การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

Microcomputer Based for I.C.U.Monitoring System

พิชัย คูศิริวานิชกร

PICHAI KOOSIRIVANICHAKORN

อาจารย์ที่ปรึกษา

รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์

ADVISOR

ASSOCIATE PROFESSOR MANUS SANGWORASILP

วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2529

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สารบัญ

บทคัดย่อ.....i

Abstract.....ii

บทนำ.....iii

บทที่ 1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....1

1.1 ไฟฟ้าจากสิ่งมีชีวิต.....1

1.2 ไฟฟ้าจากหัวใจ.....1

1.3 ทิศกระแสของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....2

1.4 การทำงานเป็นจังหวะของหัวใจ.....4

1.5 การเกิดดีโพลาไรเซชั่น และรีโพลาไรเซชั่น ของหัวใจตามลำดับ.....5

1.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ.....11

บทที่ 2 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการหายใจ.....12

2.1 การกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง.....12

2.2 อีเล็คโตรด.....14

2.3 วงจรขยาย.....17

2.4 การมอนิเตอร์คนไข้.....21

2.5 การวัดการหายใจโดยวิธีอิมพีแดนซ์.....22

บทที่ 3 ความปลอดภัยในการใช้เครื่องมอนิเตอร์.....27

3.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า.....27

3.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า.....33

บทที่ 4 ระบบไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์.....35

4.1 แผนผังระบบไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์.....35

4.2 รายละเอียดของวงจรในภาคต่างๆ.....39

4.2.1 วงจรลอย.....39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 39
4.2.1.2 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นการหายใจ 45
4.2.2 ภาคแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น.....50
4.2.2.1 ส่วนที่แปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นอัตราการเต้นของหัวใจ 50
4.2.2.2 ส่วนที่แปลงคลื่นการหายใจ เป็นอัตราการหายใจ 60
4.2.3 ภาควงจรอินเทอร์เฟส.....67
4.2.4 แผ่นเก็บโปรแกรม.....76
4.2.5 วงจรออสซิลเลเตอร์.....78
4.2.6 แหล่งจ่ายไฟ.....79
บทที่ 5 การทำงานของเครื่องมอนิเตอร์.....80
บทที่ 6 การสร้างภาพบนจอภาพด้วยคอมพิวเตอร์.....86
6.1 การสร้างเส้นตรง.....86
6.2 การสร้างกราฟฟิค.....89
6.2.1 การสร้างกราฟฟิคด้วยวิธีการสร้างตารางเก็บภาพ.....90
6.2.2 การสร้างกราฟฟิคด้วยวิธีบิทแมททริก.....94
บทที่ 7 การประกอบเครื่องและการใช้งาน.....98
7.1 การประกอบเครื่อง ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์.....98
7.2 ปุ่มปรับและควบคุม.....101
7.3 การใช้งาน.....102
บทที่ 8 สรุปผล.....108
ภาคผนวก ก. ข้อมูลที่เก็บอยู่ใน ROM#0 ของแผ่นเก็บโปรแกรม 112
ภาคผนวก ข. โปรแกรมการทำงานของเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ส่วนที่เป็นภาษาเบสิค.....114
ภาคผนวก ค. โปรแกรมการทำงานของเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ส่วนที่เป็นภาษาเครื่อง.....117
ภาคผนวก ง. ตารางเก็บภาพ(shape table)ที่ใช้ในเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์.....132
ภาคผนวก จ. ข้อมูลบิทแมททริกของภาพที่ใช้ในเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์.....134

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ฉ. โปรแกรมที่ช่วยในการสร้างตารางเก็บภาพ(Shape Construction).....138
กิตติกรรมประกาศ.....143
เอกสารอ้างอิง.....144

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ กล่าวถึงการนำเอาไมโครคอมพิวเตอร์ มาใช้ในระบบไอ.ซี.ยู.มอนิ-เตอร์ โดยมอนิเตอร์ที่สร้างขึ้นนี้เป็นชนิดวางข้างเตียงคนไข้(Bedside Unit) ไมโครคอมพิวเตอร์ที่นำมาใช้กับเครื่องนี้คือ ไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II ซึ่งเป็นที่นิยมใช้กันมากในประเทศไทย และสามารถหาซื้อได้ง่ายในราคาถูก ในการออกแบบทั้งส่วนของวงจรและซอฟท์แวร์(Software)จะไม่มีการยุ่งเกี่ยวหรือดัดแปลงส่วนใดของเครื่อง APPLE II เลย ดังนั้น ส่วนที่ออกแบบและสร้างขึ้นใหม่นี้จึงสามารถใช้ได้กับเครื่อง APPLE II ทุกเครื่องได้ทันที และเครื่อง APPLE II ที่นำมาใช้ในมอนิเตอร์ก็ยังคงความสามารถใช้งานได้เช่นเดิม

เครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ที่สร้างขึ้นมานี้ สามารถวัดและแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) คลื่นการหายใจ (Respiration) แสดงค่าของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate)และอัตราการหายใจ (Respiration Rate) ให้เสียงเตือนเมื่อค่าของอัตราการเต้นของหัวใจหรืออัตราการหายใจอยู่นอกช่วงพิกัดที่ตั้งเอาไว้ และถ้ามีเครื่องพิมพ์ ก็สามารถพิมพ์รูปคลื่นและค่าต่างๆที่ปรากฏบนจอภาพ ลงบนกระดาษได้

เครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ที่สร้างขึ้นนี้ สามารถใช้เป็นตัวอย่างและแนวทางในการพัฒนาให้มีขีดความสามารถมากขึ้น และมีรูปแบบที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานยิ่งขึ้น ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาอุปกรณ์อีเล็กทรอนิคส์ทางการแพทย์ในประเทศไทยต่อไปในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Abstract

This paper concerns a microcomputer used in I.C.U.Monitoring System. This type of monitor is the Bedside Unit and the microcomputer used is APPLE II which is popular and can be bough at a low price in Thailand. The new design of both circuits and software requires no modification of the APPLE II and, thus, can be used with every APPLE II microcomputer. Further,the APPLE II used in I.C.U.Monitor retains all its ability of a working microcomputer.

This I.C.U.Monitor can pick up and display Electrocardiography (ECG),respiration waves,values of heart rate and respiration rate. In addition,it can generate alarm sound when either the heart rate or respiration rate is below or above preset limits. A hard copy of waves and values which are displaying on CRT can be made if a printer is connected to the system.

This work on the I.C.U.Monitor can serve as an example and guidlines for further research and development of units with higher abilities and more ease of use for the benefit of the field of biomedical electronics instrument in Thailand.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทนำ

ภายในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะได้กล่าวถึงรายละเอียดของ การสร้างเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิ-เตอร์จากไมโครคอมพิวเตอร์ ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงการกำเนิดของคลื่นไฟฟ้า จากเซลของกล้ามเนื้อหัวใจ ในช่วงจังหวะการทำงานต่างๆของหัวใจ และลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ

บทที่ 2 กล่าวถึงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการวัดที่ผิวหนังของร่างกาย ลักษณะของอิเล็คโตรด วงจรขยาย และการวัดการหายใจ โดยวิธีวัดการเปลี่ยนแปลงของอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก

บทที่ 3 กล่าวถึงอันตรายที่เกิดจากกระแสไฟฟ้า ซึ่งมีสาเหตุมาจากการใช้อุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออีเล็คทรอนิคส์กับคนไข้ และวิธีการป้องกันอันตรายดังกล่าว

บทที่ 4 กล่าวถึงส่วนประกอบของเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ทั้งระบบ และรายละเอียดของวงจรในภาคต่างๆ

บทที่ 5 เป็นซอฟท์แวร์(Software)ของเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ซึ่งใช้เป็นโปรแกรมควบคุมการทำงานของเครื่อง

บทที่ 6 กล่าวถึงหลักการในการสร้างภาพที่แสดงบนจอภาพ ด้วยวิธีต่างๆกัน ที่ใช้ภายในเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

บทที่ 7 อธิบายการใช้ปุ่มปรับและควบคุมต่างๆ และการใช้เครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

บทที่ 8 เป็นการสรุปผลจากการนำไปทดลองใช้งานในโรงพยาบาล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.1 ไฟฟ้าจากสิ่งมีชีวิต

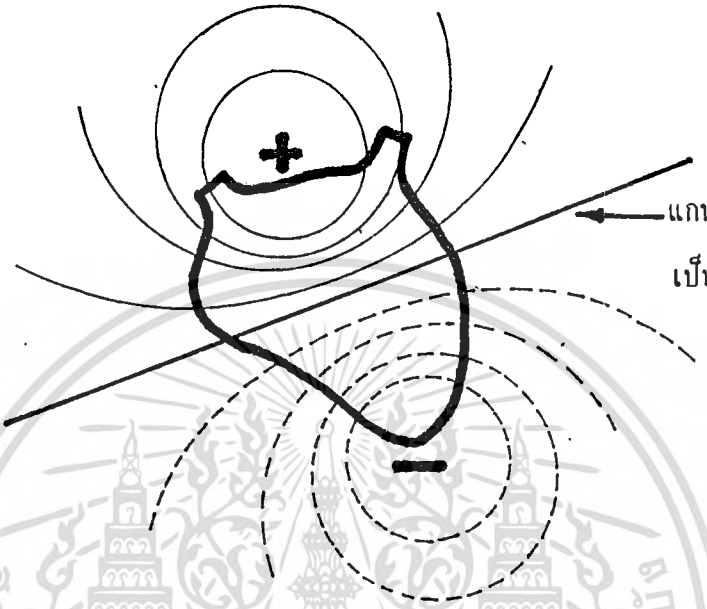
เซลของสิ่งมีชีวิตทุกชนิด ทั้งพืชและสัตว์ จะปรากฏมีศักดาไฟฟ้าเกิดขึ้นตกคร่อมผนังเซล ซึ่งเป็นผลมาจากการเผาผลาญพลังงาน(metabolism)ตลอดเวลาที่เกิดขึ้นภายในเซล ศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากเซลของสิ่งมีชีวิตเรียกว่า bioelectrical potentials สำหรับเซลที่อยู่นิ่ง(resting cell) จะปรากฏมีศักดาไฟฟ้าประมาณ -80 มิลลิโวลท์ โดยวัดจากภายในเซลไปยังภายนอกเซล และเซลที่อยู่นิ่งนี้เรียกว่าเซลอยู่ในสภาวะโพลาไรซ์(polarized) ในขณะที่เซลทำงานเช่นในขณะที่กล้ามเนื้อบีบตัว ค่าศักดาไฟฟ้าของเซลจะเปลี่ยนเป็น +20 มิลลิโวลท์ ขณะนี้เรียกว่า เซลอยู่ในสภาวะ ดีโพลาไรซ์ (depolarized)

การทำงานของกล้ามเนื้อมีผลโดยตรงจาก ดีโพลาไรเซชั่น(depolarization)และ รีโพลาไรเซชั่น(repolarization)ของเซลที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อนั้น ในการเปลี่ยนแปลงโพลาไรเซชั่นของเซล จะต้องมีการไหลของประจุ(ซึ่งในกรณีนี้เป็นการไหลของอิออน)เข้าสู่เซลและออกจากเซล การไหลของประจุเหล่านี้จะรวมกันเป็นกระแสไฟฟ้า การไหลของกระแสไฟฟ้าในขณะที่มีการเปลี่ยนแปลงโพลาไรเซชั่น และการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างเป็นจังหวะทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อนั้น เนื่องจากร่างกายมีคุณสมบัติ เสมือนเป็นก้อนตัวนำไฟฟ้า(volume electric conductor) ผลรวมของศักดาไฟฟ้า ที่เกิดจากการบีบตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อ ในส่วนต่างๆที่อยู่ภายในร่างกาย จึงสามารถวัดได้จากภายนอก

1.2 ไฟฟ้าจากหัวใจ

เราสามารถพิจารณาได้ว่า หัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าเครื่องหนึ่ง ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำ ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกาย เหมือนกับเป็น อีเล็คทริคไดโพล(electric dipole) และสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใดๆที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ดูรูปที่ 1.1 ศักดาไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆจะไม่เหมือนกัน ขึ้นกับมุมและระยะทางของตำแหน่งจุดที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ(heart axis) จากข้อเท็จ-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนกับ อีเล็คทริคไดโพล

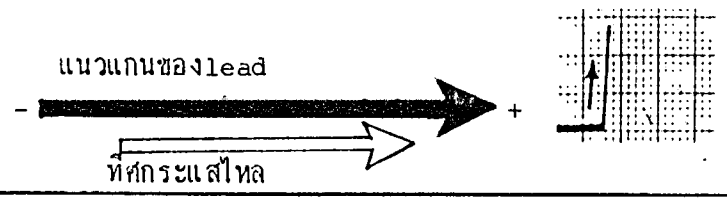
จริงอันนี้ ทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(ECG) โดยใช้ขั้วอีเล็คโตรดในตำแหน่งที่แตกต่างกันบนร่างกาย จึงมีรูปคลื่นที่แตกต่างกัน

1.3 ทิศกระแสของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

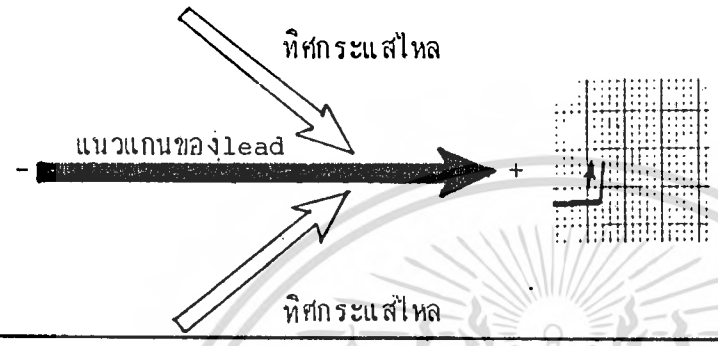
ถ้าวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ ไบโพลาร์ อีเล็คโตรด (bipolar electrode) โดยกำหนดเป็นขั้วบวก(+)และขั้วลบ(-) ถ้าทิศทางกระแสที่ไหลบนผิวหนังพุ่งเข้าสู่ขั้วบวกของอีเล็คโตรด จะทำให้เข็มของเครื่องบันทึก หรือรูปคลื่นที่ปรากฏบนจอภาพของเครื่องวัด มีการเบี่ยงเบนขึ้นบน แต่ถ้ากระแสที่ไหลบนผิวหนัง มีทิศทางพุ่งออกจากขั้วบวกหรือพุ่งเข้าสู่ขั้วลบ จะทำให้เข็มของเครื่องบันทึกหรือรูปคลื่นบนจอภาพของเครื่องวัดเบี่ยงเบนลงล่าง ถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนัง มีทิศทางทำมุมกับแนวของอีเล็คโตรด ทำให้การวัดมีการเบี่ยงเบนน้อยลง และถ้าทิศของกระแสที่ไหลบนผิวหนังทำมุม 90 องศากับแนวอีเล็คโตรด จะทำให้การวัดไม่ปรากฏมีการเบี่ยงเบน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

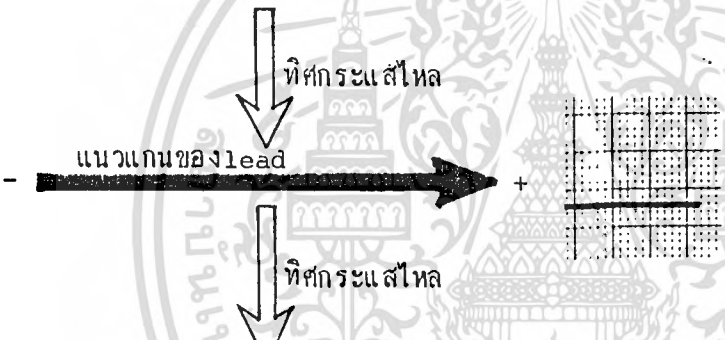
รูปที่ 1.2 แสดงให้เห็นการเบี่ยงเบนที่ปรากฏบนเครื่องบันทึกหรือจอภาพของเครื่องวัด ซึ่งเกิดจากการไหลของกระแสริเวณผิวหนัง ในทิศทางที่ทำมุมต่างๆกับแนวของlead



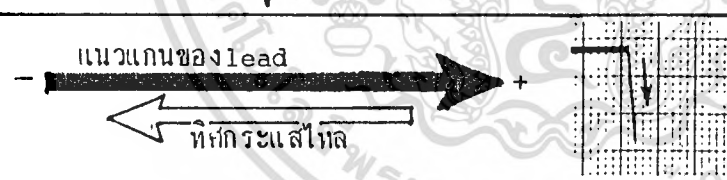
ถ้ากระแสไหลในทิศเดียวกับแกนของ lead เข็มจะเบนขึ้นมากมาก



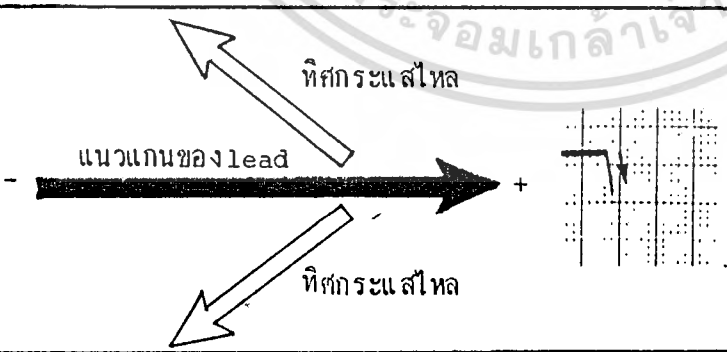
ถ้ากระแสไหลทำมุมกับแกนของlead เข็มจะเบนขึ้นมานอยกว่า ขนาดของความสูงจะแปรกับ มุมที่กระแสไหลทำกับแนวแกนของlead



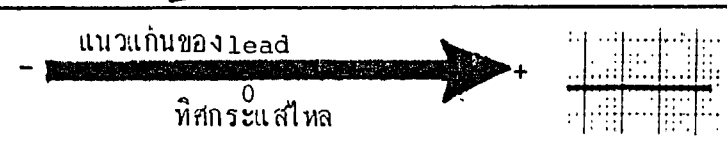
ถ้ากระแสไหลในทิศตั้งฉากกับแนวแกนของleadจะไม่มีการเบนของเข็มทั้งขึ้นบนหรือลงล่าง



ถ้ากระแสไหลในทิศตรงข้ามกับแนวแกนของlead เข็มจะเบนลงล่างมาก



ถ้ากระแสไหลในทิศทำมุมและพุ่งออกจากแนวแกนของlead เข็มจะเบนลงล่างน้อยกว่า ขนาดของการเบนขึ้นกับมุมของกระแสที่ทำกับแนวแกนของ lead



ถ้าไม่มีกระแสไหล จะไม่มีการเบนของเข็ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

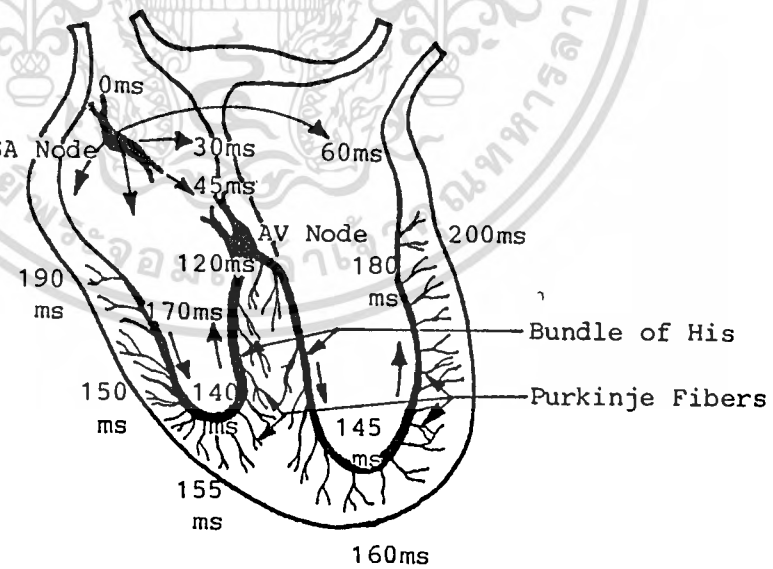
1.4 การทำงานเป็นจังหวะของหัวใจ

กล้ามเนื้อหัวใจมีคุณสมบัติที่แตกต่างจากกล้ามเนื้อชนิดอื่นคือ การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจไม่ต้องใช้การกระตุ้นจากภายนอก การทำหน้าที่สูบและฉีดโลหิตของหัวใจ จะมีประสิทธิภาพหรือไม่ขึ้นอยู่กับ

(1) ความสามารถในการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ

(2) อิทธิพลของไฟฟ้าที่ SA node (Sinoatrial node) ซึ่งจะต้องสัมพันธ์กับการบีบตัว (systole)และการคลายตัว(diastole)ของหัวใจ

SA node มีตำแหน่งอยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องบนขวา สำหรับผู้ใหญ่ ในขณะที่พักผ่อน SA node จะให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้าออกมาด้วยอัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที และจะกระจายผ่านเส้นประสาทของหัวใจ ดังรูปที่ 1.3 คลื่นกระจายออกรอบๆ SA node ผ่านกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน ทำให้เกิดการบีบตัว(atrial systole) แล้วก็มาถึง A-V node (Atrioventricular node) แล้วก็จะส่งผ่านไปตาม Bundle of His,Perkinje Fibers และในที่สุดมาถึงกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว(ventricular systole) ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นจาก SA node ถึง A-V node เรียกว่า atrioventricular conduction time โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที



รูปที่ 1.3 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้า จาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ (เมื่อ SA node ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้า เริ่มนับเวลาเป็นศูนย์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 การเกิด ดีโพลาไรเซชั่น และ รีโพลาไรเซชั่น ของหัวใจตามลำดับ

การรวมตัวของเซลกล้ามเนื้อหัวใจเป็นแบบ syncytium นั่นคือ รวมตัวกันในแบบที่ยอมให้การกระทำทางไฟฟ้า สามารถกระจายผ่านจากเซลหนึ่งไปยังอีกเซลหนึ่งได้อย่างรวดเร็ว ในทางปฏิบัติการกระจายของการกระทำทางไฟฟ้าของหัวใจไม่ได้เป็นไปอย่างที่เข้าใจกันง่ายๆ เนื่องจากแต่ละแห่งของเซลกล้ามเนื้อหัวใจถูกสร้างขึ้นมาให้สามารถส่งผ่านการกระทำทางไฟฟ้าได้อย่างรวดเร็ว เซลพิเศษเหล่านี้ประกอบด้วย atrial conduction tracts,atrioventricular node,bundle of His,bundle branches และ distral ,ventricular conduction system

ในขณะที่หัวใจอยู่นิ่ง(resting state)เซลกล้ามเนื้อหัวใจอยู่ในสภาพ โพลาไรซ์ คือภายในเซลมีประจุลบเมื่อเทียบกับภายนอก ศักดาไฟฟ้าขณะที่เซลอยู่นิ่ง เป็นผลมาจากความแตกต่างของอิออนที่อยู่คนละด้านของเยื่อเซล(cell membrane) ภายในเซลมีความหนาแน่นของโปตัสเซี่ยมอิออนมากกว่าส่วนภายนอกเซลมีความหนาแน่นของโซเดียมอิออนมากกว่า เมื่อเซลถูกกระตุ้น การเคลื่อนย้ายอิออนก็เกิดขึ้น โดยเฉพาะการเคลื่อนที่ของโซเดียมเข้าสู่ภายในเซลจะรวดเร็วมาก และเป็นผลให้เกิดการสูญเสียศักดาไฟฟ้าลบภายในเซลอย่างรวดเร็ว ปรากฏการเช่นนี้เรียกว่า ดีโพลาไรเซชั่น

เซลหัวใจบางแห่งสามารถเกิดดีโพลาไรเซชั่นได้เองอย่างอัตโนมัติ และเป็นสิ่งสำคัญมากในการทำให้หัวใจเต้น เนื่องจากการเชื่อมต่อของเซลหัวใจใกล้ชิดกันมาก เมื่อมีดีโพลาไรเซชั่นเกิดขึ้นที่บริเวณหนึ่ง ก็จะกระจายไปยังส่วนอื่นของหัวใจได้อย่างรวดเร็ว ในกรณีของหัวใจปกติ บริเวณที่ดีโพลาไรเซชั่นเกิดขึ้นได้รวดเร็วที่สุด และเป็นตัวกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ ก็คือ SA node (Sinoatrial node) ซึ่งอยู่บริเวณรอยต่อของหลอดเลือดแดง(superior vena cava)กับหัวใจห้องบนขวา(upper right atrium) ดีโพลาไรเซชั่นของ SA node มีค่าน้อยมากจนไม่สามารถมองเห็นจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(ECG)ที่วัดจากผิวหนัง แต่การกระตุ้นของ SA node วินิจฉัยได้จากผลของมันที่มีต่อเนื้อเยื่อของหัวใจห้องบน ซึ่งอยู่ติดๆกัน

เนื่องจาก SA node อยู่ที่บริเวณสูงสุดทางขวาของหัวใจ การกระตุ้นหัวใจห้องบนของ SA node จึงกระจายลงสู่ข้างล่างและบางส่วนกระจายไปทางซ้าย หัวใจห้องบนมีโครงสร้างของผนังที่บางกว่าและมีมวลของกล้ามเนื้อน้อย จึงทำให้การกระจายทางไฟฟ้าที่เกิดจากดีโพลาไรเซชั่นของมัน ปรากฏเพียงเล็กน้อย จะได้เป็นคลื่น P(P wave)ในการบันทึกคลื่นหัวใจด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(ECG)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทิศของการกระจายทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมดจะพุ่งลงล่างเยื้องไปทางซ้าย ซึ่งโดยปกติจะมีทิศเข้าสู่ขั้วบวกของอีเล็คโตรดทั้ง lead I และ aVF แต่ปริมาณทางไฟฟ้าทั้งหมดจะมีค่าไม่มากนักเพราะว่ากล้ามเนื้อหัวใจห้องบนมีมวลน้อย ดังนั้นเข็มของเครื่องบันทึกจึงเบี่ยงเบนขึ้นบนเพียงเล็กน้อยทั้งใน lead I และ aVF ได้เป็นคลื่น P (P wave) ดูรูปที่ 1.4 บน

ต่อมาเมื่อคลื่นของดีโพลาไรเซชั่นมาถึง A-V node จะมีการหน่วงเวลา ระหว่างช่วงเวลานี้ปรากฏการทางไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนเคลื่อนที่ทะลุผ่าน A-V node ช้ามาก และจากนั้นก็จะเข้าสู่ระบบสื่อนำของหัวใจห้องล่าง(ventricular conduction system) ได้แก่ common bundle of His และ bundle branches ตามลำดับ เนื่องจากโครงสร้างของ common bundle of His มีขนาดเล็ก จึงไม่สามารถมองเห็นการเบี่ยงเบนของเข็มของเครื่องบันทึกในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผิวหนัง

เมื่อคลื่นของดีโพลาไรเซชั่นได้ผ่าน A-V node ,His bundle และ ช่วงต้นๆของ bundle branches ไปแล้ว ช่วงแรกของดีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่าง เกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งเป็นผนังร่วมของหัวใจห้องล่างซ้ายและขวา ซึ่งอยู่ภายในหัวใจ ทิศทางของไฟฟ้ามีทิศทางจากซ้ายไปขวา และมีขนาดเล็กกว่า เมื่อเทียบกับดีโพลาไรเซชั่นที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เป็นผนังอิสระด้านนอก จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิวหนัง ปรากฏว่าที่ lead I เข็มของเครื่องบันทึกเบี่ยงเบนลงล่างเล็กน้อย ได้เป็นคลื่น Q (Q wave) ส่วนใน lead aVF มีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเล็กน้อย ดูรูปที่ 1.4 ล่าง

จากนั้น ดีโพลาไรเซชั่นก็จะกระจายไปตามระบบสื่อนำของหัวใจห้องล่าง(distal bundle branches และ Purkinje fibers)ตามลำดับ ดังนี้คือ septum,apex และในที่สุดก็ถึงกล้ามเนื้อหัวใจที่เป็นผนังอิสระทั้งห้องซ้ายและขวา สำหรับหัวใจที่ปกติ ผนังหัวใจห้องล่างซ้ายมีความหนาประมาณ 10 มิลลิเมตร ส่วนผนังหัวใจห้องล่างขวาบริเวณที่หนาที่สุดประมาณ 3 มิลลิเมตรเท่านั้น ดีโพลาไรเซชั่นของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง โดยทั่วไปจะเกิดขึ้นพร้อมกัน หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีมวลมากกว่าจึงมีการกระทำทางไฟฟ้ามากกว่า ดังนั้น ผลรวมทางไฟฟ้าจึงมีทิศทางลงล่างและเยื้องไปทางซ้าย และเนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนนี้มีมวลมาก จึงทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบี่ยงเบนขึ้นบนได้มากทั้งใน lead I และ aVF ได้เป็นคลื่น R (R wave) ดูรูปที่ 1.5 บน

ดีโพลาไรเซชั่นยังคงผ่านต่อไปยังส่วนที่เหลือของหัวใจห้องล่างทั้งสองข้าง บริเวณสุดท้ายที่จะมีปฏิกิริยาก็คือ ตำแหน่งสูงสุดของผนังหัวใจอิสระห้องล่างซ้าย หรือบริเวณที่โลหิตไหลออกจากหัวใจห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ล่างขวา ในช่วงเวลานี้ การกระจายทางไฟฟ้าโดยทั่วไปเกิดขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับเท้า ดังนั้นใน lead aVF เข็มของเครื่องบันทึกจึงเบี่ยงเบนลงล่าง ได้เป็นคลื่น S (S wave) ดูรูปที่ 1.5 ล่าง ส่วนใน lead I อาจจะปรากฏคลื่น S หรือไม่ก็ได้ ขึ้นอยู่กับเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อที่อยู่ตำแหน่งสูงสุดของผนังหัวใจห้องล่างซ้าย

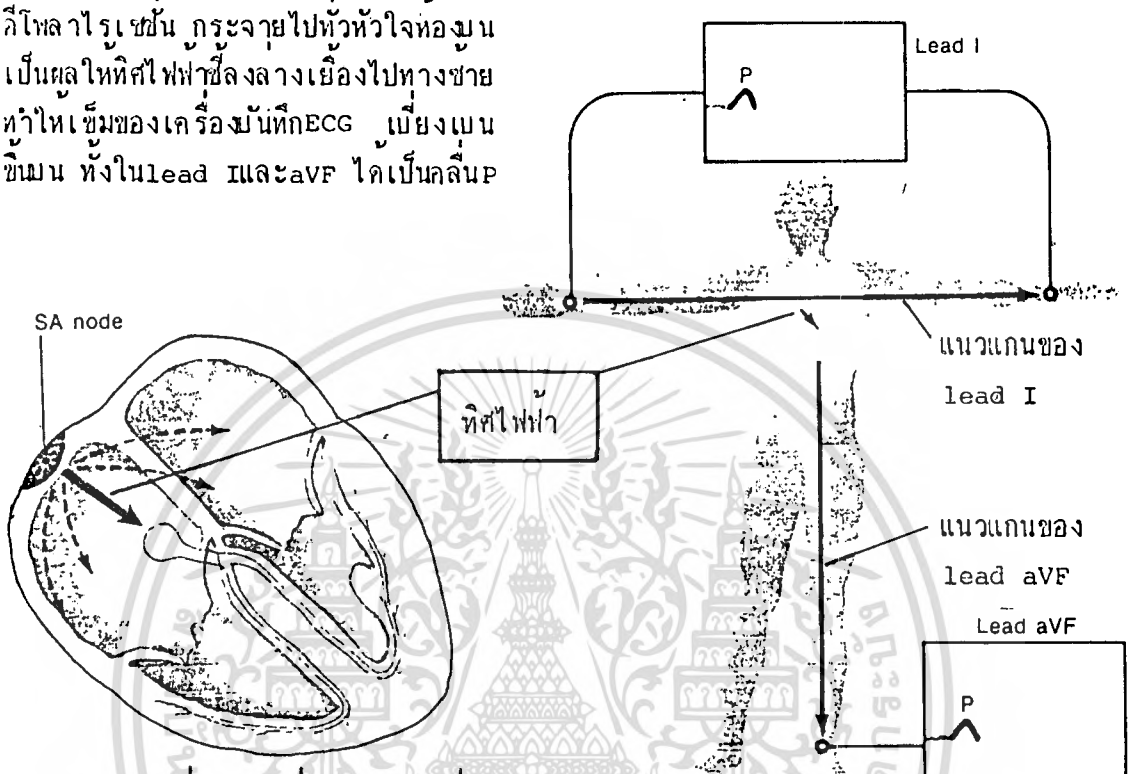
หลังจากหัวใจห้องล่างทั้งหมดเกิดดีโพลาไรเซชั่นไปแล้ว จะมีการกระทำเกิดขึ้นน้อยมาก จนกระทั่งเริ่มเกิดรีโพลาไรเซชั่น(repolarization) ดังนั้น คลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง ST (ST segment) จึงไม่มีค่าศักดาไฟฟ้า รีโพลาไรเซชั่น ก็คือ การกลับอยู่ในสภาวะอยู่นิ่ง(resting)ของเซลกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีศักดาไฟฟ้าเป็นลบ เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายมีมวลมากกว่ากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาและกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน จึงมีอิทธิพลต่อทิศทางของไฟฟ้าที่เกิดจากรีโพลาไรเซชั่น ในหัวใจปกติ จึงมีทิศทางไปทางซ้ายเยื้องลงล่าง ในทิศทางเดียวกับมวลของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้าย รีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่างทำให้เกิดคลื่น T (T wave) ดูรูปที่ 1.6 บน

หลังจากการสิ้นสุดรีโพลาไรเซชั่น ก็จะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นอยู่ช่วงเวลาหนึ่ง ซึ่งจะทำให้เข็มของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ไม่มีการเบี่ยงเบนและได้เป็นเส้นตรงที่มีศักดาไฟฟ้าเป็นศูนย์ จนกระทั่งมีคลื่นไฟฟ้าลูกใหม่เกิดขึ้นที่ SA node ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของหัวใจก็จะเกิดขึ้นตามลำดับได้เป็นคลื่น P-QRS-T อีก ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของหัวใจที่เกิดขึ้นตามลำดับรวบรวมอยู่ในรูปที่ 1.6 ล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 1.4

ก.อิมพัลส์กำเนิดที่ SA node และคลื่นของดีโพลาไรเซชัน กระจายไปทั่วหัวใจห้องบน เป็นผลให้ทิศไฟฟ้าชี้ลงล่างเยื้องไปทางซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกECG เบี่ยงเบนขึ้นบน ทั้งในlead IและaVF ได้เป็นคลื่นP

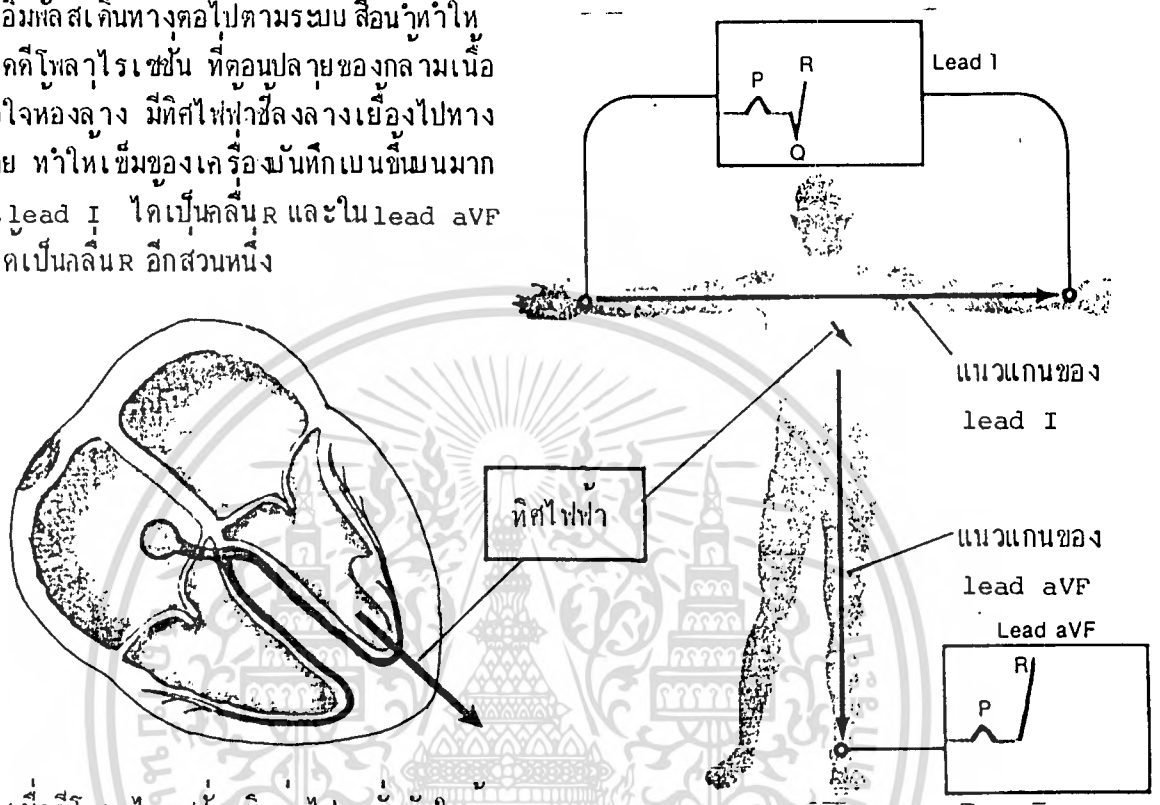


ข.หลังจากถูกหน่วงเวลาที่ AV node ชั่วขณะ อิมพัลส์จะเดินทางไปตาม common bundle of His และ bundle branches ทั้งซ้ายและขวา แล้วจึงเข้าสู่ผนังรวมของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดดีโพลาไรเซชัน ซึ่งมีทิศไฟฟ้าไปทางซ้ายเยื้องลงล่าง ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบนลงล่างเล็กน้อย ในlead I ได้คลื่นQ และเบนขึ้นบนเล็กน้อย ในlead aVF ได้คลื่นR

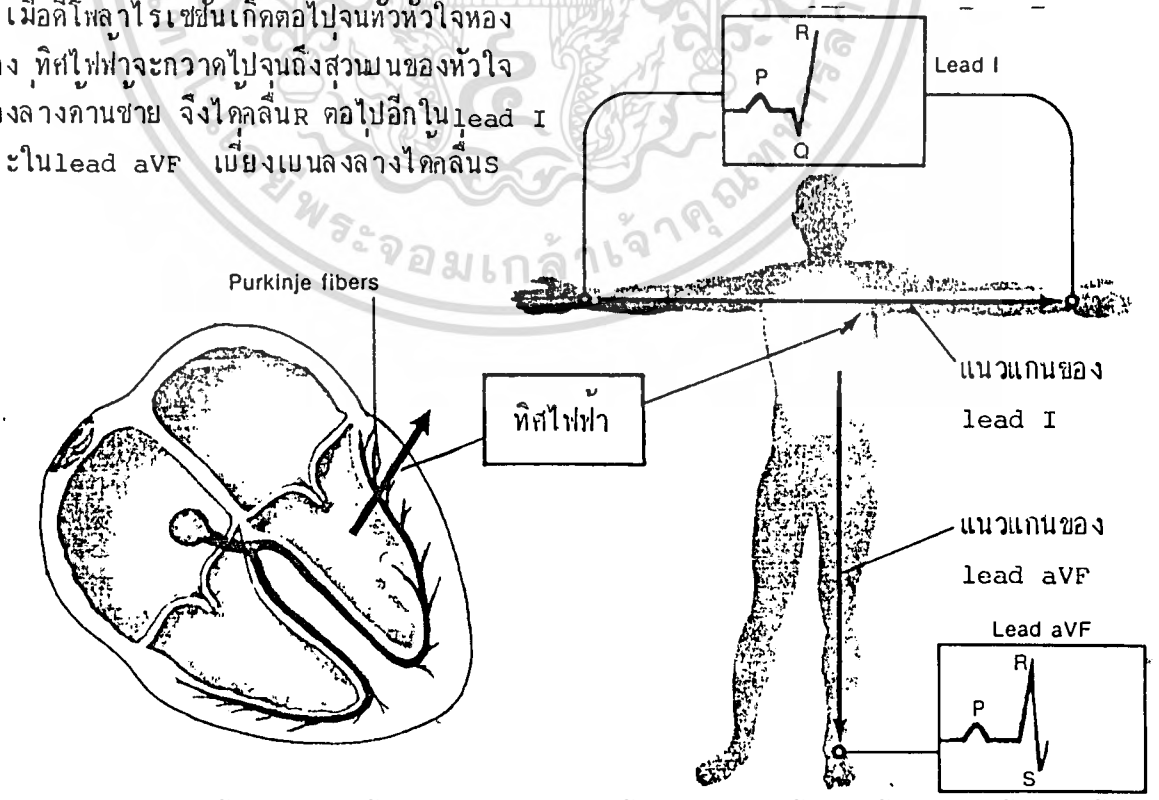
เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 1.5

ก .อิมพัลส์เดินทางต่อไปตามระบบ สื่อนำทำให้เกิดดีโพลาไรเซชั่น ที่ด้านปลายของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง มีทิศไฟฟ้าชี้ลงล่างเยื้องไปทางซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบนขึ้นบนมากใน lead I ได้เป็นคลื่น R และใน lead aVF ได้เป็นคลื่น R อีกส่วนหนึ่ง



ง.เมื่อดีโพลาไรเซชั่นเกิดต่อไปจนทั่วหัวใจห้องล่าง ทิศไฟฟ้าจะกวาดไปจนถึงส่วนบนของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย จึงได้คลื่น R ต่อไปอีกใน lead I และใน lead aVF เบี่ยงเบนลงล่างได้คลื่น S



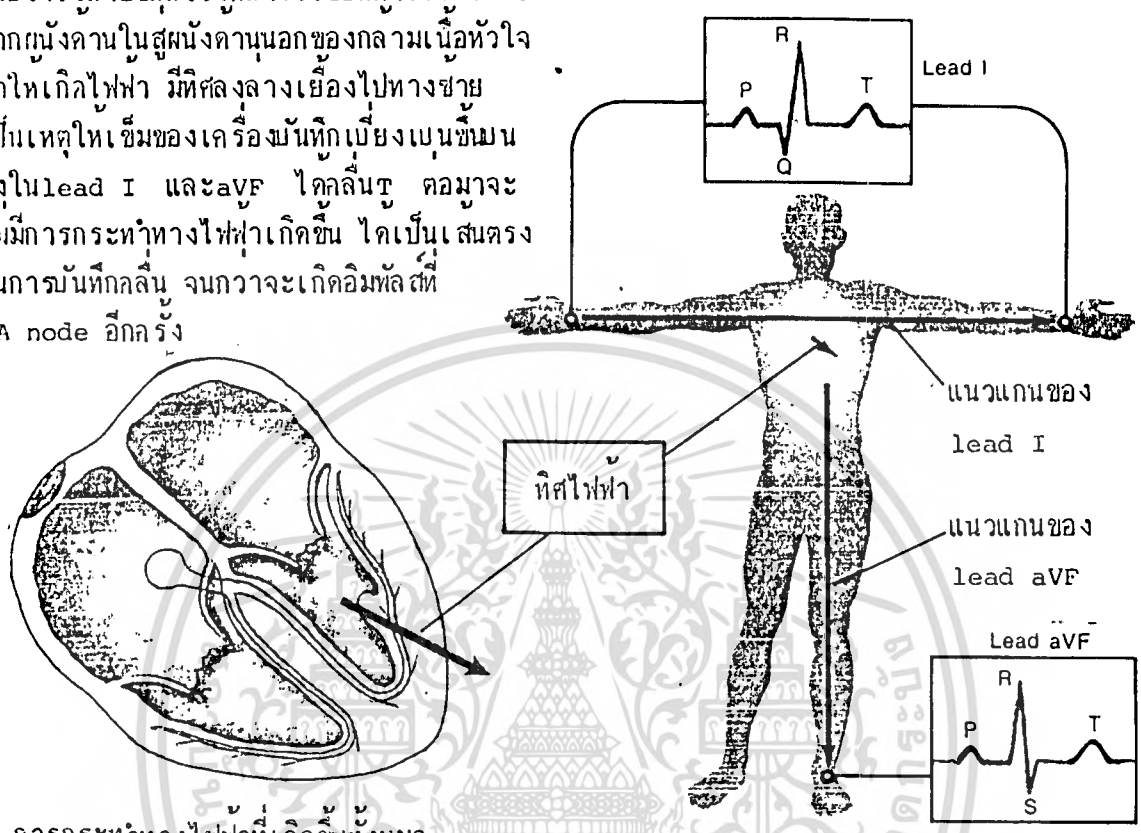
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

T
พ6ก
2529
ค.1

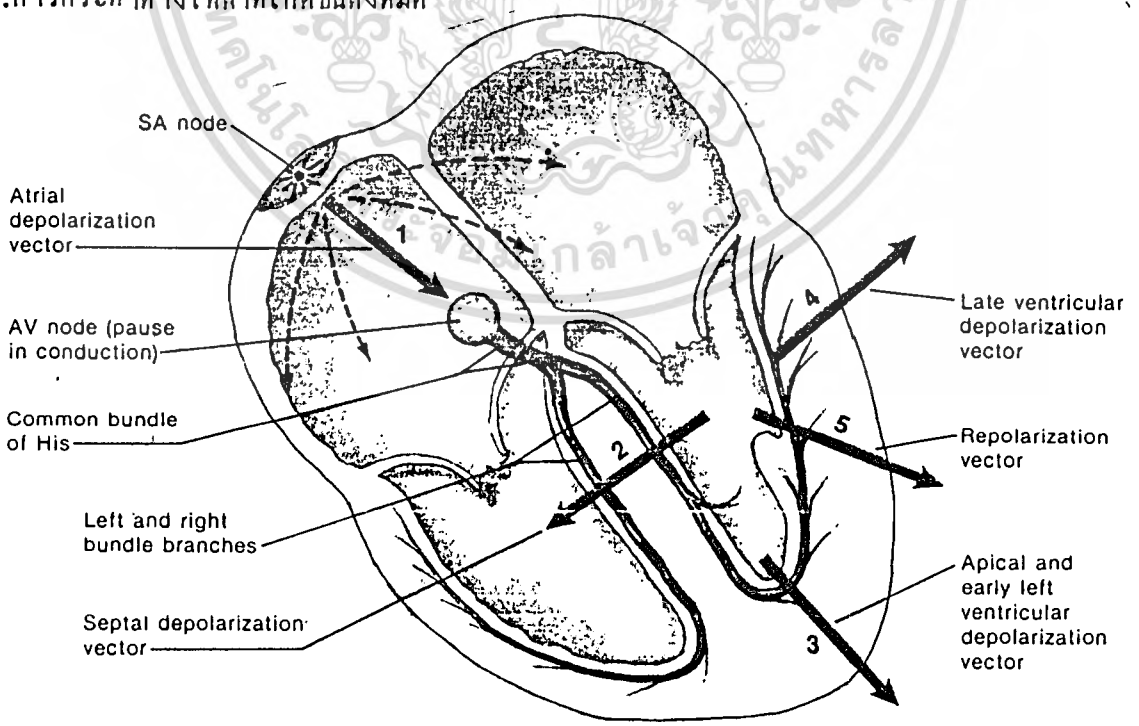
018323

รูปที่ 1.6

จ.เมื่อหัวใจทั้งหมดเกิดดีโพลาไรเซชั่นแล้ว จะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นชั่วขณะหนึ่ง ในช่วงเวลาระยะเรสรีโพลาไรเซชั่นก็จะเริ่มเกิดขึ้น จากผนังด้านในสู่ผนังด้านนอกของกล้ามเนื้อหัวใจ ทำให้เกิดไฟฟ้า มีทิศลงล่างเยื้องไปทางซ้าย เป็นเหตุให้เข็มของเครื่องบันทึกเบี่ยงเบนขึ้นบน ทั้งใน lead I และ aVF ได้คลื่น T ตอมาจะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้น ได้เป็นเส้นตรงในการบันทึกคลื่น จนกว่าจะเกิดอิมพัลส์ที่ SA node อีกครั้ง



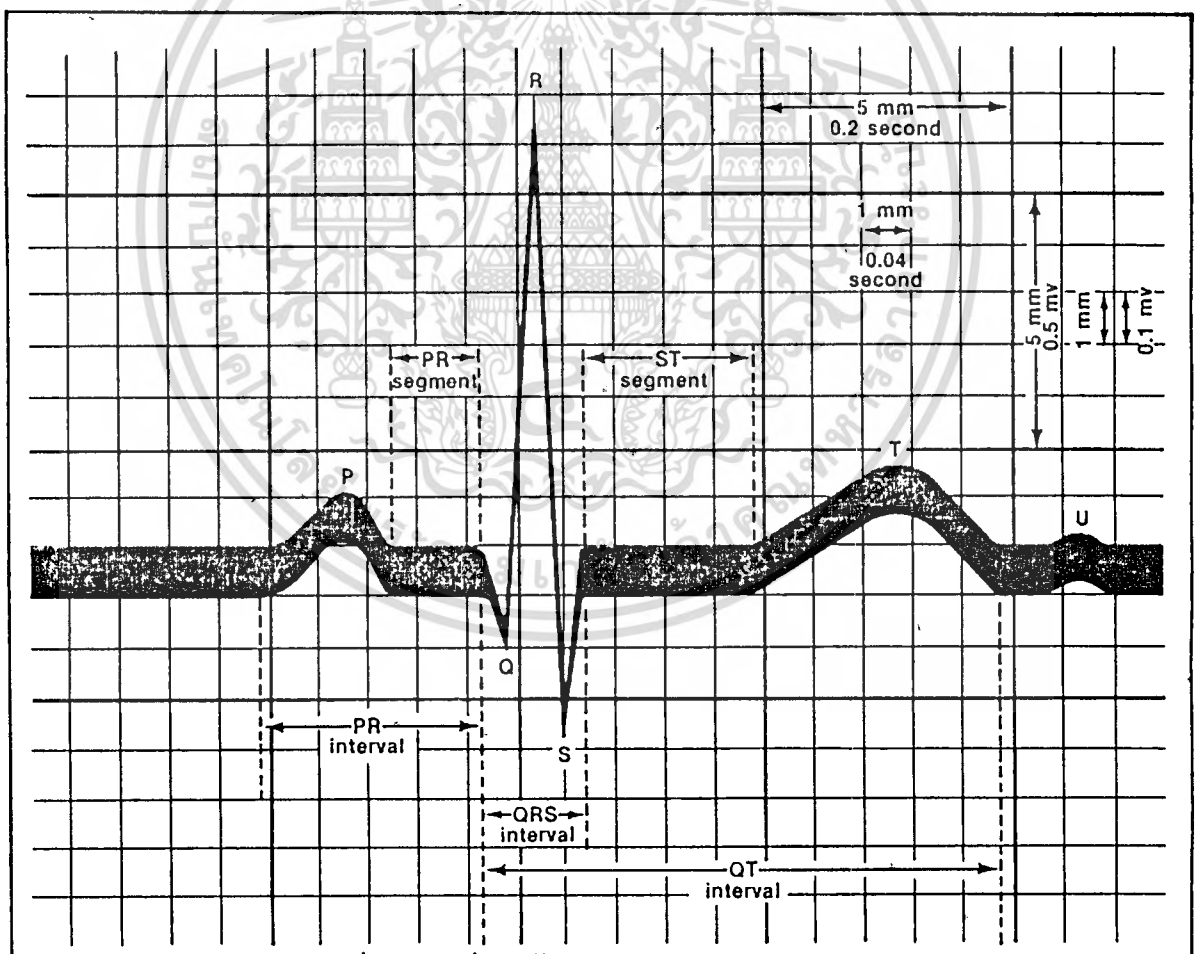
ฉ.การกระทำทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นทั้งหมด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

สำหรับหัวใจของคนปกติ เมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยติดอีเล็คโตรดที่แขนขวาและแขนซ้าย ดัง lead I คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 1.7 แต่ละส่วนของคลื่นจะถูกกำหนดด้วยตัวอักษร ซึ่งแต่ละส่วนของคลื่น จะสัมพันธ์กับการทำงานในช่วงต่างๆของหัวใจ ใน 1 รอบการทำงาน เช่น คลื่น P เกิดจากดีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องบน ทำให้หัวใจห้องบนบีบตัว คลื่น QRS เกิดจากดีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่าง ทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว ความสูงของคลื่น R ในคนที่หัวใจปกติ จะมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลท์ คลื่น T เกิดจากรีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่าง ทำให้หัวใจห้องล่างคลายตัวออก ความสูงของคลื่น T ประมาณ 1/3 ของความสูงคลื่น R ส่วนรีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องบน อาจจะเกิดขึ้นในระหว่างที่หัวใจห้องล่างบีบตัว ดังนั้น คลื่นที่เกิดขึ้นจึงหายไปในคลื่น QRS



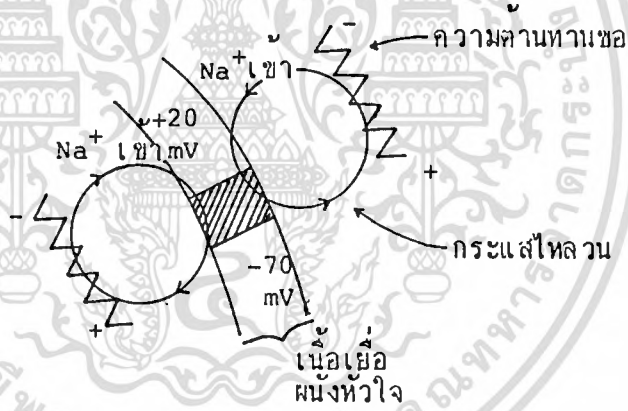
รูปที่ 1.7 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการหายใจ

2.1 การกระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง

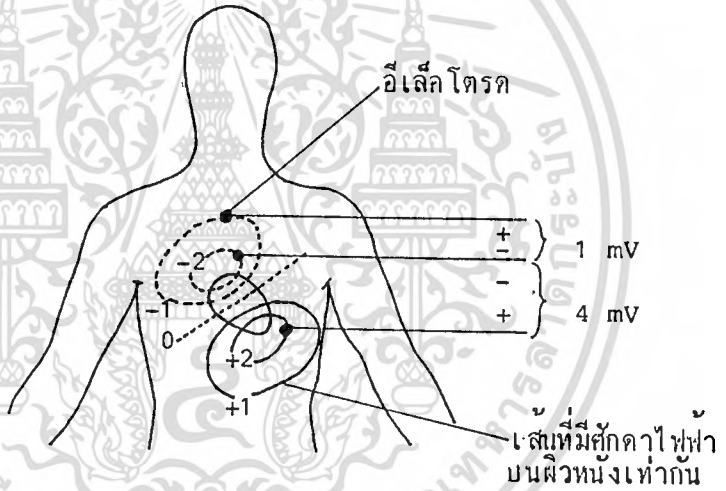
ดังได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 1 ว่า การเคลื่อนที่ของอิออนภายในเซลของเนื้อเยื่อหัวใจ ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน(action potentials)และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของอิออนภายในเซลกล้ามเนื้อหัวใจ จะรวมกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย ดูรูปที่ 2.1 การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น เช่น ในช่วงของคลื่น QRS ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือในระหว่างที่เซลกลับคืนสู่สภาพอยู่นิ่ง เช่น ในช่วงคลื่น T



