ปีการศึกษา 2532

2-CHANNEL BEDSIDE ICU MONITOR

โดย

นาย คิริชัย แสงทองพิทักษ์

นางสาว ศิริวรรณ ธนวิชย์วรชัย

อาจารย์ที่ปรึกษา

อ. ประภาส สุวรรณะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง

026945

ปริญญาเนินพนธ์ปีการศึกษา 2532

ภาควิชา อิเลคทรอนิคส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง 2 CHANNELS BEDSIDE ICU MONITOR

ผู้จัดทำ

1. นาย ศิริชัย แสงทองพิทักษ์

2. นางสาว ศิริวรรณ ธนวณิชย์วรชัย

.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(อาจารย์ ประภากร สุวรรณะ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

026945

เครื่องวัดสัญญาณหัวใจ 2 ช่องสัญญาณ

นาย ศิริชัย แสงทองนิกกษ์
น.ส. ศิริวรรณ ชนวนิชย์วรชัย
อาจารย์ที่ปรึกษา
อาจารย์ ประภากร สุวรรณะ
ปีการศึกษา 2532

บทคัดย่อ

เครื่องวัดสัญญาณหัวใจ 2 ช่องสัญญาณที่ทำในโครงงานนี้ ได้ทำการปรับปรุงและพัฒนาระบบต่างๆจากเครื่องวัดสัญญาณหัวใจ 1 ช่องสัญญาณที่ทำการวิจัยมาก่อนแล้ว โดยในโครงงานนี้ได้ทำการปรับปรุงวงจรขยายสัญญาณหัวใจและวงจรขยายสัญญาณหายใจส่วนแรก และทำการเปลี่ยนแปลงวงจรสร้างสัญญาณควบคุม โดยใช้วงจรสร้างสัญญาณควบคุมที่ใช้หน่วยความจำ EPROM แทนวงจรสร้างสัญญาณควบคุมที่ใช้เกท นอกจากนี้ยังได้ปรับปรุงวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจโดยใช้หลักการของเฟสล็อคลูปแทน เครื่องนี้จะถูกติดตั้งไว้ข้างเตียงผู้ป่วยในห้องผู้ป่วยหนัก

ข้อดีของการแสดงผลบนจอภาพแบบ 2 ช่องสัญญาณแทนการแสดงผลบนจอภาพแบบ 1 ช่องสัญญาณคือ ทำให้การวิเคราะห์สัญญาณหัวใจของผู้ป่วยมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น โดยสามารถหยุดภาพในช่องสัญญาณที่ 2 ให้นิ่งเพื่อตรวจดูรูปร่างของสัญญาณหัวใจ ในขณะที่ช่องที่ 1 ยังคงแสดงรูปสัญญาณหัวใจของผู้ป่วยที่กำลังเกิดขึ้นในขณะนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2 Channel Beadside ICU Monitor

Mr. Sirichai Saengthongphithak

Miss Siriwan Thanavanitvorachai

Advisor

Prapakorn Suwanna

Academic 1989

Abstract

The two-channel ICU monitor in this project is modified and developed from the previous one-channel ICU monitor. In this project , we have developed the heart wave signal amplifier circuit , the respiration amplifier circuit and the circuit generating control signals. We use EPROM instead of gated circuit. Not only that but also do we modify heart rate unit and respiration rate circuit by using the Phase-Locked Loop concept. This device will be installed bedside the patient's bed in the emergency room.

The two-channel display makes doctors analyse the heart wave signal more accurate by freezing the signal of the second channel in order to focus on the special details. At that time , the first channel is still displaying the present heart wave signal.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สารบัญ

บทที่ 1 บทนำ 1

บทที่ 2 ทฤษฎี

2.1 ลักษณะของสัญญาณหัวใจ 2

2.2 การวัดการหายใจโดยใช้อิมพีแดนซ์ 5

2.3 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องมอนิเตอร์ 7

2.4 ระบบแสดงผลบนจอภาพ

2.4.1 Long Persistence CRT 9

2.4.2 Non-Fade 11

2.4.3 TV Monitor 12

2.5 หลักการแสดงสัญญาณภาพบนจอทีวี 12

บทที่ 3 การทำงานของวงจร

3.1 ภาควงจรลอย

3.1.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 20

3.1.2 วงจรปรับศูนย์ 22

3.1.3 วงจรกรองความถี่ต่ำ 23

3.2 ภาคแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นอัตราการเต้นหัวใจ

3.2.1 วงจรดีเทคเตอร์ 26

3.2.2 วงจรแยกคลื่น QRS 27

3.2.3 ส่วนของวงจรตรวจจับยอดคลื่น 28

3.3 การทำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีความถี่สูงขึ้นเพื่อนำไปแสดงผลบนจอภาพ

3.3.1 วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกา 30

3.3.2 วงจรสร้างสัญญาณควบคุม 30

3.3.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็น 34

ดิจิตอล และวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4 วงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาท์พุทและ 39
การหยุดสัญญาณภาพ
3.4 วงจรส่วนแสดงผลทางจอภาพ
3.4.1 วงจรสร้างสัญญาณวิดีโอ 42
3.4.2 วงจรสร้างสัญญาณฟันเลื่อย 43
3.4.3 ส่วนแสดงผลออกทางจอภาพ
3.4.3.1 วงจรกำเนิดสัญญาณพัลซ์ 45
3.4.3.2 วงจรส่วนสวิทช์ ออน-ออฟ 46
และฟลายแบคทรานฟอร์มเมอร์
3.4.3.3 วงจรขยายสัญญาณภาพ 46
(Video Amplifier)
3.4.3.4 วงจรขยายกำลัง 48
3.5 มิเตอร์วัดอัตราการทำงานของหัวใจ
3.5.1 วงจรเฟสล็อกลูปและวงจรหาร 53
3.5.2 วงจรนับ 55
3.5.3 วงจรสร้างฐานเวลาควบคุมการนับ 56
3.6 วงจรวัดอัตราการหายใจ 58
3.7 วงจรเตือน
3.7.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือน 60
3.7.2 วงจรเตือน (Alarm Unit)
3.7.2.1 Decimal To BCD 62
Encoder
3.7.2.2 Alarm Comparator 62
3.7.2.3 Alarm Oscillator 68
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง 71
บทที่ 5 บทสรุป 74

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1 บทนำ

เครื่องวัดสัญญาณหัวใจแบบ 2 ช่องสัญญาณได้ถูกสร้างขึ้นเพื่อตอบสนองต่อความต้องการของแพทย์ พยาบาล และเจ้าหน้าที่ประจำห้องไอ ซี ยู และเพื่อความสะดวกต่อการปฏิบัติงาน โดยเครื่องนี้จะเป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ช่วยในการวินิจฉัยอาการของโรคให้แก่แพทย์ อีกทั้งยังบอกให้ทราบถึงการทำงานของหัวใจและการหายใจของผู้ป่วย เนื่องจากเครื่องวัดสัญญาณหัวใจนี้ยังมีราคาแพงและยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศ เพื่อที่จะลดการนำเข้า จึงเป็นสาเหตุสำคัญในการศึกษา และพัฒนาอุปกรณ์ทางอิเลคทรอนิคส์ ที่มีจำหน่ายในประเทศให้มีประสิทธิภาพดีใกล้เคียงกับของต่างประเทศ

ในการทำการออกแบบระบบและการสร้างวงจรนั้น ควรศึกษารวบรวมข้อมูลเพื่อกำหนดคุณสมบัติของเครื่องที่ออกแบบ เป็นการศึกษาถึงการให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าจากเซลหัวใจ ในแต่ละช่วงการทำงานของหัวใจ การวัดสัญญาณจากผิวหนังของร่างกาย และวิธีการวัดการหายใจด้วยการวัดอิมพีเด้นซ์ รวมทั้งหลักการเบื้องต้นในการแสดงภาพของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพที่ใช้ในโครงงานนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

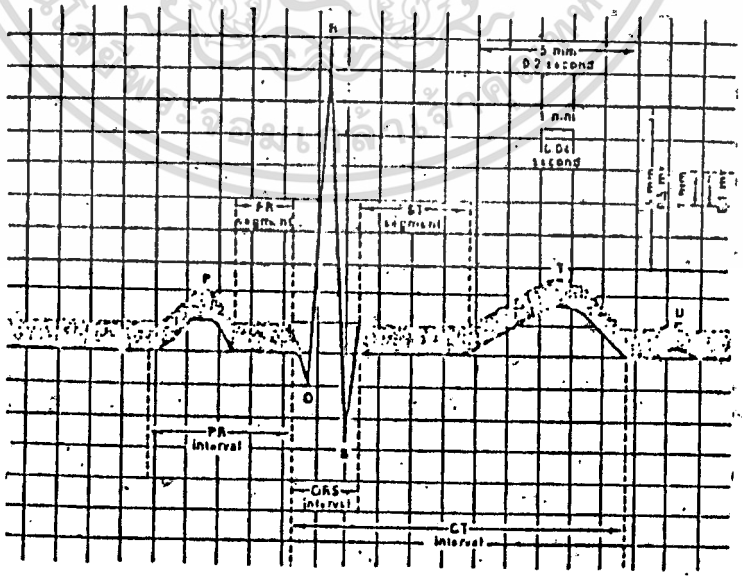
บทที่ 2 ทฤษฎี

2.1 ลักษณะของสัญญาณหัวใจ

จากที่ได้ทราบกันมาแล้วว่าในเซลของสิ่งมีชีวิตในขณะที่มีชีวิตอยู่จะมีไฟฟ้าภายในเซล เมื่อเปรียบเทียบกับภายนอกจะมีค่าเป็นลบหลายสิบมิลลิโวลท์ ซึ่งในขณะนี้เรียกว่า เซลอยู่ในสภาวะโพลาไรซ์ ซึ่งศักดาไฟฟ้านี้เรียกว่าศักดาไฟฟ้าอยู่นิ่ง(Resting potential) แต่เมื่อเซลถูกกระตุ้น เช่น การทำให้กล้ามเนื้อบีบตัวค่าศักดาไฟฟ้าของเซลจะเปลี่ยนไปเป็นบวกหลายสิบมิลลิโวลท์ ซึ่งในขณะนี้เรียกว่า เซลอยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ ซึ่งจะได้รับศักดาไฟฟ้าเรียกว่า ศักดาไฟฟ้าทำงาน(Action potential)

หัวใจเปรียบเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้าเครื่องหนึ่ง ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำ โดยศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้มีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกาย เหมือนเป็นอิเลคทริคไดโพล (Electric dipole) และเราสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใดๆที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) เป็นค่าศักดาซึ่งวัดได้จากจุดต่างๆ โดยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ เมื่อวัดโดยการติดอิเลคโทรด (Electrode) ที่แขนขวา แขนซ้าย และขาขวา ดังวิธีลีด 1 (Lead 1) คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่ละส่วนของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะถูกกำหนดด้วยตัวอักษร โดยที่แต่ละส่วนจะสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆของหัวใจใน 1 รอบการทำงานดังนี้

สัญญาณคลื่น P : เกิดจากการดีโพลาไรเซชั่น (Deporalization) ของหัวใจห้องบน ทำให้หัวใจห้องบนบีบตัว

สัญญาณคลื่น QRS : เกิดจากการดีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องล่าง ทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว (ความสูงของคลื่น R ในหัวใจของคนปกติมีค่าประมาณ 1 มิลลิโวลท์)

สัญญาณคลื่น T : เกิดจากการรีโพลาไรเซชั่น (Reporalization) ของหัวใจห้องล่าง ทำให้หัวใจคลายตัวออก (สำหรับการรีโพลาไรเซชั่นของหัวใจห้องบนอาจเกิดในขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว คลื่นที่เกิดขึ้นจึงหายไปในคลื่น QRS)

สัญญาณคลื่น U : ไม่มีการกล่าวถึง

โดยในการวินิจฉัยโรคของแพทย์และพยาบาลนั้น จะวินิจฉัยตรวจดูการทำงานของหัวใจของผู้ป่วยว่ามีสภาพผิดปกติอย่างไร โดยดูจากความผิดแผกแตกต่างของรูปคลื่นสัญญาณหัวใจ ที่แตกต่างไปจากสัญญาณหัวใจของคนปกติ

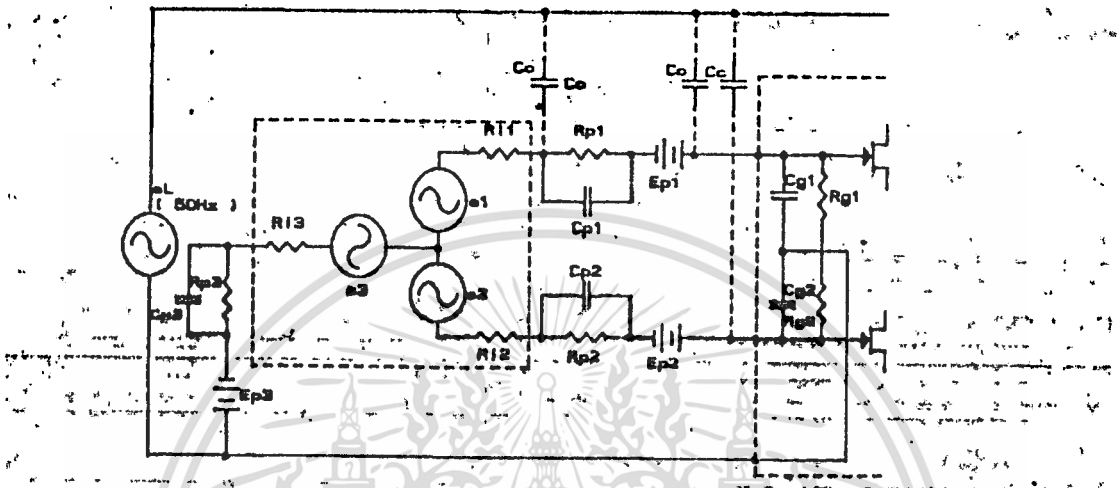
คุณสมบัติของคลื่นสัญญาณหัวใจที่วัดได้

การเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าอยู่ในช่วง 0.5 - 5 มิลลิโวลท์

ส่วนของความถี่อยู่ในช่วง 0.5 - 200 เฮิร์ส

จะเห็นได้ว่าคลื่นสัญญาณหัวใจเป็นลักษณะของสัญญาณไฟฟ้า ในการที่จะนำสัญญาณนี้ออกมาวิเคราะห์จำเป็นต้องพิจารณารูปของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น ซึ่งจะเขียนในรูปของวงจรไฟฟ้าได้ดังรูปที่ 2.2 e_1 ,e_2 ,และ e_3 แสดงสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในร่างกายมีขนาดประมาณ 0.5 - 5 มิลลิโวลท์ ส่วนความถี่อยู่ในช่วง 0.5 - 200 เฮิร์ส จะเห็นว่ามีขนาดของสัญญาณน้อยมากไม่พอที่จะให้เห็นบนจอมอนิเตอร์ ซึ่งต้องการขนาดสัญญาณประมาณ 1 โวลท์ จึงจำเป็นจะต้องมีการขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้เสียก่อน รูปที่ 2.2 แสดงวงจรเสมือนในการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมาเข้าวงจรขยาย ในการออกแบบวงจรขยายนี้จึงต้องนำพารามิเตอร์ที่เกิดขึ้นมาพิจารณาในการสร้างวงจรด้วย e_2 ในรูปที่ 2.2 เป็นสัญญาณไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



e_{1-3}	สัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย เช่น สัญญาณหัวใจ	หลาย uV-10mV, 5-200Hz
R_1	ค่าความต้านทานภายในร่างกาย	หลาย k-ohms
R_p	ค่าความต้านทานที่ขั้วไฟฟ้าสัมผัสกับร่างกาย	หลาย k -200 k
C_p	ค่าประจุไฟฟ้าที่ขั้วไฟฟ้าสัมผัสกับร่างกาย	0.05-0.5 uF
E_p	ค่าแรงดันโพลาไรซ์	หลาย mV-หลาย 100mV
C_c	ค่าประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้น	
e_L	แรงดันไฟบ้าน	220V, 50Hz
R_g	ค่าความต้านทานอินพุทของวงจรขยาย	มากกว่า 2 M
C_g	ค่าประจุไฟฟ้าอินพุทของวงจรขยาย	น้อยกว่า 1000 pF

รูปที่ 2.2 แสดงวงจรเสมือนในการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมาเข้าวงจรขยาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ใช้ตามบ้าน 220โวลท์/50เฮร์ส ซึ่งจะเหนี่ยวนำเข้ามารวมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ ในการออกแบบวงจรต้องนำมาพิจารณา

ดังนั้นจึงสรุปคุณสมบัติของวงจรขยายอิเล็คทรอนิคส์ที่ใช้ได้ดังนี้

1. ความต้านทานอินพุทมีค่าสูงกว่า 2 M-Ohms

2. กระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่อินพุทมีค่าน้อยกว่า 1 - 10 uA

3. สัญญาณรบกวนต่ำกว่า 10 uV (peak to peak)

4. ค่า CMRR มีค่าสูงกว่า 80 dB

2.2 การวัดการหายใจโดยวิธีอิมพีแด้นซ์

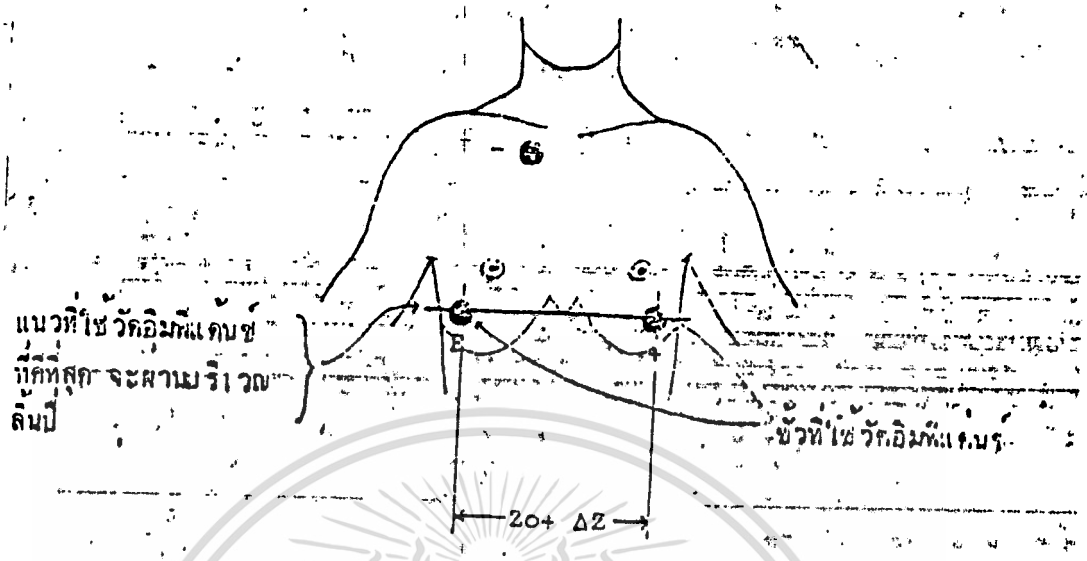
การวัดการหายใจของผู้ป่วยมีวิธีการวัดหลายวิธี เช่น โดยใช้เทอมิสเตอร์วัดความร้อนจากลมหายใจ โดยใช้ตัวความต้านทานเป็นต้น ในที่นี้จะพิจารณาวิธีวัดโดยวิธีอิมพีแด้นซ์ ข้อดีคือ จะใช้ขั้วไฟฟ้าขั้วเดียวกับการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งหลักการจะมีดังนี้

ในขณะที่หายใจเข้าอากาศจะเข้าไปในปอดและปอดขยายตัวออก ทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกบางลงและอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อสูงขึ้น เมื่อหายใจออก ปอดจะหดตัวลงเล็กลง ทำให้กล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกหนาขึ้นและอิมพีแด้นซ์จะลดลง หลังจากหายใจออกแล้วจะมีการหยุดหายใจอยู่ช่วงหนึ่งในช่วงนี้ปอดจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตร แต่เนื่องจากการเต้นของหัวใจ ทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกมีการเคลื่อนไหวตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้ค่าอิมพีแด้นซ์มีการเปลี่ยนแปลงขึ้นเล็กน้อย

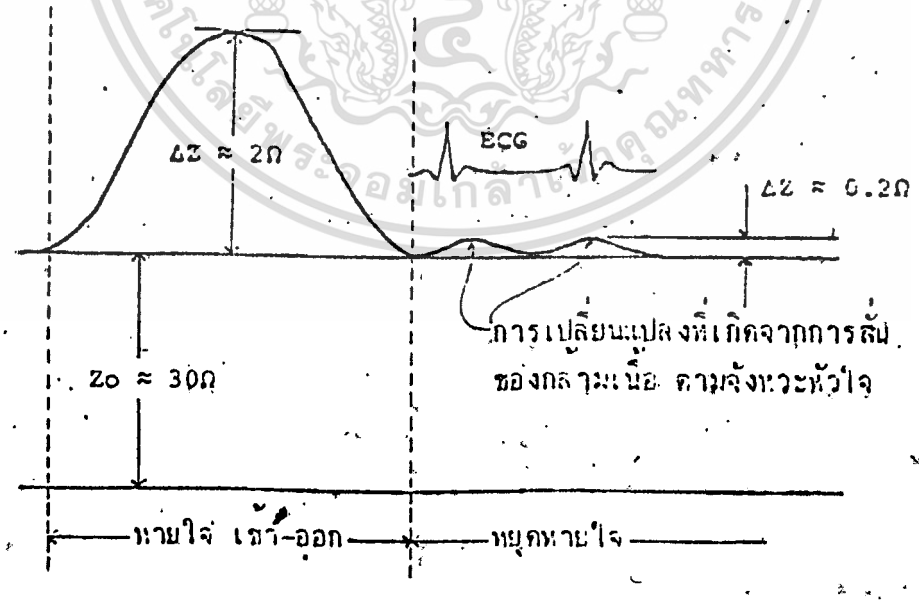
ในการวัดอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก บริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงอิมพีแด้นซ์มากที่สุดคือ บริเวณแนวเส้นตรงที่พาดผ่านลำตัวบริเวณใต้ราวนม ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ปรากฏว่าได้ความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงอิมพีแด้นซ์ในช่วงต่างๆของการหายใจ ดังแสดงได้ดังรูปที่ 2.4 จะเห็นว่าค่าอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อ ถ้าไม่มีการเคลื่อนไหว จะมีค่าประมาณ 30 โอห์ม การหายใจเข้าออกทำให้ค่าอิมพีแด้นซ์เปลี่ยนแปลงประมาณ 2 โอห์ม และการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากกล้ามเนื้อสั่นตามจังหวะการเต้นของหัวใจมีค่าประมาณ 0.2 โอห์ม ซึ่งมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากการหายใจเข้าออก การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแด้นซ์มีความสัมพันธ์กับการหายใจ จึงสามารถทำการวัดการหายใจโดยวิธีทางอ้อมได้

โดยปกติการวัดค่าอิมพีแด้นซ์ จะต้องมีการเปลี่ยนกระแสให้ไหลผ่านตัวอิมพีแด้นซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 แสดงตำแหน่งที่วัดอิมพีแด้นซ์บริเวณทรวงอก



รูปที่ 2.4 แสดงความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแด้นซ์ในช่วงต่างๆของการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ต้องการวัด ซึ่งอาจจะเป็นกระแสตรงหรือกระแสสลับก็ได้แล้วแต่ความเหมาะสม แต่ในกรณีการวัดอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกซึ่งอยู่ใกล้กับหัวใจ ถ้าใช้ไฟฟ้าสลับความถี่ต่ำอาจมีผลทำให้ผู้ป่วยเกิดอาการช็อคได้ จึงต้องใช้กระกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 20 กิโลเฮิร์ส และกำหนดให้กระแสไหลผ่านไม่เกิน 0.3 มิลลิแอมแปร์ ซึ่งโดยปกติค่าความถี่ที่ใช้กันมากอยู่ในช่วง 50 - 100 กิโลเฮิร์ส

การวัดการหายใจโดยวิธีอิมพีแด้นซ์นี้ สามารถใช้อิเล็คโตรดร่วมกับการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการป้อนไฟฟ้ากระแสสลับความถี่สูงทางอิเล็คโตรดคู่ที่อยู่ในแนวตัดขวางของลำตัว คือ ขั้ว E กับขั้ว + ดังแสดงได้ดังรูปที่ 2.5 คลื่นความถี่สูงของการวัดอิมพีแด้นซ์จะปนกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีความถี่ต่ำป้อนเข้าสู่วงจรบัฟเฟอร์ แล้วถูกแยกออกจากกันโดยวงจรกรองความถี่ ดังแสดงได้ในรูปที่ 2.6

ถ้ากำหนดให้อิมพีแด้นซ์ที่อยู่ระหว่างขั้วอิเล็คโตรดคู่ต่างๆ มีค่า Z_0 ,Z_1 และ Z_2 เมื่อพิจารณาจากตำแหน่งของอิเล็คโตรดบนทรวงอก จะเห็นว่าค่า Z_1 และ Z_2 มีค่าใกล้เคียงกัน และมีผลต่อการวัดการหายใจน้อยเมื่อเทียบกับค่า Z_0 ดังนั้นในการพิจารณาจึงคิดเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของ Z_0

ความต้านทาน R ตัวเก็บประจุ C และอิมพีแด้นซ์ของกล้ามเนื้อ Z_0 ต่อกันในลักษณะของวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า แต่เนื่องจาก Z_0 มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง $Z_0 + Z$ และ $Z_0 - Z$ จึงทำให้ศักดาไฟฟ้าที่ออกจากวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้ามีขนาดเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย และมีลักษณะเหมือนการมอดดูเลทแบบ เอ.เอ็ม (Amplitude Modulation) สัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจ จึงสามารถแยกออกจากสัญญาณความถี่สูงได้ โดยการใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass filter) โดยให้ความถี่ของการหายใจซึ่งอยู่ในช่วง 0.1 ถึง 2 เฮิร์สผ่านไปได้

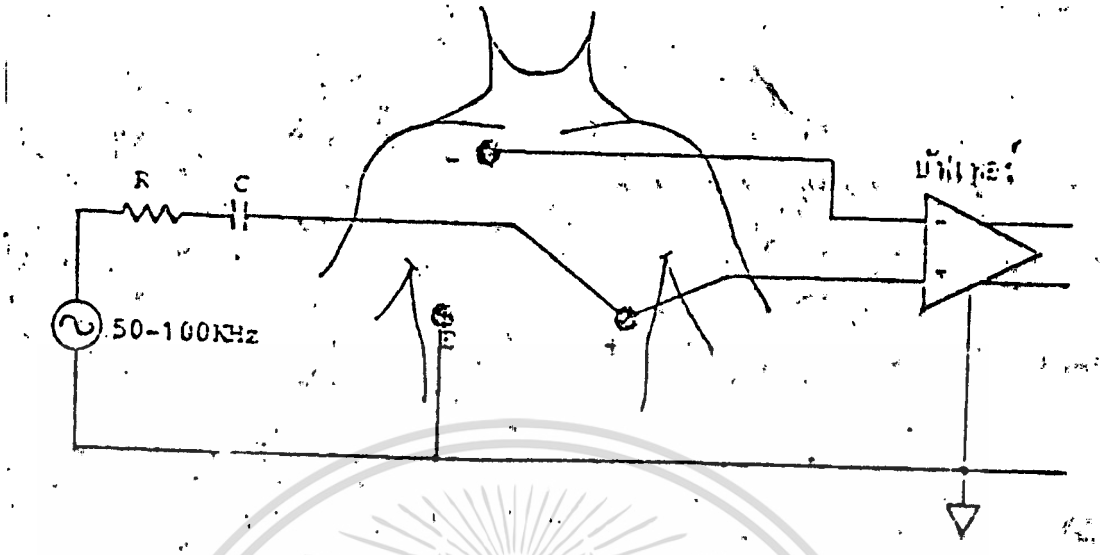
2.3 <u>บล็อกไดอะแกรมของเครื่องมอนิเตอร์</u>

เครื่องมอนิเตอร์ที่สร้างขึ้น ประกอบด้วยวงจรภาคต่างๆดังต่อไปนี้

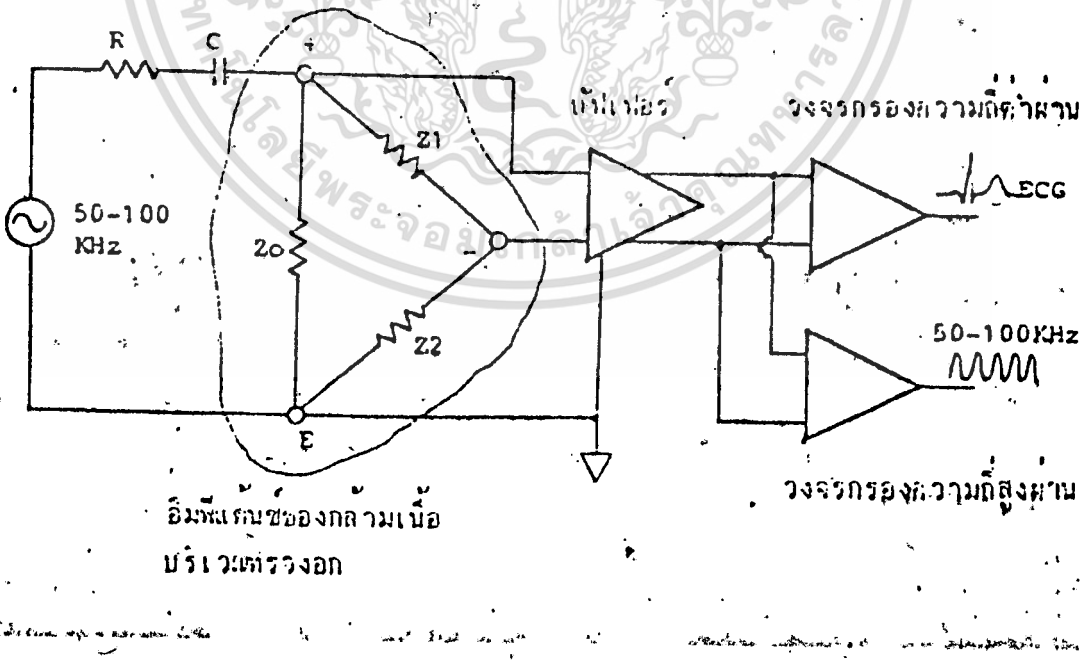
1. วงจรลอย (Floating circuit)

ในภาคนี้สามารถแยกวงจรตามหน้าที่การทำงานออกได้เป็น 2 แบบ คือ ส่วนที่ใช้ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และส่วนที่ใช้วัดการหายใจ (Respiration) โดยวิธีอิมพี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงการใช้อิเล็คโตรดร่วมกัน ของการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกับการวัดการหายใจ



รูปที่ 2.6 แสดงการแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ออกจากคลื่นความถี่สูงของการวัดการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แดนซ์ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.7 สัญญาณเอาท์พุทของวงจรในภาคนี้ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นการหายใจ

เพื่อป้องกันคนไข้จากอันตรายที่อาจเกิดจากกระแสไฟฟ้ารั่ว (Leakage current) จึงใช้วิธีส่งสัญญาณเอาท์พุทที่ได้จากวงจรขยายส่วนแรกไปยังวงจรต่างๆที่อยู่ภาคหลัง โดยการส่งผ่านทางแสงด้วยอุปกรณ์ Opto-couple ทำให้วงจรขยายส่วนแรกและวงจรส่วนหลังแยกอิสระกันทางวงจร

2. วงจรขยายส่วนหลัง

วงจรนี้กับวงจรขยายส่วนหน้าแยกอิสระกันทางวงจร จะทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นการหายใจให้มีค่าสูงขึ้น และพอเหมาะที่จะส่งต่อไปยังวงจรแสดงภาพบนจอมอนิเตอร์ต่อไป

นอกจากนี้ยังทำหน้าที่นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณการหายใจ ไปหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ โดยใช้หลักการของเฟสล็อคลูปที่จะกล่าวต่อไป รูปบล็อกไดอะแกรมวงจรขยายส่วนหลังแสดงได้ดังรูปที่ 2.8

2.4 ระบบแสดงผลบนจอภาพ (CRT Display)

ระบบแสดงผลบนจอภาพมี 3 แบบ

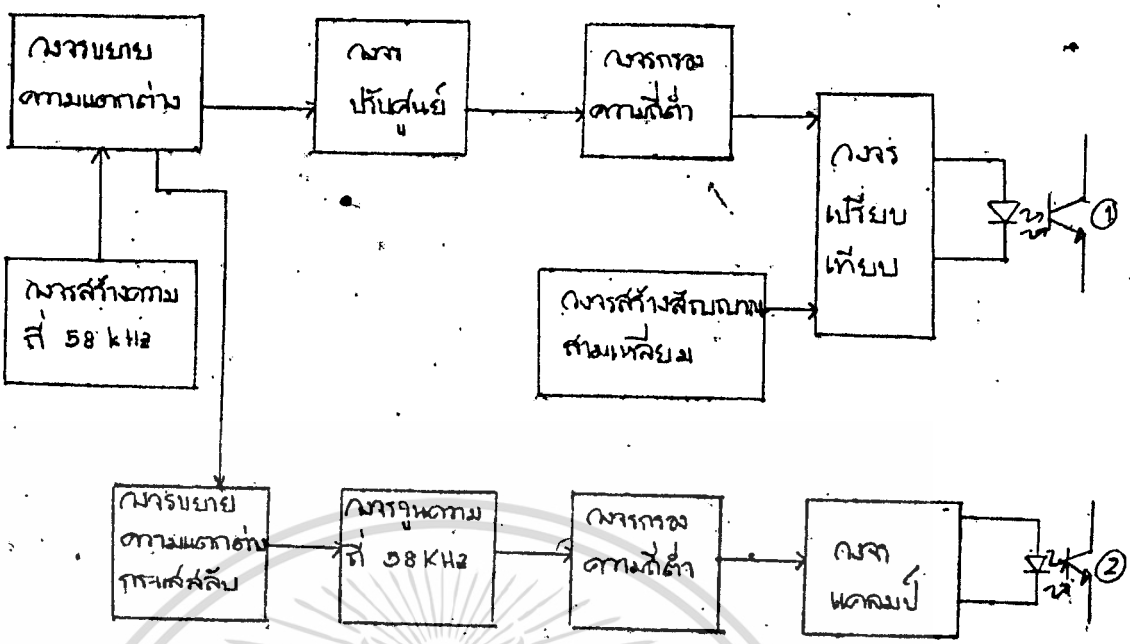
1. Long Persistence CRT
2. Non-Fade
3. TV Monitor

2.4.1 Long Persistence CRT

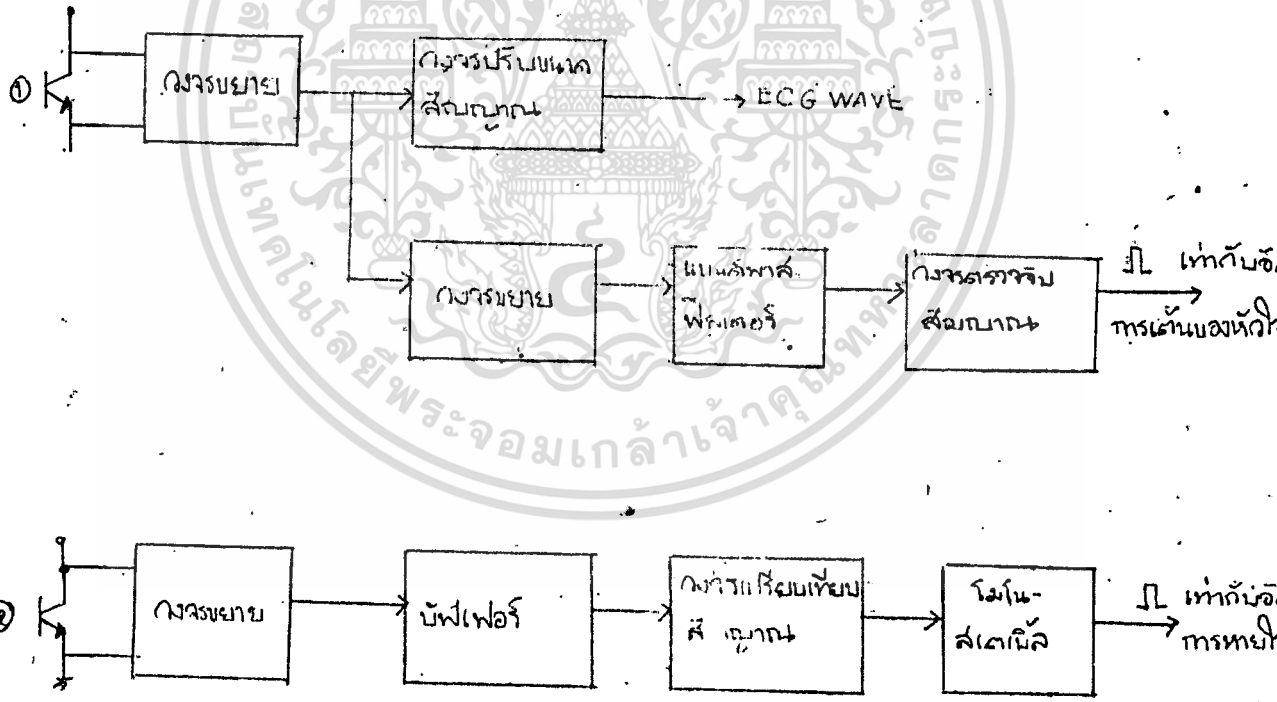
หลักการของแบบนี้คือ การป้อนสัญญาณอินพุทเข้า Y-Axis Deflection Yoke โดยตรง ขณะที่ X-Axis Deflection Yoke จะถูกป้อนด้วยสัญญาณฟันเลื่อย [Saw-Tooth] ที่มีคาบเวลาหลายวินาที ดังแสดงในรูปที่ 2.9 เนื่องจากคาบเวลาของสัญญาณฟันเลื่อยยาว จึงทำให้เห็นสัญญาณอินพุทที่ปรากฏบนจอ CRT เป็นจุดกวาดจากซ้ายไปขวา การที่จะทำให้เห็นสัญญาณค้างอยู่ชั่วขณะ โดยการใช้จอภาพที่ฉาบด้วย Long Persistence Phosphor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

