

อุปกรณ์สำหรับการประเมินความไวบารอรีเฟกซ์

ด้วยวิธีการวอลซอวาแมนูเวอร์

A device for Baroreflex Sensitivity assessment
during Valsalva Maneuver



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2561

อุปกรณ์สำหรับการประเมินความไวบารอรีเฟกซ์
ด้วยวิธีการวอลซอวาเมนูเวอร์
A device for Baroreflex Sensitivity assessment
during Valsalva Maneuver



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

อุปกรณ์สำหรับการประเมินความไวบาโรรีเฟกซ์

ด้วยวิธีการวอลซอวาแมนูเวอร์

A device for Baroreflex Sensitivity assessment

during Valsalva Maneuver

นักศึกษา

นาย ธีรศักดิ์ ว่องเกษฎา รหัสนักศึกษา 58010611

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาชีวการแพทย์

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์

(ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญาบัตร

อุปกรณ์สำหรับการประเมินความไวบาโรรีเฟกซ์

ด้วยวิธีการวอลซอวาเมนูเวอร์

ชื่อนักศึกษา

นาย ธีรศักดิ์ ว่องเกษญา

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา

2561

ชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการพัฒนาระบบประเมินผลความไวบาโรรีเฟกซ์ด้วยวิธีการวอลซอวาเมนูเวอร์การประเมินค่าบาโรรีเฟกซ์นั้นจะต้องนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจ จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องมาผ่านกระบวนการวิเคราะห์และประเมินในรูปแบบต่างๆ ด้วยวิธีการวอลซอวาเมนูเวอร์ โดยวิธีการวอลซอวาเมนูเวอร์ เปรียบเสมือนการกลั้นหายใจ ในงานวิจัยนี้จะทำโดยให้ความดันเข้าไปในปอด 35 – 60 mmHg แล้วนำข้อมูลมาวิเคราะห์หาการเปลี่ยนแปลงของบาโรรีเฟกซ์โดยเริ่มจากการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรีซึ่งจะใช้สายรัดที่บริเวณข้อมือ ร่วมกับเซ็นเซอร์วัดแรงกด(FSR)กดทับที่เส้นเลือดแดงบริเวณข้อมือ อีกทั้งออกแบบระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะวัดแบบ 1 ลีด ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญในการประเมินสุขภาพเบื้องต้น เนื่องจากเป็นค่าที่สามารถบ่งชี้ได้ถึงสุขภาพและการวินิจฉัยโรค ซึ่งกลไกในการควบคุมการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตแบบเฉียบพลันเรียกว่าบาโรรีเฟกซ์ โดยการควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจ การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจและแรงต้านทานส่วนปลาย ซึ่งตัวชี้วัดการควบคุมการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิตเรียกว่า ค่าดัชนีความไวของบาโรรีเฟกซ์ ทำให้ค่าความไวของบาโรรีเฟกซ์มีประโยชน์ในการประเมินการเพิ่มและรุนแรงของอาการที่เกี่ยวข้องกับโรคหัวใจและหลอดเลือดในมนุษย์

Thesis Title	A device for Baroreflex Sensitivity assessment during Valsalva Maneuver
Student	Mr. Teerasak Wongetsada
Department	Bachelor of Engineering in Biomedical Engineering King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Academic Year	2018
Advisor name	Dr. Suradej Tretriluxana

ABSTRACT

This research aims to assist in the development of a system for Baroreflex activity assessment during Valsalva maneuver. Baroreflex assessment during Valsalva maneuver, which had increase intrathoracic pressure via contraction of abdominal and thoracic wall muscles together with attempt expiration against a closed glottis. So, increasing of intrathoracic pressure will interrupt arterial pressure, which is accomplished by taking heart rate data from ECG recordings together with continuous blood pressure measurements and putting the resulting data through an analysis and evaluation process. Our experiment was realized by administering pressure into the lungs there by simulating the pressure generated during Valsalva Maneuver. We used the resulting data to analyze any changes in the Baroreflex. The testing process was initiated using a blood pressure transducer to perform tonometry. Straps were placed around the test subject's wrist area with a pressure sensor positioned over an arteriole. The Baroreflex is one of the body's primary mechanisms for regulating acute blood pressure changes by controlling heartbeat.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำต่างๆ รวมถึงเครื่องมือ อุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในการทำงานวิจัย รวมถึงคอยช่วยตรวจแก้ปริญญาานิพนธ์เล่มนี้จนปริญญาานิพนธ์ของข้าพเจ้าเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ ที่ได้ให้คำปรึกษา ความรู้ คำแนะนำ ทำให้ปริญญาานิพนธ์นี้สำเร็จได้อย่างดี

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้อง ๆ รวมทั้งอาสาสมัครทุก ๆ คนทั้งในและนอกห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (BMCL Lab) ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกคน รวมถึงเพื่อนๆ พี่ๆ นอกสถาบันที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ รวมถึงกำลังใจที่ให้เสมอมา

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ช่วยสนับสนุนด้านค่าใช้จ่าย ให้คำแนะนำและให้กำลังใจ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงด้วยดีสำหรับคุณค่าความดีอันใดและประโยชน์อันพึงมาจากปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

นาย ชีรศักดิ์ ว่องเกษฎา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตงานวิจัย.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.6 โครงสร้างปริญญานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....	4
2.1 การทำงานของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.1.1 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.2 ความดันโลหิต (Blood pressure).....	6
2.2.1 การวัดความดันโลหิต.....	7
2.2.2 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิต.....	8
2.2.3 โทโนเมตรี (Applanation Tonometry).....	9
2.2.4 เครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต.....	9
2.2.5 บาโรรีเฟกซ์ (Baroreflex).....	12
2.3 วีซี (Valsalva maneuver) มีความสัมพันธ์กับค่า Baroreflex sensitivity.....	14
2.4 เซนเซอร์ที่ใช้ในการตรวจวัด Baroreflex sensitivity.....	15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.4.1 อิเล็กโทรด : ขั้วไฟฟ้าวัดศักย์ไฟฟ้าจากหัวใจ	15
2.4.2 เซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงกดแบบตัวต้านทาน (Force Sensor Resistor : FSR)	16
2.4.3 เซ็นเซอร์ตรวจวัดความดัน (PRESSURE SENSOR)	18
2.5 วงจรกรองความถี่ วงจรขยายแบบกลับเฟส และวงจรขยายอินสตรูเมนต์เซ็น	19
2.5.2 วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)	28
2.5.3 วงจรขยายอินสตรูเมนต์เซ็น (Instrumentation Amplifier)	29
2.6 โปรแกรม LabVIEW	31
บทที่ 3 การดำเนินงานวิจัย	34
3.1 โครงสร้างของระบบการทดสอบการความไวของของบาริเรเฟกซ์	34
3.2 เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน (Sensor)	35
3.2.1 เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันโลหิตแบบต่อเนื่อง	35
3.2.2 อิเล็กโทรดตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	36
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์	36
3.3.1 แนวคิดการออกแบบวงจรวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง	36
3.3.2 แนวคิดในการออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด	42
3.3.3 DAQ Card NI USB-6009	49
3.4 การออกแบบระบบโดยใช้โปรแกรมออกแบบและการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)	50
3.4.1 ออกแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันแบบรัดข้อมือโดยใช้โปรแกรม Autodesk inventor professional 2019	50
3.4.2 ออกแบบทดสอบระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)	53

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.5 การออกแบบซอฟต์แวร์.....	53
3.5.1 โปรแกรม LABVIEW®	53
3.6 สรุป.....	57
บทที่ 4 การทดลอง และผลการทดลอง	58
4.1 การทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ FSR.....	58
4.1.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR	58
4.2 การทดสอบวงจรมหาสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต	60
4.2.1 การทดสอบวงจรมหาสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier).....	60
4.2.2 การทดสอบแหล่งจ่ายกระแส (Current Source).....	61
4.3 การทดสอบวงจรมหาสัญญาณของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	63
4.3.1 การทดสอบวงจรมหาสัญญาณอินสตรูเมนต์เซ็น (Instrumentation Amplifier).....	63
4.3.2 การทดสอบวงจรมหาสัญญาณความถี่ต่ำผ่านและความถี่สูงผ่าน	64
4.3.3 การทดสอบออปโตไอโซเลเตอร์.....	65
4.4 ภาพรวมของระบบทั้งหมด	67
4.5 การทดสอบซอฟต์แวร์ของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวัดความดันโลหิต	67
4.5.1 การทดลองโดยใช้ Function Generator แบบ Real-time	67
4.5.2 การทดลองระบบซอฟต์แวร์ที่ได้ออกแบบไว้กับเครื่องจำลองสัญญาณ	75
4.6 การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ	78
4.6.1 ทดสอบระบบกับอาสาสมัคร	78
4.6.2 ข้อมูลของอาสาสมัคร	80
4.6.3 สัญญาณของความดันโลหิตและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	80
4.6.4 การทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์ Baroreflex Sensitivity (BRS)	83

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.7 สรุป.....	94
บทที่ 5 วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง	95
5.1 บทสรุป.....	95
5.2 ข้อเสนอแนะและวิจารณ์ผลการทดลอง	96
เอกสารอ้างอิง	95
ภาคผนวก.....	95
ประวัติผู้เขียน.....	105



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ความสามารถของเซ็นเซอร์ FSR.....	36
3.2 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM334.....	37
3.3 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM358.....	39
3.4 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ LM358.....	40
3.5 รายละเอียดของไอซีเบอร์ INA128.....	43
3.6 รายละเอียดของไอซีเบอร์ INA128.....	43
3.7 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TL074.....	45
3.8 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ TL074.....	45
3.9 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TLP521-2.....	48
3.10 คุณสมบัติของไอซีเบอร์ TLP521-2.....	48
3.11 คุณสมบัติของ NI-6009.....	49
4.1 การทดสอบวัดแรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 20 ถึง 300 มิลลิเมตรปรอท.....	59
4.2 ค่า Max , Min และค่าเฉลี่ยในแต่ละความถี่.....	75
4.3 ข้อมูลเบื้องต้นของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 5 คน.....	80
4.4 ค่า BRS ของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 5 คน.....	94

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ	4
2.2 ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
2.3 ลักษณะของความดันโลหิต ก.) ความดันซิสโตลิก ข.) ความดันไดแอสโตลิก	6
2.4 รูปคลื่นทั่วไปของความดันโลหิต	7
2.5 วิธีการวัดความดันโลหิตทางตรง (Invasive blood pressure)	7
2.6 วิธีการวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Non-Invasive blood pressure)	8
2.7 ลักษณะการวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรี	9
2.8 องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน	10
2.9 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงกำหนดค่าความดันต่ำสุดหรือความดันไดแอสโตลิก	11
2.10 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงที่ลูกเบี่ยงกดทับพอทำให้เกิดความดันสูงสุดหรือความดันซิสโตลิก	11
2.11 Sequence Method diagram	13
2.12 Spectral Method diagram	14
2.13 ความสัมพันธ์ระหว่างวิธีการ (Valsalva maneuver) กับ Pressure และ Heartrate	15
2.14 อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type Surface electrode)	15
2.15 อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type Surface electrode)	16
2.16 โครงสร้างตัวตรวจจับแรงกดและขนาดจริงของตัวตรวจจับแรงกด	17
2.17 การทำงานของตัวตรวจจับแรงกด	17
2.18 การทำงานของเซ็นเซอร์วัดความดัน	18
2.19 เซ็นเซอร์วัดความดันที่ใช้	18
2.20 วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรแต่ละชนิด(ก) วงจรทดสอบวงจรกรองความถี่ (ข) การทำงานของวงจร LPF (ค) การทำงานของวงจร HPF (ง) การทำงานของวงจร BPF (จ) การทำงานของวงจร BEF	20
2.21 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ที่ลำดับต่างๆ (ก) อันดับที่1 (First order) (ข) อันดับที่2 (Second order) (ค) อันดับที่3 (Third order)	21
2.22 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำอันดับต่างๆ และกราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ (dB)	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.23 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงอันดับต่างๆ และกราฟแสดงผลการตอบสนองต่ออัตราขยายเชิงความถี่.....	24
2.24 การตอบสนองความถี่ของวงจร BPF	25
2.25 วงจรกรองแถบความถี่ (BPF)	26
2.26 วงจรตัดแถบความถี่ที่สร้างจาก BPF และวงจรวกสัญญาณ.....	27
2.27 กราฟสัญญาณของวงจรรขยายแบบกลับเฟส.....	28
2.28 วงจรรขยายแบบกลับเฟส.....	28
2.29 วงจรรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)	29
2.30 สัญลักษณ์โปรแกรม LabVIEW	32
2.31 DAQ Card รุ่น NI USB-6009	33
2.32 DAQ Card รุ่น NI USB-6009 จำนวนพอร์ต.....	33
3.1 ระบบการทดสอบการความไวของของบารีเฟกซ์.....	34
3.2 โครงสร้างและขนาดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน ก.) การออกแบบ ข.) ต้นแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันซึ่งสร้างตามการออกแบบ.....	35
3.3 ลักษณะของอิเล็กทรอนิกส์และตำแหน่งการติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์.....	36
3.4 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM334	37
3.5 วงจรภายในของ LM334.....	37
3.6 วงจรแหล่งจ่ายกระแส โดยกำหนดกระแสโดยตัวต้านทานภายนอก RSET	38
3.7 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM358	39
3.8 วงจรภายในของไอซีเบอร์ LM358.....	39
3.9 วงจรรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)	40
3.10 วงจรขับเซ็นเซอร์จาก LM334 และขยายสัญญาณจาก LM358	41
3.11 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ INA128.....	42
3.12 วงจรสมมูลของไอซีเบอร์ INA128	43
3.13 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TL074	44
3.14 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน(Low Pass Filter ,LPF).....	46
3.15 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter ,HPF)	47
3.16 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TLP521-2.....	48
3.17 วงจรออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-isolator).....	49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.18 ตำแหน่งช่องรับสัญญาณอินพุตและโครงสร้างภายนอกของ DAQ Card NI USB-6009	49
3.19 การออกแบบส่วนติดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน	50
3.20 แบบตรออิ่งส่วนติดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน	50
3.21 การออกแบบส่วนที่กีดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน	51
3.22 แบบตรออิ่งส่วนที่กีดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน	51
3.23 การออกแบบส่วนที่ใช้รีดข้อมือ	52
3.24 แบบตรออิ่งส่วนที่ใช้รีดข้อมือ	52
3.25 อุปกรณ์ที่ใช้ออกแบบระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)	53
3.26 ระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)	53
3.27 การรับค่าข้อมูลของผู้ตรวจวัด	54
3.28 การแสดงข้อมูลของการวัด	54
3.29 การบันทึกข้อมูลของการวัด	55
3.30 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์ของการวัดสัญญาณความดันโลหิตและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	55
3.31 หน้าต่างการทำงานของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต	56
3.32 หน้าต่างของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิตในขณะวัดผู้อาสาสมัคร	56
4.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR	58
4.2 ผลการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่กดบนเซ็นเซอร์กับแรงดันไฟฟ้า	60
4.3 วงจรขยายแบบกลับเฟสที่ออกแบบไว้	60
4.4 สัญญาณอินพุตและเอาต์พุตของวงจรขยายแบบกลับเฟส	61
4.5 แหล่งจ่ายกระแสที่ออกแบบไว้	61
4.6 วัดค่ากระแสเอาต์พุตของแหล่งจ่ายกระแส	62
4.7 วงจรขยายสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต	62
4.8 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชันที่ออกแบบไว้	63
4.9 สัญญาณอินพุตและเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน	63
4.10 วงจรกรองแถบความถี่ (Band pass filter) ที่ออกแบบไว้	64
4.11 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงและต่ำแบบโวลต์	64
4.12 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงและต่ำแบบdB	64
4.13 ออปโตไอโซเลเตอร์ที่ออกแบบไว้	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.14 ผลการทดสอบของออปโตไอโซเลเตอร์(ก.) การต่อวงจรออปโตไอโซเลเตอร์ (ข.) สัญญาณเอาต์พุตของวงจรออปโตไอโซเลเตอร์	65
4.15 วงจรขยายสัญญาณของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	66
4.16 ภาพรวมของระบบ	67
4.17 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อนำสัญญาณอินพุตเข้าไปยัง Collector	68
4.19 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อหาค่าจาก Amplitude and level measurement ...	68
4.20 ค่าของสัญญาณของคลื่น Sine Wave ที่ความถี่ 1Hz	69
4.21 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1Hz	69
4.22 ค่าของสัญญาณของคลื่น Sine Wave ที่ความถี่ 2Hz	70
4.23 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2Hz	70
4.24 ค่าของสัญญาณของคลื่น Sine Wave ที่ความถี่ 3Hz	71
4.25 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3Hz	71
4.26 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz	72
4.27 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz	72
4.28 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz	73
4.29 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz	73
4.30 ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz	74
4.31 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz	74
4.32 รายละเอียดการทำงานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณความดันโลหิต	76
4.33 สัญญาณที่วัดได้จากเรื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต	76
4.34 ค่าพารามิเตอร์ที่ประมวลผลจากซอฟต์แวร์	77
4.35 รายละเอียดการทำงานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	77
4.36 สัญญาณที่วัดได้จากเรื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่า Heart Rate	78
4.37 ตำแหน่งการวัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด	78
4.38 ขณะทำการทดสอบด้วยวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)	79
4.39 วัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด ในขณะที่ทำวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)	79
4.40 สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB	80
4.41 สัญญาณ ECG ในโปรแกรม MATLAB (ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ (R peak)	81

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.42 สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB (ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ(SBP).....	81
4.43 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) (ก.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ RR (ข.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ SBP (ค.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น (ง.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น.....	82
4.44 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 1.....	84
4.45 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 1.....	84
4.46 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 1.....	85
4.47 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 1.....	85
4.48 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 2.....	86
4.49 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 2.....	86
4.50 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 2.....	87
4.51 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 2.....	87
4.52 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 3.....	88
4.53 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 3.....	88
4.54 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 3.....	89
4.55 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 3.....	89
4.56 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 4.....	90
4.57 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 4.....	90
4.58 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 4.....	91
4.59 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 4.....	91
4.60 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 5.....	92
4.61 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 5.....	92
4.62 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 5.....	93
4.63 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 5.....	93

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

บาโรรีเฟกซ์ (Baroreflex) เป็นกลไกในการควบคุมการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตแบบเฉียบพลัน โดยการควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจ การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ และแรงต้านทานส่วนปลาย (peripheral resistance) ตัวชี้วัดการควบคุมการเปลี่ยนแปลงความดันโลหิตจากอัตราการเต้นของหัวใจเรียกว่าค่าดัชนีความไวของบาโรรีเฟกซ์ (Baroreflex sensitivity: BRS) ความไวของบาโรรีเฟกซ์มีประโยชน์ในการประเมินการเพิ่มขึ้นและรุนแรงของอาการซึ่งเกี่ยวข้องกับโรคหัวใจและหลอดเลือดในมนุษย์ เช่น ความดันโลหิตสูง หัวใจล้มเหลว และที่สำคัญมากได้แก่สามารถนำมาประเมินความปกติ-ไม่ปกติของระบบประสาทอัตโนมัติ การประเมินค่าบาโรรีเฟกซ์นั้นจะต้องนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้วิธีที่เรียกว่าวอลซอวาแมนูเวอร์ มาผ่านกระบวนการและวิเคราะห์และประเมินในรูปแบบต่าง ๆ

ปัญหาของการตรวจวัดความดันโลหิตที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบันคือ การวัดแบบทางอ้อม เช่น การวัดแบบ Auscultatory เป็นการวัดความดันโลหิตโดยฟังเสียงการไหลเวียนของเลือดผ่านหูฟังออสซิลометริกเป็นการวัดความดันโลหิตโดยใช้ผ้าพันแขนวัดการไหลเวียนของเลือดผ่านผนังหลอดเลือด การวัดความดันโลหิตลักษณะดังกล่าว ไม่สามารถนำมาใช้ในการประเมินค่า ความไวของของบาโรรีเฟกซ์ได้เนื่องจาก ค่าความดันโลหิตที่วัดได้ไม่ได้มีความต่อเนื่อง เนื่องจากในกระบวนการวัดต้องการขั้นตอนและเวลาประเมินผล ทำให้มีการพัฒนาการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและไม่รุกราน เพื่อนำมาใช้ในการประเมินความไวของบาโรรีเฟกซ์และใช้ได้ผลดี แต่ยังคงใช้การวัดคลื่นไฟฟ้าตามมาตรฐานทั่วไปจากอุปกรณ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นมา เพื่อการประเมินค่า ความไวของบาโรรีเฟกซ์

การทดสอบการประเมินความไวของบาโรรีเฟกซ์ (BRS) ในปัจจุบันเป็นการทดสอบโดยการใช้การกลั้นหายใจในช่วงเวลาหนึ่งหรือเรียกว่าการทดสอบโดยการใช้วิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver) ในการทดสอบการกลั้นหายใจ ไม่สามารถจะรู้ได้ว่า ผู้ทำการทดสอบนั้นได้กลั้นหายใจ ดังนั้นจึงได้ออกแบบหาคัดสอบโดยการใช้วิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver) โดยให้ความดันเข้าไปในปอด 35 – 60 mmHg สร้างการออกแบบจะให้ผู้ทำการทดสอบเป่าลมในระบบปิด เมื่อความดันเต็มของระบบปิดแล้ว ความดันที่เป่าออกมาจะ ดันกลับของไปปอด วิธีนี้จะทำให้เปรียบเสมือนการกลั้นหายใจ

ดังนั้นงานวิจัยนี้จะนำเสนอการทดสอบการประเมินความไวของบาโรรีเฟกซ์ (BRS) โดยใช้วิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver) ในการวัดจะใช้เครื่องมือวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการวัดความดันโลหิตจะใช้เทคนิคการวัดแบบโทโนเมตรีซึ่งจะใช้สายรัดที่บริเวณข้อมือร่วมกับเซ็นเซอร์วัดแรงกด(FSR)กดทับเส้นเลือดบริเวณข้อมือ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะวัดแบบ 1 ลีด ข้อดีของเทคนิคนี้คือ มีระบบการทดสอบประเมินความไวของบาโรรีเฟกซ์ (BRS) และสามารถตรวจวัดได้ทั้งความดันโลหิตและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายในเครื่องเดียว ยังสามารถแสดงผลได้อย่างต่อเนื่อง รวมไปถึงการบันทึกข้อมูลแล้วนำมาวิเคราะห์ภายหลังได้สะดวกอีกด้วย

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 ออกแบบและสร้างระบบการทดสอบการประเมินความไวของของบาโรรีเฟกซ์ (BRS) โดยใช้วิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)

1.2.2 ออกแบบและสร้างทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง โดยใช้เทคนิคการวัดแบบโทโนเมตรีซึ่งจะใช้สายรัดที่บริเวณข้อมือร่วมกับเซ็นเซอร์วัดแรงกด (FSR) และระบบประมวลผลสัญญาณความดันโลหิต

1.2.3 ออกแบบและสร้างวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) แบบ 1 ลีด และระบบประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.2.4 พัฒนาซอฟต์แวร์ในการประเมินค่าความไวของบาโรรีเฟกซ์ (BRS)

1.2.5 ประเมินประสิทธิภาพของระบบทางเทคนิคและคลินิกในอาสาสมัคร

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

สร้างระบบการทดสอบการเป่าลมทางปากในระบบปิด เมื่อความดันในระบบปิดเต็ม จะทำให้มีความดัน ดันกลับของไปนปอด วัดความดันที่เข้าไปในปอดโดยใช้เซ็นเซอร์ pressure sensor ในการวัดความดันที่เปรียบเสมือนการกลืนหายใจ และการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องได้ โดยใช้การกดบริเวณหลอดเลือดแดงอย่างคงที่ เมื่อใช้สายรัดข้อมือกดเซ็นเซอร์แบบ FSR เบาๆ ด้วยแรงกดคงที่บนบริเวณผิวหนังเหนือเส้นเลือด จะมีการถ่ายโอนแรงดันไปที่ตัวเซ็นเซอร์และเปลี่ยนค่าความต้านทานไฟฟ้าของเซ็นเซอร์และเปลี่ยนเป็นค่าแรงดันไฟฟ้าสัมพันธ์กับความดันโลหิตในเส้นเลือดบริเวณข้อมือ ส่วนการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้หลักการซึ่งเป็นมาตรฐานคือติดตั้งอิเล็กโทรดตัวนำทั้งหมด 3 จุด คือ หน้าอกซ้าย-ขวาและซีโครงล่างสุดด้านขวาแบบ Lead I ขยายขนาดสัญญาณไฟฟ้าให้เหมาะสมกับการเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัล เข้าสู่คอมพิวเตอร์ประมวลผล การรวมการวัดทั้งสองเข้าด้วยกันจึงไม่เกิดปัญหาใด ๆ ขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขอบเขตงานวิจัย

ออกแบบการทดสอบการประเมินความไวของของบาโรรีเฟกซ์ (BRS) โดยใช้วอลซอวาแมนูเวอ์ (Valsalva maneuver) และสร้างวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และทรานสดิวเซอร์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง รวมถึงระบบประมวลผลสัญญาณเป็นค่าความไวของบาโรรีเฟกซ์ แล้วนำมาทดสอบและประเมินผลสมรรถนะการใช้งานของระบบ เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในทางคลินิกกับอาสาสมัคร

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถนำความรู้ความเข้าใจที่ได้จากการศึกษา ใช้ในการคิดและออกแบบการทำงาน หรือแก้ไขเวลาโครงการมีปัญหา
2. สามารถนำไปใช้ตรวจประเมินทดสอบกับผู้ป่วยได้จริง โดยใช้างานง่ายและสะดวก

1.6 โครงสร้างปริญญานิพนธ์

- ผลการศึกษาและวิจัยได้นำมาเสนอในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้โดยทำการแบ่งเนื้อหาเป็นบทดังนี้
- บทที่ 1 กล่าวถึง บทนำ ความเป็นมาของโครงการ และวัตถุประสงค์
 - บทที่ 2 กล่าวถึง ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
 - บทที่ 3 กล่าวถึง การดำเนินงานวิจัย
 - บทที่ 4 กล่าวถึง การทดลอง และผลการทดลอง
 - บทที่ 5 กล่าวถึง วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

2.1 การทำงานของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่ คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กมี เซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายในสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่ กระจายทั่วหัวใจ เกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้ จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยาย ตัวรับเลือด และหดตัวเกิดเป็นความดันสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้ กรณีหลังนี้ทำ ให้พิจารณาได้ว่าหัวใจเป็น บั้มแรงดันสูงในระบบหมุนเวียนโลหิตซึ่งเป็นระบบปิด



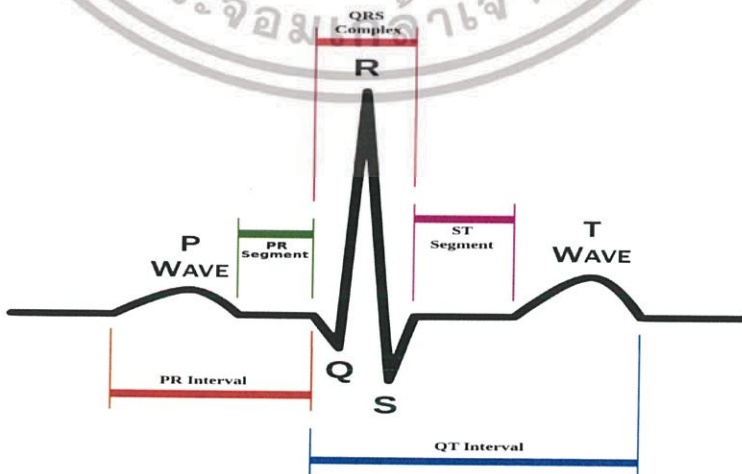
รูปที่ 2.1 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. คลื่น T คือ คลื่นที่เกิดจากระยะพักของหัวใจห้องล่าง
 - หัวตั้ง กลมเรียบ ใหญ่กว่า P Wave
 - หัวกลับในรายที่มีกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ขาด electrolyte
4. ช่วง PR บอกถึงเวลาของการนำสัญญาณไฟฟ้า วัดได้จากคลื่น P จนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS
5. คลื่น Q เป็นคลื่นลบคลื่นแรกที่ตามหลังคลื่น P และช่วง P-R อาจจะมีหรือไม่มีก็ได้ และความสูงต้องน้อยกว่า 1/3 ของความสูงของคลื่น R
6. คลื่น R เป็นคลื่นบวกคลื่นแรกที่ตามหลังคลื่น Q ในกรณีที่ไม่มีคลื่น Q จะพบว่าคลื่น R เป็นคลื่น บวกคลื่นแรกที่ตามหลังช่วง P-R
7. คลื่น S เป็นคลื่นลบคลื่นแรกที่ตามหลังคลื่น R คลื่น QRS
8. คลื่น S-T เป็นส่วนที่อยู่ระหว่างจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS และจุดเริ่มต้นของคลื่น T ระยะนี้จะไม่มี ความแตกต่างของประจุไฟฟ้าที่ขั้วบวกและขั้วลบจึงบันทึกได้เป็นเส้นราบ
 - 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

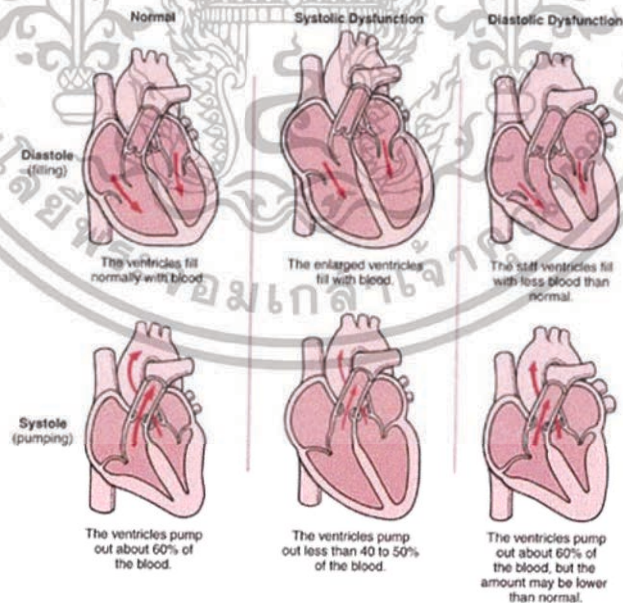
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานของหัวใจเป็นไปอย่างอัตโนมัติเพื่อสร้างแรงดันโลหิตกระจายไปทั้งในระบบ อย่างไรก็ตาม ใดก็ตามที่การเต้นของหัวใจ จะอยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาทอัตโนมัติ เพื่อรักษาความดันให้เหมาะสมกับสภาพร่างกายในขณะนั้น ๆ ดังนั้นจะเห็นได้ว่า ค่าความดันโลหิต และอัตราการเต้นของหัวใจจะสัมพันธ์ กันอย่างใกล้ชิด

2.2 ความดันโลหิต (Blood pressure)

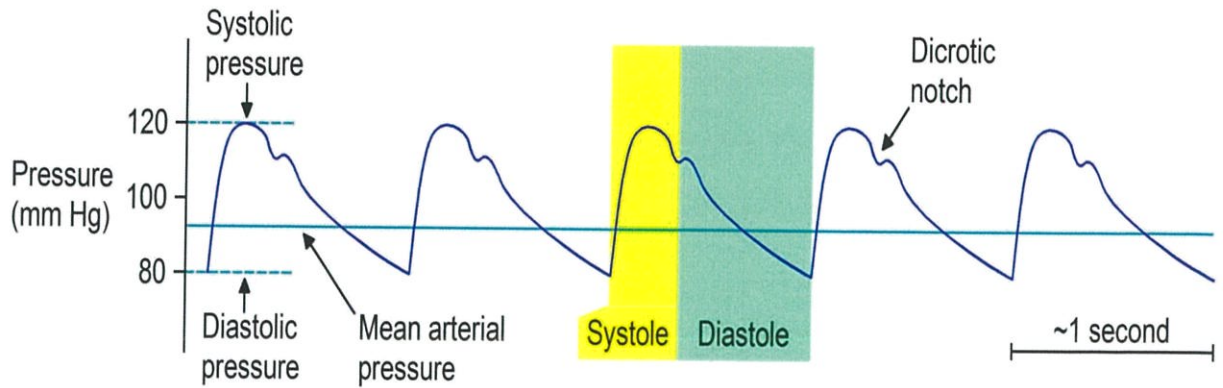
ความดันโลหิต หมายถึง แรงดันภายในหลอดเลือดมากระทบกับผนังของหลอดเลือด ซึ่งจะเกิดการบีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ และมีหน่วยการวัดเป็นมิลลิเมตรปรอท (มม.ปรอท หรือ mm.Hg) โดยความดันโลหิตในส่วนต่างๆ ของร่างกายจะมีค่าไม่เท่ากัน โลหิตประมาณ 80-90 เปอร์เซ็นต์จะไหลเวียนไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย และโลหิตส่วนที่เหลือจะไหลเวียนอยู่ในปอด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

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



รูปที่ 2.3 ลักษณะของความดันโลหิต ก.) ความดันซิสโตลิก ข.)ความดันไดแอสโตลิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



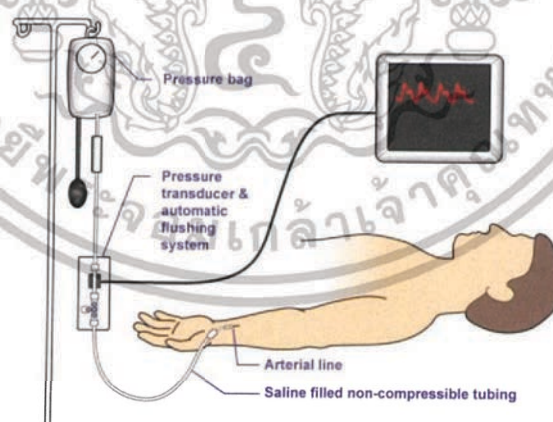
© PhysiologyWeb at www.physiologyweb.com

รูปที่ 2.4 รูปคลื่นทั่วไปของความดันโลหิต

2.2.1 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



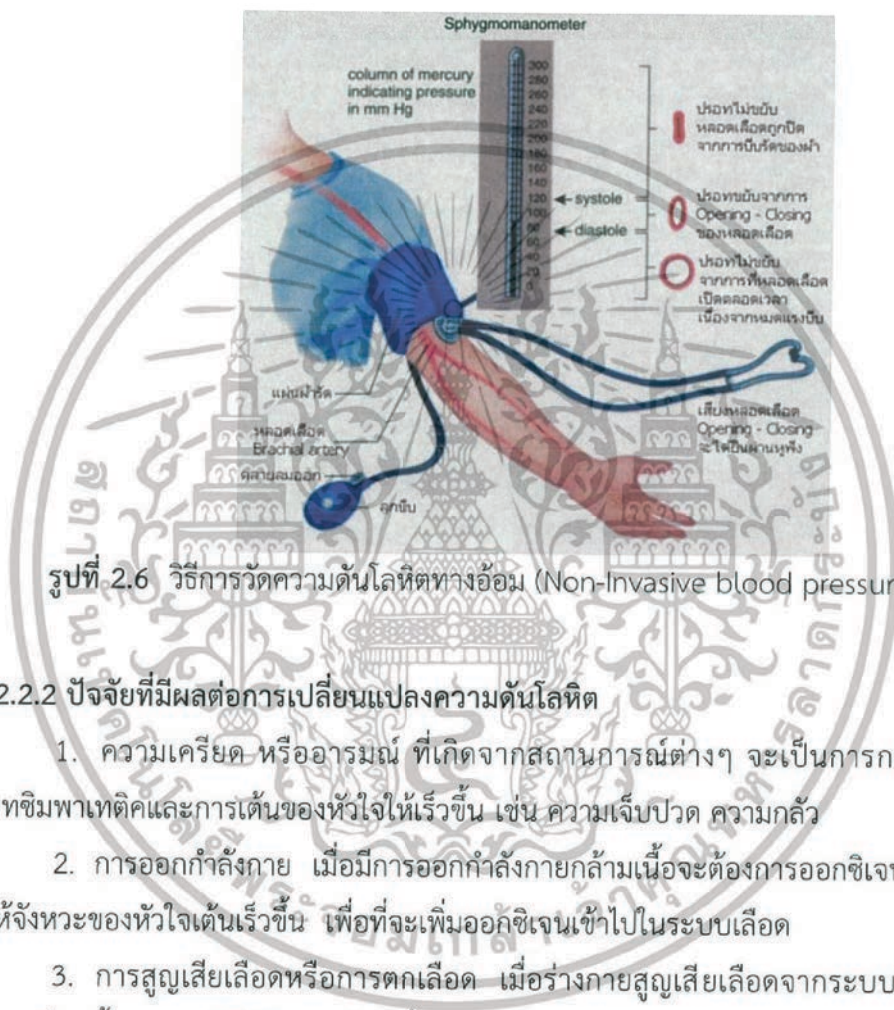
รูปที่ 2.5 วิธีการวัดความดันโลหิตทางตรง (Invasive blood pressure)

2. การวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อม (Non-Invasive blood pressure : NIBP) วิธีนี้สะดวกและผู้ถูกวัดไม่เจ็บตัว เพราะไม่ต้องวัดจากหลอดเลือดโดยตรงแต่จะใช้คัมพพันทับลงบนหลอดเลือด แล้วเพิ่มความดันในคัมพจนสูงกว่าความดันหลอดเลือดแล้วค่อยๆลดความดันลงและใช้เครื่องฟังตรวจ (stethoscope) ฟังเสียงของหลอดเลือดที่อยู่ถัดจากคัมพมา ค่าความดันที่อ่านได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อเริ่มได้ยินเสียง คือค่า systolic และค่าความดันที่อ่านได้ตรงจุดที่เสียงหายไป คือค่า diastolic แต่ก็มีข้อเสียคือ

- ถ้าความดันโลหิตสูงหรือต่ำมาก ค่าที่วัดได้จะคลาดเคลื่อนไปจากความเป็นจริงได้เยอะ
- ผู้ป่วยที่มีจังหวะการเต้นของหัวใจผิดปกติ จะได้ค่าที่ไม่ตรงกับความเป็นจริง
- ขนาดของคัพ มีผลต่อการวัดอย่างมาก เพราะแรงดันของเส้นเลือดจากแขนต้องมากพอที่จะส่งแรงดันเข้าไปยังคัพ จนมีแรงดันส่งต่อไปได้



รูปที่ 2.6 วิธีการวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Non-Invasive blood pressure)

2.2.2 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

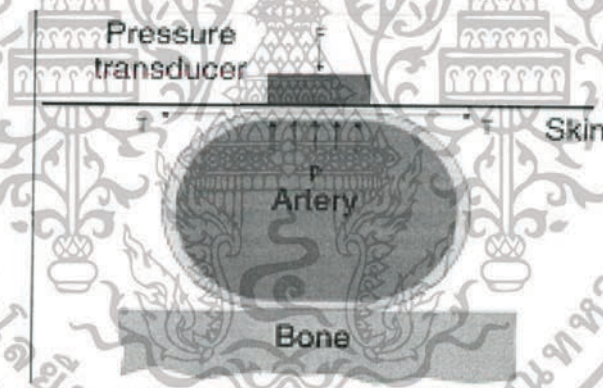
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7. ท่าทาง มีผลโดยตรงกับอัตราการเต้นของชีพจร เมื่อยืนหรือนั่งทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้นจากปกติ เนื่องจากหัวใจต้องสูบฉีดเลือดไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย และเมื่อนั่งหรือนอนจะทำให้อัตราการเต้นของชีพจรช้าลง

8. ความร้อนหรือการมีไข้ จะทำให้ชีพจรเต้นเร็วขึ้นและชีพจรจะเร็วขึ้นเมื่อความดันของเลือดลดลง เนื่องจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิของร่างกายสูงขึ้น

2.2.3 โทโนเมตรี (Applanation Tonometry)

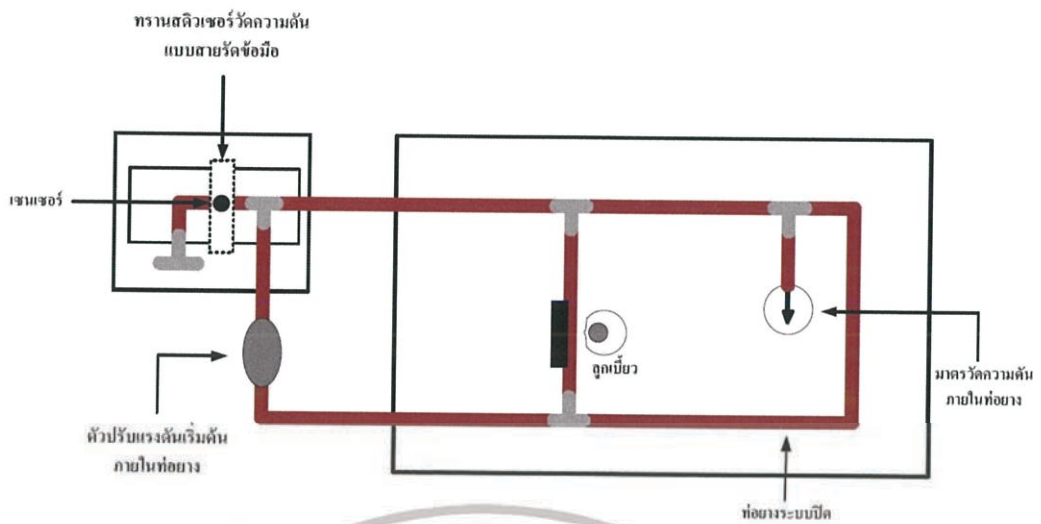
โทโนเมตรีมีหลักการการทำงานคือเมื่อมีแรงกดจากภายนอกไปกระทำกับวัตถุที่มีความยืดหยุ่น จะทำให้เกิดแรงดันสะท้อนกลับมายังบริเวณจุดที่ทำงานกด โดยทั่วไปหลักการนี้จะถูกใช้ในการตรวจสอบกับความดันภายในลูกบอล ลูกโป่ง หรือลัทธิต่างๆ เป็นต้น ซึ่งต่อมาหลักการนี้ถูกนำไปใช้ในทางการแพทย์ โดยจักษุแพทย์ชื่อ ซางสวิส ฮันส์ โกลด์แมน นำมาใช้ในการวัดความดันในลูกตา (Intraocular Pressure : IOP) และต่อมาในปี 1978 [Weaver et al.] หลักการวัดแบบโทโนเมตรีถูกนำมาใช้กับการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกราน ซึ่งมีหลักการในการวัดคล้ายกับการวัดความดันในลูกตาที่กล่าวมาในข้างต้น โดยจะแสดงลักษณะการวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรี ดังในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ลักษณะการวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรี

2.2.4 เครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต

การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันจะเริ่มจากการหมุนของมอเตอร์ผ่านลูกเบี้ยว โดยลูกเบี้ยวมีส่วนโค้ง 2 ลักษณะ คือ ส่วนที่โค้งมาก เมื่อส่วนนี้หมุนมากตบที่ท่ออย่างจะทำให้เกิดความดันภายในท่ออย่างประมาณ 120 mmHg และส่วนที่โค้งน้อยที่สุด เมื่อหมุนมากตบที่ท่ออย่างจะมีความดันภายในประมาณ 80 mmHg ซึ่งเปรียบเสมือนความดันโลหิตของคนปกติที่อยู่ในช่วง 80-120mmHg



รูปที่ 2.8 องค์ประกอบของเครื่องจำลองสัญญาณความดัน

โครงสร้างของเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต ประกอบด้วย

1. ท่อซิลิโคน ภายในจะบรรจุของเหลวที่เชื่อมต่อกันเป็นระบบปิด ที่ใช้แทนระบบเลือดภายในร่างกายแบบง่าย ๆ
2. มอเตอร์และลูกเบี้ยว เมื่อมอเตอร์หมุนจะทำให้ลูกเบี้ยวหมุนตามแกนมอเตอร์แล้วบีบอัดกับท่อซิลิโคนจึงเกิดการบีบและคลายแรงกดดันที่อย่างสลับไปสลับมา ซึ่งเป็นการจำลองการบีบ-คลายตัวของหัวใจ
3. เซ็นเซอร์ TMPS110B เป็นมาตรวัดความดันของเหลวภายในท่อ เพื่อเป็นค่าอ้างอิงเปรียบเทียบกับการวัดความดันภายนอกท่อ
4. ทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบสายรัดข้อมือ จะกดทับท่อและรัดกับท่อ เสมือนท่อเป็นข้อมือของมนุษย์
5. เซ็นเซอร์ FSR เปรียบเสมือนตัวต้านทานปรับค่าได้ เมื่อมีแรงกดที่หน้าสัมผัสของเซ็นเซอร์ จะมีการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทาน

สัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ของเครื่องจำลองสัญญาณความดันขึ้นอยู่กับ การหมุนของลูกเบี้ยวซึ่ง ความดันสูงสุดและต่ำสุดเป็นไปตามตามกลไกของการหมุนโดยช่วงที่ลูกเบี้ยวที่มีความโค้งมากที่สุดจะ กดทับลงบนท่อจะทำให้ค่าให้มีความดันภายในอยู่ที่ 120 มิลลิเมตรปรอทเปรียบเสมือนค่าความดันสูง (ปรับได้โดยใช้ลูกยาง) และช่วงที่โค้งน้อยที่สุดของลูกเบี้ยวจะทำให้ค่าความดันอยู่ที่ 80 มิลลิเมตรปรอท เปรียบเสมือนค่าความดันต่ำ หากลูกเบี้ยวหมุนด้วยอัตราเร็วคงที่จะได้สัญญาณความดันในช่วง 80-120 มิลลิเมตรปรอทอย่างต่อเนื่อง เปรียบเสมือนการขั้บตันเลือดจากหัวใจของหัวใจที่เป็นจังหวะอย่างต่อเนื่อง ซึ่งลักษณะการหมุนของลูกเบี้ยวแสดงดังรูปที่ 2.9 - 2.10



รูปที่ 2.9 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงกำหนดค่าความดันต่ำสุด หรือความดันไดเอสโตลิก



รูปที่ 2.10 การทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณความดันในช่วงที่ลูกเป็ยวกดทับต่ออย่างทำให้เกิด ความดันสูงสุดหรือความดันซิสโตลิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.5 บาร์โรรีเฟกซ์ (Baroreflex)

บาร์โรรีเฟกซ์เป็นกลไกในการควบคุมความดันของเลือดในหลอดเลือดอาร์เทอร์รี่(Artery) ขึ้นต้นอยู่ที่หัวใจ นอกจากนี้ยังมีรีเซพเตอร์เรียกว่า บาร์โรรีเซพเตอร์(baroreceptors) ซึ่งทำหน้าที่รับรู้แรงดันในหลอดเลือดอาร์เทอร์รี่ บาร์โรรีเซพเตอร์มีอยู่ 2 แห่ง ได้แก่ ส่วนแรกเรียกว่า คาโรติด ไชนัส(carotid sinus) ซึ่งเป็นส่วนที่โป่งออกของหลอดเลือดคอมมอนคาโรติดอาร์เทอร์รี่ (เป็นหลอดเลือดที่อยู่ด้านข้างของคอ) รีเซพเตอร์นี้มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงการเหยียดออก เนื่องจากความดันของหลอดเลือด และมีปลายประสาทมาเลี้ยง ส่วนที่สองของรีเซพเตอร์มีลักษณะคล้ายคลึงกันคือ เออร์ติกอาร์ค บาร์โรรีเซพเตอร์ (aortic arch baroreceptor) เป็นรีเซพเตอร์ที่อยู่ในส่วนโค้งของหลอดเลือดเออร์ตา ซึ่งมีปลายประสาทมาเลี้ยงเช่นกัน

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

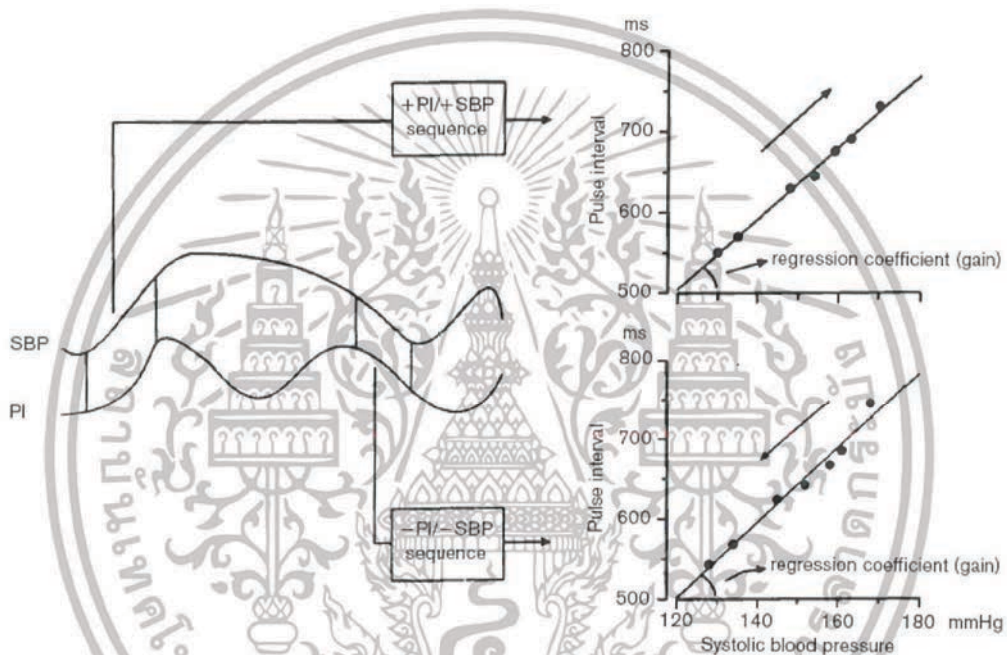
2.2.5.1 Baroreflex sensitivity : BRS

การประเมินความไวของ BRS เป็นเครื่องมือสำหรับการประเมินผล การควบคุมระบบหัวใจและหลอดเลือดแบบอัตโนมัติ 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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

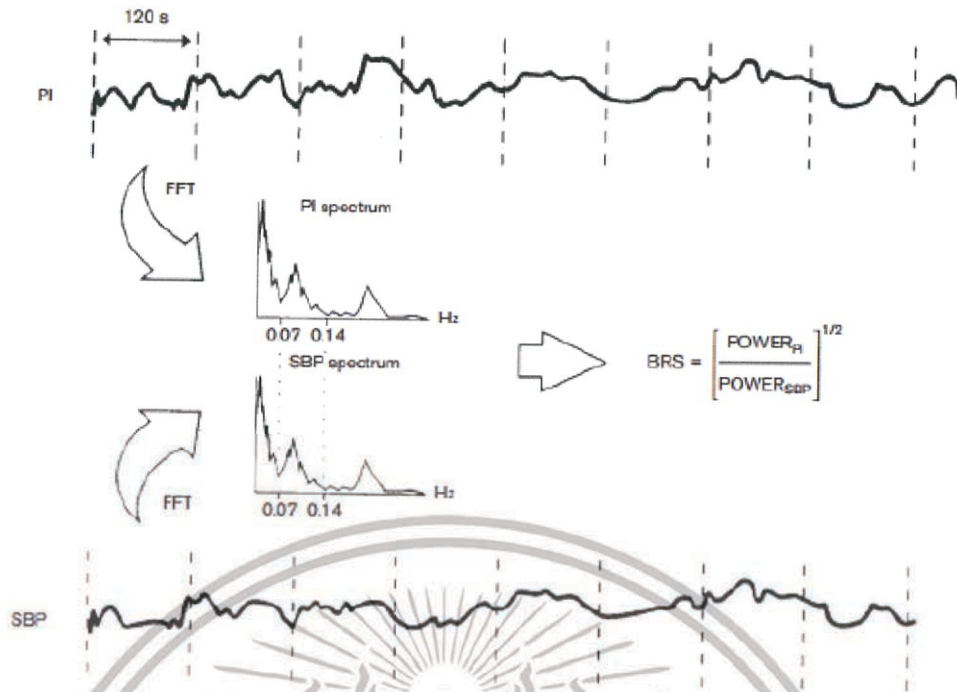
1. Sequence Method จะใช้ค่าของความดันโลหิต (Systolic Blood Pressure : SBP) และสัญญาณชีพจร (Pulse Interval : PI) สามารถแบ่งการประเมิน BRS ได้เป็น 3 ส่วนหลักๆ คือ ส่วนแรกจะระบุลำดับแรกของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณทั้งสองพร้อมกัน ส่วนที่สอง คือ จะคำนวณความชันเฉลี่ยของการถดถอยเชิงเส้นทั้งหมด เป็นค่าประมาณของ BRS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



รูปที่ 2.11 Sequence Method diagram

2. Spectral Method จะใช้สัญญาณ SBP และ PI เดียวกันกับส่วนของวิธี Sequence Method ในการวิเคราะห์หาสเปกตรัม ซึ่งการวิเคราะห์หาสเปกตรัมจะแบ่งเป็น 3 ส่วนหลักๆ คือ ส่วนแรกจะประกอบไปด้วยการแบ่งสัญญาณเป็นลำดับขนาดเล็กๆ ประมาณ 120 วินาที จากนั้นจะนำสัญญาณ PI และ SBP มาทำการแปลงฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์ม เพื่อให้เป็นเพาเวอร์สเปกตรัม และในส่วนสุดท้าย BRS จะมีค่าประมาณการที่เกิดจากดัชนีอัลฟา ที่คำนวณได้ 2 ค่า คือ ค่าเฉลี่ยของรากที่สองของเพาเวอร์สเปกตรัม PI และ SBP ในความถี่ต่ำ (0.07 – 0.14Hz) เรียกว่า alpha-LF และ ความถี่สูง (0.2 – 0.3 Hz) เรียกว่า alpha-HF การคำนวณนี้ทำเฉพาะที่สัญญาณ SBP และ PI ที่แสดงถึงการเชื่อมโยงกันสูง (>0.5) ในความถี่ต่ำและในความถี่สูงดังรูปที่ 2.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 Spectral Method diagram

2.3 วิธีวอลซอวาแมนูแวนอร์ มีความสัมพันธ์กับค่า Baroreflex sensitivity

วอลซอวาแมนูแวนอร์ (Valsalva maneuver) เป็นวิธีการที่เพิ่มความดันในช่องอกผ่านการหดตัวของกล้ามเนื้อหน้าท้องและทรวงอกพร้อมกับความมกัพยายามต่อต้านเส้นเสียงที่ปิดสนิท การเพิ่มความดันในช่องอกจะทำให้ความดันในหลอดเลือดแดงหยดชั่วครู่ การตอบสนองของหัวใจและหลอดเลือดเพื่อเพิ่มความดันภายในทรวงอกแบ่งออกเป็น 4 เฟส ดังนี้

ระยะที่ 1 : การความดันเลือดแดงเพิ่มขึ้นอย่างฉับพลันและมีอัตราการเต้นของหัวใจลดลงเล็กน้อย

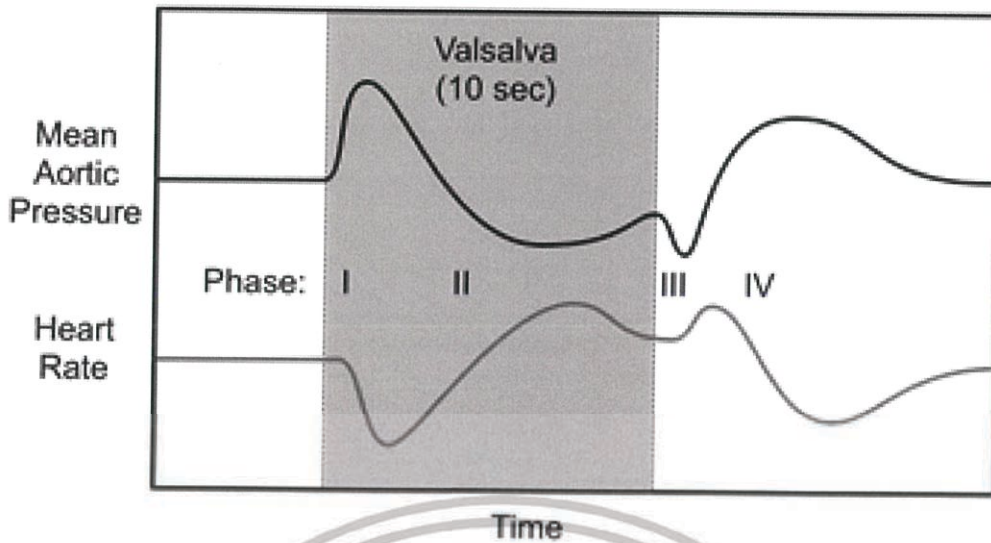
ระยะที่ 2 : ลดความดันเลือดแดงเฉลี่ยพร้อมเพิ่มอัตราการเต้นของหัวใจ การตอบสนองของ baroreflex : หัวใจเต้นเร็ว

ระยะที่ 3 : จุดสิ้นสุดของการวัด คือ เพิ่มการเต้นของหัวใจเล็กน้อย และความดันโลหิตก็ลดลงอย่างกะทันหัน เพราะความดันในทรวงอกลดลงอย่างกะทันหัน

ระยะที่ 4 : เพิ่ม อัตราการไหลของเลือดกลับสู่หัวใจ นำมาเพิ่ม CO และค่าความดันหลอดเลือดแดงด้วยการลดการเต้นของหัวใจ

ถ้ามีกิจกรรมความดันเลือดจะปกติเมื่อความดันโลหิตลดลงอัตราการเต้นหัวใจจะเพิ่มขึ้นและเมื่อความดันโลหิตเพิ่มขึ้นอัตราการเต้นหัวใจจะลดลงทันทีที่หยุดการทำวอลซอวาแมนูแวนอร์ (Valsalva maneuver) ความดันโลหิตจะลดลงอย่างกะทันหันเนื่องจากจะสูญเสียปริมาณเลือดในหลอดเลือดแดงใหญ่ดังนั้นในระยะเวลาที่สามการลดลงของความดันโลหิตหลอดเลือดแดงความดันโลหิตจะเปิดการไหลเวียน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 ความสัมพันธ์ระหว่างวิธีการวอลซาลวาเมนูเวอรี่ กับ Pressure และ Heartrate

2.4 เซนเซอร์ที่ใช้ในการตรวจวัด Baroreflex sensitivity

2.4.1 อิเล็กโทรด : ขั้วไฟฟ้าวัดศักย์ไฟฟ้าจากหัวใจ

ลักษณะของอิเล็กโทรดเราสามารถแบ่งลักษณะของอิเล็กโทรดออกเป็นสองลักษณะตามการใช้งานได้ดังนี้คือ

1. อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type Surface electrode)

อิเล็กโทรดชนิดนี้จำเป็นต้องใช้เจลอิเล็กโทรไลต์ (Electrolyte gel) เป็นเส้นทางการนำไอออนจากกล้ามเนื้อของผู้ทดลองมาสู่ตัวโลหะเงินที่อยู่ในแกนกลางของอิเล็กโทรดก่อนใช้อิเล็กโทรดชนิดนี้จำเป็นต้องทำความสะอาดผิวหนังของผู้ทดลองด้วยน้ำสบู่และบางกรณี อาจจำเป็นต้องโกนขนในบริเวณที่จะติดอิเล็กโทรดเข้ากับร่างกายผู้ทดลอง อิเล็กโทรดชนิดนี้มีจำหน่ายทั้งที่เป็นแบบใช้ครั้งเดียวทิ้งและแบบที่นำกลับมาใช้ใหม่ได้สำหรับแบบใช้ครั้งเดียวทิ้งโดยมากผู้ผลิตมักออกแบบให้มีแผ่นกาวเพื่อติดเข้ากับผิวหนังให้มาด้วยดังตัวอย่างในรูปที่ 2.13



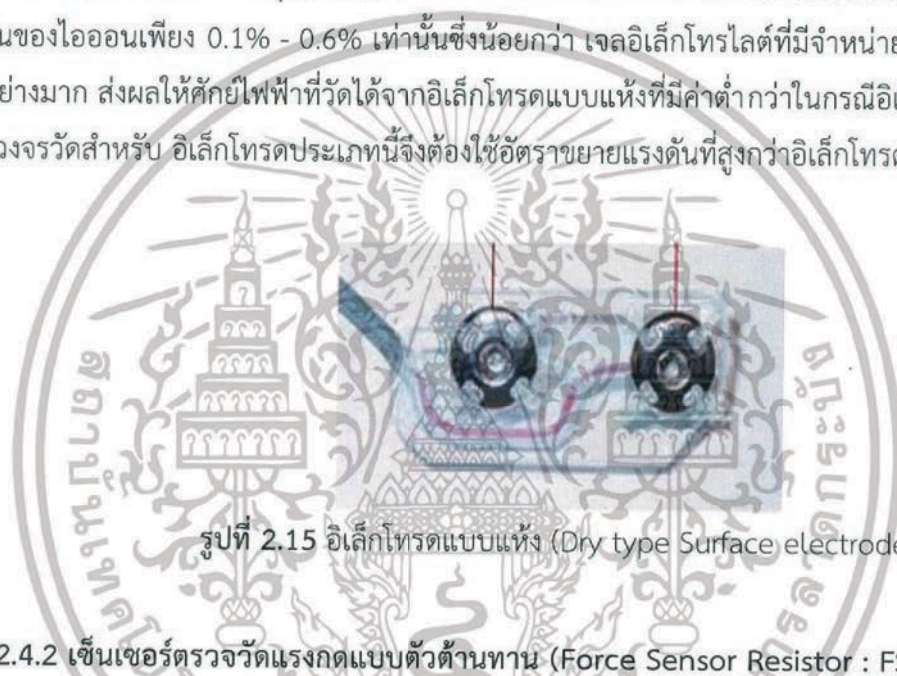
รูปที่ 2.14 อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type Surface electrode)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อเสียของอิเล็กโทรดแบบเปียก คือ จำเป็นต้องใช้เจลอิเล็กโทรไลต์ซึ่งหากเข้าติดกับผิวหนังเป็นระยะเวลานาน ๆ จะทำให้ผิวหนังเปลี่ยนสีและมีความยุ่งยากในการทำความสะดวกผิวหนังของผู้ทดลองก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเข้าไปอีกด้วยอิเล็กโทรดแบบเปียกจึงไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นเวลานานๆ

2. อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type Surface electrode)

อิเล็กโทรดแบบแห้งสร้างจากวัสดุที่ความแตกต่างไปจากอิเล็กโทรดแบบเปียก เช่นวัสดุประเภท อลูมิเนียม (Aluminum), เหล็กกล้ากันสนิม (stainless steel), โลหะเงินหรือโลหะทอง เป็นต้น อิเล็กโทรดแบบแห้งนี้อาศัยเหงื่อหรือความชื้นที่ผิวหนังเป็นเส้นทางนำไอออน โดยไม่จำเป็นต้องใช้เจลอิเล็กโทรไลต์ เนื่องจากคุณสมบัติทางเคมี ของเหงื่อเองก็จัดเป็นสารละลายไอออน แต่มีความเข้มข้นของไอออนเพียง 0.1% - 0.6% เท่านั้นซึ่งน้อยกว่า เจลอิเล็กโทรไลต์ที่มีจำหน่ายในท้องตลาดเป็นอย่างมาก ส่งผลให้ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากอิเล็กโทรดแบบแห้งที่มีค่าต่ำกว่าในกรณีอิเล็กโทรดแบบเปียกวงจรวัดสำหรับ อิเล็กโทรดประเภทนี้จึงต้องใช้อัตราขยายแรงดันที่สูงกว่าอิเล็กโทรดประเภทอื่น



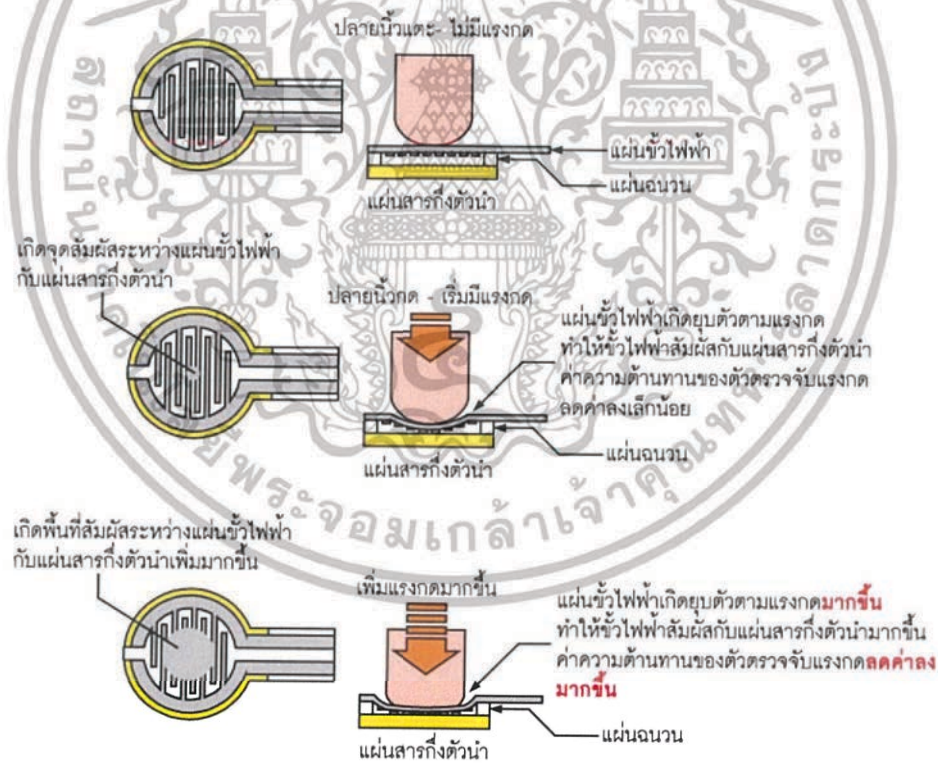
รูปที่ 2.15 อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type Surface electrode)

2.4.2 เซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงกดแบบตัวต้านทาน (Force Sensor Resistor : FSR)

เซ็นเซอร์ตรวจจับแบบค่าความต้านทานใช้เทคโนโลยีฟิล์มโพลิเมอร์แบบหนา (Polymer Thick Film) โดยแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวตรวจจับจะลดลงเมื่อมีแรงกดมากกระทำบนแผ่นตรวจจับ มีโครงสร้างของตัวตรวจจับประกอบด้วยแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อนที่เป็นตัวกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าประกบเข้ากับแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน โดยมีแผ่นฉนวนแบบอ่อนคั่นกลางทำให้เกิดค่าความต้านทานไฟฟ้าขึ้นระหว่างขาต่อใช้งานเมื่อมีการกดบนแผ่นขั้วนำไฟฟ้าจะทำให้เกิดการสัมผัสระหว่างสารกึ่งตัวนำกับขั้วไฟฟ้าส่งผลให้ค่าความต้านทานไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลง ดังรูปที่ 2.15 และ รูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 โครงสร้างตัวตรวจจับแรงกดและขนาดจริงของตัวตรวจจับแรงกด



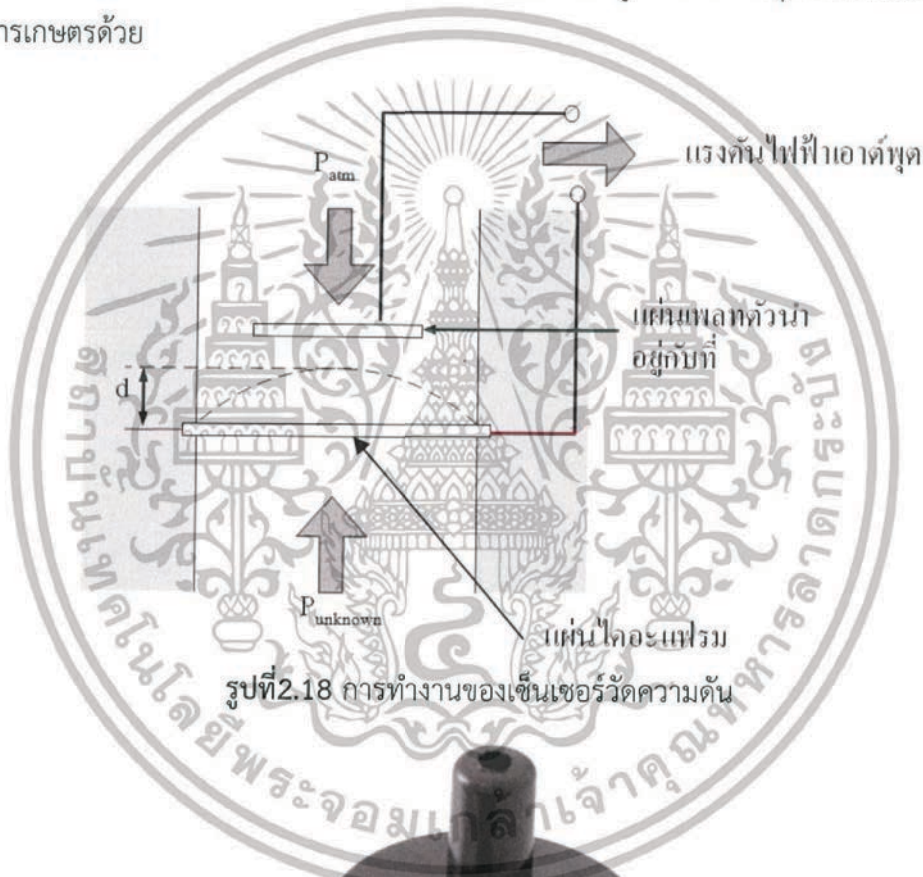
รูปที่ 2.17 การทำงานของตัวตรวจจับแรงกด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

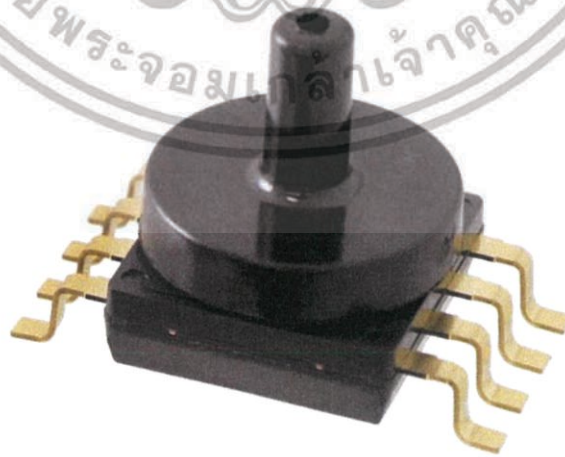
2.4.3 เซ็นเซอร์ตรวจวัดความดัน (Pressure Sensor)

อุปกรณ์ตรวจวัดความดันของก๊าซหรือเหลว เซ็นเซอร์จะส่งสัญญาณทางไฟฟ้าที่มีความสัมพันธ์กับความดัน เซ็นเซอร์ถูกสร้างให้มีเยื่อบางที่สามารถโค้งงอตามความดัน ซึ่งระดับความโค้งงอสามารถวัดได้ด้วยการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน หรือ การเปลี่ยนแปลงของการเก็บประจุในการพัฒนาเซ็นเซอร์แรกเริ่มทำด้วยวิธีการประดิษฐ์โครงสร้างจุลภาคบนพื้นผิว (Surface Micromachining) สำหรับใช้งานในช่วงความดันต่างๆ เพื่อประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรมยานยนต์และเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงดันในเส้นเลือด เป็นต้น

สำหรับในปัจจุบันได้มีการนำโครงสร้างของเซ็นเซอร์ประเภทนี้มาพัฒนาเป็นระบบการวัดแรงดันน้ำและแรงดันลม (Pressure Transmitter) ที่มีความละเอียดสูงสำหรับงานอุตสาหกรรมปรับอากาศและการเกษตรด้วย



รูปที่ 2.18 การทำงานของเซ็นเซอร์วัดความดัน



รูปที่ 2.19 เซ็นเซอร์วัดความดันตัวที่ใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 วงจรกรองความถี่ วงจรขยายแบบกลับเฟส และวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน

2.5.1 วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟเบื้องต้น (Fundamentals of Active Filters)

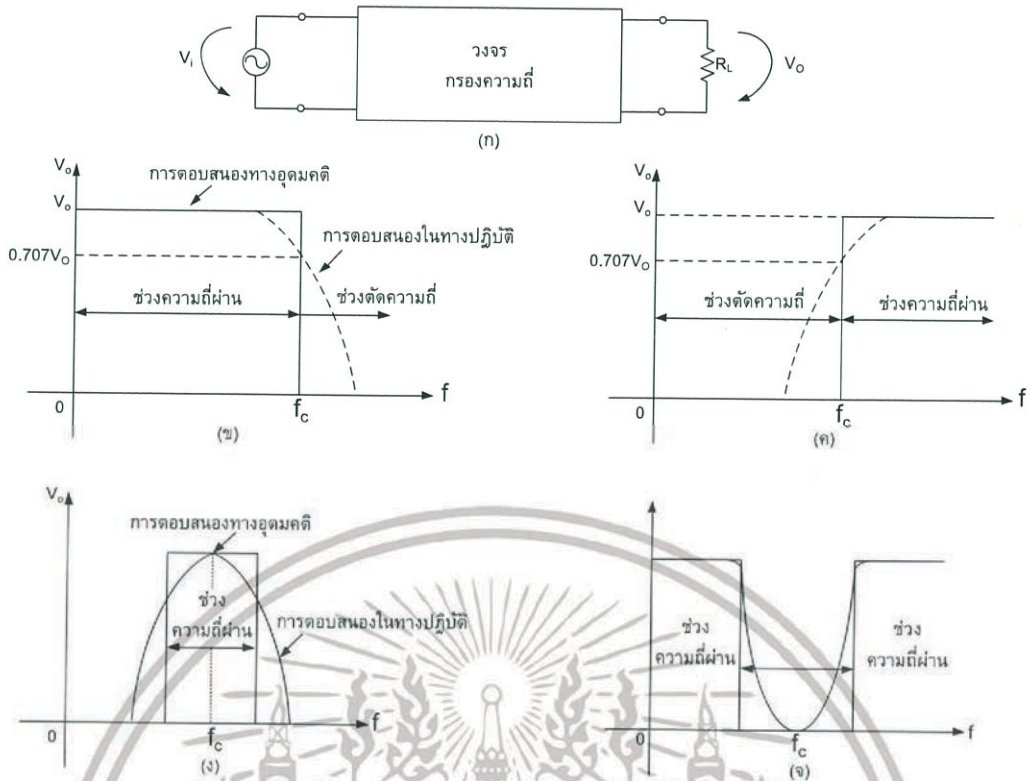
วงจรกรองความถี่ (Filters) สามารถแบ่งออกเป็น 2 แบบใหญ่ๆ คือ แบบพาสซีฟ (Passive filters) และแบบแอคทีฟ (Active filters) วงจรกรองความถี่เป็นวงจรที่สามารถทำหน้าที่เลือกความถี่ที่ต้องการหรือตัดความถี่ที่ไม่ต้องการออกก็ได้ การใช้งานวงจรกรองความถี่สามารถใช้กรองสัญญาณรบกวน หรือกรองเอาสัญญาณข่าวสารออกมาจากคลื่นพาหะในระบบวิทยุ ดังนั้นอุปกรณ์ที่นำมาใช้ในวงจรกรองความถี่ ถ้าเป็นแบบพาสซีฟจะใช้ตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ และตัวเหนี่ยวนำ ส่วนในวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟจะใช้ตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ ร่วมกับอุปกรณ์ที่สามารถทำการขยายสัญญาณ เช่น ออปแอมป์ ทำให้วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟมีข้อดีกว่าแบบพาสซีฟ คือ

- ไม่มีการสูญเสียของสัญญาณ เนื่องจากออปแอมป์สามารถทำการขยายสัญญาณเพื่อชดเชยการลดทอนของสัญญาณได้
- ราคาถูก โดยเฉลี่ยแล้ววงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟจะมีราคาถูกกว่าแบบพาสซีฟ เนื่องจากตัวเหนี่ยวนำที่ใช้ในแบบพาสซีฟมีราคาแพงและสร้างได้ยากกว่า
- การปรับค่า วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ สามารถปรับค่าความถี่ที่ต้องการได้ง่ายภายใต้ย่านความถี่ที่กว้างกว่าที่สามารถปรับได้ในแบบพาสซีฟ
- การแยกระหว่างอินพุตและเอาต์พุต เนื่องจากวงจรกรองความถี่ แบบแอคทีฟมีการใช้ออปแอมป์ประกอบในวงจรจึงทำให้วงจรกรองความถี่แบบนี้มีอินพุต อินพุตแดนซ์สูงและเอาต์พุตมีแดนซ์ต่ำทำให้ไม่มีผลการรบกวนกันระหว่างแหล่งจ่ายสัญญาณอินพุตและโหลดแต่อย่างใดก็ตาม การกรองความถี่แบบแอคทีฟก็มีข้อเสียอยู่บางประการเมื่อเทียบกับแบบพาสซีฟ คือ
- การตอบสนองความถี่วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ มีความสามารถในการตอบสนองความถี่ได้ แคบกว่าแบบพาสซีฟเนื่องจากขีดจำกัดของออปแอมป์ยกตัวอย่าง 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 2.19



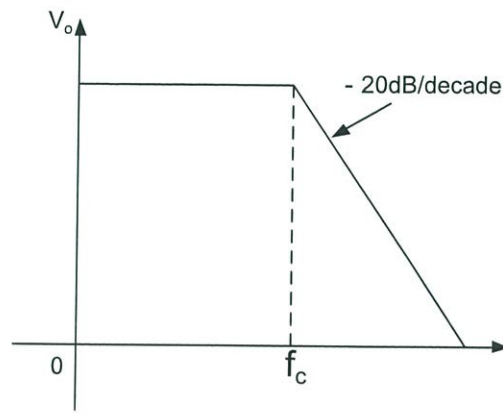
รูปที่ 2.20 วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรแต่ละชนิด

(ก) วงจรทดสอบวงจรกรองความถี่ (ข) การทำงานของวงจร LPF (ค) การทำงานของวงจร HPF
(ง) การทำงานของวงจร BPF (จ) การทำงานของวงจร BEF

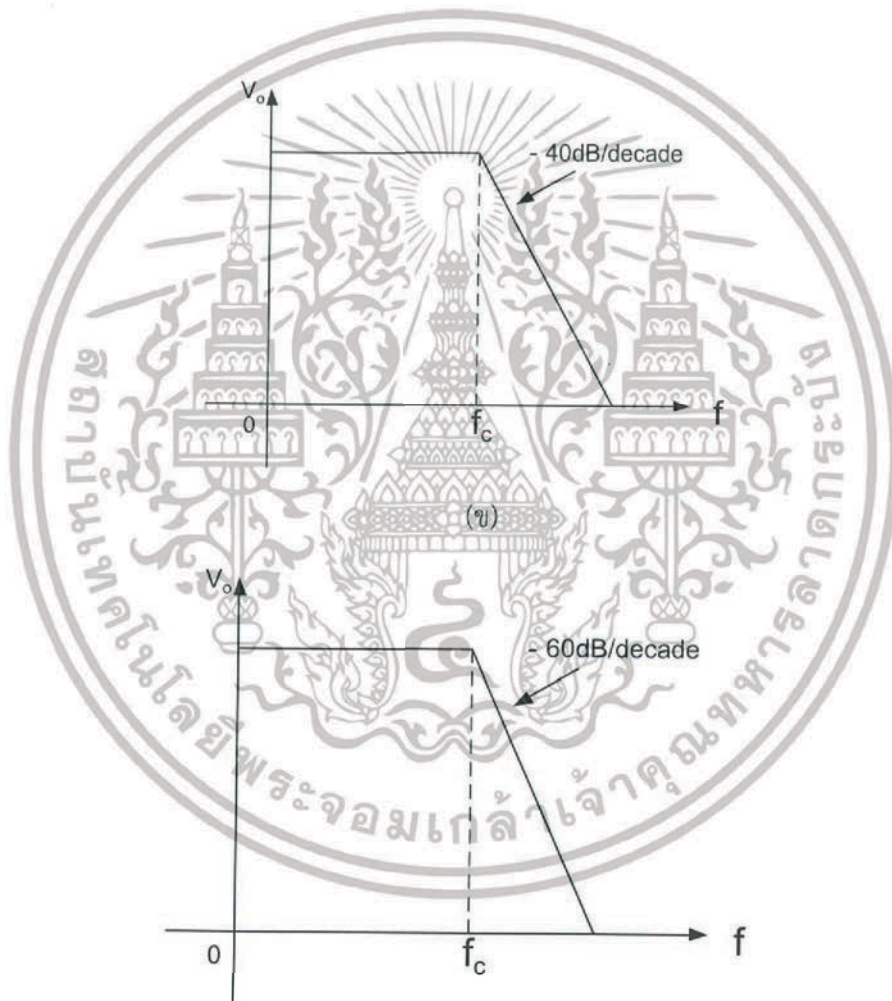
จากรูปที่ 2.20 (ข) ซึ่งเป็นผลการตอบสนองความถี่ของวงจร LPF จะพบว่าในทางความคิดหรืออุดมคติ ถ้าความถี่ของอินพุตมีค่ามากกว่า ความถี่ตัดที่ต้องการ (Cut-off frequency, f_c) แล้ว วงจรจะตัดสัญญาณความถี่นั้น ไม่ให้ออกไปที่เอาต์พุตเลยแต่ในทางปฏิบัติวงจรไม่สามารถตอบสนองความถี่เช่นนี้ได้ วงจรจะค่อยๆลดการตอบสนองความถี่ของช่วงที่ไม่ต้องการลง ส่วนผลการตอบสนองความถี่ของวงจร HPF ดังรูปที่ 2.20 (ค) มีลักษณะตรงกันข้ามกับวงจร LPF ส่วนในรูปที่ 2.20 (ง) เป็นผลการตอบสนองความถี่ของวงจร BPF คือวงจรจะยอมให้ความถี่เฉพาะแถบหรือช่วงที่ต้องการเท่านั้นออกไปที่เอาต์พุตสำหรับผลของวงจร BEF ดังรูปที่ 2.20 (จ) ก็จะมีลักษณะตรงข้ามกับวงจร BPF

จากในรูปที่ 2.20 (ข) เราจะเห็นว่าในทางปฏิบัติแล้ว เมื่อความถี่อินพุตเปลี่ยนแปลงถึงจุดตัดความถี่ (f_c) ของวงจรวงจรจะค่อยๆ ลดการตอบสนองความถี่ลง โดยอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้จะขึ้นอยู่กับอันดับ (Order) ของวงจรกรองความถี่ซึ่งโดยทั่วไป วงจรกรองความถี่มีตั้งแต่อันดับที่ 1, 2, 3, 4 ไปเรื่อยๆ จนถึงอันดับที่ n สำหรับตัวอย่างลำดับของวงจรกรองความถี่ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงการตอบสนองความถี่ของวงจรของความถี่ต่ำย่าน (LPF) แสดงไว้ในรูปที่ 2.21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก)



(ค)

รูปที่ 2.21 การตอบสนองความถี่ของวงจรความถี่ที่ลำดับต่างๆ

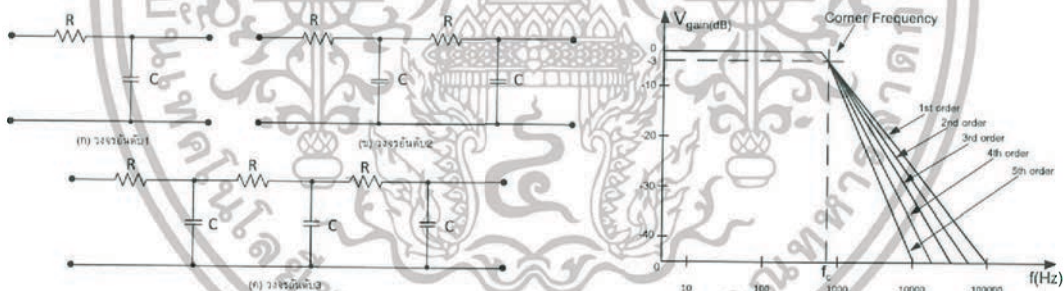
(ก) อันดับที่1 (First order) (ข) อันดับที่2 (Second order) (ค) อันดับที่3 (Third order)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.21 จะเห็นว่าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ตอบสนองความถี่ได้ใกล้เคียงกับอุดมคติมากที่สุดคือ อันดับที่ 3 ถ้าลำดับยิ่งสูงกวานี้ การตอบสนองความถี่ก็จะยิ่งใกล้เคียงกับอุดมคติมากขึ้นไปอีก แต่ทำให้วงจรกรองความถี่ที่มีอันดับสูงขึ้นมีความซับซ้อนเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ในทางใช้งานจริงมักจะนิยมใช้วงจรกรองความถี่อันดับที่ 2 (2^{nd} order filter) มากกว่าเนื่องจากสามารถใช้อุปกรณ์เพียงตัวเดียวสร้างได้วงจรกรองความถี่อันดับที่ 2 จากรูปที่ 2.21 (ข) พบว่ามีอัตราการตกของความถี่เมื่อเทียบกับอัตราขยายเท่ากับ -40dB/decade โดยเครื่องหมายลบแสดงถึงอัตราให้เห็นว่าเป็นการตกและตัวเลขนี้หมายความว่าถึง 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 2.22



