ปีการศึกษา 2531

Microprocessor Based I.C.U. Monitor

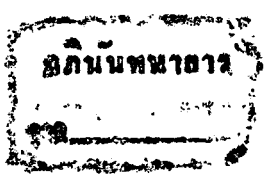
โดย

กอบแก้ว ลิมป์กิตติกุล 28.1020

กิตติศักดิ์ ศรีประเสริฐ 28.1026

อาจารย์ที่ปรึกษา

อาจารย์ นิชัย คูคิริวานิชกร



023178 -9 ส.ค. 2532

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2531

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง Microprocessor Based I.C.U. Monitor

ผู้จัดทำ

1. กอบแก้ว ลิมป์กิตติกุล 28.1020

2. กิตติศักดิ์ ศรีประเสริฐ 28.1026

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(อ. พิชัย คูศิริวานิชกร)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

023178

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ

บทที่ 1 บทนำ.....1

บทที่ 2 การประยุกต์ใช้ไมโครโปรเซสเซอร์.....4

บทที่ 3 ทฤษฎี.....13

บทที่ 4 การสร้างวงจร.....17

บทที่ 5 การทดลอง และผลการทดลอง.....28

บทที่ 6 บทวิจารณ์ และสรุป.....35

กิตติกรรมประกาศ

หนังสืออ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Microprocessor Based I.C.U. Monitor

กอบแก้ว ลิมป์กิตติกุล 28.1020
กิตติศักดิ์ ศรีประเสริฐ 28.1026
อ.พิชัย คูศิริวานิชกร อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2531

บทคัดย่อ

การรักษาทางการแพทย์นั้นค่าพารามิเตอร์ต่างๆของผู้ป่วย เช่น ลักษณะของคลื่นหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ ,อัตราการหายใจ และค่าความดันโลหิต จะเป็นข้อมูลพื้นฐานที่นำมาใช้ประกอบการวินิจฉัยอาการของผู้ป่วย

ในปัจจุบันมีการนำไมโครโปรเซสเซอร์มาประยุกต์ใช้กับงานด้านต่างๆ สำหรับที่จะกล่าวถึงเป็นการนำ Z-80 มาใช้ควบคุมการแสดงอัตราการหายใจ โดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของลมหายใจเข้าและออก ใช้เทอร์มิสเตอร์(Thermister)เป็นเซนเซอร์แสดงผลอัตราการหายใจ เป็นครั้งต่อนาที และนำ Z-80 มาควบคุมการแสดงค่าพารามิเตอร์ต่างๆของผู้ป่วย บนไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ (I.C.U.Monitor)โดยสามารถเลือกได้ว่าต้องการให้แสดงพารามิเตอร์ตัวใดบนจอภาพ และในลักษณะใด โดยจะกล่าวถึงการออกแบบสร้าง และทดสอบวงจรเพียงส่วนหนึ่งของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Microprocessor Based I.C.U. Monitor

Kobkaew Limkittikul 28.1020

Kitisak Sriprasert 28.1026

Pichai Kusirivanishchakorn Advisor

1988

Abstract

In the medical, the patient 's parameters, for instant electrocardiogram,heart rate, respiratory rate and blood pressure, are essential data for pronosis.

Now,the microprocessor is applied in many fields. At this time the Z-80 microprocessor is applied for controlling the display of respiratory rate that sensed from the difference of respiratory 's temperature by thermister,and the display of patient's parameters on I.C.U. monitor which can be selected characteristic of monitor .This thesis shows the design and test of some part of the whole system.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

ในปัจจุบันมีการนำไมโครโปรเซสเซอร์มาประยุกต์ใช้ในงานหลาย ๆ ด้าน สำหรับที่จะกล่าวถึงนี้ในส่วนแรกเป็นการนำไมโครโปรเซสเซอร์ Z-80 มาใช้กับการหายใจโดยจะเป็นตัวควบคุมการนับ และการแสดงผลอัตราการหายใจ เป็นครั้งต่อนาที ในส่วนของการหายใจจะวัดอัตราการหายใจจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิลมหายใจเข้า-ออก โดยใช้เทอร์มิสเตอร์ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ค่าความต้านทานจะเปลี่ยนตามอุณหภูมิ

ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการหายใจ

อัตราการหายใจเป็นข้อมูลสำคัญอย่างหนึ่ง ในการวินิจฉัยอาการของผู้ป่วย รวมทั้งการพิจารณาให้การรักษาโรค คนปกติมีการหายใจเข้า-ออกสม่ำเสมอ และมีอัตราเร็วเป็นปกติคงที่ ประมาณ 12-16 ครั้งต่อนาที การหายใจที่เป็นปกติ และอัตราเร็วคงที่เช่นนี้อยู่ภายใต้การบังคับจากศูนย์กลางการหายใจในสมอง

ถ้าเมื่อใดร่างกายต้องการออกซิเจนเพิ่มขึ้น การหายใจก็จะต้องเพิ่มขึ้น ซึ่งจะเพิ่มตามอุณหภูมิของร่างกายที่สูงขึ้น เมื่อใช้ลดลง ชีพจรช้าลงหายใจก็ค่อยๆช้าลงด้วย

มีบางโรคที่ทำให้อัตราการหายใจเพิ่มมากขึ้นได้ และก็แสดงถึงว่าร่างกายขาดออกซิเจนไปไม่พอแก่ความต้องการ เช่น ช็อค ทางเดินหายใจถูกอุดตัน หอบหืด เป็นต้น แต่ก็มีที่อัตราเร็วของการหายใจกลับช้าลงไปกว่าปกติมาก ซึ่งจะพบในผู้ป่วยที่มีการทำลายของสมอง

หลักการของวงจร

ก่อนอื่นจะต้องเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ มาเป็นการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า โดยใช้เทอร์มิสเตอร์ ซึ่งคืออุปกรณ์ที่ค่าความต้านทางขึ้นกับอุณหภูมิ เป็นตัวเซนเซอร์ (Sencer) และวงจรบริดท์ (Bridge) ซึ่งมีแหล่งกำเนิดเป็นสัญญาณไฟสลับความถี่ 1-2 KHz หลังจากนั้นจะต้องมีการขยายสัญญาณการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวโดยใช้ อินทรูสเมนเทชั่น แอมปริฟายเออร์ (Instumentation Amplifier) และใช้ดีมอดดูเลเตอร์ (Demodutor) ซึ่งประกอบด้วยไดโอด (Diode) และวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) เพื่อกรองสัญญาณหายใจซึ่งมีความถี่ต่ำออกจากสัญญาณไฟสลับ 1-2 KHz รวมทั้งสัญญาณรบกวน 50 Hz ด้วย และใช้วงจรเฟสดิเทคเตอร์ (Phase Detector) เพื่อทำให้สัญญาณหายใจที่ได้มีลักษณะเป็นพัลซ์ โดยเมื่อมี

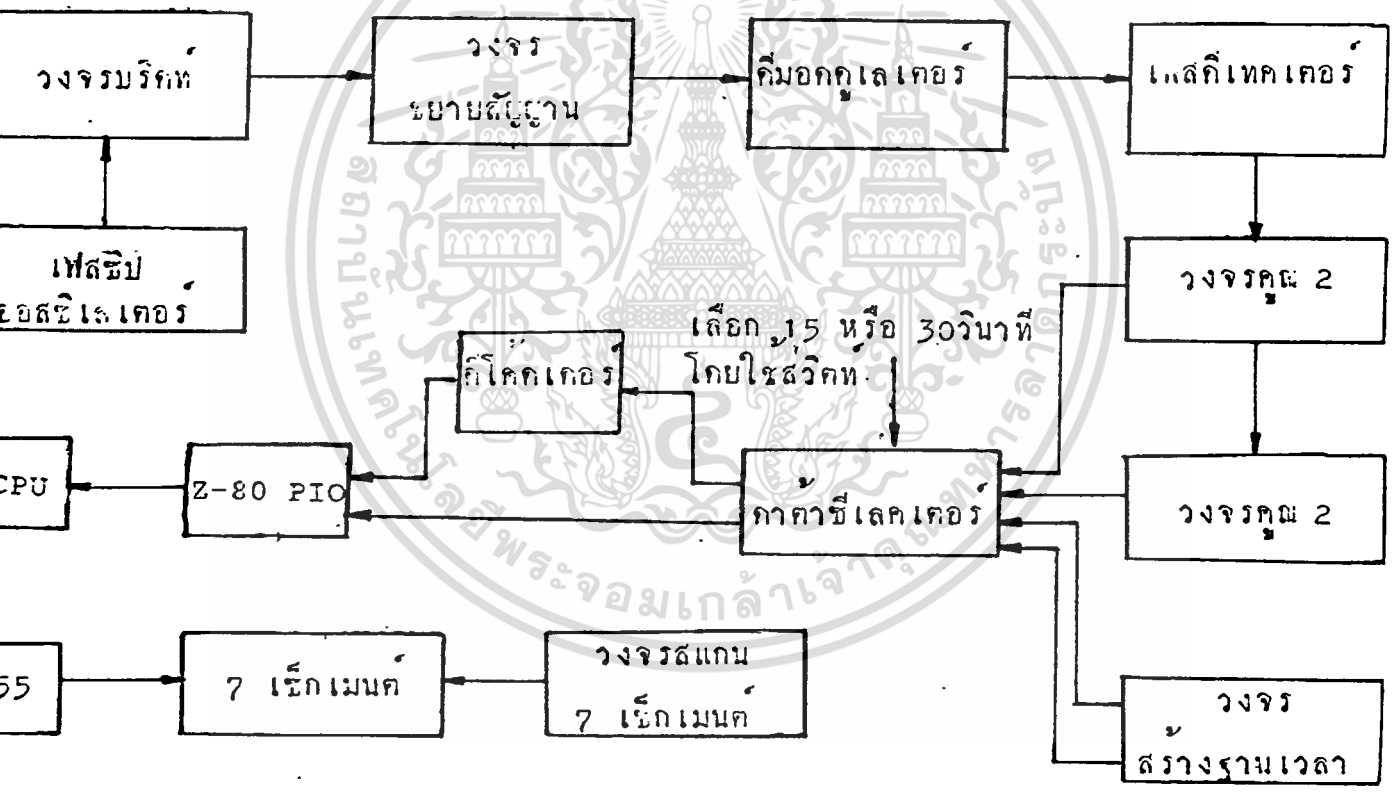
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณหายใจ 1ครั้ง จะเกิดพัลซ์ 1 ลูก เพื่อทำการนับ

ในการวัดอัตราการหายใจนี้จะแสดงค่าเป็นค่าครั้งต่อนาที โดยจะวัดภายใน 15 วินาที หรือ 30 วินาที ซึ่งสามารถเลือกได้ดาต้าซีเลคเตอร์ (Data Setector) ดังนั้นจากพัลซ์สัญญาณที่ได้จะต้องมีการคูณ 2 สำหรับฐานเวลา 30 วินาที และคูณ 4 สำหรับฐานเวลา 15 วินาที โดยอาศัยหลักการของโมโนสเตเบิล (Monostable) นอกจากนี้ต้องมีวงจรสร้างฐานเวลา 15 วินาที และ 30 วินาที โดยใช้วงจรอะสเตเบิล (Astable)

ในส่วนของการนับและการแสดงผลนั้นใช้ Z-80 CPU และใช้ Z-80 PIOเป็นพอร์ทอินพุท 8255 เป็นพอร์ทเอ้าท์พุท แสดงผลออก 7-เซกเมนต์

ณหายใจ จากหลักการข้างต้นเขียนแสดงเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังนี้



ในส่วนที่สอง จะกล่าวถึงการนำไมโครโปรเซสเซอร์ไปควบคุมการแสดงผลของ ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ (Intensive Care Unit Monitor) ซึ่งเป็นเครื่องที่ใช้ในห้องผู้ป่วยหนักที่ต้องการการดูแลจากแพทย์ และพยาบาล เครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์นี้ใช้แสดงพารามิเตอร์ต่างๆของผู้ป่วย ได้แก่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ,สัญญาณการหายใจ,ความดันเลือด,อัตราการเต้นของหัวใจ,อัตราการหายใจ เป็นต้น โดยสามารถเลือกค่าพารามิเตอร์ที่จะแสดงบน ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และจะให้แสดงในลักษณะใด

เครื่องไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์ แบ่งเป็น 2 แบบ คือ

1. เครื่องข้างเตียง (Bedside Unit)

2. เครื่องส่วนกลาง (Centrel Unit)

เครื่องข้างเตียง จะใช้สำหรับแสดงพารามิเตอร์ต่างๆ ของผู้ป่วยคนเดียว ส่วนเครื่องส่วนกลางใช้สำหรับแสดงพารามิเตอร์หนึ่ง ของผู้ป่วยหลายคนพร้อมกัน

ไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์ ที่ออกแบบสร้างขึ้นนี้ สามารถเลือกแบบต่างๆของการแสดงผลได้ทั้งหมด 4 แบบ คือ

1. แบบที่มีการแสดงอักขระในช่วงแรก และมีการแสดงคลื่นในช่วงหลัง

2. แบบที่มีการแสดงอักขระในช่วงแรกและช่วงท้ายสุด ในช่วงกลางเป็นการแสดงคลื่น

3. แบบที่เป็นการแสดงคลื่นทั้งหมด

4. แบบที่เป็นอักขระทั้งหมด

ในแต่ละครั้งของการแสดงผลจะแบ่งออกเป็น 4 ช่อง(Channel) ดังนั้นลักษณะของการแสดงผลจะมีได้ทั้งหมด 256 แบบ ในที่นี้เป็นการศึกษาถึงการนำสัญญาณต่างๆที่วัดได้ และอักขระแสดงออกจอภาพ ซึ่งแบ่งตามลักษณะการทำงานได้คือ

1. การสร้างสัญญาณภาพจากสัญญาณที่วัดได้ โดยกำหนดอัตราการกวาดลำอิเล็กตรอนทางแนวนอน และแนวตั้งขึ้นมา เหมือนกับการทำงานของโทรทัศน์ ในการแสดงอักขระ

2. การใช้สัญญาแที่วัดได้ควบคุมตำแหน่งของลำอิเล็กตรอนทางแนวตั้งโดยกำหนดอัตราการกวาดลำอิเล็กตรอนทางแนวนอนที่แน่นอนขึ้นมา เหมือนกับการทำงานของออสซิโลสโคป ในการแสดงสัญญาะคลื่นต่างๆ

ซึ่งจะกล่าวถึงการออกแบบสร้าง และทดสอบวงจรเพียงบางส่วนของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

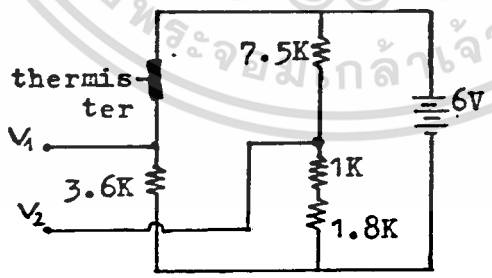
การประยุกต์ใช้ไมโครโปรเซสเซอร์กับการหายใจ

