ปริญญานิพนธ์

เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

DIGITAL BEAT-TO-BEAT HEART-RATE METER

นายวิรัช วารุณโรจน์

นายสุรศักดิ์ เลี่ยมเลิศ

นายอนันศักดิ์ พงษ์เสถียรศักดิ์

A021063

เลขหมู่ ...

เลขทะเบียน 1295

วัน เดือน ปี -3 พ.ย. 2538

021063

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรครุศาสตร์อุตสาหกรรมบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

ภาควิชาครุศาสตร์วิศวกรรม

คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2537

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาควิชาครุศาสตร์วิศวกรรม

คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ใบรับรองปริญญานิพนธ์

หัวข้อปริญญานิพนธ์ เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

DIGITAL BEAT-TO-BEAT HEART-RATE METER

ชื่อนักศึกษา 1. นายวิรัช วารุณโรจน์ **รหัสประจำตัว** 36031227

2. นายสุรศักดิ์ เลี่ยมเลิศ **รหัสประจำตัว** 36031235

3. นายอนันศักดิ์ พงษ์เสถียรศักดิ์ **รหัสประจำตัว** 36031237

หลักสูตร ครุศาสตร์อุตสาหกรรมบัณฑิต **สาขาวิชา** วิศวกรรมโทรคมนาคม

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญานิพนธ์

1. อาจารย์วรวิทย์ สมหา
2. อาจารย์กิติพงศ์ มะโน
3. อาจารย์สันติ ตันตระกูล

คณะกรรมการสอบปริญญานิพนธ์	ลายมือชื่อ
1. อาจารย์วรวิทย์ สมหา	
2. อาจารย์กิติพงศ์ มะโน	
3. อาจารย์สันติ ตันตระกูล	
4. อาจารย์วิสุทธิ์ อธิพรธรรม	
5. อาจารย์สมชาย หมื่นสายญาติ	

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 20 พฤษภาคม 2538 **เวลา** 18.00 น. ถึงเวลา 19.00 น.

สถานที่สอบ ห้อง ค.310 คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม

ภาควิชาครุศาสตร์วิศวกรรม

ลงนาม.....

(ผศ.ดร.ธีระชัย ทิพหัสดิน ณ อยุธยา)

หัวหน้าภาควิชาครุศาสตร์วิศวกรรม

วันที่ 20 เดือน พ.ค. พ.ศ. 2538

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ในการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของผลงานทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

DIGITAL BEAT-TO-BEAT HEART-RATE METER

ผู้จัดทำ

1. นายวิรัช วารุณโรจน์
2. นายสุรศักดิ์ เลี่ยมเลิศ
3. นายอนันศักดิ์ พงษ์เสถียรศักดิ์

อาจารย์ที่ปรึกษา

ลงนาม.....

(อาจารย์วรวิทย์ สมหา)

ลงนาม.....

(อาจารย์กิติพงศ์ มะโน)

ลงนาม.....

(อาจารย์สันติ ตันตระกูล)

หัวหน้าภาควิชาครุศาสตร์วิศวกรรม

ลงนาม.....

(.ผศ.ดร.ธีระพล เทพหัสดิน ณ อยุธยา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

DIGITAL BEAT-TO-BEAT HEART-RATE METER

จุดประสงค์

1. เพื่อศึกษาการออกแบบและการสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจร
2. เพื่อสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรที่มีราคาถูก อุปกรณ์สามารถจัดหาได้โดยง่าย
3. เพื่อที่จะสามารถนำมาใช้งานได้จริง
4. เพื่อใช้งานกับการแพทย์ด้านการตรวจวัดชีพจรเบื้องต้น ได้อย่างสะดวก รวดเร็วและถูกต้อง
5. เพื่อให้สามารถนำไปใช้งานได้ตามสถานที่ต่างๆ

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. มีความรู้และความเข้าใจในหลักการทำงานของเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล
2. สามารถที่จะนำไปใช้งานได้จริง
3. สามารถผลิตเครื่องที่มีราคาถูกลง แต่คุณภาพใกล้เคียงกับเครื่องที่มีใช้ในปัจจุบัน
4. สามารถนำไปประยุกต์และใช้งานได้สะดวกและละเอียดยิ่งขึ้นต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

นายวิรัช วารุณโรจน์
นายสุรศักดิ์ เลี่ยมเลิศ
นายอนันศักดิ์ พงษ์เสถียรศักดิ์

อาจารย์ที่ปรึกษา
อาจารย์วรวิทย์ สมหา
อาจารย์กิติพงศ์ มะโน
อาจารย์สันติ ตันตระกูล
ปีการศึกษา 2537

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการนำเสนอเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอลโดยใช้แสงเป็นตัวตรวจจับสัญญาน มีการแสดงผลเป็นตัวเลขและเมื่อมีความผิดปกติเกิดขึ้นจากค่าที่ได้ตั้งไว้สัญญานเตือนก็จะทำงาน ในปัจจุบันอุปกรณ์ทางการแพทย์ได้ถูกประดิษฐ์ขึ้นมาอย่างมากมาย แต่ยังคงมีราคาที่สูงและต้องนำเข้าจากต่างประเทศเป็นส่วนมาก ปริญญานิพนธ์นี้เป็นการนำเสนอเครื่องที่ถอดแบบมาจากเครื่องที่มีการใช้งานจริง แต่เป็นการประยุกต์เพื่อสร้างเครื่องที่มีราคาถูก สามารถซ่อมสร้างได้ง่าย อุปกรณ์หาได้โดยสะดวกและมีคุณภาพใกล้เคียงกัน สามารถนำไปใช้งานได้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DIGITAL BEAT-TO-BEAT HEART-RATE METER

MR.WIRAT VAROONROTE
MR.SURASAK LEAMLERT
MR.ANANSAK PONGSATHIANSAK

ADVISOR

MR.WORAWIT SOMHA
MR.KITIPONG MANO
MR.SUNTI TUNTRAKOOL

1994

ABSTRACT

In the present, many pieces of medical equiment which are designed aboard but have expensive and then the most imported. This thesis presents the application of Digital beat-to-beat Heart-rate Meter use Infared that detector and providing digital displays of measurement. In addition,a warning signal sounds and light when the patients pulse rates are at critical levels.This thesis present from the real part of measurment that used by copied but nearly efficient for made the pieces of cheap,easily mantainent and found the pieces of equiment.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงงานชุดนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ก็ด้วยความกรุณาในการให้คำปรึกษา คำแนะนำ และความช่วยเหลือต่างๆ ตลอดจนให้โอกาสในการทำโครงงานอย่างเต็มที่ ทั้งทางด้านเครื่องมืออุปกรณ์ต่างๆ เวลาและสถานที่จากอาจารย์ประจำภาควิชาครุศาสตร์วิศวกรรม ทุกท่าน

ขอขอบคุณผู้ให้กำเนิดที่ให้โอกาสในการศึกษา รุ่นพี่และเพื่อนๆ จากการสื่อสารแห่งประเทศไทยที่ให้คำแนะนำและข้อมูลต่างๆ ตลอดจนทุกๆ ท่านที่มีส่วนเกี่ยวข้องช่วยเหลือทำให้โครงงานนี้สำเร็จได้ด้วยดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูปภาพ	VII
สารบัญตาราง	X
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	3
2.1 อิเล็กทรอนิกส์ในทางการแพทย์	3
2.2 การโมนิเตอร์พื้นฐาน (Essential and Basic Monitoring)	4
2.2.1 การตรวจวัดขั้นพื้นฐาน	4
2.2.2 การตรวจวัดขั้นก้าวหน้า	5
2.3 หลักการของเครื่องโมนิเตอร์	7
2.4 ระบบของเครื่องโมนิเตอร์	9
2.4.1 ระบบโมนิเตอร์ข้างเตียงผู้ป่วย (Bed Side Monitoring System)	9
2.4.2 ระบบการโมนิเตอร์ที่มีสถานีกลาง	10
2.5 การโมนิเตอร์ที่ใช้ในปัจจุบัน	15
2.5.1 ระบบการไหลเวียนเลือดของร่างกาย	15
2.5.2 ระบบการหายใจ	16
2.5.3 ระบบประสาท	16
2.5.4 ระบบอื่นๆ	16
2.6 ลักษณะเครื่องโมนิเตอร์ที่แตกต่างกัน	16
2.7 การประเมินปริมาณอ๊อกซิเจนในผู้ป่วย	17
2.7.1 Photometric Oximetry	17
2.7.2 Electrochemical Oximetry	20
2.7.3 Pulse Oximetry	21
2.8 สัญญาณชีพจร	22
2.8.1 คลื่นชีพจร	23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้า

2.8.2 การคลำชีพจร 23
2.9 เทคนิคการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ 25
2.9.1 เทคนิคในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ 26
2.9.2 เทคนิคการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ 27
2.10 ตัวกำเนิดแสงทางอิเล็กทรอนิกส์ 29
2.11 อุปกรณ์ตัวรับแสงทางอิเล็กทรอนิกส์ 30
2.12 คุณสมบัติของออปแอมป์ 31
2.13 ลักษณะการทำงานของออปแอมป์ 33
2.14 วงจรออปแอมป์พื้นฐาน 35
2.15 วงจรตรวจวัดสัญญาณรูปซายน์ 35
2.16 วงจรตรวจจับระดับแรงดัน 37
2.17 วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier.) 38
2.18 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Filter) 41
2.19 วงจรกรองความถี่สูง (High Pass Filter) 43
2.20 วงจรนับ (Counter) 45
2.21 การใช้ฟลิปฟลอปนับจำนวนพัลส์ 45
2.22 Seven Segment Display 47
2.23 วงจรแลทซ์ (Latch) 49
2.24 ไอซีหน่วยความจำ 52
2.25 การอ่านข้อมูลจาก EPROM 56
บทที่ 3 การออกแบบและการสร้าง 57
3.1 บทนำ 57
3.2หลักการทำงานของเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล 58
3.3 การทำงานของวงจร Pluse Rate 58
3.4 การทำงานของวงจรเตือน (Alarm) 61
3.4.1 การปรับตั้งค่า Hi-Lo Alarm 61
3.5 การทำงานของวงจร Counter and Display 65
3.6 EPROM Modulo-3 Counter and Display 68
3.7 Modulo-3 Counter 74139 69

เอกสารนี้ใช้เพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
3.8 การหาความถี่ของ CLK	69
3.9 การใช้สูตรคำนวณการหาค่าแอดเดรส (Address Location)	70
3.10 การถอดรหัสข้อมูล (Data Encoding)	71
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	72
4.1 บทนำ	72
4.2 การปรับแต่งเครื่อง	72
4.2.1 Comparator	72
4.2.2 Low Alarm	72
4.2.3 High Alarm	72
4.2.4 Oscillator ในวงจรนับ	73
4.3 การทดสอบเครื่อง	73
4.4 ผลการวัดรูปสัญญาณ	74
4.5 วิธีการใช้เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล	79
บทที่ 5 บทสรุปและแนวทางการพัฒนา	80
5.1 สรุปผลโครงงาน	80
5.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข	80
5.3 แนวทางการพัฒนาโครงงาน	81
บรรณานุกรม	82
ภาคผนวก ก ลักษณะการใช้เซ็นเซอร์แบบต่างๆ	83
ภาคผนวก ข รายละเอียดของอุปกรณ์และวงจรส่วนต่างๆ	86
ภาคผนวก ค ข้อมูลภายใน EPROM	97

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

รูปภาพ	หน้า
รูปที่ 2.1 เครื่องโมนิเตอร์ชนิด Compact Unit	5
รูปที่ 2.2 เครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยชนิดที่เป็นหน่วยแยกกัน (Modular Unit)	6
รูปที่ 2.3 เครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยชนิดที่ติดกับฝาผนังที่หัวเตียงผู้ป่วย	9
รูปที่ 2.4 เครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยชนิดมีล้อเข็นได้	10
รูปที่ 2.5 เครื่องมือวัดที่ใช้ในงาน I.C.U.	11
รูปที่ 2.6 การโมนิเตอร์ข้อมูลต่างๆ ของผู้ป่วยและเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่สถานีกลาง	12
รูปที่ 2.7 แผนผังระบบโมนิเตอร์ที่ใช้สถานีกลางที่มีห้องคอมพิวเตอร์อยู่ด้วย	13
รูปที 2.8 แผนผังระบบสถานีกลางที่ใช้โมนิเตอร์ผู้ป่วย 6 เตียง แบบที่หนึ่ง	14
รูปที่ 2.9 แผนผังระบบสถานีกลางที่ใช้โมนิเตอร์ผู้ป่วย 6 เตียง แบบที่สอง	14
รูปที่ 2.10 ระบบโมนิเตอร์ผู้ป่วยที่มีสถานีกลาง	15
รูปที่ 2.11 กราฟการดูดซับแสงของ (Hbo2) และ (Hb)	18
รูปที่ 2.12 กราฟอัตราส่วนระหว่างการใช้แสงสีแดงและแสงอินฟราเรด	18
รูปที่ 2.13 การวัดค่าอ๊อกซิเจนในผู้ป่วยที่ใช้เส้นใยนำแสงสอดใส่เข้าไปในหลอดเลือด	19
รูปที่ 2.14 หลักการเบื้องต้นของการส่งแสงผ่านนิ้วมือ	19
รูปที่ 2.15 การเปลี่ยนแปลงรูปคลื่นของ Pulse Pressure	25
รูปที่ 2.16 เวลาหน่วง (θ) ระหว่างการบีบตัวของหัวใจ (R WAVE) กับชีพจรเลือด	27
รูปที่ 2.17 อัตราการเต้นหัวใจจากการคำนวณหาค่าเฉลี่ย	28
รูปที่ 2.18 อัตราการเต้นของหัวใจจากการคำนวณหาเวลาการเต้นแต่ละครั้ง	29
รูปที่ 2.19 การไบอัสตรงของไดโอดแอลอีดีและลักษณะการเกิดแสง	29
รูปที่ 2.20 สัญญลักษณ์โครงสร้างของโฟโต้ทรานซิสเตอร์	31
รูปที่ 2.21 สัญญลักษณ์ทั่วไปของออปแอมป์	31
รูปที่ 2.22 บล็อกไดอะแกรมภายในของออปแอมป์	32
รูปที่ 2.23 การใช้ออปแอมป์ในแบบต่างๆ	33
รูปที่ 2.24 ความสัมพันธ์ของขั้วต่างๆ ของออปแอมป์	34
รูปที่ 2.25 วงจรเปรียบเทียบแรงดันโดยใช้ออปแอมป์	35
รูปที่ 2.26 การใช้ออปแอมป์เป็นตัวตรวจวัดแรงดัน	36
รูปที่ 2.27 การใช้ออปแอมป์เป็นตัวตรวจวัดโดยให้อินพุทและเอาท์พุทมีเฟสตรงกัน	37
รูปที่ 2.28 วงจรตรวจจับระดับแรงดัน	38

เอกสารนี้ได้รับการสนับสนุนให้เผยแพร่เพื่อประโยชน์ด้านการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้มีการแสวงหาผลประโยชน์ด้านการค้า ไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้า

รูปที่ 2.29 วงจรขยายกลับเฟสแบบมาตรฐาน 39
รูปที่ 2.30 วงจรขยายของออปแอมป์แบบลูปปิด 40
รูปที่ 2.31 กราฟวงจรความถี่ต่ำ 41
รูปที่ 2.32 ตัวอย่างของวงจรกรองความถี่ต่ำแบบพื้นฐาน 42
รูปที่ 2.33 กราฟของวงจรกรองความถี่สูง 44
รูปที่ 2.34 วงจรกรองความถี่สูงแบบพื้นฐาน 44
รูปที่ 2.35 การใช้ T-FF นับจำนวนพัลส์ 46
รูปที่ 2.36 ตัวอย่างแอลอีดี 7 ขีด 47
รูปที่ 2.37 แสดงแอลอีดี 7 ขีดแบบต่างๆ 48
รูปที่ 2.38 โครงสร้างของวงจรแลตช์ 4 บิต 49
รูปที่ 2.39 การใช้ TTL ต่อวงจรแลตช์ 50
รูปที่ 2.40 การประยุกต์แลตช์ในวงจรของเครื่องวัดความถี่ 51
รูปที่ 2.41 วงจรการทดลองอ่านข้อมูลจาก EPROM 56
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล 57
รูปที่ 3.2 วงจร Pulse Rate 59
รูปที่ 3.3 วงจรเตือน (Alarm) 62
รูปที่ 3.4 วงจร Counter และ Display 64
รูปที่ 3.5 บล็อกไดอะแกรมของภาค Counter and Display 65
รูปที่ 3.6 บล็อกไดอะแกรมของ Input Module 66
รูปที่ 3.7 สัญญาณเปรียบเทียบตามจุดต่างๆ ของ Binary Counter 66
รูปที่ 3.8 บล็อกไดอะแกรมของ Clock Binary Counter and Latch 67
รูปที่ 3.9 สัญญาณเปรียบเทียบตามจุดต่างๆ ของ Binary Counter and Latch 67
รูปที่ 3.10 บล็อกไดอะแกรมของ EPROM Modulo-3 Counter and Display 68
รูปที่ 4.1 สัญญาณอินพุทที่ถูกขยาย 15 เท่าและ 1000 เท่า 74
รูปที่ 4.2 เปรียบเทียบสัญญาณอินพุทกับสัญญาณเอาท์พุทของวงจรคอมพาเรเตอร์ 75
รูปที่ 4.3 การเปรียบเทียบสัญญาณอินพุทกับสัญญาณเอาท์พุทของ IC 4528 75
รูปที่ 4.4 สัญญาณที่อินพุทของภาคโมนิเตอร์ 76
รูปที่ 4.5 สัญญานความถี่ 682 Hz เปรียบเทียบกับเอาท์พุทของ AND Gate 76
รูปที่ 4.6 สัญญาณรีเซ็ท IC 4040 77

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้า

รูปที่ 4.7 สัญญาณ CLK เปรียบเทียบกับ LATCH 77
รูปที่ 4.8 ตัวเครื่องภายใน 79
รูปที่ 4.9 ตัวเครื่องภายนอก 78

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 2.1 EPROM เบอร์ต่างๆ ที่ใช้งานกันมาก	55
ตารางที่ 3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเต้นของชีพจรกับค่าเฉลี่ย	63
ตารางที่ 3.2 ค่าที่ได้จากการถอดรหัสเลขฐานสองเป็นเลขฐานสิบหก	71
ตารางที่ 4.1ผลการทดสอบการวัดของเครื่องเปรียบเทียบกับการวัดโดยวิธีคลำชีพจร	73

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

บทที่ 1

บทนำ

ปัจจุบันวงการแพทย์และทางสาธารณสุขได้เจริญก้าวหน้าไปอย่างมาก ซึ่งผลส่วนหนึ่งนั้นมาจากความสามารถและประสิทธิภาพของเครื่องมือแพทย์อันทันสมัย แต่ก็ยังคงต้องสั่งซื้อมาจากต่างประเทศในราคาที่สูงมาก นอกจากนั้นเครื่องมือแพทย์บางอย่างที่นำเข้ามายังใช้เทคโนโลยีที่สูงเกินความจำเป็น ทำให้มีความยุ่งยากในการใช้งาน อีกทั้งสิ้นเปลืองเวลาและค่าซ่อมบำรุงก็สูงด้วย ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องสร้างเครื่องมือแพทย์ ที่มีขีดความสามารถใกล้เคียงกันกับเครื่องมือแพทย์ที่นำเข้ามาจากต่างประเทศและพยายามสร้างส่วนที่จำเป็นต้องใช้งานจริงๆ รวมทั้งการใช้งานต้องง่ายพร้อมทั้งมีราคาถูก เครื่องมือแพทย์ดังกล่าวนี้ได้ถูกสร้างขึ้นโดยคำนึงถึงความเหมาะสมในหลายด้าน ทั้งด้านความจำเป็นในทางการแพทย์ การออกแบบตามหลักวิศวกรรมและวัสดุที่ต้องจัดหาซื้อได้ง่าย ความปลอดภัยของผู้ป่วยและผู้ใช้เครื่อง นอกจากนี้แล้วก็ยังต้องคำนึงถึงการบำรุงรักษาและการซ่อมแซมที่ไม่ยุ่งยากอีกด้วย ส่วนทางด้านความสำคัญของการการซ่อมแซมเมื่อเกิดการขัดข้องของเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ในทางการแพทย์ที่จะต้องพิจารณานอกเหนือไปจากเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ธรรมดาคือ

(1) ต้องคำนึงถึงอันตรายของไฟฟ้าต่อตัวผู้ป่วย

เครื่องที่ใช้ในทางการแพทย์ต้องให้มีไฟฟ้ารั่วได้น้อยที่สุด โดยเฉพาะเครื่องมือที่ต้องใช้ต่อกับตัวผู้ป่วยโดยตรง ฉะนั้นเมื่อเครื่องมือมีการขัดข้องและต้องได้รับการซ่อมแซม ก็จะต้องได้รับการแก้ไขเป็นอย่างดีและต้องคำนึงถึงจำนวนไฟฟ้าที่รั่วได้ด้วย

(2) เครื่องมือที่มีความสำคัญต่อชีวิตผู้ป่วย

เครื่องอิเล็กทรอนิกส์หลายๆ อย่างที่มีความสำคัญต่อชีวิตของผู้ป่วยจำเป็นต้องได้รับการดูแลให้มีสภาพดีอยู่ตลอดเวลา เมื่อมีความผิดปกติเกิดขึ้นก็ต้องรีบทำการแก้ไขซ่อมแซมเป็นอย่างดี ตัวอย่างเช่น เครื่องช่วยการหายใจ เมื่อมีการติดขัดขึ้นย่อมหมายถึงชีวิตถ้าไม่ได้รับการช่วยเหลือทันท่วงที เครื่องคุมจังหวะหัวใจก็ยิ่งมีความสำคัญมากขึ้นไปอีกและถ้าเป็นชนิดที่ต้องฝังอยู่ในตัวผู้ป่วยก็ต้องได้รับการตรวจสอบความคงทนเป็นพิเศษ

(3) เครื่องตรวจวัดต่างๆ ต้องมีความแม่นยำ

ในการตรวจวินิจฉัยรวมทั้งการดูแลรักษาผู้ป่วยนั้น จำเป็นที่จะต้องอาศัยข้อมูลจากเครื่องอิเล็กทรอนิกส์อยู่มาก ฉะนั้นเครื่องต้องได้รับการตรวจสอบและเทียบค่าให้ถูกต้องเสมอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ในปี ค.ศ. 1818 นักฟิสิกส์ชาวฝรั่งเศสชื่อ RENE LAENNEC ได้ประดิษฐ์ Acoustis Stethscope ขึ้นมาใช้ซึ่งนับว่าเป็นก้าวใหม่ของการเรียนรู้ทาง Physiologic นั่นคือเครื่อง Mechcnical Monitoring Instrument อันหนึ่ง นับจากเวลานั้นถึงปัจจุบันเป็นเวลาประมาณ 176 ปีมาแล้ว ต่อมาเครื่องโมนิเตอร์ได้รับการพัฒนาขึ้นอย่างมากมาย รวมทั้งเครื่องโมนิเตอร์ที่ใช้อยู่ในปัจจุบันนี้ก็ยังมีความสลับซับซ้อนมากขึ้นและได้รับการออกแบบต่างๆ กัน เพื่อที่จะช่วยในการตรวจวัดและใช้ในการรักษาของแพทย์อย่างใกล้ชิด รวดเร็วและมีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้น ตามหลักทางการแพทย์แล้ว จะทำการตรวจวัดสัญญาณชีพจรโดย Vitalsigns Monitor ซึ่งสามารถโมนิเตอร์ลักษณะอาการและแสดงการทำงานของอวัยวะที่จำเป็นของผู้ป่วยได้ (Vital Sign) การตรวจวัดที่จำเป็นซึ่งควรทำก่อนอื่นโดยไม่จำกัดว่าผู้ป่วยเป็นโรคอะไรคือการตรวจวัดการทำงานของหัวใจ โดยอาจจะต้องใช้เครื่อง Monitor E.C.G. ซึ่งสามารถตรวจวัดการทำงานของหัวใจได้ ในบางเครื่องมีการแสดงรูปคลื่นหัวใจ (E.C.G.) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ให้ทราบด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

ในปัจจุบันนี้ในวงการทางแพทย์และสาธารณสุขได้มีการพัฒนาไปอย่างมาก ส่วนประกอบในการพัฒนานั้น สิ่งหนึ่งก็คืออุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์ ซึ่งเป็นการนำเอาเทคโนโลยีต่างๆ มาใช้ อาจจะเรียกได้ว่าเป็นเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในทางการแพทย์ โดยมีการใช้งานที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์ทั้งทางตรงและทางอ้อม กล่าวคือ

ก. เกี่ยวข้องโดยตรง

1) ทำหน้าที่เก็บสัญญาณต่างๆ เพื่อนำมาใช้ในการบันทึก เช่น ในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography) เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค เพราะหัวใจเป็นอวัยวะอย่างหนึ่งในร่างกายที่ทำให้มีไฟฟ้าเกิดขึ้นขณะทำงาน หรือตรวจสภาพการทำงานในร่างกาย เป็นต้น

2) ทำหน้าที่ปล่อยสัญญาณบางอย่างเข้าไปในตัวคน เช่น Short wave diathermy เพื่อการรักษาโรคบางอย่าง

3) ทำหน้าที่ควบคุมและช่วยการกระตุ้นการทำงานในร่างกาย เช่น เครื่องช่วยการหายใจ (Respirator) จะทำหน้าที่เก็บสัญญาณของการหายใจที่มีอยู่จากร่างกายนำมาปรับปรุงในเครื่องมือแล้วส่งกลับไปควบคุมการหายใจอีกต่อหนึ่ง ซึ่งเป็นการช่วยการหายใจเมื่อผู้ป่วยมีภาวะการหายใจไม่เพียงพอ

ข. เกี่ยวข้องโดยทางอ้อม

เครื่องมือพวกนี้ไม่ได้ติดต่อโดยตรงกับร่างกาย ดังนั้นจึงอาจจะนับรวมได้ว่าเป็นเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในด้านวิทยาศาสตร์อย่างอื่นด้วย ตัวอย่างเช่น เครื่องมือที่ใช้ในห้องปฏิบัติการเครื่องมือตรวจวัด พี.เอช. ของเลือดที่นำออกมาจากร่างกายแล้ว ฉะนั้นเครื่องมือนี้จึงสามารถใช้วัด พี.เอช. ของเลือดหรือสารน้ำที่อยู่ในร่างกายโดยตรงได้โดยการดัดแปลงเป็นพิเศษ

2.1 อิเล็กทรอนิกส์ในทางการแพทย์

ความก้าวหน้าในทางการแพทย์ส่วนหนึ่งเป็นผลมาจากความก้าวหน้าของอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งในร่างกายของมนุษย์อาจเปรียบได้กับวงจรไฟฟ้าโดยทุกๆ เซลล์ของมนุษย์จะมีปฏิกิริยาเคมีเกิดขึ้นตลอดเวลาและเกิดอิออนซึ่งมีอำนาจทางไฟฟ้า อิเล็กทรอนิกส์ช่วยให้สามารถวัดขนาดสัญญาณที่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย เช่น การวัดโดยใช้แสง Infrared ยิงผ่านส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย เช่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นิ้วมือ, ใบหู แล้วแต่ความเข้มของแสงจะเปลี่ยนแปลงตามความเข้มของเลือดที่ถูกสูบฉีดจากหัวใจ ทำให้สามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ ซึ่งช่วยให้แพทย์ได้รู้และสามารถนำมาใช้ประกอบการวินิจฉัยอาการหรือโรคต่างๆ ได้อย่างแม่นยำ

อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่เข้ามาเกี่ยวข้องทางการแพทย์เป็นสิ่งแรกคือ หลอด X-Ray แสงจาก X-Ray สามารถผ่านส่วนต่างๆ ของร่างกายได้แตกต่างกัน เช่น ผ่านกล้ามเนื้อได้ดีกว่ากระดูก เมื่อนำฟิล์มมาวางด้านหลังของร่างกายในแนวเดียวกับแสงจากหลอด X-Ray จะเกิดภาพขึ้นมาบนฟิล์ม ซึ่งความเข้มของภาพนี้จะขึ้นอยู่กับปริมาณของแสงที่ผ่านไปได้ แพทย์จะนำฟิล์มที่ได้มาใช้ในการวิเคราะห์หาความผิดปกติ เช่น หาปริมาณที่กระดูกหัก หาปริมาณที่เป็นโรคมะเร็ง เป็นต้น ถึงแม้ว่า X-Ray จะมีประโยชน์แต่ก็มีอันตรายกับร่างกายอยู่มาก เช่นกัน ดังนั้นจึงต้องใช้ให้ถูกต้องภายใต้การควบคุมของแพทย์

นอกจากนี้อิเล็กทรอนิกส์ยังช่วยบำบัดกล้ามเนื้อส่วนต่างๆ ให้กลับคืนสู่สภาพปกติได้อย่างรวดเร็วยิ่งขึ้นโดยใช้คลื่นความถี่สูง (เช่น 27 MHz) แทรกผ่านเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อแล้วทำให้เกิดความร้อนขึ้นภายใน หรือใช้การสั่นด้วยคลื่นความถี่สูงมากถึงระดับ Ultrasonic และในการใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทำหน้าที่แทนอวัยวะบางส่วนของร่างกายที่พิการไปก็สามารถทำได้ไม่ยากนัก เช่นใช้ควบคุมแขนเทียม ขาเทียม ใช้อิเล็กทรอนิกส์ทำเป็นเครื่องช่วยกระตุ้นหัวใจ ใช้อิเล็กทรอนิกส์ตรวจจับวัตถุเพื่อใช้แทนนัยน์ตา เหล่านี้เป็นต้น

จากที่กล่าวมาแล้ว เครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ถูกนำมาใช้อีกอย่างที่สำคัญก็คือ เครื่องที่ใช้สำหรับการโมนิเตอร์ผู้ป่วย ซึ่งทำให้การดูแลผู้ป่วยมีประสิทธิภาพมากขึ้น คำว่าโมนิเตอร์นั้นมีรากคำมาจากภาษาฝรั่งเศสที่แปลเป็นภาษาอังกฤษว่า Watching ซึ่งหมายถึงการเฝ้าระวัง ดังนั้นเครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยจึงทำหน้าที่คอยเฝ้าระวังและติดตามการเปลี่ยนแปลงสภาวะต่างๆ ของผู้ป่วยได้อย่างใกล้ชิด

2.2 การโมนิเตอร์พื้นฐาน (Essential and Basic Monitoring)

การโมนิเตอร์ผู้ป่วย จัดได้ว่าเป็นการช่วยแพทย์และพยาบาลในการเฝ้าดูแลผู้ป่วยเพื่อที่จะได้ทราบสภาวะของผู้ป่วยได้อย่างรวดเร็วและตลอดเวลา เครื่องมือที่ใช้มีอยู่หลายชนิด แต่อาจแบ่งตามขั้นของความจำเป็นและความมากน้อยในการตรวจวัดได้ ดังนี้

2.2.1 การตรวจวัดขั้นพื้นฐาน

หมายถึง การตรวจวัดที่จำเป็นซึ่งควรทำก่อนอื่นโดยไม่จำกัดว่าผู้ป่วยเป็นโรคอะไร เช่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

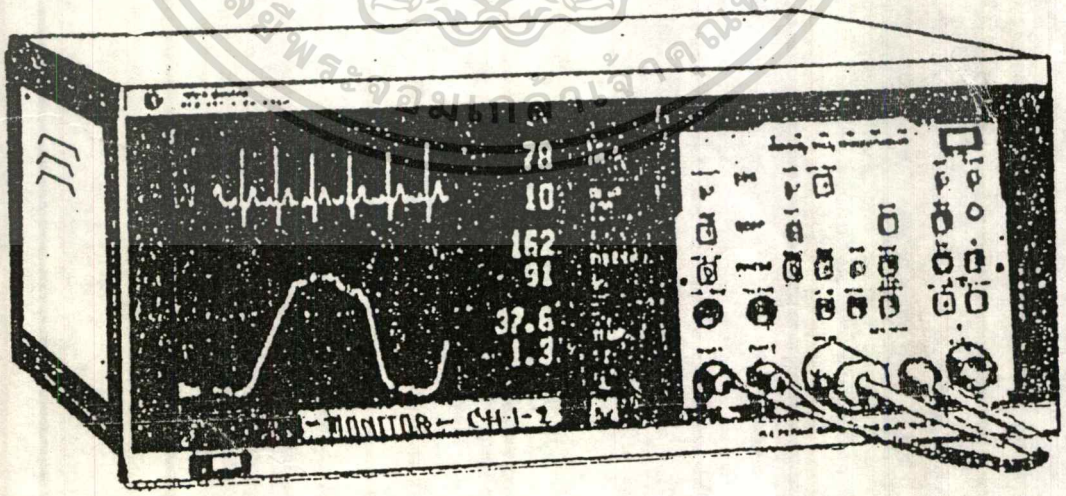
การตรวจวัดการทำงานของหัวใจ โดยที่อาจจะไม่ต้องใช้เครื่อง E.C.G. ในขั้นแรกแต่จะใช้เครื่องแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยออสซิลโลสโคปแทนการบันทึกลงบนกระดาษของเครื่อง E.C.G. ซึ่งสิ้นเปลืองมากกว่า นอกจากนี้ยังมีเครื่องแสดงอัตราหัวใจหรืออัตราการเต้นของชีพจรด้วย

2.2.2 การตรวจวัดขั้นก้าวหน้า

หมายถึง การตรวจวัดการทำงานอย่างอื่นที่จำเป็นเพิ่มขึ้นไปอีก ซึ่งประกอบไปด้วยการวัดอุณหภูมิของร่างกายโดยใช้เทอร์โมมิเตอร์อิเล็กทรอนิกส์และการตรวจวัดอัตราการหายใจโดยใช้เครื่องวัดอัตราการหายใจ นอกจากนั้นอาจเพิ่มเติมการตรวจวัดความดันเลือด ซึ่งในบางที่แล้วก็ไม่จำเป็นที่จะต้องโมนิเตอร์ เพราะมีวิธีการใช้ที่ค่อนข้างจะยุ่งยากและการใช้เครื่องวัดความดันเลือดแบบปรอทที่นิยมกันอยู่ในปัจจุบันก็ได้ผลดีเป็นที่น่าพอใจ

ถึงแม้ว่าการตรวจวัดได้ถูกแบ่งออกมาตามขั้นตอนดังกล่าวแล้วก็ตาม เครื่องโมนิเตอร์ที่ถูกสร้างมาจากบริษัทต่างๆ ก็ยังพยายามที่จะสร้างเครื่องมือให้สามารถตรวจวัดได้หลายอย่างในเครื่องเดียวกัน ซึ่งอาจแบ่งได้ดังนี้

(1) ชนิดที่ประกอบเป็นชุดเดียวกัน (Compact Unit) เครื่องชนิดนี้ประกอบด้วยเครื่องตรวจวัดที่จำเป็นและเป็นพื้นฐานอยู่ในเครื่องเดียวกัน ส่วนในด้านของการใช้งานก็ไม่ค่อยยุ่งยากนักซึ่งโดยมากเครื่องจะมีขนาดเล็กและน้ำหนักเบา

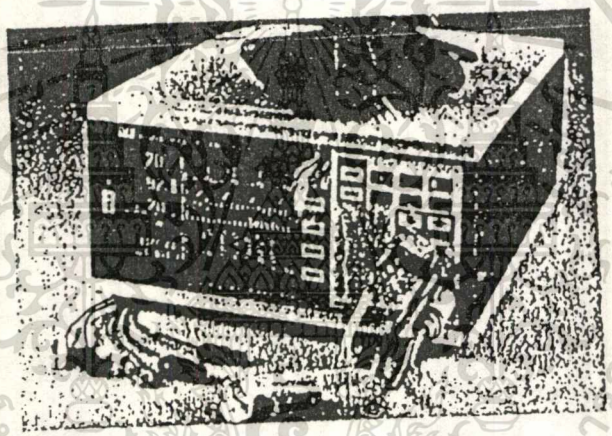


รูปที่ 2.1 เครื่องโมนิเตอร์ชนิด Compact Unit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(2) ชนิดที่เป็นหน่วยแยกกัน (Modular Unit) เป็นเครื่องมือที่ประกอบไปด้วยหน่วยวัดย่อยต่างๆ สามารถวัดอาการแสดงได้แต่ละอย่างแล้วนำมาประกอบเป็นชุดเดียวกันได้ โดยทำเป็นกล่องใหญ่บรรจุหน่วยย่อย

นอกจากนั้นยังมีเครื่องมือบางอย่างที่ทำเป็น Compact Unit เล็กๆ แต่ต้องนำมาใช้ร่วมกันหลายหน่วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งการโมนิเตอร์ข้างเตียงผู้ป่วย ซึ่งเครื่องมือดังกล่าวจะประกอบด้วย Compact Unit ที่ใช้วัด E.C.G., ชีพจร, อัตราการเต้นหัวใจ, อุณหภูมิร่างกายและการหายใจ, วัดความดัน Systole และความดัน Diastole, วัดความดันของเลือดดำ เหล่านี้เป็นต้น แล้วจึงนำเอา Compact Unit เหล่านี้มาติดตั้งให้เป็นระเบียบหรือใกล้เคียงกันเพื่อความสะดวกในการใช้งาน



รูปที่ 2.2 เครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยชนิดที่เป็นหน่วยแยกกัน (Modular Unit)

จากตัวอย่างของการโมนิเตอร์ที่ได้แสดงไว้ข้างต้นจะเห็นได้ว่า เครื่องโมนิเตอร์ที่มีใช้ส่วนใหญ่จะเป็นการโมนิเตอร์แสดงลักษณะการทำงานของอวัยวะในร่างกาย ที่มีความจำเป็นอย่างมากต่อการดำรงชีวิตของผู้ป่วย (Vital Signs) ซึ่งได้แก่

(1) การทำงานของหัวใจ หัวใจนับเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงทั่วร่างกาย โดยอาศัยคุณสมบัติที่หัวใจสามารถทำงานได้เองเป็นจังหวะ ดังนั้นสิ่งที่แสดงการทำงานของหัวใจก็คือ การวัด

- คลื่นไฟฟ้าของหัวใจ (E.C.G.)
- อัตราหัวใจ (Heart Rate)
- อัตราชีพจร (Pulse Rate)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(2) ความดันเลือดที่สามารถวัดได้ จะแสดงถึงสภาวะในการทำงานของระบบไหลเวียนเลือดโดยทั่วๆ ไป

(3) การหายใจ ในทางการแพทย์หมายถึงการแลกเปลี่ยนก๊าซในปอดและในเซลล์ แต่ปัญหาที่เกี่ยวกับการหายใจมักจะอยู่ที่การแลกเปลี่ยนก๊าซในปอดมากกว่าและเมื่อมีปัญหาเกิดขึ้น ก็สามารถที่จะให้การแก้ไขได้ง่ายแต่ต้องทำในเวลาที่จำกัด ดังนั้นสิ่งที่จะแสดงในการหายใจก็คือ

- อัตราการหายใจ (Respiratory Rate)

- ลักษณะการหายใจ คือการหายใจตื้นหรือลึกสม่ำเสมอหรือไม่

(4) อุณหภูมิร่างกาย แสดงถึงการปรับตัวให้ปกติอย่างหนึ่งของร่างกายปกติแล้วร่างกายต้องมีการปรับอุณหภูมิให้คงที่อยู่เสมอ โดยอาศัยการทำงานของระบบต่างๆ ในร่างกาย เมื่อผิดปกติไปจะได้ทราบการเปลี่ยนแปลงนั้นได้ทันที

2.3 หลักการของเครื่องโมนิเตอร์

ถึงแม้ว่าในปัจจุบันนี้มีความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีมากขึ้น ทำให้เครื่องโมนิเตอร์มีความสลับซับซ้อนมากขึ้น แต่ในการออกแบบและการสร้างโมนิเตอร์ก็ยังต้องอาศัยหลักการพื้นฐานดังต่อไปนี้

2.3.1 ตรวจวัดได้ตลอดเวลาหรือเป็นครั้งคราว

โดยทั่วไปเครื่องโมนิเตอร์ได้รับการออกแบบเพื่อให้สามารถตรวจวัดข้อมูลจากผู้ป่วยได้ตลอดเวลาหรือเรียกว่า Continuous Monitoring ทั้งนี้เพื่อทำให้ทราบถึงการเปลี่ยนแปลงของผู้ป่วยได้อย่างฉับไวเมื่ออาการของผู้ป่วยเปลี่ยนแปลงโดยทันที ดังนั้นจึงช่วยให้การรักษาพยาบาลเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพและไม่ล่าช้าเกินไป อย่างไรก็ดีถ้าอาการของผู้ป่วยเปลี่ยนแปลงไม่รวดเร็วนักก็สามารถทำการโมนิเตอร์ผู้ป่วยเป็นครั้งคราวที่เรียกว่า Intermittient Monitoring

2.3.2 รบกวนผู้ป่วยน้อย

หลักการอีกอย่างของเครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยก็คือเมื่อนำมาตรวจวัดผู้ป่วย ต้องรบกวนผู้ป่วยน้อยที่สุดเท่าที่จะสามารถทำได้ ทั้งนี้ก็เนื่องจากผู้ป่วยที่จำเป็นต้องใช้เครื่องโมนิเตอร์นั้นก็ย่อมเป็นผู้ป่วยหนักที่มีความไม่สบายอยู่มากแล้ว ถ้าพยายามหลีกเลี่ยงไม่รบกวนผู้ป่วยมากได้ก็จะเป็นการดี ดังนั้นระบบของเครื่องโมนิเตอร์จึงควรใช้วิธีที่ไม่รุกล้ำ (Noninvasive) แต่อย่างไรก็ดี ถ้ามีเหตุที่ต้องจำเป็นเพื่อรักษาผู้ป่วยก็สามารถใช้วิธีที่รุกล้ำ (Invasive) เข้าไปในตัวผู้ป่วยได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