รูปที่ 2.1 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ กระจายลงล่างโซเดียมอิออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรเงา เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก -70 มิลลิโวลท์ ในขณะที่เซลอยู่นิ่ง เป็น + 20 มิลลิโวลท์ การเคลื่อนที่ของอิออนเหล่านั้น รวมกันเป็นกระแสไฟฟ้า ซึ่งไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอก ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกคร่อม และมีขั้วดังแสดงในรูป บริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักดาไฟฟ้าทำงาน เป็นบวกเมื่อเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกระจายของศักดาไฟฟ้าของคลื่น R บนผิวหนังของร่างกาย จะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.2 เราวัดความต่างศักดาไฟฟ้าเหล่านี้บนผิวหนังของร่างกาย โดยการติดอีเล็คโตรดบนผิวหนัง ทำการขยายศักดาไฟฟ้า แล้วก็แสดงผลออกมาเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนย้ายอีเล็คโตรดไปที่ตำแหน่งต่างๆบนร่างกาย จะมีผลให้ขนาดของศักดาไฟฟ้าที่วัดได้เปลี่ยนแปลง หรือสัญญาณอาจจะกลับหัวกันได้ ดังรูปที่ 2.2 ด้วยเหตุนี้เอง การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องกำหนดตำแหน่งของอีเล็คโตรดบนร่างกายให้ได้เหมาะสม



รูปที่ 2.2 ศักดาไฟฟ้าทำงานของเนื้อเยื่อผนังหัวใจของคลื่น R ส่วนใหญ่จะกระจายลงล่าง เส้นประ แสดงให้เห็นศักดาไฟฟ้าบริเวณผิวหนังที่เกิดขึ้น สังเกตุความแตกต่างในการวัดศักดาไฟฟ้า ที่เป็นผลมาจากการติดขั้วอีเล็คโตรดที่ตำแหน่งต่างกัน ทั้งขนาดของศักดาไฟฟ้าและขั้ว อาจจะเปลี่นแปลงเมื่อเปลี่ยนตำแหน่งอีเล็คโตรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

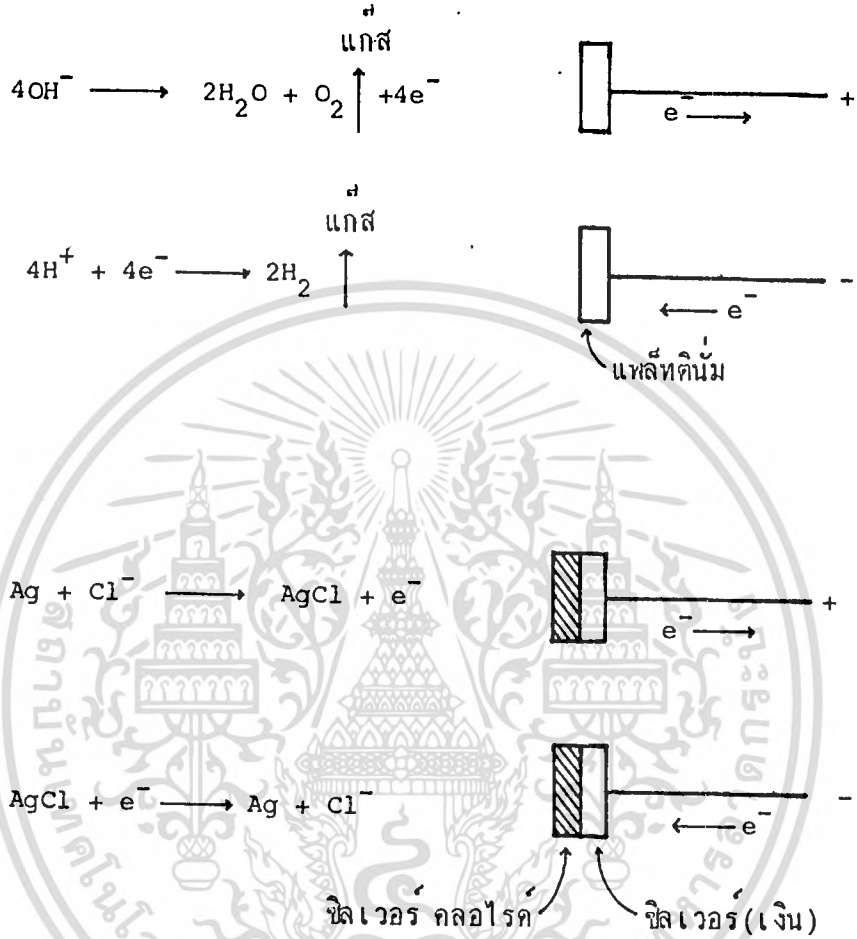
2.2 อีเล็คโตรด

ปัญหาหลักในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ผลดีอย่างหนึ่งก็คือ อีเล็คโตรดโลหะ ในทางไฟฟ้าร่างกายเปรียบเสมือนกับเป็นถุงบรรจุน้ำเกลือ และในน้ำเกลือ การไหลของกระแสไฟฟ้าจะอยู่ในรูปของการเคลื่อนที่ของอิออน ในเส้นลวดและโลหะซึ่งนำมาทำเป็นอีเล็คโตรด กระแสไฟฟ้าจะไหลในรูปของการเคลื่อนที่ของอีเล็คตรอน ที่บริเวณรอยสัมผัสระหว่างสารละลายกับอีเล็คโตรดโลหะ การไหลของอิออนจะถูกเปลี่ยนเป็นการไหลของอีเล็คตรอน โดยผ่านขบวนการทางเคมี

ถ้านำโลหะทั่วๆไปมาทำอีเล็คโตรด จะเกิดโพลาไรเซชั่นขึ้นจากปฏิกิริยาทางเคมี ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ก ที่ขั้วหนึ่งของอีเล็คโตรด หรือทั้งสองขั้ว จะเกิดฟองแก๊ส เนื่องจาก อีเล็คโตรไลซิส (electrolysis) และเป็นผลให้การทำหน้าที่ของอีเล็คโตรดไม่เสถียรทางไฟฟ้า การไม่เสถียรทางไฟฟ้านี้ ทำให้เกิดเป็นสัญญาณรบกวน และเกิดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมรอยต่อของสารละลายกับอีเล็คโตรด ซึ่งอาจจะมากกว่าสัญญาณจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ปัญหานี้อาจหลีกเลี่ยงได้ โดยการ ใช้อีเล็คโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ (silver-silver chloride) ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ข อีเล็คโตรดเหล่านี้สามารถทำขึ้นได้ง่าย โดยการเคลือบ ซิลเวอร์คลอไรด์ ลงบนอีเล็คโตรดที่เป็นเงินบริสุทธิ์ ด้วยขบวนการทางไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอีเล็คโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ ได้อย่างรวดเร็วมาก ซิลเวอร์คลอไรด์ที่เคลือบบนอีเล็คโตรด ในขณะใช้งาน ที่ขั้วหนึ่งจะบางลงส่วนอีกขั้วหนึ่งจะเคลือบหนาขึ้น จะไม่มีฟองแก๊สเกิดขึ้น และไม่มีสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้าเกิดขึ้นที่รอยต่อของสารละลายกับอีเล็คโตรด

ด้วยเหตุผลเหล่านี้ อีเล็คโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ จึงถูกเลือกให้ใช้เป็นอีเล็คโตรดสำหรับมอนิเตอร์(monitor)คนไข้ ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ที่บริเวณรอยต่อของสารละลายกับอีเล็คโตรด จะเกิดชั้นของประจุไฟฟ้าบวกและลบ ชั้นของประจุไฟฟ้าทั้งสอง จะไม่เกิดการรบกวนเมื่อคนไข้เคลื่อนไหว จึงไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าซึ่งไม่ต้องการ ดังนั้น อีเล็คโตรดโลหะจึงอยู่แยกห่างออกจากผิวหนัง และช่องว่างระหว่างอีเล็คโตรดกับผิวหนัง ถูกเติมด้วยครีมที่เป็นตัวนำไฟฟ้า เปลือกนอกที่เป็นพลาสติกของอีเล็คโตรด จะติดกับผิวหนังด้วยแผ่นกาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

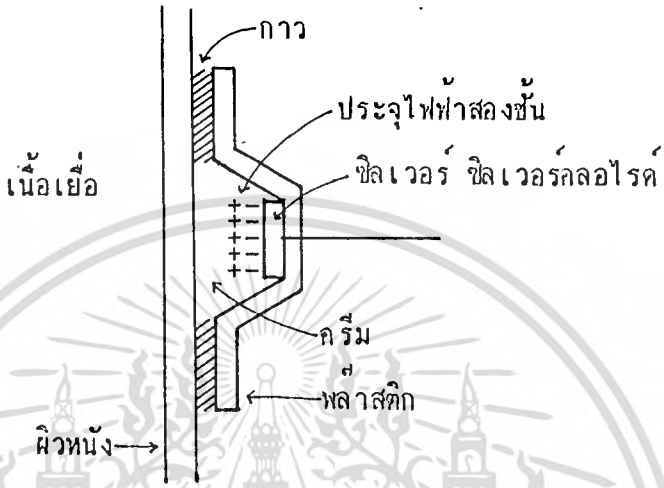


รูปที่ 2.3 ปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอีเล็คโตรด

(ก) อีเล็คโตรดทำด้วยแพล็ทตินั่ม(platinum)ซึ่งเป็นโลหะเฉื่อย ทำให้เกิดฟองแก๊ส(O ที่ขั้วบวก และ H ที่ขั้วลบ)ที่มีความต้านทานสูง และเกิดโพลาไรเซชั่นที่รอยต่อ

(ข) อีเล็คโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ ซึ่งไวต่อปฏิกิริยาเคมี ดังนั้น จึงไม่มีฟองแก๊สเกิดขึ้น ความต้านทานที่รอยสัมผัสมีความต้านทานต่ำ และไม่เกิดโพลาไรเซชั่นที่รอยต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 อีเล็คโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ ที่ใช้ในการมอนิเตอร์คนไข้ เพื่อป้องกันโพลาไรเซชั่น อีเล็คโตรดจึงอยู่ห่างออกจากผิวหนัง เพื่อป้องกันการรบกวนชั้นของประจุไฟฟ้า เมื่อผิวหนังเคลื่อนไหว ช่องว่างระหว่างอีเล็คโตรดกับผิวหนัง เติมด้วยครีมที่นำกระแสไฟฟ้าได้จนเต็ม

การรบกวนอาจเกิดขึ้นได้มาก จากผิวหนังเอง เนื่องจากการเผาผลาญพลังงาน (metabolism) ภายในเซล โดยจะมีศักดาไฟฟ้าเกิดขึ้นตกคร่อม ระหว่างภายในและภายนอกของผิวหนังประมาณ 40 มิลลิโวลท์ ถ้าศักดาไฟฟ้านี้มีความเสถียรก็จะไม่เกิดปัญหาอะไร แต่ศักดาไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อผิวหนังมีการเคลื่อนไหว ศักดาไฟฟ้านี้จะทำให้เกิดปัญหาเล็กน้อย เมื่ออยู่ในช่วงที่ไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อย่างไรก็ตาม มันอาจทำให้เกิดการรบกวนต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ถ้าคนไข้มีการออกกำลังหรือขยับตัว การรบกวนแบบนี้สามารถทำให้ลดลงได้ โดยการถูผิวหนังบริเวณที่จะติดอีเล็คโตรดแรงๆ หรือขัดด้วยกระดาษทรายละเอียดเบาๆก่อนติดอีเล็คโตรด เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดอาการคันเมื่อขัดผิวหนังด้วยกระดาษทราย จะใช้ครีมเพียงน้อยๆถูแทนก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

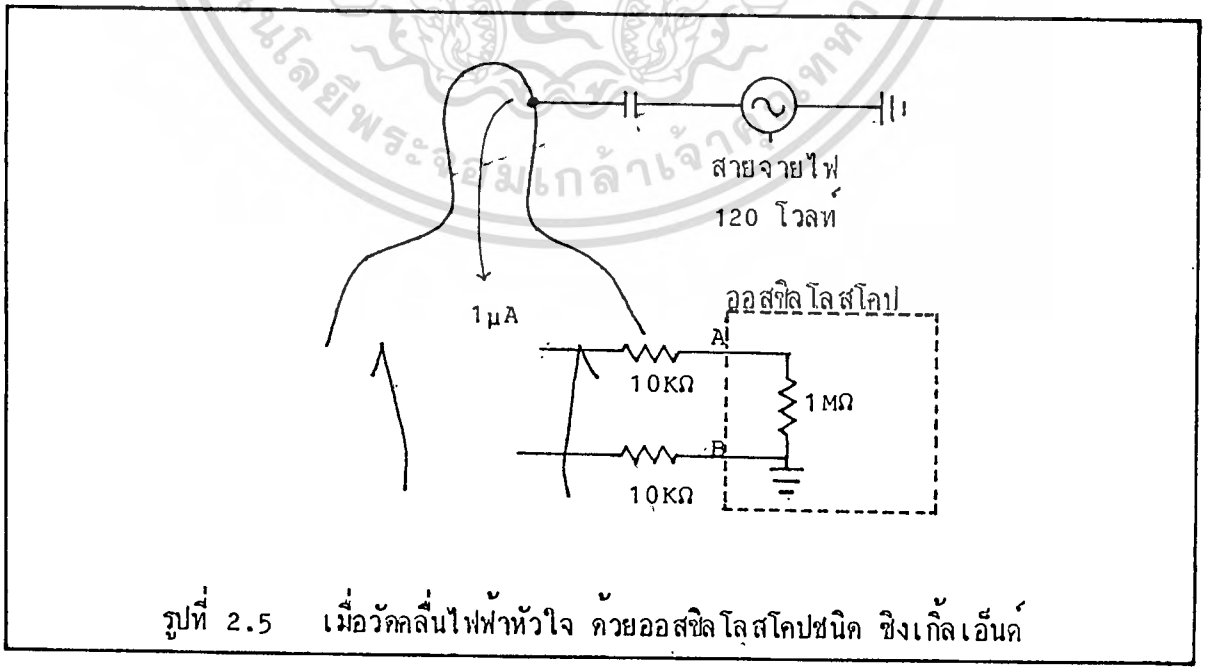
2.3 วงจรขยาย

การออกแบบวงจรขยายที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นส่วนสำคัญมาก ขนาดของสัญญาณจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยทั่วไปมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลท์ เท่านั้น แต่เนื่องจากภายในอาคารโดยทั่วๆไป จะมีกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำจากไฟฟ้ากระแสสลับ 220 โวลท์ เข้าสู่ร่างกาย ในลักษณะของประจุไฟฟ้า ซึ่งมีค่าศักดาไฟฟ้าสูงพอสมควร วงจรขยายที่ใช้สำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จึงต้องสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำเข้าสู่ร่างกาย อันเนื่องมาจากแหล่งจ่ายพลังงานกระแสสลับภายนอกได้

พิจารณาปัญหาที่เกิดขึ้น เมื่อใช้ออสซิลโลสโคปที่มีวงจรขยายแบบ ซิงเกิ้ลเอ็นด์(single end)ทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 2.5 เนื่องจากออสซิลโลสโคปชนิดนี้ต้องใช้พลังงานจากไฟฟ้ากระแสสลับซึ่งมีสายฝังอยู่ในผนังอาคาร สายอินพุทข้างหนึ่งถูกต่อกับสายดิน(ground)โดยผ่านทางปลั๊กเสียบ กระแส I ที่เกิดจากประจุไฟฟ้าเหนี่ยวนำ จากบริเวณที่เต็มไปด้วยสายไฟฟ้า มีค่าประมาณ 1 ไมโครแอมแปร์ ไหลลงดินผ่านทาง B เพราะมีความต้านทานต่ำ จากกฎของโอห์ม ศักดาไฟฟ้า V ที่ตกคร่อมความต้านทาน R คือ

$$V=IR=(1\text{ ไมโครแอมแปร์})(10\text{ กิโลโอห์ม})=0.010\text{ โวลท์}=10\text{ มิลลิโวลท์}$$

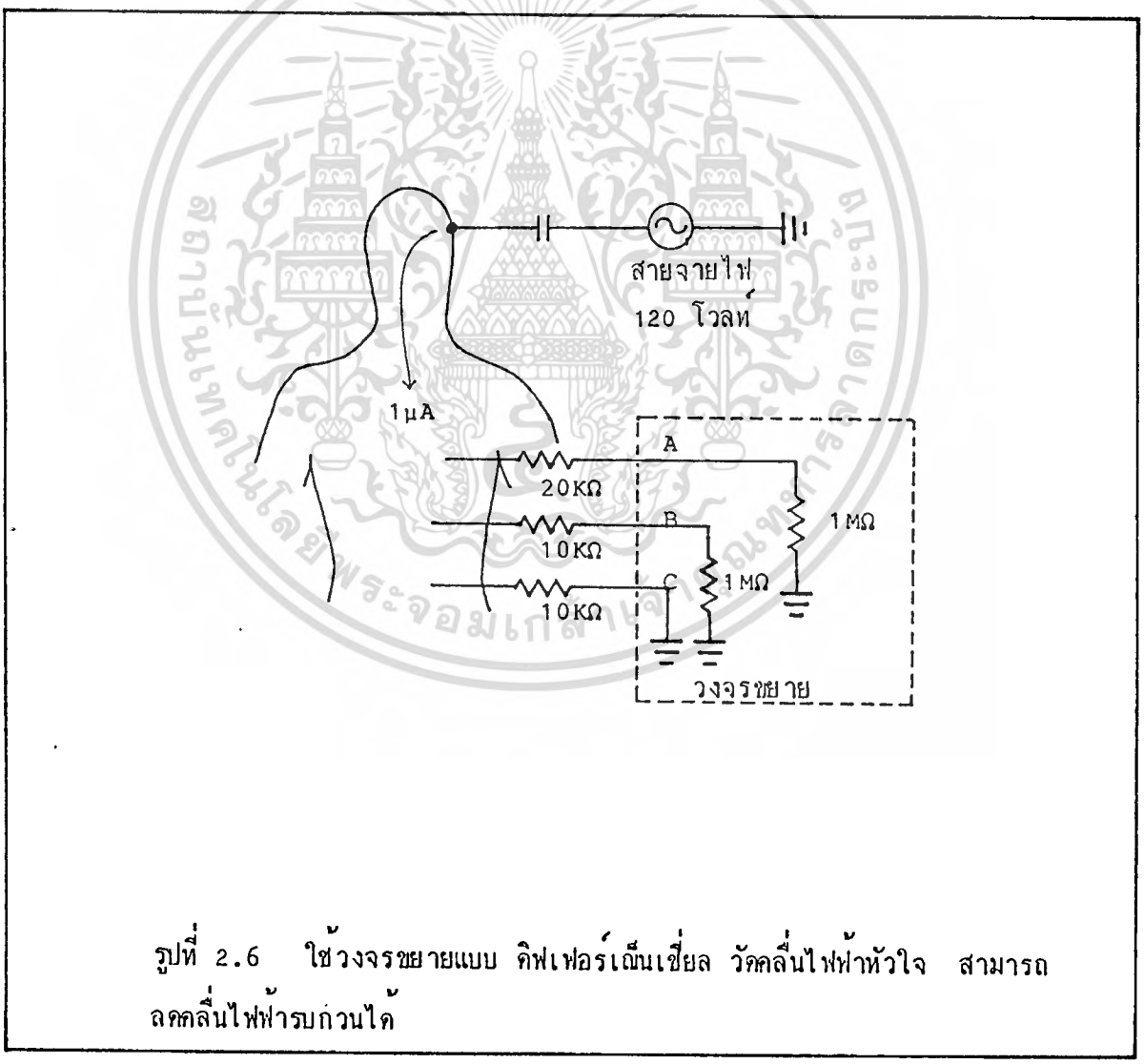
คลื่นไฟฟ้ารบกวนความถี่ 50 เฮิร์ส ที่ไม่ต้องการนี้ มีขนาดมากกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจถึง 10 เท่า และจะรวมกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำให้ไม่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้



รูปที่ 2.5 เมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยออสซิลโลสโคปชนิด ซิงเกิ้ลเอ็นด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อหลีกเลี่ยงคลื่นรบกวน เราอาจจะใช้วงจรขยายแบบ ดิฟเฟอร์เร็นเชี่ยล (differential amplifier) ซึ่งจะมีในออสซิลโลสโคปบางเครื่อง ดูรูปที่ 2.6 วงจรขยายชนิดนี้ จะวัดความแตกต่างของสัญญาณสองสัญญาณที่ปรากฏที่ A และ B ในรูปที่ 2.6 และจะไม่ขยายสัญญาณใดๆที่เข้าสู่ A และ B เท่าๆกันและเหมือนกัน กระแส 1 ไมโครแอมแปร์ ไหลลงดินผ่านทางความต้านทานที่มีค่าน้อยที่สุด(C) แต่ศักดาไฟฟ้า 10 มิลลิโวลท์ จะไม่เข้าไปปนกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ศักดาไฟฟ้า 10 มิลลิโวลท์ จะปรากฏทุกๆแห่งบนร่างกาย และรู้จักกันในชื่อของ ศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด (common mode voltage:CMV) เนื่องจากวงจรขยายแบบดิฟเฟอร์เร็นเชี่ยล ขยายความต่างศักดาไฟฟ้าระหว่าง A และ B ถ้าศักดาที่จุด A และ B เหมือนกัน ก็จะไม่ถูกขยาย



รูปที่ 2.6 ใช้วงจรขยายแบบ ดิฟเฟอร์เร็นเชี่ยล วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถลดคลื่นไฟฟ้ารบกวนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อย่างไรก็ตาม ความต้านทานของผิวหนัง จะเปลี่ยนแปลงอย่างไม่แน่นอนและอาจมีค่าแตกต่างกันในตำแหน่งที่ติดอีเล็คโตรดต่างกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.6 ดังนั้น VA ซึ่งเป็นคลื่นรบกวนที่จุด A จึงหาได้ โดยการพิจารณาที่ความต้านทานผิวหนัง 20 กิโลโอห์ม กับความต้านทานอินพุทของออสซิลโลสโคป 1 เม็กกะโอห์ม ซึ่งต่อกันในลักษณะวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า

VA=10 มิลลิโวลท์(1 เม็กกะโอห์ม/(1 เม็กกะโอห์ม+20 กิโลโอห์ม))=9.8 มิลลิโวลท์

ในทำนองเดียวกัน คลื่นรบกวนที่จุด B คือ

VB=10 มิลลิโวลท์(1 เม็กกะโอห์ม/(1 เม็กกะโอห์ม+10 กิโลโอห์ม))=9.9 มิลลิโวลท์

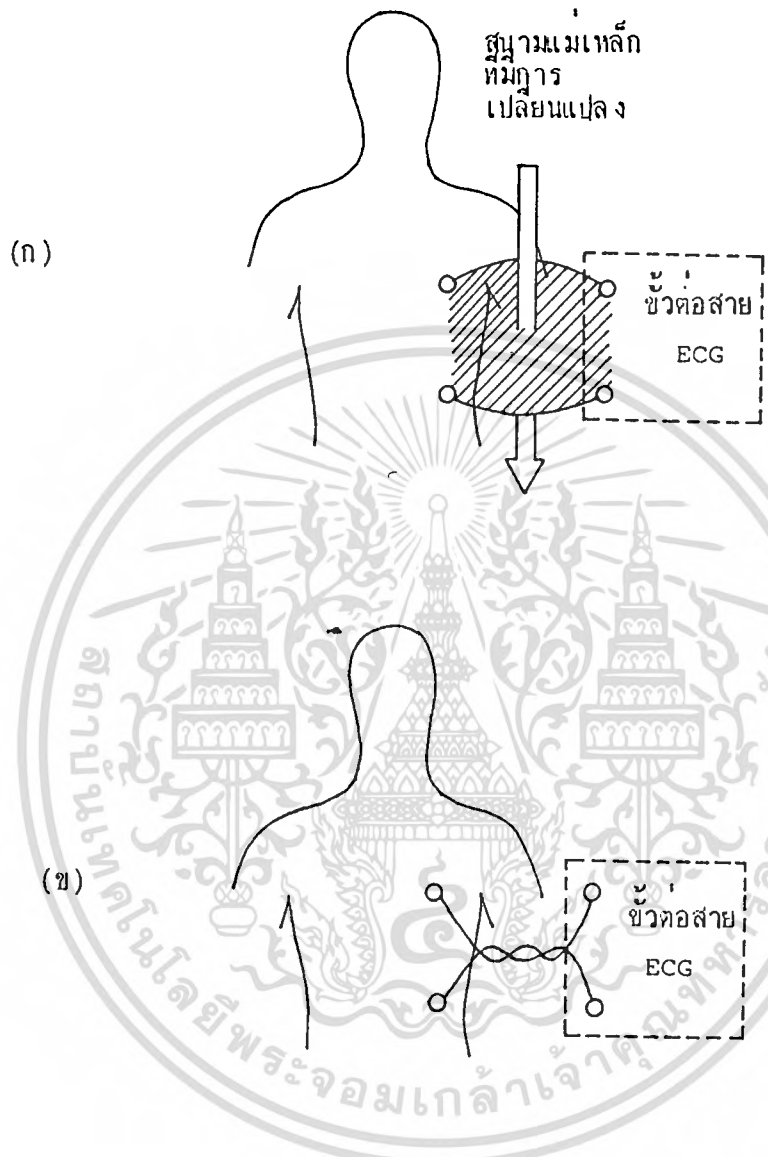
วงจรขยายแบบดิฟเฟอร์เร็นเชี่ยลจะวัดความแตกต่างระหว่างสัญญาณทั้งสอง

VB-VA=9.9 มิลลิโวลท์ - 9.8 มิลลิโวลท์ =0.1 มิลลิโวลท์

ดังนั้น ความต้านทานผิวหนังที่มีค่าไม่เท่ากัน สามารถเปลี่ยนศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด ให้เป็นสัญญาณที่แตกต่างกันที่อินพุทของวงจรขยาย คลื่นรบกวน 0.1 มิลลิโวลท์ มีขนาดประมาณ 10 เปอร์-เซ็นต์ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเป็นสิ่งที่ไม่ต้องการ เนื่องจาก เราสามารถลดคลื่นรบกวนได้โดยเพิ่มความต้านทานอินพุท วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยปกติจะถูกออกแบบให้มีความต้านทานอินพุทไม่ต่ำกว่า 10 เม็กกะโอห์ม ความต้านทานอินพุท 10 เม็กกะโอห์ม สามารถลดคลื่นรบกวนที่เกิดจากศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดให้เหลือเพียง 1 เปอร์เซ็นต์ และถ้าใช้ครีมถูที่ผิวหนังแรงๆ หรือใช้กระดาษทรายถูเบาๆ ก่อนติดอีเล็คโตรด ก็จะช่วยลดความต้านทานผิวหนังได้มาก

สาเหตุอื่นๆที่ทำให้เกิดคลื่นรบกวนต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 2.7 การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็ก เกิดขึ้นเมื่อกระแสที่ไหลในเส้นลวดมีการเปลี่ยนแปลง โดยเฉพาะอย่างยิ่ง จะมีสนามแม่เหล็กมากเมื่ออยู่ใกล้กับมอเตอร์หรือหม้อแปลง ถ้าการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็ก ไปตัดกับช่องว่างที่อยู่ระหว่างสายซึ่งเป็นตัวนำสัญญาณไปยังวงจรขยาย ก็จะเกิดศักดาไฟฟ้าเหนี่ยวนำในเส้นลวดตัวนำสัญญาณ และไปปรากฏที่อินพุทของวงจรขยาย(รูปที่ 2.7 ก) เนื่องจากศักดาไฟฟ้าเหนี่ยวนำ เป็นอัตราส่วนกับพื้นที่ของช่องว่างระหว่างสาย คลื่นรบกวนแบบนี้ จึงสามารถทำให้ลดลงได้อย่างง่าย โดยการทำให้พื้นที่ของช่องว่างเล็กลง ด้วยการบิดสายทั้งสองให้เป็นเกลียว หรือให้สายทั้งสองขนานกันและชิดกันมากที่สุดตลอดทั้งสาย (รูปที่ 2.7 ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็ก ตัดผ่านช่องว่างระหว่างสาย จะเกิดการเหนี่ยวนำศักดาไฟฟ้าขึ้นในสาย

(ก) การวางสายวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่ดี ทำให้เกิดพื้นที่ของช่องว่างระหว่างสายมาก (ในพื้นที่แรเงา) และเกิดการเหนี่ยวนำคลื่นรบกวนได้มาก

(ข) การวางสายที่ดี ทำให้มีพื้นที่ของช่องว่างน้อย และเกิดการเหนี่ยวนำของคลื่นรบกวนน้อย

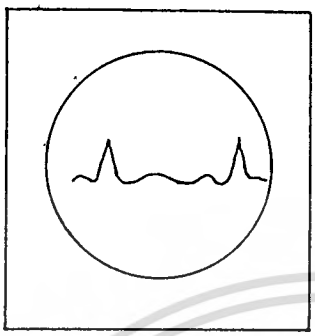
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 การมอนิเตอร์คนไข้

เมื่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกขยายแล้ว จะต้องมีการแสดงเพื่อให้สามารถมองเห็นได้ โดยปกติในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อใช้ในการวินิจฉัย จะแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยการบันทึกลงบนกระดาษกราฟ ซึ่งออกแบบสำหรับใช้ในงานนี้โดยเฉพาะ สำหรับการมอนิเตอร์คนไข้ ซึ่งจะต้องกระทำต่อเนื่องเป็นเวลานานนั้น การบันทึกลงบนกระดาษกราฟจะไม่เหมาะสม เพราะจะต้องสิ้นเปลืองกระดาษเป็นจำนวนมาก และจะไม่มีใครสามารถตรวจสอบกราฟทั้งหมดได้ วิธีที่ดีกว่าคือการแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกทางออสซิลโล-สโคป ดังรูปที่ 2.8 ก ซึ่งสามารถมองเห็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ครั้งละหนึ่งหรือสองรอบการทำงานของหัวใจเป็นอย่างน้อย ซึ่งก็เพียงพอสำหรับแพทย์หรือพยาบาลในการประเมินสถานะของคนไข้ได้ จอภาพของออสซิลโลสโคปที่ใช้ในการมอนิเตอร์ จะเคลือบด้วยสารฟอสเฟอร์(phosphor)ซึ่งจะเรืองแสงอยู่ได้นานหลายวินาที สำหรับมอนิเตอร์รุ่นใหม่ๆ จะใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ เก็บรายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แล้วแสดงรูปคลื่นบนจอภาพโดยที่รูปคลื่นจะค่อยๆกวาดผ่านจอภาพไปอย่างช้าๆและจะไม่จางหายไป จอภาพนี้มีขนาดใหญ่ซึ่งสามารถแสดงคลื่นได้หลายๆคลื่นพร้อมกันในเวลาเดียวกัน สำหรับใช้ในหอผู้ป่วยบำบัดพิเศษ(Intensive Care Units:ICU)ซึ่งมีคนไข้หลายคน

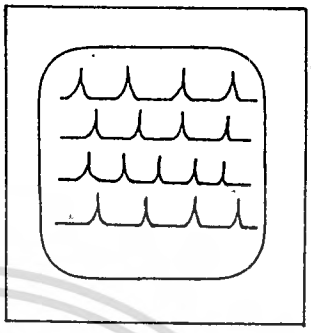
เป็นเรื่องยากมากที่จะให้คนคอยเฝ้าดูคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางจอภาพตลอดเวลา เพื่อให้พยาบาลมีอิสระที่จะทำงานอย่างอื่นได้อีก จึงได้มีการพัฒนาให้เครื่องมอนิเตอร์สามารถส่งสัญญาณเตือนได้เองโดยอัตโนมัติ เครื่องมอนิเตอร์จะมีการคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ - และแสดงค่าบนมอนิเตอร์ เมื่อใดที่อัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าหรือสูงกว่าค่าที่ได้ตั้งเอาไว้ เครื่องก็จะส่งเสียงเตือนออกมาเพื่อเรียกพยาบาลทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ออสซิลโลสโคป

(ก)



จอภาพที่แสดงได้หลายแชนเนล

(ข)

รูปที่ 2.8 ในหอผู้ป่วยบำบัดพิเศษ (ICU) จะแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางออสซิลโลสโคป จุดบนออสซิลโลสโคป จะเคลื่อนที่ด้วยอัตราประมาณ 5 เซ็นติเมตรต่อวินาที จอของออสซิลโลสโคปชนิดนี้ เคลือบด้วยสารฟอสเฟอร์ ซึ่งจะเรืองแสงอยู่ได้นานพอสมควร

(ก) มอนิเตอร์ที่ใช้ได้กับคนไข้คนเดียว

(ข) สำหรับจอภาพที่มีขนาดใหญ่ สามารถแสดงคลื่นพร้อมกันได้ 4-8 คลื่น ซึ่งสามารถมอนิเตอร์คนไข้ได้พร้อมกันหลายคน

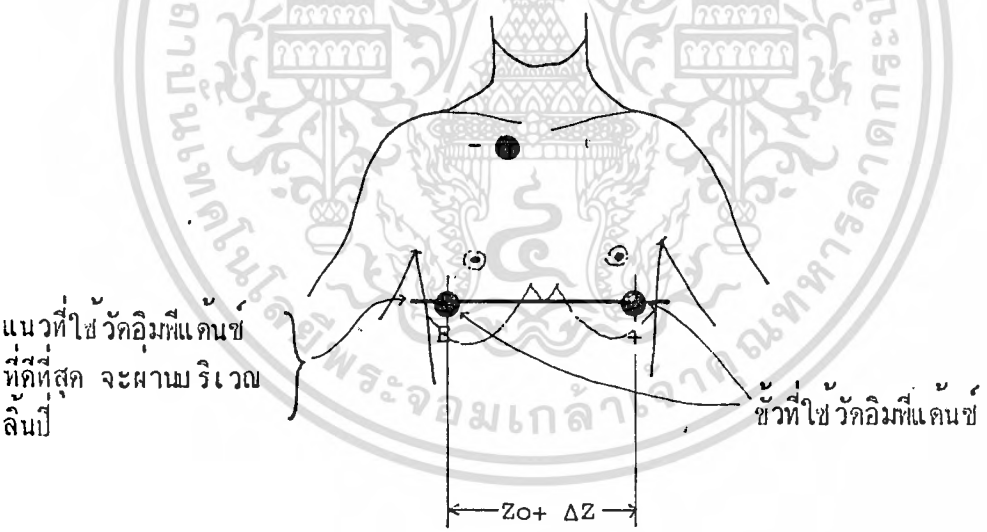
2.5 การวัดการหายใจโดยวิธีอิมพีแดนซ์

ในขณะที่หายใจเข้า อากาศจะเข้าไปภายในปอด และปอดขยายตัวออก ทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกบางลง และอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อจะสูงขึ้น เมื่อหายใจออก ปอดจะหดตัวเล็กลงทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกหนาขึ้น และอิมพีแด้นซ์จะลดลง หลังจากหายใจออกแล้วจะมีการหยุดหายใจอยู่ช่วงหนึ่ง ในช่วงนี้ ปอดจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตร แต่เนื่องจากการเต้นของหัวใจทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกมีการเคลื่อนไหวตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้ค่าอิมพีแด้นซ์มีการเปลี่ยนแปลงขึ้นลงเล็กน้อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

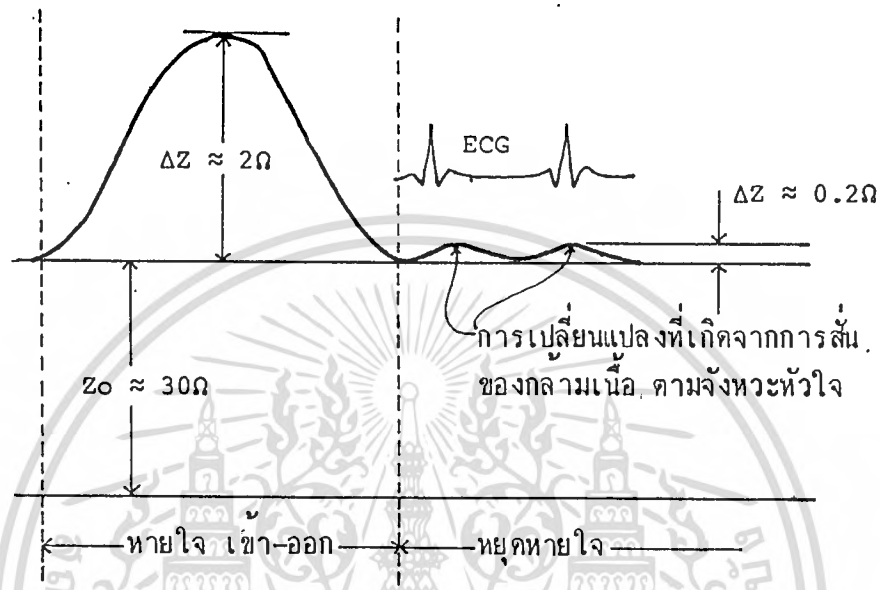
ในการวัดอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก บริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดคือ แนวเส้นตรงที่พาดผ่านลำตัวบริเวณใต้ราวนม ดังแสดงในรูปที่ 2.9 ปรากฏว่า ได้ความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงของอิมพีแด้นซ์ในช่วงต่างๆของการหายใจ ดังรูปที่ 2.10 จะเห็นว่า ค่าอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อถ้าไม่มีการเคลื่อนไหว มีค่าประมาณ 30 โอห์ม การหายใจเข้าออก ทำให้ค่าอิมพีแด้นซ์เปลี่ยนแปลงประมาณ 2 โอห์ม และการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากกล้ามเนื้อสั่นตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ประมาณ 0.2 โอห์ม ซึ่งมีค่าน้อยเมื่อเทียบกับการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการหายใจเข้าออก

การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแด้นซ์มีความสัมพันธ์กับการหายใจ จึงสามารถนำไปใช้วัดการหายใจโดยวิธีทางอ้อมได้ (วิธีวัดอิมพีแด้นซ์)



รูปที่ 2.9 แสดงตำแหน่งที่วัดอิมพีแด้นซ์ บริเวณทรวงอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 แสดงความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ ในช่วงต่างๆของการหายใจ

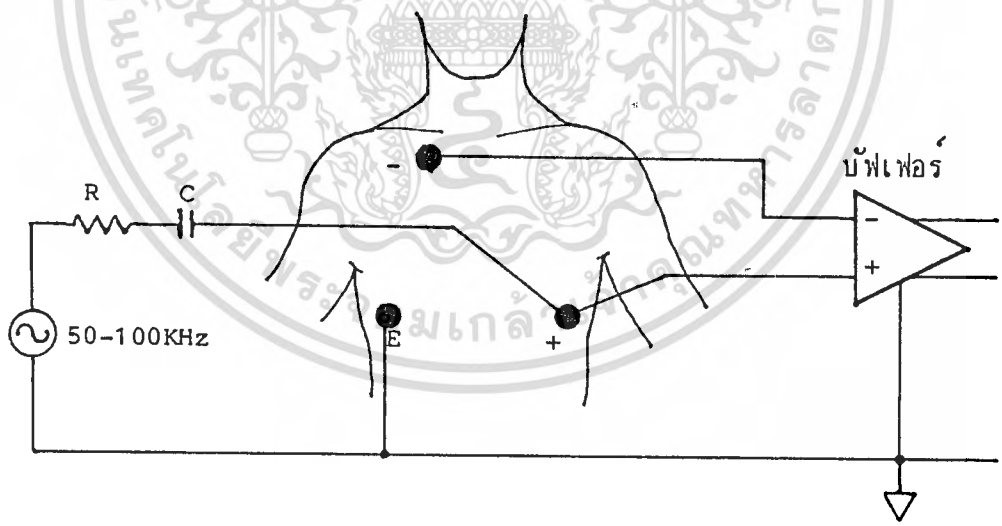
โดยปกติการวัดค่าอิมพีแด้นซ์ จะต้องมีการปล่อยกระแสให้ไหลผ่านตัวอิมพีแด้นซ์ที่ต้องการวัดค่า ซึ่งอาจจะเป็นกระแสตรงหรือกระแสสลับก็ได้แล้วแต่ความเหมาะสม แต่ในกรณีการวัดอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก ซึ่งอยู่ใกล้กับหัวใจ ถ้าใช้ไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ต่ำ อาจจะมีผลทำให้คนไข้เกิดอาการช็อค (shock)ได้ จึงต้องใช้ไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 20 กิโลเฮิร์ส และกำหนดให้กระแสไหลผ่านไม่เกิน 0.3 มิลลิแอมแปร์ ซึ่งโดยปกติ ค่าความถี่ที่ใช้กันมากอยู่ในช่วง 50 ถึง 100 กิโลเฮิร์ส

การวัดการหายใจโดยวิธีอิมพีแด้นซ์นี้ สามารถใช้อีเล็คโตรดร่วมกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการป้อนไฟฟ้ากระแสสลับความถี่สูงทางอีเล็คโตรด คู่ที่อยู่ในแนวตัดขวางของลำตัว คือ ขั้ว E กับขั้ว + ดังแสดงในรูปที่ 2.11 คลื่นความถี่สูงของการวัดอิมพีแด้นซ์จะปนกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีความถี่ต่ำ ป้อนเข้าสู่วงจรบัฟเฟอร์(buffer) แล้วจะถูกแยกออกจากกันโดยวงจรกรองความถี่ ดังแสดงในรูปที่ 2.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

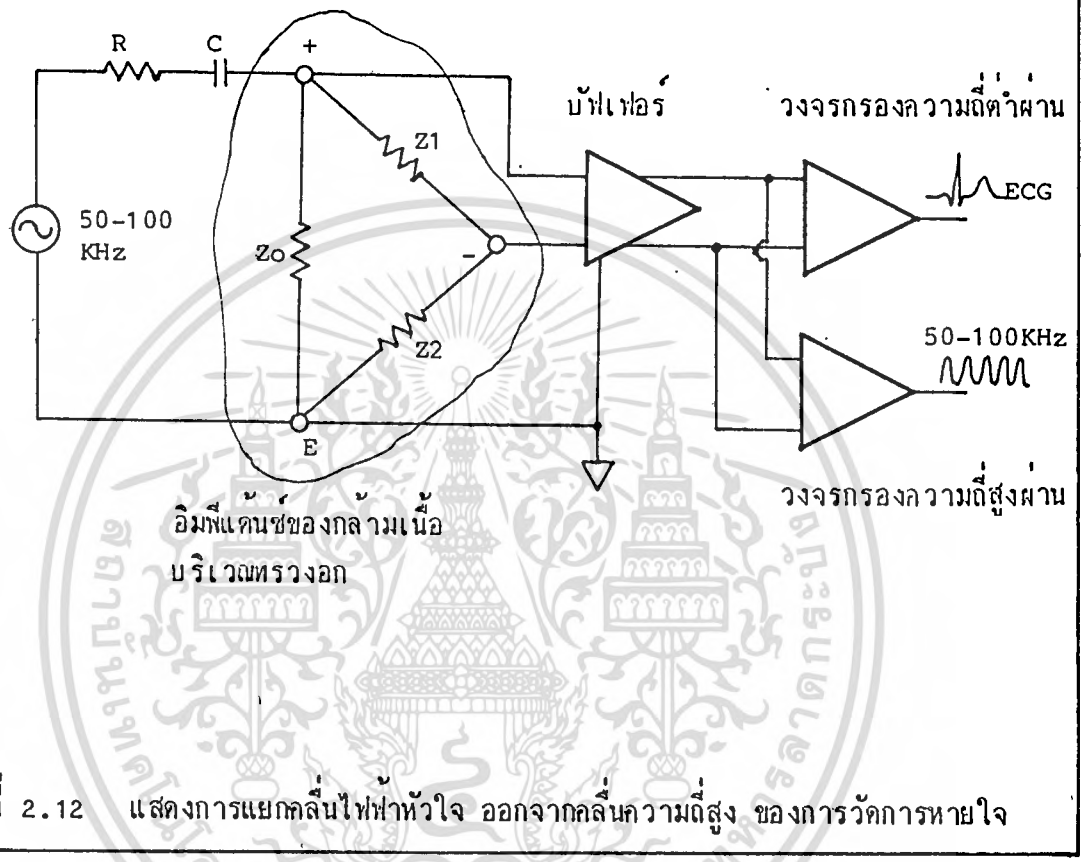
ถ้ากำหนดให้อิมพีแดนซ์ที่อยู่ระหว่างขั้วอีเล็คโตรดคู่ต่างๆเป็น z_0, z_1 และ z_2 เมื่อพิจารณาจากตำแหน่งของอีเล็คโตรดบนทรวงอก จะเห็นว่า z_1 และ z_2 มีค่าใกล้เคียงกัน และมีผลต่อการวัดการหายใจน้อยเมื่อเทียบกับค่า z_0 ดังนั้น ในการพิจารณา จึงคิดเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของ z_0

ความต้านทาน R ตัวเก็บประจุ C และอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อ z_0 ต่อกันในลักษณะของวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า แต่เนื่องจากค่า z_0 มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง $z_0 + \Delta z$ และ $z_0 - \Delta z$ จึงทำให้ศักดาไฟฟ้าที่ออกจากวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้ามีขนาดเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย และมีลักษณะเหมือนกับการมอดดูเลทแบบ เอ.เอ็ม.(amplitude modulation) สัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจ จึงสามารถแยกออกจากสัญญาณความถี่สูงได้ โดยการใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน(lowpass filter) โดยให้ความถี่ของการหายใจซึ่งอยู่ในช่วง 0.1 ถึง 2 เฮิร์ส ผ่านไปได้



รูปที่ 2.11 แสดงการใช้อีเล็คโตรดร่วมกัน ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กับการวัดการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 แสดงการแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ออกจากคลื่นความถี่สูง ของการวัดการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3 ความปลอดภัยในการใช้เครื่องมอนิเตอร์

3.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

มนุษย์เรารู้จักอันตรายที่เกิดจากกระแสไฟฟ้ามานาน เท่ากับการรู้จักนำกระแสไฟฟ้ามาใช้ประโยชน์ อันตรายที่ว่านี้ คือ อาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกาย ในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไหลผ่านมีอาการเกร็ง จนไม่สามารถควบคุมได้ และที่สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่าน เป็นกล้ามเนื้อหัวใจ ก็อาจทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้ อาการช็อคเนื่องจากกระแสไฟฟ้า สามารถจำแนกออกได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ คือ

(1) มาโครช็อค (macroshock) คือ อาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลเข้าไปในร่างกายโดยผ่านผิวหนัง ซึ่งมีค่าความต้านทานสูง

(2) ไมโครช็อค (microshock) คือ อาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรง โดยไม่ได้ผ่านผิวหนัง จึงทำให้ทางเดินของกระแสไฟฟ้ามีค่าความต้านทานต่ำ

กระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อค มีค่ามากกว่ากระแสที่ทำให้เกิดไมโครช็อคหลายเท่า

ได้เคยมีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อค โดยให้ผู้ทดลองถืออีเล็คโตรดสองอัน โดยถือมือละอัน แล้วปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 60 เฮิร์ส ให้ไหลผ่านร่างกายค่าต่างๆกัน โดยเริ่มปรับค่ากระแสตั้งแต่ศูนย์ขึ้นไปเรื่อยๆ ปรากฏว่า จะเกิดอาการต่างๆกันของผู้ทดลอง ที่ค่ากระแสต่างๆ ดังนี้

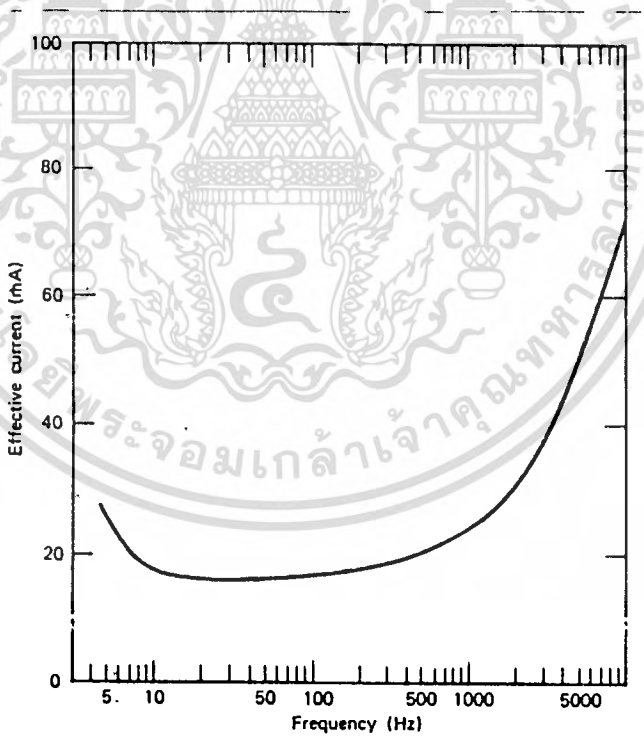
เมื่อเพิ่มกระแสจากศูนย์ขึ้นไปจนถึงค่าหนึ่ง จะเริ่มมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้า ค่าของกระแสที่ระดับนี้เรียกว่า perception level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ ของผู้ทดลอง จะเริ่มรู้สึกที่กระแสประมาณ 1.0 มิลลิแอมแปร์ ส่วนผู้ใหญ่หญิง จะเริ่มรู้สึกในระดับกระแสที่ต่ำกว่าผู้ชายประมาณ 1/3 เท่า ถ้าความถี่ของกระแสเปลี่ยนไป จะทำให้ระดับที่เริ่มรู้สึกเปลี่ยนค่าไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นมากกว่า 100 เฮิร์ส

เมื่อเพิ่มกระแสให้มากขึ้นกว่าระดับที่เริ่มรู้สึก จนถึงค่าประมาณ 10-20 มิลลิแอมแปร์ จะเริ่มรู้สึกชาที่มือหรือร่างกาย และกล้ามเนื้อที่มือจะมีอาการเกร็งตลอดเวลา จนทำให้บางคนไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอีเล็คโตรดได้ กราฟในรูปที่ 3.1 เป็นผลจากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ได้เป็นค่ากระแสที่ความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถี่ 60 เฮิร์ส ซึ่ง 50 เปอร์เซ็นต์ของผู้ทดลอง ไม่สามารถควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้(ไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอีเล็คโตรดได้) สังเกตุว่า จะต้องใช้กระแสมากขึ้นถ้าลดความถี่ให้ต่ำลงหรือเพิ่มความถี่ให้สูงขึ้น

เมื่อเพิ่มกระแสขึ้นไปอีก จนถึง 100 มิลลิแอมแปร์ ผู้ทดลองจะรู้สึกปวดและบางคนถึงกับสิ้นสติ ค่ากระแสระดับนี้ ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่จะทำให้เกิด ventricular fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็ว เบา และไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation จะมีค่าต่ำลง ถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจนานขึ้น ในการทดลองกับแกะ ปรากฏว่า การใช้กระแส 1000 มิลลิแอมแปร์ เป็นเวลานาน 0.03 วินาที กับการใช้กระแส 100 มิลลิแอมแปร์ เป็นเวลานาน 3 วินาที ทั้งคู่ต่างก็ทำให้เกิด fibrillation ได้ ข้อมูลจากการทดลองกับสัตว์หลายๆชนิด สามารถนำมาประเมินค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์ได้



รูปที่ 3.1 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ใหญ่ชายประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ที่ทำการทดลอง ไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอีเล็กโตรดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับความถี่ 60 เฮิร์ส ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์ มีค่าประมาณ ($116/t^{1/2}$) มิลลิแอมแปร์ เมื่อ t คือช่วงเวลาที่กระแสไหลผ่านร่างกายเป็นวินาที ตัวอย่าง เช่น ถ้าปล่อยกระแสนาน 1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 116 มิลลิแอมแปร์ ถ้าปล่อยกระแสนาน 4 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 58 มิลลิแอมแปร์

ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสจนถึง 6 แอมแปร์ หรือมากกว่านี้ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมีอาการคล้ายกับการเกร็งที่มือจนไม่สามารถปล่อยมือออกจากอีเล็คโตรดได้ หลักการของเครื่อง defibrillator (เครื่องกระตุ้นหัวใจให้ทำงานเป็นปกติ) ใช้ค่ากระแสในระดับนี้ช็อคคนไข้ที่มีอาการของ ventricular fibrillation เพื่อให้การทำงานของหัวใจกลับเป็นจังหวะตามปกติได้ โดยการใช้พัลส์ช่วงแคบๆที่มีค่าศักดาไฟฟ้าถึง 10 กิโลโวลท์ เครื่อง defibrillator ยังสามารถใช้ควบคุมจังหวะการทำงานของหัวใจได้ เมื่อคนไข้มีอาการของ artrial fibrillation ในกรณีนี้ พัลส์ของกระแสจะต้องถูกป้อนหลังจากคลื่น R (ดีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่าง) แต่จะต้องก่อนเริ่มมีคลื่น T (รีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่าง)

ถ้าเพิ่มกระแสมากกว่า 6 แอมแปร์ขึ้นไปเรื่อยๆ อาจทำให้การหายใจเป็นอัมพาตชั่วคราว และผิวหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงกดของอีเล็คโตรดต่อผิวหนัง และการสัมผัสของผิวหนังกับอีเล็คโตรด

ที่กล่าวมาแล้วข้างต้น เป็นการทดลองการเกิดมาโครช็อค โดยปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับ ความถี่ 60 เฮิร์ส ที่ค่าต่างๆให้ไหลผ่านร่างกายโดยผ่านผิวหนัง

ในกรณีของไมโครช็อค กระแสมิได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าไปตามเส้นเลือดแดงใหญ่สู่หัวใจโดยตรง เห็นได้ชัดว่า ventricular fibrillation สามารถเกิดจากไมโครช็อคได้ง่าย เนื่องจากระดับกระแสต่ำกว่ากรณีของมาโครช็อคมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่า กระแสเพียง 17 ไมโครแอมแปร์ ถ้าป้อนไปที่หัวใจโดยตรง สามารถทำให้เกิด ventricular fibrillation ได้ จากผลอันนี้นำมาประเมินกับมนุษย์ได้ว่า ค่ากระแสที่ทำให้เกิด ventricular fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงไปยังหัวใจ มีค่าประมาณ 30 ไมโครแอมแปร์

การทดลองเหล่านี้ ใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 60 เฮิร์ส สำหรับประเทศไทย แหล่งจ่ายไฟมีความถี่ 50 เฮิร์ส แต่ผลที่เกิดต่อร่างกายก็จะใกล้เคียงกับการทดลองนี้มาก ดังแสดงในกราฟรูปที่ 3.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

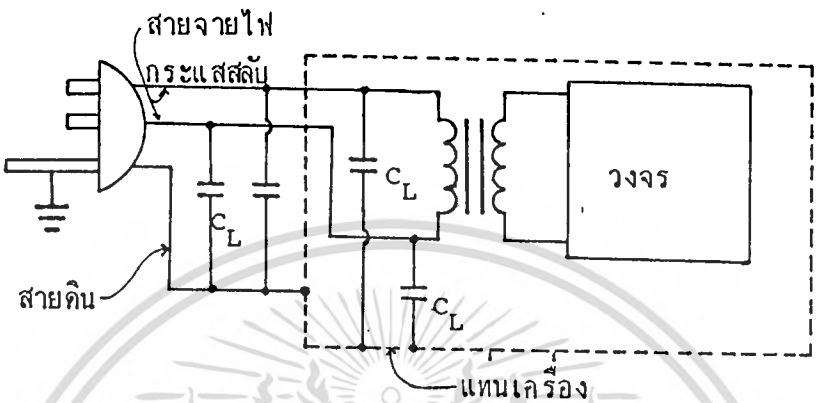
ไมโครช็อคมีโอกาสเกิดขึ้นได้มาก เนื่องจากในปัจจุบัน ในหอบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้อุปกรณ์อีเล็กทรอนิคส์มาก ในบรรดาคนไข้ต่างๆ มีหลายคนที่จำเป็นต้องใช้หลอดสวน (catheter) เข้าไปตามเส้นเลือดหรือร่างกาย เพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือเพื่อฉีดสารสีในการฉายรังสี หรือเพื่อใช้วัดแรงดันเลือดภายใน คนไข้ในหอบำบัดผู้ป่วยพิเศษบางคน ต้องใช้เครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (pace maker) โดยใช้หลอดสวนเข้าไปตามหลอดเลือด จนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรง ในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว หลอดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวด หรือของเหลวที่นำกระแสไฟฟ้าได้ ดังนั้น จึงเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำไปยังหัวใจ ซึ่งจะช่วยเพิ่มความเป็นไปได้ในการเกิดไมโครช็อค

ไมโครช็อคที่เกิดจากอีเล็กโตรดที่อยู่ภายในร่างกาย เป็นองค์ประกอบสำคัญที่ทำให้เกิดอุบัติเหตุจนถึงชีวิตในห้องผ่าตัดหรือหอบำบัดผู้ป่วยพิเศษ