จากหลักการและบล็อคไดอะแกรมในบทนำ ในการนำ Z-80 มาใช้ควบคุมเกี่ยวกับอัตราการหายใจ จะต้องประกอบด้วยวงจรส่วนต่างๆ

1. การศึกษาคุณสมบัติของเทอร์มิสเตอร์

เทอร์มิสเตอร์ คือ อุปกรณ์ที่มีค่าความต้านทานขึ้นกับอุณหภูมิ มี 2 แบบ คือ โพสิทีฟ (Positive) และ เนกกาทีฟ (Negative) ซึ่งเป็นแบบที่มีขายอยู่ทั่วไป ค่าของเทอร์มิสเตอร์มีให้เลือกได้หลายค่าโดยบอกเป็นค่าความต้านทาน ดังนั้นจะต้องศึกษาทดลองคุณสมบัติ อัตราการเปลี่ยนแปลงความต้านทานต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ โดยสนใจในช่วง 30-42 องศาเซลเซียส (ลมหายใจออกประมาณ 37 องศาเซลเซียส และลมหายใจเข้าประมาณ อุณหภูมิห้อง) เพื่อสามารถเลือกใช้เทอร์มิสเตอร์ ที่มีค่าอัตราการเปลี่ยนแปลงความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิในช่วงดังกล่าวมากที่สุด

การทดลอง ต่อวงจรในรูปที่ 2.1 วัดค่ากระแสเอ้าท์พุทของเทอร์มิสเตอร์แต่ละตัวในช่วงอุณหภูมิดังกล่าว แล้วนำมาคำนวณหาค่าอัตราการเปลี่ยนแปลงความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ



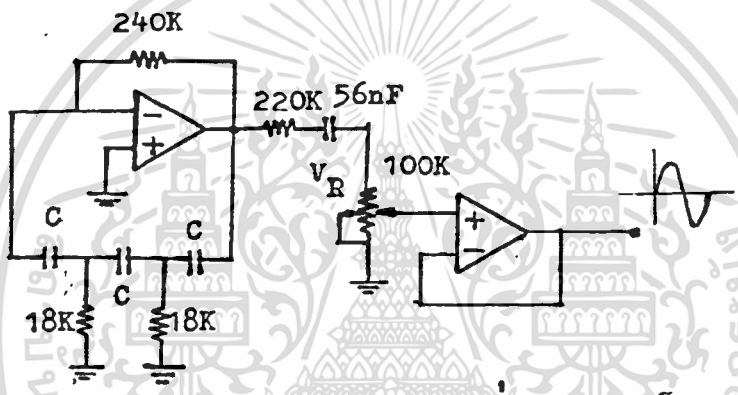
รูปที่ 2.1

จากผลการทดลองสรุปได้ว่า เทอร์มิสเตอร์แต่ละตัวมีอัตราการเปลี่ยนแปลงความต้านทานต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิในช่วงอุณหภูมิ 30-42 องศาเซลเซียส ใกล้เคียงกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. วงจรออสซิเลเตอร์ (Oscillator)

วงจรออสซิเลเตอร์ (oscillator) เป็นวงจรที่ใช้สร้างสัญญาณไฟสลับความถี่ประมาณ 1-2 kHzเพื่อใช้เป็นแหล่งกำเนิดไฟฟ้าของวงจรบริจด์ (Bridge) วงจรที่ใช้คือเฟสชิพออสซิเลเตอร์ (Phase Shift Oscillator) ดัง รูปที่ 2.2 จากการทดลองต่อวงจรเอาท์พุทที่ได้มีความถี่ประมาณ 1.4 KHz ขนาดของสัญญาณเท่ากับขนาดสัญญาณไฟเลี้ยง ดังนั้นจะต้องทำการลดขนาดสัญญาณ เพื่อป้องกันการอิ่มตัวของสัญญาณในขณะที่มีการหายใจหลังจากผ่านวงจรขยายแล้ว (Saturate) โดยทำการทดลองปรับในขณะที่กำลังหายใจ ซึ่งในที่นี้ใช้ค่าประมาณ 0.5Vp-p และต่อบัฟเฟอร์ (Buffer) ก่อนที่จะทำการต่อกับวงจรในส่วนต่อไป



C มีค่า 6.8 นาโนฟารัด

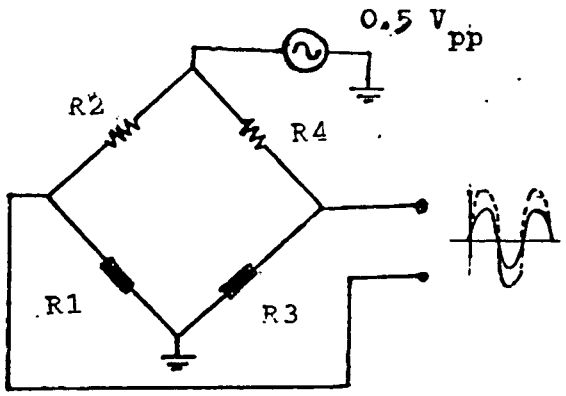
รูปที่ 2.2

3. วงจรบริจด์ (Bridge)

วงจรบริจด์ (Bridge) ที่ใช้ดังรูปที่ 2.3 นี้จะใช้เทอร์มิสเตอร์เป็นส่วนประกอบแทนค่าความต้านทานสองตัวคือ R1 และ R3 โดยที่ R1 จะทำหน้าที่เป็นตัวเซนเซอร์อุณหภูมิของลมหายใจ คือเมื่ออุณหภูมิของลมหายใจเปลี่ยนแปลงจะทำให้ค่า R1 เปลี่ยนแปลงไปซึ่งจะทำให้สัญญาณเอ้าท์พุทตามไปด้วย และ R3 จะใช้เป็นตัวชดเชยความผิดพลาดอันเป็นผลมาจากความเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิห้อง

ในทางปฏิบัติอาจพบปัญหาเกี่ยวกับอัตราการคายความร้อนของเทอร์มิสเตอร์ ซึ่งอาจเกิดขึ้นในกรณีที่ความแตกต่างระหว่างอุณหภูมิห้อง และอุณหภูมิของลมหายใจมีความแตกต่างกันน้อย ซึ่งจะทำให้ผลลัพธ์ผิดพลาด จากการทดลองสามารถทำการแก้ไขได้โดยเพิ่มอัตราการเปลี่ยนแปลงของโวลเตจต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิให้สูงขึ้น

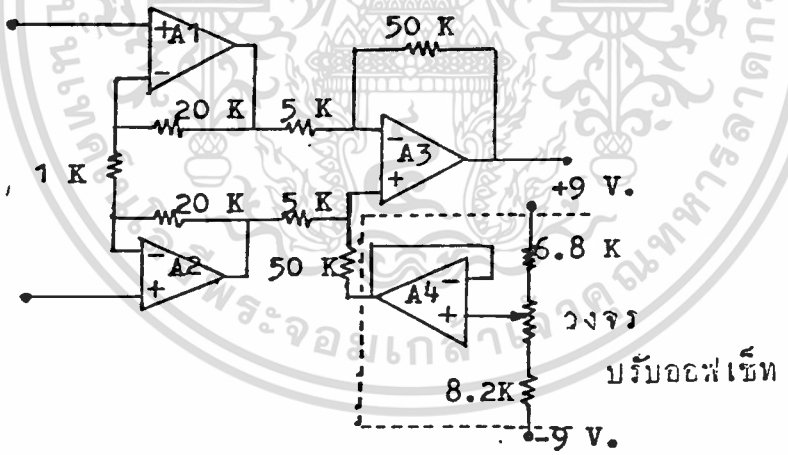
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3

4. วงจรขยายสัญญาณ (Instrumentation Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณอินทรูสเมนเทชั่นแอมปริฟายเออร์ เป็นวงจรดิฟเฟอเรนเชียลแอมปริฟายเออร์ (Differential Amplifier) ต่อกับวงจรนอนอินเวอร์ติ้งแอมป์ (Non-inverting Amplifier) ดังรูปที่ 2.4 ทำหน้าที่ในการขยายสัญญาณ



รูปที่ 2.4

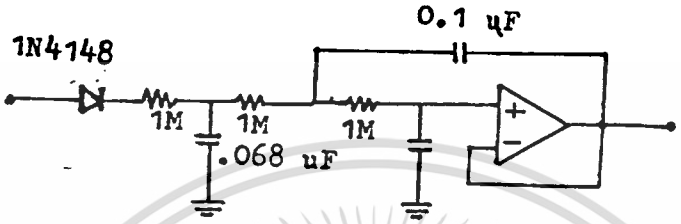
ในการทดลองอาจพบปัญหาเอ้าท์พุทออฟเซท (Output offset voltage) จึงมีการต่อวงจรปรับออฟเซทที่ขานอนอินเวอร์ติ้งของ A3 นอกจากนี้ได้ใช้ LF347 ซึ่งมีออปแอมป์ 4 ตัว ดังนั้นวงจรในส่วนนี้จึงอยู่ในแพ็คเกจเดียวกันทำให้ลดปัญหาออฟเซทดริฟท์ที่เกิดจากอุณหภูมิ

5. วงจรดีมอดดูเลเตอร์ (Demodulator)

สัญญาณเอ้าท์พุทของวงจรขยายสัญญาณจะประกอบด้วยสัญญาณไฟสลับความถี่ 1.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

KHz และสัญญาณหายใจที่มีความถี่น้อยกว่า 1 Hz เนื่องจากต้องการเฉพาะสัญญาณหายใจในชีกบวกเท่านั้น จึงใช้ไดโอดตัดทอนสัญญาณในชีกลบ และเนื่องจากสัญญาณหายใจมีความถี่ต่ำ จึงใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) วงจรที่ใช้ดังรูปที่ 2.5



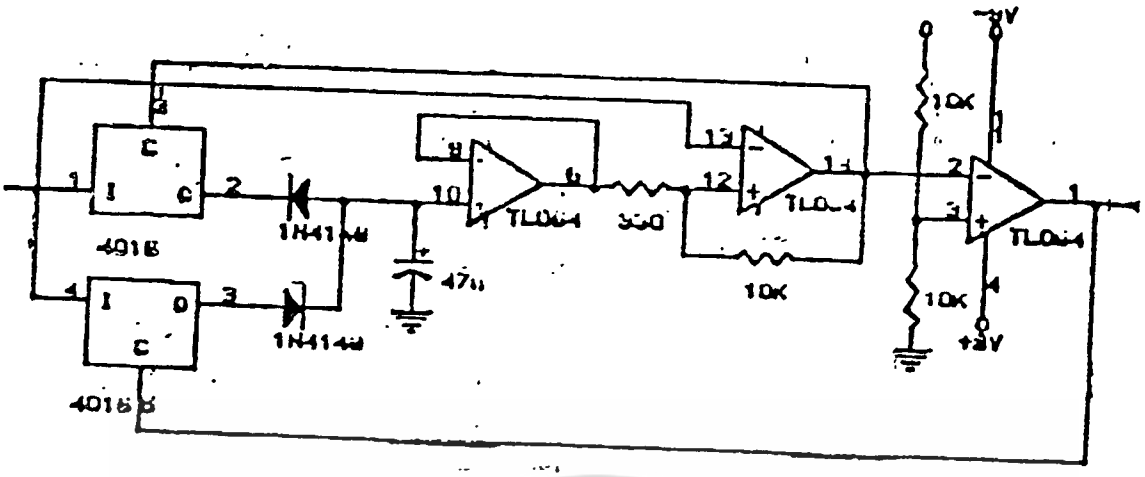
รูปที่ 2.5

6. วงจรเฟสดีเทคเตอร์ (Phase detector)

จากเอ้าท์พุทของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านจะมีเฉพาะสัญญาณหายใจเท่านั้น คือเป็นระดับดิจิที่มีการเปลี่ยนแปลงระดับตามการหายใจเข้า-ออก ซึ่งจะต้องเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของพัลซ์ สามารถทำได้โดยใช้เฟสดีเทคเตอร์ ประกอบด้วยคอมพาราเตอร์ (Comparator) และส่วนของการหน่วงเวลา RC

ในทางปฏิบัติสำหรับสัญญาณหายใจยังมีปัญหาจะต้องพิจารณา คือวงจรที่ใช้จะต้องสามารถใช้กับสัญญาณความถี่ต่ำมากได้ ในขณะที่อินพุททั้งสองของคอมพาราเตอร์ที่ใช้ในเฟสดีเทคเตอร์ทั่วไปกำลังจะเปรียบเทียบกัน ทางด้านเอ้าท์พุทจะมีสถานะที่ไม่แน่นอนจนกว่าระดับอินพุททั้งสองจะเปรียบเทียบกันเสร็จเรียบร้อยแล้ว ดังนั้นเฟสดีเทคเตอร์ที่ใช้ในกรณีนี้จะต้องแก้ปัญหานี้ ซึ่งทำได้โดยการใช้คอมพาราเตอร์ที่มีฮีสเทอเรอซีสมาใช้ จะทำให้ในขณะที่อินพุทกำลังจะเปรียบเทียบกัน และเอ้าท์พุทกำลังจะเปลี่ยนสถานะครั้งแรกนั้น อินพุทของขาที่มีโพสิทีฟฟีดแบค มีการเปลี่ยนสถานะโดยทันทีทันใด จะทำให้สามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวได้ วงจรในรูปที่ 2.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6

7. วงจรคูณพัลซ์สัญญาณ (Multiplier)

จากเอ้าท์พุทของเฟสดีเทคเตอร์ จะได้เป็นลักษณะพัลซ์ ซึ่งพัลซ์ 1 ลูก เกิดจากการหายใจเข้า-ออก 1 ครั้งเนื่องจากต้องการนับครั้งของการหายใจหรือนับพัลซ์ดังกล่าวในช่วงเวลา 15 วินาที หรือ 30 วินาทีเท่านั้นแต่จะแสดงผลเป็นครั้งต่อนาที ดังนั้นถ้าใช้ฐานเวลา 15 วินาที พัลซ์เอ้าท์พุทของเฟสดีเทคเตอร์จะต้องเพิ่มเป็น 4 เท่า และถ้าใช้ฐานเวลา 30 วินาที พัลซ์จะต้องเพิ่มเป็น 2 เท่า ซึ่งทำได้โดยใช้หลักการของโมโนสเตเบิล MC14528B (Dual Monostable Multivibrator)

8. วงจรสร้างฐานเวลา และดาต้าซีเลคเตอร์

สำหรับฐานเวลาที่ต้องการคือ 15 วินาทีและ 30 วินาที สร้างได้โดยใช้ LM555 ทำงานในลักษณะวงจรอะสเตเบิล โดยทำให้พัลซ์ที่ได้มีค่า Time base 7.32 msec แล้วนำพัลซ์ที่ได้ป้อนให้ ขา CK ของMC14040 (12 bit Binary counter) โดยเลือกเอาเอ้าท์พุทที่ขา Q11 และ Q12 จะได้พัลซ์ที่มี Time base = 7.32 msec * 2 = 14.99 ≃ 15 วินาที ที่ขา Q11 และ Time base = 7.32 msec * 2 = 29.98 ≃ 30 วินาที