026945

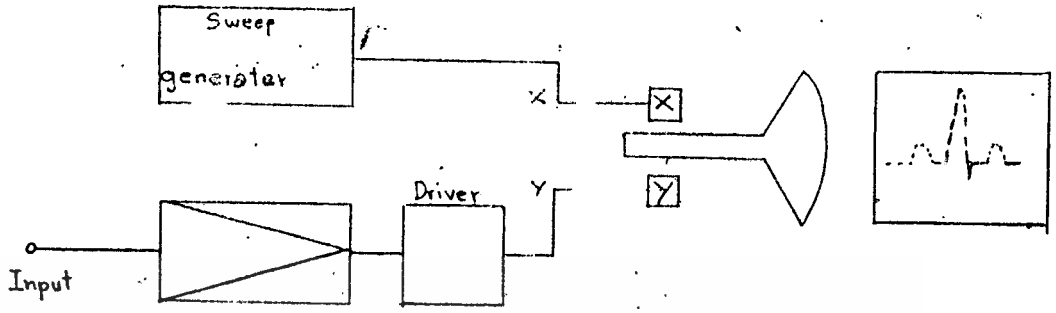


รูป ง.7 วงจรขยายส่วนหน้า



รูป ง.8 วงจรขยายส่วนหลัง

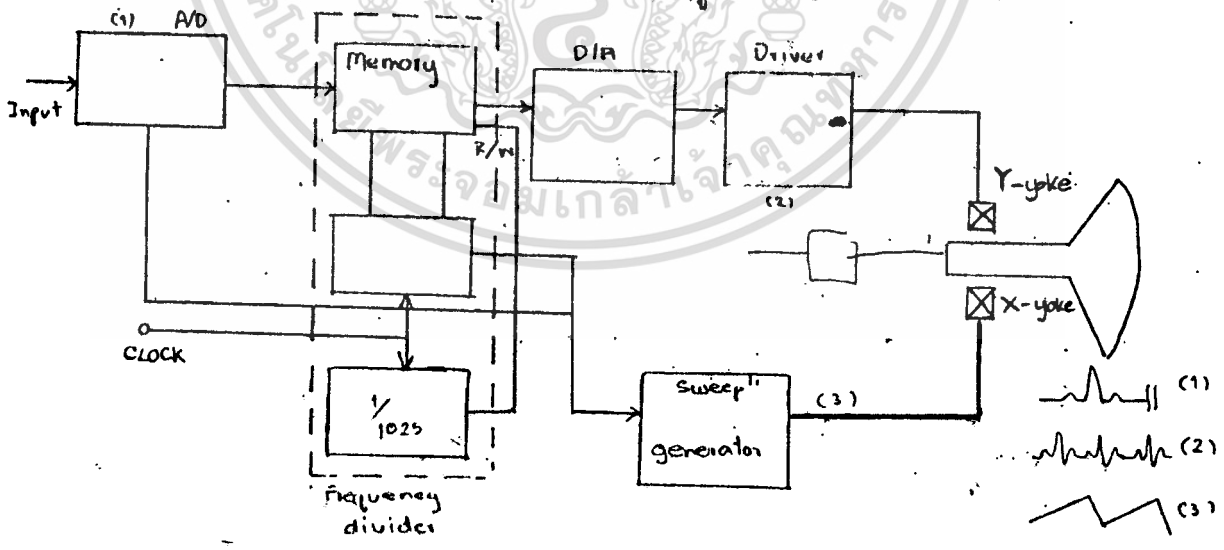
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 Long Persistence CRT Display

2.4.2 Non-Fade

การแสดงผลแบบ Non-Fade นี้ เป็นการแก้ปัญหาการจางหายของสัญญาณ ด้วยการนำ Memory มาเก็บสัญญาณอินพุท โดยผ่านวงจร A/D จากนั้นจึงจะนำข้อมูลออกจาก Memory มาผ่านวงจร D/A และป้อนเข้า Y-Yoke ตามเวลาการกวาดของสัญญาณฟันเลื่อยที่ป้อนเข้า X-Yoke จะสั้นกว่าแบบแรกมาก ดังแสดงในรูปที่ 2.10

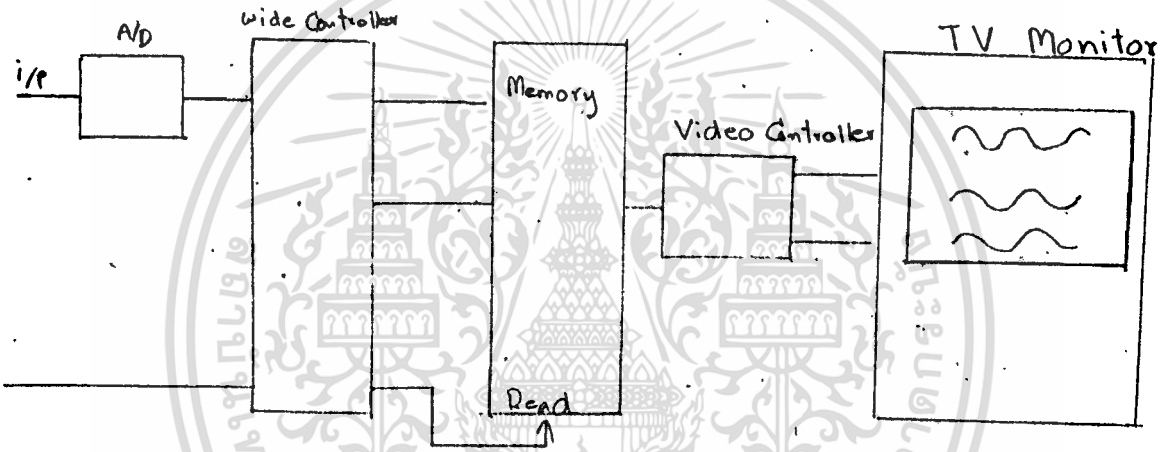


รูปที่ 2.9 Long Persistence CRT Display

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3 TV Monitor

เป็นการแสดงผลโดยการใช้ Memory เก็บสัญญาณอินพุทที่ผ่านวงจรA/D และจะนำข้อมูลออกมาผ่านวงจร D/A และแปลงเป็นสัญญาณ Video ซึ่งการทำงานจะต้องสัมพันธ์กับสัญญาณการสแกนทั้งแนวตั้งและแนวนอน ดังแสดงในรูปที่4.3 แบบนี้สามารถที่จะแสดงตัวหนังสือ ตัวเลข หรือกราฟ พร้อมกับคลื่นสัญญาณบนจอภาพได้ ข้อจำกัดของความละเอียดทางแนวตั้ง หรือความสูงของคลื่นสัญญาณจะขึ้นอยู่กับจำนวนเส้นสแกนของ TV



รูปที่ 2.11 TV Monitor

2.5 หลักการแสดงสัญญาณภาพบนจอทีวี

จากหัวข้อที่ 2.4 เรื่องระบบแสดงผลบนจอภาพ ก็สามารถกำหนดระบบการแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้โดยใช้ระบบ Non-Fade ซึ่งจะได้กล่าวรายละเอียดในรายงานฉบับนี้ดังต่อไปนี้

อุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ในการดูรูปสัญญาณไฟฟ้าโดยปกติแล้วจะใช้ออสซิลโลสโคป ในกรณีที่สัญญาณที่ต้องการดูมีค่าความถี่ต่ำๆ เช่น ประมาณ 1 Hz เราจะเห็นรูปสัญญาณเป็นเพียงจุดๆเดียวเคลื่อนที่อยู่บนจอภาพ ทำให้ไม่สามารถที่จะทำการวิเคราะห์สัญญาณได้ ซึ่งจากที่ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล่าวมาแล้วรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ประมาณ 1 Hz ดังนั้นเพื่อที่จะนำรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาแสดงบนจอภาพให้เห็นรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในทุกส่วนของสัญญาณ ซึ่งจำเป็นจะต้องออกแบบวงจรอิเลคทรอนิคส์เข้ามาเข้ามาร่วม ซึ่งมีเงื่อนไขสำคัญดังนี้

1. จะต้องสามารถแสดงให้เห็นเป็นรูปคลื่นสัญญาณที่ต่อเนื่องได้บนจอภาพโดยไม่เกิดการกระพริบ.

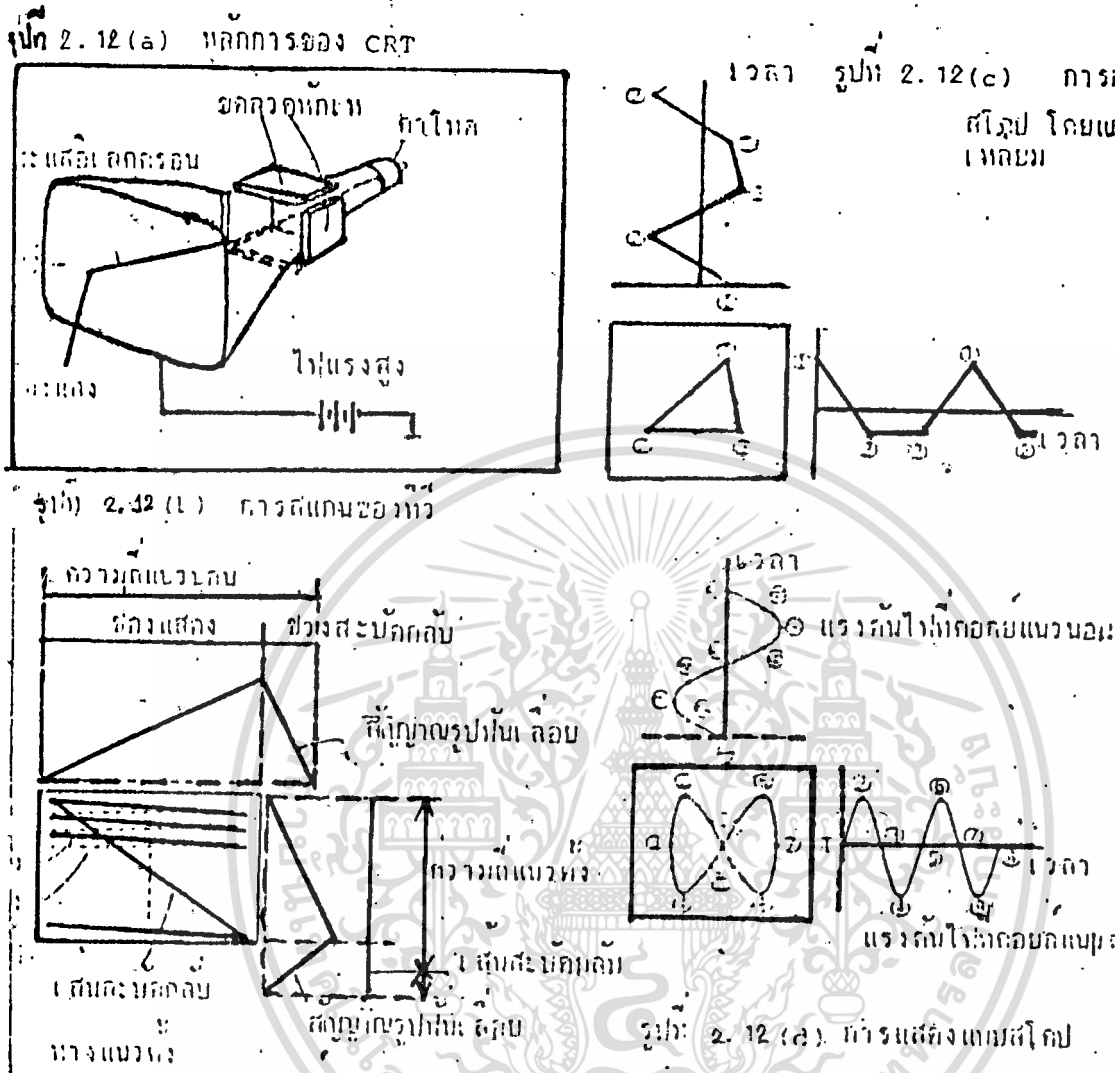
2. สามารถที่จะให้คลื่นสัญญาณเคลื่อนที่หรือหยุดนิ่งได้ เพื่อความจำเป็นในการวิเคราะห์สัญญาณบางช่วง

3. รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏบนจอจะต้องแสดงให้เห็นรูปสัญญาณครบหนึ่งลูก หรือมากกว่าหนึ่งลูกขึ้นไป เพื่อที่จะสามารถทำการเปรียบเทียบลักษณะของรูปคลื่นสัญญาณที่ผ่านไปแล้วกับที่กำลังเกิดอยู่ ทำให้สามารถวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณได้ อีกทั้งยังช่วยทำให้ภาพที่ปรากฏบนจอภาพแลดูสวยงาม

การแสดงรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพจะใช้จอภาพของทีวี ซึ่งจะทำการออกแบบให้มีการทำงานในลักษณะการทำงานของเครื่องออสซิลโลสโคป คือจะใช้สัญญาณที่สร้างขึ้นไปขับขดลวดหักเห และทำให้มีการเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้น ทำให้เกิดแรงไปหักเหลำอิเลคตรอนให้เคลื่อนที่ในทิศทางต่างๆได้ตามต้องการ

การสแกนจะทำการสแกนทางแนวนอน และการสแกนทางแนวตั้ง ซึ่งการสแกนทางแนวนอนนั้นจะสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปฟันเลื่อยไปขับขดลวดหักเห ส่วนการสแกนทางแนวตั้ง ก็จะใช้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ผ่านมาจากวงจรอิเลคทรอนิคส์ต่างๆ ที่จะได้กล่าวต่อไป ไปขับขดลวดหักเหแนวตั้งทำให้ลำอิเลคตรอนเคลื่อนที่เกิดเป็นภาพบนจอภาพทีวีได้ตามที่ต้องการ ดังแสดงในรูปที่2.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 แสดงการแสดงรูปสัญญาณไฟฟ้าบนจอ CRT

ตามเงื่อนไขข้อที่1 ที่จะต้องทำให้ภาพไม่เกิดการกระพริบนี้ จำเป็นจะต้องทำให้การสแกนทางแนวนอนมีอัตราเร็วในการสแกนที่เหมาะสมค่าหนึ่ง นั่นก็คือ ความถี่ของสัญญาณฟันเลื่อยจะต้องมีค่าที่เหมาะสมค่าหนึ่ง นอกจากนี้ก็อาศัยหลักการคงอยู่ของภาพของตาคนเราและจอทีวีเข้าช่วย

เมื่อเราเลือกความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งถ้าให้ความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเข้าไปที่ขดลวดสแกนทางแนวตั้งโดยตรง ดังนั้นในการสแกนทางแนวนอนแต่ละครั้งนั้นจะได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏบนจอเพียงส่วนเดียวเท่านั้น ไม่เต็มลูกคลื่นหนึ่งลูก หรือถ้าหาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ว่าปรับให้ความถี่แตกต่างเล็กน้อยและทำให้ภาพที่ได้มีจำนวนลูกของสัญญาณมากขึ้นก็ตาม แต่ว่าภาพที่เห็นนั้นจะเป็นเพียงจุดที่เคลื่อนที่และจางหายไปโดยเร็ว ด้วยเหตุนี้จึงจะต้องทำการปรับความถี่ของการสแกนทางแนวตั้งให้สูงขึ้น

การปรับรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ให้การสแกนทางแนวตั้งมีความถี่สูงขึ้น ทำได้โดยใช้หลักการในทางดิจิตอล เข้ามาทำการประมวลข้อมูลของสัญญาณอนาลอก โดยทำการแซมปลิ้งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณอนาลอกให้เปลี่ยนมาเป็นข้อมูลทางดิจิตอลในไปเก็บไว้ในหน่วยความจำ โดยข้อมูลที่ได้จากการแซมปลิ้งในแต่ละครั้งนี้จะถูกเก็บไว้ในแอดเดรสที่อยู่ติดๆกัน ฉะนั้นเมื่อตอนที่เราอ่านข้อมูลออกมาจากหน่วยความจำ ถ้าเราสามารถชี้แอดเดรสได้เร็วเพียงใด ก็จะทำให้ได้รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเมื่อนำไปผ่านวงจรเปลี่ยนสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก [D/A] แล้ว ก็สามารถได้รับรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูงตามต้องการได้ ในการออกแบบการทำงานเช่นนี้ สิ่งที่เราต้องการทำก็คือ เลือกความถี่ที่ใช้ในการแซมปลิ้งและความถี่สัญญาณนาฬิกาที่จะถูกนำไปสร้างสัญญาณแอดเดรส ให้มีค่าที่เหมาะสมในการนำไปใช้งาน พิจารณาการแสดงรูปสัญญาณหัวใจในหัวข้อที่2 ซึ่งจะทำอย่างไรให้สัญญาณที่ถูกเก็บอยู่ในหน่วยความจำ สามารถแสดงออกมาทางจอภาพทีวีให้เป็นภาพที่เคลื่อนที่ได้ ซึ่งสามารถทำได้โดยอาศัยเทคนิคของการอ้างแอดเดรสและการอ่านและเขียน [Read/Write] ข้อมูลลงในหน่วยความจำที่มีความจุจำกัด ซึ่งอาศัยหลักการดังนี้

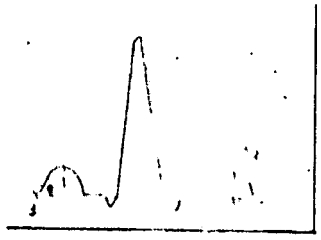
1.การที่จะให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดผ่านไปแล้ว ถูกแสดงบนจอภาพพร้อมกับสัญญาณที่เพิ่งเกิดใหม่ ซึ่งก็หมายถึงว่า ในการสแกนทางแนวนอนที่กำลังดำเนินอยู่นี้จะต้องอ่านเอาข้อมูลของคลื่นสัญญาณเก่าออกมาด้วย

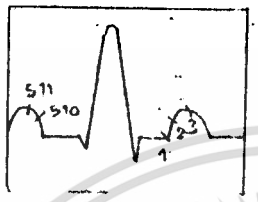
2.การที่จะให้เห็นว่า คลื่นสัญญาณมีการเคลื่อนที่ได้ นั่นคือจะต้องเห็นสัญญาณรูปใหม่ปรากฏออกมาอยู่ตลอดเวลาด้วย แสดงว่าจะต้องมีการเขียน [Write] ข้อมูลของสัญญาณใหม่เข้าไปในหน่วยความจำ และถูกอ่านออกมาพร้อมกับข้อมูลอันเก่าในการสแกนแต่ละครั้ง

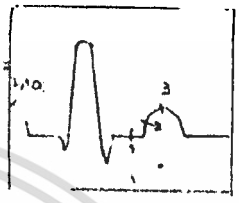
3.จากข้อ 1 และ 2 รวมกันกับการสแกนทางแนวนอนด้วยความถี่ที่เหมาะสม และการคงอยู่ของภาพบนจอทีวีและของตาคน จะทำให้เราได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏบนจอที่เคลื่อนที่ได้ และเป็นภาพที่ต่อเนื่องตามต้องการ เพื่อให้เข้าใจเพิ่มขึ้น พิจารณาการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ดังรูปที่ 2.13







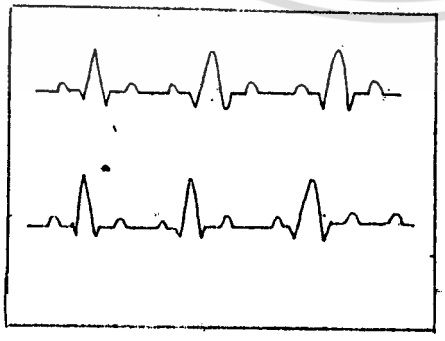
รูปที่ 2.13

ข้อกำหนดในการทำงานก็คือ

1. ใช้หน่วยความจำในการจำรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด 512 ไบท์

2. การอ่าน [Read] ของข้อมูลในแต่ละครั้งจะอ่านออกมาทั้งหมด 512 ไบท์ ในขณะที่จะทำการเขียนเข้าไป [Write] เพียง 1 ไบท์ ในแต่ละครั้งเท่านั้น

สำหรับโครงงานนี้ จะพัฒนาโดยการใช้หน่วยความจำ 2 หน่วย มาต่อคาสเคด [Cascade] กัน เพื่อที่จะแสดงรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกมาติดต่อกัน 2 ช่องสัญญาณ โดยแสดงได้ดังรูปที่ 2.14



อ่านข้อมูล (Data) จากหน่วยความจำที่ 1 (Ram1) มาแสดง

อ่านข้อมูล (Data) จากหน่วยคความจำที่ 2 (Ram2) มาแสดง

รูปที่ 2.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อความต่อไปนี้ จะกล่าวถึงการอ่านและเขียน (Read/ Write) ที่เกิดขึ้นจริง โดยอธิบายเพียงเส้นใดเส้นหนึ่งเท่านั้น(เพราะทั้ง 2 เส้น มีหลักการสแกนเดียวกัน) ส่วนเหตุผลที่จะต้องมีการแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจถึง 2 เส้น จะได้กล่าวถึงในภายหลัง

รูปที่ 2.13(ก) เป็นรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นจริงๆ ซึ่งเทียบกับในแกนของเวลา

รูปที่ 2.13(ข) เป็นรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสแกนข้อมูลทั้งแนวตั้งและแนวนอน ในขณะใดขณะหนึ่ง ซึ่งสมมติว่าการอ่านข้อมูลออกจากหน่วยความจำที่ตำแหน่งแอดเดรสจาก 0 ถึง 511

การที่จะให้สัญญาณเคลื่อนที่ได้นั้น ในการสแกนครั้งถัดไป ภาพที่ปรากฏบนจอจะต้องเป็นดังรูปที่ 2.13(ค) ซึ่งมีลักษณะเป็นไปตามหลักการ 3 ข้อที่กล่าวไปแล้ว คือจะทำการเขียนข้อมูลใหม่ลงในหน่วยความจำตำแหน่งแอดเดรสที่ 0 และอ่านข้อมูลออกมาจากแอดเดรสที่ 1 ถึง 511 และ 0

ดังนั้นจะเห็นได้ว่า สัญญาณจะมีการเคลื่อนที่ออกไปจากขวาไปซ้ายอย่างต่อเนื่อง ลำดับในการอ่านและเขียน (Read/Write) ข้อมูล แสดงไว้ดังตาราง

เขียน (WR) แอดเดรสที่	อ่าน (RD) แอดเดรสที่
0	1...511,0
1	2...511,0,1
.	.
.	.
511	0...511

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

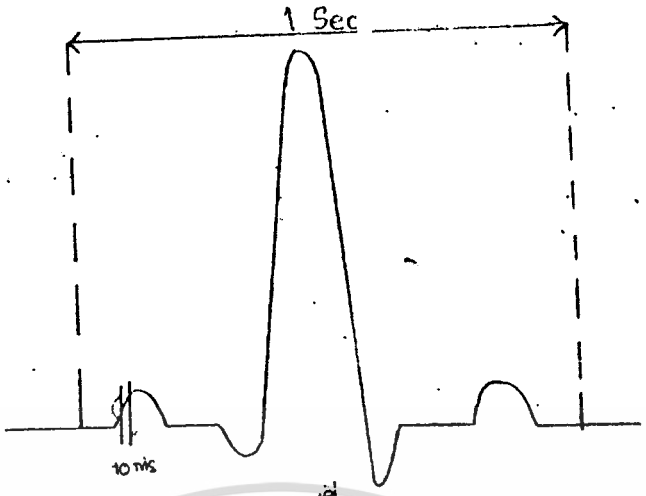
สำหรับการอ่านและเขียน (Read/Write) ข้อมูลลงในหน่วยความจำที่2 (Ram2) ซึ่งนำมาต่อคาสเคดกับหน่วยความจำที่1 (Ram1) ทำได้โดยการนำเอาข้อมูลตัวแรกของหน่วยความจำที่1 (Ram1)ที่จะถูกอ่านในรอบการทำงานต่อไป มาเก็บไว้ที่แอดเดรสแรกในหน่วยความจำที่2 (Ram2)ก่อน หลังจากที่อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่1 (Ram1)ครบ 512 ไบท์แล้ว ก็จะมาอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่2 (Ram2) โดยข้อมูลที่เพิ่งถูกเขียนจะถูกอ่านออกมาเป็นค่าสุดท้าย แล้วจึงกลับไปอ่านจากหน่วยความจำที่1 (Ram1) สลับกันไป การอ่านและเขียน (Read/Write) ข้อมูลในหน่วยความจำที่2 (Ram2) มีลำดับดังต่อไปนี้

เขียน [WR] แอดเดรสที่	อ่าน [RD] แอดเดรสที่
0 (ข้อมูลจากแอดเดรส 1 ของ Ram1)	1...511,0
1 (ข้อมูลจากแอดเดรส 2 ของ Ram1)	2...511,0,1
.	.
.	.
511 (ข้อมูลจากแอดเดรส 0 ของ Ram1)	0...511

ในการเลือกความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่จะใช้เป็นฐานเวลาให้กับวงจรส่วนดิจิตอลทั้งหมดนั้น ร่วมถึงส่วนสร้างแอดเดรสให้กับหน่วยความจำด้วย พบว่าถ้าเราใช้สัญญาณนาฬิกาที่มีความถี่ 160 KHz แล้ว นอกจากจะเป็นตัวเลขที่ลงตัว และถ้าหากต้องมีการหารความถี่ซึ่งสามารถหารได้โดยง่ายแล้ว ยังทำให้ได้รับช่วงรีเทรซ (Retrace)ที่ต้องการได้ดังนี้

จากข้างต้นช่วงการอ่านข้อมูลทั้งหมด 512 ไบท์ นั้นจะเป็นเวลาทั้งหมดเท่ากับ (1/160 K) * 512 = 3.2 ms นั่นก็คือ ช่วงเทรซของสัญญาณฟันเลื่อยมีค่าเท่ากับ 3.2 ms แต่ว่าหนึ่งลูกคลื่นของสัญญาณฟันเลื่อยใช้เวลา 5 ms ดังนั้น ช่วงเวลารีเทรซของสัญญาณจึงเท่ากับ 1.8 ms ซึ่งเป็นค่าที่นำไปใช้ได้ ทำให้ไฟที่ไปเลี้ยงวงจรในส่วนขับขดลวดหักเหมีค่าไม่สูงนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.15

พิจารณาในรูปที่ 2.15 ซึ่งเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาทีหรือ มีความถี่เท่ากับ 1Hz และมีคาบเวลา 1 ลูกสัญญาณเท่ากับ 1 วินาที เมื่อพิจารณาประกอบกับภาพที่ 4.4 ถ้าอัตราการแซมปลิ้งของสัญญาณเท่ากับ 10 ms ดังนั้นใน 1 ลูกคลื่นเราจะเก็บข้อมูลในหน่วยความจำได้ทั้งหมด 1/10 ms = 100 แอดเดรส และถ้าทั้ง 100 แอดเดรสนี้ ถูกอ่านออกมาด้วยสัญญาณนาฬิกาความถี่ 160 KHz ก็จะใช้เวลาในการอ่านสัญญาณหนึ่งลูกเท่ากับ 100/(160 KHz) = 0.625 ms หรือคิดเป็นความถี่ได้เท่ากับ 1600 Hz ดังนั้นจะเห็นได้ว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่แสดงออกมาทางจอภาพจะมีความถี่สูงขึ้นถึง 1600 เท่าของสัญญาณที่เกิดขึ้นจริง

บทที่ 3 การทำงานของวงจร

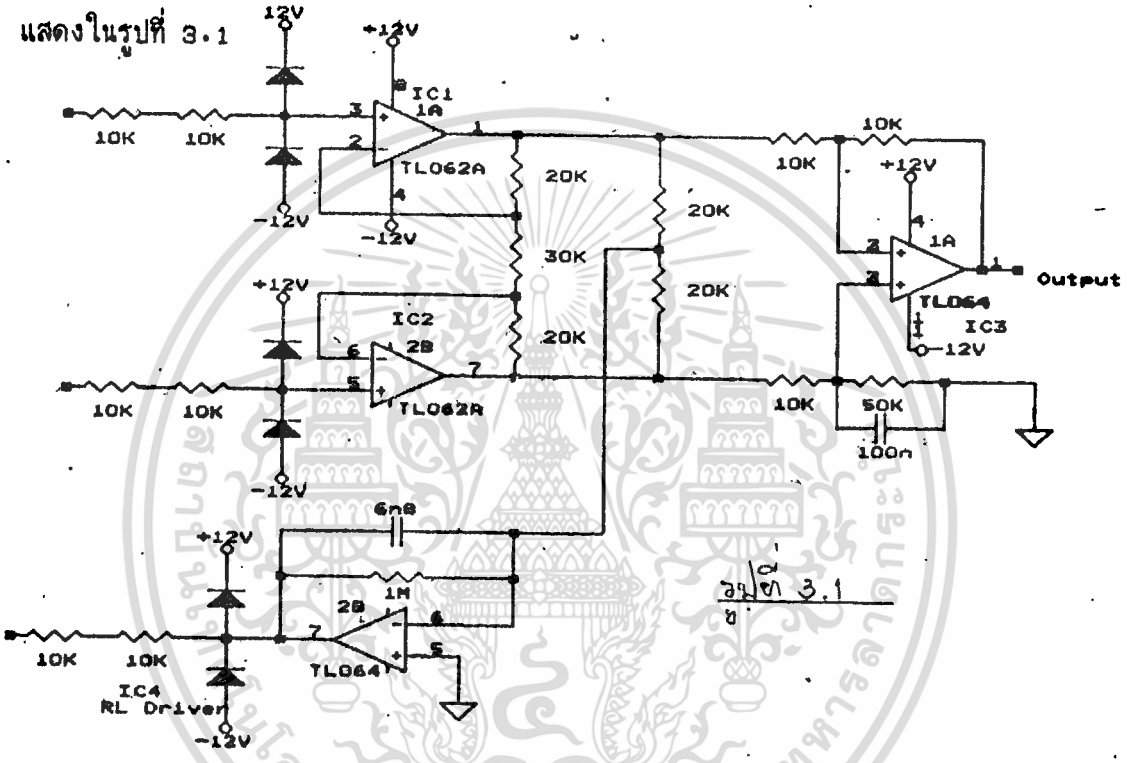
ระบบรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย

3.1 ภาควงจรลอย [Floating Circuit]

ในภาคนี้ประกอบไปด้วยวงจรต่างๆดังต่อไปนี้

3.1.1 ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรขยายความแตกต่าง [Differential Amplifier] ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1

เป็นวงจรแรกที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 1 มิลลิโวลท์ โดยการรับสัญญาณจากอีเลคโตรดที่ติดอยู่บนผิวหนัง ซึ่งมีค่าความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้าน กระแสสลับความถี่ 50 เฮิร์ซปนมาด้วย ดังนั้น วงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

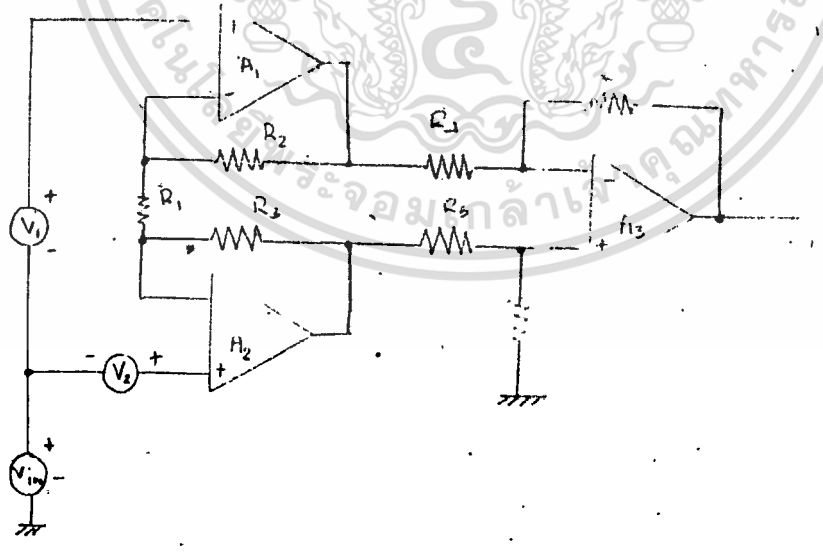
ก. อินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียสมดุลย์ของวงจรและการบั่นทอนของสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุท การเสียสมดุลย์ของวงจรจะมีผลเสียต่อการทำงานของวงจรขยายคือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด [Common Mode Signal] ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซท [Offset Voltage] ซึ่งจะถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาท์พุท ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทมีค่ามาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะทำให้วงจรขยายอิ่มตัว มีศักดาไฟฟ้าเอาท์พุทค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง(บวกหรือลบ) และวงจรไม่สามารถทำงานได้

ข.ค่า CMRR.[Common Mode Rejection Ratio]สูง ค่าCMRRเป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่างที่จะสามารถกำจัดสัญญาแรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็คือ การมีอัตราขยายของสัญญาณดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมด [Differential Mode Signal]สูง และมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำ ทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยาย [ECG] จะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะของสัญญาณดิฟเฟอร์เรนเชียล ส่วนสัญญาแรบกวน(50 เฮิร์ซ) จะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด

วงจรขยายความแตกต่างที่ใช้ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว ดังแสดงในรูปที่ 3.2 สำหรับออปแอมป์ตัวที่4 ในรูปที่3.1 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ [Negative Feedback] เพื่อใช้แทนกราวด์ [Ground] หรือเรียกว่า RL Driver [Right Leg Driver] ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด [Common Mode Potential] ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายของคนไข้กับกราวด์ของวงจรลอย



รูปที่ 3.2 วงจรขยายความแตกต่างของสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรในรูปที่ 3.2 ตัว A1และA2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ [Buffer Amplifier] ซึ่งจะมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก ประมาณมากกว่า 10 M เพราะเลือกใช้ออปแอมป์ชนิดที่มีอินพุทเป็นเฟท

วงจรดังกล่าวมีค่าอัตราการขยายศักดาไฟฟ้าประมาณ 10 ส่วน C1 และ C2 ในรูปที่ 3.1 ทำหน้าที่กรองความถี่สูงไม่ให้ผ่านวงจรขยายไปได้ IC4,R4,R5 และR10 เป็นส่วนของวงจรป้อนกลับที่เรียกว่า RL Driver

วงจรขยายในภาคแรกไม่ควรให้มีอัตราขยายมากเกินไป เพราะว่าถ้าเกิดมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทเกิดขึ้นที่อินพุทไม่ว่าจะสาเหตุใดก็ตาม จะทำให้สัญญาณออกที่เอาท์พุทลอยขึ้นไปหรือต่ำลงจากระดับศูนย์มาก ซึ่งบางครั้งอาจจะอิ่มตัวอยู่ที่ค่าใกล้กับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟ ทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

3.1.2 วงจรปรับศูนย์ [Autozero Circuit]

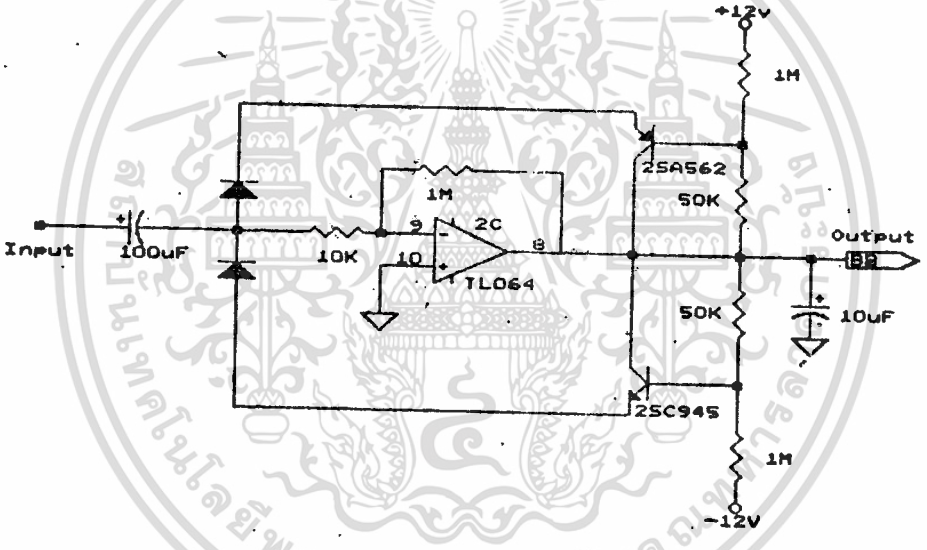
เมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่างมักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซทถูกขยายออกมาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซทนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5 ถึง 200 เฮิร์ซ ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ใช้จะต้องมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำอยู่ในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ ปัญหาที่ตามมาก็คือ ถ้ามีการรบกวนที่อิเลคโตรด เช่น เมื่อคนไข้ขยับตัว จะทำให้ความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเลคโตรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลงไป และวงจรเสียสมดุลย์ เกิดเป็นศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุทของวงจรขยายความต่าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยตัวออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าเวลาคงที่ [Time Constant] ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก ดังรูปที่ 3.3

รูปที่3.3 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิเลคโตรดถูกรบกวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลักการของวงจรปรับศูนย์คือ จะช่วยลดค่าเวลาคงที่ [Time Constant] ให้เหลือน้อยมากเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังแสดงในรูปที่3.4 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ค่าเวลาคงที่ [Time Constant] จะเท่ากับผลคูณของ C1 กับ R2 และเมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทประมาณ +1.2 โวลท์ หรือ -1.2 โวลท์ (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D1 หรือ D2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2)ทรานซิสเตอร์ก็จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านของสัญญาณลงกราวด์ ทำให้ค่าเวลาคงที่ [Time Constant] มีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับผลคูณของ C1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อยมาก ส่วน IC1เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส [Inverting Amplifier] มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าคือ