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจาก ช่องเสียบไฟชำรุด หรือสายไฟที่ฉนวนชำรุด หรือขั้วต่อสายไฟแตก มักจะค้นพบและแก้ไขได้ง่าย อันตรายที่มักจะค้นพบยากอาจจะเกิดขึ้นในสายจ่ายไฟของเครื่องมือ สายจ่ายไฟมักจะถูกละเลยจากการดูแลรักษา สายประเภทนี้อาจจะถูกดึงมาจากผนังห้อง หรือล้อเลื่อนสำหรับวางเครื่องมือ หรือเตียง แล้วพาดไปตามพื้น มีบ่อยครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายจ่ายไฟที่ทันสมัย จะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้น เป็นเส้นที่มีกระแสไฟ 2 เส้น และอีกเส้นหนึ่งเป็นสายดิน (ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟเส้นใดเส้นหนึ่งขาด เครื่องมือก็จะไม่ทำงาน และถ้าสายทั้งสองสัมผัสกันหรือลัดวงจร จะทำให้ฟิวส์ขาด ซึ่งทั้งสองกรณีนี้สังเกตุเห็นได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาด จะไม่สามารถรู้ได้เลยและเครื่องก็ยังคงทำงานได้ตามปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายต่อคนไข้ที่ใช้อีเล็กโตรดภายในร่างกายได้ง่าย

เพื่อให้เข้าใจถึงอันตรายจากการที่สายดินขาด จึงควรจะทำความเข้าใจกับกระแสรั่ว (leakage current) เสียก่อน ในบรรดาเครื่องใช้ไฟฟ้าหรืออีเล็กทรอนิคส์ทั้งหลาย จะมีกระแสไฟฟ้าบางส่วนไหลจากภาคจ่ายไฟกระแสสลับลงสู่ตัวเครื่อง กระแสรั่วนี้จะไหลลงดินโดยผ่านทางสายดิน ซึ่งอยู่ภายในสายจ่ายไฟ สิ่งที่เป็นสาเหตุสำคัญของการเกิดกระแสรั่วคือ - ค่าความเก็บประจุที่เกิดขึ้นระหว่างสายที่มีกระแสไหลกับสายดิน ซึ่งอยู่ภายในสายจ่ายไฟ หรือระหว่างหม้อแปลงจ่ายไฟกับตัวเครื่อง (รูปที่ 3.2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 แสดงการเกิดกระแสรั่วของเครื่องใช้ไฟฟ้า อันเนื่องมาจาก ค่าความเก็บประจุที่เกิดขึ้นระหว่างสายไฟกับสายดิน หรือระหว่างหม้อแปลงกับตัวเครื่อง

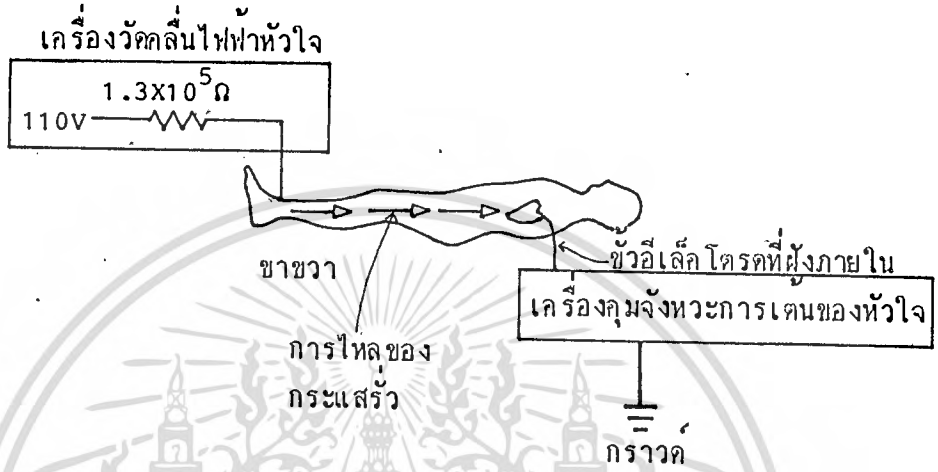
ค่าอิมพีแด้นซ์ Xc ของตัวเก็บประจุ C เมื่อป้อนศักดาไฟฟ้าที่ความถี่ f คือ

$$Xc = 1/2\sqrt{fC}$$

ค่าความเก็บประจุที่ทำให้เกิดกระแสรั่ว โดยทั่วไปมีค่าประมาณ 0.02 ไมโครฟารัด ถ้าศักดาไฟฟ้าสลับ V มีค่า 110 โวลท์ ที่ความถี่ 60 เฮิร์ส ดังนั้น ค่าอิมพีแด้นซ์ของตัวเก็บประจุมีค่า 130 กิโลโอห์ม และกระแสรั่ว I = V/Xc = 110/130K = 850 ไมโครแอมเปร์

ถ้ากระแสรั่วจำนวนนี้เกิดขึ้นภายในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสายดินขาด และเครื่องวัดต่ออยู่กับคนไข้ซึ่งมีเครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต่ออยู่ ดังแสดงในรูปที่ 3.3 เนื่องจากกระแสรั่วไม่สามารถไหลลงดินทางสายดินของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ จึงไหลลงดินโดยผ่านทาง เครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ไมโครช็อคจากกระแสรั่วจำนวนนี้ทำให้เกิด ventricular fibrillation และตายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงให้เห็นกระแสรั่วที่เกิดจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสายดินขาดไหลลงดินโดยผ่านทางหัวใจและเครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

อันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอีกอย่างหนึ่งคือ ระบบไฟฟ้าของโรงพยาบาลไม่มีสายดิน และเมื่อมีเครื่องมือที่มีปลั๊กเสียบแบบ 3 ขา เจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลอาจจะตัดขาที่ 3 (สายดิน)ออก หรือมิฉะนั้น ก็ใช้วิธีดัดแปลงที่เสียบ การดัดแปลงที่เสียบ บางทีสายดินอาจจะต่อไม่ดีพอ และเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้น ก็จะต้องทำจุดต่อสายดินเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจจะอยู่กระจายในบริเวณต่างๆกัน เมื่อต้องใช้เครื่องมือ 2 เครื่องพร้อมกันกับคนไข้คนเดียวกัน โดยที่เครื่องทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่จะเกิดความต่างศักดาไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าหากเครื่องหนึ่งต่ออยู่กับอีเล็คโตรดภายในร่างกาย กระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านคนไข้ จากจุดดินจุดหนึ่งไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ ทำให้เป็นอันตรายต่อคนไข้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาล ทำได้โดย การตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมอ อย่างไรก็ตาม อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้หลายทาง ถึงแม้ว่าจะไม่มีการชำรุดของอุปกรณ์เครื่องใช้

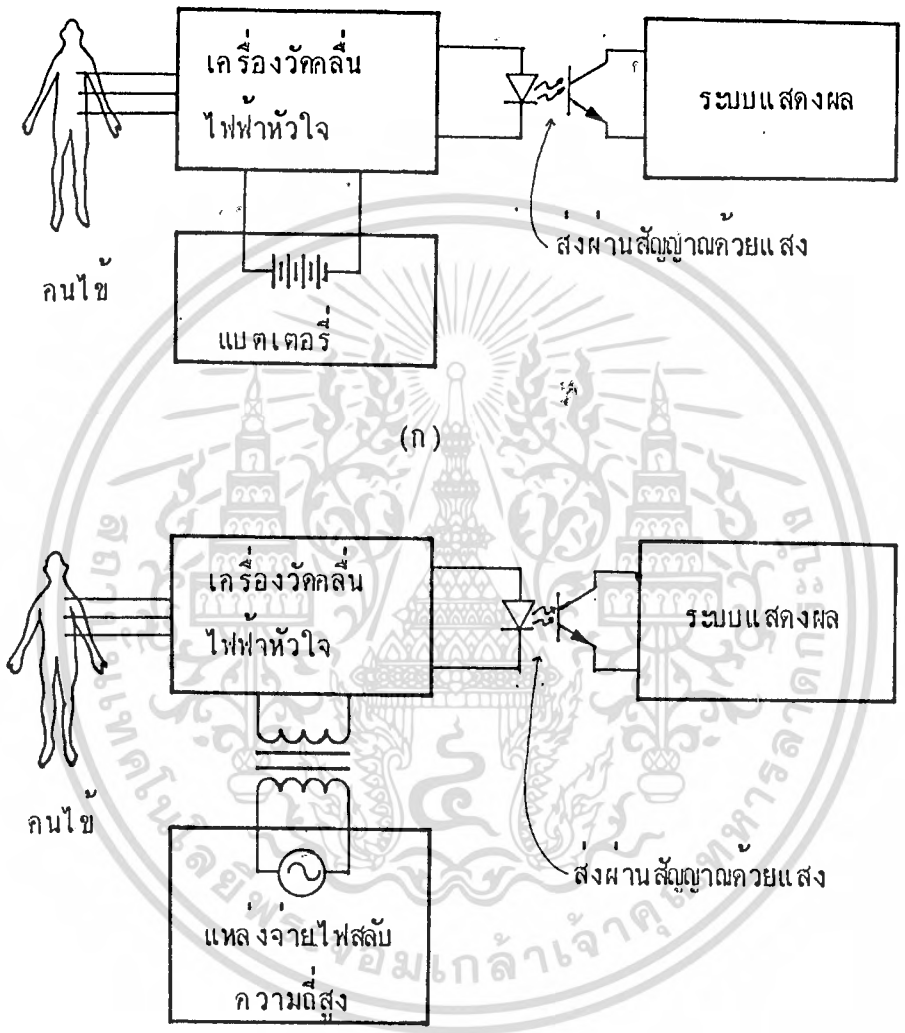
ร่างกายของคนเรามีความรู้สึกต่อไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่าไฟฟ้ากระแสสลับ 60 เฮิร์ส ดังแสดงด้วยกราฟในรูปที่ 3.1 และเนื่องจากที่ความถี่ f = 0 (ไฟฟ้ากระแสตรง) ค่า $X_C = \infty$ ดังนั้น ไฟฟ้ากระแสตรงจึงไม่ทำให้เกิดกระแสรั่ว อันเนื่องมาจาก ค่าความเก็บประจุระหว่างสายไฟ (stray capacitance)

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่ง โดยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงานโดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 60 เฮิร์สมากๆ ซึ่งหัวใจมีความไวต่อการเกิด ventricular fibrillation น้อยมาก

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจทำได้โดยการ ใช้เครื่องอุปกรณ์ที่ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้แบตเตอรี่ชนิดที่ สามารถชาร์จไฟเข้าไปใหม่ได้ (rechargeable battery) แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องทำงานต่อเนื่องเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอนิเตอร์หัวใจที่ใช้ในหอบำบัดผู้ป่วยพิเศษ จึงไม่เหมาะที่จะใช้กับแบตเตอรี่ ในกรณีนี้ จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟให้สูงกว่า 60 เฮิร์สมากๆ ให้อยู่ในช่วงที่ความไวของหัวใจต่อการเกิด ventricular fibrillation น้อยมาก แล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

สำหรับสัญญาณออก ที่จะต้องแสดงในระบบแสดงผล จะถูกส่งผ่านทางแสง เพื่อไม่ให้คนไข้มีส่วนใดสัมผัสกับระบบแสดงผล ดังรูปที่ 3.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 แสดงการป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า
(ก) โดยใช้แหล่งจ่ายไฟกระแสตรง จากแบตเตอรี่
(ข) โดยใช้แหล่งจ่ายไฟกระแสสลับ ความถี่สูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

บทที่ 4 ระบบไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

4.1 แผนผังระบบไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

ระบบไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ที่สร้างขึ้นจากเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II ประกอบด้วยวงจรภาคต่างๆ ดังแสดงด้วยแผนผังในรูปที่ 4.1 ซึ่งหน้าที่การทำงานของวงจรในแต่ละภาค มีดังนี้

วงจรลอย (Floating Circuit)

ในภาคนี้สามารถแยกวงจรตามหน้าที่การทำงานออกได้เป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่ใช้ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(ECG) และส่วนที่ใช้วัดการหายใจ(respiration)โดยวิธีอิมพีแดนซ์ สัญญาณเอ้าพุทของวงจรในภาคนี้ ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นการหายใจ ที่มีความแรงของสัญญาณพอสมควร

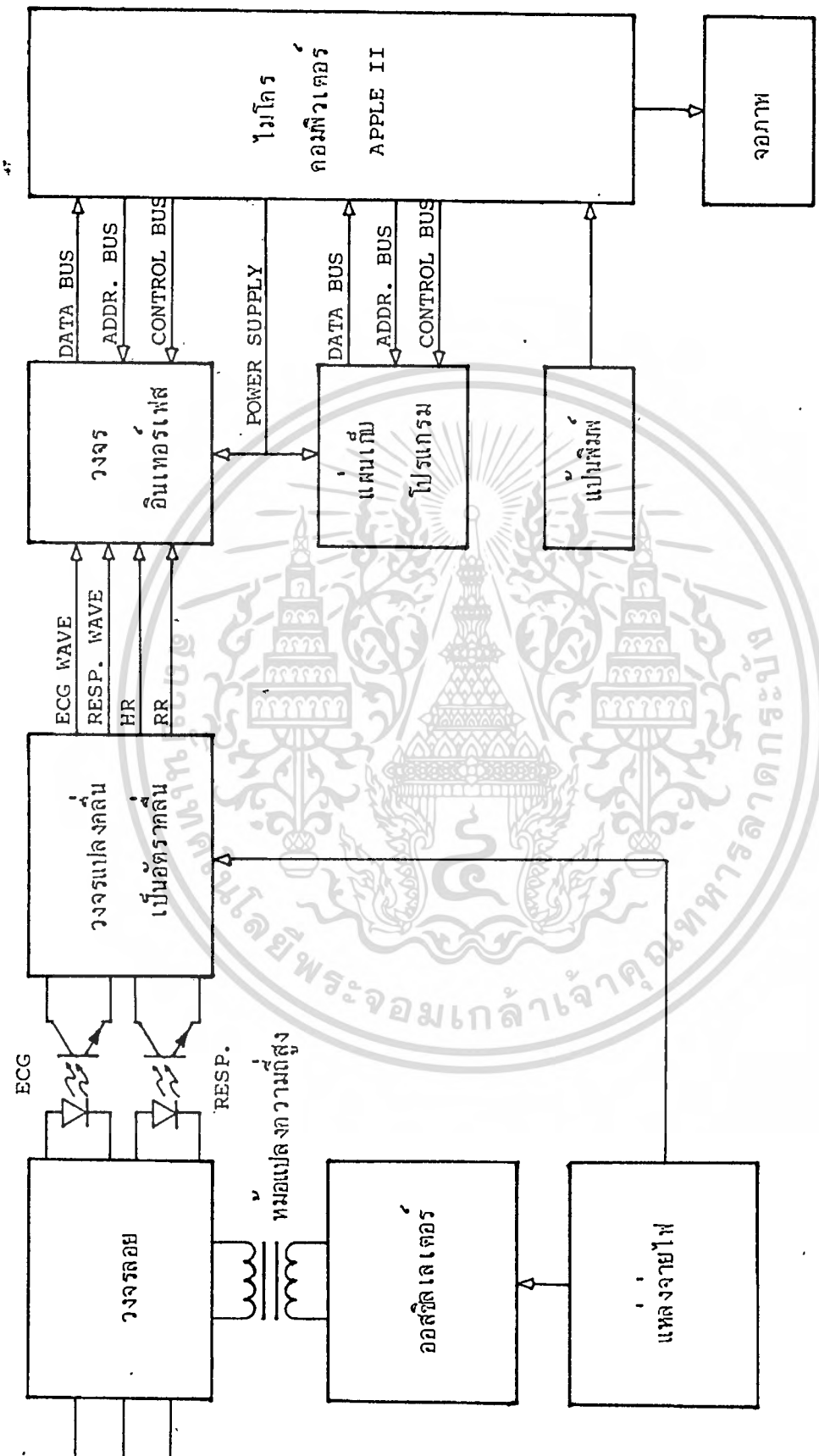
เพื่อป้องกันคนไข้จากอันตรายที่อาจเกิดจากกระแสรั่ว(leakage current) ดังที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 จึงใช้วิธีส่งสัญญาณเอ้าพุทไปยังวงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น (wave to wave rate converter)โดยทางแสง ด้วยอุปกรณ์ opto-couple ทำให้ภาควงจรลอยกับวงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น แยกอิสระกันทางวงจร แหล่งจ่ายไฟที่ใช้ในวงจรภาคนี้ ได้จากการสร้างศักดาไฟฟ้าสลับความถี่สูงประมาณ 30 กิโลเฮิร์ส โดยวงจรออสซิลเลเตอร์ แล้วส่งผ่านหม้อแปลงที่มีขดลวดปฐมภูมิกับขดลวดทุติยภูมิไม่สัมผัสกัน แล้วจึงแปลงเป็นไฟฟ้ากระแสตรงเลี้ยงวงจร

วงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น (Wave to Wave Rate Converter)

วงจรในภาคนี้ทำหน้าที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(ECG wave) และคลื่นของการหายใจ (respiration wave)ซึ่งส่งผ่านมาทางแสง แล้วทำการขยายเพื่อให้มีค่าสูงขึ้น และพอเหมาะที่จะส่งต่อไปยังวงจรอินเทอร์เฟส(interface circuit)

นอกจากนี้ ยังทำหน้าที่นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (HR : Heart Rate)ด้วยวิธีแปลงความถี่เป็นค่าศักดาไฟฟ้า ค่าศักดาไฟฟ้าที่ได้จะเป็นอัตราส่วนโดยตรงกับอัตราการเต้นของหัวใจ และนำคลื่นของการหายใจไปหาค่าอัตราการหายใจ(RR : Respiration Rate)โดยใช้วงจรนับที่มีฐานเวลาของการนับ 15 วินาที หรือ 30 วินาที แล้วแปลงเป็นระดับศักดาไฟฟ้าที่มีอัตรา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 แผนผังของระบบไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนโดยตรงกับค่าอัตราการหายใจ ด้วยวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก(digital to analog converter) ดังนั้น สัญญาณเอ้าพุทของวงจรในภาคนี้จึงมีดังนี้

- คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG wave)
- คลื่นการหายใจ (Respiration wave)
- ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (HR)
- ค่าอัตราการหายใจ (RR)

วงจรอินเทอร์เฟส (Interface Circuit)

วงจรในภาคนี้ทำหน้าที่เชื่อมโยงระหว่าง วงจรอนาล็อกกับไมโครคอมพิวเตอร์ โดยการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นข้อมูลในระบบเลขฐานสอง เพื่อป้อนให้กับไมโครคอมพิวเตอร์ การแปลงสัญญาณอนาล็อกในภาคนี้มี 2 ประเภท คือ

ประเภทแรก เป็นสัญญาณที่จะแสดงบนจอภาพเป็นรูปคลื่น ได้แก่คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นการหายใจ ประเภทนี้ ใช้การแปลงสัญญาณด้วย วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (analog to digital converter)

ประเภทที่สอง คือสัญญาณที่จะแสดงบนจอภาพเป็นค่าตัวเลข ใช้วิธีป้อนสัญญาณเข้าทางช่องเสียบสำหรับเล่นเกมส์(Games I/O Connector) โดยนำค่าศักดาไฟฟ้าของ อัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ ไปควบคุมการสร้างสัญญาณแร็มพ์(ramp) ซึ่งไมโครคอมพิวเตอร์จะแปลงออกมาเป็นค่าตัวเลข การทำงานของวงจรในภาคนี้ ถูกควบคุมโดยสัญญาณควบคุมจากไมโครคอมพิวเตอร์

แผ่นเก็บโปรแกรม (Program Save Card)

เป็นส่วนที่ทำหน้าที่เก็บโปรแกรมการทำงานของไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ทั้งหมด โดยเก็บไว้ในหน่วยความจำประเภท EPROM (Erasable Programable Read Only Memory) เมื่อเริ่มเปิดสวิทช์ให้เครื่องทำงาน โปรแกรมที่เก็บอยู่ใน EPROM จะถูกย้ายไปลงในหน่วยความจำที่ได้กำหนดไว้ในไมโคร - คอมพิวเตอร์ หลังจากนั้น เครื่องก็จะทำงานโดยโปรแกรมที่อยู่ในไมโครคอมพิวเตอร์เท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แป้นพิมพ์ (Keyboard)

เป็นส่วนที่มีอยู่ในชุดของไมโครคอมพิวเตอร์อยู่แล้ว เมื่อนำมาใช้ทำเป็นไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ จะใช้สำหรับป้อนข้อมูล และควบคุมการทำงานของไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ซึ่งมีปุ่มกดที่นำมาใช้ และทำหน้าที่ต่างๆ ดังนี้

CTRL + RESET	กดพร้อมกันจะทำให้ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์เริ่มต้นการทำงานใหม่ โดยจะต้องป้อนข้อมูลของการตั้งสัญญาณเตือนใหม่
เลข 0 ถึง 9	ใช้สำหรับป้อนค่าตัวเลขในการตั้งสัญญาณเตือน และใช้ควบคุมความเร็วในการกวาดของคลื่นบนจอภาพ คือ 1 ความเร็วช้า 2 ความเร็วปานกลาง และ 3 ความเร็วมาก
<--	ใช้เลื่อน cursor ถอยหลังในกรณีที่ใส่ค่าตัวเลขผิด และต้องการใส่ค่าใหม่
RETURN	ใช้หลังจากป้อนค่าตัวเลขแต่ละค่าถูกต้องแล้ว เพื่อให้ค่าเหล่านั้นเข้าไปเก็บในหน่วยความจำที่จัดไว้
F	ใช้ควบคุมให้การกวาดของคลื่นหยุดนิ่ง
R	ใช้ควบคุมให้การกวาดของคลื่นดำเนินต่อไป
SPACE BAR	ใช้ปิดเสียงของสัญญาณเตือนและยกเลิกการเตือน
O	ควบคุมให้โปรแกรมการเตือนทำงาน
P	ใช้ควบคุมให้ไมโครคอมพิวเตอร์ทำการพิมพ์ภาพที่ปรากฏบนจอภาพลงบนกระดาษด้วยเครื่องพิมพ์

จอภาพ (Monitor Display)

ทำหน้าที่แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นการหายใจ แสดงค่าตัวเลขของอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ และแสดงค่าการตั้งสัญญาณเตือน

แหล่งจ่ายไฟ (Power Supply)

เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับวงจรในภาควงจรลอย โดยผ่านทางวงจรออสซิลเลเตอร์ และจ่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พลังงานให้แก่ภาควงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น

สำหรับแหล่งจ่ายพลังงานในวงจรอินเทอร์เฟส และแผ่นเก็บโปรแกรม ได้มาจากไมโครคอมพิวเตอร์

ออสซิลเลเตอร์ (Oscillator)

ทำหน้าที่สร้างศักดาไฟฟ้าสลับความถี่สูง เพื่อเป็นตัวจ่ายพลังงานให้กับวงจรลอย

4.2 รายละเอียดของวงจรในภาคต่างๆ

4.2.1 ภาควงจรลอย (Floating Circuit)

ในภาคนี้ประกอบด้วยวงจรต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 4.2 ซึ่งสามารถแบ่งตามหน้าที่การทำงานได้เป็น 2 ส่วนคือ ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กับส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณการหายใจ

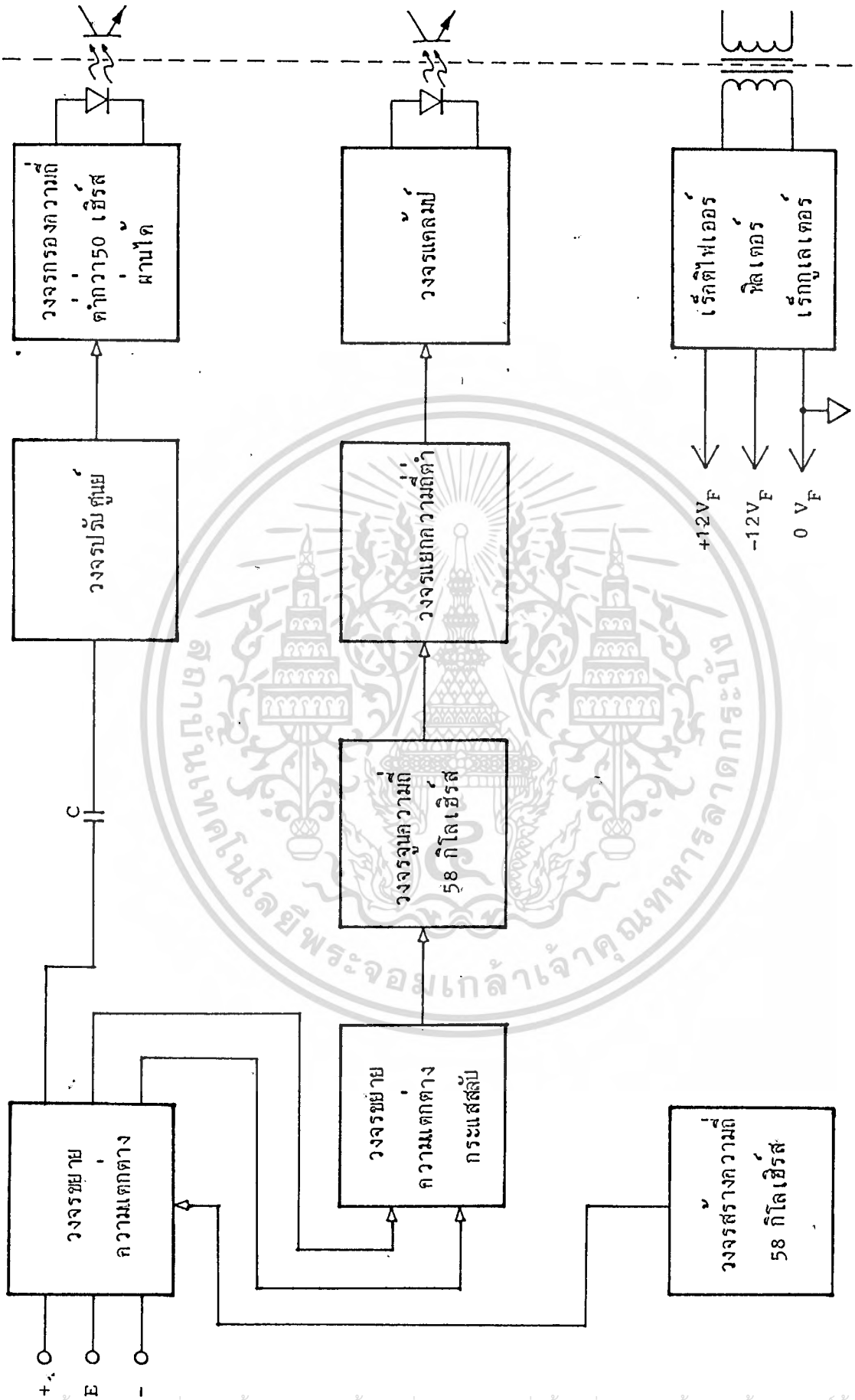
4.2.1.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier)

เป็นวงจรแรกที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมาก เพียงประมาณ 1 มิลลิ-โวลท์ โดยการรับสัญญาณจากอีเล็คโตรดที่ติดบนผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์สปนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังนี้คือ

ก. มีอินพุทอิมพีแด้นซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียสมดุลย์ของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุท การเสียสมดุลย์ของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด(commonmode signal)ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท(offset voltage)ซึ่งจะถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาพุท ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทมีค่ามาก จะทำให้วงจรขยายอิ่มตัว มีศักดาไฟฟ้าเอาพุทค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง(บวกหรือลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

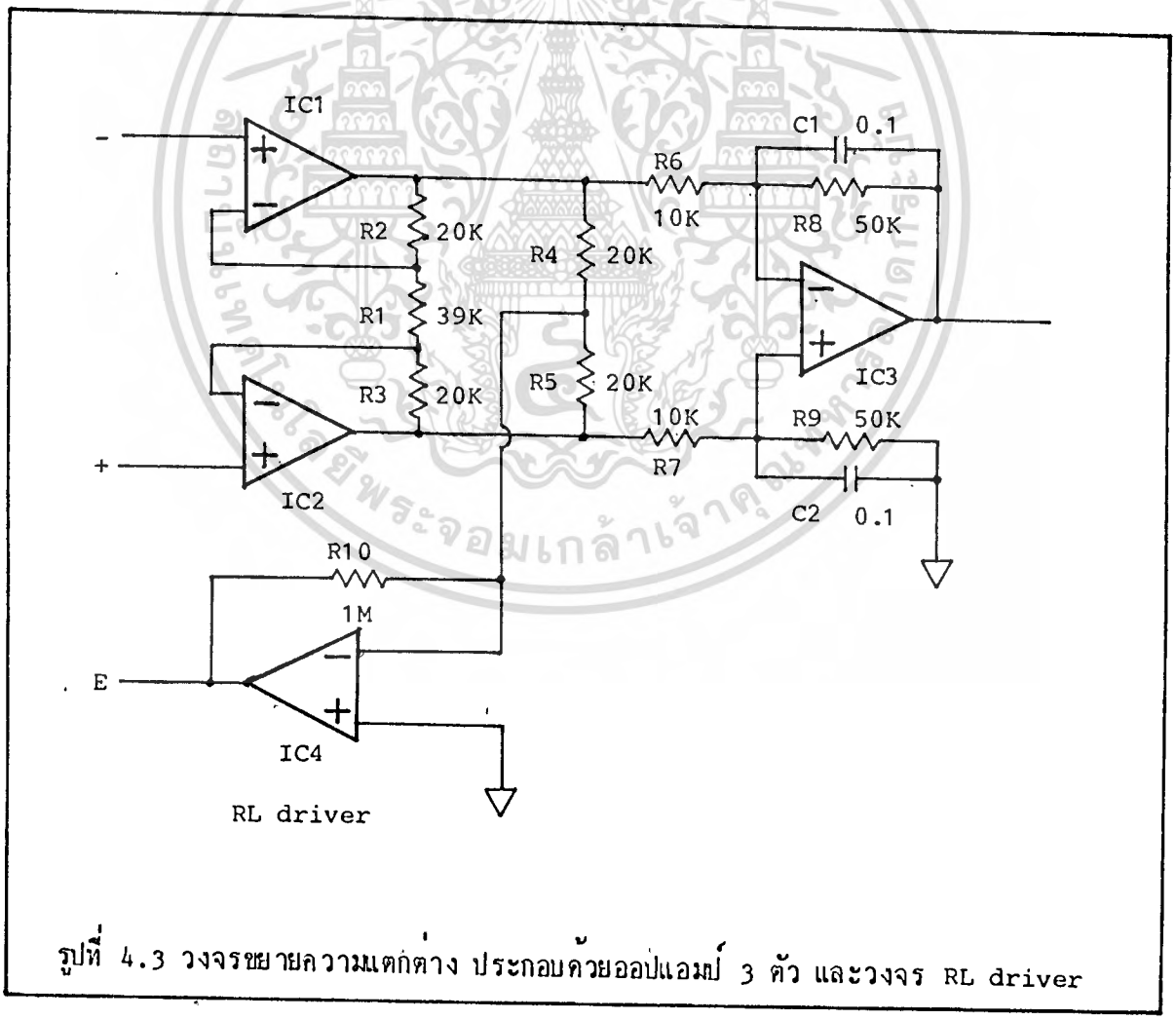


รูปที่ 4.2 แผนผังแสดงส่วนประกอบของวงจรต่างๆในภาควงจรลอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข. มีค่า CMRR (Commonmode Mode Rejection Ratio)สูง ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่าง ที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็คือ การมีอัตราขยายของสัญญาณดิฟเฟอร์เร็นเชี่ยลโหมด(differential mode signal)สูง และมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำ ทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยาย(ECG)จะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะสัญญาณดิฟเฟอร์เร็นเชี่ยล ส่วนสัญญาณรบกวน(50 เฮิร์ส)จะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด

วงจรขยายความแตกต่างที่ใช้ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว ดังรูปที่ 4.3 สำหรับออปแอมป์ตัวที่ 4 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ (negative feedback) เพื่อใช้แทนกราวด์(ground) หรือเรียกว่า RL driver (Right Leg driver) ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด(commonmode potential) ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายของคนไข้กับกราวด์ของวงจรลอย



รูปที่ 4.3 วงจรขยายความแตกต่าง ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว และวงจร RL driver

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากวงจรในรูปที่ 4.3 IC1 และ IC2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์(buffer amplifier)ซึ่งจะมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมากประมาณ 10 ล้านล้านโอห์ม เพราะเลือกใช้ออปแอมป์ชนิดที่มีอินพุทเป็น JFET อัตราขยายศักดาไฟฟ้า(voltage gain)ของวงจรขยายบัฟเฟอร์มีค่าเท่ากับ $(R_1+R_2+R_3)/R_1=(39K+20K+20K)/39K=2.02$ ประมาณ 2 IC3 เป็นวงจรขยายความแตกต่าง โดยที่ค่า $R_6=R_7$ และ $R_8=R_9$ และมีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ R_8/R_6 หรือ $R_9/R_7=50K/10K=5$ ส่วน C_1 และ C_2 ทำหน้าที่กรองความถี่สูงไม่ให้ผ่านวงจรขยายไปได้ IC4,R4,R5 และ R10 เป็นส่วนของวงจรป้อนกลับที่เรียกว่า RL driver

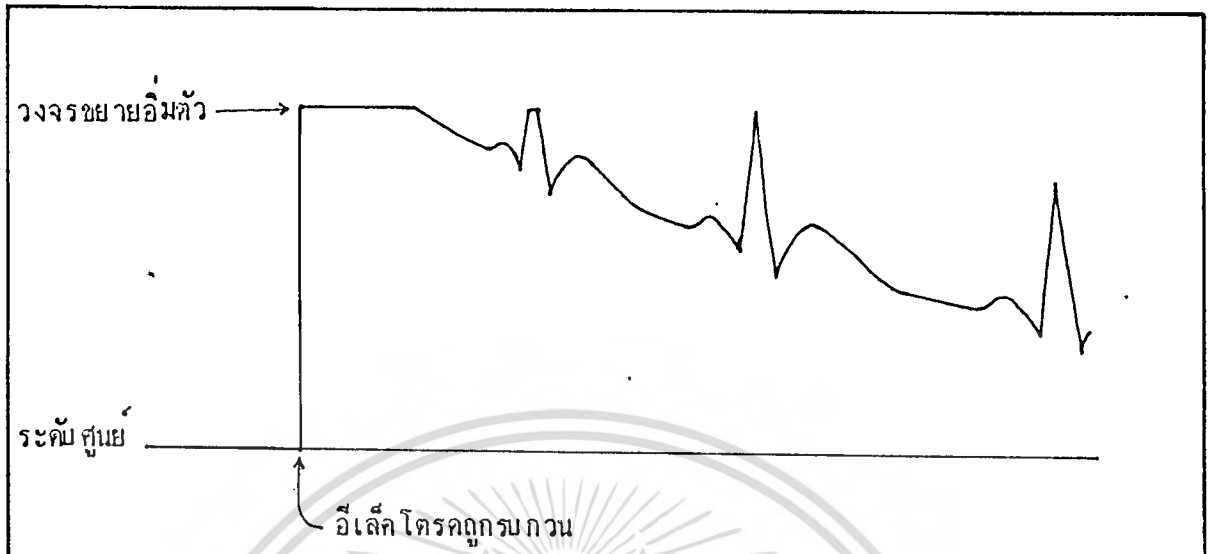
วงจรขยายในภาคแรกๆไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่า ถ้าเกิดมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทเกิดขึ้นที่อินพุทไม่ว่าจะสาเหตุใดก็ตาม จะทำให้สัญญาณออกที่เอาพุทลอยขึ้นไปหรือต่ำลงจากระดับศูนย์มาก ซึ่งบางครั้งอาจจะถึงกับอิ่มตัวอยู่ที่ค่าใกล้กับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟ ทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

วงจรปรับศูนย์ (Autozero Circuit)

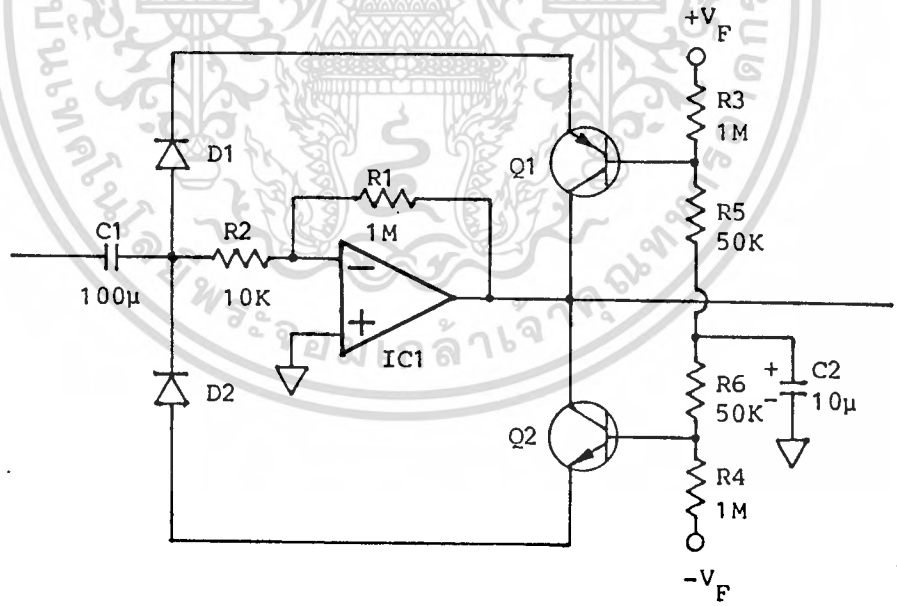
เมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่าง มักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำ อยู่ในช่วง 0.05 เฮิร์ส ถึง 200 เฮิร์ส ดังนั้น ตัวเก็บประจุที่ใช้จะต้องมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ ปัญหาที่ตามมาก็คือ ถ้ามีการรบกวนที่อีเล็คโตรด เช่น เมื่อคนไข้ขยับตัว จะทำให้ความต้านทานตรงจุดสัมผัสของอีเล็คโตรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง และวงจรเสียสมดุลย์ เกิดเป็นศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาพุทของวงจรขยายความแตกต่าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยตัวออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่า time constant ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก ดังแสดงในรูปที่ 4.4

หลักการของวงจรปรับศูนย์ คือ จะช่วยลดค่า time constant ให้เหลือน้อยมากเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดูรูปที่ 4.5 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ค่า time constant จะมีค่าเท่ากับผลคูณของ C_1 กับ R_2 และเมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ประมาณ +1.2 โวลท์ หรือ -1.2 โวลท์(เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D_1 หรือ D_2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออีเล็คโตรดถูกรบกวน



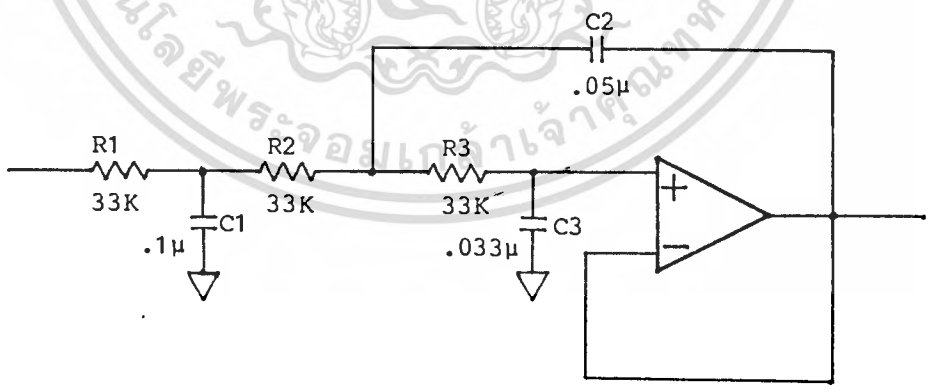
รูปที่ 4.5 วงจรปรับศูนย์ ทำหน้าที่ลดค่า time constant เมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทเข้ามา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Q1 หรือ Q2)ทรานซิสเตอร์ก็จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านของสัญญาณลงกราวด์ ทำให้ค่า time constant มีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับ ผลคูณของ C1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย ส่วน IC1 เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส(inverting amplifier) มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ R1/R2= 1M/10K=100

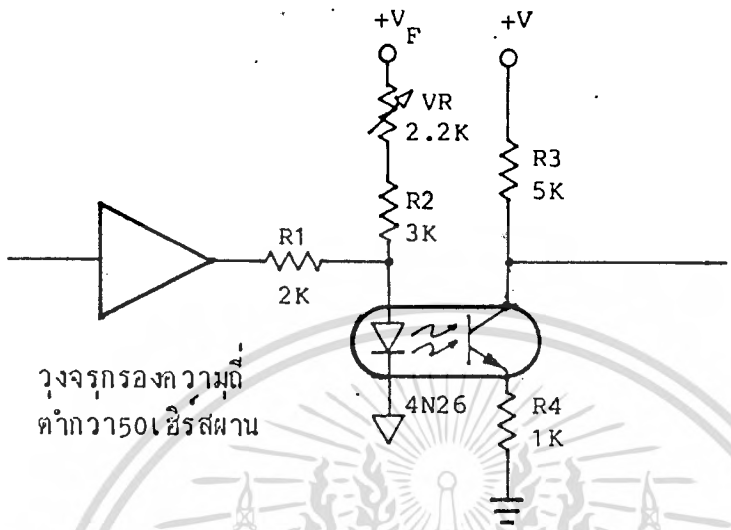
วงจรกรองความถี่ 50 เฮิร์ส (50Hz Lowpass Filter)

เป็นวงจรกรองความถี่ชนิดที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์สผ่านได้ ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกๆจะเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีก็ตาม แต่ถ้าหากเกิดความไม่สมดุลย์ของวงจรขึ้นมา สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 เฮิร์ส ก็สามารถผ่านไปได้เช่นกัน ดูวงจรในรูปที่ 4.6 นอกจากทำหน้าที่กรองความถี่แล้ว ยังทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ในการส่งผ่านสัญญาณทางแสง ดังแสดงในรูปที่ 4.7 ความต้านทาน R1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้า เพื่อป้อนให้กับตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ความต้านทาน R2 และ VR เป็นตัวป้อนกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการปรับ VR จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่ขาคอลเล็คเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสง มีค่าประมาณ 1/2 ของศักดาไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ +V



รูปที่ 4.6 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์สผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



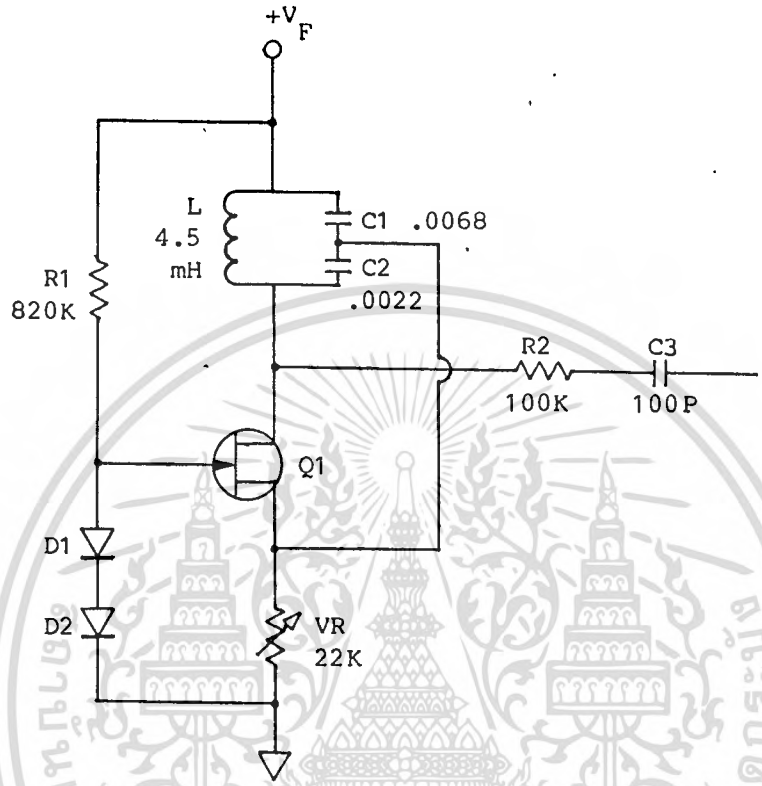
รูปที่ 4.7 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

4.2.1.2 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณการหายใจ

วงจรสร้างความถี่สูง 58 กิโลเฮิร์ส (58KHz Oscillator)

เป็นวงจรสร้างคลื่นของศักดาไฟฟ้าความถี่สูง เพื่อป้อนเข้าสู่ร่างกายของคนไข้ สำหรับวัดอิมพีแด้นซ์ ดังได้กล่าวแล้วในบทที่ 2 วงจรแสดงในรูปที่ 4.8 เป็นวงจรแบบ Colpitts oscillator ความต้านทาน R1 และไดโอด D1,D2 เป็นวงจรไบอัสให้กับทรานซิสเตอร์ Q1 ความต้านทานปรับค่าได้ VR เป็นตัวปรับอัตราการป้อนกลับแบบบวก(positive feedback) และปรับขนาดของสัญญาณเอ้าพุท ความถี่ของสัญญาณที่ได้มีค่าเท่ากับ $1/2\sqrt{L(C1C2/(C1+C2))}=1/2\sqrt{4.5mH(.0068uF*.0022uF/(.0068uF+.0022uF))}=58192$ เฮิร์ส (ประมาณ 58 กิโลเฮิร์ส) ความต้านทาน R2 และตัวเก็บประจุ C3 เป็นตัวจำกัดกระแส และป้องกันไฟฟ้ากระแสตรงไหลผ่านร่างกาย การปรับความต้านทาน VR จะปรับให้ได้ขนาดของสัญญาณกระแสสลับความถี่ 58 กิโลเฮิร์ส ที่ขา D มีค่าประมาณ 2 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

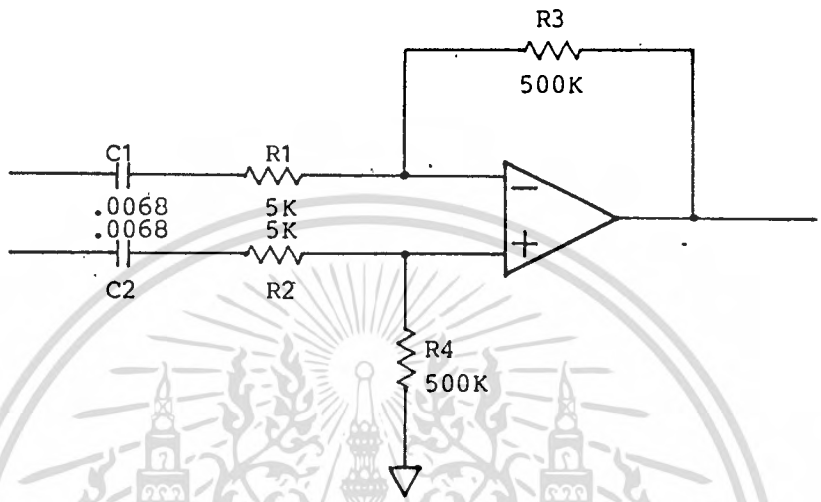


รูปที่ 4.8 วงจรสร้างความถี่สูง 58 กิโลเฮิร์ส

วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ (Ac Differential Amplifier)

ทำหน้าที่รับสัญญาณจากเอาพุทของวงจรบัฟเฟอร์ในวงจรขยายความแตกต่าง ที่อยู่ในส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยรับเฉพาะสัญญาณกระแสสลับ แล้วทำการขยายให้มีขนาดสูงขึ้น วงจรนี้เป็นวงจรขยายความแตกต่างของสัญญาณกระแสสลับเท่านั้น ดูรูปที่ 4.9 ตัวเก็บประจุ C1 และ C2 ทำหน้าที่กันกระแสตรงไม่ให้ผ่านเข้าวงจรขยาย ความต้านทาน R1=R2 และ R3=R4 อัตราขยายของวงจรมีค่าเท่ากับ R3/R1 หรือ R4/R2=500K/5K=100

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

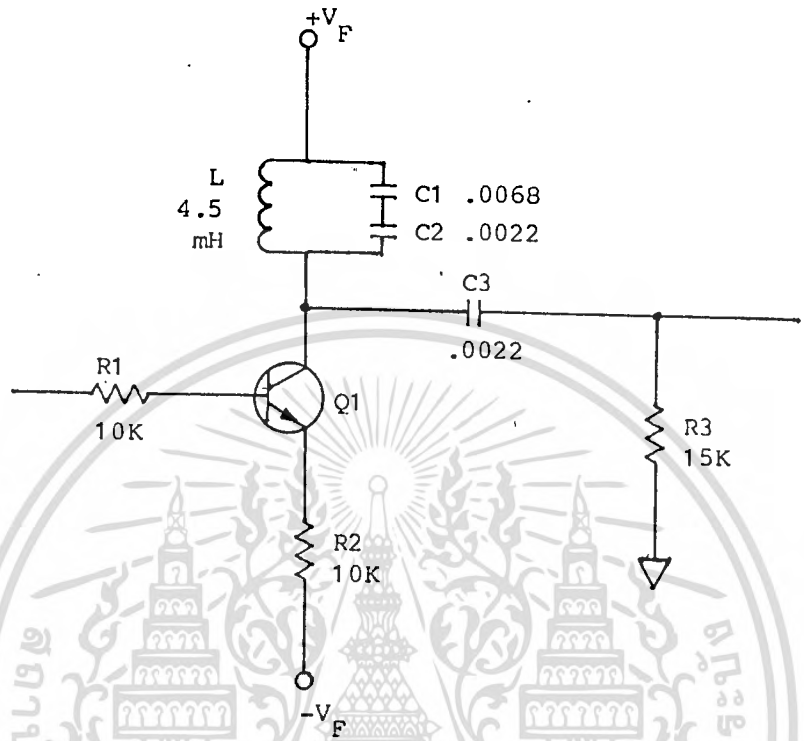


รูปที่ 4.9 วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ

วงจรจูนความถี่ 58 กิโลเฮิร์ส (58KHz Tune Amplifier)

สัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจจะซ้อนมาบนสัญญาณความถี่สูง 58 กิโลเฮิร์ส ในลักษณะเอ.เอ็ม.มอดดูเลชั่น(amplitude modulation) เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ต่างๆกัน จึงใช้วงจรขยายเฉพาะความถี่หรือวงจรจูน โดยเลือกขยายเฉพาะความถี่ 58 กิโลเฮิร์สเท่านั้น และเพื่อให้สามารถเลือกความถี่ได้ตรงกับความถี่ 58 กิโลเฮิร์ส จึงใช้วงจรจูนที่มีลักษณะเช่นเดียวกับวงจรสร้างความถี่ 58 กิโลเฮิร์ส ดังแสดงในรูปที่ 4.10 ค่าของขดลวด L และตัวเก็บประจุ C1 และ C2 ใช้ค่าเดียวกับที่ใช้ในวงจรสร้างความถี่ ตัวเก็บประจุ C3 ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณเฉพาะกระแสสลับ ความต้านทาน R3 ทำหน้าที่เป็นโหลดให้กับวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

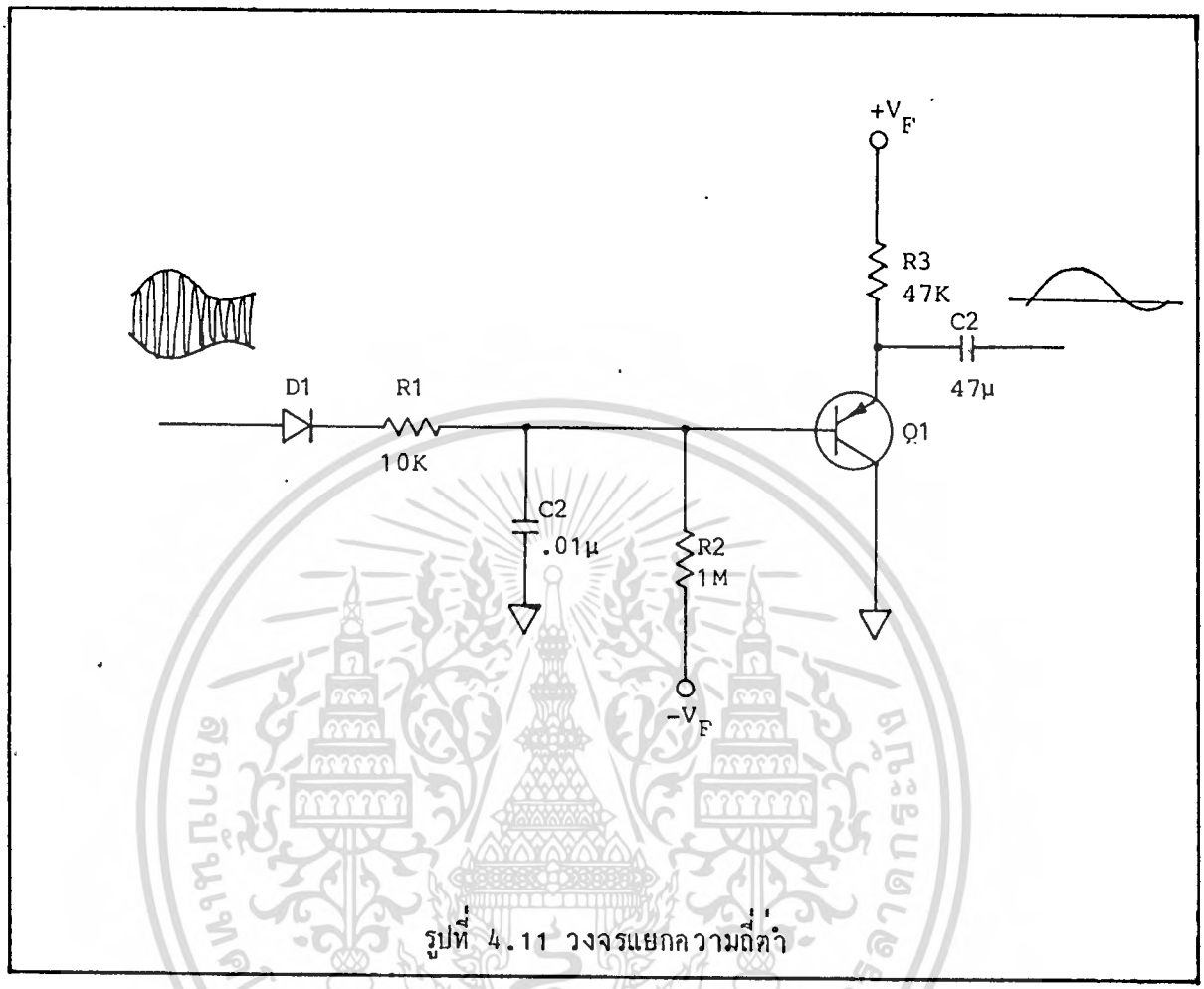


รูปที่ 4.10 วงจรจูนความถี่ 58 กิโลเฮิร์ส

วงจรแยกความถี่ต่ำ (Demodulator)

การแยกคลื่นการหายใจซึ่งมีความถี่ต่ำและซ้อนมาบนสัญญาณความถี่สูงแบบ เอ.เอ็ม.มอดดูเลชั่น ทำได้ง่าย โดยการเร็คติไฟเออร์แบบครึ่งคลื่น(half wave rectifier) แล้วกรองความถี่ด้วยวงจรกรองความถี่ ดูรูปที่ 10.11 ไดโอด D1 ทำหน้าที่เร็คติไฟเออร์แบบครึ่งคลื่น ความต้านทาน R1 และตัวเก็บประจุ C1 ทำหน้าที่กรองความถี่ ทรานซิสเตอร์ Q1 ทำหน้าที่เป็นวงจรบัฟเฟอร์ โดยมี R3 เป็นโหลด และ R2 เป็นตัวไบอัส ตัวเก็บประจุ C2 ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณกระแสสลับ (คลื่นการหายใจ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

