

การพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณ
คลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้น



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Development of a low-complexity algorithm for Atrial Fibrillation detection based on
short-term ECG



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Biomedical Engineering

Common Course

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

สุเชษฐ์ มัทธนนทวิ : การพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้น. (Development of a low-complexity algorithm for Atrial Fibrillation detection based on short-term ECG) อ.ที่ปรึกษาหลัก : อ. ดร.ภาคภูมิ สมบูรณ์, อ.ที่ปรึกษาร่วม : ศ. พญ.นิจศรี ชาญณรงค์, ผศ. ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย

ในงานวิทยานิพนธ์นี้ได้ทำการพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้น โดยใช้พารามิเตอร์ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้งต่อนาที โดยผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจะมีค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการเต้นของหัวใจมากกว่าคนปกติ จากนั้นได้นำค่าพารามิเตอร์ทั้งสองมาวัดการกระจายตัวเชิงเส้นและกำหนดค่าจุดตัดสินใจ โดยได้ใช้ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก PhysioNet challenge 2017 เพื่อนำมาใช้ในการพัฒนาขั้นตอนวิธีโดยคัดเลือกข้อมูลผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและสภาวะปกติที่มีความยาวอย่างน้อย 30 วินาทีได้ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจำนวน 625 ตัวอย่างและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในสภาวะปกติจำนวน 4,529 ตัวอย่าง โดยได้นำขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นนี้ไปสังเคราะห์และประมวลผลโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ขนาด 8 บิต เพื่อหาประสิทธิภาพของการคัดกรองสภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วแบบตามเวลาจริง ขั้นตอนวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมีค่าความไวที่ 97.12% และความจำเพาะที่ 76.54% แสดงให้เห็นว่าขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นมีประสิทธิภาพในการตรวจคัดกรองผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วได้อย่างดี

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช
ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนิสิต
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

6070346321 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORD: Low complexity, Atrial Fibrillation, short ECG

Suchet Mahattanatawee : Development of a low-complexity algorithm for Atrial Fibrillation detection based on short-term ECG. Advisor: Pakpum Somboon, Ph.D. Co-advisor: Prof. Dr. NIJASRI CHARNNARONG, Asst. Prof. APIWAT LEK-UTHAI, Ph.D.

In this thesis, a low complexity algorithm has been developed to detect atrial fibrillation (AF) based on short-term ECG signals. Since people with atrial fibrillation tend to have higher variabilities in heart rate, the heart rate variability (pNN50) together with the concerning heart rate were used as input parameters of the developed algorithm. These two parameters were calculated from ECG signals and then linear discriminant analysis (LDA) was applied to make a decision point in the feature space. The electrocardiogram database from PhysioNet challenge 2017 were used to investigate the performance of the developed algorithm. The ECG signals from database were selected only from atrial fibrillation and normal conditions lasting at least 30 seconds so that 625 records of ECG signal in atrial fibrillation condition and 4,529 records of ECG signal in normal condition were utilized. This developed algorithm was synthesized and processed by an 8-bit microcontroller to determine a real-time efficiency of atrial fibrillation detection. It was found that the developed algorithm can detect atrial fibrillation with a sensitivity of 97.12% and specificity of 76.54%. This developed algorithm may be useful for screening test of atrial fibrillation.

Field of Study: Biomedical Engineering

Academic Year: 2019

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-advisor's Signature

Co-advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความกรุณาอย่างสูงจาก อาจารย์ ดร. ภาควิชา ภูมิ สมบูรณ์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ผู้เป็นที่ปรึกษาหลักวิทยานิพนธ์, ศาสตราจารย์แพทย์หญิงนิจศรี ชาญณรงค์ คณะแพทยศาสตร์ ผู้เป็นที่ปรึกษาร่วมวิทยานิพนธ์และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็ก อุทัย คณะวิศวกรรมศาสตร์ ผู้เป็นที่ปรึกษาร่วม ที่กรุณาให้คำแนะนำปรึกษาตลอดจนปรับปรุงแก้ไข ข้อบกพร่องต่างๆในเนื้อหาของวิทยานิพนธ์ และได้แนะนำข้อคิดต่างๆในการทำงานและอยู่ร่วมกับผู้อื่น ในภายหน้า ผู้ทำวิทยานิพนธ์ตระหนักถึงความตั้งใจจริงและความทุ่มเทของอาจารย์ ขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลรัศมี ประธานกรรมการสอบ วิทยานิพนธ์ รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงอรอุมา ชูตินेत्र ที่กรุณาเป็นกรรมการและให้คำแนะนำในการ แก้ไขวิทยานิพนธ์ รวมถึงข้อเสนอแนะและข้อผิดพลาดต่างๆ เพื่อให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ถูกต้องและ สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณคณาจารย์และเจ้าหน้าที่ในภาควิชาวิศวกรรมชีวเวช ภาควิศวกรรมไฟฟ้า รวมถึง เจ้าหน้าที่คณะแพทยศาสตร์ ที่ให้คำแนะนำ อบรม สั่งสอน รวมถึงความกรุณาเอื้อเฟื้อสถานที่ , อุปกรณ์ และคอยอำนวยความสะดวกต่างๆในการทำวิทยานิพนธ์ครั้งนี้

ขอขอบคุณคุณพ่อ คุณแม่ และน้องสาว รวมถึงญาติสนิทมิตรสหายที่น่ารักทุกคน ผู้ซึ่งคอย เป็นกำลังใจ ให้คำปรึกษา และให้ความช่วยเหลืออย่างไม่หวังสิ่งตอบแทนเสมอมา

ขอขอบคุณเพื่อนๆ รุ่นพี่ รุ่นน้อง ในหลากหลายสาขาวิชาที่คอยให้คำแนะนำ ช่วยเหลือ และ ให้กำลังใจกันเสมอมา

บุคคลที่ข้าพเจ้าไม่ได้กล่าวถึงและมีส่วนร่วมในวิทยานิพนธ์ครั้งนี้ ผู้ทำวิทยานิพนธ์ ขอขอบพระคุณไว้ ณ ที่นี้ด้วย

ท้ายที่สุด หากวิทยานิพนธ์ชิ้นนี้สามารถนำไปใช้งานและช่วยเหลือผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่น พลิ้วได้จริงตามที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์และคณาจารย์มุ่งหวังไว้ ประโยชน์ที่ได้รับดังกล่าวจะไม่สามารถเกิดขึ้น ได้หากไม่ได้รับความช่วยเหลือ คำแนะนำ และความกรุณาจากทุกท่านทั้งที่กล่าวถึงและไม่ได้กล่าวถึง ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงขอกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้อีกครั้ง

สุเชษฐ์ มหัทธนทวี

สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญภาพ	1
สารบัญตาราง.....	5
บทที่ 1 บทนำ	7
1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย.....	7
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์	11
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์	11
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	12
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและการทบทวนวรรณกรรม.....	13
2.1 ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว	13
2.1.1 โครงสร้างของหัวใจ.....	13
2.1.2 กลไกการเกิดภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว	14
2.1.3 การจำแนกประเภทของภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว	15
2.1.4 การรักษาภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว	15
2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
2.2.1 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบสองขั้ว (bipolar limb leads).....	16

2.2.2	วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบที่อกแบบขั้วเดียว (unipolar chest or precordial leads).....	16
2.2.3	ส่วนประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	17
2.3	วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	18
2.4	การประเมินขั้นตอนวิธีในการตรวจคัดกรองภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .	22
บทที่ 3	การพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำบนคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม MATLAB	23
3.1	ฐานข้อมูลที่ใช้ทำการทดลอง.....	23
3.2	แนวทางในการตรวจจับผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	24
3.3	การปรับแต่งขั้นตอนวิธีสำหรับการระบุตำแหน่ง QRS complex.....	25
3.3.1	ชุดคำสั่งในช่วง Learning phase.....	25
3.3.2	ชุดคำสั่งในช่วง Pre-detection phase	28
3.3.3	ชุดคำสั่งในช่วง Detection phase	28
3.4	การคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN).....	29
3.4.1	การหาค่า RR interval จากตำแหน่งของ QRS complex	29
3.4.2	การหาผลต่างของ RR interval ที่มีค่าต่างกันมากกว่า 50 มิลลิวินาที	30
3.4.3	การคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50).....	30
3.5	การคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate).....	31
3.6	เทคนิคการวิเคราะห์แบบ LDA (Linear Discriminant Analysis).....	31
บทที่ 4	การพัฒนาอุปกรณ์เพื่อทำการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามแบบเวลาจริง.....	33
4.1	อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง	33
4.2	การเขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง.....	35
4.2.1	อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro อ่านชุดข้อมูลจาก MicroSD card	35
4.2.2	ประมวลผลข้อมูลก่อนส่งไปยัง pMod DA3 (DAC)	36

5.2.3 ส่งข้อมูลค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก ESP32 LoLin D32 pro ไปยัง pMod DA3 (DAC) ที่ความถี่ 300 ครั้งต่อวินาที	37
4.3 ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่กำเนิดจากอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง.....	38
4.4 อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง	39
4.5 การเขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง	40
4.5.1 ชุดคำสั่งที่ใช้ในการกำหนดจังหวะอัตราการชักตัวอย่างที่ 300 ครั้งต่อวินาที.....	40
4.5.2 ชุดคำสั่งในการคำนวณและระบุตำแหน่งของ QRS complex (Steepslope) แบบตามเวลาจริง	41
4.6 การเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงและอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง.....	42
4.7 การเขียนคำสั่งเพื่อการสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงและอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง	43
4.8 การทดสอบขั้นตอนวิธีที่แบบตามเวลาจริงผ่านอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328	44
4.8.1 การทดสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อุปกรณ์รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงได้รับจาก ADC.....	44
4.8.2 การทดสอบขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลิ้วตามเวลาจริงจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้น	46
4.8.3 การเขียนชุดคำสั่งเพื่อการทดลองแบบอัตโนมัติ	48
4.8.4 ผลการทดลองเมื่อเทียบกับขั้นตอนวิธีที่พัฒนาบนคอมพิวเตอร์.....	49
4.8.4.1 ค่าระบุตำแหน่งของ QRS complex บนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	49
4.8.4.2 ค่า RR interval	51
4.8.4.3 ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50).....	51
4.8.4.4 ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ	52
บทที่ 5 การพัฒนาและทดสอบขั้นตอนวิธีเพิ่มเติมเพื่อให้มีความทนทานต่อสัญญาณรบกวน	53

5.1 สัญญาณรบกวนและผลกระทบต่อการระบุตำแหน่ง QRS complex.....	55
5.1.1 สัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่.....	55
5.1.2 ผลของสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่.....	55
5.2 ขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการตัดส่วนที่มีสัญญาณรบกวนออกและไม่นำมาพิจารณา.....	56
5.2.1 การสร้างจุดตัดสินใจในการระบุสัญญาณรบกวน.....	58
5.2.1.1 การแบ่งส่วนชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็น 20 ส่วน ส่วนละ 1.5 วินาที.....	58
5.2.1.2 การหาค่าความสูงที่มากที่สุดและน้อยที่สุดในช่วง 1.5 วินาที.....	59
5.2.1.3 การหาค่ามัธยฐานของอาร์เรย์ที่เก็บค่าความสูงที่สูงที่สุดและต่ำที่สุด.....	59
5.2.1.4 การหาค่าจุดตัดสินใจจากค่ามัธยฐาน.....	60
5.2.2 การคัดเลือกเฉพาะส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถนำไปวิเคราะห์ผลได้.....	60
5.3 การปรับเปลี่ยนขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของ QRS complex.....	62
5.4 การคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50).....	64
5.5 การทดลองขั้นตอนวิธีเพิ่มเติมเพื่อให้มีความทนทานต่อสัญญาณรบกวนบนอุปกรณ์ ไมโครคอนโทรลเลอร์.....	64
5.5.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	64
5.5.2 การสังเคราะห์ชุดคำสั่งที่ได้พัฒนาบนโปรแกรม MATLAB ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์	65
5.5.2.1 ชุดคำสั่งเก็บค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	65
5.5.2.2 ชุดคำสั่งการสร้างจุดตัดสินใจในการระบุว่าเป็นสัญญาณรบกวน.....	66
5.5.2.3 ชุดคำสั่งที่ใช้ในการตรวจสอบและนำช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณ รบกวนมาพิจารณา.....	66
5.5.2.4 ชุดคำสั่งสำหรับการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจ.....	66
5.5.3 การเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลา จริงและอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	68

5.5.3.1	ภาคฮาร์ดแวร์ (Hardware).....	68
5.5.3.2	ภาคซอฟต์แวร์ (Software).....	69
บทที่ 6	ผลการทดลองการพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั้น พลีจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	70
6.1	ผลของการใช้ค่า LDA เพื่อหาจุดตัดสินใจในการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลีด้วย โปรแกรม MATLAB.....	70
6.1.1	การเตรียมข้อมูลค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และค่าอัตรา การเต้นของหัวใจก่อนทำการวิเคราะห์แบบ LDA.....	70
6.1.2	ผลการทดลองในการนำค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และ อัตราการเต้นของหัวใจมาพิจารณาผ่านการวิเคราะห์แบบ LDA.....	71
6.1.4	การเลือกใช้ค่าจุดตัดสินใจ (TH).....	73
6.2	ผลการทดสอบขั้นตอนวิธีตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลีจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตาม เวลาจริงผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์.....	75
6.2.1	ค่าความไว (Sensitivity).....	75
6.2.2	ค่าความจำเพาะ (Specificity).....	75
6.2.3	ค่าความไวและความจำเพาะเมื่อเทียบกับการประมวลผลบนโปรแกรม MATLAB.....	76
บทที่ 7	สรุปผลการทดลองขั้นตอนวิธีและข้อเสนอแนะ.....	78
	บรรณานุกรม.....	2
	ประวัติผู้เขียน.....	5

สารบัญภาพ

	หน้า
รูปที่ 1 อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา KardiaMobile [12].....	9
รูปที่ 2 อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา MyDiagnostick [13].....	9
รูปที่ 3 อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา Zenicor-ECG [14].....	10
รูปที่ 4 แผนผังขั้นตอนการดำเนินงานวิทยานิพนธ์.....	12
รูปที่ 5 โครงสร้างพื้นฐานของหัวใจ ตัวเลขแสดงเวลาที่สัญญาณไฟฟ้าแผ่ไปถึงในหน่วยมิลลิวินาที [16].....	14
รูปที่ 6 ตำแหน่งการอิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [16].....	16
รูปที่ 7 ตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรดบนช่วงอกของผู้ที่ได้รับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบ ชั่วเดียว [16].....	17
รูปที่ 8 ส่วนประกอบต่างๆของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	17
รูปที่ 9 ค่า Delta RR ของผู้ที่มีสภาวะปกติ (ชาย) และผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (ขวา).....	18
รูปที่ 10 ค่า Prematurity Level (%) ของผู้ที่มีสภาวะปกติ (ชาย).....	19
รูปที่ 11 ความสัมพันธ์ระหว่าง RR interval และการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้ง [18].....	20
รูปที่ 12 ผลการคำนวณค่า pNN50 ที่ได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะต่างๆ.....	21
รูปที่ 13 แผนผังขั้นตอนการคัดเลือกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้ในงานวิทยานิพนธ์.....	24
รูปที่ 14 การตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโดเมนเวลา (time domain).....	25
รูปที่ 15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของชุดข้อมูล A00280.....	26
รูปที่ 16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของชุดข้อมูล A00346.....	26
รูปที่ 17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของชุดข้อมูล A00748.....	27
รูปที่ 18 แสดงการลดค่าของจุดตัดคลื่นใจภายหลังที่มีการคำนวณหาค่าความชัน.....	28
รูปที่ 19 อาร์เรย์ 1 มิติที่ทำการบันทึกตำแหน่งของ QRS complex จากชุดคำสั่ง Steepslope	29
รูปที่ 20 ชุดคำสั่ง for loop ที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์เขียนขึ้นเพื่อทำการหาค่า RR interval.....	29

รูปที่ 21 ชุดคำสั่ง for loop เพื่อหาค่าผลต่างของ RR interval ที่อยู่ติดกัน.....	30
รูปที่ 22 ชุดคำสั่งค่าผลต่างของ RR interval ที่มีค่ามากกว่า 50 มิลลิวินาที	31
รูปที่ 23 การหาระนาบที่เหมาะสมที่สุดในการแบ่งแยกข้อมูลสองชนิดด้วยเทคนิค LDA [21]	32
รูปที่ 24 อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro.....	33
รูปที่ 25 pMod DA3 (DAC)	34
รูปที่ 26 อุปกรณ์กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอนาล็อกตามเวลาจริง.....	34
รูปที่ 27 ชุดคำสั่งประกาศเรียกใช้ library เพื่อการเชื่อมต่อกับ MicroSD card และ DAC	36
รูปที่ 28 ชุดคำสั่งเพื่อเริ่มต้นการติดต่อสื่อสารแบบ SPI และการอ่านไฟล์จาก MicroSD card.....	36
รูปที่ 29 รายละเอียดการตั้งค่าในโปรแกรม Arduino IDE ก่อนทำการอัปโหลดไปยังอุปกรณ์ ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro	38
รูปที่ 30 การเปรียบเทียบค่าที่อ่านได้จาก MicroSD card และ Database ของชุดข้อมูล A00632	38
รูปที่ 31 การเปรียบเทียบค่าที่อ่านได้จาก MicroSD card และ Database ของชุดข้อมูล A00794	39
รูปที่ 32 การเปรียบเทียบค่าที่อ่านได้จาก MicroSD card และ Database ของชุดข้อมูล A01240	39
รูปที่ 33 Arduino UNO (ATmega328).....	40
รูปที่ 34 การเขียนชุดคำสั่ง TimerOne Interrupt ให้กำหนดจังหวะทุก 3.328 มิลลิวินาที	41
รูปที่ 35 ขั้นตอนของการทำงานตามเวลาจริงบนอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328.....	42
รูปที่ 36 การเชื่อมต่อสาย RX และ TX ระหว่าง ESP32 และ ATmega328.....	43
รูปที่ 37 การประกาศ Library ของ SoftwareSerial บนโปรแกรม Arduino IDE	44
รูปที่ 38 การกำหนดค่า BAUD rate ที่ 9600 ของ SoftwareSerial บนโปรแกรม Arduino IDE... ..	44
รูปที่ 39 ตัวอย่างค่าจาก ADC ที่ ATmega328 ได้รับและส่งมายังคอมพิวเตอร์ผ่าน Serial monitor	45
รูปที่ 40 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่าง ADC และ DAC.....	46
รูปที่ 41 การทำงานระหว่างอุปกรณ์สำหรับการทดลอง.....	47
รูปที่ 42 ไฟล์สกุล txt ที่รวบรวมรายชื่อชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	48

รูปที่ 43 ESP32 โหลดชื่อของชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาเก็บไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติ	48
รูปที่ 44 ชุดคำสั่งที่ใช้ในการเรียกชื่อชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	49
รูปที่ 45 ตำแหน่งของ QRS complex ที่ระบุโดย ATmega328	50
รูปที่ 46 การพล็อตเปรียบเทียบค่าตำแหน่งที่ระบุว่าเป็น QRS complex ที่ได้จาก ATmega328 และโปรแกรม MATLAB โดยไม่แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	51
รูปที่ 47 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A00230.....	53
รูปที่ 48 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A02353.....	54
รูปที่ 49 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A02401.....	54
รูปที่ 50 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่	55
รูปที่ 51 ค่า TH เมื่อผ่านสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่	56
รูปที่ 52 ช่วงสัญญาณรบกวนและช่วงสัญญาณปกติที่พบใน 1 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	56
รูปที่ 53 ช่วงสัญญาณรบกวนและช่วงสัญญาณปกติที่พบใน 1 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	57
รูปที่ 54 ชุดคำสั่งเพื่อตรวจสอบสัญญาณรบกวนบนโปรแกรม MATLAB.....	57
รูปที่ 55 แผนผังการทำงานของชุดคำสั่งเพื่อตรวจจับชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน .	58
รูปที่ 56 การแบ่งชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็น 20 ส่วนเท่าๆ กัน ส่วนละ 1.5 วินาที.....	59
รูปที่ 57 ชุดคำสั่งในการหาค่ามัธยฐานบนโปรแกรม MATLAB.....	60
รูปที่ 58 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะกลับหัว ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A00465.....	61
รูปที่ 59 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะกลับหัว ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A05515.....	61
รูปที่ 60 ชุดคำสั่งตรวจสอบว่าเป็นสัญญาณรบกวนหรือไม่และบันทึกไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติ.....	62
รูปที่ 61 ขั้นตอนการระบุตำแหน่ง QRS complex ด้วย Steepslope เดิม.....	63
รูปที่ 62 ขั้นตอนการระบุตำแหน่ง QRS complex ด้วย Steepslope ที่ทำการปรับแต่ง.....	63
รูปที่ 63 ชุดคำสั่งเก็บค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในฟังก์ชัน TimerOne Interrupt.....	65
รูปที่ 64 ชุดคำสั่งสำหรับการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจบนโปรแกรม Arduino IDE	67

รูปที่ 65 แผนผังการทำงานของขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	68
รูปที่ 66 การต่อวงจรและสายไฟในการทดสอบขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นตามเวลาจริง	68
รูปที่ 67 คำสั่งประกาศพอร์ตอนุกรม, กำหนด BUAD rate และการส่งข้อความสื่อสารระหว่างสองอุปกรณ์บนโปรแกรม Arduino IDE	69
รูปที่ 68 การนำค่า pNN50 และอัตราการเต้นของหัวใจมาพล็อตโดยโปรแกรม Microsoft Excel	70
รูปที่ 69 คำสั่งบนโปรแกรม MATLAB ทำหน้าที่จัดข้อมูลให้มีความพร้อมต่อการวิเคราะห์แบบ LDA	71
รูปที่ 70 ชุดคำสั่งสำเร็จรูปที่ใช้ในการวิเคราะห์แบบ LDA	71
รูปที่ 71 แสดงชุดข้อมูลหลังจากวิเคราะห์ด้วยชุดคำสั่ง LDA	72
รูปที่ 72 ตัวแปร model ที่ได้รับภายหลังจากการวิเคราะห์แบบ LDA	72
รูปที่ 73 ค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ตรงตามฐานข้อมูล	77
รูปที่ 74 ค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ต่างกับฐานข้อมูล	77

