เครื่องนวดขาพัฒนาหัวใจ

Enhanced External Counter Pulsation

บัวชมพู ขุนประเสริฐ
Buachompoo Khunprasert

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2560

เครื่องนวดขาพัฒนาหัวใจ

Enhanced External Counter Pulsation

บัวชมพู ขุนประเสริฐ
Buachompoo Khunprasert

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องนวดขากระตุ้นการทำงานของหัวใจ

Enhanced External Counter Pulsation

โดย

บัวชมพู ขุนประเสริฐ

BUACHOMPOO KHUNPRASERT

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2560

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องนวดขาพัฒนาหัวใจ

(Enhanced External Counter Pulsation)

ผู้จัดทำ นางสาวบัวชมพู ขุนประเสริฐ รหัสนักศึกษา 57010700

รายงานฉบับนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องนวดขาพัฒนาหัวใจ
นักศึกษา	นางสาวบัวชมพู ขุนประเสริฐ
รหัสประจำตัว	57010700
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2560
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดในการศึกษาการทำงานของเครื่อง eecp ซึ่งเป็นอุปกรณ์รักษาโรคที่เกี่ยวกับระบบหลอดเลือดตีบตันแบบไม่รุกล้ำร่างกายผู้ป่วย โดยจะใช้โปรแกรม Matlab ในการควบคุมการทำงานของอุปกรณ์โดยตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพื่อที่จะทราบการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจ จึงจำลองใส่อินพุตเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและเขียนคำสั่งลงในโปรแกรม Matlab เพื่อให้ตรวจจับแอมปริจูดของแต่ละช่วงคลื่นเพื่อตรวจสอบจังหวะการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจ จากนั้นจะส่งค่าตำแหน่งของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ไปยังหน้าต่าง โปรแกรมArduino ได้รับมาจะควบคุมการเปิด-ปิดทางลมของโซลินอยด์วาล์ว ที่อยู่ระหว่างอุปกรณ์ปั๊มลมกับผ้าพันขา วิธีการหลังจากโปรแกรม Matlab ส่งค่าตำแหน่งมายัง หน้าต่างArduino Arduino ก็จะตรวจสอบช่วงสัญญาณดังนี้ เมื่อพบ peak R หลังจากพบ peak R จากนั้นจะสั่งให้การไปยังโซลินอยด์วาล์วเพื่อเริ่มปล่อยลมเข้าผ้าพันขาจำนวน 3 อัน จะปล่อยลมทีละช่วงเรียงกันทำให้ลมเข้าไปในผ้าพันขาจนขยายขนาดขึ้นทำให้บีบรัดขาเพื่อนำเลือดกับขึ้นไปให้มากที่สุด จนกระทั่งพบ peak T หรือก่อน peak Q จะทำการปิดโซลินอยด์วาล์วซึ่งจะปล่อยลมออกจากผาพันขาออกหมดทั้ง 3 ช่วงทำให้ผ้าพันขาขยายออกเพื่อเปิดทางให้เลือดวิ่งลงมาได้จนสุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Project Title	Enhanced External Counter Pulsation
Student	Miss. Buachompoo Khunprasert
Student ID	57010700
Degree	Bachelor of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2017
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr. Surapan Airphaipoon

Abstract

This thesis has the idea to learn system of EECP to treatment Vascular system diseaes.By using Matlab program. In the control of the device by detecting peak of the ECG (electrocardiogram) to know the compression and relaxation of the heart. It simulates input as an electrical signal and writes commands to the matlab program to detecting peak of each wave range to determine the contraction and relaxation of the heart. It then sends the position of the ECG to the Serial window .Arduino program obtained to control the wind-opening and closing of the solenoid valve. Between the pump and cuff .After Matlab sends data position to Arduino. Arduino will check the following range when found peak R .After reaching the peak R, then the solenoid valve is started, and the three valves are released. Until peak T is reached make Diastolic Inflation , or before peak Q, the solenoid valve is closed, which will release the wind out of the cuff, make Systolic Deflation.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำปริญญานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องด้วยความอนุเคราะห์และคำแนะนำจากบุคคลหลายท่าน ขอขอบคุณผู้อุปการะทุนสนับสนุนงานวิจัยในครั้งนี้ และข้าพเจ้าขอขอบคุณ รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้ความกรุณาให้คำปรึกษา และคำแนะนำ ตลอดจนแนวทางแก้ไขปัญหาต่างๆ และขอขอบคุณพี่ๆหน่วยงานเครื่องมือแพทย์ โรงพยาบาลชลบุรี ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์ช่วยเหลือในด้านอุปกรณ์การแพทย์ที่จำเป็นต้องใช้ และคณาอาจารย์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง สำหรับคำแนะนำ กำลังใจ การช่วยเหลือและความห่วงใยที่มอบให้เสมอมา ตลอดจนทั้งคณาอาจารย์ และเจ้าหน้าที่ของภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกท่าน ข้าพเจ้าขอขอบคุณที่ได้ช่วยเหลือให้คำปรึกษาตลอดจนแนวทางการทำปริญญานิพนธ์นี้จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าใคร่ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา ตลอดจนญาติพี่น้องบุคคลอันเป็นที่รักทั้งหลายที่ให้การอบรมเลี้ยงดูสั่งสอน ตลอดจนเป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนการศึกษาของข้าพเจ้าให้พบกับความสำเร็จในการศึกษาครั้งนี้

บัวชมพู ขุนประเสริฐ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II
กิตติกรรมประกาศ.....III
สารบัญ.....IV
สารบัญตาราง.....VII
สารบัญรูปภาพ.....VIII

บทที่ 1 บทนำ.....1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....2
1.4 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์.....2
1.5 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์.....2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษาและวิธีการดำเนินงาน.....2
1.7 ประโยชน์ที่ได้รับจากปริญญานิพนธ์.....3

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....4
2.1. เครื่องนวดขากระตุ้นการทำงานของหัวใจ.....4
2.1.1. หลักการทำงาน.....4
2.1.2. ประสิทธิภาพเครื่อง.....5
2.1.3. ข้อดีและข้อจำกัด.....6
2.1.4. การเตรียมตัวก่อนเข้ารักษา.....6
2.1.5. ผู้ที่เหมาะสมต่อการรักษา.....6
2.2. กายวิภาคและสรีรวิทยา.....7
2.2.1. สรีรวิทยาของหัวใจ.....7
2.2.2. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....8
2.2.3. ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ..... 12
2.2.4. ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ.....19
2.2.5. อาการผิดปกติเกี่ยวกับหัวใจ.....22
2.2.6. ระบบหัวใจร่วมหลอดเลือด.....25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.3. ซอฟแวร์ที่ใช้ในการศึกษา....28
2.3.1. โปรแกรม Matlab....28
2.3.2. โปรแกรม Arduino....33
2.4. ฮาร์ดแวร์ที่ใช้ในการศึกษา....34
2.4.1. โซลินอยด์วาล์ว....34
2.4.2. ทรานซิสเตอร์....40
2.4.3. อุปกรณ์ปั๊มลม....42
2.5. ทฤษฎีอื่นๆ....43
2.5.1. ทฤษฎีทางคณิตศาสตร์การประยุกต์อนุพันธ์....43
2.5.2. พลศาสตร์ของไหล....44

บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน....45
3.1. แผนผังการออกแบบวิธีการดำเนินงาน....45
3.1.1. การออกแบบวิธีการดำเนินงานในส่วนของโปรแกรม Matlab....45
3.1.2. การออกแบบวิธีการให้ Arduino รับค่าข้อความจากโปรแกรม Matlab....46
3.1.3. การออกแบบโครงสร้างและระบบระหว่างอุปกรณ์....46
3.2. ขั้นตอนการสร้างโปรแกรมตรวจจับแอมปริจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG....47
3.2.1. พิจารณาลักษณะของกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ....
3.2.2. การทำ Detrend สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ....
3.2.3. การกรองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ fir filter....
3.2.4. การตรวจจับแอมพลิจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ....
3.3. ขั้นตอนการทำงานในโปรแกรม Arduino เพื่อรับค่าจากโปรแกรม Matlab....47
3.3.1. รูปแบบการแสดงผลในโปรแกรม Matlab....
3.4. ขั้นตอนการออกแบบอุปกรณ์....
3.4.1. การออกแบบอุปกรณ์ภายนอกต่างๆ....
3.5. ระยะเวลาการดำเนินงานขั้นตอนการ....58
3.5.1. แผนการดำเนินการเทอม 1....58
3.5.2. แผนการดำเนินการเทอม 2....58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

บทที่ 4 ผลการทดลอง....61

4.1. อุปกรณ์ในการทดสอบ

4.1.1. ชุดอุปกรณ์ air compressor....61

4.1.2. ผ้าพันขา (Cuff) 61

4.1.3. ตรวจจับแอมปริจูดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG....61

4.1.4. Arduino UNO....61

4.1.5. Solinoid valve air....61

4.1.6. อุปกรณ์จ่ายแรงดันไฟ 12 โวลต์....61

4.2. วิธีการทดลอง....61

4.3. ผลการทดลอง....61

4.4. สรุปและวิเคราะห์ผล....64

บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ....66

5.1. สรุปผลการทำปริญญานิพนธ์....66

5.2. ปัญหาและอุปสรรคในการทำงาน....66

5.3. ข้อเสนอแนะ....67

บรรณานุกรม....68

ภาคผนวก....69

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ **หน้า**

2.1 ระยะปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....19
2.2 ชนิดของตัวเลื่อนลิ้นวาล์ว (Spool) 37
2.3 ตารางแสดงสัญลักษณ์ บอกความหมายของการเลื่อนลิ้นวาล์ว (Spool).....38
3.1 ตารางการดำเนินงานเทอม 1.....60
3.2 ตารางการดำเนินงานเทอม 2.....60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก	7
2.2 กายวิภาคของหัวใจ	8
2.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	8
2.4 Bipolar Recording	10
2.5 Unipolar Limb Lead	11
2.6 Unipolar Chest Lead	11
2.7 Einthoven's Triangle	12
2.8 Einthoven Hexaxial System	12
2.9 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ	13
2.10 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน	15
2.11 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง	16
2.12 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ	17
2.13 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ	17
2.14 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง	17
2.15 เมื่อหน้าคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า	17
2.16 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	18
2.17 ระยะและความสูงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของช่วงคลื่นต่าง ๆ	19
2.18 ระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ	22
2.19 โครงสร้างระบบหัวใจร่วมหลอดเลือดในคนปกติ	25
2.20 วงจรการไหลเวียนเลือดภายในร่างกาย	26
2.21 ชนิดของหลอดเลือด	26
2.22 เครื่องหมายการค้าของโปรแกรม MATLAB	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

2.23 อุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO UNO R3.....33

2.24 อุปกรณ์โซลินอยด์วาล์ว (Solenoid Valve) 34

2.25 การเขียนสัญลักษณ์ของวาล์วควบคุมทิศทาง.....35

2.26 การเขียนสัญลักษณ์ช่องทาง port ของวาล์วควบคุมทิศทาง.....35

2.27 การเขียนสัญลักษณ์และช่องทาง port ของวาล์วควบคุมทิศทาง.....36

2.28 สถานะของวาล์วควบคุมทิศทาง.....36

2.29 ทรานซิสเตอร์(Transistor) 40

2.30 ชนิดของทรานซิสเตอร์.....41

2.31 ทิศทางแต่ละชนิดของทรานซิสเตอร์.....41

2.32 Air compressor.....42

2.34 การไหลของของไหลในท่อที่มีขนาดไม่สม่ำเสมอ.....44

3.1 แผนผังการออกแบบการดำเนินงานด้วยโปรแกรม Matlab.....45

3.2 แผนผังการออกแบบการดำเนินงานด้วยโปรแกรมคำสั่ง Arduino.....46

3.3 แผนผังรวมการออกแบบการดำเนินงานอุปกรณ์ต่างๆ.....46

3.4 แสดงช่วงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ECG) และแอมพลิจูด(PEAK) 47

3.5 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลัง การทา detrending.....47

3.6 แสดงการเปรียบเทียบความแตกต่างของการเลือกใช้ค่า order ที่แตกต่างกัน.....48

3.7 แสดงการเลือกใช้ค่า order=3 (ขนาดช่วงเวลา1:5000) 48

3.8 แสดงการเลือกใช้ค่า order=15 (ขนาดช่วงเวลา1:5000) 49

3.9 แสดงการเลือกใช้ค่า order=90 (ขนาดช่วงเวลา1:5000) 49

3.10 แสดงการเลือกใช้ค่า order=500 (ขนาดช่วงเวลา1:5000) 50

3.11 แสดงการกรองสัญญาณ.....50

3.12 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจจับ R-peak.....51

3.13 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจจับ S-peak.....51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

3.14 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจจับ T-peak....52

3.15 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจจับ P-peak....52

3.16 แสดงเลือกเชื่อมต่อการทางานกับ Arduino....53

3.17 แสดงการเลือกไฟล์ข้อมูล ecg....54

3.18 การตรวจจับแอมพลิจูด peak โดยเป็นแบบ real-time....54

3.19 command window จะแสดง ค่าคาสั่งที่ตรวจจับได้ ไปยัง Arduino....55

3.20 ระยะเวลาในการที่ส่งคาสั่งออกไปในแต่ละช่วง peak....55

3.21 Solinoid valve air 3 ทาง 2 สถานะ 12 โวลต์....56

3.22 ข้อต่อ 2 ทาง Solinoid valve air....57

3.23 ข้อต่อ 3 ทาง Solinoid valve air....57

3.24 การต่อปั๊มลม ขนาด 12 โวลต์ และ Solinoid valve air....57

3.25 การต่อ cuff กับ Solinoid valve air 3 ทาง 2 สถานะ 12 โวลต์....58

3.26 power supply....58

3.27 การออกแบบเตียงพับได้....59

3.28 เตียงวางอุปกรณ์....59

3.29 อุปกรณ์ภายนอกโดยรวม....59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

4.1 การเชื่อมต่อกับ port Arduino....61
4.2 เลือกไฟล์ ECG ที่ต้องการ....62
4.3 ECG เคลื่อนที่ตามแกนเวลา พร้อมกับตรวจสอบและแสดงผล....62
4.4 หน้าต่างโปรแกรม Matlab และ Arduino....63
4.5 Solenoid Valve ทำงานตามคำสั่ง....63
4.6 Cuff เปรียบเทียบระหว่าง Diastolic Inflation และ Systolic Deflation....63
4.7 ภาพรวมอุปกรณ์....64
4.8 การใช้คำสั่ง tic toc เพื่อแสดงความเร็วในการอ่านค่าแต่ละช่วง ภาพนี้แสดงช่วง P-R , R-S....64
4.9 การใช้คำสั่ง tic toc เพื่อแสดงความเร็วในการอ่านค่าแต่ละช่วงภาพนี้แสดงช่วง S-T....65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคหัวใจขาดเลือด โดยเฉพาะที่เกิดจากหลอดเลือดหัวใจตีบหรืออุดตัน เป็นภาวะความเจ็บป่วยที่คนไทยเป็นกันมากติดอันดับ 1 ใน 3 วิธีการรักษาโรคนี้โดยทั่วไปมีตั้งแต่การรับประทานยาและการผ่าตัดต่างๆ ซึ่งเป็นการรักษาที่ปลายเหตุเพราะ เมื่อหลอดเลือดอุดตันก็เอาบอลลูนไปขยายหรือไม่ก็ผ่าตัดทำทางเบี่ยงให้เลือดผ่านตำแหน่งที่อุดตันไปได้ เมื่อยังไม่ได้แก้ที่ต้นเหตุร่วมด้วยโรคก็จะกลับมาเป็นได้อีก

ปัจจุบันทางการแพทย์พบว่าปัญหาของโรคหัวใจขาดเลือดนั้น ไม่ใช่มีแค่เฉพาะตำแหน่งที่หลอดเลือดอุดตันที่หัวใจเท่านั้น แต่เป็นปัญหาของหลอดเลือดทั้งร่างกายที่มีภาวะการอักเสบ ดังนั้นหนึ่งในวิธีการรักษาที่ช่วยลดภาวะการอักเสบของหลอดเลือดและช่วยทำให้หัวใจแข็งแรงขึ้น คือ เครื่องนวดขากระตุ้นการทำงานหัวใจ หรือ EECP หลักการคือการเพิ่มปริมาณเลือดไปเลี้ยงหัวใจเพิ่มขึ้น โดยการบีบและคลายตัวของผ้าพันขา(Cuff)ที่รัดรอบขาและสะโพกตามจังหวะการเต้นของหัวใจจะทำให้เลือดกลับเข้าสู่หัวใจได้มากขึ้น กล้ามเนื้อหัวใจจะได้รับเลือดเพิ่มขึ้น ในขณะเดียวกันจะทำให้การบีบตัวของหัวใจมีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้นด้วย เปรียบเทียบกับการวิ่งซึ่งสำหรับการวิ่งกล้ามเนื้อขาจะมีการบีบและคลายตัวเวลาวิ่งเพื่อส่งเลือดกลับสู่หัวใจ แต่สำหรับ EECP ทำหน้าที่บีบเลือดกลับเข้าสู่หัวใจให้แทน เรียกได้ว่าเป็น passive exercise คือการออกกำลังกายแบบไม่ต้องออกแรงซึ่งเหมาะกับผู้ที่มีภาวะโรคหัวใจที่ไม่สามารถออกกำลังกายหนักๆได้ จากการศึกษาทางการแพทย์ในผู้ป่วยที่มีอาการเจ็บหน้าอกจากหัวใจขาดเลือดพบว่า EECP ทำให้ผู้ป่วย 80% ดีขึ้นจากอาการเจ็บหน้าอก ปัจจุบันการรักษาด้วยเครื่อง EECP ไม่ได้จำกัดอยู่แค่โรคหัวใจขาดเลือดเท่านั้น แต่มีการนำมาใช้ในผู้ป่วยหลายประเภทมากขึ้นเช่น โรคหลอดเลือดในสมองตีบ อัมพฤกษ์ อัมพาต พาร์กินสัน เบาหวาน ความดันโลหิตสูง ขากระตุก เป็นต้นการรักษาด้วยเครื่อง EECP นี้ จัดว่าเป็นการกระตุ้นร่างกายให้เกิดการซ่อมแซมตนเองอย่างธรรมชาติ (natural healing) โดยไม่รุกล้ำร่างกายผู้ป่วย (Non-Investive)

ปริญญานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดที่จะใช้โปรแกรม Matlab ในการควบคุมอุปกรณ์โดยจับจังหวะการเต้นของหัวใจสอดคล้องกับการบีบและคลายตัวของผ้าพันขา โดยจำลองใส่อินพุตเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG แล้วทำการเขียนคำสั่งลงในโปรแกรม Matlab เพื่อให้ตรวจจับแอมปริจูดของแต่ละช่วงคลื่นจากนั้นจะส่งค่าที่ได้ไปยังหน้าต่างซีเรียล(Serial)ของ โปรแกรม Arduino ค่าที่ Arduinoได้รับมาจะไปสั่งการอุปกรณ์ควบคุมการเปิด-ปิดทางลม(Solinoid valve air)ที่อยู่ระหว่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์ปั๊มลมกับผ้าพันขา(Cuff) เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องEECP และเพื่อให้ผู้ป่วยที่มีสาเหตุมาจากการอุดตันของหลอดเลือดได้ทราบถึงวิธีการรักษาที่ปลอดภัยและมีอัตราค่าใช้จ่ายไม่สูงเมื่อเทียบกับการผ่าตัด อีกทั้งสามารถนำกระบวนการนี้ไปประยุกต์ในการรักษาอื่นๆได้ในอนาคต

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1) เพื่อศึกษาแนวทางการรักษาโรคหัวใจขาดเลือดโดยไม่รุกล้ำร่างกายผู้ป่วยด้วยกระบวนการทำงานของเครื่องนวดขากระตุ้นการทำงานของหัวใจ EECP(Enhanced External Counter Pulsation)
2) เพื่อศึกษาการตรวจจับแอมปริจูดต่างๆของสัญญาณหัวใจ โดยใช้โปรแกรม Matlab
3) เพื่อศึกษาการรับ-ส่งข้อมูลระหว่างโปรแกรม Matlab กับ Arduino
4) เพื่อศึกษาการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจไปการควบคุมการเปิด-ปิดของอุปกรณ์

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

1) แนวทางการรักษาโดยใช้เครื่องEECP สามารถรักษาโรคหลอดเลือดหัวใจได้ เนื่องจากเป็นการเพิ่มแรงดันเลือดในช่วงส่งเลือดจากร่างกายเข้าสู่หัวใจ diastoric
2) การประยุกต์โปรแกรม Matlab ในการตรวจจับแอมพลิจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สามารถนำมาควบคุมการทำงานของโซลินอยด์วาล์วได้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการศึกษา

ถ้าการไหลเวียนของเลือดทั่วร่างกายดีขึ้น จะเป็นการเพิ่มปริมาณเส้นเลือดฝอยเพิ่มขึ้นทำให้เลือดไปเลี้ยงอวัยวะต่างๆเพิ่มขึ้น โดยเครื่องนวดขากระตุ้นการทำงานของหัวใจ EECP จะทำให้การไหลเวียนของเลือดดีขึ้น เลือดยังกลับเข้าสู่หัวใจได้มากขึ้นขณะที่หัวใจพักเป็นช่วงที่สำคัญที่สุด โดยทั่วไปเลือดไม่สามารถกลับเข้าสู่หัวใจได้ในขณะที่หัวใจหดตัวเพราะขณะที่หัวใจหดตัวแรงดันจะสูงมาก แต่จากการศึกษากลไกการทำงานของเครื่องพบว่า เลือดไหลเวียนกลับเข้าสู่หัวใจได้มากที่สุดเมื่อหัวใจกำลังคลายตัวทำให้หัวใจรับเลือดเข้าไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจได้ดีขึ้น

1.5 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

1) สัญญาณหัวใจที่ใช้เป็นสัญญาณที่ดาวน์โหลดเข้ามา ไม่ใช่สัญญาณที่ต่อจากผู้ป่วยโดยตรง
2) การทดสอบการตรวจจับสัญญาณหัวใจ ในแต่ละแอมปริจูดจะส่งผลให้ผ้าพันขา(Cuff)พอง-หุบ

1.6 ขั้นตอนของการศึกษาและวิธีการดำเนินงาน

1) ศึกษาวิธีการใช้โปรแกรมที่จะนำมาใช้ในการนำเสนอข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) ศึกษาความสัมพันธ์ทางสรีรวิทยาหัวใจและหลอดเลือด
3) กำหนดวัตถุประสงค์และขอบเขตการศึกษาวิจัย
4) ศึกษาอุปกรณ์ปั๊มลมและศึกษาอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถควบคุมทิศทางลมได้
5) ศึกษาและทดลองเชื่อมต่อไมโครคอลโทรลเลอร์ Arduino กับ โปรแกรม Matlab
6) ทำการใช้โปรแกรม Matlab ในการหาช่วงแอมปริจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG
7) ศึกษาและทดลองเขียนคำสั่งลงไมโครคอลโทรลเลอร์ Arduino ให้รับค่าจากหน้าต่างแสดงผล (Serial) แล้วนำค่าที่ได้ไปควบคุมให้รีเลย์แต่ละอันทำงาน จากนั้นทำการส่งข้อมูลค่าแอมปริจูดไปยังหน้าต่างแสดงผลของไมโครคอลโทรลเลอร์ Arduino
8) จัดซื้ออุปกรณ์เช่น ปั๊มลม(Air compresser pump) อุปกรณ์ควบคุมทิศทางลม(Solinoid valve air) ผ้าพันขา(Cuff) ไม้อัดหรืออะคลิลิคใส เป็นต้น
9) ทำการต่ออุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องทั้งหมด จากนั้นทำการตรวจสอบการทำงาน
10) สรุปผลเขียนปริญญานิพนธ์ และนำเสนอผลงาน

1.7 ประโยชน์ที่ได้รับจากปริญญานิพนธ์

3) เพื่อผู้ที่เป็นโรคหัวใจขาดเลือด หรือโรคต่างๆที่เกี่ยวกับหลอดเลือดอุดตัน เป็นต้น แต่ไม่มีกำลังทรัพย์มากพอที่จะทำการผ่าตัดต่างๆ ได้มีความเข้าใจเกี่ยวกับแนวทางการรักษาโดยใช้เครื่อง EECP
4) เพื่อการศึกษาหาแนวทางการประยุกต์โปรแกรม Matlab มาควบคุมการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ เพื่อในอนาคตสามารถนำไปพัฒนาอุปกรณ์และระบบให้มีเสถียรภาพมากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.เครื่องนวดขากระตุ้นการทำงานของหัวใจ

เครื่องกระตุ้นการทำงานของ หัวใจหรือ EECP (Enchanced External Counterpulsation) นั้นประดิษฐ์คิดค้นขึ้น โดยประเทศสหรัฐอเมริกาโดยใส่สายเข้าไปข้างในหลอดเลือด ต่อมามีผู้คิดว่าควรใส่สายเฉพาะภายนอก และใช้รักษาในผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดหัวใจอุดตันแบบเฉียบพลัน แต่ทว่าไม่ได้รับความนิยมมากนัก เนื่องจากเครื่องมือที่ใส่ทางเส้นเลือดได้ผลดีกว่าการรักษาด้วยวิธีนี้ จึงหยุดไปปรากฏว่าผู้ที่นำเครื่องEECP ไปใช้อย่างแพร่หลายและได้ผลดีคือประเทศจีน และเป็นผู้พัฒนาศักยภาพของเครื่องต่อมาประเทศสหรัฐอเมริกาจึงนำเครื่องนี่ กลับมาใช้อีกครั้ง

2.1.1. หลักการทำงาน

เครื่อง EECP ประกอบด้วยถุงลม 3 คู่ที่เป็นmetronical เครื่องอาศัยการบีบและอัดแรงดันเข้าสู่ถุงลมทั้งสามคู่ โดยถุงลมแต่ละคู่จะพันอยู่รอบขาของผู้ป่วย โดยใส่ไว้ที่บริเวณน่อง บริเวณต้นขาส่วนบนและสะโพกการทำงานของเครื่องจะปรับให้เข้ากับจังหวะการเต้น ของหัวใจ เนื่องจากชีพจรของแต่ละคนจะไม่เท่ากัน หลักการทำงานคือถุงลมจะบีบตัวขณะหัวใจพัก ซึ่งการบีบตัวขณะที่หัวใจพักนั้นเป็นช่วงเวลาที่หัวใจรับเลือดเข้าสู่ร่าง กาย ทำให้เลือดที่อยู่บริเวณขากลับเข้าสู่หัวใจได้มากขึ้น และถุงลมคลายตัวเมื่อหัวใจหดตัวเพื่อสูบฉีดเลือดออกไป การที่ถุงลมคลายตัวในช่วงนี้ทำให้แรงต้านทานของการบีบตัวของเลือดออกไปลดลงทันที ทำให้เลือดออกจากหัวใจได้ดีขึ้นส่งผลให้เลือดกลับเข้าสู่หัวใจ และทำให้เลือดสูบฉีดออกจากหัวใจได้อย่างมีประสิทธิภาพ เป็นผลให้การไหลเวียนของเลือดทั่วทั้งร่างกายดีขึ้น การที่ถุงลมหดตัวขณะที่หัวใจพัก จะมีกลไกที่ทำให้เลือดสูบฉีดไปเลี้ยงอวัยวะส่วนต่างๆ ที่ไม่ใช่ขาเพิ่มขึ้นด้วยนั่น คือถึงแม้ว่าจะอยู่ในช่วงที่หัวใจไม่ได้บีบตัวแต่เลือดก็ยังสามารถไปเลี้ยง อวัยวะส่วนอื่นๆ ได้จากการศึกษาพบว่าเลือดที่กลับเข้าสู่อวัยวะต่างๆ เช่นสมอง เส้นเลือดที่ตา เส้นเลือดที่คอ ที่ไตหรือแม้กระทั่งเส้นเลือดที่หัวใจเพิ่มขึ้น กลไกที่สำคัญอีกประการหนึ่งที่นอกจากเครื่อง EECP จะทำให้การไหลเวียนของเลือดดีขึ้นแล้ว เลือดยังสามารถกลับเข้าสู่หัวใจได้มากขึ้น ขณะที่หัวใจพักซึ่งเป็นช่วงที่สำคัญที่สุด โดยทั่วไปเลือดจะไม่สามารถกลับเข้าสู่หัวใจได้ ในขณะที่หัวใจหดตัวเพราะขณะนั้นแรงดันจะสูงมาก แต่จากการศึกษากลไกการทำงานของเครื่องกลับพบว่า เลือดไหลเวียนกลับเข้าสู่หัวใจได้มากที่สุด เมื่อหัวใจกำลังคลายตัวทำให้หัวใจรับเลือดเข้าไปเลี้ยงกล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจได้ดี ขึ้น และนี้ก็คือประสิทธิผลที่ทำให้ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดหัวใจตีบที่รับการรักษา ด้วยวิธีนี้ มีเลือดกลับเข้าสู่หัวใจมากขึ้น และดีขึ้นอาการขาดเลือดก็ลดลง ที่สำคัญคือพบว่าผลในการรักษาระยะยาวผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยวิธีนี้ มีจำนวนเส้นเลือดฝอยที่ไปเลี้ยงหัวใจเพิ่มขึ้นอย่างชัดเจน ทำให้การขาดเลือดของหัวใจดีขึ้น เพราะถึงแม้ว่าเส้นเลือดจะตีบแต่หลอดเลือดฝอยเพิ่มขึ้น เลือดก็ยังสามารถไปเลี้ยงหัวใจได้มากขึ้น ส่วนเหตุที่หลอดเลือดฝอยเพิ่มขึ้นนั้นยังไม่ทราบสาเหตุที่แน่ชัด แต่คาดว่าเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของฮอร์โมนบางชนิด ซึ่งเกิดขึ้นเฉพาะที่หลอดเลือดหัวใจเมื่อได้รับการกระตุ้นก็จะหลั่งออร์โมน เหล่านี้ออกมาเป็นจำนวนมาก หลอดเลือดจึงเปิดออกทำให้เลือดไปเลี้ยงหัวใจได้มากขึ้น กลไกนี้คล้ายกับการรักษาด้วยวิธี stem cell หากแต่การรักษาด้วยเครื่อง EECP ปลอดภัยและควบคุมผลที่เกิดขึ้นง่ายกว่า