อัตราขยายศักดาไฟฟ้า = R1/R2 = 1M/10K =100



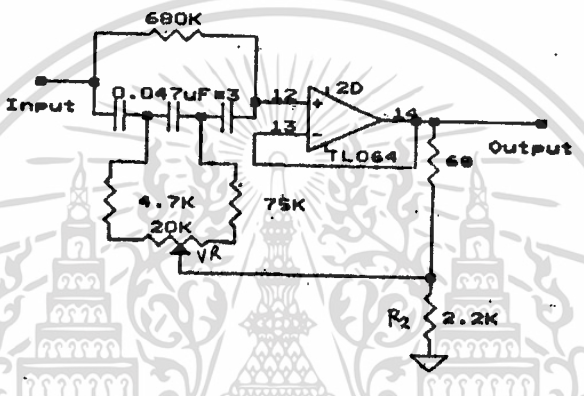
รูปที่ 3.4 วงจรปรับศูนย์

3.1.3 วงจรกรองความถี่ต่ำ [Low - Pass Notch Filter]

ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ก็ตาม แต่ถ้าเกิดความไม่สมดุลย์ของวงจรขึ้นมา สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 เฮิร์ซ ก็สามารถผ่านไปได้ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5 ถึง 200 เฮิร์ซ ถ้าเราใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ [Low - Pass Filter]แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50 เฮิร์ซผ่านไปได้ ก็จะทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50เฮิร์ซถูกกำจัดออกไป ดังนั้น เราจึงต้องใช้วงจรกรองความถี่ต่ำแบบ Low - Pass Notch

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

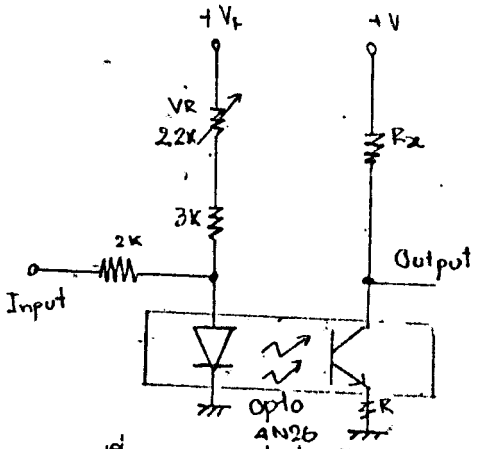
Filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและต่ำกว่า 50 เฮิร์ซผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ซจะถูกกำจัดออกไป วงจรแสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำ Low - Pass Notch Filter

เมื่อกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการไม่ให้ผ่านไปได้แล้ว ก็ผ่านมาที่วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง เพื่อทำการแยกจุดดินระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสกับร่างกาย กับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องเข้าไปทำอันตรายต่อคนไข้ได้ จากวงจรในรูปที่3.6 ความต้านทานR1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้า เพื่อป้อนให้กับตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ความต้านทาน R2 และ VR จะเป็นตัวป้อนกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการปรับตัวความต้านทานเปลี่ยนค่าได้ VR จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่ขาคอลเลคเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสง มีค่าประมาณ 1/2 ของศักดาไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ +V

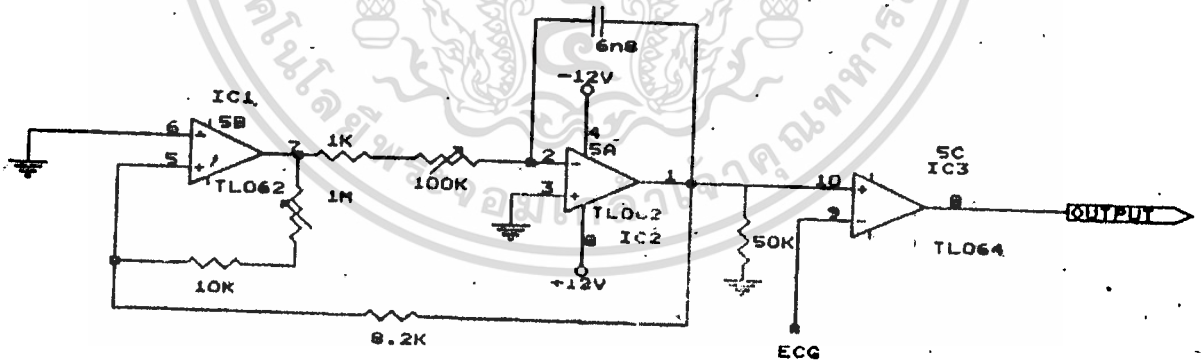
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่3.6 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

การไบอัสดังกล่าวเป็นการไบอัสให้ตัวส่งสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ทำงานอยู่ในช่วงลิเนียร์ ซึ่งการปรับกระแสไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้กระทำได้ยาก และตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวก็จะมีคุณสมบัติแตกต่างกันไป เราจึงต้องทำการปรับไบอัสทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนตัวส่งสัญญาณ (แม้ว่าตัวส่งสัญญาณจะเป็นเบอร์เดียวกันก็ตาม) และอาจจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุปกรณ์ของวงจรถัดไปด้วย

ดังนั้นเราจึงแก้ปัญหาดังกล่าวโดยการมอดดูเลทสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราจะใช้วงจรพัลซ์-วิดท์ มอดดูเลเตอร์ [Pulse - Width Modulator] ดังแสดงในรูปที่ 3.7

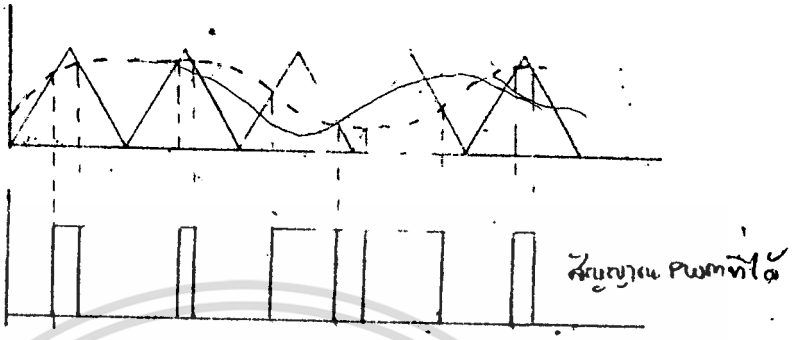


รูปที่3.7 วงจร Pulse - Width Modulator และวงจรส่งผ่านสัญญาณแสง

จากรูปที่ 3.7 IC1 และ IC2 ทำหน้าที่สร้างสัญญาณสามเหลี่ยม [Triangle Signal] ความถี่ 3K เฮิร์ซ เพื่อเป็นสัญญาณเปรียบเทียบ [Refference Signal] เข้าที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส [Non-Inverting Input] ของIC3 ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

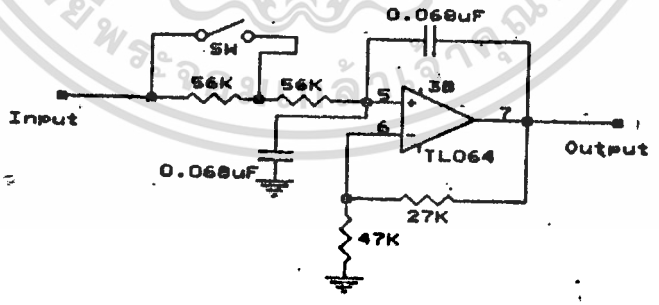
[Comparator] โดยสัญญาณที่ออกจากวงจรกรองความถี่ต่ำ จะถูกนำมาเข้าที่ขาอินพุทกลับเฟส [Inverting Input]ของIC3 สัญญาณที่เอาท์พุทของIC3 จะมีลักษณะเป็นพัลซ์ โดยที่ความกว้างของพัลซ์ [Pulse Width]จะแปรเปลี่ยนตามระดับสัญญาณที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส ดังแสดงได้ดังรูปที่ 3.8



รูปที่3.8 แสดงการเปลี่ยนความกว้างพัลซ์

3.2 ภาคแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นอัตราการเต้นหัวใจ

3.2.1วงจรดีมอดดูเลเตอร์ [Demodulator Circuit] หลังจากที่เราได้รับสัญญาณจากตัวรับสัญญาณแสงซึ่งเป็นสัญญาณพัลซ์แล้ว จะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช้วงจรดีมอดดูเลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าวคือ วงจรกรองความถี่ต่ำ ที่ยอมความถี่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านได้ ดังแสดงได้ดังรูปที่ 3.9



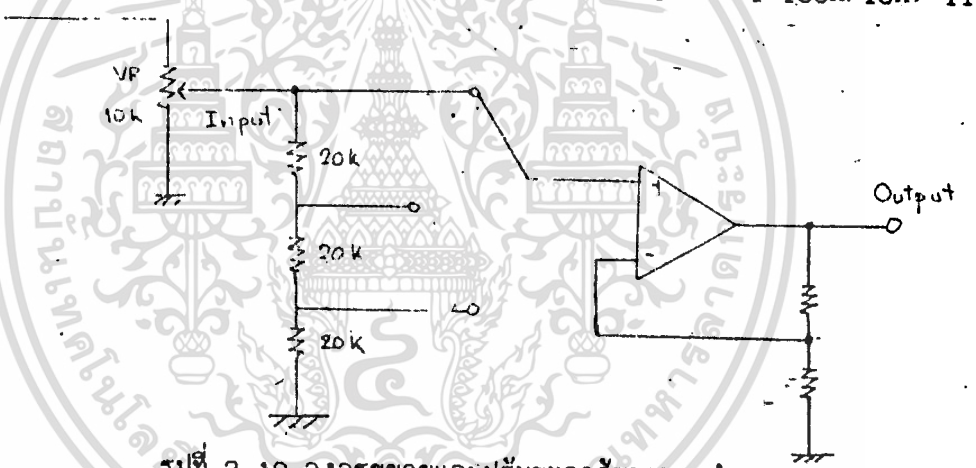
รูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำแบบแอคทีฟฟิลเตอร์

วงจรในรูปที่ 3.9 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำแบบแอคทีฟ [Active Low-Pass

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Filter] แบบ SALLEN AND KEY CIRCUIT (DESIGN 2) ซึ่งมีค่าความถี่คัทออฟ [Cut-off Frequency or Passband Edge Frequency] หรือ W_p =262 เฮิร์ซ และ Pole Q =0.7

3.2.2 ส่วนวงจรขยายและปรับขนาดสัญญาณ ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดพอเหมาะที่จะป้อนให้กับวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อก เป็นสัญญาณดิจิตอล ซึ่งสามารถปรับขนาดของสัญญาณได้ 3 ระดับ โดยเพิ่มขึ้นครั้งละ 1 เท่า วงจรแสดงในรูปที่ 3.10 ตัว VR เป็นความต้านทานปรับค่าได้ชนิดเกือกม้า ใช้ปรับแต่งขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ให้แสดงบนจอภาพ ให้มีความสูงเป็นสัดส่วนที่เหมาะสม R1,R2 และ R3 ทำหน้าที่เป็นวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า โดยให้ศักดาไฟฟ้าลดทีละครึ่ง S1 เป็นสวิทช์เลือก เพื่อเลือกขนาดของสัญญาณที่แสดงบนจอภาพ โดยเลือกได้ 3 ขนาด IC1 , R4 และR5เป็นวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส [Non-Inverting Amplifier] ที่มีอัตราขยายเท่ากับ (1+R4/R5) = (1+100K/10K)=11



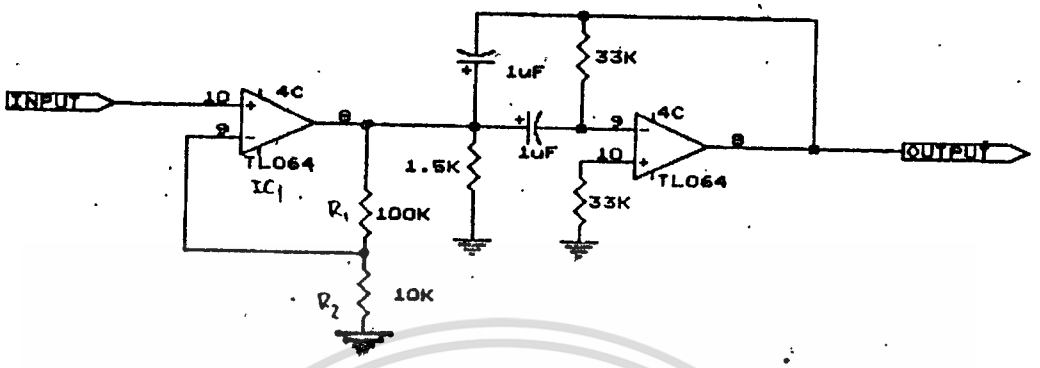
รูปที่ 3.10 วงจรขยายและปรับขนาดสัญญาณ

3.2.3 วงจรแยกคลื่น QRS

เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบไปด้วยคลื่นต่างๆ คือ P , QRS และ T ดังได้กล่าวไปแล้ว ในบางครั้งคลื่น T มีขนาดความสูงใกล้เคียงกับคลื่น QRS (ขึ้นกับตำแหน่งของอีเลคโตรด) ในการหาอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อหัวใจทำงาน 1 รอบ จะต้องมีพัลซ์ 1 ลูก ส่งเข้าไปในวงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า และพัลซ์นี้ได้จากวงจรตรวจจับยอดคลื่น [Peak Detector] ดังนั้น ถ้าคลื่น QRS และ T มีขนาดใกล้เคียงกัน อาจทำให้ได้พัลซ์ 2 ลูกใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ เนื่องจากคลื่น QRS มีความถี่สูงกว่าคลื่น T หลายเท่า โดยมีความถี่ประมาณ 17 เฮิร์ซ จึงสามารถใช้วงจรกรองความถี่แยกเอาคลื่น QRS ออกจากคลื่น T ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังรูปที่ 3.11



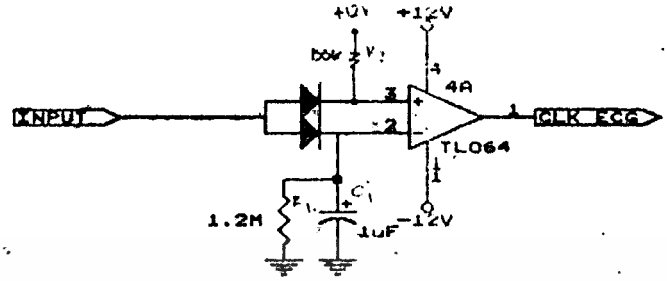
รูปที่ 3.11 วงจรแยกคลื่น QRS

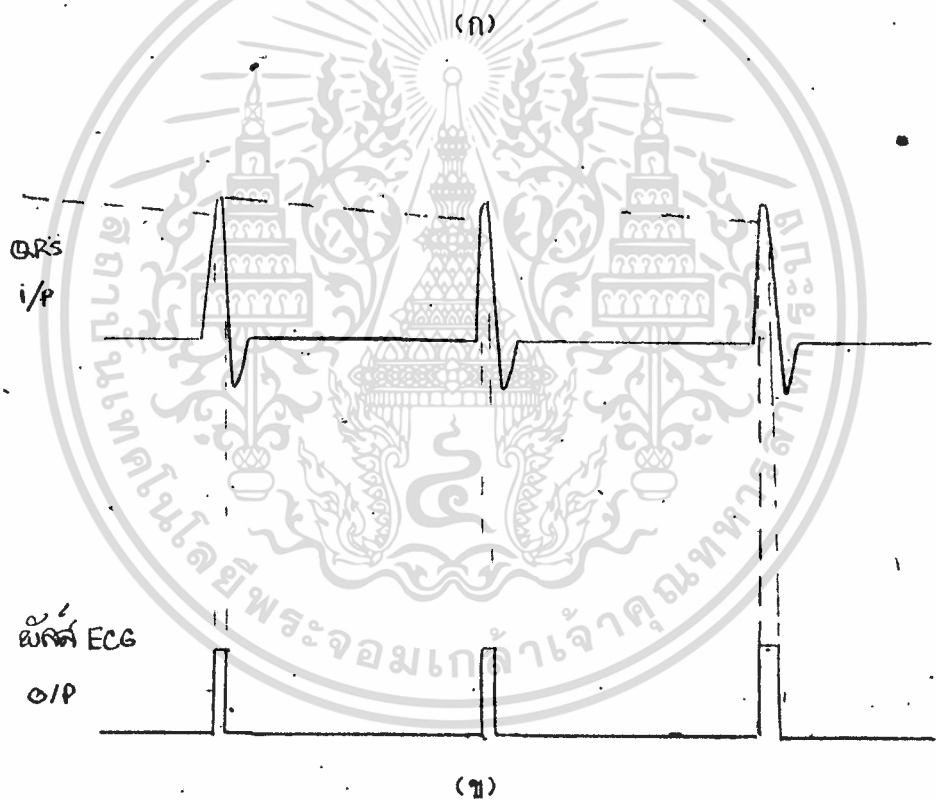
IC_1 , R_1 และ R_2 เป็นวงจรบัฟเฟอร์ที่มีอัตราขยายเท่ากับ $(1+R_1/R_2) = (1+100K/10K)=11$ ส่วนที่เหลือของวงจรเป็นวงจรแยกคลื่น QRS โดยมีลักษณะของวงจรเป็นแบบแบนพาสฟิลเตอร์ ที่ให้ความถี่ในช่วงของคลื่น QRS ผ่านได้

3.2.4 ส่วนของวงจรตรวจจับยอดคลื่น

ทำหน้าที่สร้างพัลซ์ จากการตรวจจับยอดคลื่นดังแสดงในรูปที่ 3.12(ก) C_1 ทำหน้าที่เก็บค่าศักดาไฟฟ้าของยอดคลื่น QRS R_1 ทำหน้าที่เป็นทางผ่านของประจุไฟฟ้าที่คายออกจาก C_1 เพื่อให้ค่าศักดาไฟฟ้าลดลงทีละน้อย R_2 ต่อให้ขาบวกของ IC_1 เป็นลบในขณะที่ยังไม่มีคลื่นQRS ป้อนเข้ามา เมื่อมีคลื่น QRS ป้อนเข้ามา ศักดาไฟฟ้าที่ขาบวกจะมีค่าประมาณเท่ากับสัญญาณคลื่น QRS IC_1 เป็นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ และให้เอาท์พุทออกมาเป็นพัลซ์ ลักษณะของคลื่นที่จุดต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.12(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่3.12 (ก)วงจรตรวจจับยอดคลื่น (ข)แสดงลักษณะของสัญญาณที่จุดต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การทำสัญญาณไฟฟ้าให้ใจให้มีความถี่สูงขึ้นเพื่อนำไปแสดงผลบนจอภาพ

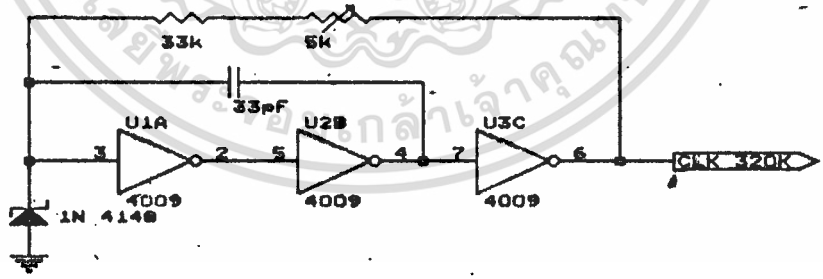
ในหัวข้อนี้จะแบ่งส่วนวงจรส่วนต่างๆที่ใช้ในการทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่สูงขึ้นได้ดังต่อไปนี้ คือ

1. วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกา
2. วงจรสร้างสัญญาณควบคุม
3. วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลและวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นสัญญาณอนาลอก
4. วงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาท์พุทและวงจรหยุดสัญญาณภาพ

โดยการทำงานของวงจรภาคต่างๆสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ

3.3.1 วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกา

สัญญาณนาฬิกาดังกล่าวจะถูกใช้เป็นฐานเวลาของตัวนับแอดเดรส (IC4040) ซึ่งจะเป็นตัวชี้แอดเดรสของหน่วยความจำ EPROM ซึ่งจะแสดงตำแหน่งของข้อมูลที่จะถูกนำออกมาที่เอาท์พุท สัญญาณนาฬิกาที่สร้างขึ้นมีความถี่เท่ากับ 320 KHz วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาแสดงไว้ในรูปที่ 3.13

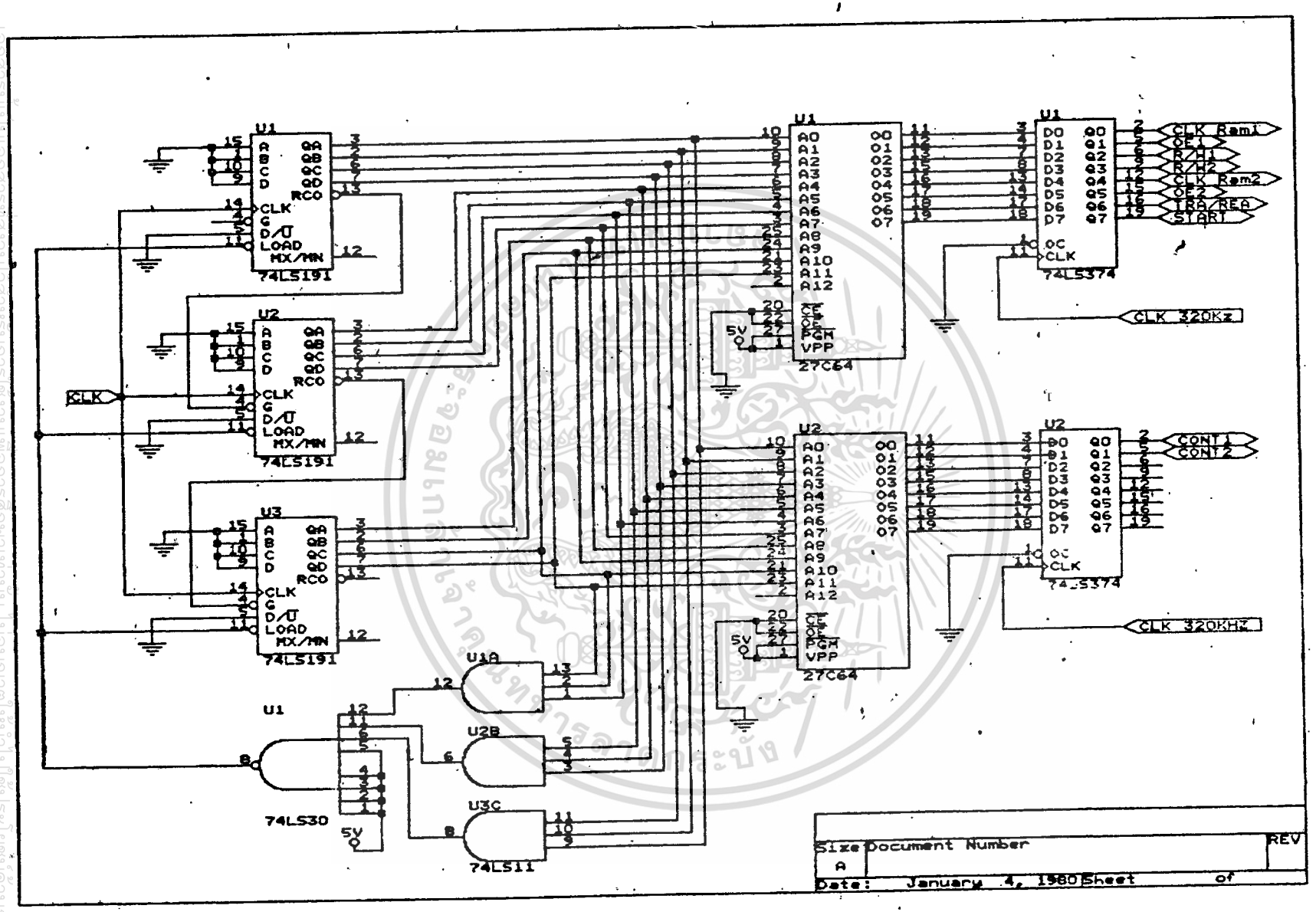


รูปที่ 3.13 วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกา

3.3.2 วงจรสร้างสัญญาณควบคุม

รูปที่ 3.14 เป็นวงจรกำเนิดสัญญาณควบคุม สำหรับควบคุมการทำงานของวงจรทั้งหมด โดยเราจะทำการโปรแกรมให้กับหน่วยความจำ EPROM เพื่อให้ได้สัญญาณเอาท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 วงจรคำนวณสัญญาณควบคุม

พุทเป็นสัญญาณควบคุมที่เราต้องการ และใช้วงจรชิงโครนัสเคาท์เตอร์ (IC 4040) เป็นตัวป้อนแอดเดรสให้กับหน่วยความจำ EPROM ซึ่งตัวป้อนแอดเดรสนี้จะทำงานตามสัญญาณนาฬิกาความถี่ 320 KHz เมื่อตัวนับแอดเดรสนับได้ถึงแอดเดรสที่ 3200 (ค่า 3200 ถูกกำหนดโดยการพิจารณาจากไทม์มิ่งไดอะแกรม) ก็จะถูกรีเซ็ทให้เริ่มชี้ที่แอดเดรส 0 ใหม่ เป็นเช่นนี้เรื่อยไป

สำหรับสัญญาณควบคุมที่ถูกโปรแกรมไว้ในหน่วยความจำ EPROM จะแสดงได้ดังรูปที่ 3.15 และมีหน้าที่ต่าง ๆ ดังนี้

สัญญาณควบคุมที่ได้หน่วยความจำ EPROM1

D_0 ใช้เป็นสัญญาณนาฬิกาเข้าที่ขา CLK ของตัวนับ (4040) ซึ่งใช้ในการชี้แอดเดรสของหน่วยความจำ Ram1

D_1 สัญญาณ OE เป็นสัญญาณที่ใช้สำหรับป้อนเข้าขา Output enable ของหน่วยความจำ Ram1 ซึ่งแอคทีฟที่ระดับสัญญาณต่ำ (0 โวลท์)

D_2 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมให้หน่วยความจำ Ram1 ทำการอ่านและเขียน (Read/Write) ในช่วงจังหวะที่ถูกต้อง

D_3 ใช้สำหรับเป็นสัญญาณนาฬิกาป้อนเข้าที่ขา CLK ของตัวนับ (4040) ซึ่งใช้ในการชี้แอดเดรสของหน่วยความจำ Ram2

D_4 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมให้หน่วยความจำ Ram2 ทำการอ่านและเขียน (Read/Write) ในช่วงจังหวะที่ถูกต้อง

D_5 สัญญาณ OE ใช้สำหรับป้อนเข้าขา Output Enable ของหน่วยความจำ Ram2 ซึ่งแอคทีฟระดับต่ำ

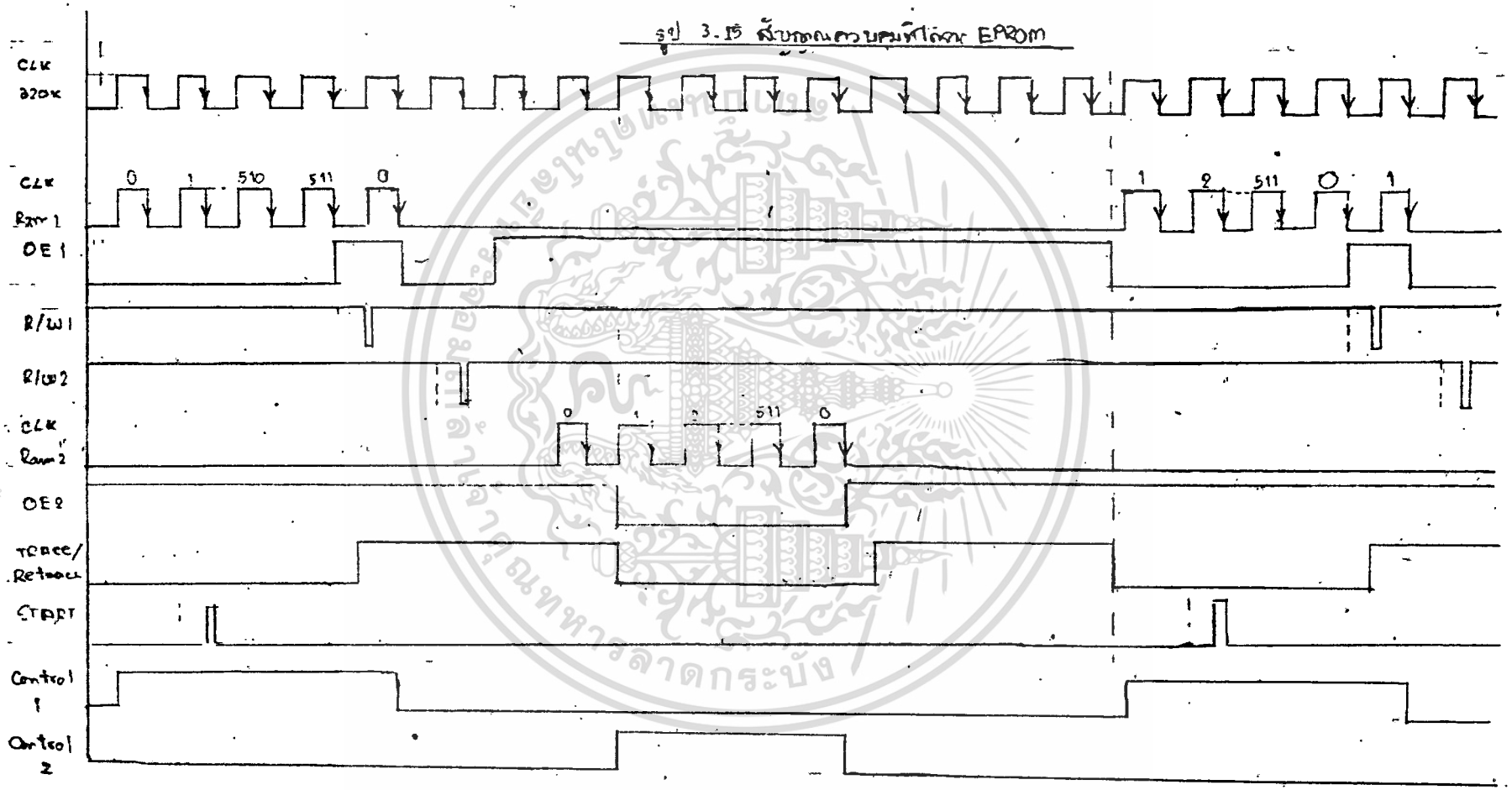
D_6 สัญญาณ Trace/Retrace เพื่อนำไปใช้ในการสร้างสัญญาณฟันเลื่อย และสัญญาณวีดีโอ

D_7 สัญญาณ START เป็นสัญญาณเข้าขา START ของ ADC 0809 ในการแปลงสัญญาณอนาลอคเป็นสัญญาณดิจิตอล ADC0809

สัญญาณควบคุมที่ได้จากหน่วยความจำ EPROM2

D_0 สัญญาณควบคุมที่ใช้ในการควบคุมการแบ่งระดับสัญญาณหัวใจตัวที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

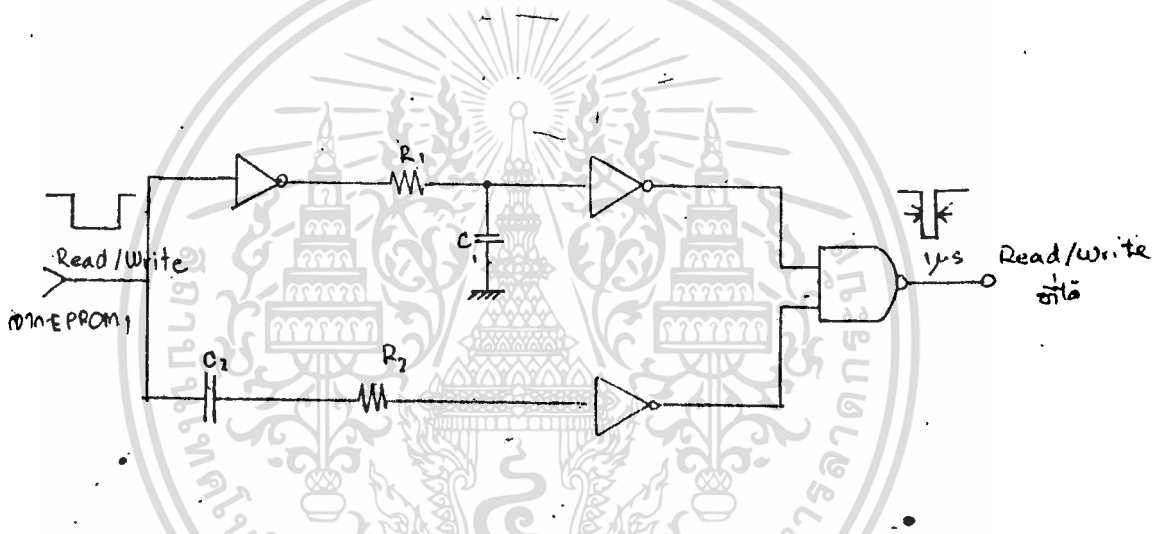


รูป 3.15 สัญญาณควบคุมที่ใช้กับ EPROM

D_1 สัญญาณควบคุมที่ใช้ในการควบคุมการแบ่งระดับสัญญาณหัวใจตัวที่ 2

ข้อที่ควรพิจารณาของสัญญาณอ่านและเขียน (Read/Write) อีกอย่างหนึ่งคือ สัญญาณเขียน (Write) ไม่ควรมีคาบเวลาที่ยาวเกินไป เพราะอาจจะมีสัญญาณที่ไม่ต้องการจากส่วนอื่น ๆ ของวงจรเข้ามาปนได้ หลังจากที่ข้อมูลที่ถูกต้องถูกเขียน (Write) ลงในหน่วยความจำ Ram แล้ว

ฉะนั้นการแก้ปัญหาในเรื่องนี้ทำได้โดยการบีบช่วงเวลาการเขียน (Write) ให้สั้นลง และไม่มีการเปลี่ยนสถานะของแอดเดรสในช่วงเวลานั้น ซึ่งทำได้โดยการใช้วงจรโมโนสเตเบิล วงจรที่ใช้แสดงไว้ดังรูป รวมทั้งสัญญาณเขียนและอ่าน (Read/Write) ที่ได้หลังจากผ่านวงจรนี้แล้ว



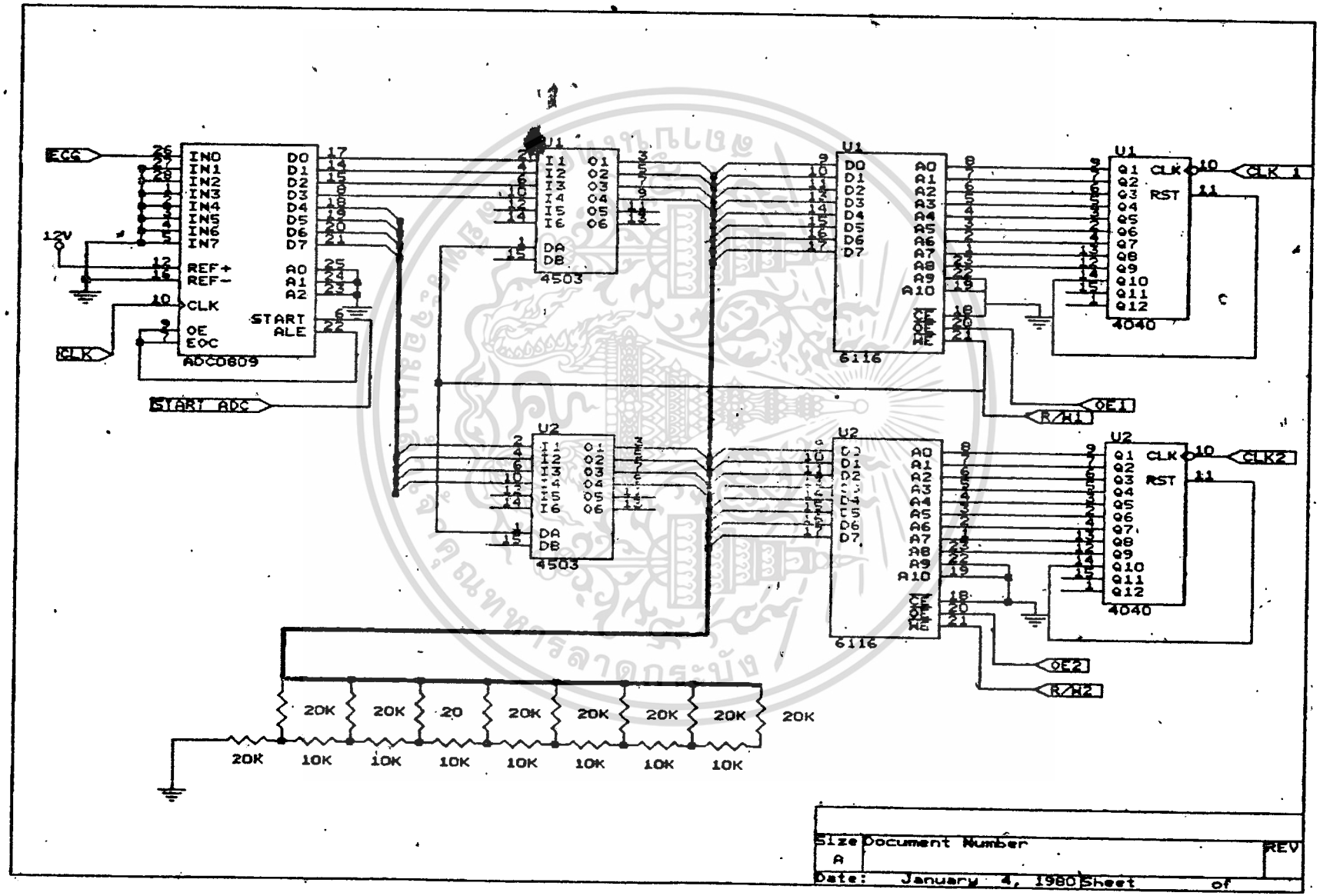
รูป วงจรโมโนสเตเบิลและสัญญาณอ่านและเขียน (Read/Write) ที่ได้

จะเห็นว่าสัญญาณอ่านและเขียน (Read/Write) มีช่วงเวลาเพียง 1 s เท่านั้น ซึ่งน้อยมากเมื่อเทียบกับคาบของสัญญาณนาฬิกา

