ระบบการวัดความดันโลหิต โดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริค

A BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM USING OSCILLOMETRIC METHOD

ชวลิต อระเอี่ยม
CHAWALIT ORRAEIAM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2544

ISBN 974-648-192-4

ระบบการวัดความดันโลหิต โดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริค

A BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM USING OSCILLOMETRIC METHOD

T039999

ชวลิต อระเอี่ยม

CHAWALIT ORRAEIAM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2544

ISBN 974-648-192-4

หมู่.....
ทะเบียน 39999
เดือน, ป 20 ก.ค. 2544

.b.....
.i.....

เอกสารนี้ใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของผลงานทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM USING OSCILLOMETRIC METHOD

CHAWALIT ORRAEIAM

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2001

ISBN 974-648-192-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COPYRIGHT 2001

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ ระบบการวัดความดันโลหิต โดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริค

A BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM USING OSCILLOMETRIC METHOD

ชื่อนักศึกษา นายชวลิต อระเอี่ยม

รหัสประจำตัว 37061103

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม ดร.กิติพล ชิตสกุล

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ดร.กิติพล	ชิตสกุล	
ผศ.ประภากร	สุวรรณะ	
ผศ.พิชัย	คูศิริวานิชกร	
ผศ.ดร.สุรพันธุ์	เอื้อไพบูลย์	
รศ.ดร.มนัส	สังวรศิลป์	

วัน/เดือนปี ที่สอบ 9 มีนาคม 2544 **เวลา** 12.00-13.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร 12 ชั้น ชั้น 4 (ห้อง E12-404)

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(รศ.ดร.บุญวัฒน์ อัตชู)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่ 8 **เดือน** ..... **พ.ศ.** 2544

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบการวัดความดันโลหิต โดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริค
นักศึกษา	นายชวลิต อระเอี่ยม
รหัสประจำตัว	37061103
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขา	วิศวกรรมไฟฟ้า
พ.ศ.	2544
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม	ดร. กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้เสนอการออกแบบสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตของมนุษย์ โดยเทคนิคออสซิลโลเมตริค เทคนิคการวัดแบบใหม่ที่นำเสนอนี้ใช้หลักการของการไหลโลหิตที่ไหลผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่ ทำให้ผนังหลอดเลือดแดงเกิดการสั่นตัว ซึ่งจะถูกส่งผ่านไปยังถุงยางพันแขนซึ่งพันรอบๆแขนในระดับหัวใจและถูกส่งผ่านไปทรานสดิวเซอร์ความดัน ในขณะที่ค่าความดันที่ภายในถุงยางพันแขนมากกว่าค่าความดันซิสโตลิค ขนาดของการสั่นของผนังหลอดเลือดที่ส่งไปถุงยางพันแขนจะเกิดขึ้นเพียงเล็กน้อย แต่เมื่อลดความดันที่ถุงยางพันแขนลงต่ำกว่าค่าความดันความดันซิสโตลิค หลอดเลือดแดงจะถูกปิดกั้นบางส่วนและเลือดแดงจะไหลผ่าน ทำให้อากาศภายในถุงยางพันแขนเกิดการสั่นขึ้น ขนาดของการสั่นที่ได้จะแปรผันตามกับระยะเวลาที่มีการปิดกั้นของหลอดเลือดและแรงบีบคลายของหัวใจ ขนาดและช่วงเวลา ที่เกิดการสั่นจะถูกใช้นำมาหาค่าความดันซีสโตลิค ความดันไดแอสโตลิค ความดันโลหิตเฉลี่ยและอัตราการเต้นของชีพจร

ข้อได้เปรียบของเทคนิคการวัดนี้ใช้เฉพาะถุงยางพันแขนอย่างเดียว ซึ่งต่อออกนอกตัวเครื่อง ผลที่ได้จากการทดสอบจากคนไข้และเครื่องจำลองแขน จะแสดงถึงความไวและความแม่นยำของระบบ เครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นจะมีค่าความประมาณ 5 % หรือน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตมาตรฐานแบบปรอท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	A Blood Pressure Measurement System Using Oscillometric Method
Student	Mr. Chawalit Orraeiam
Student ID.	37061103
Degree	Master Of Engineering
Programme	Electrical Engineering
Year	2001
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Manus Songwarasil
C0-Thesis Advisor	Dr.Kitiphol Chitsakul

ABSTRACT

This thesis presents the design and implementation of a blood pressure measurement system in human using the oscillometric technique. The oscillometric technique is based on the principle that pulsed blood flow through the arterial vessel produces oscillations of the vessel wall which are transmitted to the blood pressure cuff encircling the upper arm at the level of heart and then passed to a pressure transducer. At the cuff pressure above systolic pressure, only small amplitude pulsations are transmitted to the cuff. When the cuff pressure is decreased below the systolic level, the arterial is partially occluded and the pulsating blood flow produces oscillation or vibration in the cuff. The amplitude of the vibration varies during the period of partial occlusion and the cardiac cycle. The amplitude and the period of pulsation are used to determine the systolic, diastolic, mean arterial pressure and pulse rate. The main advantage of this technique is using only a pressure cuff. The results of some experiments show that the sensitivity and the in vivo accuracy of blood pressure are less than 5% compared to the standard technique using a sphygmomanometer.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างดีด้วยคำแนะนำและปรึกษาเกี่ยวกับระบบการวัดความดันโลหิตรวมทั้งการออกแบบ การทดสอบตลอดจนการให้คำปรึกษาทางวิชาการด้านวิทยาศาสตร์ทางการแพทย์และแนวทางการแก้ไขปัญหาต่างๆให้ลุล่วงด้วยดีจาก รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์ และดร .กิติพล ชิตสกุล ซึ่งเป็นอาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณนพ.สุรวิทย์ เตชธุวานันท์ผู้อำนวยการโรงพยาบาลราชวิถี นพ.ประวิทย์ ประชาศิลปชัย หัวหน้าหอผู้อภิบาลศัลยกรรมประสาท คุณชุติมณฑ์ รุ่งเรือง คุณจรรยาศิริ ปวงฟูและเจ้าหน้าที่หอผู้อภิบาลศัลยกรรมประสาทโรงพยาบาลราชวิถี ทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์ในการทดสอบเครื่องวัดความดันโลหิต

ขอขอบคุณคุณพิสิฐ คามตะศิลาและเพื่อนๆทุกคนที่ช่วยเหลือให้คำแนะนำต่างๆพร้อมทั้งช่วยเหลือแนะนำ การตั้งข้อสังเกตุเงื่อนไขและแสดงความเห็นต่างๆอย่างต่อเนื่องและช่วยตรวจทานต้นฉบับจนสำเร็จสมบูรณ์ยิ่งขึ้นและให้กำลังใจต่อผู้ทำวิจัย

สุดท้ายต้องขอขอบพระคุณ คุณพ่อเสาร์คำ คุณแม่ดี อระเอี่ยม ที่ให้ชีวิตและการศึกษาแก่ลูก และขอขอบคุณคุณพิมพร อระเอี่ยม คุณณัฐพร อระเอี่ยม คุณปรัชญา อระเอี่ยม ที่ให้กำลังใจอย่างใกล้ชิดและให้เวลาในการทำวิจัยครั้งนี้ คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ชวลิต อระเอี่ยม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II

กิตติกรรมประกาศ III

สารบัญ IV

สารบัญตาราง VII

สารบัญรูป IX

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ประวัติความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 1

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย 2

1.3 ขอบเขตของการวิจัย 3

1.4 โครงร่างของวิทยานิพนธ์ 3

บทที่ 2 ทฤษฎีการตรวจวัดความดันโลหิต 5

2.1 บทนำ 5

2.2 คำจำกัดความที่ใช้ในการวัดความดันโลหิต.....6

2.3 ระบบการไหลเวียนของโลหิต.....8

2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิต.....9

2.5 ลักษณะทางฟิสิกส์ของระบบการไหลเวียนโลหิต.....12

2.6 ชนิดของการวัดความดันโลหิต 16

2.6.1 ระบบการวัดความดันโลหิตโดยวิธีวัดทางตรง 17

2.6.2 ระบบการวัดความดันโลหิต โดยวิธีวัดทางอ้อม 18

2.7 ถุงยางพันแขน(Cuff)ที่ใช้สำหรับการวัดความดันโลหิต 21

2.8 วิธีการวัดความดันโลหิตที่ถูกต้อง 24

บทที่ 3 หลักการและระบบการวัดความดันโลหิต โดยวิธีออสซิลโลเมตริค 25

3.1 หลักการและวิธีการวัด 25

3.2 ขั้นตอนในการหาค่าความดันโลหิต 27

บทที่ 4 โครงสร้างของระบบและการทำงาน 29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.1 แนวคิดการออกแบบระบบการวัดความดันโลหิต 29

4.2 การทำงานของระบบ 29

4.3 โครงสร้างของระบบ 29

4.3.1 โครงสร้างของระบบลม 30

4.3.2 โครงสร้างของระบบควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์ 32

4.4 การออกแบบระบบการทำงานของวงจรควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์.....33

บทที่ 5 ทรานสดิวเซอร์ความดัน 58

5.1 การเลือกใช้ทรานสดิวเซอร์ความดันและหน่วยความดัน 58

5.2 โครงสร้างและคุณลักษณะของทรานสดิวเซอร์ความดัน 59

5.3 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับความดันลมของทรานสดิวเซอร์ 61

บทที่ 6 คุณลักษณะและรูปแบบการทำงานของเครื่องวัด 63

6.1 คุณลักษณะของเครื่องวัด 63

6.2 รูปแบบการทำงานของเครื่องวัด 64

6.3 ระบบสัญญาณเตือน(Alarm System).....67

6.4 ลำดับขั้นตอนของกระบวนการทำงาน.....70

บทที่ 7 การทดสอบและการนำไปใช้งาน 82

7.1 การปรับเทียบค่าความดันมาตรฐานของเครื่องวัด 82

7.2 รูปคลื่นของสัญญาณค่าความดันและสัญญาณพัลส์ 85

7.3 การทดสอบและการนำไปใช้งาน 85

7.3.1 การทดสอบใช้งานกับเครื่องจำลองแบบแขนคน.....91

7.3.2 การทดสอบการวัดความดันโลหิตในคนปกติ 95

7.3.3 การทดสอบการวัดความดันโลหิตในผู้ป่วยในโรงพยาบาล 96

7.4 การเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตกับเครื่องวัดแบบอื่น 98

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

บทที่ 8 สรุปผลและแนวทางการพัฒนาการ 102

8.1 สรุปผลการวิจัย 102

8.2 ปัญหาและแนวทางการพัฒนาของระบบการวัดความดันโลหิต 104

เอกสารอ้างอิง 107

ภาคผนวก ก. คู่มือการใช้งานของเครื่องวัดความดันโลหิต.....109

ภาคผนวก ข. วงจรไฟฟ้าของส่วนต่างๆของเครื่องวัดความดันโลหิต.....117

ประวัติผู้เขียน 129

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

2.1 แสดงขนาดของถุงยางพันแขนตามคำแนะนำของ AAMI..... 22

2.2 แสดงกลุ่มอาการที่บ่งบอกถึงสภาวะการเป็นโรคความดันโลหิต 24

4.1 แสดงสัญญาณควบคุมตัววาล์วและหน้าที่ของวาล์วแต่ละตัว 38

5.1 แสดงการเปรียบเทียบหน่วยความดัน เมื่อเทียบความดัน 1 บรรยากาศ 58

5.2 แสดงคุณสมบัติเฉพาะของทรานสดิวเซอร์ความดันเบอร์MPX1007GP 61

6.1 แสดงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่กำหนดไว้ในระบบ เมื่อเริ่มเปิดเครื่องครั้งแรก(Power Up) หรือRESET ระบบเครื่อง 66

6.2 แสดงค่าจำกัดของสัญญาณเตือน ที่สามารถกำหนดได้ในระบบเครื่องวัด.....68

7.1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความดันลมที่ป้อนกับค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุท.....84

7.2 แสดงผลการทดสอบการวัดความดันโลหิตของเครื่องที่ได้สร้างขึ้นโดยใช้เครื่อง NIBP Tester เป็นตัวกำหนดค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิค 88

7.3 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิต โดยใช้เครื่องจำลองแขนคน ในการวัดจำนวน 10 ครั้ง ในกรณีที่ 1 92

7.4 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิต โดยใช้เครื่องจำลองแขนคน ในการวัดจำนวน 10 ครั้ง ในกรณีที่ 2 93

7.5 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิต โดยใช้เครื่องจำลองแขนคน ในการวัดจำนวน 10 ครั้ง ในกรณีที่ 3 94

7.6 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิตโดยทำการวัดกับคนปกติ เพศชายจำนวน 10 ครั้ง....95

7.7 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิตโดยทำการวัดกับคนปกติ เพศหญิงจำนวน 10 ครั้ง...96

7.8 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิตโดยทดสอบกับผู้ป่วยคนหนึ่งจำนวน 10 ครั้ง.....97

7.9 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิต โดยทดสอบกับผู้ป่วยในโรงพยาบาล จำนวน 10 ตัวอย่าง.....98

7.10 แสดงผลการวัดค่าความดันโลหิตของคนไข้และการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น 99

7.11 แสดงผลการวัดค่าความดันโลหิตของคนไข้และการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดค่าความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อDINAMAP กับเครื่องวัดค่าความดันโลหิตที่สร้างขึ้น.....100

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	แสดงรูปคลื่นของความดันโลหิตที่ในหลอดเลือดแดงใหญ่	7
2.2	แสดงโครงสร้างของระบบการไหลของโลหิต	10
2.3	แสดงตำแหน่งการวัดความดันโลหิต	14
2.4	แสดงการเปรียบเทียบค่าความดันที่เพิ่มกับลักษณะการไหลของของเหลว	15
2.5	แสดงผลของฮีมาโตคริทต่อความหนืดของโลหิต	16
2.6	แสดงระบบการวัดความดันโลหิตโดยวิธีวัดทางตรง	18
2.7	แสดงวิธีการวัดความดันโลหิตโดยวิธีฟังเสียง	19
2.8	แสดงลำดับการการไหลของโลหิตที่ผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่ และสภาวะการเกิดเสียงKorotkoff	20
2.9	แสดงลักษณะของถุงยางพันแขน(Cuff) ที่ใช้วัดความดันโลหิต	22
2.10	แสดงขนาดของถุงยางพันแขน ที่มีผลต่อการวัดความดันโลหิต	23
3.1	แสดงแนวคิดและหลักการการวัดความดันโลหิต โดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริค	26
3.2	แสดงลำดับขั้นตอนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร โดยวิธีออสซิลโลเมตริค	26
4.1	แสดงโครงสร้างและบล็อคไดอะแกรมของเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น	30
4.2	แสดงบล็อคไดอะแกรมของระบบลม	31
4.3	แสดงโครงสร้างภายในวงจรบริดจ์ของทรานสดิวเซอร์	34
4.4	แสดงวงจรไฟฟ้าจ่ายกระแสคงที่และแรงดันไฟฟ้าคงที่ ที่ใช้ในวงจรจริง	36
4.5	แสดงวงจรเปรียบเทียบสัญญาณแบบหน้าต่างที่ใช้ในวงจรจริง	37
4.6	แสดงวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอลที่ใช้งานจริง	39
4.7	แสดงวงจรขับตัวโซลีนอยด์วาล์วในระบบลม	40
4.8	แสดงวงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการควบคุมระบบลมที่ใช้งานจริง	41
4.9	แสดงบล็อคไดอะแกรมของหน่วยควบคุมของไมโครคอนโทรล	44
4.10	แสดงวงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกาที่ป้อนให้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์	45
4.11	แสดงหลักการของการวัดค่าอัตราการเต้นของชีพจร	46

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ หน้า

4.12 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน แบบลำดับที่สอง.....49

4.13 แสดงวงจรแสดงสัญญาณเตือนทางเสียง.....50

4.14 แสดงวงจรแสดงสัญญาณเตือนทางแสง.....52

4.15 แสดงวงจรขยายสัญญาณทางอินพุท.....55

4.16 แสดงวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับขั้ว.....57

5.1 แสดงลักษณะการชดเชยค่าผิดพลาดผลจากที่อุณหภูมิมีการเปลี่ยนแปลง ให้กับทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบ X-Ducer 60

6.1 แสดงโฟลว์ชาร์ตการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต ในรูปแบบกำหนดเองและแบบอัตโนมัติ.....67

6.2 แสดงลำดับการทำงานของระบบลม 70

6.3 แสดงโฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมหลักของเครื่องวัดความดันโลหิต 72

6.4 แสดงโฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต 73

6.5 แสดงโฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าอัตราการเต้นของชีพจร.....81

7.1 แสดงวิธีการหาความสัมพันธ์ของค่าความดันดันที่ป้อนให้ของทรานสดิวเซอร์ ความดันและแรงดันไฟฟ้าโดยใช้เครื่องวัดความดันแบบ Sphygmomanometer.....84

7.2 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่าค่าความดันลมที่ป้อนให้แก่เครื่องวัดความดัน แบบปรอท(Sphygmomanometer)กับค่าความดันที่แสดงบนเครื่องวัดที่สร้างขึ้น.....85

7.3 แสดงรูปคลื่นของสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal)และสัญญาณพัลส์ (Pulse Signal)ในการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร 86

7.4 แสดงกราฟการเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตที่วัดได้จากเครื่องวัดที่สร้างขึ้น (Unit Under Test; UUT)กับค่าความดันโลหิตที่กำหนดจากเครื่องNIBP Tester โดยเปรียบเทียบเฉพาะค่าความดันซีสโตลิค.....90

7.5 แสดงกราฟการเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตที่วัดได้จากเครื่องวัดที่สร้างขึ้น (Unit Under Test; UUT) กับค่าความดันโลหิตที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Tester โดยเปรียบเทียบเฉพาะค่าความดันไดแอสโตลิค.....91

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

ในปัจจุบันวงการแพทย์สมัยใหม่ มีความจำเป็นต้องใช้เครื่องมือวัดและอุปกรณ์ทางการแพทย์อย่างมาก เพื่อใช้ในการประเมินการทำงานของอวัยวะในระบบการไหลเวียนของโลหิตของร่างกาย เพื่อการวินิจฉัยโรคหรือตรวจหาความผิดปกติของการทำงานอวัยวะต่างๆในร่างกาย ตลอดจนการติดตามผลการรักษาโรคให้มีความถูกต้องแม่นยำและรวดเร็ว ระบบการไหลเวียนของโลหิตเป็นระบบหนึ่งที่มีความสำคัญต่อการดำรงชีวิตอย่างมาก หากมีความผิดปกติในระบบการไหลเวียนของโลหิต ทำให้ระบบอื่นๆของร่างกายผิดปกติหรือเกิดอันตรายจนอาจทำให้ร่างกายเสียชีวิตได้ ในการแก้ไขเบื้องต้นต้องตรวจหาความผิดปกติในส่วนของระบบการไหลเวียนของโลหิตของร่างกายก่อนเสมอ มีวิธีการหลายอย่างสำหรับการตรวจวัด เพื่อบอกสภาพการทำงานของระบบการไหลเวียนของโลหิต เครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรเป็นเครื่องมือวัดพื้นฐานของการตรวจทางการแพทย์ เพื่อประเมินหน้าที่และการทำงานของระบบการไหลเวียนโลหิต เพื่อช่วยการวินิจฉัยโรคเบื้องต้นและการติดตามผลการรักษาโรค การวัดความดันโลหิตทางการแพทย์แบบมาตรฐานจะใช้วัดความดันที่หลอดเลือดแดงใหญ่ซึ่งมีวิธีการวัด 2 แบบคือวิธีที่หนึ่งเป็นวิธีวัดโดยทางตรง (Direct Method) เป็นวิธีที่จำเป็นต้องใช้เข็มหรือท่อสวนแทงเข้าไปในหลอดเลือด วิธีนี้ไม่นิยมใช้ เนื่องจากอาจก่อให้เกิดความผิดปกติหรือเกิดการแทรกซ้อนของโรคหรือเกิดภาวะที่หัวใจเต้นผิดปกติและผู้ดำเนินการต้องผ่านการอบรมมาเป็นอย่างดี วิธีการวัดแบบทางตรงนี้จะใช้ในกรณีที่ต้องการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องและกรณีผู้ป่วยมีปัญหาเกี่ยวกับระบบการไหลเวียนของโลหิต วิธีที่สองเป็นวิธีการวัดโดยทางอ้อม (Indirect Method)เป็นวิธีที่ไม่มีส่วนหนึ่งส่วนใดของเครื่องมือแทงหรือรุกล้ำเข้าไปในร่างกาย (Non Invasive Technique) วิธีนี้นิยมใช้กันมากกว่า

1.1 ประวัติความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปี ค.ศ. 1773 นาย Stephen Hales นักวิทยาศาสตร์ชาวอังกฤษ ได้ทดลองวัดความดันโลหิตของม้าที่กำลังสลบอยู่ โดยใช้ท่อหลอดแก้วปลายเปิดแทงเข้าไปหลอดเลือดแดงใหญ่บริเวณที่คอและสังเกตุการเปลี่ยนแปลงของค่าความดันโลหิตที่พุ่งสูงขึ้นประมาณ 8 ฟุตจากระดับหัวใจ ต่อมาในศตวรรษที่ 18 ได้มีการพัฒนาการตรวจวัดความดันโลหิตอย่างจริงจัง โดยวัดปริมาณทางฟิสิกส์จนในปี ค.ศ. 1855 นาย Scipione Riva Rocci นักฟิสิกส์ชาวอิตาลีได้พัฒนาเครื่องวัดความดันโลหิตโดยวิธีวัดโดยทางอ้อมซึ่งต่อมาเรียกว่า “Sphygmomanometer” และได้รับการพัฒนาเป็นมาตรฐานของการวัดความดันโลหิตจนถึงปัจจุบันและในปีค.ศ.1904คณะกรรมการของ Massachusetts General Hospital ได้วางหลักเกณฑ์ให้มีการแสดงค่าความดันโลหิตเป็นส่วนหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของการวัดและแสดงค่าอย่างสม่ำเสมอและต่อเนื่องในขณะที่มีการผ่าตัดผู้ป่วย ซึ่งอาจใช้วิธีการวัดโดยทางอ้อมหรือทางตรงก็ได้ ในปี คศ.1905 นายNicholai Korotkoff นักวิทยาศาสตร์ชาวรัสเซียได้สังเกตุเสียงที่เกิดจากการไหลของโลหิตในการวัดความดันโลหิตโดยวิธีทางอ้อมในขณะที่มีการปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขน(Cuff) ซึ่งต่อมามีการเรียกเสียงที่เกิดขึ้นว่า "Korotkoff Sound" เพื่อเป็นเกียรติที่เขาค้นพบวิธีการวัดความดันโลหิตโดยทางอ้อม โดยใช้เทคนิคการฟังเสียง ถึงแม้ว่าวิธีการวัดโดยทางตรง จะเป็นวิธีที่มีความแม่นยำสูงมากกว่าวิธีวัดโดยทางอ้อม แต่เป็นวิธีที่มีความยุ่งยากและเป็นอันตรายต่อคนไข้ จึงไม่นิยมใช้ในการวัดความดันโลหิต แต่ส่วนใหญ่จะใช้ในหออภิบาลผู้ป่วยหนัก(Intensive Care Unit ; ICU.)และห้องผ่าตัด(Operation Room; OR.) แต่วิธีการวัดทางอ้อม(Indirect Method) เป็นวิธีที่ไม่มีส่วนหนึ่งส่วนใดของเครื่องมือแทงหรือสอดเข้าไปในร่างกาย (Non Invasive Technique) ทำให้เป็นที่นิยมใช้กันมากกว่า[1, 6, 9, 16, 18, 22]

ถึงแม้ว่าเทคนิคการวัดความดันโลหิตจะเป็นที่แพร่หลายแต่เครื่องมือวัดประเภทนี้ซึ่งต้องจัดซื้อจากต่างประเทศ มีราคาแพงและค่าการบำรุงรักษาสูง ทำให้สถานบริการทางสาธารณสุขขาดแคลนเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์มาก หากนำมาวิจัยและพัฒนาและออกแบบสร้างเครื่องมือวัดขึ้นโดยใช้เทคโนโลยีทางวิศวกรรมทางอิเล็กทรอนิกส์ที่เหมาะสม ใช้ความรู้ทางวิทยาศาสตร์ทางการแพทย์ สรีรวิทยา กายภาพวิทยาและใช้อุปกรณ์ที่มีอยู่ในประเทศ ย่อมทำให้ราคาและค่าใช้จ่ายของการจัดหาเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์ต่ำลงและเป็นการควบคุมค่าใช้จ่ายของทางโรงพยาบาล

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

วัตถุประสงค์หลักของการทำวิจัยนี้เพื่อพัฒนาและสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติ เป็นวิธีการวัดโดยทางอ้อมและใช้เทคนิคการวัดของการสั่นตัวของอากาศภายในถุงยางพันแขน(Cuff)ซึ่งเรียกว่าวิธีออสซิลโลเมตริคและเพื่อให้ใช้งานง่ายขึ้น สำหรับผู้ไม่มีประสบการณ์ในการวัด การออกแบบสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร เป็นขั้นตอนที่สำคัญที่ใช้ความรู้ทางเทคโนโลยีวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และใช้ความรู้ทางวิทยาศาสตร์ทางการแพทย์ สรีระของระบบการไหลเวียนของโลหิต เพื่อให้ได้เครื่องมือและอุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพตรงตามเป้าหมายที่จะใช้วัดค่าความดันโลหิตและมีความปลอดภัยเมื่อนำไปใช้กับผู้ป่วยดังนั้นวัตถุประสงค์สามารถแบ่งออกเป็น 2 หัวข้อใหญ่ได้ดังนี้

1. เพื่อสามารถออกแบบ พัฒนาและสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตของมนุษย์ เป็นวิธีการวัดโดยทางอ้อมและใช้เทคนิคการวัดการสั่นตัวของอากาศภายในถุงยางพันแขน(Cuff)ซึ่งเรียกว่าวิธีออสซิลโลเมตริค(Oscillometric Method)

2. เพื่อนำเอาความรู้ทางเทคโนโลยีทางวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์มาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์โดยสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรแบบอัตโนมัติ

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

เพื่อศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องวัดความดันโลหิต เป็นวิธีการวัดโดยทางอ้อม โดยใช้เทคนิคการวัดของการสั่นตัวของอากาศภายในถุงยางพันแขน(Cuff)ซึ่งต่อไปนี้จะเรียกว่าเทคนิคการวัดว่า "เทคนิคออสซิลโลเมตริค (Oscillometric Technique)" ซึ่งสามารถวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรและสามารถทดสอบความแม่นยำและเที่ยงตรง โดยใช้วิธีการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตกับคนไข้หรือเทคนิคการทดสอบที่เรียกว่า*"In Vivo Technique"* และวิธีการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตกับเครื่องจำลองแขนคนหรือเทคนิคการทดสอบที่เรียกว่า*"In Vitro Technique "* และสามารถนำไปทดสอบใช้งานจริงกับผู้ป่วยในโรงพยาบาล เครื่องวัดจะแสดงค่าความดันซีสโตลิค (Systolic Pressure) ค่าความดันไดแอสโตลิค (Diastolic Pressure) ค่าความดันโลหิตเฉลี่ย (Mean Arterial Pressure) และอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate) เป็นตัวเลขแสดงบนหน้าปัทม์ การทำงานสามารถเลือกรูปแบบการทำงานได้ 2 แบบคือแบบอัตโนมัติและแบบกำหนดเอง ตัวเครื่องวัดสามารถตั้งค่าระดับของสัญญาณเตือนทั้งค่าต่ำและค่าสูงของค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้ เพื่อเป็นระบบความปลอดภัยของผู้ป่วย ซึ่งงานวิจัยนี้จะเน้นเฉพาะการวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรในผู้ใหญ่และเด็กโตเท่านั้นเนื่องจากข้อจำกัดทางสรีระของร่างกาย[1, 23]

1.4 โครงร่างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการรวบรวมผลการค้นคว้า ทดลองและทดสอบหลักการของการวัดและการสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตเป็นลำดับและบทตอน เพื่อง่ายต่อการค้นคว้าและอ้างอิง โดยมีเนื้อหาพอสรุปได้ดังนี้

บทที่ 1 บทนำ อธิบายถึงระบบการวัดความดันโลหิตทั่วไป โดยเริ่มตั้งแต่ประวัติความเป็นมาของการวัดความดันโลหิต ความสำคัญของการวัดความดันโลหิต การตรวจสอบและการติดตามผลของการรักษาโรคเกี่ยวกับระบบการไหลเวียนของโลหิต วัตถุประสงค์และขอบเขตของการทำวิจัย

บทที่ 2 ทฤษฎีการตรวจวัดความดันโลหิต อธิบายถึงหลักการและทฤษฎีการตรวจวัดความดันโลหิตของมนุษย์ คำจำกัดความของการวัดความดันโลหิต ระบบสรีระของระบบการไหลเวียนของโลหิต ปัจจัยที่มีผลต่อค่าความดันโลหิต ลักษณะทางกายภาพของระบบการไหลเวียนของโลหิต ชนิดของการวัดความดันโลหิต ระบบการวัดค่าความดันโลหิต โดยวิธีวัดทางตรงและวิธีวัดทางอ้อม หลักการเลือกขนาดของถุงยางพันแขน(Cuff)และวิธีการวัดความดันโลหิตที่ถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3 หลักการและระบบการวัดความดันโลหิต โดยวิธีออสซิลโลเมตริค อธิบายถึงหลักการและวิธีการวัดความดันโลหิตโดยวิธีออสซิลโลเมตริค ซึ่งจะแสดงถึงลำดับขั้นตอนและกระบวนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร

บทที่ 4 โครงสร้างของระบบและการทำงาน อธิบายถึงโครงสร้างในการออกแบบและระบบการทำงาน ส่วนประกอบของระบบเครื่องวัดความดันโลหิต โครงสร้างของระบบของเครื่องวัดความดัน โครงสร้างของระบบลมและระบบควบคุมอิเล็กทรอนิกส์ หลักการและแนวคิดการออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ที่ใช้ควบคุมภายในเครื่องวัดความดันโลหิต

บทที่ 5 ทรานสดิวเซอร์ความดัน อธิบายถึงหน่วยของความดันและการเลือกใช้ทรานส-ดิวเซอร์ความดัน โครงสร้างและคุณลักษณะของทรานสดิวเซอร์ความดัน ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความดันที่ป้อนให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดันกับแรงดันไฟฟ้าที่ขาเอ้าท์พุทของทรานสดิวเซอร์ความดันในระบบเครื่องวัดความดันโลหิตของมนุษย์

บทที่ 6 คุณลักษณะและรูปแบบการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิต อธิบายถึงคุณลักษณะเฉพาะและรูปแบบการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตซึ่งมี 2 รูปแบบคือรูปแบบการทำงานปกติหรือแบบกำหนดเอง(Manual) และแบบอัตโนมัติ (Automatic) ลำดับขั้นตอนของการทำงานของเครื่องวัดความดันและอัตราการเต้นของชีพจร

บทที่ 7 การทดสอบและการนำไปใช้งาน อธิบายถึงการปรับเทียบความดันมาตรฐานเพื่อให้เครื่องวัดความดันโลหิตมีความเที่ยงตรง แม่นยำและได้มาตรฐาน การหาความสัมพันธ์ของค่าความดันที่จ่ายให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดันกับแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทและแสดงรูปคลื่นของสัญญาณค่าความดันกับสัญญาณพัลส์ที่นำไปสู่การหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร การทดสอบเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น โดยนำไปทดสอบกับเครื่องจำลองแขนคนที่สามารถกำหนดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้และนำไปทดสอบการวัดค่าความดันโลหิตในคนปกติและคนไข้ในโรงพยาบาล เพื่อหาค่าความเที่ยงตรงของเครื่องวัดและได้นำมาเปรียบเทียบผลของการวัดค่าความดันโลหิตกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่ใช้วิธีการวัดทางอ้อมและที่ใช้ในโรงพยาบาล

บทที่ 8 สรุปผลและแนวทางการพัฒนา อธิบายถึงสรุปผลของการวิจัยสร้างเครื่องวัดความดันโลหิต โดยวิธีออสซิลโลเมตริค ซึ่งแสดงถึงข้อได้เปรียบและข้อเสียเปรียบของเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรและปัญหาที่พบในการดำเนินการวิจัย ในการสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ตลอดแนวทางการพัฒนาการสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรต่อไปในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีการตรวจวัดความดันโลหิต

2.1 บทนำ

ในปัจจุบันการวัดความดันโลหิตเป็นการตรวจร่างกายขั้นพื้นฐาน เพื่อประเมินหน้าที่ของระบบการไหลเวียนของโลหิตอย่างคร่าวๆรวมทั้งการวินิจฉัยหาความผิดปกติของร่างกายตลอดจนการติดตามผลการรักษาโรคเกี่ยวกับระบบการไหลเวียนของโลหิต ระบบการไหลเวียนของโลหิตประกอบด้วยโลหิต หลอดเลือดและหัวใจ ในการตรวจร่างกายแพทย์มักจะต้องวัดความดันโลหิตเป็นประจำเพื่อประเมินหน้าที่การทำงานของระบบการไหลเวียนของโลหิตอย่างคร่าวๆรวมทั้งการวินิจฉัยความผิดปกติเช่นโรคความดันโลหิตสูง โรคความดันโลหิตต่ำ หน้าที่แรกของระบบการไหลเวียนโลหิตคือนำสิ่งที่มีประโยชน์ในการดำรงชีวิตไปให้กับเซลล์และนำสิ่งที่เซลล์ไม่ต้องการกลับมาเพื่อกำจัดออกนอกร่างกายหรือเปลี่ยนแปลงให้กลับมีประโยชน์ได้อีก ซึ่งเป็นส่วนสำคัญในการช่วยควบคุมและรักษาภาวะสมดุลในร่างกาย ความดันโลหิตเกิดจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อเป็นตัวนำพาโลหิตไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย ความแรงของความดันโลหิตจะพยายามดันผนังหลอดเลือดแดงตามจังหวะการทำงานของหัวใจคือการบีบตัวและการคลายตัวของหัวใจ ความดันโลหิตจะดันโลหิตออกจากหัวใจทั้งหมดเรียกว่า"Cardiac Output" ซึ่งเป็นการวัดปริมาณลิตรต่อนาทีและไหลไปสู่ส่วนต่างๆผ่านหลอดเลือดแดง หลอดเลือดส่วนต่างๆและไหลกลับสู่หัวใจอีกครั้ง เป็นการทำงานของระบบการไหลเวียนของโลหิต การตรวจวัดความดันโลหิตเป็นข้อมูลเกี่ยวกับสมรรถภาพการทำงานของระบบการไหลเวียนของโลหิต การทำงานของหัวใจมีผลโดยตรงกับค่าความดันโลหิต ซึ่งแพทย์สามารถวินิจฉัยจากค่าความดันโลหิตหรือปริมาณของโลหิตที่ออกจากหัวใจได้ โดยพิจารณาปริมาณมากน้อยของระบบการไหลเวียนของโลหิต การรักษาโรคที่เกี่ยวกับระบบการไหลเวียนของโลหิตจะต้องกระทำภายใต้การควบคุมการบันทึกข้อมูลต่างๆเช่นการให้ปริมาณของยาและปัจจัยอื่นๆ ระดับค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรมีการเปลี่ยนแปลงตามปัจจัยต่างๆเช่นลักษณะสรีระของหัวใจและการหายใจ ลักษณะสิ่งแวดล้อมทางกายภาพ สภาวะของร่างกายเช่นอาการตกใจ การให้สารกระตุ้น ความเครียด การออกกำลังกาย ลักษณะสรีระของร่างกายเช่นคนที่มีลักษณะอ้วน คนที่เป็นโรคเบาหวาน หากปริมาณของโลหิตที่ออกจากหัวใจไม่สามารถเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายอย่างเพียงพอเช่นในสมองอาจทำให้สมองขาดเลือดสมองอาจพิการถึงตายได้ [1, 23]

เครื่องมือวัดความดันโลหิตสามารถแบ่งตามลักษณะของการวัดได้ 2 ประเภทคือวิธีวัดโดยทางตรง (Direct Method)และวิธีวัดโดยทางอ้อม (Indirect Method)วิธีการวัดโดยวัดทางอ้อม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นที่นิยมกันมากเนื่องจากการใช้งานสะดวกและรวดเร็วโดยใช้อุปกรณ์เพียงตัวเครื่อง สายท่อลมและถุงยางพันแขน(Cuff)

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของคำจำกัดความที่ใช้ในการวัดค่าความดันโลหิต ระบบการไหลเวียนของโลหิตที่มีความสัมพันธ์กับค่าความดันโลหิตและชนิดของการวัดความดันโลหิต พอสังเขป

2.2 คำจำกัดความที่ใช้ในการวัดค่าความดันโลหิต

ความดัน(Pressure : P) เป็นแรงกระทำของของเหลวต่อพื้นที่โดยรอบ นิยมใช้หน่วยวัดเป็นมิลลิเมตรปรอท(mmHg) ดังนั้นค่าความดันแต่ละจุดจะมีค่าความดันที่แตกต่างกัน การทำงานของหัวใจมีลักษณะคล้ายกับปั๊ม โดยกล้ามเนื้อของหัวใจบีบโลหิตออกจากหัวใจแล้วจึงคลายตัวเพื่อให้โลหิตไหลเข้าสู่หัวใจ ซึ่งครบรอบการทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ

การวัดความดันโลหิตโดยวิธีการวัดทางตรง สามารถวัดค่าความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่โดยแทงท่อสวนหรือเข็ม(Catheter)เข้าไปในหลอดเลือดและต่อปลายอีกด้านเข้ากับทรานสดิวเซอร์ความดัน รูปคลื่นที่วัดจะแสดงออกทางเครื่องมอนิเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2.1 ซึ่งรูปคลื่นของค่าความดันโลหิตมีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องและได้กำหนดนิยามค่าความดันโลหิตดังนี้

ความดันซีสโตลิค (Systolic Pressure : SP) เป็นค่าความดันสูงสุดที่ดันโลหิตที่ในช่วงที่กล้ามเนื้อของหัวใจบีบตัวในการทำงานหนึ่งรอบ

ความดันไดแอสโตลิค (Diastolic Pressure : DP) เป็นค่าความดันต่ำสุดที่ดันโลหิตออกจากหัวใจในช่วงที่กล้ามเนื้อหัวใจคลายตัวของการทำงานหนึ่งรอบ

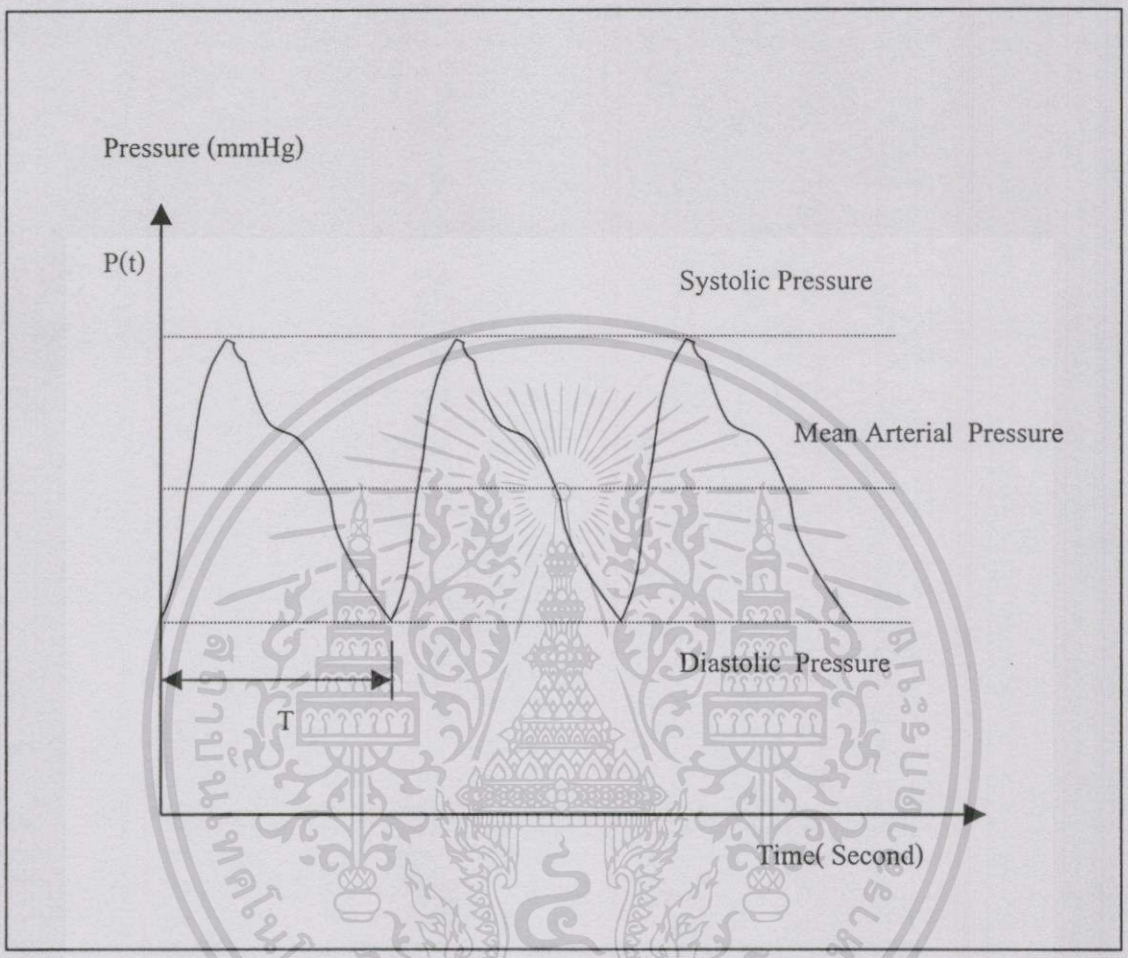
ความดันเฉลี่ย (Mean Arterial Pressure : MAP) เป็นค่าความดันเฉลี่ยของโลหิตตลอดช่วงเวลาการทำงานของหัวใจ จากรูปที่ 2.1 ค่าความดันค่าเฉลี่ยไม่ใช่ค่าเฉลี่ยทางเลขคณิต เนื่องจากค่าความดันโลหิตแปรผันตามเวลาในช่วงเวลาการทำงานของหัวใจในแต่ละรอบ ดังนั้นค่าความดันค่าเฉลี่ยหาได้จากการอินทิรเกรตหาพื้นที่ใต้รูปคลื่น [2, 6, 9, 16, 18] ซึ่งเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$MAP = \frac{1}{T}\int_{0}^{T} p(t)dt \qquad \text{..... (1)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดย T = เวลาในการทำงานของหัวใจหนึ่งรอบ

p(t) = ค่าความดันโลหิตที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา



รูปที่ 2.1 แสดงรูปคลื่นของความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงใหญ่

จากรูปที่ 2.1 สำหรับในคนปกตินั้น ขนาดพื้นที่ใต้รูปคลื่นของค่าความดันซีสโตลิคมีเพียงหนึ่งในสามส่วนในรอบการทำงานของหัวใจและพื้นที่เหนือรูปคลื่นของค่าความดันไดแอสโตลิคมีค่าสองในสามส่วนโดยประมาณ[18] ซึ่งความสัมพันธ์ของพื้นที่ใต้รูปคลื่นของค่าความดันซีสโตลิคและพื้นที่เหนือรูปคลื่นค่าความดันไดแอสโตลิค สามารถหาค่าความดันเฉลี่ยได้โดยประมาณเขียนสมการได้ดังนี้

$$MAP = \frac{\text{systolic} + \text{diastolic} \times 2}{3} \quad \text{..... (2)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จัดรูปสมการที่ 2 ใหม่ได้

$$MAP = \frac{systolic - diastolic}{3} + diastolic \quad \text{..... (3)}$$

จากสมการที่ (1) – (3) สามารถหาค่าความดันเฉลี่ยได้เท่ากันสำหรับคนปกติ แต่ถ้าคนไข้ที่มีความผิดปกติทางระบบการทำงานของหัวใจ(Irregular)จะทำให้ค่าความดันเฉลี่ยมีค่าแตกต่างกันในแต่ละรอบการทำงานของหัวใจและอัตราการเต้นของชีพจรไม่สม่ำเสมอ [18]

อัตราการเต้นของชีพจร (Pulse Rate) เป็นอัตราการเต้นของหัวใจในรอบการทำงานของหัวใจที่จะมีจังหวะบีบและคลายสม่ำเสมอมีหน่วยวัดเป็นครั้งต่อนาที [2, 9]

ความดันชีพจร (Pulse Pressure) เป็นตัวเลขความแตกต่างระหว่างค่าความดันซีสโตลิคกับค่าความดันไดแอสโตลิค จะบอกถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาณของโลหิตที่ปั๊มออกจากหัวใจในแต่ละครั้ง(Stroke Volume)และความสามารถในการยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือดมีผลทำให้ความดันชีพจรมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ค่าความดันชีพจรจะอยู่ในช่วง 30 - 40 มิลลิเมตรของปรอทสำหรับผู้ใหญ่ปกติ [9, 16]

ในคนปกติค่าความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงที่วัดได้สามารถนำไปประยุกต์ใช้เป็นค่าประมาณการทำงานและหน้าที่ของระบบการไหลเวียนโลหิตได้ ค่าความดันซีสโตลิคจะบอกถึงความสามารถในการบีบตัวของหัวใจเวนทริเคิล ขณะที่หัวใจเวนทริเคิลบีบแรงขึ้นค่าความดันซีสโตลิคจะสูง ค่าความดันค่าไดแอสโตลิคจะบอกถึงความสามารถของหลอดเลือดในการยืดขยายและหดตัวโดยเฉพาะอย่างยิ่งหลอดเลือดขนาดเล็กถ้ายืดขยายตัวและหดตัวได้ไม่ดี ค่าความดันไดแอสโตลิคจะสูง ค่าความดันชีพจรถูกใช้เป็นค่าประมาณของปริมาตรโลหิตที่ออกจากหัวใจแต่ละครั้ง ค่าความดันเฉลี่ย(Mean Arterial Pressure)จะบอกถึงความสามารถการพาโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย

2.3 ระบบการไหลเวียนของโลหิต

ในระบบการไหลเวียนของโลหิตประกอบด้วยอวัยวะที่สำคัญคือหัวใจและหลอดเลือด การไหลเวียนของโลหิตจะไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย โดยมีหัวใจเป็นส่วนกลางในการสูบฉีดโลหิตให้ไหลตามหลอดเลือด เพื่อนำสิ่งที่มีประโยชน์ไปให้กับเซลล์และนำสิ่งที่เซลล์ไม่ต้องการกลับมาเพื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำจัดออกนอกร่างกายหรือเปลี่ยนแปลงให้กลับมีประโยชน์ได้อีก ซึ่งเป็นส่วนสำคัญในการช่วยควบคุมและรักษาภาวะสมดุลของสิ่งแวดล้อมในร่างกาย การไหลเวียนของโลหิตในร่างกายส่วนใหญ่อาศัยแรงบีบตัวของหัวใจ(Heart Contraction)และส่วนน้อยอาศัยความตึงตัวของผนังหลอดเลือด แรงบีบตัวของกล้ามเนื้อลายของหัวใจ(Muscle Contraction) ความดันภายในช่องเยื่อหุ้มปอดและความดันภายในช่องท้อง

ระบบการไหลเวียนของโลหิตในร่างกายแบ่งได้ใหญ่ๆเป็น 2 ระบบคือการไหลเวียนของโลหิตผ่านปอดเรียกว่า"Pulmonary Circulation"และการไหลเวียนของโลหิตส่วนร่างกายเรียกว่า "Systemic Circulation" การไหลเวียนของโลหิตส่วนกลางเรียกว่า "Central Circulation"เป็นการไหลเวียนส่วนกลางเริ่มต้นจากโลหิตที่ไหลจากหัวใจล่างขวา(Right Ventricle)เข้าสู่ปอดผ่านหลอดเลือดแดงพูลโมนารีย์(Pulmonary Artery)ซึ่งบรรจุโลหิตดำ เมื่อเข้าสู่ปอดจะแตกแขนงหลายระดับมากมายจนกระทั่งเป็นหลอดเลือดฝอยซึ่งกระจายอยู่รอบๆถุงลมปอด(AIveolus)ภายในปอดจะมีการแลกเปลี่ยนออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างโลหิตกับถุงลมต่อจากนั้นโลหิตจะไหลออกจากปอดทางหลอดเลือดดำพูลโมนารีย์(Pulmonary Vein)เข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย(Left Atrium)

การไหลเวียนของโลหิตส่วนร่างกายเรียกว่าการไหลเวียนของโลหิตส่วนปลาย(Peripheral Circulation) เริ่มต้นจากโลหิตแดงไหลออกจากหัวใจห้องล่างซ้าย(Left Ventricle)เข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่ (Aorta) แล้วแยกไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย หลอดเลือดแดงใหญ่แยกเป็น 2 แขนง คือไปเลี้ยงบริเวณศีรษะและเนื้อเยื่อใกล้เคียง อีกแขนงหนึ่งลงมาส่วนล่างของร่างกายซึ่งเป็นเนื้อเยื่อส่วนใหญ่ โลหิตจากหลอดเลือดแดงใหญ่ไหลผ่านหลอดเลือดแดง (Artery vescel) หลอดเลือดแดงรอง(Arteriole)สู่หลอดเลือดฝอยออกจากหลอดเลือดฝอยเข้าสู่หลอดเลือดดำย่อย(Venule)รวมเข้าสู่หลอดเลือดดำ(Vein)ผลสุดท้ายไหลเข้าหลอดเลือดดำใหญ่กลับเข้าสู่หัวใจห้องขวาบน(Right Atrium) โลหิตดำจากส่วนบนผ่านมากับหลอดเลือดดำวีนาคาวาบน (Superior Vena Cava)จากส่วนล่างขึ้นไปกับหลอดเลือดดำวีนาคาวาล่าง (Inferior Vena Cava) ดังแสดงในรูปที่ 2.2

2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิต

ปัจจัยที่มีผลต่อความดันโลหิตหลายอย่างโดยปกติค่าความดันโลหิต(Pressure : P) ขึ้นอยู่กับปริมาตรการไหลโลหิต(Flow : F)และความต้านทานของหลอดเลือด(Resistance :R) ดังนั้นความสัมพันธ์ของความดันสามารถเขียนเป็นสมการได้คือ P = FR โดยปริมาตรการไหลของโลหิตทั่วร่างกายคือโลหิตทั้งหมดที่บีบออกจากหัวใจ

ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความดันโลหิตของร่างกายประกอบ

1. ภาวะการสูบฉีดโลหิตของหัวใจ (Pumping Action of Heart) ขณะหัวใจบีบตัว โลหิตที่ออกจากหัวใจไหลข้าสู่หลอดเลือด ทำให้ความดันในหลอดเลือดเพิ่มมากขึ้นผนังหลอดเลือดถูกยืดออก ถ้าหัวใจบีบได้แรง ปริมาตรโลหิตที่ออกจากหัวใจจะมากขึ้น โดยปกติถ้าหัวใจบีบโลหิตออกมากจะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้โลหิตไหลไปได้มากขึ้น ดังนั้นการบีบตัวของหัวใจจึงมีผลต่อความดันซีสโตลิคมากกว่าค่าความดันไดแอสโตลิคและถ้าปริมาตรของโลหิตในเวนทริเคิลหลังจากหัวใจบีบตัวเพิ่มขึ้นทำให้ค่าความดันไดแอสโตลิคสูงขึ้นด้วย

RA = เอเทรียมขวา
RV = เวนทริเคิลขวา
LA = เอเทรียมซ้าย
LV = เวนทริเคิลซ้าย
PA = หลอดเลือดแดงพูลโมนารีย์
PV = หลอดเลือดดำพูลโมนารีย์
SVC = วีนาคาวาบน
IVC = วีนาคาวาล่าง

รูปที่ 2.2 แสดงโครงสร้างของระบบการไหลเวียนของโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ปริมาตรโลหิตในระบบไหลเวียน (Circulating Blood Volume) ขณะที่โลหิตไหลเวียนและผนังหลอดเลือดยืดขยายตัวได้ดี ค่าความดันภายในหลอดเลือดจะอยู่ในระดับปกติ และปริมาตรของโลหิตไหลเข้าหัวใจจะปกติ แต่ถ้ามีปริมาตรโลหิตมากขึ้นกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัวได้ดีขึ้นทำให้ค่าความดันซีสโตลิคสูงขึ้น ถ้าปริมาตรของโลหิตเข้าสู่หัวใจลดลง ค่าความดันซีสโตลิคจะลดลงด้วย

3. ความต้านทานรวมส่วนปลายทั้งหมดของหลอดเลือด (Total Peripheral Resistance) ขณะที่หลอดเลือดส่วนปลายมีความต้านทานเพิ่มขึ้น จะพบค่าความดันไดแอสโตลิคสูงขึ้นได้ในระยะแรก หากผนังหลอดเลือดยืดขยายตัวได้ไม่ดีแล้ว ทำให้โลหิตที่ไหลออกจากหัวใจได้ไม่ดี ปริมาตรในเวนทริเคิลหลังจากหัวใจบีบตัวเพิ่มขึ้น เป็นผลให้ปริมาตรของโลหิตไหลเข้าสู่หัวใจได้ลดลง ในทางกลับกันถ้าความต้านทานลดลงส่วนปลายทำให้ค่าความดันไดแอสโตลิคลดลง

4. ความหนืดของโลหิต (Viscosity of Blood) ถ้าความหนืดของโลหิตเพิ่มขึ้น มีผลทำให้ความต้านทานการไหลเวียนของโลหิตเพิ่มขึ้น ทำให้โลหิตไหลได้ไม่สะดวก หัวใจต้องบีบแรงขึ้น ค่าความดันซีสโตลิคสูงขึ้นและค่าความดันไดแอสโตลิคจึงสูงขึ้นตามไปด้วย

5. การยืดขยายตัวของผนังหลอดเลือด (Dispensability of Blood Vessel Wall)การที่หลอดเลือดมีการยืดขยายตัวทำให้รักษาระดับค่าความดันไดแอสโตลิคและค่าความดันเฉลี่ยได้ดีไม่ให้สูงหรือต่ำมากไปเมื่อมีความผิดปกติของร่างกายเกิดขึ้น

6. ผลของแรงโน้มถ่วงของโลก ขณะนอนราบความดันโลหิตเฉลี่ยที่หัวใจอาจจะสูงกว่าที่ศรีษะได้เล็กน้อย ที่เท้าอาจจะสูงกว่าหัวใจเล็กน้อยเช่นกัน ขณะยืนตรงค่าความดันโลหิตตรงระดับหัวใจจะคงที่เท่าเดิม ที่ศรีษะจะลดต่ำลง ส่วนที่เท้าจะสูงขึ้น เนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก

7. อายุ ค่าความดันโลหิตของคนปกติขณะพัก ความดันซีสโตลิคของเด็กแรกเกิดประมาณ 40 มิลลิเมตรของปรอท เมื่ออายุมากขึ้นค่าความดันจะสูงขึ้นเรื่อยๆคือค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคประมาณ 70/50 มิลลิเมตรของปรอทเมื่ออายุ 2 สัปดาห์ ค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคประมาณ 80 / 45 มิลลิเมตรของปรอทเมื่ออายุ 1 เดือน ค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคประมาณ 100 / 65 มิลลิเมตรของปรอทเมื่ออายุ 4 ขวบและค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคประมาณ 120 / 80 มิลลิเมตรของปรอทเมื่ออายุครบ 20 ปี หลังจากนั้นเมื่ออายุมากขึ้นค่าความดันซีสโตลิคจะเพิ่มขึ้นมากกว่าการเพิ่มของความดันไดแอสโตลิค ที่อายุ 60 ปีจะมีค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคประมาณ 140 / 90 มิลลิเมตรของปรอท

8. เพศ อายุเท่ากันเพศชายมักจะมีค่าความดันโลหิตสูงกว่าเพศหญิง 4 - 5 มิลลิเมตรของปรอท ยกเว้นในวัยที่หมดระดูจะพบว่าเพศหญิงสูงกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

9. รูปร่างลักษณะของร่างกาย พบว่าคนอ้วนมักมีค่าความดันซีสโตลิคสูงกว่าคนผอม คนที่ว่องไวส่วนใหญ่มีค่าความดันซีสโตลิคสูงกว่าคนเฉื่อยชา เนื่องจากมีสารหรือฮอร์โมนบางอย่างในร่างกายหลั่งออกสู่ระบบการไหลเวียนของโลหิตไม่เท่ากัน

10. เชื้อชาติ จากสถิติพบว่าชาวตะวันตกมีค่าความดันโลหิตสูงกว่าชาวตะวันออกและยังพบว่าชาวตะวันตกที่เป็นชนชาติผิวดำจะมีค่าความดันโลหิตสูงกว่าชนชาติผิวขาว

