

การพัฒนาระบบประเมินผลความไวบาโรรีเฟกซ์

DEVELOPMENT OF A SYSTEM FOR BAROREFLEX SENSITIVITY ASSESSMENT



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2561

KMITL-2018-EN-M-040-073

การพัฒนาระบบประเมินผลความไวบาโรรีเฟล็กซ์

DEVELOPMENT OF A SYSTEM FOR BAROREFLEX SENSITIVITY ASSESSMENT



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2561

KMITL-2018-EN-M-040-073

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DEVELOPMENT OF A SYSTEM FOR BAROREFLEX SENSITIVITY ASSESSMENT



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2018
KMITL-2015-EN-M-040-073

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2018




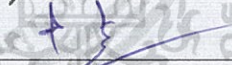
FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การพัฒนาระบบประเมินผลความไวบาโรรีเฟกซ์
Thesis Title Development of System for Baroreflex Sensitivity Assessment
นักศึกษา นายพงศธร วังพิลา
รหัสประจำตัว 57601179
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ดร.สุรเดช ตริไตรลักษณ์
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2018-EN-M-040-073

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.มนัส	สังวรศิลป์	
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิณฑวิรุจน์	
รศ.ดร.สมศักดิ์	ชุมช่วย	
ดร.สุรเดช	ตริไตรลักษณ์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 11 มิถุนายน พ.ศ. 2561 เวลา 13.00-15.00 น.
สถานที่สอบ ณ ห้องประชุม 4 ชั้น 5 อาคาร A

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 11 มิถุนายน พ.ศ. 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบประเมินผลความไวบาโรรีเฟกซ์
นักศึกษา	นายพงศธร วังพิลา
รหัสประจำตัว	57601179
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2561
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์(ร่วม)	ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

การเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญในการประเมินสุขภาพเบื้องต้น เนื่องจากเป็นค่าที่สามารถบ่งชี้ได้ถึงสุขภาพและการวินิจฉัยโรค ซึ่งกลไกในการควบคุมการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตแบบเฉียบพลัน เรียกว่าบาโรรีเฟกซ์ โดยการควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจ การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจและแรงต้านทานส่วนปลาย ซึ่งตัวชี้วัดการควบคุมการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิตเรียกว่า ค่าดัชนีความไวของบาโรรีเฟกซ์ ทำให้ค่าความไวของบาโรรีเฟกซ์มีประโยชน์ในการประเมินการเพิ่มและรุนแรงของอาการที่เกี่ยวข้องกับโรคหัวใจและหลอดเลือดในมนุษย์ การประเมินค่าบาโรรีเฟกซ์นั้นจะต้องนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจ จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องมาผ่านกระบวนการวิเคราะห์และประเมินในรูปแบบต่างๆ ในปัจจุบันการตรวจวัดความดันโลหิตได้แบ่งเป็นการวัดทางตรงและทางอ้อม ซึ่งการตรวจวัดความดันโลหิตแบบทางตรงจะต้องวัดโดยการสอดใส่อุปกรณ์เข้าไปในเส้นเลือดโดยตรง ดังนั้นการวัดแบบนี้จึงถูกใช้ในการผ่าตัดใหญ่ ส่วนการวัดแบบทางอ้อมในปัจจุบันจะใช้เครื่องมือที่เรียกว่า Sphygmomanometer ในการวัด โดยจะสวมผ้าพันแขนและบีบลูกยางอัดอากาศเข้าไปภายใน แล้วอ่านค่าความดันจากสเกลของมิเตอร์ เป็นวิธีที่สะดวกและปลอดภัย แต่ข้อเสียคือไม่สามารถวัดความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่อง ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบระบบวัดความดันโลหิตทางอ้อม โดยใช้หลักการของโทโนเมตรีและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แล้วนำข้อมูลมาวิเคราะห์หาการเปลี่ยนแปลงของบาโรรีเฟกซ์ โดยเริ่มจากการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรีซึ่งจะใช้สายรัดที่บริเวณข้อมือ ร่วมกับเซ็นเซอร์วัดแรงกด(FSR)กดทับที่เส้นเลือดแดงบริเวณข้อมือ อีกทั้งออกแบบระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะวัดแบบแบบ 1 ลีด จากนั้นนำสัญญาณที่ได้รับจากทรานสดิวเซอร์ไปผ่านวงจรขยายสัญญาณจึงได้สัญญาณเอาต์พุตออกมาเป็นสัญญาณอนาล็อก และเลือกใช้ DAQ Card NI-6009 ที่ภายในมีกระบวนการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลที่มีประสิทธิภาพสูงและยังสามารถเชื่อมโยงกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลได้อย่างต่อเนื่อง รวมไปถึงการบันทึกข้อมูลแล้วนำมาวิเคราะห์ค่าดัชนีการเปลี่ยนแปลงของบาโรรีเฟกซ์ในภายหลังได้

การออกแบบโปรแกรมที่สามารถแสดงผลได้อย่างต่อเนื่องและบันทึกผลเพื่อจะนำมาวิเคราะห์ภายหลังได้ โดยเริ่มจากการทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ ภายใต้การควบคุมการหายใจจากผู้เชี่ยวชาญของมหาวิทยาลัยมหิดล ซึ่งแบ่งการหายใจออกเป็น 3 ช่วง ช่วงแรกหายใจปกติประมาณ 2 นาที ช่วงที่สองให้กลั้นหายใจประมาณ 10 วินาที และช่วงที่สามให้กลับมาหายใจตามปกติ มีอาสาสมัครที่ทำการทดสอบจำนวน 9 คน มีช่วงอายุ 21-37 ปี โดยเริ่มจากการทดสอบระบบ

กับอาสาสมัครคนที่1 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 15.09 ± 0.81 ms/mmHg อาสาสมัครคนที่2 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 19.4 ± 0.82 ms/mmHg อาสาสมัครคนที่3 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 8.04 ± 1.97 ms/mmHg อาสาสมัครคนที่4 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 15.36 ± 2.79 ms/mmHg อาสาสมัครคนที่5 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 1.12 ± 0.06 ms/mmHg อาสาสมัครคนที่6 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 9.82 ± 0.16 ms/mmHg อาสาสมัครคนที่7 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 4.81 ± 1.65 ms/mmHg อาสาสมัครคนที่8 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 1.17 ± 0.11 ms/mmHg และอาสาสมัครคนที่9 พบว่าการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเท่ากับ 2.68 ± 0.55 ms/mmHg ซึ่งแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้ออกแบบมาสามารถวัดและบันทึกผล รวมไปถึงนำข้อมูลมาวิเคราะห์หาค่าบาโรรีเฟกซ์ได้ในภายหลัง



Thesis	Development of a System for Baroreflex sensitivity Assessment.
Student	Mr. Pongsathorn Wungpila
Student ID.	57601179
Degree	Master of Engineering
Program	Electronics Engineering
Year	2018
Thesis Advisor	Dr. Suradej Tretriluxana
Thesis Co-Advisor	Asst. Prof. Dr. Kitiphon ChitsaKul

ABSTRACT

The changes in blood pressure are an important factor in the primary health assessment because this is a value that can indicate health and diagnosis. Which a mechanism for the control of acute blood pressure changes is called Baroreflex. By controlling the heartbeat, compression of cardiac muscle and Peripheral nerves the change control indicators in blood pressure is called baroreflex sensitivity. Thus the Baroreflex sensitivity is useful in assessing the severity of cardiovascular events in humans. The valuation of Baroreflex will require a heart rate from Electrocardiogram and Measuring blood pressure continued through analysis and evaluation of various forms. Nowadays, blood pressure measurement is divided into invasive and Non-invasive which the invasive Blood Pressure must be measured by implanting equipment into the vein directly. So, this measuring was used in the major surgery and Non-invasive Blood Pressure will be use the equipment that called Sphygmomanometer. It will wear a strap sleeve and squeeze a rubber ball for compress the air inside, then read the pressure from the scale of the meter. So, it is the method that safe and secure but the downside is that blood pressure cannot be measured continuously. In this thesis presents the design of Non-invasive blood pressure measurement system by using the principle of Tonometry and Electrocardiogram measuring system, then analyze the data for finding a change of Baroreflex. Starting from the transducer design, measure blood pressure according to the principle of Tonometry which will be used a strap sleeve together with (Force Sensitive Resistor : FSR) press against the veins. It also designs Electrocardiogram measuring system for 1-lead measure. After that, taken the signals go through the amplifier then have the output signals is an analog. DAQ Card NI-6009 was used to convert analog signals to digital that have highly efficient and can also be connected with computer programs. For continuous display. Including recording data then analyzed finding the change index value of Baroreflex in later.

The program design can be continuously displayed and recorded for later analysis, starting with regular healthy volunteers. Under respiratory control from the experts of Mahidol University. Breathing is divided into 3 periods, the first breath usually about 2 minutes, the second period to hold for about 10 seconds and the third period to return to

normal breathing. There were 9 tested volunteers aged 21-37 years. The first systematic experiment was conducted with volunteers. The change in blood pressure was 15.09 ± 0.81 ms / mmHg. The change in blood pressure was 19.4 ± 0.82 ms / mmHg. The variability of blood pressure was 8.04 ± 1.97 ms / mmHg. The change in blood pressure was 15.36 ± 2.79 ms / mmHg. The change in blood pressure was 1.12 ± 0.06 ms / mmHg. The change in blood pressure was 9.82 ± 0.16 ms / mmHg. The change in blood pressure was 4.81 ± 1.65 ms / mmHg. The changes in blood pressure were 1.17 ± 0.11 ms / mmHg and 9 subjects. The change in blood pressure was 2.68 ± 0.55 ms / mmHg, indicating that the system was designed to measure and record the results. The data can be analyzed later in the Baroreflex Sensitivity.



กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำต่างๆ รวมถึงเครื่องมือ อุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในการทำงานวิจัย รวมถึงคอยช่วยตรวจแก้วิทยานิพนธ์เล่มนี้จนวิทยานิพนธ์ของข้าพเจ้าเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ ที่ได้ให้คำปรึกษา ความรู้ คำแนะนำ ทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จได้อย่างดี

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.ชูลี โจนส์ หัวหน้าสายวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้คำปรึกษา แนวทางการทำงานวิจัย และความรู้ต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการวัดความดันโลหิตรวมทั้งการประเมินค่าสัญญาณความดันโลหิตที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทอัตโนมัติ

ขอขอบพระคุณ นนทนต์ สถาพร จากสายวิชาวิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้คำปรึกษา แนวทางการในทดสอบการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ รวมทั้งอาสาสมัครทุกคนทั้งในและนอกห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (BMCL Lab) ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกคน รวมถึงเพื่อนๆ พี่ๆ นอกสถาบันที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ รวมถึงกำลังใจที่ให้เสมอมา

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ช่วยสนับสนุนด้านค่าใช้จ่าย ให้คำแนะนำและให้กำลังใจ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จคล่องด้วยดี สำหรับคุณค่าความดีอันใดและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

พงศธร วังพิลา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	III
กิตติกรรมประกาศ.....	V
สารบัญ.....	VI
สารบัญตาราง.....	IX
สารบัญรูป.....	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	3
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....	4
2.1 การทำงานของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.2 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.3 ความดันโลหิต.....	6
2.3.1 ทฤษฎีของการแปลงฟูริเยร์ช่วงเวลาสั้น.....	7
2.3.2 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต.....	8
2.3.3 โทโนเมตรี (Applanation Tonometry).....	8
2.3.4 เครื่องจาลองสัญญาณความดันโลหิต.....	9
2.3.5 บาโรรีเฟล็กซ์ (Baroreflex).....	11
2.4 เซนเซอร์ที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต.....	13
2.4.1 อิเล็กโทรด : ขั้วไฟฟ้าวัดศักย์ไฟฟ้าจากหัวใจ.....	13
2.4.2 เซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงกดแบบตัวต้านทาน (Force Sensor Resistor : FSR) ..	14
2.5 วงจรกรองความถี่ วงจรขยายแบบกลับเฟส และวงจรขยายอินสตรูเมนต์ขั้น.....	16
2.5.1 วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟเบื้องต้น (Fundamentals of Active Filters) 16	

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.5.2 วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)	24
2.5.3 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)	25
2.6 โปรแกรม LabVIEW	27
2.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	29
2.7.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน	29
บทที่ 3 การออกแบบระบบวัดความดันแบบต่อเนื่องและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	31
3.1 โครงสร้างของระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าแบบต่อเนื่อง	31
3.2 เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน(Sensor)	31
3.2.1 เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันโลหิตแบบต่อเนื่อง	32
3.2.2 อิเล็กโทรดตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	32
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์.....	33
3.3.1 แนวคิดการออกแบบวงจรวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง	33
3.3.2 แนวคิดในการออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด	37
3.3.3 DAQ Card NI USB-6009	44
3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์	45
3.4.1 โปรแกรม LABVIEW®	45
3.5 สรุป	48
บทที่ 4 การทดสอบระบบและผลการทดสอบ	50
4.1 การทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ FSR	50
4.1.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR	51
4.2 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต.....	51
4.2.1 การทดสอบวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)	51
4.2.2 การทดสอบแหล่งจ่ายกระแส (Current Source)	52
4.3 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	54
4.3.1 การทดสอบวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier).....	54
4.3.2 การทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านและความถี่สูงผ่าน	55
4.3.3 การทดสอบออปโตไอโซเลเตอร์.....	56

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.4 ภาพรวมของระบบทั้งหมด.....	58
4.5 การทดสอบซอฟต์แวร์ของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวัดความดันโลหิต.....	59
4.5.1 การทดลองโดยใช้ Function Generator แบบ Real-time.....	59
4.5.2 การทดลองระบบซอฟต์แวร์ที่ได้ออกแบบไว้กับเครื่องจำลองสัญญาณ.....	67
4.6 การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ.....	69
4.6.1 ทดสอบระบบกับอาสาสมัคร.....	69
4.6.2 สัญญาณของความดันโลหิตและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	70
4.6.3 การทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์ Baroreflex Sensitivity (BRS).....	76
4.7 สรุป.....	80
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ.....	81
5.1 บทสรุป.....	81
5.2 ข้อเสนอแนะและวิจารณ์ผลการทดลอง.....	82
เอกสารอ้างอิง.....	83
ภาคผนวก.....	85
ภาคผนวก ก ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์.....	86
ประวัติผู้เขียน.....	90

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ความสามารถของเซ็นเซอร์ FSR.....	31
3.2 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM334	33
3.3 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM358	35
3.4 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ LM358	35
3.5 รายละเอียดของไอซีเบอร์ INA128	35
3.6 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ INA128.....	38
3.7 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TL074.....	40
3.8 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ TL074	40
3.9 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TLP521-2.....	43
3.10 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ TLP521-2.....	43
3.11 คุณสมบัติของ NI-6009	44
4.1 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้องกันความดันตั้งแต่ 20 ถึง 300 มิลลิเมตรปรอท.....	50
4.2 ค่า Max , Min และค่าเฉลี่ยในแต่ละความถี่	66
4.3 ข้อมูลเบื้องต้นของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 9 คน	70
4.4 ค่า BRS ของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 9 คน	78

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ.....	4
2.2	ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	5
2.3	ลักษณะของความดันโลหิต ก.) ความดันซิสโตลิก ข.) ความดันไดแอสโตลิก.....	6
2.4	รูปคลื่นทั่วไปของความดันโลหิต.....	6
2.5	วิธีการวัดความดันโลหิตทางตรง (Invasive blood pressure).....	7
2.6	วิธีการวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Non-Invasive blood pressure).....	8
2.7	ลักษณะการวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนโมตรี.....	9
2.8	องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน.....	9
2.9	การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงกำหนดค่าความดันต่ำสุดหรือความดันไดแอสโตลิก.....	10
2.10	การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงที่ลูกเบี้ยวกดทับต่ออย่างทำให้เกิดความดันสูงสุดหรือความดันซิสโตลิก.....	11
2.11	Sequence Method diagram.....	12
2.12	Spectral Method diagram.....	13
2.13	อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type Surface electrode).....	13
2.14	อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type Surface electrode).....	14
2.15	โครงสร้างตัวตรวจจับแรงกดและขนาดจริงของตัวตรวจจับแรงกด.....	15
2.16	การทำงานของตัวตรวจจับแรงกด.....	15
2.17	วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรแต่ละชนิด (ก) วงจรทดสอบวงจรกรองความถี่ (ข) การทำงานของวงจร LPF (ค) การทำงานของวงจร HPF (ง) การทำงานของวงจร BPF (จ) การทำงานของวงจร BEF.....	17
2.18	การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ที่ลำดับต่างๆ (ก) อันดับที่ 1 (First order) (ข) อันดับที่ 2 (Second order) (ค) อันดับที่ 3 (Third order).....	18
2.19	วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำอันดับต่างๆ และกราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ (dB).....	19
2.20	วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงอันดับต่างๆ และกราฟแสดงผลการตอบสนองต่ออัตราขยายเชิงความถี่.....	21
2.21	การตอบสนองความถี่ของวงจร BPF.....	22
2.22	วงจรกรองแถบความถี่ (BPF).....	23
2.23	วงจรตัดแถบความถี่ที่สร้างจาก BPF และวงจรบวกสัญญาณ.....	24
2.24	กราฟสัญญาณของวงจรขยายแบบกลับเฟส ก. สัญญาณอินพุตของวงจรขยายแบบกลับเฟส ข. สัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายแบบกลับเฟส.....	24
2.25	วงจรขยายแบบกลับเฟส.....	25

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.26	วงจรรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier) พิจารณา IC3 (เรียกว่า Differential Amplifier) 25
2.27	สัญลักษณ์โปรแกรม LabVIEW 28
2.28	DAQ Card รุ่น NI USB-6009 29
2.29	อุปกรณ์การวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง 30
2.30	อุปกรณ์การวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องโดยใช้อุลตราซาวด์ 30
3.1	ระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าแบบต่อเนื่อง 30
3.2	โครงสร้างและขนาดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน (ก.) การออกแบบ ข.) ต้นแบบเซ็นเซอร์ ตรวจจับแรงดันซึ่งสร้างตามการออกแบบ 31
3.3	ลักษณะของอิเล็กทรอนิกส์และตำแหน่งการติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์ 32
3.4	ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM334 32
3.5	วงจรรภายในของ LM334 33
3.6	วงจรรแหล่งจ่ายกระแส โดยกำหนดกระแสโดยตัวต้านทานภายนอก RSET 33
3.7	ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM358 34
3.8	วงจรรภายในของไอซีเบอร์ LM358 35
3.9	วงจรรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) 36
3.10	วงจรรขับเซ็นเซอร์จาก LM334 และขยายสัญญาณจาก LM358 37
3.11	ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ INA128 37
3.12	วงจรรสมมูลของไอซีเบอร์ INA128 38
3.13	ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TL074 39
3.14	วงจรรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter ,LPF) 40
3.15	วงจรรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter ,HPF) 42
3.16	ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TLP521-2 43
3.17	วงจรรอปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-isolator) 44
3.18	ตำแหน่งช่องรับสัญญาณอินพุตและโครงสร้างภายนอกของ DAQ Card NI USB-6009 44
3.19	การรับค่าข้อมูลของผู้ตรวจวัด 45
3.20	การแสดงผลข้อมูลของการวัด 45

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
321	การบันทึกข้อมูลของการวัด	46
3.22	แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์ของการวัดสัญญาณความดันโลหิตและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	47
3.23	หน้าตาการทำงานจากระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต	48
4.1	การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR	49
4.2	ผลการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่กดบนเซ็นเซอร์กับแรงดันไฟฟ้า	50
4.3	ผลการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่กดบนเซ็นเซอร์กับแรงดันไฟฟ้า	51
4.4	สัญญาณอินพุตและเอาต์พุตวงจรรขยายแบบกลับเฟส	51
4.5	แหล่งจ่ายกระแสที่ออกแบบไว้	52
4.6	วัดค่ากระแสเอาต์พุตของแหล่งจ่ายกระแส	52
4.7	วงจรรขยายสัญญาณจากระบบวัดความดันโลหิต	53
4.8	วงจรรขยายอินสตรูเมนต์ขั้นที่ออกแบบไว้	54
4.9	สัญญาณของวงจรรขยายอินสตรูเมนต์ขั้น (ก.) สัญญาณอินพุต (ข.) สัญญาณเอาต์พุต	54
4.10	วงจรรองแถบความถี่ (Band pass filter) ที่ออกแบบไว้	55
4.11	ผลตอบสนองความถี่ของวงจรรองความถี่สูงและต่ำ	56
4.12	ออปโตไดโอดที่ออกแบบไว้	56
4.13	ผลการทดสอบของออปโตไดโอด (ก.) การต่อวงจรออปโตไดโอด (ข.) สัญญาณเอาต์พุตของวงจรออปโตไดโอด	57
4.14	วงจรรขยายสัญญาณจากระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	58
4.15	ภาพรวมของระบบ	58
4.16	รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อหาสัญญาณอินพุตเข้าไปยัง Collector	59
4.17	รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อหาค่าจาก Amplitude and level measurement	59
4.18	รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อคำนวณค่าต่างๆ	60
4.19	ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 1 Hz	60
4.20	รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1 Hz	61
4.21	ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 2 Hz	61
4.22	รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2 Hz	62
4.23	ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz	62
4.24	รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz	63
4.25	ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz	63

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.26	รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz 64
4.27	ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz 64
4.28	รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz 65
4.29	ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz 65
4.30	รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz 66
4.31	รายละเอียดการท างานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณความดันโลหิต 67
4.32	สัญญาณที่วัดได้จากเรื่องจาลองสัญญาณความดันโลหิต 67
4.33	ค่าพารามิเตอร์ที่ประมวลผลจากซอฟต์แวร์ 68
4.34	รายละเอียดการท างานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 68
4.35	สัญญาณที่วัดได้จากเรื่องจาลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่า Heart Rate 69
4.36	ตาแหน่งการวัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด 69
4.37	ขณะทาการวัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด 70
4.38	สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB 71
4.39	สัญญาณ ECG ในโปรแกรม MATLAB (ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ (R peak) 71
4.40	สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB (ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ (SBP) 72
4.41	วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) (ก.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ RR (ข.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ SBP (ค.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น (ง.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น 72
4.42	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 1 74
4.43	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 2 74
4.44	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 3 75
4.45	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 4 75
4.46	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 5 76
4.47	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 6 76
4.48	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 7 77
4.49	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 8 77
4.50	ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 9 78

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

บาโรรีเฟกซ์ (Baroreflex) เป็นกลไกในการควบคุมการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตแบบเฉียบพลัน โดยการควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจ การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ และแรงต้านทานส่วนปลาย(peripheral resistance) ตัวชี้วัดการควบคุมการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิตจากอัตราการเต้นของหัวใจเรียกว่าค่าดัชนีความไวของบาโรรีเฟกซ์ (Baroreflex sensitivity: BRS) ความไวของของบาโรรีเฟกซ์มีประโยชน์ในการประเมินการเพิ่มขึ้นและรุนแรงของอาการซึ่งเกี่ยวข้องกับโรคหัวใจและหลอดเลือดในมนุษย์ [1] เช่น ความดันโลหิตสูง หัวใจล้มเหลว และที่สำคัญมากได้แก่สามารถนำมาประเมินความปกติ-ไม่ปกติของระบบประสาทอัตโนมัติ [2] การประเมินค่าบาโรรีเฟกซ์นั้นจะต้องนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง มาผ่านกระบวนการและวิเคราะห์และประเมินในรูปแบบต่าง ๆ

ปัญหาของการตรวจวัดความดันโลหิตที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบันคือ การวัดแบบทางอ้อม เช่น การวัดแบบ Auscultatory เป็นการวัดความดันโลหิตโดยฟังเสียงการไหลเวียนของเลือดผ่านหูฟัง ออสซิลโลเมตริกเป็นการวัดความดันโลหิตโดยใช้ผ้าพันแขนวัดการไหลเวียนของเลือดผ่านผนังหลอดเลือด การวัดความดันโลหิตลักษณะดังกล่าว ไม่สามารถนำมาใช้ในการประเมินค่า ความไวของของบาโรรีเฟกซ์ได้ เนื่องจาก ค่าความดันโลหิตที่วัดได้ไม่มีความต่อเนื่อง เนื่องจากในกระบวนการวัดต้องการขั้นตอนและเวลาประเมินผล ทำให้มีการพัฒนาการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและไม่รุกราน [3] [4] เพื่อนำมาใช้ในการประเมินความไวของของบาโรรีเฟกซ์และใช้ได้ผลดี แต่ยังคงใช้การวัดคลื่นไฟฟ้าจากอุปกรณ์วัดแบบสำเร็จรูป แยกจากการวัดความดันโลหิต ทำให้ต้องใช้การเคลื่อนย้ายและเปลี่ยนรูปแบบข้อมูลดิบของการวัดทั้งสองอย่างเพื่อการประเมินค่า ความไวของของบาโรรีเฟกซ์

ดังนั้นงานวิจัยนี้จะนำเสนอเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการวัดความดันโลหิตจะใช้เทคนิคการวัดแบบโทโนเมตริกซึ่งจะใช้สายรัดที่บริเวณข้อมือร่วมกับเซ็นเซอร์วัดแรงกด(FSR)กดทับเส้นเลือดบริเวณข้อมือ และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะวัดแบบ 1 ลีด ข้อดีของเทคนิคนี้คือ สามารถตรวจวัดได้ทั้งความดันโลหิตและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายในเครื่องเดียว และยังสามารถแสดงผลได้อย่างต่อเนื่อง รวมไปถึงการบันทึกข้อมูลแล้วนำมาวิเคราะห์ภายหลังได้สะดวกอีกด้วย

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 ออกแบบและสร้างทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง โดยใช้เทคนิคการวัดแบบ โทโนเมตรีซึ่งจะใช้สายรัดที่บริเวณข้อมือร่วมกับเซนเซอร์วัดแรงกด (FSR) และระบบประมวลผลสัญญาณความดันโลหิต

1.2.2 ออกแบบและสร้างวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) แบบ 1 ลีด และระบบประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.2.3 พัฒนาซอฟต์แวร์ในการประเมินค่าความไวของของบารรีเฟกซ์ (BRS)

1.2.4 ประเมินประสิทธิภาพของระบบทางเทคนิคและคลินิกในอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องได้ โดยใช้การกดบริเวณหลอดเลือดแดงอย่างคงที่ เมื่อใช้สายรัดข้อมือ กดเซ็นเซอร์แบบ FSR เบาๆ ด้วยแรงกดคงที่บนบริเวณผิวหนังเหนือเส้นเลือด จะมีการถ่ายโอนแรงดันไปที่ตัว เซ็นเซอร์และเปลี่ยนค่าความต้านทานไฟฟ้าของเซ็นเซอร์และเปลี่ยนเป็นค่าแรงดันไฟฟ้าสัมพันธ์กับความดันโลหิตในเส้นเลือดบริเวณข้อมือ ส่วนการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้หลักการซึ่งเป็นมาตรฐานคือดีอีเล็กโทรด ตัวนำทั้งหมด 3 จุด คือ หน้าอกซ้าย-ขวาและซีโครงล่างสุดด้านขวาแบบ Lead I ขยายขนาดสัญญาณไฟฟ้าให้ เหมาะสมกับการเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัล เข้าสู่คอมพิวเตอร์ประมวลผล การรวมการวัดทั้งสองเข้าด้วยกัน ไม่เกิดปัญหาใด ๆ ขึ้น

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

หลักการของโทโนเมตรีคือเมื่อมีแรงกดจากภายนอกไปกระทำกับเส้นเลือดแดงที่บริเวณข้อมือที่มีความ ยืดหยุ่น จะทำให้เกิดแรงดันสะท้อนกลับมายังบริเวณจุดที่ทำการกด เราจะทราบแรงดันสะท้อนนี้ได้จากการนำ Pressure transducer ไปติดตั้งจุดที่ทำการกด เมื่อนำมาประยุกต์กับหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือจะใช้สาย รัดเพื่อสร้างแรงกดและติดเซนเซอร์วัดแรงกด(FSR) กดทับบริเวณเส้นเลือดที่ข้อมือ การขยายตัวของหลอดเลือดตามจังหวะความดันโลหิตจะส่งแรงดันไปกระทบกับเซนเซอร์(FSR) ในทางกลับกันเมื่อเส้นเลือดแดงหดตัว ตามความดันภายในหลอดเลือด แรงดันที่ไปกระทบกับเซนเซอร์(FSR) จะมีขนาดแรงดันที่ลดลง ทำให้สามารถ ตรวจจับแรงดันที่หลอดเลือดแดงอย่างต่อเนื่องได้ ใช้หลักการของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด จะใช้ อิเล็กโทรดติดที่ร่างกาย 3 ตำแหน่ง คือ Right Arm(RA), Left Arm(LA), Right Leg(RL) ขยายแรงดันและ ขจัดสัญญาณรบกวนออกบางส่วนทำให้สามารถตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและใช้ในการประเมินอัตราการเต้นของหัวใจได้

1.5 ขอบเขตงานวิจัย

ออกแบบและสร้างวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง รวมถึงระบบประมวลผลสัญญาณเป็นค่าความไวของของบารรีเฟกซ์ แล้วนำมาทดสอบและประเมินผล สมรรถนะการใช้งานของระบบ เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในทางคลินิกกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ

1.6 ขั้นตอนในการศึกษา

ในการศึกษาจะเริ่มต้นจากการค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวัดความดันโลหิตในรูปแบบต่างๆ ที่มีทั้งการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม และการวัดความดันโลหิตแบบทางตรง การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบต่างๆ รวมไปถึงการศึกษาหลักการการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม โดยใช้หลักการวัดแบบโทโนเมตรี ที่จะนำมาใช้ออกแบบและใช้งานในงานวิจัยนี้ พร้อมทั้งออกแบบโปรแกรมเพื่อใช้ในการประมวลผลสัญญาณผ่านคอมพิวเตอร์ จากนั้นทำการทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของระบบจากการวัดจริง

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ผลการศึกษาและวิจัยได้นำมาเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้โดยทำการแบ่งเนื้อหาเป็นบทดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและขั้นตอนในการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงเนื้อหาเกี่ยวกับโครงสร้างและระบบที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย โดยแบ่งออกเป็นสัญญาณชีพ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับทรานสดิวเซอร์วัดความดันที่ทำการออกแบบ ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และทฤษฎีที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลของสัญญาณความดันกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือที่เรียกว่าการวิเคราะห์บาโรรีเฟกซ์(Baroreflex)

บทที่ 3 กล่าวถึงหลักการในการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องตามหลักของโทโนเมตรี และการออกแบบวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ 1 ลิต พร้อมทั้งกล่าวถึงรายละเอียดของเซ็นเซอร์ที่ใช้ในการออกแบบ

บทที่ 4 กล่าวถึงการทดสอบระบบโดยแบ่งออกเป็นการทดสอบความสามารถของเซ็นเซอร์บนทรานสดิวเซอร์ที่ได้ทำการออกแบบและการทดสอบความสามารถของวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และการทดสอบทางคลินิกโดยทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติในสภาวะปกติและนำผลมาวิเคราะห์บาโรรีเฟกซ์(Baroreflex)

บทที่ 5 กล่าวถึงบทสรุปและข้อเสนอแนะของวิทยานิพนธ์เล่มนี้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

ในบทนี้จะเป็นการนำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ได้แก่ทฤษฎีที่ใช้ในการออกแบบอุปกรณ์วัด ทั้งคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต การประเมินค่าความไวบาโรรีเฟกซ์เป็นต้น

2.1 การทำงานของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย [5] ทำหน้าที่ คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กมีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายในสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจ เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้ จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัว เกิดเป็นความดันสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้ กรณีหลังนี้ทำให้พิจารณาได้ว่าหัวใจเป็น ปัมแรงดันสูงในระบบหมุนเวียนโลหิตซึ่งเป็นระบบปิด



รูปที่ 2.1 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ [6]

2.1.1 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1. คลื่น P คือ คลื่นที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องบน (Atrial Depolarization)
 - รูปร่างกลมเรียบกว้างไม่เกิน 0.12 วินาที
 - ความสูงไม่เกิน 2.5 มม.
 - จะมี P wave 1 คลื่น ต่อ QRS complex 1 คลื่น
2. คลื่น QRS complex คือ คลื่นที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง
 - ปกติ 60 -100 ครั้ง/นาที จังหวะสม่ำเสมอ
 - ลักษณะคลื่นสูงแคบ 0.04 - 0.10 วินาที
 - ถ้ากว้างกว่า 0.12 แสดงว่ามีการผิดปกติ
 - Q Wave ลึกและกว้างแสดงถึงการตายของกล้ามเนื้อหัวใจ
3. คลื่น T คือ คลื่นที่เกิดจากระยะพักของหัวใจห้องล่าง
 - หัวตั้ง กลมเรียบ ใหญ่กว่า P Wave
 - หัวกลับในรายที่มีกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ขาด electrolyte

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ช่วง PR บอกถึงเวลาของการนำสัญญาณไฟฟ้า วัดได้จากคลื่น P จนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS

5. คลื่น Q เป็นคลื่นลบคลื่นแรกก็ตามหลังคลื่น P และช่วง P-R อาจจะมีหรือไม่มีก็ได้ และความสูงต้องน้อยกว่า $\frac{1}{3}$ ของความสูงของคลื่น R

6. คลื่น R เป็นคลื่นบวกคลื่นแรกก็ตามหลังคลื่น Q ในกรณีที่ไม่มีคลื่น Q จะพบว่าคลื่น R เป็นคลื่นบวกคลื่นแรกก็ตามหลังช่วง P-R

7. คลื่น S เป็นคลื่นลบคลื่นแรกก็ตามหลังคลื่น R คลื่น QRS

8. คลื่น S-T เป็นส่วนที่อยู่ระหว่างจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS และจุดเริ่มต้นของคลื่น T ระยะนี้จะไม่มีความแตกต่างของประจุไฟฟ้าที่ขั้วบวกและขั้วลบจึงบันทึกได้เป็นเส้นราบ

-ปกติจะเป็นแนวราบ (Isoelectric)

-ยกสูงในรายที่มีการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อหัวใจ เช่น ภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน

-ต่ำในรายที่ได้รับยา digitalis ภาวะ Potassium ในเลือดต่ำ หัวใจ ห้องล่างซ้ายโต

9. คลื่น T เป็นคลื่นที่ตามหลังคลื่น S และส่วน S-T

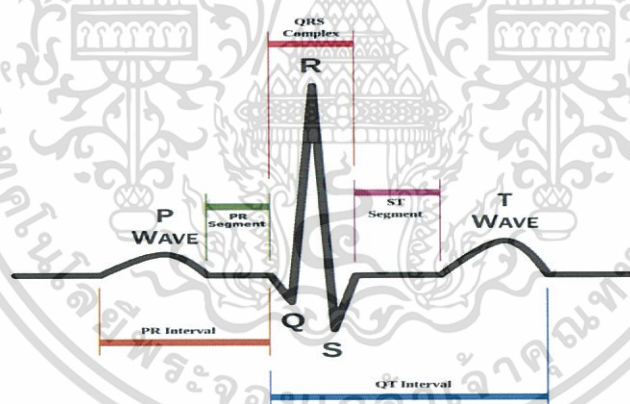
10. ช่วง Q-T วัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS จนถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น T

-ความยาวปกติ 0.35 - 0.40 วินาที

-ยาวกว่าปกติในรายที่กล้ามเนื้อหัวใจอักเสบ หัวใจล้มเหลว

11. คลื่น U เป็นคลื่นบวกตามหลังคลื่น T ปกติ พบได้น้อย

-ปกติจะไม่พบความสูงไม่เกิน 1 มม.