2.1.2. ประสิทธิผลของเครื่อง

ระยะเวลาและผลของการรักษาว่าผู้ป่วยต้องเข้ารับการรักษาทุกวัน วันละเพียง 1 ชั่วโมงติดต่อกัน 35 ครั้งผู้ป่วยที่มีอาการแน่นหน้าอกจากโรคหัวใจตีบมีอาการดีขึ้น ในหนึ่งสัปดาห์และถ้าหากมีอาการหัวใจวายจะดีขึ้นภายในสองสัปดาห์ โดยส่วนใหญ่พบว่าถ้าเข้ารับการรักษาครบ 35 ครั้งหรือ 28 ครั้งขึ้นไป ผลที่ได้จากการรักษาด้วยวิธีนี้จะคงประสิทธิผลได้นานประมาณ 2- 3 ปี ซึ่งให้ผลเหมือนกับการออกกำลังกาย ซึ่งปัจจุบันจากการศึกษาพบว่าการออกกำลังกายที่เหมาะสม และอยู่ในการดูแลของแพทย์เฉพาะทาง เกี่ยวกับการออกกำลังกายในผู้ป่วยโรคหัวใจพบว่าทำให้อาการดีขึ้น และชีวิตของผู้ป่วยยืนยาวขึ้น ซึ่งผลของการใช้เครื่อง EECP (Enchanced External Counterpulsation) เหมือนกับการออกกำลังกาย แต่ผลจากการออกกำลังกายจะสั้นในระยะเวลาเพียง 6 เดือน แต่อย่างไรก็ตามผู้ป่วยที่มีอาการหัวใจวายมาก ไม่สามารถออกกำลังกายได้เครื่อง EECP (Enchanced External Counterpulsation) นี้ก็จะช่วยเป็นจุดเริ่มต้นเมื่อรักษาด้วยเครื่องนี้ไปสักพักก็สามารถออกกำลังกายเองได้ ผลที่ได้จากการออกกำลังกายนั้น ทำให้อาการดีขึ้นชีวิตยืนยาวขึ้น ซึ่งการรักษาด้วยเครื่อง EECP (Enchanced External Counterpulsation)อาการดีขึ้นมากกว่าการออกกำลังกาย และเร็วกว่าผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยวิธีนี้ประมาณ 80 % อาการดีขึ้นเป็นนี่คือข้อมูลจากต่างประเทศในสหรัฐอเมริการเครื่องมือชนิดนี้ ได้รับการยอมรับแล้วและทาง medicare ในอเมริกาสามารถให้เบิกค่ารักษาได้นั่น เป็นการรับรองว่าการรักษาต้องได้ผลดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3. ข้อดีและข้อจำกัด

ศ.นพ. เกียรติชัย กล่าวถึงข้อดีและข้อจำกัดในการรักษาด้วยวิธีนี้ว่า ข้อดีของการรักษาคือไม่ต้องผ่าตัดไม่ต้องเสี่ยงต่อภาวะแทรกซ้อน หรือผลข้างเคียงหลังการผ่าตัด ซึ่งเหมาะเป็นอย่างยิ่งสำหรับผู้ป่วยสูงอายุผู้ป่วยที่มีโรคประจำตัวอื่นๆ เช่น ไตวาย ความดันโลหิตสูง ก็สามารถเข้ารับการรักษาได้ และที่สำคัญหลังการรักษาสามารถกลับบ้านได้ ไม่ต้องนอนพักฟื้นที่โรงพยาบาล เนื่องจากเป็นการรักษาแบบ non-invasive ส่วนข้อจำกัดในการรักษาด้วยวิธีนี้คือ ในกรณีที่ผู้ป่วยมีเส้นเลือดที่ขาตีบอย่างรุนแรง ก็ไม่สามารถทำได้ เพราะจะทำให้เลือดไปเลี้ยงส่วนขาน้อยลง หรือในกรณีที่มีแผลหรือเนื้องอกขนาดใหญ่ที่ขาก็ไม่สามารถใช้เครื่องนี้ได้ เช่นกัน

2.1.4. การเตรียมตัวก่อนเข้ารักษา

เนื่องจากการทำงานของเครื่อง ต้องอาศัยการบีบและอัดแรงดันเข้าสู่ถุงลม อาจทำให้ผู้ป่วยไม่สบายตัวได้ ดังนั้นก่อนที่ผู้ป่วยจะเข้ารับการรักษาต้องควรรับประทานอาหารอ่อน ๆ และควรปฏิบัติภาระกิจส่วนตัวให้เรียบร้อย เพราะต้องนอนบนเตียงเป็นเวลาหนึ่งชั่วโมง สำหรับค่ารักษาด้วย
เครื่อง EECP (Enchanced External Counterpulsation) นั้น ศ.นพ.เกียรติชัย กล่าวว่าการรักษาด้วยวิธีนี้เมื่อเปรียบเทียบกับการรักษาด้วยการขยายหลอดเลือดด้วยบอลลูนหรือขดลวดแล้ว นับว่าราคาถูกกว่ามากนักคือราคาประมาณ 80,000บาท ต่อการรักษา 35 ครั้ง

2.1.5. ผู้ที่เหมาะสมต่อการรักษา

ผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วย เครื่องนี้ ส่วนมากคือผู้ป่วยโรคเส้นเลือดหัวใจตีบ โดยทั่วไปเหมาะกับผู้ป่วยในรายที่ผ่าตัดรักษาแล้วอาการยังไม่ดีขึ้น หรือผู้ที่ผ่านการทำบอลลูนแล้วไม่ดีขึ้นหรือในรายที่ได้รับการรักษาทุกวิธี ผู้ป่วยที่เหมาะต่อการรักษาด้วยเครื่อง EECP เช่นกัน คือผู้ป่วยโรคหัวใจวายมีข้อมูลออกมารับรองมากขึ้น ว่าสามารถรักษาได้ดีเช่นกัน และเหมาะกับผู้ป่วยที่มีอาการมากพอสมควร แต่ยังไม่ต้องทำบอลลูนหรือผ่าตัดก็สามารถที่จะเข้ารับการรักษาแบบนี้ได้

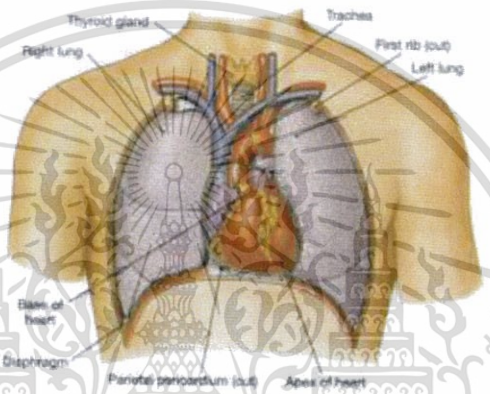
คำแนะนำสำหรับผู้ที่มีอาการเจ็บหน้าอกขณะออกกำลังกาย หรือเหนื่อยง่าย หรือกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด และผู้ที่มีอาการที่บ่งชี้ว่าอาจเป็นโรคเกี่ยวกับหลอดเลือดหัวใจ ควรปรึกษาแพทย์เฉพาะทางอย่างเร่งด่วนเพื่อป้องกันการสูญเสียที่อาจตามมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.กายวิภาคและสรีรวิทยาของหัวใจ

2.2.1. สรีรวิทยาของหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยกล้ามเนื้อรูปโคนขนาดโตเท่ากำปั้น ยาวประมาณ 12 เซนติเมตร กว้างสูงสุด 9 เซนติเมตร หนาประมาณ 6 เซนติเมตร หนักประมาณ 350 กรัม อยู่ภายในช่องเยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardial Cavity) ด้านหลังกระดูกอก (Sternum) ส่วนยอด (Apex) อยู่ด้านล่างค่อนไปทางซ้ายของหน้าอกในระดับกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 5 - 6 ส่วนฐาน (Base) อยู่ด้านในค่อนไปทางขวาในระดับกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 2 ขอบล่างติดกับกระบังลมต่ำจากรอยต่อระหว่างกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 6 และกระดูกอกทางด้านขวา ในภาพที่ 2.1 แสดงตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก



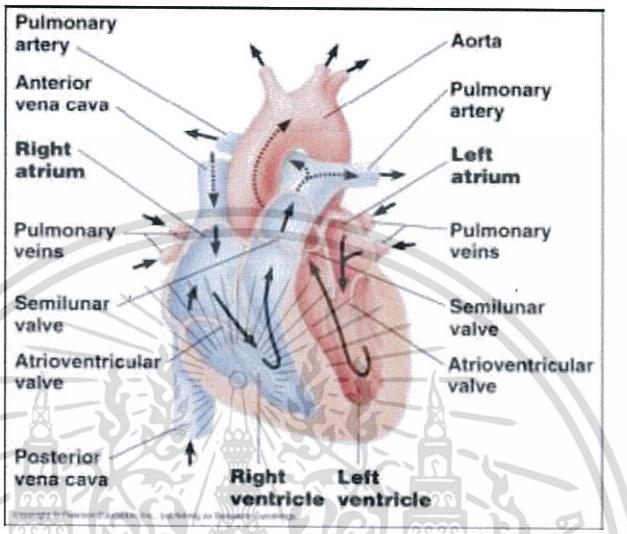
รูปภาพที่ 2.1 ตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก

หัวใจเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยปกติหัวใจจะสูบฉีดเลือด 5.5 ลิตรต่อนาที แต่ในขณะที่ออกกำลังกายจะสูบฉีดได้ถึง 35 ลิตรต่อนาที จะเห็นได้ว่าหัวใจจะต้องมีแรงดันสูงมาก เพื่อจะสูบฉีดเลือดไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย หัวใจมีทั้งหมด 4 ห้อง โดยหัวใจห้องบน 2 ห้อง (Right and Left Atrium) ห้องบนขวารับเลือดจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายส่วนห้องบนซ้ายรับเลือดจากปอด และหัวใจห้องล่าง 2 ห้อง (Right and Left Ventricles) ห้องล่างขวารับเลือดจากห้องบนขวาไปฟอกที่ปอด ส่วนห้องล่างซ้ายรับเลือดจากห้องบนซ้ายไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

ในภาพที่ 2.2 แสดงกายวิภาคของหัวใจ โดยเยื้อหุ้มหัวใจ ประกอบด้วยเนื้อเยื้อ 3 ชั้น ได้แก่ เยื่อหุ้มหัวใจชั้นนอก (Pericardium) เยื่อหุ้มหัวใจชั้นกลาง (Myocardium) เยื่อหุ้มหัวใจชั้นใน (Endocardium) ส่วนลิ้นหัวใจมีด้วยกันทั้งหมด 4 ลิ้น ประกอบไปด้วย ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง (Atrioventricular Valve : AV Valve) 2 ลิ้น คือ ลิ้นที่กั้นระหว่างห้องบนขวาและหัวใจห้องล่างขวาเรียกว่า “ลิ้นไตรคัสปิค” (Tricuspid Valve) ส่วนลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องล่างซ้ายเรียกว่า “ลิ้นไบคัสปิคหรือไมตรัล”

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

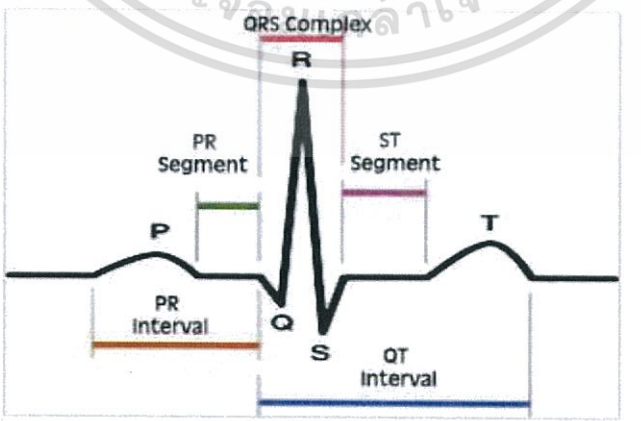
(Bicuspid or Mitral Valve) ส่วนอีก 2 ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างกับหลอดเลือดใหญ่เรียกว่า “ลิ้นเซมิลูนาร์” (Semilunar Valve) ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างขวากับหลอดเลือดแดงของปอดเรียกว่า “ลิ้นพัลโมนารี่” (Pulmonary Valve) และลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายหลอดเลือดแดงใหญ่เออร์ตาร์เรียกว่า “ลิ้นเออร์ติค” (Aortic Valve)



รูปภาพที่ 2.2 กายวิภาคของหัวใจ

2.2.2. คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบไปด้วยคลื่น P (P wave) กลุ่มคลื่น QRS (QRS Complex) คลื่น T (T Wave) และคลื่น U (U Wave) ดังแสดงในภาพที่ 2.11 ซึ่งแสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแต่ละส่วนสามารถอธิบายได้ดังนี้



รูปภาพที่ 2.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- คลื่น P

คลื่น P แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา (Depolarization of The Right and Left Atria) ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนมีการบีบตัว โดยปกติแล้วคลื่น P จะหัวตั้งเว้นแต่คลื่น aVR ที่คลื่น P จะหัวกลับและคลื่น P จะมีขนาดใหญ่ที่สุดเมื่อใช้ขั้วไฟฟ้า Lead II วัด (ดูภาพที่ 2.12)

- กลุ่มคลื่น QRS

กลุ่มคลื่น QRS แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างซ้าย และหัวใจห้องล่างขวา (Right and Left Ventricular Depolarization) ทำให้กล้ามเนื้อบีบตัวส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ภายในร่างกาย จุดที่เกิดการหักเหไปทางลง จุดแรกเรียกว่าคลื่น Q จุดที่หักเหขึ้นเรียกว่า “คลื่น R” และจุดหักเหซึ่งตามหลังคลื่น R เรียกว่าคลื่น S ในกรณีที่ไม่มีคลื่น R ให้เรียกว่า “QS Complex” และในกรณีที่มีคลื่น R ตามหลังคลื่น S นั้น ให้เรียกว่า “คลื่น R’” ถ้านำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวา และแขนซ้าย (Lead II) จะได้สัญญาณ R ที่ใหญ่ที่สุดเนื่องจากผลรวมศักย์ไฟฟ้าของเซลล์มีจำนวนมาก สำหรับคลื่น Q ซึ่งมักพบใน Lead I, aVL, aVF, V4, V5, V6, นั้นเกิดจากการกระตุ้น Ventricular Septum

- คลื่น T

คลื่น T แสดงการรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างและมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น Rโดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งค่อนข้างสมมาตร โดยที่ด้าน Ascending จะชันน้อยกว่าด้าน Descending เล็กน้อย ในกรณีที่ใช้ Lead I, II, V3-V6 วัด และได้คลื่น T หัวกลับในกรณีการวัดโดยใช้ Lead aVR หรือคลื่น T หัวตั้งหรือหัวกลับในกรณี Lead อื่น ๆ

- คลื่น U

คลื่น U มีจุดกำเนิดไม่แน่ชัดแต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาไรเซชันของเส้นใย Purkinje ก็ได้ มักเกิดกับ Lead V4-V5 คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV

2.1.4 <u>การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ</u>

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมี 2 ลักษณะด้วยกัน คือ Bipolar Recording และ Unipolar Recording รายละเอียดของการวัดทั้งสองลักษณะ สามารถอธิบายได้ดังนี้

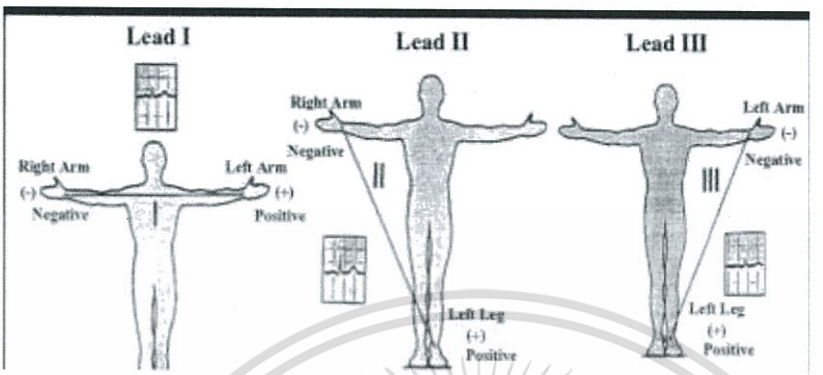
- Bipolar Recording

Bipolar Recording เรียกว่า Bipolar Limb Lead หรือ Standard Limb Lead โดยอาศัยกฎสามเหลี่ยมของไอน์โธเฟน (Einthoven Triangle) มีชื่อเรียกว่า “ไอน์โธเฟน-ลีด” (Einthoven Lead) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยการติดขั้วบันทึกซึ่งเป็น Active หรือ Exploring Electrode 2 ขั้วบนแขนหรือขาที่ต้องการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งประกอบด้วย Lead I, Lead II และ Lead III โดยมีขั้วบันทึกในตำแหน่งต่าง ๆ ดังภาพที่ 2.12 โดยที่
Lead I เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ ระหว่างแขนขวากับแขนซ้ายโดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่แขนซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Lead II เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ ระหว่างแขนขวากับขาซ้ายโดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย

Lead III เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ ระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้ายโดยมีขั้วลบอยู่แขนซ้ายและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย



รูปภาพที่ 2.4 Bipolar Recording

- Unipolar Recording

Unipolar Recording เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยขั้วบันทึกซึ่งเป็น Active หรือ Exploring Electrode (ขั้วบวก) วางลงบนบริเวณที่ต้องการบันทึก ส่วนอีกขั้วหนึ่ง (ขั้วลบ) ต่อกับ Indifference Electrode คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้เรียกว่า "Unipolar Lead" ซึ่งประกอบด้วย 3 Unipolar Limb Lead และ 6 Unipolar Chest Lead ซึ่งมีตำแหน่งบันทึกต่าง ๆ ดังนี้

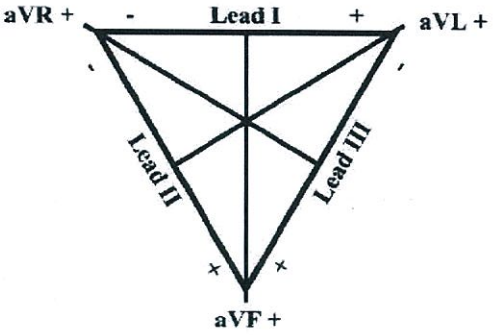
1) Unipolar Limb Lead มี 3 Lead ดังแสดงในภาพที่ 2.13 คือ

ก) aVR (Augment Voltage Right) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนขวาโดยวาง Exploring Electrode บริเวณแขนขวาส่วน Indifference Electrode ต่อกับแขนซ้ายและขาซ้าย

ข) aVL (Augment Voltage Left) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนซ้ายโดยวาง Exploring Electrode บริเวณแขนซ้าย ส่วน Indifference Electrode ต่อกับแขนขวาและขาซ้าย

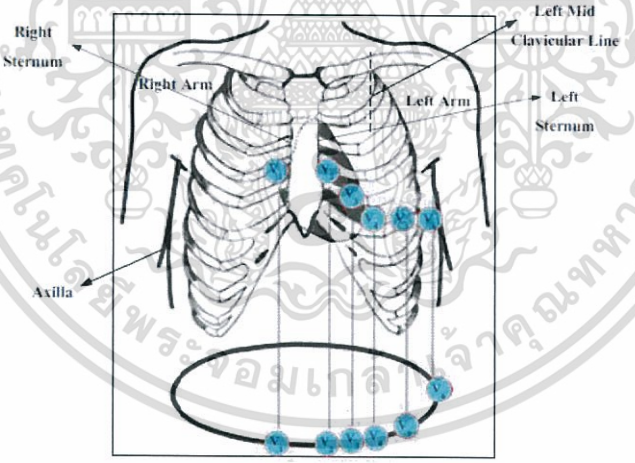
ค) aVF (Augment Voltage Foot) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณขาซ้ายโดนวาง Exploring Electrode บริเวณขาซ้าย ส่วน Indifference Electrode ต่อกับแขนขวาและแขนซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพที่ 2.5 Unipolar Limb Lead

2) Unipolar Chest Lead เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจในส่วนต่าง ๆ ในแนวตัดขวาง (Horizontal Plane) ในระดับใจกลางหัวใจซึ่งอยู่ประมาณระดับ AV Node โดยต่อขั้วลบเข้ากับ Neutral Reference Lead ซึ่งเกิดจากการต่อ Limb Lead ทั้ง 3 Lead เข้าด้วยกัน ส่วนขั้วบวกหรือ Exploring Electrode จะติดกับบริเวณต่าง ๆ บนผนังทรวงอก ซึ่งสามารถบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจในส่วนต่างๆ ได้ Unipolar Chest Lead มี 6 Lead ดังแสดงในภาพที่ 2.14



รูปภาพที่ 2.6 Unipolar Chest Lead

V1 บริเวณ Intercostal Space ที่ 4 ติดขอบ Sternum ด้านขวา

V2 บริเวณ Intercostal Space ที่ 4 ติดขอบ Sternum ด้านซ้าย

V3 บริเวณกึ่งกลางระหว่าง V2 กับ V4

V4 บริเวณ Intercostal Space ที่ 5 ติดกับ Left Mid Clavicular Line

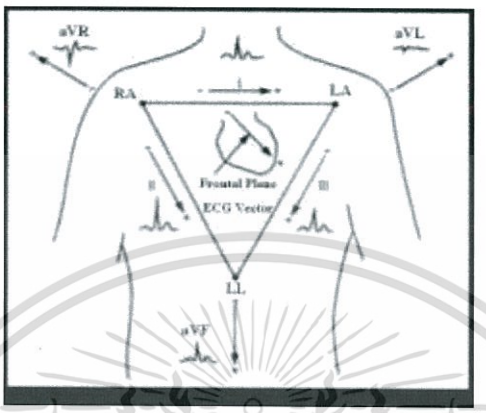
V5 บริเวณ Left Anterior Axillary Line ระดับเดียวกับ V4

V6 บริเวณ Left Mid Axillary Line ระดับเดียวกับ V4

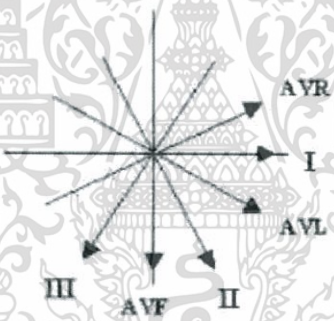
ใน Standard Limb Lead เป็นการบันทึกในแนว Forntal Plance สามารถนำทิศทางและแนวแรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของ Lead I, Lead II, และ Lead III มาเขียนเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่าเรียกว่า “Einthoven’s Triangle” ดังภาพที่ 2.15 ซึ่งตาม Einthoven’s Law ขนาดของแนวแรงใน Lead II จะเท่ากับ Lead I + Lead III และแนวแรงของ Standrad Limb Lead ทั้งหมดสามารถนำมาเขียนเป็น Hexaxial System ได้ ซึ่งเรียกว่า “Einthoven Hexaxial System” ดังภาพที่ 2.16 ซึ่งมีประโยชน์ในการหาแกนไฟฟ้าของหัวใจ (Mean Electrical Axis)



รูปภาพที่ 2.7 Einthoven’s Triangle



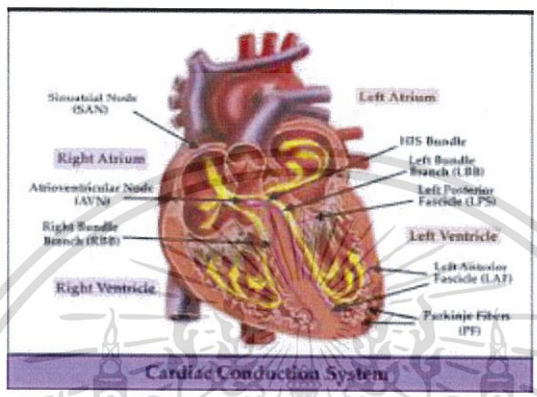
รูปภาพที่ 2.8 Einthoven Hexaxial System

2.2.3. ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีความสำคัญของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กมีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายในหัวใจ ซึ่งเซลล์พิเศษดังกล่าวสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแพร่กระจายไปทั่วหัวใจเกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการทางไฟฟ้านี้จะกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจเกิดการหดและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ได้รับการกระตุ้น ทำให้หัวใจสามารถคลายตัวรับโลหิตและหดตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ทั่วร่างกายได้ โดยที่เลือดจะไหลเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) จากนั้นเลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะเข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ผ่านลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) โดยที่ลิ้นไตรคัสปิด จะปิดเพื่อไม่ให้เลือดไหลย้อนกลับเข้าสู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจห้องบนขวา แล้วหัวใจห้องล่างขวาจะสูบฉีดเลือดไปที่ปอดเพื่อเพิ่มออกซิเจน พร้อมกำจัดคาร์บอนไดออกไซด์ในเม็ดเลือดแดงที่สะสมตัวขณะไหลเวียนในร่างกาย ออกไป จากนั้นเลือดที่มีออกซิเจนสูงจะเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrium) ผ่าน ลิ้นไมตรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) จากนั้นหัวใจ ห้องล่างซ้ายจะบีบตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่ เออร์ตา (Aorta Artery) โดยที่ลิ้นเออร์ตา (Aortic Valve) จะปิดลงเพื่อป้องกันเลือดไหล ย้อนกลับเข้าสู่หัวใจ



รูปภาพที่ 2.9 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ

รูปภาพที่ 2.3 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ
เซลล์ที่เกี่ยวข้องกับหัวใจแบ่งออกได้ 3 ประเภท ตามคุณสมบัติทางสรีระวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) ซึ่งแสดงได้ดังภาพที่ 2.3 โดยมีรายละเอียดดังนี้

- เซลล์เพซเมเกอร์

เซลล์เพซเมเกอร์ (Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นหัวใจ โดยเป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อันได้แก่ Sino-atrial Node และ Atrio-ventricular Node โดยที่ Sino-atrial Node (SA Node/Sinus Node/SAN) เป็นจุดเริ่มต้นระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้ามีตำแหน่งอยู่ตรงที่ด้านขวาของรู Superior Venacava เปิดเข้าในเส้นเลือดเอเตรียมขวา เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทกึ่งเซลล์กล้ามเนื้อ ตั้งอยู่ตรงส่วนบนด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เซลล์ดังกล่าว ทำหน้าที่เป็นตัวกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60 – 100 ครั้งต่อนาที ซึ่งเร็วกว่า จุดอื่น ๆ ของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที, AV Node และ Bundle of HIS 20 - 40 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะการทำงานของหัวใจจะขึ้นอยู่กับจุดที่กำเนิดสัญญาณได้เร็วที่สุด

Atrio - Ventricular Node (AV Node/AVN) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะเหมือนเซลล์ประสาทผสมกับเซลล์กล้ามเนื้อซึ่งอยู่ปลายบนของผนังกั้นหัวใจห้องล่างค่อนลงมาทางหัวใจห้องบนขวา ใกล้ผนังกั้นระหว่างเอเตรียมทั้งสองข้าง ตรงบริเวณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เหนือลิ้นหัวใจ Tricuspid Valve และอยู่ด้านหน้าแต่ต่ำกว่าช่องเปิดของ Coronary Sinus

- เซลล์พิเศษ

เซลล์พิเศษ ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้แพร่กระจายไปทั่วหัวใจ อันได้แก่ Internodal Atrial Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน จากปม SA Node ไป AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อพิจารณาลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของหัวใจห้องบนแล้วจะพบว่า Internodal Pathway มีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ส่วนดังนี้

