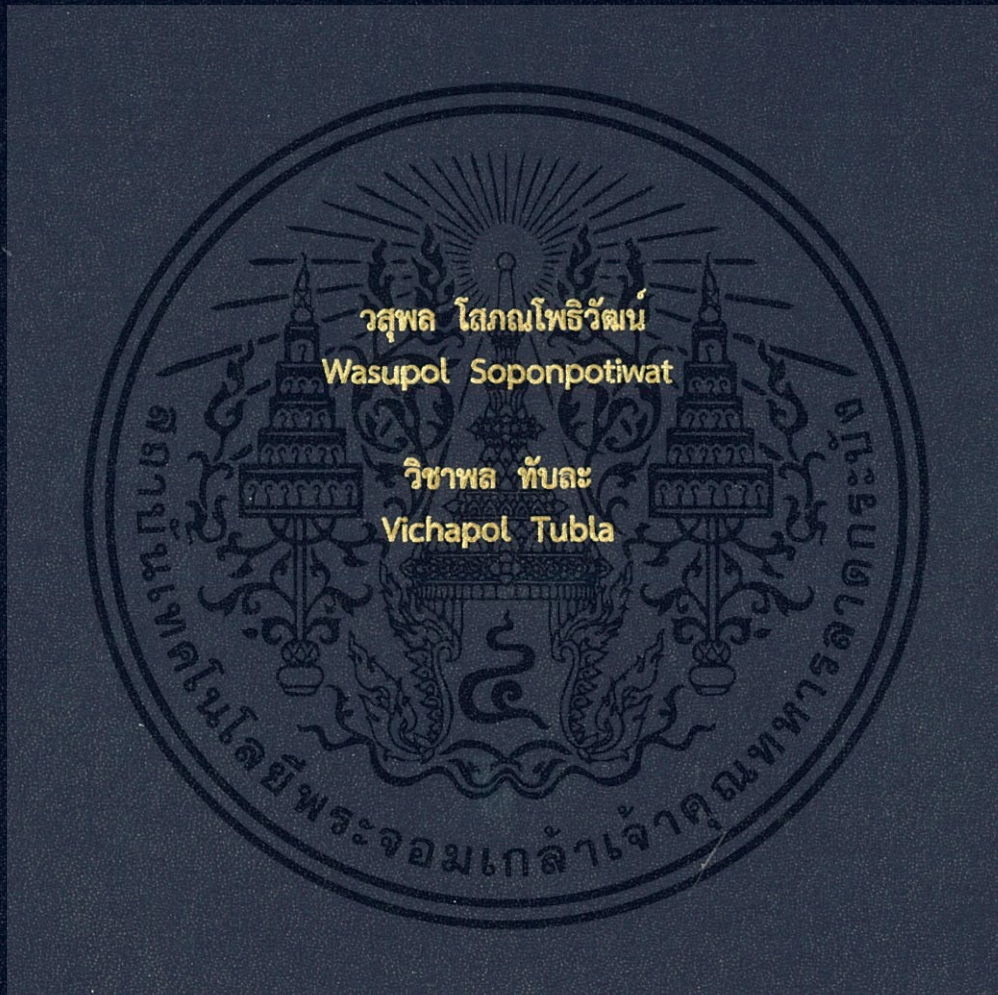


การตรวจจับสภาวะอารมณ์โดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
Emotion Detection Using ECG Single Lead



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2559

การตรวจจับสภาวะอารมณ์โดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
Emotion Detection Using ECG Single Lead

โดย



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ พ.ศ.2559 เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์
สาขาวิชา
คณะ

ปีการศึกษา 2559

วิศวกรรมชีวการแพทย์

วิศวกรรมศาสตร์

เรื่อง

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

การตรวจจับสภาวะอารมณ์โดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Emotion Detection Using ECG Single Lead

ผู้จัดทำ

วสุพล โสภณโพธิวัฒน์ รหัส 56011101

วิชาพล ทับละ รหัส 56011126

รายงานนี้ผ่านการตรวจโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการ	การตรวจจับสภาวะอารมณ์โดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
นักศึกษา	นายสุพล โสภณโพธิวัฒน์ รหัสประจำตัว 56011101
	นายวิชาพล ทับละ รหัสประจำตัว 56011126
ปริญญา	วิศวกรรมบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ปีการศึกษา	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาโท	ผศ. ดร. ยุทธนา คิดใจเดียว

บทคัดย่อ

ปริญญาโทฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อสร้างเครื่องตรวจจับอารมณ์ว่าบุคคลนั้นมีอารมณ์
สภาวะใด เป็นโปรเจกต์ขั้นต้นเพื่อใช้พัฒนาต่อ ประกอบกับการรักษาร่วมกับแพทย์ ในกรณีเพื่อ
ตรวจจับอารมณ์ของผู้ป่วยหลังจากได้รับการรักษาแล้วหรือตรวจจับขณะทำการรักษา โดยต้องการจะ
สร้างเครื่องตรวจจับอารมณ์นี้ ในต้นทุนที่ต่ำและคุณภาพดีสามารถใช้งานจริงได้ โดยใช้โปรแกรม
MATLAB ในการเขียนอัลกอริทึม เพื่อจำแนกว่าผู้ต้องสงสัยอยู่ในสภาวะอารมณ์ Active หรือ Calm
ด้วยการวินิจฉัยจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) จากผู้ป่วย โดยจะได้รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน AD8232
Heart Rate Monitor ที่เชื่อมต่ออยู่กับ Arduino Nano และส่งข้อมูลผ่านสัญญาณไร้สายบลูทูธ
(Bluetooth HC-05) ไปยังคอมพิวเตอร์ที่จะทำการประมวลผลด้วยอัลกอริทึมโดยโปรแกรม
MATLAB และแสดงผลผ่านหน้าต่าง Graphic User Interface MATLAB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	Emotion Detection Using ECG Single Lead	
Student	Mr. Wasupol Sophonpotiwat	ID 56011101
	Mr. Vichapol Tubla	ID 56011126
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Biomedical Engineering	
Year	2016	
Advisor	Assist. Prof. Dr. Yutthana Kidjaidure	

ABSTRACT

This project has objective is to make Emotion Detection Using ECG Single Lead to tell the emotional status of the specific person for further development the cooperation with medical treatment alongside with doctor by detect the emotion of the patient after the treatment or in the present treatment. We build the Emotion Detection Using ECG Single Lead with the low budget and high quality in which it could be use with the real patient by using MATLAB to write the algorithm to classify that the emotion of the patient is in active or calm state with the diagnosis of ECG from the patient by receiving the ECG from AD8232 Heart Rate Monitor that is connected with Arduino Nano and send the output signal via Bluetooth HC-05 to the computer that will do the Signal Processing process with algorithm of MATLAB and display by Graphical User Interfaces MATLAB

กิตติกรรมประกาศ

โครงการฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ด้วยความช่วยเหลือของ ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดี่ยว อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการและนางสาวพิมพ์พร เหมยน้อย เป็นผู้ให้คำแนะนำและคำปรึกษาในการทำปริญญานิพนธ์ ซึ่งท่านทั้งสองได้ให้คำแนะนำและข้อคิดเห็นต่างๆ อันเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการทำวิจัย อีกทั้งยังช่วยแก้ปัญหาต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นระหว่างการดำเนินงานอีกด้วยรวมถึงคณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ ที่ช่วยสนับสนุนอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทำรายงานตลอดมาจึงขอขอบคุณเป็นอย่างสูง ณ ที่นี้ นอกจากนี้ขอขอบคุณเพื่อนๆ ชีวิตการแพทย์ทุกคนที่เป็นกำลังใจและให้ความช่วยเหลือในการทำโครงการเรื่องนี้จนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอขอบพระคุณบิดามารดา และครอบครัว ซึ่งเปิดโอกาสให้ได้รับการศึกษาเล่าเรียน ตลอดจนคอยช่วยเหลือและให้กำลังใจผู้วิจัยเสมอมาจนสำเร็จการศึกษา ขอขอบคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณลาดกระบัง คณะวิศวกรรมศาสตร์ที่ได้ให้ที่ศึกษาหาความรู้ในการจัดทำโครงการเล่มนี้ได้อย่างประสบความสำเร็จ

วสุพล โสภณโพธิวัฒน์
วิชาพล ทับละ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ.....	I
ABSTRACT.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญรูป.....	VIII
สารบัญตาราง.....	X
บทที่ 1.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	1
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
บทที่ 2.....	3
2.1 อารมณ์.....	3
2.1.1 องค์ประกอบของอารมณ์.....	3
2.1.2 การตอบสนองทางสรีรวิทยา.....	4
2.1.3 ปัจจัยที่มีส่วนสัมพันธ์กับอารมณ์.....	4
2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับหัวใจ.....	6
2.2.1 ลักษณะทั่วไปของหัวใจ.....	6
2.2.2 หน้าที่ของหัวใจ.....	6
2.2.3 การทำงานของหัวใจ.....	6
2.3 อัตราการเต้นหัวใจ.....	6
2.3.1 ปัจจัยที่มีผลต่ออัตราการเต้นหัวใจ.....	6
2.3.2 ตำแหน่งที่จับชีพจร.....	7
2.3.3 วิธีจับชีพจร.....	7
2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.4.1 โครงสร้างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.5 การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่มอบให้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

2.6 การวางตำแหน่งขั้วไฟฟ้า.....	10
2.6.1 การบันทึกโดยขั้วไฟฟ้าขั้วเดียว	10
2.6.2 การบันทึกโดยขั้วไฟฟ้าสองขั้ว.....	11
2.7 ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ	12
2.8 Time domain	12
2.8.2 Frequency Domain.....	13
2.9 Arduino Nano	13
2.10 AD8232 Sparkfun Single Lead Heart Rate Moritor	15
2.11 Bluetooth.....	16
2.11.1 Bluetooth HC-05.....	16
2.12 MATLAB	17
2.12.1 Graphic User Interface.....	18
2.12.2 ส่วนประกอบของ Graphic User Interface ใน MATLAB.....	18
2.12.3 Principle Component Analysis (PCA).....	19
2.12.4 Decision tree	21
บทที่ 3	24
3.1 ตารางการดำเนินงาน	24
3.2 แผนภาพแสดงการทำงาน	25
3.3 อุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบ.....	26
3.3.1 Sensor Cable – Eelectrode Pads.....	26
3.3.2 Biomedical Sensor Pads.....	26
3.3.3 Sparkfun Single Lead Heart Rate Monitor – AD8232	26
3.3.4 Arduino Nano	27
3.3.5 Bluetooth HC-05.....	27
3.4 การเชื่อมต่อระหว่าง AD8232 กับ Arduino Nano	27
3.5 การเชื่อมต่อระหว่าง Bluetooth HC-05 กับ Arduino Nano.....	29
3.5.1 การตั้งค่า Buad rate ของ Bluetooth HC-05	29
3.6 การวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	31

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ภายนอก
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

3.7 การออกแบบการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	32
3.7.1 แผนภาพการจับ R-waves.....	33
3.7.2 แผนภาพการวิเคราะห์สัญญาณใน frequency Domain.....	34
3.8 วิธีการคำนวณแต่ละ parameter ใน time domain	35
3.8.1 ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน.....	35
3.8.2 วิธีการคำนวณอัตราการเต้นหัวใจ	35
3.8.3 วิธีการคำนวณความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ	35
3.8.4 วิธีการคำนวณค่าเฉลี่ยความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ	36
บทที่ 4	37
4.1 ค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้บนโปรแกรม Arduino (Serial Monitor)	37
4.2 กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้บนโปรแกรม Arduino (Serial Plotter)	37
4.3 ค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้บนโปรแกรม MATLAB โดยส่งผ่าน Bluetooth.....	38
4.4 กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้บนโปรแกรม MATLAB โดยส่งผ่าน Bluetooth.....	38
4.5 การทดสอบความแม่นยำของอัลกอริทึม	39
4.5.1 อัตราการเต้นหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที	39
4.5.2 อัตราการเต้นหัวใจ 80 ครั้งต่อนาที	40
4.5.3 อัตราการเต้นหัวใจ 90 ครั้งต่อนาที	40
4.5.4 อัตราการเต้นหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที.....	41
4.6 ตัวอย่างการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	41
4.6.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัด	41
4.6.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Band Pass Filter.....	42
4.6.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Derivative filter	42
4.6.4 การแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Squaring Nonlinear.....	42
4.6.5 แสดง Threshold ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ noise.....	43
4.6.6 การจับ R-peak	43
4.6.7 การแสดง Heart rate variability	44
4.6.8 การแสดง Interpolated RR Interval	44
4.6.9 คลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Fast Fourier Transform	45

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ภายนอก
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

4.7 ผลการทดลอง	46
4.7.1 ตัวอย่างตารางผลการทดลอง.....	46
4.7.2 ตัวอย่างการเปรียบเทียบค่า parameter.....	48
4.8 ชุดอุปกรณ์การตรวจจับสภาวะอารมณ์.....	51
4.9 หน้าต่างแสดงผลโดย Graphic User Interface	52
บทที่ 5	54
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	54
5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	54
บรรณานุกรม.....	55
ภาคผนวก.....	57



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ECG ที่วัดออกมาได้.....	8
2.2 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.3 การใช้ Limb leads (Lead aVR, Lead aVL, Lead aVF)	10
2.4 การบันทึกโดยใช้ขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว โดยใช้ lead ต่างๆ.....	11
2.5 แสดงการเชื่อมต่อสาย usb เพื่อให้พลังงาน.....	14
2.6 แสดง pin out ของArduino Nano.....	14
2.7 AD8232 SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor.....	15
2.8 Bluetooth HC-05.....	17
2.9 แสดงความร่วมกัน (Communalities)	19
2.10 แสดงค่าความแปรผันของตัวแปรทั้งหมดของแต่ละองค์ประกอบ.....	20
3.1 แผนภาพแสดงการทำงาน การตรวจจับอาร์มณี.....	25
3.2 แสดงสายเคเบิลติดอิเล็กทรอนิกส์.....	26
3.3 แสดงแผ่นอิเล็กทรอนิกส์.....	26
3.4 เซ็นเซอร์ AD8232.....	26
3.5 Arduino Nano.....	27
3.6 Bluetooth HC-05.....	27
3.7 การเชื่อมต่อระหว่าง AD8232 และ Arduino Nano.....	28
3.8 แสดงโค้ดArduino ของ AD8232.....	28
3.9 แสดงการเชื่อมต่อระหว่าง Bluetooth HC-05 และ Arduino Nano.....	29
3.10 แสดงโค้ดArduino ของ Bluetooth HC-05.....	29
3.11 แสดงการกำหนดค่า baud rate ของHc-05.....	30
3.12 แสดงการกำหนดค่า baud rate เป็น 57,600.....	30
3.13 แสดงการติด lead.....	31
3.14 แผนภาพแสดงการทำงาน การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	32
3.15 แผนภาพแสดงการทำงาน การจับ R-waves.....	33
3.16 แผนภาพแสดงการทำงานการวิเคราะห์สัญญาณใน frequency Domain.....	34
4.1 แสดงค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อ่านได้จาก Serial monitor.....	37
4.2 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จับได้จาก Serial plotter.....	37
4.3 แสดงค่าคลื่นไฟฟ้าบนโปรแกรมMATLAB เวลา3นาที.....	38
4.4 กราฟคลื่นไฟฟ้าบนโปรแกรมMATLAB เวลา3นาที.....	38
4.5 Fluke ProSim 4 Vital Signs Simulator.....	39
4.6 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 64.7 ครั้ง/นาทีค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 6.97%.....	39
4.7 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 86.4 ครั้ง/นาทีค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 7.4%.....	40

เอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีใช้เฉพาะเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์อื่นใด

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.8 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 97.4 ครั้ง/นาทีที่ค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 7.60%.....	40
4.9 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 130.0 ครั้ง/นาทีที่ค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 8.33%.....	41
4.10 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้บน MATLAB.....	41
4.11 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Band Pass Filter.....	41
4.12 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่านการทำ Derivative filter.....	42
4.13 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่านการทำ Squaring Nonlinear.....	42
4.14 แสดงระดับ Threshold เพื่อจับR-peakและ Threshold ของnoise.....	43
4.15 แสดงการdetect R-peak.....	43
4.16 ภาพแสดง Heart rate variability.....	43
4.17 ภาพแสดง Interpolated RR Interval.....	44
4.18 ภาพแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Fast Fourier Transform.....	45
4.19 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้หญิงบุคคลที่ 1.....	48
4.20 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้หญิงบุคคลที่ 2.....	48
4.21 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้หญิงบุคคลที่ 3.....	49
4.22 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 4.....	49
4.23 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 5.....	49
4.24 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 6.....	50
4.25 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 7.....	50
4.26 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 8.....	50
4.27 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 9.....	51
4.28 ชุดอุปกรณ์การตรวจจับสภาวะอารมณ์แบบ portable.....	51
4.29 แสดงหน้าต่างการใช้งานบน GUI.....	52
4.30 เริ่มต้นการใช้งาน.....	52
4.31 เก็บค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	53
4.32 ทำการวิเคราะห์ผล.....	53

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน.....	24
3.2 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างAD8232 และ Arduino Nano.....	27
4.1 แสดงค่าData baseของผู้ทดลองจำนวน 9 คน.....	46



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของโครงการ

ปัจจุบันนี้มีผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับโรคสภาวะทางอารมณ์ที่มากขึ้น เช่นโรคซึมเศร้า, โรคอารมณ์แปรปรวน, โรคสมาธิสั้น, โรคดาวซินโดรม, หรือผู้ป่วยทางจิตเวช เพื่อช่วยเหลือในการประกอบการรักษาของแพทย์ โครงการขึ้นนี้มีความต้องการจะช่วยตรวจจับสภาวะอารมณ์ของผู้ป่วย โดยสามารถวัดอัตราการเต้นหัวใจและบันทึกค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปด้วยในขณะที่ตรวจผู้ป่วย โดยเครื่องมือนี้จะช่วยตรวจวัดสภาวะอารมณ์ของผู้ป่วยได้จากภายใน โดยใช้หลักการความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจโดยวัดจากทางทามโตนเมมและพีรีควนซีโตเมม โดยจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยและส่งข้อมูลผ่านอุปกรณ์สื่อสารไร้สาย Bluetooth HC-05 ไปยัง Computer และวิเคราะห์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโปรแกรม MATLAB และบอกได้ว่าอยู่ในสภาวะอารมณ์ไหน Active หรือ Calm

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 เพื่อศึกษาการทำงานและวิธีการเขียนโปรแกรมของ MATLAB
- 1.2.2 เพื่อศึกษาการทำงานของโปรแกรม Arduino
- 1.2.3 เพื่อศึกษาการทำงานของ Bluetooth HC-05
- 1.2.4 เพื่อศึกษาความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ (HRV)
- 1.2.5 เพื่อสามารถนำชิ้นงานไปใช้ได้จริง เพื่อช่วยเหลือแพทย์ให้ทำงานได้สะดวกขึ้น
- 1.2.6 เพื่อผลิตอุปกรณ์ที่ใช้งานมีความแม่นยำได้จริงและต้นทุนที่ถูกลง

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

สามารถวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อนำมาจำแนกอารมณ์ได้ในสภาวะต่างๆได้โดยใช้ข้อมูลความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ วัดอัตราการเต้นหัวใจและส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน Bluetooth HC-05 ได้ ผ่านการประมวลผลบนโปรแกรม MATLAB

1.4 ขอบเขตการวิจัย

- 1.4.1 เซ็นเซอร์สามารถวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้
- 1.4.2 เซ็นเซอร์สามารถส่งข้อมูลผ่านสัญญาณไร้สายระหว่าง Arduino Nano กับ Computer โปรแกรม MATLAB ได้
- 1.4.3 เขียนอัลกอริทึมเพื่อวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจบนโปรแกรม MATLAB
- 1.4.4 ส่วนของการแสดงผลผ่าน Graphical User Interfaces

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจและการเขียนโปรแกรมบน Arduino และ MATLAB ศึกษาการส่งข้อมูลผ่านสัญญาณไร้สาย Bluetooth พร้อมทั้งการได้ทดสอบ วินิจฉัยโรคกับผู้ป่วยหรือผู้ทดลองจริงๆ ทำให้ได้รับเครื่องต้นแบบที่สามารถนำไปพัฒนาใช้งานจริงได้ และยังได้รับประสบการณ์จริงในการทำงาน พร้อมทั้งทำให้มีความรักความเข้าใจในวิชาชีพวิศวกรรม ชีวการแพทย์มากยิ่งขึ้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 อารมณ์

อารมณ์ หมายถึง การแสดงออกของภาวะจิตใจที่ได้รับการกระทบหรือกระตุ้นให้เกิดมีการแสดงออกต่อสิ่งที่มากระตุ้น อารมณ์สามารถจำแนกออกได้ 2 ประเภทใหญ่

1. อารมณ์สุข คือ อารมณ์ที่เกิดขึ้นจากความสบายใจ หรือ ได้รับความสมหวัง
2. อารมณ์ทุกข์ คือ อารมณ์ที่เกิดขึ้นจากความไม่สบายใจ หรือ ได้รับความไม่สมหวัง

อารมณ์พื้นฐานของเรา ได้แก่ โกรธ กลัว รังเกียจ แปลกใจ ตีใจ และเสียใจ ซึ่งเป็นอารมณ์พื้นฐานที่มีในสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม สัมพันธ์กับ การทำงานของระบบลิมบิก (limbic system) ในสมองส่วนกลาง ในคนเรานั้นพบว่ายังมีการทำงานของสมองส่วนหน้าบริเวณ prefrontal มาเกี่ยวข้องกับ โดยมีการเชื่อมโยงกับระบบ ลิมบิกที่ซับซ้อนจึงทำให้คนเรามีลักษณะ อารมณ์ความรู้สึก ที่หลากหลายมากกว่าในสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม

2.1.1 องค์ประกอบของอารมณ์

อารมณ์จะประกอบไปด้วยองค์ประกอบ 3 ประการ คือ

1. องค์ประกอบด้านสรีระ (Physiological dimension) หมายถึง การเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ ทางร่างกายที่จะต้องเกิดขึ้น ควบคู่กับ ปฏิกริยาทางอารมณ์ เช่น หัวใจเต้นเร็ว เหงื่อออกตามร่างกาย หรือ ใบหน้าร้อนผ่าว เป็นต้น อารมณ์ที่ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางสรีระได้มากที่สุดคือ อารมณ์กลัว และ อารมณ์โกรธ อารมณ์กลัวจะก่อให้เกิดการหลั่งของฮอร์โมน แอดรีนาลีนจากต่อมแอดรีนัล (Adrenal gland) ส่วนอารมณ์โกรธ จะก่อให้เกิดการหลั่งของฮอร์โมน นอร์แอดรีนาลีน (Noradrenalin)

2. องค์ประกอบทางการนึกคิด (Cognitive dimension) หมายถึง การมีปฏิกริยาทางจิตใจที่เกิดขึ้น ต่อสถานการณ์ที่กำลังเป็นอยู่และเกิดเป็นอารมณ์ขึ้นมา เช่น ชอบ-ไม่ชอบ หรือ ถูกใจ-ไม่ถูกใจ เป็นต้น

3. องค์ประกอบทางการมีประสบการณ์ (Experiential dimension) หมายถึง การเรียนรู้ที่เกิดขึ้นภายใน จิตใจของแต่ละ บุคคลซึ่งจะมีความแตกต่างกันไปการตอบสนองทางอารมณ์ประกอบด้วยปัจจัยต่างๆ ดังนี้