สำหรับขารีเซ็ทของ MC14040 ซึ่งต่อกับขารีเซ็ทของ MC14040 อีกตัว ในส่วนวงจรนับจะกล่าวถึงภายหลัง

ดาต้าซิเล็คเตอร์ (Data selector) เป็นส่วนที่ไว้ใช้เลือก Time base ที่ต้องการโดยใช้ 74HC157 (2-line to 1-line Data selector) เมื่อนำ Time base 15 วินาทีป้อนเข้าขา 2B Time base 30 วินาทีป้อนเข้าขา 2A และนำพัลซ์สัญญาณหายใจที่คูณสอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ป้อนเข้าขา 1A พัลซ์สัญญาณหายใจที่คูณสี่ ป้อนเข้าขา [illegible] พิจารณาจากการทำงานของ 74HC157 จะพบว่าเมื่อขา $\overline{A}$/B มีสถานะเป็น 0 จะทำให้เอ้าท์พุทที่ได้เป็น Time base 30 วินาทีและพัลซ์สัญญาณหายใจคูณสอง และถ้าขา $\overline{A}$/B มีสถานะเป็น 1 จะทำให้เอ้าท์พุทที่ได้เป็น Time base 15 วินาทีและพัลซ์สัญญาณหายใจคูณสี่ แล้วนำเอ้าท์พุทที่ได้ป้อนเข้าวงจรนับ และอินเทอร์เฟสเข้ากับ Z-80 ต่อไป สำหรับการเลือกสถานะของ $\overline{A}$/B ทำได้โดยการใช้สวิตซ์ วงจรใน รูปที่ 2.7

9. วงจรนับ ส่วนควบคุม และส่วนแสดงผล

เมื่อได้พัลซ์สัญญาณและ Time base ตามต้องการแล้ว จะมาถึงส่วนวงจรนับ วงจรส่วนควบคุม ซึ่งใช้การอินเทอร์เฟส กับ Z-80CPU และส่วนแสดงผลโดยใช้ 7-เซกเมนต์ วงจรแสดงใน รูปที่ 2.8

วงจรนับ ป้อนพัลซ์สัญญาณหายใจที่ได้เข้าที่ CLK ของ MC14040B (12 bit Binary counter) ซึ่งจะทำให้เอ้าท์พุทที่ได้ (ขา Q1-Q12) คือค่าไบนารี่ของจำนวนพัลซ์สัญญาน สำหรับวงจรนี้ต่อขา Q1-Q8 ของMC14040B เข้ากับPB0-PB7 ของ Z-80PIO ทำให้เอ้าท์พุทที่ได้มีค่าสูงสุดคือ 1111111_2หรือ 510_{10}ซึ่งเป็นค่าที่มากเกินพอ (อัตราการหายใจของคนปกติประมาณ 12-16 ครั้ง/นาที)

ในกรณีนี้จะโปรแกรมการทำงานของ Z-80PIO ทำงานในโหมด 1 คือทำงานเป็นพอร์ทอินพุท คือรับข้อมูลจากMC14040B และต้องการที่จะทำแฮนด์เช็ค จึงใช้ขา $\overline{\text{BSTB}}$ และ BRDY เมื่อขา $\overline{\text{BSTB}}$ ได้รับสถานะ0 Z-80PIO จะทำการอ่านข้อมูลจากบัสข้อมูล ส่วนขา BRDY เป็นเอ้าท์พุทที่ใช้ในการแสดงให้อุปกรณ์ภายนอกทราบว่า อินพุทใน Z-80PIO นั้นพร้อมที่จะรับข้อมูลใหม่ได้คือเมื่อ CPU ทำการอ่านข้อมูลในอินพุทรีจิสเตอร์แล้ว และเมื่ออุปกรณ์ภายนอกส่งข้อมูลให้กับ PIO แล้ว PIO จะทำการขออินเทอร์รัพท์ จากนั้นจะเป็นหน้าที่ของโปรแกรมการตอบสนองการอินเทอร์รัพท์ที่จะทำให้ Z-80CPU อ่านข้อมูลจากพอร์ท B ของPIO เมื่อ Z-80CPU อ่านข้อมูลแล้วขา BRDY จะมีสถานะเป็น 1 เพื่อที่จะทำให้อุปกรณ์ภายนอกทราบว่า PIO พร้อมที่จะรับข้อมูลชุดใหม่แล้ว

สิ่งหนึ่งที่จะต้องคำนึงถึงคือ เมื่อโปรแกรมเลือกการทำงานของ Z-80PIO ในโหมดนี้จะต้องทำการอ่านข้อมูลจาก PIO ทันที เนื่องจากเมื่อ PIO ถูกรีเซ็ท ขาBRDY จะมีสถานะเป็น 0 ดังนั้นจะต้องทำให้ขาBRDY มีสถานะเป็น 1 ก่อน โดยไม่สนใจค่าข้อมูลดังกล่าว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

023178

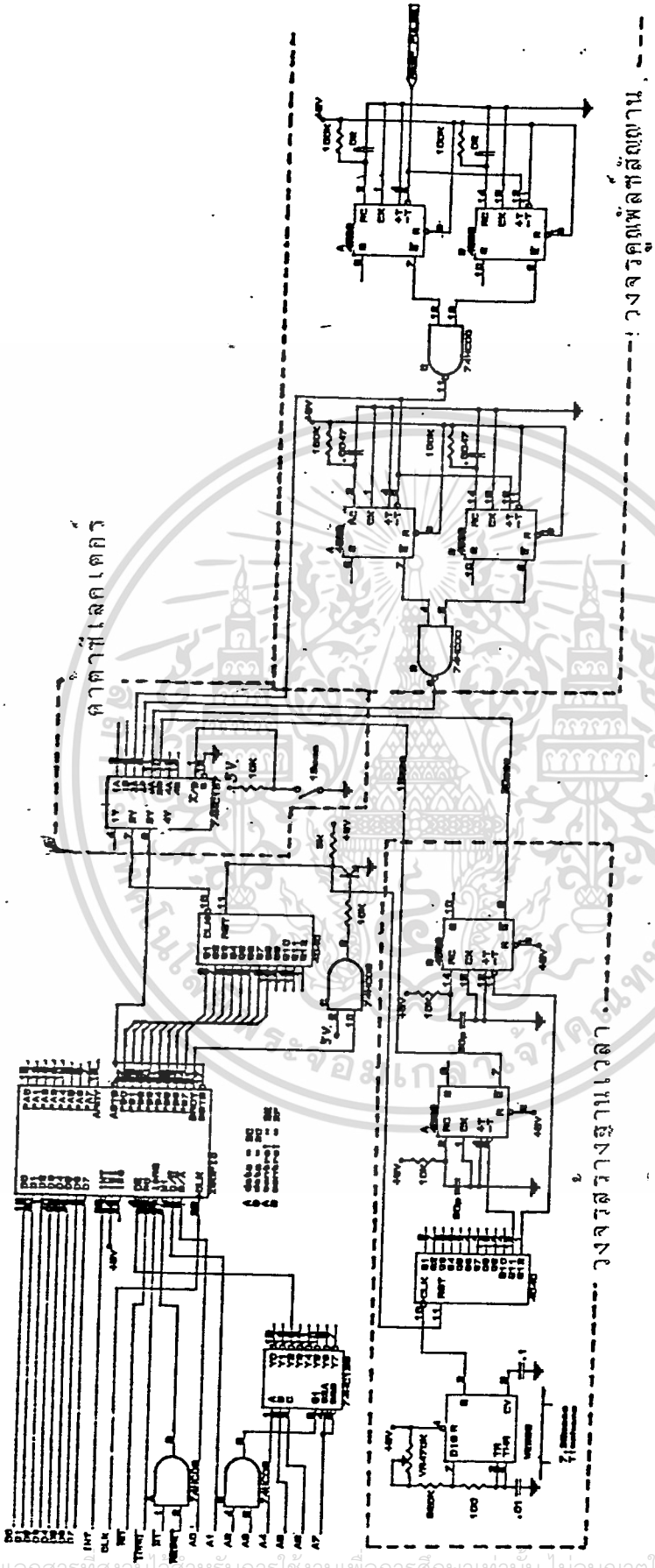
จะอธิบายการทำงานได้คือ เมื่อเริ่มจ่ายไฟ PIO จะถูกรีเซ็ท ขาBRDY มีสถานะเป็น 0 และเอ้าท์พุทของ 74HC08 มีสถานะเป็น 0 ขา RST ของMC14040B ทั้งในส่วนวงจรสร้างฐานเวลาและวงจรนับมีสถานะเป็น 1 คืออยู่ในสภาวะรีเซ็ท และเมื่อทำการอ่านข้อมูลเพื่อทำให้ขา BRDY มีสถานะเป็น 1 จะทำให้ขารีเซ็ทของ MC14040B ทั้งสองมีสถานะเป็น 0 คือเริ่มต้นการทำงาน และเมื่อเวลาผ่านไป 15 หรือ 30 วินาที ซึ่งจะเป็นค่าใดนั้นขึ้นอยู่กับขา $\overline{A}$/B ของ 74HC157 ขาBSTB ของPIOซึ่งต่อโดยตรงกับ Time base ได้รับสถานะ 0 PIO จะทำการอ่านข้อมูลจาก PB0-PB7 ซึ่งข้อมูลดังกล่าวคือ ค่าฐานสองของจำนวนพัลซ์สัญญาณหายใจ จากการอธิบายในส่วนวงจรคูณ จะทราบว่าข้อมูลดังกล่าวคือค่าฐานสองของอัตราการหายใจซึ่งมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที

หลังจากนั้นเมื่อ $\overline{BSTB}$ ได้รับสถานะ 0 PIOจะทำการขออินเทอร์รัพท์Z-80CPU โดยโปรแกรมให้ Z-80CPU ทำงานอินเทอร์รัพท์ในโหมด 2 และเป็นหน้าที่ของโปรแกรมการตอบสนองการอินเทอร์รัพท์ ซึ่งจะทำการอ่านข้อมูลและแสดงผลต่อไป

8255 และการแสดงผล สำหรับการทำงานของ 8255 ใช้เป็นเอ้าท์พุทพอร์ททำงานในโหมด 0 (Basic register I/O) ก่อนอื่นจะต้องส่งคำสั่งควบคุม (Control word) ให้รีจิสเตอร์ควบคุม

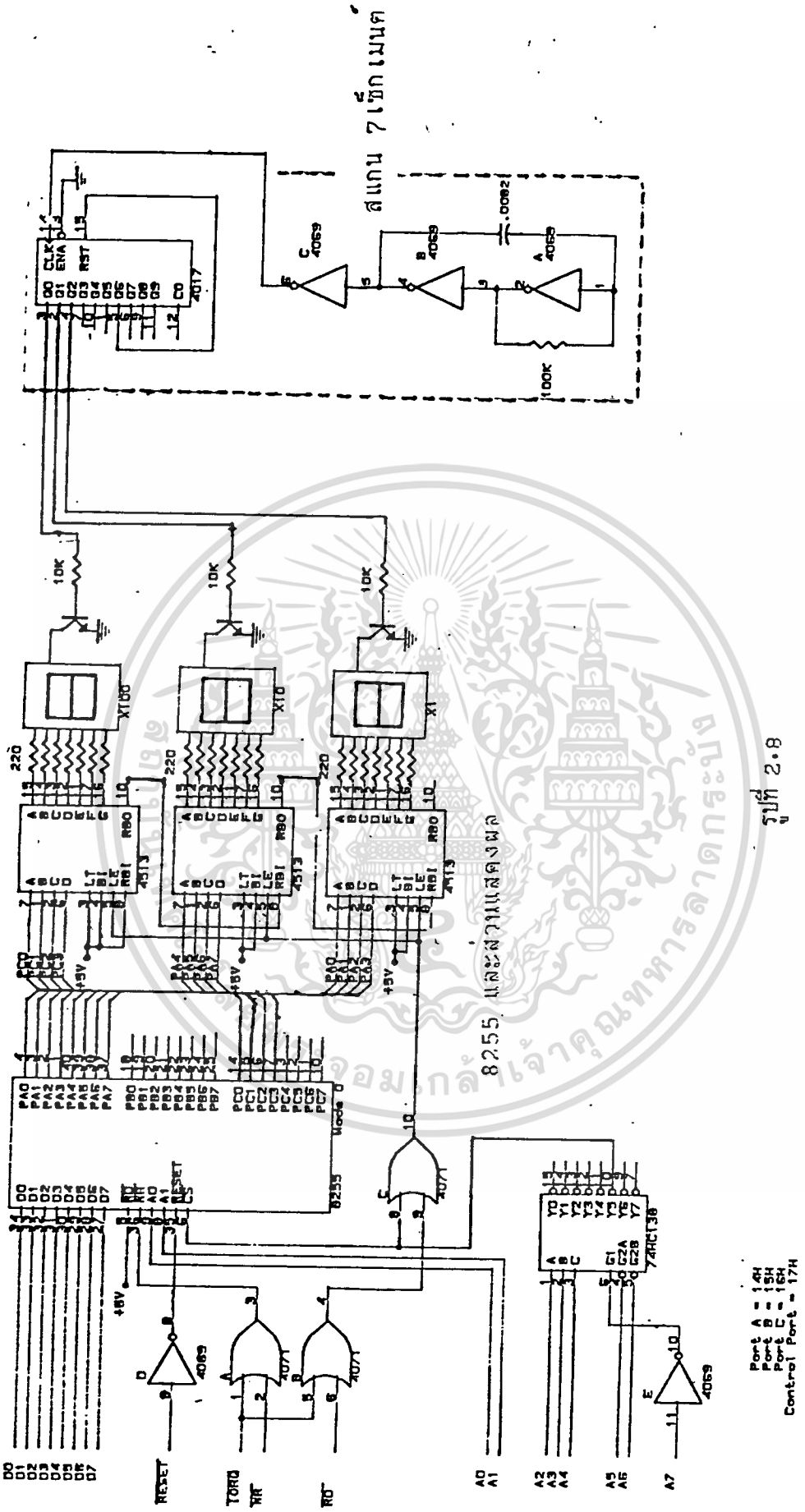
ในส่วนการแสดงผลโดย 7-เซ็กเมนท์ ใช้ MC14513B (BCD to seven-segment /Latch /Decoder /Driver) ต่อระหว่าง 8255 และ 7-เซ็กเมนท์และ MC14017(Decade counter divider) เพื่อทำการสแกน 7-เซ็กเมนท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