1) Antherior Internodal Track (Bachmann's Bundle) เริ่มจากจุด SA Node แล้วไปตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งออกเป็น 2 ทาง คือ ทางหนึ่งอ้อมมาจากทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกลงตรงผนังกั้นหัวใจห้องบนทั้ง 2 ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

2) Middle Internodal Track (Wenckebach) เริ่มจากทางด้านหลัง SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือด Superior Venacava ลงมาสู่ผนังกั้นหัวใจห้องบน ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

3) Posterior Internodal Track (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังหัวใจห้องบนขวาลงมาสู่ AV Node

Bundle of His เป็นส่วนที่ต่อออกมาจาก AV Node โดยตรงยาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ทางด้านขวาของผนังกั้นระหว่างหัวใจส่วนเอเตรียม (Atrium) ทั้ง 2 ข้างและอยู่บนผนังกั้นระหว่างหัวใจส่วนเวนตริเคิล (Ventricle) ทั้ง 2 ข้าง Bundle Branch จะแยกเป็น 2 แขนงคือ Right Bundle Branch และ Left Bundle Branch

1) Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกั้นหัวใจห้องล่างค่อนลงมาทางด้านขวา โดยแทรกตัวเข้าไปอยู่ในเยื่อบุหัวใจ

2) Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกั้นหัวใจห้องล่างค่อนมาทางซ้ายและแยกออกเป็น 2 แขนง ได้แก่ แขนงด้านหน้าและแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

Purkinje System เป็นส่วนปลายสุดของระบบเหนี่ยวนำด้วยไฟฟ้า ซึ่งอยู่ใต้เยื่อบุหัวใจ (Endocardium) ลงไปแล้วแผ่กระจายไปทั่วเวนทริเคิลขวาและซ้าย

- เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้น ส่วนผนังหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนั้นมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกและภายในเซลล์ต่างกัน คือ ความเข้มไอออนบวกของโซเดียม (Na+) และความเข้มไอออนบวกของโปรแตสเซียม (K+) ที่ต่างกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

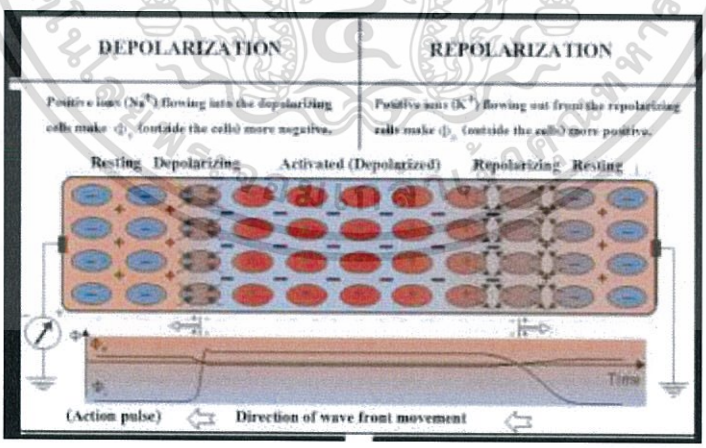
กระบวนการรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) และดีโพลาไรเซชัน (Depolarization) ที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยการเปลี่ยนที่สำคัญ 3 ระยะ คือ

ระยะโพลาไรเซชัน (Polarization) หรือระยะพัก (Resting) คือ ระยะก่อนถูกกระตุ้น

ระยะดีโพลาไรเซชัน คือ ระยะที่เซลล์ถูกกระตุ้น เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้น Na+ จากภายนอกเซลล์ จะเคลื่อนที่เข้าไปในเซลล์ ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าภายในเซลล์เป็นบวก ภายนอกเซลล์กลายเป็นลบ เกิดสนามไฟฟ้าขึ้นบริเวณดีโพลาไรกับโพลาไร

ระยะรีโพลาไรเซชัน คือ ระยะที่มีการเปลี่ยนแปลงเพื่อที่จะกลับเข้าสู่ระยะพักเช่นเดิม โดยไอออนเคลื่อนที่อย่างช้า ข้ามผ่าน Membrane เพื่อทำให้เซลล์กลับเข้าภาวะโพลาไร จุดเริ่มต้นของรีโพลาไรเริ่มต้นที่ไอออนลบของโปรแตสเซียม K- เคลื่อนที่ออกจากกล้ามเนื้อหัวใจและสิ้นสุดเมื่อ Na+ และ K- เคลื่อนที่กลับเข้าสู่ตำแหน่งเดิมในสภาวะโพลาไร

ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจขณะพักตัว (Φ_O) อยู่ที่ระดับ -85 mV ถึง -95 mV ในขณะที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เส้นใยพิเศษสำหรับนำศักย์ไฟฟ้าขณะพักตัว (Φ_O) อยู่ที่ระดับ 90 mV ถึง -100 mV เมื่อเซลล์เกิดการกระตุ้น (Depolarize) แล้วศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะเกิดการ Overshoot ออกมาเป็นศักย์กระตุ้น (Action Potential) ถึงระดับ +20 mV ซึ่งแสดงกระบวนการ ดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันในภาพที่ 2.4 แสดงการแลกประจุโซเดียมและโปรแตสเซียม โดยกระบวนการดีโพลาไรเซชันไอออนบวก (Na+) ซึ่งไหลเข้าไปในเซลล์การดีโพลาไรซิงค์ (Depolarizing) ทำให้ Φ_O (ภายนอกเซลล์) เป็นลบมากกว่าและกระบวนการรีโพลาไรเซชันไอออนบวก (K+) ซึ่งไหลออกนอกเซลล์การรีโพลาไรซิงค์ (Repolarizing) ทำให้ (Φ_O) (ภายนอกเซลล์) เป็นบวกมากกว่า



รูปภาพที่ 2.10 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันซึ่งแสดงการแลกประจุโซเดียมและโปรแตสเซียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากภาพที่ 2.10 แสดงกระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันซึ่งแสดงการแลกประจุโซเดียมและโปรแตสเซียมโดยได้แสดงให้เห็นเส้นทางการนำไฟฟ้าและการใช้ขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว วัดการนำไฟฟ้าวางตรงข้ามกัน ซึ่งแบ่งได้ 5 กรณีตามชนิดของคลื่น ขั้วไฟฟ้าและกรณีที่หน้าคลื่นไม่ไปตามทิศทางเดียวกันกับขั้วไฟฟ้า ได้ดังนี้

กรณีที่ 1 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง ดังแสดงในภาพที่ 2.5

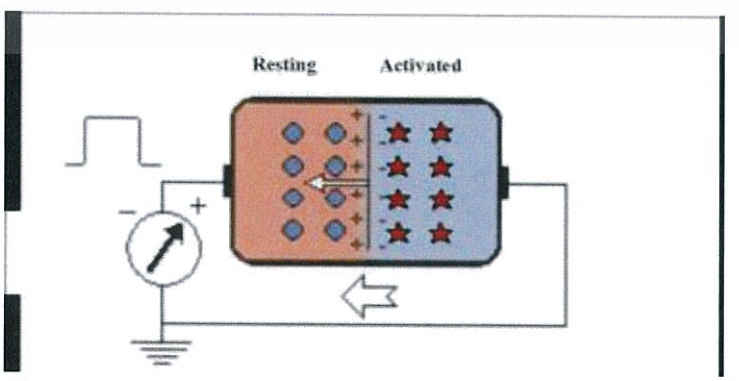
กรณีที่ 2 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ ดังแสดงในภาพที่ 2.6

กรณีที่ 3 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ ดังแสดงในภาพที่ 2.7

กรณีที่ 4 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง ดังแสดงในภาพที่ 2.8

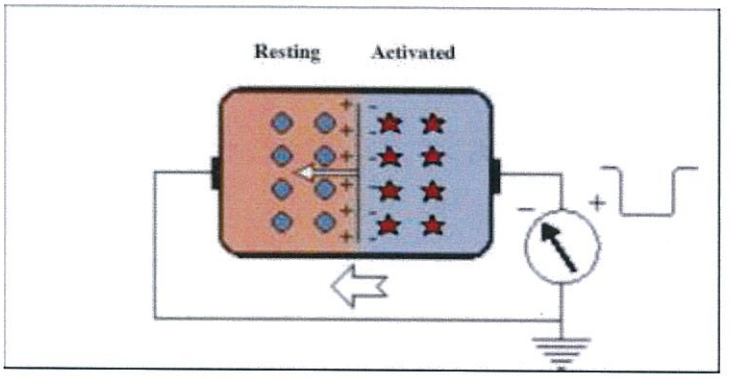
กรณีที่ 5 เมื่อหน้าคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะแปรผันตามความเร็วในทิศทางของขั้วไฟฟ้า ซึ่งดังแสดงในภาพที่ 2.9

ศักย์กระตุ้นนั้น เกิดจากความเข้มข้นที่แตกต่างกันของไอออนภายในและภายนอกเซลล์ เช่น โซเดียมไอออน (Na+) และโปรแตสเซียมไอออน (K+) ตามปกติแล้ว ภายในเซลล์หัวใจ โซเดียมไอออนจะมีความเข้มต่ำเมื่อเทียบกับโปรแตสเซียมไอออนที่มีความเข้มสูงกว่า แต่ภายนอกเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ โซเดียมไอออนจะมีความเข้มสูงเมื่อเทียบกับโปรแตสเซียมไอออนที่มีความเข้มข้นต่ำกว่า ไอออนเหล่านี้มีการซึมผ่านเข้าออกจากเซลล์เป็นระยะ ๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองการกระตุ้นโดยการเปิดให้โซเดียมไอออนจากภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว จากนั้นศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อย ๆ ลดลง เพราะโปรแตสเซียมไอออนซึมออกจากเซลล์ ตามด้วยการที่เซลล์ขับโซเดียมไอออนออกไปในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองการกระตุ้นได้อีก ปรากฏการณ์เหล่านี้เกิดขึ้นซ้ำเป็นจังหวะต่อเนื่อง ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่นที่สามารถบันทึกได้ เรียกว่า “คลื่นไฟฟ้าหัวใจ” (Electrocardiogram) โดยที่การเกิดคลื่น P จะแสดงในภาพที่ 2.10 (ก) ส่วนการเกิดคลื่นสัญญาณ QRS จะแสดงในภาพที่ 2.10 (ข) การสิ้นสุดคลื่น QRS จะแสดงให้เห็นในภาพที่ 2.10 (ค) และการเกิดคลื่น T จะแสดงให้เห็นในภาพที่ 2.10 (ง)

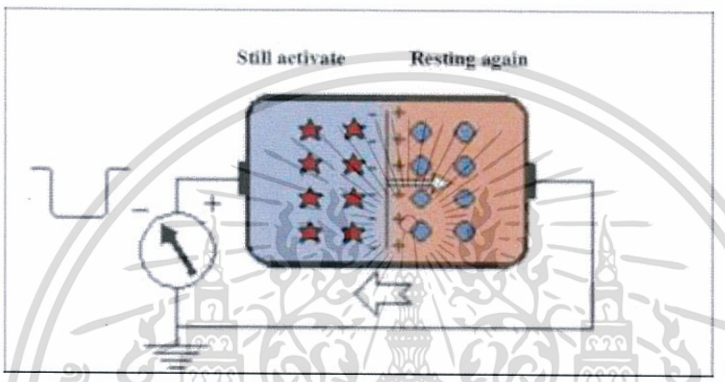


รูปภาพที่ 2.11 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง

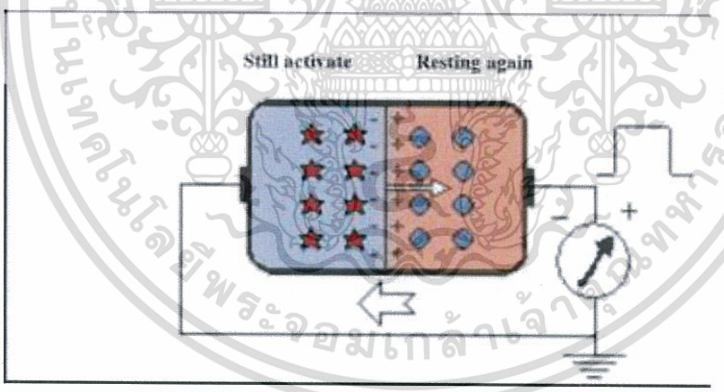
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



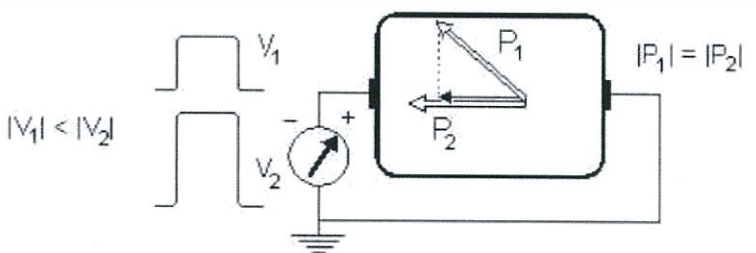
รูปภาพที่ 2.12 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ



รูปภาพที่ 2.13 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ



รูปภาพที่ 2.14 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง



รูปภาพที่ 2.15 เมื่อหน้าคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะแปรผันตามความเร็วในทิศทางของขั้วไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

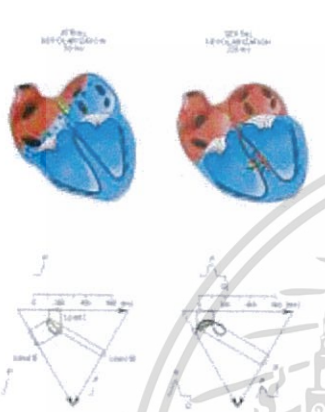
หมายเหตุ

= เซลล์ถูกกระตุ้น (ดีโพลาไร)

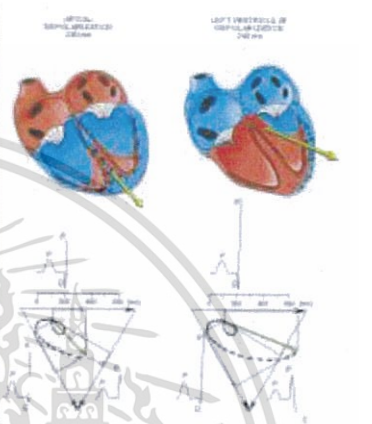
= เซลล์ระยะพักตัว (รีโพลาไร)

= ทิศทางของดีโพลาไรเซชันหรือหน้าคลื่นของรีโพลาไรเซชัน

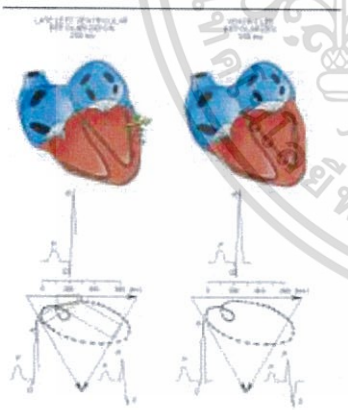
= ขั้วของชั้นคู่และไดโพล



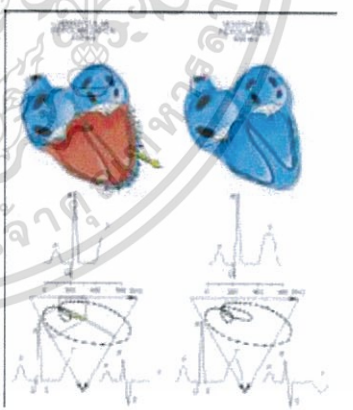
(ก) การเกิดคลื่น P โดยดีโพลาไรเซชันที่ Atrial และ Septral



(ข) การเกิดคลื่น Q และการเริ่มต้นคลื่นที่ R โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Atrialและ Left Ventricle



(ค) การสิ้นสุดคลื่น QRS โดยการดีโพลา - ไรเซชันที่ Left Ventricle



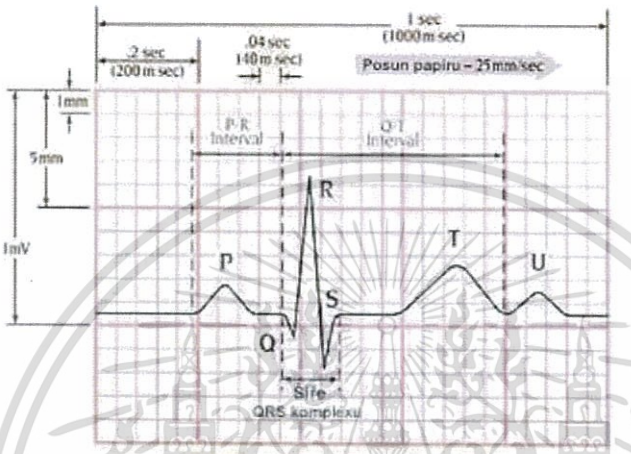
(ง) การเกิดคลื่น T โดยการรีโพลาไร - เซชัน ที่ Left Ventricle

รูปภาพที่ 2.16 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.4. ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ

แพทย์ผู้เชี่ยวชาญมักนิยมวิเคราะห์ โดยการวัดความกว้างของคลื่น ขนาดช่วงคลื่น และระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในภาพที่ 2.17 เพื่อเป็นตัวแปรร่วมในการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ โดยระยะปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถสรุปได้ดังในตารางที่ 2.1



รูปภาพที่ 2.17 ระยะและความสูงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของช่วงคลื่นต่าง ๆ

ตารางที่ 2.1 ระยะปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ระยะปกติ
P Wave Interval	0.06 วินาที ถึง 0.11-0.12 วินาที และหัวตั้งในกรณี V4,V5,V6
P Wave Amplitude	น้อยกว่า 0.25 mV
PR Interval	0.12-0.20 วินาที
QRS Interval	0.06-0.10 วินาที
Q Wave Amplitude	ไม่เกิน 0.1 mV หรือ ไม่เกิน 1/4 ของความสูงคลื่น R
Q Wave Interval	ไม่เกิน 0.04 วินาที
Q Wave Amplitude	น้อยกว่า 1/4 ของคลื่น R (นับจาก Isoelectric Level) หรือ 0.2 mV ≈

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(ST Segment Deviation)	ไม่เกิน 0.1 mV เมื่อเทียบกับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ณ 0.08 วินาที หลังจุดสิ้นสุดคลื่น QRS
QT Interval: QTc	ผู้ชายไม่เกิน 0.40 วินาที ผู้หญิงไม่เกิน 0.44 วินาที

- รายละเอียดตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รายละเอียดเกี่ยวกับตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อใช้วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถสรุปได้ดังนี้

1) ความกว้างคลื่น P เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเอเตรียมเพื่อบีบตัว

2) ความสูงของคลื่น P ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก SA Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น P

3) ความกว้างคลื่น QRS เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจ ส่วนเวนตริเคิลซึ่งทำให้กล้ามเนื้อหัวใจส่วนเวนตริเคิลเกิดการบีบตัว และนับจากจุดเริ่มต้นของคลื่น R ในกรณีทั่วไปหรือจุดเริ่มต้นของคลื่น Q ในกรณีที่มีคลื่น Q จนถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS ที่จุดสิ้นสุดคลื่น

4) ความสูงของคลื่น QRS ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก AV Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น QRS

5) ความกว้างคลื่น T เป็นระยะเวลาการรีโพลาไรเซชันในหัวใจ ส่วนเวนตริเคิลซึ่งเป็นช่วงเวลาที่หัวใจส่วนเวนตริเคิลคลายตัว

6) ความสูงของคลื่น T ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาขณะที่หัวใจส่วน เวนตริเคิลกำลังคลายตัว ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น T

7) ช่วง QT (QT Interval: QTc) ช่วงเวลาตั้งแต่กล้ามเนื้อหัวใจเวนตริเคิลเกิดการดีโพลาไรเซชันถึงจุดสิ้นสุดการรีโพลาไรเซชันที่กล้ามเนื้อหัวใจเวนตริเคิล (ช่วงเวลาของ QTc ปกติ ผู้ชายไม่เกิน 0.40 วินาที ผู้หญิงไม่เกิน 0.44 วินาที) ซึ่งจะตรงกับจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS จนถึงจุดสิ้นสุดคลื่น T และช่วงคลื่น QT เป็นช่วงคลื่นที่ยาวที่สุด ประกอบด้วยความยาวคลื่น 2 ช่วง ได้แก่ คลื่น QRS กับ คลื่น T และส่วน ST Segment โดยทั่วไปแล้วระยะ QTc จะขึ้นกับระยะ RR ตามสมการของ Bazette ดังนี้

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

8) ช่วง RR (RR Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเวนตริเคิล ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องล่าง ซึ่งเป็นอัตราการเต้นหัวใจหลัก

9) ช่วง PP (PP Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเอเตรียล (หัวใจห้องบน) ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องบน โดยทั่วไประยะ PP และระยะ RR จะมีขนาดที่เท่ากัน เว้นแต่ในกรณีที่เกิดความผิดปกติของหัวใจห้องบนและห้องล่างเต้นไม่พร้อมกัน ค่าทั้ง 2 จึงจะมีขนาดต่างกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

10) ส่วน PR (PR Segment) ช่วงเวลาตั้งแต่เริ่มการดีโพลาไรเซชันหัวใจห้องบน ซึ่งเวลาที่SA Node ได้รับการกระตุ้น (จุดเริ่มต้นคลื่น P) ถึงสิ้นสุดการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างหรือจุดที่สัญญาณจาก SA Node ไปถึง AV Node (จุดเริ่มต้นคลื่น R) ในกรณีทั่วไป หรือจุดเริ่มต้นคลื่น Qในกรณีที่มีคลื่น Q ดังนั้นจึงมีการเรียกช่วงนี้ว่าระยะ PQ โดยทั่วไปแล้วจะไม่ค่อยมีการวัด เว้นแต่จะมีการเลื่อนขึ้นลงจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level)

11) ส่วน ST (ST Segment) ซึ่งเป็นช่วงระหว่างที่หัวใจส่วนเวนตริเคิลดีโพลาไรซ์เซชัน ถึงช่วงหัวใจส่วนเวนตริเคิลรีโพลาไรซ์เซชัน ซึ่งการเปลี่ยนแปลงระดับของ ST Segment นั้นมีความสำคัญอย่างยิ่งในการวินิจฉัยอาการโรคหัวใจ เพราะการเลื่อนขึ้นลงของส่วน ST เมื่อเทียบกับระดับเส้นมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่ามีความผิดปกติในกล้ามเนื้อหัวใจ เช่น กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction) หรือกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อเส้นเลือดแดงโคโรนารีที่นำออกซิเจน และสารอาหารไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ เกิดการตีบหรืออุดตันทำให้กล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เส้นเลือดโคโรนารีเกิดการตีบตันไม่มีอาหารและออกซิเจนไปเลี้ยง ทำให้กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนดังกล่าวขาดเลือดหรือตายได้

- การวัดแบบอิเล็คโตรคาร์ดิโอกราฟ

การวัดแบบอิเล็คโตรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph) คือ การวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวคเตอร์ความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใด ๆ เมื่อเทียบกับเวลา ซึ่งวิธีการวัดแบบนี้เป็นที่นิยมกันมาก เนื่องจากใช้หัววัดไม่มาก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดไม่ยุ่งยากซับซ้อนและสามารถเลือกสัญญาณวัดเพื่อการวินิจฉัยได้หลายเส้นตามที่ต้องการ ซึ่งรายละเอียดในการวัดแบบอิเล็กโตรคาร์- ดิโอกราฟจะแสดงในภาพที่ 2.18 โดยแสดงระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ 25 มม./ วินาที และที่สเกลวัดโวลต์เตจปกติ (10 mm/mV) การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักจะอยู่ในรูปกระดาษกราฟ ซึ่งมีระดับสเกลที่ใช้เทียบกับผลที่แสดงบนจอภาพออสซิลโลสโคปได้ กระดาษมีสเกลดังกล่าว 1 ช่องใหญ่จะมีขนาด 5 mm และ 1 ช่องเล็กจะมีขนาด 1 mm โดยทั่วไปแพทย์จะตั้งระดับความเร็วปกติในการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟไว้ที่ 25 mm/s และระดับสเกลศักย์ไฟฟ้าปกติที่ระดับ 1 mm/cm (หรือ 10 mm/m) ดังภาพที่ 2.18 แต่ในบางกรณีที่ การวัดระยะ QT นั้น ต้องมีการปรับสเกลเป็น 0.5 mV/cm (หรือ 20 mm/mV) และความเร็วในการแสดงผลที่ 50 mm/s เนื่องจากการหาจุดสิ้นสุดของคลื่น T ที่สเกลปกตินั้นทำได้ยาก

- การวัดอัตราการเต้นหัวใจ

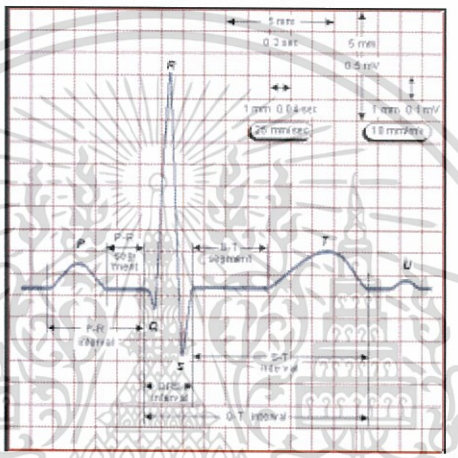
วัดอัตราการเต้นหัวใจจะทำได้ 3 วิธี ดังนี้

วิธีที่ 1. วัดระยะระหว่างยอดคลื่น R จำนวน 2 ลูก โดยวัดจากยอดคลื่น R ลูกแรกไปลูกคลื่น R ลูกที่ 2 เพื่อหาระยะ RR ออกมาโดยนับตามจำนวนช่องใหญ่ของกระดาษกราฟคลื่นแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอัตราการเต้นหัวใจสม่ำเสมอ ไม่แตกต่างกันมากนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีที่ 2. ในกรณีที่เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นใดเส้นหนึ่ง ที่ระยะเวลาตั้งแต่ 3 วินาทีขึ้นไป ให้นับตามจำนวนลูกคลื่น R ที่อยู่ในช่วง 15 ช่องใหญ่ (ระยะเวลา 3 วินาที สำหรับกรณีความเร็วกระดาษที่ระดับ 25 mm/s) แล้วคูณด้วย 20 เพื่อให้ได้อัตราการเต้นหัวใจต่อนาทีออกมา วิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอัตราการเต้นหัวใจที่เกิดการผันผวน

วิธีที่ 3. ใช้ไม้บรรทัดพิเศษสำหรับการวัดอัตราการเต้นหัวใจ โดยเฉพาะซึ่งต้องใช้ลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4 ลูก โดยให้ยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกแรกอยู่ที่จุดอ้างอิงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกที่ 4 จะอยู่ที่สเกลวัดอัตราการเต้นหัวใจ วัดได้เท่าไรก็ให้ถือว่าอัตราการเต้นหัวใจมีค่าเท่ากับที่แสดงในสเกลนั้น



รูปภาพที่ 2.18 ระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ

ในหัวข้อนี้ได้อธิบายถึงกายวิภาคและสรีระวิทยาของหัวใจ ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กระบวนการรีโพลาไรเซชันและดีโพลาไรเซชันที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อิเล็กโทรดและตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ

2.2.5. อาการผิดปกติเกี่ยวกับหัวใจ

ในปริญญานิพนธ์นี้ได้มุ่งประเด็นไปที่โรคหัวใจขาดเลือดซึ่งจะอธิบายถึงสาเหตุ อาการ รวมไปถึงแนวทางการรักษา

โรคหัวใจขาดเลือด หรือโรคหลอดเลือดหัวใจตีบ (Ischemic heart disease/IHD)หรือโรคหลอดเลือดโคโรนารี (Coronary artery disease/CAD) หมายถึง โรคหัวใจที่เกิดจากการตีบ และแข็งตัวของหลอดเลือดแดงที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ หรือที่เรียกว่าหลอดเลือดโคโรนารี (Coronary artery) ทำให้เลือดไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจลดลงหรือชะงักไป เมื่อผู้ป่วยมีภาวะที่กล้ามเนื้อหัวใจต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกซิเจนมากขึ้น เช่น การออกแรงมาก ๆ การมีอารมณ์โกรธ หรือจิตใจเครียด เป็นต้น ก็จะทำให้มีอาการเจ็บหน้าอกเป็นครั้งคราว โดยที่ยังไม่มีการตายของกล้ามเนื้อหัวใจเกิดขึ้น เราเรียกว่า อาการดังกล่าวว่าโรคหัวใจขาดเลือดชั่วขณะ (Angina pectoris) แต่ถ้ากล้ามเนื้อหัวใจมีการตายเกิดขึ้นบางส่วน เนื่องจากหลอดเลือดโคโรนารีเกิดการอุดตันเลือดไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจไม่ได้เลยก็จะทำให้ผู้ป่วยมีอาการเจ็บหน้าอกรุนแรงซึ่งมักจะมีภาวะช็อก และหัวใจวายร่วมด้วย เราเรียกว่า โรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย(Myocardial infarction)โรคนี้มักจะพบได้มากขึ้นตามอายุ ส่วนมากจะมีอาการเริ่มแรกเมื่อมีอายุมากกว่า 40 ปีขึ้นไป มักไม่พบในผู้ชายอายุต่ำ 30 ปี หรือผู้หญิงอายุต่ำกว่า 40 ปีที่ไม่มีโรคประจำตัวอยู่ก่อน พบในผู้ชายมากกว่าผู้หญิง คนที่อยู่ดีกินดี คนที่มีอาชีพทำงานนั่งโต๊ะ และคนในเมืองมีโอกาสเป็นโรคนี้มากกว่าคนยากจน คนทีมีอาชีพใช้แรงงานและชาวชนบท