1. ปฏิกริยาทางอารมณ์ เช่น การวิ่งหนีจากสิ่งที่เรากลัว
2. การตอบสนองทางระบบประสาทอิสระ เช่น หัวใจเต้นแรงขึ้นและเหงื่อออก บริเวณฝ่ามือเมื่อตกใจกลัว
3. พฤติกรรมที่แสดงออกมา เช่น การยิ้ม หน้าเนื่อตัวขมวด
4. ความรู้สึก เช่น ความโกรธ ความปิติ ความเศร้าโศก

การเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาที่เกิดขึ้นระหว่างที่อารมณ์รุนแรงเป็นผลจากการกระตุ้น ของระบบประสาทเสรี เพื่อเป็นการเตรียมพร้อม สำหรับภาวะฉุกเฉิน ปัจจุบันเชื่อว่า ระบบประสาท ส่วนกลางของการตอบสนองทางอารมณ์ และอารมณ์ยังขึ้นอยู่กับสารส่งต่อพลังประสาท ในสมอง ปัจจุบันนี้เป็นที่ยอมรับกันว่า "อาการซึมเศร้าเกี่ยวข้องกับระดับของ ที่ลดลง ยาที่ทำให้ระดับของ ลดลง จะทำให้เกิดอาการซึมเศร้า ส่วนยาต้านซึมเศร้า ทำให้ระดับของ สูงขึ้น

2.1.2 การตอบสนองทางสรีรวิทยา

เมื่อประสบกับอารมณ์ที่รุนแรง เช่น ความกลัว หรือความโกรธ เรารู้ตัวว่ามีการเปลี่ยนแปลงทางร่างกายหลายอย่าง หัวใจเต้นเร็ว หายใจเร็วขึ้น ปากและคอแห้ง กล้ามเนื้อตึง เครียด เหงื่อออก แขนขาสั่น แน่นและอึดอัดในท้อง ส่วนใหญ่ของการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาที่เกิดขึ้นระหว่างอารมณ์รุนแรงเป็นผลจากการกระตุ้น sympathetic division ของระบบประสาทเสรี เพื่อเป็นการเตรียมพร้อมร่างกายสำหรับภาวะฉุกเฉิน การเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาเมื่ออารมณ์เกิดขึ้นมีดังนี้

1. ความต้านทานทางกระแสไฟฟ้า (electrical resistance) ของผิวหนังลดลง
2. ความดันโลหิตเพิ่มขึ้น ปริมาตรของเลือดในอวัยวะต่างๆ ของร่างกายเปลี่ยนแปลงไป
3. หัวใจเต้นเร็วขึ้น บางรายอาจมีอาการเจ็บแปลบที่บริเวณหัวใจ
4. การหายใจเร็วและแรงขึ้น
5. รูม่านตาขยายทำให้แสงตกลงไปบนจอภาพ (retina) มากขึ้น
6. การหลั่งของน้ำลายลดลง ทำให้รู้สึกคอแห้ง
7. ขนลุกชัน (goose pimples)
8. การเคลื่อนไหวของกระเพาะและลำไส้ ลดลงหรือหยุดไปเลย เลือดจะเปลี่ยนทิศทางจากกระเพาะและลำไส้ไปยังสมองและกล้ามเนื้อลาย
9. กล้ามเนื้อตึงหรือกระตุก
10. มีการเปลี่ยนแปลงในส่วนประกอบของเลือดที่เห็นชัดที่สุดคือระดับน้ำตาลในเลือดสูงขึ้น เพื่อให้พลังงานเพิ่มมากขึ้น

2.1.3 ปัจจัยที่มีส่วนสัมพันธ์กับอารมณ์

1. พันธุกรรม พันธุกรรมนอกจากมีส่วนในการกำหนดคนเราทางด้านร่างกายแล้ว ยังมีผลต่อลักษณะอุปนิสัยด้วย เด็กจะมีลักษณะอุปนิสัยและอารมณ์ของเด็กที่มีมาแต่กำเนิด ซึ่งเรียกว่าพันธุกรรม

2. การเลี้ยงดูและสภาพแวดล้อม สภาพแวดล้อมและการเลี้ยงดูก็มีอิทธิพลต่อพัฒนาการทางด้านอารมณ์ของเด็กในระยะต่อไปเช่น กัน พ่อแม่จึงมีบทบาทอย่างมากต่อพัฒนาการทางอารมณ์ของเด็ก โดยเฉพาะในช่วงต้นของชีวิต เด็กที่โยเย เลี้ยงยาก หากพ่อแม่ให้ความรัก ความอบอุ่น ยอมรับเด็กอย่างที่เด็กเป็นก็ย่อมจะทำให้พันธุกรรมที่รุนแรงนี้เบาบางลงได้ แต่หากพ่อแม่ไม่อดกลั้น มีการใช้อารมณ์กับเด็ก ก็จะทำให้เด็กมีปฏิกิริยาทางอารมณ์ที่รุนแรงมากขึ้น

3. การทำงานของสมอง ส่วนของสมองที่ทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับอารมณ์มีอยู่หลายแห่ง เช่น ระบบลิมบิก (limbic system) ทำหน้าที่รับรู้และประเมินสถานการณ์ต่างๆ บริเวณที่เรียกว่าอะมิกดาลา (amygdala) เป็นจุดเชื่อมโยงที่สำคัญระหว่างการประเมินข้อมูลจากประสาทรับรู้ต่างๆ ของสมองบริเวณคอร์ติคัล คอร์เท็กซ์ (Cortical cortex) กับการแสดงออกด้านพฤติกรรมของอารมณ์ต่างๆ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้อะมิกลาายังมีส่วนสำคัญในการรับรู้สิ่งที่เป็นอันตราย กระตุ้นให้ร่างกายมีการตื่นตัวพร้อมที่จะรับมือต่อสิ่งนั้น จากการทดลองพบว่าในสัตว์ที่ดุร้ายเมื่อผ่าตัดเอาส่วนที่เป็นอะมิกลาออกไป สัตว์จะมีลักษณะเชื่อง เฉย ไม่ดุร้ายเหมือนเดิม

4. การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ของคนเราแบ่งออกเป็น 2 ระบบใหญ่ได้แก่ระบบซิมพาเทติกและระบบพาราซิมพาเทติก

4.1 ระบบซิมพาเทติก (Sympathetic nervous system) จะทำงานเมื่อคนเราประสบกับภาวะเครียดหรือตื่นเต้น โดยสารสื่อประสาทในสมองที่เกี่ยวข้องคือ นอร์เอพิเนพริน (norepinephrine) หรือบางครั้งเรียกว่าอะดรีนาลิน (adrenaline) ทำให้มีการใช้พลังงานในร่างกายเพื่อการปรับตัวต่อสิ่งที่มากระตุ้นนี้ เกิดการเปลี่ยนแปลงทางร่างกาย เช่น ขณะเดินเข้าบ้านในซอยเปลี่ยว มีชายแปลกหน้า 2 คน เดินเข้ามาหาที่มีประสงค์ร้าย ระบบซิมพาเทติกก็จะทำงานโดยหัวใจเต้นเร็ว ความดันเลือดเพิ่ม น้ำตาลในเลือดสูงขึ้น หายใจลึกและเร็ว ม่านตาขยายตัว ปากคอแห้ง และกล้ามเนื้อเกร็งตัว เป็นต้น

4.2 ระบบพาราซิมพาเทติก (Parasympathetic nervous system) การทำงานจะเด่นเมื่อคนเราอยู่ในสภาวะผ่อนคลาย และเป็นภาวะที่มีการเก็บสะสมพลังงานไว้ในตัว โดยสารสื่อประสาทในสมองที่เกี่ยวข้องคืออะเซทิลโคลีน (acetylcholine) การเปลี่ยนแปลงของร่างกายจะเป็นไปในทางตรงกันข้ามกับข้างต้น เช่น หัวใจเต้นช้าลงกล้ามเนื้อผ่อนคลาย ระบบย่อยอาหารและดูดซึมน้ำมีการทำงานมากขึ้นความผิดปกติของระบบทั้งสองนี้ส่งผลต่อภาวะอารมณ์ของคนเราได้ เช่น ไนโรคไทรอยด์เป็นพิษจะมีการหลั่งฮอร์โมนไทรอยด์ออกมามาก ซึ่งจะไปกระตุ้นให้มีการหลั่งอะดรีนาลีนออกมามาก ผู้ที่เป็นจะมีอารมณ์หงุดหงิดวิตกกังวลง่าย หรือแม้แต่ในกรณีทั่วๆ ไปผู้ที่อยู่ในภาวะหิวอาหาร น้ำตาลในเลือดจะต่ำ ซึ่งจะไปกระตุ้นให้ร่างกายหลั่งอะดรีนาลีนออกมามาก จะเกิดอารมณ์หงุดหงิด ฉุนเฉียวได้ง่าย เป็นต้น

5. สภาวะจิต ปัจจัยที่กล่าวทั้ง 4 ประการข้างต้น ทำให้ดูเหมือนว่าอารมณ์เป็นเพียงปฏิกิริยาตอบสนองตามธรรมชาติที่คนเรามีต่อสิ่งต่างๆ ที่มากระตุ้น แต่ในความเป็นจริงแล้ว มนุษย์เรามีความสามารถในการกลั่นกรองจัดลำดับความสำคัญของข้อมูลต่างๆ และนอกจากการรับรู้และการประเมินแล้ว การแสดงออกซึ่งอารมณ์ก็ยังไม่ได้เป็นไปในแบบอัตโนมัติตามสัญชาตญาณไปเสียทั้งหมด แต่ยังมีปัจจัยด้านสภาวะจิต เช่น ความเหนียวรั้งคุณธรรม จริยธรรม มาประกอบด้วย ซึ่งเป็นลักษณะที่เรียกว่ามีการกำกับด้วย "ปัญญา" ตัวอย่าง เช่น มีคนชักชวนให้เราร่วมมือในการโกงการสอบ โดยจะให้ค่าตอบแทน เราารู้สึกว่าค่าตอบแทนเป็นเงินจำนวนมากและอยากได้เงินมาใช้คนชักชวนยังบอกว่าโอกาสถูกจับได้น้อยมาก และถ้าหากจับได้เขาจะไม่ซัดทอด ความรู้สึกอยากอย่างนี้หากไม่มีปัญญาช่วยกำกับจะทำให้มีพฤติกรรมตอบสนองไปตามความต้องการ แต่หากใช้ปัญญาไตร่ตรองจะเห็นผลที่ตามมาโดยเฉพาะสภาวะจิตใจของเราเองที่ทำความผิดแม้ไม่มีใครรู้ก็ตาม การพัฒนาสภาวะจิตให้มีปัญญากำกับจึงช่วยให้การดำเนินชีวิตพ้นจากความทุกข์จากการยึดติดยึดมั่นในสิ่งต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับหัวใจ

หัวใจ(Heart) เป็นอวัยวะที่ตั้งอยู่บริเวณหน้าอกด้านซ้าย ที่ถูกขนาบด้วยปอดทั้งสองข้าง

2.2.1 ลักษณะทั่วไปของหัวใจ

โดยทั่วไปน้ำหนักของหัวใจในผู้ชายมีประมาณ 280-340 กรัม และในผู้หญิงมีน้ำหนักประมาณ 230-280 กรัม หัวใจจะมีขนาดประมาณกำมือของแต่ละคนโดยจะมีขนาดและน้ำหนักเพิ่มตามอายุ โดยในผู้ชายจะมีขนาดใหญ่กว่าผู้หญิง

2.2.2 หน้าที่ของหัวใจ

หัวใจมีหน้าที่สูบฉีดเลือดให้ไหลเวียนไปตามหลอดเลือด โดยจะนำออกซิเจนและสารอาหารไปให้ส่วนต่างๆของร่างกาย และรับเอาของเสียและคาร์บอนไดออกไซด์กลับมา หัวใจจะประกอบด้วย 4 ห้อง มีผนังกันห้องระหว่างด้านซ้ายและด้านขวา ส่วนห้องบนและห้องล่างถูกกันแบ่งด้วยลิ้นหัวใจสองลิ้นซึ่งทำหน้าที่เป็นประตูคอยเปิดปิดตามจังหวะการเต้นของหัวใจ

2.2.3 การทำงานของหัวใจ

หัวใจถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติ(Autonomic nervous system) จากเส้นประสาทจากสมองทั้งสองชนิด คือ เส้นประสาทซิมพาเทติก(Sympathetic nerve fiber) ทำให้หัวใจเต้นเร็วขึ้น เมื่อระบบในร่างกายตรวจสอบได้ว่าหัวใจเต้นช้าเกินไปและเส้นประสาทพาราซิมพาเทติก(Parasympathetic never fibers) ทำให้หัวใจทำงานช้าลงเมื่อระบบในร่างกายตรวจสอบได้ว่าหัวใจเต้นเร็วเกินไป

2.3 อัตราการเต้นหัวใจ

อัตราหัวใจเต้น (อังกฤษ: Heart rate) หมายถึงความเร็วของการบีบตัวของหัวใจในช่วงระยะเวลาหนึ่งๆ โดยทั่วไปนิยมใช้หน่วย "ครั้งต่อนาที" อัตราหัวใจเต้นสามารถเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นกับสรีรวิทยาของร่างกาย เช่นความต้องการออกซิเจนและการขับคาร์บอนไดออกไซด์ของร่างกาย สิ่งที่มีผลกับอัตราหัวใจเต้นได้แก่กิจกรรมของร่างกาย เช่น การออกกำลังกาย การนอนหลับ ความเจ็บป่วย การย่อยอาหาร และยาบางชนิด ถ้าหัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอเรียกว่าภาวะหัวใจเสียจังหวะ (arrhythmia) ความผิดปกติของการเต้นหัวใจในบางครั้งอาจเป็นแสดงถึงการเป็นโรคแต่ก็ไม่เสมอไป

2.3.1 ปัจจัยที่มีผลต่ออัตราการเต้นหัวใจ

อัตราหัวใจ (heart rate) ตามปกติอัตราหัวใจของผู้ชายเฉลี่ยประมาณ 72 ครั้ง/นาที และผู้หญิงประมาณ 75 - 80 ครั้ง/นาที อัตราหัวใจเปลี่ยนแปลงไปตามปัจจัยต่อไปนี้

1. อายุ ถ้าอายุน้อย อัตราหัวใจสูงแล้วจะลดน้อยลงเรื่อยๆ เมื่ออายุมากขึ้น เช่น ทารกแรกเกิด มีอัตราหัวใจสูง 140 ครั้ง/นาที
2. ขนาดของร่างกาย คนผอมอัตราหัวใจสูงกว่าคนอ้วน 5-10 ครั้ง/นาที
3. อารมณ์ ทำให้อัตราหัวใจเพิ่มขึ้นโดยพลังประสาทจากสมองส่วนบนผ่านลงมาตามประสาทซิมพาเทติก
4. การออกกำลังกาย อาจทำให้อัตราหัวใจเพิ่มขึ้นสูง 180-200 ครั้ง/นาที
5. อุณหภูมิ อัตราหัวใจเร็วขึ้นตามอุณหภูมิที่สูงขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 ตำแหน่งที่จับชีพจร

ตำแหน่งที่ใช้คลำชีพจรเป็นตำแหน่งที่มีเส้นเลือดอยู่ใกล้ผิวหนังมากที่สุด ตำแหน่งที่นิยมได้แก่

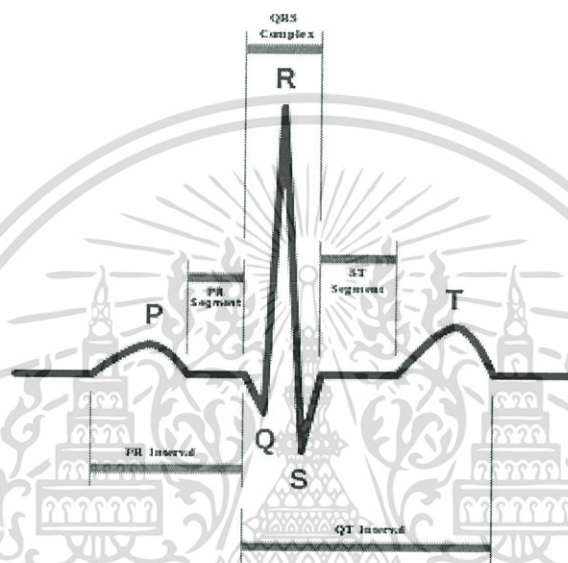
1. ตำแหน่งบริเวณข้อมือ เรียกว่า Radial pulse เป็นตำแหน่งที่นิยมมากที่สุด
2. ตำแหน่งข้อศอกเรียก Brachial artery เป็นตำแหน่งเส้นเลือดค่อนข้างใหญ่คลำง่าย
3. ตำแหน่งบริเวณคอเรียก Carotid pulse เป็นตำแหน่งที่เส้นเลือดแดงที่ไปเลี้ยงสมองอยู่ใต้ผิวหนัง คลำได้ง่าย มักจะใช้คลำในกรณีที่คลำเส้นเลือดอื่นแล้วไม่พบชีพจร
4. เส้นเลือดแดงที่ขาหนีบหรือที่เรียกว่า Femoral pulse เป็นเส้นเลือดแดงใหญ่ซึ่งคลำได้ง่าย
5. เส้นเลือดแดงที่ข้อเข่า Popliteal artery ตำแหน่งนี้จะคลำยาก ปกติไม่นิยมใช้คลำชีพจร นอกจากว่าสงสัยจะมีการอุดตันของหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงเท้า
6. ตำแหน่งเส้นเลือดหลังเท้าเรียก Dorsalis pedis เป็นเส้นเลือดขนาดเล็กหากวางตำแหน่งนิ้วไม่ถูกจะคลำไม่ได้

2.3.3 วิธีจับชีพจร

1. ใช้นิ้วชี้ นิ้วกลาง และนิ้วนาง ใช้นิ้วกลางสัมผัสกับชีพจรมากกว่าอีก 1 นิ้ว
2. อย่าใช้นิ้วหัวแม่มือ
3. ให้อวัยวะส่วนที่จับ วางลงราบๆโดยมีที่หนุน อย่ายกแขนผู้ป่วยขึ้นจับ
4. นับครึ่งนาทีหรือ 1 นาที ถ้าผู้ป่วยเป็นโรคหัวใจ ต้องนับทั้ง 2 ข้าง และนับให้เต็ม 1 นาที ถ้าสงสัยควรนับใหม่

2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ(Electrocardiogram: ECG)

Electrocardiogram คือการตรวจจับกระแสไฟฟ้าที่ออกมาจากหัวใจ โดยความผิดปกติของหัวใจจะสามารถพิจารณาได้จากข้อมูลของ ECG เนื่องจากหัวใจเป็นอวัยวะที่ทำงานตลอดชีวิตและไม่มีเวลาหยุดพัก การที่กล้ามเนื้อหัวใจทำงานบีบตัวได้นั้นต้องอาศัยไฟฟ้ากระตุ้น ไฟฟ้านี้มาจากหัวใจ โดยจะปล่อยกระแสไฟฟ้าออกมาเป็นจังหวะจากหัวใจห้องบนขวามาห้องล่างขวา หัวใจจึงบีบตัวไล่เลือดจากห้องบนมายังห้องล่างอย่างสัมพันธ์กัน เมื่อนำเอาตัวจับสัญญาณไฟฟ้า (Electrode) มาวางไว้ที่หน้าอกใกล้หัวใจ จะสามารถบันทึกไฟฟ้าที่ออกจากหัวใจนี้ได้



รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ECG ที่วัดออกมาได้

2.4.1 โครงสร้างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1. P-wave เป็นผลรวมของกระแสไฟฟ้าของหัวใจห้องบน มีความกว้างไม่เกิน 0.12 วินาที ซึ่งเกิดจากการรวมกระแสไฟฟ้าของหัวใจห้องบน และอธิบายถึงความผิดปกติของหัวใจห้องบน ทั้งชายและขวาหาก P-wave รูปร่างผิดปกติ
2. PR interval เป็นระยะเริ่มต้นของการเกิด P-wave จนถึงจุดเริ่มต้นของ R-wave มีช่วงระยะเวลาปกติเท่ากับ 0.12-0.22 วินาที
3. QRS complex เกิดจากการ depolarization ของหัวใจห้องล่าง ช่วงเวลาที่ปกติอยู่ที่ประมาณ 0.06-0.1 วินาที ถ้ามีความกว้างมากกว่า 0.12 วินาที แสดงว่าเกิดอาการผิดปกติของหัวใจห้องล่างได้
4. ST Segment วัดจากจุดปลายของ QRS complex จนถึงจุดเริ่มต้นของ T-wave
5. T-wave จะเกิดตามหลัง QRS complex โดยช่วงเวลาที่ปกติจะไม่เกิน 0.2 วินาที
6. QT interval เป็นระยะระหว่างจุดเริ่มต้นของ QRS complex และการสิ้นสุดของ T-wave โดยความยาวปกติอยู่ที่ 0.35-0.40 วินาทีและจะยาวกว่าปกติในผู้ป่วยที่เกิดความผิดปกติในรายที่กล้ามเนื้อหัวใจอักเสบ

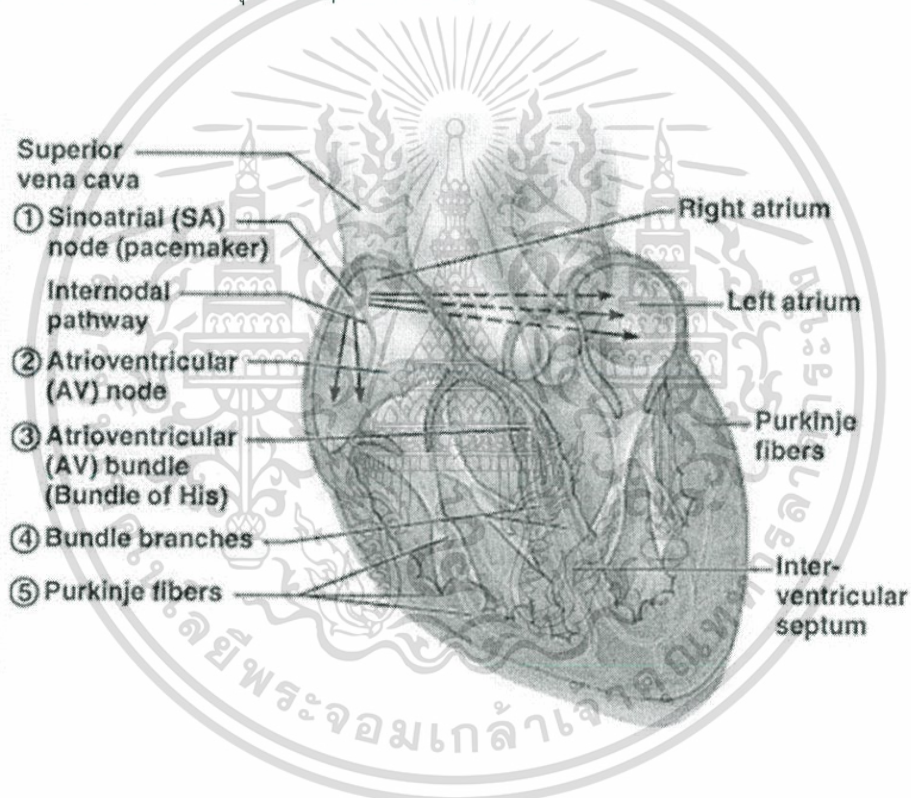
7. U-wave จะเกิดตามหลัง T-wave ทำให้บางทีคลื่นที่ออกมาอาจจะมองไม่เห็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปเผยแพร่ภายนอก การนำเอกสารนี้ไปใช้ในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography ,ECG หรือ EKG จากภาษา กรีก: *kardia*, หมายถึง หัวใจ) เป็นการตรวจทางการแพทย์อย่างหนึ่งเพื่อดูกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจตลอดช่วงระยะเวลาหนึ่งด้วยการรับสัญญาณไฟฟ้าผ่านขั้วไฟฟ้าที่ติดบนผิวหนังบริเวณหน้าอก และบันทึกหรือแสดงบนจอภาพด้วยอุปกรณ์ที่อยู่ภายนอกร่างกาย การตรวจนี้เป็น การตรวจแบบภายนอกโดยไม่ต้องเจาะทะลุผิวหนังหรือเข้าไปภายในร่างกาย (non-invasive)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกใช้ในการวัดระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ มันรับแรงกระตุ้นไฟฟ้าที่เกิดจากการโพลาไรเซชันและดีโพลาไรเซชันของเนื้อเยื่อหัวใจและแปลให้เป็นรูปคลื่นจากนั้นรูปคลื่นจะถูกใช้ในการวัดอัตราและความสม่ำเสมอของการเต้นของหัวใจ และยังใช้วัดขนาดและตำแหน่งของห้องหัวใจ การปรากฏตัวของความเสียหายใดๆที่เกิดกับหัวใจ และผลกระทบของยาหรืออุปกรณ์ที่ใช้ในการควบคุมหัวใจเช่นเครื่องกระตุ้นหัวใจ(pacemaker)