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 ผลการคำนวณค่า SD Ratio, pNN50 และ LF/HF Ratio จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะต่างๆ.....	21
ตารางที่ 2 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro และ pMod DA3 (DAC).....	35
ตารางที่ 3 ตารางเปรียบเทียบตำแหน่ง QRS complex ที่ได้จาก ATmega328 และ MATLAB.....	50
ตารางที่ 4 ค่า RR interval ที่ได้จาก ATmega328 และโปรแกรม MATLAB.....	52
ตารางที่ 5 เปรียบเทียบค่า pNN50 และอัตราการเต้นของหัวใจระหว่าง MATLAB และ ATmega328	52
ตารางที่ 6 ค่าจุดตัดคลื่นใจ ค่าความไวและความจำเพาะที่คำนวณโดยโปรแกรม MATLAB.....	73
ตารางที่ 7 ผลการทดลองและการคำนวณค่าความไว (Sensitivity).....	74
ตารางที่ 8 ผลการทดลองและการคำนวณค่าความจำเพาะ (Specificity).....	74
ตารางที่ 9 ผลการทดลองจากไมโครคอนโทรลเลอร์และการคำนวณค่าความไว (Sensitivity)	75
ตารางที่ 10 ผลการทดลองจากไมโครคอนโทรลเลอร์และการคำนวณค่าความจำเพาะ (Specificity)	76
ตารางที่ 11 เปรียบเทียบผลการทดลองบนโปรแกรม MATLAB และอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์	76



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

ในปัจจุบันความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีการแพทย์ทำให้มนุษย์มีอายุขัยที่ยาวนานมากขึ้น เป็นผลให้ประชากรผู้สูงอายุเพิ่มขึ้นตามลำดับ มีการคาดการณ์ว่าในปี ค.ศ.2050 ประชากร 1 ใน 6 ของประชากรโลกจะมีอายุมากกว่า 65 ปี (ร้อยละ 16 ของประชากรโลก) เพิ่มขึ้นจากในปี ค.ศ. 2019 ที่มีอยู่ร้อยละ 9 ของประชากรโลก [1]

ในปี ค.ศ. 2018 ที่ผ่านมานั้นหากสุ่มตัวอย่างคนในทวีปยุโรปและอเมริกาเหนือมา 4 คนจะพบว่า มีผู้ที่มีอายุมากกว่า 65 ปี อยู่ 1 คน หรือเทียบได้เท่ากับร้อยละ 25 และในปี ค.ศ. 2018 นั้นยังเป็นครั้งแรกของประวัติศาสตร์โลกที่มีจำนวนผู้สูงอายุมากกว่า 65 ปีมากกว่าจำนวนของเด็กอายุต่ำกว่า 5 ปีอีกด้วย มีการพยากรณ์ไว้ว่าจำนวนผู้สูงอายุที่มากกว่า 80 ปีในปี ค.ศ. 2050 จะเพิ่มมากขึ้นจากปี ค.ศ. 2019 ถึง 3 เท่าหรือจากเดิม 143 ล้านคนเป็น 426 ล้านคน [1]

การที่ประชากรโลกมีอายุขัยมากขึ้นอย่างทีกล่าวไว้ข้างต้นแล้ว การเจ็บป่วยอันเนื่องจากอายุที่มากขึ้นย่อมเพิ่มขึ้นตามลำดับ ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (Atrial Fibrillation) นั้นเป็นโรคหัวใจที่พบได้ในทุกเพศทุกวัยและมีโอกาสพบเพิ่มขึ้นตามอายุ [2] พบว่ามีโอกาสพบภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ร้อยละ 0.3 ในผู้ที่มีอายุน้อยกว่า 40 ปี, ร้อยละ 5 – 9 ในผู้ที่มีอายุระหว่าง 60 ถึง 80 ปี และเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 10 ในผู้ที่มีอายุมากกว่า 80 ปี [3]

สาเหตุที่ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วเป็นที่สนใจอย่างมากเนื่องจากความผิดปกติดังกล่าวเพิ่มโอกาสให้เกิดโรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) [4] โดยโอกาสที่ผู้ที่มีอายุระหว่าง 50 ถึง 59 ปีอยู่ที่ร้อยละ 1.5 และเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 23.5 ในผู้ที่มีอายุระหว่าง 80 ถึง 89 ปี [5] จากการสำรวจผู้ที่มีโรคหลอดเลือดสมองนั้นพบว่ามีสาเหตุมาจากภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วร้อยละ 10-20 หากผู้ที่มีอายุระหว่าง 80 ถึง 89 ปีอยู่ที่ร้อยละ 25 [6]

รายงานความชุกของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วในประเทศไทย ปี พ.ศ.2534 ประชากรที่มีอายุมากกว่า 30 ปีอยู่ร้อยละ 0.36 [7] และมีภาวะแทรกซ้อนจากภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ได้แก่ โรคหลอดเลือดสมอง ซึ่งก่อให้เกิดค่าใช้จ่ายในสถานพยาบาลมากกว่าสามพันล้านบาทต่อปี [8] ผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วมีอัตราการเสียชีวิตและการเกิดภาวะทุพพลภาพสูงกว่าคนทั่วไปที่ไม่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว

ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว คือ ภาวะที่หัวใจเต้นไม่เป็นจังหวะมีทั้งเร็วและช้าไม่สม่ำเสมอ เกิดจากการนำไฟฟ้าในหัวใจที่ผิดปกติ ซึ่งโดยปกติคลื่นไฟฟ้าที่เป็นต้นกำเนิดของจังหวะการเต้นของหัวใจเริ่มต้นจากจุดเดียวที่หัวใจห้องบนและส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าไปยังหัวใจห้องล่าง แต่ในกรณีภาวะหัวใจ

ห้องบนสั้นพลิ้ว คลื่นไฟฟ้าที่เป็นต้นกำเนิดเกิดขึ้นจากหลายจุด และต่างส่งสัญญาณไฟฟ้ามายังหัวใจห้องล่างทำให้หัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่างเต้นไม่สอดคล้องกัน [9]

ปัจจุบันมีสองวิธีที่ใช้เป็นมาตรฐานในการตรวจคัดกรองผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลิ้ว คือ การคลำชีพจรและการตรวจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การคลำชีพจรใช้ระยะเวลาในการตรวจคัดกรองประมาณ 20 วินาที เหมาะสำหรับผู้ที่มียุคตั้งแต่ 65 ปี ขึ้นไป เป็นวิธีที่มีค่าใช้จ่ายน้อยและสามารถวินิจฉัยภาวะดังกล่าวได้ในเวลาอันสั้น มีความไวในการวินิจฉัยร้อยละ 95 และมีความจำเพาะร้อยละ 72 [10] เหมาะสำหรับการคัดกรองเบื้องต้นเพื่อให้พึงระวังภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลิ้วและโรคแทรกซ้อน เช่น โรคหลอดเลือดหัวใจ และโรคหลอดเลือดสมอง [11] การตรวจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram : ECG) เหมาะสำหรับผู้ที่ผ่านการคลำชีพจรแล้วพบว่ามีความเสี่ยงในการเกิดภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลิ้ว เพื่อยืนยันผลการวินิจฉัยและวางแผนการรักษา การตรวจด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความไวในการวินิจฉัยร้อยละ 83-85 และความจำเพาะร้อยละ 87-89 เมื่อแปลผลด้วยแพทย์ทั่วไป และมีความไวเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 92-96 และความจำเพาะร้อยละ 96-98 เมื่อแปลผลโดยผู้เชี่ยวชาญ เช่น อายุรแพทย์โรคหัวใจ [11]

การคลำชีพจรและการตรวจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการตรวจคัดกรองในระยะเวลาสั้นๆ ทำให้ไม่สามารถตรวจพบผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลิ้วบางประเภท ที่ไม่แสดงภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะตลอดเวลาได้ จึงได้มีการพัฒนาอุปกรณ์พกพาที่สามารถตรวจคัดกรองผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลิ้ว เพื่อให้ผู้ป่วยหรือผู้ที่มีความเสี่ยงสามารถทำการตรวจวัดได้ด้วยตนเอง และตรวจวัดในหลายๆ ช่วงระยะเวลา ตัวอย่างอุปกรณ์พกพาที่มีการใช้ในเชิงพาณิชย์ เช่น KardiaMobile จากบริษัท Alivecor, MyDiagnostick จากบริษัท Applied Biomedical Systems และ Zenicor-ECG จากบริษัท Zenicor Medical System

1. KardiaMobile จากบริษัท Alivecor

อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจพกพาชนิด 1 ช่องสัญญาณ ใช้ร่วมกับสมาร์ทโฟน โดยตัวอุปกรณ์ทำหน้าที่ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งไปยังสมาร์ทโฟน เพื่อทำหน้าที่ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแสดงผลการตรวจวัดได้ทันที การตรวจวัดใช้เวลา 30 วินาทีระหว่างการตรวจวัดผู้ที่ทำการตรวจวัดสามารถเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจปรากฏที่หน้าจอสมาร์ทโฟน โดยสามารถตรวจวัดโดยใช้ปลายนิ้วสัมผัสที่ขั้วอิเล็กทรอนิกส์ที่แสดงในรูปที่ 1 สามารถบันทึกและส่งผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะที่ทำการตรวจวัดไปยังแพทย์ที่ทำการรักษาได้



รูปที่ 1 อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา KardiaMobile [12]

2. MyDiagnostick จากบริษัท Applied Biomedical Systems

อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจพกพาชนิด 1 ช่องสัญญาณ สามารถประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ด้วยตัวของอุปกรณ์เอง การตรวจวัดใช้เวลา 60 วินาที ระหว่างการตรวจวัดผู้ที่ทำการตรวจวัดไม่สามารถเห็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจของตนเองได้ จะสังเกตเห็นได้เพียงจังหวะการเต้นของหัวใจที่แสดงออกเป็นสัญญาณไฟกระพริบตามจังหวะการเต้นของหัวใจ หลังจากการตรวจวัด อุปกรณ์จะแสดงผลในรูปแบบของสัญญาณไฟ โดยสัญญาณไฟสีเขียวหมายถึงปกติและสัญญาณไฟสีแดงหมายถึงมีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ทำการตรวจวัดจะถูกบันทึกลงในอุปกรณ์และสามารถเปิดดูได้โดยการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ อุปกรณ์ MyDiagnostick แสดงไว้ในรูปที่ 2



รูปที่ 2 อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา MyDiagnostick [13]

3. Zenicor-ECG จากบริษัท Zenicor Medical System

อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจพกพาชนิด 1 ช่องสัญญาณ ตัวอุปกรณ์ไม่สามารถประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ด้วยตนเอง แต่จะส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ไปประมวลผลบนอินเทอร์เน็ต (Web - base service) การตรวจวัดใช้เวลา 30 วินาที อุปกรณ์มีหน้าจอไว้สำหรับแสดงผล แต่ไม่สามารถแสดงผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ จะแสดงเพียงสถานะของตัวอุปกรณ์ว่าขณะนั้นอุปกรณ์กำลังบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังระบบอินเทอร์เน็ต อุปกรณ์ Zenicor-ECG แสดงไว้ในรูปที่ 3



รูปที่ 3 อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา Zenicor-ECG [14]

จากตัวอย่างอุปกรณ์ที่มีการใช้ในเชิงพาณิชย์ข้างต้น พบว่ามีเพียง Mydiagnostick เท่านั้นที่สามารถประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อตรวจวิเคราะห์ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วได้ด้วยตัวอุปกรณ์เอง แต่ใช้ระยะเวลาในการตรวจวัดนานกว่าอุปกรณ์ KardiaMobile และ Zenicor-ECG และยังมีราคาแพงกว่าอุปกรณ์ KardiaMobile และ Zenicor-ECG ประมาณ 4 – 5 เท่า อีกทั้งอุปกรณ์ Mydiagnostick ยังต้องการการจับด้วยมือของผู้ป่วยที่กระชับกับตัวอุปกรณ์จึงทำให้มีขนาดใหญ่และไม่สะดวกในการพกพาเพื่อใช้ตรวจคัดกรองในชีวิตประจำวัน และนอกจากนี้ยังไม่มีข้อมูลที่เปิดเผยถึงข้อจำกัดของการใช้งานรวมถึงค่าความไวและความจำเพาะของอุปกรณ์ Mydiagnostick ในการตรวจคัดกรองภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วทำให้เป็นการยากที่จะนำมาพัฒนาต่อยอดได้

ด้วยข้อจำกัดของอุปกรณ์ดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น งานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นการพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำที่สามารถใช้ในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากอุปกรณ์วัดแบบมือจับและวิเคราะห์ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วแบบตามเวลาจริงได้โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีทรัพยากรต่ำ

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

1.2.1 พัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อวิเคราะห์ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วด้วยข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้นที่ได้จากอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือ 1 ช่องสัญญาณ

1.2.2 ศึกษาผลและวิธีการใช้พารามิเตอร์ คือ อัตราการเต้นของหัวใจและค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เหมาะสมต่อการนำไปวิเคราะห์และแยกแยะภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว

1.2.3 ศึกษาถึงประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีความซับซ้อนต่ำที่พัฒนาขึ้นในวิทยานิพนธ์นี้และการนำไปใช้ทดสอบกับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีทรัพยากรต่ำเพื่อจำแนกภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและภาวะปกติจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบตามเวลาจริง

1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1.3.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในงานวิทยานิพนธ์นี้ บันทึกได้มาจากเครื่องแบบพกพาชนิด 1 ช่องสัญญาณ 2 อิเล็กโทรดซึ่งเป็นอิเล็กโทรดชนิดแห้ง (dry electrode) โดยวัดสัญญาณแบบใช้นิ้วสัมผัส จากฐานข้อมูล PhysioNet challenge 2017

1.3.2 ความยาวของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้ในงานวิทยานิพนธ์นี้ จะใช้ความยาวอย่างน้อยที่สุด 30 วินาที

1.3.3 ระเบียบวิธีที่พัฒนาขึ้นเป็นการจำแนกแบบ 2 คำตอบ (binary classification) ได้แก่ เป็นภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (AF) และภาวะปกติ (NSR) เท่านั้น

1.3.4 ศึกษาตัวแปรที่มีความสัมพันธ์กับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว โดยตัวแปรที่ศึกษามีดังนี้

- ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate variability : HRV) โดยใช้ค่า pNN50

- อัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate : HR) ในหน่วยครั้งต่อนาที

1.3.5 นำขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นไปทำการสังเคราะห์และใช้งานบนไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีทรัพยากรต่ำเพื่อศึกษาถึงประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นนี้ในการตรวจคัดกรองภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วแบบตามเวลาจริง

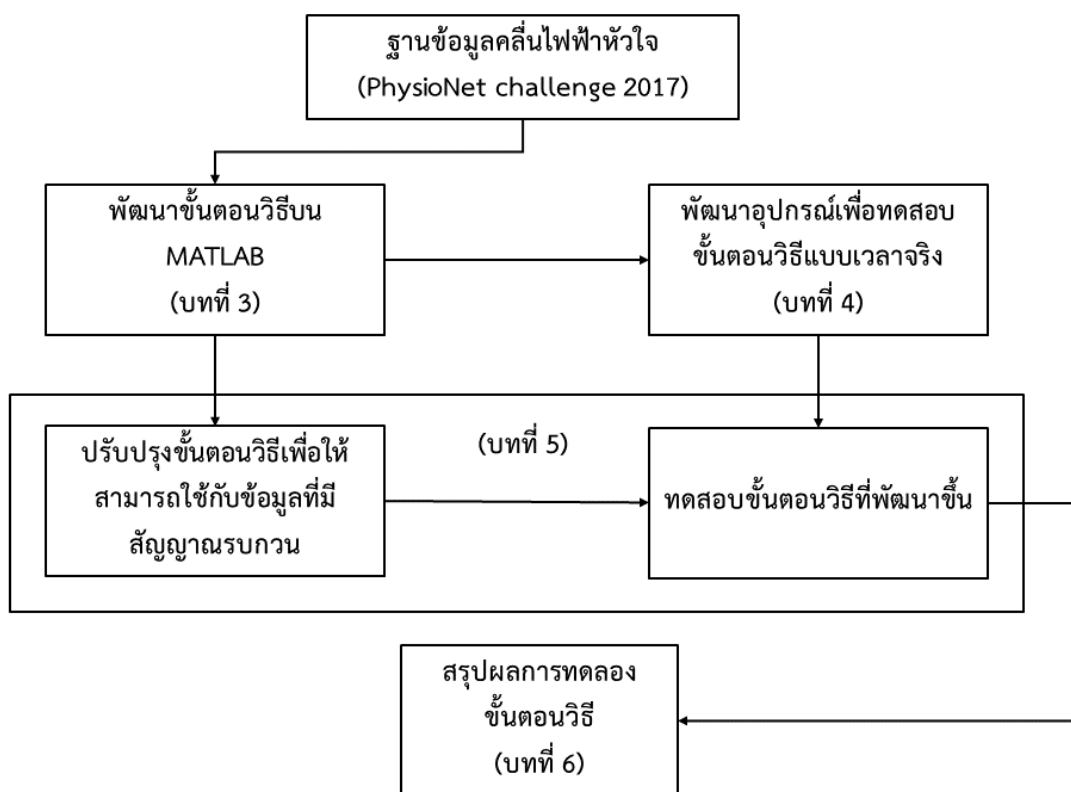
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 สามารถพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้นให้มีความถูกต้อง เพื่อการตรวจคัดกรอง ลดภาระของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ และติดตามผลการรักษาได้

1.4.2 สามารถลดขั้นตอนหรือเวลาที่ใช้ในการตรวจคัดกรองผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว เพื่อให้ได้ผลที่รวดเร็ว มีความสะดวกต่อการตรวจคัดกรองและติดตามผลการรักษามากยิ่งขึ้น

1.4.3 ได้ขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้นที่สามารถติดตามผลการวัดแบบตามเวลาจริง สะดวกในการพกพา และสามารถตรวจคัดกรองผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วได้อย่างมีประสิทธิภาพ

1.4.4 ขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีทรัพยากรต่ำ ซึ่งจะทำให้ราคาของอุปกรณ์ถูกลง อีกทั้งสามารถประหยัดพลังงานที่ต้องใช้ในการตรวจวัดได้ ซึ่งจะสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่อเนื่องได้อย่างเหมาะสมต่อไป



รูปที่ 4 แผนผังขั้นตอนการดำเนินงานวิทยานิพนธ์

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและการทบทวนวรรณกรรม

2.1 ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว

ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (atrial fibrillation) เป็นภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะที่พบได้มากที่สุด โดยโอกาสเกิดจะสูงเพิ่มขึ้นตามอายุและสัมพันธ์กับโรคหัวใจชนิดอื่นๆ ผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจะมีการเต้นของหัวใจไม่เป็นจังหวะ ไม่สม่ำเสมอ มีลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ p wave หลายรูปแบบมีความถี่เกิน 350 ครั้งต่อนาที ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วทำให้เกิดการลดลงของปริมาณเลือดที่ส่งออกจากหัวใจ (cardiac output) เนื่องจากการสั่นพลิ้วของหัวใจห้องบนทำให้ไม่สามารถสูบฉีดเลือดจากหัวใจห้องบนทั้งหมดไปยังหัวใจห้องล่างได้ และก่อให้เกิดลิ่มเลือด (thrombus) เนื่องจากเลือดที่ตกค้างในหัวใจห้องบนเกิดการก่อกวนกลายเป็นลิ่มเลือดส่งผลให้ผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วมีความเสี่ยงต่อการเกิดโรคหลอดเลือดสมองอุดตัน (stroke) เนื่องจากลิ่มเลือดและภาวะลิ่มเลือดหลุดลอยไปอุดตันหลอดเลือด เป็นผลให้มีโอกาสที่จะเกิดโรคเส้นเลือดสมองอุดตันเพิ่มขึ้น 2-7 เท่าจากคนปกติ [7] และเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดโรคหลอดเลือดสมองร้อยละ 15 และพบสูงได้ถึงร้อยละ 36 ในผู้ป่วยที่มีอายุมากกว่า 80 ปี [15] นอกจากนี้อัตราการเกิดหัวใจล้มเหลว (heart failure) ยังเพิ่มขึ้นเนื่องจากการบีบตัวของหัวใจห้องบนลดลง การบีบตัวของหัวใจห้องล่างเสื่อมลง หรือจากอัตราการเต้นของหัวใจที่สูงมาก ส่งผลให้เกิดความเสี่ยงที่ต้องเข้ารับการรักษาในโรงพยาบาล พิกการ และเสียชีวิตเพิ่มขึ้นด้วย