11. การเปลี่ยนแปลงในรอบวัน โดยปกติการตื่นนอนเช้ามักมีความดันต่ำกว่าตอนบ่าย เนื่องจากอารมณ์และสิ่งแวดล้อม ขณะนอนราบค่าความดันโลหิตจะต่ำกว่าขณะยืน การเปลี่ยนแปลงทางอารมณ์เช่นขณะตกใจโกรธ ค่าความดันโลหิตจะเพิ่มขึ้นได้

12. การออกกำลัง ขณะออกกำลัง ร่างกายต้องการโลหิตมากโดยเฉพาะกล้ามเนื้อลายและกล้ามเนื้อหัวใจ จึงพบว่าค่าความดันซีสโตลิคเพิ่มขึ้นและค่าความดันไอแอสโตลิคจะเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเนื่องจากอัตราการบีบตัวของหัวใจเพิ่มขึ้น

13. การให้สารกระตุ้น ระบบการไหลเวียนโลหิตและระบบอื่นๆถูกกระตุ้นด้วยสารบางชนิดทำให้ระบบในร่างกายทำงานมากขึ้น เนื่องจากมีสารหรือฮอร์โมนบางอย่างในร่างกายหลั่งออกสู่ระบบการไหลเวียนของโลหิตไม่เท่ากัน

2.5 ลักษณะทางฟิสิกส์ของระบบการไหลเวียนของโลหิต

ระบบการไหลเวียนของโลหิตประกอบด้วยเครือข่ายของท่อหลายขนาดซึ่งมีหัวใจเป็นจุดศูนย์กลางทำหน้าที่สูบฉีดเหมือนปั๊ม ส่วนประกอบของโลหิตประกอบด้วยเซลล์เม็ดเลือดและพลาสมา โลหิตจึงเป็นสารน้ำที่มีความหนืดมากกว่าร้อยละ 99 ของเซลล์เม็ดเลือดแดงและมีส่วนน้อยเป็นเซลล์เม็ดเลือดขาวและเกล็ดเลือด สารน้ำที่อยู่ในเซลล์เม็ดเลือดเรียกว่าสารน้ำในเซลล์ สารน้ำที่อยู่ในพลาสมาเรียกว่าสารน้ำนอกเซลล์ [23]

ฮีมาโคคริท(Hematocrit)

ตามปกติโลหิตไม่ได้เป็นของเหลวทั้งหมดแต่ประกอบด้วยส่วนที่เป็นเซลล์และพลาสมา เซลล์เม็ดเลือดที่ปะปนอยู่ในหลอดเลือด สามารถวัดค่าออกมาเป็นค่าฮีมาโคคริท(Hematocrit)หรือจะกล่าวได้ว่าค่าฮีมาโคคริทเป็นค่าที่บอกเปอร์เซ็นต์ของโลหิตในเซลล์เม็ดเลือด ค่าของฮีมาโตคริทของคนปกติประมาณ 40 - 50 ส่วนของโลหิตหมายความว่ามีโลหิต 100 ส่วนมีเซลล์เม็ดเลือดอยู่ 40-50 ส่วนที่เหลือเป็นพลาสมา ถ้าวัดค่าฮีมาโคคริทได้ค่าสูงแสดงว่า โลหิตมีความหนืดมาก มีผลทำให้ความต้านทานการไหลเวียนของโลหิตเพิ่มขึ้น จึงทำให้โลหิตไหลได้ไม่สะดวกและหัวใจต้องบีบแรงขึ้นทำให้ค่าความดันซีสโตลิคสูงขึ้นและค่าความดันไดแอสโตลิคจึงสูงขึ้นตามไปด้วย

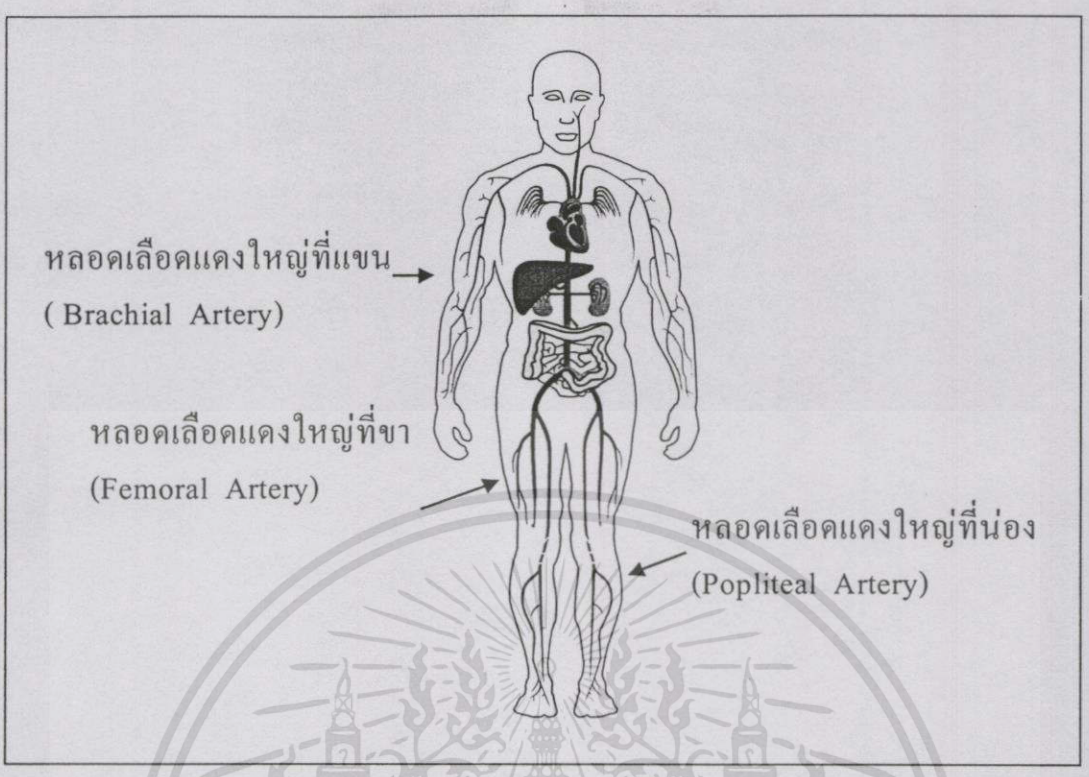
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความดันไฮโดรสแตติค (Hydrostatic Pressure)

ในระบบการไหลเวียนความดันโลหิตมีความหมาย 2 ลักษณะคือแบบความดันที่ต่างกันสามารถดันเอาโลหิตผ่านไปในหลอดเลือดได้เรียกว่าความดันด้านยาว (Longitudinal Pressure) และแบบที่เป็นแรงดันซึ่งสามารถช่วยให้หัวใจและหลอดเลือดคงตัวอยู่ได้ไม่แฟลบลงไปเรียกว่าความดันด้านข้าง(Ateral Pressure) ความดันที่แตกต่างกันระหว่างภายในกับภายนอกเรียกว่าความดันระหว่างผนัง (Transmural Pressure) ความดันโลหิตในระดับพื้นราบเดียวกันจะมีค่าเท่ากันทุกทิศทางรูปร่างของหลอดเลือดไม่ทำให้ความดันเปลี่ยนแปลง ความดันตรงระดับต่ำกว่าผิวของเหลว h เซนติเมตรจะเท่ากับ hρg เพื่อความสะดวกในการอ่านและประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ใช้เทียบกับความดันบรรยากาศโดยถือว่าความดันบรรยากาศเท่ากับ0 ดังนั้นค่าความดันโลหิต 90 มิลลิเมตรของปรอทหมายถึงค่าความดันนั้นสูงกว่าบรรยากาศ 90 มิลลิเมตรของปรอท ความแตกต่างของระดับของเหลวทั้ง 2 ข้างคือค่าความดันที่วัดได้ถ้าของเหลวเป็นปรอท ความแตกต่างก็มีค่าของปรอทเช่นมิลลิเมตรของปรอท (mmHg) ถ้าของเหลวเป็นน้ำค่าของความดันจะเป็นเซนติเมตรของน้ำหรือมิลลิเมตรของน้ำ

ความดันไฮโดรสเตติคที่เกิดจากความแตกต่างของระดับของของเหลวมีความสำคัญเกี่ยวกับสรีรวิทยาของการเปลี่ยนท่าของร่างกาย(Posture)เนื่องจากขณะท่ายืน ระดับของหลอดเลือดแดงใหญ่(Aorta)กับที่ตำแหน่งเท้ามีระดับต่างกัน ทำให้ความดันโลหิตที่เท้าสูงกว่าที่หลอดเลือดแดงใหญ่(Aorta) มากและในขณะที่ท่านั่ง ค่าความดันโลหิตในหลอดเลือดแบรเคียล(Brachial)เหนือข้อศอกจะใกล้เคียงกับหัวใจและในท่านอนราบ ค่าความดันโลหิตจะใกล้กับที่หลอดเลือดแดงใหญ่ ผลของแรงโน้มถ่วงของโลกขณะนอนราบความดันโลหิตค่าเฉลี่ยที่หัวใจอาจสูงกว่าที่ศีรษะและที่เท้าอาจจะสูงกว่าที่หัวใจเล็กน้อย ในขณะที่ยืนตรงค่าความดันโลหิตตรงระดับหัวใจจะคงที่เท่ากันที่ระดับศีรษะจะมีค่าความดันโลหิตลดต่ำลง ส่วนที่เท้าจะมีค่าความดันโลหิตสูงขึ้นเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก การเพิ่มหรือลดขึ้นอยู่กับผลคูณของความหนาแน่นของโลหิต(Density:ρ)และอัตราเร่งของแรงโน้มถ่วงของโลก(Gravity , g) ซึ่งปกติเท่ากับ 980 cm. / S^2 และความแตกต่างของระดับหลอดเลือด(Hight : h) หน่วยเป็นเซนติเมตร ถ้าความหนาแน่นของโลหิตเท่ากับ 1 ความแตกต่างของระดับหลอดเลือดต่ำกว่าระดับหัวใจ 120 เซนติเมตร ดังนั้นความดันแตกต่างจะเท่ากับ 1 x 980 x 120 เท่ากับ 117,600 ดายน์ต่อตารางเซนติเมตรคือเท่ากับ 88 มิลลิเมตรของปรอท (1 มิลลิเมตรของปรอทเท่ากับ 1,332 ดายน์ต่อตารางเซนติเมตร)หรืออาจเทียบค่าความดันไฮโดร-สแตติคเท่ากับ 0.77 มิลลิเมตรของปรอทต่อเซ็นติเมตร ดังนั้นค่าความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงตรงระดับหัวใจเท่ากับ 100 มิลลิเมตรของปรอทและที่เท้าจะเท่ากับ 188 มิลลิเมตรของปรอทและที่ศีรษะซึ่งสูงกว่าระดับหัวใจ 50 เซนติเมตร จะมีความดันโลหิต เท่ากับ 100 - (50 x 0.77) คือเท่ากับ 61.5 มิลลิเมตรของปรอท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 แสดงตำแหน่งการวัดความดันโลหิต

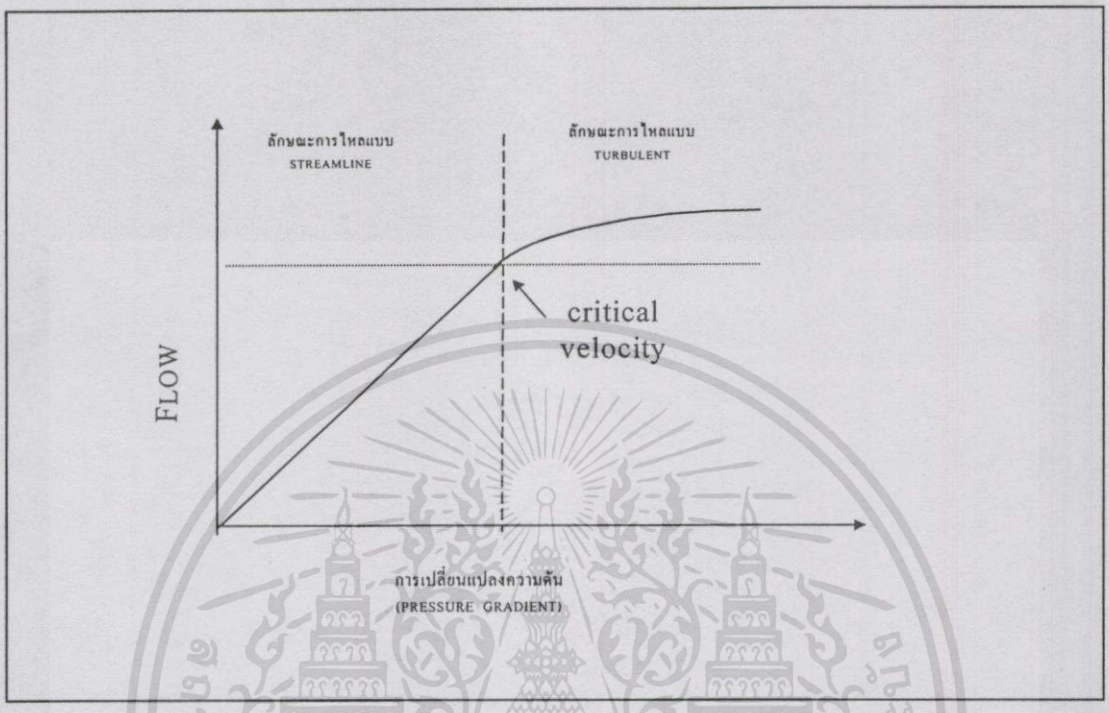
ปริมาตรการไหลและความเร็วของการไหล

ปริมาตรการไหลหรืออัตราการไหล(Flow Rate)หมายถึงปริมาตรของของเหลวที่ไหลไปได้ต่อหน่วยเวลา ดังนั้นอัตราการไหลของโลหิตในระบบการไหลเวียนของโลหิตจึงวัดเป็นปริมาตรของโลหิตต่อเวลา ปริมาตรของโลหิตที่ออกจากหัวใจขณะพักมีค่าประมาณ 5 ลิตรต่อนาที ส่วนความเร็วของการไหล (Flow Velocity)วัดเป็นระยะทางต่อหน่วยเวลา ดังนั้นอัตราการไหลโดยเฉลี่ยคูณพื้นที่หน้าตัดของท่อจะเท่ากับปริมาตรการไหล ขณะของเหลวที่ไหลผ่านไปในส่วนใดส่วนหนึ่งของระบบการไหลเวียน ปริมาตรการไหลจะเท่ากันถึงแม้พื้นที่ตัดจะต่างกันแต่ความเร็วของการไหลจะเปลี่ยนไปเช่นปริมาตรการไหลของโลหิตที่ผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่ทั้งหมดเท่ากับปริมาตรของโลหิตที่ไหลผ่านหลอดเลือดแดงทั้งหมดรวมกับปริมาตรของโลหิตที่ผ่านหลอดเลือดฝอยทั้งหมด ความเร็วของการไหลจะแปรผกผันกับพื้นที่หน้าตัด โลหิตจะไหลเร็วที่สุดที่หลอดเลือดแดงใหญ่และไหลช้าที่ในหลอดเลือดฝอย

ความสัมพันธ์ระหว่างความดันกับความเร็วของการไหลนั้น การไหลของโลหิตในหลอดเลือดเหมือนการไหลของน้ำในท่อทั่วๆไปซึ่งมีการไหล 2 แบบคือการไหลที่เป็นเส้นตามแนว (Laminar Flow) คือการไหลในท่อตรงๆโดยกลางท่อจะไหลเร็วที่สุดและอีกแบบหนึ่งเป็นการไหลแบบม้วนกลับ (Turbulent Flow) พบได้ขณะที่เลือดไหลด้วยความเร็วสูงมากเกินความเร็วจุดวิกฤต(Critical

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Velocity)หรือไหลผ่านท่อที่ตีบ การไหลแบบนี้อาศัยความดันสูงและใช้พลังงานมาก แต่ได้ปริมาตรของเหลวเพิ่มขึ้นไม่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับความดันที่เพิ่มขึ้น[23]

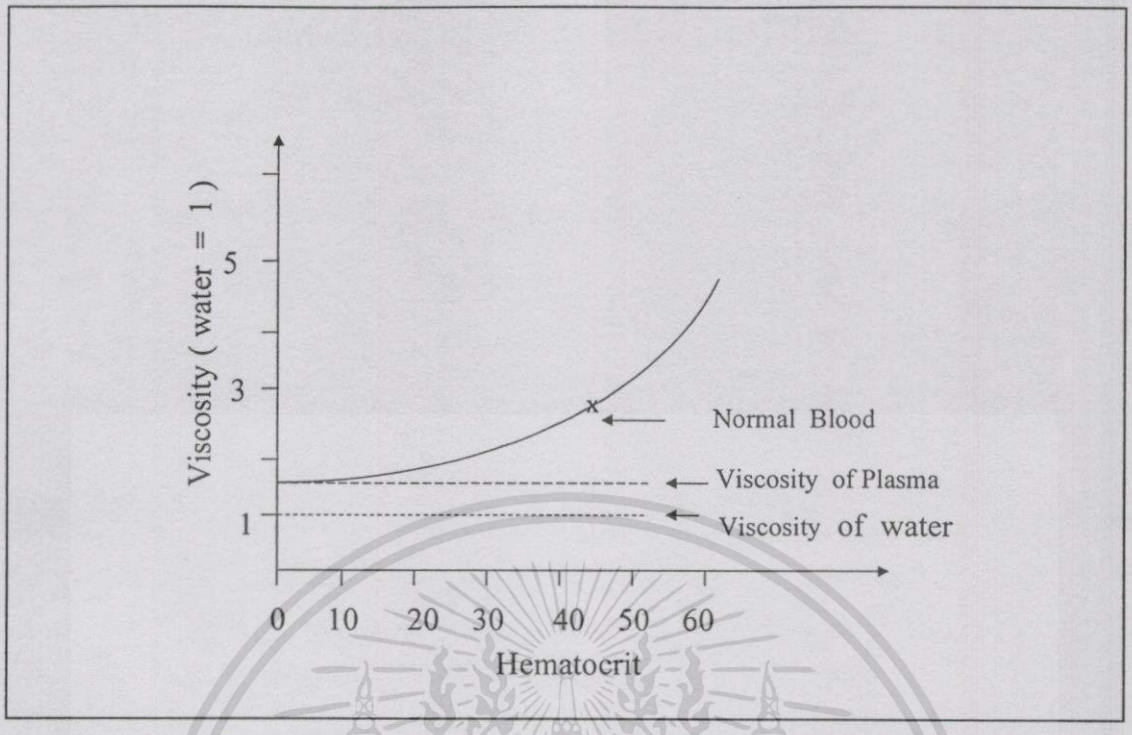


รูปที่ 2.4 แสดงการเปรียบเทียบความดันที่เพิ่มขึ้นกับลักษณะการไหลของของเหลว

ความหนืด (Viscosity)

ความหนืดเป็นความต้านทานภายในอย่างหนึ่งของการไหลของโลหิตในภาวะปกติความต้านทานของโลหิตขึ้นอยู่กับความหนืดของโลหิตซึ่งมีผลต่อค่าฮีมาโตคริท ดังแสดงในรูปที่ 2.5 หลอดเลือดที่เส้นผ่าศูนย์กลางน้อยกว่า100ไมครอนนั้นพบว่าฮีมาโตคริทมีผลต่อความหนืดน้อยกว่าหลอดเลือดขนาดใหญ่ ดังนั้นผลของฮีมาโตคริทต่อความต้านทานรวมของหลอดเลือดจึงไม่มาก ถ้าความหนืดของโลหิต(Viscosity of Blood)เพิ่มขึ้น มีผลทำให้ความต้านทานการไหลเวียนของโลหิตเพิ่มขึ้นทำให้โลหิตไหลได้ไม่สะดวก หัวใจต้องบีบแรงขึ้นค่าความดันซิสโตลิคสูงขึ้นและค่าความดันไดแอสโตลิคจึงสูงขึ้นตามไปด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงผลของฮีมาโตคริทต่อความหนืดของโลหิต

ความสามารถในการยืดขยายตัวและความหยุ่นของหลอดเลือด

หลอดเลือดสามารถยืดขยายตัว(Dispensability)และหดตัวได้ การเปลี่ยนแปลงมากน้อยต่างกันไปในแต่ละแห่งของร่างกาย หลอดเลือดดำเปลี่ยนแปลงได้ประมาณ 6 - 10 เท่าของหลอดเลือดแดงแสดงว่าความดันเพิ่มขึ้นมีโลหิตเข้าไปบรรจุในหลอดเลือดดำมากกว่าหลอดเลือดแดง ประมาณ 6 - 10 เท่า ขณะที่ปอดมีการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่าเนื่องจากความดันโลหิตค่อนข้างต่ำ ส่วนการขยายตัวของหลอดเลือดดำมากกว่าหลอดเลือดแดงประมาณ 2 เท่า ความหยุ่นของหลอดเลือด (Vascular Compliance)สามารถหาค่าได้จากสัดส่วนของการเพิ่มปริมาตรและการขยายตัวต่อการเพิ่มความดันหลอดเลือดที่มีความยืดหยุ่นได้มาก เมื่อเพิ่มความดันขึ้นจะเพิ่มปริมาตรการไหลได้มากกว่า

2.6 ชนิดของการวัดความดันโลหิต

การวัดค่าความดันโลหิตของมนุษย์ในระบบการไหลเวียนของโลหิตที่ใช้ในทางการแพทย์ส่วนใหญ่ใช้วัดค่าความดันของหลอดเลือดแดงใหญ่(Arterial Blood Pessure)สามารถวัดได้โดยทางตรงและทางอ้อม โดยยึดหลักการที่ว่าถ้ามีส่วนหนึ่งส่วนใดของเครื่องมือแทงหรือรุกล้ำเข้าไปในหลอดเลือด(Invasive) เรียกว่าการวัดโดยวิธีทางตรง แต่ถ้าไม่มีส่วนใดของเครื่องมือสอดเข้าไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ในหลอดเลือด(Non Invasive)เรียกว่าวิธีการวัดโดยทางอ้อมซึ่งในแต่ละวิธีของการตรวจวัดจะมีข้อได้เปรียบและข้อเสียเปรียบแตกต่างกัน [1, 22]

2.6.1 ระบบการวัดความดันโลหิต โดยวิธีวัดทางตรง

วิธีนี้จำเป็นต้องใช้เข็มหรือท่อสวนแทงเข้าไปในหลอดเลือดแดงและปลายของท่อสวนจะต่อไปทรานสดิวเซอร์ความดัน สามารถวัดออกมาเป็นตัวเลขและรูปคลื่นความดันได้ วิธีนี้ให้ความแม่นยำสูงและสามารถวัดอย่างต่อเนื่อง กรณีคนไข้มีอาการช็อค วิธีการวัดโดยทางตรงสามารถวัดได้อย่างแม่นยำสูงแต่จะเพิ่มความเสี่ยงต่อการติดเชื้อโรคและเกิดภาวะหัวใจเต้นผิดปกติแก่คนไข้ได้ และต้องใช้ผู้ชำนาญการแทงสวนเส้นเลือดจึงไม่นิยมใช้วัดกัน

การวัดความดันโลหิตด้วยวิธีวัดโดยตรงหรือแบบแทงเข้าเส้นหลอดเลือด (Invasive) แบ่งตามลักษณะการใช้งานได้ 3 วิธีคือ

1. การแทงผ่านผิวหนังโดยตรง (Percutaneous Insertion)
2. การสวน (Catheterization)
3. การฝัง (Implantation) ทรานสดิวเซอร์ไว้ในหลอดเลือดและหัวใจ

วิธีที่หนึ่งใช้เข็มหรือหลอดสวนแทงเข้าไปในหลอดเลือดบริเวณที่จะทำการบันทึกซึ่งอยู่ใกล้หัวใจ วิธีที่สองใช้หลอดสวนเป็นทางนำไปยังบริเวณที่จะทำการวัดซึ่งอยู่ไกลหรือเข้าไปใกล้หัวใจและวิธีที่สามเป็นการฝังทรานสดิวเซอร์ความดันไว้ในหลอดเลือดหรือหัวใจ ต้องใช้การผ่าตัดส่วนใหญ่ใช้สำหรับงานค้นคว้าวิจัยเท่านั้น

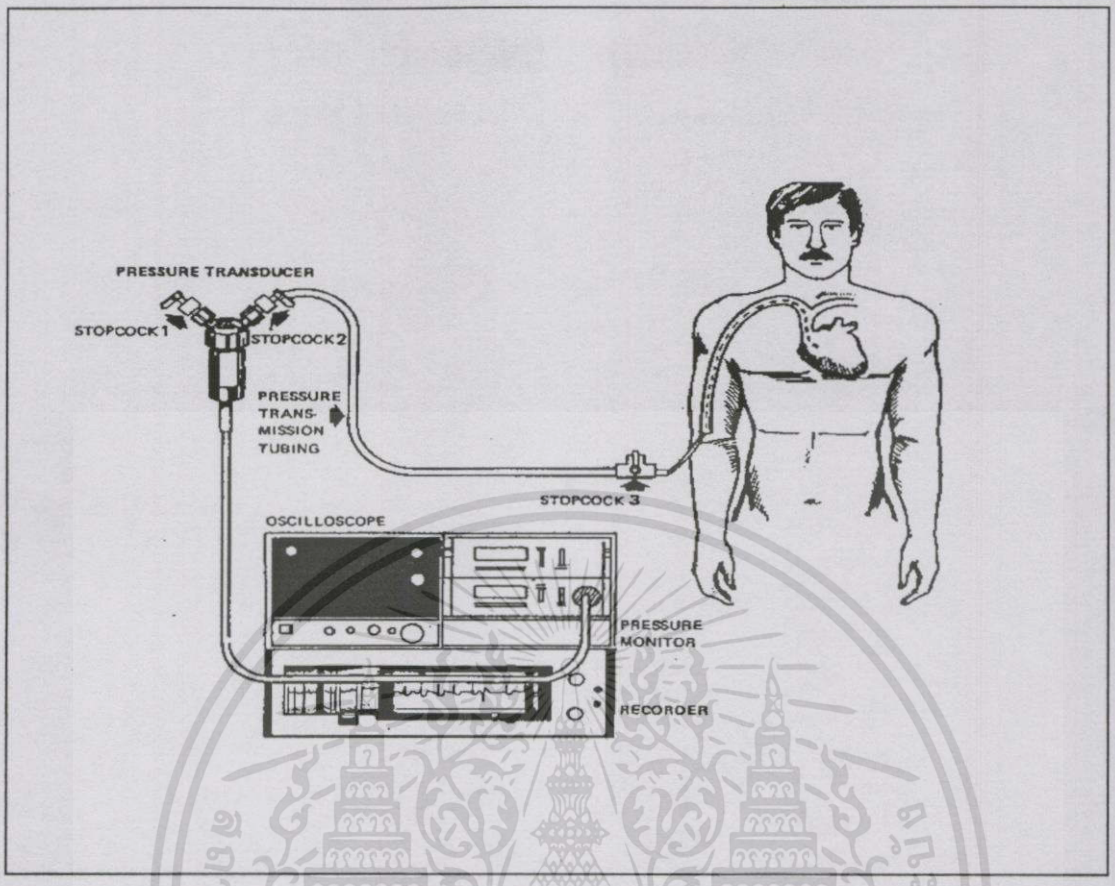
ข้อได้เปรียบ

1. มีการตอบสนองกับระบบหลอดเลือดแดงและดำโดยตรงและทันทีทันใด ทำให้สามารถวินิจฉัยและรักษาได้อย่างถูกต้อง
2. ใช้ในกรณีตรวจวัดในระยะยาวนานได้(Long Term)และค่าความดันโลหิตมีการเปลี่ยนแปลงของระบบไหลเวียนของโลหิต
3. กรณีคนไข้ช็อควิธีการวัดแบบโดยตรงสามารถวัดได้อย่างแม่นยำ

ข้อเสียเปรียบ

1. เพิ่มความเสี่ยงให้กับคนไข้ อาจทำให้เกิดโรคแทรกซ้อนได้ เพราะต้องแทงเข้าเส้นเลือด เข็มที่ใช้สวนหลอดเลือดอาจทำให้เกิดหัวใจเต้นผิดปกติ (Arrhythmia)
2. ทำให้เกิดการผิดพลาดได้ง่ายและไม่สามารถตรวจจับได้ดี ถ้าไม่ได้รับการอบรมมาก่อน
3. อุปกรณ์ราคาแพงและต้องการช่างผู้ชำนาญงานมาบำรุงรักษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงระบบการวัดความดันโลหิตโดยวิธีวัดทางตรง

ในระบบเครื่องมือวัดทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้การวัดความดันโลหิตแบบโดยตรงหรือแบบแทงเข้าเส้นเลือด (Invasive) ประกอบด้วยทรานสดิวเซอร์ความดันและสายท่อสวน (Catheter) วงจรขยายและมอนิเตอร์ออสซิลโลสโคปหรือเครื่องบันทึก [9, 22]

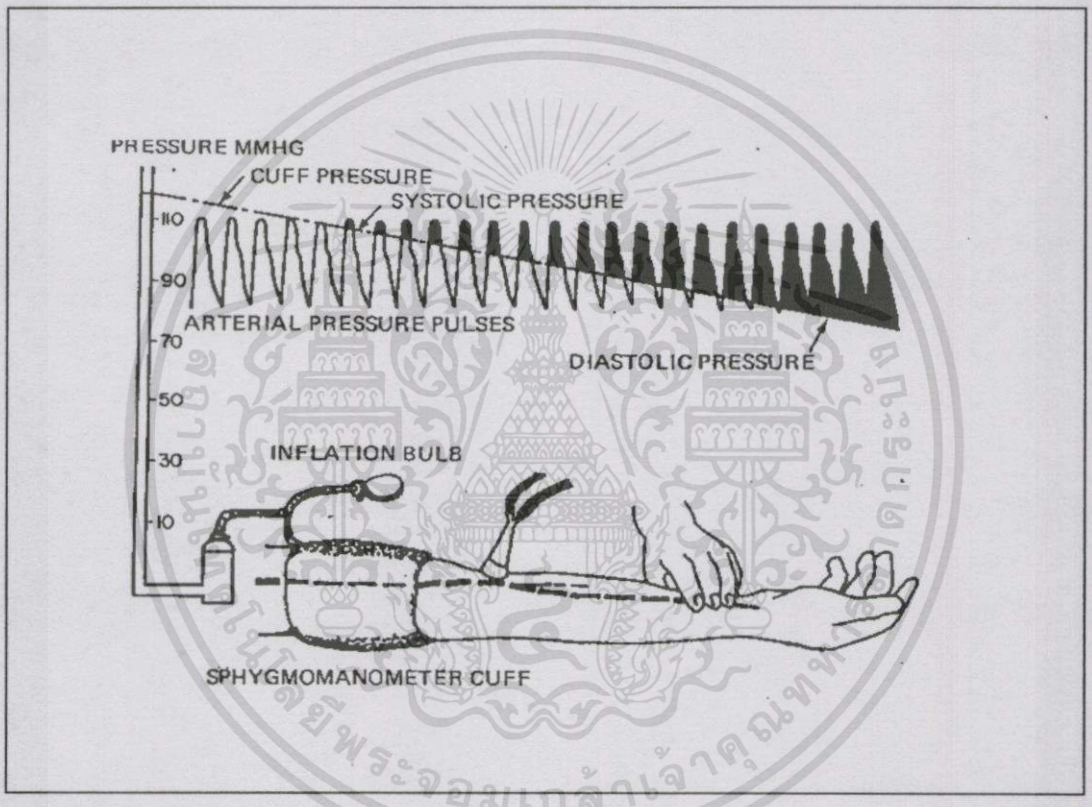
อย่างไรก็ตามวิธีการวัดโดยทางตรง(Invasive Method)จะต้องดูแลคนไข้เป็นกรณีพิเศษและจะต้องปรับเทียบค่าของเครื่องมือ (Transducer)ให้อยู่ตรงกับเส้น Arterial Line ของร่างกาย เพื่อปรับศูนย์(Zero) ทุกครั้งที่ทำการตรวจวัดความดันโลหิต รูปคลื่นของความดันจะมองเห็นในออส-ซิลโลสโคป ค่าความดันซีสโตลิคจะอยู่ยอดของรูปคลื่นและค่าความดันไดแอสโตลิคจะอยู่ต่ำสุดของรูปคลื่นก่อนจะเริ่มต้นรูปคลื่นต่อไปดังแสดงในรูปที่ 2.1

2.6.2 ระบบการวัดความดันโลหิต โดยวิธีวัดทางอ้อม

การวัดความดันโลหิตโดยวิธีทางอ้อมมีวิธีการวัดหลายวิธี วิธีที่ใช้ส่วนใหญ่ใช้หลักการฟังเสียงบริเวณหลอดเลือดแดง (Auscultation Method)หรือเรียกตามลักษณะการวัดว่าชนิด "Non Invasive Blood Pressure" ดังแสดงในรูปที่ 2.7 หลักการวัดความดันโลหิตโดยใช้เทคนิคการฟังเสียงให้แรงกดจากถุงยางพันแขน(Cuff) ซึ่งพันแขนและถูกสูบลมเข้าจนทำให้หลอดเลือดแดงที่อยู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใต้ถุงยางพันแขนถูกปิด แล้วจึงปล่อยความดันลมออกที่ละน้อยจนถึงค่าๆหนึ่งที่ความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงใหญ่มากกว่าค่าความดันภายในถุงยางพันแขน ทำให้เกิดการไหลผ่านของโลหิตจากบริเวณเส้นเลือดแดงที่ถูกกดทับไว้ การไหลของโลหิตจะถูกตรวจวัดหาค่าความดันโลหิต โดยแต่ละวิธีใช้เทคนิคการตรวจวัดแตกต่างกัน การวัดความดันโลหิตโดยวิธีวัดทางอ้อมส่วนใหญ่ใช้วิธีที่เรียกว่าวิธี "Sphygmomanometry" เป็นพื้นฐานในการพัฒนาเครื่องวัดความดันโลหิตที่ใช้ในทางอิเล็กทรอนิกส์ควบคุม ดังนั้นขออธิบายหลักการวัดความดันโลหิตโดยใช้เทคนิคการฟังเสียงพอสังเขปดังนี้



รูปที่ 2.7 แสดงวิธีการวัดความดันโลหิตโดยวิธีฟังเสียง

การวัดความดันโลหิตโดยวิธีการฟังเสียงใช้เทคนิคพื้นฐานของการได้ฟังเสียงที่อยู่เหนือเส้นเลือดแดงโดยที่สูบลมเข้าถุงยางพันแขน(Cuff)ที่พันรอบแขนในระดับหัวใจจนถึงค่าความดันค่าหนึ่งที่เพียงพอที่ทำให้หลอดเลือดแดงถูกปิดชั่วขณะและถูกกดไว้ แล้วค่อยๆลดความดันภายในถุงยางพันแขนลงต่ำกว่าความดันโลหิต ทำให้ผนังของเลือดแดงถูกขยายออกมาโดยทันทีทันใดตามอัตราการเต้นของหัวใจและการบีบคายตัวของหัวใจ ส่งผลทำให้เกิดการไหลของโลหิตแดงและเกิดการไหลแบบปั่นป่วนและเกิดการสั่นสะเทือนกระทบผนังของหลอดเลือดแดงทำให้เกิดเสียงขึ้นเรียกว่า "Korotkoff Sound" ซึ่งใช้หูฟัง (Stethro Scope) ฟังเสียงที่เกิดขึ้นและได้ยินดังเรื่อยๆอย่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อเนื่องจนกระทั้งความดันในถุงยางพันแขนถูกปล่อยให้ลดลงจนไม่สามารถได้ยินเสียง Korotkoff ดังแสดงในรูปที่ 2.8 แสดงลำดับการไหลของโลหิตผ่านหลอดเลือดแดงและรายละเอียดเกี่ยวกับการเกิด Korotkoff Sound มี 5 สภาวะ (Phase) ดังนี้คือ

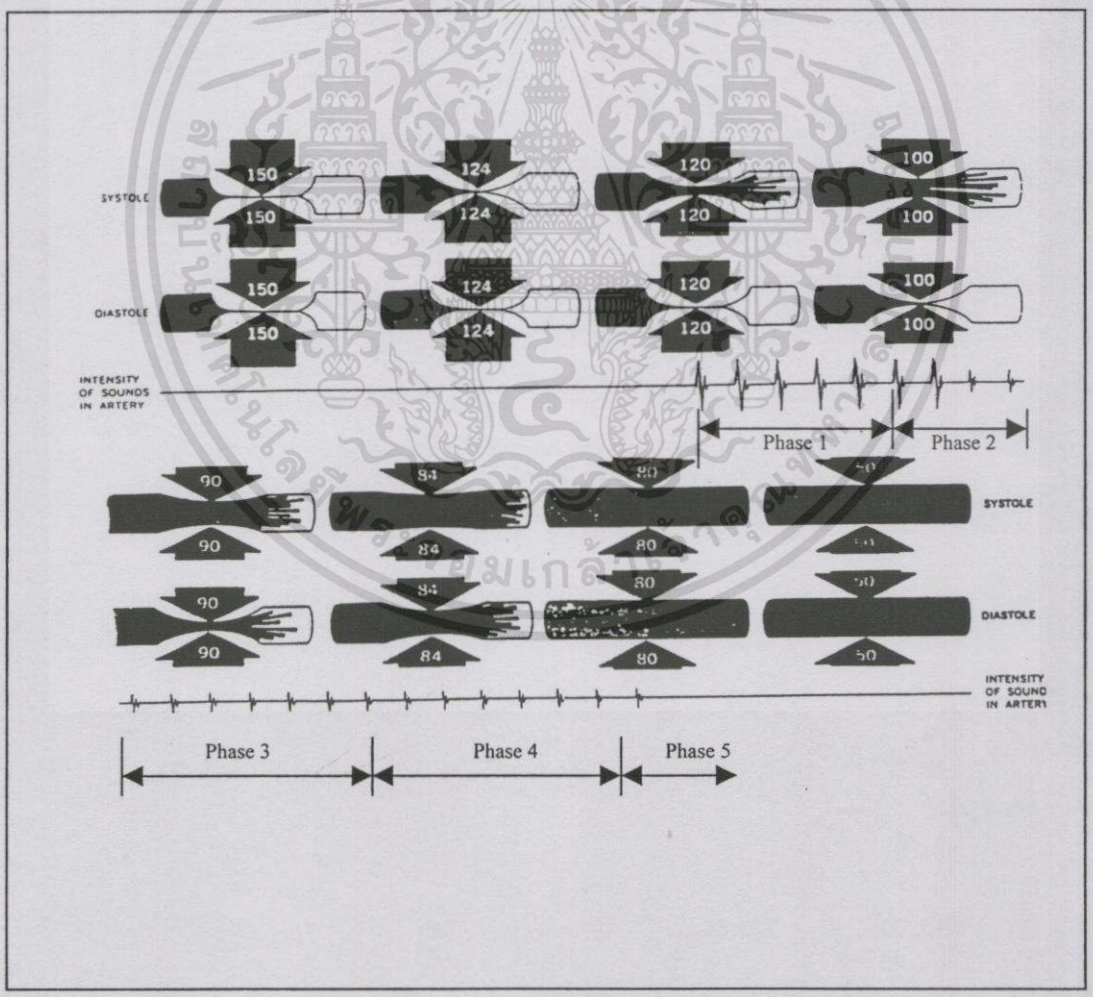
สภาวะที่ 1 เป็นช่วงเวลาเริ่มต้นเสียงที่ชัดเจนที่เรียกว่า ""Korotkoff Sound" ในระหว่างที่ความดันในCuff ลดลงและค่าความดันขณะนี้เท่ากับค่าความดันซีสโตลิค

สภาวะที่ 2 ได้ยินเสียงดังกระหึ่มขึ้นเรื่อยๆ แต่ไม่ชัดเจนบริเวณกรอบที่ถูกทับของ Cuff

สภาวะที่ 3 ตรงบริเวณที่ Cuff กดลงบนเส้นเลือดแดงจะได้ยินเสียงดัง ที่มีความดังแรงขึ้นแล้วค่อยๆลดลง

สภาวะที่ 4 เสียงที่เกิดขึ้นจะดังแผ่ว อู้อี้และค่อย ๆเลือนหายไป

สภาวะที่ 5 จะไม่ได้ยินเสียงอีก ค่าความดันขณะที่ได้ยินเสียงครั้งสุดท้ายจะเท่ากับความดันไดแอสโตลิค



รูปที่ 2.8 แสดงลำดับการไหลของโลหิตที่ผ่านหลอดเลือดแดงและสภาวะการเกิดเสียง Korotkoff

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.8 แสดงลำดับการไหลของโลหิตผ่านหลอดเลือดแดงในการวัดความดันโลหิตโดยวิธีวัดทางอ้อม ลูกศรที่ชี้มีค่าความดันเท่ากับความดันในถุงยางพันแขนที่ส่งผ่านมาที่หลอดเลือดแดงเมื่อความดันที่ถุงยางพันแขนได้ถูกปล่อยลดลงในแต่ละภาพ จะเห็นลักษณะการไหลของโลหิตและลักษณะการเกิดเสียง Korotkoff จะเห็นว่าค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 120 มิลลิเมตรของปรอทและค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 80 มิลลิเมตรของปรอท

ในการทำวิจัยนี้เป็นการหาค่าความดันโลหิตโดยวิธีออสซิลโลเมตริค(Oscillometric Method) ใช้หลักการพื้นฐานของการวัดความดันโลหิตโดยวิธีการฟังเสียง (Auscultation Method) ที่เรียกว่าวิธีSphygmomanometer ซึ่งจะกล่าวในบทที่ 3 ต่อไป

2.7 ถุงยางพันแขน (Cuff) ที่ใช้สำหรับวัดความดันโลหิต

การวัดความดันโลหิตที่แม่นยำและถูกต้องขึ้นอยู่กับความแตกต่างของความกว้างของถุงยางพันแขนที่ใช้จะต้องเหมาะสมกับเส้นรอบวงแขน ความกว้างของถุงยางพันแขนต่อเส้นรอบวงของถุงยางพันแขนมีผลต่อค่าความดันที่ถุงยางพันแขน เมื่อนำไปวางอยู่เหนือหลอดเลือดแดงเพื่อให้ความดันที่ถุงยางพันแขนถูกส่งผ่านเข้าไปยังผนังหลอดเลือดได้อย่างเต็มที่ อัตราความกว้างของถุงยางพันแขนต่อเส้นรอบวงแขนอย่างน้อยที่สุดควรมีค่าประมาณ 0.40 สำหรับถุงยางพันแขนที่ใช้วัดผู้ใหญ่และเด็กโตหรือประมาณ 0.45 (สำหรับเด็กเล็ก) เพื่อเป็นแนวทางในการเลือกขนาดของถุงยางพันแขนขนาดของความกว้างของถุงยางพันแขนจะประมาณ 1.2 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางเมื่อพันแขน[5] ดังแสดงในรูปที่ 2.9 และตารางที่ 2.1 ในการวัดความดันโลหิตให้มีความเที่ยงตรงและแม่นยำต้องไม่มีการรั่วหรือนำไปใช้ประยุกต์หรือต่อเข้ากับเครื่องมือวัด(Load)อย่างอื่นอาจทำให้ค่าความดันภายในถุงยางพันแขน(Cuff)ไม่คงที่หรือมีค่าความคลาดเคลื่อนได้

เมื่อใช้ขนาดของถุงยางพันแขน(Cuff)เล็กเกินไปมีผลต่อการวัดความดันโลหิตดังนี้

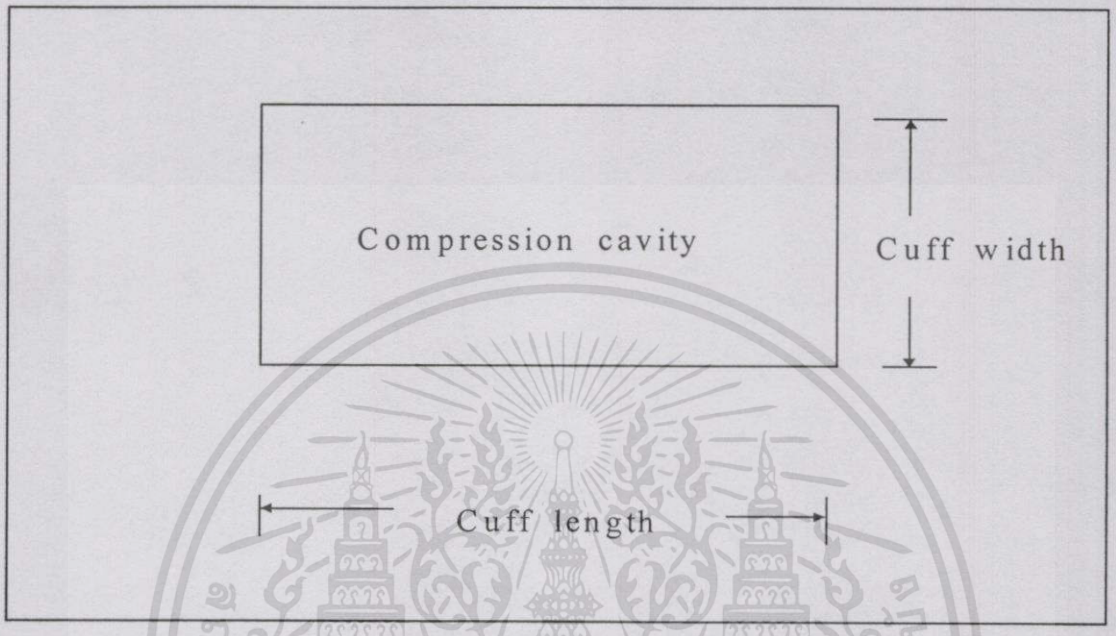
1. ความดันที่ถุงยางพันแขนจะกระจายความดันลมและส่งไปกดลงยังหลอดเลือดแดงไม่เต็มที่
2. ความดันที่ถุงยางพันแขนจะมีค่าความดันมากกว่าความเป็นจริงทั้งค่าความดันซีสโตลิคและค่าความดันไดแอสโตลิคเมื่อเทียบกับค่าความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงใหญ่ทำให้ค่าความดันโลหิตที่วัดได้มีค่าสูงกว่าค่าที่แท้จริง

เมื่อใช้ขนาดของถุงยางพันแขน(Cuff) ใหญ่เกินไปมีผลต่อการวัดความดันโลหิตดังนี้

1. ความดันที่ถุงยางพันแขนจะขยายใหญ่ขึ้นและถูกส่งผ่านไปยังหลอดเลือดแดงได้ไม่แน่นพอที่จะปิดหลอดเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ความดันที่ถุงยางพันแขน จะมีค่าความดันน้อยกว่าความเป็นจริงทั้งค่าความดันซีสโตลิค และค่าความดันไดแอสโตลิค เมื่อเทียบกับค่าความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงใหญ่ทำให้ค่าความดันโลหิตที่วัดได้มีต่ำกว่าค่าที่แท้จริง



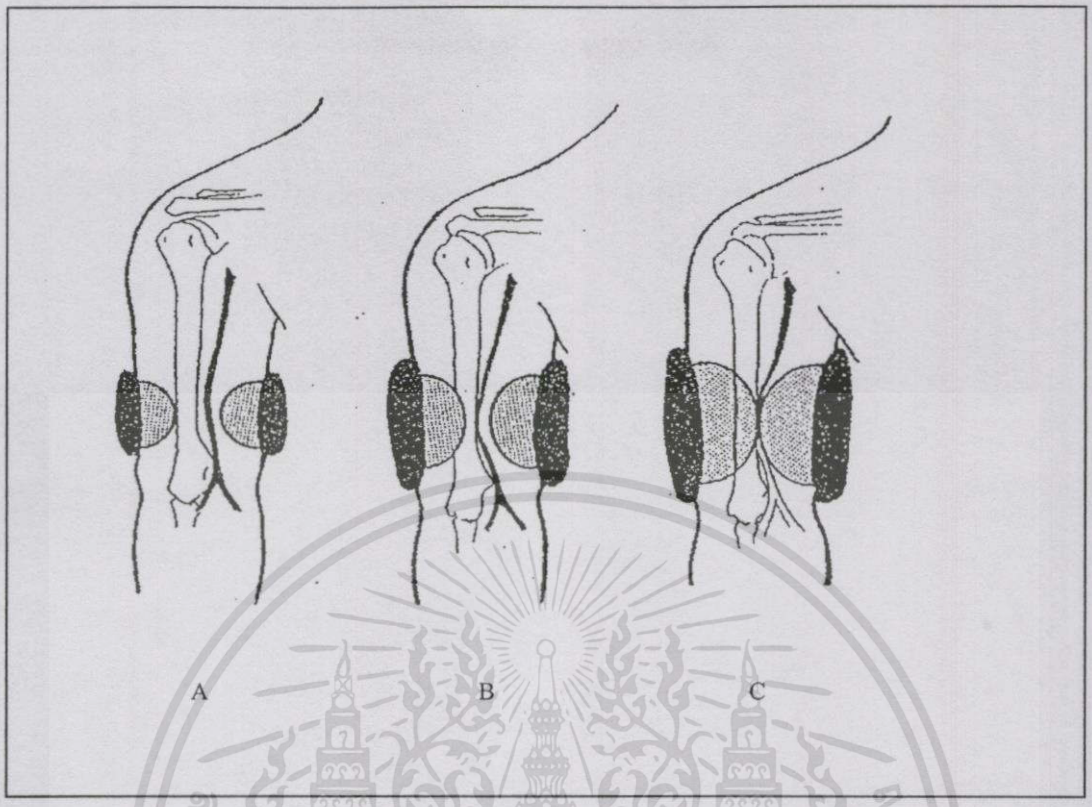
รูปที่ 2.9 แสดงลักษณะของถุงยางพันแขน (Cuff) ที่ใช้วัดความดันโลหิต

ตารางที่ 2.1 แสดงขนาดของถุงยางพันแขนตามคำแนะนำของ AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation)

ขนาดเส้นรอบวงของแขน(cm)	การเรียกชื่อของ Cuff	ขนาดความกว้างของ Cuff (cm)	ขนาดความยาวของ Cuff (cm)
5.0 - 7.5	Newborn	3	5
7.5 – 13	Inflate	5	8
13 – 20	Child	8	13
17 – 26	Small Adult	11	17
24 – 32	Adult	13	24
32 - 42	Large Adult	17	32
42 - 50**	Thigh	20	42

**หมายเหตุ : ** คือสำหรับคนไข้ที่มีขนาดเส้นรอบวงแขนใหญ่มาก การวัดค่าความดันโลหิตให้พันถุงยางพันแขนที่ตำแหน่งขา (leg)หรือที่ตำแหน่ง Femoral (แสดงในรูปที่ 2.3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 แสดงขนาดของถุงยางพันแขน ที่มีผลต่อการวัดค่าความดันโลหิต

ถ้าใช้ขนาดของถุงยางพันแขนที่มีความกว้างเล็กมาก มีผลทำให้ค่าความดันโลหิตที่วัดได้มีความค่าผิดพลาดมากกว่าที่ใช้ถุงยางพันแขนที่มีความกว้างใหญ่ ดังนั้นการใช้ขนาดของถุงยางพันแขนที่ใช้ไม่ควรกว้างหรือแคบเกินไป ถ้าถุงยางพันแขนมีขนาดกว้างเกินไปทำให้ค่าความดันที่ได้จะต่ำกว่าค่าที่แท้จริงหรือถ้าถุงยางพันแขนมีขนาดแคบเกินไปจะได้ค่าความดันสูงเกินค่าที่แท้จริง ดังแสดงในรูปที่ 2.10 แสดงถึงการเลือกขนาดของถุงยางพันแขนที่มีผลต่อค่าความดันโลหิต ในกรณีที่ใช้ถุงยางพันแขนมี 3 ขนาดและให้เพิ่มความดันให้เท่ากันพบว่าถุงยางพันแขนขนาด A ต้องการความดันมาก แต่ถุงยางพันแขนขนาดใหญ่ที่สุดคือขนาด C ต้องการความดันน้อยในการบีบหลอดเลือดแดงที่แขนช่วงบน ค่าความดันซีสโตลิคที่อ่านได้เมื่อใช้ถุงยางพันแขนแคบจึงมีค่าสูงเกินไปและถุงยางพันแขนที่มีขนาดความกว้างเกินไปจะได้ค่าความดันซีสโตลิคต่ำลง ดังนั้นการเลือกขนาดของถุงยางพันแขนควรเลือกแบบถุงยางพันแขนขนาด B จึงจะเหมาะสม[5, 22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8 วิธีการวัดความดันโลหิตที่ถูกต้อง

บางครั้งเวลาวัดความดันโลหิตเราจะพบว่าความดันโลหิตที่วัดได้เกินหรือต่ำกว่ามาตรฐาน จึงกังวลว่าตัวเองจะป่วยเป็นโรคความดันโลหิตสูงหรือความดันโลหิตต่ำหรือไม่ เนื่องจากสุขภาพร่างกายของแต่ละคนไม่เหมือนกันและค่ามาตรฐานจึงต่างกันด้วย ดังนั้นจึงบอกไม่ได้ว่าป่วยเป็นโรคความดันโลหิตสูงหรือความดันโลหิตต่ำหรือไม่ แต่เราสามารถแบ่งระดับค่าความดันโลหิต ดังแสดงในตารางที่ 2.2 โดยปกติค่าความดันโลหิตจะเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลาโดยจะต่างกันไปบ้างในตอนเช้าตอนกลางวัน เวลาเล่นกีฬา พักผ่อน อุณหภูมิของอากาศและอารมณ์เครียด ดังนั้นค่าความดันโลหิตที่วัดได้นั้นทำการวัดในขณะสภาวะเช่นใด วิธีการวัดความดันโลหิตที่ถูกต้องโดยวิธีการวัดแบบวัดโดยทางอ้อมคือให้เอาค่าความดันโลหิตที่วัดได้ในช่วงเวลาและสภาวะที่ต่างกันของหลายๆวันเป็นบรรทัดฐานและทำการวัดหาค่าความดันโลหิตเฉลี่ยของแต่ละคน ตำแหน่งการวัดต่างกันทำให้ค่าความดันโลหิตที่ได้ไม่เท่ากันด้วยเช่นความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงใหญ่จะค่อนข้างสูงแต่ที่หลอดเลือดแดงฝอยจะต่ำ โดยปกติแล้วตำแหน่งการวัดส่วนใหญ่จะวัดที่ตำแหน่งหลอดเลือดแดงใหญ่บริเวณที่แขนช่วงบนแขน เวลาทำการวัดความดันโลหิตที่ถูกต้องจะต้องพันถุงยางลมไว้ที่แขนช่วงบนตรงตำแหน่งหลอดเลือดแดง(Brachial)ในระดับหัวใจและต้องเลือกขนาดถุงยางพันแขน(Cuff)ให้เหมาะสมซึ่งมีผลต่อค่าความดันโลหิตซึ่งโดยปกติมีขนาดมาตรฐานคือความกว้าง 12 - 13 เซนติเมตรและยาว 22 - 24 เซนติเมตรสำหรับผู้ใหญ่ปกติ [5, 23]

ตารางที่ 2.2 แสดงกลุ่มอาการที่จะบ่งบอกถึงสภาวะการเป็นโรคความดันโลหิตสูง *

กลุ่มอาการ(Category)	ค่าความดันซิสโตลิค	ค่าความดันไดแอสโตลิค
คนปกติ (Normal)	น้อยกว่า 130 mmHg	น้อยกว่า 85 mmHg
คนที่มีค่าความดันโลหิตสูงกว่าค่าปกติ(High Normal)	130 – 139 mmHg	85 – 89 mmHg
คนที่มีค่าความดันโลหิตสูง	ค่าความดันซิสโตลิค	ค่าความดันไดแอสโตลิค
ขั้นที่ 1(Mild)	140 – 159 mmHg	90 – 99 mmHg
ขั้นที่ 2 (Moderate)	160 –179 mmHg	100 – 109 mmHg
ขั้นที่ 3 (Severe)	180 – 209 mmHg	110 – 119 mmHg
ขั้นที่ 4 (Very Severe)	มากกว่า 210 mmHg	มากกว่า 120 mmHg

* แหล่งที่มา : American Heart Association (AHA) : Fighting Heart Disease and Stroke, Human Blood Pressure Determination by Sphygmomanometer Appendix B page 27, [1]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