รูปที่ 2.2 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

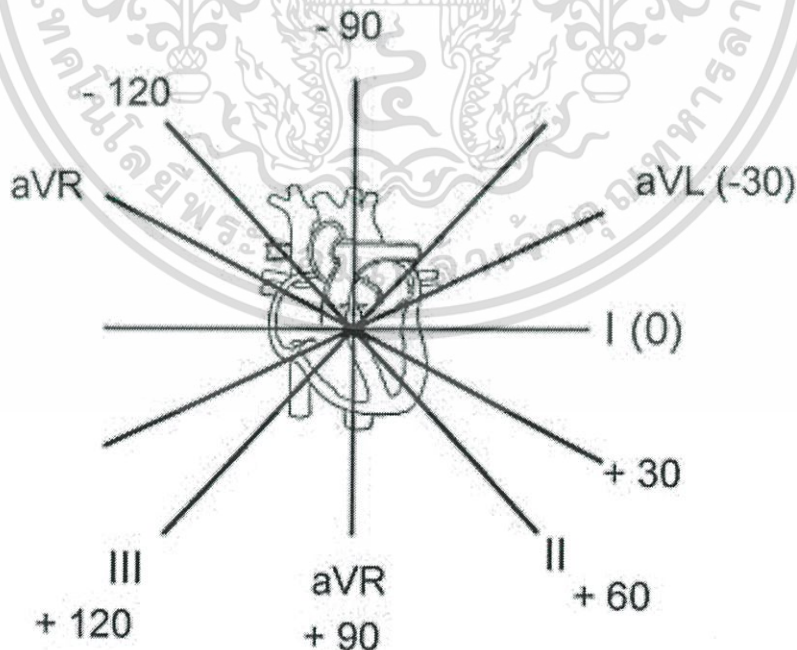
2.6 การวางตำแหน่งขั้วไฟฟ้า

2.6.1 การบันทึกโดยขั้วไฟฟ้าขั้วเดียว

Limb leads ของการบันทึกโดยใช้ขั้วไฟฟ้าขั้วเดียว เนื่องจากวางขั้วไฟฟ้าวิธีนี้เกิดความต่างศักย์น้อยมาก จำเป็นต้องมีการขยายบันทึกที่ได้เพื่อให้การวิเคราะห์หัวใจชัดเจนยิ่งขึ้น หรือเรียกว่า augmented limb leads ซึ่งจะขยายได้ประมาณร้อยละ 50 ใช้อักษรนำหน้าว่า 'a' การบันทึกแบบนี้จะเป็นการบันทึกใน frontal plane ประกอบไปด้วย

1. Lead aVR คือ augmented unipolar right arm lead ได้จากการวางขั้วบวกไว้บนแขนขวา
2. Lead aVL คือ augmented unipolar left arm lead ได้จากการวางขั้วบวกไว้บนแขนซ้าย
3. Lead aVF คือ augmented unipolar left leg lead ได้จากการวางขั้วบวกไว้บนขาซ้าย

จะเห็นว่าแกนของ limb leads จากการบันทึกโดยใช้ขั้วไฟฟ้าขั้วเดียวคือเส้นตรงที่ต่อจุดจากแขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย นำทั้ง 3 แกนมาวางตัดกันจะตัดกันที่จุดกึ่งกลางของ Einthoven's triangle ทุกๆ แกนจะทำมุมกัน 60 องศา ใช้เป็นระบบอ้างอิง 3 แกนเหมือนกัน ถ้าเอาระบบอ้างอิง 3 แกนทั้ง 2 ระบบมารวมกันจะได้ระบบอ้างอิง 6 แกน (hexaxial reference system) ซึ่งแต่ละเส้นหรือแต่ละแกนทำมุม 30 องศา โดยถือว่าขั้วบวกของ lead I เป็น 0 องศา ขั้วลบเป็น 180 องศา ขั้วบวกของ lead aVF เป็น +90 องศา ส่วนขั้วลบเป็น +270 องศา หรือ -90 องศา ตามลำดับ



รูปที่ 2.3 การใช้ Limb leads (Lead aVR, Lead aVL, Lead aVF)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.2 การบันทึกโดยขั้วไฟฟ้าสองขั้ว

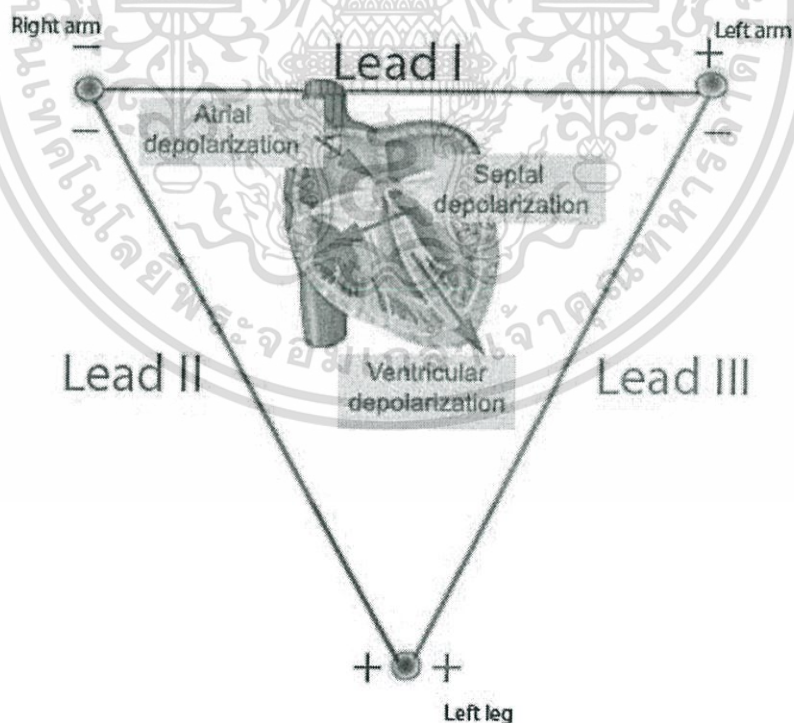
บันทึกที่ได้ถือว่าเป็น standard leads ตำแหน่งของการวางขั้วไฟฟ้าอยู่ที่แขนและขาจึงเรียก standard limb leads อาศัยรูปสามเหลี่ยมที่มีหัวใจอยู่ตรงกลางที่เรียกว่า Einthoven's triangle ใช้มุมทั้งสามของรูปสามเหลี่ยมเป็นตำแหน่งวางขั้วไฟฟ้า คือ แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย ดังแสดงในรูปที่ 2 Einthoven ศึกษาพบว่า ถ้าวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าออกมาได้ 2 leads แล้ว จะสามารถหาค่าความต่างศักย์ของ lead ที่ 3 ได้ standard leads ประกอบด้วย

1. Lead I ได้จากการวางขั้วลบไว้บนแขนขวาและขั้วบวกไว้บนแขนซ้าย เมื่อเปรียบเทียบทิศทางของการวิ่งของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วขั้วที่อยู่บนแขนขวาจะเป็นลบมากกว่าแขนซ้ายบันทึกที่ได้จึงมีค่าเป็นบวก

2. Lead II วางขั้วลบไว้บนแขนขวาและขั้วบวกไว้บนขาซ้าย บันทึกที่ได้เป็นค่าบวก เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจวิ่งลงมาทางขาซ้ายมากกว่า

3. Lead III วางขั้วลบไว้บนแขนซ้ายและขั้วบวกบนขาซ้าย ในทำนองเดียวกันบันทึกที่ได้เป็นบวกเช่นกัน

ถ้าเอาทิศทางทั้ง 3 leads มาต่อกันก็จะได้รูปสามเหลี่ยมเรียกว่า Einthoven's triangle แต่ถ้าลากตัดกันที่จุดใดจุดหนึ่ง จุดที่ตัดกันเรียกว่าจุดศูนย์ (zero point) แต่ละ lead จะทำมุมกัน 60 องศาพอดีและถือว่าเป็นระบบอ้างอิง 3 แกน (triaxial reference system)



รูปที่ 2.4 การบันทึกโดยใช้ขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว โดยใช้ lead ต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7 ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate Variability: HRV)

ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate Variability: HRV) คือสัญญาณที่วัดอัตราการเต้นของหัวใจตามเวลาที่บ่งบอกถึงความสัมพันธ์ในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจได้ โดยสามารถคำนวณได้จากช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจช่วงอาร์ (R-R interval) ในช่วง 20 ปีที่ผ่านมา นักวิทยาศาสตร์ได้พบถึงความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญ ระหว่างระบบประสาทอัตโนมัติ (Automatic Nervous system) กับการเสียชีวิตจากโรคหัวใจ (Cardiovascular mortality) รวมถึงภาวะการเสียชีวิตอย่างเฉียบพลันเนื่องจากโรคหัวใจ (Sudden Cardiac Death) โดยความสัมพันธ์นี้จะสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน ที่ทำงานตรงกันข้ามกัน คือซิมพาเทติกที่จะคอยกระตุ้นให้หัวใจเต้นเร็วและพาราซิมพาเทติก ที่จะทำให้หัวใจเต้นช้า

HRV เป็นตัวชี้วัดชนิดหนึ่งที่ยกถึงความผิดปกติหรือเป็นสัญญาณเตือนของหัวใจที่เกิดอาการผิดปกติ ที่สามารถเกิดความผิดปกติได้ตลอดเวลาหรือในช่วงเวลาใดเวลาหนึ่ง การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับสัญญาณ HRV นั้นจะบอกถึงสถานะของหัวใจที่สัมพันธ์กับร่างกายในขณะนั้น เช่น ในสภาวะปกติ หัวใจจะมีค่า HRV เกือบคงที่ ส่วนในสภาวะที่ผิดไปจากปกติ เช่น ออกกำลังกาย หรือ ความเครียดจะส่งผลทำให้ HRV มีความถี่ที่สูง เมื่อเทียบกับสภาวะปกติในขณะที่นอนหลับ หรือ อาการภูมิแพ้จะทำให้ HRV มีความถี่ต่ำลง ดังนั้นจะเห็นได้ว่าการเปลี่ยนแปลงของ HRV จะสามารถบอกถึงสภาวะร่างกายในขณะใดขณะหนึ่งได้ อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์ HRV นั้นจะต้องวิเคราะห์ร่วมกับสัญญาณ ECG ที่สามารถบอกถึงความผิดปกติในหัวใจห้องบนหรือห้องล่าง หรือแม้กระทั่งอาการความผิดปกติทางกายภาพของผู้ป่วยเอง เพื่อให้การวินิจฉัยได้ถูกต้องมากขึ้น

2.8 Time domain

ปัจจุบันการวิเคราะห์สัญญาณเป็นสิ่งสำคัญในการหาค่าประกอบเด่นของสัญญาณเช่น ในโดเมนเวลา(Time domain) ใช้บอกลำดับการเกิดของสัญญาณก่อนและหลัง แต่ไม่สามารถอธิบายถึงความถี่การเกิดของสัญญาณได้ โดย Time Domain สามารถวิเคราะห์สัญญาณออกมาเป็นค่าต่างๆได้ เช่น

1. ค่าสูงสุดของคาบเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Max)
2. ค่าต่ำสุดของคาบเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Min)
3. ค่าเฉลี่ยของคาบเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Mean)
4. ค่ามัธยฐานของคาบเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Median)
5. ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยคาบเวลาคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมดหลังจากผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนออกไปแล้ว (SDNN, Standard Deviation of NN Interval)
6. ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจในทุกจังหวะการเต้นของหัวใจแต่ละครั้ง (RMSSD, root mean square of successive RR differences)
7. ค่าเฉลี่ยคาบเวลาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Mean HR)
8. ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานคาบเวลาคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (SDHR)
9. ค่าดัชนี HRV (HRV Index) มาจากการวัดค่า HRV จำนวนหนึ่งเทียบกับค่าความถี่เฉลี่ยความกว้างส่วนฐานของฮิสโตแกรม (Histogram Baseline Width)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.2 Frequency Domain

เป็นโดเมนใช้ในการหาค่าประกอบทางด้านความถี่ของสัญญาณ โดยที่ไม่สามารถบอกลำดับการเกิดของความถี่ได้ เราสามารถแบ่งค่าความถี่ออกได้เป็น 4 ช่วง

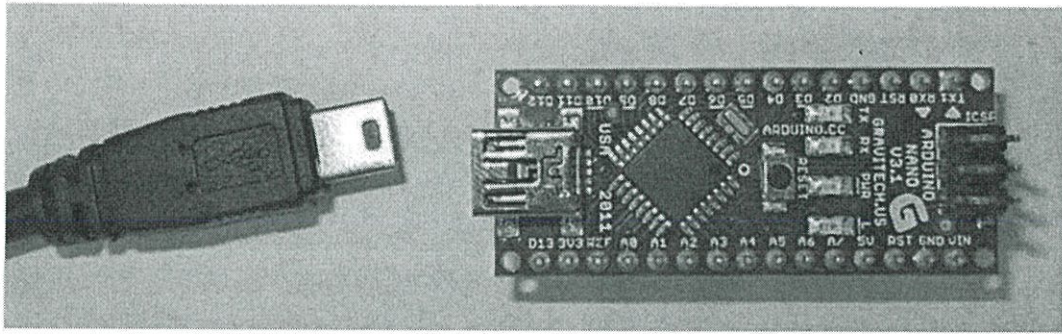
1. ช่วงความถี่ต่ำมาก (VLF, Very Low Frequency) หมายถึงช่วงของพลังงานที่มีสเปกตรัมของพลังงานที่ค่าความถี่ต่ำกว่า 0.04 Hz
2. ช่วงความถี่ต่ำ (LF, Low frequency) หมายถึงช่วงของสเปกตรัมพลังงานที่มีค่าความถี่พลังงานระหว่าง 0.04 – 0.15Hz
3. ช่วงความถี่สูง (HF, High frequency) หมายถึงช่วงสเปกตรัมพลังงานที่มีค่าความถี่ระหว่าง 0.15 – 0.4Hz
4. ความถี่ต่ำมากเป็นพิเศษ (ULF, Ultra Low Frequency) ในระดับความถี่ต่ำกว่า 0.003Hz ซึ่งพบได้เฉพาะในการศึกษาข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากข้อจำกัด จึงได้มีการพัฒนาถึงโดเมนทางเวลาและความถี่ (Time-frequency domain) ที่สามารถบอกได้ทั้งองค์ประกอบทางด้านความถี่และลำดับการเกิดของความถี่ใดๆ ซึ่งในปัจจุบันวิธีการวิเคราะห์ในโดเมนทางเวลาและความถี่วิธีหนึ่งที่เรียกว่า Fast Fourier Transform(FFT) เป็นการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแบ่งสัญญาณออกเป็นช่วงๆที่ต่อเนื่องกัน หรือที่เรียกว่าหน้าต่าง(window) แล้วทำการแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมนความถี่ทำให้รู้ความถี่ละช่วงเวลาที่เกิด

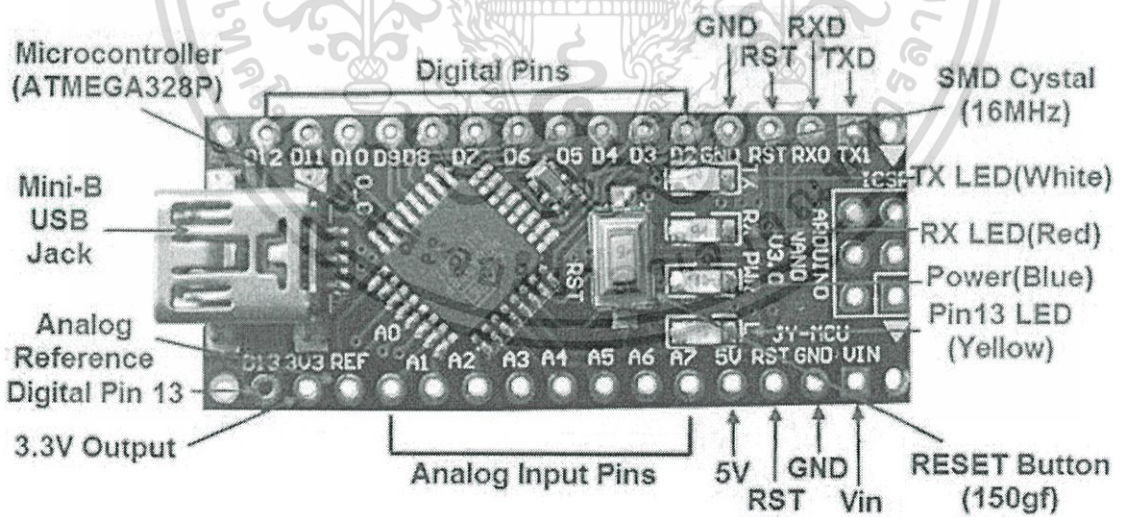
2.9 Arduino Nano

Arduino คือ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์สำเร็จรูป ที่รวมเอาตัวไมโครคอนโทรลเลอร์และอุปกรณ์อื่นๆที่จำเป็น มาในบอร์ดเดียว แถมยังเปิดเผยข้อมูลทุกอย่าง ทั้งลายวงจรและตัวอย่างโปรแกรม ทำให้ผู้ใช้สามารถนำไปพัฒนาต่อได้ง่าย เพียงแค่เรามีบอร์ด Arduino กับคอมพิวเตอร์อีกซักเครื่อง ก็พร้อมใช้งานได้ Arduino Nano นี้เป็น surface mount breadboard embedded version เป็น บอร์ดที่ได้รับการปรับเปลี่ยนให้ใช้ usb ที่เล็กที่สุด สมบูรณ์แบบใช้งานร่วมกับโปรโตบอร์ดได้ เป็นบอร์ดขนาดเล็กที่มีให้ทุกอย่าง ตั้งแต่ Diecimila / Duemilanove มีขา VCC 5V และ 3.3V TX, RX, ATN, GND อื่นๆ Arduino Nano มีความสามารถเหมือนบอร์ด Arduino mini แต่มีขนาดที่เล็กArduino Nano ซึ่งเป็นรุ่นที่มีขนาดเล็ก เหมาะสำหรับผู้ที่ต้องการเริ่มต้นเขียนโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อศึกษา หรือเพื่อนำมาประยุกต์ใช้สร้างงานง่ายๆ

Arduino Nano มีขนาดเพียง 1.8 x 4.8 เซนติเมตร หรือมีขนาดประมาณนิ้วหัวแม่มือของเรา ซึ่งถือว่ามีขนาดเล็กมาก เมื่อเทียบกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อื่น บนบอร์ด Arduino Nano นั้นมีวงจรสำหรับปรับแรงดันไฟฟ้าให้เหมาะสมกับตัวมันเองอยู่แล้ว เพียงแค่เราเสียบสาย USB เข้ากับ Arduino Nano และต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ บอร์ดก็พร้อมใช้งานได้ทันที



รูปที่ 2.5 แสดงการเชื่อมต่อสาย usb เพื่อให้พลังงาน



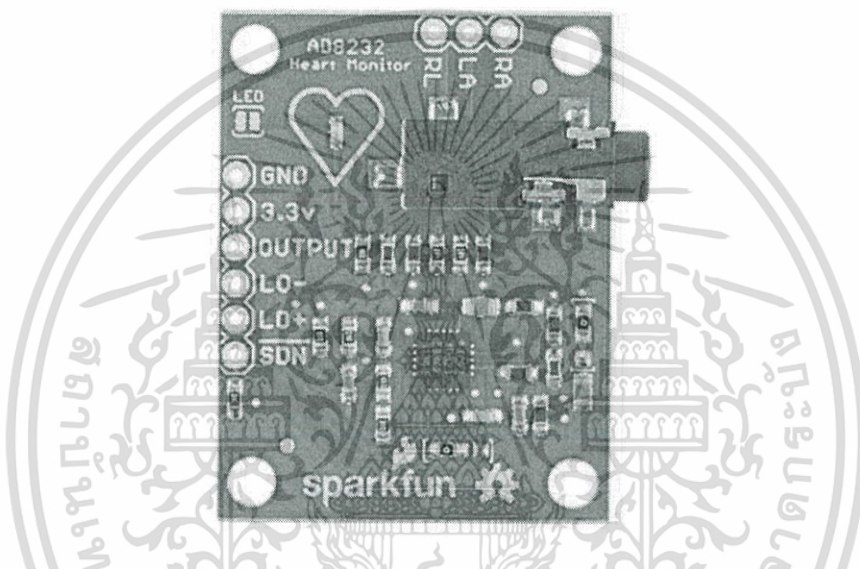
รูปที่ 2.6 แสดง pin out ของArduino Nano

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10 AD8232 Sparkfun Single Lead Heart Rate Moritor

AD8232 SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor เป็นบอร์ดที่ใช้วัดกิจกรรมไฟฟ้าของหัวใจ กิจกรรมไฟฟ้านี้สามารถขึ้นกราฟเป็น ECG หรือ Electrocardiogram และแสดงค่าอ่านแบบอนาล็อก ECG ปกติจะมีสัญญาณรบกวนเป็นจำนวนมาก AD8232 นี้ใช้ ออปแอมป์ เพื่อช่วยในการกำจัดสัญญาณรบกวนจาก PR และ QT interval ได้อย่างง่ายดาย

AD8232 นี้จะอินทิเกรต สัญญาณเพื่อปรับ ECG และวัดสัญญาณชีวภาพอื่นๆ AD8232 นี้ได้ถูกออกแบบมาให้มีความถูกต้อง มีการขยายสัญญาณ และมีฟิลเตอร์ สัญญาณรบกวนในสัญญาณชีวภาพขนาดเล็ก เช่นการขยับขณะที่กำลังวัดค่า



รูปที่ 2.7 AD8232 SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor

AD8232 Heart Rate Monitor breaks นี้แบ่งการออกเชื่อมต่อเป็นเก้าจุดจาก IC ที่คุณ สามารถบัดกรีขา สายไฟ หรืออื่น ๆ ต่อไป SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND มี pin สำหรับการใช้งานจอภาพนี้กับ Arduino มีหรือบอร์ดที่ต้องการจะพัฒนาอื่นๆ ในบอร์ดนี้มี RA (แขนขวา), LA (แขนซ้าย), และ RL (ขาขวา) และใช้เซ็นเซอร์ที่เราสามารถกำหนดเอง นอกจากนี้ มีไฟ LED ที่จะไฟกระพริบจังหวะของหัวใจเต้น