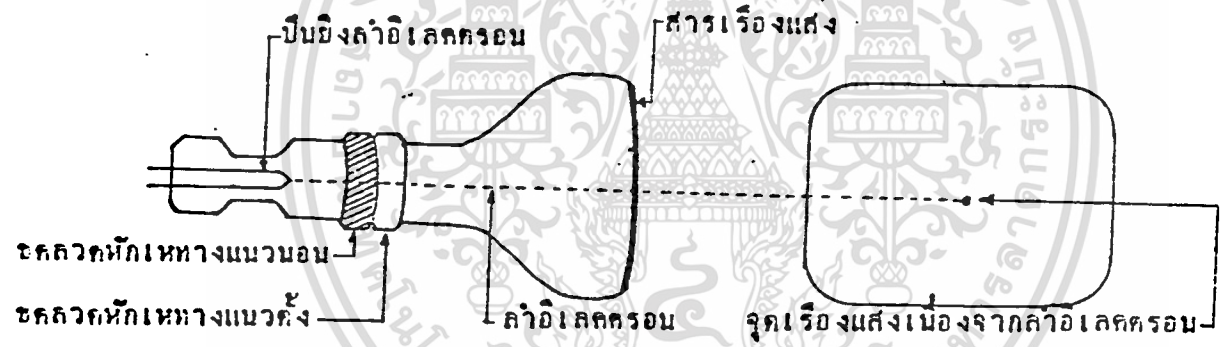
ทฤษฎี

ไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์นี้จะใช้หลักการของโทรทัศน์ และออสซิโลสโคป กล่าวคือในช่วงของการแสดงอักขระจะใช้หลักการของโทรทัศน์ และในช่วงของการแสดงคลื่นจะใช้หลักการของออสซิโลสโคป

หลักการของโทรทัศน์

การทำงานของเครื่องรับโทรทัศน์

การทำงานของเครื่องรับโทรทัศน์จะเริ่มต้นจากส่วนหลักอันหนึ่งก็คือ จอภาพโทรทัศน์ ซึ่งจะมีลักษณะอย่างง่ายดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แสดงจอภาพโทรทัศน์

จอภาพโทรทัศน์จะประกอบด้วยส่วนสำคัญดังนี้ คือ

1. **จอภาพ** ที่ฉาบด้วยสารซึ่งจะเรืองแสงเมื่อถูกกระทบด้วยลำอิเลคตรอน

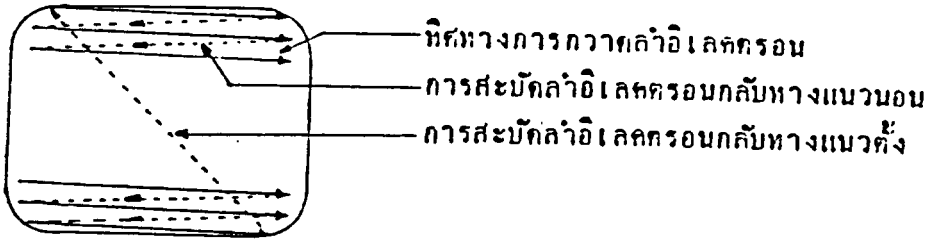
2. **ปืนยิงลำอิเลคตรอน** (Electron gun) ทำหน้าที่ในการยิงลำอิเลคตรอนออกมาเพื่อกระทบจอภาพโทรทัศน์

3. **ขดลวดหักเหทางแนวนอน** (Horizontal Yoke) ทำหน้าที่เบี่ยงเบนลำอิเลคตรอนทางแนวนอน

4. **ขดลวดหักเหทางแนวตั้ง** (Vertical Yoke) ทำหน้าที่เบี่ยงเบนลำอิเลคตรอนทางแนวตั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ลำอิเลคตรอนจะมีลักษณะการกวาดทั่วไปดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แสดงลักษณะการกวาดลำอิเลคตรอน

ซึ่งในลักษณะการกวาดลำอิเลคตรอน ดังรูปที่ 3.2 จะมีสัญญาณควบคุมที่สำคัญดังนี้ คือ

1. **สัญญาณภาพ** (Video Signal) คือระดับโวลท์เตจ เริ่มจากระดับโวลท์เตจที่ขอบของสัญญาณแบลงค์ทางแนวนอน และแนวตั้ง ซึ่งระดับโวลท์เตจที่เปลี่ยนแปลงไปจะเป็นตัวกำหนดความเข้มของลำอีเลคตรอนที่จะไปกระทบจอโทรทัศน์ และทำให้เกิดความสว่างของจุดขึ้นตามความต้องการ

2. **สัญญาณแบลงค์ทางแนวนอน** (Horizontal Blank Signal) หรือ X-Blank เป็นสัญญาณที่ใช้ลดแสงที่เกิดจากการสะบัดกลับของอิเลคตรอนทางแนวนอน ดังรูปที่ 3.2 ให้อยู่ในระดับมืด

3. **สัญญาณแบลงค์ทางแนวตั้ง** (Vertical Blank Signal) หรือ Y-Blank เป็นสัญญาณที่ใช้ลดแสงที่เกิดจากการสะบัดกลับของอิเลคตรอนทางแนวตั้ง ดังรูปที่ 3.2 ให้อยู่ในระดับมืด

4. **สัญญาณซิงค์ทางแนวนอน** (Horizontal Synchronization Signal) เป็นสัญญาณที่ควบคุมให้การกวาดลำอิเลคตรอนทางแนวนอนใช้เวลามากขึ้น หรือน้อยลงให้ภาพไม่บิดเบี้ยว

5. **สัญญาณซิงค์ทางแนวตั้ง** (Vertical Synchronization Signal) เป็นสัญญาณที่ควบคุมให้การกวาดลำอิเลคตรอนทางแนวตั้งให้มากขึ้น หรือน้อยลง เพื่อให้ได้ภาพที่ไม่เลื่อนขึ้นลง

หลักการของออสซิโลสโคป

การทำงานของออสซิโลสโคป จะใช้สัญญาณที่วัดได้ควบคุมตำแหน่งของลำอิเลคตรอนทางแนวตั้ง โดยกำหนดอัตราการกวาดลำอิเลคตรอนในแนวนอนที่แน่นอนขึ้นมา ซึ่งคือสัญญาณ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

X-Blank นั่นเอง

สำหรับหลักการของโทรทัศน์ และออสซิโลสโคปที่นำมาใช้ในไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์ จะพิจารณาถึงสัญญาณควบคุมต่างๆได้คือ

- **สัญญาณภาพ** ใช้ในการแสดงอักขระโดยสัญญาณนี้จะมาจาก Character generater คือจะเป็นการกำหนดจุดที่จะให้เกิดความสว่าง และมืด

- **สัญญาณแบลงค์ทางแนวนอน** ในที่นี้กำหนดให้มีการแสดงภาพ 50 ภาพ/วินาที และในแต่ละภาพมีการแสดงผล 4 ช่อง ดังนั้นความถี่ที่ใช้ เท่ากับ 200 Hz โดยมีอัตราส่วนของเวลาในการสแกนไป : เวลาการสะบัดกลับ เท่ากับ 16:1

- **สัญญาแบลงค์ทางแนวตั้ง** ใช้ในการแสดงอักขระโดยกำหนดให้มีความละเอียด 64 จุด ต่อ การสแกนหนึ่งเส้น ความถี่ที่กำหนดไว้เท่ากับ 50 KHz

- **สัญญาณซิงค์ทางแนวตั้ง** ใช้ในการแสดงอักขระ

สำหรับสัญญาณซิงค์ทางแนวนอน ไม่มีการนำมาใช้เนื่องจากไม่มีการส่งภาพ

นอกจากนี้ยังสามารถเลือกแบบของการแสดงผลได้ 4 แบบ ดังนั้นจะต้องมีสัญญาณ screen เพื่อมาควบคุมตำแหน่งของคลื่นและตัวอักขระในการแสดงผล

โดยอาศัยแนวความคิดดังกล่าว เราจะกำหนดแผนผังการทำงานได้ดังรูปที่ 3.3 การทำงานของส่วนต่างๆ เป็นดังนี้

1. วงจรสร้างสัญญาณควบคุมมาตรฐาน จะสร้าง X-Blank , Y-Blank Channel Select เพื่อแสดงผลทีละช่องจนครบ 4 ช่อง , Screen 1,2,3 และ 4

2. วงจรควบคุมการทำงาน จะนำสัญญาณควบคุมมาตรฐานมาควบคุมการทำงานส่วนอื่นให้ได้ตามต้องการ

3. วงจรเก็บ-อ่านข้อมูลในหน่วยความจำ เพื่อเก็บหรืออ่านข้อมูลที่เป็นคลื่นต่างๆ

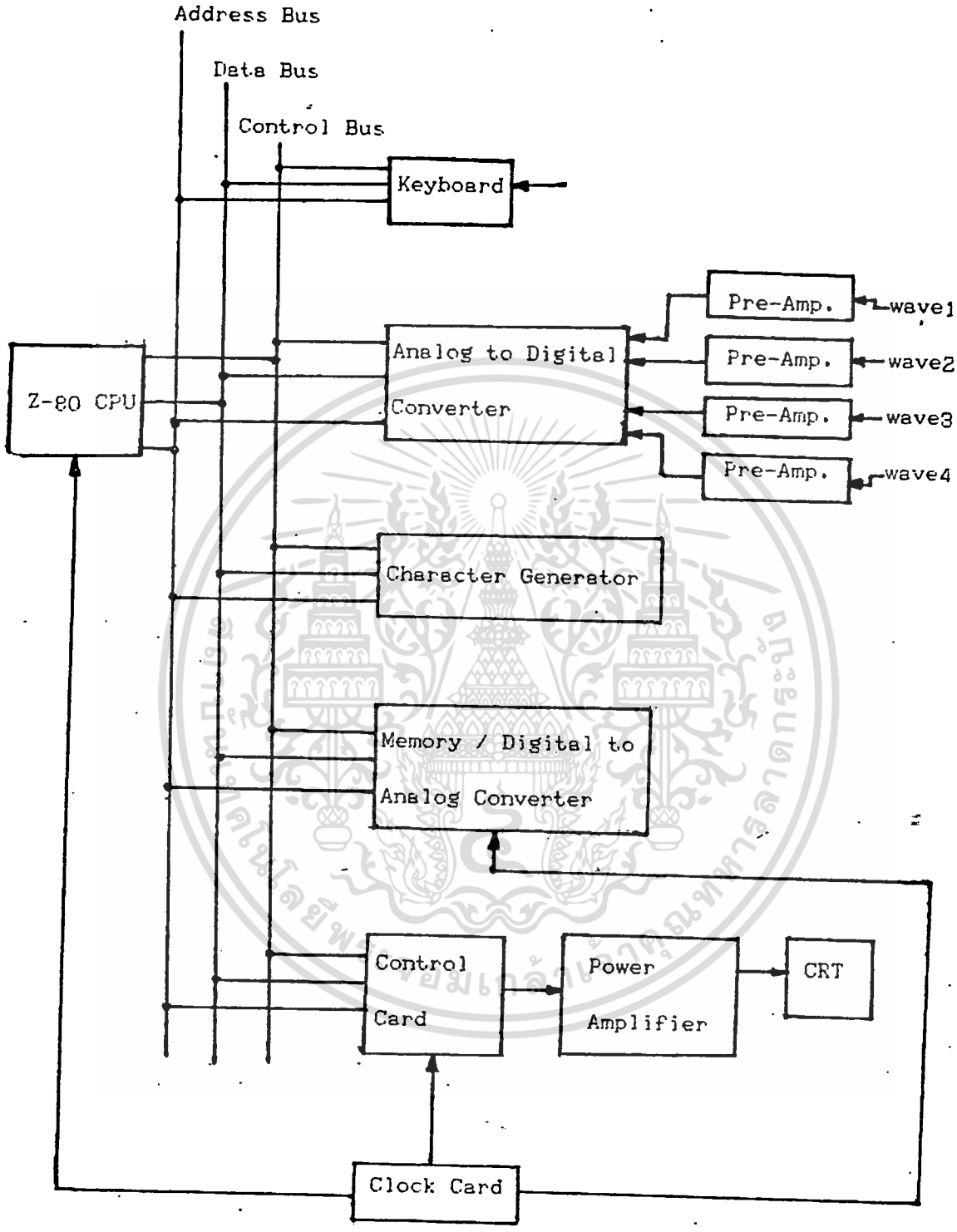
4. วงจร Keybord เพื่อเป็นส่วนทำการเลือกลักษณะของการแสดงผล

5. วงจรสร้างอักขระเพื่อเก็บแบบของตัวอักขระที่ต้องการแสดงผล

6. วงจรแปลงสัญญาณ อนาล็อค เป็น ดิจิตอล เพื่อแปลงสัญญาณข้อมูลที่เป็นคลื่นต่างๆ เมื่อแปลงเสร็จจะส่งสัญญาณเข้าวงจรเก็บ-อ่านข้อมูลในหน่วยความจำ

7. Z-80 CPU Card

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แผนผังการทำงานของวงจรทั้งหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การสร้างวงจร

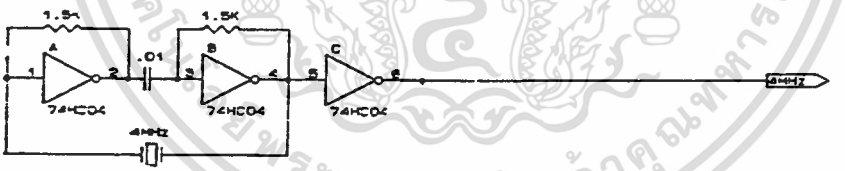
การสร้างวงจร ในบทนี้จะกล่าวถึงเพียงบางส่วนของระบบคือ

1. การสร้างสัญญาณควบคุมมาตรฐานสำหรับวงจรทั้งหมด(Clock Card)
2. การนำสัญญาณควบคุมมาตรฐานมาควบคุมส่วนอื่นให้ได้ตามต้องการ(Control Card)
3. การเขียนและการอ่านข้อมูลในหน่วยความจำ(Memory Card)
4. คีย์บอร์ด
5. CPU Card

4.1 การสร้างสัญญาณควบคุมมาตรฐานสำหรับวงจรทั้งหมด(Clock Card)

การสร้างสัญญาณควบคุมมาตรฐานสำหรับวงจรทั้งหมด ในวงจรรูปที่ 4.1.1

1. สร้างสัญญาณนาฬิกาจากคริสตอล(Crystal) 4 MHz



2. สร้างสัญญาณ X-Blank กำหนดให้มีอัตราส่วน เวลาสแกนไป : เวลาสะบัดกลับ เท่ากับ 16 :1 สำหรับความถี่ของ X-Blank กำหนดจากการที่ต้องการให้มีการแสดงภาพ 50 ภาพต่อวินาที เนื่องให้สามารถเห็นภาพอย่างต่อเนื่อง เนื่องจากใน 1 ภาพมีการแสดงผล 4 ช่องดังนั้นความถี่ของ X-Blank จะต้องมีค่าประมาณ 200 Hz แต่เนื่องจากไม่สามารถออกแบบให้มีความถี่เท่ากับ 200 Hzพอดีได้ จึงสร้างให้ใกล้เคียง ประมาณ 180 Hz