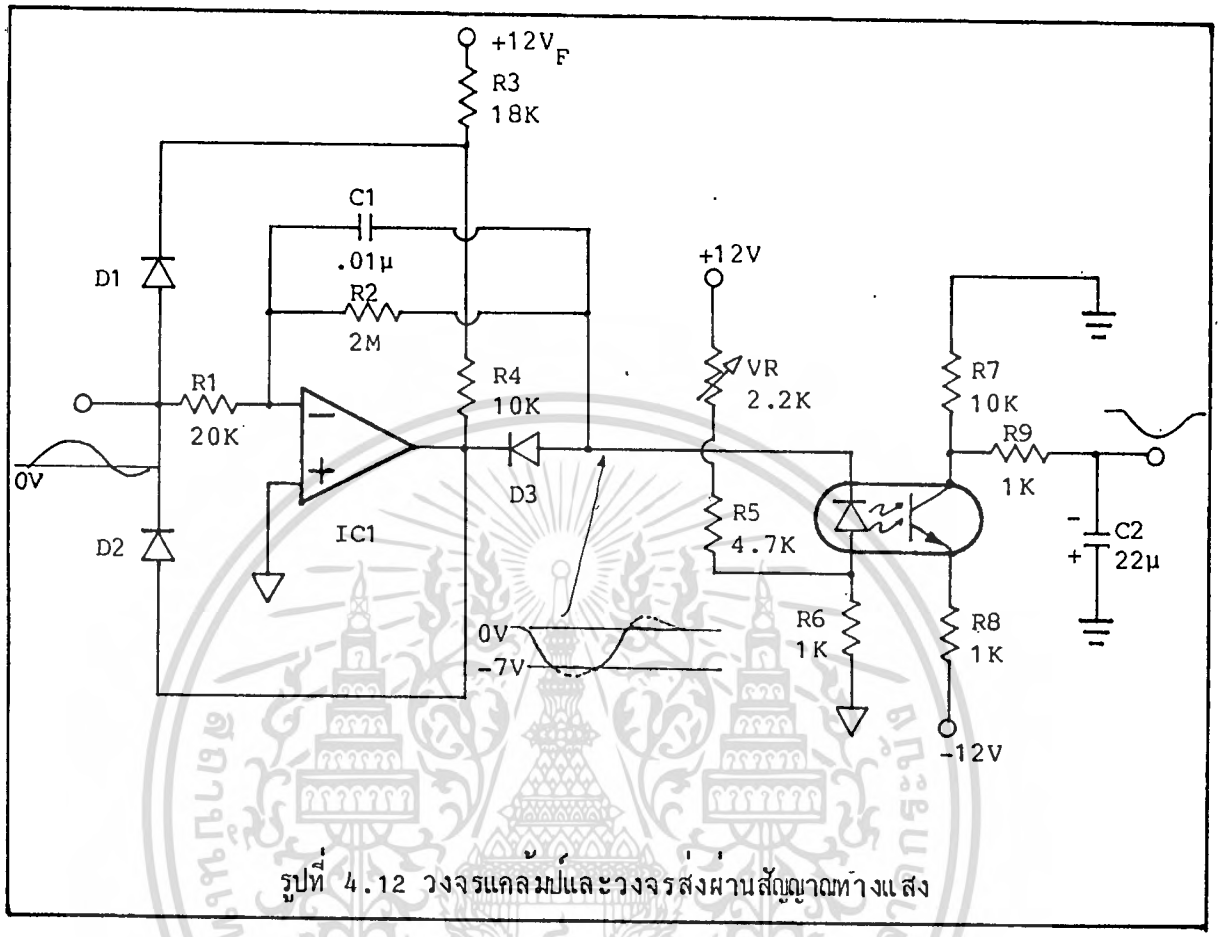


รูปที่ 4.11 วงจรแยกความถี่ต่ำ

วงจรแคล้มป์ (Clamp Circuit)

ในกรณีที่อีเล็คโตรดมีการขยับ จะทำให้ค่าอิมพีแด้นซ์ระหว่างรอยสัมผัสของผิวหนังกับอีเล็ค-โตรดเปลี่ยนแปลง เป็นผลทำให้สัญญาณการหายใจที่วัดได้ลอยขึ้นลง และได้ลูกคลื่นที่มีขนาดใหญ่มากเมื่อส่งสัญญาณผ่านตัวเก็บประจุ ดังนั้น จึงต้องมีวงจรแคล้มป์ ในรูปที่ 4.12 เพื่อคอยบังคับไม่ให้สัญญาณมีขนาดใหญ่เกินไป วงจรนี้จะบังคับให้สัญญาณออกที่เอ้าพุทมีขนาดอยู่ในช่วง -7 โวลท์ถึง 0 โวลท์ โดยมี D1,R3,R4 บังคับสัญญาณที่ -7 โวลท์ D2,D3 บังคับสัญญาณที่ 0 โวลท์ IC1,R1,R2 เป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ทที่มีอัตราขยายแรงดัน 100 เท่า นอกจากนี้ วงจรแคล้มป์ยังทำหน้าที่ขับสัญญาณผ่านวงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง ซึ่งมี R5,VR,R6 ทำหน้าที่ป้อนกระแสไบอัส R9 และ C2 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.12 วงจรแคล้มป์และวงจรส่งผ่านสัญญาณห้างแสง

4.2.2 ภาคแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น (Wave to Wave Rate Converter)

ในภาคนี้ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังแสดงในรูปที่ 4.13 ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ ส่วนที่แปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ และส่วนที่แปลงคลื่นการหายใจเป็นอัตราการหายใจ

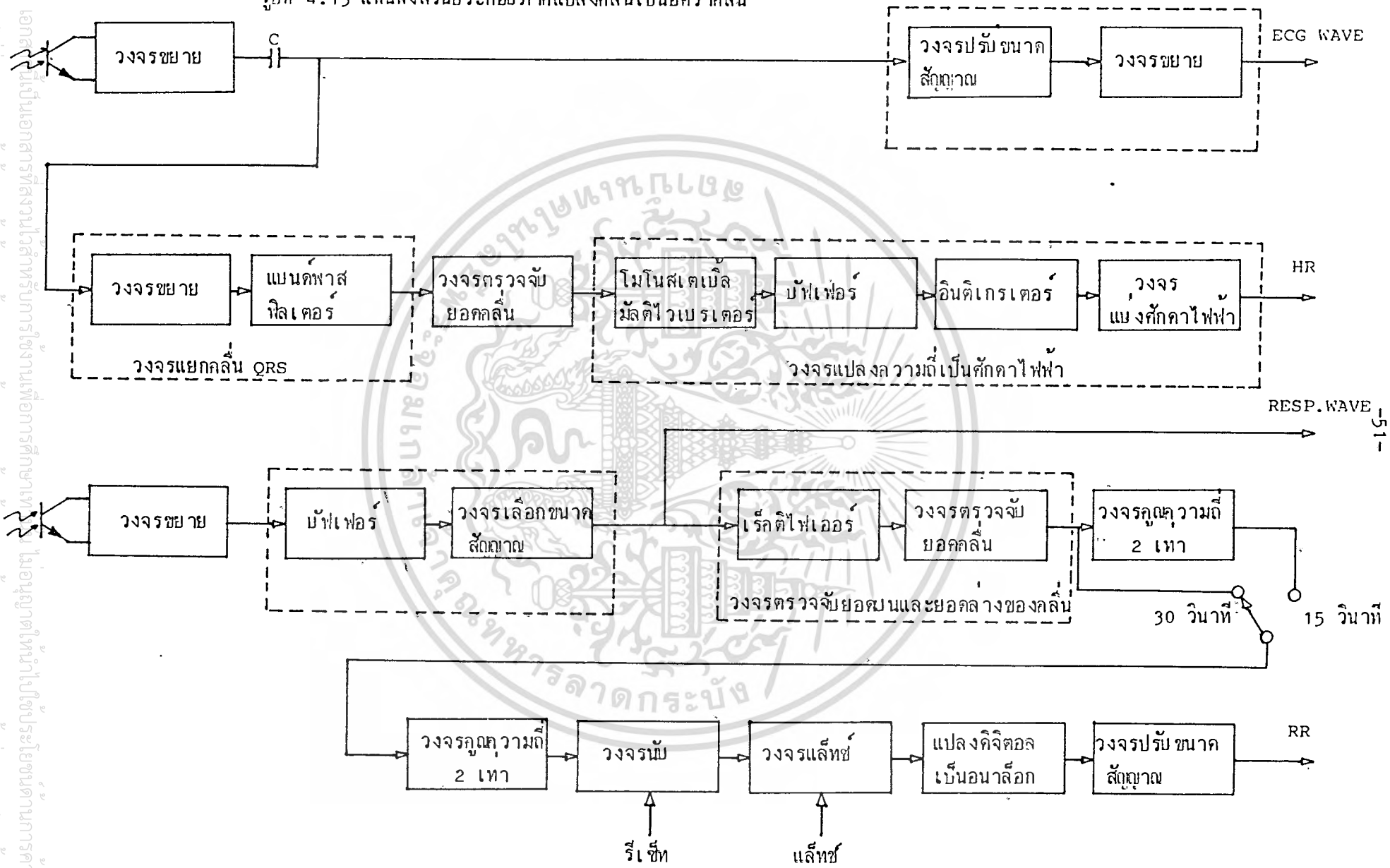
4.2.2.1 ส่วนที่แปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ

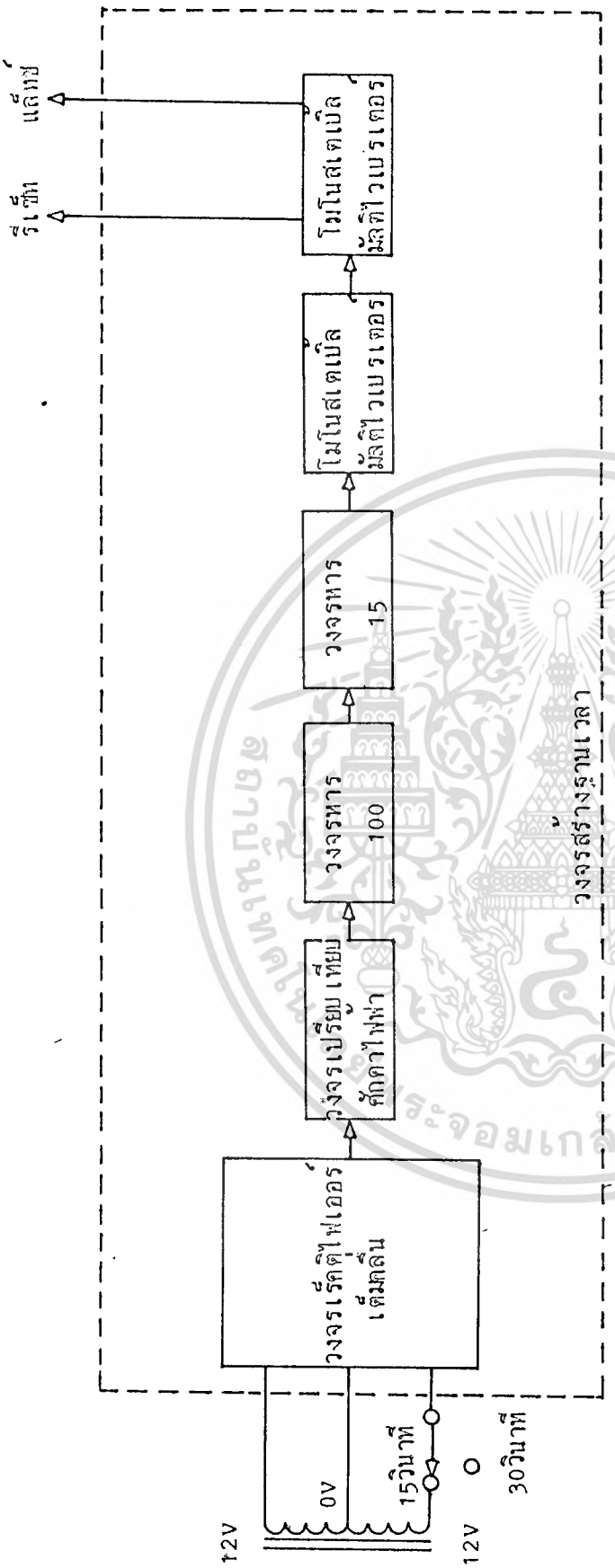
วงจรขยายและปรับขนาดสัญญาณ (Amplifier and Attenuator)

ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้มีขนาดพอเหมาะที่จะป้อนให้กับวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล (analog to digital converter) และแสดงออกบนจอภาพ ซึ่งสามารถปรับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.13 แผนผังส่วนประกอบภาคแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น

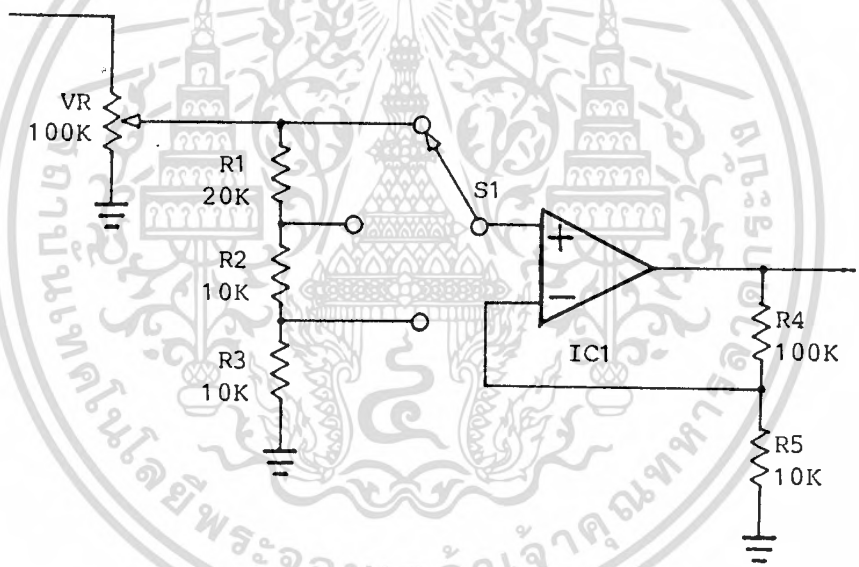




รูปที่ 4.13 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขนาดของสัญญาณได้ 3 ขนาด โดยเพิ่มขึ้นครั้งละ 1 เท่า วงจรแสดงในรูปที่ 4.14 VR เป็นความต้านทานปรับค่าได้ชนิดเกือกม้าใช้ปรับแต่งขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนจอภาพ ให้มีความสูงเป็นสัดส่วนที่เหมาะสม R1,R2,R3 ทำหน้าที่เป็นวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า โดยให้ศักดาไฟฟ้าลดลงทีละครึ่ง S1 เป็นสวิทช์เลือก เพื่อเลือกขนาดของสัญญาณที่แสดงบนจอภาพโดยเลือกได้ 3 ขนาด IC1,R4,R5 เป็นวงจรขยายแบบนอน-อินเวอร์ท มีอัตราขยายเท่ากับ (R4/R5+1)=(100K/10K+1)=11

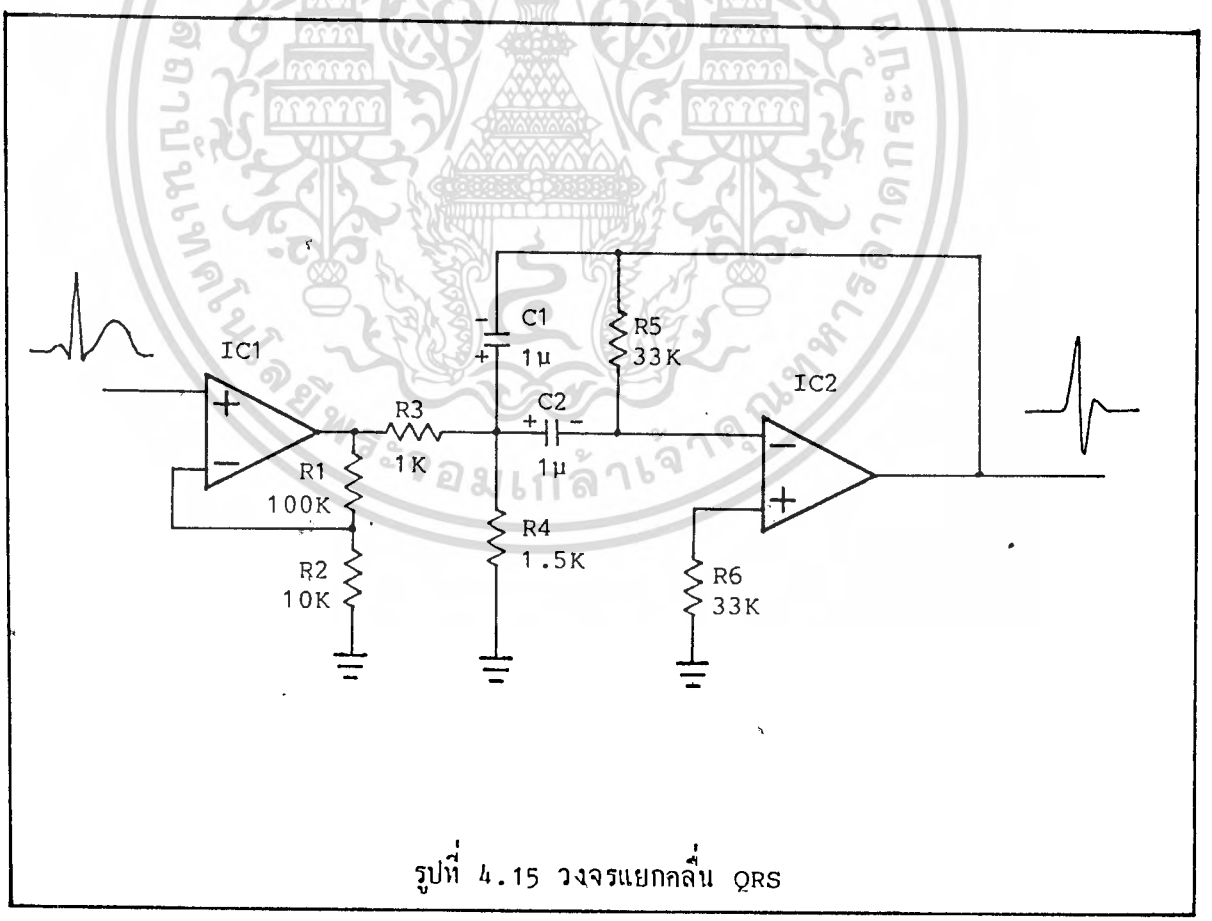


รูปที่ 4.14 วงจรขยายและปรับขนาดสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรแยกคลื่น QRS (QRS Discriminator)

เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยคลื่นต่างๆคือ P,QRS และ T ดังได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 1 และในบางครั้ง คลื่น T มีขนาดความสูงใกล้เคียงกับคลื่น QRS(ขึ้นกับตำแหน่งของอีเล็คโตรด) ในการหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อหัวใจทำงาน 1 รอบ จะต้องมีพัลส์ 1 ลูก ส่งเข้าไปในวงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า และพัลส์นี้ได้จากวงจรตรวจจับยอดคลื่น(peak detector) ดังนั้น ถ้าคลื่น QRS และคลื่น T มีขนาดใกล้เคียงกัน อาจทำให้ได้พัลส์ 2 ลูกใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ เนื่องจากคลื่น QRS มีความถี่สูงกว่าคลื่น T หลายเท่า โดยมีความถี่ประมาณ 17 เฮิร์ส จึงสามารถใช้วงจรกรองความถี่ แยกเอาคลื่น QRS ออกจากคลื่น T ได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.15 IC1,R1,R2 เป็นวงจรบัฟเฟอร์ ที่มีอัตราขยายเท่ากับ (R1/R2+1)=(100K/10K+1)=11 ส่วนที่เหลือของวงจร เป็นวงจรแยกคลื่น QRS โดยมีลักษณะของวงจรเป็นแบนด์พาสฟิลเตอร์ ที่ให้ความถี่ในช่วงของคลื่น QRS ผ่านได้

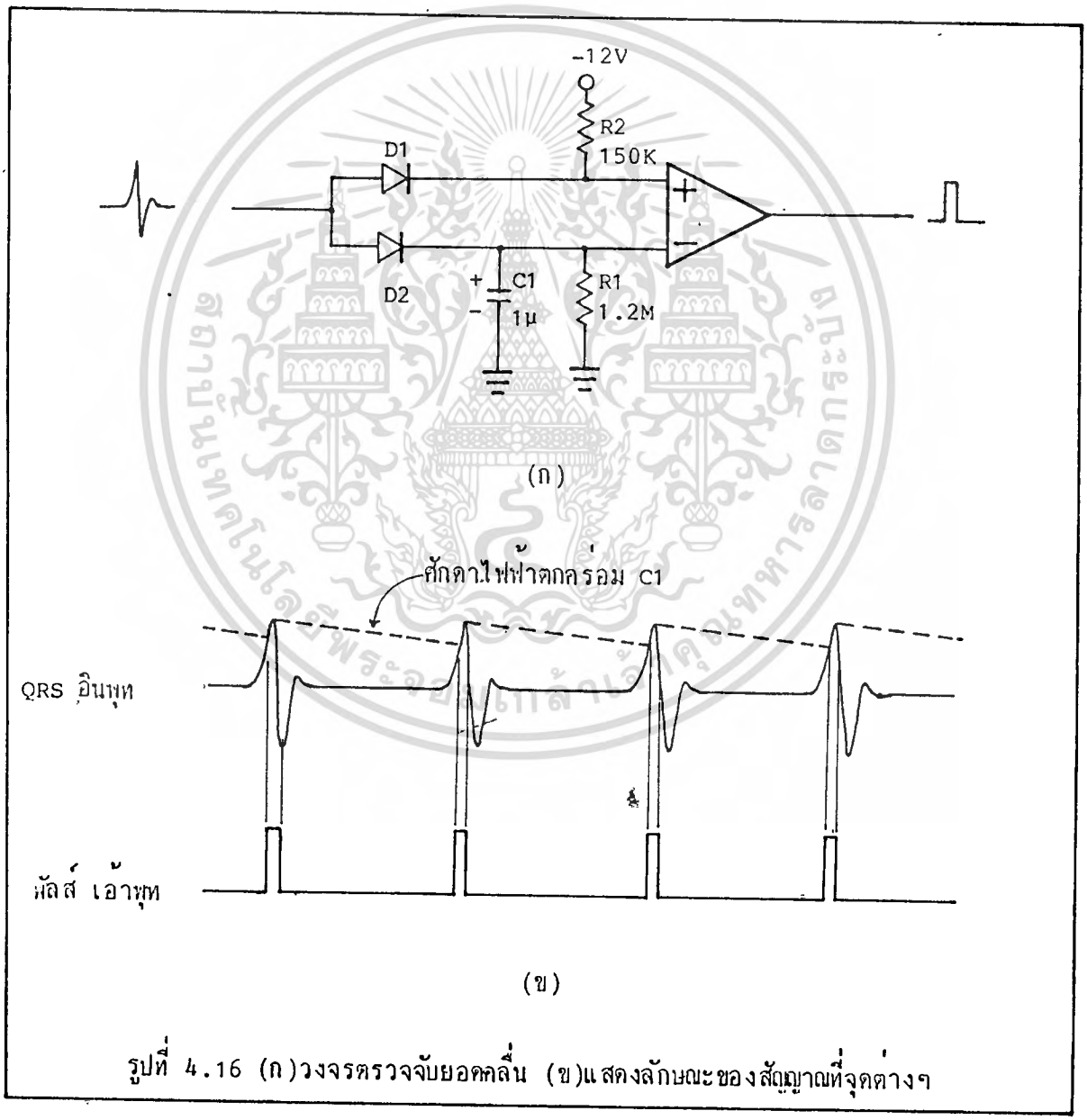


รูปที่ 4.15 วงจรแยกคลื่น QRS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรตรวจจับยอดคลื่น (Peak Detector)

ทำหน้าที่สร้างพัลส์จากการตรวจจับยอดคลื่น QRS วงจรดังแสดงในรูปที่ 4.16(ก) C1 ทำหน้าที่เก็บค่าศักดาไฟฟ้าของยอดคลื่น QRS R1 ทำหน้าที่คายประจุไฟฟ้าออกจาก C1 เพื่อให้ค่าศักดาไฟฟ้าลดลงทีละน้อย R2 ช่วยทำให้ขา + ของ IC1 เป็นลบในขณะที่ยังไม่มีคลื่น QRS ป้อนเข้ามา IC1 เป็นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ (comparator) และให้เอาพุทออกมาเป็นพัลส์ ลักษณะของคลื่นที่จุดต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 4.16(ข)

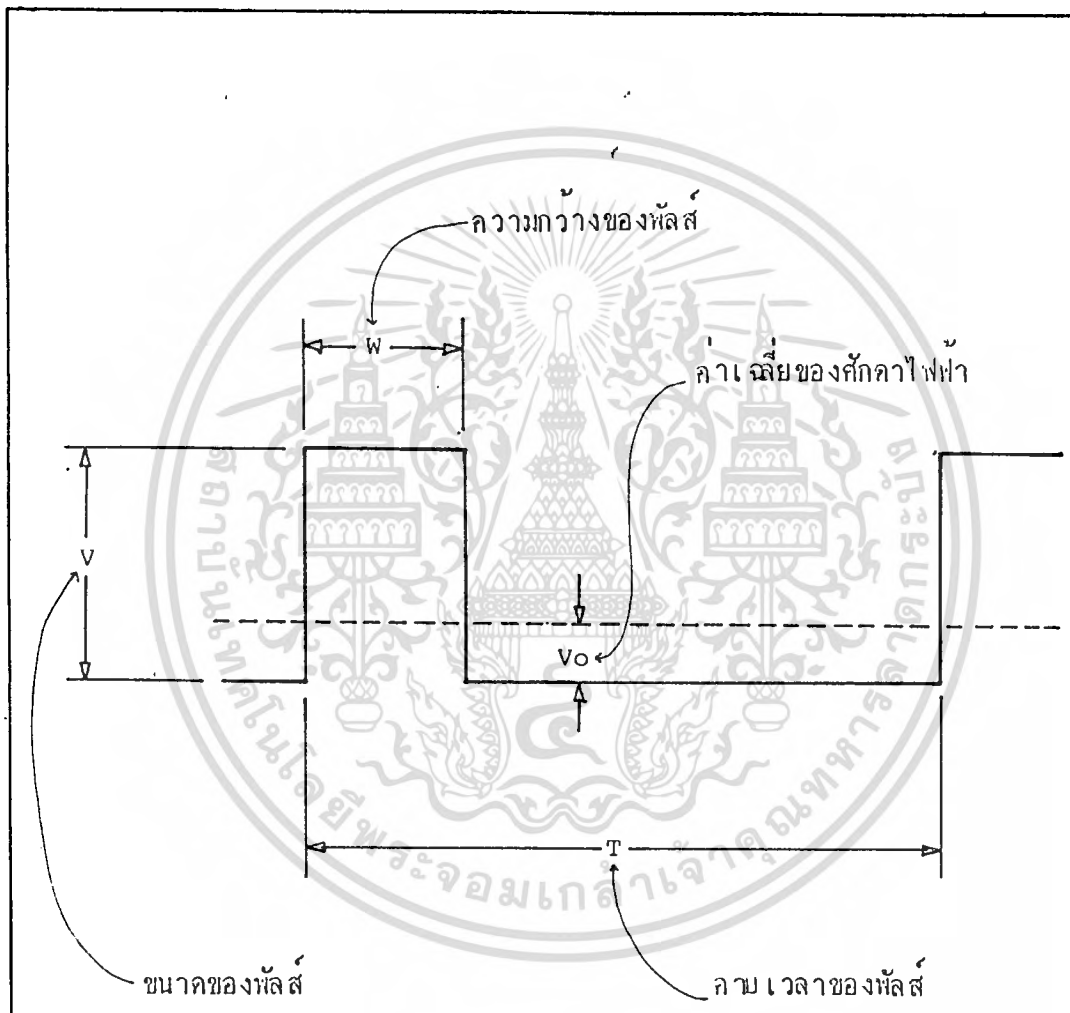


รูปที่ 4.16 (ก)วงจรตรวจจับยอดคลื่น (ข)แสดงลักษณะของสัญญาณที่จุดต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า (Frequency to Voltage Converter)

หลักการของการแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า ก็คือ การหาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้าใน 1 คาบเวลาของพัลส์ โดยกำหนดให้พัลส์มีความกว้างคงที่ ดังแสดงในรูปที่ 4.17 ซึ่งเราสามารถคำนวณหาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้าได้โดยการอินติเกรท (integration) ในช่วง 1 คาบเวลาของพัลส์



รูปที่ 4.17 แสดงหลักการแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากพัลส์เป็นคลื่นรูปสี่เหลี่ยมที่มีความสูงคงที่ ค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า Vo จึงหาได้จาก

$$Vo=VW/T$$

เมื่อ Vo = ค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า (โวลท์)

V = ขนาดความสูงของพัลส์ (โวลท์)

W = ขนาดความกว้างของพัลส์ (มิลลิวินาที)

T = คาบเวลาของพัลส์ (มิลลิวินาที)

เนื่องจาก V และ W มีค่าคงที่ ดังนั้น Vo จึงแปรผกผันกับ T ถ้ากำหนดให้ V = 10 โวลท์ และ W = 200 มิลลิวินาที เราสามารถหาค่าความสัมพันธ์ของ Vo กับอัตราการเต้นของหัวใจได้ดังตาราง 4.1

ความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจกับค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า Vo จากตารางที่ 4.1 มีลักษณะเป็นเส้นตรง ดังแสดงด้วยกราฟในรูปที่ 4.18

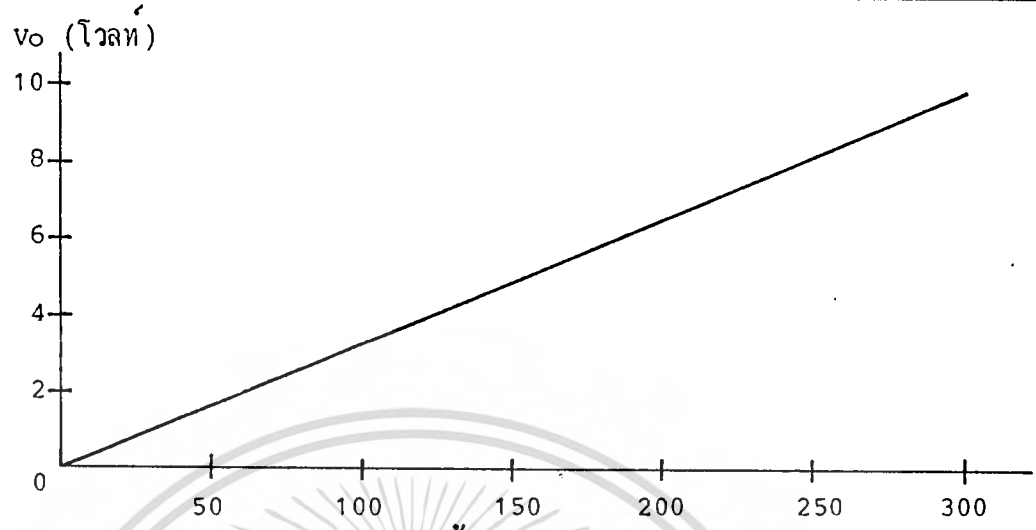
วงจรที่ใช้ในการแปลงค่าความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า ดังแสดงในรูปที่ 4.19 ประกอบด้วยโมโน-สเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ (monostable multivibrator) ซึ่งจะทำให้พัลส์มีความกว้างคงที่เท่ากับ 200 มิลลิวินาที วงจรบัฟเฟอร์ (buffer) ทำให้ขนาดของพัลส์มีค่าคงที่เท่ากับ 10 โวลท์ และวงจรอินติเกรเตอร์ (integrator) ใช้หาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า ที่เอ้าพุทของวงจรอินติเกรเตอร์จะมีวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้าที่ปรับค่าได้ เพื่อทำหน้าที่ปรับเสกลของค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และที่เอ้าพุทจะมีวงจรบัฟเฟอร์เพื่อป้องกันการโหลดจากภาคถัดไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

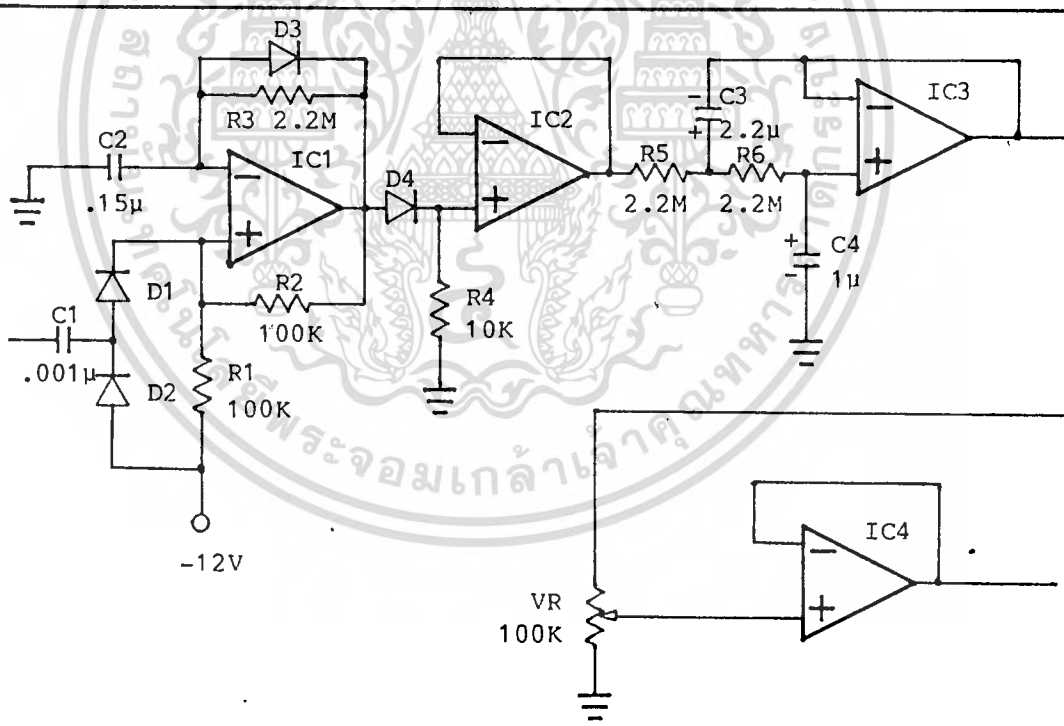
ตาราง 4.1

อัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที)	T (มิลลิวินาที)	Vo (โวลท์)
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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจ กับค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า

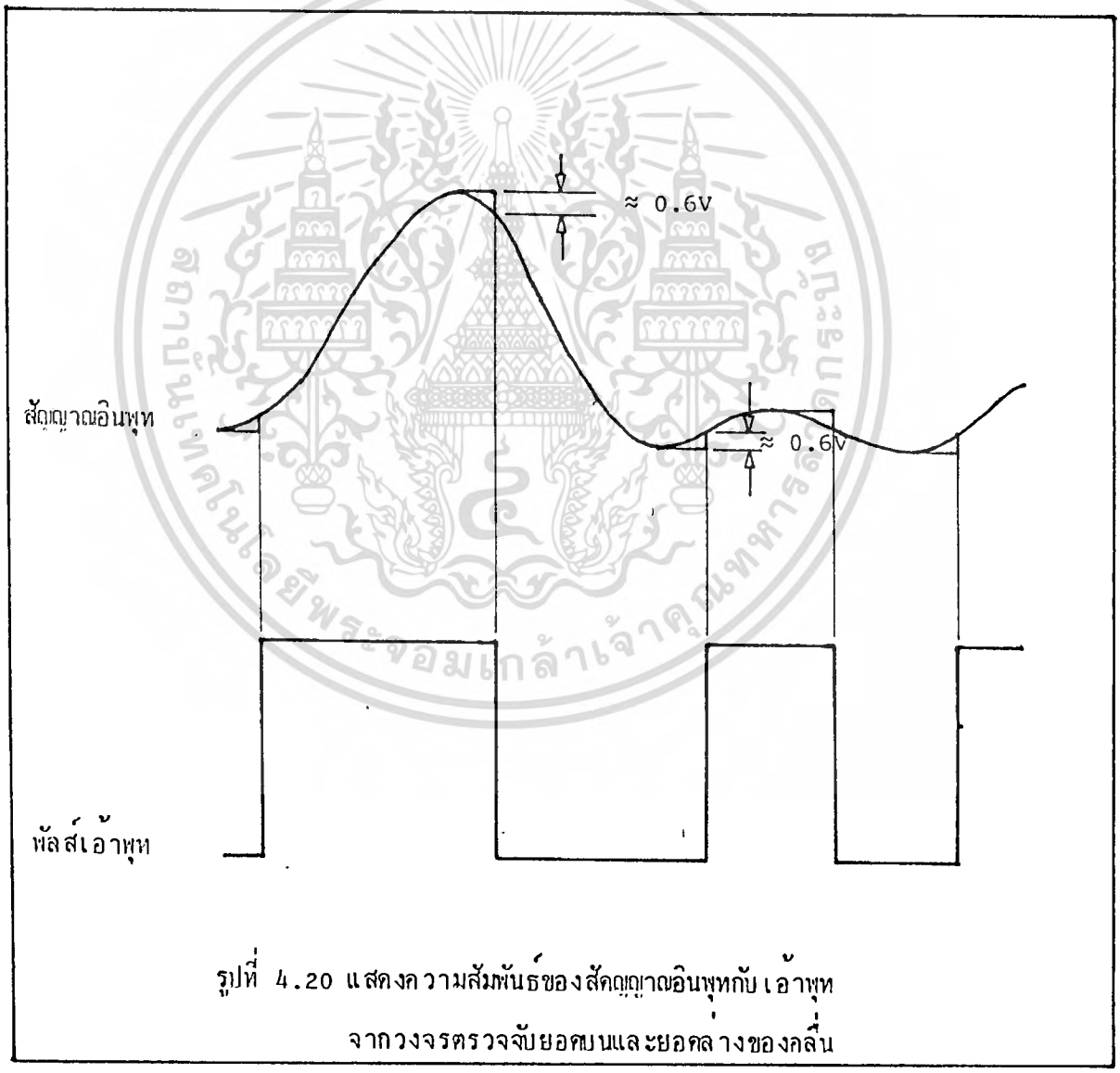


รูปที่ 4.19 วงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2.2 ส่วนที่แปลงคลื่นการหายใจเป็นอัตราการหายใจ

เนื่องจากคลื่นของการหายใจ มีคุณสมบัติที่แตกต่างจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ มีความถี่ต่ำกว่า ขนาดความสูงของคลื่นไม่แน่นอน และคาบเวลาระหว่างลูกคลื่นเปลี่ยนแปลงรวดเร็วไม่แน่นอน จึงไม่สามารถใช้หลักการแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่นแบบเดียวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ หลักการที่นำมาใช้คือ ในขั้นแรกจะต้องเปลี่ยนคลื่นของการหายใจให้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยม โดยใช้วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น (peak and valley detector) ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณอินพุทกับเอ้าพุทได้ดังรูปที่ 4.20



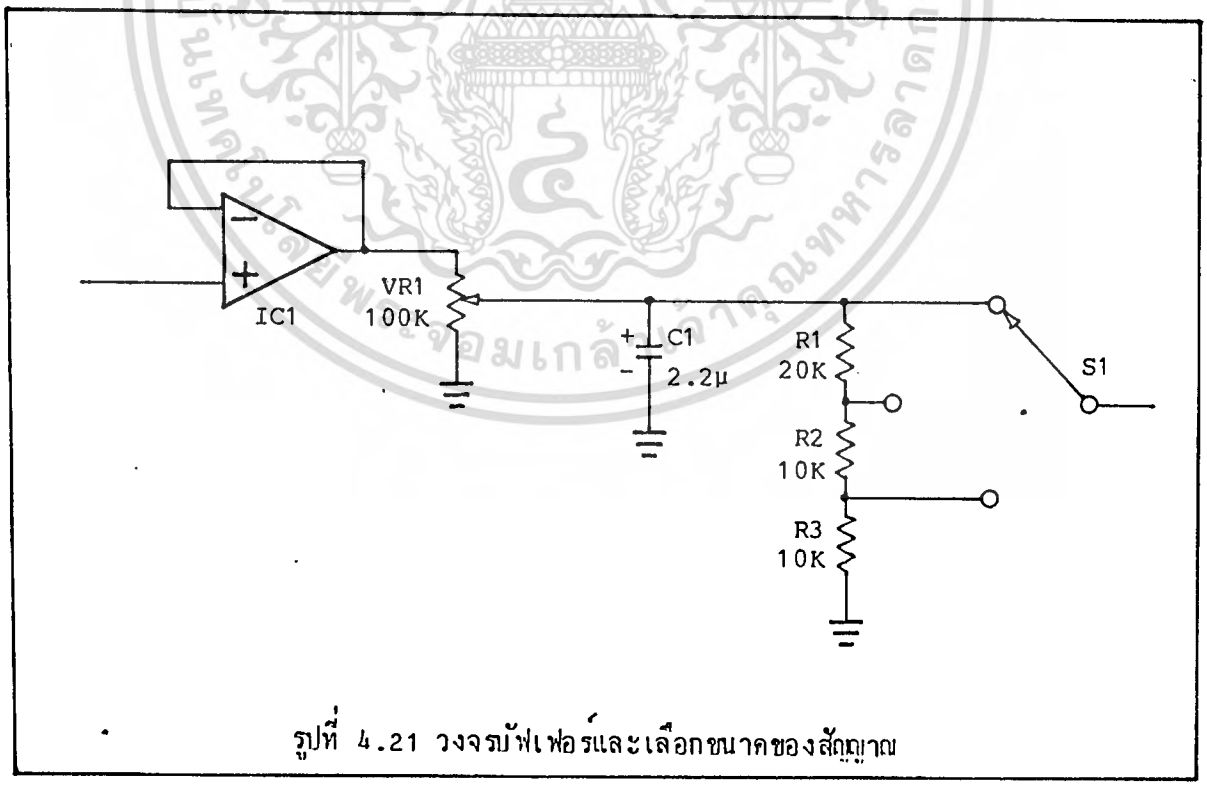
รูปที่ 4.20 แสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณอินพุทกับเอ้าพุท จากวงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอ้าพุทของวงจรจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อสัญญาณอินพุทขึ้นถึงยอด (ยอดบนหรือยอดล่างก็ได้) แล้วลดลงมาประมาณ 0.6 โวลท์ เมื่อได้สัญญาณเป็นพัลส์ ก็นำเข้าวงจรคูณความถี่ 2 เท่า แล้วเข้าวงจรนับ 30 วินาที หรือคูณซ้ำอีก 2 เท่าเพื่อนับ 15 วินาทีก็ได้ เอ้าพุทของวงจรนับป้อนเข้าวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก (digital to analog converter) จะได้ระดับของศักดาไฟฟ้าที่สัมพันธ์กับอัตราการหายใจ รายละเอียดของวงจรต่างๆในส่วนนี้มีดังนี้

วงจรบัฟเฟอร์และเลือกขนาดของสัญญาณ (Buffer and Size Selector)

ทำหน้าที่รับสัญญาณจากเอ้าพุทของ opto-isolator และปรับขนาดของคลื่นการหายใจที่จะแสดงบนจอภาพ แล้วป้อนเข้าวงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น วงจรแสดงในรูปที่ 4.21 IC1 เป็นวงจรบัฟเฟอร์ที่ไม่มีอัตราขยาย VR2 เป็นความต้านทานปรับค่าได้แบบเกือกม้าใช้ปรับขนาดของคลื่นอย่างละเอียด C1 ทำหน้าที่กรองความถี่ให้คลื่นที่เอ้าพุทมีความเรียบมากขึ้น R1,R2,R3 เป็นวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้าให้มีขนาดเป็น 1/2 และ 1/4 เท่า สวิทช์ S1 ทำหน้าที่เลือกขนาดของสัญญาณที่จะออกไปยังเอ้าพุท

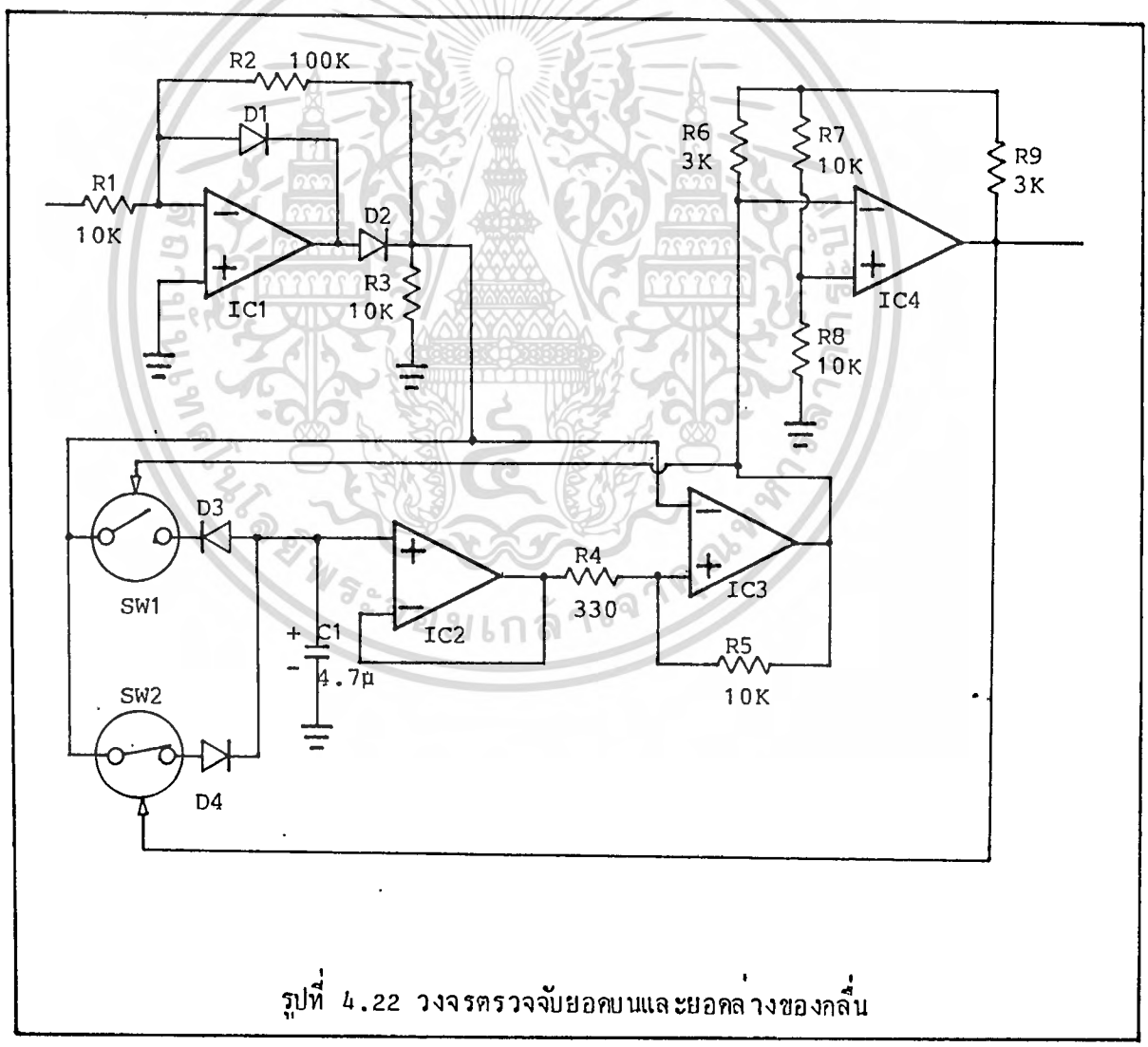


รูปที่ 4.21 วงจรบัฟเฟอร์และเลือกขนาดของสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น (Peak and Valley Detector)

รายละเอียดของวงจรแสดงในรูปที่ 4.22 วงจรในภาคอินพุทเป็นวงจรเร็คติไฟเออร์ (rectifier)ที่มีอัตราขยาย 10 เท่า เพื่อให้สัญญาณมีเฉพาะช่วงบวก เพราะว่าอนาล็อกสวิทช์ SW1 และ SW2 ให้สัญญาณเฉพาะที่เป็นบวกผ่าน เมื่อสวิทช์ SW1 ปิด วงจรจะตรวจจับยอดล่างของคลื่น และเมื่อ SW2 ปิด วงจรจะตรวจจับยอดบนของคลื่น C1 ทำหน้าที่เก็บค่ายอดสัญญาณเพื่อนำไปเปรียบเทียบกับสัญญาณอินพุทที่ผ่านเร็คติไฟเออร์มาแล้ว โดยผ่านทางบัฟเฟอร์ IC2 ส่วน IC3 เป็นวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้าให้เอาพุทออกมาเป็นพัลส์ IC4 เป็นวงจรกลับเฟสของพัลส์ สัญญาณที่ใช้ควบคุม SW1 และ SW2 ได้จากเอาพุทของ IC3 และ IC4 ตามลำดับ

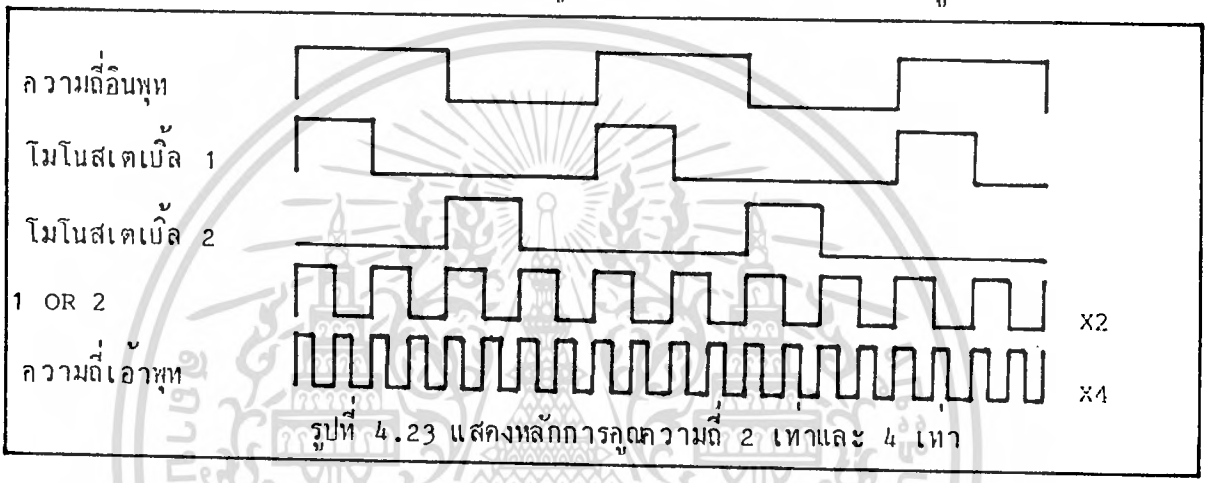


รูปที่ 4.22 วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น

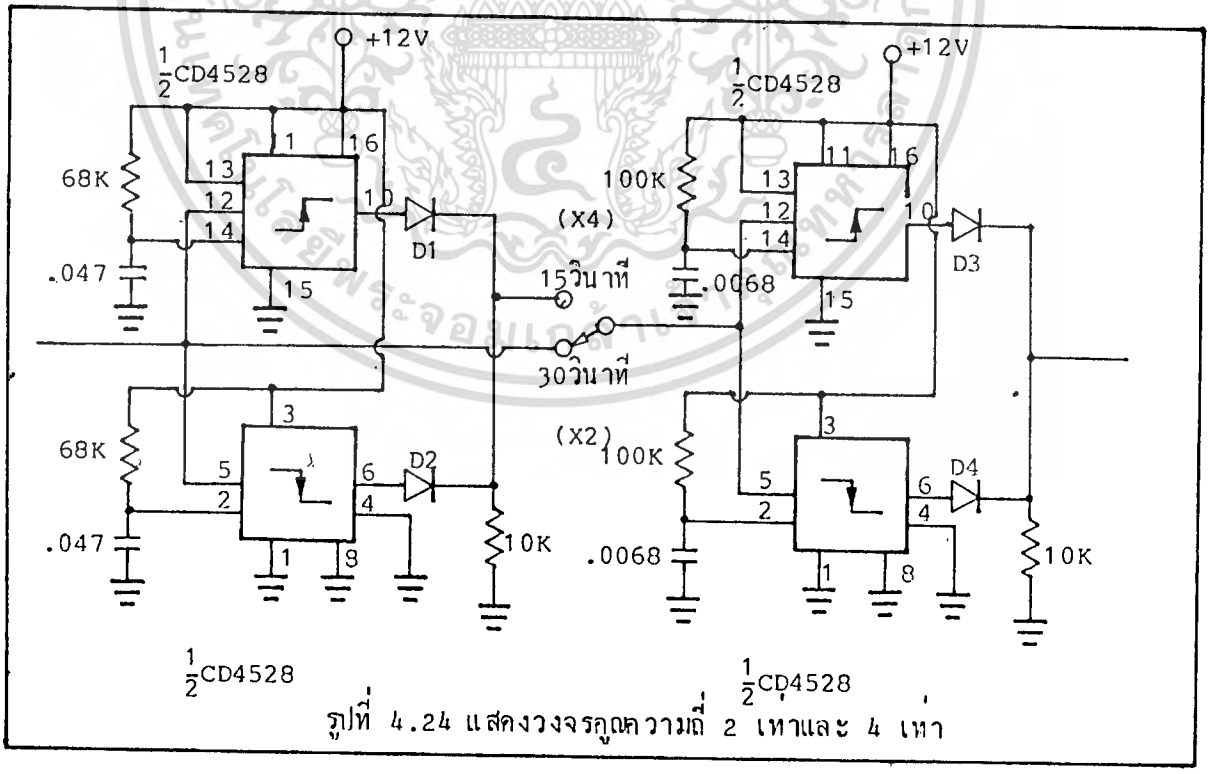
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรคูณความถี่ (Frequency Multiplier)

ในกรณีที่ต้องการใช้เวลาในการนับอัตราการหายใจ 15 วินาที จะต้องคูณความถี่ 4 เท่า แต่ในกรณีที่ต้องการนับ 30 วินาที ก็คูณความถี่เพียง 2 เท่า หลักการคูณความถี่ก็คือ ใช้วงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ 2 ตัว โดยตัวหนึ่งให้มีพัลส์เอ้าพุทเมื่ออินพุทเปลี่ยนจาก 0 เป็น 1 ส่วนอีกตัวหนึ่ง มีพัลส์เอ้าพุทเมื่ออินพุทเปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 แล้วนำสัญญาณเอ้าพุทที่ได้ทั้งสองมารวมกันแบบออร์เกท(OR gate) ดังรูปที่ 4.23 สำหรับวงจรคูณ 2 เท่าและ 4 เท่า แสดงในรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.23 แสดงหลักการคูณความถี่ 2 เท่าและ 4 เท่า