รูปที่ 2.2 ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ[6]

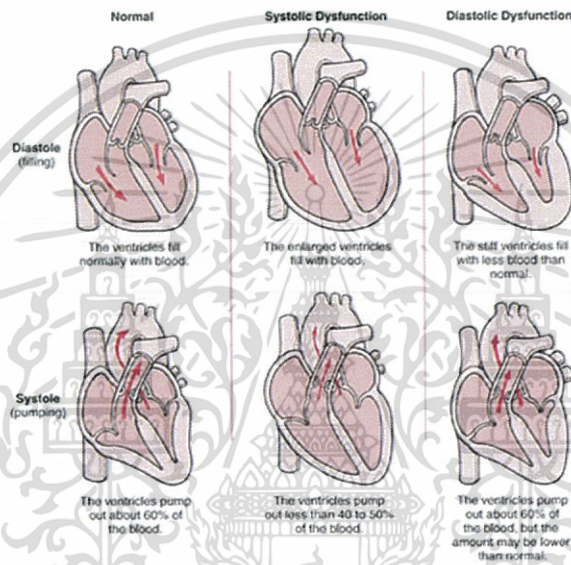
การทำงานของหัวใจเป็นไปอย่างอัตโนมัติเพื่อสร้างแรงดันโลหิตกระจายไปทั้งในระบบ อย่างไรก็ตาม องค์กรเต้นของหัวใจ จะอยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาทอัตโนมัติ เพื่อรักษาความดันให้เหมาะสมกับสภาพร่างกายในขณะนั้น ๆ ดังนั้นจะเห็นได้ว่า ค่าความดันโลหิต และอัตราการเต้นของหัวใจจะสัมพันธ์ กันอย่างใกล้ชิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

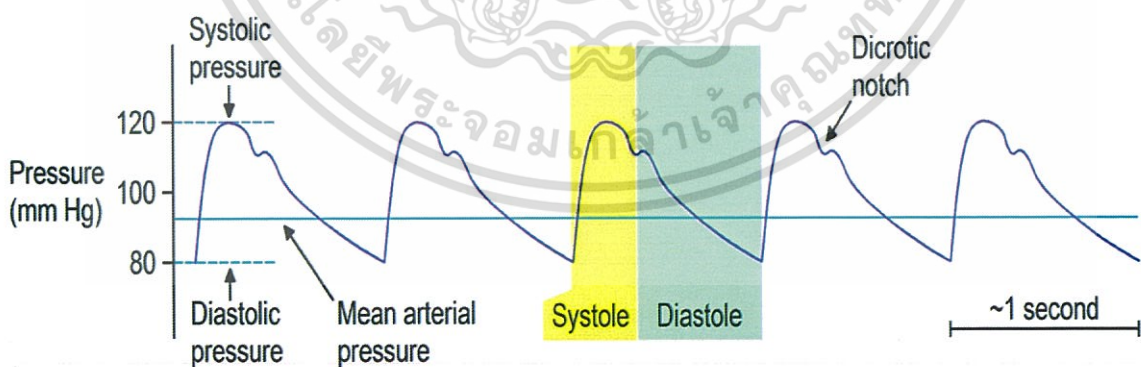
2.3 ความดันโลหิต (Blood pressure)

ความดันโลหิต หมายถึง แรงดันภายในหลอดเลือดมากกว่ากับผนังของหลอดเลือด ซึ่งจะเกิดการบีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ และมีหน่วยการวัดเป็นมิลลิเมตรปรอท (มม.ปรอท หรือ mm.Hg) โดยความดันโลหิตในส่วนต่างๆ ของร่างกายจะมีค่าไม่เท่ากัน โลหิตประมาณ 80-90 เปอร์เซ็นต์จะไหลเวียนไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย และโลหิตส่วนที่เหลือจะไหลเวียนอยู่ภายในปอด ซึ่งสามารถแบ่งค่าที่ได้จากการวัดความดันโลหิตได้ 2 ค่า คือ

1. ค่าความดันซิสโตลิก (Systolic Pressure) เป็นค่าความดันโลหิตที่เกิดขึ้นจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย ทำให้มีค่าความดันโลหิตที่สูง เนื่องจากต้องสูบฉีดไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย
2. ค่าความดันไดแอสโตลิก (Diastolic Pressure) เป็นค่าความดันโลหิตที่เกิดจากการคลายตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายเช่นเดียวกัน จึงเป็นความดันโลหิตที่มีค่าต่ำสุด



รูปที่ 2.3 ลักษณะของความดันโลหิต ก.) ความดันซิสโตลิก ข.) ความดันไดแอสโตลิก [7]



© PhysiologyWeb at www.physiologyweb.com

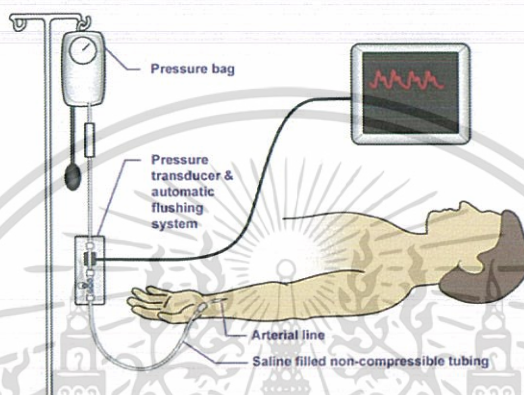
รูปที่ 2.4 รูปคลื่นทั่วไปของความดันโลหิต [8]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1 การวัดความดันโลหิต

การวัดความดันโลหิตสามารถบ่งบอกถึงลักษณะการทำงานของระบบความดันโลหิต ซึ่งทางการแพทย์จะแบ่งการวัดความดันโลหิตเป็น 2 วิธี คือ

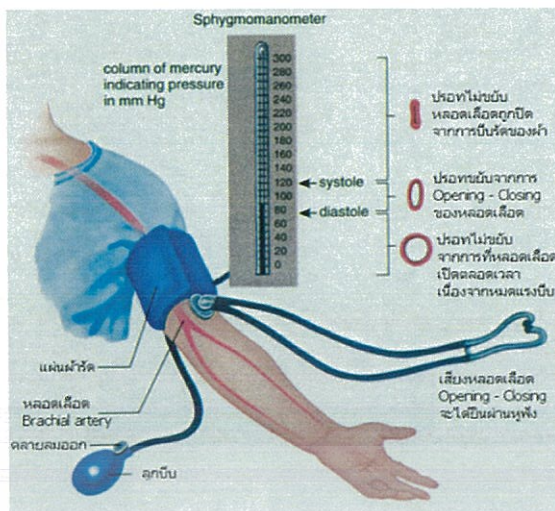
1. การวัดความดันโลหิตแบบทางตรง (Invasive blood pressure : IBP) เป็นการใส่เข็ม (catheter) แขนงเข้าไปในหลอดเลือดแล้วนำมาต่อกับเครื่องวัด (manometer) โดยตรงแต่วิธีนี้ก็ยังไม่สามารถให้ค่าที่แท้จริงทีเดียวเพราะยังมีความเฉื่อย (inertia) ของปรอท จนทำให้ pulse pressure แคบไป ถ้าจะให้ค่าที่แน่นอนกว่าจะต้องใช้ เครื่องวัดที่เป็นระบบอิเล็กทรอนิกส์ มักจะใช้ในการผ่าตัดใหญ่ เนื่องจากต้องใช้เครื่องมือพิเศษและความชำนาญมาก ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 วิธีการวัดความดันโลหิตทางตรง (Invasive blood pressure)[9]

2. การวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม (Non-Invasive blood pressure : NIBP) วิธีนี้สะดวกและผู้ถูกวัดไม่เจ็บตัว เพราะไม่ต้องวัดจากหลอดเลือดโดยตรงแต่จะใช้คัพพันทับลงบนหลอดเลือดแล้วเพิ่มความดันในคัพจนสูงกว่าความดันหลอดเลือดแล้วค่อยๆลดความดันลงและใช้เครื่องฟังตรวจ (stethoscope) ฟังเสียงของหลอดเลือดที่อยู่ถัดจากคัพลงมา ค่าความดันที่อ่านได้เมื่อเริ่มได้ยินเสียง คือค่า systolic และค่าความดันที่อ่านได้ตรงจุดที่เสียงหายไป คือค่า diastolic แต่ก็มีข้อเสียคือ

- ถ้าความดันโลหิตสูงหรือต่ำมาก ค่าที่วัดได้จะคลาดเคลื่อนไปจากความเป็นจริงได้เยอะ
- ผู้ป่วยที่มีจังหวะการเต้นของหัวใจผิดปกติ จะได้ค่าที่ไม่ตรงกับความเป็นจริง
- ขนาดของคัพ มีผลต่อการวัดอย่างมาก เพราะแรงดันของเส้นเลือดจากแขนต้องมากพอที่จะส่งแรงดันเข้าไปยังคัพ จนมีแรงดันส่งต่อไปได้



รูปที่ 2.6 วิธีการวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Non-Invasive blood pressure)[10]

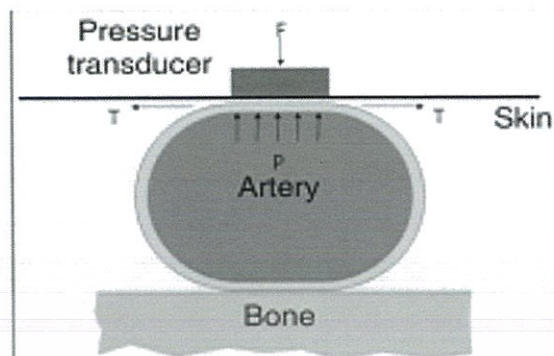
2.3.2 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต

1. ความเครียด หรืออารมณ์ ที่เกิดจากสถานการณ์ต่างๆ จะเป็นการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาเทติกและการเต้นของหัวใจให้เร็วขึ้น เช่น ความเจ็บปวด ความกลัว
2. การออกกำลังกาย เมื่อมีการออกกำลังกายกล้ามเนื้อจะต้องการออกซิเจนเพิ่มมากขึ้น จึงทำให้จังหวะของหัวใจเต้นเร็วขึ้น เพื่อที่จะเพิ่มออกซิเจนเข้าไปในระบบเลือด
3. การสูญเสียเลือดหรือการตกเลือด เมื่อร่างกายสูญเสียเลือดจากระบบไปประมาณ 10% ของเลือดทั้งหมดจะทำให้ชีพจรเต้นสูงขึ้น
4. อายุ มีผลทำให้ชีพจรเกิดการเปลี่ยนแปลง เนื่องจากอัตราความเร็วของชีพจรในแต่ละช่วงอายุจะแตกต่างกัน และเมื่อมีอายุที่เพิ่มมากขึ้นอัตราความเร็วของชีพจรจะลดลง
5. เพศ โดยปกติแล้วเพศชายจะมีค่าเฉลี่ยการเต้นของชีพจรที่ช้ากว่าเพศหญิง
6. ยา ในตัวยาบางชนิดมีผลในการเพิ่มอัตราการเต้นชีพจรและบางชนิดลดอัตราการเต้นของชีพจร
7. ท่าทาง มีผลโดยตรงกับอัตราการเต้นของชีพจร เมื่อยืนหรือนั่งทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นจากปกติ เนื่องจากหัวใจต้องสูบน้ำเลือดไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย และเมื่อนั่งหรือนอนจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรช้าลง
8. ความร้อนหรือการมีไข้ จะทำให้ชีพจรเต้นเร็วขึ้นและชีพจรจะเร็วขึ้นเมื่อความดันของเลือดลดลง เนื่องจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิของร่างกายสูงขึ้น

2.3.3 โทโนเมตรี (Applanation Tonometry)

โทโนเมตรีมีหลักการการทำงานคือเมื่อมีแรงกดจากภายนอกไปกระทำกับวัตถุที่มีความยืดหยุ่นจะทำให้เกิดแรงดันสะท้อนกลับมายังบริเวณจุดที่ทำงานกด โดยทั่วไปหลักการนี้จะถูกใช้ในการตรวจสอบกับความดันภายในลูกบอล ลูกโป่ง หรือล้อรถต่างๆ เป็นต้น ซึ่งต่อมาหลักการนี้ถูกนำไปใช้ในทางการแพทย์ โดยจักษุแพทย์ชื่อ ซางสวิส ฮันส์ โกลด์แมน นำมาใช้ในการวัดความดันในลูกตา (Intraocular Pressure : IOP) และต่อมาในปี 1978 [Weaver et al.] หลักการวัดแบบโทโนเมตรีถูกนำมาใช้กับการวัดความดันโลหิตแบบไม่

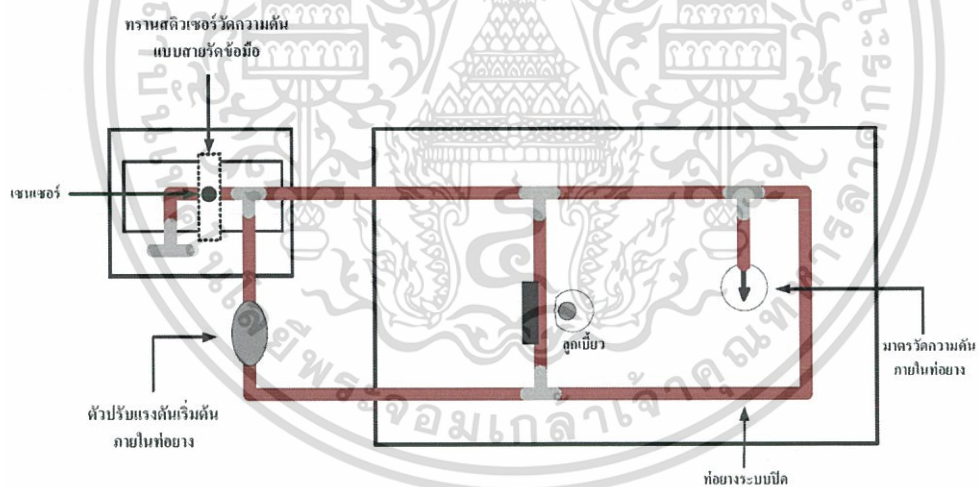
รุกราน ซึ่งมีหลักการในการวัดคล้ายกับการวัดความดันในลูกตาที่กล่าวมาในข้างต้น โดยจะแสดงลักษณะการวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรี ดังในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ลักษณะการวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรี[11]

2.3.4 เครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต

การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันจะเริ่มจากการหมุนของมอเตอร์ผ่านลูกเบี้ยว โดยลูกเบี้ยวมีส่วนโค้ง 2 ลักษณะ คือ ส่วนที่โค้งมาก เมื่อส่วนนี้หมุนมากดทับท่ออย่างจะทำให้เกิดความดันภายในท่ออย่างประมาณ 120 mmHg และส่วนที่โค้งน้อยที่สุด เมื่อหมุนมากดทับที่ท่ออย่างจะมีความดันภายในประมาณ 80 mmHg ซึ่งเปรียบเสมือนความดันโลหิตของคนปกติที่อยู่ในช่วง 80-120mmHg



รูปที่ 2.8 องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน

โครงสร้างของเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต ประกอบด้วย

1. ท่อซิลิโคน ภายในจะบรรจุของเหลวที่เชื่อมต่อกันเป็นระบบปิด ที่ใช้แทนระบบเลือดภายในร่างกายแบบง่าย ๆ
2. มอเตอร์และลูกเบี้ยว เมื่อมอเตอร์หมุนจะทำให้ลูกเบี้ยวหมุนตามแกนมอเตอร์แล้วบีบอัดกับท่อซิลิโคน จึงเกิดการบีบและคลายแรงกดบนท่ออย่างสลับไปสลับมา ซึ่งเป็นการจำลองการบีบ-คลายตัวของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เซ็นเซอร์ TMPS10B เป็นมาตรวัดความดันของเหลวภายในท่ออย่าง เพื่อเป็นค่าอ้างอิงเปรียบเทียบกับ การวัดความดันภายนอกท่อ

4. ทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบสายรัดข้อมือ จะกดทับท่ออย่างและรัดกับท่อ เสมือนท่อเป็นข้อมือ ของมนุษย์

5. เซ็นเซอร์ FSR เปรียบเสมือนตัวต้านทานปรับค่าได้ เมื่อมีแรงกดที่หน้าสัมผัสของเซ็นเซอร์จะมีการ เปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทาน

สัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ของเครื่องจำลองสัญญาณความดันขึ้นอยู่กับการหมุนของลูกเบี้ยวซึ่งความดัน สูงสุดและต่ำสุดเป็นไปตามตามกลไกของการหมุนโดยช่วงที่ลูกเบี้ยวที่มีความโค้งมากที่สุดจะกดทับลงบนท่อจะ ทำให้ค่ามีความดันภายในอยู่ที่ 120 มิลลิเมตรปรอทเปรียบเสมือนค่าความดันสูง (ปรับได้โดยใช้ลูกยาง) และช่วงที่โค้งน้อยที่สุดของลูกเบี้ยวจะทำให้ค่าความดันอยู่ที่ 80 มิลลิเมตรปรอท เปรียบเสมือนค่าความดันต่ำ หากลูกเบี้ยวหมุนด้วยอัตราเร็วคงที่จะได้สัญญาณความดันในช่วง 80-120 มิลลิเมตรปรอทอย่างต่อเนื่อง เปรียบเสมือนการขับเคลื่อนเลือดจากหัวใจของหัวใจที่เป็นจังหวะอย่างต่อเนื่อง ซึ่งลักษณะการหมุนของลูกเบี้ยว แสดงดังรูปที่ 2.9 - 2.10



รูปที่ 2.9 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงกำหนดค่าความดันต่ำสุด หรือความดันไดแอสโตลิก



รูปที่ 2.10 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงที่ลูกเบี้ยวกดทับท่ออย่างทำให้เกิดความดัน สูงสุดหรือความดันซิสโตลิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.5 บาร์โรรีเฟกซ์ (Baroreflex)

บาร์โรรีเฟกซ์เป็นกลไกในการควบคุมความดันของเลือดในหลอดเลือดอาร์เทอรี (Artery) ขึ้นต้นอยู่ที่หัวใจ นอกจากนี้ยังมีรีเซพเตอร์เรียกว่า บาร์โรรีเซพเตอร์ (baroreceptors) ซึ่งทำหน้าที่รับรู้แรงดันในหลอดเลือดอาร์เทอรี บาร์โรรีเซพเตอร์มีอยู่ 2 แห่ง ได้แก่ ส่วนแรกเรียกว่า คาโรติด ไชนัส (carotid sinus) ซึ่งเป็นส่วนที่โป่งออกของหลอดเลือดคอมมอนคาโรติดอาร์เทอรี (เป็นหลอดเลือดที่อยู่ด้านข้างของคอ) รีเซพเตอร์นี้มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงการเหยียดออก เนื่องจากความดันของหลอดเลือด และมีปลายประสาทมาเลี้ยง ส่วนที่สองของรีเซพเตอร์มีลักษณะคล้ายคลึงกันคือ เออร์ติกอาร์ค บาร์โรรีเซพเตอร์ (aortic arch baroreceptor) เป็นรีเซพเตอร์ที่อยู่ที่ส่วนโค้งของหลอดเลือดเออร์ตา ซึ่งมีปลายประสาทมาเลี้ยงเช่นกัน

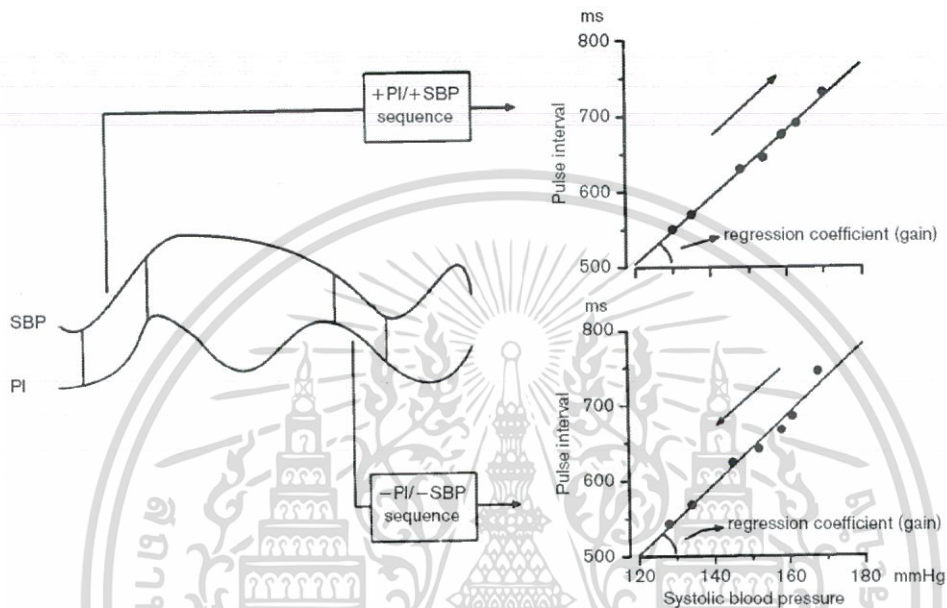
เมื่อรีเซพเตอร์ถูกกระตุ้น จะส่งคลื่นประสาทไปยังกลุ่มของเซลล์ประสาทในศูนย์กลางการควบคุมหลอดเลือดและหัวใจ (cardiovascular control center ; medullary cardiovascular center) ที่อยู่ในก้านสมองในส่วนเมดัลลา (brainstem medulla oblongata) คลื่นประสาทที่อยู่ในเซลล์ประสาทนำเข้าสู่เซลล์เดียวจะทำหน้าที่จำและทำให้เกิดการตอบสนองของบาร์โรรีเซพเตอร์ ตามการเปลี่ยนแปลงของแรงดันของเลือดเพื่อควบคุมความดันของเลือดให้อยู่ในสภาวะปกติ หรือเป็นไปตามสภาวะที่ถูกกระตุ้นจากสภาวะแวดล้อมภายนอกหรือภายในร่างกาย การทำงานของศูนย์กลางการควบคุมหลอดเลือดและหัวใจนี้เป็นรีเฟล็กซ์ ถ้ามีสัญญาณจากรีเซพเตอร์มากจะลดความแรงของคลื่นประสาทซิมพาเทติกที่ไปเลี้ยงหัวใจ หลอดเลือดอาร์เทอรีโอล และหลอดเลือดเวน และเพิ่มความแรงของคลื่นประสาทพาราซิมพาเทติก แต่ถ้ามีสัญญาณจากรีเซพเตอร์น้อยก็จะมีผลตรงกันข้าม นอกจากบาร์โรรีเซพเตอร์ที่กล่าวถึงข้างต้นแล้วยังมีบาร์โรรีเซพเตอร์อื่นที่ร่วมทำงานในการควบคุมความดันเลือด บาร์โรรีเซพเตอร์ดังกล่าวพบอยู่ในหลอดเลือดเส้นขนาดใหญ่ของร่างกาย ในหลอดเลือดที่เกี่ยวข้องกับวงจรการไหลเวียนของเลือดผ่านปอด (pulmonary vessels) และในผนังของหัวใจ

2.3.5.1 Baroreflex sensitivity : BRS

การประเมินความไวของ BRS เป็นเครื่องมือสำหรับการประเมินผล การควบคุมระบบหัวใจและหลอดเลือดแบบอัตโนมัติ [12] ความหมายของ BRS คือการเปลี่ยนแปลงใน RR intervals (milliseconds) ต่อการเปลี่ยนแปลงของหน่วยความดันโลหิต (mmHg) จะทำได้ 2 วิธีคือ แบบรุกรานและแบบไม่รุกราน โดยวิธีแบบรุกรานจะใช้ยา Vasoactive ฉีดเข้าหลอดเลือดดำเพื่อเข้าไปกระตุ้นการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตและชีพจร โดยใช้เทคนิคหลายอย่าง เช่น การแปรปรวนของแรงดันในหู (Valsalva Maneuver) การวัดความดันที่ช่วงคอ (Neck Chamber) และการออกกำลังกาย ซึ่งเทคนิคต่างๆ นี้จะมีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิต (Blood Pressure : BP) และช่วง RR-interval (ECG) ที่ทำการทดสอบอยู่อย่างต่อเนื่อง และในขณะที่ทำการทดสอบนี้จะต้องบันทึกค่าต่างๆ ได้ เพื่อนำมาวิเคราะห์ในลำดับต่อไป

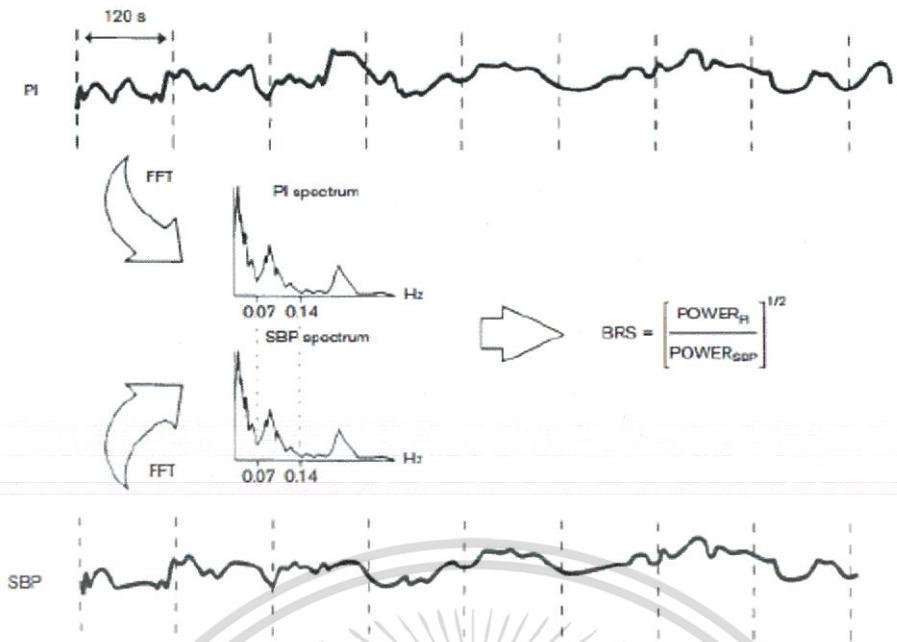
การวิเคราะห์หาค่า BRS ที่เกิดจากความผันผวนของความดันโลหิตและ RR-interval จะใช้วิธีลำดับ (Sequence Method) และวิธีสเปกตรัม (Spectral Method)

1. Sequence Method จะใช้ค่าของความดันโลหิต (Systolic Blood Pressure : SBP) และสัญญาณชีพจร (Pulse Interval : PI) สามารถแบ่งการประเมิน BRS ได้เป็น 3 ส่วนหลักๆ คือ ส่วนแรกจะระบุลำดับแรกของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณทั้งสองพร้อมกัน ส่วนที่สอง คือ จะคำนวณความชันเฉลี่ยของการถดถอยเชิงเส้นทั้งหมด เป็นค่าประมาณของ BRS โดยขั้นตอนนี้จะทำแยกกัน ทั้งส่วนที่เป็นค่าบวกและค่าลบ ซึ่งลำดับที่ระบุโดยที่ SBP และ PI จะมีการเปลี่ยนแปลงกันมากกว่า 3 หรือ 4 ครั้ง และเมื่อ SBP และ PI มีการเปลี่ยนแปลงมากกว่า 1 mmHg และ 5 ms [13,14] ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 Sequence Method diagram [13]

2. Spectral Method จะใช้สัญญาณ SBP และ PI เดียวกันกับส่วนของวิธี Sequence Method ในการวิเคราะห์หاسبกตรัม ซึ่งการวิเคราะห์หاسبกตรัมจะแบ่งเป็น 3 ส่วนหลักๆ คือ ส่วนแรกจะประกอบไปด้วยการแบ่งสัญญาณเป็นลำดับขนาดเล็กๆ ประมาณ 120 วินาที จากนั้นจะนำสัญญาณ PI และ SBP มาทำการแปลงฟูเรียร์ทรานฟอร์ม เพื่อให้เป็นเพาเวอร์สเปกตรัม และในส่วนสุดท้าย BRS จะมีค่าประมาณการที่เกิดจากดัชนีอัลฟา ที่คำนวณได้ 2 ค่า คือ ค่าเฉลี่ยของรากที่สองของเพาเวอร์สเปกตรัม PI และ SBP ในความถี่ต่ำ (0.07 – 0.14Hz) เรียกว่า alpha-LF และความถี่สูง (0.2 – 0.3 Hz) เรียกว่า alpha-HF การคำนวณนี้ทำเฉพาะที่สัญญาณ SBP และ PI ที่แสดงถึงการเชื่อมโยงกันสูง (>0.5) ในความถี่ต่ำและในความถี่สูง[15] ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 Spectral Method diagram [13]

2.4 เซนเซอร์ที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต

2.4.1 อิเล็กโทรด : ขั้วไฟฟ้าวัดศักย์ไฟฟ้าจากหัวใจ

ลักษณะของอิเล็กโทรดเราสามารถแบ่งลักษณะของอิเล็กโทรดออกเป็นสองลักษณะตามการใช้งานได้ ดังนี้คือ

1. อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type Surface electrode)

อิเล็กโทรดชนิดนี้จำเป็นต้องใช้เจลอิเล็กโทรไลต์ (Electrolyte gel) เป็นเส้นทางการนำไอออนจากกล้ามเนื้อของผู้ทดลองมาสู่ตัวโลหะเงินที่อยู่ในแกนกลางของอิเล็กโทรดก่อนใช้อิเล็กโทรดชนิดนี้จำเป็นต้องทำความสะอาดผิวหนังของผู้ทดลองด้วยน้ำสบู่และบางกรณี อาจจำเป็นต้องโกนขนในบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรดเข้ากับร่างกายผู้ทดลอง อิเล็กโทรดชนิดนี้มีจำหน่ายทั้งที่เป็นแบบใช้ครั้งเดียวทิ้งและแบบที่นำกลับมาใช้ใหม่ได้สำหรับแบบใช้ครั้งเดียวทิ้งโดยมากผู้ผลิตมักออกแบบให้มีแผ่นกาวเพื่อติดเข้ากับผิวหนังให้มาด้วยดังตัวอย่างในรูปที่2.13



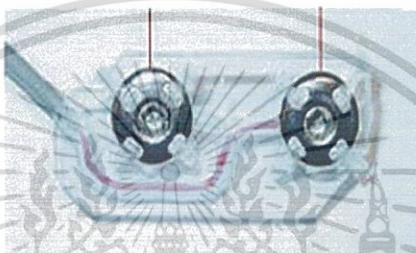
รูปที่ 2.13 อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type Surface electrode)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อเสียของอิเล็กโทรดแบบเปียก คือ จำเป็นต้องใช้เจลอิเล็กโทรไลต์ซึ่งหากเข้าติดกับผิวหนังเป็นระยะเวลา นานๆ จะทำให้ผิวหนังเปลี่ยนสีและมีความยุ่งยากในการทำความสะอาดผิวหนังของผู้ทดลองก่อนที่จะติด อิเล็กโทรดเข้าไปอีกด้วยอิเล็กโทรดแบบเปียกจึงไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นเวลานานๆ

2. อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type Surface electrode)

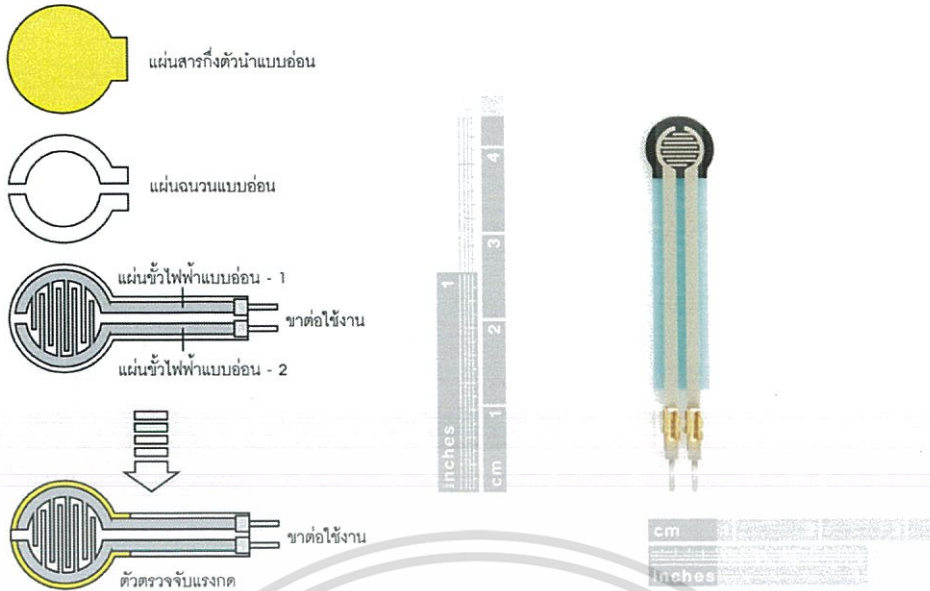
อิเล็กโทรดแบบแห้งสร้างจากวัสดุที่ความแตกต่างไปจากอิเล็กโทรดแบบเปียก เช่นวัสดุ ประเภท อลูมิเนียม (Aluminum), เหล็กกล้ากันสนิม (stainless steel), โลหะเงินหรือโลหะทอง เป็นต้น อิเล็กโทรดแบบแห้งนี้อาศัยเหงื่อหรือความชื้นที่ผิวหนังเป็นเส้นทางนำไอออน โดยไม่จำเป็นต้องใช้ เจลอิเล็กโทรไลต์ เนื่องจากคุณสมบัติทางเคมี ของเหงื่อเองก็จัดเป็นสารละลายไอออน แต่มีความเข้มข้นของ ไอออนเพียง 0.1% - 0.6% เท่านั้นซึ่งน้อยกว่า เจลอิเล็กโทรไลต์ที่มีจำหน่ายในท้องตลาดเป็นอย่างมาก ส่งผล ให้ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากอิเล็กโทรดแบบแห้งที่มีค่าต่ำกว่าในกรณีอิเล็กโทรดแบบเปียกวงจรวัดสำหรับ อิเล็กโทรดประเภทนี้จึงต้องใช้อัตราขยายแรงดันที่สูงกว่าอิเล็กโทรดประเภทอื่น



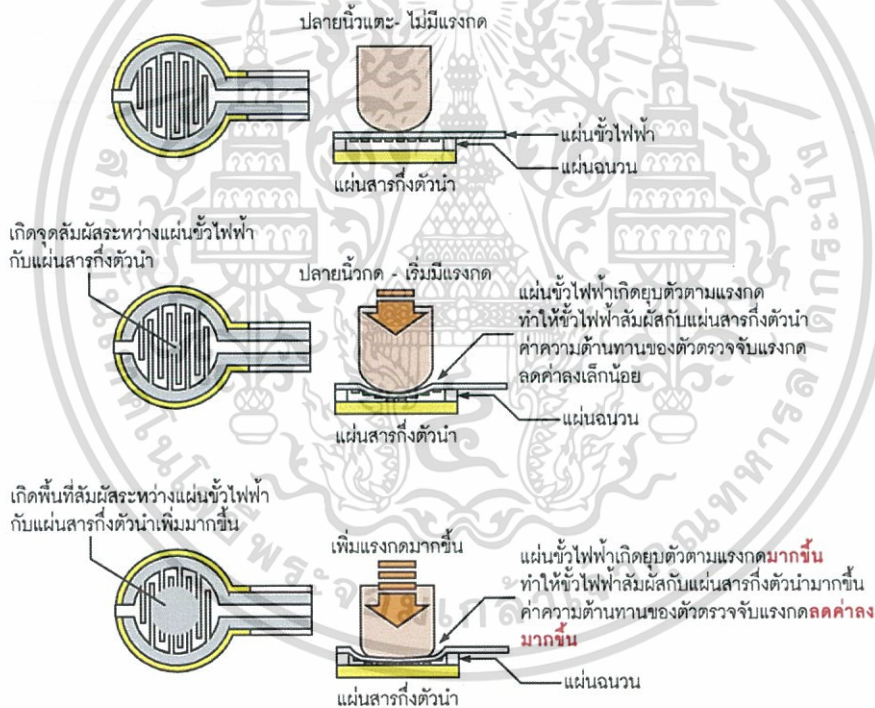
รูปที่ 2.14 อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type Surface electrode)

2.4.2 เซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงกดแบบตัวต้านทาน (Force Sensor Resistor : FSR)

เซ็นเซอร์ตรวจจับแบบค่าความต้านทานใช้เทคโนโลยีฟิล์มโพลิเมอร์แบบหนา (Polymer Thick Film) โดยแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวตรวจจับจะลดลงเมื่อมีแรงกดมากกระทำบนแผ่นตรวจจับ มีโครงสร้างของ ตัวตรวจจับประกอบด้วยแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อนที่เป็นตัวกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าประกบเข้ากับแผ่น ชั่วไฟฟ้าแบบอ่อน โดยมีแผ่นฉนวนแบบอ่อนคั่นกลางทำให้เกิดค่าความต้านทานไฟฟ้าขึ้นระหว่างขาต่อใช้งาน เมื่อมีการกดบนแผ่นชั่วคราวไฟฟ้าจะทำให้เกิดการสัมผัสระหว่างสารกึ่งตัวนำกับชั่วไฟฟ้าส่งผลให้ค่าความ ต้านทานไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลง ดังรูปที่ 2.15 และ รูปที่ 2.16



รูปที่ 2.15 โครงสร้างตัวตรวจจับสนแรงกด[]และขนาดจริงของตัวตรวจจับสนแรงกด[16]



รูปที่ 2.16 การทำงานของตัวตรวจจับสนแรงกด[16]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 วงจรกรองความถี่ วงจรขยายแบบกลับเฟส และวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน

2.5.1 วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟเบื้องต้น (Fundamentals of Active Filters)

วงจรกรองความถี่ [4] (Filters) สามารถแบ่งออกเป็น 2 แบบใหญ่ๆ คือ แบบพาสซีฟ(Passive filters) และแบบแอคทีฟ (Active filters) วงจรกรองความถี่เป็นวงจรที่สามารถทำหน้าที่เลือกความถี่ที่ต้องการหรือตัดความถี่ที่ไม่ต้องการออกก็ได้ การใช้งานวงจรกรองความถี่สามารถใช้กรองสัญญาณรบกวน หรือกรองเอาสัญญาณข่าวสารออกจากคลื่นพาหะในระบบวิทยุ ดังนั้นอุปกรณ์ที่นำมาใช้ในวงจรกรองความถี่ ถ้าเป็นแบบพาสซีฟจะใช้ตัวต้านทานตัวเก็บประจุ และตัวเหนี่ยวนำ ส่วนในวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟจะใช้ตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ ร่วมกับอุปกรณ์ที่สามารถทำการขยายสัญญาณ เช่น ออปแอมป์ ทำให้วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟมีข้อดีกว่าแบบพาสซีฟ คือ

-ไม่มีการสูญเสียของสัญญาณ เนื่องจากออปแอมป์สามารถทำการขยายสัญญาณเพื่อชดเชยการลดทอนของสัญญาณได้

-ราคาถูก โดยเฉลี่ยแล้ววงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟจะมีราคาถูกกว่าแบบพาสซีฟ เนื่องจากตัวเหนี่ยวนำที่ใช้ในแบบพาสซีฟมีราคาแพงและสร้างได้ยากกว่า

-การปรับค่า วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ สามารถปรับค่าความถี่ที่ต้องการได้ง่ายภายใต้ย่านความถี่ที่กว้างกว่าที่สามารถปรับได้ในแบบพาสซีฟ

-การแยกระหว่างอินพุตและเอาต์พุต เนื่องจากวงจรกรองความถี่ แบบแอคทีฟมีการใช้ออปแอมป์ประกอบในวงจรจึงทำให้วงจรกรองความถี่แบบนี้มีอินพุต อินพุตแดนซ์สูงและเอาต์พุตมีแดนซ์ต่ำทำให้ไม่มีผลการรบกวนกันระหว่างแหล่งจ่ายสัญญาณอินพุตและโหลดแต่อย่างไรก็ตาม การกรองความถี่แบบแอคทีฟก็มีข้อเสียอยู่บางประการเมื่อเทียบกับแบบพาสซีฟ คือ