จากรูปวงจร X-Blank สร้างมาจากการนำสัญญาณ Y-Blank ซึ่งมีความถี่ 50 KHz มาป้อนเข้าคล็อก ให้ 74LS161 แล้วนำสัญญาณเอ้าท์พุท Qa ป้อนผ่านแนนท์เกท และนอร์เกท และเข้าขา CLR ของ 74LS161

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. สร้างสัญญาน Y-Blank ใช้ในการแสดงผลเป็นอักขระ ความถี่เท่ากับ 50 KHz

4. สร้างสัญญาณ 200 KHzสำหรับการอ่านข้อมูลในหน่วยความจำโดยใช้ CK 4MHz หาร4ได้clock 1MHzป้อนให้ขา clkของ74LS161ที่มีการต่อแนนท์เกทและนอร์เกทและขาCLRจะทำให้ได้ความถี่ที่ขา Qc 200Hz

5. สร้างสัญญาณ channel select สำหรับการแสดงข้อมูลทีละช่องโดยจะต้องมีคาบเวลาสัมพันธ์กับ X-Blankเพื่อจะนำไปป้อนให้กับ 4052ใน control card

6. Screen1-2 ใช้กำหนดรูปแบบของการแสดงผล ในกรณีสัญญาณ screen1 ต้องการแสดงผลในช่วงแรกเป็นตัวอักขระ และเป็นคลื่นในช่วงหลัง ส่วนสัญญาณ screen2 ในช่วงแรก และหลังเป็นตัวอักขระ ในช่วงกลางเป็นการแสดงคลื่น ทำให้ลักษณะคาบสัญญาณต่างกัน

สำหรับ screen3 เป็นการแสดงผลแบบที่เป็นคลื่นทั้งหมด และ screen4 เป็นการแสดงผลที่เป็นอักขระทั้งหมด ดังนั้น ค่า screen3 และscreen4 จะเป็นค่าคงที่ค่าหนึ่งตลอด

7. สัญญาณ Power-On Resetเป็นการรีเซทระบบทั้งหมดด้วยสวิตช์

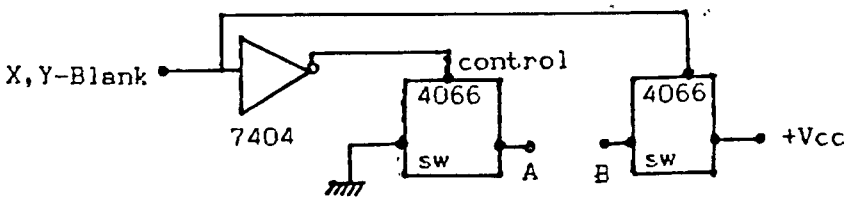
ในรูปที่ 4.1.2 เป็นการแสดง Timing Diagram ของสัญญาณใน Clock Card

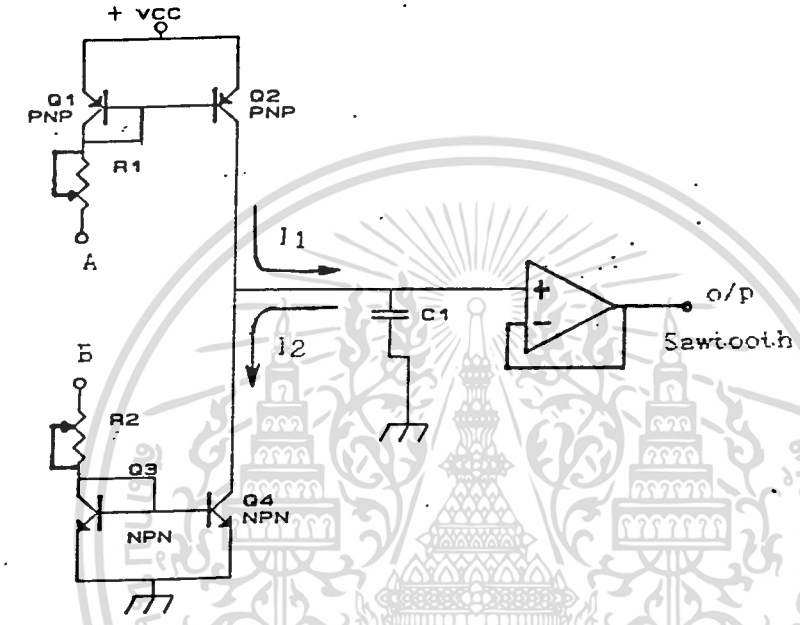
4.2 การนำสัญญาณควบคุมมาตรฐานมาควบคุมการทำงานส่วนอื่น ให้ได้ตามต้องการ (Control Card)

วงจรในรูปที่ 4.2.1 จากวงจรสร้างสัญญาณมาตรฐาน สัญญาณ X-Blank และ Y-Blank จะนำมาผ่านวงจรสร้างสัญญาณพันเลื่อย เพื่อเปลี่ยนเป็นสัญญาณการสแกน สัญญาณ Channel Select ทั้งสองนำมาป้อนเข้าขา A และB ของ 4052 ซึ่งเป็นมัลติเพลเซอร์ ทำให้แสดงทีละช่องจนครบทั้ง 4 ช่อง สัญญาณ screen1 และscreen2 เป็นสัญญาณรูปแบบของการแสดงผล สัญญาณคลื่นอินพุท จะเป็นข้อมูลที่อ่านมาจากหน่วยความจำ ที่ผ่านวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อกแล้ว

สำหรับวงจรสร้างสัญญาณพันเลื่อยในรูปที่ 4.2.2 อธิบายการทำงานได้คือ เป็นวงจรที่ใช้แปลงสัญญาณ X-Blank และY-Blank ให้มีลักษณะเป็นสัญญาณพันเลื่อยที่มีคาบเวลาตรงกัน ซึ่งจะนำไปควบคุมการสแกนอิเลคตรอน ที่จะไปปรากฏบนจอภาพในแนวนอน และใช้ควบคุมการสแกนในแนวตั้งในกรณีของการแสดงอักขระบนจอภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.2.2 วงจรสร้างสัญญาณรูปฟันเลื่อย

การสร้างวงจรสร้างสัญญาณรูปฟันเลื่อยนั้น จุดสำคัญที่จะต้องพิจารณาความเป็นเส้นตรง หรือความชันของรูปสัญญาณฟันเลื่อย เพราะจะมีผลต่อความลีเนียร์ของภาพที่ปรากฏบนจอ เช่น ในกรณีที่สัญญาณรูปฟันเลื่อยของ X-Blank มีบางส่วนที่เป็นเส้นโค้ง หรือมีความชันไม่เท่ากัน ลักษณะของภาพที่ปรากฏบนจอจะยืดๆหดๆ สำหรับวงจรในที่นี้ใช้หลักการของเคอร์เรนมิเรอร์ และคุณสมบัติของตัวเก็บประจุมาใช้ในกรออกแบบสร้างวงจร โดยใช้อนาล็อกสวิตช์ ซึ่งถูกควบคุมโดยสัญญาณ X-Blank และY-Blank เป็นตัวกำหนดการเก็บและการคายประจุ ซึ่งสามารถแสดงเป็นสมการได้คือ

จาก $V = 1/c \int I dt$ .....(1) I เป็นค่าคงที่ว

จะได้ $V = IT/c$ .....(2)

$I_1T_1 = q$ เก็บประจุ .....(3)

$I_2T_2 = q$ คายประจุ .....(4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(3) = (4) ; I1/I2 = T2/T1 .....(5)

จากหลักการของเคอร์เรนมิเรอร์ โดยทำให้ VBE มีค่าเท่ากันซึ่งจะทำให้กระแสที่ไหลผ่านทรานซิสเตอร์ทั้งสองเท่ากัน ดังนั้น เมื่อทำให้กระแสที่ไหลผ่าน Q1 และ Q3เป็นกระแสตรงก็จะสามารถควบคุมให้กระแสของการเก็บและการคายประจุของตัวเก็บประจุเป็นค่าคงที่ได้

ดังนั้นจากสมการที่ (1) จะได้โวลท์เตจตกคร่อมตัวเก็บประจุที่เป็นสมการเส้นตรงตามต้องการได้ในสมการที่ (2) และจากสมการ (3),(4) และ (5) ก็จะสามารถนำมาสร้างวงจรได้ตามต้องการ โดยการปรับค่าความต้านทาน R1 และR2

สำหรับการแสดงผลได้อาศัยลักษณะการทำงานของอนาล็อกสวิตช์ 4066 โดยจะป้อนสัญญาณ screen แบบที่ต้องการให้กับขาคอนโทรลของอนาล็อกสวิตช์ ในที่นี้กำหนดให้ถ้าสัญญาณ screen มีลอจิกเป็น 0 จะเป็นการแสดงอักขระโดยที่เอ้าท์พุท Y และ Z จะมีสัญญาณ Y-Blenk และ vedio และถ้าสัญญาณ screen มีลอจิกเป็น 1 จะเป็นการแสดงคลื่น ที่เอ้าท์พุท Y และZ จะมีสัญญาณคลื่น และสัญญาณปรับความสว่างของคลื่น

เอ้าท์พุท X เป็นสัญญาณพันเลื่อยที่เกิดจากสัญญาณ X-Blenk

4.3 การเขียนและการอ่านข้อมูลในหน่วยความจำ (Memory Card)

เป็นวงจรที่เก็บข้อมูลเกี่ยวกับคลื่นต่างๆ สัญญาณคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อกจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิตอลแล้วนำมาเก็บไว้ใน RAM 6264 เมื่อจะนำมาแสดงผลจะต้องมีการเปลี่ยนดิจิตอลเป็นอนาล็อกในที่นี้เราใช้ DAC 0808 ดังวงจรในรูปที่ 4.3

การเลือกแอดเดรสเริ่มต้นสำหรับอ่านข้อมูลจะถูกกำหนดจาก CPU โดยใช้74LS161 เป็นตัวชิพค่าแอดเดรสต่อๆไปสัญญาณ X-Blenk ของ Clock Card จะเป็นสัญญาณควบคุมการอ่านและเขียน คือ สัญญาณ X-Blenk ในช่วงที่เป็นค่า 0 (ช่วงการสแกนขาไป) จะทำให้ขา OE ได้รับลอจิก 0 เกิดการอ่าข้อมูลออกจากแรม และในช่วงที่สัญญาณ X-Blenk เป็น 1 (ช่วงสบัดกลับ) จะทำให้ขา WE ได้รับลอจิก 0 เกิดการเขียนข้อมูเข้าในแรม โดยข้อมูลจะผ่านเข้าแรมทางพอร์ทA ของ8255 ความถี่ที่ใช้เป็นคล็อคสำหรับการอ่านข้อมูลออกจากหน่วยความจำนั้นกำหนดจากการแบ่งการแสดงผลบนมอนิเตอร์ 1ช่องเป็น 1024 จุด คือใช้แรม 1KB สำหรับข้อมูลที่เป็นคลื่นของแต่ละช่อง และจากการที่ X-Blenk มีความถี่ประมาณ 200 Hz แสดงว่า การแสดงผล 1ช่องใช้เวลา 0.005 วินาที ดังนั้นจะต้องใช้คล็อคความถี่ประมาณ 200 KHz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 คีย์บอร์ด สำหรับเลือกแบบของการแสดงผลบนมอนิเตอร์

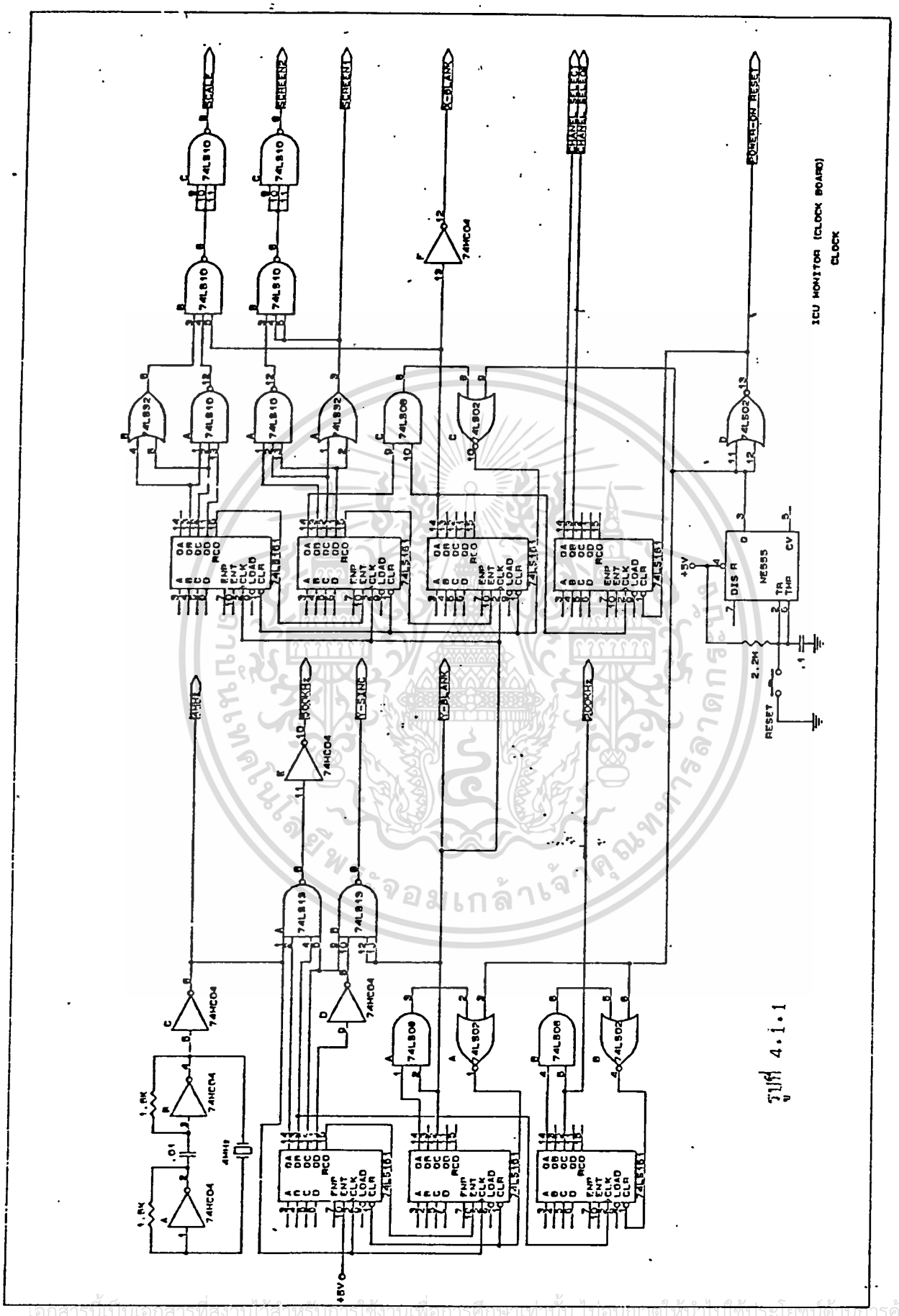
จะมีลักษณะวงจรดังรูปที่ 4.4.1 ในที่นี้ใช้สวิตช์กดติดปล่อยดับ 16ตัว, ICMM74C922 ซึ่งเป็นตัวสแกนคีย์บอร์ด และZ-80PIO เป็นอินพุทพอร์ท สำหรับ MM74C922 ขาOE (ขา 13) เป็นขาอินพุทโดยเมื่อป้อน 1 ให้จะเป็นการเคลียร์ค่า ซึ่งเมื่อต่อวงจรแล้วทดลองวัดค่าที่ขา14-17 ของ MM74C922 เมื่อกดคีย์ใดคีย์หนึ่ง จะได้ค่าดังตารางในรูปที่ 4.4.2

