดเร็วไม่แน่นอน จึงไม่สามารถใช้หลักการแบบเดียวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ หลักการที่นำมาใช้ คือ ในขั้นแรกจะต้องเปลี่ยนคลื่นการหายใจให้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยม โดยใช้วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น (peak and valley detector) ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณอินพุตกับเอาต์พุตได้ดังรูปที่ 3.24



รูปที่ 3.24 ความสัมพันธ์ของสัญญาณอินพุตกับเอาต์พุตจากวงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น

เอาต์พุตของวงจรจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อสัญญาณอินพุตขึ้นถึงยอด (ยอดบนหรือยอดล่างก็ได้) แล้วลดลงมาประมาณ 0.6 V เมื่อได้สัญญาณเป็นพัลส์ก็นำเข้าวงจรคูณความถี่ 2 เท่า แล้วเข้าวงจรนับ 30 วินาที เอาต์พุตของวงจรมีป้อนเข้าวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก (digital to analog converter) จะได้ระดับของศักดาไฟฟ้าที่สัมพันธ์กับอัตราการหายใจ รายละเอียดของวงจรต่างๆ ในส่วนนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.25 วงจรบัฟเฟอร์และเลือกขนาดสัญญาณ

3.2.2.1 วงจรบัฟเฟอร์และเลือกขนาดสัญญาณ(Buffer and Size Selector) ทำหน้าที่รับสัญญาณจากเอาต์พุตของ opto-coupler และปรับขนาดของคลื่นการหายใจที่จะแสดงบนจอภาพ แล้วป้อนเข้าวงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น วงจรแสดงในรูปที่ 3.25 U1 เป็นวงจรบัฟเฟอร์ที่มีอัตราขยาย 1 เท่า U2 เป็นวงจรเลือกขนาดสัญญาณโดยมีสวิตช์ S1 เป็นตัวเลือก สามารถเลือกได้ 3 ขนาด

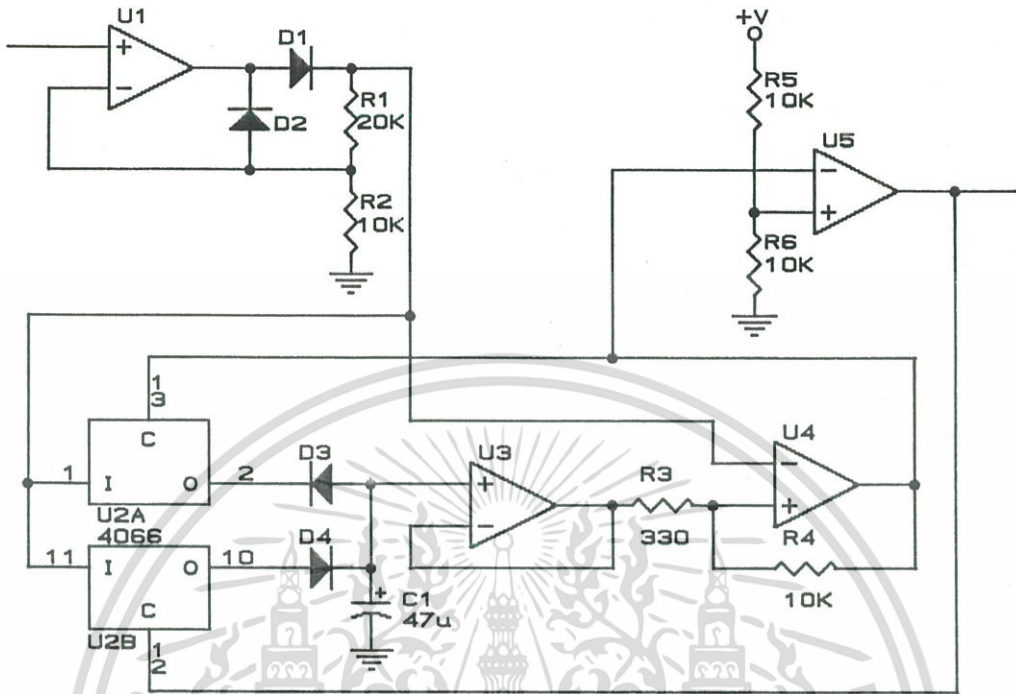
3.2.2.2 วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น(Peak and Valley Detector)

วงจรแสดงในรูปที่ 3.26 U1 เป็นวงจรเรกติไฟเออร์(rectifier) ที่มีอัตราขยาย 11 เท่า เพื่อให้สัญญาณมีเฉพาะช่วงบวก เพราะใช้อินเวอร์ตอร์ U2A และ U2B ให้สัญญาณเฉพาะที่เป็นบวกผ่าน เมื่อสวิตช์ U2A ปิด วงจรจะตรวจจับยอดล่างของคลื่น และเมื่อ U2B ปิด วงจรจะตรวจจับยอดบนของคลื่น C1 ทำหน้าที่เก็บค่ายอดสัญญาณเพื่อนำไปเปรียบเทียบกับสัญญาณอินพุตที่ผ่านเรกติไฟเออร์มาแล้ว โดยผ่านทางบัฟเฟอร์ U3 ส่วน U4 เป็นวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้าให้เอาต์พุตออกมาเป็นพัลส์ U5 เป็นวงจรกลับเฟสของพัลส์ สัญญาณที่ใช้ควบคุม U2A และ U2B ได้จากเอาต์พุตของ U4 และ U5 ตามลำดับ

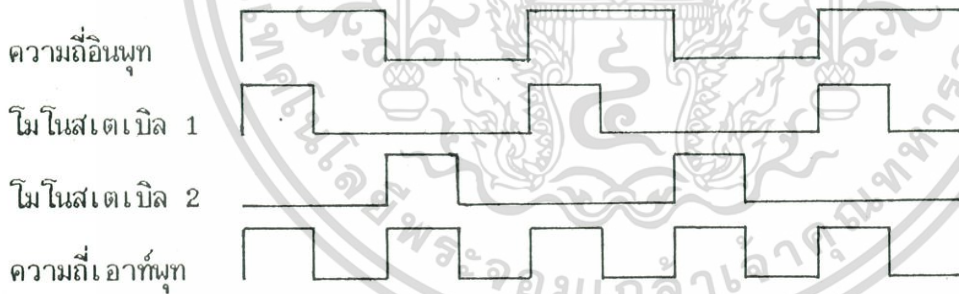
3.2.2.3 วงจรคูณความถี่(Frequency Multiplier) ในการนับอัตราการหายใจจะใช้ฐานเวลา 30 วินาที แล้วใช้วงจรคูณความถี่ 2 เท่า ก็จะได้เป็นอัตราการหายใจต่อ 1 นาที หลักการคูณความถี่ก็คือ ใช้วงจรโมโนสเตเบิลมีลติไวเบเรเตอร์ 2 ตัว โดยตัวหนึ่งให้พัลส์เอาต์พุตเมื่ออินพุตเปลี่ยนจาก 0 เป็น 1 ส่วนอีกตัวหนึ่งให้พัลส์เอาต์พุตเมื่ออินพุตเปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 แล้วนำสัญญาณเอาต์พุตที่ได้ทั้งสองมารวมกันแบบออร์เกท(OR gate) ดังรูปที่ 3.27 สำหรับวงจรคูณความถี่ 2 เท่า แสดงในรูปที่ 3.28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



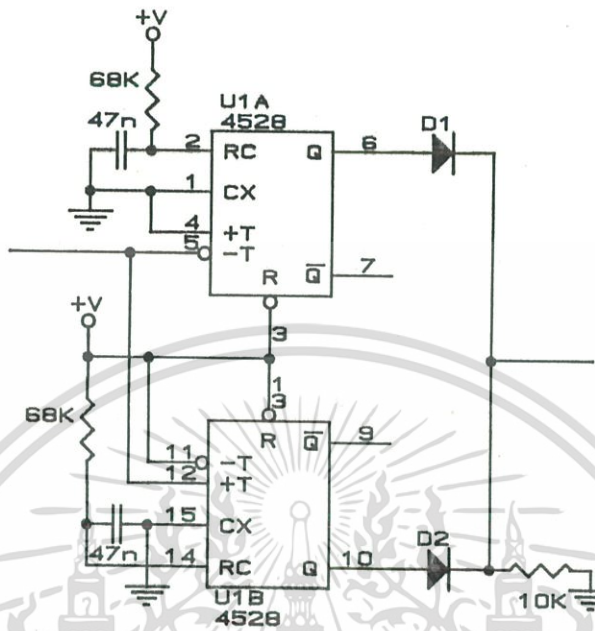
รูปที่ 3.26 วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น



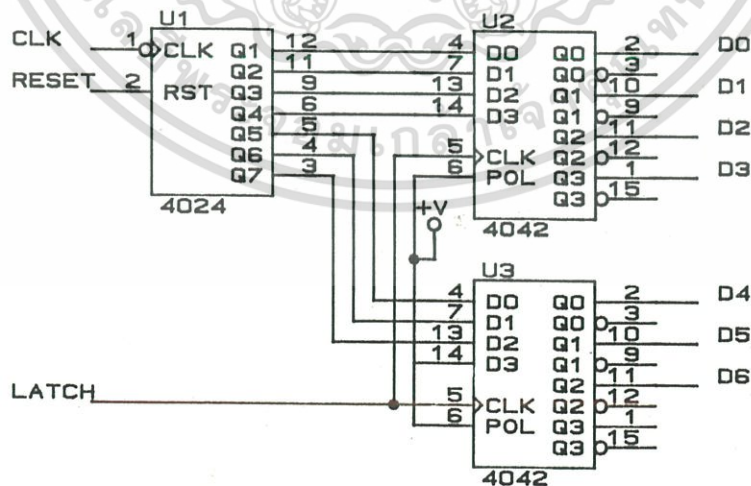
รูปที่ 3.27 แสดงหลักการคูณความถี่ 2 เท่า

3.2.2.4 วงจรนับ(Counter) และ วงจรแลทช์(Latch)

เมื่อได้พัลส์ของสัญญาณที่มีความถี่ 2 เท่าของการหายใจแล้ว ก็สามารถป้อนเข้าวงจรนับได้ทันที โดยที่วงจรนับจะถูกควบคุมเวลาในการนับไว้ 30 วินาที เอาต์พุตของวงจรนับเป็นรหัสแบบเลขฐานสอง(binary) เพื่อเก็บค่าของอัตราการหายใจไว้ทุกๆ 30 วินาที วงจรแสดงในรูปที่ 3.29 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.28 แสดงวงจรความถี่ 2 เท้า

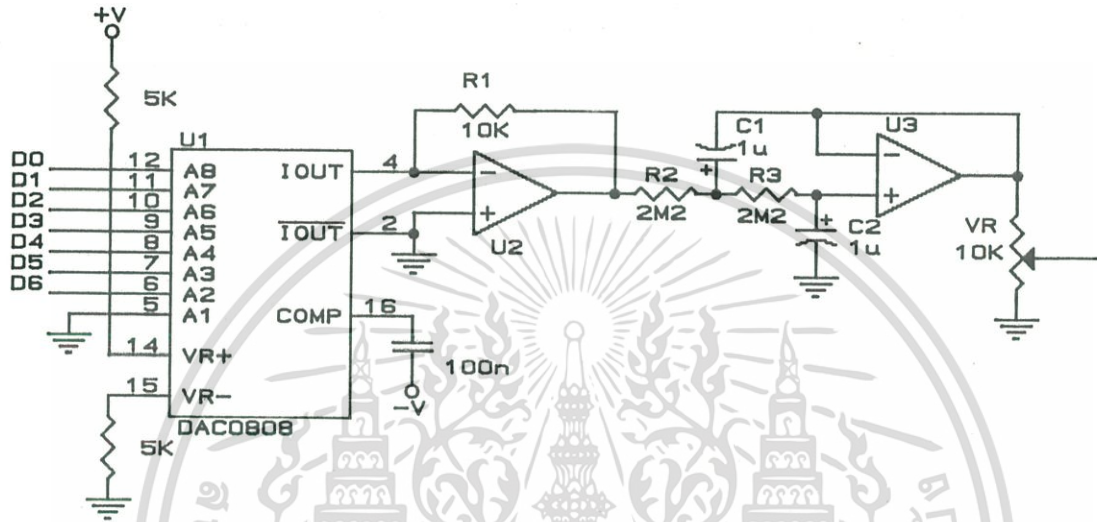


รูปที่ 3.29 แสดงวงจรมินและวงจรถ่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2.5 วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก(Digital to Analog Converter)

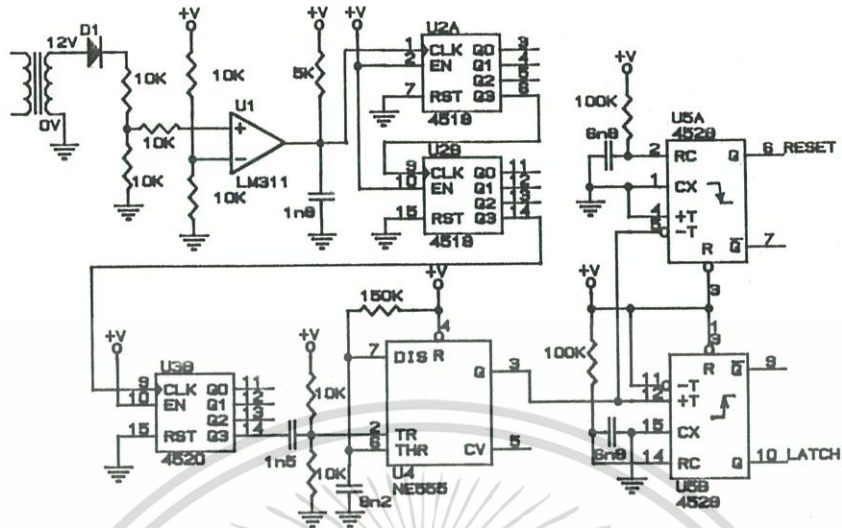
ทำหน้าที่แปลงค่าอัตราการหายใจซึ่งได้จากการนับเป็นเลขฐานสอง ให้เป็นระดับของศักดาไฟฟ้า แล้วผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำเพื่อให้ศักดาเรียบขึ้น VR ทำหน้าที่ปรับสเกลของค่าอัตราการหายใจ วงจรแสดงในรูปที่ 3.30



รูปที่ 3.30 วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก

3.2.2.6 วงจรสร้างฐานเวลา(Timebase Generator) ทำหน้าที่สร้างฐานเวลาที่ใช้ในการนับ 30 วินาที หลักการคือ นำกระแสไฟฟ้าสลับความถี่ 50 Hz มาผ่านวงจรเร็คตีไฟเออร์แบบครึ่งคลื่น แล้วทำให้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยมโดย U1 ซึ่งเป็นวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้า จากนั้นหารความถี่ด้วย 100 โดย U2 และหารด้วย 15 โดย U3 วงจรแสดงในรูปที่ 3.31 เนื่องจากฐานเวลาที่ได้อาจจะต้องใช้ควบคุมการนับของวงจรมับ และควบคุมการแลทซ์ข้อมูล ซึ่งจะต้องให้สัญญาณควบคุมการแลทซ์เกิดขึ้นก่อนสัญญาณควบคุมการนับ จึงต้องสร้างสัญญาณ 2 สัญญาณที่มีลักษณะดังกล่าวแสดงในรูปที่ 3.32 โดยนำสัญญาณฐานเวลาที่ได้จากวงจรหารความถี่ป้อนให้กับโมโนสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์เพื่อให้ได้นัลส์เอาท์พุทที่มีความกว้างน้อยลงแล้วป้อนให้กับโมโนสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์อีก 2 ตัวซึ่งขนานกัน โดยตัวหนึ่งจะให้เอาท์พุทที่ขอบขึ้นของสัญญาณอินพุทได้เป็นสัญญาณควบคุมการแลทซ์ ส่วนอีกตัวหนึ่งให้เอาท์พุทที่ขอบลงของสัญญาณอินพุทได้เป็นสัญญาณควบคุมการนับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



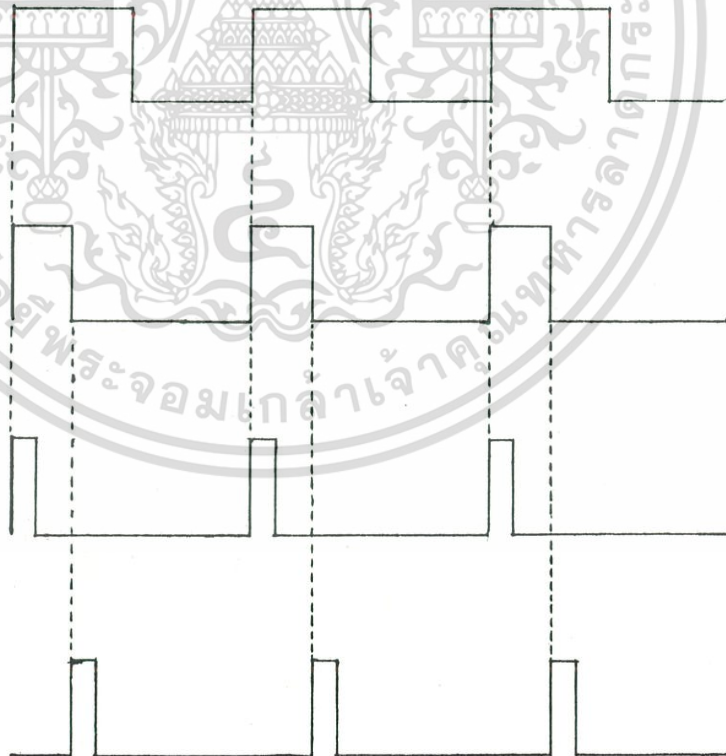
รูปที่ 3.31 วงจรสร้างฐานเวลา 30 วินาที จากความถี่ 50 Hz

ฐานเวลา 30 วินาที

เอาต์พุตของ 555

สัญญาณเลขที่

สัญญาณรีเซ็ต



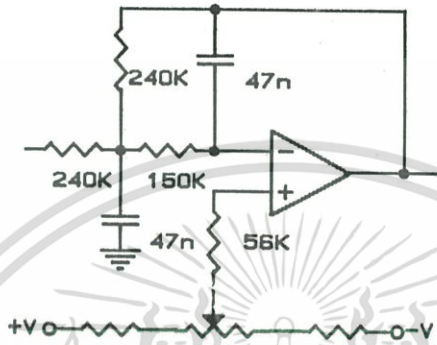
รูปที่ 3.32 หลักการสร้างสัญญาณควบคุมการเลขที่และสัญญาณควบคุมการนับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3 ส่วนประมวลสัญญาณแรงดันโลหิต

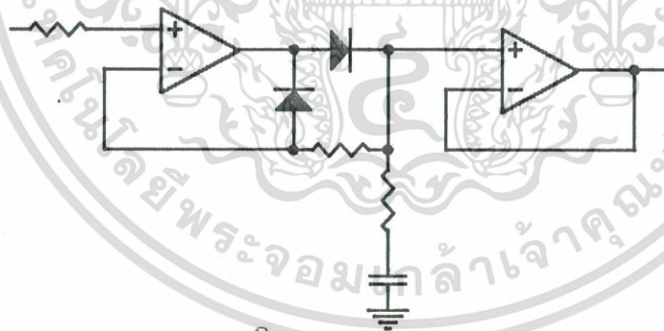
3.2.3.1 วงจรแยกสัญญาณคลื่นแรงดันโลหิต

คลื่นแรงดันโลหิตที่ถูกมอดดูเลทส่งผ่าน opto coupler มานั้นจะถูกนำมาผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำเพื่อแยกสัญญาณคลื่นแรงดันออกมา โดยวงจรในรูปที่ 3.33

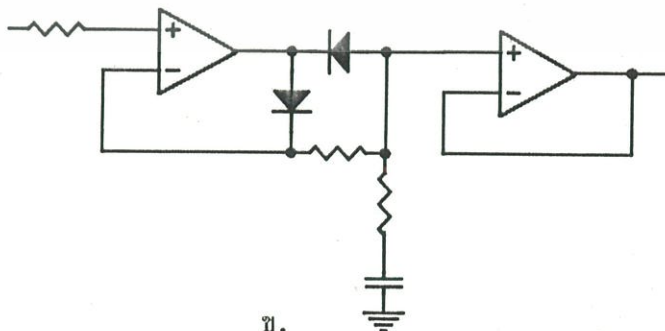


รูปที่ 3.33 วงจรกรองความถี่ต่ำใช้แยกคลื่นแรงดันโลหิต

3.2.3.2 วงจรประมวลค่าแรงดันโลหิตสูงสุด (Systolic pressure) และแรงดันโลหิตต่ำสุด (Diastolic pressure)



ก.

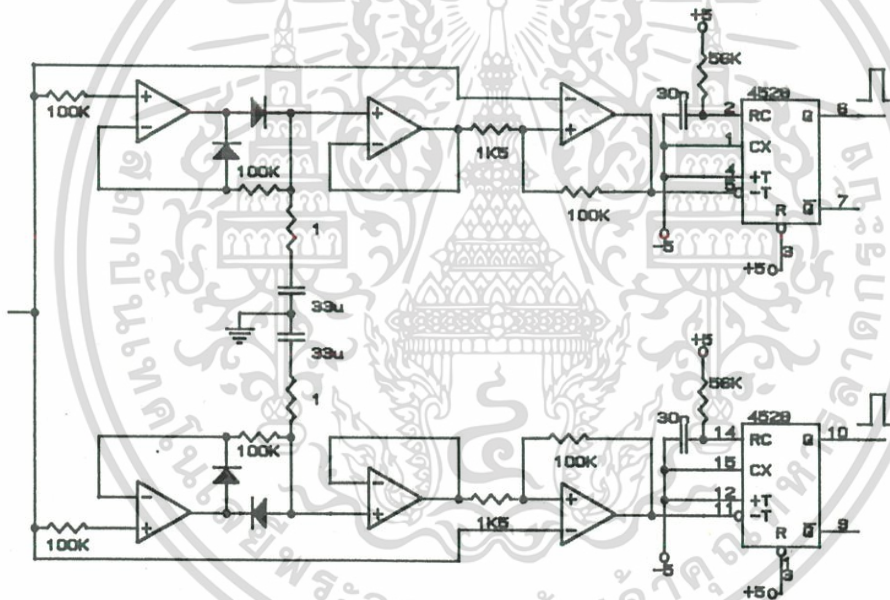


ข.

รูปที่ 3.34 ก. วงจรพีคไฮลด์ ข. วงจรแวลเลย์ไฮลด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

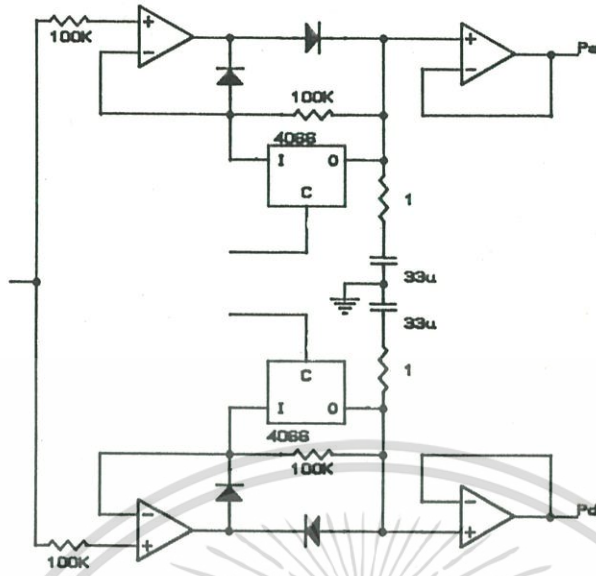
วงจรพื้นฐานของวงจรประมวลค่าแรงดัน โลหิตสูงสุดและต่ำสุด ใช้หลักการของวงจรพีค โฮลด์ และแวลเลย์โฮลด์ แสดงในรูปที่ 3.34 ทั้งค่าสูงสุดและต่ำสุดบนรูปคลื่นแรงดันจะถูกเก็บไว้ในตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากในกรณีที่นำไปวัดแรงดัน โลหิตของผู้ป่วยที่เปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา วงจรพื้นฐานดังกล่าว จะได้ค่าความดันที่ไม่ตรงความจริงที่เกิดขึ้นในเวลานั้น เพราะว่าค่าสูงสุดและต่ำสุดค่าเดิมยังคงเก็บไว้ อยู่ วิธีการง่ายก็คือเราจะทำการเก็บค่าแรงดันสูงสุดและต่ำสุดของรูปคลื่นลูกใหม่ทุกครั้ง โดยการทำให้ตัวเก็บประจุคายประจุแล้วนำค่าใหม่ไปเก็บไว้ เทคนิคที่ใช้ตามวิธีการนี้คือสร้างพัลส์จากค่าสูงสุด ไปทำให้ตัวเก็บประจุคายประจุออกเพื่อเก็บค่าต่ำสุดถัดไป เช่นเดียวกันจะสร้างพัลส์จากค่าแรงดันต่ำสุดเพื่อไป คายประจุออกจากตัวเก็บประจุที่เก็บค่าสูงสุดเดิมไว้ วงจรสร้างพัลส์ดังกล่าวแสดงในรูปที่ 3.35 และ วงจรหาค่าความดันสูงสุดและต่ำสุดแสดงในรูปที่ 3.36



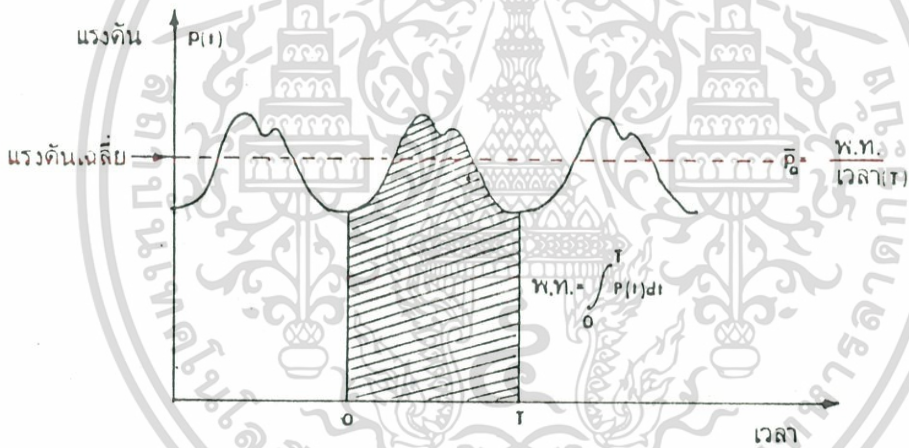
รูปที่ 3.35 วงจรควบคุมการประจุและคายประจุของ holding capacitor

3.2.3.3 การหาค่าแรงดัน โลหิตเฉลี่ย (Mean pressure)