<u>สาเหตุ</u>

เกิดจากมีการตีบตันของหลอดเลือดแดงที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ (หลอดเลือดโคโรนารี) ทำให้เลือดไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจไม่พอ มักเป็นผลจากผนังหลอดเลือดแข็งเนื่องจากมีไขมันเกาะ ดังที่เรียกว่าอะเทอโรสเคลอโรซิส (Atherosclerosis) ซึ่งอาจเป็นผลมาจากความเสื่อมของร่างกายตามวัยนอกจากนี้ยังมีปัจจัยอีกหลายอย่างที่อาจทำให้เกิดภาวะหลอดเลือดแดงแข็งเร็วขึ้น เช่น ภาวะไขมันในเลือดสูง, การสูบบุหรี่จัด, โรคความดันโลหิตสูง , โรคเบาหวาน , โรคเกาต์ , ความอ้วน, การขาดการออกกำลังกาย เป็นต้น ผู้ป่วยบางรายอาจมีประวัติว่ามีพ่อแม่พี่น้องเป็นโรคนี้ด้วย

<u>อาการ</u>

ในรายที่เป็นโรคหัวใจขาดเลือดชั่วขณะ จะมีอาการปวดเค้นคล้ายมีอะไรกดทับ หรือจุกแน่นที่ตรงกลางหน้าอก หรือยอดอก ซึ่งมักจะเจ็บร้าวมาที่ไหล่ซ้าย ด้านในของแขนซ้าย บางคนอาจร้าวมาที่คอขากรรไกร หลัง หรือแขนขวาบางคนอาจรู้สึกจุกแน่นที่ใต้ลิ้นปี่ คล้ายอาการอาหารไม่ย่อย หรือท้องอืดเฟ้อ ผู้ป่วยมักมีอาการเวลาออกแรงมาก ๆ (เช่น ยกของหนัก เดินขึ้นที่สูง ออกกำลังแรง ๆ ทำงานหนัก ๆ แบบที่ไม่เคยทำมาก่อน)มีอารมณ์โกรธ ตื่นเต้น ตกใจ เสียใจ หรือ จิตใจเคร่งเครียดขณะร่วมเพศ หลังกินข้าวอิ่มจัด หรือเวลาถูกอากาศเย็น ๆ ผู้ป่วยที่มีภาวะโลหิตจางอย่างรุนแรง เป็นไข้ หรือหัวใจเต้นเร็ว (เช่น หลังกินกาแฟหรือผู้ป่วยที่เป็นโรคคอพอกเป็นพิษ) ก็อาจกระตุ้นให้เกิดอาการของโรคนี้ได้อาการเจ็บหน้าอก มักจะเป็นอยู่นาน 2-3 นาที (มักไม่เกิน 10-15 นาที) แล้วหายไปเมื่อได้พัก หรือหยุดกระทำสิ่งที่เป็นสาเหตุชักนำ หรือหลังจากได้อมยาขยายหลอดเลือด (เช่น ไนโตรกลีเซอรีน) นอกจากนี้ ผู้ป่วยอาจมีอาการใจสั่น เหนื่อยหอบ เหงื่อออก เวียนศรีษะ คลื่นไส้ร่วมด้วย ผู้ป่วยที่มีความรู้สึกเจ็บหน้าอกแบบแปลับ ๆ หรือ รู้สึกเจ็บเวลาก้มหรือเอี้ยวตัว หรือรู้สึกเจ็บอยู่ตลอดเวลา (เวลาออกกำลังกาย หรือทำอะไรเพลินหาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เจ็บ) มักไม่ใช่โรคหัวใจขาดเลือด ในรายที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย จะมีอาการเจ็บหน้าอกในลักษณะเดียวกับโรคหัวใจขาดเลือดชั่วขณะ แต่จะเจ็บรุนแรงและนาน แม้จะได้นอนพักก็ไม่ทุเลา ผู้ป่วยจะรู้สึกอ่อนเพลีย ใจสั่น หน้ามืด วิงเวียน คลื่นไส้อาเจียน ถ้าเป็นรุนแรง จะมีอาการหายใจหอบเหนื่อย เนื่องจากมีภาวะหัวใจวาย หรือเกิดภาวะช็อก (เหงื่อออก ตัวเย็น ชีพจรเต้นเบาและเร็ว ความดันเลือดตก) หรือชีพจรเต้นไม่สม่ำเสมอ ผู้ป่วยอาจเป็นลมหมดสติ หรือตายในทันทีทันใด บางคนอาจมีประวัติว่า เคยมีอาการเจ็บหน้าอกเป็นพัก ๆ นำมาก่อน เป็นเวลาหลายสัปดาห์ บางคนอาจไม่มีอาการเจ็บหน้าอกมาก่อนเลย

สิ่งตรวจพบ

ในรายที่เป็นโรคหัวใจขาดเลือดชั่วขณะ อาจตรวจไม่พบสิ่งผิดปกติอะไร ในบางรายอาจตรวจพบความดันโลหิตสูง ส่วนในรายที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย อาจตรวจพบภาวะช็อก

การรักษา

1. หากสงสัย ควรแนะนำผู้ป่วยไปตรวจรักษาที่โรงพยาบาล ซึ่งจะตรวจคลื่นหัวใจ(Electrocardiography/ECG/EKG), ตรวจเลือด, ตรวจปัสสาวะ, การเอกซเรย์หลอดเลือดหัวใจ (coronary arteriography) หรือตรวจพิเศษอื่น ๆ และให้การรักษาโดยให้ยาขยายหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจ ได้แก่ ไนโตรกลีเซอรีน (Nitroglycerine) หรือไอโซซอร์ไบด์ (Isosorbide) อมใต้ลิ้นทันทีเมื่อมีอาการ ยานี้อาจทำให้เกิดอาการปวดศีรษะได้นอกจากนี้ อาจให้ยาขยายหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจชนิดออกฤทธิ์นาน เช่น ไอโซซอร์ไบด์ (Isosorbide), เพอร์แซนทิน (Persantin),เพอริเทรต (Peritrate) กินวันละ 2-4 ครั้ง ๆ ละ 1 เม็ด เพื่อป้องกันมิให้เกิดอาการบางครั้งอาจต้องให้ยาปิดกั้นบีตา (Beta-blockers) เช่น โพรพราโนลอล (Propranolol) กินวันละ 4ครั้ง ๆ ละ 20-80 มก., ยาต้านแคลเซียม เช่น ไนเฟดิพีน ชนิดออกฤทธิ์นาน 30-90 มก. วันละครั้ง ให้แอสไพริน ขนาด 75-325 มก. วันละครั้ง เพื่อป้องกันมิให้เลือดจับเป็นลิ่มอุดตันหลอดเลือดหัวใจ ถ้าผู้ป่วยมีโรคที่เป็นสาเหตุ เช่น ภาวะไขมันในเลือดสูง เบาหวาน ความดันโลหิตสูงก็ต้องให้ยารักษาโรคเหล่านี้ร่วมด้วย ในรายที่มีการตีบตันของหลอดเลือดโคโรนารีหลายแห่งและกินยาไม่ได้ผลอาจต้องทำการผ่าตัดเปิดทางระบาย (ทางเบี่ยง) ของหลอดเลือด (Coronary artery bypass grafting/CABG) หรือใช้บัลลูนชนิดพิเศษขยายหลอดเลือด (Percutaneous transluminal coronary angioplasty/PTCA)

2. ผู้ป่วยมักจะต้องพักรักษาตัวในโรงพยาบาลประมาณ 2-4 สัปดาห์ หากไม่มีโรคแทรกซ้อนที่รุนแรงก็มีโอกาสหายได้ แต่มักจะต้องกินยาเป็นประจำ โดยให้ยาขยายหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจ และยาปิดกั้นบีตา ถ้ามีภาวะหัวใจวาย อาจให้ยาช่วยหัวใจทำงาน เช่น ลาน็อกซิน (Lanoxin) หรือ ไดจอกซิน(Digoxin) กินวันละ

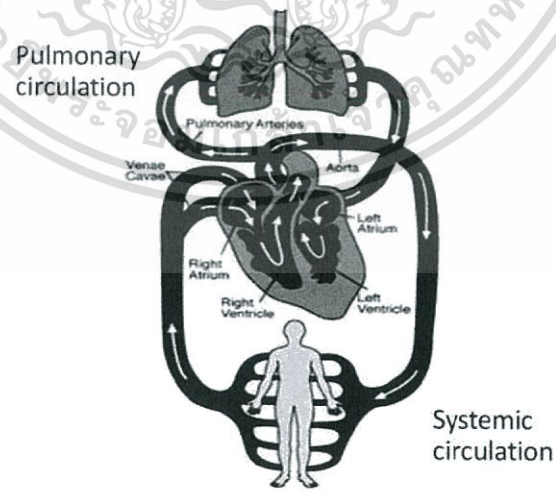
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1/2 - 1 เม็ดเป็นประจำ (ยานี้ถ้าใช้เกินขนาด อาจทำให้ตาพร่าตาลาย คลื่นไส้ อาเจียน หัวใจหยุดเต้น หรือเต้นผิดจังหวะได้ ควรให้ใช้ภายใต้การดูแลของแพทย์เท่านั้น)

3. ในกรณีที่รักษาด้วยเครื่องนวดขากระตุ้นหัวใจนั้น ผู้ป่วยที่ทำการรักษาสามารถทำการรักษาแบบผู้ป่วยนอก โดยไม่ต้องนอนโรงพยาบาลโดยทำการรักษาวันละ 1 ชั่วโมง สัปดาห์ละ 5 วันเป็นเวลารวม 7 สัปดาห์ นับว่าเป็นวิวัฒนาการทางการแพทย์ด้านหัวใจที่เป็นทางเลือกใหม่ของการรักษาผู้ป่วยโรคหัวใจ ทำให้ผู้ป่วย 80% ดีขึ้นจากอาการเจ็บหน้าอกหรืออาการเหนื่อย และผู้ป่วยที่ดีขึ้นนี้ กว่า 70% อาการที่ดีขึ้นจะคงดีอยู่ได้นาน 2 - 5 ปี

2.2.6. ระบบหัวใจร่วมหลอดเลือด

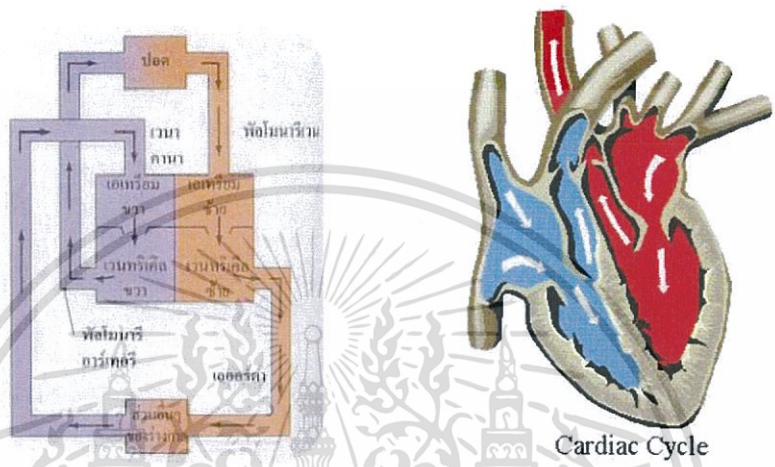
ระบบหัวใจร่วมหลอดเลือดประกอบด้วยส่วนที่สำคัญ 4 ส่วน คือ หัวใจ หลอดเลือด เลือด และ ระบบควบคุม หลอดเลือดแยกเป็นหลอดเลือดแดง หลอดเลือดฝอย และหลอดเลือดดำภายในหลอดเลือดมีเลือด ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อ ชนิดหนึ่ง หัวใจ ทำหน้าที่เป็นแหล่งให้พลังงานแก่การไหลของเลือด โดย ทา หน้าที่สูบฉีดเลือดให้ไหลจากหัวใจผ่านหลอดเลือดแดง หลอดเลือดฝอย หลอดเลือดดา และกลับสู่หัวใจอีกครั้ง ตามลำดับ ดังนั้นถ้าหัวใจหยุดทำงานการไหลเวียนเลือดก็จะหยุดด้วยเช่นกัน โดยทั่วไปเราอาจกล่าวได้ว่า หลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำทำหน้าที่เชื่อมโยง หัวใจกับหลอดเลือดฝอยซึ่งอยู่ภายในอวัยวะต่างๆ หลอดเลือดฝอยเป็นบริเวณของระบบหัวใจร่วมหลอดเลือด ที่มีการแลกเปลี่ยนสารต่างๆระหว่างเนื้อเยื่อเกิดขึ้นมากที่สุด



รูปภาพที่ 2.19 โครงสร้างระบบหัวใจร่วมหลอดเลือดในคนปกติ

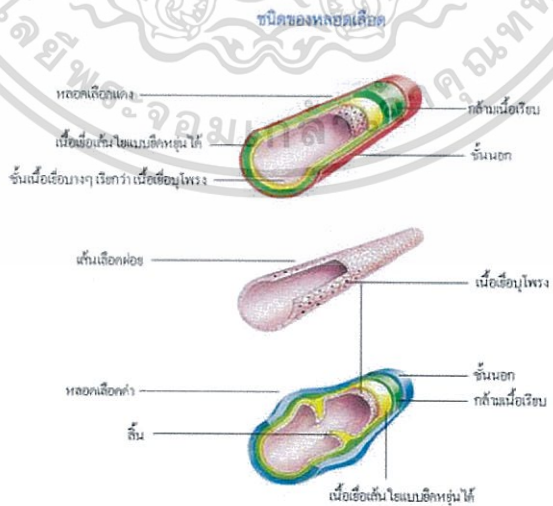
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรการไหลเวียนเลือด เริ่มจากหัวใจห้องบนซ้ายรับเลือดที่มีปริมาณออกซิเจนสูงจากปอดแล้วบีบตัวดันผ่านลิ้นหัวใจ ลงสู่หัวใจห้องล่างซ้ายแล้วบีบตัวดันเลือดไปยังส่วนต่างๆของร่างกายและเปลี่ยนเป็นเลือดที่มีคาร์บอนไดออกไซด์สูง หรือเลือดดำไหลผ่านหลอดเลือดดำหัวใจห้องบนขวาแล้วบีบตัวดันผ่านลิ้นหัวใจลงสู่ห้องล่างขวา แล้วกลับเข้าสู่ปอดเพื่อ แลกเปลี่ยนแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ให้เป็นแก๊สออกซิเจน เป็นวัฏจักรการหมุนเวียนเลือดในร่างกายเช่นนี้ตลอดไป



รูปภาพที่ 2.20 วงจรการไหลเวียนเลือดภายในร่างกาย

หลอดเลือด ทำหน้าที่ลำเลียงเลือดจากหัวใจไปยังอวัยวะส่วนต่างๆ ทั่วร่างกาย และเป็นเส้นทางให้เลือดจากอวัยวะต่างๆ
ทั่วร่างกายกลับเข้าสู่หัวใจ



รูปภาพที่ 2.21 ชนิดของหลอดเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลอดเลือดในร่างกายมี 3 ชนิด

1. หลอดเลือดแดง (artery) เป็นหลอดเลือดที่นำเลือดดีจากหัวใจไปสู่เซลล์ต่างๆ ของร่างกายหลอดเลือดแดงมีผนังหนาแข็งแรง และไม่มีลิ้นกั้นภายใน เลือดที่อยู่ในหลอดเลือดแดงเป็นเลือดที่มีปริมาณแก๊สออกซิเจนสูง หรือเรียกว่า “ เลือดแดง ”ยกเว้นหลอดเลือดแดงที่นำเลือดออกจากหัวใจไปยังปอดภายในเป็นเลือดที่มีปริมาณ แก๊สคาร์บอนไดออกไซด์มาก หรือเรียกว่า “ เลือดดำ ”

2. หลอดเลือดดำ (vein) เป็นหลอดเลือดที่นำเลือดดำจากส่วนต่างๆ ของร่างกายเข้าสู่หัวใจหลอดเลือด มีผนังบางกว่าหลอดเลือดแดง มีลิ้นกั้นภายในเพื่อป้องกันเลือดไหลย้อนกลับ เลือดที่ไหลอยู่ภายในหลอดเลือดจะเป็นเลือดที่มีปริมาณ
แก๊สออกซิเจนต่ำ ยกเว้นหลอดเลือดดำที่นำเลือดจากปอดเข้าสู่หัวใจ จะเป็นเลือดแดง

3. หลอดเลือดฝอย (capillary) เป็นหลอดเลือดที่เชื่อมต่อระหว่างหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำสานเป็นร่างแห แทรกอยู่ตามเนื้อเยื่อต่างๆ ของร่างกาย มีขนาดเล็กและละเอียดเป็นฝอยและมีผนังบางมากเป็นแหล่งที่มีการแลกเปลี่ยน แก๊สและสารต่างๆ ระหว่างเลือดกับเซลล์

ความดันเลือด (blood pressure)
ความดันเลือด (blood pressure)หมายถึงความดันในหลอดเลือดแดงเป็นส่วนใหญ่เกิดจากบีบตัวของหัวใจ
ที่ดันเลือดให้ไหลไปตามหลอดเลือดความดันของหลอดเลือดแดงที่อยู่ใกล้หัวใจจะมีความดันสูงกว่าหลอดเลือดแดง
ที่อยู่ไกลหัวใจ ส่วนในหลอดเลือดดำจะมีความดันต่ำกว่าหลอดเลือดแดงเสมอความดันเลือดมีหน่วยวัดเป็น
มิลลิเมตรปรอท (mmHg) เป็นตัวเลข 2 ค่าคือ

- ค่าความดันเลือดขณะหัวใจบีบตัว และค่าความดันเลือดขณะหัวใจคลายตัว เช่น 120/80 มิลลิเมตรปรอท
  ค่าตัวเลข 120 แสดงค่าความดันเลือดขณะหัวใจบีบตัวให้เลือดออกจากหัวใจ
  เรียกว่า ความดันระยะหัวใจบีบตัว (Systolic Pressure)
- ส่วนตัวเลข 80 แสดงความดันเลือดขณะหัวใจคลายตัว เพื่อรับเลือดเข้าสู่หัวใจ
  เรียกว่า ความดันระยะหัวใจคลายตัว (Diastolic Pressure)

เครื่องมือวัดความดันเลือดเรียกว่า “ มาตรความดันเลือด จะใช้คู่กับสเตตโตสโคป (stetoscope)" โดยจะวัดความดันที่หลอดเลือดแดง

ปกติความดันเลือดสูงสุดขณะหัวใจบีบตัวให้เลือดออกจากหัวใจมีค่า 100 + อายุ และความดันเลือดขณะหัวใจ รับเลือดไม่ควรเกิน 90 มิลลิเมตรปรอท ถ้าเกินจะเป็นโรคความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เลือดสูง ซึ่งมีสาเหตุหลายประการ เช่น หลอดเลือดตีบตัน คอเลสเตอรอลในเลือดสูง โกรธง่ายหรือเครียดอยู่เป็นประจำ พบมากในผู้สูงอายุหรือผู้ที่มีจิตใจอยู่ในสภาวะเครียด นอกจากนี้ยังเกิดจากอารมณ์โกรธทำให้ร่างกายผลิตสารชนิดหนึ่งออกมา ซึ่งสารนี้จะมีผลต่อการบีบตัวของหัวใจโดยตรง

ชีพจร หมายถึง การหดตัวและการคลายตัวของหลอดเลือดแดง ซึ่งตรงกับจังหวะการเต้นของหัวใจคนปกติหัวใจเต้น เฉลี่ยประมาณ 72 ครั้งต่อนาที การเต้นของชีพจรแต่ละคนจะแตกต่างกันปกติอัตราการเต้นของชีพจรในเพศชาย จะสูงกว่าเพศหญิง

ปัจจัยที่มีผลต่อความดันเลือด มีดังนี้

-อายุ ผู้สูงอายุมีความดันเลือดสูงกว่าเด็ก

-เพศ เพศชายมีความดันเลือดสูงกว่าเพศหญิง ยกเว้นเพศหญิงที่ใกล้หมดประจำเดือน จะมีความดันเลือด ค่อนข้างสูง

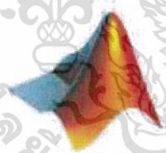
-ขนาดของร่างกาย คนที่มีร่างกายขนาดใหญ่ มักมีความดันเลือดสูงกว่าคนที่มีร่างกายขนาดเล็ก

-อารมณ์ ผู้ที่มีอารมณ์เครียด วิตกกังวล โกรธหรือตกใจง่ายทำให้ความดันเลือดสูงกว่าคนที่อารมณ์ปกติ

-คนทำงานหนักและการออกกำลังกาย ทำให้มีความดันเลือดสูง

2.3.ซอฟท์แวร์ที่ใช้ในการศึกษา

2.4.1. โปรแกรม Matlab



รูปภาพที่ 2.22 เครื่องหมายการค้าของโปรแกรม MATLAB

สำหรับข้อมูลทางคุณภาพไฟฟ้าจากเครื่องมือวัดจะถูกนำมาใช้สำหรับพัฒนาโปรแกรมจำแนกข้อมูลเพื่อแสดงผลที่มีการเก็บค่าไว้อย่างต่อเนื่อง ดังนั้นข้อมูลทางด้านคุณภาพไฟฟ้าที่มีฐานข้อมูลขนาดใหญ่สามารถนำมาแสดงผลให้มีความหลากหลายของรูปแบบ การแสดงผลข้อมูลที่ต้องการศึกษาจะเป็นส่วนช่วยให้สามารถวิเคราะห์และนำเสนอข้อมูลได้ดีขึ้น ดังนั้นความจำเป็นต้องใช้เครื่องมือวัดในการช่วยนำเสนอข้อมูลโดยใช้โปรแกรม MATLAB MATLAB เป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์สมรรถนะสูงเพื่อใช้ในการคำนวณทางเทคนิค MATLAB ได้

รวมการคำนวณ การเขียนโปรแกรมและการแสดงผลรวมกันอยู่ในตัวโปรแกรมเดียวได้อย่างมีระสิทธิภาพ และอยู่ในลักษณะที่ง่ายต่อการใช้งาน นอกจากนี้ลักษณะการเขียนสมการในโปรแกรมก็จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เหมือนการเขียนสมการคณิตศาสตร์ที่คุ้นเคยดีอยู่แล้ว งานทั่วไปที่ใช้ MATLAB ก็เช่น การคำนวณทั่วไป การสร้างแบบจำลองและการทดสอบแบบจำลอง การวิเคราะห์ข้อมูล การแสดงผลในรูปของกราฟทางด้านวิทยาศาสตร์และวิศวกรรม สามารถสร้างโปรแกรมในลักษณะที่ติดต่อกับผู้ใช้ทางกราฟฟิก

การทำงานของ MATLAB จะสามารถทำงานได้ทั้งในลักษณะของการติดต่อโดยตรง (Interactive) คือ การเขียนคำสั่งเข้าไปทีละคำสั่ง เพื่อให้ MATLAB ประมวลผลไปเรื่อยๆหรือสามารถที่จะรวบรวมชุดคำสั่งนั้นเป็นโปรแกรมก็ได้ ข้อสำคัญอย่างหนึ่งของ MATLAB ก็คือข้อมูลทำตัวที่ถูกเก็บในลักษณะของ array คือในแต่ละตัวแปรได้รับการแบ่งเป็นส่วนย่อยเล็กๆขึ้น (หรือจะได้รับการแบ่งเป็น element นั่นเอง) ซึ่งการใช้ตัวแปรเป็น array ใน MATLAB นี้ไม่จำเป็นต้องจอง dimension เหมือนกัน การเขียนโปรแกรมในภาษาขั้นต่ำทั่วไป ซึ่งทำให้สามารถแก้ปัญหาของตัวแปรที่อยู่ในลักษณะของ matrix และ vector ได้โดยง่าย ซึ่งให้ลดการท างานลงได้อย่างมากเมื่อเทียบกับการเขียนโดย C หรือ Fortran

ถ้าหากสรุปโดยรวมแล้วความสามารถหลักของ MALAB ที่ทำให้เป็นโปรแกรมที่เหมาะสมกับการท างานด้านวิศวกรรมด้วยเหตุผลนี้

- MATLAB เป็นโปรแกรมการคำนวณและแสดงผลได้ทั้งตัวเลขและรูปภาพซึ่งมีประสิทธิภาพสูง
- MATLAB จะควบคุมการท างานด้วยชุดคำสั่งและยังสามารถรวบรวมชุดคำสั่งเป็นโปรแกรมได้อีกด้วย
- MATLAB มี function ที่เหมาะสมกับงานทางวิศวกรรมพื้นฐานมากมาย นอกจากนั้นผู้ใช้สามารถเขียน function ขึ้นมาใหม่โดยสามารถใช้ประโยชน์จาก function ที่มีอยู่แล้วเพื่อให้เหมาะสมกับกับงานผู้ใช้แต่ละกลุ่ม
- ลักษณะการเขียนโปรแกรมใน MATLAB จะใกล้เคียงการเขียนสมการทางสมการคณิตศาสตร์ที่คุ้นเคยจึงเขียนง่ายกว่าโปรแกรมโดยใช้ภาษาชั้นสูง เช่น C, FORTRAN หรืออื่นๆ
- MATLAB มีความสามารถในการเขียนกราฟและรูปภาพทั้ง 2 มิติ และ 3 มิติ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ
- MATLAB สามารถทำเป็น Dynamic Link กับโปรแกรมอื่นๆได้ไม่ว่าจะเป็น Word, Excel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรืออื่นๆที่ร่วมกันทำงานอยู่บน windows

- MATLAB มี toolbox หรือชุด function พิเศษสำหรับผู้ใช้ที่ต้องการใช้งานเฉพาะซึ่งมีราคาต่ำกว่าราคาปกติมากแต่ประสิทธิภาพเท่าเทียมกัน แม้ว่าจะมีการจำกัดขีดความสามารถของโปรแกรมบ้าง

ระบบการทำงานของ MATLAB

ในการทำงานของ MATLAB เพื่อให้การทำงานเป็นไปตามจุดมุ่งหมาย MATLAB ได้แบ่งส่วนการทำงานของโปรแกรมออกเป็นส่วนหลักที่สำคัญ 5 ส่วน ซึ่งแต่ละส่วนจะมีหน้าที่ควบคุมการทำงานแบบหนึ่งๆและประสานการทำงานระหว่างส่วนต่างๆไปพร้อมกันด้วย สำหรับรายละเอียดในการทำงานของส่วนต่างๆมีดังนี้

- Development Environment

  ในส่วนนี้จะเป็นชุดเครื่องมือที่ช่วยให้สามารถที่จะใช้ฟังก์ชันและไฟล์ต่างๆ โดยเครื่องมือหลายตัวในนี้จะมีลักษณะเป็น graphical user interface ซึ่งรวมถึง MATLAB Desktop และ Command Windows, command history และ browsers สำหรับเพื่อใช้ดู help, workspace, files และ search path ซึ่งทั้งหมดนี้จะได้กล่าวถึงในรายละเอียดต่อไป

- The MATLAB Mathematical Function Library

  ในส่วนนี้จะเป็นที่รวบรวมส่วนของโปรแกรมที่ได้รวบรวมเป็นไฟล์ย่อยๆ ไว้ไฟล์แต่ละไฟล์จะเป็นไฟล์ที่เขียนขึ้นมาเพื่อใช้กำหนดลักษณะในการคำนวณหรือ Algorithms แบบต่างๆ นับจากฟังก์ชันง่ายๆ เช่นการบวก ฟังก์ชันตรีโกณมิติพื้นฐาน เช่น sine, cosine ไปจนถึงฟังก์ชันที่มีความซับซ้อนมีขั้นตอนในการคำนวณมากมาย เช่นการหา inverse ของ matrix การหา eigenvalues และ eigenvector หรือ fast Fourier transforms เป็นต้น

- The MATLAB Language

  ส่วนนี้จะเป็นภาษาระดับสูงที่ใช้ตัวแปรเป็น matrix หรือ array ซึ่งมีคำสั่งที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของโปรแกรม การทำงานของฟังก์ชัน การกำหนดโครงสร้างของตัวแปรแบบต่างๆ กำหนด inputและ output ของโปรแกรม ซึ่งทั้งหมดนี้จะช่วยทำให้ในการเขียนโปรแกรม MATLAB แต่ละโปรแกรมจะเป็นโปรแกรมที่มีขนาดเล็กกว่าเมื่อเทียบกับโปรแกรมที่ใช้เพื่อวัตถุประสงค์เดียวกันแต่ผู้ใช้ต้องเขียนฟังก์ชันการทำงานทุกขั้นตอน

