

กองห้องสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดความดันโลหิต ควบคุมโดยไมโครโปรเซสเซอร์

MICROPROCESSOR BASED BLOODPRESSURE METER

พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ

POLSART LERTPRASERT

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์

ADVISOR

ASSOC.Prof.Dr. MANAS SANGWORASIL



วิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบัง

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2533

เลขหมู่

เลขทะเบียน 16653

วัน, เดือน, ปี 8 ก.ค. 2533

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทคัดย่อ

หน้า

ABSTRACT

บทที่ 1	บทนำ	1
บทที่ 2	ทฤษฎีสำหรับการวัดความดันโลหิต	3
	2.1 ระบบหมุนเวียนโลหิต	3
	2.1.1 การไหลของโลหิต	3
	2.1.2 คุณสมบัติทางนิสสิกส์ของโลหิต	4
	2.2 ลักษณะรูปคลื่นความดันโลหิต	6
	2.3 การวัดความดันโลหิต	10
	2.3.1 การวัดความดันโลหิตแบบทางตรง	11
	2.3.2 การวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม	11
	2.3.3 การวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์	14
บทที่ 3	การทดสอบคุณสมบัติของสเตรนเกจ	16
	3.1 OMRON 2S5M ตรวจจับความดัน	16
	3.2 การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเข้าที่พุกของวงจรวัด และแรงดันทวงนิสสิกส์	19
บทที่ 4	โครงสร้างของระบบ	22
	4.1 การทำงานของระบบ	22
	4.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์	25
	4.2.1 ส่วนตรวจจับความดัน	25
	4.2.2 วงจรขยายแบบอินสกรูเมนต์	26
	4.2.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อก เป็นดิจิทัล	28
	4.2.4 วงจรขับมอเตอร์	28
	4.2.5 โปลินอมยด์กำลังและวงจรรายกำลังงาน	29

	4.2.6	ทรานสดิวเซอร์ตรวจจับเสียงครอทคอป	30
	4.2.7	วงจรรขยายแบบไม่กลับขั้ว	31
	4.2.8	วงจรรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง	32
	4.2.9	วงจรรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง	34
	4.2.10	วงจรรับศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท	36
	4.2.11	วงจรรสร้างพัลส์รูปสี่เหลี่ยม	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

กติการับประกาศ

เอกสารอ้างอิง

ภาคผนวก ก	โปรแกรมใช้งาน
ภาคผนวก ข	โปรแกรมใช้งานของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล
ภาคผนวก ค	วงจรส่วนต่าง ๆ ของเครื่องวัดความดันโลหิตและบล็อกไดอะแกรม
ภาคผนวก ง	วิธีการใช้เครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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 รูปแสดงลักษณะในเฟสของสัญญาณควอทคอน	13
รูปที่ 2.9 รูปแสดงหลักการวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์	15
รูปที่ 3.1 รูปแสดงโครงสร้างภายนอกของทรานสดิวเซอร์วัดความดัน	16
รูปที่ 3.2 รูปแสดงโครงสร้างภายในของทรานสดิวเซอร์วัดความดัน	17
รูปที่ 3.3 รูปแสดงอุปกรณ์และวิธีทดสอบหาคณสมบัติของทรานสดิวเซอร์	19
รูปที่ 3.4 รูปแสดงวงจรทดสอบทรานสดิวเซอร์แบบแรงดันคงที่	20
รูปที่ 3.5 รูปแสดงผลการทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันทางฟิลิกส์กับศักดาเอาท์พุทของทรานสดิวเซอร์ความดันแบบศักดาคงที่	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 รูปแสดงวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลนั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านกา	28

รูปที่ 4.7	รูปแสดงวงจรขับมอเตอร์แบบพัลส์วิคต์มอดูเลชัน	29
รูปที่ 4.8	รูปแสดงโซลินอยด์วาล์ว (ก) วงจรจ่ายกำลังงาน (ข)	30
รูปที่ 4.9	รูปแสดงตัวทรานซิสเตอร์ตรวจจับเสียงครอทคอฟ	31
รูปที่ 4.10	รูปแสดงวงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว	31
รูปที่ 4.11	รูปแสดงวงจรรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง	32
รูปที่ 4.12	รูปแสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง	33
รูปที่ 4.13	รูปแสดงวงจรรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง	34
รูปที่ 4.14	รูปแสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง	35
รูปที่ 4.15	รูปแสดงวงจรปรับศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท	36
รูปที่ 4.16	รูปแสดงวงจร ไมโครสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์	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	รูปแสดงไทม์มิง ไดอะแกรมของการหาวัดรายการเต็มของหัวใจ	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	รูปแสดงการแสดงผลค่าและเขียนกราฟของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล	50
รูปที่ 5.7	รูปแสดงไฟล์ชาร์ทการทำงานแบบปกติ	54
รูปที่ 5.8	รูปแสดงไฟล์ชาร์ทการทำงานแบบอัตโนมัติ	55

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



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตารางประกอบ

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

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

บทคัดย่อ

ความดันโลหิตที่เปลี่ยนไปจากค่าความดันปกติ มีอันตรายอย่างมากสำหรับผู้ป่วยโรคหัวใจ ดังนั้นการวัดความดันโลหิตจึงเป็นสิ่งสำคัญ แต่การวัดแบบทางอ้อมในวิธีเดิมที่ใช้การบีบลูกยางเพื่ออัดอากาศและใช้หูฟังเพื่อตรวจจับสัญญาณครอทคอฟนั้น มีข้อเสียคือ การวัดความดันแต่ละครั้งจะใช้เวลานาน และการตรวจจับสัญญาณครอทคอฟจะ ไม่มีความเที่ยงตรงเนื่องจากผลการรับฟังสัญญาณเสียงครอทคอฟของแต่ละบุคคลจะไม่เท่ากัน ในปัจจุบันการวัดความดันแบบใหม่โดยใช้เครื่องวัดแบบอัตโนมัติก็ได้ถูกพัฒนาขึ้น โดยมีข้อดีคือสามารถวัดความดันอย่างต่อเนื่องในแบบอัตโนมัติโดยสามารถกำหนดช่วงระยะเวลาที่จะทำการวัดความดันได้ นอกจากนี้การตรวจจับสัญญาณเสียงครอทคอฟจะอยู่ในระดับมาตรฐานเดียวกัน เครื่องวัดความดันโลหิตแบบใหม่นี้ก็ได้ใช้กันอย่างแพร่หลาย เช่น ใช้ในการแสดงค่าความดันโลหิตของผู้ป่วยในโรงพยาบาล การใช้สำหรับวัดในบ้าน และการใช้งานในห้องทดลอง

เครื่องมือนี้เป็นเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ไมโครโปรเซสเซอร์เป็นตัวควบคุมการทำงาน การทำงานสามารถทำได้ทั้งแบบปกติและแบบอัตโนมัติ สามารถวัดค่าต่าง ๆ คือ ค่าความดันสูงสุด ค่าความดันต่ำสุด ค่าความดันเฉลี่ย และอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าต่าง ๆ เหล่านี้จะถูกแสดงผลบนหน้าปัดเป็นตัวเลข และถูกส่งไปเขียนกราฟบนจอคอมพิวเตอร์

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 เทคโนโลยีทางการแพทย์ ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาอย่างต่อเนื่องและมีประสิทธิภาพสูงขึ้น ตามลำดับตั้งแต่เครื่องมือและอุปกรณ์ต่าง ๆ ก็ได้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อสนับสนุนและอำนวยความสะดวกในการปฏิบัติงานทางการแพทย์ควบคู่กันไป แต่อย่างไรก็ตาม เครื่องมือและอุปกรณ์อันทันสมัยและมีประสิทธิภาพสูง เหล่านี้ก็ยังมิใช่ในขอบเขตจำกัด อันเนื่องจากราคาแพง โดยการนำเข้าจากต่างประเทศ ดังนั้นหาก ได้มีการพัฒนาสร้างอุปกรณ์ดังกล่าวขึ้นเองโดยใช้เทคโนโลยีภายในประเทศ เราก็จะมีเครื่องมือและ อุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพสูงและราคาถูกลงได้อย่างทั่วถึงภายในประเทศ ซึ่งเป็นการช่วยเสริมประสิทธิภาพ การทำงานของบุคลากรทางการแพทย์ให้ดีขึ้นควบคู่กันไปด้วย

จุดมุ่งหมายของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เป็นการสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม (NON-INVASIVE METHOD) ควบคุมการทำงานโดยไมโครโปรเซสเซอร์ ซึ่งสามารถทำการวัดได้ทั้ง แบบปกติและแบบอัตโนมัติ โดยการตั้งเวลาให้เครื่องทำงานรวมถึงการส่งข้อมูลเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อเขียนกราฟ และมีประสิทธิภาพสูงทัดเทียมกับเครื่องที่นำเข้าจากต่างประเทศ

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่ใช้งานในโรงพยาบาลทั่วไปให้มีราคาซึ่งแพงมาก และเทคนิคการทำงานของเครื่องจะต้องออกแบบด้วยความระมัดระวังเป็นพิเศษ ซึ่งจุดประสงค์หลักก็คือ วัดค่าความดันโลหิต อัตราการเต้นของหัวใจรวมทั้งแสดงเป็นตัวเลขบนหน้าปัด แล้วส่งสัญญาณข้อมูล เหล่านี้ออกไปใช้ประโยชน์อย่างอื่น เช่น การเขียนกราฟแนวโน้มเพื่อการรักษาหรือทดสอบ การเก็บ ข้อมูลลงบนกระดาษ ดังนั้นจึงไม่ได้เน้นถึงโปรแกรมการนำข้อมูลไปใช้ประโยชน์ทางด้านใดด้านหนึ่ง

แนวการวิจัยและพัฒนาเครื่องวัดความดันโลหิตนี้ แบ่งเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 2. กล่าวถึงทฤษฎีสำหรับการวัดความดันโลหิต และคุณสมบัติบางประการที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบระบบ

บทที่ 3. กล่าวถึงลักษณะของสเตรนเกจแบบสารกึ่งตัวนำ ตลอดจนการทดสอบคุณสมบัติ เพื่อการใช้งานเป็นทรานสดิวเซอร์

บทที่ 4. กล่าวถึงโครงสร้างและการทำงานของระบบ รวมถึงรายละเอียดของอุปกรณ์ ไม่ว่ากรณีใดทั้งสิ้น 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

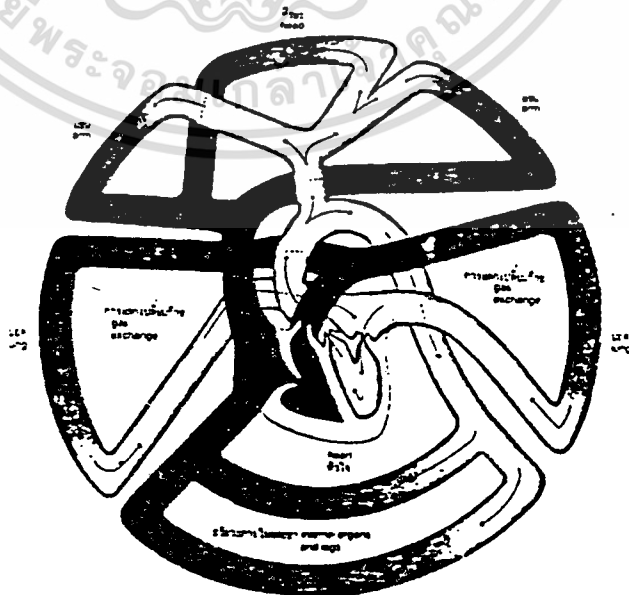
บทที่ 2

ทฤษฎีสำหรับการวัดความดันโลหิต

2.1 ระบบหมุนเวียนโลหิต (Cardio Vascular System)

2.1.1 การไหลของโลหิต

ในระบบหมุนเวียนโลหิต สามารถแบ่งส่วนใหญ่ ๆ ได้สองส่วนคือ หัวใจ (Cardiac) ซึ่งทำงานเป็นเสมือนเป็นแหล่งจ่ายกำลังงานให้โลหิต และอีกส่วนหนึ่งได้แก่ หลอดโลหิต (Vascular) ซึ่งเป็นทางผ่านของโลหิต ไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ขณะเดียวกันก็เป็นไฮดรอลิกไหลดแก่ระบบด้วยพลังไฮดรอลิก ซึ่งใช้ขับเคลื่อนโลหิตผ่านไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ได้มาจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ ทุก ๆ ครั้งของการเต้นของหัวใจจะขับเคลื่อนโลหิตปริมาณหนึ่ง ๆ (เรียกว่า stroke volume) กระจายออกไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ทำให้หัวใจเปรียบได้กับเครื่องสูบลม ที่สามารถควบคุมโลหิตให้ไหลผ่านเข้าและขับออกไปโดยการควบคุมการเปิด-ปิดของลิ้นหัวใจ ช่วงการฉีดโลหิตจากหัวใจ เรียกว่า systole และช่วงการสูบลมโลหิตเข้ามาเรียกว่า diastole ลักษณะการไหลเวียนของโลหิตสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.1



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะการไหลเวียนของโลหิต นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2 คุณสมบัติทางนิลิกส์บางประการของโลหิต

1) ฮีมาโทคริต (Hematocrit)

ตามปกติโลหิตมิได้เป็นของเหลวทั้งหมดแต่ประกอบด้วยส่วนที่เป็นเซลล์และพลาสมา แบ่งเป็นเซลล์โลหิตแดง 99% ที่เหลือเป็นเซลล์โลหิตขาวและส่วนประกอบอื่น ๆ คำว่าฮีมาโทคริต เป็นตัวเลขบอกเปอร์เซ็นต์ของโลหิตในส่วนที่เป็นเซลล์ ตัวอย่าง เช่น ฮีมาโทคริตของชายปกติจะประมาณ 42 ของสตรีประมาณ 38 โดยเฉลี่ย

2) ความหนืดของโลหิต (blood viscosity)

ปัจจัยสำคัญอันหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไดนามิคในระบบหมุนเวียนโลหิตคือความหนืดของโลหิต (blood viscosity) ซึ่งจะเป็นตัวต้านทานในเนื้อของไหลเพื่อต้านการไหล โดยปกติของไหลที่มีความหนืดคงที่จะเรียกว่าของไหลนิวตัน (Newtonian fluid) ตัวอย่างเช่น น้ำ แต่ของไหลบางชนิดที่มีสารแขวนลอยอยู่เป็นจำนวนมากอย่างเช่นโลหิตจะมีความหนืดไม่คงที่ขึ้นอยู่กับความเร่งในการไหล ซึ่งเราเรียกของไหลประเภทนี้ว่าเป็น NonNewtonian fluid นอกจากนี้ความหนืดของโลหิตยังขึ้นอยู่กับฮีมาโทคริต และขนาดของหลอดเลือด ในรูปที่ 2.2 แสดงความสัมพันธ์ของความหนืดของโลหิตกับอัตราการไหลฮีมาโทคริต และขนาดของหลอดเลือดตามลำดับ ในรูปที่ 2.2 ค สังเกตว่าความหนืดจะคงที่เมื่อขนาดของเส้นโลหิตใหญ่กว่า 1 มิลลิเมตร

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

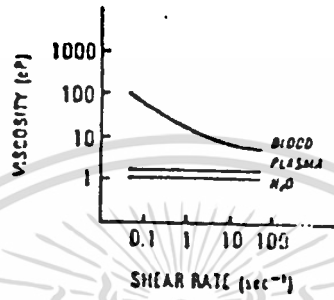
$$\eta = \frac{F/A}{\Delta V/\Delta X}$$

F คือแรงดันในของไหล

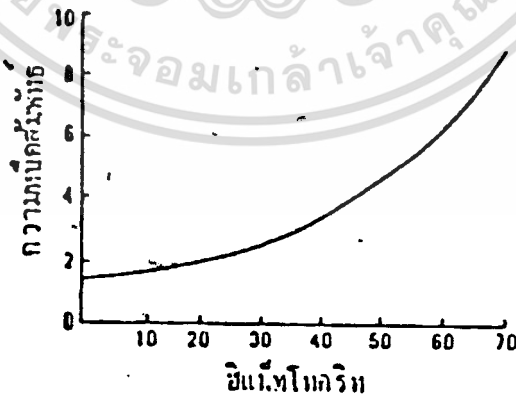
A คือพื้นที่หน้าตัดของการไหล

V คือความเร็วในการไหล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ X การ คือระยะทางที่ของไหล ไหล ได้อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

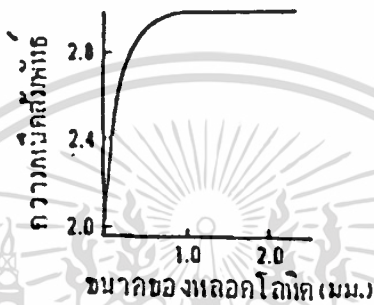


รูปที่ 2.2 ก แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดของโลหิต กับ Velocity gradient ของโลหิต



รูปที่ 2.2 ข แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดของโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้ทางวิชาการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า กับเปอร่เชินตของเชลโลหิตแดง
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



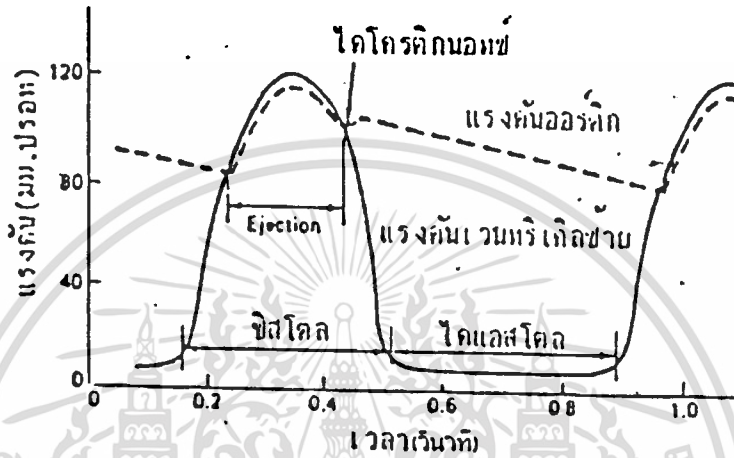
รูปที่ 2.2 ค แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดกับขนาดของหลอดเลือด

2.2 รูปคลื่นความดันโลหิต

ความดันโลหิตคือแรงดันหรือแรงที่เกิดขึ้น โดยโลหิตในท่อน้ำหนึ่งหน่วยนั้นของผนังเส้นโลหิตแดง แรงดันข้างเคียงนี้สัมพันธ์ให้เท่ากับแรงต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ในทิศทางตามแนวอนุ ซึ่ง เป็นผลมาจากกฎของ Pascal ในภาวะพิจารณาการส่งผ่านแรงในของเหลว คือแรงที่ถูกส่งผ่านจะเท่ากันในทิศทางทั้งหมดทุกทิศทางในของเหลว ความดันโลหิตแดงจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างคงที่ในระหว่างรอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle) ความดันสูงสุดของหลอดเลือดแดง เรียกว่าซิสโตล (Systole) ซึ่งเป็นผลมาจากการบีบของโลหิตในเส้นโลหิตแดงใหญ่ (Aorta) โดยหัวใจห้องล่างซ้าย (left ventricle) ความดันต่ำสุดของหลอดเลือดแดง เรียกว่าไดอะสโตล (Diastole) จะปรากฏอยู่ในช่วงที่สงบหรือ diastolic phase ของรอบการทำงานของหัวใจดังแสดงในรูปที่ 2.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือที่สงวนเพื่อการค้าหรือเพื่อประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 แสดงรูปคลื่นแรงดันโลหิตที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ

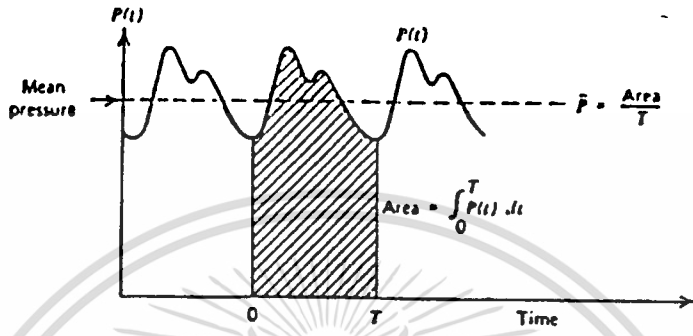
บนรูปคลื่นความดันจะปรากฏรอยหยักหรือเรียกว่า dicrotic notch อันเกิดเนื่องมาจากลิ้นหัวใจในขณะปิดลงแล้วแต่ความดันในหลอดเลือดแดงมีค่าสูงเท่ากับความดันในหัวใจห้องล่าง ทำให้โลหิตบางส่วนไหลย้อนกลับเข้าไปแล้วกระทบกับลิ้นหัวใจที่ปิดอยู่โมเมนตัมของโลหิตก็จะสะท้อนกลับออกมาอีกครั้งเป็น dicrotic notch ค่าความดันเฉลี่ย (Mean arterial pressure) จะแทนค่าความดันเฉลี่ยที่วัดได้ในรอบการทำงานของหัวใจ ค่าความดันเฉลี่ยจะไม่เป็นการเฉลี่ยทางคณิตศาสตร์ของความดันสูงสุดและความดันต่ำสุด เพราะความดันโลหิตแดงจะแปรตามเวลา ความดันเฉลี่ยจะถูกคำนวณโดยการอินทิเกรตความดันที่สูงกว่าหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจและหารด้วยเวลาในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ โดยสมการ

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

ซึ่ง T เป็นเวลาสำหรับหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ แสดงในรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แสดงกราฟของความดันเฉลี่ย

ดังนั้นความดันสูงจะเป็นเพียงหนึ่งในสามของรอบการทำงานของหัวใจ และความดันต่ำจะประมาณสองในสามของรอบการทำงานของหัวใจ เราสามารถเขียนเป็นสมการ

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

3

ค่าความดันเฉลี่ยเราจะพิจารณาให้เป็นค่าที่มีความสำคัญที่สุดของ ค่าความดันโลหิต ซึ่งเป็นค่าที่บอกถึงสภาวะการทำงานของหัวใจ โดยปกติค่าความดันเฉลี่ยจะต้องสูงกว่า 40 มม.ปรอท เพื่อหลีกเลี่ยงหัวใจล้มเหลว ค่าความดันเฉลี่ยจะไม่มีผลต่อรูปร่างของคลื่น และ โดยทั่วไปแล้วก็จะไม่มีผลต่อ Arrhythmias ในการเปลี่ยนแปลงขนาดของรูปร่างความดันโลหิตแดง ย่านของความดันปกติจะเป็นดังนี้คือ

- ความดันสูงสุด 100 - 140 มม.ปรอท
- ความดันต่ำสุด 60 - 90 มม.ปรอท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เผยแพร่โดยโรงพยาบาลเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แพ็คเกจต่าง ๆ ที่มีผลและความสมดุลย์ทางกล จะถูกรวบรวมผ่านทางระบบประสาทกลาง ในการกำหนดความดันโลหิตคือ

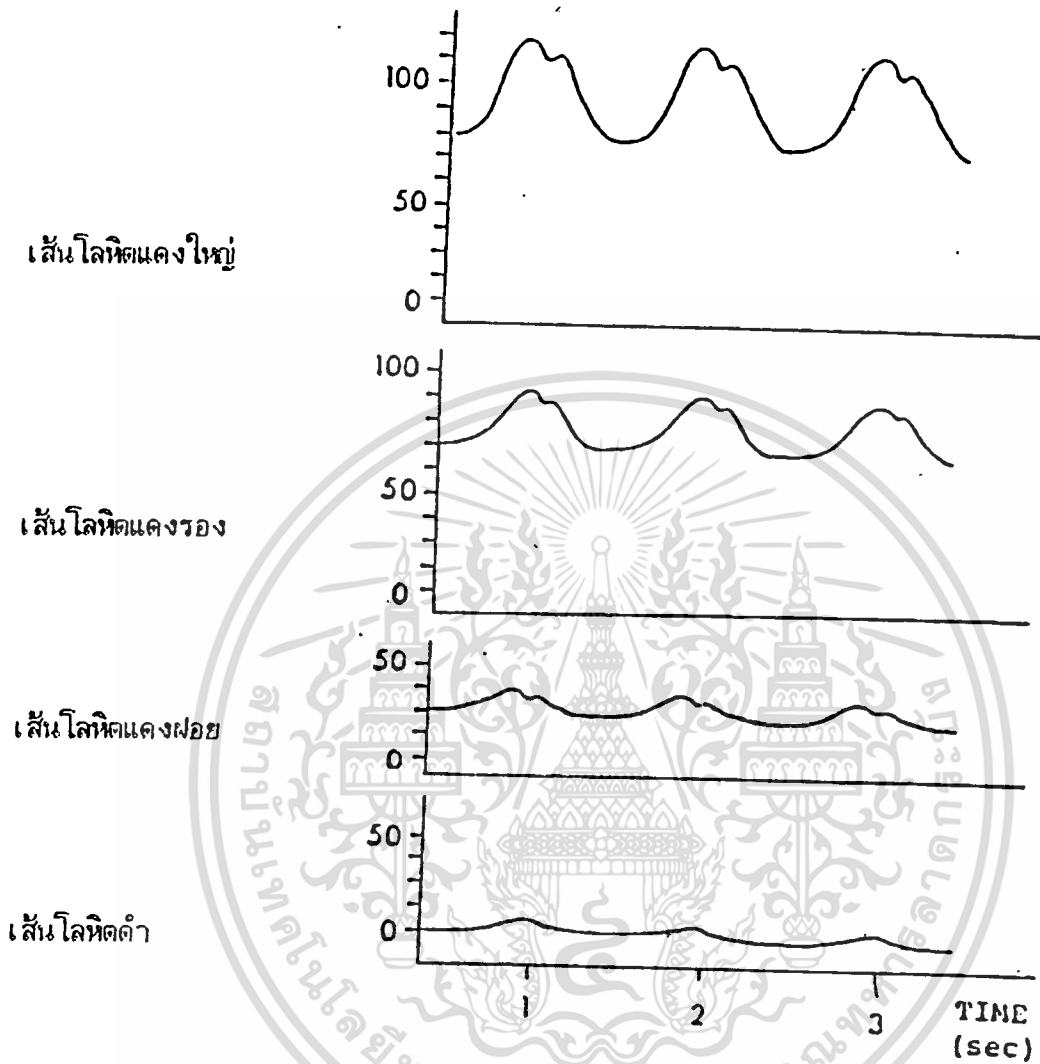
1. ความแรงของหัวใจ
2. ความต้านทานของหลอดเลือด
3. ปริมาตรของโลหิตในระบบโลหิตแดง
4. ความหนืดของโลหิต
5. ความยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือด

การกระจายของแต่ละแพ็คเกจนั้นที่สำคัญและมีอิทธิพลต่อความดันโลหิตมากที่สุดคือความแรงของหัวใจและความต้านทานของหลอดเลือด

ความดันโลหิตแดงใหญ่ ทำให้โลหิตไหลผ่านระบบหมุนเวียน และเมื่อโลหิตไหลในระบบหมุนเวียนจะมีผลสองสิ่งที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปคลื่น สิ่งแรกคือหลอดเลือดทั้งหมดจะมีความต้านทานต่อการไหล เช่นเดียวกับตัวต้านทานที่ต้านการไหลของกระแสไฟฟ้า ดังนั้นเมื่อโลหิตยังไหลผ่านหลอดเลือดไปไกลเท่าใด แรงดันจะลดลงตามระยะทาง ผลประการที่สองที่มีต่อรูปคลื่นเป็นผลจากการที่โลหิตมีแรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือด ในทางวงจรไฟฟ้า แรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือด เทียบได้กับค่าอินดักแตนซ์ที่อนุกรม ในวงจรและค่าคาปาซิแตนซ์ที่ขนานอยู่ตามลำดับ ผลของแรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดเลือดต่อรูปคลื่นความดัน เมื่อโลหิตเคลื่อนผ่านเข้าหลอดเลือด จะเปรียบได้กับผลของฟิลเตอร์ RLC ที่เกิดขึ้นกับรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้า

ผลของการเปลี่ยนแปลงรูปคลื่นเขียนสรุปได้ในรูป 2.5 ในหลอดเลือดดำ (Veins) ลักษณะของรูปคลื่นจะลดขนาดลงอย่างมากและขนาดของแรงดันจะลดลงต่ำและค่อนข้างคงที่กว่า 10 มม.ปรอท นี่หมายถึงว่าในระบบหลอดเลือดดำ จะมีแรงดันคงที่เพื่อให้โลหิตไหลเวียนกลับหัวใจด้านขวา และความดันในหลอดเลือดดำ จะต่ำมาก ๆ ใกล้เคียงศูนย์ อย่างไรก็ตาม แม้ว่าแรงดันในหลอดเลือดดำจะค่อนข้างคงที่ในร่างกายนมนุษย์ที่อยู่ในสภาวะปกติ แต่การใช้กำลังกายจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อแรงดันในหลอดเลือดดำและเกิดการหมุนเวียนขึ้น นอกจากนี้ความแตกต่างในสภาวะของร่างกายในขณะยืนหรือนอนก็มีผลต่อความดันในหลอดเลือดดำด้วยเช่นกัน จะสังเกตเห็นถึงการเปลี่ยนแปลงค่าความดันสูงสุด และการลดขนาดของแรงดันเฉลี่ย เมื่อโลหิตไหลไปยังส่วนต่าง ๆ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงตัวอย่างรูปคลื่นความดันที่จุดต่าง ๆ ในระบบหมุนเวียนโลหิต

2.3 การวัดความดันโลหิต

การวัดความดันโลหิตในท้องหัวใจและหลอดเลือดโลหิต จะทำให้แพทย์ทราบถึงการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิต โดยสังเกตดูจากขนาดและรูปคลื่น

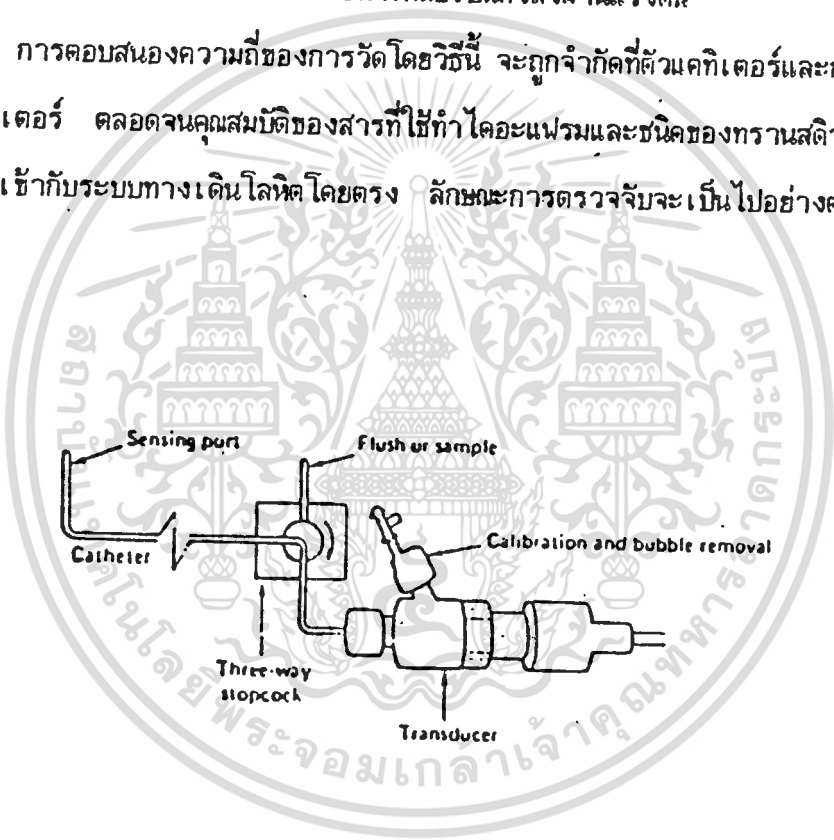
การวัดความดันโลหิตกระทำได้ 3 แบบคือแบบโดยตรง (direct หรือ invasive method) แบบโดยอ้อม (indirect หรือ Non invasive Cuff method) และแบบสัมพัทธ์ (relative หรือ Uncalibrated indirect method)

ไม่ว่ากรณีใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1 การวัดแรงดันโลหิตแบบโดยตรง

ในรูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นอุปกรณ์สำหรับการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือด ความดันภายในหลอดเลือด จะส่งผ่านโลหิตที่บรรจุเต็มในแคททีเตอร์ และส่งแรงดันผ่าน ไปยังไดอะแฟรม ซึ่งเป็นแผ่นเนื้อเยื่อบาง ๆ แรงดันที่ส่งผ่าน ไดอะแฟรมจะถูกเปลี่ยน เป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยทรานสดิวเซอร์ ความดัน หรือนำไปเข้าไมโครมิเตอร์ ที่ใช้น้ำเกลือเป็นตัวส่งผ่านแรงดัน

การตอบสนองความถี่ของการวัด โดยวิธีนี้ จะถูกจำกัดที่ตัวแคททีเตอร์และการที่มีฟองอากาศ อยู่ภายในแคททีเตอร์ ตลอดจนคุณสมบัติของสารที่ใช้ทำ ไดอะแฟรมและชนิดของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้ และจำเป็นต้องต่อ เข้ากับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง ลักษณะการตรวจจับจะเป็นไปอย่างต่อเนื่อง

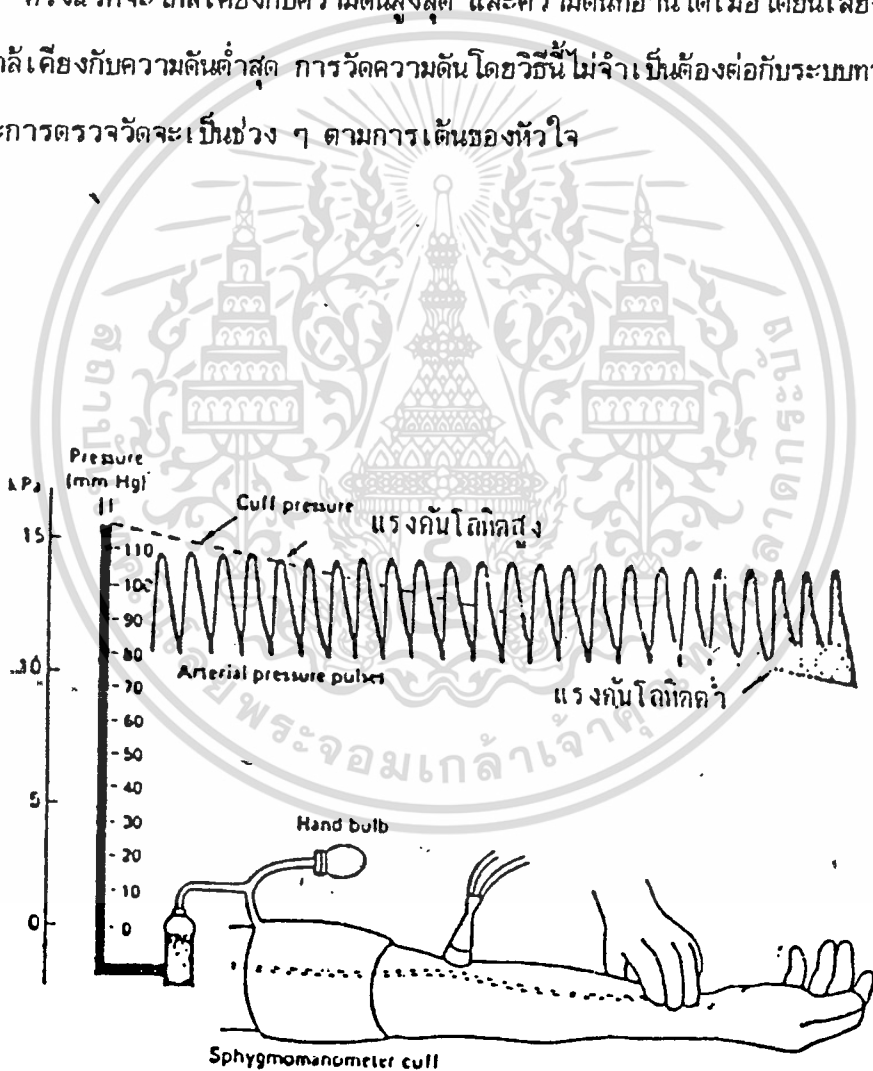


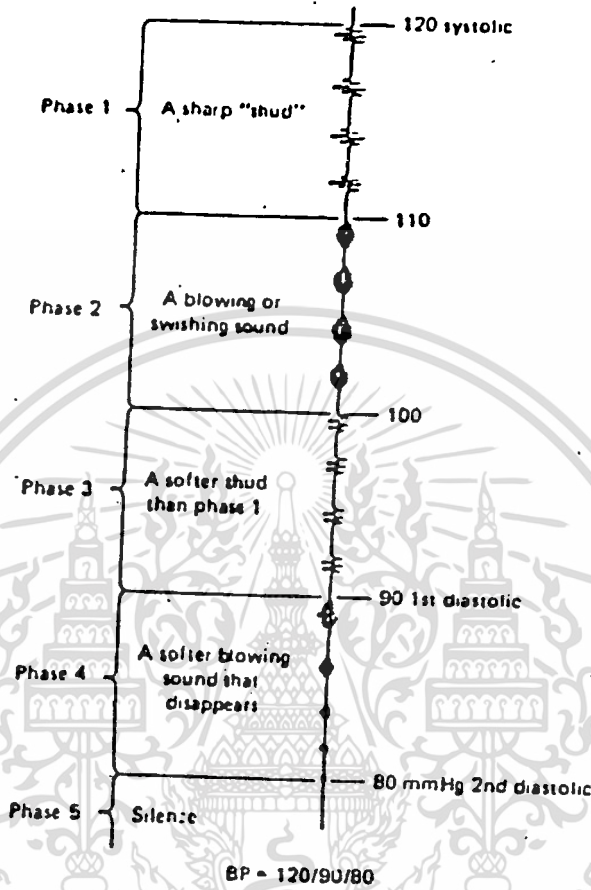
รูปที่ 2.6. แสดงระบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบวัดโดยตรง

2.3.2 การวัดความดันโลหิตทางอ้อม

การวัดความดันโลหิตทางอ้อมจะใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Sphygmomanometer ดังแสดงในรูปที่ 2.7 สบิกไมโครมิเตอร์ และคัมป์ จะถูกอัดอากาศเข้าไปโดยการบีบลูกยางซึ่งแรงดันในคัมป์จะไปกดหลอดเลือดแดงทำให้โลหิตหยุดไหล โดยปกติการอัดอากาศเข้าไปจะให้ความดันในคัมป์อยู่สูงกว่าความดันสูงสุดที่คาดว่าจะมีในเส้นโลหิตนั้น แล้วค่อย ๆ ลดความดันในคัมป์ ลงอย่างช้า ๆ และเมื่อความดันไม่ต่ำกว่าครึ่งหนึ่ง อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปรงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดันในคัมลดลงเท่ากับความดันสูงสุดไหลลอดโลหิต จึงทำให้โลหิตเริ่มฉีดผ่านไป การที่โลหิตฉีดผ่าน หลอดโลหิตแคบ ๆ จะทำให้เกิดเสียงของการฉีดขึ้น เรียกว่าเสียง korot koff ซึ่งสามารถฟังได้โดย ใช้หูฟัง (Stethoscope) และเมื่อทำการลดความดันในคัม ต่อไปจนถึงค่าความดันต่ำสุด เสียง korotkoff จะหายไปและโลหิตจะเริ่มไหลได้ตามปกติ ความดันในคัมที่อ่านได้เมื่อเกิดเสียง korotkoff ครั้งแรกจะใกล้เคียงกับความดันสูงสุด และความดันที่อ่านได้เมื่อได้ยินเสียง korotkoff สุดท้ายจะใกล้เคียงกับความดันต่ำสุด การวัดความดันโดยวิธีนี้ไม่จำเป็นต้องต่อกับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง ลักษณะการตรวจวัดจะเป็นช่วง ๆ ตามการเต้นของหัวใจ





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

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เฟสที่ 4 เสียงจะอู้อี้และค่อย ๆ เลื่อนหายไปขณะความดันลดลง 5-6 มม.ปรอท

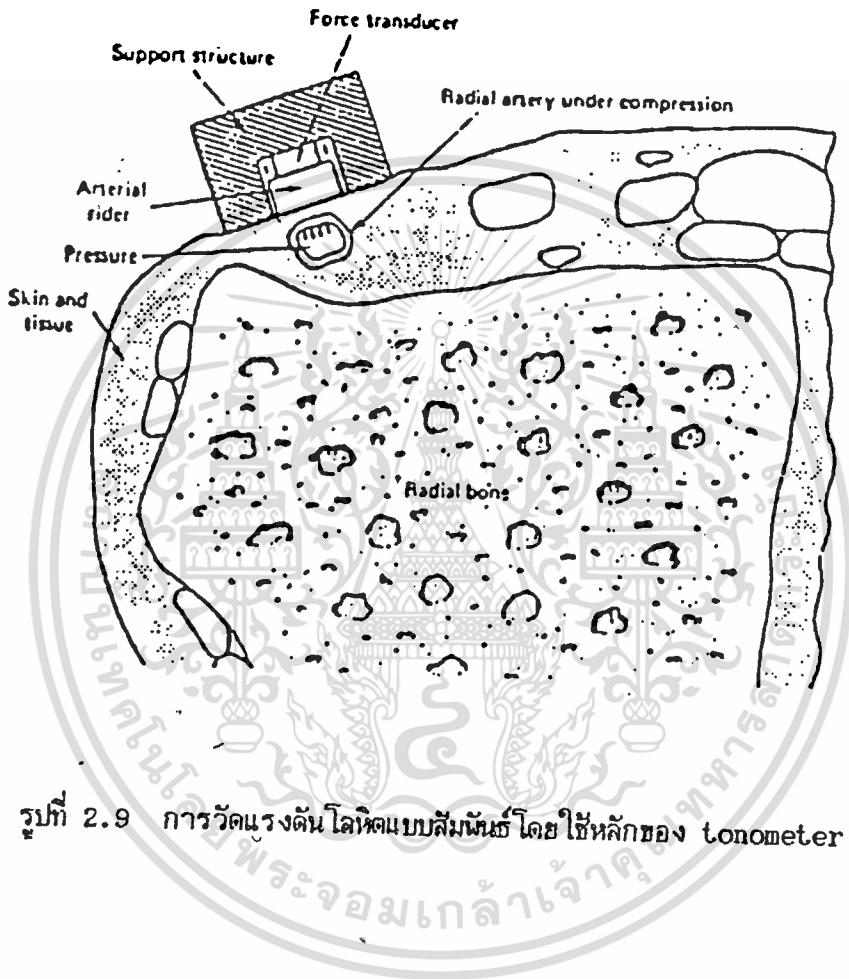
เฟสที่ 5 จะไม่เกิดเสียงทุก ๆ อย่างจะสงบเงียบ

การเริ่มต้นเสียงเฟส 1 โดยคนปกติจะเกิดที่ประมาณ 120 มม.ปรอท เรามักให้เป็นความดันสูงสุด (Systole) และความดันที่เฟส 5 เรากำหนดให้เป็นความดันต่ำสุด (Diastole) ซึ่งโดยปกติจะประมาณ 80 มม.ปรอท วิธีการวัดโดยทางอ้อมนี้เรียกว่า "Sphygmomanometry" ความคลาดเคลื่อนที่ต่ำที่สุดจะมีเพียงประมาณ 10 มม.ปรอท เท่านั้น วิธีการ Sphygmomanometry เป็นวิธีที่ง่ายและรวดเร็ว อีกทั้งยังไม่มีผลโดยตรงต่อความดันโลหิตด้วย อุปกรณ์ของวิธีการวัดแบบนี้คือการทำงานจะขึ้นอยู่กับกลไกการเริ่มต้นและการสิ้นสุดของเสียงและความดันในคัมซึ่งจะปรากฏให้เห็น วิธีการนี้ขึ้นอยู่กับความถี่คอพลงของ stethoscope ที่ใช้ และการตอบสนองการได้ยินของผู้ฟัง ดังนั้นความเที่ยงตรงของวิธีการนี้จะขึ้นอยู่กับการพิจารณาทาง acoustical ของผู้ฟังแต่ละคน อีกวิธีการหนึ่งในการกำหนดความดันสูงสุดคือ โดยการสังเกตที่ปรอทใน Baumanometer Pulse แรกที่สังเกตพบคือค่าความดันสูงสุด ในบางกรณีสำหรับทารกและคนอ้วน ก็จะต้องใช้เทคนิคพิเศษแบบอื่น วิธีที่ให้ผลดีที่สุดในการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมจะต้องใช้คัมความดัน ซึ่งได้ถูกค้นพบในปี ค.ศ. 1901 โดย Von Recklinghausen โดยที่ความกว้างของคัม จะเป็นตัวกำหนดความเที่ยงตรงของ Sphygmomanometry ถ้าคัมบางมาก ๆ ความดันที่วัดได้จะอยู่ในด้านสูง และในทางกลับกัน ถ้าคัมกว้างมาก ๆ ความดันจะอยู่ในด้านต่ำ ดังนั้นสามารถสรุปในทางปฏิบัติได้ว่า ขนาดของคัมจะมีขนาดประมาณสองในสามส่วนของความยาวแขนก่อนบน (วัดจากหัวไหล่ถึงข้อพับแขน)

2.3.3 การวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์

หลักการของการวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์คือการวัดแรงดันบริเวณภายนอกผิวหนังที่ส่งผ่านมาจากแรงดันโลหิต ในหลอดเลือดไหลผ่านผนังหลอดเลือดและผิวหนัง เรียกหลักการนี้ว่าโทโมมิเตอร์ ในรูปที่ 2.8 แสดงการใช้หลักของโทโมมิเตอร์ วัดแรงดันโลหิตบริเวณข้อมือ ความดันโลหิตจะเป็นสัดส่วนกับแรงกดดัน arterial rider หากด้วยพื้นที่หน้าตัด จากลักษณะของโทโมมิเตอร์จะเห็นว่าความดันที่อ่านได้จะมากกว่าความดันในหลอดเลือดเสมอ ทั้งนี้เพราะจะมีแรงกดโดยผิวหนังเกิดขึ้นด้วย ดังนั้นการวัดความดันด้วยวิธีนี้ จะต้องทำการปรับแต่งเป็นราย ๆ ไปก่อนเพื่อให้การวัดได้ค่าที่ถูกต้อง โดยใช้ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มาตรวัดแบบ มม.ปรอท หรือเซนติเมตรน้ำ ทำให้การวัดแต่ละครั้งเกิดความยุ่งยากจึงไม่นิยม



รูปที่ 2.9 การวัดแรงดันโลหิตแบบสัมผัส โดยใช้หลักของ tonometer

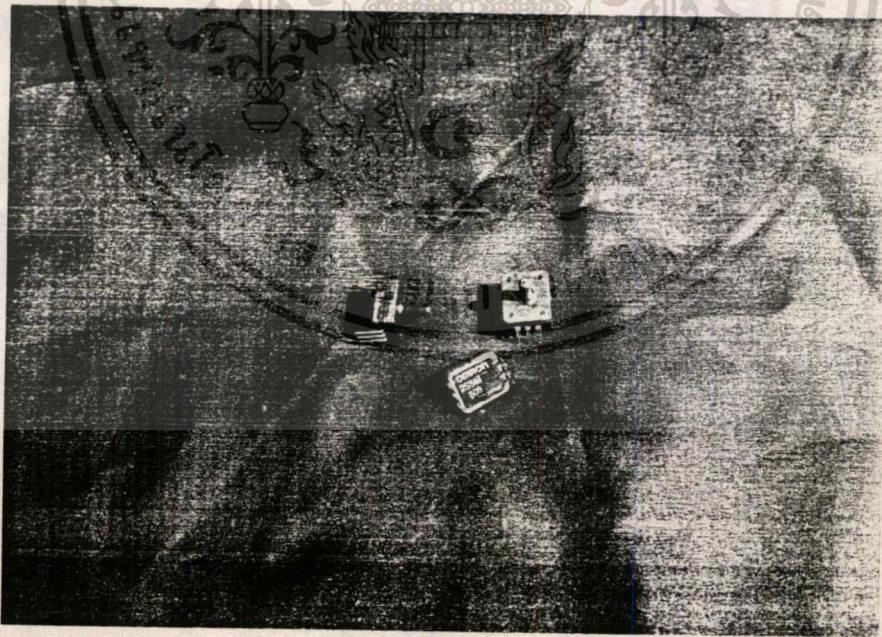
บทที่ 3

การทดสอบคุณสมบัติของสเตรนเกจ

ในการวัดความดันโลหิตโดยทั่วไป เครื่องมือวัดมาตรฐาน เช่น สฟิงโมมาโนมิเตอร์ (Sphygmomanometer) จะสามารถวัดความดันในช่วง 0-255 มม.ปรอท ซึ่งเป็นช่วงครอบคลุมแรงดันสูงสุดของคนปกติและคนไข้ที่มีความดันโลหิตสูงผิดปกติ ดังนั้นการทดสอบเซมิคอนดักเตอร์สเตรนเกจ ที่ได้จึงเป็นการทดสอบว่ามีคุณสมบัติเป็นเชิงเส้นและเหมาะสมในการใช้งานได้หรือไม่

3.1 OMRON 2S5M ตรวจสอบความดัน

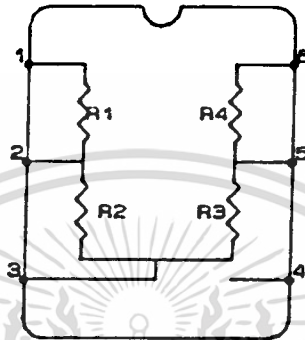
OMRON 2S5M เป็นเซมิคอนดักเตอร์สเตรนเกจ มีโครงสร้างภายในเป็น gauge element 4 ชุดภายในตัวถังแบบตันตะขาค้างแสดงในรูปที่ 3.1 และโครงสร้างภายในแสดงในรูป 3.2



รูปที่ 3.1 แสดงรูปโครงสร้างภายนอกของ OMRON 2S5M

ความต้านทานภายในของ gauge element ที่ความดันบรรยากาศสามารถวัดได้โดยตรง โดยเฉลี่ย เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า แล้วจะได้ค่าความต้านทาน gauge element ดังในตารางที่ 3.1

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุใดแบบลงเนื้อหา และต้องยังอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



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

เครื่องมือที่ใช้วัด เป็นดิจิตอลมัลติมิเตอร์ HITACHI VR 3550

เอกสารนี้เป็นคุณสมบัติอื่น ๆ ที่ได้จากผู้ผลิตแสดงในตารางที่ 3.2 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติบางประการของ OMRON 2S5M