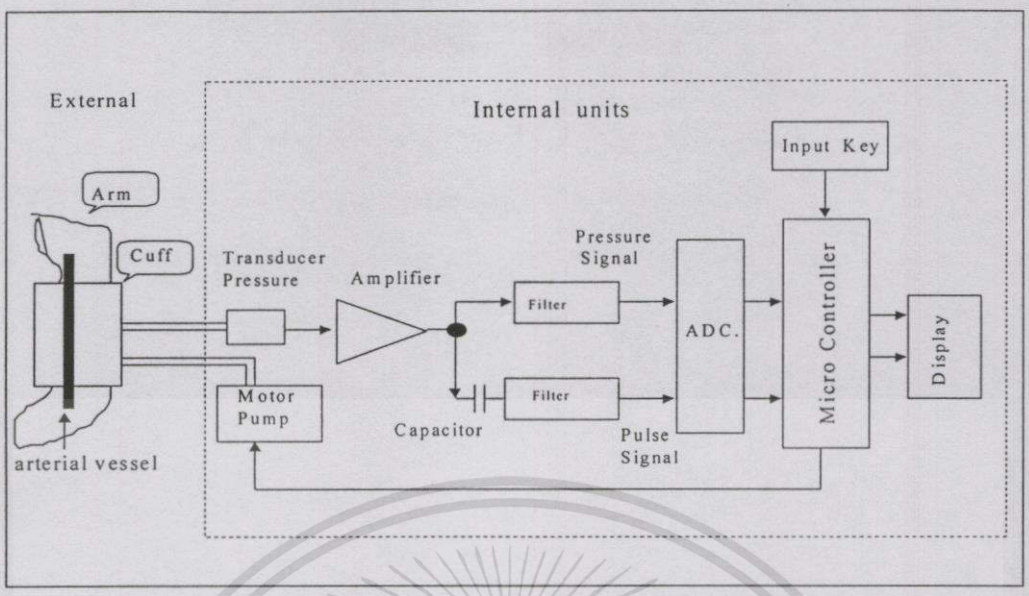
บทที่ 3

หลักการและระบบการวัดความดันโลหิต โดยวิธีออสซิลโลเมตริค

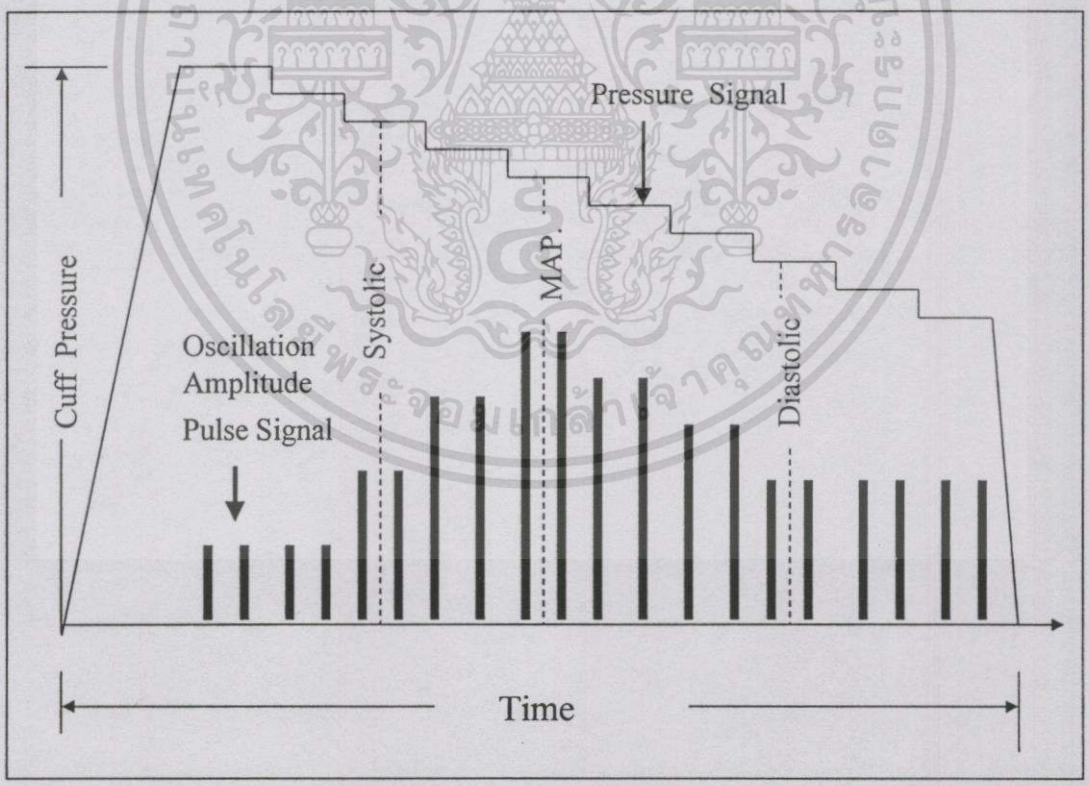
3.1 หลักการและวิธีการวัด

หลักการและวิธีการตรวจวัดความดันโลหิตโดยวิธีออสซิลโลเมตริค เป็นวิธีการตรวจวัดโดยทางอ้อม โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของสัญญาณพัลส์กับสัญญาณค่าความดันของอากาศ ที่เกิดจากการสั่นตัวของอากาศภายในถุงยางพันแขน(Cuff) ซึ่งอาศัยหลักการพื้นฐานของการไหลของโลหิตผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่บริเวณใต้ถุงยางพันแขนที่พันอยู่รอบๆแขนที่อยู่ในระดับหัวใจและบริเวณเหนือข้อศอก แล้วสูบลมเข้าถุงยางพันแขนจนถึงระดับหนึ่งที่เพียงพอ ทำให้หลอดเลือดแดงบริเวณนั้นถูกปิดกั้นชั่วขณะแล้วค่อยๆปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขนทีละน้อยจนกระทั่งความดันของโลหิตขณะนั้นมีค่ามากกว่าความดันภายในถุงยางพันแขน ทำให้เลือดแดงเริ่มไหลทะลักและวิ่งชนผนังของหลอดเลือดแดง ลักษณะการไหลของโลหิตเป็นแบบการไหลปั่นป่วน(Turbulence Flow) ทำให้ผนังหลอดเลือด เกิดการสั่นตัวและขยายตัวตามจังหวะการบีบและคลายของกล้ามเนื้อหัวใจส่งผลทำให้อากาศภายในถุงยางพันแขนเกิดการสั่นตัว(Oscillation)ขึ้น การสั่นตัวของอากาศภายในถุงยางพันแขนจะถูกส่งไปตามท่อลมไปสู่ตัวทรานสดิวเซอร์ความดัน(Transducer Pressure) ซึ่งจะถูกแปลงสัญญาณทางฟิสิกส์ (ความดัน) ไปเป็นสัญญาณไฟฟ้า เมื่อนำสัญญาณไฟฟ้าผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านได้สัญญาณ 2 สัญญาณคือสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal)และสัญญาณพัลส์(Pulse Signal) ขนาดของพัลส์ที่ได้จะมีค่าไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับการสั่นตัวของอากาศภายในถุงยางพันแขนและการสั่นของผนังหลอดเลือด ช่วงเวลาของการตรวจจับขนาดของสัญญาณพัลส์ขึ้นอยู่กับการตรวจพบว่าขนาดสัญญาณพัลส์ที่เท่ากันหรือที่เหมือนกัน(Matching)อย่างน้อย 2 สัญญาณพัลส์หรือมากกว่า แต่ถ้าไม่สามารถตรวจจับขนาดของสัญญาณพัลส์ที่เท่ากันได้ภายในช่วงเวลาที่กำหนดคือประมาณ 2 วินาที ระบบตัวเครื่องจะให้ปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขนทีละขั้นประมาณ 4 - 10 มิลลิเมตรของปรอทโดยอัตโนมัติ ในช่วงเวลาที่ความดันลมภายในของถุงยางพันแขนมีค่ามากกว่าค่าความดันซีสโตลิค(Systolic Pressure) ขนาดของการสั่นของผนังหลอดเลือดที่ส่งไปยังถุงยางพันแขนจะน้อยและเมื่อลดความดันลมที่ถุงยางพันแขนต่ำกว่าค่าความดันซิสโตลิค ทำให้หลอดเลือดแดงบางส่วนถูกเปิดและเกิดการไหลของเลือดแดง ผลทำให้เกิดการสั่นตัวของผนังหลอดเลือดและถูกส่งผ่านให้ความดันลมภายในถุงยางพันแขนเกิดการสั่น(Oscillate)มากขึ้น ขนาดของการสั่นตัวที่ได้จะแปรผันตามกับระยะเวลาการปิดกั้นของหลอดเลือดแดงและแรงบีบคลายของกล้ามเนื้อหัวใจ ความสัมพันธ์ของขนาดสัญญาณของความดันและสัญญาณพัลส์และช่วงเวลาที่เกิดการสั่นตัวของอากาศถูกนำไปประมวลผลโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร [10, 11, 12, 15, 17, 25]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.1 แสดงแนวคิดและหลักการการวัดความดันโลหิต โดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริค



รูปที่ 3.2 แสดงลำดับขั้นตอนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร โดยวิธีออส-ซิลโลเมตริค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งแนวคิดของระบบการวัดความดันโลหิตโดยการใช้วิธีออสซิลโลเมตริค ดังแสดงไว้ในรูปที่ 3.1 และรูปที่ 3.2 แสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal)กับสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)ที่ได้ซึ่งจะนำสู่การหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรต่อไป

3.2 ขั้นตอนในการหาค่าความดันโลหิต

เครื่องวัดความดันโลหิต ที่ใช้หลักการวัดโดยวิธีออสซิลโลเมตริค(Oscillometric Method) มีกระบวนการตรวจหาค่าความดันโลหิต ดังแสดงในรูปที่ 3.2 สามารถอธิบายได้ดังนี้

1. ควบคุมความดันที่ถุงยางพันแขน (Cuff)
2. ตรวจหาค่าความดันซีสโตลิค ความดันเฉลี่ย ความดันไดแอสโตลิค โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal)กับขนาดของสัญญาณพัลส์(Pulse Signal) ที่เกิดการสั่น(Oscillate)ของความดันลมที่ภายในถุงยางพันแขน
3. อ่านค่าของสัญญาณความดันภายในถุงยางพันแขน ในขณะที่ตรวจพบขนาดของสัญญาณพัลส์ที่มีขนาดเท่ากันหรือเหมือนกัน (matching) อย่างน้อย 2 สัญญาณพัลส์หรือมากกว่า แต่ไม่เกินช่วงเวลาที่กำหนด
4. นำค่าที่ตรวจพบสัญญาณทั้ง 2 สัญญาณจากข้อที่ 3 นำไปประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ตามหลักการวัดโดยวิธีออสซิลโลเมตริค
5. ส่งข้อมูลที่ได้ไปแสดงผลของค่าความดันโลหิตเป็นตัวเลข

ซึ่งรายละเอียดลำดับขั้นตอนในการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรโดยวิธีออสซิลโลเมตริค[10, 12, 14, 15, 18] สามารถอธิบายในแต่ละข้อได้ดังนี้

ค่าความดันซีสโตลิค (Systolic Pressure) จากรูปที่ 3.2 อธิบายได้ว่า เมื่อปล่อยลมเข้าถุงยางพันแขน จนถึงค่าที่ตั้งไว้ ก็จะปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขนทีละขั้น ที่ความดันลมภายในถุงยางพันแขนมากกว่าความดันของหลอดเลือดแดงใหญ่ หลอดเลือดจะถูกปิดกั้นทำให้เลือดไม่ไหลชั่วขณะ การสั่นของผนังหลอดเลือดจึงเกิดน้อย ผลทำให้อากาศภายในถุงยางพันแขนเกิดการสั่นน้อยมากทำให้ได้ขนาดของสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)ต่ำ แต่เมื่อปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขนทีละขั้นจนหลอดเลือดแดงบางส่วนถูกเปิดทำให้เลือดไหลทะลักกระทบผนังหลอดเลือดเกิดการสั่นตัว(Oscillation)ขึ้น ผลทำให้อากาศภายในถุงยางพันแขนเกิดการสั่นด้วย ทำให้ได้ขนาดของสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)เพิ่มขึ้นทันทีทันใดจากสัญญาณพื้นฐานอย่างน้อย 2 สัญญาณพัลส์ ที่มีขนาดของสัญญาณเท่ากันหรือที่เหมือนกัน(Matching) ค่าความดันภายในถุงยางพันแขน ณ จุดนี้มีค่าความดันเท่ากับความดันซีสโตลิค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าความดันเฉลี่ย (Mean Arterial Pressure , MAP) หลังจากที่ได้ตรวจจับขนาดของสัญญาณพัลส์ที่เท่ากันหรือที่เหมือนกัน (Matching) อย่างน้อย 2 พัลส์หรือมากกว่า แต่ไม่เกินช่วงเวลาที่กำหนด ส่วนควบคุมความดันลมจะปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขนทีละขั้น จนกระทั่งสามารถตรวจจับได้ขนาดของสัญญาณพัลส์สูงสุดที่เท่ากัน (Maximum Pulse) ค่าความดันภายในถุงยางพันแขน ขณะนี้มีค่าความดันที่ถุงยางพันแขนเท่ากับค่าความดันโลหิตเฉลี่ย ซึ่งได้มาจากการทดลองโดยการเปรียบเทียบกับการหาค่าความดันค่าเฉลี่ย

ค่าความดันเฉลี่ยเป็นค่าความดันหรือแรงพยายามของโลหิตในตลอดช่วงเวลาการทำงานของหัวใจ ค่าความดันโลหิตค่าเฉลี่ยไม่ใช่เป็นค่าเฉลี่ยทางเลขคณิต[18] เนื่องจากค่าความดันโลหิตแปรผันตามเวลาในช่วงเวลาการทำงานของหัวใจในแต่ละรอบ ดังนั้นค่าความดันค่าเฉลี่ยหาได้จากการอินทิเกรตหาพื้นที่ใต้รูปคลื่นและมีค่าใกล้เคียงกับสมการที่ (1) – (3) ตามที่กล่าวไว้ในบทที่ 2 มาแล้ว

ค่าความดันไดแอสโตลิค (Diastolic Pressure) หลังจากที่ตรวจจับได้ขนาดของสัญญาณพัลส์ค่าสูงสุดแล้ว ความดันลมภายในถุงยางพันแขนจะถูกปล่อยออกทีละขั้นจนกระทั่งตรวจจับได้ขนาดของสัญญาณพัลส์ที่เท่ากันตลอด ค่าความดันภายในถุงยางพันแขนที่ตรวจจับได้ขนาดของสัญญาณพัลส์(Pulse Signal) สัญญาณพัลส์ช่วงแรกๆที่มีขนาดเท่ากันตลอดมีค่าความดันเท่ากับความดันไดแอสโตลิค[10]

อัตราการเต้นของชีพจร (Pulse Rate) การเต้นของชีพจรเป็นการทำงานของหัวใจในแต่ละรอบ ส่งผลให้ผนังหลอดเลือดเกิดการสั่นและส่งผลให้อากาศภายในถุงยางพันแขน เกิดการสั่นและเกิดสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)ขึ้น ช่วงเวลาการเกิดสัญญาณพัลส์จะเท่ากันตลอดช่วงการทำงานของหัวใจ ในการตรวจจับสัญญาณพัลส์และช่วงเวลาการเกิดสัญญาณพัลส์ จะนำไปสู่การหาอัตราการเต้นของชีพจร [10]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
โครงสร้างของระบบและการทำงาน

4.1 แนวคิดการออกแบบระบบการวัดความดันโลหิต

ระบบการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรที่ได้สร้างขึ้นนั้น ประกอบด้วย 2 ส่วนใหญ่คือระบบลม (Pneumatic System) และระบบควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Control System) ซึ่งเทคนิคการวัดเพื่อหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ใช้หลักการสั่นตัว (Oscillate) ของอากาศภายในถุงยางพันแขน โดยอาศัยความดันของอากาศภายในถุงยางพันแขน(Cuff)พันรอบๆแขนและได้สูบลมเข้าไปในถุงยางพันแขนจนได้ค่าความดันในระดับหนึ่งแล้วถูกปล่อยลมออกมาเป็นขั้น(Step Deflation)ขั้นละประมาณ 4 - 10 มิลลิเมตรของปรอท ซึ่งการปล่อยลมออกมาทีละขั้นถูกควบคุมด้วยวาล์วไฟฟ้า จากนั้นเป็นการตรวจจับสัญญาณพัลส์ที่เกิดจากการสั่น(Oscillate)ของอากาศภายในถุงยางพันแขน ซึ่งเป็นกระบวนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรดังที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 3

4.2 การทำงานของระบบ

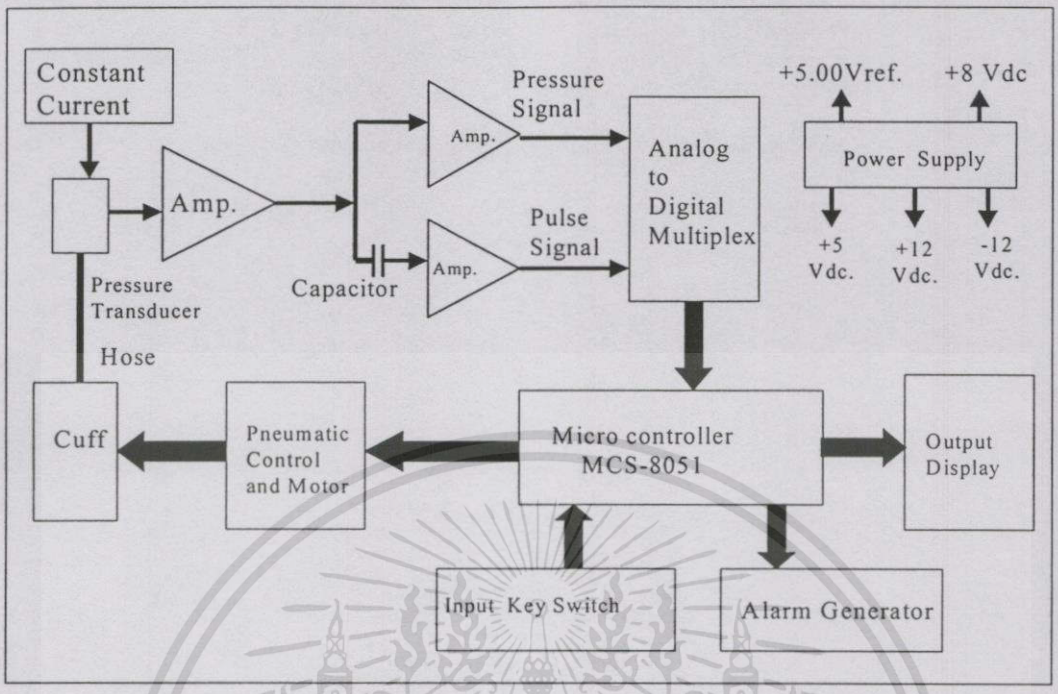
เทคนิคการวัดเพื่อหาความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร เป็นเทคนิคการวัดที่เรียกว่า "ระบบการวัดความดันโลหิตโดยใช้วิธีออสซิสโลเมตริค" ค่าที่วัดได้จะแสดงผลเป็นตัวเลขออกมา 4 ค่าคือค่าความดันซีสโตลิค (Systolic Pressure) ค่าความดันเฉลี่ย(Arterial Average Pressure) ค่าความดันไดแอสโตลิค (Diastolic Pressure) และค่าอัตราการเต้นของชีพจร (Pulse Rate)

ในการวิจัยได้สร้างเครื่องต้นแบบของเครื่องวัดความดันโลหิตมีหน้าที่การทำงาน 2 รูปแบบ คือแบบกำหนดเอง(Manual)และแบบอัตโนมัติ(Automatic) โดยที่การทำงานทั้งสองแบบจะใช้หลักการวัดเดียวกัน แต่การทำงานในรูปแบบอัตโนมัติสามารถกำหนดเวลาสำหรับการทำงานในแต่ละครั้งและเครื่องวัดยังสามารถกำหนดค่าไม่ให้เกินกว่าที่กำหนด (Alarm Out of Limit) หากค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรเกินค่าที่กำหนดจะเกิดสัญญาณเตือนเป็นแสงซึ่งแสดงด้วยตัว LED และเสียงดังออกลำโพง

4.3 โครงสร้างของระบบ

โครงสร้างของระบบเครื่องวัดความดันโลหิตที่ได้ออกแบบสร้างขึ้น สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือระบบลมและระบบควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์ ดังแสดงในรูปที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



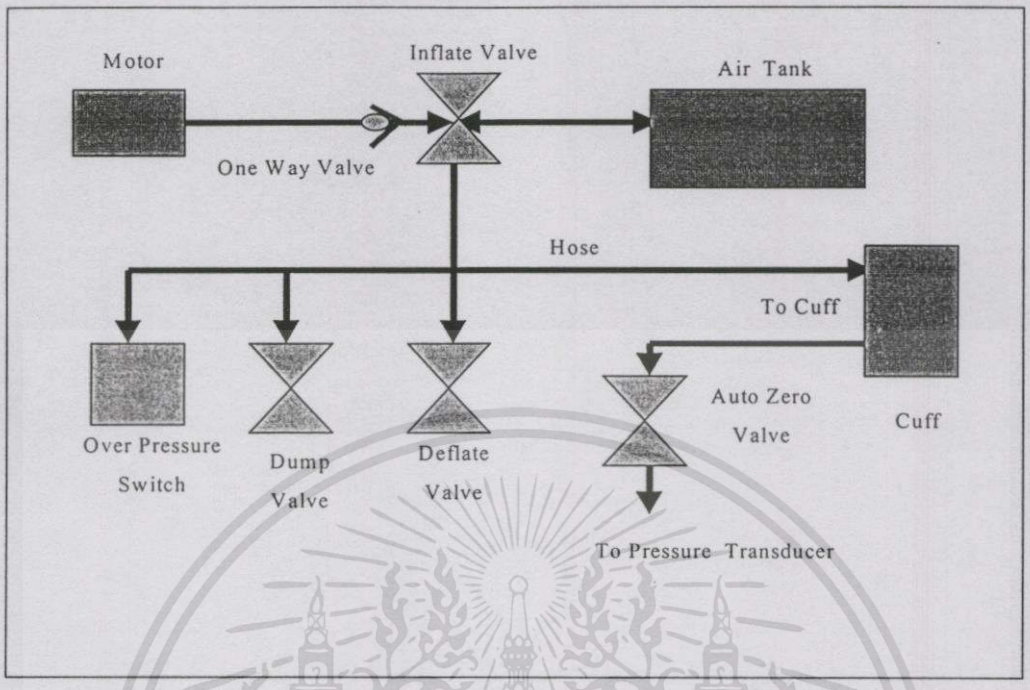
รูปที่ 4.1 แสดงโครงสร้างและบล็อคไดอะแกรมของเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น

4.3.1 โครงสร้างของระบบลม

โครงสร้างของระบบลมดังแสดงในรูปที่ 4.2 ประกอบด้วย 7 ส่วนดังนี้

1. มอเตอร์ปั๊มลม (Pump Motor) เป็นตัวกำเนิดความดันลมที่ใช้ในกระบวนการตรวจวัด เป็นมอเตอร์ไฟฟ้าใช้กระแสไฟตรงขนาดแรงดันไฟฟ้า 12 โวลท์
2. วาล์วไฟฟ้า (Pneumatic Valve) ลักษณะของวาล์วเป็นแบบโซลีนอยด์วาล์ว ทำงานเป็นตัวปิดและเปิดลมด้วยระบบไฟฟ้า ประกอบด้วย
   2.1 วาล์วที่ทำหน้าที่ปล่อยลมเข้าสู่ถุงยางพันแขนและระบบ (Inflate Valve)
   2.2 วาล์วที่ทำหน้าที่ปล่อยลมออกจากระบบ (Deflate Valve)
   2.3 วาล์วที่ทำหน้าที่ปล่อยลมออกจากระบบสู่บรรยากาศ (Auto Zero Valve) ซึ่งเป็นตัวปิดและเปิดลมก่อนเข้าไปตัวทรานสดิวเซอร์ความดัน เพื่อให้ค่าสัญญาณความดันที่ตัวทรานสดิวเซอร์ความดันมีค่าเป็นศูนย์ กรณีก่อนและหลังการตรวจวัดค่าความดันโลหิตทุกครั้ง
   2.4 วาล์วที่ทำหน้าที่ปล่อยลมออกจากระบบให้เร็ว (Dump Valve)ในกรณีหลังการตรวจวัดค่าความดันโลหิตทุกครั้งตัววาล์วนี้จะปล่อยลมออกจากระบบให้เร็ว เพื่อไม่ให้ความดันลมค้างในถุงยางพันแขน (Cuff) ถ้ามีความดันลมค้างในถุงยางพันแขน อาจทำให้คนไข้เจ็บแขน เนื่องจากความดันลมที่ค้างอยู่จะกดทับลงบนแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 แสดงบล็อคไดอะแกรมของระบบลม

3. วาล์วที่ทำหน้าที่กำหนดทิศทางการไหลของสัญญาณความดันลมให้ไปในทิศทางเดียวที่ลมออกจากตัวมอเตอร์ (One Way Valve)เพื่อป้องกันความดันลมไม่ให้ไหลย้อนกลับสู่มอเตอร์ อาจทำให้เกิดความเสียหายแก่มอเตอร์ในกรณีที่เกิดการอุดตันหรือการหักงอของท่อลม
4. ตัวตรวจจับความดันลมไม่ให้เกินกว่าที่กำหนด(Over Pressure Switch)ทำงานด้วยระบบเชิงกล(Mechanical System) ลักษณะเป็นไมโครสวิทช์อยู่ภายในกล่องที่ปิดและมีท่อส่วนปลายเปิดเพื่อใส่ท่อลมเข้าไปในระบบลมและมีสายไฟต่อไปใช้งาน หากมีค่าความดันของลมเกินกว่าที่กำหนดตัวไมโครสวิชท์จะถูกปิด(Close Circuit) และนำเอาสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นไปควบคุมระบบลมให้ทำงาน ซึ่งเป็นระบบความปลอดภัยในกรณีที่เครื่องมือวัดมีความผิดปกติ
5. สายท่อลม (Hose) เป็นท่อนำลม ที่เป็นตัวพาความดันลมไปสู่ส่วนต่างๆของระบบลม
6. ถุงยางพันแขน (Cuff)เป็นถุงยางพันแขนที่ใช้พันรอบๆแขน ลักษณะของถุงยางพันแขนภายในเป็นถุงยางซึ่งเป็นตัวเก็บความดันลมที่ใช้กดลงบนหลอดเลือดแดง
7. ถังเก็บลมมีความจุได้ประมาณ 0.75 ลิตร มีไว้สำหรับใช้ในการสูบลมเข้าถุงยางพันแขนในกระบวนการตรวจหาความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้เร็วขึ้น กรณีที่ต้องการวัดความดันโลหิตทันทีหลังจากการตรวจหาความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 โครงสร้างของระบบควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์

โครงสร้างของระบบควบคุมอิเล็กทรอนิกส์ เป็นส่วนควบคุมทางระบบอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อให้เครื่องวัดความดันโลหิตทำงานตามที่กำหนดไว้โดยมีโครงสร้างของระบบควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์ ดังแสดงในรูปที่ 4.1 ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้

1. ภาคแหล่งจ่ายไฟกระแสคงที่ (Constant Current) โดยกำหนดให้จ่ายกระแสคงที่ให้แก่ทรานส-ดิวเซอร์ความดันประมาณ 10 มิลลิแอมป์
2. ภาคขยายสัญญาณอนาล็อกและวงจรกรองสัญญาณ(Analog Signal Amplifier and Filter Circuit) ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าให้เหมาะสมและกรองสัญญาณออกมาจะได้ 2 สัญญาณ คือสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal) ซึ่งได้จากสัญญาณจากทรานสดิวเซอร์ความดันโดยตรงและสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)ซึ่งได้จากการนำเอาสัญญาณค่าความดันมาผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่านและวงจรขยายสัญญาณ สัญญาณที่ได้มีลักษณะสัญญาณพัลส์
3. ภาคแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล (Analog To Digital Converter : ADC) ทำหน้าที่แปลงสัญญาณทางอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล
4. ภาคประมวลผลกลาง(Micro Controller MCS-8051)เป็นการประมวลผลของสัญญาณที่ได้รับและควบคุมสัญญาณของวงจร โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมและส่งข้อมูลที่ประมวลผลที่ได้ไปภาคแสดงผล
5. ภาคแสดงผล(Output Display)ทำหน้าที่แสดงผลของค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรซึ่งแสดงผลออกมาเป็นตัวเลข
6. ภาครับจากแป้นกด(Input Key Switch) เป็นสวิทช์เลือกการทำงานของเครื่องวัดว่าเป็นรูปแบบกำหนดเอง(Manual)หรือแบบอัตโนมัติ(Automatic)และสวิทช์การกำหนดค่าต่างๆเช่นการกำหนดค่าสูงและค่าต่ำของสัญญาณเตือน การกำหนดค่าเวลาการทำงานในแต่ละรอบ(Period)
7. ภาคควบคุมระบบลมและมอเตอร์(Pneumatic Control and Moter)ทำหน้าที่ควบคุมการปิดและการเปิดของวาล์วลมของระบบลมและกำเนิดความดันลม
8. ภาคกำเนิดสัญญาณเตือนภัย(Alarm Generator) ในกรณีที่เครื่องวัดความดันโลหิตหรือมีปัญหาขัดข้องหรือมีค่าที่วัดได้มีค่าเกินกว่ากำหนด จะทำให้เกิดสัญญาณเตือนเป็นแสงซึ่งแสดงด้วยตัว LED และเสียงดังออกลำโพง
9. ภาคแหล่งจ่ายไฟกระแสตรง (Power Supply) มีหน้าที่จ่ายกระแสไฟฟ้าเพื่อเลี้ยงวงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ มีชุดแหล่งจ่ายไฟกระแสตรง +5 โวลท์ ±12 โวลท์ +8 โวลท์และแหล่งจ่ายไฟกระแสตรงสำหรับอ้างอิงที่มีแรงดันไฟฟ้า +5 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 การออกแบบระบบและการทำงานของวงจรควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์

ระบบควบคุมทางอิเล็กทรอนิกส์ประกอบด้วยหลายส่วน โดยทำงานตามหน้าที่ของแต่ส่วน ซึ่งประกอบส่วนต่างๆดังนี้

วงจรไฟฟ้าจ่ายกระแสคงที่

วงจรไฟฟ้าจ่ายกระแสคงที่(Constant Current)โดยจ่ายกระแสให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดันประมาณ 10 มิลลิแอมป์ ดังแสดงในรูปที่ 4.4 การทำงานของวงจรไฟฟ้าจ่ายกระแสคงที่ โดยมีตัวออปแอมป์(OP-AMP.)เป็นตัวเปรียบเทียบระดับของศักดาที่ขั้วบวก(V_1)และขั้วลบ (V_2)และตัวทรานซิสเตอร์ Q_1และ Q_2 ทำหน้าที่ขับกระแสโหลด(I_L)โดยไหลผ่านความต้านทาน R_4 ให้คงที่และค่าศักดาไฟฟ้าตกคร่อมตัวต้านทานR_3มีค่าเท่ากับค่าศักดาไฟฟ้าที่จ่ายให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดันกระแสโหลด(I_L)ที่จ่ายให้ทรานสดิวเซอร์ความดันจะไหลผ่านตัวต้านทาน R_4 ซึ่งทำให้ค่าแรงดันตกคร่อม R_4 เท่ากับกระแสที่จ่ายให้แก่โหลดคูณกับค่าความต้านทานของ R_4

จากคุณสมบัติของทรานสดิวเซอร์ความดันซึ่งเป็น Piezo Resistance ภายในต่อเป็นวงจรบริดจ์[7] เมื่อไม่มีความดันกดลงบนแผ่นรองน้ำหนัก วงจรบริดจ์ของทรานดิวเซอร์ความดันในขณะนี้จะมีค่าความต้านทานสมดุลย์คือมีค่าเท่ากับ $RT_1 = RT_2 = RT_3 = RT_4$ ดังนั้นค่าความต่างศักดิ์ไฟฟ้าระหว่างจุด a กับจุด b มีค่าเท่ากับ Vab และมีค่าเท่ากับศูนย์ แต่เมื่อมีความดันมากระทำกดลงที่แผ่นรองรับวงจรบริดจ์ ทำให้ค่าความต้านทานเกิดไม่สมดุลย์กันกล่าวคือค่าความต้านทาน RT_1 และ RT_3 มีค่าลดลงเท่ากับ ΔR คือมีค่าความต้านทาน RT_1-ΔR และมีค่าความต้านทาน RT_3-ΔR ตามลำดับและค่าความต้านทานของ RT_2 และ RT_4 มีค่าเพิ่มขึ้นเท่ากับ ΔR คือมีค่าความต้านทาน RT_2+ΔR และค่าความต้านทาน RT_4+ΔR ตามลำดับ ทำให้ได้ค่าความต่างศักดิ์ไฟฟ้าระหว่างจุด a กับจุด b มีค่าเท่ากับ V_{ab} และมีค่าความต่างศักย์ไม่เท่ากัน[7, 21] ดังแสดงในรูปที่ 4.3 และค่าความต่างศักย์ของ V_a และ V_b หาจากสมการ

$$Va = \frac{Vdc \times (RT1 + \Delta R)}{(RT1 + \Delta R) + (RT4 - \Delta R)}$$

และ

$$Vb = \frac{Vdc \times (RT1 + \Delta R)}{(RT_3 + \Delta R) + (RT_2 - \Delta R)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

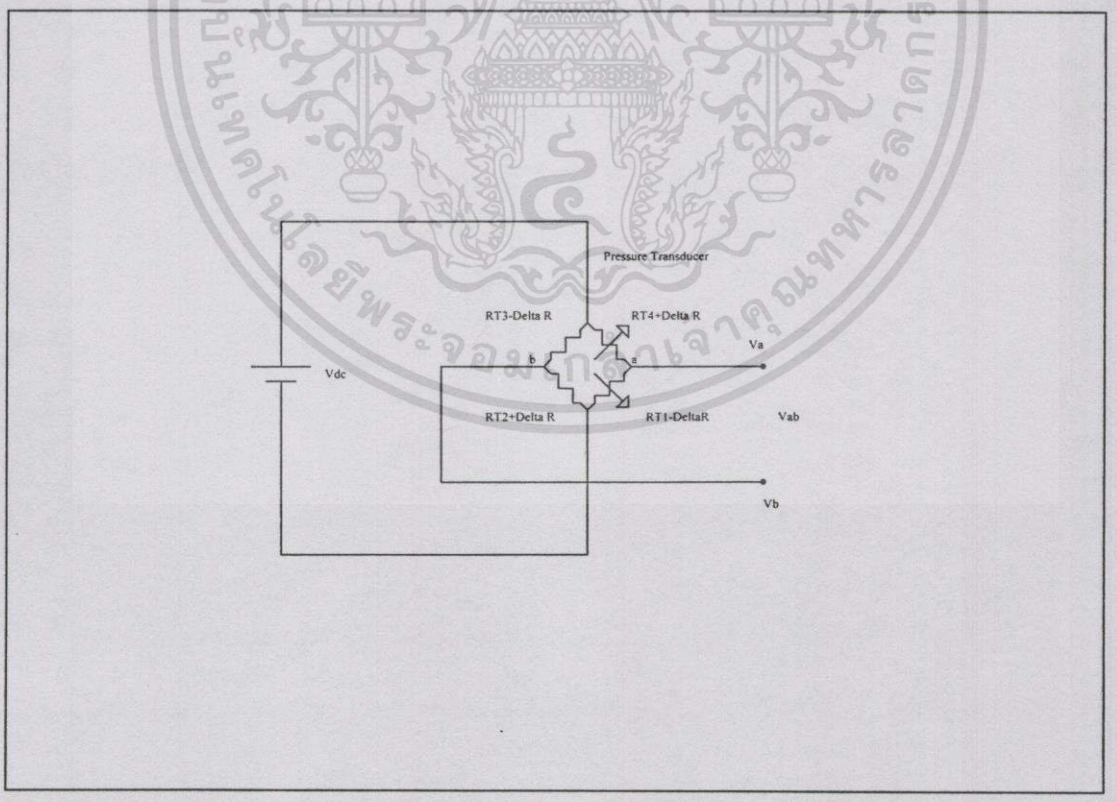
ดังนั้นค่าความต่างศักดิ์ไฟฟ้าระหว่างจุด a กับจุด b มีค่าเท่ากับ Vab ตามสมการ

$$V_{ab} = V_a - V_b$$

ดังนั้นค่าความต่างศักดิ์ไฟฟ้าระหว่างจุด a กับจุด b มีค่าเท่ากับ Vabตามสมการ

$$V_{ab} = \frac{V_{dc} \times \Delta R}{R}$$

โดยค่าความต้านทานของวงจรบริดจ์มีค่าเท่ากับ $R = RT_1 = RT_2 = RT_3 = RT_4$
และ ΔR = delta R คือค่าความต้านทานของทรานสดิวเซอร์ความดันที่เปลี่ยนไป



รูปที่ 4.3 แสดงโครงสร้างภายในวงจรบริดจ์ของทรานสดิวเซอร์ความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูปที่ 4.4 เป็นวงจรแหล่งจ่ายกระแสไฟฟ้าให้แก่ทรานดิวเซอร์ความดัน จากคุณสมบัติของ OP-AMP จุดขาInverting (V_2)และขาNon Inverting (V_1) เสมือนมีค่าความต่างศักดิ์ไฟฟ้าระหว่างจุด V_1 กับจุด V_2 มีค่าเท่ากัน เมื่อมีกระแสที่ไหลผ่านตัวทรานสดิวเซอร์ความดัน ทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมที่ขา inverting มีค่าเท่ากับ V_2 ตามสมการ

$$V_2 = I_L \times R_4$$

และแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมที่ขา non Inverting มีค่าเท่ากับ V_1 ตามสมการ

$$V_1 = \frac{V_{ref} \times R_6}{R_5 + R_6}$$

ดังนั้นค่าความต่างศักดิ์ไฟฟ้าระหว่างจุด V_1 กับจุด V_2 มีค่าเท่ากันตามสมการ

$$V_1 = V_2$$

$$\frac{V_{ref} \times R_6}{R_5 + R_6} = I_L \times R_4$$

$$I_L = \frac{V_{ref} \times R_6}{R_4 (R_5 + R_6)} = \text{Constant Current}$$

ดังนั้นกระแสโหลด(I_L)ที่ไหลผ่านตัวต้านทาน(R_4) มีเพื่อจำกัดกระแสที่เอ้าท์พุท ถ้ามีกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านทรานสดิวเซอร์ความดันมากขึ้น ทำให้ V_2 มากขึ้นผลทำให้ Q_1 นำกระแสน้อยลง และทำให้แรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทลดลงและกระแสโหลดลดลงด้วย แต่กระแสจะลดลงจนกระทั่งค่าแรงดันไฟฟ้า V_2 น้อยกว่าค่าแรงดันไฟฟ้า V_1 เล็กน้อย(เป็นไมโครโวลท์) Q_1 ก็นำกระแสอีก ทำให้กระแสที่โหลดไหลคงที่ตลอดทำให้แรงดันเอ้าท์พุดคงที่ด้วย จากวงจรไฟฟ้าจ่ายกระแสที่โหลดคงที่คือประมาณ 10 มิลลิแอมป์สำหรับเป็นแหล่งจ่ายไฟให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดัน ดังนั้นคำนวณหาค่าความต้านทาน (R_4)ได้ตามสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_4 = \frac{V_{ref} \times R_6}{I_L \times (R_5 + R_6)}$$

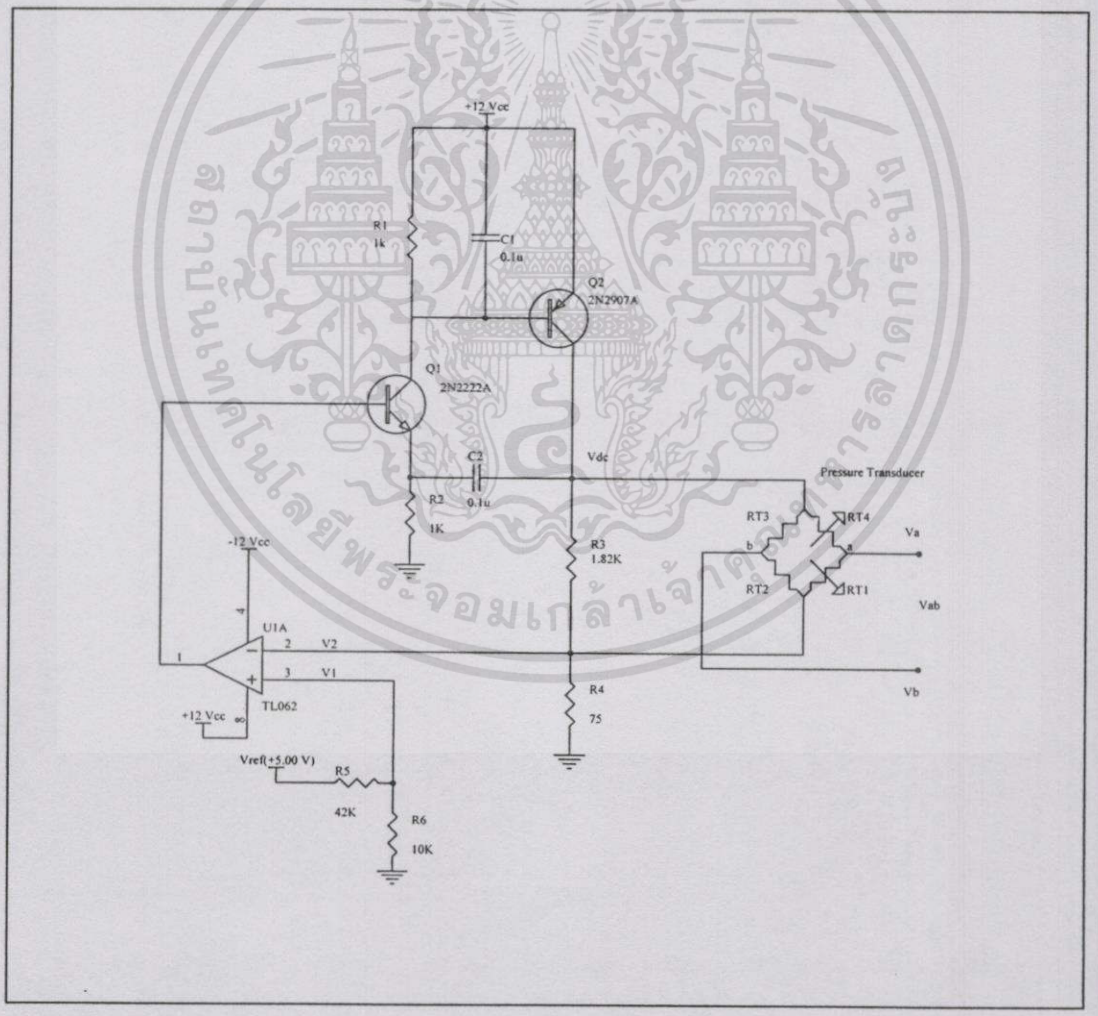
โดย

R_4 คือตัวต้านทานที่ต่ออนุกรม ต่อเพื่อจำกัดกระแสที่เอ้าท์พุทให้คงที่ (Ohm)

Vref คือแรงดันไฟฟ้าอ้างอิง (Volt)

I_L คือกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวต้านทาน R_4 (Ampere)

R_5 และ R_6 คือตัวต้านทานที่ต่อเป็นวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า เพื่อเป็นแรงดันไฟฟ้าอ้างอิงในการจำกัดกระแสที่เอ้าท์พุท(Ohm)

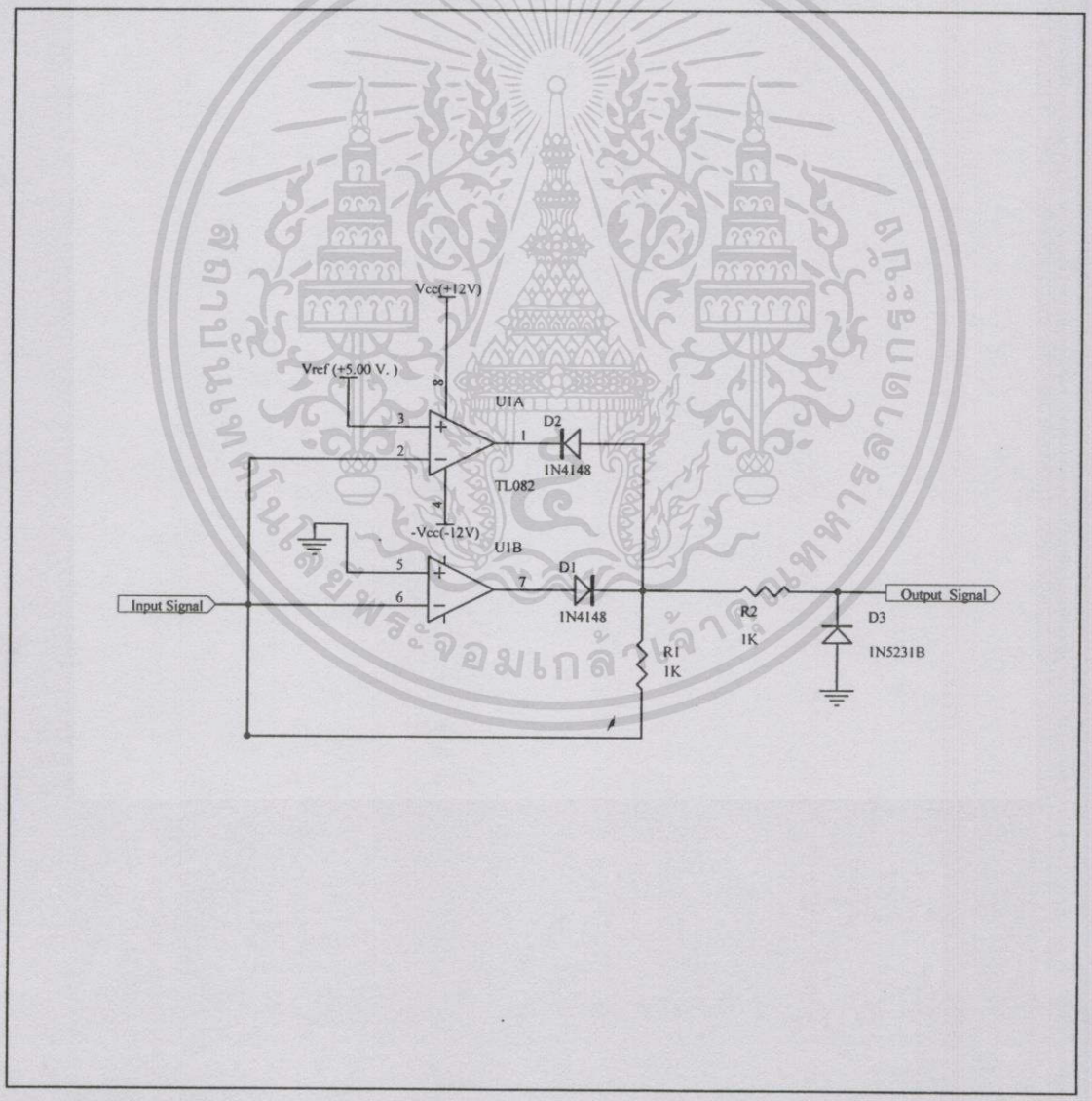


รูปที่ 4.4 วงจรไฟฟ้าที่จ่ายกระแสคงที่ใช้ในส่วนของการตรวจวัดความดันที่ใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรเปรียบเทียบสัญญาณแบบหน้าต่าง (Windows Comparator Circuit)

เป็นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณแบบหนึ่ง ซึ่งจะเป็นตัวป้องกันสัญญาณเอ้าพุทที่ออกมาจากวงจรขยายไม่ให้เกินกว่าค่าที่กำหนดทางด้านบวก(สูง)คือเท่ากับ 5 โวลท์และทางด้านลบ(ต่ำ)คือมีค่าเท่ากับ 0 โวลท์โดยมีสัญญาณของแรงดันไฟฟ้าอ้างอิงเป็นตัวกำหนดระดับของสัญญาณ หากมีสัญญาณที่ออกจากวงจรขยายสัญญาณเข้ามาทางอินพุทของวงจรเปรียบเทียบแบบหน้าต่างอยู่ในช่วงที่ขนาดของสัญญาณไม่มากเกินกว่าที่แรงดันไฟฟ้าจุดอ้างอิง สัญญาณทางเอ้าท์พุทก็จะออกมาค่าตรงกับสัญญาณทางอินพุทแต่ถ้าหากสัญญาณอินพุทมีค่ามากกว่าระดับแรงดันไฟฟ้าจุดอ้างอิง สัญญาณทางเอ้าท์พุทก็จะมีค่าเท่ากับ 0 โวลท์ ลักษณะวงจรเปรียบเทียบแบบหน้าต่าง ดังแสดงในรูปที่ 4.5



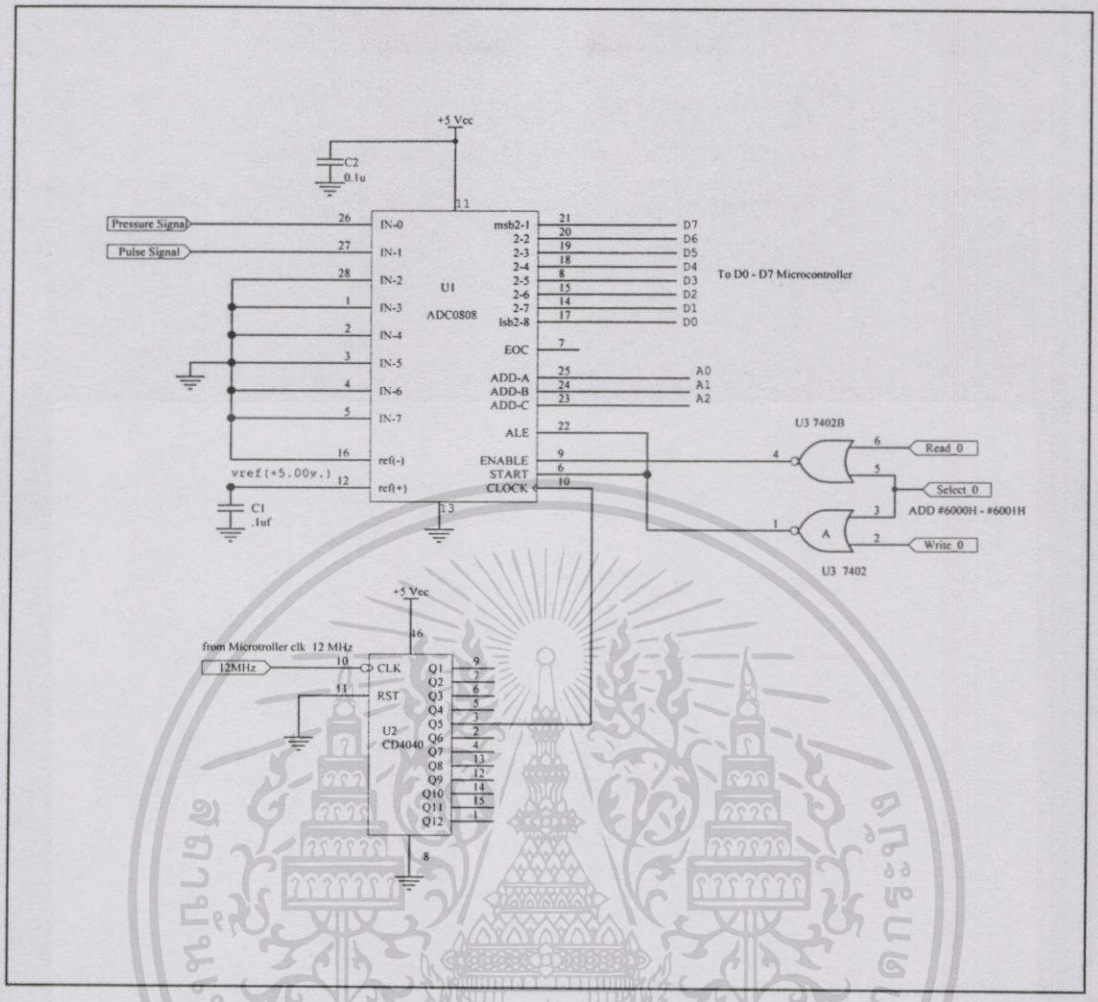
รูปที่ 4.5 แสดงวงจรเปรียบเทียบสัญญาณแบบหน้าต่างที่ใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอล (Analog to Digital Signal Conversion)

ในการวิจัยเราเลือกวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอล เป็น IC ADC สำเร็จรูป โดยเลือก IC #ADC0808 CCN ผู้ผลิตคือบริษัท National Semiconductor Corporation มีขนาดของข้อมูล 8 บิต การทำงานของ IC ADC นี้เป็นแบบ Successive Approximation สามารถเลือกช่องของข้อมูลทางอินพุท 8 ช่องอินพุทแต่ในการวิจัยนี้เลือกใช้สัญญาณ 2 ช่องอินพุทคือChannel 0 และ Channel 1 โดยใช้ความถี่การทำงาน 375 กิโลเฮิรทซ์ ดังแสดงในรูปที่ 4.6 โดยสัญญาณทางอินพุทที่เข้ามี 2 สัญญาณคือขาสัญญาณ Channel 0 รับสัญญาณไฟฟ้าของความดันที่ได้จากตัวทรานสดิว-เซอร์ความดัน (Pressure Signal)และ Channel 1 รับสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากวงจรกรองความถี่ของสัญญาณความดันที่มีลักษณะเป็นสัญญาณพัลส์(Pusle Signal)การเลือกว่าสัญญาณใดจะเข้าไปแปลงสัญญาณขึ้นอยู่กับการเลือกช่องสัญญาณจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์โดยลักษณะการต่อขา IC #ADC 0808 เข้ากับขา AO, A1 และ A2 ของตัวไมโครโทรลเลอร์ได้โดยตรงและสามารถเลือกการอ่านและการเขียนหรือสั่งให้ตัว ADC เริ่มทำงานได้โดยมีวงจรเกท OR Gate ต่อกับสัญญาณเลือกชิฟ(Chip Select) ซึ่งจะทำงานเมื่อมีลอจิกศูนย์ ซึ่งในการทำวิจัยนี้กำหนดให้ตำแหน่งการเลือกเลขที่ของ ADC คือที่Address 6000H สำหรับเลือกสัญญาณ Channel 0 คือเลือกสัญญาณค่าความดัน (Pressure Signal)และที่ Address 6001H สำหรับเลือกสัญญาณ Channel 1 คือเลือกสัญญาณพัลส์ (Pulse Signal) เมื่อเลือกสัญญาณทางอินพุทแล้วตัวIC#0808ADC ใช้เวลาในการแปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอลทั้งหมดประมาณ 140 ไมโครวินาที โดยคำนวณจากความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่ป้อนให้แก่ตัว IC #ADC0808(Frequency Input) เวลาที่ใช้ในการเข้าถึงรีจิสเตอร์ในการแปลงสัญญาณ(Conversion Acquisition Time Delay) เวลาที่ใช้ในการกำหนดค่าแรงดันไฟฟ้าทางเอ้าท์พุท(Output Setting Time)และเวลาที่ใช้ในการแปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอล (Conversion Time) [21]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 แสดงวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอลที่ใช้งานจริง

วงจรควบคุมระบบลม (Pneumatic Control System)

วงจรควบคุมการปิดและการเปิดของโซลีนอยด์วาล์ว วงจรที่ควบคุมในระบบลมเป็นวงจรที่ใช้ทรานซิสเตอร์เป็นตัวขับและจะทำงานปิดและเปิดเหมือนสวิทซ์ โดยมีค่าความต้านทานของโซลีนอยด์วาล์วทุกตัวที่ใช้งานประมาณ 47 โอห์มและใช้แรงดันไฟฟ้ากระแสตรงขนาด 8 โวลท์ ลักษณะการต่อวงจรขับตัวโซลีนอยด์วาล์ว ดังแสดงในรูปที่ 4.7 ซึ่งสามารถคำนวณหากระแสที่ไหลผ่านตัวโซลีนอยด์วาล์วได้ ตามสมการ

$$I_L = \frac{V_{CC} - V_{DS(Sat)}}{(R_L + R_P)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยกำหนด

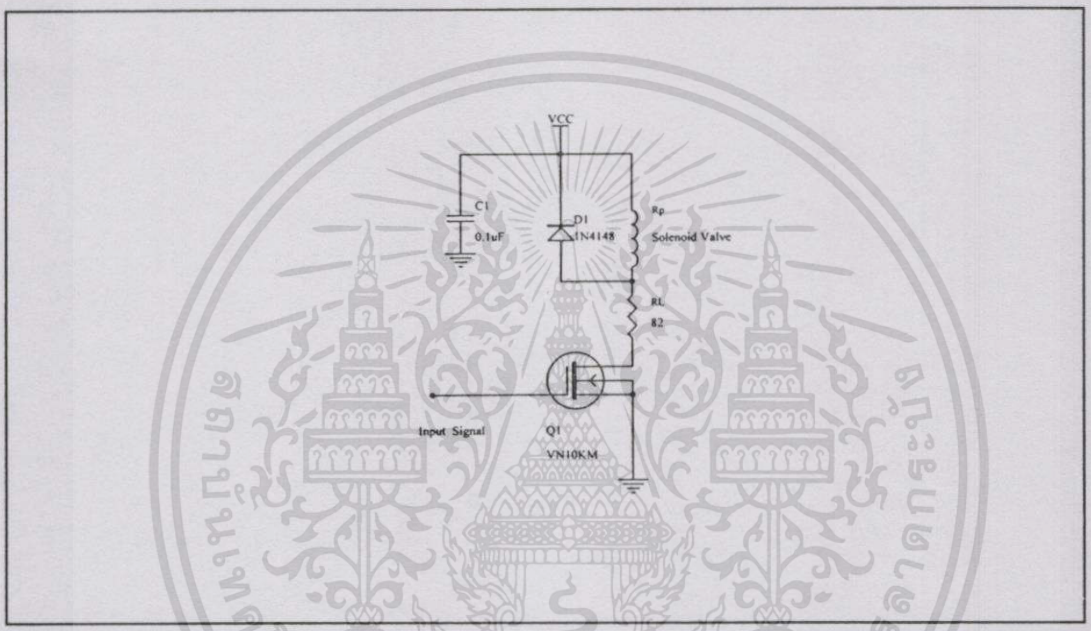
I_L คือกระแสที่ไหลผ่านโหลด (Ampere)

Vcc คือแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้โหลด (Volt)

$V_{DS(Sat)}$ คือแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมขา Drain กับขา Source ในสภาวะการทำงานช่วงอิ่มตัว

R_L คือตัวต้านทานโหลด (Ohm)

R_p คือตัวต้านทานของตัววาล์วโซลีนอยด์ (Ohm)



รูปที่ 4.7 แสดงวงจรขับตัวโซลีนอยด์วาล์วในระบบลม

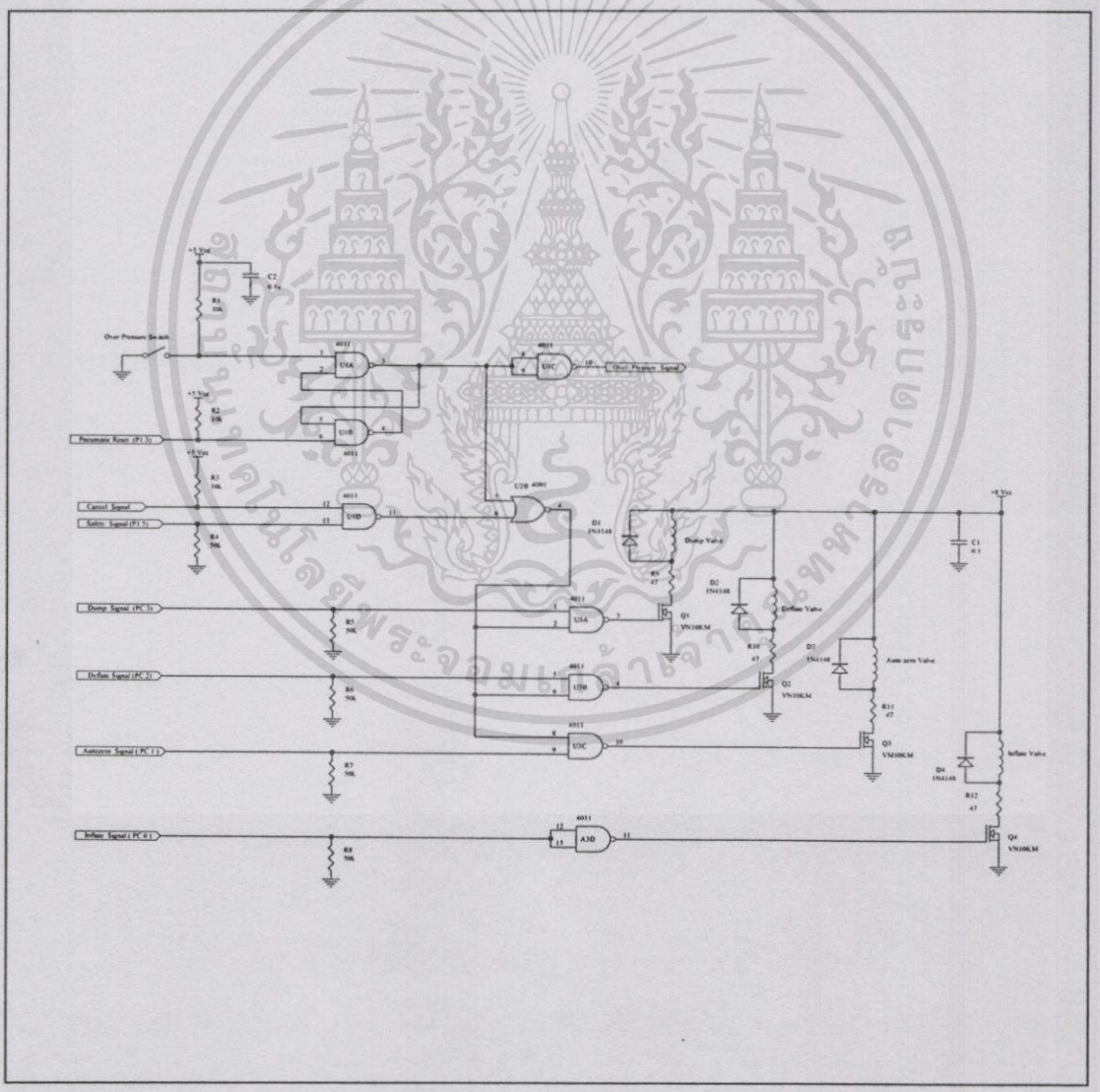
จากรูปที่ 4.8 แสดงวงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการควบคุมระบบลมที่ใช้งานจริง ซึ่งการทำงานของระบบลมเป็นดังนี้คือสัญญาณควบคุมจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะถูกส่งมาผ่านพอร์ตเอ้าท์ของ IC PPI8255#2 มีสัญญาณดังนี้คือDump Signal, Deflate Signal, Autozero Signal และ Inflate Signalโดยผ่านวงจรขับทรานซิสเตอร์ไปควบคุมโซลีนอยด์วาล์วและสัญญาณควบคุมระบบลมจากไมโครคอนโทรลเลอร์คือสัญญาณรีเซ็ตระบบลม(Pneumatic Reset) สัญญาณความปลอดภัยของระบบ (Safety Signal) สัญญาณของส่วนป้องกันความดันเกิน(Over Pressure Signal)และสัญญาณจาก สวิทซ์ยกเลิกการทำงาน (CANCEL)

สัญญาณ Pneumatic Reset รับสัญญาณจากพอร์ท 1 คือสัญญาณจาก P1.3 ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ ถ้าสัญญาณนี้เป็นลอจิก “0” ทำให้เอ้าท์พุทของ Nand Gate ของ IC 4011 # U1B มีสภาวะลอจิก “1” ทำให้มีการรีเซ็ตระบบลมก่อนในช่วงเริ่มเปิดเครื่องใหม่หรือในช่วงก่อนและหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำการตรวจวัดค่าความดันโลหิตทุกครั้ง เพื่อให้โซลีนอยด์วาล์วทุกตัวทำงานตามหน้าที่ของแต่ละตัวโดยปกติสัญญาณ Pneumatic Reset จะเป็นลอจิก “1”

สำหรับสัญญาณความปลอดภัยของระบบ(Safety Signal)รับสัญญาณจากพอร์ท 1 คือ สัญญาณจากขาP1.5ของไมโครคอนโทรลเลอร์และสัญญาณจากสวิทช์ยกเลิกการทำงาน (CANCEL) สัญญาณความปลอดภัยของระบบ(Safety Signal) และสัญญาณจากสวิทช์ยกเลิกการทำงาน (CANCEL) โดยปกติสัญญาณทั้งสองจะเป็นลอจิก “1” ถ้าหากสัญญาณใดสัญญาณหนึ่งหรือทั้งสองสัญญาณเป็นลอจิก “0” จะทำให้เอ้าท์พุทของ Nand Gate ของ IC 4011 #U1D เป็นลอจิก “1” และทำให้เอ้าท์พุทของ IC 4001 #U2B มีลอจิก “ 0” ทำให้โซลีนอยด์วาล์วทุกตัวเปิดลมสู่บรรยากาศภายนอกเป็นระบบความปลอดภัยของเครื่องวัดถ้าหากเครื่องวัดมีปัญหาขัดข้องในระบบลม



รูปที่ 4.8 แสดงวงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการควบคุมระบบลมที่ใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับสัญญาณของส่วนป้องกันความดันเกิน(Over Pressure Signal)รับสัญญาณจาก Over Pressure Switch ซึ่งทำงานด้วยระบบเชิงกล(Mechanical System) หากมีค่าความดันของลมเกินกว่าที่กำหนด ตัวไมโครสวิชท์ถูกปิด(Close Circuit) ทำให้อินพุทของ Nand Gate ของ IC 4011 #U1A มีสภาวะลอจิก " 0" และทำให้เอ้าท์พุทของ Nand Gate ของ IC 4011 #U1C มีสภาวะลอจิก "0" จะส่งสัญญาณการเกิดความดันลมเกินกว่าที่กำหนด(Over Pressure Signal)คือประมาณ 300± 45 มิลลิเมตรของปรอทไปให้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์รับทราบ ทำให้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ส่งสัญญาณสำหรับสัญญาณความปลอดภัยของระบบ(Safety Signal)เพื่อให้โซลีนอยด์วาล์วทุกตัวเปิดลมสู่บรรยากาศภายนอกเป็นระบบความปลอดภัยของเครื่อง โดยปกติสัญญาณ Over Pressure Signal จะมีสภาวะลอจิก "1"

สัญญาณที่ควบคุมมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ควบคุมระบบลมนั้น จะส่งคำสั่งทำให้วาวล์แต่ละตัวปิดหรือเปิดตามหน้าที่การทำงานของแต่ละตัว ดังแสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงสัญญาณควบคุมตัววาล์วและหน้าที่ของวาล์วแต่ละตัว

สัญญาณควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์โดยส่งคำสั่งเป็นตัวเลขฐานสิบหก	การทำงานของวาล์วแต่ละตัว				หน้าที่ของการทำงาน
	Dump	Deflate	Auto Zero	Inflate	
0F5H	เปิด	ปิด	เปิด	ปิด	Stand by
0FFH	ปิด	ปิด	ปิด	ปิด	Deflate Air to Atmosphere
0FAH	ปิด	เปิด	ปิด	เปิด	Inflate Air to Cuff
0FBH	ปิด	เปิด	ปิด	ปิด	Detection (Hold)

วงจรควบคุมหลัก (Main Controller)

ใช้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์MCS-51เบอร์8051ซึ่งคุณสมบัติที่สำคัญของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 [19, 20] มีดังนี้

- ต้องการแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลล์ เพียงชุดเดียว
- มีหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลภายใน(ROM)ขนาด 4 กิโลไบต์
- มีหน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลทั่วไป (RAM)ขนาด 128 ไบต์
- มีพอร์ต สามารถรับและส่งข้อมูล ได้ 2 ทิศทาง จำนวน 4 พอร์ต พอร์ตละ 8 บิต และสามารถใช้งานเป็นพอร์ตขนาด 1 บิต แยกจากกันทำให้เสมือนมีพอร์ตขนาด 1 บิต ใช้งานรวมทั้งสิ้น 32 พอร์ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมได้ในตัวโดยสามารถกำหนดอัตราเร็วในการรับส่งข้อมูล (Boud Rate) ได้ตั้งแต่ 300 ถึง 375 กิโลบิตต่อวินาที
- จัดลำดับความสำคัญของสัญญาณอินเตอร์รัปท์ (Interrupt)ได้
- มีคำสั่งคูณและหารขนาด 8 บิตในตัวเอง
- สามารถประมวลผลแบบ Boolean ได้เพื่อใช้งานเฉพาะ
- มีริจิสเตอร์สำหรับใช้งานเป็น Timer หรือ Counter 2 ตัวอยู่ภายในตัว
- สามารถเข้าถึงข้อมูลทั้งระดับไบต์ (Byte) และบิต (Bit)

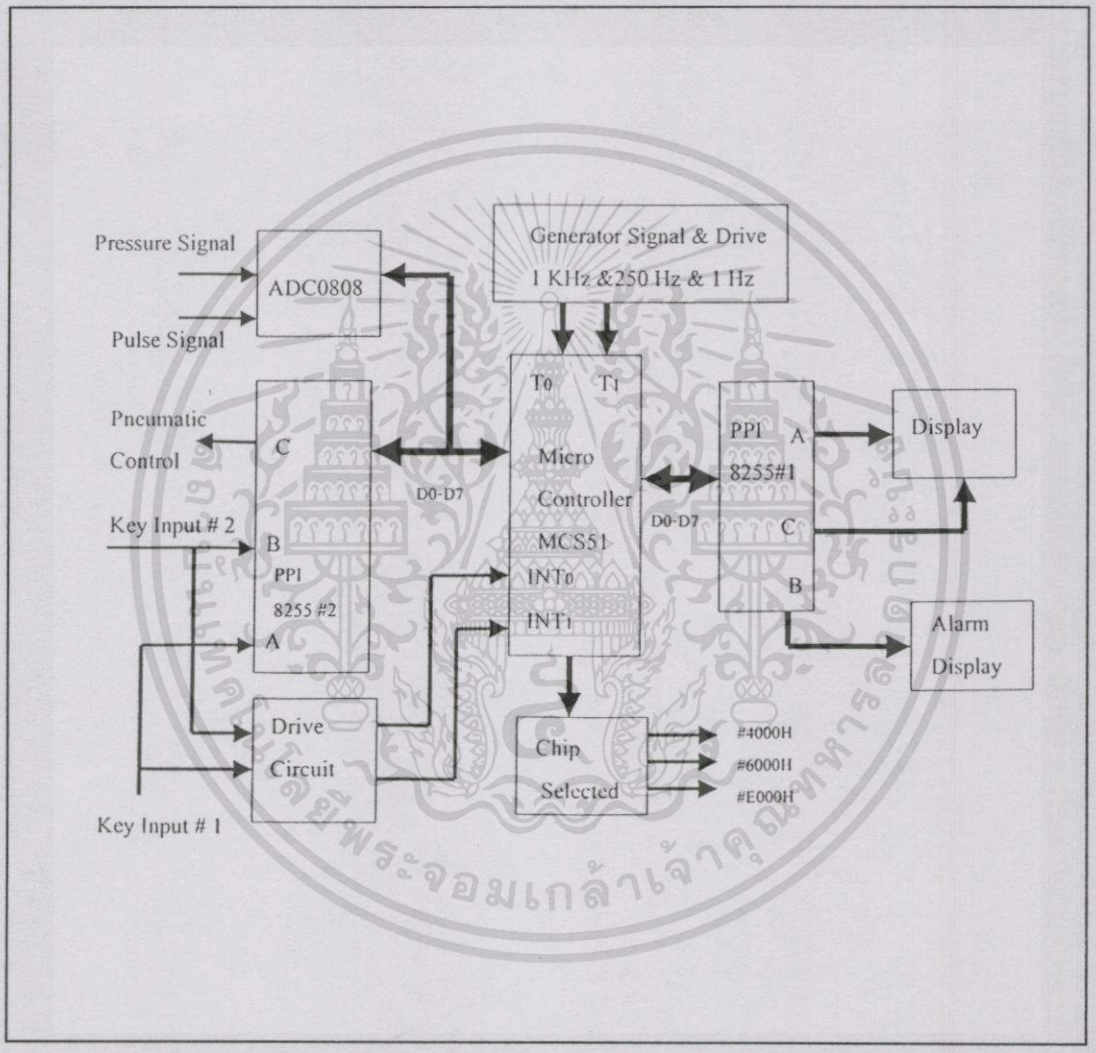
การทำงานของระบบประมวลผลกลางของไมโครคอนโทรลเลอร์

ระบบประมวลผลกลางทำหน้าที่สั่งการให้เครื่องทำงานตามคำสั่งโดยกำหนดไว้ในโปรแกรมการทำงาน ส่วนของโปรแกรมจะถูกบรรจุไว้ในหน่วยความจำ (ROM)โดยมีขนาดของข้อมูลในการทำงานขนาด 8 บิตและความถี่ใช้งาน 12 เมกกะเฮิรทซ์และใช้ความถี่ 32.768 กิโลเฮิรทซ์สำหรับเป็นฐานเวลาในการตรวจจับสัญญานเพื่อนำไปสู่การหาค่าอัตราการเต้นของชีพจรและฐานเวลาในการกำหนดเวลาในการวัด ดังแสดงในรูปที่ 4.9 แสดงบล็อคไดอะแกรมโดยใช้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลMCS-51 เป็นตัวประมวลผลในการคำนวณและการสั่งการให้ทำงานตามโปรแกรมควบคุมการทำงาน ส่วนตัวหน่วยความจำมีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรม (ROM) ซึ่งใช้ IC # 27C256 เป็น CMOS ขนาด 32 กิโลไบต์และใช้หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูล(RAM) เป็น IC#27C64 ซึ่งเป็น CMOS มีขนาด 8 บิตและความจุหน่วยความจำ 8 กิโลไบต์ ส่วนอุปกรณ์ติดต่อทางอินพุทและเอ้าท์พุทใช้อุปกรณ์ IC #PPI 8255 จำนวน 2 ตัว คือ PPI 8255 #1 เป็นพอร์ทเอ้าท์พุททั้งหมดใช้ในการควบคุมภาคแสดงผลและแสดงสัญญาณเตือนโดยมีตำแหน่งOE000H-OE003H และ PPI 8255 #2 โดยมีตำแหน่ง 4000H-4003H ใช้เป็นตัวพอร์ทอินพุท 2 พอร์ทและตัวพอร์ทเอ้าท์พุท 1 พอร์ทคือพอร์ทอินพุทที่ใช้รับสัญญาณจาก Key Input #1 และพอร์ทอินพุทที่ใช้รับสัญญาณจาก Key Input #2 โดยสัญญาณทางอินพุทจาก Key Input #1 จะทำงานเมื่อกดสวิทซ์ที่หน้าปัทม์แล้วโดยตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะตรวจสัญญาณที่ขา INT1 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เมื่อเกิดสัญญาณอินเตอร์รัปป์และตัวไมโครคอนโทรลเลอร์รับทราบแล้ว จะทำงานตามที่โปรแกรมกำหนด ซึ่งสัญญาณจากสวิทซ์ของ Key Input#1 มีสวิทซ์ต่างๆดังนี้คือ สวิทซ์กำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนคือสวิทซ์ SET LIMIT สวิทซ์ HI LIMIT และ สวิทซ์ LOW LIMIT สวิทซ์กำหนดให้ทำงานคือสวิทซ์ START สวิทซ์ AUTO MANUAL สวิทซ์ SILENCE และสวิทซ์ CANCEL โดยรายละเอียดและหน้าที่การทำงานจะอธิบายอยู่ในภาคผนวก ก.

ส่วนสัญญาณทางอินพุทจาก Key Switch #2 จะทำงานก็ต่อเมื่อกดสวิทซ์ที่หน้าปัทม์แล้วโดยตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะตรวจสัญญาณที่ขา INT0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เมื่อเกิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณอินเตอร์รัปป์และตัวไมโครคอนโทรลเลอร์รับทราบแล้ว จะทำงานตามที่โปรแกรมกำหนด โดย Key Switch Input #2 นี้ใช้เพียงบางส่วนคือสำหรับใช้ในการสอบเทียบค่าความดันมาตรฐาน (Calibration)และสัญญาณการป้องกันค่าความดันเกิน(Over Pressure)ในระบบลมและสวิทซ์การกำหนดค่าความดันครั้งแรกที่จะสูบลมเข้าถุงยางพันแขนครั้งแรก (Target Pressure) และมีสำหรับขยายสัญญาณในอนาคตที่อาจจะมีการพัฒนาและปรับปรุงต่อไป



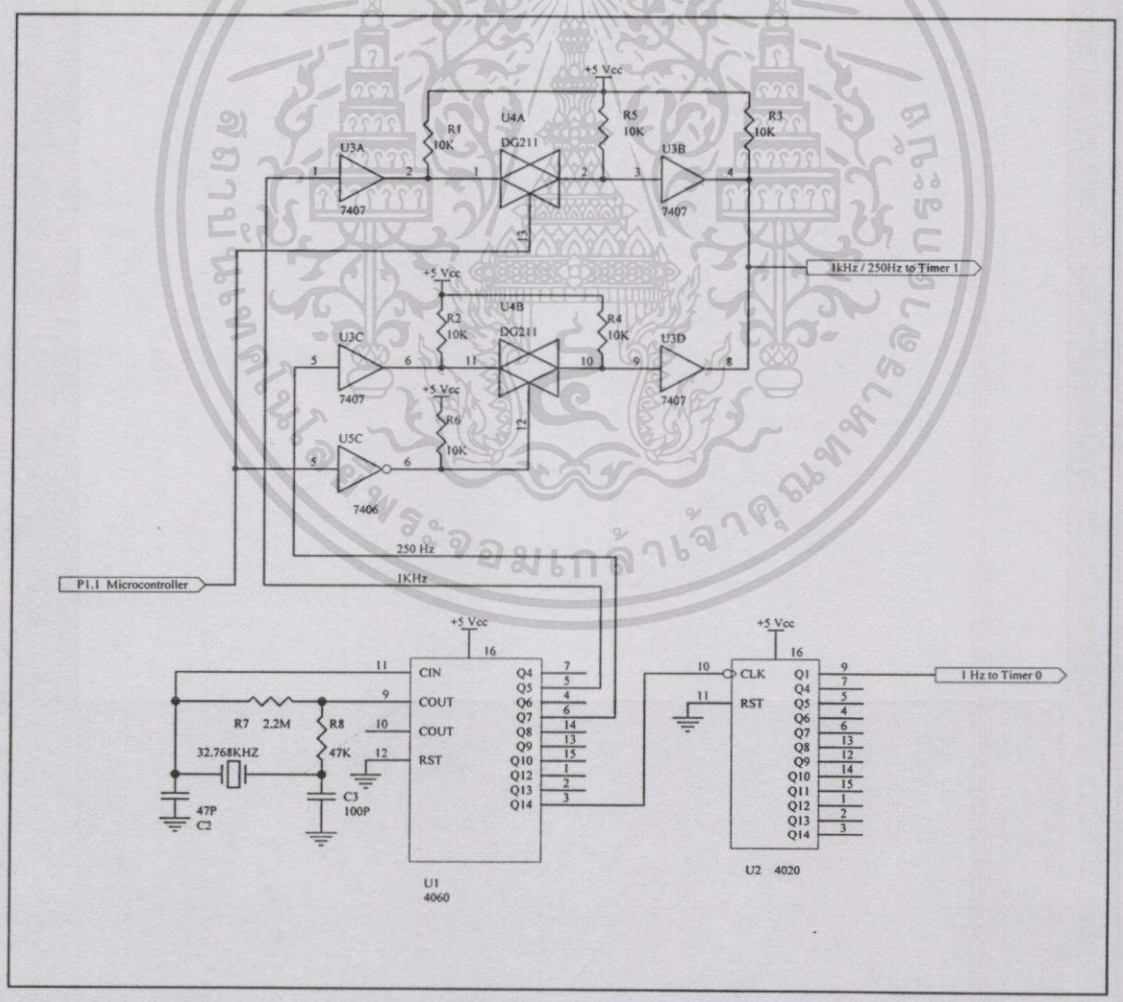
รูปที่ 4.9 แสดงบล็อคไดอะแกรมของหน่วยควบคุมของไมโครคอนโทรลเลอร์

อีกหนึ่งพอร์ทของ IC PPI 8255 #2 คือใช้ทำงานเป็นพอร์ทเอ้าท์พุทมีตำแหน่ง(Address) คือ4002H เป็นพอร์ทสำหรับการควบคุมสัญญาณในการควบคุมการปิดและเปิดของโซลีนอยด์วาล์วของระบบลม สำหรับพอร์ทที่ใช้สำหรับรับสัญญาณจาก Analog to Digital ขนาด 8 บิตมีตำแหน่ง 6001H เป็นตัวรับสัญญาณความดัน(Pressure Signal) และตำแหน่ง 6002H เป็นตัวรับสัญญาณพัลส์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Pulse Signal) โดยมีสัญญาณขา A0 และ A1 เป็นสัญญาณควบคุมจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการเลือกสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal)หรือสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)เพื่อแปลงสัญญาณเป็นสัญญาณดิจิตอล

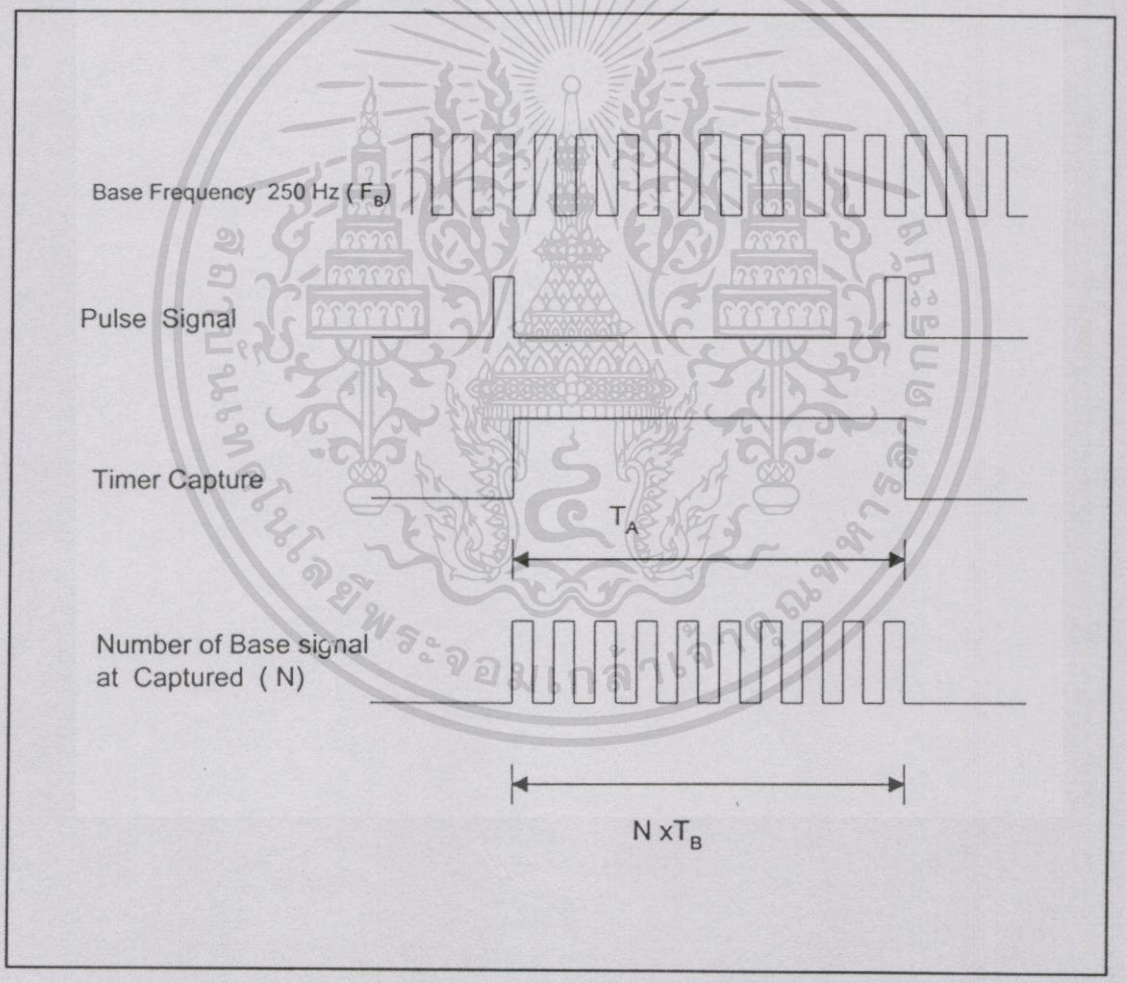
ภาคกำเนิดสัญญาณนาฬิกาใช้ตัวกำเนิดความถี่ 2 ตัวคือCrystal 11.592 เมกกะเฮิรทซ์ (MHz) ใช้เป็นฐานเวลาในการทำงานของตัวประมวลผลกลางและ Crystal 32.768 กิโลเฮิรทซ์ (KHz) ใช้สำหรับเป็นตัวกำเนิดสัญญาณนับเวลาในการตั้งเวลาสำหรับการทำงานแบบอัตโนมัติและใช้เป็นฐานเวลาในการตรวจจับสัญญาณอัตราการเต้นของชีพจร สำหรับการทำงานการหาค่าความดันโลหิตใช้สัญญาณความถี่ที่ 1 กิโลเฮิรทซ์ใช้ในการกำหนดช่วงเวลาไม่ให้เกินกว่ากำหนดและความถี่ 1 เฮิรทซ์ใช้ในการกำหนดช่วงเวลาการทำงานของรูปแบบการทำงานแบบอัตโนมัติ ซึ่งสัญญาณของความถี่จะเข้าไปที่ขา Timer 0 และขา Timer 1 ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แสดงวงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกาที่ป้อนให้ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการตรวจจับสัญญาณอัตราการเต้นของชีพจร โดยใช้สัญญาณค่าความถี่ 250 เฮิรทซ์ต่อเข้ากับขา Timer1 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยใช้Port1.1 เป็นตัวเลือกสัญญาณความถี่ที่จะป้อนเข้าไปที่ขา Timer1 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ขึ้นอยู่กับโปรแกรมการทำงานกำหนด ดังแสดงในรูปที่ 4.10 การตรวจจับสัญญาณอัตราการเต้นของชีพจรนั้น ใช้หลักการหาค่าความถี่ของสัญญาณที่เรียกวิธีการนี้ว่า "Beat To Beat" คือเมื่อได้ตรวจสอบสัญญาณพัลส์ลูกแรกเข้ามาตัวนับสัญญาณ (Counter) ที่ Timer 1 ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะเริ่มนับพัลส์ที่มีความถี่ 250 เฮิรทซ์เป็นฐานเวลาและขณะที่ Timer/Counter1 นับเป็นต่อไป เมื่อตัวประมวลผลตรวจจับสัญญาณพัลส์ลูกที่สองได้แล้วตัว Timer/Counter1 ก็จะหยุดนับ จำนวนพัลส์ที่นับได้คือมีจำนวน N ครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 แสดงหลักการของการวัดค่าอัตราการเต้นของชีพจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นอัตราการเต้นของชีพจรมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที(Bit per Minute) สามารถคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของชีพจรได้ตามสมการ

$$T_A = N \times T_B$$

$$\frac{1}{T_A} = \frac{1}{N \times T_B}$$

$$F_A = \frac{F_B}{N}$$

$$HR = F_A \times 60$$

ดังนั้นอัตราการเต้นของชีพจร (Heart Rate : HR)มีค่าเท่ากับ

$$HR = \frac{60 \times F_B}{N}$$

โดยที่ HR = อัตราการเต้นของชีพจร (หน่วยครั้งต่อนาที)

N = จำนวนพัลส์ที่ตัว Timer /Counter นับได้

F_B = ความถี่ทางอินพุทเป็นฐานเวลาที่ใช้คำนวณ เป็นความถี่ (Hz)

F_A = ความถี่ทางสัญญาณพัลส์ใน 1 รอบ (Hz)

T_A = เวลาที่ใช้ตรวจจับลูกคลื่นได้ใน 1 รอบ (second)

T_B = เวลาของความถี่ทางอินพุทที่ใช้เป็นฐานเวลา (second)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน แบบลำดับสอง

การออกแบบได้กำหนดค่าอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate)ให้มีค่าสูงสุดประมาณ 450 ครั้งต่อนาทีหรือมีความถี่สูงสุดประมาณ 7.5 Hz ซึ่งเป็นช่วงของอัตราการเต้นของชีพจรของคนปกติและคนไข้ที่มีปัญหาทางอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate)และระบบการทำงานของหัวใจ วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านทำหน้าที่กรองสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่าความถี่ของค่าอัตราการเต้นของชีพจรทิ้งไป แต่การออกแบบและการเลือกใช้ค่าความต้านทานและค่าคาปาซิเตอร์ทำให้ค่าความถี่คัทออฟได้ต่ำกว่าเล็กน้อย ดังแสดงในรูปที่ 4.12 เป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านและค่าความถี่คัทออฟเท่ากับ 7.23 Hz ซึ่งสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านเป็นสัญญาณที่มีความถี่ตั้งแต่สัญญาณกระแสไฟตรง(DC.)ที่ความถี่ 0 Hzจนถึงสัญญาณที่มีความถี่คัทออฟประมาณ 7.23 Hz หาได้จากสมการ

$$Fc = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{21}R_{22}C_4C_5}}$$

โดยกำหนดเลือกค่าความต้านทาน R_{21} และ R_{22} มีค่าเท่ากันคือ 220 กิโลโอห์มและค่าของคาปาซิเตอร์ C_4 และ C_5 มีเท่ากันคือ 0.1 ไมโครฟารัดและแทนค่าในสมการข้างบนจะได้

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

แทนค่าในสมการจะได้

$$Fc = \frac{1}{2\pi(220K\Omega)(0.1\mu F)}$$

$$F_C = 7.23 \text{ Hz}$$

โดย

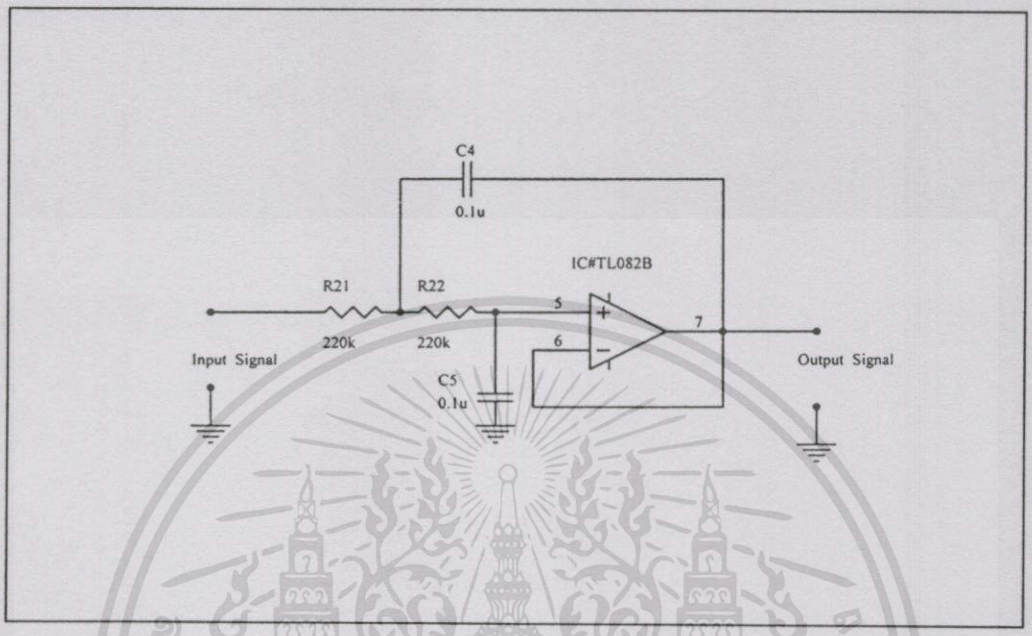
F_C คือความถี่คัทออฟ(Frequency Cutoff) หน่วยเป็นเฮิรทซ์ (Hz)

R คือตัวความต้านทานที่ใช้ในวงจร หน่วยเป็นโอห์ม (Ω)

C คือตัวคาปาซิเตอร์ที่ในวงจร หน่วยเป็นฟารัด(F)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นการตอบสนองของสัญญาณมีค่าความถี่คัทออฟคือ 7.23 Hz และอัตราการขยายของสัญญาณมีค่าเท่ากับหนึ่ง

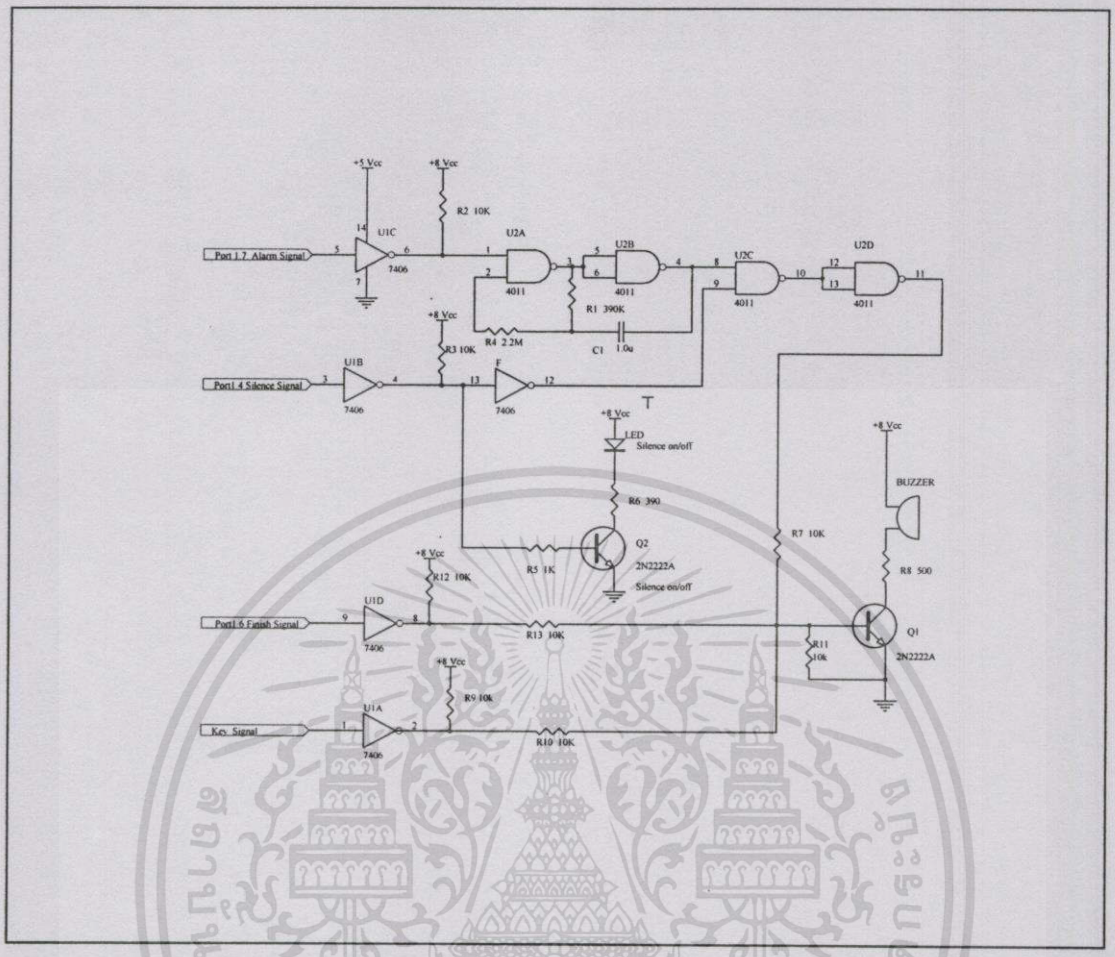


รูปที่ 4.12 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน แบบลำดับที่สอง

วงจรแสดงสัญญาณเตือนทางเสียง

ในการตรวจวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร เมื่อเครื่องวัดทำการวัดเสร็จแล้วตัวเครื่องจะตรวจสอบค่าที่วัดได้ว่าเป็นอย่างไร โดยนำข้อมูลที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับค่าจำกัดของสัญญาณเตือน(Alarm Limit)ถ้าค่าของความดันโลหิตและอัตราการเต้นชีพจรอยู่ในช่วงที่กำหนดของค่าจำกัดของสัญญาณเตือน ตัวเครื่องจะไม่เกิดสัญญาณเตือนทางเสียงและแสง แต่ถ้าค่าที่วัดได้มีค่าเกินกว่าช่วงที่กำหนดของค่าจำกัดสัญญาณเตือนทั้งทางด้านสูงและต่ำ ตัวเครื่องจะเกิดสัญญาณเตือนทางเสียงดังขึ้นโดยใช้ตัว Buzzer แบบ Piezoelectric เป็นตัวกำเนิดเสียง ดังนั้นจึงออกแบบวงจรแสดงสัญญาณเตือนทางเสียง(Sound Alarm signal Circuit)ขึ้นและการทำงานของวงจรในรูปที่ 4.13 เป็นดังนี้คือในสภาวะปกติสัญญาณควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์กำหนดค่าที่ส่งออกทางพอร์ต 1 เป็นสัญญาณลอจิก “1” คือที่ขา P1.7 เป็นสัญญาณเตือน(Alarm Signal) ขา P1.6 เป็นสัญญาณบ่งบอกสถานะว่าเครื่องวัดทำการวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรเสร็จแล้ว(Finish Signal)จะส่งสัญญาณเสียงเตือนให้ผู้ใช้รับทราบ ขา P1.4 เป็นสัญญาณให้หยุดเสียงดังเรียกว่า“ Silence Signal” และสัญญาณรับจากการกดสวิทช์บนหน้าปัทม์ (Key Signal) แต่ถ้าสัญญาณจากพอร์ตขา P1.7 หรือ ขาP1.6 หรือสัญญาณจาก Key Signal เป็นสัญญาณลอจิก “0” อย่างใดอย่างหนึ่งจะทำให้ตัวทรานซิสเตอร์ทำงานผลทำให้ตัว Buzzer ทำงานและเกิดเสียงดังขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.13 แสดงวงจรแสดงสัญญาณเตือนทางเสียง

สำหรับสัญญาณเตือน(Alarm Signal)หรือสัญญาณจากขา P1.7 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ถ้าส่งสัญญาณลอจิก "0" ทำให้สัญญาณที่อินพุทคือขา 1 ของ IC U2A #4011 ของวงจรกำเนิดความถี่เป็นลอจิก "1" ทำให้วงจรกำเนิดความถี่ทำงาน โดยผลิตความถี่ประมาณ 2.33 Hz ซึ่งความถี่เอ้าท์พุทที่ขา 4 ของ IC U2B #4011 ได้จากสมการ

$$F_C = \frac{1}{1.1R_1C_1}$$

แทนค่าในสมการจะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Fc = \frac{1}{1.1(390K\Omega)(1uF)}$$

$$F_C = 2.33 \quad Hz$$

โดย

F_C คือความถี่ที่ผลิตออกมา หน่วยเป็นเฮิรทซ์ (Hz)

R_1 คือตัวความต้านทานที่ใช้ในวงจร หน่วยเป็นโอห์ม (Ω)

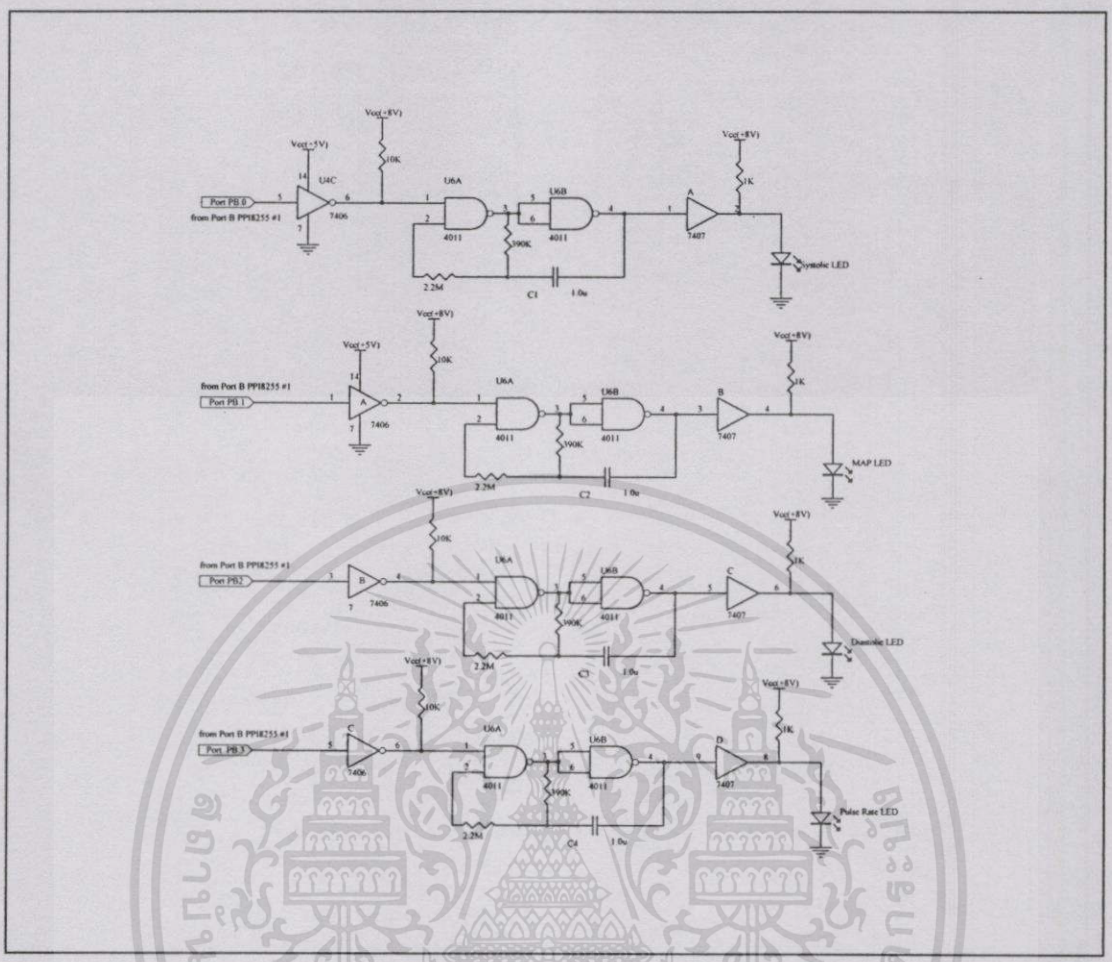
C_1 คือตัวคาปาซิเตอร์ที่ในวงจร หน่วยเป็นฟารัด(F)

ถ้าสัญญาณเตือน(Alarm Signal)ของขา P1.7 เป็นลอจิก"0" ทำให้วงจรกำเนิดความถี่ทำงานและผลิตสัญญาณความถี่ออกมา ผลทำให้ตัว Buzzer ทำงานเกิดเสียงดังขึ้นสลับกันตามสัญญาณความถี่ที่เป็นลอจิก"1" และลอจิก "0" ตามลำดับ แต่ถ้าสัญญาณที่ขา P1.4 จากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นลอจิก"0" ทำให้เอ้าท์พุทที่ขา 11 ของ IC U2D #4011 ลอจิก "0" ผลทำให้ตัว Buzzer หยุดทำงานและไม่เกิดเสียงดังขึ้นแต่ในส่วนของตัวLED (Silence on/off) จะทำงานและสว่างขึ้นแสดงบนหน้าปัทม์เพื่อบอกให้ผู้ใช้ทราบว่าถ้าเกิดสัญญาณเตือน(Alarm Signal) จะทำให้ไม่เกิดเสียงดัง

วงจรแสดงสัญญาณเตือนทางแสง

โดยปกติเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร เมื่อตัวเครื่องวัดทำการวัดเสร็จแล้วตัวเครื่องจะตรวจสอบค่าที่วัดได้ว่าเป็นอย่างไร โดยนำข้อมูลที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับค่าจำกัดของสัญญาณเตือน(Alarm Limit) ถ้าค่าของความดันโลหิตและอัตราการเต้นชีพจรอยู่ในช่วงที่กำหนดของค่าจำกัดของสัญญาณเตือน ตัวเครื่องจะไม่เกิดสัญญาณเตือนทางแสง โดยใช้ตัว LED เป็นตัวเกิดแสง ซึ่งจะแสดงบนหน้าปัทม์ทั้ง 4 ชุดคือชุดแสดงสัญญาณเตือนทางแสงของค่าความดันซีสโตลิค ค่าความดันเฉลี่ย ค่าความดันไดแอสโตลิคและค่าอัตราการเต้นของชีพจร ดังแสดงในรูปที่ 4.14 การทำงานของแต่ละชุดมีการทำงานที่เหมือนกันคือสัญญาณที่ส่งมาจากพอร์ต Bของ IC PPI 8255#1 กำหนดให้เป็นลอจิก"1"และผ่านวงจร NOT Gateของ IC #7406U4ทำให้เอ้าท์พุทของสัญญาณเป็นลอจิก"0"และตัวLED ไม่ทำงาน(ดับ) แต่ถ้าสัญญาณจากพอร์ต B ของ IC PPI 8255 #1 เป็นสัญญาณลอจิก"0" ทำให้เอ้าท์พุทวงจร NOT Gate IC 7406 U4 เป็นลอจิก "1"และทำให้สัญญาณที่อินพุทคือขา 1 ของตัวIC U1A #4011ของวงจรกำเนิดความถี่เป็นลอจิก"1" ทำให้วงจรกำเนิดความถี่ทำงานโดยผลิตความถี่ประมาณ 2.33 Hz ตามสมการที่กำหนดดังที่กล่าวข้างบนและทำให้ตัว LED ทำงาน(สว่าง)ตามที่สัญญาณความถี่ที่เป็นลอจิก "1"

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 แสดงวงจรแสดงสัญญาณเตือนทางแสง

วงจรขยายสัญญาณ

วงจรขยายสัญญาณทำหน้าที่ขยายสัญญาณค่าความแตกต่างของศักดาไฟฟ้าทางเอ้าท์พุทของวงจรบริดจ์ภายในของทรานสดิวเซอร์ความดัน ดังแสดงในรูปที่ 4.15 การทำงานของวงจรเป็นดังนี้คือตัวออปแอมป์ U2B เป็นวงจรขยายแบบไม่กลับขั้วซึ่งมีอัตราขยายมากกว่า 1 และศักดาไฟฟ้าที่จุด V_Y มีค่าตามสมการ

$$V_Y = V_b\left[1+\frac{R_9}{R_{10}}\right]$$

และอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้าของวงจรจะเท่ากับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$A_{V2B} = \left[1 + \frac{R_9}{R_{10}} \right]$$

โดย

V_Y คือค่าศักดาไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของออปแอมป์ U2B (Volt)

V_b คือค่าศักดาไฟฟ้าของวงจรบริดจ์ภายในตัวทรานสดิวเซอร์ความดัน (volt)

R_9และR_{10} คือตัวต้านทานที่กำหนดค่าอัตราขยายของสัญญาณ (Ohm)

A_{V2B} คืออัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณของวงจรออปแอมป์ U2B มีค่าประมาน 1 เท่า

ส่วนวงจรขยายสัญญาณที่ออปแอมป์ U2A เป็นวงจรขยายความแตกต่างของแรงดันไฟฟ้า โดยพิจารณา 2 อินพุทคือสัญญาณ V_xและสัญญาณ V_Y ที่ส่งป้อนเข้าสู่วงจรขยายออปแอมป์ U2A โดยพิจารณาแต่ละสัญญาณอินพุท โดยกำหนดให้ Va ให้เท่ากับศูนย์ ดังนั้นวงจรออปแอมป์ U2A จะทำงานเป็นวงจรขยายแบบกลับขั้วโดยมีอัตราขยายของวงจรเท่ากับ

$$A_{V2A} = -\frac{R_7}{R_8}$$

และถ้ากำหนดให้ V_Y ให้เท่ากับศูนย์ ดังนั้นวงจรออปแอมป์ U2A อัตราขยายของสัญญาณของวงจรขยายแบบไม่กลับขั้วมีค่าตามสมการ

$$A_{V2A} = 1 + \frac{R_7}{R_8}$$

ดังนั้นค่าศักดาไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของออปแอมป์ U2Aมีค่าเท่ากับผลรวมของแรงดันไฟฟ้าตามสมการ

$$V_X = V_{X1} + V_{X2}$$

โดยค่าของแรงดันเอ้าท์พุทของ V_{X1} และ V_{X2} หาทีละจุดของทางอินพุทได้ และค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทจุด V_Xเมื่อพิจารณาแรงดันอินพุท Va ตามสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_{X1} = V_Y\left[-\frac{R_7}{R_8}\right]$$

และค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทจุด V_Xเมื่อพิจารณาแรงดันอินพุท V_Y

$$V_{X2} = V_a\left[1+\frac{R_7}{R_8}\right]$$

ดังนั้นค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทจุด V_X มีค่าเท่ากับ

$$V_X = V_a\left[1+\frac{R_7}{R_8}\right] + V_Y\left[-\frac{R_7}{R_8}\right]$$

แทนค่าในสมการ V_Xจะได้แรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทค่าโดยประมาณ ตามสมการ

$$V_X = \frac{R_7}{R_8}\left[V_a - V_Y\right]$$

โดย

v_x คือค่าศักดาไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของออปแอมป์ U2A (Volt)

v_a คือค่าศักดาไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของวงจรบริดจ์ภายในตัวทรานสดิวเซอร์ความดัน (volt)

v_Y คือค่าศักดาไฟฟ้าที่เอ้าทพุทของวงจรออปแอมป์ของ U2B (volt)

R_7และR_8 คือตัวต้านทานที่กำหนดค่าอัตราขยายของสัญญาณ (Ohm)

A_{V2A} คืออัตราขยายของสัญญาณของของออปแอมป์ U2A

สำหรับอัตราขยายของสัญญาณของวงจรขยายแบบไม่กลับขั้วมีค่าใกล้เคียงกับอัตราการขยายของวงจรขยายแบบกลับขั้วมีค่าตามสมการ

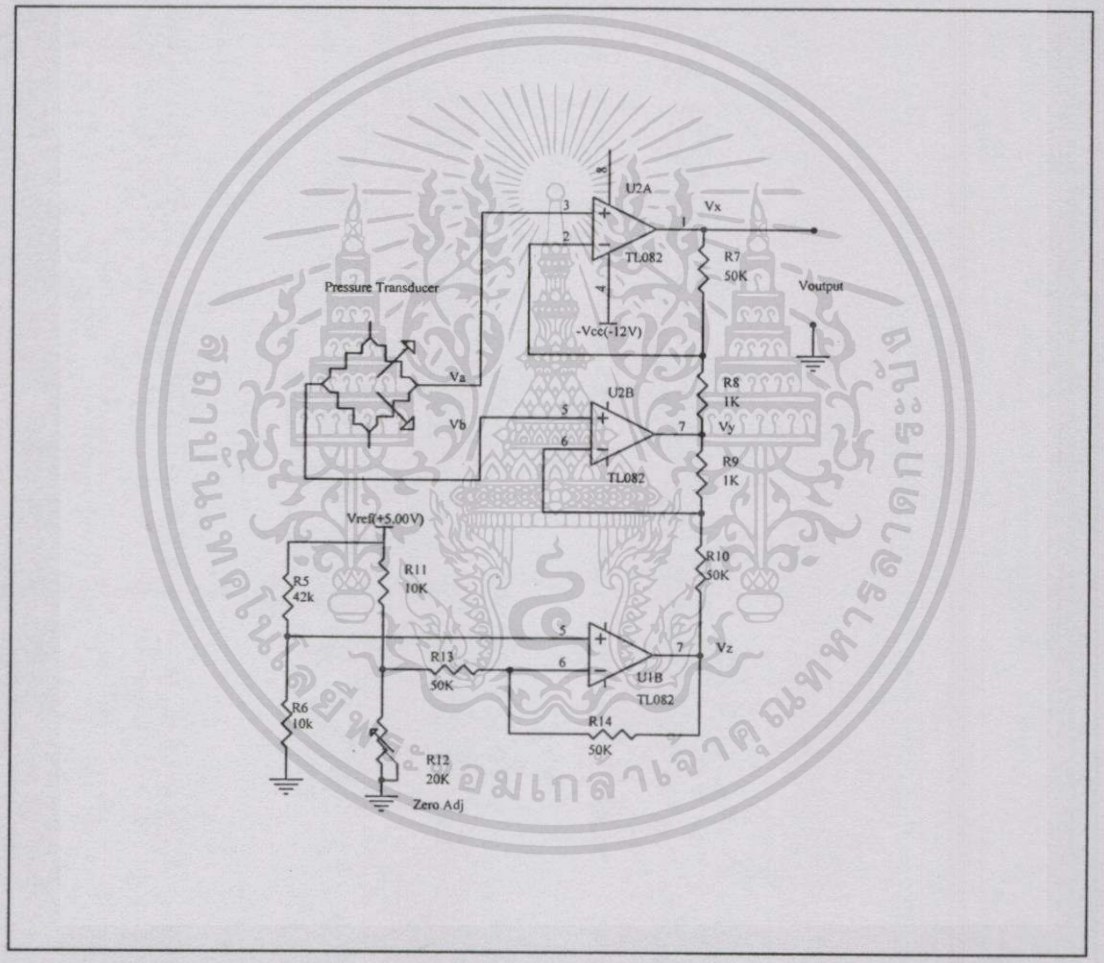
$$A_{V2A} = 1+\frac{R_7}{R_8} \quad \approx \quad \frac{R_7}{R_8}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$A_{V2A} = 1 + \frac{50k}{1k} \approx \frac{50k}{1k}$$