3.3.3 <u>วงจรแปลงสัญญาณอนาลอคเป็นดิจิตอล และวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอค</u>

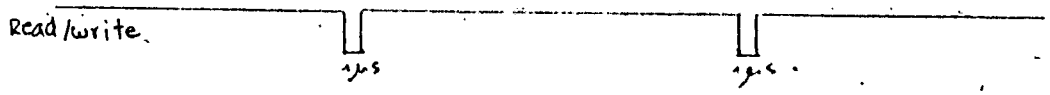
รูปวงจรแสดงไว้ในรูปที่ 3.16 จากรูปเป็นวงจรแปลงสัญญาณอนาลอคเป็นสัญญาณดิจิตอลของวงจร(Analog To Digital Converter (A/D)) วงจรนี้ ใช้ IC 0809 วง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



89/3.16 วงจร A/D และวงจร D/A

จรนี้เราใช้เพียง Channal เดียว คือเลือกค่าแอดเดรส (Address) ของ IC 0809 เป็น 000 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของวงจรนี้ คือสัญญาณที่ได้จากหน่วยความจำ EPROM1 คือสัญญาณ D_2 และ D_7 ซึ่งแสดงดังข้างล่างนี้



สัญญาณที่ได้จากขา D_2

สัญญาณที่ได้จากขา D_7

เมื่อมีสัญญาณ Start ซึ่งเป็นสัญญาณนาฬิกาที่ได้มาจากขา D_7 ของหน่วยความจำ EPROM1 ที่มีลักษณะเป็นพัลส์แคบๆเข้ามา IC 0809 จะเริ่มทำการเปลี่ยนสัญญาณอนาลอค (Analog) ซึ่งเป็นสัญญาณหัวใจที่มีความถี่ต่ำที่ได้จากวงจรขยายส่วนแรก เป็น สัญญาณดิจิตอล (Digital) ซึ่งขณะที่ทำการเปลี่ยนสัญญาณอยู่นั้น สัญญาณเอาท์พุทที่ขา EOC จะมีโลจิกเป็น 0 และเมื่อทำการเปลี่ยนสัญญาณอนาลอค (Analog) เป็น สัญญาณ (Digital) เสร็จแล้ว สัญญาณเอาท์พุทของ EOC จะมีโลจิกเป็น 1 ซึ่งจะเป็นตัวชี้บอกว่าทำการเปลี่ยนสัญญาณเสร็จแล้ว แล้วค่าข้อมูลที่ได้พร้อมที่จะแสดงผล เมื่อมีสัญญาณOE เข้ามา ในที่นี้เราใช้สัญญาณที่เข้าขา OE เป็นสัญญาณอ่านและเขียน (Read/Write) ของหน่วยความจำ Ram1 เพื่อที่จะให้ IC 0809 ให้สัญญาณเอาท์พุทเป็นช่วงพอดีกับที่หน่วยความจำ Ram1 อยู่ในช่วงเขียน (Write) ข้อมูลเข้าไป ทำให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องลงในแอดเดรสที่ต้องการ

สำหรับข้อกำหนดในการใช้ IC 0809 คือ เมื่ออยู่ในระหว่างช่วงการเปลี่ยนสัญญาณอนาลอค (Analog) เป็นสัญญาณดิจิตอล (Digital) สัญญาณอินพุทต้องมีขนาดคงที่หรือไม่ก็มีการเปลี่ยนเพียงเล็กน้อย ซึ่งก็ใช้ได้กับกรณีนี้ เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG) มีความถี่ประมาณ 0.5-200 Hz เท่านั้น แต่สัญญาณนาฬิกาที่ใช้เป็นฐานเวลา IC 0809 มีความถี่ถึง 360 KHz เมื่อเทียบกันแล้วถือได้ว่าในระหว่างการเปลี่ยนสัญญาณ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทบไม่มีการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณเลย

สำหรับการอ่านและเขียนข้อมูล (Read/Write) ลงในหน่วยความจำ Ram1 และหน่วยความจำ Ram2 สามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้ โดยสมมุติให้แอดเดรสเริ่มต้นของหน่วยความจำทั้งสองคือแอดเดรส 0 การทำงานอธิบายได้เป็นลำดับขั้นดัง

1.อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่1 (Ram1) ตั้งแต่แอดเดรสที่ 0 ถึง 511

2.เขียนข้อมูลค่าใหม่ (ที่ได้จากวงจร A/D) ลงในแอดเดรสที่ 0 ของหน่วยความจำที่1 (Ram1) หลังจากนี้แอดเดรสของหน่วยความจำที่1 (Ram1) จะชี้อยู่ที่แอดเดรส 1 (ทำได้โดยการหยุดให้สัญญาณนาฬิกาแก่ตัวนับแอดเดรส (4040 Counter) ของหน่วยความจำที่1 (Ram1))

3.อ่านข้อมูลจากแอดเดรสที่ 1 ของหน่วยความจำที่1 (Ram1) มาเขียนลงในแอดเดรสที่ 0 ของหน่วยความจำที่2 (Ram2)

4.อ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่2 (Ram2) ตั้งแต่แอดเดรสที่ 1 ถึง 511 และ 0 หลังจากนี้แอดเดรสของหน่วยความจำที่2 (Ram2) จะชี้อยู่ที่แอดเดรส 1 (ทำได้โดยการหยุดให้สัญญาณนาฬิกาแก่ตัวนับแอดเดรสของ Ram2)

5.กลับมาอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่1 (Ram1) ตั้งแต่แอดเดรสที่ 1 ถึง 511 และ 0

6.หลังจากอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำที่1 (RAM1) เสร็จแล้ว จะเขียนข้อมูลค่าใหม่ (ที่ได้จากวงจร A/D) ลงในแอดเดรสที่ 1 ของหน่วยความจำที่1 (Ram1) หลังจากนี้ตัวชี้แอดเดรสจะชี้ที่แอดเดรสที่ 2

7.เมื่ออ่านข้อมูลและเขียนข้อมูลใหม่ให้กับหน่วยความจำที่1 (RAM1) เสร็จแล้ว จะทำการอ่านข้อมูลจากแอดเดรสที่ 2 ของหน่วยความจำที่1 (Ram1) ไปเขียนลงในแอดเดรสที่ 1 ของหน่วยความจำที่2 (Ram2) ซึ่งเป็นการเขียนข้อมูลใหม่ให้กับหน่วยความจำที่ 2 (RAM2)

หลังจากนั้นก็จะมีการอ่านข้อมูลของหน่วยความจำที่2 (RAM2) จากที่ได้กล่าวมาข้างต้น หน่วยความจำทั้งสองจะสลับการทำงานเช่นนี้เรื่อยไปตลอดการทำงาน

สำหรับวงจรที่ใช้ในการแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นสัญญาณอนาลอก ได้ใช้วงจร R-2R

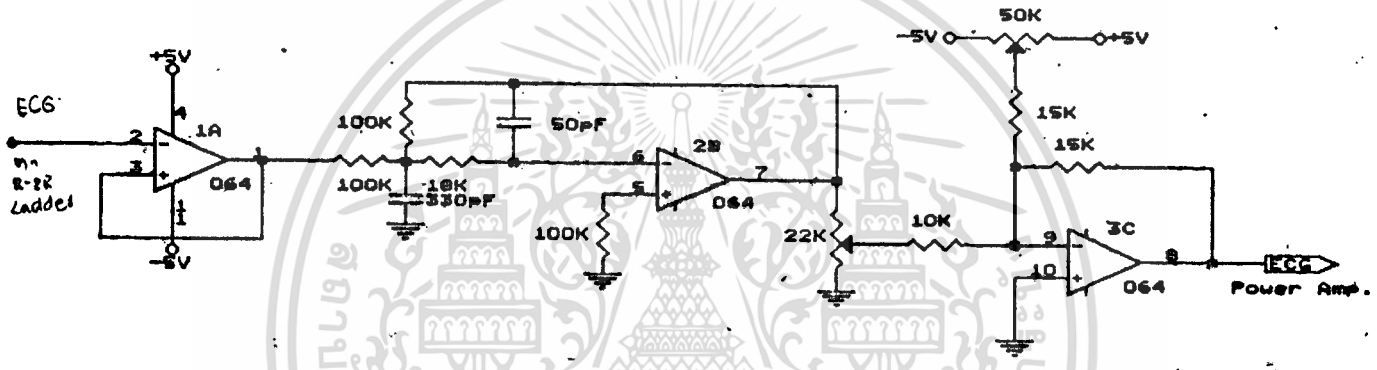
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Ladder โดยที่มีความสัมพันธ์ระหว่างเอาท์พุทและอินพุทดังสมการนี้

$$V_o = V_{in} (D_7 /2 + D_6 /4 + \ldots + D_1 /128 + D_0 /256)$$

โดยที่ D_0 --D_7 เป็น 1 หรือ 0

สำหรับสัญญาณหัวใจที่ได้จากวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นสัญญาณอนาล็อค ต้องนำมาผ่านเข้าวงจรกรองความถี่ ดังในรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 วงจรกรองความถี่

วงจรกรองความถี่ที่ใช้เป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low pass filter) แบบ second order negative feedback ในการออกแบบวงจรนี้ ต้องกำหนดค่าความถี่ที่จะให้ตัด (Cut Off Frequency) ที่สูงกว่าความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในช่วง QRS เล็กน้อย ซึ่งมีค่าประมาณเป็น KHz จากการทดลอง ถ้าให้จุดตัดความถี่ต่ำกว่านี้ ขนาดของ QRS หลังจากผ่านวงจรฟิลเตอร์จะลดลงมากเมื่อเทียบกับสัญญาณช่วงอื่น แต่ถ้าตั้งจุดตัดไว้ที่ความถี่สูงเกินไป สัญญาณจะไม่ค่อยเรียบ เนื่องจากกรองสัญญาณรบกวนไปได้ไม่หมด

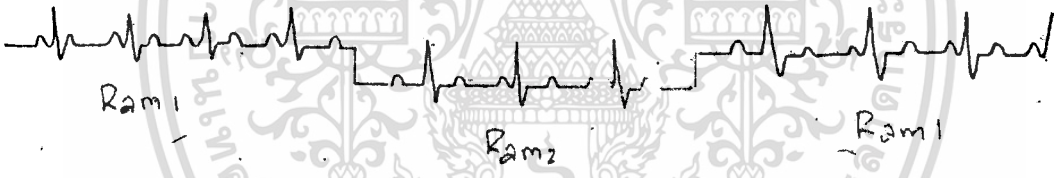
หน้าที่ของวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำที่ใช้ก็คือ จะทำหน้าที่หาค่าเฉลี่ยของขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกมาจากวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อค ดังนั้นทำให้เราได้สัญญาณหัวใจที่ต่อเนื่องออกมาในที่สุด และหน้าที่อีกอย่างก็คือ จะทำหน้าที่ตัดสัญญาณรบกวนที่มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

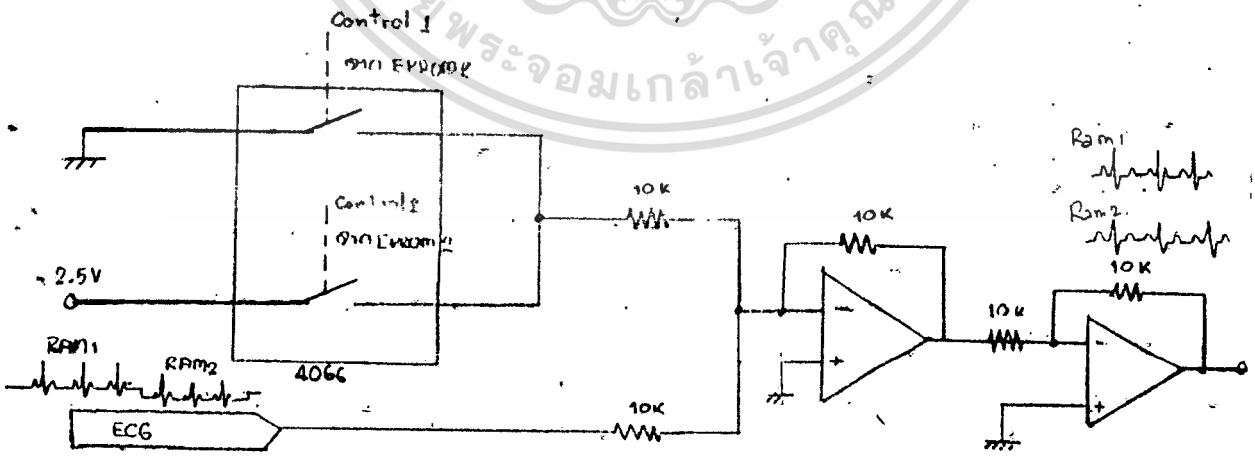
ความถี่ประมาณ 320 KHz ซึ่งเกิดมาจากวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาออกไป ทำให้สัญญาณหัวใจเรียบขึ้น และผิดเพี้ยนน้อยที่สุด

3.3.4 วงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาท์พุทและการหยุดสัญญาณภาพ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอค จะเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ต่อเนื่องกันและมีความถี่สูงขึ้น และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำ Ram1 และ Ram2 จะมีระดับที่ใกล้เคียงกัน ดังแสดงไว้ในรูปที่ 3.18 จึงต้องนำสัญญาณเอาท์พุทที่ได้นี้ไปผ่านวงจรแบ่งระดับสัญญาณ เพื่อที่จะสามารถนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากหน่วยความจำ Ram1 ไปแสดงในช่องสัญญาณที่ 1 บนจอภาพ ส่วนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากหน่วยความจำที่ Ram2 จะแสดงในช่องสัญญาณที่ 2 บนจอภาพ รูปวงจรแบ่งระดับสัญญาณเอาท์พุทแสดงไว้ในรูปที่ 3.19 โดยที่สัญญาณควบคุมการทำงานของ IC4066 ที่ขา 13 และที่ขา 5 เป็นสัญญาณที่ได้จากสัญญาณเอาท์พุทของหน่วยความจำ EPROM2 ซึ่งคือขาสัญญาณ D_0 และ D_1 ตามลำดับ สัญญาณหัวใจที่ได้จากวงจรแบ่งระดับจะแสดงไว้ในรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.18 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้หน่วยความจำ Ram1 และ Ram2



รูปที่ 3.19 วงจรแบ่งระดับสัญญาณและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้

สำหรับช่วงหยุดสัญญาณภาพ ในขณะที่ต้องการทำการวิเคราะห์สัญญาณภาพขณะใด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขณะหนึ่งนั้น จุดประสงค์ที่ต้องการทำคือ การหยุดสัญญาณภาพเฉพาะสัญญาณที่อ่านออกมาจากหน่วยความจำ Ram2 โดย หน่วยความจำ Ram1 ยังคงทำงานตามปกติ คือมีการรับสัญญาณเข้ามาใหม่ตลอดเวลา ส่วนหน่วยความจำ Ram2 นั้น จะทำการอ่านเฉพาะข้อมูลเก่าที่เก็บไว้แล้วออกมาเท่านั้น สำหรับในการสแกนสัญญาณภาพแต่ละครั้ง โดยสามารถเขียนเป็นรูปตารางดังข้างล่าง

เขียน (WR) แอดเดรสที่	อ่าน (RD) แอดเดรสที่
0	1...511,0
1	2...511,0,1
.	.
.	.
511	0...511

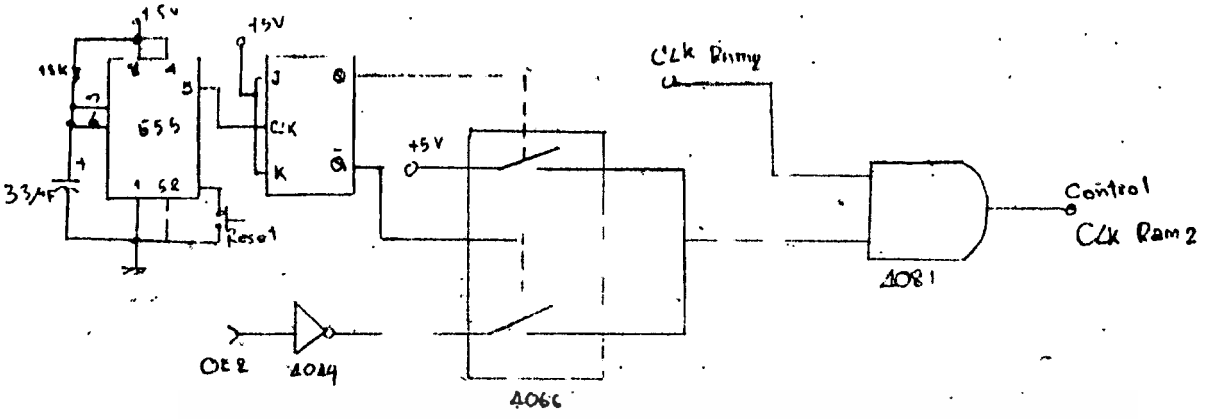
ตารางการอ่านและเขียน (Read/Write) ของหน่วยความจำ Ram1

เขียน (WR) แอดเดรสที่	อ่าน (RD) แอดเดรสที่
0	1...511
0	1...511
.	.
.	.
0	.

ตารางการอ่านและเขียน (Read/Write)ของหน่วยความจำ Ram2

สำหรับวงจรที่ใช้ในการหยุดสัญญาณภาพของช่องสัญญาณที่ 2 แสดงไว้ในรูปที่ 3.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.20 วงจรสร้างสัญญาณควบคุมในช่วงหยุดภาพให้นิ่ง

สมมุติว่าเริ่มแรกสัญญาณหัวใจที่ได้จาก Ram2 เคลื่อนที่อย่างต่อเนื่อง เมื่อต้องการหยุดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ทำได้โดยการกดรีเซ็ท สัญญาณเอาท์พุท Q และ $\bar{Q}$ เปลี่ยนจาก 0เป็น 1 และเปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 สัญญาณที่เข้าที่ AND GATE จะเปลี่ยนจาก +5V เป็นสัญญาณ OE2 ที่ผ่านอินเวอตเตอร์ สัญญาณเอาท์พุทที่ออกมาที่ AND GATE จะได้สัญญาณ CLK Ram2 ที่มีจำนวน Clock 512 Clock แทนสัญญาณClockที่ได้นี้ จะนำไปเข้าที่ขา Clock ของ Ram2 ซึ่งจะทำให้ Ram2 อ่านเฉพาะข้อมูลเก่าออกมา

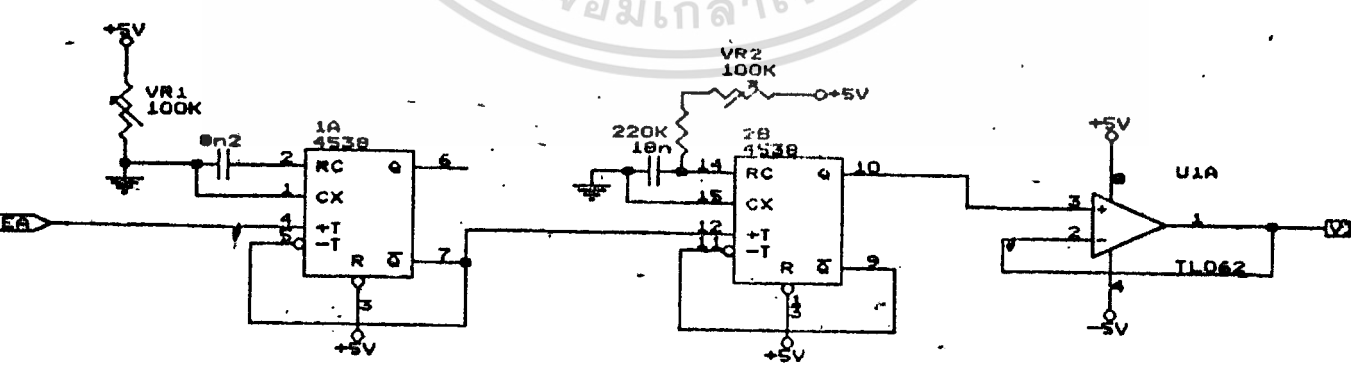
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 วงจรส่วนแสดงผลทางจอภาพ

3.4.1 วงจรสร้างสัญญาณวีดีโอ

สัญญาณนี้จะถูกนำไปขยายและควบคุมขาคาโถดของหลอดภาพทีวี หน้าที่ของสัญญาณวีดีโอคือ ทำให้หลอดภาพมืดหรือสว่าง ในช่วงแสดง (Trace) ของการสแกนแนวนอน ซึ่งเราต้องการให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏบนจอภาพ นั่นคือ ในช่วงนี้สัญญาณภาพจะต้องทำให้มีอิเล็กตรอนวิ่งมากระทบจอภาพ จะทำให้เกิดจุดสว่างขึ้น ณ จุดที่อิเล็กตรอนมากระทบ แต่พอถึงช่วงสะบัดกลับ (Retrace) ซึ่งลำอิเล็กตรอนจะถูกสะบัดกลับไปทางซ้ายของจอ เพื่อพร้อมที่จะเริ่มการสแกนในแนวนอนไปทางขวาครั้งใหม่ ในช่วงนี้ ถ้าหากปล่อยให้ลำอิเล็กตรอนวิ่งมากระทบ จะทำให้เห็นเส้นสะบัดกลับซึ่งเป็นสิ่งที่ไม่ต้องการ

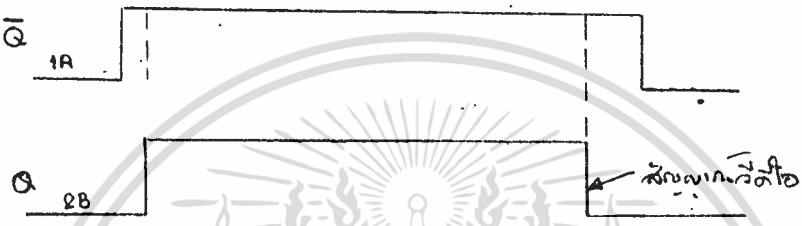
ในทางปฏิบัติ เราจะสร้างสัญญาณดิจิตอลขึ้นมาสองระดับ ถ้าหากสัญญาณมีศักดาสูง เช่น ในกรณีนี้ใช้ 5 โวลท์ ก็จะปล่อยให้ลำอิเล็กตรอนออกมากระทบจอ แต่ถ้าสัญญาณมีระดับต่ำ ประมาณ 0 โวลท์ ก็ไม่ให้มีอิเล็กตรอนออกมา สำหรับวงจรที่สำหรับสร้างสัญญาณวีดีโอ ได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.21 ซึ่งประกอบด้วยไอซีโมโนสเตเบิ้ล เบอร์ 4538 จำนวน 2 ตัว ต่อคาสเคดกัน โดยสัญญาณที่จะนำมาสร้างสัญญาณวีดีโอได้มาจากสัญญาณเอาท์พุทจาก EPROM ซึ่งเป็นสัญญาณที่ได้ทำการโปรแกรมไว้ สัญญาณที่จุดต่างๆของวงจรสร้างสัญญาณวีดีโอได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.21 วงจรสร้างสัญญาณวีดีโอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่แต่ละตัวจะกำหนดให้ทำงานอยู่ในช่วงขาขึ้นของสัญญาณที่มาทริก (trig) และคาบเวลาถูกกำหนดด้วยค่าความต้านทาน และตัวเก็บประจุ สัญญาณที่ได้จาก Q ของ 4538 ตัวที่ 2 นี้เองที่จะนำมาใช้เป็นสัญญาณวิดีโอ และเพื่อเป็นการป้องกันการโหลดของวงจร ซึ่งอาจทำให้คาบเวลาผิดไป จึงต้องนำสัญญาณวิดีโอที่ได้มาต่อผ่านบัฟเฟอร์ ดังแสดงไว้ดังรูปที่ 3.21 เอาท์พุทที่ได้จะนำไปต่อเข้ากับวงจรส่วนคาโถดของหลอดภาพ



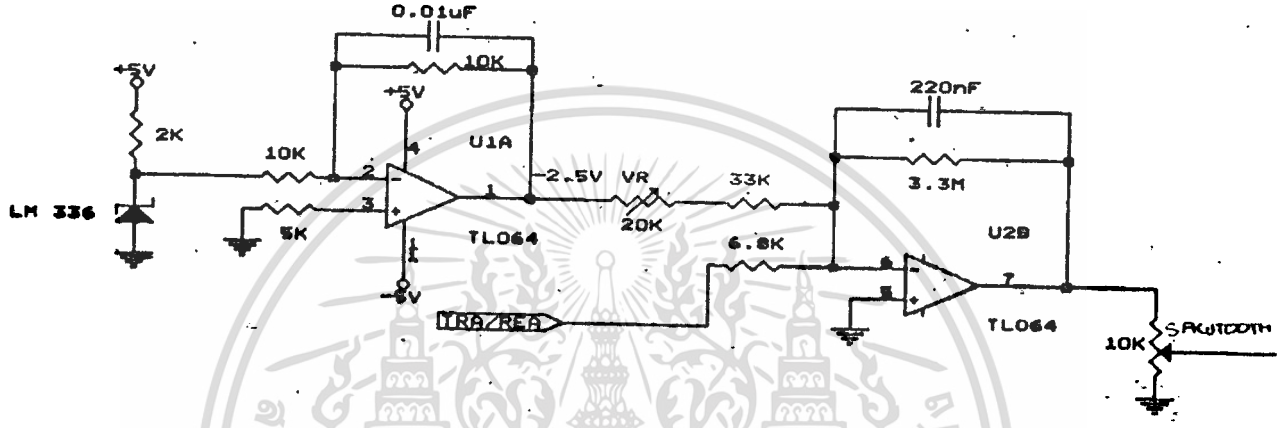
รูปที่ 3.22 สัญญาณต่างๆที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณวิดีโอ

3.4.2 วงจรสร้างสัญญาณฟันเลื่อย

สัญญาณฟันเลื่อยใช้สำหรับควบคุมขดลวดพักเหนี่ยวแนวนอน ซึ่งวงจรที่ใช้สร้างสัญญาณฟันเลื่อยแสดงไว้ในรูปที่ 3.23 โดยที่วงจรประกอบด้วยไอซีออปแอมป์ ต่อร่วมกับ R_1 , R_2 , R_3 , C_1 , VR_1 และ VR_2 ซึ่งทำงานเป็นวงจรอินติเกรเตอร์ (Integrater) และวงจรซัมมิ่งแอมป์พร้อมกัน โดยที่สัญญาณอินพุทของวงจรนี้คือ สัญญาณที่ได้จากวงจรควบคุม ซึ่งคือสัญญาณ Trace/Retrace จาก EPROM1 การทำงานของวงจรนี้จะเริ่มที่ เมื่อมีสัญญาณอินพุทมีศักดาประมาณ 5 โวลท์ จะมีกระแสไหลผ่าน R_2 จากนั้นกระแสส่วนหนึ่งจะแยกไหลผ่าน R_1 และ VR_1 และอีกส่วนหนึ่งจะแยกไหลไปชาร์จ C_1 ซึ่งในช่วงนี้ สัญญาณเอาท์พุทจะมีสโลปเป็นลบ สำหรับในกรณีที่สัญญาณอินพุทมีค่าเท่ากับ 0 โวลท์ จะไม่มีกระแสไหล ช่วงนี้กระแสจาก C_1 จะดิสชาร์จผ่าน R_1 และ VR_1 ไปที่ไฟลบ 2.5 โวลท์ ซึ่งทำให้ได้สโลปเอาท์พุทเป็นบวก จากที่ได้กล่าวมาข้างต้นนี้ เมื่อมีสัญญาณอินพุทที่ได้จาก EPROM เข้ามาจะทำให้ได้สัญ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ญาณเอาท์พุทเป็นสัญญาณฟันเลื่อย สำหรับ VR, จะทำหน้าที่ปรับระดับดีซีที่เอาท์พุทด้วย



รูปที่ 3.23 วงจรสร้างสัญญาณฟันเลื่อย

3.4.3 ส่วนแสดงผลออกทางจอภาพ

ในส่วนนี้เราสามารถที่จะแบ่งวงจรส่วนต่างๆที่ใช้ในการนำสัญญาหัวใจมาแสดงผลทางจอภาพได้ คือ

1. ภาคกำเนิดสัญญาณพัลซ์ (Pulse genertor)

2. ภาคสวิทช์ ออน-ออฟ (on-off) และฟลายแบลคทรานสฟอร์มเมอร์ (Flyback Transformer)

3. วงจรขยายสัญญาณภาพ (Video Amplifier)

4. วงจรขยายกำลัง

โดยการทำงานของวงจรต่างๆสามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.3.1 วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์

วงจรในส่วนนี้จะสร้างสัญญาณพัลส์ที่มีความถี่ประมาณ 20 KHz , และสามารถปรับดิวตี้ไซเคิล (Duty Cycle) ได้อย่างอิสระโดยที่มีความถี่คงที่ สำหรับในวงจรนี้จะใช้ไอซีไทม์เมอร์ (Timer) เบอร์ NE555 มาต่อเป็นวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบเตอร์ (Astable Multivibrator) ดังแสดงไว้ดังรูปที่ 3.24 ไดโอด D_1 และ D_2 จะเป็นตัวแบ่งแยกในการสะสมประจุของ C ซึ่งสามารถที่จะคำนวนหาคาบเวลาได้ดังนี้

เวลาที่ใช้ในการสะสมประจุของ C

$$T_{High} = 0.67(R_1 + R_x)\,C$$

ในช่วงเวลาที่ C คายประจุ

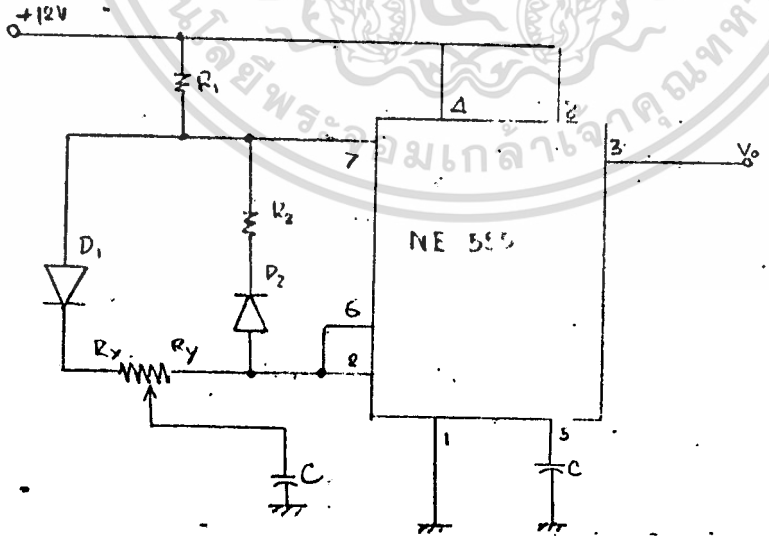
$$T_{Low} = 0.67(R_2 + R_y)\,C$$

ดังนั้นคาบเวลาที่ได้คือ $T = 1/(T_{High} + T_{Low})$

ความถี่ที่ได้ $f = 1/T = 1/(0.67(R_1 + R_2 + R_x + R_y)C)$

ค่าดิวตี้ไซเคิลที่ได้คือ $D = T_{Low} / T_{High}$

$$D = (R_1 + R_x)/(R_2 + R_y)$$



รูปที่ 3.24 วงจรสร้างสัญญาณพัลส์

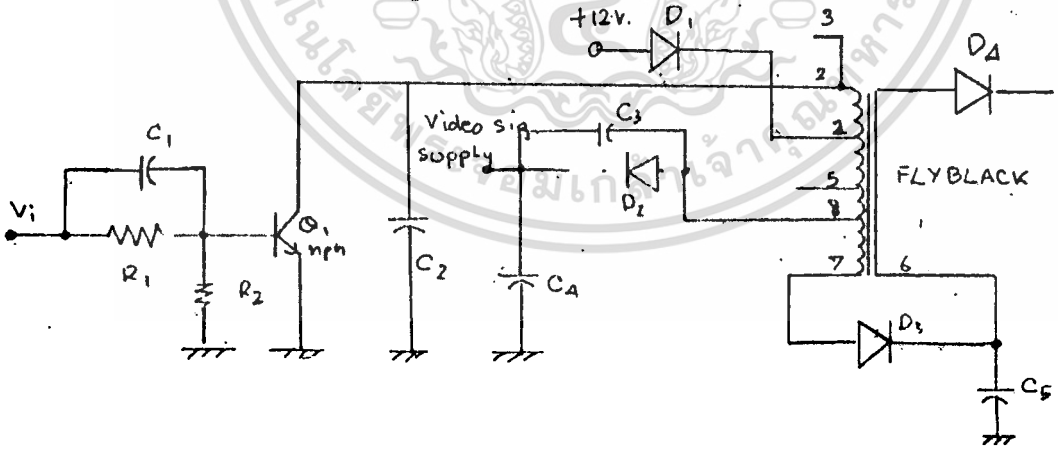
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.3.2 วงจรส่วนสวิทช์ ออน-ออฟ และฟลายแบลคทรานฟอร์มเมอร์

วงจรส่วนนี้ได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.25 ในวงจรส่วนนี้จะใช้สวิทชิ่งทรานซิสเตอร์ (Switching transistor) ทำงานเป็นสวิท ออน-ออฟ เมื่อมีสัญญาณที่เข้ามาที่ขาเบสของทรานซิสเตอร์มีระดับต่ำประมาณ 0 โวลท์ จะทำให้ทรานซิสเตอร์คัทออฟ คือไม่มีกระแสไหลผ่านขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ ซึ่งแสดงว่าทรานซิสเตอร์อยู่ในช่วงออฟ และเมื่อมีสัญญาณเข้าที่ขาเบสมีระดับสูง จะทำให้ทรานซิสเตอร์ทำงานในช่วงอิ่มตัว (Saturation) คือมีกระแสไหลผ่านคอลเลคเตอร์ แสดงว่าเป็นการออน R_1 และ R_2 จะทำหน้าที่ลดแรงดันไฟฟ้าเข้ามาที่ขาเบส เพื่อป้องกันมิให้ทรานซิสเตอร์เสียหายได้

ในช่วงที่ทรานซิสเตอร์ออนนั้น จะออนได้ช้าเนื่องจากมีเวลาไต่ขึ้น (Rise time) มาก จึงต้องเพิ่ม C_1 เพื่อที่จะลดช่วงเวลาไต่ขึ้น และ C_3 เพิ่มเข้ามาเพื่อที่ทำให้วงจรสามารถขับโหลดที่เป็นขดลวดได้ (ซึ่งเป็นฟลายแบลคทรานฟอร์มเมอร์)

ฟลายแบลคทรานฟอร์มเมอร์ เป็นหม้อแปลงที่ใช้แปลงไฟต่ำทางด้านปฐมภูมิ (Primary) ให้เป็นไฟสูงทางด้านทุติยภูมิ (Secondary) โดยขา 2 ที่ต่อเข้ากับขาคอลเลคเตอร์ของสวิทชิ่งทรานซิสเตอร์ ที่ขา 1 จะป้อนศักดาไฟฟ้า 12 โวลท์ โดยจะมีไดโอดต่ออยู่



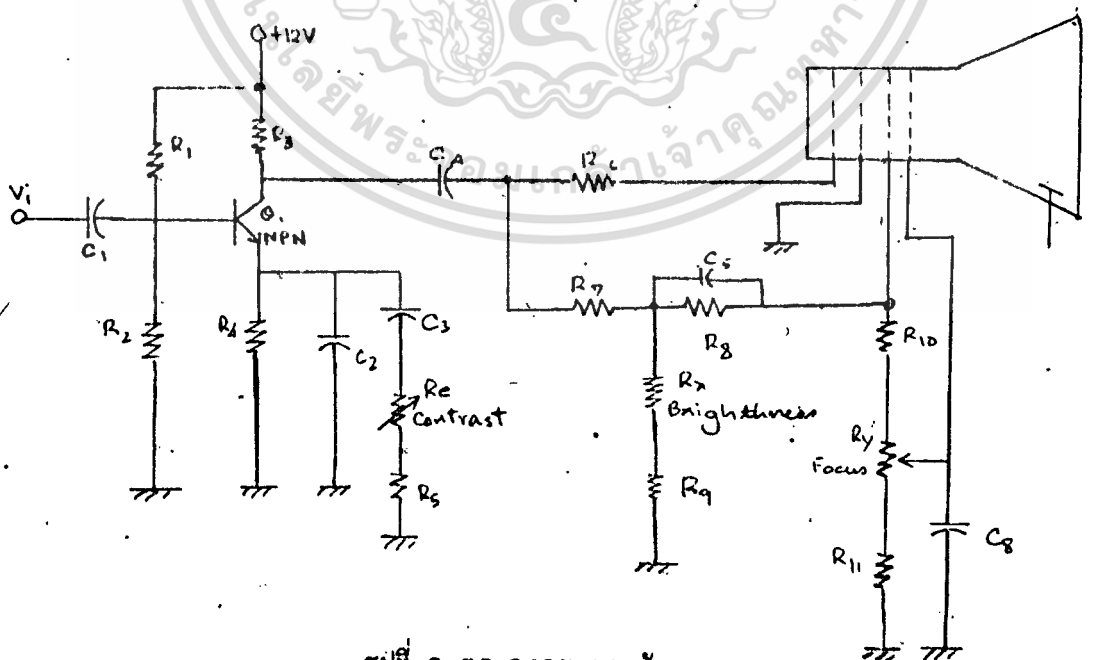
รูปที่ 3.25 วงจรส่วนสวิทช์ ออน-ออฟ และฟลายแบลคทรานฟอร์มเมอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อป้องกันแรงดันไฟฟ้าที่กระชาก ซึ่งเกิดจากการมีกระแสไหลผ่านและไม่ไหลผ่านฟลายแบลค ทรานฟอร์มเมอร์ สัญญาณที่ได้จากขาคอลเลคเตอร์เป็นสัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยม (Square wave) ทำให้แรงดันที่ได้จากขา 8 เป็นไฟสลับ จึงต้องนำมาผ่านวงจรเร็คติไฟเออร์เพื่อเปลี่ยนเป็นไฟตรงผ่านเป็นไฟเลี้ยงให้กับวงจรขยายสัญญาณภาพ (Video Amplifier) และที่ขา 7 ก็จะถูกเร็คติไฟเออร์เช่นเดียวกัน เพื่อให้ได้ศักดาไฟฟ้าไปควบคุมขา 2 ซึ่งเป็นขากริดของหลอดภาพ และยังต่อไปที่ขา 6 ทางด้านทุติยภูมิเพื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าให้สูงขึ้น ศักดาไฟฟ้าที่ได้จากทุติยภูมิจะมีแรงดันไฟฟ้าสูงมาก (High voltage) ซึ่งวัดได้ประมาณ KV โดยจะนำไปต่อที่ขาอาโนดของหลอดภาพ