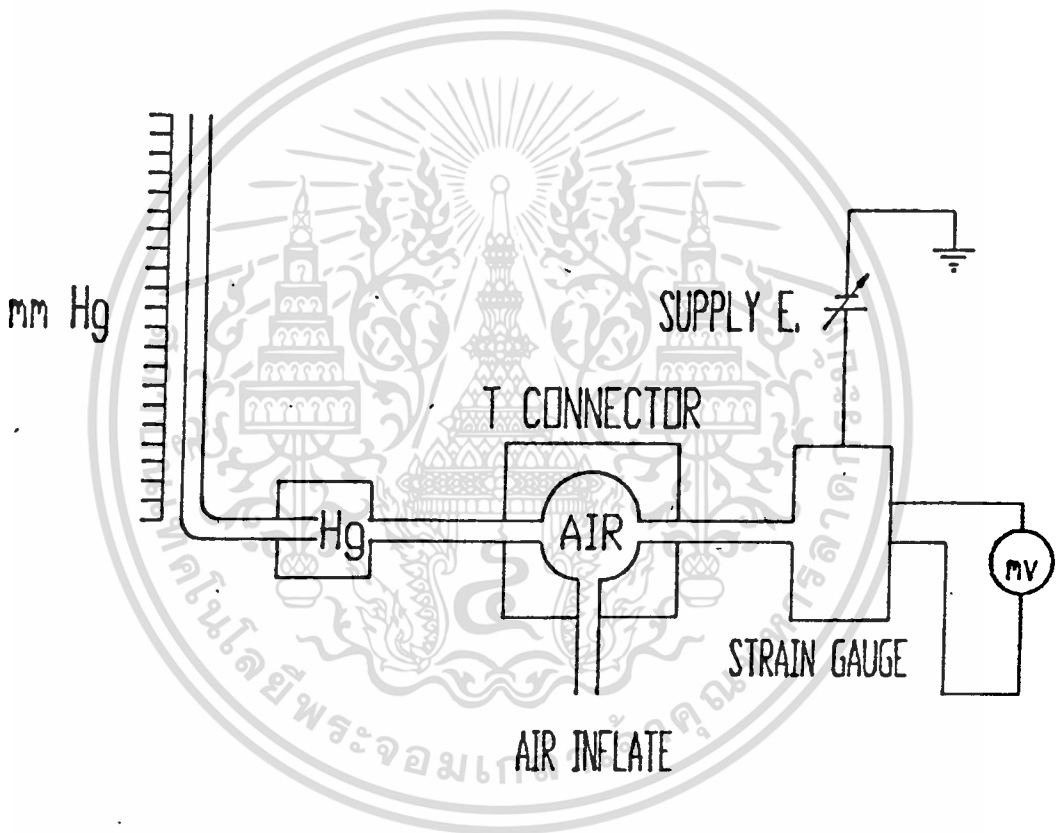
$$T_a = + 25^{\circ}\text{C}$$

ลักษณะสมบัติ	ค่า	เงื่อนไข
แรงดันเอาท์พุทไม่สมดุลย์	- 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.
(α_k)		P = 0, 300 mm.Hg
ความเบี่ยงเบนค่าแรงดัน	+ 40 mm.Hg	T = 0°C 50°C
ที่วัดได้ที่ 0°C และ 50°C		I = 4 mA.
(α_o)		P = 0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

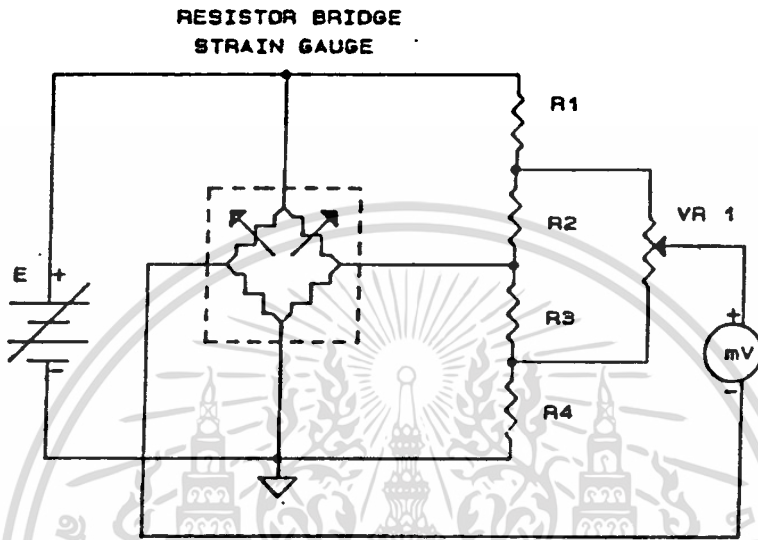
3.2 การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาท์พุทของวงจรวัดและแรงดันทางนิลิกส์

การทดสอบนี้เป็นการศึกษาตรวจสอบว่า คุณสมบัติทางด้านความไวและอัตราการเปลี่ยนแปลงของสเตรนเกจอยู่ในช่วงการใช้งานได้หรือไม่ โดยมีส่วนประกอบของอุปกรณ์ส่วนต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.3

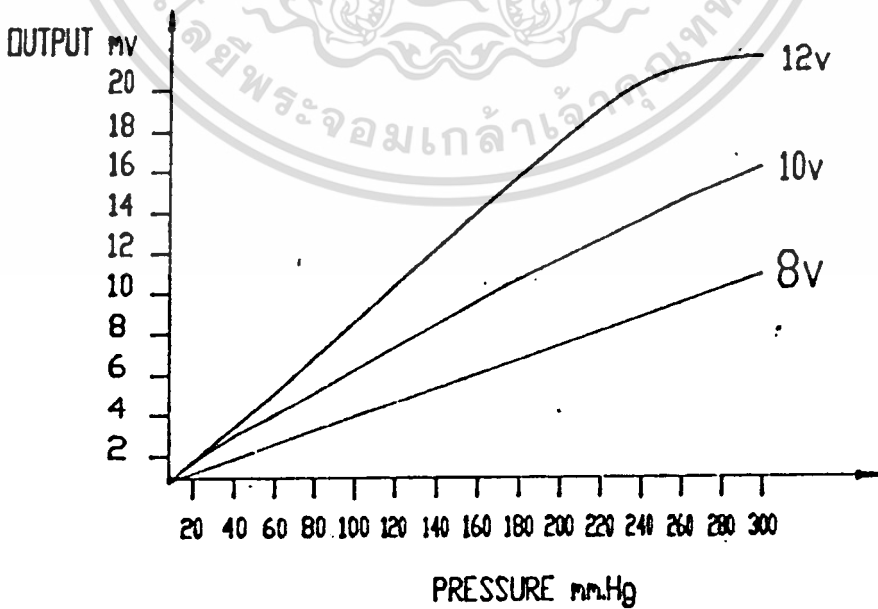


รูปที่ 3.3 แสดงอุปกรณ์และวิธีทดสอบหาคุณสมบัติของทรานสดิวเซอร์

เครื่องมือเปรียบเทียบความดันมาตรฐานที่ใช้เป็นมาตรฐานวัดความดันแบบปรอท ต่อกับท่ออัดอากาศและสเตรนเกจ ขณะที่เพิ่มความดัน โดยการอัดอากาศเข้าไปตามอัตราความดันที่ค่าต่าง ๆ ค่าเอาท์พุทโวลต์เตจก็จะมีค่าเพิ่มขึ้นตามไปด้วย การทดสอบความไวและความเป็นเชิงเส้นของตัวทรานสดิวเซอร์ในรูปของวงจรวัด เมื่อจ่ายกำลังงานแบบคิกคาจกที่ให้แก่วงจรสามารถแสดงในรูปที่ 3.4 และรูปที่ 3.5 แสดงกราฟผลการตอบสนองคิกคาจกไฟฟ้าเอาท์พุทต่อแรงดันทางนิลิกส์ เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 วงจรทดสอบทรานสดิวเซอร์ โดยจ่ายกำลังงานให้กับบริดจ์ จากแหล่งจ่ายแรงดันคงที่



รูปที่ 3.5 แสดงผลการทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันทางนิลลิกกับศักดา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 เอากำหนดของผลบริดจ์สเตรนเกจ เมื่อจ่ายศักดาคงที่ให้กับบริดจ์
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.5 กราฟแสดงผลของการทดสอบสเตรนเกจ OMRON 2S5M โดยใช้แหล่งจ่ายกำลังงานสำหรับวงจรบริดจ์แบบตึกคางที่ทั้ง 3 ค่า แสดงให้เห็นว่า การจ่ายกำลังงานสูงจะให้ความไวในการเปลี่ยนแปลงที่ดีกว่า แต่จะเกิดความผิดพลาดทางความเป็นเชิงเส้นที่แรงดันทางฟิล์มค่าสูง ๆ ดังนั้นจึงเลือกใช้ค่าที่เหมาะสมคือระดับ 10 โวลท์



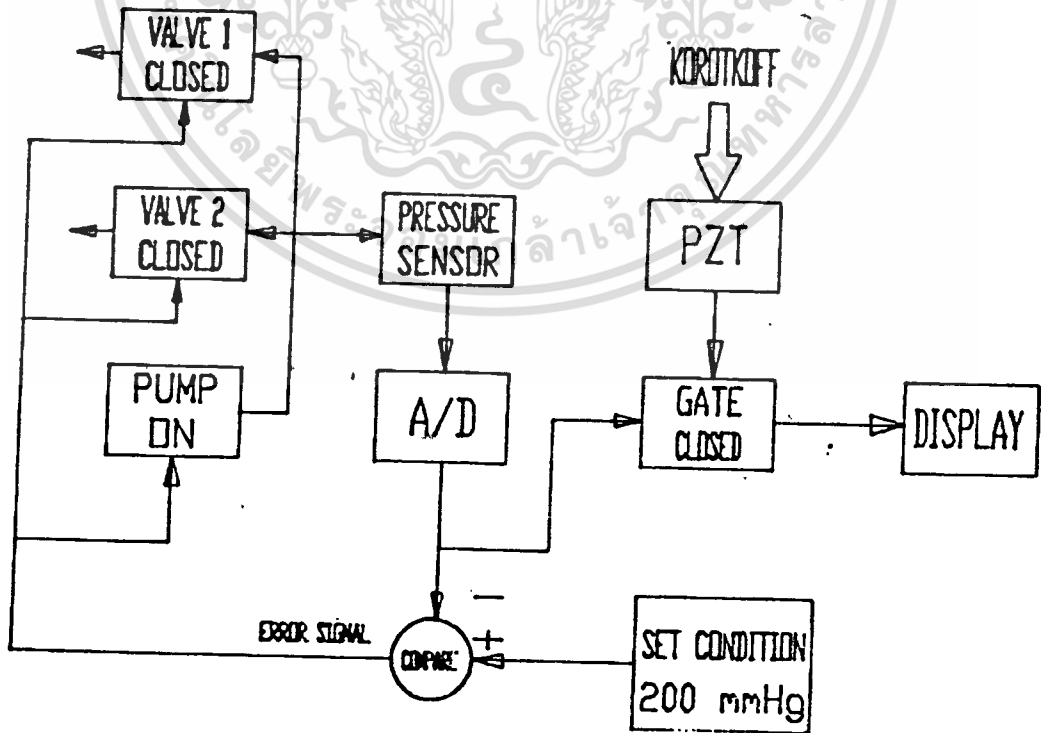
บทที่ 4

โครงสร้างของระบบ

4.1 การทำงานของระบบ

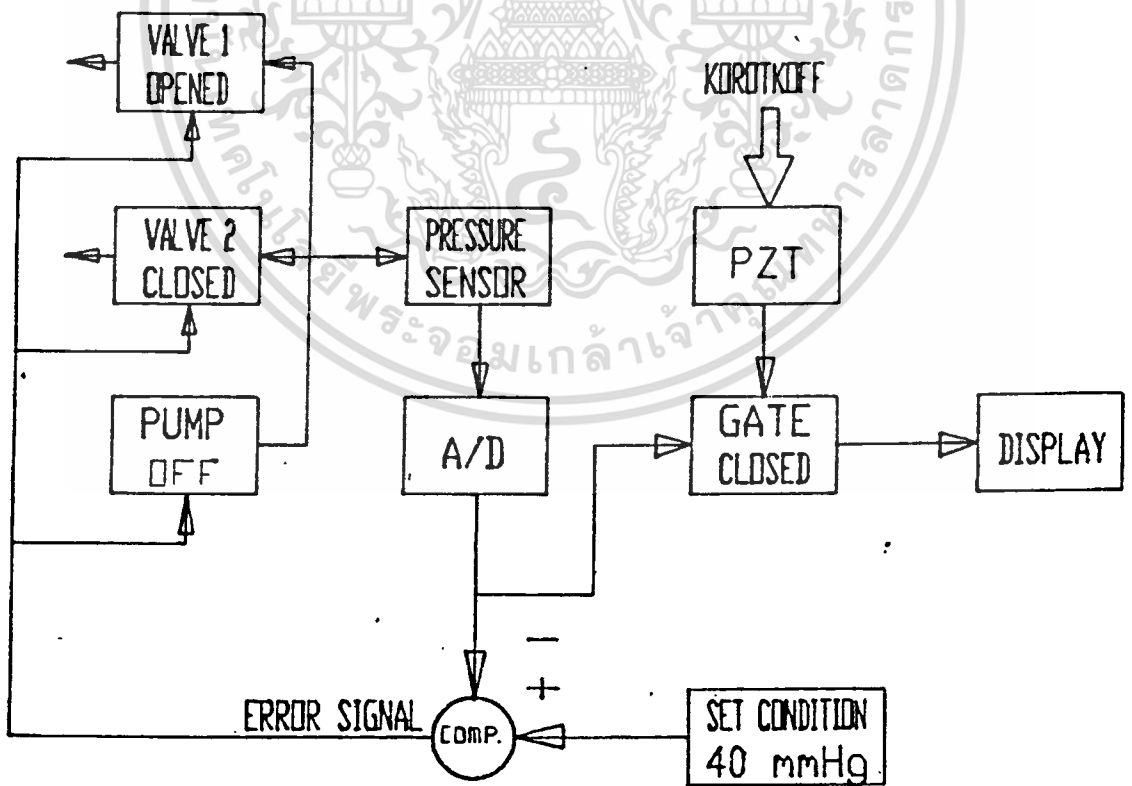
ดังที่กล่าวมาแล้วว่า วิธีการวัดความดันโลหิต แบบทางอ้อม โดยใช้คันความดัน มีวิธีการคือ เน้มความดันภายในคันทันให้สูงขึ้น จนกระทั่งมีความดันสูงกว่าความดันโลหิตภายในระบบและบีบเส้นโลหิตจน ตีบ ทำให้โลหิตไม่สามารถไหลผ่านไปได จากนั้นจึงค่อย ๆ ลดความดันภายในคันทันลง ในขณะเวลา เดียวกันนี้ก็จะตรวจจับเสียงครอทคอฟ จนกระทั่งความดันลดลงมาถึงค่าต่ำสุด ก็จะนำค่าความดันที่ได้ มาแสดงผล จากการวิจัยได้ทดลองสร้างการทำงานเป็น 2 แบบคือ แบบปกติ และแบบอัตโนมัติ โดย ที่การทำงานทั้งสองแบบจะใช้หลักการเดียวกัน แต่ในแบบอัตโนมัติสามารถที่จะตั้ง เวลาสำหรับการทำ งานในแต่ละครั้ง

การพิจารณาการทำงานของระบบสามารถอธิบายตาม โครงสร้างดังแสดงในรูปที่ 4.1



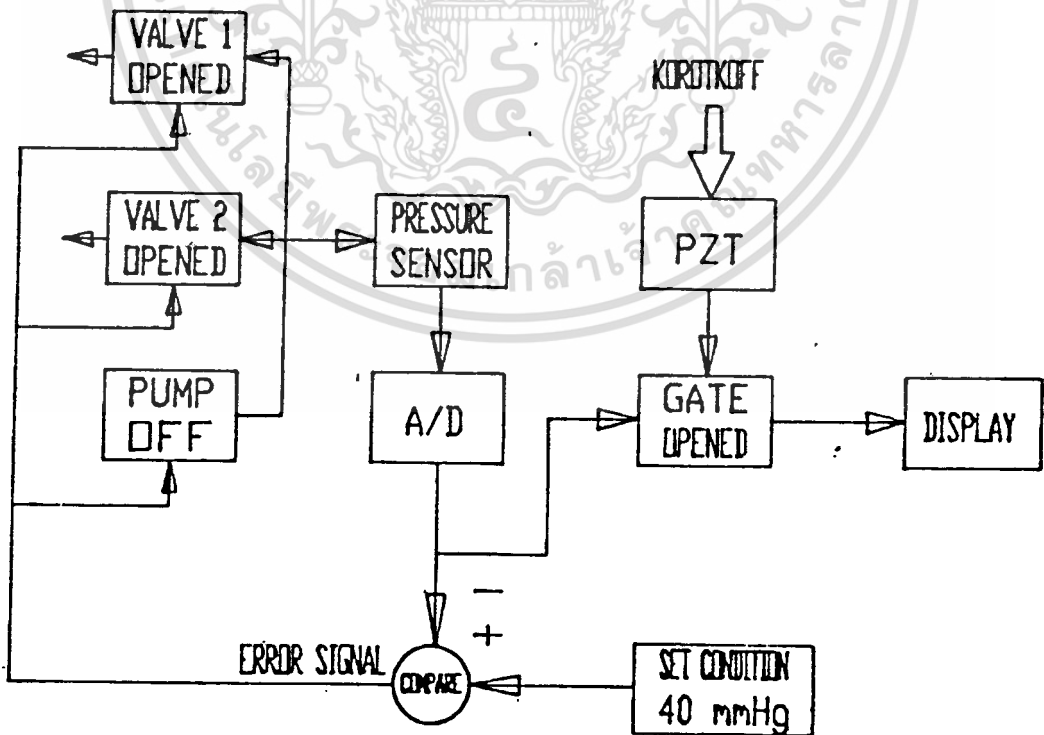
รูปที่ 4.1 แสดงการทำงานของระบบในขณะที่ เน้มความดันไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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



รูปที่ 4.2 แสดงการทำงานของระบบในขณะลดความดันไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากโครงสร้างในรูปที่ 4.2 VALVE 1 จะถูกเปิดออกทำให้ความดันลดลงมาอย่างช้า ๆ พร้อมกับการตรวจจับความดันโดย PRESSURE SENSOR ก็จะตรวจจับความดันไปตลอดเวลาอย่างต่อเนื่อง สัญญาณที่ได้จะนำมาเข้าวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล สัญญาณรูปแบบดิจิทัลในขณะนี้จะถูกแบ่งเป็นสองส่วน ส่วนแรกจะถูกส่งผ่านไปอยู่ที่ทางเข้า GATE เมื่อมีสัญญาณครบทุกองค์เกิดขึ้น ตัวตรวจจับสัญญาณครบทุกองค์ (PZT) ก็จะตรวจจับสัญญาณแล้วนำสัญญาณนี้มาควบคุมการเปิด GATE ให้ผ่านความดันในรูปสัญญาณดิจิทัลออกไปแสดงผล โดยที่ในขณะที่เกิดสัญญาณครบทุกองค์นั้น ความดันจะลดลงตลอดเวลา จนกระทั่ง จากการที่ค่าสัญญาณความดันรูปแบบดิจิทัลถูกส่งเข้ามาเปรียบเทียบกับค่าที่สองที่กำหนดเอาไว้ 40 มม.ปรอท ขณะที่ความดันลดลงยังไม่ถึงค่าที่กำหนดเอาไว้ก็จะเกิดสัญญาณ error signal ไปควบคุม บีมลม วาล์ว 1 และ วาล์ว 2 ให้ทำงานคงเดิม จนกระทั่งเมื่อความดันลดลงมาถึงค่าที่กำหนดไว้ สัญญาณก็จะไม่มีการผิดพลาด (error) และ ไปควบคุมให้ วาล์ว 1 และ วาล์ว 2 เปิด ทำให้ความดันลดลงอย่างรวดเร็ว ซึ่งเป็นภาระสิ้นสุดกระบวนการวัดค่าความดันของการวัดแต่ละครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 4.3



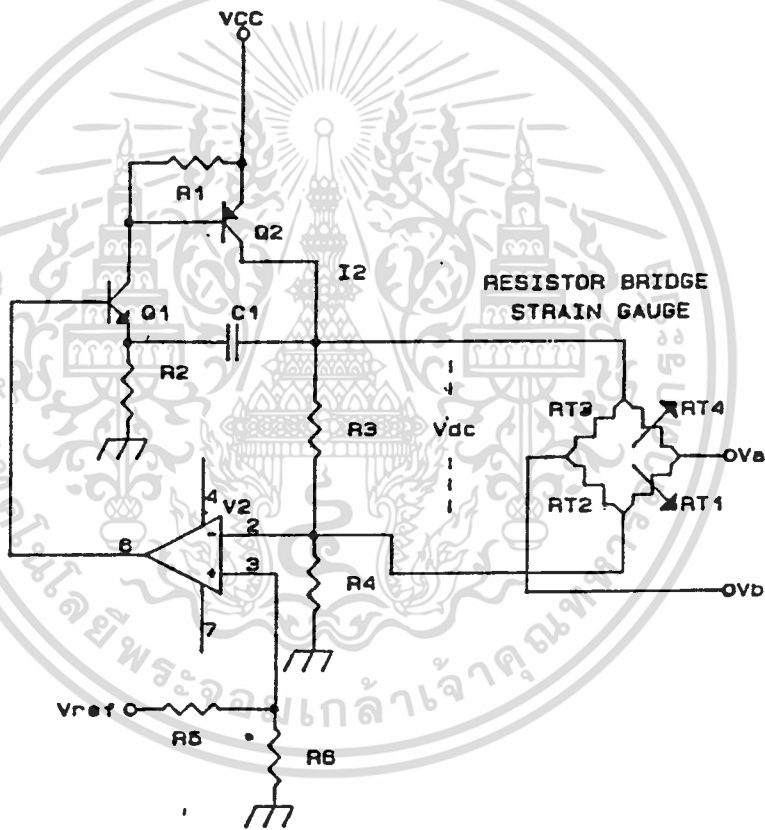
รูปที่ 4.3 แสดงการทำงานของระบบเมื่อสิ้นสุดการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิใช่เพื่อใช้ในการค้า
 ไม่ว่าการตีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์

4.2.1 ส่วนตรวจจับความดัน

ใช้ตรวจจับความดันภายในระบบปิด โดยการนำเอาสเตรนเกจเซมิคอนดักเตอร์แบบบริดจ์มาใช้เป็นส่วนของการรับรู้แรงดัน ซึ่งมีการจ่ายกำลังงานให้กับวงจรบริดจ์แบบแหล่งจ่ายศักดาคงที่ แสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 แสดงวงจรแหล่งจ่ายกำลังงานแบบศักดาคงที่ต่อกับวงจรบริดจ์.

ออปแอมป์ A1 จะทำหน้าที่เป็นสวิตช์ โดยการเปรียบเทียบระดับของศักดาที่ขั้วบวกและขั้วลบหรือ V_1 และ V_2 ทราานซิสเตอร์ Q_1 และ Q_2 ทำหน้าที่ขับกระแส I_2 ให้ไหลอย่างสม่ำเสมอและมีศักดาไม่ผันตกคืออม ตัวต้านทาน R_3 ซึ่งเป็นการจ่ายกำลังงานแบบศักดาคงที่ให้แก่วงจรบริดจ์ตัวเอง จากวงจรสามารถหาค่าของ V_1 และ V_2 ได้โดย เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

และ

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

ค่าของแหล่งจ่ายแบบศักดาคงที่คือ

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

จากคุณสมบัติของสเตรนเกจแบบบริดจ์สามารถสรุปการทำงานได้ดังนี้คือ เมื่อไม่มีความดันกดลงที่แผ่นรองรับน้ำหนัก (Platform) วงจรบริดจ์ในขณะนี้จะมีการสมดุลคือ $RT1 = RT2 = RT3 = RT4 = R$ ดังนั้นความต่างศักย์ V_{ab} จะมีค่าเป็นศูนย์ แต่เมื่อมีความดันกดลงที่แผ่นรองรับน้ำหนักวงจรบริดจ์ในขณะนี้จะมีการไม่สมดุลเกิดขึ้นดังนี้คือ $RT1$ 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

วงจรรขยายจะทำหน้าที่ขยายสัญญาณค่าความแตกต่างของศักดาไฟฟ้าทางเข้าทั้งหมดของวงจรรบริดจ์ เนื่องจากมีการไม่สมดุล วงจรแสดงในรูปที่ 4.5

ออปแอมป์ A1 เป็นวงจรรขยายแบบไม่กลับขั้ว ซึ่งมีอัตราขยายมากกว่า 1 ศักดาไฟฟ้า

ที่จุด A จะมีค่าดังสมการ

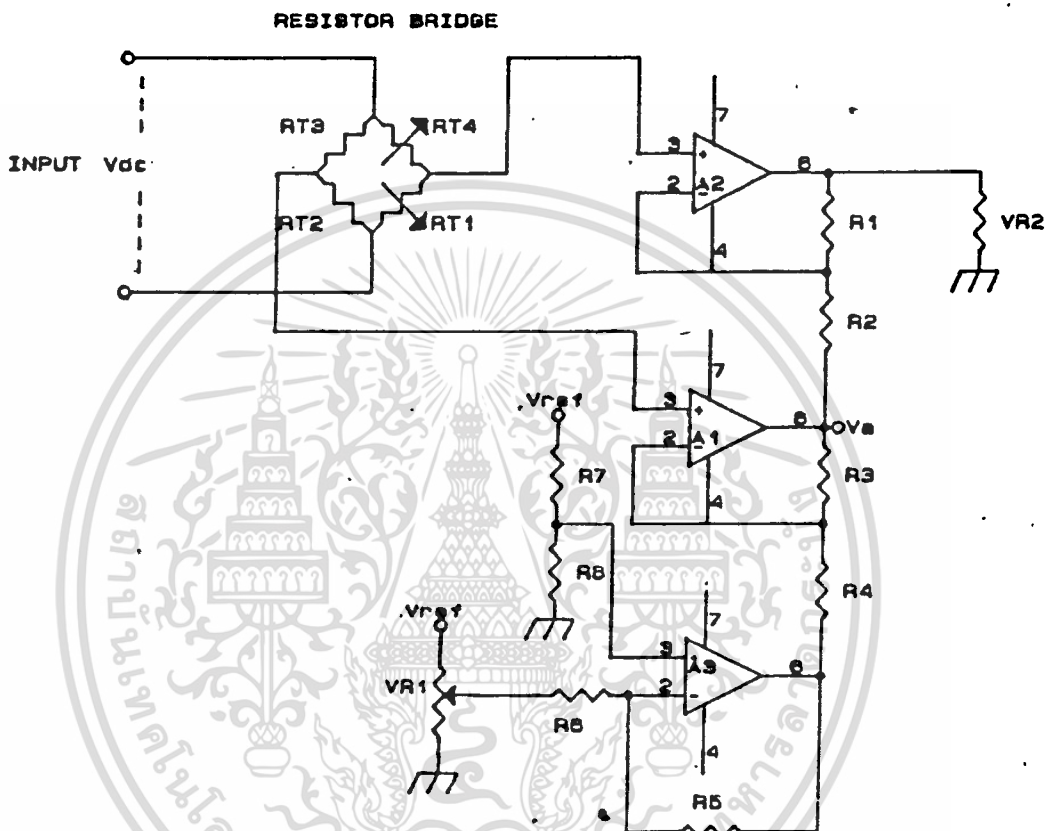
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

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

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่ง $V(-)$ = ค่าศักดาที่จ่ายให้ทางอินพุต