- Handle Graphics

  ส่วนนี้จะเป็นส่วนที่ใช้แสดงกราฟฟิกส์และรูปภาพต่างๆ รวมถึงคำสั่งระดับสูงที่ใช้ในการแสดงผลในสองและสามมิติ การจัดรูปแบบในลักษณะ image processing การทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพเคลื่อนไหวนอกจากนี้ในส่วนนี้ยังได้รวมเอาภาษาในระดับต่ าไว้เพื่อให้สามารถปรับแก้รูปภาพต่างๆ ให้เป็นไปตามที่ต้องการได้มากที่สุด รวมถึงการสร้าง Graphic User Interface ภายใต้การทำงานของ MATLAB ด้วย

- The MATLAB Application Program Interface (API)
ส่วนนี้จะเป็น library ที่ให้สามารถที่จะเขียนโปรแกรมขึ้นในภาษา C หรือ Fortran แล้วมีการเชื่อมโยงการทำงานเข้ากับ MATLAB ซึ่งในส่วนนี้ยังได้รวมถึงการเขียนโปรแกรมขึ้นมาแล้วเรียกฟังก์ชันของ MATLAB ไปใช้งาน (dynamic linking), ซึ่งจะทำให้MATLAB มีหน้าที่เสมือน engine ในการคำนวณ รวมถึงสามารถที่จะเขียนหรืออ่าน MAT-file ได้ด้วย MATLAB จะสร้าง GUI ซึ่งอยู่บนหน้าต่างรูปภาพ GUI ย่อมาจาก Graphical User Interface คือ การติดต่อกับผู้ใช้โดยใช้ภาพสัญลักษณ์ เป็นการออกแบบส่วนของโปรแกรมคอมพิวเตอร์ให้มีการโต้ตอบกับผู้ใช้โดยการใช้ Icon ,รูปภาพ และสัญลักษณ์อื่นๆ เพื่อแทนลักษณะต่างๆ ของโปรแกรม แทนที่ผู้ใช้จะพิมพ์คำสั่งต่างๆในการทำงาน ช่วยทำให้ผู้ใช้งานสามารถทำงานได้ง่าย และรวดเร็วขึ้นไม่จำเป็นต้องจดจำคำสั่งต่างๆ ของโปรแกรมมากนัก ถือเป็นวิธีการให้ความสะดวกแก่ผู้ใช้คอมพิวเตอร์ ให้ติดต่อสื่อสารกับระบบโดยผ่านทางภาพ เช่น ใช้เมาส์กดเลือก icon แทนการพิมพ์คำสั่งดังแต่ก่อน โดยเฉพาะในบางโปรแกรมที่มีค าสั่งมากๆ เช่น โปรแกรม Autocad ที่ใช้ในการวาดแบบ ซึ่งจะมี คำสั่งต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างรูปมากมาย ผู้ใช้สามารถใช้เมาส์(mouse) เลือกคำสั่งที่ต้องการจะวาดจาก Icons ที่ปรากฏในโปรแกรมและใช้งานได้เลย โดยไม่ต้องพิมพำคำสั่งต่างๆ ทางแป้นพิมพ์ ช่วยทำให้เกิดความรวดเร็วในการทำงาน และไม่ต้องเสียเวลาในการเรียนรู้และจดจำคำสั่งที่ต้องการมากนัก เพียงดูจาก Icons ที่ปรากฏในโปรแกรมก็สามารถใช้งานได้ทันทีตัวอย่างโปรแกรมที่ช่วยออกแบบโปรแกรมที่ใช้ GUI เช่น Microsoft Visual Basic เป็นต้น

<u>การสร้าง GUI ด้วย GUIDE</u>

MATLAB จะสร้าง GUI อยู่บนหน้าต่างรูปภาพ (figure window) ซึ่งภายได้หน้าต่างนี้จะมีส่วนประกอบต่าง ๆ อยู่ได้ไม่ว่าจะเป็น axes, uicontrol หรือวัตถุอื่น ๆ ตามที่ได้กล่าวถึงมาแล้วในบทก่อนหน้านี้ใน MATLAB version ก่อนหน้านี้สามารถที่จะสร้าง uicontrol , uimenu แบบต่าง ๆ ลงในหน้าต่างรูปภาพได้แต่เป็นไปด้วยความล าบากเพราะการสร้างเป็น text base ต่อมาจนกระทั่ง version5 MATLAB ได้สร้าง Graphical User Interface Development Environment

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือ GUIDE ขึ้นเพื่อช่วยให้สร้างบันทึก และแก้ไป GUI ได้สะดวกขึ้น การสร้าง GUI จะประกอบด้วยขั้นตอนสองขั้นตอน

- กำหนดและวางส่วนประกอบต่าง ๆ ลงบน GUI
- เขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดการท างานของส่วนประกอบต่าง ๆ ใน GUI

GUIDE นั้นโดยหลักใหญ่แล้วจะมีหน้าที่ในการวางส่วนประกอบที่ต้องการให้มีลงใน GUI

จากนั้น GUIDE จะสร้าง M-file ที่บรรลุ handle ของวัตถุหรือ object ทั้งหมดที่สร้างขึ้นรวมทั้งคำสั่งให้GUI ท างานนอกเหนือจากนั้น M-file จะให้แนวทางในการเขียนฟังก์ชัน ที่ทำงานหลังจากผู้ใช้กดเมาส์ปุ่มซ้ายหรือปรับเปลี่ยนค่าของวัตถุนั้น ซึ่งเรียกว่า callback ของวัตถุนั้น

- ส่วนประกอบของ GUI ใน MATLAB

การสร้าง GUI ขึ้นมาได้โดยการเขียนเป็น M-file ขึ้นมาล้วน ๆ แต่การใช้GUIDE จะทำให้การทำงานง่ายขึ้นมากเพราะจะช่วยให้กำหนดตำแหน่งของวัตถุต่าง ๆ ได้โดยง่าย หลังจากนั้น GUIDE จะสร้างไฟล์ขึ้งมา 2 ไฟล์เพื่อเก็บและนำ GUI ของมาใช้ต่อไปซึ่งจะประกอบด้วย

FIG-file ซึ่งจะบรรจุรายละเอียดของวัตถุต่างที่เป็นองค์ประกอบอยู่ในหน้าต่างรูปภาพที่เป็น GUI

M-file ที่จะบรรจุฟังก์ชันที่กำหนดการท างานของ GUI นี้จะรวมถึง callback ทั้งหมดซึ่ง callback เหล่านี้จะบรรจุเป็น sub function อยู่ใน M-file และจะเรียก M-file ที่ควบคุมการทำงานของ GUI นี้ว่า Application M-file ดังนั้น Application M-file จะไม่มีข้อมูลใด ๆ เกี่ยวกับรูปแบบของส่วนประกอบที่บรรจุอยู่ใน GUI เช่นสีขนาด ตำแหน่ง หรือ อื่น ๆ เลย เพราะข้อมูลเหล่านั้นจะบรรจุอยู่ใน FIG-file ส่วนประกอบสำคัญของ Application M-file ที่สร้างโดย GUIDE

GUIDE จะรวบรวมองค์ประกอบต่าง ๆ ภายใน GUI แล้วสร้าง Application M-file โดยอัตโนมัติโดยมีรูปแบบของการสร้างที่ชัดเจน เพื่อให้ได้โครงสร้างของ Application M-file จากนั้นนำโครงสร้างที่สร้างโดยอัตโนมัตินั้นมาปรับแก้เพื่อให้เกิดการควบคุม GUI ตามที่ต้องการ การกระทำดังกล่าวทำให้ได้ข้อได้เปรียบหลายประการ เช่น

M-file จะประกอบด้วยคำสั่งที่จำเป็นในการควบคุม GUI ครบถ้วน

M-file จะทำให้ส่งข้อมูลไปที่ส่วนต่าง ๆ ได้ง่าย สะดวก รวดเร็ว

การใช้M-file จะทำให้ส่งข้อมูลไปที่ส่วนต่าง ๆ ภายใต้MATLAB ได้ง่ายขึ้น

Application M-file จะสร้าง Sub function สำหรับ uicontrols ทุกแบบที่มีใน GUI เพื่อทำให้เขียน callback ต่าง ๆ ได้สะดวกขึ้น

แม้ว่า GUIDE จะให้ทางเลือกกับว่าจะให้GUIDE สร้างเฉพาะ fig-file เพื่อเก็บและใช้เป็นข้อมูลของ GUI ที่สร้างขึ้นเพียงอย่างเดียว แล้วเขียน M-file ขึ้นมาเอง แต่สำหรับผู้เริ่มเขียน GUI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

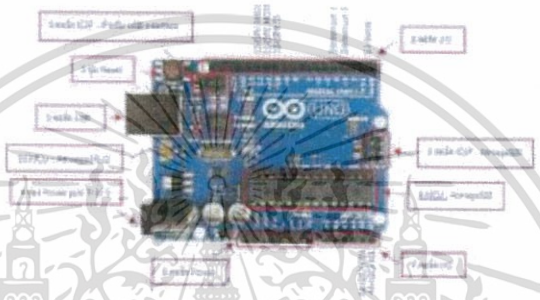
บน MATLAB คิดว่าการสร้าง GUI ด้วย GUIDE จะสะดวกกว่า หากให้GUIDE สร้าง Application Mfile ให้ด้วย ดังนั้นในการสร้าง GUI ด้วย GUIDE ที่นำเสนอในเอกสารนี้จะมีการกำหนดขั้นตอนดังนี้

เลือก GUIDE Application option แล้วเลือกให้GUIDE สร้างทั้ง FIG-file และ Mfile Introduction to GUIDE 245

การใช้Layout Editor เพื่อวางรูปแบบของ GUI

เรียนรู้การสร้าง Application M-file จาก GUIDE และเข้าใจถึงวิธีการทำเพื่อจะนำไปใช้ต่อปรับแก้Application M-file ให้ทำงานตามที่กำหนด

2.4.2. โปรแกรม Arduino



รูปที่ 2.23 อุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO UNO R3

เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software ส่วนที่เป็น Hardware คือ บอร์ดอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็ก ที่มี ไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU) เป็นชิ้นส่วนหลัก ส่วนที่เป็น Software คือภาษา Arduino เป็นภาษาสำหรับเขียนโปรแกรมควบคุม MCU, มีไวยากรณ์แบบเดียวกับภาษา C/C++ นอกจากนี้ Arduino IDE เป็นเครื่องมือสำหรับเขียนโปรแกรมด้วยภาษา Arduino, คอมไพล์โปรแกรม (Compile) และอัปโหลดโปรแกรมลงบอร์ด (Upload)

.USBPort: ใช้สำหรับต่อกับ Computer เพื่ออัปโหลดโปรแกรมเข้า MCU และจ่ายไฟให้กับบอร์ด

Reset Button: เป็นปุ่ม Reset ใช้กดเมื่อต้องการให้ MCU เริ่มการทำงานใหม่

.ICSP Port ของ Atmega16U2 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Visual Com port บน Atmega16U2

. I/OPort:Digital I/O ตั้งแต่ขา D0 ถึง D13 นอกจากนี้ บาง Pin จะทำหน้าที่อื่นๆ เพิ่มเติมด้วย เช่น Pin0,1 เป็นขา Tx,Rx Serial, Pin3,5,6,9,10 และ 11 เป็นขา PWM

ICSP Port: Atmega328 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Bootloader

MCU: Atmega328 เป็น MCU ที่ใช้บนบอร์ด Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

I/OPort: นอกจากจะเป็น Digital I/O แล้ว ยังเปลี่ยนเป็น ช่องรับสัญญาณอนาล็อก ตั้งแต่ขา A0-A5

Power Port: ไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอก ประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง +3.3 V, +5V, GND, Vin

Power Jack: รับไฟจาก Adapter โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 V

MCU ของ Atmega16U2 เป็น MCU ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial โดย Atmega328 จะติดต่อกับ Computer ผ่าน Atmega16U2

2.4.ฮาร์ดแวร์ที่ใช้ในการศึกษา

2.5.1. โซลินอยด์วาล์ว

รูปภาพที่ 2.24 อุปกรณ์โซลินอยด์วาล์ว (Solenoid Valve) เป็นอุปกรณ์แม่เหล็กไฟฟ้าชนิดหนึ่ง ที่มีหลักการทำงานคล้ายกับรีเลย์ (Relay) ควบคุมการไหลของทิศทางลมใช้การไฟฟ้าในการควบคุมสั่งงาน

มีหน้าที่ในการควบคุมทิศทางของลมอัดที่จ่ายให้กับอุปกรณ์ โดยภายในประกอบด้วยลิ้นวาล์วที่เคลื่อนที่มาได้ ตำแหน่งที่ลิ้นวาล์วเคลื่อนที่มาได้นั้นเรียกว่า “ตำแหน่งทำงาน(Position)” ใช้สัญลักษณ์สี่เหลี่ยมแทนตำแหน่งที่ลิ้นวาล์วสามารถเปลี่ยนที่ได้ ตามมาตรฐานการควบคุมข้อกำหนดชื่อวาลว์ควบคุมตามมาตรฐาน ISO1219

วาล์วลม (Air Valve), วาล์วควบคุมทิศทางลม (Pneumatic Directional Control Valve) มีชื่อเรียกหลายชื่อบ้างก็เรียกว่าโซลินอยด์วาล์ว (Pneumatic Solenoid Valve) แต่บางคนก็จะเรียกโซลินอยด์วาล์ว โดยให้หมายถึงวาล์วควบคุมทิศทางแบบ 2/2 เท่านั้นก็มี

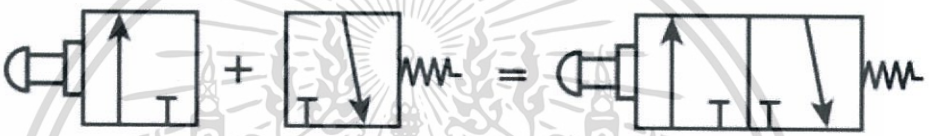
- วาล์วควบคุมทิศทาง แบบ 2/2 หมายถึงตัววาล์วมี 2 รู (Port) / 2 ตำแหน่ง
- วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 3/2 คือตัววาล์วมีรูลม 3 รู / 2 ตำแหน่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 3/3 คือตัววาล์วมีรูลม 3 รู / 3 ตำแหน่ง
- วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 4/2 คือตัววาล์วมีรูลม 4 รู / 2 ตำแหน่ง
- วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 4/3 คือตัววาล์วมีรูลม 4 รู / 3 ตำแหน่ง
- วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 5/2 คือตัววาล์วมีรูลม 5 รู / 2 ตำแหน่ง
- วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 5/3 คือตัววาล์วมีรูลม 5 รู / 3 ตำแหน่ง

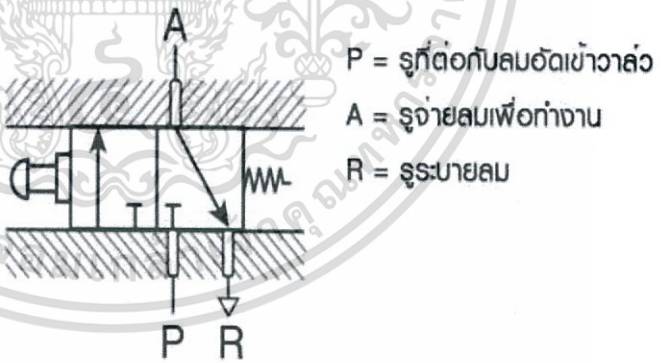
การเขียนสัญลักษณ์ตั้งแต่เริ่มต้น ที่ใช้เพื่อให้รู้และเข้าใจการทำงานของวาล์วควบคุมทิศทางอย่างง่ายๆ จึงเริ่มสัญญาลักษณ์ของวาล์ว แบบแมคคานิคอลวาล์วชนิด 3/2 เป็นขั้นตอนง่ายๆ ดังนี้

1. เขียนสัญญาลักษณ์โดยตัววาล์วมี 2 ตำแหน่งและมี 3 รู



รูปภาพที่ 2.25 การเขียนสัญลักษณ์ของวาล์วควบคุมทิศทาง

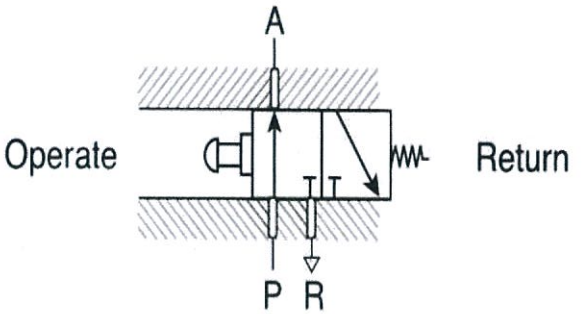
2. การอ่านสัญลักษณ์ของวาล์วควบคุมทิศทาง จากข้อ 1 ให้จิตนาการว่า สี่เหลี่ยม 2 ช่อง ตามรูปข้างล่าง คือลิ้น (spool) ของวาล์วที่เลื่อนได้ไปกลับโดยที่ตัวเรือนของวาล์วมีรูป้อนลม 3 รู



รูปภาพที่ 2.26 การเขียนสัญลักษณ์ช่องทาง port ของวาล์วควบคุมทิศทาง

3. การเคลื่อนที่ของงวาล์ว ตำแหน่งปกติลิ้นวาล์ว (spool) จะอยู่ที่ช่องขวา ตำแหน่ง operate คือกด Pushbutton เลื่อนลิ้นวาล์วจะถูกกดให้ช่องซ้ายตรงรูลม P,R,A

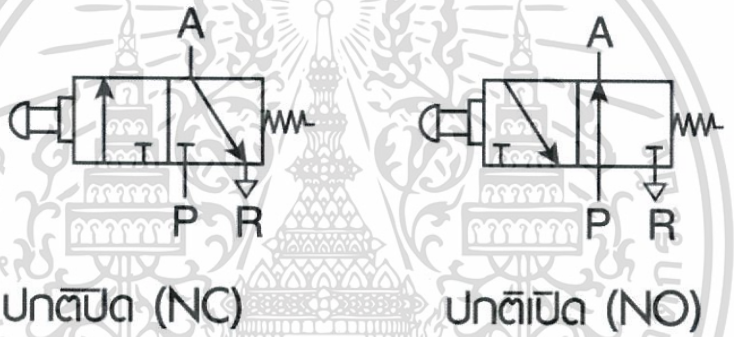
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพที่ 2.27 การเขียนสัญลักษณ์และช่องทาง port ของวาล์วควบคุมทิศทาง

ดังได้อธิบายและแสดงไว้ในรูปของข้อสาม เรื่องสัญลักษณ์การเลื่อนลิ้นวาล์วว่า ตำแหน่งสำหรับภาวะปกติของวาล์วได้จากช่องขวามือ โดยยังไม่แสดงสัญลักษณ์ของตัวที่ทำให้เกิดการเลื่อนของลิ้นวาล์วควบคุมทิศทาง

ปกติปิด (NC) กับปกติเปิด (NO)

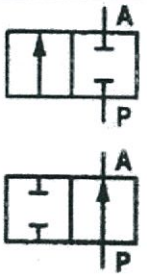
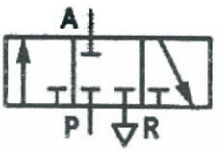
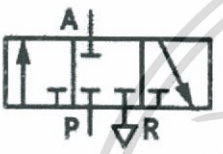
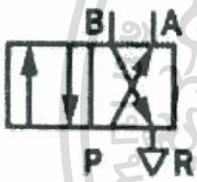
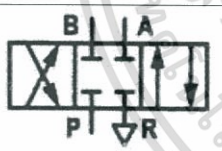
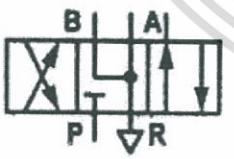


รูปภาพที่ 2.28 สถานะของวาล์วควบคุมทิศทาง

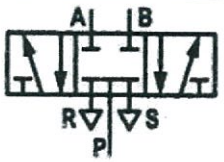
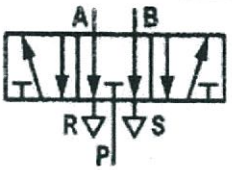
ตำแหน่งภาวะปกติเปิดหรือภาวะปกติปิดของวาล์วได้จากขวามือ

ตัวเลื่อนลิ้นของวาล์วควบคุมทิศทาง (Pneumatic Valve) ซึ่งแบ่งออกตามชนิดของตัวเลื่อนลิ้นวาล์ว (Spool) ได้เป็น 5 ชนิด ดังตารางต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลำดับ	สัญลักษณ์	ความหมาย
1.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 2/2 ปกติปิด (2/2 Valve Normally Closed) วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 2/2 ปกติเปิด (2/2 Valve Normally Open)
2.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 3/2 ปกติปิด (3/2 Valve Normally Closed) วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 3/2 ปกติเปิด (3/2 Valve Normally Open)
3.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 3/3 ตำแหน่งกลางปิด (3/3 Valve Mid-Position Closed)
4.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 4/2 (4/2 Valve)
5.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 4/3 ตำแหน่งกลางปิด (4/3 Valve Mid-Position Closed)
6.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 4/3 ตำแหน่งกลางเร่งระบายลม (4/3 Valve Mid-Position Exhausted)
7.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 5/3 (5/3 Valve)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 5/3 ตำแหน่งกลางปิด (5/3 Valve Mid-Position Closed)
9.		วาล์วควบคุมทิศทางแบบ 5/3 ตำแหน่งกลางเร่งระบายลม (5/3 Valve Mid-Position Exhausted)

ตารางที่ 2.2 ชนิดของตัวเลื่อนลิ้นวาล์ว (Spool)

สัญลักษณ์	ความหมาย
1.การเลื่อนลิ้นโดยใช้มือหรือเท้า (Manual Actuator) ก. General ข. Push button ค. Lever ง. Padle จ. Detent	• ใช้ก้ามเนื้อในการเลื่อน (ปุ่มกด) แบบทั่วไป • ใช้มือกด (ปุ่มกด) • ใช้คันโยกหรือมือบิด • ใช้เท้าเหยียบ • ใช้คันโยกหรือมือบิดแบบล็อกตำแหน่ง
2.การเลื่อนลิ้นโดยใช้ระบบไก (Mechanical Actuator) ก. Plunger ข. Spring ค. Roller lever ง. Roller lever with idle return (Roller Trip)	• ใช้กลไกภายนอกเป็นตัวกด ทำงานสองทา • ใช้สปริงดันวาล์วให้กลับตำแหน่งปกติ • ใช้ล้อลูกกลิ้งเป็นตัวกด ทำงานได้สองทาง • ใช้ล้อลูกกลิ้งเป็นตัวกด ทำงานได้ทางเดียว

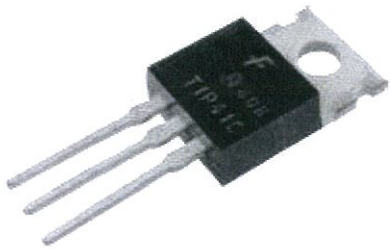
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญลักษณ์	ความหมาย
3.การเลื่อนลิ้นโดยใช้ลม (Pneumatic Actuator) ก. Direct by Pressure (Pilot) ข. Direct by Pressure Relief ค. Differential Pressure ง. Indirect by Pressure (Pilot) จ. Indirect by Pressure Relief	• ใช้ลมในการเลื่อนวาล์วโดยตรง • ระบายลมให้วาล์วเลื่อนโดยตรง • เลื่อนลิ้นด้วยความดันที่แตกต่าง • ใช้ลมไปเลื่อนวาล์วทางอ้อม • ระบายจากวาล์วทางอ้อม
4.การเลื่อนลิ้นโดยใช้ไฟฟ้า (Electrical Actuator) Solenoid	• ใช้ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้า 1 ขด
5.การเลื่อนลิ้นแบบผสม (combined Actuation) ก. Push botton and Pressure ข. Push botton or Pressure ค. Roller lever and Pressure ง. Solenoid and Pressure จ. Spring Centred	• ใช้ปุ่มกดละใช้ลมช่วย • ใช้ปุ่มกดหรือใช้ลมช่วย • ใช้กลไกลูกกลิ้งและลมช่วย • ใช้ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้าและลมช่วย • ใช้สปริงดันวาล์วให้อยู่ในตำแหน่งกลาง

ตารางที่ 2.3 ตารางแสดงสัญลักษณ์ บอกความหมายของการเลื่อนลิ้นวาล์ว (Spool) ควบคุมทิศทาง (Pneumatic Directional Control Valve)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.2. ทรานซิสเตอร์



รูปภาพที่ 2.29 ทรานซิสเตอร์(Transistor)

ทรานซิสเตอร์เป็นอุปกรณ์ที่พัฒนาจากไดโอด ซึ่งคุณสมบัติของทรานซิสเตอร์นั้น หมายถึงสามารถนำไปใช้งานใน ด้านขยายสัญญาณ ให้มีขนาดใหญ่ขึ้นนั่นเอง โดยการป้อนสัญญาณที่มีขนาดเล็กให้ทรานซิสเตอร์ ทรานซิสเตอร์ก็จะนำกระแสได้มากที่สามารถทำให้เกิดสัญญาณขนาดใหญ่ทางขาออกได้สบายๆ และทรานซิสเตอร์ยังเป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำ ที่สามารถทำหน้าที่ ขยายสัญญาณไฟฟ้า เปิด/ปิดสัญญาณไฟฟ้า คงค่าแรงดันไฟฟ้า หรือกล้ำสัญญาณไฟฟ้า (modulate) เป็นต้นการทำงานของทราสซิสเตอร์เปรียบได้กับวาลว์ที่ถูกควบคุมด้วยสัญญาณไฟฟ้าขาเข้า เพื่อปรับขนาดกระแสไฟฟ้าขาออกที่มาจากแหล่งจ่ายแรงดัน

สารกึ่งตัวนำ

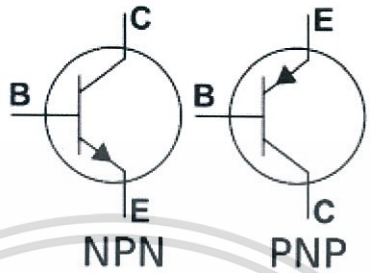
สารบางชนิดนำไฟฟ้าได้ดี เช่น ทองแดง เหล็ก สังกะสี สารบางชนิดไม่นำไฟฟ้า แต่เป็นฉนวนไฟฟ้า เช่นแก้ว ยาง พลาสติก สารที่มีคุณสมบัติ ไฟฟ้าอยู่ระหว่างตัวนำไฟฟ้าและฉนวนไฟฟ้า เรียกว่า สารกึ่งตัวนำ และ เราสามารถควบคุมการนำไฟฟ้าของสารกึ่งตัวนำได้ เราจึงนำเอาสารกึ่งตัวนำมาประดิษฐ์สร้างเป็นอุปกรณ์ไฟฟ้า อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ได้มากมาย เช่น ไดโอด ทรานซิสเตอร์ และวงจรไอซี สารกึ่งตัวนำที่ใช้ประโยชน์มากที่สุด ได้แก่ ซิลิคอน ซึ่ง เป็นธาตุที่ถลุงได้จากทราย และเป็นธาตุที่มีมากที่สุดในโลกชนิดหนึ่ง

รูปร่างของทรานซิสเตอร์มีหลายรูปแบบ เรามักจะเรียกว่าตัวถัง ซึ่งแต่ละแบบก็มีชื่อเรียกต่างกันออกไป และถ้าทรานซิสเตอร์ มีขนาดใหญ่ แสดงว่าทรานซิสเตอร์นั้นสามารถนำกระแส หรือมีกำลังมากนั้นเอง โครงสร้างภายในของทรานซิสเตอร์นั้นจะประกอบด้วย สารกึ่งตัวนำ P และ N มาต่อกัน 3 ตัว และมีรอยต่อ 2 รอยต่อมีขา 3 ขา ยื้นมาจากสารกึ่งตัวนำนั้นๆ โดยจะแบ่งชนิดทรานซิสเตอร์ตามโครงสร้างพื้นฐานในการทำงานของทรานซิสเตอร์คือ ทรานซิสเตอร์จะทำงานได้ ต่อเมื่อมีกระแสไหลเข้ามาที่ขา B เท่านั้น หากไม่มีกระแสไหลเข้ามา ทรานซิสเตอร์จะไม่ทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทรานซิสเตอร์สามารถแบ่งตามโครงสร้างได้ 2 ประเภทคือ