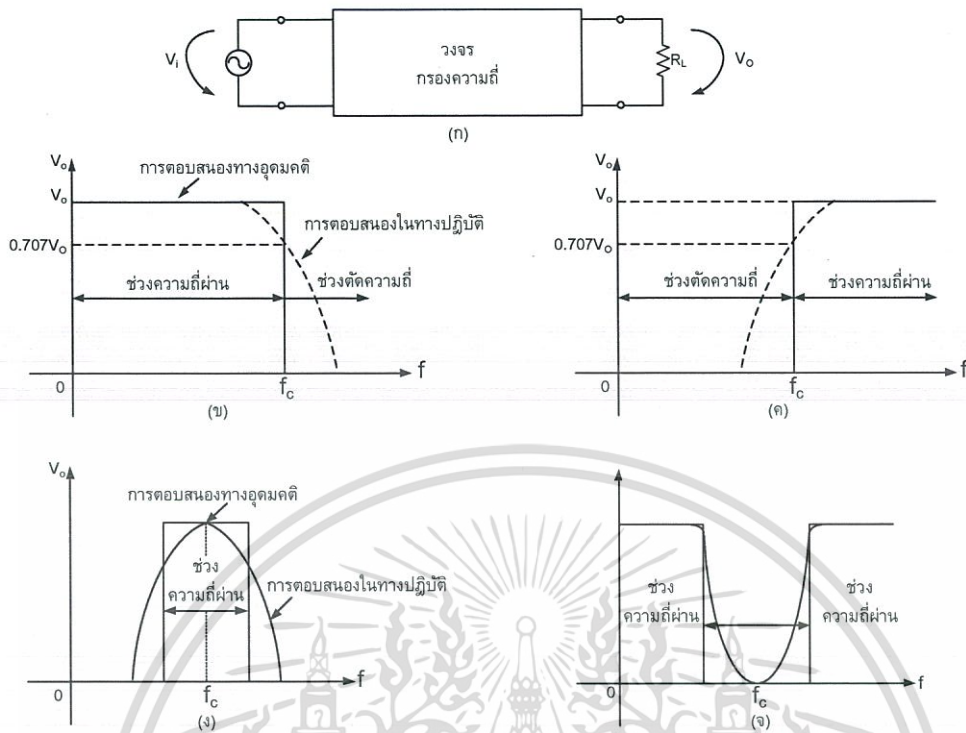
-การตอบสนองความถี่วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ มีความสามารถในการตอบสนองความถี่ได้แคบกว่าแบบพาสซีฟเนื่องจากขีดจำกัดของออปแอมป์ยกตัวอย่าง เช่นออปแอมป์ เบอร์ 741 มีความสามารถในการตอบสนองความถี่ได้เพียง 1MHz

-แหล่งจ่ายไฟเลี้ยง เนื่องจากการใช้ออปแอมป์ทำให้ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟเลี้ยงในการทำงานในขณะที่แบบพาสซีฟไม่ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟเลี้ยง

วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟสามารถแบ่งออกเป็นชนิด ตามหน้าที่การทำงานได้อีกเป็น 4 ชนิด ได้แก่

- วงจรกรองความถี่ต่ำย่าน (Low pass filter ,LPF)
- วงจรกรองความถี่สูงย่าน (High pass filter ,HPF)
- วงจรกรองแถบความถี่ย่าน (Band pass filter ,BPF)
- วงจรตัดแถบความถี่ (Notch filter หรือ Band Eliminate filter ,BEF)

การทำงานของวงจรกรองความถี่แต่ละชนิด แสดงดังรูปที่ 2.17



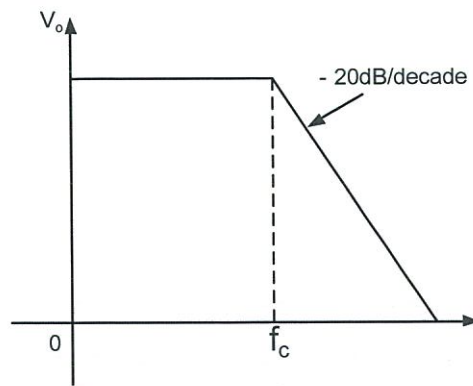
รูปที่ 2.17 วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรแต่ละชนิด

(ก) วงจรทดสอบวงจรกรองความถี่ (ข) การทำงานของวงจร LPF (ค) การทำงานของวงจร HPF

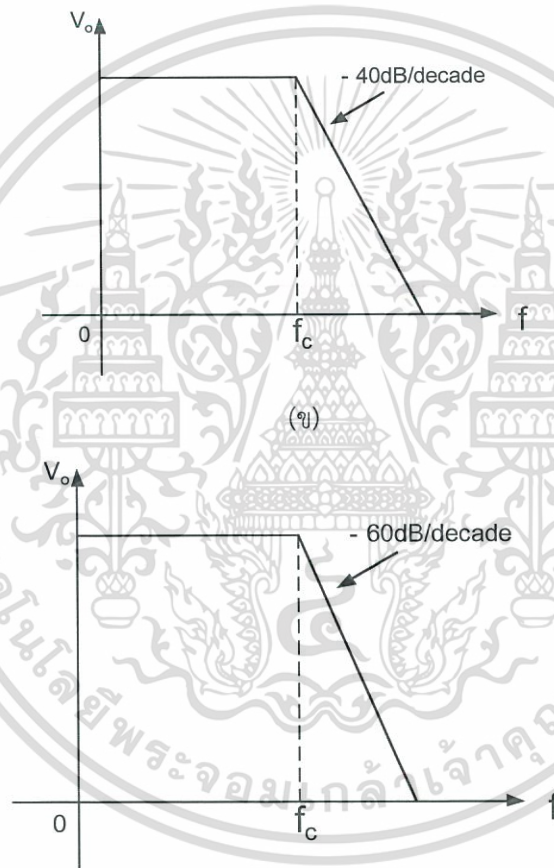
(ง) การทำงานของวงจร BPF (จ) การทำงานของวงจร BEF

จากรูปที่ 2.17 (ข) ซึ่งเป็นผลการตอบสนองความถี่ของวงจร LPF จะพบว่าในทางความคิดหรืออุดมคติ ถ้าความถี่ของอินพุตมีค่ามากกว่า ความถี่ตัดที่ต้องการ (Cut-off frequency, f_c) แล้ววงจรจะตัดสัญญาณความถี่นั้น ไม่ให้ออกไปที่เอาต์พุตเลยแต่ในทางปฏิบัติวงจรไม่สามารถตอบสนองความถี่เช่นนี้ได้ วงจรจะค่อยๆ ลดการตอบสนองความถี่ของช่วงที่ไม่ต้องการลง ส่วนผลการตอบสนองความถี่ของวงจร HPF ดังรูปที่ 2.17 (ค) มีลักษณะตรงกันข้ามกับวงจร LPF ส่วนในรูปที่ 2.17 (ง) เป็นผลการตอบสนองความถี่ของวงจร BPF คือวงจรจะยอมให้ความถี่เฉพาะแถบหรือช่วงที่ต้องการเท่านั้นออกไปที่เอาต์พุตสำหรับผลของวงจร BEF ดังรูปที่ 2.17 (จ) ก็จะมีลักษณะตรงข้ามกับวงจร BPF

จากในรูปที่ 2.17 (ข) เราจะเห็นว่าในทางปฏิบัติแล้ว เมื่อความถี่อินพุตเปลี่ยนแปลงถึงจุดตัดความถี่ (f_c) ของวงจรวงจรจะค่อยๆ ลดการตอบสนองความถี่ลง โดยอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้จะขึ้นอยู่กับอันดับ (Order) ของวงจรกรองความถี่ซึ่งโดยทั่วไป วงจรกรองความถี่มีตั้งแต่อันดับที่ 1, 2, 3, 4 ไปเรื่อยๆ จนถึงอันดับที่ n สำหรับตัวอย่างลำดับของวงจรกรองความถี่ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงการตอบสนองความถี่ของวงจรของความถี่ต่ำย่าน (LPF) แสดงไว้ในรูปที่ 2.18



(ก)



(ค)

รูปที่ 2.18 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ที่ลำดับต่างๆ

(ก) อันดับที่1 (First order) (ข) อันดับที่2 (Second order) (ค) อันดับที่3 (Third order)

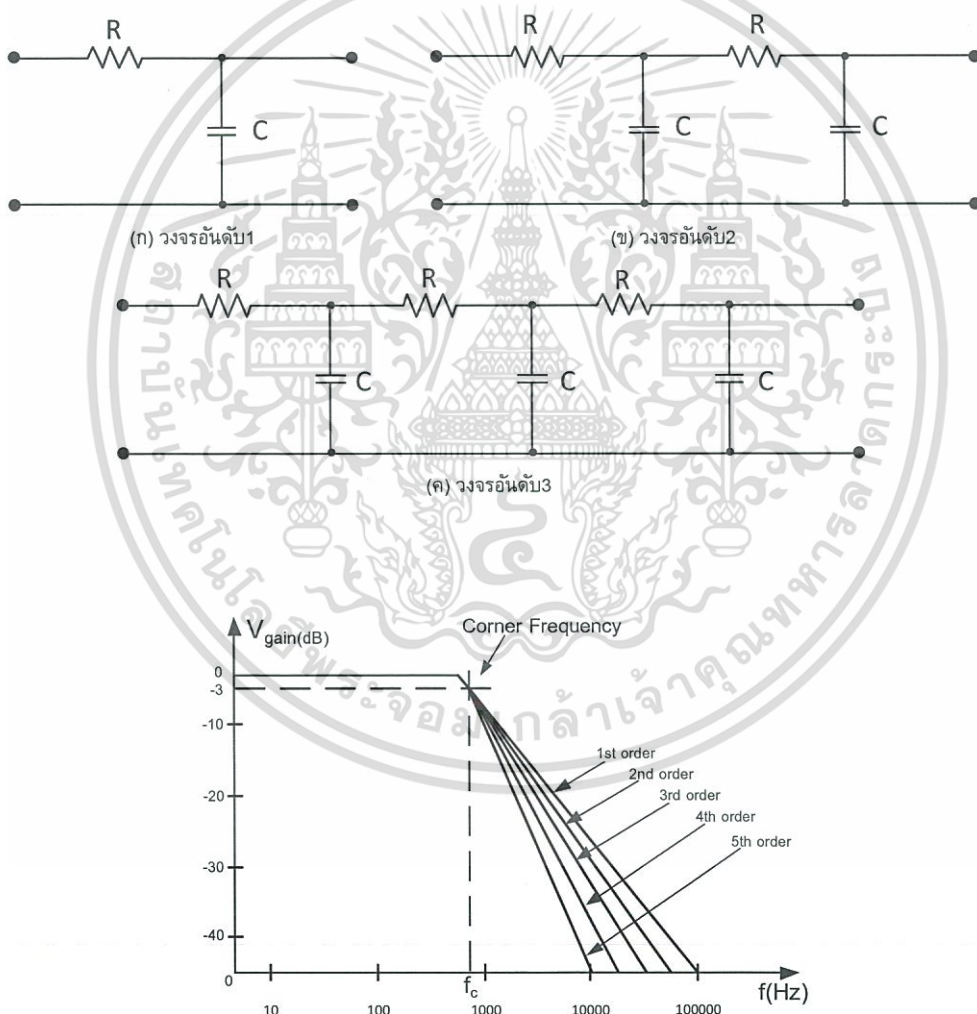
จากรูปที่ 2.18 จะเห็นว่าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ตอบสนองความถี่ได้ใกล้เคียงกับอุดมคติมากที่สุดคือ อันดับที่ 3 ถ้าลำดับยิ่งสูงกว่านี้ การตอบสนองความถี่ก็จะยิ่งใกล้เคียงกับอุดมคติมากขึ้นไปอีก แต่ก็ทำให้วงจรกรองความถี่ที่มีอันดับสูงขึ้นมีความซับซ้อนเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ในทางใช้งานจริงมักจะนิยมใช้วงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กรองความถี่อันดับที่ 2 (2^{nd} order filter) มากกว่าเนื่องจากสามารถใช้โอปแอมป์เพียงตัวเดียวสร้างได้ วงจรกรองความถี่อันดับที่ 2 จากรูปที่ 2.18 (ข) พบว่ามีอัตราการตกของความถี่เมื่อเทียบกับอัตราขยายเท่ากับ -40dB/decade โดยเครื่องหมายลบแสดงถึงอัตราให้เห็นว่าเป็นการตกและตัวเลขนี้หมายความว่าความถี่ วงจรกรองความถี่ต่ำอยู่อันดับที่ 2 ซึ่งจะมีอัตราการตกของอัตราขยาย 40dB ต่อช่วง 10 เท่าของความถี่ยกตัวอย่างเช่น ที่ความถี่ 1kHz วงจรกรองความถี่มีอัตราขยาย 40dB (100 เท่า) เมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปถึง 10kHz วงจรกรองความถี่มีอัตราขยายลดลงเหลือ 0dB (1 เท่า) เนื่องจากความถี่ 1kHz ไปยังความถี่ 10kHz เราเรียกที่ 1decade

2.5.1.1 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter ,LPF)

วงจรที่จะยอมให้สัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 Hz ถึงความถี่ที่กำหนดผ่านไปได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ที่กำหนดสูงขึ้นไปเรื่อยๆ จะลดทอนไปตามลำดับลักษณะของวงจรมีตั้งแต่อันดับหนึ่งขึ้นไป ดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำอันดับต่างๆ และกราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ (dB)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.19 เมื่อทำการป้อนความถี่ต่ำเข้าวงจรที่ C จะมีค่า XC สูงทำให้ความถี่ต่ำไหลผ่าน R ที่มีค่าความต้านทานน้อยกว่า XC ได้สะดวก ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้มากแต่ เมื่อความถี่สูงกว่าจุดที่กำหนดค่า XC จะลดลง ทำให้ความถี่ผ่านขดลวดได้ลดลงบางส่วนและที่ผ่านไปได้อีกก็จะถูก C ดึงกรวดระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้น้อยมาก

ในทางทฤษฎีวงจรกรองความถี่ต่ำจะยอมให้สัญญาณใดๆ ที่มีความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดซึ่งเรียกว่า ความถี่คัตออฟ หรือ ความถี่ขอบเขต(Cut-off Frequency) ผ่านไปได้โดยไม่มี การลดทอนของสัญญาณและถ้าความถี่ของสัญญาณเข้ามีค่าเกินที่กำหนดไว้ สัญญาณออกควรมีค่าเป็นศูนย์แต่ในทางปฏิบัติไม่สามารถจะทำเช่นนั้นได้ เนื่องจากการตอบสนองสัญญาณที่ความถี่ต่างๆ ของอุปกรณ์ประเภทพาสซีฟ จะเป็นแบบค่อยเป็นค่อยไปไม่เปลี่ยนแปลงทันทีทันใด ดังนั้นผลที่ได้จึงเป็นดังรูปที่ 2.19 คือเมื่อสัญญาณมีความถี่สูงขึ้นวงจรจะลดสัญญาณลงไปเรื่อยๆ จนกระทั่งจะลดลงในอัตราคงที่ค่าหนึ่ง

การคำนวณวงจรกรองความถี่ต่ำ

สิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นพิเศษสำหรับการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ ชนิดกรองความถี่ต่ำผ่านก็คือค่าความถี่คัตออฟ ω_c ที่ต้องการใช้งานซึ่งความถี่คัตออฟหาได้จากสมการ

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c \quad (2.1)$$

โดยที่

ω_c มีหน่วยเป็น เรเดียนต่อวินาที (rad/s)

f_c มีหน่วยเป็น เฮิร์ตซ์ (Hz)

R มีหน่วยเป็น โอห์ม (Ω)

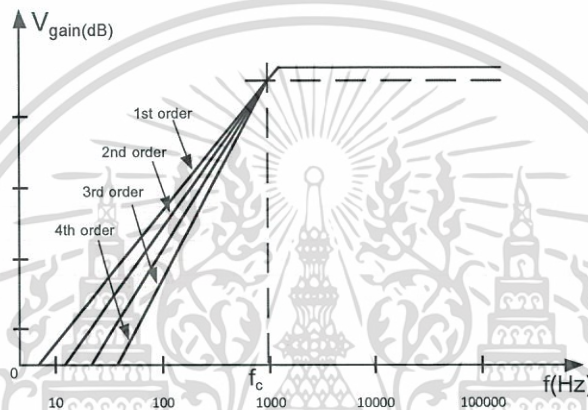
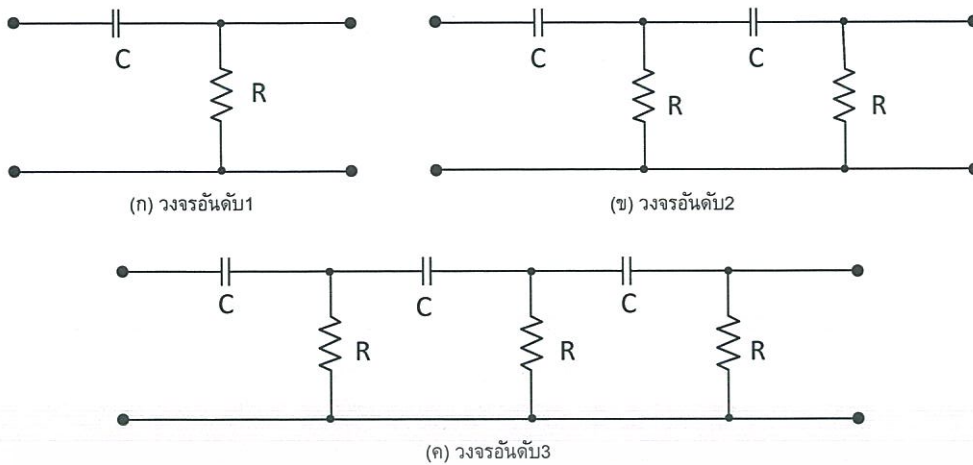
C มีหน่วยเป็น ฟาร์ด (F)

ในทำนองเดียวกันเมื่อกำหนด ω_c ไว้แล้วต้องการจะหาค่า R ก็จะได้เป็น

$$R = \frac{1}{\omega_c C} = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (2.2)$$

2.5.1.2 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter,HPF)

มีคุณสมบัติตรงกันข้ามกับวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำคือการตอบสนองต่อสัญญาณของวงจรจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงผ่านและลดทอนสัญญาณความถี่ต่ำ ซึ่งแสดงวงจรและกราฟตอบสนองอัตราขยายแรงดันความถี่ได้ดังแสดงในรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงอันดับต่างๆ และกราฟแสดงผลการตอบสนองต่ออัตราขยายเชิงความถี่

จากรูปที่ 2.20 จะเห็นว่า C ต่ออนุกรมกับวงจรส่วน R ต่อขนานกับวงจร เมื่อป้อนความถี่ต่ำกว่าเข้ามา C จะมีค่า XC สูงทำให้สัญญาณผ่านไปได้น้อยทำให้สัญญาณที่ผ่านมาจาก C ลงกราวด์ได้หมด แต่เมื่อความถี่สูงขึ้น C จะมีค่า XC ลดลงสัญญาณจะผ่านได้มากขึ้นสัญญาณก็จะลงกราวด์น้อยลงเพราะมี R กันไว้สัญญาณที่ออกไปยัง Output จะมีมากขึ้นจนถึงระดับความแรงของสัญญาณประมาณ 70.7 % ของความแรงสูงสุด ระดับนี้เองที่เราเรียกว่า ช่วงความถี่ Cut-off เมื่อความถี่สูงกว่าความถี่นี้ C จะยอมให้สัญญาณผ่านได้สะดวกและค่า R จะต้านสัญญาณไม่ให้ลงกราวด์ความถี่จึงผ่านไปทั้งหมด Output ได้ทั้งหมด

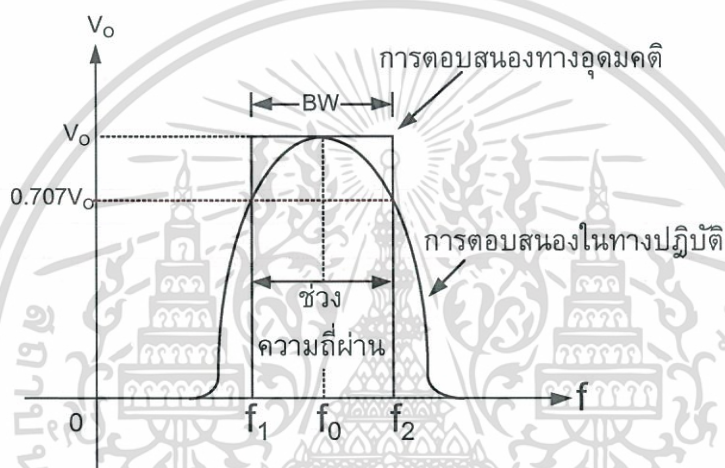
การคำนวณวงจรกรองความถี่สูง

สิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นพิเศษสำหรับการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ ชนิดกรองความถี่สูงผ่านก็คือ ค่าความถี่คัตออฟ ω_c ที่ต้องการใช้งานซึ่งความถี่คัตออฟหาได้จากสมการ

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c \quad (2.3)$$

2.5.1.3 วงจรกรองแถบความถี่ (Band Pass Filter, BPF)

วงจรกรองแถบความถี่ (Band Pass Filter, BPF) หรือ BPF เป็นวงจรที่กรองเอาเฉพาะความถี่ ช่วงที่ต้องการออกมาเท่านั้น ดังนั้นการตอบสนองความถี่ของวงจร BPF นี้จะเป็นดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 การตอบสนองความถี่ของวงจร BPF

ความถี่ศูนย์กลาง (Center Frequency, f_o) ของวงจร BPF สามารถกำหนดได้จากค่าอุปกรณ์ที่ ต่อในวงจรเช่นเดียวกัน ประสิทธิภาพ (Quality factor, Q) ของวงจร BPF นี้สามารถวัดได้จาก

$$Q = \frac{f_o}{BW} \quad (2.4)$$

เมื่อ BW คือ แถบความถี่ที่ต้องการให้ผ่านมีหน่วยเป็น Hz หาได้จาก

$$BW = f_2 - f_1 \quad (2.5)$$

และ f_o ก็สามารถหาได้จาก

$$f_o = \sqrt{f_1 f_2} \quad (2.6)$$

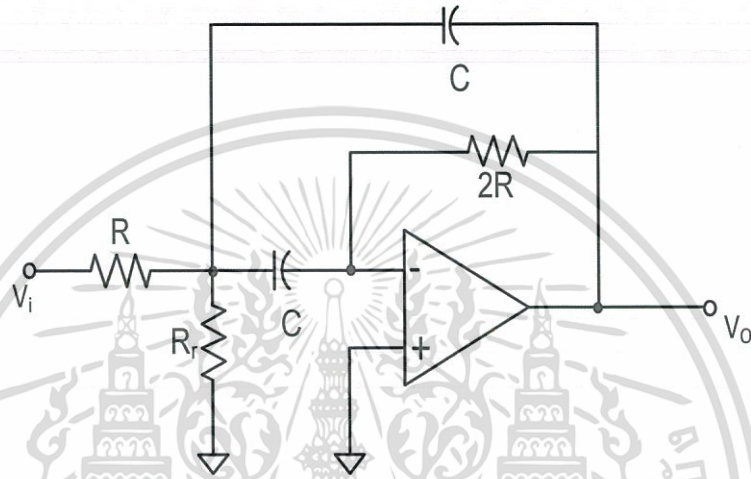
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น

$$f_1 = \sqrt{\frac{BW^2}{4} + f_o^2} - \left(\frac{BW}{2}\right) \quad (2.7)$$

และ

$$f_2 = f_L + BW \quad (2.8)$$



รูปที่ 2.22 วงจรกรองแถบความถี่ (BPF)

วงจรรองแถบความถี่แสดงต่อในรูปที่ 2.22 วงจรนี้จะมีอัตราขยายแบบลูปปิด (A_{CL}) เท่ากับ 1 ที่ความถี่ศูนย์กลาง f_o โดย BW สามารถหาได้จาก

$$BW = \frac{0.1591}{RC} \quad (2.9)$$

และความถี่ศูนย์กลาง f_o สามารถกำหนดได้จาก

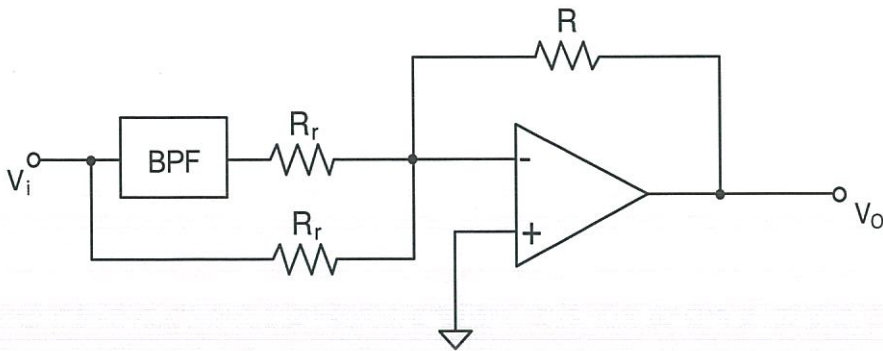
$$f_o = \frac{0.1125}{RC} \sqrt{1 + \frac{R}{Rr}} \quad (2.10)$$

จากสมการ (2.9) และ (2.10) จะเห็นได้ว่าเราสามารถปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้โดยไม่ทำให้ค่า BW เปลี่ยน โดยการปรับที่ Rr ซึ่งสามารถหา Rr ได้จาก

$$Rr = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad (2.11)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1.4 วงจรตัดแถบความถี่ (BEF)

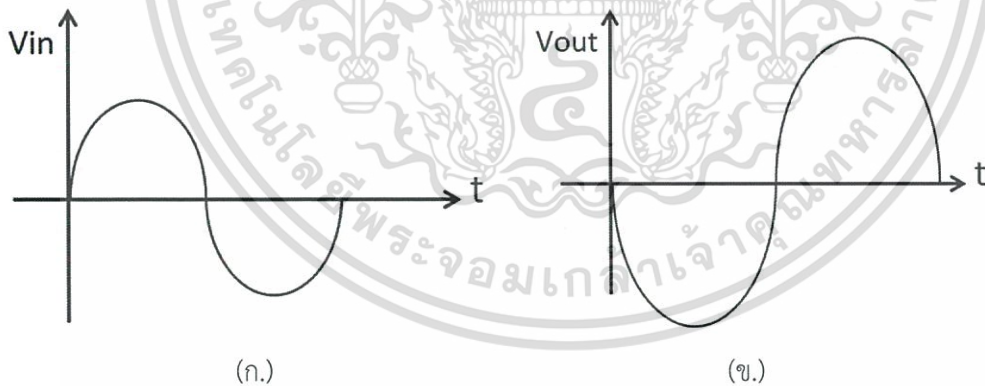


รูปที่ 2.23 วงจรตัดแถบความถี่ที่สร้างจาก BPF และวงจรบวกสัญญาณ

เราสามารถสร้างวงจรตัดแถบความถี่ (Band Elimination Filter, BEF) หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า วงจร Notch filter จากวงจร BPF และวงจรบวกสัญญาณโดยใช้ ออปแอมป์ ดังแสดงในรูปที่ 2.23 โดยสมการต่างๆ ยังมีค่าเท่ากับวงจร BPF จะต่างกันตรงที่การตอบสนองความถี่ที่มีลักษณะตรงข้ามกันเท่านั้น

2.5.2 วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)

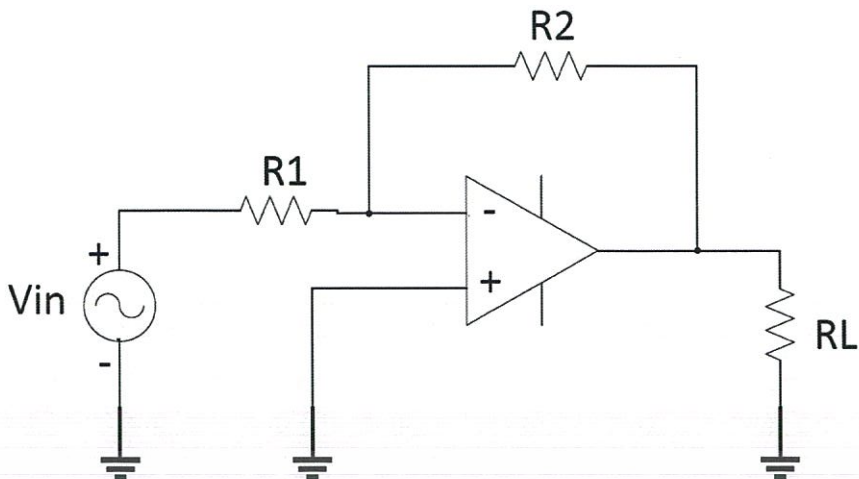
วงจรขยายแบบกลับเฟส จะมีสัญญาณเอาต์พุตกับสัญญาณอินพุตที่มีเฟสต่างกัน 180 องศา ดังรูปที่ 2.24 มีการต่อ R_1 และ R_2 ดังรูปที่ โดย R_2 จะต่อแบบมีการป้อนกลับทางลบ (Negative Feedback) ซึ่งการนำเอาต์พุตที่ได้ต่อเข้ากับ R_2 แล้วนำไปเข้าที่ขาอินพุตทางลบ จึงเรียกว่าการป้อนกลับแบบลบดังรูปที่ 2.25



รูปที่ 2.24 กราฟสัญญาณของวงจรขยายแบบกลับเฟส

ก. สัญญาณอินพุตของวงจรขยายแบบกลับเฟส ข. สัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายแบบกลับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.25 วงจรขยายแบบกลับเฟส

การคำนวณวงจรถ่ายแบบกลับเฟส

- อัตราขยายของวงจรถ่ายแบบกลับเฟส

$$A_v = \frac{V_O}{V_{SIG}} = \frac{-R_2}{R_1} \quad (2.12)$$

2.5.3 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier)

วงจรถ่ายอินสตรูเมนต์ เป็นวงจรที่มีความสามารถในการขยายสัญญาณขนาดเล็ก ซึ่งวงจรถ่ายอินสตรูเมนต์พื้นฐานประกอบด้วยออปแอมป์จำนวน 3 ตัว และตัวต้านทาน 7 ตัว ดังแสดงในภาพประกอบ รูปที่ 2.26 เราสามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆได้ดังนี้

รูปที่ 2.26 วงจรถ่ายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier)

พิจารณา IC3 (เรียกว่า Differential Amplifier)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_5 = \frac{v_4 R_4}{R_3 + R_4} \quad (2.13)$$

$$i = \frac{v_3 - v_5}{R_3} = \frac{v_3 - v_0}{R_4} \quad (2.14)$$

นำสมการ (2.13) แทนค่าใน สมการ (2.14) จะได้แรงดันเอาต์พุต (output voltage : v_0)

$$v_0 = (v_4 - v_3) \frac{R_4}{R_3} \quad (2.15)$$

ถ้าให้ $v_3 = v_4$ เรียกว่าแรงดันโหมตร่วม (common-mode voltage: v_c) เป็นแรงดันที่ทำให้ v_0 เท่ากับ 0 โวลต์ ดังนั้นจะทำให้อัตราขยายโหมตร่วม (common-mode gain: G_c) เท่ากับศูนย์ นั่นคือ

$$G_c = \frac{v_0}{v_c} = 0 \quad (2.16)$$

ถ้าให้ $v_3 \neq v_4$ เรียกว่า แรงดันผลต่าง (Differential voltage: v_d) เป็นแรงดันที่ทำให้ v_0 ไม่เท่ากับ 0 โวลต์ ดังนั้นจะทำให้อัตราขยายผลต่าง (Differential gain: G_d) เท่ากับ R_4 / R_3 นั่นคือ

$$G_d = \frac{v_0}{v_d} = \frac{R_4}{R_3} \quad (2.17)$$

ดังนั้นวงจรนี้จะมีค่าความสามารถในการขจัดสัญญาณโหมตร่วม (Common-mode rejection ratio: CMRR) คือ

$$CMRR = \frac{G_d}{G_c} \quad (2.18)$$

พิจารณา ทั้งวงจรอินสตรูเมนเตชัน

ถ้า $v_1 = v_2$ จะทำให้ไม่มีกระแสไหลผ่าน R_1 จะได้ G_c เท่ากับ 1 และถ้า $v_1 \neq v_2$ สามารถหาแรงดันเอาต์พุตได้ดังนี้

$$v_1 - v_2 = i(R_2 + R_1 + R_2) \quad (2.19)$$

แรงดันอินพุต

$$v_1 - v_2 = iR_1 \quad (2.20)$$

และอัตราขยายความแตกต่าง

$$G_d = \frac{v_3 - v_4}{v_1 - v_2} = \frac{R_1 + 2R_2}{R_1} \quad (2.21)$$

วงจรรขยายอินสตรูเมนต์ขั้นพื้นฐานจะมีข้อจำกัดคือไม่สามารถที่จะลดหรือกำจัดส่วนที่เป็นแรงดันไฟตรงที่ปะปนเข้ามา กับสัญญาณอินพุตและค่าอัตราขยายจัดสัญญาณโหมตร่วมก็ จะถูกจำกัดด้วยความถี่ (frequency) และคุณสมบัติของออปแอมป์เอง

2.6 โปรแกรม LabVIEW

LabVIEW เป็นโปรแกรมที่ใช้ติดต่อสื่อสารกับเครื่องมือต่างๆ [17] ที่อยู่ภายนอกผ่านบอร์ด Data Acquisition ใช้งานเป็น monitoring หรือในการควบคุมการวัดค่าต่างๆ เช่น strain อุณหภูมิ หรือสัญญาณอื่นๆ โดยมีตัวเซนเซอร์รับสัญญาณเข้ามา โดยเอาต์พุตที่ได้จากเซนเซอร์เหล่านี้จะมีค่าเป็นแรงดันหรือกระแสซึ่ง LabVIEW สามารถอ่านค่าที่ผ่านเข้ามาทาง DAQ Card แล้วบันทึกค่าเป็นไฟล์ข้อมูลได้ ดังนั้นการนำ LabVIEW ไปใช้จะต้องพิจารณาถึงวัตถุประสงค์และ Application ที่จะใช้ก่อนว่ามี input เป็นอะไรและต้องการ output อะไรจากนั้นจึงทำการเลือก Hardware ให้ตรงตามต้องการ

การใช้งาน LabVIEW ผู้ใช้ควรมีพื้นฐานด้านการเขียนโปรแกรมพอสมควรเนื่องจากการติดต่อสื่อสารระหว่างโปรแกรมกับเครื่องมือต่างๆที่อยู่ภายนอกนั้น ผู้ใช้ต้องเขียนโปรแกรมคำสั่งการทำงานเพื่อเรียกข้อมูลการวัดแล้วนำมา Process ให้เป็น Monitoring หรือการเขียนคำสั่งเพื่อการควบคุมระบบเช่น ให้โปรแกรมสามารถตรวจสอบค่า Strain ที่อ่านได้ว่าถ้ามีค่าไม่เกินกว่าที่กำหนดแล้วจึงค่อยส่งคำสั่งไปควบคุมให้อุปกรณ์อื่นๆ ทำงานต่อได้ เป็นต้น

2.6.1 โปรแกรม LabVIEW มีองค์ประกอบสำคัญ 3 ส่วน คือ

2.6.1.1 Front panel เป็นส่วนตั้งค่าการวัดและอ่านค่าตัวเลขหรือกราฟที่ออกมาจาก block diagram จึงทำหน้าที่เสมือนเครื่องมือวัดจริงโดย input ที่ป้อนเข้าไปจะเป็นตัวควบคุมส่วน output ที่ออกมาจะเป็นตัวแสดงผล

2.6.1.2 Block diagram ทำหน้าที่เสมือนเป็น Source code โดยใช้โปรแกรมภาษากราฟฟิกองค์ประกอบของ block diagram นี้จะแทนโปรแกรม Node เช่น for loop, case structure และฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ เป็นต้น

2.6.1.3 Icon/Connector ภายใน Front panel จะประกอบด้วย icon ต่างๆและมีสายเชื่อมต่อถึงกันในแต่ละ icon ซึ่งเมื่อเชื่อมต่อกันแล้ว จะสามารถเปลี่ยน Virtual instrument (VI) นี้ให้เป็น Sub VI หรือ Object ที่นำกลับมาใช้ใน block diagram ได้อีก

2.6.2 ความสามารถของโปรแกรม LabVIEW

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากบริษัท National Instrument (NI) ซึ่งเป็นผู้พัฒนาโปรแกรม LabVIEW มี Product ในการพัฒนาอยู่มากมายทั้ง Hardware และ Software จึงทำให้โปรแกรม LabVIEW มีความสามารถในการติดต่อ Hardware อย่างหลากหลายเช่น

2.6.2.1 Hardware

การใช้โปรแกรม LabVIEW เพื่อเชื่อมต่อกับฮาร์ดแวร์ภายนอกทำได้โดยผ่านทางการ์ด DAQ (Data Acquisition) การเชื่อมต่อสามารถเชื่อมต่อกับพอร์ต (Port) ได้หลายชนิด เช่นพอร์ตขนาน (Parallelport) พอร์ตอนุกรม (Serial port), GPIB, และ HPIB เป็นต้น จึงมีแนวความคิดในการออกแบบวงจรขึ้นมาโดยกำหนดคุณสมบัติให้เป็นบอร์ดแบบภายนอกเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตอนุกรม (RS-232) มีจำนวนอินพุต-เอาต์พุต 16 ช่อง (Channel) อินพุตทำงานได้ทั้งโหมดดิจิทัลอินพุตและอนาล็อกอินพุต สำหรับเอาต์พุตกำหนดให้เป็นแบบดิจิทัลเอาต์พุตออกแบบให้สร้างง่ายและต้นทุนต้องไม่สูงมากจนเกินไป

2.6.2.2 Software

Protocol ต่างๆในทางอุตสาหกรรม LabVIEW ก็สามารถติดต่อสื่อสารได้รวมทั้ง PLC ยี่ห้อต่างๆ และงาน SCADA LabVIEW ก็สามารถทำได้เหมือนโปรแกรม SCADA ทั่วไปและบริษัท NI ยังมี PLC ของตนเอง ขยายอีกความสามารถในการทำ Image Processing ก็ทำได้ไม่แพ้ Image Processing ในท้องตลาดสามารถติดต่อกับ Database มาตรฐานรวมทั้งการควบคุมการทำงานกับโปรแกรม MS-OFFICE และอื่นๆใน Windows



รูปที่ 2.27 สัญลักษณ์โปรแกรม LabVIEW [18]

2.6.2 Data Acquisition (DAQ)

Data Acquisition หรือเรียกแบบย่อว่า DAQ คือกระบวนการอ่านค่าสัญญาณทางไฟฟ้าแบบอัตโนมัติ แล้วนำมาเก็บไว้บนเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อการวัด วิเคราะห์ จัดเก็บหรือแสดงผลด้วยซอฟต์แวร์ประเภทมัลติฟังก์ชันจะมีหน้าที่หลักอยู่ 4 ระบบได้แก่ analog input, analog output, digital input/out และ counter input/out (อุปกรณ์บางรุ่นอาจมีไม่ครบทุกหน้าที่ขึ้นอยู่กับการออกแบบ) โดยจะสามารถต่อเข้ากับพีซีได้หลายช่องทาง เช่น USB, PCI, PCI Express, Ethernet หรือไร้สายแบบ Wi-Fi ซึ่งแต่ละแบบจะมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อดีข้อเสียแตกต่างกันไปให้เราเลือกใช้ เช่น ถ้าเราต้องการความเร็วในการรับส่งข้อมูลปริมาณมากๆ เราอาจเลือกใช้อุปกรณ์ PCI Express แต่ถ้าต้องการใช้งานบนแล็ปท็อปด้วยก็อาจจะเลือกแบบ USB แทนหรือถ้าระยะทางระหว่างอุปกรณ์กับพีซีอยู่ไกลกันมากก็อาจเลือกแบบ Ethernet เป็นต้น