การวัดแรงดันโลหิต โดยใช้มาโนมิเตอร์แบบปรอท หากเป็นการวัดโดยตรงลำปรอทจะไม่สามารถบอกค่าแรงดันสูงสุดและต่ำสุดได้ เนื่องจากมวลของปรอทที่ด้านการเคลื่อนที่ ดังนั้นค่าที่อ่านได้จากความสูงของลำปรอทจึงเป็นค่าเฉลี่ยของความดันสูงสุดและต่ำสุด ในกรณีที่ใช้ทรานสดิวเซอร์เปลี่ยนค่าแรงดันโลหิตเป็นรูปคลื่นความดันไฟฟ้า การหาค่าเฉลี่ยของแรงดันโลหิตสามารถกระทำได้โดยหาพื้นที่เอกสกรีนเป็นเอกสกรีนที่ส่งวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.36 วงจรหาค่าแรงดันสูงสุดและต่ำสุด



รูปที่ 3.37 แสดงค่าแรงดันเฉลี่ยของรูปคลื่นแรงดัน โลหิต

ได้รูปคลื่น 1 ลูก ดังแสดงในรูปที่ 3.37 โดย

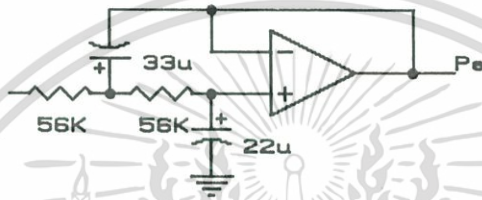
$$\text{พื้นที่ใต้รูปคลื่น} (\bar{P}) = 1/T \int P(t) dt$$

ซึ่งในทางอิเล็กทรอนิกส์การอินทิเกรตรูปคลื่นกระทำ ได้โดยผ่านรูปคลื่นเข้าวงจรอินทิเกรเตอร์ หรือวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อกรองความถี่พื้นฐานและฮาร์โมนิคส์ทิ้ง ซึ่งความถี่พื้นฐานของรูปคลื่นความถี่จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจและมีฮาร์โมนิกส์อีก 10 ฮาร์โมนิกส์ เนื่องจากอัตราการเต้นของหัวใจ โดยเฉลี่ยของมนุษย์จะอยู่ราวๆ 60 ครั้งต่อนาที ซึ่งหมายความว่าความถี่พื้นฐานของรูปคลื่นความดันโลหิต จะเท่ากับ 1 Hz ดังนั้นวงจรหาค่าเฉลี่ยจะต้องให้ความถี่คutoffของวงจรรองความถี่ต่ำกว่า 1 Hz ซึ่งในที่นี้จะใช้ความถี่คutoffเท่ากับ 0.3 Hz โดยใช้วงจรรองความถี่ต่ำผ่านลำดับสอง ดังแสดงใน รูปที่ 3.38 ซึ่งจะให้ค่าแรงดันเฉลี่ยจากวงจรสอดคล้องกับค่าความดันเฉลี่ยจากสมการ

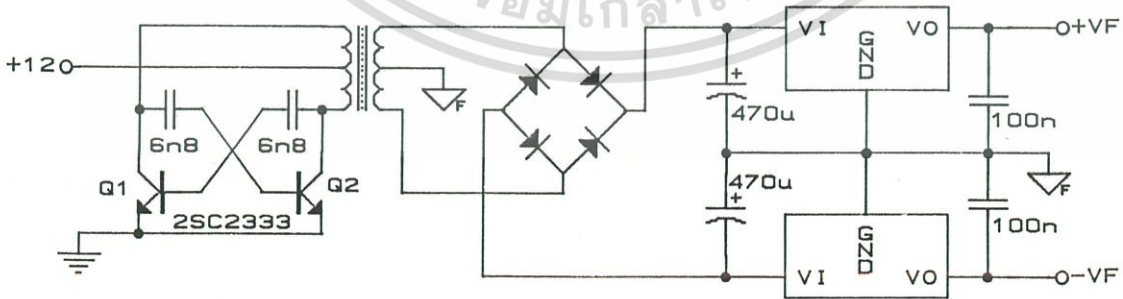
$$\text{แรงดันเฉลี่ย} = \frac{1}{2}(\text{แรงดันสูงสุด} + 2 \text{ แรงดันต่ำสุด}) \quad *$$



รูปที่ 3.38 วงจรรองความถี่ต่ำผ่านลำดับสองที่ความถี่คutoff 0.3 Hz

3.3 วงจรแหล่งจ่ายไฟให้วงจรลอย

วงจรแสดงในรูปที่ 3.39 Q1 และ Q2 เป็นวงจรรอสซิลเลเตอร์แบบพูล (push-pull oscillator) ซึ่งหม้อแปลงความถี่สูง ให้คลื่นเป็นรูปสี่เหลี่ยมความถี่ประมาณ 30 KHz ทางด้านขดทุติยภูมิของหม้อแปลงมีวงจรเรกติไฟเออร์แบบบริดจ์ (bridge rectifier) และเร็กกูเลเตอร์ เพื่อแปลงเป็นศักดาไฟฟ้าตรงจ่ายให้แก่วงจรลอย



รูปที่ 3.39 วงจรแหล่งจ่ายไฟให้วงจรลอย

* ดูในบทที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 การแสดงผลบนจอภาพ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการนำสัญญาณจากร่างกายที่วัดได้ คือ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณการหายใจ และสัญญาณแรงดันโลหิต มาแสดงให้เห็นรูปคลื่นสัญญาณที่ต่อเนื่องกันตลอด พร้อมกับแสดงค่าที่ได้จากการประมวลสัญญาณ ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ ค่าแรงดันสูงสุด แรงดันต่ำสุด แรงดันเฉลี่ยของโลหิตแดง และแรงดันเฉลี่ยของโลหิตดำ ออกบนจอภาพเดียวกัน ซึ่งได้แบ่งลักษณะการแสดงผลออกเป็น 3 แบบ คือ

แบบแรก แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นการหายใจ พร้อมกับค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจ

แบบที่ 2 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นแรงดันโลหิตแดง และคลื่นแรงดันโลหิตดำ พร้อมกับค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าแรงดันสูงสุด แรงดันต่ำสุด แรงดันเฉลี่ยของโลหิตแดง และค่าแรงดันเฉลี่ยของโลหิตดำ

แบบที่ 3 แสดงกราฟแนวโน้มของอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate trend graph) ในช่วงเวลา 4 ชั่วโมงที่ผ่านมา

โดยการนำหลักการของการแสดงผลภาพโทรทัศน์หรือมอนิเตอร์มาใช้ในการแสดงรูปคลื่นสัญญาณ และนำไมโครคอมพิวเตอร์มาใช้ในการควบคุมการทำงานและแสดงค่าอัตราต่างๆรวมทั้งกราฟด้วย

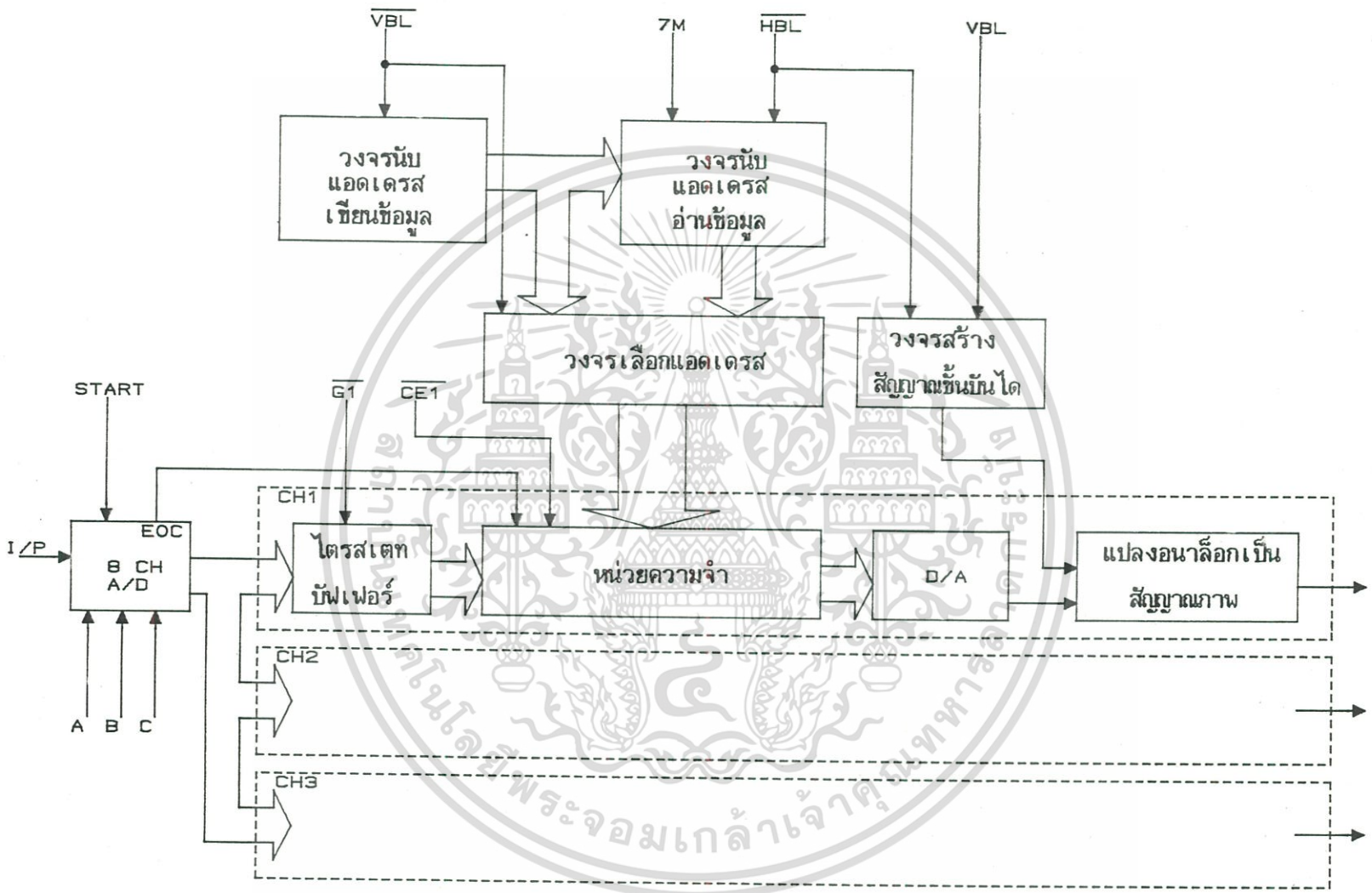
4.1 การแสดงรูปคลื่นสัญญาณ

เนื่องจากสัญญาณต่างๆดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้นเป็นสัญญาณที่มีความถี่ต่ำ ถ้านำมาแสดงออกบนจอออสซิลโลสโคป (oscilloscope) จะเห็นรูปสัญญาณเป็นเพียงจุดๆเดียวเคลื่อนที่อยู่นิ่งจากซ้ายไปขวา ทำให้ไม่สามารถที่จะดูรูปสัญญาณได้ชัด การที่จะทำให้สามารถดูรูปสัญญาณได้ต่อเนื่องเช่นเดียวกับการบันทึกลงกระดาษ (paper trace recorder) ทำได้โดยการเก็บรูปคลื่นสัญญาณเอาไว้ในหน่วยความจำโดยเปลี่ยนสัญญาณเหล่านั้นให้เป็นสัญญาณดิจิทัลเสียก่อน ซึ่งการเขียนข้อมูลลงหน่วยความจำจะทำในช่วงเวลาสะบัดกลับ (retrace) ของสัญญาณควบคุมการกวาดทางแนวตั้ง และจะอ่านข้อมูลในหน่วยความจำทั้งหมดออกมาในช่วงเวลาของการกวาดทางแนวนอนจากซ้ายไปขวา 1 เส้น โดยเริ่มต้นจาก

แอดเดรสถัดไปจนวนกลับมาถึงแอดเดรสที่เพิ่งเขียนเข้าไป และจะอ่านเช่นนี้ไปเรื่อยๆจนครบช่วงเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 แผนผังวงจรแสดงรูปคลื่นสัญญาณ

การกวาดทางแนวตั้งจากบนลงมาล่าง ข้อมูลที่อ่านออกมาจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณอนาล็อกซึ่งจะเป็นรูปคลื่นสัญญาณเคลื่อนที่จากขวาไปซ้ายอย่างต่อเนื่อง สัญญาณอนาล็อกที่ได้นี้จะนำมาสร้างเป็นสัญญาณภาพต่อไป จากหลักการข้างต้นเขียนเป็นแผนผังการทำงานของวงจรได้ดังรูปที่ 4.1 รายละเอียดของวงจรแต่ละส่วนจะได้อธิบายต่อไป

4.1.1 วงจรสร้างสัญญาณควบคุม

สัญญาณที่นำมาใช้สร้างเป็นสัญญาณควบคุมการทำงาน เป็นสัญญาณจากส่วนกำเนิดสัญญาณวิดีโอของไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II ได้แก่สัญญาณ V5 นำมาใช้เป็นสัญญาณ VBL (สัญญาณควบคุมการกวาดทางแนวตั้ง) ซึ่งมีคาบเวลา 20 ms ช่วงเวลาสลับกลับ 3.6 ms สัญญาณเอาท์พุทจากการ NOR กันระหว่างสัญญาณ H4 กับ H5 มาใช้เป็นสัญญาณ HBL (สัญญาณควบคุมการกวาดทางแนวนอน) ซึ่งมีคาบเวลา 64 μ s และมีช่วงเวลาสลับกลับ 16 μ s ดังนั้นจะเป็นช่วงเวลาที่เป็นสัญญาณภาพในแต่ละเส้นเท่ากับ 48 μ s ยังมีสัญญาณ VB และสัญญาณ 7M ซึ่งจะกล่าวถึงต่อไป

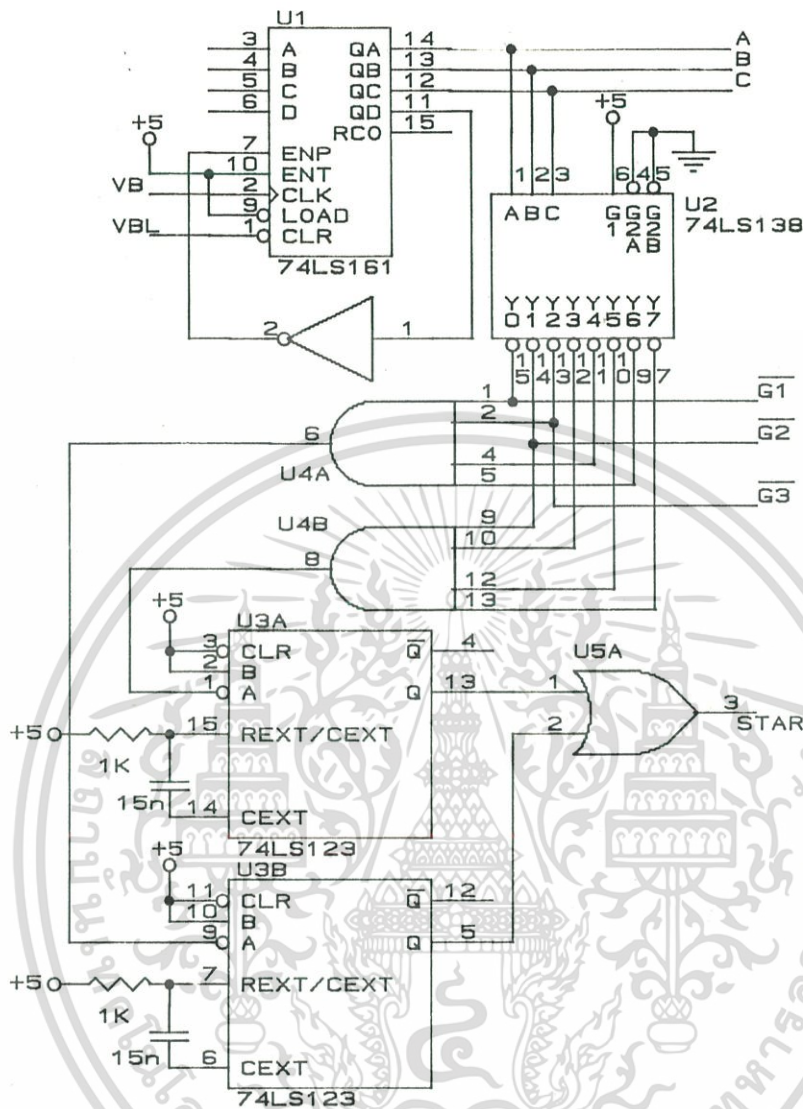
4.1.1.1 วงจรควบคุมการทำงานของวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

เนื่องจากในวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลใช้ไอซีเบอร์ ADC0809 ซึ่งเป็น A/D แบบที่มีสัญญาณอินพุต 8 ช่อง มีช่วงเวลาการแปลงข้อมูล (conversion time) 100 μ s และจะต้องทำงานอยู่ในช่วงเวลาสลับกลับของการกวาดทางแนวตั้ง จากข้อกำหนดนี้นำมาสร้างเป็นวงจรได้ดังรูปที่

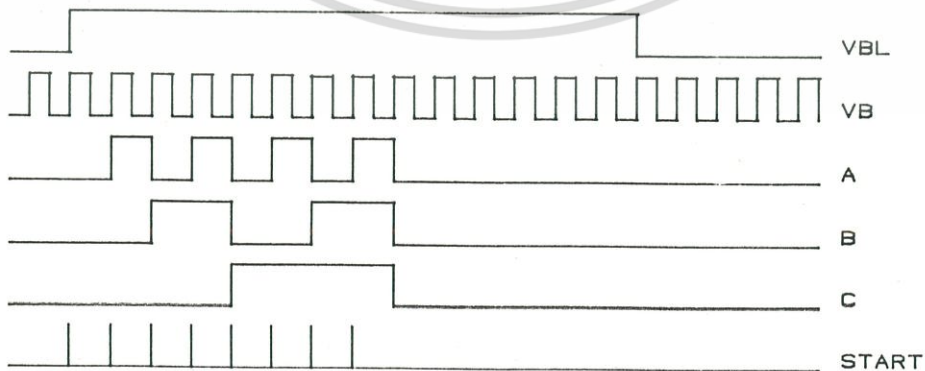
4.2 โดยใช้สัญญาณ VB ซึ่งมีคาบเวลา 252 μ s เป็นสัญญาณนาฬิกาให้กับ U1 ซึ่งทำหน้าที่เป็นวงจรนับ 8 จะได้เอาท์พุท A, B และ C เป็นสัญญาณควบคุมการเลือกช่องสัญญาณอินพุทของ A/D และนำสัญญาณ A, B, C มาสร้างเป็นสัญญาณ START กำหนดการเริ่มต้นทำการแปลงข้อมูล (start conversion) ของ A/D โดย U2, U3, U4 และ U5 ลักษณะของสัญญาณที่ได้ แสดงในรูปที่ 4.3

4.1.1.2 วงจรควบคุมการทำงานของหน่วยความจำ

ดังได้กล่าวมาแล้วข้างต้นถึงลักษณะการแสดงผลบนจอภาพ จะเห็นว่าการแสดงในแบบที่ 2 จะแสดงรูปคลื่นสัญญาณพร้อมกัน 3 สัญญาณ ดังนั้นจึงต้องมีหน่วยความจำสำหรับเก็บคลื่นสัญญาณ 3 ชุด ซึ่งแต่ละชุดจะถูกเขียนข้อมูลลงไปไม่พร้อมกันแต่จะถูกอ่านข้อมูลออกมาพร้อมกัน การทำงานของหน่วยความจำจะมีสัญญาณควบคุมประกอบด้วยสัญญาณเลือก (chip enable) สัญญาณแอดเดรส (address) และสัญญาณอ่าน-เขียน (R/W) ซึ่งจะทำงานสัมพันธ์กัน



รูปที่ 4.2 วงจรควบคุมการทำงานของ A/D

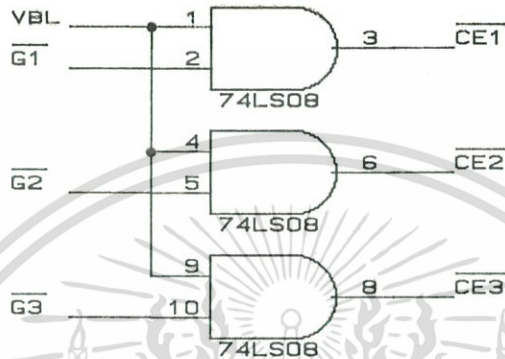


รูปที่ 4.3 ลักษณะของสัญญาณควบคุมการทำงานของ A/D

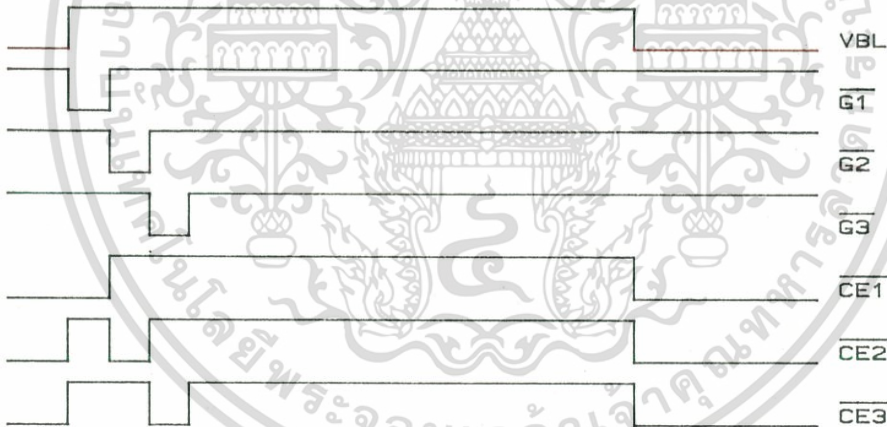
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณเลือกหน่วยความจำได้จากการนำสัญญาณ $G1, G2$ และ $G3$ ซึ่งได้จาก U2 ในวงจรควบคุมการทำงานของ A/D มาแอนด์กับสัญญาณ VBL จะได้เป็นสัญญาณ $\overline{CE1}, \overline{CE2}$ และ $\overline{CE3}$ ดังวงจรในรูปที่ 4.4 ในช่วงการเขียนข้อมูล หน่วยความจำแต่ละตัวจะถูกเลือกเรียงตามลำดับ แต่ในช่วงการอ่านข้อมูล หน่วยความจำทุกตัวจะถูกเลือกให้ทำงาน ลักษณะสัญญาณดังกล่าวแสดงในรูปที่ 4.5



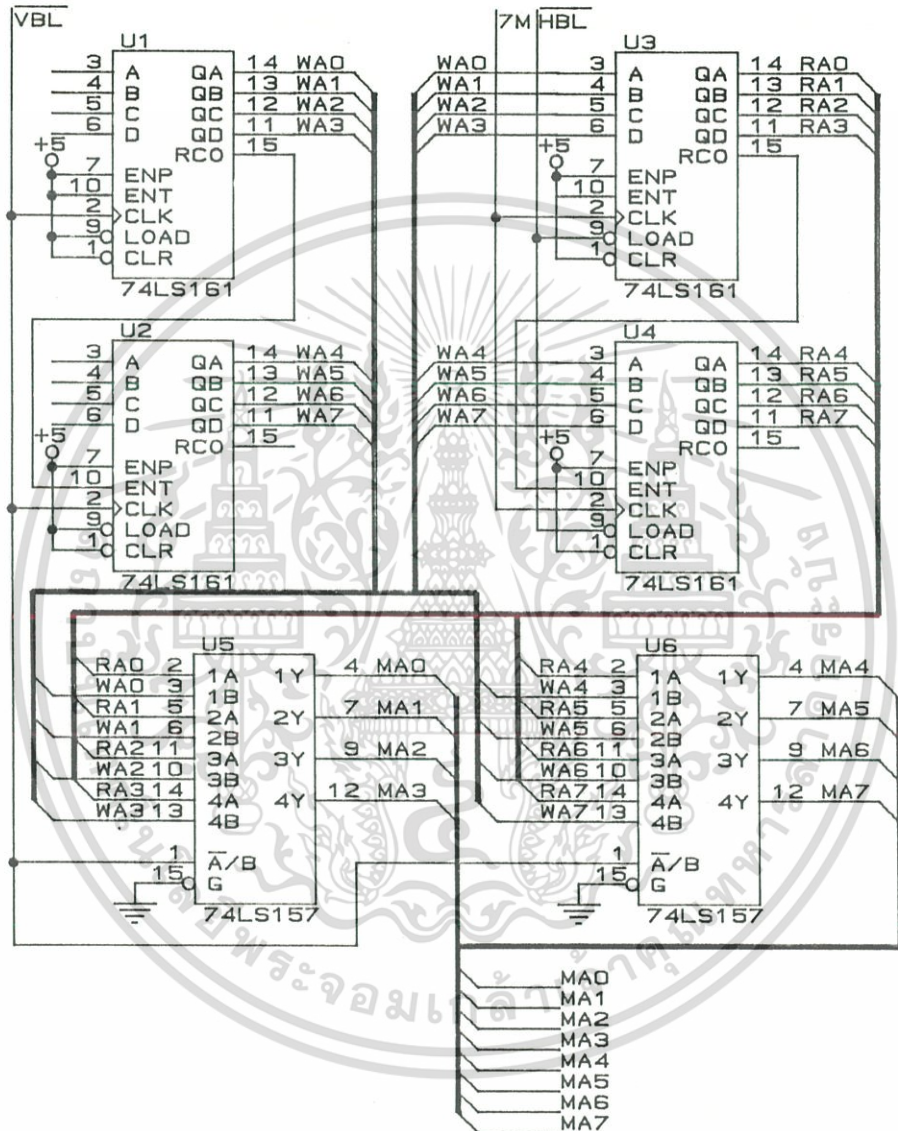
รูปที่ 4.4 วงจรสัญญาณเลือกหน่วยความจำ



รูปที่ 4.5 ลักษณะสัญญาณเลือกหน่วยความจำ

สัญญาณแอดเดรสของหน่วยความจำสร้างจากวงจรในรูปที่ 4.6 U1 และ U2 เป็นวงจรมับ 256 ทำหน้าที่เป็นตัวนับแอดเดรสเก็บข้อมูล โดยใช้สัญญาณ VBL เป็นสัญญาณนาฬิกา แอดเดรสจะเพิ่มขึ้น 1 แอดเดรส เมื่อการกวาดครบ 1 ภาพ U3 และ U4 เป็นวงจรมับ 256 ทำหน้าที่เป็นตัวนับแอดเดรสอ่านข้อมูล โดยใช้สัญญาณ 7M ซึ่งมีคาบเวลา 140 ns เป็นสัญญาณนาฬิกา แอดเดรสอ่านข้อมูลจะเริ่มนับต่อจากแอดเดรสเขียนข้อมูล โดยมีสัญญาณ HBL เป็นตัวควบคุมให้ U3 และ U4 รับค่าแอดเดรสมาจากเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

