การศึกษาเครื่องวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้เทคนิคกดทับเส้นเลือดแดง

STUDY OF A DEVICE FOR MEASUREMENT OF CONTINUOUS BLOOD PRESSURE IN ARTERIES USING PALPATION TECHNIQUE

นายกิรติ ระหว่างบ้าน

Keerati Rawangban

นายธนภ์นรินทร์ เสียงสนั่น

Thananarin Siengsanan

นายศุภฤกษ์ คงวัฒนา

Supalerk Kongwattana

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2558

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การศึกษาเครื่องวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้เทคนิคกดทับเส้นเลือดแดง

STUDY OF A DEVICE FOR MEASUREMENT OF CONTINUOUS BLOOD PRESSURE IN ARTERIES USING PALPATION TECHNIQUE

T143889

โดย

นายกิรติ ระหว่างบ้าน รหัสประจำตัว 55010099

นายธนภ์นรินทร์ เสียงสนั่น รหัสประจำตัว 55010867

นายศุภฤกษ์ คงวัฒนา รหัสประจำตัว 55011244

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 143889
วัน,เดือน,ปี 04 มี.ค. 2559

b.12801227
i.....

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2558

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2558

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การศึกษาเครื่องวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้เทคนิคกดทับเส้นเลือดแดง

STUDY OF A DEVICE FOR MEASUREMENT OF CONTINUOUS BLOOD PRESSURE IN ARTERIES USING PALPATION TECHNIQUE

ผู้จัดทำ นายกิรติ ระหว่างบ้าน รหัสประจำตัว 55010099

นายธนภ์นรินทร์ เสียงสนั่น รหัสประจำตัว 55010867

นายศุภฤกษ์ คงวัฒนา รหัสประจำตัว 55011244

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

.....

(ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล)
อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อหัวข้อ	การศึกษาเครื่องวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้เทคนิคกดทับเส้นเลือดแดง
นักศึกษา	นายกิรติ ระหว่างบ้าน รหัสประจำตัว 55010099
	นายธนภ์นรินทร์ เสียงสนั่น รหัสประจำตัว 55010867
	นายศุภฤกษ์ คงวัฒนา รหัสประจำตัว 55011244
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
ภาควิชา	วิศวกกรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2558
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

การวัดความดันโลหิตเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญในการประเมินสุขภาพเบื้องต้น ค่าที่วัดได้ใช้เป็นข้อมูลทางการแพทย์ที่สามารถบ่งชี้ถึงภาวะของระบบหมุนเวียนโลหิต การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องมาตรฐานที่ใช้ในปัจจุบันเป็นการวัดแบบรุกรานโดยการสอดใส่หัววัดความดันหรือท่อสวนวัดความดันเข้าไปในหลอดเลือดที่ต้องการวัดโดยตรงซึ่งมักใช้ในกรณีผ่าตัดใหญ่ การวัดแบบรุกรานในลักษณะดังกล่าวไม่นิยมใช้นอกห้องผ่าตัดยกเว้นกรณีที่จำเป็น อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่ามีการพัฒนาการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานไม่ต่อเนื่องและใช้กันอย่างแพร่หลายนอกห้องผ่าตัด การวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องยังคงมีความจำเป็นอย่างยิ่งในทางการแพทย์ โครงงานนี้เป็นการพัฒนาระบบการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของการกดทบเส้นเลือดแดง (palpation) เช่นเดียวกับการวัดชีพจรที่ข้อมือหรือที่เส้นเลือดคาโรติด มีพื้นฐานมาจากการใช้ประสาทสัมผัสของนิ้วกดลงบนเส้นเลือดแดงเบาๆเพื่อให้รู้สึกถึงการเต้นของเส้นเลือด โครงงานนี้ใช้ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน (FSR) เมื่อใช้เซนเซอร์กดบนผิวหนังบนเส้นเลือดแดงที่ข้อมือและตรวจจับแรงที่เส้นเลือดบีบและคลายตัวกระทำต่อเซนเซอร์ และทำการวัดความดันเลือดอย่างต่อเนื่องพร้อมทั้งประมวลผลค่าต่างๆ เช่น ความดันซิสโตลิค ความดันไดแอสโตลิค ค่าเฉลี่ย (MAP) และอัตราการเต้นของหัวใจด้วยโปรแกรม LABVIEW™ โดยใช้ DAQ Card NI USB-6009 เพื่อแปลงสัญญาณจากอนาลอกจากเซนเซอร์ให้เป็นดิจิตอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis title	Study of A Device for Measurement of Continuous Blood Pressure in Arteries Using Palpation Technique		
Student	MR. Keerati	Rawangban	student ID 55010099
	MR. Thananarin	Siengsanan	student ID 55010867
	MR. Supalerk	Kongwattana	student ID 55011244
Degree	Bachelor of Engineering		
Department	Electronics Engineering		
Year	2015		
Thesis advisor	Asst.Prof.Kitipol Chitsakul		

ABSTRACT

Blood pressure measurement play important role in assessment of healthy for the cardiovascular system. It is medical information that indicates the function of the heart. The gold standard of continuous blood pressure measurement can be carried on by inserting a pressure probe or a catheter into a blood vessel. This direct method is invasive and risky to infection if operated out of cleaned room. Therefore, it is usually operated only in operating room. Indirect noninvasive blood pressure measurement has a long time developed providing surficial primary information of blood pressure in general diagnosis for the abnormality. This research have developed continuous blood pressure measurement based on tonometry method. Palpation is a technique to monitoring the pulse rate at the wrist or at the carotid. Based on using the sensitivity of the finger press on an artery the pressure variation in the artery indicates as pulse on the finger. This project have used a force sensitive resister (FSR) as a sensor pressed on the skin over the artery detecting the force reflected from the artery. The continuous pulse pressure waveforms and some parameters such as systolic, diastolic mean pressure and pulse rate are shown on the LABVIEW™ via DAQ Card NI USB-6009.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

กราบขอบคุณ อาจารย์ กิติพล ชิตสกุล ผู้ประสิทธิประสาทวิชาความรู้ ตลอดจนได้ให้คำปรึกษาทางด้านวิชาการและแนะนำแนวทางการแก้ไขปัญหาต่างๆ ให้ลุล่วงด้วยดีและให้การสนับสนุนด้านเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

ขอขอบพระคุณเพื่อนๆพี่ๆน้องๆทั้งในสาขาอิเล็กทรอนิกส์และชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกคน รวมทั้งเพื่อนๆพี่ๆน้องๆนอกสถาบันที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ รวมถึงกำลังใจที่ให้เสมอมา

ขอขอบคุณคณาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ทุกท่านและที่สำคัญขอขอบพระคุณบิดามารดาที่ได้ให้การสนับสนุนด้านการศึกษา และเป็นผู้ให้กำลังใจด้วยดีตลอดมาตลอดจนท่านผู้มีอุปการะทุกท่านที่ได้ทำให้ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จไปด้วยดี

นายกิรติ ระหว่างบ้าน
นายธนภ์นรินทร์ เสียงสนั่น
นายศุภฤกษ์ คงวัฒนา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II
กิตติกรรมประกาศ.....III
สารบัญ.....IV
สารบัญตาราง.....VII
สารบัญรูป.....VIII
บทที่1 บทนำ.....1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของการแก้ปัญหา.....1
1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....2
1.5 ขอบเขตงานวิจัย.....2
1.6 ขั้นตอนในการศึกษา.....3
1.7 โครงสร้างของปริญญานิพนธ์.....3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....4
2.1 สัญญาณชีพ.....4
2.1.1 อุณหภูมิร่างกาย.....4
2.1.2 ชีพจร.....4
2.1.2.1 ค่าในการตรวจชีพจร อัตราการเต้นของชีพจร.....5
2.1.2.2 จังหวะของชีพจร.....6
2.1.2.3 ปริมาตรแรงชีพจร.....7
2.1.2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเต้นของชีพจร.....7
2.1.2.5 กลไกการควบคุมชีพจร.....8
2.1.2.6 การวัดชีพจรและตำแหน่งของชีพจร.....8
2.1.2.7 วิธีการคลำหาชีพจรและการนับชีพจร.....9
2.1.2.8 ข้อจำกัดในการวัดชีพจร.....10
2.1.3การหายใจ.....10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.1.3.1 กระบวนการแลกเปลี่ยนก๊าซ....10
2.1.3.2 วิธีนับการหายใจ....11
2.1.3.3 อัตราเร็วของหารหายใจ....11
2.1.4 ความดันโลหิต....12
2.1.4.1 ความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูง....12
2.1.4.2 การวัดความดันโลหิต....14
2.1.4.3 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต....20
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง....21
2.2.1 วิธีการโทโนเมตรี....21
2.2.2 หลักการวัดความดันหลอดเลือดแดงแบบโทโนเมตรีโดยใช้เซนเซอร์แบบอาร์เรย์....23
2.2.3 ตัวอย่างเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องตามหลักโทโนเมตรี....24
บทที่ 3 การออกแบบระบบวัดความดันต่อเนื่องในเส้นเลือดแดง....27
3.1 โครงสร้างของระบบวัดความดันต่อเนื่องในเส้นเลือดแดง....27
3.2 โครงสร้างทางกายภาพและการทำงานตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน....28
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์....29
3.2.1 LM358....29
3.2.2 Data Acquisition Card....30
3.4 การออกแบบซอฟแวร์....31
3.4.1 โปรแกรม LABVIEW®....31
3.4.2 การออกแบบส่วนเชื่อมต่อกับตัวผู้ใช้....31
3.4.3 ส่วนการวัดและแสดงผลข้อมูล....32
3.5 สรุป....33
บทที่ 4 การทดสอบและผลการทดสอบ....35
4.1 การทดลองโดยใช้ Function Generator แบบ Real-time....35
4.2 การทดลองโดยใช้สัญญาณจำลองที่บันทึกไว้....44
4.3 การทดลองโดยใช้ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน (FSR)....46

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ.....50
5.1 สรุปผลการทดลอง.....50
5.2 วิจารณ์และข้อเสนอแนะ.....50

บรรณานุกรม.....52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

2.1 อัตราเร็วของการหายใจในแต่ละช่วงอายุโดยเฉลี่ย....11
2.2 ค่าความดันโลหิตสูง และค่าความดันโลหิตต่ำ....13
2.3 ค่าความดันโลหิตสูงและความดันโลหิตต่ำตายวัยและอายุ....14
3.1 คุณสมบัติของ NI-6009....30
4.1 ค่า Max, Min และความคลาดเคลื่อนในแต่ละความถี่....43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

2.1 ตำแหน่งชีพจรต่างๆของร่างกายมนุษย์....9
2.2 การคลำหาชีพจรในตำแหน่งต่างๆ....9
2.3 ระบบทรานดิวเซอร์วัดความดันแบบวัดโดยตรง....15
2.4 การวัดความดันโลหิตโดยอ้อม....16
2.5 ลักษณะของเครื่องวัดความดันโลหิตทางอ้อม....16
2.6 ลักษณะของเสียงครอทครอฟในเฟสต่างๆ....17
2.7 การวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์โดยใช้หลักของเทอร์โมมิเตอร์....19
2.8 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ....20
2.9 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น....22
2.10 ตัวอย่างการบันทึกความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือด้วยวิธีโทโนเมตรี....23
2.11 หลักการวัดความดันบนหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือแบบโทโนเมตรี....23
2.12 ส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดความดันโลหิต TL-200....25
2.13 ตำแหน่งของเซนเซอร์ที่วางอยู่บนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ....25
2.14 ความดันเลือดแดงที่ได้จากอุปกรณ์ TL-200....26
3.1 ระบบการวัดความดันโลหิต....27
3.2 แสดงโครงสร้างและการใช้งานของตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน....28
3.3 ตำแหน่งขาและวงจรสมมูลของ LM358....29
3.4 วงจรขยายสัญญาณจาก LM358....29
3.5 DAQ Card NI USB-6009....31
3.6 แผนผังการออกแบบซอฟแวร์เพื่อแสดงผลกราฟและค่าสัญญาณโลหิต....32
3.7 หน้าต่างการทำงานของระบบการวัดความดันแบบต่อเนื่องในเส้นเลือดแดง....33
4.1 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อนำสัญญาณอินพุทเข้าไปยัง Collector....35
4.2 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อหาค่าจาก Amplitude and level measurement..36
4.3 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อคำนวณค่าต่างๆ....36
4.4 ค่าสัญญาณของความถี่ Sine wave ที่ความถี่ 1 Hz....37
4.5 รูปคลื่นสัญญาณ Sine wave ที่ความถี่ 1 Hz....37
4.6 ค่าสัญญาณของความถี่ Sine wave ที่ความถี่ 2 Hz....38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ หน้า

4.7 รูปคลื่นสัญญาณ Sine wave ที่ความถี่ 2 Hz....38
4.8 ค่าสัญญาณของความถี่ Sine wave ที่ความถี่ 3 Hz....39
4.9 รูปคลื่นสัญญาณ Sine wave ที่ความถี่ 3 Hz....39
4.10 ค่าสัญญาณของความถี่ Sawtooth wave ที่ความถี่ 1 Hz....40
4.11 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth wave ที่ความถี่ 1 Hz....40
4.12 ค่าสัญญาณของความถี่ Sawtooth wave ที่ความถี่ 2 Hz....41
4.13 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth wave ที่ความถี่ 2Hz....41
4.14 ค่าสัญญาณของความถี่ Sawtooth wave ที่ความถี่ 3 Hz....42
4.15 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth wave ที่ความถี่ 3 Hz....42
4.16 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อทำการประมวลผลหาค่าต่างๆ....44
4.17 หน้าต่างการทำงานเพื่อนำสัญญาณจำลองเข้ามาทำการประมวลผล....44
4.18 ค่าของสัญญาณจำลองที่ผ่านการประมวลผลแล้ว....45
4.19 รูปคลื่นของสัญญาณที่นำมาทดสอบ....46
4.20 การใช้งานสายรัดข้อมือ FSR (1)....46
4.21 การใช้งานสายรัดข้อมือ FSR (2)....47
4.22 รายละเอียดการทำงานของโปรแกรมเพื่อประมวลผลค่าและแสดงรูปคลื่นสัญญาณ....48
4.23 หน้าต่างการทำงานเพื่อแสดงผลซอฟแวร์....48
4.24 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆพร้อมทั้งแสดงรูปคลื่นสัญญาณของหัวใจ....49
4.25 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆพร้อมทั้งแสดงรูปคลื่นสัญญาณของหัวใจ(2)....49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานโครงงาน ขอบเขตงานโครงงาน และโครงสร้างของปริญญานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของการแก้ปัญหา

ความดันโลหิตหมายถึงความดันในหลอดเลือดแดงที่เกิดจากเกิดบีบและคลายตัวของหัวใจ ซึ่งผลักดันให้เกิดการไหลเวียนโลหิตภายในร่างกายอยู่ตลอดเวลา เพื่อนำสารอาหารไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย อีกทั้งยังนำของเสียกลับมาเข้าสู่ระบบขับถ่ายอีกด้วย ดังนั้นความดันโลหิตจึงเป็นสัญญาณชีพที่สำคัญอย่างยิ่ง สามารถบ่งบอกถึงสุขภาพ ความแข็งแรงของร่างกายและการเกิดโรคต่างๆที่เกิดขึ้นกับระบบหมุนเวียนโลหิตได้

การสอดใส่สายแคธิเตอร์หรือสายสวนผ่านผิวหนังเข้าไปในเส้นเลือดโดยตรงเป็นการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงทางตรง ความดันภายในหลอดเลือดจะถูกถ่ายเทมายังทรานดิวเซอร์เพื่อวัดความดันภายนอก เนื่องจากเป็นวิธีที่รุกราน (invasive) เข้าสู่ร่างกายผู้ถูกวัด ทำให้มีความเสี่ยงในการติดเชื้อ ถึงแม้ว่าวิธีนี้จะให้ผลการวัดโดยตรงซึ่งถูกต้อง แม่นยำ และให้ค่าความดันได้อย่างต่อเนื่องแต่มักใช้เฉพาะในกรณีผู้ป่วยหนักหรือผู้ป่วยฉุกเฉินในห้องปลอดเชื้อหรือห้องผ่าตัดเท่านั้น ไม่เหมาะในการนำตรวจสอบผู้ป่วยโดยทั่วไป การวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกราน (noninvasive) เป็นการตรวจวัดความความดันทางอ้อมได้แก่ sphygmomanometer ซึ่งผู้วัดต้องฟังเสียงการไหลเวียนของเลือด (korotkoff sound) และอ่านค่าความดันแบบอนาลอก เครื่องมือวัดแบบดิจิตอลออสซิโลเมตริค มีกระบวนการวัดที่ไม่ยุ่งยากและดำเนินการแบบอัตโนมัติ ทำให้การวัดความดันโลหิตสามารถทำได้เองที่บ้าน เนื่องจากเครื่องมือชนิดนี้สามารถบอกได้แค่ค่าความดันสูง-ต่ำ-เฉลี่ยเท่านั้น จึงเหมาะกับการใช้งานด้านประเมินสุขภาพเพียงคร่าวๆ ซึ่งการวินิจฉัยและโครงงานเชิงลึกทางการแพทย์ต้องอาศัยการวัดความดันแบบต่อเนื่อง โครงงานนี้เป็นการออกแบบสร้างระบบวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงแบบต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือ โดยสามารถแสดงรูปคลื่นความดันได้อย่างต่อเนื่อง และสามารถบอกถึงการเปลี่ยนแปลงของความดันในร่างกายได้อย่างต่อเนื่องอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วัตถุประสงค์ของงานโครงงานสามารถสรุปได้ดังนี้

1.2.1 ออกแบบและสร้างตัวต้านทานกับวงจรเพื่อวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องและระบบประมวลผลสัญญาณความดัน

1.2.2 ประเมินสมรรถนะของระบบโดยวัดความดันโลหิตบนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือตามหลักการของกดทับเส้นเลือด

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

หลักการของกดทับเส้นเลือดสามารถนำมาใช้ในการวัดความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องได้ โดยใช้การกดบริเวณหลอดเลือดแดงอย่างคงที่ด้วยตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานที่นำมาประยุกต์เป็นสายรัดข้อมือสามารถนำมาตรวจสอบและแสดงผลค่าความดันภายในหลอดเลือดได้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการโครงงาน

ใช้หลักการของกดทับเส้นเลือดกับหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือผ่านตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานที่นำมาประยุกต์เป็นสายรัดข้อมือ เมื่อหลอดเลือดมีการขยายตัวหรือหดตัวตามความดันภายในหลอดเลือดจะสามารถตรวจจับแรงดันที่หลอดเลือดแดงได้อย่างต่อเนื่อง