$1 + R3/R4$ = อัตราการขยายทางศักดา



รูปที่ 4.5 แสดงวงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนต์ ต่อกับวงจรบริดจ์

ค่าการขยาย V_A นี้จะถูกป้อนเข้าสู่วงจรขยายออปแอมป์ A2 ซึ่งเป็นกรขยายแบบกลับ
หัว โดยอัตราการขยายของวงจรคือ

$$A_V = - R1/R2$$

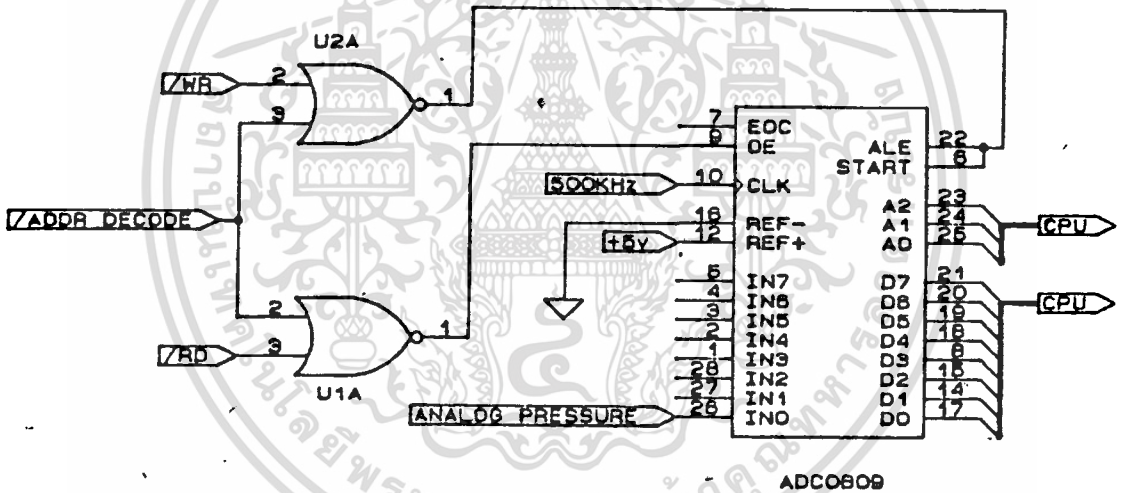
ค่าอัตราการขยายทั้งหมดมีค่าดังนี้คือ

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

ออปแอมป์ A3 เป็นส่วนของการปรับศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ซึ่งในขณะที่วงจรบริดจ์มีค่าสมมูลนี้ค่าศักดา
ไฟฟ้าเข้าทั้งหมด V_{o} จะมีค่าเท่ากับศูนย์โวลท์ การเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

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



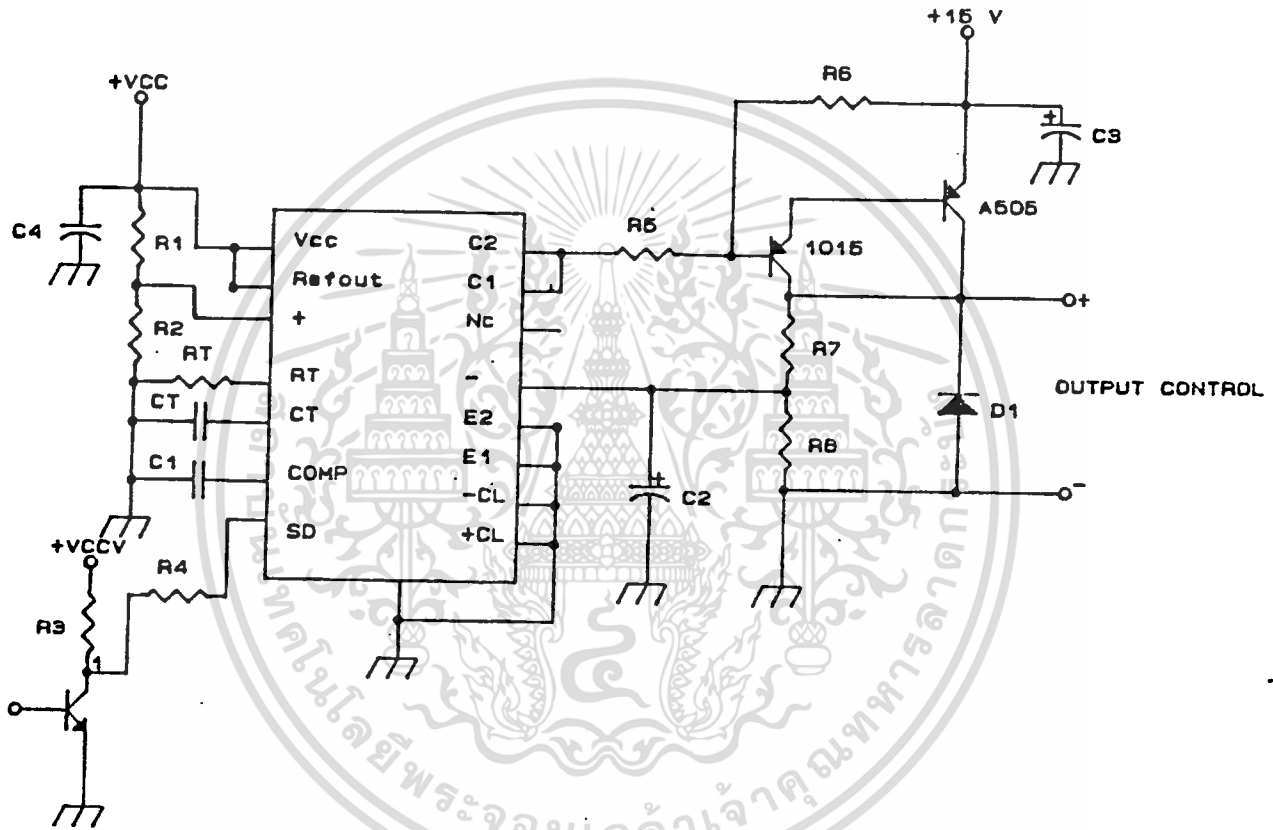
รูปที่ 4.6 แสดงวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

4.2.4 วงจรขับมอเตอร์

มอเตอร์คือส่วนสำคัญที่จ่ายกำลังงานให้กับเครื่องอัดอากาศ (Pump) เพื่อให้ได้กำลังอัดที่สม่ำเสมอจึงได้นำวงจรควบคุมแบบพัลส์วิตช์มอดูเลชันแบบอุปกรณ์สำเร็จรูปเบอร์ SG3524 มาเป็นส่วนควบคุม ซึ่งการควบคุมการทำงานแบบเรคดูเลติงพัลส์วิตช์มอดูเลชันนี้จะมีอัตราการทำงานคงที่ และใช้กระแสที่น้อยลง ดังแสดงในรูปที่ 4.7 เพื่อ Diode จะทำหน้าที่ตัดการรับกวนทางด้านลบทั้งกับตัวอิเล็กทรอนิกส์ในวงจรที่ส่งกำลังแสดงในรูปที่ 4.7 และทำหน้าที่ตัดการรับกวนทางด้านลบทั้งกับตัวอิเล็กทรอนิกส์ในวงจรที่ส่งกำลังแสดงในรูปที่ 4.7 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่วงเวลาหาได้จากสมการ

$$t = RT \cdot CT$$



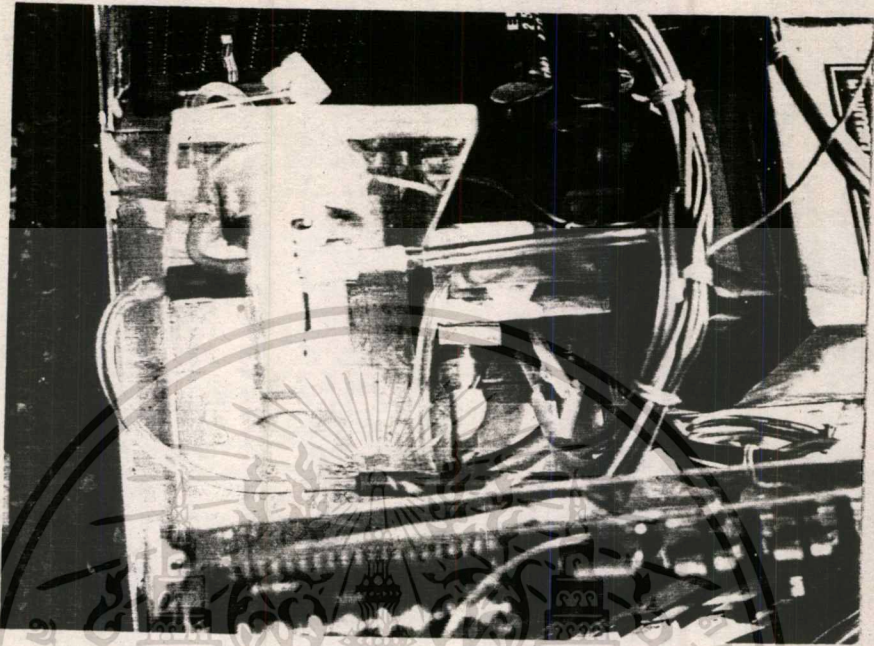
รูปที่ 4.7 แสดงวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์แบบพัลส์วิดท์มอดูเลชัน

4.2.5 โซลินอยด์วาล์วและวงจรจ่ายกำลังงาน

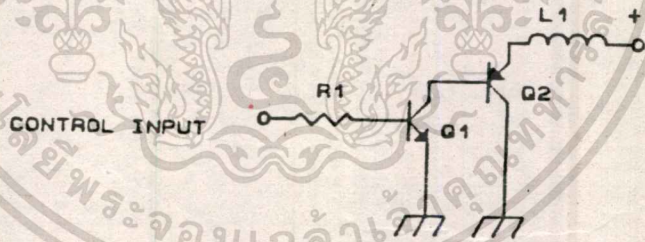
อุปกรณ์ชุดนี้ทำหน้าที่เป็นลิ้นเปิด-เปิด เพื่อลดความดันของอากาศภายในระบบปิด ขดลวดที่ใช้มีทั้งแรงดันได้มากกว่า 300 มม.ปรอท ใช้กระแส 120 มิลลิแอมป์ โดยมีทรานซิสเตอร์ Q1 ทำหน้าที่เป็นสวิทช์ควบคุมการทำงาน ซึ่งรับสัญญาณควบคุมมาจากหน่วยประมวลผลกลาง ทรานซิสเตอร์ Q2 ทำหน้าที่จ่ายกระแสให้แก่ขดลวด ดังแสดงในรูปที่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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(ก)



(ข)



รูปที่ 4.8 ก) โซลินอยด์วาล์ว ข) วงจรจ่ายกำลังงาน

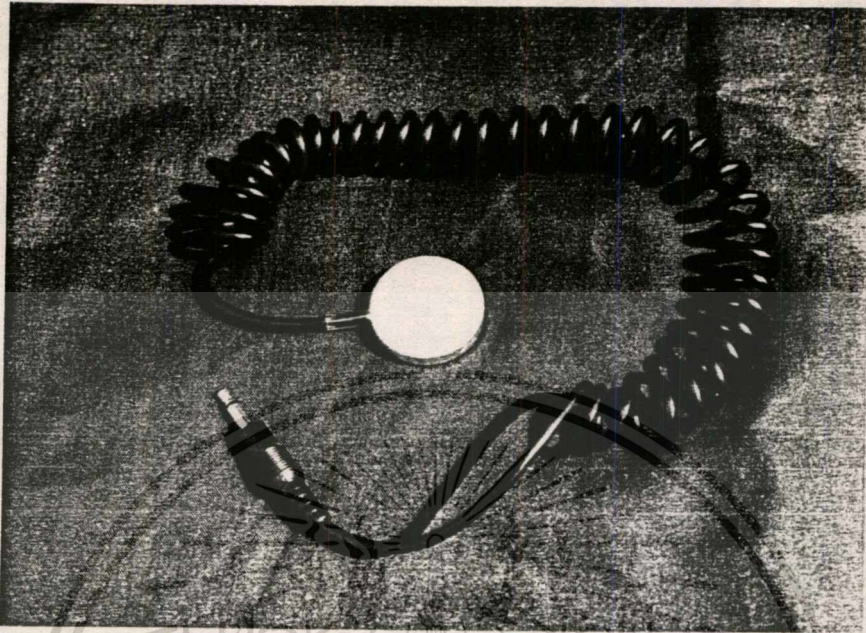
4.2.6 ทรานส์ดีวเซอร์ตรวจจับเสียงครอทคอฟ

เป็นอุปกรณ์ที่ทำมาจากเป็ยโซอิลคทริก คริสตอล ภายนอกเป็นลักษณะทรงกลมแบนมี

เปลือกโลหะ ความถี่ธรรมชาติของตัวทรานส์ดีวเซอร์มีค่าประมาณ 0.2 - 2000 Hz แสดงดัง

รูปที่ 4.9 เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



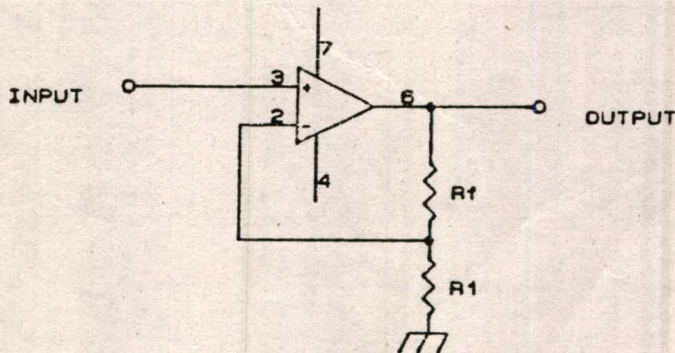
รูปที่ 4.9 แสดงตัวทรานสดิวเซอร์ตรวจจับเสียงครอทคอฟ

4.2.7 วงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว

ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ ไฟฟ้าที่ออกมาจากทรานสดิวเซอร์ ซึ่งมีขนาดเป็นมิลลิโวลต์ วงจรป้อนกลับแบบแบ่งตักดา จะ เป็นตัวกำหนดอัตราขยายดังสมการ

$$A_V = 1 + (R_F/R_1)$$

ความต้านทานทางเข้าจะถือเอาความต้านทานระหว่างขั้วบวกและลบ ซึ่งมีค่าประมาณ 1 เมกะโอห์ม การมีความต้านทานทางเข้าสูงเป็นลักษณะเด่นของวงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว แสดงในรูปที่ 4.10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้รูปที่ 4.10 แสดงวงจรขยายแบบไม่กลับขั้ว ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.8 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง

ทำหน้าที่กรองความถี่ที่สูงกว่าความถี่ของเสียงครอทคอปทิ้งไป ความถี่คutoffมีค่า 700 เฮิรตซ์ ซึ่งกำหนดจากสมการ

$$f_H = 1/2\pi \sqrt{R_2C_2R_3C_3}$$

และสมการอัตราขยายคือ

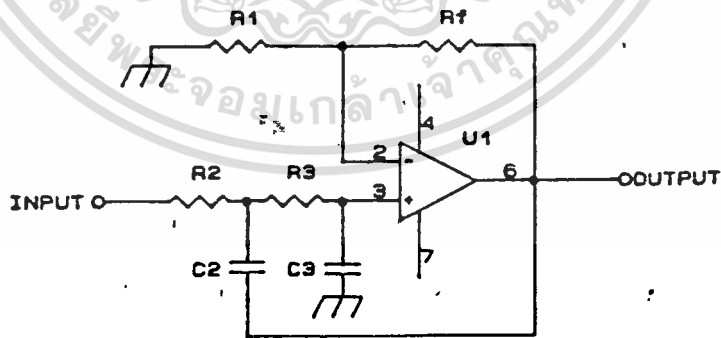
$$A_V = AF / \sqrt{1 + (f/f_H)^4}$$

ซึ่ง $AF = 1 + R_F/R_1$

f = ความถี่ที่ป้อนเข้า

f_H = ความถี่คutoffสูงสุด

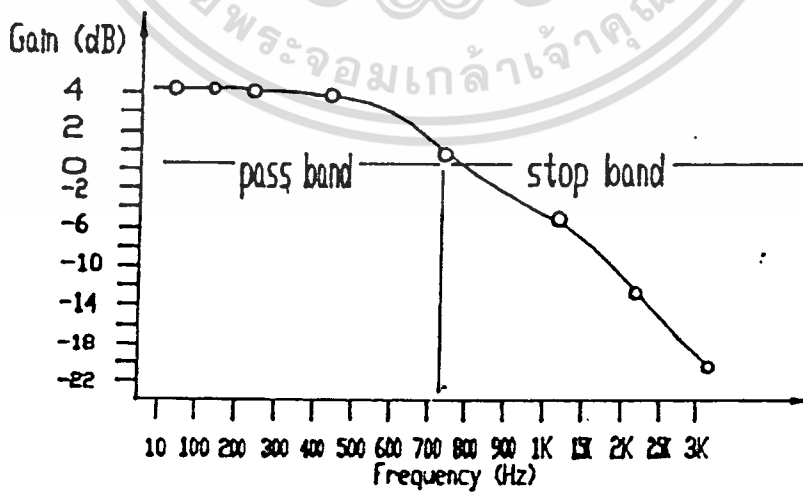
วงจรแสดงในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง

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



เอกสารรูปที่ 4.12 แสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบลำดับที่สอง การคำนวณค่าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.9 วงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง

ทำหน้าที่กรองความถี่ที่ต่ำกว่าความถี่เสียงครอทคอปทิ้งไป ความถี่คัทออฟต่ำสุดของวงจรมีค่าประมาณ 200 เฮิรตซ์ ซึ่งกำหนดจากสมการ

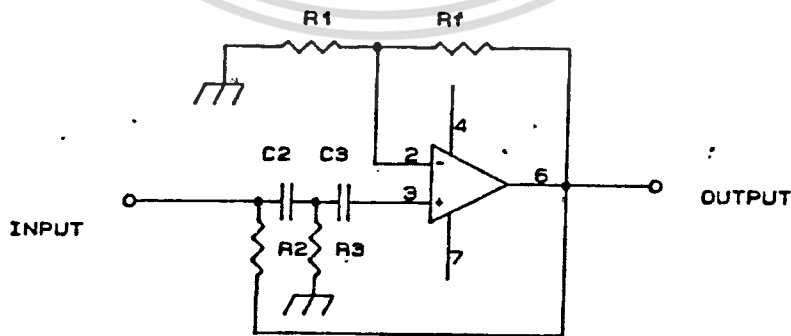
$$f_L = 1/2\pi \sqrt{R_2 C_2 R_3 C_3}$$

และสมการอัตราขยายคือ

$$A_v = A_f / \sqrt{1 + (f_L/f)^4}$$

- ซึ่ง $A_f = 1 + R_f/R_1$
- $f =$ ความถี่ที่ป้อนเข้า
- $f_L =$ ความถี่คัทออฟต่ำสุด

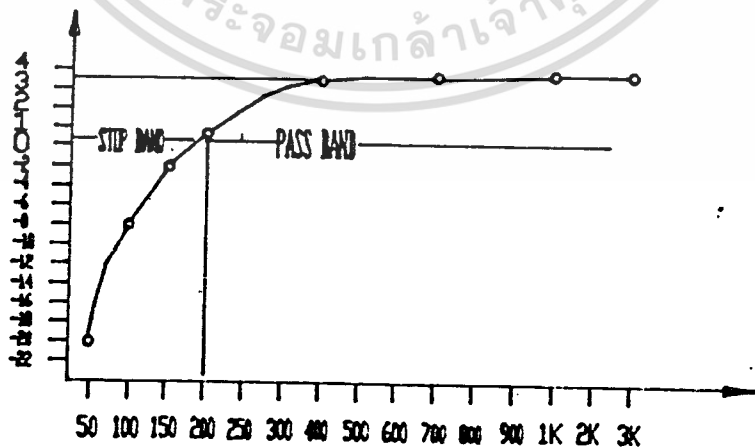
วงจรแสดงในรูปที่ 4.13 การตอบสนองความถี่ค่าต่าง ๆ แสดงในตารางที่ 4.2 และในกราฟในรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.13 แสดงวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในโครงการวิจัยเท่านั้น มิใช่ผู้จัดทำหรือไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น 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



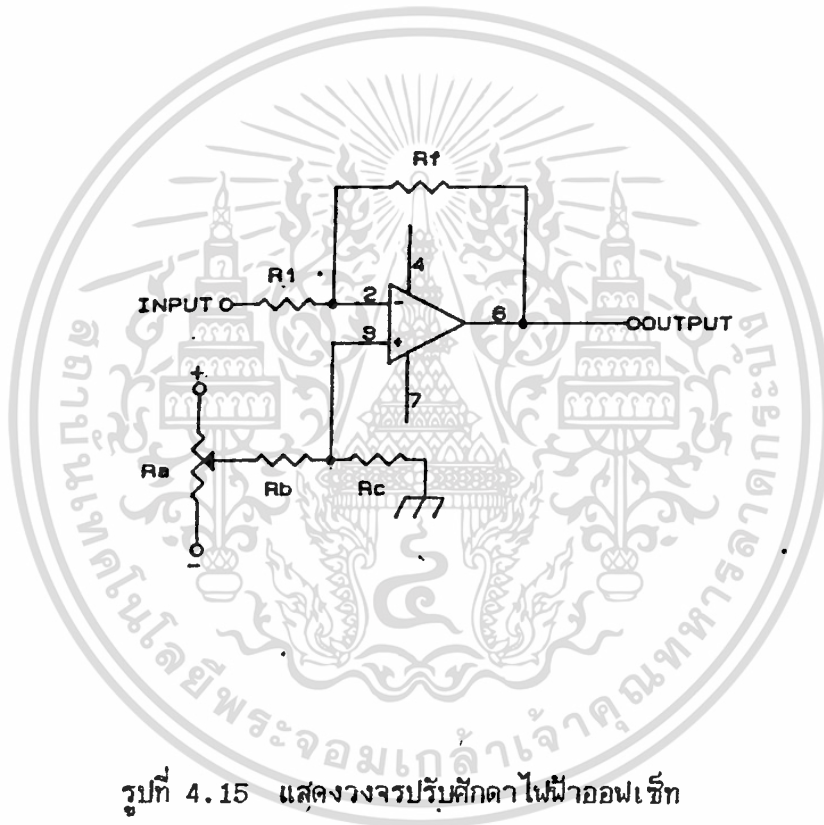
รูปที่ 4.14 แสดงกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบลำดับที่สอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิใช่ผู้รู้และผู้เชี่ยวชาญในการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.10 วงจรปรับคิกค่าไฟฟ้าออฟเซ็ท

ทำหน้าที่ปรับระดับของคิกค่าไฟฟ้าตรงที่เกิดขึ้น อันเนื่องมาจากอุปกรณ์และวงจรส่วนหน้าถูกรบกวน วงจรแสดงดังรูปที่ 4.15



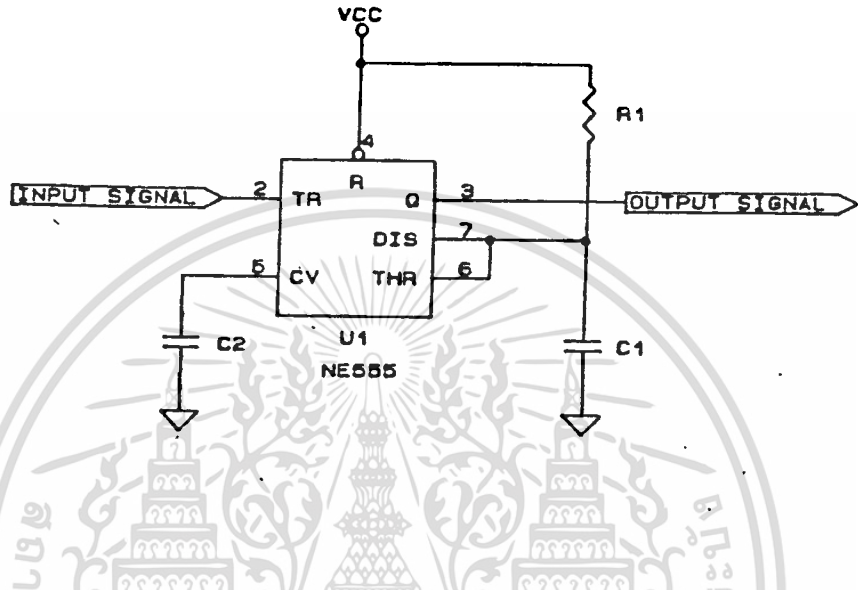
รูปที่ 4.15 แสดงวงจรปรับคิกค่าไฟฟ้าออฟเซ็ท

อัตราขยายของวงจรมีค่าตามสมการ

$$A_v = - R_F / R_1$$

4.2.11 วงจรสร้างสัญญาณพัลส์รูปสี่เหลี่ยม

เนื่องจากสัญญาณกรอทคอฟที่ตรวจจับได้นั้นจะมีความกว้างของรูปคลื่นแคบมาก ดังนั้น เพื่อให้ส่วนควบคุมสามารถรับรู้สัญญาณกรอทคอฟได้ดีเพียงพอ จึงต้องทำการขยายความกว้างของสัญญาณ โดยนำมาผ่านวงจรโมโนสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 4.16 อดให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 แสดงวงจรโมโนสเตเบิลไวเบเรเตอร์

ในสภาวะคงที่- เอ้าท์พุทของวงจรจะอยู่ในระดับศูนย์โวลต์ และเมื่อมีพัลส์ลบจากภายนอกมากระตุ้นที่ขาทรigger ก็จะทำให้เกิดพัลส์ที่เอ้าท์พุทมีค่าเท่ากับแหล่งจ่าย ซึ่งจะอยู่ในระดับคงที่ตลอดช่วงระยะเวลาหนึ่ง โดยผลของการต่อวงจรความต้านทาน R และตัวเก็บประจุ C หลังจากนั้นก็จะตกลงสู่ระดับศูนย์โวลต์ดังเดิมจนกว่าจะมีพัลส์ลบมากระตุ้นที่ขาทรiggerอีกครั้ง ค่าของช่วงเวลากการเป็นพัลส์บวกหาได้จากสมการ

$$t_p = 1.1 RC \quad \text{วินาที}$$

4.3 ระบบประมวลผลกลาง

ระบบประมวลผลกลางทำหน้าที่สั่งการให้เครื่องทำงานตามคำสั่งที่กำหนดไว้ในโปรแกรมการทำงาน ส่วนของโปรแกรมจะถูกบรรจุไว้ในหน่วยความจำถาวร เรียกว่า ไมโครโปรแกรมน ซึ่งระบบประมวลผลกลางที่ใช้ นี้ เรียกว่า ไมโครโปรเซสเซอร์ โดยมีขนาดของข้อมูลในการทำงานขนาด 8 บิต และความถี่ในการทำงาน 2 เมกะเฮิรตซ์ บล็อกไดอะแกรมของระบบสามารถแสดงดังรูปที่ 4.21 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยมีรายละเอียดของส่วนประกอบต่าง ๆ ดังต่อไปนี้คือ