รูปที่ 2.22 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำอันดับต่างๆ และกราฟแสดงอัตราขยายแรงดันเชิงความถี่ (dB)

จากรูปที่ 2.22 เมื่อทำการป้อนความถี่ต่ำเข้าวงจรที่ C จะมีค่า XC สูงทำให้ความถี่ต่ำไหลผ่าน R ที่มีค่าความต้านทานน้อยกว่า XC ได้สะดวก ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้มาก แต่เมื่อความถี่สูงกว่าจุดที่กำหนดค่า XC จะลดลง ทำให้ความถี่ผ่านขดลวดได้ลดลงบางส่วนและที่ผ่านไปได้อีกจะถูก C ดึงลงกราวด์ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้น้อยมาก

ในทางทฤษฎีวงจรกรองความถี่ต่ำจะยอมให้สัญญาณใดๆ ที่มีความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดซึ่งเรียกว่า ความถี่คัทออฟ หรือ ความถี่ขอบเขต(Cut-off Frequency) ผ่านไปได้โดยไม่มี การลดทอนของสัญญาณและถ้าความถี่ของสัญญาณเข้ามีค่าเกินที่กำหนดไว้ สัญญาณออกควรจะมีค่าเป็นศูนย์แต่ในทางปฏิบัติไม่สามารถจะทำเช่นนั้นได้ เนื่องจากการตอบสนองสัญญาณที่ความถี่ต่างๆ ของอุปกรณ์ประเภทพาสซีฟ จะเป็นแบบค่อยเป็นค่อยไปไม่เปลี่ยนแปลงทันทีทันใด ดังนั้นผลที่ได้จึงเป็นดังรูปที่ 2.22 คือเมื่อสัญญาณมีความถี่สูงขึ้นวงจรจะลดสัญญาณลงไปเรื่อยๆ จนกระทั่งจะลดลงในอัตราคงที่ค่าหนึ่ง

การคำนวณวงจรกรองความถี่ต่ำ

สิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นพิเศษสำหรับการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ ชนิดกรองความถี่ต่ำผ่านก็คือค่าความถี่คัทออฟ ω_c ที่ต้องการใช้งานซึ่งความถี่คัทออฟหาได้จากสมการ

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

โดยที่

ω_c มีหน่วยเป็น เรเดียนต่อวินาที (rad/s)

f_c มีหน่วยเป็น เฮิร์ตซ์ (Hz)

R มีหน่วยเป็น โอห์ม (ω)

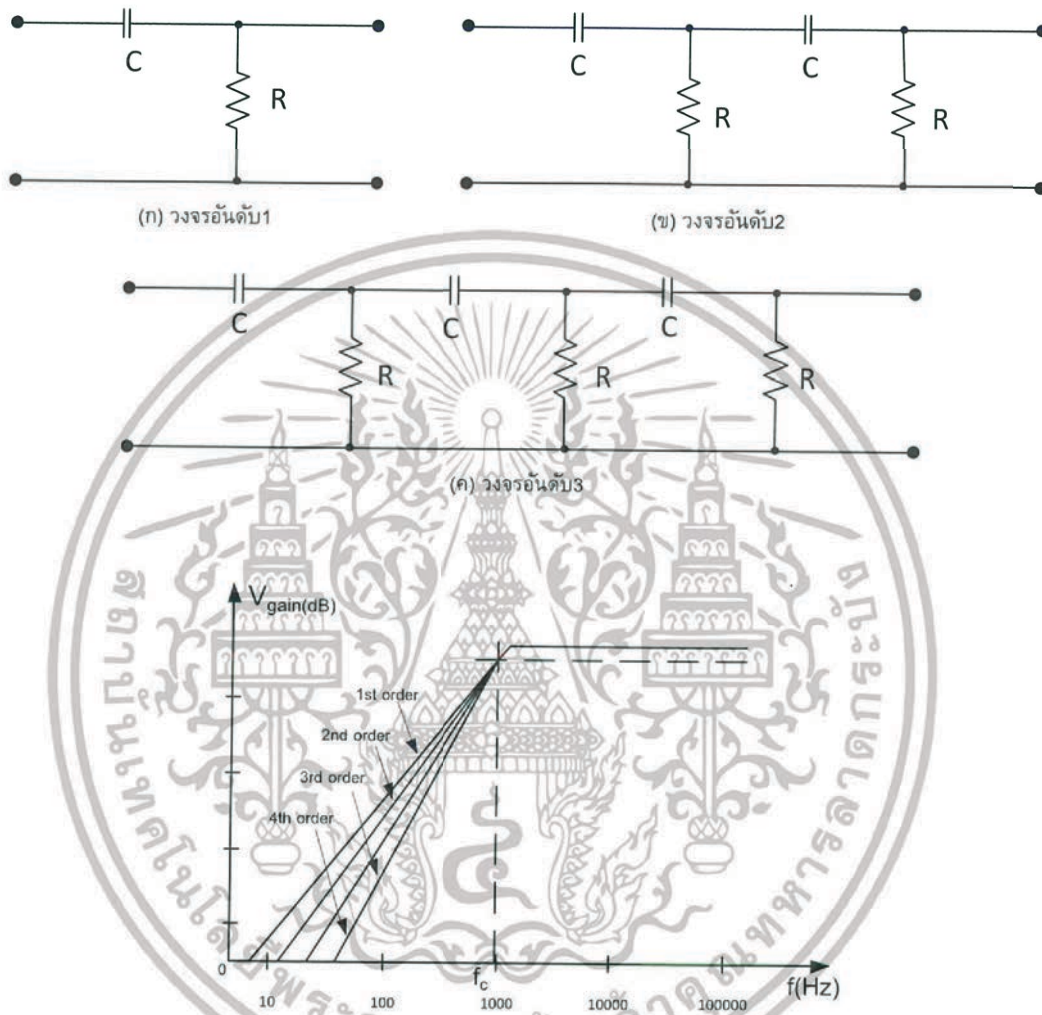
C มีหน่วยเป็น ฟาร์ด (F)

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 2.23



รูปที่ 2.23 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงอันดับต่างๆ และกราฟแสดงผลการตอบสนองต่ออัตราขยายเชิงความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.23 จะเห็นว่า C ต่ออนุกรมกับวงจรส่วน R ต่อขนานกับวงจร เมื่อป้อนความถี่ต่ำกว่าเข้ามา C จะมีค่า XC สูงทำให้สัญญาณผ่านไปได้น้อยทำให้สัญญาณที่ผ่านมาจาก C ลงกราวด์ได้หมดแต่เมื่อความถี่สูงขึ้น C จะมีค่า XC ลดลงสัญญาณจะผ่านได้มากขึ้น สัญญาณก็จะลงกราวด์น้อยลงเพราะมี R กันไว้สัญญาณที่ออกไปยัง Output จะมีมากขึ้นจนถึงระดับความแรงของสัญญาณประมาณ 70.7 % ของความแรงสูงสุด ระดับนี้เองที่เราเรียกว่า ช่วงความถี่ Cut-off เมื่อความถี่สูงกว่าความถี่นี้ C จะยอมให้สัญญาณผ่านได้สะดวกและค่า R จะต้านสัญญาณไม่ให้ลงกราวด์ความถี่จึงผ่านไปที่จุด Output ได้ทั้งหมด

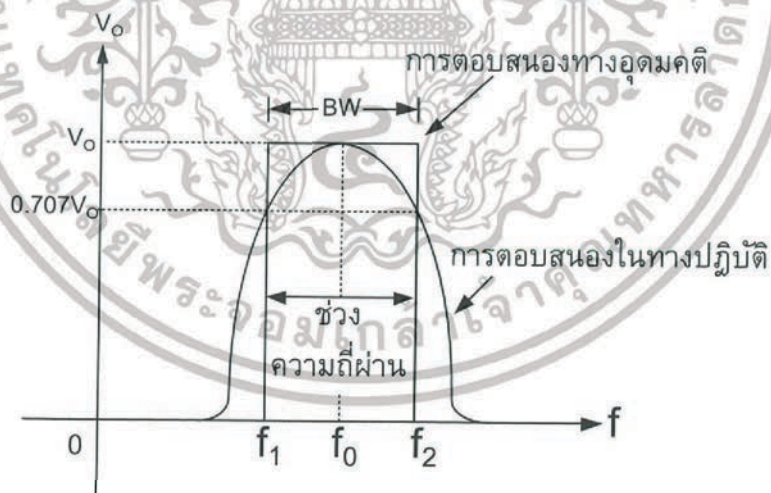
การคำนวณวงจรกรองความถี่สูง

สิ่งที่ต้องพิจารณาเป็นพิเศษสำหรับการออกแบบวงจรฟิลเตอร์ ชนิดกรองความถี่สูงผ่านก็คือค่าความถี่คutoff ω_c ที่ต้องการใช้งานซึ่งความถี่คutoffหาได้จากสมการ

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

2.5.1.3 วงจรกรองแถบความถี่ (Band Pass Filter, BPF)

วงจรกรองแถบความถี่ (Band Pass Filter, BPF) หรือ BPF เป็นวงจรที่กรองเอาเฉพาะความถี่ช่วงที่ต้องการออกมาเท่านั้น ดังนั้นการตอบสนองความถี่ของวงจร BPF นี้จะเป็นดังรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 การตอบสนองความถี่ของวงจร BPF

ความถี่ศูนย์กลาง (Center Frequency, f_0) ของวงจร BPF สามารถกำหนดได้จากค่าอุปกรณที่ต่อในวงจรเช่นเดียวกัน ประสิทธิภาพ (Quality factor, Q) ของวงจร BPF นี้สามารถวัดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

เมื่อ BW คือ แถบความถี่ที่ต้องการให้ผ่านมีหน่วยเป็น Hz หาได้จาก

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

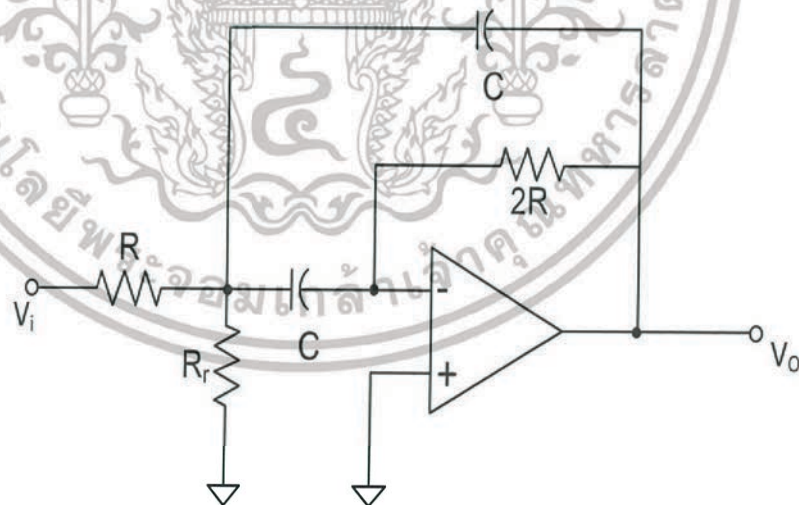
และ f_o ก็สามารถหาได้จาก

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

และ

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

$$f_2 = f_1 + BW \quad (2.8)$$



รูปที่ 2.25 วงจรกรองแถบความถี่ (BPF)

วงจรกรองแถบความถี่แสดงต่อในรูปที่ 2.24 วงจรนี้จะมีอัตราขยายแบบลูปปิด (A_{CL}) เท่ากับ 1 ที่ความถี่ศูนย์กลาง f_o โดย BW สามารถหาได้จาก

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

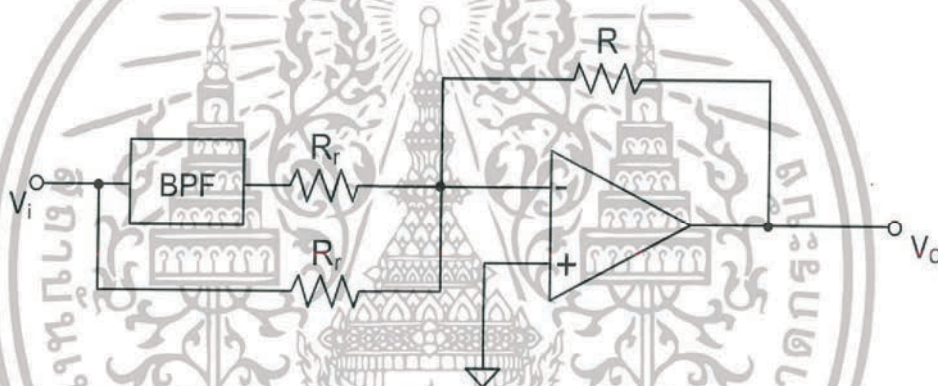
และความถี่ศูนย์กลาง f_o สามารถกำหนดได้จาก

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

จากสมการ (2.9) และ (2.10) จะเห็นได้ว่าเราสามารถปรับค่าความถี่ศูนย์กลางได้โดยไม่ทำให้ค่า BW เปลี่ยนโดยการปรับที่ R_r ซึ่งสามารถหา R_r ได้จาก

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

2.5.1.4 วงจรตัดแถบความถี่ (BEF)

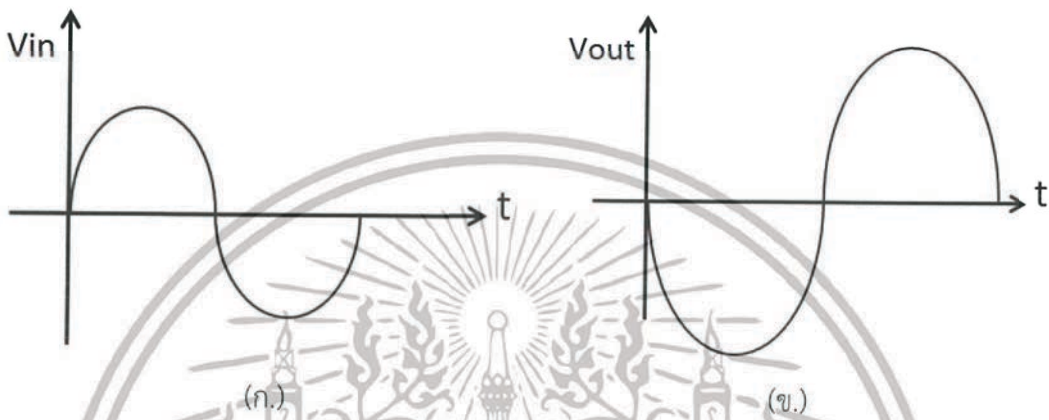


รูปที่ 2.26 วงจรตัดแถบความถี่ที่สร้างจาก BPF และวงจรบวกสัญญาณ

เราสามารถสร้างวงจรตัดแถบความถี่ (Band Elimination Filter, BEF) หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าวงจร Notch filter จากวงจร BPF และวงจรบวกสัญญาณโดยใช้ ออปแอมป์ ดังแสดงในรูปที่ 2.25 โดยสมการต่างๆ ยังมีค่าเท่ากับวงจร BPF จะต่างกันตรงที่การตอบสนองความถี่ที่มีลักษณะตรงข้ามกันเท่านั้น

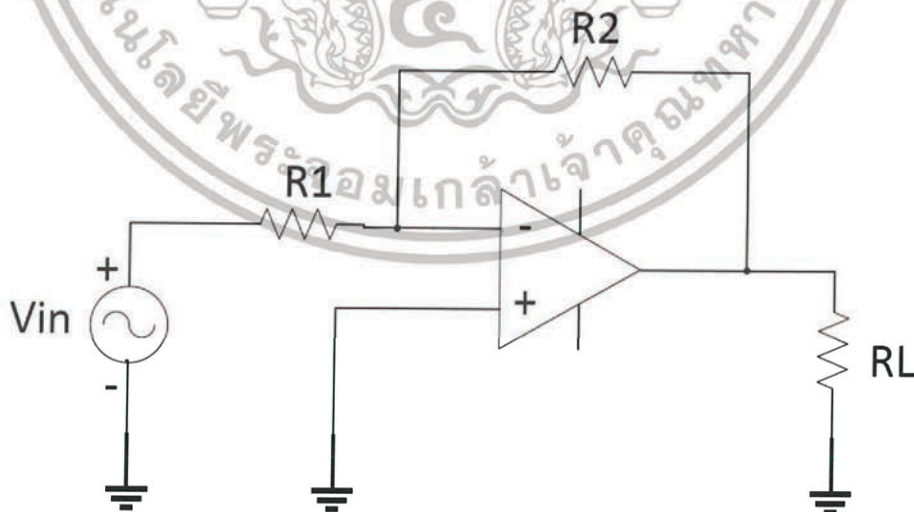
2.5.2 วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)

วงจรขยายแบบกลับเฟส จะมีสัญญาณเอาต์พุตกับสัญญาณอินพุตที่มีเฟสต่างกัน 180 องศา ดังรูปที่ 2.26 มีการต่อ R_1 และ R_2 ดังรูปที่ โดย R_2 จะต่อแบบมีการป้อนกลับทางลบ (Negative Feedback) ซึ่งการนำเอาต์พุตที่ได้ต่อเข้ากับ R_2 แล้วนำไปเข้าที่ขาอินพุตทางลบ จึงเรียกว่าการป้อนกลับแบบลบดังรูปที่ 2.26



รูปที่ 2.27 กราฟสัญญาณของวงจรขยายแบบกลับเฟส

ก. สัญญาณอินพุตของวงจรขยายแบบกลับเฟส ข. สัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายแบบกลับเฟส



รูปที่ 2.28 วงจรขยายแบบกลับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

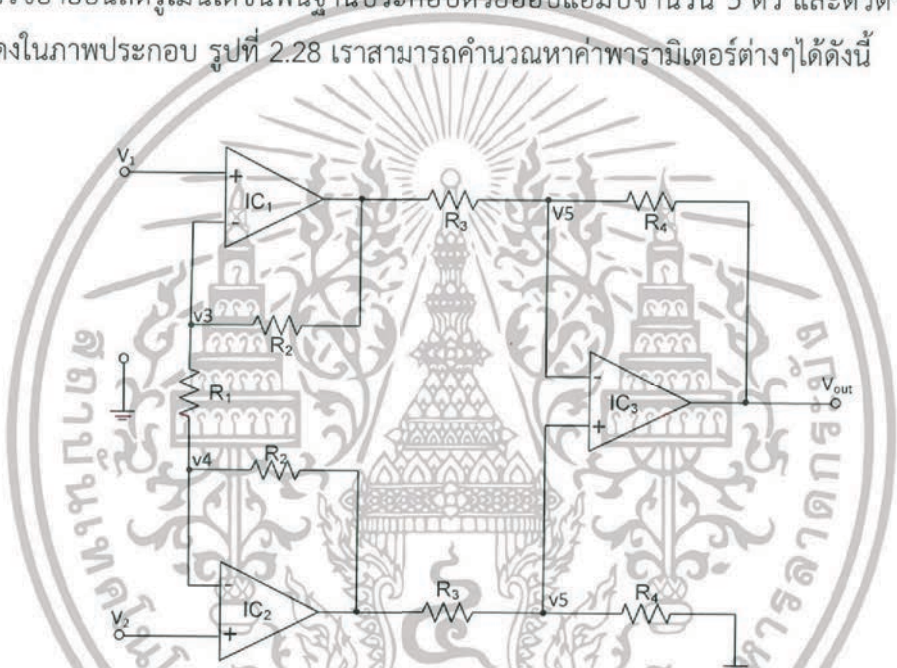
การคำนวณวงจรรขยายแบบกลับเฟส

- อัตราขยายของวงจรรขยายแบบกลับเฟส

$$A_v = \frac{V_O}{V_{SIG}} = \frac{-R_2}{R_1} \tag{2.12}$$

2.5.3 วงจรรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)

วงจรรขยายอินสตรูเมนเตชัน เป็นวงจรที่มีความสามารถในการขยายสัญญาณขนาดเล็ก ซึ่งวงจรรขยายอินสตรูเมนเตชันพื้นฐานประกอบด้วยออปแอมป์จำนวน 3 ตัว และตัวต้านทาน 7 ตัว ดังแสดงในภาพประกอบ รูปที่ 2.28 เราสามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆได้ดังนี้



รูปที่ 2.29 วงจรรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)

พิจารณา IC3 (เรียกว่า Differential Amplifier)

$$V_5 = \frac{v_4 R_4}{R_3 + R_4} \tag{2.13}$$

$$i = \frac{v_3 - v_5}{R_3} = \frac{v_3 - v_0}{R_4} \tag{2.14}$$

นำสมการ (2.13) แทนค่าใน สมการ (2.14) จะได้แรงดันเอาต์พุต (output voltage : v₀)

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

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

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 ทั้งวงจรอินสตรูเมนต์

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

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และอัตราขยายความแตกต่าง

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

วงจรรขยายอินสตรูเมนต์ขั้นพื้นฐานจะมีข้อจำกัดคือไม่สามารถที่จะลดหรือกำจัดส่วนที่เป็นแรงดันไฟตรงที่ปะปนเข้ามา กับสัญญาณอินพุตและค่าอัตราการขจัดสัญญาณโหมตร่วมก็จะถูกจำกัดด้วยความถี่ (frequency) และคุณสมบัติของออปแอมป์เอง

2.6 โปรแกรม LabVIEW

LabVIEW เป็นโปรแกรมที่ใช้ติดต่อสื่อสารกับเครื่องมือต่างๆที่อยู่ภายนอกผ่านบอร์ด 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 ที่ป้อนเข้าไปจะเป็นตัวควบคุม ส่วน output ที่ออกมาจะเป็นตัวแสดงผล

2.6.1.2 Block diagram ทำหน้าที่เสมือนเป็น Source code โดยใช้โปรแกรมภาษากราฟฟิก องค์ประกอบของ block diagramนี้จะแทนโปรแกรม Node เช่น for loop, case structure และฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ เป็นต้น

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.2 ความสามารถของโปรแกรม LabVIEW

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 เช่น พอร์ตขนาน (Parallel port) พอร์ตอนุกรม (Serial port), GPIB, และ HPIB เป็นต้น จึงมีแนวความคิดในการออกแบบวงจรขึ้นมาโดยกำหนดคุณสมบัติให้เป็นบอร์ดแบบภายนอกเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตอนุกรม (RS-232) มีจำนวนอินพุต-เอาต์พุต 16 ช่อง (Channel) อินพุตทำงานได้ทั้ง โหมดดิจิตอลอินพุตและอนาล็อกอินพุต สำหรับเอาต์พุตกำหนดให้เป็นแบบดิจิตอลเอาต์พุตออกแบบให้สร้างง่ายและต้นทุนต้องไม่สูงมากจนเกินไป

2.6.2.2 Software

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

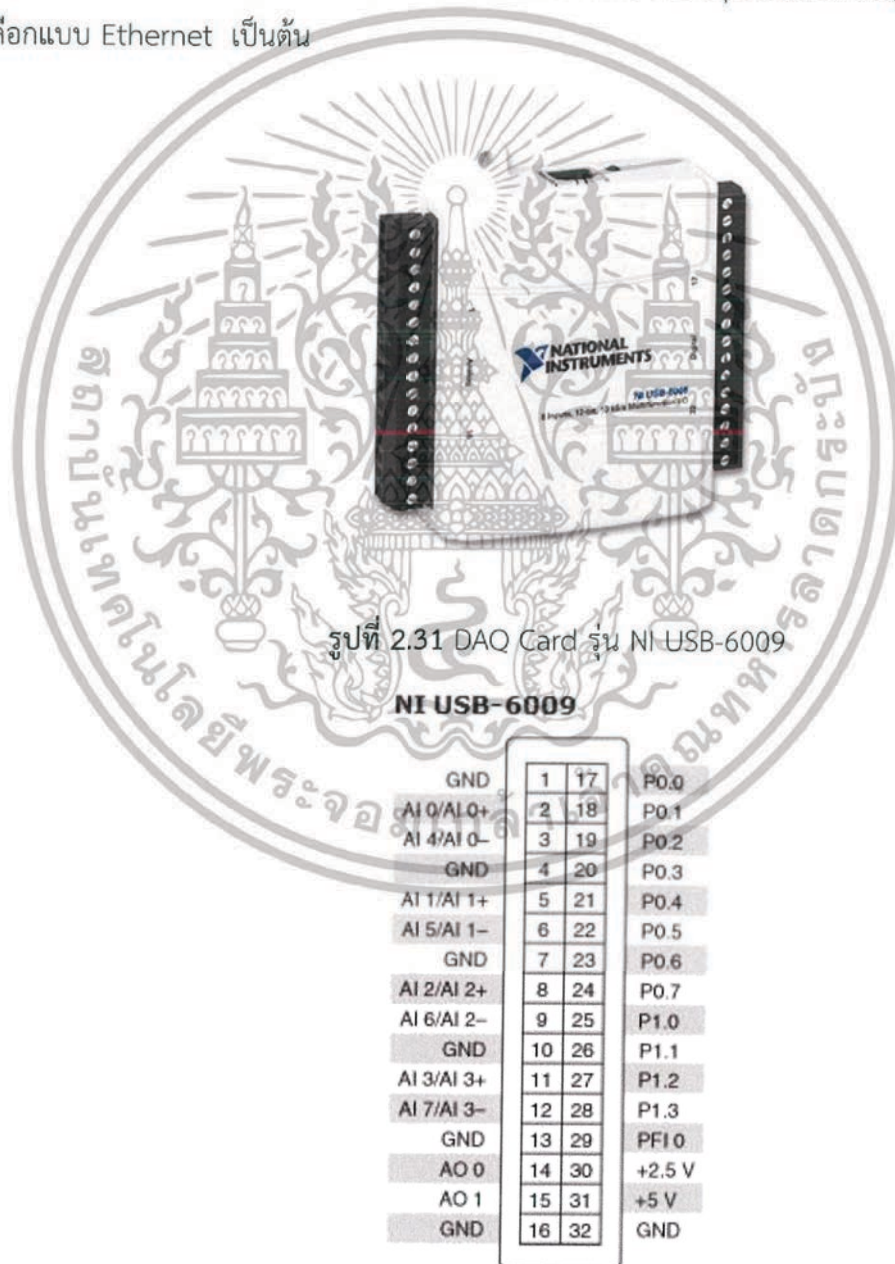


รูปที่ 2.30 สัญลักษณ์โปรแกรม LabVIEW

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.3 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 ซึ่งแต่ละแบบจะมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันไปให้เราเลือกใช้ เช่น ถ้าเราต้องการความเร็วในการรับส่งข้อมูลปริมาณมากๆ เราอาจเลือกใช้อุปกรณ์ PCI Express แต่ถ้าต้องการใช้งานบนแล็ปท็อปด้วยก็อาจจะเลือกแบบ USB แทนหรือถ้าระยะทางระหว่างอุปกรณ์กับพีซีอยู่ไกลกันมากก็อาจเลือกแบบ Ethernet เป็นต้น



รูปที่ 2.32 DAQ Card รุ่น NI USB-6009 จำนวนพอร์ต

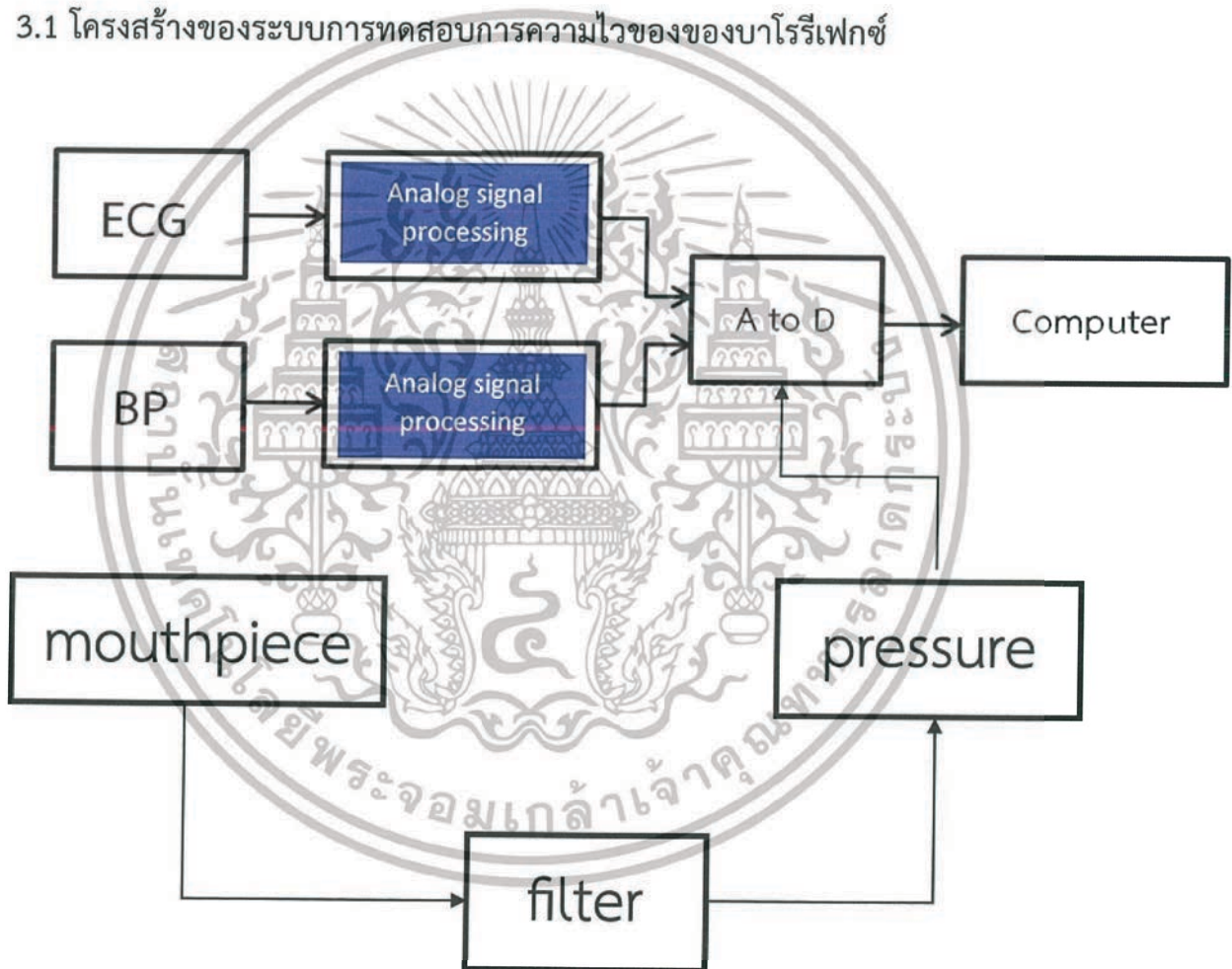
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การดำเนินงานวิจัย

ในบทนี้นำเสนอการออกแบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของโทโนเมตรี สำหรับวัดความดันที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์ รวมถึงการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการใช้ในการแสดงผลของการวัดทั้ง 2 ชนิดพร้อมกัน โดยการประมวลผลสัญญาณบนโปรแกรม LABVIEW®

3.1 โครงสร้างของระบบการทดสอบการความไวของของบาริเรฟเฟกซ์



รูปที่ 3.1 ระบบการทดสอบการความไวของของบาริเรฟเฟกซ์

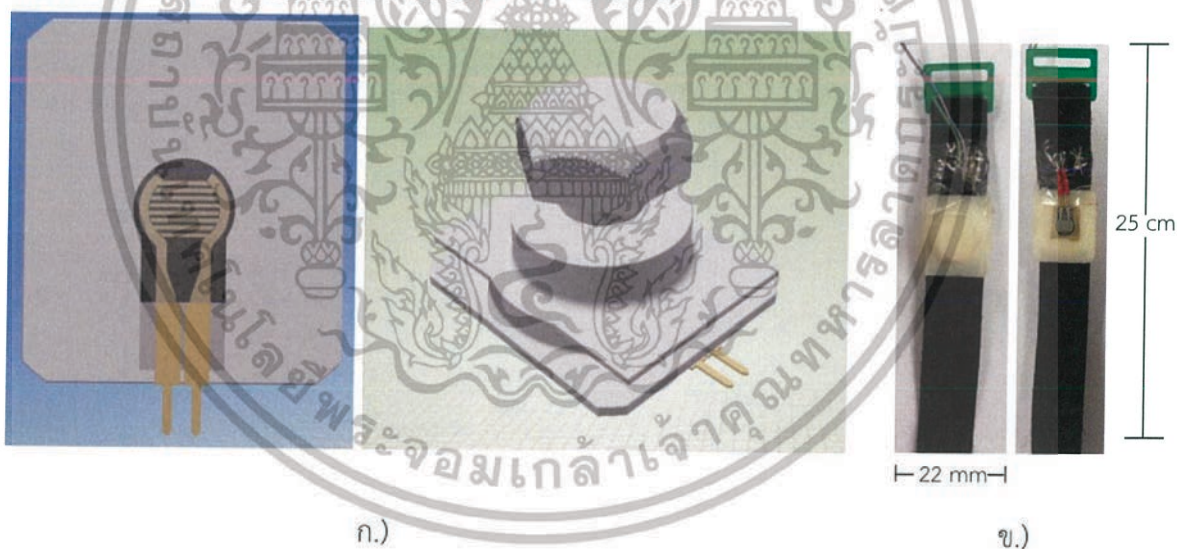
การออกแบบระบบทั้งหมดในรูปที่ 3.1 ประกอบด้วย 3 ระบบ คือ 1. ระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของโทโนเมตรี 2. ระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด 3. ระบบการทดสอบโดยวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver) โดยทั้งสามระบบที่กล่าวมาในข้างต้นนี้จะมีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอาต์พุตเป็นสัญญาณอนาล็อก (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 จากการศึกษาวิธีการของ พงศธร วังพิลา และคณะ พบว่ามีความยุ่งยากในการวางตำแหน่งจุดวัด เนื่องจากปลายสัมผัสของหัววัดมีขนาดเล็ก และผู้ปฏิบัติการต้องจับหัววัดไว้ตลอดเวลาเพื่อสร้างแรงกดบนหลอดเลือดให้คงที่ ทำให้เกิดปัญหาหากวัดในช่วงเวลานาน ๆ ในการออกแบบของเราจึงพยายามแก้ปัญหาโดยเลือกเซ็นเซอร์แบบใหม่ โดยยังใช้หลักการของโทโนเมตรี หลักการคือให้มีขนาดหน้าสัมผัสตำแหน่งวัดใหญ่ขึ้น สามารถสร้างแรงกดให้คงที่ตลอดช่วงการวัด และเหมาะสมกับการวัดที่บริเวณข้อมือ โดยใช้สายรัดข้อมือปรับเปลี่ยนได้ตามขนาดของข้อมือ รูปที่ 3.2 แสดงรายละเอียดโครงสร้างขนาด 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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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



รูปที่ 3.3 ลักษณะของอิเล็กโทรดและตำแหน่งการติดอิเล็กโทรด

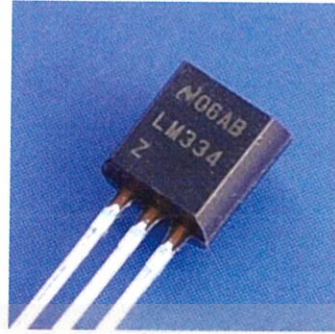
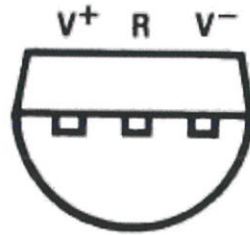
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์

3.3.1 แนวคิดการออกแบบวงจรวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง

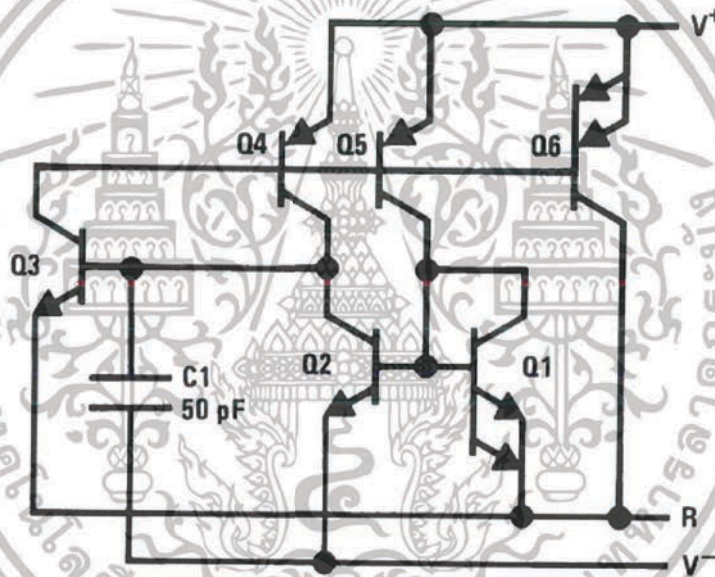
ภายในวงจรวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง ใช้ไอซีเบอร์ LM334 และ LM358 โดย LM334 จะทำหน้าที่เป็นแหล่งจ่ายกระแสคงที่ (Current Source) ให้กับเซ็นเซอร์ FSR เพื่อแปลงค่าความต้านทานเป็นแรงดันไฟฟ้าในการออกแบบเนื่องจาก FSR มีสมบัติไม่เป็นเชิงเส้นในช่วงกว้าง จึงใช้ค่ากระแสผ่านตัวต้านทานไม่สูงมากเกินไปในที่นี้ใช้กระแสในช่วงน้อยกว่า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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1.1 LM334



รูปที่ 3.4 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM334

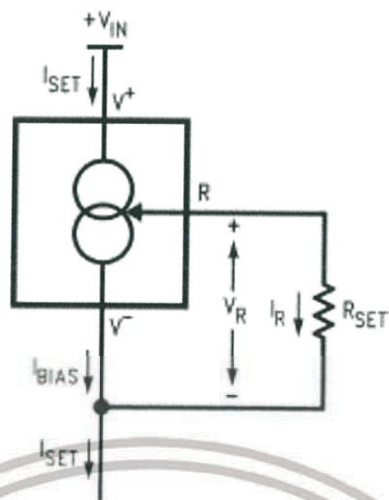


รูปที่ 3.5 วงจรภายในของ LM334

ตารางที่ 3.2 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM334

ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1	V ⁺	แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply voltage)
2	R	ค่าความต้านทาน
3	V ⁻	แรงดันเอาต์พุตลบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 วงจรแหล่งจ่ายกระแส โดยกำหนดกระแสโดยตัวต้านทานภายนอก R_{SET}

การกำหนดกระแส LM334

จากคู่มือของผู้ผลิต กำหนดสมการเพื่อหาค่ากระแส

I_{SET} เป็น

$$I_{SET} = \frac{V_R}{R_{SET}}$$

(3.1)

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

แทนค่า

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

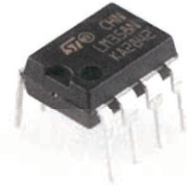
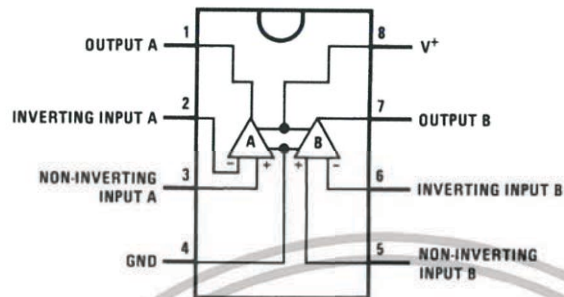
เพราะฉะนั้นจะได้ค่ากระแส

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

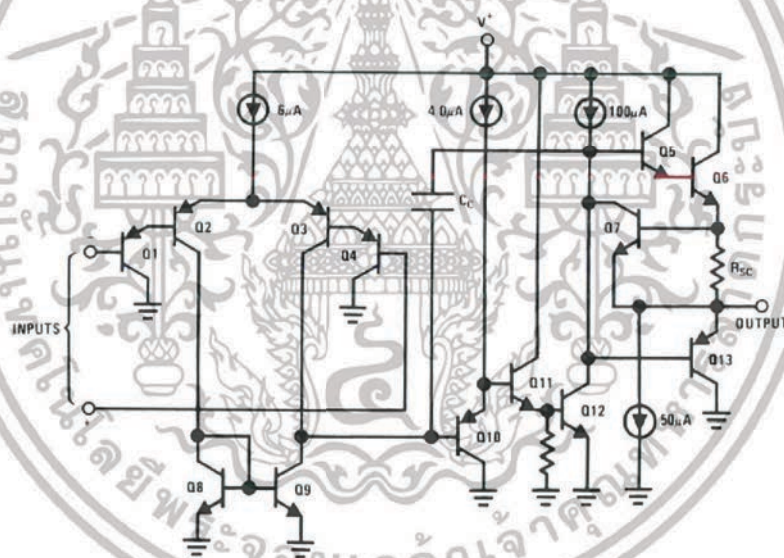
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1.2 ไอซีเบอร์ LM358

มีออปแอมป์ใช้งานทั่วไปสองตัว 8 ขา ราคาประหยัด ใช้ไฟเลี้ยงซีกเดียวได้ ใช้เทคโนโลยีไบโพลาร์



รูปที่ 3.7 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ LM358



รูปที่ 3.8 วงจรภายในของไอซีเบอร์ LM358

ตารางที่ 3.3 รายละเอียดของไอซีเบอร์ LM358

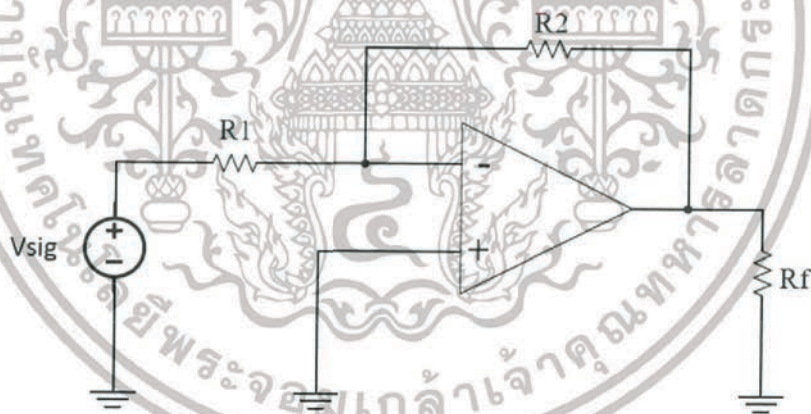
ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1	OUTA	เอาต์พุต A
2	-INA	อินพุตกลับเฟส A
3	+INA	อินพุตไม่กลับเฟส A
4	GND	กราวด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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



