

เครื่องวัดความดันโลหิต ความคุมโดยไมโครโปรเซสเซอร์
MICROPROCESSOR BASED BLOODPRESSURE METER

พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ
POLSART LERTPRASERT

อาจารย์ที่ปรึกษา
รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์
ADVISOR
ASSOC.Prof.Dr. MANAS SANGWORASIL

วิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง





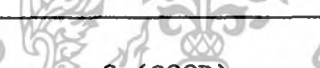
ปีการศึกษา 2533

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
แบบฟอร์มการให้คะแนนการสอบวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ เครื่องวัดความดันโลหิตควบคุมโดยไมโครโพรเซสเซอร์
 Microprocessor Based Bloodpressure Meter

ชื่อนักศึกษา นายพลศาสตร์ เลิศประเสริฐ รหัสประจำตัว 30126-042
 หลักสูตร วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า
 ภาควิชา อีเล็กทรอนิกส์
 อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ. มนัส สังวรศิลป์

ชื่ออาจารย์ผู้ควบคุมการสอบ		ลายมือชื่อ
รศ. มนัส	สังวรศิลป์	
อ. ประภากร	สุวรรณะ	
รศ. ดร. ชม	กิมปาน	
ผศ. ดร. บุญวัฒน์	อัฐ	
ผศ. พิพัฒน์	เลาหงงคราม	

ค่าระดับคะแนนรวมที่เป็นเอกฉันท์จากคณะกรรมการสอบ G (GOOD)

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 9 พฤษภาคม 2534 เวลา 13.30 น.

สถานที่สอบ ห้องประชุมคณะวิศวกรรมศาสตร์ (E-312) ตึกภาควิชาอีเล็กทรอนิกส์

บัณฑิตวิทยาลัยรวบรวมแล้ว



รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

รักษาราชการแทนอธิการบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่ 17...เดือน...พ.ศ. 2534

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ

ABSTRACT

บทที่ 1	บทนำ	1
บทที่ 2	ทฤษฎีสำหรับการวัดความดันโลหิต	3
	2.1 ระบบหมุนเวียนโลหิต	3
	2.1.1 การไหลของโลหิต	3
	2.1.2 คุณสมบัติทางฟิสิกส์ของโลหิต	4
	2.2 ลักษณะรูปคลื่นความดันโลหิต	6
	2.3 การวัดความดันโลหิต	10
	2.3.1 การวัดความดันโลหิตแบบทางตรง	11
	2.3.2 การวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม	11
	2.3.3 การวัดความดันโลหิตแบบสลิมันน์	14
บทที่ 3	การทดสอบคุณสมบัติของสเตรนเกจ	16
	3.1 OMRON 2S5M ตรวจจับความดัน	16
	3.2 การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเข้าที่พิกของวงจรวัดจ็ และแรงดันทางฟิสิกส์	19
บทที่ 4	โครงสร้างของระบบ	22
	4.1 การทำงานของระบบ	22
	4.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์	25
	4.2.1 ส่วนตรวจจับความดัน	25
	4.2.2 วงจรขยายแบบอินสทรูเมนต์	26
	4.2.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	28
	4.2.4 วงจรขับมอเตอร์	28
	4.2.5 ไชลีนอยด์ควาล์วและวงจรรจ่ายกำลังงาน	29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	4.2.6	ทรานสดิวเซอร์ตรวจจับเสียงครอทคอฟ	30
	4.2.7	วงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว	31
	4.2.8	วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง	32
	4.2.9	วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง	34
	4.2.10	วงจรปรับศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท	36
	4.2.11	วงจรสร้างพัลส์รูปสี่เหลี่ยม	36
	4.3	ระบบประมวลผลกลาง	37
	4.4	การส่งข้อมูลแบบอนุกรม RS-232	44
บทที่ 5		คุณลักษณะและรูปแบบการทำงานของเครื่อง	46
	5.1	คุณลักษณะของเครื่อง	46
	5.2	รูปแบบการทำงานของเครื่อง	48
	5.3	ไฟล์ชาร์ทขั้นตอนการทำงาน	51
บทที่ 6		การทดสอบและนำไปใช้งาน	56
	6.1	การปรับตั้งเครื่อง	56
	6.2	การใช้งานกับคนปกติ	57
	6.3	การใช้งานกับผู้ป่วยในโรงพยาบาล	59
บทที่ 7		สรุปผลงานวิจัยและแนวทางการพัฒนา	61
	7.1	ปัญหาที่เกิดขึ้นและการแก้ไข	62
	7.2	ข้อดีและข้อเสียของเครื่อง	63
	7.3	แนวทางการพัฒนา	64

กิตติกรรมประกาศ

เอกสารอ้างอิง

- ภาคผนวก ก โปรแกรมใช้งาน
- ภาคผนวก ข โปรแกรมใช้งานของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล
- ภาคผนวก ค วงจรส่วนต่าง ๆ ของเครื่องวัดความดันโลหิตและบล็อกโคอะแกรม
- ภาคผนวก ง วิธีการใช้เครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพประกอบ

	หน้า
รูปที่ 2.1 รูปแสดงลักษณะการไหลเวียนของโลหิต	3
รูปที่ 2.2 ก รูปแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดของโลหิตกับ Velocity gradient ของโลหิต	5
รูปที่ 2.2 ข รูปแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดของโลหิตกับเปอร์เซ็นต์ของโลหิตแดง	5
รูปที่ 2.2 ค รูปแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดกับขนาดของหลอดโลหิต	6
รูปที่ 2.3 รูปแสดงคลื่นความดันโลหิตที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ	7
รูปที่ 2.4 รูปแสดงกราฟค่าความดันเฉลี่ย	8
รูปที่ 2.5 รูปแสดงคลื่นความดันโลหิตที่จุดต่างๆ ในระบบหมุนเวียนโลหิต	10
รูปที่ 2.6 รูปแสดงระบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบวัดโดยตรง	11
รูปที่ 2.7 รูปแสดงหลักการวัดความดันโลหิตแบบวัดทางอ้อม	12
รูปที่ 2.8 รูปแสดงลักษณะในเฟสของสัญญาณทรานสดิวเซอร์	13
รูปที่ 2.9 รูปแสดงหลักการวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์	15
รูปที่ 3.1 รูปแสดงโครงสร้างภายนอกของทรานสดิวเซอร์วัดความดัน	16
รูปที่ 3.2 รูปแสดงโครงสร้างภายในของทรานสดิวเซอร์วัดความดัน	17
รูปที่ 3.3 รูปแสดงอุปกรณ์และวิธีทดสอบหาคุณสมบัติของทรานสดิวเซอร์	19
รูปที่ 3.4 รูปแสดงวงจรทดสอบทรานสดิวเซอร์แบบแรงดันคงที่	20
รูปที่ 3.5 รูปแสดงผลการทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันทางฟิสิกส์กับศักดาเข้าที่พู่ของทรานสดิวเซอร์ความดันแบบศักดาคงที่	20
รูปที่ 4.1 รูปแสดงการทำงานของระบบในขณะเพิ่มความดัน	22
รูปที่ 4.2 รูปแสดงการทำงานของระบบในขณะลดความดัน	23
รูปที่ 4.3 รูปแสดงการทำงานของระบบเมื่อสิ้นสุดการทำงาน	24
รูปที่ 4.4 รูปแสดงวงจรแหล่งจ่ายกำลังแบบศักดาคงที่ต่อกับวงจรบริดจ์	25
รูปที่ 4.5 รูปแสดงวงจรขยายแบบอินสทรูเมนต์ต่อ กับวงจรบริดจ์	27
รูปที่ 4.6 รูปแสดงวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.7	รูปแสดงวงจรขับมอเตอร์แบบพัลส์วิดท์มอดูเลชัน	29
รูปที่ 4.8	รูปแสดงโพลีอินอรัลวาล์ว (ก) วงจรจ่ายกำลังงาน (ข)	30
รูปที่ 4.9	รูปแสดงตัวทรานซิสเตอร์ตรวจจับเสียงควอทคอป	31
รูปที่ 4.10	รูปแสดงวงจรขยายแบบ ไม่กลับขั้ว	31
รูปที่ 4.11	รูปแสดงวงจรรองความถี่ต่ำแบบลำดับที่สอง	32
รูปที่ 4.12	รูปแสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำแบบลำดับที่สอง	33
รูปที่ 4.13	รูปแสดงวงจรรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง	34
รูปที่ 4.14	รูปแสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง	35
รูปที่ 4.15	รูปแสดงวงจรปรับศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท	36
รูปที่ 4.16	รูปแสดงวงจร ไมโครสเตเบิลมัลติไวเบเรเตอร์	37
รูปที่ 4.17	รูปแสดงการต่อสวิตช์ควบคุมสำหรับพอร์ต PBO, PB1, PB2	39
รูปที่ 4.18	รูปแสดงวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาขนาด 60 วินาที	39
รูปที่ 4.19	รูปแสดงวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาขนาด 4 ms	40
รูปที่ 4.20	รูปแสดงบล็อก ไดอะแกรมของส่วนแสดงผล	41
รูปที่ 4.21	รูปแสดงบล็อก ไดอะแกรมของระบบประมวลผลกลาง	43
รูปที่ 4.22	รูปแสดง ไทมมิ่ง ไดอะแกรมของการหาอัตราการเดินทางของหัวใจ	44
รูปที่ 4.23	รูปแสดงบล็อก ไดอะแกรมของการส่งข้อมูลแบบอนุกรม	44
รูปที่ 4.24	รูปแสดงลักษณะของการส่งสัญญาณข้อมูล	45
รูปที่ 5.1	รูปแสดงลักษณะภายนอกของเครื่อง	47
รูปที่ 5.2	รูปแสดงลักษณะการวางส่วนประกอบภายในเครื่อง	47
รูปที่ 5.3	รูปแสดงการทำงานแบบปกติ	48
รูปที่ 5.4	รูปแสดงการทำงานแบบอัตโนมัติ	49
รูปที่ 5.5	รูปแสดงการแสดงค่าต่าง ๆ เป็นตัวเลข	50
รูปที่ 5.6	รูปแสดงการแสดงค่าและเขียนกราฟของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล	50
รูปที่ 5.7	รูปแสดงไฟล์ชาร์ทการทำงานแบบปกติ	54
รูปที่ 5.8	รูปแสดงไฟล์ชาร์ทการทำงานแบบอัตโนมัติ	55

นี่เป็นเอกสารต้นฉบับที่จัดทำขึ้นโดยระบบอัตโนมัติของเครื่องวัดค่าความดันโลหิตอัตโนมัติ ไม่สามารถแก้ไขหรือแก้ไขได้โดยไม่ต้องแจ้งให้ทราบล่วงหน้า และไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

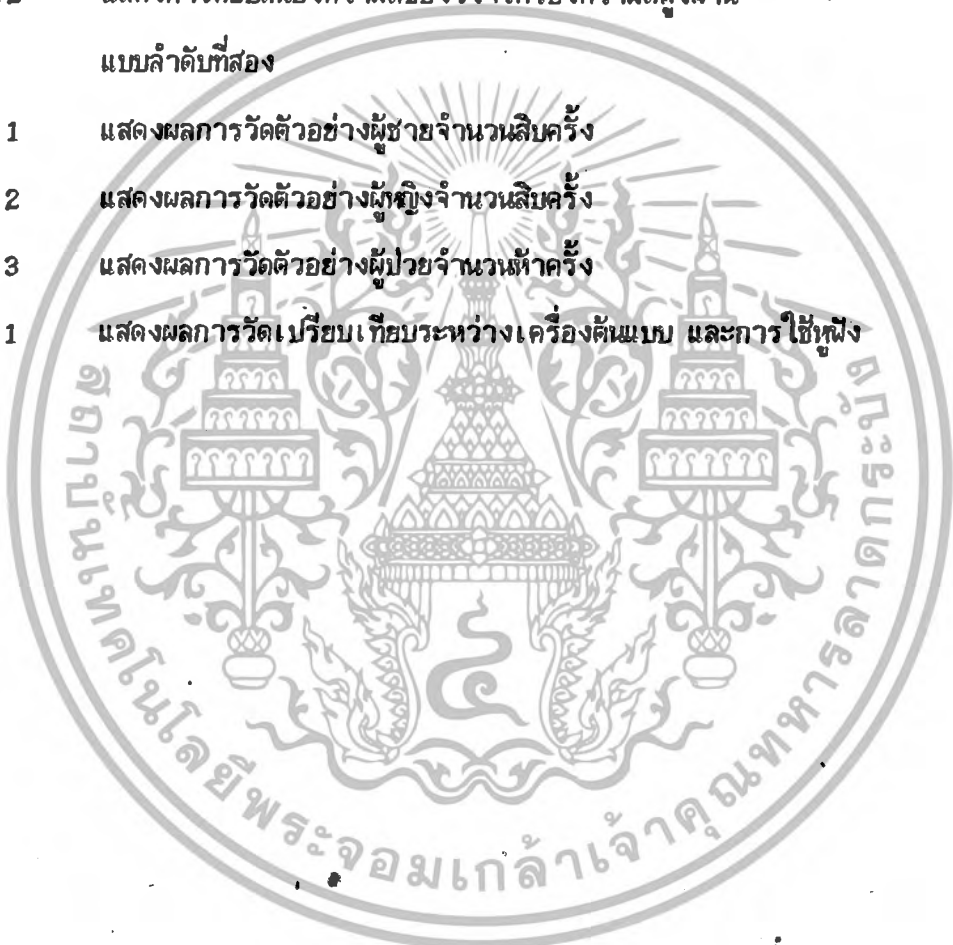
		หน้า
รูปที่ 6.1	รูปแสดงการต่ออุปกรณ์ประกอบเพื่อการปรับแต่ง	56
รูปที่ 6.2	รูปแสดงการวัดกับคนปกติ	57
รูปที่ 6.3	รูปแสดงการใช้งานในโรงพยาบาล	60
รูปที่ 7.1	รูปแสดงถุงลมภายในคัฟและการวางตัวตรวจจับสัญญาณครอบคอฟ	63



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตารางประกอบ

		หน้า
ตารางที่ 3.1	แสดงค่าความต้านทานที่ส่วนต่าง ๆ ของตัวตรวจจับความดัน	17
ตารางที่ 3.2	แสดงคุณสมบัติบางประการของตัวตรวจจับความดัน	18
ตารางที่ 4.1	แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน แบบลำดับที่สอง	33
ตารางที่ 4.2	แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่าน แบบลำดับที่สอง	35
ตารางที่ 6.1	แสดงผลการวัดตัวอย่างผู้ชายจำนวนสิบครั้ง	58
ตารางที่ 6.2	แสดงผลการวัดตัวอย่างผู้หญิงจำนวนสิบครั้ง	59
ตารางที่ 6.3	แสดงผลการวัดตัวอย่างผู้ป่วยจำนวนห้าครั้ง	60
ตารางที่ 7.1	แสดงผลการวัดเปรียบเทียบระหว่างเครื่องต้นแบบ และการใช้หูฟัง	62



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์ เครื่องวัดความดันโลหิต ความคุมโดยไมโครโปรเซสเซอร์
นักศึกษา นาย พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ
อาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร. มนัส สິงวรศิลป์
ระดับการศึกษา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิตทางวิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา พ.ศ. 2533

บทคัดย่อ

ความดันโลหิตที่เปลี่ยนไปจากค่าความดันปกติ มีอันตรายอย่างมากสำหรับผู้ป่วยโรคหัวใจ ดังนั้นการวัดความดันโลหิตจึงเป็นสิ่งสำคัญ แต่การวัดแบบทางอ้อมในวิธีเดิมที่ใช้การบีบลูกยางเพื่ออัดอากาศและใช้หูฟังเพื่อตรวจจับสัญญาณการออกท่อพื้มีข้อเสียคือ การวัดความดันแต่ละครั้งจะใช้เวลานาน และการตรวจจับสัญญาณการออกท่อพื้จะ ไม่มีความเที่ยงตรงเนื่องจากผลการรับฟังสัญญาณเสียงการออกท่อพื้ของแต่ละบุคคลจะไม่เท่ากัน ในปัจจุบันการวัดความดันแบบใหม่โดยใช้ เครื่องวัดแบบอัตโนมัติก็ได้ถูกพัฒนาขึ้น โดยมีข้อดีคือสามารถวัดความดันอย่างต่อเนื่องในแบบอัตโนมัติโดยสามารถกำหนดช่วงระยะเวลาที่จะทำการวัดความดันได้ นอกจากนี้การตรวจจับสัญญาณเสียงการออกท่อพื้จะอยู่ในระดับมาตรฐานเดียวกัน เครื่องวัดความดันโลหิตแบบใหม่นี้ก็ได้ใช้กันอย่างแพร่หลาย เช่น ใช้ในการแสดงค่าความดันโลหิตของผู้ป่วยในโรงพยาบาล การใช้สำหรับวัดในบ้าน และการใช้งานในห้องทดลอง

เครื่องมือนี้เป็นเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ไมโครโปรเซสเซอร์เป็นตัวควบคุมการทำงาน การทำงานสามารถทำได้ทั้งแบบปกติและแบบอัตโนมัติ สามารถวัดค่าต่าง ๆ คือ ค่าความดันสูงสุด ค่าความดันต่ำสุด ค่าความดันเฉลี่ย และอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าต่าง ๆ เหล่านี้จะถูกแสดงผลบนหน้าปัทม์เป็นตัว เลข และถูกส่ง ไป เซียนการาพบนจอมอนิเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

THESIS TITLE MICROPROCESSOR BASED BLOODPRESSURE METER
NAME POLSART LERTPRASERT
THESIS ADVISOR Assoc. Prof.Dr. MANAS SANGWORASIL
LEVEL OF STUDY MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
ACADEMIC YEAR 1990

ABSTRACT

Elevated bloodpressure is an important risk factor for cardiovascular disease. Measurement of bloodpressure has traditionally been done using mercury sphygmomanometers. However, the method becomes heavily dependent on the frequency response of the stethoscope used in the procedure and the sensitivity and frequency response of the hearing of the operator. Recently, automatic bloodpressure meters have been developed. The advantages of this method are automatic measurement and the detection of korotkoff sound is picks up on standard frequency. These are currently being marked for several purposes, monitoring bloodpressure control in hypertensive patients, measurement of home bloodpressure, use in laboratory experiments and monitoring patients in high dependency hospital units.

This machine is a non-invasive automatic bloodpressure meter, which relies on a a piezo-electric microphone for detection of korotkoff sounds and controlled by microprocessor. Systolic pressure, Diastolic pressure, Mean arterial pressure and heart rate are displayed an front panel and plotted on computer terminal screen.

บทที่ 1

บทนำ

ในปัจจุบัน เทคโนโลยีทางการแพทย์ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาอย่างต่อเนื่องและมีประสิทธิภาพสูงขึ้นตามลำดับดังนั้นเครื่องมือและอุปกรณ์ต่าง ๆ ก็ได้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อสนับสนุนและอำนวยความสะดวกในการปฏิบัติงานทางการแพทย์ควบคู่กันไป แต่อย่างไรก็ตามเครื่องมือและอุปกรณ์อื่นทันสมัยและมีประสิทธิภาพสูงเหล่านี้ก็ยังมิใช่ในขอบเขตจำกัด อันเนื่องจากราคาแพง โดยการนำเข้าจากต่างประเทศ ดังนั้นหากได้มีการพัฒนาสร้างอุปกรณ์ดังกล่าวขึ้นเองโดยใช้เทคโนโลยีภายในประเทศ เราก็จะมีเครื่องมือและอุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพสูงและราคาถูกใช้อย่างทั่วถึงภายในประเทศ ซึ่งเป็นการช่วยเสริมประสิทธิภาพการทำงานของบุคลากรทางการแพทย์ให้ดียิ่งขึ้นควบคู่กันไปด้วย

จุดมุ่งหมายของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เป็นการสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม (NON-INVASIVE METHOD) ควบคุมการทำงานโดยไมโครโปรเซสเซอร์ ซึ่งสามารถทำการวัดได้ทั้งแบบปกติและแบบอัตโนมัติ โดยการตั้งเวลาให้เครื่องทำงานรวมถึงการส่งข้อมูลเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อเขียนกราฟ และมีประสิทธิภาพสูงทัดเทียมกับเครื่องที่นำเข้าจากต่างประเทศ

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่ใช้งานในโรงพยาบาลทั่วไปนั้นมีราคาซึ่งแพงมาก และเทคนิคการทำงานของเครื่องจะต้องออกแบบด้วยความระมัดระวังเป็นพิเศษ ซึ่งจุดประสงค์หลักก็คือวัดค่าความดันโลหิต อัตราการเต้นของหัวใจรวมทั้งแสดงเป็นตัวเลขบนหน้าปัด แล้วส่งสัญญาณข้อมูลเหล่านี้ออกไปใช้ประโยชน์อย่างอื่น เช่น การเขียนกราฟแนวโน้มเพื่อการรักษาหรือทดสอบ การเก็บข้อมูลลงบนกระดาษ ดังนั้นจึงไม่ได้เห็นถึงโปรแกรมการนำข้อมูลไปใช้ประโยชน์ทางด้านใดด้านหนึ่ง

แนวการวิจัยและพัฒนาเครื่องวัดความดันโลหิตนี้ แบ่งเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีสำหรับการวัดความดันโลหิต และคุณสมบัติบางประการที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบระบบ

บทที่ 3 กล่าวถึงลักษณะของสเตรนเกจแบบสารกึ่งตัวนำ ตลอดจนการทดสอบคุณสมบัติเพื่อการใช้งานเป็นทรานสดิวเซอร์

บทที่ 4 กล่าวถึงโครงสร้างและการทำงานของระบบ รวมถึงรายละเอียดของอุปกรณ์การคำนวณว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตลอดจนการออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์ประมวลผล และการควบคุมการทำงานของระบบ

บทที่ 5 เป็นการแสดงรูปแบบและขั้นตอนการทำงานของเครื่อง โดยเริ่มตั้งแต่การเปิดเครื่อง ไปจนถึงการปิดเครื่อง

บทที่ 6 เป็นการทดสอบเครื่องก่อนการนำไปใช้งานจริง และการใช้งานในห้องแพทย์

บทที่ 7 เป็นการสรุปผลการทำงานของเครื่อง และแนวทางเพื่อการพัฒนา

ภาคผนวก ก. โปรแกรมใช้งานของเครื่อง

ภาคผนวก ข. โปรแกรมใช้งานของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล

ภาคผนวก ค. วงจรส่วนต่าง ๆ ของเครื่องวัดความดันโลหิตและบล็อกไดอะแกรม

ภาคผนวก ง. วิธีการใช้เครื่อง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีสำหรับการวัดความดันโลหิต

2.1 ระบบหมุนเวียนโลหิต (Cardio Vascular System)

2.1.1 การไหลของโลหิต

ในระบบหมุนเวียนโลหิต สามารถแบ่งส่วนใหญ่ ๆ ได้สองส่วนคือ หัวใจ (Cardiac) ซึ่งทำงานเป็นเสมือนเป็นแหล่งจ่ายกำลังงานให้โลหิต และอีกส่วนหนึ่ง ได้แก่ หลอดโลหิต (Vascular) ซึ่งเป็นทางผ่านของโลหิต ไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย และเคียวกันก็เป็นไฮดรอลิคไหลด้นกระบวนด้วยพลังไฮดรอลิค ซึ่งใช้ขับเคลื่อนโลหิตผ่านไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ได้มาจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ ทุก ๆ ครั้งของการเต้นของหัวใจจะขับเคลื่อนโลหิตปริมาตรหนึ่ง ๆ (เรียกว่า stroke volume) กระจายออกไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ทำให้หัวใจเปรียบได้กับเครื่องสูบลม ที่สามารถควบคุมโลหิตให้ไหลผ่านเข้าและขับออกไปโดยการควบคุมการเปิด-ปิดของลิ้นหัวใจ ช่วงการฉีดโลหิตจากหัวใจ เรียกว่า systole และช่วงการสูบลโลหิตเข้ามา เรียกว่า diastole ลักษณะการไหลเวียนของโลหิตสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะการไหลเวียนของโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2 คุณสมบัติทางฟิสิกส์บางประการของโลหิต

1) ฮีมาโทคริต (Hematocrit)

ตามปกติโลหิตมีได้ เป็นของเหลวทั้งหมดแต่ประกอบด้วยส่วนที่เป็น เซลล์และพลาสมา แบ่ง เป็นเซลล์โลหิตแดง 99% ที่เหลือเป็นเซลล์โลหิตขาวและส่วนประกอบอื่น ๆ คำว่าฮีมาโทคริต เป็นตัวเลขบอกเปอร์เซ็นต์ของโลหิตในส่วนที่เป็นเซลล์ ตัวอย่าง เช่น ฮีมาโทคริตของชายปกติจะประมาณ 42 ของสตรีประมาณ 38 โดยเฉลี่ย

2) ความหนืดของโลหิต (blood viscosity)

ปัจจัยสำคัญอีกหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไดนามิก ในระบบหมุนเวียนโลหิตคือความหนืดของโลหิต (blood viscosity) ซึ่งจะเป็นตัวต้านทานในเนื้อของไหลเพื่อต้านการไหล โดยปกติของไหลที่มีความหนืดคงที่จะเรียกว่าของไหลนิวตัน (Newtonian fluid) ตัวอย่างเช่น น้ำ แต่ของไหลบางชนิดที่มีสารแขวนลอยอยู่เป็นจำนวนมากอย่างเช่นโลหิตจะมีความหนืด ไม่คงที่ขึ้นอยู่กับความเร่งในการไหล ซึ่งเราเรียกของไหลประเภทนี้ว่าเป็น NonNewtonian fluid นอกจากนี้ความหนืดของโลหิตยังขึ้นอยู่กับฮีมาโทคริต และขนาดของหลอดเลือดโลหิต ในรูปที่ 2.2 แสดงความสัมพันธ์ของความหนืดของโลหิตกับอัตราการไหลฮีมาโทคริต และขนาดของหลอดเลือดตามลำดับ ในรูปที่ 2.2 ค. สังเกตว่าความหนืดจะคงที่เมื่อขนาดของเส้นโลหิตใหญ่กว่า 1 มิลลิเมตร

ความหนืดของโลหิตกำหนดได้จากอัตราส่วนของแรงเค้นเฉือน (แรงต้านการไหล) ต่อ velocity gradient $\Delta V/\Delta X$ ดังนั้น เขียนสมการของสัมประสิทธิ์ของความหนืดเป็น

$$\eta = \frac{F/A}{\Delta V/\Delta X}$$

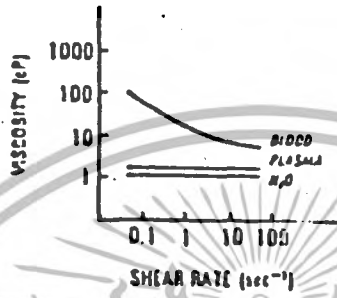
F คือแรงดันในของไหล

A คือพื้นที่หน้าตัดของการไหล

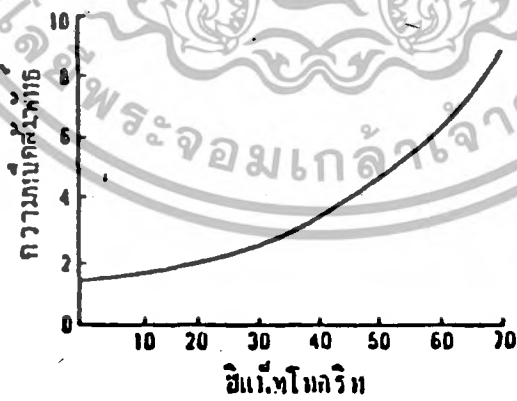
V คือความเร็วในการไหล

X คือระยะทางที่ของไหลไหลได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

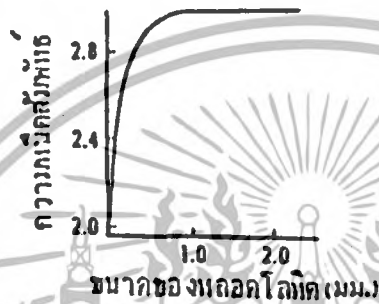


รูปที่ 2.2 ก แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดของโลหิต กับ Velocity gradient ของโลหิต



รูปที่ 2.2 ข แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดของโลหิต กับเปอร์เซ็นต์ของเซลล์โลหิตแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับเปอร์เซ็นต์ของเซลล์โลหิตแดง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

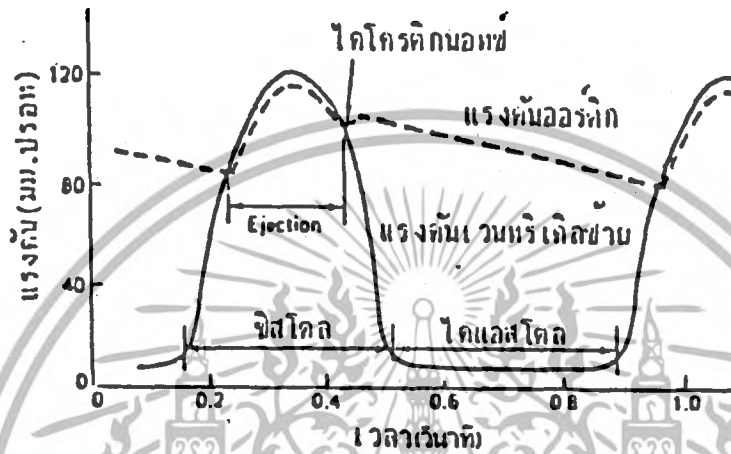


รูปที่ 2.2 ค แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความดันโลหิตกับขนาดของหลอดเลือด

2.2 รูปคลื่นความดันโลหิต

ความดันโลหิตคือแรงดันหรือแรงที่เกิดขึ้น โดยโลหิต ไหลในท่อน้ำเลี้ยงที่ของผนังเส้นโลหิตแดง แรงดันข้างเคียงนี้สมมุติให้เท่ากับแรงต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ในทิศทางตามแนวนอน ซึ่งเป็นผลมาจากกฎของ Pascal ในการพิจารณาการส่งผ่านแรงในของเหลว คือแรงที่ถูกส่งผ่านจะเท่ากันในทิศทางทั้งหมดทุกทิศทางในของเหลว ความดันโลหิตแดงจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างคงที่ในระหว่างรอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle) ความดันสูงสุดของหลอดเลือดแดง เรียกว่าซิสโตล (Systole) ซึ่งเป็นผลมาจากการบีบของโลหิตในเส้นโลหิตแดงใหญ่ (Aorta) โดยหัวใจห้องล่างซ้าย (left ventricle) ความดันต่ำสุดของหลอดเลือดแดงเรียกว่าไดอะสโตล (Diastole) จะปรากฏอยู่ในช่วงที่สงบหรือ diastolic phase ของรอบการทำงานของหัวใจดังแสดงในรูปที่ 2.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



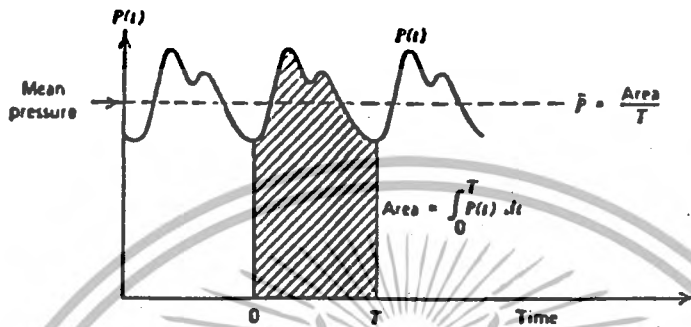
รูปที่ 2.3 แสดงรูปคลื่นแรงดันโลหิตที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ

บนรูปคลื่นความดันจะปรากฏรอยหยักหรือเรียกว่า dicrotic notch อันเกิดเนื่องมาจากลิ้นหัวใจในขณะปิดลงแล้วแต่ความดันในหลอดเลือดโลหิตแดงมีค่าสูงเท่ากับความดันในหัวใจห้องล่าง ทำให้โลหิตบางส่วนไหลย้อนกลับเข้าไปแล้วกระทบกับลิ้นหัวใจที่ปิดอยู่ในขณะนั้นของโลหิตก็จะสะท้อนกลับออกมาอีกครั้งเป็น dicrotic notch ค่าความดันเฉลี่ย (Mean arterial pressure) จะแทนค่าความดันเฉลี่ยที่วัดได้ในรอบการทำงานของหัวใจ ค่าความดันเฉลี่ยจะไม่เป็นการเฉลี่ยทางคณิตศาสตร์ของความดันสูงสุดและความดันต่ำสุด เพราะความดันโลหิตแดงจะแปรตามเวลา ความดันเฉลี่ยจะถูกคำนวณโดยการอินทิเกรตความดันที่สูงกว่าหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจและหารด้วยเวลาในหนึ่งรอบการทำงาน โดยสมการ

$$P_{ave} = 1/T \int_0^T p(t) dt$$

ซึ่ง T เป็นเวลาสำหรับหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ แสดงในรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แสดงกราฟของความดันเฉลี่ย

ดังนั้นความดันสูงจะเป็นเพียงหนึ่งในสามของรอบการทำงานของหัวใจ และความดันต่ำจะประมาณสองในสามของรอบการทำงานของหัวใจ เราสามารถเขียนเป็นสมการ

$$Map = \frac{Systolic + (diastolic * 2)}{3}$$

ค่าความดันเฉลี่ยเราจะพิจารณาให้เป็นค่าที่มีความสำคัญที่สุดของ ค่าความดันโลหิต ซึ่งจะเป็นค่าที่บอกถึงสภาพการทำงานของหัวใจ โดยปกติค่าความดันเฉลี่ยจะต้องสูงกว่า 40 มม.ปรอท เพื่อหลีกเลี่ยงหัวใจล้มเหลว ค่าความดันเฉลี่ยจะไม่มีผลต่อรูปร่างของคลื่น และ โดยทั่วไปแล้วก็จะมีผลต่อ Arrhythmias ในการเปลี่ยนแปลงขนาดของรูปลิ้นความดันโลหิตแดง ย่านของความดันปกติจะเป็นดังนี้คือ

ความดันสูงสุด 100 - 140 มม.ปรอท

ความดันต่ำสุด 60 - 90 มม.ปรอท

เอกสารนี้เป็น ความดันเฉลี่ย 80 - 100 มม.ปรอท ปรึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แฟกเตอร์ต่าง ๆ ที่มีผลและความสัมพันธ์ทางกล จะถูกรวบรวมผ่านทางระบบประสาทกลาง ในการกำหนดความดันโลหิตคือ

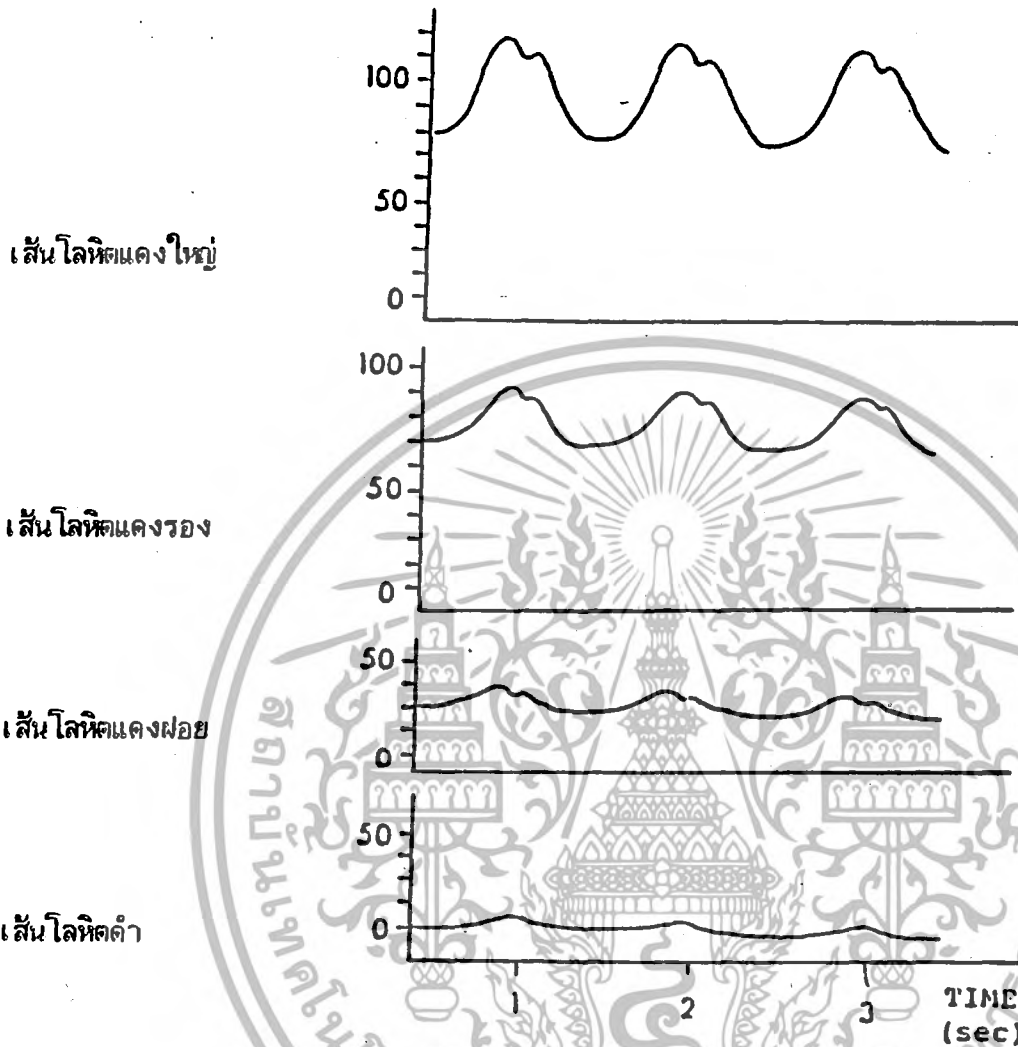
1. ความแรงของหัวใจ
2. ความต้านทานของหลอดเลือด
3. ปริมาตรของโลหิตในระบบโลหิตแดง
4. ความหนืดของโลหิต
5. ความยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือด

การกระจายของแต่ละแฟกเตอร์นี้ที่สำคัญและมีอิทธิพลต่อความดันโลหิตมากที่สุดคือความแรงของหัวใจและความต้านทานของหลอดเลือด

ความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่ ทำให้โลหิตไหลผ่านระบบหมุนเวียน และเมื่อโลหิตไหลในระบบหมุนเวียนจะมีผลสองสิ่งที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง คือ สิ่งแรกคือหลอดเลือดทั้งหมดจะมีความต้านทานต่อการไหล เช่นเดียวกับตัวต้านทานที่ต้านการไหลของกระแสไฟฟ้า ดังนั้นเมื่อโลหิตยังไหลผ่านหลอดเลือดไปไกลเท่าใด แรงดันจะลดลงตามระยะทาง ผลประการที่สองที่มีต่อรูปร่างเป็นผลจากการที่โลหิตมีแรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือด ในทางวงจรไฟฟ้า แรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือด เทียบได้กับค่าอินดักแทนซ์ที่อนุกรมในวงจรและค่าคาปาซิแตนซ์ที่ขนานอยู่ตามลำดับ ผลของแรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือดต่อรูปร่างความดัน เมื่อโลหิตเคลื่อนผ่านเข้าหลอดเลือด จะเปรียบได้กับผลของฟิลเตอร์ RLC ที่เกิดขึ้นกับรูปร่างสัญญาณไฟฟ้า

ผลของการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเขียนสรุปได้ในรูป 2.5 ในหลอดเลือดดำ (Veins) ลักษณะของรูปร่างจะลดขนาดลงอย่างมากและขนาดของแรงดันจะลดลงต่ำและค่อนข้างคงที่กว่า 10 มม.ปรอท นี่หมายความว่าในระบบหลอดเลือดดำ จะมีแรงดันคงที่เพื่อให้โลหิตไหลเวียนกลับหัวใจด้านขวา และความดันในหลอดเลือดดำ จะต่ำมาก ๆ ไกลเคียงศูนย์ อย่างไรก็ตาม แม้ว่าแรงดันในหลอดเลือดดำจะค่อนข้างคงที่ในร่างกายมนุษย์ที่อยู่ในสภาวะปกติ แต่การใช้กำลังกายจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อแรงดันในหลอดเลือดดำและเกิดการหมุนเวียนขึ้น นอกจากนี้ความแตกต่างในสภาวะของร่างกายในขณะยืนหรือนอนก็มีผลต่อความดันในหลอดเลือดดำด้วยเช่นกัน จะสังเกตเห็นถึงการเปลี่ยนแปลงค่าความดันสูงสุด และการลดขนาดของแรงดันเฉลี่ย เมื่อโลหิตไหลไปยังส่วนต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงตัวอย่างรูปคลื่นความดันที่จุดต่าง ๆ ในระบบหมุนเวียนโลหิต

2.3 การวัดความดันโลหิต

การวัดความดันโลหิตในท้องหัวใจและในหลอดเลือดโลหิต จะทำให้แพทย์ทราบถึงการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิต โดยสังเกตดูจากขนาดและรูปคลื่น

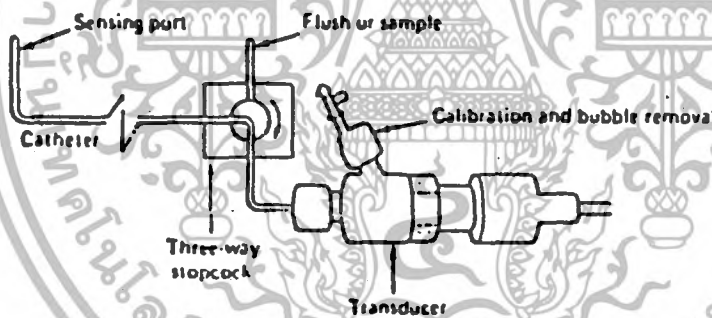
การวัดความดันโลหิตกระทำได้ 3 แบบคือแบบโดยตรง (direct หรือ invasive method) แบบโดยอ้อม (indirect หรือ Non invasive Cuff method) และแบบสัมพัทธ์ (relative หรือ Uncalibrated indirect method)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1 การวัดแรงดันโลหิตแบบโดยตรง

ในรูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นอุปกรณ์สำหรับการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือด ความดันภายในหลอดเลือด จะส่งผ่านโลหิตที่บรรจุเต็มในแคทีเตอร์ และส่งแรงดันผ่านไปยังโคอะแฟรม ซึ่งเป็นแผ่นเนื้อเยื่อบาง ๆ แรงดันที่ส่งผ่านโคอะแฟรมจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยทรานสดิวเซอร์ ความดัน หรือนำไปเข้าโอมิมาตร ที่ใช้น้ำเกลือเป็นตัวส่งผ่านแรงดัน

การตอบสนองความถี่ของการวัด โดยวิธีนี้ จะถูกจำกัดที่ตัวแคทีเตอร์และการที่มีฟองอากาศอยู่ภายในแคทีเตอร์ ตลอดจนคุณสมบัติของสารที่ใช้ทำโคอะแฟรมและชนิดของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้ และจำเป็นต้องต่อเข้ากับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง ลักษณะการตรวจจับจะเป็นไปอย่างต่อเนื่อง



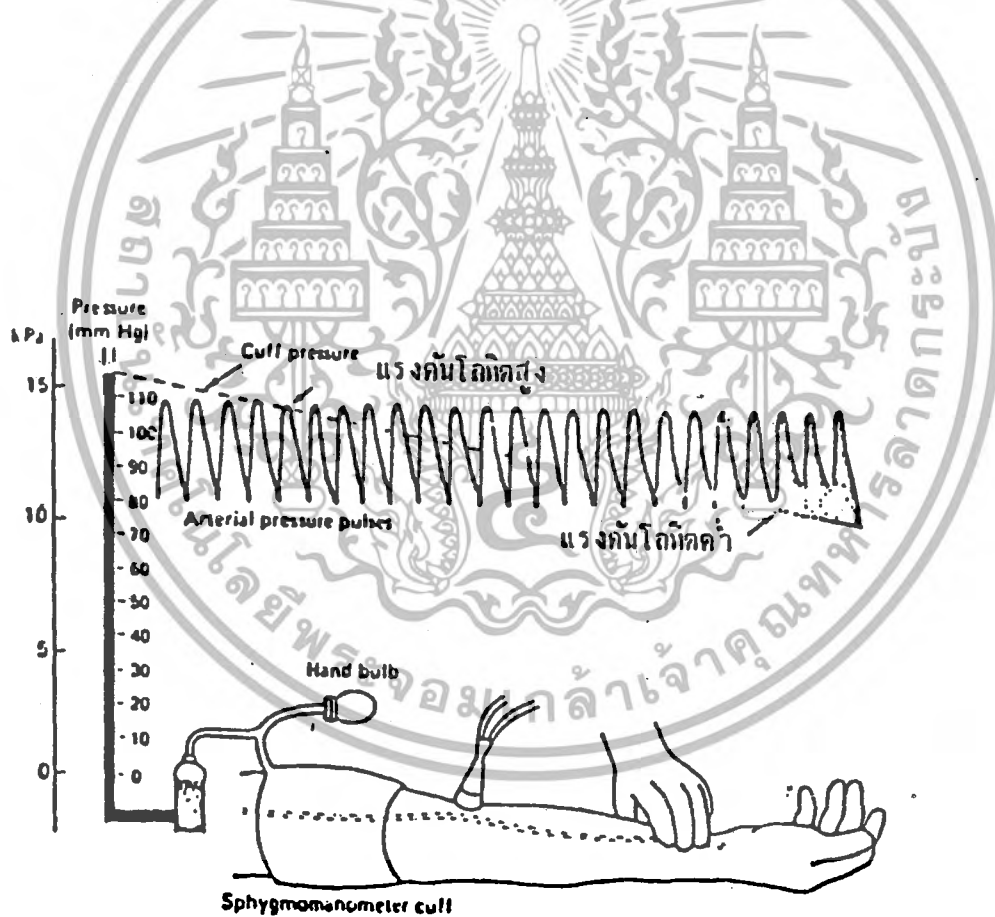
รูปที่ 2.6 แสดงระบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบวัดโดยตรง

2.3.2 การวัดความดันโลหิตทางอ้อม

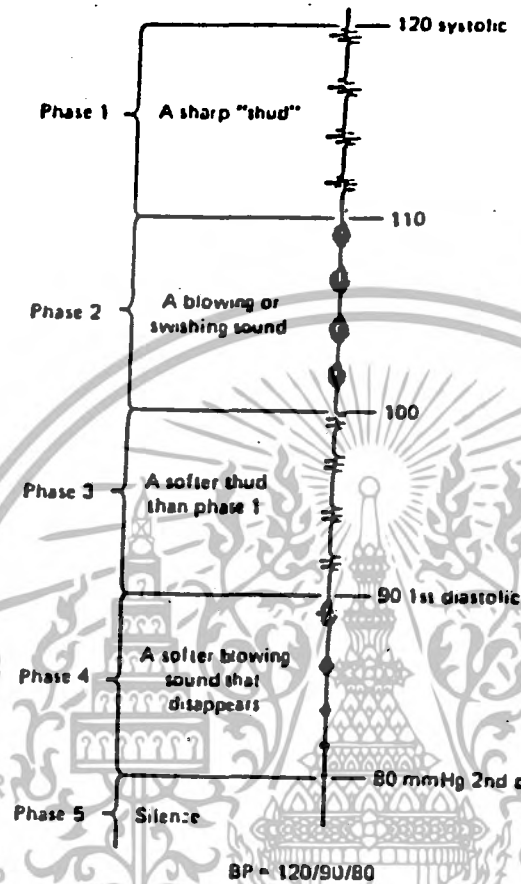
การวัดความดันโลหิตทางอ้อมจะใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Sphygmomanometer ดังแสดงในรูปที่ 2.7 สปิโกโอมิเตอร์ และคัมป์ จะถูกอัดอากาศเข้าไปโดยการบีบลูกยางซึ่งแรงดันในคัมป์จะไปกดหลอดเลือดแดงทำให้โลหิตหยุดไหล โดยปกติการอัดอากาศเข้าไปจะให้ความดันในคัมป์อยู่สูงกว่าความดันสูงสุดที่คาดว่าจะมีในเส้นโลหิตนั้น แล้วค่อย ๆ ลดความดันในคัมป์ ลงอย่างช้า ๆ และเมื่อความ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตันในคัมพลดลงเท่ากับความดันสูงสุดในหลอดเลือด จึงทำให้โลหิตเริ่มฉีดผ่านไป การที่โลหิตฉีดผ่านไป
 หลอดโลหิตแคบ ๆ จะทำให้เกิดเสียงของการฉีดขึ้น เรียกว่าเสียง korot koff ซึ่งสามารถฟังได้โดย
 ใช้หูฟัง (Stethoscope) และเมื่อทำการลดความดันในคัม ต่อไปจนถึงค่าความดันต่ำสุด เสียง
 korotkoff จะหายไปและโลหิตจะเริ่มไหลได้ตามปกติ ความดันในคัมที่อ่านได้เมื่อเกิดเสียง
 korotkoff ครั้งแรกจะใกล้เคียงกับความดันสูงสุด และความดันที่อ่านได้เมื่อได้ยินเสียง korotkoff
 สุดท้ายจะใกล้เคียงกับความดันต่ำสุด การวัดความดันโดยวิธีนี้ไม่จำเป็นต้องต่อกับระบบทางเดินโลหิต โดย
 ตรง ลักษณะการตรวจวัดจะเป็นช่วง ๆ ตามการเต้นของหัวใจ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ 2.7 แสดงการวัดแรงดันโลหิต โดยอ้อม กรุณาอย่านำภาพไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 แสดงลักษณะของเสียงครอทคอฟในเฟสต่าง ๆ

เสียงครอทคอฟได้ถูกพิจารณาโดยนักฟิสิกส์ชาวรัสเซียในปี ค.ศ. 1906 โดยแบ่งออกเป็น

5 เฟส ดังนี้คือ

เฟสที่ 1 จะเกิดขึ้นทันทีและเป็นเสียงที่ชัดเจน แต่จะมีเสียงเคาะเบา ๆ เกิดขึ้นมาด้วย
ในระหว่างความดันลดลง 10 มม.ปรอท

ในเฟสที่ 2 เสียงจะดังกระหึ่มขึ้นเรื่อย ๆ แต่จะไม่ชัดเจนในระหว่างความดันลดลงอีก
15 มม.ปรอท

เฟสที่ 3 ความดังของเสียงจะมากขึ้นและชัดเจนขึ้น ระหว่างความดันลดลงมาอีก 15
มม.ปรอท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เฟสที่ 4 เสียงจะอู้อ้อและค่อย ๆ เลื่อนหายไประยะความดันลดลง 5-6 มม.ปรอท

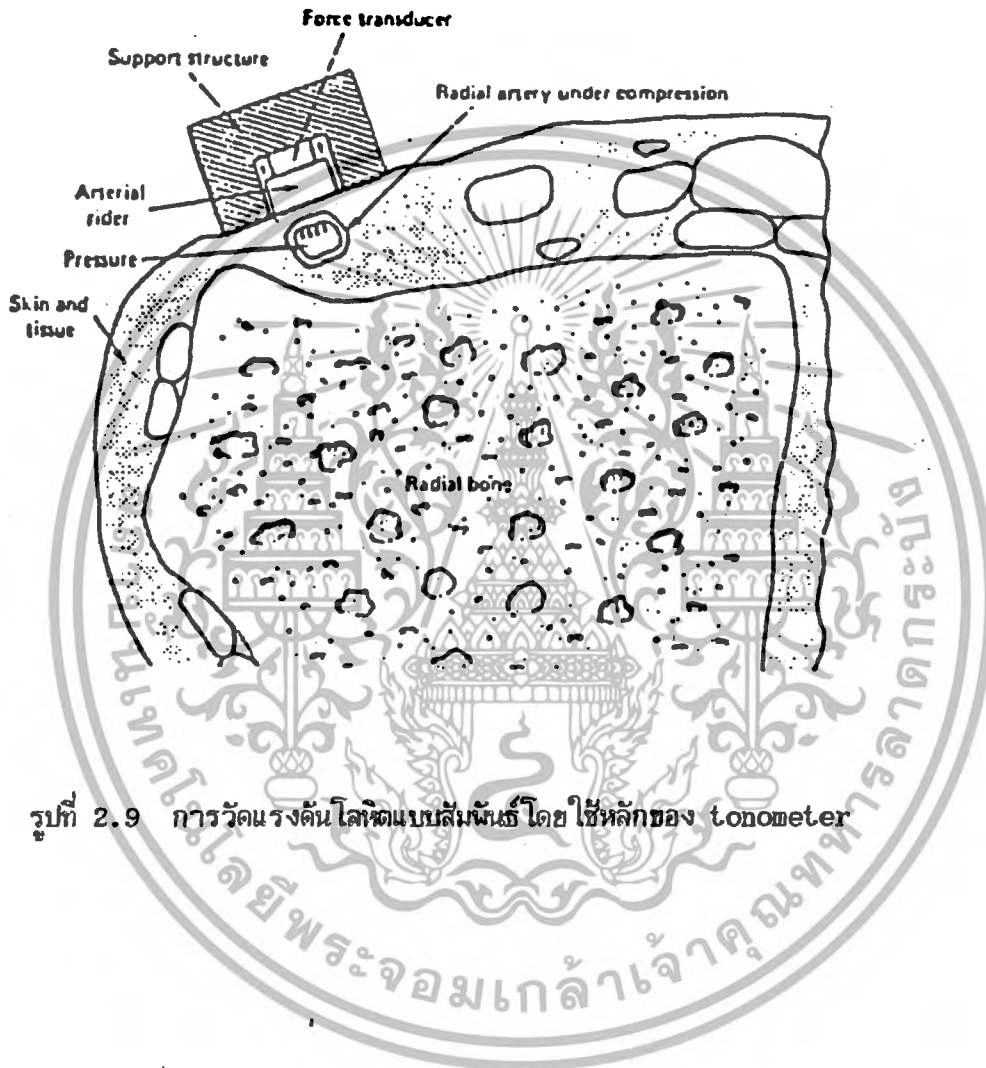
เฟสที่ 5 จะไม่เกิดเสียงทุก ๆ อย่างจะสงบเงียบ

การเริ่มต้นเสียงเฟส 1 โดยคนปกติจะเกิดที่ประมาณ 120 มม.ปรอท เราแทนให้เป็นความดันสูงสุด (Systole) และความดันที่เฟส 5 เรากำหนดให้เป็นความดันต่ำสุด (Diastole) ซึ่งโดยปกติจะประมาณ 80 มม.ปรอท วิธีการวัดโดยทางอ้อมนี้เรียกว่า "Sphygmomanometry" ความคลาดเคลื่อนที่เล็ที่สุดจะมีเพียงประมาณ 10 มม.ปรอท เท่านั้น วิธีการ Sphygmomanometry เป็นวิธีที่ง่ายและรวดเร็ว อีกทั้งยังไม่เจ็บ โดยตรงต่อความดันโลหิตด้วย อุปกรณ์ของวิธีการวัดแบบนี้คือการทำงานจะขึ้นอยู่กับ การสังเกตการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของเสียงและความดันในฉิ่งซึ่งจะปรากฏให้เห็น วิธีการนี้ขึ้นอยู่กับความถี่ตอบนของของ stethoscope ที่ใช้ และการตอบสนองการได้ยินของผู้ฟัง ดังนั้นความเที่ยงตรงของวิธีการนี้จะขึ้นอยู่กับ การพิจารณาทาง acoustical ของผู้ฟังแต่ละคน อีกวิธีการหนึ่งในการกำหนดความดันสูงสุดคือ โดยการสังเกตดูที่ปรอทใน Baumanometer Pulse แรกที่สังเกตพบคือค่าความดันสูงสุด ในบางกรณีสำหรับทารกและคนย้วน ก็จะต้องใช้เทคนิคพิเศษแบบอื่น วิธีที่ให้ผลดีที่สุดในการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมจะต้องใช้คัมความดัน ซึ่งได้ถูกค้นพบในปี ค.ศ. 1901 โดย Von Recklinghausen โดยที่ความกว้างของคัม จะเป็นตัวกำหนดความเที่ยงตรงของ Sphygmomanometry ถ้าคัมบางมาก ๆ ความดันที่วัดได้จะอยู่ในด้านสูง และในทางกลับกัน ถ้าคัมกว้างมาก ๆ ความดันจะอยู่ในด้านต่ำ ดังนั้นสามารถสรุปในทางปฏิบัติได้ว่า ขนาดของคัมจะมีขนาดประมาณสองในสามส่วนของความยาวแขนก่อนบน (วัดจากหัวไหล่ถึงข้อศอกแขน)

2.3.3 การวัดความดันโลหิตแบบสัมผัส

หลักการของการวัดความดันโลหิตแบบสัมผัสคือการวัดแรงดันบริเวณภายนอกผิวหนังที่ส่งผ่านมาจากแรงดันโลหิต ในหลอดเลือดโลหิตผ่านผนังหลอดเลือดโลหิตและผิวหนัง เรียกหลักการนี้ว่า โทโมมิเตอร์ ในรูปที่ 2.8 แสดงการใช้หลักของโทโมมิเตอร์ วัดแรงดันโลหิตบริเวณข้อมือ ความดันโลหิตจะเป็นสัดส่วนกับแรงกดดัน arterial rider ทารด้วยพื้นที่หน้าตัด จากลักษณะของโทโมมิเตอร์จะเห็นว่าความดันที่อ่านได้จะมากกว่าความดันในหลอดเลือดโลหิตเสมอ ทั้งนี้เพราะจะมีแรงกดโดยผิวหนังเกิดขึ้นด้วย ดังนั้นการวัดความดันด้วยวิธีนี้ จะต้องทำการปรับแต่งเป็นราย ๆ ไปก่อน เพื่อให้การวัดได้ค่าที่ถูกต้อง โดยใช้ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มาตรวัดแบบ มม.ปรอท หรือเซนติเมตรน้ำ ทำให้การวัดแต่ละครั้งเกิดความยุ่งยากจึงไม่นิยม



รูปที่ 2.9 การวัดแรงดันโลหิตแบบสัมผัส โดยใช้หลักของ tonometer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การทดสอบคุณสมบัติของสเตรนเกจ

ในการวัดความดันโลหิตโดยทั่วไป เครื่องมือวัดมาตรฐาน เช่น สฟิงโมมาโนมิเตอร์ (Sphygmomanometer) จะสามารถวัดความดันในช่วง 0-255 มม.ปรอท ซึ่งเป็นช่วงครอบคลุมแรงดันสูงสุดของคนปกติและคนไข้ที่มีความดันโลหิตสูงผิดปกติ ดังนั้นการทดสอบเข็มคอนแทคเตอร์สเตรนเกจที่ได้จึงเป็นการทดสอบว่ามีคุณสมบัติ เป็นเชิงเส้นและเหมาะสมในการใช้งานได้หรือไม่

3.1 OMRON 2S5M ตรวจจับความดัน

OMRON 2S5M เป็นเข็มคอนแทคเตอร์สเตรนเกจ มีโครงสร้างภายในเป็น gauge element 4 ชุดภายในตัวถังแบบต้นตระกูลดังแสดงในรูปที่ 3.1 และ โครงสร้างภายในแสดงในรูป 3.2

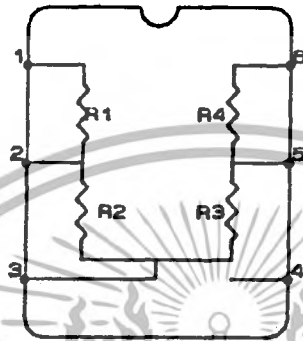


รูปที่ 3.1 แสดงรูปโครงสร้างภายนอกของ OMRON 2S5M

ความต้านทานภายในของ gauge element ที่ความดันบรรยากาศสามารถวัดได้โดยตรง โดยเฉลี่ย

แล้วจะได้ค่าความต้านทาน gauge element ดังในตารางที่ 3.1

ไมวารณิใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 แสดงโครงสร้างภายในของ OMRON 2S5M

ตารางที่ 3.1

Gauge element	ค่าความต้านทานเฉลี่ย (โอห์ม)
R_1	843
R_2	841.8
R_3	842.8
R_4	846.9

เครื่องมือที่ใช้วัดเป็นดิจิตอลมัลติมิเตอร์ HITACHI VR 3550

คุณสมบัติอื่น ๆ ที่ได้จากผู้ผลิตแสดงในตารางที่ 3.2
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนเวลาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

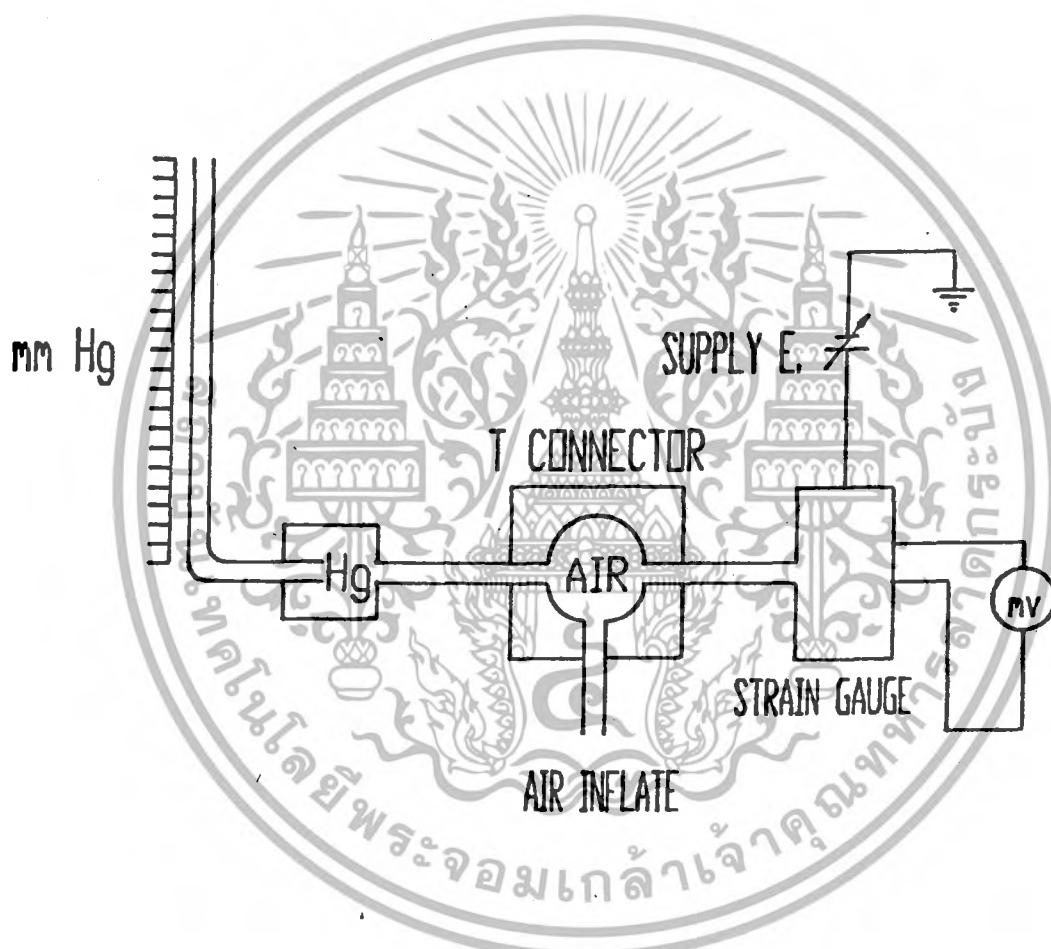
ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติบางประการของ OMRON 2S5M