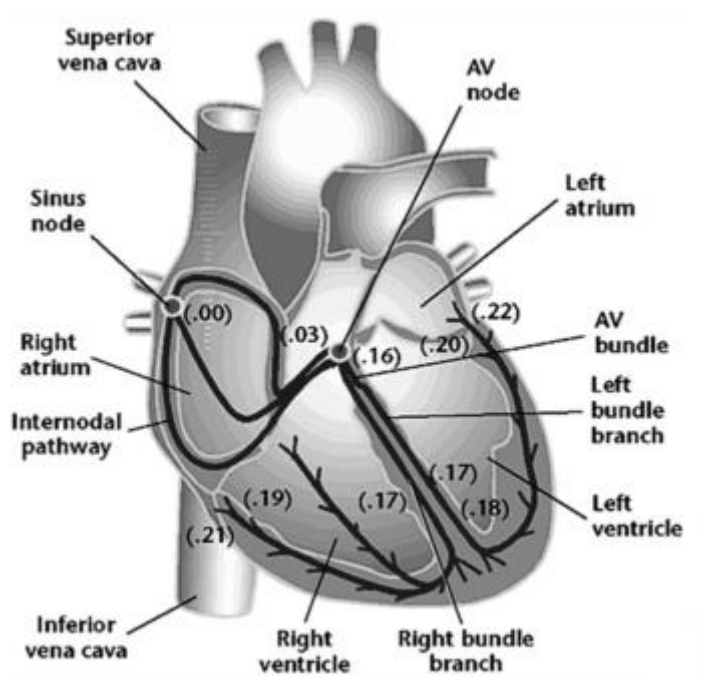
2.1.1 โครงสร้างของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะขนาดใหญ่ในช่องอก โดยอยู่บริเวณปอดทางด้านซ้าย ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย หัวใจประกอบด้วยระบบสูบฉีดเลือดสองส่วน ส่วนแรกคือ หัวใจด้านขวา ประกอบด้วยหัวใจห้องบนขวา (right atrium) และหัวใจห้องล่างขวา (right ventricle) ระบบนี้ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดให้ไหลจากระบบหลอดเลือดดำของร่างกายไปยังปอด หัวใจส่วนที่สองคือ หัวใจด้านซ้าย ประกอบด้วยหัวใจห้องบนซ้าย (left atrium) และหัวใจห้องล่างซ้าย (Left ventricle) ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดจากปอดไปยังร่างกาย

หัวใจมีส่วนประกอบสำคัญสองส่วนใหญ่ คือ **ส่วนที่เป็นโครงสร้างพื้นฐาน (cytoskeleton)** ได้แก่ เส้นใย (fiber) และแถบเส้นใย (fibrous band) ทำหน้าที่เป็นโครงร่างของหัวใจ ส่วนที่สองคือ **เซลล์ภายในหัวใจ** ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็นอีก 3 กลุ่มย่อยคือ

1. กลุ่มเซลล์ที่ทำหน้าที่ผลิตคลื่นไฟฟ้า (nodal or pacemaker cell) ได้แก่ ปมเอสเอ (sinoatrial node, S-A node) และ ปมเอวี (atrioventricular node, AV node)
2. กลุ่มเซลล์ที่นำสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ (conducting fiber)

3. เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ (cardiac muscle cell) การบีบตัวในแต่ละครั้งจะเริ่มต้นที่ปมเอสเอ สร้างสัญญาณในการบีบตัวจากนั้นแผ่ไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนและกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 โครงสร้างพื้นฐานของหัวใจ ตัวเลขแสดงเวลาที่สัญญาณไฟฟ้าแผ่ไปถึงในหน่วยมิลลิวินาที

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย [16]

CHULALONGKORN UNIVERSITY

2.1.2 กลไกการเกิดภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว

ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วมีการกระตุ้นของหัวใจห้องบนกระจัดกระจาย ไม่สม่ำเสมอ ทำให้การบีบตัวของหัวใจห้องบนเสียไป กลไกการเกิดมี 3 รูปแบบ คือ

1. มีจุดกำเนิดไฟฟ้าผิดปกติ (focal activation) มีสาเหตุมาจากความดันในห้องหัวใจที่เพิ่มขึ้น หรือ ผลจากฮอร์โมนบางประเภท เช่น thyroid hormone และ catecholamine ตำแหน่งของจุดกำเนิดไฟฟ้าผิดปกติมักเกิดบริเวณเส้นเลือดแดงออกจากปอด (pulmonary veins)

2. มีวงจรไฟฟ้าหมุนวนหลายตำแหน่ง (multiple reentrant circuits) จากการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของหัวใจ (structural and electrical remodeling)

3. ผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วอาจมีทั้งสองกลไกเกิดร่วมกัน [7]

2.1.3 การจำแนกประเภทของภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว

การจำแนกภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจะจำแนกตามการคงอยู่ของความผิดปกติโดยแบ่งออกเป็น 5 กลุ่มดังนี้ [7]

1. First diagnosed atrial fibrillation คือ ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วที่วินิจฉัยพบเป็นครั้งแรก
2. Paroxysmal atrial fibrillation คือ หัวใจห้องบนสั่นพลิ้วที่เกิดขึ้นและสามารถกลับสู่ภาวะปกติได้เองภายใน 24 ชั่วโมง แต่อาจเป็นได้นานถึง 7 วัน
3. Persistent atrial fibrillation คือ ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วที่เกิดขึ้นต่อเนื่องนานเกิน 7 วัน หรือไม่สามารถกลับสู่ภาวะปกติได้เอง ต้องรักษาด้วยการใช้ยาหรือการช็อกไฟฟ้าปรับการเต้นของหัวใจ
4. Long standing persistent atrial fibrillation คือ ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วที่เกิดขึ้นต่อเนื่องนานกว่า 1 ปี โดยแพทย์และผู้ป่วยได้พยายามรักษาให้กลับสู่ภาวะปกติแล้ว
5. Permanent atrial fibrillation คือ ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วที่ไม่สามารถทำการรักษาให้กลับสู่ภาวะปกติได้ หรือ แพทย์และผู้ป่วยตัดสินใจไม่พยายามรักษาให้หัวใจกลับสู่ภาวะปกติแต่จะควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจให้ใกล้เคียงกับภาวะปกติให้มากที่สุด

2.1.4 การรักษาภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว

การรักษาภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วมีเป้าหมายเพื่อป้องกันผลข้างเคียงจากภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วที่ทำให้เกิดลิ้มเลือดและหลุดเข้าไปยังหลอดเลือด จนกระทั่งไปอุดตันหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงอวัยวะต่าง ๆ และลดอาการจากภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ซึ่งเกิดจากการที่หัวใจห้องบนเต้นเร็วมากทำให้เลือดเข้ามาเติมที่หัวใจห้องล่างไม่เพียงพอ (loss of atrial kick) หรืออาจเกิดจากการที่หัวใจห้องล่างเต้นเร็วมากจนควบคุมไม่ได้ ก่อให้เกิดภาวะหัวใจล้มเหลวได้ หลักการทั่วไปในการรักษาภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจะแบ่งออกเป็น 3 หลักการดังนี้ [16]

1. การควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจ (rate control)

การควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจไม่ให้เร็วเกินไปจะช่วยลดอาการแทรกซ้อนของผู้ป่วยรวมถึงภาวะหัวใจล้มเหลว หรือ ภาวะหัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน โดยการใช้ยาควบคุมให้อัตราการเต้นของหัวใจขณะพักไม่เกิน 80 ครั้งต่อนาที การเต้นของหัวใจตลอด 24 ชั่วโมงเฉลี่ยแล้วไม่เกิน 100 ครั้งต่อนาทีและอัตราการเต้นของหัวใจไม่เกิน 110 ครั้งต่อนาทีระหว่างการเดินติดต่อกันนาน 6 นาที (6 minutes walk test)

2. การควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (rhythm control)

การควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจะมุ่งเน้นการรักษาไปที่ผู้ป่วยอายุน้อยที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ผู้ป่วยมีอาการเหนื่อยง่ายหรือใจสั่น การรักษาจะใช้ยาและการรักษาด้วยไฟฟ้า

3. การป้องกันการแข็งตัวของเลือด (anticoagulation)

การรักษาด้วยแนวทางการป้องกันการแข็งตัวของเลือดเป็นการป้องกันการเกิดภาวะแทรกซ้อน ของผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว โดยป้องกันไม่ให้เกิดการก่อตัวเป็นลิ่มเลือดภายในหัวใจห้องบน การรักษาในแนวทางนี้จะใช้วิธีการรักษาด้วยยา Aspirin และ Warfarin ปริมาณต่างกันตามความเสี่ยงที่ประเมินโดยแพทย์ผู้ทำการรักษา

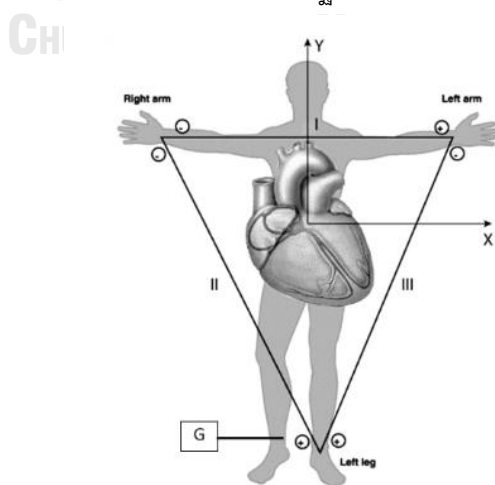
2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2.1 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบสองขั้ว (bipolar limb leads)

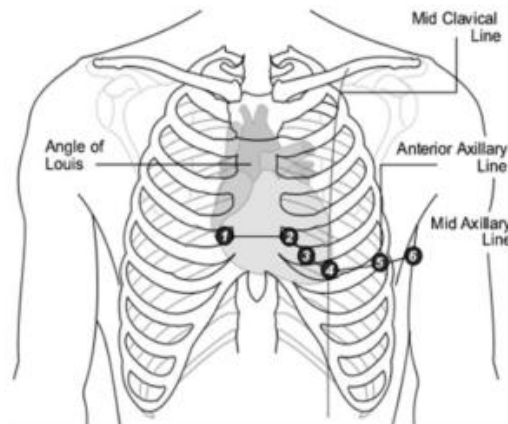
การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบสองขั้วหรือแบบมาตรฐาน เป็นวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่คิดค้นโดย วิลเลม ไอน์โทเวน (Willem Einthoven) ประกอบด้วยอิเล็กโทรด 3 ขั้ว โดยขั้วแรกต่อจากแขนขวา (RA) ขั้วที่สองต่อจากแขนซ้าย (LA) และขั้วที่สามต่อจากขาซ้าย (LL) ดังแสดงในรูปที่ 6 [16]

2.2.2 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบที่อกแบบขั้วเดียว (unipolar chest or precordial leads)

วิธีการนี้เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแนวตัดขวางของร่างกายหรือแนวระดับ (horizontal plane) รูปที่ 7 แสดงตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรดบนช่วงอกของผู้ที่ได้รับการตรวจในปัจจุบันนิยมวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกันแบบ 12 lead มาตรฐาน อันประกอบไปด้วย 10 อิเล็กโทรด [16]

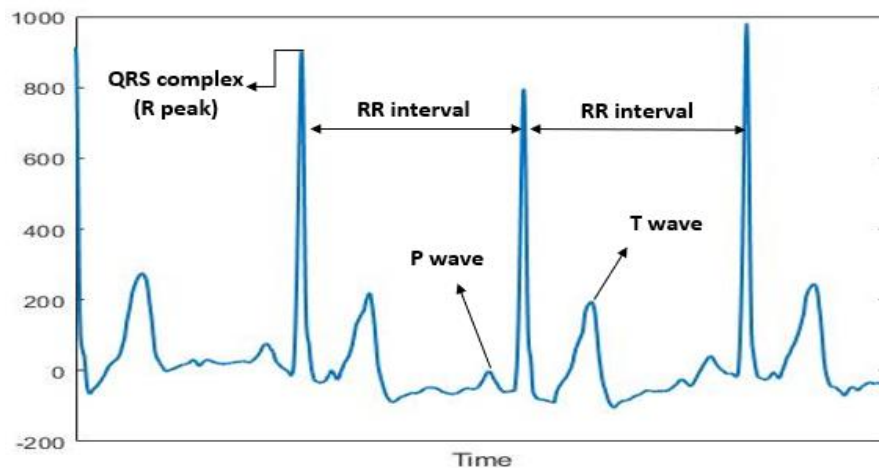


รูปที่ 6 ตำแหน่งการอิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [16]



รูปที่ 7 ตำแหน่งของการวางอิเล็กโทรดบนช่วงอกของผู้ที่ได้รับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบ
ไว้เดียว [16]

2.2.3 ส่วนประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 8 ส่วนประกอบต่างๆของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1. คลื่นพี (P wave) เป็นช่วงที่แสดงถึงการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมด
2. คลื่นผสมควาร์เอส (QRS complex) เป็นช่วงที่แสดงถึงการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง
3. คลื่นที (T wave) เป็นช่วงที่แสดงถึงการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง
4. ช่วงเวลาอาร์อาร์ (RR interval) เป็นระยะเวลาระหว่างยอดคลื่นอาร์ที่อยู่ติดกัน

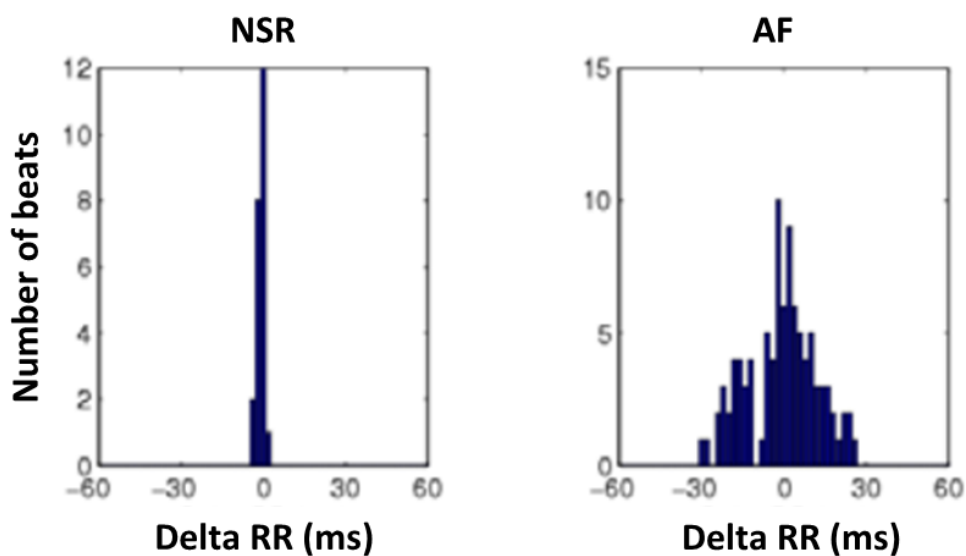
2.3 วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

E Petrucci และคณะ ใน ค.ศ. 2005 [17] ได้นำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT Atrial fibrillation ที่วัดจากอุปกรณ์ holter monitor ความยาว 24 ชั่วโมง มาทำการหาค่า delta RR และ RR prematurity โดยมีการคำนวณค่า delta RR มาจากการหาผลต่างของ RR interval ที่อยู่ติดกันและค่า RR prematurity จากสมการที่ 1

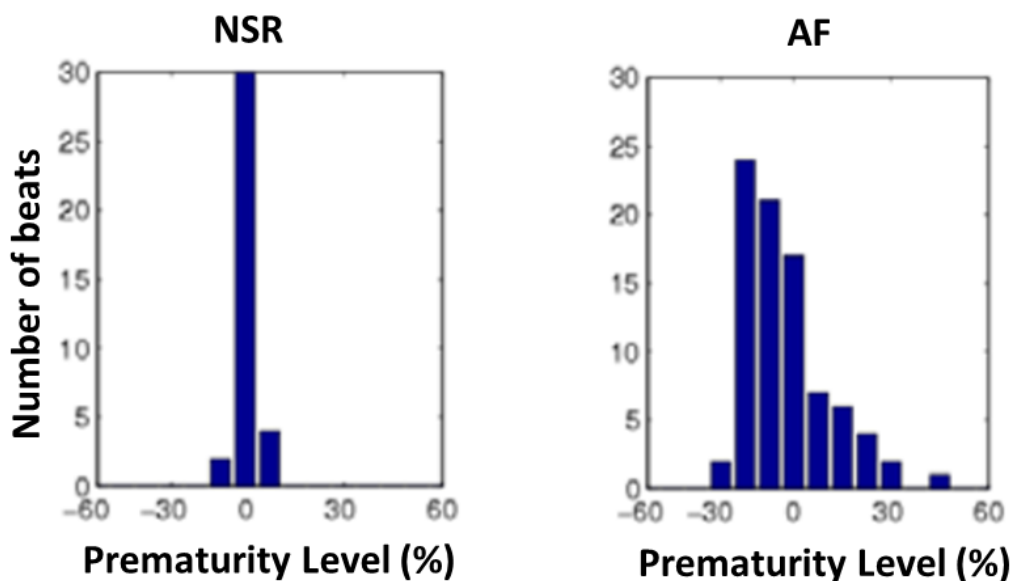
$$P(i) = \frac{NN(i) - NN_{mean}}{NN_{mean}} * 100 \quad (1)$$

โดยค่า $P(i)$ หมายถึง ค่า Prematurity
 $NN(i)$ หมายถึง RR interval ตัวที่ i
 NN_{mean} หมายถึง ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของ RR interval ที่พิจารณา

ผลการทดลองของวรรณกรรมนี้แสดงไว้ในรูปที่ 9 และ 10 ในรูปที่ 9 จะเห็นได้ว่าค่า Delta RR ที่คำนวณได้จากผู้ที่มีภาวะปกตินั้นมีการกระจายตัวที่ต่ำกว่าผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว และในรูปที่ 10 จะเห็นได้ว่าค่า Prematurity Level (%) ของผู้ที่มีภาวะปกตินี้มีค่าการกระจายตัวน้อยกว่าผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วด้วยเช่นกัน



รูปที่ 9 ค่า Delta RR ของผู้ที่มีสภาวะปกติ (ซ้าย) และผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (ขวา)

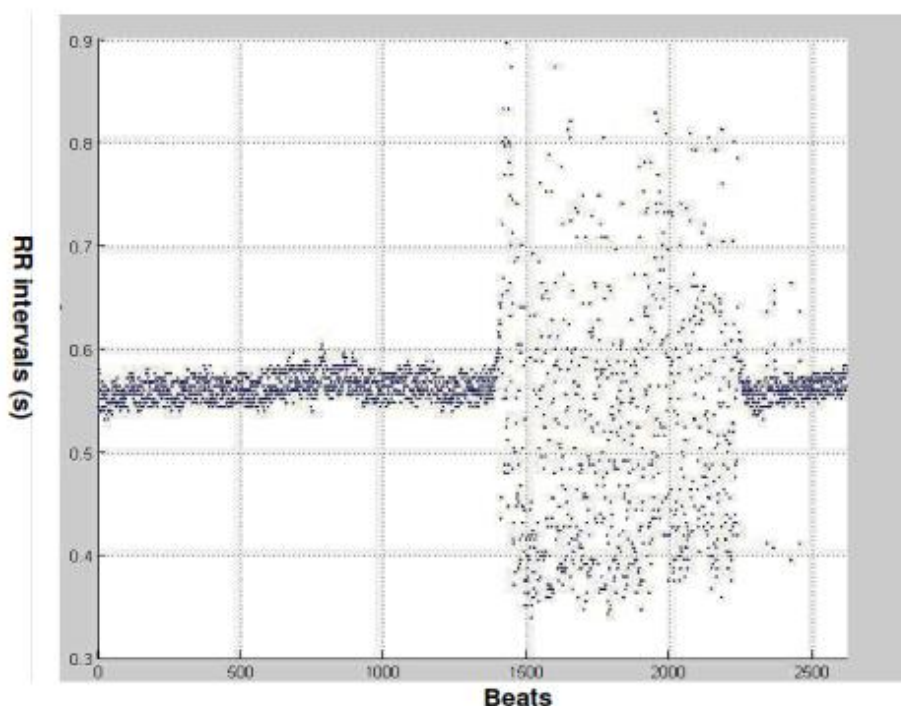


รูปที่ 10 ค่า Prematurity Level (%) ของผู้ที่มีสภาวะปกติ (ชาย)
และผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (ขวา)

จากวรรณกรรมนี้แสดงให้เห็นว่าค่า delta RR ที่มีความซับซ้อนในการคำนวณต่ำ มีความแตกต่างกันระหว่างภาวะปกติและภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและสามารถนำมาใช้แยกแยะผู้ที่มีสภาวะปกติและผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วได้

Omar J Escalona และ Mauricio E Reina ในปี ค.ศ.2010 [18] ได้นำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT AF database และ MIT Arrhythmia database มาสร้างแบบจำลองในการคัดแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจช่วงที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและภาวะปกติ โดยการสร้างแบบจำลองจะมุ่งเน้นไปในการหาความสัมพันธ์ของ RR interval ในขณะที่เกิดภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว เมื่อนำค่า RR interval และการเต้นของหัวใจในหน่วยครึ่งมาพล็อตกราฟหาความสัมพันธ์ จะได้กราฟดังรูปที่ 11

จากรูปที่ 11 จะพบว่าช่วงที่เกิดภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ค่า RR interval จะมีค่าไม่คงที่หรือมีการกระจายตัวมากกว่าช่วงภาวะปกติ จากความสัมพันธ์ดังกล่าวทำให้ Omar J Escalona และ Mauricio E Reina สร้างแบบจำลองในการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจช่วงที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและภาวะปกติได้ค่าความไวร้อยละ 93 และค่าความจำเพาะร้อยละ 97



รูปที่ 11 ความสัมพันธ์ระหว่าง RR interval และการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้ง [18]