การหลีกเลี่ยงการรบกวนผู้ป่วยนั้น สามารถที่จะทำได้อีกอย่างก็คือโดยการลดจำนวนของสายต่อจากเครื่องโมนิเตอร์ไปยังผู้ป่วยให้น้อยลงที่สุด ซึ่งเรากระทำได้โดยอาศัยเทคโนโลยีที่เจริญก้าวหน้ามากขึ้นในปัจจุบัน ตัวอย่างเช่น ใช้เทคนิคของการรับส่งข้อมูลโดยระบบวิทยุไปยังเครื่องโมนิเตอร์ซึ่งตั้งอยู่ห่างจากผู้ป่วย โดยวิธีนี้ทำให้ไม่ต้องใช้สายต่อที่เรียกว่าเป็นระบบ Wireless หรือระบบไร้สายนั่นเอง

2.3.3 ได้ข้อมูลที่จำเป็น

เนื่องจากข้อมูลทางสรีรวิทยาที่สามารถนำออกมาจากตัวผู้ป่วยนั้นมีได้หลายอย่าง แต่โดยหลักจำกัดของการโมนิเตอร์ก็ต้องพยายามนำข้อมูลที่จำเป็นให้น้อยอย่างที่สุดเท่าที่จะทำได้ ทั้งนี้ก็เพื่อลดค่าใช้จ่ายในการโมนิเตอร์และยังรบกวนผู้ป่วยน้อยด้วย

2.3.4 เก็บข้อมูลและเรียกมาดูได้

เครื่องโมนิเตอร์โดยทั่วๆ ไปมักจะใช้วิธีแสดงข้อมูลตลอดเวลาในจอภาพออสซิลโลสโคปหรือแสดงเป็นตัวเลข แต่การแสดงข้อมูลนี้มักแสดงไว้เพียงชั่วคราวแล้วก็หมดไป ดังนั้นถ้าผู้ป่วยไม่ได้เฝ้าระวังอยู่ตลอดเวลาก็อาจไม่ทราบข้อมูลที่สำคัญได้ ระบบเครื่องโมนิเตอร์จึงควรเก็บข้อมูลและสามารถเรียกมาดูได้โดยง่าย ในสมัยเดิมใช้การเก็บข้อมูลโดยเทปแม่เหล็กแต่ในปัจจุบันนี้อาศัยการเก็บโดยหน่วยความจำต่างๆ ของเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งทำให้เราสามารถเรียกข้อมูลออกมาดูได้เมื่อต้องการ อย่างไรก็ดีเครื่องโมนิเตอร์ยังได้รับการออกแบบให้มีการเก็บข้อมูลพิเศษออกไป ดังเช่น ในการโมนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจถ้ามีความผิดปกติถึงระดับหนึ่งที่ปรับตั้งเอาไว้ก็จะสามารถเก็บข้อมูลของผู้ป่วยที่อยู่ในขั้นวิกฤตได้เองโดยอัตโนมัติ

2.3.5 ลดงานของบุคคลากร

การใช้เครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยเป็นวิธีหนึ่งที่ทำให้การดูแลผู้ป่วยมีประสิทธิภาพมากขึ้น แต่อย่างไรก็ดี จะต้องช่วยลดงานของบุคคลากรที่ต้องทำหน้าที่ดูแลผู้ป่วยด้วย ในการนี้เครื่องจะช่วยให้บุคคลากรนั้นไม่ต้องเฝ้าดูผู้ป่วยตลอดเวลา ต่อเมื่อสภาวะร่างกายของผู้ป่วยเปลี่ยนแปลงไปถึงระดับหนึ่งก็จะอาศัยระบบสัญญาณเตือนซึ่งอาจทำการเตือนได้โดยการใช้เสียงหรือใช้แสงจากเครื่องโมนิเตอร์ ทั้งสัญญาณแสงและเสียงจะเตือนให้ผู้ดูแลผู้ป่วยทราบและรีบไปช่วยเหลือผู้ป่วยได้ทันที อีกประการหนึ่ง ระบบของเครื่องโมนิเตอร์นั้นมักจะออกแบบให้เป็นระบบที่มีสถานีกลาง (Central Station) เพื่อส่งข้อมูลจากเตียงผู้ป่วยเข้าไปยังสถานีกลางซึ่งเป็นที่อยู่ของพยาบาล ดังนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

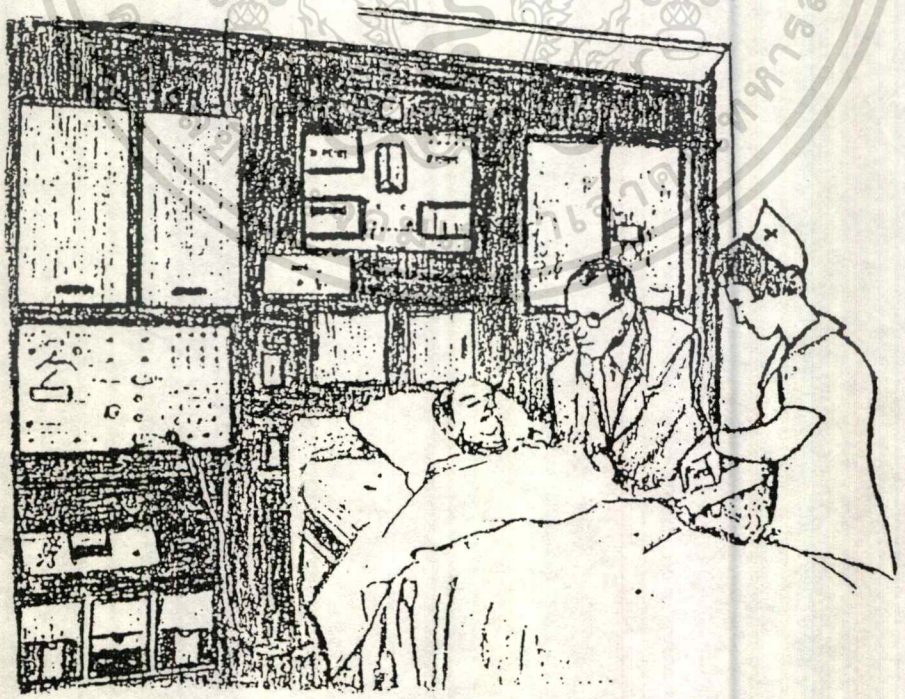
เมื่อมีพยาบาลประจำอยู่ที่สถานีกลาง ก็จะสามารถทราบความเป็นไปของผู้ป่วยที่เตียงหรือที่ห้องพักฟื้นของผู้ป่วยต่างๆ ได้

2.4 ระบบของเครื่องโมนิเตอร์

2.4.1 ระบบโมนิเตอร์ข้างเตียงผู้ป่วย (Bed Side Monitoring System)

ในระบบนี้จะมีเครื่องโมนิเตอร์เป็นชุดอยู่ใกล้เตียงผู้ป่วย ตำแหน่งการวางเครื่องมือนั้นทำได้เป็น 2 อย่าง คือ

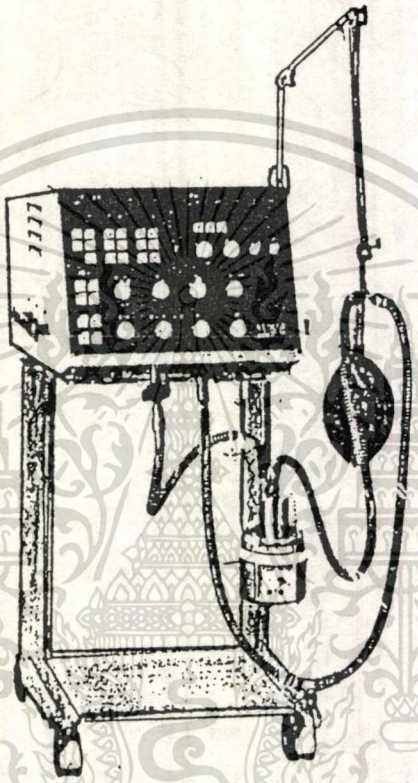
(1) อยู่หัวเตียงผู้ป่วย อาจติดไว้กับผนังหรือวางไว้บนหิ้งที่ติดกับผนัง วิธีนี้มีทั้งข้อดีและข้อจำกัดคือ ในการวางเครื่องหรือติดเอาไว้ที่ผนังจะช่วยเพิ่มพื้นที่ให้มีพื้นที่เพียงพอสำหรับการรักษาโดยเฉพาะการรักษาแบบฉุกเฉินที่ต้องการความรีบด่วนและถูกต้องที่สุด ข้อดีอีกประการหนึ่งก็คือเครื่องที่ติดวางไว้ถาวรย่อมมีระบบที่มั่นคง สะดวกต่อการใช้ ไม่เสียหรือขัดข้องง่าย แต่วิธีนี้มีข้อจำกัดคือ ไม่สามารถนำไปใช้ร่วมกับเตียงอื่นได้ ดังนั้นวิธีแบบนี้จึงไม่เหมาะสำหรับหอผู้ป่วยหนักที่มีงบประมาณหรือทุนน้อย แต่ถ้าเครื่องที่ใช้นั้นเป็นแบบที่ใช้วางบนหิ้งก็สามารถจะย้ายไปใช้กับเตียงอื่นได้แต่ก็ต้องเสียเวลาในการติดตั้งและอาจต้องเพิ่มต้นทุนอีกในการติดตั้งอีกด้วย



รูปที่ 2.3 เครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยชนิดที่ติดกับฝาผนังที่หัวเตียงผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(2) เป็นชุดที่ล้อเข็นได้วางไว้ข้างเตียงผู้ป่วย วิธีนี้มีข้อดีคือ สามารถโยกย้ายไปใช้กับเตียงอื่นได้ตามความเหมาะสมและตามจำเป็น แต่ก็มีข้อจำกัดคือต้องเพิ่มพื้นที่และอาจไม่สะดวกต่อการดูแลรักษาผู้ป่วย



รูปที่ 2.4 เครื่องโมนิเตอร์ผู้ป่วยชนิดที่ล้อเข็นได้

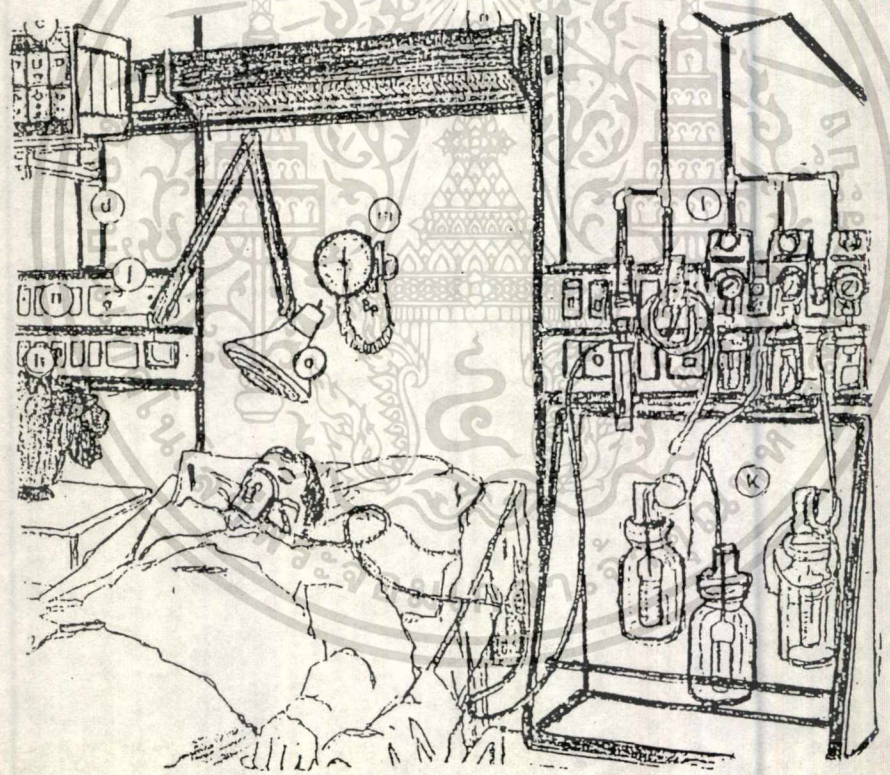
2.4.2 ระบบการโมนิเตอร์ที่มีสถานีกลาง

ในหอผู้ป่วยหนักที่มีผู้ป่วยหลายเตียง ทำให้เกิดมีวิธีการโมนิเตอร์โดยใช้ระบบสถานีกลางอีกระบบหนึ่ง ระบบนี้สถานีกลางจะอยู่ที่กลางห้องหรืออยู่ที่ด้านใดด้านหนึ่งของห้องแล้วแต่ความเหมาะสมของการจัดห้องนั้นๆ โดยที่สถานีกลางจะทำหน้าที่โมนิเตอร์ข้อมูลจากผู้ป่วยนั้นพร้อมทั้งมีสัญญาณเตือนจากผู้ป่วยทุกคนโดยมี Selector Unit ที่แสดงว่าผู้ป่วยเตียงไหนที่ถูกโมนิเตอร์โดยอยู่ในภาวะปกติและเตียงไหนที่อยู่ในภาวะสัญญาณเตือนหรือภาวะฉุกเฉิน หลังจากนั้นก็จะมีกลไกช่วยในการเตือนเจ้าหน้าที่โดยอัตโนมัติจากไฟแสดงเลขที่ของเตียงที่อยู่ในภาวะผิดปกติหรือภาวะฉุกเฉิน โดยที่ไฟแสดงเลขที่ของเตียงจะกระพริบเป็นจังหวะ ในขณะเดียวกันสัญญาณของผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากเตียงที่ถูกเลือกหรือเตือนก็จะถูกนำมาแสดงในจอภาพของออสซิลโลสโคปและถูกบันทึกไว้โดยอัตโนมัติ

เมื่อมีเครื่องบันทึกอยู่พร้อมจะทำให้สามารถบันทึก E.C.G. ของผู้ป่วยคนใดคนหนึ่งได้ที่สถานีกลางที่มีส่วนของแผง Switch (Key Board) สำหรับทำการบันทึก ส่วนในการเลือกข้อมูลสำหรับการบันทึกอื่นๆ จะมีปุ่มสำหรับกดเครื่องพิมพ์รหัสลงบนภาพหรือกระดาษบันทึก เช่น ในการวัดความดันเลือด ซึ่งทำได้โดยการควบคุมจากสถานีกลางโดยไม่ต้องไปวัดที่เตียงผู้ป่วย นอกจากนี้แล้วยังมีระบบอัตโนมัติสำหรับทำการตรวจวัดในภาวะฉุกเฉินอีกด้วย โดยให้ข้อมูลต่างๆ นั้นผ่านโดยตรงไปแสดงที่จอของออสซิลโลสโคปของสถานีกลางได้ในทันทีที่มีภาวะผิดปกติ

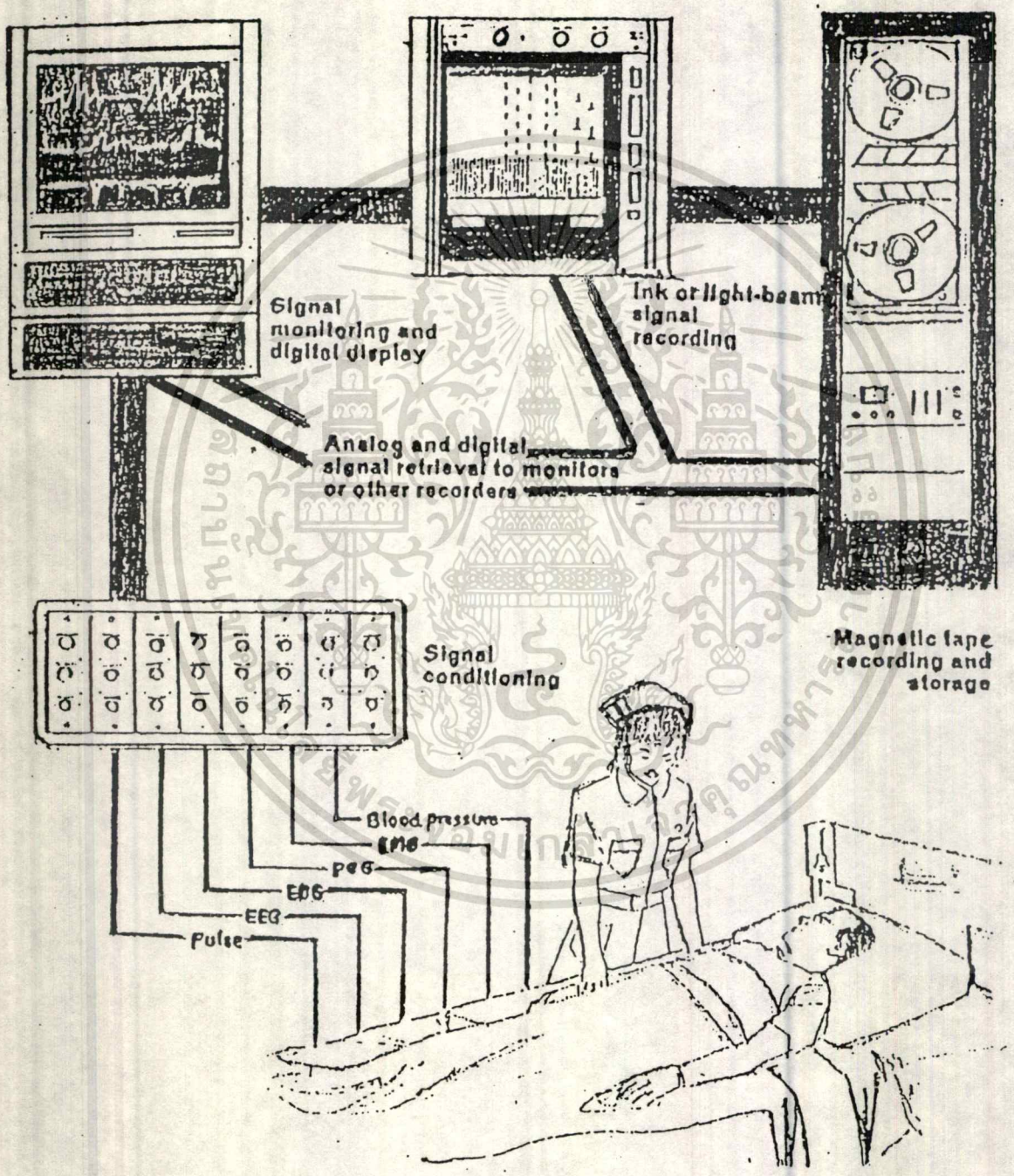


รูปที่ 2.5 เครื่องมือวัดที่ใช้ในงาน I.C.U.

รูปที่ 2.5 แสดงการจัดโมนิเตอร์แบบหนึ่ง โดยที่แบบนี้จะมีการโมนิเตอร์ผู้ป่วย 6 เตียง มีสัญญาณเตือนสำหรับภาวะหัวใจหยุด (Cardiac Arest Alarm) ของผู้ป่วยทุกเตียงที่สถานีกลางโดยที่ไม่ใช้วิธีการโมนิเตอร์ที่ข้างเตียงของผู้ป่วยทุกเตียง แต่จะใช้วิธีเลือกการโมนิเตอร์ที่ผู้ป่วยคนใดคนหนึ่งเอาไว้ตลอดเวลา (Continuous Monitoring) ที่สถานีกลางและมีการโมนิเตอร์เป็นครั้งๆ ไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

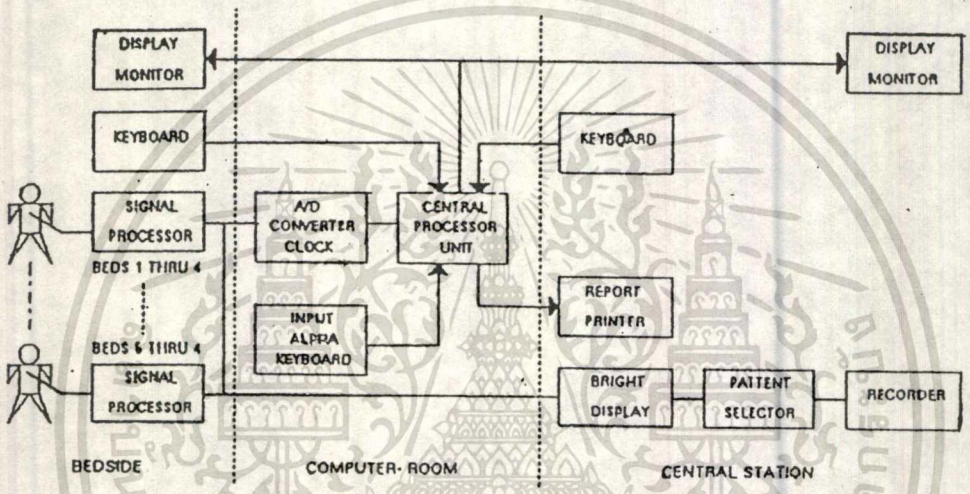
(Intermittent Monitoring) สำหรับผู้ป่วยอีก 5 ราย ที่เหลือ โดยจะทำการโมนิเตอร์รวมกันบนเครื่องโมนิเตอร์อีก 1 ชุด



รูปที่ 2.6 การโมนิเตอร์ข้อมูลต่างๆ ของผู้ป่วยและเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่สถานีกลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูปที่ 2.6 แสดงแผนผังการจัดโมนิเตอร์อีกวิธีหนึ่งที่ใช้เครื่องโมนิเตอร์อย่างครบถ้วน นอกจากมีชุดโมนิเตอร์สำหรับผู้ป่วยข้างเตียงแล้ว ที่สถานีกลางยังประกอบไปด้วยเครื่องโมนิเตอร์หลายอย่างนั่นคือ Control Unit ซึ่งสามารถเลือกข้อมูลต่างๆ เพื่อแสดงที่สถานีกลางได้ ดังนั้น สัญญาณ E.C.G.,ความดันเลือด, ชีพจร, การหายใจและอุณหภูมิร่างกาย จึงสามารถไปแสดงที่สถานีกลางได้

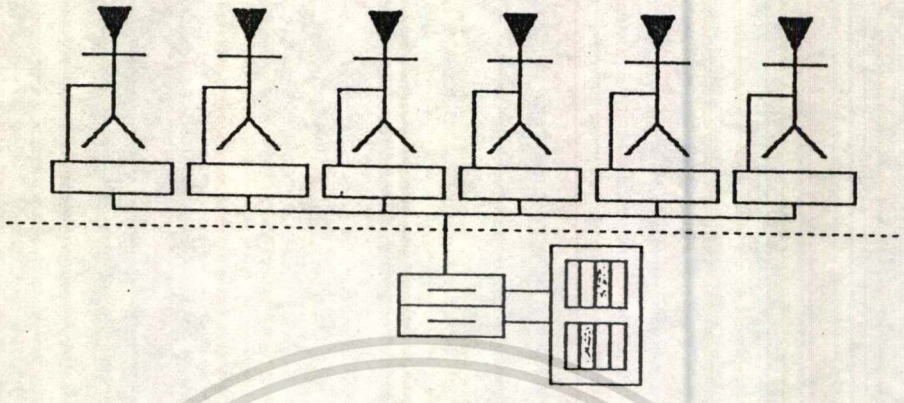


รูปที่ 2.7 แผนผังระบบโมนิเตอร์ที่ใช้สถานีกลางที่มีห้องคอมพิวเตอร์อยู่ด้วย

ระบบคอมพิวเตอร์ถูกนำมาใช้ในหอผู้ป่วยหนัก เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานให้มากขึ้นไปอีก ในรูปที่ 2.7 แสดงภาพของสถานีกลางและหน่วยคอมพิวเตอร์ การใช้ระบบคอมพิวเตอร์จากผู้ป่วยจะทำให้การเก็บข้อมูลละเอียดขึ้นและยังช่วยในการวินิจฉัยโรคได้ดีขึ้น โดยสามารถนำข้อมูลจากผู้ป่วยมาดูได้ทันทีทันใด จึงทำให้มีเวลาตรวจและสังเกตอาการจากตัวผู้ป่วยจริงๆ ได้มากขึ้นรวมทั้งอาจเรียกดูข้อมูลที่เก็บไว้ย้อนหลังไปได้ถึง 8 ชั่วโมง ระบบคอมพิวเตอร์จะช่วยทำหน้าที่ย่อและแสดงข้อมูลต่างๆ รวมทั้งการคำนวณเพื่อช่วยในการรายงานสภาพของผู้ป่วยได้ดีขึ้น

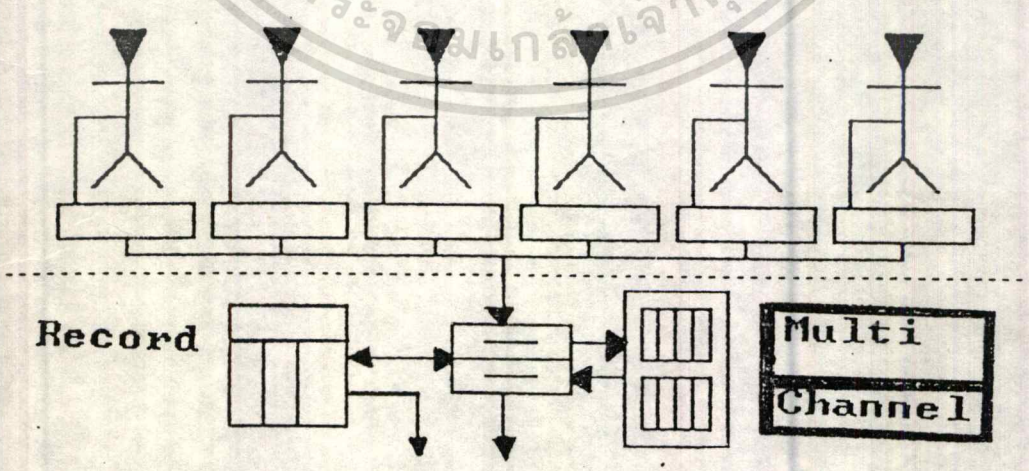
รูปที่ 2.8 แสดงวิธีการโมนิเตอร์อีกแบบหนึ่ง โดยมีการโมนิเตอร์ตลอดเวลาที่บริเวณเตียงของผู้ป่วยทั้ง 6 คน ผู้ป่วยเตียงที่ 1 และ 2 จะใช้โมนิเตอร์ชุดเดียว เช่นเดียวกับรายที่ 3 และ 4 ซึ่งผู้ป่วยทั้งหมดจะมีการโมนิเตอร์ E.C.G., ชีพจร, อัตราหัวใจ, อัตราหายใจและอุณหภูมิของร่างกาย) นอกจากนี้ผู้ป่วยทั้งหมด 6 เตียง ยังจะมีโมนิเตอร์สำหรับสัญญาณเตือนที่สถานีกลางอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 แผนผังระบบสถานีกลางที่ใช้โมนิเตอร์ผู้ป่วย 6 เตียงแบบที่หนึ่ง

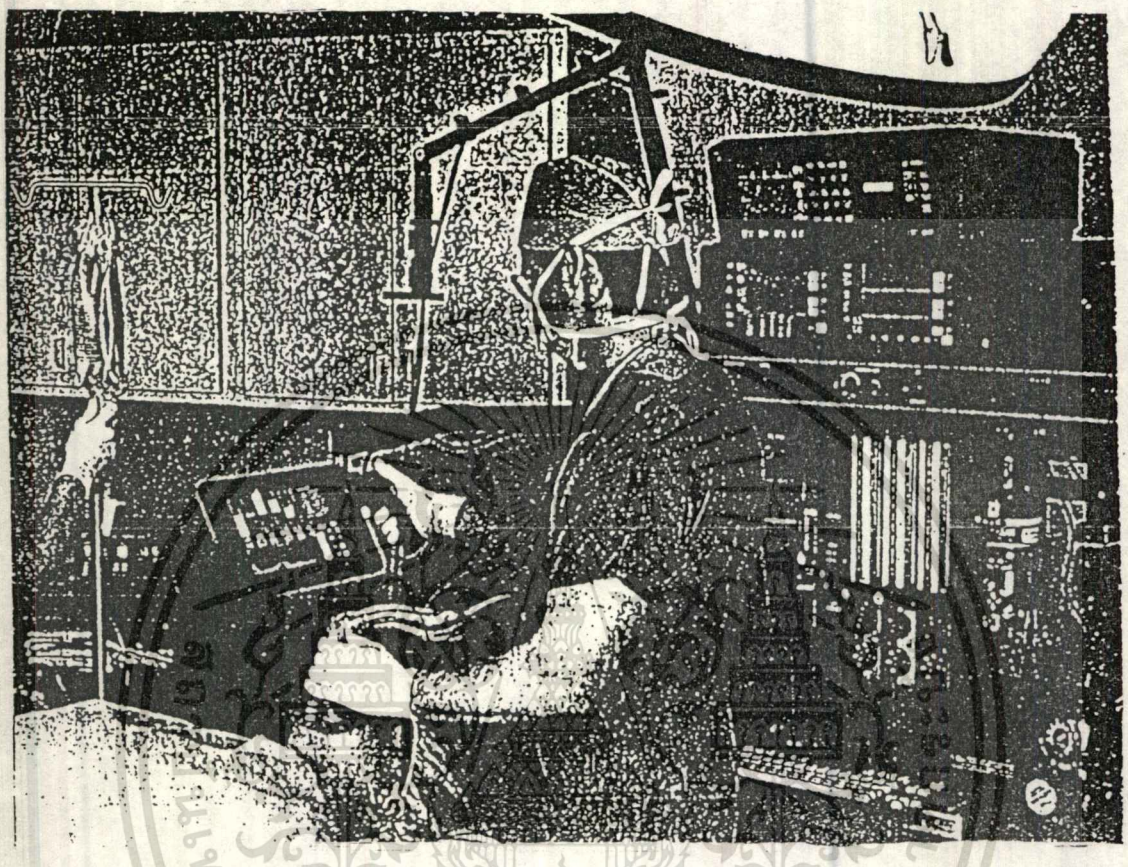
ลักษณะนี้ทำให้สามารถทราบสภาพของผู้ป่วยทั้งในขณะนั้นและการเปลี่ยนแปลงที่เป็นมาก่อน ที่สำคัญก็คือการใช้คอมพิวเตอร์ระบบนี้ไม่จำเป็นต้องมีความชำนาญเกี่ยวกับคอมพิวเตอร์แต่อย่างใด เพียงแต่ทำการกดสวิทซ์ (Switch) ที่แผงข้างเตียงหรือที่สถานีกลางก็จะทำให้ได้คำตอบโดยทางจอออสซิลโลสโคปซึ่งสามารถพิมพ์หรือแสดงเป็นกราฟ อีกทั้งเมื่อต้องการเปลี่ยนวิธีในการโมนิเตอร์หรือต้องการเพิ่มเติมข้อมูลเข้าไปในคอมพิวเตอร์ผู้ใช้เพียงแต่กดเลขที่ของผู้ป่วยเท่านั้นก็สามารถได้ข้อมูลออกมาตามต้องการ ในการโมนิเตอร์รายการพิเศษเฉพาะอย่างอาจทำได้เช่นกัน เช่น ในระบบ Arrhythmia Computer System ซึ่งคอมพิวเตอร์สามารถที่จะบอกรายละเอียดของสภาวะ Arrhythmia ที่เกิดขึ้นได้



รูปที่ 2.9 แผนผังระบบสถานีกลางที่ใช้โมนิเตอร์ผู้ป่วย 6 เตียง แบบที่สอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปพ.
ว689 ก 2537
ห้องสมุด
คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม สจล.



รูปที่ 2.10 ระบบโมนิเตอร์ผู้ป่วยที่มีสถานีกลาง

2.5 การโมนิเตอร์ที่ใช้ในปัจจุบัน

2.5.1 ระบบการไหลเวียนเลือดของร่างกาย

(1) การโมนิเตอร์สภาวะกล้ามเนื้อหัวใจด้วย E.C.G.

(2) การโมนิเตอร์การเต้นผิดจังหวะของหัวใจโดยเครื่องวิเคราะห์ E.C.G.

(3) การโมนิเตอร์ อัตราการเต้นของชีพจร

(4) การโมนิเตอร์ความดันเลือดแดงโดยวิธีตรงและอ้อม

(5) การโมนิเตอร์ความดันเลือดดำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1295 021063

2.5.2 ระบบการหายใจ

(1) การโมนิเตอร์ทางด้านเชิงกลของการหายใจ

(2) การโมนิเตอร์ก๊าซในการหายใจและขณะดมยาสลบ

(3) การโมนิเตอร์ก๊าซในเลือด

(4) การโมนิเตอร์อ๊อกซิเจน

(5) การวัด END-TIDAL CO_2

2.5.3 ระบบประสาท

(1) การโมนิเตอร์ความดันภายในกระโหลกศีรษะ

(2) การโมนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าสมอง (E.C.G.)

(3) การโมนิเตอร์ Evoked Potential

(4) การโมนิเตอร์ระดับความรู้สึกตัวขณะดมยาสลบ

2.5.4 ระบบอื่นๆ

(1) การโมนิเตอร์อุณหภูมิร่างกาย

(2) การโมนิเตอร์การทำหน้าที่ของไตในการขับปัสสาวะ

(3) การโมนิเตอร์ทารกในครรภ์

ในปัจจุบันนี้เครื่องโมนิเตอร์ จึงมักที่จะได้รับการออกแบบให้มีลักษณะเอนกประสงค์ขึ้น สามารถเคลื่อนย้ายไปใช้งานในสถานที่ต่างๆ ได้โดยง่าย ให้คุณสมบัติของเครื่องครอบคลุมการใช้งานทั้งหมดหรืออาจจะระบุความเหมาะสมกับการใช้งานที่ใด เป็นต้น

2.6 ลักษณะเครื่องโมนิเตอร์ ที่แตกต่างกันตามลักษณะหรือสถานที่การใช้งาน

(1) เครื่องโมนิเตอร์ที่ใช้ในห้องผู้ป่วยหนัก

(2) เครื่องโมนิเตอร์ในห้องผ่าตัด

(3) เครื่องโมนิเตอร์ในห้องฉุกเฉิน

(4) เครื่องโมนิเตอร์ในรถฉุกเฉินหรือรถพยาบาล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(5) เครื่องโมนิเตอร์ขณะผู้ป่วยกำลังพักฟื้นอยู่

2.7 การประเมินปริมาณออกซิเจนในผู้ป่วย

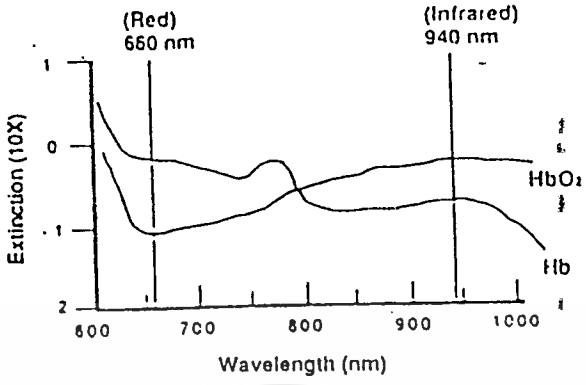
งานของวิศวกรคลีนิคนั้นเป็นงานที่ซับซ้อน จำเป็นที่จะต้องมีความรู้ถึงรายละเอียดในเรื่องเครื่องมือรวมถึงให้คำแนะนำแก่ผู้ใช้ได้ ความเจริญก้าวหน้าในเรื่องของเครื่องมือแพทย์นั้นก็เป็นไปอย่างรวดเร็ว ดังนั้นเครื่องที่นำมาใช้ประเมินสภาวะของผู้ป่วยหลายๆ อย่างจึงได้มีความพยายามเปลี่ยนวิธีการจากการวัดแบบรุกล้ำเข้าไปในร่างกาย (Invasive) มาเป็นแบบไม่รุกล้ำเข้าไปภายในร่างกาย (Non-Invasive) ซึ่งเท่ากับเป็นการเพิ่มคุณค่าของการตรวจนั้นๆ ขึ้นและโอกาสเสี่ยงต่อการติดเชื้อจะลดลง ตัวอย่างของเครื่องที่จะพูดถึงในที่นี้คือ เครื่องวัดปริมาณอ๊อกซิเจนในผู้ป่วย

เครื่องวัดปริมาณอ๊อกซิเจนในผู้ป่วย หากทำได้แม่นยำถูกต้องจะเป็นประโยชน์อย่างมาก โดยเฉพาะในการดูแลผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤต ผู้ป่วยที่ดมยาสลบ ผู้ป่วยที่ใช้เครื่องช่วยหายใจและทารกแรกเกิด (โดยเฉพาะในกรณีทารกที่คลอดก่อนกำหนด) ซึ่งในรายเหล่านี้ต้องทำการประเมินปริมาณอ๊อกซิเจนตลอดเวลาในสองทศวรรษที่ผ่านมานั้น เราทำการประเมินสภาวะของผู้ป่วยด้วยการวิเคราะห์ก๊าซในเลือด คือค่า PO_2 PCO_2 PH และ BE โดยใช้วิธีแบบ Invasive เจาะเลือดจากหลอดเลือดมาตรวจและการทำเช่นนี้ก็จำกัดมากซึ่งไม่อาจทำได้ในทารกที่คลอดก่อนกำหนดซึ่งทำได้ยากและสูญเสียเลือด ต่อมาได้มีการนำ Photometric Pulse Oximeter มาใช้ ซึ่งใช้ได้ง่ายกว่าและราคาไม่แพง ถือว่าเป็นการตรวจแบบ Non-Invasive ซึ่งสามารถประเมินผลได้ตลอดเวลาคือทั้งขณะนอนหลับ ขณะที่ออกกำลังกาย (Exercise Testing) และในขณะฟื้นฟูสภาพของปอด ทำให้มีความนิยมใช้เครื่อง Photometric Pulse Oximeter กันอย่างแพร่หลาย ในปัจจุบันเราจึงพบการใช้เครื่องชนิดนี้กันมากทั้งในห้องฉุกเฉิน ห้องผ่าตัด ห้องคลอด ห้องทารกแรกเกิด ห้องผู้ป่วยต่างๆ นอกจากนี้ยังนิยมนำมาใช้ที่บ้านด้วยเช่นกัน

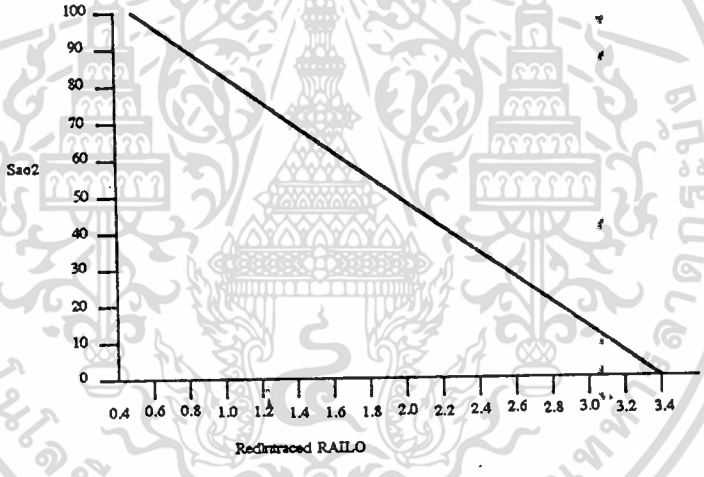
2.7.1 Photometric Oximetry

Photometric Oximetry เป็นการตรวจแบบ Non-Invasive ที่ประสบความสำเร็จมากที่สุดในการวัดปริมาณของอ๊อกซิเจนในเลือด หลักการก็คือใช้การสะท้อนกลับของแสงหรือการส่งผ่านไปได้ของแสง โดยที่เลือดมีฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ซึ่งทำให้การสะท้อนกลับหรือการส่งผ่านของแสงเปลี่ยนไป ทั้งนี้ก็ต้องขึ้นอยู่กับความยาวคลื่นของแสงและปริมาณเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของอ๊อกซิเจน (O_2 Sat) ที่ปรากฏในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 กราฟการดูดซับแสงของ (HbO_2) และ (Hb)

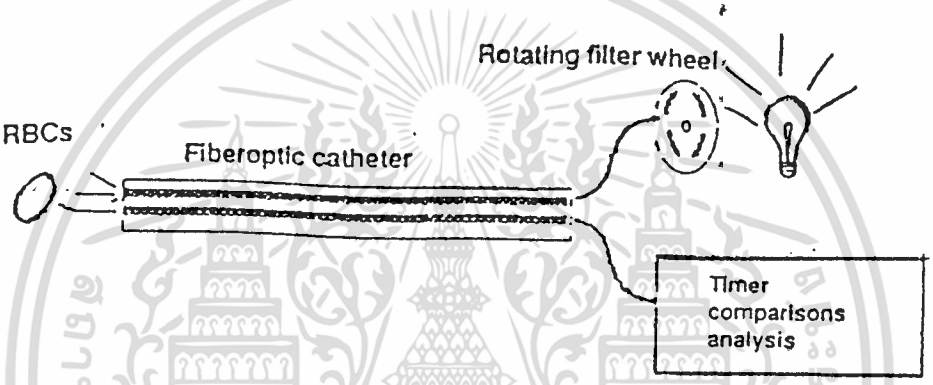


รูปที่ 2.12 กราฟอัตราส่วนระหว่างการใช้แสงสีแดงและแสงอินฟราเรด

วิธีโพโตเมตริก จะใช้การเปรียบเทียบจำนวนแสงที่ถูกดูดซับหรือส่งผ่าน เมื่อใช้แสงที่มีความยาวช่วงคลื่นต่างกันสองคลื่นหรือมากกว่า อัตราส่วนของแสงที่ถูกดูดซับด้วยฮีโมโกลบินเมื่อใช้ความยาวคลื่นของแสงสีแดง (660 nm) ต่อความยาวคลื่นของแสงอินฟราเรด (940 nm) ซึ่งอัตราส่วนนี้ถ้ามีตัวของออกซิเจน 100% จะทำให้ได้ค่าอัตราส่วนนี้เท่ากับ 0.4 และที่ความอิ่มตัวของอ๊อกซิเจน 0% ค่าอัตราส่วนนี้จะมีค่าเท่ากับ 3.4 จากค่าความสัมพันธ์นี้เราก็สามารถที่จะคำนวณหาค่าความอิ่มตัวของอ๊อกซิเจนในเลือดได้โดยไม่ยุ่งยากนัก ความรู้นี้เราสวมารถจะนำมาเป็นพื้นฐานในการพัฒนา Oximeter ให้ต่างไปจากเครื่องที่เก่าที่สร้างขึ้นในราว ค.ศ.1942 รวมทั้งในเชิงของการใช้นอกร่างกายด้วย