1.5 ขอบเขตงานโครงงาน

ออกแบบและสร้างตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานวัดความดันโลหิตต่อเนื่องและระบบประมวลผลสัญญาณความดัน แล้วประเมินสมรรถนะของระบบวัดความดันโลหิตบนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ

1.6 ขั้นตอนในการศึกษา

เริ่มต้นจากการศึกษาเกี่ยวกับการวัดความดันในรูปแบบต่างๆไม่ว่าจะเป็นการวัดความดันโลหิตทางตรง ซึ่งวิธีการวัดวิธีนี้ได้ค่าสัญญาณความดันที่ถูกต้องและแม่นยำที่สุดแต่เนื่องด้วยการวัดวิธีนี้มีความเสี่ยงและต้องใช้ในกรณีผ่าตัดใหญ่เท่านั้น ส่วนอีกวิธีหนึ่งเป็นการวัดความดันโลหิตทางอ้อม ซึ่งวิธีนี้สามารถวัดได้หลายรูปแบบและไม่เกิดอันตรายในการวัด ศึกษาวิธีการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมโดยใช้หลักการกดทับเส้นเลือดที่นำมาใช้ในงานโครงงานนี้ จากนั้นทำการออกแบบตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือปรับปรุงให้ง่ายในการใช้งานพร้อมกับออกแบบระบบวิเคราะห์ข้อมูลจากการวัดผ่านซอฟแวร์บนคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 โครงสร้างของปริญญานิพนธ์

ผลการศึกษาและโครงงานได้นำมาเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้โดยได้ทำการแบ่งเนื้อหาเป็นบทดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานโครงงาน ขอบเขตงานโครงงาน และขั้นตอนในการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงเนื้อหาเกี่ยวกับโครงสร้างและระบบที่เกี่ยวข้องกับงานโครงงาน

บทที่ 3 กล่าวถึงหลักการในการออกแบบตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องตามหลักการของกดทับเส้นเลือด พร้อมกล่าวถึงรายละเอียดของอุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบ

บทที่ 4 กล่าวถึงการทดสอบของระบบการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง

บทที่ 5 กล่าวถึงบทสรุปและข้อเสนอแนะของวิทยานิพนธ์เล่มนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานโครงงาน

2.1 สัญญาณชีพ (Vital sign) [2]

สัญญาณชีพหรืออาการแสดงชีพเป็นสิ่งที่บ่งชี้สุขภาวะของบุคคล เป็นสิ่งที่บ่งบอกถึงการมีชีวิตของมนุษย์หรือใช้ประเมินการทำงานของอวัยวะภายในร่างกาย โดยเฉพาะหัวใจ ปอด สมอง รวมถึงอาการผิดปกติหรือความผิดปกติของร่างกายและเป็นสัญญาณที่สำคัญมากทางการแพทย์ ประกอบไปด้วย 4 อาการแสดง หรือ 4 สัญญาณที่ใช้ตรวจสอบ คือ อุณหภูมิ ร่างกาย ชีพจร การหายใจและความดันโลหิต รวมถึงการทำงานของระบบไหลเวียนโลหิตและระบบหายใจอีกทั้งยังสามารถนำไปใช้ในการประเมินวินิจฉัยสุขภาพเบื้องต้น หรือวินิจฉัยโรคของผู้ป่วยและยังสามารถติดตามและประเมินผลของการรักษาได้อีกด้วย

2.1.1 อุณหภูมิร่างกาย (Temperature)

อุณหภูมิร่างกายเปรียบเสมือนระดับความร้อนภายในร่างกาย เป็นเหมือนความสมดุลความร้อนระหว่างความร้อนที่ร่างกายสร้างขึ้นมากับความร้อนที่ร่างกายสูญเสียไป ซึ่งอุณหภูมิในร่างกายในสภาวะปกติมีค่าคงที่ ไม่แปรผันสภาพแวดล้อมเนื่องจากมนุษย์เป็นสัตว์เลือดอุ่นที่สามารถปรับตัวเพื่ออยู่ในสภาพแวดล้อมได้ โดยร่างกายปกติจะมีอุณหภูมิภายในประมาณ 36.4-37.4 องศาเซลเซียส และในสภาวะที่ร่างกายไม่สามารถถ่ายเทความร้อนได้หรือไม่สามารถสร้างความร้อนให้ร่างกายได้สมดุลกับการสูญเสียจะทำให้อุณหภูมิในร่างกายมีค่าลดลง เกิดสภาวะที่อุณหภูมิภายในร่างกายต่ำ (ต่ำกว่า 36.4 องศาเซลเซียส) และสภาวะที่อุณหภูมิภายในร่างกายสูง (สูงดว่า 37.5 องศาเซลเซียส) หรือการมีไข้

2.1.2 ชีพจร (Arterial pulse)

ชีพจรเป็นแรงสั่นสะเทือนของกระแสเลือดซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายเป็นผลทำให้ผนังของหลอดเลือดแดงขยายออกเป็นจังหวะ โดยอัตราการเต้นของชีพจรขึ้นอยู่กับระ บบประสาทอัตโนมัติ 2 ส่วน คือ parasympathetic nervous system ซึ่งถูกกระตุ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรลดลง และ sympathetic nervous system ซึ่งถูกกระตุ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มขึ้นจากการที่เลือดไหลเวียนจะเกิดแรงกระทบไปยังหลอดเลือดรอบนอกซึ่งเป็นสาเหตุของการเกิด arterial pulsation หรือ ชีพจร ซึ่งความจริงแล้วชีพจรเป็นเพียงความเร็วของสัญญาณชีพหรือ pulse wave โดยจะเร็วกว่าการไหลของเลือดประมาณ 5-10 เท่า จากสาเหตุการเต้นของหลอดเลือดทำให้เกิดประโยชน์ในวงการแพทย์เพื่อใช้ตรงสภาวะการไหลเวียนของร่างกาย ดังนั้นการตรวจชีพจรส่วนใหญ่จะได้รับการตรวจที่บริเวณหลอดเลือดแดง radial เนื่องจากเป็นหลอดเลือดที่ง่ายต่อการคลำหา โดยการเต้นของชีพจรจะเต้นเป็นจังหวะที่ทำให้สามารถจับชีพจรได้ตลอดเวลาซึ่งเกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2.1 ค่าในการตรวจชีพจร อัตราการเต้นของชีพจร (Rate)

สาเหตุเกิดจากการบีบตัวของหัวใจส่งผลกระทบกับหลอดเลือดรอบนอก ซึ่งเป็นจำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดที่กระทบนิ้ว หรือเป็นการฟังที่ apex ของหัวใจในเวลา 1 นาทีมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที (bpm) โดยปกติแล้วอัตราการเต้นของชีพจรจะมีค่าเท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ แต่ถ้าการบีบตัวของหัวใจไม่แรงพอจะส่งผลทำให้อัตราการเต้นของชีพจรมีค่าน้อยกว่าอัตราการเต้นของหัวใจ ปัจจัยการเปลี่ยนแปลงอัตราการเต้นของหัวใจ มีดังนี้

1. อายุ โดยจะแปรผกผันกับอัตราการเต้นของหัวใจ กล่าวคือเมื่ออายุน้อยหรือในวัยทารกอัตราการเต้นของหัวใจจะสูงและในทางกลับกันเมื่ออายุเพิ่มมากขึ้นอัตราการเต้นของหัวใจจะลดต่ำลง

2. ขนาดของร่างกาย โดยคนผอมจะมีอัตราการเต้นของหัวใจสูงกว่าคนอ้วนประมาณ 5-10 ครั้งต่อนาที

3. อารมณ์ ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น

4. การออกกำลังกาย อาจจะทำให้อัตราการเต้นของหัวใจสูงขึ้นถึง 180-200 ครั้งต่อนาที

5. อุณหภูมิ โดยจะแปรผันตรงกับอัตราการเต้นของหัวใจ กล่าวคือ เมื่ออุณหภูมิต่ำ อัตราการเต้นของหัวใจจะต่ำ และในทางกลับกันเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นจะทำให้หัวใจเต้นเร็วขึ้น

6. จังหวะการเต้นของชีพจร (Rhythm) ขึ้นอยู่กับการเต้นของหัวใจ โดยปกติแล้วจะมีจังหวะการเต้นที่สม่ำเสมอ หากไม่สม่ำเสมอแสดงว่าหัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอด้วย

7. ความกว้างของความดันโลหิต (Amplitude) ส่วนใหญ่แล้วจะขึ้นอยู่กับความดันชีพจร หรือ pulse pressure เมื่อหัวใจมีการบีบตัวเพื่อส่งเลือดออก เกิดแรงกระทบเพื่อส่งเลือดออก เกิดแรงกระทบไปที่บริเวณหลอดเลือดรอบนอกทำให้หลอดเลือดรอบนอกมีการขยายตัว ดังนั้นเมื่อหลอดเลือดขยายตัวมาก pulse pressure ก็จะมีค่ามาก ก็จะสามารถคลำหาได้ง่ายเนื่องจาก amplitude จะกว้างอย่างไรก็ตามยังขึ้นอยู่กับความยืดหยุ่นของหลอดเลือดด้วย

8. ความตึง (Tension) สามารถตรวจวัดได้โดยการใช้นิ้วลงไปที่บริเวณหลอดเลือดจนกระทั่งหลอดเลือดทีลักษณะตีบหรือเลือดไม่สามารถไหลผ่านไปได้ ในการกดแรงบนหลอดเลือดขึ้นอยู่กับแรงตึงว่ามีมากหรือน้อย

9. ลักษณะของหลอดเลือด (Form) สามารถตรวจสอบการขยายตัวของหลอดเลือดได้เมื่อหลอดเลือดมากระทบกับมือเพื่อดูว่าช้าหรือเร็ว ซึ่งหมายถึงหลอดเลือดค่อยๆขยายตัว หรือหลอดเลือดขยายเร็วแสดงถึงความต้านทานการไหลเวียนของเส้นเลือดที่จะส่งออกจากหัวใจ ถ้ามีความต้านทานการไหลมากจะทำให้หลอดเลือดไหลได้ช้า และจะต้องใช้เวลานานเพื่อจะให้หลอดเลือดขยายตัวได้อย่างเต็มที่ ทั้งนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทั้งนั้นขึ้นอยู่กับความยืดหยุ่นของหลอดเลือดด้วย หากหลอดเลือดมีความยืดหยุ่นน้อยจะทำให้หลอดเลือดมีลักษณะแข็งตัว ขยายตัวและหดตัวเร็ว

10. ปริมาตรในการบีบเลือดต่อครั้ง (Stroke volume, SV) หมายถึงปริมาณเลือดที่ส่งออกจากหัวใจในแต่ละครั้ง การไหลออกขณะที่หัวใจบีบตัวนั้นมีค่าประมาณ 70 ลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามกำลังการบีบตัวของหัวใจ จำนวน diastolic filling และ venous return

11. ผลผลิตของหัวใจ (Cardiac output, C.O.) หมายถึงปริมาณเลือดเลือดที่ส่งออกจากหัวใจในเวลา 1 นาที หรือเรียกว่าอัตราการไหลเวียนของเลือด (Circulatory rate) ซึ่งหมายถึง ปริมาตรการบีบเลือดต่อครั้งคูณด้วยอัตราการเต้นของหัวใจจะมีค่าเท่ากับ 70x72 = 5,040 มิลลิเมตรหรือ 5 ลิตรนั่นเอง โดยผลผลิตของหัวใจจะมีค่าแปรผันตรงกับอัตราการเมตาบอลิซึมของร่างกาย เช่น การเดินช้าๆจะมีผลผลิตของหัวใจน้อยกว่าการเดินด้วยความเร็วปานกลาง

2.1.2.2 จังหวะของชีพจร (Pulse rhythm)

โดยทั่วไปแล้วการที่ชีพจรเต้นปกตินั้นจะมีช่วงพักระหว่างจังหวะเท่ากัน เรียกว่าชีพจรสม่ำเสมอ ส่วนชีพจรที่เต้นผิดปกติ คือ เต้นไม่เป็นจังหวะและในแต่ละช่วงพักมีจังหวะที่ไม่เท่ากัน เรียกว่า ชีพจรไม่สม่ำเสมอ อาจเกิดสลับระหว่างสม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอ

2.1.2.3 ปริมาตรแรงชีพจร (Pulse Volume)

ปริมาตรของชีพจรขึ้นอยู่กับความแรงของเลือด โดยปกติแล้วจะรับรู้ความรู้สึกด้วยการใช้นิ้วกดลงที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ หากแรงดันเลือดดี ชีพจรจะแรง หากแรงดันเลือดเบา ชีพจรก็จะเบา ซึ่งระดับชีพจรมีตั้งแต่คลำชีพจรไม่ได้จนถึงชีพจรเต้นแรง

2.1.2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเต้นของชีพจร

1. อายุ เมื่ออายุเพิ่มขึ้นทำให้อัตราการเต้นของชีพจรลดลง

2. เพศ เพศชายจะมีค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าเพศหญิงเล็กน้อย

3. การออกกำลังกาย เมื่อมีการออกกำลังกายจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น

4. การมีไข้ ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นเนื่องจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิร่างกายสูงขึ้นส่งผลให้ความดันเลือดต่ำลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. ยาบางชนิด เป็นสาเหตุทำให้อัตราการเต้นของชีพจรต่ำลง เนื่องจากตัวยาเป็นตัวกระตุ้นระบบประสาทพาราซิมพาเธติก

6. การสูญเสียเลือด ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นเนื่องจากการสูญเสียเลือดเป็นการกระตุ้นระบบซิมพาเธติก

7. ความเครียด เมื่อเกิดความเครียดจะเป็นการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาเธติกทำให้อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น รวมทั้งความกลัว หวาดระแวง กังวล และอาการเจ็บปวด

8. ท่าทาง เมื่ออยู่ในท่ายืนหรือนั่งจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น (เต้นเร็ว) ส่วนท่านอนจะทำให้อัตราการเต้นของหัวใจต่ำลง (เต้นช้า)

2.1.2.5 กลไกการความคุมชีพจร

อัตราการเต้นของหัวใจขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ (Automatic Nervous System) ซึ่งประกอบไปด้วยเซลล์ประสาทจำนวนมากโดยทำงานเป็นอิสระ ไม่อยู่ในการควบคุมของระบบประสาทส่วนกลาง แบ่งออกเป็น 2 ระบบคือ

1. ระบบประสาทซิมพาเธติก (Sympathetic nervous system) มีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่บริเวณไขสันหลัง ระบบนี้ทำงานในช่วงที่ร่างกายอยู่ในสภาวะอันตราย ร่างกายจะเกิดปฏิกิริยาตื่นตัวเพื่อเตรียมความพร้อมในการเผชิญหน้ากับสถานการณ์เหล่านั้น อันได้แก่ ขนลุกตั้ง ชีพจรเต้นเร็วผิดปกติ ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น หัวใจเต้นเร็ว ความดันโลหิตมีค่ามากขึ้น

2. ระบบประสารทพาราซิมพาเธติก (Parasympathetic nervous system) มีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่ก้านสมองและไฮโปทาลามัส โดยระบบนี้จะทำงานควบคู่ไปกับระบบประสาทซิมพาเธติก เป็นการทำให้ร่างกายกลับมาสู่สภาวะปกติหลังจากที่ระบบซิมพาเธติกทำงานสิ้นสุดลงแล้ว ได้แก่ ชีพจรของหัวใจและความดันโลหิตกลับคืนสู่สภาพปกติคือ ทำให้ชีพจรเต้นช้าลง อัตราการเต้นของชีพจรลดต่ำลง และความดันโลหิตมีค่าลดต่ำลง

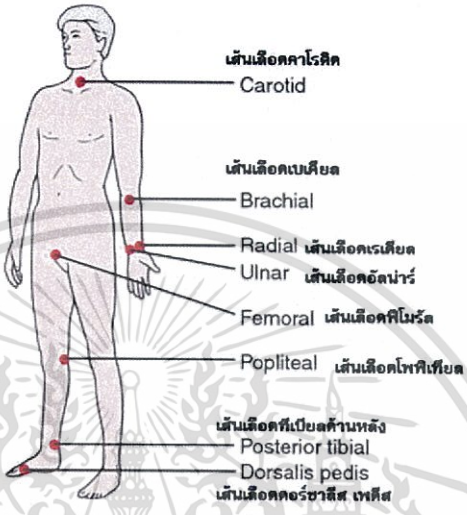
2.1.2.6 การวัดชีพจรและตำแหน่งของชีพจร

1. Peripheral หรือที่ตำแหน่งหลอดเลือดส่วนปลาย ซึ่งจะใช้นิ้วชี้ กลาง นางวางตรงตำแหน่งเส้นเลือดแดง กดแรงพอประมาณเพื่อให้รับรู้การหดและขยายตัวของผนังหลอดเลือดโดยจะแบ่งออกเป็น temporal คือเส้นเลือดเทมพอรัลของศีรษะ Carotid จะอยู่บริเวณด้านข้างของคอ brachial อยู่ด้านใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

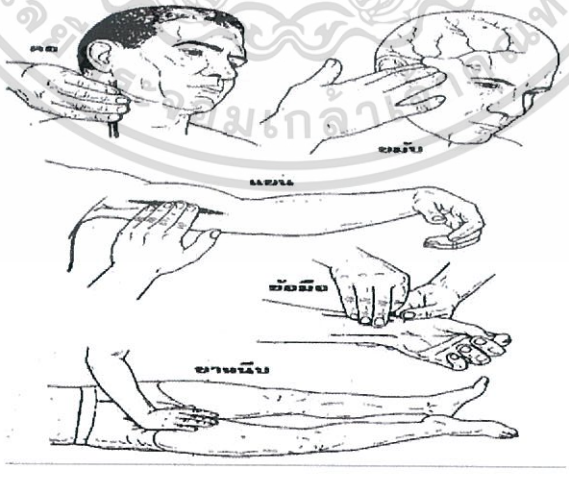
ของกล้ามเนื้อ Bicep ของแขน Radial อยู่บริเวณข้อมือด้านใน เป็นตำแหน่งที่นิยมจับชีพจรกันมากที่สุด femoral จะอยู่บริเวณขาหนีบPopliteal อยู่บริเวณข้อพับเข่า แสดงดังรูปที่ 2.1