3.4.3.3 วงจรขยายสัญญาณภาพ (Video Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณภาพแสดงไว้ในรูปที่ 3.26 จากรูปเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบอีมิเตอร์ร่วม (Common Emitter) ที่มี R_2 สำหรับปรับค่าอัตราขยายของสัญญาณภาพ ซึ่งเป็นการปรับความเข้ม (Contrast) ของภาพ โดยหมายถึงการปรับขนาดระหว่างส่วนที่เป็นสีขาว และส่วนที่เป็นสีดำ การปรับค่าของ R_2 มีค่าน้อย จะทำให้อัตราขยายมีค่าสูงมาก ลักษณะของสัญญาณที่ได้จะมีความเข้มมาก และในทำนองเดียวกัน ถ้าค่า R_2 มีค่ามากจะทำให้อัตราขยายของวงจรมีค่าน้อย ลักษณะของภาพที่ได้จะมีความเข้มน้อยไปด้วย สัญญาณที่ออกจากขาคอลเลคเตอร์ส่วนหนึ่งจะนำไปเข้าขา 6 ของหลอดภาพ เพื่อปรับระดับของศักดาไฟ



รูปที่ 3.26 วงจรขยายสัญญาณภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ฟ้าที่ขา 6 ซึ่งเป็นการปรับระดับความเข้มของสัญญาณภาพ ที่ขา 2 ของหลอดภาพซึ่งเป็นขากริด จะมีศักดาไฟฟ้าคงที่ที่มาจากสัญญาณไฟตรงที่ได้มาจากการเร็คติไฟร์ที่ส่วนของฟลายแบลคของทรานฟอร์มเมอร์ โดยมีค่าประมาณ 125 โวลท์ ดังนั้นเราจึงสามารถที่จะปรับระดับศักดาไฟฟ้าที่เข้าไปยังขา 6 ได้โดยการปรับที่ความต้านทานปรับค่าได้ R_w ขนาด 2.2 เมกกะโอห์มซึ่งเป็นการปรับความสว่าง (Brightness) นั่นเอง ความสว่างของภาพ หมายถึงค่าเฉลี่ยความเข้มของความสว่างภาพ ถ้าเราปรับให้ความต้านทานปรับค่าได้มีความต้านทานมาก สัญญาณรวมที่ได้ที่ขา 6 จะมีค่ามาก ภาพที่ได้ก็จะสว่างมาก ถ้าปรับให้ความต้านทานแบบปรับค่าได้มีค่าน้อย ก็จะทำให้ภาพที่ได้มีความสว่างน้อยไปด้วย

ที่ขา 1 ซึ่งเป็นขากริดของหลอดภาพจะมีความต้านทานแบบปรับค่าได้ขนาด 2.2 เมกกะโอห์ม R_y ทำหน้าที่แบ่งศักดาไฟฟ้าที่ได้จากการเรคติไฟร์ที่ขา 6 ของฟลายแบลคทรานสฟอร์มเมอร์ โดยศักดาที่ได้จะเป็นการปรับความชัดเจนหรือเป็นการปรับโฟกัส (Focus) ของสัญญาณภาพ คือการปรับลำของอิเลคตรอน (Electron) ที่ผ่านกริดและวิ่งเข้ากระทบที่จอภาพโดยให้มีลำแคบหรือกว้างเพียงใดตามความต้องการ

ส่วนที่ขา 4 และ 5 เป็นไส้หลอดของหลอดภาพ เราจะจุดไส้หลอดของหลอดภาพโดยการต่อขา 4 ลงกราวด์ และขา 5 ต่อความต้านทาน 20 โอห์มและป้อนโวลท์เตจ 5 โวลท์ซึ่งจะทำให้สามารถเห็นเป็นจุดเรืองแสงที่จอภาพ

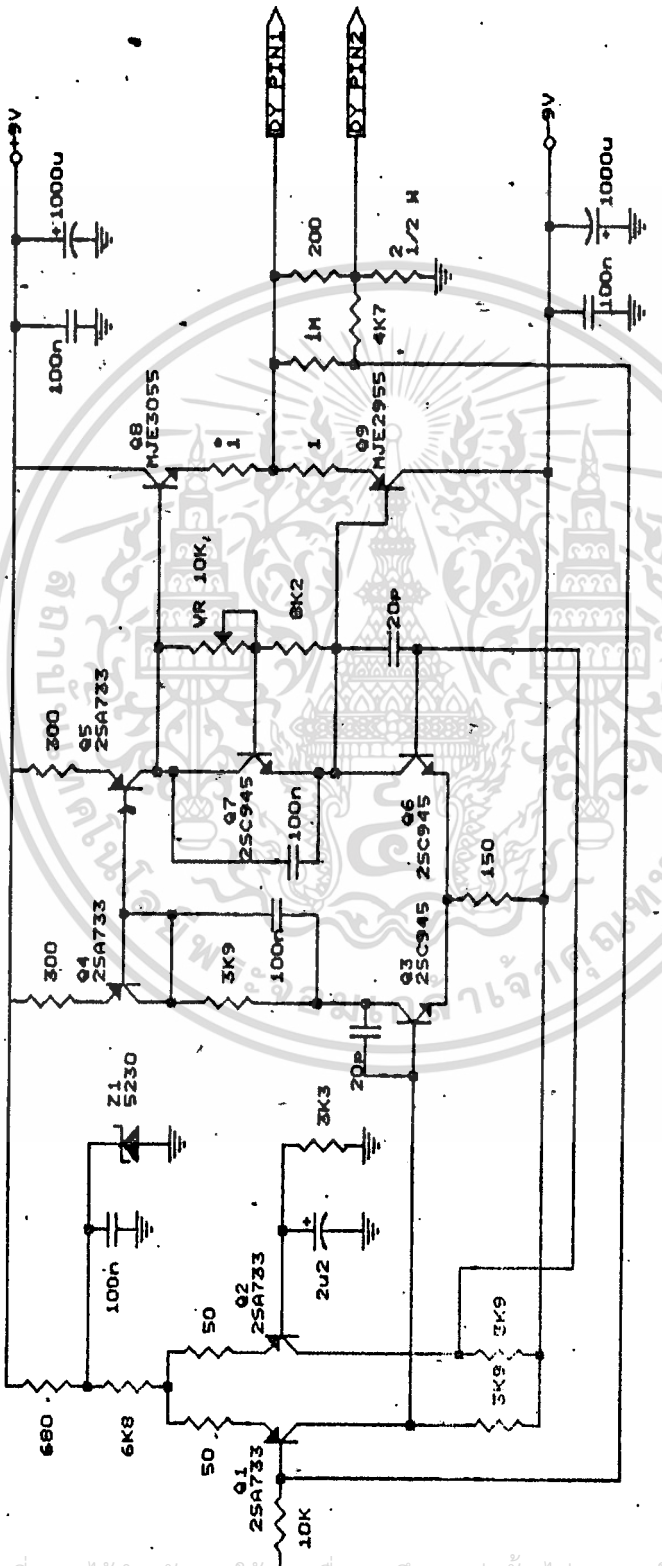
3.4.3.4 <u>วงจรขยายกำลัง</u>

เมื่อได้สัญญาณฟันเลื่อย และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูงตามต้องการแล้ว เพื่อที่จะสามารถแสดงออกจอทีวีได้ เราจะต้องนำสัญญาณทั้งสองนี้ไปขับขดลวดหักเห เพื่อเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะเป็นตัวทำให้อิเล็กตรอนที่ถูกผลิตออกมาจากไส้หลอด หักเหในทิศทางต่างๆได้ตามต้องการ

แต่ถ้าเราจะขับขดลวดโดยตรงด้วยวงจรขยายที่สร้างขึ้นจากออปแอมป์ จะไม่สามารถทำได้แน่นอน เนื่องอาจออปแอมป์ที่ใช้ไม่ได้ถูกออกแบบให้จ่ายกระแสได้มากพอที่จะขับขดลวดที่มีความต้านทานน้อยๆ และกินกระแสมากๆ ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องนำสัญญาณฟันเลื่อยและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูงไปต่อเข้าวงจรขยายเพื่อที่จะแก้ปัญหาดังกล่าว สำหรับวงจรขยายกำลังได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.27 ซึ่งเป็นการทำงานแบบพุชพูล (push-pull) นั่นเอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระแสเอาท์พุทที่ได้จากภาคบัฟเฟอร์ของวงจร ส่วนหนึ่งจะถูกป้อนกลับไปที่ขาเบสของ Tr_1 นอกนั้นจะถูกนำไปจ่ายให้กับโหลดที่มีลักษณะเป็นโหลดลอย และจ่ายให้กับความต้านทาน 2 โอห์ม ซึ่งเป็นตัวที่ทำให้กระแสผ่านไปกราวด์ได้ในที่สุด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 มิเตอร์วัดอัตราการทำงานของหัวใจ (Rate Meter)

รูปที่3.28 เป็นวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ส่วนวงจรสร้างฐานเวลาประกอบด้วยวงจร Oscillator และ วงจรหารความถี่ เพื่อใช้ควบคุมเวลาของการนับ (Count Period) ซึ่งในที่นี้เลือกให้เป็น 6 วินาที เพื่อให้ค่าที่อ่านได้เป็นอัตราการทำงานของหัวใจเป็นจำนวนครั้งต่อนาที พัลซ์ของสัญญาณหัวใจ 1 พัลซ์ จะถูกทำให้เป็น 10 พัลซ์ โดยวงจร Pulse Multiplier

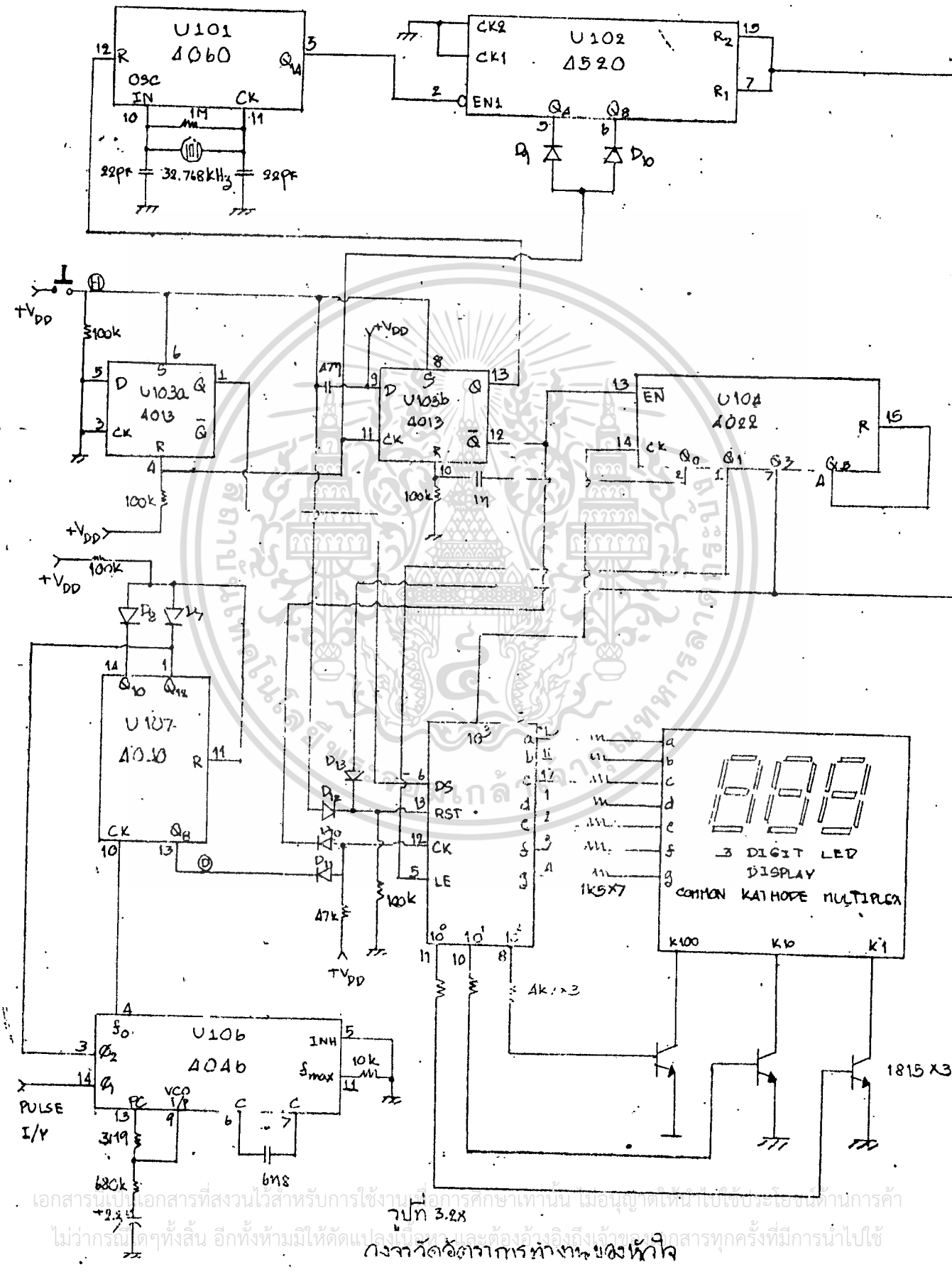
เมื่อกดสวิทช์ RESET วงจรจะเริ่มทำการนับ โดย Control Flip Flop จะถูกรีเซ็ท ซึ่งเอาท์พุทจะไปเปิดเกทนำพัลซ์ของสัญญาณหัวใจ เข้าสู่วงจรนับ ในขณะเดียวกัน Oscillator ของวงจร Time Base Genertor ก็จะเริ่มทำงาน เมื่อเวลาผ่านไปจนครบคาบเวลาของการนับ วงจร Time Base Generator จะส่งสัญญาณไปรีเซ็ท Control Flip Flop สัญญาณหัวใจจะไม่สามารถเข้าสู่วงจรนับได้

สัญญาณโมโนสเตเบิ้ล Q1(จาก U104) จะส่งสัญญาณให้ Latch เก็บข้อมูลจากวงจรนับ Display Decoder จะแสดงผลตามข้อมูลที่เก็บไว้ใน Latch

สัญญาณโมโนสเตเบิ้ล Q3(จาก U104) จะทำหน้าที่หน่วงเวลาสัญญาณที่จะไปรีเซ็ทวงจรนับ เพื่อรอให้ข้อมูลจากวงจรนับถูกเก็บใน Latch เรียบร้อยก่อน เมื่อ Latch เก็บข้อมูลจากวงจรนับเรียบร้อยแล้ว สัญญาณโมโนสเตเบิ้ลนี้ก็จะไปรีเซ็ทวงจรนับ และวงจรหารความถี่ใน Time Base Generator เพื่อเตรียมพร้อมที่จะทำงานในคาบต่อไป หลังจากที่วงจรนับถูกรีเซ็ทแล้ว

จากที่กล่าวมานี้ ผู้ใช้เครื่องจะต้องรอเป็นเวลา 1 คาบของการนับ ดังนั้นจึงออกแบบให้ Latch รับข้อมูลจากวงจรนับตลอดเวลาในคาบแรก ขณะกดสวิทช์ RESET First Count Flip Flop (U103a) จะถูกรีเซ็ทพร้อมกับ Control Flip Flop (U103b) สัญญาณ Q จาก First Count Flip Flop ก็จะทำให้ Latch รับข้อมูลจากวงจรนับโดยตรง เมื่อสิ้นสุดคาบแรกของการนับ First Count Flip Flop ก็จะถูกรีเซ็ทพร้อมๆกับ Control Flip Flop First Count Flip Flop จะถูกเซ็ทเฉพาะในคาบแรกของการนับเท่านั้น หลังจากนั้นในคาบต่อไป Latch จะรับข้อมูลจากวงจรนับเฉพาะตอนที่วงจรนับนับเสร็จเรียบร้อยแล้วเท่านั้น ซึ่ง Latch จะรับข้อมูลจากวงจรนับตามสัญญาณควบคุม

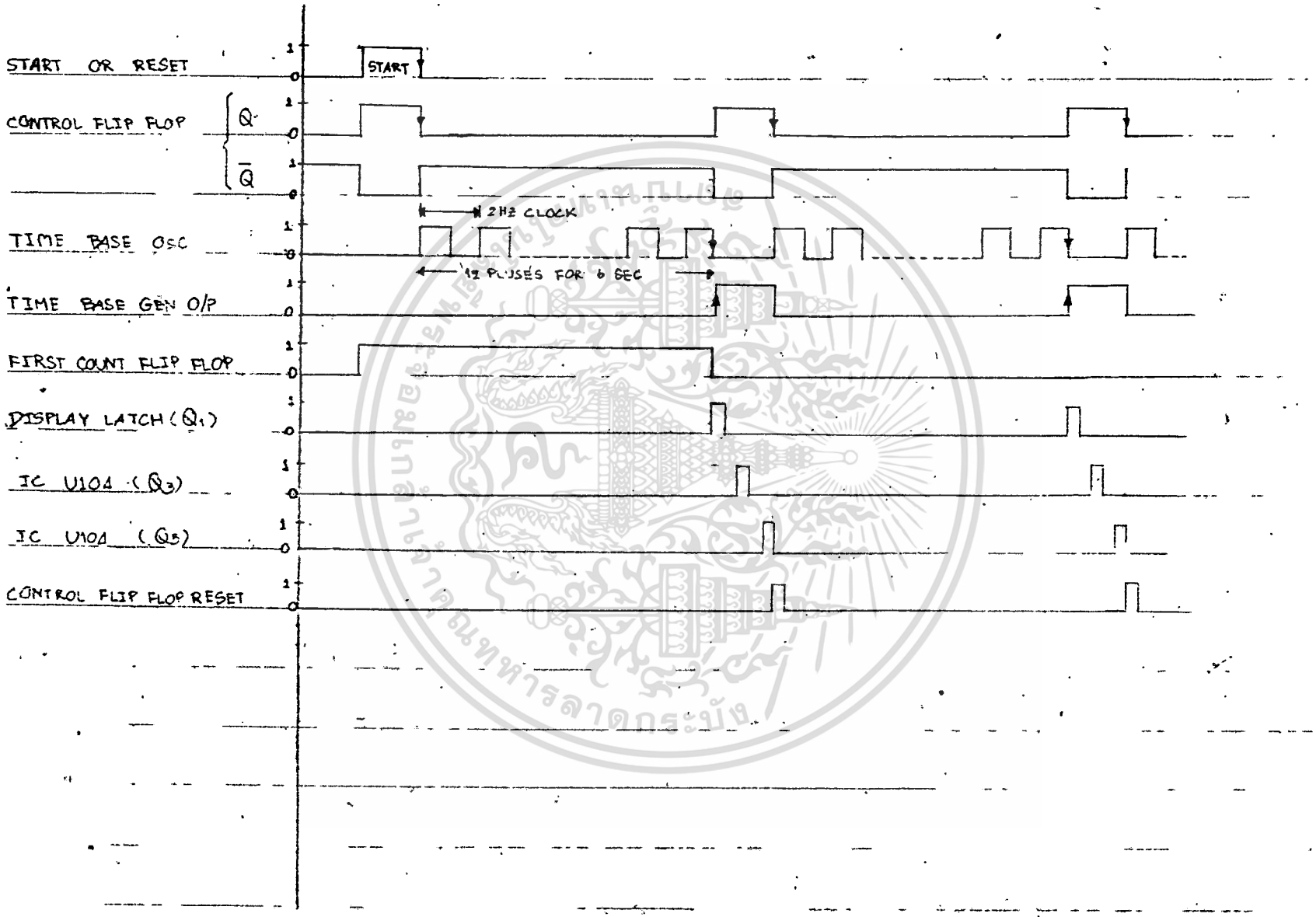
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2x

วงจรวัดอัตราการทำงานของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


START OR RESET
START
CONTROL FLIP FLOP
Q
$\bar{Q}$
2Hz CLOCK
TIME BASE OSC
12 PULSES FOR 6 SEC
TIME BASE GEN O/P
FIRST COUNT FLIP FLOP
DISPLAY LATCH (Q_1)
IC U104 (Q_3)
IC U104 (Q_5)
CONTROL FLIP FLOP RESET
1
0

รูปที่ 3.19

Latch Enable

3.5.1 วงจรเฟสล็อกลูป และวงจรหาร

ประกอบด้วย

3.5.1.1 IC U106 เป็น CMOS Phase locked Loop ลักษณะที่สำคัญคือ

- ต้องไม่มีการต่อที่ขา 1 , 10 และ 15
- INH i/p ต้องเป็น Low
- Voltage-Controlled Oscillator Frequency (f_o)

โดยโวลท์เตจบนขา 9 , C ระหว่างขา 6 และ ขา 7 (6n8) ; Maximum Frequency Resistor บนขา 11(10k) และ Minimum Frequency Resistor บนขา 12

- สัญญาณเอาท์พุทปรากฏบนขา 4 (f_o) และจะไปผ่านวงจรหาร (IC U107) แล้วจึงนำกลับมายัง Comp i/p
- การ Detect ในที่นี้ใช้ 2 System (ขา 13) ซึ่งเป็น Logic Frequency / Phase Detector ซึ่งทำงานได้ในช่วงความถี่กว้าง , ยอมรับอินพุทที่มี duty cycle ใดๆ , และไม่ไวต่อ Harmonic แต่มีข้อเสียคือ มีสัญญาณรบกวนมาก .
- Selected Phase Detector จะถูกนำกลับมาเข้า VCO i/p โดยผ่าน Loop Filter
- ความต้านทานอนุกรม (R1 : 3M9) และ ตัวเก็บประจุ (+2.2 μF) จะกำหนดค่าเวลาคงที่ (Time Constant) ของ Loop ซึ่งมีค่า

$$T = RC = 8.58 \text{ วินาที}$$

ถ้าค่าเวลาคงที่มีค่ามากเกินไป ก็จะทำให้การตามสัญญาณอินพุทที่มีการเปลี่ยนแปลงความถี่เร็วๆเป็นไปได้ช้า

ถ้าค่าเวลาคงที่มีค่าน้อยเกินไป ก็จะทำให้ VCO มีการเปลี่ยนแปลงอย่างรุนแรง

- ความต้านทานขนาน (R2 : 680 k) จะกำหนดค่า damping โดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-ค่า Damping ของ Loop = R1/R2 = 5.735

ถ้าค่า R2 มีค่าน้อยมากหรือเท่ากับศูนย์ ก็จะทำให้เกิด Overshoot และ Oscillate ได้

- ความถี่ของ VCO (f_o) จะตามความถี่อินพุทที่ป้อนเข้าที่ขา 4 ถ้ามีวงจร Divide - by - N Counter (IC U107) อยู่ระหว่างขา 3 และ ขา 4 VCO (f_o) จะมีความถี่เป็น N เท่าของความถี่อินพุท โดยในที่นี้ N = 2560

f_{min} = 1/ R3 (C1 + 32 pF)

R3 : ความต้านทานที่ต่อที่ขา 12

C1 : ตัวเก็บประจุระหว่างขา 6 และ ขา 7

ดังนั้น f_{min} = 0 Hz

f_{max} = 1/ R4 (C1 + 32 pF)

R4 : ความต้านทานที่ต่อที่ขา 11

ดังนั้น f_{max} = 24637 Hz

<u>3.5.1.2 IC U107 (4040)</u> เป็น 12 - Stage Binary Ripple Counter ลักษณะการทำงานคือ

- ถ้า clk เปลี่ยนจาก " 0 " ไป " 1 " Counter ก็จะนับเพิ่มอีก 1 ครั้ง

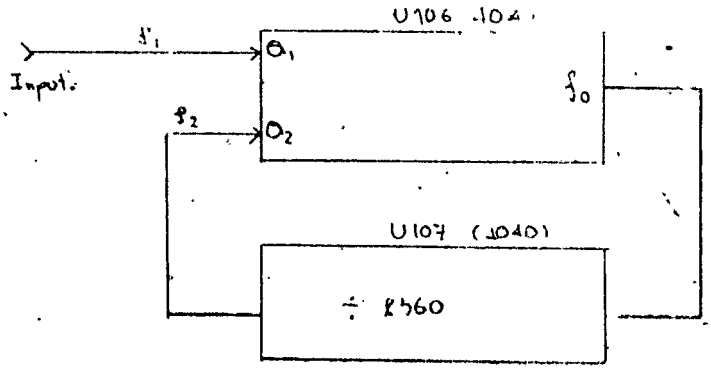
- ที่ขา 12 o/p ก็จะหารสัญญาณนาฬิกาด้วย 2^{12} (4096)

- ที่ขา 8 o/p ก็จะหารสัญญาณนาฬิกาด้วย 2^{8} (256)

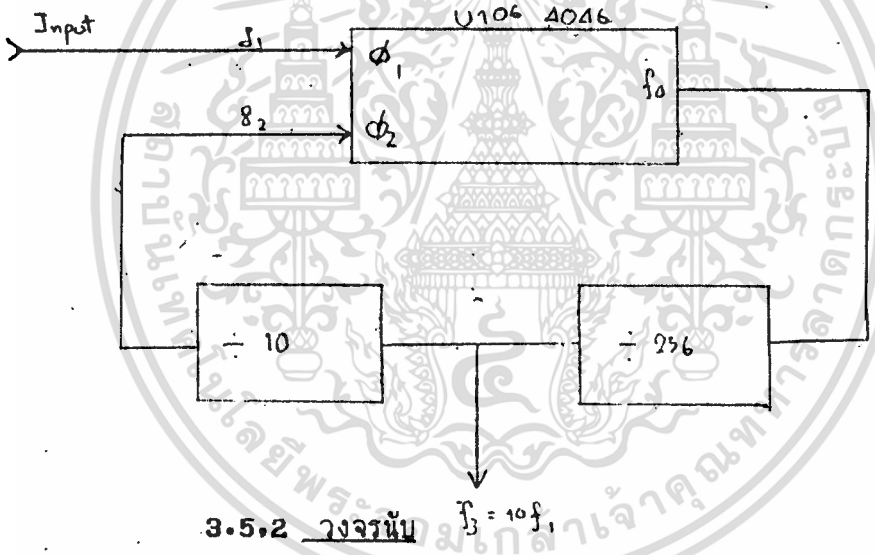
- ไดโอด D7 และ D8 ต่อเป็น AND Gate ดังนั้น IC U107 จะรีเซ็ทตัวเองเมื่อนับได้ 2560 (1010 0000 0000)

ดังนั้น N = 2560 หรือเขียนได้เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



- เนื่องจากคาบเวลาที่ใช้ในการนับคือ 6 วินาที แต่อัตราการเต้นของหัวใจจะแสดงผลเป็นจำนวนครั้งต่อนาที (60 วินาที) ดังนั้นสัญญาณพัลซ์ที่จะนำไปเข้าวงจรนับจะต้องคูณด้วย 10 ก่อน นั่นคือ



3.5.2 วงจรนับ

U105 (74C926) ทำหน้าที่เป็นวงจรนับ โดยมีคุณสมบัติดังนี้

- เป็น CMOS Counter ที่ประกอบด้วย 4 - digit counter , Internal Input Latch , วงจรขับเอาท์พุทสำหรับ 7 Segment และ วงจรมัลติเพลกซ์
- Counter จะทำงานที่ขอบขาลงของสัญญาณนาฬิกา
- ถ้าขา RST เป็น " 1 " ก็จะทำให้ Counter รีเซ็ทไปที่ 0
- ถ้า Latch Enable i/p เป็น " 0 " ก็จะทำการ Latch ตัวเลขใน Counter ไปเก็บไว้ยัง Output Latch ที่อยู่ภายใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ถ้า Display Select เป็น " 1 " ก็จะทำการเลือกตัวเลขที่อยู่ใน Counter มาแสดงผล

- ถ้า Display Select เป็น " 0 " ก็จะทำการเลือกตัวเลขที่อยู่ใน Output Latch มาแสดงผล

3.5.3 วงจรสร้างฐานเวลาควบคุมการนับ (Time Base Generator)

จากรูปที่ 3.28 วงจรสร้างฐานเวลาควบคุมการนับประกอบด้วยส่วนย่อยคือ

- IC U103a ทำหน้าที่เป็น First Count Flip Flop
- IC U103b ทำหน้าที่เป็น Control Flip Flop
- IC U101 ทำหน้าที่เป็น Clock Oscillator
- IC U102 ทำหน้าที่เป็น วงจรหารความถี่
- IC U104 ทำหน้าที่สร้างสัญญาณโมโนสเตเบิ้ล

First Count Flip Flop ทำหน้าที่บังคับ Display Latch ให้รับข้อมูลจากวงจรนับตลอดเวลาของคาบแรกของการนับ วงจร Oscillator สร้างสัญญาณนาฬิกาความถี่ 2 Hz ให้แก่วงจรหารความถี่ (CD 4520) ซึ่งเอาท์พุทที่จุด A จะมีฐานเวลาเท่ากับ 6 วินาที เอาท์พุทของวงจรหารความถี่จะไปรีเซ็ท First Count Flip Flop และ เป็นสัญญาณนาฬิกาให้กับ Control Flip Flop

Clock Oscillator (U101 :4060)

- เป็น Binary Ripple Counter
- ทุกๆครั้งที่ clk เปลี่ยนจาก " 1 " ไป " 0 " Counter จะนับเพิ่มขึ้น 1 ครั้ง
- 14 o/p จะหารสัญญาณนาฬิกาด้วย 2^{14} (16384)

ดังนั้นที่ขา Q14 ก็จะได้สัญญาณที่มีความถี่เท่ากับ 2 Hz และสัญญาณนี้จะเป็นสัญญาณนาฬิกาให้กับ U102

- ทำงานที่ขอบขาลงของสัญญาณ RESET

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรหารความถี่ (U102 : 4520) มีคุณสมบัติดังนี้

- เป็น Dual Synchronous Divide By- 16 Counter
- ทุกๆครั้งที่ Enable i/p เปลี่ยนจาก " 1 " ไป " 0 " Counter ก็จะนับเพิ่มขึ้น 1 ครั้ง
- ไดโอด D9 และ D10 เป็น AND Gate

ดังนั้นเมื่อ Counter นับจนกระทั่งสัญญาณที่ขา Q4 และ Q8 เป็น " 1 " พร้อมกัน (1100) ก็จะได้สัญญาณเอาท์พุทของ And Gate (ที่จุด A) เป็น "1" ซึ่งจะไปรีเซ็ท First Count Flip Flop

ดังนั้นความถี่ของสัญญาณเอาท์พุทที่จุด A มีค่าเท่ากับ 2/12 =1/6 หรือกล่าวได้ว่า ช่วงเวลาที่ Counter ใช้ในการนับตั้งแต่เริ่มต้น จนกระทั่งได้สัญญาณเอาท์พุท ที่จุด A เป็น " 1 " เท่ากับ 6 วินาที

สรุปการทำงาน

เมื่อกดสัญญาณ RESET (กดค้างไว้)

- พิจารณาที่ U103a ขณะนี้สัญญาณ S = " 1 " , R = " 0 " ดังนั้นจะได้สัญญาณเอาท์พุท Q = " 1 " ซึ่งสัญญาณนี้จะไปควบคุมขา Data Select ของ U105 ดังนั้น U105 ก็จะทำการเลือกตัวเลขใน Counter มาแสดงผล
- พิจารณาที่ U103b เนื่องจากขณะนี้สัญญาณ clk ยังคงอยู่ที่ระดับศูนย์ ดังนั้นการทำงานก็จะขึ้นอยู่กับสัญญาณ S และ R ซึ่งสัญญาณ S ในขณะนี้เป็น " 1 " และสัญญาณ R เป็น " 0 " ดังนั้นจะได้สัญญาณเอาท์พุท Q เป็น " 1 " และ $\overline{Q}$ เป็น " 0 "

สัญญาณ Q นี้จะไปควบคุมสัญญาณ RESET ของ U101 ทำให้ U101 ไม่กำเนิดความถี่ออกมา

สัญญาณ $\overline{Q}$ จะไปเข้า AND Gate (ไดโอด D10 และ D11) ซึ่งจะทำให้ได้สัญญาณนาฬิกาของ U105 เป็น " 0 "

- สัญญาณที่จุด H เป็น " 1 " จะไปเข้า OR Gate (ไดโอด D12 และ D13) ซึ่งจะทำให้สัญญาณ RST ของ U105 เป็น " 1 " ยังผลให้ U105 รีเซ็ทเป็น " 0 "

เมื่อปล่อยสวิทช์ RESET

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- สัญญาณ Q ของ U103a ยังคงค้างที่ระดับ " 1 " (เพราะยังไม่ถูกรีเซ็ทโดย U102) ดังนั้นสัญญาณ DS = " 1 " ทำให้ U105 ทำการเลือกตัวเลขที่อยู่ใน Counter มาแสดงผล ดังนั้นเราจะเห็น 7-Segment วิ่งขึ้นจาก 0 ไปถึงค่าที่นับได้ และสัญญาณ Q นี้จะเป็น " 1 " นาน 6 วินาที หลังจากนั้นก็จะตกมาอยู่ที่ระดับ " 0 " (เพราะถูกรีเซ็ทโดย U102) ดังนั้นหลังจากนี้ไป U105 ก็จะเลือกเอาตัวเลขที่อยู่ใน Output Latch มาแสดงผลเฉพาะค่าที่ได้เปลี่ยนแปลงไปแล้วเท่านั้น

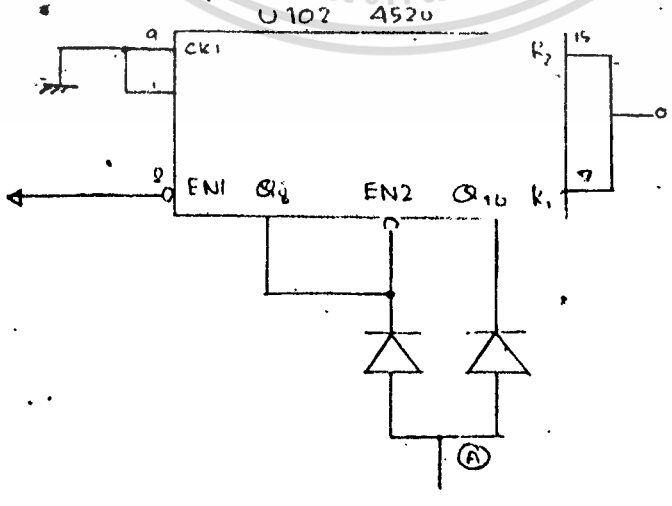
- สัญญาณ Q ของ U103b จะตกมาที่ระดับ " 0 " ซึ่งเป็นการรีเซ็ทให้ U101 เริ่มทำงาน กำเนิดความถี่ออกมาที่ขา Q14 โดยมีความถี่เท่ากับ 2 Hz

- สัญญาณ $\overline{Q}$ ของ U103b จะเปลี่ยนระดับเป็น " 1 " ดังนั้นเมื่อไปเข้า And Gate (ไดโอด D10 และ D11) ก็จะทำให้สัญญาณนาฬิกาของ U105 เป็นไปตามสัญญาณที่ออกมาจากวงจรหารความถี่ (U107 : 4040)

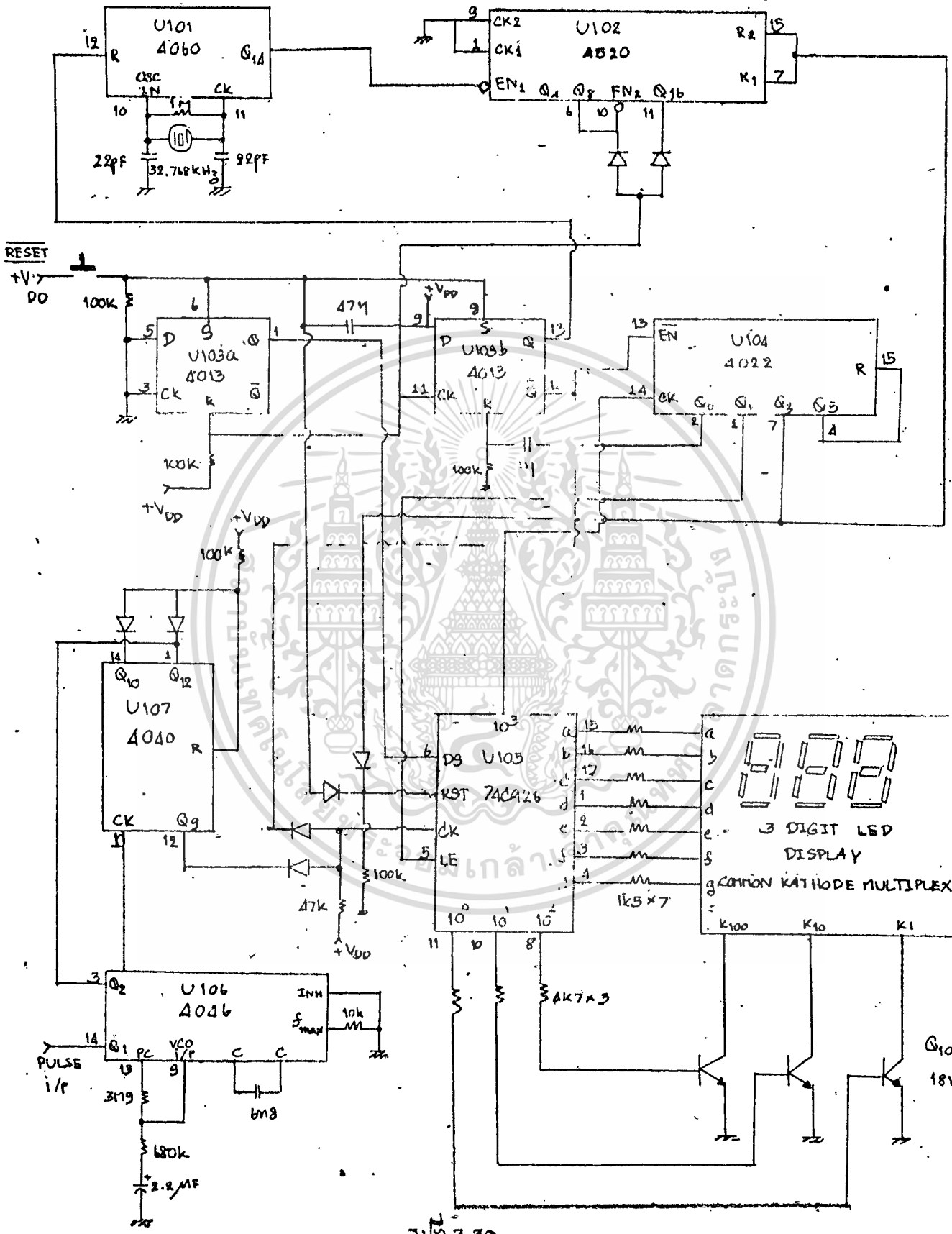
- สัญญาณที่จุด H เป็น " 0 " ดังนั้นเมื่อนำมาเข้า OR Gate (ไดโอด D12 และ D13) ก็จะทำให้สัญญาณ RST ของ U105 ขึ้นอยู่กับสัญญาณ Q3 ที่ได้จาก 4022