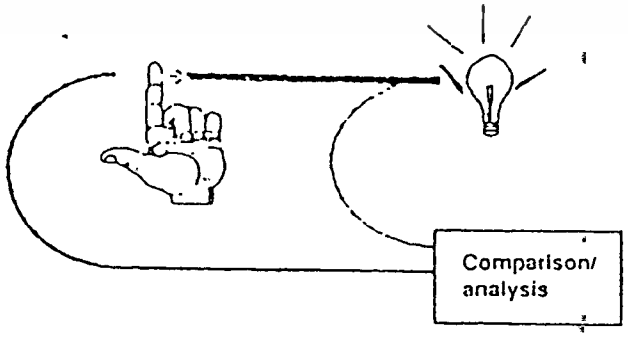
เอกสารนี้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีโพโตเมตริกที่วัดปริมาณอ๊อกซิเจนในเลือดที่มีใช้ในห้องปฏิบัติการนั้น ได้มีการพัฒนาไปมากแล้ว แต่ถึงอย่างไรก็ตาม การวัดปริมาณอ๊อกซิเจนของเลือดในตัวผู้ป่วยปัจจุบันนี้ก็ยังคงมีปัญหาของความแน่นอนที่แตกต่างกัน วิธีแก้ปัญหาอย่างหนึ่งก็คือการใช้การฉายแสงผ่านเข้าไปในร่างกายโดยการสอดใส่มัดเส้นใยแก้วนำแสง (Fiber Optic) และประเมินการสะท้อนของแสงในเส้นใยนำแสงอีกมัดหนึ่ง (รูปที่ 2.13) ด้านการวัดภายในโดยเฉพาะในการสวนหัวใจยังพบว่ายังมีปัญหาอยู่อีก เช่น ความยุ่งยากในการทำการใช้ระบบสายสวนที่แข็งเกินไป ความแม่นยำในการวัดค่ายังแกว่งอยู่ ทั้งหมดนี้ล้วนแต่เป็นข้อจำกัดในการใช้ทำให้ไม่ค่อยนิยมใช้เครื่องนี้เท่าไรนัก



รูปที่ 2.13 การวัดค่าอ๊อกซิเจนในผู้ป่วยที่ใช้เส้นใยนำแสงสอดใส่เข้าไปในหลอดเลือด

ในช่วงต้นได้มีการพยายามหาวิธีการตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของอ๊อกซิเจนแบบ Real Time คือ ให้ได้ค่าออกมาขณะทำการอัดเลือดเพื่อให้ทันต่อการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นทุกขณะ ค่าที่รู้ได้ทันทีช่วยให้แพทย์ตัดสินในการรักษาดีขึ้นและเพิ่มความปลอดภัยแก่ผู้ป่วยด้วย



รูปที่ 2.14 หลักการเบื้องต้นของการส่งแสงผ่านนิ้วมือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เส้นใยนำแสงนี้อาจนำมาใช้โดยวิธีการส่งผ่านของแสง (Transmission) แทนการสะท้อนกลับของแสง (Reflectance) ในครั้งแรกวิธีการนี้ ชาวญี่ปุ่นได้รายงานไว้โดยการใช้เส้นใยนำแสงส่งแสงผ่านนิ้วมือแล้วรับแสงที่ทะลุผ่านนิ้วมือออกมา (ดังรูปที่ 2.14) ปัญหาก็อยู่ที่ความหนาของเนื้อเยื่อและการให้แสงผ่านในแต่ละบุคคลนั้นแตกต่างกัน จึงเกิดเป็นข้อจำกัดในการใช้เครื่อง

2.7.2 Electrochemical Oximetry

อีกทางเลือกหนึ่งของการตรวจวัดอ๊อกซิเจนในเลือดแบบ Invasive คือใช้หลักการทางเคมีไฟฟ้าที่ Dr.leaned Clark ได้คิดค้นพัฒนาขึ้นมา โดยมีการใช้ Clarkcell, ซึ่งเป็นอิเล็กโตรดแบบ Polarographic-type ประกอบด้วยอิเล็กโตรดสองอันต่อในวงจรไฟฟ้า ขั้วลบทำด้วยทองคำขาว (Platinum) สำหรับวัด ขั้วบวกทำด้วยโลหะเงิน-เงินคลอไรด์ (Ag/AgCl) สำหรับอ้างอิง ขั้วทั้งสองนี้ประกอบด้วยอยู่ในโปรบ (Probe) ที่มี KCl และ H_3PO_4 เป็นสารละลาย Electrolyse โปรบนี้นำไปต่อเข้าเครื่องที่มีวงจร Polarimeter ที่สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่าน หลักในการทำงานก็คืออออกซิเจนจะมีปฏิกิริยากับสารละลาย Electrolyse ใน Clark cell ทำให้มีการไหลของกระแสไฟฟ้าที่สามารถวัดค่าได้ ปฏิกิริยาเคมีที่เกิดขึ้นมีดังนี้

(ที่ขั้วบวก) $4Ag - 4e^- \rightarrow 4Ag^+ + 4Cl^-$ (จาก Buffer)

$\rightarrow 4AgCl$

(ที่ขั้วลบ) $O_2 + 4e^- \rightarrow 2O^-$

$2H_2O + 2O^- \rightarrow 4OH^-$

ปฏิกิริยานี้เกิดขึ้นได้โดยการให้กระแสไฟฟ้าขนาด 700 mV ผ่านเข้าไปที่ขั้วลบ เพื่อทำให้อ๊อกซิเจนถูกดึงอิเล็กตรอนออกมาซึ่งจะสัมพันธ์กับจำนวนอ๊อกซิเจนที่ลดลงที่ขั้วลบ หมายความว่าอ๊อกซิเจนสามารถแพร่ผ่านเมมเบรนของขั้วลบเข้ามา หรือเป็นความดันย่อยของอ๊อกซิเจน (PO_2) บริเวณรอบๆ นั้น

ปฏิกิริยานี้จะเกิดขึ้นเร็วหรือช้าก็ขึ้นอยู่กับ Permeability ของเมมเบรนต่ออ๊อกซิเจน ปกติเมมเบรนนี้จะทำด้วยวัสดุ Polytetrafluoroethylene ซึ่งบางครั้งอาจทำปฏิกิริยากับก๊าซอื่นๆ ด้วย นอกจากอ๊อกซิเจนเช่น ฮาโลเธน (Halothane) และมีปฏิกิริยาเล็กน้อย กับ N_2O ด้วย CO_2 (บางครั้งต้องใช้ตัวดูดคาร์บอนไดออกไซด์เสริมเข้ามาหากมี CO_2 อยู่มาก)

ขั้วของ Clark cell นี้ สามารถทำให้มีขนาดเล็กมากๆ ได้และที่เล็กที่สุดที่ใช้สำหรับหลอดเลือดฝอย มีเส้นผ่านศูนย์กลางเพียง 1.5 μm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดผ่านผิวหนังที่เรียก Trancutaneous ส่วนมากแล้วจะทำการอุ่นผิวหนังบริเวณที่แตะกับตัวรับ (Sensor) อุณหภูมิที่สูงขึ้นนี้ทำให้เลือดไหลมายังหลอดเลือดฝอยที่ผิวหนังมากขึ้น ดังนั้นค่าอ๊อกซิเจนที่วัดได้ที่นี้เปรียบเสมือนค่าที่วัดได้ที่หลอดเลือดแดงเพราะเลือดไม่ทันปล่อยอ๊อกซิเจนให้เนื้อเยื่อ (เพราะเลือดไหลมามากและเร็ว) อาจเรียกได้ว่าเป็นอ๊อกซิเจนที่วัดได้จาก Arterialized Capilaries อ๊อกซิเจนนี้จะแพร่ออกไปผ่านเนื้อเยื่อผิวหนังสู่เมมเบรนของขั้ว

อุณหภูมิที่ทำให้ผิวหนังอุ่นขึ้นนี้ต้องมีค่าคงที่พอสมควร ดังนั้นโปรบต้องมีเทอร์มิสเตอร์และวงจรป้อนกลับเพื่อควบคุมกระแสไฟฟ้าที่ผ่านตัวให้ความร้อนและจำเป็นที่จะต้องมีการอุ่นเครื่องก่อนใช้งานจริงประมาณ 10-15 นาที เครื่องชนิดนี้มีจุดเสียเปรียบตรงที่ค่าที่อ่านได้จะต่างกันเมื่อใช้อิเล็กโตรดสองชุดวางใกล้กันหรืออาจทำให้ผิวหนังไหม้พองได้ ซึ่งเป็นข้อจำกัดในการใช้แต่อย่างไรก็ตาม เทคโนโลยีที่ใช้นี้ก็ยังนับว่ามีประโยชน์อย่างมากและนิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย โดยเฉพาะการวัดในเด็กทารก

2.7.3 Pulse Oximetry

ในทางปฏิบัติแล้วพบว่า วิธีโฟโตเมติก ดีกว่าวิธีทางเคมีไฟฟ้าในแง่ของความปลอดภัยและความง่ายในการใช้งาน หลังจากที่ได้มีการพัฒนาทางด้านเทคโนโลยีโดยการนำเอาแอลอีดี (LED) มาใช้ทำให้เครื่อง Pulse Oximeter มีการเปลี่ยนแปลงขนานใหญ่และเป็นที่นิยมใช้กันมาก ในปัจจุบันมีถึงกว่า 18 บริษัท (ในสหรัฐอเมริกา) ที่ผลิตเครื่อง Pulse Oximeter ขึ้นมา

หลักการของเครื่องทำได้โดยอาศัยการส่งผ่านของแสงและการขจัดค่าที่คงที่ทุกอย่างออกตลอดช่วงที่แสงเดินทางผ่าน ดังนั้นคลื่นการเปลี่ยนแปลงที่เป็นช่วงๆ (Pulsatilechange) ที่แสงถูกดูดซับไปก็จะขึ้นอยู่กับคลื่นชีพจรของเลือดที่ผ่านเข้ามา โดยการลบ (Subtraction) เอาปัจจัยต่างๆ เช่น การดูดซับแสงด้วยน้ำในเนื้อเยื่อ หรือการกระจายของแสงออกไป

ถึงแม้ว่าเครื่อง Pulse Oximeter จะบรรลุความต้องการในเรื่องของใช้ง่าย ทนทาน และแสดงผลการวัดได้ตลอดเวลาที่เป็นแบบ Non-Invasive แต่ก็ยังคงมีปัญหาอยู่บ้าง คือการใช้จะต้องเลือกบริเวณที่ต้องการตรวจวัดที่เนื้อเยื่อค่อนข้างบางพอที่จะให้แสงผ่านไปได้ ในทางปฏิบัติเรามักใช้บริเวณเหล่านี้ถือว่าเป็นค่าที่วัดได้ในร่างกาย (ซึ่งจริงๆ แล้วจะแตกต่างกันบ้าง) ในการประมาณการเช่นนี้บางทีก็ไม่ถูกต้องนัก โดยเฉพาะผู้ป่วยที่มี Perfusion ที่บริเวณส่วนปลายไม่ค่อยดีนัก เช่น ผู้ป่วยโรคเบาหวาน ผู้ป่วยเด็กที่หนาวสั่นเป็นต้น

ความเชื่อถือของค่าที่วัดได้มักจะขึ้นอยู่กับการเคลื่อนไหวด้วยกล่าวคือ การเคลื่อนไหวจะไปรบกวนต่อแหล่งกำเนิดเสียง เนื้อเยื่อและตัวรับ นอกเหนือจากคลื่นชีพจรแล้ว ดังนั้นเครื่องของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บางบริษัทจึงได้เพิ่มวงจรตรวจวัด E.C.G. เข้ามาด้วยเพื่อจะได้ทราบว่าค่าที่แกว่งไปนั้นเป็นการแกว่งตามคลื่นชีพจรหรือเกิดจากการรบกวนอื่นๆ ทำให้ค่าที่อ่านได้แม่นยำยิ่งขึ้นโดยการทำวงจรขจัดสัญญาณที่รบกวนออก (การเคลื่อนไหว) การทำเช่นนี้บางทีก็เป็นผลเสียเนื่องจากหากนำไปวัดในผู้ป่วยที่ใช้เครื่องมืออื่นร่วมด้วย เช่น เครื่องตัดจี้ไฟฟ้าหรือไฟฟ้าที่เข้ามาเลี้ยงมีค่าไม่คงที่แล้วเครื่อง Pulse Oximeter จะแสดงผลผิดพลาด ส่วนค่าที่ถูกต้องควรแสดงค่าตัวเลขที่เป็นเลขที่คงที่หรือว่างเปล่า (Frozen หรือ Blank) ซึ่งปัญหาข้อนี้ก็ได้ถูกนำไปแก้ไขบ้างแล้ว

ปัญหาอีกประการหนึ่ง คือ หากแสงรอบข้าง (Ambient light) นั้นมีมากเกินไปก็จะทำให้ไปรบกวนต่อการวัดได้ ดังเช่น การวัดนอกสถานที่หรือกลางแจ้งที่มีแสงสว่างมากเกินไปหรือใช้ในโรงพยาบาลที่มีแต่แสงสว่างจากไฟฟ้าในห้องผ่าตัดรวมทั้งแสงอินฟราเรดจากเครื่องทำความอุ่น (มีในประเทศเมืองหนาว) หรือแม้แต่แสงไฟเมื่อเริ่มเปิด หลอดไฟฟลูออเรสเซนท์ก็อาจจะมีผลไปรบกวนต่อการวัดได้ทั้งนั้น วิธีการแก้ไขอย่างง่ายๆ คือ การใช้โปรบที่มีที่กำบังแสงหรือใช้ผ้าคลุมโปรบไว้ขณะใช้งานที่มีแสงสว่างมากเกินไป

เทคโนโลยีของเครื่องอื่นๆ ที่นอกจากเครื่อง Pulse Oximeter ที่มีลักษณะในการวัดแบบ Non-Invasive หรือการวัดได้ต่อเนื่อง ก็เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายทั่วไปโดยไม่จำกัดสถานที่และสภาพของผู้ป่วย โรงพยาบาลหลายแห่งเดี๋ยวนี้มักจะใช้เครื่อง Pulse Oximeter กับผู้ป่วยทุกรายที่ดมยาสลบและทารกที่คลอดก่อนกำหนดซึ่งถือได้ว่าเป็นการโมนิเตอร์ผู้ป่วยโดยอัตโนมัติและด้วยการปรับปรุงต้นตอของแสงเป็น LED. Photo Detector และมี Software ที่ควบคุมการทำงานทำให้เครื่องมีขนาดเล็กลงราคาลดลงค่าที่อ่านได้แม่นยำขึ้น สามารถที่จะพกพาเครื่องไปใช้งานในที่ต่างๆ ได้จึงทำให้เครื่องเป็นที่นิยมใช้กันแพร่หลายจนถือเป็นเรื่องธรรมดา จากความเข้าใจในหลักการทำงานของเครื่องมือแพทย์อย่างถ่องแท้ของวิศวกรคลีนิค ทำให้วิศวกรคลีนิคได้กลายเป็นส่วนหนึ่งที่สำคัญของทีมสุขภาพที่สามารถใช้เครื่องได้อย่างถูกต้องและเหมาะสมกับโอกาสเพราะจะรู้สภาพและข้อจำกัดต่างๆ ของเครื่องเป็นอย่างดี

2.8 สัญญาณชีพจร

เมื่อใช้มือคลำที่หลอดเลือดแดงจะพบว่ามีการเต้นเป็นจังหวะมากระทบที่ปลายนิ้วมือ จึงถูกเรียกว่าเป็นชีพจร (Arterial Pressure Pulse) ชีพจรเป็นแรงกระทบของเลือดที่ส่งต่อทอดไปตามหลอดเลือดรอบนอก ชีพจรไม่ใช้การ Arterial Blood Flow แต่เป็นการใช้คลื่นของแรงกระทบ (Pulse Wave) ซึ่งมีความเร็วประมาณ 7-10 เมตร/วินาที และในหลอดเลือดแดงขนาดใหญ่ซึ่งเร็วกว่าความเร็วของการไหลของเลือดประมาณ 10-15 เท่า อาจอธิบายโดยเทียบกับการเทน้ำถ้าเทน้ำที่มีสีจากถังลงบนทางน้ำซึ่งไหลกระทบอยู่ตลอดเวลา แรงกระทบหรือแรงกระเทือนของน้ำต่อทอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กันและแผ่ออกไปก่อน เปรียบเทียบได้กับความเร็วของ Pulse Wave ส่วนความเร็วของน้ำที่ไหลอยู่เป็นความเร็วของการไหลเวียน

2.8.1 คลื่นชีพจร

ความเร็วของคลื่นชีพจรในหลอดเลือดต่างๆ นั้นย่อมไม่เท่ากัน ในหลอดเลือดที่ชื่อเออร์ต้ามีความเร็ว 3-5 เมตร/วินาที ในหลอดเลือดแดงขนาดเล็กมีความเร็ว 15-35 เมตร/วินาที โดยทั่วไปเมื่อหลอดเลือดมี Compliance มากกว่าจะทำให้มีความเร็วช้าลง ดังนั้นในหลอดเลือดขนาดเล็กลงจึงทำให้คลื่นชีพจรมีความเร็วมากขึ้น

รูปที่ 2.16 แสดงคลื่นชีพจรในหลอดเลือดต่างๆ จะเห็นได้ว่าคลื่นชีพจรนั้นมีส่วนประกอบที่เป็นขาขึ้นซึ่งมีลักษณะชันกว่าส่วนที่มีลักษณะขาลง ระยะขาขึ้นตรงกับระยะ Systole ของหัวใจ ส่วนระยะขาลงตรงกับระยะ Diastole ของหัวใจและสังเกตว่าระยะขาลงของคลื่นนั้นมีรอยหยัก ทั้งนี้เนื่องจากในระยะ Diastole นั้นไม่มีแรงส่งจากหัวใจ แต่จะอาศัยแรงคืนตัวจากการยืดหยุ่นของหลอดเลือดแดงที่เรียกว่า Elastic Recoil ของหลอดเลือดช่วยบีบเลือดที่อยู่ภายใน จึงทำให้เลือดถูกบีบส่งคลื่นไปสองทาง คือ ไปทางส่วนปลายและย้อนกลับมาส่วนกลาง ซึ่งคลื่นที่ย้อนกลับมาทางส่วนกลางนั้นเมื่อมากระทบกับ Aorticvalve ก็จะสะท้อนกลับออกไปใหม่เกิดเป็นหยักขึ้น

อย่างไรก็ดี จะเห็นว่าคลื่นชีพจรของหลอดเลือดขนาดเล็กก็จะมีความสูงลดน้อยลง คือ มีกลไกหน่วง (Damping) ซึ่งมีสาเหตุได้ 2 อย่างคือ

(1) Resistance ต่อการเคลื่อนไหวของเลือดในหลอดเลือด

(2) Compliance ของหลอดเลือดเอง

2.8.2 การคลำชีพจร

จากการเกิดการเต้นที่หลอดเลือดแดงนี้เอง ทำให้แพทย์นำมาใช้เพื่อเป็นประโยชน์ในการตรวจภาวะการไหลเวียนของร่างกาย การตรวจชีพจรนั้นโดยมากตรวจที่หลอดเลือดแดง Radial เพราะอยู่ตื้นคลำง่ายตามหลักโลหิตพลศาสตร์ (Hemody Namics) อาจทราบลักษณะต่างๆ ได้หลายประการดังต่อไปนี้ คือ

(1) อัตรา (Role) การคลำชีพจรเราสามารถรู้ว่ามีอัตรากี่ครั้งต่อนาที ซึ่งหมายถึงว่าเป็นอัตราการบีบตัวของหัวใจซึ่งแรงพอที่จะส่งแรงกระทบไปยังหลอดเลือดรอบนอกได้ฉะนั้นในสภาวะปกติอัตราชีพจร (Pulse Rate) จะเท่ากับอัตราหัวใจ (Heart Rate) แต่ถ้าการบีบตัวของหัวใจไม่แรงพอที่จะส่งแรงกระทบไปยังรอบนอกได้จะทำให้อัตราชีพจรน้อยกว่าอัตราหัวใจ ดังเช่น ใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สภาวะ Ventricular Extrasystole ที่เกิดขึ้นแล้วส่งแรงไปไม่มากพอจนถึงหลอดเลือดรอบนอก ก็จะทำให้คลำชีพจรไม่ได้หรือในสภาวะที่มีความดันของเลือดต่ำผิดไปกว่าปกติ เช่น เมื่อมีค่าต่ำกว่าประมาณ 60 มม.

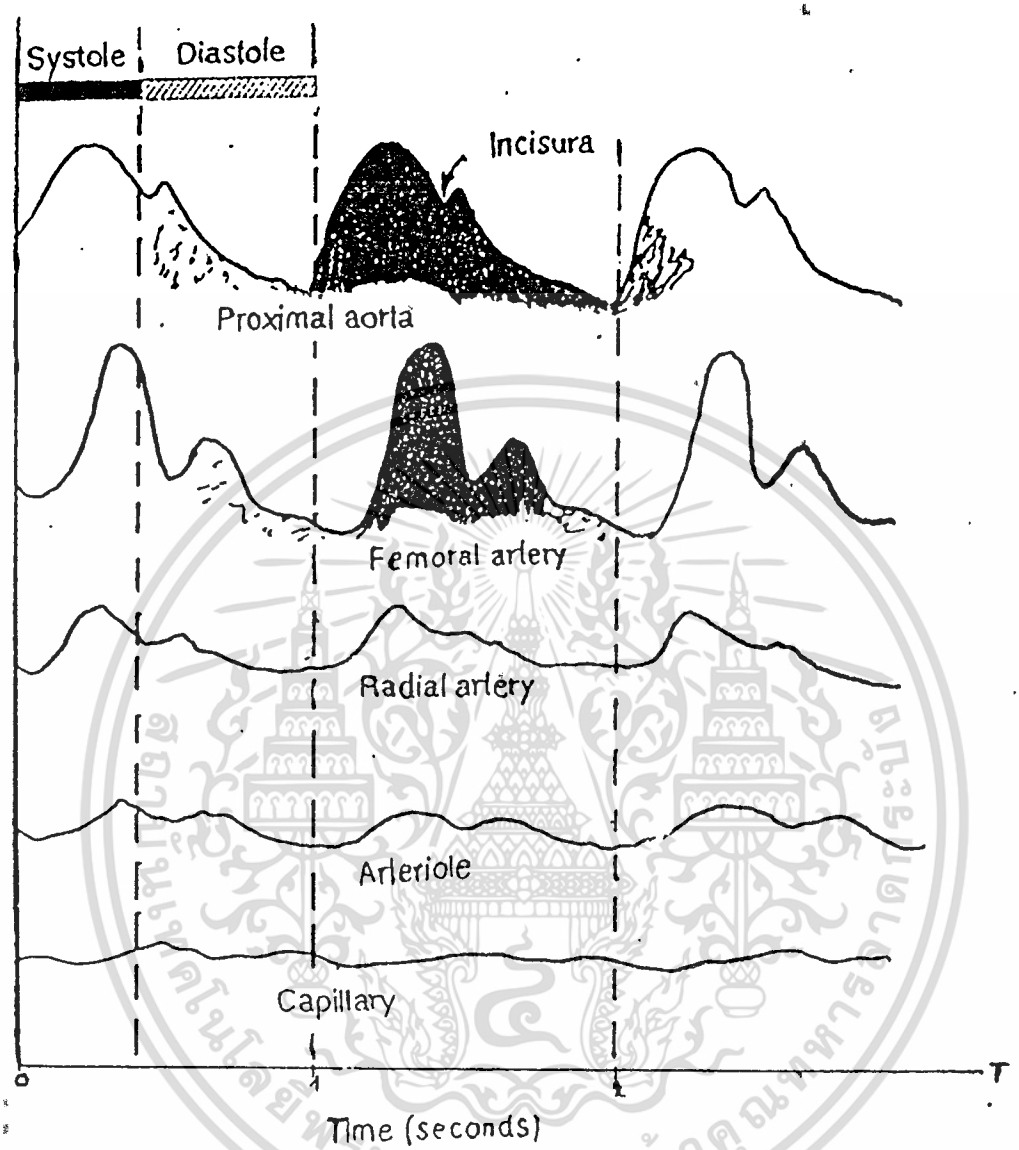
(2) จังหวะ (Rhythm) จังหวะชีพจรนั้นจะขึ้นอยู่กับการเต้นของหัวใจ ซึ่งในภาวะปกติจะมีจังหวะสม่ำเสมอและเมื่อจังหวะชีพจรนั้นไม่สม่ำเสมอก็ย่อมหมายความว่าหัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอด้วย เช่น เมื่อมี Extrasystole ดังกล่าวมาแล้วและความดัน Systole ที่เกิดขึ้นมามีค่าแรงพอที่จะส่งแรงกระทบไปถึงยังรอบนอกได้ ฉะนั้นจะทำให้คลำชีพจรได้ผิดจังหวะไปคือ ได้ชีพจรตามติดกันมาแล้วหายไปจนครบรอบ 2 ช่วง ดังนั้นจึงทำให้รู้ได้ทันทีว่าในขณะนั้นร่างกายเกิดมีสภาวะ Ventricular Extra Systole ขึ้นแล้ว

(3) ความสูงหรือความแรง (Amplitude) ตามหลักของโลหิตพลศาสตร์ (Hemody Namics) แล้วน่าจะขึ้นอยู่กับ Pulse Pressure เป็นส่วนใหญ่และข้ออธิบายมีดังนี้ กล่าวคือเมื่อหัวใจบีบตัวส่งเลือดออกไปทำให้มีแรงกระทบไปยังหลอดเลือดรอบนอกให้ขยายตัวใหญ่ขึ้น ในการคลำนั้นจึงมากระทบมือในระยะความดัน Diastole หลอดเลือดก็เล็กลงฉะนั้นเมื่อหลอดเลือดขยายตัวมาก คือ Pulse Pressure กว้าง เช่น ความดันเลือด 120/0 มม.ปรอท จะคลำได้ความสูงมากเมื่อเปรียบเทียบกับสภาวะปกติ เป็นต้น

(4) ความตึง (Tension) ความตึงของชีพจรนับว่ามีความสำคัญมากแต่เข้าใจยาก ตรวจได้โดยการใช้นิ้วกดลงไปบนหลอดเลือดจนกระทั่งหลอดเลือดแฟบทำให้เลือดผ่านไปไม่ได้ การใช้แรงกดมากหรือน้อยก็คือ ความตึงมากหรือน้อย การที่จะต้องใช้แรงกดเท่าไรนั้น เมื่อมาพิจารณาดู (โดยตัดปัญหาเกี่ยวกับผนังหลอดเลือดออกไปแล้ว) ก็น่าจะขึ้นอยู่กับความดัน Diastole เป็นส่วนใหญ่ เพื่อความเข้าใจในตอนนี้จะต้องนำไปเปรียบเทียบกับความแรง โดยที่ส่วนมากคงจะไม่แปลกใจ เมื่อคลำชีพจรโดยไม่ใช้วิธีตรวจวัดความตึงของชีพจรของผู้ป่วยที่มีความดันเลือดสูง เช่น ถ้ามีค่าเท่ากับ 180/130 มม.ปรอท พบว่าชีพจรปกติเพราะ Pulse Pressure ปกติ แต่ถ้าตรวจความตึงของชีพจรจะพบว่าสูงกว่าปกติ

(5) ลักษณะ (Form) ตรวจได้โดยสังเกตว่าการขยายตัวของหลอดเลือดมากระทบมือ ช้าหรือเร็วเพียงไร (หลอดเลือดค่อยๆ ขยายหรือหลอดเลือดขยายตัวอย่างรวดเร็ว) ซึ่งแสดงถึงความต้านทานต่อเลือดที่ส่งออกจากหัวใจ ถ้ามีความต้านทานมากจะทำให้เลือดผ่านระบบหลอดเลือดแดงได้ช้า หลอดเลือดจึงต้องใช้ระยะเวลานานกว่าจะขยายตัวเต็มที่ อย่างไรก็ดีความยืดหยุ่นของหลอดเลือดเกี่ยวข้องกับปัจจัยนี้อยู่มากและถ้าหลอดเลือดแข็งตัวความยืดหยุ่นน้อย หลอดเลือดจะขยายตัวและหดตัวอย่างรวดเร็ว

เอกสารนี้ใช้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.15 การเปลี่ยนแปลงรูปคลื่นของ Pulse Pressure

2.9 เทคนิคการวัดอัตราการเต้นหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญในร่างกายซึ่งทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยหัวใจจะทำงานเองโดยอัตโนมัติที่มีอัตราการเต้นเป็นจังหวะที่แน่นอนและคงที่ จึงมีการบีบตัวและคลายตัวที่สม่ำเสมอ อันเป็นผลที่มาจากการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายในกล้ามเนื้อหัวใจเองและสามารถวัดได้โดยใช้เครื่องมือที่เรียกว่าเครื่อง E.C.G. (Electro Cardiograph) ซึ่งเป็นเครื่องวัดการเต้นหัวใจเป็นซึ่งแสดงผลเป็นตัวเลข ทำให้แพทย์หรือพยาบาลสามารถทราบและติดตามอัตราการ

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เต้นหัวใจของผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่อง อีกทั้งเครื่องยังสามารถที่จะแสดงสัญญาณเตือนในรูปของเสียงและแสงเมื่ออัตราการเต้นหัวใจมีค่ามากหรือน้อยกว่าปกติซึ่งในค่าปกติของอัตราการเต้นหัวใจโดยเฉลี่ยแล้วประมาณ 70 ครั้ง/นาที อย่างไรก็ตามเทคนิคในการวัดและการคำนวณหาค่าอัตราการเต้นหัวใจมีหลายวิธีด้วยกันดังจะกล่าวต่อไปนี้

2.9.1 เทคนิคในการวัดอัตราการเต้นหัวใจทางกายภาพ

(1) วิธีการจับชีพจร

วิธีนี้เป็นวิธีที่พยาบาลหรือแพทย์ยังคงใช้กันอยู่มาก โดยจะใช้มือคลำชีพจรของหลอดเลือดที่บริเวณข้อมือของผู้ป่วยและทำการนับจำนวนอัตราการเต้นชีพจรที่ช่วงเวลาหนึ่งๆ อย่างเช่น ในช่วงเวลา 10-15 วินาที ถึงแม้ว่าวิธีนี้เป็นวิธีที่ง่ายและสามารถประเมินสภาวะการทำงานของหัวใจได้ในขั้นต้นก็ตาม แต่ความผิดพลาดในการวัดมีค่อนข้างมากตั้งแต่ +16 ถึง -18 ครั้งต่อนาที โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าผู้ป่วยมีอัตราการเต้นของหัวใจที่ไม่สม่ำเสมอหรือหัวใจมีการตอบสนองต่อการออกกำลังกายหรือผลกระทบต่อสภาวะจิตใจ เป็นต้น นอกจากนี้ความผิดพลาดยังขึ้นอยู่กับทักษะความชำนาญในการตรวจวัดคลำชีพจรอีกด้วยและถ้าผู้ป่วยมีอัตราการเต้นของหัวใจที่ช้าและอ่อนจะยิ่งทำให้ค่าผิดพลาดในการนับเพิ่มขึ้นไปอีก

(2) วิธีตรวจจับการเปลี่ยนแปลงความเข้มแสง (Photoelectric Pickup)

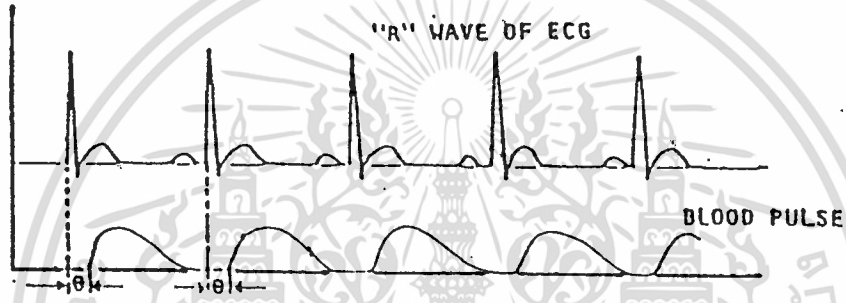
เทคนิคนี้จะใช้แสงส่องผ่านส่วนต่างๆ ของร่างกายที่ไม่หนามากเช่น ใบหูหรือปลายนิ้วมือ โดยจะมีแหล่งกำเนิดแสงและตัวรับแสง คอยตรวจจับสัญญาณชีพจรเลือดที่ส่วนต่างๆ ของร่างกายดังกล่าวในขณะที่หัวใจมีการบีบตัว วิธีการวัดแบบนี้ยังไม่ถูกต้องเท่าที่ควรเพราะว่ายังมีช่วงเวลาหน่วงการบีบตัวของหัวใจกับช่วงเวลาเดินทางของชีพจรที่ไปยังบริเวณส่วนปลายของร่างกาย เช่น นิ้วมือ ดังรูปที่ 2.16 ช่วงเวลาหน่วงนี้จะขึ้นกับขนาดช่องหลอดเลือดอุณหภูมิร่างกาย แรงโน้มถ่วงและแรงจากความเร่งตามลักษณะท่าทางของร่างกายหรือการเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้ามีการเคลื่อนไหวของร่างกายหรือการออกกำลังกาย แต่ถึงอย่างไรก็ตามบริษัทผู้ผลิตเครื่องมือบางรายได้ออกแบบและสร้างเครื่องโดยใช้วิธีนี้ ซึ่งประสบผลสำเร็จเป็นอย่างดีในตลาดสุขภาพพลานามัยของการออกกำลังกาย

(3) วิธีวัดจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (E.C.G. Pickup)

เนื่องจากว่าหัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจขึ้นได้เอง ทำให้มีการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจได้เป็นจังหวะๆ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้สามารถแผ่กระจายออกจากหัวใจมายังส่วนต่างๆ ของร่างกายได้ดังเช่น หน้าอก แขน เป็นต้น ดังนั้นสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฟฟ้าหัวใจจึงสามารถตรวจจับได้ที่หน้าอก หรือแขนขาโดยใช้อิเล็กโตรด ซึ่งการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยการวัดจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้นับว่าเป็นวิธีที่ถูกต้องและน่าเชื่อถือที่สุดจะแสดงเวลาที่ถูกต้องของการบีบตัวหัวใจโดยไม่มีผลกระทบจากสภาวะของร่างกายต่อแรงโน้มถ่วงโลกหรือในการเคลื่อนไหวของร่างกาย อย่างไรก็ตาม เทคโนโลยีการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ไม่จำเป็นต้องมีการเตรียมผิวหนังเป็นพิเศษตรงตำแหน่งวัดยังเป็นเรื่องที่สลับซับซ้อนอยู่ สิ่งนี้จึงเป็นเหตุผลหนึ่งที่ว่าทำไมบริษัทผู้ผลิตส่วนใหญ่จึงหลีกเลี่ยงวิธีการวัดแบบนี้



รูปที่ 2.16 เวลาหน่วง (θ) ระหว่างการบีบตัวของหัวใจ (R Wave) กับชีพจรเลือด

2.9.2 เทคนิคการคำนวณหาอัตราการเต้นหัวใจ

(1) การคำนวณหาค่าเฉลี่ย (Average Calculation)

เทคนิคนี้เป็นเทคนิคที่เก่าแก่ที่สุดและนิยมใช้กันมากที่สุด ในการคำนวณอัตราค่าเฉลี่ยจะนับเป็นจำนวนครั้งต่อนาที (Beat per Minute - BPM) โดยจะมีการนับจำนวนพัลส์ในช่วงเวลาที่กำหนด ดังรูปที่ 2.17

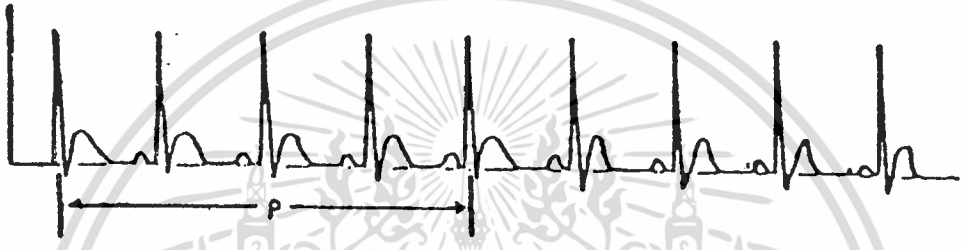
จากสมการ $BPM = N/P$

โดยกำหนดให้ P เป็นช่วงเวลาที่มีหน่วยเป็นนาที และ N เป็นจำนวนพัลส์ ตัวอย่างเช่น N=5, P=6 วินาที หรือ 0.1 นาที จะได้ $BPM = N/P = 5/0.1 = 50$ BPM ถ้าช่วงเวลาที่กำหนดนานขึ้นความถูกต้องในการคำนวณก็จะมีมากขึ้นด้วย แต่ว่าในการคำนวณแบบนี้ไม่ได้แสดงค่าที่แท้จริงปัจจุบันทันทีขณะนั้น เช่น ในกรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอหรือนักกีฬาที่มีช่วงเวลาการฟื้นตัวเร็วและถ้าการวัดค่าเฉลี่ยใช้เวลานับในช่วง 15 วินาที ค่าอัตราเฉลี่ยของการเต้นมีค่าเป็น150 ครั้งต่อนาที แต่นักกีฬาที่ได้รับการฝึกฝนมาอย่างดี ค่าอัตราในการเต้นจริงๆ แล้วอาจจะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถฟื้นตัวเป็น 120 ครั้งต่อนาที สำหรับค่าผิดพลาด 30 ครั้งต่อนาทีเกิดขึ้นจากเทคนิคของการวัดเองแต่ค่าผิดพลาด 30 ครั้งต่อนาที จะสามารถลดลงได้ถ้าใช้เครื่องมือที่มีประสิทธิภาพ

ดังนั้นวิธีการคำนวณแบบค่าเฉลี่ย จึงไม่ได้แสดงการเปลี่ยนแปลงเวลาระหว่างหัวใจเต้นแต่ละครั้งและก็ไม่ได้แสดงถึงการตอบสนองที่แท้จริงของการทำงานของหัวใจ ที่มีผลมาจากการออกกำลังกาย อารมณ์ และสิ่งแวดล้อมอีกด้วย



รูปที่ 2.17 อัตราการเต้นหัวใจจากการคำนวณหาค่าเฉลี่ย

(2) การคำนวณหาเวลาการเต้นแต่ละครั้ง (Beat-to-Beat Calculation)

เทคนิคนี้จะเป็นการวัดช่วงเวลาระหว่างสัญญาณพัลส์ 2 สัญญาณ ดังในรูปที่ 2.18 และแปลงช่วงเวลานี้เป็นจำนวนครั้งต่อนาที (BPM) โดยใช้สมการข้างล่าง

$$BPM = 60/T$$

กำหนดให้ T เป็นช่วงเวลาระหว่างพัลส์ที่อยู่ติดกันซึ่งมีหน่วยเป็นต่อวินาที ตัวอย่างเช่น T=1 วินาที จะได้ BPM เท่ากับ 60/1 = 60 BPM และถ้า T = 0.983 วินาที จะได้ BPM มีค่าเท่ากับ 60/0.983 = 61 BPM

เทคนิคนี้เป็นวิธีการที่ถูกต้องที่สุดและแสดงค่าอัตราการเต้นหัวใจได้อย่างแท้จริงด้วย ในที่ผ่านมาการวัดอัตราการเต้นหัวใจแบบ Beat-to-Beat ที่ได้จากสัญญาณ E.C.G. ยังไม่ค่อยมีใครนำมาใช้นัก ดังนั้นค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากค่าอัตราการเต้นหัวใจจึงแสดงให้เห็นค่อนข้างคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงทันเหตุการณ์เหมือน Beat-to-Beat