2.11 Bluetooth

Bluetooth คือ ระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสองทาง ด้วยคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) โดยปราศจากการใช้สายเคเบิล หรือ สายสัญญาณเชื่อมต่อ และไม่จำเป็นต้องใช้การเดินสายแบบเส้นตรงเหมือนกับอินฟราเรด ซึ่งถือว่าเพิ่มความสะดวกมากกว่าการเชื่อมต่อแบบอินฟราเรดตั้งอยู่บนพื้นฐานของการสื่อสารระยะใกล้ที่ปลอดภัยผ่านช่องสัญญาณความถี่ จะใช้สัญญาณวิทยุความถี่สูง 2.4 GHz. (จิกะเฮิรตซ์) แต่จะแยกย่อยออกไป ตามแต่ละประเทศ อย่างไรก็ตาม แลกยุโรปและอเมริกา จะใช้ช่วง 2.400 ถึง 2.4835 GHz. แบ่งออกเป็น 79 ช่องสัญญาณ และจะใช้ช่องสัญญาณที่แบ่งนี้ เพื่อส่งข้อมูลสลับช่องไปมา 1,600 ครั้งต่อ 1 วินาที ส่วนที่ญี่ปุ่นจะใช้ความถี่ 2.402 ถึง 2.480 GHz. แบ่งออกเป็น 23 ช่อง ระยะทำการของ Bluetooth จะอยู่ที่ 5-10 เมตร โดยมีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อ และ ป้องกันการดักสัญญาณระหว่างสื่อสาร โดยระบบจะสลับช่องสัญญาณไปมา จะมีความสามารถในการเลือกเปลี่ยนความถี่ที่ใช้ในการติดต่อเองอัตโนมัติ โดยที่ไม่จำเป็นต้องเรียงตามหมายเลขช่อง ทำให้การดักฟังหรือลักลอบขโมยข้อมูลทำได้ยากขึ้น โดยหลัก ของบลูทูธจะถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก เนื่องจากใช้การขนส่งข้อมูลในจำนวนที่ไม่มาก อย่างเช่น ไฟล์ภาพ, เสียง, แอปพลิเคชันต่างๆ และสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย ขอให้อยู่ในระยะที่กำหนดไว้เท่านั้น (ประมาณ 5-10 เมตร) นอกจากนี้ยังใช้พลังงานต่ำ กินไฟน้อย และสามารถใช้งานได้นาน โดยไม่ต้องนำไปชาร์จไฟบ่อยๆ ด้วย

2.11.1 Bluetooth HC-05

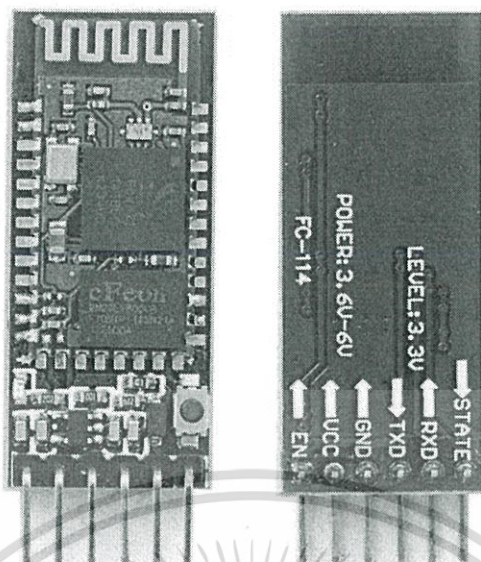
HC-05 Bluetooth Module เป็นโมดูลไร้สายที่ใช้สื่อสารกันด้วย Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) โดย Serial Port เป็น Bluetooth V2.0+EDR (Enhance Data Rate) 3Mbps Modulation พร้อมกับความถี่ใช้งาน 2.4 GHz สามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นๆ ได้ รวมทั้งเชื่อมต่อด้วย Serial Interface ระหว่างคอมพิวเตอร์ด้วยวงจร RS232 เพื่อเข้าสู่ AT Command ในการปรับแต่งค่าต่างๆของโมดูลโมดูลรุ่นนี้สามารถตั้งค่าให้เป็นได้ทั้ง Master และ Slave Mode ซึ่งรายละเอียดจะอยู่ในส่วนของ AT Command คุณสมบัติต่างๆ

- ความตอบสนองสัญญาณ -80dBm
- กำลังส่งคลื่นวิทยุเพิ่มได้ถึง +4dbm
- แรงดัน 1.8-3.6V
- PIO Control
- UART Interface พร้อมกับสามารถปรับแต่ง baud rate ได้
- เสอาอากาศในตัว

รายละเอียดการทำงานต่างๆ

- Baud Rate ปกติ:38400, Data bits:8, Stop Bits:1, Parity: No
- รองรับ Baud Rate : 9600,19200,38400,57600,115200,230400,460800

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 Bluetooth HC-05

2.12 MATLAB

MATLAB เป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์สมรรถนะสูงเพื่อใช้ในการคำนวณทางเทคนิค MATLAB ได้รวมการคำนวณ การเขียนโปรแกรมและการแสดงผลรวมกันอยู่ในตัวโปรแกรมเดียวได้อย่างมีประสิทธิภาพ และอยู่ในลักษณะที่ง่ายต่อการใช้งาน นอกจากนี้ลักษณะของการเขียนสมการในโปรแกรมก็จะเหมือนการเขียนสมการคณิตศาสตร์ที่เราคุ้นเคยอยู่แล้ว งานที่ทั่วไปที่ใช้ MATLAB ก็เช่นการคำนวณค่าตัวเลข การสร้างแบบจำลองและการทดสอบแบบจำลอง การวิเคราะห์ข้อมูล การแสดงผลในรูปกราฟทั้งโดยทั่วไปและกราฟทางด้านวิทยาศาสตร์และวิศวกรรม สามารถสร้างโปรแกรมในลักษณะที่ติดต่อโดยกับผู้ใช้ทางกราฟฟิกการทำงานของ MATLAB จะสามารถทำงานได้ทั้งในลักษณะของการติดต่อโดยตรง(Interactive) คือการเขียนคำสั่งเข้าไปทีละคำสั่ง เพื่อให้ MATLAB ประมวลผลไปเรื่อยๆ หรือสามารถที่จะรวบรวมชุดคำสั่งเหล่านั้นเป็นโปรแกรมก็ได้ ข้อมูลสำคัญอย่างหนึ่งของ MATLAB ก็คือข้อมูลทุกตัวจะถูกเก็บในลักษณะ array คือในแต่ละตัวแปรจะได้รับการแบ่งเป็นส่วนย่อยๆเล็กๆ ซึ่งการใช้ตัวแปรเป็น array ใน MATLAB นี้เราไม่จำเป็นต้องจ้อง dimension เหมือนกับการเขียนโปรแกรมในภาษาขั้นต่ำตัวนั้น ซึ่งทำให้เราสามารถที่จะแก้ปัญหาของตัวแปรที่อยู่ในลักษณะของ matrix และ vector ได้โดยง่ายซึ่งทำให้เราลดเวลาการทำงานลงได้อย่างมากเมื่อเทียบกับการเขียนโปรแกรมโดย C หรือ Fortran

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.12.1 Graphic User Interface

MATLAB มีการใช้งานในลักษณะ GUI (Graphic User Interface) เหมือนกับโปรแกรมประเภทวิชวล (Visual Program) ซึ่งทำให้ผู้ใช้สามารถติดต่อกับโปรแกรมได้ง่ายผ่านคอมพิวเตอร์หน้าต่างๆ เช่น ปุ่มกด(Button) เมนู Pop-Up เป็นต้น

MATLAB จะสร้าง GUI อยู่บนหน้าต่างรูปภาพ (figure window) ซึ่งภายใต้หน้าต่างนี้จะมีส่วนประกอบต่างๆ อยู่ได้ไม่ว่าจะเป็น axes, uicontrol หรือวัตถุอื่นๆ เราสามารถสร้าง uicontrol, uimenu แบบต่างๆลงในหน้าต่างรูปภาพได้แต่เป็นไปด้วยความลำบากเพราะการสร้างเป็น text base ต่อมาจนกระทั่ง version5 MATLAB ได้สร้าง Graphical User Interface Development Environment หรือ GUIDE ขึ้นเพื่อช่วยให้เราสร้างบันทึกและแก้ไข GUI ได้สะดวกขึ้น การสร้าง GUI ประกอบด้วยขั้นตอนสองขั้นตอน

1. กำหนดและวางส่วนต่างๆลงใน GUI
2. เขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดการทำงานของส่วนประกอบต่างๆใน GUI

GUIDE นั้นโดดเด่นแล้วจะมีหน้าที่ในการวางส่วนประกอบที่เราต้องการลงใน GUI จากนั้น GUIDE จะสร้าง M-file ที่บรรจุ handle ของวัตถุหรือ object ทั้งหมดที่เราสร้างขึ้น รวมทั้งคำสั่งให้ GUI ทำงานนอกเหนือจากนั้น M-file จะให้แนวทางในการเขียนฟังก์ชันที่ทำงานหลังจากผู้ใช้กดเมาส์ปุ่มซ้ายหรือปรับเปลี่ยนค่าของวัตถุนั้น ซึ่งเราเรียกว่า callback ของวัตถุนั้น

2.12.2 ส่วนประกอบของ Graphic User Interface ใน MATLAB

ดังที่ได้กล่าวมาก่อนแล้วว่าเราสามารถสร้าง GUI ขึ้นมาได้โดยการเขียนเป็น M-file ขึ้นมาล้วนๆ แต่การใช้ GUIDE จะทำให้การทำงานง่ายขึ้นมากเพราะจะช่วยให้เรากำหนดตำแหน่งของวัตถุต่างๆได้โดยง่าย หลังจากนั้น GUIDE จะสร้างไฟล์ขึ้นมา 2 ไฟล์เพื่อเก็บและนำ GUI ของเรามาใช้ต่อไปซึ่งจะประกอบด้วย

- FIG-file ซึ่งจะบรรจุรายละเอียดของวัตถุต่างๆที่เป็นองค์ประกอบอยู่ในหน้าต่างรูปภาพที่เป็น GUI ของเรา
 - M-file ที่จะบรรจุฟังก์ชันที่กำหนดการทำงานของ GUI ของเรารวมถึง callback ทั้งหมดซึ่ง callback เหล่านี้จะบรรจุเป็น sub function อยู่ใน M-file และเราจะเรียก M-file ที่ควบคุมการทำงานของ GUI นี้ว่า Application M-file
- ดังนั้น Application M-file จะไม่มีข้อมูลใดๆ เกี่ยวกับรูปแบบของส่วนประกอบที่บรรจุอยู่ใน GUI เช่น สี หมวด ตำแหน่งหรืออื่นๆเลยเพราะข้อมูลเหล่านี้จะบรรจุอยู่ใน M-file

2.12.3 Principle Component Analysis (PCA)

PCA เป็นหนึ่งในเทคนิคการวิเคราะห์ข้อมูลหลายตัวแปรเป็นเทคนิคที่มีวัตถุประสงค์ คือ จะสร้าง Factor เพื่อลดจำนวนตัวแปรโดยไม่มีการแบ่งกลุ่มตัวแปรว่าตัวแปรใดเป็นตัวแปรตาม และ/หรือตัวแปรอิสระ สนใจเพียงต้องการหาความสัมพันธ์ของตัวแปรต่างๆ เหล่านั้น โดยจะสร้างตัวแปรใหม่ซึ่งประกอบขึ้นด้วยความแปรผันหรือความแปรปรวนของตัวแปรเดิม จึงนิยมใช้การวิเคราะห์ด้วยเทคนิคนี้ เพื่อลดขนาดเมตริกซ์ของตัวแปรให้เล็กลงหรือใช้หาความสัมพันธ์ของข้อมูลอย่างไรก็ตาม การใช้ PCL นั้นเหมาะสำหรับข้อมูล ขนาดใหญ่ (The principal component analysis is a large sample procedure) ขนาดที่แนะนำคือ อย่างน้อย 100 เคส หรือ 5 เท่าของตัวแปรโดยความหมายของค่าต่างๆ ในการวิเคราะห์องค์ประกอบ มีดังนี้

- 1) องค์ประกอบร่วมกัน (Common Factor) หมายถึง องค์ประกอบที่ประกอบด้วยตัวแปร 2 ตัวขึ้นไปมารวมกันอยู่ในองค์ประกอบเดียวกัน โดยองค์ประกอบร่วมจะอาศัยจากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ หรือค่า r องค์ประกอบที่ประกอบด้วยตัวแปรที่มีค่าความสัมพันธ์กันมาก จะเป็นองค์ประกอบที่มีความหมายในการวิเคราะห์องค์ประกอบ
- 2) องค์ประกอบเฉพาะ (Specific Factor) ได้แก่ องค์ประกอบที่มีตัวแปรเพียงตัวเดียว
- 3) ความร่วมกัน (Communalities) หมายถึง ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรหนึ่งกับตัวแปรอื่นๆ ที่เหลือทั้งหมด มีค่าอยู่ระหว่าง 0 กับ 1 ถ้าตัวแปรใดมีค่านี้ตัวแปรนั้นจะถูกตัดออก ค่านี้ได้จาก Initial Statistic หรือค่าทแยงมุมของ Reproduced Correlation Matrix ความร่วมกัน

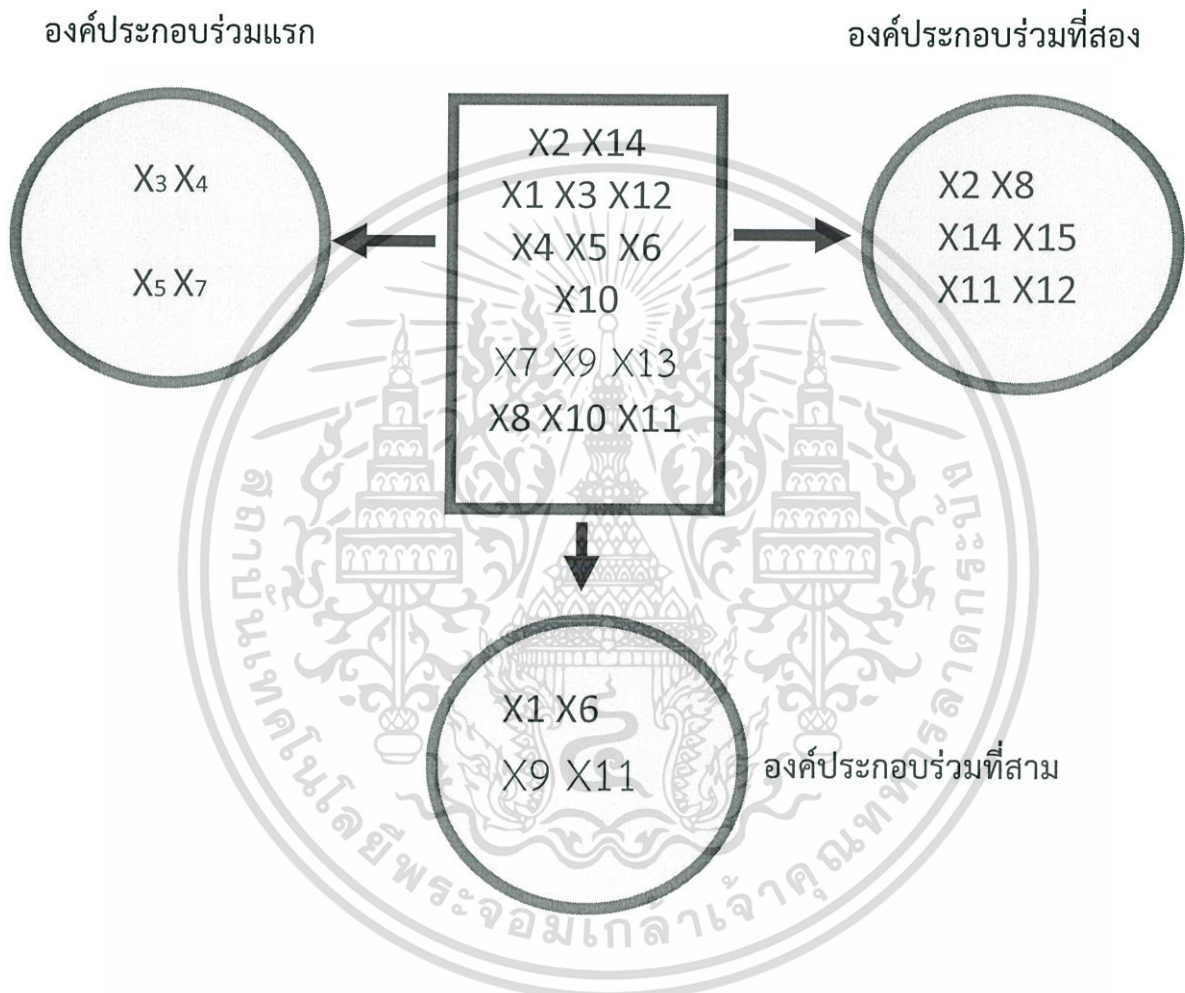


X1 และ X3 มีองค์ประกอบร่วม

รูปที่ 2.9 แสดงความร่วมกัน (Communalities)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4) ค่าไอเกน (Eigen Value) เป็นค่าความผันแปรของตัวแปรทั้งหมดในแต่ละองค์ประกอบ ในการวิเคราะห์องค์ประกอบ องค์ประกอบร่วม (Common Factor) ที่ได้องค์ประกอบแรก จะเป็นองค์ประกอบที่แยกความผันแปรของตัวแปรออกมาจากองค์ประกอบอื่นได้มากที่สุด จึงมีตัวแปรร่วมอยู่มากที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 แสดงค่าความแปรผันของตัวแปรทั้งหมดของแต่ละองค์ประกอบ

องค์ประกอบที่มีตัวแปรร่วมอยู่มาก จึงมีค่าไอเกน มากตามด้วย ใน SPSS จะกำหนดค่าไอเกน เป็น 1 อยู่แล้ว (default = 1) ค่าไอเกนจะเท่ากับจำนวนตัวแปร ดังนั้นจึงเป็นไปได้ที่องค์ประกอบ แต่ ละองค์ประกอบจะมีค่าไอเกนต่ำกว่า 1 ในงานวิจัยถ้าผู้วิจัยกำหนดตัวแปรเอาไว้ จำนวนมาก ใน การวิเคราะห์องค์ประกอบ (จริง) ควรให้ได้จำนวนน้อยกว่าตัวแปรมาก ๆ และมีจำนวนที่เหมาะสม เพื่อ สะดวกในการวิเคราะห์ค่าสถิติอื่นๆ ต่อไปค่าไอเกน หาได้จากสูตร

$$\text{Eigen Value} = \sum (\text{ของน้ำหนักองค์ประกอบของแต่ละตัวแปรในองค์ประกอบนั้น})^2$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.12.4 Decision tree

การเรียนรู้ต้นไม้ตัดสินใจ (อังกฤษ: decision tree learning) เป็นวิธีหนึ่งที่จะประมาณฟังก์ชันที่มีค่าไม่ต่อเนื่อง (discrete-value function) ด้วย แผนผังต้นไม้ อาจประกอบด้วยเซตของกฎต่างๆแบบ ถ้า-แล้ว (if-then) เพื่อให้มนุษย์สามารถอ่านแล้วเข้าใจการตัดสินใจของต้นไม้ได้ในการเรียนรู้ของเครื่อง (machine learning) ต้นไม้ตัดสินใจ เป็นโมเดลทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ทำนายประเภทของวัตถุโดยพิจารณาจากลักษณะของวัตถุ บัพภายใน (inner node) ของต้นไม้จะแสดงตัวแปร ส่วนกิ่งจะแสดงค่าที่เป็นไปได้ของตัวแปร ส่วนบัพใบจะแสดงประเภทของวัตถุ ต้นไม้การตัดสินใจจะทำการจัดกลุ่ม (classify) ชุดข้อมูลนำเข้าในแต่ละกรณี (Instance) ละบัพ (node) ของต้นไม้การตัดสินใจคือตัวแปร (attribute) ต่างๆของชุดข้อมูล เช่นหากต้องการตัดสินใจว่าจะไปเล่นกีฬาหรือไม่ก็จะมีตัวแปรต้นที่จะต้องพิจารณาคือ ทัศนียภาพ ลม ความชื้น อุณหภูมิ เป็นต้น และมีตัวแปรตามซึ่งเป็นผลลัพธ์จากต้นไม้คือการตัดสินใจว่าจะไปเล่นกีฬารึเปล่า ซึ่งแต่ละตัวแปรนั้นก็จะมีค่าของตัวเอง (value) เกิดเป็นชุดของตัวแปร-ค่าของตัวแปร (attribute-value pair) เช่น ทัศนียภาพเป็นตัวแปร ก็อาจมีค่าได้เป็น ฝนตก แดดออก หรือ การตัดสินใจว่าจะไปเล่นกีฬารึเปล่านั้นก็อาจมีค่าได้เป็นใช่ กับ ไม่ใช่ เป็นต้น การทำนายประเภทด้วยต้นไม้ตัดสินใจ จะเริ่มจากบัพราก โดยทดสอบค่าตัวแปรของบัพ แล้วจึงตามกิ่งของต้นไม้ที่กำหนดค่า เพื่อไปยังบัพลูกถัดไป การทดสอบนี้จะกระทำไปจนกระทั่งเจอบัพใบซึ่งจะแสดงผลการทำนาย

เนื่องจากต้นไม้การตัดสินใจเป็นต้นไม้ที่แต่ละกิ่งที่ออกมาจากบัพแทนค่าของข้อมูลที่เป็นไปได้ในบัพนั้น เนื่องจากต้นไม้มีจำนวนกิ่งที่จำกัด ดังนั้นค่าของตัวแปรที่เป็นไปได้จึงต้องจำกัดด้วย จึงต้องมีจำนวนตัวแปรที่จำกัด และนอกจากนั้นยังบังคับว่าค่าของตัวแปรนั้นต้องไม่ต่อเนื่องด้วย โดยข้อมูลที่เข้ามานั้นอาจมีความผิดพลาดได้บ้าง โดยต้นไม้การตัดสินใจจะมีกระบวนการที่จะไม่นำความผิดพลาดนั้นมาพิจารณาเรียกว่าการตัดแต่งกิ่ง (post-pruning) โดยมีขั้นตอนการตัดสินใจ

1. เอนโทรปี (Entropy)

ID3 นั้นสร้างต้นไม้การตัดสินใจจากบนลงล่างด้วยการถามว่าลักษณะใด (ขอใช้คำว่าลักษณะแทนตัวแปรต้น) ควรจะเป็นรากของต้นไม้การตัดสินใจต้นนี้ และถามซ้ำๆไปเรื่อยๆเพื่อหาต้นไม้ทั้งต้นด้วยการเขียนโปรแกรมด้วยความสัมพันธ์แบบเวียนเกิด (recursion) โดยในการเลือกว่าลักษณะใดดีที่สุดนั้นดูจากค่าของลักษณะเรียกว่าเกนความรู้ (Information gain) ก่อนที่จะรู้จักเกนความรู้จะต้องนิยามค่าหนึ่งที่ใช้บอกความไม่บริสุทธิ์ของข้อมูลก่อน เรียกว่าเอนโทรปี (Entropy) โดยนิยามเอนโทรปีของต้นไม้การตัดสินใจในตัวในเซตของตัวอย่าง S คือ $E(S)$ ดังนี้

$$E(S) = - \sum_{j=1}^n P_s(j) \log_2 P_s(j)$$

- S คือตัวอย่างที่ประกอบด้วยชุดของตัวแปรต้นและตัวแปรตามหลายๆกรณี
- $P_s(j)$ คืออัตราส่วนของกรณีใน S ที่ตัวแปรตามหรือผลลัพธ์มีค่า j