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

ส่วนนำหนดแอดเดรส (DECODER) ทำหน้าที่กำหนดแอดเดรส หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่าตำแหน่งของข้อมูล ใช้ไอซีเบอร์ 74138 โดยรับอินพุตจากบัสแอดเดรสแล้วเปลี่ยนเป็นสัญญาณเข้าที่ทุกส่งไปควบคุมอุปกรณ์ประกอบต่าง 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

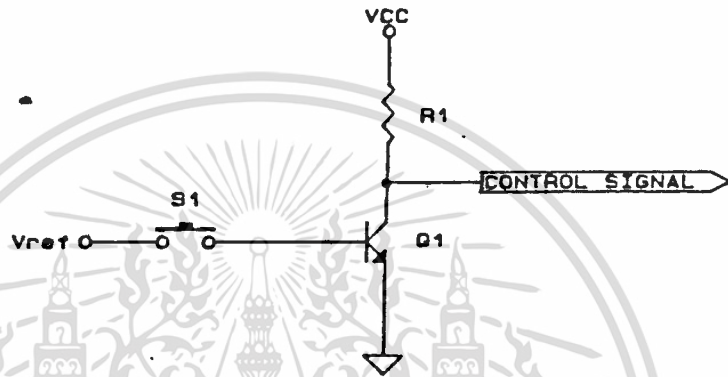
แอดเดรสที่ 02074H เก็บค่าอัตราการเต้นของหัวใจ

ส่วนการติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอกประกอบด้วยไอซีจำนวน 3 ตัว โดยแบ่งแยกเป็นพอร์ตใหญ่ๆ จำนวน 3 พอร์ตคือ

พอร์ต 1 ใช้ไอซีเบอร์ 8255 PIO โดยพอร์ต PA0 ถึง PA7 ทำหน้าที่รับข้อมูลค่าเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ความดันขนาด 8 บิต จากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

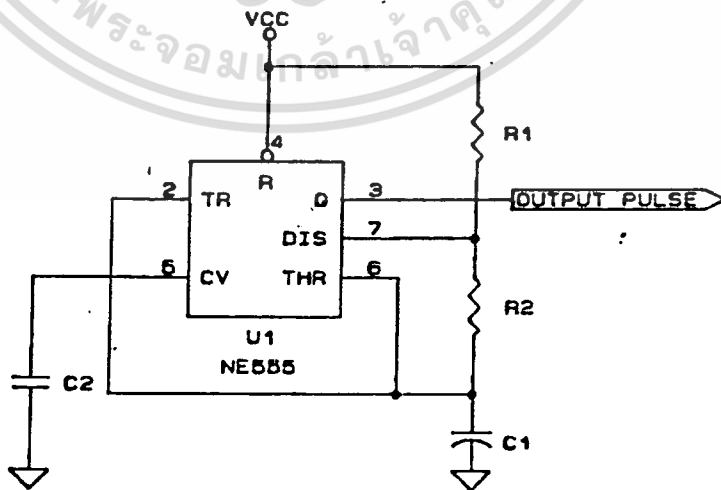
เมื่อการวัดค่าทั้งสอง อีกหนึ่งห้ามมิให้คัดลอกและต้องส่งมอบถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- พอร์ท PB0 ทำหน้าที่รับสัญญาณการควบคุมจากสวิทช์เลือกโหมดการทำงาน
- พอร์ท PB1 ทำหน้าที่รับสัญญาณการควบคุมจากสวิทช์เลือกกำหนดเวลาการทำงาน
- พอร์ท PB2 ทำหน้าที่รับสัญญาณควบคุมการเริ่มต้นการทำงานในโหมดอัตโนมัติ



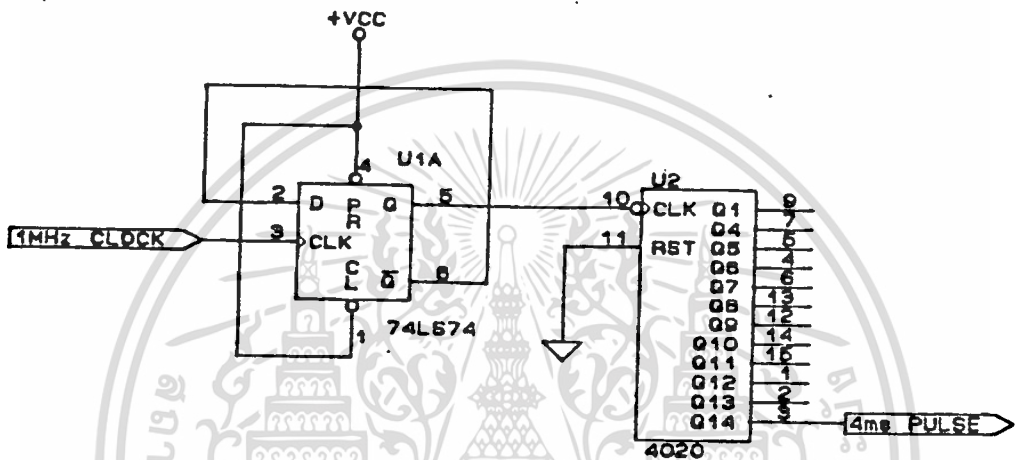
รูปที่ 4.17 แสดงการต่อสวิทช์ควบคุมสำหรับพอร์ท PB0, PB1, PB2

พอร์ท PB3 ทำหน้าที่รับสัญญาณนาฬิกาขนาด 60 วินาที เพื่อใช้เป็นฐานเวลาของการทำงานในโหมดอัตโนมัติ



รูปที่ 4.18 แสดงการต่อวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาขนาด 60 วินาที

พอร์ท PB5 ทำหน้าที่รับสัญญาณนาฬิกาขนาด 4 ms เพื่อใช้เป็นฐานเวลาในการคำนวณอัตรา
การเต้นของหัวใจ



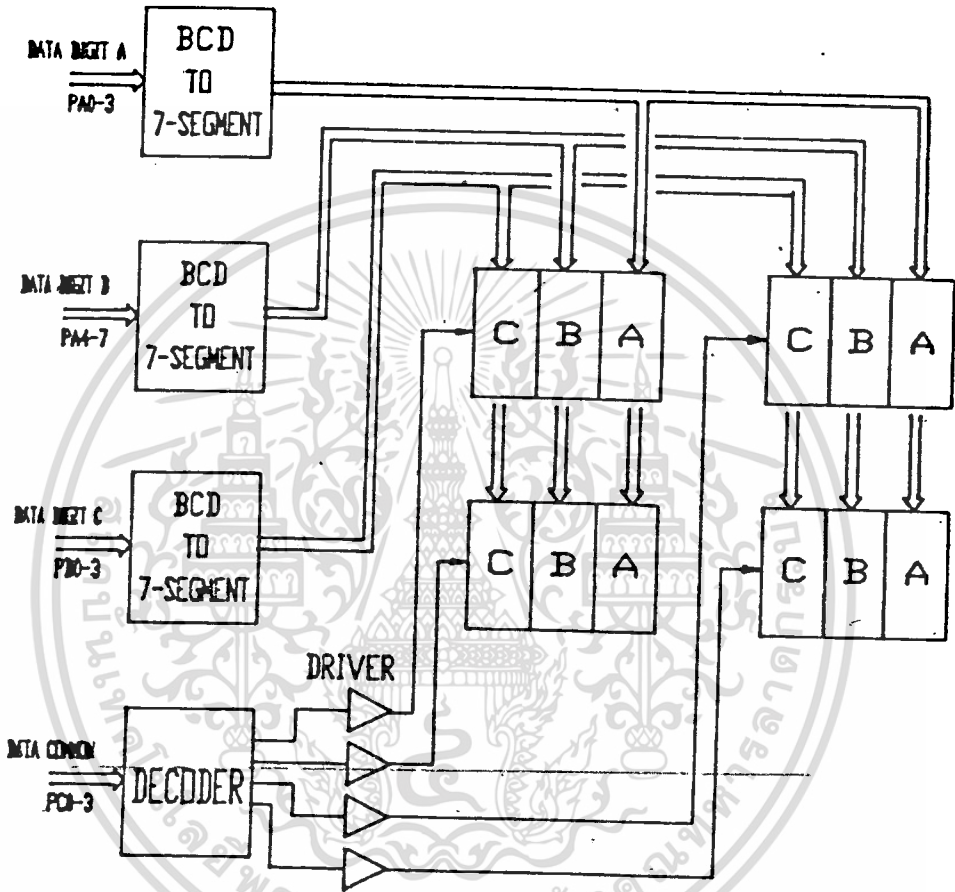
รูปที่ 4.19 แสดงการต่อวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาขนาด 4 ms

- พอร์ท PB6 ทำหน้าที่รับสัญญาณคอร์ทคอปเพื่อส่งให้ 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 และอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้แต่ละครั้งออกไปแสดงผล ซึ่งมีลักษณะการทำงานร่วมกับวงจรแปลงสัญญาณ BCD เป็นเลข 7 หลัก แต่เนื่องจากค่าที่แสดงนี้มีถึง 4 ค่า ดังนั้นตัวเลข 7 หลักที่ใช้จึงมีถึง 12 ตัว ดังนั้นการแสดงค่าตัวเลขจะแสดงทีละชุดสลับกันไป หน้าทีของแต่ละพอร์ทจะแสดงได้ดังรูปที่ 4.20

พอร์ท PA0-PA3 จะส่งข้อมูลที่จะแสดงผลในลักษณะของรหัส BCD แล้วจึงผ่านวงจรแปลงไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณ BCD เป็นเลข 7 หลักตัวที่หนึ่ง โดยที่เส้นทางผ่านของข้อมูลชุดนี้จะตรงกับตัวเลข 7 หลักในหลัก A ของทุกชุดแสดงผล ข้อมูลที่จะแสดงก็จะถูกส่งออกมาสลับกันไปตามการกำหนดจากซอฟต์แวร์



รูปที่ 4.20 แสดงบล็อกไดอะแกรมของส่วนแสดงผล

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

พอร์ท PB0-PB3 จะส่งข้อมูลที่จะแสดงผลในลักษณะของรหัส BCD แล้วจึงผ่านวงจรแปลงสัญญาณ BCD เป็นเลข 7 หลักตัวที่สาม โดยที่เส้นทางผ่านของข้อมูลชุดนี้จะตรงกับเลข 7 หลักในหลัก C ของทุกชุดแสดงผล ข้อมูลที่จะแสดงก็จะถูกส่งออกมาสลับกันไปตามการกำหนดจากซอฟต์แวร์

พอร์ท PC0-PC3 จะเป็นตัวส่งข้อมูลเพื่อเลือกชุดแสดงผล โดยตรงกับตัวเลข 7 หลักในชนิดคาโทดร่วม เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Common Cathode)

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

ในลำดับแรก CPU จะอ่านข้อมูลการทำงานของเครื่องจาก ROM และส่งสัญญาณผ่านพอร์ท P1C ไปควบคุมให้ปั๊ม วาล์ว 1 และ วาล์ว 2 ทำงาน ความดันจะเพิ่มขึ้นและในขณะเดียวกันปั๊มก็จะรับ ข้อมูลค่าของความดันจากวงจรรอานาล็อก เป็นดิจิตอลผ่านทางพอร์ท P1A เข้ามาเปรียบเทียบกับค่าที่กำหนด จนกระทั่งเมื่อความดันนี้มีค่าตามที่กำหนดไว้ ก็จะควบคุมให้ปั๊ม หยุดทำงานและเปิด วาล์ว 1 ความดันก็ จะค่อย ๆ ลดลง

ขณะที่ความดันลดลงตลอดเวลานี้ CPU ก็จะได้รับสัญญาณครอทคอฟ โดยผ่านทางพอร์ท P6B เมื่อ CPU ตรวจพบสัญญาณครอทคอฟนี้ 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 เมื่อตรวจพบครอทคอฟ ลูกที่หนึ่ง CPU จะเริ่มนับพัลส์ขนาด 4ms และขณะที่ครอทคอฟลูกที่สองเข้ามา CPU ก็จะหยุดนับ จำนวน ที่นับได้ก็คือค่า n และคำนวณโดยสมการ

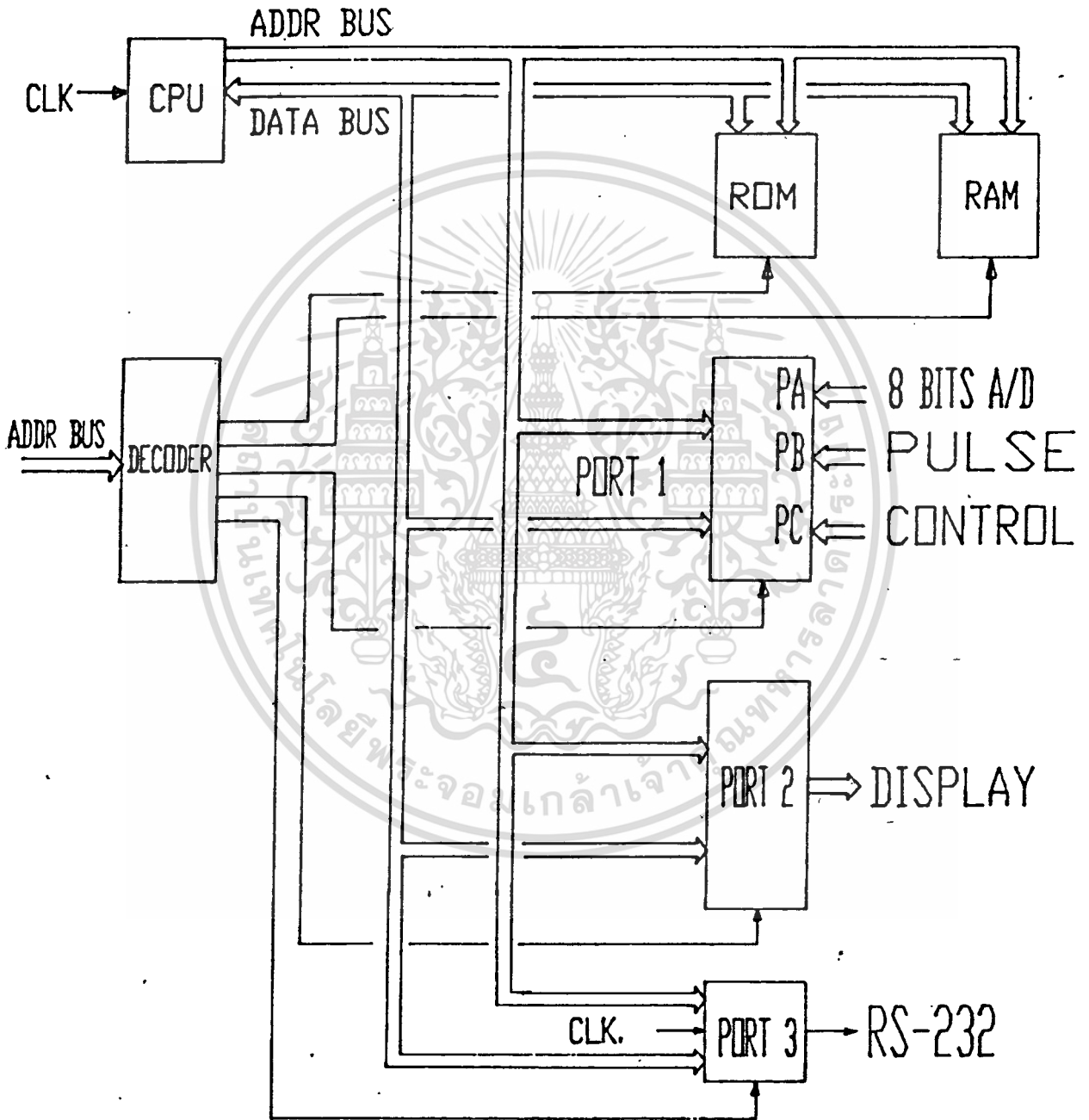
$$HR = 60 / (n * 4ms)$$

Timing diagram แสดงได้ในรูป 4.22

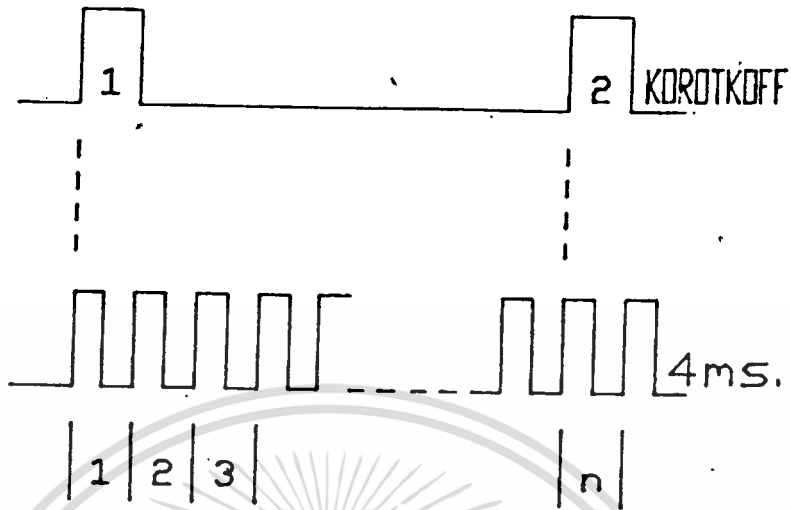
การคำนวณหาค่าความดันเฉลี่ยคำนวณได้จากสมการ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



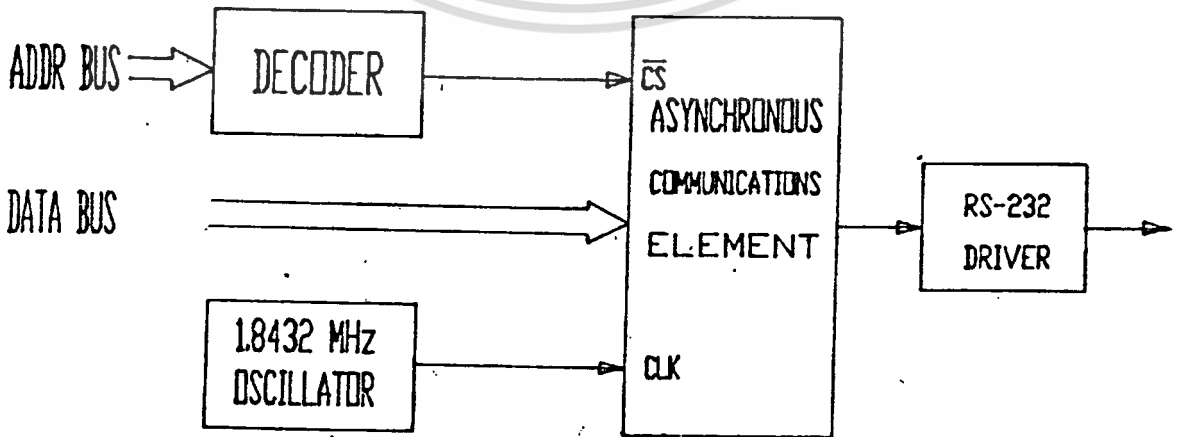
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่รูปที่ 4.21 แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบประมวลผลกลางใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.22 แสดง Timing diagram ของการหาอัตราการเต้นของหัวใจ

4.4 การส่งข้อมูลแบบอนุกรม RS-232

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติเครื่องนี้ เมื่อทำการวัดเสร็จสิ้นในแต่ละครั้งจะส่งข้อมูลออกจากเครื่อง ไปยังคอมพิวเตอร์ที่เป็นเทอร์มินัล เพื่อส่งค่าความดันโลหิตสูงสุด ความดันโลหิตต่ำสุด ความดันโลหิตเฉลี่ยและอัตราการเต้นของหัวใจ รวมถึงการเขียนกราฟค่าความดันโลหิตเฉลี่ย ซึ่งมีจำนวนข้อมูลมาก ดังนั้นเพื่อลดจำนวนของสายนำสัญญาณลงจึงกำหนดให้ทำการส่งข้อมูลแบบอนุกรมโดยใช้มาตรฐาน RS-232 ดังแสดงในรูปที่ 4.23



รูปที่ 4.23 แสดงบล็อกไดอะแกรมของการส่งข้อมูลแบบอนุกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาระดับปริญญาโทเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเริ่มส่งข้อมูลจะเริ่มที่วงจรด้านส่งจะส่งบิตเริ่มคั่นแล้วจึงส่งข้อมูลตั้งแต่บิตลำดับที่ ต่ำสุด จนถึงบิตลำดับที่สูงสุด หลังจากนั้นจะส่งพาริตีบิตและบิตแสดงการเสร็จสิ้นการส่งข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.24 แสดงลักษณะของการส่งสัญญาณข้อมูล

จากรูปที่ 4.24 ข้อมูลที่ใช้ส่งมีขนาด 8 บิต การตรวจพาริตีคู้และจำนวนบิตสำหรับบ่งบอกถึงการเสร็จสิ้นการส่ง 2 บิต โดยใช้อัตราการส่ง 1200 บิตต่อวินาที

บทที่ 5

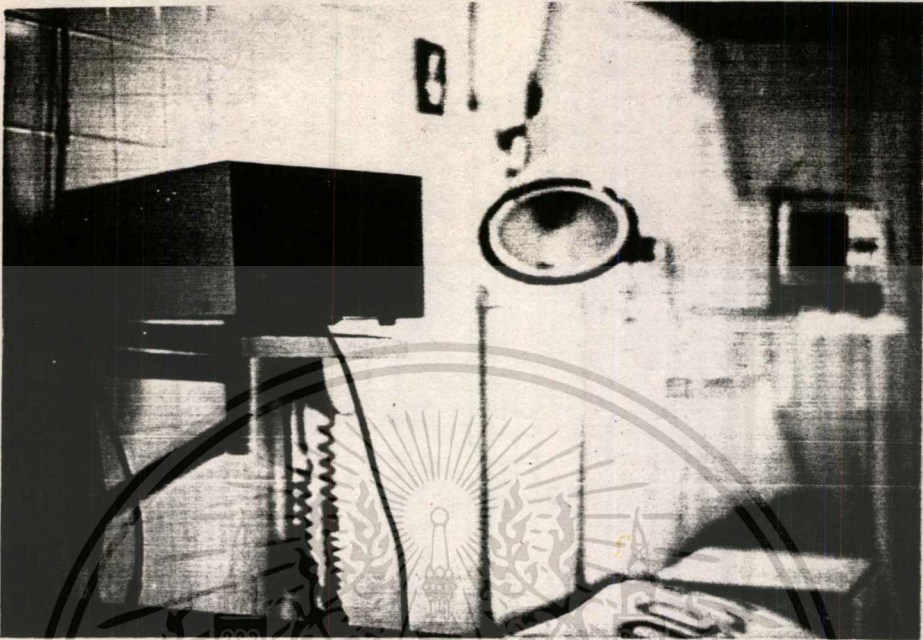
คุณลักษณะและรูปแบบการทำงานของเครื่อง

ตั้งที่กล่าวมาแล้วว่า เครื่องมีวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่มีความสามารถในการทำงานโดยไมโครโปรเซสเซอร์ การวัดแต่ละครั้งสามารถกระทำได้สองแบบคือ แบบแรกจะทำการวัดโดยมนุษย์ควบคุมทุกครั้ง และแบบที่สองโดยการกำหนดระยะเวลาให้เครื่องเริ่มทำการวัดเองทุก ๆ ครั้ง

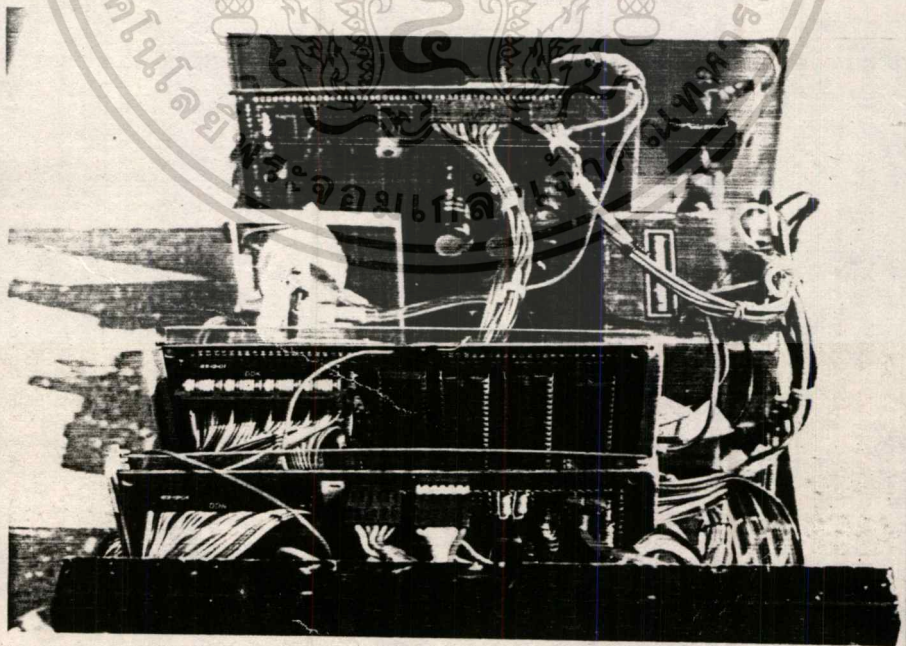
5.1 คุณลักษณะของเครื่อง

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
สี	ขาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.1 แสดงลักษณะภายนอกของเครื่อง