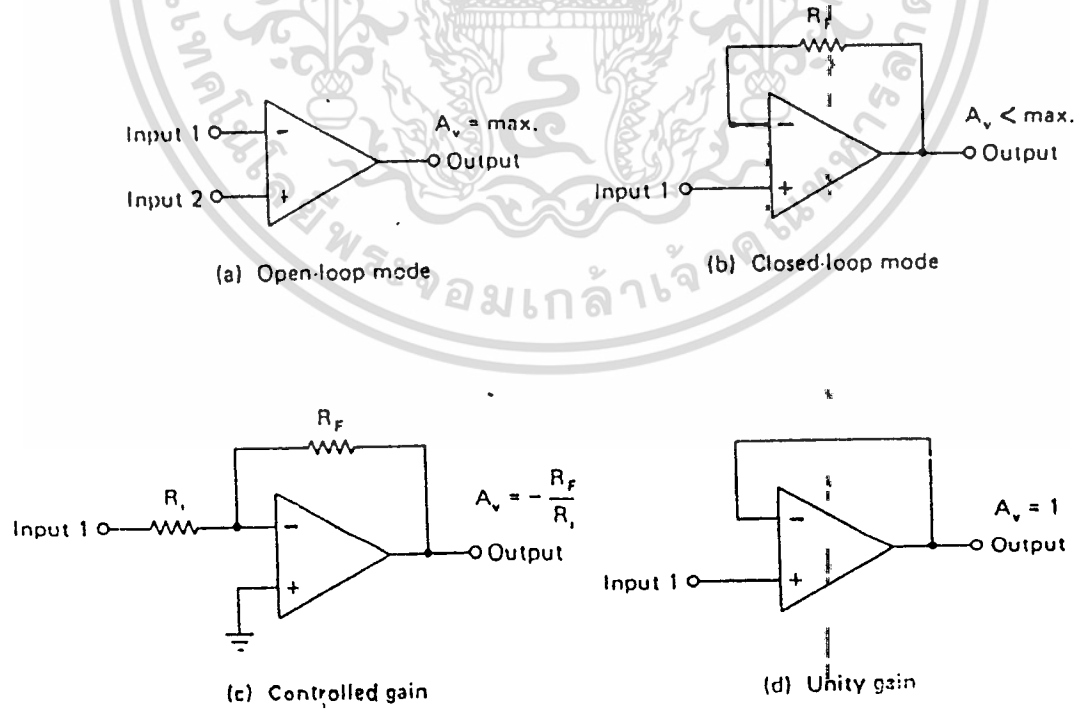
อย่างไรก็ตามในการคำนวณหาอัตราการเต้นหัวใจ อาจจะใช้เทคนิคการวัดทั้งสองร่วมกัน เช่น การคำนวณแบบ Beat-to-Beat แล้วนำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยซึ่งอาจจะใช้ 2 Beat, 4 Beat หรือ 6 Beat ก็ได้ ซึ่งจะทำให้เกิดข้อดีเหนือกว่าวิธีการเฉลี่ยอย่างเดียว เพราะว่าเป็นวิธีการที่มีความสัมพันธ์ใกล้เคียงกับวิธีการ Beat-to-Beat มากกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้วอินพุททั้งสองของออปแอมป์มีลักษณะต่างกันดังนี้ คือ สำหรับขั้วลบ เมื่อป้อนไฟตรงหรือไฟสลับเข้าไป ในขณะที่ขั้วบวกต่อกับจุดอ้างอิงจุดหนึ่ง สัญญาณที่ออกมาที่เอาท์พุทนั้นจะทำการกลับเฟสกับอินพุท 180 องศา ส่วนในการป้อนสัญญาณที่ขั้วบวก เอาท์พุทจะมีเฟสตรงกันกับอินพุท ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าเครื่องหมายที่อินพุทคือการแสดงเฟสของเอาท์พุทเทียบกับอินพุท ส่วนขั้วสำหรับปรับออฟเซ็ทหรือชดเชยความถี่นั้น โดยมากมักจะไม่ถูกแสดงในวงจรทั่วไป

2.13 ลักษณะการทำงานของออปแอมป์

ออปแอมป์ในอุดมคติจะมีอัตราขยายเป็นอนันต์ แต่ในทางปฏิบัติแล้วอัตราขยายอาจมีค่าสูงสุดเพียง 10,000 หรือ 1,000,000 เท่านั้น ซึ่งเรียกว่า อัตราขยายขณะเปิดลูป (Av) ดังรูป 2.23a ในขณะที่เกิดความแตกต่างของแรงดันเพียงเล็กน้อยระหว่างขั้วของอินพุททั้งสอง เอาท์พุทจะสามารถให้สัญญาณสูงขึ้นหลายเท่า (ตามค่าของอัตราขยาย Av) หากแต่จะถูกจำกัดด้วยขนาดของแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงที่เราป้อนให้แก่ออปแอมป์ด้วย แต่ถึงเช่นนั้นก็ดี เอาท์พุทก็จะไม่สามารถมีค่าสูงสุดเท่ากับแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงได้จริง ซึ่งแรงดันเอาท์พุทสูงสุดจะมีค่าประมาณ 90% ของแรงดันจากแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงเท่านั้น



รูปที่ 2.23 การใช้ออปแอมป์ในแบบต่างๆ

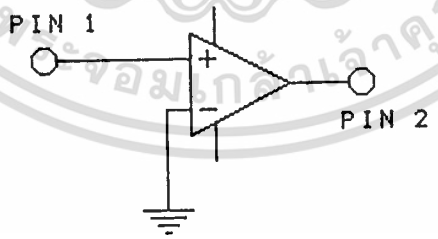
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากคุณสมบัติดังกล่าวข้างต้น เราสามารถที่จะนำเอาออปแอมป์ในขณะที่เปิดลูปไปใช้เป็นคอมพาราเตอร์ (Comparator) หรือวงจรเปรียบเทียบแรงดันได้ โดยที่เอาท์พุทจะเปลี่ยนแปลงทันทีเมื่อมีความแตกต่างของแรงดันเกิดขึ้นระหว่างขั้วอินพุททั้งสองของออปแอมป์ นอกจากนี้แล้วยังจะพบว่าการใช้ออปแอมป์ในลักษณะรูปแบบของลูปปิด (มีการป้อนกลับ) มีผลทำให้ออปแอมป์นั้นมีประโยชน์มากยิ่งขึ้น ดังรูป 2.23b การป้อนกลับในรูปนั้นใช้ตัวต้านทาน Rf เพียงแค่ตัวเดียว ก็มีผลทำให้วงจรมีเสถียรภาพสูงขึ้นและมีสัญญาณรบกวนน้อยลง ในขณะเดียวกันอัตราขยายแรงดันจะลดลงด้วย

วงจรรูป 2.23c แสดงการใช้ออปแอมป์โดยมีการป้อนสัญญาณเอาท์พุทกลับมายังอินพุท นอกจากนี้ยังสามารถควบคุมอัตราขยายแรงดัน (ในขณะเปิดลูป) ได้โดยอาศัยตัวต้านทาน 2 ตัว เท่านั้น ทำให้อัตราขยายแรงดัน A_v มีค่าดังสมการ

$$Av = -Rf/Ri$$

โดยที่เครื่องหมายลบแสดงถึงการกลับเฟสของเอาท์พุทเมื่อเทียบกับอินพุท ส่วนในวงจรที่ 2.23d แสดงการป้อนกลับในกรณีที่ $A_v = 1$ คุณสมบัติที่ได้กล่าวมาทั้งหมดนี้ คือ คุณสมบัติทั่วไปของออปแอมป์ที่จะนำไปใช้ในโครงการนี้และนอกจากนี้คุณสมบัติอีกประการที่ควรศึกษาก็คือเรื่องความสัมพันธ์ของขั้วต่างๆ ระหว่างอินพุทและเอาท์พุทของออปแอมป์ ซึ่งได้สรุปไว้แล้วดังในรูปที่ 2.24 ซึ่งจะเห็นได้ว่าเป็นการเปรียบเทียบทางด้านอินพุทระหว่างขั้วบวกและขั้วลบ กล่าวคือ



รูปที่ 2.24 ความสัมพันธ์ของขั้วต่างๆ ของออปแอมป์

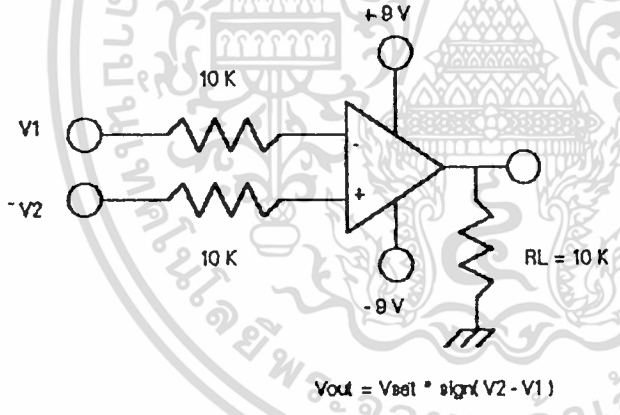
1. ถ้าขั้ว - มีศักดาเป็นบวกสูงกว่าขั้ว + เอาท์พุทจะเป็น -
2. ถ้าขั้ว + มีศักดาเป็นบวกต่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.14 วงจรออปแอมป์พื้นฐาน

ถ้าจะกล่าวถึงวงจรพื้นฐานของการนำออปแอมป์ไปใช้งาน จะพบว่าวงจรเหล่านี้สามารถเป็นพื้นฐานที่ดีในการนำไปประกอบวงจรที่สลับซับซ้อนขึ้นไป โดยสามารถแบ่งออกเป็นชนิดการทำงานแบบลูปเปิด เช่น คอมพาราเตอร์ ตัวตรวจวัดระบบสัญญาณเป็นต้น และการทำงานในแบบลูปปิด เช่น วงจรขยายแรงดันเป็นต้น โดยจะใช้ออปแอมป์เบอร์ 741

การทำงานเป็นคอมพาราเตอร์ในขณะที่เปิดลูปนั้น ออปแอมป์นั้นจะสามารถเปรียบเทียบระดับสัญญาณระหว่างขั้วอินพุททั้งสองได้อย่างค่อนข้างแม่นยำ โดยใช้หลักในเรื่องความสัมพันธ์ระหว่างขั้วอินพุทที่ได้กล่าวมาแล้ว ซึ่งอธิบายได้ว่า เมื่อแรงดันที่ขั้วลบมีค่าเป็นบวกสูงกว่าแรงดันอินพุทที่ขั้วบวก สัญญาณที่เอาท์พุทจะเป็นลบ และมีขนาดเกือบเท่ากับ $-V_{CC}$ จากแหล่งจ่ายไฟ ดังตัวอย่างในรูป 2.25



Input voltage		Output voltage
V1	V2	± Vsat
+1	+2	+8
+2	+1	-8
0	0	0
+1	-1	-8
-1	+1	+8
-1	-2	-8
-2	-1	+8

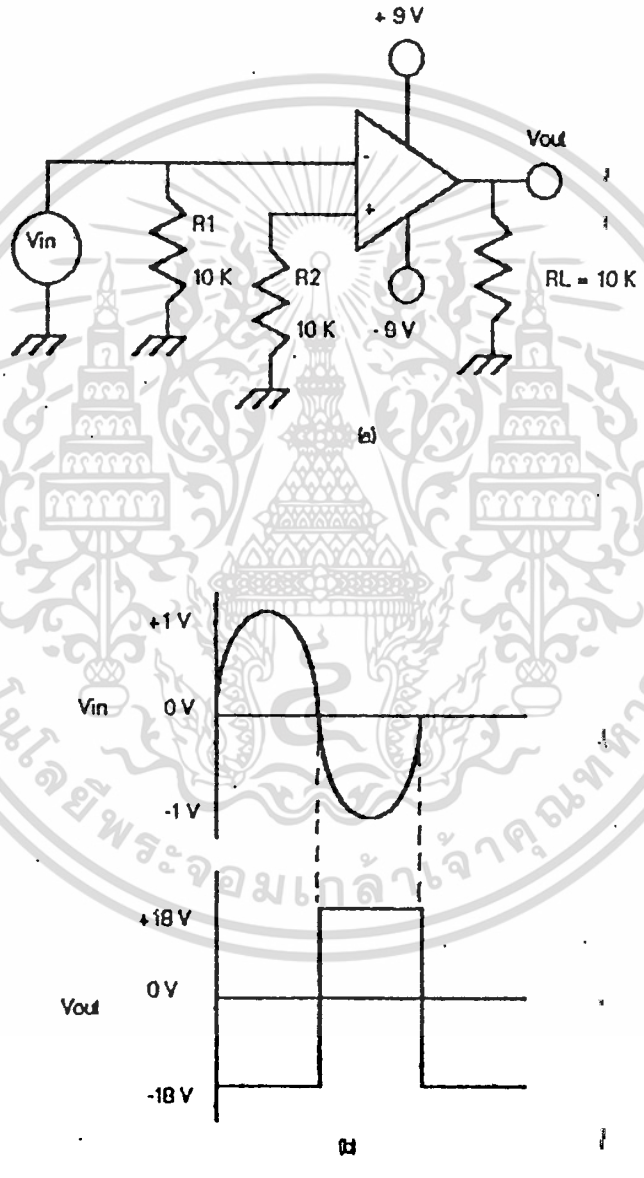
รูปที่ 2.25 วงจรเปรียบเทียบแรงดันโดยใช้ออปแอมป์

2.15 วงจรตรวจวัดสัญญาณรูปซายน์

จากคุณสมบัติของคอมพาราเตอร์ เราสามารถนำออปแอมป์มาประยุกต์ใช้เป็นตัวตรวจวัดแรงดันของสัญญาณที่เปลี่ยนไป โดยให้แรงดันที่ขั้วอินพุทขั้วหนึ่งเป็นจุดอ้างอิง ดังนั้น เมื่อใดก็ตามที่แรงดันที่ป้อนให้แก่อีกขั้วหนึ่งมีค่าเปลี่ยนแปลงไป แรงดันที่เอาท์พุทก็จะเปลี่ยนตามไปด้วย ซึ่งแสดงในรูป 2.26 โดยที่เราให้แรงดันอ้างอิงเท่ากับศูนย์ที่ขั้วบวกของอินพุท ถ้าอินพุทที่ขั้วลบสูงกว่าศูนย์ แรงดันที่เอาท์พุทก็จะมีขนาดเป็น $-V_{CC}$ และเป็น $+V_{CC}$ เมื่อแรงดันต่ำกว่าศูนย์

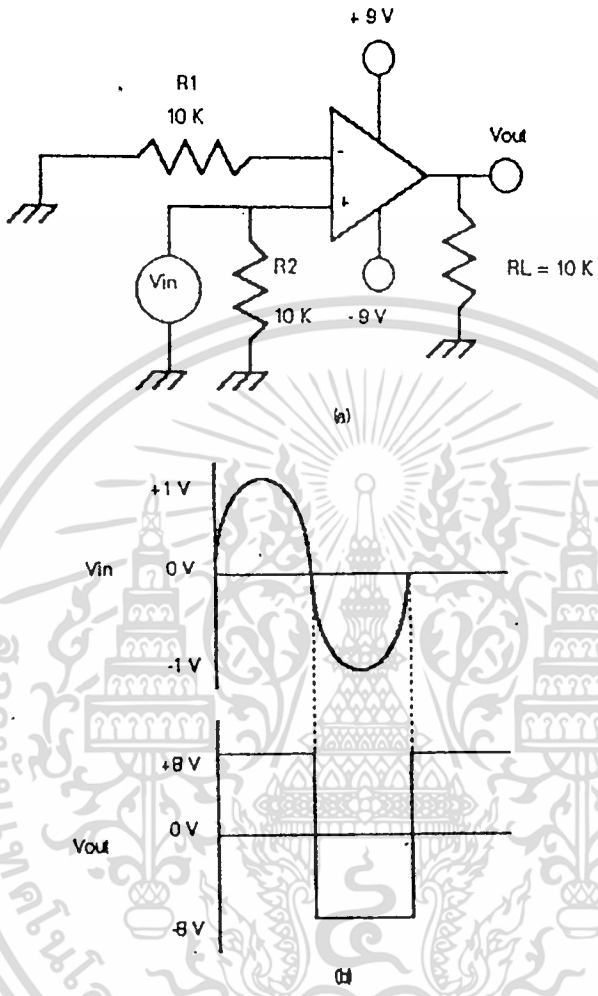
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากวงจรในรูป 2.26 จะพบว่าเฟสของอินพุทและเอาท์พุทจะตรงข้ามกันเสมอ (เมื่อขนาดของสัญญาณเข้ามีค่าสูงสุดสัญญาณเอาท์พุทจะมีขนาดต่ำสุด) ดังนั้นในกรณีที่เราต้องการให้อินพุทและเอาท์พุทมีเฟสตรงกัน เราสามารถสลับการทำงานของขั้วอินพุทได้ดังรูปที่ 2.27 โดยการเปลี่ยนให้ขั้วลบทำหน้าที่เป็นแรงดันอ้างอิงแทน



รูปที่ 2.26 การใช้ออปแอมป์เป็นตัวตรวจวัดแรงดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.27 การใช้ออปแอมป์เป็นตัวตรวจวัดโดยให้อินพุทและเอาท์พุทมีเฟสตรงกัน

2.16 วงจรตรวจจับระดับแรงดัน

นอกจากนี้ เราสามารถใช้วงจรคอมพาราเตอร์สำหรับตรวจวัดระดับสัญญาณ ว่ามีค่าเท่ากับแรงดันอ้างอิงหรือยังโดยใช้หลักการเช่นเดียวกับที่ได้ศึกษามา ต่างกันก็ตรงเพียงการป้อนแรงดันอ้างอิงเท่านั้น แทนที่จะป้อนศักดากราวด์เช่นเดิม โดยที่แรงดันอ้างอิง (Vref) จะมีค่า

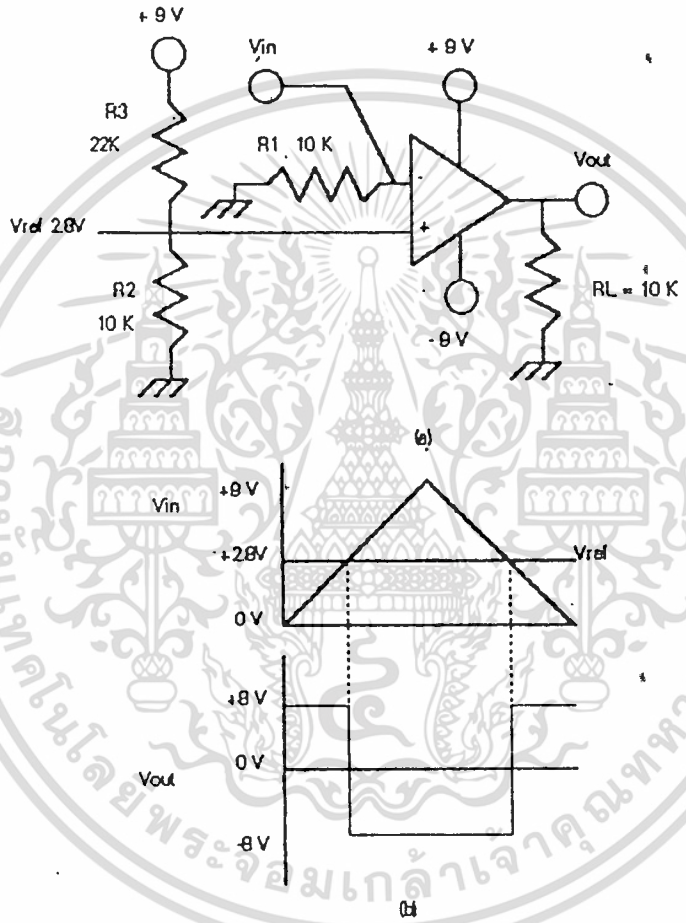
$$\text{Vref} = \frac{\text{R2}}{\text{R2}+\text{R3}}(+\text{V})$$

ตัวอย่างเช่น กรณีในรูป 2.28a Vref จะมีค่าเท่ากับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Vref = \frac{10}{10\,K + 22\,K} \times (9\,V) = +2.8\,V$$

ในกรณีนี้ เราป้อนแรงดันอ้างอิงที่ขั้วบวกและป้อนสัญญาณที่ต้องการจะวัดที่ขั้วอินพุทลบ ดังนั้นสัญญาณที่เอาท์พุทจึงมีลักษณะกลับเฟสกับอินพุท 180 องศา



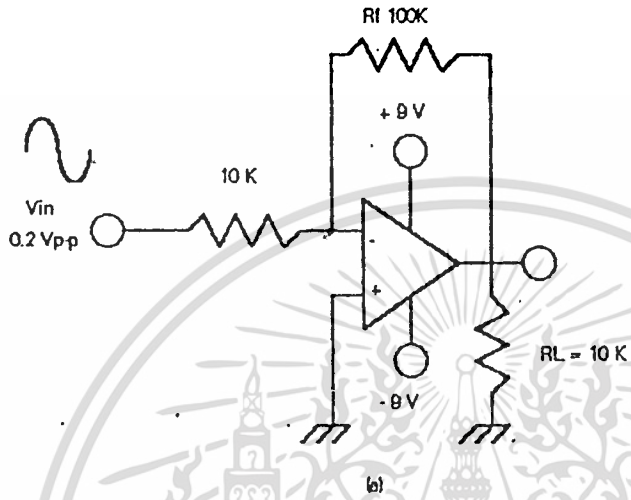
รูปที่ 2.28 วงจรตรวจจับระดับแรงดัน

2.17 วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amp.)

โดยทั่วไป วงจรขยายจะหมายความถึงวงจรที่สามารถเปลี่ยนสัญญาณอินพุทน้อยๆ มาเป็นสัญญาณเอาท์พุทที่มีขนาดสูงขึ้นกว่าเดิม ซึ่งสัญญาณที่ว่านี้อาจเป็นได้ทั้งแรงดันหรือกระแสในลักษณะเดียวกัน วงจรขยายของออปแอมป์ก็คือวงจรที่มีอัตราขยายแรงดันสูงมากและยังมีลักษณะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของการขยายเป็นเส้นตรง นั่นคือ อัตราส่วนระหว่างเอาท์พุทต่ออินพุทจะคงที่เสมอ (ในอุดมคติ) และนอกจากนี้เรายังสามารถควบคุมอัตราการขยายของออปแอมป์ได้ด้วย



Vin	Vout
+0.3 V	-3 V
-0.3 V	+3 V
+5.2 V	-5.2 V
-0.52 V	+5.2 V

รูปที่ 2.29 วงจรขยายกลับเฟสแบบมาตรฐาน

ในรูปที่ 2.29 แสดงวงจรขยายกลับเฟสแบบมาตรฐาน ซึ่งวิธีที่ใช้เป็นแบบลูปปิดเรียกว่า "การป้อนกลับแบบลบ" (Negative Feedback) โดยนำเอาท์พุทซึ่งกลับเฟสกับอินพุทมาป้อนที่จุดอินพุทอีกครั้ง ผลก็คือ วงจรภายในออปแอมป์จะพยายามปรับเอาท์พุทจนกระทั่งค่าความต่างศักย์ระหว่างอินพุทเข้าใกล้ศูนย์ แต่ต้องเข้าใจว่าแรงดันระหว่างขั้วอินพุทจะต้องไม่เท่ากับศูนย์พอดี ไม่อย่างนั้นเอาท์พุทก็จะเท่ากับศูนย์โวลท์ด้วย กล่าวคือ ผลต่างระหว่าง Vin และบางส่วน Vout ที่ขั้วอินพุทลบเพียงมีค่าต่ำพอที่จะทำให้เกิดแรงดันเอาท์พุทได้พอดีเท่านั้น

จากสมการของอัตราขยายแรงดัน A_v

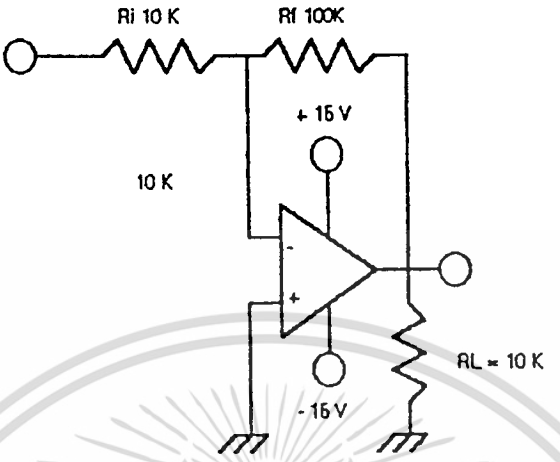
$$Av = Vout/Vin$$

เราจะพิสูจน์ให้เห็นว่า ค่าขยายแรงดัน A_v ของออปแอมป์เมื่อนำมาใช้ในโหมดของลูปปิดจะสามารถหาได้ด้วยสมการ

$$Av = -Rf/Ri$$

พิจารณาสมการ จะพบว่าเป็นอัตราการขยายของออปแอมป์ในรูปแบบของอินเวอร์ติ้งก็คือมีการป้อนกลับทางขั้วลบของอินพุท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.30 วงจรขยายของออปแอมป์แบบลูปปิด

พิจารณาวงจรในรูป 2.28 (ซึ่งก็คือวงจรเดียวกับรูป 2.29) และจากข้อกำหนด 2 ข้อที่เรากำหนดมาแล้วคือ

(1) ความต่างศักย์ระหว่างขั้วอินพุทเท่ากับศูนย์

(2) กระแสเข้าขั้วอินพุทใดๆ เท่ากับศูนย์

โดยใช้หลักจากข้อกำหนดที่ 1 ซึ่งทำให้ขั้วอินพุทลบมีศักดาเทียบเท่ากับกราวด์ (ซึ่งเราเรียกว่า กราวด์เสมือน) เราสามารถเขียนได้ว่า กระแส Iin จะมีค่า

$$\text{Iin} = \frac{\text{Vin}}{\text{Rin}} = \frac{1\text{V}}{10\text{K}} = 0.1\,\text{mA}$$

จากข้อกำหนดที่ 2 เราพบว่ากระแสที่ผ่าน Rf ก็จะเท่ากับกระแส Iin ดังนั้นเราจึงสามารถหาแรงดันที่เอาท์พุทเทียบกับกราวด์ โดยที่กระแส If จะมีค่า

$$\text{If} = -\frac{\text{Vout}}{\text{Rf}}$$

และเนื่องจาก Iin = If ดังนั้น

$$\frac{\text{Vin}}{\text{Rin}} = -\frac{\text{Vout}}{\text{Rf}}$$

นั่นคือ $$\text{Av} = \frac{\text{Vout}}{\text{Vin}} = -\frac{\text{Rf}}{\text{Rin}}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นในการหาค่า Vout ของวงจรออปแอมป์ เราจะได้

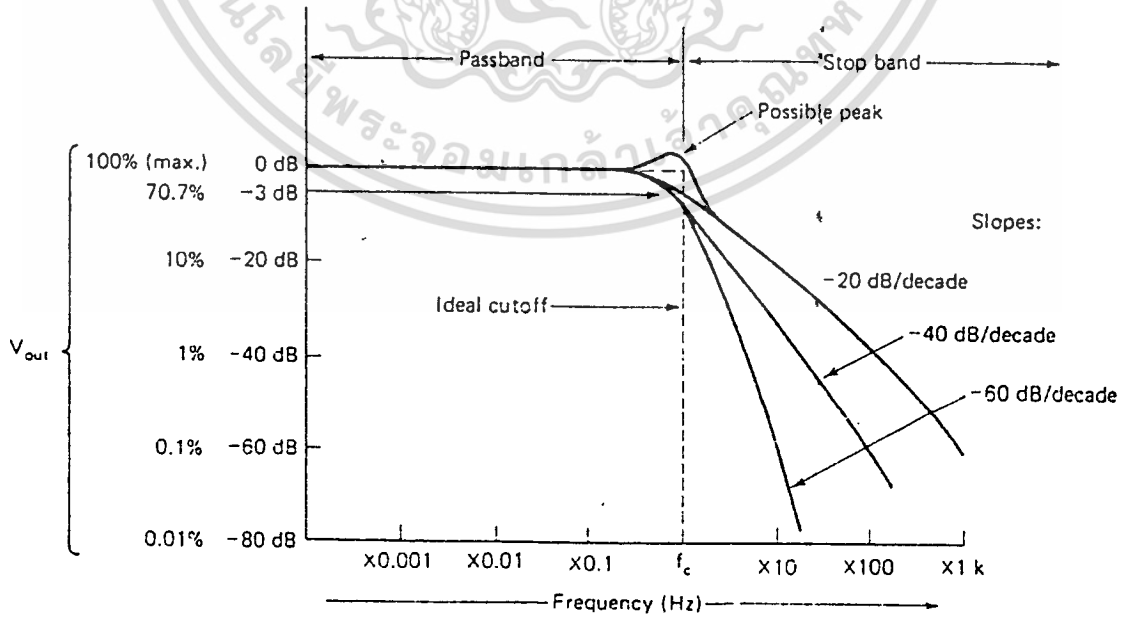
$$\text{Vout} = \text{Av.Vin} = -\frac{\text{Rf}}{\text{Rin}}\text{Vin}$$

โดยที่เครื่องหมายลบแสดงการกลับเฟสของเอาท์พุทเทียบกับอินพุท

2.18 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low-Pass Filter)

ในการใช้งานวงจรอิเล็กทรอนิกส์บางครั้ง เราอาจต้องการให้สัญญาณบางความถี่ผ่านเข้ามาเท่านั้นโดยที่สัญญาณซึ่งมีความถี่ที่นอกเหนือจากนี้จะถูกกำจัดออกไป ซึ่งนั้นก็เป็นประโยชน์ของวงจรกรองความถี่ชนิดต่างๆ โดยเริ่มศึกษาจากวงจรกรองความถี่ต่ำเป็นชนิดแรก

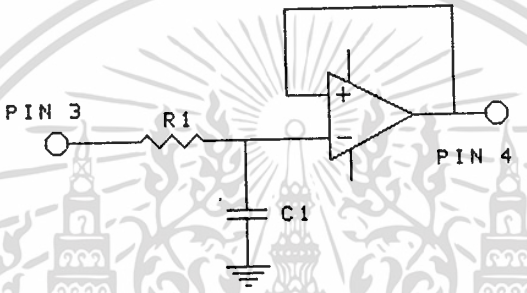
ในอุดมคติ วงจรกรองความถี่ต่ำจะกันไม่ให้สัญญาณที่มีความถี่สูงกว่าความถี่คัทออฟ (f_c) ผ่านเข้าไปในวงจรเลย ถึงแม้ว่าสัญญาณจะมีความถี่สูงกว่า f_c เพียงเล็กน้อยก็จะถูกกันออกทันที แต่ในทางปฏิบัติ ลักษณะของความถี่สูงที่ถูกกันออกไปนั้นจะไม่เป็นเช่นนั้นแต่จะค่อยๆ ถูกลดอัตราขยายลงเรื่อยๆ จุดที่มีความถี่เท่ากับ f_c ถูกเรียกได้หลายชื่อ เช่น ความถี่ 0.707 (ขนาดของ V_{out} ลดลงเหลือเพียง 70.7 % เทียบกับ V_{in} สูงสุด) ความถี่ -3 dB (อัตราขยายของแรงดันเอาท์พุทจะลดลง 3 dB) หรือความถี่หักมุม เป็นต้น กล่าวโดยสรุปแล้ววงจรนี้จะลดทอนขนาดของสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่า f_c และเรียกช่วงของสัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่า f_c ว่าช่วงที่ผ่านได้ (Pass Band) และช่วงที่มีความถี่สูงกว่า f_c ว่าช่วงที่ถูกกั้น (Stop Band)



รูปที่ 2.31 กราฟวงจรกรองความถี่ต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากกราฟแสดงการตอบสนองต่อความถี่ในรูป 2.31 จะพบว่าเมื่อสัญญาณมีความถี่สูงกว่าความถี่คัทออฟแล้ว สัญญาณบางเส้นอาจถูกลดทอนด้วยอัตราที่น้อยกว่าสัญญาณเส้นอื่น ตัวอย่างเช่น สัญญาณที่มีความชัน -20 dB/decade (อัตราขยายลดลง 20 dB ต่อความถี่ที่เพิ่มขึ้น 10 เท่า) จะมีความชันน้อยกว่าสัญญาณที่มีค่า -60 dB/decade คุณสมบัติที่ว่านี้เกิดขึ้นเนื่องจากการออกแบบวงจรกรองความถี่และเป็นที่แน่นอนว่ายิ่งค่าความชันนี้มีขนาดลบมากเท่าใด วงจรก็จะมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับวงจรในอุดมคติมากยิ่งขึ้น



รูปที่ 2.32 ตัวอย่างของวงจรกรองความถี่ต่ำแบบพื้นฐาน

รูปที่ 2.32 แสดงตัวอย่างของวงจรกรองความถี่ต่ำแบบพื้นฐาน ซึ่งใช้ออปแอมป์ที่ถูกต่อในลักษณะของวงจรตามแรงดันและใช้หลักการแบ่งแรงดันธรรมดาที่ขั้วอินพุทบวก โดยใช้คุณสมบัติที่ว่า ความถี่ของสัญญาณอินพุทจะมีผลต่อค่าอิมพิแดนซ์ของตัวเก็บประจุดังสมการ

$$Xc = \frac{1}{\omega c}$$

โดยที่ f คือ ความถี่ของสัญญาณอินพุท ดังนั้น เมื่อสัญญาณอินพุทมีความถี่ต่ำ Xc จะมีค่าสูงทำให้แรงดันเกือบทั้งหมดจากอินพุทตกคร่อมตัวเก็บประจุและเป็นผลให้แรงดันเอาท์พุท Vo มีค่าประมาณเท่ากับ Vin ด้วย ในขณะที่สัญญาณซึ่งมีความถี่สูงจะทำให้ Xc มีค่าต่ำเป็นผลให้ตัวเก็บประจุเสมือนถูกลัดวงจร ดังนั้น Vout จึงมีค่าต่ำด้วย สรุปได้ว่าช่วงของสัญญาณที่มีความถี่ต่ำจะผ่านไปปรากฏที่เอาท์พุทได้โดยที่สัญญาณซึ่งมีความถี่สูงจะถูกกั้นเอาไว้และเราสามารถหาความถี่ fc ที่แบ่งช่วงสัญญาณออกเป็นสองส่วนได้ดังสมการ

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

ตัวอย่าง ถ้า R = 10 k Ω และ C = 0.1 μF

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$fc = \frac{1}{6.28(10\times10^{3})(0.1\times10^{-6})}$$

$$= \frac{1}{6.28(0.001)}$$

$$= \frac{1}{0.00628}$$

$$= 159 \text{ Hz}$$

วงจรกรองความถี่ต่ำในรูป 2.32 นี้จะมีความชันประมาณ -20 dB/decade และจากการใช้อุปกรณ์เช่นตัวเก็บประจุในวงจร สัญญาณที่วัดได้จากเอาท์พุทจะมีเฟสไม่ตรงกับอินพุทเลยทีเดียว คือ จะมีการเลื่อนเฟสออกไป -45 องศา (ถึงแม้จะป้อนอินพุท ณ ขั้วอินพุทบวกก็ตาม) ซึ่งหากความชันมีค่าเป็นลบสูงเท่าใดเฟสก็จะถูกเลื่อนไปเรื่อยๆ เท่านั้น โดยทั่วไปแล้วเฟสของสัญญาณเอาท์พุทจะเลื่อนไป -45 องศา สำหรับทุกๆ ความชันที่ลดลง -20 dB/decade โดยมีตัวเก็บประจุทำหน้าที่เช่นเดิมแต่เพิ่มตัวเก็บประจุ C_1 ในการป้อนสัญญาณกลับมาหักล้างกับสัญญาณอินพุทที่ความถี่สูง (เนื่องจาก X_c จะมีค่าลดลง) และเราสามารถหาความถี่คัทออฟจากสมการได้ดังนี้

$$fc \approx \frac{1}{2\pi RC}$$

ตัวอย่างเช่น ถ้า $R_1 = 10\ k\Omega$, $R_2 = 10\ k\Omega$, $C_1 = 0.1\ \mu F$ และ $C_2 = 0.01\ \mu F$ จะได้

$$fc \approx \frac{1}{6.28\sqrt{(10\times10^{3})(10\times10^{3})(0.1\times10^{-6})(0.01\times10^{-6})}}$$

$$\approx \frac{1}{6.28(0.316\times10^{-3})}$$

$$= 500\text{Hz}$$

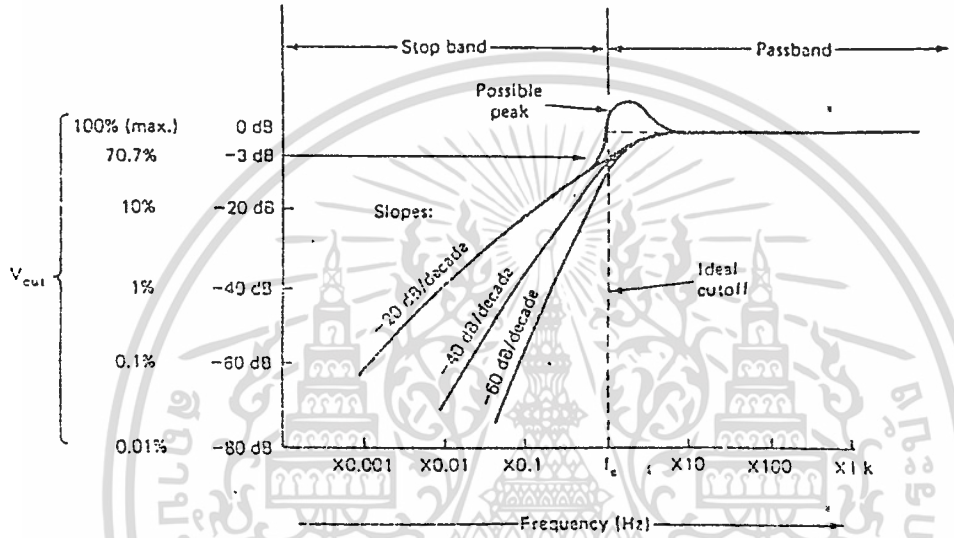
สมการนี้จะให้ผลแม่นยำมากถ้าความต้านทาน R_1 และ R_2 ที่ใช้มีขนาดเท่ากัน และที่ตัวเก็บประจุ C_1 มีคาปาซิแตนซ์สูงกว่า C_2, R_3 ควรมีค่าเท่ากับ $R_1 + R_2$ เพื่อสัญญาณเอาท์พุทจะได้มีลักษณะใกล้เคียงกับอินพุทที่สุดและยังช่วยในการปรับออฟเซ็ทให้เกิดสมดุลย์อีกด้วย

2.19 วงจรกรองความถี่สูง (High Pass Filter)

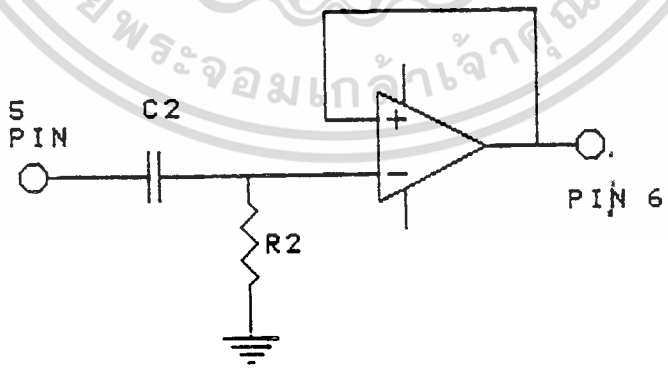
หลังจากที่ได้ศึกษาวงจรกรองความถี่ต่ำมาแล้ว ทำให้เราสามารถเข้าใจหลักการทำงานของวงจรกรองความถี่สูงได้ง่ายดายขึ้น นอกจากนี้ยังพบว่าเราสามารถนำสมการต่างๆ ของวงจรกรองความถี่ต่ำมาใช้กับวงจรกรองความถี่สูงได้อีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากชื่อของวงจรชนิดนี้ เราสามารถบอกได้ทันทีว่าวงจรจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงผ่านเข้าไปสู่เอาท์พุทได้ แต่จะกันไม่ให้สัญญาณความถี่ต่ำเล็ดลอดออกไป จากคุณสมบัติที่ไม่เหมือนในอุดมคติ วงจรนี้จึงมีลักษณะเช่นเดียวกับวงจรกรองความถี่ต่ำ นั่นคือ เกิดความถี่คัทออฟ f_c ขึ้น และอัตราขยายจะค่อยๆ ลดลงคือไม่ตกลงในแนวดิ่งเลยทีเดียวดังรูปที่ 2.33



รูปที่ 2.33 กราฟของวงจรกรองความถี่สูง



รูปที่ 2.34 วงจรกรองความถี่สูงแบบพื้นฐาน

เราสามารถที่จะสร้างวงจรนี้ได้โดยการสลับตำแหน่งของตัวต้านทานและตัวเก็บประจุของวงจรกรองความถี่ต่ำดังรูป 2.34 และสามารถอธิบายจากคุณสมบัติที่ว่า ที่ความถี่สูงอิมพิแดนซ์ของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวเก็บประจุจะมีค่าต่ำ ดังนั้น สัญญาณอินพุทเกือบทั้งหมดจึงตกคร่อมตัวต้านทานและมีศักดาเท่ากับ Vout แต่ที่ความถี่ต่ำกว่า f_c อิมพิแดนซ์ของตัวเก็บประจุจะมีค่าสูง ทำให้แรงดันเกือบทั้งหมดตกคร่อมตัวเก็บประจุเองและเป็นผลให้แรงดันคร่อมตัวต้านทานและแรงดันเอาท์พุทมีค่าต่ำมาก โดยที่วงจรในรูป 2.34 นี้มีความชันประมาณ -20 dB/decade

2.20 วงจรนับ (Counter)

วงจรนับเป็นวงจรหนึ่งที่ใช้ในการนับจำนวนพัลส์หรือสัญญาณที่เป็น "0" กับ "1" ซึ่งถ้าสามารถแปลงสิ่งของหรือวัตถุที่วิ่งผ่านเป็นสัญญาณพัลส์โดยใช้ตัวตรวจวัด (Sensor) ได้ก็สามารถใช้วงจรนับจำนวนพัลส์นั่นเพื่อรู้จำนวนสิ่งของได้ ความเร็วรอบของมอเตอร์หรืออัตราการไหลของของเหลวที่สามารถแปลงเป็นสัญญาณพัลส์ได้โดยใช้ตัวตรวจวัดเช่นเดียวกันนั้น เราสามารถใช้วงจรแปลงเป็นสัญญาณพัลส์ได้โดยการใช้ตัวตรวจวัด ดังนั้นเราจึงสามารถใช้วงจรนับในการวัดความเร็วรอบ อัตราการไหล ความถี่ คาบเวลาได้โดยง่าย

2.21 การใช้ฟลิบฟลอปนับจำนวนพัลส์

การส่งทอดสัญญาณระหว่างวงจรดิจิตอลด้วยกันนั้น โดยส่วนใหญ่มักจะส่งทอดกันในรูปของสัญญาณพัลส์ ดังนั้นในการนับจำนวนที่เราจะกล่าวถึงต่อไปนี้จึงหมายถึงการนับจำนวนพัลส์นั่นเอง