รูปที่ 3.9 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)

การออกแบบใช้ ออปแอมป์หนึ่งตัวเป็นวงจรรวมแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) และอีกตัวหนึ่งทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ ลดความต้านทานที่ขา non-inverting ของวงจขยายเพื่อการปรับแรงดันออฟเซต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณวงจรรขยายแบบกลับเฟส

สมการเพื่อหาค่าอัตราขยาย A_V

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

เมื่อ R_2 มีค่าเท่ากับ $43K\Omega$ และ R_1 มีค่าเท่ากับ $10K\Omega$

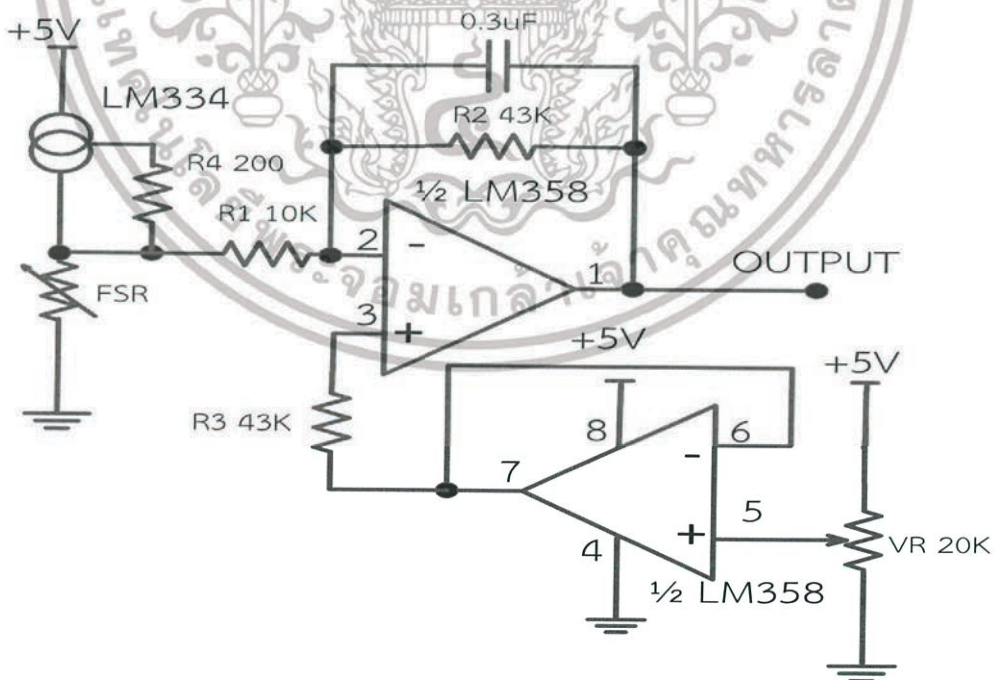
แทนค่า

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

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าอัตราขยาย

$$A_V = -4.3 \text{ เท่า}$$

ในทางปฏิบัติใช้ตัวทานทริมเมอร์อนุกรมกับ R_2 เพื่อให้สามารถปรับค่าแรงดันเอาต์พุตได้ เหมาะสมกับการแสดงผล ก่อนการปรับเทียบ



รูปที่ 3.10 วงจรขับเซ็นเซอร์จาก LM334 และขยายสัญญาณจาก LM358

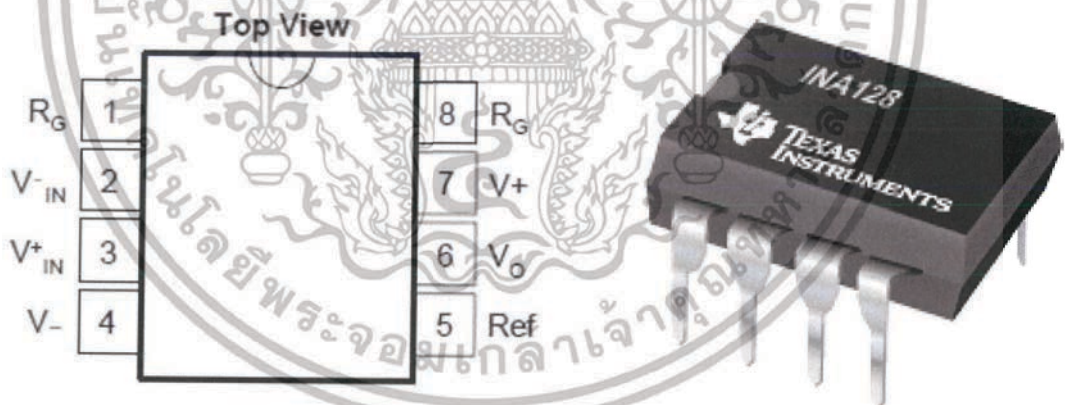
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 แนวคิดในการออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด

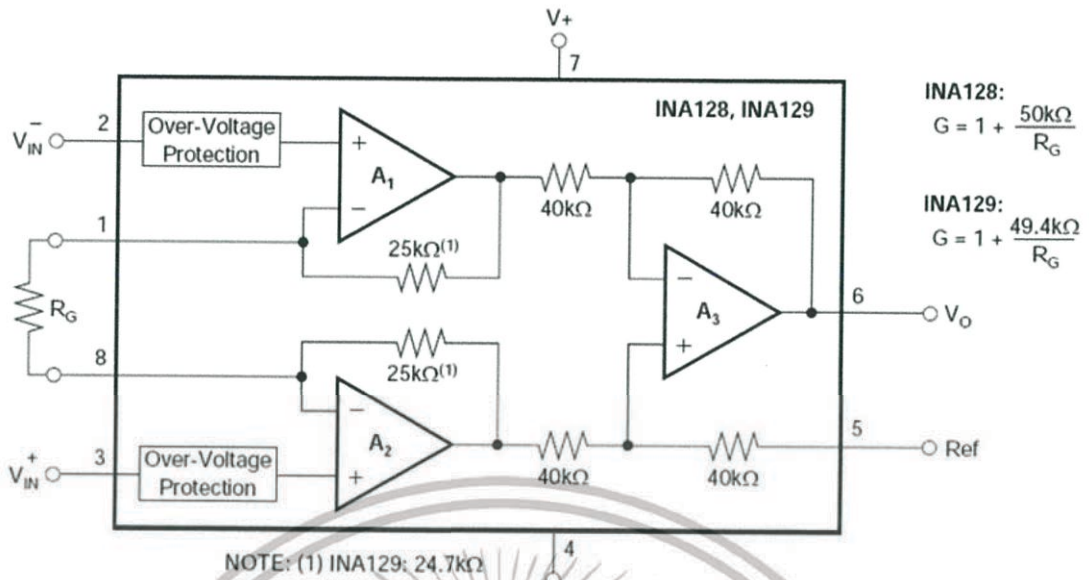
วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกออกแบบโดยใช้ไอซีเบอร์ INA128, TL074 และ TLP521 ประกอบไปด้วยวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น (Instrumentation Amplifier) วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน(Low Pass Filter ,LPF) วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter ,HPF) และออปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-Isolator) อัตราขยายของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้นเลือกใช้ที่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

3.3.2.1 ไอซีเบอร์ INA128

สามารถสร้างได้โดยใช้ออปแอมป์ทั่วไปและใช้ตัวต้านทานจำนวนหนึ่งประกอบเป็นพื้นฐานตามรูป โดยจะสังเกตได้ว่าวงจรขยายแบบนี้ได้พัฒนามาจากวงจรขยายผลต่างและวงจรบัฟเฟอร์ประกอบกัน วงจรขยายแบบนี้เป็นวงจรที่ถูกนำไปใช้ประโยชน์มากเนื่องจากมีประสิทธิภาพสูงกว่าวงจรขยายผลต่างแบบธรรมดา



รูปที่ 3.11 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ INA128



รูปที่ 3.12 วงจรสมมูลของไอซีเบอร์ INA128

ตารางที่ 3.5 รายละเอียดของไอซีเบอร์ INA128

ตำแหน่ง ขา	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	ค่า ต่ำสุด	ค่า กลาง	ค่าสูงสุด	หน่วย
แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply Voltage)	V_S	-	-	±18	V_{DC}
แรงดันอนุบาล็อคทางอินพุต	V_{IA}	-	-	±40	V_{DC}
อุณหภูมิ (Temperature)	T	-40	-	125	°C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณหาอัตราขยายของวงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น
สมการเพื่อหาค่าอัตราขยาย

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

เมื่อ R_G มีค่าเท่ากับ 100Ω

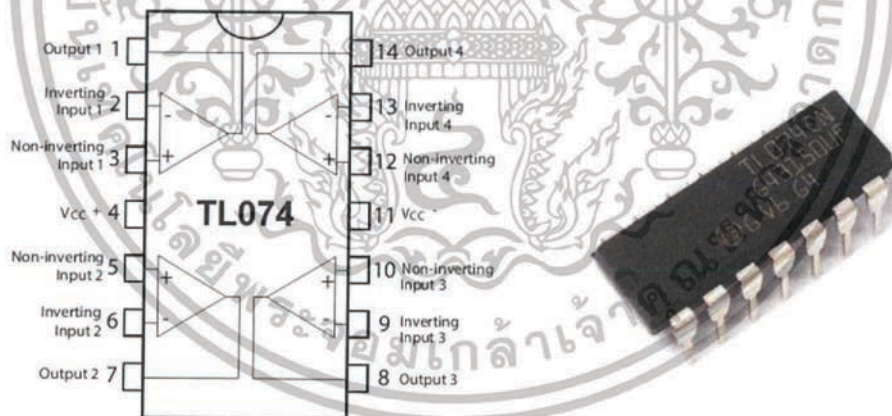
แทนค่า

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

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าอัตราขยาย

$$G = 501 \text{ เท่า}$$

3.3.2.2 ไอซีเบอร์ TL074



รูปที่ 3.13 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TL074

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

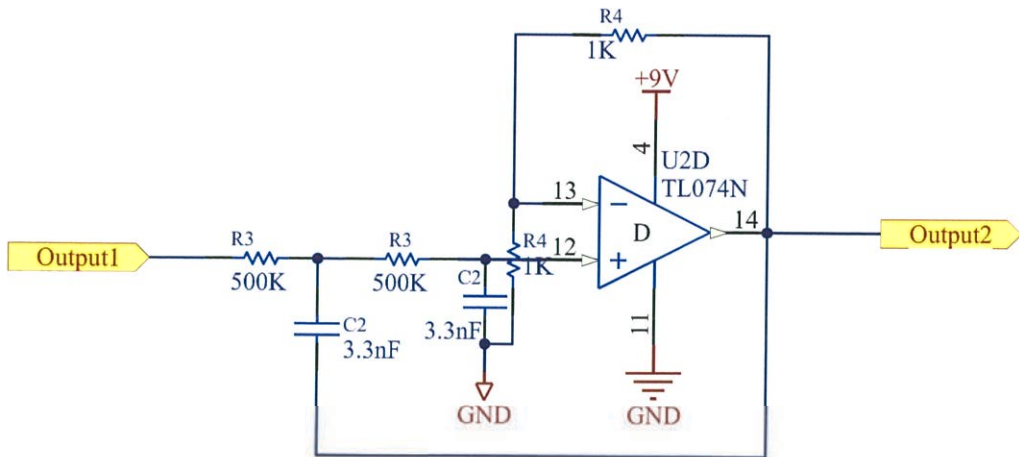
ตารางที่ 3.7 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TL074

ตำแหน่ง ขา	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	ค่า ต่ำสุด	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}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน(Low Pass Filter ,LPF)

การคำนวณหาอัตราขยายและความถี่คัทออฟของวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน
สมการเพื่อหาค่าอัตราขยาย

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

เมื่อ R_f และ R_I มีค่าเท่ากับ $1\text{K}\Omega$

แทนค่า

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

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าอัตราขยาย

$$G = 2 \text{ เท่า}$$

สมการเพื่อหาค่าความถี่คัทออฟ

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

เมื่อ R มีค่าเท่ากับ $330\text{K}\Omega$ และ C มีค่าเท่ากับ 3.3uF

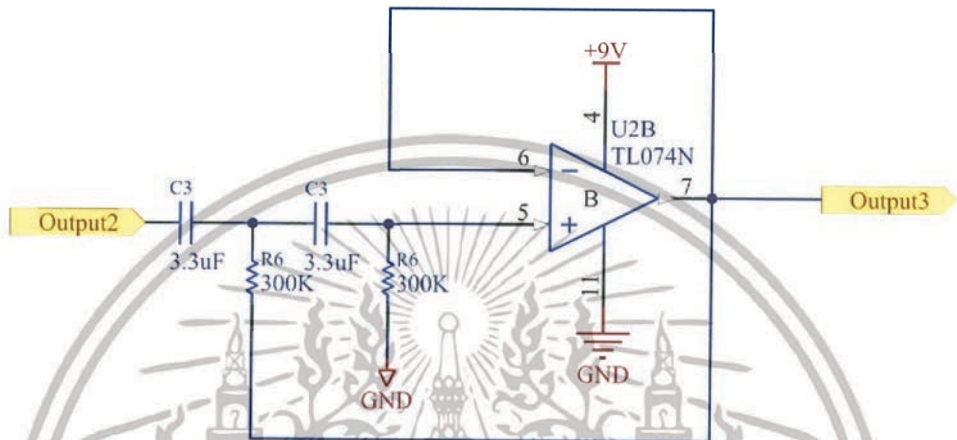
แทนค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

เพราะฉะนั้นจะได้ค่าความถี่คัทออฟ

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



รูปที่ 3.15 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter ,HPF)

การคำนวณหาความถี่คัทออฟของวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน
สมการเพื่อหาค่าความถี่คัทออฟ

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

(3.5)

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

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

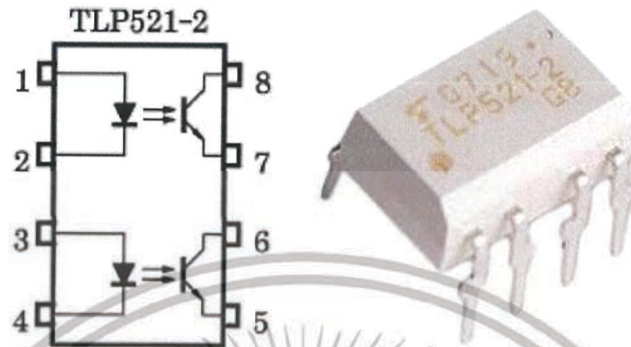
เพราะฉะนั้นจะได้ค่าความถี่คัทออฟ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2.3 ไอซีเบอร์ TLP521-2

อุปกรณ์สวิตช์ควบคุมด้วยแสง (Opto-Isolator) หรือที่เรียกว่าออปโตคัปเปิลเลอร์ (Opto-Coupler) เราสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการออกแบบควบคุมไฟฟ้า โดยใช้หลักการ กระจายต่ำ ควบคุมกระแสสูง และแรงดันไฟฟ้าต่ำควบคุมแรงดันไฟฟ้าสูง



รูปที่ 3.16 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายนอกของไอซีเบอร์ TLP521-2

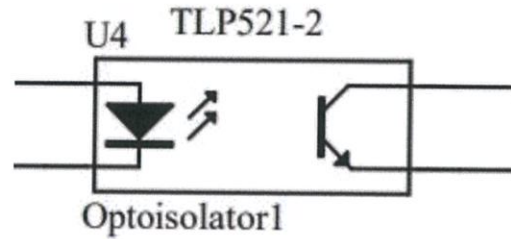
ตารางที่ 3.9 รายละเอียดของไอซีเบอร์ TLP521-2

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 อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



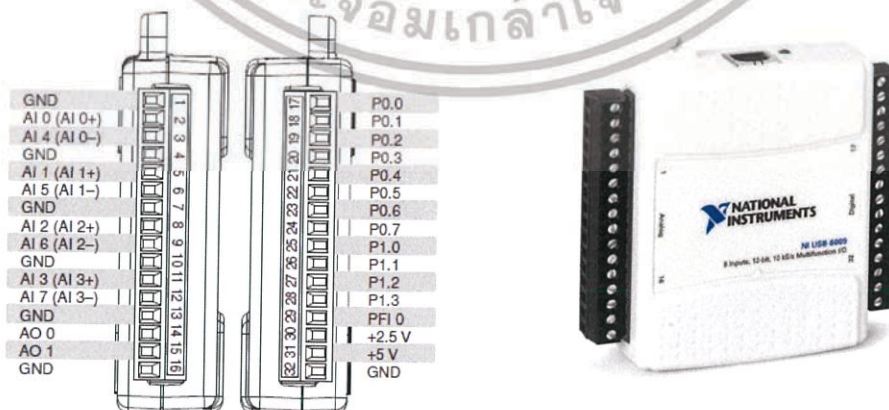
รูปที่ 3.17 วงจรอปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-isolator)

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 อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การออกแบบระบบโดยใช้โปรแกรมออกแบบและการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)

3.4.1 ออกแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันแบบรัดข้อมือโดยใช้โปรแกรม Autodesk inventor professional 2019

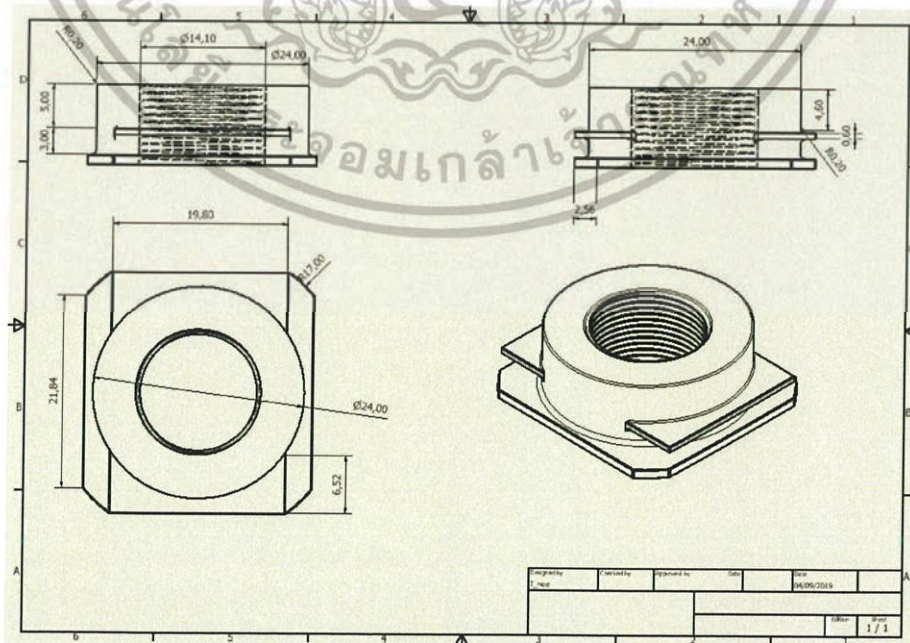
ในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้การออกแบบของตัวเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันแบบรัดข้อมือจะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ ส่วนติดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน ส่วนที่กดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน ส่วนที่ใช้รัดข้อมือ

3.4.1.1 ส่วนติดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน

เป็นการคิดและออกแบบเซ็นเซอร์ส่วนติดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันและคำนวณขนาดต่างๆ สามารถเอาไปจำลองก่อนเพื่อเอาไปสร้างเป็นของจริงดังแสดงในรูป 3.19 และ รูปที่ 3.20



รูปที่ 3.19 การออกแบบส่วนติดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน

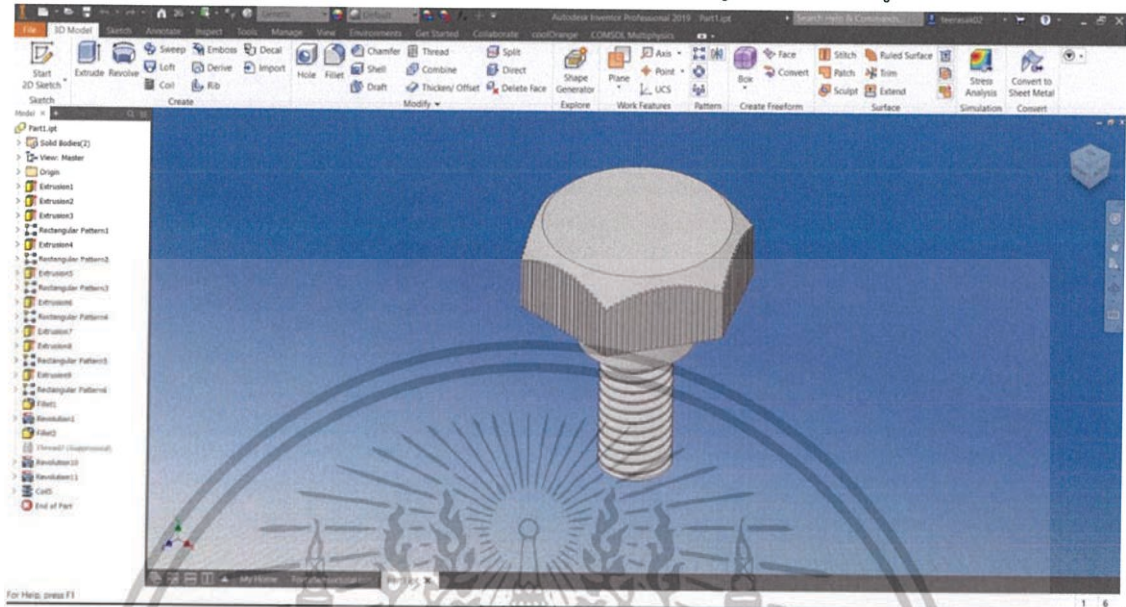


รูปที่ 3.20 แบบตรออิ่งส่วนติดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน

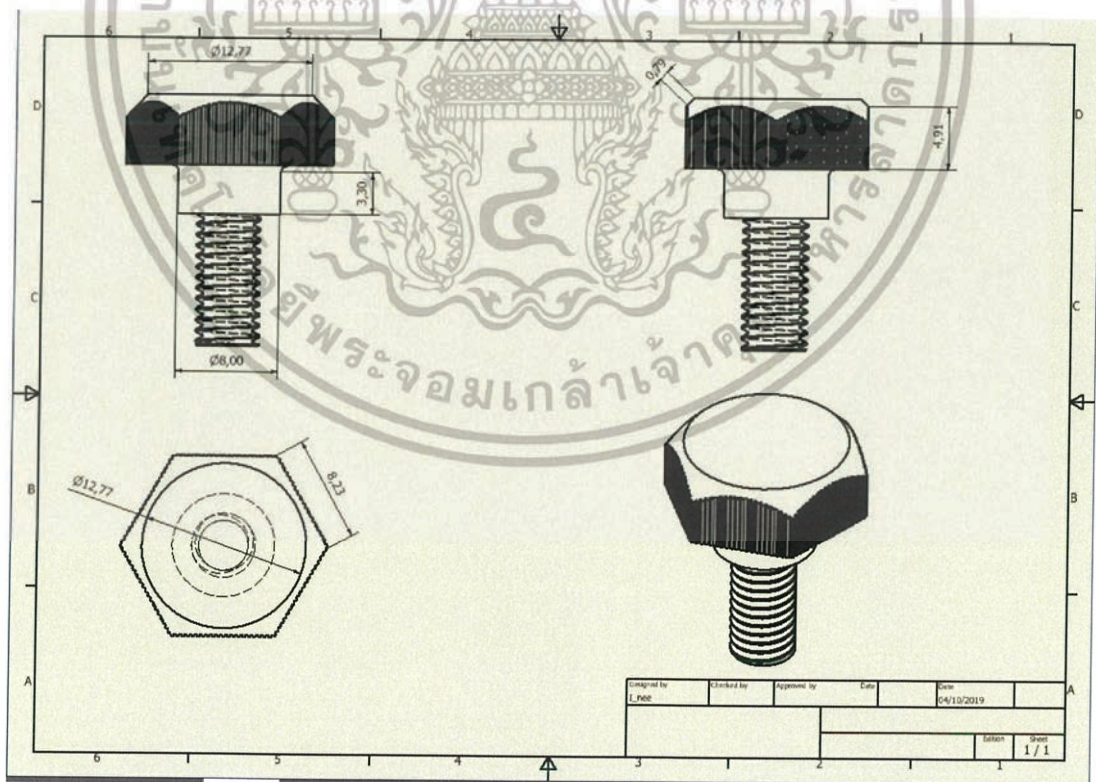
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1.2 ส่วนที่กัดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน

เป็นการคิดและออกแบบเซ็นเซอร์ส่วนที่กัดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดันและคำนวณขนาดต่างๆ สามารถเอาไปจำลองก่อนเพื่อเอาไปสร้างเป็นของจริงดังแสดงในรูป 3.21 และ รูปที่ 3.22



รูปที่ 3.21 การออกแบบส่วนที่กัดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน

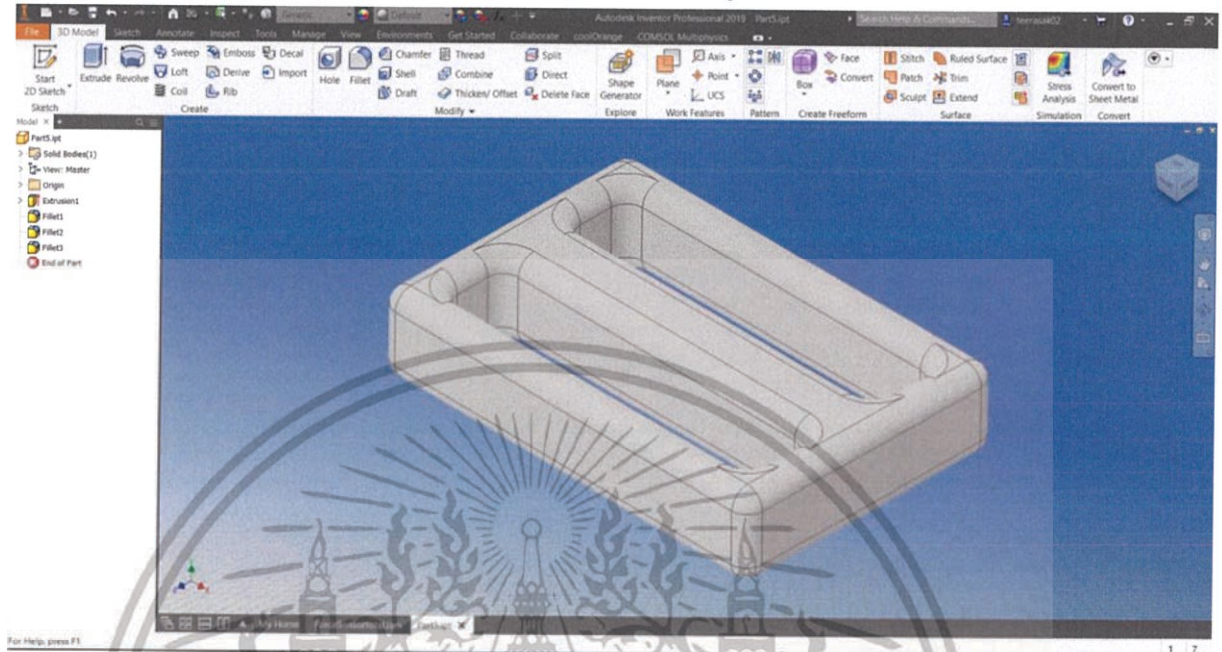


รูปที่ 3.22 แบบดรออิงส่วนที่กัดเซ็นเซอร์ตรวจจับแรงดัน

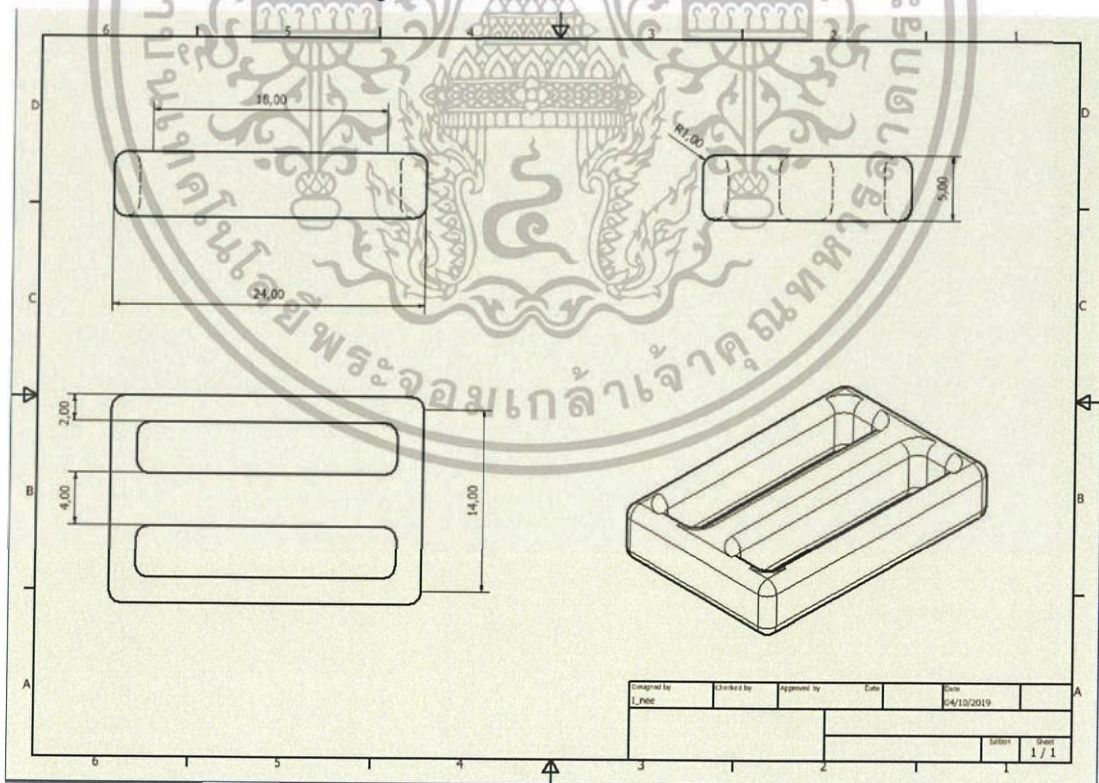
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1.2 ส่วนที่ใช้รัดข้อมือ

เป็นการคิดและออกแบบชิ้นเซอร์ส่วนที่ใช้รัดข้อมือและคำนวณขนาดต่างๆสามารถเอาไปจำลองก่อนเพื่อเอาไปสร้างเป็นของจริงดังแสดงในรูป 3.23 และ รูปที่ 3.24



รูปที่ 3.23 การออกแบบส่วนที่ใช้รัดข้อมือ

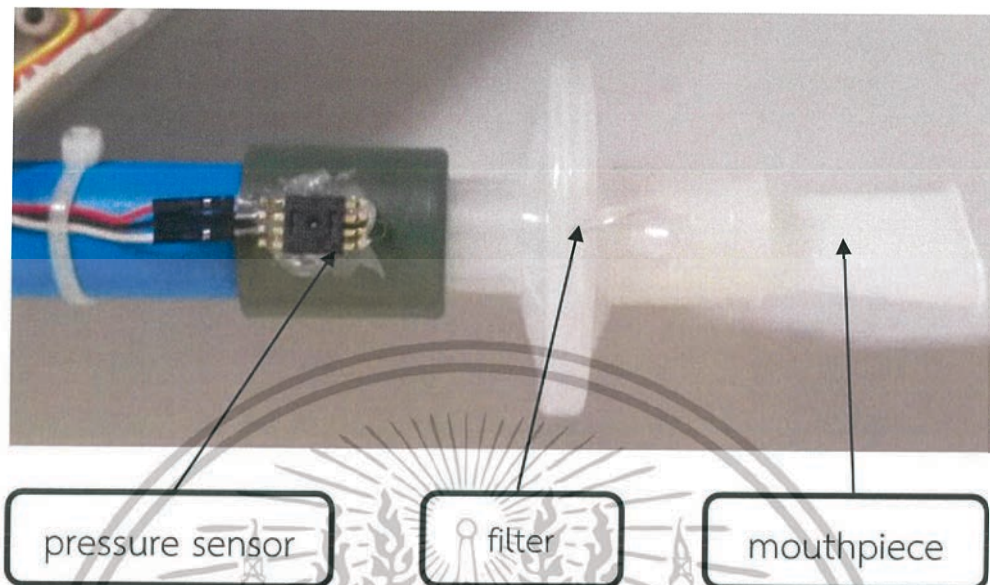


รูปที่ 3.24 แบบตรออิงส่วนที่ใช้รัดข้อมือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2 ออกแบบทดสอบระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอ์ (Valsalva maneuver)

ในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้การออกแบบระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอ์ ด้วยท่อ PVC ซึ่งเป็นระบบปิด จะมีเซ็นเซอร์ความดัน (pressure sensor) เพื่อวัดความดันเข้าไปในปอด



รูปที่ 3.25 อุปกรณ์ที่ใช้ออกแบบระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอ์ (Valsalva maneuver)



รูปที่ 3.26 ระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอ์ (Valsalva maneuver)

3.5 การออกแบบซอฟต์แวร์

3.5.1 โปรแกรม LABVIEW®

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

3.5.1.1 การรับค่าข้อมูลของผู้ตรวจวัด

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

...INFORMATION...

SBP DBP

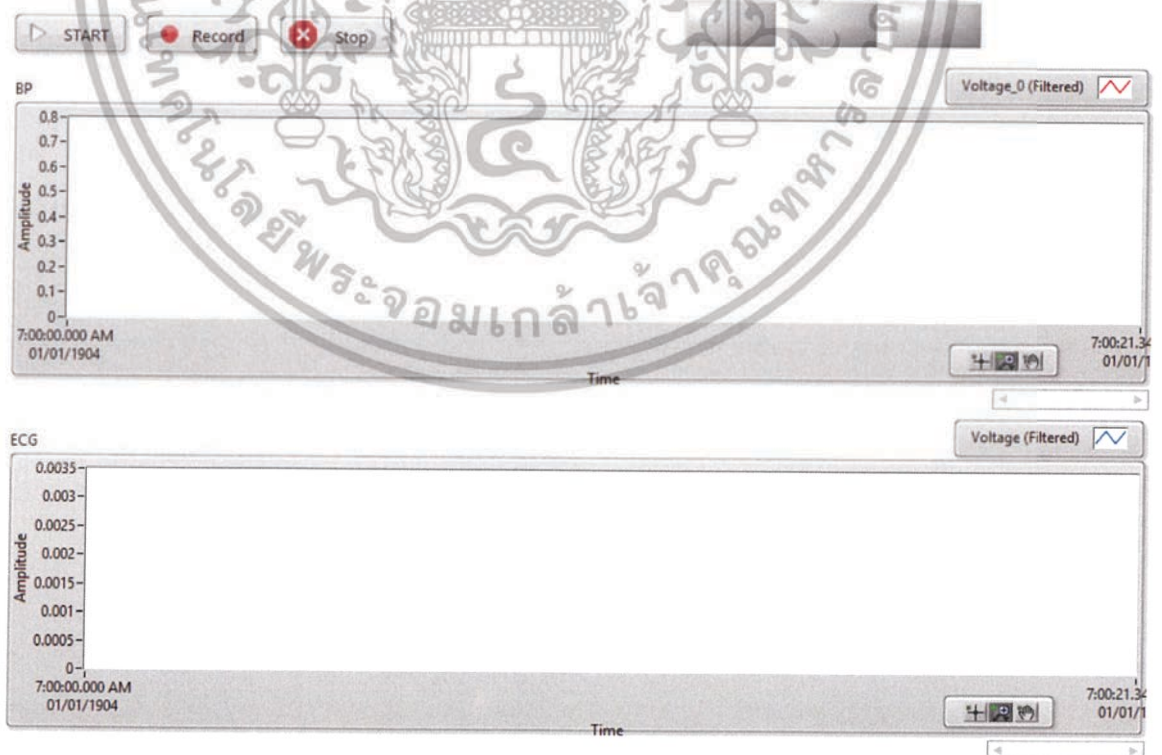
NAME : AGE :

GENDER : NO

รูปที่ 3.27 การรับค่าข้อมูลของผู้ตรวจวัด

3.4.1.2 การแสดงข้อมูลของการตรวจวัด

สัญญาณที่ได้จากการตรวจวัดจะผ่านกระบวนการภายในของ DAQ Card NI USB-6009 และมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์แบบเวลาจริง ซึ่งการแสดงผลบนหน้าจอจะประกอบด้วยรูปคลื่นสัญญาณจากการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และความดันโลหิต

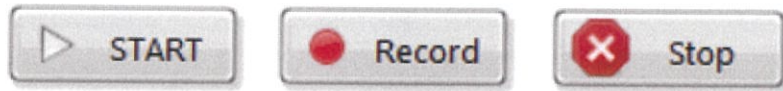


รูปที่ 3.28 การแสดงข้อมูลของการวัด

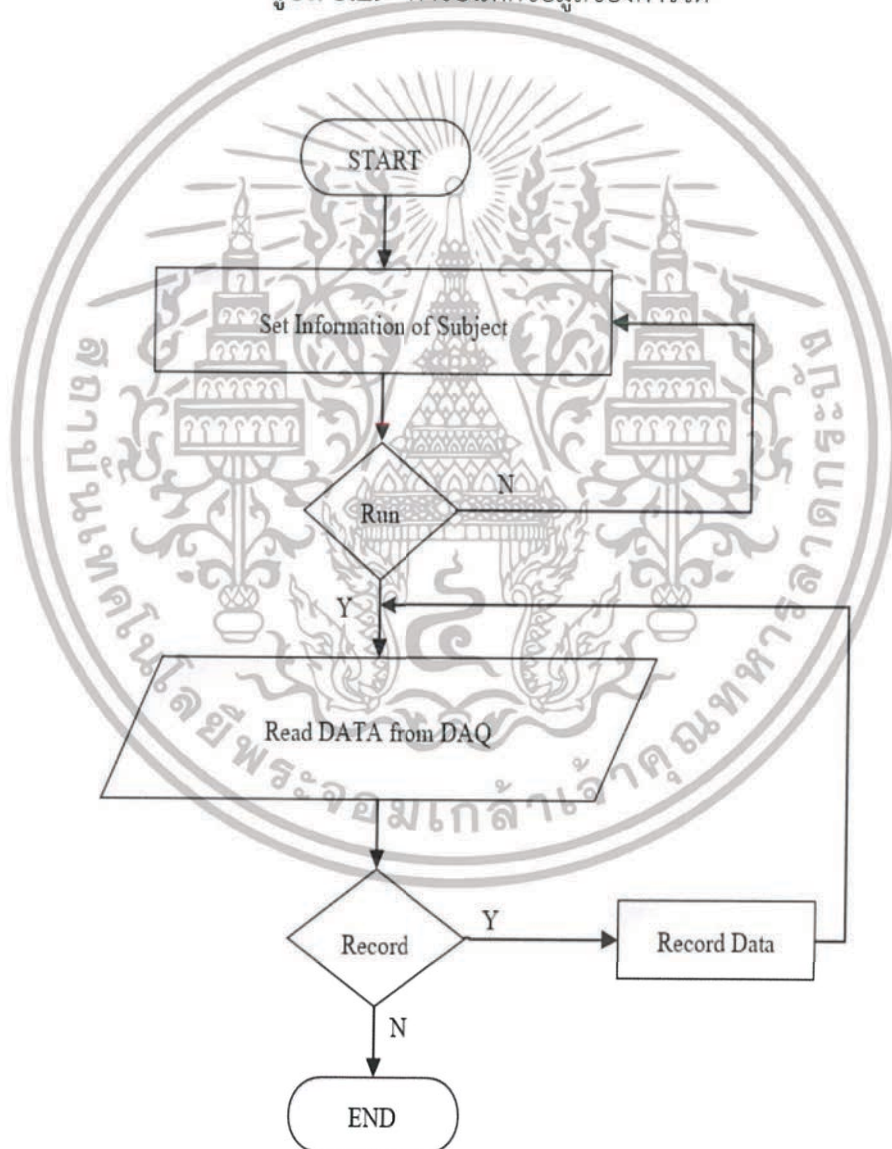
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1.3 การบันทึกข้อมูลของการตรวจวัด