รูปที่ 2.28 DAQ Card รุ่น NI USB-6009 [19]

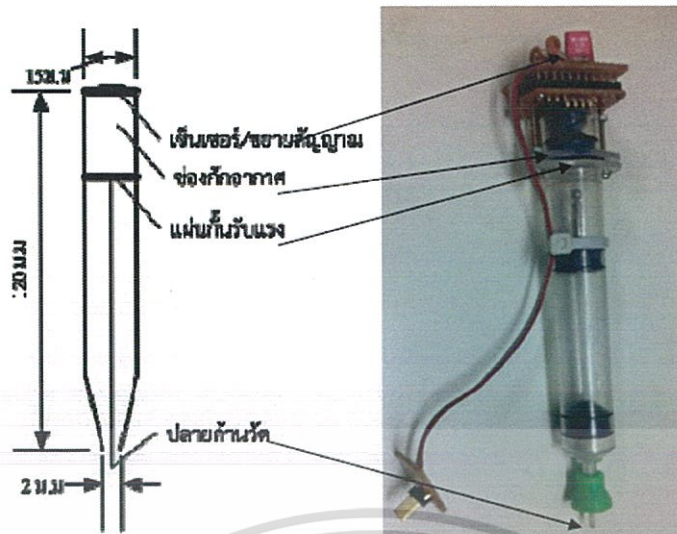
2.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.7.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน[20]

ในปี ค.ศ. 1555 นักวิทยาศาสตร์ชาวโปลิส Strus ได้มีการเริ่มต้นบันทึกการเต้นชีพจรของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน โดยได้นำเสนอว่าการเต้นของหลอดเลือดมีลักษณะเป็นรูปคลื่น ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของรูปคลื่นภายในหลอดเลือดอาจมีความเชื่อมโยงกับโรคต่างๆ ได้

ปัจจุบันการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานมี 2 วิธี คือ วิธีวัดแบบสวมตัวอย่าง และวิธีบันทึกสัญญาณความดันอย่างต่อเนื่อง วิธีวัดแบบสวมตัวอย่างมักจะวัดค่าความดันซิสโตลิก ความดันไดแอสโตลิก และค่าความดันเฉลี่ย ซึ่งค่าเหล่านี้ถูกรวบรวมขณะที่หัวใจมีการเปลี่ยนแปลงในช่วง 1 นาที ส่วนวิธีการวัดแบบต่อเนื่องจะแสดงความดันโลหิตในรูปแบบของคลื่นสัญญาณความดันและข้อมูลเวลาทั้งหมดตามจังหวะการเต้นของหัวใจ

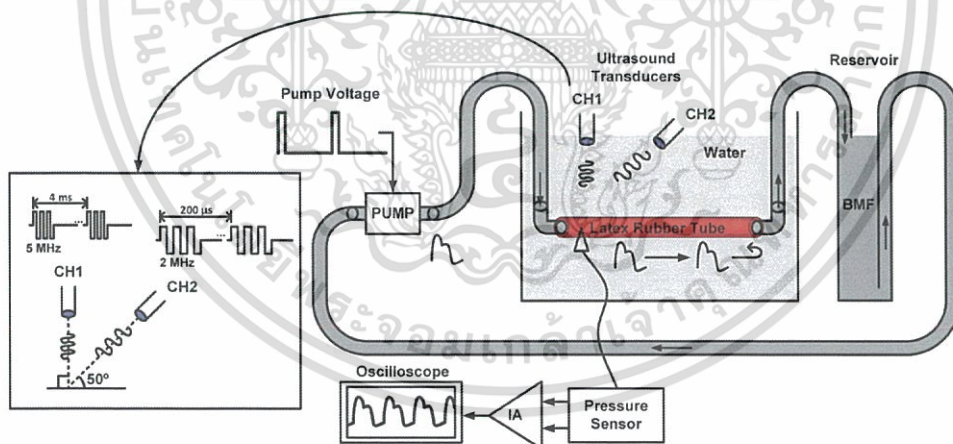
ซึ่งในปี ค.ศ. 2014 ชลธิธา อริยดำรงขวัญ และคณะ ได้ทำอุปกรณ์การติดตามวัดความดันโลหิตไม่รุกรานแบบต่อเนื่อง[2] โดยใช้พื้นฐานของโทโนเมตรี มีลักษณะของอุปกรณ์ดังรูป 2.29



รูปที่ 2.29 อุปกรณ์การวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง

โดยการเลือกใช้เซ็นเซอร์ MPXV5004G ในการวัด ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์แบบเชิงเส้น ถูกติดตั้งในช่องกักอากาศตรงข้ามกับแผ่นกั้น เพื่อตรวจจับสัญญาณความดันในช่องกักอากาศ มีข้อดีคือสามารถตรวจวัดและแสดงผลความดันโลหิตแบบต่อเนื่องได้และในส่วนของโปรแกรมสามารถบันทึกข้อมูลของผู้วัด สัญญาณการวัด และการวิเคราะห์สัญญาณ

และต่อมาในปี ค.ศ. 2015 จูยีน โซล (Joohyun Seo) และคณะ ได้นำเสนอผลงานทางวิชาการเรื่องการวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง โดยใช้ระบบการอุลตราซาวด์ มีลักษณะดังรูป.ที่ 2.30



รูปที่ 2.30 อุปกรณ์การวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องโดยใช้อุลตราซาวด์

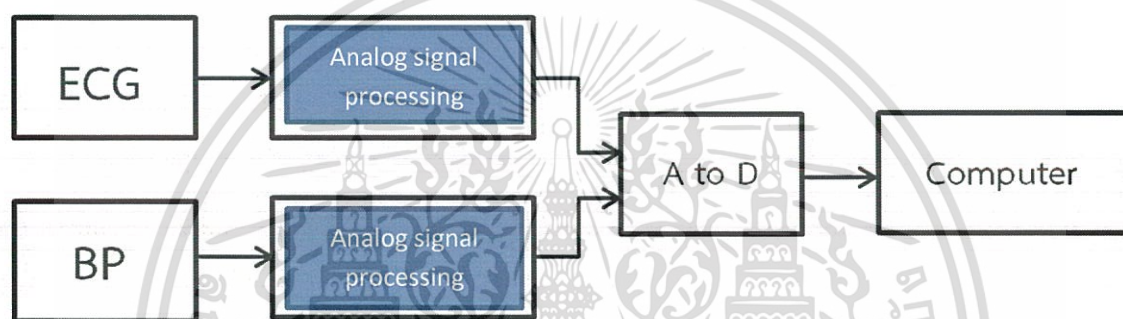
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบระบบวัดความดันแบบต่อเนื่องและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้แนะนำเสนอการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของโทโนเมตรีสำหรับวัดความดันที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์ รวมถึงการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการใช้ในการแสดงผลของการวัดทั้ง 2 ชนิดพร้อมกัน โดยการประมวลผลสัญญาณบนโปรแกรม LABVIEW®

3.1 โครงสร้างของระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าแบบต่อเนื่อง



รูปที่ 3.1 ระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าแบบต่อเนื่อง

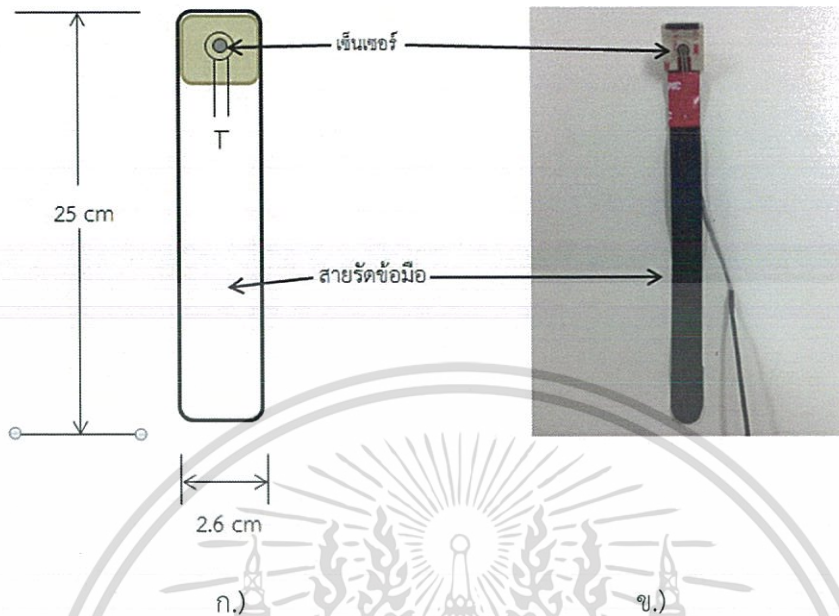
การออกแบบระบบทั้งหมดในรูปที่ 3.1 ประกอบด้วย 2 ระบบ คือ 1. ระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของโทโนเมตรี 2. ระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด โดยทั้งสองระบบที่กล่าวมาในช่วงต้นนี้จะมีเอาท์พุทเป็นสัญญาณอนาล็อก (Analog) และถูกแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) เรียกกระบวนการนี้ว่าการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นดิจิทัล (Analog to Digital: A to D) จากนั้นนำมาวิเคราะห์และประมวลผลบนโปรแกรม LabVIEW® แล้วแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์

3.2 เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน (Sensor)

3.2.1 เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันโลหิตแบบต่อเนื่อง

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้การตรวจวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องในเส้นเลือดแดงที่ข้อมือ (Radial Artery) เนื่องจากโครงสร้างทางสรีระ ง่ายต่อการตรวจวัดและการติดตั้งตัวตรวจจับแรงดัน จากการศึกษาวิธีการของชลลิตา อริยดำรงขวัญ และคณะ [3] พบว่ามีความยุ่งยากในการวางตำแหน่งจุดวัด เนื่องจากปลายสัมผัสของหัววัดมีขนาดเล็ก และผู้ปฏิบัติการต้องจับหัววัดไว้ตลอดเวลาเพื่อสร้างแรงกดบนหลอดเลือดให้คงที่ ทำให้เกิดปัญหาหากวัดในช่วงเวลานาน ๆ ในการออกแบบของเราจึงพยายามแก้ปัญหาโดยเลือกเซ็นเซอร์แบบใหม่ โดยยังใช้หลักการของโทโนเมตรี หลักการคือให้มีขนาดหน้าสัมผัสตำแหน่งวัดใหญ่ขึ้น สามารถสร้างแรงกดให้

คงที่ตลอดช่วงการวัด และเหมาะสมกับการวัดที่บริเวณข้อมือ โดยใช้สายรัดข้อมือปรับเปลี่ยนได้ตามขนาดของข้อมือ รูปที่ 3.2 แสดงรายละเอียดโครงสร้าง ขนาด และการติดตั้งเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน บนสายรัดข้อมือ



รูปที่ 3.2 โครงสร้างและขนาดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน

ก.) การออกแบบ ข.) ต้นแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันซึ่งสร้างตามการออกแบบ

เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันเลือกใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงกด (Force Sensing Resistor : FSR) แบบเปลี่ยนแรงเป็นค่าความต้านทานทางไฟฟ้า ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7.6 มม. ดังแสดงในรูปที่ 2.13-2.14 สมบัติของเซ็นเซอร์คือ เมื่อมีแรงกดไปยังหน้าสัมผัสจะทำให้ค่าความต้านทานลดลง และเมื่อแรงกดที่หน้าสัมผัสของเซ็นเซอร์ลดลงก็จะมีค่าความต้านทานที่สูงขึ้นและคุณสมบัติของเซ็นเซอร์แสดง ดังตารางที่ 3.1

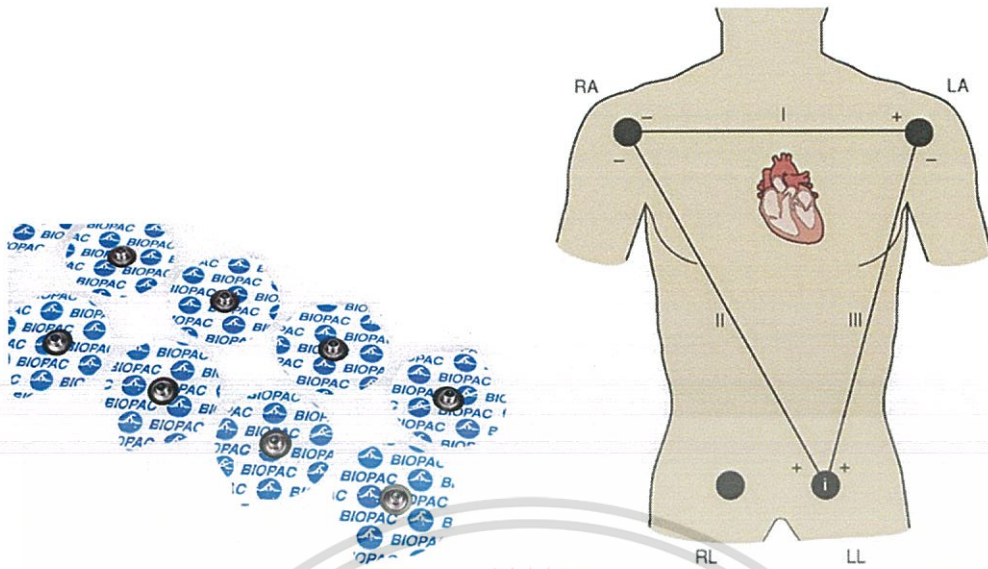
ตารางที่ 3.1 ความสามารถของเซ็นเซอร์ FSR

แรงกด (Actuation Force)	~0.2 นิวตัน
ช่วงความไวของแรง(Force Sensitivity Range)	~0.2 - 20 นิวตัน
แรงที่ทำซ้ำครั้งเดียว(Force Repeatability Single Part)	+/- 2 เปอร์เซ็นต์
แรงที่ทำซ้ำครั้งต่อครั้ง(Force Repeatability Part to Part)	+/- 6 เปอร์เซ็นต์
ความต้านทานขณะไม่ใช้งาน(Non-Actuated Resistance)	>10 เมกะโอห์ม
เวลาฟื้นตัว(Device Rise Time)	< 3 ไมโครวินาที

3.2.2 อิเล็กโทรดตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด ทำได้โดยต้องติดแผ่นอิเล็กโทรดแบบเปียก มีเจลตัวนำไฟฟ้าแบบใช้แล้วทิ้ง เพื่อความสะดวกในการติดตั้งอิเล็กโทรด เลือกใช้ LEAD-I แบบมอนิเตอร์ที่บริเวณหน้าอกของร่างกายแสดงดังรูปที่ 3.4 การเลือกตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าอาจจะไม่ใช่ประเด็นวิกฤติ เพียงแต่ให้สามารถประเมินอัตราการเต้นของหัวใจได้ก็เพียงพอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



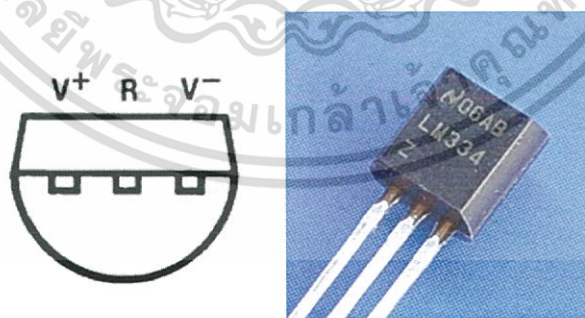
รูปที่ 3.3 ลักษณะของอิเล็กโทรดและตำแหน่งการติดอิเล็กโทรด[21]

3.3 ระบบอิเล็กทรอติกส์

3.3.1 แนวคิดการออกแบบวงจรวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง

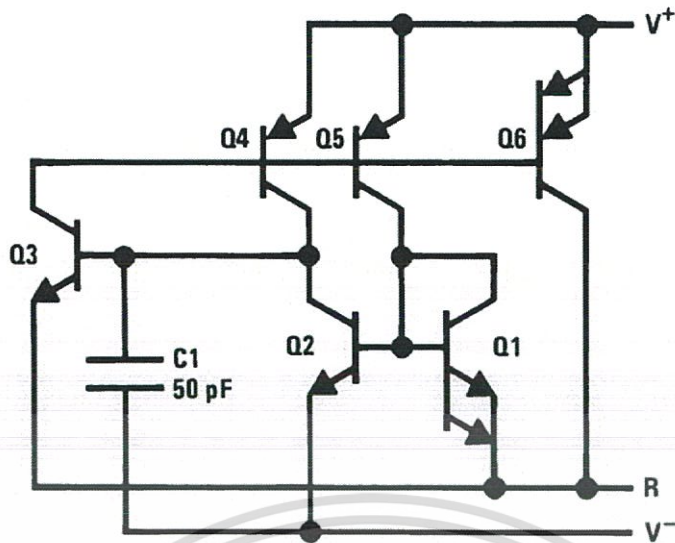
ภายในวงจรวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง ใช้ไอซีเบอร์ LM334 และ LM358 โดย LM334 จะทำหน้าที่เป็นแหล่งจ่ายกระแสคงที่ (Current Source) ให้กับเซ็นเซอร์ FSR เพื่อแปลงค่าความต้านทานเป็นแรงดันไฟฟ้าในการออกแบบเนื่องจาก FSR มีสมบัติไม่เป็นเชิงเส้นในช่วงกว้าง จึงใช้ค่ากระแสผ่านตัวต้านทานไม่สูงมากเกินไปในที่นี้ใช้กระแสในช่วงน้อยกว่า 1 มิลลิแอมป์ และใช้ LM358 ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ ภายใน LM358 จะมีออปแอมป์ 2 ตัว ซึ่งทำงานได้อย่างเป็นอิสระต่อกัน ออปแอมป์แต่ละตัวสามารถทำงานได้แบบใช้ไฟเลี้ยงซีกเดียว

3.3.1.1 LM334



รูปที่ 3.4 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM334

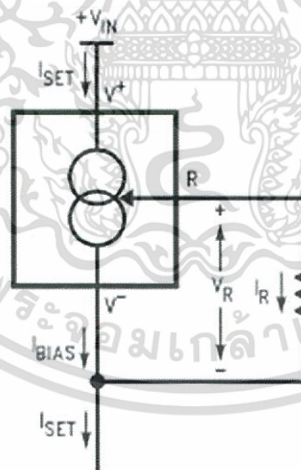
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 วงจรภายในของ LM334

ตารางที่ 3.2 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM334

ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1	V^+	แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply voltage)
2	R	ค่าความต้านทาน
3	V^-	แรงดันเอาต์พุต

รูปที่ 3.6 วงจรแหล่งจ่ายกระแส โดยกำหนดกระแสโดยตัวต้านทานภายนอก R_{SET}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกำหนดกระแส LM334

จากคู่มือของผู้ผลิต กำหนดสมการเพื่อหาค่ากระแส I_{SET} เป็น

$$I_{SET} = \frac{V_R}{R_{SET}} \quad (3.1)$$

เมื่อ V_R มีค่าเท่ากับ 65.8 mV และ R_{SET} มีค่าเท่ากับ 200 Ω (ค่ามาตรฐานที่มีจำหน่าย)

แทนค่า

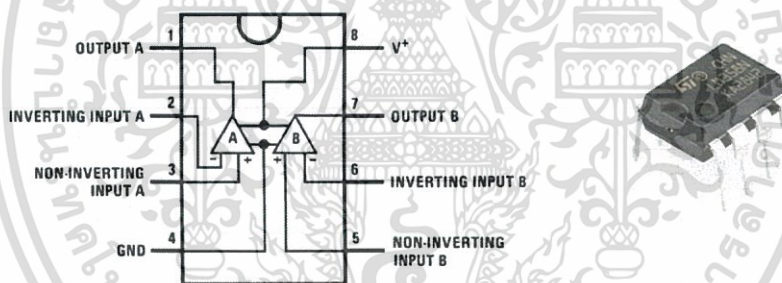
$$I_{SET} = \frac{65.8\text{mV}}{200\Omega}$$

เพราะฉะนั้นจะได้ค่ากระแส

$$I_{SET} = 0.33\text{mA}$$

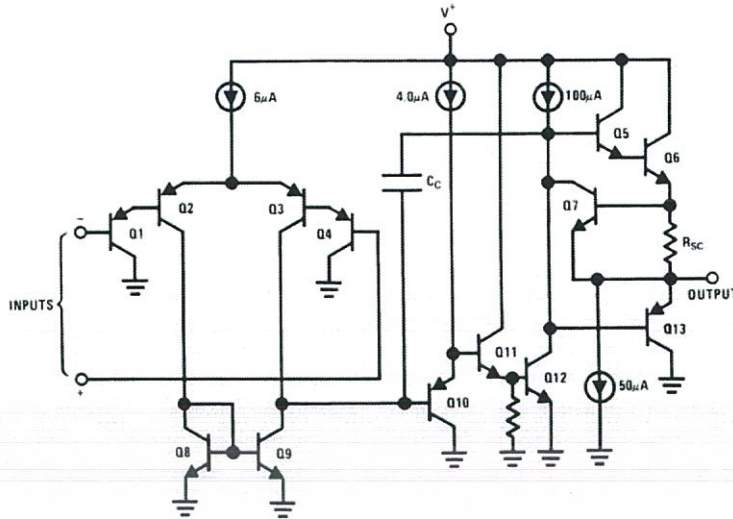
3.3.1.2 ไอซีเบอร์ LM358

มีออปแอมป์ใช้งานทั่วไปสองตัว 8 ขา ราคาประหยัด ใช้ไฟเลี้ยงซีกเดียวได้ ใช้เทคโนโลยีไบโพลาร์



รูปที่ 3.7 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM358

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 วงจรภายในของไอซีเบอร์ LM358

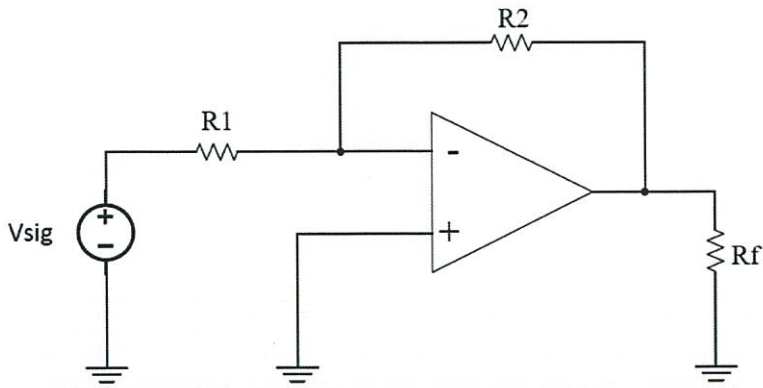
ตารางที่ 3.3 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM358

ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1	OUTA	เอาต์พุต A
2	-INA	อินพุตกลับเฟส A
3	+INA	อินพุตไม่กลับเฟส A
4	GND	กราวด์
5	+INB	อินพุตไม่กลับเฟส B
6	-INB	อินพุตกลับเฟส B
7	OUTB	เอาต์พุต B
8	V+	ไฟเลี้ยง

ตารางที่ 3.4 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ LM358

ความสามารถของเซ็นเซอร์	สัญลักษณ์	ค่าต่ำสุด	ค่ากลาง	ค่าสูงสุด	หน่วย
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V_S	3	-	32	V_{DC}
แหล่งจ่ายกระแส (Supply Current)	I_S	-	-	1.2	mAdc
อุณหภูมิ (Temperature)	T	0	-	70	$^{\circ}C$
Input Offset Voltage	V_{OFF}	-	-	3	mV
Input Offset Current	I_{OFF}	-	-	30	nA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)

การออกแบบใช้ ทรานซิสเตอร์หนึ่งตัวเป็นวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) และอีกตัวหนึ่งทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ ลดความต้านทานที่ขา non-inverting ของวงจรถ่ายเพื่อการปรับแรงดันออฟเซต

การคำนวณวงจรถ่ายแบบกลับเฟส
สมการเพื่อหาค่าอัตราขยาย A_V

$$A_V = \frac{V_O}{V_{SIG}} = \frac{-R_2}{R_1} \quad (3.2)$$

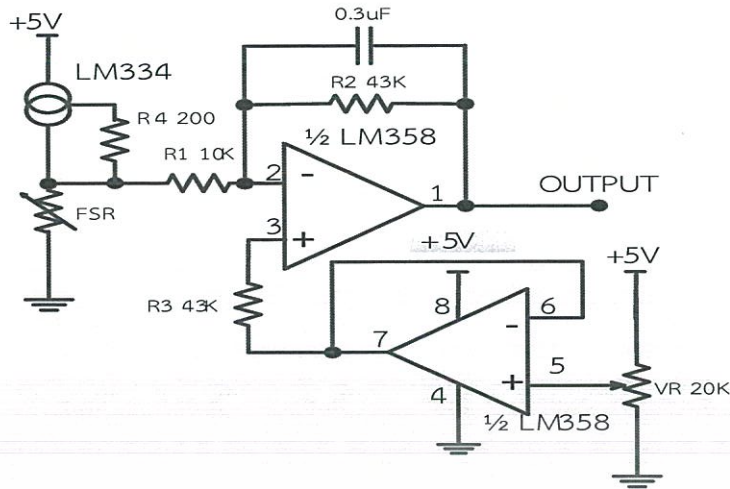
เมื่อ R_2 มีค่าเท่ากับ $43\text{K}\Omega$ และ R_1 มีค่าเท่ากับ $10\text{K}\Omega$
แทนค่า

$$A_V = \frac{-43\text{K}\Omega}{10\text{K}\Omega}$$

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าอัตราขยาย

$$A_V = -4.3 \text{ เท่า}$$

ในทางปฏิบัติใช้ตัวทานทริมเมอร์อนุกรมกับ R_2 เพื่อให้สามารถปรับค่าแรงดันเอาต์พุตได้ เหมาะสมกับการแสดงผล ก่อนการปรับเทียบ

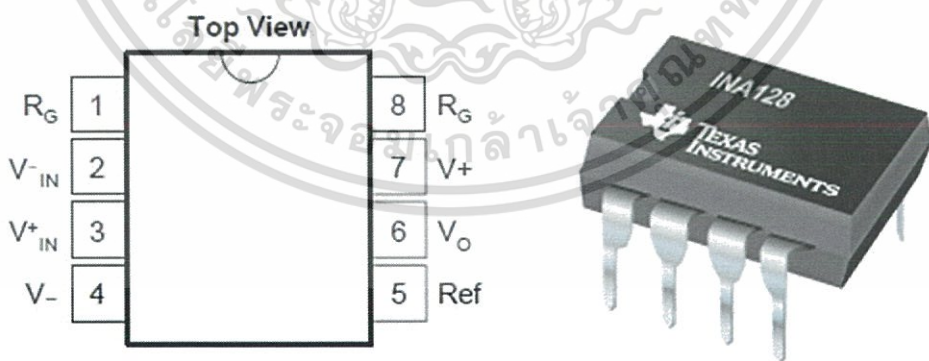


รูปที่ 3.10 วงจรขั้วเซ็นเซอร์จาก LM334 และขยายสัญญาณจาก LM358

3.3.2 แนวคิดในการออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด

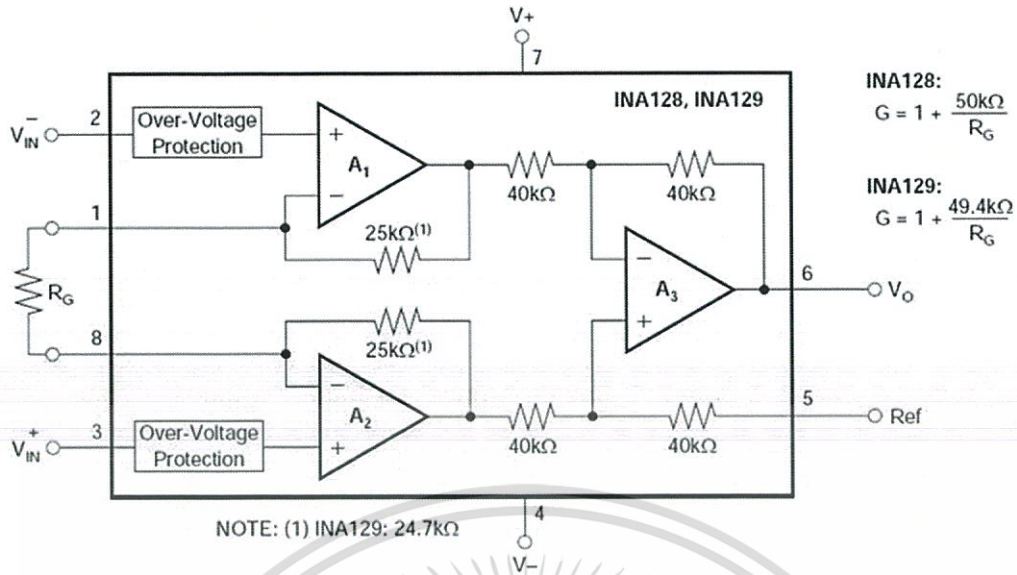
วงจรวัดวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกออกแบบโดยใช้ไอซีเบอร์ INA128, TL074 และ TLP521 ประกอบไปด้วยวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier) วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter ,LPF) วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter ,HPF) และออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-Isolator) อัตราขยายของวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันเลือกใช้ที่ 500เท่า และกำหนดช่วงความถี่ผ่านของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประมาณ 100 Hz เพื่อให้ รูปคลื่นไม่ผิดเพี้ยนมากนักและยังสามารถตรวจวัดยอด QRS ได้ เลือกใช้วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน แบบชิปเดี่ยวเพื่อให้มีวงจรมี ค่า CMRR และขนาดทางกายภาพมีขนาดเล็ก เนื่องจากการวัดแต่ละครั้งใช้เวลาไม่นาน เลือกใช้แหล่งจ่ายไฟเป็นแบบ แบตเตอรี่ ทำให้ง่ายต่อการเคลื่อนย้าย และมีสมบัติให้ความปลอดภัยทางไฟฟ้ากับผู้เข้ารับการวัด และใช้ออปโตไอโซเลเตอร์ แยกวงจรวัดจากคอมพิวเตอร์ประมวลผล ทั้งหมดเพื่อความปลอดภัยทางไฟฟ้ากับผู้เข้ารับการวัด

3.3.2.1 ไอซีเบอร์ INA128



รูปที่ 3.11 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ INA128

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 วงจรสมมูลของไอซีเบอร์ INA128

ตารางที่ 3.5 รายละเอียดของไอซีเบอร์ INA128

ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1	R_G	ค่าความต้านทานปรับอัตราขยาย (Resistor Gain)
2	V_{IN}^-	อินพุตลบ (Negative input)
3	V_{IN}^+	อินพุตบวก (Positive input)
4	V^-	ไฟเลี้ยงด้านลบ (Negative supply)
5	Ref	อ้างอิงด้านอินพุต (Reference input)
6	V_O	เอาต์พุต (Output)
7	V^+	ไฟเลี้ยงด้านบวก (Positive supply)
8	R_G	ค่าความต้านทานปรับอัตราขยาย (Resistor Gain)

ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ INA128

ความสามารถของเซ็นเซอร์	สัญลักษณ์	ค่าต่ำสุด	ค่ากลาง	ค่าสูงสุด	หน่วย
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V_S	-	-	± 18	V_{DC}
แรงดันอินพุต (Input Voltage)	V_{IA}	-	-	± 40	V_{DC}
อุณหภูมิ (Temperature)	T	-40	-	125	$^{\circ}C$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณหาอัตราขยายของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ขั้น
สมการเพื่อหาค่าอัตราขยาย

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} \quad (3.3)$$

เมื่อ R_G มีค่าเท่ากับ 100Ω

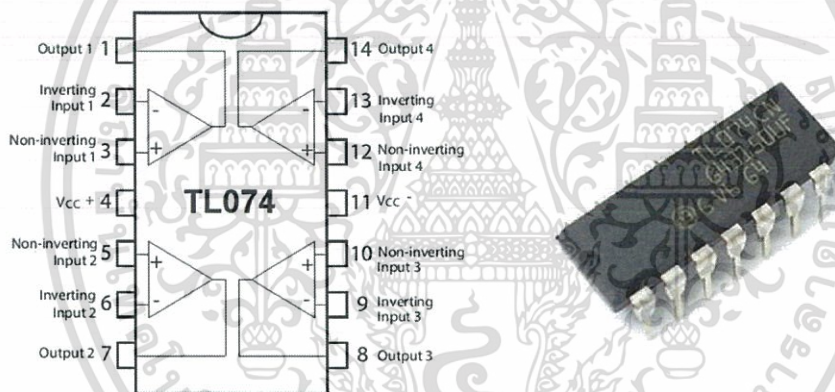
แทนค่า

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{100\Omega}$$

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าอัตราขยาย

$$G = 501 \text{ เท่า}$$

3.3.2.2 ไอซีเบอร์ TL074



รูปที่ 3.13 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TL074

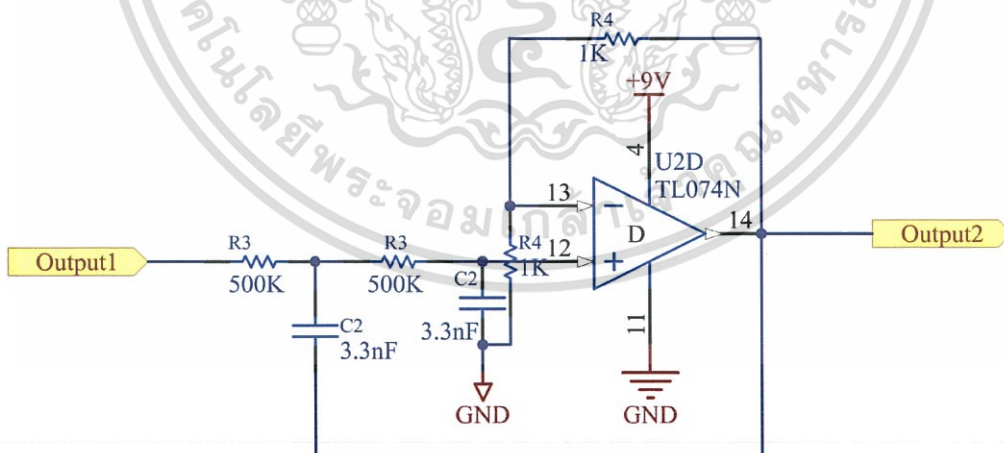
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.7 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TL074

ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1	1OUT	เอาต์พุต (Output)
2	1IN-	อินพุตลบ (Negative input)
3	1IN+	อินพุตบวก (Positive input)
4	Vcc+	ไฟเลี้ยงด้านบวก (Positive supply)
5	2IN+	อินพุตบวก (Positive input)
6	2IN-	อินพุตลบ (Negative input)
7	2OUT	เอาต์พุต (Output)
8	3OUT	เอาต์พุต (Output)
9	3IN-	อินพุตลบ (Negative input)
10	3IN+	อินพุตบวก (Positive input)
11	Vcc-	ไฟเลี้ยงด้านลบ (Negative supply)
12	4IN+	อินพุตบวก (Positive input)
13	4IN-	อินพุตลบ (Negative input)
14	4OUT	เอาต์พุต (Output)

ตารางที่ 3.8 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ TL074

ความสามารถของเซ็นเซอร์	สัญลักษณ์	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	หน่วย
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V_{CC+}	5	15	V_{DC}
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V_{CC-}	-5	-15	V_{DC}
แรงดันคอมมอนโหมด(Common-mode voltage)	V_{CM}	V_{CC-}	V_{CC+}	V_{DC}



รูปที่ 3.14 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน(Low Pass Filter ,LPF)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณหาอัตราขยายและความถี่คutoffของวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน
สมการเพื่อหาค่าอัตราขยาย

$$G = 1 + \frac{R_f}{R_I} \quad (3.4)$$

เมื่อ R_f และ R_I มีค่าเท่ากับ $1K\Omega$

แทนค่า

$$G = 1 + \frac{1K\Omega}{1K\Omega}$$

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าอัตราขยาย

$$G = 2 \text{ เท่า}$$

สมการเพื่อหาค่าความถี่คutoff

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

(3.5)

เมื่อ R มีค่าเท่ากับ $330 K\Omega$ และ C มีค่าเท่ากับ $3.3 \mu F$

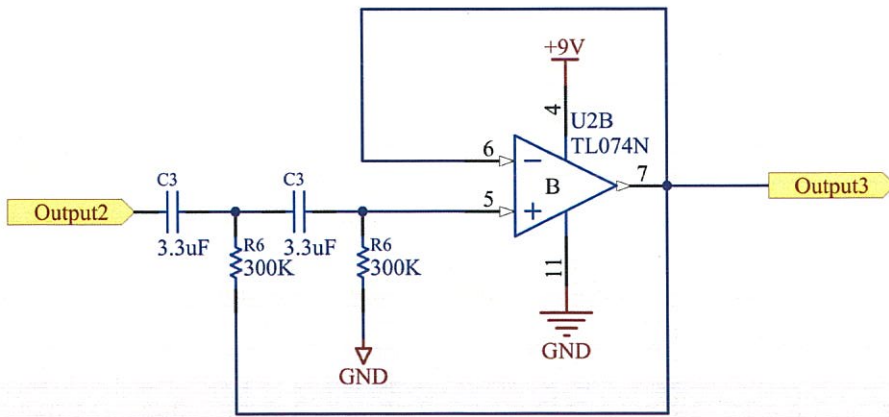
แทนค่า

$$f = \frac{1}{2\pi \times 330K\Omega \times 3.3\mu F}$$

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าความถี่คutoff

$$f = 0.146 \text{ Hz}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter ,HPF)

การคำนวณหาความถี่คutoffของวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน
สมการเพื่อหาค่าความถี่คutoff

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.5)$$

เมื่อ R มีค่าเท่ากับ 500 K Ω และ C มีค่าเท่ากับ 3.3 nF
แทนค่า

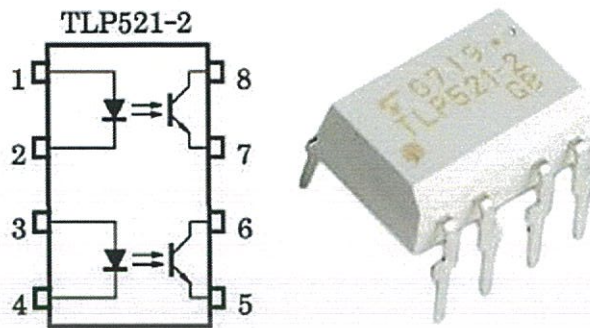
$$f = \frac{1}{2\pi \times 500K\Omega \times 3.3nF}$$