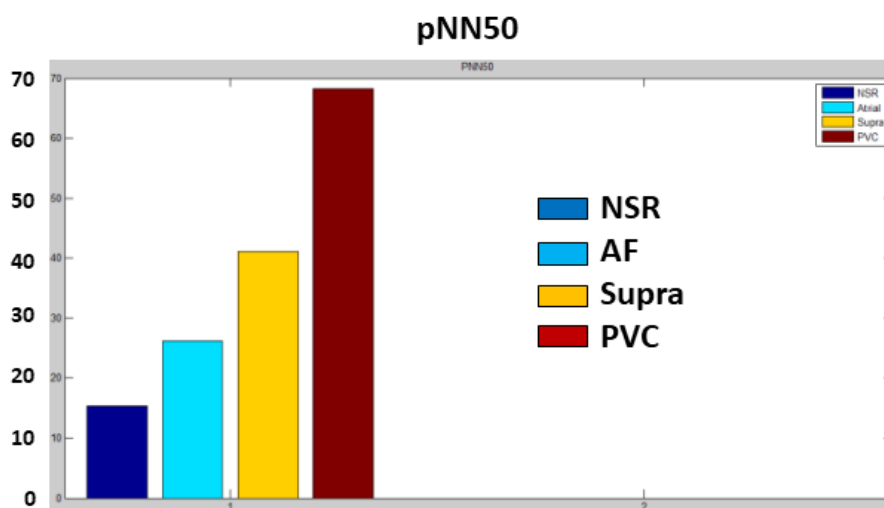
Narottam Das และ Alok Chakrabarty ในปี ค.ศ. 2014 [19] ได้นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH ซึ่งประกอบด้วยข้อมูลทั้งหมด 4 ประเภท ได้แก่ normal sinus rhythm, supra-ventricular arrhythmia, atrial fibrillation และ premature ventricular contraction ตัวอย่างละ 30 นาทีมาทำการทดลองและความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ SD Ratio, pNN50 และ LF/HF Ratio (ในการทบทวนวรรณกรรมนี้จะขอมุ่งเน้นไปถึงความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ pNN50 ในการจำแนกภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและภาวะปกติจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ) โดยที่ค่า NN50 หมายถึงจำนวน interval ระหว่าง RR interval ข้างเคียงที่มีค่าเกินกว่า 50 มิลลิวินาที และค่า pNN50 หมายถึงสัดส่วนร้อยละของ NN50 ต่อจำนวน RR interval ทั้งหมด สามารถหาค่า pNN50 ได้จากสมการที่ 2

$$pNN50 (\%) = \frac{NN50}{No.of RR interval} \times 100 \quad (2)$$

Narottam Das และ Alok Chakrabarty ได้พบว่าค่า pNN50 ที่ได้จากการคำนวณจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะต่างๆ มีค่าที่แตกต่างกัน ผลการคำนวณค่า pNN50 ในงานวิจัยนี้แสดงไว้ในตารางที่ 1 และเมื่อนำค่าในตารางที่ 1 ไปพล็อตในกราฟ 2 มิติ จะได้ผลดังแสดงในรูปที่ 12

ตารางที่ 1 ผลการคำนวณค่า SD Ratio, pNN50 และ LF/HF Ratio จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะต่างๆ

Signal	Parameters		
	SD Ratio	pNN50	LF/HF Ratio
Normal Sinus Rhythm (NSR)	0.4645±0.1860	15.3215±2.2709	1.4326±0.2799
Atrial Fibrillation (AF)	0.9636±0.0791	26.1775±3.7560	0.8571±0.0999
Supra-ventricular Arrhythmia (SVF)	0.7266±0.1937	41.1100±8.3383	0.9804±0.0736
Premature Ventricular Contraction (PVC)	1.9192±0.3330	68.2475±5.9765	0.6856±0.0919



รูปที่ 12 ผลการคำนวณค่า pNN50 ที่ได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะต่างๆ

งานวิจัยของ Narottam Das และ Alok Chakrabarty ได้ผลการทดลองว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะปกติมีค่า pNN50 อยู่ในช่วง 15.3215±2.2709 ในขณะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วมีค่า pNN50 อยู่ในช่วง 26.1775±3.7560 งานวิจัยของ Narottam Das และ Alok Chakrabarty แสดงถึงการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะปกติและภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วโดยใช้พารามิเตอร์ pNN50 และสามารถใช่วงค่า pNN50 เป็นค่าเปรียบเทียบในงานวิทยานิพนธ์นี้

2.4 การประเมินขั้นตอนวิธีในการตรวจคัดกรองภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในงานวิทยานิพนธ์นี้ เมื่อได้พัฒนาระเบียบวิธีในการจำแนกภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและภาวะปกติจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้นจากฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ PhysioNet challenge 2017 แล้ว จะนำผลการจำแนกมาเปรียบเทียบกับ annotation ของฐานข้อมูล และแสดงเป็นค่าทางสถิติ ดังต่อไปนี้

1. ผลบวกจริง (True Positive : TP) ผู้ป่วยตรวจพบว่ามีโรคอย่างถูกต้อง
2. ผลบวกปลอม (False Positive : FP) คนปกติตรวจพบว่ามีโรคอย่างไม่ต้อง
3. ผลลบจริง (True Negative : TN) คนปกติตรวจพบว่าเป็นโรคอย่างถูกต้อง
4. ผลลบปลอม (False Negative : FN) ผู้ป่วยตรวจพบที่ไม่มีโรคอย่างไม่ต้อง

หลังจากที่ได้ค่าทางสถิติ (TP, FP, TN และ FN) ได้นำค่าทางสถิติมาคำนวณค่าความไว (sensitivity) และความจำเพาะ (specificity) โดยใช้สมการในการหาค่าความไวและความจำเพาะดังสมการที่ 3 และ 4 ตามลำดับ

$$\text{ค่าความไว (Sensitivity)} = \frac{TP}{(TP+FN)} \quad (3)$$

$$\text{ค่าความจำเพาะ (Specificity)} = \frac{TN}{(TN+FP)} \quad (4)$$

ค่าความไว คือ สัดส่วนของของการตรวจพบผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วต่อจำนวนผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วทั้งหมด ในทางปฏิบัติการตรวจคัดกรองควรให้มีความไวสูง เนื่องจากหากผู้ป่วยไม่ได้รับการวินิจฉัยทั้งที่เป็นโรคอาจทำให้ผู้ป่วยไม่ได้รับการรักษาอย่างทันท่วงที

ค่าความจำเพาะ คือ สัดส่วนของจำนวนของคนปกติที่วินิจฉัยถูกต้องว่าไม่เป็นโรคต่อจำนวนคนปกติทั้งหมด ดังนั้นค่าความจำเพาะจึงมีความสำคัญในการยืนยันผลการตรวจวินิจฉัย

ในการศึกษานี้ผู้วิจัยมุ่งเน้นการพัฒนาระเบียบวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อจำแนกภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วและภาวะปกติจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้นให้มีความไวมากกว่าร้อยละ 90 และความจำเพาะมากกว่าร้อยละ 90 เพื่อหวังว่าจะสามารถนำไปใช้ในการตรวจคัดกรองได้

บทที่ 3

การพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำบนคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม MATLAB

3.1 ฐานข้อมูลที่ใช้ทำการทดลอง

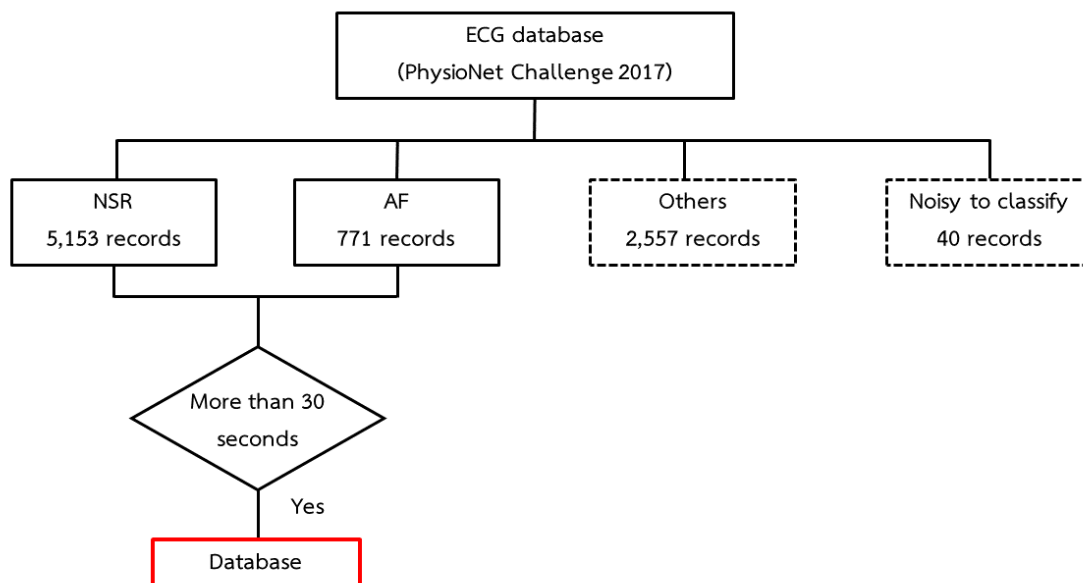
คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ใช้ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีการเผยแพร่จาก PhysioNet challenge 2017 ซึ่งเป็นข้อมูลที่มีการเผยแพร่ออกมาเพื่อการแข่งขันในการพัฒนาขั้นตอนวิธีเพื่อการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วโดยบริษัท AliveCor. ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เผยแพร่มีจำนวนทั้งสิ้น 8,528 ชุดสัญญาณ และมีชุดข้อมูลที่ทางบริษัท AliveCor. ไม่ได้เผยแพร่อีกจำนวน 3,658 ชุดสัญญาณเพื่อทำการทดสอบขั้นตอนวิธีที่ผู้เข้าร่วมการแข่งขันได้พัฒนาขึ้น ชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เผยแพร่ดังกล่าวมีความยาวตั้งแต่ 9 ถึง 61 วินาที

ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวถูกตรวจวัดด้วยเครื่อง Kardia Mobile ของบริษัท AliveCor. ซึ่งเป็นการวัดแบบ 2 ขั้วอิเล็กโทรดหรือแบบ 1 ช่องสัญญาณ (LA – RA) ตัวอุปกรณ์จะทำการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและทำการส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปประมวลผลบนสมาร์ตโฟนผ่านการเชื่อมต่อแบบไร้สาย คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับมีอัตราการซีกตัวอย่าง 300 ครั้งต่อวินาที (300 Hz) ที่ความละเอียดของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล 16 บิต มีช่วงความต่างศักย์ระหว่าง -5 ถึง +5 มิลลิโวลต์

ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับการทำเผยแพร่ออกมาทั้งสิ้น 8,528 ชุดข้อมูลจะถูกแบ่งออกเป็น 4 ประเภทโดยผู้เชี่ยวชาญ ได้แก่

- | | | |
|--|-------------|--------|
| 1. คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ (NSR) | จำนวน 5,153 | ข้อมูล |
| 2. คลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (AF) | จำนวน 771 | ข้อมูล |
| 3. คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติอื่นๆ (O) | จำนวน 2,557 | ข้อมูล |
| 4. คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนมาก (~) | จำนวน 40 | ข้อมูล |

ในวิทยานิพนธ์นี้ ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้นำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจประเภทคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติและสคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วเฉพาะที่มีความยาวอย่างน้อย 30 วินาทีมาใช้ในการพัฒนาขั้นตอนวิธี หากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความยาวมากกว่า 30 วินาที ผู้ทำวิทยานิพนธ์จะทำการตัดและนำเอาช่วง 30 วินาทีแรกมาใช้ในงานวิทยานิพนธ์ ขั้นตอนการคัดเลือกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่กล่าวมาข้างต้นแสดงดังรูปที่ 13



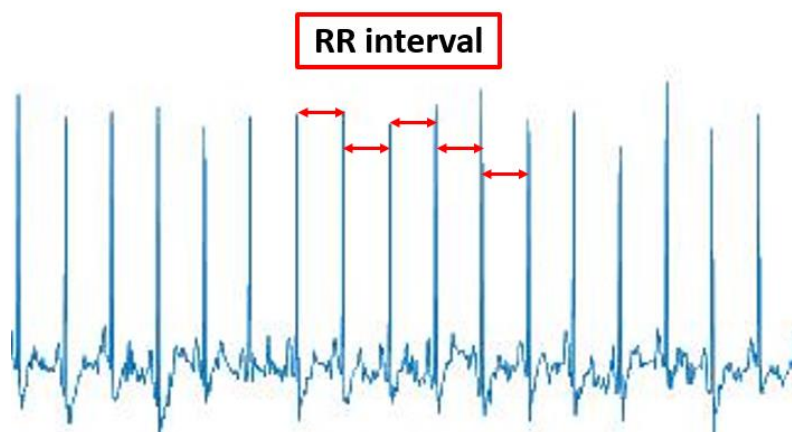
รูปที่ 13 แผนผังขั้นตอนการคัดเลือกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้ในงานวิทยานิพนธ์

3.2 แนวทางในการตรวจจับผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าการตรวจจับผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นสามารถแบ่งออกเป็นสองวิธีหลักคือ การตรวจสอบบนโดเมนความถี่ (frequency domain) และการตรวจสอบบนโดเมนเวลา (time domain)

การตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโดเมนความถี่ (frequency domain) นั้นมีหลักการโดยการพิจารณาความถี่ที่ประกอบขึ้นเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีหลักการคำนวณที่ซับซ้อน ไม่เหมาะสมสำหรับการพัฒนาวิธีการดังกล่าวบนอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีทรัพยากรในการคำนวณต่ำ

การตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโดเมนเวลา (time domain) นั้นมีหลักการโดยการพิจารณาผลต่างของ RR interval ที่อยู่ติดกันว่าเกินค่าที่กำหนดไว้หรือไม่ ในงานวิทยานิพนธ์นี้ ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) เป็นพารามิเตอร์บนโดเมนเวลาซึ่งมีความซับซ้อนในการคำนวณต่ำ เพื่อให้เหมาะสมต่อการนำไปพัฒนาบนอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการสร้างอุปกรณ์แบบพกพาเพื่อใช้ในการคัดกรองผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ตัวอย่างการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโดเมนเวลาแสดงไว้ในรูปที่ 14



รูปที่ 14 การตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโดเมนเวลา (time domain)

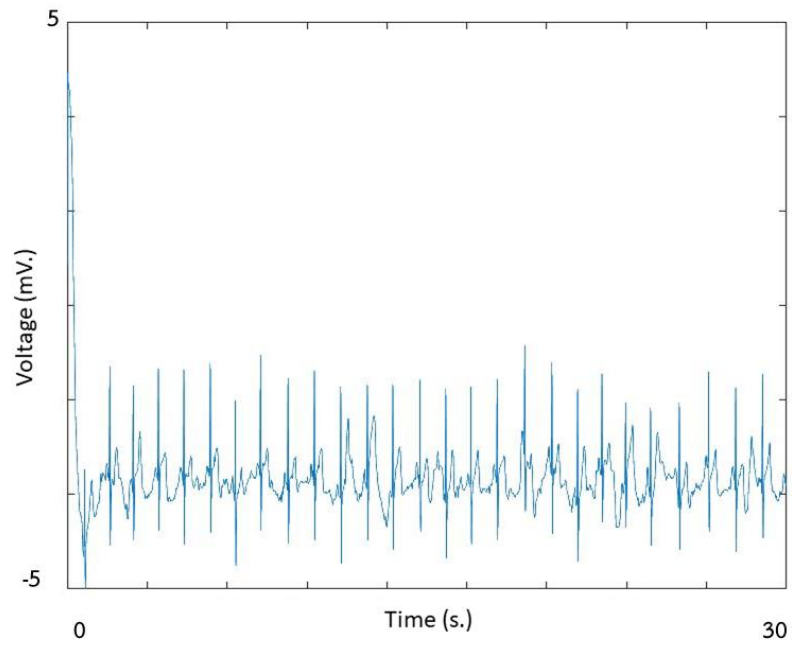
3.3 การปรับแต่งขั้นตอนวิธีสำหรับการระบุตำแหน่ง QRS complex

ก่อนที่จะทำการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) เพื่อที่จะทำการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโดเมนเวลานั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์จะต้องพัฒนาขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของ QRS complex ให้ได้ก่อนจากนั้นจึงจะสามารถหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจ

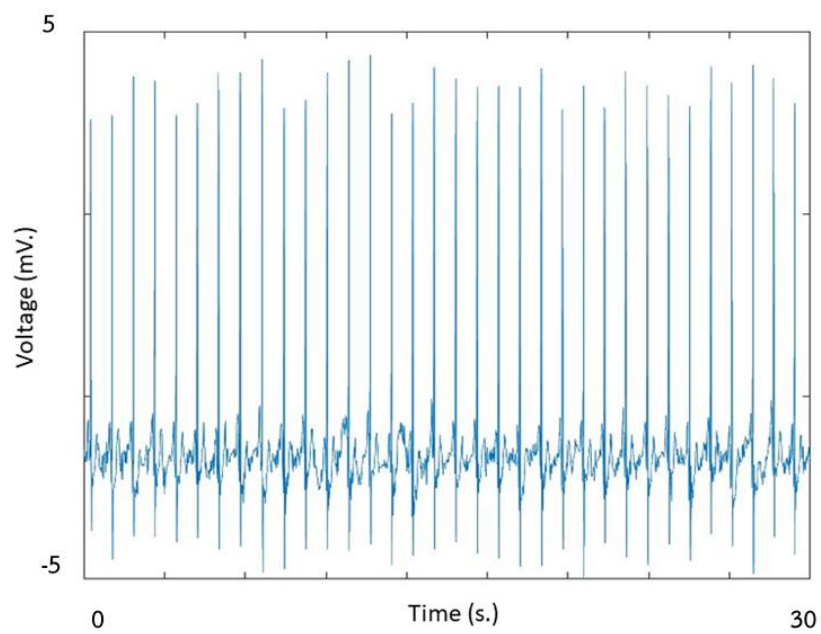
ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้หลักการและวิธีการคำนวณจากขั้นตอนวิธี Steepslope ในการหาและระบุตำแหน่งของ QRS complex [20] โดยใช้หลักการระบุตำแหน่งของ QRS complex โดยใช้ความชัน เนื่องจาก QRS complex มีลักษณะที่เป็นปลายยอดแหลมที่เห็นได้ชัดเจนจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยสร้างตัวแปรที่ใช้ในการที่ตัดสินใจ (Threshold : TH) เพื่อใช้ในการพิจารณาว่า ณ ขณะนั้นค่าของความชันเกินค่าของจุดตัดสินใจแล้วหรือไม่ หากค่าความชันมีเกินกว่าจุดตัดสินใจแล้วชุดคำสั่งจะทำการบันทึกตำแหน่งของจุดที่มีความชันเกินกว่าค่าจุดตัดสินใจนั้นไว้ ขั้นตอนวิธีของชุดคำสั่ง Steepslope ได้แบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลักซึ่งผู้ทำวิทยานิพนธ์จะขออธิบายไว้พอสังเขปดังนี้

3.3.1 ชุดคำสั่งในช่วง Learning phase

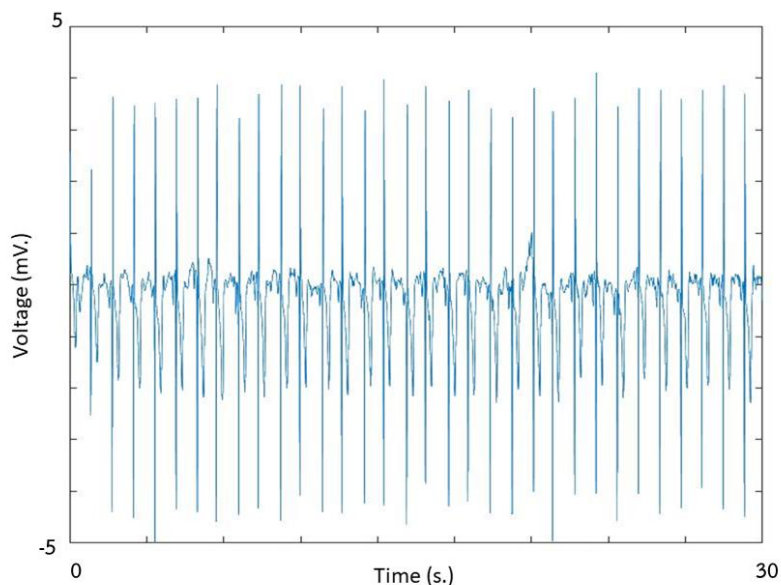
เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจของในแต่ละบุคคลนั้นมีความสูงของ P wave, QRS complex และ T wave แตกต่างกัน ทำให้การวิเคราะห์ระบุตำแหน่งของ QRS complex ไม่สามารถใช้ค่าจุดตัดสินใจเดียวกันกับทุกชุดข้อมูลได้ จึงมีความจำเป็นต้องให้ชุดคำสั่งทำการสร้างจุดตัดสินใจจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อน ภาพของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความแตกต่างกันในแต่ละบุคคลแสดงไว้รูปที่ 15 ถึง 17



รูปที่ 15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของชุดข้อมูล A00280



รูปที่ 16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของชุดข้อมูล A00346



รูปที่ 17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของชุดข้อมูล A00748

ขั้นตอนวิธีการสร้างจุดตัดสินใจในชุดคำสั่ง Steepslope จะใช้ช่วงเวลา 3 วินาทีแรกของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีขั้นตอนการคำนวณดังนี้