โดยสำหรับต้นไม้การตัดสินใจที่มีผลลัพธ์เป็นแค่เพียงค่าตรรกะ (boolean) ใช่กับไม่ใช่ เหมือนกับที่ยกมาตอนต้นของบทความนั้น จะมีเอนโทรปีคือ

$$E(S) = -P_{yes} \log_2(P_{yes}) - P_{no} \log_2(P_{no})$$

เมื่อพิจารณาเอนโทรปีแล้วจะเห็นว่าเอนโทรปีจะมีค่าอยู่ระหว่าง 0 กับ 1 โดยจะมีค่าเป็นศูนย์เมื่อทุกๆกรณีมีผลลัพธ์เพียงแบบเดียว เช่น ใช่ทั้งหมด หรือ ไม่ใช่ทั้งหมด และจะมีค่ามากขึ้นเมื่อเริ่มมีค่าที่แตกต่างกันมากขึ้น หรือจะพูดอีกนัยหนึ่งก็คือ เอนโทรปีจะมีค่ามากขึ้นหากข้อมูลไม่บริสุทธิ์ และจะตัดสินใจได้ว่าผลลัพธ์จะเป็นอะไรเมื่อเอนโทรปีเป็น 0 เท่านั้น

2. เกนความรู้ (Information Gain)

ซึ่งจากการนิยามเอนโทรปีข้างต้น ทำให้เราสามารถนิยามลักษณะของตัวแปรต้นที่ดีที่สุด โดยตัวแปร A จะเป็นตัวแปรต้นที่ดีก็ต่อเมื่อหากว่าแบ่งข้อมูลตัวอย่าง (Example) ออกเป็นชุดๆมีจำนวนชุดตามจำนวนค่าของ A ที่เป็นไปได้เพื่อให้แต่ละกรณี (Instance) ในชุดนั้นมีค่า A เพียงค่าเดียวและค่าเฉลี่ยของเอนโทรปีของชุดข้อมูลที่ถูกแบ่งออก (partition) มานั้นต่ำที่สุด เรียกค่าคาดหวังของการลดลงของเอนโทรปีหลังจากข้อมูลถูกแบ่งด้วย A ว่าเกนความรู้ของ A นิยามโดย

$$\text{Gain}(S, A) = E(S) - \sum \frac{|S_v|}{|S|} E(S_v)$$

- S คือตัวอย่างที่ประกอบด้วยชุดของตัวแปรต้นและตัวแปรตามหลายๆกรณี
- E คือเอนโทรปีของตัวอย่าง
- A คือตัวแปรต้นที่พิจารณา
- value (A) คือเซตของค่าของ A ที่เป็นไปได้
- S_v คือตัวอย่างที่ A มีค่า v ทั้งหมด

จะเห็นว่าหากเกนความรู้ของ A ยิ่งมากแสดงว่าหลังจากแบ่งตัวอย่าง S ด้วย A แล้วในแต่ละชุดที่แบ่งได้จะมี Entropy เข้าใกล้ศูนย์มากยิ่งขึ้น ทำให้ใกล้ที่จะตัดสินใจได้มากขึ้น เกนความรู้จึงเป็นค่าที่ดีที่จะบอกความดีของตัวแปรต้นที่นำมาพิจารณา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. การใช้ ID3 สอนต้นไม้การตัดสินใจ

เมื่อเราสามารถบอกความดีของตัวแปรต้นได้จึงสามารถนำไปช่วยในการหาต้นไม้การตัดสินใจด้วย ID3 ได้โดยมีกระบวนการดังนี้

1. นำตัวแปรต้นที่ยังไม่ถูกนำมาใช้ทั้งหมดมาหาเกณฑ์ความรู้
2. เลือกตัวที่มีเกณฑ์สูงที่สุด
3. สร้างต้นไม้ที่มีบัพรากเป็นของตัวแปรต้นตัวนั้น

นำมาเขียนเป็นรหัสเทียม (pseudo code) ได้ดังนี้ โดยยกตัวอย่างมาเฉพาะกรณีที่ตัวแปรตามมีแค่เพียงใช่กับไม่ใช่เท่านั้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและวิธีการดำเนินโครงการงาน

การออกแบบเครื่องตรวจจับอาการ โดยจะมี Sensor Cable - Electrode Pads เป็นตัวจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยหรือผู้ทำการทดลองเข้ามาสู่ Single Lead Heart Rate Monitor ที่เชื่อมอยู่กับ Arduino Nano และจะส่งผ่านสัญญาณไร้สาย Bluetooth Hc-05 จาก Arduino Nano ไปยัง Computer ที่มีตัวรับสัญญาณไร้สายอยู่ โดยจะมีการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยบนโปรแกรม Matlab โดยทั้งหมดนี้จะถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ การออกแบบและการทำงานด้าน Hardware และการออกแบบและการทำงานด้าน Software

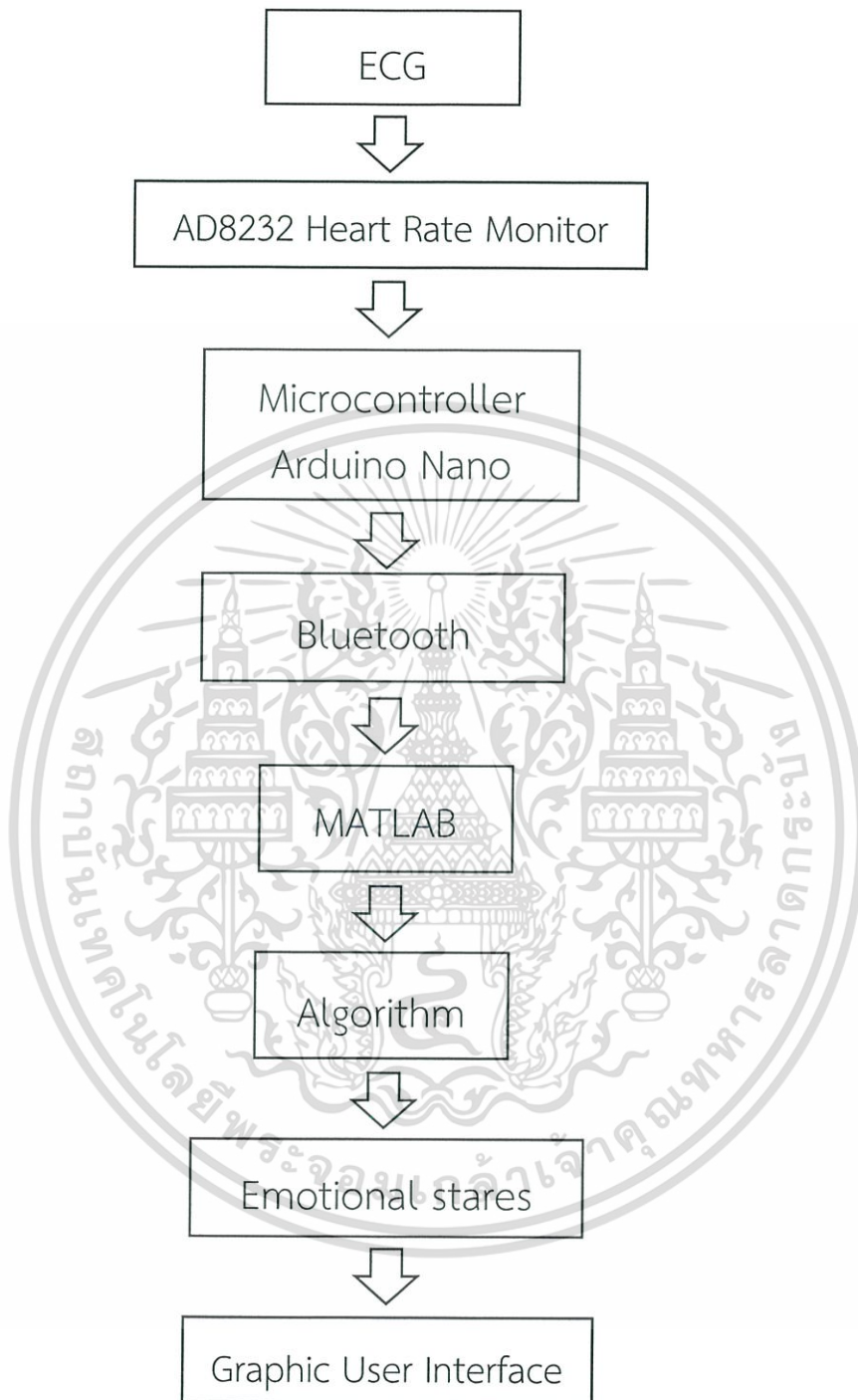
3.1 ตารางการดำเนินงาน

ตารางที่ 3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน

	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ศ.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.
ศึกษาความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับอาการและวางแผนการทำงาน	■									
ศึกษาการเขียนโปรแกรม Arduino และ MATLAB และสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้งานในการส่งข้อมูลผ่านสัญญาณไร้สายและการรับค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโปรแกรม MATLAB		■	■	■						
ศึกษาการเขียนอัลกอริทึมบนเพื่อวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ					■					
เขียนอัลกอริทึมที่ใช้วิเคราะห์สัญญาณหัวใจว่าอยู่ในสภาวะอารมณ์ใด						■	■			
เก็บข้อมูลอารมณ์ในสภาวะต่างๆ และทำ Hardware ให้สมบูรณ์								■		
ปรับปรุงแก้ไขชิ้นงานให้พร้อมใช้งานได้อย่างเต็มรูปแบบ									■	
จัดการทำรายงาน										■

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 แผนภาพแสดงการทำงาน



รูปที่ 3.1 แผนภาพแสดงการทำงาน การตรวจจับอารมณ์

บล็อกไดอะแกรมของเครื่องมือโดยระบบเริ่มต้นทำงานโดยจับค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยโดย AD8232 ซึ่งต่ออยู่บน Arduino Nano จากนั้นข้อมูลจะถูกส่งผ่านบลูทูธ HC-05 ไปยังโปรแกรม MATLAB ซึ่งอัลกอริทึมนั้นประกอบด้วย ฟิเตอร์, ทามโดเมน, ฟรีควนซีโดเมน, PCA และ ทำการแสดงผลผ่าน GUI เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 อุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบ

3.3.1 Sensor Cable – Electrode Pads



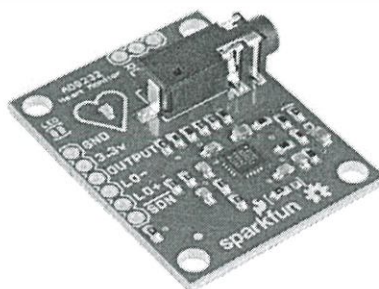
รูปที่ 3.2 แสดงสายเคเบิลติดอิเล็กโทรด

3.3.2 Biomedical Sensor Pads



รูปที่ 3.3 แสดงแผ่นอิเล็กทรอนิกส์

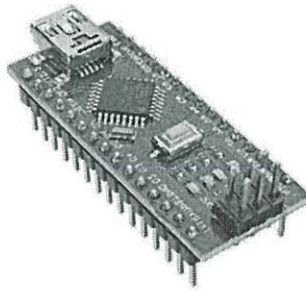
3.3.3 Sparkfun Single Lead Heart Rate Monitor – AD8232



รูปที่ 3.4 เซ็นเซอร์ AD8232

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการเชิงงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4 Arduino Nano



รูปที่ 3.5 Arduino Nano

3.3.5 Bluetooth HC-05



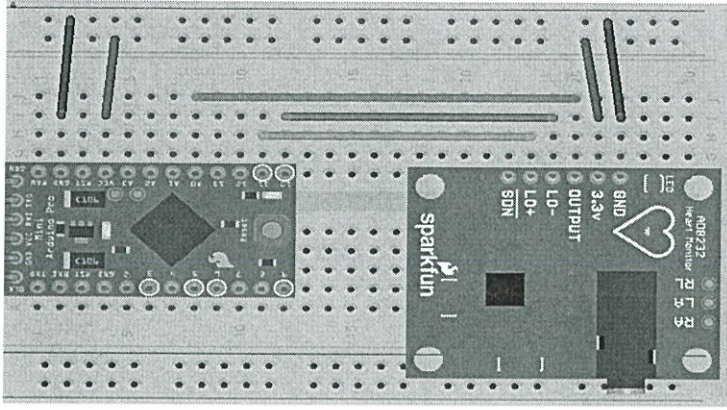
รูปที่ 3.6 Bluetooth HC-05

3.4 การเชื่อมต่อระหว่าง AD8232 กับ Arduino Nano

ตารางที่ 3.2 แสดงการเชื่อมต่อระหว่าง AD8232 และ Arduino Nano

Board Label	Pin Function	Arduino Connection
GND	Ground	GND
3.3V	3.3v Power Supply	3.3V
OUTPUT	Output Signal	A0
LO-	Leads-off Detect -	6
LO+	Leads-off Detect +	5
SDN	Shutdown	Not used

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 การเชื่อมต่อระหว่าง AD8232 และ Arduino Nano

```

_1234
int b = 0;
void setup()
{
  // initialize the serial communication:
  Serial.begin(57600); //9-3-60
  pinMode(5, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(6, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}

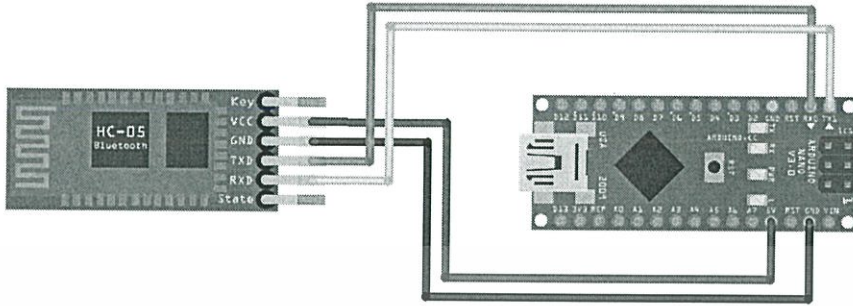
void loop()
{
  if((digitalRead(5) == 1) || (digitalRead(6) == 1))
  {
    Serial.println('0');
  }
  else
  {
    b= analogRead(A0);
  }
  Serial.println(b);
  delay(1);
}
NodeMCU 1.0 (ESP-12E Module), 80 MHz, 115200, 4M (3M SPIFFS) on COM8

```

รูปที่ 3.8 แสดงโค้ดArduino ของ AD8232

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 การเชื่อมต่อระหว่าง Bluetooth HC-05 กับ Arduino Nano



รูปที่ 3.9 แสดงการเชื่อมต่อระหว่าง Bluetooth HC-05 และ Arduino Nano

3.5.1 การตั้งค่า Baud rate ของ Bluetooth HC-05

```

HC_05_Set_Master_Slave | Arduino 1.6.13
File Edit Sketch Tools Help
HC_05_Set_Master_Slave
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial BTSerial(6, 7); // RX + TX

void setup()
{
  pinMode(5, OUTPUT); // this pin will pull the HC-05 pin 34 (key)
  digitalWrite(5, HIGH);
  Serial.begin(9600);
  BTSerial.begin(38400); // HC-05 default speed in AT command mode
  delay(1000);
  Serial.println("Enter AT commands:");
}

void loop()
{
  // Keep reading from HC-05 and send to Arduino Serial Monitor
  if (BTSerial.available())
    Serial.write(BTSerial.read());

  // Keep reading from Arduino Serial Monitor and send to HC-05
  if (Serial.available())
    BTSerial.write(Serial.read());
}
Arduino Nano, ATmega328 on COM3

```

รูปที่ 3.10 แสดงโค้ด Arduino ของ Bluetooth HC-05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 แสดงการกำหนดค่า baud rate ของ HC-05



รูปที่ 3.12 แสดงการกำหนดค่า baud rate เป็น 57,600

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6 การวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

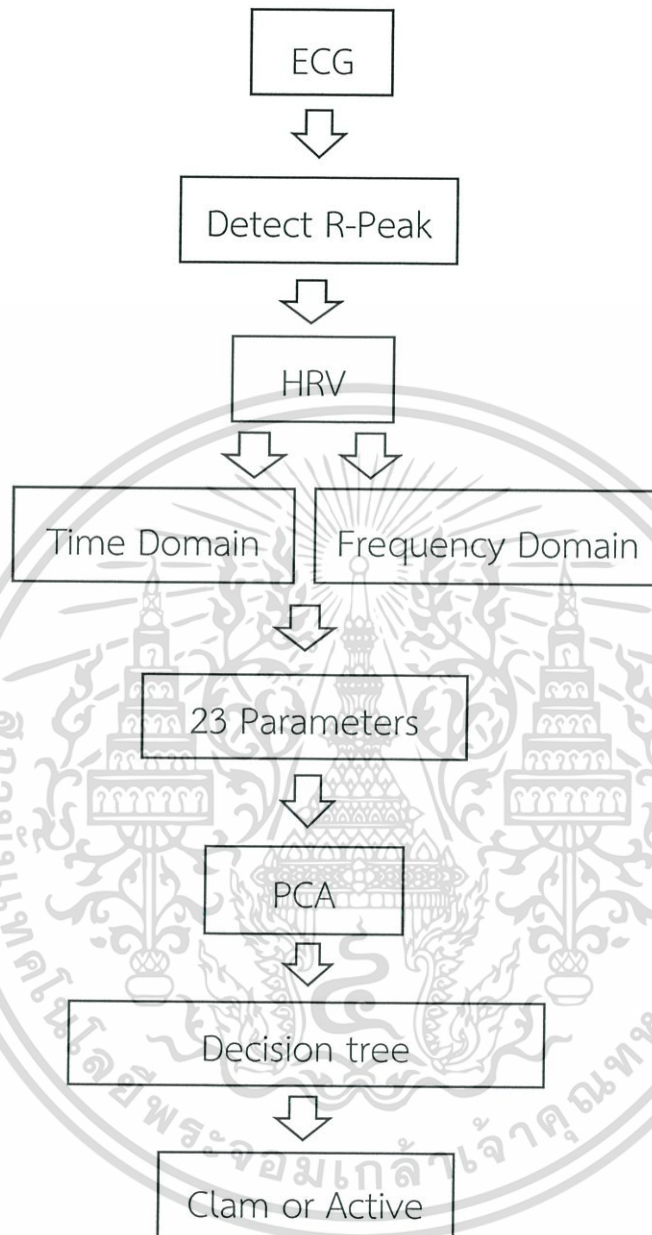
มีการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยโดยการวัดแบบ lead 2 ผ่าน electrode และ Sensor Cable - Electrode Pads ซึ่งจะต่ออยู่กับ Single Lead Heart Rate Monitor ที่เป็นบอร์ดที่ใช้คลื่นไฟฟ้าของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้สามารถขึ้นกราฟเป็น ECG โดยการต่อกับ Arduino โดยมี การใช้ Arduino Nano เพื่อให้มีขนาดเล็กและสะดวก



รูปที่ 3.13 แสดงการติด lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 การออกแบบการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

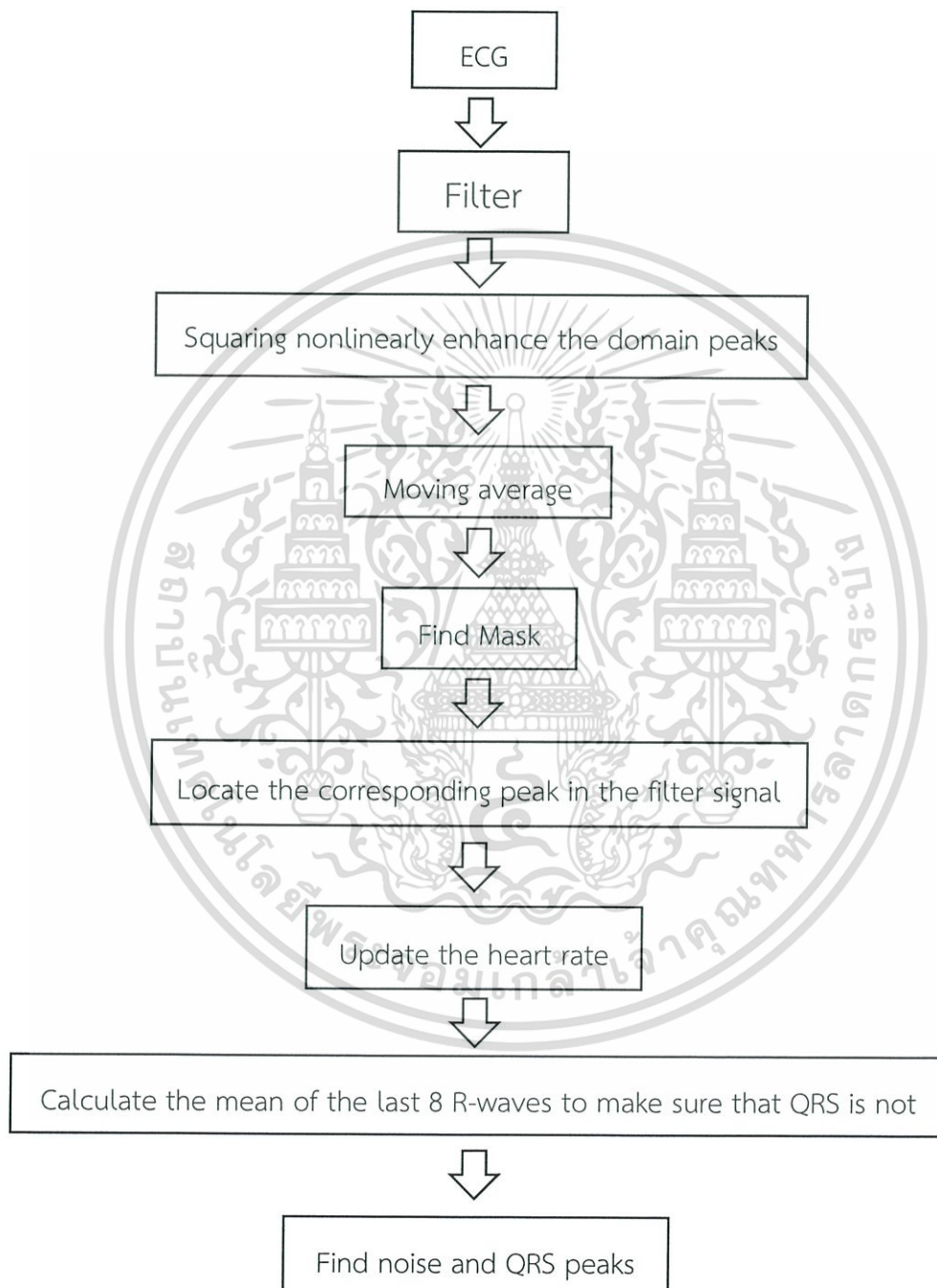


รูปที่ 3.14 แผนภาพแสดงการทำงาน การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้โดยถูกส่งผ่านบุลทูลมา เราจะทำการ Detect R peak เพื่อจะนำมาคำนวณหาค่า RRI แล้วจะนำค่าที่ได้มาวิเคราะห์ในรูปแบบของ Time Domain และ Frequency Domain ผลที่ได้คือจะมี 23 ค่าพารามิเตอร์จาก ทั้ง 2 Domain โดยใน Time Domain ประกอบไปด้วย max, min, mean, median, SDNN, meanHR, RMSSD, sdHR, HRVTi, TINN และ Frequency Domain จะกล่าวถึงในหัวข้อ 3.7.2 เพื่อจะใช้ในการวิเคราะห์ความแตกต่างของแต่ละสภาวะอารมณ์ แต่เนื่องจาก 23 ค่าพารามิเตอร์ที่ถ้านำมาใช้ในการวิเคราะห์ทั้งหมดจะมีความเกินความจำเป็นเราจึงใช้วิธีการ Principal Components Analysis (PCA) เพื่อนำมาลดรูปของเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สว่นไวสำหรับการใช้งานเพื่อการรักษาเท่านั้น เมื่อนำมาใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จำนวนพารามิเตอร์ให้เหลือ 3 ค่า ที่ดีที่สุด หลังจากนั้นเราจะทำ decision tree เพื่อให้โปรแกรมสามารถแยกสภาวะอารมณ์ได้ออกเป็นทั้ง Active และ Calm