ดังนั้นอัตราขยายของสัญญาณของออปแอมป์ U2A มีค่าเท่ากับ

$$A_{V2A} \approx 50$$



รูปที่ 4.15 แสดงวงจรขยายสัญญาณทางอินพุท

จากรูปที่ 4.15 ส่วนออปแอมป์ U1B เป็นส่วนของการปรับศักดาไฟฟ้าออฟเซต(offset) ซึ่งเกิดจากการความไม่สมดุลย์ของวงจรบริดจ์ภายในตัวทรานสดิวเซอร์ความดันและเกิดจากตัวอุปกรณ์ของออปแอมป์เอง ในกรณีที่ไม่ได้ป้อนความดันลมเข้าสู่ทรานสดิวเซอร์ความดัน ดังนั้นศักดาไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของออปแอมป์คือที่จุด V_x จะมีค่าเป็นศูนย์ (Zero offset) แต่ถ้าค่าศักดาไฟฟ้าที่เอ้าท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พุทไม่เป็นศูนย์ ให้ปรับค่าความต้านทาน R_{12} ทำให้ค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของออปแอมป์ U1Bมีค่าเท่ากับ V_z โวลท์เป็นค่าๆหนึ่งที่ทำให้ค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของออปแอมป์ U2A มีศักดาไฟฟ้าเป็นศูนย์

วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับขั้ว(Non Inverting Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับขั้ว ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่มาจากวงจรขยายแรงดันจากทรานสดิวเซอร์ความดัน ดังแสดงในรูปที่ 4.16 โดยกำหนดค่าอัตราการขยายของสัญญาณดังสมการ

$$Av = 1 + \frac{R_{17}}{R_{18}}$$

จากรูปที่ 4.16 กำหนดค่าความต้านทานของ R_{17} มีค่าเท่ากับ 20kΩ และค่าความต้านทานของ R_{18} มีค่าเท่ากับ 5kΩ แทนค่าในสมการข้างบน จะได้อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณมีค่าเท่ากับ

$$Av = 1 + \frac{20k}{5k}$$

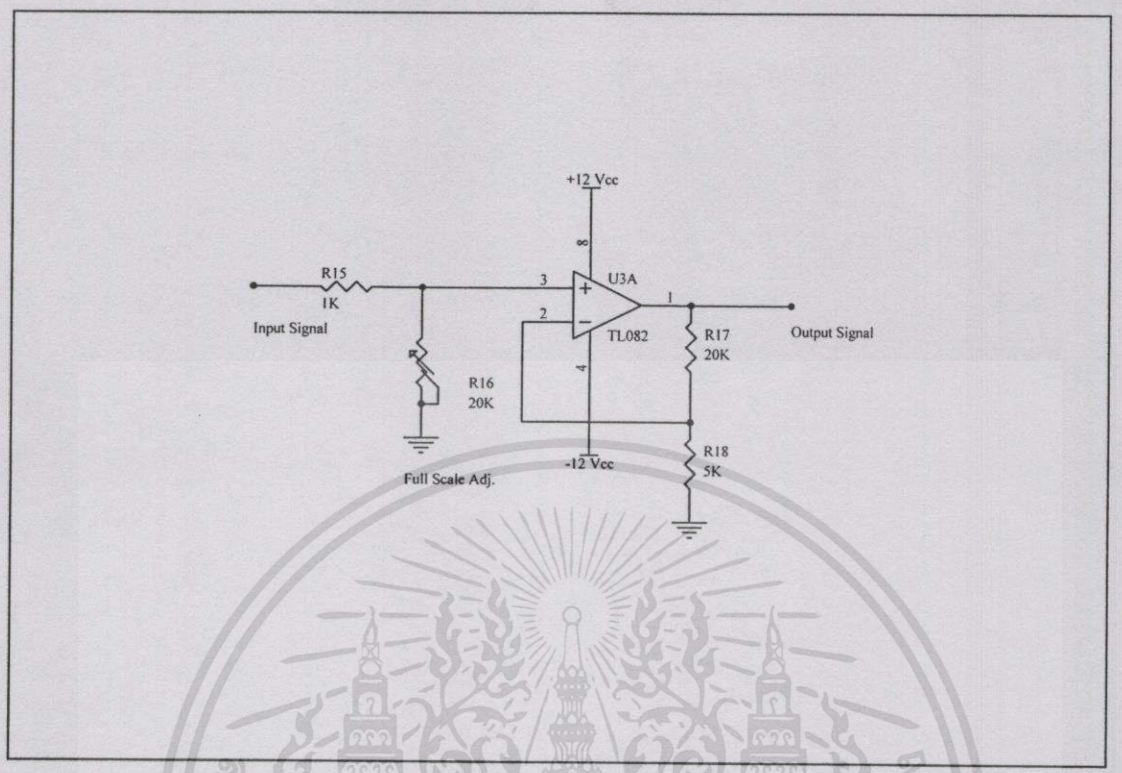
$$Av = 5 \text{ เท่า}$$

โดย A_V คืออัตราการขยายของสัญญาณของวงจร

R_{17} และ R_{18} เป็นตัวต้านทานที่กำหนดอัตราการขยายของสัญญาณ หน่วยเป็น (Ohm)

ในการออกแบบกำหนดค่าความดันลมที่ป้อนให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดันมีการเปลี่ยนแปลง 1 มิลลิเมตรของปรอทจะทำให้ค่าศักดาไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทของออปแอมป์ U3A มีค่าการเปลียนแปลง 20 มิลลิโวลท์ ดังนั้นถ้าค่าความดันที่ป้อนให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดัน 100 มิลลิเมตรของปรอทจะทำให้แรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทมีค่าเท่ากับ 2.00 โวลท์ แต่ถ้าค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทไม่ถูกต้องตามที่กำหนดให้ปรับค่าความต้านทาน R_{16} เพื่อให้ค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 แสดงวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับขั้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

ทรานสดิวเซอร์ความดัน

5.1 การเลือกใช้ทรานสดิวเซอร์ความดันและหน่วยของความดัน

ทรานสดิวเซอร์วัดความดันเป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณทางฟิสิกส์(ความดัน)เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า โดยทั่วไปการวัดความดันโลหิตของมนุษย์ส่วนใหญ่ใช้หน่วยความดันเป็นมิลลิเมตรของปรอทหรือมิลลิเมตรของน้ำ โดยเปรียบเทียบเมื่อความดันของบรรยากาศเท่ากับศูนย์ การวัดความดันโลหิตที่เป็นวิธีการวัดโดยทางอ้อม ส่วนใหญ่ใช้หลักการแทนที่ด้วยของเหลวเมื่อได้รับความดันที่ต้องการวัดเข้าแทนที่ของของเหลวอื่นๆอาจเป็นปรอทหรือน้ำ [1, 2, 6, 7]

ตารางที่ 5.1 แสดงการเปรียบเทียบหน่วยความดันเมื่อเทียบกับความดัน 1 บรรยากาศ

ปริมาณ(Quantity)	หน่วยวัด
1	บรรยากาศ (Atmosphere)
14.696	ปอนด์ต่อตารางนิ้ว(psi)
4.0679×10^{2}	นิ้วน้ำ(inH_2o)
33.90	ฟุตน้ำ($ft\ H_2o$)
29.921	นิ้วปรอท(inHg)
1.0133×10^{5}	ปาสคาล(pa)
1.0133×10^{2}	กิโลปาสคาล(kpa)
1.0332	กิโลกรัมต่อตารางเซ็นติเมตร(kg/cm^2)
1.01332	บาร์(bar)
10.333	เมตรน้ำ(mH_2O)
7.600×10^{2}	มิลลิเมตรปรอท(mmHg)

ดังนั้น 1 mmHg = 19.337×10^{-3} ปอนด์ต่อตารางนิ้ว(PSI)

= 0.1333 กิโลปาสคาล(kpa)

เครื่องวัดความดันโลหิตแบบมาตรฐานจะใช้ปรอทเป็นของเหลวซึ่งได้เรียกชื่อว่า Mercury Sphygmomanometer สาเหตุของการเลือกใช้ปรอทเนื่องจากปรอทเป็นของเหลวและเป็นโลหะหนัก ค่าความหนาแน่นและคุณสมบัติบางประการไม่เปลี่ยนแปลงเมื่อเทียบกับน้ำเช่นมีความหนืด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Viscosity)น้อยกว่าและที่สำคัญเมื่อนำมาทำเป็นเครื่องมือทำให้มีขนาดเล็กกระทัดรัดจึงเป็นที่นิยมใช้มากกว่า ดังนั้นหน่วยความดันที่ใช้วัดความดันโลหิตจึงเลือกใช้มิลลิเมตรของปรอท(mmHg)ซึ่งสามารถเปรียบเทียบค่าความดันได้ในหน่วยต่างๆดังในตารางที่ 5.1 โดยทั่วไปค่าความดันโลหิตของมนุษย์จะอยู่ในช่วงไม่เกิน 250 มิลลิเมตรของปรอทซึ่งครอบคลุมค่าความดันสูงสุดของคนปกติและคนไข้ที่มีค่าความดันโลหิตค่าสูงผิดปกติ ดังนั้นค่าความดันสูงสุด 250 มิลลิเมตรของปรอท ถ้าแปลงค่าความดันเป็นหน่วยปอนด์ต่อตารางนิ้วจะได้เท่ากับ 4.834 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว การเลือกขนาดของทรานสดิวเซอร์ความดัน เราเลือกตัวที่มีความสามารถทนค่าความดันได้มากกว่าประมาณ 2 - 3 เท่า ซึ่งในการวิจัยนี้เลือกใช้ทรานสดิวเซอร์ความดันของ Motorola รุ่น MPX100 series เบอร์ MPX1007GP ลักษณะของทรานสดิวเซอร์ความดันเป็นแบบ Gauge Pressure สามารถรับค่าความดันได้ไม่เกิน 14.5 ปอนด์ต่อตารางนิ้วโดยมีคุณสมบัติเฉพาะได้ดังแสดงในตารางที่ 5.2

5.2 โครงสร้างและคุณลักษณะของทรานสดิวเซอร์ความดัน

ทรานสดิวเซอร์ความดันของ Motorola รุ่น MPX100 Series เบอร์ MPX1007GP ลักษณะของทรานสดิวเซอร์ความดันเป็นแบบ Gauge Pressure โดยปลายด้านหนึ่งต่อท่อรับความดันที่เข้ามาและอีกด้านหนึ่งเปิดสู่บรรยากาศ สามารถรับค่าความดันได้ 0 ถึง 14.5 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว โครงสร้างภายในเป็นแบบ Silicon Piezo Resistive และลักษณะโครงสร้างภายในของตัวตรวจวัดทรานสดิวเซอร์ความดันเป็นความต้านทานต่อลักษณะเป็นแบบบริดจ์[7] ซึ่งมีความเที่ยงตรงและความเป็นเชิงเส้นของแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทได้ดี โดยค่าแรงดันไฟฟ้าที่ขาออกจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าความดันที่ป้อนเข้าไป การป้อนความดันเข้าไปบนแผ่นไดอะแฟรมทำให้ค่าความต้านทานของ Strain Gauge เกิดการเปลี่ยนแปลงคือทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าเอ้าท์พุทเปลี่ยนแปลงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าความดันที่ป้อนให้และค่าพารามิเตอร์ของแรงดันไฟฟ้าทางเอ้าท์พุทขึ้นกับอุณหภูมิของตัว Strain Gauge เอง จึงต้องมีการชดเชยค่าผิดพลาดเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิซึ่งใช้วงจรความต้านทานสามารถชดเชยย่านอุณหภูมิแคบๆ คือจาก 0 - 80 °C.

การชดเชยค่าผิดพลาดเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ

จากโครงสร้างของ Silicon Piezo Resistive Transducer ที่ใช้งานมีลักษณะการต่อแบบบริดจ์เป็นอุปกรณ์ที่ทำมาจากสารกึ่งตัวนำชนิด Silicon ดังนั้นเมื่ออุณหภูมิการที่ใช้งานมีการเปลี่ยนแปลงทำให้ค่าแรงดันไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลงขึ้นจึงมีวิธีการที่จะชดเชยค่าผิดพลาดผลจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ มีวิธีที่ง่ายที่สุดคือการต่อตัวต้านทานเพิ่มเข้ากับวงจรของทรานสดิวเซอร์ความดันโดยทั่วไปมี 2 แบบคือการต่ออนุกรมและการต่อแบบขนาน [7] ดังแสดงในรูปที่ 5.1 จากโครงสร้างภายในของทรานสดิวเซอร์ความดันเป็นรูปลักษณะวงจรแบบบริดจ์แบบ X-Ducer การ

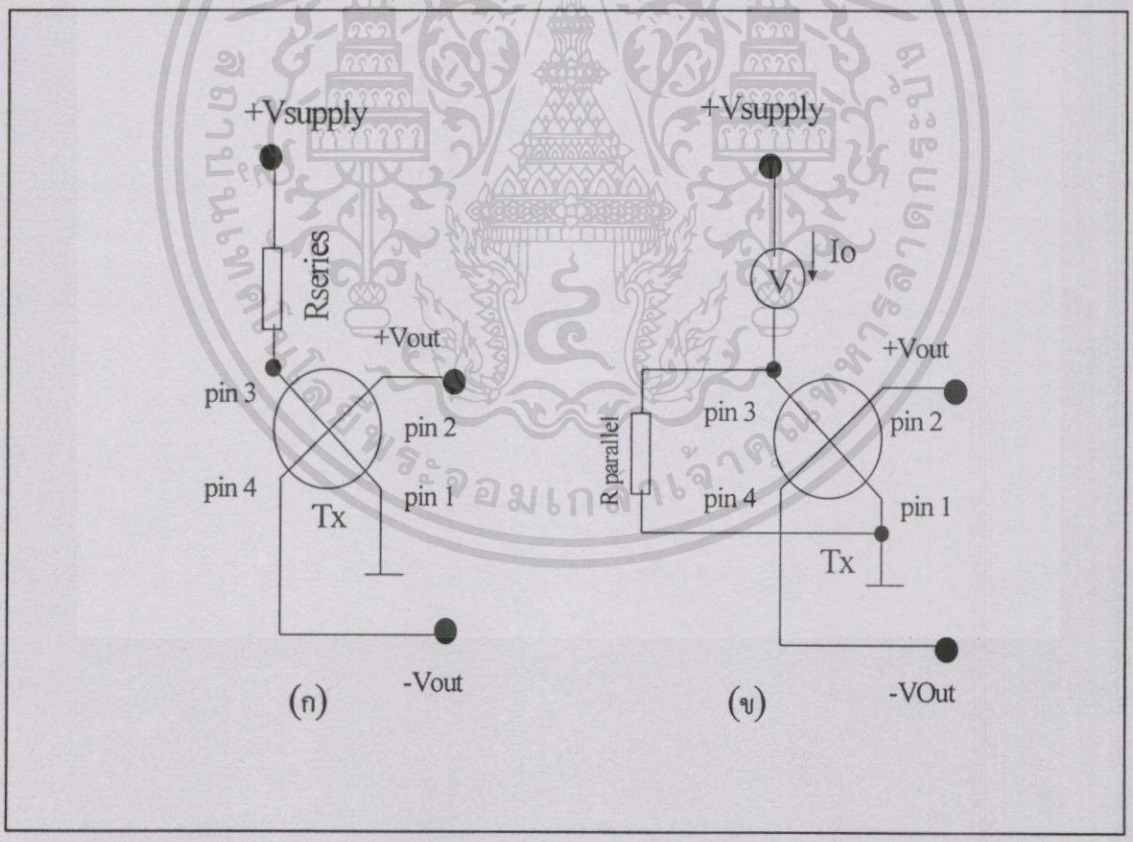
เอกสารนี้มีลิขสิทธิ์ ห้ามนำไปใช้ในการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อตัวต้านทานเพิ่มเข้ากับวงจรของทรานสดิวเซอร์ความดันเพื่อชดเชยค่าผิดพลาดเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ สามารถคำนวณค่าความต้านทานได้จากสมการ[7]

$$R(T) = R \times g(T)$$

โดยที่ g(T) คือแฟคเตอร์เป็นผลจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและ R คือค่าความต้านทานของทรานสดิวเซอร์ความดันที่อุณหภูมิ 25 °C โดยทั่วไปค่า g(T) มีค่าเท่ากับ 3.577 ซึ่งสามารถใช้สำหรับการต่อวงจรทั้งสองแบบดังแสดงในรูปที่ 5.1 [7]

ค่าความต้านทานของทรานสดิวเซอร์ความดันอยู่ระหว่าง 400 ถึง 550 โอห์ม ดังนั้นค่าความต้านทานที่นำมาต่อชดเชยจากการเปลี่ยนแปลงจากอุณหภูมิ R(T) มีค่า 1431 ถึง 1967 โอห์ม ในการดำเนินการวิจัยนี้ เลือกใช้ค่าความต้านทาน R (T) เท่ากับ 1820 โอห์มและต่อแบบขนานดังรูปที่ 5.1 ข



รูปที่ 5.1 แสดงลักษณะการชดเชยค่าผิดพลาดผลจากที่อุณหภูมิมีการเปลี่ยนแปลงให้กับทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบ X-Ducer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับค่าความดันของทรานสดิวเซอร์

จากตารางที่ 5.2 แสดงคุณลักษณะเฉพาะของทรานสดิวเซอร์ความดัน มีค่าความไว 0.08 มิลลิโวลท์ต่อมิลลิเมตรของปรอท(mV/mmHg)ดังนั้นค่าความต้านทานของ Piezo Resistive Transducer มีการเปลี่ยนแปลงทำให้ค่าแรงดันไฟฟ้าโดยมีความสัมพันธ์ดังสมการ

$$Vout = Voff + (Sens \times Pinput)$$

โดยที่ Vout = แรงดันไฟฟ้าทางเอ้าท์พุท(volt)

Voff = แรงดันไฟฟ้า(Offset)ที่เอ้าท์พุท ณ ความดันของบรรยากาศ

Sens = ความไวของทรานสดิวเซอร์ความดัน (volt / mmHg)

Pinput = ความดันที่ป้อนเข้าไปทรานสดิวเซอร์วัดความดัน (mmHg)

ตารางที่ 5.2 แสดงคุณลักษณะเฉพาะของทรานสดิวเซอร์ความดัน เบอร์ MPX1007GP

คุณลักษณะเฉพาะ	Symbol	Min	Type	Max	Unit
Pressure rang (1.0 kpa = 0.145 PSI)	P_{OP}	0	-	750	mmHg
Supply voltage	V_S	-	3.0	6.0	Vdc
Supply Current	I_O	-	6.0	-	mAdc
Full Scale Span	V_{FSS}	45	60	90	mV
Zero Pressure Offset	V_{off}	0	20	35	mV
Sensitivity (1 kpa =7.5 mmHg)	V/ P	-	0.08	-	mV/mmHg
Linearity	-	-0.1	-	0.1	$\%V_{FSS}$
Pressure Hyteresis (-40 to +125°c)	-	-0.1	-	0.1	$\%V_{FSS}$
Temperature Hyteresis (-40 to +125°C)	-	-	±0.5	-	$\%V_{FSS}$
Temperature Effect On Full Scale Span	TCV_{FSS}	-0.22	-0.19	0.16	%/°C
Temperature Effect On Offset	TCV_{off}	-	±15	-	μV/°C
Input Impedane	Zin	400	-	550	Ω
Output Impedance	Zout	750	-	1250	Ω
Response Time(10 to 90 %)	T_R	-	1.0	-	mS
Stability	-	-0.5	-	0.5	$\%V_{FSS}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับค่าความดันที่ป้อนให้ของทรานสดิวเซอร์ความดัน โดยในการวิจัยนี้กำหนดค่าความดันที่เปลี่ยนแปลง 1 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg) จะทำให้แรงดันไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลง 20 มิลลิโวลท์ ดังนั้นถ้าความดันที่ 100 มิลลิเมตรของปรอทจะทำให้มีแรงดันไฟฟ้าที่ออกมาเท่ากับ 2.00 โวลท์ วิธีการหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับค่าความดันที่ป้อนให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดัน ดังแสดงในรูปที่ 7.1 และความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับค่าความดันที่ป้อนให้แก่ทรานสดิวเซอร์ความดันได้แสดงในตารางที่ 7.1 ในบทที่ 7 ที่จะกล่าวต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6
คุณลักษณะและรูปแบบการทำงานของเครื่องวัด

6.1 คุณลักษณะของเครื่องวัด

คุณสมบัติทั่วไปของเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรเป็นเครื่องวัดแบบอัตโนมัติชนิดไม่แทงเข้าเส้นเลือด(Non Invasive Blood Pressure)เป็นวิธีการวัดโดยทางอ้อม โดยใช้หลักการการสั่นตัวของอากาศภายในถุงยางพันแขน (Cuff) ค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรที่ตรวจวัดได้จะแสดงเป็นตัวเลข ซึ่งจะแสดงค่าความดันซีสโตลิค(Systolic Pressure) ค่าความดันเฉลี่ย (Mean Arterial Pressure) ค่าความดันไดแอสโตลิค(Diastolic Pressure) โดยมีหน่วยเป็นมิลลิเมตรของปรอท(mmHg)และค่าอัตราการเต้นของชีพจรจะแสดงเป็นเลขมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที(Beat Per Minute : BPM)ค่าที่ได้แสดงเป็นตัวเลขแสดงบนแผงหน้าปัทม์ให้เห็นอย่างชัดเจนและมีสวิทซ์เลือกหน้าที่การทำงานบนหน้าปัทม์

คุณลักษณะเฉพาะ (Specifications)

เครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ระบบการทำงานเป็นแบบอัตโนมัติ ใช้วิธีการวัดโดยทางอ้อมและเทคนิคการวัดโดยวิธีออสซิลโลเมตริค (Oscillometric Technique) ระบบการทำงานควบคุมด้วยระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ มีคุณลักษณะเฉพาะดังนี้

1. ใช้งานอุณหภูมิช่วง 10 - 40 $^{\circ}$C
2. อุณหภูมิในการเก็บรักษา 10 – 50 $^{\circ}$C
3. ใช้แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ขนาดของแรงดันไฟฟ้ากระแสไฟสลับ 220 – 240 โวลท์ ความถี่ 50 Hz ขนาดของฟิวส์ป้องกันกระแสไฟฟ้ากระแสสลับ 1 แอมป์ทางอินพุท
4. ค่าความดันซีสโตลิค ที่สามารถวัดค่าสูงสุดได้ประมาณ 200 มิลลิเมตรของปรอท
5. ค่าความดันไดแอสโตลิค ที่สามารถวัดค่าต่ำสุดได้ประมาณ 50 มิลลิเมตรของปรอท
6. ค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของอัตราการเต้นของชีพจร ที่สามารถวัดได้ 0 - 255 ครั้งต่อนาที
7. การแสดงผลค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร เป็นตัวเลขสีแดงขนาด 3 หลักจำนวน 4 ชุด
8. หน้าที่การทำงานของเครื่องวัดสามารถทำงาน 2 รูปแบบคือแบบกำหนดเอง (Manual) และแบบอัตโนมัติ (Automatic)
9. ขนาดของเครื่องวัด มีความกว้าง 44 ซม. ความยาว 27 ซม.และความสูง 14 ซม.
10. น้ำหนักของเครื่องวัดประมาณ 12 กิโลกรัม
11. สีของเครื่องวัดคือสีขาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

12. ระยะเวลาในการสูบลมเข้าถุงยางพันแขน(Cuff)ที่ความดันเป้าหมาย (Target Pressure) ประมาณ 165 มิลลิเมตรของปรอท (mmHg) ประมาณ 5 – 15 วินาที
13. มีปุ่มกด CANCEL เพื่อหยุดการทำงานของเครื่องวัดและเครื่องจะปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขน (Cuff)โดยอัตโนมัติ
14. เครื่องจะทำงาน โดยปรับค่าที่แสดงเป็นศูนย์ทุกครั้งโดยอัตโนมัติ ก่อนที่จะทำการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร
15. มีระบบสัญญาณเตือนทั้งระบบเสียงและแสง
16. มีปุ่มกด Calibration สำหรับการปรับเทียบค่าความดันมาตรฐาน
17. อัตราการกินไฟประมาณ 220 วัตต์

ระบบความปลอดภัย

1. มีระบบสายดินเพื่อป้องกันอันตรายที่อาจจะเกิดจากกระแสไฟฟ้ารั่ว
2. มีสวิทซ์ตัดต่อทางความดัน (Safety Pressure Pneumatic Switch) ที่ทำงานโดยระบบลมเพื่อป้องกันอันตรายจากระบบลมในกรณีที่ระบบควบคุมทางไฟฟ้าของเครื่องวัดทำงานผิดพลาด
3. มีระบบสัญญาณเตือนภัย เมื่อค่าที่วัดได้จากคนไข้ เกินกว่าค่าจำกัดของสัญญาณเตือน

อุปกรณ์และส่วนประกอบตัวเครื่อง

1. ตัวเครื่องวัดความดันโลหิต (Instrument)
2. สายท่อลม (Hose) แบบ 2 ท่อ ขนาดยาว 12 ฟุต 1 เส้น
3. ถุงยางพันแขน (Cuff) 1 ชุด
4. สายไฟ 1 ชุด

6.2 รูปแบบการทำงานของเครื่องวัด

ในการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรนั้น เครื่องวัดที่ได้ดำเนินการวิจัยและการออกแบบสร้างขึ้น มีรูปแบบการทำงาน 2 รูปแบบคือแบบกำหนดเอง(Manual)และแบบอัตโนมัติ(Automatic)การหาค่าความดันโลหิตเครื่องวัดทำงานด้วยระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ กระบวนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรในช่วงตอนแรกตัวเครื่องจะปล่อยลมเข้าสู่ถุงยางพันแขน(Cuff)ที่พันไว้ที่บริเวณต้นแขนเหนือระบบหัวใจ ค่าความดันที่ถุงยางพันแขนมีค่าความดันค่าหนึ่งที่กำหนดแล้ว เครื่องวัดความดันจะปล่อยลมออกทีละขั้น(Step Deflate) ขั้นละ 4 - 10 มิลลิเมตรของปรอท ตัวควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการตรวจวัดสัญญาณการสั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวของอากาศ ในแต่ละขั้นเครื่องวัดจะหาค่าความดันซีสโตลิค ความดันไดแอสโตลิค ความดันเฉลี่ยและอัตราการเต้นของชีพจร ผลของการวัดจะแสดงค่าเป็นตัวเลขที่จอหน้าปัทม์

เครื่องวัดที่สร้างขึ้นภายในมีถังลม ที่มีความจุประมาณ 0.750 ลิตรซึ่งทำให้ช่วงปล่อยลมเข้าถุงยางพันแขน(Cuff)ได้อย่างรวดเร็ว หลังจากเครื่องทำการปล่อยลมข้าถุงยางพันแขนแล้วปั๊มลมจะทำงานอีกครั้ง เพื่อให้ถังลมเก็บไว้สำหรับรอบการทำงานต่อไป โดยถังเก็บลมมีค่าความดันลมที่ประมาณ 300 $\pm$30 มิลลิเมตรของปรอท

การเริ่มต้นหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรจะเริ่มทำงานโดยมีเงื่อนไขดังนี้

1. เมื่อกดสวิทซ์ START ถูกกด เมื่ออยู่ในรูปแบบการทำงานกำหนดเองและแบบอัตโนมัติ ตัวเครื่องจะทำงานทันที
2. เมื่อช่วงเวลา (Period) ในรูปแบบการทำงานแบบอัตโนมัติ ถึงเวลาที่กำหนดไว้

ลำดับการทำงานในการหาค่าความดันโลหิตเริ่มต้นด้วยการปั๊มลมเข้าถุงยางพันแขน(Cuff) ประมาณ 165 $\pm$ 10 มิลลิเมตรของปรอทหรือขึ้นอยู่กับการตั้งค่าความดันเป้าหมายเริ่มต้นการทำงาน (Target Pressure)ครั้งแรก ตัวเครื่องจะเริ่มการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรจนเสร็จสิ้นกระบวนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรและแสดงผลออกมาเป็นตัวเลขแสดงที่หน้าปัทม์

ในรูปแบบการทำงานแบบอัตโนมัติ(Automatic)สามารถตั้งเวลาที่กำหนดให้ทำงาน เครื่องจะทำงานทันทีเมื่อถึงเวลาที่กำหนด โดยที่สามารถเลือกเวลาที่จะให้เครื่องทำงานโดยกดสวิทซ์ SET TIME ค่าที่แสดงในช่อง MINUTES จะแสดงเป็นตัวเลขหน่วยเป็นนาที โดยกำหนดเวลาที่ทำงานเริ่มจาก 1, 3, 5, 10, 15, 30, 45 และ 60 นาทีตามลำดับ

รูปแบบการทำงานแบบกำหนดเองและแบบอัตโนมัติค่าที่ตรวจวัดได้จะแสดงค่าเป็นตัวเลขทั้ง 4 ช่องคือค่าความดันซีสโตลิค (Systolic Pressure) ค่าความดันเฉลี่ย (Mean Arterial Pressure) ค่าความดันไดแอสโตลิค(Diastolic Pressure)และค่าอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate) ส่วนค่า MINUTE จะแสดงค่าเวลาที่กำหนดให้เครื่องทำงานแต่ละครั้ง(Period)จนกว่าค่าเวลาจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อกดสวิทซ์ SET TIME ซึ่งอยู่ในรูปแบบการทำงานแบบอัตโนมัติ(Automatic)เท่านั้น

การกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือน (Alarm Limit)ไม่ให้เกินกว่ากำหนด โดยทั่วไปเมื่อเปิดเครื่องวัดครั้งแรกหรือรีเซ็ตระบบ เครื่องจะกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณทางด้านสูงและทางด้านต่ำของค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรโดยอัตโนมัติ โดยกำหนดเตัวเลขป็นค่าคงที่ ดังแสดงในตารางที่ 6.1

เมื่อต้องการกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือน สามารถกำหนดได้ตามความต้องการ โดยมีวิธีการดังนี้คือกดสวิทซ์ SET LIMIT ตัวเลขจะแสดงค่าค่าจำกัดของสัญญาณเตือนในช่องใดช่องหนึ่งเช่นตัวเลขแสดงในช่อง Systolic แสดงว่าเราต้องการกำหนดค่าสัญญาณเตือนค่าสูงหรือต่ำกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำหนดของค่าความดันซีสโตลิค เมื่อครั้งแรกที่เริ่มกดสวิทซ์ SET LIMIT ค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์เป็นค่าที่วัดได้ครั้งก่อน แต่เมื่อกดสวิทซ์ HI LIMITหรือกด สวิทซ์ LOW LIMIT เป็นการกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนค่าสูงหรือค่าจำกัดของสัญญาณเตือนค่าต่ำไม่ให้เกินกว่ากำหนด

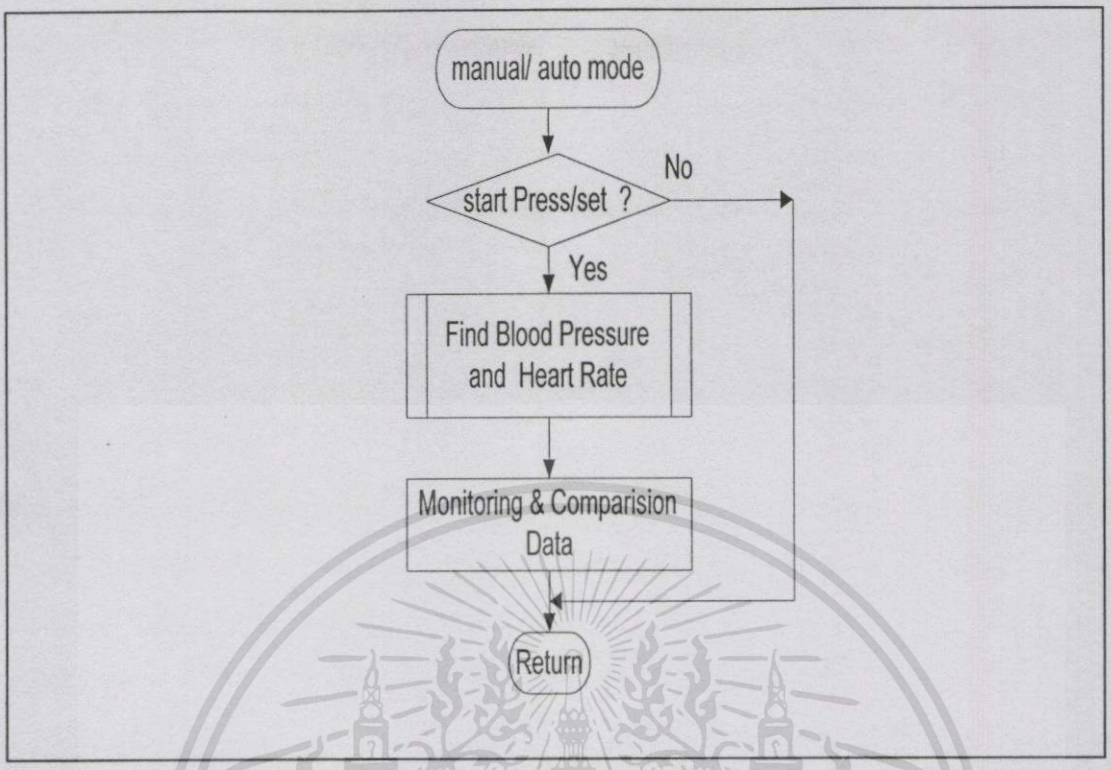
ตารางที่ 6.1 แสดงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่กำหนดไว้ในระบบเมื่อเริ่มเปิดเครื่องครั้งแรก (POWER UP) หรือ RESET ระบบเครื่อง

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือน (Alarm Limit)	ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำ	ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูง
ค่าความดันซีสโตลิค	50 มิลลิเมตรของปรอท	240 มิลลิเมตรของปรอท
ค่าความดันเฉลี่ย	55 มิลลิเมตรของปรอท	240 มิลลิเมตรของปรอท
ค่าความดันไดแอสโตลิค	40 มิลลิเมตรของปรอท	240 มิลลิเมตรของปรอท
ค่าอัตราการเต้นของชีพจร	30 ครั้งต่อนาที	150 ครั้งต่อนาที

การทำงานในรูปแบบกำหนดเอง (Manual Mode)

เมื่อเริ่มเปิดสวิทซ์ไฟให้ตัวเครื่องทำงานตัวเครื่องจะอยู่ในรูปแบบการทำงานแบบกำหนดเองและค่าจำกัดของสัญญาณเตือน (Alarm Limit)ที่กำหนดไว้โดยอัตโนมัติ แต่สามารถเปลี่ยนแปลงได้ ขึ้นอยู่กับการเลือกค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำหรือค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูง ในการหาค่าความดันโลหิตจะเริ่มต้นด้วยการกดสวิทซ์ START เครื่องจะทำงานทันทีและทำการตรวจวัดหาค่าความดันโลหิตจนถึงการแสดงผลของค่าที่หาได้ ดังแสดงในรูปที่ 6.1 เมื่อทำการหาความดันโลหิตและอัตราการของชีพจรได้แล้วก็จะกลับเข้าสู่โปรแกรมหลักคือการแสดงผล ในกรณีที่โปรแกรมของเครื่องวัดกำลังจะหาค่าความดันโลหิตอยู่นั้นโปรแกรมจะถูกยกเลิกเมื่อกดสวิทซ์ยกเลิกการทำงาน(CANCEL)ความดันลมจากถุงยางพันแขนจะถูกปล่อยออกโดยอัตโนมัติ ภาคแสดงผลจะแสดงค่าที่วัดได้และตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะเปรียบเทียบค่าของข้อมูลที่วัดได้กับค่าจำกัดของสัญญาณที่กำหนดไม่ให้เกินกว่ากำหนด(Alarm Out of Limit) ถ้าค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรอยู่ในย่านที่กำหนดค่าจะแสดงปกติ แต่ถ้าค่าที่วัดได้เกินกว่ากำหนดจะมีแสงสัญญาณเตือนจะสว่างและเกิดเสียงดังขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.1 แสดงโฟล์วชาร์ตการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตในรูปแบบกำหนดเองและแบบอัตโนมัติ

การทำงานในรูปแบบอัตโนมัติ (Automatic Mode)

การทำงานในรูปแบบอัตโนมัติจะทำงานทันทีเมื่อถึงเวลาที่กำหนดโดยใช้ตัวตั้งเวลาภายในของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวกำหนดช่วงระยะเวลา(Period)โดยตรวจสอบสถานะของสัญญาณลอจิก START BIT ถ้าสถานะลอจิกเป็น "1"แล้วตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการสั่งให้ตัวเครื่องทำงานทันทีและทำการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ซึ่งจะมีโฟล์วชาร์ตเหมือนกับกระบวนการหาค่าความดันโลหิตในรูปแบบกำหนดเอง(Manual Mode)

6.3 ระบบสัญญาณเตือน (Alarm System)

ระบบสัญญาณเตือนของเครื่องวัดความดันโลหิตเป็นการตรวจสอบเฝ้าระมัดระวังและเตือนภัยให้แก่ผู้ใช้งานและคนไข้ ถ้าหากค่าที่ได้จากการวัดความดันโลหิตมีค่าเกินกว่ากำหนดจะเกิดสัญญาณเตือนทั้งสัญญาณเสียงและแสงบนแผงหน้าปัทม์กล่าวคือถ้าค่าความดันซีสโตลิค ค่าความดันเฉลี่ย ค่าความดันไดแอสโตลิคหรือค่าอัตราการเต้นของชีพจรของคนไข้มีค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงและทางด้านต่ำมากเกินที่กำหนดไว้กว่า เมื่อเครื่องวัดความดันโลหิตทำการหาค่าความดันซีสโตลิค ค่าความดันไดแอสโตลิค ค่าความดันเฉลี่ยและค่าอัตราการเต้นของชีพจรได้ค่าแล้วจะนำค่าที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทั้งทางด้านสูงและต่ำ แต่ถ้าค่าที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตรวจวัดได้นั้นมีค่าเบี่ยงเบนจากค่าจำกัดสัญญาณเตือนเกินกว่าที่กำหนดของตัวเครื่องวัดจะเกิดสัญญาณเตือน (Alarm)ทั้งสัญญาณเสียงและแสงแสดงบนแผงหน้าปัทม์

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนสามารถเปลี่ยนแปลงค่าได้โดยกดสวิทช์ SET LIMIT ค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์จะแสดงช่องเดียวเท่านั้น สมมุติค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์แสดงที่ช่องค่าความดันซีสโตลิคเป็นการตั้งค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันซีสโตลิค ซึ่งจะแสดงค่าความดันโลหิตก่อนหน้านั้นโดยกดสวิทช์ HI LIMIT ก็จะแสดงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูง แต่ถ้ากดสวิทช์ LOW LIMIT ก็จะแสดงค่าจำกัดของสัญญาณทางด้านต่ำ แต่ถ้าไม่ได้กดสวิทช์ HI LIMIT หรือกดสวิทช์ LOW LIMIT ค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์จะแสดงค่าความดันซีสโตลิคหรือค่าแสดงก่อนหน้านั้น สำหรับการกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนค่าความดันเฉลี่ย ค่าความดันไดแอสโตลิคและค่าอัตราการเต้นของชีพจรสามารถกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนได้โดยกดสวิทช์ SET LIMIT ตามลำดับ ถ้าเงื่อนไขการตรวจจับค่าจำกัดของสัญญาณเตือนและการเกิดสัญญาณเตือนจะเกิดขึ้นก็ต่อเมื่อค่าความดันโลหิตและค่าอัตราการเต้นของชีพจรมีค่ามากกว่าค่าที่กำหนดของสัญญาณเตือนทั้งทางด้านต่ำและสูง ทำให้เครื่องเกิดสัญญาณเตือนทั้งทางแสงและเสียง ค่าจำกัดของสัญญาณสามารถเปลี่ยนแปลงค่าได้ในระหว่างอยู่ในรูปแบบทำงานแบบกำหนดเองและแบบอัตโนมัติ ดังแสดงในตารางที่ 6.2

ตารางที่ 6.2 แสดงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่สามารถกำหนดได้ในระบบเครื่องวัด

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือน (Alarm Limit)	ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำ(LOW LIMIT)	ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูง (HI LIMIT)
ค่าความดันซีสโตลิค	50 มิลลิเมตรของปรอท	240 มิลลิเมตรของปรอท
ค่าความดันค่าเฉลี่ย	60 มิลลิเมตรของปรอท	220 มิลลิเมตรของปรอท
ค่าความดันไดแอสโตลิค	40 มิลลิเมตรของปรอท	200 มิลลิเมตรของปรอท
ค่าอัตราการเต้นของชีพจร	30 ครั้งต่อนาที	255 ครั้งต่อนาที

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันซีสโตลิค (Systolic Pressure Alarm Limit)

ช่วงสัญญาณเตือนของค่าความดันซีสโตลิคและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่ถูกกำหนดไว้ก่อนนั้นคือค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงมีค่าเท่ากับ 240 มิลลิเมตรของปรอทและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำมีค่าเท่ากับ 50 มิลลิเมตรของปรอท ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงและต่ำสามารถเปลี่ยนแปลงได้ในระหว่างรูปแบบการทำงานปกติและแบบอัตโนมัติโดยการเปลี่ยนค่าขั้นละ 10 มิลลิเมตรของปรอท ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันซีสโตลิคทางด้านสูงจะเริ่มต้นจาก 100 ถึง 240 มิลลิเมตรของปรอทตามลำดับและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันซีสโตลิคทางด้านต่ำจะเริ่มต้นจาก 50 ถึง 190 มิลลิเมตรของปรอทตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันไดแอสโตลิค (Diastolic Pressure Alarm Limit)

ช่วงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันไดแอสโตลิคและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่ถูกกำหนดไว้ก่อนนั้นคือค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงมีค่าเท่ากับ 240 มิลลิเมตรของปรอทและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำมีค่าเท่ากับ 40 มิลลิเมตรของปรอท ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงและต่ำสามารถเปลี่ยนแปลงได้ในระหว่างรูปแบบการทำงานปกติและแบบอัตโนมัติโดยผู้ใช้งานจะเปลี่ยนแปลงค่าขั้นละ 10 มิลลิเมตรของปรอท ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันไดแอสโตลิคทางด้านสูงจะเริ่มต้นจากค่า 60 ถึง 200 มิลลิเมตรของปรอทและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันไดแอสโตลิคทางด้านต่ำจะเริ่มต้นจากค่า 40 ถึง 180 มิลลิเมตรของปรอทตามลำดับ

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันเฉลี่ย (Mean Arterial Pressure Alarm Limit)

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันเฉลี่ยและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่ถูกกำหนดไว้ก่อนนั้นคือค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงมีค่าเท่ากับ 240 มิลลิเมตรของปรอทและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำมีค่าเท่ากับ 55 มิลลิเมตรของปรอท ช่วงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทั้งทางด้านสูงและต่ำสามารถเปลี่ยนแปลงได้ในระหว่างรูปแบบการทำงานแบบปกติและแบบอัตโนมัติ โดยผู้ใช้งานจะเปลี่ยนแปลงค่าขั้นละ 10 มิลลิเมตรของปรอท ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันเฉลี่ยทางด้านสูงจะเริ่มต้นจากค่า 80 ถึง 220 มิลลิเมตรของปรอทและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าความดันเฉลี่ยทางด้านต่ำจะเริ่มต้นจากค่า 60 ถึง 200 มิลลิเมตรของปรอทตามลำดับ

ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของอัตราการเต้นของชีพจร (Pulse Rate Alarm Limit)

ช่วงของค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของอัตราการเต้นของชีพจรและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่ถูกกำหนดไว้ก่อนนั้นคือค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงมีค่าเท่ากับ 150 ครั้งต่อนาทีและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำมีค่าเท่ากับ 30 ครั้งต่อนาที ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทั้งทางด้านค่าต่ำและค่าสูงสามารถเปลี่ยนแปลงได้ในระหว่างรูปแบบการทำงานปกติและแบบอัตโนมัติโดยผู้ใช้งานจะเปลี่ยนแปลงค่าขั้นละ 10 ครั้งต่อนาที ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าอัตราการเต้นของชีพจรทางด้านสูงจะเริ่มต้นจากค่า 100 ถึง 240 ครั้งต่อนาทีและค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของค่าอัตราการเต้นของชีพจรทางด้านต่ำจะเริ่มต้นจากค่า 30 ถึง 180 ครั้งต่อนาทีตามลำดับ

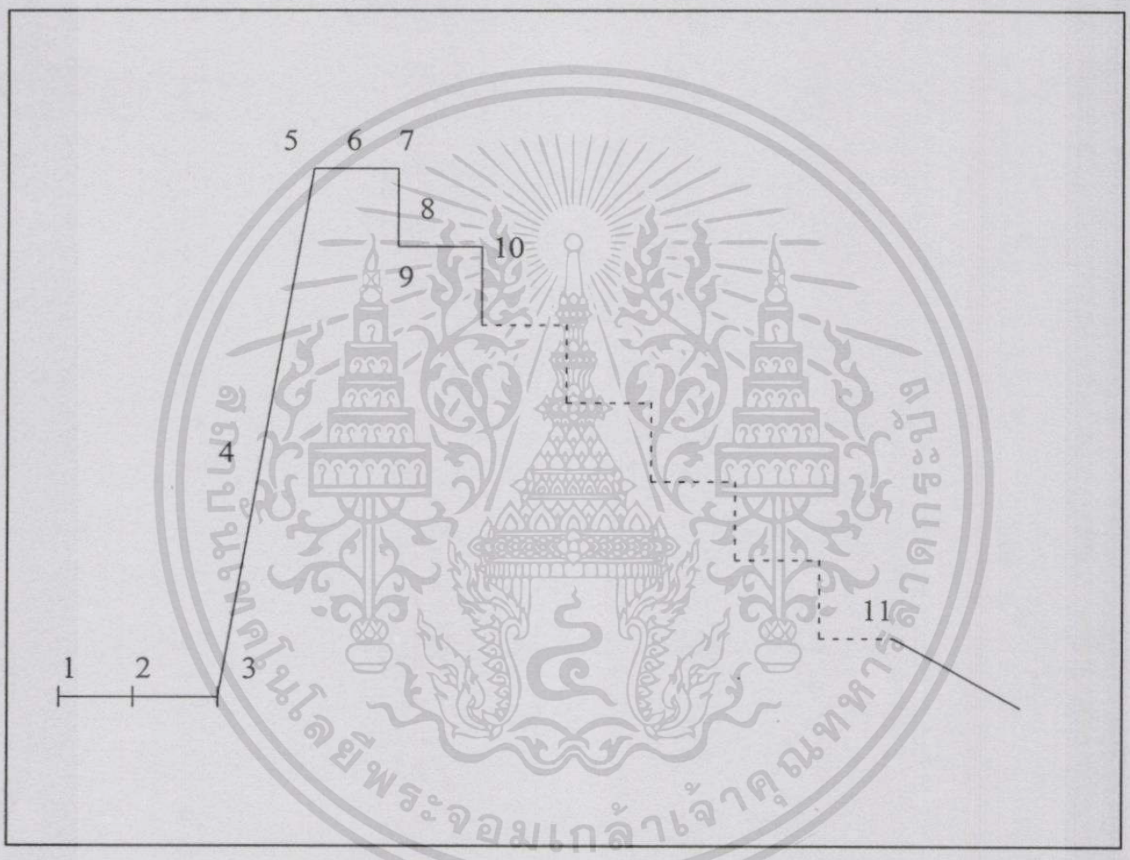
ในกรณีที่เครื่องวัดความดันโลหิตตรวจพบว่าระบบลมมีค่าความดันเกินกว่า300 มิลลิเมตรของปรอทหรือระบบท่อลมเกิดอุดตันหรือหักงอ เครื่องวัดความดันโลหิตจะแสดงสัญญาณแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นตัวเลข 0 และ 255 สลับกันที่หน้าปัทม์ เพื่อบอกให้ผู้ใช้งานทราบถึงปัญหาดังกล่าวที่ต้องได้รับแก้ไขให้ถูกต้อง

6.4 ลำดับขั้นตอนของกระบวนการทำงาน

วิธีการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 สามารถอธิบายลำดับขั้นตอนการหาค่าความดันโลหิตของระบบลมได้ ดังแสดงในรูปที่ 6.2



รูปที่ 6.2 แสดงลำดับการทำงานของระบบลม

ลำดับขั้นตอนและรูปแบบการทำงานของระบบลม ดังแสดงในรูปที่ 6.2 สามารถอธิบายได้ว่าเป็นหัวข้อได้ดังนี้

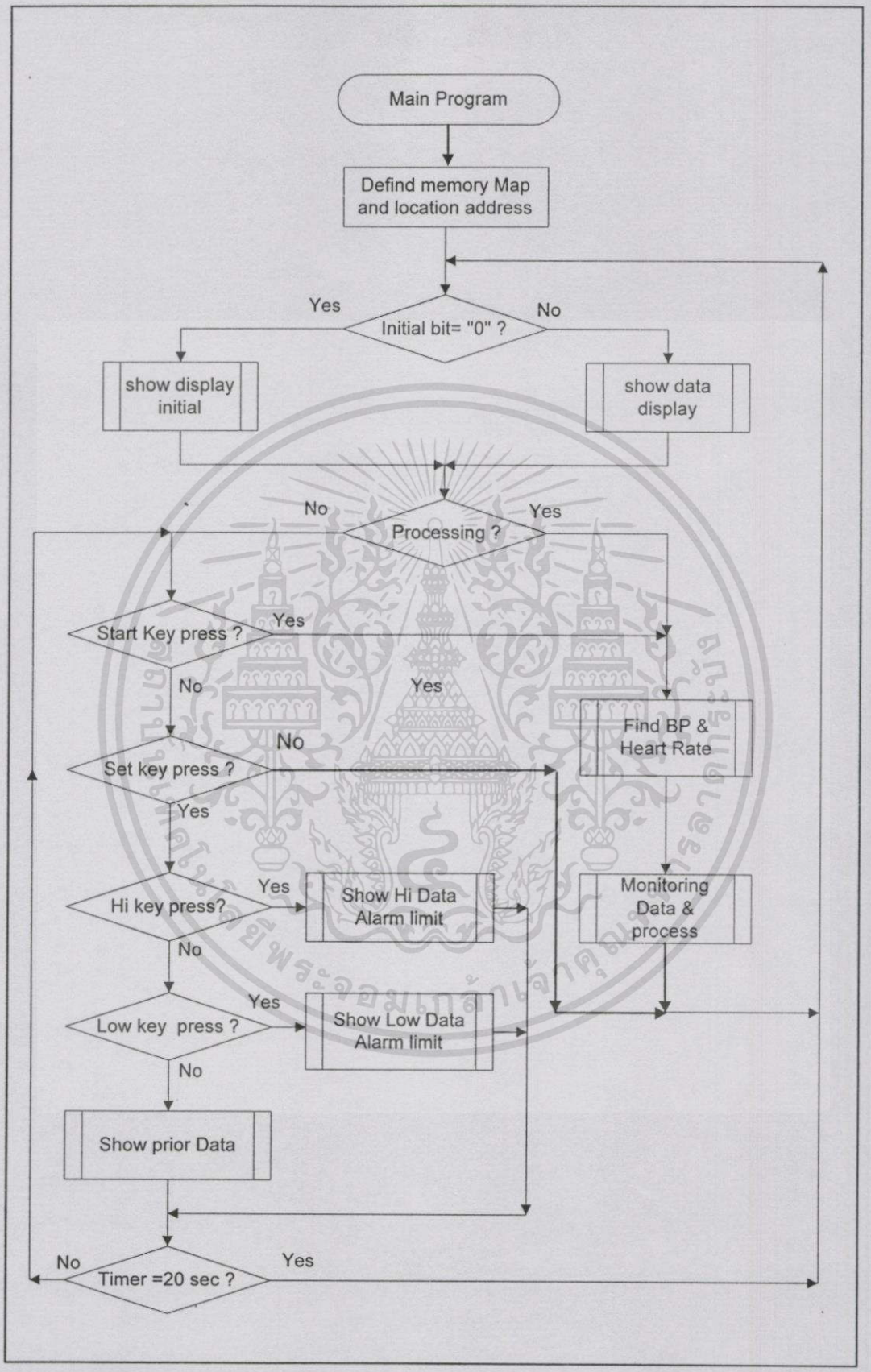
1. ตัวโซลีนอยด์วาล์วเปิด เพื่อให้ความดันลมในระบบเครื่องวัดมีค่าเท่ากับค่าความดันบรรยากาศ
2. ตัวโซลีนอยด์วาล์วจะปิดระบบลม
3. มอเตอร์ลมจะสูบลมเข้าถุงยางพันแขน (Cuff)
4. ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะอ่านค่าสัญญาณความดัน(Pressure Signal)ถึงจุดที่กำหนดหรือไม่
5. ตัวโซลีนอยด์วาล์วจะปิดและมอเตอร์หยุดลมเข้าถุงยางพันแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการเก็บสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal) ไว้
7. ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะหาค่าสัญญาณความดัน(Pressure Signal)และสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)ที่มีขนาดของสัญญาณพัลส์ที่เหมือนกันอย่างน้อย 2 สัญญาณพัลส์ (ตามหลักการและวิธีการตรวจวัดความดันโลหิตโดยวิธีออสซิลโลเมตริค ที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 3)
8. ตัวโซลีนอยด์วาล์วเปิดออก
9. ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์จะสั่งให้ตัวโซลีนอยด์วาล์วปิดและอ่านค่าความดันโลหิต โดยแสดงค่าความดันที่อยู่ภายในถุงยางพันแขน(Cuff) และกลับไปข้อที่ 6 ใหม่ซึ่งเป็นกระบวนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรอีกครั้ง
10. หลังจากสามารถหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรจะโชว์ตัวเลขบนหน้าจอ
11. ตัวโซลีนอยด์ลมเปิดให้อากาศในระบบภายในตัวเครื่องวัดจากไหลออกสู่บรรยากาศภายนอก

จากข้อที่ 5 ถึง 9 เป็นการกลับเข้าไปหากระบวนการหาค่าสัญญาณความดันและสัญญาณพัลส์ ตามหลักการและวิธีการตรวจวัดความดันโลหิตโดยวิธีออสซิลโลเมตริค ดังที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 เมื่อทำการหาค่าความดันโลหิตแล้วตัววาล์วก็จะเปิดสู่อากาศภายนอก เป็นการสิ้นสุดกระบวนการหาค่าความดันโลหิต ดังแสดงในรูปที่ 6.3 เป็นการแสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมหลักของเครื่องวัดความดันโลหิต

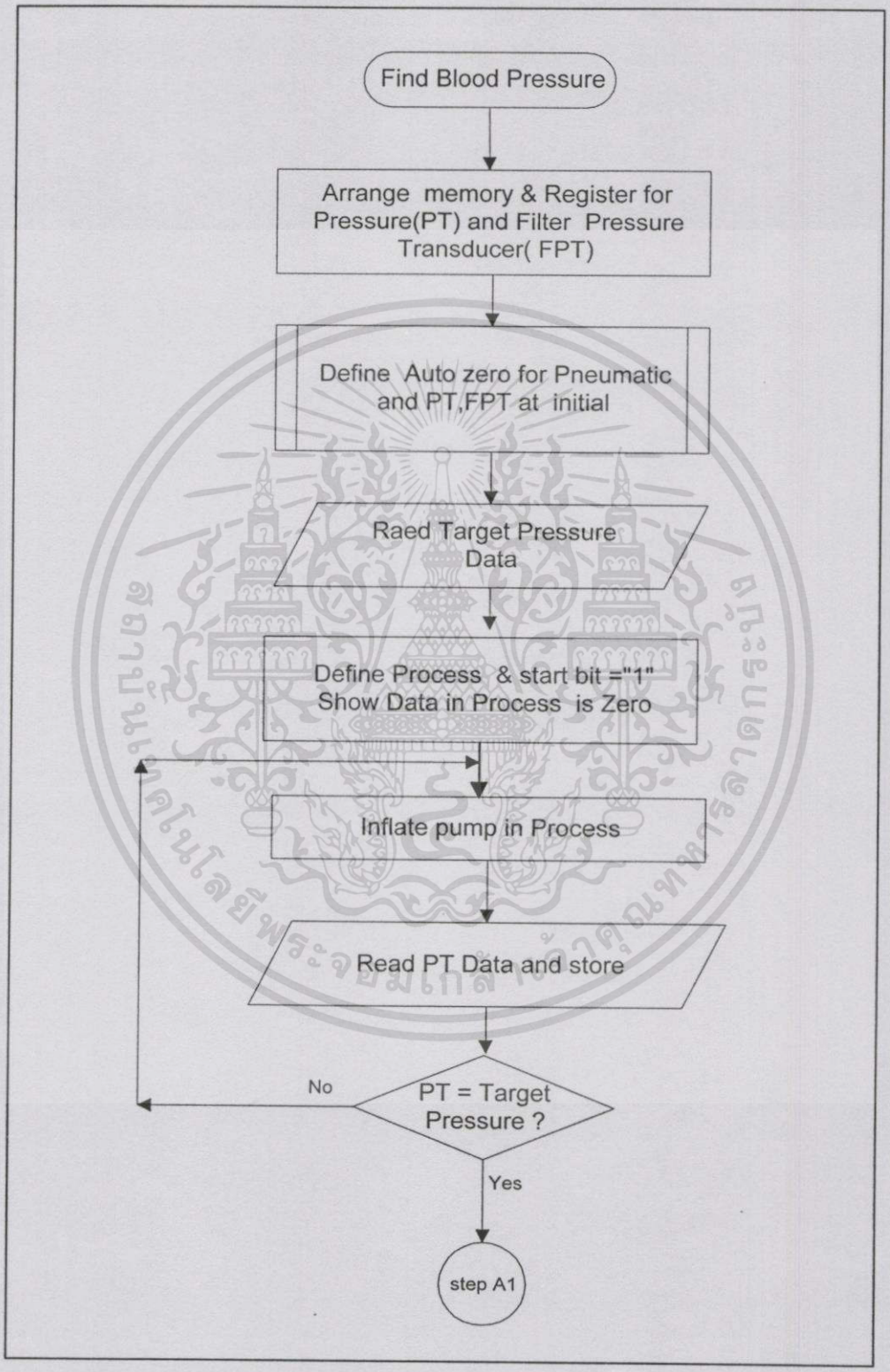
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.3 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมหลักของเครื่องวัดความดันโลหิต