1. ชุดคำสั่งจะหาค่าความชันระหว่างจุดที่พิจารณาและจุดที่อยู่ก่อนหน้าจุดที่พิจารณาอยู่ 4 ตำแหน่ง (สาเหตุที่ใช้ 4 อันเนื่องมาจาก ฐานข้อมูลที่ใช้ในการพัฒนาชุดคำสั่ง Steepslope นั้นมีอัตราการชั้กตัวอย่างที่ 200 ครั้งต่อวินาที และไฟฟ้ากระแสสลับมีความถี่ที่ 50 ครั้งต่อวินาที ดังนั้นเมื่อสังเกตที่จุดที่พิจารณาและจุดก่อนหน้าจุดที่พิจารณาที่อยู่ 4 ตำแหน่งจะพบว่าตำแหน่งของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าอันเนื่องมาจากไฟฟ้ากระแสสลับเท่ากัน เมื่อนำมาหาผลต่างจึงทำให้หักล้างผลของสัญญาณรบกวนอันเนื่องมาจากไฟฟ้ากระแสสลับ) การคำนวณค่าความชันระหว่างจุดที่พิจารณาและจุดที่อยู่ก่อนหน้าจุดที่พิจารณาอยู่ 4 แสดงไว้ในสมการที่ 5

$$D = |y[n] - y[n-4]| \quad (5)$$

จากสมการที่ 4

ค่า D คือ ความชัน

$y[n]$ คือ ความสูงของจุดที่พิจารณา

$y[n-4]$ คือ ความสูงของจุดก่อนหน้าจุดที่พิจารณา 4 จุด

2. ชุดคำสั่งจะหาค่าความชันที่มากที่สุดตลอดระยะเวลา 1 วินาที เป็นจำนวน 3 ครั้ง กล่าวคือจะใช้เวลา 3 วินาทีในช่วงของ learning phase และได้ค่าความชันที่มากที่สุด 1 วินาทีออกมา 3 ค่า

3. นำค่าความชันที่มากที่สุดตลอดระยะเวลา 1 วินาทีจำนวน 3 ค่าที่ได้กล่าวข้างต้นมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยเลขคณิต ค่าที่ได้จะถูกใช้เป็นค่าของจุดตัดสินใจ (Threshold : TH)

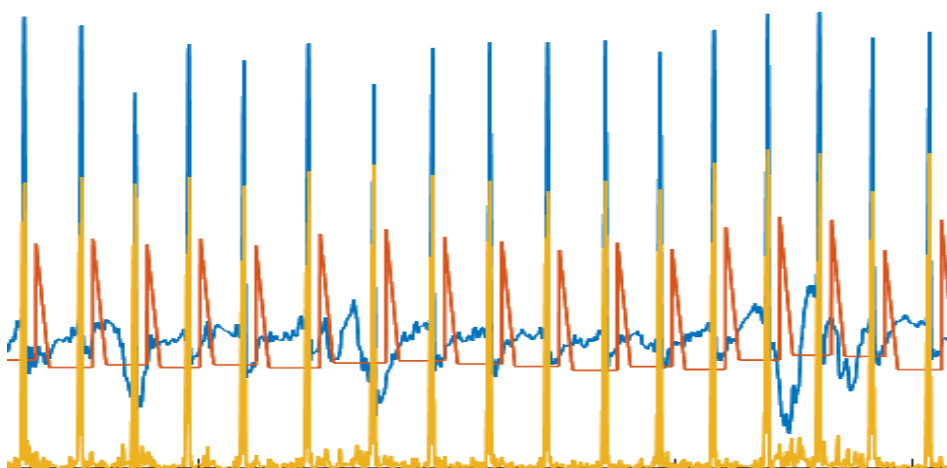
3.3.2 ชุดคำสั่งในช่วง Pre-detection phase

หลังจากที่ได้ค่าของจุดตัดคลื่นใจแล้ว ช่วงต่อไปของชุดคำสั่งจะเป็นช่วง Pre-detection phase ชุดคำสั่งช่วงต่อมาจะเป็นการทดสอบว่าค่าจุดตัดคลื่นใจที่ได้จากช่วง learning phase นั้นเหมาะสมกับข้อมูลแล้วหรือไม่ โดยมีการตรวจสอบให้พบ QRS complex จำนวน 2 ครั้งก่อนทำการเข้าสู่ช่วงถัดไป โดยการตรวจพบ QRS complex ครั้งที่ 1 จะยังไม่มี การบันทึกค่าตำแหน่งไว้ แต่จะเริ่มบันทึกค่าตำแหน่งเมื่อพบ QRS complex ที่ 2 หลังจากพบ QRS complex ทุกครั้งชุดคำสั่งจะมีการหน่วงเวลาเป็นเวลา 0.2 วินาทีและมีการปรับเปลี่ยนค่าจุดตัดคลื่นใจ (TH)

3.3.3 ชุดคำสั่งในช่วง Detection phase

หลังจากที่ได้มีการพบ QRS complex ครบ 2 ครั้งแล้ว ขั้นตอนวิธีจะถือว่าค่าจุดตัดคลื่นใจ (TH) มีความเหมาะสมกับชุดข้อมูล ทำให้ชุดคำสั่งเข้าสู่ช่วง detection phase

ในช่วง detection phase ชุดคำสั่งจะทำการหาค่าความชันและเปรียบเทียบกับค่าจุดตัดคลื่นใจ (TH) หากมีค่าเกินกว่าค่าจุดตัดคลื่นใจ ชุดคำสั่งจะทำการบันทึกตำแหน่งเก็บไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติ และทำการหน่วงเวลาเป็นเวลา 0.2 วินาที จากนั้นจะทำการหาค่าความชันดังที่อธิบายไว้ต่อเนื่องไปจนจบชุดสัญญาณ ทุกครั้งที่มีการคำนวณหาค่าความชันจะมีการปรับเปลี่ยนจุดตัดคลื่นใจ (TH) เช่นกัน โดยชุดคำสั่งจะลดค่าจุดตัดคลื่นใจลงทุกครั้งที่มีคำนวณความชัน การลดค่าของจุดตัดคลื่นใจ (ทำโดยการนำค่าคงที่ไปคูณกับค่าของจุดตัดคลื่นใจเดิม การลดค่าของจุดตัดคลื่นใจแสดงไว้ในรูปที่ 18 โดยเส้นสีน้ำเงินคือคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เส้นสีแดงคือค่าจุดตัดคลื่นใจ (TH) และเส้นสีเหลืองคือค่าความชัน



รูปที่ 18 แสดงการลดค่าของจุดตัดคลื่นใจภายหลังที่มีการคำนวณหาค่าความชัน

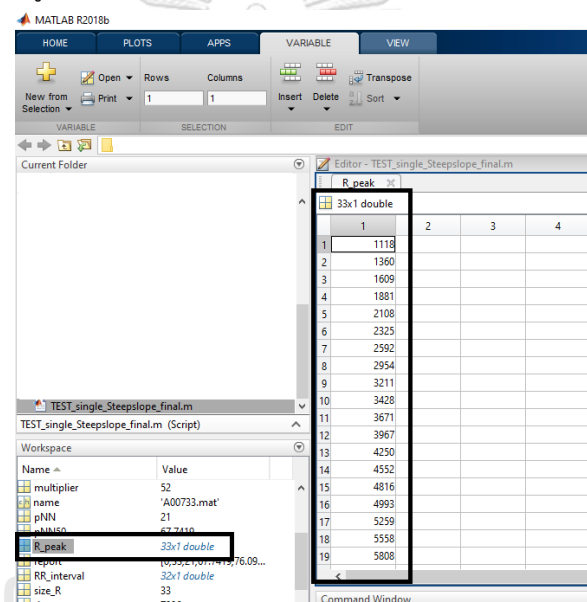
3.4 การคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN)

หลังจากที่ชุดคำสั่ง Steepslope ทำการวิเคราะห์และระบุตำแหน่งของ QRS complex ครบ ทั้งชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเรียบร้อยแล้ว ต่อมาจะเป็นการคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN) เพื่อนำไปวิเคราะห์ผลร่วมกับค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) เพื่อตรวจจับ ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วต่อไป

การคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN) ในวิทยานิพนธ์นี้ ผู้ทำ วิทยานิพนธ์ได้ทำการเขียนชุดคำสั่งเพื่อทำการคำนวณดังขั้นตอนต่อไปนี้

3.4.1 การหาค่า RR interval จากตำแหน่งของ QRS complex

หลังจากเสร็จสิ้นคำสั่ง Steepslope แล้วจะได้ค่าตำแหน่งของ QRS complex บันทึกไว้ใน อาร์เรย์ 1 มิติ ดังแสดงในรูปที่ 19



รูปที่ 19 อาร์เรย์ 1 มิติที่ทำการบันทึกตำแหน่งของ QRS complex จากชุดคำสั่ง Steepslope

การหาค่า RR interval ทำได้โดยการหาผลต่างของตำแหน่ง QRS complex เนื่องจาก ตำแหน่งของ QRS complex ในหนึ่งชุดข้อมูลมีมากและมีจำนวนหลายชุดข้อมูล ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึง ได้เขียนคำสั่ง for loop เพื่อทำการวนค่าคำนวณหา RR interval จากอาร์เรย์ 1 มิติที่บันทึกตำแหน่ง ของ QRS complex และทำการบันทึกค่า RR interval ไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติอันใหม่ ชุดคำสั่งที่ผู้ทำ วิทยานิพนธ์เขียนเพื่อคำนวณหาค่า RR interval แสดงไว้ดังรูปที่ 20

```

%Find RR interval
for j = 1 : size_R - 1
    RR_interval(j,1) = R_peak(j+1,1) - R_peak(j,1);
end

```

รูปที่ 20 ชุดคำสั่ง for loop ที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์เขียนขึ้นเพื่อทำการหาค่า RR interval

3.4.2 การหาผลต่างของ RR interval ที่มีค่าต่างกันมากกว่า 50 มิลลิวินาที

หลังจากที่ได้บันทึกค่าของ RR interval ลงในอาร์เรย์ 1 มิติแล้ว ขั้นตอนต่อไปผู้ทำวิทยานิพนธ์จะทำการหาค่าผลต่างของ RR interval ที่อยู่ติดกัน

ในทางปฏิบัตินั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการเขียนชุดคำสั่ง for loop เพื่อให้คำนวณหาค่าผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกันแบบอัตโนมัติบนโปรแกรม MATLAB และผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้สร้างตัวแปรจำนวนเต็มเพื่อนับจำนวนครั้งในการหาค่าผลต่างของ RR interval ไว้ด้วย เพื่อนำไปใช้ในการคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจต่อไป ตัวอย่างของชุดคำสั่งที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนไว้บนโปรแกรม MATLAB แสดงไว้ในรูปที่ 21

```

%find RR interval diff
for j = 1 : size_R - 2
    diff(j,1) = abs(RR_interval(j+1,1) - RR_interval(j));
    if diff(j,1) > 15
        pNN = pNN + 1;
    end
end
end

```

รูปที่ 21 ชุดคำสั่ง for loop เพื่อหาค่าผลต่างของ RR interval ที่อยู่ติดกัน

3.4.3 การคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50)

ในการคำนวณหาผลต่างของ RR interval ที่อยู่ติดกันนั้น หากค่าผลต่างของ RR interval ที่อยู่ติดกันมีค่ามากกว่า 50 มิลลิวินาทีแล้วจะถูกนับเก็บสะสมไว้ เมื่อคำนวณผลต่างของ RR interval ครบหมดทั้งชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว จะนำมาหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) ได้ดังสมการที่ 6

$$pNN50 (\%) = \frac{\text{จำนวนของผลต่าง RR interval ที่มีค่ามากกว่า 50 มิลลิวินาที}}{\text{จำนวนครั้งที่ทำการหาผลต่างของ RR interval}} * 100 \quad (6)$$

ชุดคำสั่งที่ได้เขียนไว้บนโปรแกรม MATLAB จะใช้ตัวเลข 15 (50 มิลลิวินาที) ซึ่งมาจากฐานข้อมูลมีอัตราการชักตัวอย่างที่ 300 ครั้งต่อวินาที (Steepslope จาก [20] ได้พัฒนาบนฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการชักตัวอย่างที่ 200 ครั้งต่อวินาทีแต่เนื่องจากในงานวิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้ฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการชักตัวอย่างที่ 300 ครั้งต่อวินาที ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงได้ปรับแต่งเพื่อให้มีความสอดคล้องกับฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้นำมาใช้) ซึ่งจะมีระยะระหว่างข้อมูลเท่ากับ 3.33 มิลลิวินาที หากต้องการ 50 มิลลิวินาทีจะต้องใช้ระยะระหว่างข้อมูลจำนวน 15 ครั้ง ชุดคำสั่งที่กล่าวมาข้างต้นแสดงไว้ในรูปที่ 22

```

%find RR interval diff
for j = 1 : size_R - 2
    diff(i,1) = abs(RR_interval(j+1,1) - RR_interval(j));
    if diff(j,1) > 15
        pNN = pNN + 1;
    end
end
pNN50 = pNN / (size_R - 2) * 100;

```

รูปที่ 22 ชุดคำสั่งค่าผลต่างของ RR interval ที่มีค่ามากกว่า 50 มิลลิวินาที

3.5 การคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate)

พารามิเตอร์ตัวถัดไปได้ทำมาใช้ในการทดสอบคือค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate) ซึ่งมีความสัมพันธ์กับผู้ที่ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ในงานวิทยานิพนธ์นี้ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้งต่อนาที (beats per minute : bpm)

การคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์มีวิธีการคำนวณตามขั้นตอนดังนี้

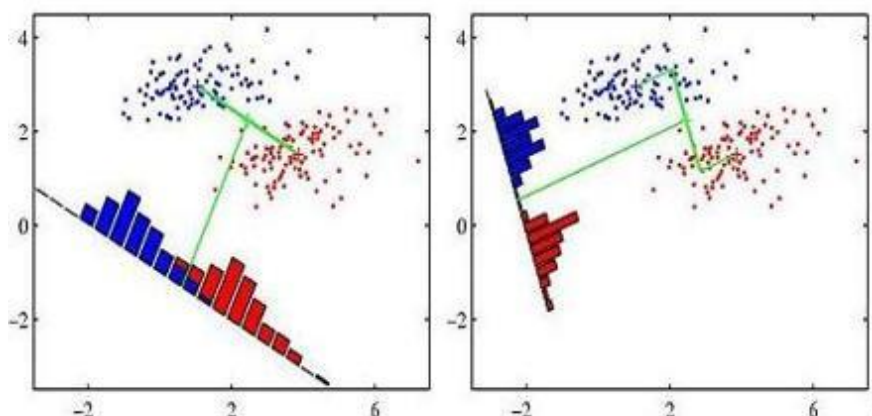
1. นับจำนวน QRS complex ที่พบทั้งหมดในชุดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยาว 30 วินาที
2. นำตำแหน่งของ QRS complex สุดท้ายที่พบในชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาลบด้วยตำแหน่งของ QRS complex แรกที่พบในชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
3. นำค่าในข้อที่ 2. มาหารด้วย 300 ในขั้นตอนนี้คือการเปลี่ยนระยะระหว่างตำแหน่งของ QRS complex ทั้งสองให้อยู่ในหน่วยของเวลา (วินาที) โดยที่ใช้ค่า 300 นั้นเนื่องจากข้อมูลถูกทำการซักร้อยอย่างที 300 ครั้งต่อวินาที
4. เมื่อได้ค่าในข้อที่ 3. แล้ว จะนำค่าที่ได้มาคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้งต่อนาที (beats per minute : bpm) ดังนี้

ในเวลา	x วินาที	พบ R-peak	จำนวน	y	ครั้ง
ดังนั้น ในเวลา	60 วินาที (1 นาที)	จะพบ R-peak	จำนวน	$(60*y)/x$	ครั้ง

$(60*y)/x$ คือค่าอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้งต่อนาทีที่คำนวณในวิทยานิพนธ์นี้

3.6 เทคนิคการวิเคราะห์แบบ LDA (Linear Discriminant Analysis)

เทคนิค Linear Discriminant Analysis (LDA) คือ เทคนิคที่ใช้ในการหาระนาบที่เหมาะสมที่สุดในการแบ่งแยกข้อมูล หรือเป็นการลดขนาดของมิติข้อมูลให้มีมิติลดลงและแยกข้อมูลที่ลดมิติลงนั้นออกจากกันได้ดีที่สุด ตัวอย่างของการใช้เทคนิคการวิเคราะห์แบบ LDA แสดงไว้ในรูปที่ 23



รูปที่ 23 การหาระนาบที่เหมาะสมที่สุดในการแบ่งแยกข้อมูลสองชนิดด้วยเทคนิค LDA [21]

จากรูปที่ 23 จะสังเกตได้ว่าข้อมูลมีอยู่ 2 ประเภทคือ จุดสีน้ำเงิน และจุดสีแดง ข้อมูลทั้งสองประเภทกระจายตัวอยู่ในระนาบ 2 มิติ การเลือกระนาบในรูปที่ 23 ด้านซ้ายในการแบ่งแยกข้อมูลและเส้นตรงจากจุดข้อมูลต่าง ๆ มาตั้งฉากกับระนาบที่ได้เลือกไว้ จะเห็นว่ามีส่วนของข้อมูลสีน้ำเงินและสีแดงซ้อนทับกันอยู่ แต่หากเลือกระนาบในรูปด้านขวาจะเห็นว่าเมื่อทำการลากเส้นตรงจากจุดข้อมูลต่าง ๆ มาตั้งฉากกับระนาบที่ได้เลือกไว้ จะทำให้สามารถแยกข้อมูลทั้ง 2 กลุ่มออกจากกันได้มากกว่า การเลือกระนาบทางด้านซ้าย เทคนิคการวิเคราะห์แบบ LDA จะทำการเลือกระนาบที่เหมาะสมที่สุดในการแบ่งแยกข้อมูลทั้งสองออกจากกัน ดังนั้นหากพิจารณาในรูปที่ 23 แล้ว จะเห็นว่าการวิเคราะห์แบบ LDA ชุดคำสั่งจะเลือกระนาบทางด้านขวา

การวิเคราะห์ข้อมูลแบบ LDA โดยใช้ชุดคำสั่งสำเร็จรูปบนโปรแกรม MATLAB ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการเรียกใช้งานจากชุดคำสั่งสำเร็จรูป [22]

บทที่ 4

การพัฒนาอุปกรณ์เพื่อทำการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามแบบเวลาจริง

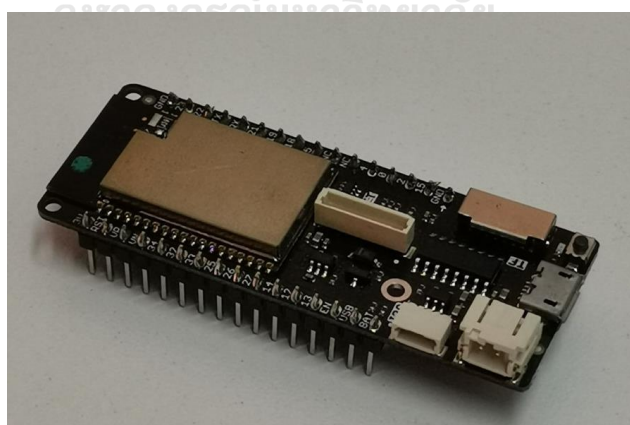
ในบทนี้จะกล่าวถึงการเตรียมอุปกรณ์เพื่อใช้ในการทดสอบขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นโดยแบ่งการจัดเตรียมอุปกรณ์ออกได้เป็น 2 ส่วนสำคัญ ดังนี้

1. อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงจากฐานข้อมูล PhysioNet challenge 2017
2. อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม MATLAB

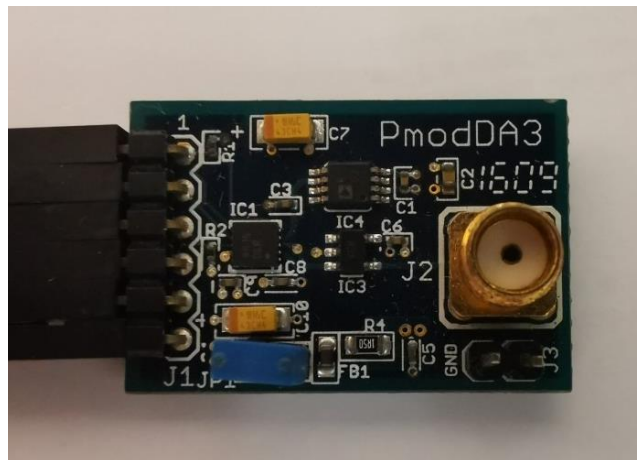
4.1 อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง

ในการสร้างอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้อุปกรณ์ดังนี้

1. อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro (4MB FLASH, 4 MB PSRAM) แสดงในรูปที่ 24
2. อุปกรณ์แปลงข้อมูลประเภทดิจิทัลให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าแบบแอนะล็อก (DAC : Digital to Analog Converter) pMod DA3 มีความละเอียดของสัญญาณ 16 บิต สามารถกำเนิดคลื่นไฟฟ้า ความต่างศักย์ 0 – 2.5 V. แสดงในรูปที่ 25
3. หน่วยเก็บข้อมูล Kingston MicroSD card 16 GB class10 ทำหน้าที่เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าใจแบบดิจิทัลทั้งหมดจากฐานข้อมูล PhysioNet Challenge 2017

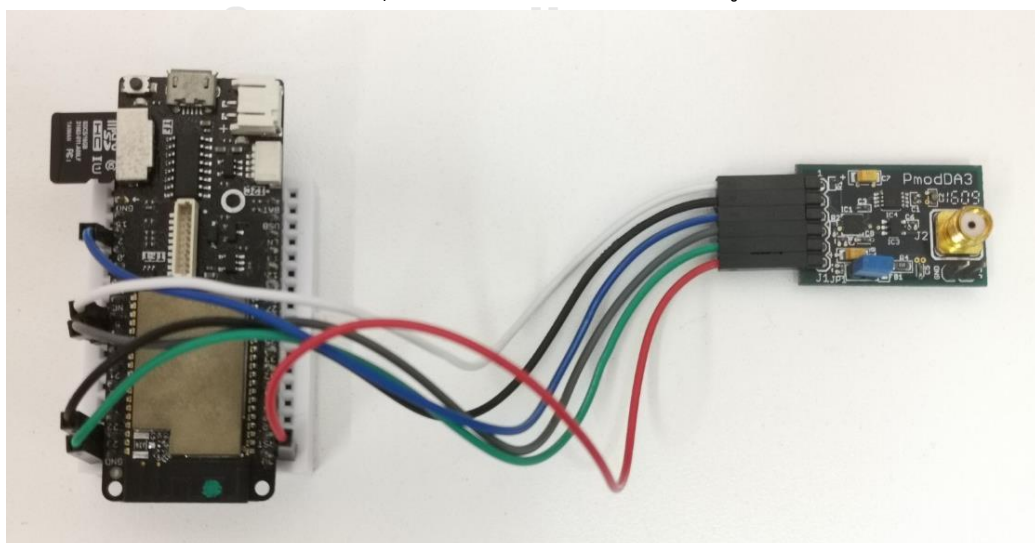


รูปที่ 24 อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro



รูปที่ 25 pMod DA3 (DAC)