วงจรนับนั้น ภายในจะประกอบไปด้วยฟลิบฟลอปเป็นส่วนใหญ่ ดังที่ได้ทราบมาแล้วว่าฟลิบฟลอปหนึ่งตัวจะมีสภาวะที่จะอยู่ได้เพียง 2 สภาวะคือ เอาท์พุทเป็น "0" หรือ "1" ซึ่งเปรียบเสมือนสภาพของเม็ดลูกคิดในรางลูกคิดจะอยู่ในสภาพอยู่นิ่งๆ ด้านล่าง หรือในสภาพถูกดีดขึ้นไปอยู่ข้างบนเพียง 2 สภาวะเช่นเดียวกัน การที่จะนำฟลิบฟลอปมาใช้ในการนับจำนวนพัลส์ได้โดยทั่วไปจำเป็นต้องใช้ฟลิบฟลอปหลายตัวเข้ามาต่อเรียงกัน ซึ่งก็คงเหมือนกับในกระดานลูกคิดที่จะต้องมีเม็ดลูกคิดต่อเรียงกันหลายตัวจึงสามารถนำมาใช้ในการบวกลบเลขหลายหลักได้

จากวงจรในรูปที่ 2.35 เป็นการนำ T-FF 3 ตัวมาต่อเรียงอนุกรมกัน เอาท์พุทๆ Q_1 ของตัวที่1 จะต่อเข้าอินพุทของตัวที่ 2 เอาท์พุทของ Q_2 ของตัวที่ 2 ก็ต่อเป็นอินพุทของตัวที่ 3 ถ้าสมมติให้ T-FF เหล่านี้ทำงานที่ขอบขาลงของพัลส์และในสภาพแรกเมื่อเปิดแหล่งจ่ายไฟ ที่เอาท์พุทของฟลิบฟลอปทุกตัว ตั้งแต่ Q_1 - Q_3 เป็น "0" หมด ถ้าลองป้อนพัลส์หนึ่งลูกเข้าไปที่อินพุท T_1 ของฟลิบฟลอปตัวแรกซึ่งเป็นอินพุทของวงจรนับ Q_1 จะเปลี่ยนจาก "0" เป็น "1" ตามที่แสดงในรูป ถ้าป้อนพัลส์ลูกที่สองเข้าไปอีกคราวนี้ Q_1 จะเปลี่ยนกลับจาก "1" เป็น "0" ตามเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวเก็บประจุจะมีค่าต่ำ ดังนั้น สัญญาณอินพุทเกือบทั้งหมดจึงตกคร่อมตัวต้านทานและมีศักดาเท่ากับ Vout แต่ที่ความถี่ต่ำกว่า f_c อิมพิแดนซ์ของตัวเก็บประจุจะมีค่าสูง ทำให้แรงดันเกือบทั้งหมดตกคร่อมตัวเก็บประจุเองและเป็นผลให้แรงดันคร่อมตัวต้านทานและแรงดันเอาท์พุทมีค่าต่ำมาก โดยที่วงจรในรูป 2.34 นี้มีความชันประมาณ -20 dB/decade

2.20 วงจรนับ (Counter)

วงจรนับเป็นวงจรหนึ่งที่ใช้ในการนับจำนวนพัลส์หรือสัญญาณที่เป็น "0" กับ "1" ซึ่งถ้าสามารถแปลงสิ่งของหรือวัตถุที่วิ่งผ่านเป็นสัญญาณพัลส์โดยใช้ตัวตรวจวัด (Sensor) ได้ก็สามารถใช้วงจรนับจำนวนพัลส์นั่นเพื่อรู้จำนวนสิ่งของได้ ความเร็วรอบของมอเตอร์หรืออัตราการไหลของของเหลวที่สามารถแปลงเป็นสัญญาณพัลส์ได้โดยใช้ตัวตรวจวัดเช่นเดียวกันนั้น เราสามารถใช้วงจรแปลงเป็นสัญญาณพัลส์ได้โดยการใช้ตัวตรวจวัด ดังนั้นเราจึงสามารถใช้วงจรนับในการวัดความเร็วรอบ อัตราการไหล ความถี่ คาบเวลาได้โดยง่าย

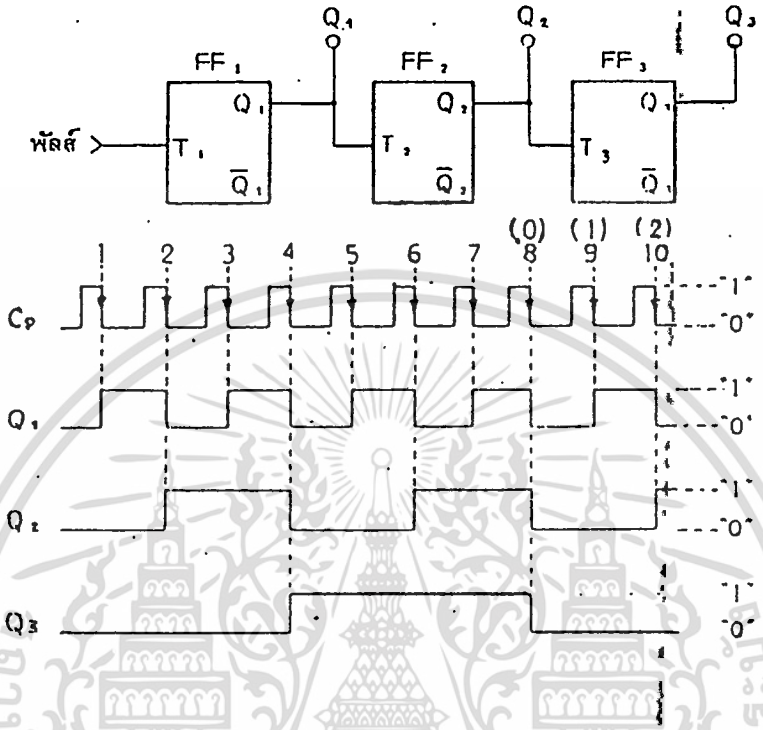
2.21 การใช้ฟลิบฟลอปนับจำนวนพัลส์

การส่งทอดสัญญาณระหว่างวงจรดิจิตอลด้วยกันนั้น โดยส่วนใหญ่มักจะส่งทอดกันในรูปของสัญญาณพัลส์ ดังนั้นในการนับจำนวนที่เราจะกล่าวถึงต่อไปนี้จึงหมายถึงการนับจำนวนพัลส์นั่นเอง

วงจรนับนั้น ภายในจะประกอบไปด้วยฟลิบฟลอปเป็นส่วนใหญ่ ดังที่ได้ทราบมาแล้วว่าฟลิบฟลอปหนึ่งตัวจะมีสภาวะที่จะอยู่ได้เพียง 2 สภาวะคือ เอาท์พุทเป็น "0" หรือ "1" ซึ่งเปรียบเสมือนสภาพของเม็ดลูกคิดในรางลูกคิดจะอยู่ในสภาพอยู่นิ่งๆ ด้านล่าง หรือในสภาพถูกดีดขึ้นไปอยู่ข้างบนเพียง 2 สภาวะเช่นเดียวกัน การที่จะนำฟลิบฟลอปมาใช้ในการนับจำนวนพัลส์ได้โดยทั่วไปจำเป็นต้องใช้ฟลิบฟลอปหลายตัวเข้ามาต่อเรียงกัน ซึ่งก็คงเหมือนกับในกระดานลูกคิดที่จะต้องมีเม็ดลูกคิดต่อเรียงกันหลายตัวจึงสามารถนำมาใช้ในการบวกลบเลขหลายหลักได้

จากวงจรในรูปที่ 2.35 เป็นการนำ T-FF 3 ตัวมาต่อเรียงอนุกรมกัน เอาท์พุทๆ Q_1 ของตัวที่1 จะต่อเข้าอินพุทของตัวที่ 2 เอาท์พุทของ Q_2 ของตัวที่ 2 ก็ต่อเป็นอินพุทของตัวที่ 3 ถ้าสมมติให้ T-FF เหล่านี้ทำงานที่ขอบขาลงของพัลส์และในสภาพแรกเมื่อเปิดแหล่งจ่ายไฟ ที่เอาท์พุทของฟลิบฟลอปทุกตัว ตั้งแต่ Q_1 - Q_3 เป็น "0" หมด ถ้าลองป้อนพัลส์หนึ่งลูกเข้าไปที่อินพุท T_1 ของฟลิบฟลอปตัวแรกซึ่งเป็นอินพุทของวงจรนับ Q_1 จะเปลี่ยนจาก "0" เป็น "1" ตามที่แสดงในรูป ถ้าป้อนพัลส์ลูกที่สองเข้าไปอีกคราวนี้ Q_1 จะเปลี่ยนกลับจาก "1" เป็น "0" ตามเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.35 การใช้ T-FF นับจำนวนพัลส์

พัลส์หนึ่งลูกของ Q_1 จะป้อนเข้าอินพุทของฟลิบฟลอปตัวต่อไปทำให้ Q_2 เปลี่ยนจาก "0" เป็น "1" อีกถ้าป้อนพัลส์เข้าวงจรนับ 4 ลูก จึงจะทำให้ Q_2 ผลิตพัลส์ได้หนึ่งลูกและส่งต่อไปให้ฟลิบฟลอปตัวต่อไป

เราจะสังเกตได้ว่าฟลิบฟลอปแต่ละตัวจะผลิตพัลส์ได้ครึ่งหนึ่งของพัลส์อินพุท หรือพัลส์ที่ผลิตได้จากฟลิบฟลอปตัวข้างหน้านั่นเอง นอกจากนั้นเมื่อป้อนพัลส์เข้ามาจำนวนหนึ่ง เอาท์พุทของฟลิบฟลอปแต่ละตัวจะเป็น "0" เป็น "1" ในลักษณะแบบที่ไม่ซ้ำกัน วงจรนี้ใช้ฟลิบฟลอปเพียงแค่ 3 ตัว จึงนับพัลส์ได้เพียง 8 ลูก เพราะแบบเอาท์พุทของฟลิบฟลอปผสมกันแล้วมีได้เพียง 8 แบบ เท่านั้นถ้าต้องการนับจำนวนพัลส์ให้มากขึ้นก็ต้องใช้ฟลิบฟลอปต่ออนุกรมกันมากขึ้น

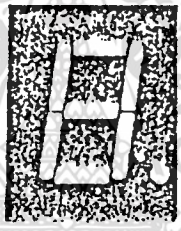
การแสดงจำนวนพัลส์ที่นับได้ด้วยเอาท์พุทของฟลิบฟลอปซึ่งมีค่าเป็น "0" กับ "1" นี้เราเรียกว่า การแสดงจำนวนด้วยเลขฐานสอง (Binary Number) ซึ่งจะแตกต่างไปจากการแสดงจำนวนด้วยเลขฐานสิบ (Decimal Number) ที่เราใช้กันอยู่ประจำ เลขฐานสิบจะมีตัวเลข 0 ถึง 9 ให้เราใช้แต่เลขฐานสองมีตัวเลขเพียง "0" กับ "1" เท่านั้น เมื่อมีจำนวนตัวเลขน้อยจึงต้องใช้วิธีทดไปหลักต่อไปให้เร็วขึ้น เช่น เลข 5 ซึ่งเป็นเลขฐานสิบใช้เพียงหลักเดียว แต่เลขฐานสองต้องแสดงด้วย 101 ซึ่งใช้สามหลัก เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.22 Seven Segment Display

เป็นอุปกรณ์แสดงผลที่นิยมใช้กันมากที่สุด ด้านบนจะเห็นหลอดแอลอีดี 7 ดวง มีลักษณะเป็นขีดยาววางเรียงกันเป็นรูปเลข 8 แอลอีดีแต่ละดวงนี้เราเรียกว่าขีดหรือ Segment เมื่อบังคับให้บางขีดติดสว่างตามแบบที่กำหนดไว้จะมองเห็นเป็นรูปตัวเลข 0 ถึง 9 ได้ เราจึงใช้ในการแสดงผลเป็นตัวเลขในวงจรดิจิตอล รูปที่ 2.36 แสดงรูปร่างของแอลอีดี 7 ขีดแบบที่เราเห็นกันโดยทั่วๆ ไป

แอลอีดีเป็นสิ่งประดิษฐ์สารกึ่งตัวนำ (Semi-Conductor) ชนิดหนึ่งมีคุณสมบัติแตกต่างจากหลอดไฟธรรมดาเราไม่ต้องห่วงว่าไส้หลอดภายในจะขาด เพราะภายในไม่มีไส้หลอดใช้แรงดันไฟฟ้าๆ ก็สามารถทำให้แอลอีดีเปล่งแสงออกมาได้ นอกจากนี้ยังกินไฟน้อยและไม่เกิดความร้อนมากเมื่อหลอดติดสว่าง จึงทำให้เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย



รูปที่ 2.36 ตัวอย่างแอลอีดี 7 ขีด

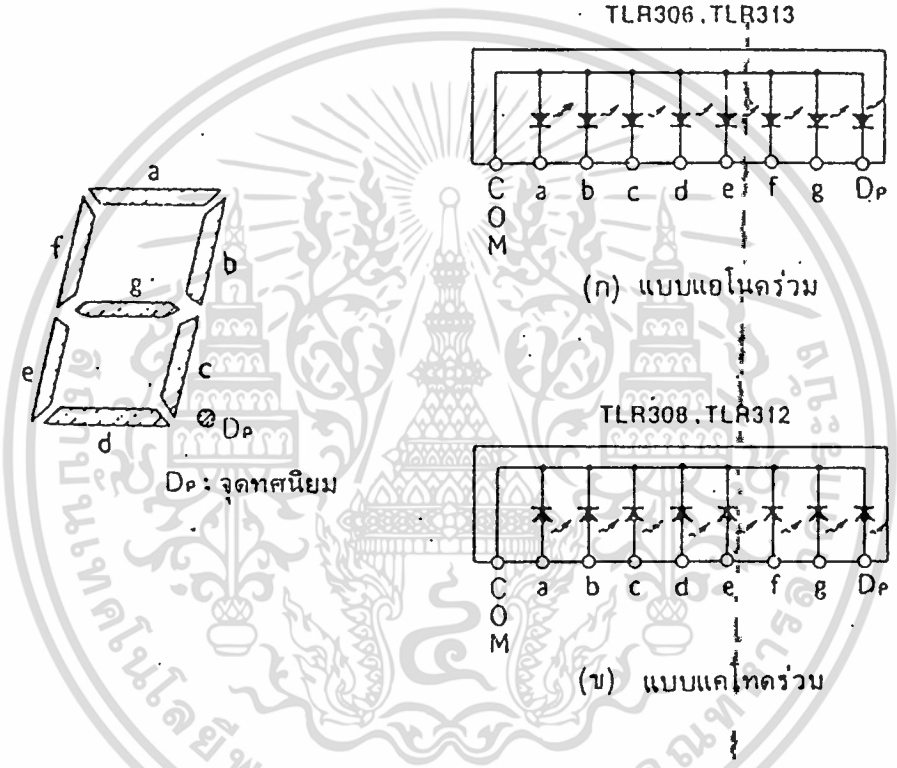
เราจะพบหลอดแอลอีดีสีแดงมากที่สุด นอกจากนั้นยังมีสีเขียวและสีเหลืองด้วย ตัวแอลอีดี 7 ขีดที่ขายกันตามท้องตลาดจะมีขนาดความสูงของตัวเลขตั้งแต่ 5 ถึง 15 มิลลิเมตร แบบที่ใหญ่ขึ้นมาหน่อยจะมีขนาดถึง 25 มิลลิเมตรหรือหนึ่งนิ้ว ใช้ทำตัวเลขแสดงผลขนาดใหญ่มองเห็นได้จากระยะไกล แอลอีดีบางแบบจัดวางขีดไว้ให้แสดงแต่เครื่องหมาย + หรือ - ก็มี แอลอีดีบางแบบก็รวมเอาแอลอีดี 7 ขีด 2 ตัว อยู่ในถังเดียวกัน บางแบบก็เอาหลายตัวมาวางเรียงกันเป็นแถวยาวอยู่ในตัวถังเดียวกัน

แอลอีดี 7 ขีด สามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิด ตามการต่อวงจรภายในคือ ชนิดแคโทดร่วม (Common Cathode) และชนิดแอโนดร่วม (Common Anode) การต่อสายภายในของทั้งสองชนิดแสดงในรูปที่ 2.38 ชนิดแคโทดร่วมจะต่อขาร่วม (ขา Common) กับขั้วแคโทดของแอลอีดีทุกขีด ในขณะที่ชนิดแอโนดร่วมจะต่อขาร่วมกับขั้วแอโนดของแอลอีดีทุกขีด แอลอีดีแต่ละดวงหรือแต่ละขีดจะมีชื่อกำกับไว้ เช่น ขีด a, ขีด b จนถึงขีด g เป็นต้น แต่ละขีดจะวางอยู่ในตำแหน่งที่กำหนดไว้ ดังในรูปที่เห็นแอลอีดีดวงที่มีชื่อว่า Dp หมายถึงจุดทศนิยม (Decimal Point) บางครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น และไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เราก็จุดให้สว่างเพื่อแสดงตำแหน่งจุดทศนิยมเมื่อนำแอลอีดี 7 ขีด หลายตัวมาวางเรียงกันเป็นเลขหลายหลัก

แอลอีดีทุกขีดจะมีคุณสมบัติทางไฟฟ้าเหมือนแอลอีดีโดยทั่วไป คือเมื่อปล่อยกระแสไหลผ่านแอลอีดีจากแอโนดไปแคโทดจะทำให้แอลอีดีเปล่งแสง



รูปที่ 2.37 แอลอีดี 7 ขีดแบบต่างๆ

กระแสที่ไหลผ่านควรมีขนาดระหว่าง 10 ถึง 30 มิลลิแอมป์ การจ่ายกระแสไหลมากไปจะไม่ทำให้แอลอีดีสว่างมากขึ้นเลยปกติประมาณ 15 ถึง 20 มิลลิแอมป์ ความสว่างของแอลอีดีจะอิ่มตัวแล้ว วิธีจำกัดกระแสที่ไหลผ่านแอลอีดีโดยทั่วไปมักนิยมใช้ตัวต้านทานต่ออนุกรมกับแอลอีดีและแหล่งจ่ายไฟ กระแสที่ไหลผ่านแอลอีดีจะคำนวณได้จากผลต่างของแหล่งจ่ายไฟกับแรงดันที่ตกคร่อมแอลอีดี (ประมาณ 1.5 V.) หารด้วยค่าความต้านทานนั่นเอง

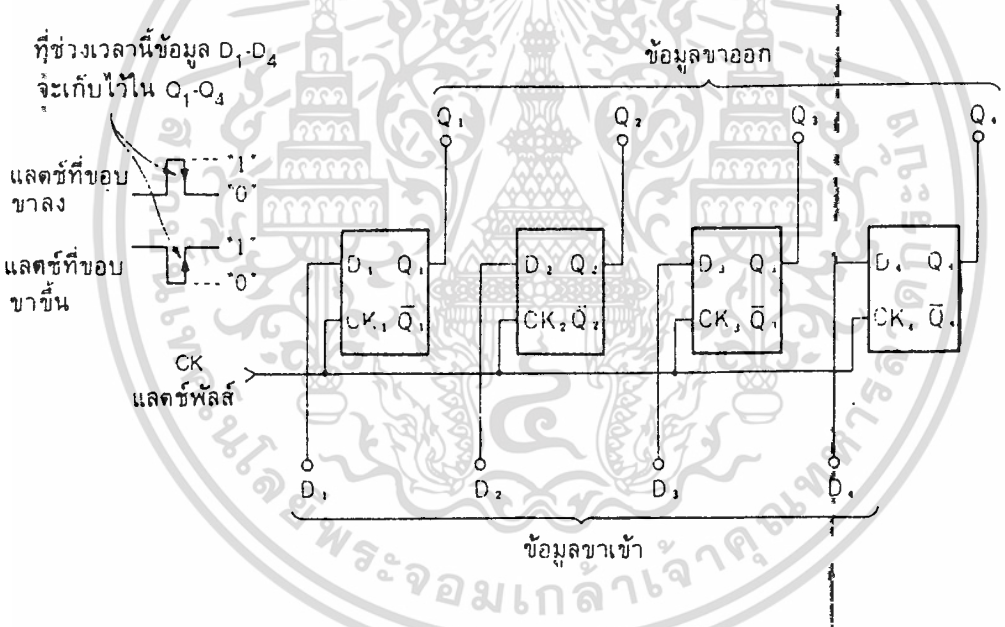
การใช้งานแอลอีดี 7 ขีดนั้น ปกติมักใช้ร่วมกับไอซีถอดรหัสที่มีชื่อว่า BCD to Segment decoder/driver คือเป็นไอซีที่ทำหน้าที่ทั้งเป็นตัวแปลงรหัส BCD เป็นรหัส 7 ขีดและในขณะเดียวกันจะเป็นตัวขับกระแสให้แอลอีดีด้วย ไอซีนี้ก็มี 2 แบบ เหมือนกันคือ ชนิดแคโทดร่วมกับแบบที่เป็นชนิดแอโนดร่วม แบบที่ใช้กับชนิดแคโทดร่วมนั้นให้เอาท์พุทเป็น "0" เมื่อต้องการให้แอลอีดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขีดที่ต่ออยู่สว่าง วิธีการใช้จะต้องต่อขั้วร่วมของแอลอีดีกับแหล่งจ่ายไฟและต่อขาของแอลอีดีแต่ละขีดมาที่เอาท์พุทของไอซีที่มีชื่อตรงกันดังแสดงในรูปที่ 2.37 การต่อในลักษณะแบบนี้เรียกว่าเป็นแบบการรับกระแสไหลเข้าไอซี

2.23 วงจรแลตซ์ (Latch)

คำว่าแลตซ์ (Latch) ในภาษาอังกฤษแปลว่ากลอนหรือสลัก ถ้าเราปิดประตูแล้วลงกลอนผู้คนก็ไม่สามารถผ่านเข้าประตูมาได้อีก เช่นเดียวกันกับวงจรแลตซ์ที่มีข้อมูลไหลผ่านเข้ามาเมื่อให้สัญญาณแลตซ์ข้อมูลจะไม่สามารถผ่านเข้ามาได้อีก แต่จะทำการเก็บค่าข้อมูลสุดท้ายที่ผ่านเข้ามานั้นในวงจรจนกว่าจะเปิดวงจรและได้รับสัญญาณแลตซ์ใหม่อีก



รูปที่ 2.38 โครงสร้างของวงจรแลตซ์ 4 บิท

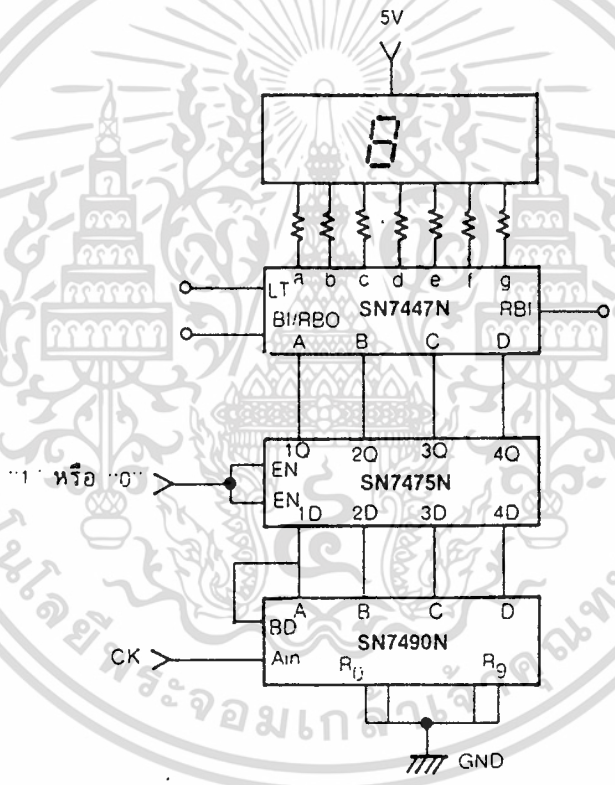
จากรูปที่ 2.38 เราใช้ D-FF 4 ตัวมาต่อเป็นวงจรแลตซ์ 4 บิตได้ เมื่อมีสัญญาณพัลส์ป้อนเข้าที่ขั้ว CK ของ D-FF ทุกตัว ข้อมูลที่ขั้ว D จะถูกส่งผ่านไปที่เอาท์พุท Q สมมติว่าเราป้อนค่า 1010 เข้าที่ D_1 ถึง D_4 เมื่อมีสัญญาณพัลส์เข้าที่ขั้ว CK เอาท์พุทของฟลิบฟลอปจะเป็น 1010 เหมือนกับอินพุทและเอาท์พุทจะคงค่า 1010 นี้ไว้ แม้ค่าที่ป้อนเข้าทางอินพุทจะเปลี่ยนแปลงไป

D-FF มีทั้งแบบที่ทริกด้วยขอบขาขึ้นและขอบขาลงของพัลส์ ถ้าเป็นแบบทริกที่ขอบขาขึ้นสัญญาณแลตซ์ปกติจะเป็น "1" เมื่อต้องการแลตซ์จะเป็นพัลส์หัวลงและใช้ขอบขาขึ้นในการแลตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และถ้าเป็น D-FF แบบที่ทริกด้วยขอบขาลง ปกติสัญญาณแลตช์จะเป็น "0" เมื่อแลตช์จะเป็นพัลส์หัวขึ้นและใช้ขอบขาลงในการแลตช์ดังแสดงในรูปที่ 2.38

ไอซี TTL เบอร์ที่ทำหน้าที่เป็นแลตช์ได้แก่ SN7417N, SM74175N และ SN74374N ส่วนเบอร์ SN7475N, SN74373N, SN74373N จะมีการทำงานที่ต่างออกไป ในขณะที่แลตช์มีหลักการคือ เมื่อสัญญาณ CLK เป็น "1" ข้อมูลจากอินพุท D จะผ่านไปปรากฏที่เอาท์พุท Q ถ้าสัญญาณ CLK เป็น "0" ข้อมูลจะผ่านไม่ได้ เอาท์พุทจะเก็บค่าอินพุทสุดท้ายที่ขอบขาลงของสัญญาณ CLK



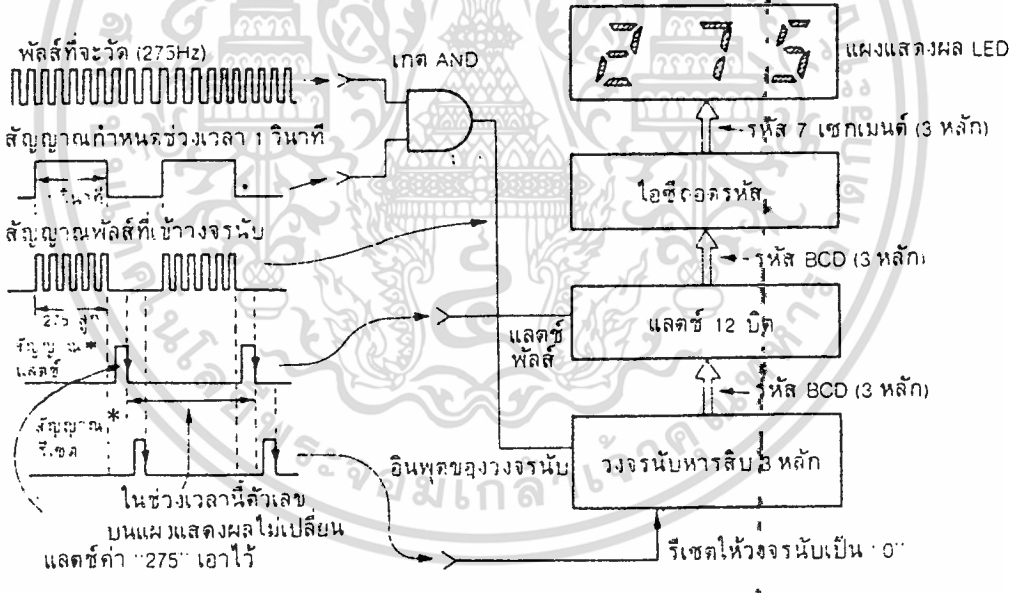
รูปที่ 2.39 การใช้ TTL ต่อวงจรแลตช์

การต่อวงจรแลตช์ เราใช้วงจรในรูปที่ 2.38 ที่มีวงจรนับพัลส์ขนาด 4 บิทและจะต่อวงจรแลตช์คั่นระหว่างวงจรนับกับไอซีถอดรหัสดังแสดงในรูปที่ 2.39 ไอซีแลตช์เบอร์ SN7475N เป็นแลตช์ 4 บิท ใช้ต่อกับวงจรนับ 1 หลักได้พอดี SN7475N จะมีขาที่ชื่อว่า Enable ให้ 2 ขาทำหน้าที่คล้ายกับขา CLK ของ D-FF นั้นเอง ถ้าป้อนสัญญาณ "1" เข้าที่ขา EN นี้ รหัสในการนับพัลส์จากวงจรนับจะส่งผ่านไปให้ไอซีถอดรหัสเหมือนดังปกติแต่ให้ได้สัญญาณ "0" ที่ขา EN แลตช์จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บันทึกค่านับสุดท้ายไว้แล้วค้าง ที่เอาท์พุทจะเห็นตัวเลขที่แลตช์แสดงค้างอยู่ที่แอลอีดี ถ้าป้อนพัลส์เข้าที่ขา EN ใหม่ ก็จะแลตช์ได้ตัวเลขใหม่ ในขณะที่แลตช์แม้วงจรนับจะนับตัวเลขไปเรื่อยๆ แต่ข้อมูลไม่สามารถส่งผ่าน SN7475N ไปได้เลย

ต่อไปลองมาดูว่าแลตช์ใช้ในวงจรของเครื่องนับความถี่กันอย่างไร ให้ดูในรูปที่ 2.40 ซึ่งแสดงหลักการทำงานของเครื่องวัดความถี่ สัญญาณพัลส์ที่ต้องการวัดความถี่จะถูกป้อนเข้าที่วงจร โดยจะป้อนเป็นช่วงเวลานาน 1 วินาที จะมีพัลส์ป้อนเข้าวงจรนับ 275 ลูกพอดี วงจรนับพัลส์จะให้รหัส BCD ในขณะนับเมื่อครบเวลา 1 วินาที ตัวเลขค่านับจะถูกแลตช์โดยวงจรแลตช์เพื่อส่งออกไปถอดรหัสและแสดงผลที่แอลอีดี 7 ขีดต่อไป การนับในช่วงเวลา 1 วินาที จะดำเนินต่อไปอีก แต่ในขณะนับนั้นตัวแสดงผลจะแสดงตัวเลขผลการนับครั้งที่แล้วตลอดเวลา จนกว่าการนับครั้งใหม่จะสิ้นสุดแล้วแสดงผลครั้งใหม่ต่อไป



รูปที่ 2.40 การประยุกต์แลตช์ในวงจรของเครื่องวัดความถี่

วงจรนับจะถูกรีเซ็ททุกครั้งหลังจากแลตช์ตัวเลขค่านับแล้วก่อนการเริ่มนับครั้งใหม่เสมอ การใช้แลตช์จะทำให้เราเห็นค่าความถี่ที่นับได้ตลอดเวลา ถ้าไม่มีแลตช์เราจะเห็นตัวเลขวิ่งจาก 000 ถึง 272 แล้วถูกรีเซ็ทเป็น 000 ใหม่ แบบนี้ตลอดเวลาทำให้เราไม่สามารถอ่านค่าความถี่ได้อย่างสะดวกและไม่สามารถทราบค่าที่แท้จริงได้เลย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไอซีที่ถูกถอดรหัสและมีฟังก์ชันการแลตซ์ค่าในตัว เช่น ไอซี CMOS เบอร์ MC14511B ถ้าดูที่ขาของไอซีจะเห็นขาหนึ่งมีชื่อ LE ย่อมาจาก Latch Enable ขา LE นี้ ถ้าเป็น "0" วงจรแลตซ์ภายในจะไม่ทำงานไอซีจะเป็นไอซีถอดรหัสธรรมดา ถ้าขา LE เป็น "1" จะแลตซ์ค่าอินพุทในช่วงเวลานั้นเก็บไว้แล้วถอดรหัสออกมาที่เอาท์พุท ดังนั้นการทำงานของขา LE จึงเป็นการแลตซ์โดยใช้ขอบขาขึ้นของสัญญาณไอซี ที่มีแลตซ์อยู่ภายในเช่นนี้ใช้งานได้ง่ายและเป็นที่นิยมกันมาก

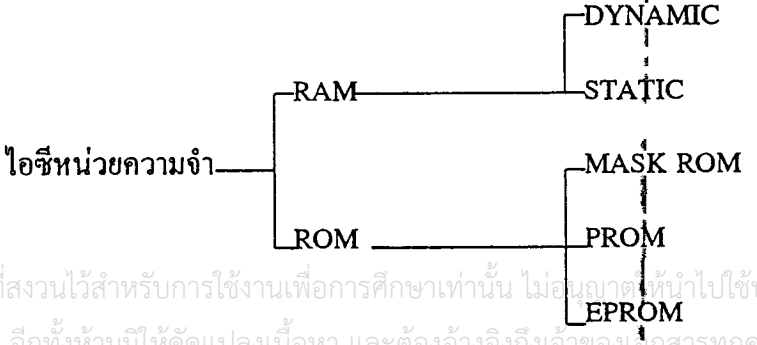
2.24 ไอซีหน่วยความจำ

เราคงจะพอทราบกันแล้วว่า องค์ประกอบที่สำคัญภายในไมโครคอมพิวเตอร์จะมีอยู่ด้วยกัน 2 ส่วน คือ ซีพียู (CPU:Central Processing Unit) และหน่วยความจำซีพียูเป็นส่วนที่ใช้ควบคุมการทำงานของระบบ ตามโปรแกรมที่เรากำหนดให้มีความสามารถในการตัดสินลอจิกได้ดีเยี่ยม ส่วนที่หน่วยความจำเป็นส่วนสำหรับใช้เก็บโปรแกรมหรือใช้เก็บข้อมูลในระหว่างการทำงานของซีพียู ซึ่งนับว่าเป็นองค์ประกอบที่สำคัญมากในระบบ

ซีพียู ถูกทำเป็นไอซีได้ในเวลาอันรวดเร็วและไม่ยากลำบากนัก แต่หน่วยความจำซึ่งภายในต้องการจำนวนทรานซิสเตอร์มากมายยังล้าหลังซีพียู อยู่มาก

หน่วยความจำในระยะแรกจะเป็นแหวนแม่เหล็ก (Core Memory) หรือเป็นแบบกระบอกแม่เหล็ก (Magnetic Drum) ซึ่งเป็นอุปกรณ์แม่เหล็กไฟฟ้าและเชิงกลไฟฟ้าทำให้การติดต่อกับซีพียูทำได้ยากและวงจรซับซ้อนมาก การทำหน่วยความจำเป็นไอซีได้ในปัจจุบันจึงเป็นเรื่องที่สำคัญเพราะทำให้วงจรในคอมพิวเตอร์ง่ายลงมาก

ไอซีหน่วยความจำมีข้อดีตรงที่สามารถต่อกับไอซีต่างๆ ได้ทันที มีขนาดเล็กและมีความจุของหน่วยความจำภายในสูง แต่ก็มีข้อเสียตรงที่เมื่อดับไฟที่ป้อนให้ไอซี ข้อมูลที่เก็บอยู่ภายในจะหายไปหมดทันที ความรวดเร็วในการทำงานก็ยังคงช้ากว่าหน่วยความจำแบบวงแหวนแม่เหล็กเล็กน้อย อย่างไรก็ตามจากข้อดีที่กล่าวมาสามารถทำให้ไอซีหน่วยความจำได้รับความนิยมอย่างสูง ถ้าจะแบ่งชนิดของไอซีหน่วยความจำออกตามคุณสมบัติและการใช้งานแล้วพอจะแบ่งได้ดังนี้ คือ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรม (RAM) ย่อมาจาก Random Access Memory เป็นหน่วยความจำชนิดที่สามารถใช้เขียนข้อมูลและอ่านข้อมูลออกมาได้อย่างอิสระ แรมแบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ แบบ Dynamics RAM จะต้องมีการเขียนข้อมูลซ้ำอยู่ตลอดเพราะข้อมูลภายในเก็บได้ชั่วคราวและแบบ Static RAM ซึ่งไม่จำเป็นต้องเขียนข้อมูลซ้ำ ข้อมูลภายในจะคงค่าอยู่ตลอดเวลาที่ยังมีแหล่งจ่ายไฟอยู่

สำหรับรอม (ROM) ย่อมาจาก Read Only Memory ซึ่งก็คืออ่านได้อย่างเดียว นั่นเอง เมื่อเราเขียนข้อมูลเข้าไปในรอมแล้ว ข้อมูลจะไม่สูญหายแม้เราจะหยุดจ่ายไฟเลี้ยงไอซีก็ตาม ในการใช้งานเราจะอ่านข้อมูลที่เก็บไว้ภายในไมโครคอมพิวเตอร์เก็บรูปแบบตัวอักษรที่จะแสดงบนจอภาพหรือพิมพ์ออกที่เครื่องพิมพ์ รอมมีหลายชนิด แบ่งตามวิธีการเขียนข้อมูลลงในตัวมัน เช่น

-มาสค์รอม (MASK ROM) เป็นรอมชนิดที่เขียนข้อมูลมาให้จากโรงงาน ในส่วนขั้นตอนการผลิตจะทำหน้ากากซึ่งมีอยู่เรียบร้อยแล้วถ่ายลงไปบนไอซี

-พร็อม (PROM) ย่อมาจาก Programmable ROM เป็นรอมที่เราสามารถเขียนข้อมูลลงไปได้โดยใช้เครื่องโปรแกรมรอม แต่ในการเขียนข้อมูลจะทำได้เพียงครั้งเดียวจะลบข้อมูลแล้วเขียนใหม่ไม่ได้อีก

-อีพร็อม (EPROM:Erasable Programmable ROM) เป็นรอมชนิดที่เราคุ้นเคยกันมากที่สุด เราสามารถเขียนข้อมูลลงไปได้โดยใช้เครื่องโปรแกรมรอมและสามารถลบข้อมูลออกได้โดยการฉายแสงอัลตราไวโอเลตผ่านแว่นกระจกด้านบนของไอซี ทำให้เราสามารถนำอีพร็อมตัวเก่ามาใช้ได้อีก ในที่นี้เราจะไม่กล่าวถึงแรมมากนัก แต่จะกล่าวถึงรอมให้มากโดยเฉพาะอีพร็อมเพราะว่าในปริญญานิพนธ์นี้เราได้นำเอาอีพร็อมมาใช้งานในการเก็บข้อมูล

2.24.1 ROM

ข้อเสียของแรมก็คือ เก็บข้อมูลไม่ได้ถ้าไม่มีไฟเลี้ยงวงจรซึ่งตรงนี้ต่างกันกับหน่วยความจำแบบวงแหวนแม่เหล็กซึ่งยังสามารถรักษาข้อมูลไว้ได้ ดังนั้น เพื่อให้ไอซีหน่วยความจำสามารถใช้งานในไมโครคอมพิวเตอร์ได้ จึงมีการทำไอซีที่สามารถเก็บข้อมูลได้แม้ว่าไฟจะดับไปแล้วก็ตาม ไอซีหน่วยความจำนั้นก็คือรอมนั่นเอง

(1) MASK ROM

การเก็บข้อมูลในหน่วยความจำนั้น มีข้อมูลหลายชนิดที่จะเป็นข้อมูลคงที่ไม่เปลี่ยนแปลง เช่น ตัวเลข ชื่อ ที่อยู่ รูปแบบของสัญลักษณและตัวอักษรเป็นต้น ข้อมูลเหล่านี้มักจะเขียนเก็บไว้เมื่อนำเอามาใช้ก็อ่านเพียงอย่างเดียวเหมือนกับการอัดเพลงลงบนแผ่นเสียง ข้อมูลที่เป็นเสียงดนตรี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะแน่นอน ทางโรงงานจะปั๊มแผ่นเสียงออกมาขายเป็นหมื่นๆ แผ่นที่ให้เพลงเหมือนกันเวลาเราเอามาฟังก็จะเปรียบเหมือนการผ่านข้อมูลอย่างเดียว

ในขั้นตอนการทำไอซีรอมในโรงงานนั้น จะต้องออกแบบหน้ากากสำหรับทำไอซีไว้โดยเฉพาะ โดยการนำเอาข้อมูลที่คงที่เหล่านี้มาออกแบบหน้ากากแล้วผลิตไอซีออกมาเป็นจำนวนมาก ทำให้ได้ไอซีที่ราคาถูกและข้อมูลไม่ผิดพลาดถูกต้องแน่นอน ไอซีรอมพวกนี้เราเรียกว่าเป็นรอมชนิดมาสค์รอม

เนื่องจากข้อมูลภายในคงที่ ดังนั้นจึงไม่จำเป็นต้องใช้ฟลิบฟลอปในการเก็บข้อมูล ข้อมูลที่จะเก็บข้อมูลเป็นเพียงภาวะ "0" หรือ "1" เท่านั้น ส่วนใหญ่มาสค์รอมจะใช้ทรานซิสเตอร์หรือมอสเฟตเพียงหนึ่งตัวแทนข้อมูล 1 บิท ทรานซิสเตอร์ตัวใดไม่มีขาอีมิตเตอร์ก็จะทำให้ข้อมูล "1" ตัวใดที่มีขาอิมิตเตอร์ต่อออกมาถึงวงจรแบบนี้จะอยู่คงทน แม้ดับไฟแหล่งจ่ายไฟก็ไม่สูญหายและสามารถถอดไอซีจากซ็อกเกตออกไปเสียบในวงจรอื่นได้โดยง่าย