U1 และ U2 เพื่อเป็นค่าเริ่มต้นที่จะนับต่อไป U5 และ U6 ทำหน้าที่เป็นตัวเลือกให้แอดเดรสเขียนข้อมูล ออกไปยังหน่วยความจำในช่วงการสับกลับของการกวาดทางแนวตั้ง และให้แอดเดรสอ่านข้อมูลออกไปยังหน่วยความจำในช่วงการกวาดจากบนลงล่าง โดยมีสัญญาณ VBL เป็นตัวควบคุม

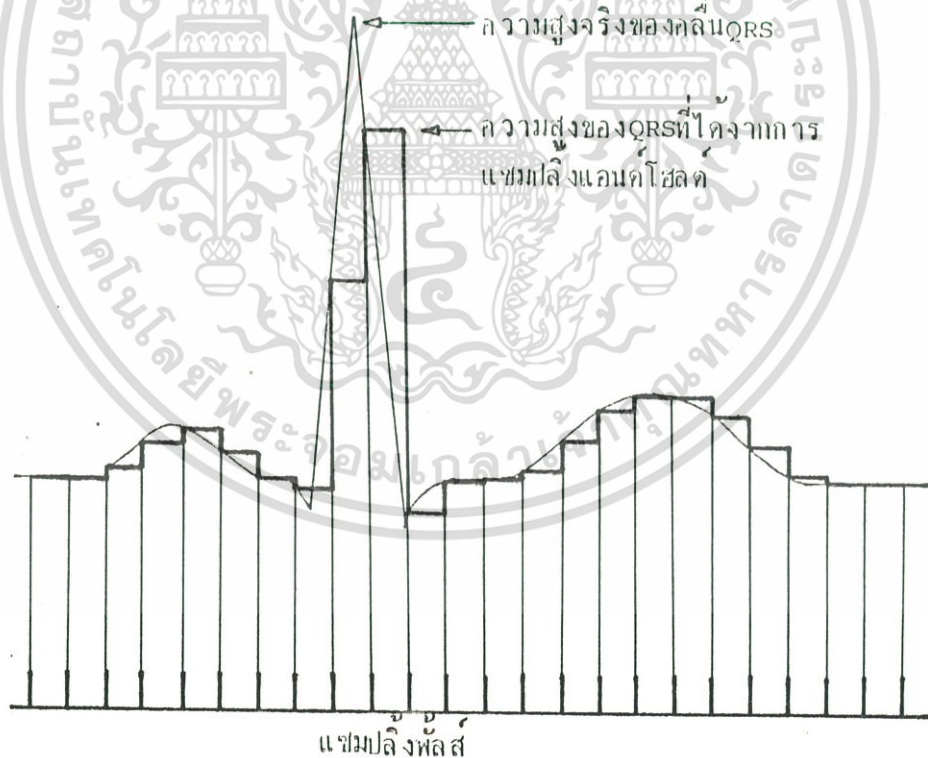


รูปที่ 4.6 วงจรสร้างสัญญาณแอดเดรส

4.1.2 วงจรแซมเปิลแอนด์โฮลด์ (sample and hold)

จากที่กล่าวมาแล้วว่าการทำงานของ A/D จะอยู่ในช่วงเวลาสับกลับของสัญญาณ VBL ซึ่งมีคาบเวลา 20 ms หรือเท่ากับความถี่ 50 Hz นั่นคือ ความถี่การสุ่มสัญญาณ (sampling frequency) เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เท่ากับ 50 Hz สำหรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีสัญญาณคลื่น QRS เป็นสัญญาณที่มียอดแหลมมีช่วงแคบที่สุดประมาณ 0.08 s จะได้ข้อมูลจากการสุ่มสัญญาณของคลื่น QRS 4 ข้อมูล การที่จะใช้วงจรแอมป์เปิดแอนด์โฮลด์แบบซอร์มดาอาจจะไม่สามารถเก็บยอดคลื่นของคลื่น QRS ได้ ดังรูปที่ 4.7 ในกรณีนี้จะต้องใช้วงจรแบบพีคโฮลด์ (peak hold) ซึ่งจะได้รูปคลื่นดังในรูปที่ 4.8 วงจรแอมป์เปิดแอนด์โฮลด์แบบพีคโฮลด์แสดงในรูปที่ 4.9 U1 เป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ต (inverting amplifier) มีอัตราขยาย 4 เท่าที่อินพุตมีตัวเก็บประจุเพื่อให้สัญญาณกระแสสลับผ่านเท่านั้น U2 และ U4 เป็นส่วนของวงจรแอมป์เปิดแอนด์โฮลด์ของคลื่นในช่วงบวก U3 และ U5 เป็นส่วนของคลื่นช่วงลบ U6 เป็นวงจรรวมสัญญาณของคลื่นช่วงบวกและลบ โดยมี VR1 ทำหน้าที่ปรับอัตราขยาย และ VR2 ทำหน้าที่ปรับระดับศักดาไฟตรง U7 เป็นวงจรโมโนสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ ซึ่งรับสัญญาณความถี่จากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลด้วยทราานซิสเตอร์ Q1 และ Q2 เพื่อควบคุมอนาล็อกสวิตช์ในวงจรแอมป์เปิดแอนด์โฮลด์

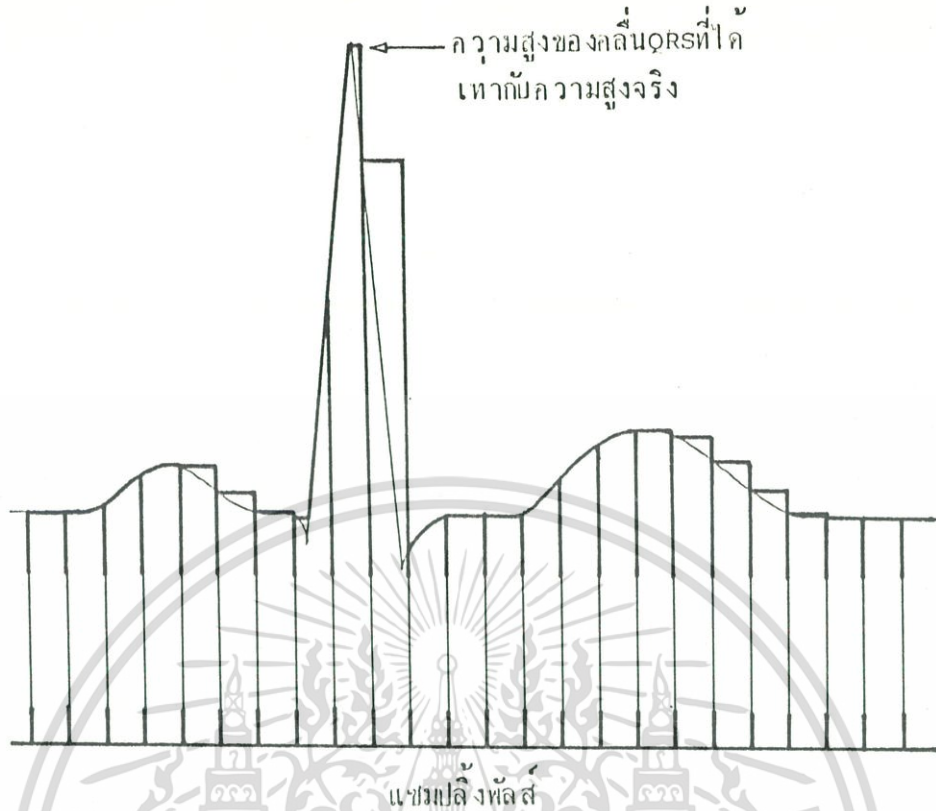


รูปที่ 4.7 แสดงคลื่นที่ได้จากวงจรแอมป์เปิดแอนด์โฮลด์ทั่วไป

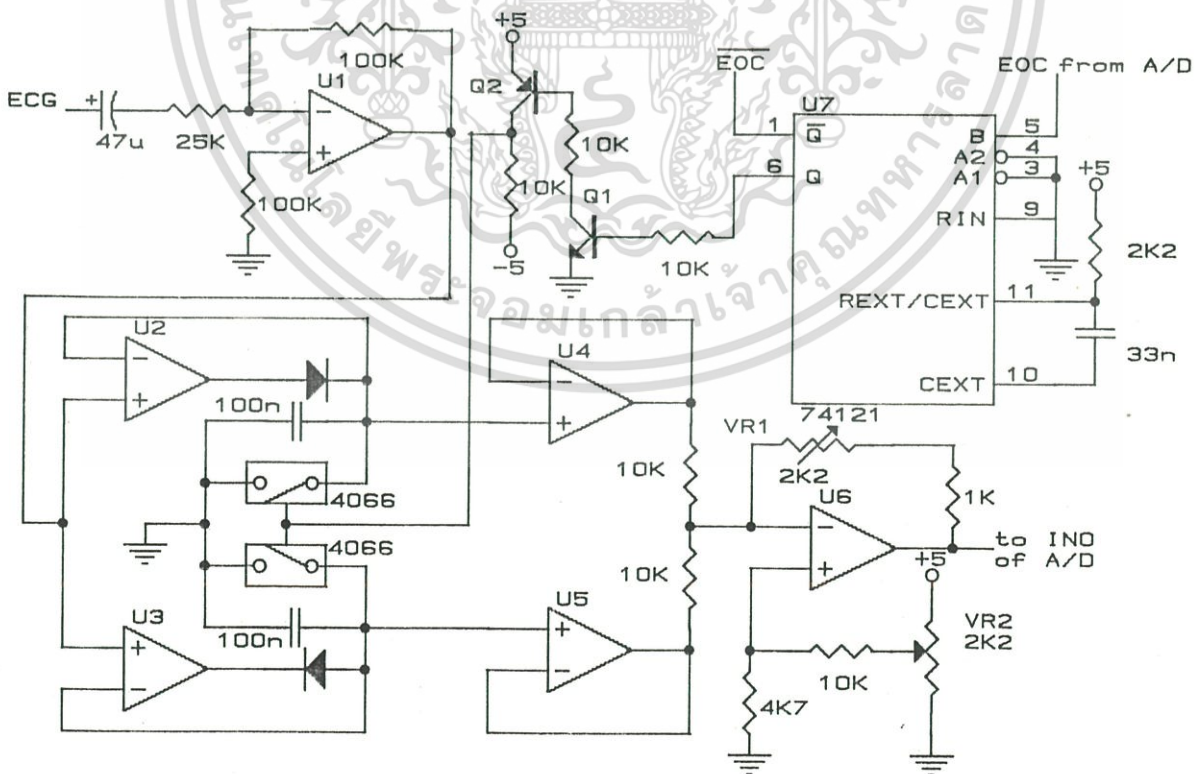
จะได้ยอดคลื่น QRS ต่ำกว่าที่เป็นจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 แสดงคลื่นที่ได้จากวงจรแอมพลิงพลัสแบบพีค โฮลด์ จะได้ยอดคลื่น QRS สูงเท่าความจริง



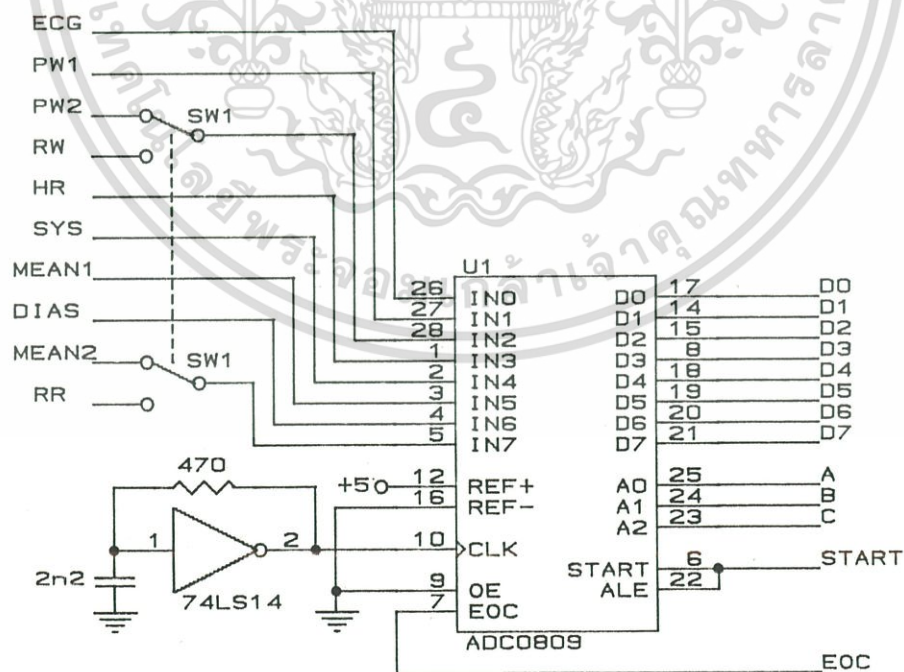
รูปที่ 4.9 วงจรแอมพลิงพลัสแบบพีค โฮลด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล(Analog to Digital converter)

วงจร A/D ที่ใช้เป็นแบบมีอินพุตได้ 8 ช่อง แต่สัญญาณจากร่างกาย และสัญญาณที่ได้จากการประมวลผลจะนำมาแสดงมีทั้งหมด 10 สัญญาณ คือ

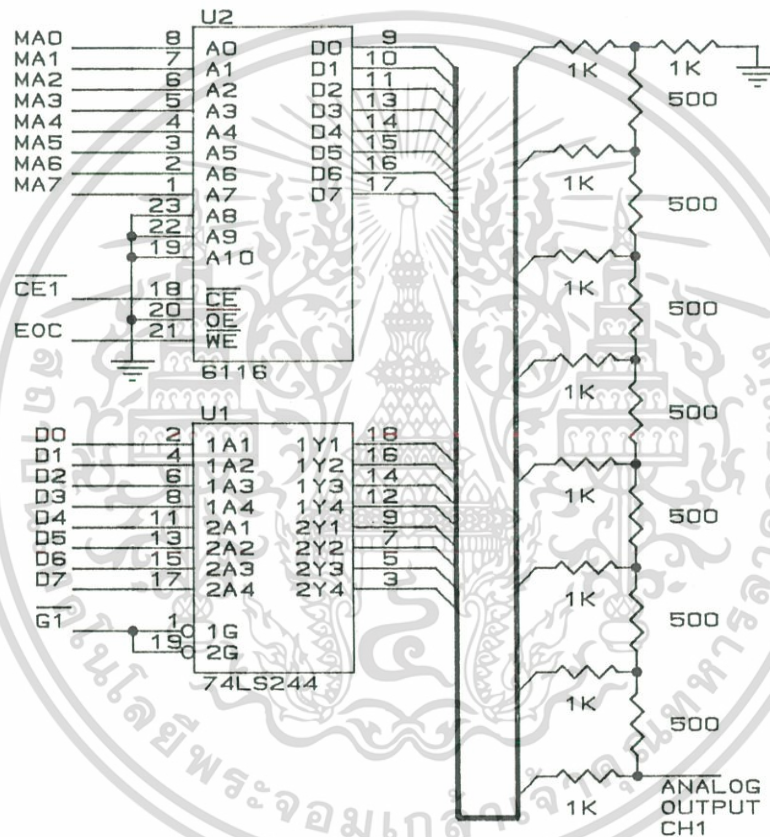
1. สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ECG)
2. สัญญาณการหายใจ(RW)
3. สัญญาณแรงดันโลหิตแดง(PW1)
4. สัญญาณแรงดันโลหิตดำ(PW2)
5. อัตราการเต้นของหัวใจ(HR)
6. อัตราการหายใจ(RR)
7. แรงดันโลหิตแดงสูงสุด(SYS)
8. แรงดันโลหิตแดงเฉลี่ย(MEAN1)
9. แรงดันโลหิตแดงต่ำสุด(DIAS)
10. แรงดันโลหิตดำเฉลี่ย(MEAN2)



รูปที่ 4.10 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากเราแบ่งการแสดงผลคลื่นสัญญาณออกเป็น 2 แบบดังที่กล่าวมาแล้ว ดังนั้นการกำหนดสัญญาณเข้าอินพุต A/D เพื่อให้สอดคล้องกับการแสดงผลสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 4.10 ส่วนสัญญาณควบคุมคือ สัญญาณ START, A, B และ C ได้มาจากวงจรสร้างสัญญาณควบคุม การทำงานของ A/D เริ่มจากเมื่อมีสัญญาณ START เข้ามา ในขณะนั้นสัญญาณ A, B และ C จะเป็นตัวเลือกรองสัญญาณอินพุตว่า เป็นช่องไหน A/D จะใช้เวลาในการแปลง 100 μ s เมื่อสิ้นสุดการแปลง สัญญาณ EOC (End of Conversion) จะเป็นลอจิก 1 ข้อมูลเอาต์พุตจะถูกนำไปเขียนลงหน่วยความจำต่อไป



รูปที่ 4.11 วงจรหน่วยความจำและวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก

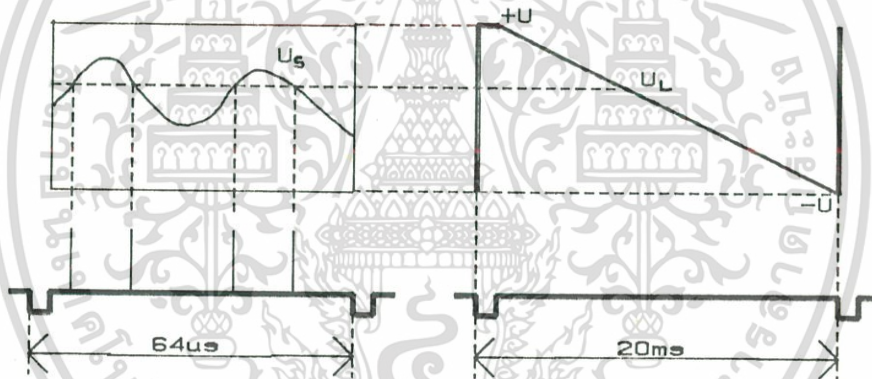
4.1.4 วงจรหน่วยความจำและวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก

ข้อมูลดิจิทัลของคลื่นสัญญาณทั้ง 3 ช่องจาก A/D จะถูกเขียนลงหน่วยความจำของแต่ละช่อง ดังวงจรในรูปที่ 4.11 โดยช่องที่ 1 มี U1 เป็นไตรสแตทิกฟลิปเฟลอปที่ควบคุมด้วยสัญญาณ G1 ซึ่งจะเปิดให้ข้อมูลผ่านขณะที่สัญญาณ CE1 จะเลือกให้ U2 ซึ่งเป็นหน่วยความจำของช่องที่ 1 ทำงาน และมีสัญญาณ EOC เป็นสัญญาณควบคุมการเขียน เมื่อถึงช่วงเวลาการอ่านข้อมูลออกมา U1 จะปิด ข้อมูลใน U2 จะถูกเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านกรังค์ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

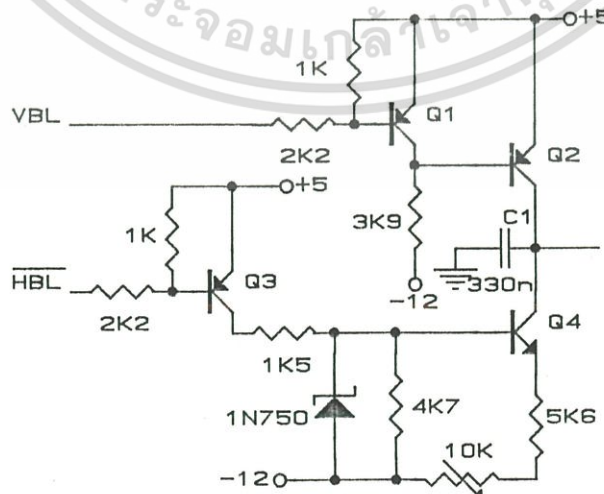
อ่านออกมาผ่านวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อกโดยใช้วงจร R-2R ladder สำหรับช่องที่ 2 และช่องที่ 3 ก็ทำนองเดียวกันโดยมีสัญญาณ $G2, CE2$ และ $G3, CE3$ เป็นสัญญาณควบคุมตามลำดับ

4.1.5 การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณภาพ(analog to video conversion)

หลักการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณภาพ แสดงในรูปที่ 4.12 ดังได้กล่าวมาแล้วว่า ข้อมูลของคลื่นสัญญาณในหน่วยความจำจะถูกอ่านออกมาทุกๆ เส้นการกวาดทางแนวนอนและจะถูกแปลงเป็นสัญญาณอนาล็อก U_s ซึ่งมีระดับศักดาไฟฟ้าอยู่ระหว่าง $-U$ และ $+U$ สัญญาณ U_s จะนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณขั้นบันได (ramp) ที่สร้างจากสัญญาณ HBL และ VBL ซึ่งจะมี 256 ชั้น ระดับศักดาไฟฟ้าของสัญญาณขั้นบันไดจะอยู่ระหว่าง $+U$ และ $-U$ ที่แต่ละขั้นจะมีศักดาไฟฟ้าคงที่ U_L ซึ่งจะสัมพันธ์กับตำแหน่งทางแนวตั้งของแต่ละเส้น เมื่อใดก็ตามที่ศักดาไฟฟ้า U_s และ U_L มีค่าเท่ากันจะทำให้เกิดจุดสีขาวแสดงบนจอภาพ



รูปที่ 4.12 แสดงหลักการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณภาพ



รูปที่ 4.13 วงจรสร้างสัญญาณขั้นบันได

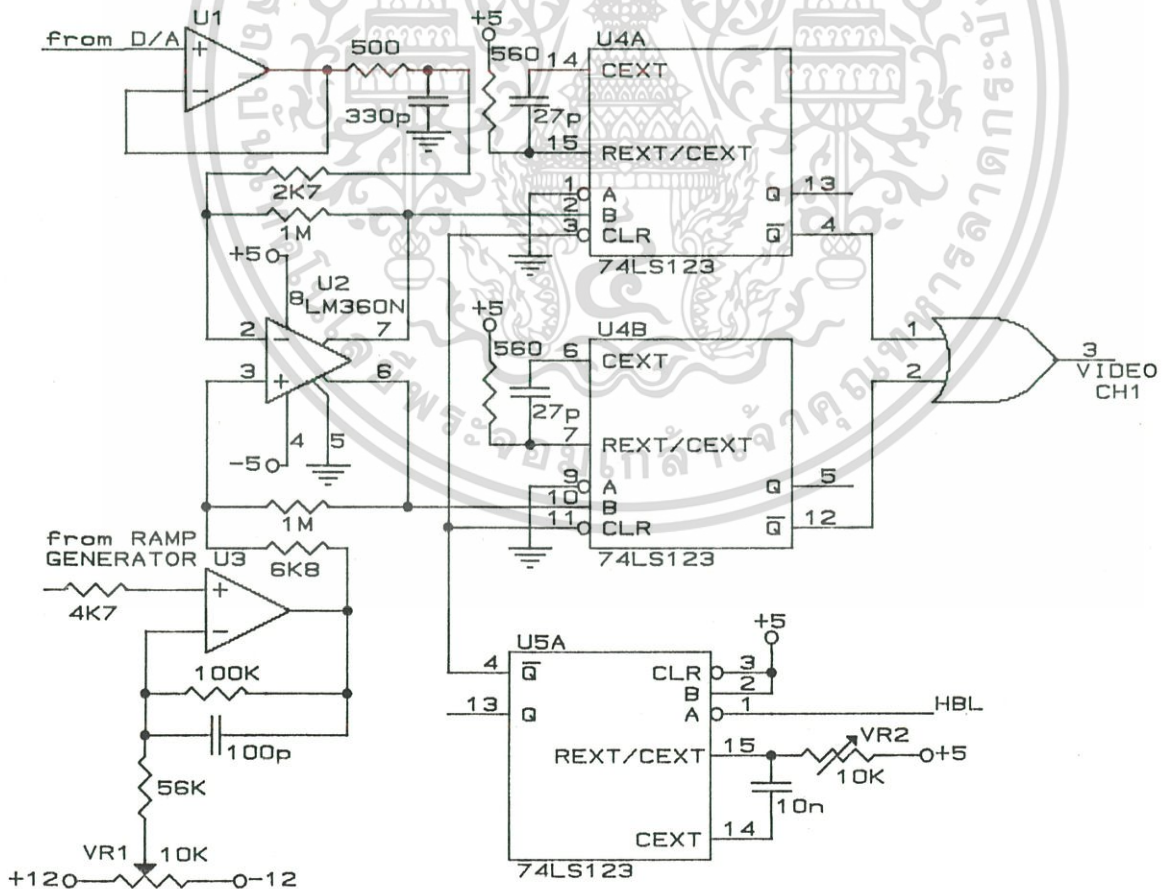
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.5.1 วงจรสร้างสัญญาณขั้นบันได (ramp generator)

สัญญาณ VBL จะทำให้ตัวเก็บประจุ C1 ถูกประจุจนมีศักดาไฟฟ้าเป็น +5 V และทุกๆสัญญาณ HBL จะควบคุมการคายประจุใน C1 ออก ทำให้ศักดาไฟฟ้าคร่อม C1 ลดลงเป็นลักษณะขั้นบันไดซึ่งจะมีระดับศักดาไฟฟ้าอยู่ระหว่าง +5 V และ -12 V ดังวงจรในรูปที่ 4.13

4.1.5.2 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณภาพ (analog to video converter)

สัญญาณอนาล็อกจากวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อกผ่านวงจรมัลติเพล็กซ์ U1 และวงจรรองความถี่ต่ำผ่านจากนั้นนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณขั้นบันไดที่ผ่าน U3 ซึ่งเป็นวงจรรีบระดับศักดา โดย U2 เป็นวงจรรีบเทียบสัญญาณที่มีเอาต์พุต 2 ขาที่มีลักษณะตรงข้ามกันซึ่งจะป้อนให้ U4 ซึ่งเป็นวงจรมอนอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ 2 ตัวโดยทำงานที่ขอบขาขึ้น และจะให้พัลส์เอาต์พุตแคบๆออกมาเมื่อนำมาออร์กันก็จะได้เป็นสัญญาณภาพ U5 เป็นวงจรมอนอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ปรับความกว้างของสัญญาณ HBL เพื่อใช้ลบสัญญาณภาพส่วนที่ไม่ต้องการ ไม่ให้แสดงออกบนจอ วงจรแสดงในรูปที่ 4.14

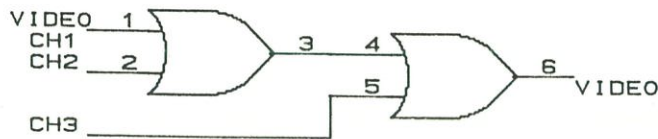


รูปที่ 4.14 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณภาพของทั้ง 3 ช่อง จะนำมาออร์กันเป็นสัญญาณภาพรวมของทั้ง 3 ช่อง เพื่อจะนำไปรวมกับสัญญาณภาพของไมโครคอมพิวเตอร์อีกที ดังรูปที่ 4.15