จากรายการอุปกรณ์ข้างต้นการเลือกใช้ตัวประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro นั้นเนื่องจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล PhysioNet Challenge 2017 มีอัตราการซีกตัวอย่างที่ (sampling rate) 300 ครั้งต่อวินาที ทำให้อุปกรณ์ต้องทำการดึงข้อมูล 300 ครั้งต่อวินาทีหรือ 1/300 วินาที (3.33 มิลลิวินาที) ซึ่งการกระทำที่ทันเวลา 3.33 มิลลิวินาทีเช่นนี้ได้จะใช้เวลาดึงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เก็บไว้จากหน่วยความจำภายใน (RAM) ของบอร์ด ESP32 ทำให้ต้องใช้อุปกรณ์ประมวลผลที่สามารถบรรจุข้อมูลทั้งหมดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ชุดไว้ในหน่วยความจำภายในได้ โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีระยะเวลา 30 วินาที จึงมีข้อมูลตัวเลขจำนวน 9,000 ข้อมูลในหนึ่งชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ประมาณ 50 - 55 กิโลไบต์ต่อหนึ่งชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ) ด้วยเหตุผลทั้งสองประการดังที่กล่าวข้างต้นทำให้ผู้ทำวิทยานิพนธ์เลือกใช้อุปกรณ์ประมวลผลเป็น ESP32 LoLin D32 pro (4MB FLASH, 4 MB PSRAM) การเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ที่ประกอบขึ้นแสดงไว้ดังรูปที่ 26



รูปที่ 26 อุปกรณ์กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอนาล็อกตามเวลาจริง

จากรูปที่ 26 ตัวประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro นั้นมีช่องสำหรับใส่ MicroSD card อยู่แล้วจึงสามารถใส่ MicroSD card ได้เลยโดยไม่ต้องเสียบต่อสายไฟ ส่วนของ pMod DA3 ที่ทำหน้าที่เป็น DAC นั้นมีการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ประมวลผลแบบ SPI (Serial Peripheral Interface) ซึ่งจะมีการต่อเชื่อมกับขาของบอร์ด ESP32 LoLin D32 pro ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 2 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro และ pMod DA3 (DAC)

Pmod DA3	ESP32
SS	5
MOSI	23
LDAC	2
SCK	18
GND	GND
VCC	3V

4.2 การเขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง

ในการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้โปรแกรม Arduino IDE ในการพัฒนาชุดคำสั่งเพื่อใช้ควบคุมอุปกรณ์ ESP32 LoLin D32 pro โดยใช้ชุดคำสั่งสำเร็จรูป (Library) ที่มีให้ดาวน์โหลดไปใช้ได้โปรแกรม Arduino IDE ชุดคำสั่งสำเร็จรูปที่ใช้ในการเขียนคำสั่งควบคุมอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงมีดังนี้ ได้แก่ ชุดคำสั่งสำเร็จรูปที่ใช้ในการสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro และ MicroSD card และชุดคำสั่งสำเร็จรูปในการเชื่อมต่อ SPI ระหว่างอุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro และ pMod DA3 (DAC) ชุดคำสั่งสำเร็จรูปที่ใช้ในการเขียนคำสั่งแสดงไว้ในรูปที่ 27 และ 28 หลังจากที่ได้ทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่าง ๆ เข้าไว้ด้วยกันแล้ว ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ดำเนินการสร้างชุดคำสั่งโดยมีขั้นตอนให้อุปกรณ์ทำงานดังนี้

4.2.1 อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro อ่านชุดข้อมูลจาก MicroSD card

อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro ทำการอ่านชุดข้อมูลจาก MicroSD card มาบันทึกไว้ในหน่วยความจำภายใน โดยผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้ตัวแปรประเภทอาร์เรย์ 1 มิติในการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจไว้ (ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ชุดข้อมูลประกอบด้วยข้อมูลตัวเลขจำนวนเต็มขนาด 9,000 ค่า)


```

1 //----- include Library -----
2 #include "FS.h"
3 #include "SD.h"
4 #include "SPI.h"
5 unsigned int record[9000];
6 String AF_name[469];
7 #define RXD2 14
8 #define TXD2 12
9 //arduino RX = 2 , TX = 3
10
11 String name_record = "/A07373.txt";
12
13 String START = String("START");
14 String RESTART = String("RESTART");
15 String HOLD = String("HOLD");
16 int state = 0;

```

รูปที่ 27 ชุดคำสั่งประกาศเรียกใช้ library เพื่อการเชื่อมต่อกับ MicroSD card และ DAC

```

121 void setup(){
122     SPI.begin(); // initialization of SPI port
123     SPI.setDataMode(SPI_MODE0); // configuration communication SPI in mode 0
124     SPI.setClockDivider(SPI_CLOCK_DIV16); // configuration of clock at 1MHz
125     pinMode(CS , OUTPUT);
126     pinMode(LDAC , OUTPUT);
127     Serial2.begin(9600, SERIAL_8N1, RXD2, TXD2);
128     Serial.begin(115200);
129     Serial.println("-----");
130     Serial.println("Create Serial port");
131     if(!SD.begin()){
132         Serial.println(" Card Mount Failed ");
133         return;
134     }
135     readFile_AF(SD, "/AF_name.txt");
136     Serial.println(" Finish Reading AF record name");
137     Serial.println("-----");
138 }
139 }

```

รูปที่ 28 ชุดคำสั่งเพื่อเริ่มต้นการติดต่อสื่อสารแบบ SPI และการอ่านไฟล์จาก MicroSD card

4.2.2 ประมวลผลข้อมูลก่อนส่งไปยัง pMod DA3 (DAC)

เนื่องจากข้อมูลที่จะส่งผ่านไปยัง DAC นั้นจะต้องเป็นจำนวนเต็มบวกเท่านั้นแต่ข้อมูลที่อ่านค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลที่ได้ไว้ใน MicroSD card นั้นมีค่าที่เป็นจำนวนเต็มลบอยู่ด้วย ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงได้ใช้วิธีการหาค่าจำนวนที่น้อยที่สุดในชุดข้อมูล จากนั้นจึงนำค่าที่หามาได้นั้นมาหาค่าสัมบูรณ์และนำไปบวกกับทุกจำนวนที่อยู่ในตัวแปรอาเรย์ 1 มิติที่ได้เก็บค่าข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจไว้ (ในกรณีที่พบว่าค่าที่น้อยที่สุดในชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นค่าลบ)

pMod DA3 (DAC) ที่ได้นำมาใช้มีความละเอียดที่ 16 บิต (สามารถให้ความละเอียดตั้งแต่ 0 ถึง 65535) จึงทำให้ผู้ทำวิทยานิพนธ์ต้องนำเลขจำนวนเต็มมาทำการคูณกับชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีช่วงตั้งแต่ 0 ถึง 65535 โดยจำนวนเต็มนั้นหาได้จากการนำ 65535 มาหารด้วยค่าที่มากสุดในชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หากได้ค่าเป็นจุดทศนิยมให้ปัดลงทั้งหมด

ในการส่งค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างอุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro และ pMod DA3 นั้น จะต้องส่งเป็นรูปแบบของ high byte และ low byte (1 byte = 8 bits) โดยมีกรคำนวณหาค่า high byte และ low byte ดังสมการที่ 7 และ 8 ดังนี้

$$\text{high byte} = \text{ค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ} / 256 \quad (7)$$

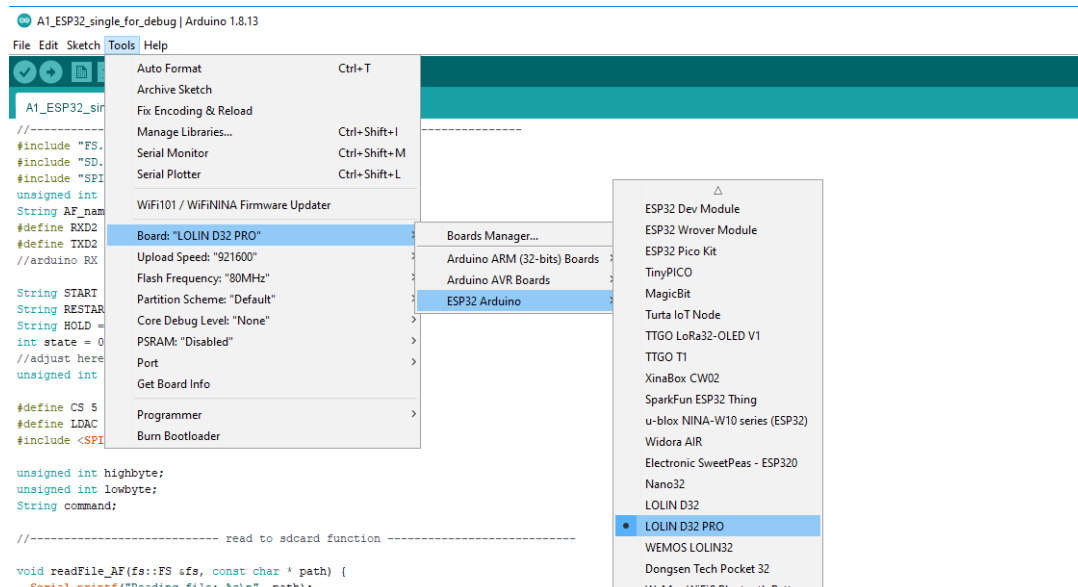
$$\text{low byte} = \text{ค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ} \% 256 \quad (8)$$

สัญลักษณ์ % คือ การหารเอาเศษ หรือ modulo (ในโปรแกรม Arduino IDE จะใช้สัญลักษณ์ % แทนการหารเอาเศษ แต่ในโปรแกรมอื่นๆจะใช้คำสั่งที่แตกต่างกันออกไป)

5.2.3 ส่งข้อมูลค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก ESP32 LoLin D32 pro ไปยัง pMod DA3 (DAC) ที่ความถี่ 300 ครั้งต่อวินาที

เนื่องจากฐานข้อมูล PhysioNet Challenge 2017 ได้ทำการเก็บข้อมูลโดยใช้อัตราการซักรตัวอย่าง (sampling rate) 300 ครั้งต่อวินาที (ซักรตัวอย่างทุก 3.333 มิลลิวินาที) ในการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เสมือนจริงนั้นจึงจำเป็นต้องใช้อัตราการส่งข้อมูลจาก ESP32 LoLin D32 pro ไปยัง pMod DA3 ที่ 300 ครั้งต่อวินาทีเช่นกัน ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงได้ใช้ชุดคำสั่งสำเร็จรูป TimerOne Interrupt เพื่อใช้ในการกำหนดจังหวะการส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คำสั่งสำเร็จรูปนี้มีความสามารถในการกำหนดจังหวะได้ในหน่วยไมโครวินาที ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนชุดคำสั่ง TimerOne Interrupt โดยให้มีการกำหนดจังหวะการส่งทุก 3,333 ไมโครวินาที หรือ 3.333 มิลลิวินาที เพื่อให้ได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เสมือนจริงมากที่สุด

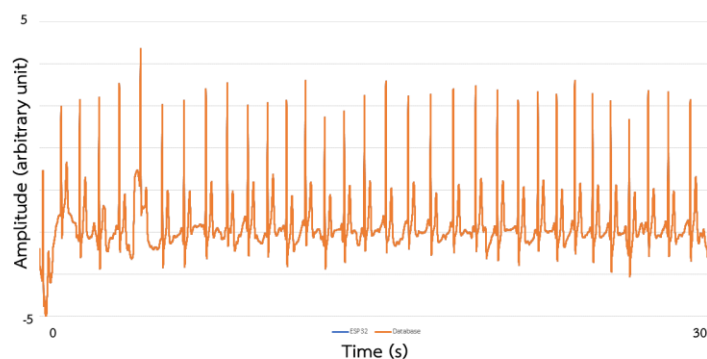
จากนั้นได้ทำการอัปโหลดชุดคำสั่งที่ได้กล่าวมาข้างต้นลงบนอุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro โดยใช้โปรแกรม Arduino IDE และมีประกาศการเชื่อมต่อกับพอร์ตอนุกรมคอมพิวเตอร์ (Serial Port) เพื่อไว้สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องและแก้ไขชุดคำสั่งในภายหลังโดยใช้ BAUD rate ที่ 115,200 จากนั้นที่เมนู Tools ของโปรแกรม Arduino IDE ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ตั้งค่าการอัปโหลดไว้ดังรูปที่ 29



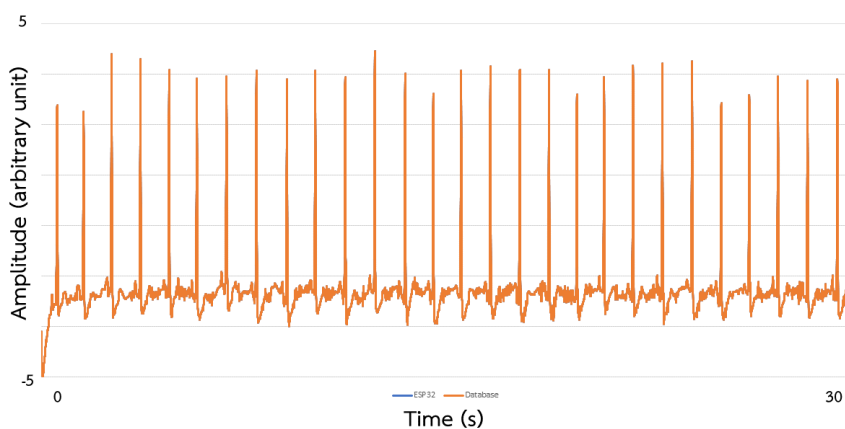
รูปที่ 29 รายละเอียดการตั้งค่าในโปรแกรม Arduino IDE ก่อนทำการอัปเดตไปยังอุปกรณ์
ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro

4.3 ผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่กำเนิดจากอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง

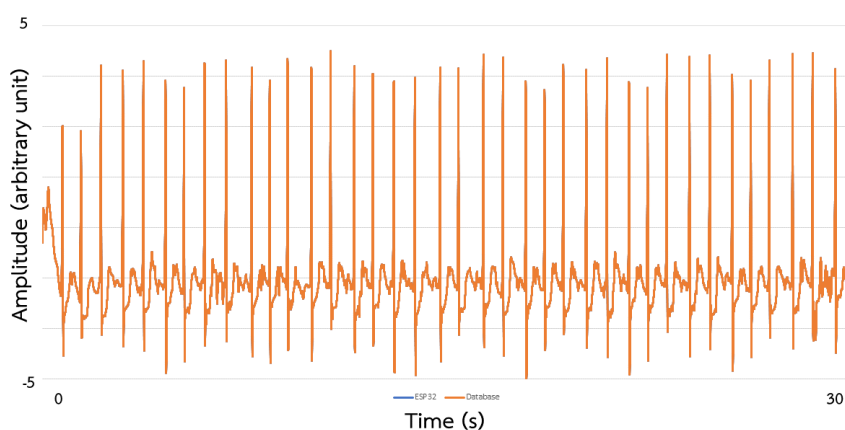
หลังจากที่ได้ทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์ดังหัวข้อ 4.2 ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการตรวจสอบค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro ส่งไปยัง pMod DA3 (DAC) ว่าได้ผลตรงกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เก็บอยู่ใน MicroSD card หรือไม่ โดยให้อุปกรณ์ประมวลผล LoLin D32 pro ทำการส่งข้อมูลตัวเลขมายัง Serial port ของคอมพิวเตอร์ก่อนที่จะทำการส่งข้อมูลไปยัง pMod DA3 (DAC) จากนั้นผู้ทำวิทยานิพนธ์จะนำข้อมูลดังกล่าวไปเปรียบเทียบกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกอยู่ใน MicroSD card ว่าตรงกันหรือไม่ ผู้ทำวิทยานิพนธ์ใช้วิธีการเปรียบเทียบโดยการนำข้อมูลทั้งสองมาพล็อตลงบนกราฟเดียวกัน ตัวอย่างของผลการตรวจสอบแสดงไว้รูปที่ 30 ถึง 32



รูปที่ 30 การเปรียบเทียบค่าที่อ่านได้จาก MicroSD card และ Database ของชุดข้อมูล A00632



รูปที่ 31 การเปรียบเทียบค่าที่อ่านได้จาก MicroSD card และ Database ของชุดข้อมูล A00794



รูปที่ 32 การเปรียบเทียบค่าที่อ่านได้จาก MicroSD card และ Database ของชุดข้อมูล A01240

จากรูปที่ 30 ถึง 32 จะเห็นว่า ESP32 สามารถที่จะกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างถูกต้อง และพร้อมที่จะนำไปใช้ในการทดสอบต่อไป

4.4 อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง

อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้อุปกรณ์ประมวลผลไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega328 (8 bits microcontroller) แสดงไว้ในรูปที่ 33

Microcontroller board : Arduino UNO
Processor : ATmega328 (8bit)



Processor	ATmega328
Flash Memory	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock speed	16 MHz
ADC	10 bit

รูปที่ 33 Arduino UNO (ATmega328)

สาเหตุที่ใช้อุปกรณ์ประมวลผลเป็น ATmega328 (8 bit microcontroller และมีสัญญาณ clock ที่ความถี่ 16 เมกะเฮิร์ตซ์ นั้นเพื่อเป็นการทดสอบว่าขั้นตอนวิธีที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์นั้นพัฒนาขึ้น มีความซับซ้อนต่ำจริง และสามารถประมวลผลได้ด้วยอุปกรณ์ที่มีทรัพยากรในการประมวลผลต่ำที่มีขนาด 8 bit และอัตราการใช้พลังงานต่ำได้ด้วยเช่นกัน

ในการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่กำเนิดมาจาก pMod DA3 (DAC) ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้ ADC (Analog to Digital Converter) ที่อยู่ภายใน ATmega328 มีความละเอียดที่ 10 bit (สามารถเปลี่ยนค่าความต่างศักย์จาก 0 – 5 โวลต์ เป็นค่าตัวเลข 0 – 1023)

4.5 การเขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง

ในขั้นตอนการสังเคราะห์ชุดคำสั่งจากโปรแกรม MATLAB เป็นภาษา C ที่ใช้งานผ่าน Arduino IDE นั้นจะมีความแตกต่างกัน โดยในการพัฒนาขั้นตอนวิธีบนโปรแกรม MATLAB จะสามารถเรียกใช้ทรัพยากรของคอมพิวเตอร์ที่มีอยู่มากได้ สามารถรับค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาเก็บไว้ได้ทั้งหมดก่อนที่จะประมวลผล แต่หากใช้ตัวประมวลผล ATmega328 จะไม่สามารถทำได้ ในการสังเคราะห์ชุดคำสั่งสำหรับการควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ขอแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลักดังนี้

4.5.1 ชุดคำสั่งที่ใช้ในการกำหนดจังหวะอัตราการชกตัวอย่างที่ 300 ครั้งต่อวินาที

ในส่วนของการกำหนดจังหวะอัตราการชกตัวอย่าง ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้ชุดคำสั่งสำเร็จรูป (Library) ที่มีอยู่แล้วในโปรแกรม Arduino IDE โดยชุดคำสั่งสำเร็จรูปที่ใช้คือ TimerOne Interrupt โดยกำหนดค่าอัตราการชกตัวอย่างไว้ที่ 3,328 ไมโครวินาที หรือ 3.328 มิลลิวินาที

สาเหตุที่ไม่กำหนดอัตราการชั่งตัวอย่างที่ 3.333 มิลลิวินาทีนั้น เนื่องจากในการใช้งานจริง การกำหนดให้อุปกรณ์กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มทำการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจพร้อมกับอุปกรณ์ ตรวจจับทำการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นไปได้อย่างในหน่วยมิลลิวินาที หากกำหนดเป็น 3.333 มิลลิวินาที นั้นจะทำให้ ADC บนอุปกรณ์ประมวลผลรับข้อมูลได้ไม่ครบ 9,000 ข้อมูล การตั้งค่า TimerOne Interrupt บนโปรแกรม Arduino IDE แสดงไว้ในรูปที่ 34

```

117 void setup() {
118   //Serial and Software Serial
119   Serial.begin(115200);
120   while (!Serial) {
121     ; // wait for serial port to connect. Needed for Native USB only
122   }
123   mySerial.begin(9600);
124   Serial.println("SETUP SERIAL and SOFTWARE SERIAL FINISHED");
125   //Timer1 Interrupt
126   Timer1.initialize(3328);
127   Timer1.attachInterrupt(read_analog);
128   Timer1.detachInterrupt();
129
130   Serial.println("SETUP TIMER1 INTERRUPT FINISH");

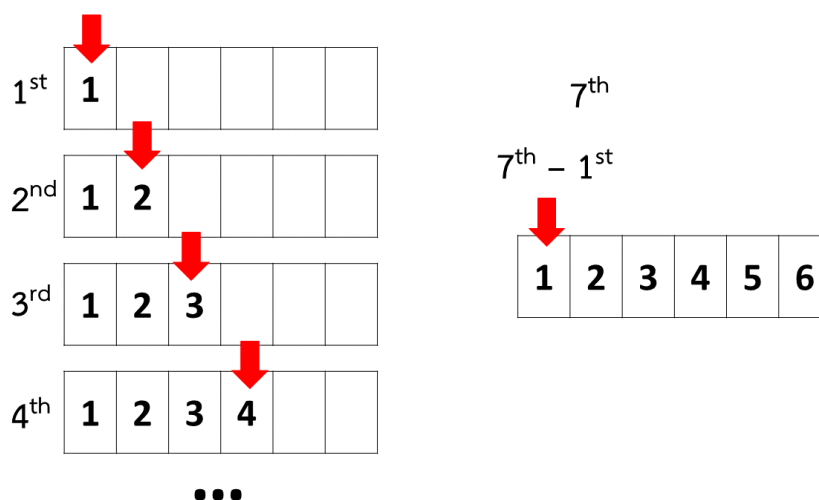
```