1. ทรานซิสเตอร์ชนิด NPN
2. ทรานซิสเตอร์ชนิด PNP



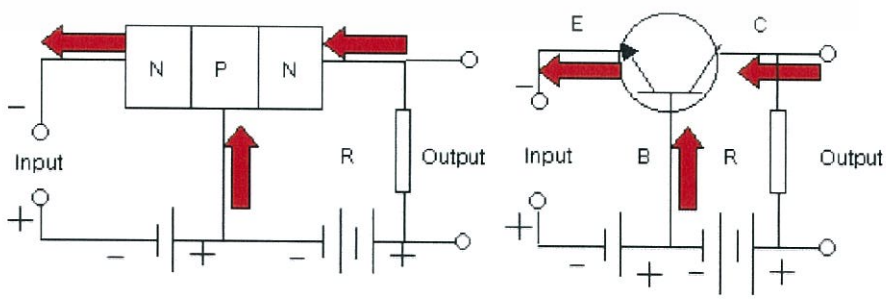
รูปภาพที่ 2.30 ชนิดของทรานซิสเตอร์

**โครงสร้างแบบ NPN สังเกตว่าสัญลักษณ์ทรานซิสเตอร์หัวลูกศรจะพุ่งออก
**โครงสร้างแบบ PNP สังเกตว่าสัญลักษณ์ทรานซิสเตอร์หัวลูกศรจะพุ่งเข้า

ทรานซิสเตอร์มีขาต่อใช้งานทั้งหมดสามขา คือ ขาคอลเล็กเตอร์(C), ขาอิมิตเตอร์(E), ขาเบส(B) และการนำไปใช้งานเราต้องจัดไฟให้ทรานซิสเตอร์ทำงาน เรียกว่าการไบแอส(Bias)

การทำงานของทรานซิสเตอร์ชนิด NPN

การป้อนแรงดันไฟฟ้าให้กับทรานซิสเตอร์ชนิด NPN คือ การจ่ายไฟลบให้ขา E เมื่อเทียบกับ ที่จ่ายให้ขา B และจ่ายไฟบวกให้ขา C เมื่อเทียบกับไฟลบที่จ่ายให้ขา B มีทั้งไฟบวกและไฟลบ แต่การ เทียบศักย์ Forward นั้นจะเทียบระหว่างขา B กับขา E เท่านั้น ทำให้ขา B ซึ่งเป็นสาร P ได้รับแรงไฟ Forward คือเป็นไฟบวกเมื่อเทียบกับขา E เท่านั้นแสดงดังรูป



รูปภาพที่ 2.31 ทิศทางแต่ละชนิดของทรานซิสเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.3. อุปกรณ์ปั๊มลม

รูปภาพที่ 2.32 Air compressor

Air compressor คือปั๊มลมแบบหนึ่งถ้าว่าในทางภาษาไทยโดยมากจะกล่าวว่า เครื่องอัดอากาศ เสียมากกว่า ปั๊มลมลักษณะนี้ทำงานโดยการอัดอากาศเข้าไปภายในตัวเครื่องหรืออีกนัยหนึ่งคือ จะดำเนินการโดยการแปรเปลี่ยนกำลังงานของลมที่เข้าไปข้างในตัวเครื่องให้เป็นกำลังงานจลน์ โดย air compressor system นอกจากหลักการทำหน้าที่หลักๆ นี้แล้วยังจำแนกการปฏิบัติงานในหมวดย่อยๆ ตามแต่อย่างของปั๊มลมจำพวกนั้นๆ ด้วย ด้วยเหตุนี้ ปั๊มชนิดใช้การแทนของของเหลวจะปฏิบัติการโดยใช้แนวนโยบายการแทนของของเหลวชั้นในเครื่องสูบ

air compressor หลักการทำงานโดยเพิ่มเติมพลังงานให้แก่ของเหลวที่อยู่ข้างในเครื่องสูบจากการใช้แรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางหากเป็นปฏิกิริยาที่มีขึ้นชั้นในศูนย์กึ่งกลางของเครื่องปั๊มอย่างโรตารี่จะทำงานโดยเพิ่มพลังงานให้แก่ของเหลวโดยอาศัยการหมุนของเฟืองของแกนกลางของเครื่องปั๊ม พร้อมทั้งปั๊มประเภทลูกสูบชักจะดำเนินการโดยอาศัยแรงอัดโดยตรงของตัวกระบอกสูบ ลูกสูบจะเคลื่อนเข้าอัดของเหลวซึ่งเป็นการเพิ่มพลังงานให้แก่ของเหลวอีกอย่างหนึ่งสำหรับเป็นเหตุให้ของเหลวเคลื่อนที่ออกสู้ทางจ่ายไม่ก็ท่อจากข้อความที่ผ่านๆ มาหยิบยกปั๊มลมแล้วนั้น สิ่งที่ขาดไม่ได้อีกอย่างแรกคือว่าการเลือกดูปั๊มลมเพื่อให้ให้ได้ปั๊มลมที่สมควรกับการทำงานพร้อมด้วยต้นทุนของผู้ซื้อ ข้อต้องระวังมีดังนี้คือ อันดับแรกจำต้องตรวจสอบแรงดันลมสูงสุดของเครื่องปั๊มลมแต่ละเครื่อง เนื่องด้วยแม้ว่าเครื่องปั๊มลมบางตัวจะมีขนาดเท่ากันถึงกระนั้นผลรวมความดันที่ตัวเครื่องอาจจะจุได้นั้นไม่มีแบบเดียวกัน เพราะAir compressorมีการทำงานที่ว่าด้วยแรงดันลมอยู่สองแบบคือ Single stage พร้อมกับ two stage แม้เลือกดูผิดรูปแบบคงก่อกำเนิดข้อเสียหายกับตัวเครื่องปั๊มได้ อันดับต่อมานั่นคือ ปริมาณลมที่ตัวเครื่องสามารถบรรจุได้ พร้อมด้วยอาจตกลงใจได้ถูกต้องว่าจะเจาะจงใช้เครื่องปั๊มประเภทใหญ่หรือว่าขนาดย่อม ประเภทท้ายที่สุดคือควรจะระลึกถึงเครื่องมือเสริมของเครื่องปั๊มถ้าต้องการเอามาใช้ในด้านของการฟอกอากาศ ตลอดถังบรรจุลม เครื่องมือสำหรับลดอุณหภูมิลม เครื่องสำหรับเป่าลมให้แห้ง และตัวกรองลม สมควรพิจารณาดูว่าอยู่ภายในสถานะดีพร้อมด้วยทำงานหรือไม่ เหตุด้วยไม่งั้นจากนั้นคงจะเกิดอุบัติเหตุขึ้นได้ โดยเหตุนั้นจำต้องละเอียดไว้ก่อนเป็นเยี่ยมก่อนใช้งานปั๊มลมสิ่งสำคัญที่จำต้องไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลืมดูก็คือเรื่องขององค์ประกอบแต่ละส่วนว่ามีติดมากับปั๊มลมครบถ้วนหรือไม่ ทั้งนี้เพราะวัสดุอุปกรณ์ชิ้นใดชิ้นหนึ่งหายไป ไม่แค่เพียงปั๊มลมจะประจำการได้ไม่เต็มที่ แม้กระนั้นยังคงก่อให้เกิดข้อเสียหายกับตัวปั๊มลม หรือไม่ต่อเครื่องมือที่ทำงานควบคู่ด้วย

2.5.ทฤษฎีอื่นๆ

2.6.1. ทฤษฎีทางคณิตศาสตร์การประยุกต์อนุพันธ์

ในวิชาคณิตศาสตร์อนุพันธ์ของฟังก์ชันของตัวแปรจริงเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงของค่าของฟังก์ชันเทียบกับการเปลี่ยนแปลงของอาร์กิวเมนต์ (ค่าที่ป้อนเข้าหรือตัวแปรต้น) อนุพันธ์เป็นเครื่องมือพื้นฐานของแคลคูลัสตัวอย่างเช่น อนุพันธ์ของตำแหน่งของวัตถุที่กำลังเคลื่อนที่เทียบกับเวลา คือ ความเร็วของวัตถุนั้น ซึ่งเป็นการวัดว่าตำแหน่งของวัตถุมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วเพียงใดเมื่อเวลาผ่านไป

อนุพันธ์ของฟังก์ชันตัวแปรเดียวที่ตัวแปรต้นใด ๆ คือความชันของเส้นสัมผัสที่สัมผัสกับกราฟของฟังก์ชันที่จุดนั้น เส้นสัมผัสคือการประมาณเชิงเส้นของฟังก์ชันที่ดีที่สุดใกล้กับตัวแปรต้นนั้น ด้วยเหตุนี้ อนุพันธ์มักอธิบายได้ว่าเป็น "อัตราการเปลี่ยนแปลงขณะใดขณะหนึ่ง" ซึ่งก็คืออัตราส่วนของการเปลี่ยนแปลงขณะใดขณะหนึ่งของตัวแปรตามต่อตัวแปรต้นหรือตัวแปรอิสระ

กระบวนการหาอนุพันธ์เรียกว่า การหาอนุพันธ์ (differentiation หรือการดิฟเฟอเรนชิเอต) ส่วนกระบวนการที่กลับกันเรียกว่า การหาปฏิยานุพันธ์ (antidifferentiation) ทฤษฎีบทมูลฐานของแคลคูลัสกล่าวว่า การหาปฏิยานุพันธ์เหมือนกันกับการหาปริพันธ์ (integration หรือ การอินทิเกรต) การหาอนุพันธ์ และการหาปริพันธ์เป็นตัวดำเนินการพื้นฐานในแคลคูลัสตัวแปรเดียว

อนุพันธ์ของฟังก์ชันเป็นมโนทัศน์หนึ่งในสองมโนทัศน์หลักของแคลคูลัส (อีกมโนทัศน์หนึ่งคือ ปฏิยานุพันธ์ ซึ่งคือตัวผกผันของอนุพันธ์)

- ทฤษฎีบทของโรลล์และทฤษฎีบทค่ามัชฌิม ทฤษฎีบทที่เกี่ยวกับค่าอนุพันธ์ที่จุดสูงสุดหรือต่ำสุดสัมพัทธ์

ทฤษฎี 2.2.1 ทฤษฎีบทของโรลล์(Rolle Theorem)

ให้ f เป็นฟังก์ชันที่หาอนุพันธ์ได้บน (a,b) และมีความต่อเนื่องบน [a,b] ถ้า f(a) = f(b) = 0

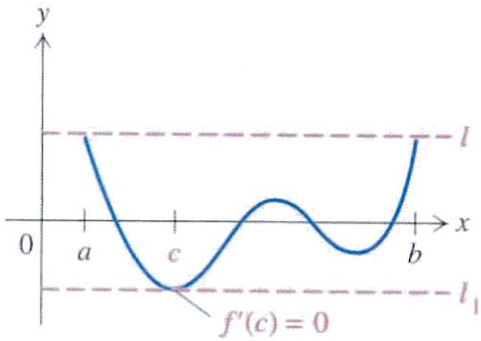
แล้วจะมี c อย่างน้อยหนึ่งค่าใน (a,b) ที่ทำให้ f'(c) = 0

กรณี y = f(x) = 0 เป็นฟังก์ชันคงค่า มีกราฟเป็นเส้นตรงแนวราบตามแนวแกน x จะได้ f(a) = f(b) = 0 ดังนั้น f'(c) = 0 ทุกค่าของ c ∈ (a,b)

จากทฤษฎี 2.2.1 ถ้าเปลี่ยน f(a) = f(b) = 0 เป็น f(a) = f(b) เพียงพอที่จะได้ข้อสรุปว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

“จะมี c อย่างน้อยหนึ่งค่าใน (a,b) ที่ทำให้ f’(c) = 0



รูปภาพที่ 2.33 ทฤษฎีบทของโรลล์(Rolle Theorem)

2.6.2. พลศาสตร์ของไหล (Fluid Dynamics)

1 ของไหลอุดมคติ คุณสมบัติของไหลอุดมคติมี ดังนี้

1. มีการไหลอย่างสม่ำเสมอ (Steady Flow) หมายถึง ความเร็วของทุกอนุภาค ณ ตำแหน่ง บนพื้นที่หน้าตัดเดียวกันในของไหลมีค่าคงตัว

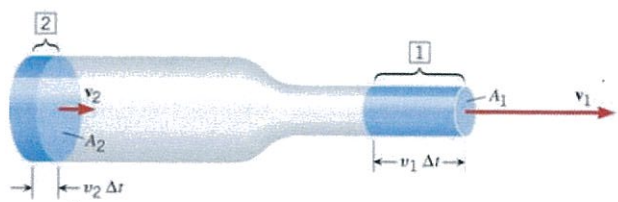
2. เป็นการไหลโดยไม่หมุน (Irrotational flow) คือ ในบริเวณโดยรอบจุดหนึ่งๆ ในของไหล จะไม่มีอนุภาคของของไหลเคลื่อนที่ด้วยอัตราเร็วเชิงมุมรอบจุดนั้นๆ เลย

3. เป็นการไหลที่ไม่มีแรงต้านเนื่องจากความหนืด (Nonviscous flow) ไม่มีแรงต้านใดๆภายในเนื้อของไหลมากระทำต่ออนุภาคของไหล

4. ไม่สามารถอัดได้ (Incompressible flow) ในทุกๆส่วนของของไหลมีความหนาแน่นคงตัว

2 สมการความต่อเนื่อง (The equetion of continunuty)

เป็นสมการที่ใช้ศึกษาการไหลของของไหลภายในท่อ การไหลของของไหลในท่อที่มีขนาดไม่สม่ำเสมอไหลจากปลาย [2] ซึ่งมีพื้นที่หน้าตัด A_2 ไปยังปลาย [1] ซึ่งมีพื้นที่หน้าตัด A_1 ดังรูป



รูปภาพที่ 2.34 การไหลของของไหลในท่อที่มีขนาดไม่สม่ำเสมอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากของไหลไม่สามารถไหลผ่านผนังท่อและไม่มีการสร้างหรือทำลายของไหลในท่อ ดังนั้นมวลของของไหลที่ผ่านแต่ละส่วนของท่อการไหลในเวลา Δt เดียวกันจึงมีค่าเท่ากัน

คือ

$$\Delta m_1 = \Delta m_2$$

$$\rho A_1 v_1 \Delta t = \rho A_2 v_2 \Delta t$$

เนื่องจากของไหลอุดมคติไม่สามารถอัดได้ ดังนั้น ความหนาแน่นจึงคงตัว

แสดงว่า $\rho_1 = \rho_2$

จะได้ $A_1 v_1 = A_2 v_2$

สมการดังกล่าวเรียกว่า สมการความต่อเนื่อง (The equation of continuity) สรุปใจความได้ว่า ผลคูณระหว่างพื้นที่หน้าตัดกับอัตราเร็วของของไหลอุดมคติ ไม่ว่าจะอยู่ที่ตำแหน่งใดในท่อ การไหลจะมีค่าคงตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

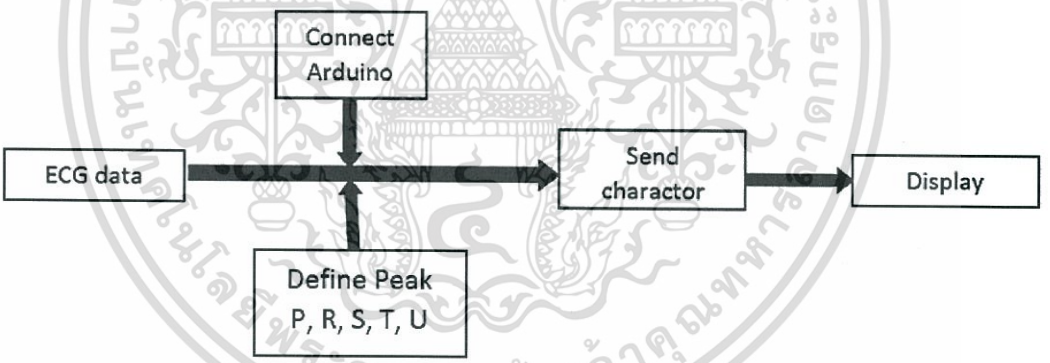
บทที่ 3

การออกแบบและวิธีการดำเนินงาน

จากวัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์นี้คือ เพื่อศึกษาการทำงานของเครื่องนวดขากระตุ้นการทำงานของหัวใจ EECP(Enhanced External Counter Pulsation) โดยการใช้โปรแกรม Matlab ในการตรวจจับแอมปริจูดของช่วงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่สัมพันธ์กับจังหวะการเต้นของหัวใจ จากนั้นค่าที่ได้ส่งไปยังหน้าต่างแสดงผล(Serial) สื่อสารกับไมโครคอลโทรลเลอร์ Arduino โดยค่าที่ส่งมานั้นจะเป็นตัวกำหนดว่าจะควบคุมอุปกรณ์ควบคุมทิศทางลม(Solinoid valve air)

3.1.แผนผังการออกแบบวิธีการดำเนินงาน

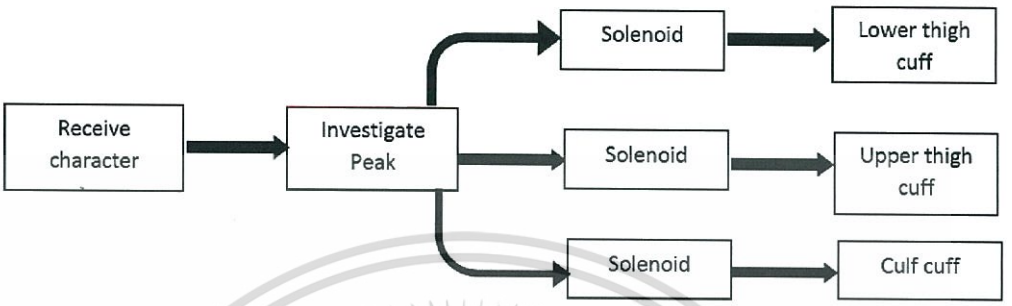
3.1.1. การออกแบบวิธีการดำเนินงานในส่วนของโปรแกรม Matlab มีการนำข้อมูลของสัญญาณ ECG เข้ามาจากนั้นตรวจสอบค่าแอมพลิจูดของสัญญาณดังกล่าว เพื่อหา peak ที่ต้องการแล้วส่งไปยังโปรแกรม Arduino ดังรูปภาพที่ 3.1



รูปภาพที่ 3.1 แผนผังการออกแบบการดำเนินงานด้วยโปรแกรม Matlab

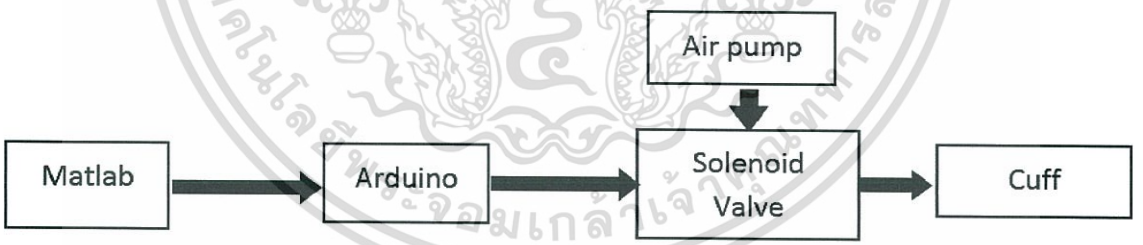
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2. การออกแบบวิธีการให้ Arduino รับค่าข้อความจากโปรแกรม Matlab แล้วสั่งการไปยังอุปกรณ์ภายนอก หรือโซลินอยด์ ดังรูปภาพที่ 3.2



รูปภาพที่ 3.2 แผนผังการออกแบบการดำเนินงานด้วยโปรแกรมคำสั่ง Arduino

3.1.3. การออกแบบโครงสร้างและระบบระหว่างอุปกรณ์ปั๊มลม,อุปกรณ์ควบคุมทิศทางลม (Solinoid valve air) และ ผ้าพันขา(Cuff) ดังรูปภาพที่ 3.3

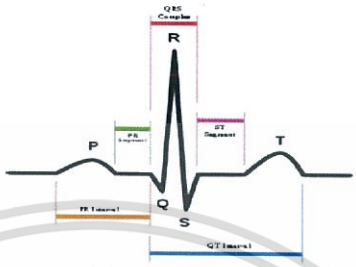


รูปภาพที่ 3.3 แผนผังรวมการออกแบบการดำเนินงานอุปกรณ์ต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

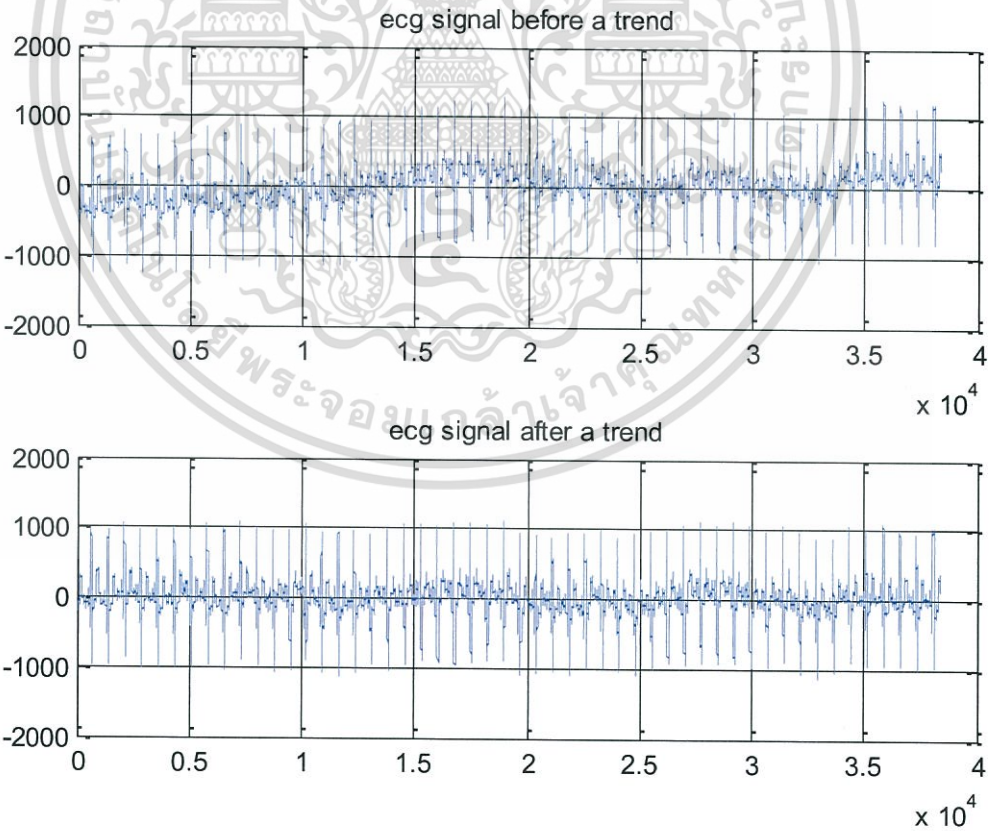
3.2.ขั้นตอนการสร้างโปรแกรมตรวจจับแอมปริจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG

3.2.1. เริ่มต้นโดยการพิจารณาลักษณะของกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและช่วงแต่ละช่วง P,Q,R,S,T ซึ่งการเกิดสัญญาณไฟฟ้าในแต่ละแอมพลิจูด สามารถทำให้ทราบถึงช่วงการบีบและคลายตัวของหัวใจ ดังรูปภาพที่ 3.4



รูปภาพที่ 3.4 แสดงช่วงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ECG) และแอมพลิจูด(PEAK)

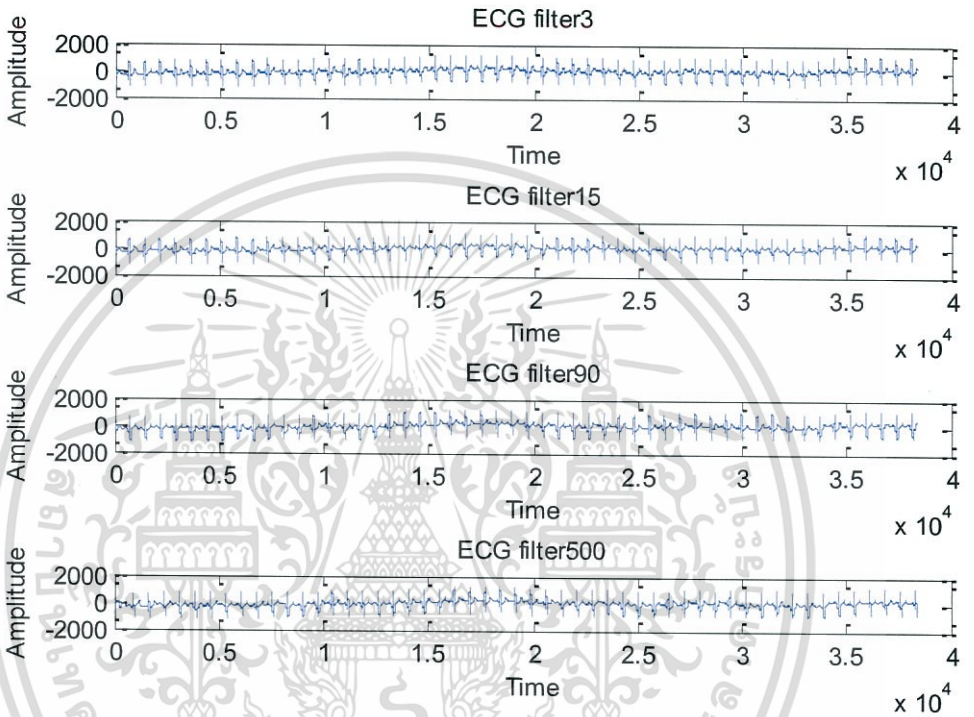
3.2.2. เพื่อการวิเคราะห์และตรวจจับแอมพลิจูด จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการทำ Detrending สัญญาณไฟฟ้าหัวใจก่อน เพื่อง่ายต่อการตรวจจับแอมพลิจูด ดังรูปภาพที่ 3.5



รูปภาพที่ 3.5 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจก่อนและหลัง การทำ detrending

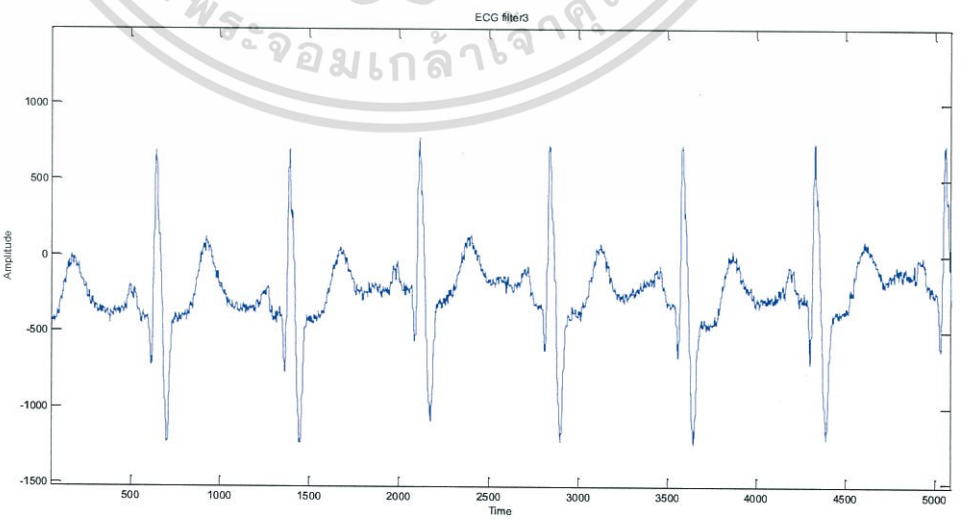
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3. โดยปกติสัญญาณต่างๆ จะมีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่ในสัญญาณที่ใช้งานอยู่เสมอ ซึ่งในทางการแพทย์การที่จะให้คุณภาพในการทำงานอุปกรณ์ดีขึ้นหรือข้อมูลผิดพลาดน้อยๆ จำเป็นต้องมีการกรองสัญญาณรบกวนที่มีอยู่ออกให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้จากการทดลองเปรียบเทียบความแตกต่างในการเลือกใช้ขนาดของ order โดยใช้การกรองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ fir filter ดังรูปภาพที่ 3.6 – 3.10 ก็ทำให้ได้ผล ดังรูปภาพที่ 3.11