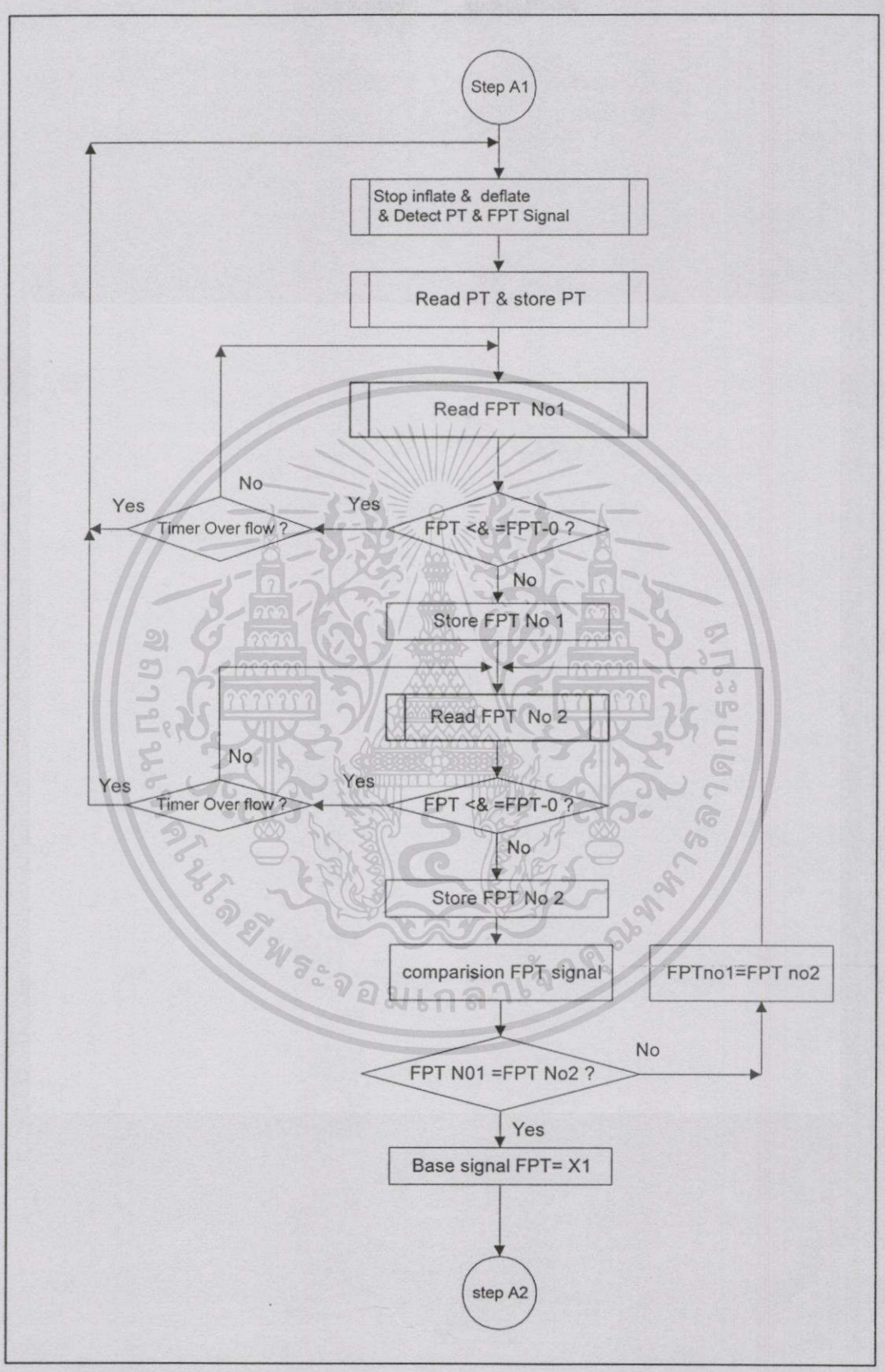
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับโฟล์วชาร์ตการหาค่าความดันโลหิต แสดงถึงขั้นตอนกระบวนการการหาค่าความดันโลหิต ดังแสดงในรูปที่ 6.4



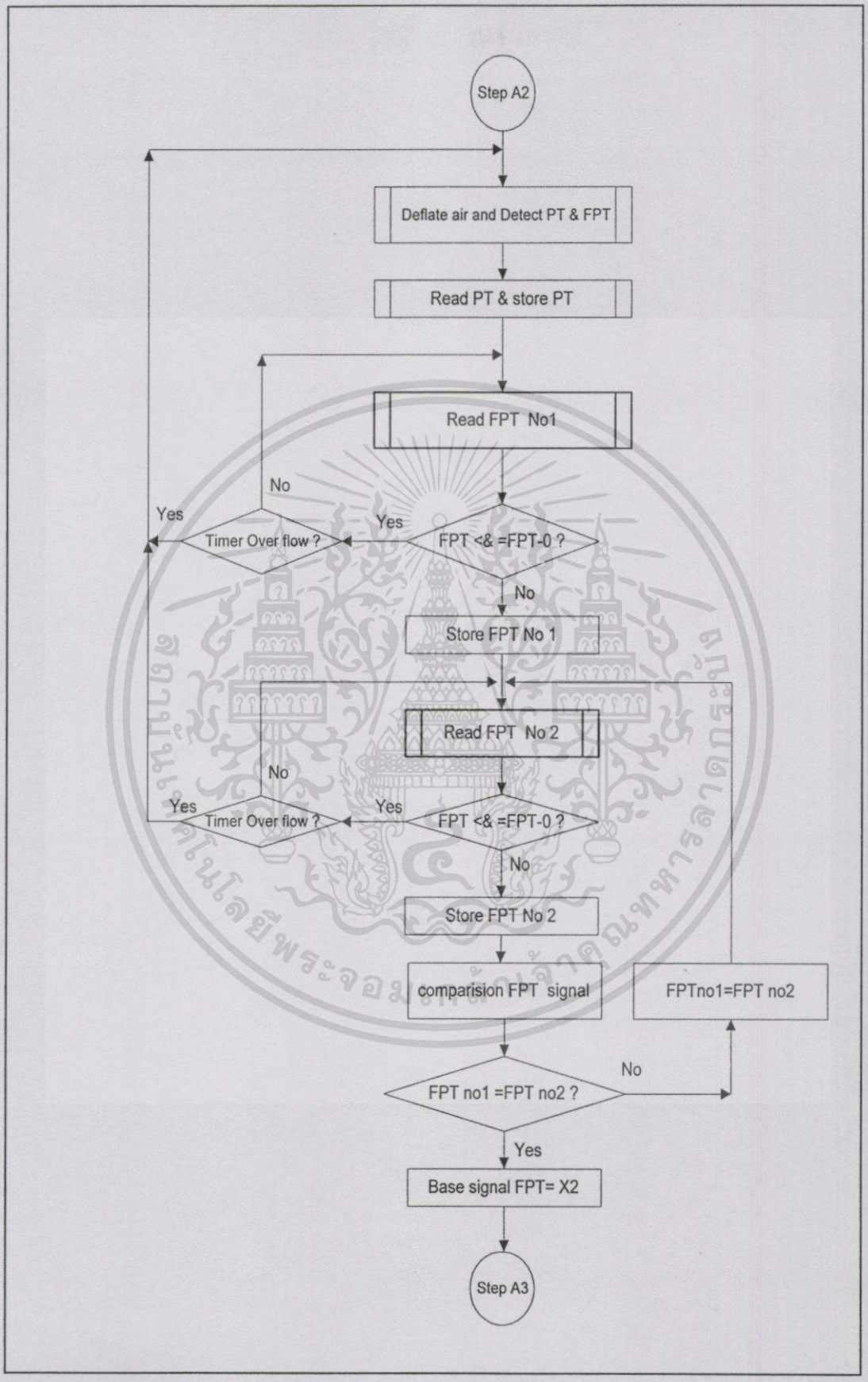
รูปที่ 6.4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



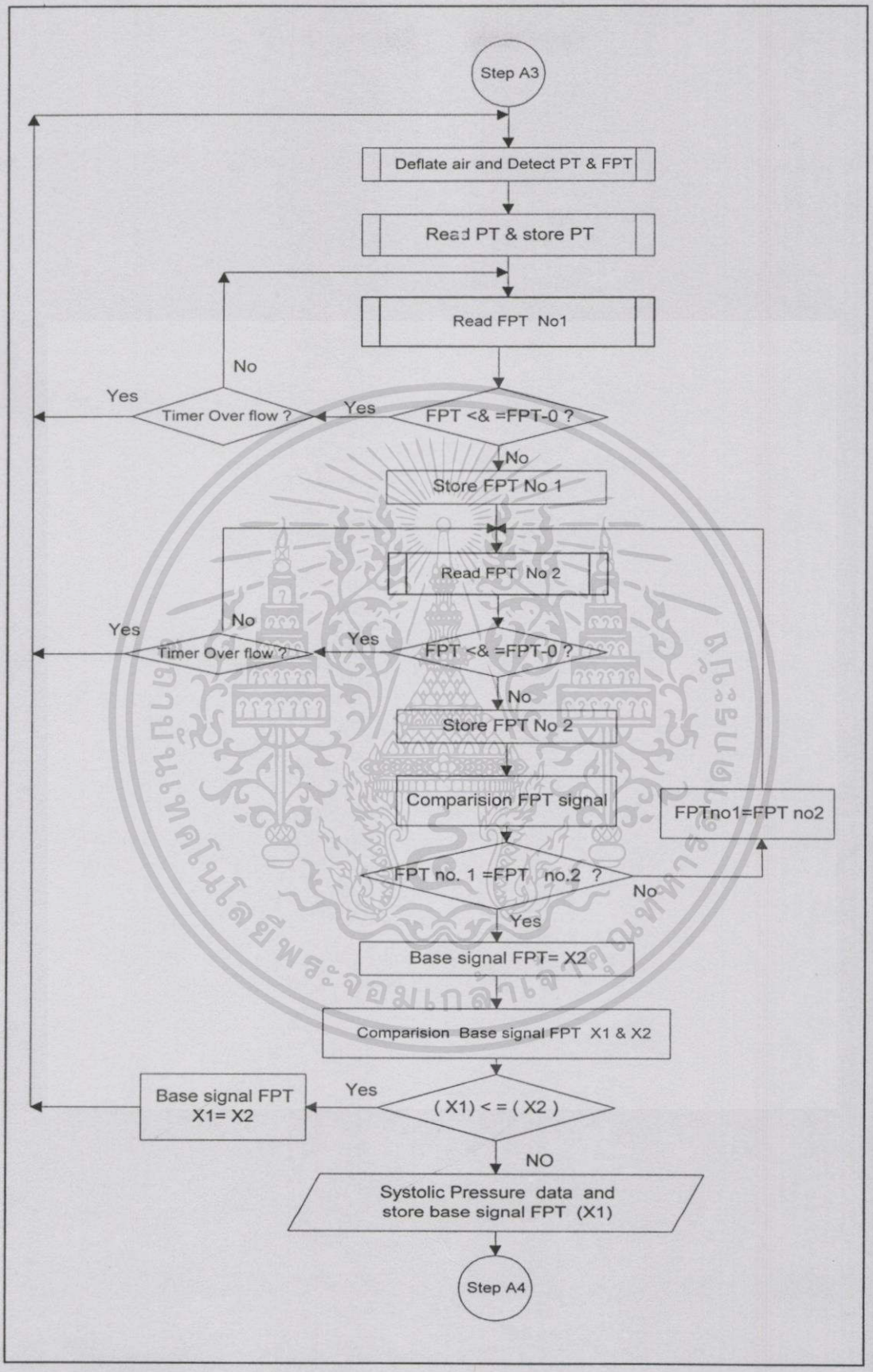
รูปที่ 6. 4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



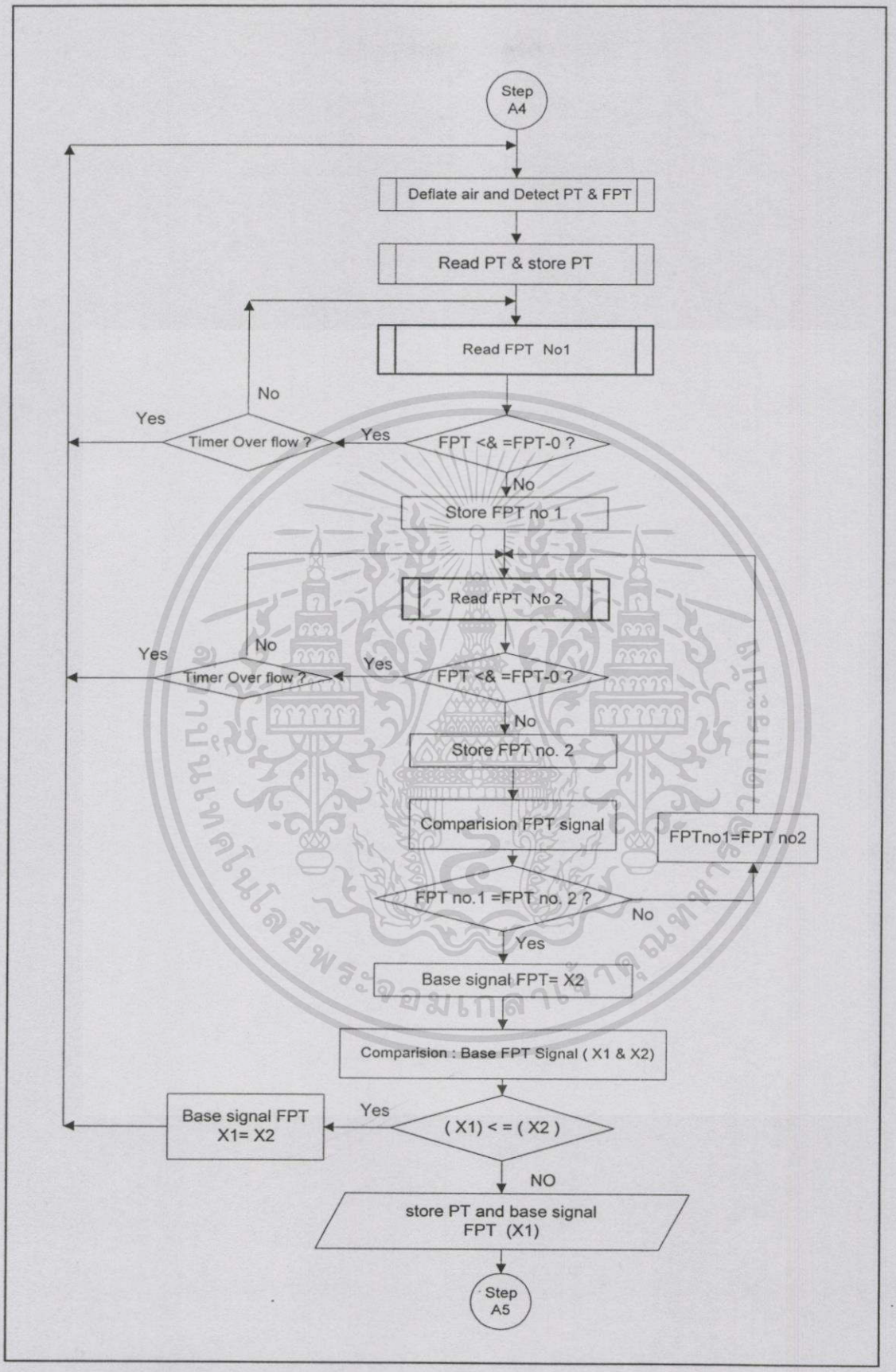
รูปที่ 6.4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต(ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



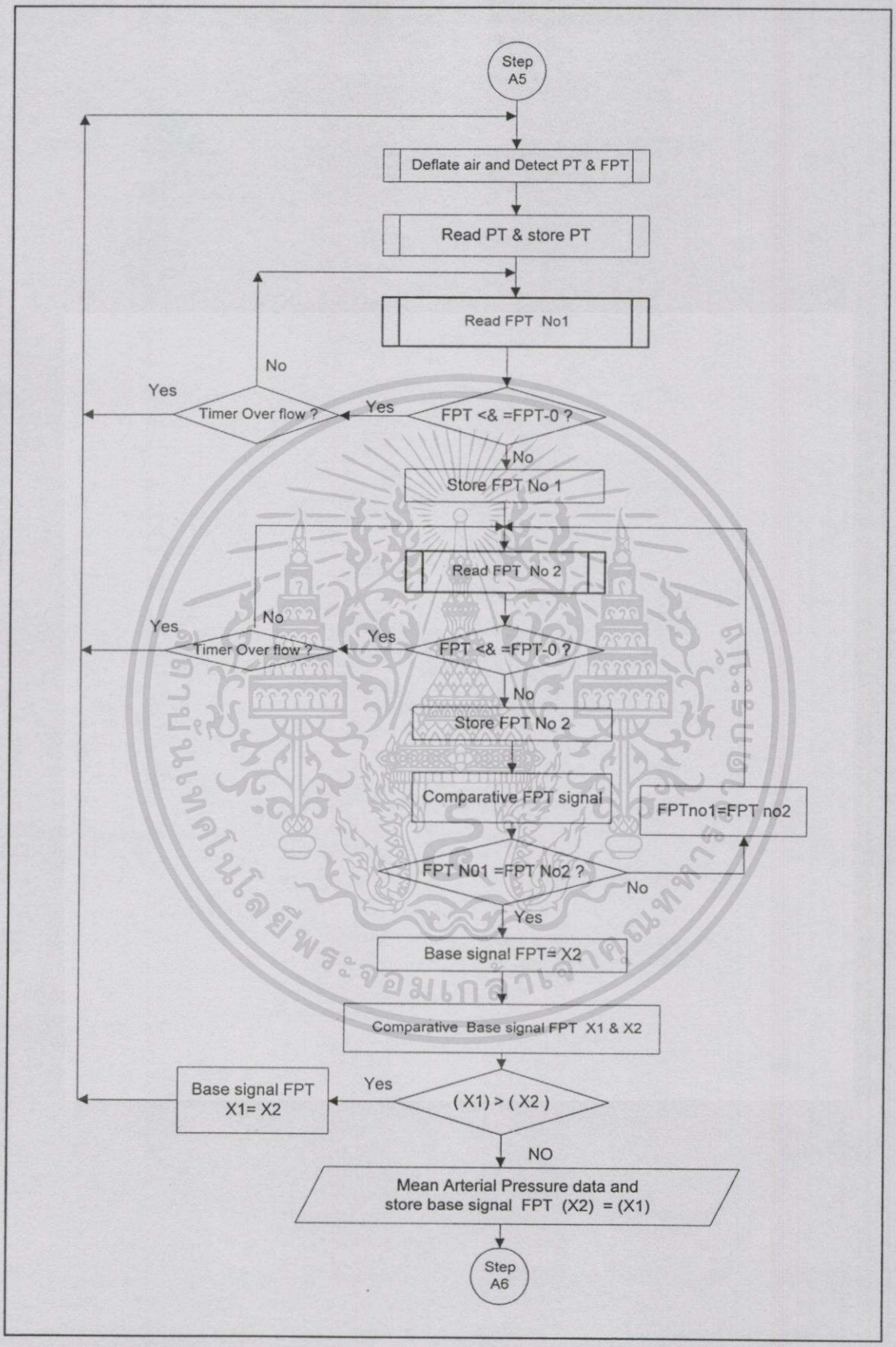
รูปที่ 6.4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



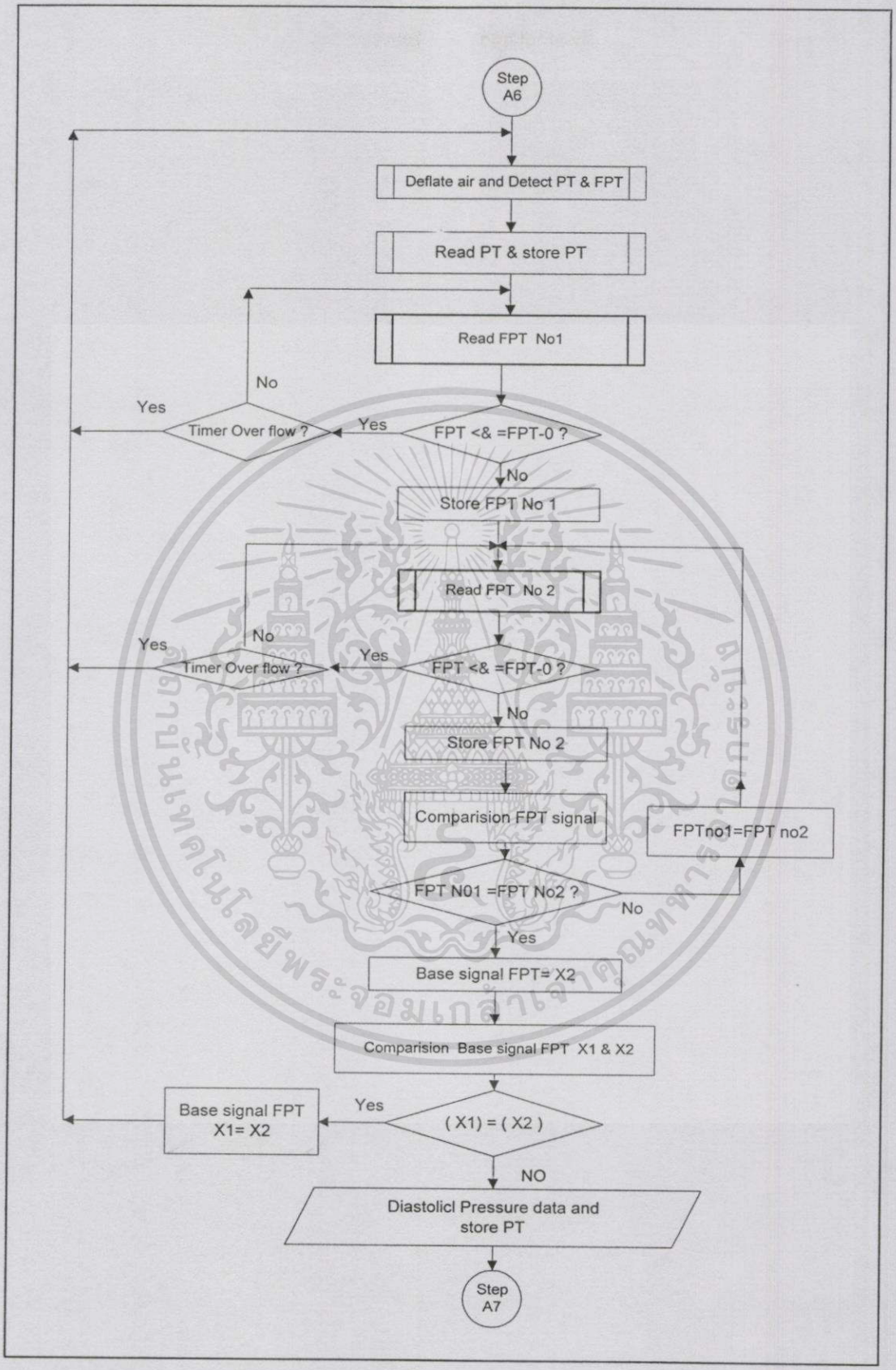
รูปที่ 6.4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต(ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



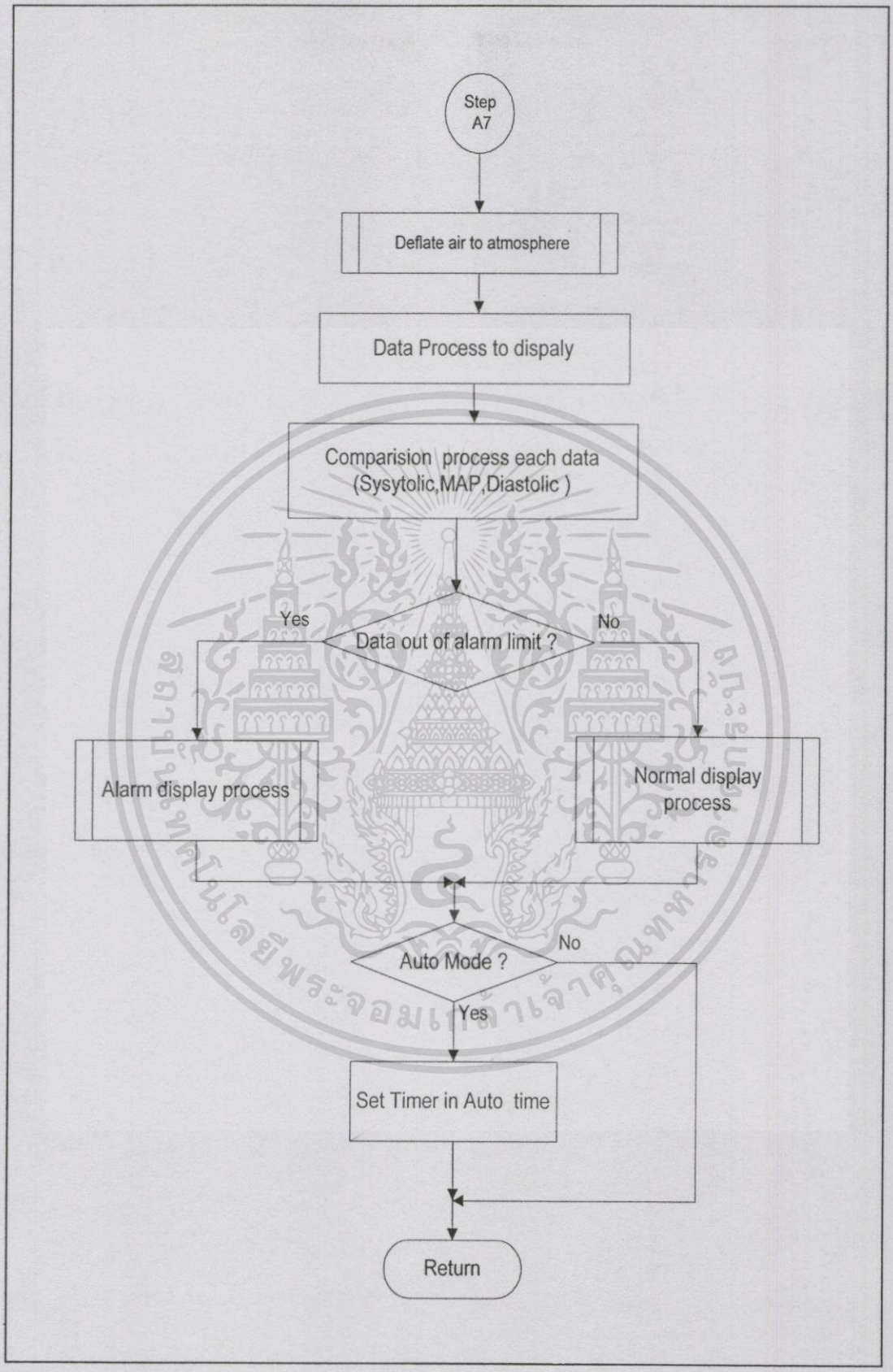
รูปที่ 6.4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต (ต่อ)

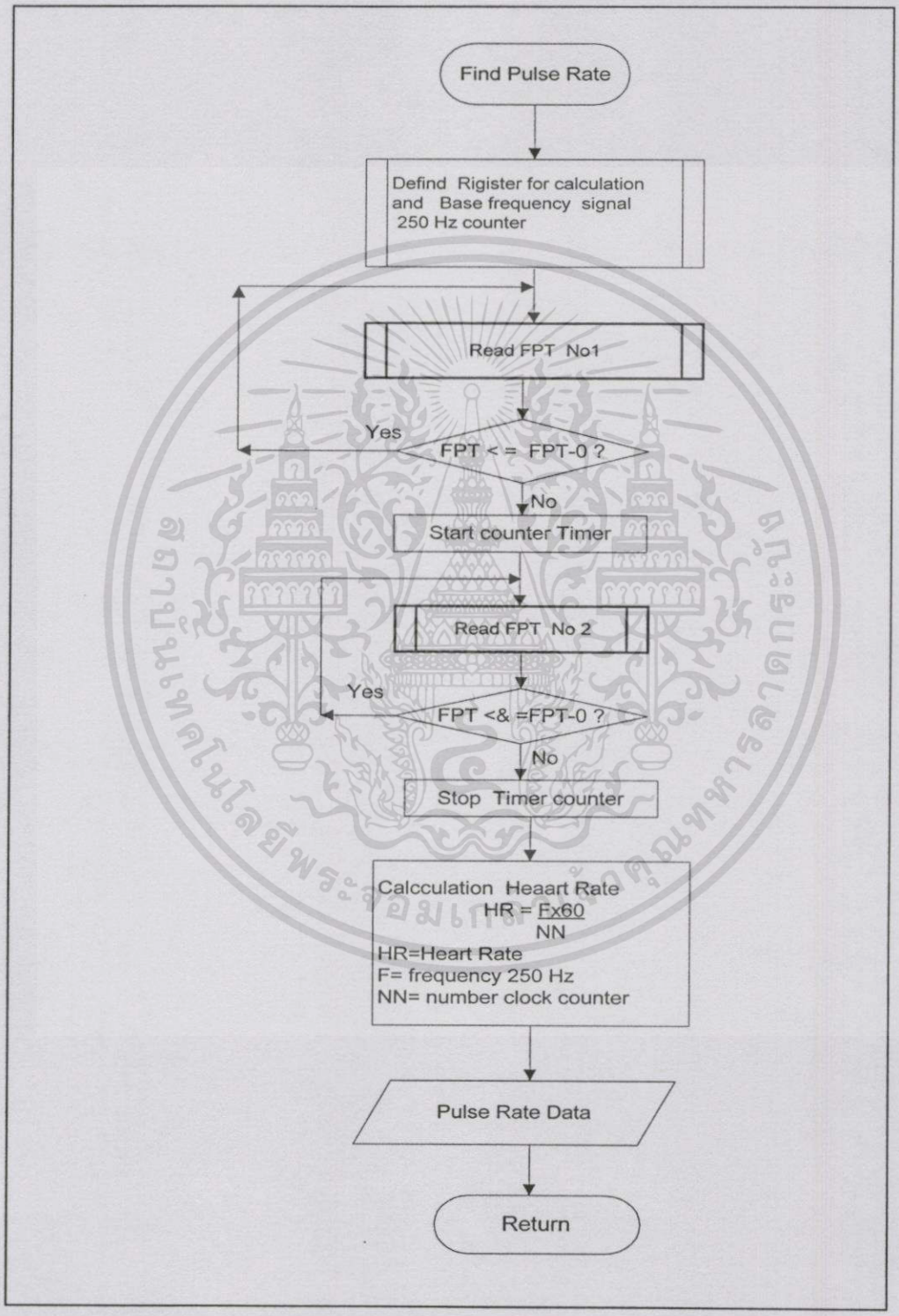
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.4 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าความดันโลหิต (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการหาค่าอัตราการเต้นของชีพจร ใช้หลักการแบบสัญญาณพัลส์ถึงสัญญาณพัลส์อีกรูปคลื่นหนึ่งที่เรียกว่า "Beat to Beat " ขั้นตอนของโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าอัตราการเต้นของชีพจรดังแสดงรูปที่ 6.5



รูปที่ 6.5 แสดงโฟล์วชาร์ตของโปรแกรมในการหาค่าอัตราการเต้นของชีพจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7
การทดสอบและการนำไปใช้งาน

จากข้อกำหนดของสมาคม American Association of Medical Instrumentation (AAMI) และสถาบัน American National of Standard Institute(ANSI) ได้กำหนดค่ามาตรฐานของความเที่ยงตรงและแม่นยำสำหรับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติหรือเครื่องวัดทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้หลักการวัดแบบวัดทางอ้อม(Non Invasive Blood Pressure)ว่า "ค่าความแตกต่างของการวัดซึ่งเป็นค่าเฉลี่ย โดยค่าที่วัดได้ควรจะผิดพลาดไม่เกิน ± 5 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg)หรือน้อยกว่าหรือมีค่าเบี่ยงเบนมาตราฐาน 8 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg)หรือน้อยกว่าเมื่อทดสอบกับระบบการวัดความดันโลหิต โดยวิธีการวัดทางตรง (Central Aortic Pressure)และนำมาเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากระบบที่สร้างขึ้น" [1, 4] ซึ่งนำมาใช้เป็นแนวทางในการทดสอบเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นมา

อย่างไรก็ดีการทดสอบตามข้อกำหนดข้างต้นมีความยุ่งยากในทางปฏิบัติในบ้านเราทั้งในแง่กฎระเบียบและความปลอดภัย จึงกำหนดขอบเขตการทดสอบกับวิธีการวัดทางอ้อมใช้เป็นมาตรฐานในปัจจุบันโดยใช้เครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทที่ใช้หลักการฟังเสียงที่เรียกว่า "Sphygmomanometer" เป็นเครื่องวัดความดันโลหิตแบบมาตรฐานที่ใช้วิธีการวัดโดยทางอ้อมในคนปกติและคนไข้และทดสอบกับเครื่องจำลองแขนคน(Arm Simulator)

ในการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตจะใช้วิธีการทดสอบทั้ง 2 วิธีคือวิธีการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตกับคนไข้หรือเทคนิคการทดสอบที่เรียกว่า*" In Vivo Technique"* และวิธีการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตกับเครื่องจำลองแขนคนหรือเทคนิคการทดสอบที่เรียกว่า*"In Vitro Technique"* การทดสอบในการหาค่าความดันโลหิตเพื่อหาข้อมูลในการวัดของเครื่องวัดความดันโลหิตเพื่อเป็นข้อบ่งบอกความสามารถและสมรรถภาพของเครื่องวัดที่ได้สร้างขึ้นโดยสามารถใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีความเที่ยงตรงแม่นยำมากน้อยเพียงใดและเชื่อถือได้ โดยแบ่งการทดสอบเป็น 4 ขั้นตอนคือการปรับเทียบมาตรฐานเครื่องมือวัด(Calibration) การทดสอบกับเครื่องจำลองแบบแขนคน การทดสอบวัดความดันโลหิตกับคนปกติและการทดสอบวัดความดันโลหิตกับผู้ป่วยในโรงพยาบาล

7.1 การปรับเทียบค่าความดันมาตราฐานของเครื่องวัด

การปรับเทียบมาตรฐานเครื่องมือวัด(Calibration)เพื่อให้เครื่องมือวัดมีความเที่ยงตรงแม่นยำและได้มาตรฐานของการวัดความดันจะกระทำโดยป้อนความดันลมให้เครื่องวัดมาตรฐานกับเครื่องวัดที่ได้สร้างขึ้นแล้วทำการบันทึกค่าความดันลมทั้งสองที่แสดงบนหน้าปัทม์และค่าที่แตก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

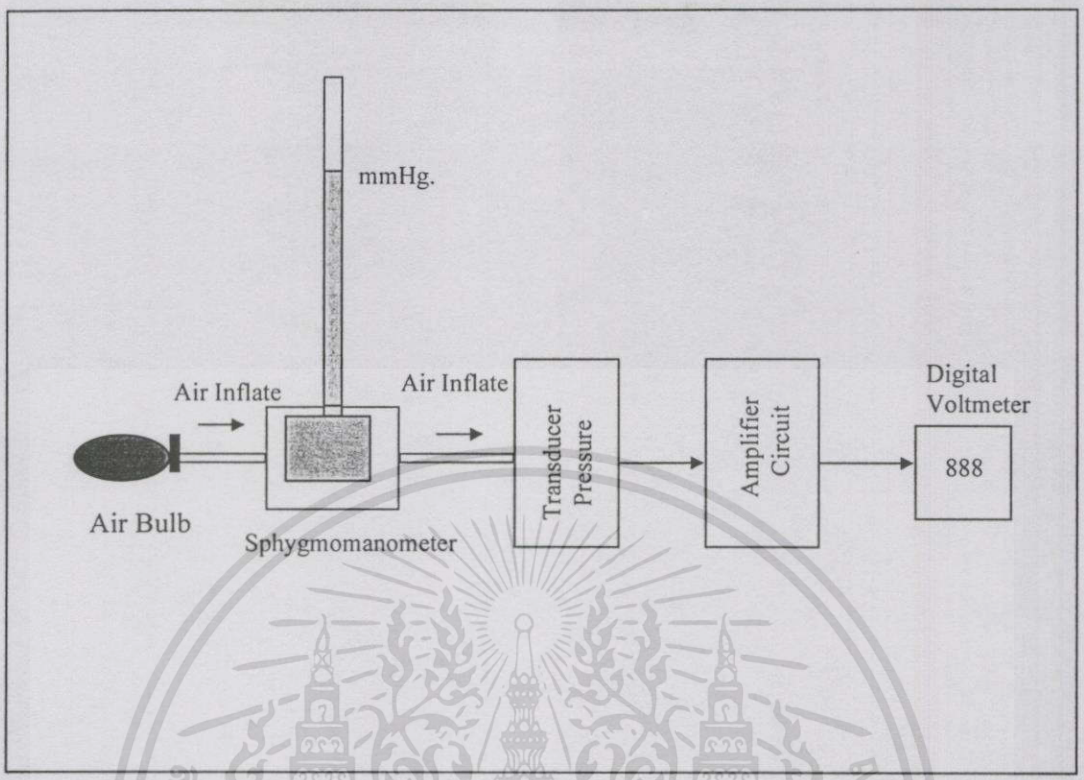
ต่างกันหรือค่าความผิดพลาดของเครื่องวัด ดังแสดงในรูปที่ 7.1 ในการวิจัยนี้ใช้เครื่องวัดแบบปรอท(Sphygmomanometer)เป็นเครื่องวัดมาตรฐานและใช้เครื่องวัดความดันแบบดิจิตอล(NIBP Tester) โดยเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นมีตัวต้านทานปรับค่าได้ เมื่อค่าที่แสดงบนเครื่องวัดมาตรฐานที่แสดงในเครื่องวัดแบบปรอทและเครื่องวัดความดันแบบดิจิตอล(NIBP TESTER)แสดงค่าเท่าไร ให้ปรับแต่งที่เครื่องวัดที่สร้างให้ค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์มีค่าเท่ากัน โดยกำหนดค่าผิดพลาดของค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์ไม่ควรมีค่าความคลาดเคลื่อนเกิน ±5 มิลลิเมตรของปรอท[1,17] ซึ่งเครื่องวัดที่สร้างขึ้นมีตัวต้านทานปรับค่าได้2ตัวคือตัวต้านทานปรับค่าศูนย์(Zero Offset Resistor) และตัวต้านทานปรับค่าอัตราขยายของสัญญาณ(Signal Gain Adjust Resistor)

ตัวต้านทานปรับค่าศูนย์(Zero Offset Resistor) มีหน้าที่คือกรณีที่เปิดเครื่องวัด ค่าความดันที่แสดงบนหน้าปัทม์ของเครื่องวัดควรมีค่าความดันเท่ากับความดันบรรยากาศ (Atmosphere)คือมีค่าเป็นศูนย์และเพื่อปรับแรงดันไฟฟ้าทางเอาท์พุทของวงจรขยายขณะที่ไม่ได้สูบลมเข้าถุงยางพันแขนทำให้ค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุท(Offset) ควรมีค่าเป็นศูนย์ สำหรับตัวต้านทานปรับค่าอัตราขยายของสัญญาณ(Signal Gain Adjust Resistor)มีหน้าที่คือปรับแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal)ของวงจรขยายให้มีค่าแรงดันไฟฟ้าให้ถูกต้องมีค่าตรงกับค่าความดันลมที่ป้อนเข้ามาที่เครื่องวัดโดยกำหนดให้ค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทมีการเปลี่ยนแปลง 20 มิลลิโวลท์ต่อค่าความดันลมที่ป้อนให้เครื่องวัด 1 มิลลิเมตรของปรอทเช่นถ้าค่าความดันลมที่ป้อนให้เครื่องวัด 100 มิลลิเมตรของปรอทค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุทจะเท่ากับ 2.00 โวลท์ ความสัมพันธ์ของค่าความดันที่ป้อนให้ของทรานสดิวเซอร์ความดันของเครื่องวัดความดันที่สร้างขึ้น(Unit Under Test)กับเครื่องวัดแบบปรอท(Sphygmomanometer) ดังแสดงตารางที่ 7.1 และในรูปที่ 7.2 ตามลำดับ

วิธีการปรับเทียบความดันมาตราฐานของเครื่องวัดที่สร้างขึ้น จะกระทำดังนี้คือ

1. กดสวิทซ์ Calibration ด้านหลังของตัวเครื่องชั่วขณะ ประมาณ 1 วินาที
2. ค่าความดันลมจะแสดงบนหน้าปัทม์ตรงช่องค่าความดันค่าเฉลี่ย (MAP) ช่องเดียว
3. ให้ลักษณะการต่ออุปกรณ์ต่างๆดังแสดงในรูปที่ 7.1 เพื่อป้อนความดันลมเข้าไปของเครื่องวัดความดันทั้งสองและสังเกตุตัวเลขที่แสดงในช่องค่าความดันค่าเฉลี่ย (MAP) ช่องเดียวและตัวเลขที่แสดงบนเครื่องวัด Sphygmomanometer มีค่าอย่างไร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

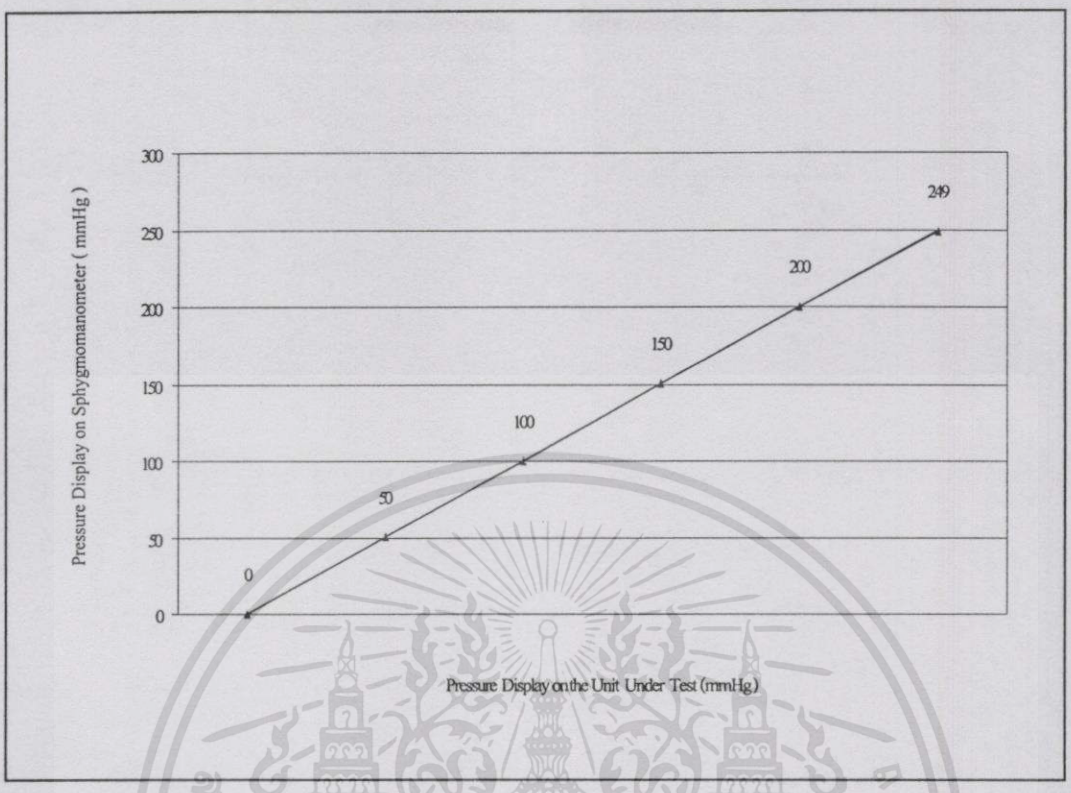


รูปที่ 7.1 แสดงวิธีการหาความสัมพันธ์ของค่าความดันที่ป้อนให้ของทรานสดิวเซอร์ความดันและแรงดันไฟฟ้าโดยใช้เครื่องวัดความดันแบบ (Sphygmomanometer)

ตารางที่ 7.1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความดันลมที่ป้อนกับค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุท

ค่าความดันลมมาตรฐานที่กำหนดป้อนให้ (mmHg)	กำหนดค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุท (โวลท์)	ค่าแรงดันไฟฟ้าที่เอ้าท์พุท(โวลท์)	ค่าความดันของเครื่องที่สร้างขึ้น (mmHg)	ค่าผิดพลาดที่สามารถยอมรับได้ของเครื่องวัด (mmHg)
0	0	0	0	0 ± 3
50	1.00	1.05	50	50 ± 5
100	2.00	2.09	100	100 ± 5
150	3.00	3.00	150	150 ± 5
200	4.00	4.04	200	200 ± 5
250	5.00	4.97	249	250 ± 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

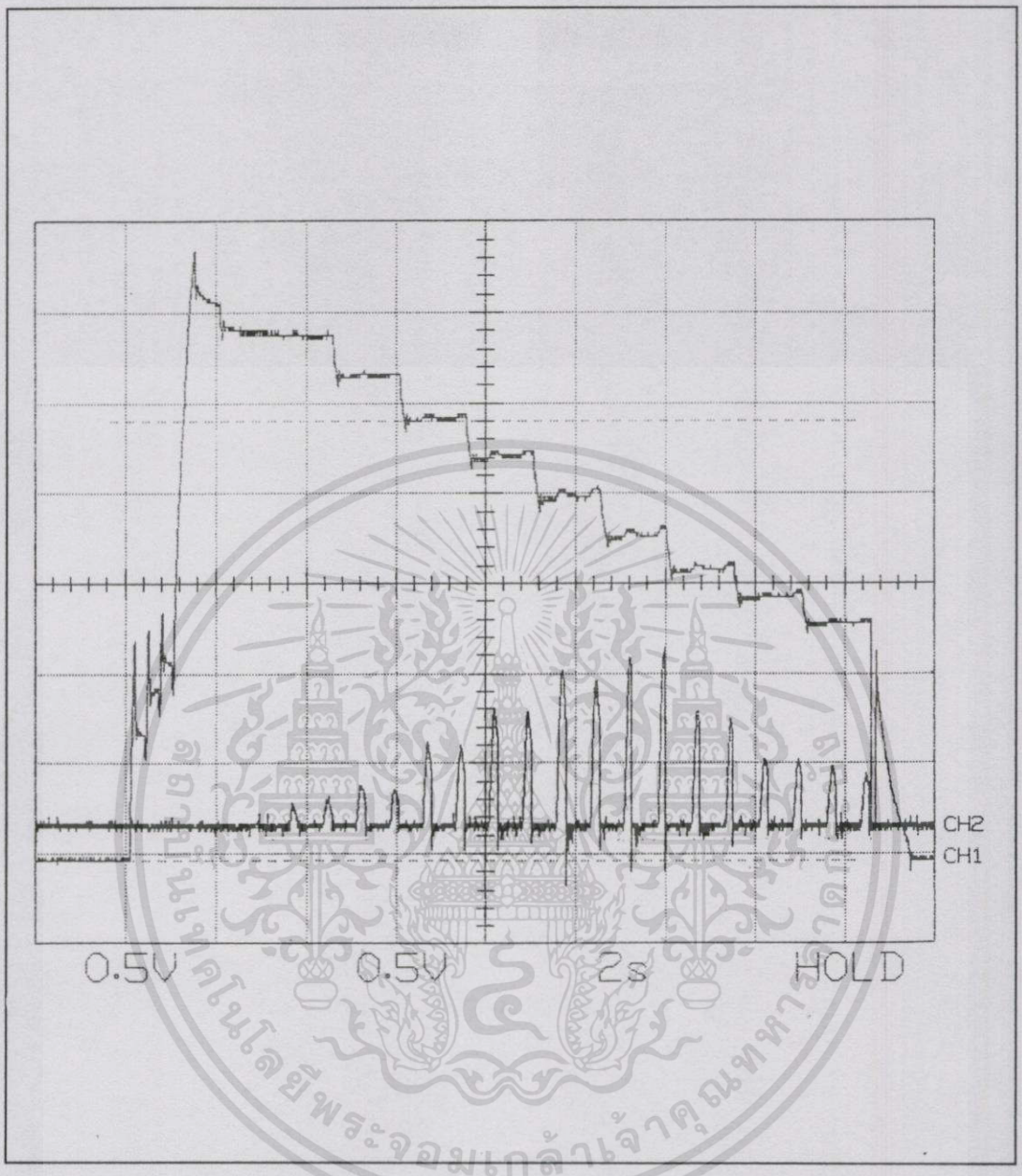


รูปที่ 7.2 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าความดันลมที่ป้อนให้แก่เครื่องวัดแบบปรอท (Sphygmomanometer) กับค่าความดันที่แสดงบนเครื่องวัดที่สร้างขึ้น

7.2 รูปคลื่นของสัญญาณค่าความดันและสัญญาณพัลส์

เครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นสามารถตรวจสอบสัญญาณของสัญญาณค่าความดันจากทรานสดิวเซอร์ความดัน(Pressure Signal)และสัญญาณพัลส์(Pulse Signal)ซึ่งจะนำมาหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรต่อไป[14, 25] โดยใช้เครื่องวัดออสซิลโลสโคป ยี่ห้อTektronic รุ่น 2212 โดยกำหนดให้ channel 1วัดสัญญาณรูปคลื่นสัญญาณค่าความดัน (Pressure Signal)และขนาดของสัญญาณต่อช่อง(volts/Division)เท่ากับ0.5โวลท์ต่อช่องและกำหนดให้ Channel 2 วัดสัญญาณรูปคลื่นสัญญาณพัลส์(PulseSignal)และขนาดของสัญญาณต่อช่อง(volts/Division)เท่ากับ 0.5 โวลท์ต่อช่องและขนาดของเวลาต่อช่อง(Time/Division)เท่ากับ 2 วินาที โดยที่วัดสัญญาณทั้งสองเป็นจุดทดสอบสัญญาณก่อนที่จะเข้าไปที่ภาคแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอล ลักษณะของสัญญาณรูปคลื่นแสดงในรูปที่ 7.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7.3 แสดงรูปคลื่นของสัญญาณความดัน(Pressure Signal)และสัญญาณพัลส์ (Pulse Signal) ในการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร

7.3 การทดสอบและการนำไปใช้งาน

เนื่องจากเครื่องวัดความดันโลหิตเป็นอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ก่อนนำไปใช้งานควรเปิดเครื่องไว้ประมาณ 1 นาทีเพื่อให้เครื่องมีสถานะพร้อมที่จะใช้งานและควรตรวจสอบอุปกรณ์ที่ใช้ร่วมกับเครื่องวัดก่อนทุกครั้งเช่นถุงยางพันแขน(Cuff)และสายท่อลม ควรต่อถุงยางพันแขนและสายท่อลมให้แน่นหนา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดสอบการวัดความดันโลหิตเพื่อทดสอบสมรรภาพและขีดความสามารถสูงสุดและต่ำสุดในการวัดหาค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคของเครื่องวัดที่สร้างและสามารถวัดหาค่าความดันโลหิตเป็นที่ยอมรับอย่างไร เนื่องจากค่าความดันโลหิตของคนไข้และคนปกติไม่สามรถกำหนดค่าได้และค่าความดันโลหิตแตกต่างตลอดเวลา ดังนั้นจำเป็นต้องใช้เครื่องจำลองค่าความดันโลหิตของคนไข้ใช้ในการทดสอบการวัดค่าความดันโลหิต โดยใช้เครื่อง Non Invasive Blood Pressure Monitor Tester (NIBP Tester) หรือเรียกว่า"Arm Simulator" รุ่นBP Pump ผู้ผลิตคือบริษัท BIOTEK หมายเลขเครื่อง 117162117162 โดยมีคุณลักษณะของการทำงานที่สำคัญคือเป็นเครื่องมือทดสอบระบบการวัดความดันโลหิตที่ใช้ในการวัดโดยวิธีทางอ้อม ซึ่งสามารถจำลองแขนคนโดยสามารถกำหนดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรและสามารถกำหนดขนาดในการสั่นตัวของอากาศได้[17]โดยมีผลการทดสอบการวัดค่าความดันโลหิตดังแสดงในตารางที่ 7.2 และกำหนดเงื่อนไขในการทดสอบดังนี้

1. การกำหนดค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคของคนไข้ ต้องกำหนดค่าความดันโลหิตเป็นจริงคือค่าความดันซีสโตลิคมีค่ามากกว่าความดันไดแอสโตลิคเสมอ
2. กำหนดตัวอย่างในการทดสอบเพื่อตรวจวัดความดันโลหิตจำนวน 30 ครั้งต่อค่าความดันโลหิตที่กำหนดไว้
3. ค่าความดันโลหิตที่กำหนดจากเครื่องNIBP Tester นั้นเมื่อนำเครื่องมาทดสอบในการวัดความดันโลหิตต้องมีค่าความคลาดเคลื่อนจากค่าความดันที่กำหนดของเครื่อง NIBP Tester ไม่ควรเกิน $\pm$ 10 มิลลิเมตรของปรอท
4. การกำหนดค่าความดันลมเริ่มต้นของเครื่องNIBP Tester ทุกค่าความดันที่กำหนดในการสูบลมเข้าสู่ถุงยางพันแขนครั้งแรก(Target Pressure)จะมากกว่าค่าความดันซีสโตลิคประมาณ 30 มิลลิเมตรของปรอท
5. ช่วงค่าความดันโลหิตที่กำหนดของเครื่อง NIBP Tester มีค่าตามตารางที่ 7.2 เท่านั้นเนื่องจากข้อจำกัดของเครื่อง NIBP Tester โดยค่าความดันโลหิตที่สามารถกำหนดได้ค่าสูงสุดคือ 255 มิลลิเมตรของปรอทและค่าต่ำสุดคือ 40 มิลลิเมตรของปรอท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.2 แสดงผลการทดสอบการวัดความดันโลหิตของเครื่องที่ได้สร้างขึ้นโดยใช้เครื่อง NIBP Tester เป็นตัวกำหนดค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิค

ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)				ค่าความดันไดแอสโตลิค (mmHg)				ยอมรับหรือไม่(Yes/No)	
NIBP Tester	UUT	Diff	% Error	NIBP Tester	UUT	Diff	% Error	Systolic Accept	Diastolic Accept
60	NA	-	-	40	NA	-	-	-	-
70	77	7	10.00	50	48	-2	4.00	No	Yes
80	83	3	3.75	55	53	-2	3.64	Yes	Yes
90	92	2	2.22	60	57	-3	5.00	Yes	Yes
100	105	5	5.00	65	64	0	1.54	Yes	Yes
110	115	5	4.55	75	73	-2	2.67	Yes	Yes
120	118	-2	1.67	80	81	1	1.25	Yes	Yes
130	128	-2	1.54	85	84	-1	1.18	Yes	Yes
140	142	2	1.43	90	93	3	3.33	Yes	Yes
150	151	1	0.66	100	100	0	0.00	Yes	Yes
160	157	-3	1.87	120	117	-3	2.50	Yes	Yes
170	167	-3	1.76	130	128	-2	1.54	Yes	Yes
180	173	-7	3.89	140	136	-4	2.86	Yes	Yes
190	182	-8	4.21	145	140	-4	3.45	Yes	Yes
200	194	-6	3.00	150	145	-5	3.33	Yes	Yes
210	197	-13	6.19	160	148	-12	7.50	No	No
220	NA	-	-	165	NA	-	-	-	-
230	NA	-	-	170	NA	-	-	-	-
240	NA	-	-	180	NA	-	-	-	-
250	NA	-	-	190	NA	-	-	-	-
255	NA	-	-	200	NA	-	-	-	-