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

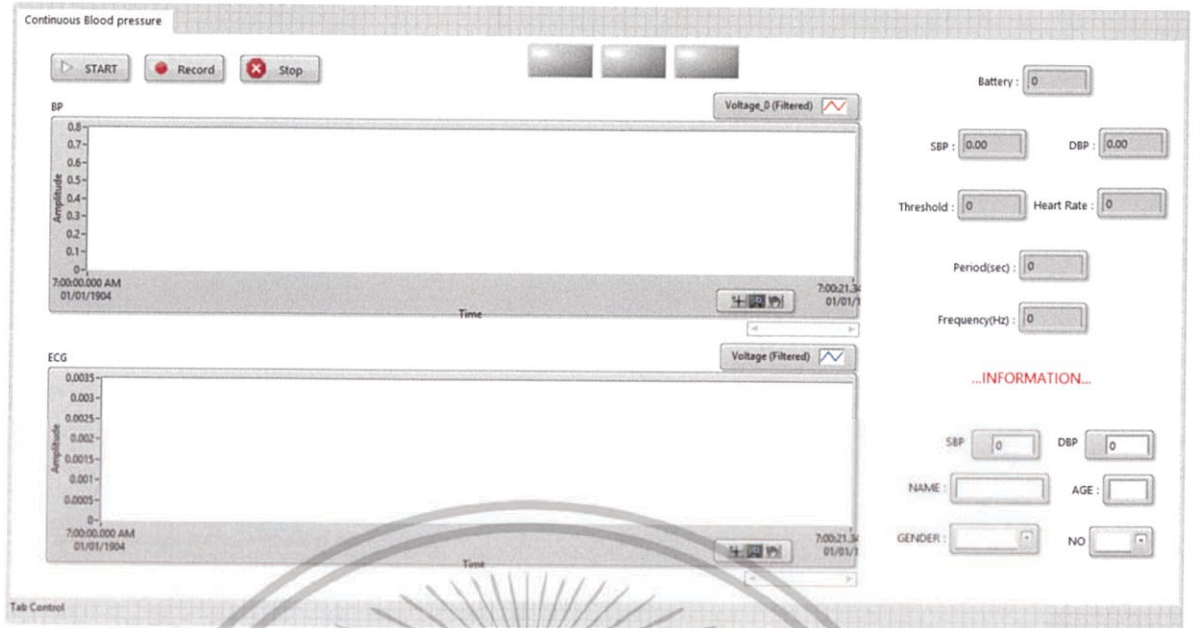


รูปที่ 3.29 การบันทึกข้อมูลของการวัด



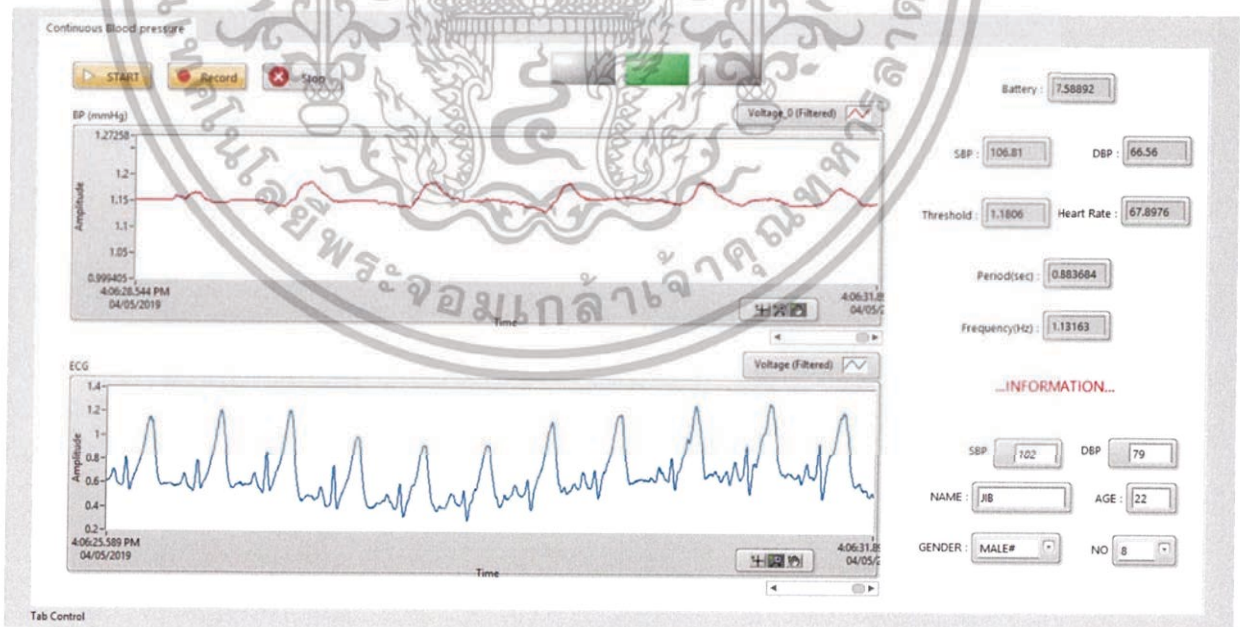
รูปที่ 3.30 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์ของการวัดสัญญาณความดันโลหิตและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.31 หน้าต่างการทำงานของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต

จากรูปที่ 3.31 เป็นหน้าต่างการทำงานของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิต ซึ่งได้รับข้อมูลจาก DAQ Card NI USB-6009 แล้วนำมาแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์แบบเวลาจริง การทำงานจะเริ่มจากการกดปุ่ม Start สัญญาณทั้งสองจะปรากฏบนจอคอมพิวเตอร์ พร้อมทั้งบอกอัตราการเต้นของหัวใจ ค่าความดันซิสโตลิก ค่าความดันไดแอสโตลิกในขณะที่ทำการวัด



รูปที่ 3.32 หน้าต่างของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความดันโลหิตในขณะที่วัดผู้อาสาสมัคร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบระบบวัดและประเมินค่า Baroreflex ซึ่งประกอบด้วยสามระบบคือระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด, ระบบวัดความดันโลหิตโดยใช้หลักการของโทโนเมตรีและระบบการทดสอบวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver) 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® ที่มีฟังก์ชันภายในสามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านช่อง USB ของคอมพิวเตอร์

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



บทที่ 4

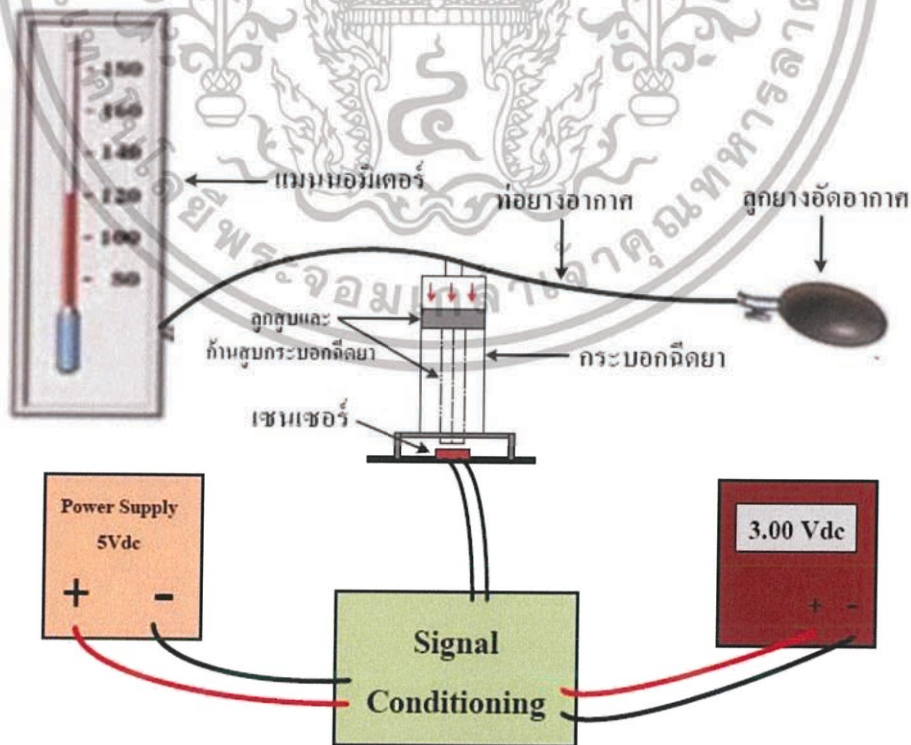
การทดลอง และผลการทดลอง

ในบทนี้กล่าวถึงการทดสอบทางเทคนิคของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและระบบวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรี การทดสอบของเซ็นเซอร์ FSR กับแรงดันอากาศที่กดลงบริเวณหน้าสัมผัส แล้วนำมาทดสอบกับระบบวัดความดันโลหิตที่ได้ออกแบบไว้ และการทดสอบระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการนำระบบที่ได้ออกแบบไว้มาทดสอบกับเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเปรียบเทียบสัญญาณที่ออกมา และการทดสอบระบบของโปรแกรม LABVIEW®

4.1 การทดสอบการใช้งานของเซ็นเซอร์ FSR

4.1.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR

เป็นการทดสอบความไวและความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR โดยการป้อนความดันอากาศเข้าไปที่กระบอกกักอากาศ จะใช้การบีบลูกยางเพื่อเพิ่มความดันอากาศผ่านสายยาง เมื่อความดันอากาศมากขึ้นจะไปดันก้านในกระบอกให้กดลงไปยังหน้าสัมผัสของเซ็นเซอร์ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานภายในตัวเซ็นเซอร์ โดยมี Signal Conditioning เปลี่ยนค่าความต้านทานที่เกิดขึ้นให้ออกมาเป็นแรงดัน ดังรูปที่ 4.1



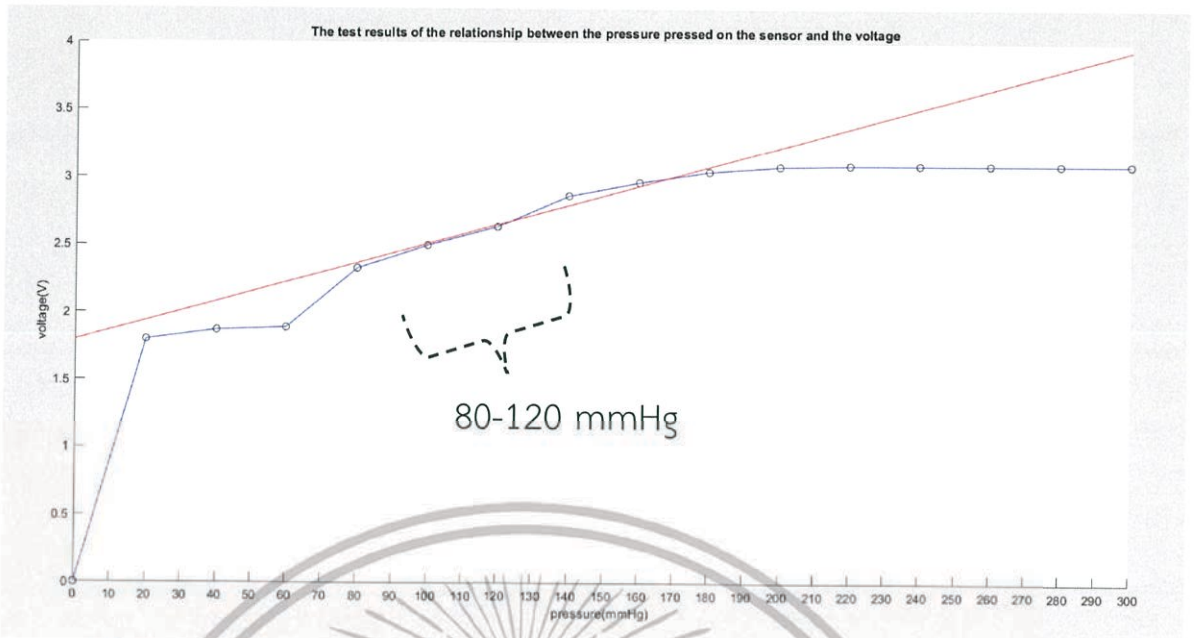
รูปที่ 4.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 การทดสอบวัตต์แรงดันโดยการป้อนความดันตั้งแต่ 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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



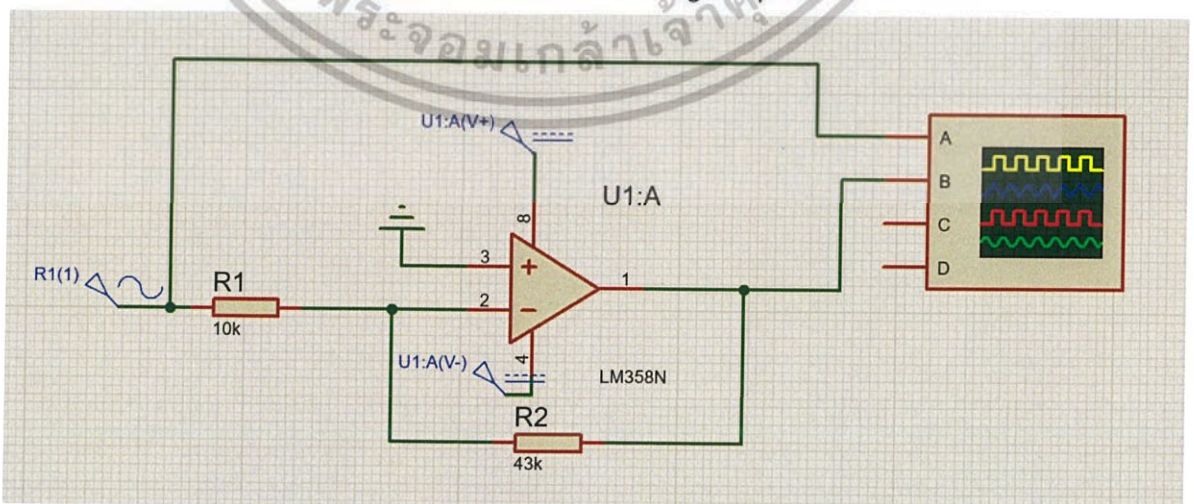
รูปที่ 4.2 ผลการทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างความดันที่กดบนเซ็นเซอร์กับแรงดันไฟฟ้า

จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าเมื่อมีความดันมากที่หน้าสัมผัสของเซ็นเซอร์ จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่แรงดันไฟฟ้า เมื่อมีความดันมากจนทำให้ค่าของแรงดันก็เปลี่ยนแปลงตามไปด้วย จนกระทั่งถึงค่าความดันค่าหนึ่งซึ่งจะไม่เกิดการเปลี่ยนแปลง และในช่วงความดัน 80-120 mmHg ค่อนข้างที่จะเป็นเชิงเส้น ซึ่งเป็นช่วงที่ใช้งานเนื่องจากความดันโลหิตของคนปกติแล้วจะอยู่ในประมาณช่วงนี้

4.2 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต

การทดสอบจะแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ทดสอบวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) และทดสอบแหล่งจ่ายกระแส (Current Source)

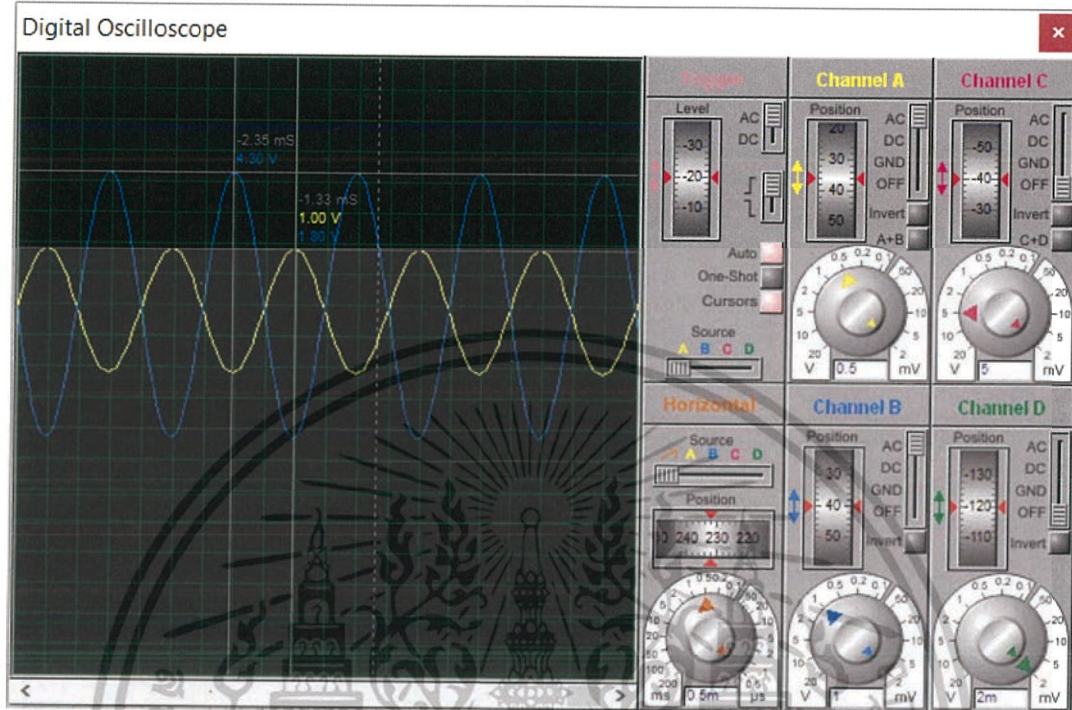
4.2.1 การทดสอบวงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)



รูปที่ 4.3 วงจรขยายแบบกลับเฟสที่ออกแบบไว้

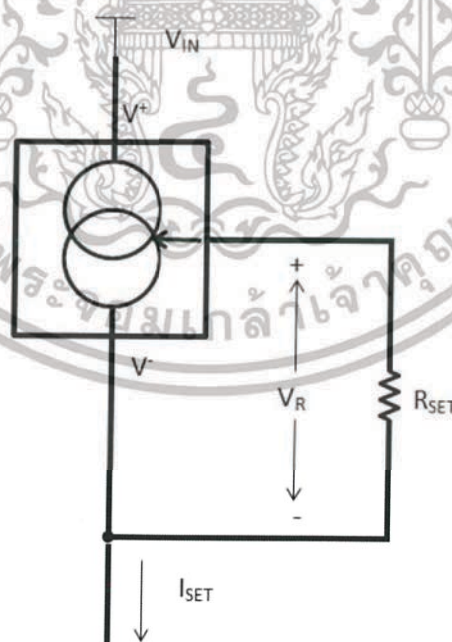
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรรขยายแบบกลับเฟสออกแบบให้มีอัตราขยายเท่ากับ 4.3 เท่า โดยจ่ายแรงดันอินพุตที่ 1V และสัญญาณเอาต์พุตที่ได้มีค่าเท่ากับ 4.3V ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 สัญญาณอินพุตและเอาต์พุตวงจรรขยายแบบกลับเฟส

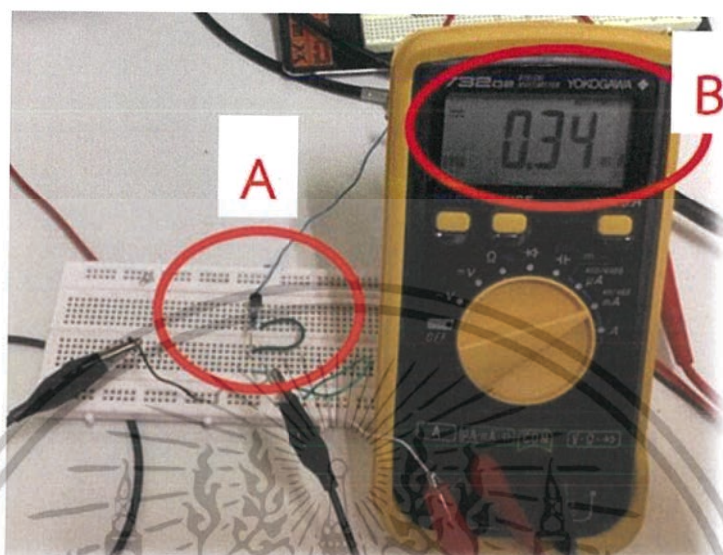
4.2.2 การทดสอบแหล่งจ่ายกระแส (Current Source)



รูปที่ 4.5 แหล่งจ่ายกระแสที่ออกแบบไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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



รูปที่ 4.6 วัดค่ากระแสเอาต์พุตของแหล่งจ่ายกระแส



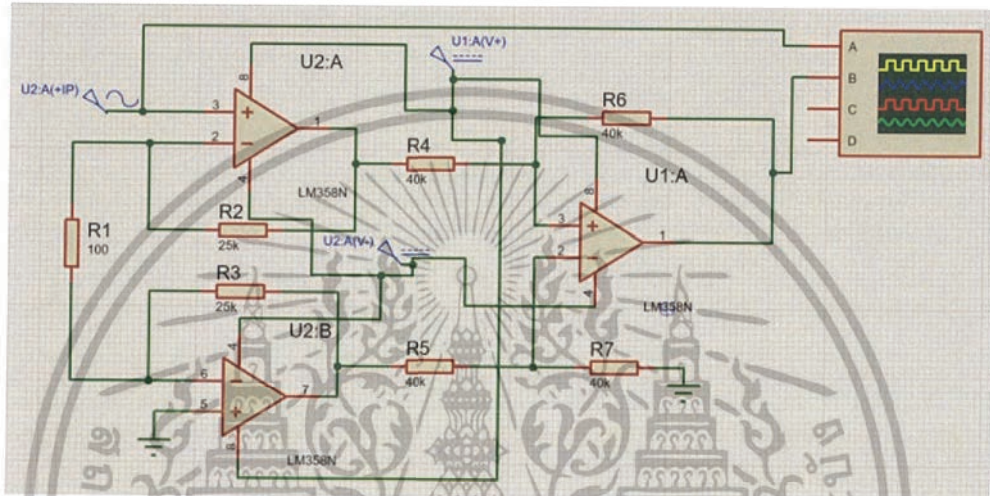
รูปที่ 4.7 วงจรขยายสัญญาณของระบบวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การทดสอบวงจรขยายสัญญาณของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

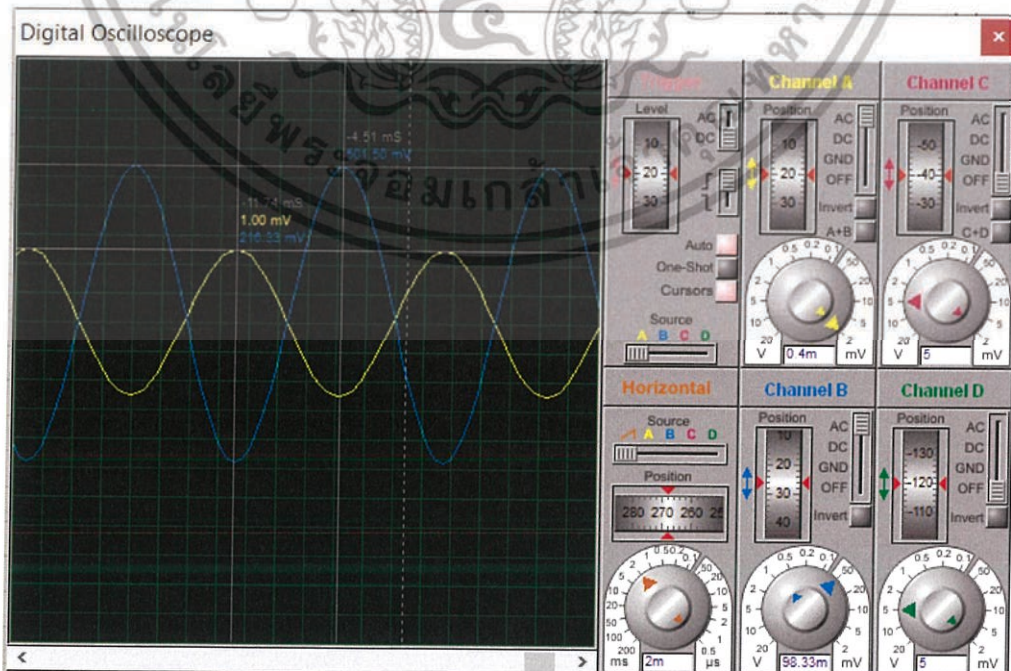
การทดสอบจะแบ่งเป็น 4 ส่วน คือ ทดสอบวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier) วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter) และอปโตไอโซเลเตอร์ (Opto-Isolator)

4.3.1 การทดสอบวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier)



รูปที่ 4.8 วงจรขยายอินสตรูเมนเตชันที่ออกแบบไว้

ทดสอบวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันผ่านโปรแกรม Proteus ออกแบบให้มีอัตราขยายเท่ากับ 501 เท่า ซึ่งจะกำหนดอัตราขยายที่ค่า R_6 มีค่าเท่ากับ 100 โอห์ม

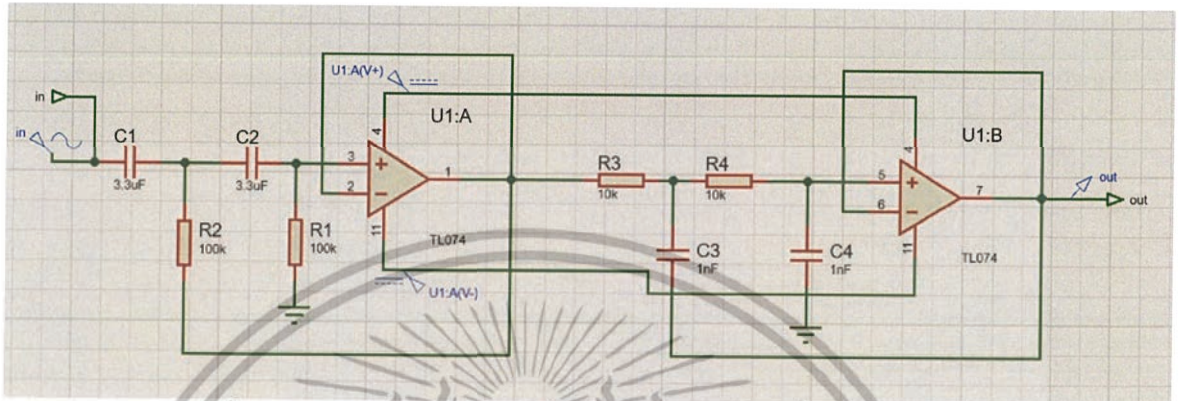


รูปที่ 4.9 สัญญาณอินพุตและเอาต์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 การทดสอบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านและความถี่สูงผ่าน

การทดสอบนี้จะนำวงจรทั้งสองส่วนมาต่อเข้าด้วยกัน ซึ่งวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำถูกออกแบบให้มีคัทออฟที่ความถี่ 0.146 Hz และวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงถูกออกแบบให้มีคัทออฟที่ความถี่ 96.506 Hz



รูปที่ 4.10 วงจรกรองแถบความถี่ (Band pass filter) ที่ออกแบบไว้



รูปที่ 4.11 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงและต่ำแบบโวลต์

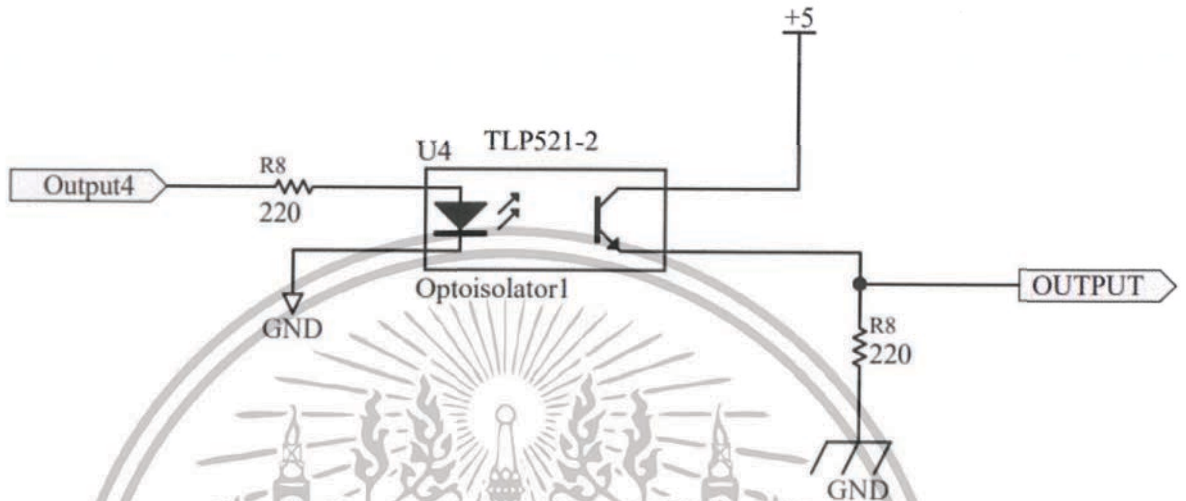


รูปที่ 4.12 ผลตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่สูงและต่ำแบบdB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

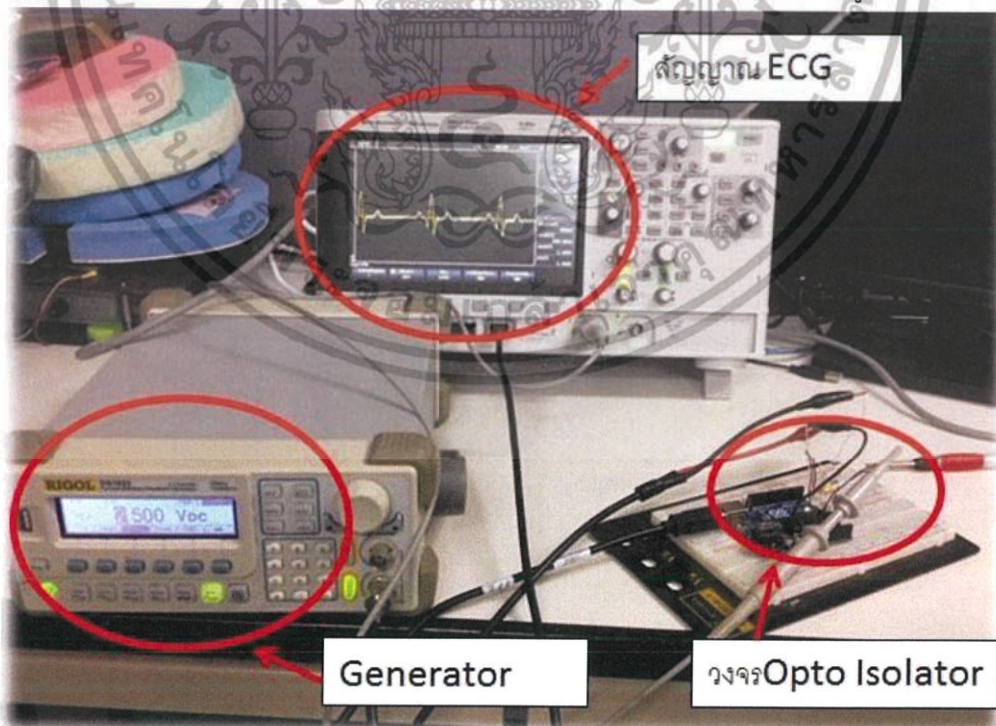
เมื่อนำทั้งสองวงจรมาต่อร่วมกันในโปรแกรม PSpice จะเป็นเสมือนวงจรกรองแถบความถี่ (Band pass filter) ที่สามารถกำหนดให้เฉพาะช่วงความถี่ 0.146Hz – 96.506Hz ผ่านได้

4.3.3 การทดสอบออปโตไอโซเลเตอร์



รูปที่ 4.13 ออปโตไอโซเลเตอร์ที่ออกแบบไว้

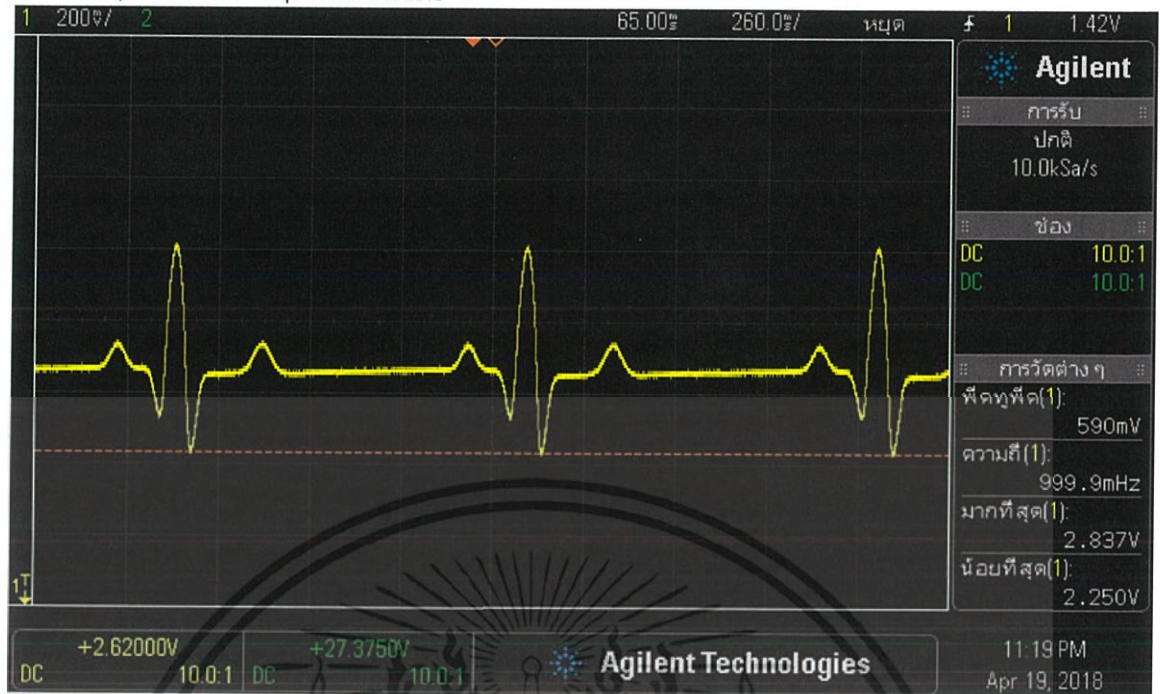
การทดลองออปโตไอโซเลเตอร์จะทดลองต่อในบอร์ดแล้วป้อนสัญญาณอินพุตจาก Generator โดยใช้สัญญาณ ECG ที่ Amplitude 1 V , Offset 2.5 V , และความถี่ 1Hz ดังรูปที่ 4.14 (ก.)



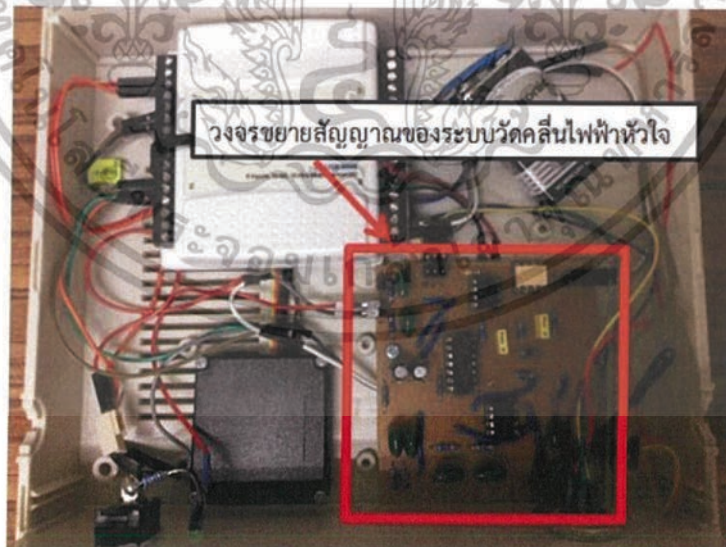
(ก.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DSO-X 2002A, MY52166561: Thu Apr 19 23:19:48 2018



(ข.)
รูปที่ 4.14 ผลการทดสอบของออปโตไอโซเลเตอร์
(ก.) การต่อวงจรออปโตไอโซเลเตอร์ (ข.) สัญญาณเอาต์พุตของวงจรออปโตไอโซเลเตอร์

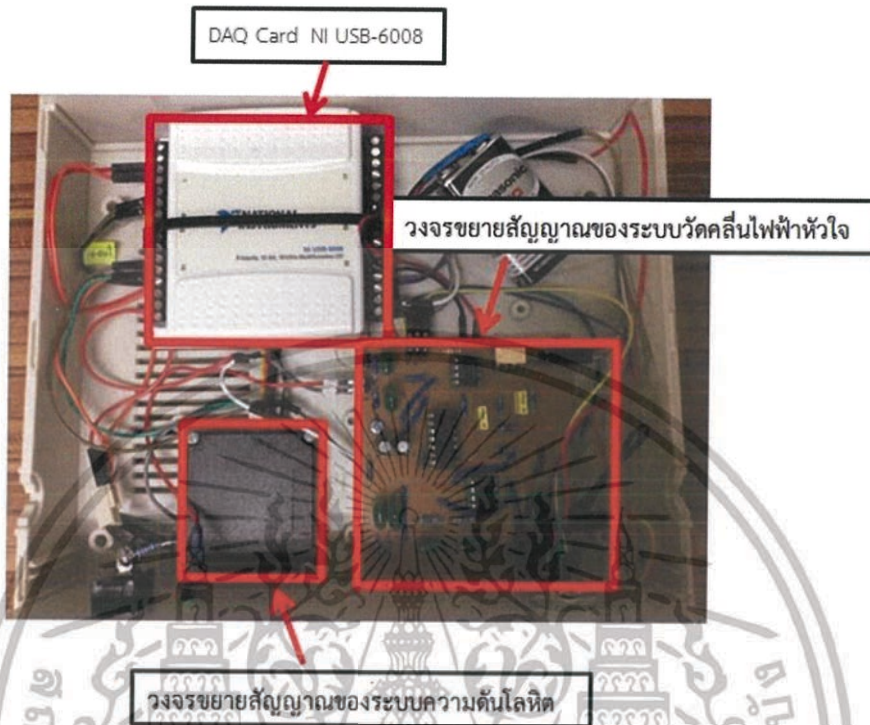


รูปที่ 4.15 วงจรขยายสัญญาณของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ภาพรวมของระบบทั้งหมด

ประกอบไปด้วยระบบวัดความดันโลหิต ระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ DAQ Card NI USB-6008 ดังรูปที่ 4.15

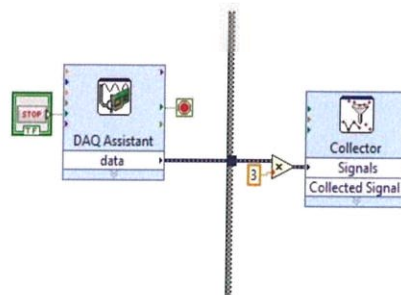


รูปที่ 4.16 ภาพรวมของระบบ

4.5 การทดสอบซอฟต์แวร์ของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวัดความดันโลหิต

4.5.1 การทดลองโดยใช้ Function Generator แบบ Real-time

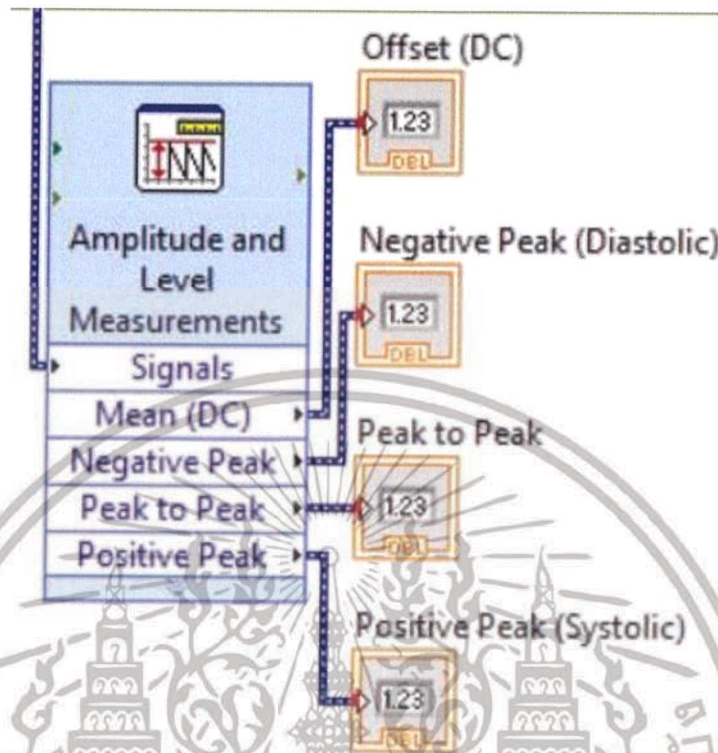
1. ต่อ Function Generator เข้ากับ DAQ Card NI USB-6009 เพื่อรับสัญญาณเข้าไปทดลองใน LABVIEW® โดยสัญญาณที่เราจะใช้นั้นได้แก่ สัญญาณ Sine Wave และสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz, 2Hz, 3-Hz ตามลำดับ
2. นำสัญญาณที่ได้ไปเข้า Collector เพื่อเก็บค่าสัญญาณที่มี Maximum number of sample อยู่ที่ 1000



รูปที่ 4.17 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อนำสัญญาณอินพุตเข้าไปยัง Collector

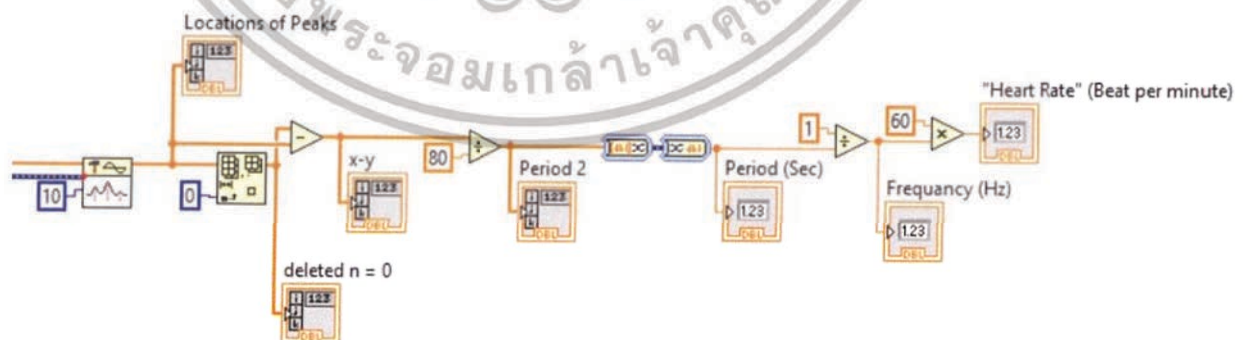
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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



รูปที่ 4.18 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อหาค่าจาก Amplitude and level measurement

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

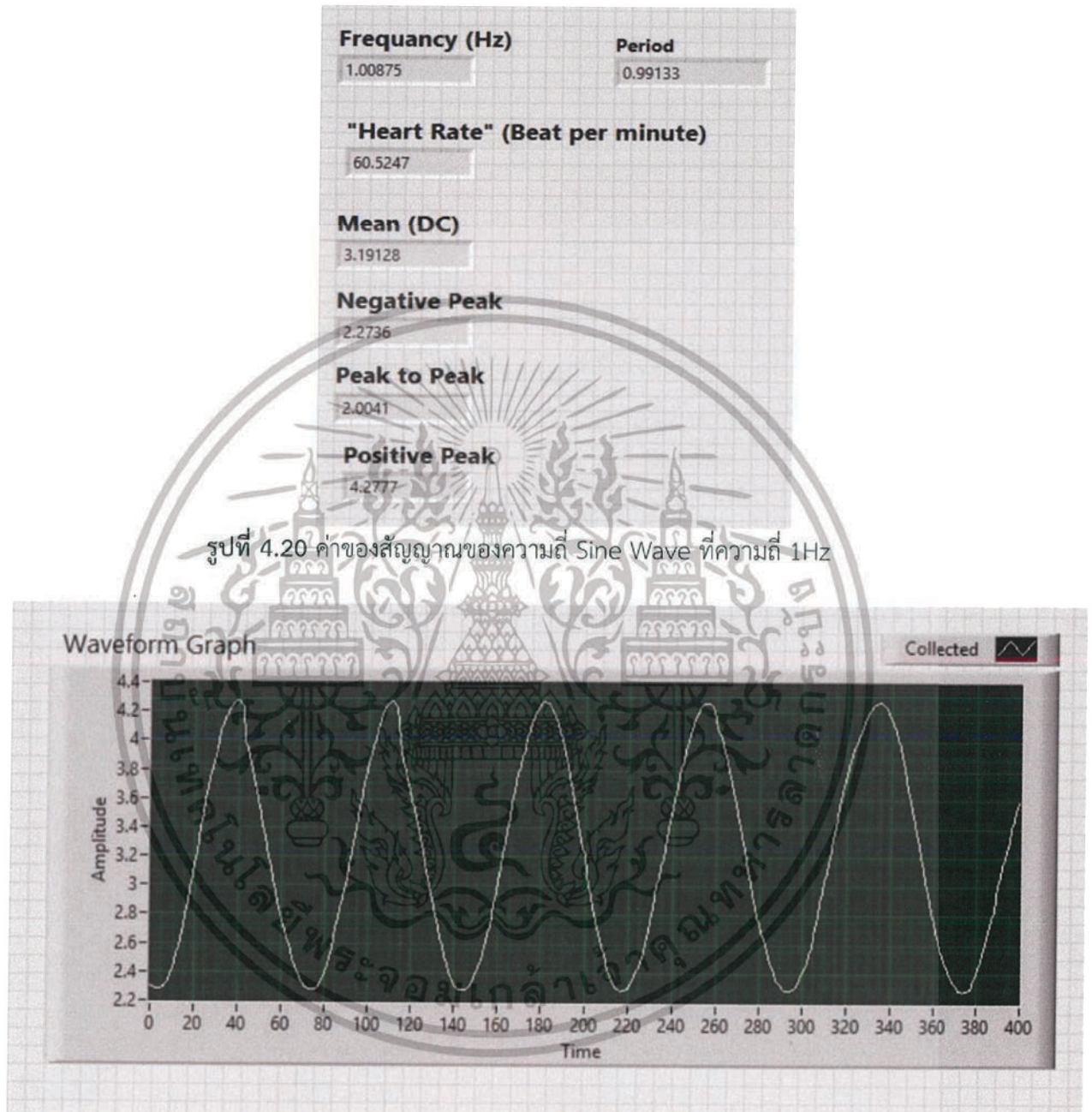


รูปที่ 4.19 รายละเอียดโปรแกรมการทำงานเพื่อคำนวณค่าต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดลองพบว่า เราจะได้ค่าต่างๆและรูปคลื่นสัญญาณดังภาพด้านล่างนี้