3.6 <u>วงจรวัดอัตราการหายใจ</u>

วงจรวัดอัตราการหายใจจะคล้ายกับวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจ แต่ได้มีการเปลี่ยนแปลงบางประการเพื่อความเหมาะสม คือ เราจะใช้คาบเวลาของการนับ เท่ากับ 12 วินาที ดังนั้นในส่วนของวงจรหารความถี่จะต้องเป็นดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

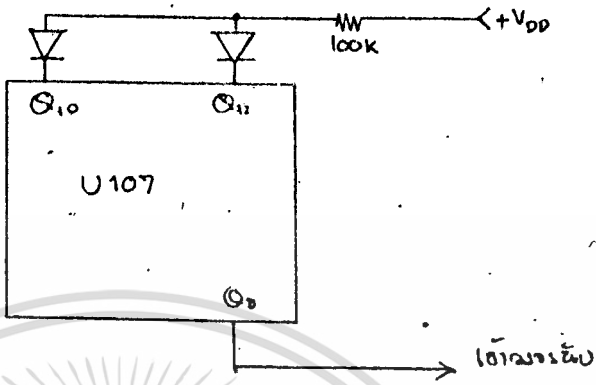


รูปที่ 3.30
วงจรแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจาก สัญญาณเอาท์พุทที่จุด A จะเป็น " 1 " เมื่อ U102 นับได้ 1 1000 (24) ดังนั้นช่วงเวลาที่ U102 ใช้ในการนับตั้งแต่เริ่มต้น จนกระทั่งได้สัญญาณเอาท์พุทที่จุด A เป็น " 1 " คือ 24/2 = 12 วินาที

นอกจากนี้ ในส่วนของวงจรหารความถี่ (U107) ก็จะต้องเป็นดังนี้



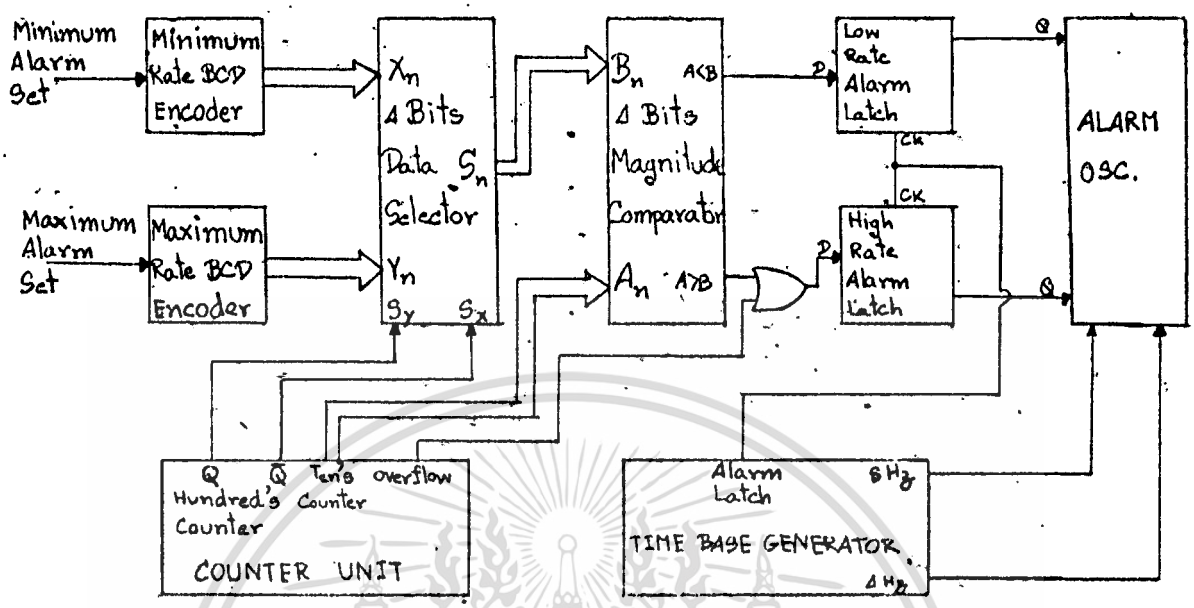
ด้วยเหตุผลที่ได้กล่าวไว้แล้วในเรื่องการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

3.7 วงจรเตือน

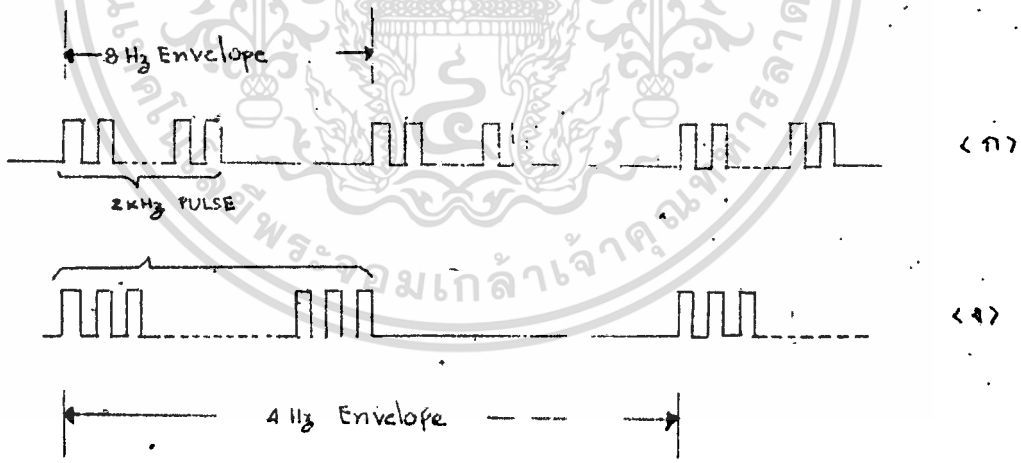
3.7.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือน

รูปที่ 3.30 เป็นบล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือน ค่าอัตราสูงสุดและต่ำสุดซึ่งตั้งให้วงจรเตือนทำงานจะป้อนเข้าไปที่ Decimal To BCD Encoder ค่าอัตราต่ำสุดที่จะให้วงจรทำงานมี 6 ค่า คือ 40 , 50 , 60 , 70 , 80 ,90 ครั้ง/นาที และค่าสูงสุด 110 , 120 , 140 , 150 , 160 , 180 ครั้ง/นาที โดยวงจร Encoder จะเปลี่ยนเฉพาะหลักสิบให้เป็น BCD Magnitude Comparator จะนำเฉพาะหลักสิบเข้ามาเปรียบเทียบเท่านั้น ถ้าวงจรนับได้ต่ำกว่า 100 Q ของวงจรนับหลักร้อยจะบังคับให้ 4 Bits Data Selector นำ BCD ของอัตราต่ำสุดเข้าสู่ Magnitude Comparator ถ้าวงจรนับได้เกินกว่า 100 4 Bits Data Selector จะนำ BCD ของอัตราสูงสุดเข้าสู่ Magnitude Comparator ข้อมูลที่เข้าสู่ Magnitude Comparator จากวงจรนับจะเปลี่ยนปลงตลอดเวลา ดังนั้นผลของการเปรียบเทียบจะเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ผลของการเปรียบเทียบจะถูกต้องเฉพาะขณะเวลาที่การนับในแต่ละคาบสิ้นสุดลงเท่านั้น ข้อมูลที่ได้จากการเปรียบเทียบตอนนี้จะถูกเก็บไว้ใน Alarm Latch ซึ่งการ Latch ของAlarm Latch จะกระทำพร้อมๆกับการ Latch ของ Display Latch เอาท์พุทของ Alarm Latch จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.30 บล็อกไดอะแกรมของวงจรเตือน



รูปที่ 3.31

ก) สัญญาณเตือน เมื่อหัวใจคนไข้ทำงานเร็วเกินไป

ข) สัญญาณเตือน เมื่อหัวใจคนไข้ทำงานช้าเกินไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไปควบคุม Alarm Oscillator อีกครั้งหนึ่ง

Alarm Oscillator ที่ใช้นี้เป็น Two Tone Alarm โดยจะนำสัญญาณความถี่ต่ำจากฐานเวลาควบคุมการนับ และความถี่สูง 2 KHz ซึ่ง Alarm Oscillator สร้างขึ้นมาผสมกันดังรูป 3.31

3.7.2 วงจรเตือน (Alarm Unit)

วงจรเตือนประกอบด้วยส่วนย่อย 3 ส่วน คือ

3.7.2.1 Decimal To BCD Encoder

3.7.2.2 Alarm Comparator

3.7.2.3 Alarm Oscillator

3.7.2.1 Decimal To BCD Encoder

จากที่กล่าวมาแล้วในตอนต้นว่า วงจร Alarm Comparator จะนำเฉพาะหลักสิบเข้ามาที่ Magnitude Comparator เท่านั้น วงจร Decimal To BCD Encoder นี้จะนำเฉพาะตัวเลขของหลักสิบเท่านั้นมาทำการ Encode ให้เป็น BCD อัตราต่ำสุด (Minimum Rate Alarm) ที่ตั้งคือ 40 , 50 , 60 , 70 , 80 , 90 จะได้ Truth Table ของ Minimum Rate Alarm Encoder ดังตารางที่ 3.1

จะได้วงจรของ Minimum Rate Alarm Encoder ดังรูปที่ 3.32 a ซึ่งประกอบด้วยไดโอด 11 ตัว มาประกอบเป็นวงจร OR Gate ทำนองเดียวกันสำหรับ Maximum Rate Alarm Encoder จะได้ Truth Table ดังตารางที่ 3.2 และจะได้วงจรของ Maximum Rate Alarm Encoder ดังรูปที่ 3.32 b ซึ่งเป็นไดโอดเกทเช่นเดียวกับ Minimum Rate Alarm Encoder

3.7.2.2 Alarm Comparator

รูป 3.33 เป็นวงจร Alarm Comparator BCD จาก Minimum Rate Alarm Encoder จะป้อนเข้าที่อินพุท Xn และ BCD จาก Maximum Rate Encoder จะป้อนเข้าที่อินพุท Yn ของ IC 314 (CD 4019) ซึ่งทำหน้าที่เป็น 4 Bits Data Selector ข้อมูลเอาท์พุท Sn จะเป็นไปตามอินพุท Sx และ Sy จากวงจรนับหลักร้อย ตาราง 3.3 เป็น Truth Table ของ CD 4019 ถ้าวงจรนับนับได้ต่ำกว่า 100

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Decimal Input	BCD OUT			
	D_8	D_4	D_2	D_1
(40) 4	0	1	0	0
(50) 5	0	1	0	1
(60) 6	0	1	1	0
(70) 7	0	1	1	1
(80) 8	1	0	0	0
(90) 9	1	0	0	1

ตาราง 3.1

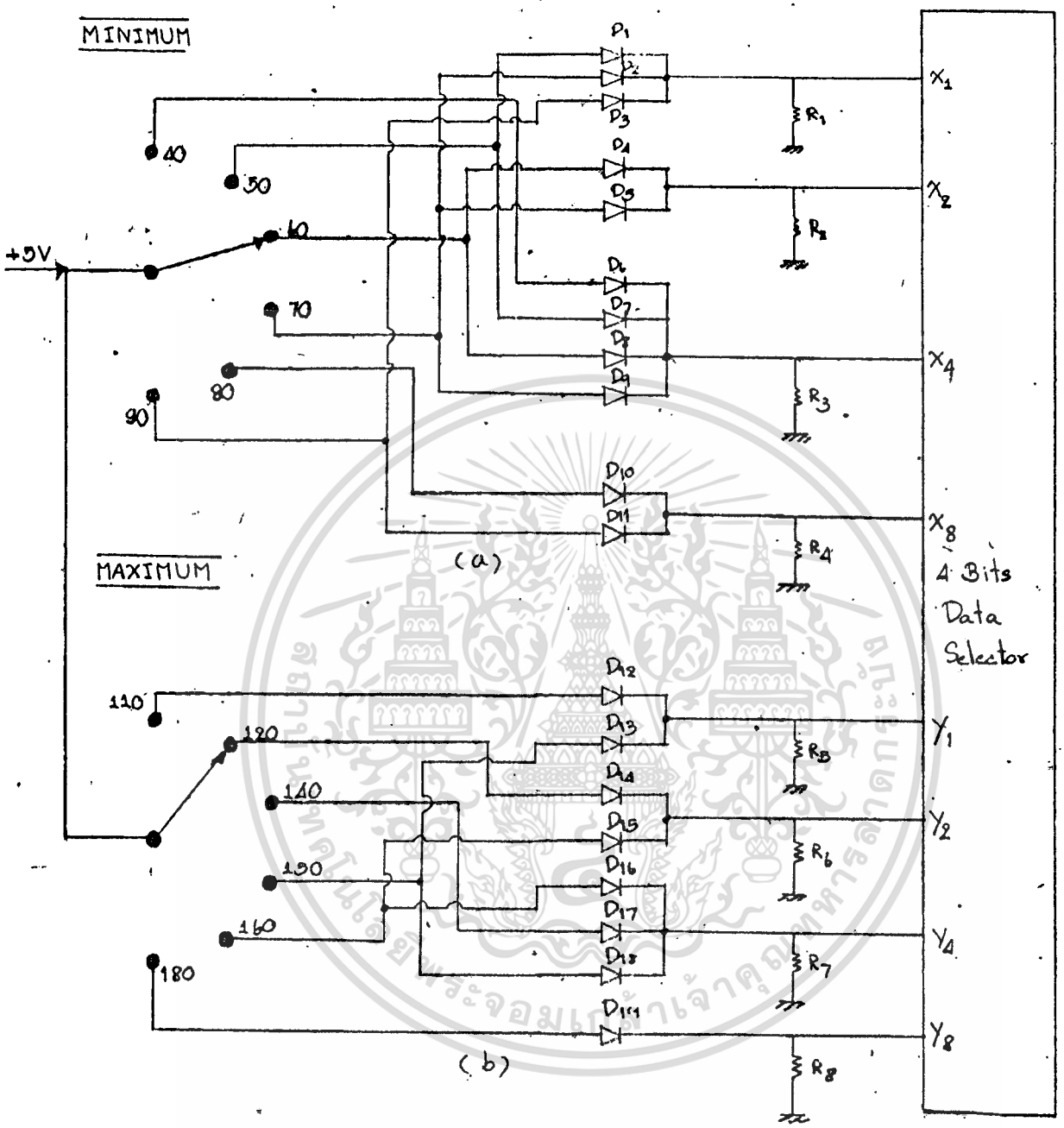
Truth Table ของ Minimum Rate Alarm Encoder

Decimal Input	BCD OUT			
	D_8	D_4	D_2	D_1
(110) 1	0	0	0	1
(120) 2	0	0	1	0
(140) 4	0	1	0	0
(150) 5	0	1	0	1
(160) 6	0	1	1	0
(180) 8	1	0	0	0

ตาราง 3.2.

Truth Table ของ Maximum Rate Alarm Encoder

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.32

วงจรเข้ารหัส BCD ในส่วนของวงจรโต๊ะ ๒

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IC 314 จะนำ BCD จาก Minimum Rate Alarm Encoder เข้าสู่ Magnitude Comparator และเมื่อวงจรนับนับเกิน 100 IC 314 จะนำ BCD จาก Maximum Rate Alarm Encoder เข้าสู่ Magnitude Comparator

IC 315 (4585) เป็น Magnitude Comparator ซึ่งจะทำการเปรียบเทียบ BCD ระหว่างวงจรนับซึ่งเป็นอัตราการทำงานของหัวใจคนไข้ กับค่า BCD จากวงจร Encoder โดยนำ BCD ของวงจรนับเข้าที่อินพุท A และ BCD จาก Encoder เข้าที่อินพุท B ตาราง 3.4 เป็น Truth Table ของ CD 4585 ผลที่ได้จากการเปรียบเทียบจะถูกเก็บไว้ใน Alarm Latch พร้อมกับการ Latch ของ Display ดังกล่าวมาแล้ว เนื่องจากในการเปรียบเทียบจะนำเฉพาะหลักสิบเข้ามาเปรียบเทียบเท่านั้น โดยผลการนับหลักร้อยจะเป็นตัวเลือกให้เปรียบเทียบ Minimum หรือ Maximum ในขณะที่เปรียบเทียบค่า Maximum สมมติเราตั้ง Maximum Alarm ไว้ที่ 140 ที่อินพุท B ของ Magnitude Comparator จะเป็น 0100 อัตราการทำงานของหัวใจนับได้ 112 ดังนั้นที่อินพุท A ของ Magnitude Comparator จะเป็น 0001 จากที่กล่าวมานี้ ที่เอาท์พุท A>B จะเป็น 0 แต่ที่เอาท์พุท A<B จะเป็น 1 เพื่อป้องกันวงจร Low Rate Alarm ทำงาน จากตาราง 3.4 เอาท์พุท A>B จะเป็น 1 ได้เมื่อ

- ข้อมูล A>B และ คาสเคดอินพุท A>B เป็น 1

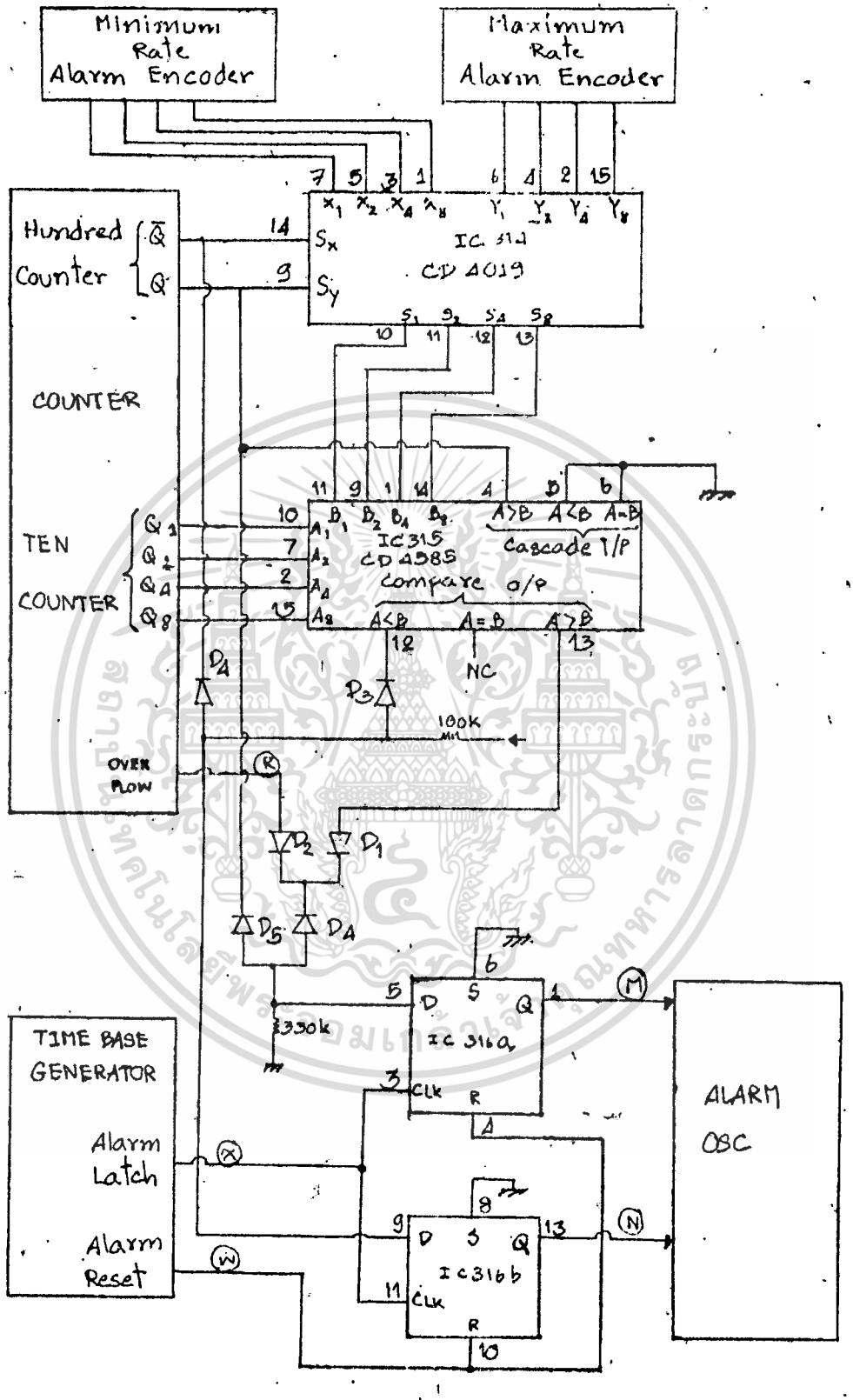
หรือ - ข้อมูล A=B และ คาสเคดอินพุท A>B เป็น 1

ดังนั้นจึงต่อคาสเคดอินพุท A>B เข้ากับเอาท์พุท Q ของวงจรนับหลักร้อย เพราะฉะนั้นเอาท์พุท A>B ของ Magnitude Comparator จะเป็น 1 ได้เฉพาะในขณะที่ Magnitude Comparator กำลังเปรียบเทียบค่า Maximum อยู่เท่านั้น

ในทำนองเดียวกัน ขณะที่กำลังเปรียบเทียบค่า Minimum อาจจะเกิดปัญหาในลักษณะเดียวกันนี้ได้ เพื่อป้องกัน High Rate Alarm ทำงานขณะทำการเปรียบเทียบ Minimum อยู่ เอาท์พุท A<B จะนำมา AND กับ เอาท์พุท Q ของวงจรนับหลักร้อย ผลของการเปรียบเทียบ A<B จะเข้าสู่ Low Rate Alarm Latch ได้เฉพาะเวลาที่กำลังเปรียบเทียบ Minimum เท่านั้น AND Gate นี้ประกอบด้วยไดโอด D3 , D4 และ R1

เมื่อวงจรนับเกิด Overflow (อัตราการทำงานของหัวใจเกิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.33

วงจรนับเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Select Control		Output
S_x	S_y	S_n
0	0	0
0	1	Y_n
1	0	X_n
1	1	$X_n + Y_n$

ตาราง 3.3
Truth Table ของ CD 4019

Compare Input				Cascade Input			Compare Output		
A_8, B_8	A_4, B_4	A_2, B_2	A_1, B_1	A<B	A=B	A>B	A<B	A=B	A>B
$A_8 > B_8$	X	X	X	X	X	1	0	0	1
$A_8 = B_8$	$A_4 > B_4$	X	X	X	X	1	0	0	1
$A_8 = B_8$	$A_4 = B_4$	$A_2 > B_2$	X	X	X	1	0	0	1
$A_8 = B_8$	$A_4 = B_4$	$A_2 = B_2$	$A_1 > B_1$	X	X	1	0	0	1
$A_8 = B_8$	$A_4 = B_4$	$A_2 = B_2$	$A_1 = B_1$	0	0	1	0	0	1
$A_8 = B_8$	$A_4 = B_4$	$A_2 = B_2$	$A_1 = B_1$	0	1	1	0	1	0
$A_8 = B_8$	$A_4 = B_4$	$A_2 = B_2$	$A_1 = B_1$	1	0	1	1	0	0
$A_8 = B_8$	$A_4 = B_4$	$A_2 = B_2$	$A_1 < B_1$	X	X	X	1	0	0
$A_8 = B_8$	$A_4 = B_4$	$A_2 < B_2$	X	X	X	X	1	0	0
$A_8 = B_8$	$A_4 < B_4$	X	X	X	X	X	1	0	0
$A_8 < B_8$	X	X	X	X	X	X	1	0	0

ตาราง 3.4
Truth Table ของ CD 4585

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

200 ครั้ง / นาที) วงจร High Rate จะทำงานด้วย โดยเอาท์พุท Q ของ Overflow Flip Flop จะป้อนเข้าสู่ Alarm Latch ของ High Rate Alarm Latch โดยผ่าน OR Gate ซึ่งประกอบด้วยไดโอด D1 , D2 และ R2

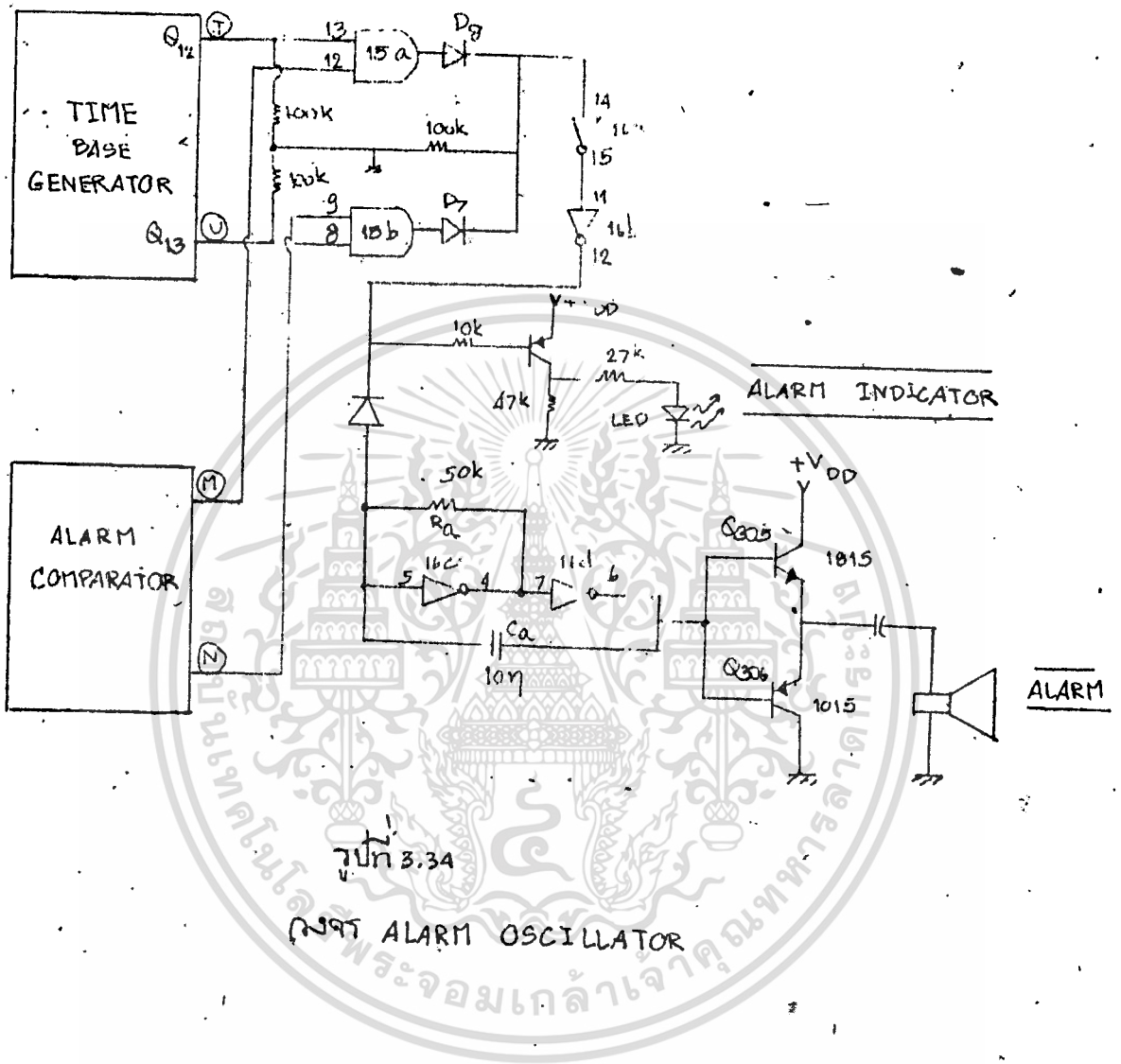
แต่การทำงานดังกล่าวอาจผิดพลาดได้ เช่น ขณะทำการเปรียบเทียบ Minimum โดย Minimum Rate เท่ากับ 60 (0110) และอัตราการทำงานของหัวใจเท่ากับ 90 (1001) ที่เอาท์พุท A>B ของ Magnitude Comparator จะสวิงอยู่ระหว่าง 0 กับ 1 ซึ่งจะทำให้วงจร High Rate Alarm ทำงาน เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว หลังจากที่เราได้นำเอาท์พุท A>B มา OR กับขา Q ของ Overflow Flip Flop แล้ว เราจะต้องนำไป AND กับขา Q ของวงจรนับหลักร้อย แล้วจึงนำไปสู่ High Rate Alarm Latch

3.7.2.3 Alarm Oscillator

รูปที่ 3.34 เป็นวงจรส่วน Alarm oscillator สัญญาณ Alarm ที่ใช้มีลักษณะเป็น Two Tone Alarm 2 แบบ คือ High Rate Alarm จะใช้ความถี่ 8 Hz เป็น Envelope ของความถี่ 2 KHz และ Low Rate Alarm จะใช้ความถี่ 4 Hz เป็น Envelope ซึ่งความถี่ต่ำ 4 Hz และ 8 Hz นำมาจากวงจรสร้างฐานเวลาควบคุมการนับ Q303 ทำหน้าที่ขับ LED เพื่อแสดงเป็น Alarm Indicator เอาท์พุทของ Alarm Latch จะเข้ามาควบคุมการทำงานของ 1 Bit Data Selector ซึ่งจะเลือกความถี่ 4 Hz หรือ 8 Hz เข้าไปเกทกับความถี่ 2 KHz IC 16c , 16d ,Ra , Ca เป็นวงจร 2 KHz Alarm Oscillator

Q305 และ Q306 เป็นคอมพลีเมนทารี่เพาเวอร์แอมป์

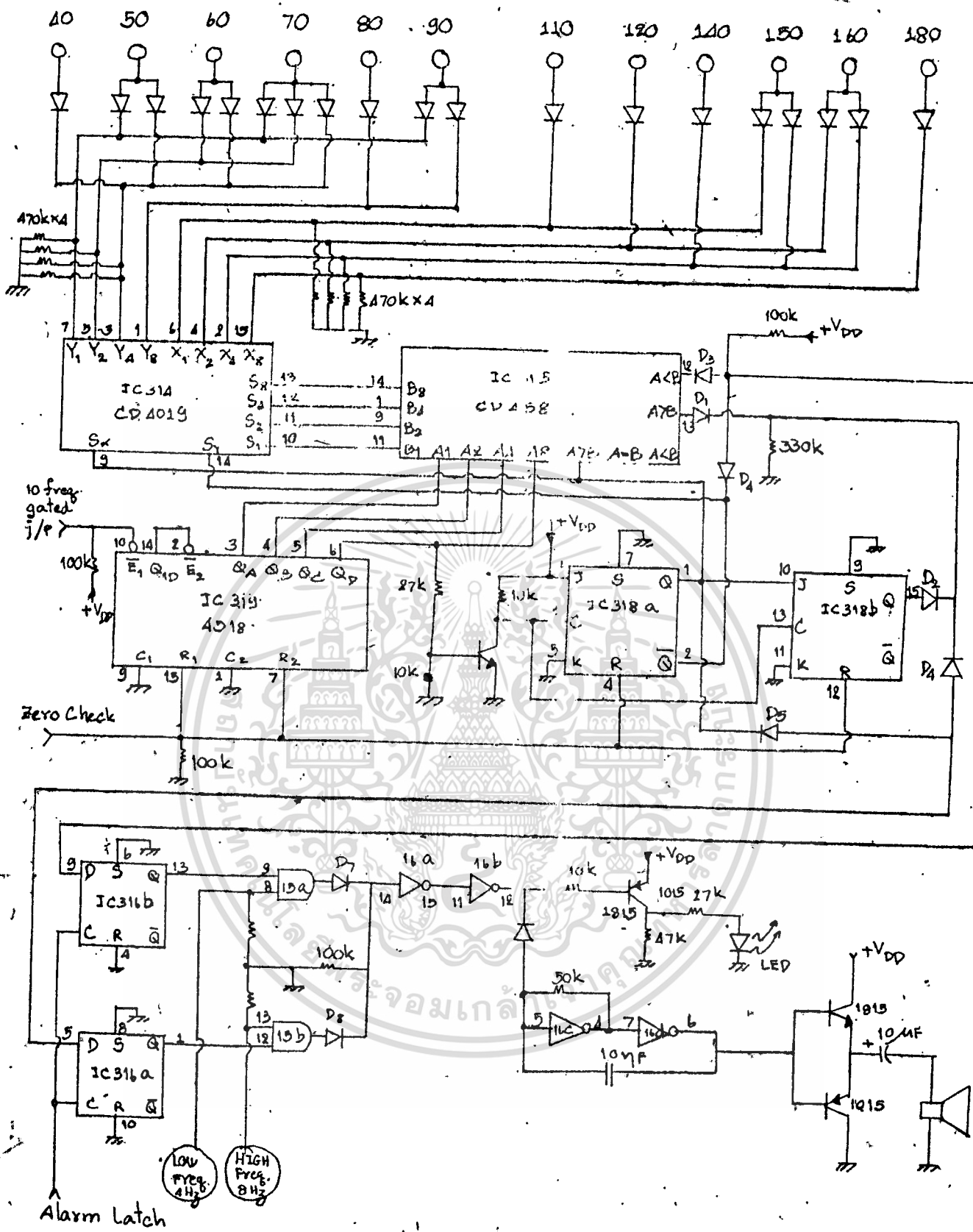
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.34

วงจร ALARM OSCILLATOR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.35

ALARM UNIT

IC 318 : 4027

$D_1 \sim D_8$: IN4148

IC15 : 4081

IC16 : 4049

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

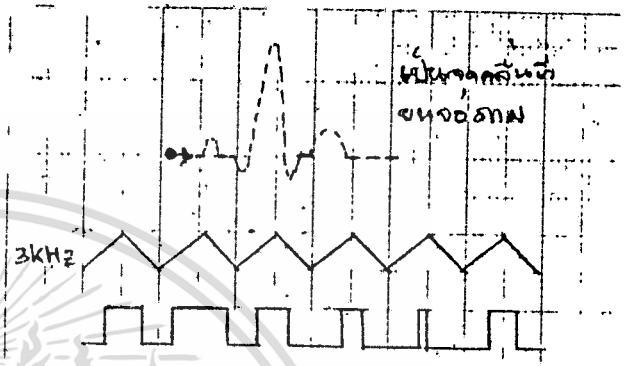
บทที่ 4

การทดลอง และผลการทดลอง

เมื่อทำการต่อวงจรในบทที่ 3 ตามที่ได้ออกแบบไว้ สัญญาณเอาท์พุทของวงจรต่างๆสามารถที่จะแสดงได้ดังต่อไปนี้

- ภาคขยายสัญญาณภาคแรก ซึ่งขยายสัญญาณที่ได้จากอิเลคโตรด

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจรขยายภาคแรก ก่อนที่จะนำสัญญาณไปทำการมอดดูเลท

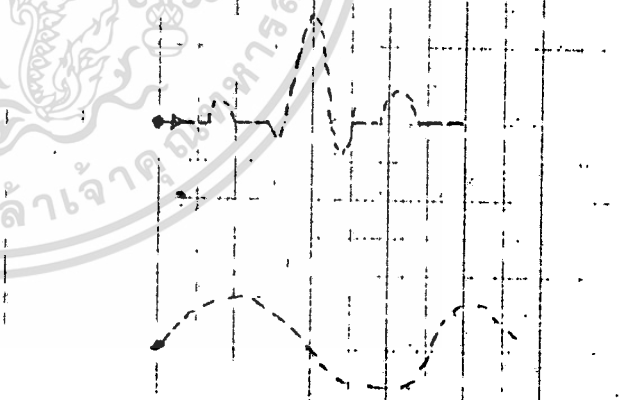


สัญญาณฟันเลื่อยที่ใช้ในการมอดดูเลท และสัญญาณที่ได้หลังจากมอดดูเลทแล้ว

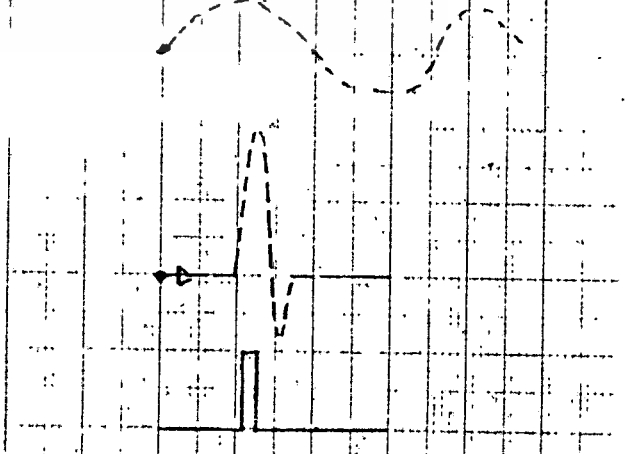
สัญญาณที่ใช้ในการมอดดูเลทเพื่อใช้ในการวัดสัญญาณหายใจ และสัญญาณหายใจที่วัดได้

- ภาควงจรขยายสัญญาณส่วนหลัง

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้หลังจากส่งผ่านสัญญาณด้วยวงจรส่งผ่านด้วยแสงและวงจรดีมอดดูเลท



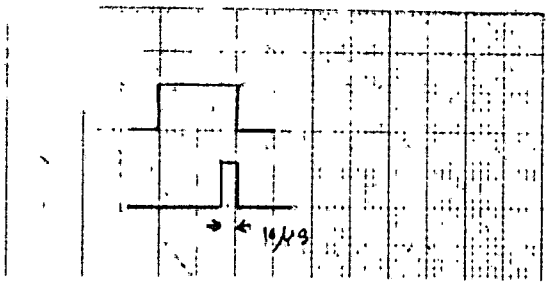
สัญญาณหายใจที่ได้หลังจากที่ผ่านวงจรส่งผ่านด้วยแสง



สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้หลังจากผ่านวงจรแยกคลื่น QRS และวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

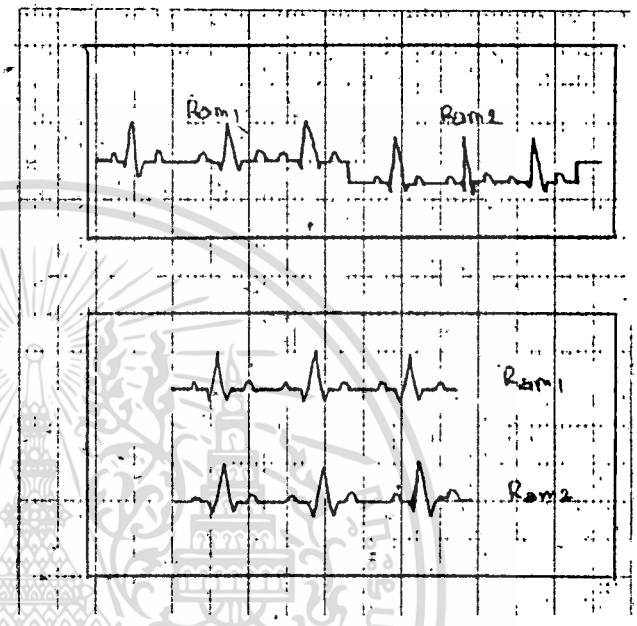
สัญญาณหายใจที่ได้หลังจากผ่านวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ และวงจรไมโนสเตเบิ้ล



- ภาคการทำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีความถี่สูงขึ้น

สัญญาณนาฬิกาที่ใช้เป็นฐานข้อมูล.