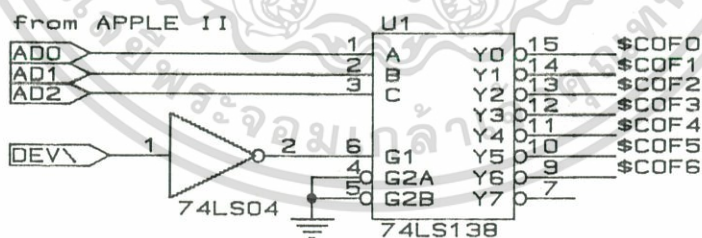
รูปที่ 4.15 วงจรรวมสัญญาณภาพทั้ง 3 ช่อง

4.2 การแสดงผลและความคุมการทำงานโดยไมโครคอมพิวเตอร์

ในการแสดงผลบนจอภาพทั้งหมดของระบบนี้ ได้ใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงาน เริ่มตั้งแต่ติดต่อรับคำสั่งจากผู้ใช้ในการกำหนดชนิดสัญญาณเตือน การเลือกรูปแบบการแสดงผล และรับข้อมูลจาก A/D มาแสดงเป็นค่าอัตราต่างๆ โดยให้การแสดงภาพทางกราฟฟิค

4.2.1 วงจรควบคุมการทำงาน

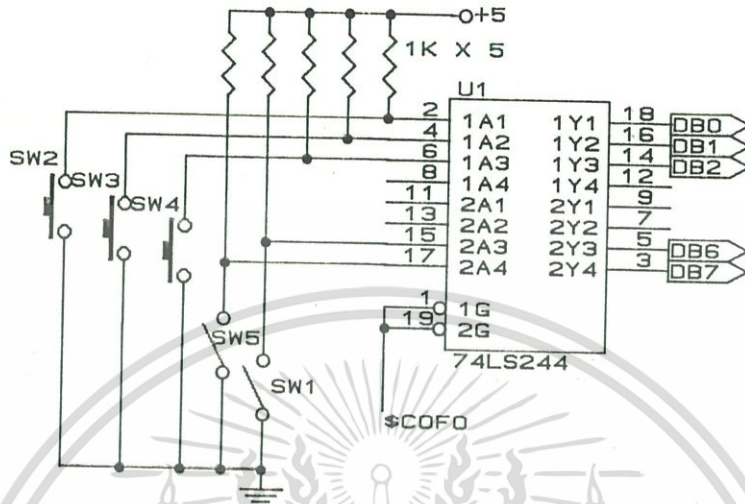
การควบคุมการทำงานด้วยไมโครคอมพิวเตอร์ โดยการกำหนดเป็นพอร์ทควบคุมซึ่งได้จากการถอดรหัส(decode) สัญญาณ DEVICE SELECT ของไมโครคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 4.16 U1 เป็นวงจรถอดรหัส จะได้พอร์ทควบคุมทั้งหมด 8 พอร์ท



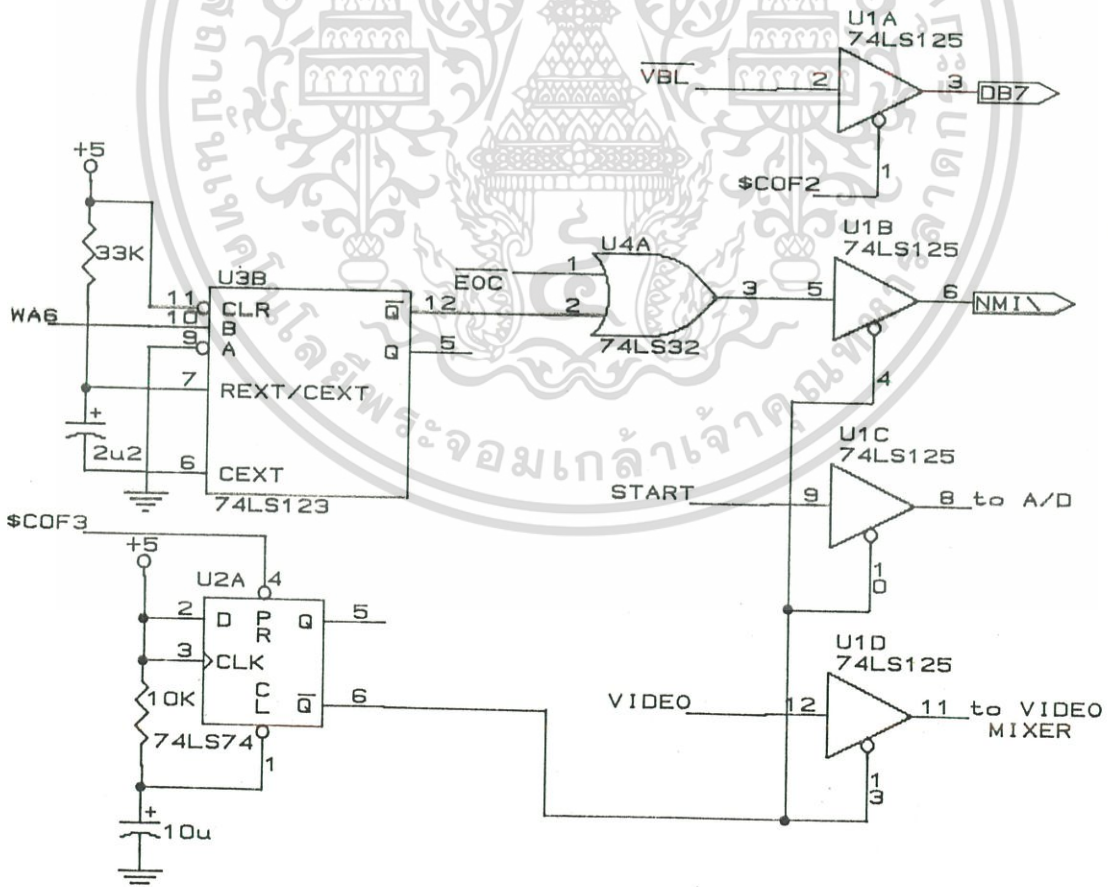
รูปที่ 4.16 วงจรสร้างพอร์ทควบคุม

เริ่มต้นด้วยการรับคำสั่งจากผู้ใช้ในการตั้งค่าชนิดสัญญาณเตือน(alarm limit) ของอัตรา การเต้นของหัวใจ และเลือกแบบของการแสดง โดยรับข้อมูลจากสวิทช์เข้ามาทางแต่ละบิตของบัสข้อมูล (data bus) โดยการควบคุมของพอร์ท*COF0 สวิทช์ SW2, SW3 และ SW4 สำหรับตั้งชนิดสัญญาณ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เดือน SW1 สำหรับเลือกแบบการแสดงผลแบบที่ 1 หรือ 2 ซึ่งจะสัมพันธ์กับการเลือกสัญญาณเข้า A/D ใน
 รูปที่ 4.10 ส่วนสวิตช์ SW5 สำหรับเลือกการแสดงผลแบบที่ 3 วงจรแสดงดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 วงจรสวิตช์ตั้งค่าพิกัดสัญญาณเดือนและเลือกแบบแสดงผล

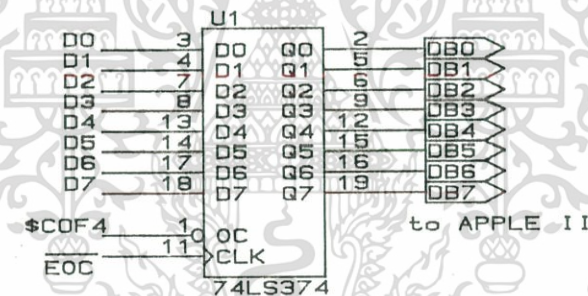


รูปที่ 4.18 วงจรควบคุมให้ A/D เริ่มทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อรับค่าการตั้งพิกัดสัญญาณเตือน และตรวจสอบการเลือกแบบการแสดงผลเสร็จแล้ว ก็จะเริ่มให้วงจร A/D ทำงาน ด้วยการตรวจสอบสัญญาณ VBL ผ่าน U1A เข้าบิต 7 (DB7) ของบัสข้อมูล ด้วยพอร์ท \$COF2 เสียก่อน เมื่อสัญญาณ VBL เป็นลอจิก 0 จะสั่งให้สัญญาณพอร์ท \$COF3 มาทำให้ขา 5 ของฟิลิฟลอป U2 เป็นลอจิก 0 ซึ่งจะทำให้ U1D เปิดให้สัญญาณภาพออกไปยังวงจรรวมสัญญาณภาพของไมโครคอมพิวเตอร์ U1C เปิดให้สัญญาณ START เข้า A/D และ U1B เปิดรอให้สัญญาณนอนมาส์ค-เอเบิลอินเทอร์รัพท์ NMI (Non maskable interrupt) เข้า CPU ซึ่งได้จากการนำบิต 6 (WA6) ของวงจรมอนิเตอร์เขียนข้อมูลมาเข้าวงจรโมโนสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ U3B เพื่อปรับความกว้างของพัลส์แล้วนำมาออร์กับสัญญาณ EOC คาบเวลาของการอินเทอร์รัพท์แต่ละช่วงเท่ากับ 2.56 s ดังรูปที่ 4.18

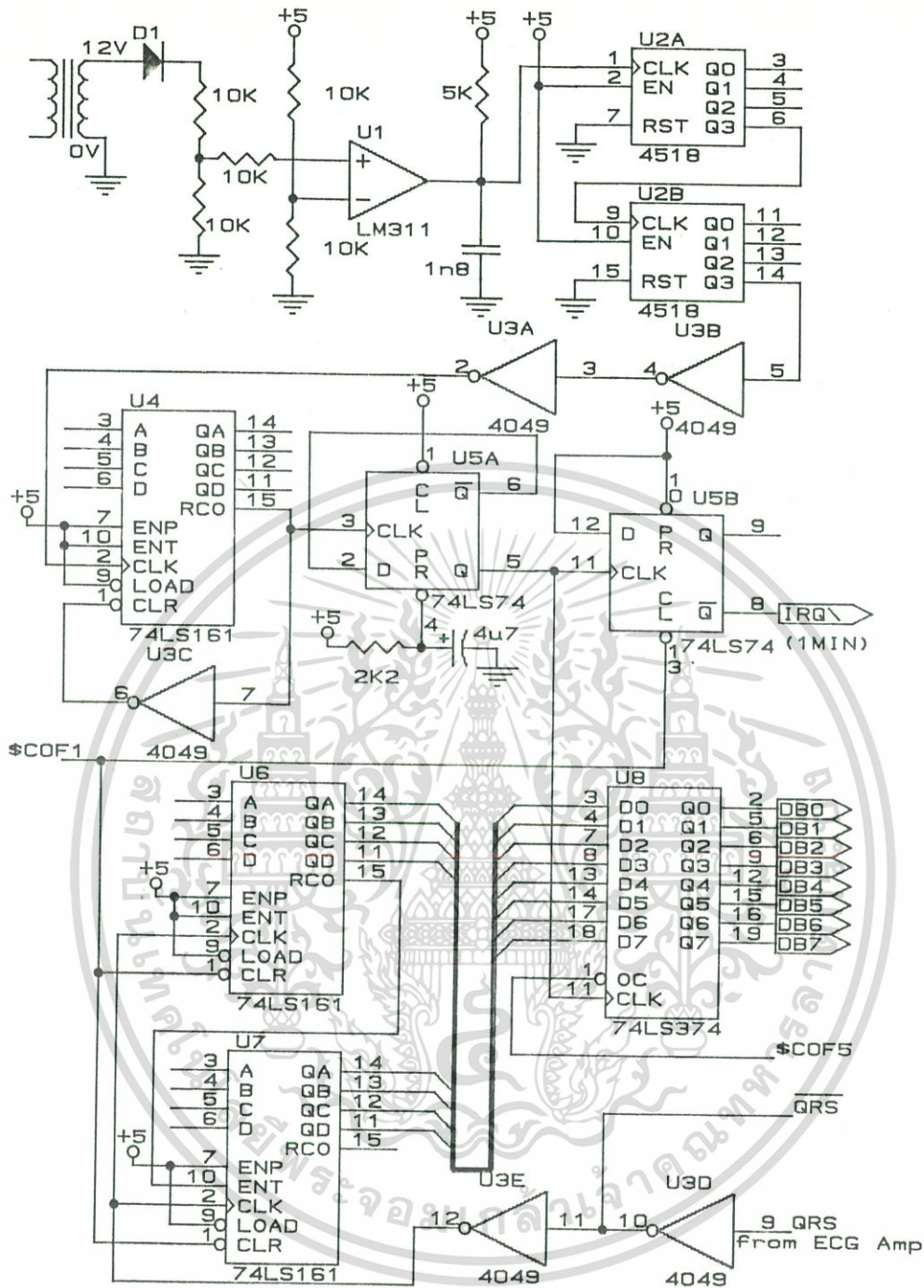
เมื่อ CPU ถูกอินเทอร์รัพท์ด้วย NMI จะสั่งให้พอร์ท \$COF4 มาอ่านข้อมูลจาก A/D ผ่าน U1 เข้าไมโครคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปแสดงผล ดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 วงจรรับข้อมูลจาก A/D เข้าไมโครคอมพิวเตอร์

ในการรับข้อมูลที่ไดจากการนับอัตราการเต้นของหัวใจเข้า CPU เพื่อแสดงกราฟแนวโน้มของอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate trend graph) จะทำทุกๆ 1 นาที โดยสัญญาณที่จะใช้ในการอินเทอร์รัพท์ CPU ได้จากวงจรสร้างฐานเวลาจากไฟฟ้ากระแสสลับ 50 Hz ดังวงจรในรูปที่ 4.20 U1 เป็นวงจรเปลี่ยนไฟฟ้ากระแสสลับให้เป็นพัลส์ที่มีคาบเวลา 20 ms ทหารด้วย 100 โดย U2 ทหารด้วย 15 โดย U4 และทหารด้วย 2 โดย U5 จะได้เป็นสัญญาณ IRQ เมื่อ CPU ถูกอินเทอร์รัพท์จะใช้พอร์ท \$COF5 ในการอ่านข้อมูลจาก U8 ที่เลขที่ค่าจาก U6, U7 ซึ่งเป็นวงจรมอนิเตอร์ QRS หลังจากอ่านข้อมูลแล้วจะสั่งให้พอร์ท \$COF1 มารีเซ็ต U5, U6 และ U7

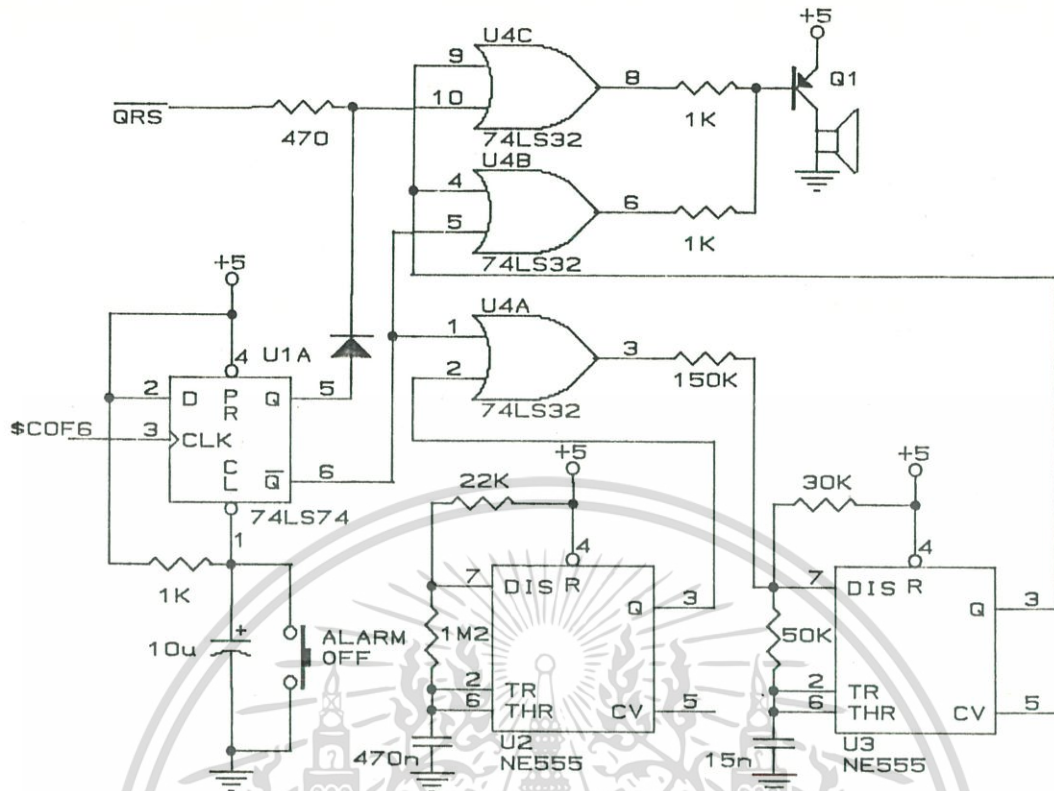
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.20 วงจรสร้างฐานเวลา 1 นาทีและวงจรพัลส์ QRS

วงจรสร้างเสียงเตือน(alarm) ใช้ U2,U3 เป็นวงจรอะอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ 2 ตัวต่อกันเพื่อให้ได้เอาท์พุทเป็น 2 เสียง(two tone) การควบคุมให้เสียงเตือนดังออกมาโพงโดยใช้พอร์ท \$COF6 ซึ่งจะทำการเอาท์พุทขา Q ของ U1 เป็นลอจิก 0 เสียงเตือนจึงออกมาโพงได้ ในขณะที่เดียวกันขา Q จะเป็นลอจิก 1 ทำให้เสียงจากพัลส์ QRS ไม่ออกมาโพง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.21 วงจรสร้างเสียงเตือน

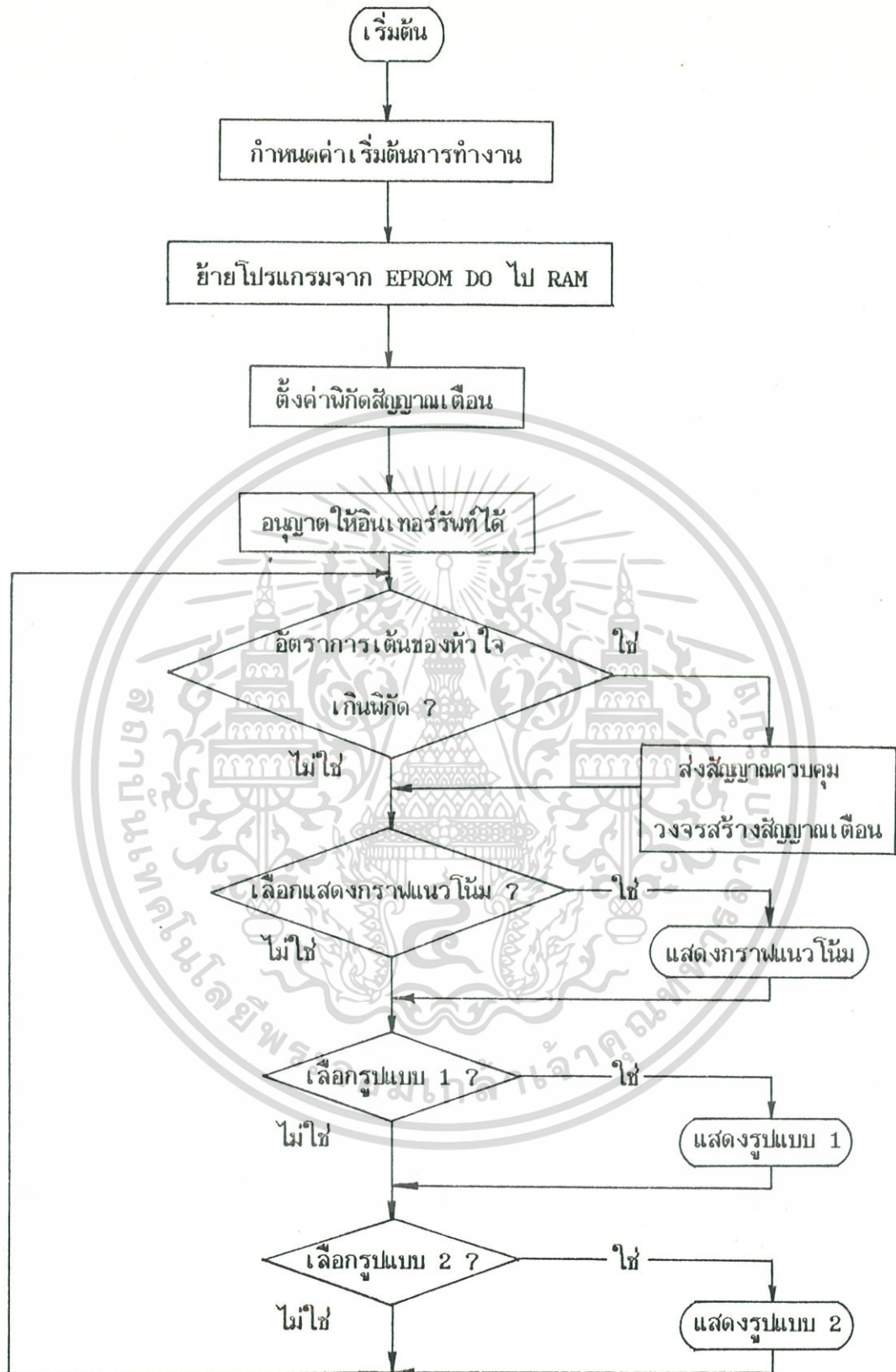
4.2.2 การทำงานของโปรแกรม

เนื่องจากการทำงานของระบบถูกควบคุมโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ซึ่งต้องมีโปรแกรมสั่งให้ทำงาน โปรแกรมทั้งหมดจะเก็บไว้ใน EPROM ขนาด 4 KBytes (2732) 2 ตัว โดยนำไปแทนที่ EPROM เดิมของไมโครคอมพิวเตอร์ การทำงานของโปรแกรมกล่าวโดยสรุปได้ดังนี้

เมื่อเริ่มเปิดเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์จะไปที่งานที่แอดเดรส \$FF30 เป็นการกำหนดค่าเริ่มต้นการทำงานของไมโครคอมพิวเตอร์ เนื่องจากในขณะที่เครื่องกำลังทำงานอยู่จะมีข้อมูลบางตัวในโปรแกรมเปลี่ยนแปลง ดังนั้นจึงทำการย้ายข้อมูลโปรแกรมจาก EPROM ที่แอดเดรส \$D000-\$D7FF ไปไว้ใน RAM ที่แอดเดรส \$0400-\$0BFF และให้ทำงานที่แอดเดรส \$0400 ต่อไปซึ่งเป็นโปรแกรมในการติดต่อกับผู้ใช้ในการตั้งพิกัดสัญญาณเตือน ส่วนตอบสนองอินเทอร์รัพท์แบบอนมารัสต์ เอเบิล (NMI) เพื่อรับข้อมูลจาก A/D ส่วนตอบสนองอินเทอร์รัพท์ (IRQ) เพื่อรับข้อมูลจากวงจรนับพัลส์ QRS ที่ใช้ในการแสดงกราฟแนวโน้ม (trend graph) ตรวจสอบสวิทซ์การเลือกรูปแบบการแสดงผล และการแสดงผลในรูปแบบต่างๆตามที่เลือกไว้ ซึ่งสามารถอธิบายเป็นโฟลว์ชาร์ทได้ดังรูปที่ 4.22 - 4.25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

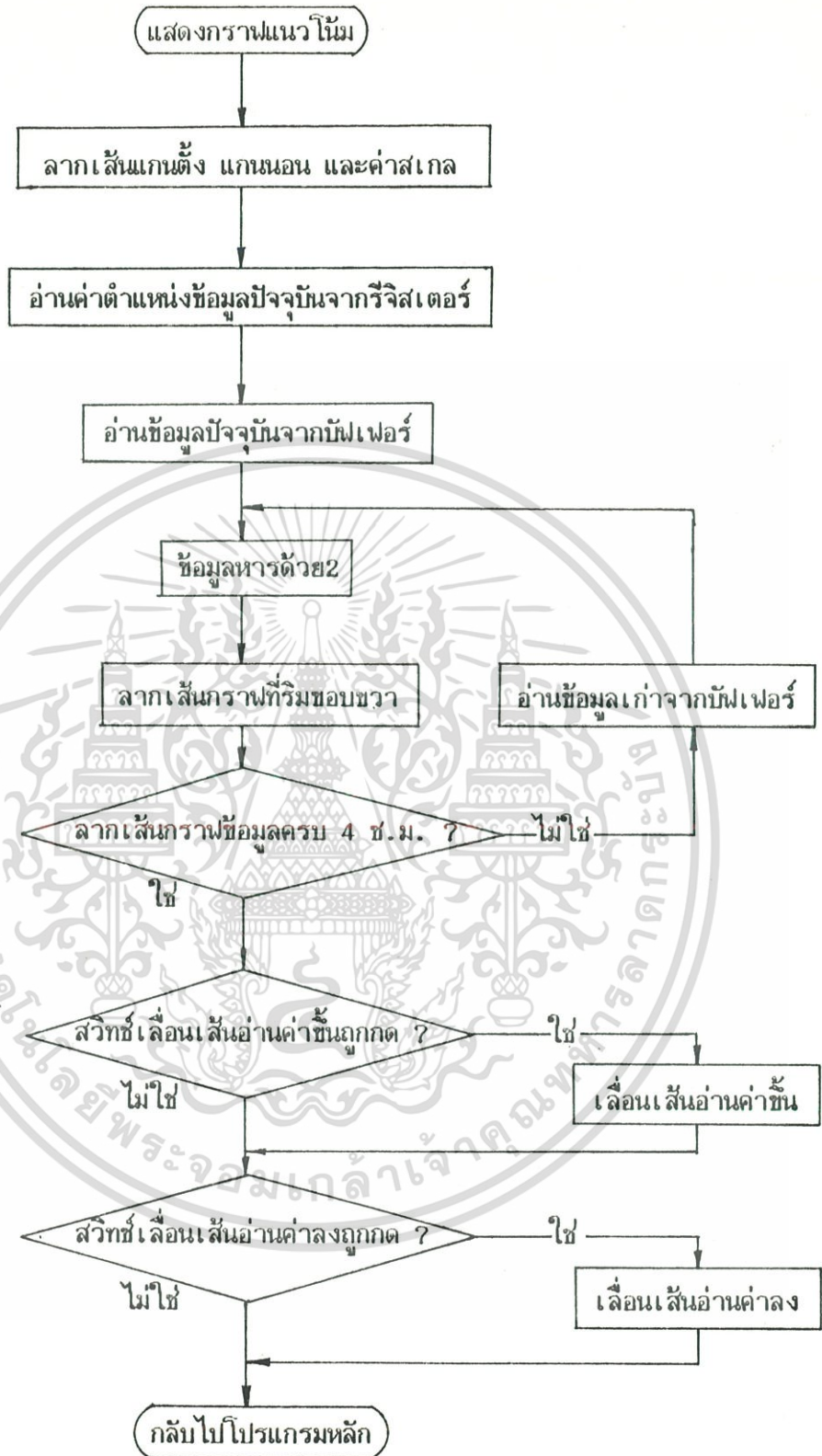


รูปที่ 4.22 โฟลว์ชาร์ตแสดงขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมควบคุม



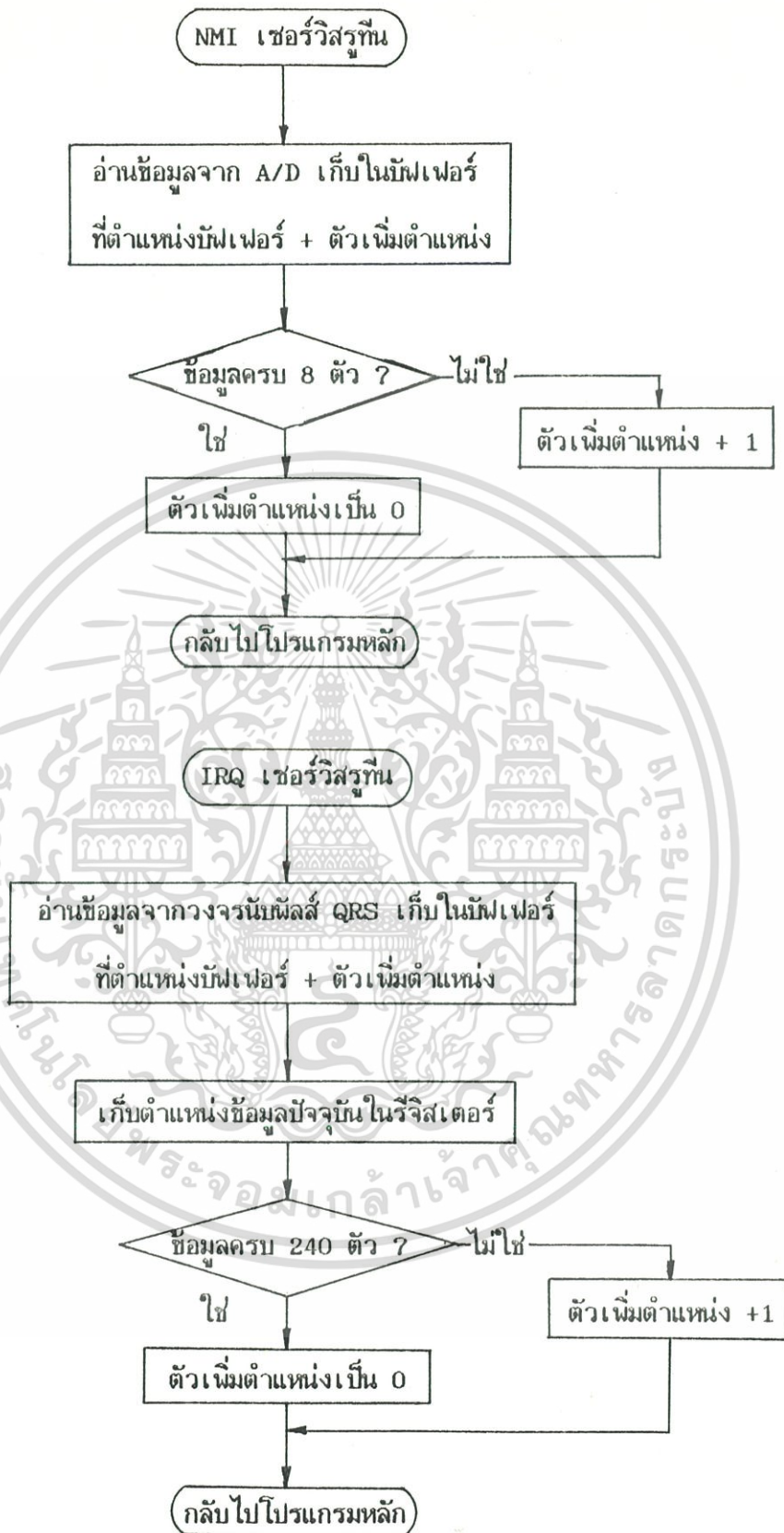
รูปที่ 4.23 โปรแกรมการแสดงผลรูปแบบที่ 1 และ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.24 โฟลว์ชาร์ทการแสดงกราฟแนวใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

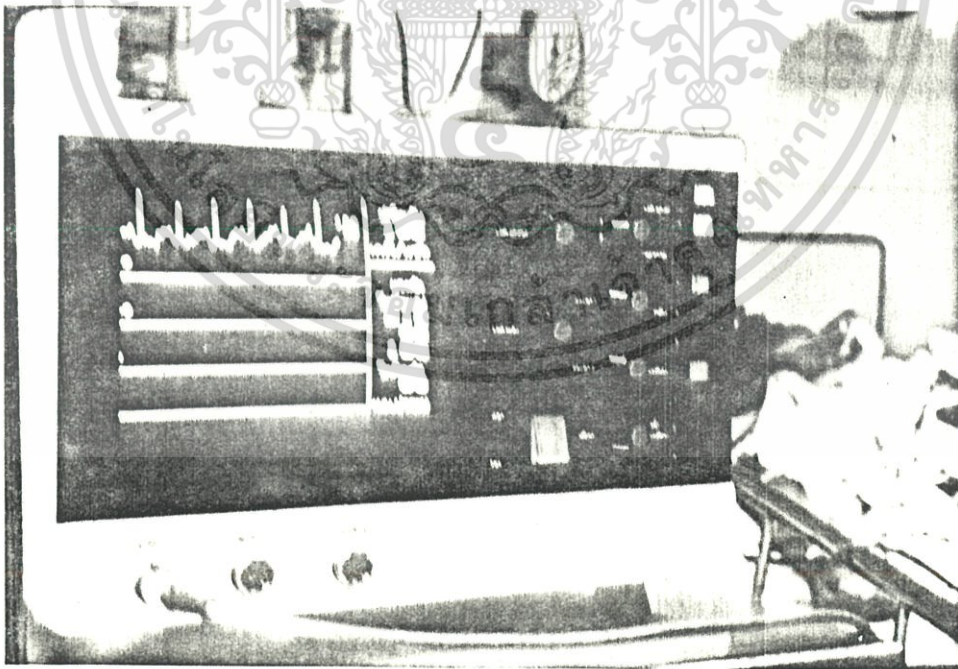


รูปที่ 4.25 โฟลว์ชาร์ตแสดงอินเทอร์รัพท์เซอร์วิสรูทีน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

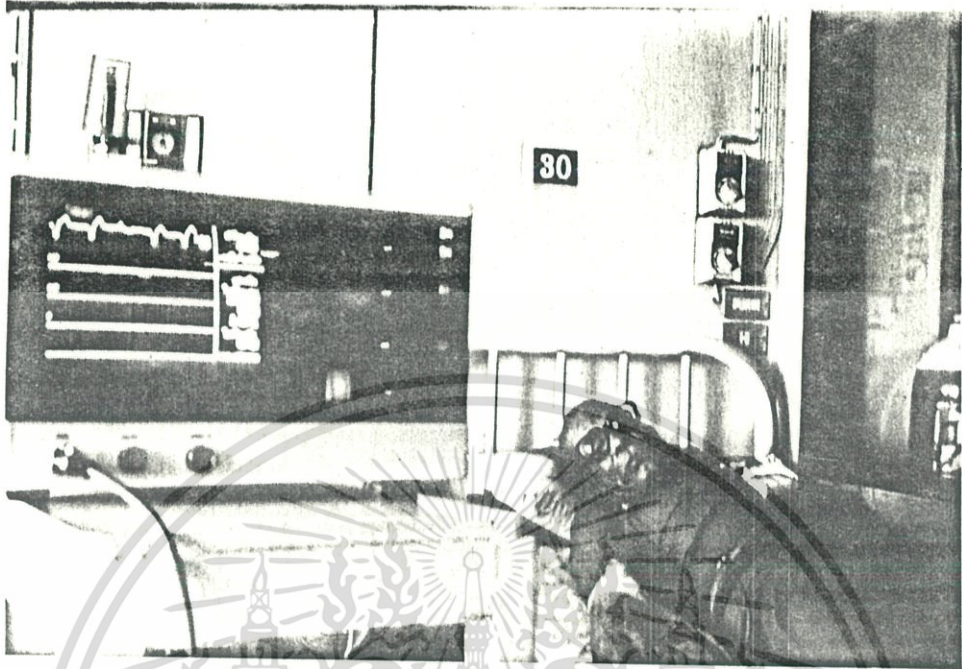
บทที่ 5 สรุปผลจากการนำไปใช้งาน

หลังจากที่ได้สร้างเครื่องเสร็จเรียบร้อยแล้ว ได้ทำการทดสอบเครื่องโดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG simulator) เครื่องสร้างคลื่นการหายใจ (Respiration simulator) และชุดจำลองระบบหมุนเวียนโลหิต แทนผู้ป่วยจริงๆ จนกระทั่งแน่ใจว่าสามารถใช้กับผู้ป่วยจริงได้โดยไม่มีปัญหา จึงได้นำไปทดลองใช้กับผู้ป่วยที่ ห้องผู้ป่วยหนัก ชั้น 3 ของหน่วยศัลยศาสตร์หัวใจและทรวงอก ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี ตั้งแต่สร้างเครื่องแรก (รูปที่ 5.1, 5.2) เสร็จจนถึงปัจจุบันเป็นเวลาประมาณ 2 ปีแล้ว ในช่วงระยะเวลาดังกล่าวได้ทำการเก็บข้อมูลเพิ่มเติมเพื่อทำการปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่อง โดยในเครื่องที่ 2, 3, 4 และ 5 (รูปที่ 5.3, 5.4) ที่สร้างขึ้นใหม่ได้เพิ่มเติมการแสดงผลในแบบที่ 3 เข้าไป คือการแสดงผลกราฟแนวโน้มของอัตราการเต้นของหัวใจในช่วง 4 ชั่วโมงที่ผ่านมา โดยสร้างวงจรและเขียนโปรแกรมเพิ่มขึ้น และยังได้สร้างเครื่องศูนย์กลางขึ้นมาอีก 1 เครื่อง (รูปที่ 5.5) ซึ่งเป็นเครื่องสำหรับรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องข้างเคียง 4 เครื่องมาแสดงผลพร้อมกัน

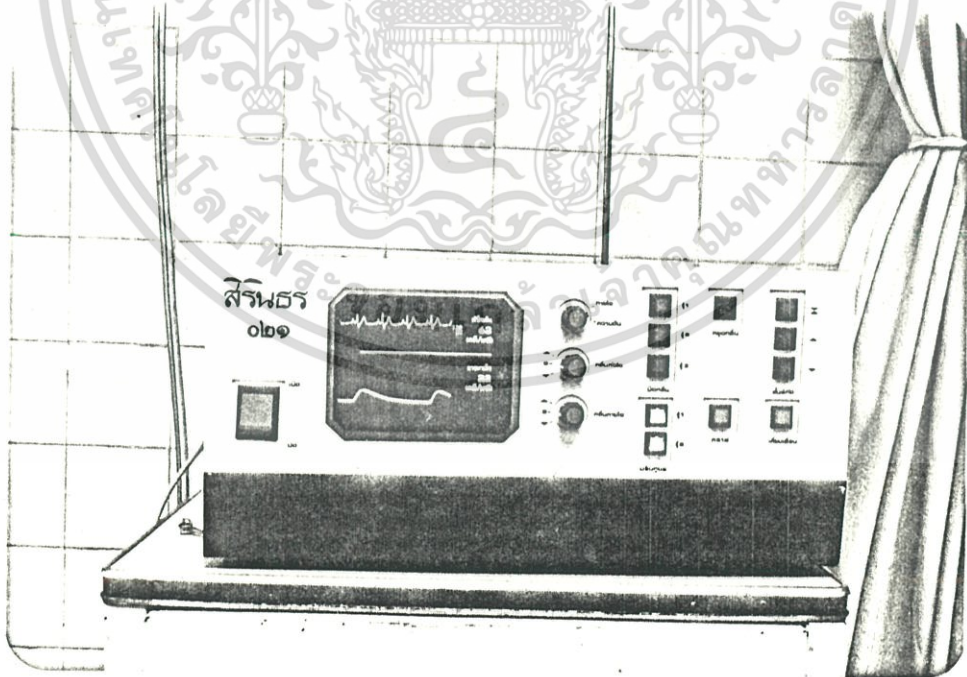


รูปที่ 5.1 เครื่องที่สร้างขึ้นเครื่องแรกขณะใช้งานที่ห้องผู้ป่วยหนัก ชั้น 3 โรงพยาบาลรามาธิบดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

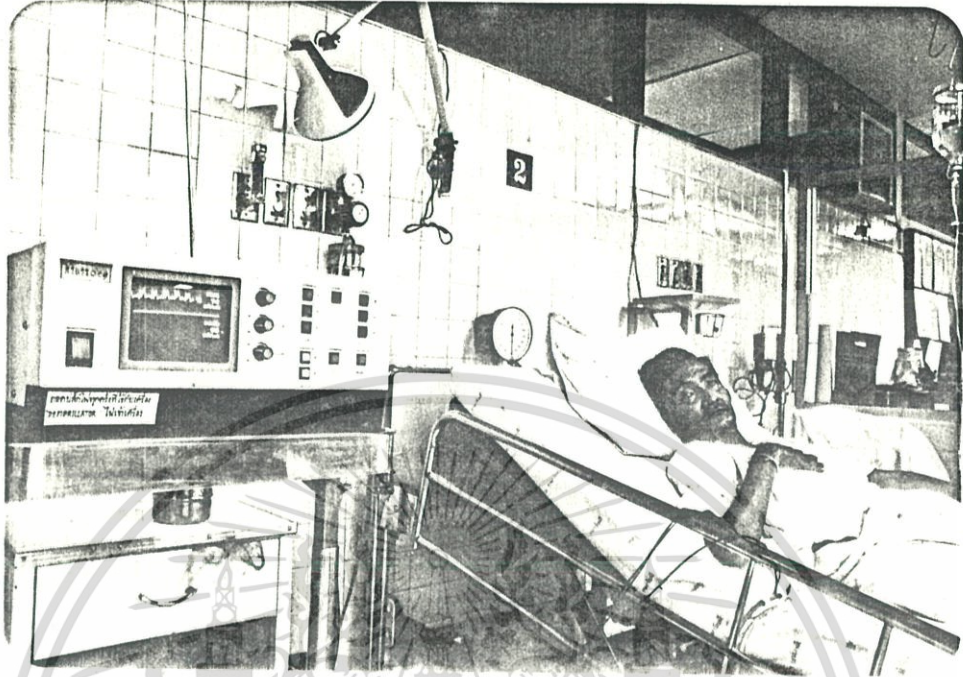


รูปที่ 5.2 นำเครื่องไปให้ที่โรงพยาบาลโรคทรวงอก



รูปที่ 5.3 เครื่องที่สร้างขึ้นใหม่แสดงในรูปแบบที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6 เครื่องที่สร้างขึ้นใหม่ที่จะใช้ในห้องผู้ป่วยหนัก ชั้น 3 โรงพยาบาลรามามาธิบดี

ผลจากการใช้งานกับผู้ป่วย ในช่วงระยะเวลาดังกล่าวสามารถสรุปผล ได้ดังนี้

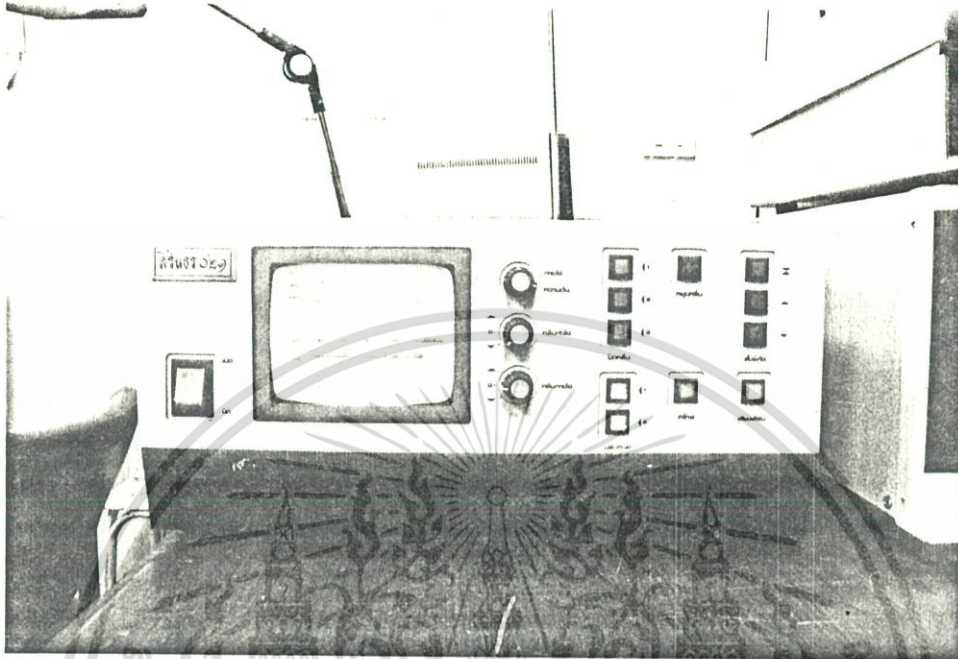
1. ปัญหาที่พบมากที่สุดคือ สายสำหรับรับสัญญาณจากอิเล็กโทรด ไปยังเครื่อง ที่ารุดบ่อย กรณีนี้ยังแก้ปัญหาให้หมด ไปไม่ได้ เนื่องจาก ไม่สามารถหาวัสดุอื่น ในท้องตลาดมาแทน ได้ การแก้ไขโดยทำสายสำรองขึ้นมาหลายชุด และให้ผู้ใช้เพิ่มความระมัดระวังมากขึ้น

2. ในการใช้งานที่ห้องผู้ป่วยหนัก ซึ่งต้องใช้งานต่อเนื่องกัน เป็นเวลานาน โดย ไม่มีการพักเครื่อง บางครั้งจะเกิดปัญหาขึ้นเนื่องจากความร้อนที่เกิดจากตัวอุปกรณ์บนแผงวงจร ไมโครคอมพิวเตอร์ ทำให้เครื่องทำงานไม่ได้ ปัญหานี้แก้ไขโดยใช้วิธีระบายความร้อนให้กับตัวอุปกรณ์ โดย ได้ติดตั้งลมดูดอากาศเข้า ไป

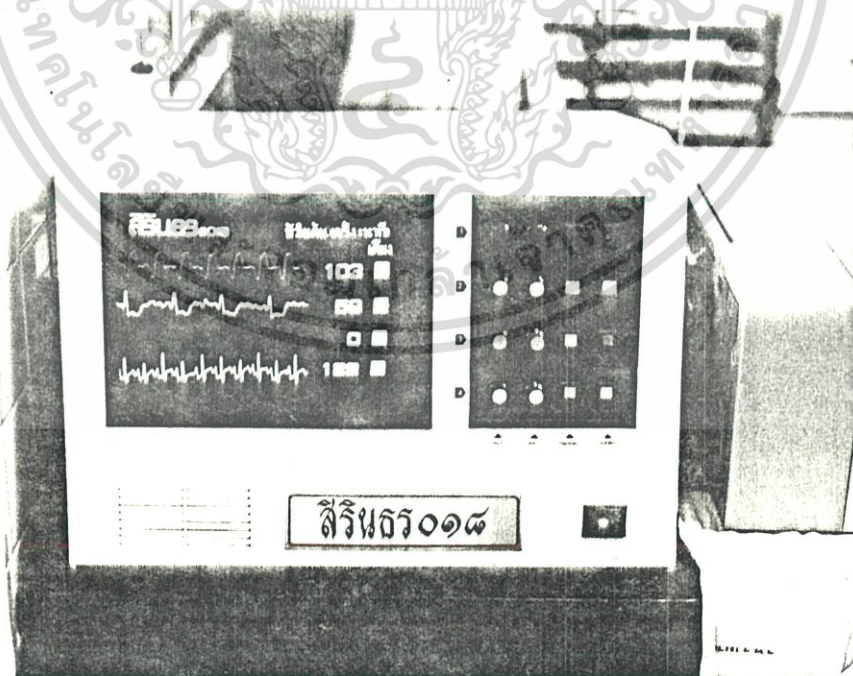
3. ในบางครั้งจะ ไม่สามารถวัดการหายใจได้ เนื่องจาก ไม่สามารถติดอิเล็กโทรดตามตำแหน่งที่แสดงไว้ในรูปที่ 1.13 เพราะบริเวณนี้มีผลจากการผ่าตัด ซึ่งปัญหานี้ ไม่สามารถแก้ไข ได้

นอกจากปัญหาดังกล่าวข้างต้นแล้ว ผู้ใช้ยอมรับว่าเครื่องที่สร้างขึ้นนี้สามารถใช้งานได้ดี และจะมี

ประโยชน์มากถ้าได้รับการสนับสนุน ในการพัฒนาต่อไปจนสามารถผลิตขึ้น ใช้ได้เอง ในประเทศ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.4 แสดงรูปแบบที่ 3 การแสดงกราฟแนวใหม่



รูปที่ 5.5 แสดงเครื่องศูนย์กลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำวิจัยเรื่อง ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยสำหรับห้องผู้ป่วยหนัก นี้ ผู้วิจัยได้รับข้อมูล และคำแนะนำทางด้านการแพทย์ ตลอดจนความช่วยเหลือในการทดลองใช้เครื่องมือนี้ที่ห้องผู้ป่วยหนัก โรงพยาบาลรามารวมดีเป็นอย่างดีจาก ศาสตราจารย์นายแพทย์ ม.ร.ว.กัลยาณกิติ์ กิติยากร รองศาสตราจารย์นายแพทย์ สมบูรณ์ บุญเกษม และพยาบาลในห้องผู้ป่วยหนัก หน่วยศัลยศาสตร์หัวใจ และทรวงอก ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามารวมดี ส่วนข้อมูลและคำแนะนำทางวิศวกรรมได้รับจาก รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์พิเศษ คุณศิริวานิชกร อาจารย์กิตติพล ชิตสกุล และ อาจารย์ ประภากร สุวรรณะ

จึงขอแสดงความขอบคุณเป็นอย่างยิ่งมา ณ ที่นี้



บรรณานุกรม

1. Stephen Scheidt, Basic Electrocardiography: Leads, Axes, Arrhythmias, Clinical Symposia, Volume 35 Number 2, PP.2-4,6-10,12-13, 1983.
2. Technical Education Research Centers, Operation & Measurement Series, Electrocardiography, Cat.No.SW-8259, P.8, 1975.
3. John R. Cameron and James G. Skofronick, Medical Physics, John Wiley & Sons, PP.160,219-228,234-239, 1978.
4. Willis J. Tompkins and John G. Webster, Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, Prentice-Hall, PP.5-22,21-29,46,156-159, 1981.
5. Howard M. Yanof, Biomedical Electronics, Davis, Philadelphia, PP.291-335, 432-437, 1972.
6. Harry E. Thomas, Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement, Prentice-hall, PP.29-57,138-165,435-474, 1974.
7. Hironami Kubota, Patient Monitoring Systems Input and Sensor Technology, Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering, Vol.22 No.7, PP.523-528, December 1984.
8. Yushiro Kuratomi and Shiro kira, respiratory Monitoring in Respiratory Care Unit, Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering, Vol.22 No.7, PP.482-489, december 1984.
9. Richard S.C. Cobbold, Transducer for biomedical Measurements, John Wiley & Sons, PP.207-223, 1974.
10. Technical Education Research center, Blood pressure measurement, Pasco, PP.5-6, 1975.
11. David F. Stout, Handbook of operational amplifier circuit design,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Mcgraw-hill, P. 10-4, 1976.
12. Roy E. Myers, Microcomputer Graphics, Addison-Wesley, PP.233-237, 242-245, 1982.
 13. William F. Luebbert, What's Where in the APPLE, Micro ink, PP.112-115, 1980.
 14. Winstien Gayler, The APPLE II Circuit Description, Howard W. Sams & Co. Inc, PP.24-40,78-80,82-84,199-200,215-217, 1983.
 15. APPLE II Reference Manual, PP.79-83,100,105-109,117-128,129-134.
 16. Marvin L. De Jang, APPLE II Assembly Language, Howard W. Sams & Co.Inc, PP.28-35, 1982.
 17. นิชัย คูศิริวานิชกร, การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่อง ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์, วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง ปีการศึกษา 2529
 18. M. Sangworasilp, P. Koosirivanichakorn, K. Chitsakul, R. Veerapong, S. Boonkasem, K. Kitiyakara, Microcomputer-based Bedside Monitor, 3rd Symposium on Biomedical Engineering, NUS, PP.168-177, 1986.
 19. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ, เรียงชัย วีระพงษ์, นิชัย คูศิริวานิชกร, รศ.มนัส สังวรศิลป์, ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยสำหรับห้องผู้ป่วยหนัก, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า 9 สถาบันอุดมศึกษา ครั้งที่ 10 เล่มที่ 1, หน้าที่ 1-106 ถึง 1-116, พฤศจิกายน 2530