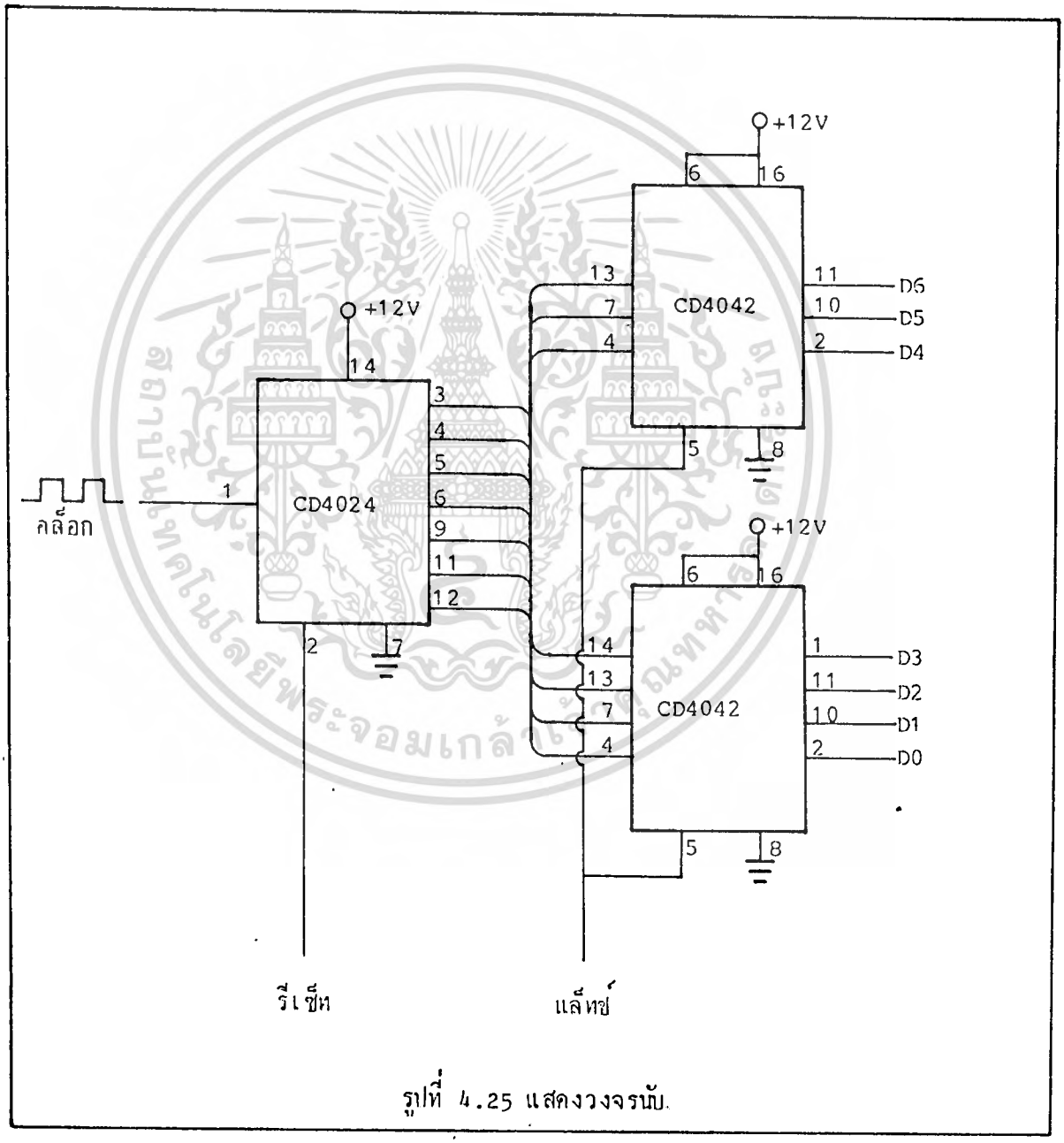


รูปที่ 4.24 แสดงวงจรคูณความถี่ 2 เท่าและ 4 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรนับ (Counter)

เมื่อได้พัลส์ของสัญญาณที่มีความถี่ 2 เท่าหรือ 4 เท่าของการหายใจแล้ว ก็สามารถป้อนเข้าวงจรนับได้ทันที โดยที่วงจรนับสามารถควบคุมเวลาในการนับได้เป็น 2 ค่า คือ 15 วินาทีหรือ 30 วินาที เอาพุทของวงจรนับเป็นรหัสแบบเลขฐานสอง(binary) ถูกป้อนให้กับวงจรแล็ทช์(latch) เพื่อเก็บค่าของอัตราการหายใจไว้ทุกๆ 15 วินาทีหรือ 30 วินาที วงจรแสดงในรูปที่ 4.25

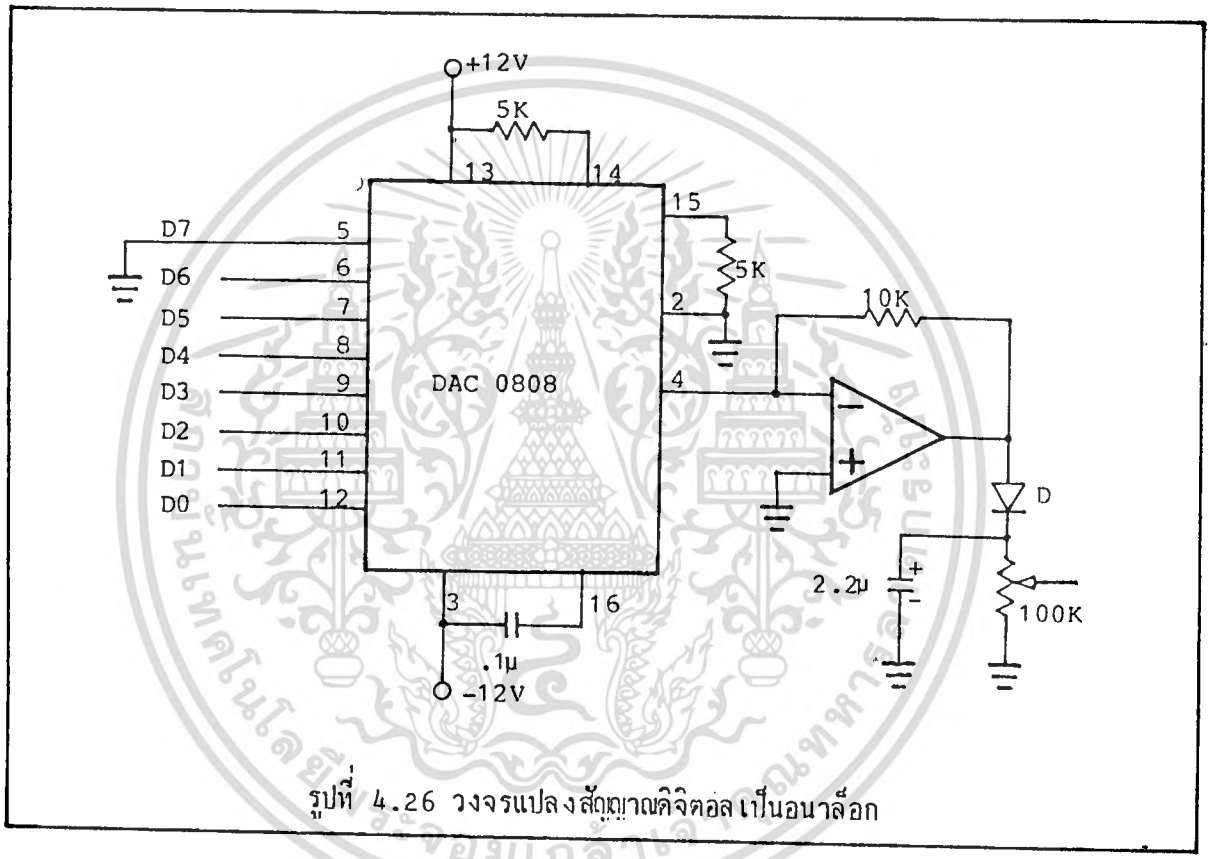


รูปที่ 4.25 แสดงวงจรนับ.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก (Digital to Analog Converter)

ทำหน้าที่แปลงค่าอัตราการหายใจซึ่งได้จากการนับเป็นเลขฐานสอง ให้เป็นระดับของศักดาไฟฟ้า วงจรแสดงในรูปที่ 4.26 ไดโอดและตัวเก็บประจุที่เอ้าพุท จะช่วยให้การเปลี่ยนแปลงของระดับศักดาไฟฟ้าไม่เป็นไปโดยกระทันหันเกินไป ความต้านทานปรับค่าได้ ทำหน้าที่ปรับสเกลของค่าอัตราการหายใจ



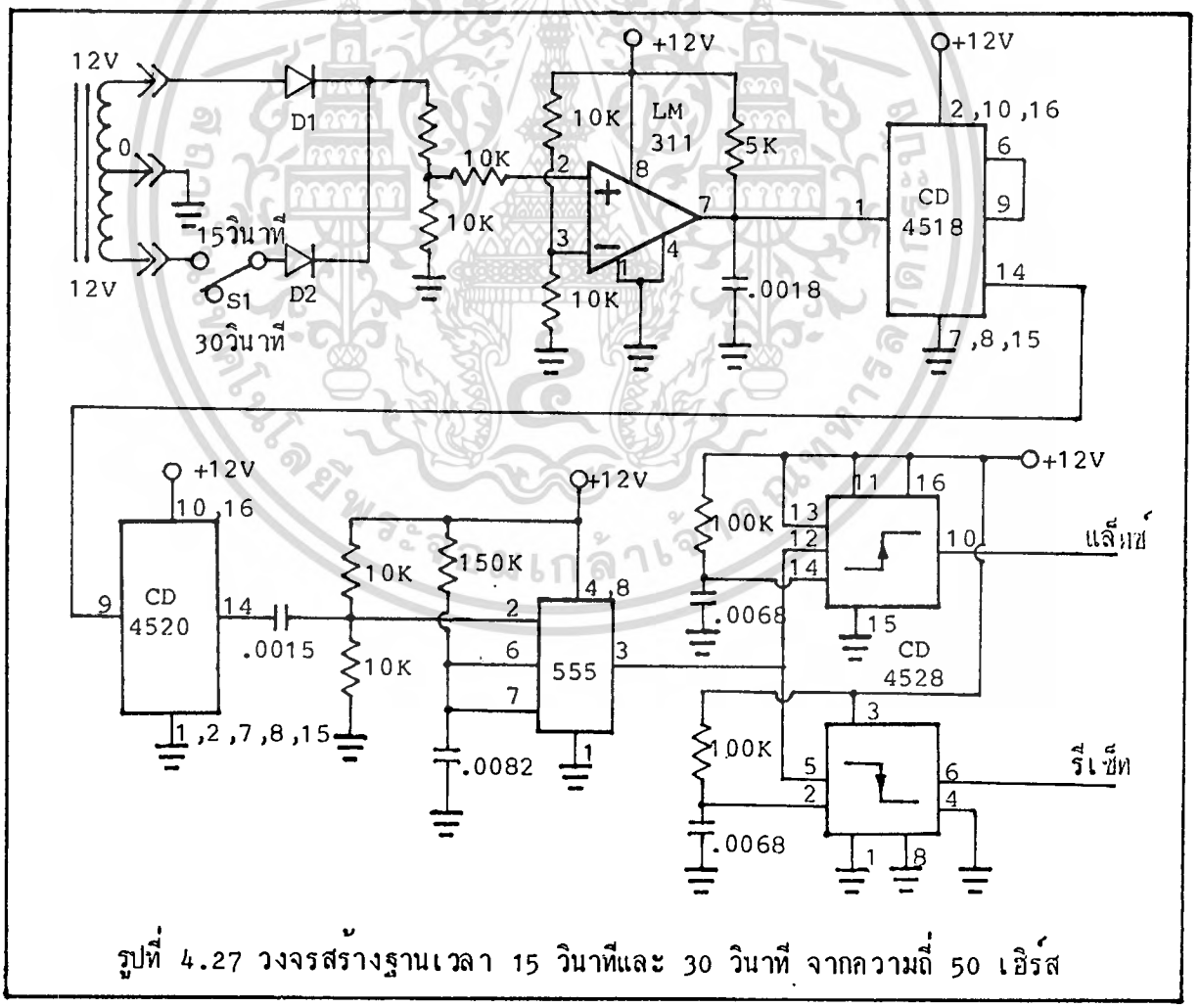
รูปที่ 4.26 วงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก

วงจรสร้างฐานเวลา (Timebase Generator)

ทำหน้าที่สร้างฐานเวลาที่ใช้ในการนับ โดยมีฐานเวลา 2 ค่า คือ 15 วินาทีและ 30 วินาที ซึ่งสามารถเลือกได้ หลักการก็คือ การเอาความถี่ 50 เฮิร์สมาหารความถี่ เพื่อให้ได้พัลส์ที่มีคาบเวลาตามต้องการ วงจรอยู่ในรูปที่ 4.27 สวิทช์ S1 ทำหน้าที่เลือกว่าจะให้สร้างฐานเวลา 15 วินาทีหรือ 30 วินาที ถ้าเป็น 15 วินาที วงจรจะอยู่ในรูปของเร็กติไฟเออร์แบบเต็มคลื่น ซึ่งจะได้ความถี่เป็น 2 เท่าคือ 100 เฮิร์ส แต่ถ้าเป็น 30 วินาที ก็จะเป็นวงจรเร็กติไฟเออร์แบบครึ่งคลื่นจะ

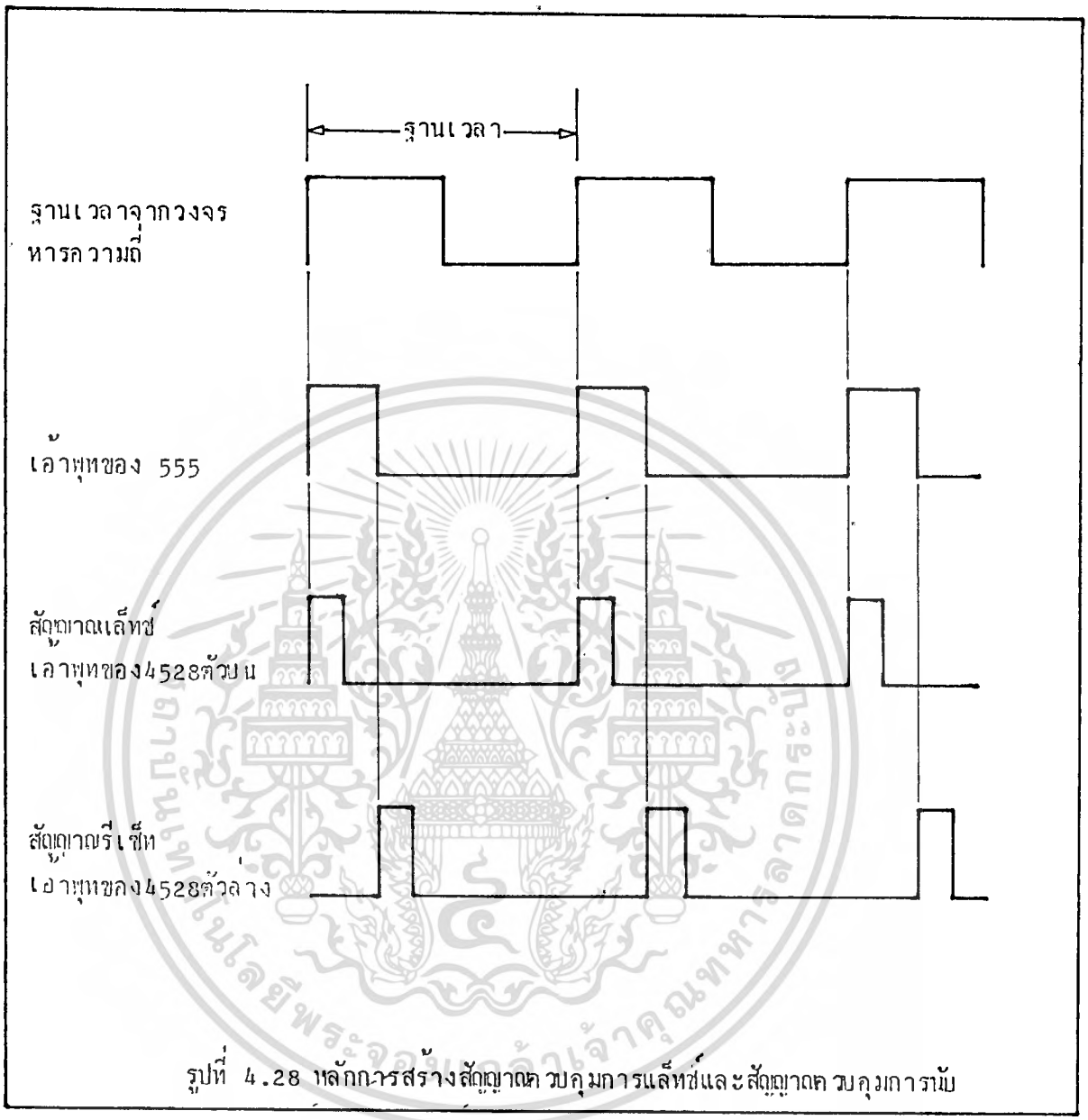
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ความถี่ 50 เฮิร์ส ความถี่ที่ได้ จะต้องถูกทำให้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยมโดย IC1 ซึ่งเป็นวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้า หลังจากนั้น ทำการหารความถี่ที่มีคาบเวลา 15 วินาทีหรือ 30 วินาที โดย IC2 หาร 100 และ IC3 หาร 15 เนื่องจากฐานเวลาที่ใช้จะต้องใช้ควบคุมการนับของวงจรนับ กับควบคุมการแล็ทช์ของข้อมูล ซึ่งจะต้องให้สัญญาณควบคุมการแล็ทช์เกิดขึ้นก่อนสัญญาณควบคุมการนับ จึงต้องสร้างสัญญาณ 2 สัญญาณที่มีลักษณะดังกล่าว โดยหลักการดังแสดงในรูปที่ 4.28 โดยนำสัญญาณฐานเวลาที่ได้จากวงจรหารความถี่ป้อนให้กับโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ เพื่อให้ได้พัลส์เอ้าพุทที่มีความกว้างน้อยลง แล้วนำสัญญาณที่ได้ป้อนให้กับโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์อีก 2 ตัวซึ่งขนานกัน โดยตัวหนึ่งจะให้เอ้าพุทที่ขอบขึ้นของสัญญาณอินพุท ได้เป็นสัญญาณควบคุมแล็ทช์ ส่วนอีกตัวหนึ่งให้เอ้าพุทที่ขอบลงของสัญญาณอินพุท ได้เป็นสัญญาณควบคุมวงจรนับ



รูปที่ 4.27 วงจรสร้างฐานเวลา 15 วินาทีและ 30 วินาที จากความถี่ 50 เฮิร์ส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

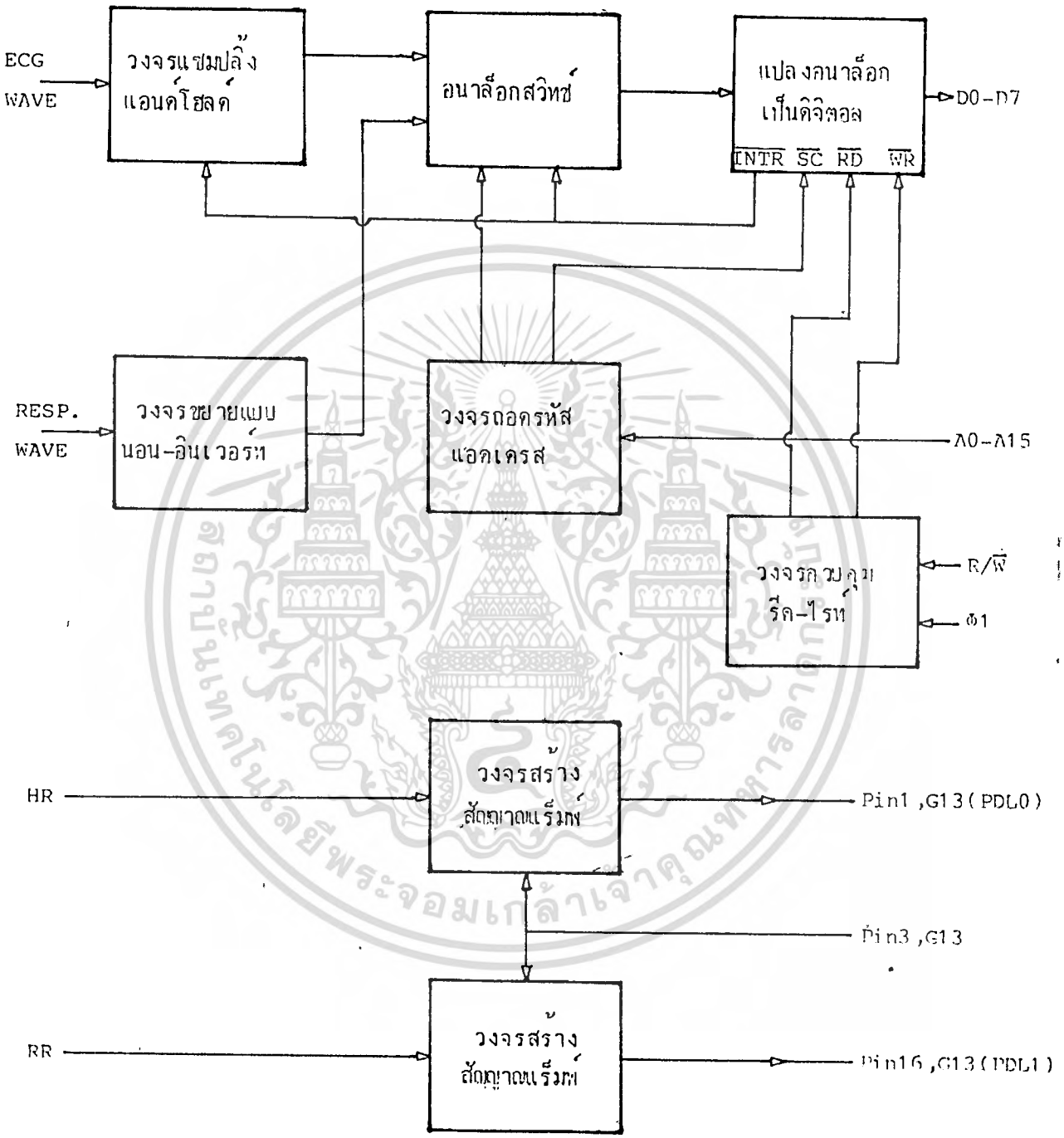


รูปที่ 4.28 หลักการสร้างสัญญาณควบคุมการแล็ทช์และสัญญาณควบคุมการรีเซ็ท

4.2.3 ภาควงจรอินเทอร์เฟส (Interface Circuit)

ในภาคนี้ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังแสดงในรูปที่ 4.29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

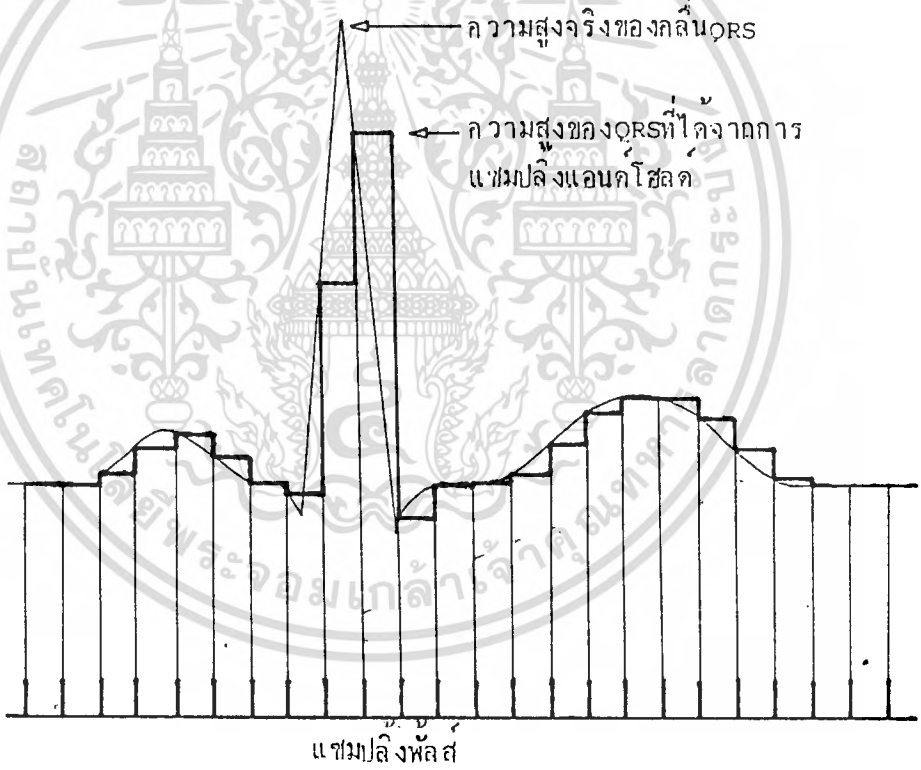


รูปที่ 4.29 ภาควงจรอินเตอร์เฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

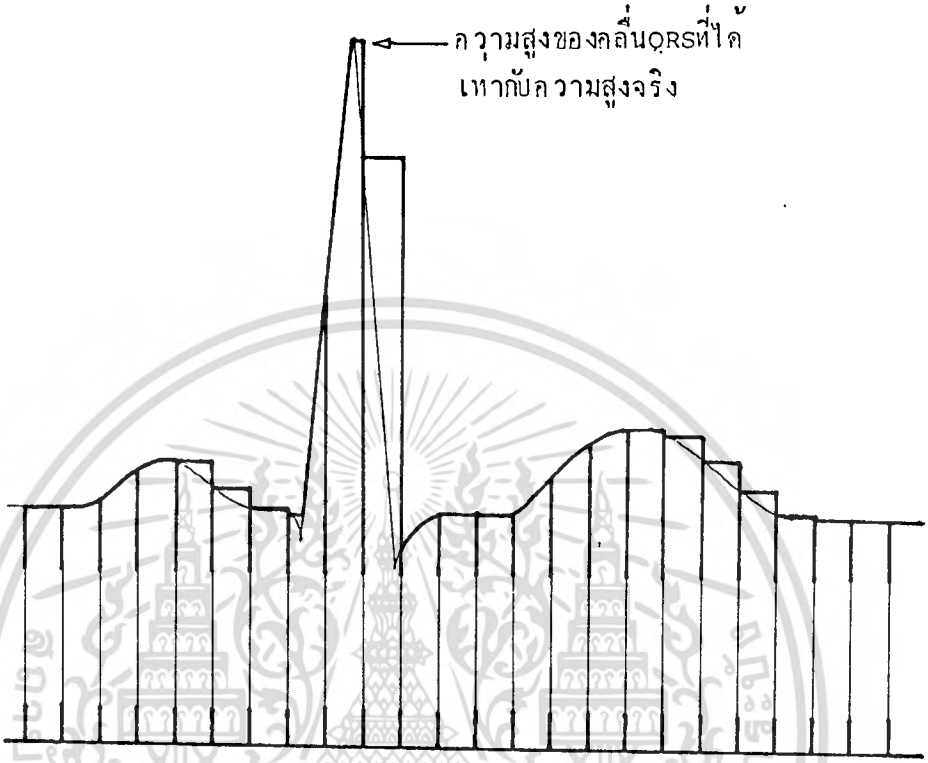
วงจรแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ (Sampling and Hold Circuit)

ถึงแม้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีความถี่ต่ำ แต่เนื่องจากรูปร่างของคลื่นแตกต่างจากคลื่นทั่วๆไป คือประกอบด้วยคลื่นย่อยๆ 3 ลูก คือ P,QRS และ T ดังแสดงในบทที่ 1 และในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรายละเอียดที่สำคัญอย่างหนึ่งที่ต้องการคือ ความสูงของคลื่น QRS เนื่องจากคลื่น QRS มียอดแหลม ดังนั้น การใช้วงจรแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ธรรมดา อาจจะไม่สามารถเก็บเอายอดคลื่นของ QRS ได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.30 ในกรณีนี้จะต้องใช้วงจรประเภท พีคโฮลด์ (peak hold) ซึ่งจะได้รูปคลื่นดังแสดงในรูปที่ 4.31 และวงจรแสดงในรูปที่ 4.32



รูปที่ 4.30 แสดงคลื่นที่ได้จากการแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ของวงจรทั่วไป
จะได้ยอดคลื่น QRS ต่ำกว่าที่เป็นจริง

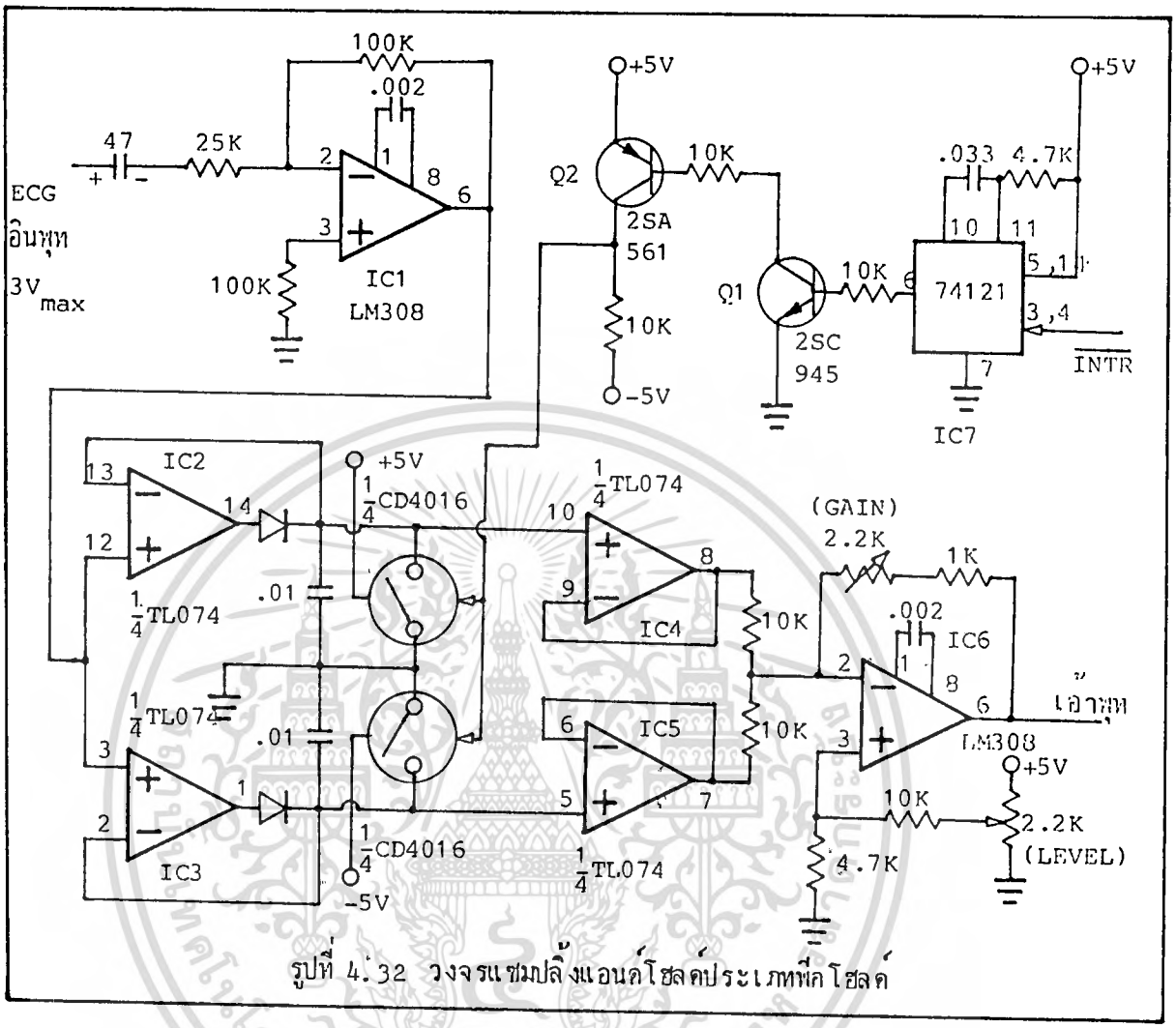
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.31 แสดงรูปคลื่นที่ได้จากวงจรแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ประเภทพีคโฮลด์
จะได้ยอดคลื่นของ QRS สูงเท่าความจริง

IC1 เป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ท(inverting amplifier)ที่มีอัตราขยาย 4 เท่า และมีตัวเก็บประจุที่อินพุทเพื่อให้สัญญาณกระแสสลับผ่านเท่านั้น IC2 และ IC4 เป็นส่วนของวงจรแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ของคลื่นในช่วงบวก IC3 และ IC5 เป็นส่วนของวงจรแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ของคลื่นช่วงลบ IC6 เป็นวงจรรวมสัญญาณของคลื่นช่วงบวกและลบ โดยมี VR ทำหน้าที่ปรับระดับศักดาไฟตรง(dc level) IC7 เป็นวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ ซึ่งรับสัญญาณควบคุมมาจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล ทรานซิสเตอร์ Q1 และ Q2 เพื่อควบคุมอนาล็อกสวิทช์ในวงจรแซมปลิ้งแลนด์โฮลด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

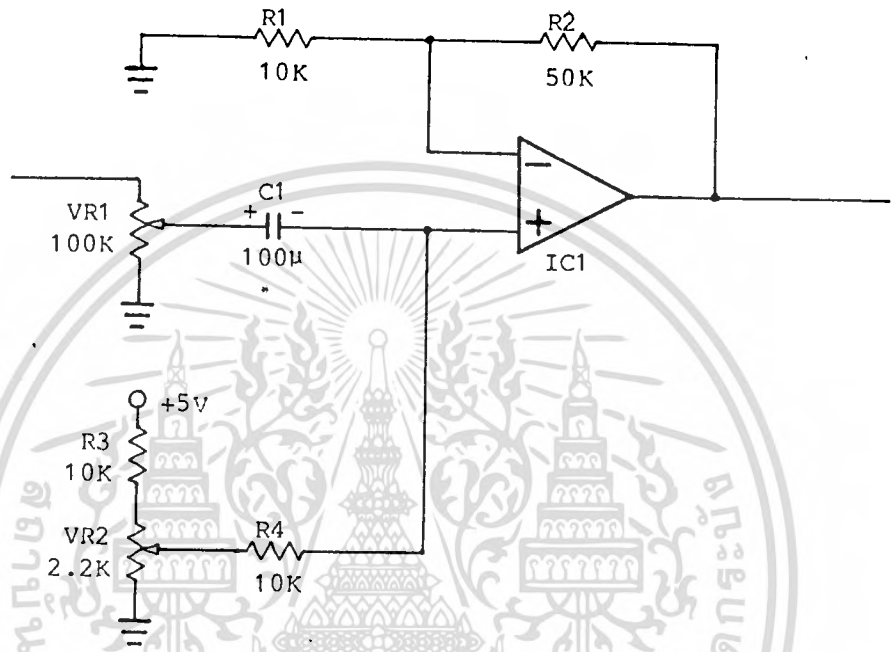


รูปที่ 4.32 วงจรแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ประเภทพีคโฮลด์

วงจรขยายแบบ นอน-อินเวอร์ท (Non-inverting Amplifier)

คลื่นของการหายใจมีความถี่ต่ำและรูปร่างไม่ผิดไปจากคลื่นทั่วไปมากนัก นอกจากนั้นในการแสดงบนจอภาพ ก็เพื่อแสดงให้เห็นการหายใจเท่านั้น โดยไม่ต้องการรายละเอียดของความสูง จึงไม่จำเป็นต้องใช้วงจรแซมปลิ้งแอนด์โฮลด์ ดังนั้น จึงใช้เพียงวงจรขยายแบบ นอน-อินเวอร์ท ขยายสัญญาณให้มีขนาดพอเหมาะเท่านั้น วงจรแสดงในรูปที่ 4.33 VR1 เป็นวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้าปรับค่าได้ เพื่อให้ได้ขนาดของสัญญาณพอเหมาะ C1 ทำหน้าที่กั้นไฟกระแสตรง เพื่อให้คลื่นกระแสสลับผ่านได้เท่านั้น VR2, R3, R4 เป็นวงจรปรับระดับของศักดาไฟตรงที่เอาพุท อัตราขยายของวงจรเท่ากับ R2/R1=50K/10K=5 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

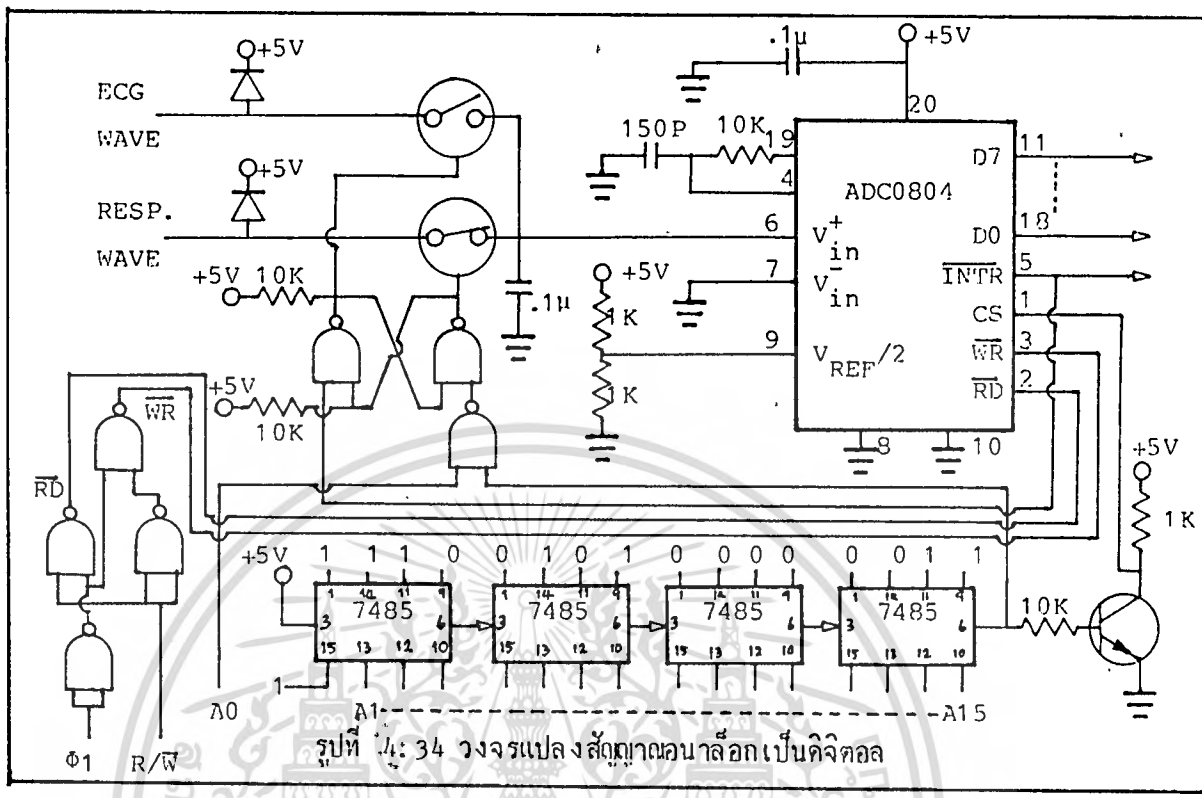


รูปที่ 4.33 วงจรขยายแบบ นอน-อินเวอร์ท

วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter)

วงจรแสดงในรูปที่ 4.34 ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้คือ วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลชนิด 1 แชนเนล ซึ่งได้รับสัญญาณควบคุมรีด(read)ไรท์(write)จากไมโครคอมพิวเตอร์ โดยผ่านทางวงจรควบคุมการรีดไรท์ และได้รับสัญญาณควบคุมการเริ่มทำงาน(CS) จากวงจรแปลงรหัสแอดเดรส วงจรเลือกสัญญาณอินพุท ทำหน้าที่เลือกคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือคลื่นการหายใจ เพื่อทำการแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอล โดยใช้สัญญาณจากวงจรถอดรหัสแอดเดรส และวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลทำหน้าที่ควบคุมอนาล็อกสวิทช์ 2 ตัว โดยผ่านทางวงจรฟลิปฟลอป(flip flop)

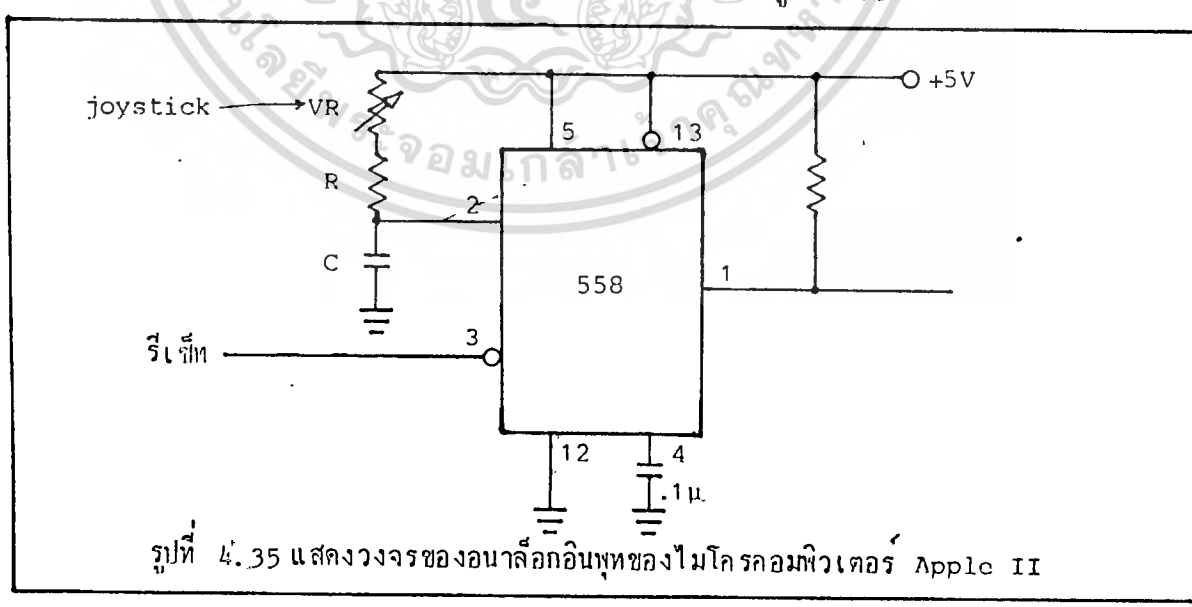
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.34 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล

วงจรสร้างสัญญาณเร็มพ์ (Ramp Generator)

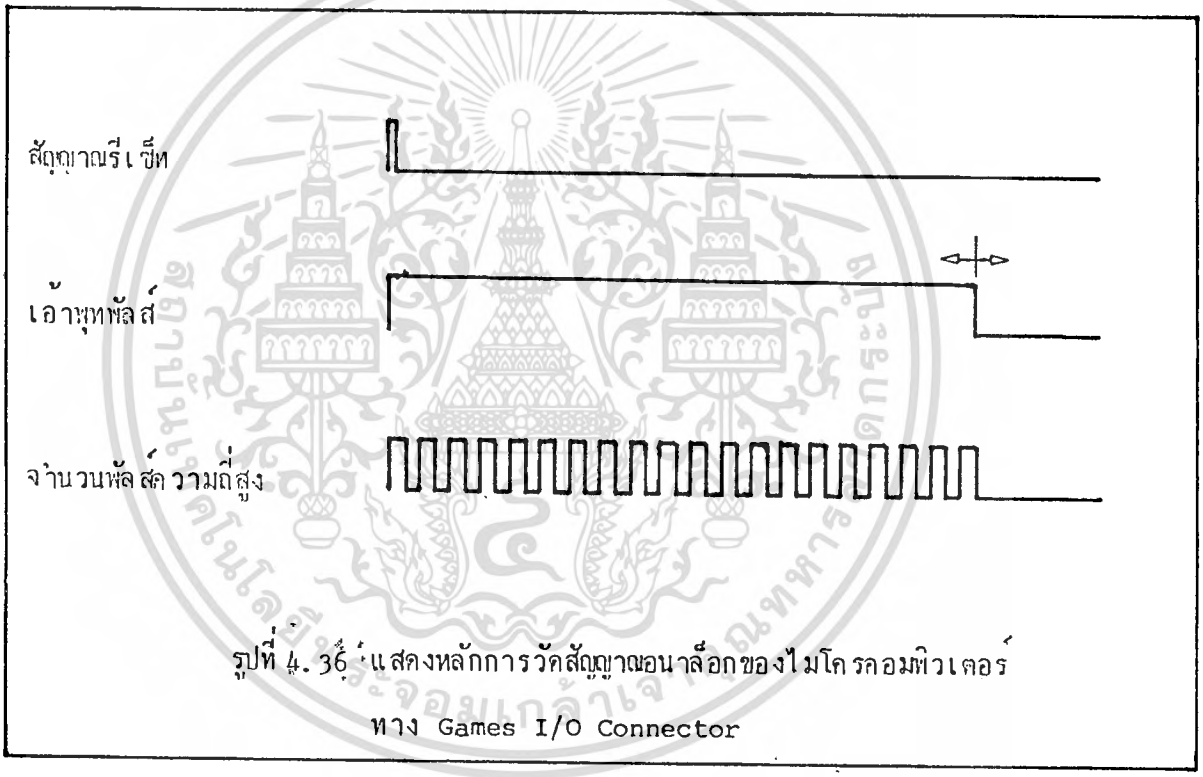
โดยปกติอนาล็อกอินพุทของ Games I/O Connector ใช้ต่อกับ Joystick ซึ่งภายในประกอบด้วยความต้านทานปรับค่าได้ และวงจรในส่วนนี้มีลักษณะดังรูปที่ 4.35



รูปที่ 4.35 แสดงวงจรของอนาล็อกอินพุทของไมโครคอมพิวเตอร์ Apple II

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

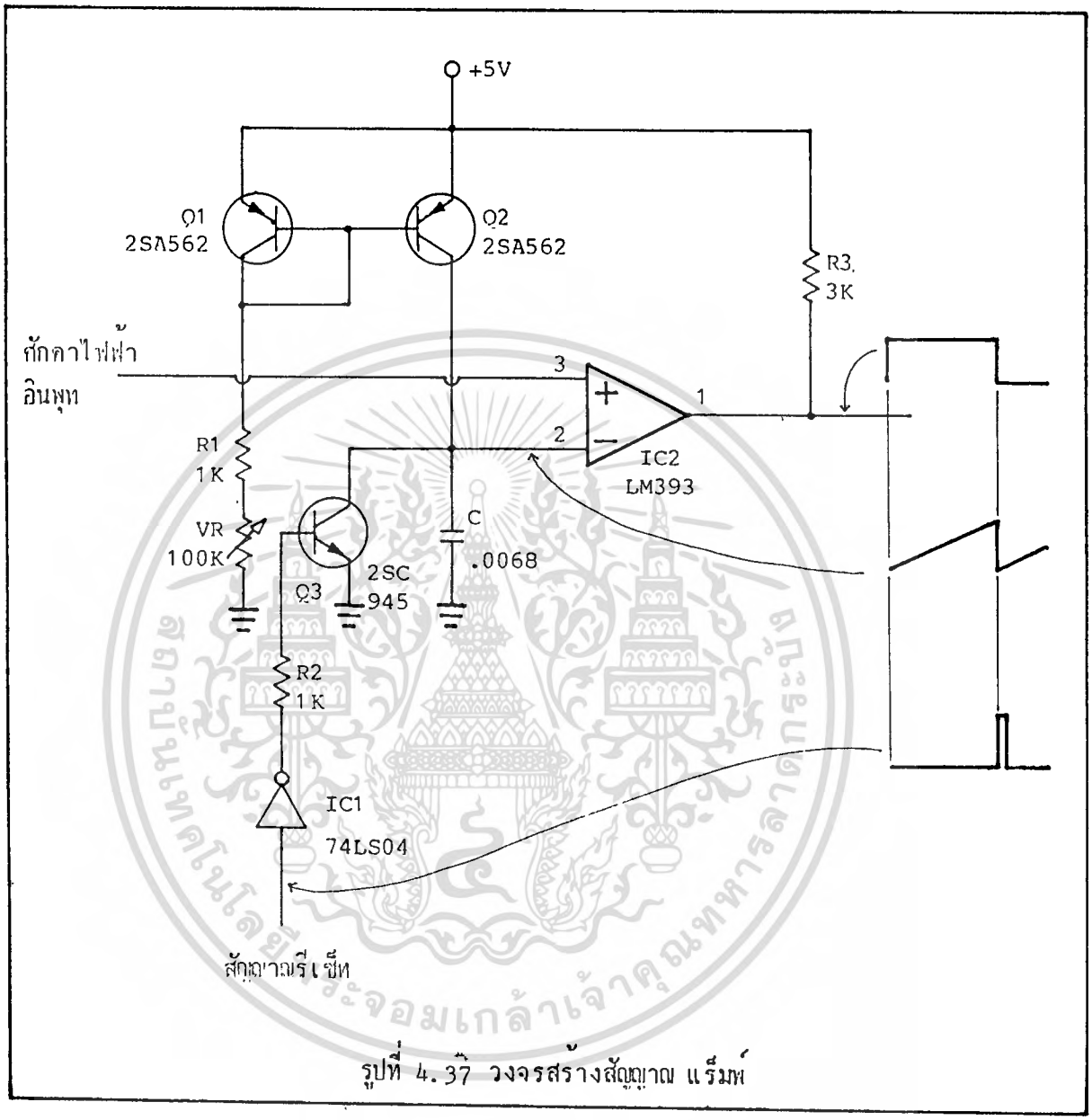
หลักการของวงจรนี้ก็คือ เป็นวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ ที่สามารถเปลี่ยนค่าความกว้างของพัลส์เอ้าพุทได้ โดยการเปลี่ยนค่าความต้านทานหรือตัวเก็บประจุที่อินพุท โมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบร-เตอร์จะเริ่มให้พัลส์เอ้าพุทออกมาเมื่อมีสัญญาณควบคุมจากไมโครโปรเซสเซอร์ มาที่ขารีเซ็ท และในช่วงเวลาของพัลส์ ไมโครโปรเซสเซอร์จะเริ่มปล่อยพัลส์ความถี่สูงออกมาและนับจำนวนพัลส์เหล่านั้น ถ้าพัลส์ของโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์มีความกว้างมาก จำนวนพัลส์ความถี่สูงที่นับได้จะมีค่ามาก และถ้าพัลส์ของโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์แคบ ก็จะนับจำนวนพัลส์ความถี่สูงได้น้อย ดังแสดงในรูปที่ 4.36



รูปที่ 4.36 แสดงหลักการวัดสัญญาณอนาล็อกของไมโครคอมพิวเตอร์ทาง Games I/O Connector

แต่เนื่องจาก ความกว้างของพัลส์เอ้าพุทของโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ถูกควบคุมโดย ศักดาไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวเก็บประจุ C ซึ่งมีอัตราความเร็วในการเพิ่มขึ้นไม่เป็นเชิงเส้นตรง (nonlinear) จึงทำให้การนับที่ค่าต่างๆได้ไม่ถูกต้อง การแก้ปัญหาทำได้โดยการจ่ายกระแสคงที่ให้กับตัวเก็บประจุ C ในการนี้ จะทำให้การเพิ่มขึ้นของศักดาไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวเก็บประจุ C เป็นเชิงเส้นตรง ลักษณะของวงจรแสดงในรูปที่ 4.37

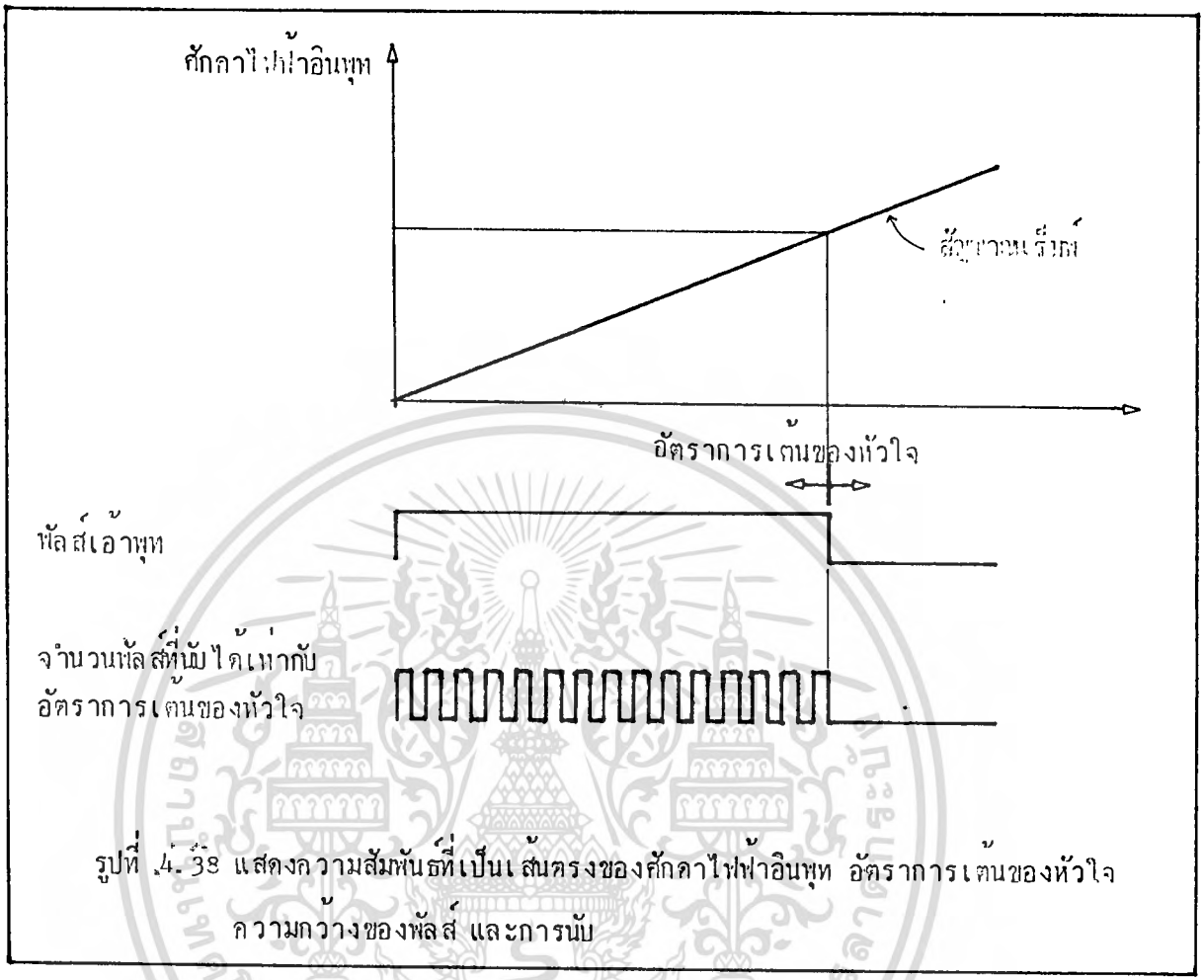
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.37 วงจรสร้างสัญญาณ แร็มพ์

Q1,Q2,R1 และ VR เป็นวงจรจ่ายกระแสคงที่ให้แก่ C โดยสามารถปรับค่าของกระแสได้ด้วย VR Q3 ทำหน้าที่เป็นสวิทช์สำหรับคายประจุออกจาก C โดยการควบคุมจากไมโครคอมพิวเตอร์ผ่านทาง IC1 และ R2 IC2 ทำหน้าที่เป็นตัวเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้าอินพุทกับสัญญาณแร็มพ์ที่ตกร่อม C ความสัมพันธ์ของศักดาไฟฟ้าอินพุท อัตราการเต้นของหัวใจ (หรืออัตราการหายใจ) ความกว้างของพัลส์ และการมัด แสดงในรูปที่ 4.38.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