รูปที่ 34 การเขียนชุดคำสั่ง TimerOne Interrupt ให้กำหนดจังหวะทุก 3.328 มิลลิวินาที

4.5.2 ชุดคำสั่งในการคำนวณและระบุตำแหน่งของ QRS complex (Steepslope) แบบตาม เวลาจริง

ในการพัฒนาบนอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 ที่มีทรัพยากรน้อย ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงไม่สามารถเขียนชุดคำสั่งให้เหมือนกับการพัฒนาชุดคำสั่งบน MATLAB ได้ จึงทำให้รูปแบบในการเขียนชุดคำสั่งแตกต่างกับชุดคำสั่งบน MATLAB เดิม โดยไม่ได้บันทึกค่าที่ทำการชั่งตัวอย่างจาก ADC ทุกค่า แต่จะบันทึกไว้เพียง 6 ค่าภายในอาร์เรย์ 1 มิติที่สร้างไว้เท่านั้น

เมื่อเริ่มต้นทำการชั่งตัวอย่าง ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ให้อุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 บันทึกข้อมูลไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติในช่องที่ 1 จากนั้นเมื่อทำการชั่งข้อมูลต่อไปจึงได้บันทึกไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติที่สร้างไว้ในช่องถัดไปตามลำดับ จนกระทั่งถึงอัตราการชั่งตัวอย่างครั้งที่ 7 ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนชุดคำสั่งให้ค่าผลต่างของค่าที่ได้ทำการชั่งตัวอย่าง (ค่าที่ 7) และค่าของอาร์เรย์ช่องที่ 1 เดิม (ค่าที่ 1) ที่เคยบันทึกไว้แล้วนั้น เพื่อเป็นการหาผลต่างและสามารถที่จะนำค่าดังกล่าวไประบุตำแหน่งของ QRS complex ได้ จากนั้นจึงนำค่าที่ 7 มาบันทึกไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติในช่องที่ 1 รูปที่ 35 แสดงขั้นตอนของการทำงานตามเวลาจริงบนอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328



รูปที่ 35 ขั้นตอนของการทำงานตามเวลาจริงบนอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328

สาเหตุของการสร้างอาร์เรย์ขนาด 6 ช่องเพื่อทำการเก็บข้อมูลและหาผลต่างนั้นเพื่อทำการลดสัญญาณรบกวนที่กำเนิดจากอุปกรณ์ที่ใช้ไฟฟ้ากระแสสลับภายในบริเวณที่ทำการตรวจวัด สัญญาณรบกวนที่เกิดจากไฟฟ้ากระแสสลับบริเวณที่ทำการตรวจวัดมีความถี่ 50 ครั้งต่อวินาที หรือ 20 มิลลิวินาทีต่อ 1 ครั้ง อุปกรณ์ประมวลผลมีอัตราการชกตัวอย่างที่ 300 ครั้งต่อวินาที หรือ 3.333 มิลลิวินาทีต่อ 1 ครั้ง ดังนั้นเมื่อการชกตัวอย่างครบ 6 รอบจะมีตำแหน่งของสัญญาณรบกวนของไฟฟ้ากระแสสลับตรงกัน และเมื่อนำมาหาผลต่างจะทำให้ผลของสัญญาณรบกวนอันเนื่องมาจากไฟฟ้ากระแสสลับหักล้างกันพอดี

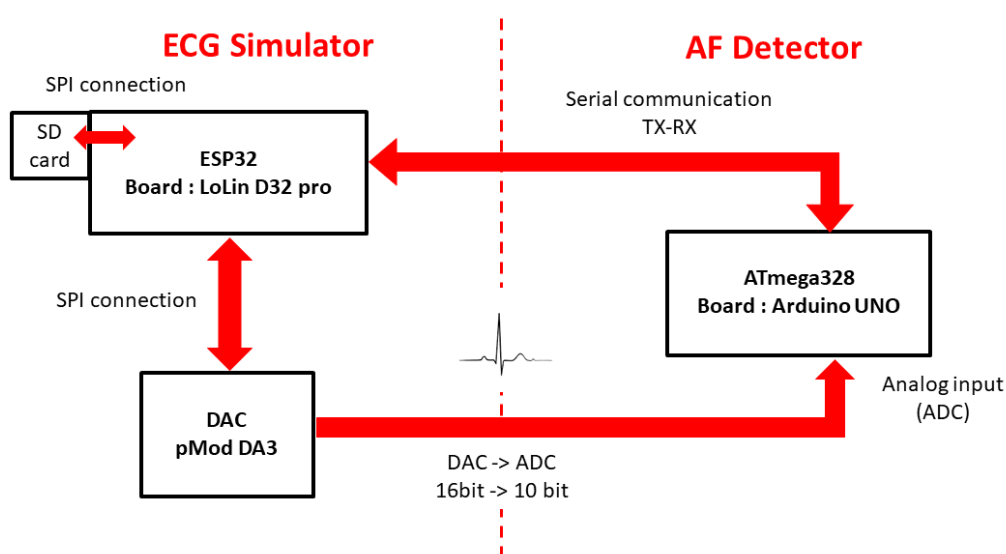
จากนั้นผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้อัปโหลดชุดคำสั่งที่ได้กล่าวมาข้างต้นลงบนอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 โดยใช้โปรแกรม Arduino IDE และมีประกาศการเชื่อมต่อกับพอร์ตอนุกรมคอมพิวเตอร์ (Serial Port) เพื่อไว้สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องและแก้ไขชุดคำสั่งในภายหลังโดยใช้ BAUD rate ที่ 115,200

4.6 การเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงและอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง

ในการตรวจสอบผลของขั้นตอนวิธีที่พัฒนาเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั้นพลิ้วแบบตามเวลาจริงนั้น จำเป็นต้องกำหนดให้อุปกรณ์ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงเริ่มทำการกำเนิดความต่างศักย์ให้ใกล้เคียงกับอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงเริ่มทำการชกตัวอย่าง จึงทำให้ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้วิธีการสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ทั้งสองโดยใช้ Serial port

โดยการสื่อสารผ่านทาง Serial port ที่ได้กล่าวไว้้นั้นเป็นการสื่อสารที่ใช้สายไฟเพียง 2 เส้นในการสื่อสาร คือ TX (Transmit) และ RX (Receive) โดยให้ขา TX ของอุปกรณ์ที่ 1 ต่อกับขา RX ของอุปกรณ์ที่ 2 และขา RX ของอุปกรณ์ที่ 1 ต่อกับขา TX ของอุปกรณ์ที่ 2

ในการใช้งานจริงผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้กำหนดขา TX และ RX ของอุปกรณ์กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงไว้คือขาที่ 12 และ 14 ตามลำดับ ส่วนขา TX และ RX ของอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้กำหนดให้ใช้ขา 2 และ 3 ตามลำดับ การเชื่อมต่ออุปกรณ์ทั้งสองดังกล่าว แสดงไว้ในรูปที่ 36



รูปที่ 36 การเชื่อมต่อสาย RX และ TX ระหว่าง ESP32 และ ATmega328

4.7 การเขียนคำสั่งเพื่อการสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงและอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง

อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงนั้นได้ใช้ตัวประมวลผลเป็น ESP32 LoLin D32 pro ซึ่งมีพอร์ตอนุกรมให้ทั้งสิ้น 3 พอร์ตจึงทำให้การเขียนชุดคำสั่งสามารถเรียกใช้งานพอร์ตอนุกรมที่ 2 ได้ทันที (พอร์ตอนุกรมแรก ผู้ทำวิทยานิพนธ์สงวนไว้เชื่อมต่อกับ Serial monitor เพื่อใช้ในการตรวจสอบผลและพัฒนา) ส่วนของอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงนั้นได้ใช้ตัวประมวลผลเป็น ATmega328 บนบอร์ด Arduino UNO ที่มีพอร์ตอนุกรมเพียง 1 พอร์ต (พอร์ตอนุกรมที่ 1 ผู้ทำวิทยานิพนธ์สงวนไว้เชื่อมต่อกับ Serial monitor เพื่อใช้ในการตรวจสอบผลพัฒนา) ทำให้ผู้ทำวิทยานิพนธ์ใช้ชุดคำสั่งสำเร็จรูปที่ชื่อว่า SoftwareSerial ดังแสดงในรูปที่ 38 เพื่อการจำลองจำลองพอร์ตอนุกรมเพิ่มขึ้นอีก 1 พอร์ตการเชื่อมต่อและทำหน้าที่ส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์ทั้งสองโดยใช้ค่า BAUD rate ที่ 9600 ดังแสดงในรูปที่ 37

```

1 //Define Software Serial availbles
2 #include <SoftwareSerial.h>
3 SoftwareSerial mySerial(2, 3); // RX, TX
4
5
6 //Define Timer1 variables
7 #include <TimerOne.h>
8 int pin_analog = A0; //read ECG signal --> val

```

รูปที่ 37 การประกาศ Library ของ SoftwareSerial บนโปรแกรม Arduino IDE

```

117 void setup() {
118     //Serial and Software Serial
119     Serial.begin(115200);
120     while (!Serial) {
121         ; // wait for serial port to connect. Needed for Native USB only
122     }
123     mySerial.begin(9600);
124     Serial.println("SERIAL and SOFTWARE SERIAL FINISHED");
125 }

```

รูปที่ 38 การกำหนดค่า BAUD rate ที่ 9600 ของ SoftwareSerial บนโปรแกรม Arduino IDE

4.8 การทดสอบขั้นตอนวิธีที่แบบตามเวลาจริงผ่านอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการทดสอบตามเวลาจริง ซึ่งจะมีขั้นตอนการตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลต่าง ๆ และขั้นตอนวิธีการทดสอบที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการทดลอง

4.8.1 การทดสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อุปกรณ์รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง ได้รับจาก ADC

ในขั้นตอนถัดมาผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการตรวจสอบข้อมูลที่อุปกรณ์รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน ADC ก่อนว่ามีความถูกต้องตามฐานข้อมูลหรือไม่ เพราะหากอุปกรณ์ที่รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ไม่ตรงตามฐานข้อมูลแล้ว จะทำให้การระบุตำแหน่ง QRS complex จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดตำแหน่งไปจากความเป็นจริงและยังส่งผลให้การคำนวณค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการเต้นของหัวใจผิดไปจากความเป็นจริง ในท้ายที่สุดอาจส่งผลถึงการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วที่ผิดพลาด

ในการตรวจสอบความถูกต้องของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อุปกรณ์ ATmega328 ได้รับนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้กำหนดให้อุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 พิมพ์ค่าความต่างศักย์ที่ได้รับจาก ADC ผ่านทางพอร์ตอนุกรมที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ดังแสดงในรูปที่ 39 จากนั้นได้นำค่าที่ได้รับมาจาก

พอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ไปพล็อตกราฟเปรียบเทียบระหว่างค่าที่ได้รับจาก ADC และค่าที่ส่งออกจาก DAC (ของอุปกรณ์กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ)

COM3

1	, 54
2	, 43
3	, 31
4	, 21
5	, 15
6	, 10
7	, 5
8	, 3
9	, 2
10	, 0
11	, 0
12	, 0
13	, 0
14	, 0
15	, 0
16	, 0
17	, 0
18	, 0
19	, 0
20	, 2
21	, 3
22	, 5
23	, 7
24	, 9
25	, 11
26	, 13
27	, 15

รูปที่ 39 ตัวอย่างค่าจาก ADC ที่ ATmega328 ได้รับและส่งมายังคอมพิวเตอร์ผ่าน Serial monitor เนื่องจากค่าที่ได้รับจาก ADC ของอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 มีความละเอียดที่ 10 บิต และสามารถรับค่าความต่างศักย์ได้ระหว่าง 0 ถึง 5 โวลต์ กล่าวคืออุปกรณ์ ATmega328 สามารถรับค่าความต่างศักย์ได้ระหว่าง 0 ถึง 5 โวลต์และนำค่าความต่างศักย์ที่ได้เปลี่ยนเป็นจำนวนเต็มบวกได้ระหว่าง 0 ถึง 1023 ในขณะที่อุปกรณ์กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้ pMod DA3 (DAC) ที่มีความละเอียดที่ 16 บิตและสามารถกำเนิดความต่างศักย์ได้ระหว่าง 0 ถึง 2.5 โวลต์ กล่าวคืออุปกรณ์ pMod DA3 (DAC) สามารถกำเนิดค่าความต่างศักย์ได้ระหว่าง 0 ถึง 2.5 โวลต์จากตัวเลขจำนวนเต็มบวกระหว่าง 0 ถึง 65535

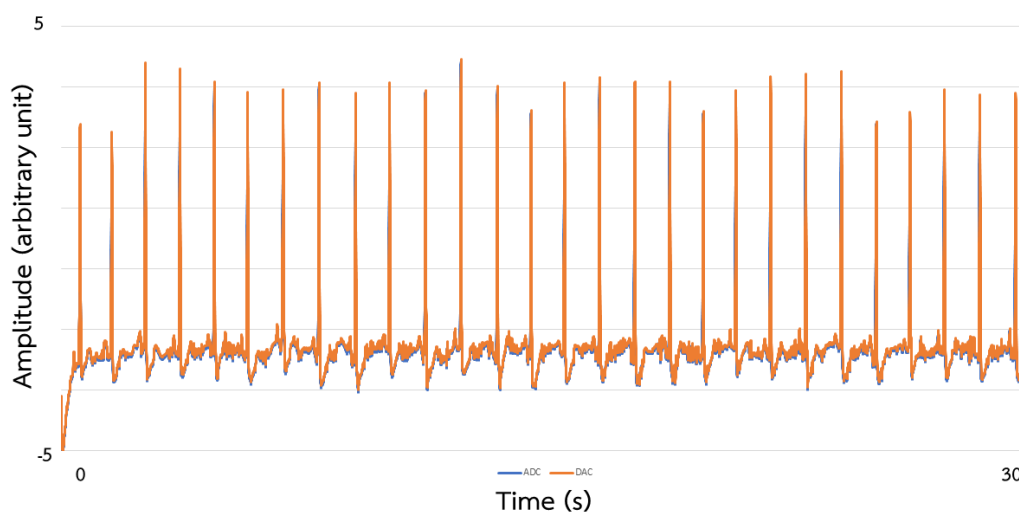
ด้วยความแตกต่างของช่วงค่าความต่างศักย์ของแต่ละอุปกรณ์และความละเอียดที่กล่าวมาแล้วข้างต้น ทำให้การพล็อตกราฟเปรียบเทียบจาก Serial monitor เลยนั้นไม่สามารถทำได้ ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงต้องทำการเปลี่ยนตัวเลขจาก Serial monitor ที่ได้รับจาก ADC ความละเอียด 10 บิตที่สามารถรับความต่างศักย์ได้ระหว่าง 0 ถึง 5 โวลต์ไปเป็นตัวเลขจำนวนเต็มความละเอียด 16 บิตที่สามารถรับความต่างศักย์ได้ระหว่าง 0 ถึง 2.5 โวลต์

การคำนวณเพื่อทำการพล็อตเปรียบเทียบตามปัญหาที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้หลักการคำนวณตามขั้นตอนดังนี้

1. ADC สามารถรับค่าความต่างศักย์ได้ 0 ถึง 5 โวลต์และเปลี่ยนเป็นจำนวนเต็มบวกได้ที่ 0 ถึง 1023 หาก ADC รับค่าความต่างศักย์ได้มากที่สุดเพียง 2.5 โวลต์ (ตามที่ DAC กำหนดค่าความต่างศักย์ออกมา) ทำให้ ADC สามารถรับค่าความต่างศักย์และเปลี่ยนเป็นจำนวนเต็มได้ระหว่าง 0 ถึง 511

2. เมื่อ ADC เปลี่ยนค่าความต่างศักย์ 2.5 โวลต์ให้เป็นตัวเลขจำนวนเต็มได้ที่ 511 แต่ DAC ให้กำเนิดค่าความต่างศักย์ที่ 2.5 โวลต์ด้วยเลขจำนวนเต็ม 65535 ดังนั้นผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงนำตัวเลข 65535 มาหารด้วย 511 จะได้ 128.24

3. ผู้ทำวิทยานิพนธ์นำตัวเลข 128.24 ไปคูณกับค่าที่ได้รับจาก ADC ผ่าน Serial monitor บนโปรแกรม Microsoft Excel เพื่อทำการพล็อตเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับจาก ADC แสดงในรูปที่ 40 และได้ทำการเปรียบเทียบระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่กำเนิดจาก DAC และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับจาก ADC



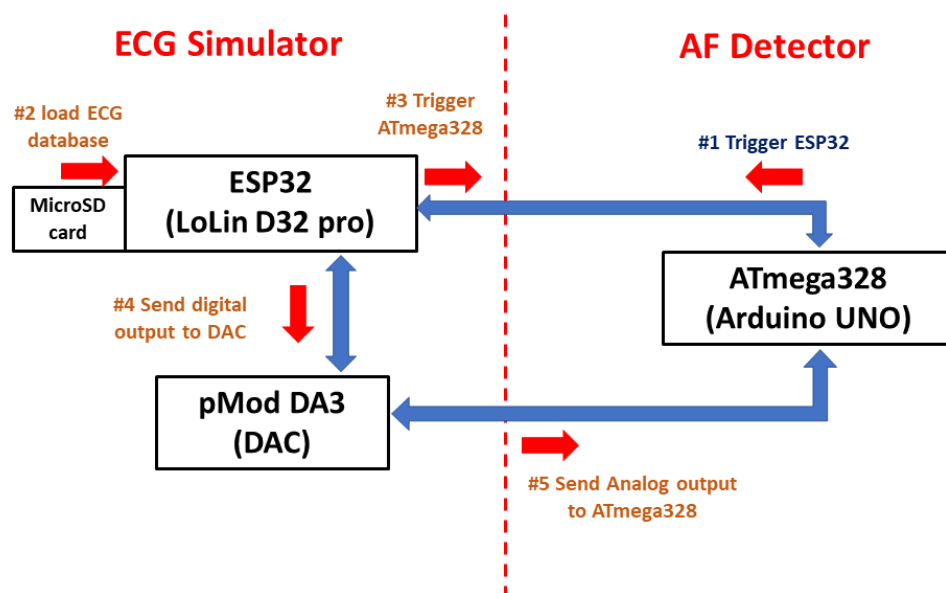
รูปที่ 40 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่าง ADC และ DAC

จากรูปที่ 40 แสดงให้เห็นว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 ได้รับสามารถซ้อนทับคลื่นไฟฟ้าที่กำเนิดจาก pMod DA3 (DAC) ได้เป็นอย่างดี เป็นการยืนยันว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงได้รับจากอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะถูกต้องตามฐานข้อมูลและพร้อมที่จะทำการประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขั้นตอนต่อไป

4.8.2 การทดสอบขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วตามเวลาจริงจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจระยะสั้น

ต่อมาผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการทดสอบขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นโดยมีขั้นตอนดังนี้

1. เมื่ออุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริง ATmega328 พร้อมที่จะทำงานแล้วจะส่งคำสั่งในรูปแบบของตัวแปรข้อความ (String variable) ว่า START ผ่านการสื่อสารแบบพอร์ตอนุกรม (ในกรณีนี้คือ Software Serial) ไปยังอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง (บอร์ด LoLin D32 pro)
2. เมื่ออุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงได้รับคำสั่งจากพอร์ตอนุกรมแล้ว จะนำข้อความที่ได้รับมาพิจารณาว่าใช้คำว่า START หรือไม่ หากไม่ใช่ชุดคำสั่งจะไม่ทำการประมวลผลใด ๆ ต่อไป หากพิจารณาแล้วพบว่า เป็นคำว่า START ชุดคำสั่งจะทำการโหลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกบันทึกไว้ใน MicroSD card มาเก็บไว้ในตัวแปรอาร์เรย์ 1 มิติ
3. เมื่ออุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงได้ทำการบันทึกข้อมูลลงในอาร์เรย์ 1 มิติสำเร็จแล้ว (อาร์เรย์ 1 มิติขนาด 9,000 ช่อง) จะทำการส่งคำสั่งไปยังอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงผ่านทางพอร์ตอนุกรมเป็นข้อความว่า START เพื่อให้อุปกรณ์ประมวลผล Arduino UNO (ATmega328) เริ่มทำการชักตัวอย่างและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมกับการส่งข้อมูลในอาร์เรย์ 1 มิติที่ได้ทำการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยัง pMod DA3 (DAC) เพื่อกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ชุดคำสั่งสำเร็จรูป TimerOne Interrupt ในการกำหนดจังหวะการส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ค่าความถี่ 300 ครั้งต่อวินาที
ขั้นตอนดังกล่าวข้างต้นสามารถแสดงเป็นแผนผังการทำงานได้ตามรูปที่ 41



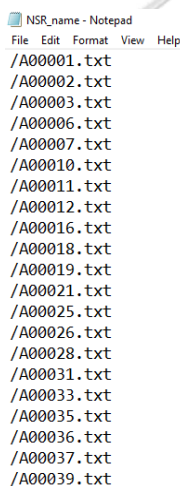
รูปที่ 41 การทำงานระหว่างอุปกรณ์สำหรับการทดลอง