มาสค์รอมที่มีขายกันค่อนข้างจะแพร่หลาย ได้แก่รอมที่เก็บรูปแบบตัวอักษรที่เราแสดงผลบนจอภาพ เช่น เบอร์ MM4230 NO(NS) รอมเก็บตัวแปลภาษาเบสิก (Basic Interpreter) ของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ เป็นต้น

(2) PROM

พร็อมนั้นที่ขาข้อมูลสามารถทำเป็นอินพุทได้ ทำให้เราสามารถเขียนข้อมูลเข้าไปได้เอง กรรมวิธีในการเขียนข้อมูลจะยุ่งยากและกินเวลามากกว่าแรมปกติต้องใช้เครื่องโปรแกรมพร็อมที่ทำขึ้นเฉพาะสำหรับการเขียนข้อมูลของพร็อมนี้ นอกจากนี้พร็อมยังแบ่งออกเป็นชนิดไปโพลาร์ (Bipolar PROM) ซึ่งภายในจะประกอบด้วยทรานซิสเตอร์ ตำแหน่งใดที่ต้องการให้เก็บข้อมูล "1" ก็ทำลายฟิวส์เสียบริเวณใดที่ต้องการเก็บข้อมูล "0" ก็ไม่ทำลายฟิวส์บริเวณนั้น ดังนั้นพร็อมชนิดนี้จึงสามารถเขียนข้อมูลลงไปได้เพียงครั้งเดียว

สำหรับพร็อมชนิดโปรแกรมใหม่ได้นั้นเรียกว่าอีพร็อม (EPROM:Erasable PROM) คือสามารถนำมาลบข้อมูลที่โปรแกรมเข้าไปแล้วออกไปได้และสามารถนำเอามาโปรแกรมใหม่ได้ หลักการทำงานของพร็อมชนิดนี้ภายในจะเป็นมอสเฟตชนิดพิเศษที่มีขาเกทที่สามารถเก็บกักอิเล็กตรอนได้ การโปรแกรมข้อมูลจึงได้แก่การป้อนแรงดันไฟสูงประมาณ 25 V. ไปที่เกทของมอสเฟตที่ต้องการเก็บข้อมูลเป็น "0" ถ้าตัวใดเก็บข้อมูลได้เป็น "1" ก็ไม่ต้องป้อนแรงดันไฟ มอสเฟตเหล่านี้สามารถเก็บกักอิเล็กตรอนได้ยาวนานมาก แม้จะไม่มีแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงวงจรอยู่ ดังนั้นข้อมูลที่เขียนไว้จึงไม่เสียหาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อิเล็กตรอนที่เก็บกักไว้ในเกตสามารถทำลายได้โดยการกระตุ้นด้วยพลังงานภายนอกเช่น การฉายแสงอัลตราไวโอเลตไปที่เกตของมอสเฟต พร้อมชนิดนี้จะมีแผ่นกระจกกลมอยู่ด้านบนของไอซีซึ่งมีไว้สำหรับให้เราฉายแสงอัลตราไวโอเลตเข้าไปในไอซีเพื่อลบข้อมูลที่เคยป้อนโปรแกรมไว้ การฉายแสงไม่ควรนานเกินไปปกติจะใช้เวลา 5 ถึง 10 นาที ถ้านานมากจะทำลายพร้อมได้ พร้อมชนิดนี้นิยมใช้กันมากในหมู่ผู้เล่นไมโครคอมพิวเตอร์ ส่วนมากจะนำมาเขียนโปรแกรมที่ตนพัฒนาขึ้นมาเองหรือเขียนข้อมูลรูปแบบอักษรภาษาไทยที่ตนออกแบบเองเป็นต้น บริษัทผู้ผลิตไอซีก็ผลิตอีพร็อมออกมาจำหน่ายกันมากหลายเบอร์ โดยเฉพาะบริษัทอินเทล (Intel) และบริษัทในประเทศญี่ปุ่น ในปัจจุบันเทคโนโลยีของการผลิตอีพร็อมพัฒนาไปมากสามารถผลิตอีพร็อมขนาดใหญ่ (32K x 8 บิท) ได้และบริษัทผู้ผลิตสามารถตกลงมาตรฐานของอีพร็อมและแรมให้มีขาแอดเดรสและข้อมูลตรงกัน บางกรณีสามารถเสียบแทนกันได้และขาอีพร็อมขนาดต่างๆ ก็มีมาตรฐานของขาอันเดียวกัน ตารางที่ 2.1 แสดงอีพร็อมเบอร์ต่างๆ ที่นิยมใช้กันในปัจจุบัน

ตารางที่ 2.1 EPROM เบอร์ต่างๆ ที่ใช้งานกันมาก

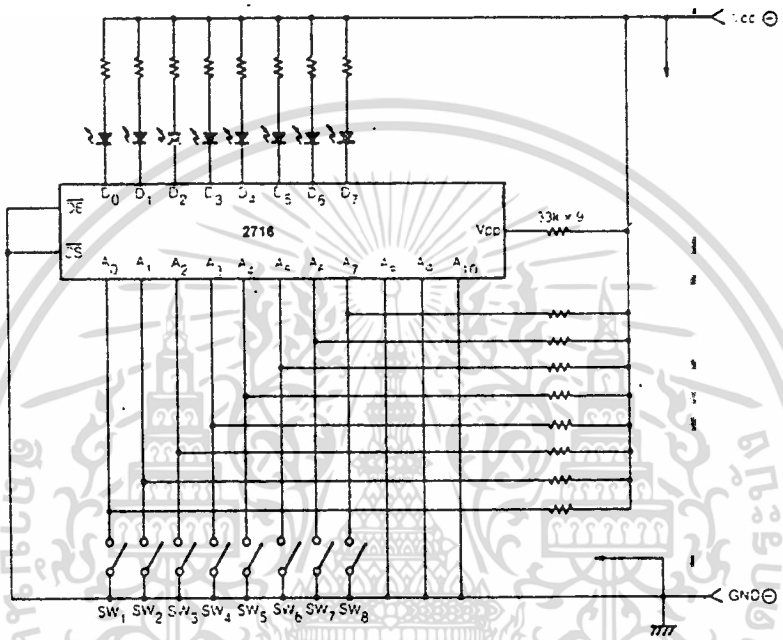
เบอร์ EPROM (อินเทล)	ขนาด	จำนวนขา	ขาตรงกับSTATIC RAMเบอร์ (ฮิตาชิ)
2716	2K x 8	24	6116
2732	4K x 8	24	
2764	8K x 8	28	6264
27128	16K x 8	28	
27256	32K x 8	28	
27512	64K x 8	28	

นอกจากอีพร็อมชนิดที่ลบโปรแกรมด้วยแสงแล้ว ยังมีอีพร็อมที่สามารถลบข้อมูลโดยวิธีการทางไฟฟ้าด้วยอีพร็อมชนิดนี้เรียกว่าอีอีพร็อม (EEPROM:Electrical Erasable PROM) เป็นการแก้ข้อเสียของอีพร็อมที่ต้องลบด้วยแสงซึ่งต้องถอดอีพร็อมออกมาจากวงจรก่อน แล้วนำมาฉายแสงทำให้เสียเวลามากถ้าลบด้วยวิธีการทางไฟฟ้าจะได้ไม่ต้องถอดอีพร็อมออกจากซ็อกเกตเลย อีพร็อมยังไม่ค่อยนิยมใช้กันแพร่หลายเพราะราคายังแพงอยู่ เบอร์ที่มีผลิตขายกันในขณะนี้ได้แก่ เบอร์ 2816, 2816A เป็นอีอีพร็อมขนาด 2K x 8 บิท ซึ่งมีขาเหมือนกับอีพร็อมเบอร์ 2716

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.25 การอ่านข้อมูลจาก EPROM

เราสามารถหาอีพร็อมที่โปรแกรมเรียบร้อยแล้วนำมาทดลองต่อวงจรง่ายๆ เพื่อลองอ่านข้อมูลภายในของมันดู ให้ต่อวงจรตามในรูปที่ 2.41



รูปที่ 2.41 วงจรการทดลองอ่านข้อมูลจาก EPROM

เพื่อให้อ่านข้อมูลได้มากขึ้นเราสามารถต่อดิพสวิทช์แบบ 4P ที่ขาแอดเดรสสองตัว เพื่อให้สามารถป้อนแอดเดรสไปที่ขา A_0 ถึง A_7 ได้ ทำให้เราสามารถอ่านข้อมูลจากกลุ่มหน่วยความจำภายในได้ 256 กลุ่ม ขาแอดเดรสอื่นที่เหลือให้ต่อลง GND หรือ V_{cc} ก็ได้ แล้วแต่ว่าเราจะเลือกอ่านข้อมูลในส่วนไหนของอีพร็อม ถ้าเป็น 0 แสดงว่าเราอ่านข้อมูลจากแอดเดรส 000 0000 00000 ถึง 00 1111 1111 ส่วนทางด้านขา D_0 ถึง D_7 ซึ่งเป็นขาข้อมูลนั้นให้ต่อแอลอีดีจำนวน 8 ตัว เพื่อแสดงข้อมูลที่อ่านออกมาได้จากหน่วยความจำภายในอีพร็อมไม่สามารถรับกระแสได้มาก ดังนั้นควรใช้แอลอีดีตัวเล็กที่สุดที่ใช้กระแสเพียง 2-3 มิลลิแอมป์ก็ติดสว่างในการต่อแอลอีดี ลักษณะนี้เป็นการป้อนกระแสไหลเข้าไปในไอซี ดังนั้น ถ้าข้อมูลเป็น "0" แอลอีดีจะสว่างและถ้าข้อมูลเป็น "1" แอลอีดีจะดับ ทางด้านขา OE และ CS ให้ต่อลงกราวด์เพื่อให้อีพร็อมทำงานจ่ายข้อมูลออกมาตลอดเวลา ในการอ่านข้อมูลสามารถทำได้โดยการกำหนดสวิทช์ SW_1 ถึง SW_8 ไปยังแอดเดรสที่ต้องการอ่านข้อมูลจากนั้นแอลอีดี 1 ถึง แอลอีดี 8 จะแสดงข้อมูลที่อ่านได้ต่อไป

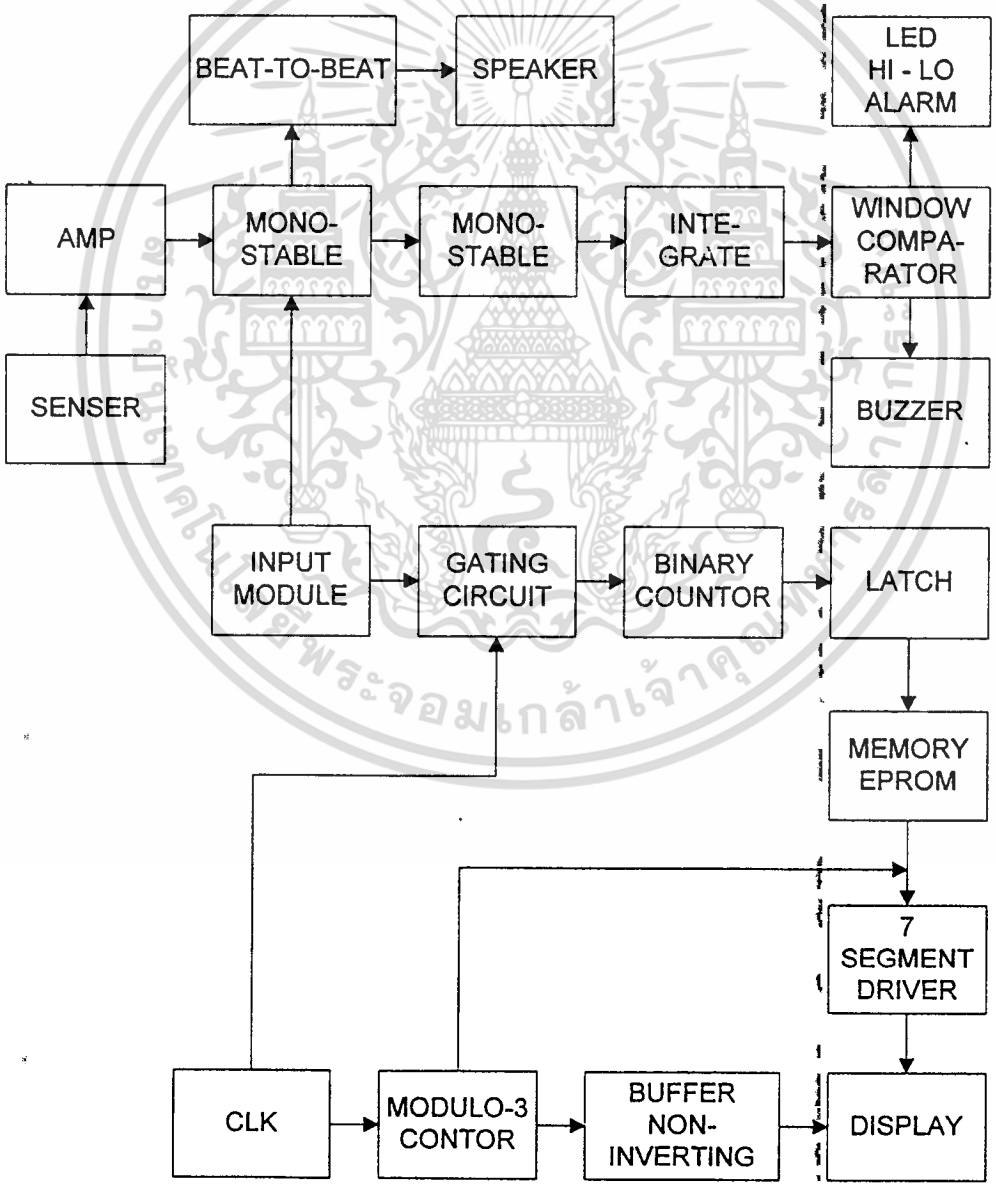
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและสร้าง

3.1 บทนำ

ในการออกแบบเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอลนั้น เราจะสามารถเขียนเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังนี้



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 หลักการทำงานของเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

จากบล็อกไดอะแกรมที่ 3.1 เมื่อเครื่องทำงานตัวเซ็นเซอร์ (Sensor) ซึ่งจะประกอบไปด้วย โฟโต้ทรานซิสเตอร์ (Photo Transistor) และไดโอดอินฟาเรด (Infared Diode) คอยตรวจจับเม็ดเลือดที่ถูกบีบอัดมาตามเส้นเลือดตามจังหวะการบีบตัวของหัวใจ ตัวเซ็นเซอร์นี้จะทำหน้าที่เปลี่ยนจังหวะการเต้นของชีพจรให้เป็นสัญญาณพัลส์ ซึ่งระดับของแรงดันสัญญาณที่ได้จะมีขนาดเล็กมาก จึงต้องทำการขยายสัญญาณนั้นก่อน โดยการผ่านวงจรขยายสัญญาณพร้อมกับทำการกรองช่วงความถี่ที่ต้องการไม่เกิน 5 Hz ผ่านมายังวงจรคอมพาเรเตอร์ (Comparator) เปรียบเทียบระดับสัญญาณให้ได้รูปสัญญาณออกมาเป็นรูปคลื่นสี่เหลี่ยม (Square Wave) จากนั้นจึงส่งเข้าไปยัง ไอซี 4528 ซึ่งจะทำหน้าที่เป็นโมโนสเตเบิ้ล (Monostable) สร้างสัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความกว้าง (Duration) ขนาด 235 msec จากวงจรคอมพาเรเตอร์ส่วนหนึ่งจะส่งให้วงจร Beat-to-Beat ทำงานตามจังหวะการเต้นของชีพจรและจะแสดงผลในรูปของแสงโดยแอลอีดีและเสียงโดยลำโพง

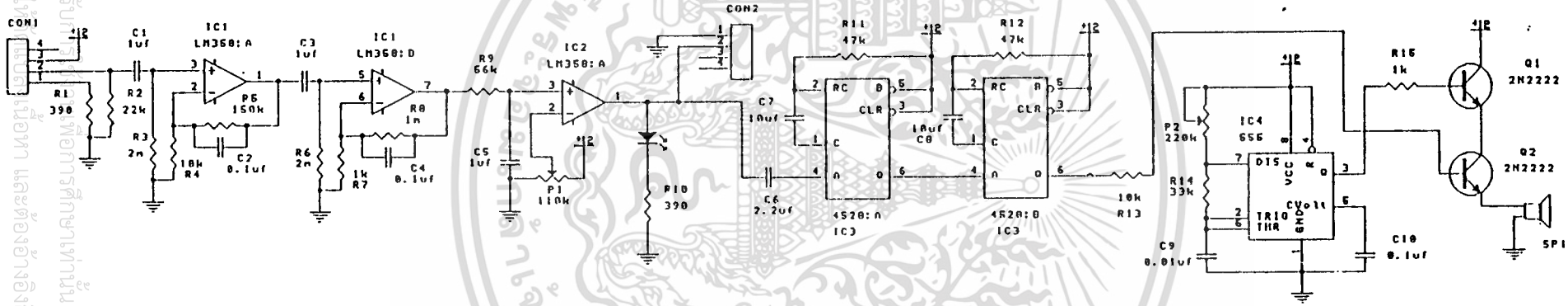
ส่วนของ HI-LO Alarm ไอซี 4528 ซึ่งเป็นโมโนสเตเบิ้ลจะเอาเอาท์พุทของไอซี 4528 ภายหลังวงจรคอมพาเรเตอร์มาทริกเพื่อให้ทำงานผลิตพัลซ์ซึ่งมีความกว้างขนาด 137 msec และส่งต่อไปยังวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low Pass Filter) เพื่อให้เป็นไฟกระแสตรงโดยการเปลี่ยนค่าแรงดันตามความถี่ที่เปลี่ยนแปลงและส่งต่อไปยังวงจรวินโดร์คอมพาเรเตอร์ (Window Comparator) เพื่อทำการเปรียบเทียบกับค่า HI-LO Alarm ที่ได้กำหนดไว้จากตัวเลือก (Selector) ซึ่งจะประกอบด้วยตัวต้านทานที่ต่อในลักษณะแบ่งแรงดันเพื่อตั้งค่าความต้านทานที่ต้องการและจะมีสัญญาณเตือนเมื่ออัตราการเต้นของชีพจรมีค่าต่ำหรือสูงเกินกว่าค่าที่ตั้งไว้ โดยจะแสดงผลในรูปของแสงด้วยแอลอีดีและเสียงด้วยลำโพง

ส่วนวงจร Counter and display ใช้ไอซี 4520 ทำหน้าที่ควบคุมวงจรสแกนและส่งสัญญาณที่ได้ไปควบคุมเกท เมื่อเกททำงานจะมีสัญญาณนาฬิกา (Clock) ผ่านต่อไปยังไอซี 4040 (12 Stage Binary Counter) ซึ่งทำหน้าที่นับ ส่งต่อไปยังไอซี 7475 ซึ่งจะทำการแลทซ์ (Latch) สัญญาณที่นับได้แล้วนำไปเลือกแอดเดรสชี้ค่าตัวเลขซึ่งโปรแกรมไว้ในอีพร็อม (Eprom) ออกมาแสดงผล โดยตัวแสดงผล (Display) ใช้7-เซกเม้นท์ (7-Segment) ขนาดใหญ่ 1 ตัวต่อ 1 หลัก ซึ่งในวงจรจะมีอยู่ 3 หลัก ในการแสดงผลจึงต้องมีวงจรขับ (Driver) ที่เหมาะสมซึ่งเราใช้ทรานซิสเตอร์เป็นตัวขับ 7-เซกเม้นท์ โดยมีวงจรสแกนความถี่ในแต่ละหลักให้แสดงผลตลอดเวลา

3.3 การทำงานของวงจร Pulse Rate

ในส่วนของเซ็นเซอร์ใช้ตัวส่งแสงเป็นไดโอดแบบอินฟราเรดเบอร์ MLED71 ซึ่งจะมีช่วง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 วงจร Pluse Rate

ความยาวคลื่นเท่ากับ 940 nm ต่ออนุกรมกัน 2 ตัวเพื่อเพิ่มมุมในการส่งและเป็นการเพิ่มความแรงในการส่งขึ้น นอกจากนี้ยังมีตัวต้านทานที่ค่า 330 Ω ต่อเป็นตัวทำหน้าที่จำกัดกระแสให้มีกระแสได้ไม่เกิน (IF) 50 mA เมื่อแสงอินฟราเรดทะลุผ่านนิ้วมือมายังตัวรับซึ่งเป็นโฟโต้ทรานซิสเตอร์ ที่สามารถรับความยาวคลื่นได้ในช่วง 940 nm (MRD711) โดยภายในจะประกอบด้วยทรานซิสเตอร์ 2 ตัวต่อในลักษณะดาร์ลิงตัน (Darlington) เพื่อเป็นการเพิ่มความแรงของสัญญาณที่รับมาจากการเซ็นเซอร์ ปกติในสภาวะที่ยังไม่มีการใช้งานแสงที่ส่งไปยังขาเบส (Base) ของโฟโต้ทรานซิสเตอร์จะส่องได้เต็มที่ทำให้เอาท์พุทที่ได้อยู่ในสภาวะ Hi แต่เมื่อที่มีการต่อใช้งานโดยใช้นิ้วปิดกันแสงก็จะมีการเปลี่ยนแปลงความเข้มของแสงที่ส่องไปยังขาเบสทำให้ได้พัลส์เล็กๆ ออกมาที่ขาอีมิตเตอร์ (Emitter) ของทรานซิสเตอร์จึงต้องทำการขยายสัญญาณให้มีขนาดเหมาะสมโดยผ่านวงจรขยายชุดแรกโดยใช้ไอซี LM358 ซึ่งจะมีค่าอัตราการขยาย (Gain) เท่ากับ 15 เท่า โดยค่า

$$\text{Gain} = -(Rf/Ri),\ Rf = 150\ K\Omega,\ Ri = 10\ K\Omega$$

$$= 15 \text{ เท่า}$$

นอกจากนี้ยังมีการต่อตัวเก็บประจุ (Capacitor) ที่มีค่าเท่ากับ 0.1 μF คร่อมเพื่อทำหน้าที่ป้อนกลับ (Feedback) ในส่วนของความถี่สูงหรือความถี่รบกวนให้มีความแรงลดน้อยลง จากนั้นทำการขยายความแรงของสัญญาณที่ได้จากการเซ็นเซอร์อีกขั้นหนึ่งโดยส่วนนี้จะทำการขยายสัญญาณให้มีความแรงมากขึ้นซึ่งมีอัตราการขยายเท่ากับ 1,000 เท่า โดยค่า

$$\text{Gain} = -(Rf/Ri),\ Rf = 1\ M\Omega,\ Ri = 1\ K\Omega$$

$$= 1{,}000 \text{ เท่า}$$

สัญญาณเอาท์พุทที่ได้มาจากการขยายจะผ่านชุด R-C ซึ่งทำหน้าที่กรองความถี่ต่ำที่มีค่าของ Fc = 4.8 Hz (ในสภาวะปกติการเต้นของชีพจรจะมีอัตราการเต้นโดยเฉลี่ย 72 ครั้งต่อนาที หรือมีค่าความถี่เท่ากับ 1.2 Hz)

$$Fc = 1/2\pi RC,\ R = 33\ K\Omega,\ C = 1\ \mu F$$

$$= 4.8 \text{ Hz}$$

จากนั้นจะนำสัญญานผ่านมายังวงจรคอมพาราเตอร์ (ไอซี 358) ทำหน้าที่จัดรูปสัญญาณให้เป็นสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมโดยการกำหนดค่าแรงดันเปรียบเทียบเอาไว้ที่ขาอินเวอร์สติ้งให้มีค่าเท่ากับ 3.80 V โดยทั้งนี้ค่าความถี่ที่ได้จะสัมพันธ์กันกับอัตราการเต้นชีพจรของแต่ละราย เอาท์พุทที่ได้จะถูกนำมาทริกให้กับไอซี 4528 ซึ่งทำหน้าที่เป็นโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ ทำหน้าที่สร้าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณพัลส์รูปสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างขนาด 235 msec และเอาท์พุทที่ได้จะถูกส่งต่อไปยังวงจร Hi-Low Alarm ต่อไป

3.4 การทำงานของวงจรเตือน (Alarm)

ส่วนของการปลุกเตือนนี้จะมีการเตือนที่ระดับสูงกว่าและระดับต่ำกว่าที่กำหนด ซึ่งจะมีการเตือนเป็นสัญญาณเสียงและแสง โดยใช้สัญญาณเอาท์พุทที่ได้จากไอซี 4528 มากระตุ้นให้ตัวผลิตพัลส์ (Pulse Generator) ซึ่งเป็นโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบเตอร์ กำเนิดพัลส์ที่มีความกว้างขนาด 235 msec ออกมาเพื่อที่จะนำพัลส์ที่ได้ไปทำเป็นค่าเฉลี่ยไฟกระแสตรงซึ่งทำได้โดยวงจรอินทิเกท (Intregrate) ค่าเฉลี่ยที่ได้จะนำมาเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิงในส่วนของ Rate Control ทำให้เกิดเอาท์พุทอยู่ในรูปของลอจิก (Logic) ซึ่งทำงานตามการเปรียบเทียบของวงจรคอมพาเรเตอร์ให้มีเอาท์พุทออกมาเป็น Hi นำไปขับแอลอีดีและลำโพงต่อไป

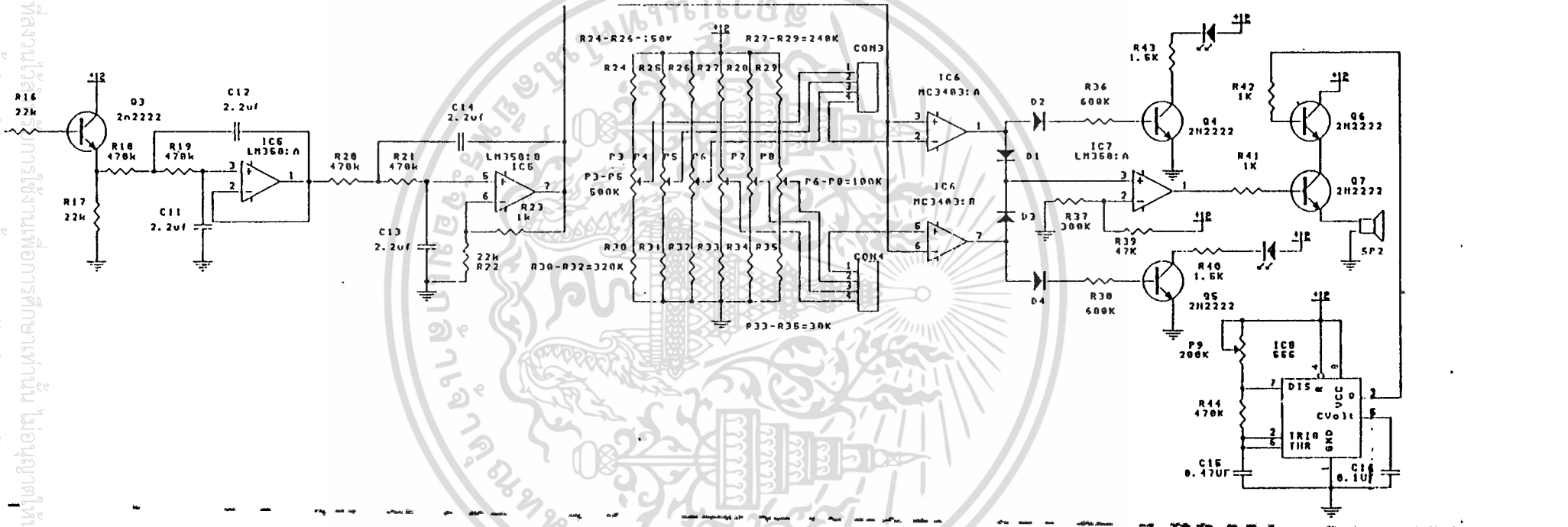
ในส่วนของวงจรเตือนนั้น ก่อนจะมีการเตือนโดยวงจรคอมพาเรเตอร์ซึ่งใช้ไอซี 3403 ที่เป็นออปแอมป์ (Op-Amp) บรรจุ 4 ตัวภายในไอซีตัวเดียวกันนำเอาออปแอมป์ a และ b มาต่อเป็นวินโดร์คอมพาเรเตอร์ ที่มีระดับในสภาวะปกติของอัตราการควบคุม (Rate Limit Control) เป็น 'Lo' ไอซีออปแอมป์ a , b จะเป็น 'Hi' หรือ 'Lo' ก็เนื่องจากระดับแรงดันจากวงจรกรองความถี่ต่ำหรือสูงเกินกว่าระดับที่ตั้งเอาไว้ของอัตราการควบคุมที่เอาท์พุทของไอซีออปแอมป์ a , b ก็จะมีค่า Hi และไปไบอัสให้ทรานซิสเตอร์ Q4 หรือ Q5 ทำงาน แอลอีดีที่แสดงสภาวะ HI,LO ก็จะสว่างเป็นการแสดงสภาวะเตือนพร้อมๆ กับลำโพงจะกำเนิดเสียงออกมาด้วย

ส่วนของการกำหนดค่าระดับแรงดัน Hi-Lo Alarm จะทำการแบ่งแรงดันตามที่ปรับตั้งไว้คือ 40, 50, 60, 100, 120, 150 ครั้ง/นาที แล้วแต่การเลือกของเราโดยการใช้ Selector เป็นตัวเลือกแรงดันนำมาเปรียบเทียบกับแรงดันที่ได้จากเอาท์พุทของวงจรวินโดร์คอมพาเรเตอร์ ในการเตือนที่ระดับต่ำและระดับสูง ซึ่งตัวเลือกจะตั้งค่าเป็นแรงดันอยู่ในช่วงตั้งแต่ 2.30 V ถึง 7.00 V

3.4.1 การปรับตั้งค่า Hi-Lo Alarm

การปรับตั้งค่า Hi-Lo Alarm ทำได้โดยการปรับตั้งตัวที่กำหนดคือ Hi Alarm ที่ 100, 120, 150 ครั้ง/นาที และ Lo Alarm ที่ 40, 50, 60 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

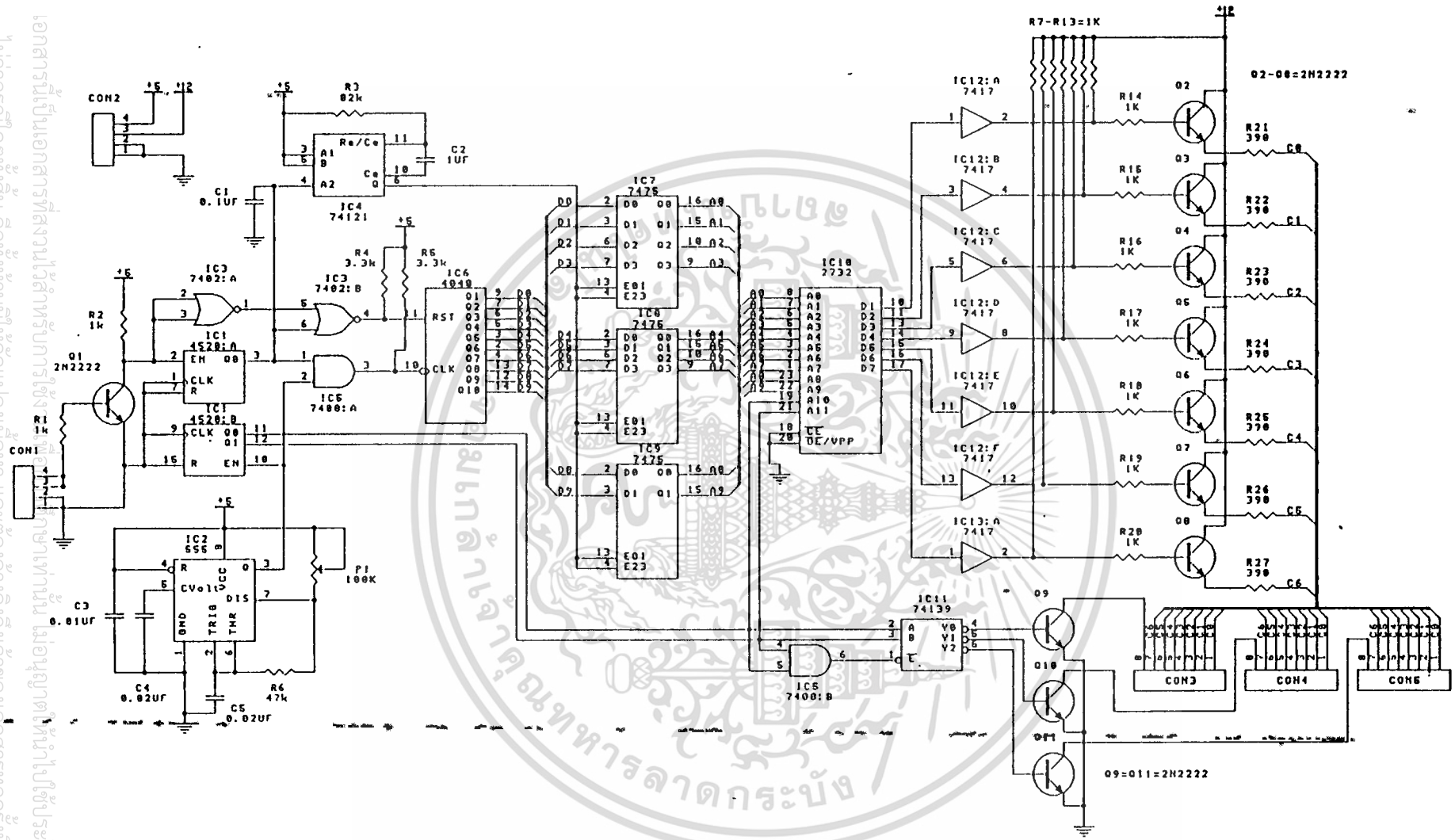


รูปที่ 3.3 วงจรเตือน (ALARM)

ตารางที่ 3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเต้นของชีพจรกับค่าเฉลี่ย

PULSE RATE	FREQUENCY	VOLTAGE
40	0.67	2.30
50	0.83	2.70
60	1.00	3.20
70	1.17	3.60
80	1.34	4.00
90	1.50	4.50
100	1.67	4.90
110	1.84	5.40
120	2.00	5.80
130	2.17	6.20
140	2.34	6.60
150	2.50	7.00
160	2.67	7.40
170	2.84	8.00
180	3.00	8.40
190	3.17	8.40
200	3.34	8.40
210	3.50	8.40
220	3.67	8.40
230	3.84	8.40
250	4.17	8.40
260	4.34	8.40
270	4.50	8.40
280	4.67	8.40
290	4.83	8.40
300	5.00	8.40

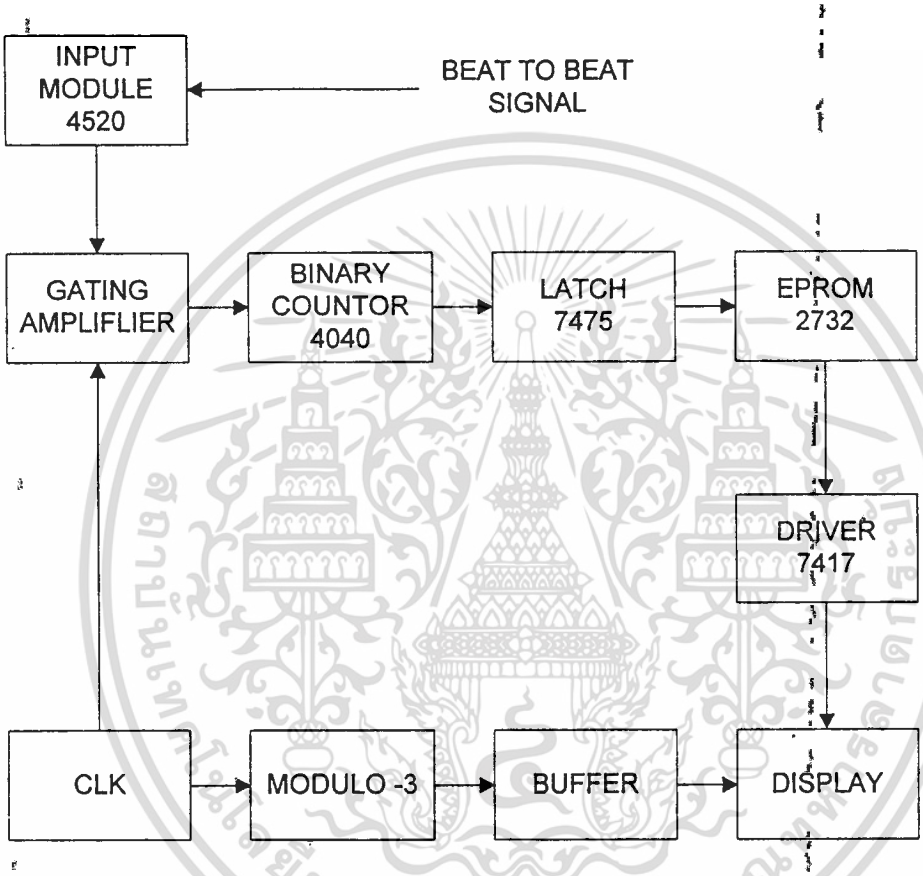
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 วงจร Counter และ Display

3.5 การทำงานของวงจร Counter และ Display

เครื่องนี้สามารถวัดอัตราการเต้นของชีพจรได้ในช่วง 40-300 ครั้ง/นาที ซึ่งสามารถเขียนเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังนี้

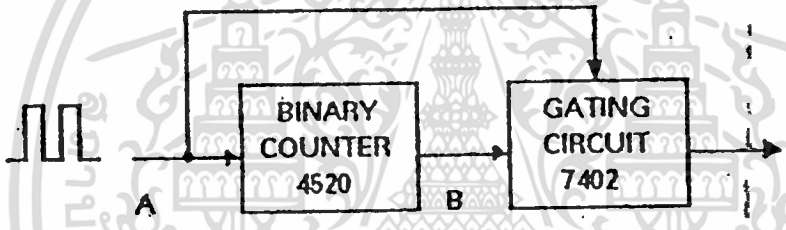


รูปที่ 3.5 บล็อกไดอะแกรมของภาค Counter and Display

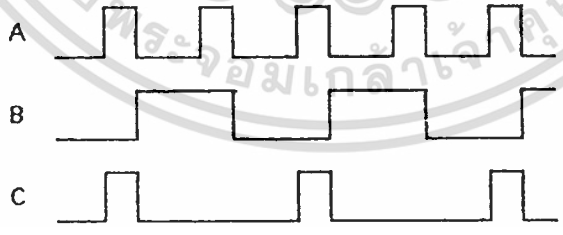
จากรูปที่ 3.5 แสดงบล็อกไดอะแกรม Counter and Display ซึ่งสัญญาณที่นำมาเข้าอินพุท Module นี้ได้จากการนำเอา Pulse Rate Signal มาทำการทริกวงจร Module ทำการสร้างสัญญาณพัลส์ที่มีค่าช่วงเวลาต่อระยะการเต้นของหัวใจซึ่งเอาท์พุทที่ได้ จะเป็นตัวกำหนดช่วงเวลาเปิดปิดเกทนำมาเข้าเป็นอินพุทให้วงจร Gating Circuit และอินพุทของ Gating Circuit อีกส่วนหนึ่งจะได้มาจากวงจรกำเนิด CLK ซึ่งใช้ไอซีเบอร์ 555 ทำการผลิตพัลส์ที่มีความถี่เท่ากับ 682 Hz ออกมา หลังจากสัญญาณผ่านมาเข้าที่ Gating Circuit แล้ว เอาท์พุทที่ได้ออกมาเป็นจำนวนเท่ากับ N ของ CLK ซึ่งจะเป็นสัดส่วนต่อการเต้นของหัวใจ 1 ครั้ง พัลส์ที่ได้จะถูกส่งไปนับที่ไอซี 4040 ซึ่งเป็นไอซี 12 State Binary Counter ทำหน้าที่เป็นตัวชี้ตำแหน่งของข้อมูลในแต่ละหลักขณะที่ทำการนับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จนเมื่อครบเวลา T ตัวเลขที่นับได้แล้วจะถูกแลทช์โดยวงจรแลทช์เพื่อส่งมาเป็นอินพุทให้อีพร็อม เบอร์ 2732 ที่มีข้อมูลโปรแกรมเก็บไว้ในหน่วยความจำโดยมีการคำนวณจาก N ครั้งในช่วงคาบเวลา T ครั้ง/นาที ซึ่งข้อมูลที่เก็บในอีพร็อมได้มาจากการแปลงหรือการถอดรหัสของ 7-เซ็กเม้นท์จากชนิดคอมมอนแคโทด ตำแหน่งที่ถูกชี้ค่าจะถูกนำไปแสดงผลโดยเป็นตัวเลขหลักร้อย หลักสิบ และหลักหน่วย ของจำนวนที่แสดงอัตราการเต้นของหัวใจเป็นครั้งต่อนาทีและนอกจากนี้ยังมีวงจร Modulo-3 Counter ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวสแกนสัญญาณโดยพัลส์ของ CLK ให้เป็นส่วนของ Demultiplexing Process ทางเอาท์พุทของอีพร็อมจะส่งผ่านทรานซิสเตอร์ก่อนเพราะที่เอาท์พุทของอีพร็อมนั้นมีกระแสที่ใช้ขับ 7-เซ็กเม้นท์ ไม่เพียงพอจึงจำเป็นต้องใช้ทรานซิสเต่อร์มาต่อขับกระแสให้กับ 7-เซ็กเม้นท์