2. Apical เป็นการฟังชีพจรที่ยอดหัวใจ (Apex) อาจจะใช้หูฟัง หรือ Doppler ultrasound หรือ electrocardiogram (EKG)



รูปที่ 2.1 ตำแหน่งชีพจรต่างๆของร่างกายมนุษย์

2.1.2.7 วิธีการคลำหาชีพจรและการนับชีพจร



รูปที่ 2.2 วิธีการคลำหาชีพจรในตำแหน่งต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. ใช้ปลายนิ้วชี้ นิ้วกลางและนิ้วนางแตะบนตำแหน่งของเส้นเลือดที่ข้อมือบริเวณผิวดังรูปที่ 2.2 ออกแรงกดเบาๆให้พอรู้สึกถึงการเต้นของเส้นเลือด

2. นับการเต้นของชีพจรให้ครบ 1 นาที หรืออาจนับโดยการฟังเสียงการเต้นของหัวใจ พร้อมทั้งสังเกตความหนักเบาของชีพจรด้วย

3. บันทึกจำนวนครั้ง ความหนักเบาของชีพจร เป็นการแสดงถึงการทำงานของหัวใจเพื่อเปรียบเทียบลักษณะการเต้นของชีพจรในแต่ละครั้ง

2.1.2.8 ข้อจำกัดในการวัดชีพจร

1. ไม่ใช้หัวแม่มือในการวัดเนื่องจากอาจสับสนกับแรงดันที่หัวแม่มือได้

2. ควรพัก 5-10 นาทีหลังทำกิจกรรม

3. ไม่ควรให้ผู้วัดพูดขณะวัด เนื่องจากเกิดการรบกวนการได้ยินเสียงชีพจร

2.1.3 การหายใจ (Respiration)

การหายใจเป็นการนำออกซิเจนเข้าสู่ร่างกายและขับคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกายโดยผ่านปอดตามลมหายใจออก และมีความเกี่ยวข้องกับความดันโลหิตผ่านระบบประสาทอัตโนมัติ

2.1.3.1 กระบวนการแลกเปลี่ยนระหว่างก๊าซออกซิเจนกับคาร์บอนไดออกไซด์ มี 2 ขั้นตอน

1. การหายใจภายนอก (External respiration) เป็นการแลกเปลี่ยนออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างปอดกับภายนอก แบ่งได้เป็น 2 ประเภท

การหายใจเข้า (Inspiration) การหายใจเข้าเป็นการเอาอากาศภายนอกเข้าสู่จมูก หลอดลม และไปยังถุงลมปอด จังหวะนี้กระดูกซี่โครงจะยกตัวสูงขึ้นพร้อมกับการลดลงของกะบังลมในช่องท้อง ทำให้มีการขยายตัวของทรวงอกและหน้าท้อง เป็นการเพิ่มปริมาตรของช่องอก ปอดจึงเกิดการขยายตัวทำให้สามารถรับอากาศจากภายนอกได้

การหายใจออก (Expiration) การหายใจออกเป็นการเอาอากาศภายในถุงลมปอดออกจากร่างกายโดยเคลื่อนที่ออกจากถุงลมปอดไปสู่หลอดลมและออกทางจมูก เป็นการลดปริมาตรของช่องอก ความดันภายในบริเวณรอบๆปอดจะสูงขึ้นกว่าอากาศภายนอก กะบังลมจะสูงขึ้น กระดูกซี่โครงจะเลื่อนต่ำลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. การหายใจภายใน (Internal respiration) การหายใจภายในเป็นการแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างเซลล์ต่างๆในร่างกายกับเส้นเลือด โดยออกซิเจนที่ได้จากการหายใจเข้าจะถูกนำไปที่เซลล์ต่างๆโดยเส้นเลือด ส่วนคาร์บอนไดออกไซด์ที่เกิดจากการเผาผลาญนั้นจะซึมเข้าเส้นเลือดดำแล้วนำกลับไปฟอกที่ปอดและเข้าสู่ถุงลมภายในปอดจากนั้นจะเกิดจากขับออกมาพร้อมกับลมหายใจออก

2.1.3.2 วิธีนับการหายใจ

1. คลำชีพจรที่ข้อมือโดยไม่บอกให้ผู้ป่วยทราบ เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยมีอาการเกร็งการหายใจ

2. นับการหายใจเข้าและออกโดยสังเกตจากการหดตัวและขยายตัวของทรวงอก 1 รอบการหายใจ โดยนับเป็นเวลา 1 นาที

3. บันทึกจำนวนครั้งต่อนาที พร้อมทั้งบันทึกความผิดปกติของการหายใจที่สังเกตได้

2.1.3.3 อัตราเร็วของการหายใจ

อัตราเร็วของการหายใจมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที 1 ครั้งหมายถึงการหายใจเข้าและหายใจออก ซึ่งอัตราเร็วของการหายใจจะมีความแตกต่างกันตามอายุดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 อัตราเร็วของการหายใจในแต่ละช่วงอายุโดยเฉลี่ย

วัยและอายุ	อัตราการหายใจ (ครั้งต่อนาที)
แรกเกิด (ภายในเดือนแรก)	30-50
ทารก (2 เดือน – 2 ปี)	30-40
วัยเด็ก (3 ปี – 12 ปี)	20-25
วัยรุ่น (12 ปี – 18 ปี)	18-20
ผู้ใหญ่ (มากกว่า 18 ปี)	14-30

2.1.4 ความดันโลหิต (Blood Pressure)

ความดันโลหิตเป็นสิ่งสำคัญมากสำหรับร่างกายของมนุษย์ เพราะมนุษย์ควรมีการตรวจสอบค่าความดันโลหิตของตนอยู่เสมอ ทั้งนี้เพื่อจะทราบค่าความดันโลหิตที่ปกติ และไม่ก่อให้เกิดโรคความดันโลหิตต่ำหรือความดันโลหิตสูง ฉะนั้นจำเป็นอย่างยิ่งที่มนุษย์เราต้องเรียนรู้และรู้จักกลวิธีที่จะป้องกันหรือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปฏิบัติตัวเองเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดค่าความดันโลหิตที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย ทั้งนี้นอกจากการรักษาสุขภาพร่างกายให้สมบูรณ์แข็งแรงด้วยการออกกำลังกายหรือแม้แต่ในการลดอาหารประเภทไขมันแล้ว ปัจจัยอื่นๆที่จะช่วยหลีกเลี่ยงการเสี่ยงต่อโรคความของความดันเราจำเป็นอย่างยิ่งที่ต้องทำการศึกษาเรียนรู้เรื่องราวของความดันโลหิตที่ค่าปกติของมนุษย์เรา และข้อมูลเบื้องต้นในตรวจสอบสภาพร่างกายที่เกี่ยวข้องกับค่าของความดันโลหิตที่มีค่าปกติของมนุษย์ดังรายละเอียดต่อไปนี้

2.1.4.1 ความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูง

ความดันโลหิตสูงเป็นอาการที่พบบ่อยมาก มีบุคคลจำนวนไม่น้อยที่ต้องทุพพลภาพไปตลอดชีวิตหรือมีชีวิตไม่ยืนยาวเท่าที่ควรเพราะโรคนี้ อาจจะกล่าวได้ว่ามีบุคคลเพียงส่วนน้อยเท่านั้นที่รู้ตัวว่าเป็นโรคนี้ คนที่ทราบว่าเป็นโรคความดันโลหิตสูงส่วนใหญ่จะไม่ได้รับการรักษาอย่างเพียงพอและต่อเนื่อง เพราะผู้ป่วยหลายคนมักจะคำนึงถึงแต่ว่าตนเองไม่มีอาการของโรค หรือหายดีแล้วจึงหยุดรักษา หรือปฏิบัติตามคำแนะนำของแพทย์ ทำให้การรักษาเป็นไปอย่างไม่ต่อเนื่อง และสามารถที่จะกลับมาเป็นโรคความดันโลหิตได้อีก

องค์การอนามัยโลกกำหนดไว้ว่าถ้าบุคคลใดก็ตามมีความดันโลหิตเท่ากับ 160/95 มิลลิเมตรปรอทหรือมากกว่านี้ผู้นั้นเป็นโรคความดันโลหิตสูง หรือถ้าความดันโลหิตเท่ากับ 140/90 มิลลิเมตรปรอทหรือน้อยกว่าไม่ว่าอายุเท่าใดก็ตามถือว่าค่าความดันโลหิตอยู่ในเกณฑ์ปกติ แต่ถ้าหากความดันโลหิตมีค่าเป็น 150/92 มิลลิเมตรปรอท อาจกล่าวได้ว่ามีค่าความดันโลหิตกำกึ่ง

ค่าตัวเลขความดันโลหิตค่าแรก จะเป็นค่าความดันโลหิตขณะหัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัวและตัวเลขค่าหลัง จะเป็นค่าของความดันขณะที่หัวใจห้องล่างซ้ายคลายหัว

ความดันโลหิตจะเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลาเวลาตามปัจจัยดังต่อไปนี้

1. อายุ ยิ่งเรามีอายุมากขึ้นค่าความดันโลหิตก็ยิ่งสูงขึ้นตามอายุไปด้วย

2. เวลา ความดันโลหิตจะไม่เท่ากันตลอดทั้งวันจะเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ

3. ภูมิศาสตร์ ผู้ที่อยู่ในแหล่งที่มีความเจริญความดันโลหิตมักจะมีค่าสูงกว่าผู้ที่อยู่ห่างความเจริญ ซึ่งจากการสำรวจพบว่าผู้ที่อยู่ห่างความเจริญจะไม่ค่อยเป็นโรคความดันโลหิตสูง

4. จิตใจและอารมณ์ ทำให้ความดันโลหิตเปลี่ยนแปลงได้เร็ว และอาจเปลี่ยนได้นานๆ

5. เพศ พบว่าเพศชายจะเป็นโรคความดันโลหิตสูงกว่าเพศหญิง

6. กรรมพันธุ์และสิ่งแวดล้อม มีผลอย่างมากในเรื่องของการเกิดความดันโลหิตสูง

7. ปริมาณเกลือที่รับประทาน ถ้าหากรับประทานเกลือในปริมาณที่มากๆ มีโอกาสเกิดโรคความดันโลหิตมากกว่าผู้ที่รับประทานเกลือในปริมาณที่น้อยกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าของความดันโลหิตต่ำ และความดันโลหิตสูงเราสามารถที่จะกำหนดเป็นมาตรฐานในการวัดความดันโลหิตได้ดังตารางดังต่อไปนี้

ตารางที่ 2.2 ค่าความดันโลหิตสูง และความดันโลหิตต่ำ

ความดันโลหิต	**ความยืดหยุ่นขณะหัวใจบีบตัว (Systolic Pressure)**	**ความดันโลหิตขณะคลายตัว (Diastolic Pressure)**
ค่อนข้างต่ำ	ต่ำกว่า 90 มิลลิเมตรปรอท	ต่ำกว่า 50 มิลลิเมตรปรอท
ค่าปกติ	90 – 140 มิลลิเมตรปรอท	50 – 100 มิลลิเมตรปรอท
ค่อนข้างสูง	150 – 170 มิลลิเมตรปรอท	100 -110 มิลลิเมตรปรอท
สูง	180 -190 มิลลิเมตรปรอท	110 – 120 มิลลิเมตรปรอท
สูงมาก	200 -250 มิลลิเมตรปรอท	130 – 160 มิลลิเมตรปรอท

ตารางที่ 2.3 ค่าความดันโลหิตสูงและความดันโลหิตต่ำตามวัยและอายุ

วัยและอายุ	**ความยืดหยุ่นขณะหัวใจบีบตัว (Systolic Pressure)**	**ความดันโลหิตขณะคลายตัว (Diastolic Pressure)**
เด็กทารก – 1 เดือน	40 - 80 มิลลิเมตรปรอท	ประมาณ 50 มิลลิเมตรปรอท ในช่วง 5 ปีแรกและหลังจากนั้นจะมีค่าอยู่ที่ประมาณ 60 – 80 มิลลิเมตรปรอท
ทารก (2 เดือน – 2 ปี)	70 – 90 มิลลิเมตรปรอท	
วัยเด็ก (2 ปี – 12 ปี)	90 – 110 มิลลิเมตรปรอท	
วัยรุ่น (12 ปี – 18 ปี)	100 -190 มิลลิเมตรปรอท	
วัยผู้ใหญ่ (18 ปี – 60 ปี)	125 -130 มิลลิเมตรปรอท	
วัยสูงอายุ (มากกว่า 60 ปี)	140 – 150 มิลลิเมตรปรอท	

2.1.4.2 การวัดความดันโลหิต

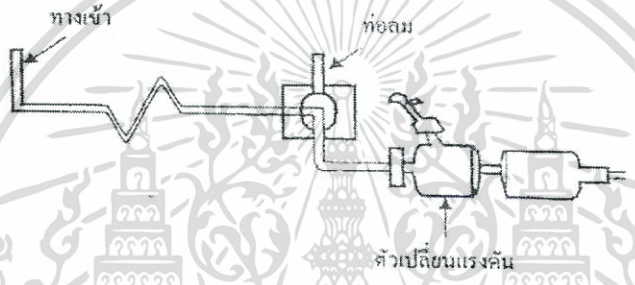
ในการวัดความดันโลหิตในห้องหัวใจและหลอดโลหิตนั้น จะทำให้แพทย์ทราบถึงการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิต โดยสังเกตดูจากขนาดและลักษณะของรูปคลื่นที่ได้จากการวัดค่าที่จุดต่างๆ

การวัดความดันโลหิตทำได้ 3 แบบ คือ แบบโดยตรง (Direct หรือ Invasive Method),แบบโดยอ้อม (Indirect หรือ Non Invasive Cuff Method) และแบบสัมพันธ์ (Relative หรือ Uncalibrated Method)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดความดันโลหิตแบบโดยตรง (Direct หรือ Invasive Method)

ในรูปที่ 2.3 แสดงให้เห็นถึงอุปกรณ์สำหรับการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือด ความดันในหลอดเลือดจะถูกส่งผ่านเลือดที่บรรจุในแคทิเตอร์ และส่งแรงดันผ่านไปยังไดอะแฟรมซึ่งเป็นแผ่นเนื้อเยื่อบางๆ แรงดันที่ส่งผ่านไดอะแฟรมถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยทรานดิวเซอร์ความดันหรือนำไปเข้าโมมามิเตอร์ที่ใช้น้ำเกลือเป็นตัวส่งผ่านแรงดันนี้ การตอบสนองความถี่ของการวัดโดยวิธีนี้จะถูกจำกัดที่ตัวแคทิเตอร์ และในการที่มีฟองอากาศอยู่ภายในแคทิเตอร์ตลอดคุณสมบัติของสารที่ใช้ทำไดอะแฟรมและชนิดทรานดิวเซอร์ที่ใช้และจำเป็นต้องต่อเข้ากับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง ลักษณะของการตรวจจับจะเป็นไปอย่างต่อเนื่อง แสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.3

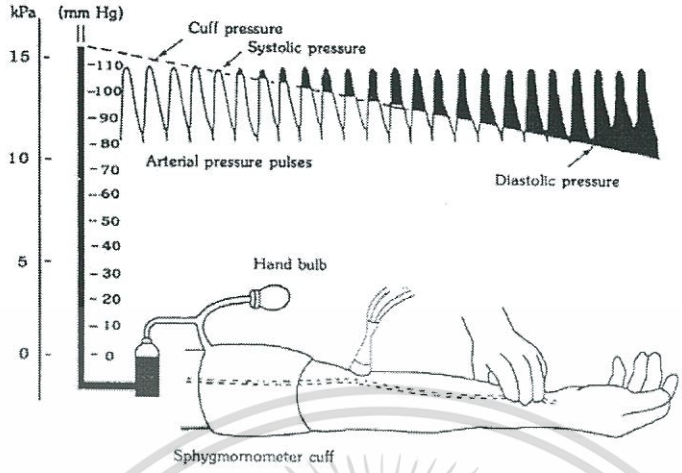


รูปที่ 2.3 ระบบทรานดิวเซอร์วัดความดันแบบวัดโดยตรง

การวัดความดันโลหิตแบบโดยอ้อม (Indirect หรือ Non-Invasive measurement)

สำหรับการวัดความดันโลหิตทางอ้อมจะใช้อุปกรณ์ที่มีชื่อเรียกว่า สปิกโมมาโนมิเตอร์ (Sphygmomannometer) ดังแสดงในรูปที่ 2.5 สปิกโนมาโนมิเตอร์ และคัฟ (Cuff) จะถูกอัดอากาศเข้าไปโดยการบีบลูกยาง ซึ่งแรงดันในคัฟจะไปกดหลอดเลือดแดงทำให้เลือดหยุดไหล โดยปกติการอัดอากาศเข้าไปจพทำให้ความดันในคัฟอยู่สูงกว่าความดันสูงสุดที่คาดว่าจะมีในเส้นโลหิตนั้นแล้วค่อยๆลดความดันในคัฟลงอย่างช้าๆ และเมื่อความดันในคัฟลดลงเท่ากับความดันสูงสุดในหลอดเลือดจึงทำให้เลือดเริ่มฉีดผ่านเข้าไปได้ การที่เลือดฉีดผ่านหลอดเลือดแคบๆจะทำให้เกิดเสียงของการฉีดขึ้น เราเรียกว่าครอทครอฟ (Korotkoff) ซึ่งสามารถที่จะรับฟังได้โดยใช้หูฟัง (Stethoscope) และเมื่อทำการลดค่าความดันในคัฟไปจนถึงค่าความดันต่ำสุดเสียงครอทครอฟจะหายไป ความดันในคัฟที่อ่านได้เมื่อได้บินเสียงครอทครอฟสุดท้ายจะมีค่าใกล้เคียงกับค่าความดันต่ำสุด การวัดความดันโดยวิธีนี้ไม่จำเป็นต้องต่อกับระบบทางเดินโลหิตโดยตรง ลักษณะของการตรวจวัดจะเป็นช่วงๆตามการเต้นของหัวใจ ซึ่งแสดงการวัดได้ดังรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 การวัดความดันโลหิตโดยอ้อม

รูปที่ 2.5 ลักษณะของเครื่องวัดความดันโลหิตทางอ้อม

เสียงครอทครอฟถูกพิจารณาโดยนักฟิสิกส์ชาวรัสเซียในปี ค.ศ.1906 โดยแบ่งออกเป็น 5 เฟส ดังต่อไปนี้

เฟสที่ 1 จะเกิดขึ้นทันทีและเป็นเสียงที่ชัดเจนแต่จะมีเสียงเคาะเบาๆ เกิดขึ้นมาด้วยระหว่างค่าความของความดันลดลง 10 มิลลิเมตรปรอท