รูปที่ 5.2 แสดงการวางส่วนประกอบภายในเครื่อง

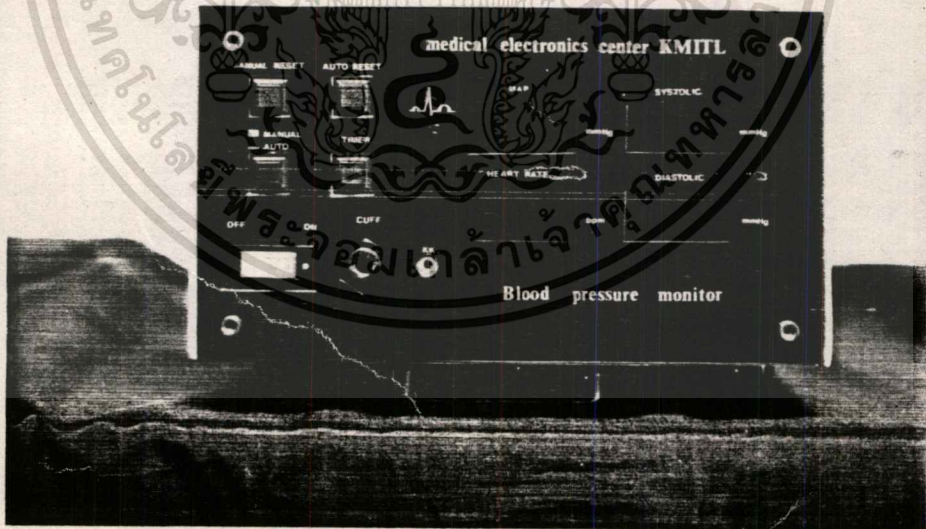
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การเขียนในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ยืมเห็นหน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 รูปแบบการทำงานของเครื่อง

จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องจัดอุปกรณ์ประกอบให้เรียบร้อยก่อนทำการเปิดเครื่องดังนี้คือ

- ส่วนปลอกรัดแขนหรือคัพ ใส่วางที่แขนซ้ายก่อนบน โดยให้ทรานสดิวเซอร์วางอยู่ ณ บริเวณบนเส้นโลหิตแดงใหญ่
- ต่อสายนำอากาศเข้าเครื่อง
- ต่อสายนำสัญญาณเข้าเครื่อง
- ต่อสายแหล่งจ่ายไฟฟ้าขนาด 220 โวลท์

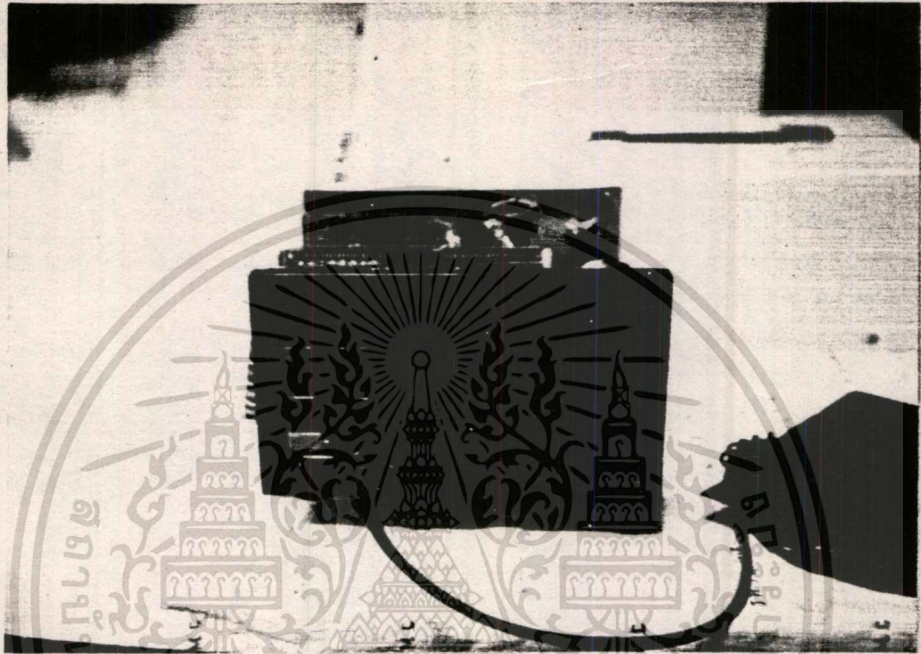
จากรูปที่ 5.3 เมื่อเปิดสวิตช์ให้เครื่องทำงาน เครื่องจะรอการตัดสินใจว่าจะทำงานในแบบใด ถ้าต้องการทำงานแบบปกติก็กดสวิตช์หมายเลข 2 ไปที่ตำแหน่ง MANUAL แล้วจึงกดสวิตช์หมายเลข 3 (MANUAL RESET) เครื่องก็จะเริ่มทำงาน



รูปที่ 5.3 แสดงการทำงานแบบปกติ

เมื่อต้องการให้เครื่องทำงานแบบอัตโนมัติก็สามารถทำได้โดยการกดสวิตช์หมายเลข 2 เลือกแบบการทำงานไปที่ AUTO หลังจากนั้นทำการรีเซ็ตระบบทั้งหมดโดยการกดสวิตช์หมายเลข 3 (MANUAL RESET) แล้วจึงทำการตั้งเวลาการทำงานเป็นจำนวนนาทีต่อครั้ง โดยกดปุ่มตั้งเวลา ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเลข 4 (TIMER) ขณะกดปุ่มหมายเลข 4 นี้ ตัวเลขจะเพิ่มขึ้นทีละ 1 ซึ่งแสดงให้เห็นบนหน้า
ปัทม์ ดังแสดงในรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.4 แสดงการทำงานแบบอัตโนมัติ

เมื่อกดปุ่มเริ่มการทำงานหมายเลข 5 (AUTO RESET) เครื่องจะเริ่มทำการวัดทันทีโดยมีขั้นตอนดังนี้

- เพิ่มความดันเข้าไปในคัพวัดแขนจนถึงจุดกำหนด
- หยุดเพิ่มความดันแล้วปล่อยความดันลดลงอย่างช้า ๆ พร้อมกับตรวจจับการเกิดสัญญาณ
ครอทคอป เราสามารถสังเกตเห็นสัญญาณครอทคอปได้จากไดโอดเปล่งแสงสีแดง (LED)

หมายเลข 6

- เมื่อความดันลดลงมาถึงจุดที่กำหนดแล้ว ความดันจะลดลงอย่างรวดเร็ว
- หลังจากนั้นค่าต่าง ๆ ที่วัดและคำนวณได้จะถูกแสดงเป็นตัวเลขในรูปที่ 5.5 ดังนี้

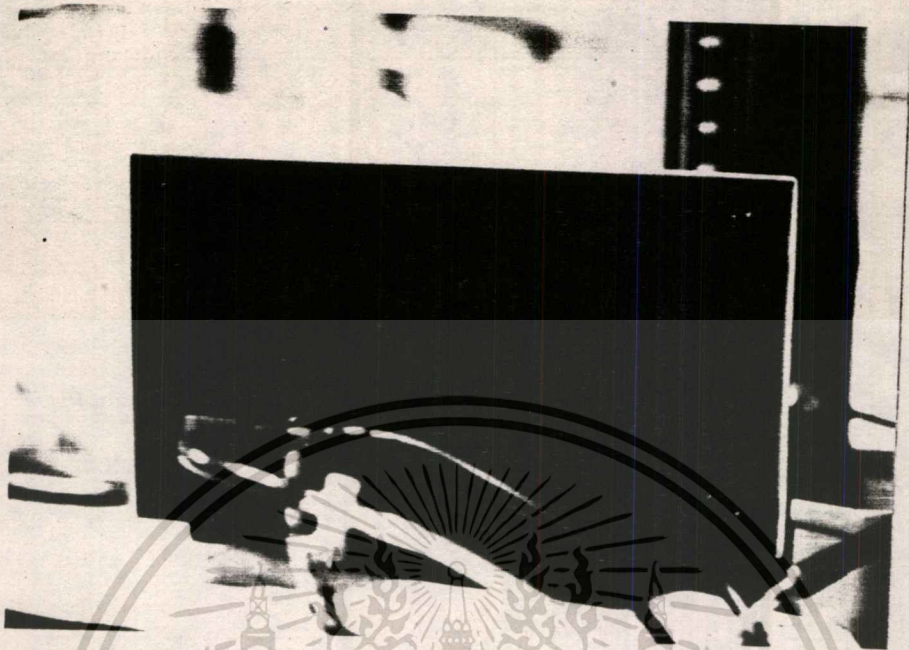
หมายเลข 7 แสดงค่า ความดันโลหิตเฉลี่ย

หมายเลข 8 แสดงค่า อัตราการเต้นของหัวใจ

หมายเลข 9 แสดงค่า ความดันโลหิตสูงสุด

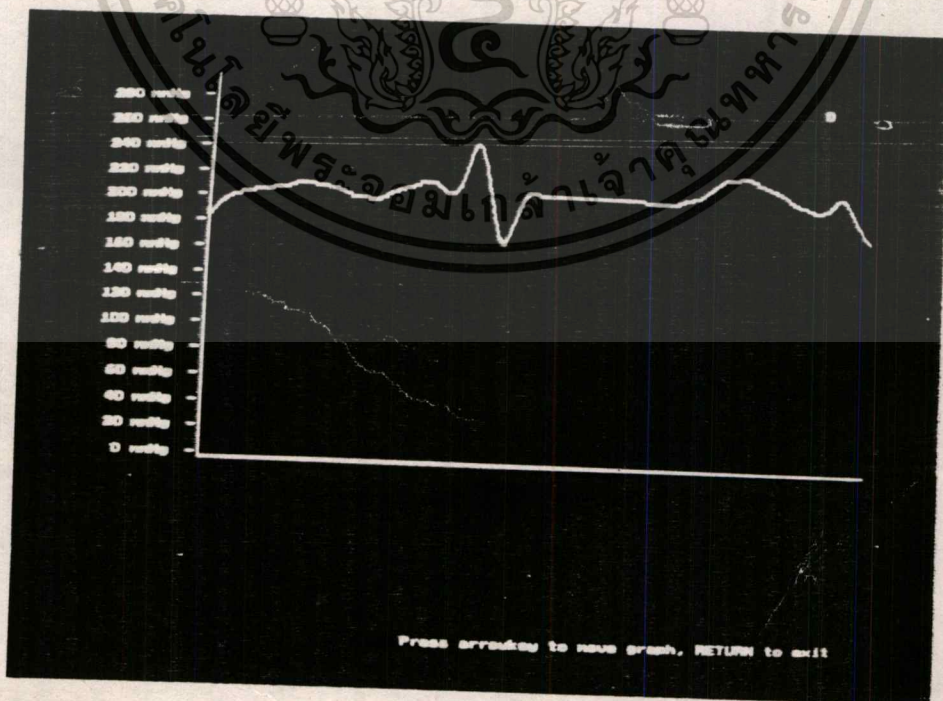
เอกสารนี้เป็นเอกสารหมายเลข 10 แสดงค่า ความดันโลหิตต่ำสุด ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.5 แสดงการแสดงผลค่าต่าง ๆ เป็นตัวเลข

หลังจากนั้น เครื่องจะส่งข้อมูลทั้งหมดออกไปยังคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล แบบอนุกรม เพื่อทำการแสดงผลจอภาพและเขียนกราฟ ดังแสดงในรูปที่ 5.6



รูปที่ 5.6 การแสดงผลค่าและเขียนกราฟของคอมพิวเตอร์เทอร์มินัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ใช่ว่าจะนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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 และทำการเปรียบเทียบค่าความดันที่วัดได้กับค่าความดันที่ได้กำหนดไว้ในโปรแกรม เมื่อความดันที่วัดได้เท่ากับค่าความดันที่กำหนดไว้ CPU จะส่งสัญญาณไปควบคุมให้โมเตอร์ทำงานและวาล์ว 1 เปิดออก ในขณะที่ความดันของอากาศภายในระบบจะค่อย ๆ ลดลงทีละน้อย และขณะเดียวกันนี้เอง CPU ก็จะไปตรวจจับสัญญาณครอทคอปโดยผ่านทางพอร์ต PB6 ขณะที่ยังไม่มีสัญญาณครอทคอปที่เป็นพัลส์บวกเข้ามานั้น CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดันที่วัดได้ในขณะที่ความดันลดลงมาเรื่อย ๆ โดยเปรียบเทียบกับค่าความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้สำหรับการทำงาน เมื่อ CPU ตรวจพบสัญญาณครอทคอปที่เป็นพัลส์บวกแล้ว ก็จะตรวจจับการสิ้นสุดของสัญญาณคือช่วงที่เป็นศูนย์ ขณะที่ตรวจพบทั้งสองสัญญาณแล้ว CPU จะอ่านค่าความดันจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล มาเก็บไว้ที่หน่วยความจำ หลังจากนั้นจะเริ่มดำเนินการนับขบวนการพัลส์ขนาดความถี่ 4 ms. ซึ่งป้อนผ่านทางพอร์ต PB5 โดยการตรวจจับพัลส์ที่เป็นบวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่เป็นศูนย์ เมื่อได้ครบหนึ่งลูกก็จะนับเป็นค่า "n" และ "n+1" ไปเรื่อย ๆ จนกระทั่ง CPU ตรวจพบสัญญาณครอทคอปลูกที่สอง CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดัน ณ เวลาขณะนี้อีกครั้งหนึ่ง ว่าความดันลดลงมาถึงจุดความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าความดันยังลดลงไม่ถึงจุดที่กำหนดไว้ CPU จะตรวจสอบหาจุดสิ้นสุดของสัญญาณครอทคอปลูกที่สอง ซึ่งเมื่อตรวจพบจุดสิ้นสุดนี้ ก็จะอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ที่หน่วยความจำ หลังจากนั้น CPU จะตรวจสอบอีกครั้งหนึ่งว่าค่าความดันลดลงมาถึงจุดต่ำสุดที่กำหนดไว้ในโปรแกรมหรือไม่ ถ้ายังลดลงไม่ถึงที่กำหนดไว้ CPU ก็จะไปตรวจจับสัญญาณครอทคอปลูกต่อไป โดยตรวจจับพัลส์บวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่มีค่าเป็นศูนย์ และอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ที่หน่วยความจำการทำงานของโปรแกรมขณะนี้จะเป็นลักษณะของการวนลูปไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งความดันลดลงมาถึงจุดที่กำหนดไว้เป็นเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้เพื่อการค้า

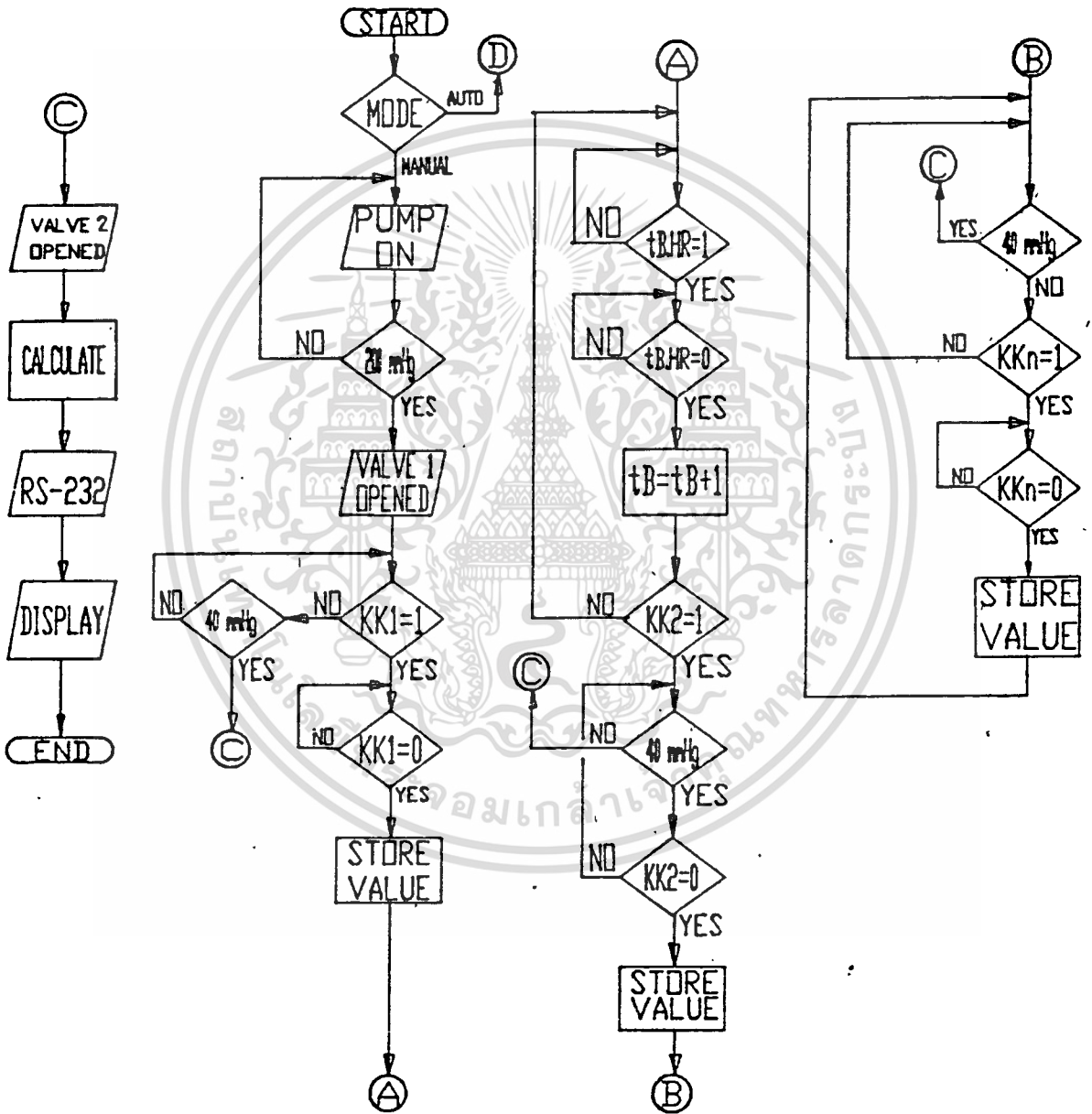
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าความดันต่ำสุดของการทำงาน CPU ก็ส่งสัญญาณไปควบคุมวาล์ว 2 ให้เปิดออก โดยผ่านทางพอร์ต PC2 ปล่อยให้ความดันภายในระบบ จากจุดเริ่มต้นจนถึงลำดับขั้นตอนนี้จะได้ข้อมูลออกมาสามค่าคือ ค่าความดันสูงสุด (Systolic) ค่าความดันต่ำสุด (Diastolic) ค่าช่วงเวลาสำหรับการหาอัตราการเต้นของหัวใจ "n" CPU จะนำค่าเหล่านี้มาคำนวณหาค่าความดันเฉลี่ย (map) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) เมื่อได้ค่าทั้งสองค่าแล้วก็จะส่งค่าเหล่านี้ออกไปทางพอร์ต 3 แบบอนุกรม RS-232 เพื่อการแสดงผลและเขียนกราฟที่คอมพิวเตอร์เทอร์มินัล หลังจากนั้นก็จะนำค่าทั้งหมดนี้แสดงผลเป็นตัวเลขที่หน้าปัทม์ของเครื่องเป็นการสิ้นสุดโปรแกรมการทำงาน

การทำงานแบบอัตโนมัติ จะแบ่งแยกเป็น โปรแกรมส่วนที่สอง ซึ่งการทำงานจะมีหลักการ เดียวกันกับแบบปกติ แต่จะมีลักษณะพิเศษในการตั้งระยะเวลาในการวัดได้ ขณะเริ่มต้นเมื่อเลือกโหมด การทำงานแบบอัตโนมัติ CPU จะกระโดดไปทำงานในโปรแกรมส่วนที่สอง ดังนี้คือการตั้ง เวลาการทำงาน เมื่อกดสวิทช์ CPU จะนับตัวเลขเพิ่มขึ้นครึ่งละหนึ่ง และแสดงค่าเวลาที่ตั้งไว้บนหน้าปัทม์ หลังจากนั้น CPU จะส่งสัญญาณไปควบคุมให้ปั๊มทำงาน ขณะที่ความดันเพิ่มสูงขึ้นเรื่อย ๆ นั้น CPU ก็จะได้รับข้อมูลความดันจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล และทำการเปรียบเทียบค่าความดันที่วัดได้กับค่า ความดันที่กำหนดไว้ในโปรแกรม เมื่อความดันที่วัดได้เท่ากับค่าความดันที่กำหนดไว้ CPU จะส่งสัญญาณ ไปควบคุมให้ปั๊มหยุดทำงาน วาล์ว 1 เปิดออก ในขณะที่ความดันของอากาศภายในระบบจะค่อย ๆ ลดลง ทีละน้อย และขณะเดียวกันนี้เอง CPU ก็จะไปตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ ขณะที่ยังไม่มีสัญญาณครอทคอฟที่ เป็นผลลัพธ์เข้ามาเห็น CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดันที่วัดได้ในขณะที่ความดันลดลงมาเรื่อย ๆ โดย เปรียบเทียบกับค่าความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้สำหรับการทำงาน เมื่อ CPU ตรวจพบสัญญาณครอทคอฟที่ เป็นผลลัพธ์แล้วก็จะตรวจจับการสิ้นสุดของสัญญาณคือช่วงที่เป็นศูนย์ ขณะที่ตรวจพบทั้งสองสัญญาณแล้ว CPU จะอ่านค่าความดันจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลมาเก็บไว้ที่หน่วยความจำ หลังจากนั้น จะเริ่มต้นการนับขบวนผลลัพธ์ขนาดกว้าง 4 ms. โดยการตรวจจับพัลส์ที่เป็นบวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่ เป็นศูนย์ เมื่อได้ครบหนึ่งลูกก็จะนับเป็นค่า "n" และ "n+1" ไปเรื่อย ๆ จนกระทั่ง CPU ตรวจพบ สัญญาณครอทคอฟลูกที่สอง CPU ก็จะตรวจสอบค่าความดัน ณ เวลานั้นอีกครั้งหนึ่งว่าความดันลดลงมา ถึงจุดความดันต่ำสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าความดันยังลดลงมาไม่ถึงจุดที่กำหนดไว้ CPU จะตรวจสอบ หากจุดสิ้นสุดของสัญญาณครอทคอฟลูกที่สอง ซึ่งเมื่อตรวจพบจุดสิ้นสุดนี้ ก็จะอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ที่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน่วยความจำ หลังจากเห็น CPU จะตรวจสอบอีกครั้งหนึ่งว่าค่าความดันลดลงมาถึงจุดต่ำสุดที่กำหนดไว้ในโปรแกรมหรือไม่ ถ้ายังลดลงไม่ถึงที่กำหนดไว้ CPU ก็จะไปตรวจจับสัญญาณครอบหลอดต่อ ๆ ไป โดยตรวจจับพัลส์บวกและจุดสิ้นสุดของพัลส์ที่มีค่าเป็นศูนย์ และอ่านค่าความดันไปเก็บไว้ที่หน่วยความจำ การทำงานของโปรแกรมขณะนี้จะ เป็นลักษณะของการวนลูปไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งความดันลดลงมาจนถึงจุดที่กำหนดไว้เป็นค่าความดันต่ำสุดของการทำงาน CPU ก็จะส่งสัญญาณไปควบคุม วาล์ว 2 ให้เปิดออกปล่อยให้ความดันภายในระบบลดลง ขณะต่อไปก็จะทำการคำนวณหาค่าต่าง ๆ แล้วจึงส่งออกไปยังพอร์ทอนุกรม RS-232 เพื่อเขียนกราฟที่คอมพิวเตอร์เทอร์มินัล จากนั้นจึงนำค่าทั้งหมดนี้แสดงผลเป็นตัวเลขที่หน้าปัทม์แล้วจึงทำการนับเวลาที่ได้กำหนดไว้ตอนเริ่มการทำงาน เพื่อทำการวัดในครั้งต่อ ๆ ไป





รูปที่ 5.7 แสดงโปรแกรมการทำงานแบบปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

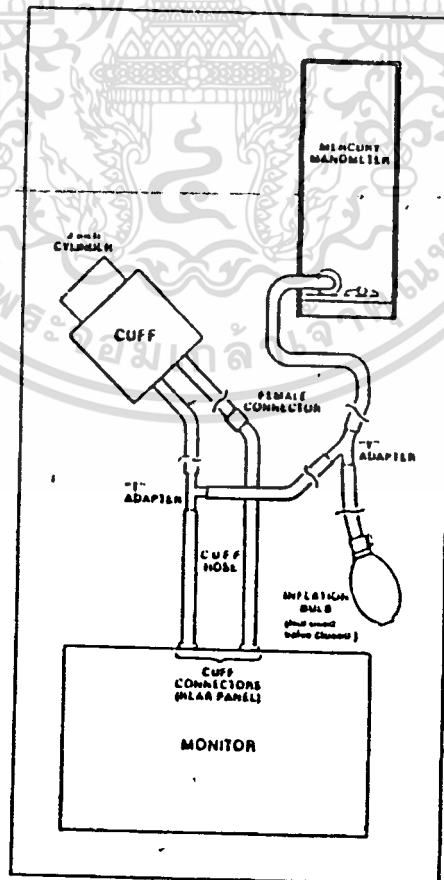
บทที่ 6

การทดสอบและนำไปใช้งาน

การทดลองนี้เป็นการศึกษาเพื่อหาข้อมูลว่า เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่วิจัยและสร้างขึ้นนี้สามารถใช้งานได้มีประสิทธิภาพเพียงใด โดยแบ่งการทดสอบเป็นสามขั้นตอนด้วยกัน คือ การปรับตั้งเครื่อง การใช้งานกับคนปกติและการใช้งานกับผู้ป่วยในโรงพยาบาล

6.1 การปรับตั้งเครื่อง

เพื่อให้การตรวจวัดความดันมีค่าตรงกับค่ามาตรฐานของมาตรวัดความดัน (Baumanometer) โดยต่ออุปกรณ์ต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 6.1