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าความถี่คutoff

$$f = 96.506 \text{ Hz}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2.3 ไอซีเบอร์ TLP521-2



รูปที่ 3.16 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TLP521-2

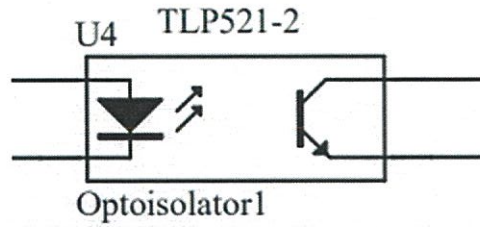
ตารางที่ 3.9 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TLP521-2

ตำแหน่งขา	ชื่อของขา
1	Anode
2	Cathode
3	Anode
4	Cathode
5	Emitter
6	Collector
7	Emitter
8	Collector

ตารางที่ 3.10 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ TLP521-2

ความสามารถของเซ็นเซอร์	สัญลักษณ์	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	หน่วย
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V_{cc}	-	15	V
กระแสไบอัส (Forward current)	I_F	-	25	mA
กระแสคอลเลคเตอร์ (Collector current)	I_C	-	10	mA
อุณหภูมิทำงาน (Operating temperature)	T_{opr}	-25	85	$^{\circ}C$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



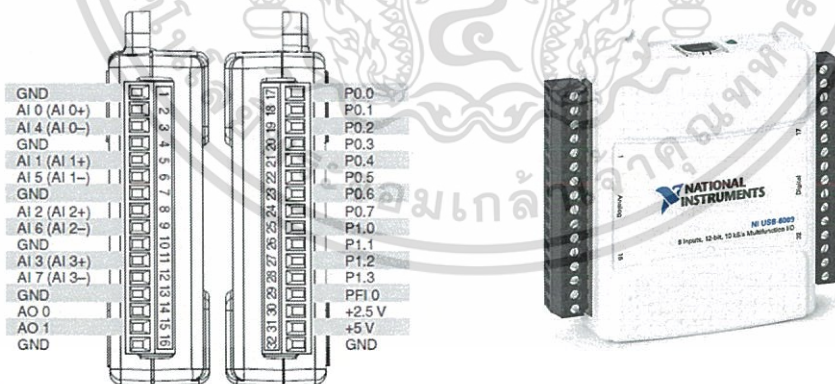
รูปที่ 3.17 วงจรอปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-isolator)

3.3.3 DAQ Card NI USB-6009

กระบวนการแปลงสัญญาณอนาล็อกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณความดันโลหิตให้เป็นสัญญาณดิจิทัลนั้น จึงเลือกใช้ DAQ Card NI USB-6009[®] เพราะภายในตัวอุปกรณ์นี้มีความละเอียดสูง สามารถรับสัญญาณอินพุตได้หลายช่องทาง มีการควบคุมการทำงานผ่านโปรแกรมคอมพิวเตอร์ถูกเชื่อมต่อโดยพอร์ต USB

ตารางที่ 3.11 คุณสมบัติของ NI-6009

คุณสมบัติ	NI USB-6009
ความละเอียดของสัญญาณอินพุต	14 บิตแบบ differential 13 บิตแบบ single-ended
อัตราการสุ่มสูงสุดของสัญญาณอินพุต Single Channel	48 kS/s
อัตราการสุ่มสูงสุดของสัญญาณอินพุต Multiple Channel	48 kS/s
การกำหนดค่าสัญญาณดิจิทัล (อินพุต/เอาต์พุต)	เลือกผ่านซอฟต์แวร์



รูปที่ 3.18 ตำแหน่งช่องรับสัญญาณอินพุตและโครงสร้างภายนอกของ DAQ Card NI USB-6009

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์

3.4.1 โปรแกรม LABVIEW®

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้การเชื่อมต่อกับวงจรภายนอกผ่านบอร์ด DAQ Card NI USB-6009 ซึ่งแบ่งการออกแบบเป็น 3 ส่วน คือ การรับค่าข้อมูล การแสดงค่าข้อมูล และการบันทึกข้อมูล

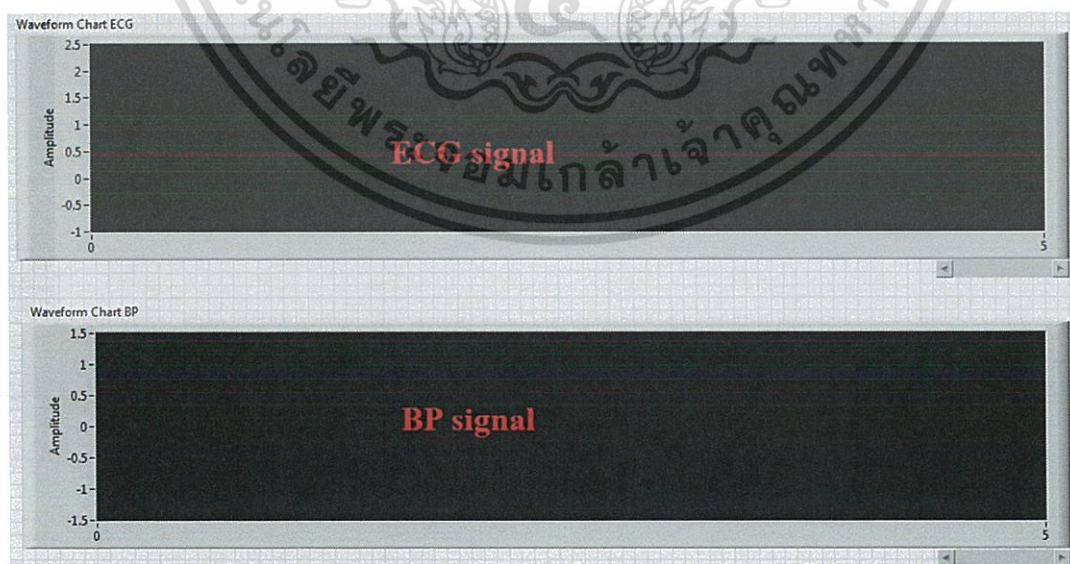
3.4.1.1 การรับค่าข้อมูลของผู้ตรวจวัด

เป็นการกรอกข้อมูลส่วนตัวของผู้วัด จะประกอบด้วย ชื่อ เพศ อายุ ค่าความดันซิสโตลิก(SBP) และค่าความดันไดแอสโตลิก(DBP) เพื่อใช้เก็บบันทึกเป็นข้อมูลส่วนตัวของผู้ที่มาตรวจวัดในแต่ละครั้ง

รูปที่ 3.19 การรับค่าข้อมูลของผู้ตรวจวัด

3.4.1.2 การแสดงข้อมูลของการตรวจวัด

สัญญาณที่ได้จากการตรวจวัดจะผ่านกระบวนการภายในของ DAQ Card NI USB-6009 และมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์แบบเวลาจริง ซึ่งการแสดงผลบนหน้าจอจะประกอบด้วยรูปคลื่นสัญญาณจากการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และความดันโลหิต

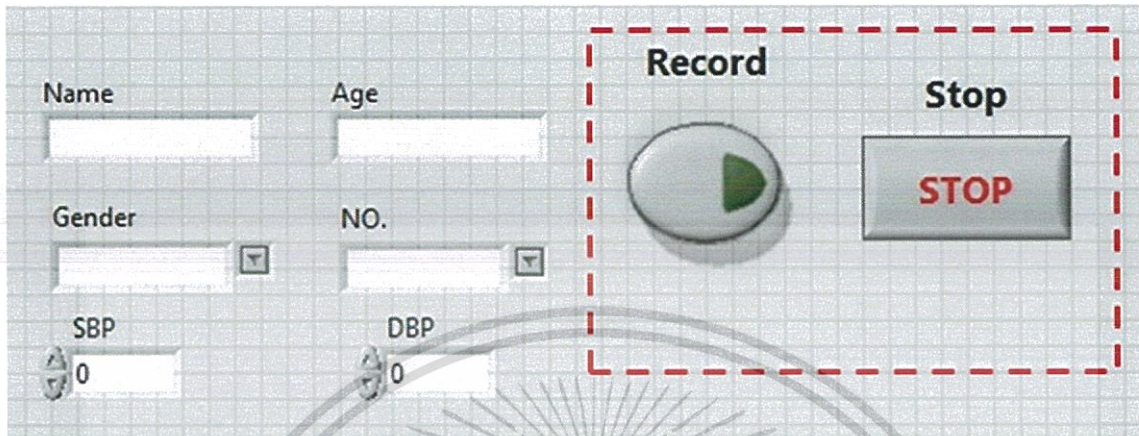


รูปที่ 3.20 การแสดงข้อมูลของการวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1.3 การบันทึกข้อมูลของการตรวจวัด

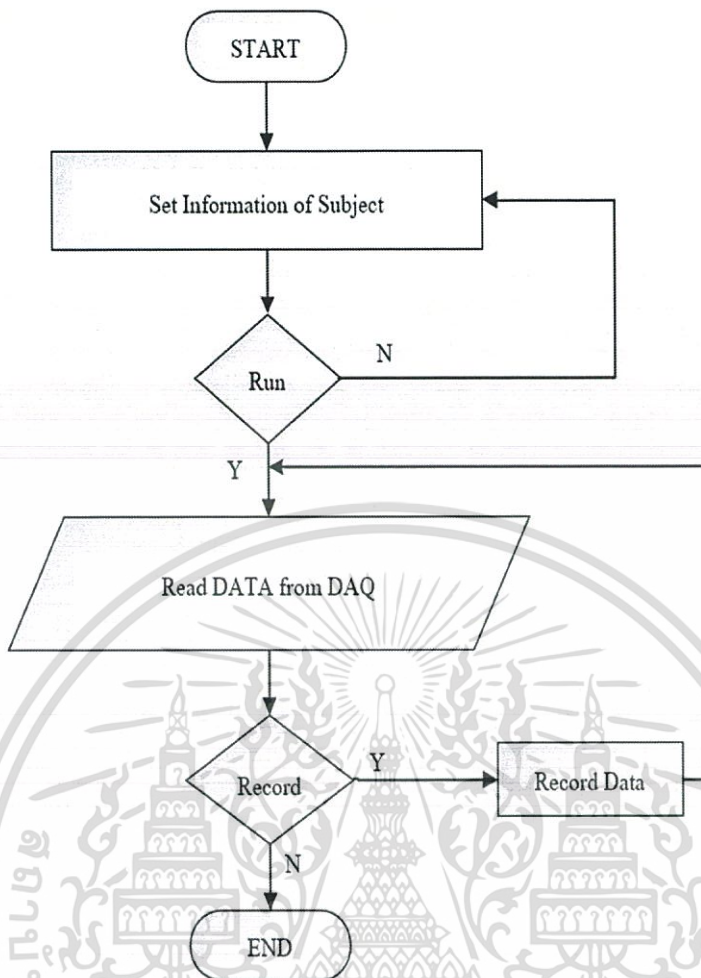
เมื่อสัญญาณที่ได้จากการวัดถูกแสดงค่าอย่างต่อเนื่อง ระบบจะถูกออกแบบให้กดปุ่ม(Record)เพื่อเริ่มบันทึกข้อมูลทั้งหมดนั้นไว้ในคอมพิวเตอร์ โดยสามารถปุ่ม(Stop)เพื่อหยุดการทำงานได้ทันทีที่ต้องการ และยังสามารถนำข้อมูลไปวิเคราะห์ในภายหลังจากการวัดได้



รูปที่ 3.21 การบันทึกข้อมูลของการวัด

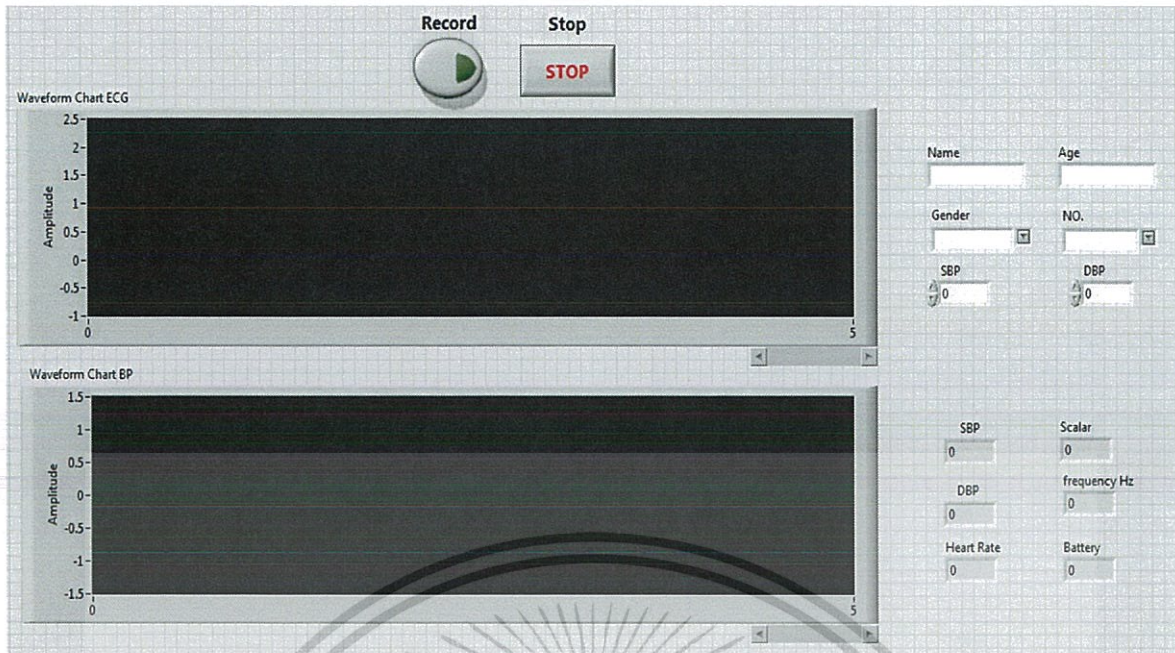


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.22 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์ของการวัดสัญญาณความดันโลหิตและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.23 หน้าต่างการทำงานของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต

จากรูปที่ 3.23 เป็นหน้าต่างการทำงานของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต ซึ่งได้รับข้อมูลจาก DAQ Card NI USB-6009 แล้วนำมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์แบบเวลาจริง การทำงานจะเริ่มจากการกดปุ่ม Start สัญญาณทั้งสองจะปรากฏบนจอคอมพิวเตอร์ พร้อมทั้งบอกอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันซิสโตลิก ค่าความดันไดแอสโตลิกในขณะที่ทำการวัด

3.4 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบระบบวัดและประเมินค่า Baroreflex ซึ่งประกอบด้วยสองระบบคือระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีดและระบบวัดความดันโลหิตโดยใช้หลักการของโทโนเมตรี รวมถึงออกแบบโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทำงานบนแพลตฟอร์ม LABVIEW[®] วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด มีอัตราขยาย ประมาณ 500 เท่าช่วงความถี่ผ่าน 100 Hz ตำแหน่งวัด LEAD - I ส่วนวงจรวัดความดันโลหิตจะใช้หลักการของโทโนเมตรี จึงเลือกใช้เซ็นเซอร์ FSR ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7.6 มม. ติดกับสายรัดข้อมือ เพื่อสร้างแรงกดให้หน้าสัมผัสของ FSR กับผิวหนังที่อยู่เหนือเส้นเลือดแดงที่บริเวณข้อมือ มีวงจรอิเล็กทรอนิกส์เปลี่ยนความต้านทานเป็นแรงดันไฟฟ้า สัญญาณเอาต์พุตสัญญาณอนาล็อกของทั้งสองวงจรถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อมาแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ใช้ DAQ Card NI USB-6009[®] ที่มีฟังก์ชันภายในสามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านข้อ USB ของคอมพิวเตอร์

ซอฟต์แวร์บนแพลตฟอร์ม LABVIEW[®] ใช้ในการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณความดันโลหิต ใน real time และบันทึกข้อมูลของผู้ตรวจวัด บันทึกสัญญาณของการวัด และยังสามารถนำข้อมูลที่บันทึกไว้ไปวิเคราะห์ Baroreflex Sensitivity (BRS) ในภายหลัง

บทที่ 4

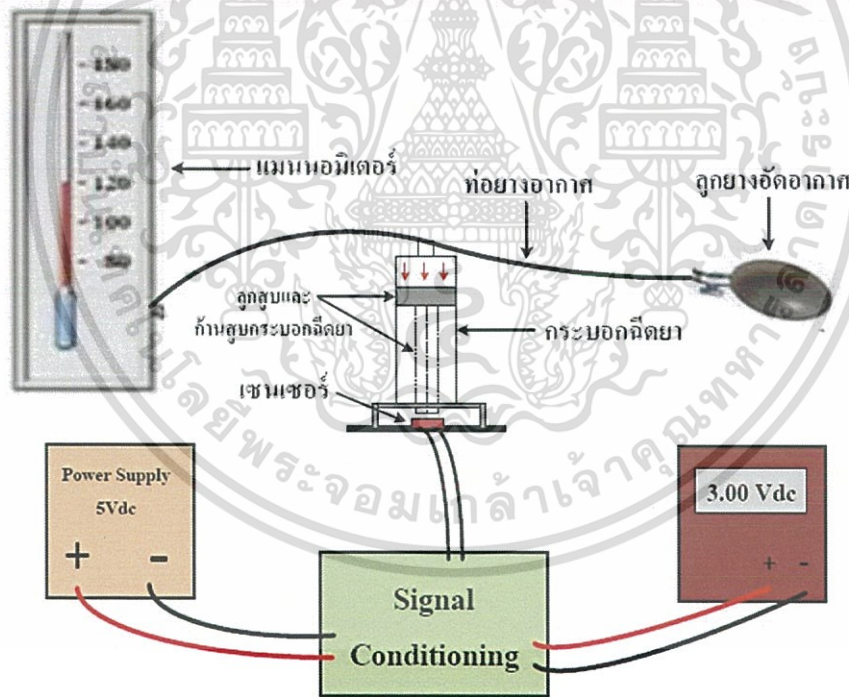
การทดสอบระบบและผลการทดสอบ

ในบทนี้กล่าวถึงการทดสอบทางเทคนิคของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและระบบวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรี การทดสอบของเซ็นเซอร์ FSR กับแรงดันอากาศที่ตกลงบริเวณหน้าสัมผัส แล้วนำมาทดสอบกับระบบวัดความดันโลหิตที่ได้ออกแบบไว้ และการทดสอบระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการนำระบบที่ได้ออกแบบไว้มาทดสอบกับเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณที่ออกมา และการทดสอบระบบของโปรแกรม LABVIEW®

4.1 การทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ FSR

4.1.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR

เป็นการทดสอบความไวและความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR โดยการป้อนความดันอากาศเข้าไปที่กระบอกกักอากาศ จะใช้การบีบลูกยางเพื่อเพิ่มความดันอากาศผ่านสายยาง เมื่อความดันอากาศมากขึ้นจะไปดันก้านในกระบอกให้ตกลงไปยังหน้าสัมผัสของเซ็นเซอร์ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานภายในตัวเซ็นเซอร์ โดยมี Signal Conditioning เปลี่ยนค่าความต้านทานที่เกิดขึ้นให้ออกมาเป็นแรงดันดังรูปที่ 4.1

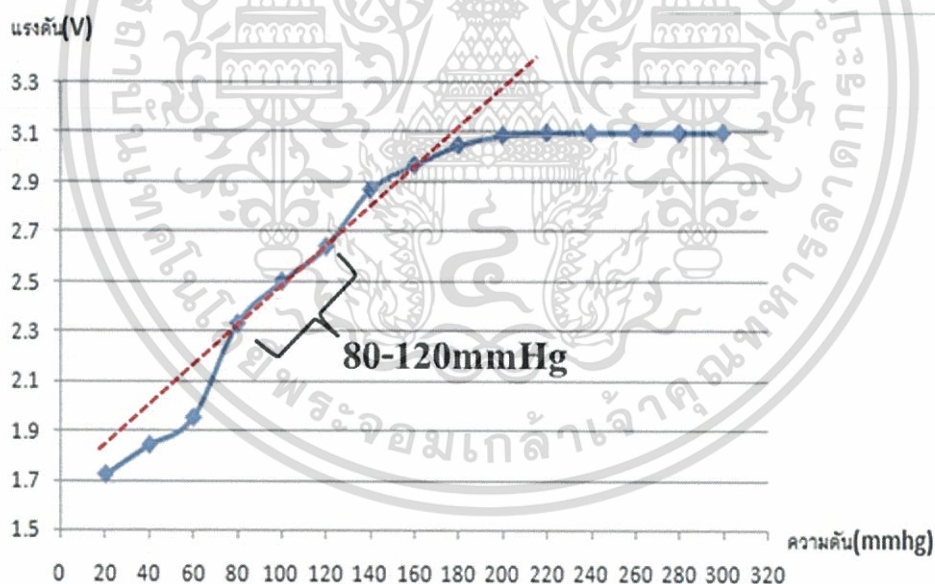


รูปที่ 4.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 20 ถึง 300 มิลลิเมตรปรอท

แรงดัน(mmHg)	ครั้งที่1 (Volt)	ครั้งที่2 (Volt)	ครั้งที่3 (Volt)	ค่าเฉลี่ย (Volt)
0	0	0	0	0
20	1.88	1.72	1.82	1.8
40	1.88	1.77	1.82	1.87
60	1.94	1.84	1.9	1.89
80	2.3	2.38	2.31	2.33
100	2.45	2.47	2.58	2.5
120	2.71	2.62	2.6	2.64
140	2.91	2.8	2.91	2.87
160	2.96	3	2.94	2.97
180	3	3.05	3.1	3.05
200	3.06	3.07	3.1	3.09
220	3.06	3.07	3.1	3.1
240	3.06	3.07	3.1	3.1
260	3.06	3.07	3.1	3.1
280	3.06	3.07	3.1	3.1
300	3.09	3.09	3.13	3.1



รูปที่ 4.2 ผลการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่กดบนเซ็นเซอร์กับแรงดันไฟฟ้า

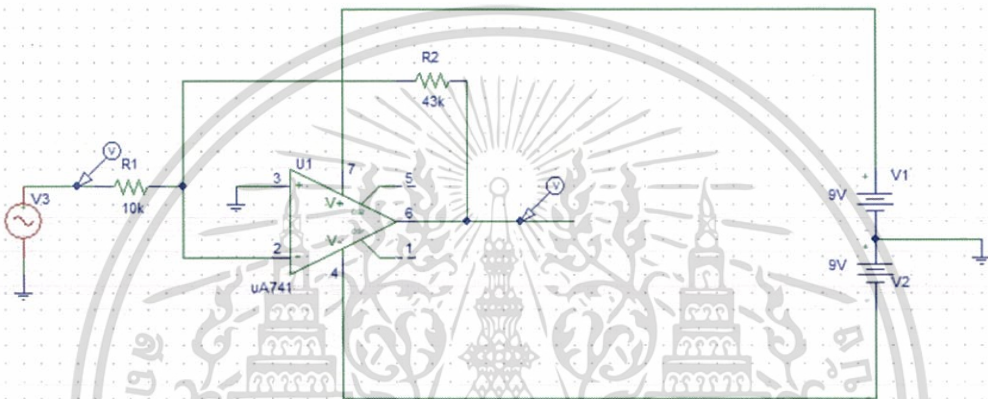
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าเมื่อมีความดันมากดที่หน้าสัมผัสของเซ็นเซอร์ จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่แรงดันไฟฟ้า เมื่อมีความดันมากดมากทำให้ค่าของแรงดันก็เปลี่ยนแปลงตามไปด้วย จนกระทั่งถึงค่าความดันค่าหนึ่งซึ่งจะไม่เกิดการเปลี่ยนแปลง และในช่วงความดัน 80-120 mmHg ค่อนข้างที่จะเป็นเชิงเส้น ซึ่งเป็นช่วงที่ใช้งานเนื่องจากความดันโลหิตของคนปกติแล้วจะอยู่ในประมาณช่วงนี้

4.2 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต

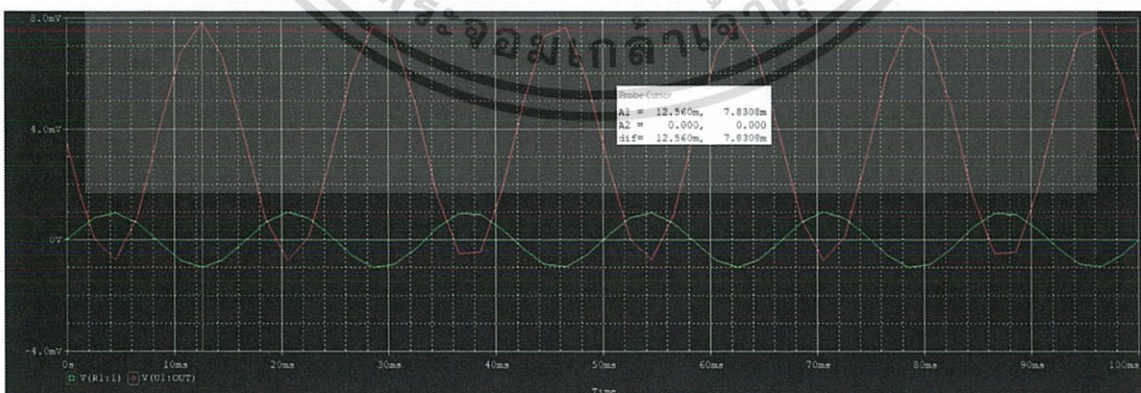
การทดสอบจะแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ทดสอบวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) และ ทดสอบแหล่งจ่ายกระแส (Current Source)

4.2.1 การทดสอบวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)



รูปที่ 4.3 วงจรขยายแบบกลับเฟสที่ออกแบบไว้

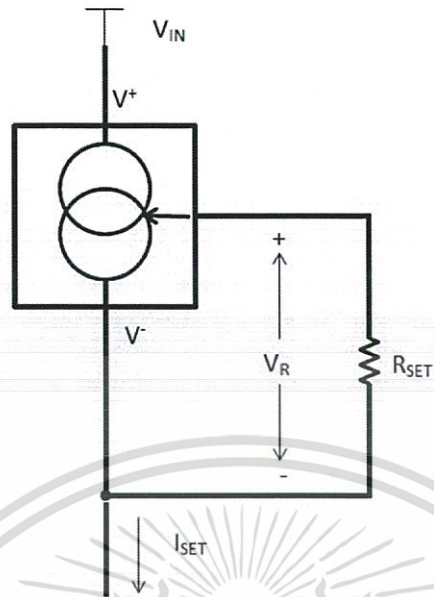
วงจรขยายแบบกลับเฟสออกแบบให้มีอัตราขยายเท่ากับ 4.3 เท่า โดยจ่ายแรงดันอินพุตที่ 1V และ สัญญาณเอาต์พุตที่ได้มีค่าเท่ากับ 4.3V ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 สัญญาณอินพุตและเอาต์พุตวงจรขยายแบบกลับเฟส

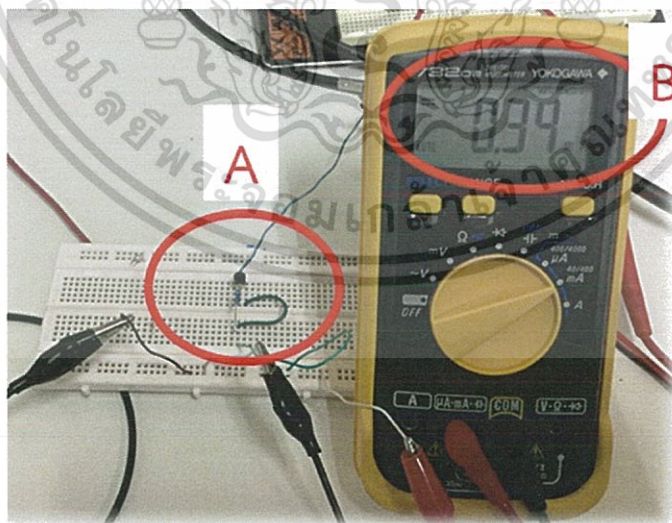
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 การทดสอบแหล่งจ่ายกระแส (Current Source)



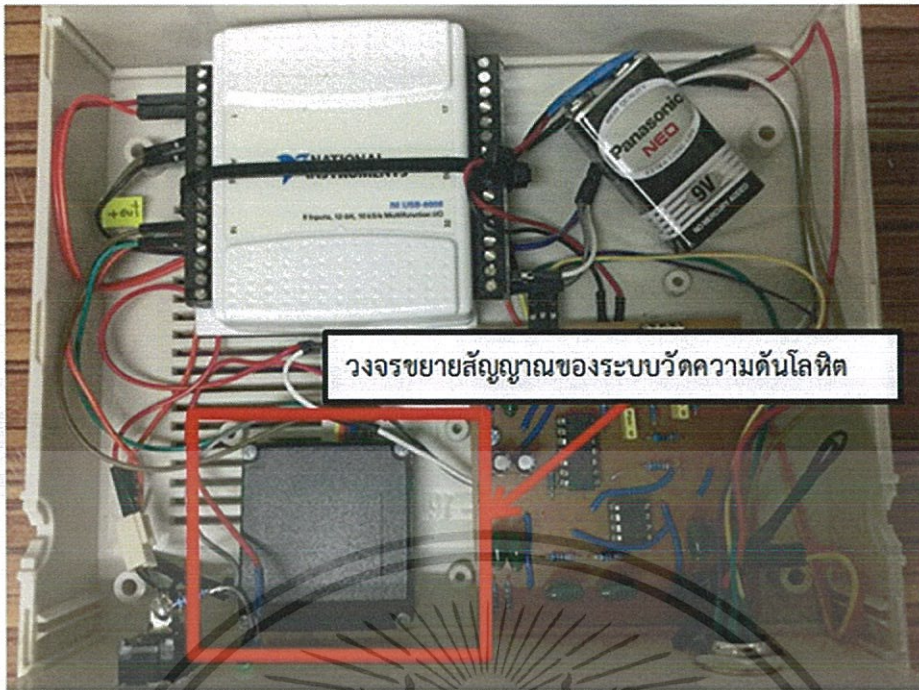
รูปที่ 4.5 แหล่งจ่ายกระแสที่ออกแบบไว้

แหล่งจ่ายกระแสออกแบบ(จุดA)ให้มีอัตราการจ่ายกระแสเท่ากับ 0.33 mA โดยกำหนดค่า R ให้มีค่าเท่ากับ 200 โอห์ม และกระแสเอาต์พุตที่ได้จากการวัดได้จากมัลติมิเตอร์มีค่าเท่ากับ 0.34 mA(จุดB) ดังรูปที่4.6



รูปที่ 4.6 วัดค่ากระแสเอาต์พุตของแหล่งจ่ายกระแส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



วงจรรขยายสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต

รูปที่ 4.7 วงจรรขยายสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต

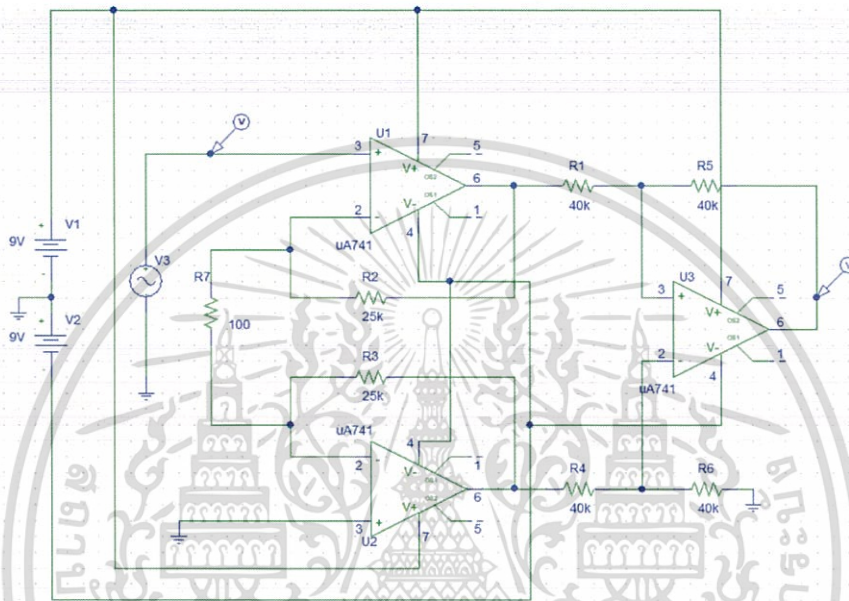


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

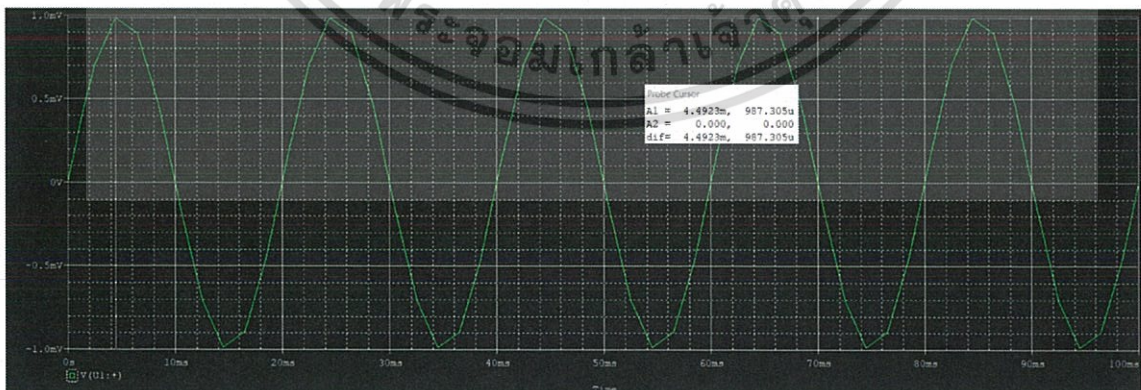
การทดสอบจะแบ่งเป็น 4 ส่วน คือ ทดสอบวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น (Instrumentation Amplifier) วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter) และออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-Isolator)

4.3.1 การทดสอบวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น (Instrumentation Amplifier)



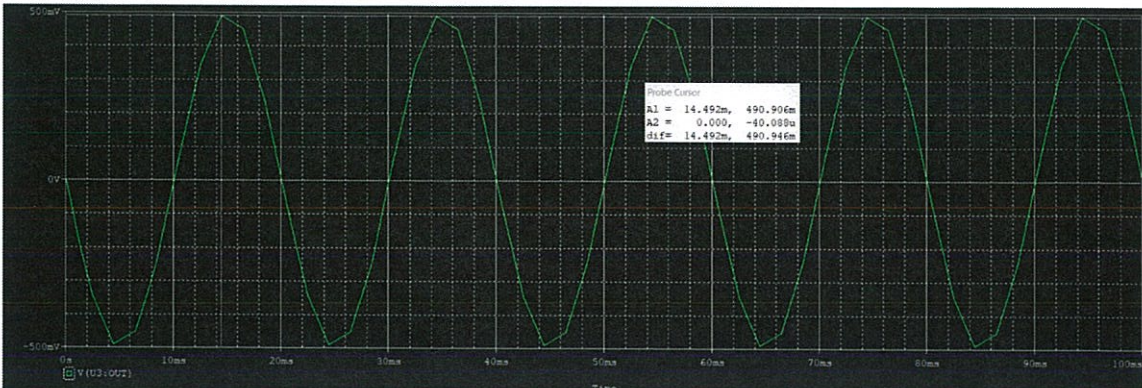
รูปที่ 4.8 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้นที่ออกแบบไว้

ทดสอบวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้นผ่านโปรแกรม PSpice ออกแบบให้มีอัตราขยายเท่ากับ 501 เท่า ซึ่งจะกำหนดอัตราขยายที่ค่า R_G มีค่าเท่ากับ 100 โอห์ม



(ก.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

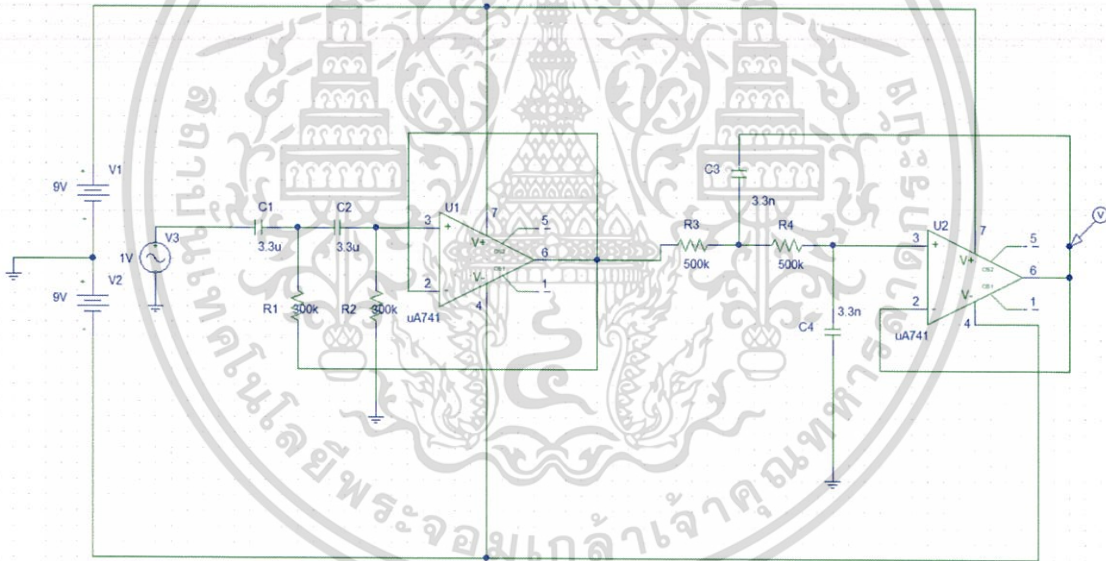


(ข.)