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1 Hz

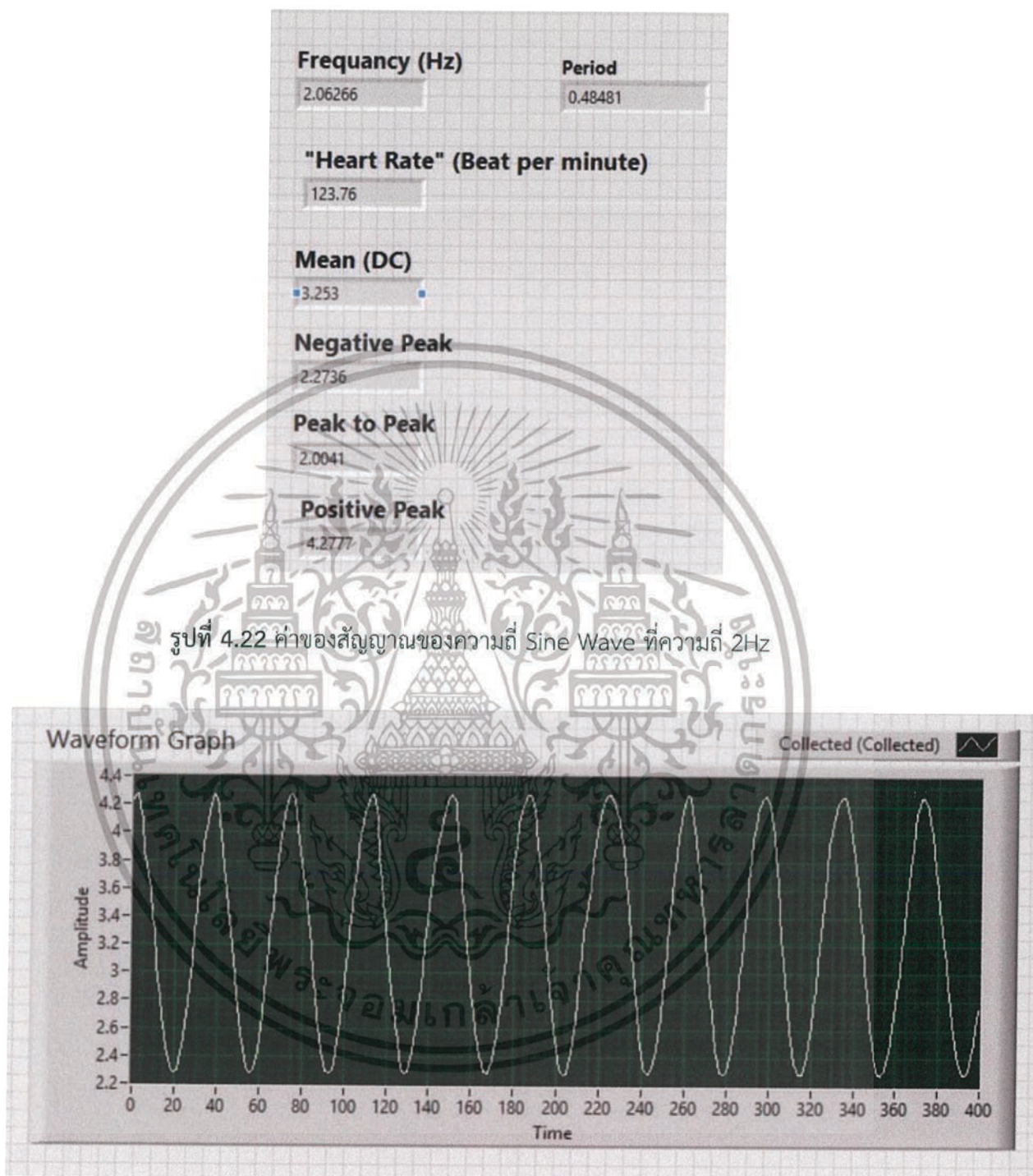


รูปที่ 4.20 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 1Hz

รูปที่ 4.21 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 1Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2 Hz

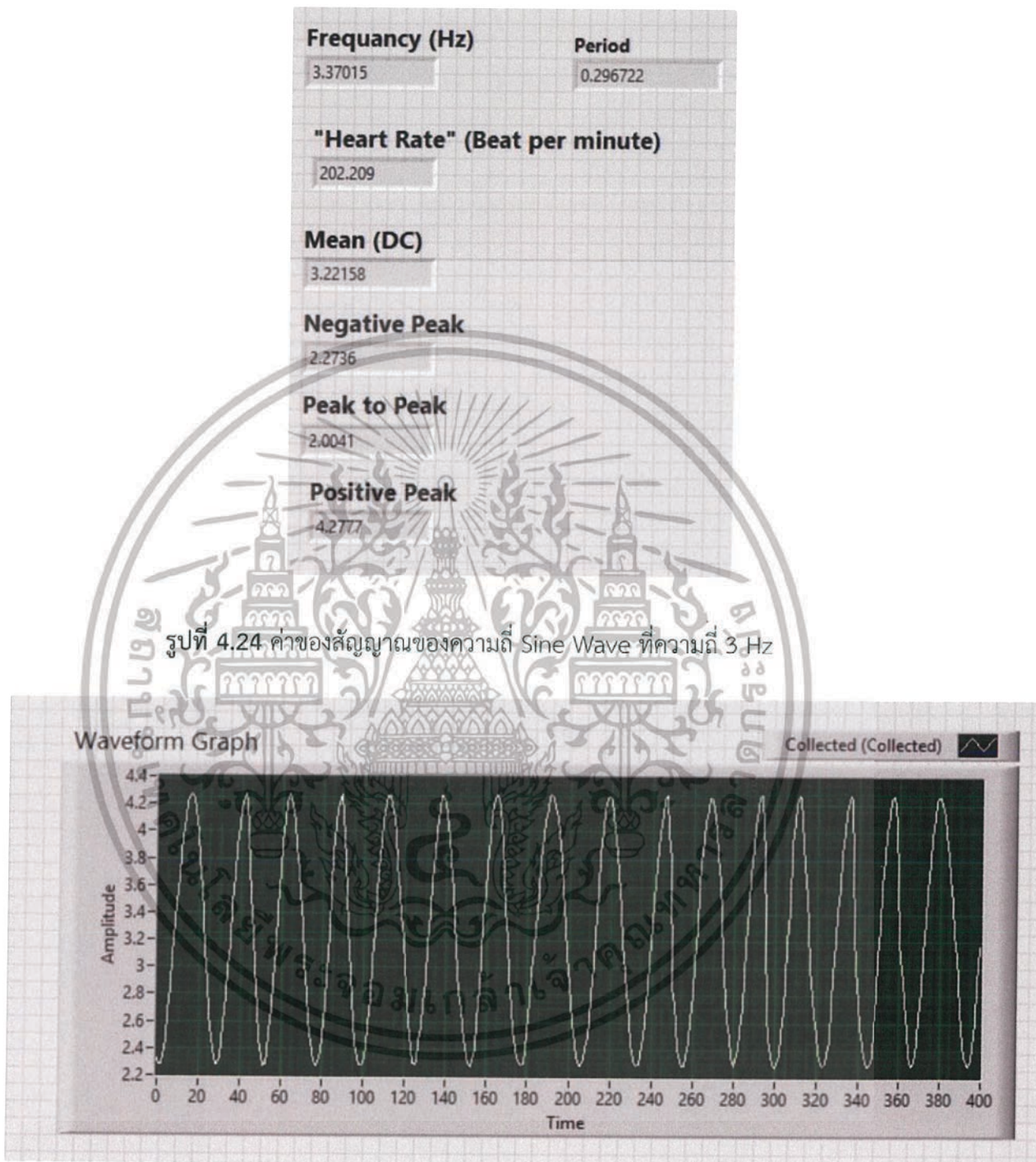


รูปที่ 4.22 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 2Hz

รูปที่ 4.23 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 2Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- สัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz

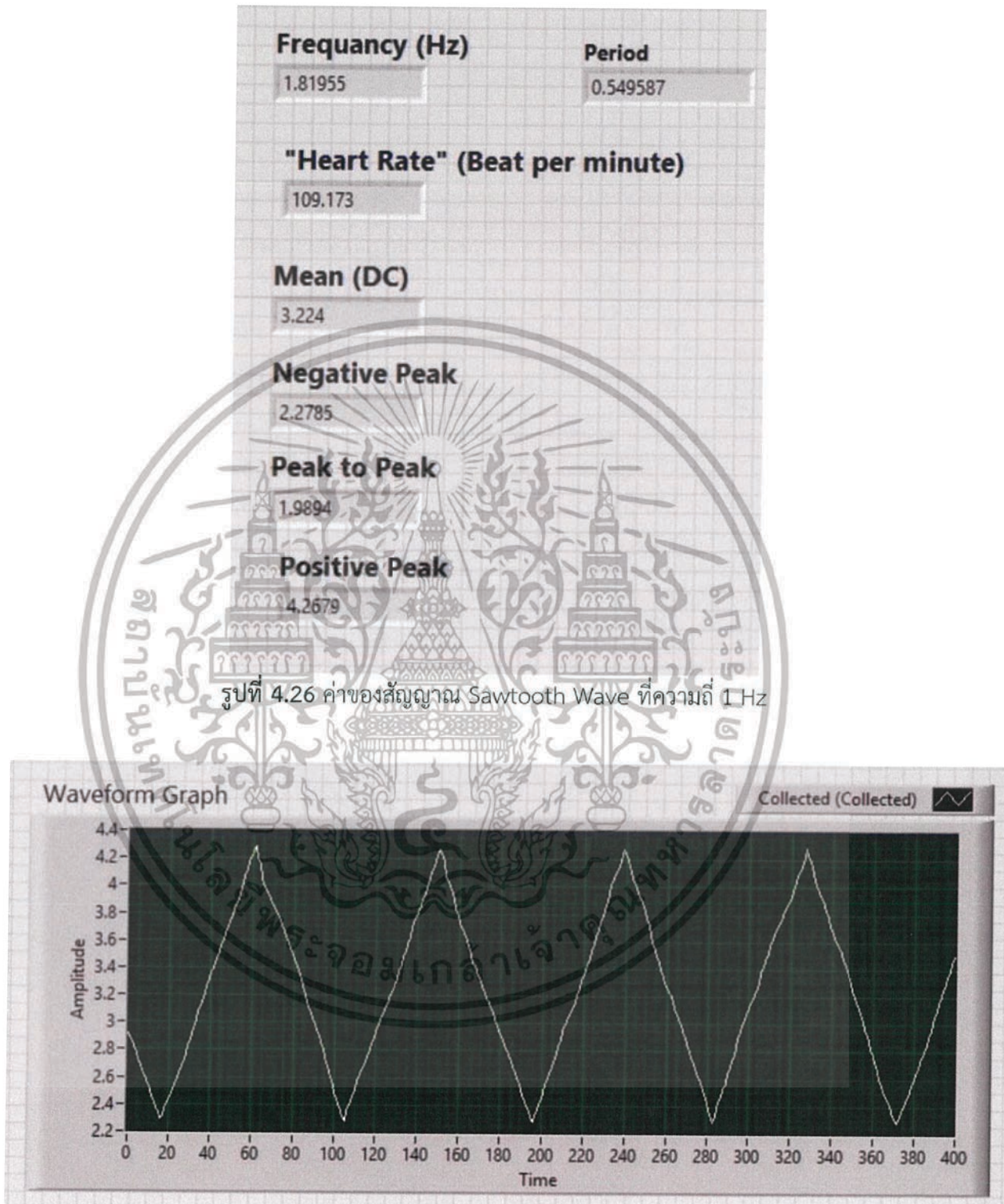


รูปที่ 4.24 ค่าของสัญญาณของความถี่ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz

รูปที่ 4.25 รูปคลื่นสัญญาณ Sine Wave ที่ความถี่ 3 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

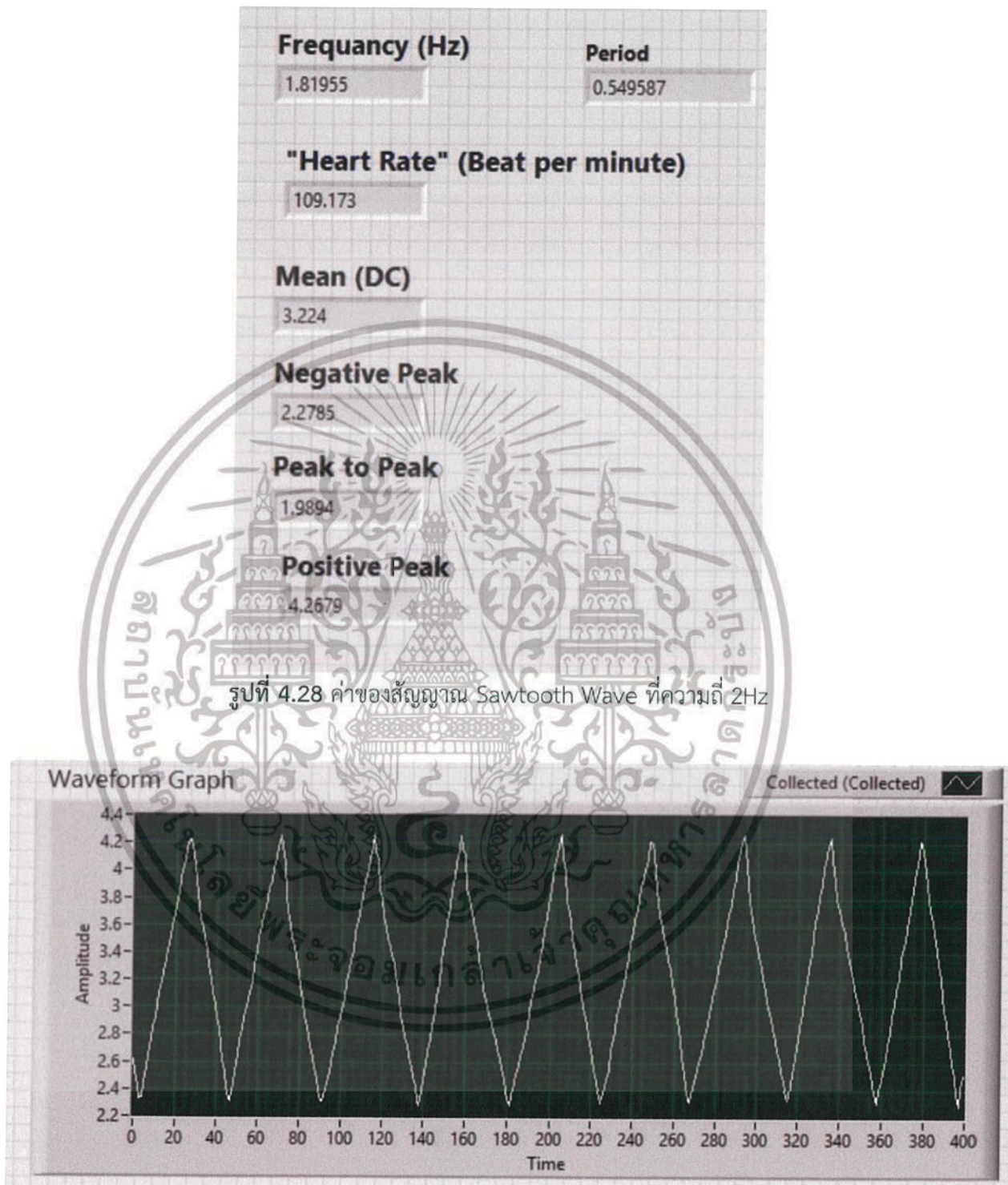
- สัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz



รูปที่ 4.27 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 1 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

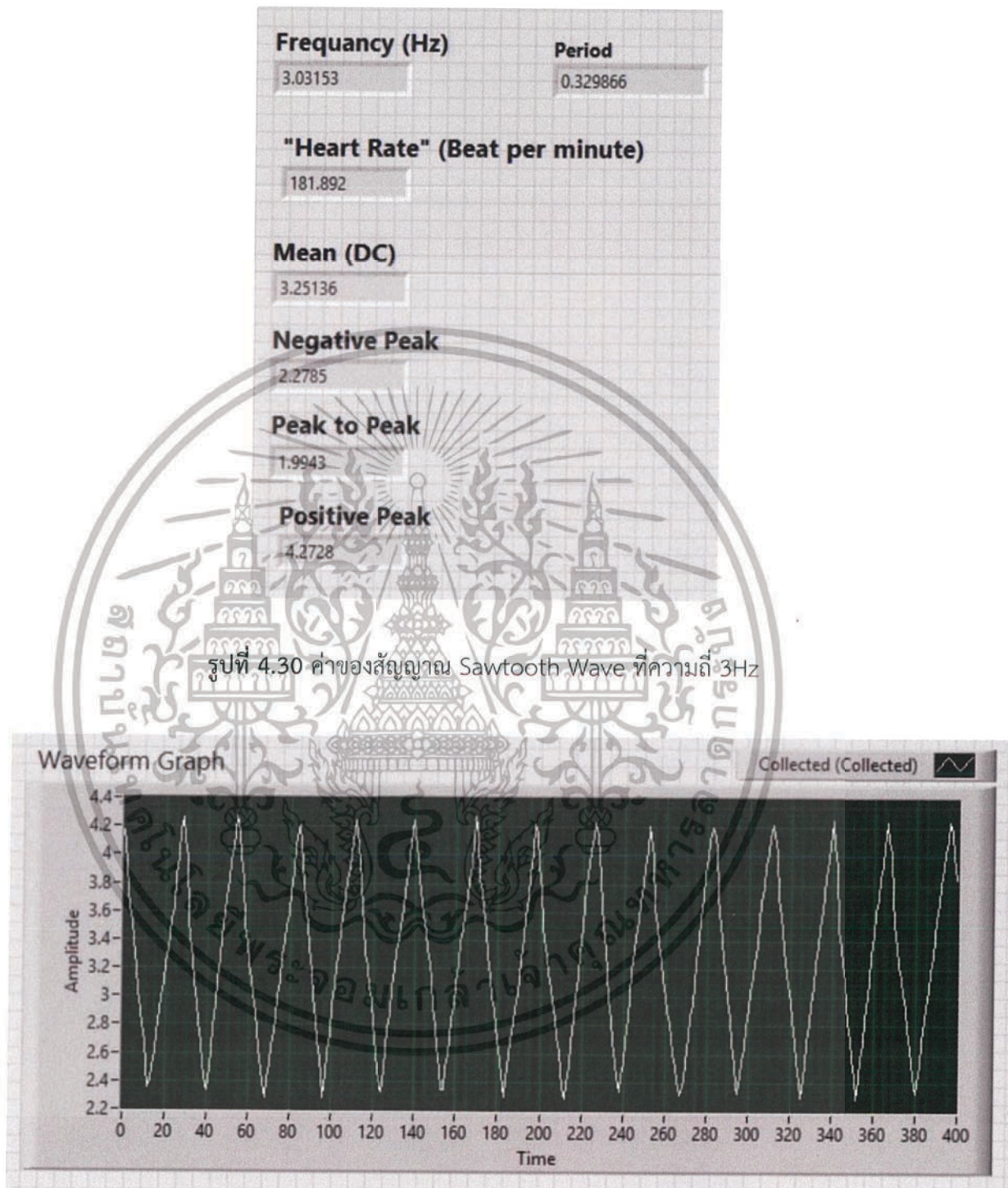
- สัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2 Hz



รูปที่ 4.29 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 2Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ค่าของสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3 Hz



รูปที่ 4.31 รูปคลื่นสัญญาณ Sawtooth Wave ที่ความถี่ 3Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

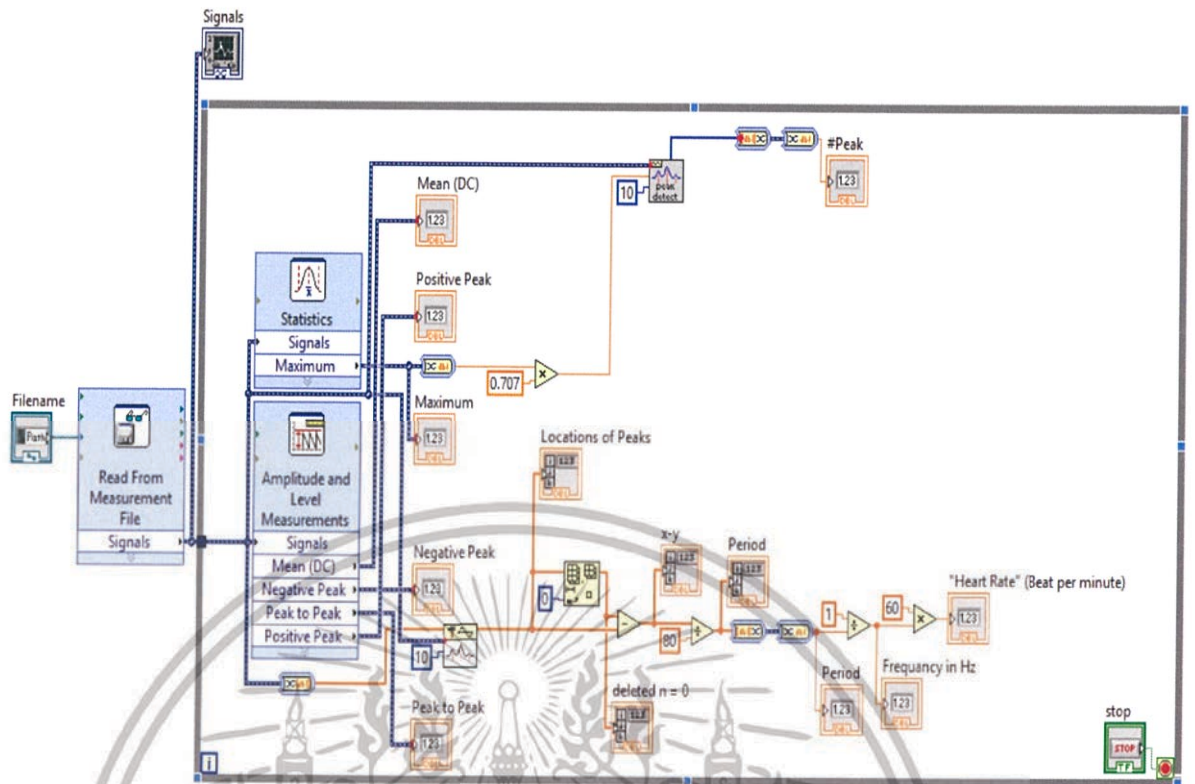
ตารางที่ 4.2 ค่า Max , Min และค่าเฉลี่ยในแต่ละความถี่

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

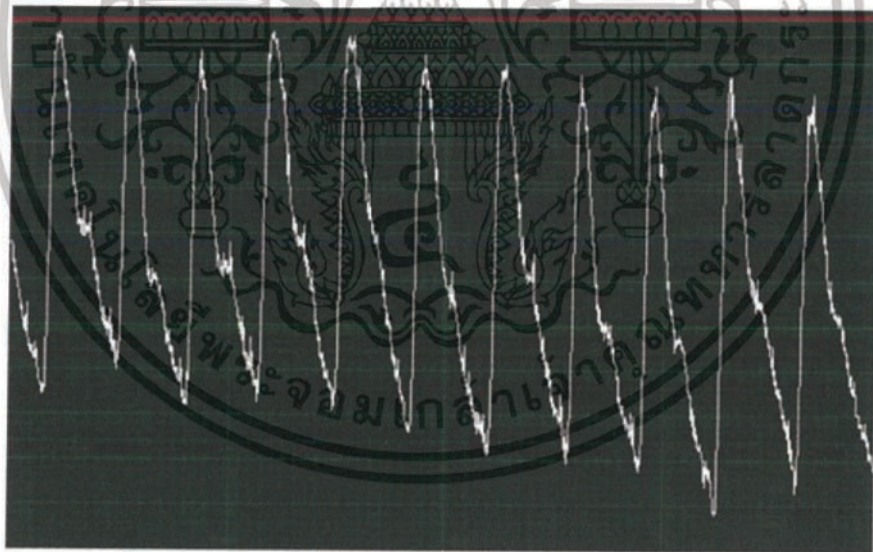
4.5.2 การทดลองระบบซอฟต์แวร์ที่ได้ออกแบบไว้กับเครื่องจำลองสัญญาณ

4.4.2.1 ทดลองระบบซอฟต์แวร์กับเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต

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



รูปที่ 4.32 รายละเอียดการทำงานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณความดันโลหิต



รูปที่ 4.33 สัญญาณที่วัดได้จากเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต

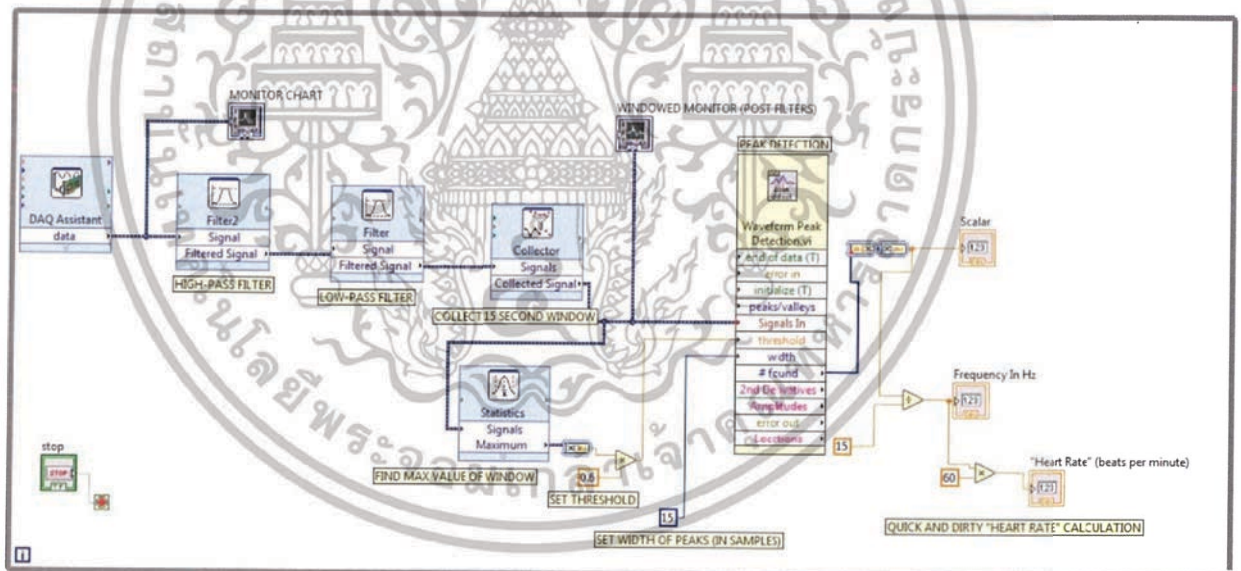
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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 4.34 ค่าพารามิเตอร์ที่ประมวลผลจากซอฟต์แวร์

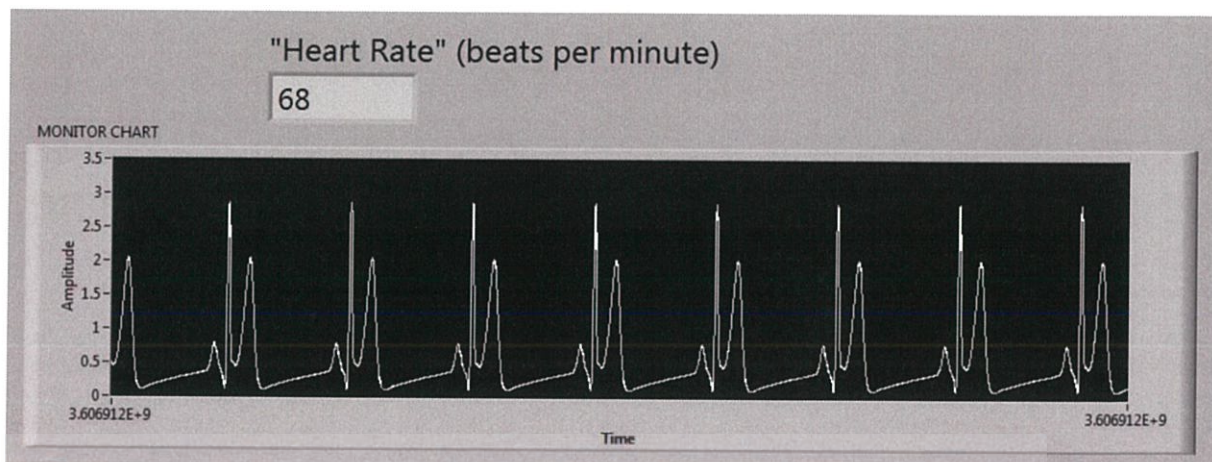
4.5.2.2 ทดลองระบบซอฟต์แวร์กับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

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



รูปที่ 4.35 รายละเอียดการทำงานของซอฟต์แวร์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.36 สัญญาณที่วัดได้จากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่า Heart Rate

4.6 การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ

การทดสอบระบบการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด และความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรีพร้อมกัน โดยทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ แล้วบันทึกข้อมูลไว้ภายในคอมพิวเตอร์ ซึ่งข้อมูลที่ถูกบันทึกไว้นั้นสามารถนำมาวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิต (BRS) ได้ในภายหลัง

4.6.1 ทดสอบระบบกับอาสาสมัคร

เป็นทดสอบกับอาสาสมัครโดยการวัดสัญญาณคลื่นหัวใจไฟฟ้าและสัญญาณความดันโลหิตเลือด



รูปที่ 4.37 ตำแหน่งการวัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด

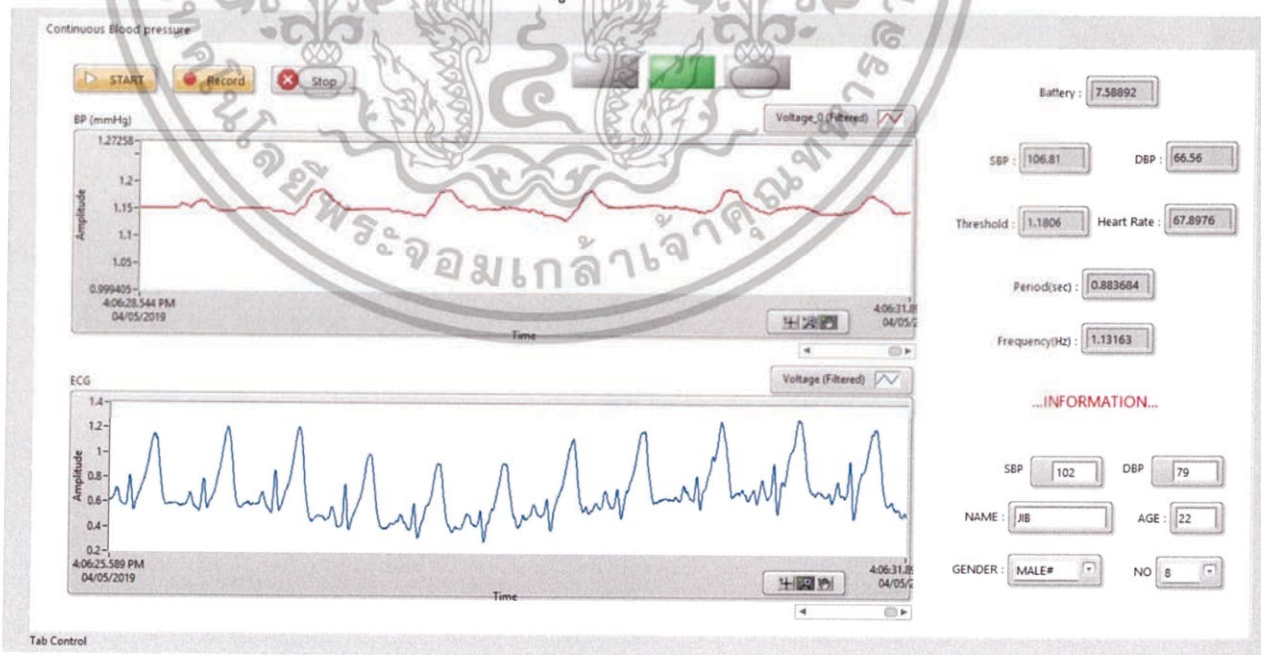
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพขณะทำการทดลองกับผู้อาสาศมัคร



รูปที่ 4.38 ขณะทำการทดสอบด้วยวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)

แสดงภาพสัญญาณต่างๆ ขณะการวัดกับผู้อาสาศมัคร



รูปที่ 4.39 วัดสัญญาณ BP และ ECG แบบ 1 ลีด ในขณะที่ทำวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.2 ข้อมูลของอาสาสมัคร

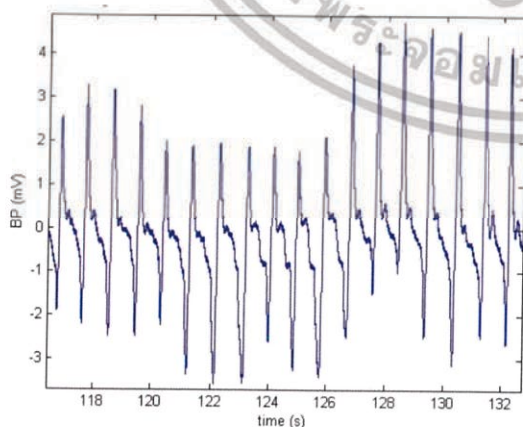
ตารางที่ 4.3 ข้อมูลเบื้องต้นของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 5 คน

ลำดับที่	เพศ (ชาย/หญิง)	อายุ (ปี)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	Pulse (Pulse/min)
1	ชาย	69	126	83	72
2	ชาย	59	114	75	80
3	หญิง	67	118	77	64
4	ชาย	22	130	88	68
5	หญิง	32	123	72	75

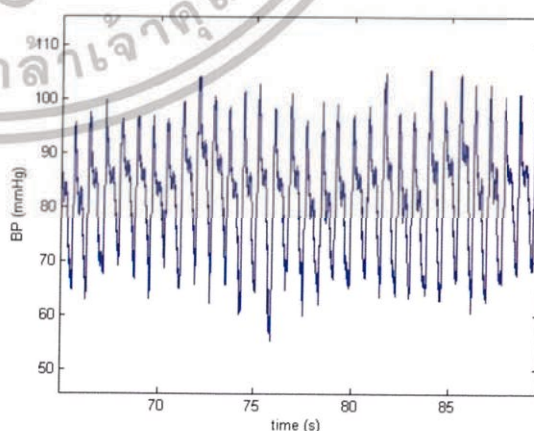
จากการตรวจวัดข้อมูลเบื้องต้นของอาสาสมัครทั้ง 9 คน มีเพศชาย 4 คน และเพศหญิง 5 คน มีอายุอยู่ในช่วง 20-30 ปี ค่า Systolic อยู่ในช่วง 102-128 mmHg ค่า Diastolic อยู่ในช่วง 67-88 mmHg และค่า Pulse อยู่ในช่วง 57-86 ครั้งต่อนาที

4.6.3 สัญญาณของความดันโลหิตและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ข้อมูลของสัญญาณทั้งสองชนิดถูกบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์และการวิเคราะห์จะใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อมาประมวลผล โดยภายในโปรแกรมจะเปลี่ยนค่าของ BP ที่ได้จากการวัดแบบไม่รุกรานตามหลักการของโหนดเมตรี ตามรูปที่ 4.40 (ก.) ที่มีหน่วยการวัดเป็นมิลลิโวลต์ (mV) จากการบันทึกในก่อนหน้าและเปลี่ยนให้เป็นหน่วยมิลลิเมตรปรอท (mmHg) ดังรูปที่ 4.40 (ข.)



(ก.)



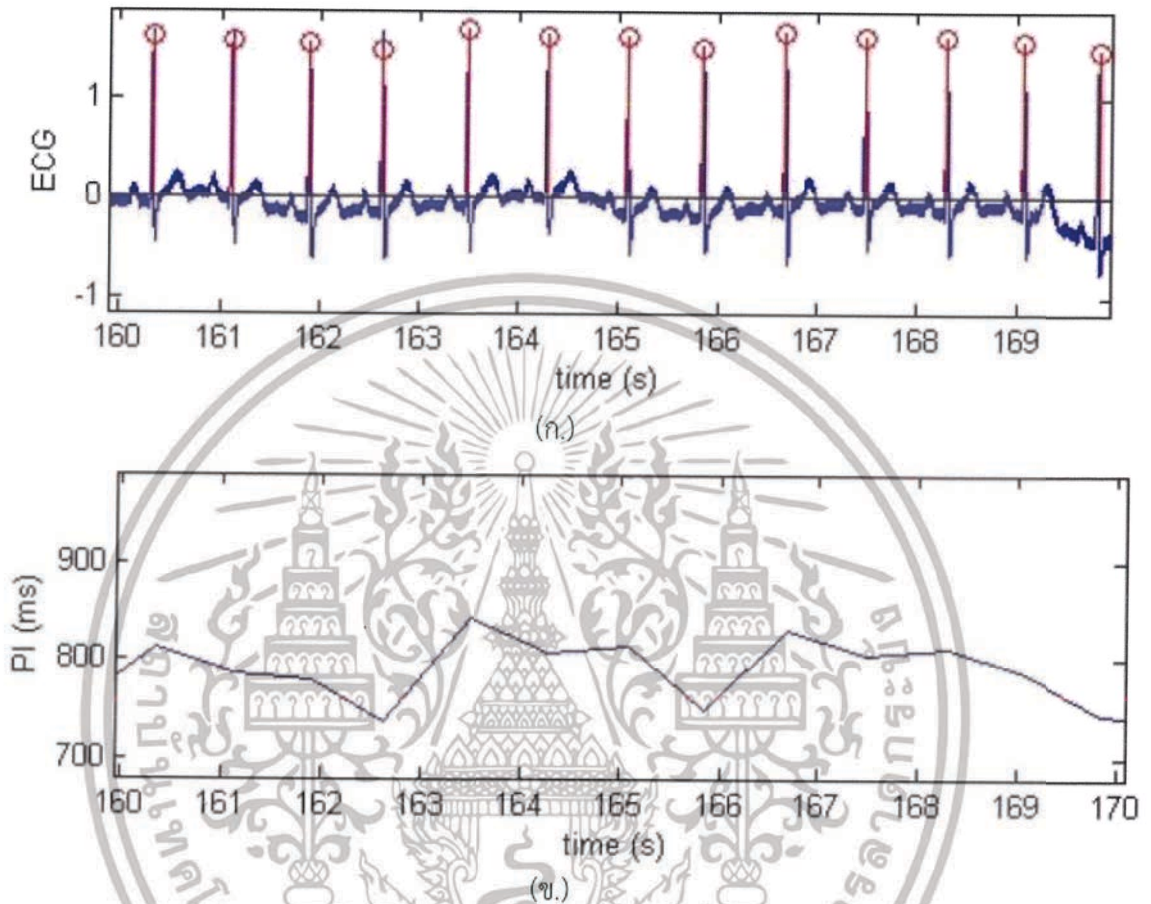
(ข.)