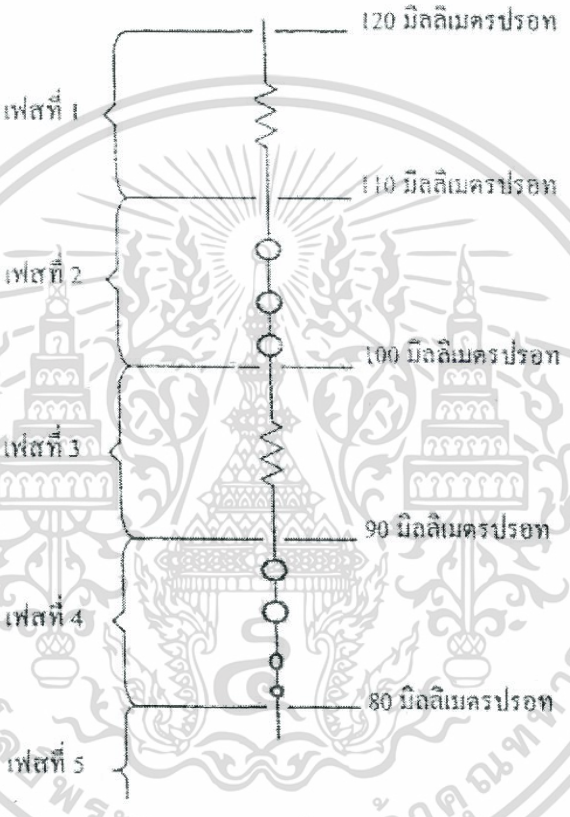
เฟสที่ 2 เสียงจะแรงเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ แต่เสียงจะไม่ชัดเจนในระหว่างที่ค่าความดันลดลงอีก 10 มิลลิเมตรปรอท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เฟสที่ 3 ความดังของเสียงจะเพิ่มขึ้น และชัดเจนมากยิ่งขึ้นระหว่างค่าความดันลดลงมาอีก 10 มิลลิเมตรปรอท

เฟสที่ 4 เสียงจะลดลงเรื่อยๆและค่อยๆเลือนหายไป ขณะที่ค่าความดันลดลง 5-6 มิลลิเมตรปรอท

เฟสที่ 5 จะไม่เกิดเสียงทุกๆอย่างจะสงบเงียบ



รูปที่ 2.6 ลักษณะของเสียงครอทครอฟในเฟสต่างๆ

การเริ่มต้นของเสียงในเฟสที่ 1 โดยคนปกติจะเกิดที่ประมาณ 120 มิลลิเมตรปรอท เราแมนให้เป็นค่าความดันสูงสุด และความดันที่เฟส 5 เรากำหนดให้เป็นค่าความดันต่ำสุด ซึ่งโดยปกติจะประมาณ 80 มิลลิเมตรปรอท วิธีการวัดโดยอ้อมนี้เรียกว่าสปิกโมมาโมมิเตอร์ ความคลาดเคลื่อนที่ดีที่สุดจะมีค่าเพียงประมาณ 10 มิลลิเมตรปรอทเท่านั้น สำหรับวิธีการของสปิกโมมาโนมิเตอร์เป็นวิธีที่ง่ายและรวดเร็ว อีกทั้งยังไม่มีผลโดยตรงต่อความดันโลหิตด้วย อุปสรรคของวิธีการวัดแบบนี้คือการทำงานจะขึ้นอยู่กับการสังเกตการณ์เริ่มต้นและสิ้นสุดของเสียง และความดันในคัฟซึ่งจะปรากฏให้เห็น วิธีการขึ้นขึ้นอยู่กับความถี่

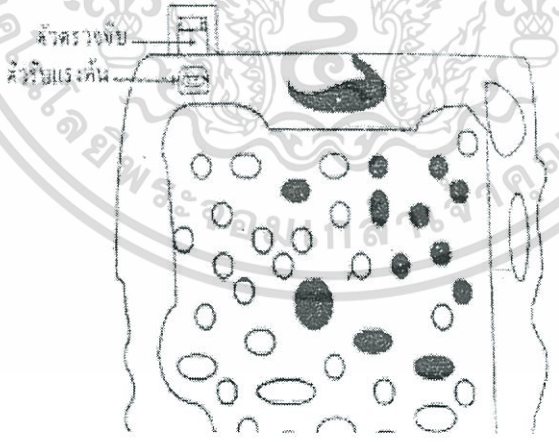
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตอบสนองของสเต็ปโตรสโคป (Stethoscope) การตอบสนองการได้ยินของผู้ฟัง ดังนั้นความเที่ยงตรงของวิธีการนี้จะขึ้นอยู่กับการพิจารณาของผู้ฟังแต่ละคน

อีกวิธีการหนึ่งในกานกำหนดความดันสูงสุดคือ โดยการสังเกตดูที่ปรอทในบามาโนมิเตอร์พัลซ์ (Baumanometer Pluse) แรงที่สังเกตพบคือ ค่าความดันสูงสุด ในบางกรณีสำหรับมารกและคนอ้วน ก็จะต้องใช้เทคนิคพิเศษแบบอื่น วิธีที่ให้ผลดีที่สุดในการวัดคามดันโลหิตแบบทางอ้อมจะต้องใช้คัฟความดัน ซึ่งได้ถูกค้นพบในปี ค.ศ. 1901 โดย Von Reaklinghausen ในขณะที่ความกว้างของคัฟจะเป็นตัวกำหนดค่าสำหรับความเที่ยงตรงของสปิกโมมาโนมิเตอร์ ถ้าคัฟบางมากๆความดันที่วัดได้จะอยู่ในด้านสูง และในทางกลับกัน ถ้าคัฟกว้างมากๆความดันจะอยู่ในด้านต่ำดังนั้นสามารถสรุปในทางปฏิบัติได้ว่าขนาดของคัฟจะมีขนาดประมาณสองในสามส่วนของความยาวแขนท่อนบน(วัดจากหัวไหล่ถึงข้อพับแขน)

การวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์ (Relative หรือ Uncalibrated Method)

หลักการของการวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์คือ การวัดค่าแรงดันบริเวณภายนอกผิวหนังที่ส่งผ่านมาจากแรงดันเลือดในหลอดเลือดผ่านผนังหลอดเลือดและผิวหนังเรียกหลักการนี้ว่าโทโนมิเตอร์ ในรูปที่ 2.7 แสดงการใช้หลักของโทโนมิเตอร์ วัดแรงดันเลือดบริเวณข้อมือ ความดันเลือดจะเป็นสัดส่วนกับแรงกดบนอาเตอร์เรียลริเตอร์หารด้วยพื้นที่หน้าตัดจากลักษณะของโทโนมิเตอร์จะเห็นว่าความดันที่อ่านได้จะมากกว่าความดันในหลอดเลือดเสมอ ทั้งนี้เพราะจะมีแรงกดโดยผิวหนังเกิดขึ้นด้วย ดังนั้นการวัดความดันโดยวิธีนี้จะต้องทำการปรับแต่งเป็นรายๆไปก่อน เพื่อให้การได้ค่าที่ถูกต้องโดยมาตรวัดแบบมิลลิเมตรปรอทหรือเซนติเมตรน้ำ ทำให้การวัดแต่ละครั้งเกิดความยุ่งยากจึงไม่ค่อยนิยมใช้



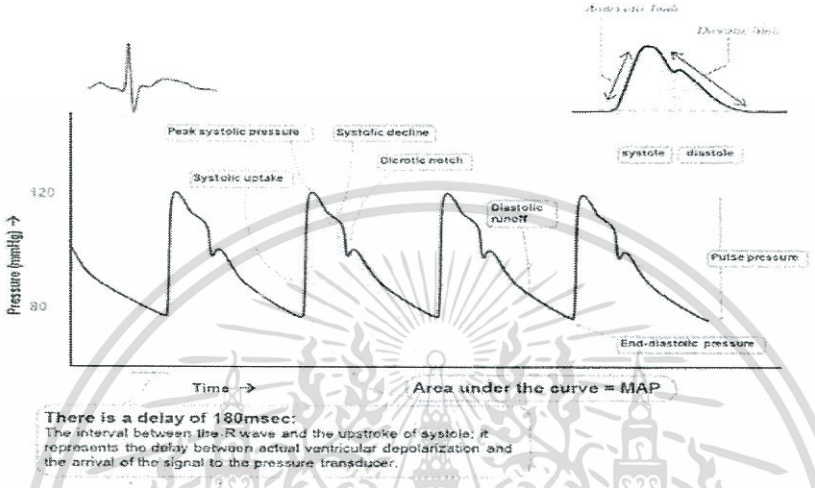
รูปที่ 2.7 การวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์โดยใช้หลักของเทอร์โมมิเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

2.1.4.3 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต

สัญญาณความดันบนหลอดเลือดเป็นคลื่นกระแทก ซึ่งสามารถเดินทางได้เร็วกว่าการเอาความเร็วของเลือดที่ถูกสูบฉีดที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายมีลักษณะรูปร่างของสัญญาณดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ

- Systolic upstroke เป็นช่วงที่หัวใจห้องล่างซ้ายสูบฉีด ความชันของค่านี้มีความสัมพันธ์กับอัตราการไหลที่ไหลผ่านวาล์วของหลอดเลือดแดงภายใน เมื่อความชันมีลักษณะติดกันอาจจะเกิดหลอดเลือดตีบได้

- Peak Systolic Pressure เป็นค่าความดันสูงสุดที่เกิดระหว่างหัวใจบีบตัว เกิดจากการสะท้อนของผนังของหลอดเลือดแดง หากหลอดเลือดบริเวณนี้แข็งตัวไม่ยืดหยุ่นจะเป็นคลื่นสะท้อนที่มีประสิทธิภาพต่ำ

- Diastolic decline คือการที่ความดันในหลอดเลือดแดงลดลงอย่างรวดเร็ว คือในขณะที่หัวใจห้องล่างหดตัวลงจนถึงจุดสิ้นสุด การลดลงนี้จะมากขึ้นเมื่อมีการอุดตันของทางเดินหัวใจห้องล่างซ้าย และการบีบตัวของหัวใจจะหยุดอย่างกะทันหันก่อนที่หัวใจห้องล่างซ้ายจะสิ้นสุด

- Mean Arterial Pressure MAP เป็นค่าประมาณพื้นที่ใช้เส้นของสัญญาณความดันโลหิตแบบแบ่งตามระยะเวลาการเต้นของหัวใจของค่าความดันซิสโตลิค P_{sys} , ค่าวคามดันไดแอสโตลิค P_{dias} ซึ่งค่าเฉลี่ยในช่วงการเต้นสามารถหาได้จากสมการที่ 2.1.1

$$MAP \cong P_{dias} + \frac{1}{3}(P_{sys} - P_{dias}) \qquad (2.1.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
143889

- Dicrotic Notch ในการวัดความดันภายในหลอดเลือดแดงใหญ่ Dicrotic Notch จะมีลักษณะคม เปรียบเสมือนการปิดวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยตำแหน่งของค่านี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งหลอดเลือดแดง

- Diastolic Runoff คือการที่ความดันโลหิตลดลงอย่างรวดเร็วในขณะที่หัวใจหดตัวจนถึงจุดสิ้นสุด

- End-Diastolic Pressure คือการกระทำของแรงดันที่เกิดจากหลอดเลือดแดงเมื่อมากระทบกับวาล์วหลอกเลือดแดง หากหลอดเลือดแดงไม่แข็งแรงจะทำให้ค่านี้มีค่าสูง หากหลอดเลือดแดงนี้ไม่แข็งแรงจะทำให้ความต้านทานและความดันไดแอสโตลิคมีค่าลดลง การที่เลือดไหลย้อนกลับเข้าวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่เป็นสาเหตุทำให้ความดันไดแอสโตลิคมีค่าต่ำกว่าปกติ

- Pulse Pressure หรือความดันชีพจร หากสัญญาณความดันชีพมีลักษณะกว้างจะเป็นการแสดงถึงการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง ยกตัวอย่างเช่น ในขณะที่หัวใจคลายตัว ความดันโลหิตจะทีค่าลดลงเพื่อเพิ่มเติมเต็มของหัวใจห้องล่างซ้ายที่เกิดจากการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง แต่ถ้าหากสัญญาณความดันชีพมีลักษณะแคบจะเป็นการแสดงถึงการบีบรัดของหัวใจ

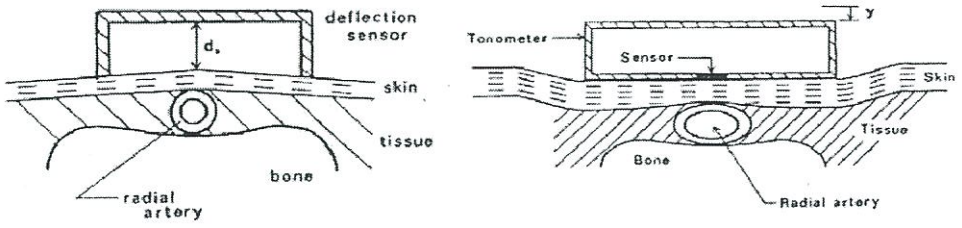
2.2 โครงงานที่เกี่ยวข้อง

2.2.1 วิธีการกดทับเส้นเลือด

พื้นฐานมาจากการวัดชีพจรโดยใช้ประสาทสัมผัส (Pulse sensing) เช่นใช้นิ้วแตะที่ข้อมือหรือที่ลำคอหรือที่ปรากฏของเส้นเลือดชัดเจนการประเมินทำได้เพียงคร่าวๆว่า การสูบฉีดโลหิตหรือการหมุนเวียนโลหิตดีเพียงใดเนื่องจากไม่สามารถระบุเป็นค่าตัวเลขได้อย่างชัดเจน

วิธีการกดทับเส้นเลือดเป็นการหาค่าความดันได้อย่างต่อเนื่องบนหลอดเลือดแดงที่ปรากฏชัดเจน โดยใช้อุปกรณ์ตรวจจับการขยายตัวของหลอดเลือดซึ่งเกิดจากแรงดันภายใน ซึ่งเป็นที่มาของโทโนมิเตอร์แบบต่างๆ เช่น รูปที่ 2.9 เป็นโทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น (Flexible Diaphragm Tonometer) โทโนมิเตอร์แบบนี้เลียนแบบการใช้นิ้วสัมผัส ไดอะแฟรมซึ่งขึงตรึงบนแฟรมแข็งใช้กดราบกับผิวหนังบริเวณที่วัดบนหลอดเลือด จะขยับขึ้นลงตามจังหวะการขยายตัวของเลือดภายในทำให้เกิดความเครียดบนไดอะแฟรมซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้เซนเซอร์ติดตั้งบนไดอะแฟรม ในบางแบบหากแฟรมสามารถกักอากาศได้แล้วก็จะสามารถวัดความดันอากาศซึ่งเปลี่ยนแปลงตามการขยับตัวของไดอะแฟรมได้ การปรับเทียบค่าที่เหมาะสมสามารถแสดงผลเป็นค่าความดันอย่างต่อเนื่องได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

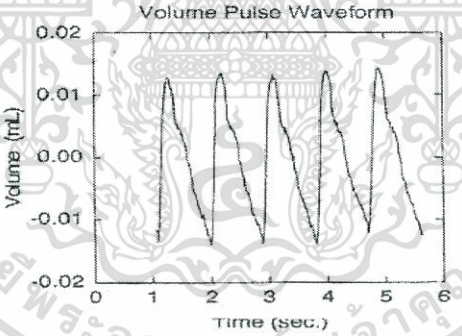


ก.) ข.)

รูปที่ 2.9 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น

ก.)หลักการ ข.) การวัดสัญญาณชีพจรความดันและหลอดเลือดแบบกดทับเส้นเลือด

วิธีการวัดแบบกดทับเส้นเลือดมีแนวโน้มใช้เซนเซอร์แบบอาร์เรย์กับระบบอิเล็กทรอนิกส์ติดตั้งตำแหน่งของหลอดเลือดโดยตรงเพื่อการวัดความดันในหลอดเลือดโดยตรงเพื่อการวัดความดันในหลอดเลือดและเน้นการลดขนาดของเซนเซอร์จะสามารถจนสามารถผลิตเชิงพาณิชย์ได้ เช่นแบบ JENTOW ของ Colin Electronic, Japan ซึ่งให้ข้อผิดพลาดเฉลี่ยของความดันซิสโตลิคและไดแอสโตลิค -5.6 มิลลิเมตรปรอท และ -2.4 มิลลิเมตรปรอท และได้รูปคลื่นสัญญาณที่มีคุณภาพดังรูปที่ 2.10 หรือ Portapres ของ TNOTPDBiomedical Instrumentation ที่ผลิตเป็นการค้าพร้อมซอฟแวร์วิเคราะห์เป็นต้น

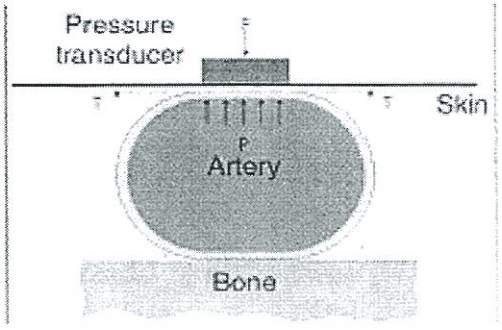


รูปที่ 2.10 ตัวอย่างการบันทึกความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือด้วยวิธีกดทับเส้นเลือด

2.2.2 หลักการวัดความดันหลอดเลือดแดงกดทับเส้นเลือดโดยใช้เซนเซอร์แบบอาร์เรย์

กดทับเส้นเลือดที่หลอดเลือดแดงคืออุปกรณ์อย่างหนึ่งในการวัดความดันของหลอดเลือดแดงโยจะวัดความดันอย่างต่อเนื่องเป็นจังหวะ ซึ่งเซ็นเซอร์นี้ถูกวางเหนือผิวหนังที่อยู่บนหลอดเลือดแดงที่ข้อมือโดยหลักการพื้นฐานจะคล้ายกับการวัดความดันโลหิตบริเวณลูกตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 หลักการวัดความดันบนหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือแบบกดทับเส้นเลือด

จากรูปที่ 2.11 แสดงถึงหลักการวัดความดันแบบกดทับเส้นเลือด โดย P คือความดันหลอดเลือดที่บริเวณข้อมือ และ F คือแรงที่วัดได้จากเซนเซอร์แบบกดทับเส้นเลือด โดยผลรวมของความดันโลหิตที่มากระทำกับผนังของหลอดเลือดนั้นถูกแทนด้วยเวกเตอร์ขนาดของ P และ A เป็นพื้นที่เชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์กับผิวหนัง เมื่อมีแรงดันภายในหลอดเลือดจะทำให้สามารถตรวจจับแรงดันที่เกิดขึ้นได้และ T เป็นแรงดันเวกเตอร์โดยจะมีค่าตั้งฉากกับแรงดัน P ดังนั้นเมื่อเราวัดแรงดัน Fจะสรุปค่าของแรงดันภายในหลอดเลือดแดงได้