รูปที่ 4.9 สัญญาณของวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน
(ก.) สัญญาณอินพุต (ข.) สัญญาณเอาต์พุต

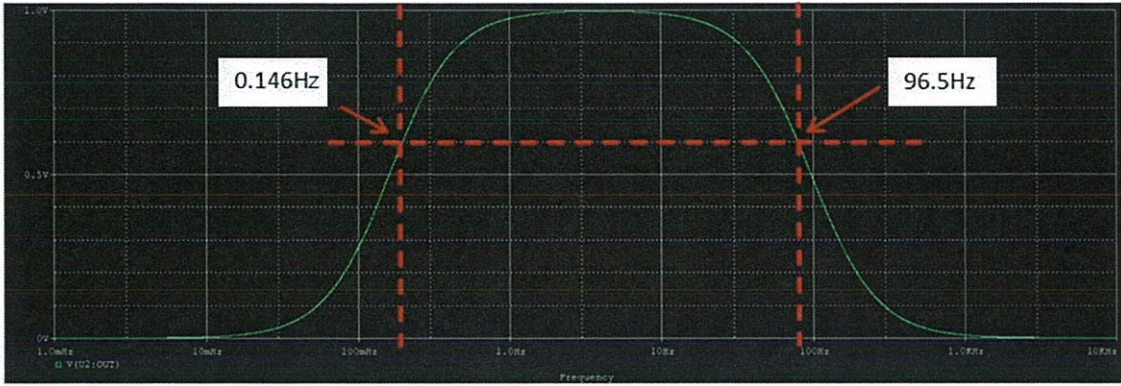
4.3.2 การทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านและความถี่สูงผ่าน

การทดสอบนี้จะนำวงจรทั้งสองส่วนมาต่อเข้าด้วยกัน ซึ่งวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำถูกออกแบบให้มีคัทออฟที่ความถี่ 0.146 Hz และวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงถูกออกแบบให้มีคัทออฟที่ความถี่ 96.506 Hz



รูปที่ 4.10 วงจรกรองแถบความถี่ (Band pass filter) ที่ออกแบบไว้

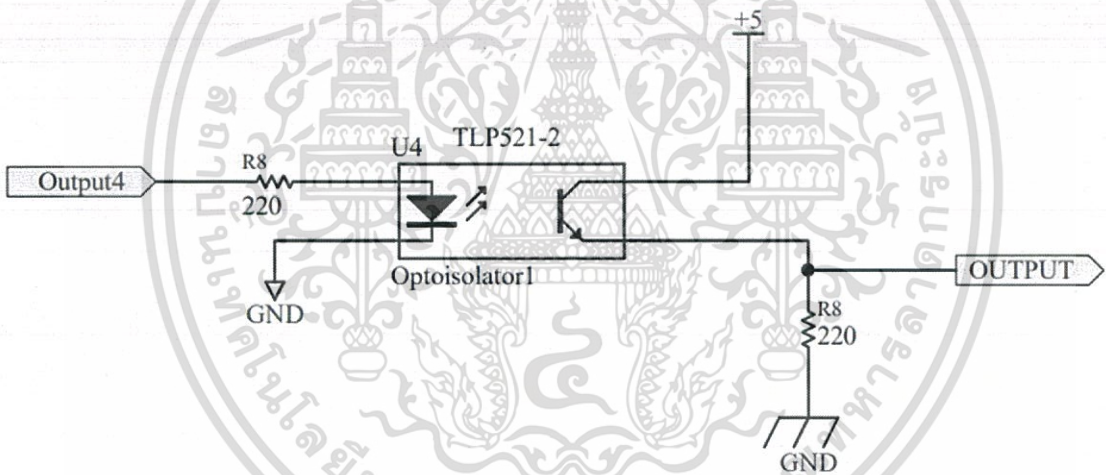
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงและต่ำ

เมื่อนำทั้งสองวงจรมาต่อร่วมกันในโปรแกรม PSpice จะเป็นเสมือนวงจรกรองแถบความถี่ (Band pass filter) ที่สามารถกำหนดให้เฉพาะช่วงความถี่ 0.146Hz – 96.506Hz ผ่านได้

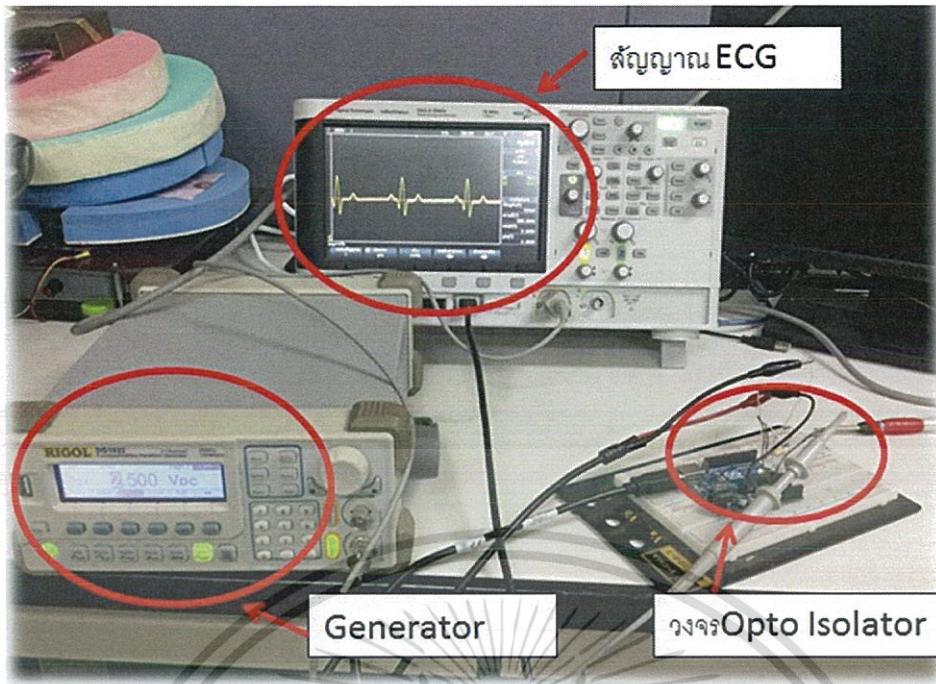
4.3.3 การทดสอบออปโตไอโซเลเตอร์



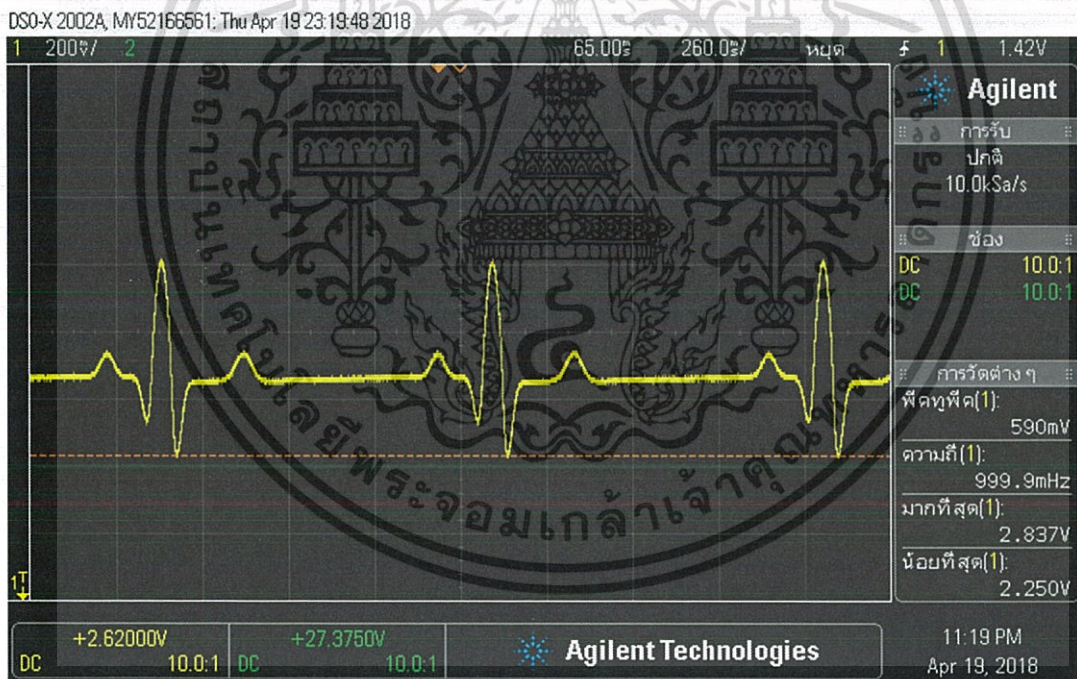
รูปที่ 4.12 ออปโตไอโซเลเตอร์ที่ออกแบบไว้

การทดลองออปโตไอโซเลเตอร์จะทดลองต่อในบอร์ดแล้วป้อนสัญญาณอินพุตจาก Generator โดยใช้สัญญาณ ECG ที่ Amplitude 1 V , Offset 2.5 V , และความถี่ 1Hz ดังรูปที่4.13(ก.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก.)

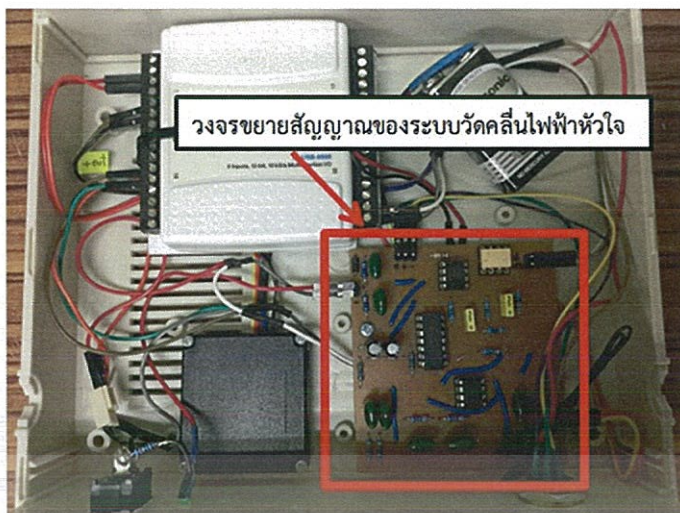


(ข.)

รูปที่ 4.13 ผลการทดสอบของออปโตไอโซเลเตอร์

(ก.) การต่อวงจรออปโตไอโซเลเตอร์ (ข.) สัญญาณเอาต์พุตของวงจรออปโตไอโซเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 วงจรขยายสัญญาณของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.4 ภาพรวมของระบบทั้งหมด

ประกอบไปด้วยระบบวัดความดันโลหิต ระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ DAQ Card NI USB-6008 ดังรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 ภาพรวมของระบบ

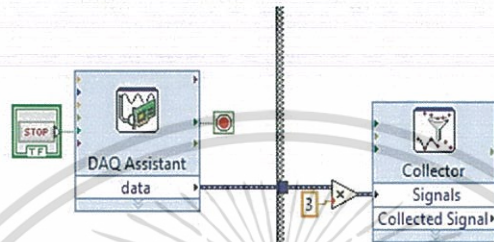
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 การทดสอบซอฟต์แวร์ของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวัดความดันโลหิต

4.5.1 การทดลองโดยใช้ Function Generator แบบ Real-time

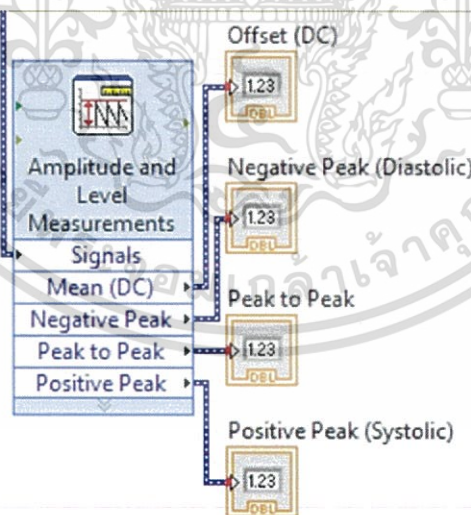
1. ต่อ Function Generator เข้ากับ DAQ Card NI USB-6009 เพื่อรับสัญญาณเข้าไปทดลองใน LABVIEW® โดยสัญญาณที่เราจะใช้นั้นได้แก่ สัญญาณ Sine Wave และสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz, 2Hz, 3 Hz ตามลำดับ

2. นำสัญญาณที่ได้ไปเข้า Collector เพื่อเก็บค่าสัญญาณที่มี Maximum number of sample อยู่ที่ 1000



รูปที่ 4.16 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อนำสัญญาณอินพุตเข้าไปยัง Collector

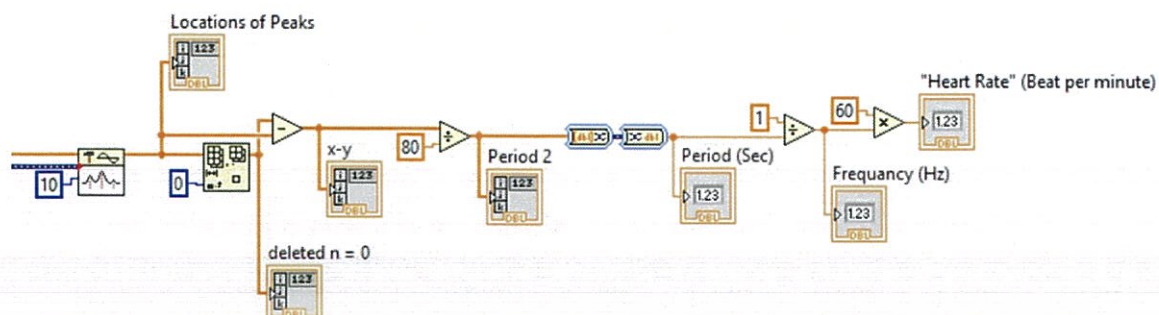
3. นำสัญญาณที่ได้จาก Collector มาเข้า Amplitude and level measurement เพื่อหาค่า Peak to Peak, Diastolic, Systolic และ Offset



รูปที่ 4.17 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อหาค่าจาก Amplitude and level measurement

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. นำสัญญาณที่ได้จาก Collector ไปเข้าฟังก์ชัน Peak detection แล้วนำค่าไปคำนวณเพื่อหาค่า Period, Frequency และ Heart Rate ตามลำดับ



รูปที่ 4.18 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อคำนวณค่าต่างๆ

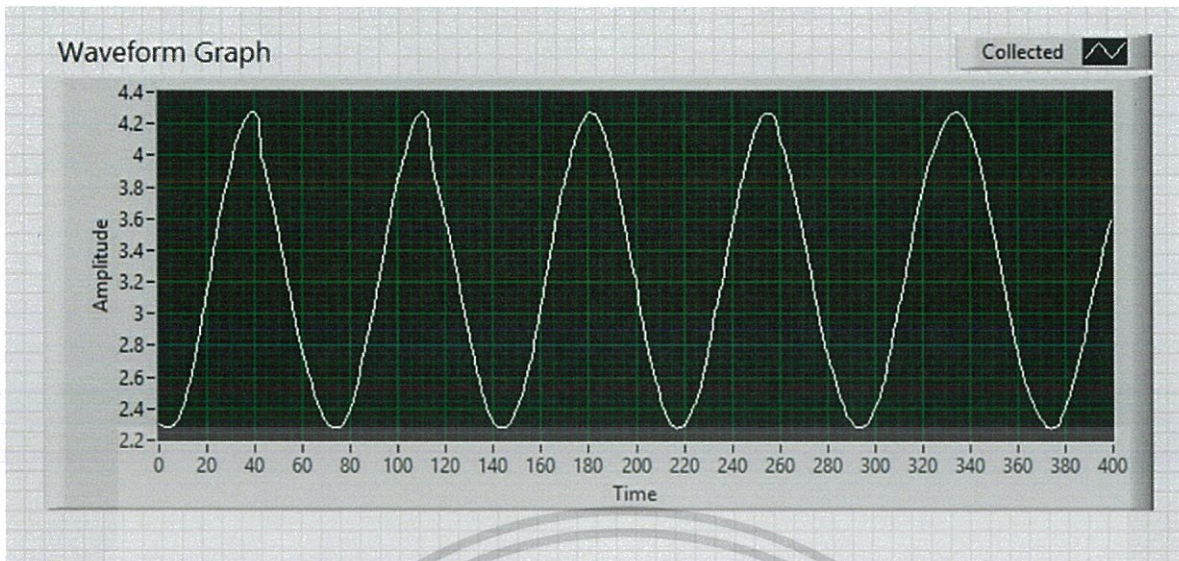
จากการทดลองพบว่า เราจะได้ค่าต่างๆและรูปคลื่นสัญญาณดังภาพด้านล่างนี้

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1 Hz



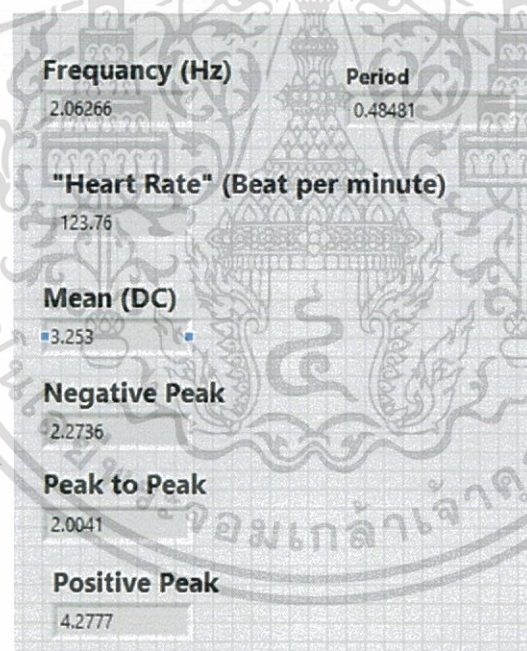
รูปที่ 4.19 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 1Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



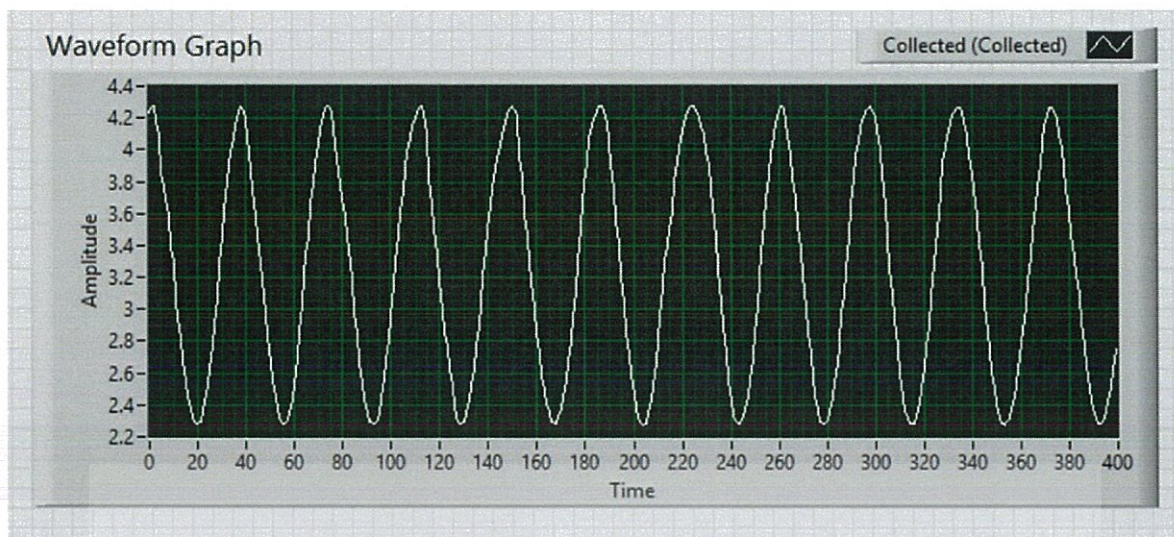
รูปที่ 4.20 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1 Hz

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2 Hz



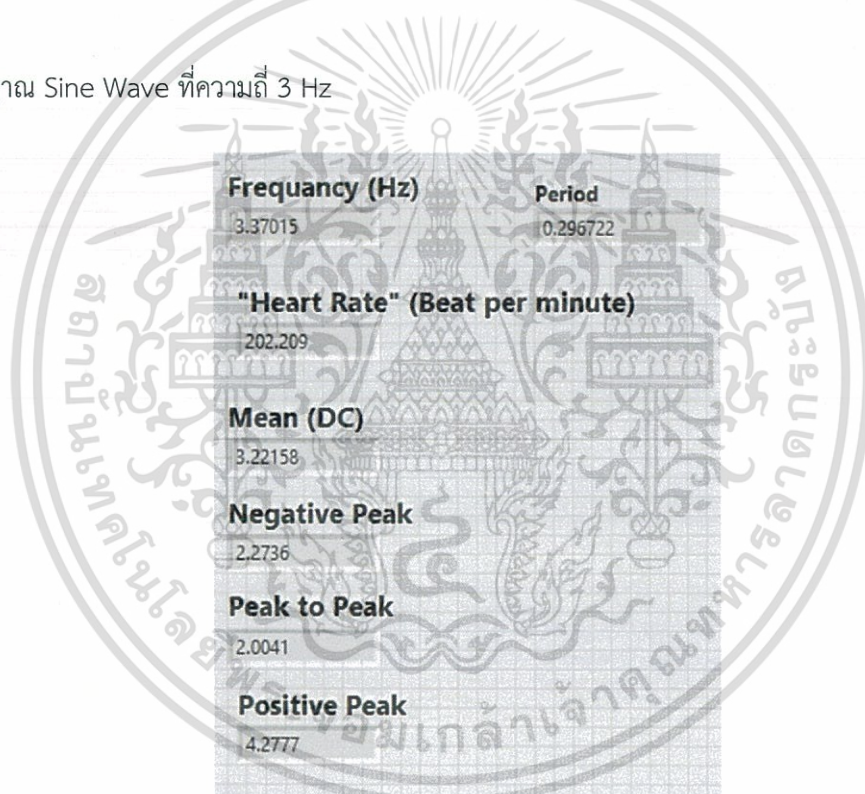
รูปที่ 4.21 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 2 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



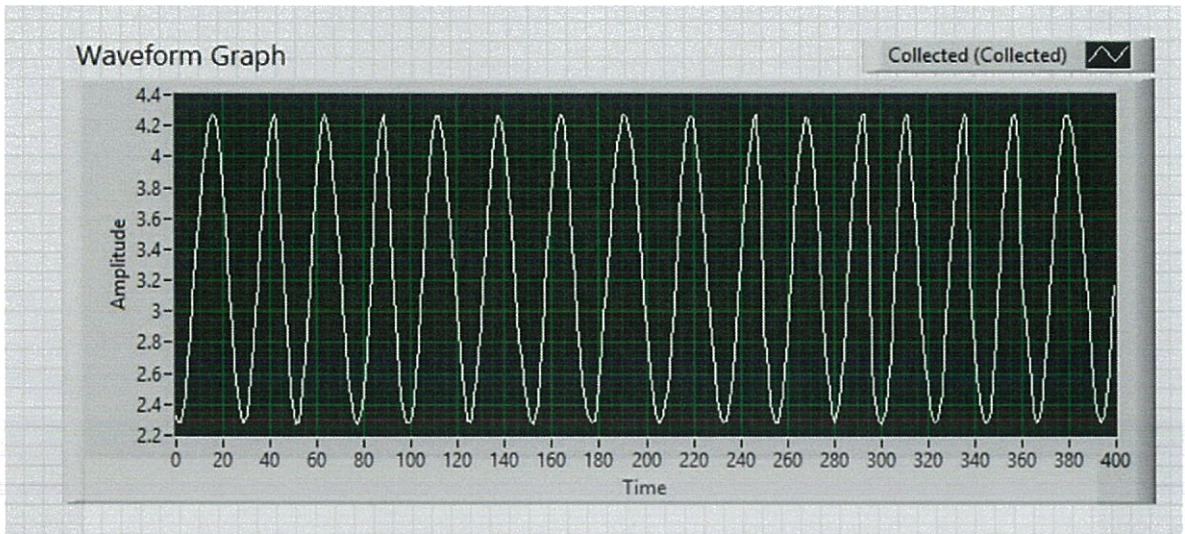
รูปที่ 4.22 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2Hz

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz



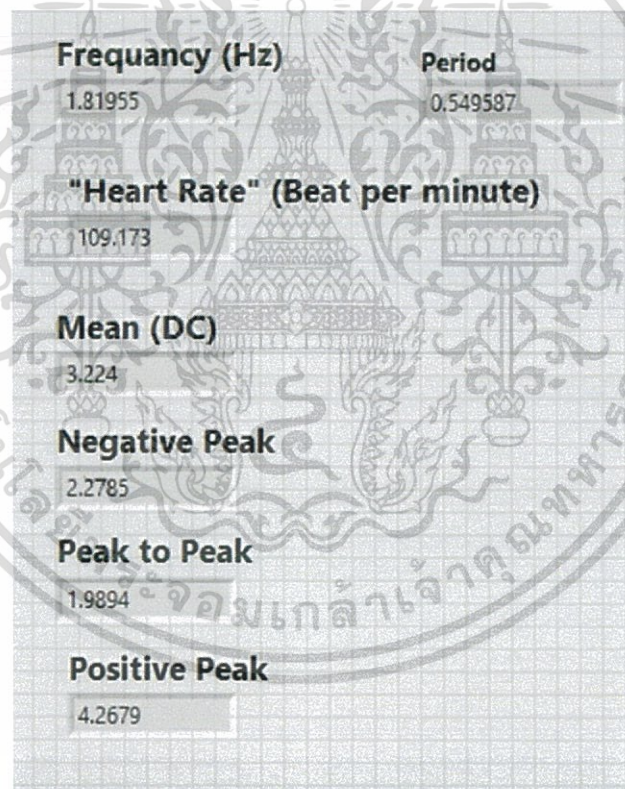
รูปที่ 4.23 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



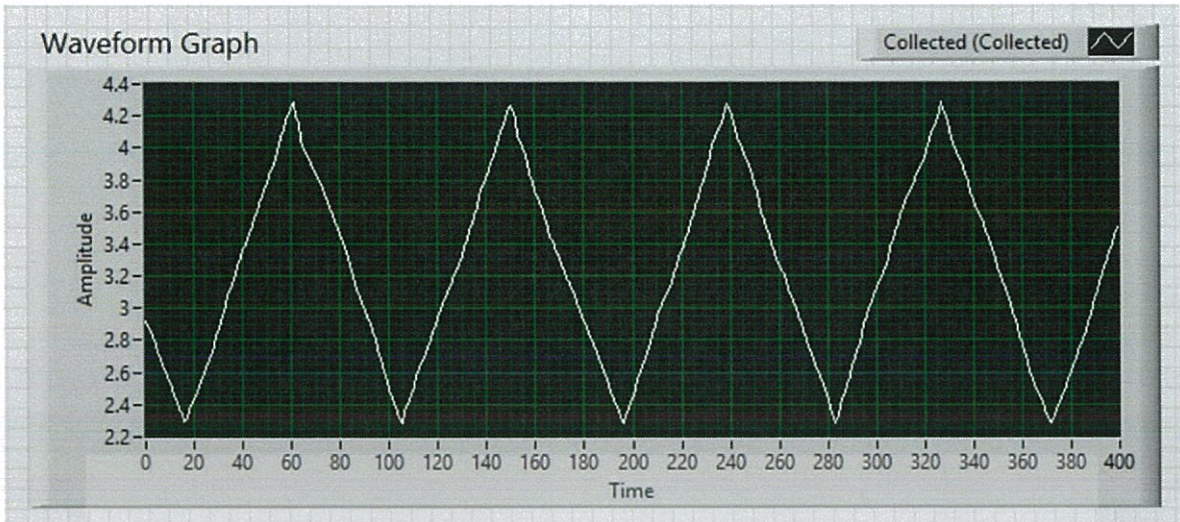
รูปที่ 4.24 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz

- สัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz



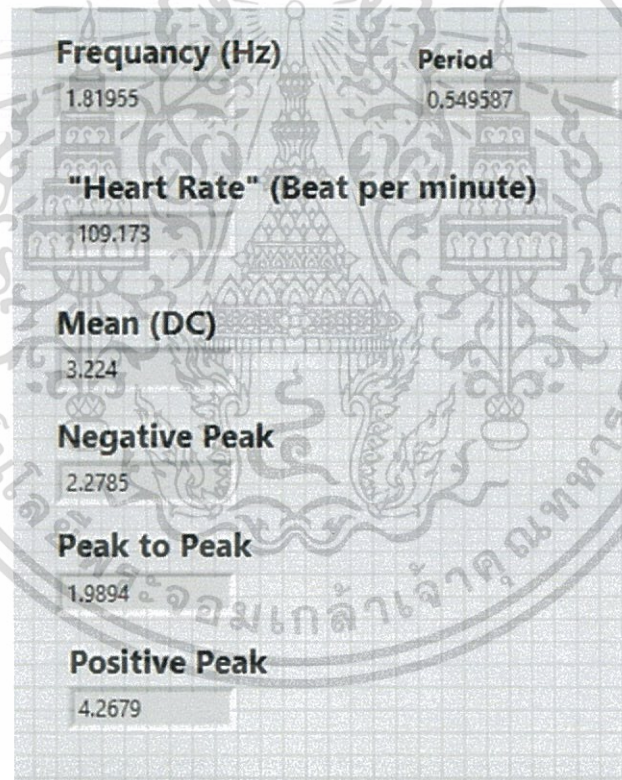
รูปที่ 4.25 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



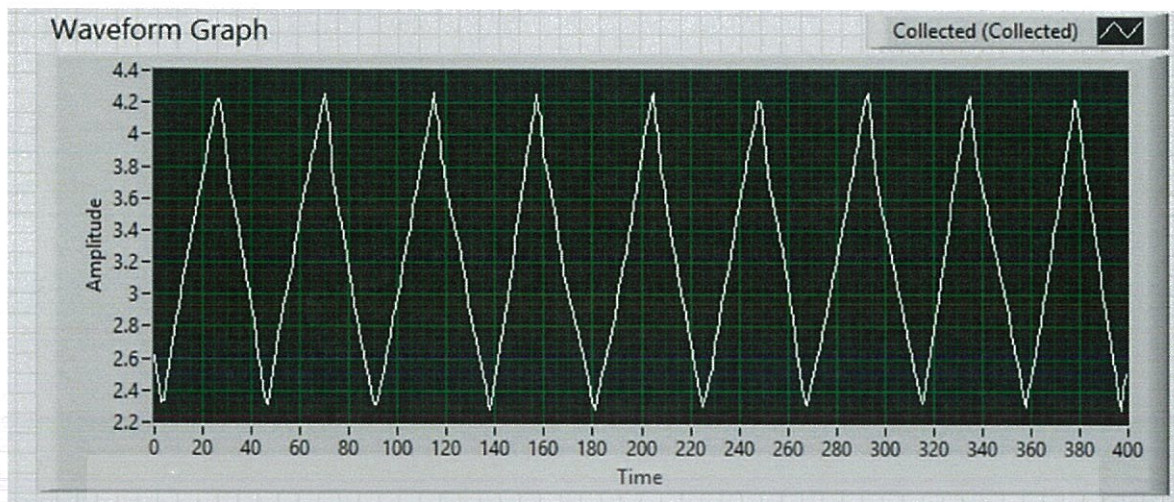
รูปที่ 4.26 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz

- สัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz



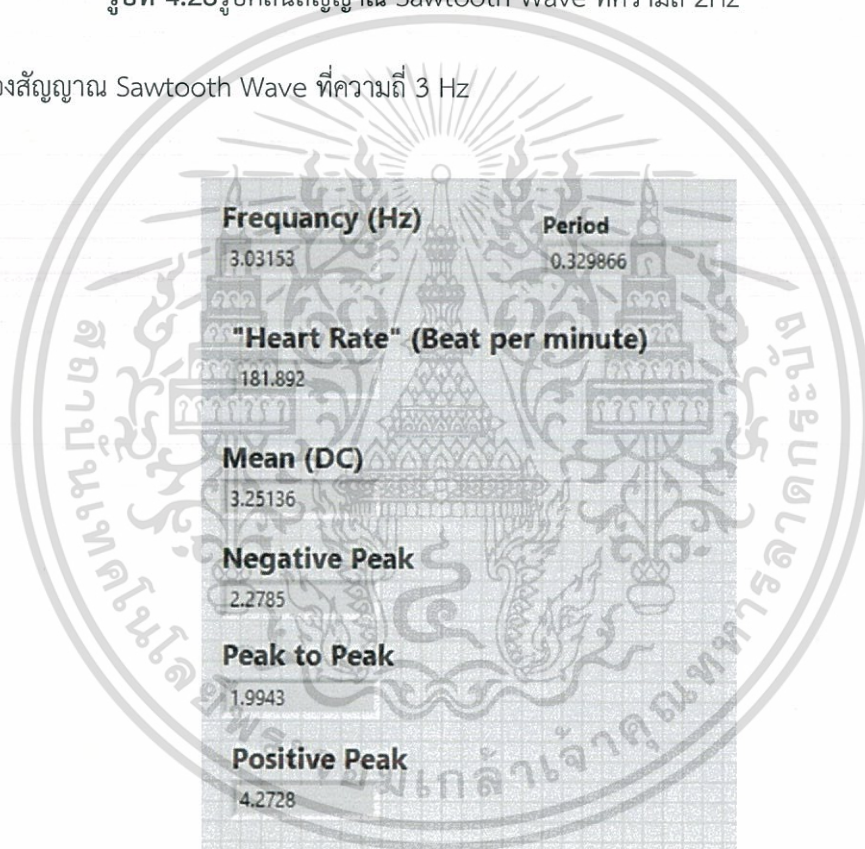
รูปที่ 4.27 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



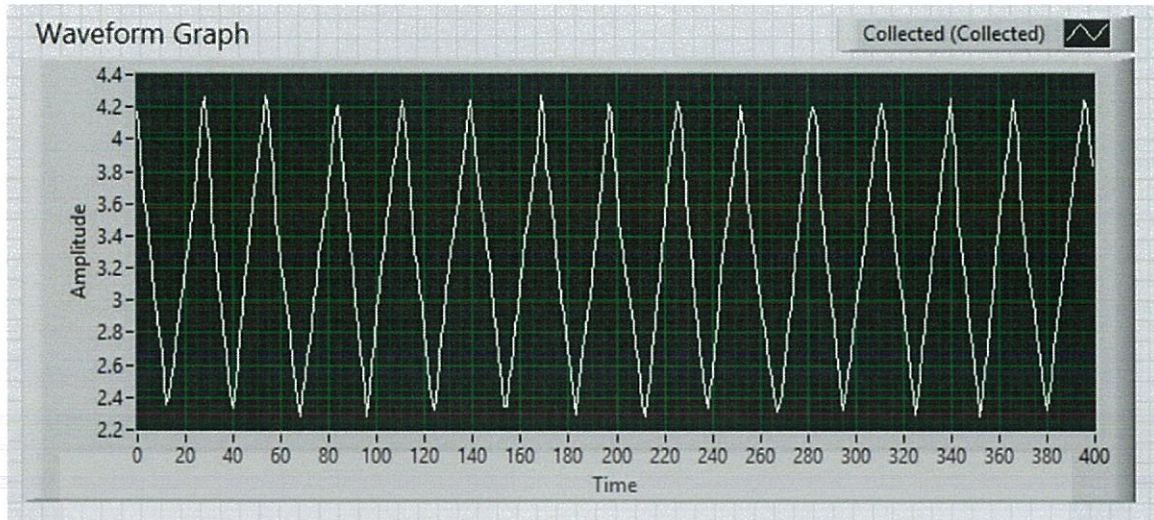
รูปที่ 4.28 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2Hz

- ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz



รูปที่ 4.29 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.30 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3Hz

จากการทดลองใช้ Function Generator แบบ Real-time บ้อนความสัญญาณความถี่ผ่าน DAQ Card NI USB-6009 เข้าไปยังโปรแกรม LABVIEW® สัญญาณ Sine Wave และสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz, 2Hz, 3 Hz เพื่อหาค่า Max , Min และค่าเฉลี่ยของสัญญาณความถี่ต่างๆ ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ค่า Max , Min และค่าเฉลี่ยในแต่ละความถี่

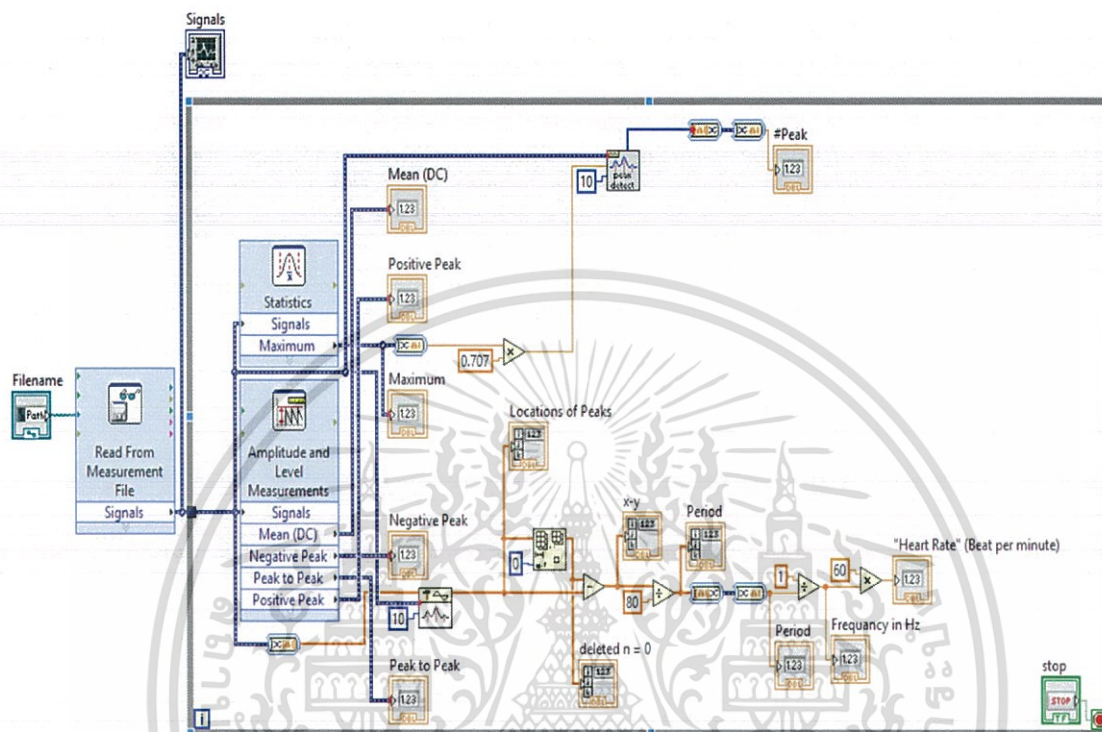
ประเภทสัญญาณ	ความถี่(HZ)	ช่วงความถี่ที่ได้จากการทดลอง (Hz)		ค่าเฉลี่ย(Hz)
		Min.	Max.	
Sine Wave	1	0.98	1.14	1.06
	1.5	1.42	1.71	1.56
	2	1.87	2.28	2.07
	2.5	2.41	2.82	2.61
	3	2.87	3.54	3.2
Sawtooth Wave	1	0.82	0.98	0.9
	1.5	1.31	1.53	1.42
	2	1.67	2.11	1.91
	2.5	2.08	2.78	2.43
	3	2.74	3.22	2.98