3.7.1 แผนภาพการจับ R-waves

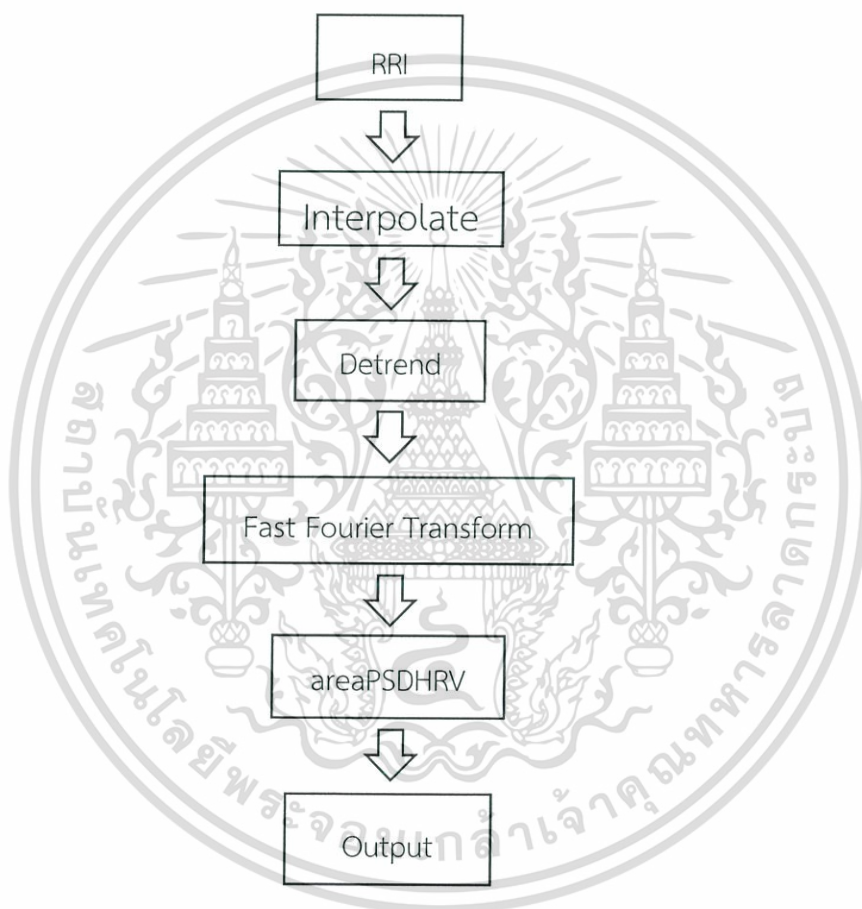


รูปที่ 3.15 แผนภาพแสดงการทำงาน การจับ R-waves

ECG-lead II ที่วัดได้จะถูกผ่านการกรอง filter เพื่อทำการกรองสัญญาณบวกรวมที่เกิดขึ้นโดยมี เอกสารเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้ในการค้า low pass ที่ย่านความถี่ 5-15 Hz และผ่าน Derivative filter second-order แล้วแปลงคลื่นไฟฟ้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจในรูปแบบ Squaring nonlinearly เพื่อให้ง่ายต่อการ Detect peak ที่เราต้องการ โดยเราจะ ในกราฟแสดงว่า Black noise, Green Adaptive Threshold, RED circles, QRS threshold (Moving average) และใช้คำสั่ง “MINPEAKDISTANCE” เพื่อหาตำแหน่งของแต่ละ peak ที่จะใช้ในการ Detect แล้วทำการตรวจสอบว่าที่ Detect peak นั้นถูกต้องหรือไม่ โดยการจะหาค่าเฉลี่ยของ R-waves 8 ตัวสุดท้าย

3.7.2 แผนภาพการวิเคราะห์สัญญาณใน frequency Domain



รูปที่ 3.16 แผนภาพแสดงการทำงานการวิเคราะห์สัญญาณใน frequency Domain

เมื่อเราได้คำนวณค่าวัดใน time Domain แล้วต่อมาจึงใช้ frequency Domain เข้ามาวิเคราะห์โดยเราจะทำการปรับค่าสัญญาณ RRI โดยใช้การ Interpolate และ Detrend สัญญาณให้ดียิ่งขึ้นแล้วทำการแปลงให้อยู่ในรูปของความถี่โดยใช้ fast Fourier transform (FFT) แล้วเราจะทำการคำนวณโดยค่าพารามิเตอร์ต่างๆ จาก ฟังก์ชัน areaPSDHRV ซึ่งจะประกอบไปด้วย aVLF, aLF, aHF, aTotal, pVLF, pLF, pHF, nLF, nHF, lfhf, peakVLF, peakLF, peakHF

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.8 วิธีการคำนวณแต่ละ parameter ใน time domain

3.8.1 ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเป็นค่าวัดการกระจายที่สำคัญทางสถิติ เพราะเป็นค่าที่ใช้บอกถึงการกระจายของข้อมูลได้ดีกว่าค่าพิสัย และค่าส่วนเบี่ยงเบนเฉลี่ย

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \left(\sum_{i=1}^N x_i^2 - N\bar{x}^2 \right)}$$

เมื่อ SD คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

x คือ ข้อมูล (ตัวที่ 1,2,3...,N)

\bar{x} คือ ค่าเฉลี่ยเลขคณิต

N คือ จำนวนข้อมูลทั้งหมด

3.8.2 วิธีการคำนวณอัตราการเต้นหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจคำนวณจากจำนวนครั้งการเต้นของหัวใจหารด้วยเวลา ดังนั้นค่าอัตราการเต้นหัวใจ (Heart rate) มีหน่วยเป็น bpm (beat per minute)

$$HR = \frac{60}{T}$$

HR คือ อัตราการเต้นหัวใจ

T คือ เวลาที่ทำการวัด

3.8.3 วิธีการคำนวณความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ

ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจคือเวลาต่ออัตราการเต้นของหัวใจ มีหน่วยเป็น Sec

$$RRI = \frac{60}{HR}$$

RRI คือ ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ

HR คือ อัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.8.4 วิธีหาคำนวณค่าเฉลี่ยความแปรปรวนของอัตราการเดินทาง

ค่าเฉลี่ยความแปรปรวนของอัตราการเดินทาง คือผลรวมของความแปรปรวนของอัตราการเดินทางต่อ จำนวนความแปรปรวนของอัตราการเดินทาง

$$mRRI = \sum \frac{RRI}{n}$$

$mRRI$ คือ ค่าเฉลี่ยความแปรปรวนของอัตราการเดินทาง

RRI คือ ความแปรปรวนของอัตราการเดินทาง

n คือ จำนวนความแปรปรวนของอัตราการเดินทาง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

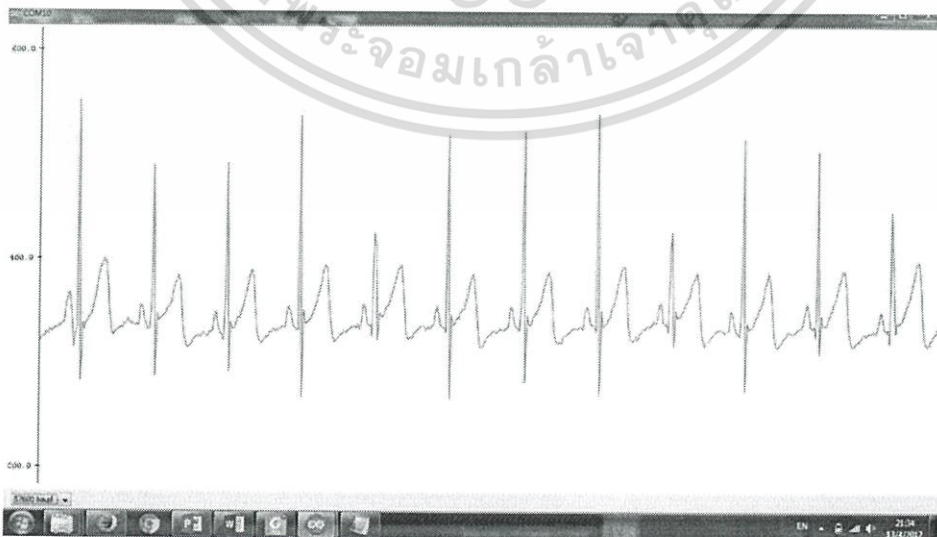
ผลการทดลอง

4.1 ค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้บนโปรแกรม Arduino (Serial Monitor)



รูปที่ 4.1 แสดงค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อ่านได้จาก Serial monitor

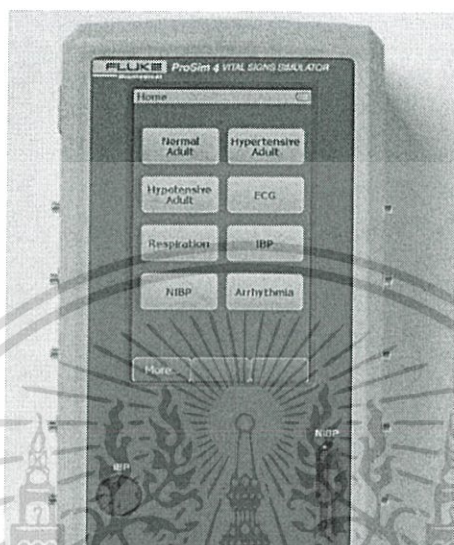
4.2 กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้บนโปรแกรม Arduino (Serial Plotter)



เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 4.2 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จับได้จาก Serial plotter ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

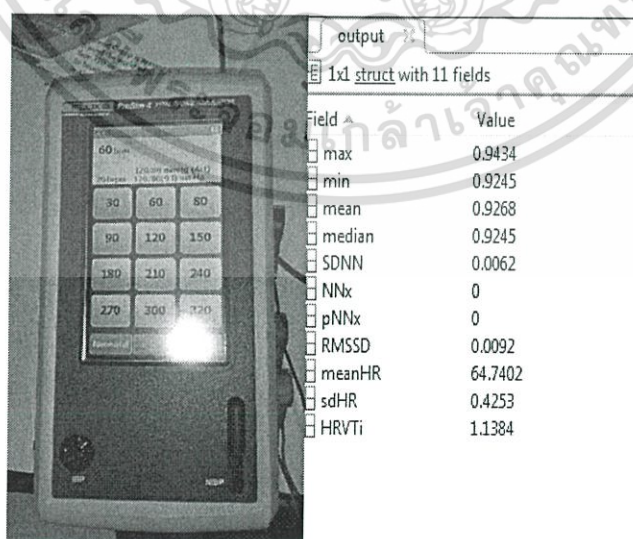
4.5 การทดสอบความแม่นยำของอัลกอริทึม

ทำการทดสอบความถูกต้องของอัลกอริทึม โดยให้อ่านค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นจากเครื่อง Fluke ProSim 4 Vital Signs Simulator และแสดงผลออกมาเป็นอัตราการเต้นหัวใจโดยทดสอบใน 4 ค่าอัตราการเต้นหัวใจ คือ 60,80,90,120 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 4.5 Fluke ProSim 4 Vital Signs Simulator

4.5.1 อัตราการเต้นหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที

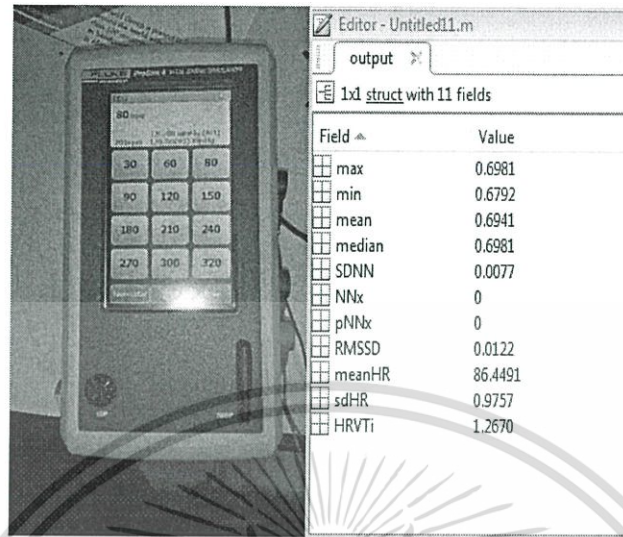


รูปที่ 4.6 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 64.7 ครั้ง/นาที

ค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 6.97%

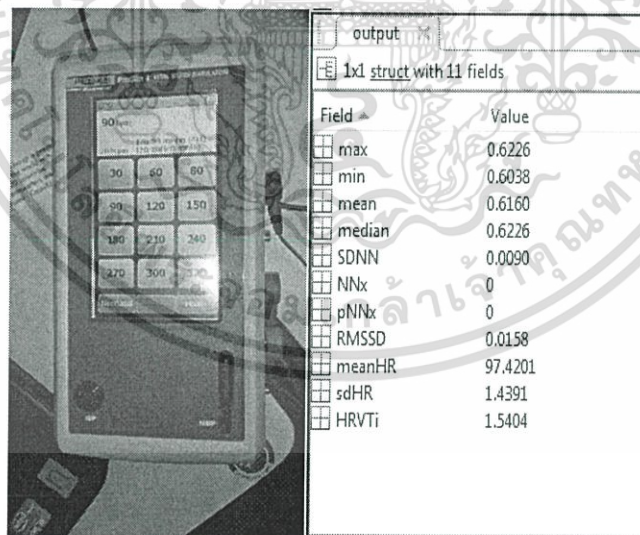
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ในเพื่อการศึกษเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.2 อัตราการเต้นหัวใจ 80 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 4.7 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 86.4 ครั้ง/นาที
ค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 7.4%

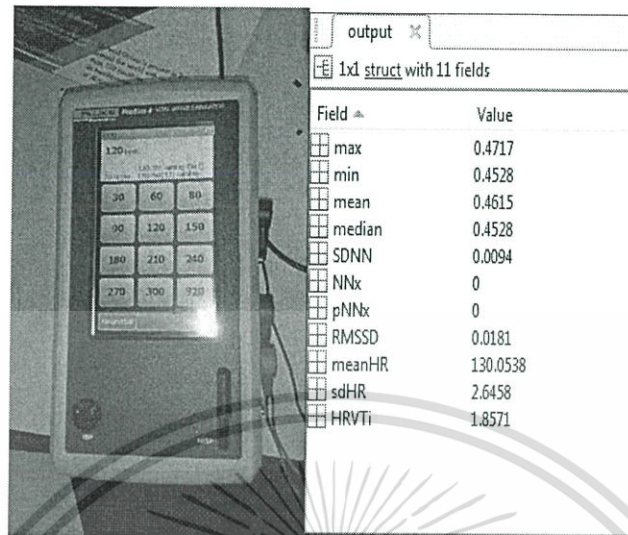
4.5.3 อัตราการเต้นหัวใจ 90 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 4.8 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 97.4 ครั้ง/นาที
ค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 7.60%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

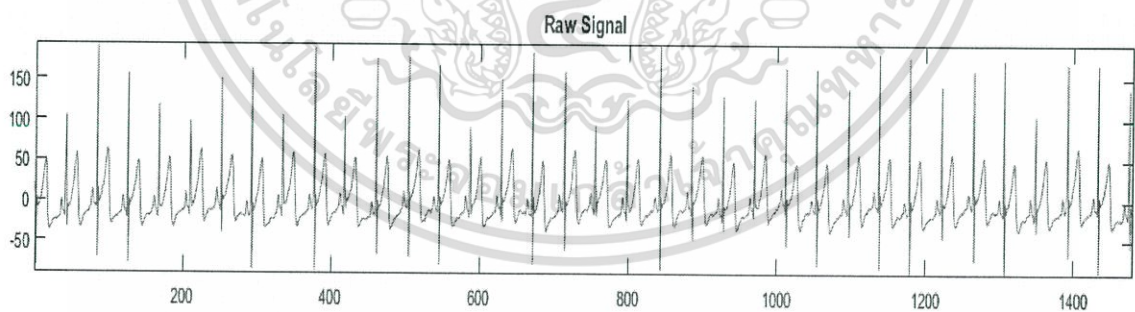
4.5.4 อัตราการเต้นหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 4.9 แสดงค่าคลื่นหัวใจที่วัดได้เท่ากับ 130.0 ครั้ง/นาที
ค่าความคลาดเคลื่อนจากการวัด = 8.33%

4.6 ตัวอย่างการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

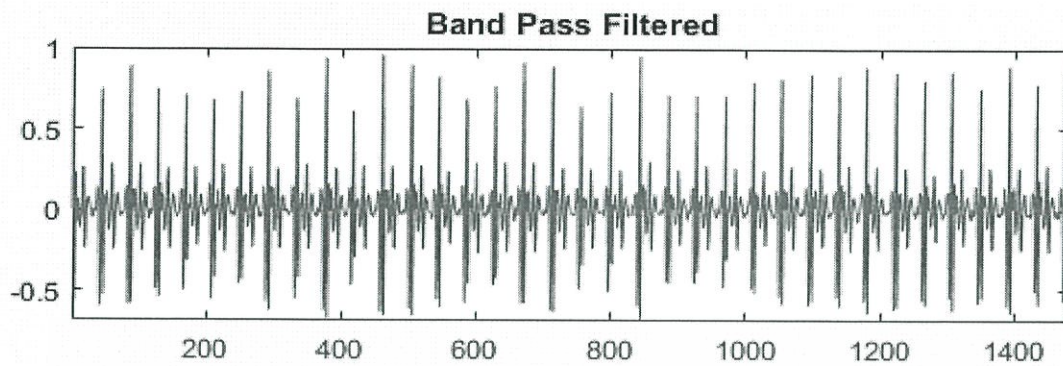
4.6.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัด



รูปที่ 4.10 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้บน MATLAB

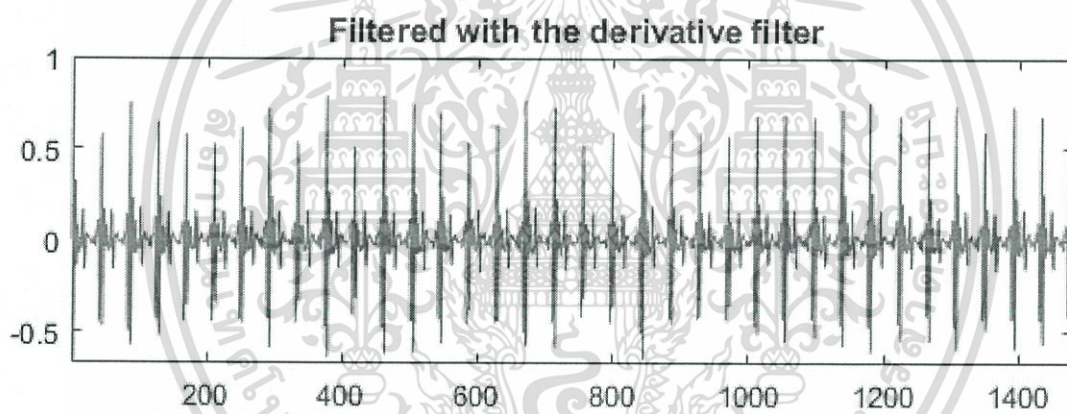
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Band Pass Filter



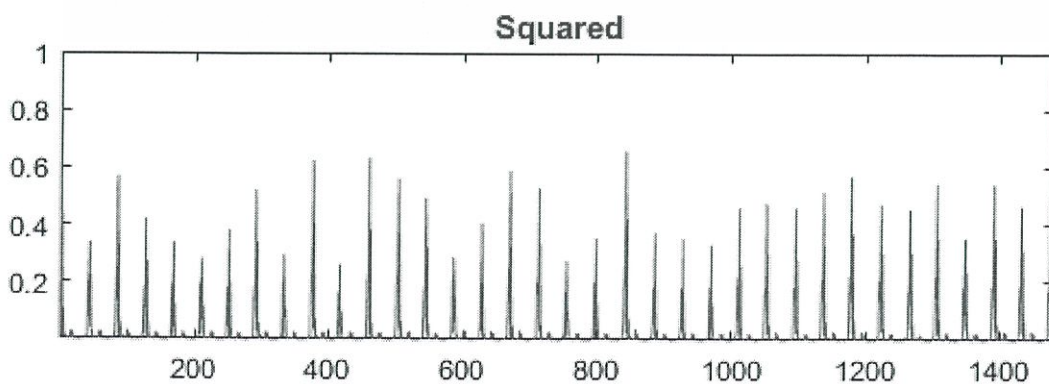
รูปที่ 4.11 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Band Pass Filter

4.6.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Derivative filter



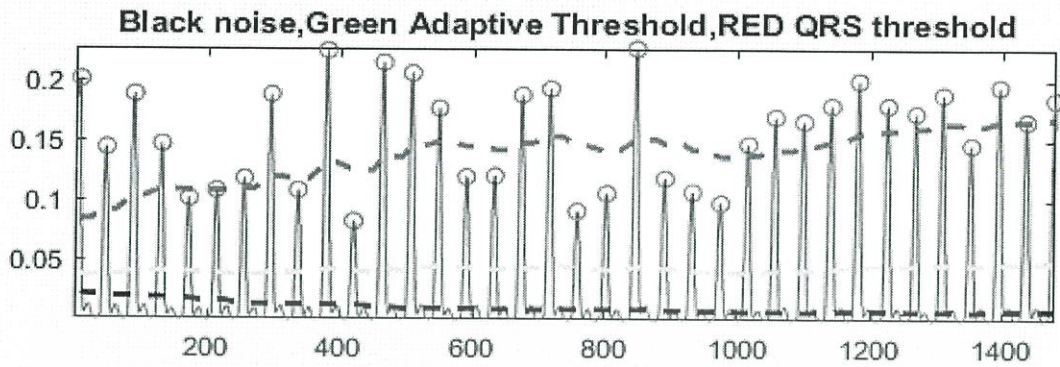
รูปที่ 4.12 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่านการทำ Derivative filter

4.6.4 การแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Squaring Nonlinear



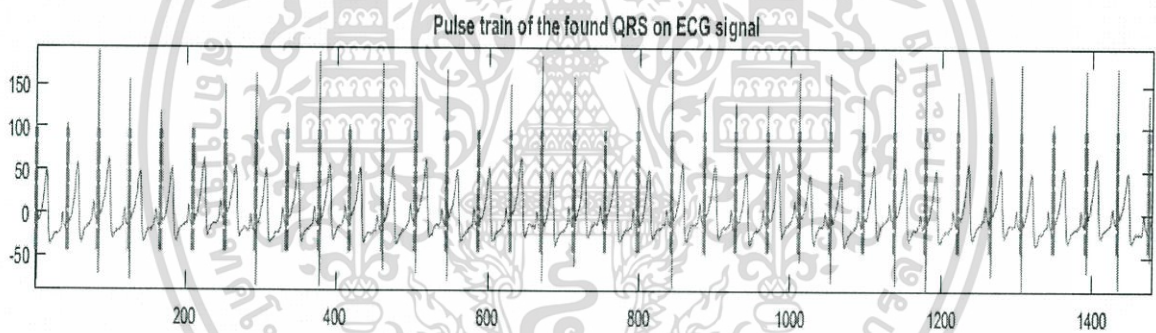
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 4.13 แสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่านการทำ Squaring Nonlinear
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.5 แสดง Threshold ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ noise