ในการโครงงานนี้เราจึงนำหลักการวัดด้วยวิธีกดทับเส้นเลือดมาพัฒนาต่อให้ระบบวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ โดยออกแบบให้มีขนาดเหมาะสม ง่ายต่อการวัด และสามารถบันทึกสัญญาณความดันได้อย่างต่อเนื่อง

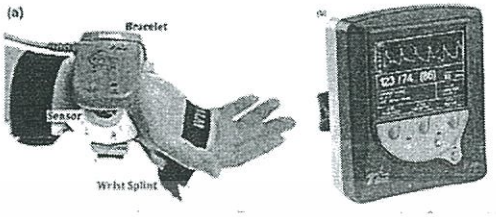
2.2.3 ตัวอย่างเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องตามหลักกดทับเส้นเลือด (TL-200)

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิต TL-200 สำหรับวัดความดันโลหิตบริเวณข้อมืออย่างต่อเนื่อง บทความนี้จะเสนอหลักการพื้นฐานของ TL-200 และได้นำค่ามาเปรียบเปรียบกับค่าความดันหลอดเลือดแดงที่บริเวณข้อมือแบบรุกกราน โดยจุดมุ่งหมายของงานวิจับนี้คือสร้างความแม่นยำให้กับอุปกรณ์ TL-200 ให้มีความสัมพันธ์กับสัญญาณความดันหลอดเลือดแดงแบบรุกรานโดยทดลองผ่าตัดในผู้ป่วยที่มีความจำเป็นที่จะต้องมีการตรวจวัดค่าความดันโลหิตโดยตรง

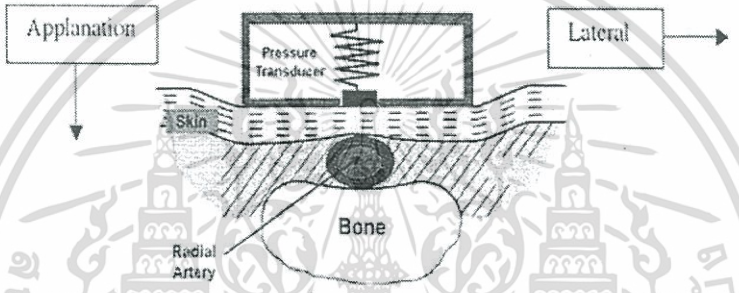
เทคโนโลยีของอุปกรณ์ TL-200 ประกอบไปด้วย 4 ส่วนหลักๆคือ สายพันข้อมือ เซนเซอร์วัดความดัน ตัวรัดข้อมือที่วางตำแหน่งของเซนเซอร์ที่สามารถปรับเปลี่ยนตามขนาดข้อมือผู้วัดได้และมอนิเตอร์เพื่อแสดงผลสัญญาณ แสดงดังรูปที่ 2.12 ซึ่งเซนเซอร์นั้นถูกไปวางเหนือหลอดเลือดแดงที่ข้อมือโดยแนบกับผิวหนัง ตัวรัดข้อมือจะมีกลไกในการวางตำแหน่งของเซนเซอร์ ระบบมอนิเตอร์เป็นระบบอิเล็กทรอนิกส์และมีซอฟแวร์ที่ควบคุมอุปกรณ์ทั้งระบบรวมไปถึงตัวรัดข้อมือและเซนเซอร์วัดความดัน ใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแสดงผลและการส่งสัญญาณของความดันดลหิตแบบไม่รุกรานโดยสามารถตรวจวัดได้เป็นทั้งสัญญาณอนาล็อกและสัญญาณดิจิตอล

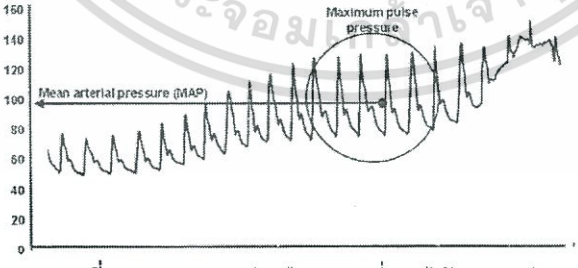


รูปที่ 2.12 ส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดความดันโลหิต TL-200 a) ส่วนในการวัด b) ส่วนในการแสดงผล



รูปที่ 2.13 ตำแหน่งของเซนเซอร์ที่วางอยู่บนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ

จากรูปที่ 2.13 เซ็นเซอร์จะกดทับลงบนหลอดเลือดแดงอย่างช้าๆ ผนังของหลอดเลือดถูกเซ็นเซอร์กดทับให้ติดกระกระดูก เมื่อเกิดการเต้นของหัวใจจะทำให้หลอดเลือดใต้ผิวหนังมีการบีบตัวและคลายตัวและส่งผลไปยังเซนเซอร์วัดความดัน ทำให้สามารถตรวจจับค่าความดันภายในหลอดเลือดแดงได้อย่างต่อเนื่อง ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 ความดันเลือดแดงที่จากได้อุปกรณ์ TL-200

จากงานโครงงานนี้เราได้นำมาพัฒนาการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องบริเวณข้อมือโดยออกแบบอุปกรณ์วัดค่าความดันขึ้นเอง ซึ่งมีราคาถูก อีกทั้งยังบันทึกสัญญาณความดันและนำผลการวัดมาวิเคราะห์เพื่อหาค่าสัญญาณต่างๆได้อีกด้วย

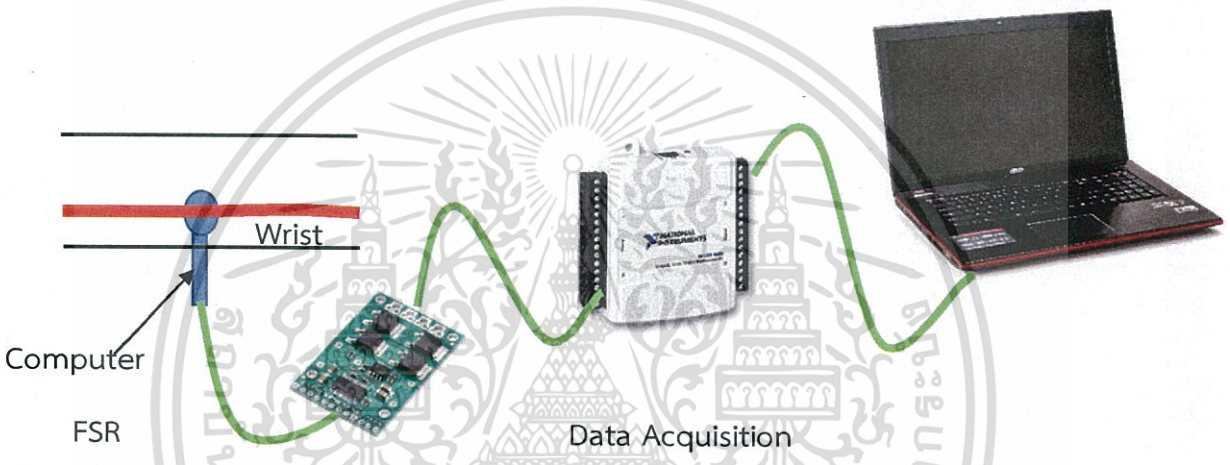
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบระบบวัดความดันต่อเนื่องในเส้นเลือดแดง

ในบทนี้กล่าวถึงการออกแบบระบบวัดความดันโลหิตโดยใช้ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานวัดความดันแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของกดทับเส้นเลือด สำหรับวัดความดันที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ รวมถึงการออกแบบซอฟแวร์สำหรับใช้ในการเชื่อมต่อกับทรานสดิวเซอร์ และผู้ใช้งาน โดยผ่านระบบการประมวลผลสัญญาณความดันบนโปรแกรม LABVIEW®

3.1 โครงสร้างของระบบวัดความดันแบบต่อเนื่องในเส้นเลือดแดง



รูปที่ 3.1 ระบบการวัดความดันโลหิต

ระบบโดยรวมของการวัดความดันโลหิตที่ได้ออกแบบขึ้นมาแสดงในรูป 3.1 ระบบใช้หลักการของกดทับเส้นเลือดที่กล่าวไว้ในบทที่ 2 โดยใช้สัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานเป็นสัญญาณอนาลอก (Analog) ถูกนำไปเข้า Data acquisition (DAQ) จากนั้นนำมาประมวลผลและวิเคราะห์ผ่านระบบคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม LABVIEW®

3.2 โครงสร้างทางกายภาพและการทำงานตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน

ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน (Force Sensor Resistor)

ตัวตรวจจับแบบค่าความต้านทานใช้เทคโนโลยีฟิล์มโพลิเมอร์แบบหนา (Polymer Thick Film) โดยแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวตรวจจับจะลดลง เมื่อมีแรงกดมากระทำบนแผ่นตรวจจับ มีโครงสร้างของตัวตรวจจับ ประกอบด้วยแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อนที่เป็นตัวกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าประกบ เข้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

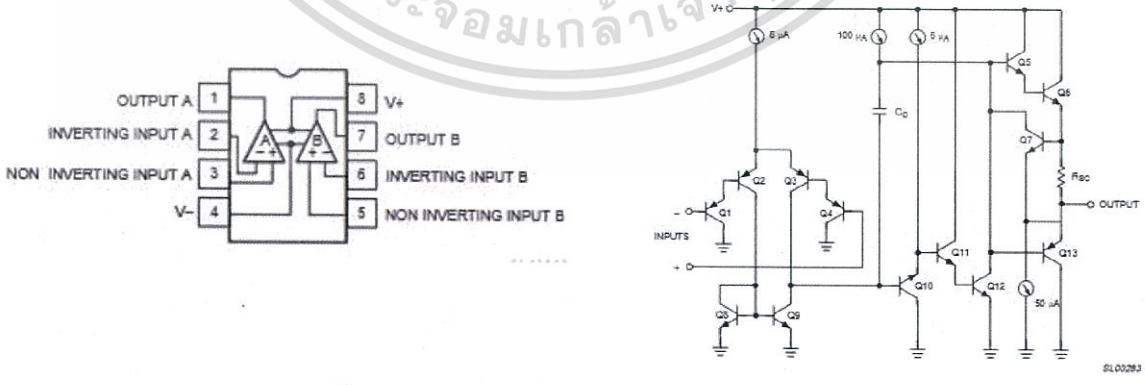
กับแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน โดยมีแผ่นฉนวนแบบอ่อนคั่นกลาง ทำให้เกิดค่าความต้านทานไฟฟ้าขึ้นระหว่างขาต่อใช้งาน เมื่อมีการกดบนแผ่นขั้วนำไฟฟ้า จะทำให้เกิดการสัมผัสระหว่างสารกึ่งตัวนำกับขั้วไฟฟ้า ส่งผลให้ค่าความต้านทานไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลง โดยเรานำมาทำเป็นสายรัดมือเพื่อให้ FSR อยู่ติดกับเส้นเลือดมากที่สุด ซึ่งจะทำการวัดค่าได้ง่าย

รูปที่ 3.2 แสดงโครงสร้างและการใช้งานของตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน

3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์

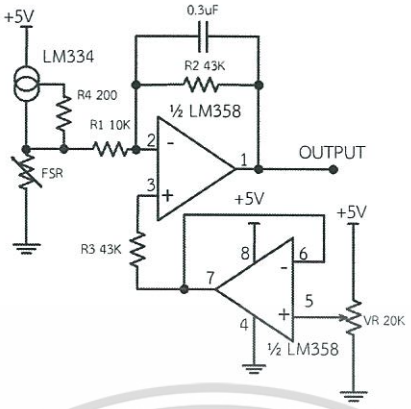
3.2.1 LM358

LM358 ภายในมีออปแอมป์2ตัวที่ทำงานอย่างเป็นอิสระต่อกัน มีอัตราการขยายที่สูง ใช้กระแสไบแอสต่ำ และมีความกว้างของแรงดันด้านเอาท์พุทสูง ซึ่งนำมาใช้ในการขยายแรงดันที่ได้จาก FSR



รูปที่ 3.3 ตำแหน่งขาและวงจรสมมูลของ LM358

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 วงจรขับเซนเซอร์และขยายสัญญาณจาก LM358

3.3.2 Data Acquisition Card

ระบบ DAQ (Data Acquisition) เป็นการรวบรวมวิเคราะห์ข้อมูลจริงในงานโครงงานทดลองวิทยาศาสตร์และทดสอบงานทางด้านวิศวกรรมเชิงคุณภาพและประสิทธิผลผ่านระบบคอมพิวเตอร์ โดยมีความแตกต่างจากงานระบบคอมพิวเตอร์ทั่วไปตรงที่มี Hardware พิเศษเพื่อตรวจจับสัญญาณทางกายภาพทางวิทยาศาสตร์ อาทิเช่น อุณหภูมิ ความดันอากาศ ก๊าซ อัตราการไหล เป็นต้น แปลงเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ในรูปแบบลักษณะสัญญาณทางไฟฟ้า เข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ผ่านทาง Software ประยุกต์ที่พัฒนาตามคุณลักษณะของงานโครงงานทดลองนั้นๆ ในลักษณะเวลาจริง (Real Time) ซึ่งในอดีตมักใช้เป็นระบบเฉพาะเจาะจงลงไปตามประเภทงาน ไม่สามารถใช้งานร่วมกับงานโครงงานอื่นได้ ทั้งยังมีราคาที่สูงมาก ทว่าด้วยความสามารถของคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลในปัจจุบัน ประกอบกับการประยุกต์เพื่อนำคอมพิวเตอร์มาใช้งานในด้าน Data Acquisition นี้มีความเป็นไปได้อย่างไม่ยุ่งยากและให้ความคล่องตัวกับนักวิทยาศาสตร์ นักวิจัยและวิศวกร เพื่อพัฒนาระบบงานดังกล่าวได้เองหลังจาก Hardware และ Software งานด้าน Data Acquisition ที่มีให้เลือกมากมายหลายผู้ผลิต และสามารถใช้งานร่วมกันได้โดยส่วนใหญ่ ทำให้ราคาระบบโดยรวมไม่สูง และทำให้ประสิทธิผลในการพัฒนาประเทศเชิงเทคโนโลยีได้ดี

โครงงานนี้เลือก DAQ Card NI USB-6009® เพื่อแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลและเชื่อมต่อกับตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานกับไมโครคอมพิวเตอร์ เนื่องจากมี A/D ที่มีความละเอียดสูง มีช่องอินพุทจำนวนหลายช่อง อีกทั้งยังมีแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์จากพอร์ต USB และสามารถควบคุมการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านโปรแกรม LABVIEW®

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของ NI-6009

คุณสมบัติ	NI USB-6009
ความละเอียดของสัญญาณอินพุท	14 บิตแบบ differential 13 บิตแบบ single-ended
อัตราการสุ่มสูงสุดของสัญญาณอินพุท Single Channel	48 KS/s
อัตราการสุ่มสูงสุดของสัญญาณอินพุท Multiple Channel	48 KS/s
การกำหนดค่าสัญญาณดิจิตอล (อินพุท/เอาท์พุท)	เลือกผ่านซอฟแวร์

รูปที่ 3.5 DAQ Card NI USB-6009

3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์

3.4.1 โปรแกรม LABVIEW®

LABVIEW® ย่อมาจาก Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench เป็นโปรแกรมที่เดิมออกแบบให้ใช้ได้กับการวัดเครื่องมือวัดต่างๆทางวิศวกรรมผ่านไมโครคอมพิวเตอร์เปรียบเหมือนเครื่องมือวัดความเสมือนจริงในงานด้านวิศวกรรม โดยในตัวแปรแกรมนั้นประกอบไปด้วยฟังก์ชั่นต่างๆสำหรับการวัดและการประมวลผลสัญญาณ จุดเด่นที่สุดของโปรแกรมนี้คือเป็นโปรแกรมประเภท GUI หรือ Graphic User Interface โดยสมบูรณ์ ภาษาที่ใช้เป็นภาษารูปภาพแทนการเขียนโปรแกรมเป็นบรรทัด ไม่จำเป็นต้องเขียนโค้ดหรือคำสั่งใดๆ สะดวกและช่วยลดเวลาในการเขียนโปรแกรมเป็นอย่างมาก อีกทั้งยังสามารถเขียนโปรแกรมให้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นๆที่ใช้ในการวัดและการควบคุมได้อีกด้วย