ลักษณะสมบัติ	ค่า	เงื่อนไข
แรงดันเอาต์พุตไม่สมดุล	- 40 + 20 mv	I = 4 mA P = 0
ความเป็นเชิงเส้น	+ 2 mm.Hg	I = 4 mA P = 0--300 mm.Hg
ฮีสเทอรีซิส	+ 2 mm.Hg	I = 4 mA P = 300--0 mm.Hg
สัมประสิทธิ์อุณหภูมิที่ 0°C	+ 0.055%/deg	T = 0°C 50°C
สัมประสิทธิ์อุณหภูมิที่ 50°C		I = 4 mA. P = 0, 300 mm.Hg
ความเบี่ยงเบนค่าแรงดัน	+ 40 mm.Hg	T = 0°C 50°C
ที่วัดได้ที่ 0°C และ 50°C		I = 4 mA. P = 0
(α_0)		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

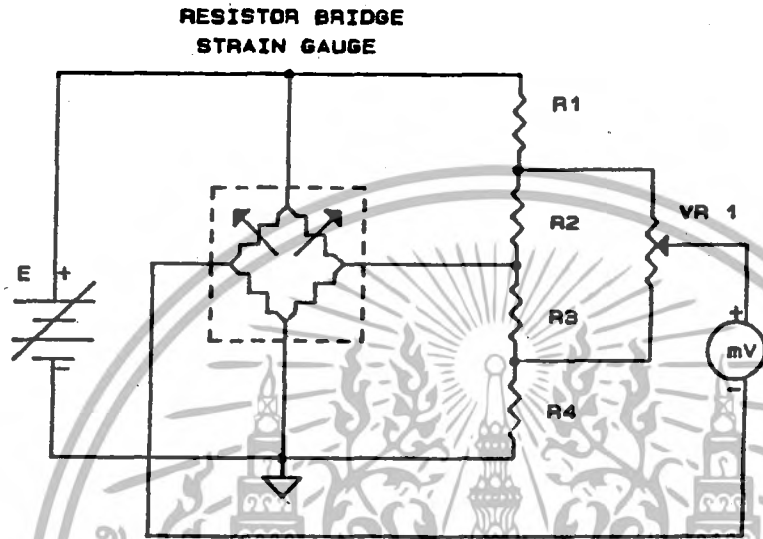
3.2 การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างแรงค้ำเอ้าท์พุทของวงจรวัดและแรงดันทางมิลลิกรัม

การทดสอบนี้เป็นภาครตรวจสอบว่า คุณสมบัติทางด้านความไวและอัตราการเปลี่ยนแปลงของสเตรนเกจอยู่ในช่วงการใช้งานได้หรือไม่ โดยมีส่วนประกอบของอุปกรณ์ส่วนต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.3

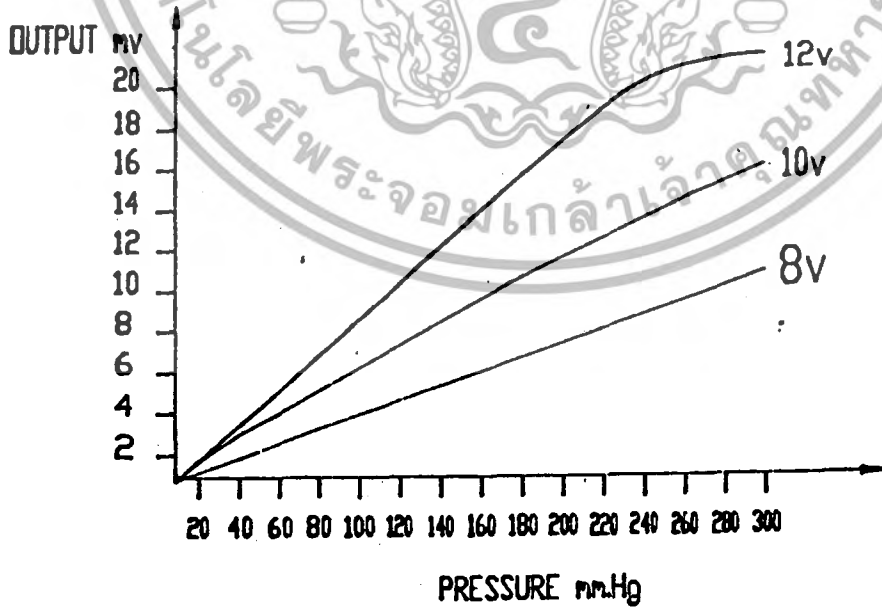


รูปที่ 3.3 แสดงอุปกรณ์และวิธีทดสอบหาคุณสมบัติของทรานสดิวเซอร์

เครื่องมือเปรียบเทียบความดันมาตรฐานที่ใช้เป็นมาตรวัดความดันแบบปรอท ต่อกับท่ออัดอากาศและสเตรนเกจ ขณะที่เพิ่มความดัน โดยการอัดอากาศเข้าไปตามอัตราความดันที่ค่าต่าง ๆ ค่าเอ้าท์พุทโวลต์เตจก็จะมีค่าเพิ่มขึ้นตามไปด้วย การทดสอบความไวและความเป็นเชิงเส้นของตัวทรานสดิวเซอร์ในรูปแบบของวงจรวัด เมื่อจ่ายกำลังงานแบบสัปดาห์ที่ให้แก่วงจรสามารถแสดงในรูปที่ 3.4 และรูปที่ 3.5 แสดงกราฟผลการตอบสนองของศักดาไฟฟ้าเอ้าท์พุทต่อแรงดันทางมิลลิกรัม นั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 วงจรทดสอบทรานสดิวเซอร์ โดยจ่ายกำลังงานให้บริดจ์ จากแหล่งจ่ายแรงดันคงที่



รูปที่ 3.5 แสดงผลการทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันทางฟิสิกส์กับศักดา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 เอากำหนดของฟลอบริดจ์สเตรนเกจ เมื่อจ่ายศักดาคงที่ให้กับบริดจ์
 ไม่วากรณ์ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.5 กราฟแสดงผลของการทดสอบสเตรนาเกจ OMRON 2S5M โดยใช้แหล่งจ่ายกำลังงานสำหรับวงจรรีดิวซ์แบบตีคาองที่ทั้ง 3 ค่า แสดงให้เห็นว่า การจ่ายกำลังงานสูงจะให้ความไวในการเปลี่ยนแปลงที่ดีกว่า แต่จะเกิดความผิดพลาดทางความเป็นเชิงเส้นที่แรงดันทางนิลิกส์ค่าสูง ๆ ดังนั้นจึงเลือกใช้ค่าที่เหมาะสมคือระดับ 10 โวลท์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

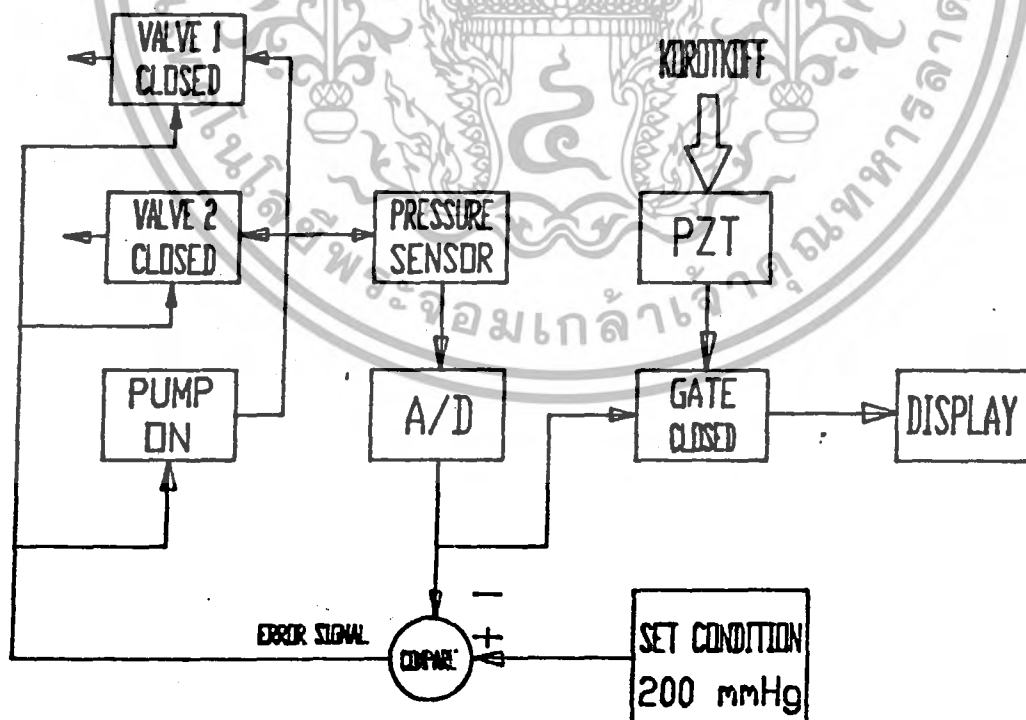
บทที่ 4

โครงสร้างของระบบ

4.1 การทำงานของระบบ

ดังที่กล่าวมาแล้วว่า วิธีการวัดความดันโลหิต แบบทางอ้อมโดยใช้คลื่นความดัน มีวิธีการคือ เน้นความดันภายในคัพให้สูงขึ้น จนกระทั่งมีความดันสูงกว่าความดันโลหิตภายในระบบและบีบเส้นโลหิตจน ตีบ ทำให้โลหิตไม่สามารถไหลผ่านไปได้ จากนั้นจึงค่อย ๆ ลดความดันภายในคัพลง ในระยะเวลา เดียวกันนี้ก็จะตรวจจับเสียงครอททอป จนกระทั่งความดันลดลงมาถึงค่าต่ำสุด ก็จะนำค่าความดันที่ได้ มาแสดงผล จากการทำวิจัยได้ทดลองสร้างการทำงานเป็น 2 แบบคือ แบบปกติ และแบบอัตโนมัติ โดย ที่การทำงานทั้งสองแบบจะใช้หลักการเดียวกัน แต่ในแบบอัตโนมัติสามารถที่จะตั้ง เวลาสำหรับการทำ งานในแต่ละครั้ง

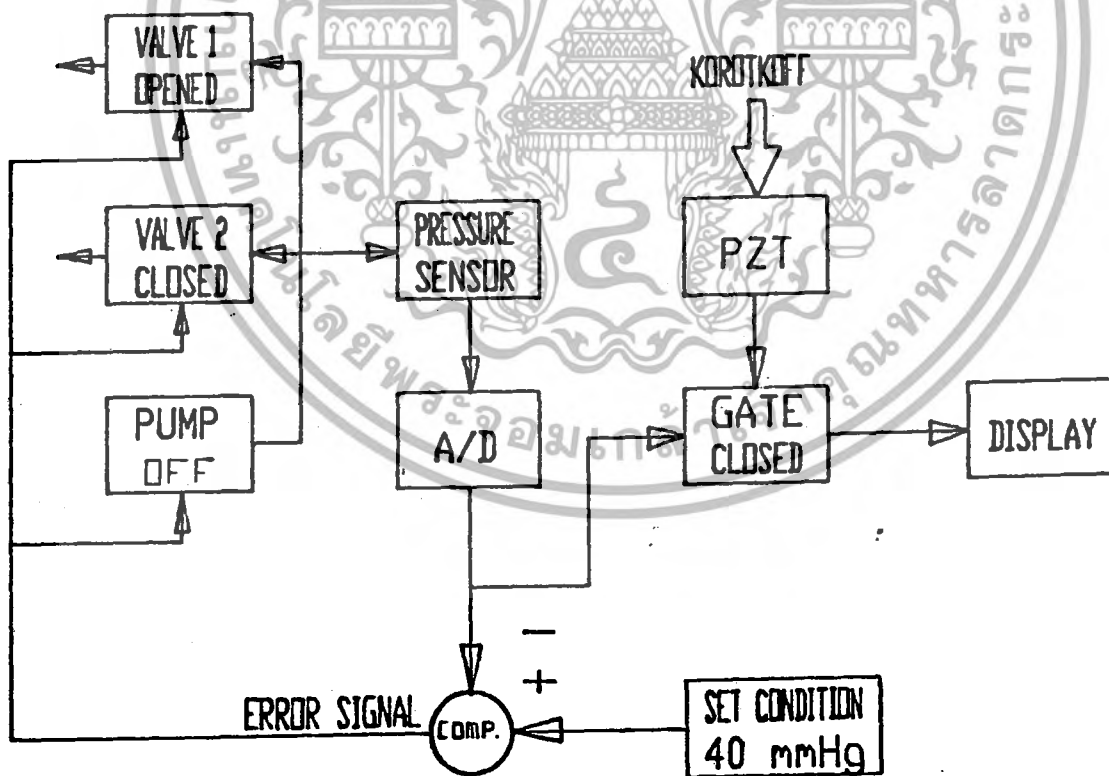
การพิจารณาการทำงานของระบบสามารถอธิบายตามโครงสร้างดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 แสดงการทำงานของระบบในขณะเน้นความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

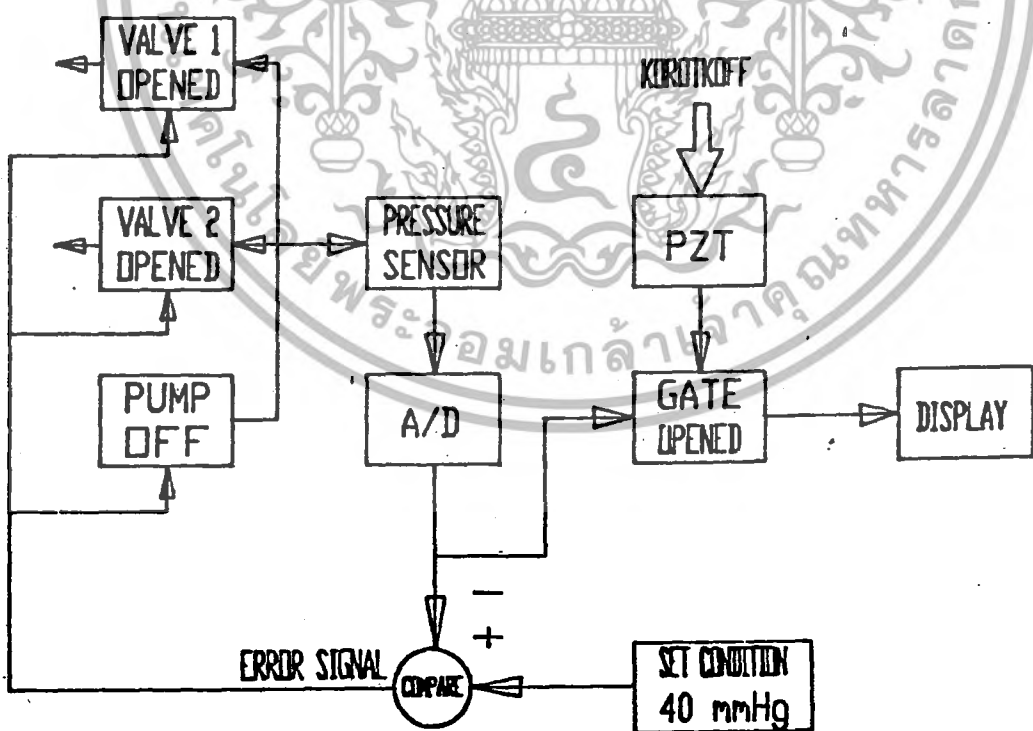
จากรูปที่ 4.1 กำหนดเงื่อนไข (SETTING CONDITION) ให้มีค่าเท่ากับ 200 มม.ปรอท สมมติให้สภาวะเริ่มแรกของสัญญาณป้อนกลับจาก A/D มีค่าเป็นศูนย์ ดั้งเดิมจากการเปรียบเทียบกับค่าที่ได้กำหนดเอาไว้ก็จะทำให้เกิดสัญญาณผิดพลาด (error signal) สัญญาณนี้จะถูกส่งไปควบคุมให้ วาล์ว 1 ปิด วาล์ว 2 ปิด และเครื่องอัดลม (Pump) ทำงาน ทำให้ความดันของอากาศภายในระบบเพิ่มขึ้น ในขณะที่ตัวตรวจจับความดัน (PRESSURE SENSOR) ก็จะตรวจจับความดันนั้นแล้วส่งไปให้วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล จากนั้นจึงกลับมาทำการเปรียบเทียบกับค่าที่กำหนดไว้เดิม จนกระทั่งผลการเปรียบเทียบที่ได้ทำให้ไม่เกิดสัญญาณผิดพลาด (error signal) ผลของสัญญาณที่ได้นี้จะไปควบคุมให้ PUMP หยุดทำงานขณะที่ความดันก็จะคงที่อยู่ที่ 200 มม.ปรอท หลังจากช่วงเวลาไว้เล็กน้อย การควบคุมการทำงานของระบบจะแสดงในรูปที่ 4.2 เป็นการทำงานในขั้นตอนต่อไป ซึ่งจะเป็นขั้นตอนของการลดความดันลง และตรวจจับสัญญาณครอทคอฟฟ์พร้อม ๆ กัน



รูปที่ 4.2 แสดงการทำงานของระบบในขณะลดความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากโครงสร้างในรูปที่ 4.2 VALVE 1 จะถูกเปิดออกทำให้ความดันลดลงมาอย่างช้า ๆ พร้อมกับการตรวจจับความดันโดย PRESSURE SENSOR ก็จะตรวจจับความดันไปตลอดเวลาอย่างต่อเนื่อง สัญญาณที่ได้จะนำมาเข้าวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล สัญญาณรูปแบบดิจิทัลในขณะนี้จะถูกแบ่งเป็นสองส่วน ส่วนแรกจะถูกส่งผ่านโปรอทที่ทางเข้า GATE เมื่อมีสัญญาณครอทคอฟเกิดขึ้น ตัวตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ (PZT) ก็จะตรวจจับสัญญาณแล้วนำสัญญาณนี้มาควบคุมการเปิด GATE ให้ผ่านความดันในรูปแบบสัญญาณดิจิทัลออกไปแสดงผล โดยที่ในขณะที่เกิดสัญญาณครอทคอฟนั้น ความดันจะลดลงตลอดเวลา จนกระทั่ง จากการที่ค่าสัญญาณความดันรูปแบบดิจิทัลถูกส่งเข้ามาเปรียบเทียบกับค่าที่ส่งที่กำหนดเอาไว้ 40 มม.ปรอท ขณะที่ความดันลดลงยังไม่ถึงค่าที่กำหนดเอาไว้ก็จะเกิดสัญญาณ error signal ไปควบคุม บีมลม วาล์ว 1 และ วาล์ว 2 ให้ทำงานคงเดิม จนกระทั่งเมื่อความดันลดลงมาถึงค่าที่กำหนดไว้ สัญญาณก็จะไม่มีการผิดพลาด (error) และไปควบคุมให้ วาล์ว 1 และ วาล์ว 2 เปิด ทำให้ความดันลดลงอย่างรวดเร็ว ซึ่งเป็นการสิ้นสุดกระบวนการวัดค่าความดันของการวัดแต่ละครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 4.3



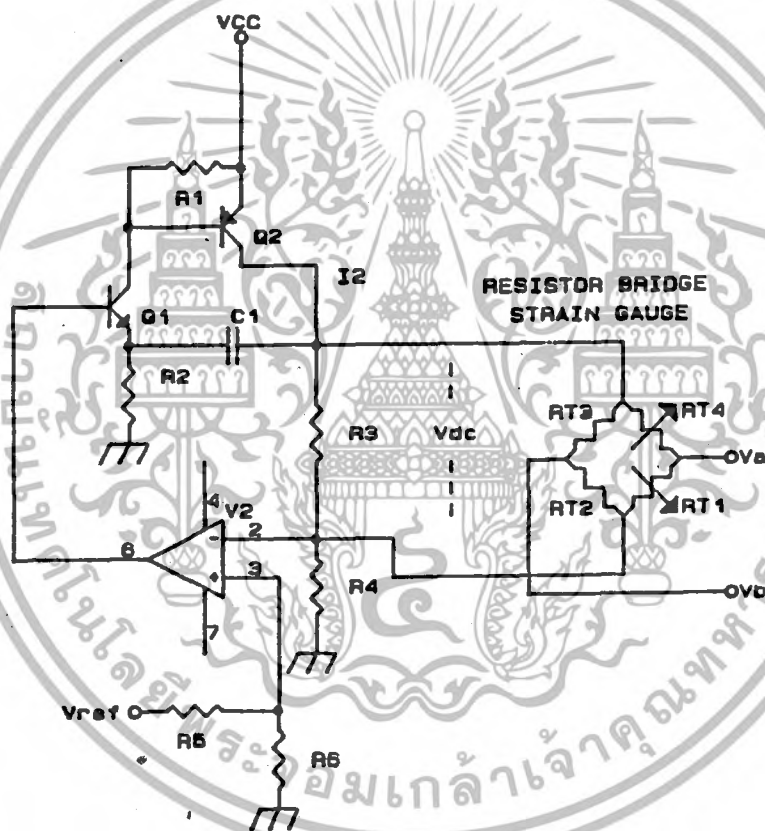
รูปที่ 4.3 แสดงการทำงานของระบบเมื่อสิ้นสุดการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์

4.2.1 ส่วนตรวจจับความดัน

ใช้ตรวจจับความดันภายในระบบปิด โดยการนำเอาสเตรนเกจเซมิคอนดักเตอร์แบบบริดจ์มาใช้เป็นส่วนของการรับรู้แรงดัน ซึ่งมีการจ่ายกำลังงานให้กับวงจรบริดจ์แบบแหล่งจ่ายตักดาตงที่แสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 แสดงวงจรแหล่งจ่ายกำลังงานแบบตักดาตงที่ต่อกับวงจรบริดจ์

ออปแอมป์ A1 จะทำหน้าที่เป็นสวิทช์โดยการเปรียบเทียบระดับของตักดาตงที่มีววกและชั่วลนหรือ V_1 และ V_2 ทราณซิสเตอร์ Q_1 และ Q_2 ทำหน้าที่ขับกระแส I_2 ให้ไหลอย่างสม่ำเสมอและมีตักดาตงไฟฟ้าตกร้อม ตัวต้านทาน R_3 ซึ่งเป็นการจ่ายกำลังงานแบบตักดาตงที่ให้แก่วงจรบริดจ์นั่นเอง จากวงจรสามารถหาค่าของ V_1 และ V_2 โดยใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned} V_1 &= V_{R6} \\ &= V_{ref} (R_6) / (R_5 + R_6) \end{aligned}$$

และ

$$\begin{aligned} V_2 &= V_{R4} \\ &= V_{cc} (R_4) / (R_3 + R_4) \end{aligned}$$

ค่าของแหล่งจ่ายแบบตักคาบที่คือ

$$\begin{aligned} V_{dc} &= V_{R3} \\ &= V_{cc} (R_3) / (R_3 + R_4) \end{aligned}$$

จากคุณสมบัติของสเตรนเกจแบบบริดจ์สามารถสรุปการทำงานได้ดังนี้คือ เมื่อไม่มีความดันกดลงมาที่แผ่นรองรับน้ำหนัก (Platform) วงจรบริดจ์ในขณะนี้จะมีการสมดุลคือ $RT1 = RT2 = RT3 = RT4 = R$ ดังนั้นความต่างศักย์ V_{ab} จะมีค่าเป็นศูนย์ แต่เมื่อมีความดันกดลงมาที่แผ่นรองรับน้ำหนักวงจรบริดจ์ในขณะนี้จะมีการไม่สมดุลเกิดขึ้นดังนี้คือ $RT1$ และ $RT3$ มีค่าลดลงเท่ากับ ΔR $RT2$ และ $RT4$ มีค่าเพิ่มขึ้นเท่ากับ ΔR ทำให้ค่าศักดา V_a และ V_b มีค่าไม่เท่ากันโดยสมการความต่างศักย์

$$V_{ab} = - V_{dc} (\Delta R) / R$$

ซึ่ง $R = RT1 = RT2 = RT3 = RT4$

$\Delta R =$ ความต้านทานที่เปลี่ยนไป

4.2.2 วงจรขยายแบบอินสทรูเมนต์

วงจรขยายจะทำหน้าที่ขยายสัญญาณค่าความแตกต่างของศักดาไฟฟ้าทางเข้าที่ทุกของวงจรบริดจ์ เนื่องจากมีการไม่สมดุล วงจรแสดงในรูปที่ 4.5

ออปนอมป์ A1 เป็นวงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว ซึ่งมีอัตราขยายมากกว่า 1 ศักดาไฟฟ้า

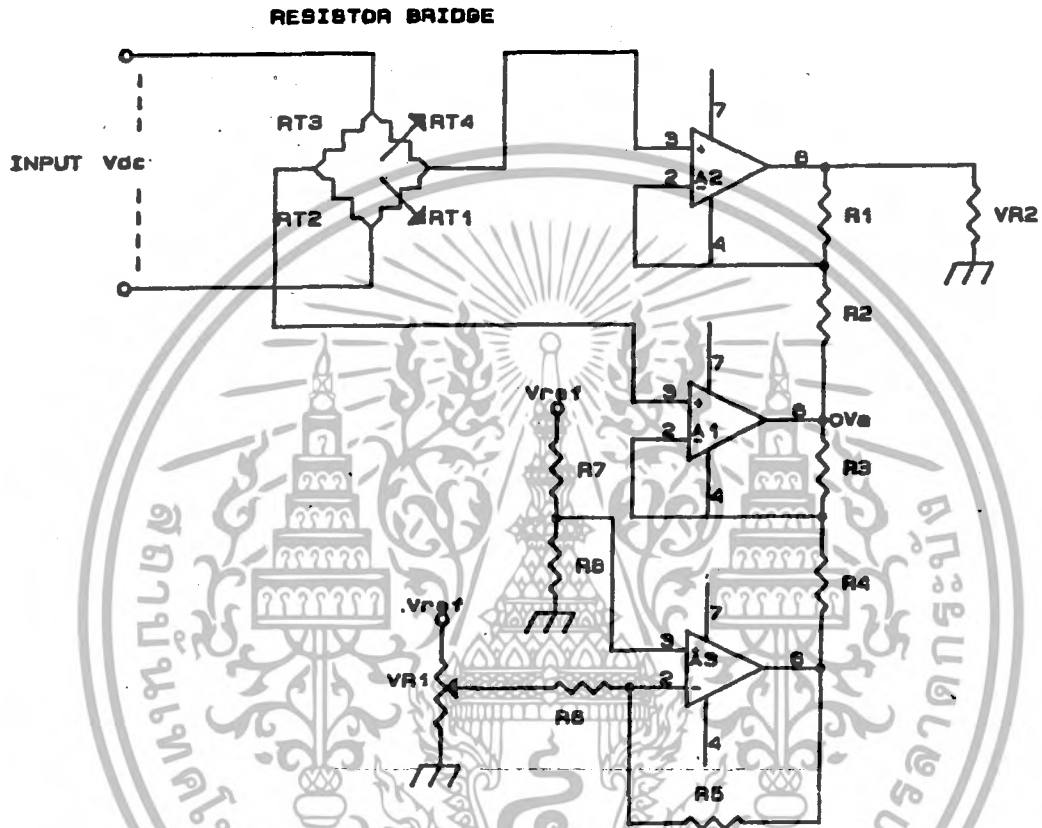
ที่จุด A จะมีค่าดังสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ใช้เฉพาะในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_A = V(-) [1 + R_3/R_4]$$

ซึ่ง $V(-)$ = ค่าศักดาที่จ่ายให้ทางอินพุตลบ

$1 + R3/R4$ = อัตราการขยายทางศักดา



รูปที่ 4.5 แสดงวงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนต์ ต่อกับวงจรบริดจ์

ค่าการขยาย V_A นี้จะถูกป้อนเข้าสู่วงจรขยายอินเวอร์ต A2 ซึ่งเป็น การขยายแบบกลับ
ซ้ำ โดยอัตราการขยายของวงจรคือ

$$A_v = - R1/R2$$

ค่าอัตราการขยายทั้งหมดมีค่าดังนี้คือ

$$\begin{aligned} A_v' &= [A_v(A1) + A_v(A2)] \\ &= (-R1/R2) + 1 \end{aligned}$$

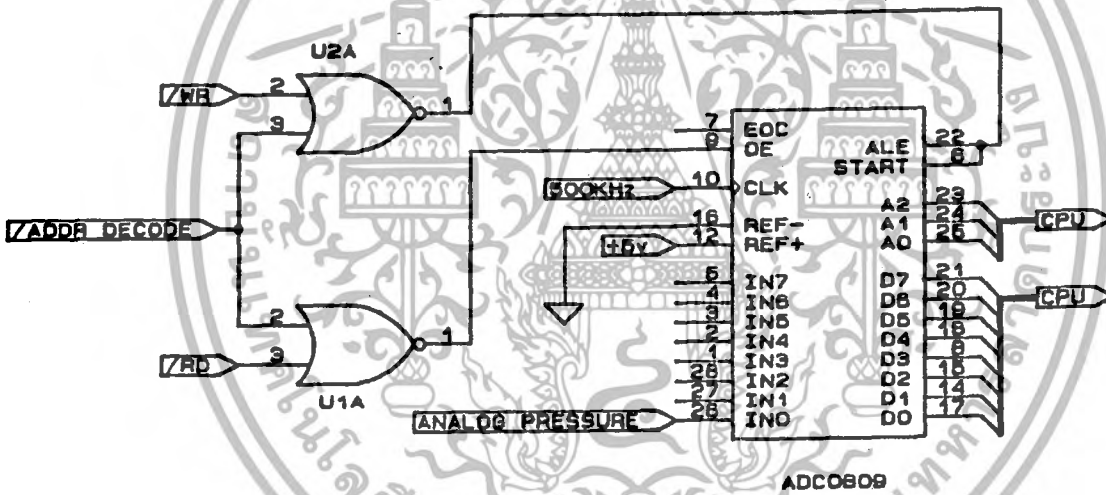
อินพุต A3 เป็นส่วนของการปรับศักดาไฟฟ้าออฟเซต ซึ่งในขณะที่วงจรบริดจ์มีค่าสมดุลนี้ค่าศักดา

ไฟฟ้าเข้าที่ทุก V_o จะมีค่าเท่ากับศูนย์โวลต์

สำนักงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

ทำหน้าที่แปลงสัญญาณต่าง ๆ ที่อยู่ในรูปของสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณในระบบดิจิทัล เพื่อไปเข้าในระบบกระบวนการประมวลผลต่าง ๆ วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่ใช้เป็นอุปกรณ์สำเร็จรูป ADC 0809 มีขนาด 8 บิต โดยให้ความถี่การทำงาน 500 กิโลเฮิรท์ ดังแสดงในรูปที่ 4.6



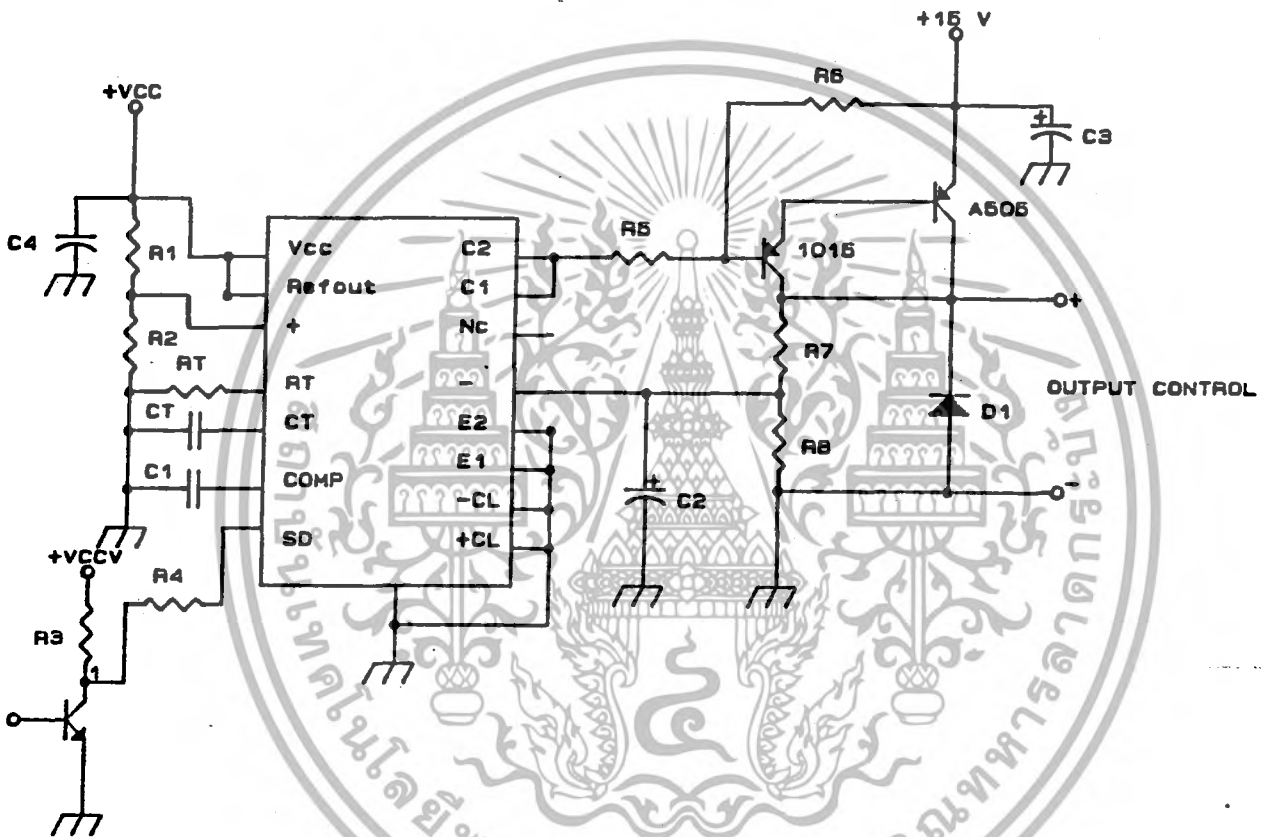
รูปที่ 4.6 แสดงวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล .

4.2.4 วงจรปั๊มมอเตอร์

มอเตอร์คือส่วนสำคัญที่จ่ายกำลังงานให้กับเครื่องอัดอากาศ (Pump) เพื่อให้ได้กำลังอัดที่สม่ำเสมอจึงได้นำวงจรควบคุมแบบพัลส์วิดท์มอดูเลชั่นแบบอุปกรณ์สำเร็จรูปเบอร์ SG3524 มาเป็นส่วนควบคุม ซึ่งการควบคุมการทำงานแบบเรกูเลตติ้งพัลส์วิดท์มอดูเลชั่นนี้จะมีอัตราการทำงานคงที่ และใช้กระแสที่น้อยลง สาร ดังแสดงในรูปที่ 4.7 ซึ่ง Diode จะทำหน้าที่ตัดการรบกวนทางด้านลบทั้งขั้ว การคำนวณค่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่วงเวลาหาได้จากสมการ

$$t = RT.CT$$



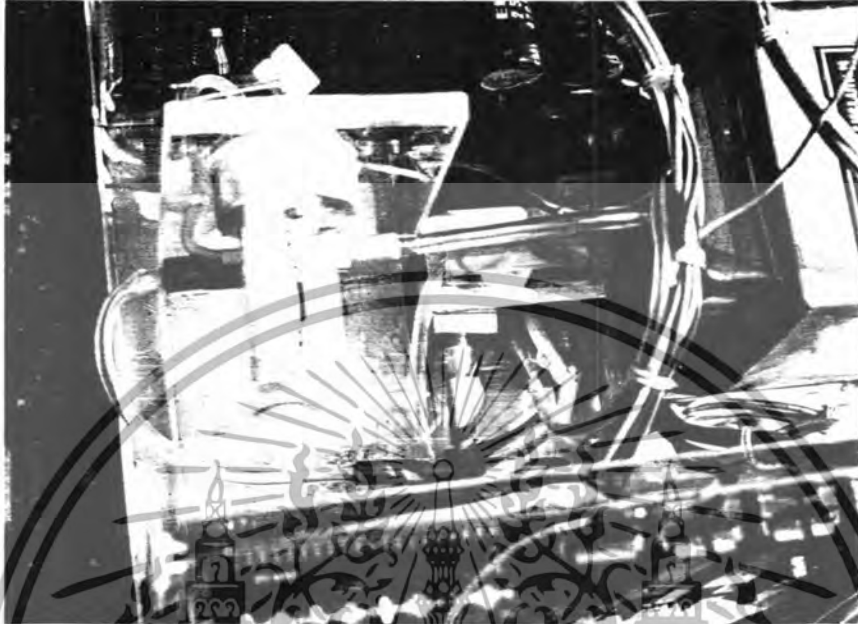
รูปที่ 4.7 แสดงวงจรขับมอเตอร์แบบพัลส์วิดท์มอดูเลชั่น

4.2.5 โซลินอยด์วาล์วและวงจรจ่ายกำลังงาน

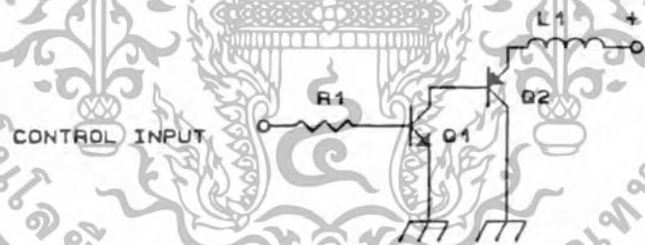
อุปกรณ์ชุดนี้ทำหน้าที่เป็นลิ้นเปิด-เปิด เพื่อลดความดันของอากาศภายในระบบปิด ขดลวดที่ใช้มีทั้งแรงดันได้มากกว่า 300 มม.ปรอท ใช้กระแส 120 มิลลิแอมป์ โดยมีทรานซิสเตอร์ Q1 ทำหน้าที่เป็นสวิทช์ควบคุมการทำงาน ซึ่งรับสัญญาณควบคุมมาจากหน่วยประมวลผลกลาง ทรานซิสเตอร์ Q2 ทำหน้าที่จ่ายกระแสให้แก่ขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 4.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(ก)



(ข)



รูปที่ 4.8 ก) โซลินอยด์วาล์ว ข) วงจรจ่ายกำลังงาน

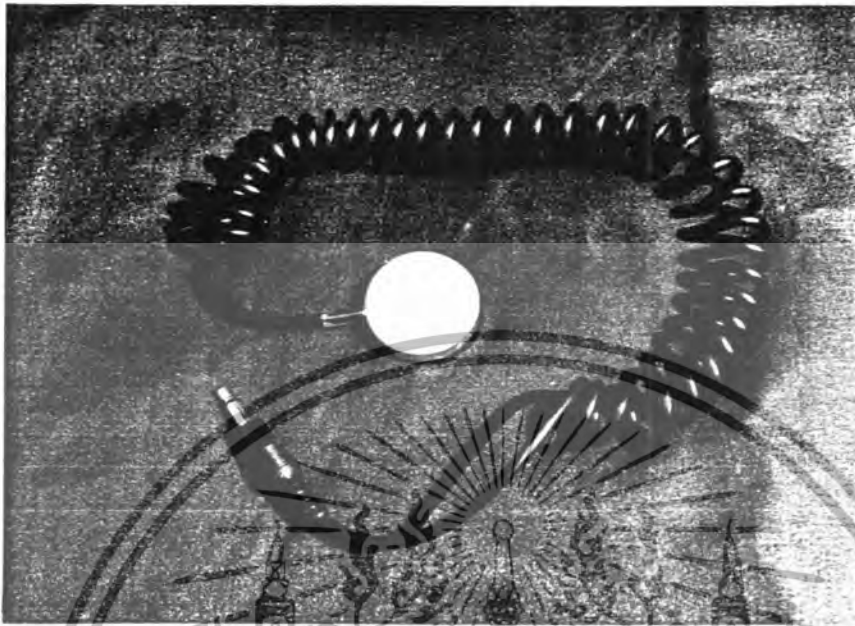
4.2.6 ทรานซิสเตอร์ตรวจจับเสียงครอทคอฟ

เป็นอุปกรณ์ที่ทำมาจากเป็ย โซลิดเลตริก คริสตอล ภายนอกเป็นลักษณะทรงกลมแบนมี

เปลือกโลหะ ความถี่ธรรมชาติของตัวทรานซิสเตอร์มีค่าประมาณ 0.2 - 2000 Hz แสดงดัง

รูปที่ 4.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



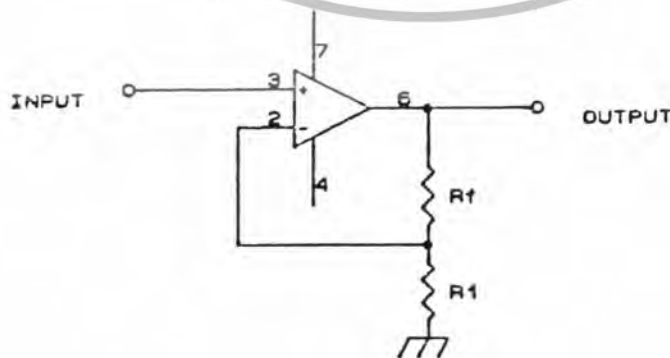
รูปที่ 4.9 แสดงตัวทรานสดิวเซอร์ตรวจจับเสียงครอทคอป

4.2.7 วงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว

ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาจากทรานสดิวเซอร์ ซึ่งมีขนาดเป็นมิลลิโวลต์ วงจรป้อนกลับแบบแบ่งศักดา จะ เป็นตัวกำหนดอัตราขยายดังสมการ

$$A_v = 1 + (R_f/R_1)$$

ความต้านทานทางเข้าจะถือเอาความต้านทานระหว่างขั้วบวกและลบ ซึ่งมีค่าประมาณ 1 เมกะโอห์ม การมีความต้านทานทางเข้าสูงเป็นลักษณะเด่นของวงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว แสดงในรูปที่ 4.10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนรูปที่ 4.10 แสดงวงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.8 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง

ทำหน้าที่กรองความถี่ที่สูงกว่าความถี่ของเสียงรบกวนออกไป ความถี่คutoff มีค่า 700 เฮิรตซ์ ซึ่งกำหนดจากสมการ

$$f_H = 1/2\pi \sqrt{R_2 C_2 R_3 C_3}$$

และสมการอัตราขยายคือ

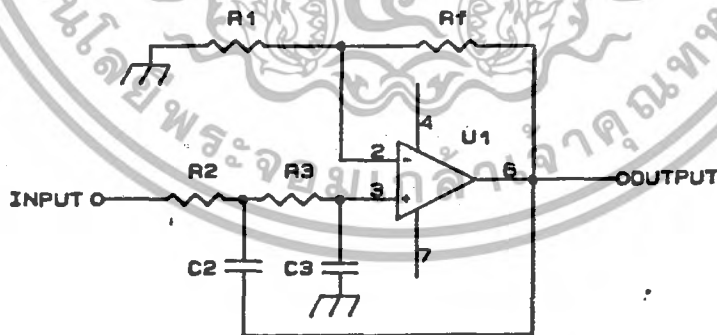
$$A_V = A_F / \sqrt{1 + (f/f_H)^4}$$

ซึ่ง $A_F = 1 + R_F/R_1$

f = ความถี่ที่ป้อนเข้า

f_H = ความถี่คutoff สูงสุด

วงจรแสดงในรูปที่ 4.11

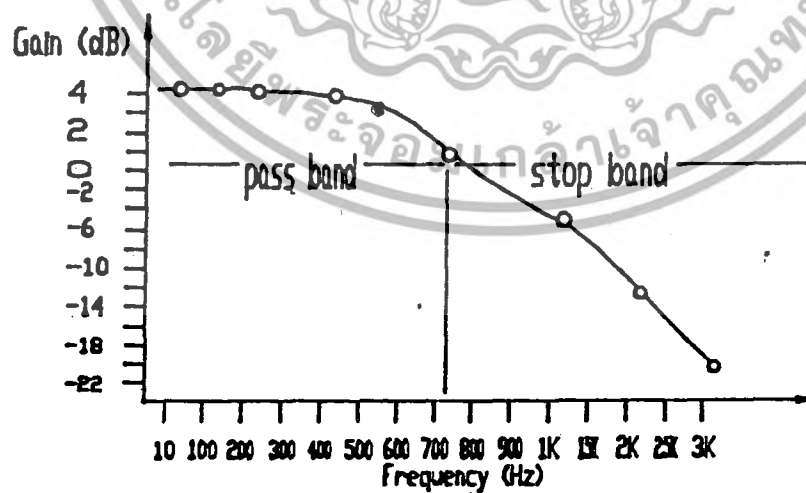


รูปที่ 4.11 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง

การตอบสนองต่อความถี่ค่าต่างๆ แสดงในตารางที่ 4.1 และกราฟในรูปที่ 4.12 นำไปใช้ประโยชน์ด้านการคำนวณว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง

Input Frequency (Hz)	Gain Magnitude	Magnitude (dB)
10	1.58	3.973
100	1.57	3.971
200	1.575	3.944
400	1.50	3.533
700	1.12	0.963
1000	0.695	-3.157
2000	0.192	-14.32
3000	0.085	-21.3206



รูปที่ 4.12 แสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง

เอเจนซีที่เกี่ยวข้องกับการค้าขายสินค้าและบริการที่มีคุณภาพดีเยี่ยม โดยให้บริการปรึกษาและแนะนำในด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.9 วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง

ทำหน้าที่กรองความถี่ที่ต่ำกว่าความถี่เสียงครอทคอปทั้งหมด ความถี่คัทออฟต่ำสุดของวงจรมีค่าประมาณ 200 เฮิรตซ์ ซึ่งกำหนดจากสมการ

$$f_L = \frac{1}{2\pi} \sqrt{R_2 C_2 R_3 C_3}$$

และสมการอัตราขยายคือ

$$A_V = \frac{A_F}{\sqrt{1 + (f_L/f)^2}}$$

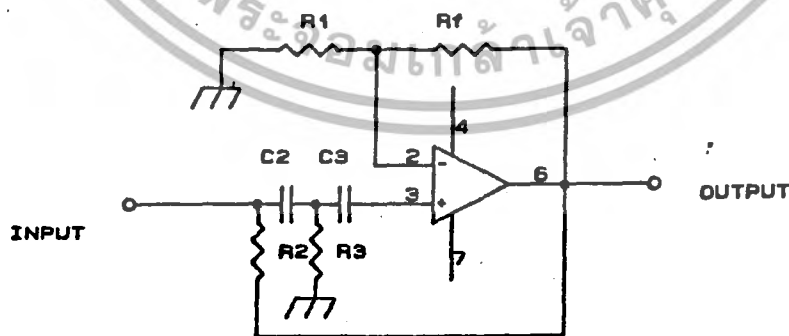
ซึ่ง $A_F = 1 + R_F/R_1$

f = ความถี่ที่ป้อนเข้า

f_L = ความถี่คัทออฟต่ำสุด

วงจรแสดงในรูปที่ 4.13 การตอบสนองความถี่ค่าต่าง ๆ แสดงในตารางที่ 4.2 และในกราฟในรูปที่

4.14

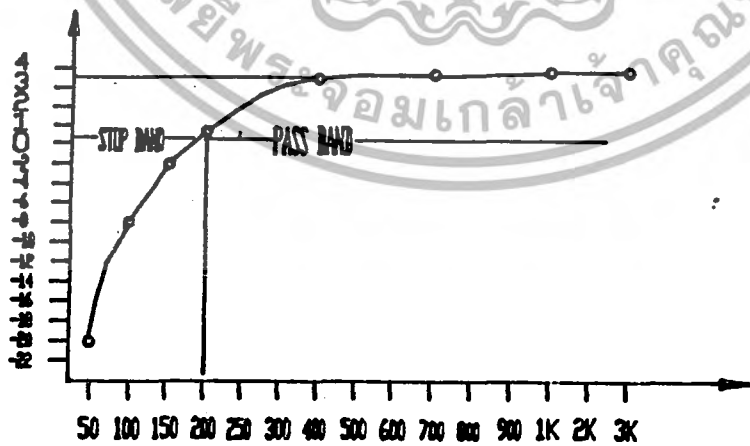


รูปที่ 4.13 แสดงวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 แสดงการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง

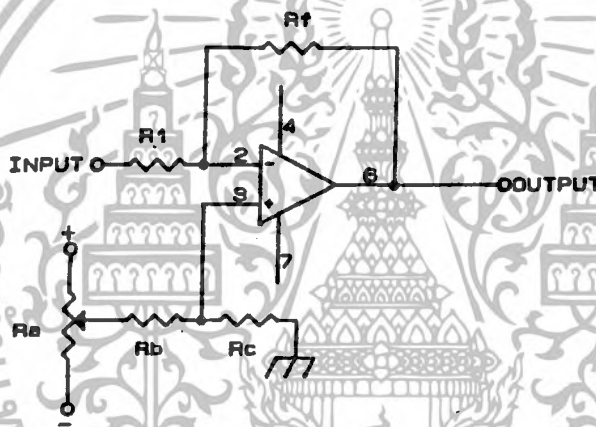
Input Frequency (Hz)	Gain Magnitude	Magnitude (dB)
50	0.0986	-20.126
100	0.3832	-8.33
150	0.7746	-2.218
200	1.12	0.9628
400	1.533	3.7098
700	1.574	3.9439
1000	1.578	3.9592
3000	1.5799	3.9730



รูปที่ 4.14 แสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนเวลาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น กรุณาอย่าเผยแพร่ข้อมูลใดๆ
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.10 วงจรปรับคิกค่าไฟฟ้าออฟเซ็ท

ทำหน้าที่ปรับระดับของคิกค่าไฟฟ้าตรงที่เกิดขึ้น อันเนื่องมาจากอุปกรณ์และวงจรส่วนหน้าถูกรบกวน วงจรแสดงดังรูปที่ 4.15



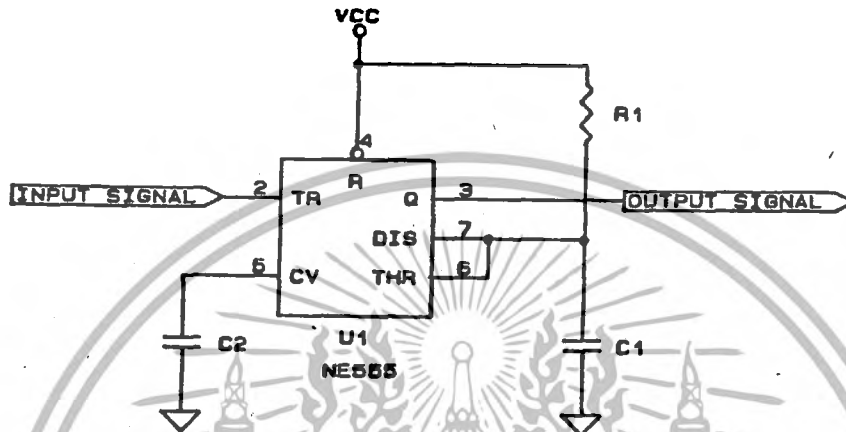
รูปที่ 4.15 แสดงวงจรปรับคิกค่าไฟฟ้าออฟเซ็ท

อัตราขยายของวงจรมีค่าตามสมการ

$$A_v = - R_f / R_1$$

4.2.11 วงจรสร้างสัญญาณพัลส์รูปสี่เหลี่ยม

เนื่องจากสัญญาณกรอทคอปที่ตรวจจับได้นั้นจะมีความกว้างของรูปคลื่นแคบมาก ดังนั้น เพื่อให้ส่วนควบคุมสามารถรับรู้สัญญาณกรอทคอปได้ดีเพียงพอ จึงต้องทำการขยายความกว้างของสัญญาณ โดยนำมาผ่านวงจรโมโนสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 4.16 ไม่นิยามให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 แสดงวงจรโมโนสเตเบิลไวเบเรเตอร์

ในสภาวะคงที่ เ้าท์พุทของวงจรจะอยู่ในระดับศูนย์โวลต์ และเมื่อมีพัลส์ลบจากภายนอกมากกระตุ้นที่ขาทริกเกอร์ ก็จะทำให้เกิดพัลส์ที่เอาต์พุทมีค่าเท่ากับแหล่งจ่าย ซึ่งจะอยู่ในระดับคงที่ตลอดช่วงระยะเวลาหนึ่ง โดยผลของการต่อวงจรความต้านทาน R และตัวเก็บประจุ C หลังจากนั้นก็จะตกลงสู่ระดับศูนย์โวลต์ดังเดิมจนกว่าจะมีพัลส์ลบมากระตุ้นที่ขาทริกเกอร์อีกครั้ง ค่าของช่วงเวลาการเป็นพัลส์บวกหาได้จากสมการ

$$t_p = 1.1 RC \text{ วินาที}$$

4.3 ระบบประมวลผลกลาง

ระบบประมวลผลกลางทำหน้าที่สั่งการให้เครื่องทำงานตามคำสั่งที่กำกับไว้ในโปรแกรมการทำงาน ส่วนของโปรแกรมจะถูกบรรจุไว้ในหน่วยความจำถาวร เรียกว่าไมโครโปรแกรมน ซึ่งระบบประมวลผลกลางที่ใช้เรียกว่าไมโครโปรเซสเซอร์ โดยขีดขนาดของข้อมูลในการทำงานขนาด 8 บิต และความถี่ในการทำงาน 2 เมกะเฮิรตซ์ บล็อกไดอะแกรมของระบบสามารถแสดงดังรูปที่ 4.21

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยมีรายละเอียดของส่วนประกอบต่าง ๆ ดังต่อไปนี้คือ

ศูนย์กลางการประมวลผล (CPU) ทำหน้าที่ในการตัดสินใจ การคำนวณและการสั่งการ โยภย้ายข้อมูลต่าง ๆ อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่นี้คือ Z-80 โดยการกำหนดความถี่การทำงาน 2 เมกะเฮิรตซ์ จากสัญญาณนาฬิกาทำงานติดต่อกับอุปกรณ์อื่น ๆ โดยทางบัสข้อมูล และบัสแอดเดรส

ส่วนกำหนดแอดเดรส (DECODER) ทำหน้าที่กำหนดแอดเดรส หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่าตำแหน่งของข้อมูล ใช้ไอซีเบอร์ 74138 โดยรับอินพุตจากบัสแอดเดรสแล้วเปลี่ยนเป็นสัญญาณเข้าที่พ่วงส่งไปควบคุมอุปกรณ์ประกอบต่าง ๆ ดังนี้คือ

หน่วยความจำถาวร (ROM)

หน่วยความจำชั่วคราว (RAM)

พอร์ต 1 (8255 PIO)

พอร์ต 2 (8255 PIO)

พอร์ต 3 (8251 SIO)

ส่วนเก็บข้อมูลถาวร (ROM) ทำหน้าที่เก็บข้อมูลและโปรแกรมการทำงานของเครื่อง ใช้ไอซีเบอร์ 2764 ซึ่งมีหน่วยความจำขนาด 8K และมีตำแหน่งของแอดเดรสประจำตั้งแต่ 0000 จนถึง 1FFF ส่วนเก็บข้อมูลชั่วคราว (RAM) ทำหน้าที่เก็บข้อมูลและคำสั่งปฏิบัติการต่าง ๆ ของเครื่อง ในขณะที่ทำการวัดแต่ละครั้ง ใช้ไอซีเบอร์ 6116 ซึ่งมีหน่วยความจำขนาด 2K และมีตำแหน่งแอดเดรสประจำตั้งแต่ 2000 จนถึง 2FFF โดยแอดเดรสจะบรรจุข้อมูลในการวัดคือ

แอดเดรสที่ 02030H เก็บค่าความดันสูงสุด

แอดเดรสที่ 02072H เก็บค่าความดันต่ำสุด

แอดเดรสที่ 02073H เก็บค่าความดันเฉลี่ย

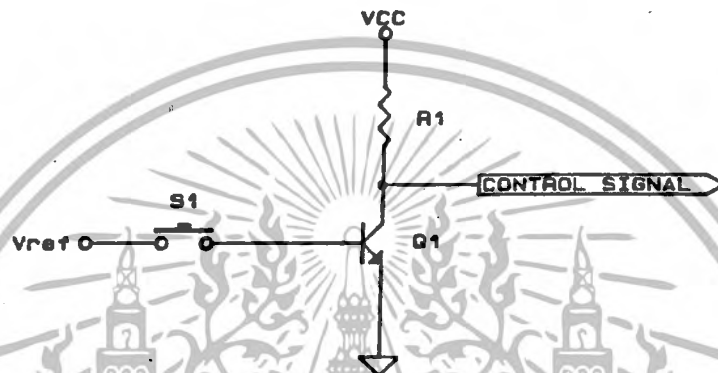
แอดเดรสที่ 02074H เก็บค่าอัตราการเต้นของหัวใจ

ส่วนการติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอกประกอบด้วย ไอซีจำนวน 3 ตัว โดยแบ่งแยกเป็นพอร์ตใหญ่ จำนวน 3 พอร์ตคือ

พอร์ต 1 ใช้ไอซีเบอร์ 8255 PIO โดยพอร์ต PA0 ถึง PA7 ทำหน้าที่รับข้อมูลค่า

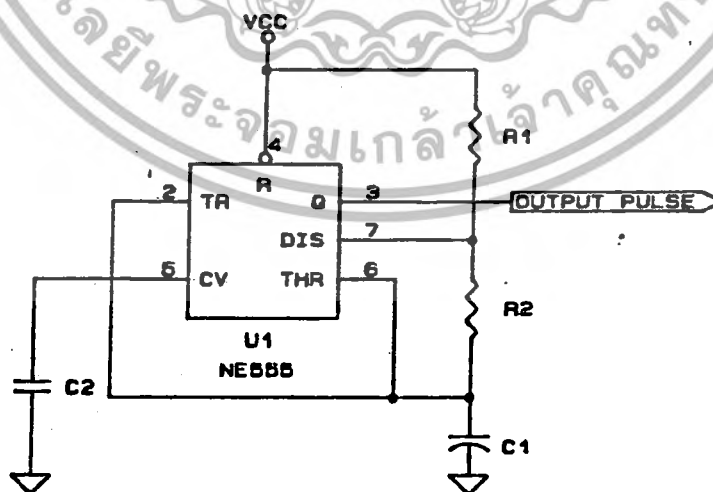
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ความดันขนาด 8 บิต จากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- พอร์ท PB0 ทำหน้าที่รับสัญญาณการควบคุมจากสวิตช์เลือกโหมดการทำงาน
- พอร์ท PB1 ทำหน้าที่รับสัญญาณการควบคุมจากสวิตช์เลือกกำหนดเวลาการทำงาน
- พอร์ท PB2 ทำหน้าที่รับสัญญาณควบคุมการเริ่มต้นการทำงานในโหมดอัตโนมัติ



รูปที่ 4.17 แสดงการต่อสวิตช์ควบคุมสำหรับพอร์ท PB0, PB1, PB2

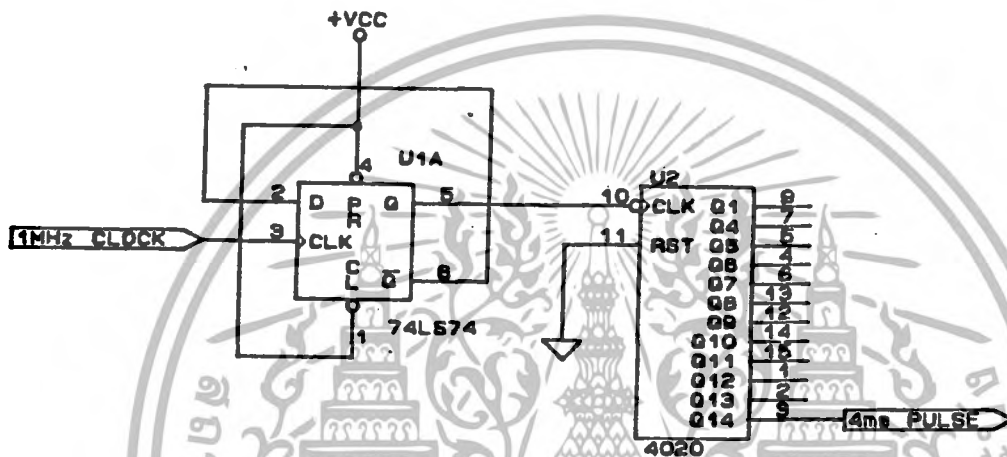
พอร์ท PB3 ทำหน้าที่รับสัญญาณนาฬิกาขนาด 60 วินาที เพื่อใช้เป็นฐานเวลาของการทำงานในโหมดอัตโนมัติ



รูปที่ 4.18 แสดงการต่อวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาขนาด 60 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พอร์ท PB5 ทำหน้าที่รับสัญญาณความถี่ขนาด 4 ms เพื่อใช้เป็นฐานเวลาในการคำนวณอัตรา
การเดินของหัวใจ



รูปที่ 4.19 แสดงการต่อวงจรสร้างสัญญาณความถี่ขนาด 4 ms

พอร์ท PB6 ทำหน้าที่รับสัญญาณครอบคอบเพื่อส่งให้ CPU

พอร์ท PC0 ทำหน้าที่ส่งสัญญาณเพื่อ ไปรีเซ็ตพอร์ท 3 ให้เริ่มทำงาน

พอร์ท PC1 ทำหน้าที่ส่งสัญญาณเพื่อ ไปควบคุมเครื่องอัดลม

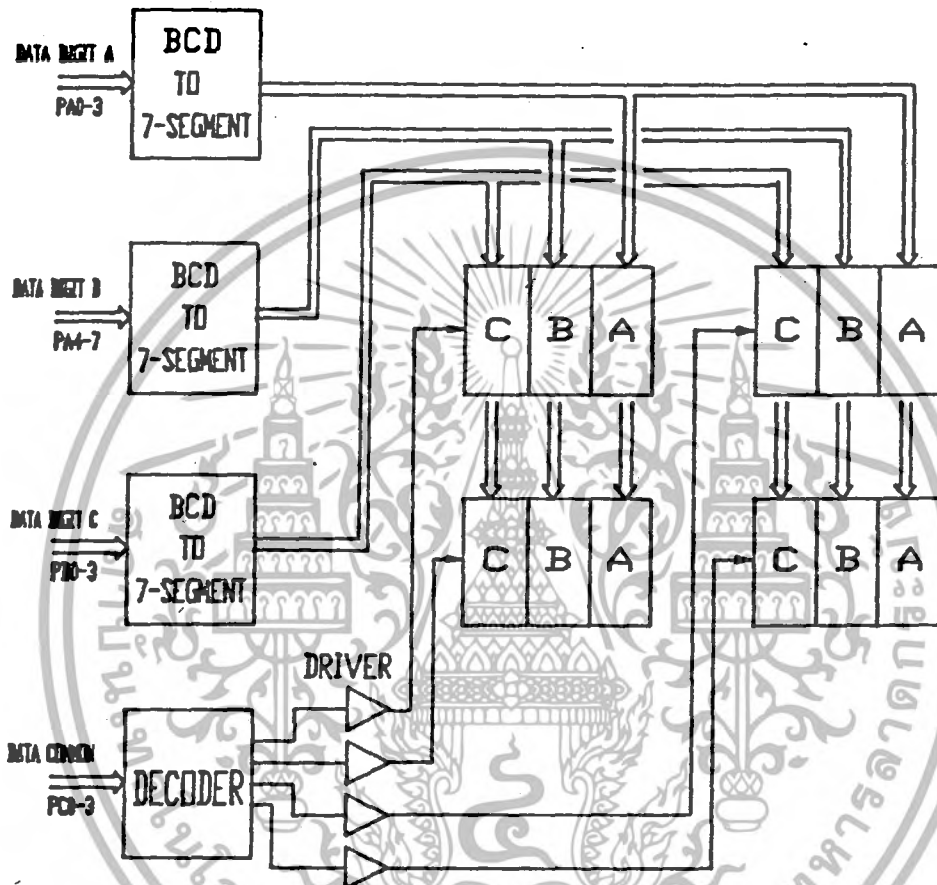
พอร์ท PC2 ทำหน้าที่ส่งสัญญาณเพื่อ ไปควบคุมวาล์ว 2