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

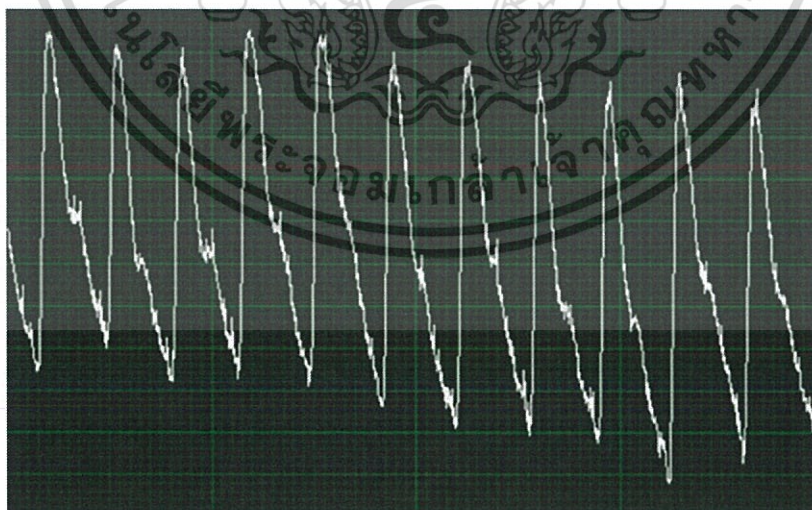
4.5.2 การทดลองระบบซอฟต์แวร์ที่ได้ออกแบบไว้กับเครื่องจำลองสัญญาณ

4.4.2.1 ทดลองระบบซอฟต์แวร์กับเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต

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



รูปที่ 4.31 รายละเอียดการทำงานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณความดันโลหิต



รูปที่ 4.32 สัญญาณที่วัดได้จากเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต

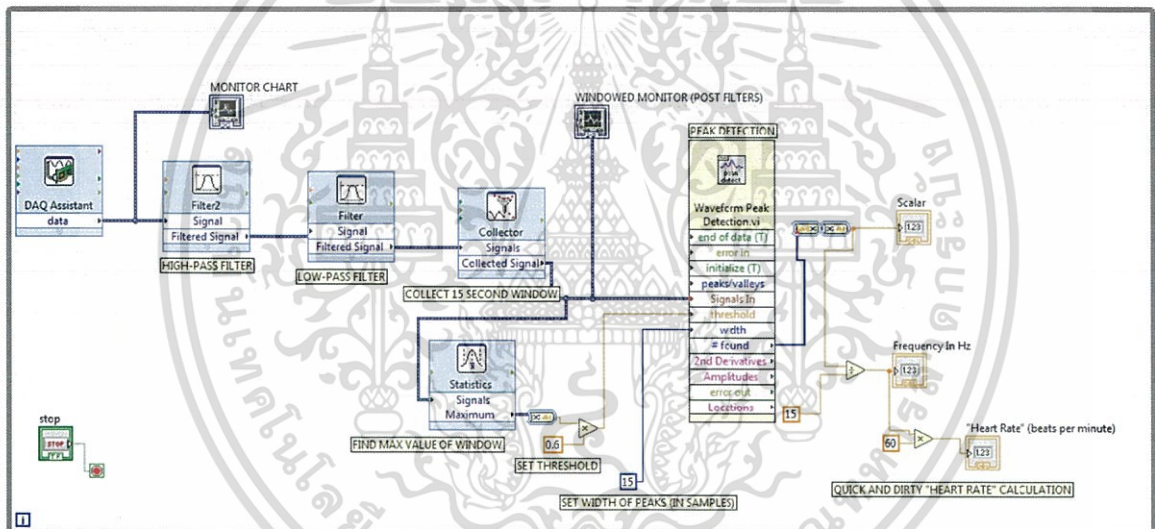
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Threshold	Frequency in Hz	"Heart Rate" (Beat per minute)
93.4496	1.48926	89.3556
Period	Systolic	Diastolic
0.671475	116.812	48.7063
MAP	Peak to Peak	
71.4082	68.1057	

รูปที่ 4.33 ค่าพารามิเตอร์ที่ประมวลผลจากซอฟต์แวร์

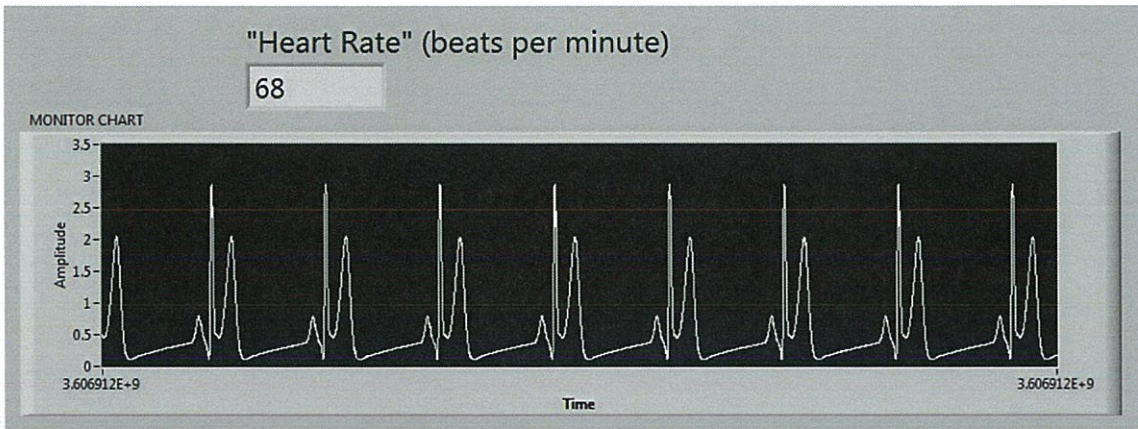
4.5.2.1 ทดลองระบบซอฟต์แวร์กับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

นำสัญญาณที่ได้จากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาผ่าน DAQ Card NI USB-6009 เข้าไปยังโปรแกรม LABVIEW[®] ที่ได้ออกแบบไว้เพื่อแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ Heart Rate



รูปที่ 4.34 รายละเอียดการทำงานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

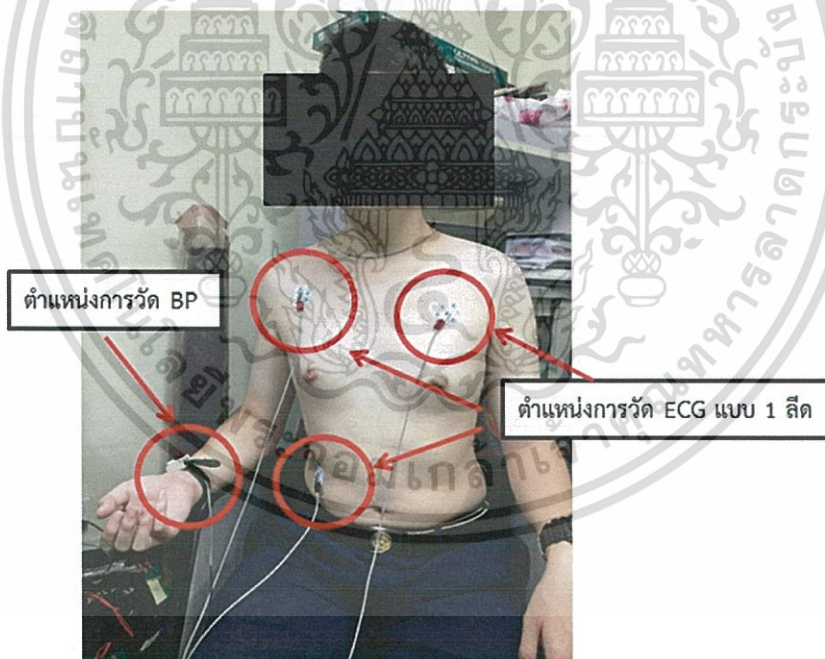


รูปที่ 4.35 สัญญาณที่วัดได้จากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่า Heart Rate

4.6 การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ

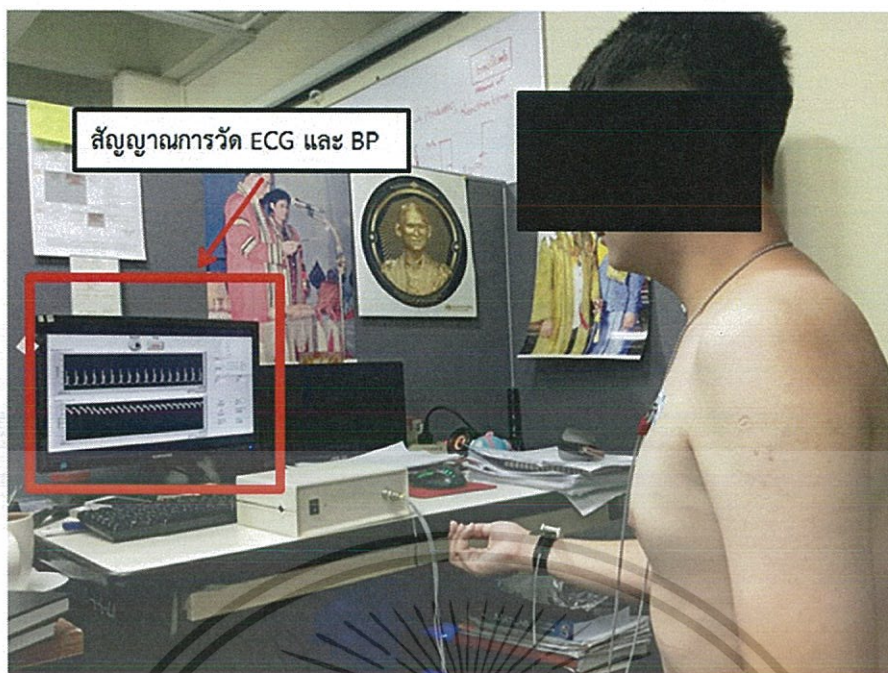
การทดสอบระบบการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด และความดันโลหิตตามหลักการของ โทโนเมตรีพร้อมกัน โดยทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ แล้วบันทึกข้อมูลไว้ภายในคอมพิวเตอร์ ซึ่งข้อมูลที่ถูกรับบันทึกไว้นั้นสามารถนำมาวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิต (BRS) ได้ในภายหลัง

4.6.1 ทดสอบระบบกับอาสาสมัคร



รูปที่ 4.36 ตำแหน่งการวัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.37 ขณะทำการวัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด

4.6.2 ข้อมูลของอาสาสมัคร

ตารางที่ 4.3 ข้อมูลเบื้องต้นของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 9 คน

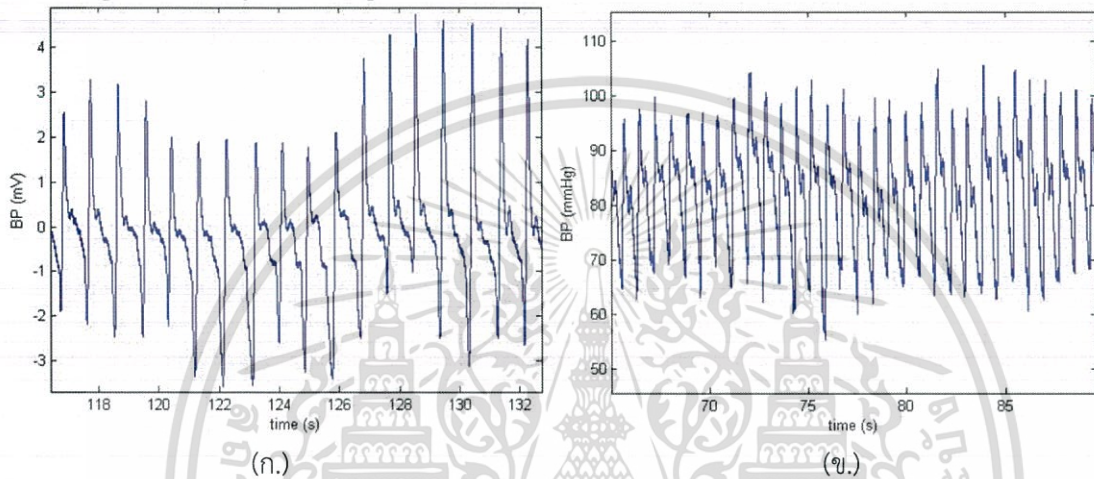
ลำดับที่	เพศ (ชาย/หญิง)	อายุ (ปี)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	Pulse (Pulse/min)
1	ชาย	22	127	77	70
2	ชาย	24	116	75	80
3	ชาย	21	128	70	62
4	ชาย	22	130	88	68
5	หญิง	27	102	75	80
6	หญิง	24	123	72	78
7	หญิง	23	124	81	86
8	หญิง	25	106	67	65
9	หญิง	22	120	68	57

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการตรวจวัดข้อมูลเบื้องต้นของอาสาสมัครทั้ง 9 คน มีเพศชาย 4 คน และเพศหญิง 5 คน มีอายุอยู่ในช่วง 20-30 ปี ค่า Systolic อยู่ในช่วง 102-128 mmHg ค่า Diastolic อยู่ในช่วง 67-88 mmHg และค่า Pulse อยู่ในช่วง 57-86 ครั้งต่อนาที

4.6.2 สัญญาณของความดันโลหิตและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

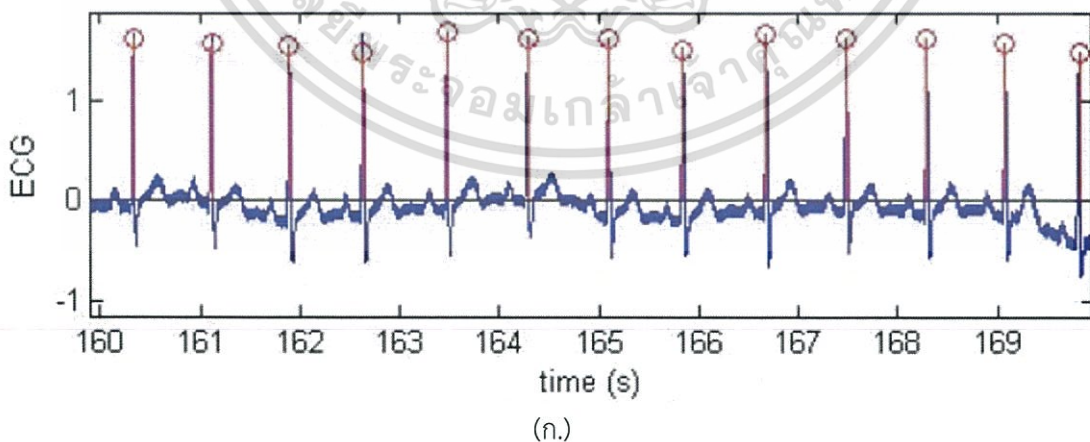
ข้อมูลของสัญญาณทั้งสองชนิดถูกบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์และการวิเคราะห์จะใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อมาประมวลผล โดยภายในโปรแกรมจะเปลี่ยนค่าของ BP ที่ได้จากการวัดแบบไม่รุกรานตามหลักการของโทโนเมตรี ตามรูปที่ 4.38(ก.) ที่มีหน่วยการวัดเป็นมิลลิโวลต์ (mV) จากการบันทึกในก่อนหน้าและเปลี่ยนให้เป็นหน่วยมิลลิเมตรปรอท (mmHg) ดังรูปที่ 4.38(ข.)



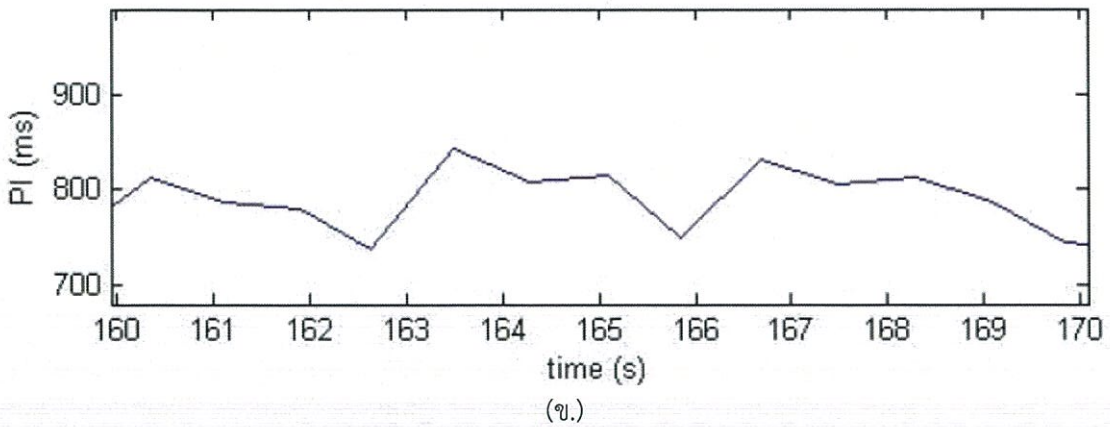
รูปที่ 4.38 สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB

4.6.2.1 สัญญาณ Pulse intervals (PI)

สัญญาณ ECG ที่ได้จากอาสาสมัครจะต้องหาจุดยอดของสัญญาณ (คลื่น R) โดยใช้ฟังก์ชันภายในโปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่าสัญญาณ PI หรือ RR ดังรูปที่ 4.39



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

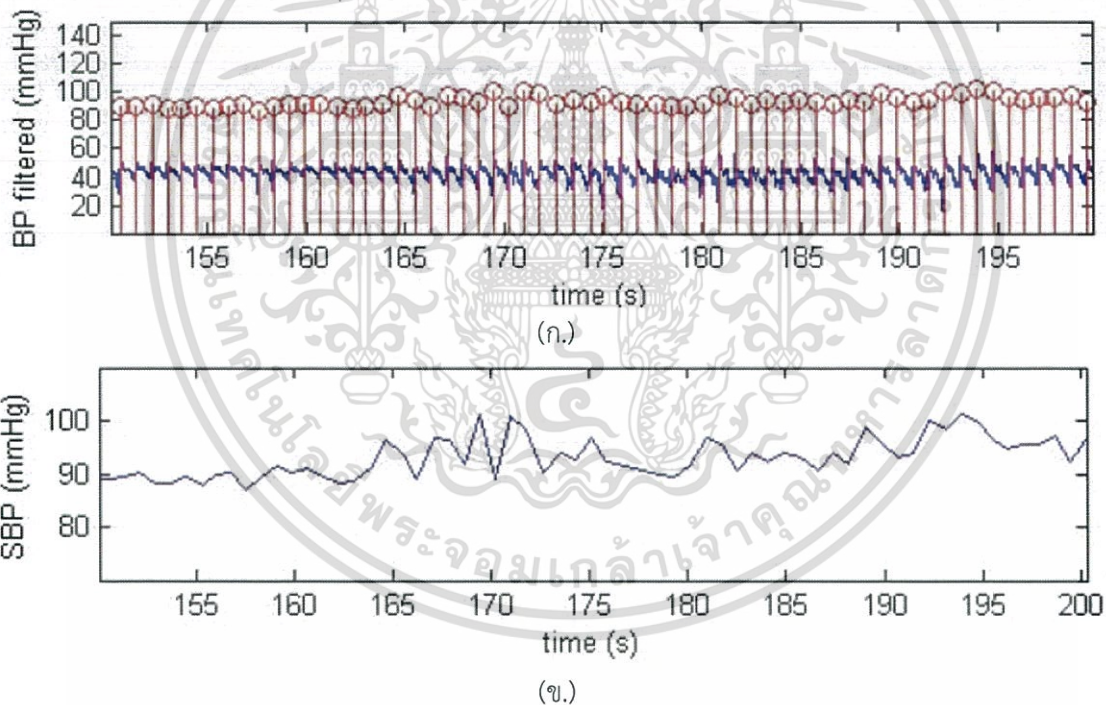


รูปที่4.39 สัญญาณ ECG ในโปรแกรม MATLAB

(ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ(R peak)

4.6.2.2 สัญญาณ Systolic Blood Pressure (SBP)

สัญญาณ BP ที่ผ่านการแปลงหน่วยมาแล้วจากรูปที่ 4.33 จะต้องผ่านการประมวลผลใน MATLAB เพื่อหาจุดยอดของสัญญาณ (SBP) ดังรูปที่4.40



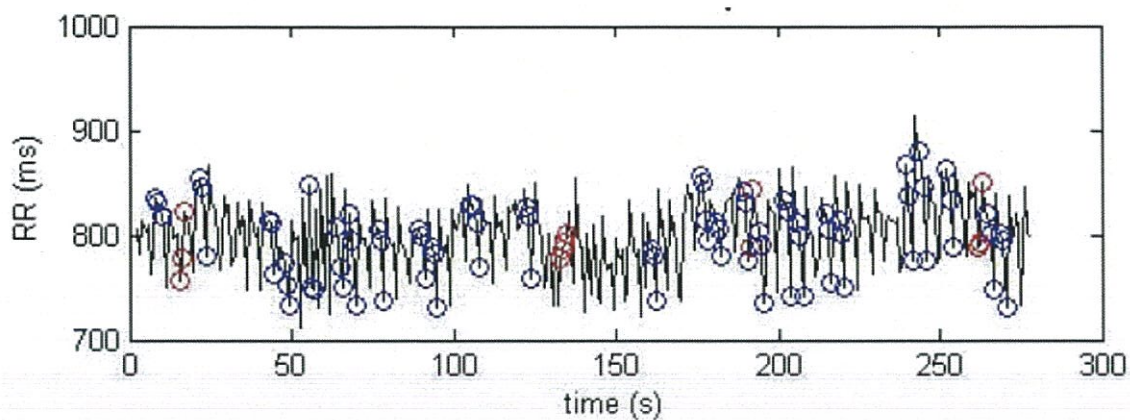
รูปที่4.40 สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB

(ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ(SBP)

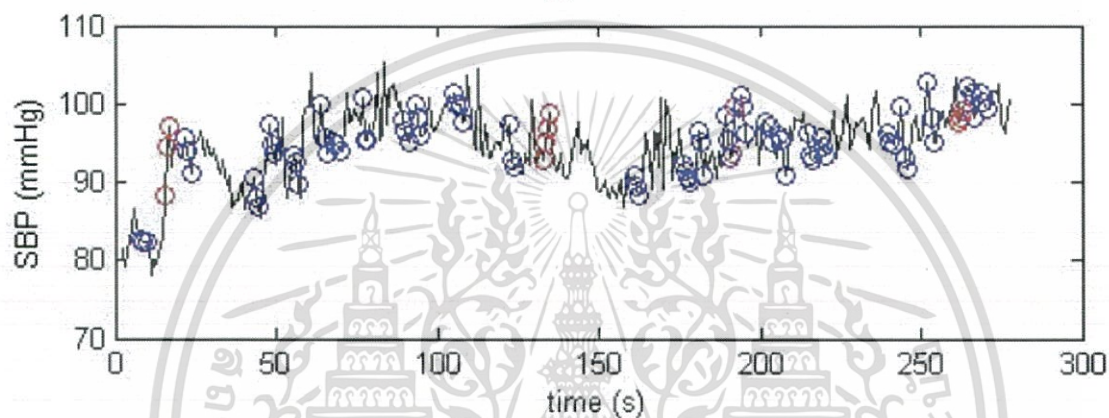
4.6.2.3 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method)

เป็นการเอาจุดยอดของสัญญาณ RR/PI และ SBP ในรูปที่4.34(ข.) และรูปที่4.35(ข.) มาพล็อตกราฟแล้วทำการเปลี่ยนแปลงการขึ้นลงของสัญญาณและค่าความลาดชันของการถดถอยเชิงเส้น ดังรูปที่4.41

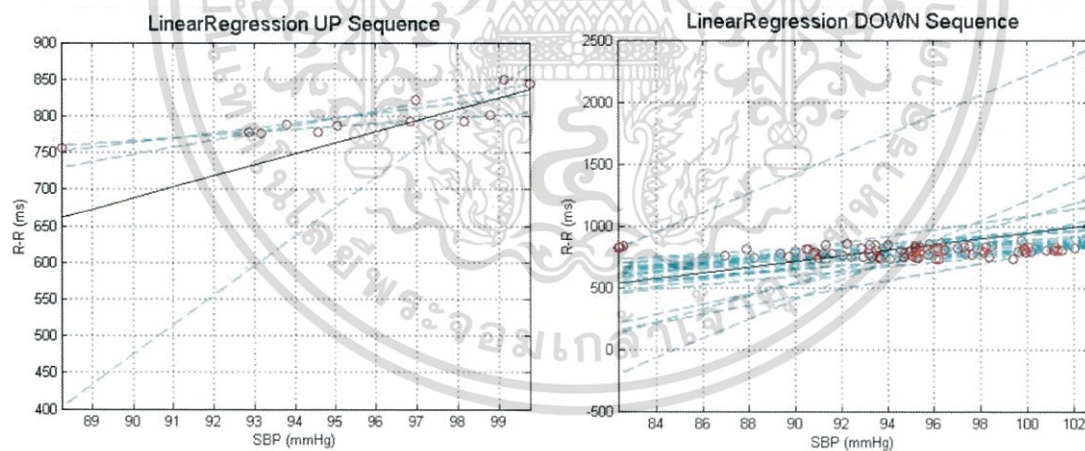
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก.)



(ข.)



(ค.)

(ง.)

รูปที่ 4.41 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method)

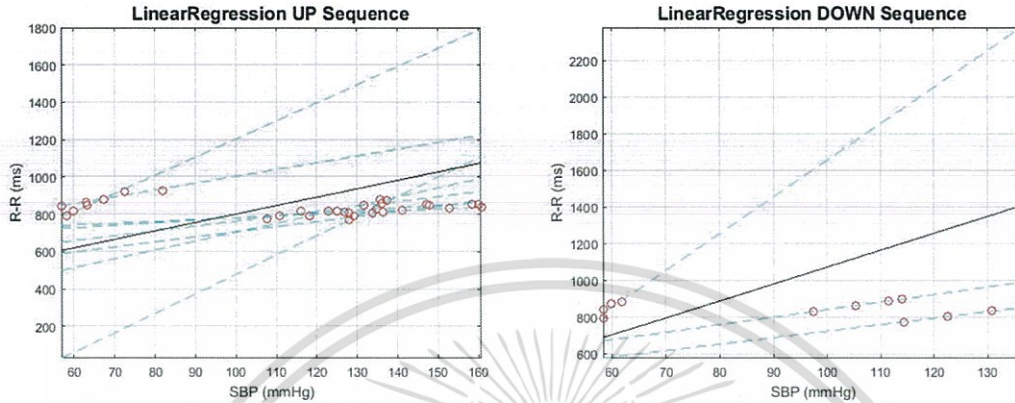
- (ก.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ RR (ข.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ SBP
 (ค.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น (ง.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.3 การทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์ Baroreflex Sensitivity (BRS)

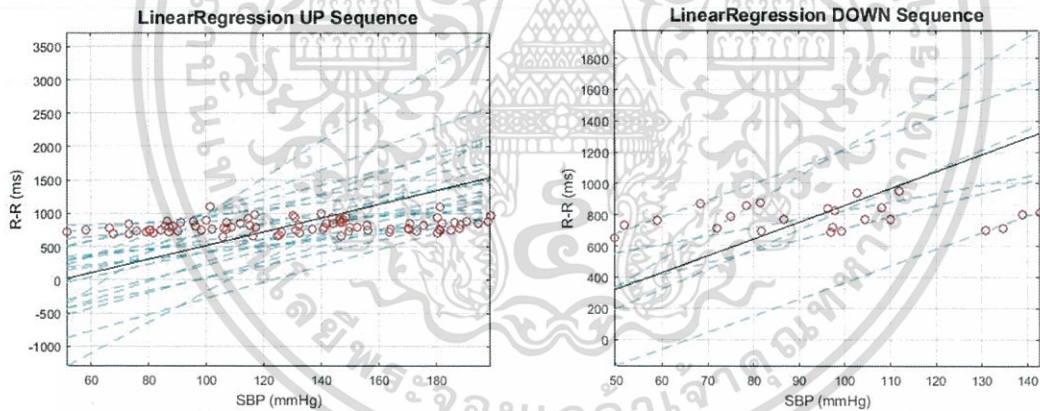
4.6.3.1 ทดสอบโปรแกรมกับข้อมูลที่ได้จากอาสาสมัครทั้งหมด 9 คน

ค่าที่ได้จากการหาค่า Linear Regression Up and Down ผ่านโปรแกรม MATLAB® ของแต่ละคนจะเป็นค่า Baroreflex Sensitivity (BRS)



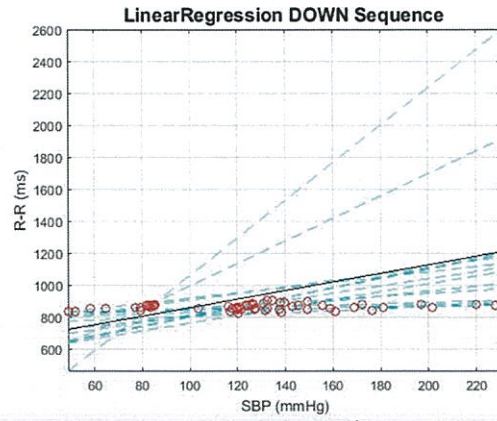
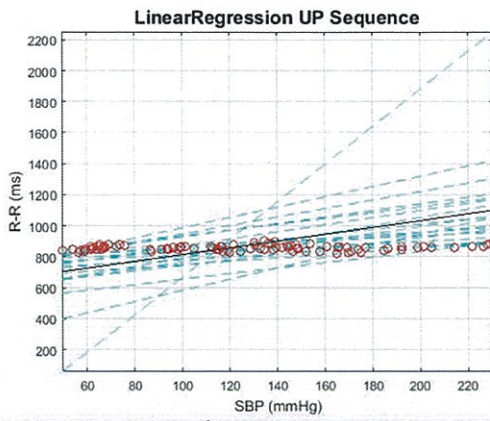
รูปที่ 4.42 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 1

จากรูปที่ 4.42 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 1 เพศชาย ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 22 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 15.09 ± 0.81 ms/mmHg



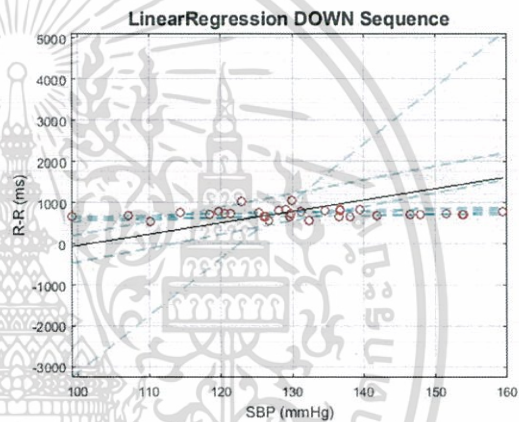
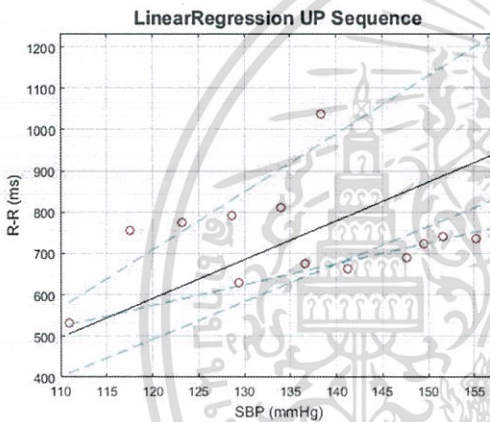
รูปที่ 4.43 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 2

จากรูปที่ 4.43 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 2 เพศชาย ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 24 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 19.4 ± 0.82 ms/mmHg



รูปที่4.44 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 3

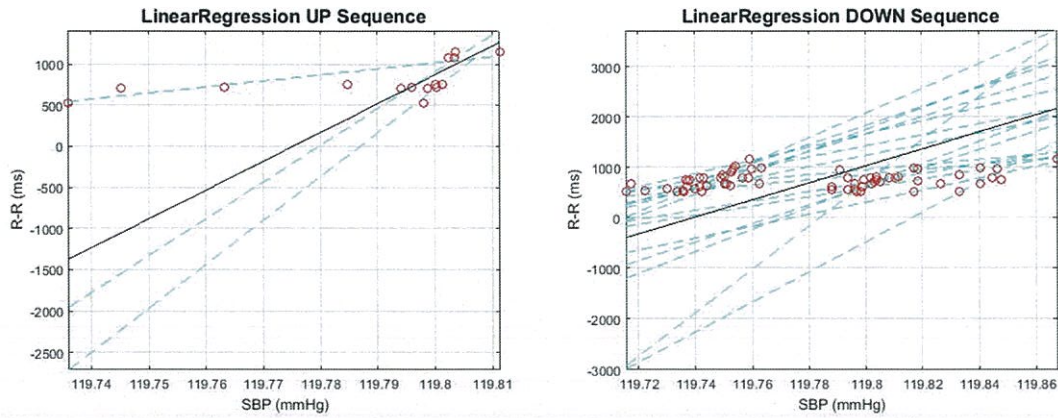
จากรูปที่4.44 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 3 เพศชาย ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 21ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 8.04 ± 1.97 ms/mmHg



รูปที่4.45 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 4

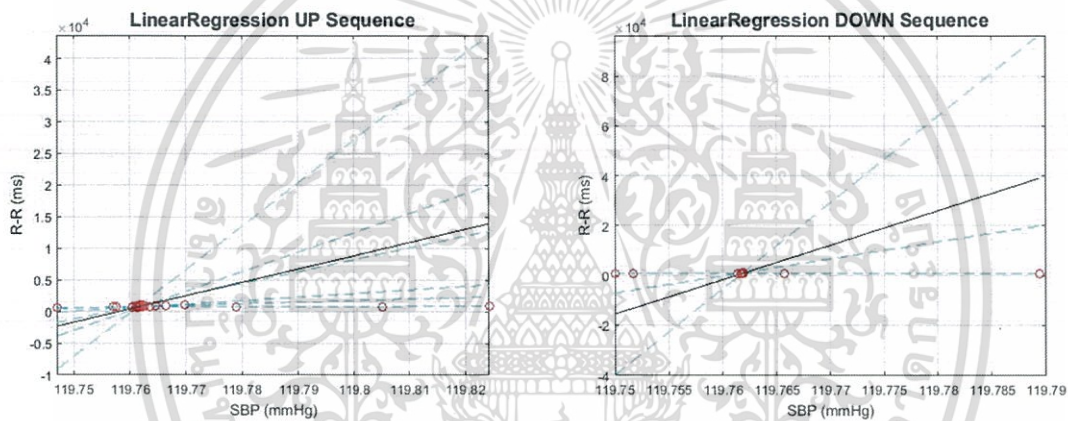
จากรูปที่4.45 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 4 เพศชาย ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 22ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 15.36 ± 2.79 ms/mmHg

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



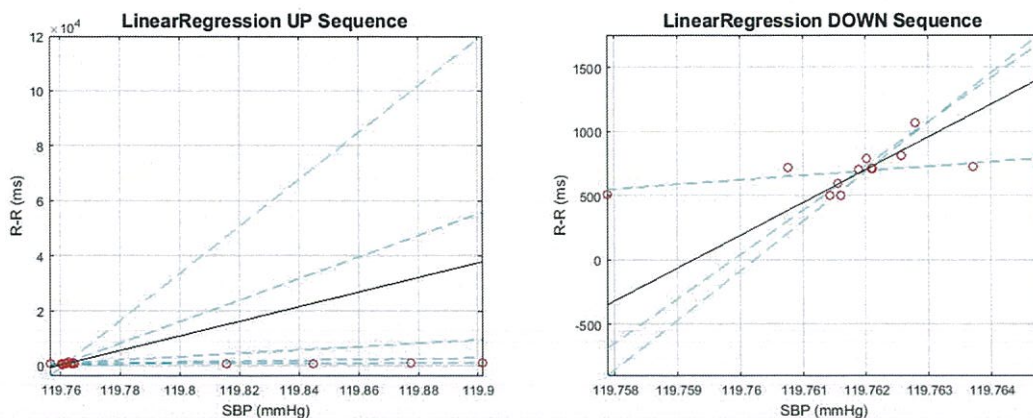
รูปที่ 4.46 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 5

จากรูปที่ 4.46 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 5 เพศหญิง ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 27 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 1.12 ± 0.06 ms/mmHg



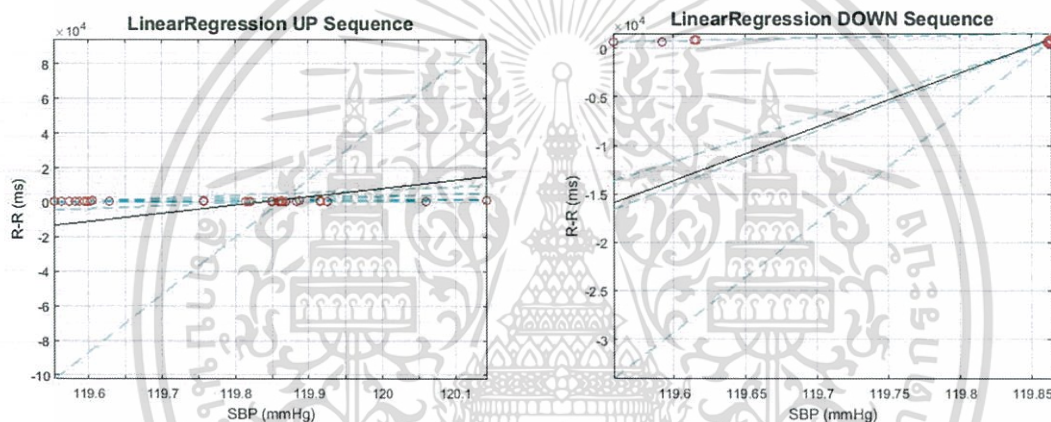
รูปที่ 4.47 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 6

จากรูปที่ 4.47 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 6 เพศหญิง ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 24 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 9.82 ± 0.16 ms/mmHg