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้หลังจากผ่านวงจร A/D และวงจร D/A

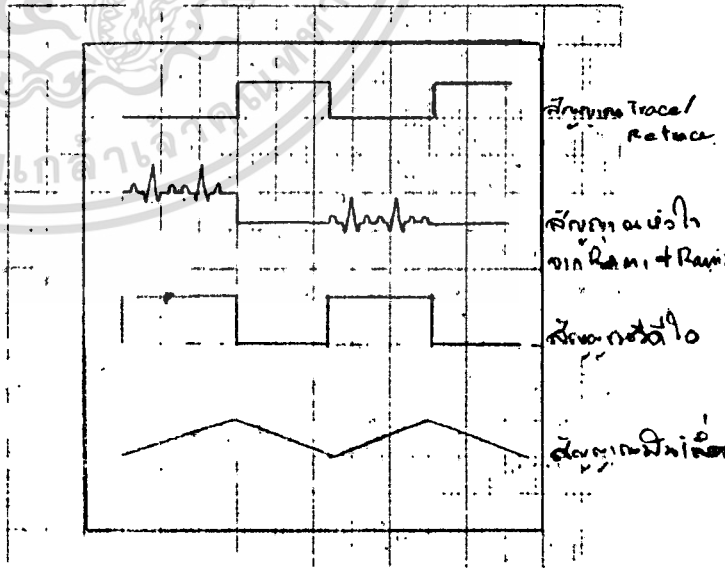


สัญญาณไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่านวงจรแบ่งระดับสัญญาณ

- ภาคแสดงผลทางจอภาพ

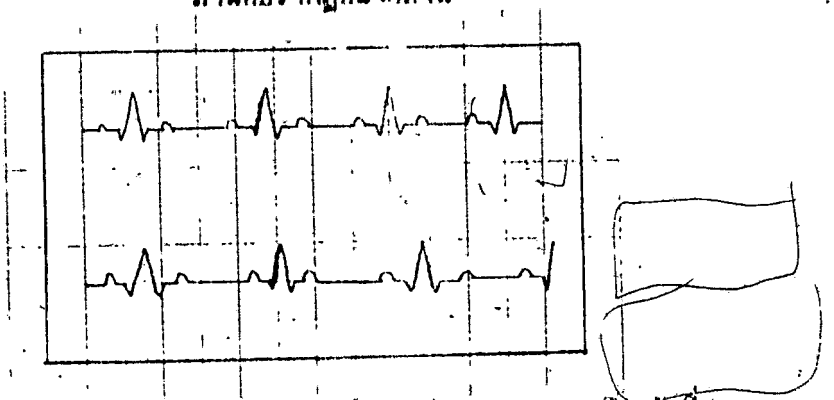
สัญญาณที่ใช้ในการสร้างสัญญาณวีดีโอ และสัญญาณวีดีโอที่ได้

สัญญาณที่ใช้ในการสร้างสัญญาณฟันเลื่อย และสัญญาณฟันเลื่อยที่ได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ปรากฏบนจอภาพ



ลักษณะของภาพที่ปรากฏบนจอโทรทัศน์ จะเหมือนกับที่ปรากฏบนจอ Oscilloscope คือ สัญญาณภาพจะเคลื่อนที่จากทางขวาไปซ้ายอย่างช้าๆ เส้นสัญญาณยังคงมีสัญญาณรบกวนเล็กน้อย และยอดแหลมของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(QRS Wave)ถูกขริบไปเล็กน้อย เนื่องมาจากอัตราการสุ่มข้อมูลอาจน้อยเกินไป และภาพที่ปรากฏบนจอภาพบริเวณริมของจอภาพจะมีอาการพล้ว เนื่องมาจากวงจรขยายกำลังของขดลวดหักเห เกิดการอิ่มตัวที่บริเวณริมของจอภาพ เพราะว่าไม่สามารถจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้แก่ขดลวดได้เพียงพอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5 : บทสรุป

โครงงานในปีการศึกษา 2532 นี้ เป็นโครงงานที่พัฒนาต่อมาจากเครื่องแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ช่องสัญญาณ โดยมีวัตถุประสงค์ที่จะเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางฮาร์ดแวร์ใหม่ เพื่อให้สามารถเปลี่ยนฟังก์ชั่นการทำงานของไอซียูมอนิเตอร์ โดยสามารถแสดงผลทางจอภาพได้ 2 ช่องสัญญาณ

การเปลี่ยนแปลงฟังก์ชั่นทำได้โดย การนำสัญญาณควบคุมใหม่ไปทำการโปรแกรมให้กับอีพรอม (EPROM) ซึ่งปรากฏว่าสามารถทำได้ และได้ผลของการแสดงบนจอภาพของสัญญาณหัวใจเป็น 2 ช่องตามที่ต้องการ

ปัญหาที่เกิดขึ้นในการทดลอง คือ

1. ในการส่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากวงจรขยายสัญญาณหัวใจส่วนแรก ไปยังวงจรขยายส่วนที่ 2 โดยใช้ตัวส่งผ่านสัญญาณแสง การปรับไบอัสให้ตัวส่งสัญญาณแสงทำงานในช่วงลิเนียร์ทำได้ยาก และตัวส่งผ่านสัญญาณแสงแต่ละตัวก็มีคุณสมบัติต่างกัน การแก้ไขทำได้โดยนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาทำการมอดดูเลทเสียก่อน แล้วจึงทำการส่งผ่านโดยวงจรส่งผ่านสัญญาณแสง

2. สัญญาณรบกวน เนื่องจากโครงงานนี้ประกอบด้วยทั้งวงจรดิจิตอล และอนาลอค ดังนั้นสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากวงจรดิจิตอลจึงเข้ามากวนสัญญาณในส่วนของอนาลอค สำหรับการแก้ไขก็คือ การแยกกราวด์ของส่วนดิจิตอล และ อนาลอคออกจากกัน หลังจากนั้นจึงนำมาต่อกันที่กราวด์ของแหล่งจ่ายไฟ ซึ่งจะสามารถช่วยแก้ปัญหานี้ได้บ้าง เนื่องจากบางส่วนของสัญญาณดิจิตอลและอนาล็อกต้องต่อถึงกัน ในส่วนนี้จึงควรนำสัญญาณดิจิตอลไปเข้าวงจรบัฟเฟอร์เสียก่อน แล้วจึงต่อเข้าวงจรอนาลอค

3. จอภาพที่นำมาใช้งานเป็นจอภาพขนาดเล็ก และมีความโค้งของจอภาพมาก ทำให้ภาพที่ได้ไม่ลิเนียร์

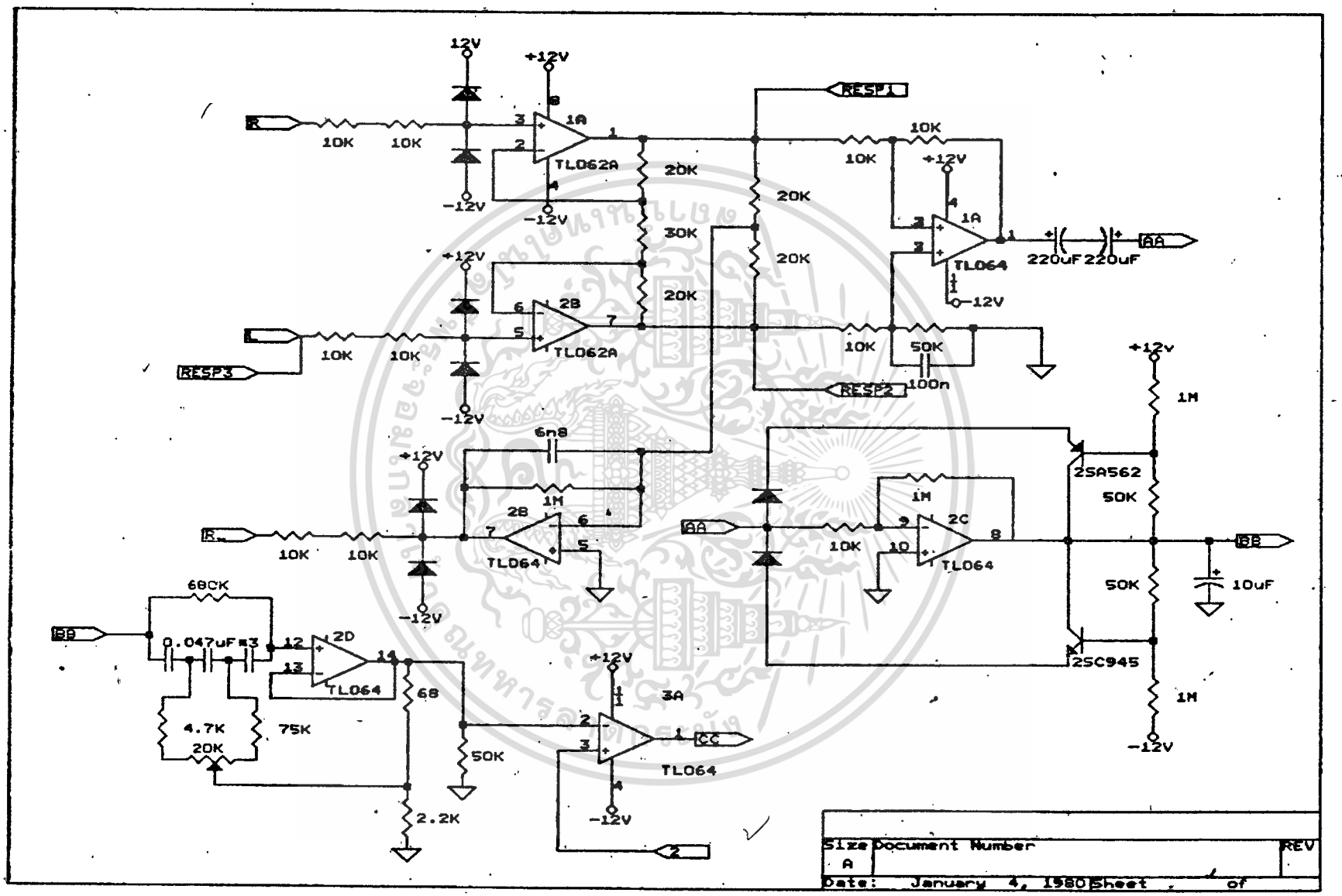
วิธีการแก้ไข เช่น การปรับสัญญาณฟันเลื่อย เพื่อให้ภาพที่เห็นมีความเป็นลิเนียร์ลิตี้ที่ดีขึ้น หรือ เปลี่ยนหลอดภาพให้มีความยาวมากขึ้น

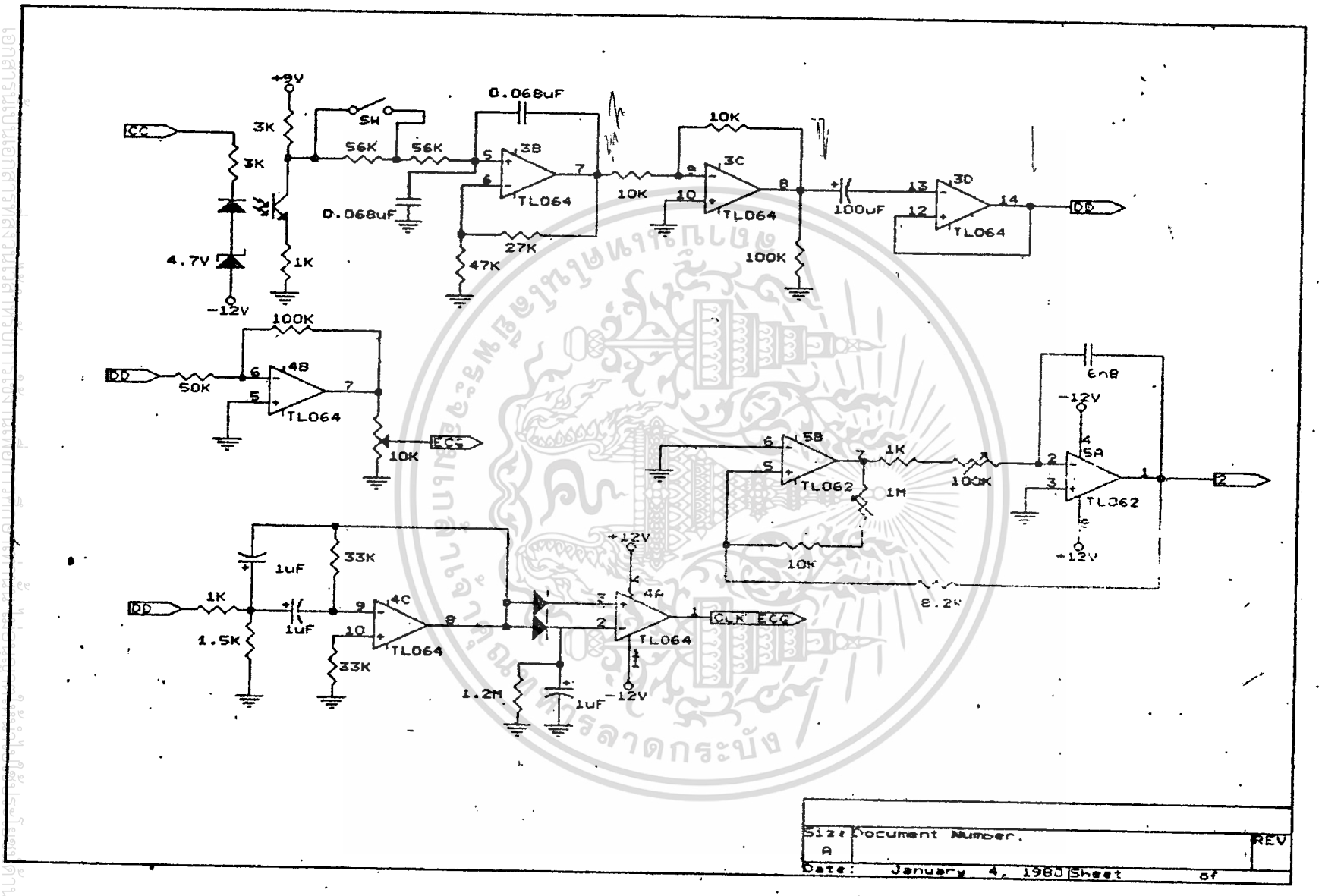
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

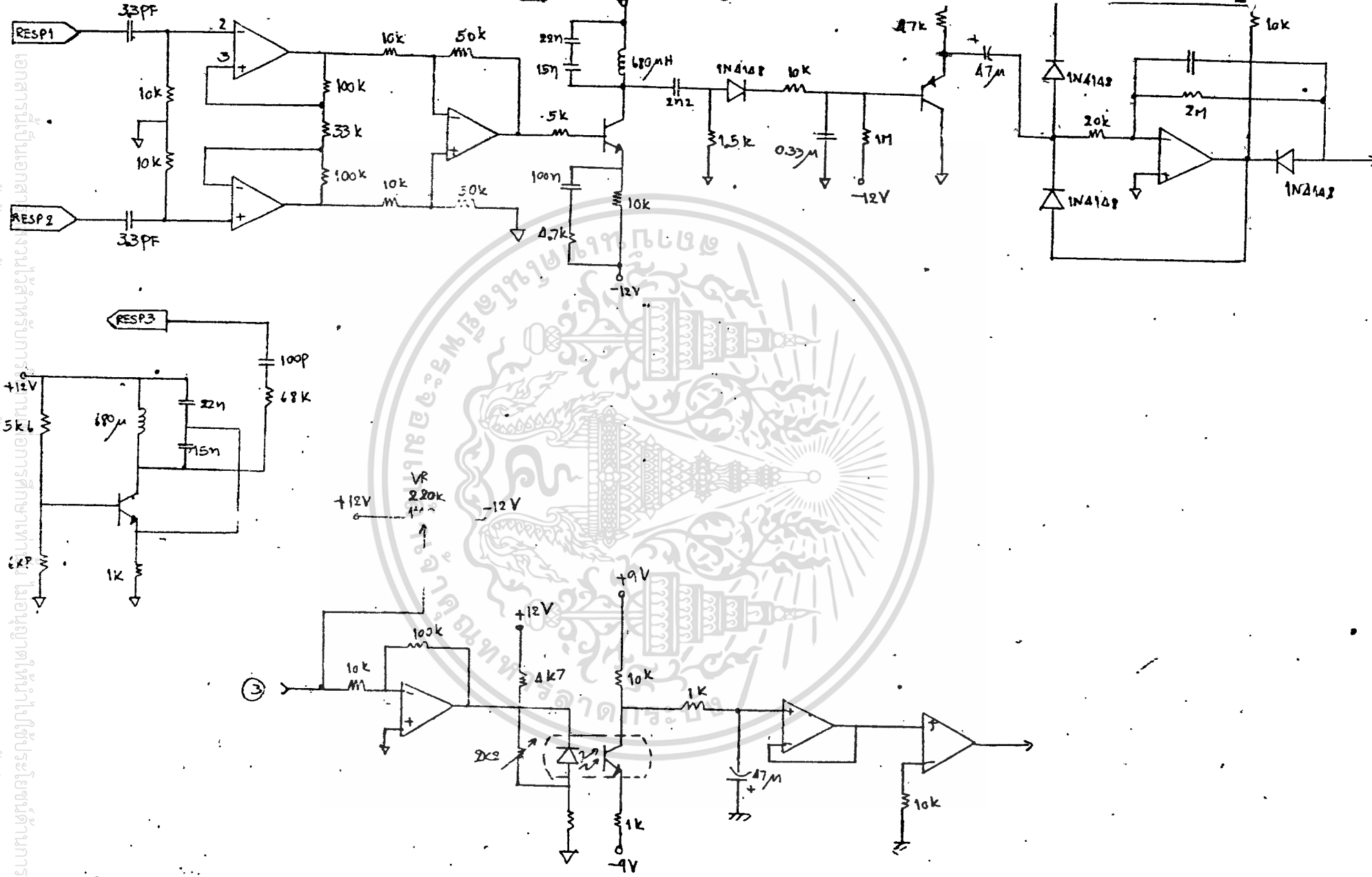
วงจรที่ใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

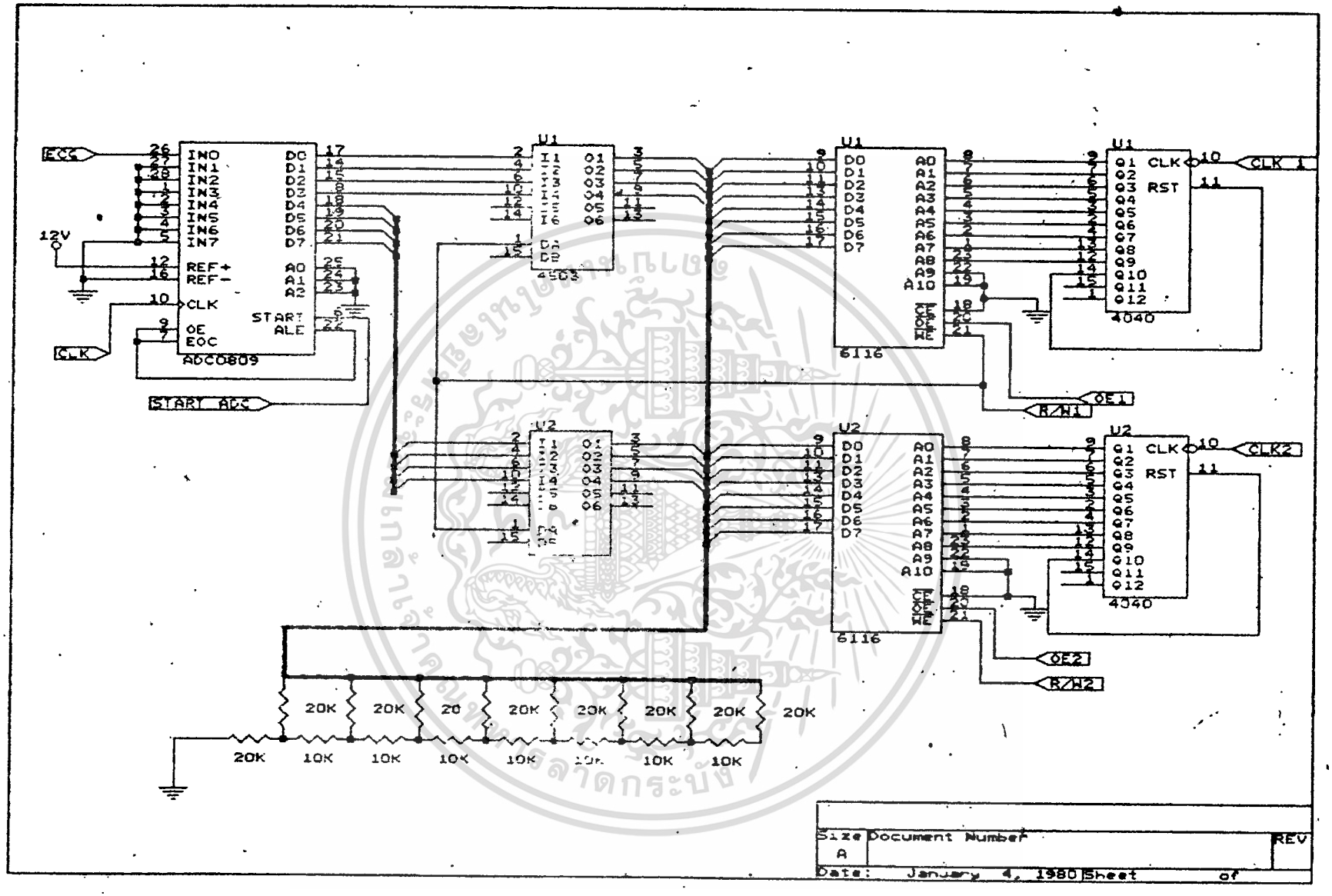

12V
+12V
-12V
R
10K
10K
1A
TL062A
20K
30K
RESP1
10K
+12V
1A
TL064
220uF
220uF
AA
-12V
2B
TL062A
RESP3
RESP2
50K
100n
6n8
1M
2SA562
50K
2B
TL064
2C
TL064
BB
10uF
2SC945
68CK
0.047uF
2D
TL064
68
4.7K
20K
75K
50K
2.2K
3A
TL064
CC
2
Size
A
Document Number
REV
Date: January 4, 1980
Sheet
of

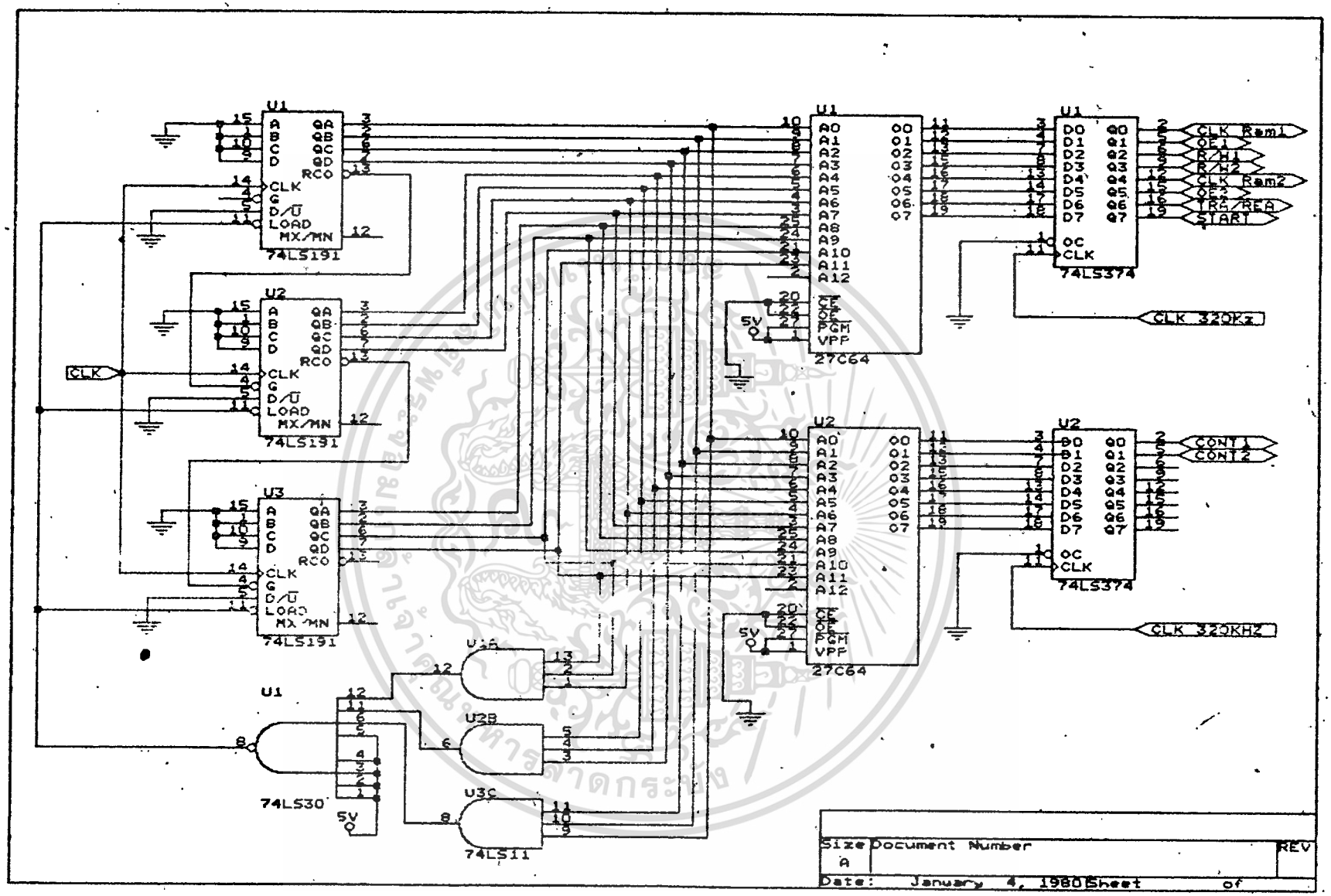


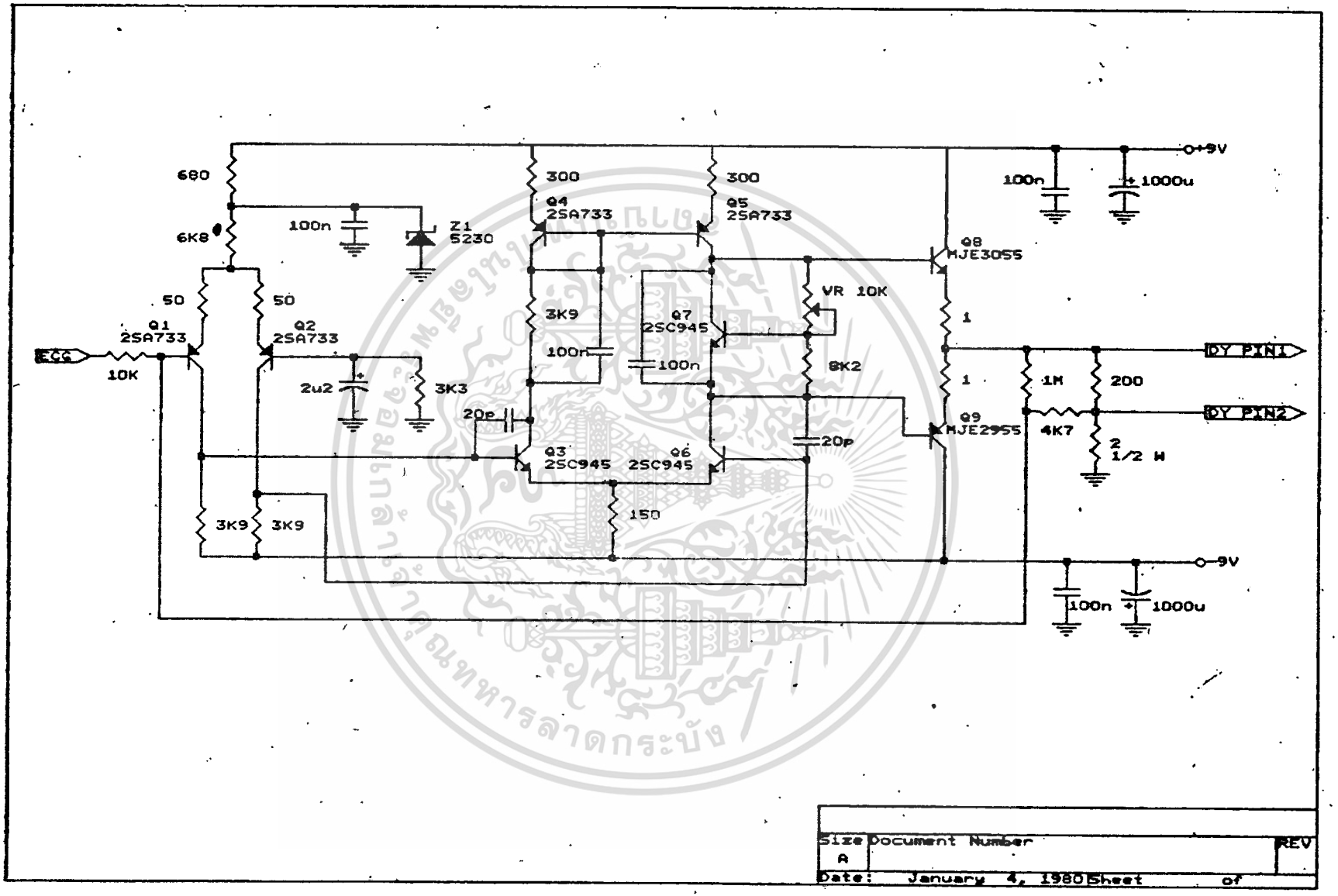
Size: A	Document Number.	REV
Date: January 4, 1980	Sheet	of

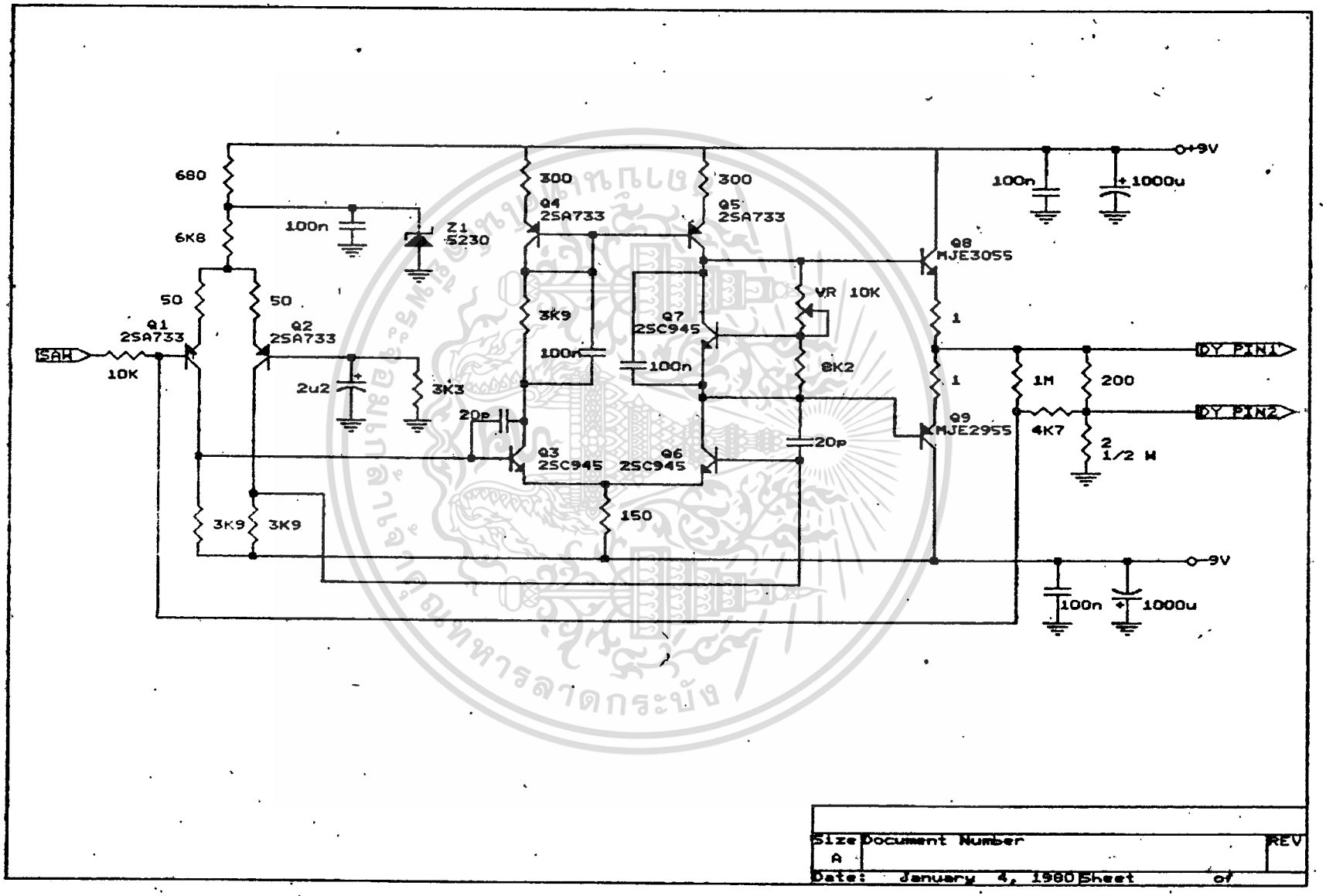


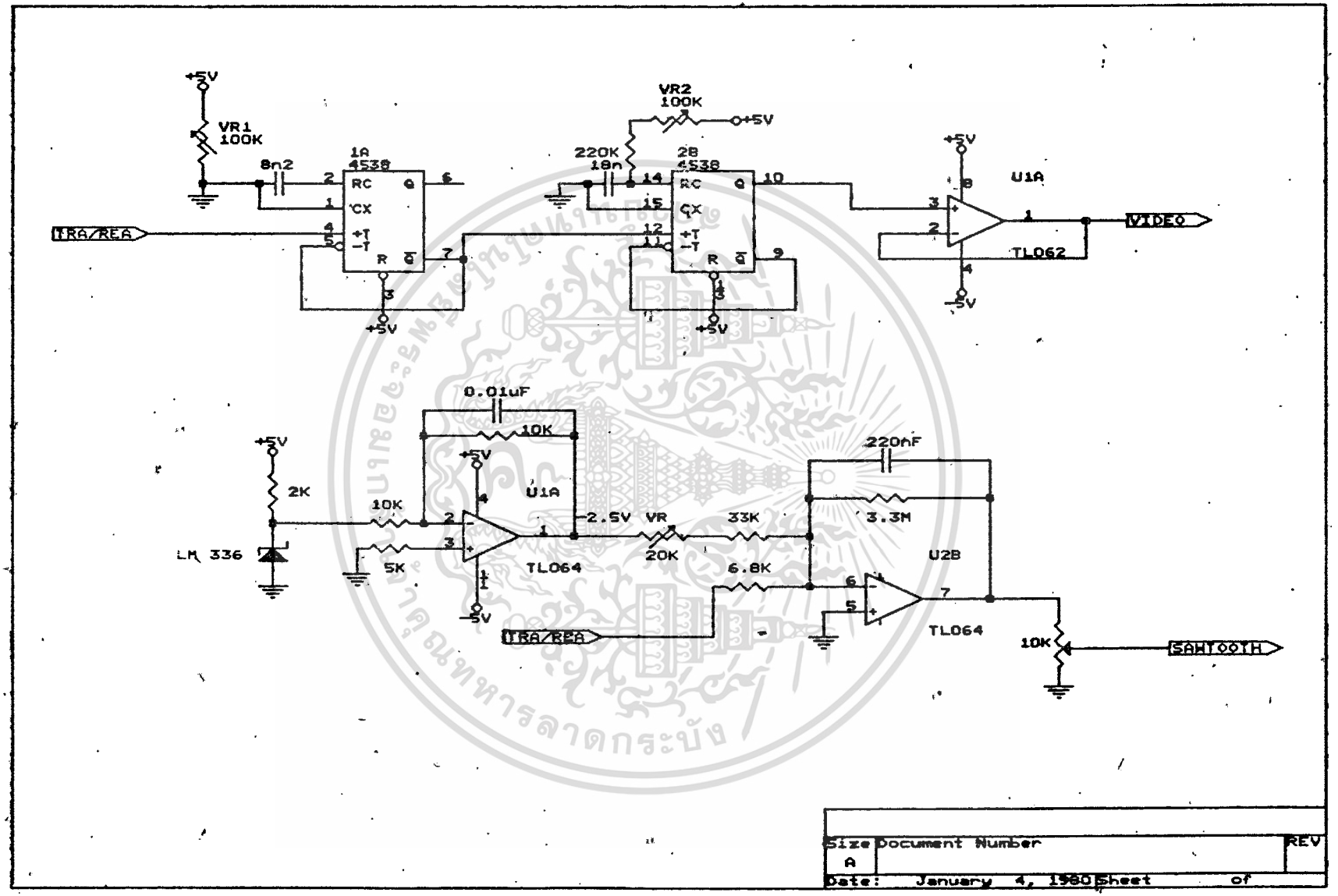
ภาพแสดงสัญญาณการหายใจ


ADC0809
IN0
IN1
IN2
IN3
IN4
IN5
IN6
IN7
REF+
REF-
CLK
OE
EOC
START
ALE
D0
D1
D2
D3
D4
D5
D6
D7
A0
A1
A2
12V
ECG
CLK
START ADC
4503
6116
4040
CLK
RST
Q1
Q2
Q3
Q4
Q5
Q6
Q7
Q8
Q9
Q10
Q11
Q12
CLK 1
CLK2
OE1
R/W1
OE2
R/W2
20K
10K
Size
A
Document Number
REV
Date: January 4, 1980
Sheet
of