3.4.2 การออกแบบส่วนเชื่อมต่อกับตัวผู้ใช้

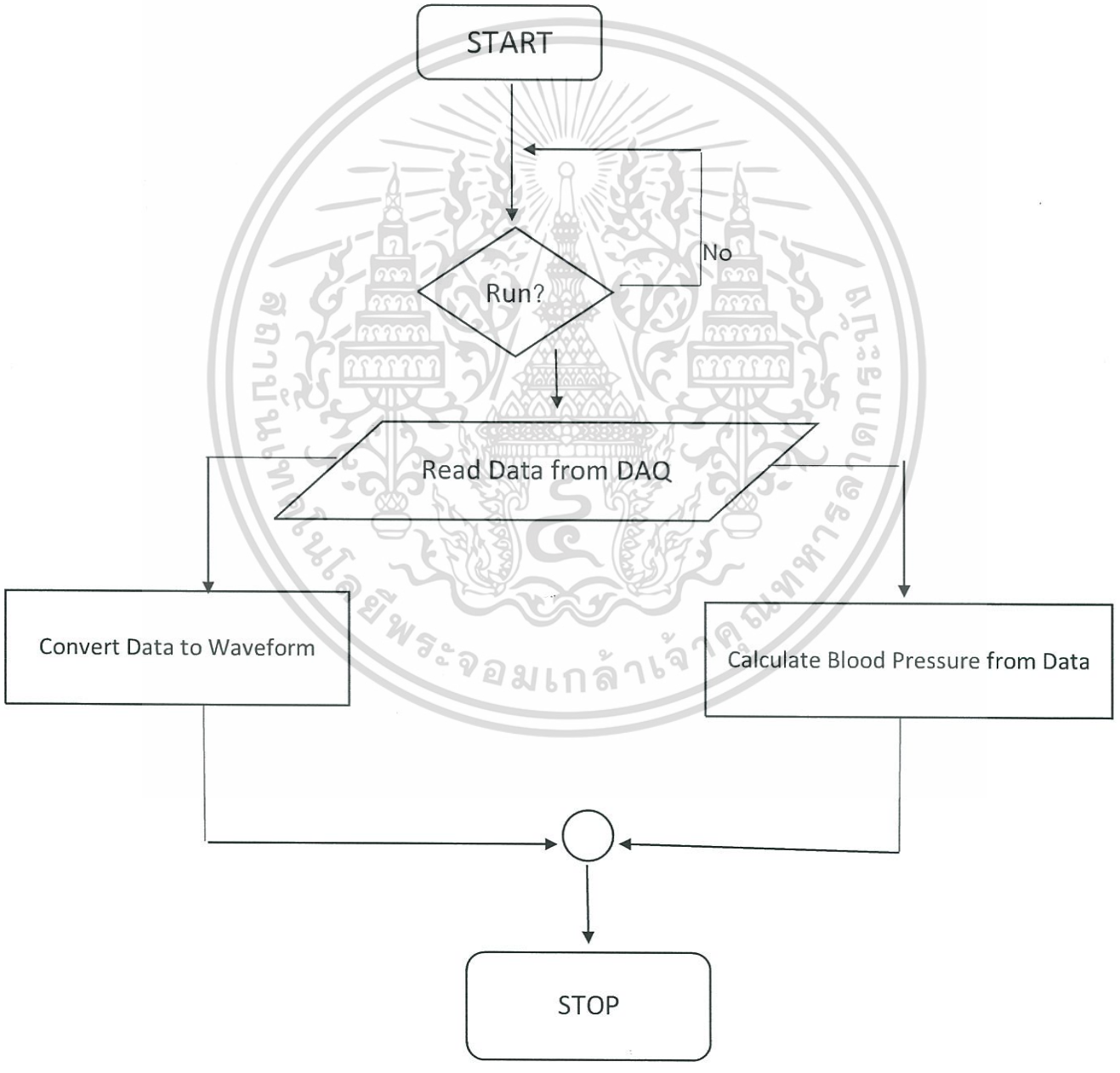
ส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้นั้นใช้ลักษณะเฉพาะของโปรแกรม LABVIEW® ซึ่งสามารถออกแบบหน้าจอ interface ได้สวยงาม ในการแสดงผลทั้งแบบกราฟและตัวอักษรทำให้ผู้ใช้สามารถใช้งานได้ง่ายผ่านเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คอมพิวเตอร์ในการแสดงผลการวัดและการวิเคราะห์สัญญาณรวมทั้งการเชื่อมต่อกับตัวแปลงสัญญาณ DAQ Card NI USB-6009 ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น

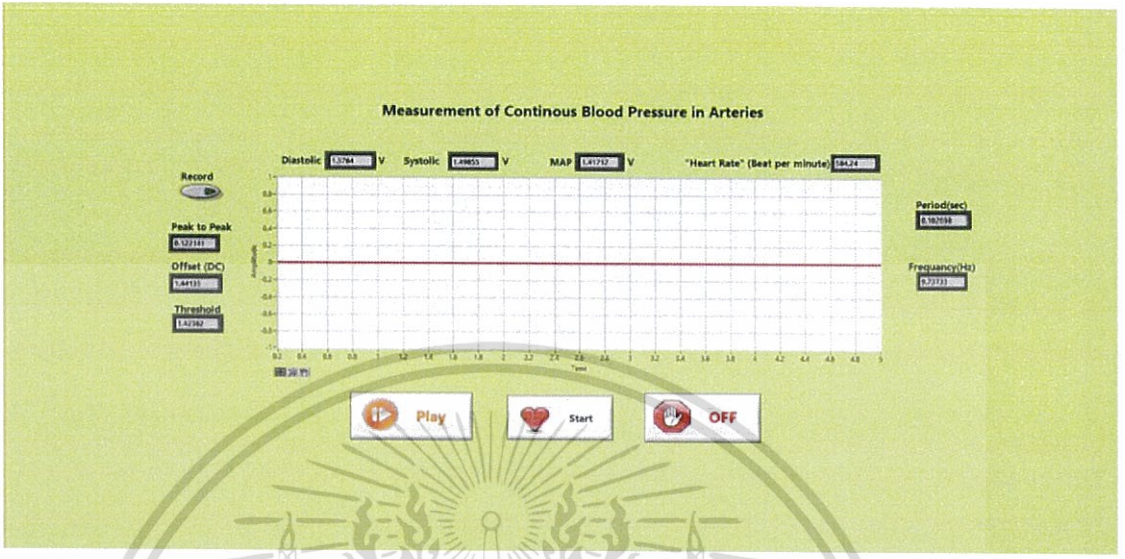
3.4.3 ส่วนการวัดและแสดงผลข้อมูล

ระบบถูกออกแบบให้ใช้งานง่าย สามารถแสดงค่าที่วัดในแบบเวลาจริง และแสดงผลด้วยโปรแกรม LABVIEW® ดังรายละเอียดบนแผนผังรูปที่ 3.6 และหน้าต่างการทำงานดังรูปที่ 3.7



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.6 แผนผังการออกแบบซอฟแวร์เพื่อแสดงผลกราฟและค่าสัญญาณโลหิต



รูปที่ 3.7 หน้าต่างการทำงานของระบบการวัดความดันแบบต่อเนื่องในเส้นเลือดแดง

จากรูปที่ 3.7 หน้าต่างการทำงานของระบบการวัดความดันแบบต่อเนื่องในเส้นเลือดแดงข้อมูลจาก DAQ Card 6009® จะนำมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์แบบเวลาจริง ทันทีที่กดปุ่ม Play เพื่อเริ่มการทำงานของระบบ สัญญาณที่วัดได้จะแสดงบนจอ พร้อมทั้งแสดงค่าของคาบ ความถี่ ค่าความดันซิสโตลิค ความดันไดแอสโตลิค พีคทูพีค ค่าเฉลี่ย (MAP) และค่าอัตราการเต้นของหัวใจในขณะที่ทำการวัด

3.5 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงลักษณะและการใช้งานของ FSR เพื่อทำการวัดโดยทำเป็นสายรัดข้อมือเพื่อที่จะให้ FSR ติดกับเส้นเลือดมากที่สุดแล้วใช้ LM358 ขยายสัญญาณที่ได้จาก FSR ตามวงจรดังรูปที่ 3.4 ซึ่งให้สัญญาณเอาท์พุทเป็นสัญญาณอนาลอก จึงต้องใช่ตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล DAQ Card NI USB-6009 ขนาดความละเอียดถึง 14 บิตและมีอัตราการสุ่มสูงสุดที่ 48 KS/s สามารถเชื่อมต่อกับโปแกรม LABVIEW® ผ่านสายUSB พร้อมทั้งมีฟังก์ชั่นที่สามารถเชื่อมต่อกับ DAQ ได้โดยตรงอีกด้วย

สำหรับการออกแบบซอฟแวร์นั้นเลือกใช้โปรแกรม LABVIEW® เนื่องจากประกอบไปด้วยฟังก์ชั่นต่างๆสำหรับการวัดและการประมวลผลสัญญาณ จึงเป็นโปรแกรมหลักในการวัดและวิเคราะห์อีกทั้งยังสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นๆที่ใช้ในการวัดได้อีกด้วย จึงมีความสะดวกสำหรับผู้ใช้เป็นอย่างมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

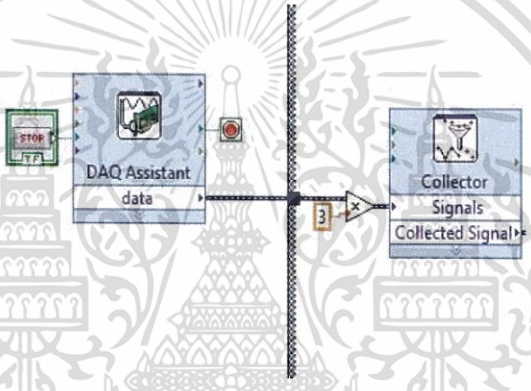
บทที่ 4

การทดสอบและผลการทดสอบ

4.1 การทดลองโดยใช้ Function Generator แบบ Real-time

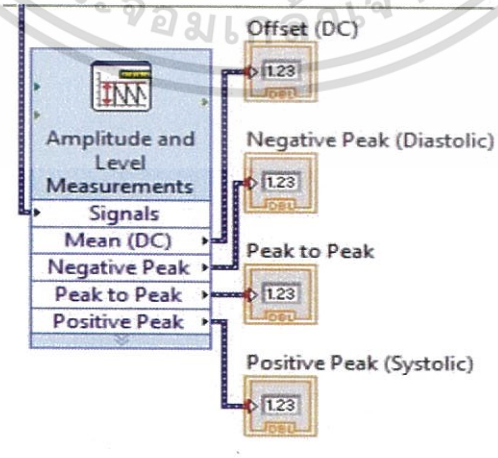
1. ต่อ Function Generator เข้ากับ DAQ Card NI USB-6009 เพื่อรับสัญญาณเข้าไปทดลองใน LABVIEW® โดยสัญญาณที่เราจะใช้นั้นได้แก่ สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1 Hz, 2Hz, 3 Hz ตามลำดับ และสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่เช่นเดียวกับสัญญาณ Sine Wave

2. นำสัญญาณที่ได้ไปเข้า Collector เพื่อเก็บค่าสัญญาณที่มี Maximum number of simple อยู่ที่ 1000



รูปที่ 4.1 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อนำสัญญาณอินพุทเข้าไปยัง Collector

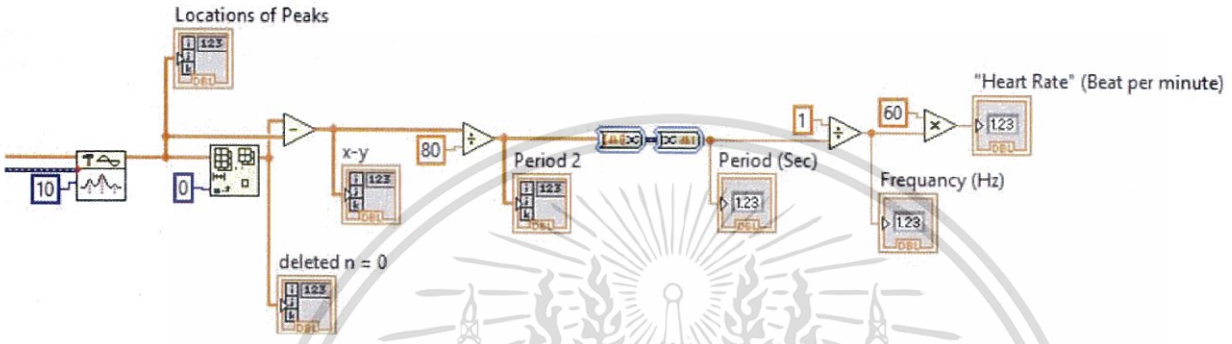
3.1 นำสัญญาณที่ได้จาก Collector มาเข้า Amplitude and level measurement เพื่อหาค่า Peak to Peak, Diastolic, Systolic และ Offset



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.2 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อหาค่าจาก Amplitude and level measurement

3.2 นำสัญญาณที่ได้จาก Collector ไปเข้าฟังก์ชั่น Peak detection แล้วนำค่าไปคำนวณเพื่อหาค่า Period, Frequency และ Heart Rate ตามลำดับ

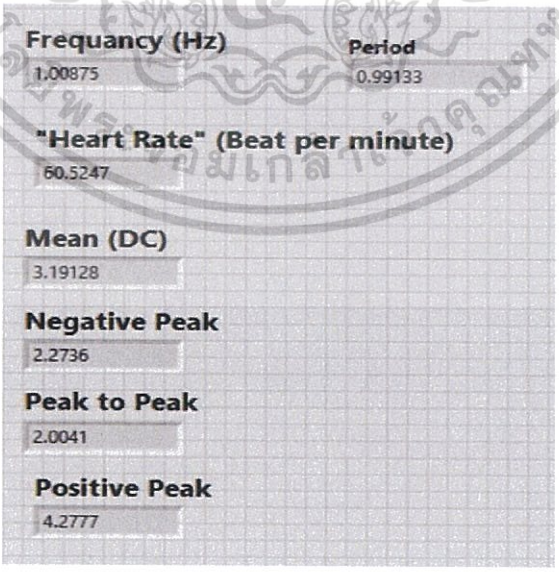


รูปที่ 4.3 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อคำนวณค่าต่างๆ

ผลการทดลอง

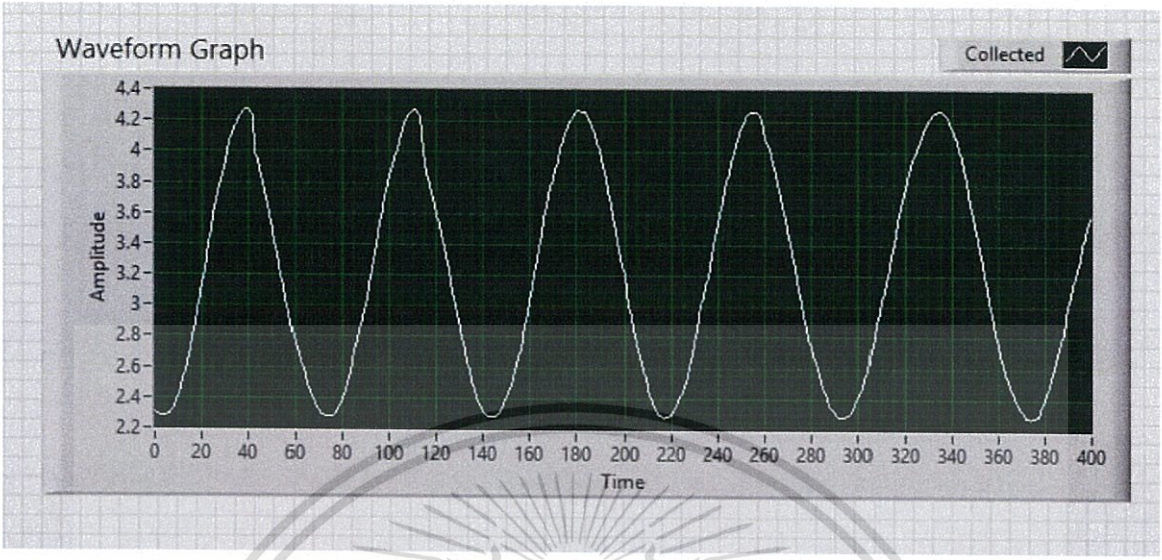
จากการทดลองพบว่า เราจะได้ค่าต่างๆและรูปคลื่นสัญญาณดังภาพด้านล่างนี้

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1 Hz



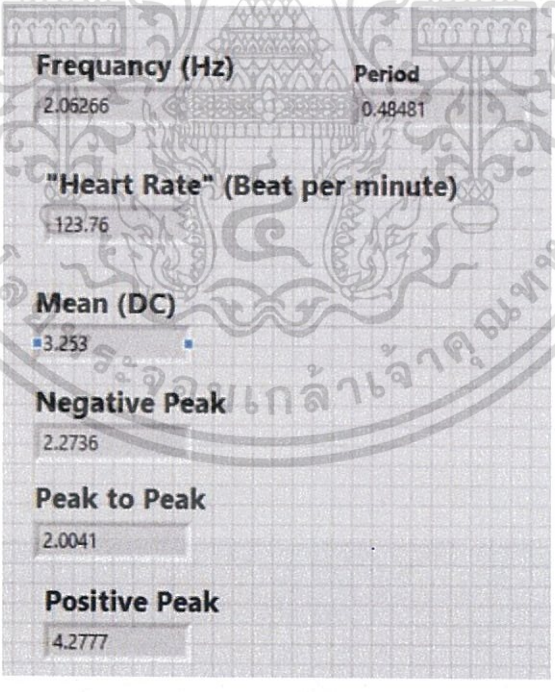
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.4 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 1Hz



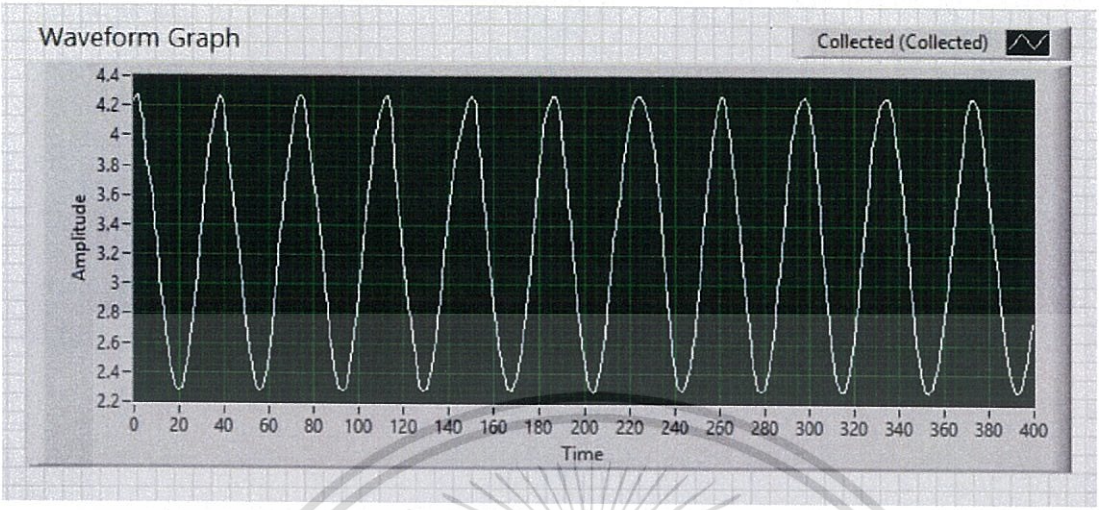
รูปที่ 4.5 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1Hz

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2 Hz



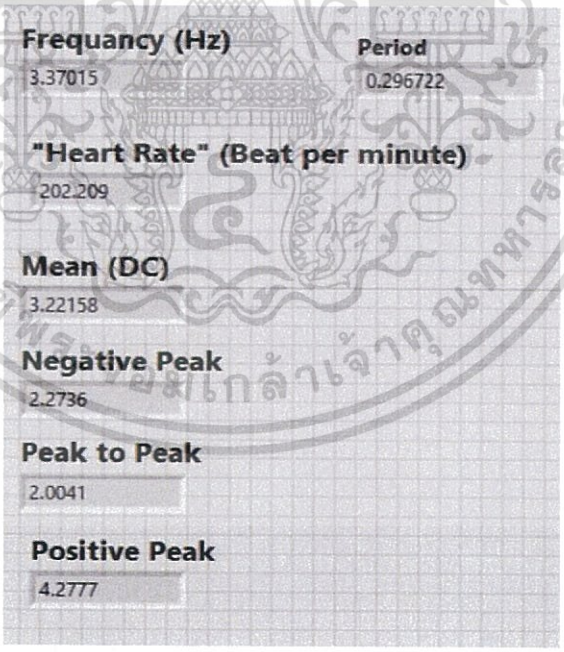
รูปที่ 4.6 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 2Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