พอร์ท PC3 ทำหน้าที่ส่งสัญญาณเพื่อ ไปควบคุมวาล์ว 1

พอร์ท 2 ใช้ไอซีเบอร์ 8255 PIO ทำหน้าที่เป็นส่วนของการส่งผ่านข้อมูล ค่าความดัน และอัตราการเดินของหัวใจที่วัดได้แต่ละครั้งออกไปแสดงผล ซึ่งมีลักษณะการทำงานร่วมกับวงจรแปลงสัญญาณ BCD เป็นเลข 7 หลัก แต่เนื่องจากค่าที่แสดงนี้มีถึง 4 ค่า ดังนั้นตัวเลข 7 หลักที่ใช้จึงมีถึง 12 ตัว ดังนั้นการแสดงค่าตัวเลขจะแสดงทีละชุดสลับกันไป หน้าที่ของแต่ละพอร์ทจะแสดงได้ดังรูปที่ 4.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยและพัฒนาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณ BCD เป็นเลข 7 หลักตัวที่หนึ่ง โดยที่เส้นทางผ่านของข้อมูลชุดนี้จะต่อกับตัวเลข 7 หลักในหลัก A ของทุกชุดแสดงผล ข้อมูลที่จะแสดงก็จะถูกส่งออกมาสลับกันไปตามการกำหนดจากซอฟต์แวร์



รูปที่ 4.20 แสดงบล็อก ไดอะแกรมของส่วนแสดงผล

พอร์ท PA4-PA7 จะส่งข้อมูลที่จะแสดงผลในหลัก B โดยวงจรแปลงสัญญาณรหัส BCD เป็นเลข 7 หลักตัวที่สอง ข้อมูลที่จะแสดงก็จะถูกส่งออกมาสลับกันไปตามการกำหนดของซอฟต์แวร์

พอร์ท PB0-PB3 จะส่งข้อมูลที่จะแสดงผลในลักษณะของรหัส BCD แล้วจึงผ่านวงจรแปลงสัญญาณ BCD เป็นเลข 7 หลักตัวที่สาม โดยที่เส้นทางผ่านของข้อมูลชุดนี้จะต่อกับเลข 7 หลักในหลัก C ของทุกชุดแสดงผล ข้อมูลที่จะแสดงก็จะถูกส่งออกมาสลับกันไป ตามการกำหนดจากซอฟต์แวร์

พอร์ท PC0-PC3 จะเป็นตัวส่งข้อมูลเพื่อเลือกชุดแสดงผล โดยต่อกับตัวเลข 7 หลักในชนิดคาโทดร่วม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Common Cathode)

พอร์ท 3 เป็นอุปกรณ์ส่งผ่านข้อมูลแบบอนุกรม RS-232 ซึ่งจะส่งข้อมูลค่าความดัน และ อัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในแต่ละครั้ง เพื่อนำไปเข้าสู่คอมพิวเตอร์เทอร์มินัล ทำการเขียนรูป กราฟและแสดงผลบนจอ

ในลำดับแรก CPU จะอ่านข้อมูลการทำงานของเครื่องจาก ROM และส่งสัญญาณผ่านพอร์ท PIC ไปควบคุมให้ปั๊ม วาล์ว 1 และ วาล์ว 2 ทำงาน ความดันจะเพิ่มขึ้นและในขณะที่เดียวกันก็จะรับ ข้อมูลค่าของความดันจากวงจรอนาล็อกเป็นดิจิตอลผ่านทางพอร์ท P1A เข้ามาเปรียบเทียบกับค่าที่กำหนด จนกระทั่งเมื่อความดันมีค่าตามที่กำหนดไว้ ก็จะควบคุมให้ปั๊ม หยุดทำงานและเปิด วาล์ว 1 ความดันก็จะค่อย ๆ ลดลง

ขณะที่ความดันลดลงตลอดเวลา CPU ก็จะรับสัญญาณทรอทคอป โดยผ่านทางพอร์ท P6B เมื่อ CPU ตรวจพบสัญญาณทรอทคอปนี้ CPU ก็จะไปอ่านค่าความดันจากพอร์ท PA แล้วเก็บค่านี้ไว้ใน RAM ทำเช่นนั้นเรื่อย ๆ ไปจนกระทั่งความดันลดลงมาถึงจุดที่กำหนดเอาไว้ CPU จะส่งสัญญาณให้ วาล์ว 2 เปิดออก ความดันจะลดลงอย่างรวดเร็ว จากนั้น จะทำการคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจและค่า ความดันเฉลี่ย เมื่อได้ข้อมูลครบทุกค่าแล้ว ก็จะส่งข้อมูลเหล่านี้ไปแสดงผลทางตัวเลข 7 หลัก และ อีก ส่วนหนึ่งผ่านทางพอร์ทอนุกรม ไปยังคอมพิวเตอร์สื่อสารข้อมูลเพื่อเขียนกราฟ

การคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจ หาได้จากหลักการดังนี้คือ เมื่อตรวจพบทรอทคอป ลูกที่หนึ่ง CPU จะเริ่มนับพัลส์ขนาด 4ms และขณะที่ทรอทคอปลูกที่สองเข้ามา CPU ก็จะหยุดนับ จำนวน ที่นับได้ก็คือค่า n และคำนวณโดยสมการ

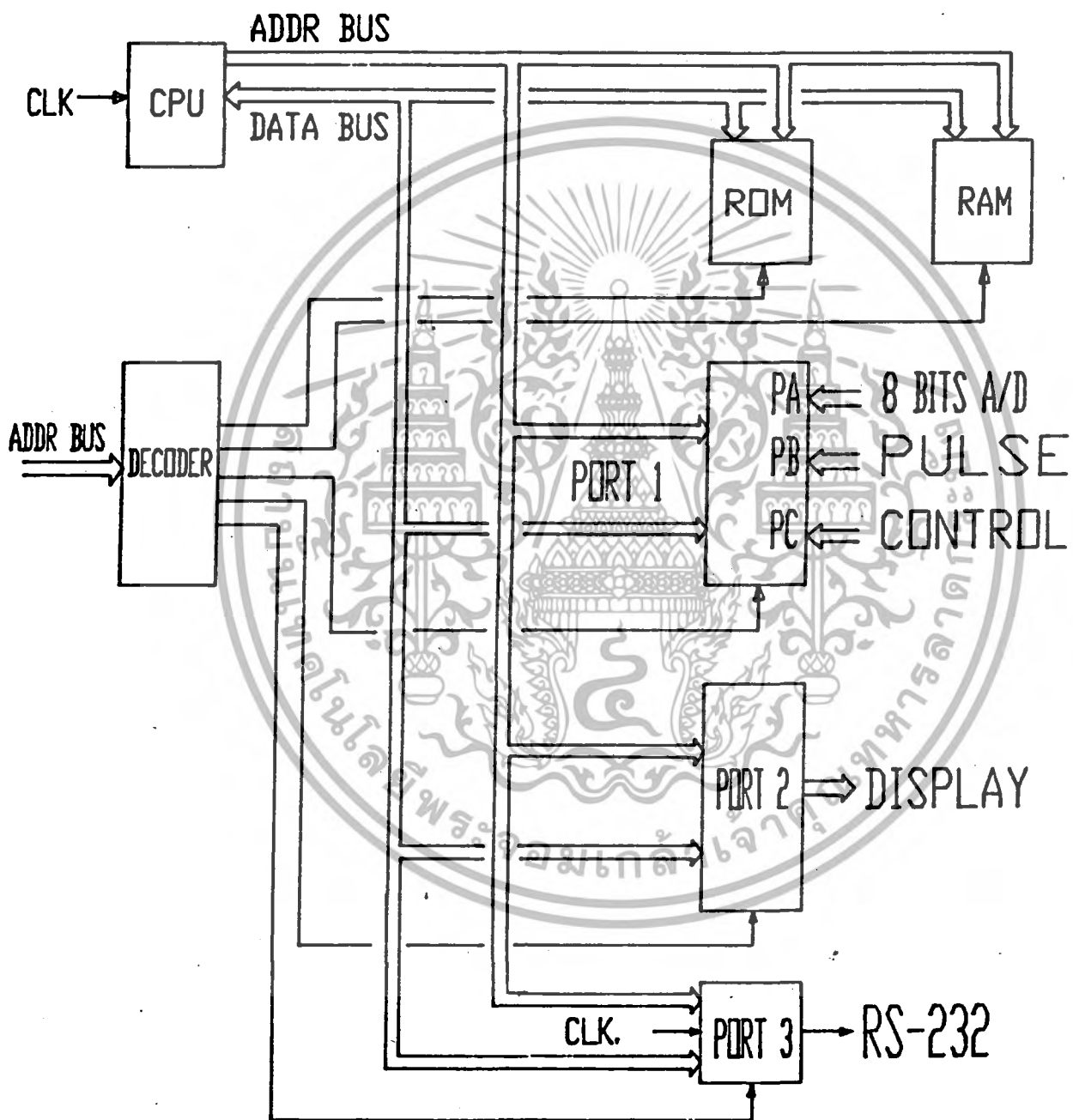
$$HR = 60 / (n * 4ms)$$

Timing diagram แสดงได้ในรูป 4.22

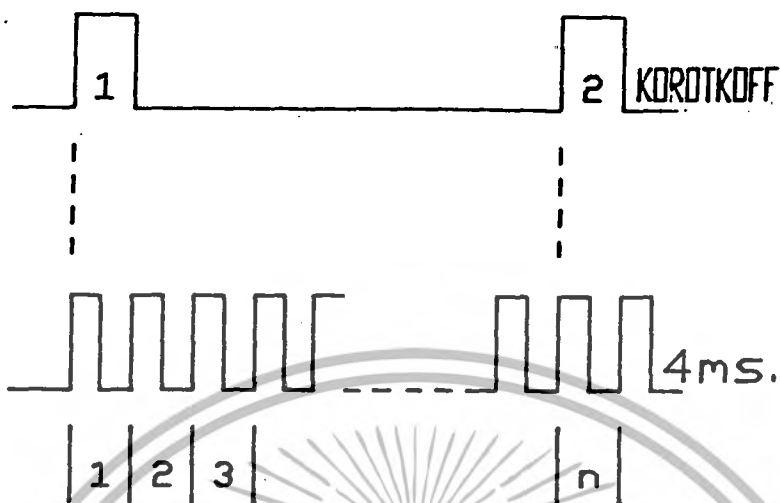
การคำนวณหาค่าความดันเฉลี่ยคำนวณได้จากสมการ

$$\text{Mean Aterial Pressure} = \frac{\text{Systolic} + (\text{Diastolic} * 2)}{3}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



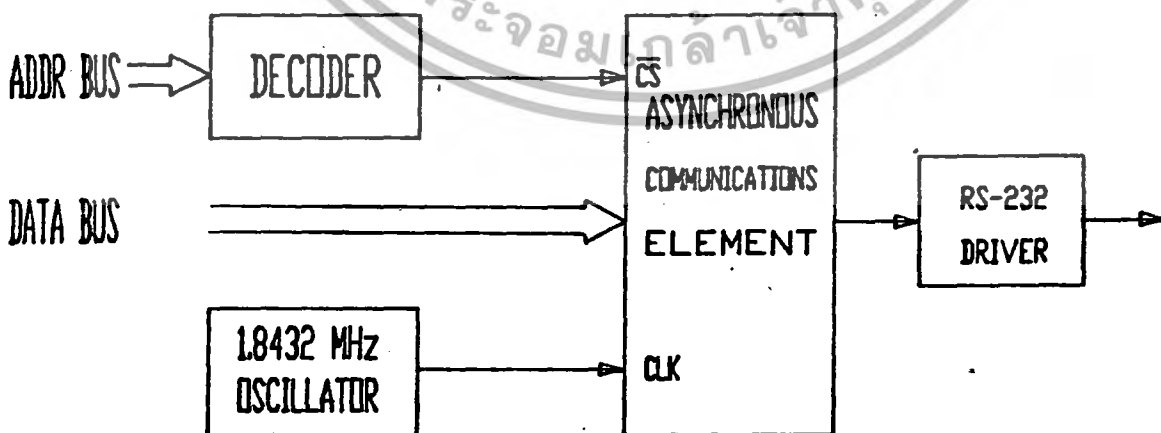
เอกสารนี้เป็นรูปที่ 4.21 แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบประมวลผลกลางให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.22 แสดง Timing diagram ของการหาอัตราการเต้นของหัวใจ

4.4 การส่งข้อมูลแบบอนุกรม RS-232

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติเครื่องนี้ เมื่อทำการวัดเสร็จสิ้นในแต่ละครั้งจะส่งข้อมูลออกจากเครื่องไปยังคอมพิวเตอร์ที่เป็นเทอร์มินัลเพื่อแสดงค่าความดันโลหิตสูงสุด ความดันโลหิตต่ำสุด ความดันโลหิตเฉลี่ยและอัตราการเต้นของหัวใจ รวมถึงการเขียนกราฟค่าความดันโลหิตเฉลี่ย ซึ่งมีจำนวนมาก ดังนั้นเพื่อลดจำนวนของสายนำสัญญาณลงจึงกำหนดให้ทำการส่งข้อมูลแบบอนุกรมโดยใช้มาตรฐาน RS-232 ดังแสดงในรูปที่ 4.23



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 4.23 ไม่แสดงบล็อกไดอะแกรมของการส่งข้อมูลแบบอนุกรมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเริ่มส่งข้อมูลจะเริ่มที่วงจรด้านส่งจะส่งบิต เริ่มตั้งแต่บิตที่ต่ำสุด จนถึงบิตลำดับที่สูงสุด หลังจากนั้นจะส่งพาริตีบิตและบิตแสดงการเสร็จสิ้นการส่งข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.24 แสดงลักษณะของการส่งสัญญาณข้อมูล

จากรูปที่ 4.24 ข้อมูลที่ใช้ส่งมีขนาด 8 บิต การตรวจพาริตีและจำนวนบิตสำหรับบ่งบอกถึงการเสร็จสิ้นการส่ง 2 บิต โดยใช้อัตราการส่ง 1200 บิตต่อวินาที

บทที่ 5

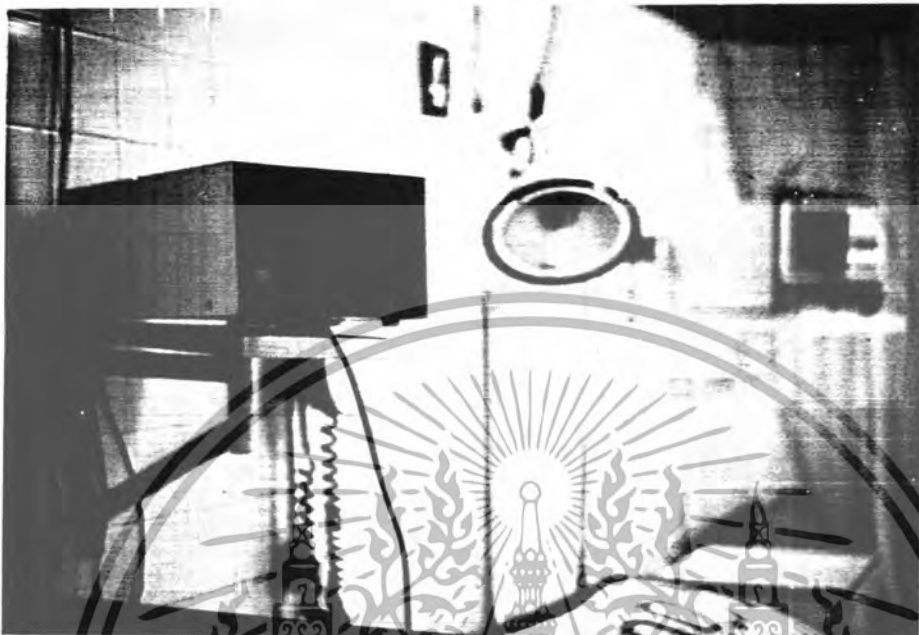
คุณลักษณะและรูปแบบการทำงานของเครื่อง

ตั้งที่กล่าวมาแล้วว่า เครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัตินี้ควบคุมการทำงานโดยไมโครโปรเซสเซอร์ การวัดแต่ละครั้งสามารถกระทำได้สองแบบคือ แบบแรกจะทำการวัดโดยมนุษย์ควบคุมทุกครั้ง และแบบที่สองโดยการกำหนดระยะเวลาให้เครื่องเริ่มทำการวัดเองทุก ๆ ครั้ง

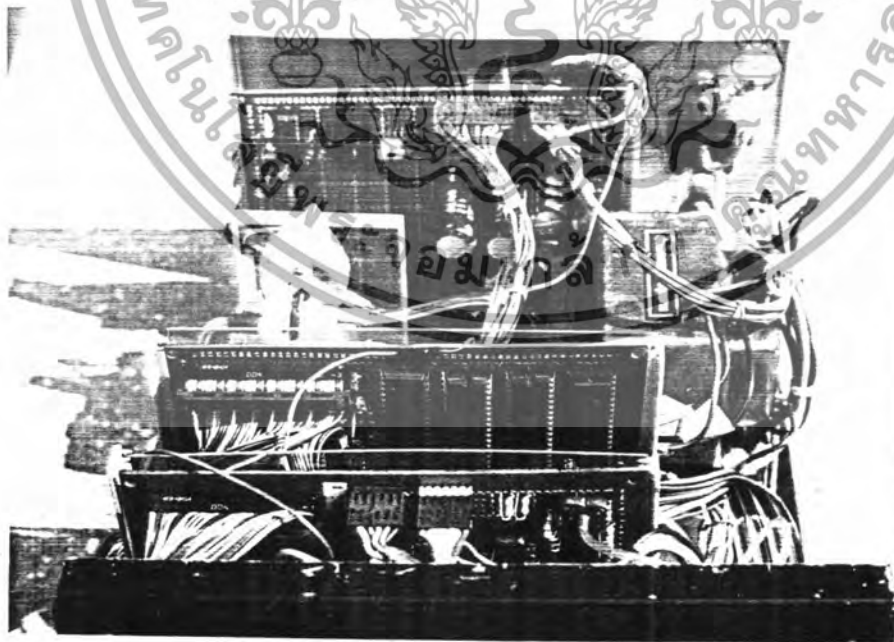
5.1 คุณลักษณะของเครื่อง

อุณหภูมิทำงาน	15° ถึง 40°C
อุณหภูมิเก็บรักษา	0° ถึง 60°C
แหล่งจ่ายกำลังไฟ	220 VAC 50 Hz
นิวส์	3 แอมป์
ความดันสูงสุด	255 มม.ปรอท
อัตราการวัดความดันเฉลี่ย	20 มม.ปรอท/วินาที
อัตราการปล่อยความดันเฉลี่ย	10 มม.ปรอท/วินาที
การแสดงผล	ตัวเลข LED สีแดง 3 หลัก 4 ชุด
รอบการทำงาน	0-255 นาที
ขนาด	สูง 5.4 นิ้ว
	กว้าง 9 นิ้ว
	ลึก 12.2 นิ้ว
น้ำหนัก	3.5 กิโลกรัม
เพศ	ชาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.1 แสดงลักษณะภายนอกของเครื่อง



รูปที่ 5.2 แสดงการวางส่วนประกอบภายในเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 รูปแบบการทำงานของเครื่อง

จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องจัดอุปกรณ์ประกอบให้เรียบร้อยก่อนทำการเปิดเครื่องดังนี้คือ

- ส่วนปลอกการ์ดขนหรือคัฟ เข้าที่แขนซ้ายก่อนบน โดยให้ทราบสติว เซอร์ววางอยู่ ณ บริเวณบนเส้นโลหิตแดงใหญ่
- ต่อสายนำอากาศเข้าเครื่อง
- ต่อสายนำสัญญาณเข้าเครื่อง
- ต่อสายแหล่งจ่ายไฟฟ้าขนาด 220 โวลท์

จากรูปที่ 5.3 เมื่อเปิดสวิตช์ให้เครื่องทำงาน เครื่องจะรอการตัดสินใจว่าจะทำงานในแบบใด ถ้าต้องการทำงานแบบปกติก็กดสวิตช์หมายเลข 2 ไปที่ตำแหน่ง MANUAL แล้วจึงกดสวิตช์หมายเลข 3 (MANUAL RESET) เครื่องก็จะเริ่มทำงาน



รูปที่ 5.3 แสดงการทำงานแบบปกติ

เมื่อต้องการให้เครื่องทำงานแบบอัตโนมัติก็สามารถทำได้โดยการกดสวิตช์หมายเลข 2 เลือกแบบการทำงานไปที่ AUTO หลังจากนั้นทำการรีเซ็ตระบบทั้งหมดโดยการกดสวิตช์หมายเลข 3 (MANUAL RESET) แล้วจึงทำการตั้งเวลาการทำงานเป็นจำนวนนาทีต่อครั้ง โดยกดปุ่มตั้งเวลาไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเลข 4 (TIMER) ขณะกดปุ่มหมายเลข 4 นี้ ตัวเลขจะเพิ่มขึ้นทีละ 1 ซึ่งแสดงให้เห็นบนหน้าปัดม์ ดังแสดงในรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.4 แสดงการทำงานแบบอัตโนมัติ

เมื่อกดปุ่มเริ่มการทำงานหมายเลข 5 (AUTO RESET) เครื่องจะเริ่มทำการวัดทันทีโดยมีขั้นตอนดังนี้

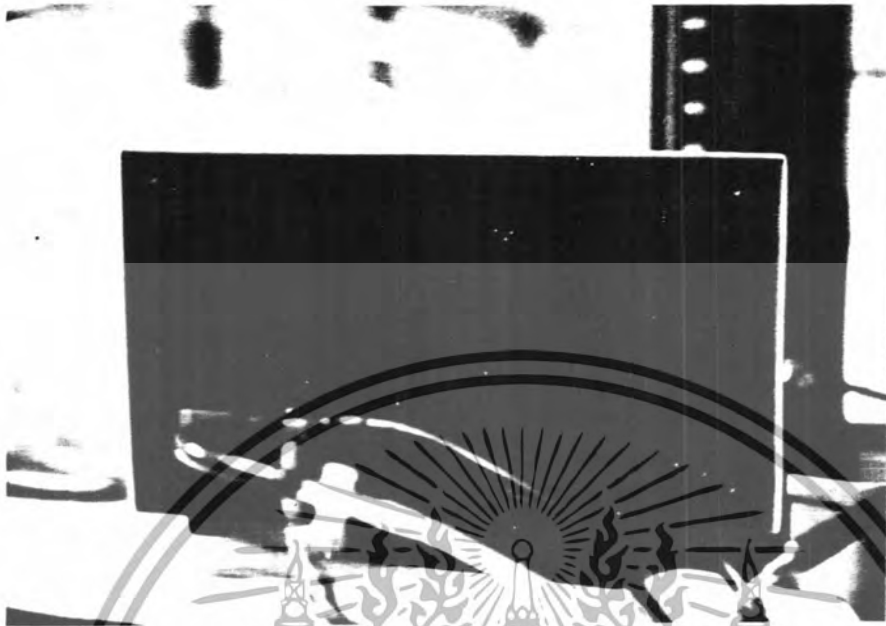
- เพิ่มความดันเข้าไปในคัพวัดจนจนถึงจุดที่กำหนด
- หยุดเพิ่มความดันแล้วปล่อยความดันลดลงอย่างช้า ๆ พร้อมกับตรวจรับการเกิดสัญญาณครอทคอป เราสามารถสังเกตเห็นสัญญาณครอทคอปได้จาก ไดโอดเปล่งแสงสีแดง (LED) หมายเลข 6
- เมื่อความดันลดลงมาถึงจุดที่กำหนดแล้ว ความดันจะลดลงอย่างรวดเร็ว
- หลังจากได้ค่าต่าง ๆ ที่วัดและคำนวณได้จะถูกแสดงเป็นตัวเลขในรูปที่ 5.5 ดังนี้

หมายเลข 7 แสดงค่า ความดันโลหิตเฉลี่ย

หมายเลข 8 แสดงค่า อัตราการเต้นของหัวใจ

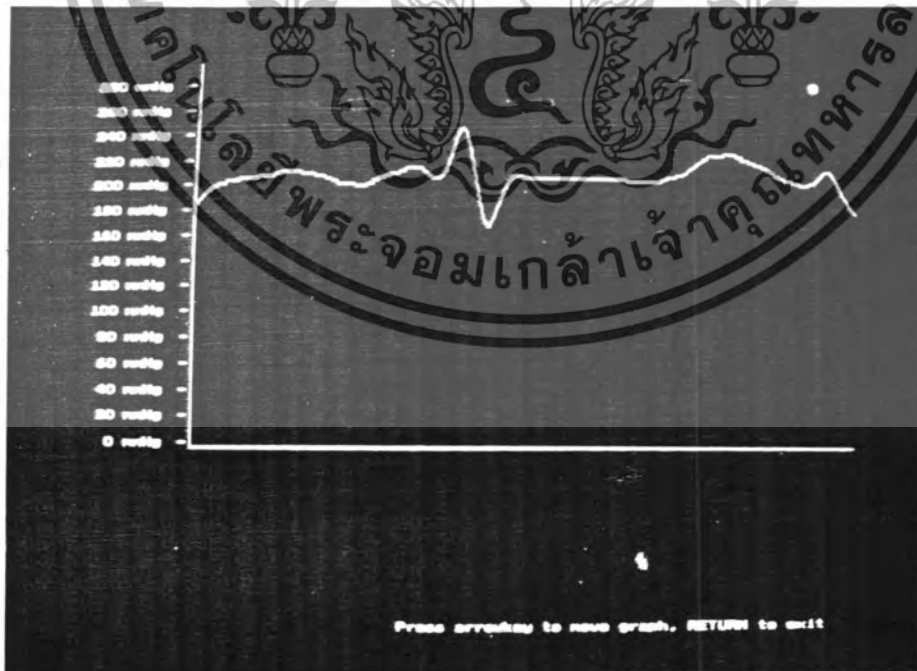
หมายเลข 9 แสดงค่า ความดันโลหิตสูงสุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.5 แสดงการแสดงผลค่าต่าง ๆ เป็นตัวเลข

หลังจากนั้น เครื่องจะส่งข้อมูลทั้งหมดออกไปยังคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล แบบอนาล็อก เพื่อทำการแสดงผลบนจอภาพและเขียนกราฟ ดังแสดงในรูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 การแสดงผลค่าและเขียนกราฟของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 โฟลว์ชาร์ทขั้นตอนการทำงาน

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าเครื่องวัดความดันโลหิตนี้ สามารถทำงานได้ทั้งแบบปกติและแบบอัตโนมัติโดยแสดงค่าข้อมูลต่าง ๆ เป็นตัวเลข มีลำดับขั้นตอนการทำงานดังแสดงได้ในโฟลว์ชาร์ทรูปที่ 5.7 และรูปที่ 5.8 เมื่อเริ่มต้นเปิดเครื่อง โปรแกรมจะรีเซ็ตตัวเองโดยอัตโนมัติ แล้วจึงทำการเลือกโหมดการทำงานดังต่อไปนี้

การทำงานในโหมดปกติ ตัวประมวลผลกลาง (CPU) จะส่งสัญญาณไปควบคุมให้เครื่องอัดลม (PUMP) ทำงานโดยผ่านทางพอร์ต PC1 ขณะที่ความดันเพิ่มสูงขึ้นเรื่อย ๆ นั้น CPU ก็จะได้รับข้อมูลความดันจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล โดยผ่านทางพอร์ต PA และทำการเปรียบเทียบค่าความดันที่วัดได้กับค่าความดันที่กำหนดไว้ในโปรแกรม เมื่อความดันที่วัดได้เท่ากับค่าความดันที่กำหนดไว้ CPU จะส่งสัญญาณไปควบคุมให้มอเตอร์ทำงานและวาล์ว 1 เปิดออก ในขณะที่ความดันของอากาศภายในระบบจะค่อย ๆ ลดลงทีละน้อย และขณะเดียวกันนี้เอง CPU ก็จะไปตรวจรับสัญญาณครอบคอปฟ์โดยผ่านทางพอร์ต PB6 ขณะที่ยังไม่มียุทธศาสตร์คอปฟ์ที่เป็นพัลส์บวกเข้ามา CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดันที่วัดได้ในขณะที่ความดันลดลงมาเรื่อย ๆ โดยเปรียบเทียบกับค่าความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้สำหรับการทำงาน เมื่อ CPU ตรวจพบสัญญาณครอบคอปฟ์ที่เป็นพัลส์บวกแล้ว ก็จะตรวจรับการสิ้นสุดของสัญญาณคือช่วงที่เป็นศูนย์ ขณะที่ตรวจพบทั้งสองสัญญาณแล้ว CPU จะอ่านค่าความดันจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล มาเก็บไว้ที่หน่วยความจำ หลังจากนั้นจะเริ่มทำการนับขบวนการพัลส์ขนาดความถี่ 4 มส. ซึ่งป้อนผ่านทางพอร์ต PB5 โดยการตรวจรับพัลส์ที่เป็นบวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่เป็นศูนย์ เมื่อได้ครบหนึ่งลูกก็จะนับเป็นค่า "n" และ "n+1" ไปเรื่อย ๆ จนกระทั่ง CPU ตรวจพบสัญญาณครอบคอปฟ์ลูกที่สอง CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดัน ณ เวลาขณะนี้อีกครั้งหนึ่ง ว่าความดันลดลงมาถึงจุดความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าความดันยังลดลงไม่ถึงจุดที่กำหนดไว้ CPU จะตรวจสอบหาจุดสิ้นสุดของสัญญาณครอบคอปฟ์ลูกที่สอง ซึ่งเมื่อตรวจพบจุดสิ้นสุดนี้ ก็จะอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ที่หน่วยความจำ หลังจากนั้น CPU จะตรวจสอบอีกครั้งหนึ่งว่าค่าความดันลดลงมาถึงจุดต่ำสุดที่กำหนดไว้ในโปรแกรมหรือไม่ ถ้ายังลดลงไม่ถึงที่กำหนดไว้ CPU ก็จะไปตรวจรับสัญญาณครอบคอปฟ์ลูกต่อไป โดยตรวจรับพัลส์บวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่มีค่าเป็นศูนย์ และอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ที่หน่วยความจำการทำงานของโปรแกรมขณะนี้จะ เป็นลักษณะของการวนลูปไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งความดันลดลงมาถึงจุดที่กำหนดไว้เป็นเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