รูปภาพที่ 3.6 แสดงการเปรียบเทียบความแตกต่างของการเลือกใช้ค่า order ที่แตกต่าง

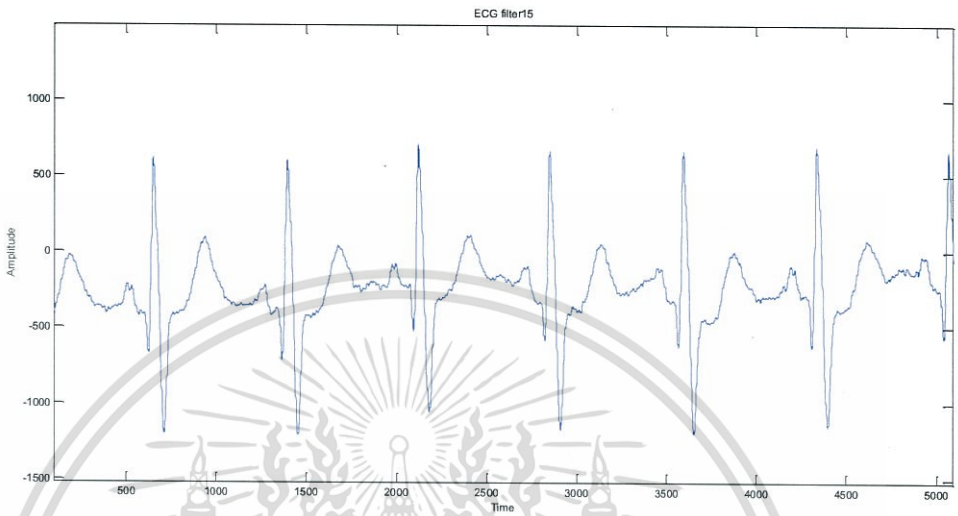
กันระหว่าง order =3 ,order = 15,



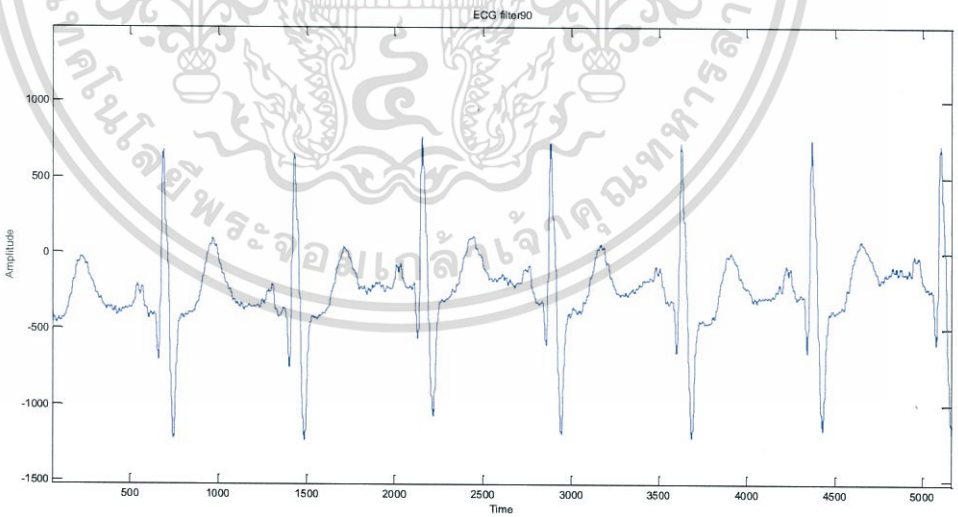
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

order = 90 และ order = 500 (ขนาดช่วงเวลาเต็ม)

รูปภาพที่ 3.7 แสดงการเลือกใช้ค่า order=3 (ขนาดช่วงเวลา1:5000)

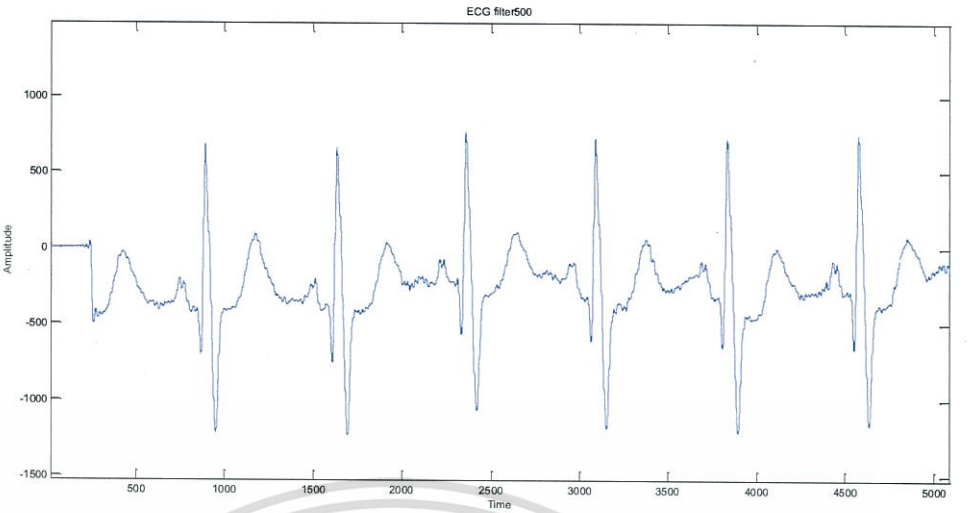


รูปภาพที่ 3.8 แสดงการเลือกใช้ค่า order=15 (ขนาดช่วงเวลา1:5000)

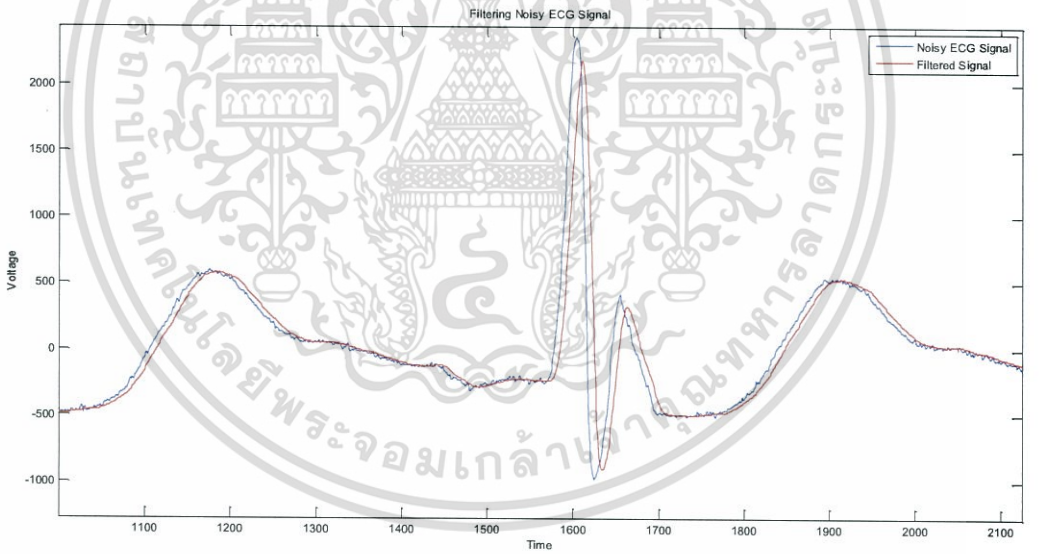


รูปภาพที่ 3.9 แสดงการเลือกใช้ค่า order=90 (ขนาดช่วงเวลา1:5000)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



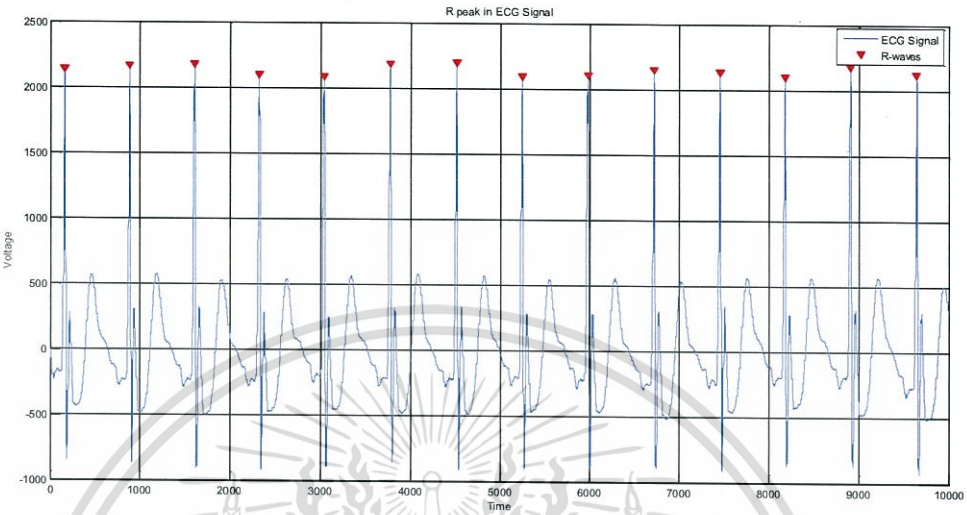
รูปภาพที่ 3.10 แสดงการเลือกใช้ค่า order=500 (ขนาดช่วงเวลา1:5000)



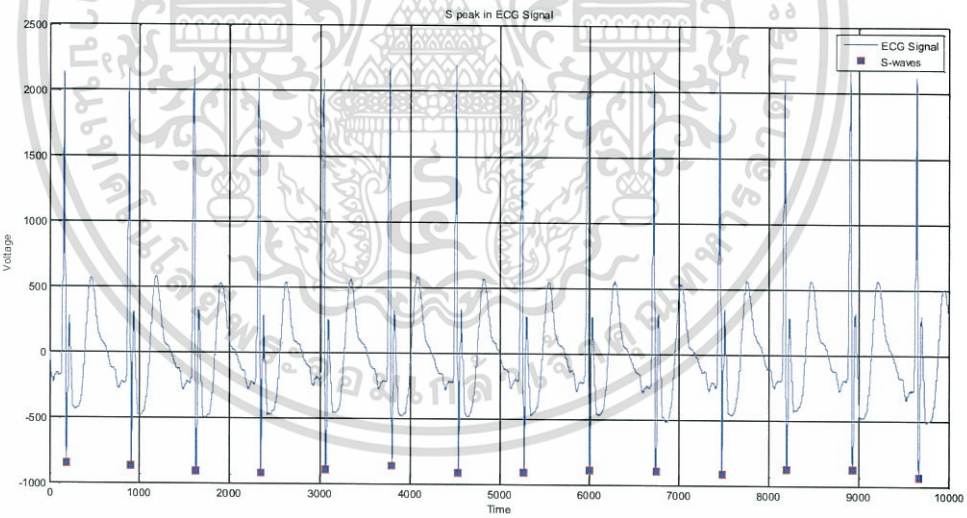
รูปภาพที่ 3.11 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงการกรองสัญญาณ โดยเส้นสีน้ำเงินเป็นสัญญาณที่ยังไม่ผ่านการกรองสัญญาณ และเส้นสีแดงเป็นสัญญาณที่ผ่านการกรองแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.4. ทำการตรวจจับแอมพลิจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในแต่ละ peak ในรูปแบบของกราฟ ดังรูปภาพ 3.12 - 3.15

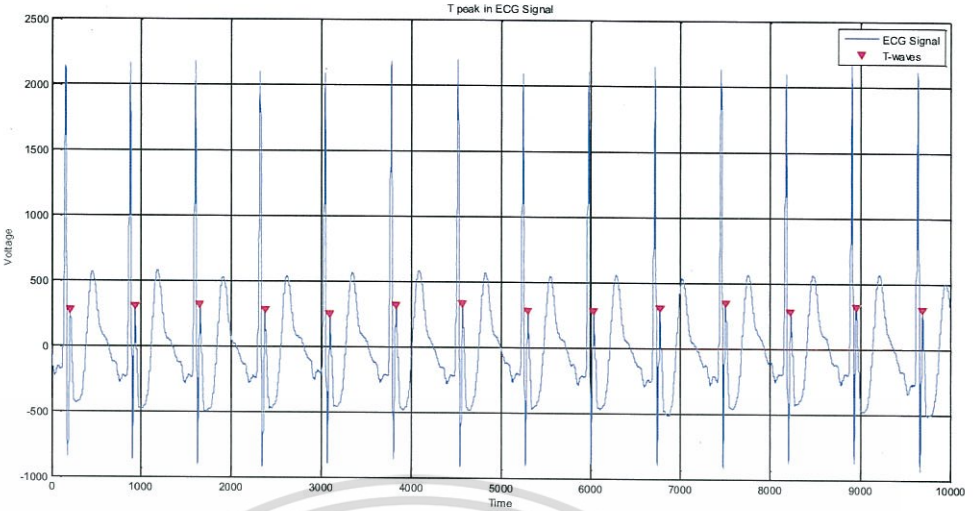


รูปภาพที่ 3.12 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจจับ R-peak

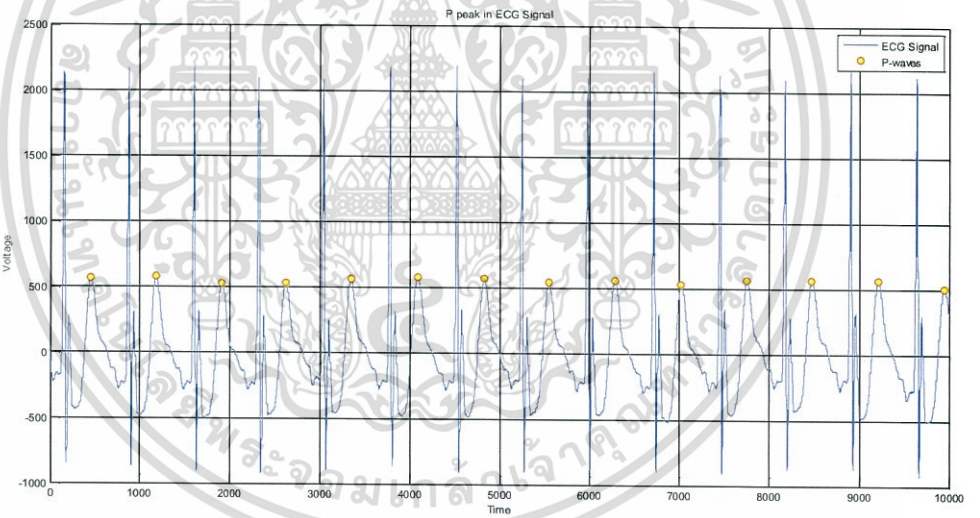


รูปภาพที่ 3.13 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตรวจจับ S-peak

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพที่ 3.14 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจจับ T-peak

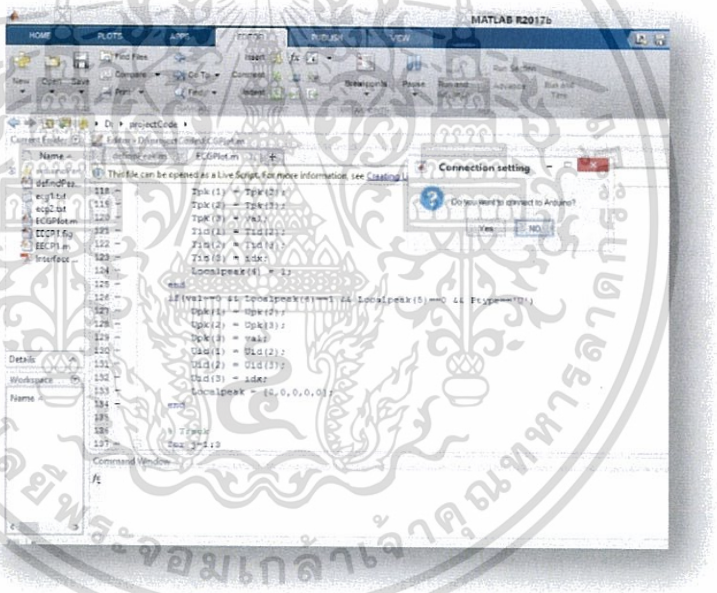


รูปภาพที่ 3.15 แสดงกราฟสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจจับ P-peak

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

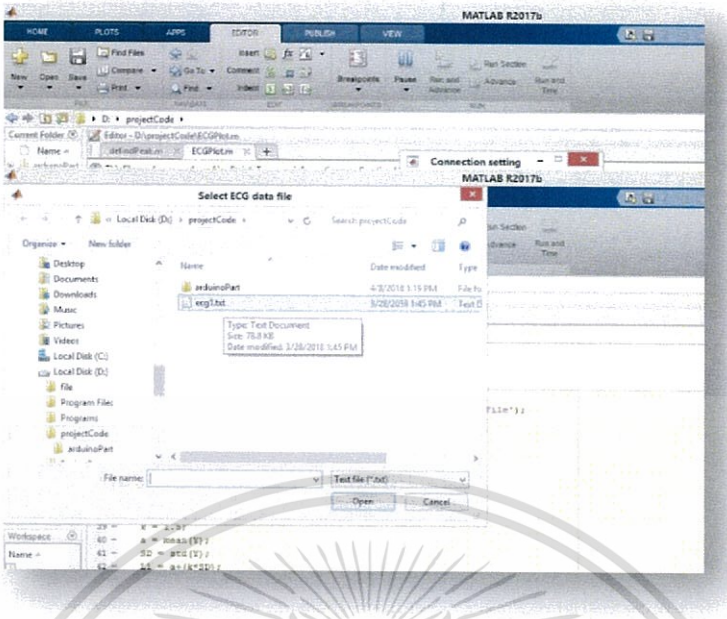
3.3.ขั้นตอนการทำงานในโปรแกรม Arduino เพื่อรับค่าจากโปรแกรม Matlab

3.3.1. ในรูปแบบการแสดงผลในโปรแกรม Matlab เมื่อเริ่มรันโค้ด จะแสดงหน้าต่างให้เลือกว่าจะเชื่อมต่อการทำงานกับ Arduino หรือไม่ โดยต้องตรวจสอบ port ของอุปกรณ์กับโค้ดก่อนว่าตรงกันหรือไม่จึงจะสามารถทำงานได้ ดังรูปภาพที่ 3.16 ต่อมาจะแสดงหน้าต่างให้เราเลือกไฟล์ข้อมูล ecg ของผู้ป่วยที่เราต้องการมา ดังรูปภาพที่ 3.17 จากนั้นจะเริ่มการตรวจจับแอมพลิจูด peak โดยเป็นแบบ real-time ดังรูปภาพที่ 3.18 และในส่วน command window จะแสดง ค่าคำสั่งที่ตรวจจับได้ ไปยัง Arduino เพื่อควบคุมการทำงานของ solenoid valve air ดังรูปภาพที่ 3.19 เนื่องจากอุปกรณ์ภายนอกมีการต่อขนาดท่อลมที่เล็กเกินไปทำให้มีความต้านทานมาก และปั๊มลมกำลังไม่มากพอ อาจทำให้การทำงานคลาดเคลื่อนพอสมควร จึงใช้การพิจารณาที่ระยะเวลาในการที่ส่งคำสั่งออกไปในแต่ละช่วงแอมพลิจูด peak แทน ดังรูปภาพที่ 3.20

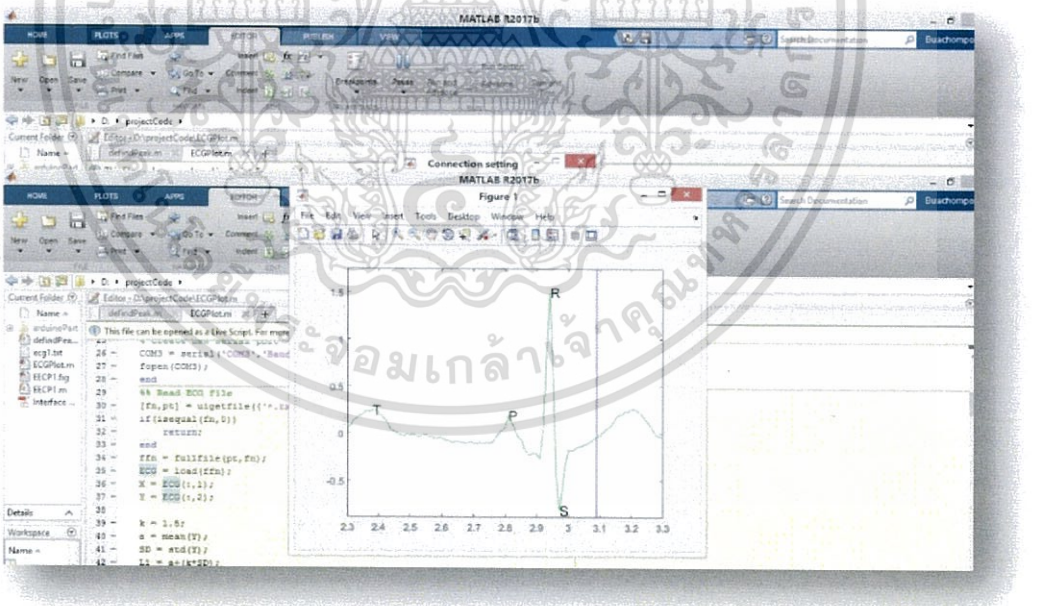


รูปภาพที่ 3.16 แสดงเลือกเชื่อมต่อการทำงานกับ Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

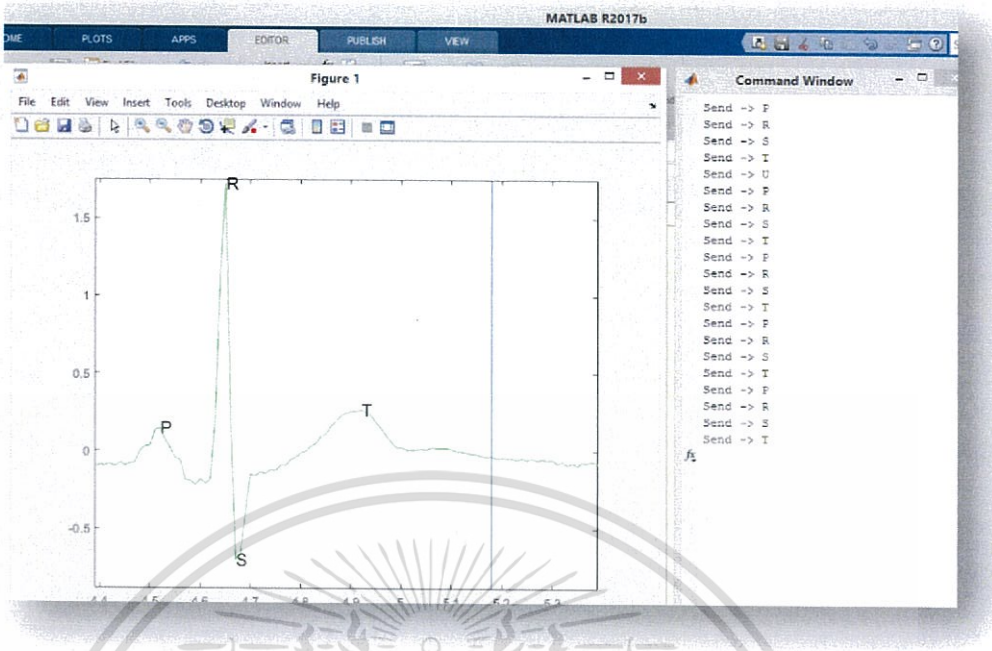


รูปภาพที่ 3.17 แสดงการเลือกไฟล์ข้อมูล ecg

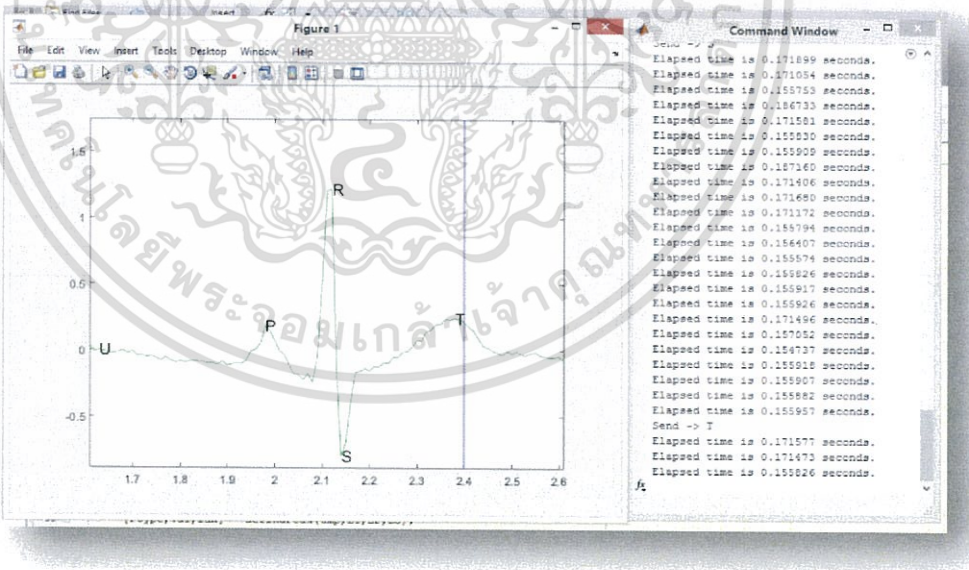


รูปภาพที่ 3.18 การตรวจจับแอมพลิจูด peak โดยเป็นแบบ real-time

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพที่ 3.19 command window จะแสดง ค่าคำสั่งที่ตรวจจับได้ ไปยัง Arduino



รูปภาพที่ 3.20 ระยะเวลาในการที่ส่งคำสั่งออกไปในแต่ละช่วง peak

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.ขั้นตอนการออกแบบอุปกรณ์

<u>เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ร่วมกับโปรแกรม</u>

โปรแกรมตรวจจับแอมปริจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG ต้องอาศัยไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยในปริญญานิพนธ์นี้เลือกใช้ Arduino UNO3 ในการควบคุมการทำงานของ Solinoid valve air

- เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ได้โดยตรงผ่าน USB
- สามารถติดต่อกับโปรแกรม Matlab โดยใช้ Arduino support for Matlab
- สามารถเขียนและโปรแกรมตัวบอร์ดด้วย Arduino IDE
- ตัวบอร์ดใช้ชิป ATmega328p ประมวลผลไวขึ้น เป็นชิปตัวใหม่อัพเกรดจากรุ่นก่อน
- ตัวบอร์ดใช้ไฟเลี้ยง 5V

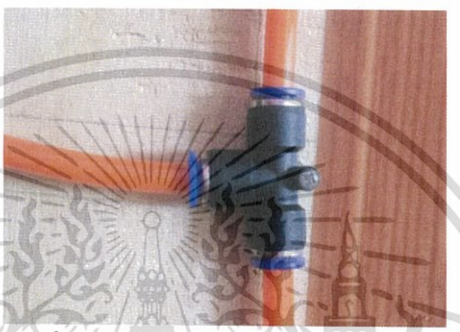
โดยการอัดลมเข้าไปจะใช้ปั๊มลม ขนาด 12 โวลต์ และ Solinoid valve air 3 ทาง 2 สถานะ 12 โวลต์ จ่ายไฟด้วย power supply

3.4.1. การออกแบบอุปกรณ์ภายนอกต่างๆ

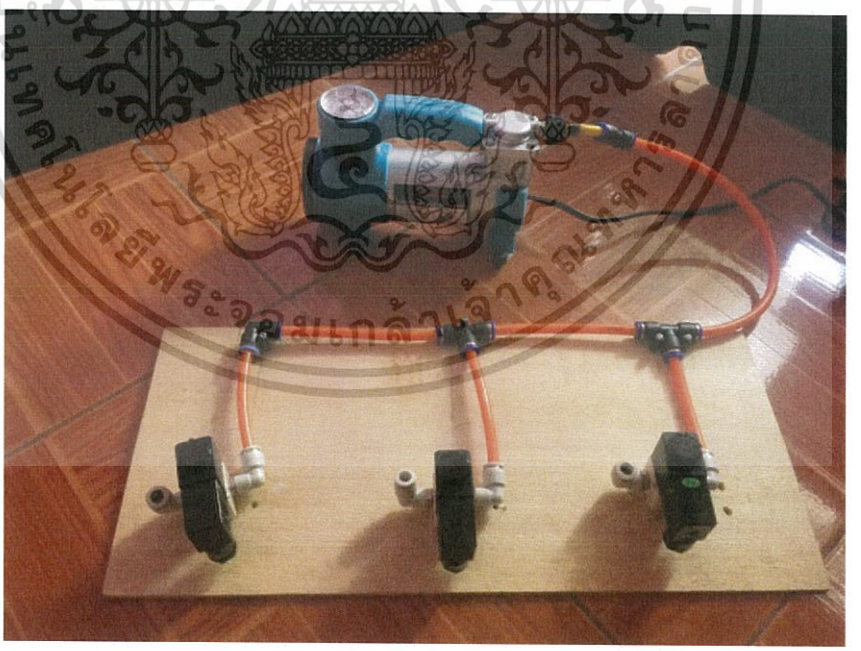
รูปภาพที่ 3.21 Solinoid valve air 3 ทาง 2 สถานะ 12 โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปภาพที่ 3.22 ข้อต่อ 2 ทาง Solinoid valve air