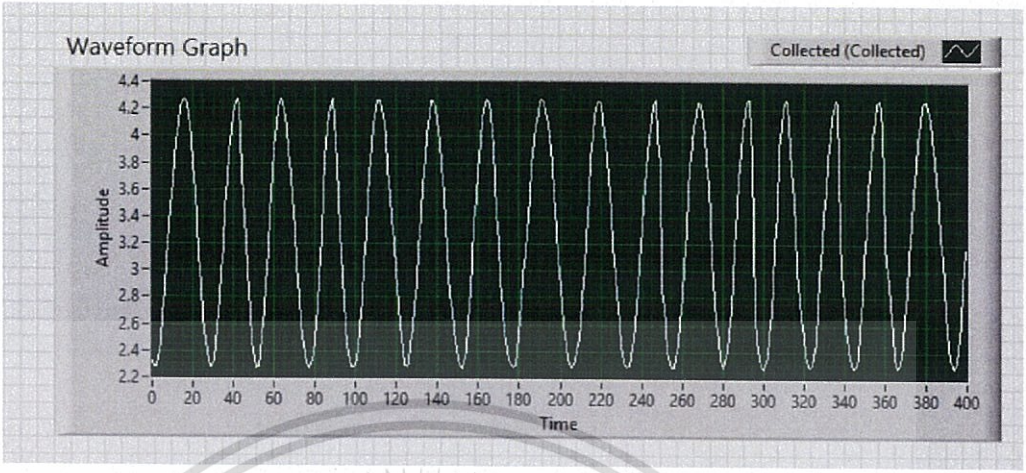
รูปที่ 4.7 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2Hz

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz
-



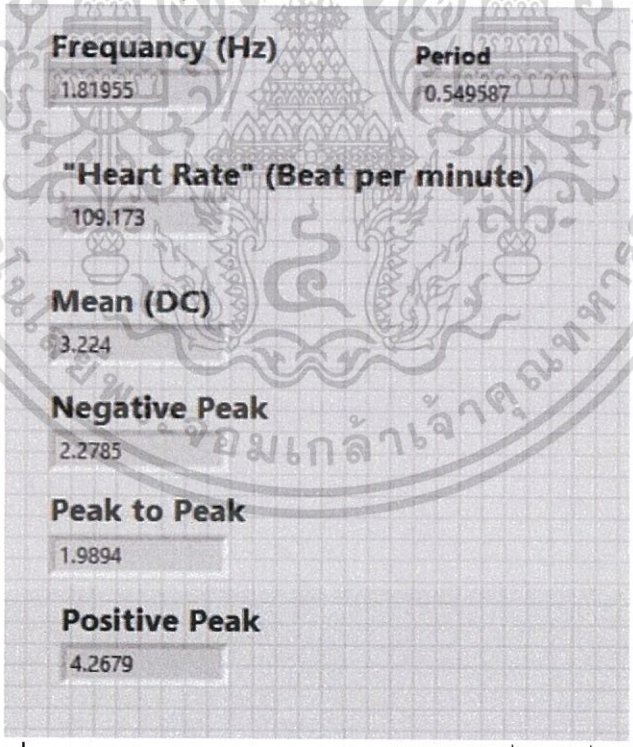
รูปที่ 4.8 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



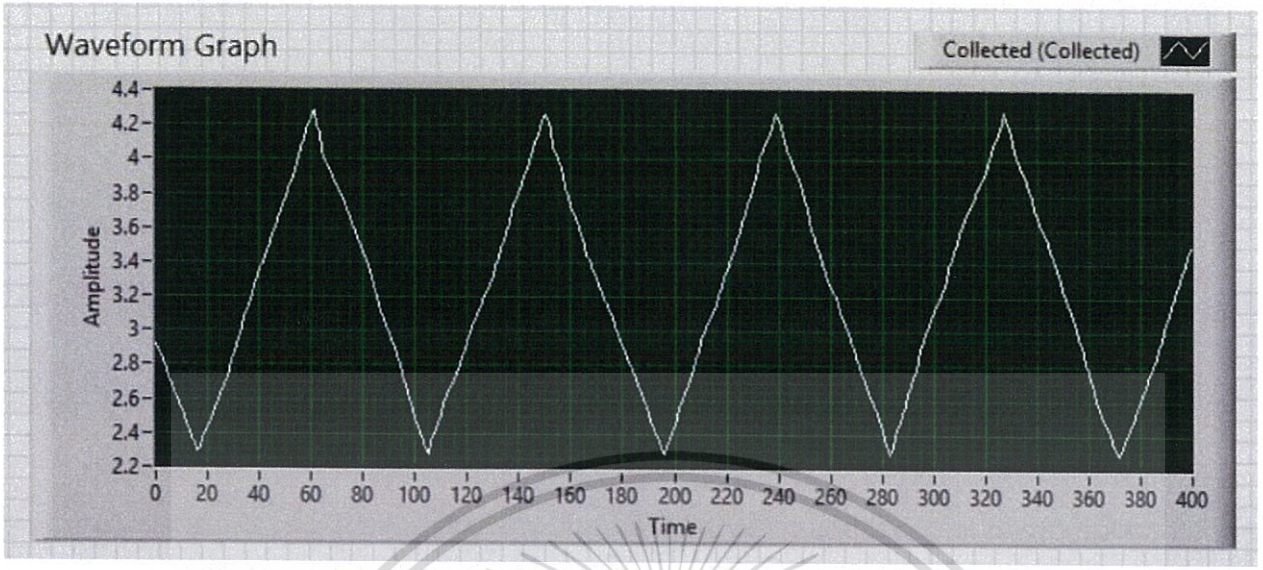
รูปที่ 4.9 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz

- สัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz
-



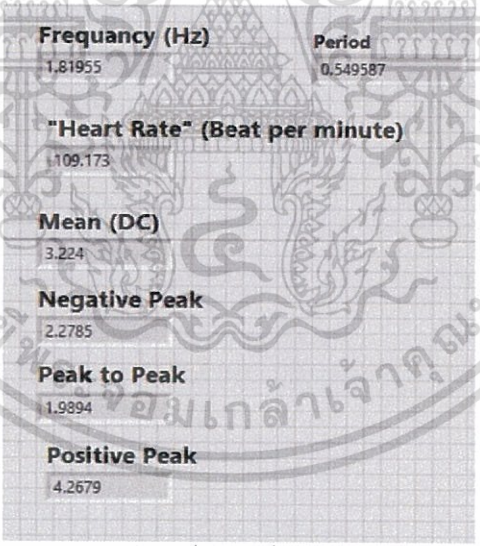
รูปที่ 4.10 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



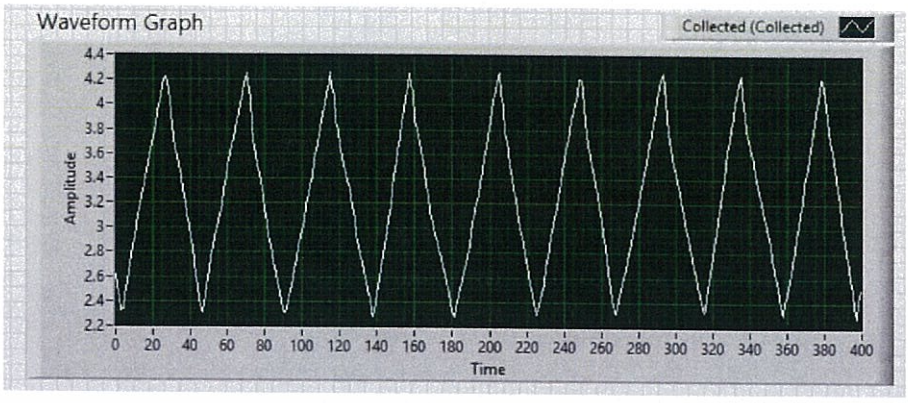
รูปที่ 4.11 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz

- สัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz
-



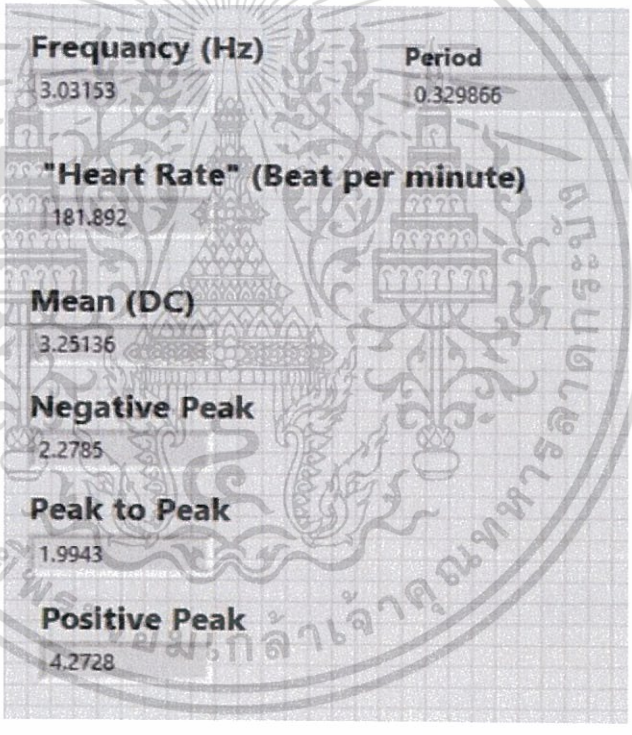
รูปที่ 4.12 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



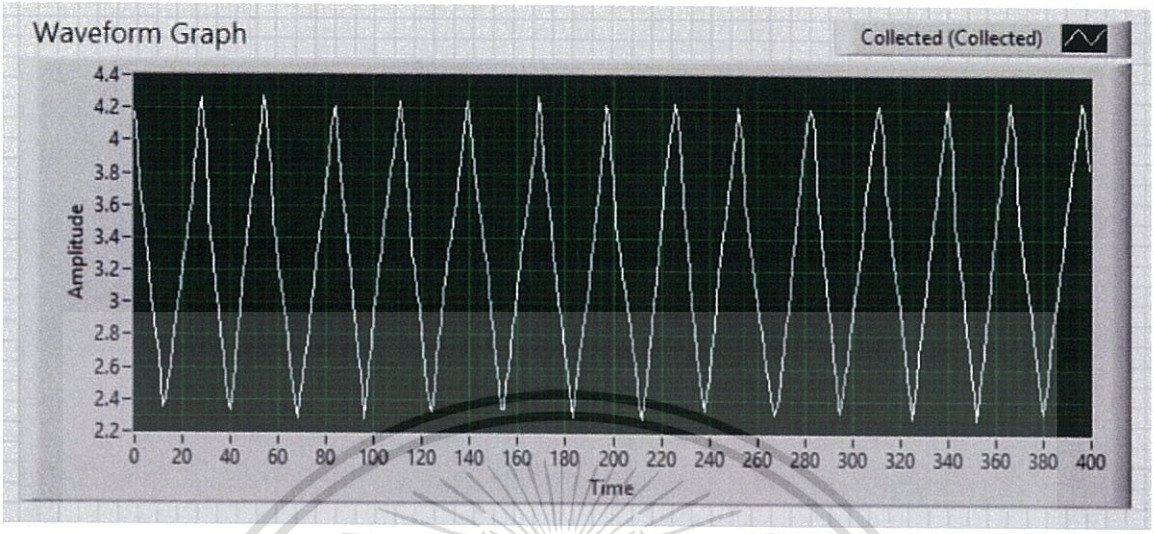
รูปที่ 4.13 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz

- ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz



รูปที่ 4.14 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.15 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz

และเนื่องจากในการทดลองมีความคลาดเคลื่อนจึงเกิดช่วงของค่าความถี่ เราจึงทำการหาค่า Max และ Min ในแต่ละความถี่ ดังตารางที่ 4.1

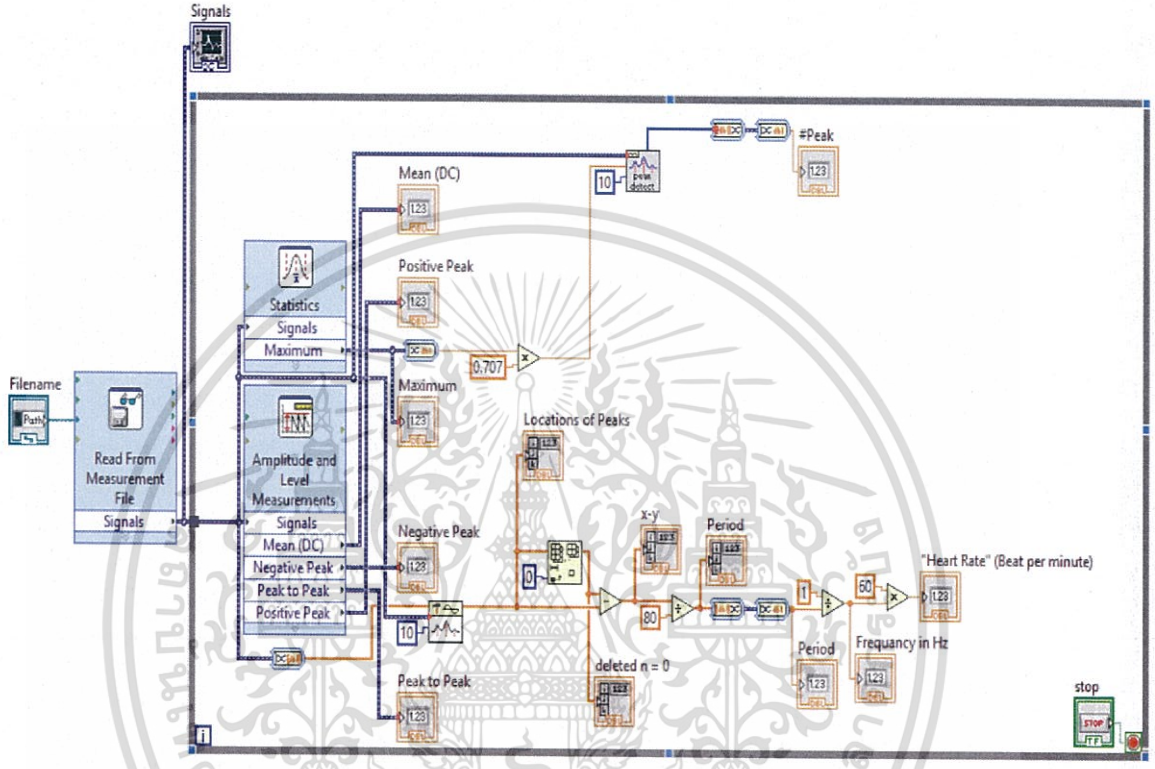
ตารางที่ 4.1 ค่า Max, Min และความคลาดเคลื่อนในแต่ละความถี่

ประเภทสัญญาณ	ความถี่ (HZ)	ช่วงความถี่ที่ได้จากการทดลอง (Hz)		ความคลาดเคลื่อน (%)	
		Min.	Max.	Min.	Max.
Sine Wave	1	0.98	1.14	2	14
	1.5	1.42	1.71	5.33	14
	2	1.87	2.28	6.5	14
	2.5	2.41	2.82	3.6	12.8
	3	2.87	3.54	4.33	18
Sawtooth Wave	1	0.82	0.98	18	2
	1.5	1.31	1.53	12.67	2
	2	1.67	2.11	16.5	5.5
	2.5	2.08	2.78	16.8	8.8
	3	2.74	3.22	8.67	7.33

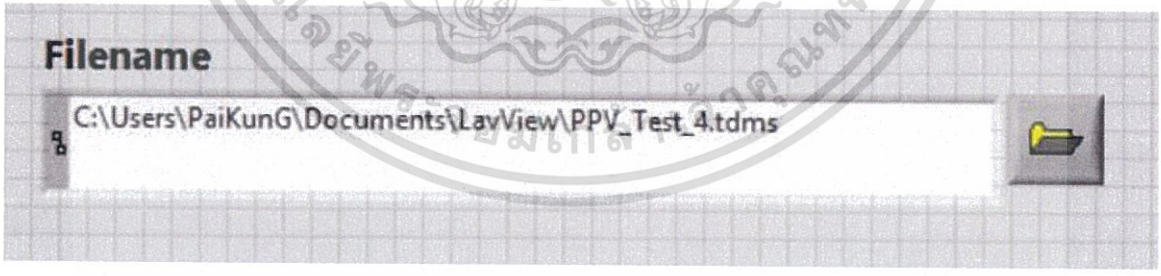
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การทดลองโดยใช้สัญญาณจำลองที่บันทึกไว้

1. นำสัญญาณที่บันทึกไว้มาทำการประมวลผลหาค่า Heart beat per minute, Peak to peak, Diastolic, Systolic และ MAP(Mean Arterial Pressure)



รูปที่ 4.16 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อทำการประมวลผลหาค่าต่างๆ