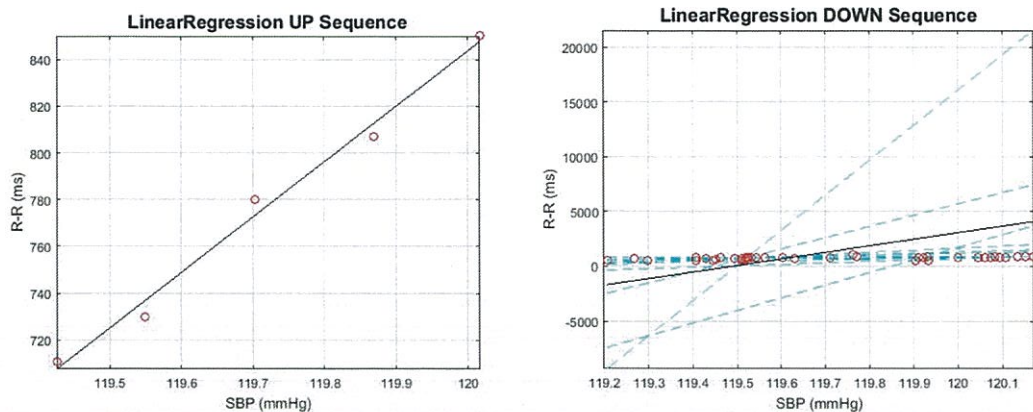
รูปที่ 4.48 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 7

จากรูปที่ 4.48 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 7 เพศหญิง ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 23 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 4.81 ± 1.65 ms/mmHg



รูปที่ 4.49 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 8

จากรูปที่ 4.49 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 8 เพศหญิง ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 25 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 1.71 ± 0.11 ms/mmHg



รูปที่ 4.50 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 9

จากรูปที่ 4.50 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 9 เพศหญิง ที่มีสุขภาพปกติ อายุ 22 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 2.68 ± 0.55 ms/mmHg

ตารางที่ 4.4 ค่า BRS ของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 9 คน

ลำดับที่	เพศ (ชาย/หญิง)	อายุ (ปี)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	BRS (ms/mmHg)
1	ชาย	22	127	77	15.09±0.81
2	ชาย	24	116	75	19.4±0.82
3	ชาย	21	128	70	8.04±1.97
4	ชาย	22	130	88	15.36±2.79
5	หญิง	27	102	75	1.12±0.06
6	หญิง	24	123	72	9.82±0.16
7	หญิง	23	124	81	4.81±1.65
8	หญิง	25	106	67	1.71±0.11
9	หญิง	22	120	68	2.68±0.55

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.7 สรุป

ในบทนี้เป็นการทดสอบระบบและซอฟต์แวร์ของระบบวัดความดันโลหิตกับระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ส่วนหลักๆ ซึ่งจะเริ่มจากการทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR พบว่าค่อนข้างเป็นเชิงเส้นในช่วงความดันระหว่าง 80-120 mmHg ซึ่งเป็นช่วงความดันที่ปกติของคนทั่วไป และเมื่อนำไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิตแล้วนำสัญญาณที่ได้ผ่านวงจรขยายและมาแสดงผลในโปรแกรม LABVIEW[®] สามารถแสดงค่าต่างๆ ตามลักษณะของสัญญาณได้ ส่วนของระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทำการทดสอบวงจรที่ออกแบบไว้ กับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วต่อเข้ากับซอฟต์แวร์ สามารถแสดงสัญญาณและรูปคลื่นได้อย่างถูกต้อง ซึ่งมีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้และทดสอบจริงในการวัดความดันโลหิตและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทดสอบซอฟต์แวร์ของระบบกับข้อมูลจากอาสาสมัครทั้ง 9 คน โดยข้อมูลดังกล่าวจะถูกตรวจวัดและบันทึกไว้ภายในคอมพิวเตอร์ทั้งหมด การทดสอบระบบเริ่มจากการนำข้อมูลมาวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม MATLAB[®] การวิเคราะห์หาค่า BRS ที่เกิดขึ้นในอาสาสมัคร จะใช้วิธี Sequence method ซึ่งจะใช้สัญญาณ ECG และ BP ในการวิเคราะห์ ในโปรแกรมจะออกแบบให้อ่านค่าสัญญาณ ECG เฉพาะ Pulse intervals (PI) และค่า SBP ในแต่ละช่วงเวลามาพร้อมกราฟเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงขึ้นหรือลงพร้อมกันอย่างน้อย 3 จุดและนำค่าพร้อมกราฟค่า Linear Regression Up and Down ซึ่งหมายถึงค่า Baroreflex Sensitivity (BRS) ซึ่งแสดงให้เห็นถึงระบบวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรีและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีดสามารถนำมาใช้วัดสัญญาณ บันทึกสัญญาณและสามารถนำมาวิเคราะห์ค่า BRS ในภายหลังได้อีกด้วย



สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุป

การเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเป็นข้อมูลสำคัญในการตรวจและวินิจฉัยโรคในเบื้องต้นเกี่ยวกับโรคหัวใจและหลอดเลือดในมนุษย์ มีกลไกในการควบคุมการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตแบบเฉียบพลันเรียกว่า บารอรีเฟล็กซ์ โดยมีค่าดัชนีค่าความไวของบารอรีเฟล็กซ์เป็นตัวชี้วัดการควบคุมการเปลี่ยนแปลง ซึ่งการประเมินค่าบารอรีเฟล็กซ์นั้น จะต้องนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องมาผ่านกระบวนการและวิเคราะห์ในรูปแบบต่างๆ

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการออกแบบการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานโดยใช้หลักการของโทโนเมตรีและการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบวัด 1 ลีด การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องจะใช้หลักการของโทโนเมตรีคือ การกดทับวัดตุลลงมีความดันภายในและผนังยึดหยุ่นด้วยแรงดันจากภายนอกที่ค่าต่ำกว่าขนาดแรงดันจากการกดทับด้วยเซ็นเซอร์วัดแรงระหว่างวัดตุลและแรงกด สามารถนำค่ามาประเมินขนาดแรงดันภายในของวัดตุลนั้นๆได้ จึงนำมาประยุกต์ใช้กับหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ ซึ่งจะใช้สายรัดเพื่อสร้างแรงกดและติดเซ็นเซอร์วัดแรงกด(FSR) กดทับบริเวณเส้นเลือดแดงที่ข้อมือ เมื่อหลอดเลือดเกิดการขยายตัวตามจังหวะความดันโลหิตจะส่งแรงไปกระทบกับเซ็นเซอร์(FSR) และออกแบบวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) เพื่อขยายสัญญาณที่ได้รับจากเซ็นเซอร์ ออกแบบโดยใช้ไอซีเบอร์ LM358 ให้มีอัตราขยาย 4.3เท่า ส่วนการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้หลักการที่เป็นมาตรฐานวัดแบบ 1 ลีด โดยติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 3 จุด คือ หน้าอกซ้าย(Left Arm : LA) หน้าอกขวา(Right Arm : RA) และขีโครงกลางสุดด้านขวา (Right Leg :RL) และออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งภายในจะประกอบไปด้วย 4 วงจรหลักๆ คือ วงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่ใช้ไอซีเบอร์ INA128 มีอัตราขยาย501เท่า วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน ออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 0.146Hz ใช้ไอซีเบอร์ TL074 เหมือนกับวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน ออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 96.506Hz และวงจรออปโตไอโซเลเตอร์ใช้ไอซีเบอร์ TLP521-2

ส่วนการทดสอบทางเทคนิคกับระบบวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมตามหลักการของโทโนเมตรี จะเริ่มจากการนำระบบไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต ที่ถูกออกแบบไว้ให้มีคลื่นความดันโลหิต 2 ระดับคือ ความดันซิสโตลิก 120 mmHg และไดแอสโตลิก 80 mmHg เมื่อนำระบบไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณแล้วพบว่าสามารถแสดงคลื่นความดันโลหิตได้ตรงตามกับเครื่องจำลองสัญญาณได้ และในส่วนของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด ได้นำไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีมาตรฐานและความถูกต้องของรูปคลื่น จากการนำระบบมาทดสอบพบว่า ระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบไว้สามารถแสดงรูปคลื่นได้อย่างถูกต้องในการตรวจวัดสัญญาณ

ในการทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ เพื่อเป็นการทดสอบและนำผลมาวิเคราะห์ดัชนีค่าบารอรีเฟล็กซ์ โดยเริ่มจากการวัดความดันโลหิตด้วยเครื่อง Sphygmomanometer เพื่อให้ได้ค่าความดันซิสโตลิกและค่าความดันไดแอสโตลิก แล้วนำไปกรอกใส่ข้อมูลของอาสาสมัครในซอฟต์แวร์ของการประมวลผลเพื่อเป็นข้อมูลในการวิเคราะห์ จากนั้นจะนำทรานสดิวเซอร์และอิเล็กโทรดไปติดตั้งตามจุดที่ได้กำหนดไว้แล้วทำการทดสอบ ในขณะที่ทำการทดสอบผ่านโปรแกรม LABVIEW[®] จะแสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รูปสัญญาณความดันโลหิตและค่าPulse ได้อย่างต่อเนื่อง พร้อมกับบันทึกข้อมูลทั้งหมดไว้ภายในคอมพิวเตอร์ และนำข้อมูลที่ได้นับที่ไว้มาวิเคราะห์ดัชนีค่าบารอรีเฟล็กซ์ผ่านโปรแกรม MATLAB[®] ในภายหลังได้

5.2 ข้อเสนอแนะและวิจารณ์ผลการทดลอง

จากการออกแบบสร้างระบบวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมตามหลักการของโทโนเมตรีและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลได้อย่างต่อเนื่องและบันทึกข้อมูลได้ รวมไปถึงการนำข้อมูลที่บันทึกไว้ไปวิเคราะห์ค่าดัชนีบาโรรีเฟล็กซ์ อย่างไรก็ตามในการออกแบบและการวิเคราะห์ผลนั้นได้พบปัญหาและข้อบกพร่องที่จะต้องปรับปรุง แก้ไขและพัฒนา ดังนี้

5.2.1 ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวัดความดันโลหิต จะต้องอาศัยผู้ที่เชี่ยวชาญในการติดตั้งทรานสดิวเซอร์และอิเล็กทรอนิกส์ให้ตรงตามตำแหน่งที่กำหนด หากติดตั้งไม่ตรงตามตำแหน่งที่กำหนดไว้อาจส่งผลทำให้เกิดสัญญาณรบกวนหรือสัญญาณที่ได้มีความผิดเพี้ยน

5.2.2 ในการทดสอบควรจะต้องทำการทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติและสุขภาพที่ไม่ปกติ รวมไปถึงความแตกต่างทางสรีระของอาสาสมัคร

5.2.3 การเชื่อมต่อกับโปรแกรม LabVIEW[®] และวิเคราะห์ผลกับโปรแกรม MATLAB[®] ทำให้เกิดความล่าช้าในกระบวนการทดสอบ

5.2.4 ควรมีการทดสอบเปรียบเทียบและวิเคราะห์เชิงสถิติกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติและอาสาสมัครที่มีสุขภาพที่ไม่ปกติ

5.2.5 ซอฟต์แวร์ที่ประมวลผลและวิเคราะห์ผลนั้น ถูกใช้งานบนระบบปฏิบัติการ Windows7 64bit คุณสมบัติของคอมพิวเตอร์ควรมี CPU มากกว่า 2 GHz RAM ไม่ต่ำกว่า 2 GB หากมีคุณสมบัติที่ต่ำกว่านี้อาจเกิดปัญหากับระบบอื่นๆ ได้



เอกสารอ้างอิง

- [1] ศาสตราจารย์เกียรติคุณ แพทย์หญิง พวงทอง ไกรพิบูลย์. โรคหลอดเลือดหัวใจเกิดขึ้นได้อย่างไร [Online]. เข้าได้จาก: <http://haamor.com/th>
- [2] นิพนธ์ ศรีนฤมล. การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ. [Online]. เข้าได้จาก: <http://haamor.com>
- [3] ชลลิตา อริยะดำรงค์ขวัญ, 2558, การพัฒนาระบบการวัดและการวิเคราะห์ความดันโลหิตและความแปรปรวนของความดันโลหิต, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต, สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์.
คณะวิศวกรรมศาสตร์.สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [4] Nontanat Sathaporn, 2018, Development of non-invasive continuous blood pressure and automic regulation in humans, Thesis for the degree of science, Khon kaen university
- [5] รสจรินทร์ บุญทวัน , ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย, วิทยานิพนธ์บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือปีการศึกษา ,2549
- [6] med.uc.edu. Difference between Systolic Dysfunction and Diastolic Dysfunction. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.differencebetween.info/difference-between-systolic-dysfunction-and-diastolic-dysfunction>.
- [7] physiologyweb. Mean Arterial Pressure Calculator. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.physiologyweb.com/calculators/mean_arterial_pressure_calculator.html.
- [8] omronbloodpressuremonitor. Blood Pressure Monitors. [Online]. เข้าได้จาก : <http://omronbloodpressuremonitorpictures.blogspot.com.br/2015/01/2015-arterial-blood-pressure-monitoring.html>.
- [9] weightymatters, Measure the blood pressure in both arms of patients. [Online]. เข้าได้จาก :<http://www.weightymatters.ca/2012/03/does-your-doctor-know-how-to-take-your.html>
- [10] Eun Guen Kim, Ki Chang Nam, Hyun Heo, and Young Huh, Development of Arterial Tonometry Sensor, 31st Annual Internation Conference of IEEE EMBS, September 2-6, 2009.
- [11] Agnieszka Zygmunt, Jerzy Stanczyk, et al. Methods of evaluation of autonomic nervous system function. Arch Med Sci. 2010 Mar 1; 6(1): 11-18.
- [12] Gianfranco Paratia, Marco Di Rienzo, Giuseppe Mancia. How to measure baroreflex sensitivity from the cardiovascular laboratory to daily life. Journal of Hypertension 2000,18:7-19.
- [13] Joel Parlow, Jean-Paul Viale, Guy Annat, Richard Hughson, Luc Quintin. Spontaneous CardiacBaroreflex in Humans. Hypertension. 1995;25:1058-1068.
- [14] Roberto Maestri, Gian Domenico Pinna, MS, Andrea Mortara, Maria Teresa Larovere, Luigi Tavazzi, Assessing Baroreflex Sensitivity in Post-Myocardial Infarction : Comparison of Spectral and Phenylephrine Techniques, J Am Coll Cardiol 1998;31:344 -51.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [15] doc.inex, **ตัวตรวจจับแรงกด**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://doc.inex.co.th/force-sensor-with-unicon/>
- [16] sensornic, **labview**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.sensornic.com/website/>
- [17] studica, **NI LabVIEW Student Edition**. [Online]. เข้าได้จาก:<http://www.studica.com/National-Instruments-students-ni-labview-mydaq/labview-student-edition.html>
- [18] National Instruments students. **DAQ card USB-6009**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.ni.com/en-th/support/model.usb-6009.html>
- [19] Gary Drzewiecki, **Noninvasive Arterial Blood Pressure and Mechanics**, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [20] what-when-how. **Diagnostic ECG-The 12-Lead (Clinical Essentials) (Paramedic-Care)**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://what-when-how.com/paramedic-care/diagnostic-ecgthe-12-lead-clinical-essentials-paramedic-care-part-1/>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] พงศธร วังพิลา, กิติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณ์, ชุติ ทิพย์ศรีราช, นนทนต์ สภาพร, “ระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการโทโนเมตรีที่บริเวณข้อมือ.” “A system for continuous blood pressure measurement based on applanation tonometry.” การประชุมวิชาการระดับชาติ ครั้งที่ 4 (TNIAC), หน้า 284-287.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The TNI Academic Conference 2017 on the topic of
“Managing innovative researches to drive Thailand 4.0”



TNIAC 2017

Conference Proceedings

19th May 2017

at Thai-Nichi Institute of Technology
 Bangkok, Thailand



TOYOTA



SET
 The Stock Exchange of Thailand



POWER OF INNOVATION
 FOUNDATION

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการโทโนเมตรีที่ บริเวณข้อมือ

A system for continuous blood pressure measurement based on applanation tonometry

พงศธร วัชรวิลา¹ กิตติพล จิตสกุล² สุระเดชศรีโครตภักขณะ³ ชุติ ทิพย์ศรีราช⁴ นนทนันต์ สลาหวั
ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ / คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง/
เลขที่ 1 ซอยจตุรลงกรง 1 แขวงลาดกระบัง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 โทรศัพท์: 023298204^{1,2}
pongsathorn.muc@gmail.com¹
ภาควิชากายภาพบำบัด / คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น/
เลขที่ 123 ต.มิตรภาพ อ.ในเมือง จ.ขอนแก่น 40002 โทรศัพท์: 043202399, 043347482^{3,4}
joneschullee@gmail.com³

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันจำนวนการเสียชีวิตจากโรคไม่ติดต่อเรื้อรังมีเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ประเทศซึ่งเกี่ยวข้องกับโรคไม่ติดต่อเรื้อรัง การตรวจวัดความดันโลหิตจึงเป็นข้อบ่งชี้พื้นฐาน เพื่อการวินิจฉัยสุขภาพเบื้องต้นของผู้ป่วยที่เข้ารับบริการทางการแพทย์ การตรวจวัดความดันโลหิตแบบพื้นฐานเพื่อการประเมินสุขภาพเบื้องต้นเป็นการวัดทางอ้อม (indirect measurement) แบบใช้ชีพ (cuff) ซึ่งประมาณได้เพียงค่าความดัน ค่าสูงและค่าความดันเฉลี่ยภายในเส้นเลือดที่บริเวณแขนเท่านั้น อย่างไรก็ตามการวินิจฉัยทางการแพทย์ขั้นสูงจำเป็นต้องใช้การวัดและแสดงค่าความดันอย่างต่อเนื่องเพื่อวินิจฉัย และการของผู้ป่วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการพัฒนาระบบวัดความดันโลหิตที่ราคาถูก ใช้หลักการโทโนเมตรีที่ข้อมือ โดยไม่ใช้เซ็นเซอร์วัดความดัน สามารถใช้วัดความดันบริเวณข้อมือผ่านผิวหนัง โดยไม่มีการสอดใส่ เซ็นเซอร์จากภายนอกข้อมือขึ้น เครื่องมือของอุปกรณ์ความดันโลหิตที่ไร้สาย ผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตสูง และจากการใช้กับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติได้ อุปกรณ์ที่มีความต่อเนื่องลักษณะเดียวกันที่ไร้สายที่เครื่องวัดความดันโลหิต เนื่องจากระบบมีขนาดเล็กสามารถติดตั้งบนข้อมือ ซึ่งต่อไปจะพัฒนาให้เชื่อมโยงกับระบบอินเทอร์เน็ทผ่านแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ เพื่อเพิ่มความสะดวกในการตรวจวัดและรับบริการนอกสถานที่ เป็นระบบติดตามเพื่อการดูแลสุขภาพผู้ป่วย ผู้สูงอายุ ในระบบดูแลสุขภาพทางไกล

ABSTRACT

Nowadays the number of deaths due to non-infectious diseases in Thailand is primarily involved with hypertension. Measuring blood pressure is a method to obtain the basic information for diagnosing patients' health. Basic blood pressure measurement for primary health checkup is indirect measurement by which can be performed using a manual cuff. It can estimate only systolic or diastolic blood pressure and calculate average blood pressure of blood vessels in the arm. However, for advanced medical diagnosis, it is necessary to measure and show blood pressure constantly to observe patients'

conditions. In this paper, the development of inexpensive blood pressure measurement system is purposed. The system is based on the tonometry technique to which the pressure has been applied on wrist's blood vessels. By using a sensor that is sensitive to pressure, blood pressure can be measured outside the body, on the wrist, without penetrating into the body. From the tests with BP simulator, the results show the consistent signals. Moreover, testing with healthy volunteers, the signals were consistently shown as well. Since the system is small and can be attached on the wrist, connecting with the internet via mobile application will be further developed for more convenience for blood pressure measurements and offsite services. A system for tracking elders and patients' health care and distant healthcare system is the next target.

Keywords: Non-infectious disease, Non-invasive measurement, Blood pressure, Applanation tonometry.

1) บทนำ

แรงดันโลหิตที่กระทำบนบริเวณผนังหลอดเลือด เกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ จึงทำให้ค่าความดันโลหิตมีความสำคัญทางคลินิกหลายประการ โดยเฉพาะการวินิจฉัยพยาธิสภาพของระบบหมุนเวียนโลหิตและหลอดเลือดของผู้ป่วย (1) การวัดแบบทางอ้อมถูกนำมาใช้กันอย่างแพร่หลายในการวัดความดันโลหิตแบบพื้นฐาน เนื่องจากเป็นการวัดที่สะดวกและปลอดภัย ส่วนใหญ่เป็นการวัดแบบออสซิลโลเมตริก (Oscillometric) ที่สามารถหาค่าความดันค่าและความดันสูงได้โดยประมาณ (9-10%) ในบริเวณเส้นเลือดใหญ่ของพ่อนแขน ซึ่งไม่สามารถแสดงสัญญาณความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องในทุกๆ จังหวะของการเต้นหัวใจได้อย่างไรก็ตามในหลายกรณีจำเป็นต้องใช้การตรวจวัดและแสดงค่าความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องในทุกๆ จังหวะของการเต้นหัวใจ เช่น การตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ขั้นสูง การวินิจฉัยทางการแพทย์ด้านของระบบไหลเวียนโลหิตหรือโรคหลอดเลือด การติดตามอาการของผู้ป่วยที่ต้องการความต่อเนื่องอย่างใกล้ชิดหรือการวินิจฉัยทางวิทยาศาสตร์การกีฬาเป็นต้นซึ่งปกติทำได้โดยการใส่สายวัดความดัน โดยการใช้สายวัดความดัน (Catheter) เข้าไปในเส้นเลือดโดยตรงโดยตรวจวัด



ลักษณะนี้มีความยุ่งยากและต้องใช้อุปกรณ์ที่มีราคาสูง เนื่องจากการติดตั้ง
จึงทำให้การตรวจวัดโดยอัตโนมัติเป็นเรื่องที่ยากลำบากในขณะที่มีการนำค่า
ใหญ่ เป็นต้น[2]

ความยุ่งยากในการวัดแบบทางตรงตามข้อจำกัดในข้างต้น จึงมี
การพัฒนาเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและเป็นแบบทางอ้อม ซึ่ง
มีการทำงานที่ได้ออกค่าความดันโลหิตโดยใช้อากาศหลายเทคนิค[3] เช่น
การวัดแบบ Auscultatory เป็นการวัดความดันโลหิตโดยฟังเสียงการไหลเวียน
ของเลือดผ่านหูฟัง การวัดแบบ Ultrasonic ใช้หลักการวัดการเคลื่อนขยายตัว
ของหลอดเลือด ออซีโลเมตริกเป็นการวัดความดันโลหิตโดยวัดจากแรงที่มา
การบีบกับนำพื้นแขนจากการไหลเวียนของหลอดเลือดผ่านหลอดเลือด
และโพรงนิ้ว[4]เป็นการวัดความดันโลหิตที่มีหลักการคล้ายกับการวัดความ
ดันในหลอดเลือด ซึ่งต่อมาการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องได้ออกพัฒนาขึ้น
ด้วยเทคนิคและวิธีต่างๆ เช่น การวัดความดันโลหิตบริเวณข้อนิ้วหรือข้อนิ้วมือ
[5]ที่เป็นการวัดแบบโพรงนิ้วด้วยเซนเซอร์แบบอาร์เรย์แปดนิ้วหนึ่งบริเวณ
ข้อนิ้วมือแล้วใช้สปริงเพื่อโพรงนิ้ว ซึ่งพบว่าสามารถวัดความดันโลหิตและ
แสดงผลได้อย่างต่อเนื่อง จากการศึกษาทศวรรษเกี่ยวกับเครื่องมือวัดความดัน
โลหิตแบบต่อเนื่องและไม่บุกรุก พบว่าการวัดแบบโพรงนิ้วสามารถนำมา
พัฒนาเทคนิคในการวัดโพรงนิ้ว โดยการใช้อุปกรณ์บริเวณข้อนิ้วมือพร้อมกับ
เซนเซอร์วัดความดันโลหิต (FAR) กลทั้งบนเส้นเลือดที่บริเวณข้อนิ้ว ซึ่งจะไม่
มีการสอดใส่เข้าไปในร่างกาย

ในบทความนี้จะนำเสนอเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง
และไม่บุกรุก โดยใช้เทคนิคการวัดแบบโพรงนิ้วซึ่งจะใช้สายบริเวณ
ข้อนิ้วมือร่วมกับเซนเซอร์วัดแรงกด (FAR) กลทั้งบนเส้นเลือดที่บริเวณข้อนิ้ว
และแสดงผลการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องของเทคนิคนี้คือ
ทรานสดิวเซอร์ที่ราคาต่ำสามารถพัฒนาให้เป็นแบบพกพาได้

2) หลักการทำงานของระบบ

2.1 องค์ประกอบโดยรวมของระบบ

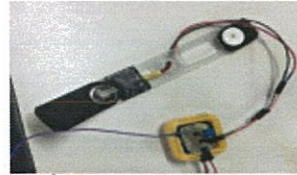


รูปที่ 1 องค์ประกอบโดยรวมของระบบ

รูปที่ 1 แสดงองค์ประกอบโดยรวมของระบบวัดความดัน ซึ่ง
สัญญาณเอาต์พุตจากทรานสดิวเซอร์เป็นสัญญาณแรงดันที่เอาต์พุตมาจากการ
แปลงสัญญาณจาก สัญญาณเอาต์พุตเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยใช้ DAC Card
รุ่น 6009 ของบริษัท National Instrument ซึ่งมีความละเอียด 14 บิต และมี
อัตราการสุ่ม 2KHz

2.2 ทรานสดิวเซอร์

ในรูปที่ 2 โครงสร้างโดยรวมของทรานสดิวเซอร์ ซึ่งประกอบด้วย
สายวัดข้อนิ้วแบบยืดหยุ่น เซนเซอร์วัดแรงกดและวงจรขยายแรงดันไฟฟ้า
ตัวตรวจรับแรงกดแบบค่าความต้านทานที่ใช้เทคโนโลยีฟิล์มโพสิทีฟแบบ
หนาและวงจรขยายเพื่อแปลงสัญญาณแรงดันเป็นสัญญาณไฟฟ้าขนาดที่
เหมาะสมก่อนจะนำส่งสัญญาณเอาต์พุตเป็นสัญญาณดิจิทัล ตามการ
ออกแบบนี้ผู้ใช้งานจะใส่สายวัดข้อนิ้วมือที่เซนเซอร์เบาๆ ด้วยแรงกดที่บน
บริเวณผิวหนังเหนือเส้นเลือด ซึ่งจะมีการวัดโพรงนิ้วที่ตัวเซนเซอร์
เพื่อตรวจรับแรงดันที่เกิดขึ้น เนื่องจากเส้นเลือดอยู่ลึกลงไปจากผิวหนังทำให้
ใช้ค่าแรงดันที่วัดได้สัมพันธ์กับแรงกดด้วย

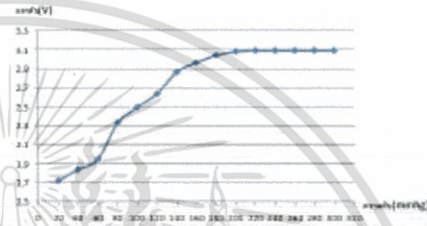


รูปที่ 2 โครงสร้างโดยรวมของทรานสดิวเซอร์

3) การทดสอบระบบ

3.1 การทดสอบทรานสดิวเซอร์

เป็นการทดสอบการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้าเมื่อให้ความดัน
อากาศจาก sphygmomanometer แบบปรอทกดที่บริเวณหน้าข้อมือของ
เซนเซอร์ (FAR) โดยใช้ความดันตั้งแต่ 0 - 300 mmHg เมื่อเพิ่มความดัน
อย่างคงที่ จะใช้แรงดันไฟฟ้าก็จะเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องเช่นกัน นำมาพล็อต
ความสัมพันธ์ได้ดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 ความสัมพันธ์ระหว่างความดันกับแรงดันไฟฟ้าที่
ได้จากทรานสดิวเซอร์

3.2 การทดสอบกับเครื่องจำลองพลังความดัน

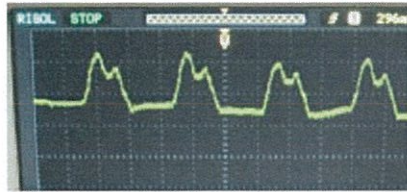
เครื่องจำลองสร้างที่วัดความดันเป็นอุปกรณ์ สร้างทั้งความดัน
ของเหลวในหอระบมิต ทั้งความดันของของเหลวในท่อ เกิดจากการบีบที่
อย่างมีความยืดหยุ่นด้วยลูกสูบ ซึ่งเคลื่อนด้วยมอเตอร์ไฟฟ้า แรงดันในท่อ
บาง ทำให้มีความคงที่ของขบวนการวัดค่าตามจังหวะของการหมุน
ของลูกสูบที่บีบที่ท่อบาง เซนเซอร์แรงกดที่บนท่อบางนั้นโดยรอบด้วยสายวัด
ในลักษณะเดียวกับการวัดข้อนิ้วมือหลักการของโพรงนิ้วที่ดังแสดงใน
รูปที่ 4

รูปที่ 4 ตรวจจับแรงกดภายในท่อบาง แสดงผลบนจอ ดิจิตอลของซิสเต็ม
RIGOL DG1102C ดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 4 การทดสอบกับเครื่องจำลองสร้างพลังความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5 สัญญาณที่ได้จากระบบเมื่อวัดกับเครื่องจำลองสร้างพัลส์ความดัน

3.3 การทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ
การวัดในคนปกติก็มีปัญหาการขยับเขยื้อนของผู้วัด เมื่อวัดในระยะเวลาสั้น ๆ จึงออกแบบที่รองรับบริเวณข้อมือพร้อมสายรัดคางแสดงในรูปที่ 6 ให้ผู้ถูกวัดขยับเขยื้อน วางแขนบนหน้าขาวางแนวลำตัววัดของ 90 องศา ดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 ตำแหน่งการวางแขนของอาสาสมัคร

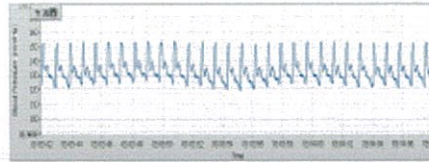
ซึ่งการวัดนั้นในทางปฏิบัติจำเป็นต้องลำเลียงตำแหน่งของเส้นเลือดคอกลง โดยจะใช้วิธียึดสายกับขาจับชีพจร จากนั้นนำสายวัดข้อมือพร้อมกับเซ็นเซอร์ไปติดตั้งในตำแหน่งเหนือเส้นเลือด ดังแสดงในรูปที่ 7



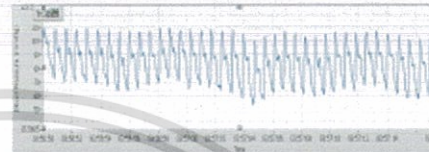
รูปที่ 7 ตำแหน่งการวัดชีพจร

การทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพแข็งแรงจำนวน 2 คน เพศชาย 1 คน อายุ 23 ปี และเพศหญิง 1 คนอายุ 24 ปี โดยใช้น้ำหนักบนเก้าอี้ แขนขวาวางแนบลำตัว ข้อศอกงอ 90 องศาที่วางแขนท่อนล่างทำมุมทำให้หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือปรากฏสัมผัสได้ชัดเจนขึ้น วางเซ็นเซอร์ไว้บนรูขุมที่สามารถคลำชีพจรได้ชัดเจนที่สุด บริเวณผิวหนังเหนือหลอดเลือดแดงแดงเพื่ออ้างอิงจากนั้นทำการเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดความดันแบบออสโตเมตริก บริเวณแขนซ้ายส่วนบน ผลการทดสอบพบว่าเซ็นเซอร์และวงจรที่ทำขึ้นมาใหม่สามารถวัดความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องได้โดยมีองค์ประกอบของคลื่นความดันโลหิตครบถ้วน ได้แก่ systolic pressure จุดสูงสุดในแต่ละวัฏจักร diastolic

notch เป็นจุดที่เว้าเข้ามาตามจังหวะการปิดตัวของลิ้นหัวใจ aortic ซึ่งอยู่ห่างจากจุด peak และค่าค่าสูงสุดของแต่ละวัฏจักรถือว่าเป็นค่า diastolic pressure และเมื่อต้องเก็ตรูปของคลื่นความดันโลหิตโดยรวมเรียกว่ามีความแปรปรวนขึ้นลงซึ่งจะไม่คงที่ตลอดเวลาเนื่องจากเป็นลักษณะที่เกิดจากการหายใจของอาสาสมัคร ดังแสดงในรูปที่ 8



(ก)



(ข)

รูปที่ 8 สัญญาณวัดความดันโลหิตและอัตราการเต้นของหัวใจอาสาสมัคร
ก) อาสาสมัครเพศชายสุขภาพดีอายุ 23 ปี
ข) อาสาสมัครเพศหญิงสุขภาพดีอายุ 24 ปี

4) สรุปและวิจารณ์

ในบทความนี้ได้นำเสนอการวัดและทดสอบระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องบริเวณข้อมือด้วยทรานสดิวเซอร์วัดแรงกดบนนิ้วหัวแม่มือตลอดต่อเนื่องด้วยวิธีอ้างอิงออกมาจากการขยายและวัดชีพจรหลอดเลือด เนื่องจากทรานสดิวเซอร์ได้รับการทดสอบของการทำงานและความเป็นเชิงเส้นพบว่าสามารถนำมาใช้งานได้ช่วง 20 ถึง 140 มิลลิเมตรปรอท สัญญาณที่วัดจากทรานสดิวเซอร์มีความดันที่วัดจากเครื่องวัดความดันแบบปรอทมีความเป็นเชิงเส้นเป็นช่วง ๆ สามารถนำมาใช้ในการวัดความดันที่บริเวณข้อมือได้เนื่องจากความดันโลหิตจะเปลี่ยนแปลงในวงแคบ ๆ จากผลการทดสอบกับเครื่องจำลองสร้างพัลส์ความดัน พบว่าสัญญาณที่วัดได้จากทรานสดิวเซอร์มีความต่อเนื่อง และมีองค์ประกอบของคลื่นความดันโลหิตครบถ้วนตามที่ขึ้นของเครื่อง สามารถนำคลื่นความดันมาคำนวณหาการอัตราการเกิดพัลส์และความถี่ได้

เมื่อทดลองนำมาใช้กับอาสาสมัครสุขภาพปกติ โดยวัดความดันที่ข้อมือ จะปรากฏห้คลื่นความดันครบถ้วนแต่ต่อเนื่องเช่นเดียวกัน อย่างไรก็ตามในการวัดในอาสาสมัคร ยังจำเป็นต้องวัดความดันที่แขนด้วยเครื่องวัดมาตรฐานแบบออสโตเมตริกก่อน เพื่อนำค่าความดัน systolic และ diastolic มาเปรียบเทียบกับรูปคลื่นที่วัดได้

อย่างไรก็ตาม เครื่องมือวัดความดันโลหิตชนิดนี้ยังมีจุดอ่อนอยู่หลายประการ เช่น การวางตำแหน่งของเซ็นเซอร์บนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ จำเป็นต้องอาศัยความแม่นยำและทราบเขี้ยวราของผู้วัดในท่าตำแหน่งของเส้นเลือดที่ข้อมือ และการขยับเขยื้อนที่ของแขนผู้ถูกวัดจะมีผลกับรูปคลื่น การใช้ที่รองรับบริเวณข้อมือซึ่งออกแบบขึ้นมาโดยเฉพาะพร้อมสายวัดสามารถขยับเขยื้อนหรือขยับเขยื้อนการคลำหาเส้นเลือดและการขยับของแขนได้ในบางราย นอกจากนี้ การนับวัดด้วยสายวัดเพื่อให้เกิดการกดทับเส้นเลือดนี้ไม่คงที่ทุกครั้ง ทำให้ค่าความดันที่ได้อาจไม่สามารถวัดเป็นค่าสัมบูรณ์ได้โดยควร สูดหาสัญญาณความดันที่ได้จึงต้องมีการตรวจสอบความถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ผู้เชี่ยวชาญ และยังคงทำการเปรียบเทียบกับเครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องมาตรฐานอีกด้วย

๕) เอกสารอ้างอิง

- [1] J. Izumi, B. Toya, Kawase, B. Chui, Y. Izaka, "Circulatory Disturbance of Cerebral Blood Vessels During Increased Intracranial Pressure", Springer Link, 1989, pp 870-872.
- [2] Giuseppe M. C. Rosano, Gabriele Frigasso, Sergio L. Chierchia, "Abnormal Autonomic Nervous Control of the Cardiovascular System", Springer Link, Volume 213, 1990, pp 322-219.
- [3] Rosnina Jaafar, Haham Mohamad Dasa, Zulfi Mahmoodin, Muhammad Rosli Abdullah, Zamrin Zaharudin, "Noninvasive Blood Pressure (NIBP) Measurement by Oscillometric Principle", Indonesia, Nov 2011.
- [4] วิทยาลัยราชภัฏวไลยอลงกรณ์ อุดมศึกษาเขตภาคกลาง, "การพัฒนาทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้อัลตราโซนิค", การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย 6, EENET 2014, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย วิทยาเขตคลองเตย, 26-28 มีนาคม 2557, หน้า 545-548.
- [5] Hien Mastas, R. L. Rauben, J. Hammar, R. W. Eise, C. Mür, "Physical and dynamic models of the eye for tonometry applications", Springer Link, Volume 22, 2009, pp 2223-2227.
- [6] Ron Duick, Oliver Goodie, Paul Clopton, "Noninvasive continuous beato-beat radial artery pressure via TL-200 splanation tonometry", Springer Link, Jan 2012, pp 75-83.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล	นายพงศธร วังพิลา
วัน เดือน ปีเกิด	18 พฤษภาคม พ.ศ.2533
สถานที่เกิด	เลย
ที่อยู่	บ้านเลขที่100 หมู่5 ตำบลนาหอ อำเภอด่านซ้าย จังหวัดเลย รหัสไปรษณีย์ 42120 โทร.086-3330668 อีเมลล์ pongsthorn.mut@gmail.com
วุฒิการศึกษา	2557 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้