รูปที่ 3.6 บล็อกไดอะแกรมของ Input Module

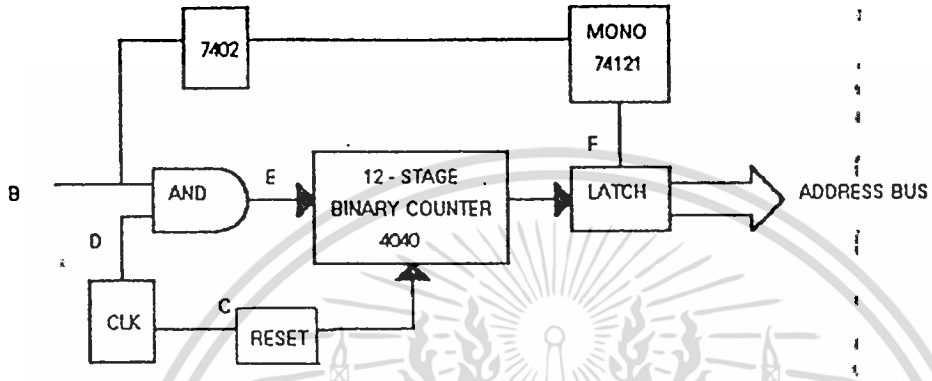


รูปที่ 3.7 สัญญาณเปรียบเทียบตามจุดต่างๆ Binary Counter

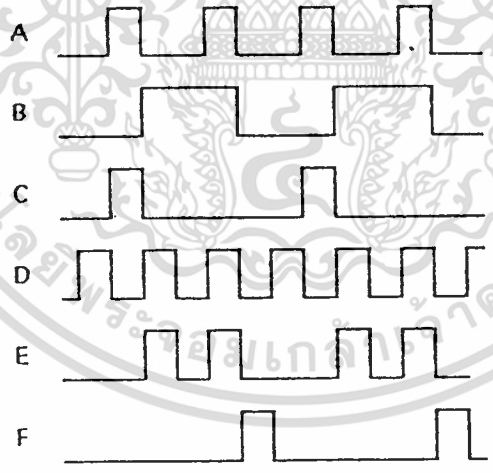
จากรูปที่ 3.6 เป็นบล็อกไดอะแกรมของ Input Counter ซึ่งจะประกอบไปด้วย Binary Counter (Toggle) และ Gating Circuit โดยพัลส์ที่จุด A จะสอดคล้องกับอัตราการเต้นของชีพจรที่นำมาเป็นอินพุทของ Binary Counter 4520 เพื่อทำการหารสัญญาณพัลส์ซึ่งได้เอาท์พุทเป็นดังรูป B จากรูปที่ 3.7 ซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์ที่มีช่วงระยะห่าง T รูปในลักษณะเช่นนี้สามารถวัดเวลา T

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระหว่าง Heat Rate พัลส์ A โดยอีกส่วนหนึ่งจะป้อนไปยังอินพุทของ Gating Circuit เช่นเดียวกับพัลส์ B เพื่อสร้างเป็นสัญญาณ C โดยใช้ไอซี 7402 เป็นไอซี NOR Gate เพื่อให้รีเซ็ทส่วนของ Binary Counter 4040



รูปที่ 3.8 บล็อกไดอะแกรมของ Clock binary counter and latch



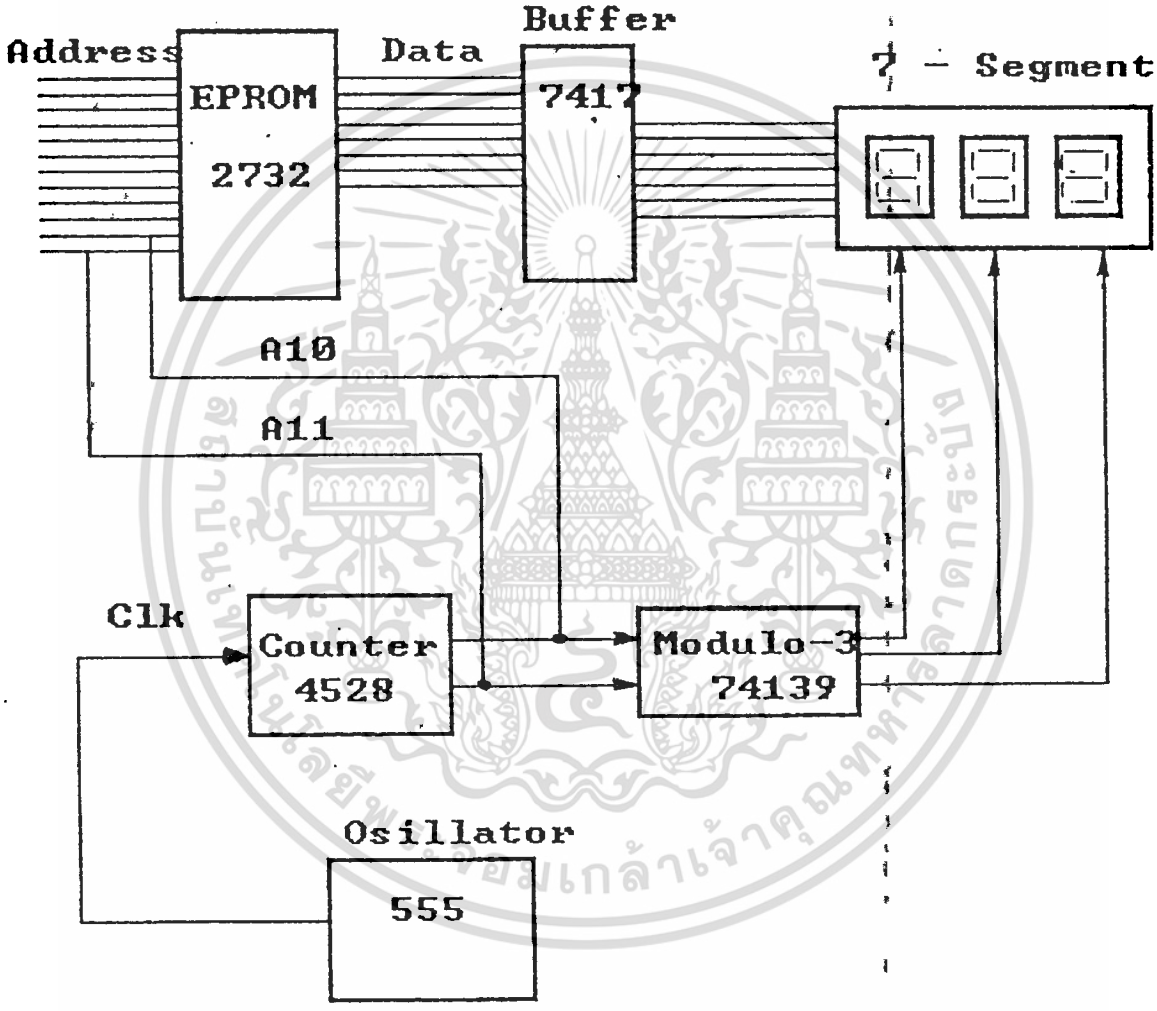
รูปที่ 3.9 สัญญาณเปรียบเทียบตามจุดต่างๆ Binary counter and latch

จากรูปที่ 3.9 สัญญาณ CLK ที่เป็น free running คือสัญญาณ D จะถูกนำมา And กับสัญญาณ B ซึ่งใช้ IC 7408 เป็น And Gate ทำให้ได้เอาท์พุทออกมาเป็นพัลส์รูป E ซึ่งเป็นช่วงความถี่ที่มีระยะห่าง T และจะได้สัดส่วนกับสัญญาณการเต้นของชีพจร พัลส์ที่ได้จะถูกส่งเข้าไปไอซี 4040 ซึ่งเป็นไอซี 12 State Binary Counter ทำการนับสัญญาณอินพุทและจะถูกรีเซ็ทโดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณ C ส่วนเอาท์พุทของไอซี 4040 จะป้อนให้กับไอซีแลทช์ (IC 7475) โดยมีสัญญาณ F ซึ่งสร้างโดย Monostable (74121) มาทำการรีเซ็ททุกครั้งหลังจากแลทช์ตัวเลขค่านับแล้ว

3.6 Eprom Modulo -3 Counter and Display



รูปที่ 3.10 บล็อกไดอะแกรมของ Eprom Modulo-3 Counter and Display

เอาท์พุทของไอซี 7475 ที่ทำการแลทช์แล้วนั้นจะนำไปเป็นอินพุทแอดเดรส (A0-A9) ของอีพรอม ที่ใช้เป็นขนาด 4 Bit, 8 Bit จะทำการเปลี่ยนแปลงคาบเวลาให้เป็นความถี่ในครั้ง/นาทีและใช้บัฟเฟอร์ในการถอดรหัสให้แสดงเป็นผลของจำนวนการเต้นเป็นครั้ง/นาที ซึ่งจะมี 7-เซ็กเม้นท์ จำนวน 3 หลัก ใช้เป็นตัวแสดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การรวบรวมโปรแกรมจะทำแพทเทิร์น (Pattern) โดยหลักร้อยเก็บลงในแอดเดรส ตั้งแต่ 0-1023 (000-3FF) หลักสิบเก็บในแอดเดรสตั้งแต่ 1024-2047 (400-7FF) และหลักหน่วยเก็บในแอดเดรส ตั้งแต่ 2048-3071 (800-BFF) ส่วนแอดเดรสที่เหลือไม่ได้ใช้งาน

Modulo-3 Counter 74139 จะมีหน้าที่สแกนความถี่ที่เหมาะสมซึ่งแอลอีดี 7-เซ็กเม้นท์ จะติดไม่พร้อมกันแต่เมื่อมีการสแกนที่เร็วมากจึงเห็นเสมือนติดตลอดเวลา

3.7 Modulo-3 Counter 74139

ถ้า A10,A11 = 00 ตัวเลขของหลักร้อยของอัตราการเต้นของชีพจรจะปรากฏ

ถ้า A10,A11 = 10 ตัวเลขหลักสิบจะปรากฏ

ถ้า A10,A11 = 01 ตัวเลขของหลักหน่วยจะปรากฏ

ลำดับดังกล่าวนี้จะปรากฏที่เอาท์พุทของหน่วยความจำในรูปแบบของ 7-เซ็กเม้นท์ โดยเกิดขึ้นซ้ำๆ กันอย่างต่อเนื่องและให้ความถี่สูงอย่างเพียงพอ เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหาความไม่สว่างของแอลอีดี 7-เซ็กเม้นท์ ซึ่งทำงานตามหน่วยความจำของ Modulo-3 Counter จึงต้องมีตัวไบอัสให้กับทรานซิสเตอร์ชนิด NPN เพื่อให้แอลอีดี 7-เซ็กเม้นท์ทำงาน

3.8 การหาความถี่ของ CLK

ความถี่ของ CLK นั้นขึ้นอยู่กับคาบเวลา T ที่วัดได้กับอัตราการเต้นของชีพจรและขนาดของหน่วยความจำในอีพรอมโดยที่

$$CLK = TmapMax \times Eprom\ Memory$$

เมื่ออัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มมากขึ้น คาบเวลา T กับปริมาณพัลส์ของ CLK จะน้อยลง การนับไม่ว่าจะนับที่ค่าเท่าไหร่ของปริมาณ CLK ในค่าเวลา T จะแสดงด้วยแอดเดรสหนึ่งเท่านั้น ซึ่งจะแทนด้วยตัวเลข 3 หลักของอีพรอม (2732) ขนาด 4K ,8 Bit โดยที่

หลักร้อยจะมี แอดเดรสที่ 0000-1023 หรือ 000-3FF มีค่า 1K

หลักสิบจะมี แอดเดรสที่ 1024-2047 หรือ 400-7FF มีค่า 1K

หลักหน่วยจะมี แอดเดรสที่ 2048-3071 หรือ 800-BFF มีค่า 1K

พื้นที่เหลือ แอดเดรสที่ 3072-4095 หรือ C00-BFF มีค่า 1K

เมื่ออัตราการเต้นของชีพจร 60 ครั้ง/นาที

เอกสารนี้ใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

T = 60/60 = 1 วินาที

ดังนั้น CLK x 1 = 682

เพราะฉะนั้น CLK = 682 Hz

3.9 การใช้สูตรคำนวณการหาค่าแอดเดรส (Address Location)

Address Location = CLK x T

T = 1/f

f = Rate/60

ดังนั้นจากสูตรที่กล่าวมานี้ เมื่อมีค่า Rate ที่กำหนดอยู่ในช่วงระหว่าง 40-300 ครั้ง/นาที เราก็สามารถที่จะหาตำแหน่งของแอดเดรสได้

เช่น อัตราการเต้นของชีพจรมีค่า 72 ครั้ง/นาที

f = 72/60

= 1.2 Hz

T = 1/f

= 0.833333 sec

Address = 682 x 0.833333

∴ ตำแหน่งที่บรรจุข้อมูลสูงสุด = 568.3333

จากนั้นเมื่อได้ตำแหน่งแล้วให้เปลี่ยนเป็นเลขฐานสิบหกแล้วนำไปชี้ค่าที่หลักร้อย หลักสิบ และหลักหน่วย

DEC 568.3333 ⟺ HEX 238 = 238 เปิด DATA หลักร้อยไม่ได้

⟹ HEX 238+400 = 638 เปิด DATA หลักสิบ ได้ 7

⟹ HEX 238+800 = A38 เปิด DATA หลักหน่วย ได้ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.10 การถอดรหัสข้อมูล (Data Encoding)

ในการถอดรหัสข้อมูลจะทำการจากรหัสเลขฐานสองเป็นเลขฐานสิบหก ดังในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 ค่าที่ได้จากการถอดรหัสเลขฐานสองเป็นเลขฐานสิบหก

a b c d e f g p	HEX	Show
0 0 0 0 0 0 0 0	00	0
0 1 1 0 0 0 0 0	60	1
1 1 0 1 0 0 0 0	DA	2
1 1 1 1 0 0 1 0	F2	3
0 1 1 0 0 1 1 0	66	4
1 0 1 1 0 1 1 0	B6	5
1 0 1 1 1 1 1 0	BE	6
1 1 1 0 0 0 0 0	E0	7
1 1 1 1 1 1 1 0	FE	8
1 1 1 0 0 1 1 0	F6	9
0 0 0 0 0 0 1 0	02	-
0 1 1 0 1 1 1 0	6E	H

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 บทนำ

ในการทดลองเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล ก่อนที่จะเริ่มต้นทำการทดลองหลังจากประกอบวงจรเสร็จแล้วก็คือ จำเป็นต้องมีการปรับตัวเครื่องให้ได้ค่าต่างๆ ตามที่กำหนดหรือตรงตามที่คำนวนเสียก่อน ต่อจากนั้นจึงเริ่มมีการทดลองเครื่องโดยการใช้สัญญาณความถี่จากเครื่องผลิตความถี่ขนาด 1.2 Hz ระดับแรงดัน 1 V.ป้อนเข้าที่อินพุท ทำการวัดรูปร่างสัญญาณความถี่จุดต่างๆ แล้วนำค่าที่ได้ไปพล็อทกราฟ

4.2 การปรับตั้งเครื่อง

ในการปรับตั้งเครื่องเราจะปรับที่ส่วนต่างๆ ดังนี้คือ

4.2.1 COMPARATOR

การปรับแรงดันอ้างอิงที่ คอมพาเรเตอร์ตัวแรกให้มีแรงดันอ้างอิงเท่ากับ 3.80 โวลท์

4.2.2 LOW ALARM

การปรับตั้งระดับ LOW ALARM เริ่มจากการตั้งค่า LOW ALARM ที่กำหนดอัตราต่ำกว่า 40 ครั้ง/นาที ปรับแรงดันอ้างอิงให้ได้ระดับแรงดันเท่ากับ 1.5 โวลท์ ที่อัตราต่ำกว่า 50 ครั้งต่อนาที ให้ปรับระดับแรงดันอ้างอิงให้ได้ระดับแรงดันท่ากับ 1.6 โวลท์ และที่อัตราต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที ให้ปรับระดับแรงดันอ้างอิงมีค่าเท่ากับ 2.8 โวลท์

4.2.3 HIGH ALARM

การปรับตั้งระดับ HIGH ALARM เริ่มจากการตั้งค่า HIGH ALARM ที่กำหนดอัตรามากกว่า 100 ครั้ง/นาที ปรับแรงดันอ้างอิงให้ได้ระดับแรงดันเท่ากับ 2.8 โวลท์ ที่กำหนดอัตรามากกว่า 120 ครั้ง/นาที ให้ปรับระดับแรงดันอ้างอิงให้ได้ระดับแรงดันเท่ากับ 3.2 โวลท์ และที่กำหนดอัตรามากกว่า 150 ครั้ง/นาที ให้ปรับระดับแรงดันอ้างอิงมีค่าเท่ากับ 4.0 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.4 OSCILLATOR ในวงจรนับ

การปรับ VR 5 และวัดความถี่ที่เอ้าท์พุทให้ได้เท่ากับ 682 Hz

4.3 การทดสอบเครื่อง

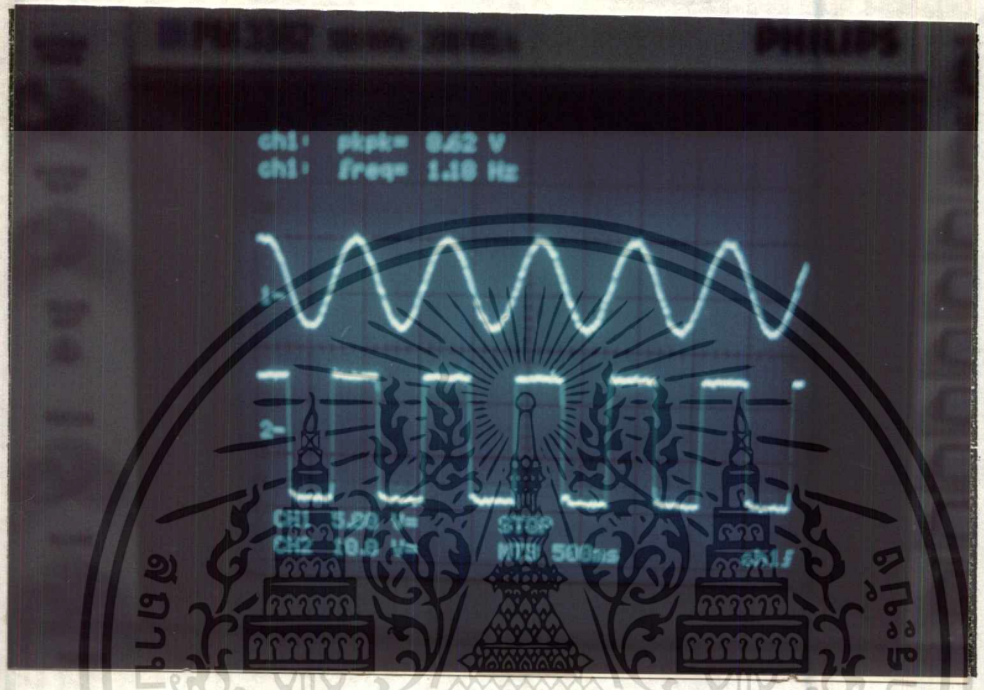
การทดสอบจะแบ่งออกเป็น การทดสอบการวัดโดยใช้เครื่องเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการวัดโดยการคลำชีพจร ค่าที่ได้แสดงในตารางที่ 4.1 และการทดสอบการทำงานส่วนต่างๆ ของเครื่องโดยเริ่มจากการป้อนสัญญาณที่มีขนาด 1 โวลท์ ความถี่ 1.2 Hz เข้าที่ภาคเซ็นเซอร์ เสร็จแล้วทำการวัดสัญญาณที่จุดต่างๆ ตามที่กำหนดหรือออกแบบไว้โดยการใช้ออสซิโลสโคปทำการวัดค่าและนำค่าที่ได้ไปพล็อทกราฟ

ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบการวัดของเครื่องเปรียบเทียบกับการวัดโดยวิธีคลำชีพจร

ลำดับที่	ค่าที่วัดโดยวิธีคลำชีพจร ครั้ง/นาที	ค่าที่วัดจากเครื่อง ครั้ง/นาที
1	70	65-75
2	61	56-66
3	94	89-99
4	68	63-73
5	84	79-89
6	81	76-86
7	72	67-77
8	94	89-99
9	78	73-83
10	71	66-76

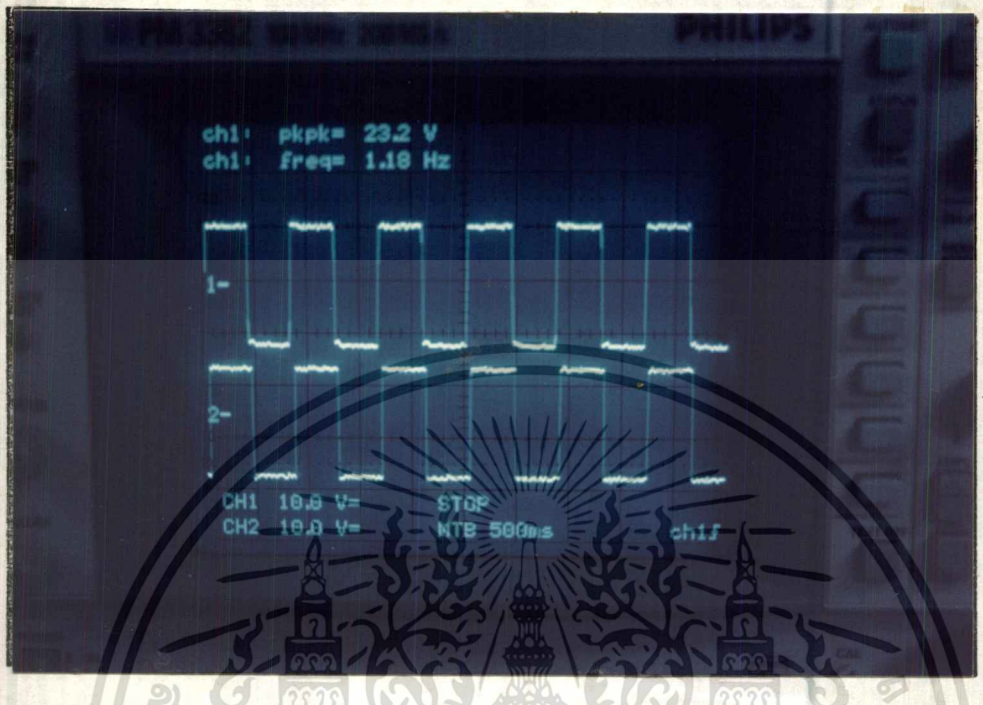
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ผลการวัดรูปสัญญาณ

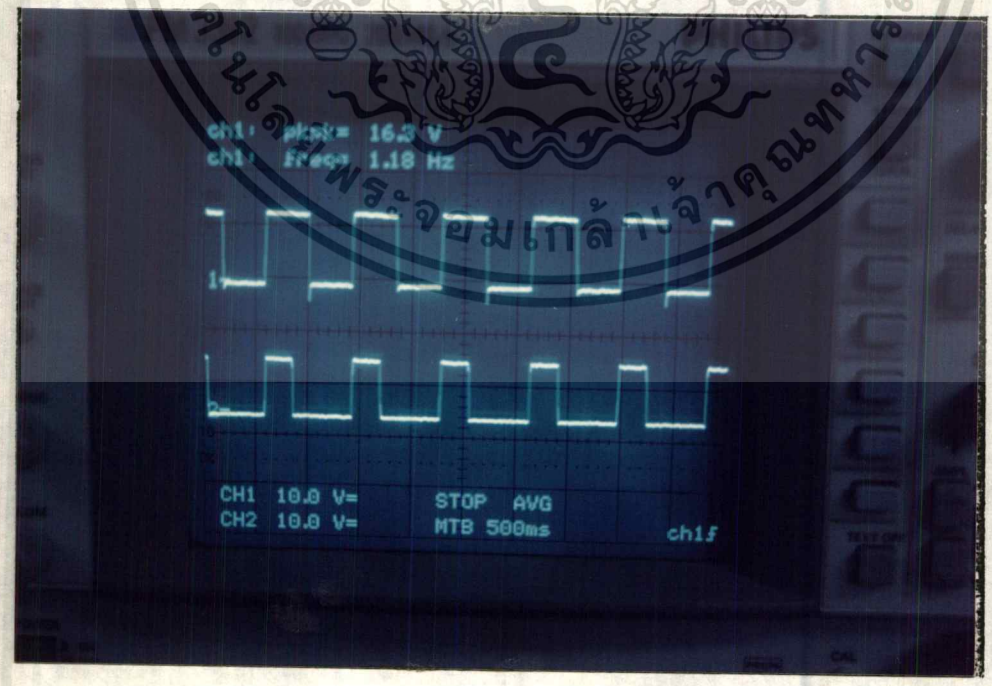


รูปที่ 4.1 สัญญาณอินพุทผ่าน IC 1 (LM 358 A ขา 1) ขยาย 15 เท่า เปรียบเทียบกับสัญญาณเอาท์พุทที่ผ่าน IC 1 ขยาย 1000 เท่า (LM 358 B ขา 7)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

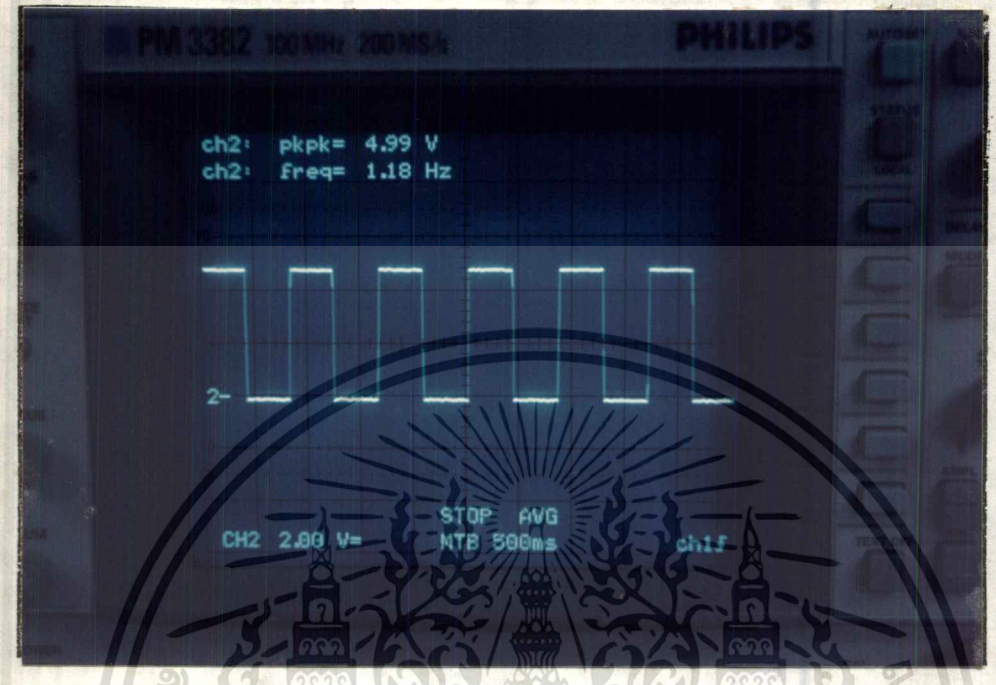


รูปที่ 4.2 เปรียบเทียบสัญญาณอินพุทกับสัญญาณเอาท์พุทของวงจรคอมพาเรเตอร์ IC 2 (LM 358 ขา 3 และ ขา 1)

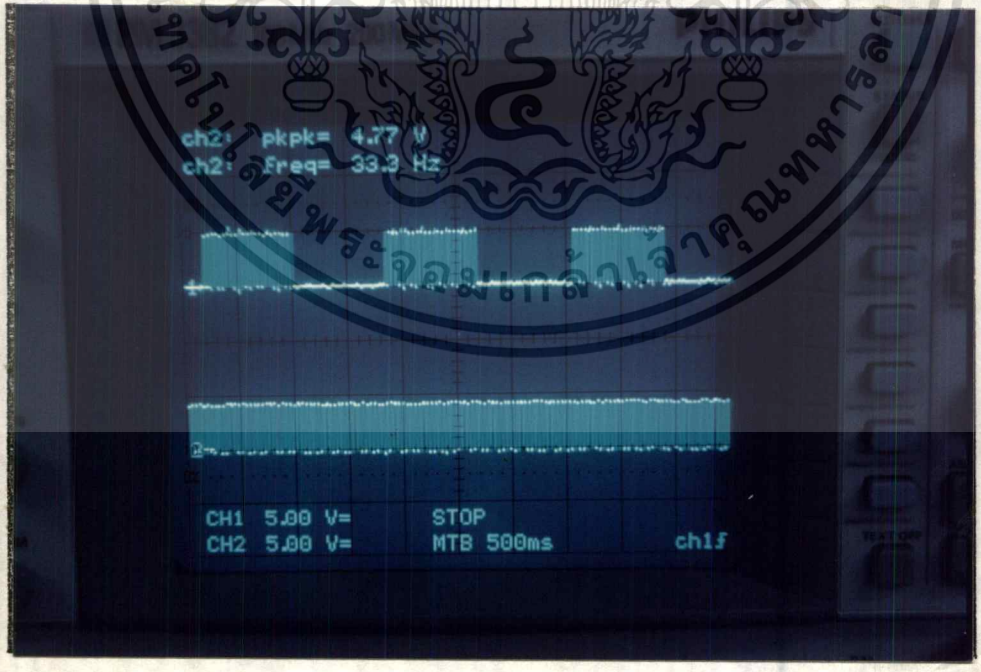


รูปที่ 4.3 เปรียบเทียบสัญญาณอินพุทกับสัญญาณเอาท์พุทของโมโนสเตเบิ้ล IC 3 (IC 4528 ขา 4 และ ขา 6)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

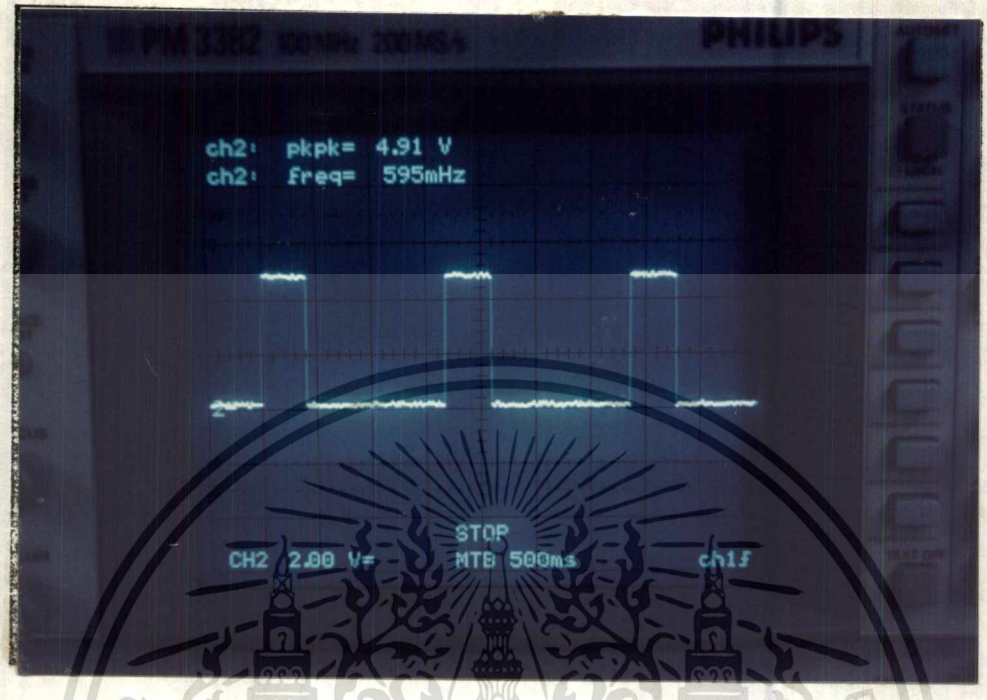


รูปที่ 4.4 สัญญาณอินพุทของภาคโมนิเตอร์ Q 1 (TR. 2N2222 ขาเบส)

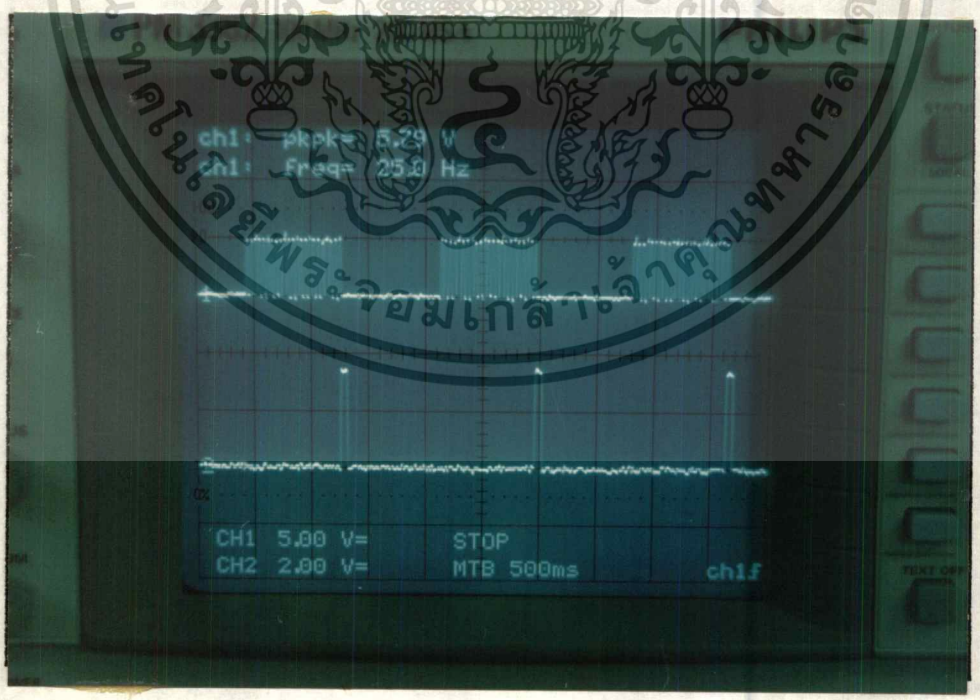


รูปที่ 4.5 สัญญาณความถี่ 682 Hz เปรียบเทียบกับเอาท์พุทของ AND Gate IC 5 (IC 7408 ขา 1 และ ขา 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

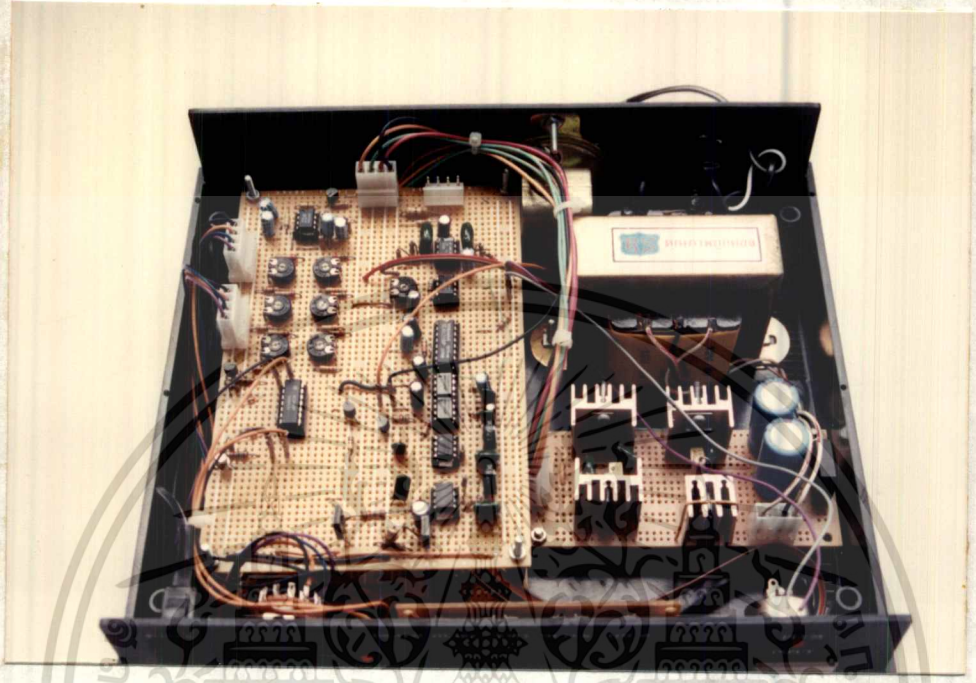


รูปที่ 4.6 สัญญาณรีเซ็ท IC 6 (IC 4040 ขา 11)



รูปที่ 4.7 สัญญาณ CLK (IC 4040 ขา 10) เปรียบเทียบกับสัญญาณ LATCH (IC 74121 ขา 6)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 ตัวเครื่องภายใน

รูปที่ 4.9 ตัวเครื่องภายนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 วิธีการใช้เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรแบบดิจิตอล

1.เปิดสวิทซ์ไฟเข้าเครื่อง

2.กดปุ่มรีเซ็ทเมื่อจะเริ่มใช้งานเพื่อให้เครื่องอยู่สภาวะที่พร้อมจะทำงาน

3.นำสายโปรบที่ใช้วัดไปจับที่ปลายนิ้ว

4.หน้าปัทม์จะปรากฏตัวเลขที่ทำการวัดของผู้ใช้ พร้อมกับมีสัญญาณเสียงและแสงแสดงการทำงานตามจังหวะการเต้นของชีพจร

5.ตั้งค่าที่ต้องการให้เครื่องทำการเตือนด้วยการปรับสวิทซ์ Hi-Lo Alarm

6.เมื่อทำการใช้เครื่องเสร็จแล้วให้ทำการปลดโปรบก่อนที่จะปิดเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

บทสรุปและแนวทางการพัฒนา

5.1 สรุปผลโครงงาน

จากการที่ได้ทำปริญญานิพนธ์เรื่องเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบดิจิตอลนั้น สามารถสรุปผลจากการทดลองได้ว่า สามารถที่จะใช้งานได้เป็นไปตามวัตถุประสงค์หลักที่ได้ตั้งเอาไว้ กล่าวคือเครื่องสามารถที่จะใช้ในการโมนิเตอร์ผู้ป่วยได้ตลอดเวลาโดยใช้เซ็นเซอร์ซึ่งเป็นอินฟราเรดไดโอดพร้อมกับให้ส่งสัญญาณเตือนเมื่อผู้ป่วยเกิดอาการผิดปกติและสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจรได้ในช่วงระหว่าง 40-300 ครั้ง/นาที

5.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข

1) ปัญหา อุปกรณ์ที่ใช้ทำเป็นเซ็นเซอร์ยังไม่มีคุณภาพที่ดีพอ ในการปรับแต่งตำแหน่งและระยะระหว่างตัวรับกับตัวส่งของเซ็นเซอร์ทำได้ยาก นอกจากนี้อุปกรณ์ยังไม่ค่อยมีจำหน่าย

แนวทางแก้ไข ทำการทดลองตัวรับและตัวส่งให้ได้ชุดที่เหมาะสมกันที่สุด การปรับแต่งต้องทำให้ได้ระยะและตำแหน่งที่พอดี น้ำหนักที่กดของตัวเซ็นเซอร์ต้องไม่แน่นหรือเบาไป อุปกรณ์ที่ใช้ต้องสั่งซื้อในจำนวนที่เพียงพอสำหรับทำการทดลอง

2) ปัญหา ในส่วนของวงจรเตือน (Alarm) การออกแบบครั้งแรกมีปัญหาเพราะเมื่อความถี่สูงขึ้นวงจรจะไม่ทำงาน และค่าที่ได้จากส่วนแปลงสัญญาณเป็นแรงดันจะแกว่งทำให้เกิดปัญหาในการเตือน

แนวทางในการแก้ไข ตรวจพบว่าการใช้งานที่ความถี่ต่ำๆ วงจรโมโนสเตเบิ้ลที่ใช้จะไม่สามารถคงสถานะของความกว้างตามที่ออกแบบไว้ได้ ดังนั้นต้องทำการออกแบบใหม่ให้ใช้ได้ในช่วงของความถี่ที่ต้องการ

3.) ปัญหา การอัดหรือเก็บข้อมูลลงใน EPROM ถ้าใช้เครื่องซนิดธรรมดา (Manual) จะไม่สามารถทำการเก็บข้อมูลได้หรือข้อมูลที่อาจเก็บได้จะมีความผิดพลาดเกิดขึ้น

แนวทางในการแก้ไข ต้องใช้เครื่องที่อัดหรือเก็บข้อมูลด้วยภาษาแอสแซมบลี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 แนวทางการพัฒนาโครงงาน

เนื่องจากว่าเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบดิจิตอลที่ได้จัดสร้างขึ้นนี้ เป็นเครื่องวัดที่ใช้ในการโมนิเตอร์ผู้ป่วย เพื่อจะได้ทราบถึงอัตราการเต้นของหัวใจตลอดเวลาแต่เนื่องจากว่าส่วนที่จะทำการวัดโดยตัวเซ็นเซอร์ของผู้ป่วยมีขนาดที่แตกต่างกัน ดังนั้น โปรบที่จะใช้วัดจะต้องมีความยืดหยุ่นสูงสำหรับในกรณีดังกล่าวและควรที่จะจัดสร้างให้เป็นมาตรฐานมากยิ่งขึ้น อุปกรณ์ที่จะใช้ทำต้องมีเพียงพอสามารถหาได้ง่าย ในส่วนของตัวแสดงผลอาจจะพัฒนาได้โดยการให้แสดงผลออกมาที่จอของคอมพิวเตอร์ที่ควบคุมโดยสถานีกลางและสามารถที่จะแสดงผลออกมาเป็นรูปกราฟหรือในรูปของคลื่นหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

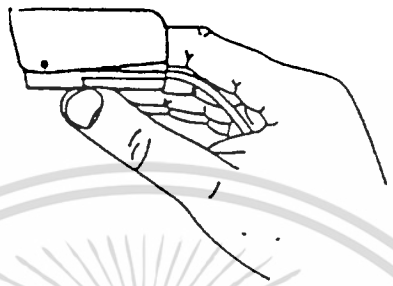
1. กฤษฎา วิศวธีรานนท์ "เรียน/เล่น/ใช้ ไอซีดิจิตอล" พิมพ์ครั้งที่ 2 กรุงเทพฯ สำนักพิมพ์ซีเอ็ดยูเคชั่น, พ.ศ. 2531
2. ชูศักดิ์ เวชแพทย์ "สรีรวิทยาของมนุษย์" พิมพ์ครั้งที่ 1 กรุงเทพฯ สำนักพิมพ์หน่วยซ่อมสร้างเครื่องมือแพทย์โรงพยาบาลศิริราช, พ.ศ. 2536
3. ชูศักดิ์ เวชแพทย์ "อุปกรณ์การแพทย์สำหรับหอผู้ป่วยหนัก" พิมพ์ครั้งที่ 1 กรุงเทพฯ สำนักพิมพ์หน่วยซ่อมสร้างเครื่องมือแพทย์โรงพยาบาลศิริราช, พ.ศ. 2533
4. สนธยา บรรลือโชคชัย "เทคนิคการวัดอัตราการเต้นหัวใจ" พิมพ์ครั้งที่ 1 กรุงเทพฯ สำนักพิมพ์สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, พ.ศ. 2536
5. ออปแอมป์ พิมพ์ครั้งที่ 1 กรุงเทพฯ สำนักพิมพ์ฟิสิกส์เซ็นเตอร์, ม.ป.ป.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

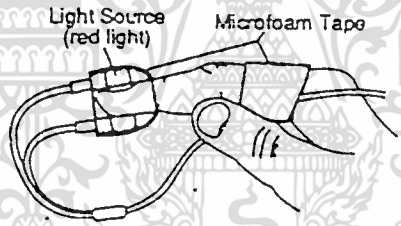
ภาคผนวก ก
ลักษณะการใช้เซ็นเซอร์แบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

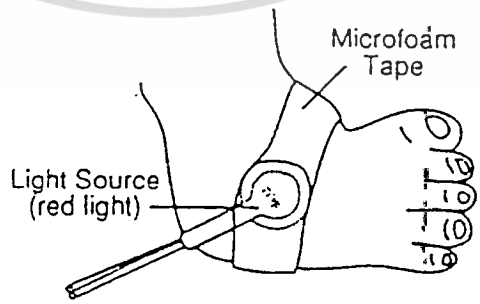
Attaching the Patient



Finger Probe Application for Adults.