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1400-	78	SEI					
1401-	20 30 0B	JSR	\$0B30				
1404-	20 00 F0	JSR	\$F000				
1407-	AD F1 C0	LDA	\$COF1				
140A-	30 FB	BMI	\$1407				
140C-	AD F1 C0	LDA	\$COF1				
140F-	10 FB	BPL	\$140C				
1411-	8E C0 C0	STX	\$COCO				
1414-	20 EE 07	JSR	\$07EE				
1417-	A9 CD	LDA	##CD				
1419-	85 25	STA	\$25				
141B-	85 0F	STA	\$0F				
141D-	4C E7 0A	JMP	\$0AE7				
1420-	A9 00	LDA	##00				
1422-	20 4D 05	JSR	\$054D				
1425-	A9 F8	LDA	##F8				
1427-	20 54 05	JSR	\$0554				
142A-	A9 80	LDA	##80				
142C-	20 4D 05	JSR	\$054D				
142F-	A9 F8	LDA	##F8				
1431-	20 54 05	JSR	\$0554				
1434-	A9 20	LDA	##20				
1436-	20 4D 05	JSR	\$054D				
1439-	A9 F9	LDA	##F9				
143B-	20 54 05	JSR	\$0554				
143E-	A9 C0	LDA	##C0				
1440-	20 4D 05	JSR	\$054D				
1443-	A9 F9	LDA	##F9				
1445-	20 54 05	JSR	\$0554				
1448-	A9 60	LDA	##60				
144A-	20 4D 05	JSR	\$054D				
144D-	A9 FA	LDA	##FA				
144F-	20 54 05	JSR	\$0554				
1452-	A9 00	LDA	##00				
1454-	20 4D 05	JSR	\$054D				
1457-	A9 FB	LDA	##FB				
1459-	20 54 05	JSR	\$0554				
145C-	A9 A0	LDA	##A0				
145E-	20 4D 05	JSR	\$054D				
1461-	A9 FB	LDA	##FB				
1463-	20 54 05	JSR	\$0554				
1466-	A9 C0	LDA	##C0				
1468-	20 4D 05	JSR	\$054D				
146B-	A9 FB	LDA	##FB				
146D-	20 54 05	JSR	\$0554				
1470-	A9 00	LDA	##00				
1472-	20 4D 05	JSR	\$054D				
1475-	A9 FC	LDA	##FC				
1477-	20 54 05	JSR	\$0554				
147A-	A9 40	LDA	##40				
147C-	20 4D 05	JSR	\$054D				
147F-	A9 FC	LDA	##FC				
1481-	20 54 05	JSR	\$0554				
1484-	A5 50	LDA	\$50				
1486-	85 F3	STA	\$F3				
1488-	A9 1B	LDA	##1B				
148A-	85 F4	STA	\$F4				
148C-	A9 21	LDA	##21				
148E-	85 F5	STA	\$F5				
1490-	20 20 07	JSR	\$0720				
1493-	A5 40	LDA	\$40				
1495-	85 F3	STA	\$F3				
1497-	A9 9B	LDA	##9B				
1499-	85 F4	STA	\$F4				
149B-	A9 21	LDA	##21				
149D-	85 F5	STA	\$F5				
149F-	20 20 07	JSR	\$0720				
14A2-	4C 0E 0A	JMP	\$0A0E				
14A5-	00	BRK					
14A6-	00	BRK					
14A7-	A0 A0	LDY	##A0				
14A9-	A9 00	LDA	##00				
14AB-	20 5E 05	JSR	\$055E				
14AE-	A0 F9	LDY	##F9				
14B0-	A9 F8	LDA	##F8				
14B2-	20 65 05	JSR	\$0565				
14B5-	A0 A8	LDY	##A8				
14B7-	A9 80	LDA	##80				
14B9-	20 5E 05	JSR	\$055E				
14BC-	A0 F9	LDY	##F9				
14BE-	A9 F8	LDA	##F8				
14C0-	20 65 05	JSR	\$0565				
14C3-	A0 B0	LDY	##B0				
14C5-	A9 20	LDA	##20				
14C7-	20 5E 05	JSR	\$055E				
14CA-	A0 F9	LDY	##F9				
14CC-	A9 FE	LDA	##FE				
14CE-	20 65 05	JSR	\$0565				
14D1-	A0 B8	LDY	##B8				
14D3-	A9 80	LDA	##80				
14D5-	20 5E 05	JSR	\$055E				
14D8-	A0 F9	LDY	##F9				
14DA-	A9 F8	LDA	##F8				
14DC-	20 65 05	JSR	\$0565				
14DF-	A5 50	LDA	\$50				
14E1-	85 F3	STA	\$F3				
14E3-	A9 9B	LDA	##9B				
14E5-	85 F4	STA	\$F4				
14E7-	A9 22	LDA	##22				
14E9-	85 F5	STA	\$F5				
14EB-	20 20 07	JSR	\$0720				
14EE-	A5 40	LDA	\$40				
14F0-	85 F3	STA	\$F3				
14F2-	A9 1B	LDA	##1B				

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

14F4-	85 F4	STA	\$F4	155B-	8C 05 05	STY	\$0505
14F6-	A9 23	LDA	##23	1561-	8D 2E 05	STA	\$052E
14F8-	85 F5	STA	\$F5	1564-	60	RTS	
14FA-	20 20 07	JSR	\$0720	1565-	8C 06 05	STY	\$0506
14FD-	4C 0E 0A	JMP	\$0A0E	1568-	8D 2F 05	STA	\$052F
1500-	A2 00	LDX	##00	156B-	20 00 05	JSR	\$0500
1502-	A0 00	LDY	##00	156E-	60	RTS	
1504-	BD 40 19	LDA	\$1940,X	156F-	00	BRK	
1507-	95 A1	STA	\$A1,X	1570-	A0 00	LDY	##00
1509-	E8	INX		1572-	A9 80	LDA	##80
150A-	C8	INY		1574-	20 5E 05	JSR	\$055E
150B-	C0 06	CPY	##06	1577-	A0 F5	LDY	##F5
150D-	D0 F5	BNE	\$1504	1579-	A9 F8	LDA	##F8
150F-	20 22 05	JSR	\$0522	157B-	20 65 05	JSR	\$0565
1512-	A5 A4	LDA	\$A4	157E-	A9 08	LDA	##08
1514-	85 A1	STA	\$A1	1580-	20 4D 05	JSR	\$054D
1516-	A5 A5	LDA	\$A5	1583-	A9 F5	LDA	##F5
1518-	85 A2	STA	\$A2	1585-	20 54 05	JSR	\$0554
151A-	A5 A6	LDA	\$A6	1588-	A9 30	LDA	##30
151C-	85 A3	STA	\$A3	158A-	20 4D 05	JSR	\$054D
151E-	20 22 05	JSR	\$0522	158D-	A9 F5	LDA	##F5
1521-	60	RTS		158F-	20 54 05	JSR	\$0554
1522-	18	CLC		1592-	A9 60	LDA	##60
1523-	A0 00	LDY	##00	1594-	20 4D 05	JSR	\$054D
1525-	A5 A2	LDA	\$A2	1597-	A9 F5	LDA	##F5
1527-	85 A7	STA	\$A7	1599-	20 54 05	JSR	\$0554
1529-	A9 08	LDA	##08	159C-	A9 80	LDA	##80
152B-	85 A8	STA	\$A8	159E-	20 4D 05	JSR	\$054D
152D-	BD 40 19	LDA	\$1940,X	15A1-	A9 F5	LDA	##F5
1530-	91 A1	STA	(\$A1),Y	15A3-	20 54 05	JSR	\$0554
1532-	E8	INX		15A6-	A9 A0	LDA	##A0
1533-	E6 A2	INC	\$A2	15A8-	20 4D 05	JSR	\$054D
1535-	E6 A2	INC	\$A2	15AB-	A9 F5	LDA	##F5
1537-	E6 A2	INC	\$A2	15AD-	20 54 05	JSR	\$0554
1539-	E6 A2	INC	\$A2	15B0-	A9 C0	LDA	##C0
153B-	C6 A8	DEC	\$A8	15B2-	20 4D 05	JSR	\$054D
153D-	A9 00	LDA	##00	15B5-	A9 F5	LDA	##F5
153F-	C5 A8	CHP	\$A8	15B7-	20 54 05	JSR	\$0554
1541-	D0 EA	BNE	\$152D	15BA-	A9 E0	LDA	##E0
1543-	A5 A7	LDA	\$A7	15BC-	20 4D 05	JSR	\$054D
1545-	85 A2	STA	\$A2	15BF-	A9 F5	LDA	##F5
1547-	C8	INY		15C1-	20 54 05	JSR	\$0554
1548-	C4 A3	CPY	\$A3	15C4-	A9 08	LDA	##08
154A-	D0 DD	BNE	\$1529	15C6-	20 4D 05	JSR	\$054D
154C-	60	RTS		15C9-	A9 F6	LDA	##F6
154D-	8D 05 05	STA	\$0505	15CB-	20 54 05	JSR	\$0554
1550-	8D 2E 05	STA	\$052E	15CE-	A9 20	LDA	##20
1553-	60	RTS		15D0-	20 4D 05	JSR	\$054D
1554-	8D 06 05	STA	\$0506	15D3-	A9 F6	LDA	##F6
1557-	8D 2F 05	STA	\$052F	15D5-	20 54 05	JSR	\$0554
155A-	20 00 05	JSR	\$0500	15D8-	A9 66	LDA	##66
155D-	60	RTS		15DA-	85 A3	STA	\$A3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

15DC-	A9 04	LDA	##04	1646-	BD 00 0C	LDA	\$0C00,X
15DE-	85 A2	STA	\$A2	1649-	85 A1	STA	\$A1
15E0-	20 A0 06	JSR	\$06A0	164B-	86 AF	STX	\$AF
15E3-	C6 A3	DEC	\$A3	164D-	A2 00	LDX	##00
15E5-	D0 F9	BNE	\$15E0	164F-	86 A3	STX	\$A3
15E7-	A9 00	LDA	##00	1651-	20 A0 06	JSR	\$06A0
15E9-	85 A3	STA	\$A3	1654-	A5 A1	LDA	\$A1
15EB-	A2 F4	LDX	##F4	1656-	C9 00	CMP	##00
15ED-	85 A2	STA	\$A2	1658-	F0 0A	BEQ	\$1664
15EF-	20 A0 06	JSR	\$06A0	165A-	C6 A1	DEC	\$A1
15F2-	C6 A2	DEC	\$A2	165C-	F0 06	BEQ	\$1664
15F4-	A5 A2	LDA	\$A2	165E-	B6 A3	INC	\$A3
15F6-	C9 04	CMP	##04	1660-	C6 A1	DEC	\$A1
15F8-	D0 F5	BNE	\$15EF	1662-	D0 ED	BNE	\$1651
15FA-	A2 00	LDX	##00	1664-	A6 AF	LDX	\$AF
15FC-	86 A3	STX	\$A3	1666-	B6 A2	INC	\$A2
15FE-	A2 02	LDX	##02	1668-	C6 A5	DEC	\$A5
1600-	86 A0	STX	\$A0	166A-	F0 10	BEQ	\$167C
1602-	A2 F4	LDX	##F4	166C-	B8	INX	
1604-	86 A2	STX	\$A2	166D-	B0 F0	CPX	##F0
1606-	20 A0 06	JSR	\$06A0	166F-	F0 06	BEQ	\$1677
1609-	C6 A2	DEC	\$A2	1671-	B0 F0	CPX	##F0
160B-	D0 F9	BNE	\$1606	1673-	B0 02	BCS	\$1677
160D-	A2 64	LDX	##64	1675-	D0 CF	BNE	\$1646
160F-	86 A3	STX	\$A3	1677-	A2 00	LDX	##00
1611-	C6 A0	DEC	\$A0	1679-	B8	CLV	
1613-	D0 ED	BNE	\$1602	167A-	50 CA	BVC	\$1646
1615-	A2 04	LDX	##04	167C-	4C 70 F1	JMP	\$F170
1617-	86 A2	STX	\$A2	16A0-	18	CLC	
1619-	A2 0D	LDX	##0D	16A1-	A5 A2	LDA	\$A2
161B-	86 A0	STX	\$A0	16A3-	85 B1	STA	\$B1
161D-	A2 18	LDX	##18	16A5-	A5 A3	LDA	\$A3
161F-	86 A3	STX	\$A3	16A7-	85 B2	STA	\$B2
1621-	20 B2 06	JSR	\$06B2	16A9-	A9 A7	LDA	##A7
1624-	C6 A3	DEC	\$A3	16AB-	B5 B2	SBC	\$B2
1626-	A6 A3	LDX	\$A3	16AD-	85 B2	STA	\$B2
1628-	B0 14	CPX	##14	16AF-	B8	CLV	
162A-	D0 F5	BNE	\$1621	16B0-	50 0F	BVC	\$16C1
162C-	18	CLC		16B2-	18	CLC	
162D-	A9 14	LDA	##14	16B3-	A5 A2	LDA	\$A2
162F-	65 A2	ADC	\$A2	16B5-	85 B1	STA	\$B1
1631-	85 A2	STA	\$A2	16B7-	A5 A3	LDA	\$A3
1633-	C6 A0	DEC	\$A0	16B9-	85 B2	STA	\$B2
1635-	D0 B6	BNE	\$161D	16BB-	A9 BF	LDA	##BF
1637-	A2 06	LDX	##06	16BD-	B5 B2	SBC	\$B2
1639-	86 A2	STX	\$A2	16BF-	85 B2	STA	\$B2
163B-	A2 BF	LDX	##BF	16C1-	A5 B2	LDA	\$B2
163D-	86 A5	STX	\$A5	16C3-	29 30	AND	##30
163F-	A6 08	LDX	\$08	16C5-	4A	LSR	
1641-	B0 F0	CPX	##F0	16C6-	4A	LSR	
1643-	F0 27	BEQ	\$166C	16C7-	4A	LSR	
1645-	B8	INX		16C8-	4A	LSR	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

16C9-	09 20	ORA	฿20				
16CB-	85 B4	STA	฿B4				
16CD-	A5 B2	LDA	฿B2				
16CF-	29 07	AND	฿07				
16D1-	0A	ASL					
16D2-	0A	ASL					
16D3-	65 B4	ADC	฿B4				
16D5-	85 B4	STA	฿B4				
16D7-	A5 B2	LDA	฿B2				
16D9-	29 C0	AND	฿C0				
16DB-	4A	LSR					
16DC-	85 B3	STA	฿B3				
16DE-	4A	LSR					
16DF-	4A	LSR					
16E0-	05 B3	ORA	฿B3				
16E2-	85 B3	STA	฿B3				
16E4-	A5 B2	LDA	฿B2				
16E6-	29 08	AND	฿08				
16E8-	F0 06	BEQ	฿16F0				
16EA-	A9 80	LDA	฿80				
16EC-	65 B3	ADC	฿B3				
16EE-	85 B3	STA	฿B3				
16F0-	A9 00	LDA	฿00				
16F2-	A2 08	LDX	฿08				
16F4-	06 B1	ASL	฿B1				
16F6-	2A	ROL					
16F7-	C9 07	CHP	฿07				
16F9-	90 02	BCC	฿16FD				
16FB-	E9 07	SBC	฿07				
16FD-	26 B1	ROL	฿B1				
16FF-	CA	DEX					
1700-	D0 F4	BNE	฿16F6				
1702-	AA	TAX					
1703-	38	SEC					
1704-	A9 00	LDA	฿00				
1706-	2A	ROL					
1707-	CA	DEX					
1708-	10 FC	BPL	฿1706				
170A-	85 D0	STA	฿D0				
170C-	A5 B3	LDA	฿B3				
170E-	69 05	ADC	฿05				
1710-	85 B3	STA	฿B3				
1712-	A5 D0	LDA	฿D0				
1714-	A4 B1	LDY	฿B1				
1716-	11 B3	ORA	(฿B3),Y				
1718-	91 B3	STA	(฿B3),Y				
171A-	60	RTS					
171B-	00	BRK					
1720-	F8	SED					
1721-	A9 00	LDA	฿00				
1723-	85 F1	STA	฿F1				
1725-	85 F2	STA	฿F2				
1727-	A2 08	LDX	฿08				
				1729-	06 F3	ASL	฿F3
				172B-	A5 F1	LDA	฿F1
				172D-	65 F1	ADC	฿F1
				172F-	85 F1	STA	฿F1
				1731-	A5 F2	LDA	฿F2
				1733-	65 F2	ADC	฿F2
				1735-	85 F2	STA	฿F2
				1737-	69 00	ADC	฿00
				1739-	CA	DEX	
				173A-	D0 ED	BNE	฿1729
				173C-	D8	CLD	
				173D-	A6 F2	LDX	฿F2
				173F-	E0 00	CPX	฿00
				1741-	F0 03	BEQ	฿1746
				1743-	20 60 07	JSR	฿0760
				1746-	E6 F4	INC	฿F4
				1748-	A9 F0	LDA	฿F0
				174A-	25 F1	AND	฿F1
				174C-	4A	LSR	
				174D-	4A	LSR	
				174E-	4A	LSR	
				174F-	4A	LSR	
				1750-	AA	TAX	
				1751-	20 60 07	JSR	฿0760
				1754-	E6 F4	INC	฿F4
				1756-	A9 0F	LDA	฿0F
				1758-	25 F1	AND	฿F1
				175A-	AA	TAX	
				175B-	20 60 07	JSR	฿0760
				175E-	60	RTS	
				1760-	8A	TXA	
				1761-	0A	ASL	
				1762-	0A	ASL	
				1763-	0A	ASL	
				1764-	AA	TAX	
				1765-	A0 00	LDY	฿00
				1767-	A5 F4	LDA	฿F4
				1769-	85 91	STA	฿91
				176B-	A5 F5	LDA	฿F5
				176D-	85 92	STA	฿92
				176F-	A9 08	LDA	฿08
				1771-	85 93	STA	฿93
				1773-	BD 00 F4	LDA	฿F400,X
				1776-	91 91	STA	(฿91),Y
				1778-	E8	INX	
				1779-	E6 92	INC	฿92
				177B-	E6 92	INC	฿92
				177D-	E6 92	INC	฿92
				177F-	E6 92	INC	฿92
				1781-	C6 93	DEC	฿93
				1783-	D0 EE	BNE	฿1773
				1785-	60	RTS	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

17BE-	A2 99	LDX	฿99	1850-	EO 0A	CPX	฿0A
17FO-	A0 02	LDY	฿02	1852-	DO 05	BNE	\$1859
17F2-	86 C0	STX	\$C0	1854-	A2 00	LDX	฿00
17F4-	C6 C0	DEC	\$C0	1856-	8E 68 08	STX	\$0868
17F6-	DO FC	BNE	\$17F4	1859-	60	RTS	
17F8-	CA	DEX		1869-	A9 A2	LDA	฿A2
17F9-	DO F9	BNE	\$17F4	186B-	8D 13 09	STA	\$0913
17FB-	88	DEY		186E-	A9 22	LDA	฿22
17FC-	DO F6	BNE	\$17F4	1870-	8D 1B 09	STA	\$091B
17FE-	60	RTS		1873-	A2 02	LDX	฿02
17FF-	00	BRK		1875-	A5 07	LDA	\$07
1800-	48	PHA		1877-	EA	NOP	
1801-	98	TYA		1878-	C9 C8	CMP	฿C8
1802-	48	PHA		187A-	90 1D	BCC	\$1899
1803-	8A	TXA		187C-	38	SEC	
1804-	48	PHA		187D-	E9 C8	SBC	฿C8
1805-	20 59 08	JSR	\$0859	187F-	85 08	STA	\$08
1808-	A6 0B	LDX	\$0B	1881-	EA	NOP	
180A-	EO 02	CPX	฿02	1882-	EO 00	CPX	฿00
180C-	FO 15	BEQ	\$1823	1884-	DO 02	BNE	\$1888
180E-	A4 0C	LDY	\$0C	1886-	A2 0A	LDX	฿0A
1810-	C0 05	CPY	฿05	1888-	86 0A	STX	\$0A
1812-	FO 1F	BEQ	\$1833	188A-	EA	NOP	
1814-	AD FO C0	LDA	\$C0FO	188B-	20 0D 09	JSR	\$090D
1817-	99 FO 09	STA	\$09FO, Y	188E-	A9 C8	LDA	฿C8
181A-	E8	INX		1890-	8D 79 08	STA	\$0879
181B-	86 0B	STX	\$0B	1893-	8D 7E 08	STA	\$087E
181D-	C8	INY		1896-	4C A9 08	JMP	\$08A9
181E-	84 0C	STY	\$0C	1899-	CA	DRX	
1820-	B8	CLV		189A-	38	SEC	
1821-	50 0A	BVC	\$182D	189B-	AD 79 08	LDA	\$0879
1823-	A2 01	LDX	฿01	189E-	E9 64	SBC	฿64
1825-	86 0B	STX	\$0B	18A0-	8D 79 08	STA	\$0879
1827-	AD FO C0	LDA	\$C0FO	18A3-	8D 7E 08	STA	\$087E
182A-	8D F5 09	STA	\$09F5	18A6-	4C 75 08	JMP	\$0875
182D-	68	PLA		18A9-	18	CLC	
182E-	AA	TAX		18AA-	A9 02	LDA	฿02
182F-	68	PLA		18AC-	6D 13 09	ADC	\$0913
1830-	A8	TAY		18AF-	8D 13 09	STA	\$0913
1831-	68	PLA		18B2-	A2 0A	LDX	฿0A
1832-	40	RTI		18B4-	A5 08	LDA	\$08
1833-	4C 48 0B	JMP	\$0B48	18B6-	EA	NOP	
1836-	AE 68 08	LDX	\$0868	18B7-	C9 64	CMP	฿64
1839-	BD 5A 08	LDA	\$085A, X	18B9-	90 17	BCC	\$18D2
183C-	8D 6A 08	STA	\$086A	18BB-	38	SEC	
183F-	E8	INX		18BC-	E9 64	SBC	฿64
1840-	BD 5A 08	LDA	\$085A, X	18BE-	85 09	STA	\$09
1843-	8D 6F 08	STA	\$086F	18C0-	EA	NOP	
1846-	E8	INX		18C1-	86 0A	STX	\$0A
1847-	8E 68 08	STX	\$0868	18C3-	EA	NOP	
184A-	20 69 08	JSR	\$0869	18C4-	20 0D 09	JSR	\$090D
184D-	AE 68 08	LDX	\$0868	18C7-	A9 64	LDA	฿64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

18C9-	8D B8 08	STA	\$08B8	1932-	EA	NOP	
18CC-	8D BD 08	STA	\$08BD	1933-	A9 A0	LDA	##A0
18CF-	4C E2 08	JMP	\$08E2	1935-	85 05	STA	\$05
18D2-	CA	DEX		1937-	EA	NOP	
18D3-	38	SBC		1938-	A9 FC	LDA	##FC
18D4-	AD B8 08	LDA	\$08B8	193A-	85 06	STA	\$06
18D7-	E9 0A	SBC	##0A	193C-	EA	NOP	
18D9-	8D B8 08	STA	\$08B8	193D-	A0 01	LDY	##01
18DC-	8D BD 08	STA	\$08BD	193F-	A5 05	LDA	\$05
18DF-	4C B4 08	JMP	\$08B4	1941-	EA	NOP	
18E2-	18	CLC		1942-	8D 6A 09	STA	\$096A
18E3-	A9 02	LDA	##02	1945-	A5 06	LDA	\$06
18E5-	6D 13 09	ADC	\$0913	1947-	EA	NOP	
18E8-	8D 13 09	STA	\$0913	1948-	8D 6B 09	STA	\$096B
18EB-	A2 0A	LDX	##0A	194B-	A6 0A	LDX	\$0A
18ED-	A5 09	LDA	\$09	194D-	EA	NOP	
18EF-	EA	NOP		194E-	E0 00	CPX	##00
18F0-	C9 0A	CHP	##0A	1950-	F0 15	BEQ	\$1967
18F2-	90 0C	BCC	\$1900	1952-	18	CLC	
18F4-	86 0A	STX	\$0A	1953-	A9 20	LDA	##20
18F6-	EA	NOP		1955-	6D 6A 09	ADC	\$096A
18F7-	20 0D 09	JSR	\$090D	1958-	8D 6A 09	STA	\$096A
18FA-	A9 0A	LDA	##0A	195B-	A9 00	LDA	##00
18FC-	8D F1 08	STA	\$08F1	195D-	6D 6B 09	ADC	\$096B
18FF-	60	RTS		1960-	8D 6B 09	STA	\$096B
1900-	CA	DEX		1963-	CA	DEX	
1901-	38	SEC		1964-	4C 4E 09	JMP	\$094E
1902-	AD F1 08	LDA	\$08F1	1967-	A2 00	LDX	##00
1905-	E9 01	SBC	##01	1969-	BD 00 72	LDA	\$7200,X
1907-	8D F1 08	STA	\$08F1	196C-	8D 23 3D	STA	\$3D23
190A-	4C ED 08	JMP	\$08ED	196F-	C6 00	DEC	\$00
190D-	A9 08	LDA	##08	1971-	EA	NOP	
190F-	85 00	STA	\$00	1972-	F0 0D	BEQ	\$1981
1911-	EA	NOP		1974-	18	CLC	
1912-	A9 A2	LDA	##A2	1975-	A9 04	LDA	##04
1914-	85 01	STA	\$01	1977-	6D 6E 09	ADC	\$096E
1916-	EA	NOP		197A-	8D 6E 09	STA	\$096E
1917-	8D 6D 09	STA	\$096D	197D-	E8	INX	
191A-	A9 20	LDA	##20	197E-	4C 69 09	JMP	\$0969
191C-	85 02	STA	\$02	1981-	C8	INY	
191E-	EA	NOP		1982-	C0 05	CPY	##05
191F-	8D 6E 09	STA	\$096E	1984-	D0 01	BNE	\$1987
1922-	18	CLC		1986-	60	RTS	
1923-	A5 01	LDA	\$01	1987-	C0 03	CPY	##03
1925-	EA	NOP		1989-	F0 16	BEQ	\$19A1
1926-	69 80	ADC	##80	198B-	C0 04	CPY	##04
1928-	85 03	STA	\$03	198D-	F0 21	BEQ	\$19B0
192A-	EA	NOP		198F-	E6 01	INC	\$01
192B-	A5 02	LDA	\$02	1991-	EA	NOP	
192D-	EA	NOP		1992-	A5 01	LDA	\$01
192E-	69 00	ADC	##00	1994-	EA	NOP	
1930-	85 04	STA	\$04	1995-	8D 6D 09	STA	\$096D