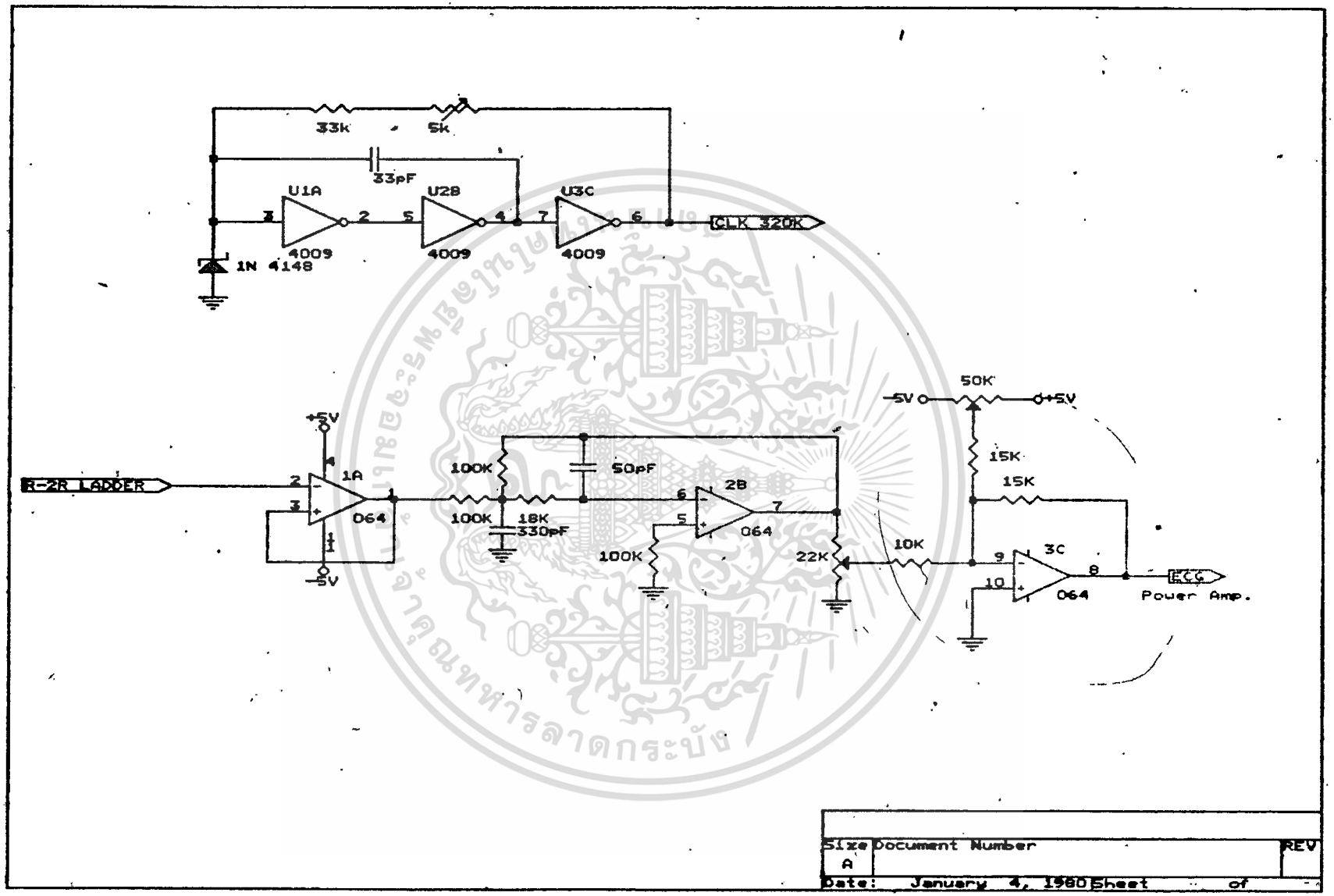

U1
74LS191
U2
74LS191
U3
74LS191
CLK
U1
27C64
U2
27C64
5V
U1
74LS374
U2
74LS374
CLK Ram1
OE1
R/W1
R/W2
CLK Ram2
OE2
TRG/REA
START
CLK 320Kz
CONT1
CONT2
CLK 320KHZ
U1
74LS30
U2A
U2B
U3C
74LS11
Size
A
Document Number
REV
Date: January 4, 1980 Sheet of


680
6K8
100n
Z1
5230
300
Q4
2SA733
300
Q5
2SA733
100n
1000u
+9V
Q8
MJE3055
50
50
Q1
2SA733
Q2
2SA733
3K9
100n
Q7
2SC945
100n
VR 10K
8K2
1
ECG
10K
2u2
3K3
20p
Q3
2SC945
Q6
2SC945
20p
1
1M
200
4K7
2
1/2 W
BY PIN1
BY PIN2
Q9
MJE2955
150
3K9
3K9
-9V
100n
1000u
Size
A
Document Number
REV
Date: January 4, 1980
Sheet
of

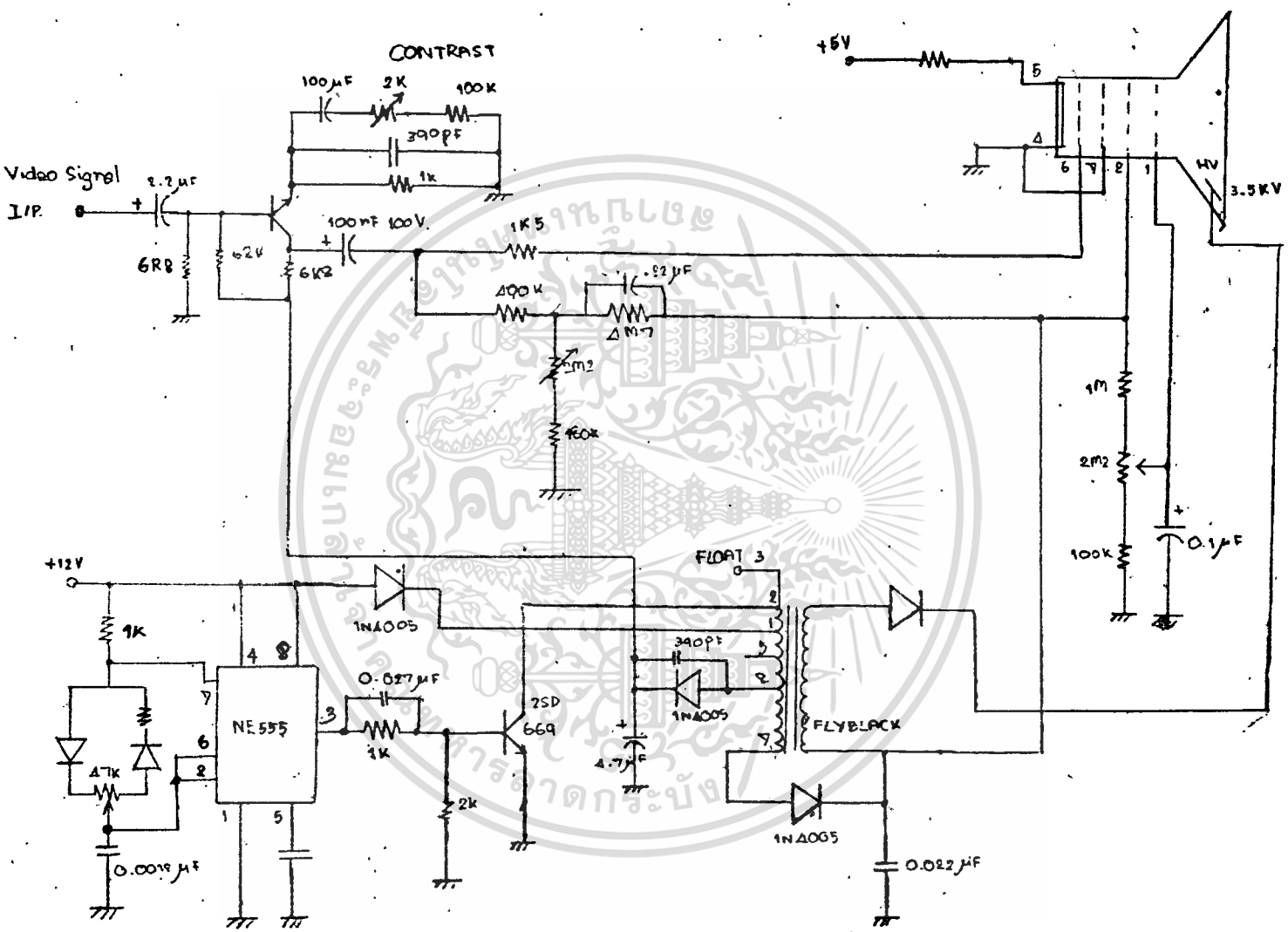

680
6K8
100n
Z1
5230
300
Q4
2SA733
300
Q5
2SA733
100n
+9V
+1000u
Q8
MJE3055
50
50
Q1
2SA733
Q2
2SA733
3K9
100n
Q7
2SC945
100n
VR 10K
8K2
1
1
SAH
10K
2u2
3K3
20p
Q3
2SC945
Q6
2SC945
20p
Q9
MJE2955
1M
200
4K7
2
1/2 W
DY PIN1
DY PIN2
150
3K9
3K9
-9V
100n
1000u
Size
A
Document Number
REV
Date: January 4, 1980
Sheet
of



ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ห้ามนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า


CONTRAST
100µF
2K
100K
390pF
1K
Video Signal
I/P.
2.2µF
6R8
620
6K2
100nF 100V.
1K5
+5V
5
4
6
7
8
1
HV
3.5KV
.22µF
Δ90K
Δ M-7
5M2
470K
1M
2M2
100K
0.1µF
+12V
1K
1N4005
FLOAT 3
390pF
1N4005
4
8
7
6
2
3
1
5
NE555
0.027µF
1K
2SD
669
2K
4.7µF
FLYBLACK
4.7K
0.0019µF
1N4005
0.022µF

ภาคผนวก

ไอซีที่ใช้เป็นวงจรสร้างสัญญาณควบคุม

intel

2764A
ADVANCED 64K (8Kx8) UV ERASABLE PROM

- **Fast 180 nsec Access Time —HMOS II*-E Technology**
- **Low Power —60 mA Maximum Active —20 mA Maximum Standby**
- **Two Line Control**
- **Int$_e$ligent Programming™ Algorithm —Fastest EPROM Programming**
- **Int$_e$ligent Identifier™ Mode —Automated Programming Operations**
- **Compatible with 2764, 27128, 27256**
- **±10% V_{CC} Tolerance Available**

The Intel 2764A is a 5V only, 65,536-bit ultraviolet erasable and electrically programmable read-only-memory (EPROM). The 2764A is an advanced version of the 2764 and is fabricated with Intel's HMOSII-E technology which significantly reduces die size and greatly improves the device's performance, power consumption, reliability and producibility.

The 2764A provides access times to 180 ns/2764A-1). This is an improvement over the fastest 2764 access time of 200 ns. This is compatible with high-performance microprocessors, such as Intel's 8 MHz iAPX 186 allowing full speed operation without the addition of WAIT states. The 2764A is also directly compatible with the 12 MHz 8051 family.

Several advanced features have been designed into the 2764A that allow fast and reliable programming—the Int$_e$ligent Programming Algorithm and the Int$_e$ligent Identifier Mode. Programming equipment that takes advantage of these innovations will electronically identify the 2764A and then rapidly program it using an efficient programming method.

The 2764A also offers reduced power consumption compared to the 2764. The maximum active current on faster speed parts is 60 mA while the maximum standby current is only 20 mA. The standby mode lowers power consumption without increasing access time.

Two-line control and JEDEC-approved, 28 pin packaging are standard features of all Intel higher density EPROMs. This ensures easy microprocessor interfacing and minimum design efforts when upgrading, adding or choosing between non-volatile memory alternatives.

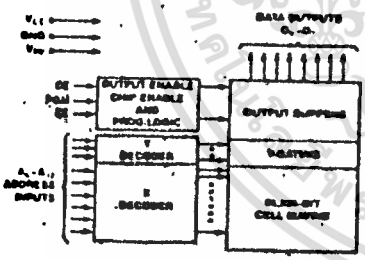
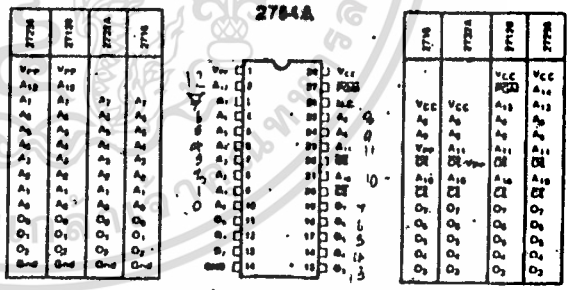


Figure 1. Block Diagram



NOTE: INTEL "UNIVERSAL BITE"-COMPATIBLE EPROM PIN CONFIGURATIONS ARE SHOWN IN THE BLOCKS ADJACENT TO THE 2764A PINS

Figure 2. Pin Configurations

MODE SELECTION

Mode	CE (PGM)	OE (PGM)	A9 (A9)	VPP (1)	VCC	VCC	Outputs (O7-O0, 16-bit only)
Read	V_{IL}	V_{IL}	X	V_{CC}	V_{CC}	V_{CC}	Data Out
Output Disable	X	V_{IH}	X	V_{CC}	V_{CC}	V_{CC}	High Z
Standby	V_{IH}	X	X	X	V_{CC}	V_{CC}	High Z
Two Line Output Control	V_{IL}	V_{IL}	X	V_{CC}	V_{CC}	V_{CC}	Data Out
Program Inhibit	V_{IH}	X	X	X	V_{CC}	V_{CC}	High Z
Intelligent Identifier (Manufacturer)	V_{IL}	V_{IL}	V_H (2)	V_{CC}	V_{CC}	V_{CC}	Code
Intelligent Identifier (Device)	V_{IL}	V_{IL}	V_H (2)	X	V_{CC}	V_{CC}	Code
Intelligent Programming	V_{IH}	V_{IL}	X	X	V_{CC}	V_{CC}	Data In

1. X can be V_{IH} or V_{IL}.
2. V_H = 12.0V ± 0.5V.

PIN NAMES

A_0-A_{12}	ADDRESSES
$\overline{CE}$	CHIP ENABLE
$\overline{OE}$	OUTPUT ENABLE
O_0-O_7	OUTPUTS
PGM	PROGRAM
N.C.	NO CONNECT

*HMOS is a patented process of Intel Corporation

Intel Corporation Assumes No Responsibility for the Use of Any Circuitry Other Than Circuitry Embodied in an Intel Product. No Other Circuit Patent Licenses are Implied.
©INTEL CORPORATION, 1984.

JULY 1984
ORDER NUMBER: 210759-005

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

Temperature Under Bias ..... −10°C to +80°C
Storage Temperature ..... −65°C to +125°C
All Input or Output Voltages with Respect to Ground ..... +6.5V to −0.6V
Voltage on Pin 24 with Respect to Ground ..... +13.5V to −0.6V
V_{PP} Supply Voltage with Respect to Ground During Programming ..... +14V to −0.6V

*NOTICE: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

D.C. AND A.C. OPERATING CONDITIONS DURING READ

	2764A-1, 2764A-2, 2764A 2764A-3, 2764A-4	2764A-20, 2764A-25 2764A-30, 2764A-45
Operating Temperature Range	0°–70°C	0°–70°C
V_{CC} Power Supply[1,2]	5V ± 5%	5V ± 10%
V_{PP} Voltage[2]	$V_{PP} = V_{CC}$	$V_{PP} = V_{CC}$

READ OPERATION

D.C. CHARACTERISTICS

Symbol	Parameter	Limits				Conditions
		Min	Typ[3]	Max	Unit	
I_{LI}	Input Load Current			10	μA	$V_{IN} = 5.5V$
I_{LO}	Output Leakage Current			10	μA	$V_{OUT} = 5.5V$
I_{PP1}[2]	V_{PP} Current Read			5	mA	$V_{PP} = 5.5V$
I_{CC1}[2]	V_{CC} Current Standby			20/35[5]	mA	$\overline{CE} = V_{IH}$
I_{CC2}[2]	V_{CC} Current Active			60/75[5]	mA	$\overline{CE} = \overline{OE} = V_{IL}$
V_{IL}	Input Low Voltage	−.1		+.8	V	
V_{IH}	Input High Voltage	2.0		$V_{CC}+1$	V	
V_{OL}	Output Low Voltage			.45	V	$I_{OL} = 2.1$ mA
V_{OH}	Output High Voltage	2.4			V	$I_{OH} = -400$ μA
V_{PP}[2]	V_{PP} Read Voltage	3.8		V_{CC}	V	$V_{CC} = 5.0V \pm 0.25V$

A.C. CHARACTERISTICS

Symbol	Parameter	2764A-1 Limits		2764A-20 & 2764A-2 Limits		2764A-25 & 2764A Limits		2764A-30 & 2764A-3 Limits		2764A-45 & 2764A-4 Limits		Unit	Test Conditions
		Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max		
t_{ACC}	Address to Output Delay		180		200		250		300		450	ns	$\overline{CE} = \overline{OE} = V_{IL}$
t_{CE}	$\overline{CE}$ to Output Delay		180		200		250		300		450	ns	$\overline{OE} = V_{IL}$
t_{OE}	$\overline{OE}$ to Output Delay		65		75		100		120		150	ns	$\overline{CE} = V_{IL}$
t_{DF}[4]	$\overline{OE}$ or $\overline{CE}$ High to Output Data Float	0	55	0	55	0	60	0	105	0	130	ns	$\overline{CE} = V_{IL}$
t_{OH}	Output Hold from Addresses $\overline{CE}$ or $\overline{OE}$ Whichever Occurred First	0		0		0		0		0		ns	$\overline{CE} = \overline{OE} = V_{IL}$

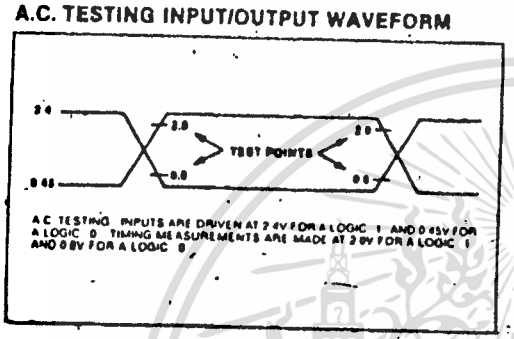
NOTES: 1. V_{CC} must be applied simultaneously or before V_{PP} and removed simultaneously or after V_{PP}.
2. V_{PP} may be connected directly to V_{CC} except during programming. The supply current would then be the sum of I_{CC} and I_{PP1}.
3. Typical values are for $T_A = 25°C$ and nominal supply voltages.
4. This parameter is only sampled and is not 100% tested. Output Float is defined as the point where data is no longer driven — see timing diagram on the following page.
5. Max I_{CC} rating differs with access time. Rating of 60 mA active and 20 mA standby are for 2764As at 200 nsec and 180 nsec access time only.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

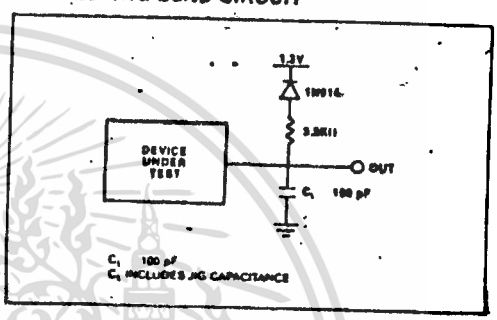
CAPACITANCE[2] ($T_A = 25°C$, f = 1MHz)

Symbol	Parameter	Typ.[1]	Max.	Unit	Conditions
C_{IN}	Input Capacitance	4	6	pF	$V_{IN} = 0V$
C_{OUT}	Output Capacitance	8	12	pF	$V_{OUT} = 0V$

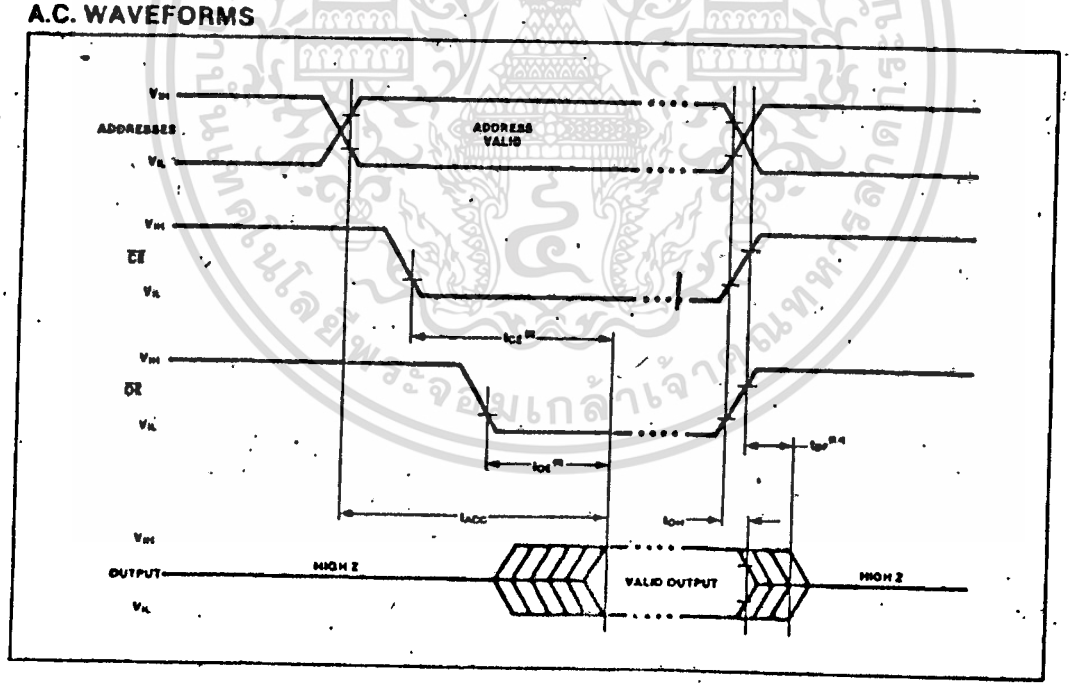
A.C. TESTING INPUT/OUTPUT WAVEFORM



A.C. TESTING LOAD CIRCUIT



A.C. WAVEFORMS



NOTES: 1. Typical values are for T_A = 25°C and nominal supply voltages.
2. This parameter is only sampled and is not 100% tested.
3. $\overline{OE}$ may be delayed up to $t_{CE} - t_{OE}$ after the falling edge of $\overline{CE}$ without impact on t_{CE}.
4. t_{DF} is specified from $\overline{OE}$ or $\overline{CE}$, whichever occurs first.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DEVICE OPERATION

The seven modes of operation of the 2764A are listed in Table 1. A single 5V power supply is required in the read mode. All inputs are TTL levels except for V_{PP} and 12V on A9 for Intelligent Identifier mode.

Table 1. MODE SELECTION

MODE \ PINS	$\overline{CE}$ (20)	$\overline{OE}$ (22)	$\overline{PGM}$ (27)	A_9 (24)	V_{PP} (1)	V_{CC} (28)	Outputs (11-13, 15-19)
Read	V_{IL}	V_{IL}	V_{IH}	X	V_{CC}	V_{CC}	D_{OUT}
Output Disable	V_{IL}	V_{IH}	V_{IH}	X	V_{CC}	V_{CC}	High Z
Standby	V_{IH}	X	X	X	V_{CC}	V_{CC}	High Z
Verify	V_{IL}	V_{IL}	V_{IH}	X	V_{PP}	V_{CC}	D_{OUT}
Program Inhibit	V_{IH}	X	X	X	V_{PP}	V_{CC}	High Z
Intelligent Identifier	V_{IL}	V_{IL}	V_{IH}	V_H	V_{CC}	V_{CC}	Code
Intelligent Programming	V_{IL}	V_{IH}	V_{IL}	X	V_{PP}	V_{CC}	D_{IN}

NOTES:
1. X can be V_{IH} or V_{IL}.
2. $V_H = 12.0V \pm 0.5V$.

READ MODE

The 2764A has two control functions, both of which must be logically active in order to obtain data at the outputs. Chip Enable ($\overline{CE}$) is the power control and should be used for device selection. Output Enable ($\overline{OE}$) is the output control and should be used to gate data from the output pins, independent of device selection. Assuming that addresses are stable, the address access time (t_{ACC}) is equal to the delay from $\overline{CE}$ to output (t_{CE}). Data is available at the outputs after a delay of t_{OE} from the falling edge of $\overline{OE}$, assuming that $\overline{CE}$ has been low and addresses have been stable for at least $t_{ACC} - t_{OE}$.

STANDBY MODE

The 2764A has standby mode which reduces the maximum current from 75 mA to 35 mA. The 2764A is placed in the standby mode by applying a TTL-high signal to the $\overline{CE}$ input. When in standby mode, the outputs are in a high impedance-state, independent of the $\overline{OE}$ input.

Output OR-Tieing

Because EPROMs are usually used in larger memory arrays, Intel has provided 2 control lines which accommodate this multiple memory connection. The two control lines allow for:

a) the lowest possible memory power dissipation, and
b) complete assurance that output bus contention will not occur.

To use these two control lines most efficiently, $\overline{CE}$ (pin 20) should be decoded and used as the primary device selecting function, while $\overline{OE}$ (pin 22) should be made a common connection to all devices in the array and connected to the $\overline{READ}$ line from the system control bus. This assures that all deselected memory devices are in their low power standby mode and that the output pins are active only when data is desired from a particular memory device.

System Considerations

The power switching characteristics of HMOSII-E EPROMs require careful decoupling of the devices. The supply current, I_{CC}, has three segments that are of interest to the system designer—the standby current level, the active current level, and the transient current peaks that are produced by the falling and rising edges of Chip Enable. The magnitude of these transient current peaks is dependent on the output capacitive loading of the device. The associated transient voltage peaks can be suppressed by complying with Intel's Two-Line Control, as detailed in Intel's Application Note AP-72, Order Number 8566, and by properly selected decoupling capacitors. It is recommended that a 0.1 µF ceramic capacitor be used on every device between V_{CC} and GND. This should be a high frequency capacitor of low inherent inductance and should be placed as close to the device as possible. In addition, a 4.7 µF bulk electrolytic capacitor should be used between V_{CC} and GND for every eight devices. The bulk capacitor should be located near where the power supply is connected to the array. The purpose of the bulk capacitor is to overcome the voltage droop caused by the inductive effect of PC board-traces.

PROGRAMMING MODES

Caution: Exceeding 14V on pin 1 (V_{PP}) will permanently damage the 2764A.

Initially, and after each erasure, all bits of the 2764A are in the "1" state. Data is introduced by selectively programming "0s" into the desired bit locations. Although only "0s" will be programmed, both "1s" and "0s" can be present in the data word. The only way to change a "0" to a "1" is by ultraviolet light erasure.

The 2764A is in the programming mode when V_{PP} input is at 12.5V and $\overline{CE}$ and $\overline{PGM}$ are both at TTL low. The data to be programmed is applied 8 bits in parallel to the data output pins. The levels required for the address and data inputs are TTL.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Inteligent Programming™ Algorithm

The 2764A Inteligent Programming Algorithm rapidly programs Intel 2764A EPROMs using an efficient and reliable method particularly suited to the production programming environment. Typical programming time for individual devices is on the order of one and a half minutes. Programming reliability is also ensured as the incremental program margin of each byte is continually monitored to determine when it has been successfully programmed. A flowchart of the 2764A Inteligent Programming Algorithm is shown in Figure 3.

The Inteligent Programming Algorithm utilities two different pulse types: initial and overprogram. The duration of the initial $\overline{PGM}$ pulse(s) is one millisecond, which will then be followed by a longer overprogram pulse of length 3X msec. X is an iteration counter and is equal to the number of the initial one millisecond pulses applied to a particular 2764A location, before a correct verify occurs. Up to 25 one-millisecond pulses per byte are provided for before the overprogram pulse is applied.

The entire sequence of program pulses and byte verifications is performed at V_{CC} = 6.0V and V_{PP} = 12.5V. When the Inteligent Programming cycle has been completed, all bytes should be compared to the original data with $V_{CC} = V_{PP} = 5.0V$.

Program Inhibit

Programming of multiple 2764As in parallel with different data is easily accomplished by using the Program Inhibit mode. A high-level $\overline{CE}$ or $\overline{PGM}$ input inhibits the other 2764As from being programmed.

Except for $\overline{CE}$, all like inputs (including $\overline{OE}$) of the parallel 2764As may be common. A TTL low-level pulse applied to the $\overline{CE}$ input with V_{PP} at 12.5V will program the selected 2764A.

Verify

A verify should be performed on the programmed bits to determine that they have been correctly programmed. The verify is performed with $\overline{OE}$ at V_{IL}, $\overline{CE}$ at V_{IL}, $\overline{PGM}$ at V_{IH} and V_{PP} at 12.5V.

Inteligent Identifier™ Mode

The Inteligent Identifier Mode allows the reading out of a binary code from an EPROM that will identify its manufacturer and type. This mode is intended for use by programming equipment for the purpose of automatically matching the device to be programmed with its corresponding programming algorithm. This mode is functional in the 25°C ±5°C ambient temperature range that is required when programming the 2764A.

To activate this mode, the programming equipment must force 11.5V to 12.5V on address line A9 (pin 24) of the 2764A. Two identifier bytes may then be sequenced from the device outputs by toggling address line A0 (pin 10) from V_{IL} to V_{IH}. All other address lines must be held at V_{IL} during Inteligent Identifier Mode.

Byte 0 (A0 = V_{IL}) represents the manufacturer code and byte 1 (A0 = V_{IH}) the device identifier code. For the Intel 2764A, these two identifier bytes are given in Table 2. All identifiers for manufacturer and device codes will possess odd parity, with the MSB (O_7) defined as the parity bit.

Table 2. 2764A Inteligent Identifier™ Bytes

Identifier \ Pins	A_0 (10)	O_7 (19)	O_6 (18)	O_5 (17)	O_4 (16)	O_3 (15)	O_2 (13)	O_1 (12)	O_0 (11)	Hex Data
Manufacturer Code	V_{IL}	1	0	0	0	1	0	0	1	89
Device Code	V_{IH}	0	0	0	0	1	0	0	0	08

NOTES:
1. A_9 = 12.0V ±0.5V
2. A_1–A_8, A_{10}–A_{13}, $\overline{CE}$, $\overline{OE}$ = V_{IL}
3. A_{14} = V_{IH} or V_{IL}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ERASURE CHARACTERISTICS

The erasure characteristics of the 2764A are such that erasure begins to occur upon exposure to light with wavelengths shorter than approximately 4000 Angstroms (Å). It should be noted that sunlight and certain types of fluorescent lamps have wavelengths in the 3000–4000Å range. Data show that constant exposure to room level fluorescent lighting could erase that typical 2764A in approximately 3 years, while it would take approximately 1 week to cause erasure when exposed to direct sunlight. If the 2764A is to be exposed to these types of lighting conditions for extended periods of time, opaque labels should be placed over the 2764A window to prevent unintentional erasure.

The recommended erasure procedure for the 2764A is exposure to shortwave ultraviolet light which has a wavelength of 2537 Angstroms (Å). The integrated dose (i.e., UV intensity × exposure time) for erasure should be a minimum of 15 Wsec/cm^2. The erasure time with this dosage is approximately 15 to 20 minutes using an ultraviolet lamp with a 12000 μW/cm^2 power rating. The 2764A should be placed within 1 inch of the lamp tubes during erasure. The maximum integrated dose a 2764A can be exposed to without damage is 7258 Wsec/cm^2 (1 week @ 12000 μW/cm^2). Exposure of the 2764A to high intensity UV light for long periods may cause permanent damage.

RELEVANT INTEL LITERATURE

AR-265 Versatile Algorithm, Equipment Cut Programming Time
RR-35B EPROM Reliability Data Summary

Int$_e$ligent Programming™ Algorithm

D.C. PROGRAMMING CHARACTERISTICS:
T_A = 25 ± 5°C, V_{CC} = 6.0V ± 0.25V, V_{PP} = 12.5V ± 0.5V

Symbol	Parameter	Limits			Test Conditions (see Note 1)
		Min.	Max.	Unit	
I_{LI}	Input Current (All Inputs)		10	μA	$V_{IN} = V_{IL}$ or V_{IH}
V_{IL}	Input Low Level (All Inputs)	-0.1	0.8	V	
V_{IH}	Input High Level	2.0	V_{CC}	V	
V_{OL}	Output Low Voltage During Verify		0.45	V	I_{OL} = 2.1 mA
V_{OH}	Output High Voltage During Verify	2.4		V	I_{OH} = -400 μA
I_{CC2}	V_{CC} Supply Current (Program & Verify)		75	mA	
I_{PP2}	V_{PP} Supply Current (Program)		50	mA	$\overline{CE} = V_{IL}$
V_{ID}	A$_9$ Int$_e$ligent Identifier Voltage	11.5	12.5	V	

NOTES:
1. V_{CC} must be applied simultaneously or before V_{PP} and removed simultaneously or after V_{PP}.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A.C. PROGRAMMING CHARACTERISTICS:
$T_A = 25 \pm 5°C$, $V_{CC} = 6.0V \pm 0.25V$, $V_{PP} = 12.5V \pm 0.5V$

Symbol	Parameter	Limits				Test Conditions* (see Note 1)
		Min.	Typ.	Max.	Unit	
t_{AS}	Address Setup Time	2			μs	
t_{OES}	$\overline{OE}$ Setup Time	2			μs	
t_{DS}	Data Setup Time	2			μs	
t_{AH}	Address Hold Time	0			μs	
t_{DH}	Data Hold Time	2			μs	
t_{DFP}[4]	$\overline{OE}$ High to Output Float Delay	0		130	ns	
t_{VPS}	V_{PP} Setup Time	2			μs	
t_{VCS}	V_{CC} Setup Time	2			μs	
t_{PW}	$\overline{PGM}$ Initial Program Pulse Width	0.95	1.0	1.05	ms	(see Note 3)
t_{OPW}	$\overline{PGM}$ Overprogram Pulse Width	2.85		78.75	ms	(see Note 2)
t_{OE}	Data Valid from $\overline{OE}$			150	ns	

***A.C. CONDITIONS OF TEST**

Input Rise and Fall Times (10% to 90%) ... 20 ns
Input Pulse Levels ..... 0.45V to 2.4V
Input Timing Reference Level ..... 0.8V and 2.0V
Output Timing Reference Level ... 0.8V and 2.0V

NOTES:
1. V_{CC} must be applied simultaneously or before V_{PP} and removed simultaneously or after V_{PP}.
2. The length of the overprogram pulse may vary from 2.85 msec to 78.75 msec as a function of the iteration counter value X.
3. Initial Program Pulse width tolerance is 1 msec ±5%.
4. This parameter is only sampled and is not 100% tested. Output Float is defined as the point where data is no longer driven—see timing diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการทดลองวิจัยเรื่อง เครื่องวัดสัญญาณหัวใจ 2 ช่องสัญญาณ ตลอดจนการทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับความสำเร็จลุล่วงมาด้วยดี ส่วนหนึ่งได้รับความอนุเคราะห์ ทั้งทางด้านคำแนะนำ การจัดหาอุปกรณ์ ตำรา และเครื่องมือต่างๆในการทดลอง ตลอดจนการช่วยแก้ไขปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้น จาก อาจารย์ ประภากร สุวรรณะ อาจารย์ ยุทธนา คิดใจเดียว รวมทั้งพี่ๆปริญญาโท ห้องชีวอิเลคทรอนิคส์ทางการแพทย์ จึงกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

1. มนัส สังวรศิลป์ , วิศวกรรมชีวการแพทย์เบื้องต้น , คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง , 2522

2. ประกิจ ตังตัสานนท์ , ทฤษฎีโทรทัศน์ , คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง , 2529

3. คู่มือ ไอซี CMOS 4000 Series , ซีเอ็ดยูเคชั่น , พิมพ์ครั้งที่ 1 , 2529

4. Texas Instruments , The TTL Data Book , 1981.

5. National Semiconductor , Linear Data Book , 1973.

6. National Semiconductor , CMOS Data Book , 1978.

7. National Semiconductor , Data Conversion Acquisition Data Book , 1980.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้