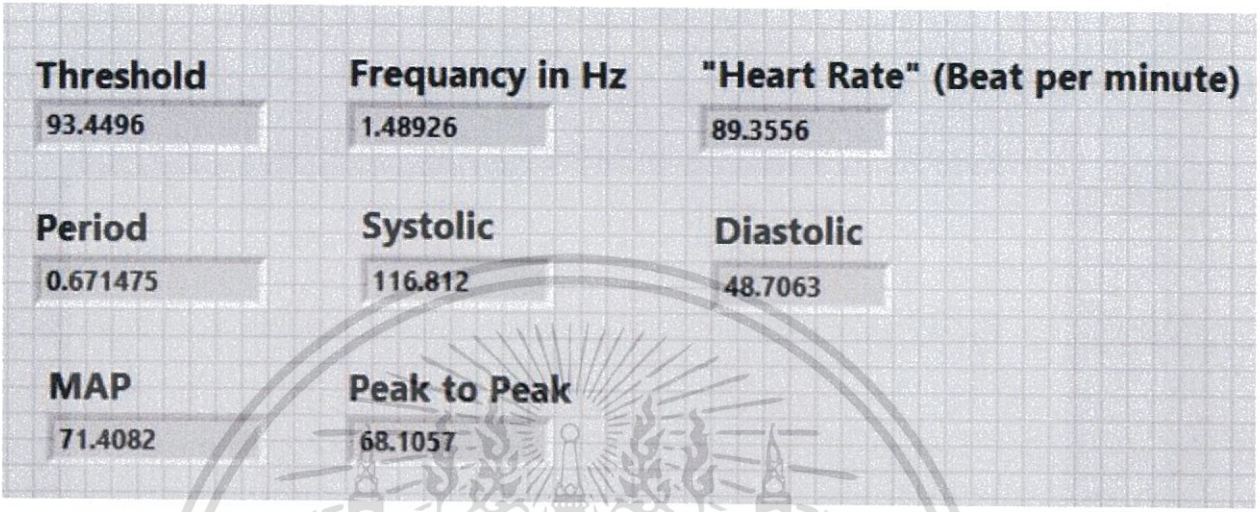


รูปที่ 4.17 หน้าต่างการทำงานเพื่อนำสัญญาณจำลองเข้ามาทำการประมวลผล

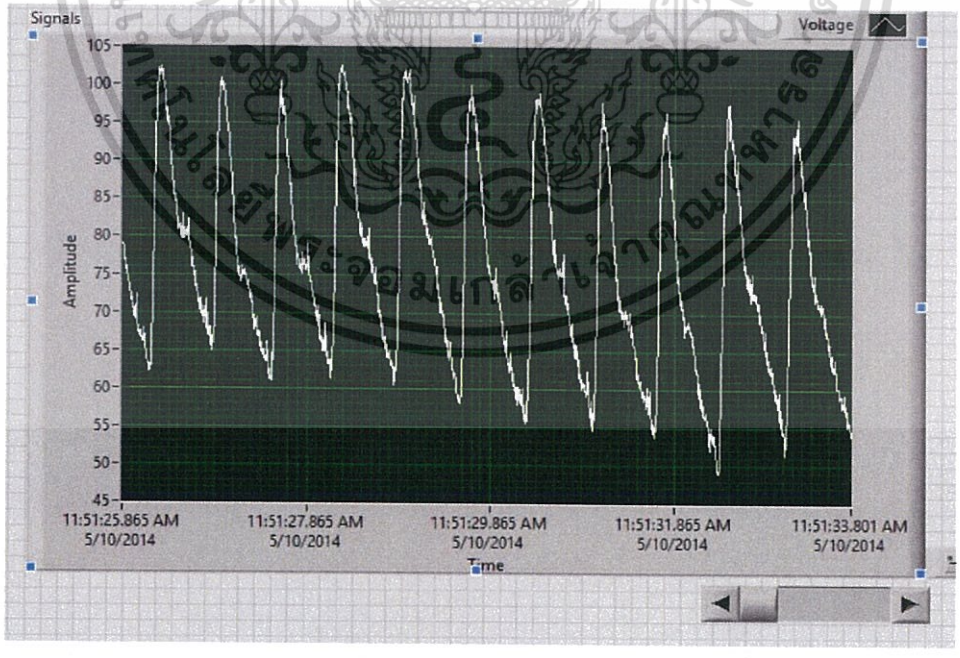
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลอง

จากการทดลองพบว่าเราจะได้ค่าต่างๆดังนี้



รูปที่ 4.18 ค่าของสัญญาณจำลองที่ผ่านการประมวลผลแล้ว



รูปที่ 4.19 รูปคลื่นของสัญญาณที่นำมาทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การทดลองโดยใช้ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน (FSR)

1. นำ FSR ที่นำมาทำเป็นสายรัดข้อมือมารัดบริเวณข้อมือ พร้อมทั้งนำจุดที่มี FSR ให้อยู่ตรงเส้นเลือดที่ข้อมือซึ่งเราจะทำการวัด

รูปที่ 4.20 การใช้งานสายรัดข้อมือ FSR (1)

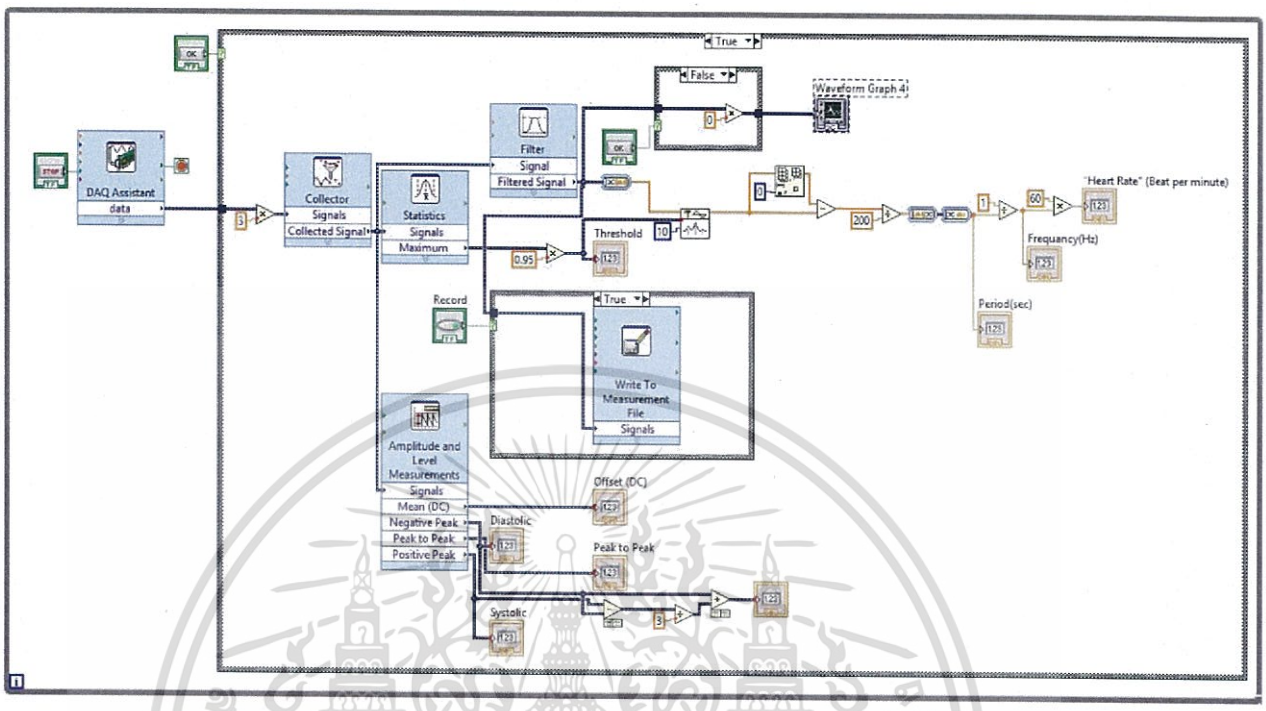
2. จากนั้นออกแรงกดเบาๆ

รูปที่ 4.21 การใช้งานสายรัดข้อมือ FSR (2)

3. ผ่านการขยายสัญญาณและผ่าน DAQ Card NI USB-6009 เพื่อเปลี่ยนจากสัญญาณอนาลอกให้เป็นดิจิตอล

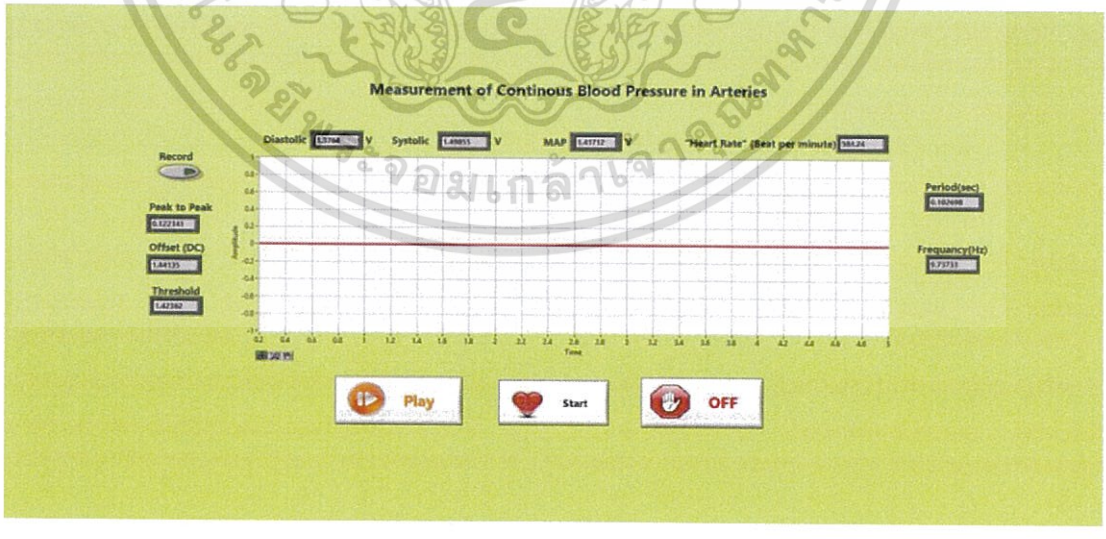
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. เข้าสู่การประมวลผลโดยซอฟแวร์ผ่านคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม LABVIEW®



รูปที่ 4.22 รายละเอียดการทำงานของโปรแกรมเพื่อประมวลผลค่าและแสดงรูปคลื่นสัญญาณ

ผลการทดลอง

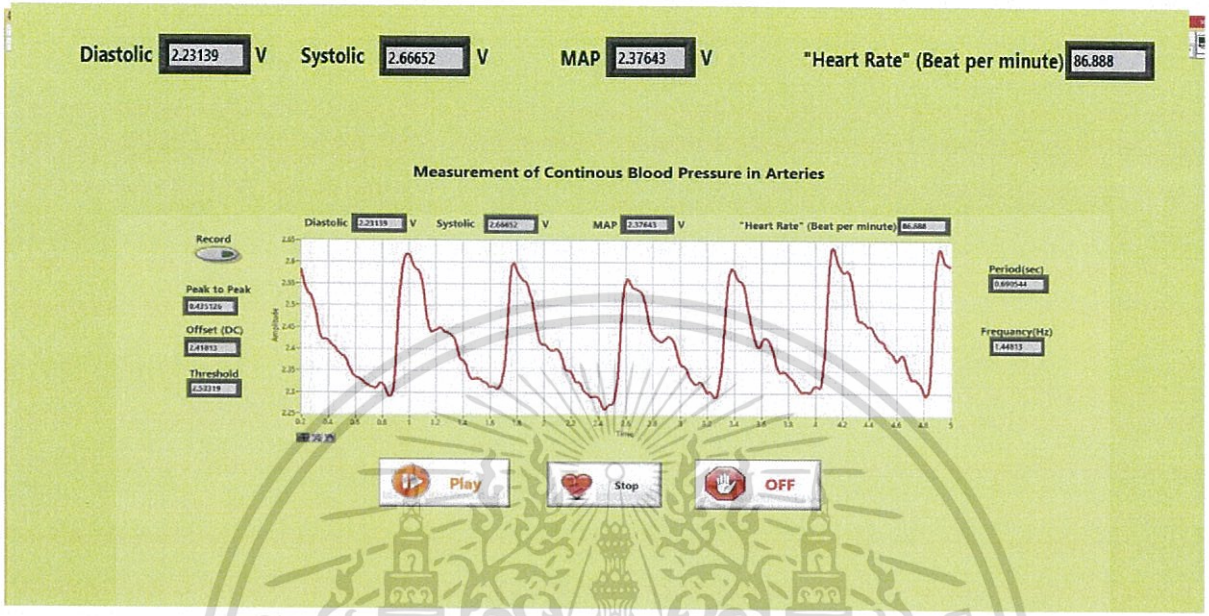


รูปที่ 4.23 หน้าต่างการทำงานเพื่อแสดงผลของซอฟแวร์

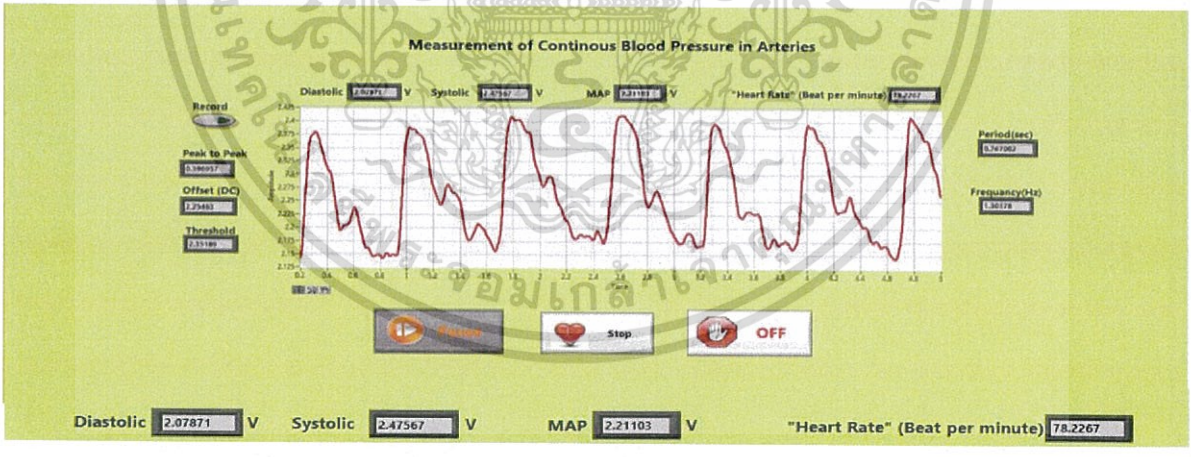
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลอง

จากการทดลองเราจะพบว่าได้ค่าต่างๆดังนี้



รูปที่ 4.24 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆพร้อมทั้งแสดงรูปคลื่นสัญญาณของหัวใจ



รูปที่ 4.25 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆพร้อมทั้งแสดงรูปคลื่นสัญญาณของหัวใจ (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

โครงงานนี้มุ่งเน้นการพัฒนาระบบการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกรานและสามารถแสดงรูปคลื่นของพัลส์ความดันที่ตำแหน่งข้อมืออย่างต่อเนื่อง ซึ่งมีการออกแบบโดยใช้ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน (Force Sensor Resistor) มาติดกับสายรัดแล้วพันเป็นสายรัดข้อมือเพื่อให้ FSR อยู่ติดกับเส้นเลือดที่ข้อมือมากที่สุด จากนั้นแปลงค่าแรงดันให้เป็นสัญญาณดิจิตอลผ่านตัวแปลงเข้าสู่คอมพิวเตอร์แล้วจึงนำสัญญาณที่วัดได้ไปวัดวิเคราะห์หาค่าการเปลี่ยนแปลงต่างๆ เช่น การเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันซิสโตลิค ไดแอสโตลิค และค่าเฉลี่ย ผ่านทางโปรแกรม LABVIEW®

ส่วนการทดสอบนั้นได้มีการใช้ Function Generator สร้างสัญญาณ Sine wave และ Sawtooth wave ที่ความถี่ต่างๆ เพื่อทดสอบการทำงานของระบบเพื่อคำนวณค่าต่างๆ เช่น ความดันซิสโตลิค ไดแอสโตลิค และค่าเฉลี่ย รวมทั้งการแสดงผลของรูปคลื่นสัญญาณและการหาค่าความคลาดเคลื่อนของค่าความถี่ ในการทดลองต่อมาได้ใช้สัญญาณจำลองคลื่นสัญญาณหัวใจที่บันทึกไว้แล้วทำการคำนวณค่าและการแสดงผลของรูปคลื่นสัญญาณอีกครั้ง และในการทดลองสุดท้ายจึงนำ FSR ที่ต่อเข้ากับวงจรขยายสัญญาณแล้วนำสัญญาณที่ได้มาประมวลผลในซอฟแวร์เพื่อหาค่าต่างๆ และรูปคลื่นสัญญาณการเต้นของหัวใจ

5.2 วิจารณ์และข้อเสนอแนะ

ระบบการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือตามหลักการของกดทับเส้นเลือดโดยใช้สายรัดข้อมือกดรัดบนเส้นเลือดนั้น ถึงแม้จะมีผลิตจำหน่ายจากต่างประเทศ (ในราคาสูง) แต่หลักการและเทคนิคที่ใช้ไม่ปรากฏชัดเจนในวรรณกรรม จึงสามารถกล่าวได้ว่าเป็นการใช้องค์ความรู้ที่มีอยู่สร้างองค์ความรู้ใหม่ขึ้นมา เมื่อพบว่าระบบที่ออกแบบขึ้นมานั้น สามารถวัดสัญญาณความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องพร้อมทั้งวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณต่างๆได้ อย่างไรก็ตามในการออกแบบและการวัดอุปกรณ์นั้นได้พบปัญหาต่างๆดังนี้

5.2.1 ในการวัดความดันจำเป็นต้องอาศัยความชำนาญของผู้วัดในการหาตำแหน่งหลอดเลือดบริเวณข้อมือที่เหมาะสม หากเลือกตำแหน่งไม่ดีอาจทำให้เกิดสัญญาณมีคลื่นรบกวน ลักษณะของสัญญาณผิดปกติ หรือมีขนาดเล็กจนไม่สามารถวัดได้

5.2.2 อุปกรณ์ที่ออกแบบอาจเกิดความเสียหายในกรณีที่ตก หรือตามระยะเวลาการใช้งานเนื่องจากสร้างมาจากวัสดุที่หาง่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.3 ซอฟแวร์ที่แสดงผลนั้นได้ถูกทดสอบและใช้งานบนระบบปฏิบัติการ Window 8.1 64 bit คุณสมบัติของคอมพิวเตอร์ควรมี CPU มากกว่า 2 GHz RAM ไม่ต่ำกว่า 2 GB และอาจเกิดปัญหาได้กับระบบปฏิบัติการอื่นๆ

5.2.4 เมื่อใช้บอร์ด Arduino มีอัตราการสุ่มต่ำจึงทำให้เมื่อทำการวัดในย่านที่มีความถี่สูงขึ้นเรื่อยๆจะทำให้รูปคลื่นสัญญาณเพี้ยน จึงได้เปลี่ยนมาใช้ DAQ Card NI USB-6009

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

1. นายทวี ดำสุขและนายปริญญา เมฆถาวรสวัสดิ์. เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิตอล. ปริญญานิพนธ์วิศวกรรม
ศาสตรบัณฑิต. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2544.

2. ชลลิธา อริยะดำรงค์ขวัญ. การพัฒนาระบบการวัดและการวิเคราะห์ความดันดลหิตและความแปรปรวนของ
ความดันโลหิต. ปริญญานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2558.

3. Force Sensor, ค้นเมื่อวันที่ 6 สิงหาคม 2558 จาก
http://hobby-experiment.blogspot.com/2014/09/force-sensor.html?m=1

4. LM358 Datasheet, ค้นเมื่อวันที่ 5 มกราคม 2559 จาก
http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/17967/PHILIPS/LM358.html

5. DAQ, ค้นเมื่อวันที่ 1 เมษายน 2559 จาก
http://embeddedcontrol.blogspot.com/2012/08/daq-system.html

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้