รูปที่ 4.40 สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.3.1 สัญญาณ Pulse intervals (PI)

สัญญาณ ECG ที่ได้จากอาสาสมัครจะต้องหาจุดยอดของสัญญาณ(คลื่น R) โดยใช้ฟังก์ชันภายในโปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่าสัญญาณ PI หรือ RR ดังรูปที่ 4.41

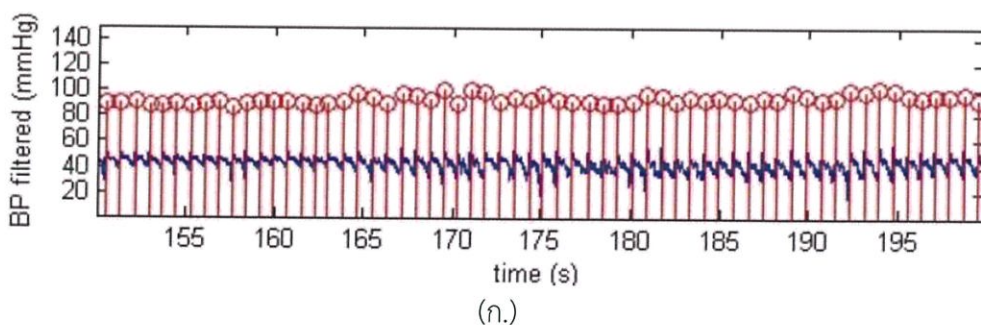


รูปที่ 4.41 สัญญาณ ECG ในโปรแกรม MATLAB

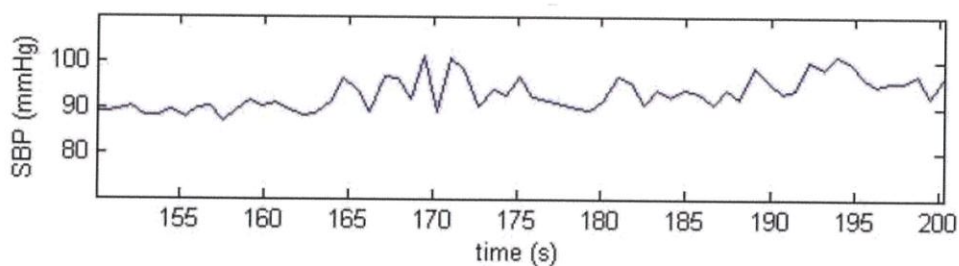
(ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ(R peak)

4.6.3.2 สัญญาณ Systolic Blood Pressure (SBP)

สัญญาณ BP ที่ผ่านการแปลงหน่วยมาแล้วจากรูปที่ 4.33 จะต้องผ่านการประมวลผลใน MATLAB เพื่อหาจุดยอดของสัญญาณ (SBP) ดังรูปที่ 4.42



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



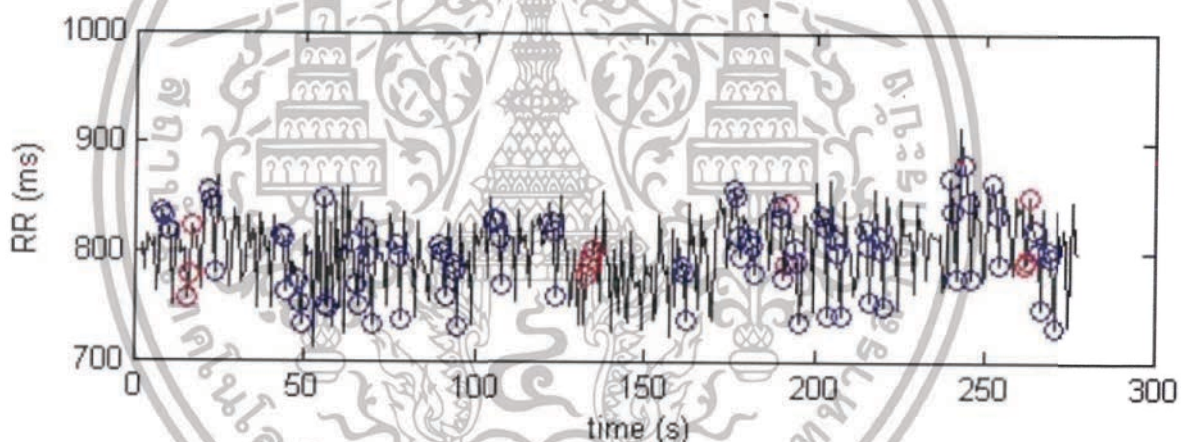
(ข.)

รูปที่ 4.42 สัญญาณ BP ในโปรแกรม MATLAB

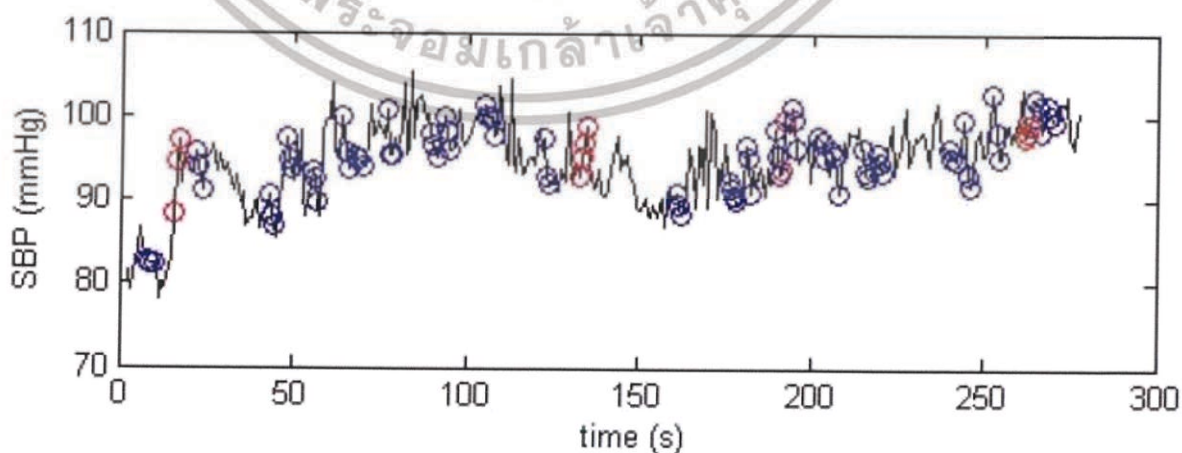
(ก.) การตรวจนับยอดของสัญญาณ (ข.) จุดยอดของแต่ละสัญญาณ(SBP)

4.6.3.3 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method)

เป็นการเอาจุดยอดของสัญญาณ RR/PI และ SBP ในรูปที่ 4.34(ข.) และรูปที่ 4.35(ข.) มาพร้อมกราฟแล้วดูการเปลี่ยนแปลงการขึ้นลงของสัญญาณและค่าความลาดชันของการถดถอยเชิงเส้น ดังรูปที่ 4.43

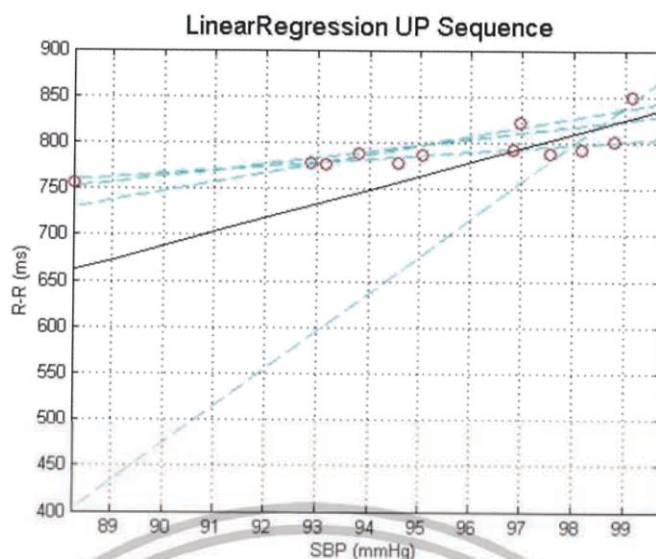


(ก.)

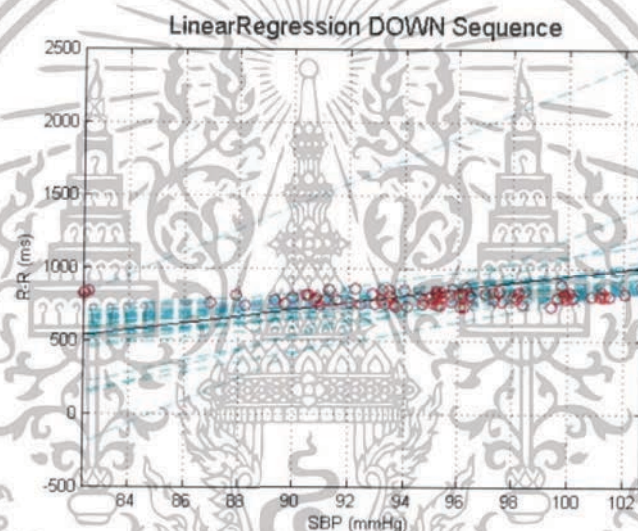


(ข.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค.)



(ง.)

รูปที่ 4.43 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method)

(ก.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ RR (ข.) การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ SBP

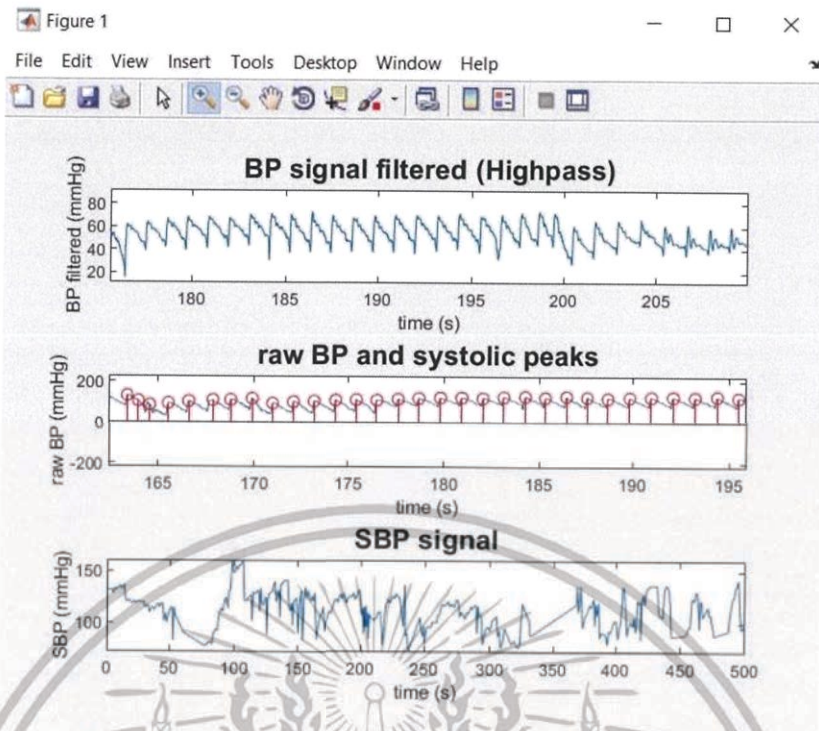
(ค.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น (ง.) ความเป็นเชิงเส้นของการเปลี่ยนข้อมูลขึ้น

4.6.4 การทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์ Baroreflex Sensitivity (BRS)

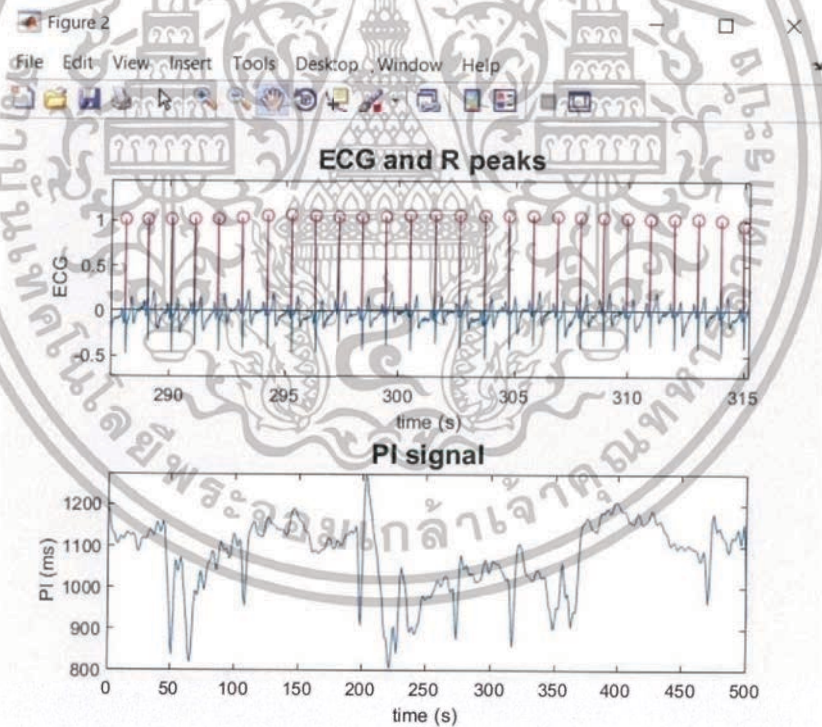
4.6.4.1 ทดสอบโปรแกรมกับข้อมูลที่ได้จากอาสาสมัครทั้งหมด 9 คน

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

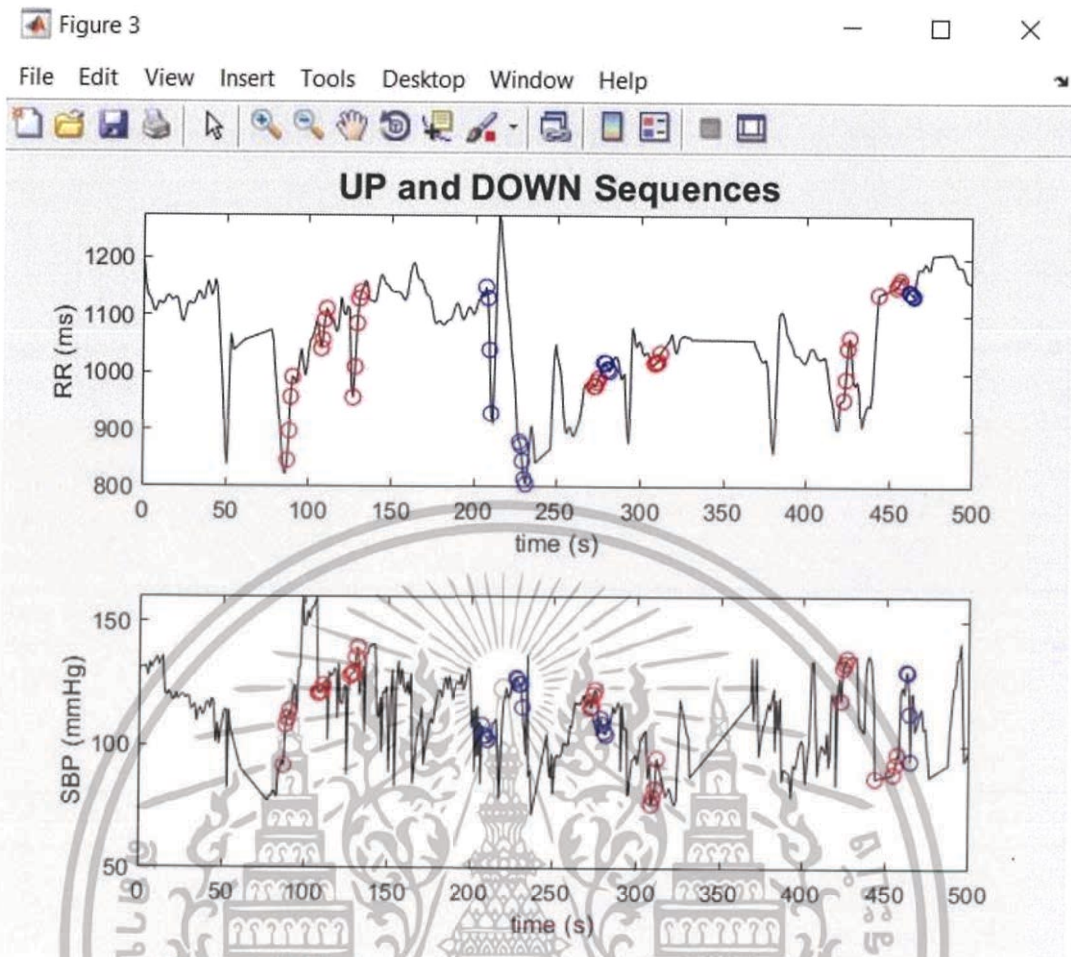


รูปที่ 4.44 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 1

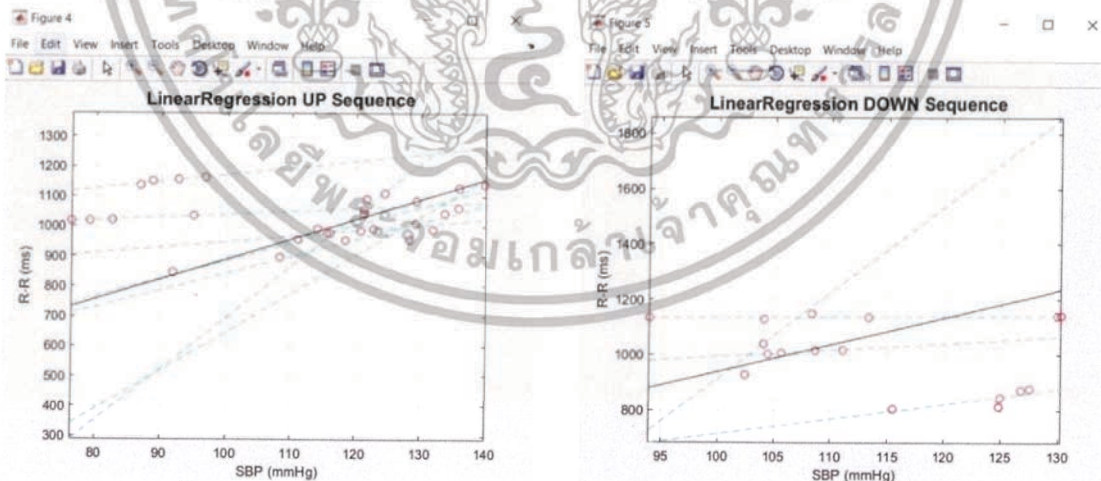


รูปที่ 4.45 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



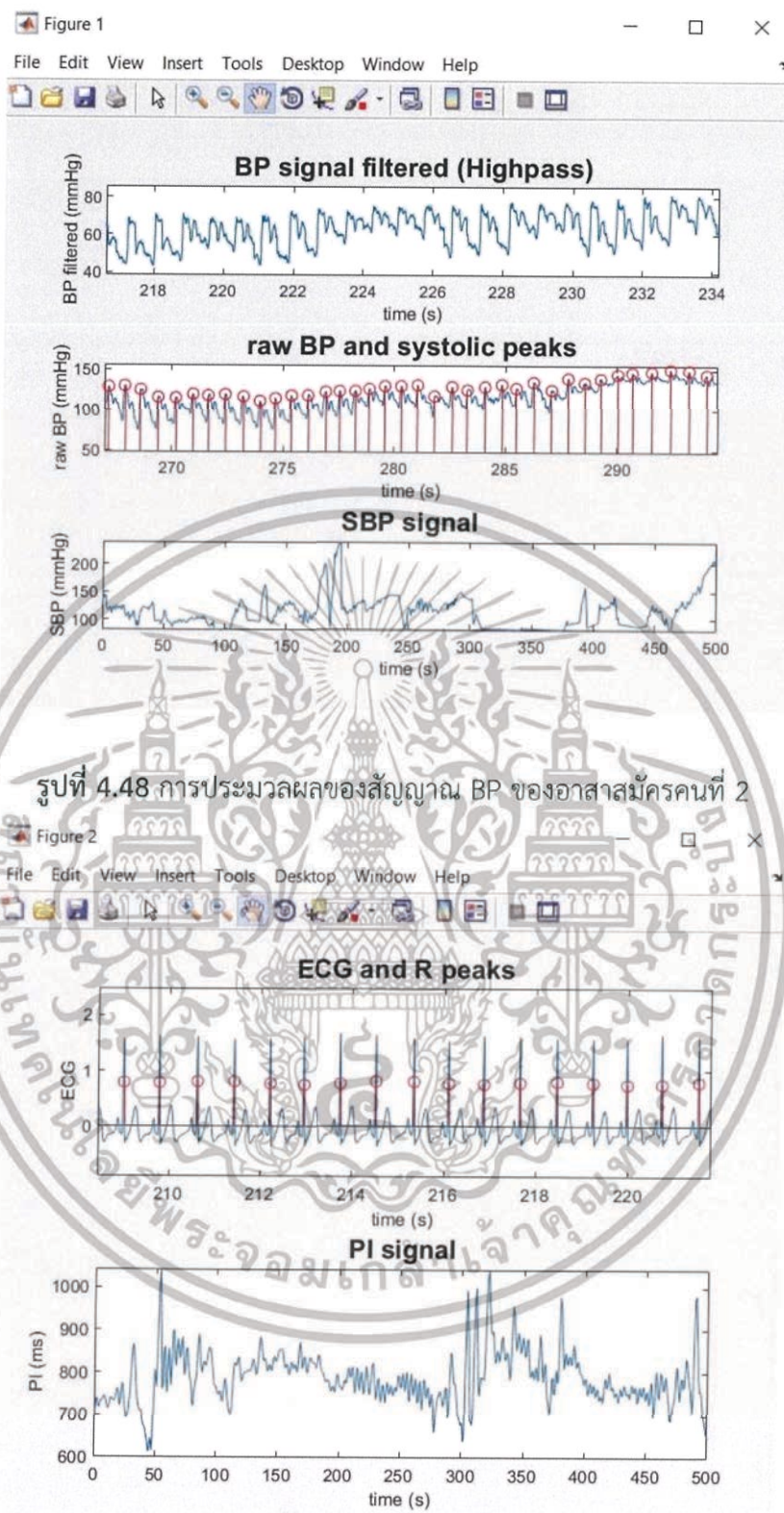
รูปที่ 4.46 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 1



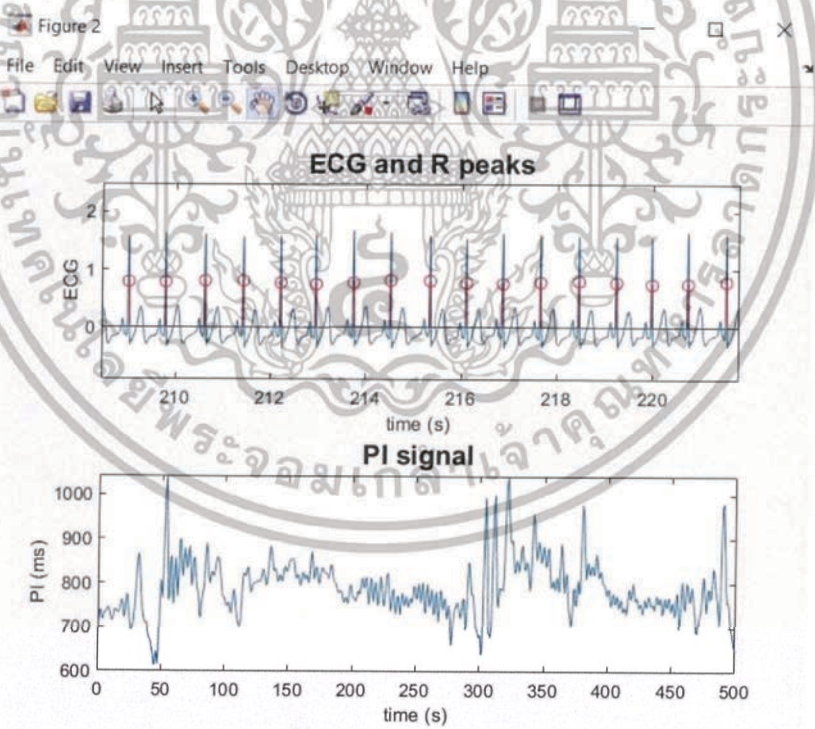
รูปที่ 4.47 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 1

จากรูปที่ 4.44 การประมวลผลของสัญญาณ BP รูปที่ 4.45 การประมวลผลของสัญญาณ ECG รูปที่ 4.46 เป็นวิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 1 และรูปที่ 4.47 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 1 เพศชาย อายุ 61 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 8.24 ± 1.54 ms/mmHg

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

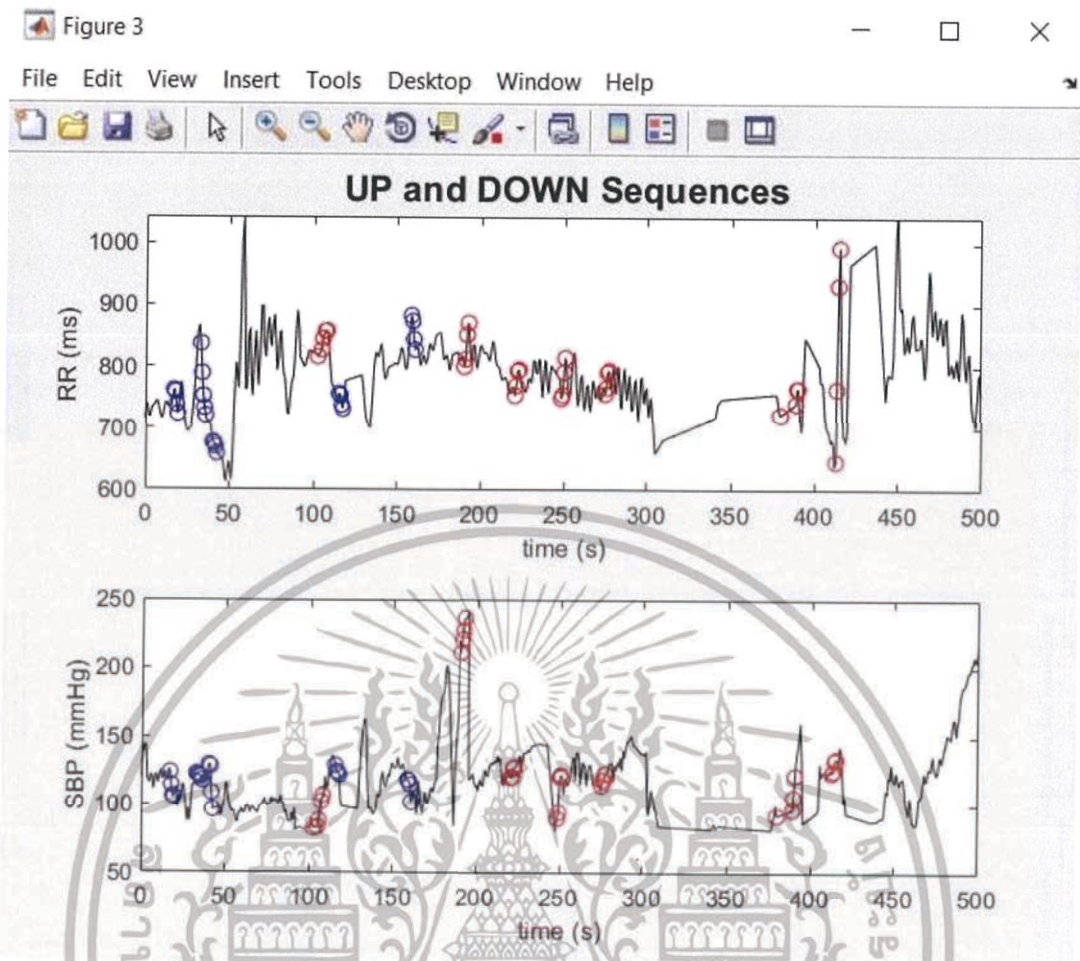


รูปที่ 4.48 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 2

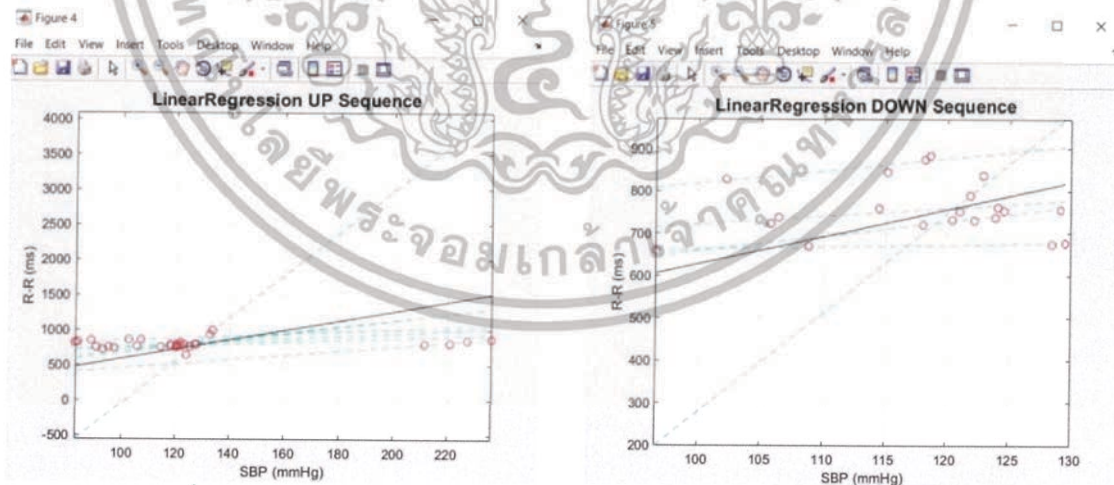


รูปที่ 4.49 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



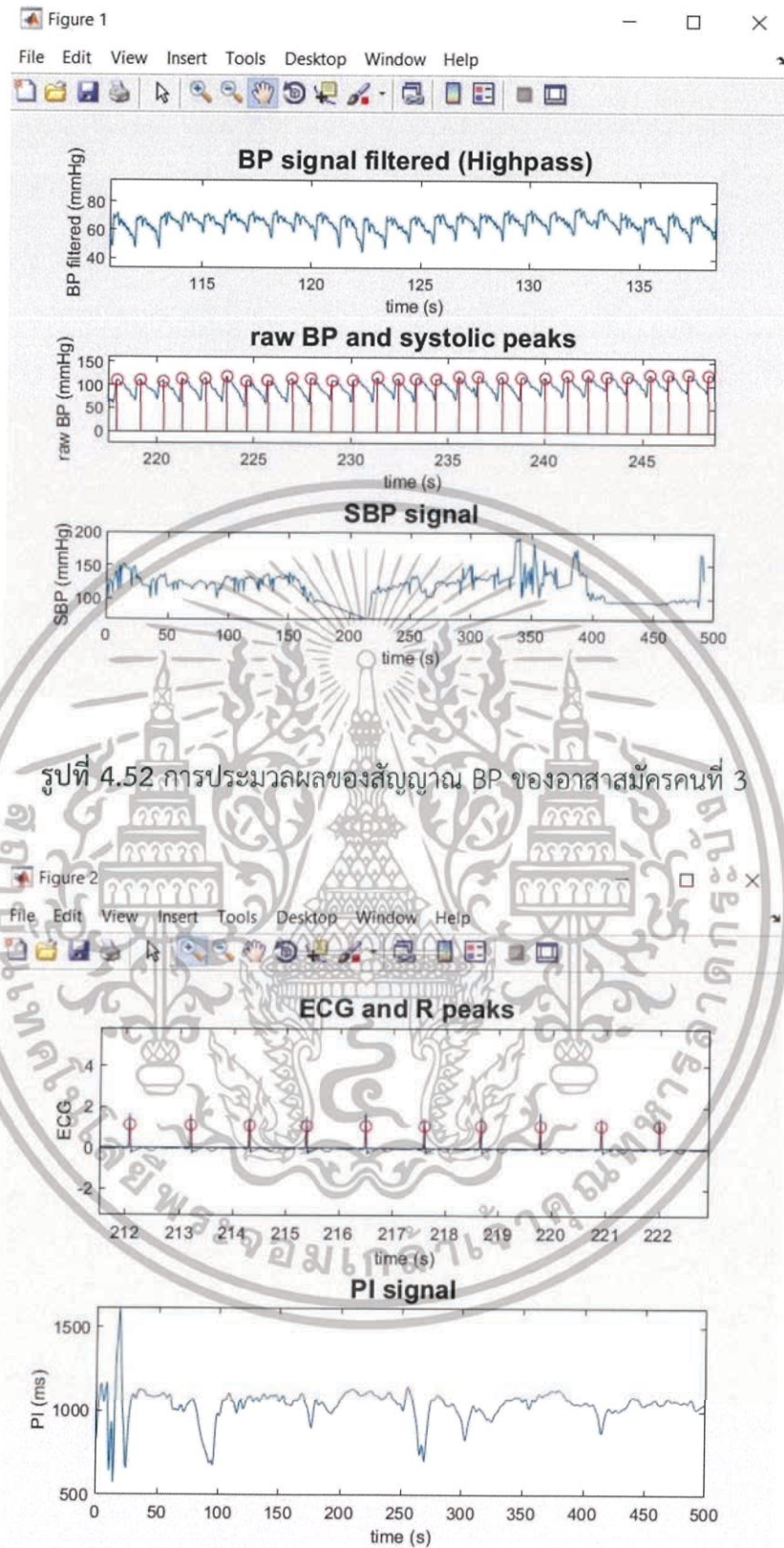
รูปที่ 4.50 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 2



รูปที่ 4.51 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 2

จากรูปที่ 4.48 การประมวลผลของสัญญาณ BP รูปที่ 4.49 การประมวลผลของสัญญาณ ECG รูปที่ 4.50 เป็นวิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 2 และ รูปที่ 4.51 เป็นค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 2 เพศชาย อายุ 59 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 6.58 ± 0.14 ms/mmHg

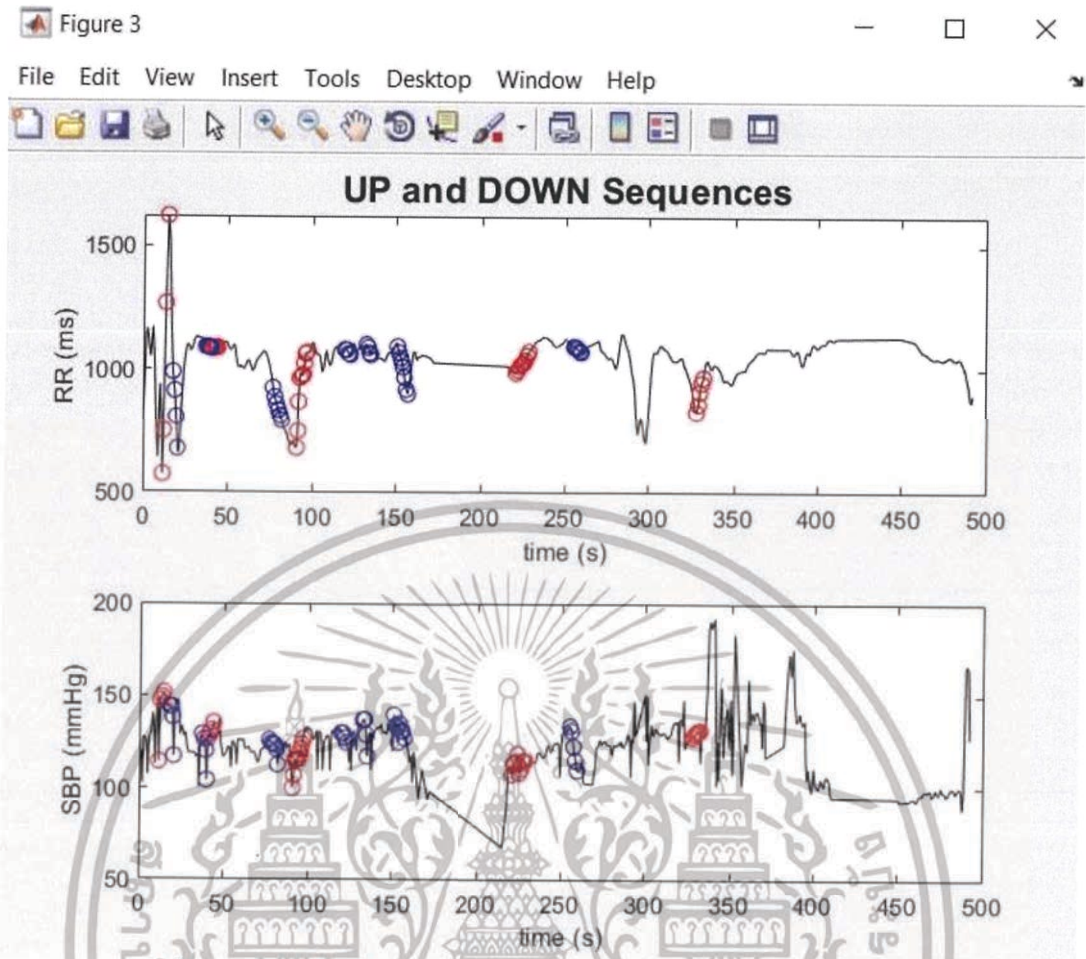
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



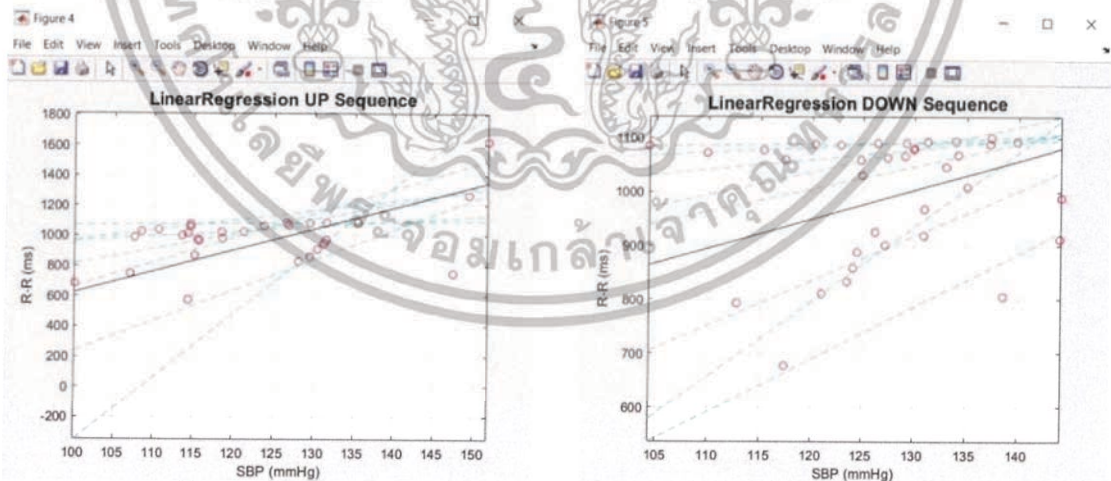
รูปที่ 4.52 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 3

รูปที่ 4.53 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



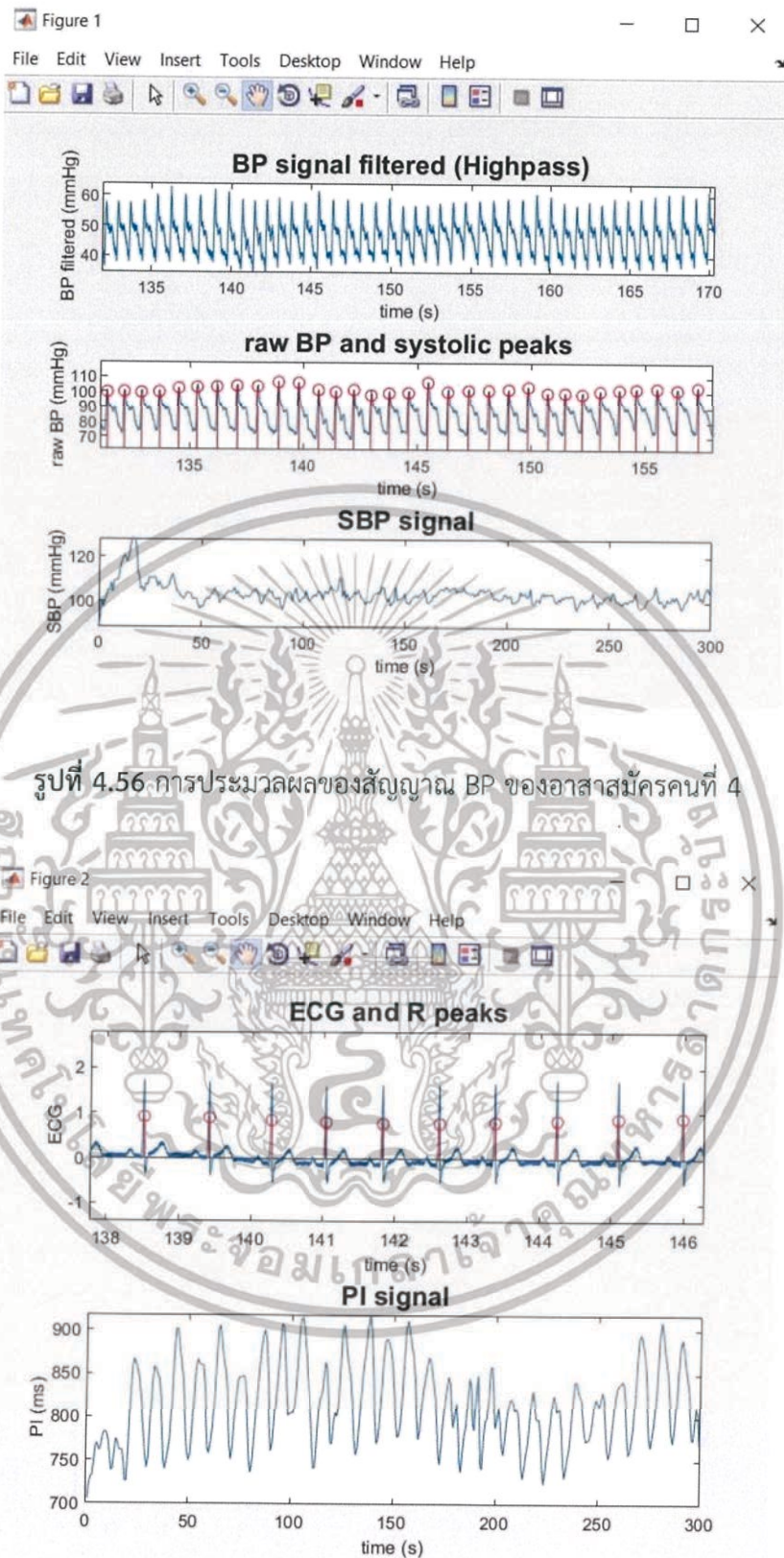
รูปที่ 4.54 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 3



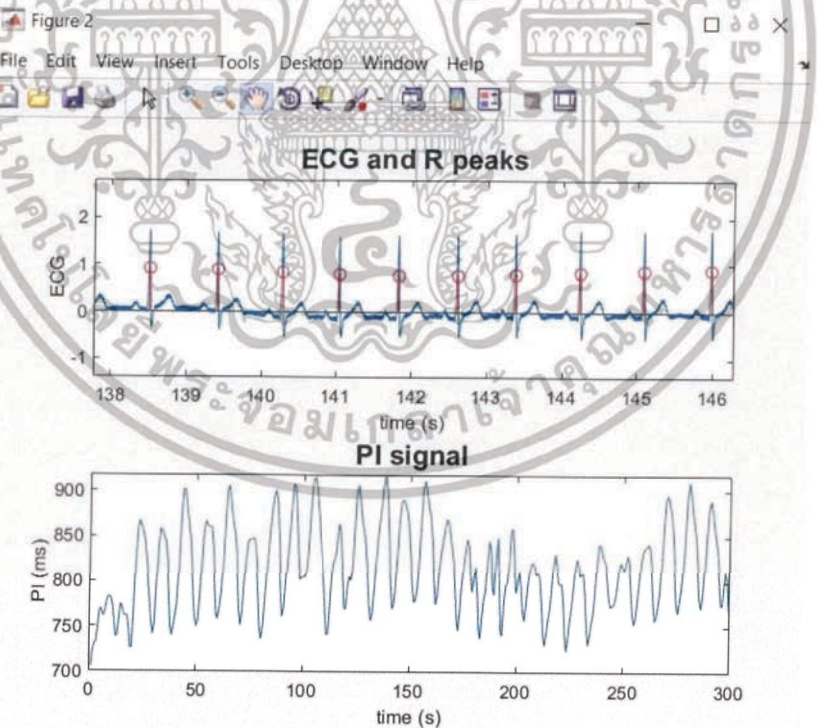
รูปที่ 4.55 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 3