4.5 CPU Card

จะมีลักษณะดังรูปที่ 4.5 วงจรนี้จะมีการต่อบัพเฟอร์ไดร์ฟ (Buffer Drive Card) ได้หลาย Card นอกจากนี้ยังมี decoder ทำให้สามารถเพิ่มหน่วยความจำ และอุปกรณ์ภายนอกได้ง่าย ในที่นี้เราต่อ DEVICE1(00H-03H) กับ Control Card , DEVICE2(04H-07H) กับ MemoryCard และ DEVICE3(08H-0BH) กับ คีย์บอร์ด

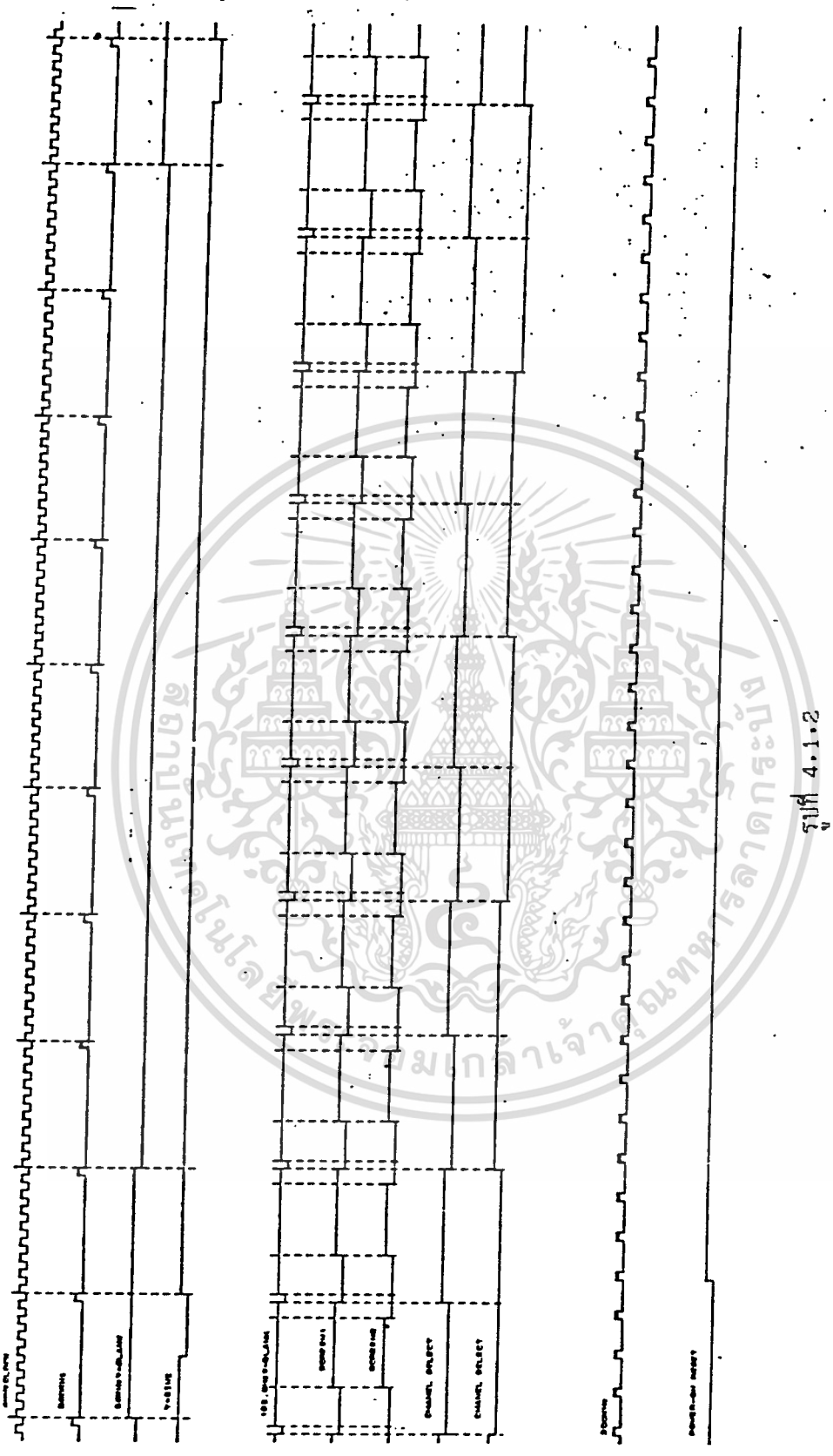
การสร้างวงจรในที่นี้เน้นเฉพาะส่วนหนึ่งของระบบ โดยไม่ได้กล่าวถึงวงจรในส่วน Cherecter Genertor,A/D และ Power Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



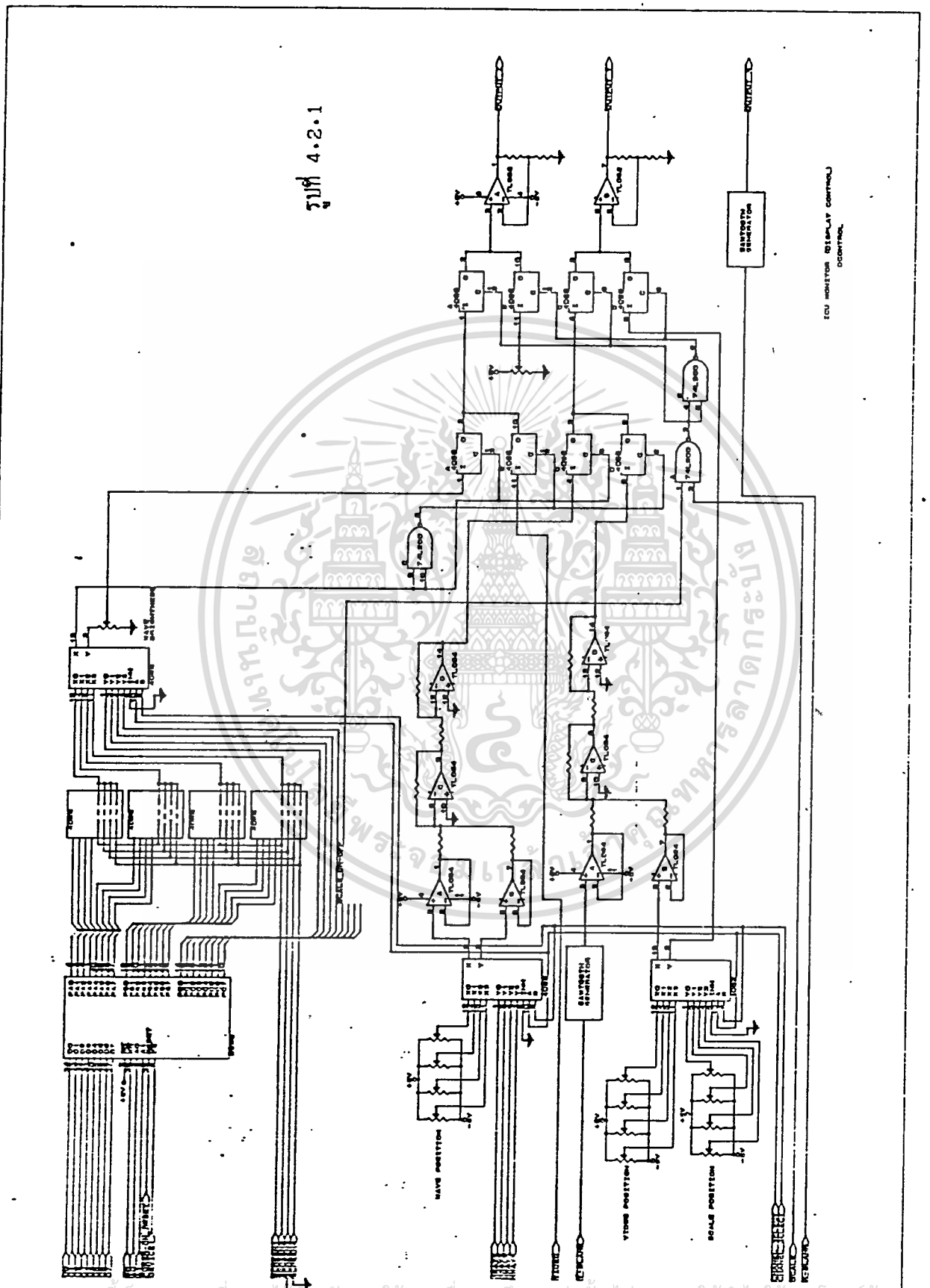
รูปที่ 4.1.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



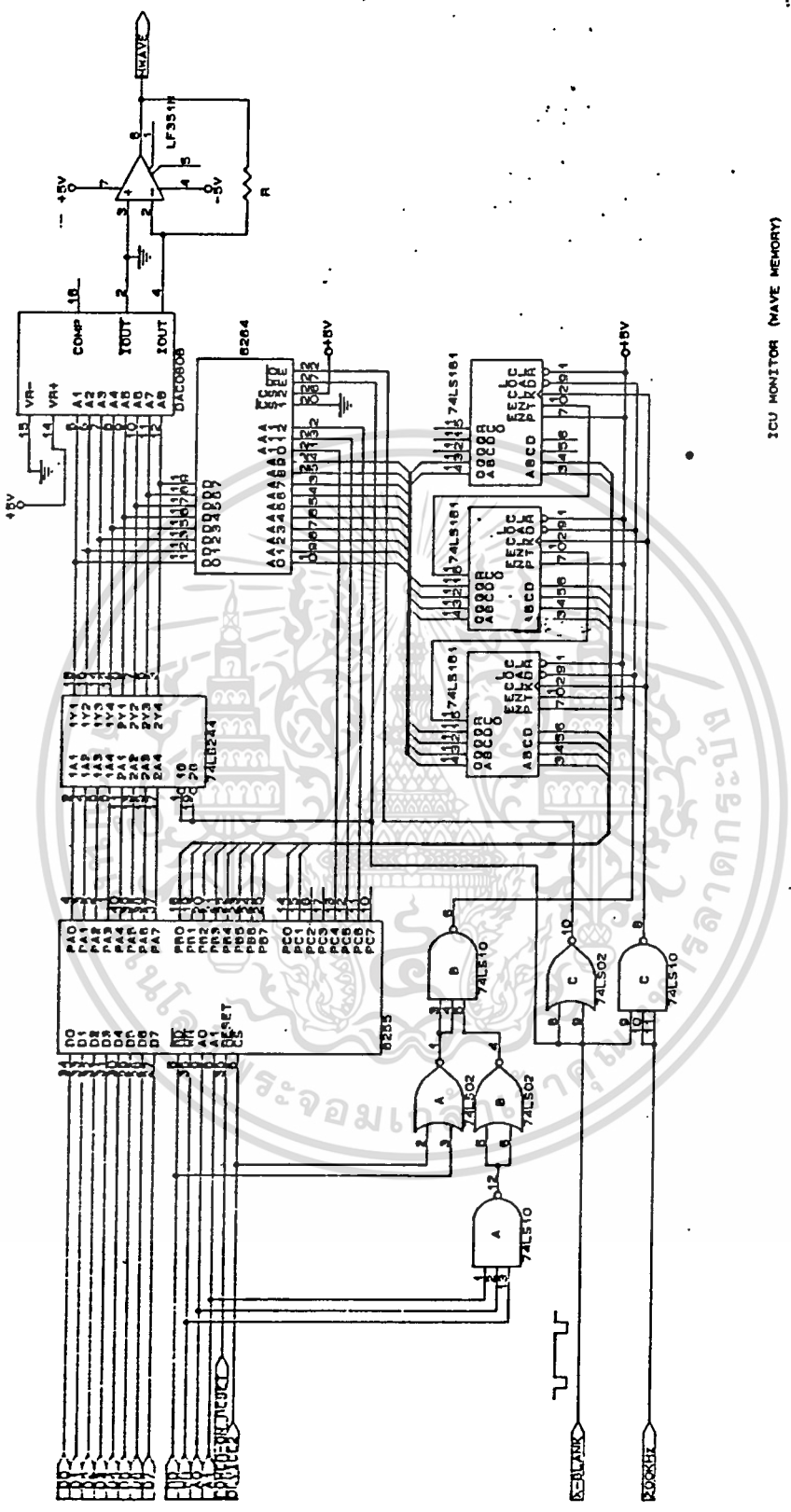
รูปที่ 4.1.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



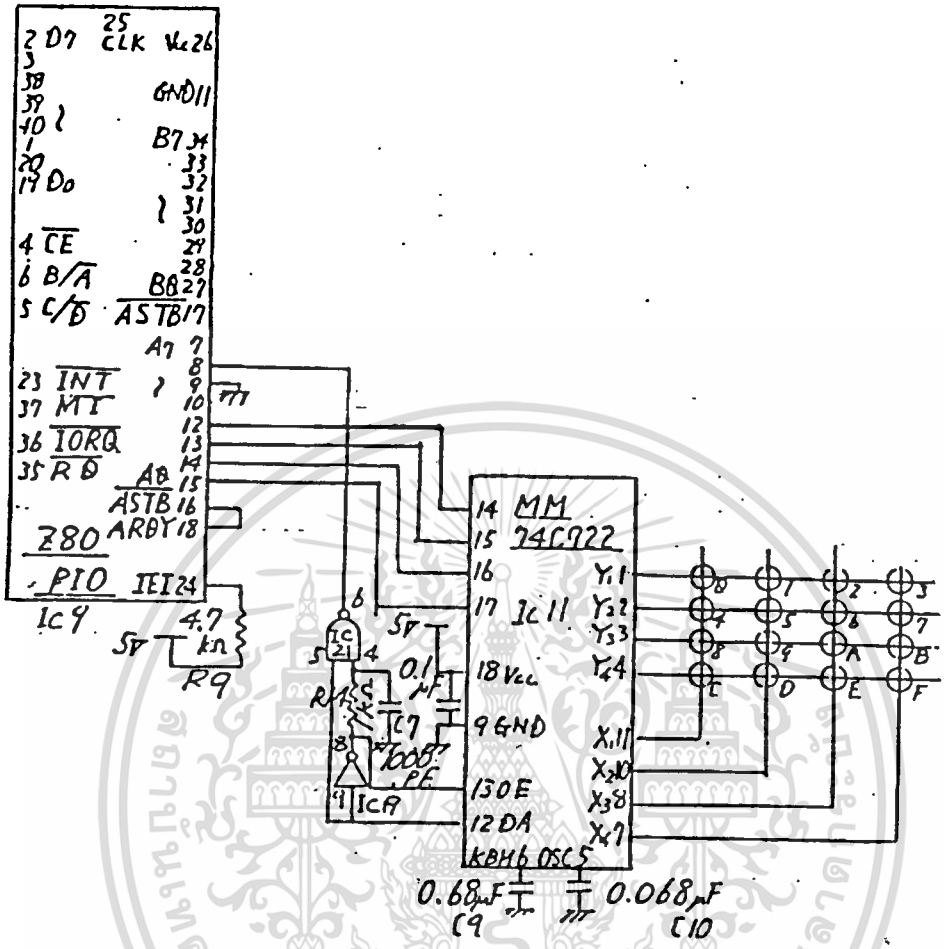
รูปที่ 4.2.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