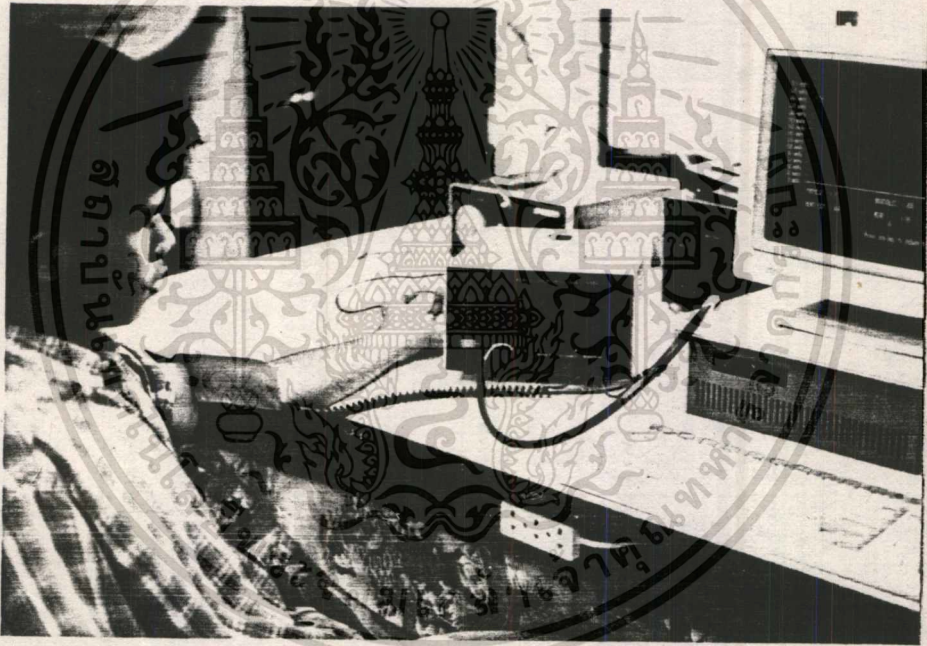


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับเอาไว้ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 6.1 แสดงการต่ออุปกรณ์ประกอบเพื่อการปรับตั้ง
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

6.2 การใช้งานกับคนปกติ

เนื่องจากคนปกติมีร่างกายแข็งแรงสัญญาณคอร์ทคอฟที่ต้องการสามารถตรวจจับได้โดยง่าย ทำให้การวัดสามารถทำได้ง่ายกว่า



รูปที่ 6.2 แสดงการวัดกับคนปกติ

ในการวัดกับคนปกติจะแยกออกเป็นสองขั้นตอนคือ ผู้ชายและผู้หญิง ซึ่งผลการวัดแต่ละครั้งแสดงในตารางที่ 6.1 และตารางที่ 6.2

จากการทดลองวัดกับคนที่มีร่างกายปกติทั้งผู้ชายและผู้หญิงนั้นพบว่า การตรวจจับสัญญาณคอร์ทคอฟนั้นบางครั้งเกิดปัญหาตรวจจับสัญญาณได้ไม่ดีในกรณีของคนอ้วนมากๆ โดยเฉลี่ยผู้ชายจะสามารถตรวจจับสัญญาณได้ง่ายกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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

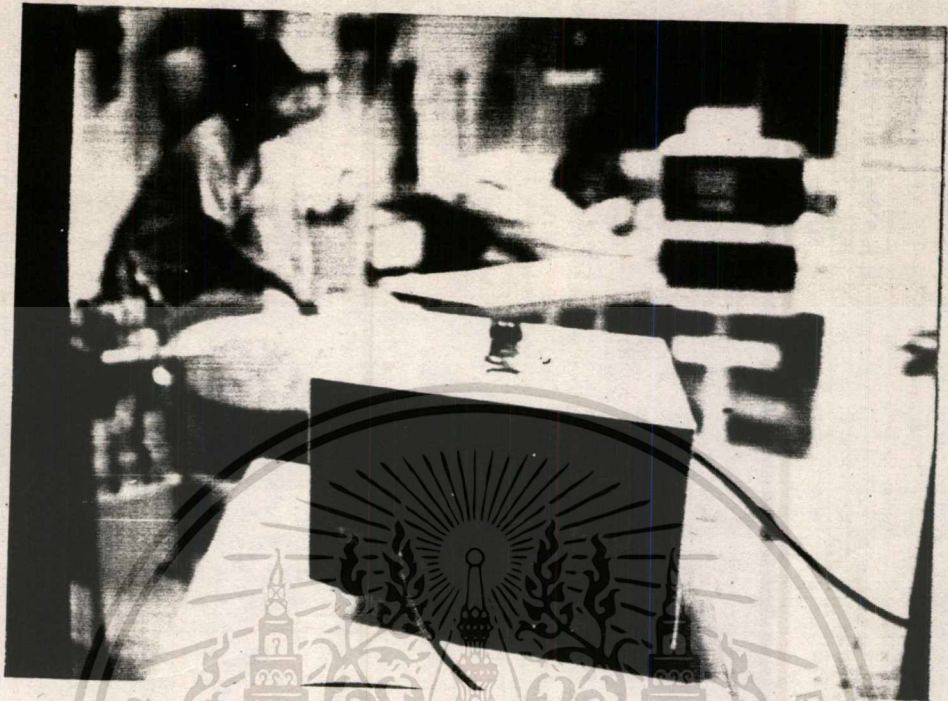
ตารางที่ 6.1 แสดงผลการวัดตัวอย่างผู้ชายจำนวนสิบครั้ง

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

ผู้ป่วยส่วนมากจะมีการทำงานของหัวใจและระบบหมุนเวียนโลหิตด้อยประสิทธิภาพกว่าคนปกติ ดังนั้นการวัดอาจจะไม่ค่อยได้ผล ในรายที่ผู้ป่วยมีหัวใจเต้นอ่อนมาก ทำให้การตรวจจับสัญญาณควรถูกคอฟ ในบางครั้งเป็นไปด้วยความไม่แน่นอน ซึ่งในกรณีนี้จำเป็นจะต้องใช้วิธีการวัดแบบอื่น



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
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

สรุปผลงานวิจัยและแนวทางการพัฒนา

การวัดความดันโลหิตทางอ้อมโดยวิธี NON-INVASIVE CUFF คือการนำเอาค่าความดันมารัดที่แขนก่อนบน แล้วจึงเพิ่มความดันภายในคัมเพื่อกดและปิดกั้นทางเดินของโลหิต โดยค่าความดันที่ใส่เข้าไปภายในคัมนี้จะมีค่าสูงกว่าค่าความดันโลหิตสูงสุด แล้วจึงปล่อยความดันค่อย ๆ ลดลงทีละน้อยพร้อม ๆ กับการตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ ค่าความดันในขณะที่เกิดสัญญาณครอทคอฟแรกจะเป็นค่าความดันสูงสุด ค่าความดันในขณะที่เกิดสัญญาณครอทคอฟสุดท้ายจะเป็นค่าความดันต่ำสุด การวัดในวิธีนี้จะไม่ต่อกับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง และการตรวจวัดจะกระทำได้เป็นช่วง ๆ ตามการเต้นของหัวใจ

ในการออกแบบระบบรับรู้ความดันนั้นทรานสดิวเซอร์จะต้องมีคุณสมบัติเป็นเชิงเส้น ตลอดช่วงการทำงาน การตรวจจับสัญญาณครอทคอฟจะใช้เป็ยโซอิลเลคตริกไมโครโฟน เป็นอุปกรณ์ตรวจจับโดยคุณสมบัติทางความถี่ตอบสนองประมาณ 20 ถึง 2000 Hz แต่คุณสมบัติของสัญญาณครอทคอฟนั้นจะมีความถี่ประมาณ 400 ถึง 500 Hz ดังนั้นสัญญาณที่ตรวจจับมาได้ทั้งหมดจะถูกนำไปผ่านวงจรกรองความถี่ ซึ่งใช้เป็นแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกรองความถี่สูงผ่านแต่อนุกรมกัน เพื่อให้ได้ระยะผ่านของความถี่ที่มีความกว้างขึ้น

การทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตจะถูกควบคุมการทำงานโดยไมโครโปรเซสเซอร์ การวัดสามารถกำหนดระยะเวลาทำการวัดแต่ละครั้งได้ โดยเลือกการทำงานแบบอัตโนมัติ และการแสดงผลจะแสดงเป็นค่าตัวเลขบนหน้าปัทม์ พร้อมทั้งส่งข้อมูลไปเขียนกราฟที่คอมพิวเตอร์เทอร์มินัล โดยผ่านระบบ RS-232

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่สร้างขึ้นเมื่อเป็นเครื่องต้นแบบเครื่องนี้ ได้ทำการทดลองใช้งานกับคนปกติ และผู้ป่วยในโรงพยาบาลแล้ว โดยการใช้งานกับผู้ป่วยนั้นได้ทำการทดลองใช้งานที่หออภิบาลผู้ป่วยโรคหัวใจ แผนกศัลยศาสตร์หัวใจ โรงพยาบาลรามธิบดี จากการทดลองครั้งแรกนั้นประสบปัญหาเกี่ยวกับเทคนิคการใช้งานและอุปกรณ์เล็กน้อย คือสายต่อสั้นเกินไปและการวางตัวตรวจจับสัญญาณครอทคอฟไม่ตรงจุดเส้นโลหิตแดง แต่เมื่อแก้ไขแล้วปรากฏว่าผลการวัดมีความเที่ยงตรงที่อมรับได้ ดังแสดงในตารางที่ 7.1 โดยการวัดเปรียบเทียบกับ การวัดโดยใช้หูฟัง

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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

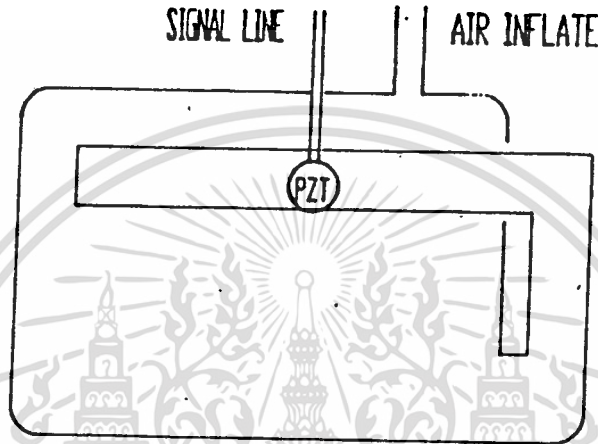
ตารางที่ 7.1 แสดงผลการวัดเปรียบเทียบระหว่างเครื่องต้นแบบและการใช้หูฟัง

7.1 ปัญหาที่เกิดขึ้นและการแก้ไข

จากการทดลองใช้งานครั้งแรกพบปัญหาเนื่องจากสายต่อของตัวลิ้นเกินไปทำให้เกิดความยุ่งยากในการติดตั้งใช้งานที่ห้องดูแลผู้ป่วยหนัก จึงจำเป็นต้องใช้สายต่อที่ยาวขึ้นและต้องใช้สายที่มีการป้องกันสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ด้วย

การทดลองครั้งที่สองพบว่าเทคนิคการวางตัวตรวจจับสัญญาณครอบคอฟ จะต้องวางให้อยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางและแนบสนิทเส้นโลหิตแดงพอดี เพื่อให้สามารถรับเสียงครอบคอฟได้ดีที่สุด ดังนั้นเอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือนำไปใช้โดยไม่ผ่านการอนุมัติจากทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คัพที่จะใช้จึงต้องออกแบบถุงลมเป็นพิเศษ โดยบริเวณที่ติดตั้งตัวตรวจจับสัญญาณครอทคอฟจะออกแบบให้ถุงลมมีความหนาเป็นสองชั้น ดังแสดงในรูปที่ 7.1



รูปที่ 7.1 แสดงถุงลมภายในคัพและการวางตัวตรวจจับสัญญาณครอทคอฟ

นอกจากนี้ยังพบว่าผ้าที่ใช้ทำคัพ ควรจะเป็นผ้าที่มีเนื้อละเอียด และไม่ลื่นจนเกินไป เช่น ผ้าฝ้าย แถบที่ติดคัพจะต้องมีขนาดใหญ่และแข็งแรง เพราะในขณะที่ความดันเพิ่มขึ้นหรือลดลงจะทำให้คัพขยายตัวจนหลุดออกจากกันและในบางครั้งจะทำให้เกิดการรบกวนได้

7.2 ข้อดีและข้อเสียของเครื่อง

จากการใช้งานที่ผ่านมาสามารถแบ่งแยกข้อดีและข้อเสียในการใช้งานออกเป็นสองลักษณะคือ การใช้งานโดยทำการวัดเพียงครั้งเดียว ซึ่งในกรณีนี้จะเสียเวลาในการเช็ทเครื่องเท่ากับ การวัดแบบปรอท ดังนั้นการวัดแบบยี่จิงไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องอัตโนมัติ

การใช้งานในกรณีที่ต้องการวัดหลายครั้งอย่างต่อเนื่อง จะช่วยให้ประหยัดเวลาได้โดยการเช็ทเครื่องเพียงครั้งเดียว และสามารถกำหนดระยะเวลาในการวัดได้ ข้อดีของเครื่องสามารถจำแนกต่อไปได้อีกคือ

1) สะดวกในการใช้งาน เพราะสามารถทำการวัดโดยอัตโนมัติได้ นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 2) น้ำหนักเบาว่าของต่างประเทศ
- 3) สามารถใช้งานได้เทียบเท่ากับของต่างประเทศ
- 4) ต้นทุนการผลิตต่ำ เนื่องจากใช้วิธีการสร้างที่ไม่ซับซ้อน
- 5) สามารถใช้อุปกรณ์ที่มีขายภายในประเทศ เช่นคัตความดัน

7.3 แนวทางการพัฒนา

ถึงแม้ว่าเครื่องวัดความดันโลหิตแบบนี้จะมีความสะดวกในการใช้งานมากกว่าวิธีเดิม แต่มีข้อบกพร่องในส่วนของโปรแกรมการทำงาน และอุปกรณ์อยู่บ้าง ดังนั้นการพัฒนาขั้นต่อไปก็จะกระทำในสองด้านคือ

1. วัสดุอุปกรณ์จะต้องให้มีคุณภาพสูงขึ้น
2. โปรแกรมการทำงาน จะเปลี่ยนแปลงดังต่อไปนี้คือ

การเพิ่มความดันเข้าไปภายในคัตจะเริ่มที่ 150 มม.ปรอท แล้วตรวจจับสัญญาณครบรอบรอกคอฟ ถ้ายังจับสัญญาณไม่ได้ก็จะเพิ่มเป็น 200 และ 250 มม.ปรอท ตามลำดับ การกำหนดความดันที่จะใส่เข้าไปในคัตนั้น จะกำหนดเท่าใดก็ได้ตามความเหมาะสม

กิตติกรรมประกาศ

(ACKNOWLEDGMENT)

กราบขอบพระคุณ พันเอกไสว เลิศประเสริฐ คุณแม่สุภรณ์ เลิศประเสริฐ พันโท
เปลื้อง วรณรักษ์ และคุณชายบังอร วรณรักษ์ ที่ให้ความอุปการะและสนับสนุนมาโดยตลอด

กราบขอบพระคุณ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ และ รศ.ดร.สมเกียรติ ศุภเดช ผู้ประสิทธิ์
ประสาทวิชาความรู้ ตลอดจนให้คำปรึกษาทางด้านวิชาการและแนวทางแก้ไขปัญหาต่าง ๆ ให้คล่องตัวดี
และขอขอบคุณอาจารย์ อรรถสิทธิ์ หล้าสกุล ที่ช่วยเหลือใ้หาการใช้เครื่องมือสำหรับการทดลอง

กราบขอบพระคุณ รศ.นพ. สมบูรณ์ บุญเกษม แห่งหน่วยศัลยศาสตร์หัวใจ โรงพยาบาล
รามธิบดี นพ. ปิยะพันธ์ ภมรสิงห์ แห่งโรงพยาบาลพระพุทธชินราช นิพนฺุโลก ที่ให้คำแนะนำทางการ
แพทย์และการใช้งานกับผู้ป่วยจริง

กราบขอบพระคุณ Mr. CAMEL DAHAN ที่อนุเคราะห์ความสะดวกในการทำงาน จนทำ
ให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี จึงขอแสดงความขอบคุณทุกท่านมา ณ ที่นี้

ผู้จัดทำ

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. PEINBERG:"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.COBBOLD:"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] กิตติพงษ์ ชิตสกุล, : "ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันโลหิตและการแสดงผล", วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญา
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยี
พระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปีการศึกษา 2529.

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



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 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

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

LOOP1:

LOOP4:

LOOP2:

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

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
 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

00006F 0601
000071 D1
000072 E1
000073 C35400

LD B,01H
POP DE
POP HI
JP LOOP2

000076 D305
000078 DB05
00007A CB77
00007C 20F8

LOOP7:

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

00007E AF
00007F D304
000081 CD3E04
000084 DB04
000086 E1
000087 77
000088 227020
00008B 23
00008C E5

XOR A
OUT (04),A
CALL DELAY1
IN A,(04)
POP HL
LD (HL),A
LD (02070H),HL
INC HL
PUSH HL

00008D D5
00008E 110000

PUSH DE
LD DE,00H

000091 D305
000093 DB05
000095 CB6F
000097 28F8

LOOP8:

OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 5,A
JR Z,LOOP8

000099 D305
00009B DB05
00009D CB6F
00009F 20F8

LOOP9:

OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 5,A
JR NZ,LOOP9

0000A1 13
0000A2 ED539020

INC DE
LD (02090H),DE

0000A6 D305
0000A8 DB05
0000AA CB77
0000AC 28E3
0000AE D1

OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 6,A
JR Z,LOOP8
POP DE

0000AF D304
0000B1 CD3E04
0000B4 DB04
0000B6 0628
0000B8 98
0000B9 DAF300

LOOP11:

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

0000BC D305
0000BE DB05
0000C0 CB77
0000C2 20EB

OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 6,A
JR NZ,LOOP11

0000C4 AF
0000C5 D304
0000C7 CD3E04
0000CA DB04
0000CC E1
0000CD 77

LOOP10:

XOR A
OUT (04),A
CALL DELAY1
IN A,(04)
POP HL
LD (HL),A

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

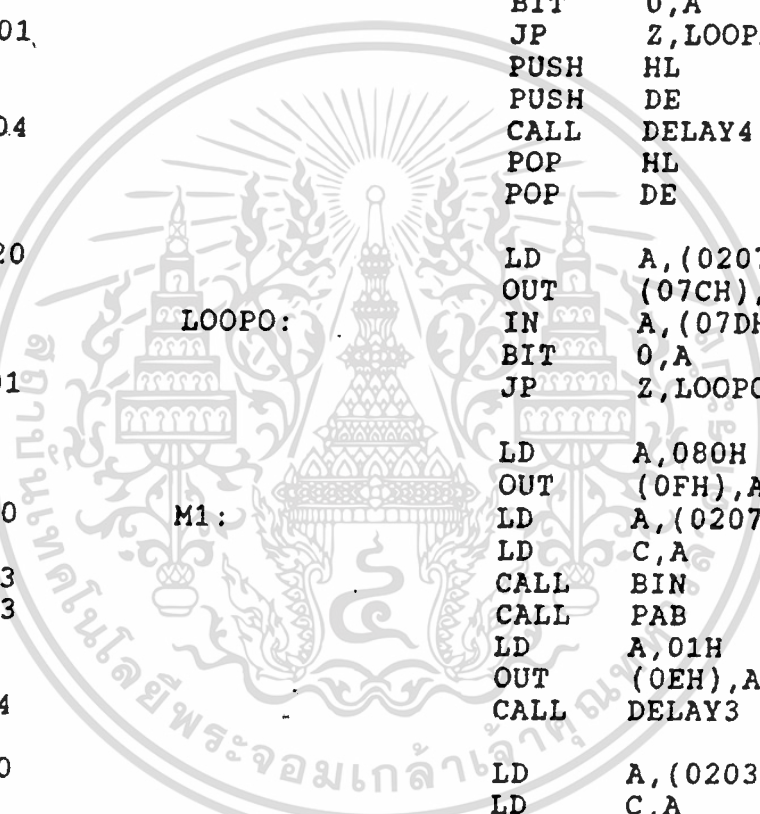
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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 เมื่ออนุญาตให้ผู้ใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

000148 E1		POP	HL
000149 D1		POP	DE
00014A 3A7220		LD	A, (02072H)
00014D D37C		OUT	(07CH), A
00014F DB7D		IN	A, (07DH)
000151 CB47	LOOPM:	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		IN	A, (07DH)
000164 CB47	LOOPN:	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		IN	A, (07DH)
000177 CB47	LOOPO:	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 CDDC03		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 CDDC03		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 CDDC03		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 CDDC03		CALL	BIN



0001BA CDF403
0001BD 3E08
0001BF D30E
0001C1 CD4F04
0001C4 C38001

CALL PAB
LD A,08H
OUT (0EH),A
CALL DELAY3
JP M1

0001C7 210000
0001CA D305
0001CC DB05
0001CE CB57
0001D0 CAFD01

AUTO:
AUTOTIME:

LD HL,00H
OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 2,A
JP Z,LOOPXXX

0001D3 3E80
0001D5 D30F
0001D7 3AB020
0001DA 4F
0001DB CDDC03
0001DE CDF403
0001E1 3E0F
0001E3 D30E
0001E5 3E92
0001E7 D307
0001E9 D305
0001EB DB05
0001ED CB4F
0001EF 20D9
0001F1 E5
0001F2 CD4304
0001F5 E1
0001F6 23
0001F7 22B020
0001FA C3CA01

LD A,080H
OUT (0FH),A
LD A,(020B0H)
LD C,A
CALL BIN
CALL PAB
LD A,0FH
OUT (0EH),A
LD A,092H
OUT (07H),A
OUT (05),A
IN A,(05)
BIT 1,A
JR NZ,AUTOTIME
PUSH HL
CALL DELAY2
POP HL
INC HL
LD (020B0H),HL
JP AUTOTIME

0001FD 3E80
0001FF D30F
000201 3E00
000203 4F
000204 CDDC03
000207 CDF403
00020A 3E0F
00020C D30E
00020E CD4F04

LOOPXXX:

LD A,080H
OUT (0FH),A
LD A,00H
LD C,A
CALL BIN
CALL PAB
LD A,0FH
OUT (0EH),A
CALL DELAY3

000211 3E92
000213 D307
000215 3E00
000217 D306
000219 3E0F
00021B D306
00021D D304
00021F CD3E04
000222 DB04
000224 47
000225 3EDC
000227 98
000228 20F3
00022A 3E04
00022C D306
00022E CD4304

LOOP31:

LD A,092H
OUT (07H),A
LD A,00H
OUT (06H),A
LD A,0FH
OUT (06H),A
OUT (04H),A
CALL DELAY1
IN A,(04)
LD B,A
LD A,0DCH
SBC A,B
JR NZ,LOOP31
LD A,04H
OUT (06),A
CALL DELAY2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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

0002A0 D304
 0002A2 CD3E04

OUT (04),A
 CALL DELAY1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0002A5 DB04		IN	A, (04)
0002A7 0628		LD	B, 028H
0002A9 98		SBC	A, B
0002AA DAE402		JP	C, LOOP35
0002AD D305		OUT	(05), A
0002AF DB05		IN	A, (05)
0002B1 CB77		BIT	6, A
0002B3 20EB		JR	NZ, LOOP41
0002B5 AF	LOOP40:	XOR	A
0002B6 D304		OUT	(04), A
0002B8 CD3E04		CALL	DELAY1
0002BB DB04		IN	A, (04)
0002BD E1		POP	HL
0002BE 77		LD	(HL), A
0002BF 227020		LD	(02070H), HL
0002C2 23		INC	HL
0002C3 E5		PUSH	HL
0002C4 D304	LOOP36:	OUT	(04), A
0002C6 CD3E04		CALL	DELAY1
0002C9 DB04		IN	A, (04)
0002CB 0628		LD	B, 028H
0002CD 98		SBC	A, B
0002CE DAE402		JP	C, LOOP35
0002D1 D305		OUT	(05), A
0002D3 DB05		IN	A, (05)
0002D5 CB77		BIT	6, A
0002D7 28EB		JR	Z, LOOP36
0002D9 D305	LOOP42:	OUT	(05), A
0002DB DB05		IN	A, (05)
0002DD CB77		BIT	6, A
0002DF 20F8		JR	NZ, LOOP42
0002E1 C3B502		JP	LOOP40
0002E4 3E00	LOOP35:	LD	A, 00H
0002E6 D306		OUT	(06), A
0002E8 ED4B7020		LD	BC, (02070H)
0002EC 0A		LD	A, (BC)
0002ED 327220		LD	(02072H), A
0002F0 210200		LD	HL, 02
0002F3 ED5B7220		LD	DE, (02072H)
0002F7 CDFB03		CALL	MUL16
0002FA 3A3020		LD	A, (02030H)
0002FD 85		ADD	A, L
0002FE 6F		LD	L, A
0002FF 3E00		LD	A, 0
000301 8C		ADC	A, H
000302 67		LD	H, A
000303 110300		LD	DE, 03
000306 CD1104		CALL	UDIV16
000309 227320		LD	(02073H), HL
00030C ED5B9020		LD	DE, (02090H)
000310 210800		LD	HL, 08
000313 CDFB03		CALL	MUL16
000316 EB		EX	DE, HL
000317 2160EA		LD	HL, 0EA60H
00031A CD1104		CALL	UDIV16
00031D 227420		LD	(02074H), HL
000320 3EFD		LD	A, OFDH
000322 D37D		OUT	(07DH), A
000324 3E15		LD	A, 015H

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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:

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

S1:

PAB:

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

0003FB 4D

MUL16:

LD C,L

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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

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,01FFF
 ADD HL,DE
 JR C,LOOPB
 DJNZ D1
 RET

00044F 11FFFF

DELAY3:

LD DE,-1

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:
LQOPD:

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



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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,refe2 : 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 exist 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 ioresult = 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 correcly
    to any different monitor.
    Run this procedure before use virtual corrdinate
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
)ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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      : inueger;
    p             : string[3];
    q,r          : string;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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
begin
  port[$3FB] := 128;
  port[$3F9] := 0;
  port[$3F8] := $60;
  port[$3FB] := $7F;
  port[$3F9] := 1;
  sts := port[$3F8];
  port[$3FC] := $0A;
end;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสถาบันวิจัยและพัฒนาเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ force_point(pt, a, data_num-1); นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
drawBezier (pt, 4, SEGMENTS);
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 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 iorresult = 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