จากรูปที่ 4.52 การประมวลผลของสัญญาณ BP รูปที่ 4.53 การประมวลผลของสัญญาณ ECG รูปที่ 4.54 เป็นวิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 3 และ รูปที่ 4.55 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 3 เพศหญิง อายุ 67 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 9.7 ± 1.27 ms/mmHg

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

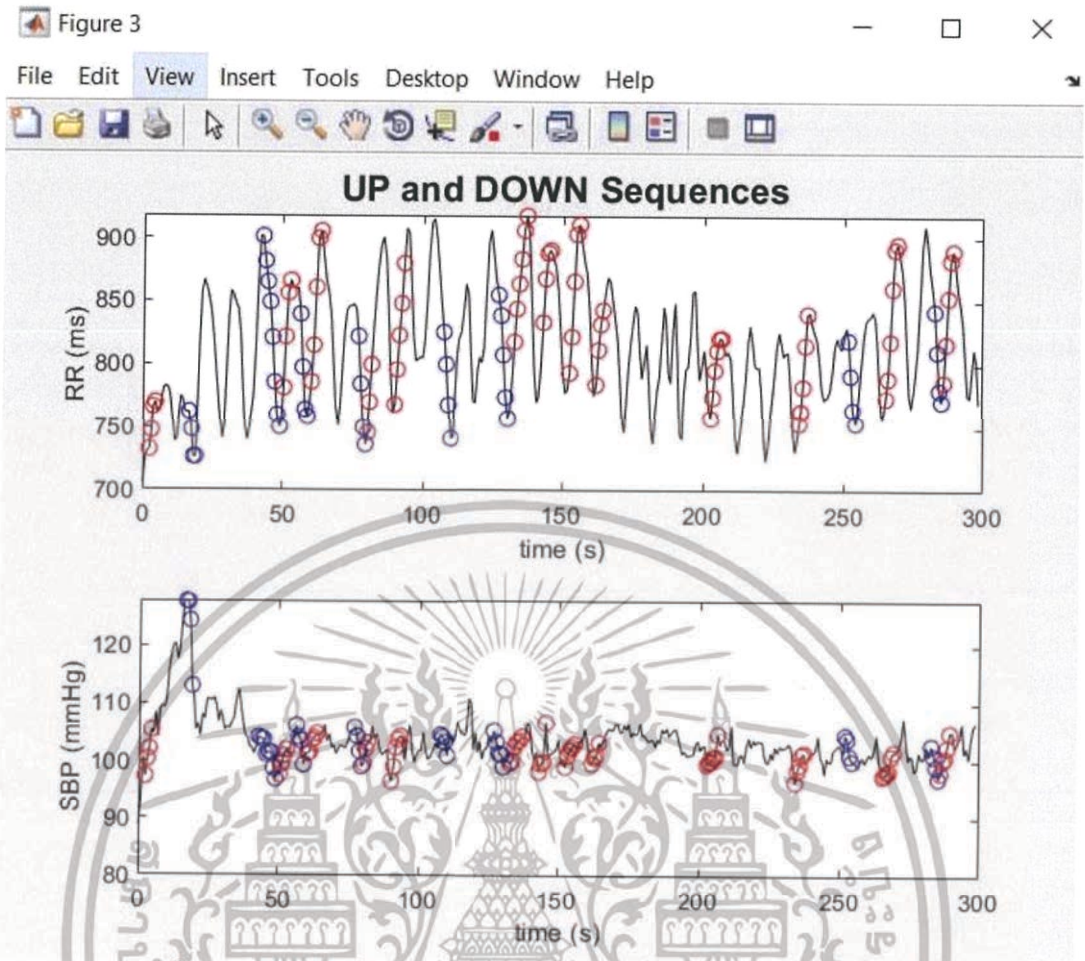


รูปที่ 4.56 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 4

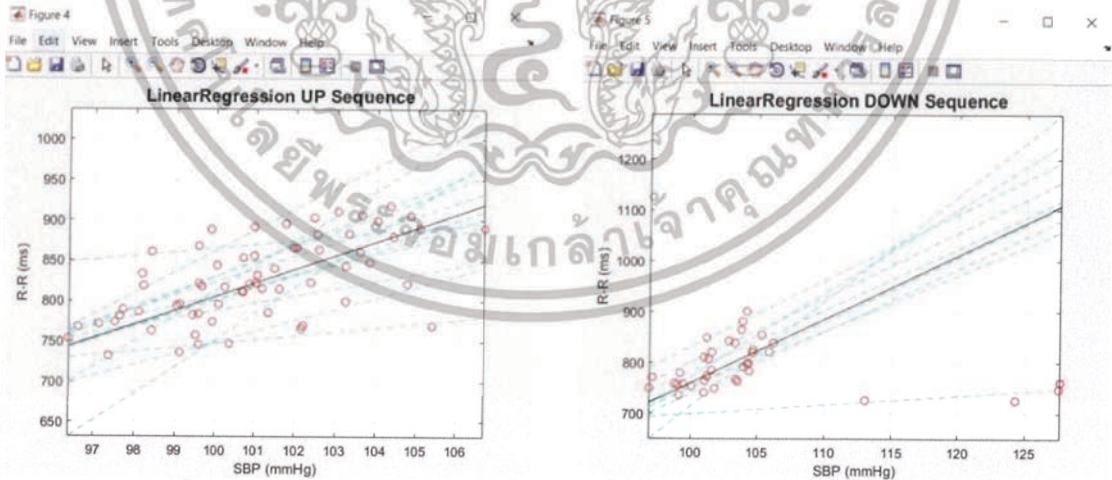


รูปที่ 4.57 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



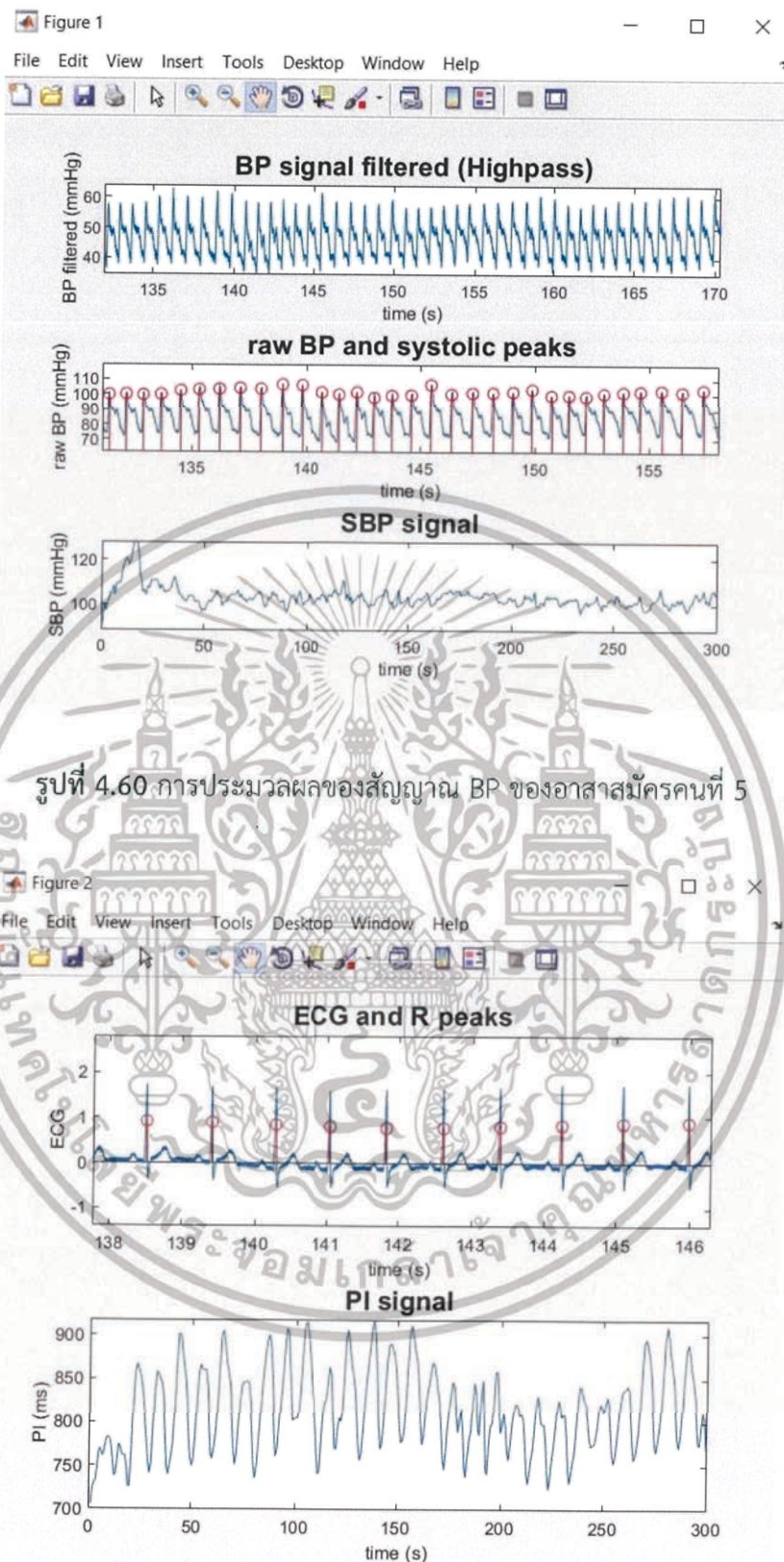
รูปที่ 4.58 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 4



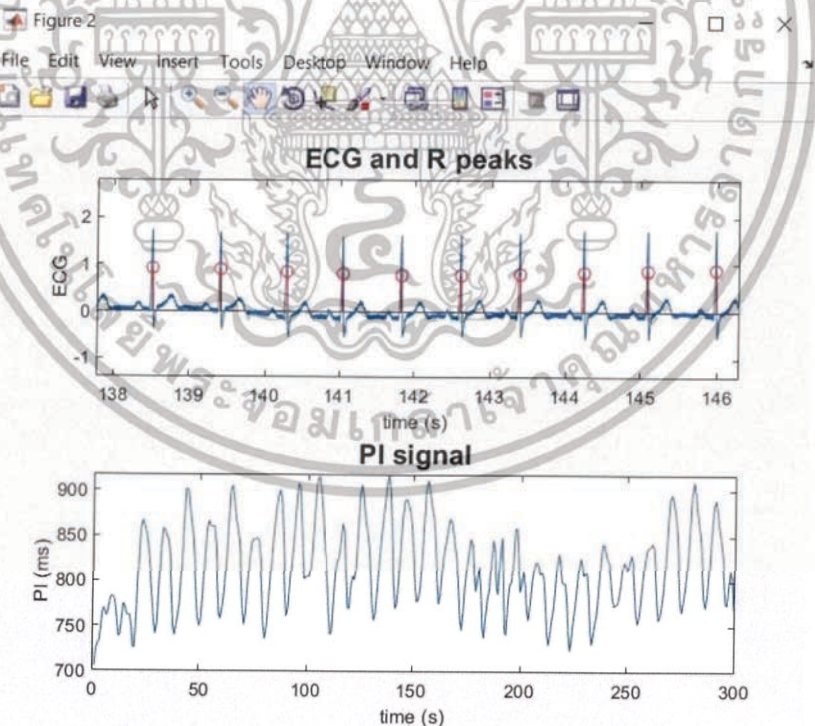
รูปที่ 4.59 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 4

จากรูปที่ 4.56 การประมวลผลของสัญญาณ BP รูปที่ 4.57 การประมวลผลของสัญญาณ ECG รูปที่ 4.58 เป็นวิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 4 และ รูปที่ 4.59 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 4 เพศชาย อายุ 22 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 14.8 ± 2.22 ms/mmHg

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

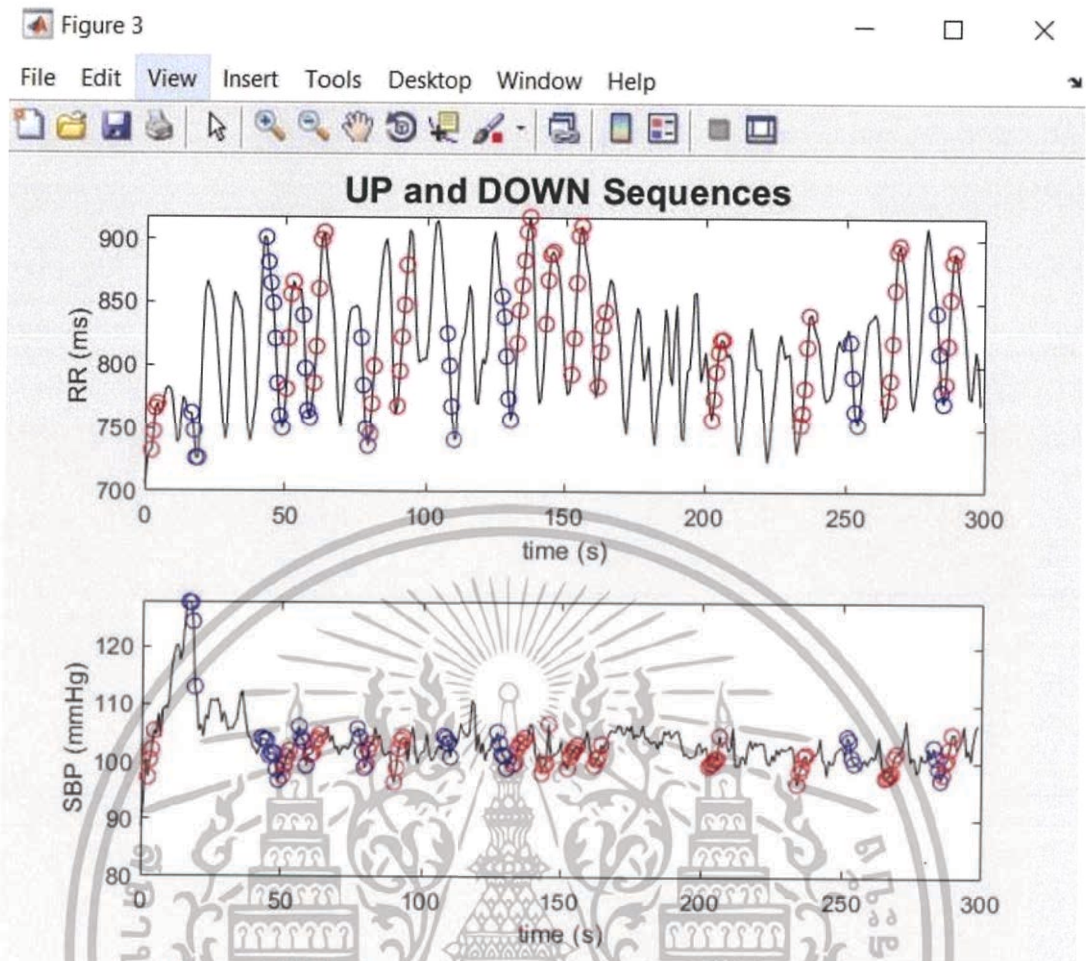


รูปที่ 4.60 การประมวลผลของสัญญาณ BP ของอาสาสมัครคนที่ 5

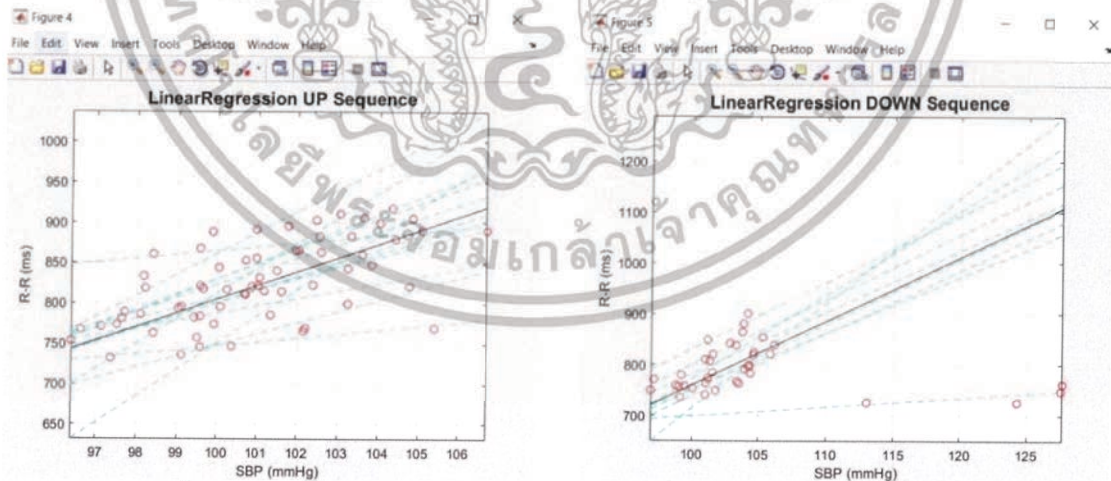


รูปที่ 4.61 การประมวลผลของสัญญาณ ECG ของอาสาสมัครคนที่ 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.62 วิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 5



รูปที่ 4.63 ค่า Linear Regression Up and Down ของอาสาสมัครคนที่ 5

จากรูปที่ 4.60 การประมวลผลของสัญญาณ BP รูปที่ 4.61 การประมวลผลของสัญญาณ ECG รูปที่ 4.62 เป็นวิธีลำดับข้อมูล (Sequence method) ของอาสาสมัครคนที่ 5 และ รูปที่ 4.63 เป็นหาค่า BRS ของอาสาสมัครคนที่ 5 เพศหญิง อายุ 32 ปี ซึ่งค่า BRS ที่ได้มีค่าเท่ากับ 13.86 ± 3.71 ms/mmHg

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 ค่า BRS ของอาสาสมัครสุขภาพปกติ 5 คน

ลำดับที่	เพศ (ชาย/หญิง)	อายุ (ปี)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	BRS (ms/mmHg)
1	ชาย	69	126	83	8.24±1.54
2	ชาย	59	114	75	6.58±0.14
3	หญิง	67	118	77	9.7±1.27
4	ชาย	22	130	88	14.8±2.22
5	หญิง	32	123	72	13.86±3.71

4.7 สรุป

ในบทนี้เป็นการทดสอบระบบและซอฟต์แวร์ของระบบวัดความดันโลหิตกับระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในการวิเคราะห์ด้วยวิธีวอลซาลวาแมนูเวอ์ (Valsalva maneuver) โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ส่วนหลักๆ ซึ่งจะเริ่มจากการทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ FSR พบว่าค่อนข้างเป็นเชิงเส้นในช่วงความดันระหว่าง 80-120 mmHg ซึ่งเป็นช่วงความดันที่ปกติของคนทั่วไป และเมื่อนำไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิตแล้วนำสัญญาณที่ได้ผ่านวงจรขยายและมาแสดงผลในโปรแกรม LABVIEW[®] สามารถแสดงค่าต่างๆ ตามลักษณะของสัญญาณได้ ส่วนของระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทำการทดสอบวงจรที่ออกแบบไว้ กับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วต่อเข้ากับซอฟต์แวร์ สามารถแสดงสัญญาณและรูปคลื่นได้อย่างถูกต้อง ซึ่งมีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้และทดสอบจริงในการวัดความดันโลหิตและวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีวอลซาลวาแมนูเวอ์ (Valsalva maneuver)

การทดสอบซอฟต์แวร์ของระบบกับข้อมูลจากอาสาสมัครทั้ง 5 คน โดยข้อมูลดังกล่าวจะถูกตรวจวัดและบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ทั้งหมด การทดสอบระบบเริ่มจากการนำข้อมูลมาวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม MATLAB[®] การวิเคราะห์หาค่า BRS ที่เกิดขึ้นในอาสาสมัคร จะใช้วิธี Sequence method ซึ่งจะใช้สัญญาณ ECG และ BP ในการวิเคราะห์ ในโปรแกรมจะออกแบบให้อ่านค่าสัญญาณ ECG เฉพาะ Pulse intervals (PI) และค่า SBP ในแต่ละช่วงเวลามาพล็อตกราฟเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงขึ้นหรือลงพร้อมกันอย่างน้อย 3 จุดและนำค่าพล็อตกราฟค่า Linear Regression Up and Down ซึ่งหมายถึงค่า Baroreflex Sensitivity (BRS) ซึ่งแสดงให้เห็นถึงระบบวัดความดันโลหิตตามหลักการของโทโนเมตรีและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด สามารถนำมาใช้วัดสัญญาณ บันทึกสัญญาณและสามารถนำมาวิเคราะห์ค่า BRS ในภายหลังได้อีกด้วย

วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

5.1 บทสรุป

การเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตเป็นข้อมูลสำคัญในการตรวจและวินิจฉัยโรคในเบื้องต้นเกี่ยวกับโรคหัวใจและหลอดเลือดในมนุษย์ มีกลไกในการควบคุมการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตแบบเฉียบพลันเรียกว่า บารอรีเฟล็กซ์ โดยมีค่าดัชนีค่าความไวของบารอรีเฟล็กซ์เป็นตัวชี้วัดการควบคุมการเปลี่ยนแปลง ซึ่งการประเมินค่าบารอรีเฟล็กซ์นั้น จะต้องนำค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องมาผ่านกระบวนการและวิเคราะห์ในรูปแบบต่างๆ

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการออกแบบการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานโดยใช้หลักการของโทโนเมตรีและการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบวัด 1 ลีด การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องจะใช้หลักการของโทโนเมตรีคือ การกดทับวัดถูกลงมีความดันภายในและผนังยืดหยุ่นด้วยแรงดันจากภายนอกที่ต่ำกว่าขนาดแรงต้านจากการกดทับด้วยเซ็นเซอร์วัดแรงระหว่างวัดและแรงกดสามารถนำค่ามาประเมินขนาดแรงดันภายในของวัดนั้นๆได้ จึงนำมาประยุกต์ใช้กับหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ ซึ่งจะใช้สายวัดเพื่อสร้างแรงกดและติดเซ็นเซอร์วัดแรงกด(FSR) กดทับบริเวณเส้นเลือดแดงที่ข้อมือ เมื่อหลอดเลือดเกิดการขยายตัวตามจังหวะความดันโลหิตจะส่งแรงไปกระทบกับเซ็นเซอร์(FSR) และออกแบบวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส(Inverting Amplifier) เพื่อขยายสัญญาณที่ได้รับจากเซ็นเซอร์ ออกแบบโดยใช้ไอซีเบอร์ LM358 ให้มีอัตราขยาย 4.3 เท่า ส่วนการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้หลักการที่เป็นมาตรฐานวัดแบบ 1 ลีด โดยติดอิเล็กโทรดทั้งหมด 3 จุด คือ หน้าอกซ้าย(Left Arm : LA) หน้าอกขวา(Right Arm : RA) และซีโครงล่างสุดด้านขวา(Right Leg :RL) และออกแบบวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งภายในจะประกอบไปด้วย 4 วงจรหลักๆ คือวงจรขยายอินสตรูเมนต์ขั้นที่ใช้ไอซีเบอร์ INA128 มีอัตราขยาย501เท่า วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน ออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 0.146Hz ใช้ไอซีเบอร์ TL074 เหมือนกับวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน ออกแบบให้คัทออฟที่ความถี่ 96.506Hz และวงจรอปโตไดโอดโซเลเตอร์ใช้ไอซีเบอร์ TLP521-2 ส่วนในการหาค่าวิเคราะห์ดัชนีค่าบารอรีเฟล็กซ์มีการออกแบบระบบในการทดสอบโดยวิธีวอลซอวาแมนูเวอร์ (Valsalva maneuver) ทำการทดสอบภาชนะที่ระบบปิด โดยให้ผู้อาสาสมัครเป่าไปในภาชนะที่เป็นระบบปิดจนทำให้เกิดความดันไอล้อยกลับเข้าไปในปอด 35-60 mmHg

ส่วนการทดสอบทางเทคนิคกับระบบวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมตามหลักการของโทโนเมตรี จะเริ่มจากการนำระบบไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณความดันโลหิต ที่ถูกออกแบบไว้ให้มีคลื่นความดันโลหิต 2 ระดับคือ ความดันซิสโตลิก 120 mmHg และไดแอสโตลิก 80 mmHg เมื่อนำระบบ

ไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณแล้วพบว่าสามารถแสดงคลื่นความดันโลหิตได้ตรงตามกับเครื่องจำลองสัญญาณได้ และในส่วนของระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 ลีด ได้นำไปทดสอบกับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีมาตรฐานและความถูกต้องของรูปคลื่น จากการนำระบบมาทดสอบพบว่าระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกแบบไว้สามารถแสดงรูปคลื่นได้อย่างถูกต้องในการตรวจวัดสัญญาณในการทดสอบกับอาสาสมัคร เพื่อเป็นการทดสอบและนำผลมาวิเคราะห์หาค่าบาโรรีเฟล็กซ์ โดยเริ่มจากการวัดความดันโลหิตด้วยเครื่อง Sphygmomanometer เพื่อให้ได้ค่าความดันซิสโตลิกและค่าความดันไดแอสโตลิก แล้วนำไปกรอกใส่ข้อมูลของอาสาสมัครในซอฟต์แวร์ของการประมวลผล เพื่อเป็นข้อมูลในการวิเคราะห์ จากนั้นจะนำทรานสดิวเซอร์และอิเล็กทรอนิกส์ไปติดตั้งตามจุดที่ได้กำหนดไว้แล้วทำการทดสอบ ในขณะที่ทำการทดสอบผ่านโปรแกรม LABVIEW® จะแสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รูปสัญญาณความดันโลหิตและค่าPulse ได้อย่างต่อเนื่อง พร้อมกับบันทึกข้อมูลทั้งหมดไว้ภายในคอมพิวเตอร์ และนำข้อมูลที่ได้อ่านบันทึกไว้มาวิเคราะห์หาค่าบาโรรีเฟล็กซ์ผ่านโปรแกรม MATLAB® ในภายหลังได้

5.2 ข้อเสนอแนะและวิจารณ์ผลการทดลอง

จากการออกแบบสร้างระบบวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมตามหลักการของโทโนเมตรีและระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลได้อย่างต่อเนื่องและบันทึกข้อมูลได้ รวมไปถึงการนำข้อมูลที่บันทึกไว้ไปวิเคราะห์หาค่าดัชนีบาโรรีเฟล็กซ์ อย่างไรก็ตามในการออกแบบและการวิเคราะห์ผลนั้นได้พบปัญหาและข้อบกพร่องที่จะต้องปรับปรุง แก้ไขและพัฒนา ดังนี้

5.2.1 ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวัดความดันโลหิต จะต้องอาศัยผู้ที่เกี่ยวข้องช่วยในการติดตั้งทรานสดิวเซอร์และอิเล็กทรอนิกส์ให้ตรงตามตำแหน่งที่กำหนด หากติดตั้งไม่ตรงตามตำแหน่งที่กำหนดไว้ อาจส่งผลทำให้เกิดสัญญาณรบกวนหรือสัญญาณที่ได้มีความผิดเพี้ยน

5.2.2 การเชื่อมต่อกับโปรแกรม LabVIEW® และวิเคราะห์ผลกับโปรแกรม MATLAB® ทำให้เกิดความล่าช้าในกระบวนการทดสอบ

5.2.3 ควรมีการทดสอบเปรียบเทียบและวิเคราะห์เชิงสถิติกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติและอาสาสมัครที่มีสุขภาพที่ไม่ปกติ

5.2.4 ซอฟต์แวร์ที่ประมวลผลและวิเคราะห์ผลนั้น ถูกใช้งานบนระบบปฏิบัติการ Windows 10 64 bit คุณสมบัติของคอมพิวเตอร์ควรมี CPU มากกว่า 2 GHz RAM ไม่น้อยกว่า 2 GB หากมีคุณสมบัติที่ต่ำกว่านี้อาจเกิดปัญหาที่ระบบอื่นๆ ได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] ศาสตราจารย์เกียรติคุณ แพทย์หญิง พวงทอง ไกรพิบูลย์. โรคหลอดเลือดหัวใจเกิดขึ้นได้อย่างไร [Online]. เข้าได้จาก: <http://haamor.com/th>
- [2] นิพนธ์ ศรีนฤมล. การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ. [Online]. เข้าได้จาก : <http://haamor.com>
- [3] พงศธร วังพิลา, 2561, การพัฒนาระบบประเมินผลความไวบาโรรีเฟกซ์, วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต, สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์. คณะวิศวกรรมศาสตร์.สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [4] Nontanat Sathapom, 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, วิทยานิพนธ์บัณฑิต วิทยาลัย. 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_artieral_pressure_calculator
- [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.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [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 Cardiac Baroreflex 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.
- [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/>
- [21] Rovere MT., Pinna GD., Raczak G. **Baroreflex Sensitivity: Measurement and Clinical Implications.** Blackwell Publishing;2008. 13 (2): 191-207. DOI: 10.1111/j.1542-474X.2008.00219. x. PMID: 18426445
- [22] Tank J., Baeviski RM., Fender A., Baeviski AR., Graves KF., Ploewka K., et al. **Reference Values of Indices of Spontaneous Baroreceptor Reflex Sensitivity.** *the American Journal of Hypertension;*2000. 13 (3): 268-275. PMID: 10777031

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

INTERLINK
ELECTRONICS

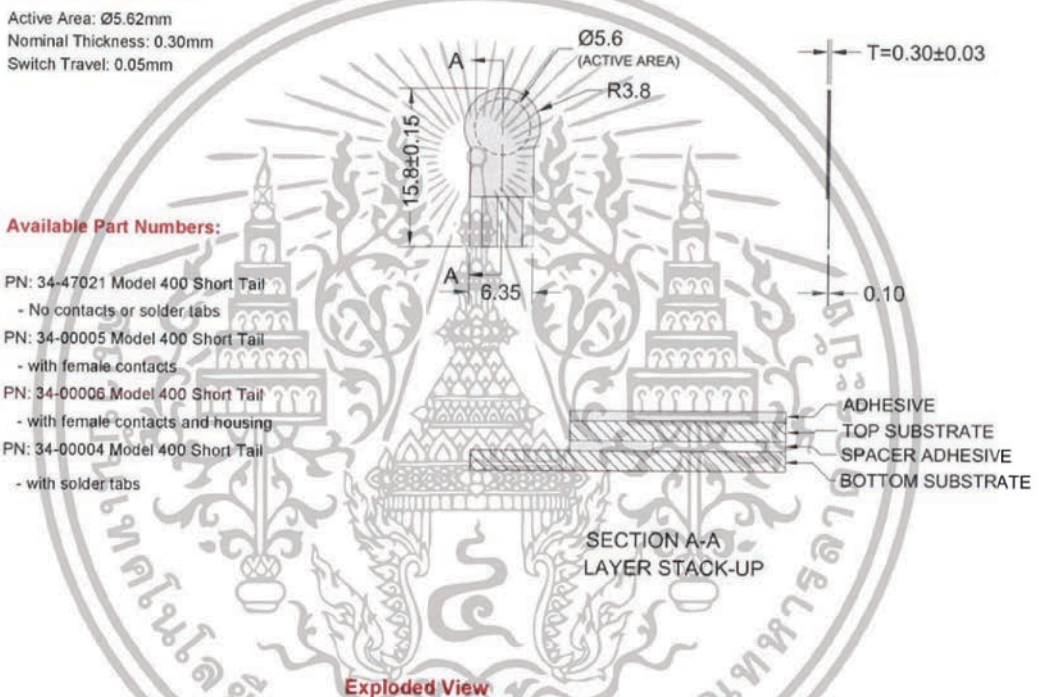
FSR® Model 400 Short Tail

Force Sensing Resistor®

Model 400 Short Tail:

Active Area: $\varnothing 5.62\text{mm}$
Nominal Thickness: 0.30mm
Switch Travel: 0.05mm

Sensor Mechanical Data



Available Part Numbers:

- PN: 34-47021 Model 400 Short Tail
- No contacts or solder tabs
- PN: 34-00005 Model 400 Short Tail
- with female contacts
- PN: 34-00006 Model 400 Short Tail
- with female contacts and housing
- PN: 34-00004 Model 400 Short Tail
- with solder tabs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Freescal Semiconductor
Data Sheet: Technical Data

Document Number: MPxx5004
Rev. 12.1, 05/2015



MPxx5004, 0 to 3.92 kPa, Differential and Gauge, Integrated Pressure Sensor

Freescal's MPxx5004 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This sensor combines a highly sensitive implanted strain gauge with advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

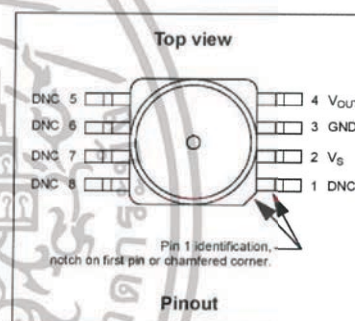
Features

- 1.5% maximum error for 0 to 100 mm H₂O over +10 °C to +60 °C with autozero
- 2.5% maximum error for 100 to 400 mm H₂O over +10 °C to +60 °C with autozero
- 6.25% maximum error for 0 to 400 mm H₂O over 10 °C to +60 °C without autozero
- Temperature compensated over 10 °C to 60 °C
- Available in gauge surface mount (SMT) or through-hole (DIP) configurations
- Durable thermoplastic (PPS) package

Applications

- Washing machine water level
- Ideally suited for microprocessor or microcontroller-based systems
- Appliance liquid level and pressure measurement
- Respiratory equipment

MPXV5004
MPVZ5004



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



1 General Description

1.1 Block diagram

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry integrated on a pressure sensor chip.

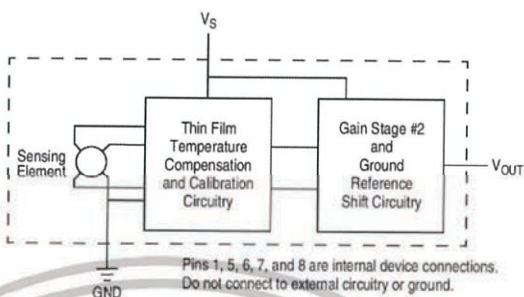


Figure 1. Integrated pressure sensor schematic

1.2 Pinout

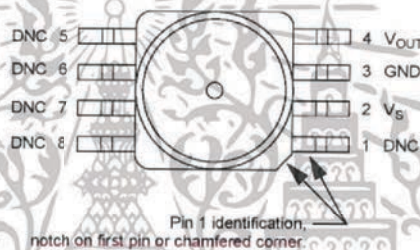


Figure 2. Device pinout (top view)

Table 1. Pin functions

Pin	Name	Function
1	DNC	Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is notated by the notch in the lead or chamfered corner.
2	V_S	Voltage supply
3	GND	Ground
4	V_{OUT}	Output voltage
5	DNC	Do not connect to external circuitry or ground.
6	DNC	Do not connect to external circuitry or ground.
7	DNC	Do not connect to external circuitry or ground.
8	DNC	Do not connect to external circuitry or ground.

MPxx5004

4

Sensors
Freescale Semiconductor, Inc.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



2 Mechanical and Electrical Specifications

2.1 Maximum ratings

Table 2. Maximum ratings⁽¹⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum pressure (P1 > P2)	P _{MAX}	16	kPa
Storage temperature	T _{STG}	-30 to +100	°C
Operating temperature	T _A	0 to +85	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

2.2 Operating characteristics

Table 3. Operating characteristics (V_S = 5.0 V_{DC}, T_A = 25 °C unless otherwise noted, P1 > P2)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Pressure range	P _{OP}	0	—	3.92 400	kPa mm H ₂ O
Supply voltage ⁽¹⁾	V _S	4.75	5.0	5.25	V _{DC}
Supply current	I _S	—	—	10	mAdc
Span @ 306 mm H ₂ O (3 kPa) ⁽²⁾	V _{FSS}	—	3.0	—	V
Full-scale span @ 400 mm H ₂ O (3.92 kPa) ⁽²⁾		—	3.92	—	
Offset ⁽³⁾	V _{OFF}	0.75	1.0	1.25	V
Sensitivity	V/P	—	1.0	—	V/kPa
Accuracy ^{(4) (5)}	0 to 100 mm H ₂ O (10 °C to 60 °C)	—	—	±1.5	%V _{FSS} with autozero
	100 to 400 mm H ₂ O (10 °C to 60 °C)	—	—	±2.5	%V _{FSS} with autozero
	0 to 400 mm H ₂ O (10 °C to 60 °C)	—	—	±6.25	%V _{FSS} without autozero

- Device is ratiometric within this specified excitation range.
- Span is defined as the algebraic difference between the output voltage at specified pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using endpoint method, over the specified pressure range.
 - Temperature hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25 °C.
 - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 10 °C to 60 °C, relative to 25 °C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 10 °C to 60 °C, relative to 25 °C.
 - Variation from nominal: The variation from nominal values, for offset or full-scale span, as a percent of V_{FSS}, at 25 °C.
- Autozero at factory installation: Due to the sensitivity of the MPxx5004G, external mechanical stresses and mounting position can affect the zero pressure output reading. Autozeroing is defined as storing the zero pressure output reading and subtracting this from the device's output during normal operations. Reference AN1636 for specific information. The specified accuracy assumes a maximum temperature change of ±5 °C between autozero and measurement.

MPxx5004



3 On-chip Temperature Compensation and Calibration

The performance over temperature is achieved by integrating the shear-stress strain gauge, temperature compensation, calibration and signal conditioning circuitry onto a single monolithic chip.

Figure 3 illustrates the gauge configuration in the basic chip carrier (case 98ASB17756C). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPxx5004 series sensor operating characteristics are based on use of dry air as pressure media. Media, other than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Internal reliability and qualification test for dry air, and other media, are available from the factory. Contact the factory for information regarding media tolerance in your application.

Figure 4 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the output of the MPxx5004 to the A/D input of the microprocessor or microcontroller. Proper decoupling of the power supply is recommended.

Typical, minimum and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 10 °C to 60 °C using the decoupling circuit shown in Figure 4. The output will saturate outside of the specified pressure range.

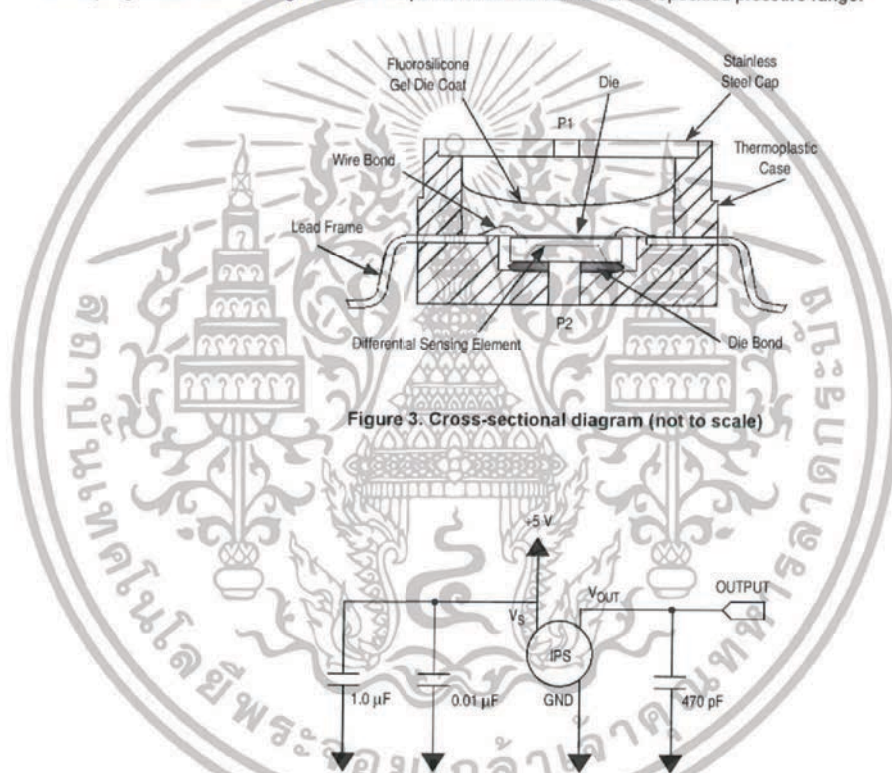


Figure 4. Recommended power supply decoupling and output filtering
(For additional output filtering, please refer to AN1646.)

MPxx5004

6

Sensors
Freescale Semiconductor, Inc.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

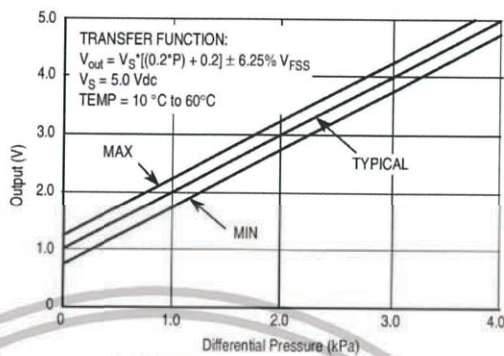


Figure 5. Output vs. pressure differential at $\pm 6.25\% V_{FSS}$ (without autozero, Table 3, note 5)

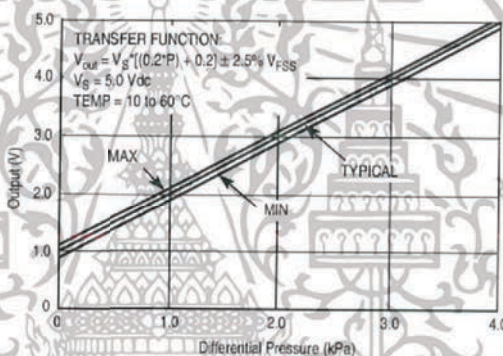


Figure 6. Output vs. pressure differential at $\pm 2.5\% V_{FSS}$ (with autozero, Table 3, note 5)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล นายธีรศักดิ์ ว่องเกษฎา
 วัน เดือน ปีเกิด 22 มีนาคม พ.ศ.2540
 สถานที่เกิด ตรัง
 ที่อยู่ บ้านเลขที่ 33/5 ถนนจริงจิตร ตำบลทับเที่ยง อำเภอ
 เมืองตรัง จังหวัดตรัง รหัสไปรษณีย์ 92000
 โทร 094-857127
 อีเมล Teerasak@gmail.com
 วุฒิกการศึกษา 2557 มัธยมศึกษาปลาย สาขา วิทย-คณิต
 โรงเรียนสภาราชินี จังหวัดตรัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้