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1998-	A5 02	LDA	\$02	1A41-	F0 0C	BEQ	\$1A4F
199A-	EA	NOP		1A43-	18	CLC	
199B-	8D 6E 09	STA	\$096E	1A44-	AD A6 0A	LDA	\$0AA6
199E-	4C C2 09	JMP	\$09C2	1A47-	69 04	ADC	##04
19A1-	A5 03	LDA	\$03	1A49-	8D A6 0A	STA	\$0AA6
19A3-	EA	NOP		1A4C-	B8	CLV	
19A4-	8D 6D 09	STA	\$096D	1A4D-	50 E4	BVC	\$1A33
19A7-	A5 04	LDA	\$04	1A4F-	A9 00	LDA	##00
19A9-	EA	NOP		1A51-	85 14	STA	\$14
19AA-	8D 6E 09	STA	\$096E	1A53-	E6 15	INC	\$15
19AD-	4C C2 09	JMP	\$09C2	1A55-	A5 15	LDA	\$15
19B0-	E6 03	INC	\$03	1A57-	C9 08	CMP	##08
19B2-	EA	NOP		1A59-	F0 16	BEQ	\$1A71
19B3-	A5 03	LDA	\$03	1A5B-	18	CLC	
19B5-	EA	NOP		1A5C-	A5 11	LDA	\$11
19B6-	8D 6D 09	STA	\$096D	1A5E-	69 80	ADC	##80
19B9-	A5 04	LDA	\$04	1A60-	8D A5 0A	STA	\$0AA5
19BB-	EA	NOP		1A63-	85 11	STA	\$11
19BC-	8D 6E 09	STA	\$096E	1A65-	A5 12	LDA	\$12
19BF-	4C C2 09	JMP	\$09C2	1A67-	69 00	ADC	##00
19C2-	A9 08	LDA	##08	1A69-	8D A6 0A	STA	\$0AA6
19C4-	85 00	STA	\$00	1A6C-	85 12	STA	\$12
19D0-	A5 25	LDA	\$25	1A6E-	B8	CLV	
19D2-	F0 FC	BEQ	\$19D0	1A6F-	50 DB	BVC	\$1A4C
19D4-	A9 00	LDA	##00	1A71-	A9 00	LDA	##00
19D6-	85 26	STA	\$26	1A73-	85 15	STA	\$15
19D8-	AD F2 C0	LDA	\$C0F2	1A75-	E6 16	INC	\$16
19DB-	4C ED 0A	JMP	\$0AED	1A77-	A5 16	LDA	\$16
19C6-	EA	NOP		1A79-	C9 03	CMP	##03
19C7-	E8	INX		1A7B-	F0 1A	BEQ	\$1A97
19C8-	4C 69 09	JMP	\$0969	1A7D-	18	CLC	
1A12-	86 15	STX	\$15	1A7E-	A5 17	LDA	\$17
1A14-	86 16	STX	\$16	1A80-	69 28	ADC	##28
1A16-	BD 06 0A	LDA	\$0A06,X	1A82-	8D A5 0A	STA	\$0AA5
1A19-	85 10	STA	\$10	1A85-	85 11	STA	\$11
1A1B-	E8	INX		1A87-	85 17	STA	\$17
1A1C-	BD 06 0A	LDA	\$0A06,X	1A89-	A5 18	LDA	\$18
1A1F-	85 11	STA	\$11	1A8B-	69 00	ADC	##00
1A21-	85 17	STA	\$17	1A8D-	8D A6 0A	STA	\$0AA6
1A23-	8D A5 0A	STA	\$0AA5	1A90-	85 12	STA	\$12
1A26-	E8	INX		1A92-	85 18	STA	\$18
1A27-	BD 06 0A	LDA	\$0A06,X	1A94-	B8	CLV	
1A2A-	85 12	STA	\$12	1A95-	50 D7	BVC	\$1A6E
1A2C-	85 18	STA	\$18	1A97-	E8	INX	
1A2E-	8D A6 0A	STA	\$0AA6	1A98-	BD 06 0A	LDA	\$0A06,X
1A31-	A0 00	LDY	##00	1A9B-	C9 00	CMP	##00
1A33-	20 A2 0A	JSR	\$0AA2	1A9D-	F0 09	BEQ	\$1AA8
1A36-	C8	INY		1A9F-	4C D4 0A	JMP	\$0AD4
1A37-	C4 10	CPY	\$10	1AA2-	A9 40	LDA	##40
1A39-	F0 5C	BEQ	\$1A97	1AA4-	8D 89 3F	STA	\$3F89
1A3B-	E6 14	INC	\$14	1AA7-	60	RTS	
1A3D-	A5 14	LDA	\$14	1AA8-	A0 00	LDY	##00
1A3F-	C9 08	CMP	##08	1AAA-	B9 F6 09	LDA	\$09F6,Y
				1AAD-	8D C7 0A	STA	\$0AC7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1AB0-	C8	INY		1B1B-	AA	TAX	
1AB1-	B9 F6 09	LDA	\$09F6,Y	1B1C-	68	PLA	
1AB4-	8D C3 0A	STA	\$0AC3	1B1D-	A8	TAY	
1AB7-	C8	INY		1B1E-	68	PLA	
1AB8-	B9 F6 09	LDA	\$09F6,Y	1B1F-	40	RTI	
1ABB-	8D C4 0A	STA	\$0AC4	1B30-	A0 00	LDY	##00
1ABE-	A2 00	LDX	##00	1B32-	A9 00	LDA	##00
1AC0-	A9 7F	LDA	##7F	1B34-	85 FE	STA	\$FE
1AC2-	9D 28 20	STA	\$2028,X	1B36-	A2 20	LDX	##20
1AC5-	B8	INX		1B38-	86 FF	STX	\$FF
1AC6-	E0 28	CPX	##28	1B3A-	A2 3F	LDX	##3F
1AC8-	D0 F8	BNE	\$1AC2	1B3C-	91 FE	STA	(\$FE),Y
1ACA-	C8	INY		1B3E-	C8	INY	
1ACB-	B9 F6 09	LDA	\$09F6,Y	1B3F-	D0 FB	BNE	\$1B3C
1ACE-	C9 00	CMP	##00	1B41-	E6 FF	INC	\$FF
1AD0-	D0 D8	BNE	\$1AAA	1B43-	E4 FF	CPX	\$FF
1AD2-	F0 0B	BEQ	\$1ADF	1B45-	B0 F5	BCS	\$1B3C
1AD4-	A9 00	LDA	##00	1B47-	60	RTS	
1AD6-	85 14	STA	\$14	1B48-	A2 01	LDX	##01
1AD8-	85 15	STA	\$15	1B4A-	86 0C	STX	\$0C
1ADA-	85 16	STA	\$16	1B4C-	86 0D	STX	\$0D
1ADC-	4C 16 0A	JMP	\$0A16	1B4E-	20 DD 0B	JSR	\$0BDD
1ADF-	A9 FE	LDA	##FE	1B51-	BD F0 09	LDA	\$09F0,X
1AE1-	85 26	STA	\$26	1B54-	4C 5F 0B	JMP	\$0B5F
1AE3-	85 25	STA	\$25	1B5F-	85 07	STA	\$07
1AE5-	60	RTS		1B61-	86 0D	STX	\$0D
1AE7-	A9 00	LDA	##00	1B63-	E0 01	CPX	##01
1AE9-	85 26	STA	\$26	1B65-	D0 03	BNE	\$1B6A
1AEB-	85 29	STA	\$29	1B67-	EA	NOP	
1AED-	A5 25	LDA	\$25	1B68-	EA	NOP	
1AEF-	D0 FC	BNE	\$1AED	1B69-	EA	NOP	
1AF1-	20 30 0B	JSR	\$0B30	1B6A-	A5 25	LDA	\$25
1AF4-	8D F2 C0	STA	\$C0F2	1B6C-	EA	NOP	
1AF7-	4C 70 05	JMP	\$0570	1B6D-	F0 03	BEQ	\$1B72
1AFA-	48	PHA		1B6F-	20 36 08	JSR	\$0836
1AFB-	98	TYA		1B72-	A6 0D	LDX	\$0D
1AFC-	48	PHA		1B74-	E8	INX	
1AFD-	8A	TXA		1B75-	E0 06	CPX	##06
1AFE-	48	PHA		1B77-	D0 D8	BNE	\$1B51
1AFF-	A2 FF	LDX	##FF	1B79-	A0 00	LDY	##00
1B01-	CA	DEX		1B7B-	A9 80	LDA	##80
1B02-	D0 FD	BNE	\$1B01	1B7D-	2C C5 C0	BIT	\$C0C5
1B04-	A6 0E	LDX	\$0E	1B80-	F0 05	BEQ	\$1B87
1B06-	AD C4 C0	LDA	\$C0C4	1B82-	84 25	STY	\$25
1B09-	9D 00 0C	STA	\$C0C0,X	1B84-	B8	CLV	
1B0C-	8D C3 C0	STA	\$C0C3	1B85-	50 2E	BVC	\$1BB5
1B0F-	E8	INX		1B87-	A9 40	LDA	##40
1B10-	86 0E	STX	\$0E	1B89-	2C C5 C0	BIT	\$C0C5
1B12-	E0 F0	CPX	##F0	1B8C-	F0 15	BEQ	\$1BA3
1B14-	D0 04	BNE	\$1B1A	1B8E-	A5 0F	LDA	\$0F
1B16-	A9 00	LDA	##00	1B90-	F0 2A	BEQ	\$1BBC
1B18-	85 0E	STA	\$0E	1B92-	20 80 FF	JSR	\$FF80
1B1A-	68	PLA		1B95-	20 30 0B	JSR	\$0B30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1B98-	20 A7 04	JSR	\$04A7
1BA3-	A5 0F	LDA	\$0F
1BA5-	D0 1B	BNE	\$1BC2
1BA7-	20 BA FF	JSR	\$FFBA
1BAA-	20 30 0B	JSR	\$0B30
1BAD-	20 20 04	JSR	\$0420
1BB0-	8D F3 C0	STA	\$C0F3
1BB3-	85 25	STA	\$25
1BB5-	68	PLA	
1BB6-	AA	TAX	
1BB7-	68	PLA	
1BB8-	A8	TAY	
1BB9-	68	PLA	
1BBA-	40	RTI	
1BDD-	AD F1 09	LDA	\$09F1
1BE0-	C5 40	CMP	\$40
1BE2-	90 09	BCC	\$1BED
1BE4-	C5 50	CMP	\$50
1BE6-	B0 05	BCS	\$1BED
1BE8-	A9 00	LDA	\$00
1BEA-	85 30	STA	\$30
1BEC-	60	RTS	
1BED-	A5 30	LDA	\$30
1BEF-	D0 07	BNE	\$1BF8
1BF1-	A9 CC	LDA	\$CC
1BF3-	85 30	STA	\$30
1BF5-	8D C6 C0	STA	\$C0C6
1BF8-	60	RTS	



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1000-	A9 80	LDA	฿฿80	1080-	AD C5 C0	LDA	\$COC5
1002-	20 4D 05	JSR	\$054D	1083-	85 A1	STA	\$A1
1005-	A9 FE	LDA	฿฿FE	1085-	A9 04	LDA	฿฿04
1007-	20 54 05	JSR	\$0554	1087-	24 A1	BIT	\$A1
100A-	A9 50	LDA	฿฿50	1089-	DO 06	BNE	\$1091
100C-	20 4D 05	JSR	\$054D	108B-	20 00 F1	JSR	\$F100
100F-	A9 F6	LDA	฿฿F6	108E-	4C E0 F0	JMP	\$FOE0
1011-	20 54 05	JSR	\$0554	1091-	AD C5 C0	LDA	\$COC5
1014-	A9 00	LDA	฿฿00	1094-	85 A1	STA	\$A1
1016-	85 07	STA	\$07	1096-	A9 02	LDA	฿฿02
1018-	A9 3D	LDA	฿฿3D	1098-	24 A1	BIT	\$A1
101A-	85 B1	STA	\$B1	109A-	DO 06	BNE	\$10A2
101C-	8D 6A 08	STA	\$086A	109C-	20 00 F1	JSR	\$F100
101F-	A9 20	LDA	฿฿20	109F-	4C E9 F0	JMP	\$FOE9
1021-	85 B2	STA	\$B2	10A2-	60	RTS	
1023-	8D 6F 08	STA	\$086F	10B0-	AD C5 C0	LDA	\$COC5
1026-	20 69 08	JSR	\$0869	10B3-	85 A1	STA	\$A1
1029-	A9 00	LDA	฿฿00	10B5-	A9 04	LDA	฿฿04
102B-	85 A2	STA	\$A2	10B7-	24 A1	BIT	\$A1
102D-	20 80 F0	JSR	\$F080	10B9-	DO 06	BNE	\$10C1
1030-	AD C5 C0	LDA	\$COC5	10BB-	20 10 F1	JSR	\$F110
1033-	85 A1	STA	\$A1	10BE-	4C E0 F0	JMP	\$FOE0
1035-	A9 01	LDA	฿฿01	10C1-	AD C5 C0	LDA	\$COC5
1037-	24 A1	BIT	\$A1	10C4-	85 A1	STA	\$A1
1039-	DO F2	BNE	\$102D	10C6-	A9 02	LDA	฿฿02
103B-	20 00 F1	JSR	\$F100	10C8-	24 A1	BIT	\$A1
103E-	A5 A2	LDA	\$A2	10CA-	DO 06	BNE	\$10D2
1040-	85 50	STA	\$50	10CC-	20 10 F1	JSR	\$F110
1042-	A9 98	LDA	฿฿98	10CF-	4C E9 F0	JMP	\$FOE9
1044-	20 4D 05	JSR	\$054D	10D2-	4C A2 F0	JMP	\$FOA2
1047-	A9 F6	LDA	฿฿F6	10E0-	E6 A2	INC	\$A2
1049-	20 54 05	JSR	\$0554	10E2-	A5 A2	LDA	\$A2
104C-	A9 00	LDA	฿฿00	10E4-	85 07	STA	\$07
104E-	85 07	STA	\$07	10E6-	18	CLC	
1050-	A9 BD	LDA	฿฿BD	10E7-	90 06	BCC	\$10EF
1052-	85 B1	STA	\$B1	10E9-	C6 A2	DEC	\$A2
1054-	8D 6A 08	STA	\$086A	10EB-	A5 A2	LDA	\$A2
1057-	A9 21	LDA	฿฿21	10ED-	85 07	STA	\$07
1059-	85 B2	STA	\$B2	10EF-	A5 B1	LDA	\$B1
105B-	8D 6F 08	STA	\$086F	10F1-	8D 6A 08	STA	\$086A
105E-	20 69 08	JSR	\$0869	10F4-	A5 B2	LDA	\$B2
1061-	A9 00	LDA	฿฿00	10F6-	8D 6F 08	STA	\$086F
1063-	85 A2	STA	\$A2	10F9-	20 69 08	JSR	\$0869
1065-	20 80 F0	JSR	\$F080	10FC-	4C B0 F0	JMP	\$FOB0
1068-	AD C5 C0	LDA	\$COC5	1100-	A2 FF	LDX	฿฿FF
106B-	85 A1	STA	\$A1	1102-	A0 FF	LDY	฿฿FF
106D-	A9 01	LDA	฿฿01	1104-	88	DEY	
106F-	24 A1	BIT	\$A1	1105-	DO FD	BNE	\$1104
1071-	DO F2	BNE	\$1065	1107-	CA	DEX	
1073-	A5 A2	LDA	\$A2	1108-	DO FA	BNE	\$1104
1075-	85 40	STA	\$40	110A-	60	RTS	
1077-	8D C3 C0	STA	\$C0C3				
107A-	58	CLI					
107B-	60	RTS					

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1110-	A2 10	LDX	##10	11E0-	A5 B5	LDA	\$B5
1112-	A0 FF	LDY	##FF	11E2-	85 A3	STA	\$A3
1114-	88	DEY		11E4-	A5 B6	LDA	\$B6
1115-	D0 FD	BNE	\$1114	11E6-	85 A4	STA	\$A4
1117-	CA	DEX		11E8-	A9 08	LDA	##08
1118-	D0 FA	BNE	\$1114	11EA-	85 A5	STA	\$A5
111A-	60	RTS		11EC-	A0 00	LDY	##00
1170-	A9 0E	LDA	##0E	11EE-	A9 00	LDA	##00
1172-	85 A2	STA	\$A2	11F0-	91 A3	STA	(\$A3),Y
1174-	20 30 F2	JSR	\$F230	11F2-	C8	INY	
1177-	A9 74	LDA	##74	11F3-	C0 03	CPY	##03
1179-	85 B1	STA	\$B1	11F5-	D0 F7	BNE	\$11E8
117B-	20 F0 F2	JSR	\$F2F0	11F7-	E6 A4	INC	\$A4
117E-	20 10 F2	JSR	\$F210	11F9-	E6 A4	INC	\$A4
1181-	A9 64	LDA	##64	11FB-	E6 A4	INC	\$A4
1183-	85 D2	STA	\$D2	11FD-	E6 A4	INC	\$A4
1185-	85 F3	STA	\$F3	11FF-	C6 A5	DEC	\$A5
1187-	20 20 07	JSR	\$0720	1201-	D0 E9	BNE	\$11EC
118A-	20 C0 F1	JSR	\$F1C0	1203-	60	RTS	
118D-	AD C5 C0	LDA	\$C0C5	1210-	A2 00	LDX	##00
1190-	85 D1	STA	\$D1	1212-	A0 00	LDY	##00
1192-	A9 02	LDA	##02	1214-	B1 B2	LDA	(\$B2),Y
1194-	24 D1	BIT	\$D1	1216-	9D 00 0D	STA	\$0D00,X
1196-	D0 03	BNE	\$119B	1219-	E8	INX	
1198-	4C 80 F3	JMP	\$F380	121A-	C8	INY	
119B-	AD C5 C0	LDA	\$C0C5	121B-	C0 23	CPY	##23
119E-	85 D1	STA	\$D1	121D-	D0 F5	BNE	\$1214
11A0-	A9 04	LDA	##04	121F-	60	RTS	
11A2-	24 D1	BIT	\$D1	1220-	A2 00	LDX	##00
11A4-	D0 03	BNE	\$11A9	1222-	A0 00	LDY	##00
11A6-	4C 80 F3	JMP	\$F380	1224-	BD 00 0D	LDA	\$0D00,X
11A9-	A5 25	LDA	\$25	1227-	91 B2	STA	(\$B2),Y
11AB-	F0 E0	BEQ	\$118D	1229-	E8	INX	
11AD-	A9 00	LDA	##00	122A-	C8	INY	
11AF-	85 26	STA	\$26	122B-	C0 23	CPY	##23
11B1-	AD F2 C0	LDA	\$C0F2	122D-	D0 F5	BNE	\$1224
11B4-	4C ED 0A	JMP	\$0AED	122F-	60	RTS	
11C0-	A0 00	LDY	##00	1230-	18	CLC	
11C2-	A9 7F	LDA	##7F	1231-	D8	CLD	
11C4-	91 B2	STA	(\$B2),Y	1232-	A9 00	LDA	##00
11C6-	C8	INY		1234-	A2 08	LDX	##08
11C7-	C0 23	CPY	##23	1236-	86 A5	STX	\$A5
11C9-	D0 F7	BNE	\$11C2	1238-	06 A2	ASL	\$A2
11CB-	60	RTS		123A-	2A	ROL	
11D0-	A0 00	LDY	##00	123B-	C5 A5	CHP	\$A5
11D2-	A9 00	LDA	##00	123D-	90 02	BCC	\$1241
11D4-	91 B2	STA	(\$B2),Y	123F-	E5 A5	SBC	\$A5
11D6-	C8	INY		1241-	26 A2	ROL	\$A2
11D7-	C0 23	CPY	##23	1243-	CA	DEX	
11D9-	D0 F7	BNE	\$11D2	1244-	D0 F4	BNE	\$123A
11DB-	60	RTS		1246-	AA	TAX	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1247-	A9 20	LDA	##20	12AC-	A9 02	LDA	##02
1249-	85 B6	STA	\$B6	12AB-	24 D1	BIT	\$D1
124B-	A9 00	LDA	##00	12B0-	D0 0F	BNE	\$12C1
124D-	85 B5	STA	\$B5	12B2-	A5 B1	LDA	\$B1
124F-	E0 00	CPX	##00	12B4-	C9 A6	CMP	##A6
1251-	F0 10	BEQ	\$1263	12B6-	F0 06	BEQ	\$12B6
1253-	A9 80	LDA	##80	12B8-	C6 D2	DEC	\$D2
1255-	18	CLC		12BA-	C6 D2	DEC	\$D2
1256-	65 B5	ADC	\$B5	12BC-	E6 B1	INC	\$B1
1258-	85 B5	STA	\$B5	12BE-	18	CLC	
125A-	A9 00	LDA	##00	12BF-	90 0C	BCC	\$12CD
125C-	65 B6	ADC	\$B6	12C1-	A5 B1	LDA	\$B1
125E-	85 B6	STA	\$B6	12C3-	C9 42	CMP	##42
1260-	CA	DEX		12C5-	F0 06	BEQ	\$12CD
1261-	D0 F0	BNE	\$1253	12C7-	E6 D2	INC	\$D2
1263-	A9 00	LDA	##00	12C9-	E6 D2	INC	\$D2
1265-	C5 A2	CMP	##A2	12CB-	C6 B1	DEC	\$B1
1267-	F0 0A	BEQ	\$1273	12CD-	A5 D2	LDA	\$D2
1269-	A9 28	LDA	##28	12CF-	85 F3	STA	\$F3
126B-	65 B5	ADC	\$B5	12D1-	A5 B1	LDA	\$B1
126D-	85 B5	STA	\$B5	12D3-	85 D3	STA	\$D3
126F-	C6 A2	DEC	##A2	12D5-	20 80 F2	JSR	\$F280
1271-	D0 F6	BNE	\$1269	12D8-	20 30 F2	JSR	\$F230
1273-	E6 B5	INC	\$B5	12DB-	20 20 07	JSR	\$0720
1275-	A5 B5	LDA	\$B5	12DE-	20 F0 F2	JSR	\$F2F0
1277-	85 F4	STA	\$F4	12E1-	20 10 F2	JSR	\$F210
1279-	A5 B6	LDA	\$B6	12E4-	20 C0 F1	JSR	\$F1C0
127B-	85 F5	STA	\$F5	12E7-	4C 6F F3	JMP	\$F36F
127D-	60	RTS		12F0-	A5 B1	LDA	\$B1
127E-	00	BRK		12F2-	29 30	AND	##30
127F-	00	BRK		12F4-	4A	LSR	
1280-	D8	CLD		12F5-	4A	LSR	
1281-	A9 00	LDA	##00	12F6-	4A	LSR	
1283-	A2 08	LDX	##08	12F7-	4A	LSR	
1285-	06 D3	ASL	\$D3	12F8-	09 20	ORA	##20
1287-	2A	ROL		12FA-	85 B3	STA	\$B3
1288-	C9 08	CMP	##08	12FC-	A5 B1	LDA	\$B1
128A-	90 02	BCC	\$128E	12FE-	29 07	AND	##07
128C-	E9 08	SBC	##08	1300-	0A	ASL	
128E-	26 D3	ROL	\$D3	1301-	0A	ASL	
1290-	CA	DEX		1302-	65 B3	ADC	\$B3
1291-	D0 F4	BNE	\$1287	1304-	85 B3	STA	\$B3
1293-	A5 D3	LDA	\$D3	1306-	A5 B1	LDA	\$B1
1295-	85 A2	STA	##A2	1308-	29 C0	AND	##C0
1297-	18	CLC		130A-	4A	LSR	
1298-	60	RTS		130B-	85 B2	STA	\$B2
12A0-	20 30 F3	JSR	\$F330	130D-	4A	LSR	
12A3-	20 E0 F1	JSR	\$F1E0	130E-	4A	LSR	
12A6-	20 D0 F1	JSR	\$F1D0	130F-	05 B2	ORA	\$B2
12A9-	20 20 F2	JSR	\$F220	1311-	85 B2	STA	\$B2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1313-	A5 B1	LDA	\$B1	1400-	00 1C 22 22 22 22 22 1C
1315-	29 08	AND	##08	1408-	00 08 0C 08 08 08 08 1C
1317-	FO 06	BEQ	\$131F	1410-	00 1C 22 20 18 04 02 3E
1319-	A9 80	LDA	##80	1418-	00 3E 20 10 18 20 22 1C
131B-	65 B2	ADC	\$B2	1420-	00 10 18 14 12 3E 10 10
131D-	85 B2	STA	\$B2	1428-	00 3E 02 1E 20 20 22 1C
131F-	18	CLC		1430-	00 38 04 02 1E 22 22 1C
1320-	A9 05	LDA	##05	1438-	00 3E 20 10 08 04 04 04
1322-	65 B2	ADC	\$B2	1440-	00 1C 22 22 1C 22 22 1C
1324-	85 B2	STA	\$B2	1448-	00 1C 22 22 3C 20 10 0E
1326-	60	RTS		1450-	00 00 00 00 00 00 00 00
1330-	A0 50	LDY	##50	1458-	00 00 00 00 00 00 00 00
1332-	A2 FF	LDX	##FF	1460-	00 00 00 00 00 00 00 00
1334-	CA	DEX		1468-	00 00 00 00 00 00 00 00
1335-	DO FD	BNE	\$1334	1470-	00 00 00 00 00 00 00 00
1337-	88	DEY		1478-	00 00 00 00 00 00 00 00
1338-	DO F8	BNE	\$1332	1480-	00 00 00 00 00 00 00 00
133A-	60	RTS		1488-	00 00 00 00 00 00 00 00
1340-	A2 00	LDX	##00	1490-	00 00 00 00 00 00 00 00
1342-	A9 00	LDA	##00	1498-	00 00 00 00 00 00 00 00
1344-	9D 00 0C	STA	\$0C00,X	14A0-	00 00 00 00 00 00 00 00
1347-	E8	INX		14A8-	00 00 00 00 00 00 00 00
1348-	E0 F1	CPX	##F1	14B0-	00 00 00 00 00 00 00 00
134A-	DO F8	BNE	\$1344	14B8-	00 00 00 00 00 00 00 00
134C-	60	RTS		14C0-	00 00 00 00 00 00 00 00
1350-	AD C5 C0	LDA	\$C0C5	14C8-	00 00 00 00 00 00 00 00
1353-	85 D1	STA	\$D1	14D0-	00 00 00 00 00 00 00 00
1355-	A9 02	LDA	##02	14D8-	00 00 00 00 00 00 00 00
1357-	24 D1	BIT	\$D1	14E0-	00 00 00 00 00 00 00 00
1359-	DO 03	BNE	\$135E	14E8-	00 00 00 00 00 00 00 00
135B-	4C A0 F2	JMP	\$F2A0	14F0-	00 00 00 00 00 00 00 00
135E-	AD C5 C0	LDA	\$C0C5	14F8-	00 00 00 00 00 00 00 00
1361-	85 D1	STA	\$D1	1500-	00 22 09 80 22 09 00 00
1363-	A9 04	LDA	##04	1508-	81 23 03 29 20 01 00 00
1365-	24 D1	BIT	\$D1	1510-	60 10 00 40 20 70 00 00
1367-	DO 03	BNE	\$136C	1518-	71 0A 0A 09 08 73 00 00
1369-	4C A0 F2	JMP	\$F2A0	1520-	38 45 45 45 45 38 00 00
136C-	4C 8D F1	JMP	\$F18D	1528-	00 00 00 00 00 00 00 00
136F-	A5 25	LDA	\$25	1530-	29 23 03 A9 23 01 00 00
1371-	FO DD	BEQ	\$1350	1538-	00 40 00 00 00 40 00 00
1373-	A9 00	LDA	##00	1540-	71 09 09 09 09 73 00 00
1375-	85 26	STA	\$26	1548-	38 45 45 45 45 38 00 00
1377-	AD F2 C0	LDA	\$C0F2	1550-	00 00 00 00 00 00 00 00
137A-	4C ED 0A	JMP	\$0AED	1558-	00 00 00 00 00 00 00 00
1380-	A0 90	LDY	##90	1560-	D3 22 01 53 23 01 00 00
1382-	A2 FF	LDX	##FF	1568-	38 44 44 44 44 38 00 00
1384-	CA	DEX		1570-	00 00 00 00 00 00 00 00
1385-	DO FD	BNE	\$1384	1578-	FF FF 00 00 FF FF 00 00
1387-	88	DEY			
1388-	DO F8	BNE	\$1382		
138A-	4C A0 F2	JMP	\$F2A0		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1580-	77 23 01 78 23 01 00 00	1800-	21 20 06 A1 20 06 00 00
1588-	38 44 44 44 44 38 00 00	1808-	00 00 00 00 30 70 00 00
1590-	00 00 00 00 00 00 00 00	1810-	00 00 60 10 10 27 00 00
1598-	FF FF 00 00 FE FF 04 40	1818-	00 00 01 02 02 02 00 00
15A0-	67 23 01 66 23 01 00 00	1820-	00 00 00 00 00 00 00 00
15A8-	03 04 04 03 00 07 00 00	1828-	00 00 00 0C 68 1C 00 00
15B0-	40 20 00 00 40 60 00 00	1830-	00 00 00 01 00 00 00 63
15B8-	FF FF 00 00 FE FF 04 40	1838-	63 32 4A 4A 46 42 00 1C
15C0-	6F 23 01 6E 23 01 00 00	1840-	22 20 20 20 20 30 02 72
15C8-	02 03 02 02 02 07 00 00	1848-	0A 62 42 02 06 06 00 0B
15D0-	00 00 00 00 00 00 00 00	1850-	4A 4A 4A 4B 1B 1A 00 1B
15D8-	FF FF 00 00 FE FF 04 40	1858-	24 26 24 22 21 21 00 23
15E0-	F5 23 03 F3 23 01 20 1B	1860-	23 22 7A 6A 66 22 FF FF
15E8-	07 0A 0A 0A 0A 0E 00 23	1868-	FF FF FF FF FF FF FF FF
15F0-	23 22 22 2F 33 23 00 00	1870-	FF FF 00 00 FF FF 00 00
15F8-	00 00 00 00 06 06 00 00	1878-	FF FF 00 00 FF FF 00 00
1600-	00 00 00 00 00 00 00 00	1880-	1F 22 09 9F 22 09 00 00
1608-	55 23 01 56 23 01 00 00	1888-	00 00 00 00 00 00 00 00
1610-	20 30 28 24 7E 20 00 00	1890-	00 00 00 00 00 00 00 00
1618-	00 00 00 00 00 00 00 00	1898-	00 00 60 40 18 78 00 00
1620-	5E 23 01 5F 23 01 00 00	18A0-	00 00 00 0F 00 03 00 00
1628-	3E 20 10 20 22 1C 00 00	18A8-	00 00 00 30 18 08 00 00
1630-	00 00 00 00 00 00 00 00	18B0-	00 00 00 00 00 00 00 00
1638-	00 00 00 00 00 00 00 00	18B8-	00 00 00 00 00 60 00 00
1640-	00 00 00 00 00 00 00 00	18C0-	00 00 00 10 10 1F 00 00
1648-	00 00 00 00 00 00 00 00	18C8-	00 00 00 00 00 00 10 08
1650-	35 20 03 B5 20 05 00 00	18D0-	08 04 04 08 08 10 00 3E
1658-	00 00 00 00 1C 3E 00 00	18D8-	41 59 55 43 42 42 00 3C
1660-	00 00 00 00 30 70 00 00	18E0-	1E 10 10 10 18 18 00 0C
1668-	00 00 00 00 00 07 00 23	18E8-	0C 09 0A 0A 4C 48 0C 44
1670-	23 2A 2A 2A 36 22 00 1E	18F0-	46 02 03 01 01 00 00 11
1678-	21 22 22 22 22 22 00 1E	18F8-	51 11 3D 35 33 11 00 6F
1680-	21 2D 29 25 22 22 00 23	1900-	68 48 48 48 48 48 00 1C
1688-	23 22 22 22 22 3E 00 23	1908-	12 12 11 10 10 10 01 02
1690-	23 22 7A 6A 66 22 00 00	1910-	02 04 04 02 02 01 01 3C
1698-	B5 21 04 35 22 06 00 00	1918-	1E 10 10 10 18 18 00 0C
16A0-	00 00 00 00 1C 3E 00 00	1920-	4A 20 06 CA 20 06 00 00
16A8-	00 00 00 00 30 70 00 00	1928-	00 00 00 00 00 00 00 00
16B0-	00 00 00 00 00 07 00 00	1930-	00 00 00 00 00 00 00 00
16B8-	00 00 20 20 20 00 00 23	1938-	00 00 00 00 00 00 00 00
16C0-	23 2A 2A 2A 36 22 00 1E	1940-	00 00 00 00 03 3F 00 00
16C8-	21 22 22 22 22 22 00 1E	1948-	00 00 00 00 00 00 00 00
16D0-	21 2D 29 25 22 22 00 1E	1950-	00 00 00 00 00 00 00 12
16D8-	21 20 2E 31 23 23 00 1E	1958-	52 12 12 12 36 36 00 1F
16E0-	21 20 20 20 20 20 00 18	1960-	0F 28 48 48 0C 0C 00 73
16E8-	18 12 14 14 18 10 20 20	1968-	0A 6A 4A 2A 13 12 00 19
16F0-	02 02 20 20 02 02 20 20	1970-	1A 12 52 52 32 12 00 02
16F8-	02 02 20 20 02 02 20 20	1978-	02 02 07 06 06 02 00 00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1980-	00 00 00 00 00 00 00 00	1B00-	6F 23 09 EF 23 09 00 00
1988-	00 00 00 00 00 00 00 1C	1B08-	00 00 00 00 00 00 00 00
1990-	12 12 11 10 10 10 FF FF	1B10-	00 00 00 00 00 00 00 00
1998-	00 00 FF FF 00 00 FF FF	1B18-	00 00 00 00 00 00 00 00
19A0-	21 21 06 A1 21 06 18 5C	1B20-	00 00 00 00 00 00 00 00
19A8-	9F 23 09 47 20 09 1C 5C	1B28-	00 00 00 00 04 04 00 00
19B0-	4D 23 02 C7 23 08 5E 5E	1B30-	00 00 00 00 00 00 00 00
19B8-	EF 21 09 6F 22 09 5E 00	1B38-	00 00 00 00 00 00 00 00
19C0-	48 21 07 C8 21 07 00 00	1B40-	00 00 00 00 00 00 00 00
19C8-	00 00 00 7E 0F 10 00 00	1B48-	00 00 00 00 00 00 20 10
19D0-	00 00 00 00 00 00 00 00	1B50-	10 08 08 10 10 20 00 46
19D8-	00 00 00 00 7C 7E 00 00	1B58-	46 44 44 4E 76 46 00 46
19E0-	00 00 00 00 00 00 00 00	1B60-	46 44 44 4E 76 46 00 30
19E8-	00 00 00 00 00 00 00 00	1B68-	30 20 20 20 26 66 04 64
19F0-	00 00 00 00 00 00 00 00	1B70-	74 04 04 04 04 07 00 77
19F8-	00 00 00 00 00 00 10 10	1B78-	03 62 62 22 23 63 00 37
1A00-	10 10 10 10 30 30 00 3E	1B80-	34 24 64 64 24 27 40 0E
1A08-	21 20 2E 31 23 23 00 63	1B88-	09 09 08 08 08 48 00 01
1A10-	63 32 4A 4A 46 42 00 6C	1B90-	01 02 02 01 01 00 FF FF
1A18-	12 1A 12 0A 04 04 00 24	1B98-	01 01 7F 7F 01 01 7F 7F
1A20-	25 25 25 25 6D 6D 00 3C	1BA0-	50 23 01 50 23 01 00 00
1A28-	42 5A 52 4A 44 44 00 18	1BA8-	00 00 00 00 00 00 00 00
1A30-	10 12 14 14 18 10 FF FF	1BB0-	1C 22 22 22 22 1C 00 00
1A38-	00 00 FF FF 00 00 FF FF	1BB8-	00 00 FF FF 00 00 FF FF
1A40-	00 00 FF FF 00 00 FF FF	1BC0-	00 20 02 00 20 02 00 00
1A48-	00 00 FF FF 00 00 FF FF	1BC8-	00 00 00 00 00 00 00 00
1A50-	00 00 FF FF 00 00 FF FF	1BD0-	00 00 00 00 00 00 00 00
1A58-	00 00 FF FF 00 00 FF 00	1BD8-	3E 02 1E 20 22 1C 00 00
1A60-	70 21 07 F0 21 07 00 00	1BE0-	1C 22 22 22 22 1C 00 00
1A68-	00 00 00 7E 0F 10 00 00	1BE8-	00 00 00 00 00 00 FF FF
1A70-	00 00 00 00 00 00 00 00	1BF0-	00 00 FF FF 00 00 FF 00
1A78-	00 00 00 00 7C 7E 00 00	1BF8-	FF FF 00 00 FF FF 00 00
1A80-	00 00 00 00 00 00 00 00	1C00-	80 23 03 80 23 03 00 00
1A88-	00 00 00 00 00 00 00 00	1C08-	00 00 00 00 00 00 00 00
1A90-	00 00 00 00 07 07 00 00	1C10-	00 00 00 00 00 00 00 00
1A98-	00 00 00 00 00 00 10 10	1C18-	00 00 00 00 00 00 00 00
1AA0-	10 10 10 10 30 30 00 1E	1C20-	10 18 10 10 10 38 00 00
1AA8-	21 20 2E 31 23 23 00 63	1C28-	3E 02 1E 20 22 1C 00 00
1AB0-	63 32 4A 4A 46 42 00 6C	1C30-	1C 22 22 22 22 1C 00 00
1AB8-	12 1A 12 0A 04 04 00 78	1C38-	00 00 FD 00 00 FD FD 00
1AC0-	05 35 25 15 09 09 00 71	1C40-	28 22 03 28 22 03 00 00
1AC8-	0A 02 02 02 02 02 00 03	1C48-	00 00 00 00 00 00 00 00
1AD0-	02 02 02 02 02 02 FF FF	1C50-	00 00 00 00 00 00 00 00
1AD8-	00 00 FF FF 00 00 FF FF	1C58-	00 00 00 00 00 00 00 00
1AE0-	01 01 7F 7F 01 01 7E 7E	1C60-	10 18 10 10 10 38 00 00
1AE8-	01 01 7E 7F 01 01 7F 7F	1C68-	1C 22 22 22 22 1C 00 00
1AF0-	01 01 7F 7F 01 01 7E 7E	1C70-	1C 22 22 22 22 1C 00 00
1AF8-	01 01 7E 7F 01 01 FF 00	1C78-	00 00 00 00 FF FF FF FF