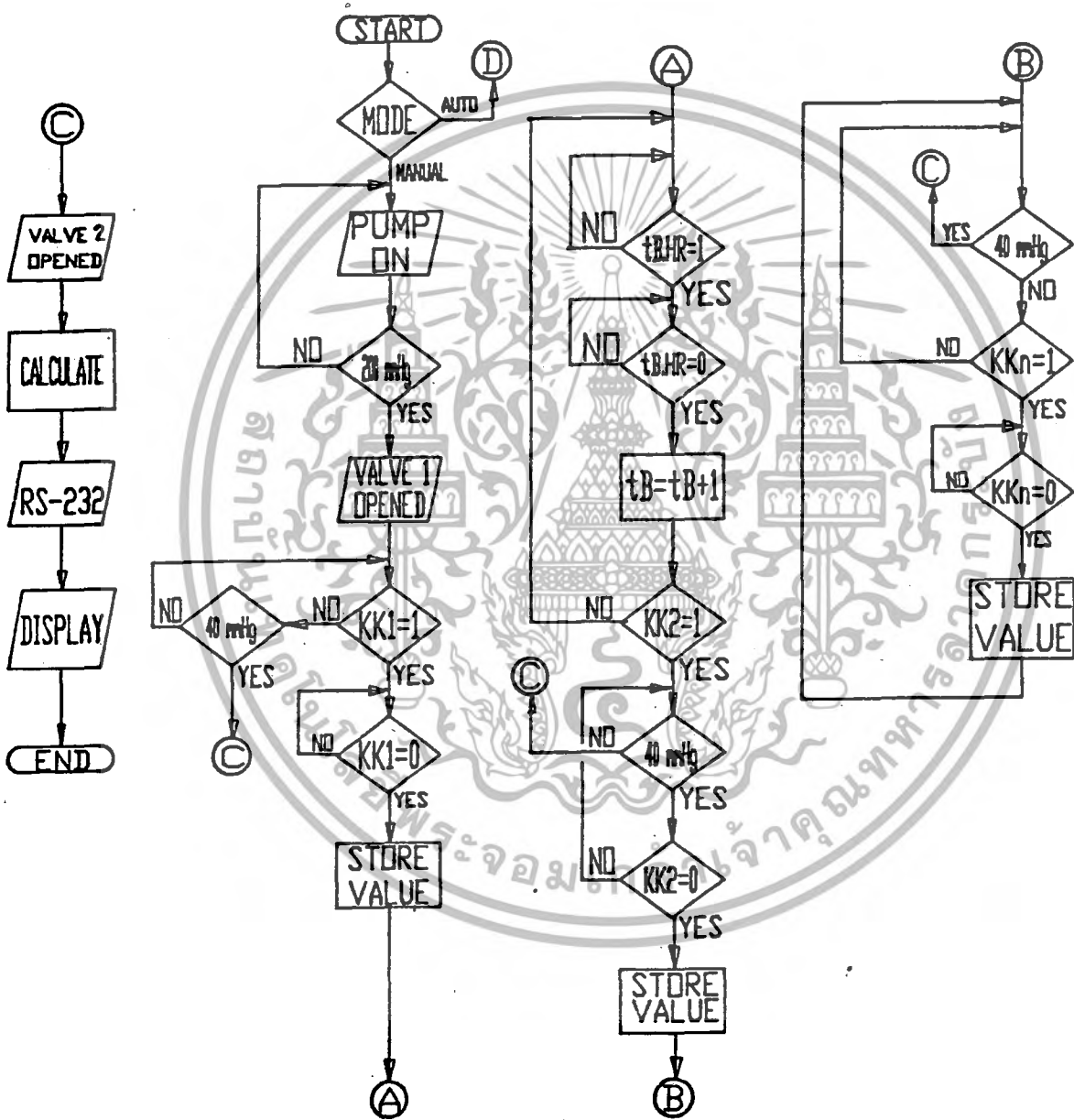
ค่าความดันต่ำสุดของการทำงาน CPU ก็จะส่งสัญญาณไปควบคุมวาล์ว 2 ให้เปิดออก โดยผ่านทางพอร์ต PC2 ปลดปล่อยให้ความดันภายในระบบ จากจุดเริ่มต้นจนถึงลำดับขั้นตอนนี้จะได้ข้อมูลออกมาสามค่าคือ ค่าความดันสูงสุด (Systolic) ค่าความดันต่ำสุด (Diastolic) ค่าช่วงเวลาสำหรับการหาอัตราการเต้นของหัวใจ "n" CPU จะนำค่าเหล่านี้มาคำนวณหาค่าความดันเฉลี่ย (MAP) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) เมื่อได้ค่าทั้งสี่ค่าแล้วก็จะส่งค่าเหล่านี้ออกไปทางพอร์ต 3 แบบอนุกรม RS-232 เพื่อการแสดงผลและเขียนกราฟที่คอมพิวเตอร์เทอร์มินัล หลังจากนั้นก็จะนำค่าทั้งหมดนี้แสดงผลเป็นตัวเลขที่หน้าปัทม์ของเครื่องเป็นการสิ้นสุดโปรแกรมการทำงาน

การทำงานแบบอัตโนมัติ จะแบ่งแยกเป็นโปรแกรมส่วนที่สอง ซึ่งการทำงานจะมีหลักการเดียวกันกับแบบปกติ แต่จะมีลักษณะพิเศษในการตั้งระยะเวลาในการวัดได้ ขณะเริ่มต้นเมื่อเลือกโหมดการทำงานแบบอัตโนมัติ CPU จะกระโดดไปทำงานในโปรแกรมส่วนที่สอง ตั้งขึ้นคือการตั้งเวลาการทำงาน เมื่อกดสวิทช์ CPU จะนับตัวเลขเพิ่มขึ้นครึ่งละหนึ่ง และแสดงค่าเวลาที่ตั้งไว้บนหน้าปัทม์ หลังจากนั้น CPU จะส่งสัญญาณไปควบคุมให้ปั๊มทำงาน ขณะที่ความดันเริ่มสูงขึ้นเรื่อย ๆ นั้น CPU ก็จะได้รับข้อมูลความดันจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล และทำการเปรียบเทียบค่าความดันที่วัดได้กับค่าความดันที่กำหนดไว้ในโปรแกรม เมื่อความดันที่วัดได้เท่ากับค่าความดันที่กำหนดไว้ CPU จะส่งสัญญาณไปควบคุมให้ปั๊มหยุดทำงาน วาล์ว 1 เปิดออก ในขณะที่ความดันของอากาศภายในระบบจะค่อย ๆ ลดลงทีละน้อย และขณะเดียวกันนี้เอง CPU ก็จะตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ ขณะที่ยังไม่มีสัญญาณครอทคอฟที่เป็นพัลส์บวกเข้ามานั้น CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดันที่วัดได้ในขณะที่ความดันลดลงมาเรื่อย ๆ โดยเปรียบเทียบกับค่าความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้สำหรับการทำงาน เมื่อ CPU ตรวจพบสัญญาณครอทคอฟที่เป็นพัลส์บวกแล้วก็จะตรวจจับการสิ้นสุดของสัญญาณคือช่วงที่เป็นศูนย์ ขณะที่ตรวจพบทั้งสองสัญญาณแล้ว CPU จะอ่านค่าความดันจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลมาเก็บไว้ที่หน่วยความจำ หลังจากนั้นจะเริ่มต้นการนับขบวนพัลส์ขนาดกว้าง 4 ms. โดยการตรวจจับพัลส์ที่เป็นบวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่เป็นศูนย์ เมื่อได้ครบหนึ่งลูกก็จะนับเป็นค่า "n" และ "n+1" ไปเรื่อย ๆ จนกระทั่ง CPU ตรวจพบสัญญาณครอทคอฟลูกที่สอง CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดัน ณ เวลาขณะนี้อีกครั้งหนึ่งว่าความดันลดลงมาถึงจุดความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าความดันยังลดลงไม่ถึงจุดที่กำหนดไว้ CPU จะตรวจสอบหารจุดสิ้นสุดของสัญญาณครอทคอฟลูกที่สอง ซึ่งเมื่อตรวจพบจุดสิ้นสุดนี้ ก็จะอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

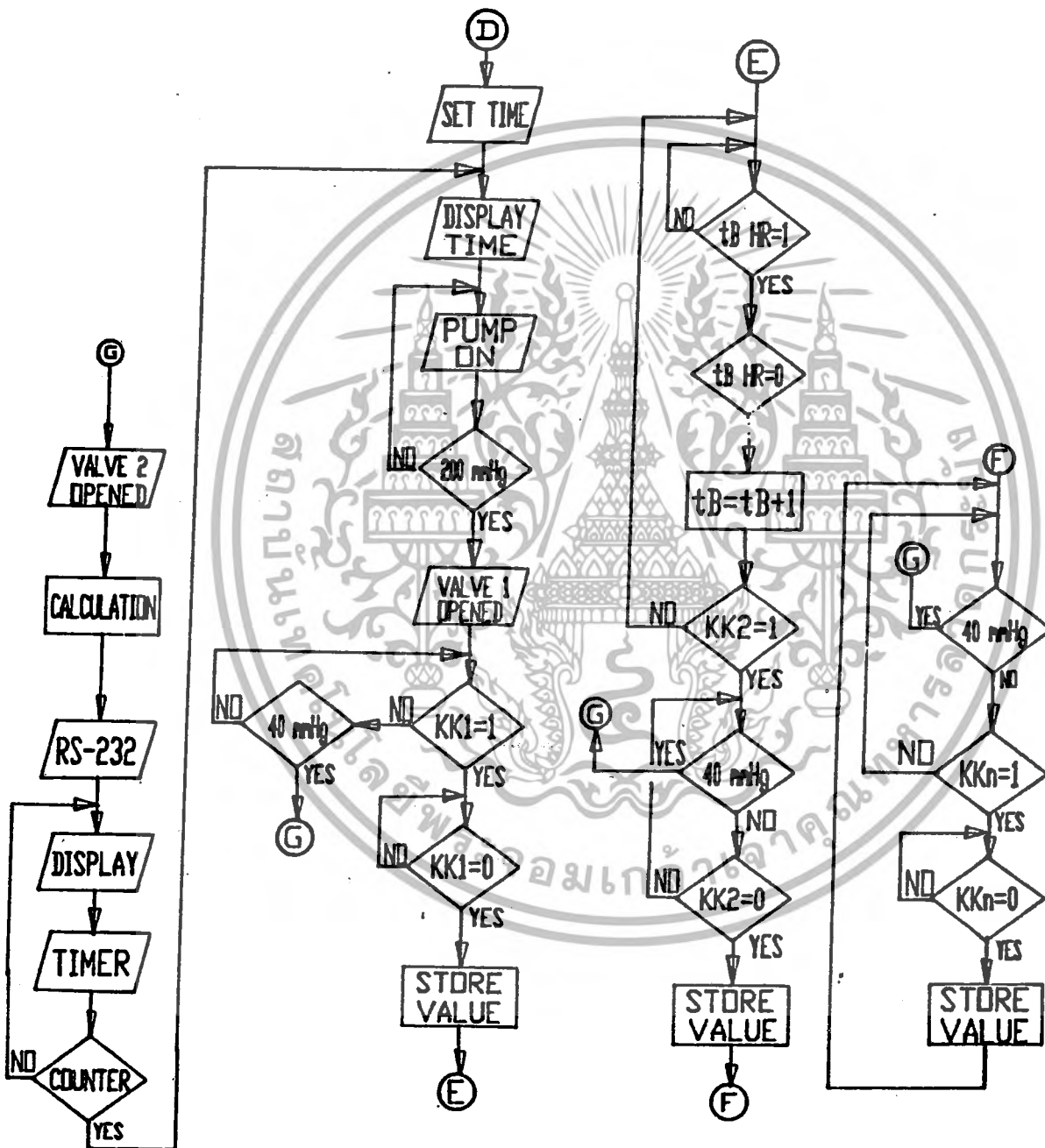
หน่วยความจำ หลังจากนั้น CPU จะตรวจสอบอีกครั้งหนึ่งว่าค่าความดันลดลงมาถึงจุดต่ำสุดที่กำหนดไว้ในโปรแกรมหรือไม่ ถ้ายังลดลงไม่ถึงที่กำหนดไว้ CPU ก็จะไปตรวจจับสัญญาณเครื่องทอผลูกต่อ ๆ ไป โดยตรวจจับพัลส์บวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่มีค่าเป็นศูนย์ และอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ในหน่วยความจำ การทำงานของโปรแกรมขณะนี้จะเป็นลักษณะของการวนลูปไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งความดันลดลงมาถึงจุดที่กำหนดไว้เป็นค่าความดันต่ำสุดของการทำงาน CPU ก็จะส่งสัญญาณไปควบคุม วาล์ว 2 ให้เปิดออกปล่อยให้ความดันภายในระบบลดลง ขณะต่อไปก็จะทำการคำนวณหาค่าต่าง ๆ แล้วจึงส่งออกไปยังพอร์ทอนุกรม RS-232 เพื่อเขียนกราฟที่คอมพิวเตอร์เทอร์มินัล จากนั้นจึงนำค่าทั้งหมดนี้แสดงผลเป็นตัวเลขที่หน้าปัดแล้วจึงทำการนับเวลาที่ได้กำหนดไว้ก่อน เริ่มการทำงาน เพื่อทำการวัดในครั้งต่อไป





รูปที่ 5.7 แสดงไฟล์ชาร์ทการทำงานแบบปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.8 แสดงไฟล์ชาร์ทการทำงานแบบอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของ บริษัท ออมโก้ จำกัด (มหาชน) อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรรมใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

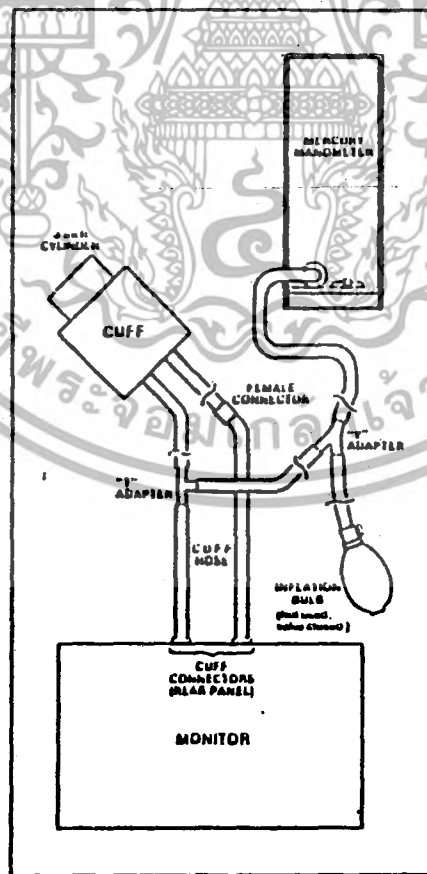
บทที่ 6

การทดสอบและนำไปใช้งาน

การทดลองนี้เป็น การทดสอบเพื่อหาข้อมูลว่าเครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่วิจัยและสร้างขึ้นนี้สามารถใช้งานได้ อย่างมีประสิทธิภาพเพียงใด โดยแบ่งการทดสอบเป็นสามขั้นตอนด้วยกัน คือ การปรับแต่งเครื่อง การใช้งานกับคนปกติและการใช้งานกับผู้ป่วยในโรงพยาบาล

6.1 การปรับแต่งเครื่อง

เพื่อให้การตรวจวัดความดันมีค่าตรงกับค่ามาตรฐานของมาตรวัดความดัน (Baumanometer) โดยต่ออุปกรณ์ต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 6.1



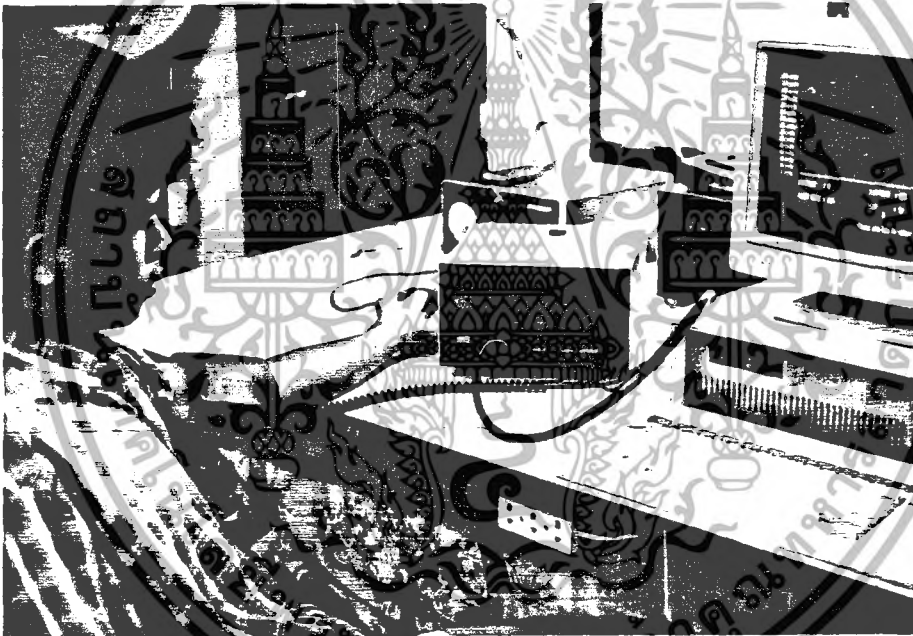
รูปที่ 6.1 แสดงการต่ออุปกรณ์ประกอบเพื่อการปรับแต่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้ใช้เฉพาะกรณีฉุกเฉินเท่านั้นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อต่ออุปกรณ์ต่าง ๆ แล้ว จึงเพิ่มความดันเข้าไปจนถึงค่า 255 มม.ปรอท แล้วสังเกตดูว่าภายในเวลา 5 นาที ความดันรั่วไหลเกินกว่า 10 มม.ปรอท หรือไม่ และขณะลดความดันลงมานี้ค่าความดันที่แสดงผลเป็นตัวเลขมีค่าตรงกับค่าความดันที่มาตรวัดหรือไม่

6.2 การใช้งานกับคนปกติ

เนื่องจากคนปกติมีร่างกายแข็งแรง สัญญาณเครื่องทคอนที่ต้องการสามารถตรวจจับได้โดยง่าย ทำให้การวัดสามารถทำได้ง่ายกว่า



รูปที่ 6.2 แสดงการวัดกับคนปกติ

ในการวัดกับคนปกติจะแยกออกเป็นสองขั้นตอนคือ ผู้ชายและผู้หญิง ซึ่งผลการวัดแต่ละครั้งแสดงในตารางที่ 6.1 และตารางที่ 6.2

จากการผลทดลองวัดกับคนที่ร่างกายปกติทั้งผู้ชายและผู้หญิงนั้นพบว่า การตรวจจับสัญญาณเครื่องทคอนนั้นบางครั้งเกิดปัญหาตรวจจับสัญญาณได้ไม่ดี ในกรณีของคนอ้วนมากๆ โดยเฉลี่ยผู้ชายจะสามารถตรวจจับสัญญาณได้ง่ายกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่	ความดันสูงสุด (มม.ปรอท)	ความดันเฉลี่ย (มม.ปรอท)	ความดันต่ำสุด (มม.ปรอท)	อัตราเต้นหัวใจ ครั้ง/นาที
1	118	100	92	75
2	115	94	84	76
3	120	84	87	76
4	117	92	80	76
5	112	87	75	74
6	110	87	76	78
7	112	87	75	78
8	108	84	72	76
9	113	91	80	79
10	114	94	85	77

ตารางที่ 6.1 แสดงผลการวัดตัวอย่างผู้ชายจำนวนสิบครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปแจ้งประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่	ความดันสูงสุด (มม.ปรอท)	ความดันเฉลี่ย (มม.ปรอท)	ความดันต่ำสุด (มม.ปรอท)	อัตราเต้นหัวใจ ครั้ง/นาที
1	108	94	87	76
2	107	89	80	78
3	110	100	95	80
4	113	99	92	80
5	115	100	93	81
6	110	93	85	80
7	108	96	90	80
8	100	85	78	78
9	105	89	82	81
10	106	90	82	81

ตารางที่ 6.2 แสดงผลการวัดตัวอย่างผู้หญิงจำนวนสิบครั้ง

6.3 การใช้งานกับผู้ป่วยในโรงพยาบาล

ผู้ป่วยส่วนมากจะมึการทำงานของหัวใจและระบบหมุนเวียนโลหิตโดยประสิทธิภาพกว่าคนปกติ ดังนั้นการวัดอาจจะไม่ค่อยได้ผลในรายที่ผู้ป่วยมีหัวใจเต้นอ่อนมาก ทำให้การตรวจจับสัญญาณครบถ้วนในบางครั้งเป็นไปด้วยความไม่แน่นอน ซึ่งในกรณีที่จำเป็นจะต้องใช้วิธีการวัดแบบอื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.3 แสดงการใช้งานในโรงพยาบาล

ตัวอย่างที่	ความดันสูงสุด (มม.ปรอท)	ความดันเฉลี่ย (มม.ปรอท)	ความดันต่ำสุด (มม.ปรอท)	อัตราเต้นหัวใจ ครั้ง/นาที
1	100	86	80	60
2	100	88	82	62
3	105	89	82	62
4	97	84	78	57
5	112	94	86	60

ตารางที่ 6.3 แสดงผลการวัดตัวอย่างผู้ป่วยจำนวนห้าครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

สรุปผลงานวิจัยและแนวทางการพัฒนา

การวัดความดันโลหิตทางอ้อมโดยวิธี NON-INVASIVE CUFF คือการนำเอาคัมความดันมารัดที่แขนก่อนบน แล้วจึงเพิ่มความดันภายในคัมเพื่อกดและปิดกั้นทางเดินของโลหิต โดยความดันที่ใส่เข้าไปภายในคัมนี้จะมีค่าสูงกว่าค่าความดันโลหิตสูงสุด แล้วจึงปล่อยความดันค่อย ๆ ลดลงทีละน้อยพร้อม ๆ กับการตรวจจับสัญญาณเครื่องทอพอ ค่าความดันในขณะเกิดสัญญาณเครื่องทอพอแรกจะเป็นค่าความดันสูงสุด ค่าความดันในขณะเกิดสัญญาณเครื่องทอพอสุดท้ายจะเป็นค่าความดันต่ำสุด การวัดในวิธีนี้จะไม่ตรงกับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง และการตรวจวัดจะกระทำได้เป็นช่วง ๆ ตามการเต้นของหัวใจ

ในการออกแบบระบบรับรู้ความดันนั้นทรานสดิวเซอร์จะต้องมีคุณสมบัติเป็นเชิงเส้น ตลอดช่วงการทำงาน การตรวจจับสัญญาณเครื่องทอพอจะใช้เปียโซอิเล็กทริก ไมโครโฟน เป็นอุปกรณ์ตรวจจับโดยคุณสมบัติทางความถี่ตอบสนองประมาณ 20 ถึง 2000 Hz แต่คุณสมบัติของสัญญาณเครื่องทอพอนั้นจะมีความถี่ประมาณ 400 ถึง 500 Hz ดังนั้นสัญญาณที่ตรวจจับมาได้ทั้งหมดจะถูกนำไปผ่านวงจรกรองความถี่ ซึ่งใช้เป็นแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกรองความถี่สูงผ่านต่ออนุกรมกัน เพื่อให้ได้ระยะผ่านของความถี่ที่มีความกว้างขึ้น

การทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตจะถูกควบคุมการทำงานโดยไมโครโปรเซสเซอร์ การวัดสามารถกำหนดระยะเวลาทำการวัดแต่ละครั้งได้ โดยเลือกการทำงานแบบอัตโนมัติ และการแสดงผลจะแสดงเป็นค่าตัวเลขบนหน้าปัด พร้อมทั้งส่งข้อมูลไปเขียนกราฟที่คอมพิวเตอร์เทอร์มินัล โดยผ่านระบบ RS-232

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่สร้างขึ้นเพื่อเป็นเครื่องต้นแบบเครื่องนี้ ได้ทำการทดลองใช้งานกับคนปกติ และผู้ป่วยในโรงพยาบาลแล้ว โดยการใช้งานกับผู้ป่วยนั้น ได้ทำการทดลองใช้งานที่หอวิชาผู้ป่วยโรคหัวใจ แผนกศัลยศาสตร์หัวใจ โรงพยาบาลรามารชิบัติ จากการทดลองครั้งแรกนั้นประสบปัญหาเกี่ยวกับเทคนิคการใช้งานและอุปกรณ์เล็กน้อย คือสายต่อลื่นเกินไปและการวางตัวตรวจจับสัญญาณเครื่องทอพอไม่ตรงจุดเส้นโลหิตแดง แต่เมื่อแก้ไขแล้วปรากฏว่าผลการวัดมีความเที่ยงตรงที่ยอมรับได้ ดังแสดงในตารางที่ 7.1 ที่โดยการวัดเปรียบเทียบกับ การวัดโดยใช้หูฟัง

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่	ผลการวัดของเครื่อง			ผลการวัดของ มม.ปรอท	
	สูงสุด	ต่ำสุด	เฉลี่ย	สูงสุด	ต่ำสุด
1	120	80	93	120	80
2	125	90	102	125	86
3	110	70	83	109	70
4	115	95	102	114	93
5	122	72	89	120	70
6	130	95	107	135	98
7	105	60	75	103	63
8	130	80	97	130	80
9	120	90	100	122	92
10	135	95	108	133	94

ตารางที่ 7.1 แสดงผลการวัดเปรียบเทียบระหว่างเครื่องต้นแบบและการใช้หูฟัง

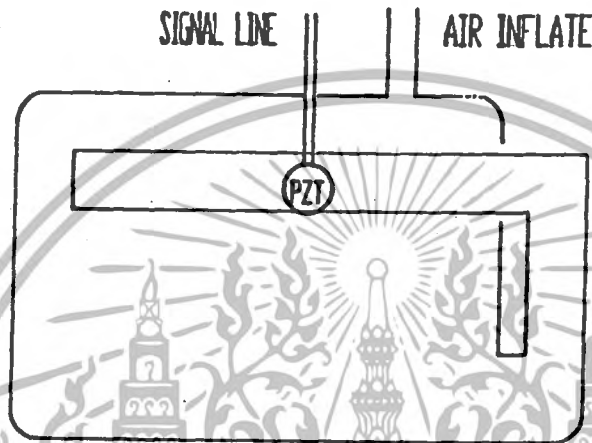
7.1 ปัญหาที่เกิดขึ้นและการแก้ไข

จากการทดลองใช้งานครั้งแรกพบปัญหาเนื่องจากสายต่อของคัมลินเกินไปทำให้เกิดความยุ่งยากในการติดตั้งใช้งานที่ห้องดูแลผู้ป่วยหนัก จึงจำเป็นต้องใช้สายต่อที่ยาวขึ้นและต้องใช้สายที่มีการป้องกันสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ด้วย

การทดลองครั้งที่สองพบว่าเทคนิคการวางตัวตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ จะต้องวางให้อยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางและแนบสนิท สิ้นโลหิตแดงพอดี เพื่อให้สามารถรับเสียงครอทคอฟได้ดีที่สุด ดังนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้ซึ่ง ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คัพที่จะใช้จึงต้องออกแบบถูกลมเป็นพิเศษ โดยบริเวณที่ติดตั้งตัวตรวจจับสัญญาณครอทคอฟจะออกแบบให้ถูกลมมีความหนาเป็นสองชั้น ดังแสดงในรูปที่ 7.1



รูปที่ 7.1 แสดงถูกลมภายในคัพและการวางตัวตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ

นอกจากนี้ยังพบว่าผ้าที่ใช้ทำคัพ ควรจะเป็นผ้าที่มีเนื้อละเอียด และ ไม่ลื่นจนเกินไป เช่น ผ้าฝ้าย แถบที่ติดตั้งจะต้องมีขนาดใหญ่และแข็งแรง เพราะในขณะที่มีความดันเพิ่มขึ้นหรือลดลงจะทำให้คัพขยายตัวจนหลุดออกจากกันและในบางครั้งจะทำให้เกิดการรบกวนได้

7.2 ข้อดีและข้อเสียของเครื่อง

จากการใช้งานที่ผ่านมาสามารถแบ่งแยกข้อดีและข้อเสียในการใช้งานออกเป็นสองลักษณะคือ การใช้งานโดยทำการวัดเพียงครั้งเดียว ซึ่งในกรณีนี้จะเสียเวลาในการเช็คเครื่องเท่ากับ การวัดแบบปรอท ดังนั้นการวัดแบบนี้จึงไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องอัตโนมัติ

การใช้งานในกรณีที่ต้องการวัดหลายครั้งอย่างต่อเนื่อง จะช่วยให้ประหยัดเวลาได้โดยการเช็คเครื่องเพียงครั้งเดียว และสามารถกำหนดระยะเวลาในการวัดได้ ข้อดีของเครื่องสามารถจำแนกต่อไปได้อีกคือ

- 1) สะดวกในการใช้งาน เพราะสามารถทำการวัดโดยอัตโนมัติได้
- เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของบริษัทฯ ซึ่งเนื้อหาในเอกสารนี้ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 2) น้ำหนักเบากว่าของต่างประเทศ
- 3) สามารถใช้งานได้เทียบเท่ากับของต่างประเทศ
- 4) ต้นทุนการผลิตต่ำ เนื่องจากใช้วิธีการสร้างที่ไม่ซับซ้อน
- 5) สามารถใช้อุปกรณ์ที่มีขายภายในประเทศ เช่นคันความดัน

7.3 แนวทางการพัฒนา

ถึงแม้ว่าเครื่องวัดความดันโลหิตแบบนี้จะมีความสะดวกในการใช้งานมากกว่าวิธีเดิม แต่มีข้อบกพร่องในส่วนของโปรแกรมการทำงาน และอุปกรณ์อยู่บ้าง ดังนั้นการพิจารณาขั้นตอนต่อไปที่จะกระทำในสองด้านคือ

1. วัสดุอุปกรณ์จะต้องให้มีคุณภาพสูงขึ้น
2. โปรแกรมการทำงาน จะเปลี่ยนแปลงดังต่อไปนี้คือ

การเพิ่มความดันเข้าไปภายในคันจะเริ่มที่ 150 มม.ปรอท แล้วตรวจจับสัญญาณครบคอง ถ้ายังจับสัญญาณไม่ได้ก็จะเพิ่มเป็น 200 และ 250 มม.ปรอท ตามลำดับ การกำหนดความดันที่จะใส่เข้าไปในคันนั้น จะกำหนดเท่าใดก็ได้ได้ตามความเหมาะสม

กิตติกรรมประกาศ
(ACKNOWLEDGMENT)

กราบขอบพระคุณ พี่เอกไสว เลิศประเสริฐ คุณแม่สุภรณ์ เลิศประเสริฐ พี่โท
เปลี่ยน วรรณรักษ์ และคุณชายบังอร วรรณรักษ์ ที่ให้ความอุปการะและสนับสนุนมาโดยตลอด

กราบขอบพระคุณ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ และ รศ.ดร.สมเกียรติ ศุภเศรษฐ์ ผู้ประสิทธิ์
ประสาทวิชาความรู้ ตลอดจนให้คำปรึกษาทางด้านวิชาการและแนวทางแก้ไขปัญหาต่าง ๆ ให้ลุล่วงด้วยดี
และขอขอบคุณอาจารย์ อรรถสิทธิ์ หล้าสกุล ที่ช่วยเหลือในการใช้เครื่องมือสำหรับการทดลอง

กราบขอบพระคุณ รศ.นพ.สมบูรณ์ บุญเกษม แห่งหน่วยศัลยศาสตร์หัวใจ โรงพยาบาล
รามธิบดี นพ.ปิยพันธ์ ภมรสิงห์ แห่งโรงพยาบาลพระพุทธชินราช พิษณุโลก ที่ให้คำแนะนำทางการ
แพทย์และการใช้งานกับผู้ป่วยจริง

กราบขอบพระคุณ Mr. CAMEL DAHAN ที่อำนวยความสะดวกในการทำงาน จนทำ
ให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี จึงขอแสดงความขอบคุณทุกท่านมา ณ ที่นี้

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] R.W. WARE, SENIOR MEMBER, IEEE, AND W.L. ANDERSON, SENIOR MEMBER, IEEE:
"SPECTRAL ANALYSIS OF KOROTKOFF SOUNDS", IEEE TRANSACTIONS ON
BIO-MEDICAL ENGINEERING, VOL.BME-13, NO.4, OCTOBER, 1966
- [2] RAVI MAHESWARAN, ALEXANDER V.ZEZVLKA, JASWINDER S. GILL, MICHELE
BEEVERS, PAUL DAVIES AND D.GARETH BEEVERS: "CLINICAL EVALUATION OF THE
COPAL UA-251 AND THE DINAMAP 1848 AUTOMATIC BLOODPRESSURE MONITORS",
JOURNAL OF MEDICAL ENGINEERING & TECHNOLOGY, VOLUME 12, NO.4,
JULY-AUGUST 1988, P.160-163
- [3] BARRY N. FEINBERG: "APPLIED CLINICAL ENGINEERING", PRENTICE-HALL 1986,
P.135-157
- [4] JOHN R. CAMERON, JAMES G.SKOFRONICK: "MEDICAL PHYSICS", JOHN WILEY &
SONS, 1987, P.160-173
- [5] RICHARD S.C.COBOLD: "TRANSDUCERS FOR BIOMEDICAL MEASUREMENT JOHN WILEY
& SONS, 1974, P.194-240
- [6] JOSEPH CARR: "OP-AMP CIRCUIT DESIGN & APPLICATION", TAB BOOKS, 1976,
P.52-58, P.144-154
- [7] JAMES W.COFRON: "Z-80 APPLICATION", SYBEX, 1983, P.6-177
- [8] WILLIAM BARDEN: " Z-80 MICROCOMPUTER DESIGN PROJECTS", HOWARD W.SAMS
CO, 1980, P.19-58
- [9] CONSTANTINE H. HUPIS, GARY B.CAMONT: "DIGITAL CONTROL SYSTEMS",
McGRAW-HILL, 1987
- [10] RAMAKANT GAYAKWAD, LEONARD SOKOLOFF: "ANALOG AND DIGITAL CONTROL
SYSTEMS", PRENTICE-HALL, 1988.
- [11] กิตินล ชิตสกุล, : "ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันโลหิตและการแสดงผล", วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญา
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยี
พระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปีการศึกษา 2529.