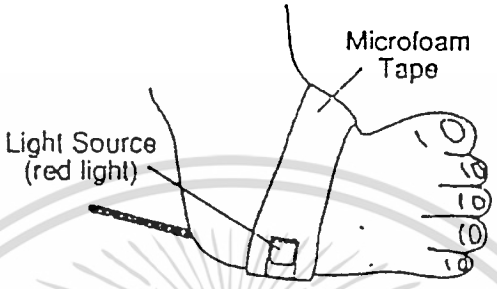


Universal Y Probe Application for Adults - Finger.

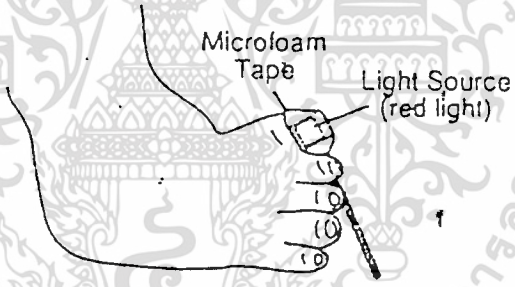


Universal Y Probe Application for Infants - Foot.

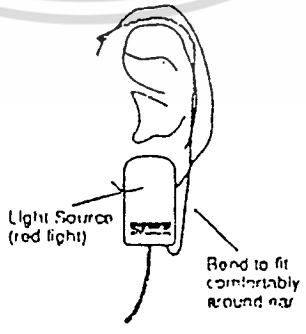
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Optional Neonatal Wrap Probe Application for Neonates - Foot.



Optional Infant Wrap Probe Application for Infants - Toe.



Optional Earprobe Application for Adults.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

รายละเอียดของอุปกรณ์และวงจรส่วนต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA

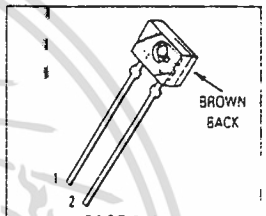
Infrared LED

MLED71

INFRARED
LED
940 nm

This device is designed for a wide variety of infrared applications, including keyboards, end-of-tape sensors, coin or paper handlers, and other general sensing applications. The MLED71 can be used in conjunction with any MRD700 series detector. It features high power output, using gallium arsenide technology.

- Low Cost
- Popular Case 349 Package, with Molded Lens
- Uses Stable Long-Life LED Technology
- Clear Epoxy Package



CASE 349-01
PLASTIC

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Reverse Voltage	V_R	6	Volts
Forward Current — Continuous	I_F	50	mA
Forward Current — Peak Pulse	I_F	1	A
Total Power Dissipation @ T_A = 25°C (Note 1) Derate above 55°C	P_D	90 *2	mW mW/°C
Ambient Operating Temperature Range	T_A	−40 to +100	°C
Storage Temperature	T_{stg}	−40 to +100	°C
Lead Soldering Temperature (Note 2)	—	260	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_A = 25°C unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Reverse Leakage Current (V_R = 6 V)	I_R	—	0.05	100	μA
Forward Voltage (I_F = 50 mA)	V_F	—	1.3	1.5	V
Temperature Coefficient of Forward Voltage	ΔV_F	—	−1.6	—	mV/K
Capacitance (V = 0 V, f = 1 MHz)	C	—	18	—	pF

OPTICAL CHARACTERISTICS (T_A = 25°C unless otherwise noted)

Peak Wavelength (I_F = 60 mA)	λ_P	—	940	—	nm
Spectral Half-Power Bandwidth	$\Delta\lambda$	—	48	—	nm
Continuous Power Output (I_F = 50 mA) (Note 3)	P_o	2	2.5	—	mW
Instantaneous Power Output (I_F = 100 mA)	P_o	—	5	—	mW
Instantaneous Axial Intensity (I_F = 100 mA) (Note 4)	I_o	—	3.5	—	mW/sr
Power Half-Angle	θ	—	±30	—	°
Optical Turn-On and Turn-Off Times	t_{on}, t_{off}	—	1	—	μs

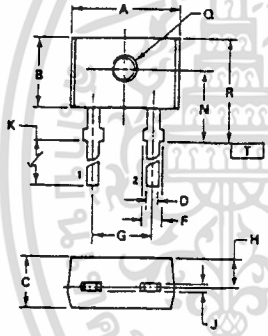
Notes: 1. Measured with device soldered into a typical printed circuit board.
2. 5 seconds max; 1/16 inch from case. Heat sink should be applied during soldering, to prevent case temperature from exceeding 100°C.
3. Measured using a Photodyne 88xLA with a #350 integrating sphere.
4. On 0° axis, with cone angle of ± 13°.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MLED71

OUTLINE DIMENSIONS

CASE 349-01
PLASTIC



NOTES:
1. DIMENSIONS A, B AND C ARE DATUMS.
2. POSITIONAL TOLERANCE FOR D DIMENSION:
   ⌖ | 0.25 (0.010) Ⓜ | -T- | A Ⓜ | C Ⓜ
3. POSITIONAL TOLERANCE FOR Q DIAMETER:
   ⌖ | 0.25 (0.010) Ⓜ | A Ⓜ | B Ⓜ
4. -T- IS SEATING PLANE.
5. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5, 1973.

STYLE 1:
PIN 1. CATHODE
2. ANODE

	MILLIMETERS		INCHES	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	3.43	4.60	0.135	0.185
B	2.79	3.30	0.110	0.130
C	2.03	3.18	0.080	0.125
D	0.43	0.60	0.017	0.024
F	1.14	1.40	0.045	0.055
G	2.54 BSC		0.100 BSC	
H	1.52 BSC		0.060 BSC	
J	0.23	0.56	0.009	0.022
K	12.83	19.05	0.505	0.750
N	3.05	3.30	0.120	0.130
Q	3.76	1.52	0.030	0.060
R	3.81	4.60	0.150	0.185

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MLED71

TYPICAL CHARACTERISTICS

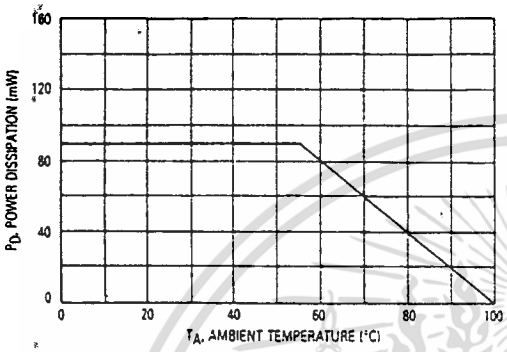


Figure 1. Power Dissipation

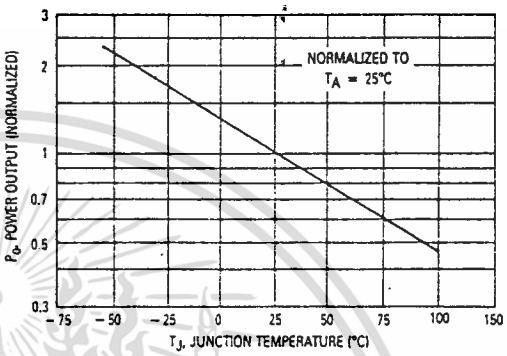


Figure 2. Instantaneous Power Output versus Ambient Temperature

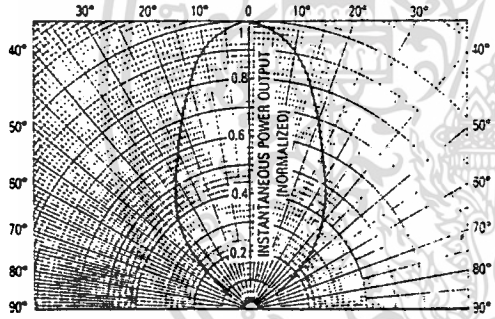


Figure 3. Spatial Radiation Pattern

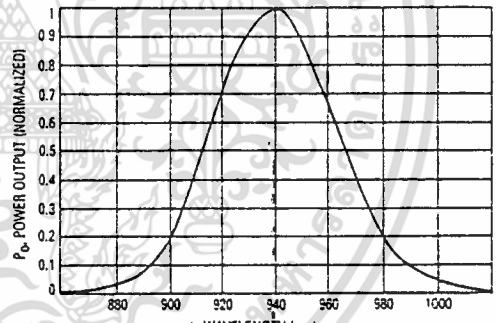


Figure 4. Relative Spectral Output

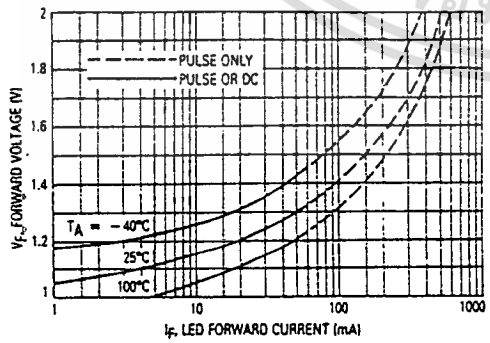


Figure 5. Forward Voltage versus Forward Current

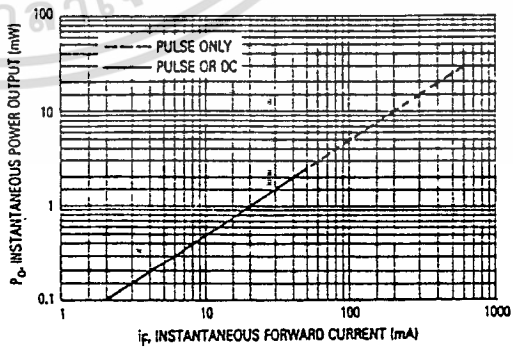


Figure 6. Instantaneous Power Output versus Forward Current

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA

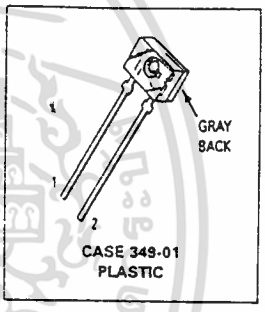
Photo Detector
Darlington Output

MRD711

PHOTO DETECTOR
DARLINGTON OUTPUT
NPN SILICON
60 VOLTS

. . . designed for a wide variety of industrial processing and control applications requiring a sensitive detector. The MRD711 is in an identical package and is designed for use with the MLED71 infrared emitter.

- Miniature, Low Profile, Clear Plastic Package
- Designed for Automatic Handling and Accurate Positioning
- Side Looking, with Molded Lens
- High Volume, Economical



CASE 349-01
PLASTIC

MAXIMUM RATINGS (T_A = 25°C unless otherwise noted)

Rating	Symbol	Value	Unit
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	60	Volts
Total Device Dissipation @ T_A = 25°C Derate above 25°C (Note 1)	P_D	150 2	mW mW/°C
Operating and Storage Junction Temperature Range	T_J, T_{stg}	−40 to +100	°C
Lead Soldering Temperature (5 sec. max, 1/16" from case) (Note 2)	—	260	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_A = 25°C unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Collector Dark Current (V_{CE} = 10 V, H = 0)	I_D	—	—	100	nA
Collector-Emitter Breakdown Voltage (I_C = 1 mA, H = 0)	$V_{(BR)CEO}$	60	—	—	Volts
Capacitance (V_{CC} = 5 V, f = 1 MHz)	C_{ce}	—	3.9	—	pF

OPTICAL CHARACTERISTICS (T_A = 25°C unless otherwise noted)

Collector Light Current (V_{CE} = 5 V, H = 500 μW/cm², λ = 940 nm)		I_L	5	25	—	mA
Turn-On Time	H = 500 μW/cm², V_{CC} = 5 V R_L = 100 Ω	t_{on}	—	125	—	μs
Turn-Off Time		t_{off}	—	150	—	
Saturation Voltage (H = 500 μW/cm², λ = 940 nm, I_C = 2 mA, V_{CC} = 5 V)		$V_{CE(sat)}$	—	0.75	1	Volts
Wavelength of Maximum Sensitivity		λ_s	—	0.8	—	μm

Notes: 1. Measured with device soldered into a typical printed circuit board.
2. Heat sink should be applied to leads during soldering to prevent case temperature from exceeding 100°C.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MRD711

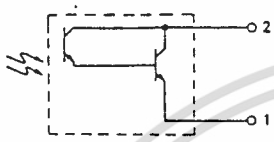


Figure 1. Typical Operating Circuit

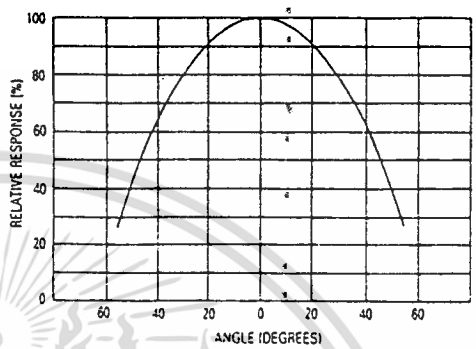


Figure 2. Angular Response

TYPICAL COUPLED CHARACTERISTICS USING MLED71
EMITTER AND MRD711 PHOTODARLINGTON DETECTOR

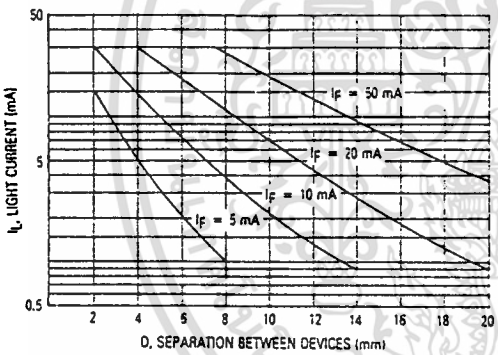


Figure 3. Continuous MRD711 Collector Light Current versus Distance from MLED71

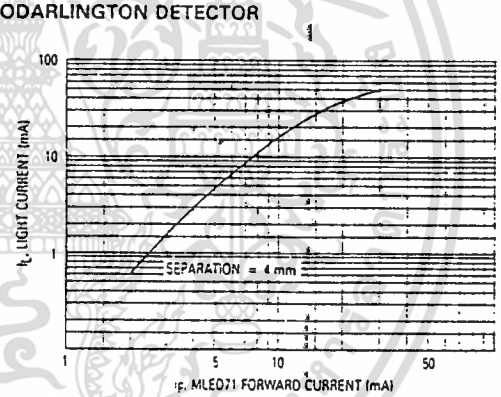
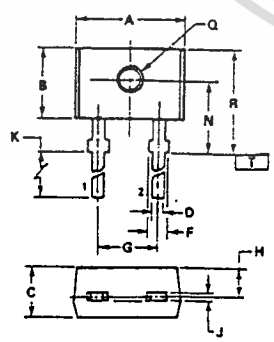


Figure 4. Instantaneous MRD711 Collector Light Current versus MLED71 Forward Current

OUTLINE DIMENSIONS

CASE 349-01
PLASTIC



NOTES:
1. DIMENSIONS A, B AND C ARE DATUMS.
2. POSITIONAL TOLERANCE FOR D DIMENSION:
   ⌖ | 0.25 (0.010) Ⓜ | -T- | A Ⓜ | C Ⓜ
3. POSITIONAL TOLERANCE FOR Q DIAMETER:
   ⌖ | 0.25 (0.010) Ⓜ | A Ⓜ | B Ⓜ
4. -T- IS SEATING PLANE.
5. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5, 1973.

STYLE 2:
PIN 1. EMITTER
2. COLLECTOR

DIM	MILLIMETERS MIN	MILLIMETERS MAX	INCHES MIN	INCHES MAX
A	3.43	4.60	0.135	0.185
B	2.79	3.30	0.110	0.130
C	2.03	3.18	0.080	0.125
D	0.43	0.60	0.017	0.024
F	1.14	1.40	0.045	0.055
G	2.54 BSC		0.100 BSC	
H	1.52 BSC		0.060 BSC	
J	0.23	0.36	0.009	0.022
K	12.83	19.05	0.505	0.750
N	3.05	3.30	0.120	0.130
Q	0.76	1.52	0.030	0.060
R	3.91	4.60	0.150	0.185

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

intel®

2732
32K (4K x 8) UV ERASABLE PROM

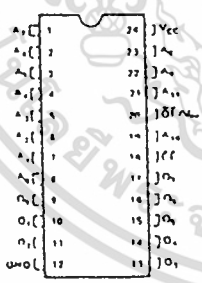
- Fast Access Time:
  - 450 ns Max. 2732
  - 550 ns Max. 2732-6
- Single +5V ± 5% Power Supply
- Output Enable for MCS-85™ and MCS-86™ Compatibility
- Low Power Dissipation:
  150mA Max. Active Current
  30mA Max. Standby Current
- Pin Compatible to Intel® 2716 EPROM
- Completely Static
- Simple Programming Requirements
  - Single Location Programming
  - Programs with One 50ms Pulse
- Three-State Output for Direct Bus Interface

The Intel® 2732 is a 32,768-bit ultraviolet erasable and electrically programmable read-only memory (EPROM). The 2732 operates from a single 5 volt power supply, has a standby mode, and features an output enable control. The total programming time for all bits is three and a half minutes. All these features make designing with the 2732 in microcomputer systems faster, easier, and more economical.

An important 2732 feature is the separate output control, Output Enable ($\overline{OE}$) from the Chip Enable control ($\overline{CE}$). The $\overline{OE}$ control eliminates bus contention in multiple bus microprocessor systems. Intel's Application Note AP-72 describes the microprocessor system implementation of the $\overline{OE}$ and $\overline{CE}$ controls on Intel's 2716 and 2732 EPROMs. AP-72 is available from Intel's Literature Department.

The 2732 has a standby mode which reduces the power dissipation without increasing access time. The maximum active current is 150mA, while the maximum standby current is only 30mA, an 80% savings. The standby mode is achieved by applying a TTL-high signal to the $\overline{CE}$ input.

PIN CONFIGURATION



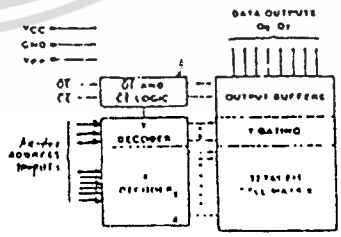
MODE SELECTION

MODE \ PINS	$\overline{CE}$ (18)	$\overline{OE}/V_{PP}$ (20)	V_{CC} (24)	OUTPUTS (9,11,13,17)
Read	V_{IL}	V_{IL}	+5	D_{OUT}
Standby	V_{IH}	Don't Care	+5	High Z
Program	V_{IL}	V_{PP}	+5	D_{IN}
Program Verify	V_{IL}	V_{IL}	+5	D_{OUT}
Program Inhibit	V_{IH}	V_{PP}	+5	High Z

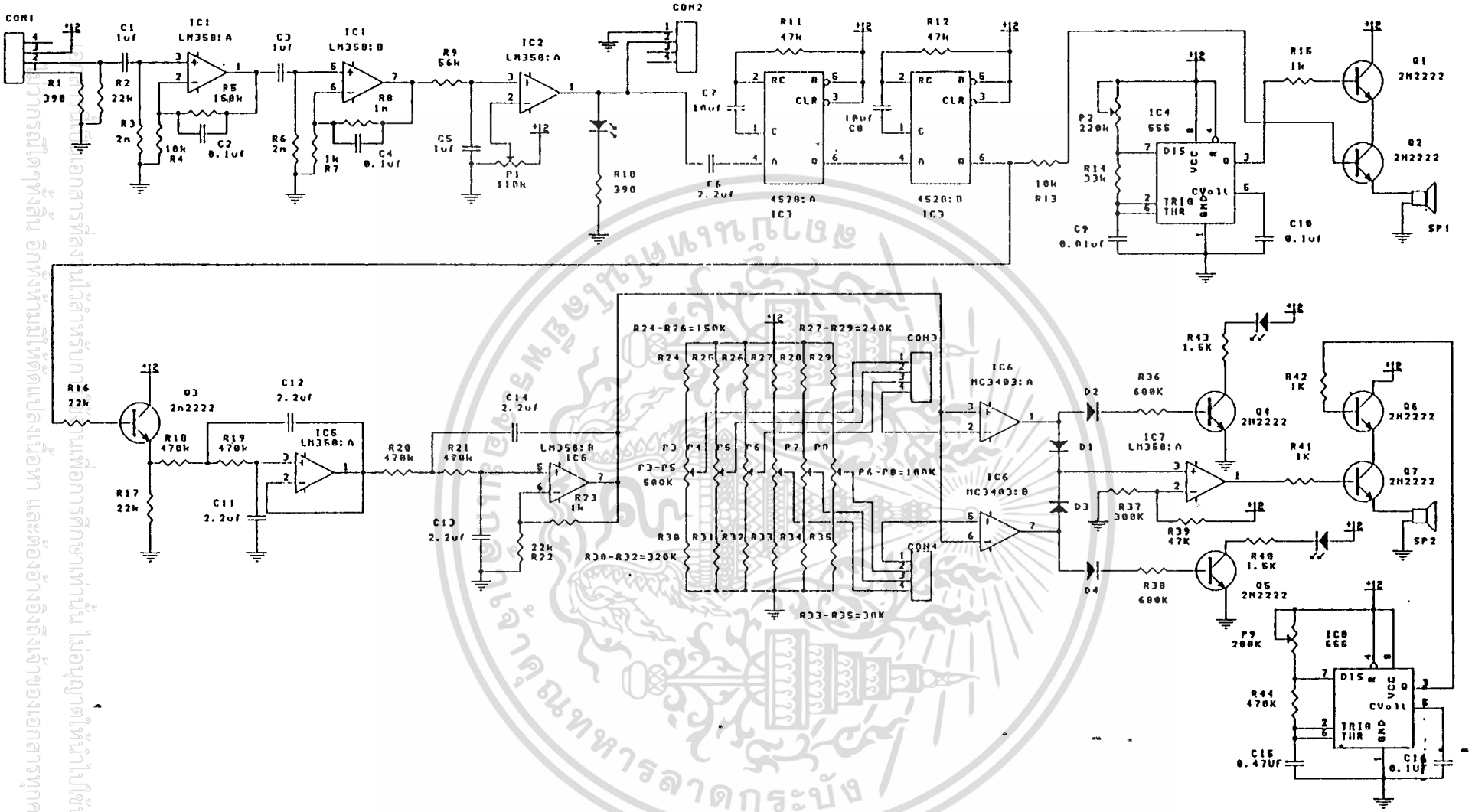
PIN NAMES

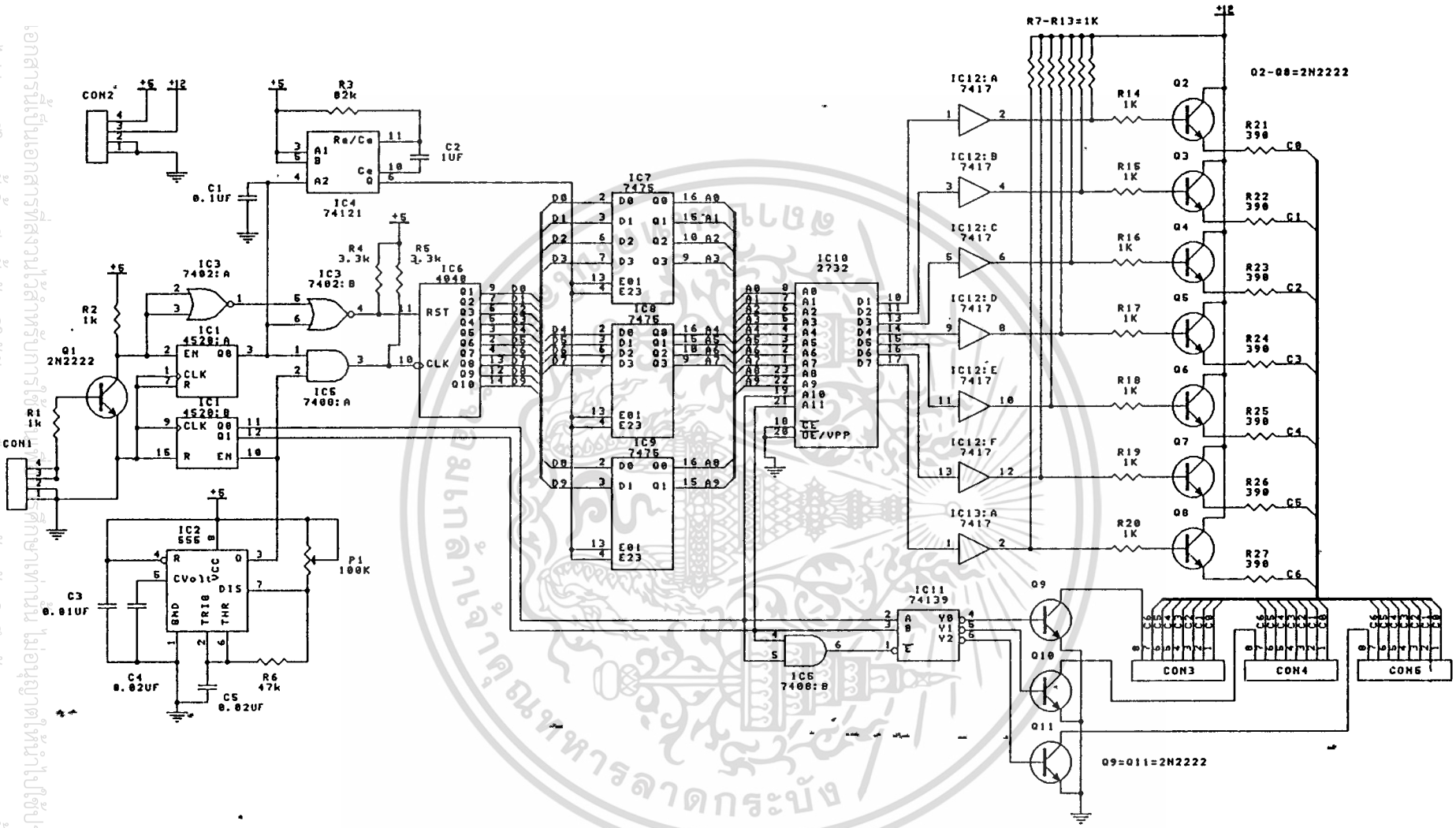
A_0-A_{11}	ADDRESSES
$\overline{CE}$	CHIP ENABLE
$\overline{OE}$	OUTPUT ENABLE
O_0-O_7	OUTPUTS

BLOCK DIAGRAM



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


CON1
C1 1uf
IC1 LM358:A
C3 1uf
IC1 LM358:B
R9 56k
IC2 LM358:A
CON2
R11 47k
R12 47k
R1 390
R2 22k
R3 2m
R4 10k
C2 0.1uf
P5 15.0k
R6 2m
R7 1k
R8 1m
C4 0.1uf
C5 1uf
P1 110k
R10 390
C7 10uf
C8 10uf
C6 2.2uf
4520:A IC3
4520:B IC3
R13 10k
P2 220k
IC4 555
R14 33k
C9 0.01uf
C10 0.1uf
R15 1k
Q1 2N2222
Q2 2N2222
SP1
R16 22k
Q3 2n2222
C12 2.2uf
R17 22k
R18 470k
R19 470k
C11 2.2uf
IC6 LM358:A
R20 470k
R21 470k
C14 2.2uf
C13 2.2uf
LM358:B IC6
R23 1k
22k R22
R24-R26=150K
R27-R29=240K
CON3
R24 R25 R26 R27 R28 R29
P3 P4 P5 P6 P7 P8
P3-P5 500K
P6-P8=100K
R30 R31 R32 R33 R34 R35
R30-R32=320K
R33-R35=30K
CON4
IC6 MC3403:A
IC6 MC3403:B
D1
D2
D3
D4
R36 600K
R37 300K
R38 600K
IC7 LM358:A
R39 47K
R40 1.5K
R41 1K
R42 1K
R43 1.5K
Q4 2N2222
Q5 2N2222
Q6 2N2222
Q7 2N2222
SP2
P9 200K
IC8 555
R44 470K
C15 0.47uf
C16 0.1uf


CON2
+5
+12
R3
82k
C1
0.1UF
C2
1UF
IC4
74121
Re/Ce
R4
3.3k
R5
3.3k
IC3
7402:A
IC3
7402:B
IC6
4040
RST
CLK
R2
1k
Q1
2N2222
IC1
4520:A
IC1
4520:B
IC5
7400:A
R1
1k
CON1
IC2
555
CVolt
TRIG
THR
DIS
P1
100K
C3
0.01UF
C4
0.02UF
C5
0.02UF
R6
47k
IC7
7475
IC8
7475
IC9
7475
IC10
2732
IC12:A
7417
IC12:B
7417
IC12:C
7417
IC12:D
7417
IC12:E
7417
IC12:F
7417
IC13:A
7417
R7-R13=1K
R14
1K
R15
1K
R16
1K
R17
1K
R18
1K
R19
1K
R20
1K
Q2
Q3
Q4
Q5
Q6
Q7
Q8
Q2-Q8=2N2222
R21
390
R22
390
R23
390
R24
390
R25
390
R26
390
R27
390
C0
C1
C2
C3
C4
C5
C6
IC11
74139
IC6
7408:B
Q9
Q10
Q11
Q9=Q11=2N2222
CON3
CON4
CON5

ชุด Detector

อุปกรณ์	ชนิด	ค่า	จำนวน(ตัว)
1. Infared	Silicon	MLED71	1.
2. Phototransistor	NPN	MRD711	1.

ชุด HI LO - Alarm

1. R1,R10	คาร์บอน	390	1.
2. R2,R16,R17,R22	คาร์บอน	22K	1.
3. R3,R6	คาร์บอน	2M	1.
4. R4,R13	คาร์บอน	10K	2.
5. R5,R24-R26	คาร์บอน	150K	4.
6. R7,R15,R23,R41,R42	คาร์บอน	1K	5.
7. R8	คาร์บอน	1M	1.
8. R9	คาร์บอน	56K	1.
9. R11,R12,R39	คาร์บอน	47K	3.
10. R14	คาร์บอน	33K	1.
12. R18-R21,R43	คาร์บอน	470K	5.
13. R27-29	คาร์บอน	240K	3.
14. R30-32	คาร์บอน	320K	3.
15. R33-35	คาร์บอน	30K	3.
16. R36,38	คาร์บอน	680K	2.
17. R37	คาร์บอน	300K	1.
18. R40	คาร์บอน	1.5K	1.
19. P1	เกือกม้า	110K	1.
20. P2	เกือกม้า	220K	1.
21. P3-P5	เกือกม้า	500K	3.
22. P6-P8	เกือกม้า	100K	3.
23. P9	เกือกม้า	200K	1.
24. C1,C3,C5	อิเล็กโตรไลท์	1uF	3.
25. C2,C4,C10,C16	ไมลาร์	2.2uF	4.
26. C6,C11-C14	อิเล็กโตรไลท์	2.2uF	5.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

27. C7-C8	อิเล็กโตรไลท์	10uF	2.
28. C9	ไมลาร์	0.01uF	1.
19. C15	อิเล็กโตรไลท์	0.47uF	1.
30. D1-D4	Silicon	1N404	4.
31. Q1-Q4	NPN	2N2222	4.
32. IC1,IC2,IC5,IC7	CMOS	LM358	4.
33. IC3	CMOS	4528	1.
34. IC4,IC8	CMOS	MC3403	2.
35. SP1-SP2		ลำโพง	2.
36. CON1-CON2		Connector	2.

ชุด Counter และ Display

1. R1,R2,R7-R13,R14-R20	คาร์บอน	1K	16.
2. R3	คาร์บอน	82K	1.
3. R4,R5	คาร์บอน	3.3K	2.
4. R21-R27	คาร์บอน	390	8.
5. C1	ไมลาร์	0.1uF	1.
6. C2	อิเล็กโตรไลท์	1uf	1.
7. C3	ไมลาร์	0.01uF	1.
8. C4,C5	ไมลาร์	0.02uF	2.
9. Q1-Q11	NPN	2N2222	12.
10. IC1	TTL	4520	1.
11. IC2	CMOS	555	1.
12. IC3	TTL	7402	1.
13. IC4	TTL	74121	1.
14. IC5	TTL	7408	1.
15. IC6	TTL	4040	1.
16. IC7-IC9	TTL	7475	3.
17. IC10	TTL	2732	1.
18. IC11	TTL	74139	1.
19. IC12,IC13	TTL	417	2.

เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค

ข้อมูลภายใน EPROM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Turbo Dump Version 3.1 Copyright (c) 1988, 1992 Borland International

Display of File C:\4\DISP.DR

000000: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000010: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000020: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000030: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000040: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000050: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000060: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000070: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02
000080: F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 DA DA DA DA DA DA DA
000090: DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA
0000A0: DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA
0000B0: DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA
0000C0: DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA 60 60
0000D0: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
0000E0: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
0000F0: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000100: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000110: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000120: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000130: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000140: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000150: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000160: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000170: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000180: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60
000190: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 00 00 00 00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0001A0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0001B0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0001C0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0001D0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0001E0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0001F0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000200: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000210: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000220: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000230: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000240: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000250: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000260: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000270: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000280: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000290: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0002A0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0002B0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0002C0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0002D0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0002E0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0002F0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000300: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000310: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000320: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000330: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000340: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000350: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000360: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000370: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000380: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000390: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0003A0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0003B0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0003C0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0003D0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0003E0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

0003F0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000400: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000410: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000420: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000430: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000440: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000450: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000460: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000470: 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E 6E

000480: 60 60 60 60 60 F6 FC FC FC F6 F6 F6 F6 F6 FE FE

000490: FE FE FE E0 E0 E0 E0 E0 BE BE BE BE BE BE B6 B6

0004A0: B6 B6 B6 B6 B6 66 66 66 66 66 66 F2 F2 F2 F2 F2

0004B0: F2 F2 F2 DA DA DA DA DA DA DA DA 60 60 60 60 60

0004C0: 60 60 60 60 FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC F6 F6

0004D0: F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 FE FE FE FE FE FE FE

0004E0: FE FE FE FE FE E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0

0004F0: E0 E0 BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

000500: BE B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

000510: B6 B6 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000520: 66 66 66 66 66 66 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2

000530: F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 DA DA DA

000540: DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA

000550: DA DA DA DA DA DA DA DA 60 60 60 60 60 60 60 60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000560: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60

000570: 60 60 60 60 60 60 FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC

000580: FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC

000590: FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC F6 F6 F6 F6

0005A0: F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6

0005B0: F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6

0005C0: F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 FE FE FE FE FE FE

0005D0: FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE

0005E0: FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE

0005F0: FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE

000600: FE FE FE E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0

000610: E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0

000620: E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0

000630: E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0

000640: E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 BE BE BE

000650: BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

000660: BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

000670: BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

000680: BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

000690: BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

0006A0: BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

0006B0: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

0006C0: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

0006D0: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

0006E0: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

0006F0: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

000700: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

000710: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

000720: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

000730: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 66 66 66 66 66 66

เอกสารนี้เป็น[illegible]ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000740: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000750: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000760: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000770: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000780: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000790: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

0007A0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

0007B0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

0007C0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

0007D0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

0007E0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

0007F0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000800: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000810: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000820: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000830: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000840: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000850: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000860: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000870: 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02 02

000880: F6 E0 B6 F2 FC FE BE F2 60 F6 E0 B6 F2 FC FE BE

000890: 66 DA FC F6 E0 B6 F2 60 F6 FE BE 66 DA 60 F6 FE

0008A0: BE 66 F2 60 FC FE E0 B6 66 DA 60 F6 FE E0 B6 66

0008B0: F2 60 FC F6 E0 BE B6 66 F2 60 FC F6 FE E0 B6 66

0008C0: F2 DA 60 FC F6 FE E0 BE B6 66 F2 DA 60 FC F6 FE

0008D0: E0 BE B6 66 F2 DA 60 FC FC F6 FE E0 BE B6 66 66

0008E0: F2 DA 60 FC FC F6 FE E0 BE BE B6 66 F2 F2 DA 60

0008F0: 60 FC F6 FE FE E0 BE BE B6 66 66 F2 DA DA 60 60

000900: FC F6 F6 FE E0 E0 BE BE B6 B6 66 F2 F2 DA DA 60

000910: FC FC F6 F6 FE FE E0 E0 BE BE B6 B6 66 66 F2 F2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000920: DA DA 60 60 FC FC F6 F6 FE FE E0 E0 BE BE BE B6
000930: B6 66 66 F2 F2 DA DA DA 60 60 FC FC FC F6 F6 FE
000940: FE FE E0 E0 BE BE BE B6 B6 66 66 66 F2 F2 F2 DA
000950: DA 60 60 60 FC FC FC FC F6 F6 F6 FE FE E0 E0 E0
000960: BE BE BE B6 B6 B6 66 66 66 F2 F2 F2 DA DA DA DA
000970: 60 60 60 FC FC FC F6 F6 F6 F6 FE FE FE E0 E0 E0
000980: BE BE BE BE B6 B6 B6 B6 66 66 66 66 F2 F2 F2 F2
000990: DA DA DA DA 60 60 60 60 FC FC FC FC F6 F6 F6 F6
0009A0: FE FE FE FE E0 E0 E0 E0 BE BE BE BE BE B6 B6 B6
0009B0: B6 B6 66 66 66 66 F2 F2 F2 F2 F2 DA DA DA DA DA
0009C0: 60 60 60 60 60 FC FC FC FC FC E6 F6 F6 F6 F6 FE
0009D0: FE FE FE FE E0 E0 E0 E0 E0 BE BE BE BE BE BE B6
0009E0: B6 B6 B6 B6 B6 66 66 66 66 66 F2 F2 F2 F2 F2 F2
0009F0: DA DA DA DA DA DA 60 60 60 60 60 60 FC FC FC FC
000A00: FC FC FC F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 FE FE FE FE FE FE
000A10: E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 BE BE BE BE BE BE BE B6 B6
000A20: B6 B6 B6 B6 B6 66 66 66 66 66 66 66 66 F2 F2 F2
000A30: F2 F2 F2 F2 F2 DA DA DA DA DA DA DA DA 60 60 60
000A40: 60 60 60 60 60 FC FC FC FC FC FC FC FC F6 F6 F6
000A50: F6 F6 F6 F6 F6 F6 FE FE FE FE FE FE FE FE E0 E0
000A60: E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 BE BE BE BE BE BE BE BE
000A70: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 66 66 66 66 66
000A80: 66 66 66 66 66 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 DA
000A90: DA DA DA DA DA DA DA DA DA 60 60 60 60 60 60 60
000AA0: 60 60 60 60 FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC
000AB0: F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 FE FE FE FE
000AC0: FE FE FE FE FE FE FE FE E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0
000AD0: E0 E0 E0 E0 BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE
000AE0: BE B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 66
000AF0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 F2 F2 F2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000B00: F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 DA DA DA DA DA

000B10: DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA 60 60 60 60 60 60

000B20: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 FC FC FC FC FC FC

000B30: FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC F6 F6 F6 F6 F6 F6

000B40: F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 F6 FE FE FE FE FE

000B50: FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE FE E0 E0 E0

000B60: E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 E0 BE

000B70: BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE BE

000B80: BE BE BE B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6

000B90: B6 B6 B6 B6 B6 B6 B6 66 66 66 66 66 66 66 66 66

000BA0: 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 66 F2 F2 F2 F2

000BB0: F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2 F2

000BC0: F2 F2 DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA DA

000BD0: DA DA DA DA DA DA DA DA DA 60 60 60 60 60 60 60

000BE0: 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60 60

000BF0: 60 FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC FC

000C00: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C10: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C20: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C30: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C40: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C50: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C60: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C70: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C80: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000C90: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000CA0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000CB0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000CC0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000CD0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000CE0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000CF0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D00: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D10: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D20: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D30: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D40: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D50: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D60: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D70: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D80: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000D90: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000DA0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000DB0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000DC0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000DD0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000DE0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000DF0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E00: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E10: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E20: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E30: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E40: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E50: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E60: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E70: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E80: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000E90: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000EA0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000EB0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000FD0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000FE0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

000FF0: 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้