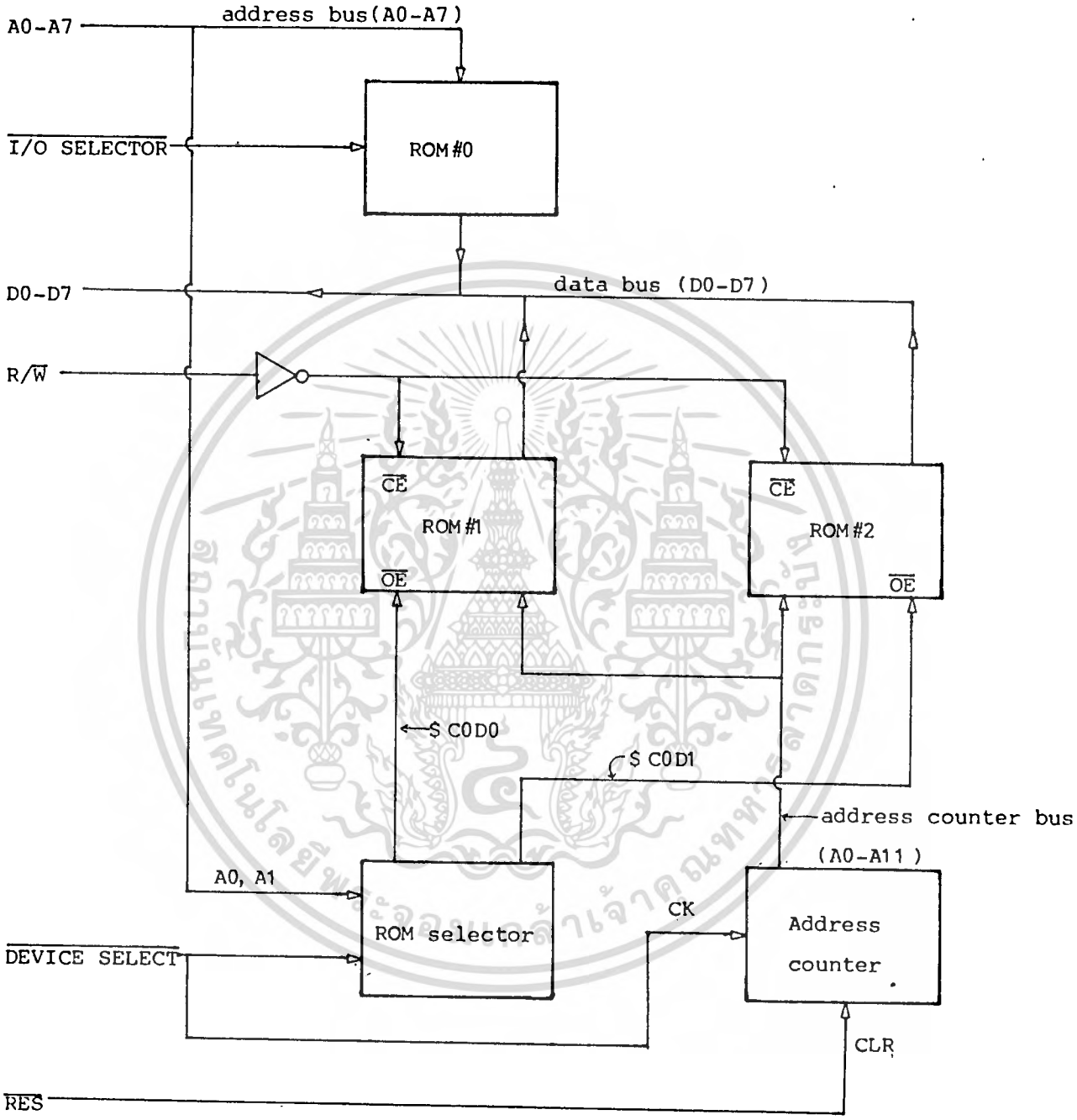


รูปที่ 4.38 แสดงความสัมพันธ์ที่เป็นเส้นตรงของศักดาไฟฟ้าอินพุท อัตราการเต้นของหัวใจ ความกว้างของพัลส์ และการนับ

4.2.4 แผ่นเก็บโปรแกรม (Program Save Card)

ส่วนประกอบต่างๆแสดงในรูปที่ 4.39 ROM#0 ทำหน้าที่เก็บโปรแกรมคำสั่งที่ใช้ในการย้ายข้อมูลจาก ROM#1 และ ROM#2 เข้าไปในหน่วยความจำที่เตรียมไว้ในไมโครคอมพิวเตอร์ ROM#1 และ ROM#2 เป็นที่เก็บโปรแกรมการทำงานทั้งหมดของระบบไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ซึ่งมีทั้งโปรแกรมภาษาเบสิคและโปรแกรมภาษาเครื่อง ROM selector ทำหน้าที่จัดลำดับในการย้ายข้อมูลเข้าไปในไมโครคอมพิวเตอร์ โดยจะให้ข้อมูลใน ROM#1 เข้าไปจนหมดก่อน แล้วจึงให้ข้อมูลใน ROM#2 เข้าไป Address Counter ทำหน้าที่นับแอดเดรสของ ROM#1 และ ROM#2 เรียงตามลำดับตั้งแต่ 0 จบครบทุกแอดเดรส เพื่อให้การย้ายข้อมูลเป็นไปตามลำดับ สัญญาณควบคุมต่างๆได้มาจากไมโครคอมพิวเตอร์ทางช่องเสียบ (slot)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

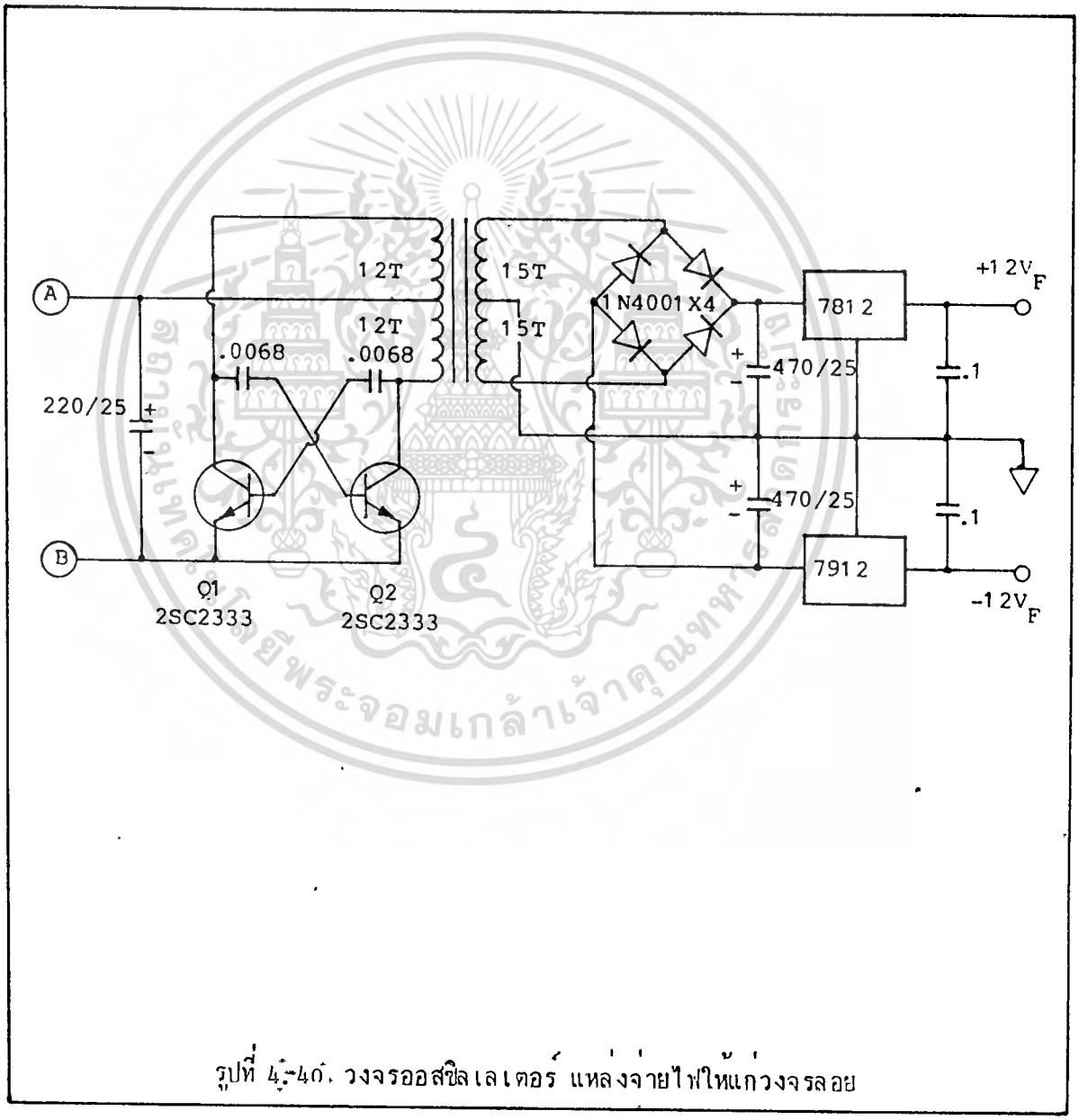


รูปที่ 4. 39 แสดงส่วนประกอบต่างๆในแผ่นเก็บโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.5 วงจรออสซิลเลเตอร์ (Oscillator)

วงจรแสดงในรูปที่ 4-40 Q1 และ Q2 เป็นออสซิลเลเตอร์แบบพุชพูล (push-pull oscillator) ชนิดหม้อแปลงความถี่สูง ให้คลื่นเป็นรูปสี่เหลี่ยม ความถี่ประมาณ 30 กิโลเฮิร์ส ทางด้านขดทุติยภูมิของหม้อแปลงมีวงจรเร็คติไฟเออร์แบบบริดจ์ (bridge rectifier) และเร็กกูเลเตอร์ (regulater) เพื่อแปลงเป็นศักดาไฟฟ้าตรงจ่ายให้แก่วงจรลอย ศักดาไฟฟ้าเอาพุทที่ได้มีค่า +12 โวลท์และ -12 โวลท์

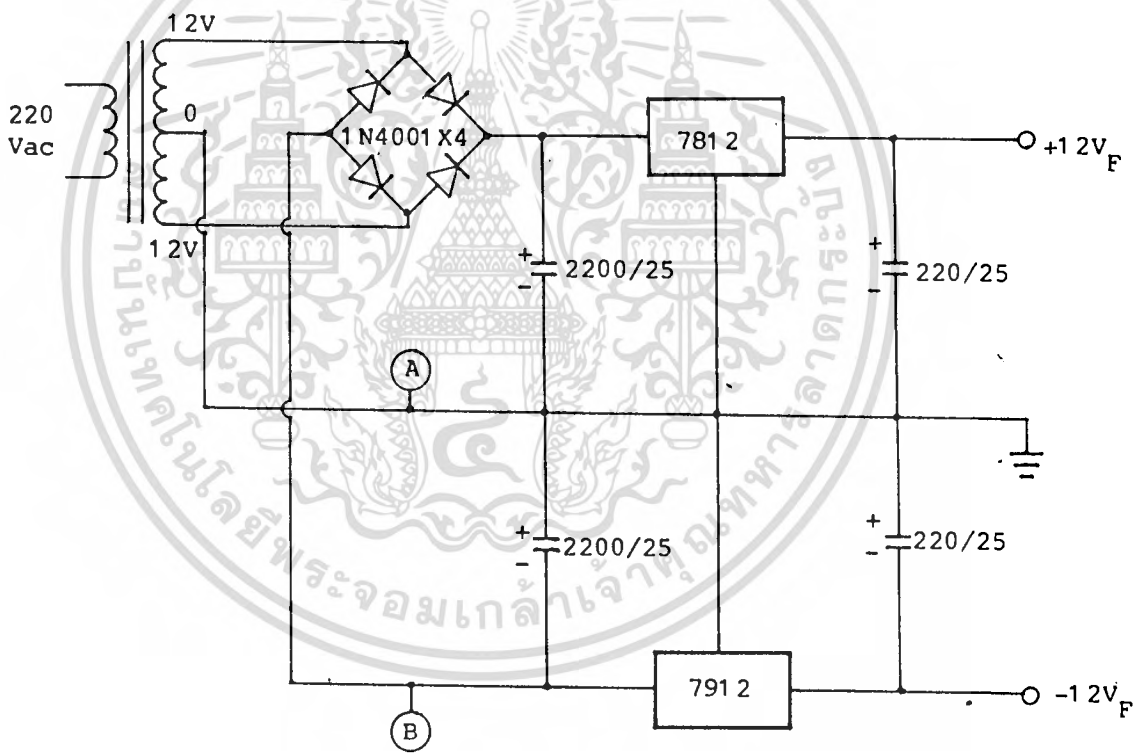


รูปที่ 4-40 วงจรออสซิลเลเตอร์ แหล่งจ่ายไฟให้แก่วงจรลอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.6 แหล่งจ่ายไฟ (Power Supply)

แสดงในรูป 4.41 ประกอบด้วยหม้อแปลงขนาด 1 แอมแปร์ 12 โวลท์ ทำการเร็กติไฟร์ด้วยวงจรบริดจ์ แล้วผ่านตัวเก็บประจุกรองกระแสและเร็กกูเลเตอร์เพื่อรักษาระดับศักดาไฟฟ้าให้คงที่ ได้ศักดาไฟฟ้าเอาพุท +12 โวลท์และ -12 โวลท์ จุด A,B เป็นจุดที่จ่ายไฟเลี้ยงให้แก่วงจรออสซิลเลเตอร์



รูปที่ 4.41 วงจรแหล่งจ่ายไฟ

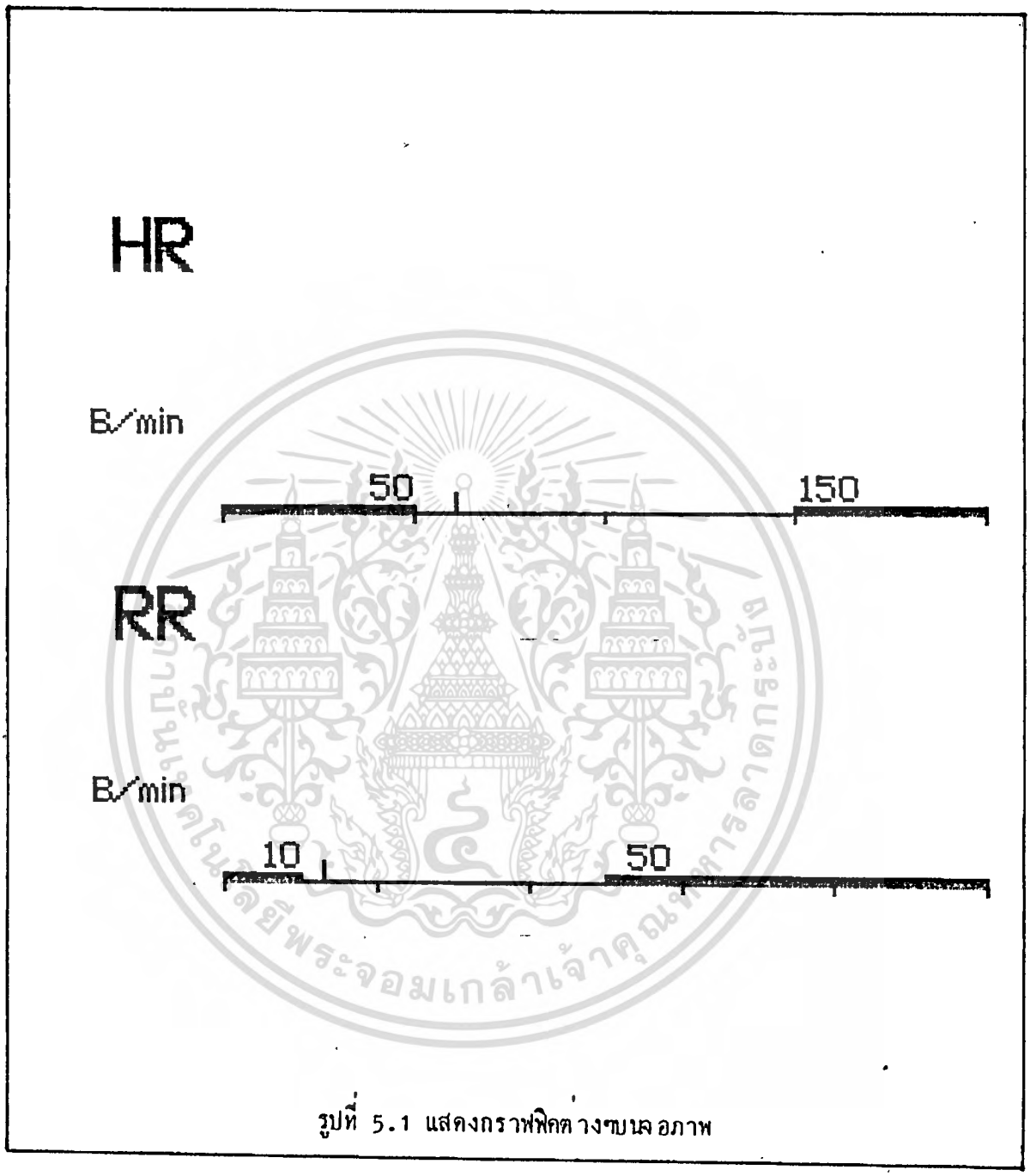
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5 การทำงานของเครื่องมอนิเตอร์

หน้าที่ต่างๆของเครื่องมอนิเตอร์จะเป็นไปตามโปรแกรมซึ่งเก็บอยู่ใน ROM#1 และ ROM#2 ของแผ่นเก็บโปรแกรม แต่เนื่องจาก ในขณะที่เครื่องกำลังทำงานจะมีข้อมูลบางตัวในโปรแกรมเปลี่ยนแปลง ดังนั้น จึงไม่สามารถให้เครื่องทำงานโดยคำสั่งจากโปรแกรมที่อยู่ใน ROM โดยตรงได้ ในการทำงานของเครื่อง เมื่อเริ่มต้นกดสวิทช์จ่ายไฟ ไมโครคอมพิวเตอร์จะกระโดดไปทำงานที่แอดเดรส $C400 ซึ่งเป็นตำแหน่งของ ROM#0 บนแผ่นเก็บโปรแกรมในช่องเสียบ(slot)ที่4 ภายใน ROM#0 มีคำสั่งสำหรับย้ายข้อมูลจาก ROM#1 และ ROM#2 ไปเก็บใน RAM ของไมโครคอมพิวเตอร์ที่แอดเดรสเริ่มต้น $800 และ $6000 ตามลำดับ ข้อมูลที่ย้ายจากแผ่นเก็บโปรแกรมไปลงในไมโครคอมพิวเตอร์จะผ่านทางแอดเดรส $FFCO ทีละหนึ่งไบท์เรียงตามลำดับจนหมด โปรแกรมคำสั่งที่ใช้ในการย้ายข้อมูลดังกล่าวดูได้ในภาคผนวกก. ข้อมูลที่ไปเก็บใน RAM ที่แอดเดรสเริ่มต้น $800 คือโปรแกรมการทำงานที่เป็นภาษาเบสิค ส่วนข้อมูลที่แอดเดรสเริ่มต้น $6000 เป็นโปรแกรมการทำงานภาษาเครื่อง

หลังจากการย้ายข้อมูลเสร็จเรียบร้อย การทำงานของไมโครคอมพิวเตอร์จะกระโดดไปที่โปรแกรมการทำงานภาษาเบสิคทันที ในโปรแกรมนี้ จะทำหน้าที่รับข้อมูลต่างๆที่ผู้ใช้จะต้องป้อนให้แก่เครื่องมอนิเตอร์ ได้แก่ การตั้งพิกัดบน(upper limit) และพิกัดล่าง(lower limit) ของสัญญาณเตือน(alarm) ทั้งอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ และการตั้งความเร็วของการกวาดของคลื่นบนจอภาพ เมื่อเครื่องมอนิเตอร์รับข้อมูลดังกล่าวเรียบร้อยแล้ว ก็จะทำการสร้างกราฟฟิคบนจอภาพ ได้แก่ สเกลของค่าอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ พร้อมทั้งค่าพิกัดบนและพิกัดล่างของสัญญาณเตือน สร้างตัวอักษรของอัตราการเต้นของหัวใจ(HR) อัตราการหายใจ(RR) และหน่วยของทั้งสองค่า(B/min) ดูรูปที่ 5.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

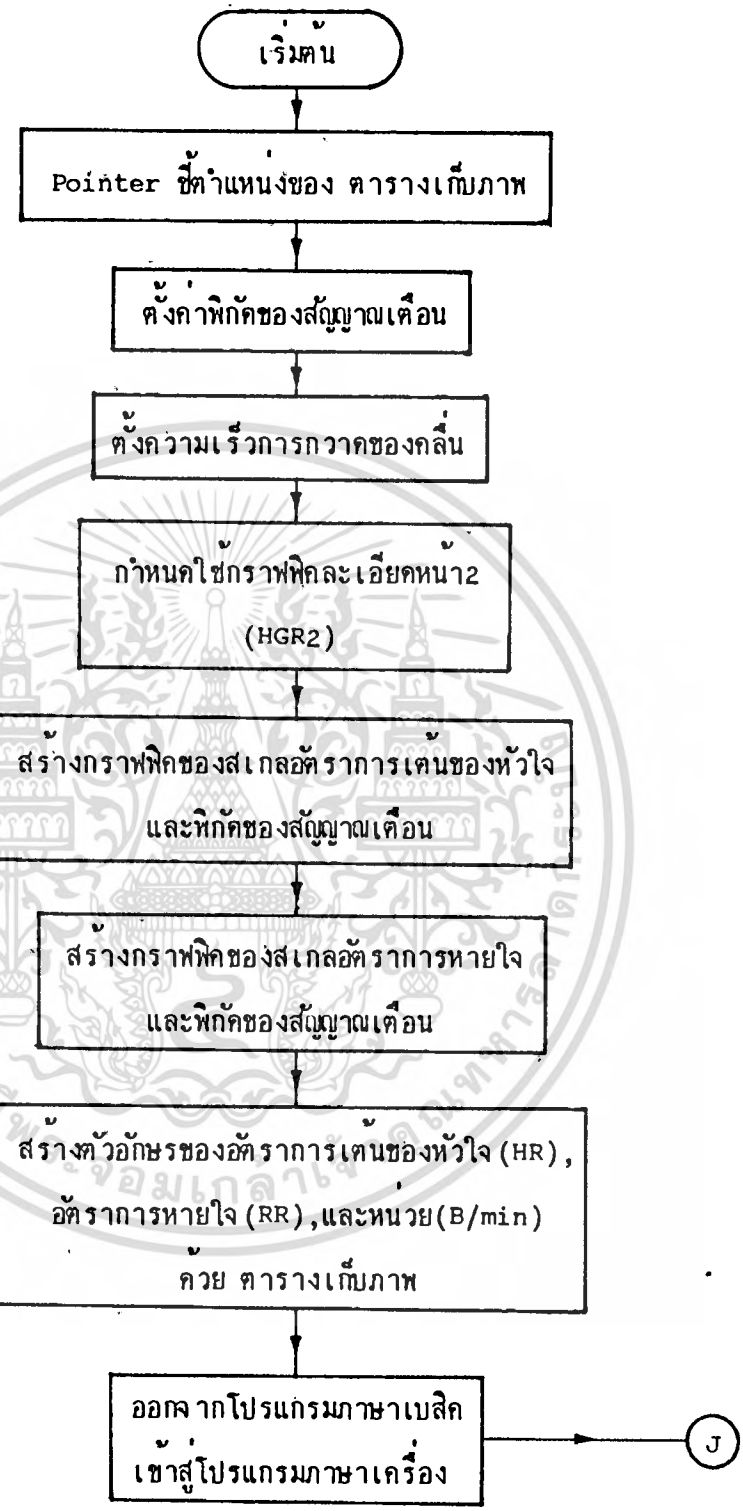


รูปที่ 5.1 แสดงกราฟฟิคต่างๆบนจอภาพ

เมื่อกราฟฟิคต่างๆถูกสร้างขึ้นเรียบร้อยบนจอภาพแล้วการทำงานก็จะเข้าสู่โปรแกรมภาษา-เครื่องทันที

การทำงานตามลำดับของเครื่องตามคำสั่งภาษาเบสิคแสดงด้วยโฟลว์ชาร์ทในรูปที่ 5.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



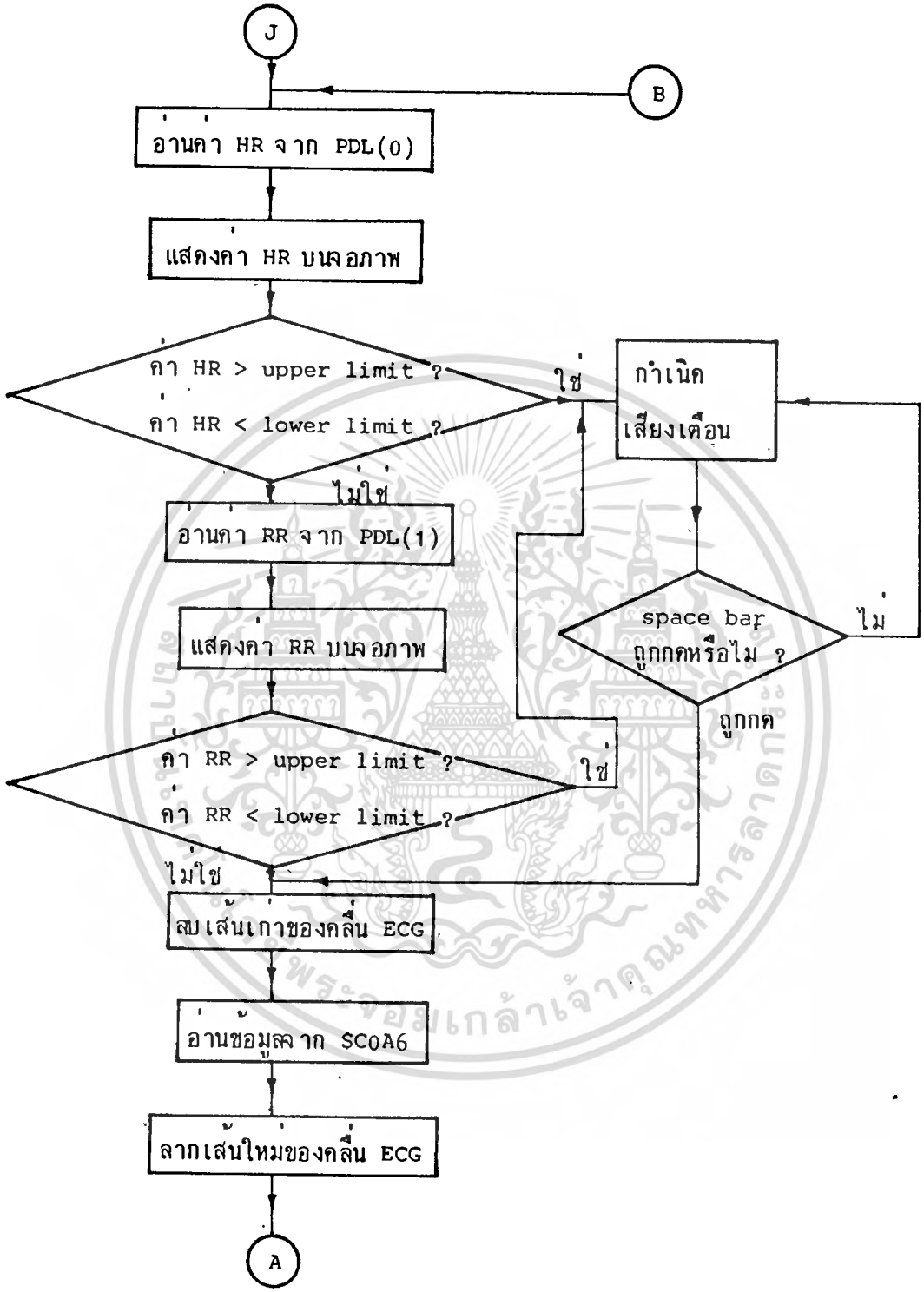
รูปที่ 5.2 โฟลว์ชาร์ทแสดงลำดับการทำงานของเครื่องตามโปรแกรมภาษาเบสิค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับโปรแกรมคำสั่งที่เป็นภาษาเบสิคทั้งหมดดูได้ในภาคผนวก ข.

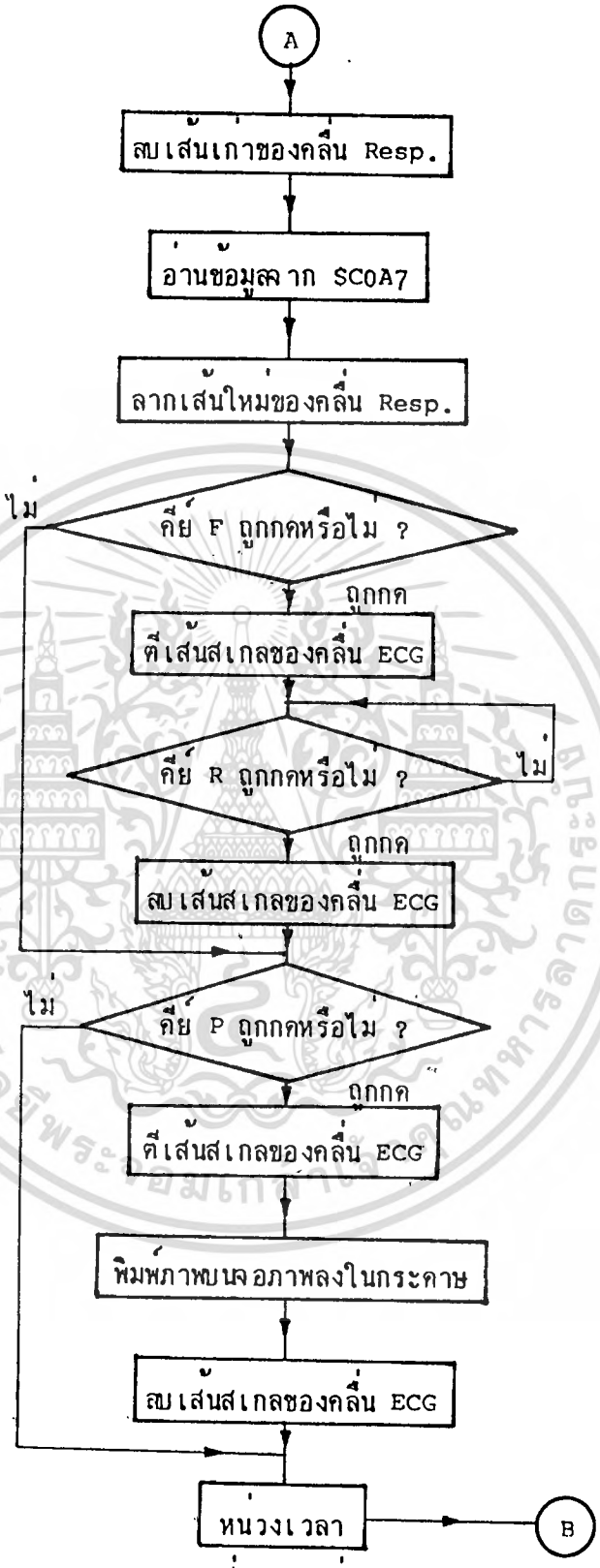
เมื่อการทำงานเข้าสู่โปรแกรมภาษาเครื่องแล้ว จะไม่ย้อนกลับมายังโปรแกรมภาษาเบสิคอีก และจะทำงานวนเวียนอยู่ในโปรแกรมภาษาเครื่องตลอดเวลา การที่ต้องใช้โปรแกรมภาษาเครื่องในช่วงนี้ เนื่องจากการทำงานต้องใช้ความรวดเร็วมาก ซึ่งโปรแกรมที่เป็นภาษาเบสิคไม่สามารถทำงานได้ทันหรือแม้แต่โปรแกรมแอสเซ็มบลี้(assembly)ที่คอมพลาย(complied)จากภาษาเบสิคก็ยังทำงานไม่ทัน ในกรณีนี้จึงต้องใช้วิธีการเขียนโปรแกรมเป็นภาษาเครื่องโดยตรง งานต่างๆที่เครื่องจะต้องทำในโปรแกรมส่วนนี้ ได้แก่ การนำเอาสัญญาณที่วัดได้จากวงจรอนาล็อก ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) คลื่นการหายใจ (Respiration Wave) ค่าของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate)และอัตราการหายใจ (Respiration Rate)ไปแสดงเป็นรูปคลื่นและค่าตัวเลขบนจอภาพ นอกจากนี้ ยังทำหน้าที่ตรวจ-สอบค่าอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจกับค่าพิกัดบนและพิกัดล่างซึ่งผู้ใช้ได้กำหนดเอาไว้ ถ้าหากค่าที่ตรวจสอบอยู่นอกพิกัด ก็จะให้กำเนิดสัญญาณเสียงเตือนออกมา หน้าที่อื่นๆของเครื่องที่จะต้องทำงานตามโปรแกรมภาษาเครื่องยังมีปลีกย่อยอีกมาก ดังแสดงรายละเอียดด้วยโฟลว์ชาร์ทในรูปที่ 5.3 และโปรแกรมภาษาเครื่องทั้งหมดอยู่ในภาคผนวก ค.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.3 โฟลว์ชาร์ทแสดงการทำงานตามโปรแกรมภาษาเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.3 (ต่อ)

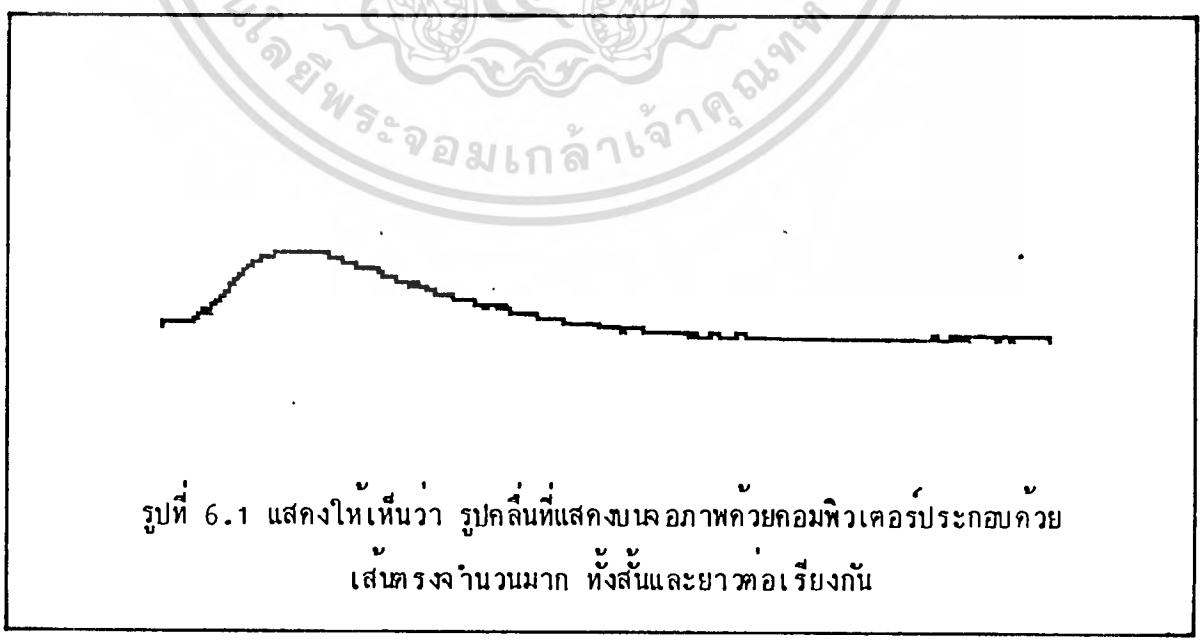
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6 การสร้างภาพบนจอภาพด้วยคอมพิวเตอร์

หน้าที่หลักที่สำคัญในการทำงานของเครื่องมอนิเตอร์ คือ การวัดสัญญาณจากร่างกาย และนำมาแสดงเป็นรูปคลื่นและค่าตัวเลขบนจอภาพ ในการแสดงบนจอภาพนี้ ต้องใช้หลักการสร้างกราฟฟิคละเอียด(high resolution graphics)ในการสร้างภาพออกมา ซึ่งในที่นี้ต้องใช้เทคนิคการสร้างภาพ 3 วิธีด้วยกัน คือ การสร้างเส้นตรง การสร้างตัวอักษรด้วยตารางเก็บภาพ(shape table) และการสร้างตัวเลขด้วยบิทแมทหริก(bit mattrix)

6.1 การสร้างเส้นตรง

การสร้างเส้นตรงบนจอภาพ เป็นสิ่งสำคัญมากในการแสดงรูปคลื่น ทั้งคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นของการหายใจ ในการสร้างภาพด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์นั้น ถ้าเราพิจารณาให้ดีจะเห็นว่า ไม่ว่าภาพนั้นจะมีลวดลายหรือโค้งงออย่างไรก็ตาม ในภาพหนึ่งภาพ ก็จะประกอบด้วยเส้นตรงจำนวนมากมายทั้งสั้นและยาวต่อเรียงกัน ในกรณีของการแสดงคลื่นก็เช่นกัน ไม่ว่าจะเป็นรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือคลื่นของการหายใจ เมื่อแสดงบนจอภาพด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์แล้ว เราจะสังเกตุเห็นว่า แต่ละรูปคลื่นประกอบด้วยเส้นตรงสั้นบ้างยาวบ้างจำนวนมากมายต่อเรียงกันจนเป็นรูปคลื่นออกมา ดังรูปที่ 6.1



รูปที่ 6.1 แสดงให้เห็นว่า รูปคลื่นที่แสดงบนจอภาพด้วยคอมพิวเตอร์ประกอบด้วยเส้นตรงจำนวนมาก ทั้งสั้นและยาวต่อเรียงกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยปกติ ภายในไมโครคอมพิวเตอร์ จะมีโปรแกรมช่วย(subroutine)สำหรับการสร้างเส้นตรงอยู่แล้ว และสามารถนำมาใช้ได้ง่ายโดยใช้คำสั่งภาษาเบสิค สำหรับเครื่อง APPLE][ใช้คำสั่ง HPLOT.....TO..... ตัวอย่างเช่น ต้องการลากเส้นจากจุด X1,Y1 ไปยังจุด X2,Y2 ใช้คำสั่ง

HPLOT X1,Y1 TO X2,Y2

แต่เนื่องจากการทำงานของเครื่องมอนิเตอร์ ต้องใช้ความรวดเร็วมาก และคำสั่งภาษาเบสิคไม่สามารถทำงานได้ทัน จึงต้องใช้คำสั่งภาษาเครื่องโดยตรง ภายใน Applesoft ซึ่งประกอบด้วยโปรแกรมช่วย(subroutine)ต่างๆมากมายเป็นภาษาเครื่อง จะมีโปรแกรมที่ช่วยในการลากเส้น(HLINE)อยู่ด้วย ซึ่งเราสามารถนำมาใช้งานได้โดยตรง แต่การนำมาใช้งาน เราจะต้องเข้าใจถึงโครงสร้างของคำสั่งในโปรแกรมช่วยอันนั้นด้วย

คำสั่ง HLINE มีจุดเริ่มต้นของโปรแกรมอยู่ที่แอดเดรส $F53A จะทำหน้าที่ลากเส้นตรงจากจุด coordinate ของ internal cursor ไปยังจุด coordinate ของ external cursor เมื่อเปรียบเทียบคำสั่งนี้ กับคำสั่ง HPLOT X1,Y1 TO X2,Y2 จะเห็นว่า เราต้องใส่ข้อมูล X1 และ Y1 ที่ internal cursor และใส่ข้อมูล X2 และ Y2 ที่ external cursor ก่อนจะเรียกคำสั่ง HLINE มาใช้

การใส่ข้อมูลลงใน internal cursor เราดึงเอาโปรแกรมช่วย(HPOSN)ใน Applesoft มาใช้ ซึ่งมีจุดเริ่มต้นของคำสั่งอยู่ที่แอดเดรส $F411 ก่อนเรียกคำสั่งนี้มาใช้ จะต้องป้อนข้อมูลลงในรีจิสเตอร์ A,X และ Y ดังนี้

รีจิสเตอร์ A : เป็นค่าในแกนดิ่ง(vertical screen coordinate)

รีจิสเตอร์ X และ Y : เป็นค่าในแกนนอน(horizontal screen coordinate) โดยให้ X เป็น low order bits และ Y เป็น high order bits

เมื่อใส่ข้อมูลลงใน internal cursor เรียบร้อยแล้ว ต่อไปก็ใส่ข้อมูลลงใน external cursor ดังนี้

รีจิสเตอร์ A : เป็น low order bits ของค่าในแกนนอน

รีจิสเตอร์ X : เป็น high order bits ของค่าในแกนนอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รีจิสเตอร์ Y : เป็นค่าในแกนดิ่ง

แล้วเรียกใช้คำสั่ง HLINE(SF53A) ไมโครคอมพิวเตอร์ก็จะลากเส้นตรงทันที ดังตัวอย่างคำสั่งต่อไปนี้

```
1.    LDX   $613E
2.    LDY   $613F
3.    LDA   $6247
4.    JSR   $F411
5.    LDA   $6140
6.    LDX   $6141
7.    LDY   $6248
8.    JSR   $F53A
9.    RTS
```

คำสั่งนี้ เป็นคำสั่งลากเส้นตรง ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของโปรแกรมการทำงานของเครื่องมอนิเตอร์ อธิบายความหมายของคำสั่งได้ดังนี้

คำสั่ง LDX,LDY และ LDA สามบรรทัดแรก เป็นการเอาข้อมูลซึ่งเก็บอยู่ในแอดเดรส $613E, $613F และ $6247 มาเก็บในรีจิสเตอร์ X,Y และ A ตามลำดับ ข้อมูลเหล่านี้ คือ ตำแหน่ง coordinate ของจุดเริ่มต้นในการลากเส้น

คำสั่ง JSR $F411 ในบรรทัดที่ 4 เป็นการใช้โปรแกรมช่วยของ Applesoft ในการเอาข้อมูลในรีจิสเตอร์ X,Y และ A ไปใส่ใน internal cursor

คำสั่ง LDA,LDX และ LDY ในบรรทัดที่ 5,6 และ 7 เป็นการเอาข้อมูลซึ่งเก็บอยู่ในแอดเดรส $6140,$6141 และ $6248 มาเก็บในรีจิสเตอร์ A,X และ Y ตามลำดับ ข้อมูลเหล่านี้คือ ตำแหน่ง coordinate ของจุดสุดท้ายในการลากเส้น หรือ external cursor

คำสั่ง JSR $F53A ในบรรทัดที่ 8 เป็นคำสั่ง HLINE ซึ่งเป็นโปรแกรมช่วยใน Applesoft จะทำการลากเส้นจากจุด coordinate ของ internal cursor ไปยังจุด coordinate ของ external cursor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำสั่ง RTS ในบรรทัดที่ 9 สั่งให้เครื่องกลับไปทำงานตามคำสั่งในโปรแกรมหลักต่อไป

ในการลากเส้นบนจอภาพ เนื่องจากพื้นของจอภาพเป็นสีดำ ดังนั้นเราจึงต้องกำหนดเส้นให้เป็นสีขาว และเมื่อรูปคลื่นถูกวาดจนเต็มจอจากด้านซ้ายไปด้านขวาแล้ว ก็จะวนกลับมาเริ่มต้นทางด้านซ้ายอีก ในกรณีนี้ ถ้าเราไม่ลบเส้นเก่าออกก่อนที่จะวาดเส้นใหม่ลงไป เส้นก็จะทับกันลงไปมากขึ้นทุกที จนในที่สุดเราจะไม่สามารถมองเห็นรูปคลื่นได้ ดังนั้น ก่อนที่จะวาดเส้นใหม่ลงไปที่ตำแหน่งใดจะต้องลบเส้นเดิมออกทุกครั้ง ในการลบเส้น ก็ใช้คำสั่งเหมือนกับการลากเส้น แต่มีข้อแตกต่างกันที่การลากเส้น เรากำหนดสีเป็นสีขาว ส่วนการลบเส้น เรากำหนดสีเป็นสีดำ

การกำหนดสีโดยใช้คำสั่งภาษาเครื่อง สามารถทำได้ง่ายโดยการป้อนข้อมูลลงในแอดเดรส SE4 ข้อมูลที่เป็นสีขาวคือ $7F ส่วนข้อมูลที่เป็นสีดำคือ $00 เมื่อกำหนดสีใดสีหนึ่งลงไป แล้วใช้คำสั่งลากเส้น ถ้ากำหนดเป็นสีขาวก็จะได้เส้นสีขาว ถ้ากำหนดเป็นสีดำก็จะได้เส้นสีดำ เนื่องจากสีพื้นของจอภาพเป็นสีดำ ถ้าเราลากเส้นสีดำ ทับเส้นสีขาว ก็หมายถึงการลบเส้นนั่นเอง

6.2 การสร้างกราฟฟิค

นอกจากรูปคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นของการหายใจแล้ว ข้อมูลอย่างอื่นที่จะต้องแสดงบนจอภาพ ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ และพิกัดของสัญญาณเตือน การแสดงข้อมูลเหล่านี้จะต้องใช้วิธีการสร้างกราฟฟิค ซึ่งมีด้วยกัน 2 วิธีคือ การสร้างตารางเก็บภาพ(shape - table) และการสร้างด้วยบิทแมททริก(bits matrix) สำหรับมอนิเตอร์เครื่องนี้ ได้ใช้วิธีการสร้างกราฟฟิคทั้งสองวิธี โดยใช้วิธีการสร้างตารางเก็บภาพกับตัวอักษรที่แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ (HR) อัตราการหายใจ (RR) หน่วยของอัตราทั้งสอง(B/min ย่อมาจาก Beats/minute สำหรับอัตราการเต้นของหัวใจ และ Breaths/minute สำหรับอัตราการหายใจ) และตัวเลขขนาดเล็ก(5X7)สำหรับแสดงค่าพิกัดต่างๆ จำนวนภาพที่เก็บไว้ในตารางมีด้วยกัน 14 ภาพ

สำหรับตัวเลขที่แสดงเป็นค่าของอัตราการเต้นของหัวใจ เป็นตัวเลขขนาดใหญ่ (21X32) และค่าของตัวเลขจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา การเปลี่ยนแปลงของตัวเลขจะต้องใช้ความรวดเร็วมาก จากการทดลองใช้วิธีการสร้างตารางภาพกับวิธีบิทแมททริก ปรากฏว่า วิธีบิทแมททริกทำงานได้รวดเร็วกว่าและทำงานได้ทันเวลาตามที่ต้องการ จำนวนภาพที่จะต้องแสดงด้วยบิทแมททริกมี 11 ภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.2.1 การสร้างกราฟฟิคด้วยวิธีการสร้างตารางเก็บภาพ

การสร้างตารางเก็บภาพก็คือการสร้างภาพเป็นรูปต่างๆตามที่เราต้องการ แล้วนำไปเก็บเรียงกันตามลำดับโดยกำหนดหมายเลขของภาพเอาไว้ เมื่อเราต้องการเอาภาพใดมาใช้ หรือให้แสดงบนจอภาพ เราก็เรียกหมายเลขของภาพนั้นโดยใช้คำสั่ง DRAW หรือ XDRAW ตัวอย่างเช่น ต้องการให้ภาพที่เก็บอยู่ในตารางเก็บภาพหมายเลข N แสดงบนจอภาพที่ตำแหน่งในแนวนอน X และตำแหน่งในแนวดิ่ง Y ก็ใช้คำสั่ง DRAW N AT X,Y หรือ XDRAW N AT X,Y ข้อแตกต่างของคำสั่ง DRAW และ XDRAW ก็คือ ภาพที่แสดงด้วยคำสั่ง DRAW จะมีสีเดียวกับสีที่ได้กำหนดด้วยคำสั่ง HCOLOR ครั้งสุดท้าย เช่น ถ้ามีคำสั่ง HCOLOR = 3 (สีขาว) ก่อนคำสั่ง DRAW ภาพที่แสดงก็จะเป็นสีขาว ส่วนคำสั่ง XDRAW นั้น จะไม่คำนึงถึงคำสั่ง HCOLOR และสีของภาพที่ได้ จะเป็นสีตรงข้ามกับสีพื้นตรงที่เส้นของภาพนั้นแสดง เช่น ถ้าสีพื้นเป็นสีดำ ก็จะได้ภาพเป็นสีขาว ข้อดีของคำสั่ง XDRAW ก็คือ เราสามารถลบภาพออกจากจอภาพได้ง่าย โดยใช้คำสั่ง XDRAW ซ้ำอีกครั้งหนึ่ง เช่น ถ้าเราใช้คำสั่ง XDRAW N AT X,Y ภาพที่อยู่ในตารางเก็บภาพหมายเลข N จะแสดงบนจอภาพที่ตำแหน่ง X,Y และถ้าใช้คำสั่ง XDRAW N AT X,Y ซ้ำอีกครั้งหนึ่ง ภาพนั้นก็จะถูกลบออก

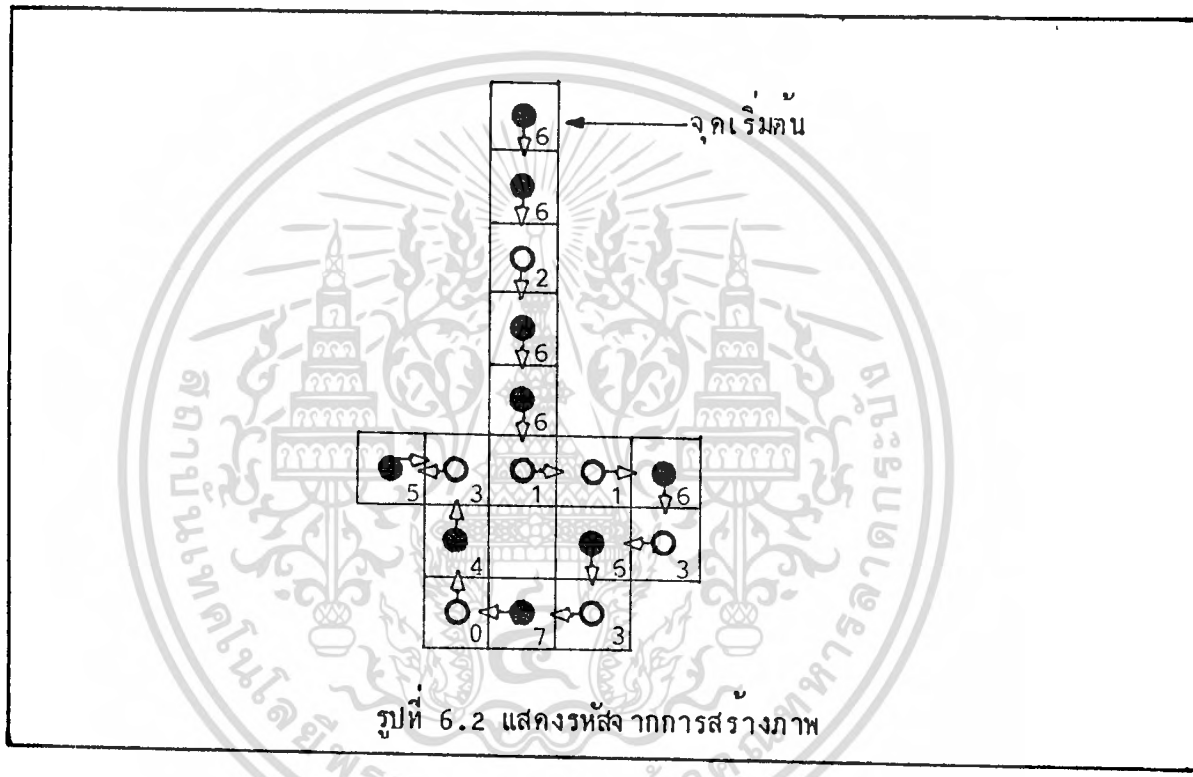
ภาพแต่ละภาพ ซึ่งเก็บอยู่ในตารางเก็บภาพ จะอยู่ในรูปของระหัสจำนวนมากเรียงลำดับกันตั้งแต่จุดเริ่มต้นของภาพ จนถึงจุดสุดท้ายของภาพ รหัสเหล่านี้ จะบอกถึงทิศทางการเคลื่อนที่ของจุดที่ลากไปจนทำให้เกิดเป็นภาพ มีด้วยกันทั้งหมด 8 รหัส ซึ่งแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มแรก เป็นจุดสีดำเคลื่อนที่ กลุ่มที่ 2 เป็นจุดสีขาวเคลื่อนที่ ดังแสดงด้วยตารางต่อไปนี้

จุดสีดำเคลื่อนที่		จุดสีขาวเคลื่อนที่	
ทิศทาง	รหัส	ทิศทาง	รหัส
ขึ้นบน	0	ขึ้นบน	4
ไปทางขวา	1	ไปทางขวา	5
ลงล่าง	2	ลงล่าง	6
ไปทางซ้าย	3	ไปทางซ้าย	7

หมายเหตุ จุดสีดำ เราไม่สามารถมองเห็น เนื่องจากสีพื้นของจอภาพเป็นสีดำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการเก็บรหัสของภาพลงในหน่วยความจำ เนื่องจากรหัส เป็นค่าตัวเลขตั้งแต่ 0 ถึง 7 และหน่วยความจำหนึ่งไบท์มี 8 บิท ดังนั้น ในหนึ่งไบท์ของหน่วยความจำ จึงสามารถเก็บรหัสได้ถึง 3 ตัว ยกเว้นในกรณีที่รหัสตัวที่สามมีบิทแรกไม่เป็นศูนย์ ซึ่งจะทำให้รหัส 3 ตัว ต้องใช้หน่วยความจำถึง 9 บิท เพื่อความเข้าใจ โปรดดูตัวอย่างการสร้างภาพในรูปที่ 6.2 ซึ่งแสดงถึงการเคลื่อนที่ของจุดตั้งแต่จุดเริ่มต้น จนถึงจุดสุดท้ายของภาพ



รูปที่ 6.2 แสดงรหัสจากการสร้างภาพ

รหัสต่างๆที่ได้จากภาพนี้ เรียงลำดับดังนี้ คือ 6 6 2 6 6 1 1 6 3 6 3 7 0 4 3 5 รหัสเหล่านี้จะต้องถูกนำไปเก็บในหน่วยความจำโดยพิจารณารหัสทีละ 3 ตัว ถ้ารหัสตัวที่สามมีค่าไม่เกิน 3 (011 ในเลขฐานสอง ซึ่งบิทแรกเป็นศูนย์) ก็สามารถเก็บรหัสได้ 3 ตัว ในหน่วยความจำ 1 ไบท์ แต่ถ้ารหัสตัวที่สามเป็นเลข 4,5,6 หรือ 7 (100,101,110 หรือ 111 ในเลขฐานสอง ซึ่งมีบิทแรกเป็นศูนย์) ก็จะต้องเก็บรหัสแยกเป็น 2 ไบท์ คือไบท์แรกเก็บรหัส 2 ตัว และไบท์ที่สองเก็บรหัส 1 ตัว ดังนี้ / 6 6 2 / 6 6 1 / 1 6 3 / 6 3 / 7 / 0 4 3 / 5 / การแปลงรหัสเป็นเลขฐานสองของรหัสในแต่ละไบท์ จะต้องแปลงจากรหัสตัวสุดท้ายก่อน ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไบท์ที่	รหัสตัวที่ 3	2	1	เลขฐานสอง	เลขฐานสิบ	เลข BCD
1	2	6	6	10 110 110	182	B6
2	1	6	6	01 110 110	118	76
3	3	6	1	00 110 001	241	31
4		3	6	00 011 110	30	1E
5			7	00 000 111	7	07
6	3	4	0	11 100 000	224	E0
7			5	00 000 101	5	05
8	0	0	0	00 000 000	0	00

ข้อมูลของภาพทุกภาพที่เก็บอยู่ในตารางเก็บภาพจะต้องปิดท้ายด้วย 0 เสมอ นั่นคือ ข้อมูลของแต่ละภาพจะถูกคั่นไว้ด้วย 0 โครงสร้างของตารางเก็บภาพประกอบด้วยข้อมูลต่างๆ ดังนี้คือ ไบท์แรกของตารางเก็บภาพจะบอกจำนวนภาพทั้งหมด(N)ที่มีอยู่ในตารางเก็บภาพ ซึ่งสามารถมีได้มากที่สุดจำนวน 255 ภาพ ไบท์ที่สองไม่ได้ใช้ มีข้อมูล 0 ไบท์ถัดไปจำนวน 2N ไบท์ จะบอกระยะห่างจากไบท์แรกของตารางเก็บภาพถึงไบท์แรกของภาพแต่ละภาพ

สำหรับตารางเก็บภาพของภาพในรูปที่ 6.2 จะมีลักษณะดังนี้

ไบท์ที่	ข้อมูล	
1	1 ($01)	จำนวนภาพในตารางเก็บภาพ
2	0 ($00)	ไม่ใช้
3	4 ($04)	ระยะห่างจากไบท์แรกของตารางเก็บภาพ
4	0 ($00)	ถึงไบท์แรกของภาพที่ 1
5	182 ($B6)	
6	118 ($76)	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7	241 ($31)	รหัสข้อมูลของภาพที่ 1
8	30 ($1E)	
9	7 ($07)	
10	224 ($E0)	
11	5 ($05)	
12	0 ($00)	ไบท์สุดท้ายของภาพที่ 1

ภาพต่างๆจำนวน 14 ภาพ ที่เก็บอยู่ในตารางเก็บภาพของเครื่องมอนิเตอร์ มีดังนี้

หมายเลข	ภาพ
1	0
2	1
3	2
4	3
5	4
6	5
7	6
8	7
9	8
10	9
11	I
12	HR
13	RR
14	B/min

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพเหล่านี้ ถูกเก็บอยู่ในตารางเก็บภาพ ในหน่วยความจำที่แอดเดรส $1200-$1375 ซึ่งสามารถดูข้อมูลต่างๆได้ในภาคผนวก ง. ในการสร้างภาพต่างๆ เพื่อความสดวกและรวดเร็ว จึงได้ใช้โปรแกรมการสร้างภาพ (SHAPE CONSTRUCTION) ซึ่งเป็นโปรแกรมสำเร็จรูปภาษาเบสิค ดังแสดงในภาคผนวก ฉ.