- [12] พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ, ยุทธนา คัดใจเคี้ยว, นิชัย คูศิริวานิชกร, รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์, :
"เครื่องวัดความดันโลหิตควบคุมโดยไมโครโปรเซสเซอร์", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรม
ไฟฟ้า ครั้งที่ 13, 2533, P.41-49.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

000000
000000
000000
000000 31FF26
000003 3E80
000005 D30F
000007 3E00
000009 4F
00000A CDDC03
00000D CDF403
000010 3E0F
000012 D30E
000014 CD4F04
000017 3E92
000019 D307
00001B D305
00001D DB05
00001F CB47
000021 CAC701

```

```

CPU "Z80.TBL"
HOF "BIN16"
org 0000H
LD SP,026FFH
LD A,080H
OUT (0FH),A
LD A,00H
LD C,A
CALL BIN
CALL PAB
LD A,0FH
OUT (0EH),A
CALL DELAY3
LD A,092H
OUT (07H),A
OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 0,A
JP Z,AUTO

```

```

000024 3E00
000026 D306
000028 3E0E
00002A D306
00002C D304
00002E CD3E04
000031 DB04
000033 47
000034 3EDC
000036 98
000037 20F3

```

LOOP1:

```

LD A,00H
OUT (06H),A
LD A,0EH
OUT (06H),A
OUT (04H),A
CALL DELAY1
IN A,(04)
LD B,A
LD A,0DCH
SBC A,B
JR NZ,LOOP1

```

```

000039 3E04
00003B D306
00003D CD4304
000040 013020
000043 3E00
000045 02
000046 03
000047 21A020
00004A ED42
00004C 30F5
00004E 210000
000051 213020
000054 E5
000055 3E04
000057 D306

```

LOOP4:

```

LD A,04H
OUT (06H),A
CALL DELAY2
LD BC,02030H
LD A,00H
LD (BC),A
INC BC
LD HL,020A0H
SBC HL,BC
JR NC,LOOP4
LD HL,00H
LD HL,02030H

```

LOOP2:

```

PUSH HL
LD A,04H
OUT (06),A

```

```

000059 D305
00005B DB05
00005D CB77
00005F 2015

```

```

OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 6,A
JR NZ,LOOP7

```

```

000061 D304
000063 CD3E04
000066 DB04
000068 0628
00006A 98
00006B DAF300
00006E D5

```

```

OUT (04),A
CALL DELAY1
IN A,(04)
LD B,028H
SBC A,B
JP C,LOOP5
PUSH DE

```

เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 มิว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

00006F	0601		LD	B,01H
000071	D1		POP	DE
000072	E1		POP	HI
000073	C35400		JP	LOOP2
000076	D305	LOOP7:	OUT	(05),A
000078	DB05		IN	A,(05)
00007A	CB77		BIT	6,A
00007C	20F8		JR	NZ,LOOP7
00007E	AF		XOR	A
00007F	D304		OUT	(04),A
000081	CD3E04		CALL	DELAY1
000084	DB04		IN	A,(04)
000086	E1		POP	HL
000087	77		LD	(HL),A
000088	227020		LD	(02070H),HL
00008B	23		INC	HL
00008C	E5		PUSH	HL
00008D	D5		PUSH	DE
00008E	110000		LD	DE,00H
000091	D305	LOOP8:	OUT	(05),A
000093	DB05		IN	A,(05)
000095	CB6F		BIT	5,A
000097	28F8		JR	Z,LOOP8
000099	D305	LOOP9:	OUT	(05),A
00009B	DB05		IN	A,(05)
00009D	CB6F		BIT	5,A
00009F	20F8		JR	NZ,LOOP9
0000A1	13		INC	DE
0000A2	ED539020		LD	(02090H),DE
0000A6	D305		OUT	(05),A
0000A8	DB05		IN	A,(05)
0000AA	CB77		BIT	6,A
0000AC	28E3		JR	Z,LOOP8
0000AE	D1		POP	DE
0000AF	D304	LOOP11:	OUT	(04),A
0000B1	CD3E04		CALL	DELAY1
0000B4	DB04		IN	A,(04)
0000B6	0628		LD	B,028H
0000B8	98		SBC	A,B
0000B9	DAF300		JP	C,LOOP5
0000BC	D305		OUT	(05),A
0000BE	DB05		IN	A,(05)
0000C0	CB77		BIT	6,A
0000C2	20EB		JR	NZ,LOOP11
0000C4	AF	LOOP10:	XOR	A
0000C5	D304		OUT	(04),A
0000C7	CD3E04		CALL	DELAY1
0000CA	DB04		IN	A,(04)
0000CC	E1		POP	HL
0000CD	77		LD	(HL),A

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0000CE 227020		LD	(02070H),HL
0000D1 23		INC	HL
0000D2 E5		PUSH	HL
0000D3 D304	LOOP6:	OUT	(04),A
0000D5 CD3E04		CALL	DELAY1
0000D8 DB04		IN	A,(04)
0000DA 0628		LD	B,028H
0000DC 98		SBC	A,B
0000DD DAF300		JP	C,LOOP5
0000E0 D305		OUT	(05),A
0000E2 DB05		IN	A,(05)
0000E4 CB77		BIT	6,A
0000E6 28EB		JR	Z,LOOP6
0000E8 D305	LOOP12:	OUT	(05),A
0000EA DB05		IN	A,(05)
0000EC CB77		BIT	6,A
0000EE 20F8		JR	NZ,LOOP12
0000F0 C3C400		JP	LOOP10
0000F3 3E00	LOOP5:	LD	A,00H
0000F5 D306		OUT	(06),A
0000F7 ED4B7020		LD	BC,(02070H)
0000FB 0A		LD	A,(BC)
0000FC 327220		LD	(02072H),A
0000FF 210200		LD	HL,02H
000102 ED5B7220		LD	DE,(02072H)
000106 CDFB03		CALL	MUL16
000109 3A3020		LD	A,(02030H)
00010C 85		ADD	A,L
00010D 6F		LD	L,A
00010E 3E00		LD	A,0
000110 8C		ADC	A,H
000111 67		LD	H,A
000112 110300		LD	DE,03
000115 CD1104		CALL	UDIV16
000118 227320		LD	(02073H),HL
00011B ED5B9020		LD	DE,(02090H)
00011F 210800		LD	HL,08
000122 CDFB03		CALL	MUL16
000125 EB		EX	DE,HL
000126 2160EA		LD	HL,0EA60H
000129 CD1104		CALL	UDIV16
00012C 227420		LD	(02074H),HL
00012F 3EFD		LD	A,0FDH
000131 D37D		OUT	(07DH),A
000133 3E15		LD	A,015H
000135 D37D		OUT	(07DH),A
000137 3A3020	LOOPL:	LD	A,(02030H)
00013A D37C		OUT	(07CH),A
00013C DB7D	LOOPK:	IN	A,(07DH)
00013E CB47		BIT	0,A
000140 CA3C01		JP	Z,LOOPK
000143 E5		PUSH	HL
000144 D5		PUSH	DE
000145 CD5B04		CALL	DELAY4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000148 E1		POP	HL
000149 D1		POP	DE
00014A 3A7220		LD	A, (02072H)
00014D D37C		OUT	(07CH), A
00014F DB7D	LOOPM:	IN	A, (07DH)
000151 CB47		BIT	0, A
000153 CA4F01		JP	Z, LOOPM
000156 E5		PUSH	HL
000157 D5		PUSH	DE
000158 CD5B04		CALL	DELAY4
00015B E1		POP	HL
00015C D1		POP	DE
00015D 3A7320		LD	A, (02073H)
000160 D37C		OUT	(07CH), A
000162 DB7D	LOOPN:	IN	A, (07DH)
000164 CB47		BIT	0, A
000166 CA6201		JP	Z, LOOPN
000169 E5		PUSH	HL
00016A D5		PUSH	DE
00016B CD5B04		CALL	DELAY4
00016E E1		POP	HL
00016F D1		POP	DE
000170 3A7420		LD	A, (02074H)
000173 D37C		OUT	(07CH), A
000175 DB7D	LOOPO:	IN	A, (07DH)
000177 CB47		BIT	0, A
000179 CA7501		JP	Z, LOOPO
00017C 3E80		LD	A, 080H
00017E D30F		OUT	(0FH), A
000180 3A7420	M1:	LD	A, (02074H)
000183 4F		LD	C, A
000184 CD5B03		CALL	BIN
000187 CDF403		CALL	PAB
00018A 3E01		LD	A, 01H
00018C D30E		OUT	(0EH), A
00018E CD4F04		CALL	DELAY3
000191 3A3020		LD	A, (02030H)
000194 4F		LD	C, A
000195 CD5B03		CALL	BIN
000198 CDF403		CALL	PAB
00019B 3E02		LD	A, 02H
00019D D30E		OUT	(0EH), A
00019F CD4F04		CALL	DELAY3
0001A2 3A7220		LD	A, (02072H)
0001A5 4F		LD	C, A
0001A6 CD5B03		CALL	BIN
0001A9 CDF403		CALL	PAB
0001AC 3E04		LD	A, 04H
0001AE D30E		OUT	(0EH), A
0001B0 CD4F04		CALL	DELAY3
0001B3 3A7320		LD	A, (02073H)
0001B6 4F		LD	C, A
0001B7 CD5B03		CALL	BIN

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0001BA	CDF403		CALL	PAB
0001BD	3E08		LD	A,08H
0001BF	D30E		OUT	(0EH),A
0001C1	CD4F04		CALL	DELAY3
0001C4	C38001		JP	M1
0001C7	210000	AUTO:	LD	HL,00H
0001CA	D305	AUTOTIME:	OUT	(05),A
0001CC	DB05		IN	A,(05)
0001CE	CB57		BIT	2,A
0001D0	CAFD01		JP	Z,LOOPXXX
0001D3	3E80		LD	A,080H
0001D5	D30F		OUT	(0FH),A
0001D7	3AB020		LD	A,(020B0H)
0001DA	4F		LD	C,A
0001DB	CDDC03		CALL	BIN
0001DE	CDF403		CALL	PAB
0001E1	3E0F		LD	A,0FH
0001E3	D30E		OUT	(0EH),A
0001E5	3E92		LD	A,092H
0001E7	D307		OUT	(07H),A
0001E9	D305		OUT	(05),A
0001EB	DB05		IN	A,(05)
0001ED	CB4F		BIT	1,A
0001EF	20D9		JR	NZ,AUTOTIME
0001F1	E5		PUSH	HL
0001F2	CD4304		CALL	DELAY2
0001F5	E1		POP	HL
0001F6	23		INC	HL
0001F7	22B020		LD	(020B0H),HL
0001FA	C3CA01		JP	AUTOTIME
0001FD	3E80	LOOPXXX:	LD	A,080H
0001FF	D30F		OUT	(0FH),A
000201	3E00		LD	A,00H
000203	4F		LD	C,A
000204	CDDC03		CALL	BIN
000207	CDF403		CALL	PAB
00020A	3E0F		LD	A,0FH
00020C	D30E		OUT	(0EH),A
00020E	CD4F04		CALL	DELAY3
000211	3E92		LD	A,092H
000213	D307		OUT	(07H),A
000215	3E00		LD	A,00H
000217	D306		OUT	(06H),A
000219	3E0F		LD	A,0FH
00021B	D306		OUT	(06H),A
00021D	D304	LOOP31:	OUT	(04H),A
00021F	CD3E04		CALL	DELAY1
000222	DB04		IN	A,(04)
000224	47		LD	B,A
000225	3EDC		LD	A,0DCH
000227	98		SBC	A,B
000228	20F3		JR	NZ,LOOP31
00022A	3E04		LD	A,04H
00022C	D306		OUT	(06),A
00022E	CD4304		CALL	DELAY2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000231 013020
 000234 3E00
 000236 02
 000237 03
 000238 21A020
 00023B ED42
 00023D 30F5
 00023F 210000
 000242 213020
 000245 E5
 000246 3E04
 000248 D306
 00024A D305
 00024C DB05
 00024E CB77
 000250 2015
 000252 D304
 000254 CD3E04
 000257 DB04
 000259 0628
 00025B 98
 00025C DAE402
 00025F D5
 000260 0601
 000262 D1
 000263 E1
 000264 C34502
 000267 D305
 000269 DB05
 00026B CB77
 00026D 20F8
 00026F AF
 000270 D304
 000272 CD3E04
 000275 DB04
 000277 E1
 000278 77
 000279 227020
 00027C 23
 00027D E5
 00027E D5
 00027F 110000
 000282 D305
 000284 DB05
 000286 CB6F
 000288 28F8
 00028A D305
 00028C DB05
 00028E CB6F
 000290 20F8
 000292 13
 000293 ED539020
 000297 D305
 000299 DB05
 00029B CB77
 00029D 28E3
 00029F D1

LOOP34:

LOOP32:

LOOP37:

LOOP38:

LOOP39:

LOOP41:

LD BC,02030H
 LD A,00H
 LD (BC),A
 INC BC
 LD HL,020A0H
 SBC HL,BC
 JR NC,LOOP34
 LD HL,00H
 LD HL,02030H
 PUSH HL
 LD A,04H
 OUT (06),A
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 6,A
 JR NZ,LOOP37
 OUT (04),A
 CALL DELAY1
 IN A,(04)
 LD B,028H
 SBC A,B
 JP C,LOOP35
 PUSH DE
 LD B,01H
 POP DE
 POP HL
 JP LOOP32
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 6,A
 JR NZ,LOOP37
 XOR A
 OUT (04),A
 CALL DELAY1
 IN A,(04)
 POP HL
 LD (HL),A
 LD (02070H),HL
 INC HL
 PUSH HL
 PUSH DE
 LD DE,00H
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 5,A
 JR Z,LOOP38
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 5,A
 JR NZ,LOOP39
 INC DE
 LD (02090H),DE
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 6,A
 JR Z,LOOP38
 POP DE
 OUT (04),A
 CALL DELAY1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0002A5 DB04
 0002A7 0628
 0002A9 98
 0002AA DAE402

IN A,(04)
 LD B,028H
 SBC A,B
 JP C,LOOP35

0002AD D305
 0002AF DB05
 0002B1 CB77
 0002B3 20EB
 0002B5 AF
 0002B6 D304
 0002B8 CD3E04
 0002BB DB04
 0002BD E1
 0002BE 77
 0002BF 227020

LOOP40:

OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 6,A
 JR NZ,LOOP41
 XOR A
 OUT (04),A
 CALL DELAY1
 IN A,(04)
 POP HL
 LD (HL),A
 LD (02070H),HL
 INC HL

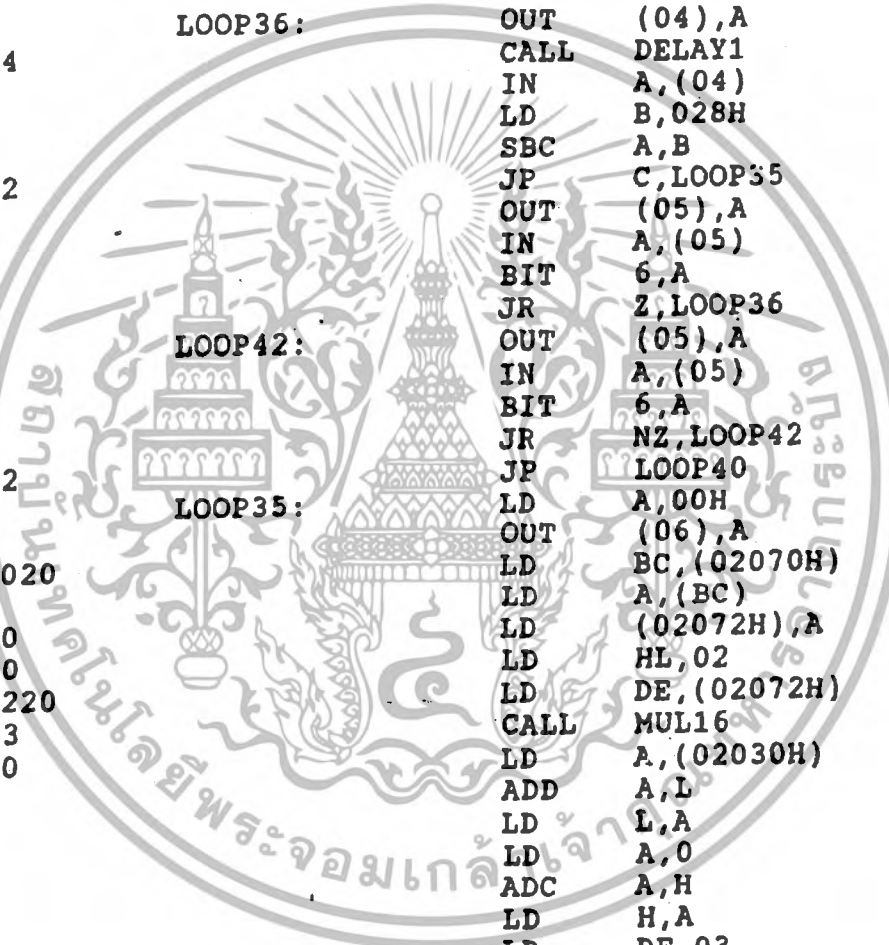
0002C2 23
 0002C3 E5
 0002C4 D304
 0002C6 CD3E04
 0002C9 DB04
 0002CB 0628
 0002CD 98
 0002CE DAE402
 0002D1 D305
 0002D3 DB05
 0002D5 CB77
 0002D7 28EB
 0002D9 D305
 0002DB DB05
 0002DD CB77
 0002DF 20F8
 0002E1 C3B502
 0002E4 3E00
 0002E6 D306
 0002E8 ED4B7020
 0002EC 0A
 0002ED 327220
 0002F0 210200
 0002F3 ED5B7220
 0002F7 CDFB03
 0002FA 3A3020
 0002FD 85
 0002FE 6F
 0002FF 3E00
 000301 8C
 000302 67
 000303 110300
 000306 CD1104
 000309 227320
 00030C ED5B9020
 000310 210800
 000313 CDFB03
 000316 EB
 000317 2160EA
 00031A CD1104
 00031D 227420
 000320 3EFD
 000322 D37D
 000324 3E15

LOOP36:

PUSH HL
 OUT (04),A
 CALL DELAY1
 IN A,(04)
 LD B,028H
 SBC A,B
 JP C,LOOP35
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 6,A
 JR Z,LOOP36
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 6,A
 JR NZ,LOOP42
 JP LOOP40
 LD A,00H
 OUT (06),A
 LD BC,(02070H)
 LD A,(BC)
 LD (02072H),A
 LD HL,02
 LD DE,(02072H)
 CALL MUL16
 LD A,(02030H)
 ADD A,L
 LD L,A
 LD A,0
 ADC A,H
 LD H,A
 LD DE,03
 CALL UDIV16
 LD (02073H),HL
 LD DE,(02090H)
 LD HL,08
 CALL MUL16
 EX DE,HL
 LD HL,0EA60H
 CALL UDIV16
 LD (02074H),HL
 LD A,0FDH
 OUT (07DH),A
 LD A,015H

LOOP42:

LOOP35:



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000326 D37D		OUT	(07DH),A
000328 3A3020	LOOPL2:	LD	A,(02030H)
00032B D37C		OUT	(07CH),A
00032D DB7D	LOOPK2:	IN	A,(07DH)
00032F CB47		BIT	0,A
000331 CA2D03		JP	Z,LOOPK2
000334 E5		PUSH	HL
000335 D5		PUSH	DE
000336 CD5B04		CALL	DELAY4
000339 E1		POP	HL
00033A D1		POP	DE
00033B 3A7220		LD	A,(02072H)
00033E D37C	LOOPM2:	OUT	(07CH),A
000340 DB7D		IN	A,(07DH)
000342 CB47		BIT	0,A
000344 CA4003		JP	Z,LOOPM2
000347 E5		PUSH	HL
000348 D5		PUSH	DE
000349 CD5B04		CALL	DELAY4
00034C E1		POP	HL
00034D D1		POP	DE
00034E 3A7320		LD	A,(02073H)
000351 D37C	LOOPN2:	OUT	(07CH),A
000353 DB7D		IN	A,(07DH)
000355 CB47		BIT	0,A
000357 CA5303		JP	Z,LOOPN2
00035A E5		PUSH	HL
00035B D5		PUSH	DE
00035C CD5B04		CALL	DELAY4
00035F E1		POP	HL
000360 D1		POP	DE
000361 3A7420		LD	A,(02074H)
000364 D37C	LOOPO2:	OUT	(07CH),A
000366 DB7D		IN	A,(07DH)
000368 CB47		BIT	0,A
00036A CA6603		JP	Z,LOOPO2
00036D 110000		LD	DE,00H
000370 D5	LOOP888:	PUSH	DE
000371 3E80		LD	A,080H
000373 D30F		OUT	(0FH),A
000375 3A7420		LD	A,(02074H)
000378 4F		LD	C,A
000379 CDDC03		CALL	BIN
00037C CDF403		CALL	PAB
00037F 3E01		LD	A,01H
000381 D30E		OUT	(0EH),A
000383 CD4F04		CALL	DELAY3
000386 3A3020		LD	A,(02030H)
000389 4F		LD	C,A
00038A CDDC03		CALL	BIN
00038D CDF403		CALL	PAB
000390 3E02		LD	A,02H
000392 D30E		OUT	(0EH),A
000394 CD4F04		CALL	DELAY3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000397 3A7220
 00039A 4F
 00039B CDDC03
 00039E CDF403
 0003A1 3E04
 0003A3 D30E
 0003A5 CD4F04

LD A,(02072H)
 LD C,A
 CALL BIN
 CALL PAB
 LD A,04H
 OUT (0EH),A
 CALL DELAY3

0003A8 3A7320
 0003AB 4F
 0003AC CDDC03
 0003AF CDF403
 0003B2 3E08
 0003B4 D30E
 0003B6 CD4F04
 0003B9 D1
 0003BA 3E92
 0003BC D307
 0003BE D305
 0003C0 DB05
 0003C2 CB5F
 0003C4 C27003
 0003C7 D305
 0003C9 DB05
 0003CB CB5F
 0003CD 28F8
 0003CF 13
 0003D0 2AB020
 0003D3 AF
 0003D4 ED52
 0003D6 3098
 0003D8 C3FD01
 0003DB 76

LD A,(02073H)
 LD C,A
 CALL BIN
 CALL PAB
 LD A,08H
 OUT (0EH),A
 CALL DELAY3
 POP DE
 LD A,092H
 OUT (07H),A
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 3,A
 JP NZ,LOOP888
 OUT (05),A
 IN A,(05)
 BIT 3,A
 JR Z,LOOP999
 INC DE
 LD HL,(020B0H)
 XOR A
 SBC HL,DE
 JR NC,LOOP888
 JP LOOPXXX
 HALT

LOOP999:

BIN:

S1:

PAB:

MUL16:

0003DC F5
 0003DD C5
 0003DE 110000
 0003E1 0608
 0003E3 CB21
 0003E5 7B
 0003E6 8F
 0003E7 27
 0003E8 5F
 0003E9 7A
 0003EA 8F
 0003EB 27
 0003EC 57
 0003ED 05
 0003EE C2E303
 0003F1 F1
 0003F2 C1
 0003F3 C9
 0003F4 7B
 0003F5 D30C
 0003F7 7A
 0003F8 D30D
 0003FA C9

PUSH AF
 PUSH BC
 LD DE,00
 LD B,8
 SLA C
 LD A,E
 ADC A,A
 DAA
 LD E,A
 LD A,D
 ADC A,A
 DAA
 LD D,A
 DEC B
 JP NZ,S1
 POP AF
 POP BC
 RET
 LD A,E
 OUT (0CH),A
 LD A,D
 OUT (0DH),A
 RET

LD C,L

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่วากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0003FC 44
 0003FD 210000
 000400 3E0F
 000402 CB23
 000404 CB12
 000406 3001
 000408 09
 000409 29
 00040A 3D
 00040B 20F5
 00040D B2
 00040E F0
 00040F 09
 000410 C9

MLP:

MLP1:

LD B,H
 LD HL,00
 LD A,15
 SLA E
 RL D
 JR NC,MLP1
 ADD HL,BC
 ADD HL,HL
 DEC A
 JR NZ,MLP
 OR D
 RET P
 ADD HL,BC
 RET

000411 7B
 000412 B2
 000413 2007
 000415 210000
 000418 54
 000419 5D
 00041A 37
 00041B C9
 00041C 4D
 00041D 7C
 00041E 210000
 000421 0610
 000423 B7
 000424 CB11
 000426 17
 000427 CB15
 000429 CB14
 00042B E5
 00042C ED52
 00042E 3F
 00042F 3801
 000431 E3
 000432 33
 000433 33
 000434 10EE
 000436 EB
 000437 CB11
 000439 69
 00043A 17
 00043B 67
 00043C B7
 00043D C9

UDIV16:

DIVIDE:

DVLOOP:

DROP:

LD A,E
 OR D
 JR NZ,DIVIDE
 LD HL,00
 LD D,H
 LD E,L
 SCF
 RET
 LD C,L
 LD A,H
 LD HL,00
 LD B,16
 OR A
 RL C
 RLA
 RL L
 RL H
 PUSH HL
 SBC HL,DE
 CCF
 JR C,DROP
 EX (SP),HL
 INC SP
 INC SP
 DJNZ DVLOOP
 EX DE,HL
 RL C
 LD L,C
 RLA
 LD H,A
 OR A
 RET

00043E 06FF
 000440 10FE
 000442 C9

DELAY1:
 LOOPA:

LD B,OFFH
 DJNZ LOOPA
 RET

000443 11FFFF
 000446 21FF01
 000449 19
 00044A 38FD
 00044C 10F8
 00044E C9

DELAY2:
 D1:
 LOOPB:

LD DE,-1
 LD HL,01FFH
 ADD HL,DE
 JR C,LOOPB
 DJNZ D1
 RET

00044F 11FFFF

DELAY3:

LD DE,-1

เอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับว่าได้อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000452 210100
000455 19
000456 38FD
000458 10F8
00045A C9

D2:
LOOPC:

LD HL,00001H
ADD HL,DE
JR C,LOOPC
DJNZ D2
RET

00045B 11FFFF
00045E 21FF00
000461 19
000462 38FD
000464 10F8
000466 C9
000000

DELAY4:
D3:
LOOPD:

LD DE,-1
LD HL,OFFH
ADD HL,DE
JR C,LOOPD
DJNZ D3
RET
END



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ข.

โปรแกรมใช้งานของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

program mypro;
uses graph,crt;
Const
    SEGMENTS = 30;
    MAX_DATA = 56;
Type ptT = Array[0..3,0..1] of integer;
    aT = Array[-2..MAX_DATA+1,0..1] of integer;
    coeffT = Array[0..19] of double;
    savelink = array[0..24000] of byte;
var
    save : savelink;
    data_num : integer;
    a : aT;
    f1 : file of aT;
    ch : char;
    c,c1,c2,c3,c4,c6 : integer;
    d,g1,g2,x1,refer2 : integer;
    refere,r,i ,x2,y2 : integer;
    f : real;
    co1,co2,co3,co4,co5 : integer;
    co6,co7,co8,co9,co10 : integer;
    ch1,ch2,g3 : integer;
    flag : integer;
    p1 : string[3];
    x3,y3,x4,y4,x5,y5 : integer;
    x6,y6,g : integer;
    { aa : array[0..840] of integer;}
const VH = 220;
    VW = 640;
var px,py : integer;
    xf,yf : double;
{
    This procedure save data from current input
    to the file specific if file exit then
    it rewrite to that file
}
procedure writefile;
var filename : string[12];
begin
    clrscr;
    write('Enter file name to save data : ');
    readln(filename);
    assign(f1,filename);
    rewrite(f1);
    if iorresult = 0 then begin
        write(f1,a);
        close(f1);
    end else
    begin
        write('Write error');
        write(' Press any key');
        ch := readkey;
    end;
end;
end;

```

Make virtual corrdinate to work correctly
to any different monitor.