รูปที่ 4.14 แสดงระดับ Threshold เพื่อจับ R-peak และ Threshold ของ noise

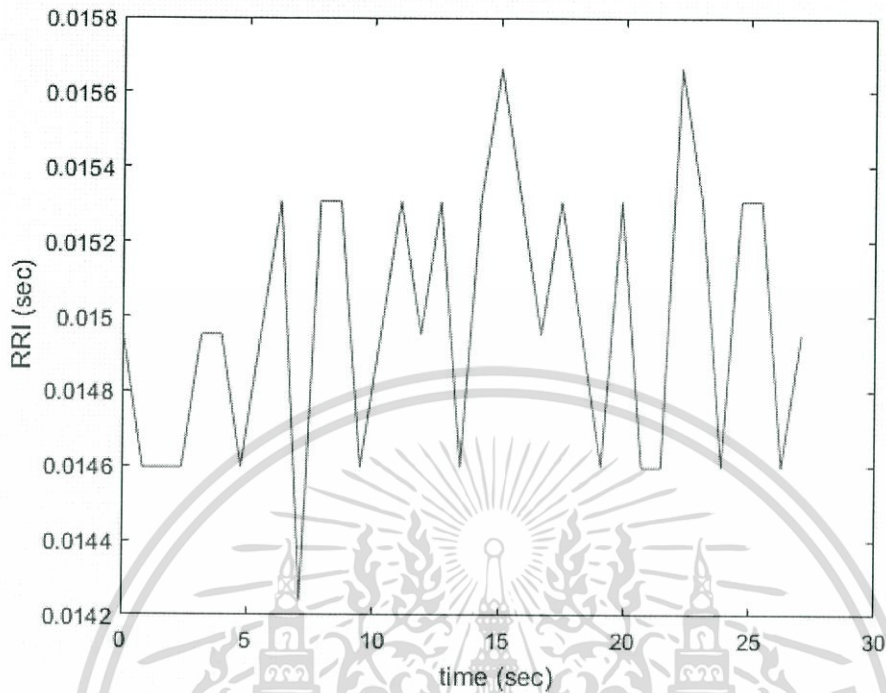
4.6.6 การจับ R-peak



รูปที่ 4.15 แสดงการ detect R-peak

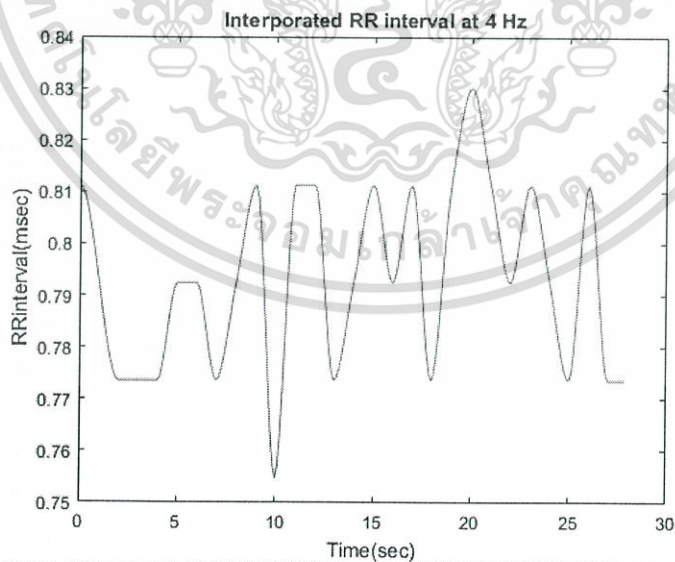
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.7 การแสดง Heart rate variability



รูปที่ 4.16 ภาพแสดง Heart rate variability

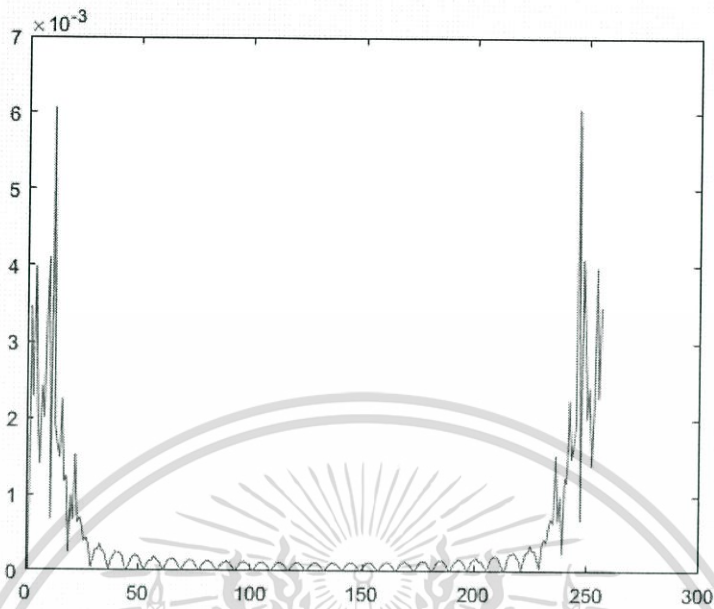
4.6.8 การแสดง Interpolated RR Interval



รูปที่ 4.17 ภาพแสดง Interpolated RR Interval

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.9 คลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Fast Fourier Transform



รูปที่ 4.18 ภาพแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังจากผ่าน Fast Fourier Transform

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.7 ผลการทดลอง

4.7.1 ตัวอย่างตารางผลการทดลอง

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าData baseของผู้ทดลองจำนวน 9 คน

ผู้ทดลอง	SDNN		RMSSD		meanHR		sdHR	
	Active	Calm	Active	Calm	Active	Calm	Active	Calm
1	0.178588	0.118298	0.219017	0.126624	88.91027	60.64347	40.77457	7.611563
	0.178588	0.100594	0.219017	0.124127	88.91027	58.56571	40.77457	5.423079
	0.229059	0.102211	0.275873	0.133706	87.62143	54.61454	50.95653	5.086223
	0.239117	0.119316	0.214946	0.135184	84.96011	57.08899	48.28406	6.219688
	0.261628	0.124027	0.321952	0.165879	88.93162	56.78023	54.63341	6.46106
2	0.06896	0.075644	0.087786	0.100255	77.66937	67.91594	6.323816	5.950868
	0.070462	0.060756	0.08005	0.080585	77.3858	66.67721	6.849482	4.460908
	0.066147	0.060722	0.054723	0.079011	77.49552	65.16803	7.064263	4.278587
	0.136625	0.071609	0.107822	0.112757	76.75145	65.61308	31.39148	5.253842
	0.128892	0.083161	0.125378	0.096144	77.69028	67.20646	30.80658	7.162372
3	0.024969	0.057224	0.015212	0.030527	90.29128	77.80213	3.425058	5.63098
	0.029909	0.051396	0.016822	0.037597	89.75021	77.61544	3.971665	5.047705
	0.028342	0.058473	0.038217	0.048717	89.73044	76.43426	3.721683	5.600166
	0.021913	0.04465	0.018631	0.034092	89.8881	76.68138	2.962703	4.333336
	0.016486	0.053395	0.012818	0.046892	88.81653	76.32328	2.174801	5.368016
4	0.033654	0.052564	0.028023	0.055698	78.41638	63.48282	3.435761	3.526399
	0.03831	0.034144	0.033783	0.034144	78.19174	67.80635	4.055765	2.653853
	0.179614	0.034437	0.1408	0.046727	79.11659	67.38919	27.82228	2.654202
	0.133426	0.052141	0.11816	0.045006	78.79124	67.70384	34.74229	4.167614
	0.044911	0.060621	0.026492	0.055124	79.50508	64.40213	4.86992	4.348912
5	0.041908	0.06062	0.027192	0.059267	87.95236	67.32341	5.874533	4.715209
	0.018088	0.044231	0.022699	0.04992	87.83027	68.16566	2.311182	3.483622
	0.022018	0.060646	0.020415	0.05795	94.09839	67.59454	3.217153	4.637759
	0.029949	0.053129	0.026683	0.05846	88.05884	69.47039	3.83492	4.104919
	0.082956	0.057216	0.09174	0.067328	91.74036	69.51518	28.70454	4.51392
6	0.040622	0.044869	0.040535	0.062774	88.45437	66.41029	5.247923	3.35121
	0.042854	0.046872	0.047449	0.056059	83.45595	66.93907	5.027898	3.557214
	0.035205	0.046818	0.042727	0.055971	89.62275	69.17808	4.587142	3.705517
	0.042004	0.045327	0.046696	0.063936	89.87645	67.21063	5.406921	3.45953
	0.038769	0.048156	0.038205	0.063799	90.33244	68.18378	5.137473	3.745988
7	0.109262	0.038738	0.106978	0.05283	81.78946	58.05899	29.2073	2.185633
	0.039176	0.045117	0.041805	0.048246	75.63634	61.14641	3.918946	2.787222
	0.131463	0.051699	0.148206	0.045787	72.08671	61.57102	29.30602	3.219952
	0.122747	0.051539	0.083559	0.048104	76.21277	60.92536	28.71752	3.20713
	0.234738	0.056666	0.285983	0.054884	76.21277	60.86858	61.16562	3.455113

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าData baseของผู้ทดลองจำนวน 9 คน(ต่อ)

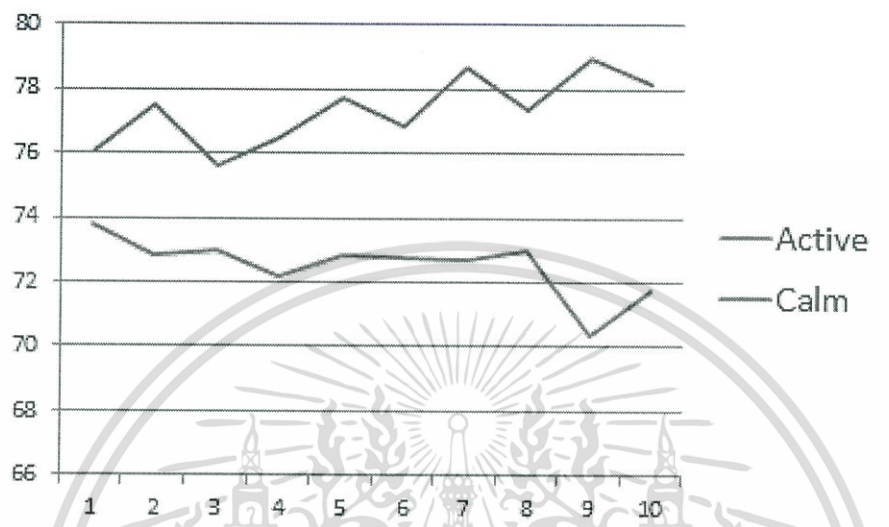
8	0.017725	0.022592	0.022998	0.024736	78.66781	72.97838	1.835206	1.981539
	0.017925	0.021624	0.02443	0.028755	78.09187	72.16639	1.827573	1.880049
	0.029442	0.020333	0.035657	0.021699	79.08141	72.72813	3.461135	1.778188
	0.013398	0.017496	0.019683	0.01916	78.95979	72.65482	1.380044	1.558072
	0.019039	0.014871	0.022551	0.019449	78.19059	72.94844	1.960962	1.301251
9	0.174956	0.066086	0.173756	0.104398	81.15105	60.29158	49.38368	3.930443
	0.249895	0.081357	0.271927	0.137808	86.46255	60.56266	66.03919	5.03763
	0.125599	0.077899	0.104521	0.13398	79.38252	60.06079	38.3668	4.743886
	0.164015	0.105663	0.169268	0.139094	75.3698	60.4778	46.42703	6.395454
	0.226626	0.056881	0.288878	0.089115	98.80703	59.48034	75.39055	3.423962



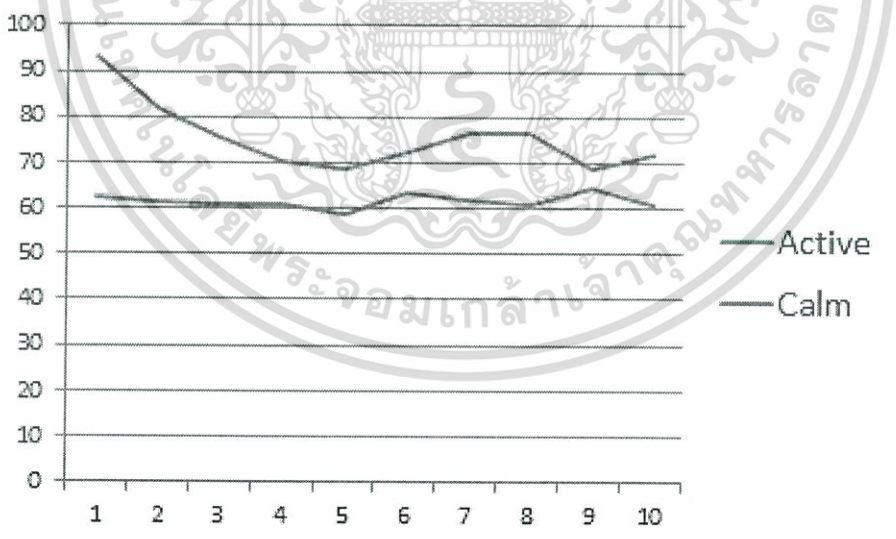
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.7.2 ตัวอย่างการเปรียบเทียบค่า parameter

ทำการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากบุคคล ชาย 6 คน หญิง 3 คน โดยอยู่ในช่วงอายุ 21 – 29 ปี วัดเป็นระยะเวลา 15 – 30 นาที ของแต่ละสภาวะ

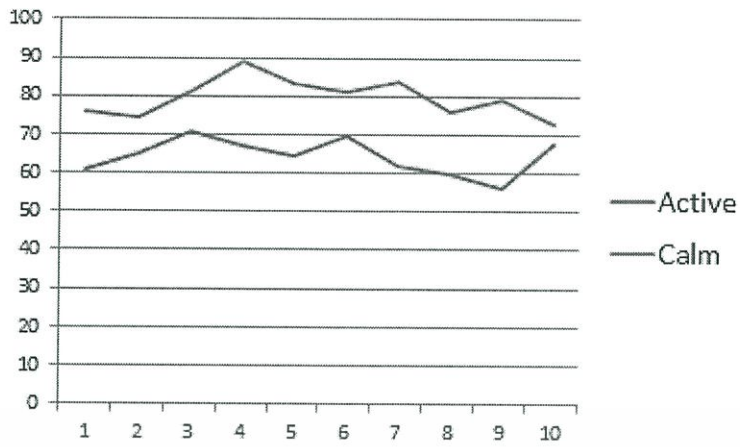


รูปที่ 4.19 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้หญิงบุคคลที่ 1



รูปที่ 4.20 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้หญิงบุคคลที่ 2

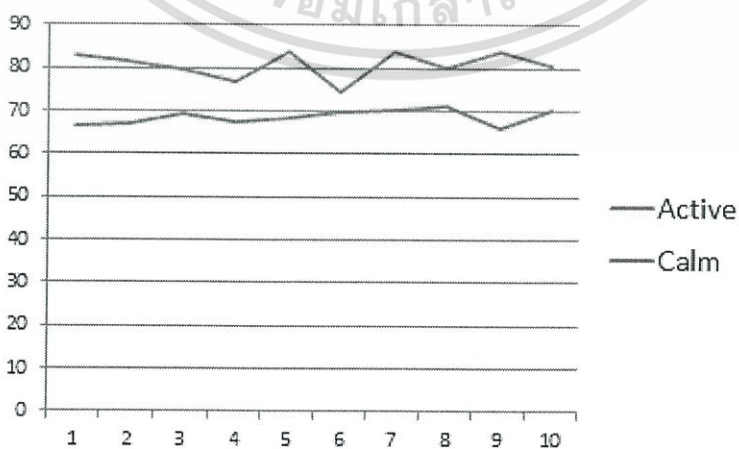
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.21 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้หญิงบุคคลที่ 3

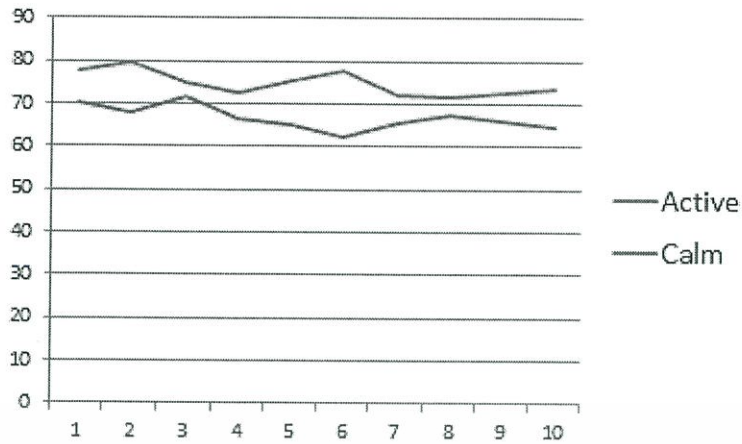


รูปที่ 4.22 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 4

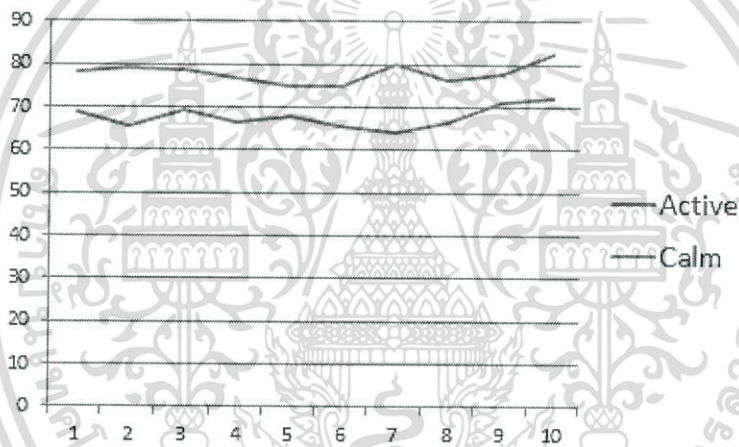


รูปที่ 4.23 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 5

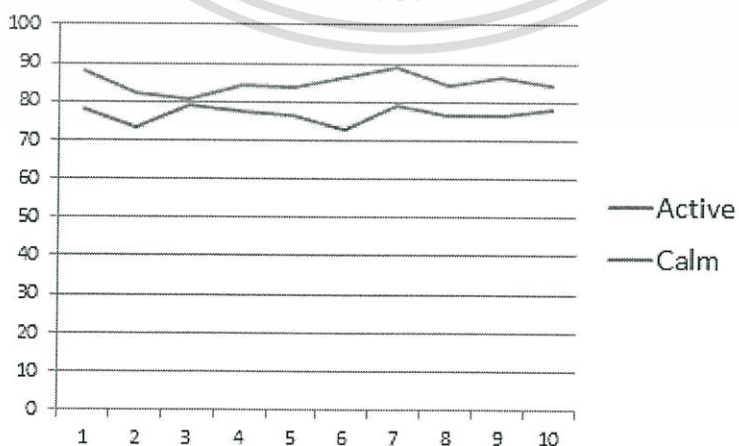
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



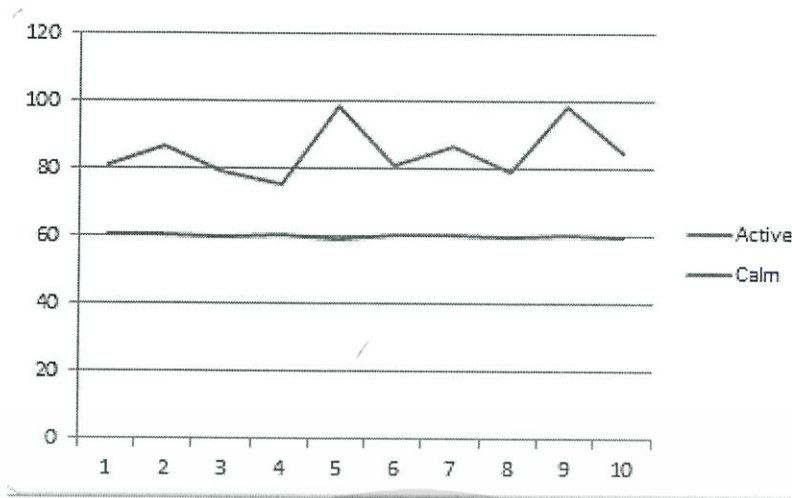
รูปที่ 4.24 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 6



รูปที่ 4.25 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 7

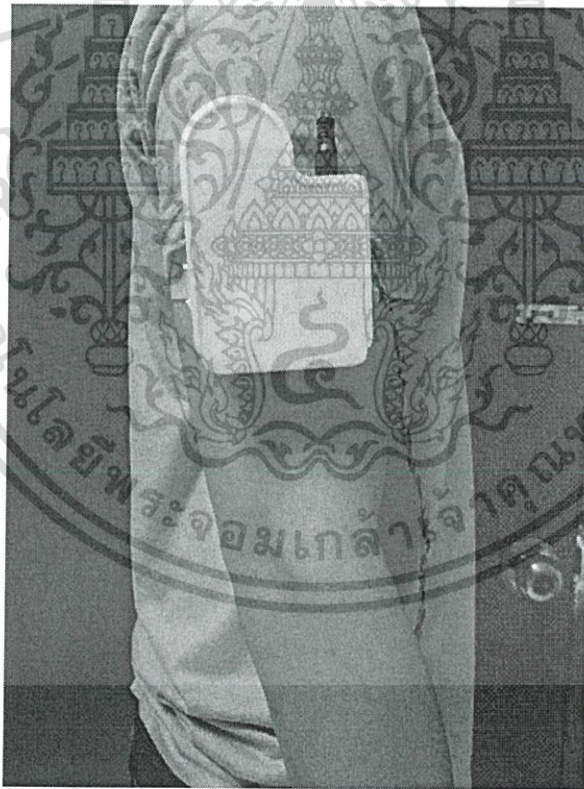


เอกสารนี้เป็นรูปที่ 4.26 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 8 โยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.27 กราฟแสดงสัญญาณการเปรียบเทียบค่า Heart Rate ผู้ชายบุคคลที่ 9