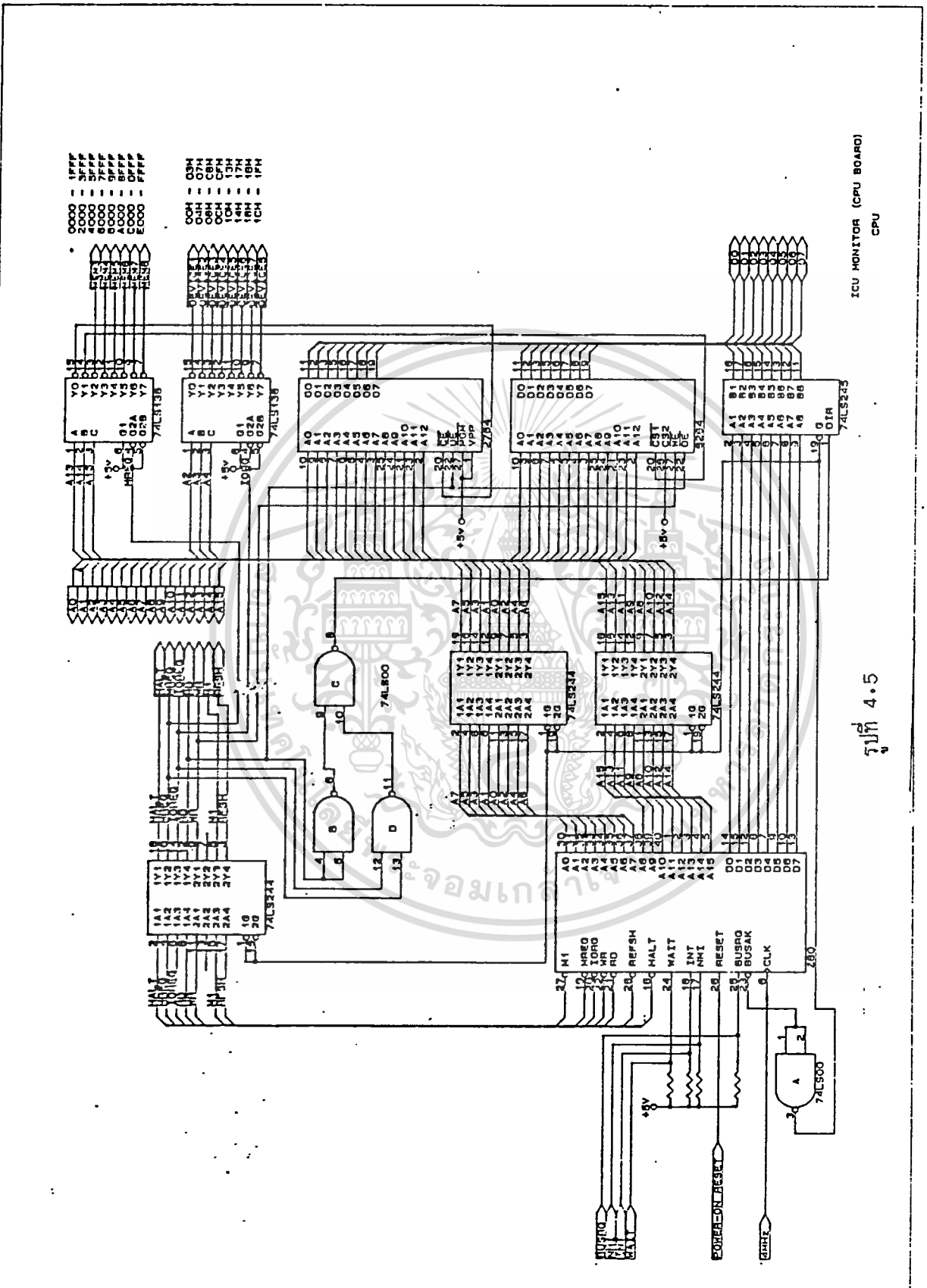
รูปที่ 4.4.1

922	A	B	C	D	
0	0	0	0	0	0
1	1	0	0	0	0
2	0	1	0	0	0
3	1	1	0	0	0
4	0	0	1	0	0
5	1	0	1	0	0
6	0	1	1	0	0
7	1	1	1	0	0
8	0	0	0	1	0
9	1	0	0	1	0
A	0	1	0	1	0
B	1	1	0	1	0

922	A	B	C	D	
C	0	0	1	1	0
D	1	0	1	1	0
E	0	1	1	1	0
F	1	1	1	1	0

รูปที่ 4.4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

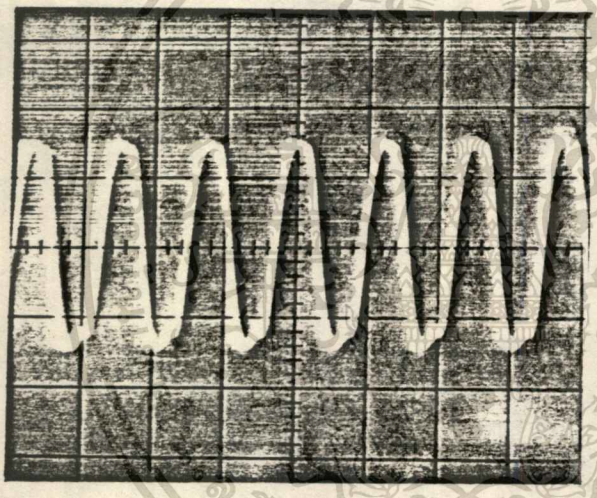
บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

เนื่องจากการออกแบบยังไม่เสร็จสิ้นทั้งระบบ ดังนั้นในการทดลองจึงต้องทดลองโดยการป้อนสัญญาณอินพุทให้บางส่วนของวงจร แล้ววัดผลโดยใช้ออสซิโลสโคป ซึ่งได้ผลการทดลองตามที่กำหนดไว้ดังนี้ คือ

5.1 วงจรสร้างสัญญาณควบคุมมาตรฐาน (Clock card)

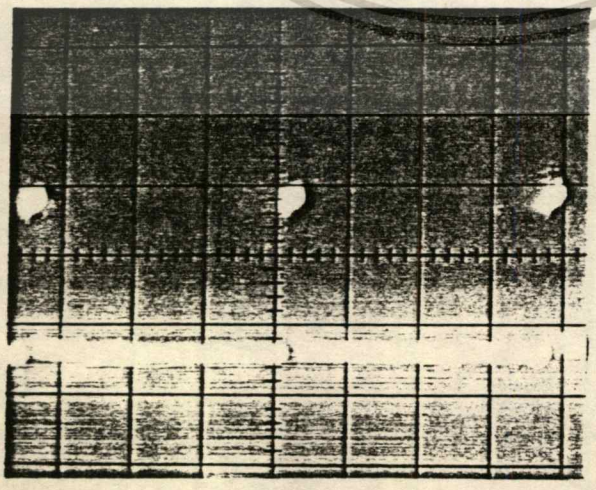
จากวงจรสร้างสัญญาณควบคุมมาตรฐาน ในรูปที่ 4.1จะสามารถวัดสัญญาณเอ้าท์พุทที่จุดต่างๆ ที่จะนำไปใช้ต่อในวงจรส่วนอื่นๆ ได้ดังนี้



Heriz : 2 us/div

CH1 : Clock

รูปที่ 5.1.1 แสดงสัญญาณนาฬิกา 4 MHz

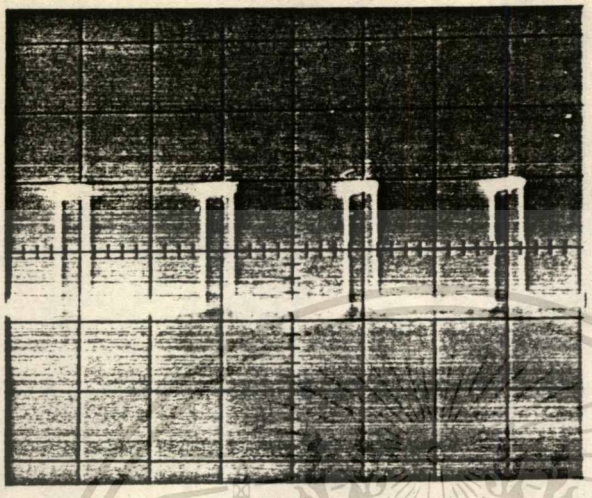


Heriz : 2 ms/div

CH1 : X-Blank

รูปที่ 5.1.2 แสดงสัญญาณแบลงค์ทางแนวนอน

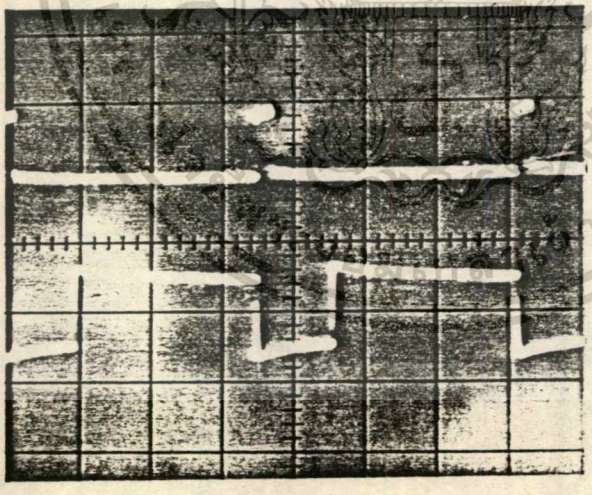
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Heriz :10 us/div

CH_1 : Y-Blank

รูปที่ 5.1.3 แสดงสัญญาณแบลงค์ทางแนวตั้ง



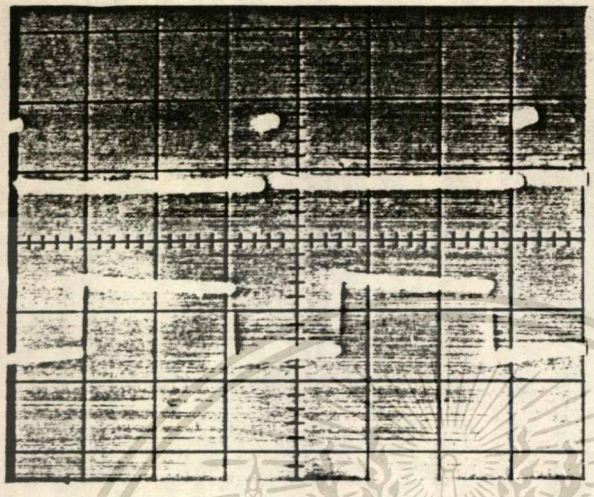
Heriz : 2 ms/div

CH_1 : X-Blank

CH_2 : Screen 1

รูปที่ 5.1.4 แสดงสัญญาณแบลงค์ทางแนวนอนเปรียบเทียบกับสัญญาณ screen 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

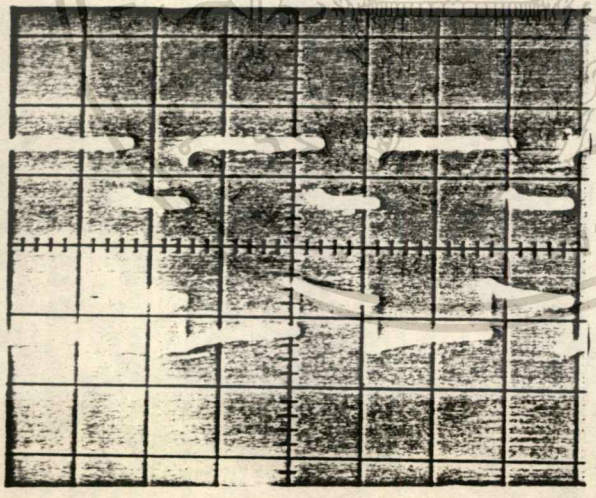


Heriz : 2 ms/div

CH_1 : X-Blank

CH_2 : Screen2

รูปที่ 5.1.5 แสดงสัญญาณแบลงค์ทางแนวนอนเปรียบเทียบกับสัญญาณ screen 2



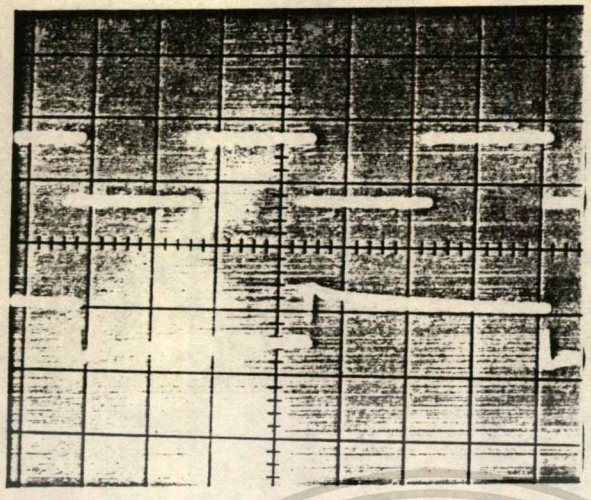
Heriz : 2 ms/div

CH_1 : Screen 1

CH_2 : Screen 2

รูปที่ 5.1.6 แสดงสัญญาณ screen 1 เปรียบเทียบกับสัญญาณ screen 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Heriz : 1 ms/div
CH1 : Channel select
CH2 : Channel select

รูปที่ 5.1.7 แสดงสัญญาณ Channel select

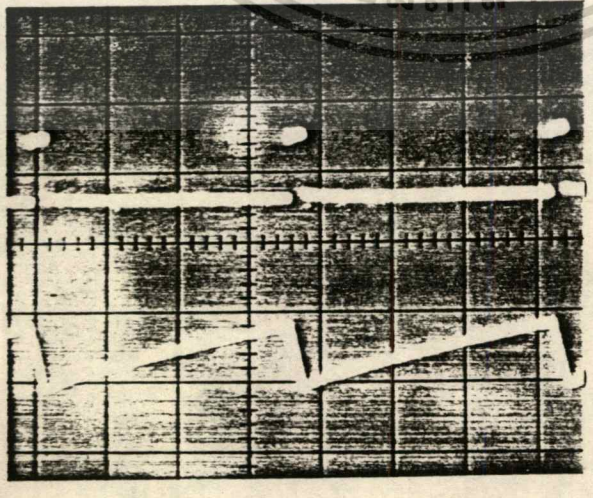
แสดงคาบเวลาของ Channel select ทั้งสองที่จะนำไปเป็นอินพุทของ 4052 ในส่วนวงจรควบคุม ทำให้มีการแสดงผลบนมอนิเตอร์ทีละช่องด้วยความถี่มากพอที่จะเห็นภาพนิ่ง