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1C80-	78 7C 0E 0E 0E 0E 7C 78	1E00-	00 00 38 7C 7E 7E 7E 7C
1C88-	0F 1F 38 38 38 38 1F 0F	1E08-	00 00 0E 1F 3F 3F 3F 1F
1C90-	0C 0E 0E 0E 0E 7E 7C 78	1E10-	7C 78 70 60 40 00 00 00
1C98-	18 38 38 38 38 3F 1F 0F	1E18-	1F 0F 07 03 01 00 00 00
1CA0-	00 00 78 7C 0E 06 06 06	1E20-	00 20 08 80 20 08 00 00
1CA8-	00 00 0F 1F 38 30 30 30	1E28-	00 00 1C 22 22 24 00 00
1CB0-	06 06 0E 7E 7C 78 00 00	1E30-	00 00 00 00 00 00 00 40
1CB8-	30 30 38 3F 1F 0F 00 00	1E38-	20 40 40 40 40 40 00 47
1CC0-	00 00 40 60 70 40 40 40	1E40-	28 08 08 08 08 08 00 63
1CC8-	00 00 03 03 03 03 03 03	1E48-	74 04 04 04 04 04 00 37
1CD0-	40 40 40 70 70 70 00 00	1E50-	33 22 22 22 63 23 00 4C
1CD8-	03 03 03 0F 0F 0F 00 00	1E58-	2C 06 09 09 08 08 00 33
1CE0-	00 00 70 7C 1E 0E 00 00	1E60-	34 14 24 14 14 64 20 24
1CE8-	00 00 07 1F 3C 38 38 3C	1E68-	24 24 24 24 64 63 00 3E
1CF0-	40 78 1E 7E 7E 7E 00 00	1E70-	21 2C 28 30 30 20 FF FF
1CF8-	1F 01 00 3F 3F 3F 00 00	1E78-	00 00 00 00 FF FF FF FF
1D00-	00 00 7E 7E 00 00 00 40	1E80-	8F 22 0A 0F 23 0A 00 00
1D08-	00 00 3F 3F 38 3C 1E 0F	1E88-	00 18 78 20 10 1E 00 00
1D10-	00 0E 0E 7C 78 70 00 00	1E90-	00 00 07 00 00 1E 00 00
1D18-	1E 38 38 1F 0F 07 00 00	1E98-	00 00 00 00 00 72 00 00
1D20-	00 00 00 00 40 60 30 18	1EA0-	00 00 00 00 00 11 00 00
1D28-	00 00 0E 0F 0F 0E 0E 0E	1EA8-	00 00 00 00 00 47 00 00
1D30-	0C 7E 7E 00 00 00 00 00	1EB0-	00 00 00 00 00 07 00 00
1D38-	0E 3F 3F 0E 0E 0E 00 00	1EB8-	00 00 00 00 00 09 00 00
1D40-	00 00 7E 7E 0E 7E 7E 00	1EC0-	00 00 28 3F 00 1B 00 00
1D48-	00 00 3F 3F 00 0F 1F 38	1EC8-	00 00 00 00 00 1F 00 00
1D50-	00 0E 0E 0E 7C 78 00 00	1ED0-	00 00 00 00 00 23 21 20
1D58-	38 38 38 38 1F 0F 00 00	1ED8-	2E 31 23 23 00 00 21 22
1D60-	00 00 00 40 60 70 38 7C	1EE0-	22 22 26 66 00 60 0A 12
1D68-	00 00 07 03 01 00 00 0F	1EE8-	12 12 32 33 00 03 52 12
1D70-	7E 0E 0E 0E 7C 78 00 00	1EF0-	12 12 12 1E 00 1E 28 48
1D78-	1F 38 38 38 1F 0F 00 00	1EF8-	48 48 48 48 00 00 08 08
1D80-	00 00 7E 7E 00 00 00 00	1F00-	68 28 19 09 00 00 49 49
1D88-	00 00 3F 3F 30 18 0C 06	1F08-	4A 4B 1B 19 00 00 20 26
1D90-	00 40 60 70 70 70 00 00	1F10-	24 22 21 21 00 00 20 26
1D98-	03 03 01 01 00 00 00 00	1F18-	26 22 22 3E 00 00 23 22
1DA0-	00 00 78 7C 0E 0E 0C 78	1F20-	5A 6A 66 22 00 00 FF FF
1DA8-	00 00 0F 1F 38 38 18 0F	1F28-	00 00 00 00 FF FF FF FF
1DB0-	7C 0E 0E 0E 7C 78 00 00		
1DB8-	1F 38 38 38 1F 0F 00 00		
1DC0-	00 00 78 7C 0E 0E 0E 7C		
1DC8-	00 00 0F 1F 38 38 38 3F		
1DD0-	78 00 00 40 60 78 00 00		
1DD8-	1F 0E 07 03 01 00 00 00		
1DE0-	00 00 00 00 00 00 00 00		
1DE8-	00 00 00 00 00 00 00 00		
1DF0-	00 00 00 00 00 00 00 00		
1DF8-	00 00 00 00 00 00 00 00		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1F30-	8D 50 C0	STA	\$C050	1FA3-	A9 28	LDA	##28
1F33-	8D 52 C0	STA	\$C052	1FA5-	8D F7 09	STA	\$09F7
1F36-	8D 54 C0	STA	\$C054	1FA8-	A9 22	LDA	##22
1F39-	8D 57 C0	STA	\$C057	1FAA-	8D F8 09	STA	\$09F8
1F3C-	A2 01	LDX	##01	1FAD-	A9 00	LDA	##00
1F3E-	86 0B	STX	\$0B	1FAF-	8D F9 09	STA	\$09F9
1F40-	86 0C	STX	\$0C	1FB2-	85 0F	STA	\$0F
1F42-	A9 02	LDA	##02	1FB4-	A9 F2	LDA	##F2
1F44-	85 20	STA	\$20	1FB6-	8D 28 08	STA	\$0828
1F46-	A9 00	LDA	##00	1FB9-	60	RTS	
1F48-	85 21	STA	\$21	1FBA-	A9 0A	LDA	##0A
1F4A-	A9 00	LDA	##00	1FBC-	8D 51 08	STA	\$0851
1F4C-	85 0E	STA	\$0E	1FBE-	A9 21	LDA	##21
1F4E-	A9 00	LDA	##00	1FC1-	8D 5A 08	STA	\$085A
1F50-	85 4A	STA	\$4A	1FC4-	A9 21	LDA	##21
1F52-	A9 D0	LDA	##D0	1FC6-	8D 5B 08	STA	\$085B
1F54-	85 4B	STA	\$4B	1FC9-	A9 49	LDA	##49
1F56-	A9 00	LDA	##00	1FCB-	8D 5C 08	STA	\$085C
1F58-	85 4C	STA	\$4C	1FCE-	A9 22	LDA	##22
1F5A-	A9 04	LDA	##04	1FD0-	8D 5D 08	STA	\$085D
1F5C-	85 4D	STA	\$4D	1FD3-	A9 06	LDA	##06
1F5E-	A0 FF	LDY	##FF	1FD5-	8D 76 08	STA	\$0876
1F60-	4C 64 FF	JMP	##FF64	1FD8-	A9 09	LDA	##09
1F63-	88	DEY		1FDA-	8D F6 09	STA	\$09F6
1F64-	B1 4A	LDA	(\$4A),Y	1FDD-	A9 9F	LDA	##9F
1F66-	91 4C	STA	(\$4C),Y	1FDF-	8D F7 09	STA	\$09F7
1F68-	C0 00	CPY	##00	1FE2-	A9 23	LDA	##23
1F6A-	D0 F7	BNE	\$1F63	1FE4-	8D F8 09	STA	\$09F8
1F6C-	A6 4B	LDX	\$4B	1FE7-	A9 1F	LDA	##1F
1F76-	E0 0C	CPX	##0C	1FE9-	8D F9 09	STA	\$09F9
1F78-	D0 E4	BNE	\$1F5E	1FEC-	85 0F	STA	\$0F
1F7A-	20 40 F3	JSR	\$F340	1FEE-	A9 F5	LDA	##F5
1F7D-	4C 00 04	JMP	\$0400	1FF0-	8D 28 08	STA	\$0828
1F80-	A9 04	LDA	##04	1FF3-	60	RTS	
1F82-	8D 51 08	STA	\$0851	1FF4-	00	BRK	
1F85-	A9 A1	LDA	##A1	1FF5-	00	BRK	
1F87-	8D 5A 08	STA	\$085A	1FF6-	00	BRK	
1F8A-	A9 22	LDA	##22	1FF7-	00	BRK	
1F8C-	8D 5B 08	STA	\$085B	1FF8-	00	BRK	
1F8F-	A9 F1	LDA	##F1	1FF9-	00	BRK	
1F91-	8D 5C 08	STA	\$085C	1FFA-	00	BRK	
1F94-	A9 20	LDA	##20	1FFB-	08	PHP	
1F96-	8D 5D 08	STA	\$085D	1FFC-	30 FF	BMI	\$1FFD
1F99-	A9 03	LDA	##03	1FFE-	FA	???	
1F9B-	8D 76 0B	STA	\$0B76	1FFF-	0A	ASL	
1F9E-	A9 27	LDA	##27				
1FA0-	8D F6 09	STA	\$09F6				

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การตรวจสอบความปลอดภัยจากกระแสรั่ว (ในส่วนวงจรรับสัญญาณจากร่างกาย)

วิธีที่ใช้ในการวัดกระแสรั่วเป็นวิธีของเครื่อง HEWLETT PACKARD Model 78801A

อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดมีดังนี้

- ดิจิตอล โวลท์มิเตอร์
- TEST LOAD (ตัวความต้านทาน 1K Ω 1%, 10 Ω 1%, ตัวเก็บประจุ 0.15 μ F)



- สายกราวด์



- ตัวความต้านทาน 1 M Ω

กระแสรั่วที่วัดได้ = ค่าที่อ่านจาก โวลท์มิเตอร์ / 1000 (กระแสรั่วควรจะน้อยกว่า 10 μ A)

การวัดมีอยู่ 3 แบบ

1. การวัดกระแสรั่วไหลจากวงจรรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลงกราวด์ (Patient Lead Leakage Current to Ground)

วิธีวัดแสดงในรูป ค-1 ทำการวัดในแต่ละสายรับสัญญาณ โดยวัดทั้ง AC และ DC ในเงื่อนไขต่อไปนี้

(1) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน

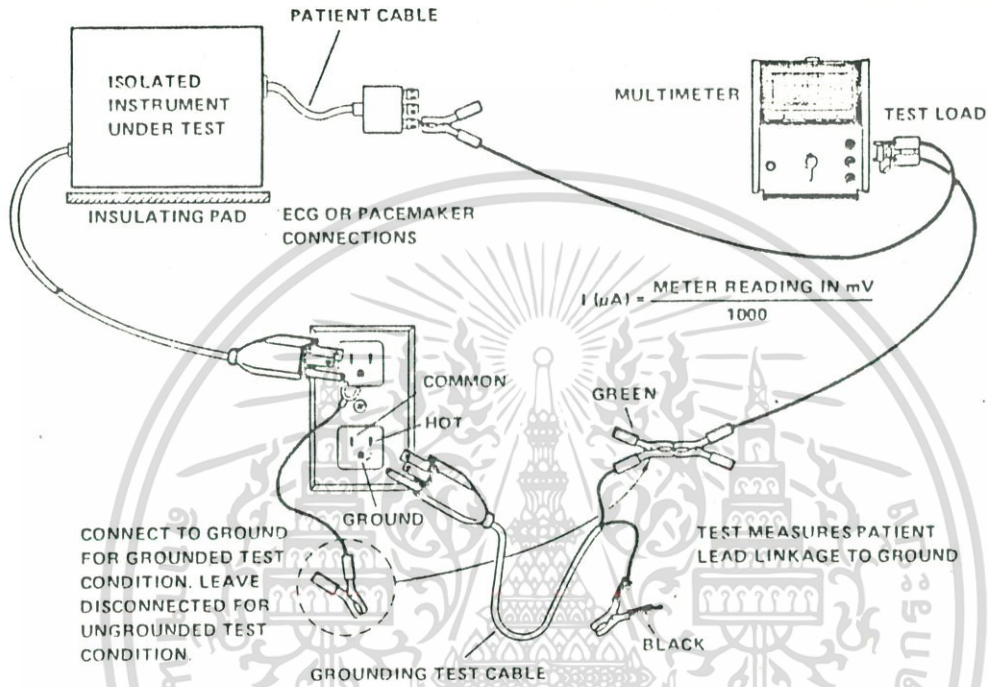
(2) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(3) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน

(4) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน



รูป ค-1 การวัดกระแสรั่วไหลจากวงจรรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลงกราวด์

กระแสรั่วที่วัดได้ $\approx 7 \mu\text{A}$

2. กระแสรั่วระหว่างสายรับสัญญาณ (Leakage Current Between Patient Leads)

วิธีวัดแสดงในรูป ค-2 วัดแต่ละคู่ของสายรับสัญญาณ โดยวัดทั้ง AC และ DC ในเงื่อนไข

ต่อไปนี้

(1) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน

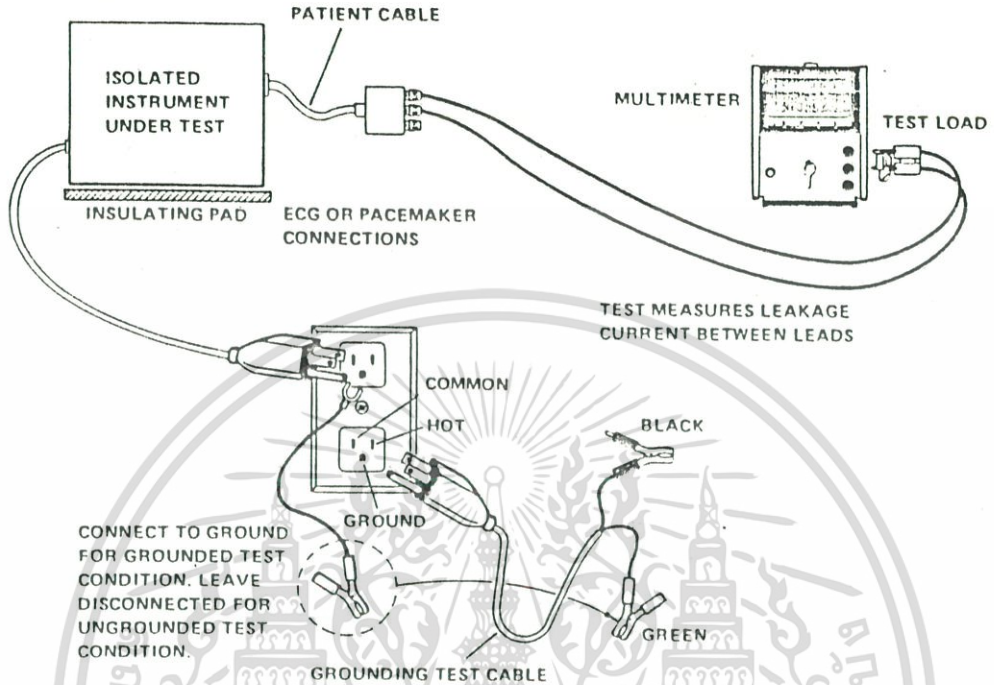
(2) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน

(3) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน

(4) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป ค-2 การวัดกระแสรั่วระหว่างสายรับสัญญาณ

กระแสรั่วที่วัดได้ $\approx 2 \mu A$

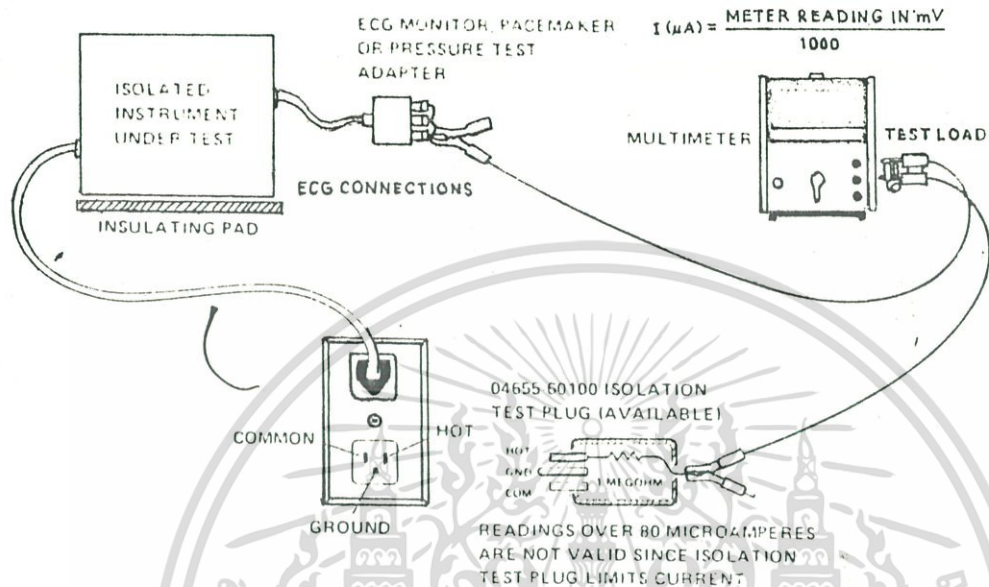
3. กระแสรั่วจากไฟ AC 120 V (Leakage Current with 120 Volts Applied)

วิธีวัดแสดงในรูป ค-3 ต่อสายรับสัญญาณเข้าด้วยกัน จ่ายไฟ 120 V (AC) ผ่านความต้าน

ทาน 1 M Ω แล้ววัดตามเงื่อนไขต่อไปนี้

(1) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน

(2) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน



รูป ๗-3 การวัดกระแสรั่วจากไฟ AC 120 V

กระแสรั่วที่วัดได้ $\approx 8 \mu A$