Run this procedure before use virtual corrdinate

) ไม่วากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

procedure setfactors;
begin
    px := getmaxx;
    py := getmaxy;
    xf := px / VW;
    yf := py / VH;
end;
{
    This procedure use for virtual corrdinate
    Use      : dx(virtual_corrdinate)
    Return  : real corrdinate
}
function dx(vx : integer) : integer;
begin
    dx := round(xf * vx);
end;
{
    This procedure use for virtual corrdinate
    Use      : dy(virtual_corrdinate)
    Return  : real corrdinate
}
function dy(vy : integer) : integer;
begin
    dy := round((yf * vy));
end;
{ Set graphic mode }
procedure checkstart;
var
    gd,gm,errorcode : integer;
    color            : word;
begin
    gd := detect;
    initgraph(gd,gm,'');
    errorcode := graphresult;
    if errorcode <> grok then
        begin
            writeln('graphics error :',grapherrormsg(errorcode));
            writeln('program abortd...');
            halt(1);
        end;
end;
{ Write Text }
procedure writetext;
var p2,p3,p5,p6 : string;
begin
    p2 := 'SYSTOLIC   =';
    p3 := 'DIASTOLIC  =';
    p5 := 'HEART RATE  =';
    p6 := 'MEAN         =';
    outtextxy(dx(100),dy(160),p2);
    outtextxy(dx(350),dy(160),p3);
    outtextxy(dx(100),dy(180),p5);
    outtextxy(dx(350),dy(180),p6);
end;
{ Display graph scale }
procedure displaydetail;
var
    x,y,z,n      : integer;
    p             : string[3];
    q,r          : string;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

color          : word;
begin
  color := getmaxcolor;
  x := 100;
  line(dx(x),dy(0),dx(100),dy(150));
{
  for y := 0 to 150 do
    begin
      putpixel(dx(x),dy(y),color);
    end;
  line(dx(100),dy(150),dx(640),dy(150));
{
  for x := 100 to 640 do
    putpixel(dx(x),dy(y),color);
n := 320;
for z := 0 to 15 do
  begin
    x := 15;
    y := 10*z-3;
    q := 'mmHg';
    n := n-20;
    if n < 100 then
      if n < 10 then x := x+14
      else
        x := x +7;
    r := '-';
    str(n,p);
    outtextxy(dx(x),dy(y),p);
    outtextxy(dx(45),dy(y),q);
    outtextxy(dx(90),dy(y),r);
  end;
end;
{ not use now
procedure displaywave( x1,c:integer);
var
  color2
  delp
begin
  color2 := getmaxcolor;
{
  delp := aa[x1];
  if delp := 0 then delp := 1;
  putpixel(x1,150-delp,0);
{
  aa[x1] := c;
  putpixel(x1,150-c,color2);
end;
}
{
  This procedure set prototype of communication
  uses RS-232
}
procedure setcom;
var
  sts      : byte;
begin
  port[$3FB] := 128;
  port[$3F9] := 0;
  port[$3F8] := $60;
  port[$3FB] := $7F;
  port[$3F9] := 1;
  sts := port[$3F8];
  port[$3FC] := $0A;
end;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของสำนักงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
/* drawing Beizier curves in 2D */

/* BEZIER.C Functions for drawing Bezier curves in 2D */
/* Assumes display is in graphics mode via a .BGI files */
/* -----*/
}
function fact (q : integer) : double;
var f : double;
    i : integer;
begin
    f := 1;
    for i := q downto 2 do
        f := f * i;
    fact := f;
end;

function cc (n : integer; i : integer) : double;
begin
    cc := (fact (n) / (fact (i) * fact (n-i)));
end;

function blend (i,n : integer;u,binomial : double) : double;
var partial : double;
    j : integer;
begin
    partial := binomial;
    for j := 1 to i do
        partial := partial * u;
    for j := 1 to (n-i) do
        partial := partial * (1.0 - u);
    blend := partial;
end;

{
Return coordinates for current 'u'
}
procedure bezierFcn (var x,y : double;u : double;
                    var coeff : coeffT; n : integer;
                    var p : ptT);

var i : integer;
    b : double;
begin
    x := 0;y := 0;
    for i := 0 to n do
        begin
            b := blend (i, n, u, coeff [i]);
            x := x + (b * p [i][0]);
            y := y + (b * p [i][1]);
        end;
end;

{
/* Draw a Bezier curve */
}
procedure drawBezier (var p : ptT;npts,segments : integer);
var i, oldx, oldy : integer;
    u, x, y : double;

```

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ไม่วารณมีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

coeff : coeffT;
begin
  for i := 0 to npts-1 do
    coeff [i] := cc (npts-1, i);
  for i := 0 to segments do
    begin
      u := i / segments;
      bezierFcn (x, y, u, coeff, npts-1, p);
      if i = 0 then
        begin
          oldx := round(x);
          oldy := round(y);
        end
      else begin
          line (dx(oldx), 325-dy(oldy), dx(round(x)),
              325-dy(round(y)));
          oldx := round(x);
          oldy := round(y);
        end;
      end;
    end;
end;

procedure force_point(var pt : ptT; a : aT;
                      n : integer);
var i : integer;
begin
  pt[0][0] := a[n-1][0];
  pt[0][1] := a[n-1][1];
  pt[1][0] := a[n-1][0]+8;
  pt[1][1] := (2*a[n-1][1]) - round((a[n-1][1]+a[n-2][1])/2)
              - round(((2*a[n-1][1]-a[n-2][1]-a[n][1])/2));
  pt[2][0] := a[n-1][0]+12;
  pt[2][1] := round((a[n][1]+a[n-1][1])/2)
              + round(((2*a[n][1]-a[n-1][1]-a[n+1][1])/2));
  pt[3][0] := a[n][0];
  pt[3][1] := a[n][1];
end;

procedure curve(data_num : integer);
var i : integer;
Var pt : ptT;
    n : Byte;
const color : Integer = 1;

Begin
  {
    setlinestyle (SOLID_LINE, 0, NORM_WIDTH);
    if (data_num = 0) or (data_num = 1) then
      begin
        a[-1][0] := 0;
        a[-1][1] := a[0][1];
        a[-2][0] := 0;
        a[-2][1] := a[0][1];
        putpixel(dx(a[data_num][0]), 325-dy(a[data_num][1]), 2);
      end
    else
      begin
        setcolor (getmaxcolor);
        force_point(pt, a, data_num-1);
        drawBezier (pt, 4, SEGMENTS);
      end;
  }

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ไม่ควรกรณิใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

end;
end;
procedure curvel(start,stop : integer);
var color,data_num,i : integer;
    pt : ptT;
begin
    clearviewport;
    if (start = 0) then
    begin
        a[start-1][0] := 0;
        a[start-1][1] := a[0][1];
        a[start-2][0] := 0;
        a[start-2][1] := a[0][1];

end;
a[start][0] := 0;
for i := start+1 to stop do
    a[i][0] := a[i-1][0] + 20;
for data_num := start+2 to stop do
begin
    setcolor (getmaxcolor);
    force_point(pt,a,data_num-1);
    drawBezier (pt, 4, SEGMENTS);
end;
end;
end;
{
This procedure read data from file specific
and display to monitor , graph can move left
or right by press arrow key
}
procedure readfile;
var filename : string[12];
    start,stop,data_num : integer;
begin
    clrscr;
    write('Enter file Name : ');
    readln(filename);
    assign(f1,filename);
    reset(f1);
    if ioread = 0 then
    begin
        read(f1,a);
        checkstart;
        setfactors;
        displaydetail;
        setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
        start := 0;
    {
        for data_num := start to start + 28 do
            curvel(START,START+28);
        setviewport(0,0,getmaxx,getmaxy,true);
        outtextxy(dx(getmaxx div 2 - 50),dy(VH)-9,
            'Press arrowkey to move graph, RETURN to exit');
        setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
        str(start,p1);
        outtextxy(dx(500),dy(5),p1);
        repeat
            ch := readkey;
            if ch = #00 then ch := readkey;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารราชการ ใช้เพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
case ch of
```

```
{ arrow left,down }
```

```
#75,#80 : begin
```

```
start := start + 1;  
if start >= MAX_DATA then  
start := MAX_DATA - 1;  
stop := start + 28;  
if stop > MAX_DATA then  
stop := MAX_DATA;  
curve1(start,stop);
```

```
end;
```

```
{ page down }
```

```
#81 : begin
```

```
start := start + 7;  
if start >= MAX_DATA then  
start := MAX_DATA - 1;  
stop := start + 28;  
if stop > MAX_DATA then  
stop := MAX_DATA;  
curve1(start,stop);
```

```
end;
```

```
{ arrow up , right }
```

```
#72,#77 : begin
```

```
start := start - 1;  
if start < 0 then  
start := 0;  
stop := start + 28;  
if stop > MAX_DATA then  
stop := MAX_DATA;  
curve1(start,stop);
```

```
end;
```

```
{ page up }
```

```
#73 : begin
```

```
start := start - 7;  
if start < 0 then  
start := 0;  
stop := start + 28;  
if stop > MAX_DATA then  
stop := MAX_DATA;  
curve1(start,stop);
```

```
end;
```

```
end;
```

```
{ for data_num := start to start + 28 do  
curve(data_num);}
```

```
str(start,p1);
```

```
outtextxy(dx(500),dy(5),p1);
```

```
until ch = #13;
```

```
{ wait until press RETURN key }
```

```
closegraph;
```

```
end else
```

```
begin
```

```
writeln('File not found');
```

```
write('Press any key');
```

```
ch := readkey;
```

```
end;
```

```
end;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

        setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
    end;
    i := i+1;
    flag := 0;
    while (flag = 0) do
    begin
        flag := port[$3FD];
        flag := flag and 1;
        if keypressed then flag := 1;
    end;
    d := port[$3F8];
    str (d,p1);
    if i = 3 then
    begin
        setviewport(0,0,getmaxx,getmaxy,true);
        bar(dx(455),dy(180),dx(455+50),dy(180+10));
        for x4 := 455 to 505 do
            for y4 := 180 to 190 do
                putpixel(dx(x4),dy(y4),0);}
        outtextxy(dx(455),dy(180),p1);
        setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
        randomize;
        a[data_num][1] := round(d/2);
        str (data_num,p1);

        if data_num < MAX_DATA/2 then begin

            bar(dx(500),dy(5),dx(540),dy(10));
            curve(data_num)
        end else
            curve1(data_num-round(MAX_DATA/2),data_num);
        outtextxy(dx(500),dy(5),p1);
    end;
    i := i+1;
    flag := 0;
    while (flag = 0) do
    begin
        flag := port[$3FD];
        flag := flag and 1;
        if keypressed then flag := 1;
    end;
    d := port[$3F8];
    str (d,p1);
    if i = 4 then
    begin
        setviewport(0,0,getmaxx,getmaxy,true);
        bar(dx(205),dy(180),dx(205+50),dy(180+10));
        for x5 := 205 to 255 do
            for y5 := 180 to 190 do
                putpixel(dx(x5),dy(y5),0);}
        outtextxy(dx(205),dy(180),p1);
        setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
    end;
    if i = 4 then i := i-4;
    i := i+1;
    setviewport(0,0,getmaxx,getmaxy,true);
    bar(dx(400),dy(190),dx(400+50),dy(190+10));
    for x6 := 400 to 425 do
        for y6 := 190 to 200 do
            putpixel(dx(x6),dy(y6),0);}
    outtextxy(dx(400),dy(190),p1);
    setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
end;

```

เอกสารเพื่อการศึกษานี้ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ หงสน อักษรห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

str(x1,p1);
outtextxy(dx(400),dy(190),p1);
setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
if data_num >= MAX_DATA then
begin
{
  for data_num := 0 to MAX_DATA+1 do
    line (dx(a[data_num][0]),dy(a[data_num][1]-5),
          dx(a[data_num][0]),dy(a[data_num][1]+5));)
  data_num := MAX_DATA+1;
  ch := readkey;
{
  delay(4000);
  getimage(0,0,dx(540),150,save);}
{
  for x1 := 0 to 28 do begin
  x2 := x1*20;
  putimage(x2,10,save,1);
  delay(800);
  }
{
  clearviewport;
  for data_num := 0 to MAX_DATA+1 do
    a[data_num][0] := data_num * 20;
  data_num := 0;
  }

end else
begin
  data_num := data_num + 1;
end;
until keypressed or (data_num > MAX_DATA);

closegraph;
end;

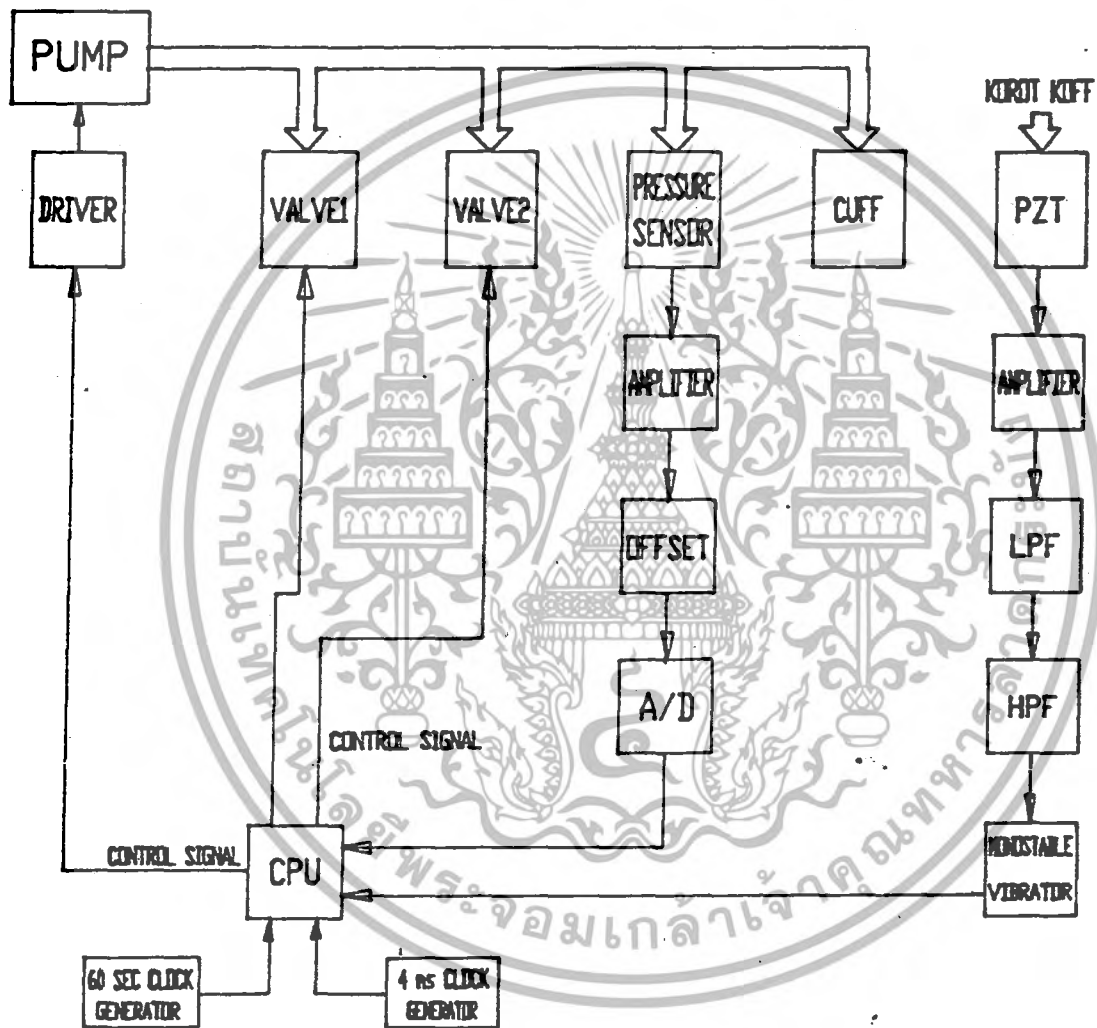
begin { main }
  repeat
    clrscr;
    writeln('Enter your choice');
    writeln('  1 : Input data');
    writeln('  2 : Read data from disk');
    writeln('  3 : Save data to disk');
    writeln('  4 : Quit');writeln;
    write('Your choice : ');
    ch := readkey;
    case ch of
      '1' : main1;
      '2' : readfile;
      '3' : writefile;
    end;
  until (ch = '4');
end .

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

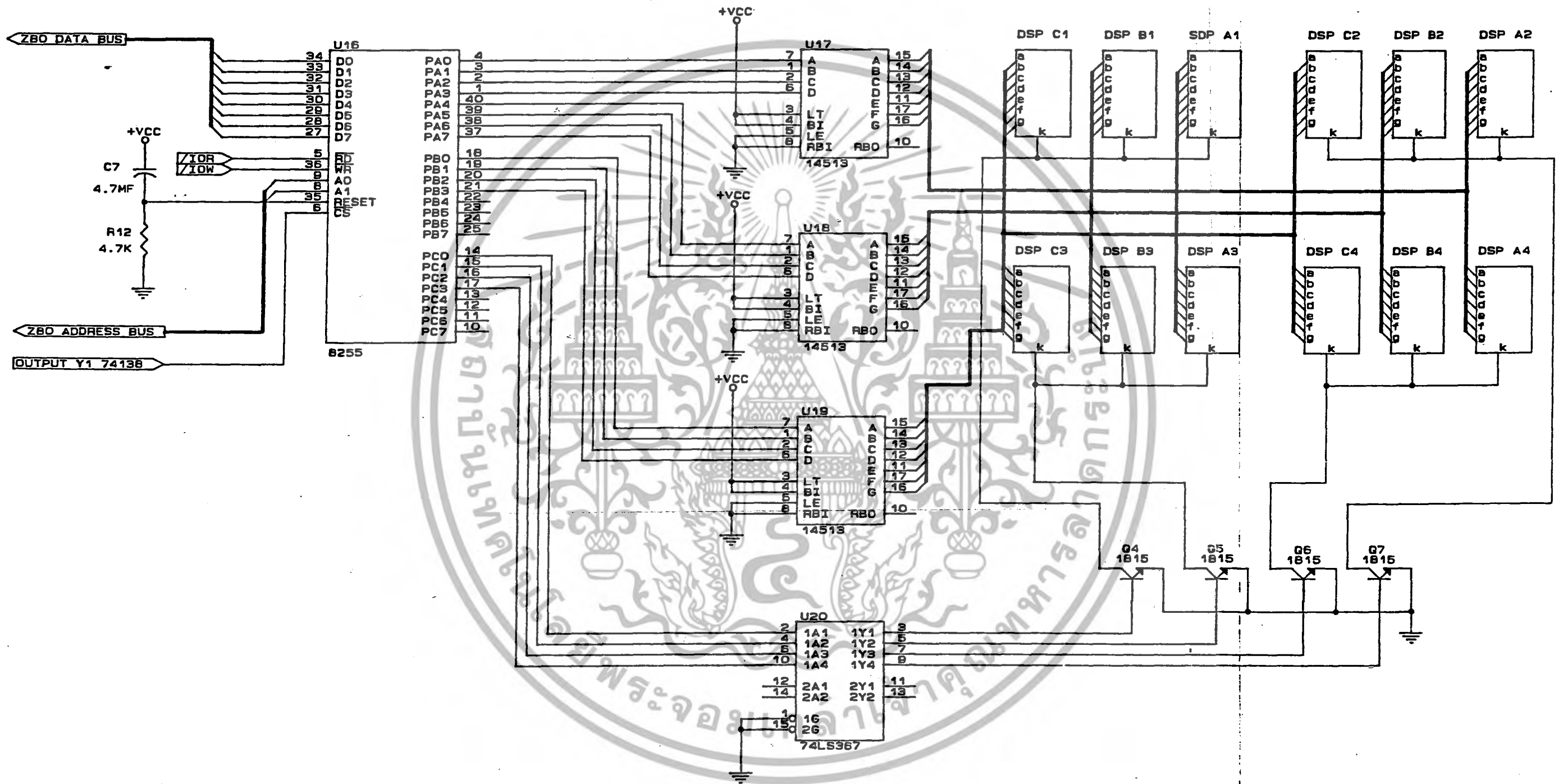


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



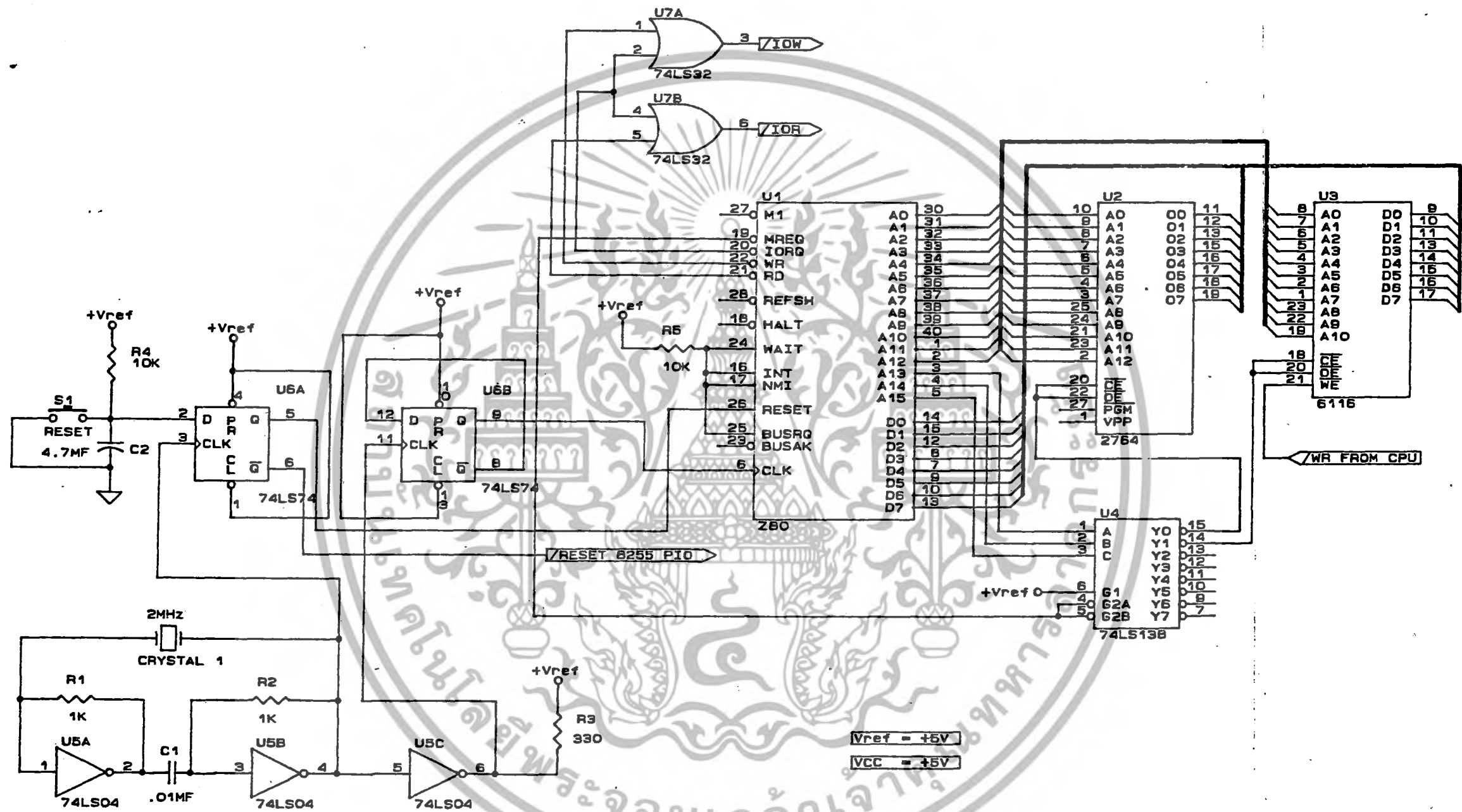
รูปแสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Size	Document Number	REV
B		
Date:	March 8, 1991 Sheet	of

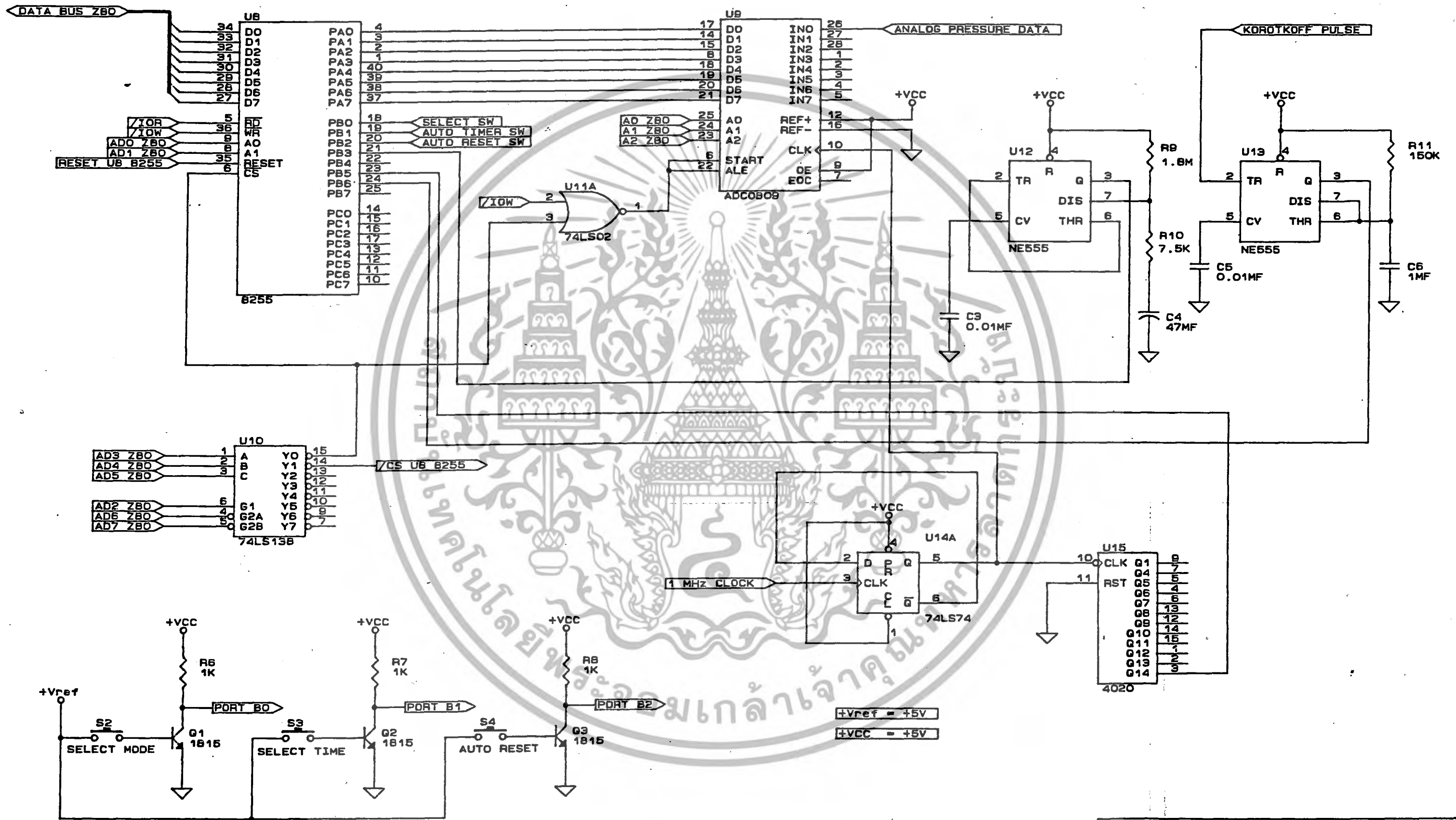
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การแจ้งให้ทราบเท่านั้น ไม่อนุญาตให้แก้ไขหรือขโมยข้อมูล
 ไม่สามารถใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Vref = +5V
VCC = +5V

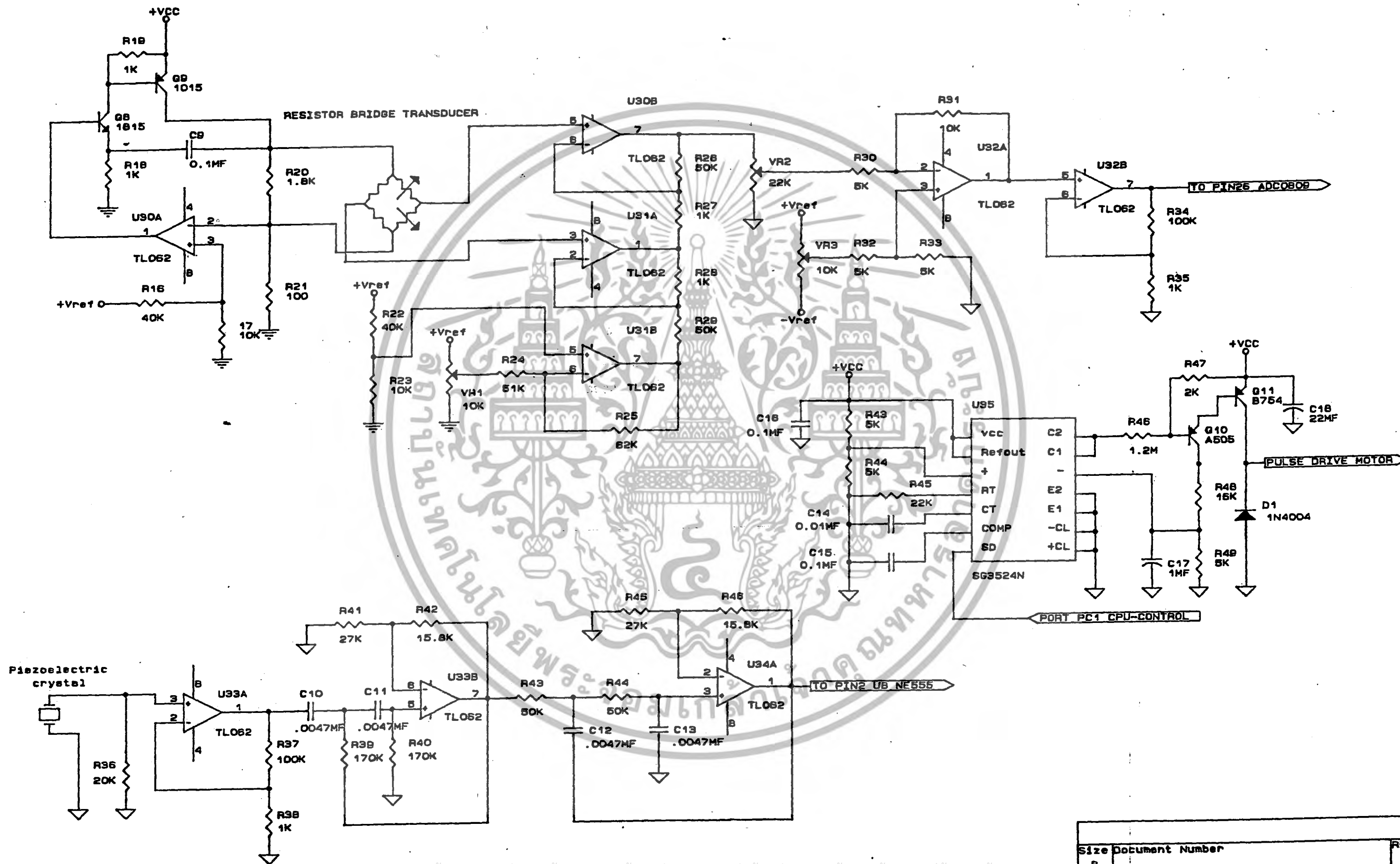
Size	Document Number	REV
B		
Date:	March 7, 1991	Sheet of

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในการพัฒนาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ในโครงการอื่นใด
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



MICROPROCESSOR BASED BLOODPRESSURE MONITOR		
Size Document Number	REV	
B		
Date:	March 7, 1991 Sheet 2 of	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ขออนุญาต
 ไม่สามารถใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไมวากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Size Document Number		REV
B		
Date:	March 18, 1991 Sheet	of



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การใช้เครื่องทำการวัดความดันโลหิตมีขั้นตอนดังต่อไปนี้คือ

- 1). สวมคัมความตึงเส้นแขนซ้าย ก่อนบน โดยให้เบียดโซลิตริก ไมโครโฟน วางในตำแหน่งเหนือเส้นโลหิตแดง
- 2). ต่อสายนำสัญญาณ และท่ออากาศเข้ากับตัวเครื่อง
- 3). เปิดสวิตช์หลักให้เครื่องพร้อมที่จะทำงาน
- 4). กดสวิตช์เลือกโหมดการทำงาน โดยการทำงานจะแบ่งเป็นสองแบบคือ
 - 4.1). การทำงานแบบปกติ เมื่อกดสวิตช์เริ่มโหมดปกติ(manual reset) เครื่องก็จะทำการวัดความดันโลหิตและแสดงผลครั้งเดียว
 - 4.2). การทำงานแบบอัตโนมัติ จะมีขั้นตอนต่อไป
- 5). กดสวิตช์เลือกกำหนดช่วงระยะเวลาในการเริ่มทำการวัดแต่ละครั้ง ซึ่งจะแสดงให้เห็นเป็นตัวเลขบนหน้าปัทม์
- 6). กดสวิตช์เริ่มการทำงานแบบอัตโนมัติ(auto reset) เครื่องก็จะทำการวัดครั้งแรก และครั้งต่อไปโดยอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้