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 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;
    curvel(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;
    curvel(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;
    curvel(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;
    curvel(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;

นี่เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
{ This procedure display graph and read data from RS-232 }  
procedure main1;
```

```
begin{ main1 }  
  checkstart;  
  setfactors;  
  displaydetail;  
  writetext;  
  outtextxy(dx(getmaxx div 2),dy(VH)-9,  
            'Press any key to return to main menu');  
  setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);  
  clearviewport;  
  setcom;  
  for data_num := 0 to MAX_DATA+1 do  
    a[data_num][0] := data_num * 20;  
  data_num := 0;  
  i := 1;  
  repeat  
  
  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);  
  settextstyle(0,0,1);  
  if i = 1 then  
  begin  
    setviewport(0,0,getmaxx,getmaxy,true);  
    setfillstyle(0,getmaxcolor);  
    bar(dx(205),dy(160),dx(255+50),dy(160+10));  
    for x2 := 205 to 255 do  
      for y2 := 160 to 170 do  
        putpixel(dx(x2),dy(y2),0);  
    setfillstyle(1,getmaxcolor);  
    outtextxy(dx(205),dy(160),p1);  
    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 = 2 then  
  begin  
    setviewport(0,0,getmaxx,getmaxy,true);  
    bar(dx(455),dy(160),dx(455+50),dy(160+10));  
    for x3 := 455 to 505 do  
      for y3 := 160 to 170 do  
        putpixel(dx(x3),dy(y3),0);  
    outtextxy(dx(455),dy(160),p1);
```

```

        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);}

```

```

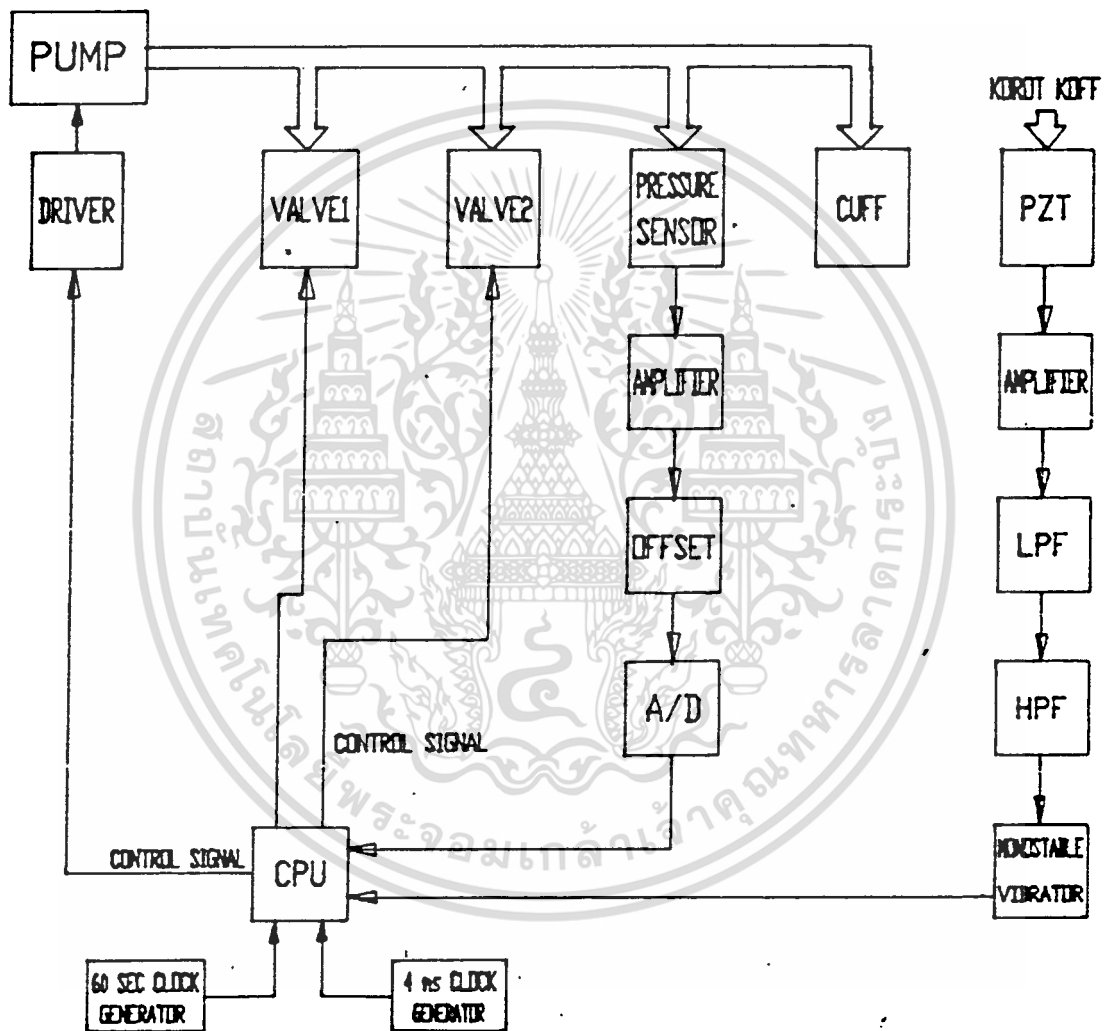
str(x1,p1);
outtextxy(dx(400),dy(190),p1);
setviewport(dx(101),dy(0),dx(640),dy(149),true);
if data_num >= MAX_DATA then
begin
{
  for data_num := 0 to MAX_DATA+1 do
    line (dx(a[data_num][0]),dy(a[data_num][1]-5),
          dx(a[data_num][0]),dy(a[data_num][1]+5));}
  data_num := MAX_DATA+1;
  ch := 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 .

```

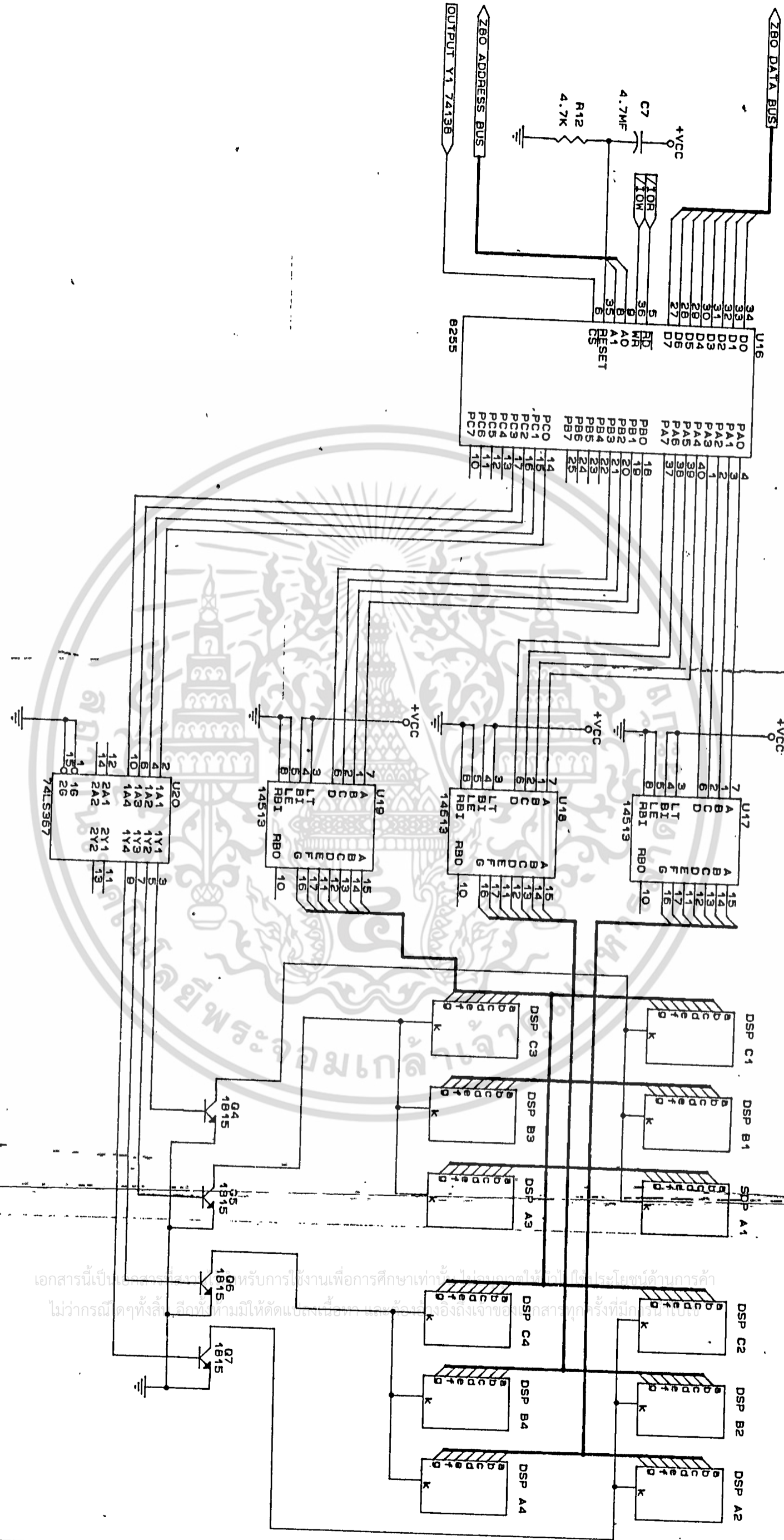


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

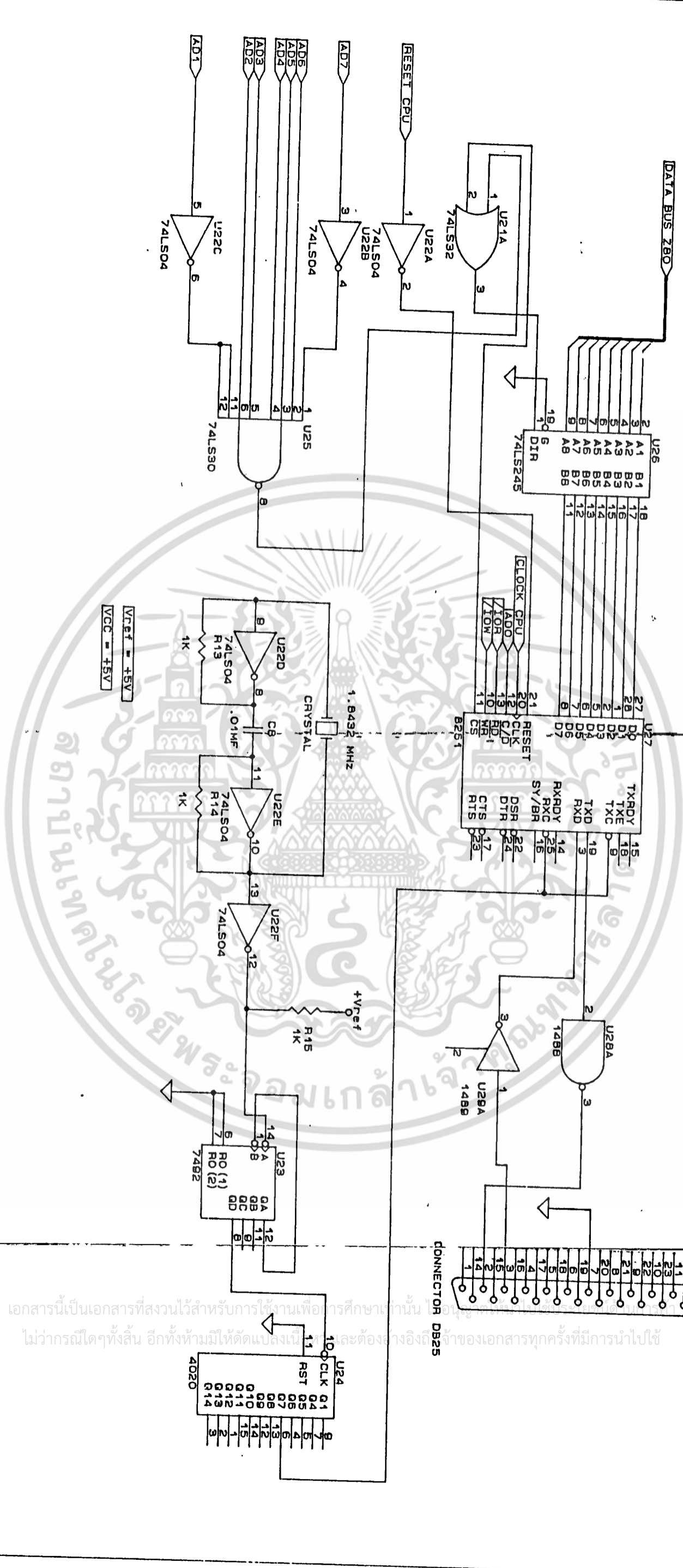


รูปแสดงบล็อก โดอะแกรมของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

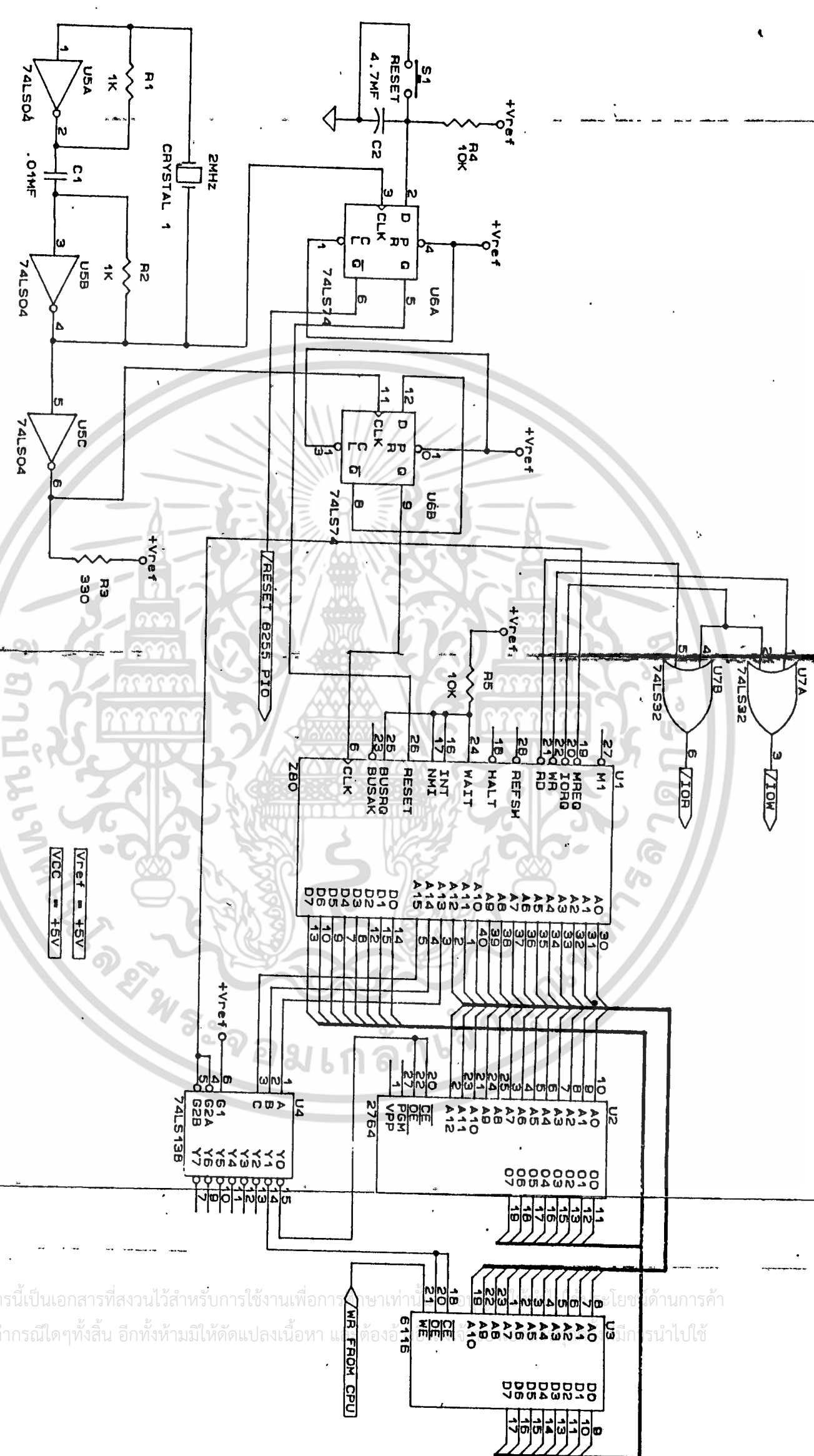


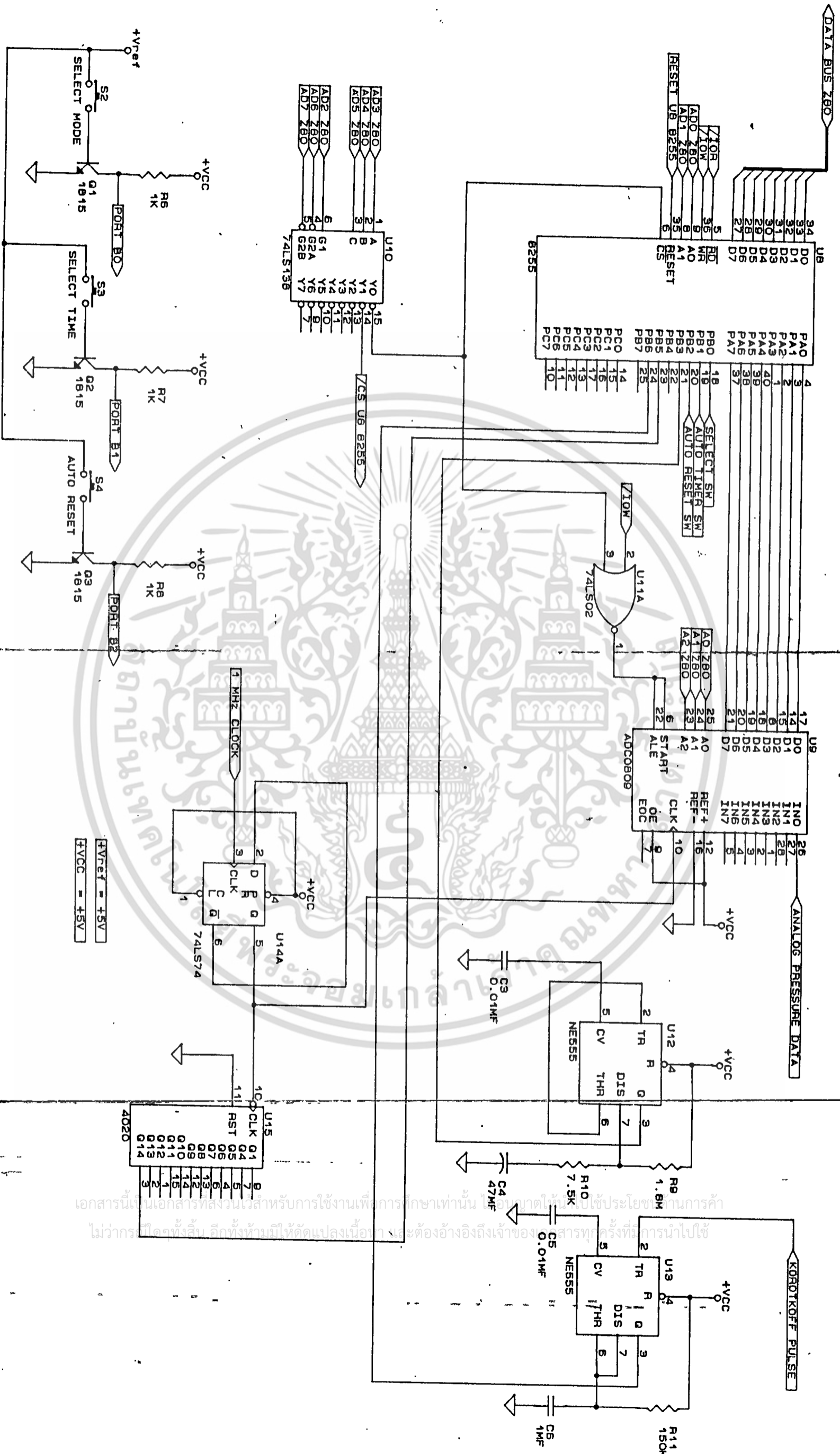
เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ใช้เพื่อประโยชน์ทางการค้า
 ไม่ว่าการนี้ใดๆทั้งนี้สงวนลิขสิทธิ์ห้ามมิให้คัดลอกและเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากสำนักพิมพ์



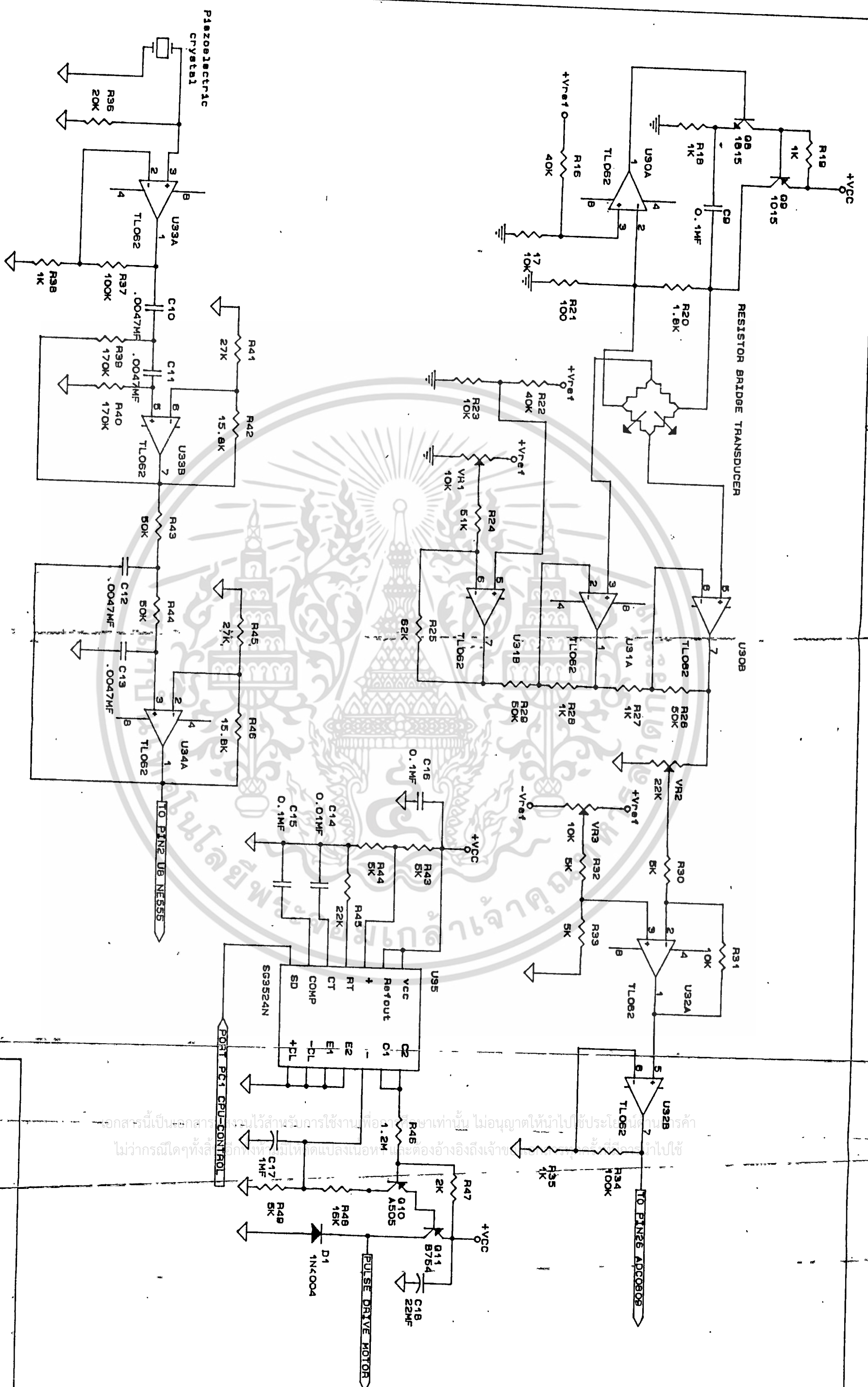
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำมาใช้
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำออกเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องปฏิบัติตามเงื่อนไขการนำไปใช้





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
 ไม่ว่าจะในรูปแบบใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Size Document Number	REV
Date: March 19, 1991	Sheet 1 of 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารของบริษัทเอกชนไว้สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นใด
 ไม่ว่าการณีใดๆทั้งปวงที่มิให้เกิดผลเสียหายแก่บริษัทและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของลิขสิทธิ์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การใช้เครื่องทำการวัดความดันโลหิตมีขั้นตอนดังต่อไปนี้คือ

- 1). สวมคัพความดันที่แขนซ้าย ก่อนบน โดยให้เป็ย โซอิลเลคตริกไมโครโฟน วางในตำแหน่งเหนือเส้นโลหิตแดง
- 2). ต่อสายนำสัญญาณ และท่ออากาศเข้ากับตัวเครื่อง
- 3). เปิดสวิตซ์หลักให้เครื่องพร้อมที่จะทำงาน
- 4). กดสวิตซ์เลือกโหมดการทำงาน โดยการทำงานจะแบ่งเป็นสองแบบคือ
 - 4.1). การทำงานแบบปกติ เมื่อกดสวิตซ์เริ่มโหมดปกติ(manual reset) เครื่องก็จะทำการวัดความดันโลหิตและแสดงผลครั้งเดียว
 - 4.2). การทำงานแบบอัตโนมัติ จะมีขั้นตอนต่อไป
- 5). กดสวิตซ์เลือกกำหนดช่วงระยะเวลาในการเริ่มทำการวัดแต่ละครั้ง ซึ่งจะแสดงให้เห็นเป็นตัวเลขบนหน้าปัทม์
- 6). กดสวิตซ์เริ่มการทำงานแบบอัตโนมัติ(auto reset) เครื่องก็จะทำการวัดครั้งแรก และครั้งต่อไปโดยอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้