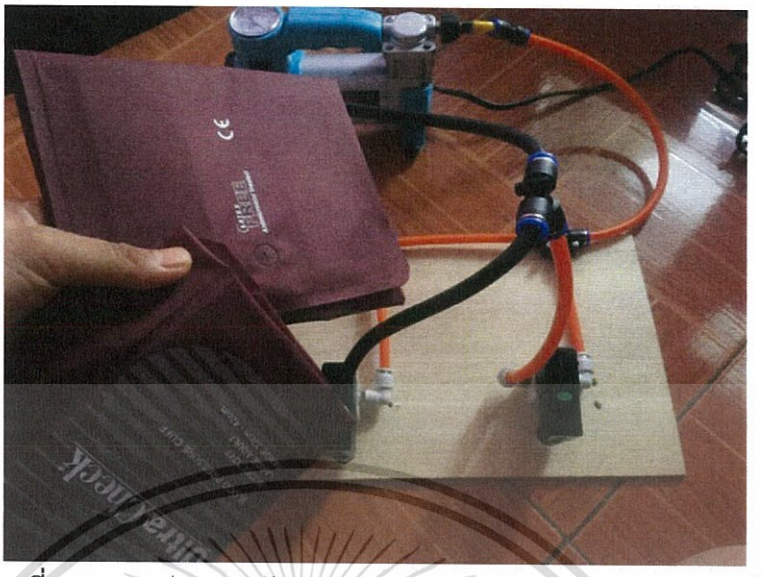


รูปภาพที่ 3.23 ข้อต่อ 3 ทาง Solinoid valve air



รูปภาพที่ 3.24 การต่อปั๊มลม ขนาด 12 โวลต์ และ Solinoid valve air 3 ทาง 2 สถานะ 12 โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

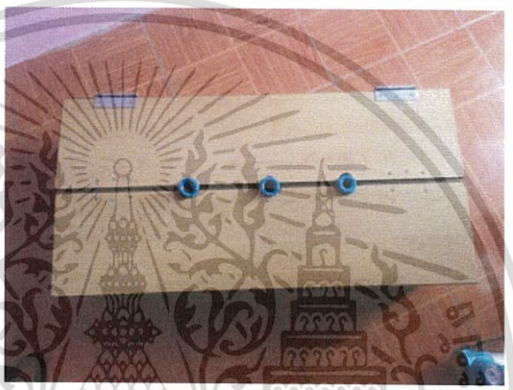


รูปภาพที่ 3.25 การต่อ cuff กับ Solinoid valve air 3 ทาง 2 สถานะ 12 โวลต์

รูปภาพที่ 3.26 power supply

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปภาพที่ 3.27 การออกแบบเตียงพับได้



รูปภาพที่ 3.28 เตียงวางอุปกรณ์

รูปภาพที่ 3.29 อุปกรณ์ภายนอกโดยรวม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.ระยะเวลาการดำเนินงานขั้นตอนการ

3.5.1. แผนการดำเนินการเทอม 1

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ปีการศึกษา 2560				
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.
คิดหัวข้อโครงงาน					
ศึกษาการทำงานของเครื่อง EECP					
ศึกษาโรคที่เกี่ยวกับหลอดเลือดต่างๆ					
ศึกษาและทำการเชื่อมต่อการทำงานระหว่าง Matlab และ Arduino					
ศึกษาและทำการเขียนโค้ดการ Detrending ECG					
ศึกษาและทำการเขียนโค้ดการ Filter ECG					
ศึกษาและทำการเขียนโค้ดการ Detect peak ECG					

ตารางที่ 3.1 ตารางการดำเนินงานเทอม 1

3.5.2. แผนการดำเนินการเทอม 2

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ปีการศึกษา 2560			
	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.
ศึกษาและทำการเขียนโค้ด Animation graph				
ศึกษาและทำการเขียนฟังก์ชัน การอ่านค่า peak จาก ecg				
ทำการออกแบบและจัดทำอุปกรณ์ภายนอก				
สรุปผล				
ทำเล่มวิทยานิพนธ์				

ตารางที่ 3.2 ตารางการดำเนินงานเทอม 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 อุปกรณ์ในการทดสอบ

4.1.1 ชุดอุปกรณ์ air compressor

4.1.2 ผ้าพันขา (Cuff)

4.1.3 โปรแกรมตรวจจับแอมปริจูดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG

4.1.4 Arduino UNO

4.1.5 Solinoid valve air

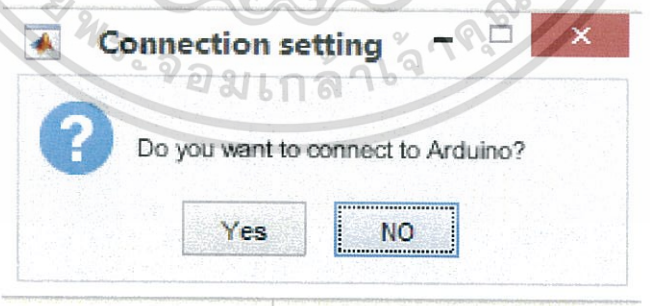
4.1.6 อุปกรณ์จ่ายแรงดันไฟ 12 โวลต์

4.2 วิธีการทดลอง

วิธีการทดลองการจำลองการทำงานของเครื่องนวดขากระตุ้นหัวใจ โดยออกแบบใช้โปรแกรมตรวจจับแอมปริจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ECG ด้วยโปรแกรม Matlab เพื่อควบคุมการทำงานของการเปิด-ปิดของโซลินอยด์วาล์ว

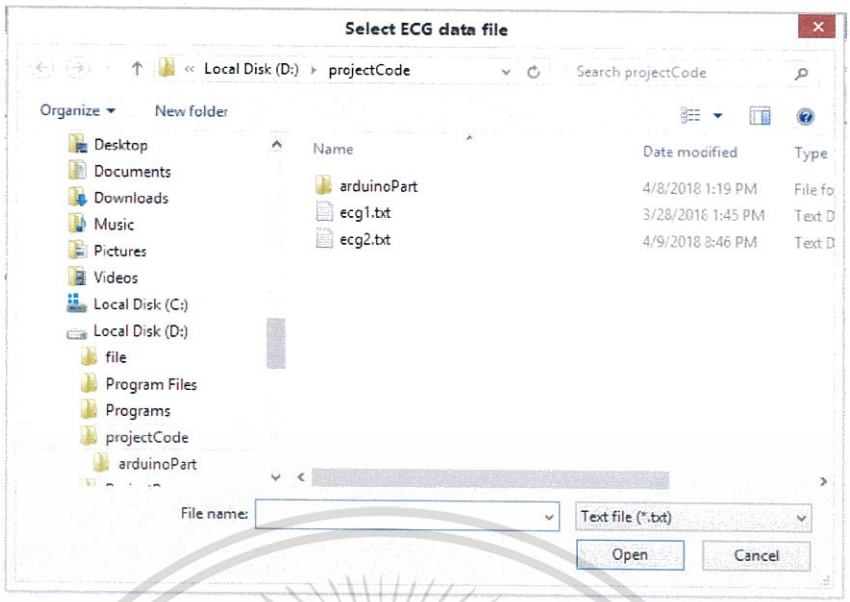
4.3 ผลการทดลอง

การทดลองตรวจจับแอมปริจูดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้โปรแกรม Matlab เริ่มต้นที่การนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเข้ามาที่ โปรแกรม ในปริญญานิพนธ์นี้ เลือกใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ v2 เนื่องจากมีความสะดวกในการนำมาใช้งานมากที่สุด



รูปภาพที่ 4.1 การเชื่อมต่อกับ port Arduino

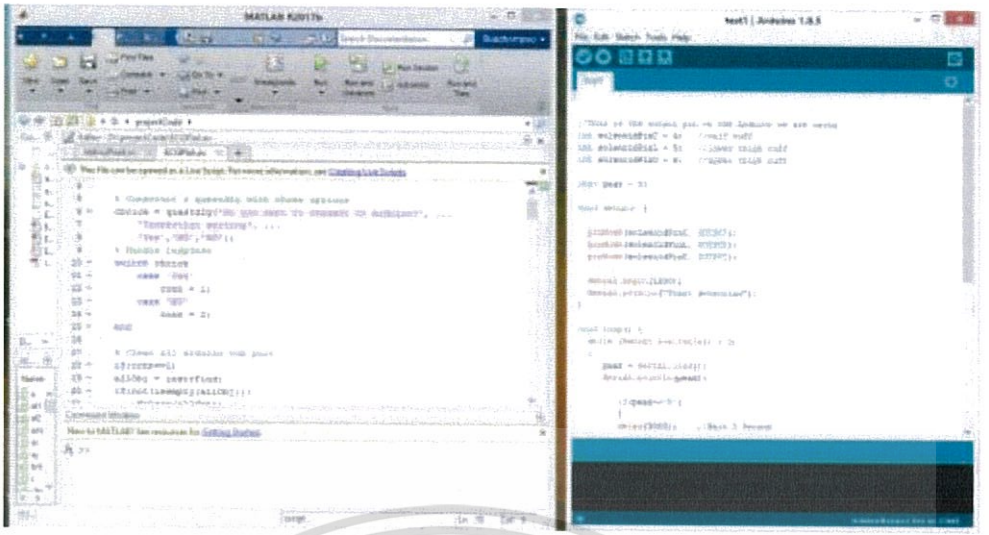
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพที่ 4.2 เลือกไฟล์ ECG ที่ต้องการ

รูปภาพที่ 4.3 ECG เคลื่อนที่ตามแกนเวลา พร้อมกับตรวจสอบและแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพที่ 4.4 หน้าต่างโปรแกรม Matlab และ Arduino

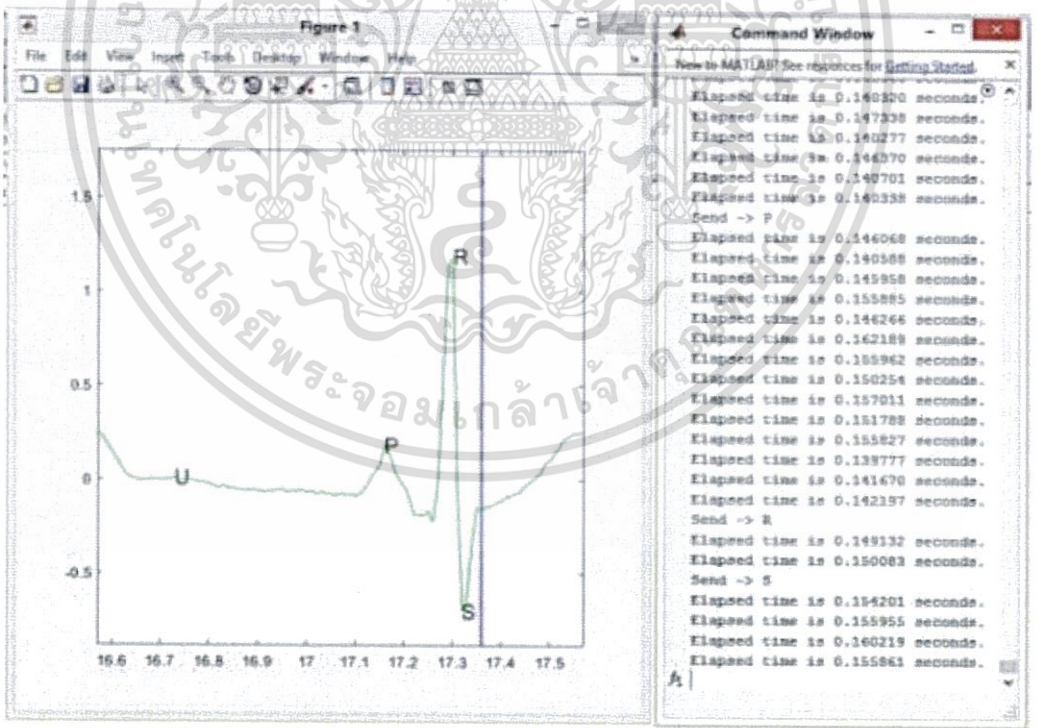
รูปภาพที่ 4.5 Solenoid Valve ทำงานตามคำสั่ง

รูปภาพที่ 4.6 Cuff เปรียบเทียบระหว่าง Diastolic Inflation และ Systolic Deflation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

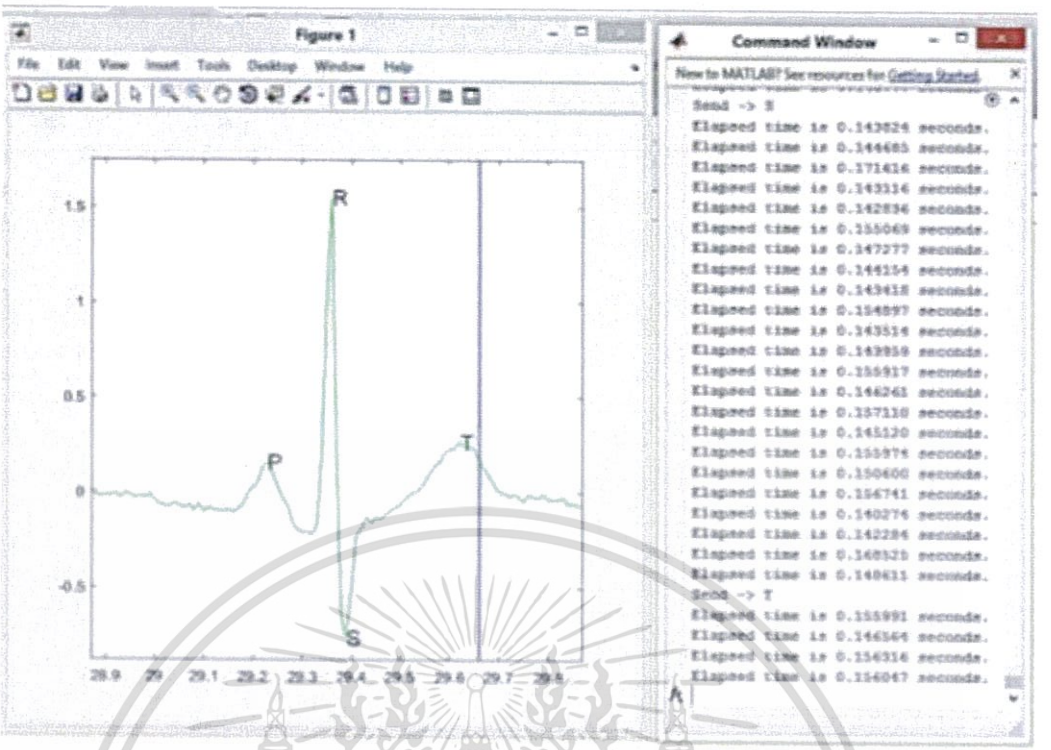
รูปภาพที่ 4.7 ภาพรวมอุปกรณ์

4.4 สรุปและวิเคราะห์ผล



รูปภาพที่ 4.8 การใช้คำสั่ง tic toc เพื่อแสดงความเร็วในการอ่านค่าแต่ละช่วง
ภาพนี้แสดงช่วง P-R , R-S

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพที่ 4.9 การใช้คำสั่ง tic toc เพื่อแสดงความเร็วในการอ่านค่าแต่ละช่วง ภาพนี้แสดงช่วง S-T

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทำปริญญานิพนธ์

การประยุกต์ใช้งาน MATLAB เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino เพื่อควบคุมการทำงานของ Solinoid valve air เป็นการจำลองการทำงานของเครื่องนวดขากระตุ้นหัวใจนั้น

ในส่วนการทำงานของโปรแกรม ค่อนข้างเป็นที่น่าพอใจในระดับหนึ่ง ซึ่งวัดจากความเร็วที่ได้ในบทที่ 4 จากการประมวลผลของการทำงานทำให้ทราบถึงประสิทธิภาพในการทำงาน แต่ในส่วนที่เป็นอุปกรณ์ต่อพวงภายนอก ส่วนที่เป็น cuff การใส่ลมเข้าและระบายลมทิ้ง ยังไม่เร็วพอ เนื่องจากขนาดพื้นที่หน้าตัดของท่อ รวมไปถึงแรงดันจากปั๊มลม และควรจะมีถังสำหรับบรรจุลมสำรอง

ทั้งนี้ถึงแม้ว่าอาจจะมีส่วนที่ไม่เพียงพอต่อความต้องการ แต่โดยรวมแล้วถือว่าสามารถทำตามเป้าหมายตามวัตถุประสงค์ที่วางเอาไว้ในบทที่ 1

5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการทำงาน

1) เนื่องจากการพัฒนาโปรแกรมต้องใช้ภาษาซีในการเขียน บางคำสั่งเป็นคำสั่งเฉพาะในโปรแกรมMATLAB จึงต้องทำการศึกษาเพิ่มเติม

2) สัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วงแรกที่ นำมาใช้นั้นเป็นสัญญาณที่เอามาจากข้อมูลจริงจึงต้องทำการกรองสัญญาณรบกวนเบื้องต้นค่อนข้างมากทำให้เกิดความผิดพลาดค่อนข้างมาก ต่อมาจึงเปลี่ยนสัญญาณเป็น lead V2 เนื่องจากมีความชัดเจนของสัญญาณพอสมควร

3) กราฟของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ไม่ค่อยมีความเสถียร(ไม่เป็นเชิงเส้น) ทำให้การกำหนดขอบเขตในการหาพีคของสัญญาณเป็นไปได้ยาก ต่อมาได้แก้ปัญหาด้วยการทำ Detranding เพื่อให้สัญญาณมีความเสถียรมากขึ้น

4) การเลือกใช้ Solenoid valve ต้องศึกษาให้ละเอียดในความเหมาะสมต่อการใช้งานแต่ละประเภท

5) การเลือกใช้ปั๊มลม ควรเลือกให้มีแรงดันสูง และเลือกใช้ท่อที่มีขนาดพื้นที่หน้าตัดมากๆ

6) การเลือกใช้ cuff แต่ละประเภทที่แตกต่างกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 ข้อเสนอแนะ

สำหรับผู้ที่สนใจในแบบจำลองเครื่องนวดขากระตุ้นหัวใจ โดยการศึกษาการประยุกต์ใช้งาน MATLAB เชื่อมต่อกับ Arduino เพื่อการควบคุมอุปกรณ์ภายนอก ด้วยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ทางผู้จัดทำได้ทำโครงการครั้งนี้ ผู้จัดทำใคร่ขอเสนอแนะและมีแนวทางในการพัฒนาโครงการเหล่านี้ได้ดังนี้ พัฒนาโปรแกรมให้สามารถรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยโดยตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

[1] โรงพยาบาลปิยะเวท,"เครื่องกระตุ้นการทำงานของหัวใจ", [2017 Aug 15] , available form :

http://www.piyavate.com/article/frontend/article_detail/id/127

[2] ดร.สัญญา ร้อยสมมุติ ,"หัวใจและการไหลเวียนเลือด", [2017 Oct 20] , available form :

https://30501thanaporn.files.wordpress.com/2017/02/cvs_sr.pdf

[3] รีวิวไทย," air compressor หลักการทำงาน air compressor system", [2018 Jan 4], available form :

http://www.reviewsthai.com/air-compressor/air-compressor-%E0%B8%AB%E0%B8%A5%E0%B8%B1%E0%B8%81%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B8%97%E0%B9%8D%E0%B8%B2%E0%B8%87%E0%B8%B2%E0%B8%99-air-compressor-system-%E0%B8%84%E0%B8%B7%E0%B8%AD/

[4] นิวไฮดรอลิก,"วาล์วควบคุมทิศทาง (DIRECTIONAL CONTROL VALVE)", [2017 Fab 23] , available form :

http://www.pneuhyd.co.th/%E0%B8%9A%E0%B8%97%E0%B8%84%E0%B8%A7%E0%B8%B2%E0%B8%A1-1/410-directional-control-valve_% 8%87.html

[5] rmutphysics,"พลศาสตร์ของไหล (Fluid Dynamics)" , [2017 Oct 20] , available form :

http://www.rmutphysics.com/charud/oldnews/0/286/15/9/Fluid/fluiddynamic.htm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CODE detrending of ECG signal

```
clear all
close all
clf

load ekg.mat
ecg =(val(1,:));
t = (1:length(ecg));
figure(1)
subplot(211),plot(t,ecg)
title('ecg signal before a trend');
grid on;shg;


dt_ecg = detrend(ecg);
apol = 6 ;
[p,s,mu] = polyfit(t,ecg,apol);
f_y = polyval(p,t,[],mu);
dt_ecg = ecg - f_y;
figure(1)
subplot(212),plot(t,dt_ecg);
title('ecg signal after a trend');
grid on; shg;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CODE ECG FILTER

```
clear

clf

%load ecg

load('ekg.mat');

ekg =(val(1,:));

% figure(3),plot(ekg);

figure(1),plot(ekg);

xlabel('Time'),ylabel('Amplitude'),title('ECG+NOISE');

%order = 15

order = 15;

h = fir1(order, 0.1, rectwin(order+1));%rectwin - Rectangular window

ekg_filter15 = filter(h, 1, ekg);

figure(3),subplot(412),plot(ekg_filter15);

xlabel('Time'),ylabel('Amplitude'),title('ECG filter15');

figure(5),plot(ekg_filter15);

xlabel('Time'),ylabel('Amplitude'),title('ECG filter15');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CODE MATLAB FUCTION PART

```
function [Ptype,val,idx] = defindPeak(Ydata,L1,L2,L3)
L = length(Ydata);
st = false;
sp = false;
MX = 0;
MN = 0;
DF = [0,0];
idx = 0;
idx1 = 0;

for m=1:L-1
    if(Ydata(m)<=0 && Ydata(m+1)>=0 && st==false)
        st = true;
        DF(1) = m;
    end
    if(Ydata(m)>=0 && Ydata(m+1)<=0 && st==true)
        sp = true;
        DF(2) = m;
    End

if(Ydata(m)>MX && st)
        MX = Ydata(m);
        idx1 = m;
    end
    if(st && sp)
        break;
    end
end

  (2)-DF(1);
if(sp==false)
    DF1 = (L-1)-DF(1);
end

Ptype = ' ';
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Ptype = ' ';
val = 0;
if(MX>L1 && st && sp)
    Ptype = 'R';
    val = MX;
    idx = idx1;
end
st = false;
sp = false;
idx2 = 0;
for m=1:L-1
    if(Ydata(m)>=0 && Ydata(m+1)<=0 && st==false)
        st = true;
    end
    if(Ydata(m)<=0 && Ydata(m+1)>=0 && st==true)
        sp = true;
    end
    if(Ydata(m)<MN && st)
        MN = Ydata(m);
        idx2 = m;
    end

    if(st && sp)
        break;
    end
end

if(MN<L2)
    Ptype = 'S';
    val = MN;
    idx = idx2;
        end
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CODE MATLAB M-FILE PART

```
clc;clear;close all;
% %% Connect to Arduino
% % Construct a questdlg with three options
choice = questdlg('Do you want to connect to Arduino?',...
    'Connection setting', ...
    'Yes','NO','NO');
% Handle response
switch choice
    case 'Yes'
        conn = 1;
    case 'NO'
        conn = 2;
end
%% Connect to Arduino
% Construct a questdlg with three options
choice = questdlg('Do you want to connect to Arduino?', ...
    'Connection setting', ...
    'Yes','NO','NO');
% Handle response
switch choice
    case 'Yes'
        conn = 1;
    case 'NO'
        conn = 2;
end

 % Clear all arduino com port
if(conn==1)
allObj = instrfind;
if(not(isempty(allObj)))
    fclose(allObj);
    delete(allObj);
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
% Create new serial port
COM5 = serial('COM5','BaudRate',1200);
fopen(COM5);
end
%% Read ECG file
[fn,pt] = uigetfile({'*.txt','Text file'},'Select ECG data file');
if(isequal(fn,0))
   return;
end
ffn = fullfile(pt,fn);
ECG = load(ffn);
X = ECG(:,1);
Y = ECG(:,2);
k = 1.5;
a = mean(Y);
SD = std(Y);
L1 = a+(k*SD);
L2 = a-(k*SD);
c = length(Y);

LN1 = L1.*ones(1,c);
LN2 = L2.*ones(1,c);
Ymx = max(Y);
Ymn = min(Y);
Ppk = zeros(1,3);
Rpk = zeros(1,3);
Spk = zeros(1,3);
Tpk = zeros(1,3);
Upk = zeros(1,3);
Pid = zeros(1,3);
Rid = zeros(1,3);
Sid = zeros(1,3);
Tid = zeros(1,3);
Uid = zeros(1,3);

brk = false;
fg = figure('tag','ECG');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
% Animation and find peak P,R,S,T,U

Localpeak = [0,0,0,0,0];  %[P,R,S,T,U]
TS = 'PRSTU';
grid on
for m=1:c
    tic
    ax = X(m:m+100);
    ay = Y(m:m+100);
    al1 = LN1(m:m+100);
    al2 = LN2(m:m+100);
    VL = [Ymn Ymx];

    plot(ax,ay,'g');    hold on;
    plot([ax(80) ax(80)],VL,'b');
    set(gca,'XLim',[ax(1) ax(end)]);
    set(gca,'YLim',[Ymn Ymx]);

% Find P_peak
    tmp = ay(80:end);
    L3 = mean(Tpk)/2;
    [Ptype,val,idx] = defindPeak(tmp,L1,L2,L3);
    idx = idx+79;
    if(Ptype=='P' && Localpeak(4)==1 && Localpeak(5)==0)
        Localpeak = [0,0,0,0,0];
    end

    if(val~=0 && Localpeak(1)==0 && Ptype=='P')
        Ppk(1) = Ppk(2);
        Ppk(2) = Ppk(3);
        Ppk(3) = val;
        Pid(1) = Pid(2);
        Pid(2) = Pid(3);
        Pid(3) = idx;
        Localpeak(1) = 1;
    end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
if(val~=0 && Localpeak(1)==1 && Localpeak(2)==0 && Ptype=='R')
        Rpk(1) = Rpk(2);
        Rpk(2) = Rpk(3);
        Rpk(3) = val;
        Rid(1) = Rid(2);
        Rid(2) = Rid(3);
        Rid(3) = idx;
        Localpeak(2) = 1;
    end
    if(val~=0 && Localpeak(2)==1 && Localpeak(3)==0 && Ptype=='S')
        Spk(1) = Spk(2);
        Spk(2) = Spk(3);
        Spk(3) = val;
        Sid(1) = Sid(2);
        Sid(2) = Sid(3);
        Sid(3) = idx;
        Localpeak(3) = 1;
    end
if(val~=0 && Localpeak(3)==1 && Localpeak(4)==0 && Ptype=='T')
        Tpk(1) = Tpk(2);
        Tpk(2) = Tpk(3);
        Tpk(3) = val;
        Tid(1) = Tid(2);
        Tid(2) = Tid(3);
        Tid(3) = idx;
        Localpeak(4) = 1;
    end
if(val~=0 && Localpeak(4)==1 && Localpeak(5)==0 && Ptype=='U')
        Upk(1) = Upk(2);
        Upk(2) = Upk(3);
        Upk(3) = val;
        Uid(1) = Uid(2);
        Uid(2) = Uid(3);
        Uid(3) = idx;
        Localpeak = [0,0,0,0,0];
    end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
% Track
    for j=1:3
        if(Pid(j)>0 && Pid(j)<=80 && Ppk(j)~=0)
            text(ax(Pid(j)),Ppk(j),'P','fontsize',14);
        end
        if(Rid(j)>0 && Rid(j)<=80 && Rpk(j)~=0)
            text(ax(Rid(j)),Rpk(j),'R','fontsize',14);
        end
        if(Sid(j)>0 && Sid(j)<=80 && Spk(j)~=0)
            text(ax(Sid(j)),Spk(j),'S','fontsize',14);
        end
        if(Tid(j)>0 && Tid(j)<=80 && Tpk(j)~=0)
            text(ax(Tid(j)),Tpk(j),'T','fontsize',14);
        end
        if(Uid(j)>0 && Uid(j)<=80 && Upk(j)~=0)
            text(ax(Uid(j)),Upk(j),'U','fontsize',14);
        end
%send new peak to arduino
        loc = [Pid(3) Rid(3) Sid(3) Tid(3) Uid(3)];
        loc(loc>80) = 0;
        [id,tp] = max(loc);
        if(j==3 && id>79)
            if(conn==1)
                fprintf(COM5,TS(tp));
                disp(['Send -> ' TS(tp)]);
            else
                disp(['Send -> ' TS(tp)]);
            end
        end
    end

hold off;
    ps = findobj('tag','ECG');
    if(isempty(ps))
        brk = true;
        break;
    end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    Pid = Pid-1;
    Rid = Rid-1;
    Sid = Sid-1;
    Tid = Tid-1;
    Uid = Uid-1;
    pause(0.1);
%
    toc
end
if(brk)
    close all;
end
fclose('all');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CODE ARDUINO

```
int solenoidPinC = 4;   //calf cuff
int solenoidPinL = 5;   //lower thigh cuff
int solenoidPinU = 6;   //upper thigh cuff
char peak = 0;
void setup() {
 pinMode(solenoidPinC, OUTPUT);
  pinMode(solenoidPinL, OUTPUT);
 pinMode(solenoidPinU, OUTPUT);
Serial.begin(1200);
  Serial.println("Start detection");   }
void loop() {
while (Serial.available() > 0)
 {       peak = Serial.read();
         Serial.println(peak);
       if(peak=='R') {   delay(3000);
          digitalWrite(solenoidPinC, HIGH);    delay(1500);
         digitalWrite(solenoidPinL, HIGH);     delay(1500);
          digitalWrite(solenoidPinU, HIGH);          }
        else if(peak=='P')
          {  digitalWrite(solenoidPinU, LOW);
         digitalWrite(solenoidPinL, LOW);
         digitalWrite(solenoidPinC, LOW);   }
 } }
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้