หมายเหตุ :

1. NIBP Tester หมายถึงเครื่องจำลองแขนคนที่กำหนดค่าความดันโลหิตได้
2. UUT หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นและนำมาทดสอบ (Unit Under Test)

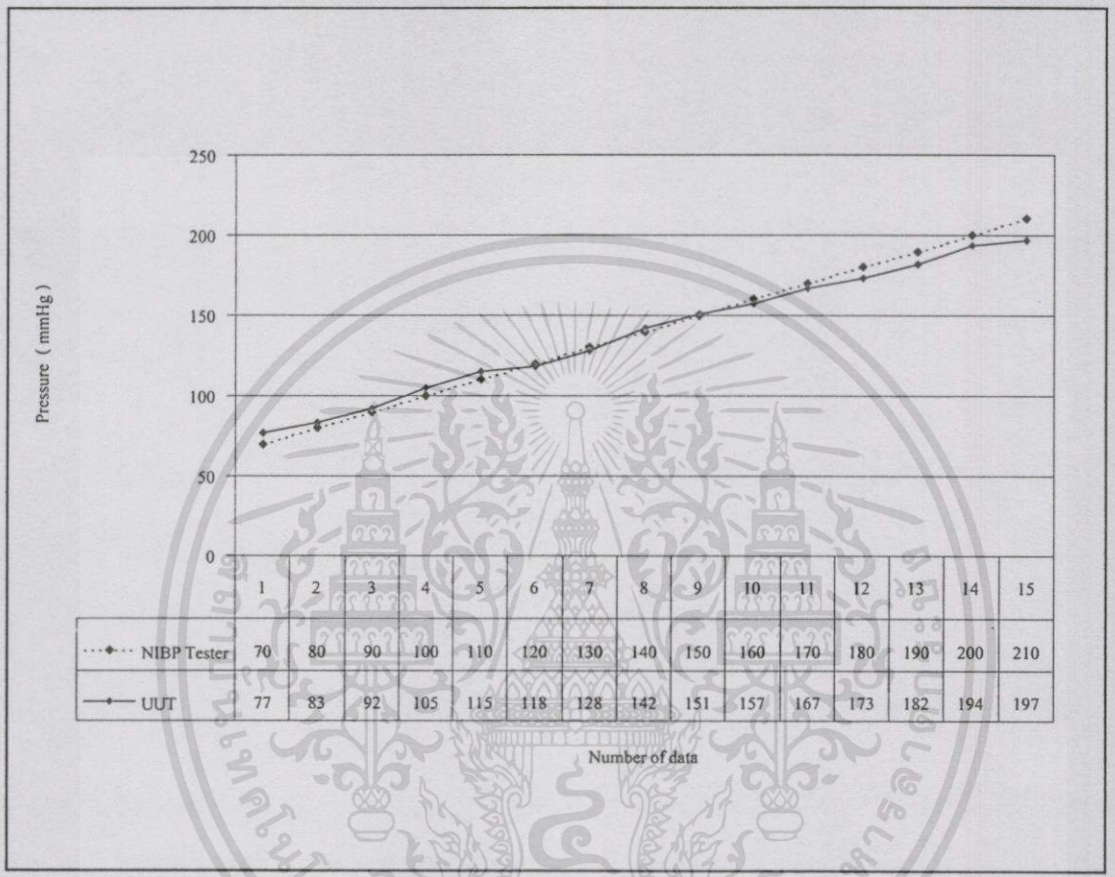
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. Diff (Difference) คือค่าความแตกต่างระหว่างเครื่อง NIBP Tester กับเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น
4. เครื่องหมายติดลบ (-) หมายถึงค่าที่วัดได้จากเครื่องที่นำมาทดสอบมีค่าต่ำกว่าเครื่อง NIBP Tester
5. เครื่องหมายบวก (+) หมายถึงค่าที่วัดได้จากเครื่องที่นำมาทดสอบมีค่าสูงกว่าเครื่อง NIBP Tester
6. % Error หมายถึงเปอร์เซ็นต์ค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดระหว่างเครื่อง NIBP Tester กับเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น
7. Systolic Accept หมายถึงค่าความดันซีสโตลิคที่สามารถทำการวัดหาค่าได้และสามารถยอมรับได้
8. Diastolicc Accept หมายถึงค่าความดันไดแอสโตลิคที่สามารถทำการวัดหาค่าได้และสามารถยอมรับได้
9. NA (Not Available) หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นที่ไม่สามารถทำการวัดหาค่าความดันโลหิตได้
10. Yes หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นสามารถทำการวัดหาค่าความดันโลหิตได้และค่าที่วัดได้เป็นค่าที่ยอมรับได้
11. No หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นสามารถทำการวัดหาค่าความดันโลหิตได้แต่ค่าที่วัดได้ไม่เป็นค่าที่ยอมรับได้

จากตารางที่ 7.2 เป็นการทดสอบการวัดความดันโลหิตเพื่อทดสอบสมรรภาพและขีดความสามารถสูงสุดและต่ำสุดในการวัดหาค่าความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคของเครื่องวัดโดยการเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นกับเครื่อง NIBP Tester ว่ามีความสามารถทำการวัดหาค่าความดันโลหิตเป็นที่ยอมรับและมีความแม่นยำเที่ยงตรงของระบบเครื่องวัดที่ได้สร้างขึ้นเป็นอย่างไร โดยกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนของค่าความดันซีสโตลิคหรือค่าความดันไดแอสโตลิคมีค่าเปอร์เซ็นต์ค่าความคลาดเคลื่อนไม่เกิน $\pm$ 5.0 % เป็นที่ยอมรับและเชื่อถือได้[1, 2, 16] ดังนั้นความสามารถในการวัดหาค่าความดันโลหิตและยอมรับได้ค่าต่ำสุดของความดันซีสโตลิคคือค่าความดันที่มากกว่าหรือเท่ากับ 80 มิลลิเมตรของปรอทและค่าสูงสุดของความดันซีสโตลิคคือค่าความดันที่เท่ากับหรือไม่มากกว่า 200 มิลลิเมตรของปรอท ส่วนความสามารถในการวัดหาค่าความดันโลหิตได้และยอมรับได้ค่าต่ำสุดของความดันไดแอสโตลิคคือค่าความดันที่มากกว่าหรือเท่ากับ 50 มิลลิเมตรของปรอทและค่าสูงสุดของความดันไดแอสโตลิคคือค่าความดันที่เท่ากับหรือไม่มากกว่า 150 มิลลิเมตรของปรอทและข้อมูลการวัดค่าความดันโลหิตจากตารางที่ 7.2 สามารถนำผลของการทดสอบการวัดความดันโลหิตแสดงเป็นกราฟการเปรียบเทียบค่าความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โลหิตของเครื่องวัดที่สร้างขึ้น(Unit Under Test : UUT)กับค่าความดันโลหิตที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Tester ดังแสดงในรูปที่ 7.4 แสดงกราฟการเปรียบเทียบค่าความดันซีสโตลิคและในรูปที่ 7.5 แสดงกราฟการเปรียบเทียบค่าความดันไดแอสโตลิคตามลำดับ

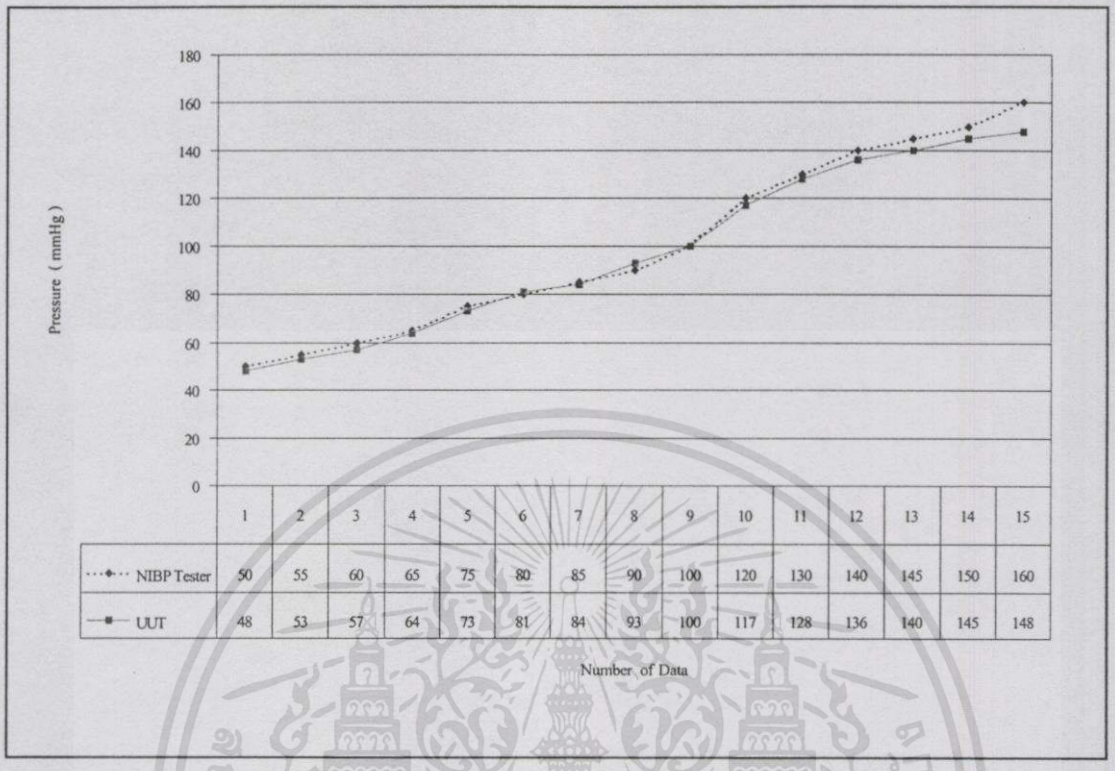


	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
NIBP Tester	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	190	200	210
UUT	77	83	92	105	115	118	128	142	151	157	167	173	182	194	197

รูปที่ 7.4 แสดงกราฟการเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตที่วัดได้จากเครื่องวัดที่สร้างขึ้น (Unit Under Test; UUT) กับค่าความดันโลหิตที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Testerโดยการเปรียบเทียบเฉพาะค่าความดันซีสโตลิค

จากรูปที่ 7.4 และรูปที่ 7.5 สรุปได้ว่าค่าความดันโลหิตที่วัดได้จากเครื่องวัดที่สร้างขึ้นมีความเป็นเชิงเส้นตรง(Linear)อยู่ช่วงกลางของการวัดและไม่เป็นเชิงเส้นตรงค่าที่ความดันโลหิตค่าสูงๆ และค่าที่ความดันโลหิตค่าต่ำๆ เมื่อเปรียบเทียบกับค่าที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Tester

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
NIBP Tester	50	55	60	65	75	80	85	90	100	120	130	140	145	150	160
UUT	48	53	57	64	73	81	84	93	100	117	128	136	140	145	148

รูปที่ 7.5 แสดงกราฟการเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตที่วัดได้จากเครื่องวัดที่สร้างขึ้น(Unit Under Test; UUT) กับค่าความดันโลหิตที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Tester โดยการเปรียบเทียบเฉพาะค่าความดันไดแอสโตลิค

7.3.1 การทดสอบใช้งานกับเครื่องจำลองแบบแขนคน

การทดสอบการนำไปใช้งานกับเครื่องจำลองแบบแขนคน โดยใช้เครื่องจำลองแขนคน (NIBP Tester)ดังที่กล่าวมาแล้ว [17] จุดประสงค์ในการทดลองนี้เพื่อให้เครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นสามารถวัดความดันโลหิตที่เครื่องNIBP Tester กำหนดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้ ซึ่งกำหนดค่าความดันโลหิตอยู่ในช่วงของค่าความดันโลหิตของคนปกติทั่วไป โดยแบ่งการทดสอบเป็น 3 กรณีคือ

กรณีที่ 1 กำหนดค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 150 มิลลิเมตรของปรอท (mmHg) ค่าความดันเฉลี่ยเท่ากับ 116 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg) ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 100 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg)และอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate)เท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที ผลการทดสอบของการวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ดังแสดงในตารางที่ 7.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.3 แสดงผลการวัดค่าความดันโลหิตโดยใช้เครื่องจำลองแขนคนในการวัดจำนวน10 ครั้ง ในกรณีที่ 1

ตัวอย่างที่	ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)	ค่าความดันเฉลี่ย (mmHg)	ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)	อัตราการเต้นของชีพจร(ครั้งต่อนาที)
1	147	115	99	80
2	146	114	98	80
3	147	114	98	81
4	146	114	99	80
5	150	114	97	80
6	153	117	100	80
7	147	115	99	80
8	144	112	96	80
9	147	115	99	80
10	147	115	99	80
Averages	147.4	114.5	98.4	80.1
% Error	1.73 %	1.29 %	1.60 %	0.12 %

สรุปผลของการวัดของเครื่องวัดที่สร้างขึ้นโดยเป็นค่าเฉลี่ยคือค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 147.4 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันเฉลี่ยเท่ากับ 114.5 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 98.4 มิลลิเมตรของปรอทและอัตราการเต้นของชีพจรเท่ากับ 80.1 ครั้งต่อนาที ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดไม่เกิน 5 เปอร์เซ็นต์เมื่อเปรียบเทียบค่าที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Tester [17]

กรณีที่ 2 กำหนดค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 120 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg) ค่าความดันค่าเฉลี่ยเท่ากับ 93 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg) ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 80 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg)และอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate)เท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที ผลการทดสอบของการวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ดังแสดงในตารางที่ 7.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.4 แสดงผลการวัดค่าความดันโลหิตโดยใช้เครื่องจำลองแขนคนในการวัดจำนวน 10 ครั้ง ในกรณีที่ 2

ตัวอย่างที่	ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)	ค่าความดันเฉลี่ย (mmHg)	ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)	อัตราการเต้นของชีพจร (ครั้งต่อนาที)
1	123	93	79	80
2	123	93	79	80
3	122	92	78	80
4	122	92	78	77
5	122	92	78	80
6	121	96	84	77
7	122	92	78	77
8	120	90	76	80
9	121	91	77	80
10	123	93	79	80
Averages	121.9	92.4	78.6	79.1
% Error	1.58 %	0.64 %	1.75 %	1.12 %

สรุปผลของการวัดของเครื่องวัดที่สร้างขึ้นโดยหาค่าเฉลี่ยดังนี้คือค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 121.9 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันเฉลี่ยเท่ากับ 92.4 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 79.1 มิลลิเมตรของปรอทและอัตราการเต้นของชีพจรเท่ากับ 79.1 ครั้งต่อนาที ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดไม่เกิน 5 เปอร์เซ็นต์เมื่อเปรียบเทียบค่าที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Tester

กรณีที่ 3 กำหนดค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 100 มิลลิเมตรของปรอท (mmHg) ค่าความดันเฉลี่ยเท่ากับ 75 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg)ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 65 มิลลิเมตรของปรอท(mmHg)และอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate)เท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที ผลการทดสอบของการวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ดังแสดงในตารางที่ 7.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.5 แสดงผลการวัดค่าความดันโลหิตโดยใช้เครื่องจำลองแขนคนในการวัดจำนวน10 ครั้ง ในกรณีที่ 3

ตัวอย่างที่	ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)	ค่าความดันเฉลี่ย (mmHg)	ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)	อัตราการเต้นของชีพจร (ครั้งต่อนาที)
1	112	79	63	80
2	110	78	63	80
3	103	80	65	80
4	110	78	63	77
5	111	79	63	80
6	108	76	61	80
7	109	77	62	80
8	110	78	63	80
9	110	78	63	80
10	110	78	63	80
Averages	110.3	78.1	62.9	79.7
% Error	10.30 %	4.13 %	3.23 %	0.37 %

สรุปผลของการวัดของเครื่องวัดที่สร้างขึ้นโดยหาค่าเฉลี่ยคือค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 110.3 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันค่าเฉลี่ยเท่ากับ 78.1 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันได-แอสโตลิคเท่ากับ 62.9 มิลลิเมตรของปรอทและอัตราการเต้นของชีพจรมีค่าเท่ากับ 79.1 ครั้งต่อนาที ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดเฉลี่ยของค่าความดันซีสโตลิคมีค่ามากกว่า 5 เปอร์เซ็นต์เนื่องจากความผิดพลาดของการวัดภายในตัวเครื่องวัดและการกำหนดค่าความดันเริ่มแรกในการสูบลมเข้าถุงยางพันแขน(Cuff)และที่สำคัญค่าความดันซีสโตลิคช่วงค่าต่ำๆเป็นช่วงของค่าความดันโลหิตในเด็กเล็ก[23] สำหรับค่าความดันไดแอสโตลิคและค่าความดันเฉลี่ยมีค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดไม่เกิน 5 เปอร์เซ็นต์หรือน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบค่าที่กำหนดจากเครื่อง NIBP Tester [17] กล่าวโดยสรุปจะได้ว่าผลการเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นกับเครื่องจำลองแขนคน แสดงถึงความแม่นยำและความเที่ยงตรง ค่าความคลาดเคลื่อนของเครื่องวัดและความสามารถในการวัดค่าความดันโลหิตที่ซ้ำๆกัน(Repeatability) ของเครื่องวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7.3.2 การทดสอบการวัดความดันโลหิตในคนปกติ

ในการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตโดยการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตกับคนไข้หรือเทคนิคการทดสอบที่เรียกว่า*"InVivo Technique"* ซึ่งในระบบของร่างกายของมนุษย์นั้นมีความแตกต่างกันหลายประการเช่นสรีระของแต่ละบุคคล ปัจจัยหลายอย่างที่มีผลต่อค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ดังที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 ขณะใช้งานควรสวมถุงยางพันแขนให้พอดีไม่หลวมหรือแน่นเกินไป ขนาดของถุงยางพันแขนควรจะเลือกให้เหมาะสมกับขนาดของแขนโดยทั่วไปขนาดของถุงยางพันแขนจะอยู่ช่วงความยาว 23–26 เซนติเมตร สำหรับผู้ใหญ่ปกติ [5]

จากการทดลองในการวัดกับคนปกติจะแยกเป็นกลุ่มของบุคคล 2 กลุ่มคือการหาค่าความดันโลหิตกับคนปกติเพศชายจำนวน 1 คนในการวัดจำนวน 10 ครั้งและช่วงระยะเวลาในการวัดห่างกัน 1 นาที ผลของการวัดค่าความดันโลหิตดังแสดงในตารางที่ 7.6 และการหาค่าความดันโลหิตกับคนปกติของเพศหญิงจำนวน 1 คน ทำการวัดจำนวน 10 ครั้งและช่วงระยะเวลาในการวัดห่างกัน 1 นาที ผลการวัดค่าความดันโลหิต ดังแสดงในตารางที่ 7.7 ตามลำดับ

ตารางที่ 7.6 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิตโดยทำการวัดกับคนปกติเพศชายจำนวน 10 ครั้ง

ตัวอย่างที่	ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)	ค่าความดันเฉลี่ย (mmHg)	ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)	อัตราการเต้นของชีพจร (ครั้งต่อนาที)
1	117	85	70	62
2	122	95	82	90
3	120	90	75	77
4	121	95	77	81
5	121	84	66	81
6	121	91	76	77
7	121	94	81	80
8	123	96	83	81
9	123	95	82	74
10	122	93	79	80
Averages	121.1	91.8	77.1	77.3

สรุปผลของการวัดของเครื่องวัดที่สร้างขึ้นโดยหาค่าเฉลี่ยคือค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 121.1 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันค่าเฉลี่ยเท่ากับ 91.8 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 77.1 มิลลิเมตรของปรอทและอัตราการเต้นของชีพจรเท่ากับ 77.3 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.7 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิตโดยทำการวัดกับคนปกติเพศหญิงจำนวน10 ครั้ง

ตัวอย่างที่	ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)	ค่าความดันเฉลี่ย (mmHg)	ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)	อัตราการเต้นของชีพจร(ครั้งต่อนาที)
1	110	74	57	55
2	107	75	59	58
3	107	79	65	81
4	107	82	65	78
5	107	83	71	77
6	106	89	81	76
7	97	79	70	69
8	102	87	80	69
9	104	80	68	81
10	103	85	77	89
Averages	105.0	81.3	69.3	73.3

สรุปผลของการวัดของเครื่องวัดที่สร้างขึ้นโดยหาค่าเฉลี่ยดังนี้คือค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 105.0 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันค่าเฉลี่ยเท่ากับ 81.3 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 69.3 มิลลิเมตรของปรอทและอัตราการเต้นของชีพจร เท่ากับ 73.3 ครั้งต่อนาที

สรุปผลการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตโดยการทดสอบวัดค่าความดันโลหิตกับคนปกติเพศชายและเพศหญิงแสดงให้เห็นถึงความสามารถในการวัดค่าที่ได้ซ้ำๆกัน(Repeatablity)ของเครื่องวัด

7.3.3 การทดสอบการวัดความดันโลหิตกับผู้ป่วย ในโรงพยาบาล

ผู้ป่วยส่วนใหญ่ในโรงพยาบาลจะมีการทำงานของระบบไหลเวียนของโลหิตและการทำงานของหัวใจที่มีปัญหา ทำให้ค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรไม่คงที่หรืออาจมีความผิดพลาด ผู้ป่วยบางรายที่มีปัญหาการทำงานของระบบหัวใจ ทำให้หัวใจทำงานไม่คงที่(Irregular)จะทำให้ค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรผิดไป ในกรณีนี้จำเป็นในการวัดค่าความดันโลหิต ต้องใช้เครื่องมือแพทย์บางชนิดเข้าช่วยในการวัดเช่นเครื่องตรวจวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้า(ECG)หรือบางคนไข้ที่เกิดภาวะผิดปกติมาก จำเป็นต้องใช้วิธีวัดหาค่าความดันโลหิตแบบวัดทางตรง จุดประสงค์ในการทดลองนี้เพื่อให้เครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นสามารถวัดความดันโลหิตของผู้ป่วยในโรงพยาบาลได้โดยการทดสอบ 2 กรณีคือกรณีที่ผู้ป่วยหนึ่งคนวัดหาค่าความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรจำนวน 10 ครั้งและกรณีที่ทำการวัดค่าความดันโลหิตของผู้ป่วยในโรงพยาบาล 10 คน ผลการทดสอบดังแสดงในตารางที่ 7.8 และตารางที่ 7.9 ตามลำดับ

ตารางที่ 7.8 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิตโดยทดสอบกับผู้ป่วยคนหนึ่งจำนวน 10 ครั้ง

ตัวอย่างที่	ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)	ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)	ค่าความดันเฉลี่ย (mmHg)	อัตราการเต้นของชีพจร(ครั้งต่อนาที)
1	165	95	111	99
2	166	109	128	99
3	175	99	123	103
4	175	104	124	102
5	163	94	117	103
6	167	100	124	103
7	168	100	119	103
8	163	100	123	99
9	165	90	118	103
10	170	95	119	103
Averages	167	98	120	101

สรุปผลของการวัดค่าความดันโลหิตของเครื่องวัดที่สร้างขึ้น โดยเป็นค่าเฉลี่ยดังนี้คือค่าความดันซีสโตลิคเท่ากับ 167 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันค่าเฉลี่ยเท่ากับ 120 มิลลิเมตรของปรอท ค่าความดันไดแอสโตลิคเท่ากับ 98 มิลลิเมตรของปรอทและอัตราการเต้นของชีพจรเท่ากับ 101 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.9 แสดงผลของการวัดค่าความดันโลหิตโดยทดสอบกับผู้ป่วยในโรงพยาบาลจำนวน 10 ตัวอย่าง

ตัวอย่างที่	ค่าความดันซีสโตลิค (mmHg)	ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)	ค่าความดันเฉลี่ย (mmHg)	อัตราการเต้นของชีพจร(ครั้งต่อนาที)
1	171	119	139	103
2	170	136	147	90
3	166	128	109	99
4	175	91	123	137
5	173	104	127	99
6	168	95	119	103
7	152	74	98	128
8	148	78	101	128
9	142	80	100	135
10	138	103	112	119

ผลสรุปของการวัดค่าความดันโลหิตของเครื่องวัดที่สร้างขึ้นสามารถวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้ โดยมีปัญหาที่เกิดขึ้นคือคนไข้ที่ทำการวัดส่วนใหญ่มีความดันโลหิตสูงผิดปกติ (Hyper Tension Blood Pressure) และต้องมีการผ่าตัดในสมองหรือเส้นโลหิตแตกในสมองและได้รับการรักษาโรคอย่างต่อเนื่อง ดังนั้นจึงแก้ไขโดยกำหนดค่าความดันเป้าหมายในการสูบลมเข้าถุงยางพันแขน(Target Pressure)ให้สูงกว่าค่าความดันซีสโตลิคประมาณ 40 มิลลิเมตรของปรอทจึงสามารถวัดค่าความดันโลหิตได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

7.4 การเปรียบเทียบค่าความดันโลหิตของเครื่องวัดที่สร้างกับเครื่องวัดแบบอื่น

ในการศึกษาเปรียบเทียบค่าความละเอียดแม่นยำของเครื่องวัดความดันโลหิตที่ได้วิจัยสร้างขึ้นโดยการเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทที่ใช้หูฟัง(Sphygmomanometer) และเครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติ ยี่ห้อDINAMAP โดยมีเงื่อนไขว่าขณะทำการวัดนี้ให้เครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทให้สวมถุงยางพันแขนที่แขนที่ข้างหนึ่งและแขนอีกข้างหนึ่งใช้ถุงยางพันแขนใช้วัดกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่ทำการสร้างขึ้น ขณะทำการวัดค่าความดันโลหิตควรจะให้กระทำในช่วงเวลาเดียวกันและมีวิธีการวัดโดยวัดทางอ้อมเหมือนกันตรง จุดประสงค์ในการทดสอบนี้เพื่อให้เครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นสามารถวัดความดันโลหิตของคนปกติได้และการเปรียบเทียบค่าความละเอียดแม่นยำของเครื่องวัดสร้างขึ้นกับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบอื่นที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใช้วิธีการวัดโดยทางอ้อม ผลของการวัดค่าความดันโลหิตดังแสดงในตารางที่ 7.10 และตารางที่ 7.11 ตามลำดับ

ตารางที่ 7.10 แสดงผลการวัดค่าความดันโลหิตของคนไข้และการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดค่าความดันโลหิตแบบปรอทกับเครื่องวัดค่าความดันโลหิตที่สร้างขึ้น

ครั้งที่ทำการวัด	ค่าความดันซีสโตลิค(mmHg)				ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)			
	Hg	UUT	Diff	% Error	Hg	UUT	Diff	% Error
1	110	118	+8.00	+7.27	70	75	+5.00	+7.14
2	112	109	-3.00	-2.68	76	77	+1.00	+1.32
3	110	111	+1.00	+0.91	75	71	-4.00	-5.33
4	116	119	+3.00	+2.59	75	70	-5.00	-6.67
5	110	109	-1.00	-0.91	70	73	+3.00	+4.29
6	112	111	-1.00	-0.89	76	83	+7.00	+9.21
7	108	114	+6.00	+5.56	70	74	+4.00	+5.71
8	110	109	-1.00	-0.91	70	72	+2.00	+2.86
9	112	108	-4.00	+3.57	74	79	+5.00	+6.76
10	110	118	+8.00	+7.27	70	69	-1.00	-1.43
Mean of group	111	113	2.40	2.16	73	74	+1.70	2.34

หมายเหตุ :

1. Hg หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอท (Sphygmomanometer)
2. UUT หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น (Unit Under Test)
3. Diff (Difference) หมายถึงค่าความแตกต่างระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น
4. เครื่องหมายติดลบ(-)หมายถึงค่าที่วัดได้จากเครื่องที่สร้างขึ้นมีค่าต่ำกว่าเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอท
5. เครื่องหมายบวก(+)หมายถึงค่าที่วัดได้จากเครื่องที่สร้างนั้นมีค่าสูงกว่าเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอท
6. % Error หมายถึงเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7.11 แสดงผลการวัดค่าความดันโลหิตของคนไข้และการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติยี่ห้อDINAMAPกับเครื่องวัดค่าความดันโลหิตที่สร้างขึ้น

ครั้งที่ทำการวัด	ค่าความดันซีสโตลิค(mmHg)				ค่าความดันไดแอสโตลิค(mmHg)			
	DIN	UUT	Diff	% Error	DIN	UUT	Diff	% Error
1	123	124	+1.00	0.81	74	84	+10.00	13.51
2	121	123	+2.00	1.65	76	84	+8.00	10.53
3	126	120	-6.00	-4.76	75	83	+8.00	10.67
4	117	115	-2.00.	-1.71	68	72	+4.00	5.88
5	110	120	+10.00	9.09	72	72	0.00	1.41
6	110	123	+13.00	11.82	71	75	+4.00	5.63
7	108	123	+15.00	13.89	75	68	-7.00	-9.33
8	112	118	+6.00	5.36	75	80	+5.00	6.67
9	111	109	-3.00	-1.80	72	69	-3.00	-4.17
10	110	108	-2.00	-1.82	74	78	+4.00	5.41
Mean of group	115	118	3.50	3.05	73	77	3.40	4.65

หมายเหตุ:

1. DIN หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อDINAMAP
2. UUT หมายถึงเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น (Unit Under Test)
3. Diff (Difference)หมายถึงค่าความแตกต่างระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อ DINAMAPกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น
4. เครื่องหมายติดลบ(-)หมายถึงค่าที่วัดได้จากเครื่องที่สร้างขึ้นมีค่าต่ำกว่าเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อDINAMAP
5. เครื่องหมายบวก(+)หมายถึงค่าที่วัดได้จากเครื่องที่สร้างขึ้นมีค่าสูงกว่าเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อ DINAMAP
6. %Error หมายถึงเปอร์เซ็นต์ค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อ DINAMAP กับเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้น

กล่าวโดยสรุปในการทดสอบนี้เพื่อให้เครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นสามารถวัดความดันโลหิตของคนปกติได้และการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตแบบอื่นที่ใช้วิธี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดโดยทางอ้อมเหมือนกัน ซึ่งแสดงถึงความแม่นยำเที่ยงตรงและความสามารถในการวัดค่าที่ซ้ำๆกัน (Repeatablity)ของเครื่องวัดที่สร้างขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 8

สรุปผลและแนวทางการพัฒนา

8.1 สรุปผลการวิจัย

เครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรที่ได้สร้างและพัฒนาขึ้นมานั้นเป็นระบบการวัดโดยทางอ้อม (Non Invasive Blood Pressure, NIBP) อาศัยหลักการของการไหลของโลหิตที่ไหลกระทบผนังหลอดเลือด จะทำให้ผนังของหลอดเลือดเกิดการสั่นตัวและถูกส่งผ่านออกไปถุงยางพันแขนทำให้อากาศภายในถุงยางพันแขนเกิดการสั่น(Oscillation)ไปด้วย การสั่นตัวของอากาศจะถูกส่งผ่านไปทรานสดิวเซอร์ความดันทำให้ได้สัญญาณค่าความดัน(Pressure Signal)และสัญญาณพัลส์(Pulse Siganl)ที่มีขนาดของสัญญาณพัลส์ไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับช่วงเวลาการปิดกั้นของผนังหลอดเลือดและแรงพยายามบีบและคลายของหัวใจ ขนาดของสัญญาณพัลส์(Pulse Signal) และช่วงเวลาของสัญญาณพัลส์(Period)จะนำข้อมูลมาประมวลผลโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวควบคุมกระบวนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรต่อไป

ข้อดีของเครื่องวัดความดันโลหิตระบบอัตโนมัติหรือเครื่องวัดทางอิเล็กทรอนิกส์ที่พัฒนาขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีเดิมที่ต้องใช้ไมโครโฟนในการฟังเสียงการไหลของโลหิต(Korotkoff Sound)และตัวทรานสดิวเซอร์ความดัน โดยได้พัฒนาสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตระบบอัตโนมัติหรือเครื่องวัดทางอิเล็คทรอนิกส์ที่ใช้ทรานดิวเซอร์ความดันเพียงตัวเดียวเท่านั้น ทำให้การใช้งานง่ายและสะดวก เนื่องจากเครื่องวัดมีเฉพาะถุงยางพันแขนต่อออกจากตัวเครื่องเท่านั้น ผู้ใช้งานไม่จำเป็นต้องเป็นบุคลากรทางการแพทย์ที่มีความเชี่ยวชาญ ก็สามารถวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้ มีความแม่นยำและความเชื่อถือได้เมื่อเทียบกับเครื่องจำลองแขนคนและเครื่องวัดความดันแบบปรอท(Sphygmomanometer)การตรวจวัดความดันโลหิตโดยวิธีนี้ใช้งานง่ายมากเพียงแต่สอดแขนเข้าไปในถุงยางพันแขนซึ่งพันรอบๆแขนแล้วกดสวิทซ์ให้เครื่องทำงานก็สามารถหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้

ข้อเสียเปรียบของวิธีการวัดนี้คือขณะทำการวัดความดันโลหิต ต้องไม่ให้เกิดการเกร็งของกล้ามเนื้อแขนหรือมีการเคลื่อนไหวมากเนื่องจากระบบการวัดของเครื่องเป็นระบบที่ตรวจหาขนาดของสัญญาณพัลส์ที่มีขนาดเท่ากัน(Matching) กันได้อย่างน้อย 2 สัญญาณพัลส์ ถ้าเกิดการเกร็งของกล้ามเนื้อแขนหรือมีการเคลื่อนไหวมาก การตรวจจับขนาดของสัญญาณพัลส์ทำให้มีขนาดไม่เท่ากันได้และทำให้เครื่องวัดไม่สามารถตรวจหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรได้

ผลการเปรียบเทียบระหว่างการวัดด้วยแขนของคนกับเครื่องจำลองแขนคนเป็นการทดสอบการวัดความดันโลหิตเพื่อทดสอบสมรรภาพและขีดความสามารถสูงสุดและต่ำสุดในการวัดหาค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความดันซีสโตลิคและความดันไดแอสโตลิคของเครื่องวัด ข้อมูลการทดสอบจากตารางที่ 7.2 เป็นการเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดความดันโลหิตที่สร้างขึ้นกับเครื่องNIBP Tester ว่ามีขีดความสามารถทำการวัดหาค่าความดันโลหิตเป็นที่ยอมรับและมีความแม่นยำเที่ยงตรงของเครื่องวัดที่ได้สร้างขึ้นเป็นอย่างไร โดยกำหนดค่าผิดพลาดของค่าความดันซีสโตลิคหรือค่าความดันไดแอสโตลิคมีค่าเปอร์เซ็นต์ผิดพลาดไม่เกิน 5 % ให้เป็นที่ยอมรับและเชื่อถือได้ ซึ่งความสามารถในการวัดหาค่าความดันโลหิตและยอมรับได้ค่าต่ำสุดของความดันซีสโตลิคคือค่าความดันที่มากกว่าหรือเท่ากับ 80 มิลลิเมตรของปรอทและค่าสูงสุดของความดันซีสโตลิคคือค่าความดันที่เท่ากับหรือไม่มากกว่า 200 มิลลิเมตรของปรอท ความสามารถในการวัดหาค่าความดันโลหิตได้และยอมรับได้ค่าต่ำสุดของความดันไดแอสโตลิคคือค่าความดันที่มากกว่าหรือเท่ากับ 50 มิลลิเมตรของปรอทและค่าสูงสุดของความดันไดแอสโตลิคคือค่าความดันที่เท่ากับหรือไม่มากกว่า 150 มิลลิเมตรของปรอท

สรุปผลการทดสอบจากข้อมูลตารางที่ 7.3 ถึงตารางที่ 7.5ในบทที่ 7 เป็นการทดสอบการนำไปใช้งานกับเครื่องจำลองแบบแขนคน โดยกำหนดค่าความดันโลหิตช่วงของคนปกติคือช่วงค่าความดันซีสโตลิค 100 ถึง 150 มิลิเมตรของปรอทและช่วงค่าความดันไดแอสโตลิค 65 ถึง 100 มิลลิเมตรของปรอท ผลการทดลองพบว่าค่าความดันซีสโตลิคมีค่าผิดพลาดจากค่าที่กำหนดสูงสุดประมาณ 10.3 % และค่าความดันซีสโตลิคมีค่าผิดพลาดจากค่าที่กำหนดต่ำสุดประมาณ 4.73 % ค่าความดันไดแอสโตลิคมีค่าผิดพลาดจากค่าที่กำหนดประมาณ 3.23 % และค่าความดันไดแอสโตลิคมีค่าผิดพลาดจากค่าที่กำหนดต่ำสุดประมาณ 1.60 % และค่าความดันโลหิตเฉลี่ยมีค่าผิดพลาดจากค่าที่กำหนดสูงสุดประมาณ 4.13 % และค่าความดันเฉลี่ยมีค่าผิดพลาดจากค่าที่กำหนดต่ำสุดประมาณ 0.64 % โดยค่าที่ผิดพลาดจะมีค่าความดันโลหิตช่วงค่าต่ำๆ เนื่องจากค่าความดันโลหิตที่มีค่าต่ำเป็นย่านของความดันโลหิตของเด็กเล็กและค่าความดันเฉลี่ยมีค่าที่ผิดพลาดต่ำสุด

สรุปผลการทดสอบจากข้อมูลจากตารางที่ 7.10 และตารางที่ 7.11 ในบทที่ 7 เป็นการทดสอบการนำไปใช้งานของเครื่องวัดความดันโลหิตที่ได้สร้างขึ้นกับเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทและเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อ DINAMAP จากตารางที่ 7.10 ผลการเปรียบเทียบระหว่างการทดสอบการวัดของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบปรอทกับเครื่องวัดความดันโลหิตที่ได้สร้างขึ้นพบว่าค่าความดันซีสโตลิคมีค่าความผิดพลาดสูงสุดประมาณ 7.27 % ของการวัดและค่าความดันซีสโตลิคมีค่าความผิดพลาดต่ำสุดประมาณ 0.89 %ของการวัด ค่าความดันไดแอสโตลิคมีค่าความผิดพลาดสูงสุดประมาณ 7.14 % ของการวัดและค่าความดันไดแอสโตลิคมีค่าความผิดพลาดต่ำสุดประมาณ 1.32 % ของการวัดและจากตารางที่ 7.11 ผลการเปรียบเทียบระหว่างการทดสอบการวัดของเครื่องวัดความดันโลหิตอัตโนมัติ ยี่ห้อ DINAMAP กับเครื่องวัดความดันโลหิตที่ได้สร้างขึ้นพบว่าค่าความดันซีสโตลิคมีค่าความผิดพลาดสูงสุดประมาณ 13.89 % ของการวัดและค่าความดันซีสโตลิคมีค่าความผิดพลาดต่ำสุดประมาณ 0.81 % ของการวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8.2 ปัญหาที่พบและแนวทางการพัฒนาของระบบการวัดความดันโลหิต

จากการทดลองการใช้งานของเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรมีปัญหาหลายประการที่เกิดขึ้นทั้งทางส่วนประกอบทาง hardware และโปรแกรมการควบคุมพอสรุปได้โดยแบ่งเป็นข้อดังนี้

1. ปัญหาที่เกิดจากการกดสวิทซ์แบบกดติดปล่อยดับ (Momentary Push Button Switch) มีการกระเด้งของสวิทซ์กล่าวคือเมื่อกดสวิทซ์ SET เพื่อกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทั้งทางค่าสูงหรือค่าทางต่ำ ครั้งแรกที่กดสวิทซ์ SET ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่แสดงบนหน้าปัทม์ที่กำหนดต้องแสดงบนช่อง SYSTOLIC เท่านั้น บางครั้งค่าจะแสดงที่ช่องMAP หรือช่องDIASTOLIC หรือช่อง PULSE และเมื่อค่าจำกัดของสัญญาณเตือนแสดงในช่องใดช่องหนึ่ง ถ้ากดสวิทซ์ HI LIMIT หรือกดสวิทซ์ LOW LIMIT ครั้งแรกตามที่กำหนดจะต้องแสดงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่กำหนดไว้ก่อนหน้านั้นหรือค่าที่กำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่โปรแกรมกำหนดล่วงหน้าแล้ว(Default Value) แต่เมื่อกดสวิทซ์HI LIMIT หรือLOW LIMITแล้ว ค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์นั้นไม่ใช่เป็นค่าที่กำหนด เมื่อวิเคราะห์ปัญหาพบว่าเกิดจากการกระเด้งของสวิทซ์ ซึ่งเป็นแบบกดติดปล่อยดับได้มีการแก้ไขคือแก้ไขโปรแกรมตรวจสอบการกดของสวิทซ์ โดยใช้หน่วงเวลาในการตรวจสอบสวิทซ์ที่กด ในการพัฒนาเพื่อแก้ไขปัญหาการกดของสวิทซ์ที่ต้องออกแบบวงจรในการกดสวิทซ์ใหม่ โดยเพิ่มวงจรเกทเป็นบัพเพอร์แบบชมิททริกเกอร์หรือให้ออกแบบวงจรการกดสวิทซ์แบบเมตริกหรือออกแบบรูปแบบของสวิทซ์ตัวกดใหม่

2. ปัญหาที่เกิดจากช่วงกระบวนการหาค่าความดันโลหิตในช่วงปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขน(Cuff)แล้ว ระบบการตรวจสอบที่ระบบนั้นมีการกระพริบของค่าตัวเลขแปดสลับกับตัวเลขศูนย์ ซึ่งโดยปกติควรจะแสดงค่าเลขศูนย์ การแก้ไขปัญหานี้คือให้แสดงตัวเลขไว้ที่หน้าปัทม์ให้เร็วขึ้น เมื่อแก้ไขแล้วปัญหาในการแสดงเลขแปดนั้นลดน้อยลงแต่ยังสามารถมองเห็น เนื่องจากขีดจำกัดของTimer ในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์#MCS-8051 นั้นใช้อย่างจำกัดคือมี Timer0 และTimer1 แนวทางแก้ไขควรออกแบบวงจรควบคุมการปล่อยลมและเพิ่มวงจรควบคุมของหน่วงเวลาที่สามารถควบคุมได้โดยใช้ IC 8253 Intel อาจลดปัญหาการแสดงผลได้หรืออาจแก้ไขตัวโปรแกรมควรควบคุมหน่วงเวลา

3. ปัญหาที่เกิดจากช่วงกระบวนการหาค่าอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate) บางครั้งค่าที่วัดอ่านค่าได้บางครั้งอ่านค่าวัดไม่ได้ ในการแก้ไขปัญหาในขณะนี้คือตรวจสอบสัญญาณพัลส์ 2 ครั้งและให้เก็บค่าที่วัดได้ในหน่วยความจำข้อมูลภายนอก(External RAM) สามารถแก้ไขนี้ลดลง แต่ยังมีปัญหาเป็นบางครั้ง เนื่องจากข้อจำกัดของวงจรควบคุมเวลา (Timer Control)ของตัวควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ #MCS-8051 ในแนวทางแก้ไข

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปัญหานี้โดยการออกแบบวงจรการควบคุมเวลาที่ควบคุมได้โดยใช้อุปกรณ์ IC 8253 สามารถลดปัญหานี้ได้

4. ปัญหาที่เกิดจากการกดสวิทซ์บนหน้าปัทม์ เพื่อเกิดการขัดจังหวะ(Interrupt)ในขณะอยู่ในรูปแบบการทำงานอัตโนมัติ(Automatic Mode)บางครั้งโปรแกรมควบคุมการทำงานผิดพลาดและไม่รับสัญญาณอินพุทจากสวิทซ์ใดๆได้ เนื่องจากข้อจำกัดของ Timer 0 และ Timer1ของตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ #MCS-8051 ถูกใช้อย่างจำกัดอาจทำให้โปรแกรมการทำงานผิดพลาด(Mulfunction)ในกรณีนี้แก้ไขโดยให้รีเซตระบบ (System Reset) ใหม่ กระทำโดยปิดและเปิดเครื่องใหม่
5. ปัญหาคือมีสัญญาณรบกวนจากการออกแบบวงจรไฟฟ้าเอง เนื่องจากากรสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตนี้เน้นเครื่องวัดต้นแบบ การออกแบบวงจรจะแบ่งออกเป็นแผงวงจรควบคุมโดยแต่ละแผงวงจรเป็นอิสระ โดยใช้สายไฟเป็นการต่อลายวงจรไฟฟ้าบนแผงวงจรอาจทำให้เกิดปัญหาสัญญาณรบกวน การแก้ไขปัญหาเบื้องต้นคือใช้สายกราวนด์มีขนาดใหญ่ขึ้น แนวทางการพัฒนาและแก้ไขจะต้องออกแบบวงจรไฟฟ้าลงบนแผ่นปริ้นหรือแผงวงจรบนแผ่นเดียวกันทำให้ลดสัญญาณรบกวนได้และสามารถลดขนาดของเครื่องวัดได้

การพัฒนาการในการสร้างเครื่องวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติ โดยใช้หลักการการสั่นตัวของอากาศ(Oscillometric Method) จะมีความสะดวกในการใช้งานมาก แต่ก็มีข้อบกพร่องในส่วนของโปรแกรมควบคุมการทำงานบางประการ ดังนั้นการพัฒนาขั้นตอนต่อไป ควรจะกระทำทั้งสองส่วนคือ

1. ส่วนของทางด้านhardware เครื่องวัดมีขนาดใหญ่และน้ำหนักมากเกินไป ควรมีการออกแบบลายวงจรไฟฟ้าบนแผ่นวงจรปริ้นเดียวกัน เพื่อลดขนาดและน้ำหนักของเครื่องวัด และที่สำคัญสามารถลดสัญญาณทางไฟฟ้าที่รบกวนระบบเครื่องวัด ทำให้การตรวจวัดมีความเที่ยงตรงและแม่นยำสูง
2. ส่วนของทางด้านโปรแกรมควบคุมการทำงาน ควรเพิ่มส่วนของโปรแกรมการตรวจจับสัญญาณที่เกิดจากการเกร็งของกล้ามเนื้อ ส่วนของโปรแกรมตรวจจับความดันลมรั่วจากถุงยางพันแขน(Cuff)หรือสายท่อลม(Hose)โดยตรวจสอบเวลาในการสูบลมเข้าถุงยางพันแขน ในกรณีที่เครื่องวัดปั๊มลมไม่ถึงค่าความดันที่กำหนดไว้ในการสูบลมเข้าถุงยางพันแขนและส่วนของโปรแกรมการตรวจจับช่วงระยะเวลาที่เกิดสัญญาณพัลส์ ในกระบวนการหาค่าอัตราการเต้นของชีพจร ในกรณีที่ไม่สามารถตรวจหาสัญญาณพัลส์ที่เหมือนกันได้ให้ตรวจสอบใหม่อีกทุกๆรอบการทำงานหลังจากที่มีการปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ควรมีการออกแบบวงจรควบคุมทางไฟฟ้า เพื่อเพิ่มส่วนของวงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา (Timer)ในการควบคุมเวลาในการตรวจหาค่าอัตราการเต้นของชีพจร
4. ทางด้านโปรแกรมควบคุมการทำงานให้มีช่วงเวลาในการตรวจหาค่าความดันความดันโลหิตเร็วกว่า ปกติจะใช้เวลาประมาณ 45 - 75 วินาที แต่ต้องคำนึงค่าความเที่ยงตรงและค่าละเอียดของเครื่องวัดด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. American Heart Association. "Human Blood Pressure Determination by Shygmo-manometer", Fighting Heart Disease and Stroke. 1994.
2. Barry N. Peinberg . Application Clinical Engineering. Prentice-Hall, 135-157, 1986.
3. Dean A .DeMarre, David Michaels. Bioelectonic Measurements. Prentice-Hall, 1983, pp. 94 -119.
4. Deborah A. Gorny. "Arterial Blood Pressure Measurement Technique", American Association of Critical Nurses Journal, Vol. 4, no. 1, February 1993, pp. 66 - 78.
5. Dennis M. Manning, Carolee Kuchirka, Jill Kaminski : "Miscuffing Inappropriate Blood Pressure Cuff Application", Circulation Journal, Vol.. 68, no. 4 October 1983.
6. D.G. Beevers. A Guide to Blood Pressure Measurement Technique. Cardiovasculr Monitoring , 1988.
7. Duane Tandeske. Pressure Sensor Selection and Applications, Marcel Dekker Inc., 1990.
8. G.J. Vachtsevanos, K.C.Kalaitzakis and N.E. Papamarkos. "Design and Development of a New Electronic Sphygmomanometer", Med. & Biological. Eng. & Comput., Vol. 23, 1985. pp.453 – 458.
9. Hewlett-Packard Inc. Guide to Physiological Pressure Monitoring. Hewlett- Packard Application Note AN738.
10. Kenneth M.borow and Jane W.newburger. "Non-Invasive Estimation of Central Aortic Pressure Using The Oscillometric Method for Analyzing Systemic Artery Pulsatile Blood Flow Comparative Study of Indirect Systolic, Diastolic and Mean Brachial Artery Pressure with Simultaneous Direct as Cending Aortic Pressure Measurement" Am. heart J. no.103, 1982.
11. K.Yamakoshi, A. Kawarada, A. Kamiya. "Long Term Ambulatory Monitor of Indirect Arterial Blood Pressure Using a Volume Oscillometric Method", Med. & Biol. Eng. & Comput, 23, 1985. pp. 459-465.
12. Keith J. Kimble, Robert A. Darnall , Mark Yelderman , Ronald L. Ariago , Allen K. Ream : an Automated Oscillometric Technique for Estimating Mean Arterial Pressure in Critically III Newborns. Anesthesiology, Vol no. 54, 1981. pp. 423 – 425.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

13. Mark Yelderman, Allen K. Ream. "Indirect Measurement of Mean Blood Pressure In The Anesthetized Patient", Anesthesia Biology Journal Vol. 50, 1979. pp,253 -256.

14. Maynard Ramsey. "Blood Pressure Monitoring Automated Oscillometric Devices" Journal of Clinical Monitoring, Volume 7, Number 1, 1991.

15. Robert H. Friesen, J. Lance Lichtor. "Indirect Measurement of Blood Pressure in Neonates and Infants Utilizing an Automatic Noninvasive Oscillometric Monitor", Anesthesia and Analgesia Journal, Vol 60, no. 10, 1981. pp.742 – 745.

16. Wendy Walker : "The Measurement of Blood Pressure by Auscultation or Sphygmomanometer", February, 22, 1990.

17. BIOTEK Instrument, Inc. Operator Manual "Non Invasive Blood Pressure Monitor Tester", BP Pump. January 1996.

18. Wendy walker. "Measurement of Blood Pressure", Pursuit of Excellence March 15,1989.

19. Kenneth J. Ayala. The 8051 Microcontroller Architecture, Programming and Applications. West publishing Company.

20. Secer Yeralan, Ashutosh Ahluwalia. Programming and Interfacing the 8051 Micro controller. Addision–Wesley Publishing Company 1995.

21. J. Michael Jacob. Industrial Electronic Applications and Design, Prentice-Hall, 1988.

22. ชูศักดิ์ เวชแพศย์. การโมนิเตอร์ทางคลินิค หลักการ เครื่องและวิธีการ , โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล 2535.

23. บังอร ชมเดช. สรีรวิทยาของระบบไหลเวียนโลหิต, สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2539.

24. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ : เครื่องวัดความดันโลหิต ควบคุมโดยไมโครโพรเซสเซอร์, วิทยานิพนธ์ สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง, 2533

25. ชวลิต อระเอี่ยม, ดร.กิติพล ชิตสกุล, รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์ "ระบบการวัดความดันโลหิตโดยใช้วิธีออสซิลโลเมตริค", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า, ครั้งที่ 18 มหาวิทยาลัยมหานคร. พฤศจิกายน 2538. หน้า 572-578.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

คู่มือการใช้งานของเครื่องวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คู่มือการใช้งานของเครื่องวัดความดันโลหิต

เครื่องวัดความดันโลหิตเป็นเครื่องมือวัดการตรวจสอบหรือมอนิเตอร์สัญญาณชีพของคนไข้อย่างหนึ่งซึ่งสามารถวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร เป็นชนิดที่ไม่มีส่วนใดรุกเข้าเส้นเลือด (Non Invasive Blood Pressure, NIBP) สามารถหาวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรของเด็กโตและผู้ใหญ่(Pediatric and Adult)ได้ ค่าที่วัดได้ทั้ง 4 ค่าจะแสดงออกเป็นตัวเลขที่เห็นได้ชัดเจนบนหน้าปัทม์ โดยจะแสดงค่าความดันซีสโตลิค ความดันไดแอสโตลิค ค่าความดันเฉลี่ยมีหน่วยวัดเป็นมิลลิเมตรของปรอท(mmHg)และอัตราการเต้นของชีพจรมีหน่วยวัดเป็นครั้งต่อนาที สามารถเลือก รูปแบบการทำงานได้ 2 แบบคือแบบกำหนดเอง(Manaul Mode)และแบบอัตโนมัติ(Automatic Mode) ในกรณีที่ค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรในการวัดมีค่าเกินกว่าช่วงของค่าจำกัดของสัญญาณเตือนที่กำหนดไว้หรือเมื่อระบบทำงานของเครื่องขัดข้องเครื่องวัดจะส่งสัญญาณเตือนทั้งเสียงและแสง เครื่องวัดนี้จะทำงานอัตโนมัติทันทีเมื่อกดสวิทซ์ปุ่ม STARTหรือเมื่อถึงช่วงเวลาตามที่กำหนดในรูปแบบการทำงานแบบอัตโนมัติขึ้นอยู่กับผู้ใช้งานที่จะกำหนดช่วงเวลาทำงาน

รูปแบบการทำงาน

สามารถเลือกรูปแบบการทำงานได้ 2 แบบ คือ

1. แบบกำหนดเอง (Manual Mode)
2. แบบอัตโนมัติ (Automatic Mode)

วิธีการใช้งานของเครื่องวัด

ก่อนที่จะทำการวัดค่าความดันโลหิตต้องตรวจสอบสอบความหนาแน่นของสายท่อลมและถุงยางพันแขน(Cuff)ให้เรียบร้อยก่อนแล้วจึงเปิดเครื่องวัด โดยกดสวิทซ์ POWER ON/OFF สังเกตเห็นแสงของหลอดไฟสว่างและเปิดเครื่องไว้ประมาณ 1 นาทีเพื่อให้ตัวเครื่องพร้อมที่จะใช้งานและสวมถุงยางพันแขนที่บริเวณแขนเหนือข้อศอกและอยู่ในระดับหัวใจ ตัวเครื่องจะเริ่มทำงานเมื่อ

1. กดสวิทซ์ปุ่มSTART ในขณะอยู่ในรูปแบบการทำงานแบบกำหนดเอง(Manual Mode) หรือแบบอัตโนมัติ(Automatic Mode)
2. เมื่อช่วงเวลา(Period)ที่กำหนดมาถึง เฉพาะการทำงานในรูปแบบอัตโนมัติ(Automatic Mode)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อเริ่มทำงานเครื่องจะปั๊มลมเข้าถุงยางพันแขน(CUFF)ที่ความดันลม 165 ± 10 มิลลิเมตรของปรอทสำหรับผู้ใหญ่และเด็กโตปกติ ตัวเครื่องจะทำการตรวจหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรโดยอัตโนมัติและขณะทำการตรวจวัดตัวเครื่องจะปล่อยลมในถุงยางพันแขนเป็นช่วงๆจนกว่าสามารถตรวจหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นชีพจรได้หรือถ้าหากค่าความดันลมในถุงยางพันแขนต่ำกว่าประมาณ 40 มิลลิเมตรของปรอท ตัวเครื่องจะปล่อยลมออกจากถุงยางพันแขนจนหมดโดยอัตโนมัติแล้วนำข้อมูลที่วัดได้มาประมวลผลแล้วแสดงค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรแสดงบนหน้าปัทม์และมีสัญญาณเสียงบอกว่าเสร็จสิ้นกระบวนการหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นชีพจร

การทำงานแบบกำหนดเอง (Manual Mode)

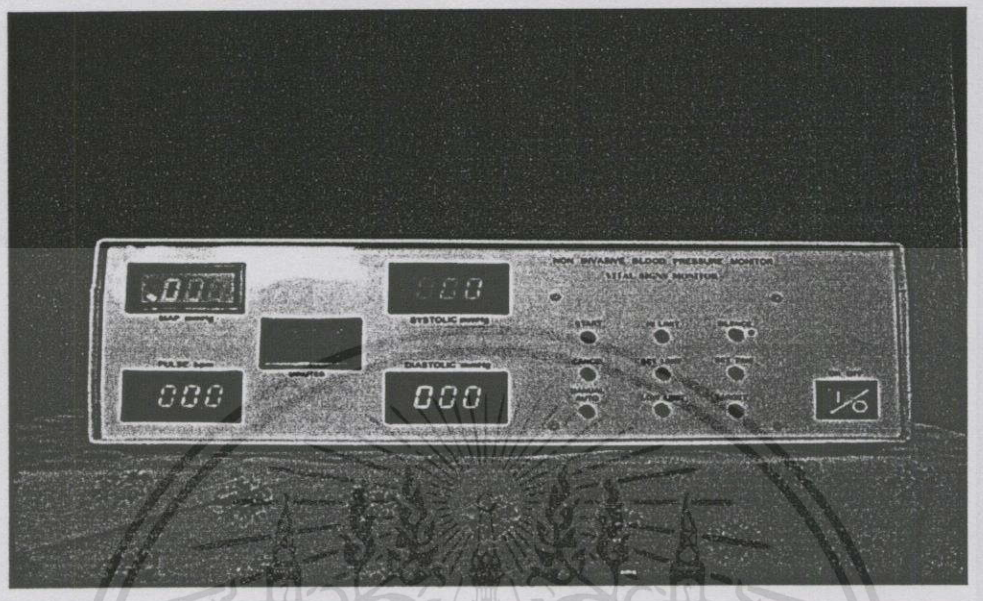
เมื่อเปิดเครื่องวัดครั้งแรกโดยกดสวิทซ์ปุ่มPOWER ON ตัวเครื่องจะอยู่ในรูปแบบการทำงานแบบกำหนดเอง(Manual Mode)และเครื่องวัดจะกำหนดช่วงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนโดยอัตโนมัติโดยสามารถกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของความดันโลหิตและอัตราการเต้นชีพจรได้ตามต้องการ เครื่องวัดความดันโลหิตจะทำงานเมื่อกดสวิทช์ปุ่มSTART เท่านั้นและค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์จะเป็นค่าศูนย์ในระหว่างการตรวจหาค่าความดันโลหิตจนเสร็จกระบวนการวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรจะแสดงค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรค่าที่วัดได้บนหน้าปัทม์และมีสัญญาณเสียงบอกเพื่อให้ทราบว่าเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรเสร็จแล้ว ถ้าในระหว่างช่วงของการตรวจวัดหาค่าความดันโลหิตมีการกดสวิทช์ปุ่มCANCEL ตัวเครื่องจะยกเลิกการทำงานและความดันลมจะปล่อยออกจากถุงยางพันแขนโดยอัตโนมัติ

การทำงานแบบอัตโนมัติ (Automatic Mode)

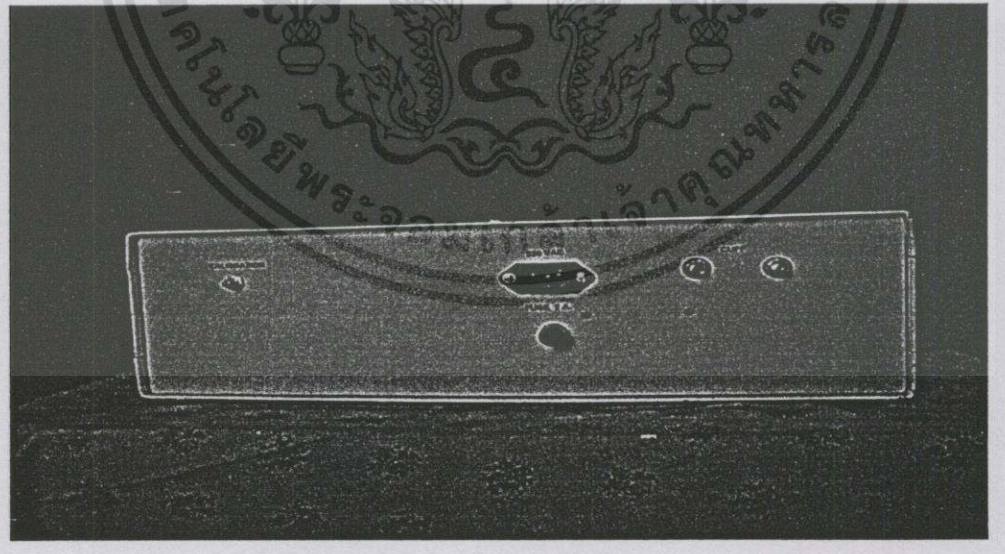
ในขณะที่เครื่องอยู่ในรูปแบบการทำงานแบบกำหนดเอง(Manual Mode) ถ้ากดสวิทช์ปุ่ม AUTO/MANUAL ตัวเครื่องจะเข้าสู่การทำงานในรูปแบบการทำงานอัตโนมัติ(Automatic Mode) เมื่อช่วงเวลา(Period)ที่กำหนดมาถึงหรือกดสวิทช์ปุ่ม START ตัวเครื่องวัดจะตรวจหาค่าความดันโลหิตจนเสร็จกระบวนการวัดค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจร ค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรที่วัดได้จะแสดงบนหน้าปัทม์และมีสัญญาณเสียงบอกเพื่อให้ทราบว่าเครื่องวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรเสร็จแล้ว โดยปกติช่วงเวลาในการทำงานของเครื่องกำหนดช่วงเวลาทุกๆ 5 นาทีโดยแสดงบนช่องMIMUTES ถ้าช่วงเวลาการทำงานของเครื่องวัดมาถึงแล้วเครื่องวัดจะตรวจหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรโดยอัตโนมัติ ช่วงเวลา(Period)การทำงานของเครื่องผู้ใช้สามารถกำหนดได้ทุกๆ 1, 3, 5, 10, 15, 30, 45 และ 60 นาทีตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะของตัวเครื่องวัดความดันโลหิต



รูปที่ 1ก. แสดงลักษณะด้านหน้าของเครื่องวัดความดันโลหิต



รูปที่ 2ก. แสดงลักษณะด้านหลังของเครื่องวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก แสดงชื่อ ความหมายของหน้าที่ของปุ่มกดและป้ายแสดง

ชื่อ	ความหมายหรือหน้าที่การทำงาน (Function)
MAP mmHg	เป็นตัวเลขแสดงผลของ LED ขนาด 3 หลักสีแดงในเป็นช่องแสดงค่าความดันเฉลี่ยและแสดงค่าความดันในCUFF สังเกตจากตัวเลขที่กระพริบในระหว่างที่เครื่องทำการหาค่าความดันโลหิตและบอกถึงช่วงของค่าจำกัดสัญญาณเตือนของค่าความดันเฉลี่ยและการปั๊มลมเข้าไปในถุงยางพันแขนครั้งแรก(Target Pressure) มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรของปรอท
SYSTOLIC mmHg	เป็นตัวเลขแสดงผลของLEDขนาด 3 หลัก สีแดงเป็นช่องแสดงค่าความดันซีสโตลิคและบอกถึงช่วงของค่าจำกัดของสัญญาณเตือนและการปั๊มลมเข้าไปในถุงยางพันแขนครั้งแรก(Target Pressure) มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรของปรอท
DIASTOLIC mmHg	เป็นตัวเลขแสดงผลของLEDขนาด 3 หลักสีแดงเป็นช่องแสดงค่าความดันไดแอสโตลิคและแสดงค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของความดันได-แอสโตลิค มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรของปรอท
MINUTES	เป็นตัวเลขแสดงผลของLED ตัวเลข 2 หลักสีแดงเป็นช่องแสดงค่าช่วงเวลาของรอบการทำงานในรูปแบบอัตโนมัติ มีหน่วยเป็นนาที ตัวเลขที่แสดงตัวเลขจะเปลี่ยนแปลงเมื่อกดปุ่ม SET TIME
PULSE bpm	เป็นตัวเลขแสดงผลของ LEDขนาด 3 หลักสีแดงเป็นแสดงค่าอัตราการเต้นของชีพจรและแสดงค่าของค่าจำกัดของสัญญาณเตือนของอัตราการเต้นของชีพจร มีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที
START	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch) เมื่อกดปุ่ม START จะทำให้เครื่องวัดหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรทำงานทันที
CANCEL	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ (Momentary Push Button Switch) เมื่อกดปุ่มนี้จะยกเลิกการทำงานหรือออกจากโปรแกรมที่กำลังตรวจหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรหรือออกจากโปรแกรมที่กำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนหรือออกจากโปรแกรมการกำหนดค่าความดันในการสูบลมเข้าสู่ถุงยางพันแขน(Target Pressure)และเป็นการหยุดเสียงสัญญาณเตือน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SET LIMIT	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ (Momentary Push Button Switch) เป็นปุ่มเลือกการกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนซึ่งจะแสดงในช่อง SYSTOLIC, MAP, DIASTOLIC หรือ PULSE โดยเลือกช่องใดช่องหนึ่งให้แสดงค่า ที่หน้าจอ เมื่อกดปุ่มนี้ครั้งแรก ค่าที่แสดงเป็นค่าความดันซีสโตลิคเป็นค่าที่แสดงก่อนหน้านั้นและในช่องอื่นๆจะดับหมด เมื่อกดปุ่มHIGH LIMITหรือปุ่มLOW LIMIT ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนจะแสดงเป็นค่าความดันซีสโตลิคทางด้านสูงหรือต่ำที่กำหนดไว้ก่อนหน้านั้นและจะเปลี่ยนแปลงค่าเมื่อกดปุ่มHI LIMITหรือปุ่ม LOW LIMIT เมื่อกดปุ่ม SET LIMIT ครั้งที่ 2 ค่าที่แสดงเป็นค่าความดันเฉลี่ยของค่าที่แสดงก่อนหน้านั้นและในช่องอื่นๆจะดับหมด เมื่อกดปุ่ม HIGH LIMITหรือปุ่ม LOW LIMIT ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนจะแสดงค่าการตั้งค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทั้งทางด้านสูงหรือต่ำที่กำหนดไว้ก่อนหน้านั้นและจะเปลี่ยนแปลงค่าเมื่อกดปุ่มHI LIMITหรือปุ่ม LOW LIMIT เมื่อกดปุ่ม SET LIMIT ครั้งที่ 3 ค่าที่แสดงจะแสดงค่าความดันได-แอสโตลิคของค่าที่แสดงก่อนหน้านั้นและในช่องอื่นๆจะดับหมด เมื่อกดปุ่ม HIGH LIMIT หรือปุ่มLOW LIMIT ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนจะเปลี่ยนแปลงค่าเมื่อกดปุ่มHI LIMITหรือปุ่ม LOW LIMIT เมื่อกดปุ่ม SET LIMIT ครั้งที่ 4 ค่าที่แสดงค่าอัตราการเต้นของชีพ-จรของค่าที่แสดงก่อนหน้านั้นและในช่องอื่นๆจะดับหมด เมื่อกดปุ่ม HIGH LIMIT หรือปุ่มLOW LIMIT ค่าจำกัดของสัญญาณเตือนจะเปลี่ยนแปลงค่าเมื่อกดปุ่มHI LIMITหรือปุ่ม LOW LIMIT เมื่อกดปุ่ม SET LIMIT ครั้งที่ 5 แล้วจะทำให้กลับมาสู่การแสดงก่อนหน้านั้น ถ้ากดปุ่ม SET LIMIT หรือ HIGH LIMIT หรือ LOW LIMITแล้วไม่ได้กดปุ่มได้อีก ค่าที่แสดงบนหน้าปัทม์จะใช้เวลานาน 20 วินาที จึงจะกลับเข้าสู่การแสดงผลปกติ
HIGH LIMIT	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch) เป็นปุ่มเลือกการกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านสูงของค่าที่แสดงในช่องนั้นเช่นถ้าแสดงที่ช่องแสดงผลของความดันซีสโตลิคและการตั้งค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางสูงของค่าความดันซีสโตลิค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LOW LIMIT	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch) เป็นปุ่มเลือกการกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางด้านต่ำของค่าที่แสดงในช่องนั้นถ้าแสดงที่ช่องแสดงผลของความดันซีสโตลิค เป็นการกำหนดค่าจำกัดของสัญญาณเตือนทางต่ำของค่าความดันซีสโตลิค
SILENCE	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch) เมื่อกดครั้งแรกจะทำให้ตัว LED สีเหลืองจะสว่าง ซึ่งจะบอกให้ทราบว่าถ้าเกิดสัญญาณเตือนเกิดขึ้นและสัญญาณเสียงอ๊อดจะไม่ดัง แต่ถ้าตัว LED สีเหลืองดับ หากเกิดสัญญาณเตือนเกิดขึ้นสัญญาณเสียงจะดัง
SET TIME	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch)เป็นปุ่มที่กำหนดช่วงเวลา(Period)ในแต่ละรอบเฉพาะอยู่ในการทำงานแบบอัตโนมัติเท่านั้นทำสามารถเลือกช่องเวลาได้ดังนั้นคือ 1, 3, 5, 10, 15, 30, 45 และ 60 นาทีตามลำดับ
MANUAL AUTO	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch)โดยปกติเมื่อเปิดเครื่องแล้วรูปแบบการทำงานเป็นแบบกำหนดเอง(Manual Mode)แต่ถ้ากดปุ่มนี้จะทำให้รูปแบบการทำงานจะเปลี่ยนเป็นแบบอัตโนมัติทันที โดยปกติเมื่อกดปุ่มนี้ครั้งแรกช่วงเวลารอบการทำงานในแต่ละรอบจะเป็น 5 นาทีโดยอัตโนมัติแต่ถ้ากดปุ่มนี้อีกครั้งรูปแบบการทำงานจะเป็นแบบกำหนดเอง(Manual Mode)
TARGET	เป็นปุ่มกดแบบกดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch) เป็นปุ่มกำหนดค่าความดันลมลมที่สูบลงเข้าถุงยางพันแขน(Cuff)ครั้งแรกที่เปิดเครื่องโดยปกติเครื่องจะกำหนดไว้ที่ 165 $\pm$ 10 มิลลิเมตรของปรอท การกำหนดค่าความดันสูบลมสามารถกำหนดได้โดยจะเริ่มตั้งแต่ 100 ถึง 240 มิลลิเมตรของปรอท
CALIBRATION	เป็นปุ่มสวิทซ์กดติดปล่อยดับ(Momentary Push Button Switch) อยู่บริเวณด้านหลังของเครื่องวัด เมื่อสวิทซ์นี้ถูกกด ค่าที่หน้าจอจะแสดงเพียงช่องเดียวคือช่อง MAP หมายถึงค่าความดันลมที่ป้อนให้แก่ตัวเครื่องวัดในขณะนั้น ซึ่งเป็นการสอบเทียบค่าความดันลมที่ป้อนให้เครื่องวัดโดยเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความดันลมมาตรฐาน โดยปกติเมื่อยังไม่ได้ป้อนความดันลมเข้าไปภายในเครื่องวัด ตัวเลขที่แสดงในช่อง MAP ควรแสดงค่าเป็นศูนย์และมีค่าความคลาดเคลื่อนไม่เกิน $\pm$ 3 มิลลิเมตรของปรอท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

220 VAC	เป็นป้ายบอกให้ทราบว่าเครื่องวัดความดันโลหิต ใช้ขนาดของแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ 220 โวลท์
FUSE 1 A	เป็นป้ายบอกถึงว่าเครื่องวัดมีอุปกรณ์ป้องกันกระแสไฟทางไฟฟ้ากระแสสลับใช้ฟิวส์ขนาด 1 แอมป์
Cuff	เป็นป้ายบอกให้ทราบว่าเป็นจุดต่อของสายท่อลมจากตัวเครื่องไปถุงยางพันแขน (Cuff)

ข้อควรระวังการใช้งาน

1. เครื่องวัดความดันโลหิตจะไม่ทำงานอย่างมีประสิทธิภาพ ในกรณีใช้กับคนไข้ที่มีการเกร็งกล้ามเนื้อ
2. ถ้าคนไข้มีลักษณะที่เกิดอาการหัวใจเต้นผิดปกติ(Arrhythmias)ช่วงเวลาในการหาค่าความดันโลหิต จะเพิ่มขึ้นและอาจทำให้ค่าที่วัดได้ออกมานั้นไม่คงที่ได้หรืออาจไม่สามารถวัดค่าได้
3. ในขณะที่เครื่องวัดกำลังจะตรวจหาค่าความดันที่แสดงที่หน้าจอนั้นจะเป็นศูนย์ซึ่งจะกระพริบบางครั้งจะสลับเป็นเลขแปด ส่วนผลของค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรจะแสดงบนหน้าปัทม์เป็นตัวเลขคือว่าเป็นปกติของการทำงาน แต่ในบางครั้งเครื่องที่แสดงนอกเหนือจากนั้นแสดงว่าเครื่องทำงานผิดพลาด(Mulfunction)ให้กดปิดเครื่องแล้วเปิดเครื่องใหม่
4. ในขณะที่เครื่องวัดกำลังทำงานเพื่อตรวจหาค่าความดันโลหิตและอัตราการเต้นของชีพจรไม่ควรกดสวิทซ์ปุ่มต่างๆยกเว้นปุ่มสวิทซ์ยกเลิกการทำงาน (CANCEL)
5. ถ้าค่าที่ตรวจวัดได้ไม่มีความเที่ยงตรงหรือค่าความละเอียดพอให้กลับมาดูสภาวะคนไข้ที่จะทำการตรวจวัดและตรวจความแน่นหนาของสายลมและตำแหน่งของการวางcuff ควรจะวางเหนือข้อศอกในระดับหัวใจ
6. ถ้าตำแหน่งของการวางถุงยางพันแขน(Cuff)ไม่ตรงกับระดับหัวใจ จะมีค่าความแตกต่างด้านความดันฮัยโดรสแตติค(Hydrostatic)ถ้าตำแหน่งของ Cuff เหนือระดับหัวใจให้บวกเพิ่มประมาณ 1.80 มิลลิเมตรของปรอทและเพิ่มทุกๆที่มีระยะห่างทุก 1 นิ้ว แต่ถ้าตำแหน่งของ Cuff ต่ำกว่าระดับหัวใจให้ลบออกประมาณ 1.80 มิลลิเมตรของปรอทและลบออกทุกๆ ที่มีระยะห่างทุก 1 นิ้ว[16, 23]
7. ค่าอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate)จะแตกต่างจากอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate)ที่ได้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (EKG)เนื่องจากค่าอัตราการเต้นของชีพจร(Pulse Rate) ได้มาจากการเต้นหรือการสั่นของผนังของหลอดเลือดที่แขนคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

วงจรไฟฟ้าของส่วนต่างๆของเครื่องวัดความดันโลหิต

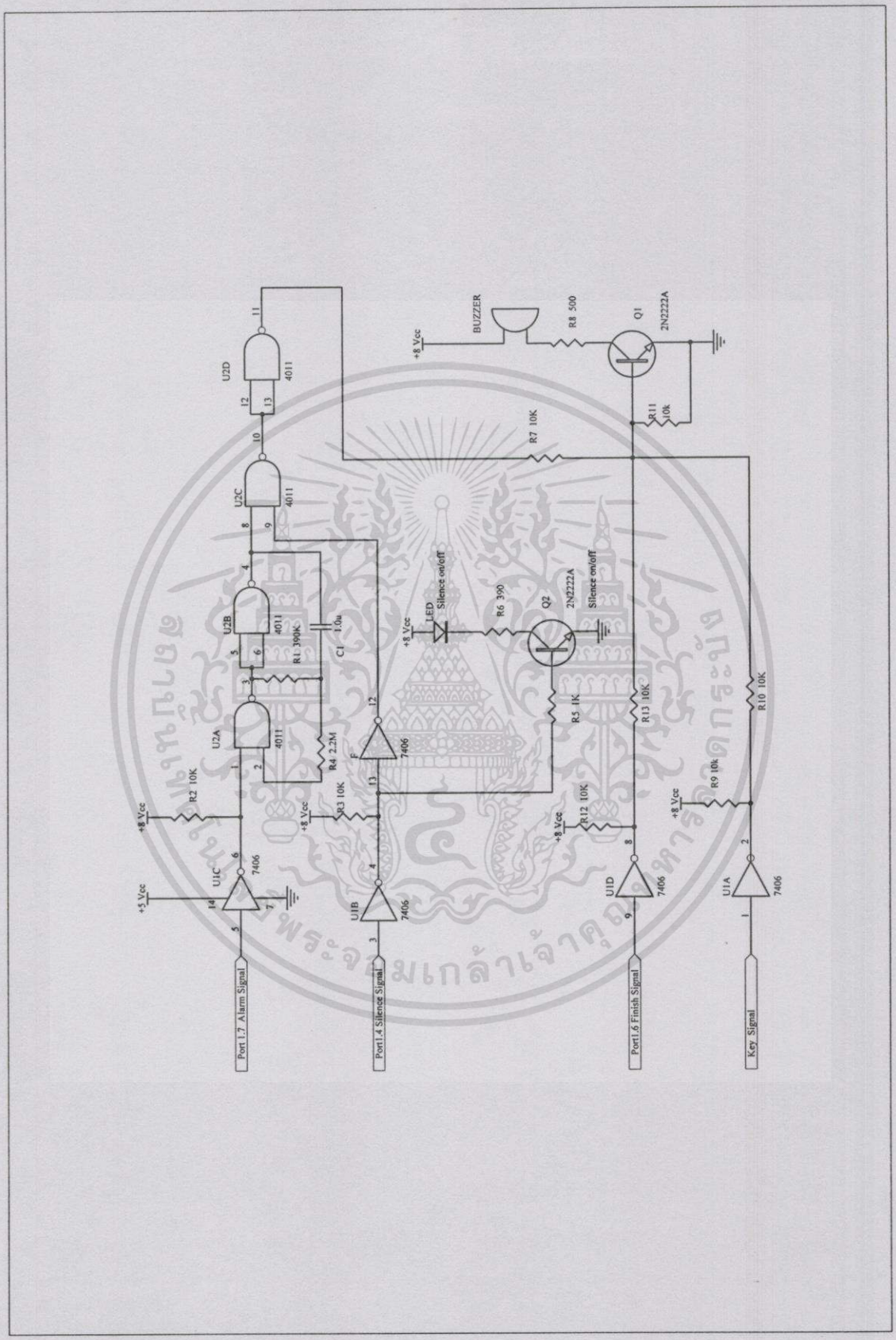
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรไฟฟ้าของส่วนต่างๆของเครื่องวัดความดันโลหิต

ประกอบส่วนต่างๆดังนี้คือ

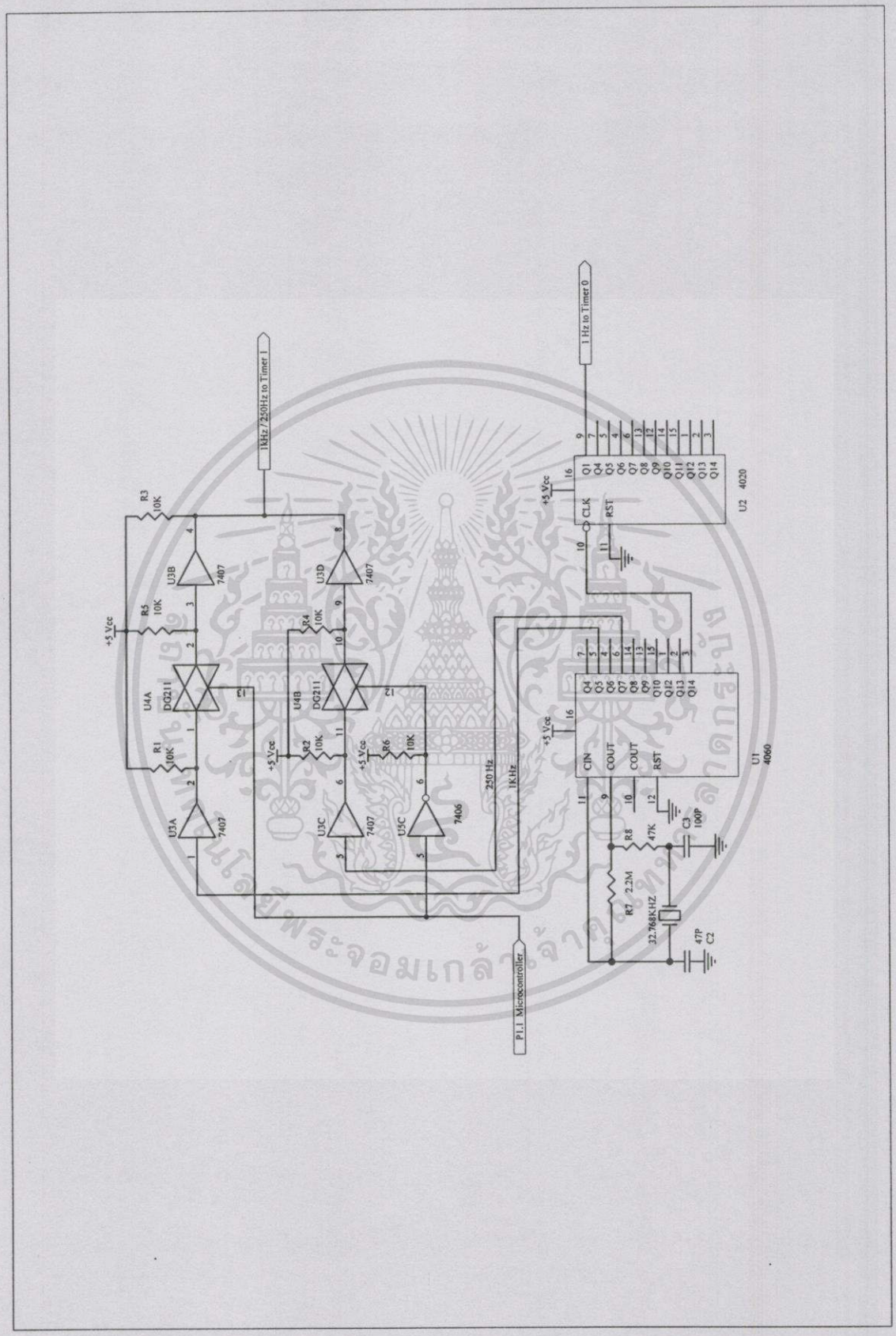
1. วงจรแสดงสัญญาณเตือนทางเสียง (Sound Alarm Signal Circuit)
2. วงจรกำเนิดสัญญาณความถี่นาฬิกา (Clock Generator Circuit)
3. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอล(Analog to Digital Converter Circuit)
4. วงจรภาครับสัญญาณจากสวิทช์ (Input Key Switch Circuit)
5. วงจรภาคแสดงผล(Display Circuit)
6. วงจรควบคุมหลัก (Main Control Circuit)
7. วงจรภาควงจรอนาล็อค (Analog Circuit)
8. วงจรแหล่งจ่ายไฟกระแสไฟตรง (Power Supply Circuit)
9. วงจรแสดงสัญญาณเตือนทางแสง (Light Alarm Signal Circuit)
10. วงจรควบคุมระบบลม(Pneumatic Control Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



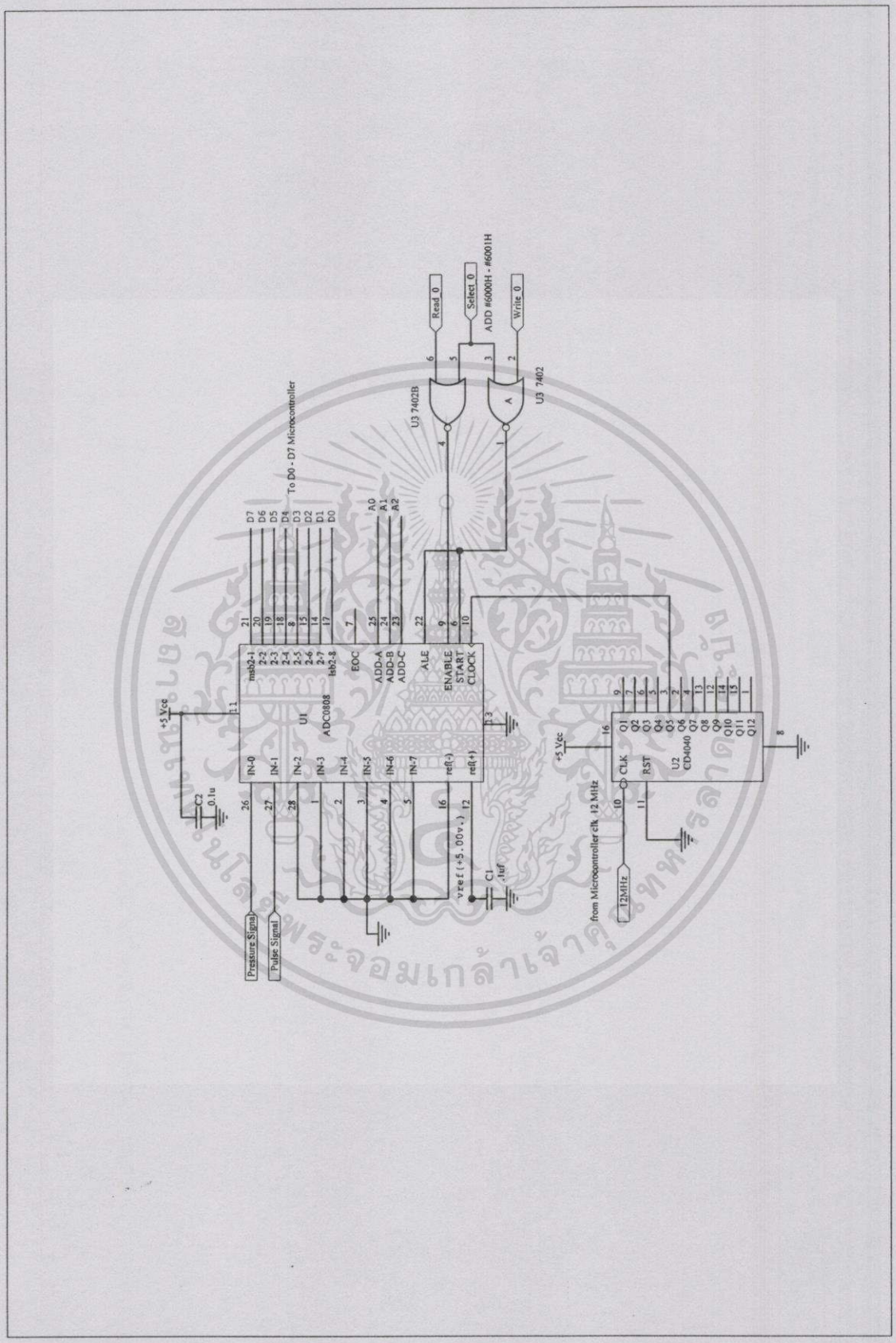
รูปที่ 1ข. วงจรแสดงสัญญาณเตือนทางเสียง (Sound Alarm Signal Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



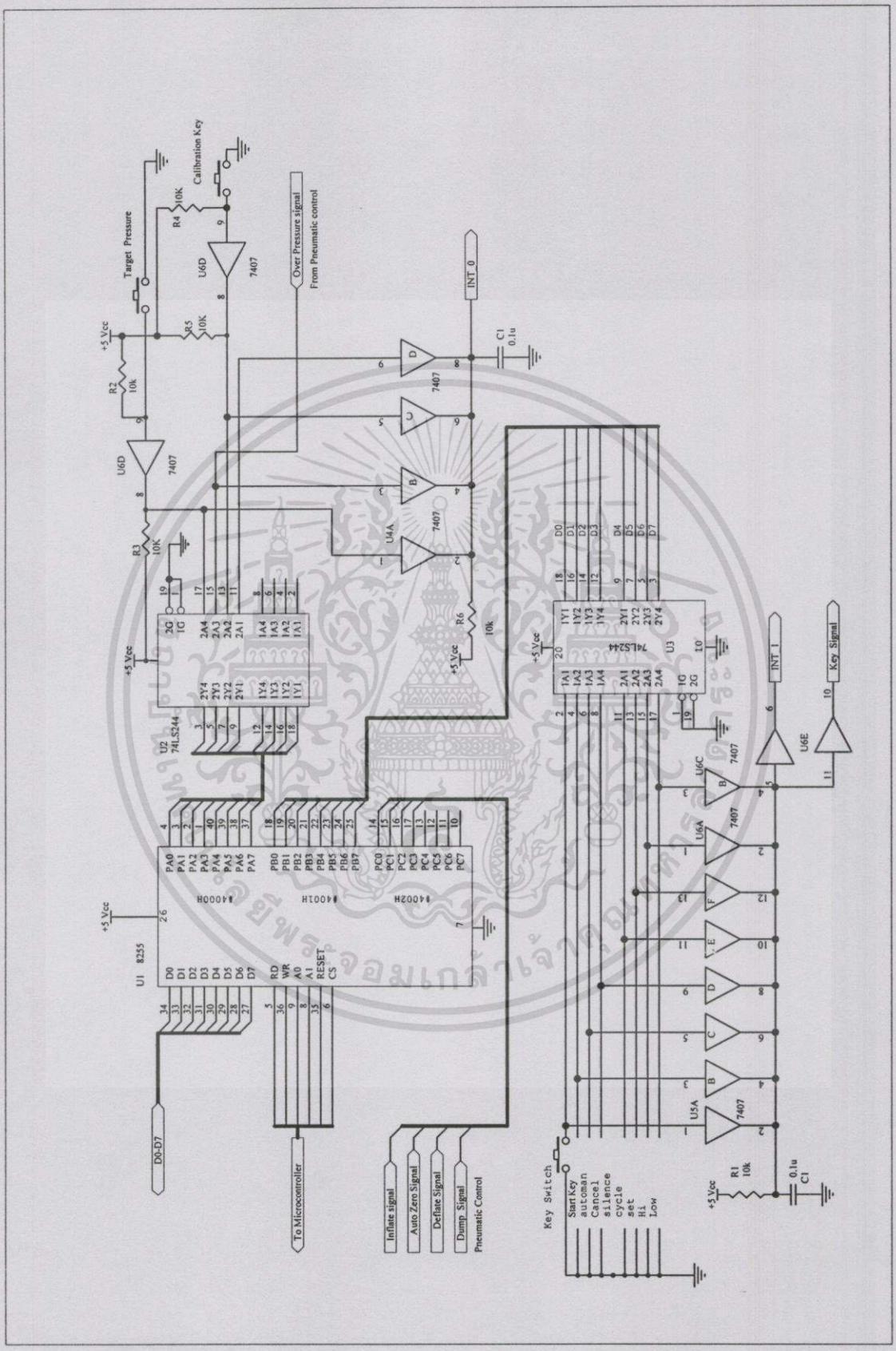
รูปที่ 2ข. วงจรกำเนิดสัญญาณความถี่นาฬิกา (Clock Generator Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



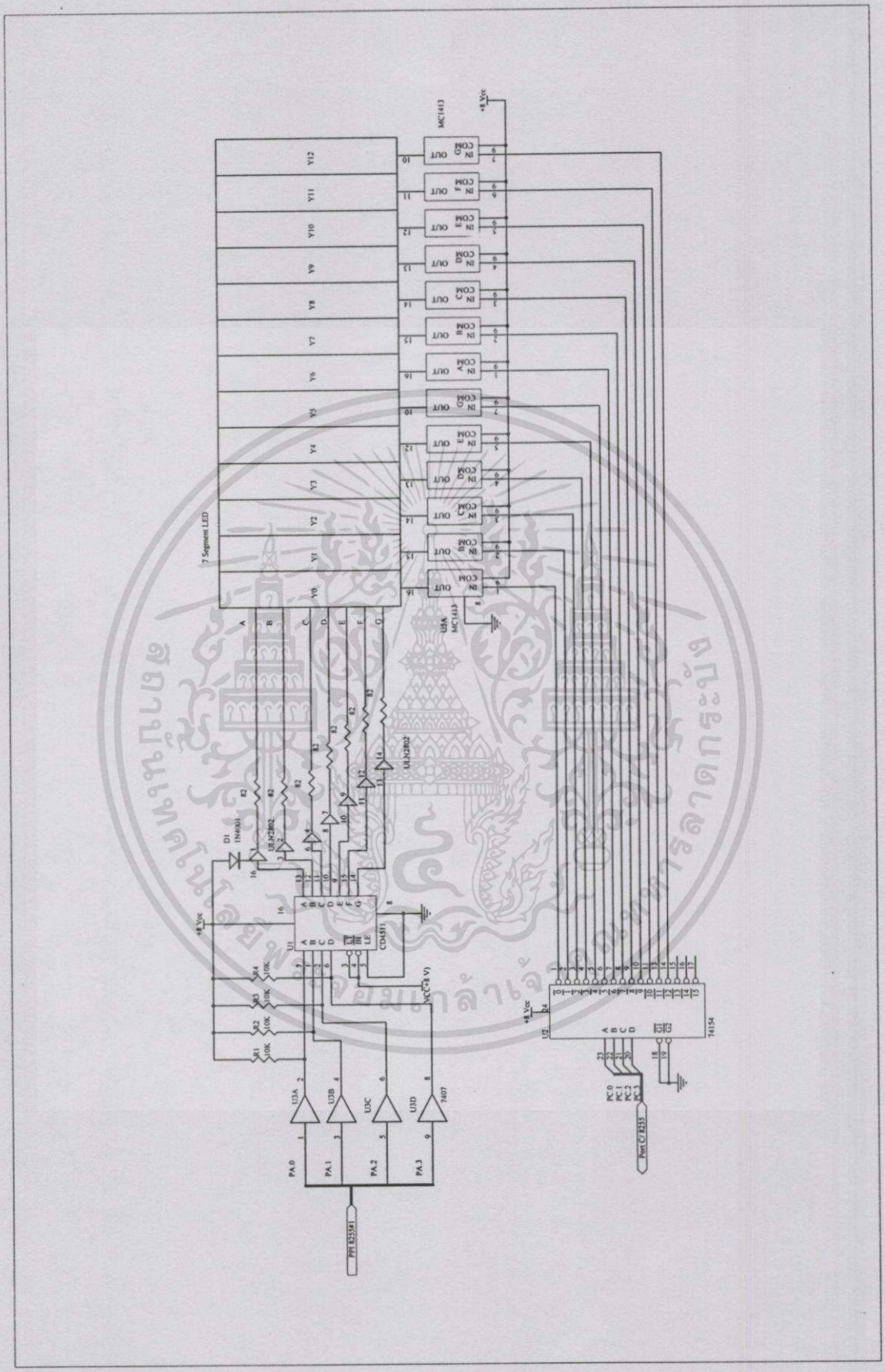
รูปที่ 3ข. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นสัญญาณดิจิตอล(Analog to Digital Converter Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



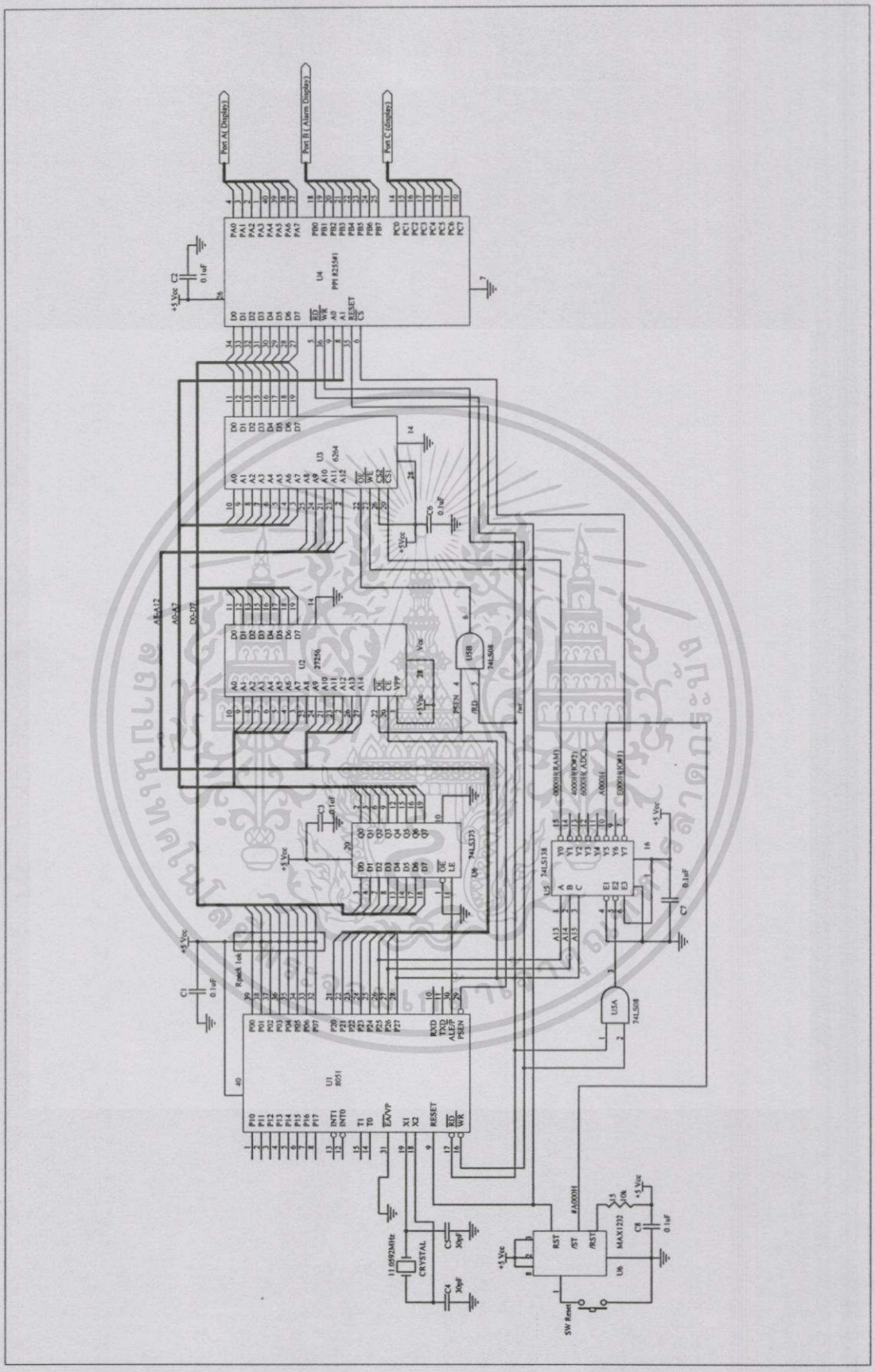
รูปที่ 4ข. วงจรภาครับสัญญาณจากสวิทช์ (Input Key Switch Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



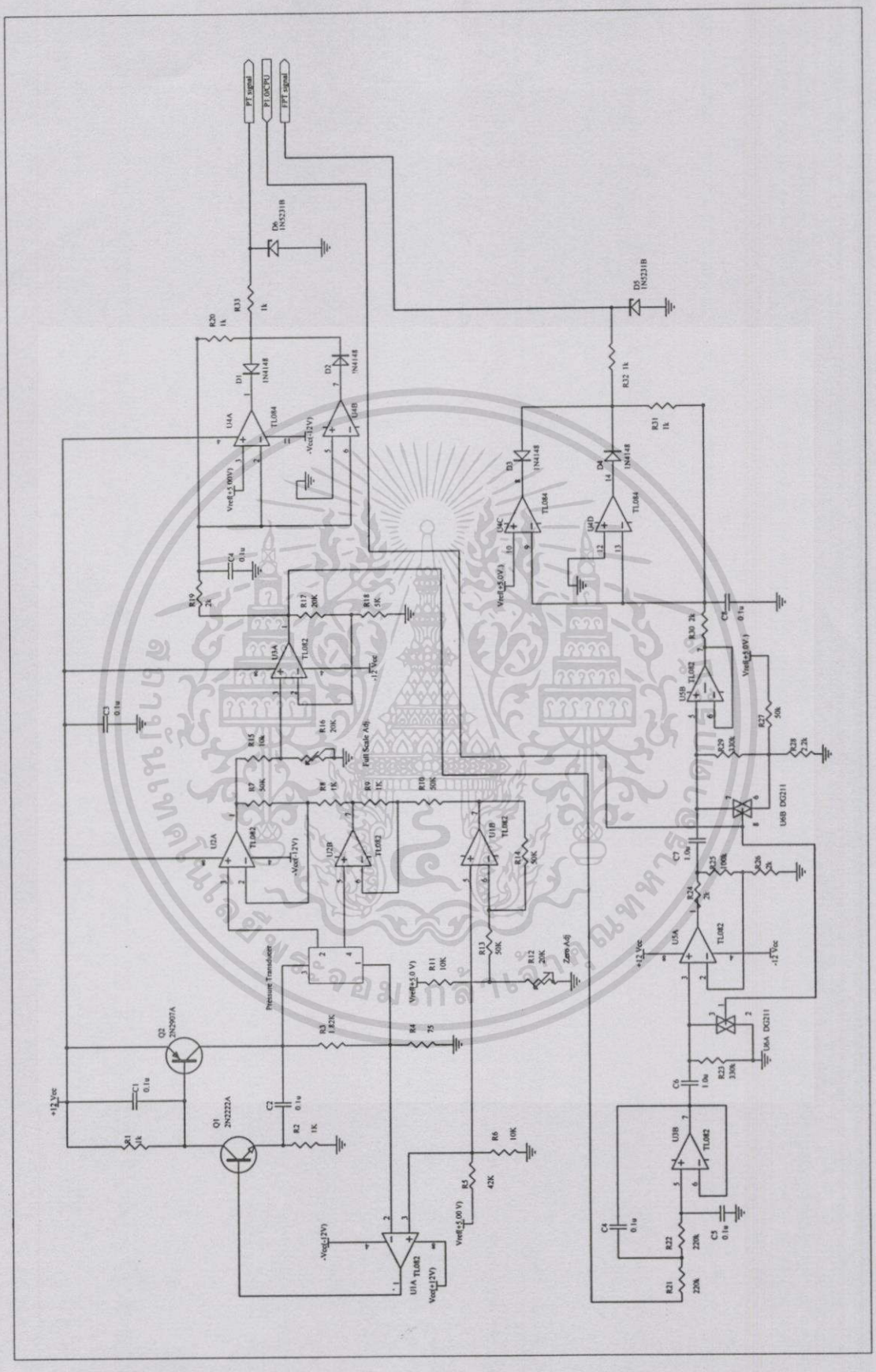
รูปที่ 5ข. วงจรภาคแสดงผล(Display Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



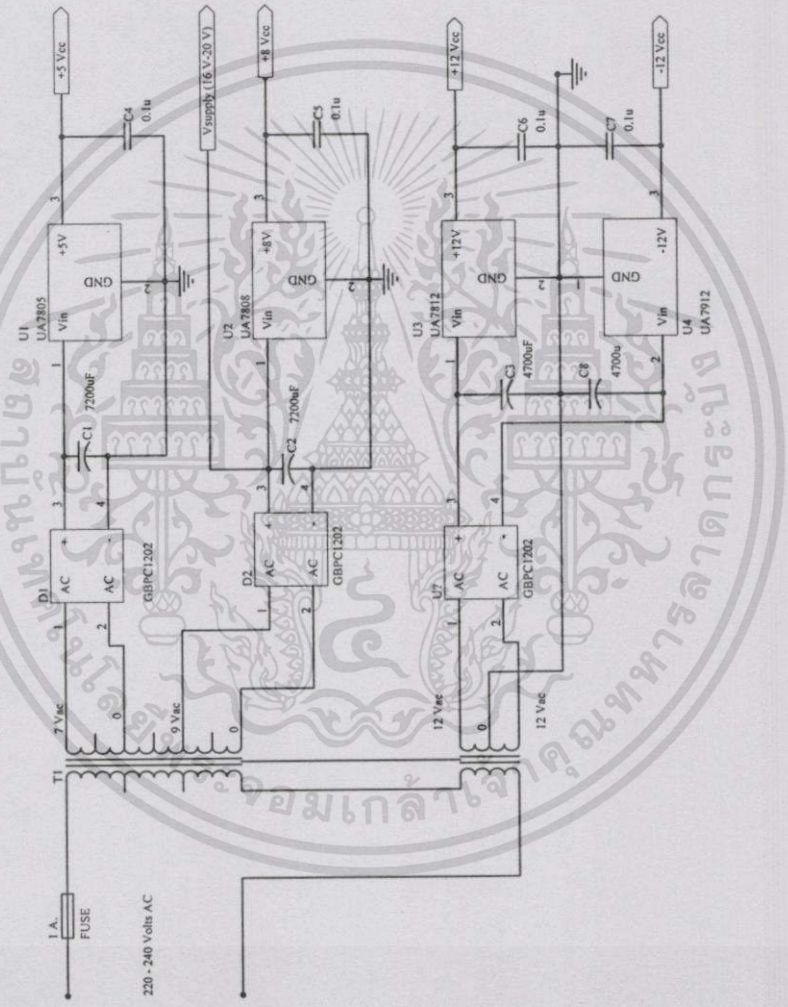
รูปที่ 6ข. วงจรควบคุมหลัก (Main Control Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



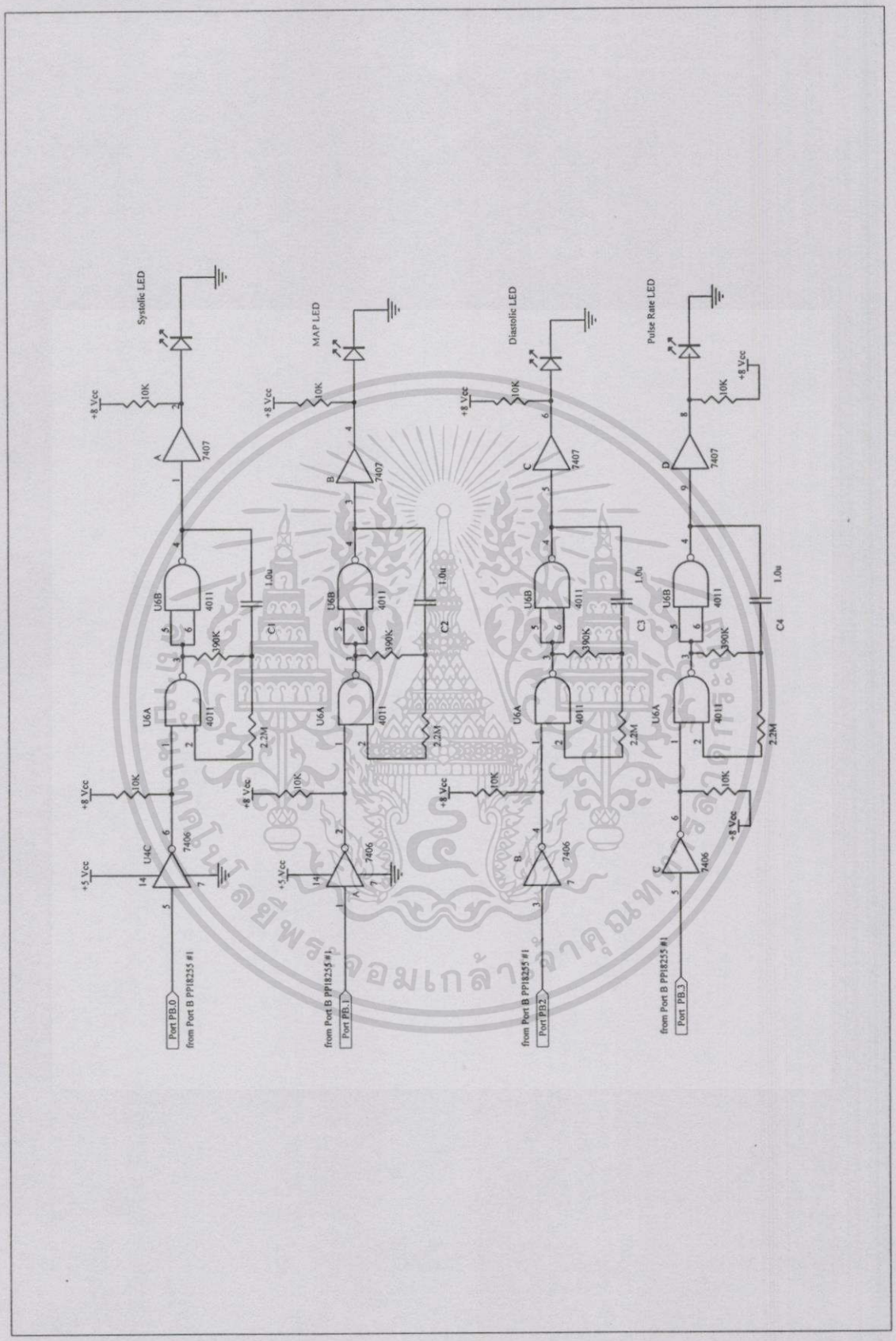
รูปที่ 7ข. วงจรภาควงจรอนาล็อค (Analog Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



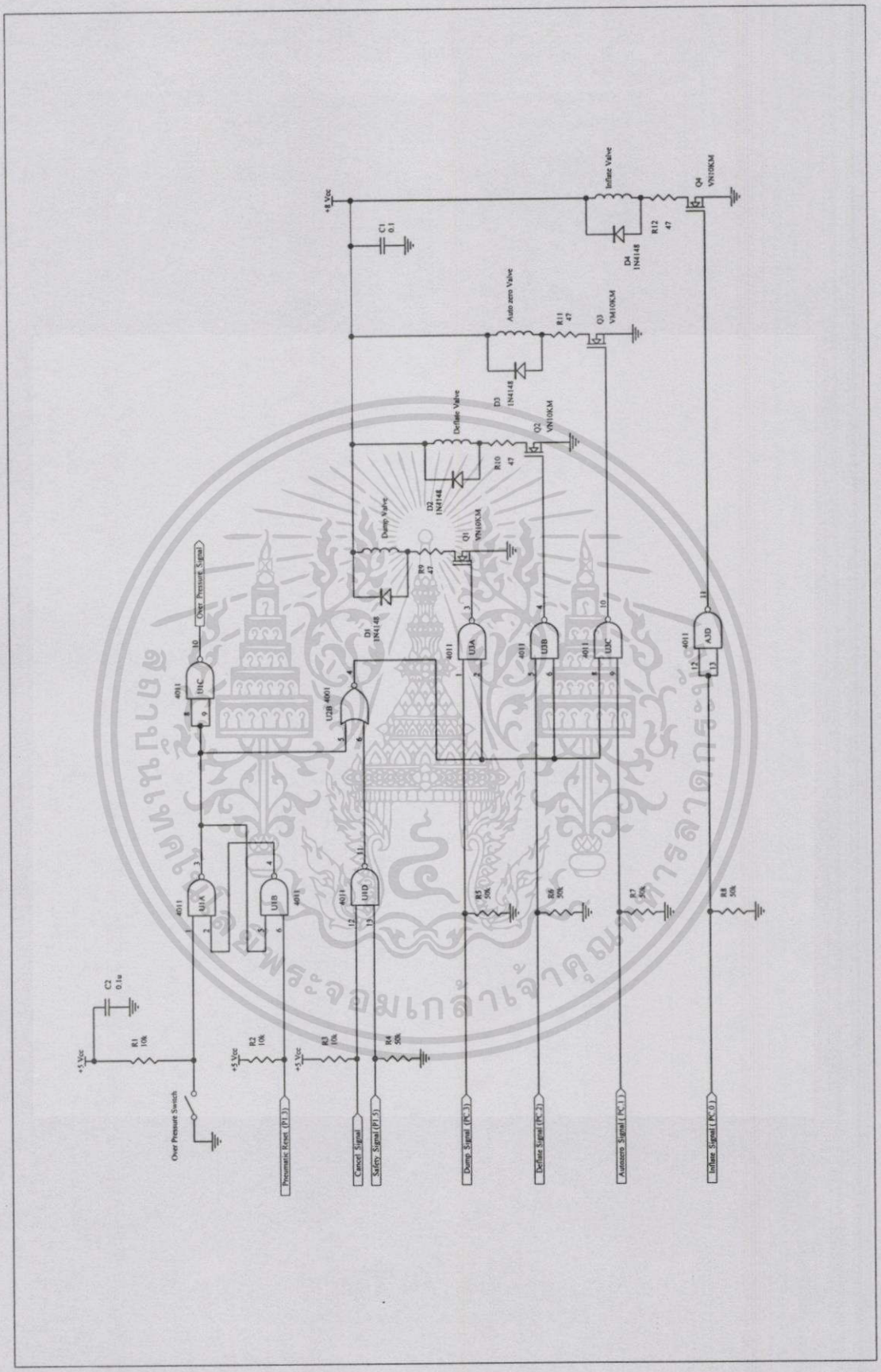
รูปที่ 8ข. วงจรแหล่งจ่ายไฟกระแสไฟตรง (Power Supply Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 9ข. วงจรแสดงสัญญาณเตือนทางแสง (Light Alarm Signal Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 10ข. วงจรควบคุมระบบลม(Pneumatic Control Circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

นายชวลิต อระเอี่ยม เกิดเมื่อวันที่ 19 เมษายน พ.ศ. 2510 ที่จังหวัดลำปาง สำเร็จการศึกษาอุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต(การวัดคุมทางอุตสาหกรรม)จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2535 และประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาช่างอุปกรณ์การแพทย์ จากโครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล ปีการศึกษา 2531 ปี พ.ศ. 2532 เข้ารับราชการในตำแหน่งนายช่างเทคนิค 2 สังกัดคณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดลและได้ขอลาออกเพื่อศึกษาต่อ ปัจจุบันทำงานบริษัทเอกชนแห่งหนึ่ง ตำแหน่งวิศวกรเทคนิคบริการ ที่อยู่ปัจจุบันคือ 12/163 หมู่บ้านวัฒนาธานี ถนนประชาสำราญ ตำบลคลองสิบสอง เขตหนองจอก กรุงเทพมหานคร 10530

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้