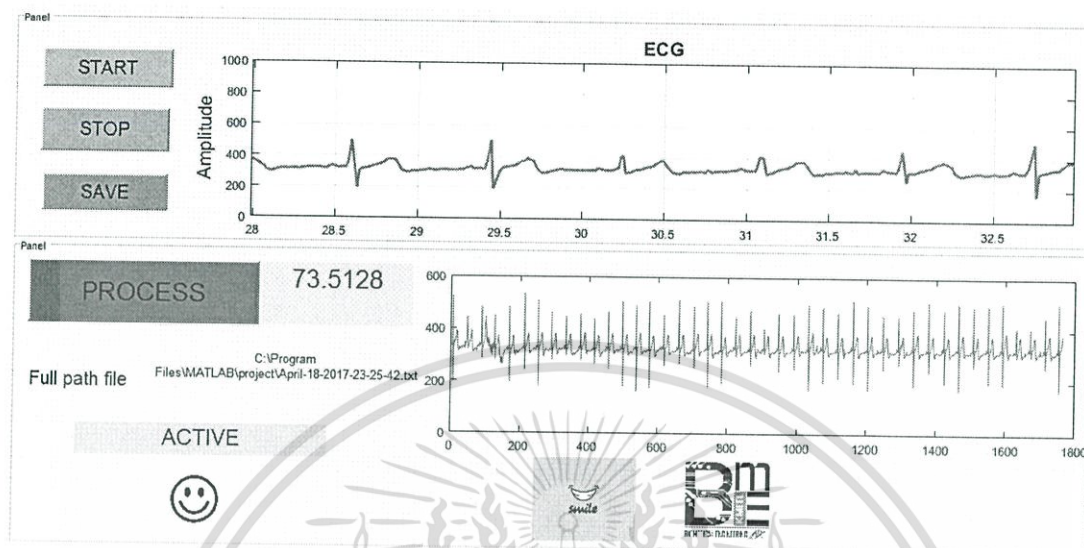
4.8 ชุดอุปกรณ์การตรวจจับสภาวะอารมณ์



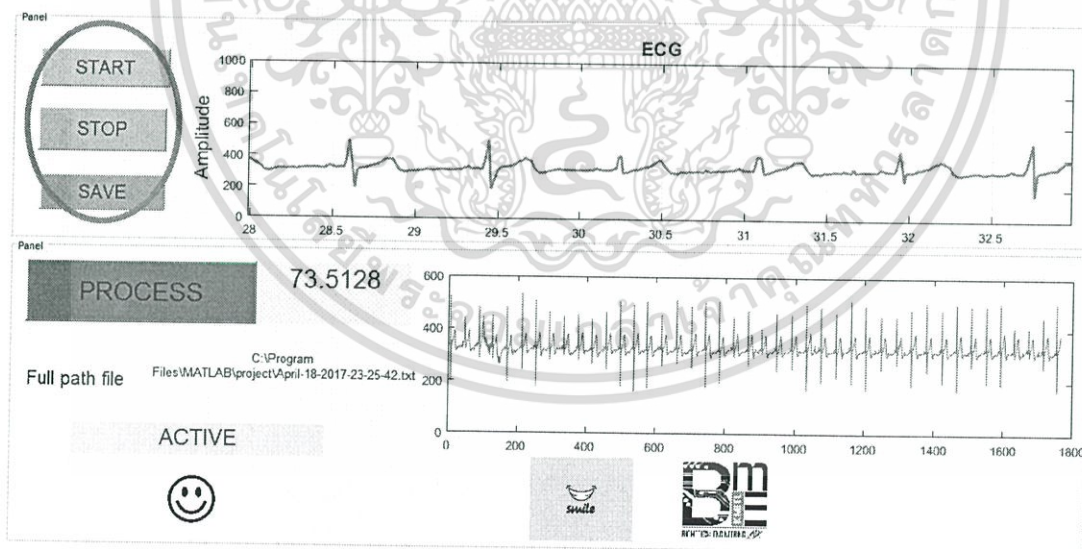
รูปที่ 4.28 ชุดอุปกรณ์การตรวจจับสภาวะอารมณ์แบบ portable

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.9 หน้าต่างแสดงผลโดย Graphic User Interface



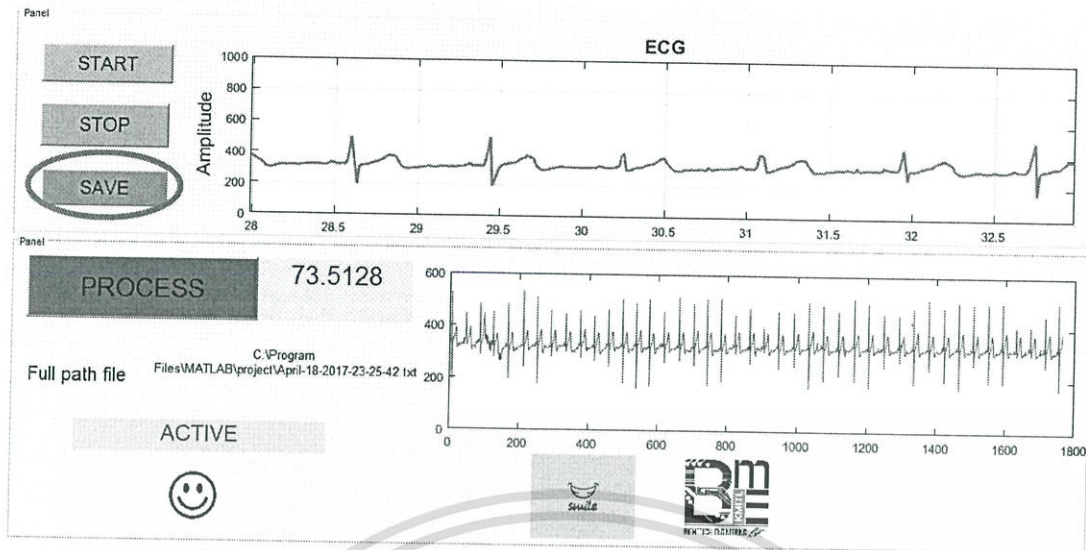
รูปที่ 4.29 แสดงหน้าต่างการใช้งานบน GUI



รูปที่ 4.30 เริ่มต้นการใช้งาน

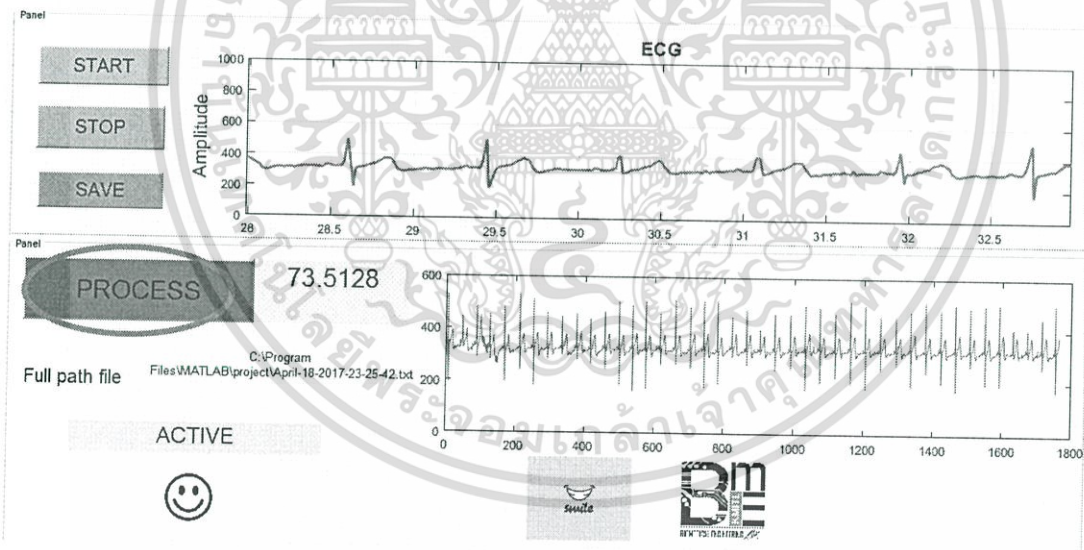
เมื่อกดปุ่ม START โปรแกรมจะทำการเชื่อมต่อBluetoothกับเครื่องของเราและรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาแสดงแบบreal time สามารถกดปุ่มSTOP เพื่อหยุดการทำงานและกดSTARTเพื่อเริ่มทำงานต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.31 เก็บค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

กดปุ่ม SAVE เพื่อบันทึกค่าที่วัดได้และล้างค่าเก่า



รูปที่ 4.32 ทำการวิเคราะห์ผล

กดปุ่ม PROCESS เพื่อทำการวิเคราะห์อารมณ์โดยแสดงออกข้อความออกมาเป็น ACTIVE พร้อมกับหน้ายิ้ม โดยมี Heart Rate = 73.5 ครั้ง/นาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

สามารถจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยได้ โดยทำงานร่วมกับ Arduino และ Lead-Electrode โดยส่งข้อมูลผ่านทางบลูทูธไปวิเคราะห์บนโปรแกรม MATLAB มีการกรองสัญญาณรบกวนแบบ Band pass filter ที่ 5-15 Hz ใช้ Derivative order 3 แล้วทำการหาตำแหน่งของ R peak จากคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เพื่อทำการแปลงสัญญาณเทียบกับเวลา แล้วนำมาวิเคราะห์ใน โดเมนเมนของเวลาและโดเมนความถี่ จะได้จำนวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์รวมแล้ว 23 พารามิเตอร์ แล้วจำเป็นต้องเข้าสู่กระบวนการ PCA(principal component analysis) เพื่อจำเป็นนำค่า 4 ค่าพารามิเตอร์ที่ดีที่สุดเพื่อจะการสร้าง model โดยใช้ Decision tree และแสดงผลออกมาผ่าน Graphic User Interface MATLAB โดยมีผู้ทำการทดลองทั้งหมด 9 คน ชาย 6 คน หญิง 3 คน โดยการประมวลผลว่าผู้ทำการทดลองอยู่ในสภาวะอารมณ์ Active หรือ Calm

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

1. สมาชิกในกลุ่มไม่ชำนาญความรู้ในด้านเขียนโปรแกรมMATLAB ทำให้ใช้เวลาในการพัฒนาค่อนข้างนาน
2. อัลกอริทึมที่ทำออกมายังวัดค่าHR ออกมาได้ไม่ตรง 100% ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญทำให้เกิดโอกาสในการระบุอารมณ์ผิดพลาด
3. ควรสุ่มทดลองที่หลากหลายมากขึ้นเก็บข้อมูลเพื่อเป็นพื้นฐานในการตัดสินใจให้Algorithm ที่ดีขึ้น
4. สร้างอุปกรณ์ให้ง่ายต่อการพกพามากขึ้น
5. ใช้อุปกรณ์ที่ได้มาตรฐานสูงขึ้น

บรรณานุกรม

- [1] Sparkfun. “ AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide ” [Online].Available :
<https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad-232-heart-rate-monitor-hookupguide?_ga=1.225843482.1432040408.1441193009>. (6 กันยายน. 2559)
- [2] วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี “ อัตราหัวใจเต้น ” [Online].Available :
<<https://th.wikipedia.org/wiki/%E0%B8%AD%E0%B8%B1%E0%B8%95%E0%B8%A3%E0%B8%B2%E0%B8%AB%E0%B8%B1%E0%B8%A7%E0%B9%83%E0%B8%88%E0%B9%80%E0%B8%95%E0%B9%89%E0%B8%99>>. (8 กุมภาพันธ์ 2560)
- [3] Baanmaha. “ อัตราการเต้นของหัวใจ ” [Online].Available :
<<http://www.baanmaha.com/community/threads/47149-%E0%B8%AD%E0%B8%B1%E0%B8%95%E0%B8%A3%E0%B8%B2%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B9%80%E0%B8%95%E0%B9%89%E0%B8%99%E0%B8%82%E0%B8%AD%E0%B8%87%E0%B8%AB%E0%B8%B1%E0%B8%A7%E0%B9%83%E0%B8%88>>. (8 กุมภาพันธ์ 2560)
- [4] Siamhealth. “ ตำแหน่งที่จะคลำชีพจร ” [Online].Available :
<http://www.siamhealth.net/public_html/Disease/heart_disease/vs/position_pulse.html#WO944WfafIV>. (8 กุมภาพันธ์ 2560)
- [5] rnpng.tripod. “ การจับชีพจร ” [Online].Available :
<<http://rnpng.tripod.com/pulse.htm>>. 8 กุมภาพันธ์ 2560 (8 กุมภาพันธ์ 2560)
- [6] oorrningblog . “ วิ่งทันโลก 27: HRV กับนักวิ่ง ” [Online].Available :
<<http://oorrunningblog.blogspot.com/2015/11/hrv-for-runners.html>>. (8 กุมภาพันธ์ 2560)
- [7] gravitechthai. “ Tutorial 02: Arduino Nano ” [Online].Available :
<<https://www.gravitechthai.com/guru2.php?p=215>>. (10 กุมภาพันธ์ 2560)
- [8] Kruchatchawalthoen. “ บลูทูธ คืออะไร ” [Online].Available :
<<https://sites.google.com/site/kruchatchawalthoen/blu-thuth-khux-xari>>. (10 กุมภาพันธ์ 2560)
- [9] วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี “ บลูทูธ ” [Online].Available :
<<https://th.wikipedia.org/wiki/%E0%B8%9A%E0%B8%A5%E0%B8%B9%E0%B8%97%E0%B8%B9%E0%B8%98>>. (10 กุมภาพันธ์ 2560)
- [10] novabizz. “ อารมณ์ ” [Online].Available :
<<http://www.novabizz.com/NovaAce/Emotional/Emotion-Stress.htm>>. (18 กุมภาพันธ์ 2560)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

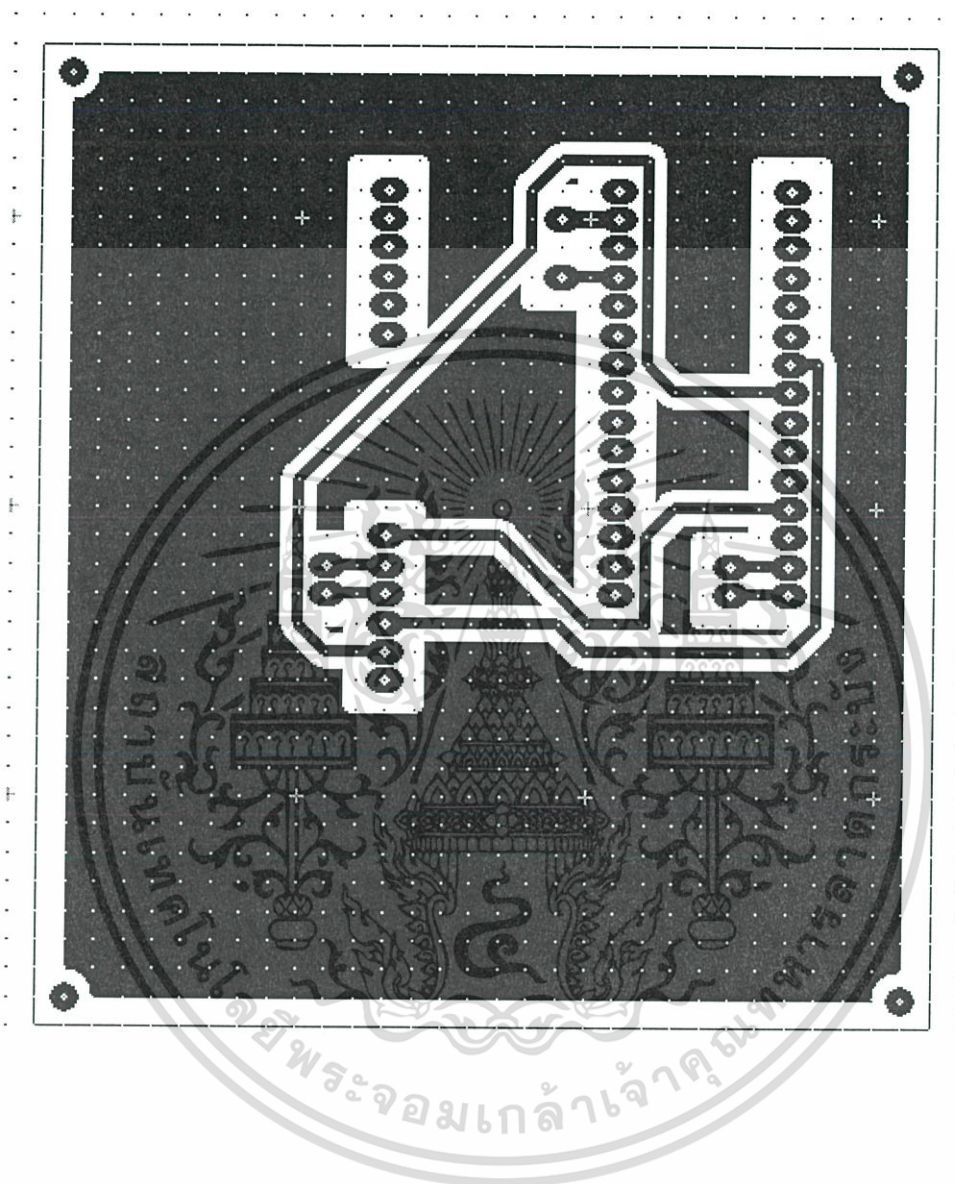
- [11] พงศ์รัช โพธิ์พินันท์, พันธกานต์ จีวราย, โยธิน สุทรวงศ์. เครื่องวัดสภาวะการกระตุ้นทางอารมณ์. วิทยานิพนธ์ปริญญาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2557.
- [12] gotoknow. “ การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก ตอนที่ 1 (Principle Component Analysis 1) ” [Online]. Available: <<https://www.gotoknow.org/posts/566063>>. (18 เมษายน 2560)
- [13] Wikipedia. “ การเรียนรู้ต้นไม้ตัดสินใจ ” [Online]. Available : <<https://th.wikipedia.org/wiki/การเรียนรู้ต้นไม้ตัดสินใจ>>. (2 เมษายน 2560)
- [14] Wikipedia. “ Principal component analysis ” [Online]. Available : <https://en.wikipedia.org/wiki/Principal_component_analysis>. (2 เมษายน 2560)
- [15] mathworks. “ pca ” [Online]. Available : <<https://ch.mathworks.com/help/stats/pca.html>>. (2 เมษายน 2560).
- [16] mathworks. “ Decision Trees ” [Online]. Available : <<https://ch.mathworks.com/help/stats/classification-trees-and-regression-trees.html>>. (3 เมษายน 2560)
- [17] kanouivirach. “ เขียน PCA บน MATLAB ” [Online]. Available : <<https://www.kanouivirach.com/2011/02/develop-pca-in-matlab-by-yourself/>>. (3 เมษายน 2560)
- [18] github. “ MATLAB - Pan-Tompkins QRS Detector ” [Online]. Available : <<https://github.com/danielwedekind/qrsdetector>>. (5 เมษายน 2560)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบลายลงจร PCB ของการตรวจจับอารมณ์โดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โค้ดบนโปรแกรม Arduino

```

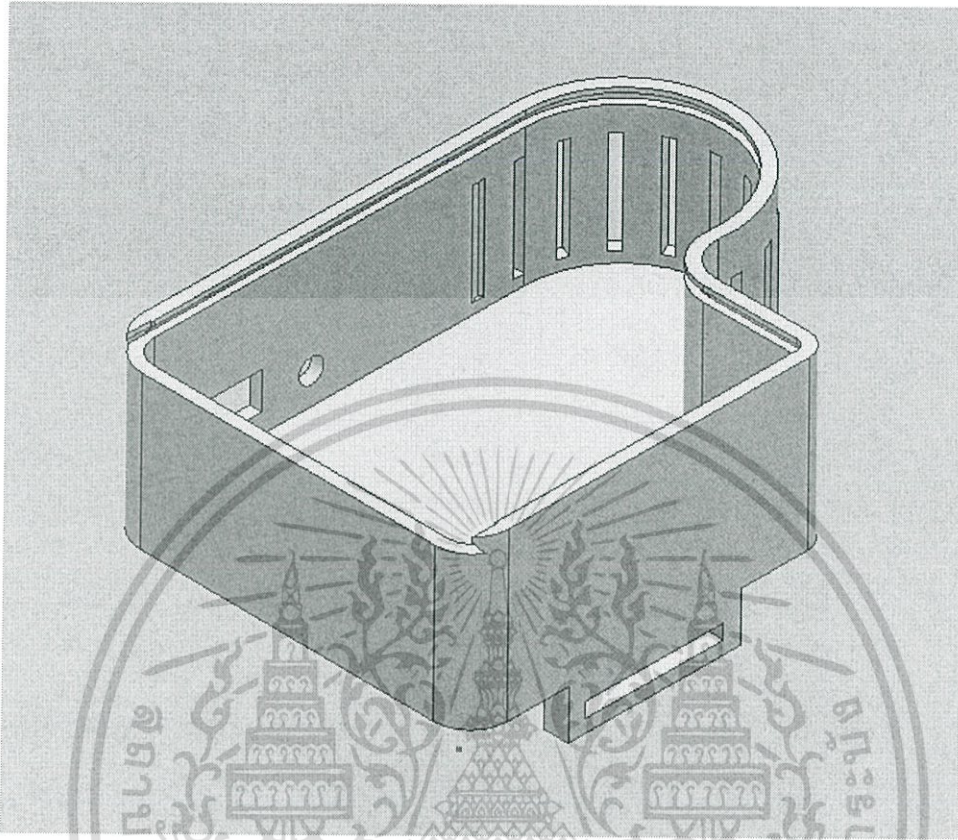
int b = 0;
void setup()
{
  // initialize the serial communication:
  Serial.begin(57600); //9-3-60
  pinMode(5, INPUT); // Setup for leads off detection LO + Digital ต้อง
ประกาศ แต่Analogไม่ต้องสามารถบอกได้ 16.22 22.22
  pinMode(6, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}

void loop()
{
  if((digitalRead(5) == 1)|| (digitalRead(6) == 1))
  {
    Serial.println('0');
  }
  else
  {
    b= analogRead(A0);
  }
  Serial.println(b);
  delay(20);
}

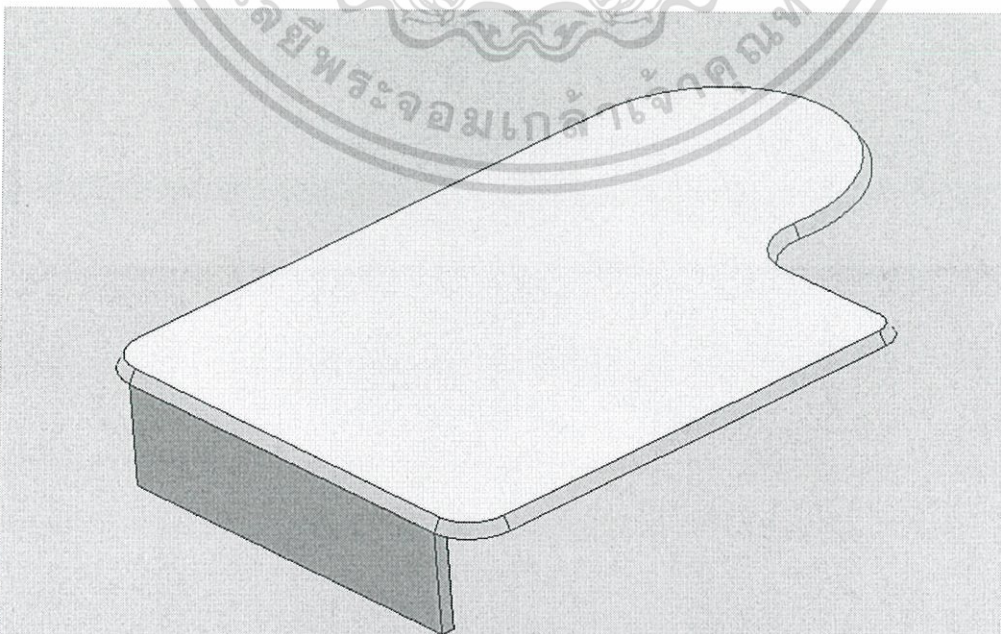
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การออกแบบ Hardware ส่วนกล่อง



การออกแบบ Hardware ส่วนฝา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้