6.2.2 การสร้างกราฟฟิคด้วยวิธีบิทแมพทริก

การสร้างกราฟฟิคด้วยวิธีบิทแมพทริก มีวิธีการที่แตกต่างไปจากวิธีการสร้างตารางเก็บภาพ ซึ่งกำหนดข้อมูลของภาพเป็นทิศทางการเคลื่อนที่ของจุด แต่วิธีบิทแมพทริก กำหนดข้อมูลของภาพเป็นจุดสีขาวและสีดำที่นำมาวางเรียงติดกัน ทั้งในแนวนอนและแนวตั้ง คล้ายกับการเรียงแผ่นกระเบื้องเล็กๆบนผนังหรือกำแพงให้เป็นรูปต่างๆ จุดแต่ละจุดก็จะแทนด้วยหน่วยความจำ 1 บิท ถ้าบิทนั้นมีข้อมูล 0 ก็เป็นจุดสีดำ และถ้ามีข้อมูล 1 ก็จะเป็นจุดสีขาว ดังนั้น ในหน่วยความจำ 1 ไบท์ จึงสามารถเก็บข้อมูลได้ถึง 8 จุด แต่เนื่องจากไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE-II ที่นำมาทำเป็นเครื่องมอนิเตอร์ สามารถแสดงข้อมูลของจุดได้เพียง 7 จุด(บิท) ต่อหน่วยความจำ 1 ไบท์ โดยบิทที่มีค่ามากที่สุดจะไม่ปรากฏบนจอภาพ บิทแมพทริกที่นำมาใช้นี้ ใช้สำหรับการสร้างภาพตัวเลขขนาดใหญ่(21X32 จุด) ซึ่งจะต้องใช้หน่วยความจำ 96 ไบท์ต่อภาพ 1 ภาพ หรือตัวเลข 1 ตัว โดยนำมาเรียงกันดังแสดงในรูปที่ 6.3

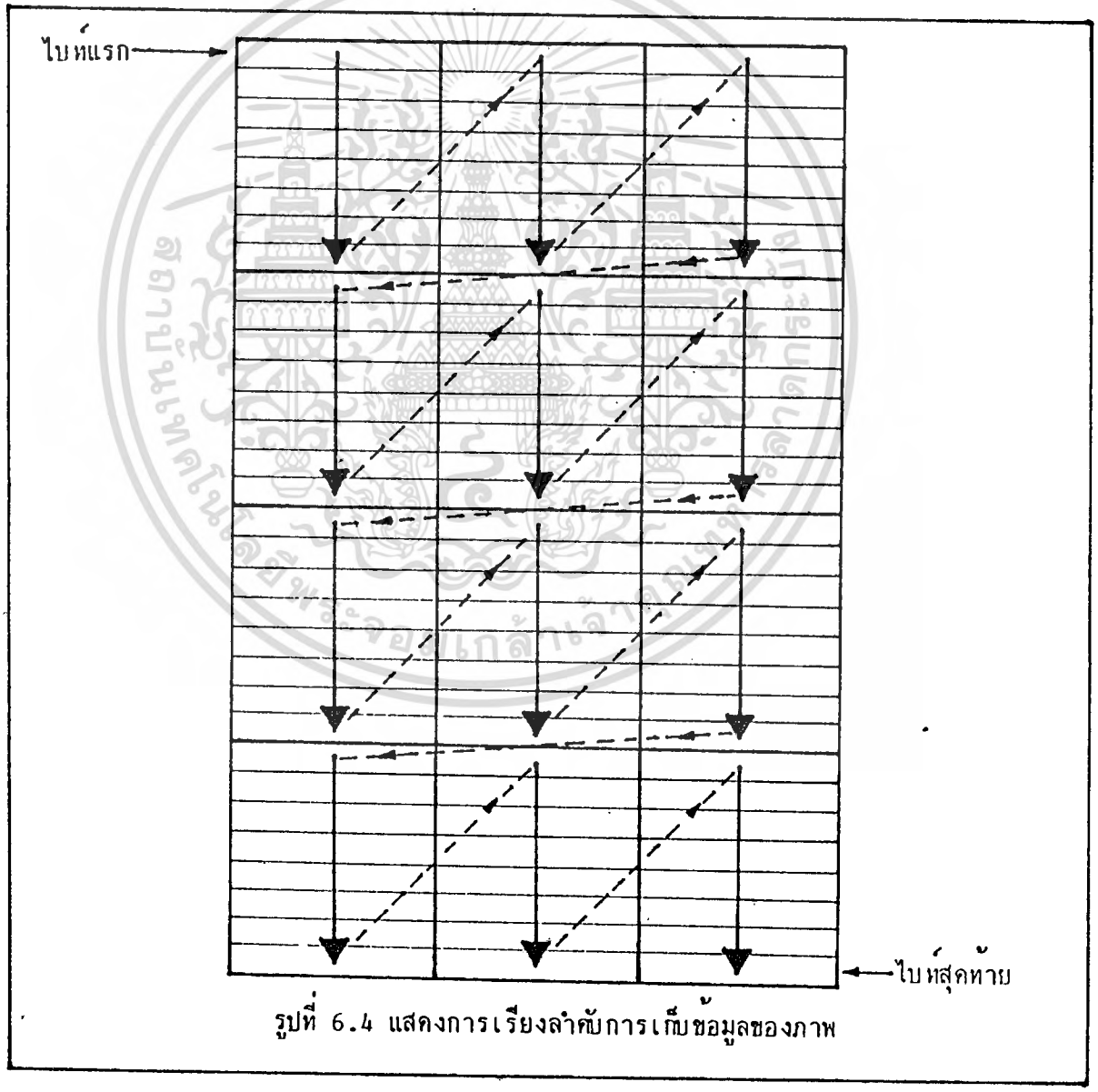
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0
1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

รูปที่ 6.3 แสดงการเรียงหน่วยความจำ 96 ไบท์ เพื่อสร้างภาพขนาด 21X 32 จุด ด้วยวิธี บิทแมททริก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 6.3 กำหนดให้หน่วยความจำเรียงกันเป็นแถวในแนวตั้ง 3 แถวและในแต่ละแถวมีหน่วยความจำ 32 ไบท์ หน่วยความจำแต่ละไบท์ที่แสดงบนจอภาพจะมีบิทที่ 1 อยู่ทางซ้ายสุดและบิทต่อไปจะเรียงไปทางขวาจนถึงบิทที่ 7 ส่วนบิทที่ 8 จะไม่แสดงบนจอภาพ การเก็บข้อมูลของภาพ จะต้องพิจารณาถึงความสดวกในการเขียนโปรแกรมการนำภาพออกมาแสดงที่จอภาพด้วย เพื่อให้เหมาะสมกับการจัดเรียงหน่วยความจำบนจอภาพกราฟฟิคของเครื่อง APPLE II จึงเรียงจากไบท์ที่ 1 ของแถวแรกลงมาจำนวน 8 ไบท์ แล้วขึ้นแถวที่ 2 เรียงลงมาจำนวน 8 ไบท์ แล้วต่อไปเป็นแถวที่ 3 อีก 8 ไบท์ จึงกลับมาแถวที่ 1 อีก 8 ไบท์ เช่นนี้ต่อไปจนหมดข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 6.4



รูปที่ 6.4 แสดงการเรียงลำดับการเก็บข้อมูลของภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเก็บข้อมูลของภาพในรูปที่ 6.3 ซึ่งเป็นภาพของเลขศูนย์ จะเป็นดังนี้

```
1380- 00 00 60 78 7C 1E 0F 07
1388- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
1390- 00 00 01 07 0F 1E 3C 38
1398- 07 07 07 07 07 07 07 07
13A0- 00 00 00 00 00 00 00 00
13A8- 38 38 38 38 38 38 38 38
13B0- 07 07 07 07 07 07 07 07
13B8- 00 00 00 00 00 00 00 00
13C0- 38 38 38 38 38 38 38 38
13C8- 07 0F 1E 7C 78 60 00 00
13D0- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
13D8- 38 3C 1E 0F 07 01 00 00
```

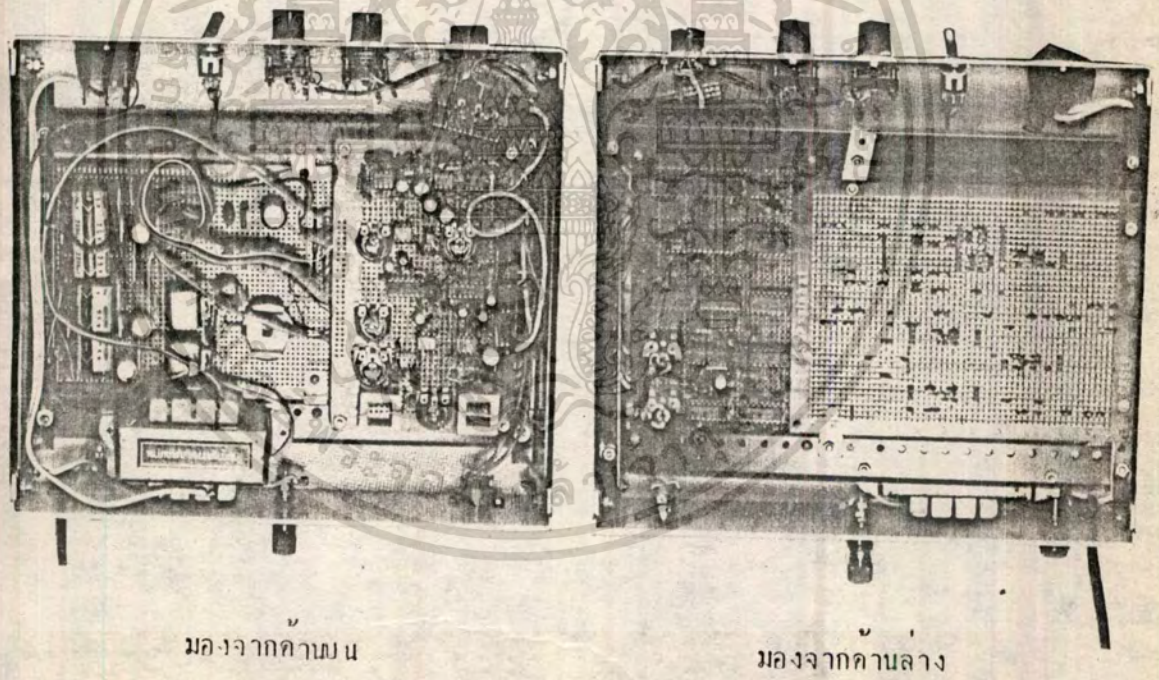
สำหรับข้อมูลทั้งหมด ของบิทแมททริก ที่ใช้ในเครื่องมอนิเตอร์นี้ ดูได้ในภาคผนวก จ.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7 การประกอบเครื่องและการใช้งาน

7.1 การประกอบเครื่อง ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

วงจรทั้งหมดที่ได้ออกแบบเอาไว้ ได้นำมาประกอบลงบนแผ่นปริ้นท์เอนกประสงค์ ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนด้วยกัน คือ ส่วนที่หนึ่งประกอบด้วย วงจรลอย วงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น วงจรออสซิลเลเตอร์ และแหล่งจ่ายไฟ วงจรเหล่านี้ จะถูกบรรจุอยู่ภายในกล่องเดียวกัน ดังแสดงในรูปที่ 7.1



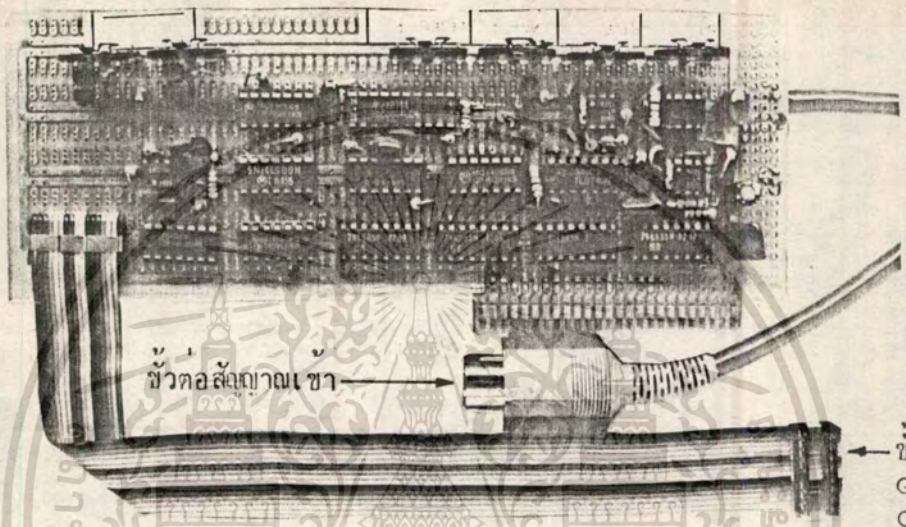
มองจากด้านบน

มองจากด้านล่าง

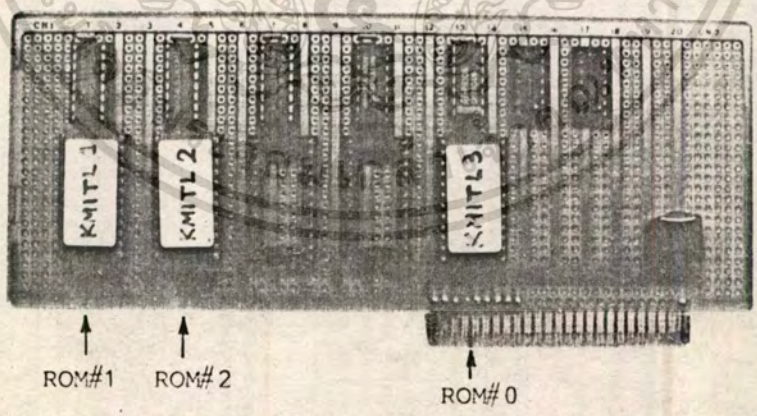
รูปที่ 7.1 แสดงให้เห็นแผ่นวงจรต่างๆในส่วนที่หนึ่ง ซึ่งประกอบอยู่ในกล่องเดียวกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับส่วนที่สอง ประกอบด้วย วงจรอินเทอร์เฟส และแผ่นเก็บโปรแกรม วงจรในส่วนนี้ประกอบลงบนแผ่นปริ้นท์เอนกประสงค์ชนิดที่สามารถเสียบลงในช่องเสียบ (slot) ของไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II ได้ ดังแสดงในรูปที่ 7.2



(ก) วงจรอินเทอร์เฟส

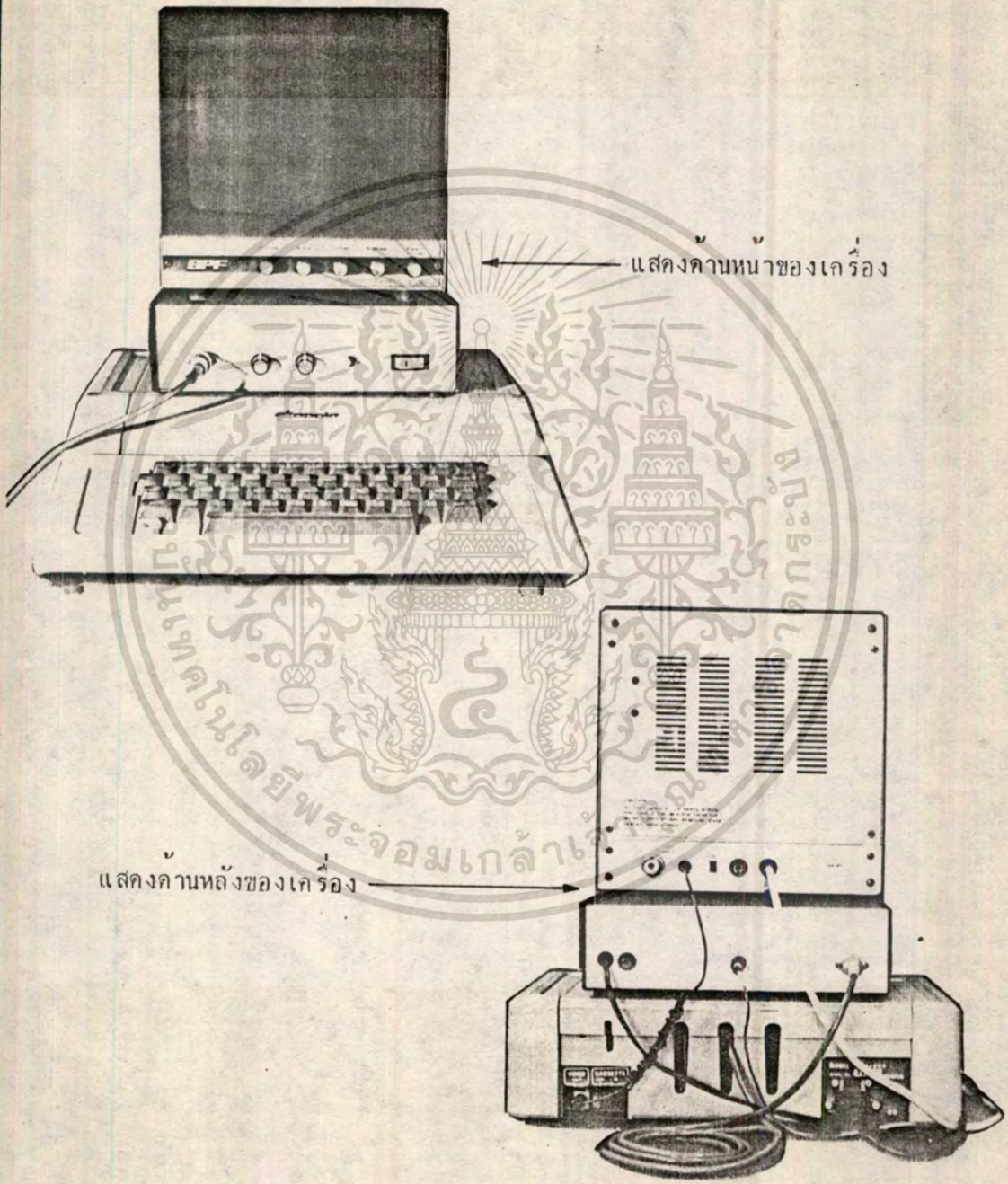


(ข) แผ่นเก็บโปรแกรม

รูปที่ 7.2 แสดงวงจรในส่วนที่สอง ซึ่งใช้เสียบลงในช่องเสียบของไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อนำวงจรทั้งหมดประกอบเข้ากับเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II และจอภาพ จะได้ระบบของเครื่อง ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ที่พร้อมสำหรับการนำไปทดลองใช้งาน ดังแสดงในรูปที่ 7.3



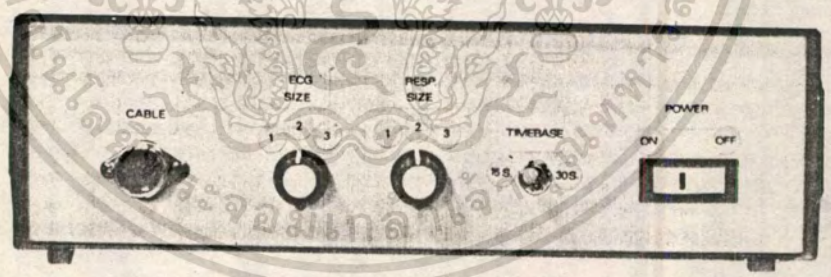
รูปที่ 7.3 แสดงให้เห็นเครื่อง ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ที่พร้อมสำหรับการนำไปทดลองใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7.2 ปุ่มปรับและควบคุม

เครื่องมอนิเตอร์นี้ จะมีปุ่มปรับและควบคุมต่างๆอยู่ 2 ส่วนด้วยกัน คือ ส่วนหนึ่งอยู่บนหน้าปัทม์ของกล่อง ที่บรรจุวงจรลอย วงจรแปลงคลื่นเป็นอัตราคลื่น ฯ ดังแสดงในรูปที่ 7.4 ประกอบด้วย

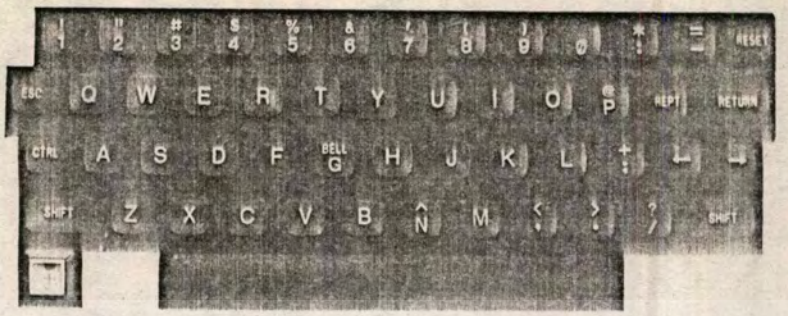
- ขั้วต่อสายเคเบิ้ล(CABLE) ใช้สำหรับต่อสายเคเบิ้ลไปยังขั้วอีเล็คโตรดที่ติดอยู่ที่ตัวคนไข้
- ปุ่มปรับขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG SIZE) ใช้ปรับขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนจอภาพให้มีขนาดที่เหมาะสม โดยสามารถปรับได้ 3 ขนาด
- ปุ่มปรับขนาดคลื่นการหายใจ (RESP.SIZE) ใช้ปรับขนาดของคลื่นการหายใจที่แสดงบนจอภาพให้มีขนาดที่เหมาะสม โดยสามารถปรับได้ 3 ขนาด
- สวิทช์เลือกการบันอัตราการหายใจ (TIMEBASE) ใช้สำหรับตั้งค่าเวลาในการบันอัตราการหายใจ สามารถเลือกได้ 2 ค่าคือ 15 วินาที(15S.) และ 30 วินาที(30S.)
- สวิทช์เปิด-ปิดภาคจ่ายไฟ(POWER)



รูปที่ 7.4 แสดงปุ่มปรับต่างๆที่อยู่บนหน้าปัทม์ของตัวกล่องวงจร

ปุ่มควบคุมอีกส่วนหนึ่ง อยู่บนคีย์บอร์ดของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II ดังแสดงในรูปที่ 7.5 ส่วนรายละเอียดในการใช้คีย์ต่างๆ ดูได้ในบทที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.5 แสดงคีย์บอร์ดของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II

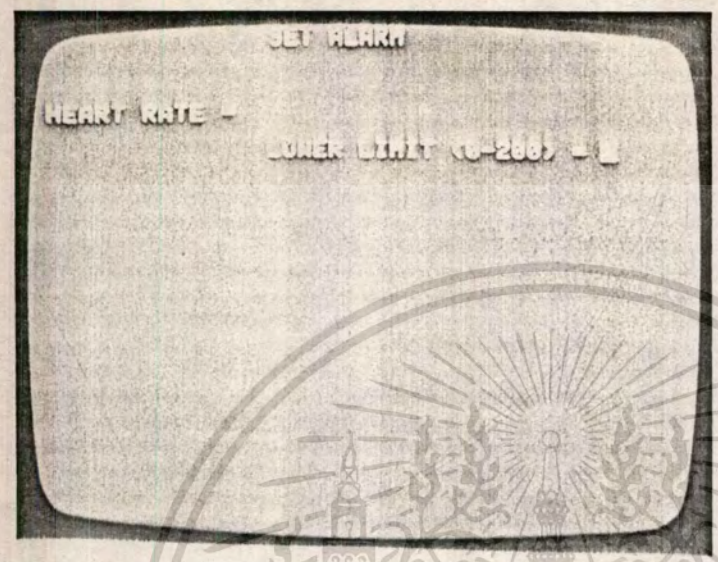
7.3 การใช้งาน

ในการใช้งาน เมื่อต่อสายเคเบิ้ลเข้ากับอีเล็คโตรดที่ตัวของคนไข้แล้ว กดสวิทช์จ่ายไฟเลี้ยงให้กับวงจรทั้งที่อยู่ในกล่องวงจรและเครื่อง APPLEII ที่จอภาพก็จะปรากฏตัวอักษร KMIT #01 ดังนี้

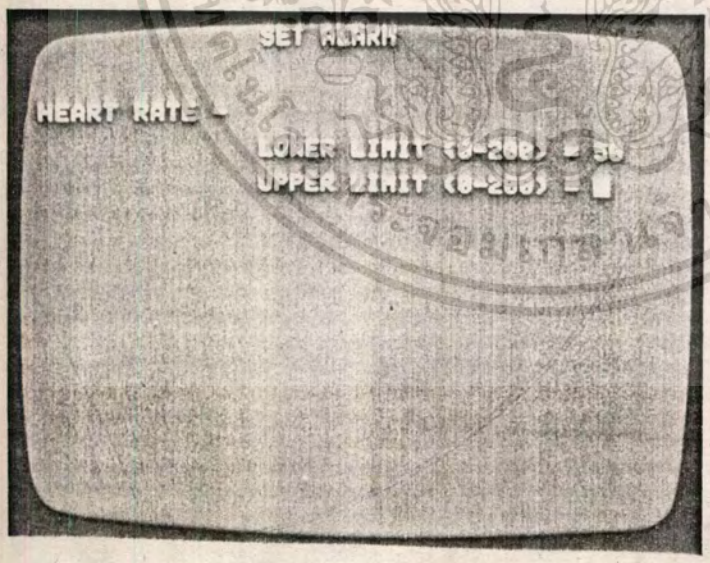
หลังจากนั้น ให้ปฏิบัติตามลำดับดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- กดคีย์ CTRL และ RESET พร้อมกัน

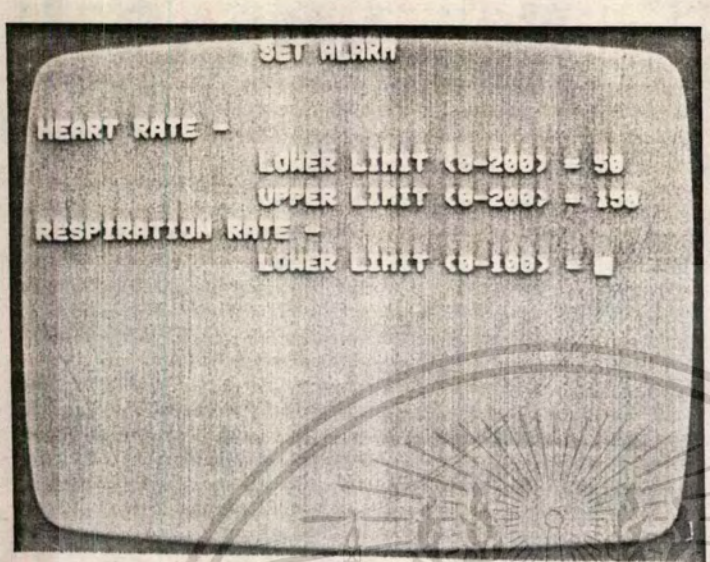


- ป้อนค่าพิกัดล่าง(LOWER LIMIT)ของเสียงเตือนของอัตราการเต้นของหัวใจ

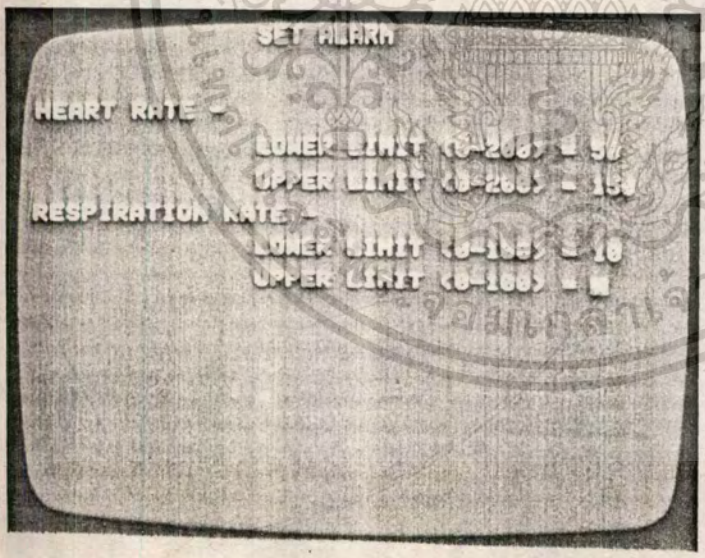


- ป้อนค่าพิกัดบน(UPPER LIMIT)ของเสียงเตือนของอัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

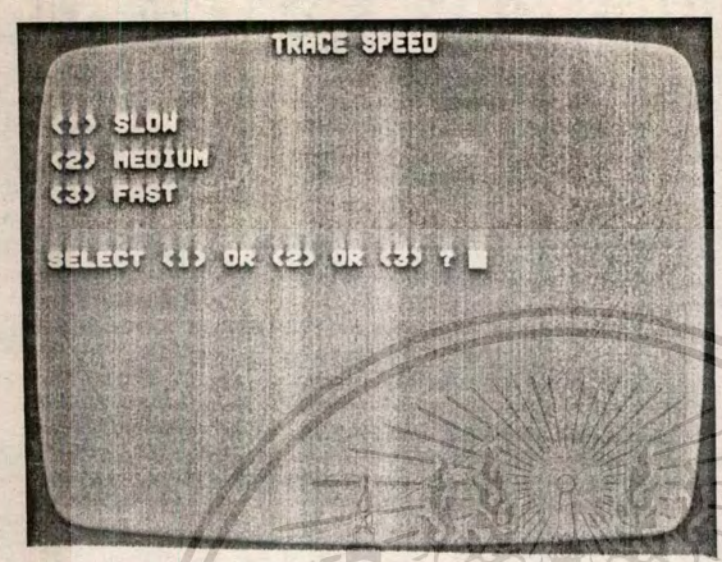


- ป้อนค่าพิกัดล่าง(LOWER LIMIT)ของเสียงเตือนของอัตราการหายใจ(RESPIRATION RATE)



- ป้อนค่าพิกัดบน(UPPER LIMIT)ของเสียงเตือนของอัตราการหายใจ(RESPIRATION RATE)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

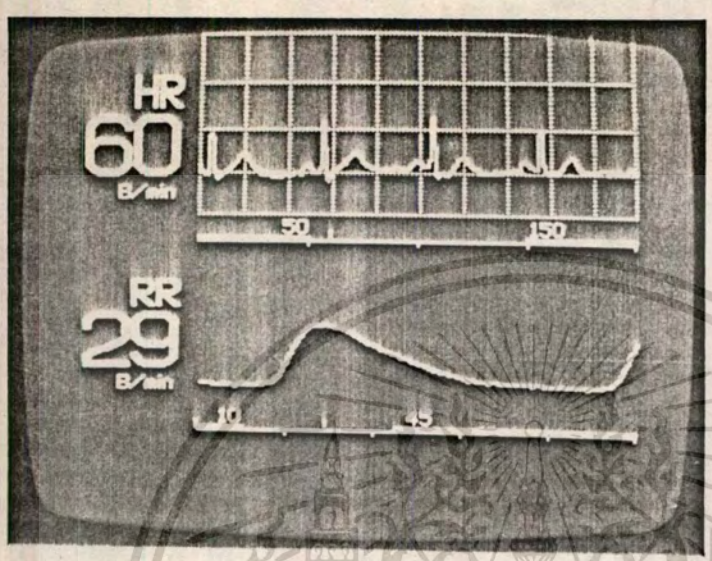


- เลือกความเร็วในการกวาดของคลื่น(TRACE SPEED)

- ต่อจากนี้ เครื่องมอนิเตอร์ก็จะทำงาน โดยการวัดและแสดงค่าและคลื่นต่างๆตลอดเวลา

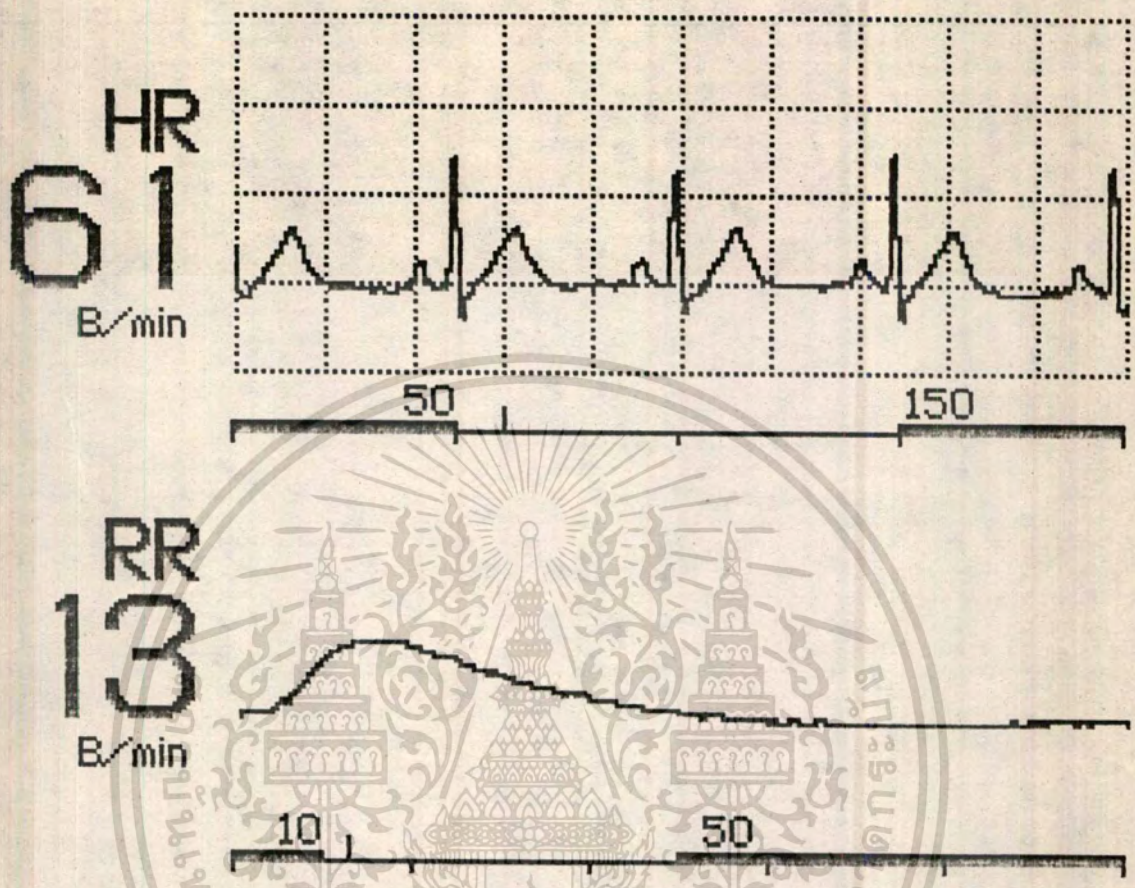
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ถ้าผู้ใช้ต้องการหยุดการกวาดของคลื่น ให้กดคีย์ F แล้วจะปรากฏมีเสกลของคลื่น ECG ดังนี้



- ถ้าต้องการให้เครื่องกลับมาแสดงคลื่นตามปกติอีก ให้กดคีย์ R
- ในขณะที่เครื่องมอนิเตอร์กำลังทำงาน เราสามารถเปลี่ยนความเร็วในการกวาดของคลื่นได้ทันที โดยการเลือกกดคีย์ 1,2 หรือ 3
- ถ้าหากมีเสียงเตือนเกิดขึ้น และต้องการปิดเสียงเตือนนั้น ให้กดคีย์ SPACE BAR
- เมื่อกดคีย์ SPACE BAR เพื่อหยุดเสียงเตือนแล้ว ต่อไปเครื่องมอนิเตอร์จะไม่สามารถให้เสียงเตือนได้อีก จนกว่าเราจะกดคีย์ O
- ถ้ามีเครื่องพิมพ์ต่ออยู่กับเครื่องมอนิเตอร์ เราสามารถพิมพ์ภาพทั้งหมดที่ปรากฏบนจอภาพลงบนกระดาษได้ โดยกดคีย์ P ก็จะได้ภาพ ดังแสดงในรูปที่ 7.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



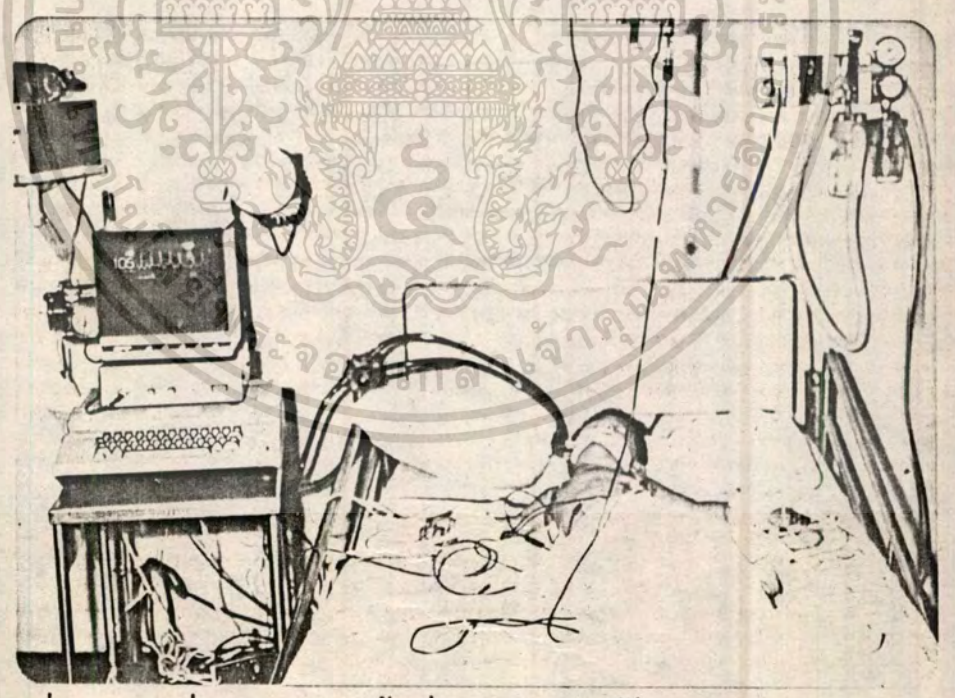
รูปที่ 7.6 ตัวอย่างการพิมพ์ภาพ จากจอภาพลงบนกระดาษ ด้วยเครื่องพิมพ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 8 สรุปผล

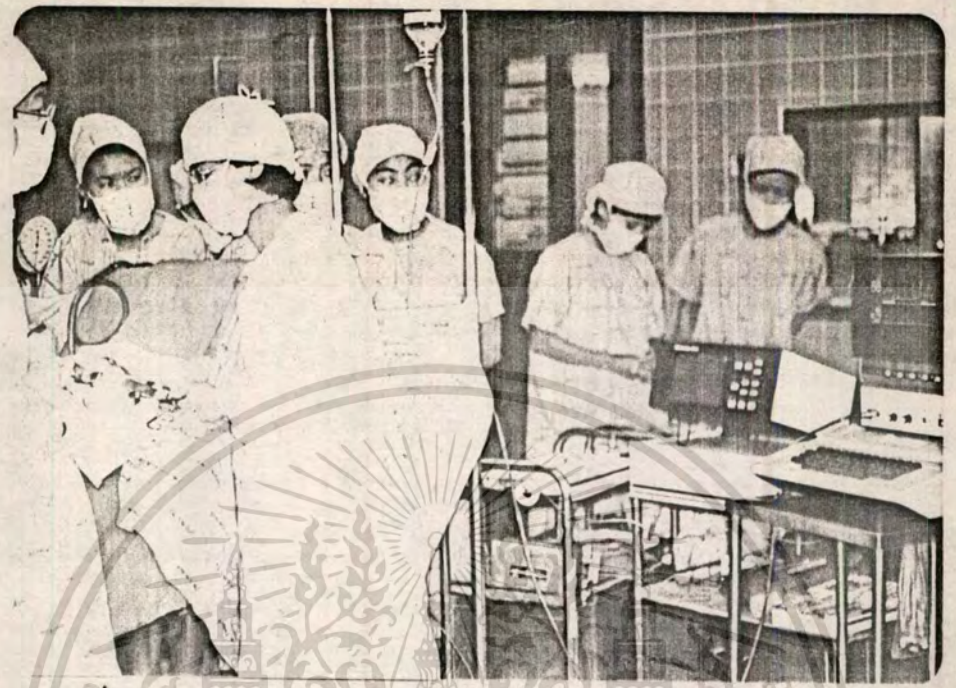
หลังจากที่ประกอบเครื่องเสร็จเรียบร้อยแล้ว ได้ทำการทดสอบเครื่อง โดยใช้เครื่องสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG simulator)และเครื่องสร้างคลื่นการหายใจ (Respiration simulator)แทนคนไข้ เป็นเวลาหลายเดือน จนกระทั่งแน่ใจว่าสามารถใช้กับคนไข้จริงได้โดยไม่มีปัญหา จึงได้นำไปทดลองใช้กับคนไข้ที่ หน่วยศัลยศาสตร์หัวใจและทรวงอก โรงพยาบาลรามาธิบดี ตั้งแต่วันที่ 9 กันยายน 2528 จนถึงวันที่ 26 มีนาคม 2529 โดยได้ทดลองใช้กับคนไข้จำนวน 54 ราย

ในการทดลองใช้กับคนไข้นั้น ได้ทดลองทั้งใน หอบำบัดพิเศษ(I.C.U. : Intensive Care Unit)(รูปที่ 8.1) และในห้องผ่าตัด(รูปที่ 8.2) นอกจากนี้ ยังได้ทดลองใช้เปรียบเทียบกับเครื่องที่สั่งซื้อจากต่างประเทศ(รูปที่ 8.3) ในการใช้งานในหอบำบัดพิเศษกับผู้ป่วยแต่ละราย จะต้องใช้ต่อเนื่องกันเป็นเวลานานโดยไม่มีการพักเครื่อง ซึ่งบางรายใช้เวลานานถึง 2 วัน

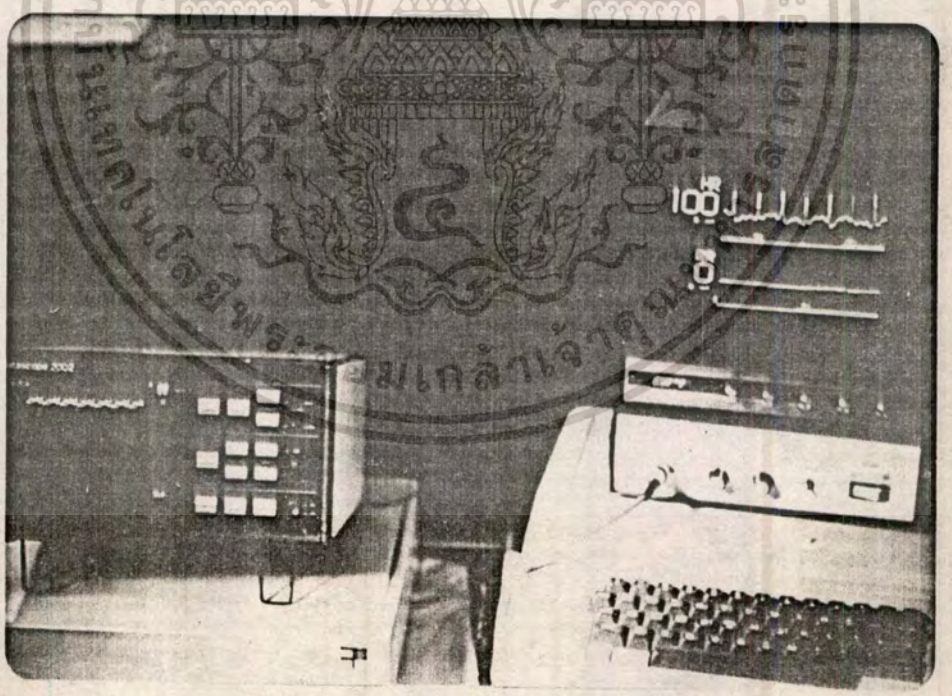


รูปที่ 8.1 ตัวอย่างขณะทดลองใช้เครื่องมอนิเตอร์กับผู้ป่วยในหอบำบัดพิเศษ หน่วยศัลยศาสตร์หัวใจและทรวงอก โรงพยาบาลรามาธิบดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8.2 ขณะทำการทดลองใช้ในห้องผ่าตัดหัวใจ โรงพยาบาลรามาธิบดี



รูปที่ 8.3 ขณะทำการทดลองใช้ในห้องผ่าตัดหัวใจ โรงพยาบาลรามาธิบดี
เปรียบเทียบการใช้งานกับเครื่องที่ซื้อจากต่างประเทศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดลองกับคนไข้ ในช่วงระยะเวลาดังกล่าว สามารถสรุปผลได้ดังนี้

1. ในการทดลองในหอบำบัดพิเศษ ซึ่งต้องใช้เวลานานโดยไม่มีการพักเครื่อง จะเกิดปัญหาขึ้นเนื่องจากความร้อนที่เกิดจากตัวอุปกรณ์ ภายในเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II โดยเฉพาะกับอุปกรณ์ตัวที่คุณสมบัติไม่ได้มาตรฐาน ปัญหานี้ สามารถแก้ได้โดยหาอุปกรณ์ที่มีคุณสมบัติได้มาตรฐานมาเปลี่ยน หรือใช้วิธีระบายความร้อนให้กับตัวอุปกรณ์ โดยใช้พัดลมดูดอากาศ สำหรับวงจรส่วนที่สร้างขึ้นเองที่นอกเหนือจากเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ APPLE II สามารถทำงานได้ดีโดยไม่มีปัญหา

2. ในการทดลองใช้ในห้องผ่าตัด การใช้งานไม่สดวกเท่าที่ควร เพราะต้องปิดเครื่องเมื่อใช้เครื่องจี้ไฟฟ้าความถี่สูง(High Frequency Surgical Unit)สำหรับตัดหรือผ่าเนื้อคนไข้ และเมื่อเปิดเครื่องใช้ใหม่จะต้องเสียเวลาในการป้อนค่าพิกัดต่างๆ ทั้งนี้เนื่องจาก ในการออกแบบเครื่องมอนิเตอร์นี้ไม่ได้ตั้งเป้าหมายเอาไว้สำหรับใช้ในห้องผ่าตัด จึงไม่ได้ทำวงจรป้องกันในส่วนนี้เอาไว้ ส่วนการทำงานของเครื่องก็ยังคงใช้งานได้ดีในห้องผ่าตัด

3. การเปรียบเทียบการใช้งานกับเครื่องที่ซื้อจากต่างประเทศ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ และแสดงบนจอภาพ มีลักษณะเหมือนกัน ส่วนรูปคลื่นของการหายใจนั้น เครื่องที่ซื้อจากต่างประเทศไม่สามารถวัดได้จึงไม่สามารถเปรียบเทียบกันได้ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจวัดได้บางครั้งก็ตรงกัน บางครั้งก็แตกต่างกัน 1 หรือ 2 ครั้งต่อนาที ซึ่งยังถือว่าเป็นค่าที่ถูกต้องและใช้ได้ การที่มีค่าแตกต่างกันในบางครั้ง เนื่องจาก เครื่องทั้งสองใช้เวลาในการอ่านค่าใหม่ไม่เท่ากัน ดังนั้น การเปลี่ยนค่าจึงไม่ตรงในเวลาเดียวกัน สำหรับค่าอัตราการหายใจ ตรวจสอบด้วยวิธีนับลูกคลื่นของการหายใจปรากฏว่าได้ค่าที่ถูกต้องในบางครั้ง และผิดพลาดเล็กน้อยในบางครั้ง แต่เป็นค่าที่ยอมรับว่าใช้ได้ การได้ค่าผิดพลาดเล็กน้อย เนื่องจาก ในการตรวจสอบด้วยการนับลูกคลื่น อาจจะเริ่มต้นนับไม่ตรงกับของเครื่อง และเวลาที่ใช้ในการนับอาจจะไม่เท่ากัน

4. การติดขั้วอีเล็คโตรดที่ตัวของคนไข้ ถ้าไม่ติดตามตำแหน่งที่แสดงไว้ในรูปที่ 2.9 อันเนื่องมาจากบริเวณนั้นมีแผลจากการผ่าตัด ในบางครั้งจะไม่สามารถวัดการหายใจได้ ซึ่งปัญหานี้จะไม่สามารถแก้ได้

5. สายเคเบิ้ลที่ต่อจากคนไข้ไปยังเครื่องมอนิเตอร์ อาจจะถูกพับงอหรือถูกของแข็งทับบ่อยครั้ง ทำให้สายตัวนำภายในขาดได้ง่าย จึงเป็นปัญหาในการวัด กรณีนี้ แก้ได้โดยที่ผู้ใช้จะต้องมีความระวัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากปัญหาดังกล่าวแล้ว ผู้ใช้ยอมรับว่า เครื่องมอนิเตอร์นี้สามารถใช้งานได้ดี และจะเป็นประโยชน์มาก ถ้าได้รับการพัฒนาต่อไปจนสามารถผลิตขึ้นใช้ได้เองภายในประเทศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก.

ข้อมูลที่เก็บอยู่ใน ROM#0 ของแผ่นเก็บโปรแกรม เป็นคำสั่งที่ใช้ในการย้ายข้อมูลที่อยู่ใน ROM#1 และ ROM#2 ไปเก็บใน RAM ของเครื่อง APPLE IIe

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
C400-   A9 01       LDA   #$01
C402-   85 67       STA   $67
C404-   A9 08       LDA   #$08
C406-   85 68       STA   $68
C408-   A9 61       LDA   #$61
C40A-   85 69       STA   $69
C40C-   85 6B       STA   $6B
C40E-   85 6D       STA   $6D
C410-   85 AF       STA   $AF
C412-   A9 0E       LDA   #$0E
C414-   85 6A       STA   $6A
C416-   85 6C       STA   $6C
C418-   85 6E       STA   $6E
C41A-   85 B0       STA   $B0
C41C-   A9 00       LDA   #$00
C41E-   85 26       STA   $26
C420-   A9 08       LDA   #$08
C422-   85 27       STA   $27
C424-   A9 20       LDA   #$20
C426-   85 50       STA   $50
C428-   A9 80       LDA   #$80
C42A-   85 51       STA   $51
C42C-   AD C0 C0    LDA   $C0C0
C42F-   A0 00       LDY   #$00
C431-   91 26       STA   ($26),Y
C433-   18         CLC
C434-   A5 26       LDA   $26
C436-   69 01       ADC   #$01
C438-   85 26       STA   $26
C43A-   A5 27       LDA   $27
C43C-   69 00       ADC   #$00
C43E-   85 27       STA   $27
C440-   C6 51       DEC   $51
C442-   D0 E8       BNE   $C42C
C444-   C6 50       DEC   $50
C446-   D0 E0       BNE   $C428
C448-   A9 00       LDA   #$00
C44A-   85 26       STA   $26
C44C-   A9 60       LDA   #$60
C44E-   85 27       STA   $27
C450-   A9 20       LDA   #$20
C452-   85 50       STA   $50
C454-   A9 80       LDA   #$80
C456-   85 51       STA   $51
C458-   AD C1 C0    LDA   $C0C1
C45B-   A0 00       LDY   #$00
C45D-   91 26       STA   ($26),Y
C45F-   18         CLC
C460-   A5 26       LDA   $26
C462-   69 01       ADC   #$01
C464-   85 26       STA   $26
C466-   A5 27       LDA   $27
C468-   69 00       ADC   #$00
C46A-   85 27       STA   $27
C46C-   C6 51       DEC   $51
C46E-   D0 E8       BNE   $C458
C470-   C6 50       DEC   $50
C472-   D0 E0       BNE   $C454
C474-   20 66 D5    JSR   $D566
C477-   60         RTS
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข.

โปรแกรมการทำงานของเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ส่วนที่เป็นภาษาเบสิค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
20  POKE 232,0: POKE 233,18
30  HOME : HTAB 15: PRINT "SET AL
    ARM"
40  VTAB 5: PRINT "HEART RATE -"
50  VTAB 7: HTAB 15: INPUT "LOWER
     LIMIT (0-200) = ";N
60  VTAB 9: HTAB 15: INPUT "UPPER
     LIMIT (0-200) = ";O
70  VTAB 11: PRINT "RESPIRATION R
    ATE -"
80  VTAB 13: HTAB 15: INPUT "LOWE
    R LIMIT (0-100) = ";P
90  VTAB 15: HTAB 15: INPUT "UPPE
    R LIMIT (0-100) = ";Q
100  HOME : HTAB 15: PRINT "TRACE
     SPEED"
110  VTAB 5: PRINT "(1) SLOW"
120  VTAB 7: PRINT "(2) MEDIUM"
121  VTAB 9: PRINT "(3) FAST"
130  VTAB 13: INPUT "SELECT (1) O
    R (2) OR (3) ? ";S
140  IF S = 1 THEN R = 81
150  IF S = 2 THEN R = 51
151  IF S = 3 THEN R = 27
160  IF S < 1 OR S > 3 THEN 130
170  FOR T = 1 TO 500: NEXT T
190  HOME : HGR2 : HCOLOR= 3: SCALE=
    1: ROT= 0
200  HPLOT 70,93 TO 270,93
210  HPLOT 70,93 TO 70,95: HPLOT
    120,93 TO 120,95: HPLOT 170,
    93 TO 170,95: HPLOT 220,93 TO
    220,95: HPLOT 270,93 TO 270,
    95
220  HPLOT 70,189 TO 270,189
230  HPLOT 70,189 TO 70,191: HPLOT
    110,189 TO 110,191: HPLOT 15
    0,189 TO 150,191: HPLOT 190,
    189 TO 190,191: HPLOT 230,18
    9 TO 230,191: HPLOT 270,189 TO
    270,191
240 L1 = 70 + N:U1 = 70 + O:L2 =
    70 + P * 2:U2 = 70 + Q * 2
250  HPLOT 70,92 TO L1,92: HPLOT
    70,91 TO L1,91: HPLOT U1,92 TO
    270,92: HPLOT U1,91 TO 270,9
    1
260  HPLOT 70,188 TO L2,188: HPLOT
    70,187 TO L2,187: HPLOT U2,1
    88 TO 270,188: HPLOT U2,187 TO
    270,187
270 AL1 =  INT (N / 100)
280 BL1 =  INT ((N - AL1 * 100) /
    10)
290 CL1 =  INT (N - AL1 * 100 - B
    L1 * 10)
```

เอกสารนี้มีเจตนาที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
300  XDRAW CL1 + 1 AT L1 - 5,89
310  IF N < 10 THEN 350
320  XDRAW BL1 + 1 AT L1 - 11,89
330  IF N < 100 THEN 350
340  XDRAW AL1 + 1 AT L1 - 17,89
350 AU1 =  INT (O / 100)
360 BU1 =  INT ((O - AU1 * 100) /
     10)
370 CU1 =  INT (O - AU1 * 100 - B
     U1 * 10)
380  XDRAW CU1 + 1 AT U1 + 12,89
390  IF O < 10 THEN 430
400  XDRAW BU1 + 1 AT U1 + 6,89
410  IF O < 100 THEN 430
420  XDRAW AU1 + 1 AT U1,89
430 AL2 =  INT (P / 100)
440 BL2 =  INT ((P - AL2 * 100) /
     10)
450 CL2 =  INT (P - AL2 * 100 - B
     L2 * 10)
460  XDRAW CL2 + 1 AT L2 - 5,185
470  IF P < 10 THEN 510
480  XDRAW BL2 + 1 AT L2 - 11,185

490  IF P < 100 THEN 510
500  XDRAW AL2 + 1 AT L2 - 17,185

510 AU2 =  INT (Q / 100)
520 BU2 =  INT ((Q - AU2 * 100) /
     10)
530 CU2 =  INT (Q - AU2 * 100 - B
     U2 * 10)
540  XDRAW CU2 + 1 AT U2 + 12,185

550  IF Q < 10 THEN 590
560  XDRAW BU2 + 1 AT U2 + 6,185
570  IF Q < 100 THEN 590
580  XDRAW AU2 + 1 AT U2,185
590  XDRAW 11 AT 0,92: XDRAW 11 AT
     0,188
600  XDRAW 12 AT 42,30
610  XDRAW 13 AT 42,126
620  XDRAW 14 AT 36,72
630  XDRAW 14 AT 36,168
650  POKE 24856,N: POKE 24857,O: POKE
     24858,P: POKE 24859,Q: POKE
     26565,R
660  CALL 27331
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค.

โปรแกรมการทำงานของเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ส่วนที่เป็นภาษาเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6400-   A2 08       LDX   #$08
6402-   0E 29 61    ASL   $6129
6405-   0E 27 61    ASL   $6127
6408-   2A          ROL
6409-   CD 28 61    CMP   $6128
640C-   90 06       BCC   $6414
640E-   ED 28 61    SBC   $6128
6411-   EE 29 61    INC   $6129
6414-   CA          DEX
6415-   D0 EB       BNE   $6402
6417-   8D 2A 61    STA   $612A
641A-   60          RTS
641B-   A2 08       LDX   #$08
641D-   A9 00       LDA   #$00
641F-   8D 24 61    STA   $6124
6422-   8D 23 61    STA   $6123
6425-   0A          ASL
6426-   2E 24 61    ROL   $6124
6429-   0E 26 61    ASL   $6126
642C-   90 09       BCC   $6437
642E-   18          CLC
642F-   6D 25 61    ADC   $6125
6432-   90 03       BCC   $6437
6434-   EE 24 61    INC   $6124
6437-   CA          DEX
6438-   D0 EB       BNE   $6425
643A-   8D 23 61    STA   $6123
643D-   60          RTS
643E-   20 1E FB    JSR   $FB1E
6441-   8C 1E 61    STY   $611E
6444-   A9 FF       LDA   #$FF
6446-   CA          DEX
6447-   8A          TXA
6448-   AA          TAX
6449-   8A          TXA
644A-   AA          TAX
644B-   D0 F9       BNE   $6446
644D-   60          RTS
644E-   20 3E 64    JSR   $643E
6451-   AD 1E 61    LDA   $611E
6454-   8D 27 61    STA   $6127
6457-   A9 64       LDA   #$64
6459-   8D 28 61    STA   $6128
645C-   A9 00       LDA   #$00
645E-   8D 29 61    STA   $6129
6461-   A9 00       LDA   #$00
6463-   20 00 64    JSR   $6400
6466-   AD 29 61    LDA   $6129
6469-   8D 1F 61    STA   $611F
646C-   8D 25 61    STA   $6125
646F-   A9 64       LDA   #$64
6471-   8D 26 61    STA   $6126
6474-   20 1B 64    JSR   $641B
6477-   38          SEC
6478-   AD 1E 61    LDA   $611E
647B-   ED 23 61    SBC   $6123
647E-   8D 22 61    STA   $6122
6481-   8D 27 61    STA   $6127
6484-   A9 0A       LDA   #$0A
6486-   8D 28 61    STA   $6128
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6489-   A9 00      LDA   #$00
648B-   20 00 64   JSR   $6400
648E-   AD 29 61   LDA   $6129
6491-   8D 20 61   STA   $6120
6494-   8D 25 61   STA   $6125
6497-   A9 0A      LDA   #$0A
6499-   8D 26 61   STA   $6126
649C-   20 1B 64   JSR   $641B
649F-   38         SEC
64A0-   AD 22 61   LDA   $6122
64A3-   ED 23 61   SBC   $6123
64A6-   8D 21 61   STA   $6121
64A9-   60         RTS
64AA-   AD 32 61   LDA   $6132
64AD-   8D BC 64   STA   $64BC
64B0-   AD 33 61   LDA   $6133
64B3-   8D BD 64   STA   $64BD
64B6-   A2 08      LDX   #$08
64B8-   AD C8 83   LDA   $83C8
64BB-   8D 51 60   STA   $6051
64BE-   18         CLC
64BF-   A9 01      LDA   #$01
64C1-   6D B9 64   ADC   $64B9
64C4-   8D B9 64   STA   $64B9
64C7-   A9 00      LDA   #$00
64C9-   6D BA 64   ADC   $64BA
64CC-   8D BA 64   STA   $64BA
64CF-   18         CLC
64D0-   A9 04      LDA   #$04
64D2-   6D BD 64   ADC   $64BD
64D5-   8D BD 64   STA   $64BD
64D8-   CA         DEX
64D9-   D0 DD      BNE   $64B8
64DB-   60         RTS
64DC-   A0 03      LDY   #$03
64DE-   AD 30 61   LDA   $6130
64E1-   8D 32 61   STA   $6132
64E4-   AD 31 61   LDA   $6131
64E7-   8D 33 61   STA   $6133
64EA-   20 AA 64   JSR   $64AA
64ED-   18         CLC
64EE-   A9 01      LDA   #$01
64F0-   6D 30 61   ADC   $6130
64F3-   8D 30 61   STA   $6130
64F6-   A9 00      LDA   #$00
64F8-   6D 31 61   ADC   $6131
64FB-   8D 31 61   STA   $6131
64FE-   88         DEY
64FF-   D0 DD      BNE   $64DE
6501-   60         RTS
6502-   AD 2C 61   LDA   $612C
6505-   8D B9 64   STA   $64B9
6508-   AD 2D 61   LDA   $612D
650B-   8D BA 64   STA   $64BA
650E-   A9 04      LDA   #$04
6510-   8D 2B 61   STA   $612B
6513-   AD 2E 61   LDA   $612E
6516-   8D 30 61   STA   $6130
6519-   AD 2F 61   LDA   $612F
651C-   8D 31 61   STA   $6131
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ในกรณีที่ทำขึ้น ทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
651F-   20 DC 64    JSR   $64DC
6522-   18          CLC
6523-   A9 80       LDA   #$80
6525-   6D 2E 61    ADC   $612E
6528-   8D 2E 61    STA   $612E
652B-   A9 00       LDA   #$00
652D-   6D 2F 61    ADC   $612F
6530-   8D 2F 61    STA   $612F
6533-   CE 2B 61    DEC   $612B
6536-   D0 DB       BNE   $6513
6538-   60          RTS
6539-   8D 25 61    STA   $6125
653C-   A9 60       LDA   #$60
653E-   8D 26 61    STA   $6126
6541-   20 1B 64    JSR   $641B
6544-   18          CLC
6545-   A9 80       LDA   #$80
6547-   6D 23 61    ADC   $6123
654A-   8D 2C 61    STA   $612C
654D-   A9 13       LDA   #$13
654F-   6D 24 61    ADC   $6124
6552-   8D 2D 61    STA   $612D
6555-   20 02 65    JSR   $6502
6558-   60          RTS
6559-   A9 06       LDA   #$06
655B-   8D 2E 61    STA   $612E
655E-   A9 42       LDA   #$42
6560-   8D 2F 61    STA   $612F
6563-   AD 21 61    LDA   $6121
6566-   20 39 65    JSR   $6539
6569-   A9 09       LDA   #$09
656B-   CD 1E 61    CMP   $611E
656E-   10 28       BPL   $6598
6570-   A9 03       LDA   #$03
6572-   8D 2E 61    STA   $612E
6575-   A9 42       LDA   #$42
6577-   8D 2F 61    STA   $612F
657A-   AD 20 61    LDA   $6120
657D-   20 39 65    JSR   $6539
6580-   A9 63       LDA   #$63
6582-   CD 1E 61    CMP   $611E
6585-   10 28       BPL   $65AF
6587-   A9 00       LDA   #$00
6589-   8D 2E 61    STA   $612E
658C-   A9 42       LDA   #$42
658E-   8D 2F 61    STA   $612F
6591-   AD 1F 61    LDA   $611F
6594-   20 39 65    JSR   $6539
6597-   60          RTS
6598-   A9 40       LDA   #$40
659A-   8D 2C 61    STA   $612C
659D-   A9 17       LDA   #$17
659F-   8D 2D 61    STA   $612D
65A2-   A9 03       LDA   #$03
65A4-   8D 2E 61    STA   $612E
65A7-   A9 42       LDA   #$42
65A9-   8D 2F 61    STA   $612F
65AC-   20 02 65    JSR   $6502
65AF-   A9 40       LDA   #$40
65B1-   8D 2C 61    STA   $612C
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
65B4-   A9 17      LDA   #$17
65B6-   8D 2D 61   STA   $612D
65B9-   A9 00      LDA   #$00
65BB-   8D 2E 61   STA   $612E
65BE-   A9 42      LDA   #$42
65C0-   8D 2F 61   STA   $612F
65C3-   20 02 65   JSR   $6502
65C6-   60         RTS
65C7-   A9 56      LDA   #$56
65C9-   8D 2E 61   STA   $612E
65CC-   A9 40      LDA   #$40
65CE-   8D 2F 61   STA   $612F
65D1-   AD 21 61   LDA   $6121
65D4-   20 39 65   JSR   $6539
65D7-   A9 09      LDA   #$09
65D9-   CD 1E 61   CMP   $611E
65DC-   10 28      BPL   $6606
65DE-   A9 53      LDA   #$53
65E0-   8D 2E 61   STA   $612E
65E3-   A9 40      LDA   #$40
65E5-   8D 2F 61   STA   $612F
65E8-   AD 20 61   LDA   $6120
65EB-   20 39 65   JSR   $6539
65EE-   A9 63      LDA   #$63
65F0-   CD 1E 61   CMP   $611E
65F3-   10 28      BPL   $661D
65F5-   A9 50      LDA   #$50
65F7-   8D 2E 61   STA   $612E
65FA-   A9 40      LDA   #$40
65FC-   8D 2F 61   STA   $612F
65FF-   AD 1F 61   LDA   $611F
6602-   20 39 65   JSR   $6539
6605-   60         RTS
6606-   A9 40      LDA   #$40
6608-   8D 2C 61   STA   $612C
660B-   A9 17      LDA   #$17
660D-   8D 2D 61   STA   $612D
6610-   A9 53      LDA   #$53
6612-   8D 2E 61   STA   $612E
6615-   A9 40      LDA   #$40
6617-   8D 2F 61   STA   $612F
661A-   20 02 65   JSR   $6502
661D-   A9 40      LDA   #$40
661F-   8D 2C 61   STA   $612C
6622-   A9 17      LDA   #$17
6624-   8D 2D 61   STA   $612D
6627-   A9 50      LDA   #$50
6629-   8D 2E 61   STA   $612E
662C-   A9 40      LDA   #$40
662E-   8D 2F 61   STA   $612F
6631-   20 02 65   JSR   $6502
6634-   60         RTS
6635-   AD 38 61   LDA   $6138
6638-   8D 34 61   STA   $6134
663B-   AD 39 61   LDA   $6139
663E-   8D 35 61   STA   $6135
6641-   18         CLC
6642-   A9 46      LDA   #$46
6644-   6D 1E 61   ADC   $611E
6647-   8D 38 61   STA   $6138
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ในกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
664A-   90 05       BCC   $6651
664C-   A9 01       LDA   #$01
664E-   8D 39 61    STA   $6139
6651-   A2 0B       LDX   #$0B
6653-   20 30 F7    JSR   $F730
6656-   AE 34 61    LDX   $6134
6659-   AC 35 61    LDY   $6135
665C-   A9 5C       LDA   #$5C
665E-   20 11 F4    JSR   $F411
6661-   A6 1A       LDX   $1A
6663-   A4 1B       LDY   $1B
6665-   A9 00       LDA   #$00
6667-   20 5D F6    JSR   $F65D
666A-   A2 0B       LDX   #$0B
666C-   20 30 F7    JSR   $F730
666F-   AE 38 61    LDX   $6138
6672-   AC 39 61    LDY   $6139
6675-   A9 5C       LDA   #$5C
6677-   20 11 F4    JSR   $F411
667A-   A6 1A       LDX   $1A
667C-   A4 1B       LDY   $1B
667E-   A9 00       LDA   #$00
6680-   20 5D F6    JSR   $F65D
6683-   60          RTS
6684-   AD 3A 61    LDA   $613A
6687-   8D 36 61    STA   $6136
668A-   AD 3B 61    LDA   $613B
668D-   8D 37 61    STA   $6137
6690-   AD 1E 61    LDA   $611E
6693-   8D 25 61    STA   $6125
6696-   A9 02       LDA   #$02
6698-   8D 26 61    STA   $6126
669B-   20 1B 64    JSR   $641B
669E-   18          CLC
669F-   A9 46       LDA   #$46
66A1-   6D 23 61    ADC   $6123
66A4-   8D 3A 61    STA   $613A
66A7-   A9 00       LDA   #$00
66A9-   6D 24 61    ADC   $6124
66AC-   8D 3B 61    STA   $613B
66AF-   A2 0B       LDX   #$0B
66B1-   20 30 F7    JSR   $F730
66B4-   AE 36 61    LDX   $6136
66B7-   AC 37 61    LDY   $6137
66BA-   A9 BC       LDA   #$BC
66BC-   20 11 F4    JSR   $F411
66BF-   A6 1A       LDX   $1A
66C1-   A4 1B       LDY   $1B
66C3-   A9 00       LDA   #$00
66C5-   20 5D F6    JSR   $F65D
66C8-   A2 0B       LDX   #$0B
66CA-   20 30 F7    JSR   $F730
66CD-   AE 3A 61    LDX   $613A
66D0-   AC 3B 61    LDY   $613B
66D3-   A9 BC       LDA   #$BC
66D5-   20 11 F4    JSR   $F411
66D8-   A6 1A       LDX   $1A
66DA-   A4 1B       LDY   $1B
66DC-   A9 00       LDA   #$00
66DE-   20 5D F6    JSR   $F65D
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
66E1-   60          RTS
66E2-   A9 60       LDA   #$60
66E4-   85 01       STA   $01
66E6-   AD 30 C0    LDA   $C030
66E9-   88          DEY
66EA-   D0 04       BNE   $66F0
66EC-   C6 01       DEC   $01
66EE-   F0 08       BEQ   $66F8
66F0-   CA          DEX
66F1-   D0 F6       BNE   $66E9
66F3-   A6 00       LDX   $00
66F5-   4C E6 66    JMP   $66E6
66F8-   A9 60       LDA   #$60
66FA-   85 01       STA   $01
66FC-   AD 30 C0    LDA   $C030
66FF-   88          DEY
6700-   D0 04       BNE   $6706
6702-   C6 01       DEC   $01
6704-   F0 08       BEQ   $670E
6706-   CA          DEX
6707-   D0 F6       BNE   $66FF
6709-   A6 C8       LDX   $C8
670B-   4C FC 66    JMP   $66FC
670E-   AD 00 C0    LDA   $C000
6711-   C9 A0       CMP   #$A0
6713-   F0 03       BEQ   $6718
6715-   4C E2 66    JMP   $66E2
6718-   20 84 67    JSR   $6784
671B-   60          RTS
671C-   AD 00 C0    LDA   $C000
671F-   C9 C6       CMP   #$C6
6721-   F0 01       BEQ   $6724
6723-   60          RTS
6724-   20 A1 6B    JSR   $6BA1
6727-   AD 00 C0    LDA   $C000
672A-   C9 D2       CMP   #$D2
672C-   F0 03       BEQ   $6731
672E-   4C 27 67    JMP   $6727
6731-   A9 00       LDA   #$00
6733-   85 E4       STA   $E4
6735-   20 A5 6B    JSR   $6BA5
6738-   60          RTS
6739-   00          BRK
673A-   00          BRK
673B-   00          BRK
673C-   00          BRK
673D-   00          BRK
673E-   A9 C8       LDA   #$C8
6740-   85 01       STA   $01
6742-   AD 30 C0    LDA   $C030
6745-   88          DEY
6746-   D0 04       BNE   $674C
6748-   C6 01       DEC   $01
674A-   F0 08       BEQ   $6754
674C-   CA          DEX
674D-   D0 F6       BNE   $6745
674F-   A6 00       LDX   $00
6751-   4C 42 67    JMP   $6742
6754-   A9 C8       LDA   #$C8
6756-   85 01       STA   $01
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6758-   AD 30 C0    LDA   $C030
675B-   88           DEY
675C-   D0 04        BNE   $6762
675E-   C6 01        DEC   $01
6760-   F0 08        BEQ   $676A
6762-   CA           DEX
6763-   D0 F6        BNE   $675B
6765-   A6 FF        LDX   $FF
6767-   4C 58 67     JMP   $6758
676A-   AD 00 C0    LDA   $C000
676D-   C9 A0        CMP   #$A0
676F-   F0 03        BEQ   $6774
6771-   4C 3E 67     JMP   $673E
6774-   20 84 67     JSR   $6784
6777-   60           RTS
6778-   AD 00 C0    LDA   $C000
677B-   C9 A0        CMP   #$A0
677D-   F0 05        BEQ   $6784
677F-   C9 CF        CMP   #$CF
6781-   F0 0F        BEQ   $6792
6783-   60           RTS
6784-   A9 60        LDA   #$60
6786-   8D 9A 67     STA   $679A
6789-   8D AF 67     STA   $67AF
678C-   A9 00        LDA   #$00
678E-   8D 10 C0    STA   $C010
6791-   60           RTS
6792-   A9 AD        LDA   #$AD
6794-   4C 86 67     JMP   $6786
6797-   00           BRK
6798-   00           BRK
6799-   00           BRK
679A-   AD 18 61     LDA   $6118
679D-   CD 1E 61     CMP   $611E
67A0-   10 09        BPL   $67AB
67A2-   AD 19 61     LDA   $6119
67A5-   CD 1E 61     CMP   $611E
67A8-   30 01        BMI   $67AB
67AA-   60           RTS
67AB-   20 E2 66     JSR   $66E2
67AE-   60           RTS
67AF-   AD 1A 61     LDA   $611A
67B2-   CD 1E 61     CMP   $611E
67B5-   10 09        BPL   $67C0
67B7-   AD 1B 61     LDA   $611B
67BA-   CD 1E 61     CMP   $611E
67BD-   30 01        BMI   $67C0
67BF-   60           RTS
67C0-   20 3E 67     JSR   $673E
67C3-   60           RTS
67C4-   A9 00        LDA   #$00
67C6-   20 A8 FC     JSR   $FCA8
67C9-   60           RTS
67CA-   00           BRK
67CB-   00           BRK
67CC-   00           BRK
67CD-   00           BRK
67CE-   00           BRK
67CF-   00           BRK
67D0-   00           BRK
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
67D1-   00          BRK
67D2-   00          BRK
67D3-   AE 3E 61    LDX   $613E
67D6-   AC 3F 61    LDY   $613F
67D9-   AD 47 60    LDA   $6047
67DC-   20 11 F4    JSR   $F411
67DF-   AD 40 61    LDA   $6140
67E2-   AE 41 61    LDX   $6141
67E5-   AC 48 60    LDY   $6048
67E8-   20 3A F5    JSR   $F53A
67EB-   60          RTS
67EC-   AE 3E 61    LDX   $613E
67EF-   AC 3F 61    LDY   $613F
67F2-   AD 47 62    LDA   $6247
67F5-   20 11 F4    JSR   $F411
67F8-   AD 40 61    LDA   $6140
67FB-   AE 41 61    LDX   $6141
67FE-   AC 48 62    LDY   $6248
6801-   20 3A F5    JSR   $F53A
6804-   60          RTS
6805-   AD 44 61    LDA   $6144
6808-   8D DA 67    STA   $67DA
680B-   AD 45 61    LDA   $6145
680E-   8D DB 67    STA   $67DB
6811-   AD 46 61    LDA   $6146
6814-   8D E6 67    STA   $67E6
6817-   AD 47 61    LDA   $6147
681A-   8D E7 67    STA   $67E7
681D-   AD 4A 61    LDA   $614A
6820-   8D F3 67    STA   $67F3
6823-   AD 4B 61    LDA   $614B
6826-   8D F4 67    STA   $67F4
6829-   AD 4C 61    LDA   $614C
682C-   8D FF 67    STA   $67FF
682F-   AD 4D 61    LDA   $614D
6832-   8D 00 68    STA   $6800
6835-   60          RTS
6836-   AE 3C 61    LDX   $613C
6839-   AC 3D 61    LDY   $613D
683C-   AD 46 60    LDA   $6046
683F-   20 11 F4    JSR   $F411
6842-   AD 3E 61    LDA   $613E
6845-   AE 3F 61    LDX   $613F
6848-   AC 47 60    LDY   $6047
684B-   20 3A F5    JSR   $F53A
684E-   60          RTS
684F-   AE 3C 61    LDX   $613C
6852-   AC 3D 61    LDY   $613D
6855-   AD 46 62    LDA   $6246
6858-   20 11 F4    JSR   $F411
685B-   AD 3E 61    LDA   $613E
685E-   AE 3F 61    LDX   $613F
6861-   AC 47 62    LDY   $6247
6864-   20 3A F5    JSR   $F53A
6867-   60          RTS
6868-   AD 42 61    LDA   $6142
686B-   8D 3D 68    STA   $683D
686E-   AD 43 61    LDA   $6143
6871-   8D 3E 68    STA   $683E
6874-   AD 44 61    LDA   $6144
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6877-   8D 49 68    STA   $6849
687A-   AD 45 61    LDA   $6145
687D-   8D 4A 68    STA   $684A
6880-   AD 48 61    LDA   $6148
6883-   8D 56 68    STA   $6856
6886-   AD 49 61    LDA   $6149
6889-   8D 57 68    STA   $6857
688C-   AD 4A 61    LDA   $614A
688F-   8D 62 68    STA   $6862
6892-   AD 4B 61    LDA   $614B
6895-   8D 63 68    STA   $6863
6898-   60          RTS
6899-   A9 00       LDA   #$00
689B-   8D A7 C0    STA   $C0A7
689E-   AD A7 C0    LDA   $C0A7
68A1-   8D 47 62    STA   $6247
68A4-   C9 4F       CMP   #$4F
68A6-   30 05       BMI   $68AD
68A8-   A9 4F       LDA   #$4F
68AA-   8D 47 62    STA   $6247
68AD-   60          RTS
68AE-   AD 4A 61    LDA   $614A
68B1-   8D AB 68    STA   $68AB
68B4-   8D A2 68    STA   $68A2
68B7-   AD 4B 61    LDA   $614B
68BA-   8D AC 68    STA   $68AC
68BD-   8D A3 68    STA   $68A3
68C0-   60          RTS
68C1-   A9 00       LDA   #$00
68C3-   8D A6 C0    STA   $C0A6
68C6-   AD A6 C0    LDA   $C0A6
68C9-   8D 47 60    STA   $6047
68CC-   C9 60       CMP   #$60
68CE-   10 06       BPL   $68D6
68D0-   A9 60       LDA   #$60
68D2-   8D 47 60    STA   $6047
68D5-   60          RTS
68D6-   AD 47 60    LDA   $6047
68D9-   C9 AF       CMP   #$AF
68DB-   30 05       BMI   $68E2
68DD-   A9 AF       LDA   #$AF
68DF-   8D 47 60    STA   $6047
68E2-   60          RTS
68E3-   AD 44 61    LDA   $6144
68E6-   8D CA 68    STA   $68CA
68E9-   8D D3 68    STA   $68D3
68EC-   8D D7 68    STA   $68D7
68EF-   8D E0 68    STA   $68E0
68F2-   AD 45 61    LDA   $6145
68F5-   8D CB 68    STA   $68CB
68F8-   8D D4 68    STA   $68D4
68FB-   8D D8 68    STA   $68D8
68FE-   8D E1 68    STA   $68E1
6901-   60          RTS
6902-   AD 3E 61    LDA   $613E
6905-   8D 3C 61    STA   $613C
6908-   AD 3F 61    LDA   $613F
690B-   8D 3D 61    STA   $613D
690E-   AD 40 61    LDA   $6140
6911-   8D 3E 61    STA   $613E
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6914-   AD 41 61     LDA   $6141
6917-   8D 3F 61     STA   $613F
691A-   18           CLC
691B-   AD 40 61     LDA   $6140
691E-   69 01        ADC   #$01
6920-   8D 40 61     STA   $6140
6923-   AD 41 61     LDA   $6141
6926-   69 00        ADC   #$00
6928-   8D 41 61     STA   $6141
692B-   AD 44 61     LDA   $6144
692E-   8D 42 61     STA   $6142
6931-   AD 45 61     LDA   $6145
6934-   8D 43 61     STA   $6143
6937-   AD 46 61     LDA   $6146
693A-   8D 44 61     STA   $6144
693D-   AD 47 61     LDA   $6147
6940-   8D 45 61     STA   $6145
6943-   18           CLC
6944-   AD 46 61     LDA   $6146
6947-   69 01        ADC   #$01
6949-   8D 46 61     STA   $6146
694C-   AD 47 61     LDA   $6147
694F-   69 00        ADC   #$00
6951-   8D 47 61     STA   $6147
6954-   AD 4A 61     LDA   $614A
6957-   8D 48 61     STA   $6148
695A-   AD 4B 61     LDA   $614B
695D-   8D 49 61     STA   $6149
6960-   AD 4C 61     LDA   $614C
6963-   8D 4A 61     STA   $614A
6966-   AD 4D 61     LDA   $614D
6969-   8D 4B 61     STA   $614B
696C-   18           CLC
696D-   AD 4C 61     LDA   $614C
6970-   69 01        ADC   #$01
6972-   8D 4C 61     STA   $614C
6975-   AD 4D 61     LDA   $614D
6978-   69 00        ADC   #$00
697A-   8D 4D 61     STA   $614D
697D-   A9 01        LDA   #$01
697F-   CD 41 61     CMP   $6141
6982-   F0 01        BEQ   $6985
6984-   60           RTS
6985-   A9 11        LDA   #$11
6987-   CD 40 61     CMP   $6140
698A-   F0 01        BEQ   $698D
698C-   60           RTS
698D-   A9 00        LDA   #$00
698F-   8D 3D 61     STA   $613D
6992-   8D 3F 61     STA   $613F
6995-   8D 41 61     STA   $6141
6998-   A9 46        LDA   #$46
699A-   8D 3C 61     STA   $613C
699D-   8D 42 61     STA   $6142
69A0-   8D 48 61     STA   $6148
69A3-   8D 3D 68     STA   $683D
69A6-   8D 56 68     STA   $6856
69A9-   A9 47        LDA   #$47
69AB-   8D 3E 61     STA   $613E
69AE-   8D 44 61     STA   $6144
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
69B1-   8D 4A 61    STA   $614A
69B4-   8D DA 67    STA   $67DA
69B7-   8D F3 67    STA   $67F3
69BA-   8D 49 68    STA   $6849
69BD-   8D 62 68    STA   $6862
69C0-   8D A2 68    STA   $68A2
69C3-   8D AB 68    STA   $68AB
69C6-   8D CA 68    STA   $68CA
69C9-   8D D3 68    STA   $68D3
69CC-   8D D7 68    STA   $68D7
69CF-   8D E0 68    STA   $68E0
69D2-   A9 48       LDA   #$48
69D4-   8D 40 61    STA   $6140
69D7-   8D 46 61    STA   $6146
69DA-   8D 4C 61    STA   $614C
69DD-   8D E6 67    STA   $67E6
69E0-   8D FF 67    STA   $67FF
69E3-   A9 60       LDA   #$60
69E5-   8D 43 61    STA   $6143
69E8-   8D 45 61    STA   $6145
69EB-   8D 47 61    STA   $6147
69EE-   8D DB 67    STA   $67DB
69F1-   8D E7 67    STA   $67E7
69F4-   8D 3E 68    STA   $683E
69F7-   8D 4A 68    STA   $684A
69FA-   8D CB 68    STA   $68CB
69FD-   8D D4 68    STA   $68D4
6A00-   8D D8 68    STA   $68D8
6A03-   8D E1 68    STA   $68E1
6A06-   A9 62       LDA   #$62
6A08-   8D 49 61    STA   $6149
6A0B-   8D 4B 61    STA   $614B
6A0E-   8D 4D 61    STA   $614D
6A11-   8D F4 67    STA   $67F4
6A14-   8D 00 68    STA   $6800
6A17-   8D 57 68    STA   $6857
6A1A-   8D 63 68    STA   $6863
6A1D-   8D A3 68    STA   $68A3
6A20-   8D AC 68    STA   $68AC
6A23-   A9 00       LDA   #$00
6A25-   85 E4       STA   $E4
6A27-   20 4F 68    JSR   $684F
6A2A-   A9 00       LDA   #$00
6A2C-   8D A7 C0    STA   $C0A7
6A2F-   AD A7 C0    LDA   $C0A7
6A32-   8D 46 62    STA   $6246
6A35-   C9 4F       CMP   #$4F
6A37-   30 05       BMI   $6A3E
6A39-   A9 4F       LDA   #$4F
6A3B-   8D 46 62    STA   $6246
6A3E-   20 36 68    JSR   $6836
6A41-   A9 00       LDA   #$00
6A43-   8D A6 C0    STA   $C0A6
6A46-   AD A6 C0    LDA   $C0A6
6A49-   8D 46 60    STA   $6046
6A4C-   C9 60       CMP   #$60
6A4E-   10 06       BPL   $6A56
6A50-   A9 60       LDA   #$60
6A52-   8D 46 60    STA   $6046
6A55-   60          RTS
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6A56-  AD 46 60    LDA   $6046
6A59-  C9 AF       CMP   #$AF
6A5B-  30 05       BMI   $6A62
6A5D-  A9 AF       LDA   #$AF
6A5F-  8D 46 60    STA   $6046
6A62-  20 78 67    JSR   $6778
6A65-  A2 00       LDX   #$00
6A67-  20 4E 64    JSR   $644E
6A6A-  20 59 65    JSR   $6559
6A6D-  20 35 66    JSR   $6635
6A70-  20 9A 67    JSR   $679A
6A73-  A2 01       LDX   #$01
6A75-  20 4E 64    JSR   $644E
6A78-  20 C7 65    JSR   $65C7
6A7B-  20 84 66    JSR   $6684
6A7E-  20 AF 67    JSR   $67AF
6A81-  20 1C 67    JSR   $671C
6A84-  20 88 6A    JSR   $6A88
6A87-  60          RTS
6A88-  AD 00 C0    LDA   $C000
6A8B-  C9 D0       CMP   #$D0
6A8D-  F0 21       BEQ   $6AB0
6A8F-  60          RTS
6A90-  A9 00       LDA   #$00
6A92-  85 36       STA   $36
6A94-  A9 C1       LDA   #$C1
6A96-  85 37       STA   $37
6A98-  A9 42       LDA   #$42
6A9A-  8D 79 07    STA   $0779
6A9D-  A9 00       LDA   #$00
6A9F-  8D 50 C0    STA   $C050
6AA2-  8D 57 C0    STA   $C057
6AA5-  8D 55 C0    STA   $C055
6AA8-  8D 52 C0    STA   $C052
6AAB-  A9 91       LDA   #$91
6AAD-  6C 36 00    JMP   ($0036)
6AB0-  20 A1 6B    JSR   $6BA1
6AB3-  20 90 6A    JSR   $6A90
6AB6-  A9 00       LDA   #$00
6AB8-  85 E4       STA   $E4
6ABA-  20 A5 6B    JSR   $6BA5
6ABD-  60          RTS
6ABE-  00          BRK
6ABF-  00          BRK
6AC0-  20 D8 F3    JSR   $F3D8
6AC3-  20 23 6A    JSR   $6A23
6AC6-  A9 00       LDA   #$00
6AC8-  85 E4       STA   $E4
6ACA-  20 EC 67    JSR   $67EC
6ACD-  20 99 68    JSR   $6899
6AD0-  20 D3 67    JSR   $67D3
6AD3-  20 C1 68    JSR   $68C1
6AD6-  A9 7F       LDA   #$7F
6AD8-  85 E4       STA   $E4
6ADA-  20 36 68    JSR   $6836
6ADD-  20 4F 68    JSR   $684F
6AE0-  20 02 69    JSR   $6902
6AE3-  20 05 68    JSR   $6805
6AE6-  20 68 68    JSR   $6868
6AE9-  20 AE 68    JSR   $68AE
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ในกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6AEC-   20 E3 68    JSR   $68E3
6AEF-   20 C4 67    JSR   $67C4
6AF2-   20 BE 6B    JSR   $6BBE
6AF5-   4C C6 6A    JMP   $6AC6
6AF8-   FF          ???
6AF9-   FF          ???
6AFA-   FF          ???
6AFB-   FF          ???
6AFC-   FF          ???
6AFD-   FF          ???
6AFE-   FF          ???
6AFF-   FF          ???
6B00-   AE 4E 61    LDX   $614E
6B03-   AC 4F 61    LDY   $614F
6B06-   AD 50 61    LDA   $6150
6B09-   20 57 F4    JSR   $F457
6B0C-   18          CLC
6B0D-   AD 4E 61    LDA   $614E
6B10-   69 02       ADC   #$02
6B12-   8D 4E 61    STA   $614E
6B15-   AD 4F 61    LDA   $614F
6B18-   69 00       ADC   #$00
6B1A-   8D 4F 61    STA   $614F
6B1D-   A9 01       LDA   #$01
6B1F-   CD 4F 61    CMP   $614F
6B22-   D0 07       BNE   $6B2B
6B24-   A9 0F       LDA   #$0F
6B26-   CD 4E 61    CMP   $614E
6B29-   30 03       BMI   $6B2E
6B2B-   4C 00 6B    JMP   $6B00
6B2F-   60          RTS
6B2F-   A9 00       LDA   #$00
6B31-   8D 50 61    STA   $6150
6B34-   A9 47       LDA   #$47
6B36-   8D 4E 61    STA   $614E
6B39-   A9 00       LDA   #$00
6B3B-   8D 4F 61    STA   $614F
6B3E-   20 00 6B    JSR   $6B00
6B41-   18          CLC
6B42-   AD 50 61    LDA   $6150
6B45-   69 14       ADC   #$14
6B47-   8D 50 61    STA   $6150
6B4A-   C9 51       CMP   #$51
6B4C-   10 03       BPL   $6B51
6B4E-   4C 34 6B    JMP   $6B34
6B51-   60          RTS
6B52-   AE 4E 61    LDX   $614E
6B55-   AC 4F 61    LDY   $614F
6B58-   AD 50 61    LDA   $6150
6B5B-   20 57 F4    JSR   $F457
6B5E-   EE 50 61    INC   $6150
6B61-   EE 50 61    INC   $6150
6B64-   A9 50       LDA   #$50
6B66-   CD 50 61    CMP   $6150
6B69-   30 03       BMI   $6B6E
6B6B-   4C 52 6B    JMP   $6B52
6B6E-   60          RTS
6B6F-   A9 47       LDA   #$47
6B71-   8D 4E 61    STA   $614E
6B74-   A9 00       LDA   #$00
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
6B76-   8D 4F 61     STA   $614F
6B79-   A9 00        LDA   #$00
6B7B-   8D 50 61     STA   $6150
6B7E-   20 52 6B     JSR   $6B52
6B81-   18           CLC
6B82-   AD 4E 61     LDA   $614E
6B85-   69 14        ADC   #$14
6B87-   8D 4E 61     STA   $614E
6B8A-   AD 4F 61     LDA   $614F
6B8D-   69 00        ADC   #$00
6B8F-   8D 4F 61     STA   $614F
6B92-   C9 01        CMP   #$01
6B94-   30 07        BMI   $6B9D
6B96-   AD 4E 61     LDA   $614E
6B99-   C9 10        CMP   #$10
6B9B-   10 03        BPL   $6BA0
6B9D-   4C 79 6B     JMP   $6B79
6BA0-   60           RTS
6BA1-   A9 7F        LDA   #$7F
6BA3-   85 E4        STA   $E4
6BA5-   20 2F 6B     JSR   $6B2F
6BA8-   20 6F 6B     JSR   $6B6F
6BAB-   60           RTS
6BAC-   A9 51        LDA   #$51
6BAE-   8D C5 67     STA   $67C5
6BB1-   60           RTS
6BB2-   A9 33        LDA   #$33
6BB4-   8D C5 67     STA   $67C5
6BB7-   60           RTS
6BB8-   A9 1B        LDA   #$1B
6BBA-   8D C5 67     STA   $67C5
6BBD-   60           RTS
6BBE-   AD 00 C0     LDA   $C000
6BC1-   C9 B1        CMP   #$B1
6BC3-   F0 E7        BEQ   $6BAC
6BC5-   AD 00 C0     LDA   $C000
6BC8-   C9 B2        CMP   #$B2
6BCA-   F0 E6        BEQ   $6BB2
6BCC-   AD 00 C0     LDA   $C000
6BCF-   C9 B3        CMP   #$B3
6BD1-   F0 E5        BEQ   $6BB8
6BD3-   60           RTS
6BD4-   FF           ???
6BD5-   FF           ???
6BD6-   FF           ???
6BD7-   FF           ???
6BD8-   FF           ???
6BD9-   FF           ???
6BDA-   FF           ???
6BDB-   FF           ???
6BDC-   FF           ???
6BDD-   FF           ???
6BDE-   FF           ???
6BDF-   FF           ???
6BE0-   FF           ???
6BE1-   FF           ???
6BE2-   FF           ???
6BE3-   FF           ???
6BE4-   FF           ???
6BE5-   FF           ???
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง.

ตารางเก็บภาพ(shape table)ที่ใช้ในเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
1200- 0E 00 2A 00 35 00 3D 00
1208- 4A 00 56 00 60 00 6B 00
1210- 78 00 81 00 8E 00 9A 00
1218- 9E 00 EF 00 4C 01 76 01
1220- 00 00 00 00 00 00 00 00
1228- 00 00 20 24 64 2D 15 36
1230- 36 1E 3F 04 00 09 2D 1C
1238- 24 24 BC 04 00 2D 2D DC
1240- 1B 0C 0C 2D 20 1C 3F 17
1248- 04 00 A8 2D 05 20 1C 07
1250- 28 28 38 3F 27 00 49 64
1258- 3F 3F 64 0C 0C 36 26 00
1260- A8 2D 05 20 E4 3F 27 2C
1268- 2D 25 00 29 2D 20 1C 3F
1270- D6 24 24 0C 2D 15 04 00
1278- 05 28 28 28 20 3C 3F 27
1280- 00 29 2D 20 1C 3F D6 24
1288- 20 0C 2D 15 26 00 A8 2D
1290- 05 20 24 E4 3F 17 76 2D
1298- 04 00 24 24 04 00 25 27
12A0- 25 27 25 27 24 24 24 2C
12A8- 36 36 36 2E 2C 2E 2C 2E
12B0- 2C 2E 24 24 24 2C 36 36
12B8- 36 36 37 35 37 35 37 6D
12C0- 25 27 25 27 25 27 25 27
12C8- 25 27 25 27 2C 2E 2C 2E
12D0- 2C 2E 2C 2E 15 3F 0E 35
12D8- 77 3F 0E 37 27 37 27 3F
12E0- 2E 1E 2D 1E 2D 1E 2D 1E
12E8- 2D 1E 2D 1E 2D 04 00 25
12F0- 27 25 27 25 27 25 27 25
12F8- 27 25 27 2C 2E 2C 2E 2C
1300- 2E 2C 2E 15 3F 0E 35 BF
1308- 2D 1E 37 27 37 27 3F 2E
1310- 1E 2D 1E 2D 1E 2D 1E 2D
1318- 1E 2D 1E 2D 0D 25 27 25
1320- 27 25 27 25 27 25 27 25
1328- 27 2C 2E 2C 2E 2C 2E 2C
1330- 2E 15 3F 0E 35 BF 2D 1E
1338- 37 27 37 27 3F 2E 1E 2D
1340- 1E 2D 1E 2D 1E 2D 1E 2D
1348- 1E 2D 04 00 24 24 24 2D
1350- AD F6 3F 96 2D 05 20 95
1358- 05 28 28 28 28 28 A8 12
1360- 36 2E 40 18 A8 36 6E 24
1368- E4 44 09 16 36 36 0D 24
1370- 24 2D 15 36 26 00 00 00
1378- 00 00 00 00 00 00 00 00
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก จ.

ข้อมูลฮิสแมททริกของภาพ ที่ใช้ในเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
1380- 00 00 60 78 7C 1E 0F 07
1388- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
1390- 00 00 01 07 0F 1E 3C 38
1398- 07 07 07 07 07 07 07 07
13A0- 00 00 00 00 00 00 00 00
13A8- 38 38 38 38 38 38 38 38
13B0- 07 07 07 07 07 07 07 07
13B8- 00 00 00 00 00 00 00 00
13C0- 38 38 38 38 38 38 38 38
13C8- 07 0F 1E 7C 78 60 00 00
13D0- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
13D8- 38 3C 1E 0F 07 01 00 00
13E0- 00 00 00 00 00 00 00 00
13E8- 00 00 60 70 78 78 60 60
13F0- 00 00 01 01 01 01 01 01
13F8- 00 00 00 00 00 00 00 00
1400- 60 60 60 60 60 60 60 60
1408- 01 01 01 01 01 01 01 01
1410- 00 00 00 00 00 00 00 00
1418- 60 60 60 60 60 60 60 60
1420- 01 01 01 01 01 01 01 01
1428- 00 00 00 00 00 00 00 00
1430- 60 60 60 60 60 60 00 00
1438- 01 01 01 01 01 01 00 00
1440- 00 00 60 78 7C 1E 0F 07
1448- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
1450- 00 00 01 07 0F 1E 3C 38
1458- 07 07 07 00 00 00 00 00
1460- 00 00 00 00 00 00 00 00
1468- 38 38 38 38 38 38 38 3C
1470- 00 00 00 00 40 78 7C 3E
1478- 00 40 70 7C 3F 0F 01 00
1480- 1E 0F 07 01 00 00 00 00
1488- 0F 07 07 7F 7F 7F 00 00
1490- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
1498- 00 00 00 3F 3F 3F 00 00
14A0- 00 00 60 78 7C 1E 0F 07
14A8- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
14B0- 00 00 01 07 0F 1E 3C 38
14B8- 07 07 00 00 00 00 40 40
14C0- 00 00 00 00 00 40 7F 7F
14C8- 38 38 3C 1E 0F 07 03 07
14D0- 40 00 00 00 00 07 07 07
14D8- 7F 00 00 00 00 00 00 00
14E0- 0F 1E 3C 38 38 38 38 38
14E8- 07 0F 1E 7C 78 60 00 00
14F0- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
14F8- 38 3C 1E 0F 07 01 00 00
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
1500- 00 00 00 00 00 00 00 00
1508- 00 00 00 60 78 7C 3E 0F
1510- 00 00 0F 0F 0F 0F 0E 0E
1518- 40 60 70 70 38 38 1C 1C
1520- 07 02 01 00 00 00 00 00
1528- 0E 0E 0E 0E 0E 0E 0E 0E
1530- 0E 0E 07 07 07 07 7F 7F
1538- 00 00 00 00 00 00 7F 7F
1540- 0E 0E 0E 0E 0E 0E 3F 3F
1548- 7F 00 00 00 00 00 00 00
1550- 7F 00 00 00 00 00 00 00
1558- 3F 0E 0E 0E 0E 0E 00 00
1560- 00 00 70 78 78 38 38 1C
1568- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
1570- 00 00 0F 0F 0F 00 00 00
1578- 1C 1C 1E 0E 6E 7F 7F 0F
1580- 00 00 00 00 7F 7F 7F 00
1588- 00 00 00 00 01 07 0F 1E
1590- 07 00 00 00 00 00 07 07
1598- 00 00 00 00 00 00 00 00
15A0- 3C 38 38 38 38 38 38 38
15A8- 07 0F 1E 7C 78 60 00 00
15B0- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
15B8- 38 3C 1E 0F 07 01 00 00
15C0- 00 00 60 78 7C 1E 0F 07
15C8- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
15D0- 00 00 01 07 0F 1E 3C 38
15D8- 07 07 07 07 67 7F 7F 1F
15E0- 00 00 00 00 7F 7F 7F 00
15E8- 38 00 00 00 01 07 0F 1E
15F0- 0F 07 07 07 07 07 07 07
15F8- 00 00 00 00 00 00 00 00
1600- 3C 38 38 38 38 38 38 38
1608- 07 0F 1E 7C 78 60 00 00
1610- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
1618- 38 3C 1E 0F 07 01 00 00
1620- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
1628- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
1630- 00 00 3F 3F 3F 3C 1E 0F
1638- 00 00 00 00 00 00 00 00
1640- 40 60 60 70 38 38 1C 1C
1648- 07 02 01 00 00 00 00 00
1650- 00 00 00 40 40 60 60 70
1658- 0E 07 07 03 03 01 01 00
1660- 00 00 00 00 00 00 00 00
1668- 70 70 38 38 38 38 00 00
1670- 00 00 00 00 00 00 00 00
1678- 00 00 00 00 00 00 00 00
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
1680- 00 00 00 60 70 78 1C 1C
1688- 00 00 3F 7F 7F 40 00 00
1690- 00 00 00 01 03 07 0E 0E
1698- 1C 1C 1C 1C 78 70 78 7C
16A0- 00 00 00 00 40 7F 7F 7F
16A8- 0E 0E 0E 0E 07 03 07 0F
16B0- 1E 0F 07 07 07 07 07 07
16B8- 00 00 00 00 00 00 00 00
16C0- 1E 3C 38 38 38 38 38 38
16C8- 07 0F 1E 7C 78 60 00 00
16D0- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
16D8- 38 3C 1E 0F 07 01 00 00
16E0- 00 00 60 78 7C 1E 0F 07
16E8- 00 00 7F 7F 7F 00 00 00
16F0- 00 00 01 07 0F 1E 3C 38
16F8- 07 07 07 07 07 07 07 0F
1700- 00 00 00 00 00 00 00 00
1708- 38 38 38 38 38 38 38 3C
1710- 1E 7C 78 60 00 00 00 07
1718- 00 7F 7F 7F 00 00 00 00
1720- 3E 3F 3F 39 38 38 38 38
1728- 07 0F 1E 7C 78 60 00 00
1730- 00 00 00 7F 7F 7F 00 00
1738- 38 3C 1E 0F 07 01 00 00
1740- 00 00 00 00 00 00 00 00
1748- 00 00 00 00 00 00 00 00
1750- 00 00 00 00 00 00 00 00
1758- 00 00 00 00 00 00 00 00
1760- 00 00 00 00 00 00 00 00
1768- 00 00 00 00 00 00 00 00
1770- 00 00 00 00 00 00 00 00
1778- 00 00 00 00 00 00 00 00
1780- 00 00 00 00 00 00 00 00
1788- 00 00 00 00 00 00 00 00
1790- 00 00 00 00 00 00 00 00
1798- 00 00 00 00 00 00 00 00
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ฉ.

โปรแกรมที่ช่วยในการสร้างตารางเก็บภาพ(Shape Construction)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
2  REM  ASSISTS IN CONSTRUCTING S
     HAPE TABLES
10  HCOLOR= 3: SCALE= 1: ROT= 0:T
     A = 24576
20  POKE 768,1: POKE 769,0: POKE
     770,4: POKE 771,0
30  POKE 772,58: POKE 773,36: POKE
     774,45: POKE 775,54: POKE 77
     6,7: POKE 778,0
40  TEXT : HOME : PRINT "CHOOSE:"
     : PRINT
50  PRINT "L--> LOAD A SHAPE TABL
     E FROM DISK": PRINT
60  PRINT "N--> START A NEW SHAPE
      TABLE": PRINT
70  PRINT "YOUR CHOICE "; CHR$ (9
     5);: HTAB 12: INPUT A$
80  IF A$ = "N" THEN 180
90  IF A$ <  > "L" THEN 40
100  PRINT : INPUT "NAME OF THE T
     ABLE ";N$
110  PRINT  CHR$ (4);"BLOAD ";N$;
     ",A$6000"
120 N = ( PEEK (TA + 2) + 256 *  PEEK
     (TA + 3) - 2) / 2
130 SN =  PEEK (TA): PRINT : IF S
     N = N THEN  PRINT "TABLE FUL
     L": END
140  PRINT "THIS TABLE CAN HOLD "
     ;N;" SHAPES": PRINT
150  PRINT "IT PRESENTLY HAS ";SN
     ;" SHAPE(S) IN IT": PRINT
160  FOR I = 1 TO 2500: NEXT I
170  GOTO 240
180  TEXT : HOME : INPUT "NUMBER
     OF SHAPES IN THIS TABLE: ";N

190  POKE TA,0: POKE TA + 1,0
200 DA = 2 * N + 2
210  POKE TA + 2,DA - 256 *  INT
     (DA / 256)
220  POKE TA + 3, INT (DA / 256)
240  PRINT : PRINT "CHOOSE SIZE O
     F SHAPE DESIGN GRID"
250  INPUT "NUMBER OF COLUMNS (1-
     15) ";C:C = 10 * C
260  INPUT "NUMBER OF ROWS (1-15)
      ";R:R = 150 - 10 * R
270  HGR
280  FOR I = R TO 150 STEP 10: HPLOT
     0,I TO C,I: NEXT I
290  FOR I = 0 TO C STEP 10: HPLOT
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    I,R TO I,150: NEXT I
300  IF A = 1 THEN 330
310  HOME : VTAB 21: PRINT "START
    ING POSITION? LOWER LEFT IS
    (1,1)"
320  INPUT "COLUMN ";X1: INPUT "R
    OW ";Y1
330 X = 10 * X1 - 5:Y = 155 - 10 *
    Y1
340 ADDR =  PEEK (TA + SN * 2 + 2
    ) + 256 *  PEEK (TA + SN * 2
     + 3) + TA
350  POKE 232,0: POKE 233,3
360  XDRAW 1 AT X,Y:P = 0:V =  -
    1
370  HOME : VTAB 21: PRINT "TABLE
     CAPACITY: ";N;"SHAPES-THIS
    IS # ";SN + 1
380  VTAB 22: PRINT  TAB( 10);"DI
    RECTION (I/M/J/K) "
390  VTAB 23: PRINT "CHOOSE: PLOT
     (P)"
400  VTAB 24: PRINT  TAB( 10);"QU
    IT THIS SHAPE (Q)";
410  VTAB 23: HTAB 35: GET V$: PRINT

420  IF V$ = "Q" THEN  POKE ADDR,
    P: POKE ADDR + 1,255: GOTO 5
    30
430  XDRAW 1 AT X,Y
440  IF V$ = "P" THEN P = 4: FOR
    I = X - 3 TO X + 3: HPLOT I,
    Y - 3 TO I,Y + 3: NEXT I: XDRAW
    1 AT X,Y: GOTO 410
450  IF V$ = "I" THEN V = P:Y = Y
     - 10: IF Y < R THEN Y = Y +
    10: PRINT  CHR$ (7);:V =  -
    1
460  IF V$ = "K" THEN V = P + 1:X
     = X + 10: IF X > C THEN X =
    X - 10: PRINT  CHR$ (7);:V =
     - 1
470  IF V$ = "M" THEN V = P + 2:Y
     = Y + 10: IF Y > 150 THEN Y
     = Y - 10: PRINT  CHR$ (7);:
    V =  - 1
480  IF V$ = "J" THEN V = P + 3:X
     = X - 10: IF X < 0 THEN X =
    X + 10: PRINT  CHR$ (7);:V =
     - 1
490  IF V =  - 1 THEN  XDRAW 1 AT
    X,Y: GOTO 410
500  POKE ADDR,V:ADDR = ADDR + 1
510  XDRAW 1 AT X,Y:P = 0:V =  -
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
     1: GOTO 410
520 ADDR =  PEEK (TA + SN * 2 + 2
     ) + 256 *  PEEK (TA + SN * 2
      + 3) + TA:BYTE = ADDR
530 C1 =  PEEK (BYTE): IF C1 = 25
     5 THEN  POKE ADDR,0:ADDR = A
     DDR + 1: GOTO 660
540 C2 =  PEEK (BYTE + 1): IF C2 =
     255 THEN  POKE ADDR,C1: POKE
     ADDR + 1,0:ADDR = ADDR + 2: GOTO
     660
550 C3 =  PEEK (BYTE + 2): IF C3 =
     255 THEN  POKE ADDR,C1 + 8 *
     C2: POKE ADDR + 1,0:ADDR = A
     DDR + 2: GOTO 660
560 CODE = C1 + 8 * C2 + 64 * C3
570  IF CODE = 0 THEN  POKE ADDR,
     64: POKE ADDR + 1,24:ADDR =
     ADDR + 1:BYTE = BYTE + 2: GOTO
     650
580  IF CODE < 8 THEN  POKE ADDR,
     CODE: GOTO 650
590  IF CODE < 64 THEN  POKE ADDR
     ,CODE:BYTE = BYTE + 1: GOTO
     650
600  IF CODE < 256 THEN  POKE ADD
     R,CODE:BYTE = BYTE + 2: GOTO
     650
610 CODE = CODE - 64 * C3
620  IF CODE = 0 THEN  POKE ADDR,
     64: POKE ADDR + 1,3:ADDR = A
     DDR + 1:BYTE = BYTE + 1: GOTO
     650
630  IF CODE < 8 THEN  POKE ADDR,
     CODE: GOTO 650
640  POKE ADDR,CODE:BYTE = BYTE +
     1
650 ADDR = ADDR + 1:BYTE = BYTE +
     1: GOTO 530
660  POKE TA,SN + 1: POKE 233,96:
      DRAW SN + 1 AT 200,100
670  HOME : VTAB 22: PRINT "SAVE
     THIS AS SHAPE NUMBER ";SN +
     1;"(Y/N)";: INPUT A$
680  IF A$ = "Y" THEN SN = SN + 1
     : IF SN < N THEN DA = ADDR -
     TA: POKE TA + 2 * SN + 2,DA -
     256 *  INT (DA / 256): POKE
     TA + 2 * SN + 3, INT (DA / 2
     56)
690  IF A$ <  > "N" AND A$ <  > "
     Y" THEN 670
700  POKE TA,SN
710  TEXT : HOME : VTAB 17: PRINT
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    "CHOOSE:"
720 PRINT  TAB( 5);"(1) DRAW ANO
    THER SHAPE"
730 PRINT  TAB( 5);"(2) CHANGE D
    OT MATRIX"
740 PRINT  TAB( 5);"(3) CHANGE S
    TARTING POINT"
750 PRINT  TAB( 5);"(4) SAVE SHA
    PE TABLE TO DISK"
760 PRINT  TAB( 5);"(5) LEAVE TH
    E PROGRAM"
770 INPUT A$:A =  VAL (A$)
780 IF A < 1 OR A > 5 THEN 710
790 IF SN = N AND A < 4 THEN  PRINT
    "TABLE FULL ": FOR I = 1 TO
    1000: NEXT I: GOTO 710
800 ON A GOTO 270,240,270,820
810 TEXT : HOME : END
820 INPUT "NAME ";N$
830 PRINT  CHR$ (4);"BSAVE ";N$;
    ",A 24576,L ";ADDR - 24576
840 GOTO 710
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำวิจัยและวิทยานิพนธ์เรื่อง "การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่องไอ.ซี.ยู. มอนิเตอร์" นี้ ข้าพเจ้าได้รับความช่วยเหลือเป็นอย่างมาก ทั้งทางด้านอุปกรณ์เครื่องใช้ คำแนะนำ และข้อมูลต่างๆ จากบุคคลต่อไปนี้

1. รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์ แผนกชีวอิเลคทรอนิคส์ ภาควิชาอิเลคทรอนิคส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า ลาดกระบัง

2. รองศาสตราจารย์ สมบูรณ์ บุญเกษม ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทย์ศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี

3. ศาสตราจารย์ ม.ร.ว.กัลยาณกิติ์ กิติยากร ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทย์ศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี

จึงขอแสดงความขอบคุณเป็นอย่างยิ่งไว้ณ.ที่นี้

พิชัย คูศิริวานิชกร

(ผู้จัดทำ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

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.219-228,234-239, 1978.
4. Willis J. Tompkins and John G. Webster, Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, Prentice-Hall, PP.5-22,21-29,156-159, 1981
5. Howard M. Yanof, Biomedical Electronics, Davis,Philadelphia, PP.432-437, 1972.
6. Harry E. Thomas, Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement, Prentice-Hall, PP.29-57,435-474, 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. Roy E. Myers, Microcomputer Graphics, Addison-Wesley,PP.233-237,242-245, 1982.
10. William F. Luebbert, What's Where in the APPLE, Micro Ink, PP.112-115.
11. APPLE][Reference Manual, PP.79-83,100,105-109,117-128,129-134.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า