5.2 วงจรที่ใช้สัญญาณควบคุมมาตรฐานมาควบคุม (Control card)

จากวงจรในรูปที่ 4.2 และ 4.3 จะได้สัญญาณเอ้าท์พุทที่จุดต่างๆ ดังนี้

5.2.1 วงจรสร้างสัญญาณสามเหลี่ยม (Sawtooth generator)

จากวงจรในรูปที่ 4.3 โดยอาศัยหลักการของวงจรเคอเรนท์มิเรอร์ (Current Mirror) และคุณสมบัติของตัวเก็บประจุ จะทำให้สามารถสร้างสัญญาณสามเหลี่ยมได้

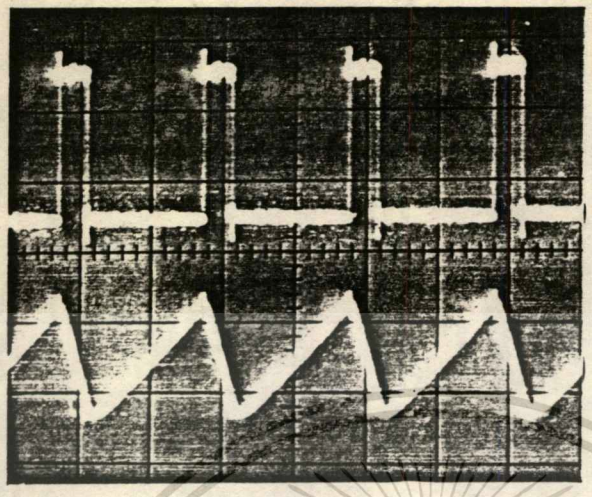


Heriz : 2 ms/div
CH1 : X-Blank
CH2 : Sawtooth of X-Blank

รูปที่ 5.2.1 แสดงสัญญาณ X-Blank เปรียบเทียบกับ สัญญาณสามเหลี่ยมของ X-Blank

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณสามเหลี่ยมของ X-Blank นี้จะเป็นสัญญาณที่ใช้สแกนทางแกนนอน



Heriz : 10 us/div

CH_1 : Y-Blank

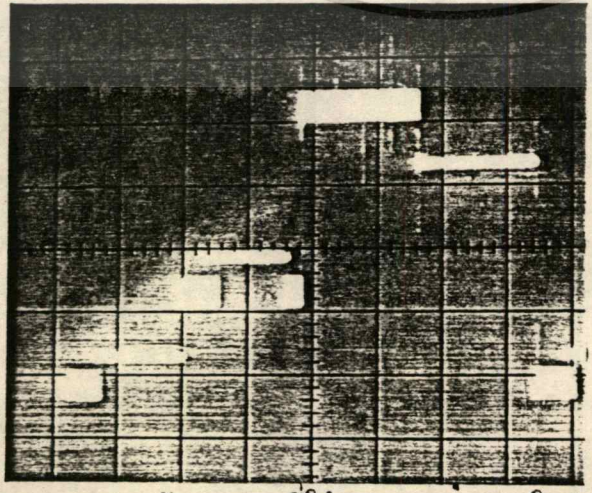
CH_2 : Sawtooth of Y-Blank

รูปที่ 5.2.2 แสดงสัญญาณ Y-Blank เปรียบเทียบกับ สัญญาณสามเหลี่ยมของ Y-Blank

สัญญาณสามเหลี่ยมของ Y-Blank นี้จะเป็นสัญญาณที่ใช้สแกนทางแกนตั้ง

5.2.3 สัญญาณเอ้าท์พุทของ Y (Output Y)

เป็นสัญญาณรวมทั้งหมดของแต่ละภาพที่จะนำไปควบคุมการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนในแนวตั้ง เช่นในช่วงที่เป็นตัวอักขระจะเห็นเป็นลักษณะสัญญาณสามเหลี่ยมที่ได้มาจากสัญญาณ Y-Blank เนื่องจากในช่วงที่เป็นตัวอักขระจะต้องมีการควบคุมการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนอย่างแน่นอนในแนวตั้ง ส่วนในบางช่วงที่เห็นเป็นเส้นตรงนั้นเป็นส่วนที่ใช้ในการแสดงคลื่น เนื่องจากในการทดลองยังไม่มีสัญญาณคลื่นอินพุท และได้ป้อนสัญญาณไฟตรงแทน จึงเห็นลักษณะเส้นตรง ในส่วนของการแสดงคลื่นนี้จะมีการกำหนดเฉพาะอัตราการกวาดในแนวนอนเท่านั้น ส่วนในแนวตั้งจะขึ้นกับสัญญาณคลื่นที่เป็นอินพุท



HERTZ : 1 ms/div

CH 1 : OUTPUT Y

รูปที่ 5.2.3 แสดงสัญญาณรวมที่ใช้ควบคุมการสแกนในแนวตั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 ลักษณะของจอตัวอย่าง

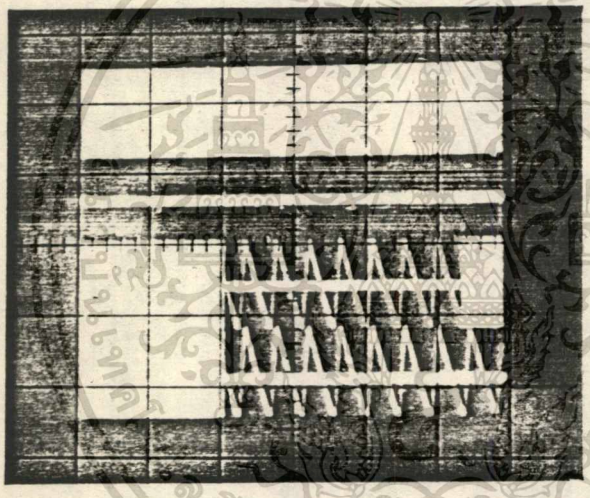
ในหัวข้อนี้จะเป็นตัวอย่างการแสดงลักษณะการแสดงผลบนมอนิเตอร์จาก 16 แบบ ที่สามารถเลือกได้

โดย Screen 1 หมายถึง ลักษณะการแสดงผลที่มีอักขระอยู่ในช่วงแรก และคลื่นในช่วงหลัง

Screen 2 หมายถึง ลักษณะการแสดงผลที่มีอักขระอยู่ในช่วงแรก และช่วงหลัง ในช่วงกลางเป็นการแสดงคลื่น

Screen 3 หมายถึง ลักษณะการแสดงผลที่เป็นการแสดงคลื่นทั้งหมด

Screen 4 หมายถึง ลักษณะการแสดงผลที่เป็นตัวอักขระทั้งหมด



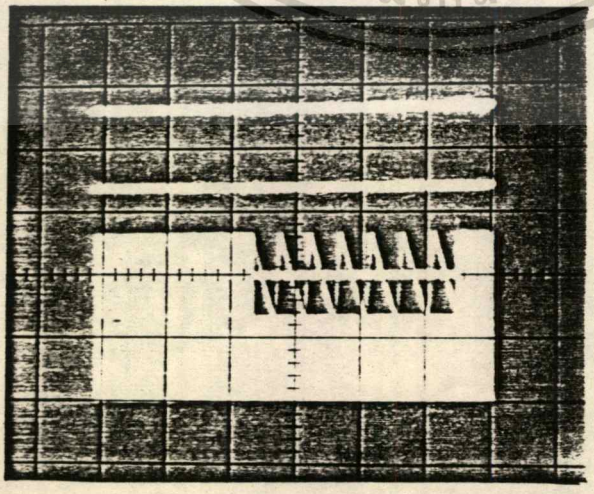
CH1 : screen 4

CH2 : screen 3

CH3 : screen 2

CH4 : screen 1

รูปที่ 5.3.1



CH1 : screen 3

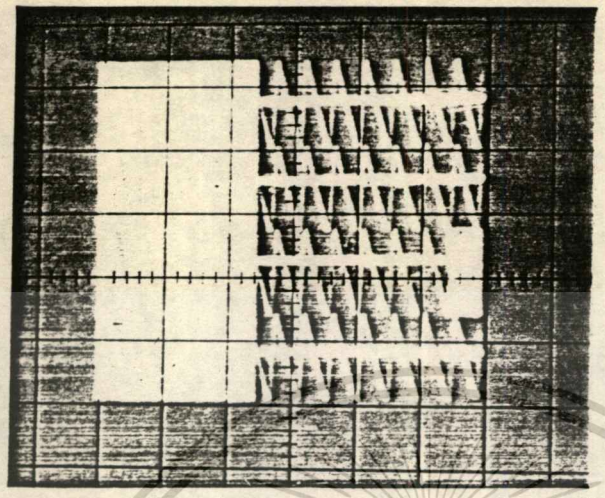
CH2 : screen 3

CH3 : screen 2

CH4 : screen 4

รูปที่ 5.3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



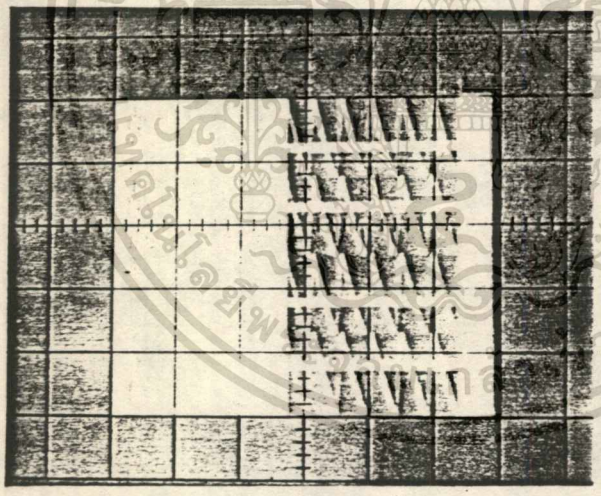
CH1 : screen 1

CH2 : screen 1

CH3 : screen 2

CH4 : screen 1

รูปที่ 5.3.3



CH1 : screen 2

CH2 : screen 2

CH3 : screen 2

CH4 : screen 2

รูปที่ 5.3.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

บทวิจารณ์และสรุป

จากที่กล่าวมาทั้งหมดเป็นเพียงส่วนหนึ่งของระบบทั้งหมดซึ่งส่วนที่ศึกษาไปแล้วได้แก่ การนำเอาเทอร์มิสเตอร์ (Thermister) มาใช้เป็นตัวตรวจจับสัญญาณของการวัดอัตราการหายใจซึ่งแต่เดิมนั้นใช้วิธีตรวจจับจากความแตกต่างของอิมพีแดนซ์ของปอดที่เกิดจากการยืดและหด แต่เนื่องจากมีปัญหาคือค่าความแตกต่างนั้นมีค่าน้อยมากทำให้ยุ่งยากแก่การออกแบบวงจร ซึ่งผลจากการศึกษานั้นเทอร์มิสเตอร์ (Thermister) สามารถทำงานได้ดีและยังสามารถปรับปรุงความไวของการวัดได้

และในส่วนของมอนิเตอร์นั้นก็ได้ศึกษาถึงการนำเอา Z-80 มาใช้เป็นตัวควบคุมระบบทั้งหมดซึ่งผลดีก็คือ เราสามารถพัฒนาระบบโดยใช้ซอฟแวร์ได้ในภายหลังซึ่งไม่ทำให้สิ้นเปลืองและยุ่งยากเหมือนกับการพัฒนาทางฮาร์ดแวร์ และยังมีความคล่องตัวในการใช้งานคือสามารถเลือกให้จอแสดงผลในลักษณะต่างๆกันตามที่ผู้ใช้ต้องการได้ดังแสดงในรูปตัวอย่างบทที่5

สำหรับส่วนวงจรที่เหลือของระบบที่จะต้องทำการศึกษาต่อไปเพื่อให้งานเสร็จสมบูรณ์ทั้งระบบสามารถนำไปใช้งานได้จริงนั้นได้แก่

1. **วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล** (Analog to Digital Converter) จะเป็นวงจรส่วนที่แปลงข้อมูลอนาล็อกต่างๆ เช่นคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เป็นสัญญาณดิจิตอลเพื่อเก็บลงในหน่วยความจำเพื่อนำข้อมูลเหล่านั้นไปประมวลผลต่อไป

2. **วงจรคาแลคเตอร์เจนเนอเรเตอร์** (Cherecter Generator) จะเป็นวงจรส่วนที่เก็บลักษณะของตัวอักขระที่ต้องการแสดงออกหน้าจอ

3. **วงจรเพาเวอร์แอมป์** (Power Amplifier) เป็นวงจรส่วนที่สำคัญอีกส่วนหนึ่งซึ่งจะใช้เป็นตัวขับกระแสให้กับจอภาพ เนื่องจากคลื่นรูปฟันเลื่อยที่ใช้สแกนอิเลคตรอนของจอภาพนั้นในช่วงเวลาสบัดกลับเราต้องการใช้เวลาให้น้อยที่สุดดังนั้นวงจรเพาเวอร์แอมป์จึงควรมีค่าสลุเรตสูงๆซึ่งผลที่ได้ก็คือจะทำให้ภาพที่ได้มีความละเอียดและคมชัดเพิ่มขึ้น ซึ่งเป็นผลงานที่ต่างกับ ไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์ ที่เคยมีการทดลองมา คือ ไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์ ในที่นี้มีการนำไมโครโปรเซสเซอร์มาใช้ ทำให้สามารถพัฒนาซอฟท์แวร์เพื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูลต่างๆได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำปริญญานิพนธ์ เรื่อง Microprocessor Based I.C.U. Monitor ได้รับความช่วยเหลือจากอาจารย์มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์พิชัย คูศิริวานิชกร ในการให้คำแนะนำ จัดหาอุปกรณ์ และเครื่องมือต่าง ๆ เพื่อใช้ในการทดลองเป็นอย่างดี จึงขอขอบคุณมา ณ ที่นี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

1. ประกิจ ตังคิสานนท์, "ทฤษฎีโทรทัศน์", คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า ลาดกระบัง, 2529

2. David F.Stout, "Handbook of Operational Amplifier Circuit Design", Mc Graw-Hill, Chapter 9-10, 1976

3. James W. Coffron, "Z-80 Application", SYBEX Inc., Chapter5-6, 1981

4. Joseph Carr, "Op-Amp Circuit Design & Application"

5. National Semiconductor, "Linear Data Book", 1973

6. Texes Instruments, "The TTL Data Book", 1981

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้