4.8.3 การเขียนชุดคำสั่งเพื่อการทดลองแบบอัตโนมัติ

เนื่องจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ทดสอบในวิทยานิพนธ์นี้มีจำนวนมาก (คลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว 625 ชุดข้อมูลและคนปกติ 4,529 ชุดข้อมูล) ทำให้ผู้ทำวิทยานิพนธ์ไม่สามารถส่งคำสั่งให้อุปกรณ์ทำการตรวจสอบครั้งละ 1 ชุดข้อมูลได้ ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงได้เขียนคำสั่งเพิ่มเติมเพื่อให้อุปกรณ์ทำการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและทำการตรวจสอบได้เองแบบอัตโนมัติ โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้นำชื่อของชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาไว้ในโปรแกรม notepad และทำการจัดรูปแบบให้สะดวกต่อการเรียกใช้งาน โดยได้บันทึกไฟล์ที่รวบรวมรายชื่อของชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไว้ในรูปแบบของไฟล์นามสกุล .txt และบันทึกไว้ใน MicroSD card ดังแสดงไว้ในรูปที่ 42

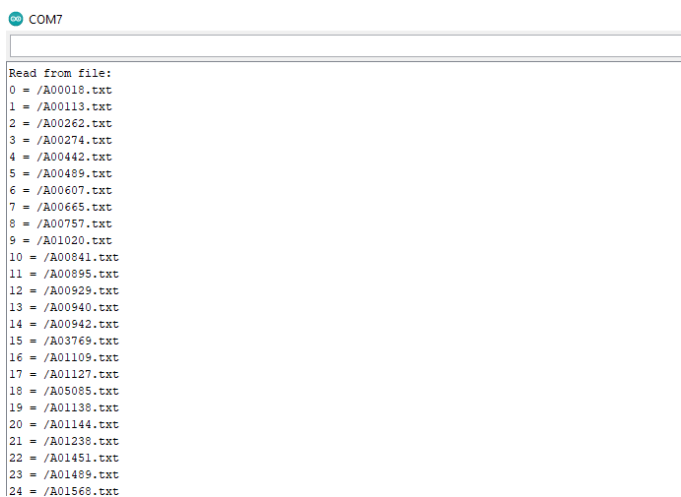
2. เมื่ออุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงพร้อมใช้งาน จะเริ่มต้นด้วยการสร้างอาร์เรย์ 1 มิติที่ใช้เก็บชื่อของชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจไว้ในอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริง เพื่อความสะดวกต่อการเรียกใช้ ดังแสดงในรูปที่ 43



```

NSR_name - Notepad
File Edit Format View Help
/A00001.txt
/A00002.txt
/A00003.txt
/A00006.txt
/A00007.txt
/A00010.txt
/A00011.txt
/A00012.txt
/A00016.txt
/A00018.txt
/A00019.txt
/A00021.txt
/A00025.txt
/A00026.txt
/A00028.txt
/A00031.txt
/A00033.txt
/A00035.txt
/A00036.txt
/A00037.txt
/A00039.txt
  
```

รูปที่ 42 ไฟล์สกุล txt ที่รวบรวมรายชื่อชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



```

COM7
Read from file:
0 = /A00010.txt
1 = /A00113.txt
2 = /A00262.txt
3 = /A00274.txt
4 = /A00442.txt
5 = /A00489.txt
6 = /A00607.txt
7 = /A00665.txt
8 = /A00757.txt
9 = /A01020.txt
10 = /A00841.txt
11 = /A00895.txt
12 = /A00929.txt
13 = /A00940.txt
14 = /A00942.txt
15 = /A03769.txt
16 = /A01109.txt
17 = /A01127.txt
18 = /A05085.txt
19 = /A01138.txt
20 = /A01144.txt
21 = /A01238.txt
22 = /A01451.txt
23 = /A01489.txt
24 = /A01568.txt
  
```

รูปที่ 43 ESP32 โหลดชื่อของชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาเก็บไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติ

3. ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เพิ่มตัวแปรจำนวนเต็มบวกสำหรับการระบุว่าการให้โหลดชุดข้อมูลใดในอาร์เรย์ 1 มิติที่ใช้ในการเก็บชื่อชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเมื่อทำการโหลดเสร็จแล้วให้บวกจำนวนเต็มบวกนั้นด้วย 1 เพื่อในครั้งต่อไปจะทำการโหลดข้อมูลชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในชุดถัดไป ตัวอย่างชุดคำสั่งที่ใช้ในการเรียกชื่อชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงไว้ในรูปที่ 44

```
//Serial.println("START");
state = 1;
//----- Reading record [i] -----
readFile_record(SD , AF_name[record_index].c_str());
record_index = record_index + 1;
delay(4000);
i = 0; //clear variables (start from the beginning of the record)
//send to arduino to get ready
//Serial.println("SEND START TO ARDUINO");
```

รูปที่ 44 ชุดคำสั่งที่ใช้ในการเรียกชื่อชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.8.4 ผลการทดลองเมื่อเทียบกับขั้นตอนวิธีที่พัฒนาบนคอมพิวเตอร์

ผลการทดลองของขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้มีการเปรียบเทียบค่าต่าง ๆ ที่ได้ผลลัพธ์ที่ตรงกับการพัฒนาขั้นตอนวิธีบนอุปกรณ์คอมพิวเตอร์โดยใช้โปรแกรม MATLAB ว่ามีค่าตรงกันหรือไม่ ค่าที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการเปรียบเทียบได้ผลไว้ได้แก่

1. ค่าระบุตำแหน่งของ QRS complex บนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ค่า RR interval
3. ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ
4. ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ
5. ผลลัพธ์ที่ได้เมื่อนำไปวิเคราะห์ผ่านเทคนิค LDA

4.8.4.1 ค่าระบุตำแหน่งของ QRS complex บนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

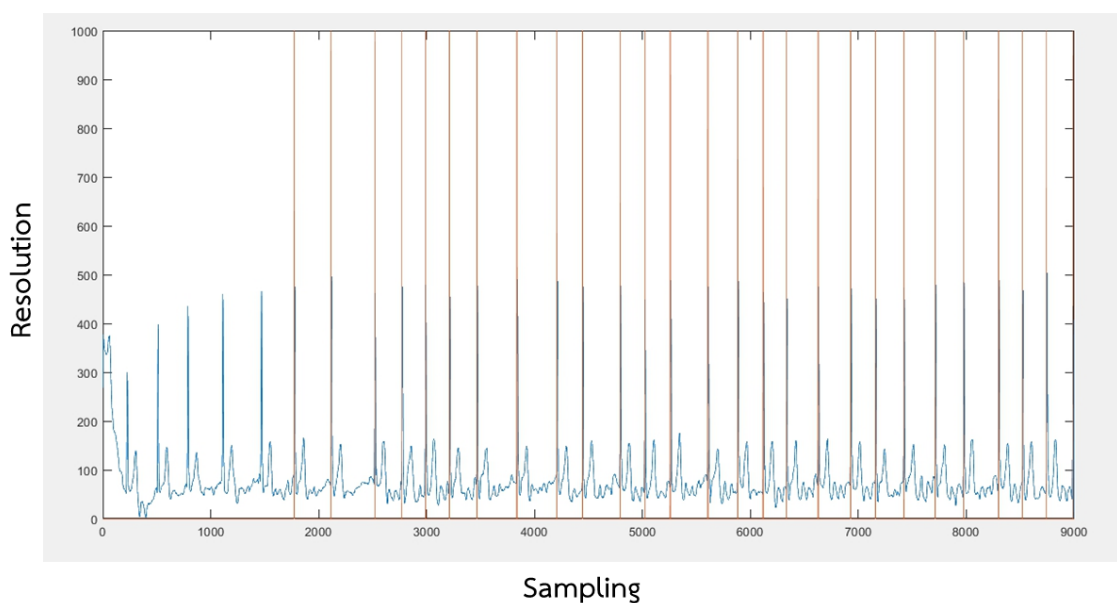
ในขั้นตอนการทดลองนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนคำสั่งให้ ATmega328 พิมพ์ค่าตำแหน่งของ QRS complex ที่พบในคลื่นไฟฟ้าหัวใจมายังคอมพิวเตอร์ผ่านทาง Serial monitor และได้นำค่าดังกล่าวไปเปรียบเทียบกับตำแหน่ง QRS complex ที่ระบุโดยขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นบนโปรแกรม MATLAB ตัวอย่างของการเปรียบเทียบตำแหน่ง QRS complex บนโปรแกรม Microsoft Excel แสดงในตารางที่ 2 จากนั้นได้นำค่าตำแหน่งของ QRS complex ที่ระบุโดย ATmega328 มาพล็อตด้วยโปรแกรม MATLAB ได้ผลแสดงในรูปที่ 45 การพล็อตตำแหน่งของ QRS complex เปรียบเทียบระหว่าง ATmega328 และ MATLAB ด้วยโปรแกรม MATLAB แสดงในรูปที่ 46

จากตารางที่ 3 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งที่ระบุว่าเป็น QRS complex ของขั้นตอนวิธีที่พัฒนาบนโปรแกรม MATLAB และขั้นตอนวิธีตามเวลาจริงโดยใช้อุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 มีค่าที่

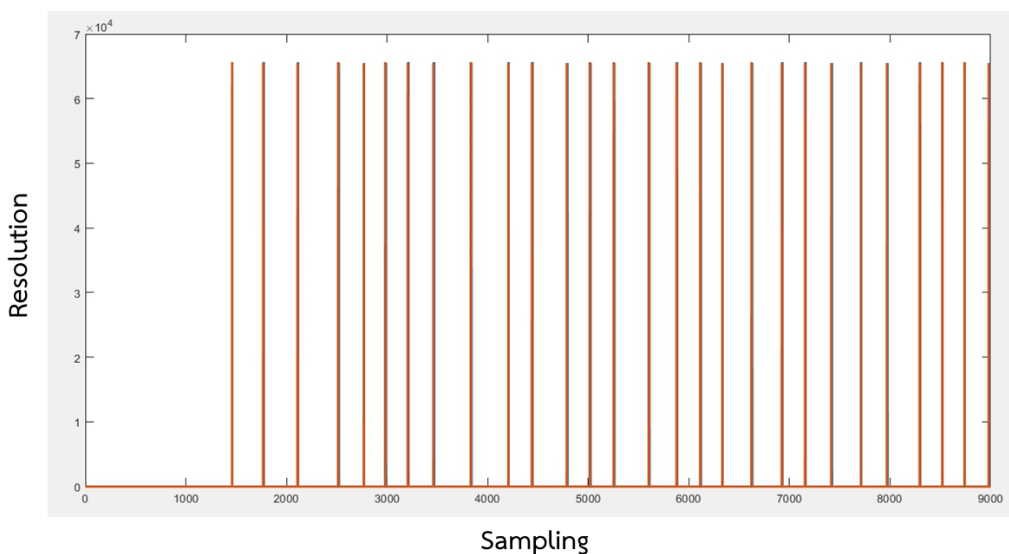
ใกล้เคียงกัน เนื่องมาจากในทางปฏิบัติแล้วการกำหนดให้อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เริ่มต้นการกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจพร้อมกันกับอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับเริ่มทำการชักสัญญาณเป็นเรื่องที่ยากลำบากมาก แต่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้ความพยายามที่จะทำให้ใกล้เคียงกันมากที่สุด

ตารางที่ 3 ตารางเปรียบเทียบตำแหน่ง QRS complex ที่ได้จาก ATmega328 และ MATLAB

	ATmega328	MATLAB
RR_counter[0]	1464	1460
RR_counter[1]	1773	1769
RR_counter[2]	2113	2110
RR_counter[3]	2517	2514
RR_counter[4]	2770	2767
RR_counter[5]	2985	2982
RR_counter[6]	3209	3206
RR_counter[7]	3464	3461
RR_counter[8]	3835	3832
RR_counter[9]	4206	4204
RR_counter[10]	4442	4440
RR_counter[11]	4789	4787
RR_counter[12]	5017	5015
RR_counter[13]	5255	5253
RR_counter[14]	5603	5601



รูปที่ 45 ตำแหน่งของ QRS complex ที่ระบุโดย ATmega328



รูปที่ 46 การพล็อตเปรียบเทียบค่าตำแหน่งที่ระบุว่าเป็น QRS complex ที่ได้จาก ATmega328 และโปรแกรม MATLAB โดยไม่แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.8.4.2 ค่า RR interval

ภายหลังจากที่ได้ค่าที่ระบุตำแหน่งของ QRS complex แล้วผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ตรวจสอบค่า RR interval (ระยะห่างระหว่างตำแหน่งของ QRS complex) เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของค่าที่ได้รับก่อนจะนำไปคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ต่อไป หากค่า RR interval มีความผิดพลาดไปจะทำให้การคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจผิดพลาดไปด้วย และยังส่งผลถึงประสิทธิภาพในการจำแนกผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วกับคนปกติ ตารางที่ 4 แสดงถึงค่า RR interval ที่ได้จากขั้นตอนวิธีที่พัฒนาบนคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม MATLAB เปรียบเทียบกับค่า RR interval ที่ได้จากอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328

จากตารางที่ 4 จะเห็นได้ว่าค่า RR interval ได้จากขั้นตอนวิธีที่พัฒนาบนคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม MATLAB เปรียบเทียบกับค่า RR interval ที่ได้จากอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 มีความแตกต่างกันเล็กน้อยอันเนื่องมาจากสาเหตุที่ได้อธิบายไปในหัวข้อ 4.5.1

4.8.4.3 ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50)

หลังจากที่ได้ค่า RR interval แล้วผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้นำค่า RR interval ไปคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) ตามที่ได้อธิบายหลักการคำนวณไว้แล้วในบทที่ 3 หัวข้อที่ 3.4 โดยค่า pNN50 นี้หากเป็นผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจะมีค่ามากกว่าคนปกติ

4.8.4.4 ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ

พารามิเตอร์ตัวถัดไปที่ได้ทำมาใช้ในการทดสอบคือค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วมีโอกาสที่จะมีอัตราการเต้นของหัวใจมากกว่าคนปกติ ในงานวิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้งต่อนาที (beats per minute : bpm)

การคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์มีวิธีการคำนวณตามที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 หัวข้อ 3.5 ผลการคำนวณค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจระหว่าง โปรแกรม MATLAB และ ATmega328 แสดงไว้ในตารางที่ 5

ตารางที่ 4 ค่า RR interval ที่ได้จาก ATmega328 และโปรแกรม MATLAB

	ATmega328	MATLAB
RR[0]	309	309
RR[1]	340	341
RR[2]	404	404
RR[3]	253	253
RR[4]	215	215
RR[5]	224	224
RR[6]	255	255
RR[7]	371	371
RR[8]	371	372
RR[9]	236	236
RR[10]	347	347
RR[11]	228	228
RR[12]	238	238

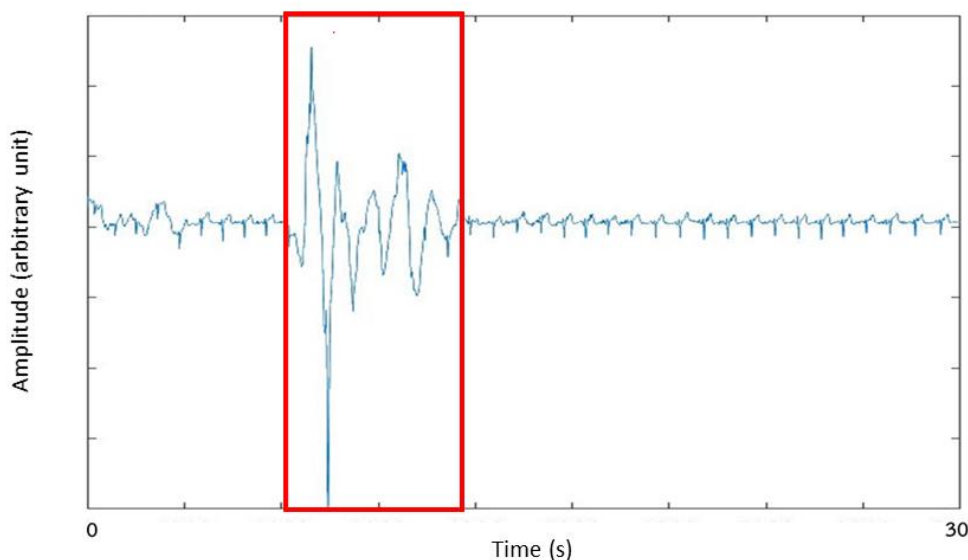
ตารางที่ 5 เปรียบเทียบค่า pNN50 และอัตราการเต้นของหัวใจระหว่าง MATLAB และ ATmega328

	MATLAB		ATmega328	
	pNN50	HR	pNN50	HR
A00004	80.77	67.01	80.00	67.43
A00005	50.98	122.75	51.92	123.07
A00009	62.50	98.72	64.10	96.39
A00054	83.33	74.77	83.33	73.87
A00067	67.65	84.61	66.67	85.31
A00071	55.00	97.37	55.00	97.42
A00087	97.73	105.71	97.73	105.76
A00090	78.13	79.40	78.13	79.43

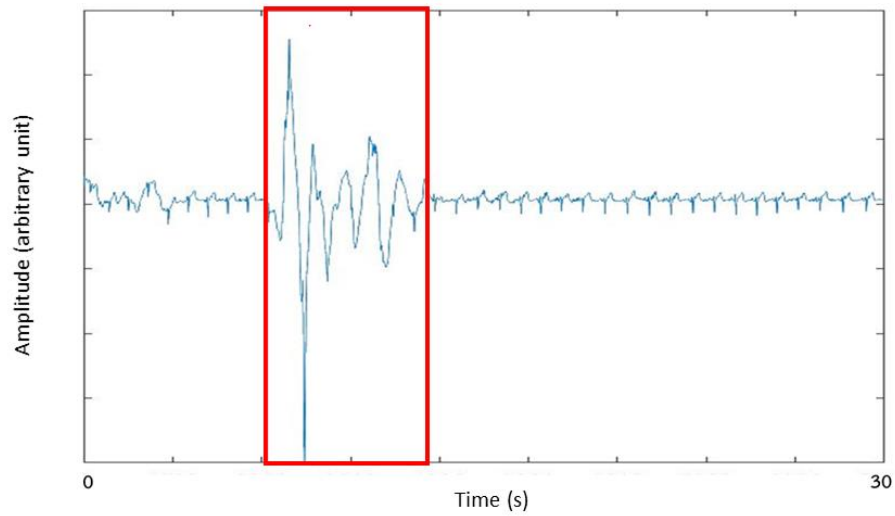
บทที่ 5

การพัฒนาและทดสอบขั้นตอนวิธีเพิ่มเติมเพื่อให้มีความทนทานต่อสัญญาณรบกวน

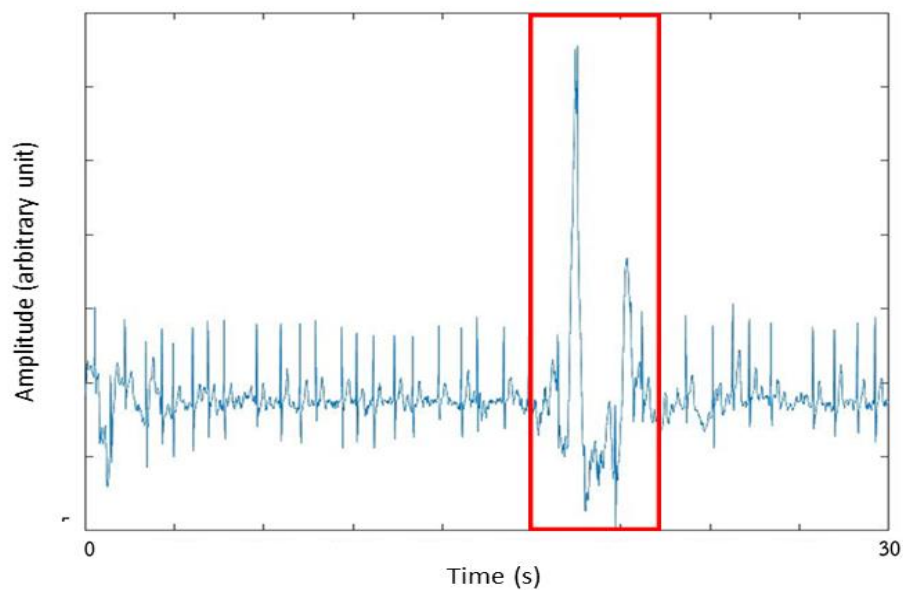
หลังจากที่ได้ทดสอบขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วแบบตามเวลาจริงแล้ว ผู้ทำวิทยานิพนธ์พบว่ามีบางชุดข้อมูลที่ไม่สามารถระบุตำแหน่งของ QRS complex ไม่สามารถหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการเต้นของหัวใจ หรือมีค่าที่ผิดแปลกไปจากปกติอย่างมาก อาทิเช่น คนปกติแต่ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) ที่มากกว่าคนที่ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วหรือชุดข้อมูลทดสอบบางชุดข้อมูลมีความยาว 30 วินาทีแต่พบ QRS complex เพียงแค่ 1-2 ครั้งเท่านั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงได้ทำการพิจารณาคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดดังกล่าว พบว่าเกิดจากสัญญาณรบกวน อันเนื่องมาจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram : EMG) ที่ผู้ทำการตรวจวัดได้กดนิ้วที่สัมผัสกับตัวเครื่องวัดบริเวณแผ่นอิเล็กโทรดแรงจนเกินไป หรือการขยับนิ้วระหว่างการใช้อุปกรณ์ตรวจวัด เป็นต้น รูปที่ 47 ถึง 49 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนอันเนื่องมาจากการขยับนิ้วระหว่างการตรวจวัด สัญญาณรบกวนจะแสดงไว้ในกรอบสี่เหลี่ยมสีแดง



รูปที่ 47 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A00230



รูปที่ 48 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A02353



รูปที่ 49 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A02401

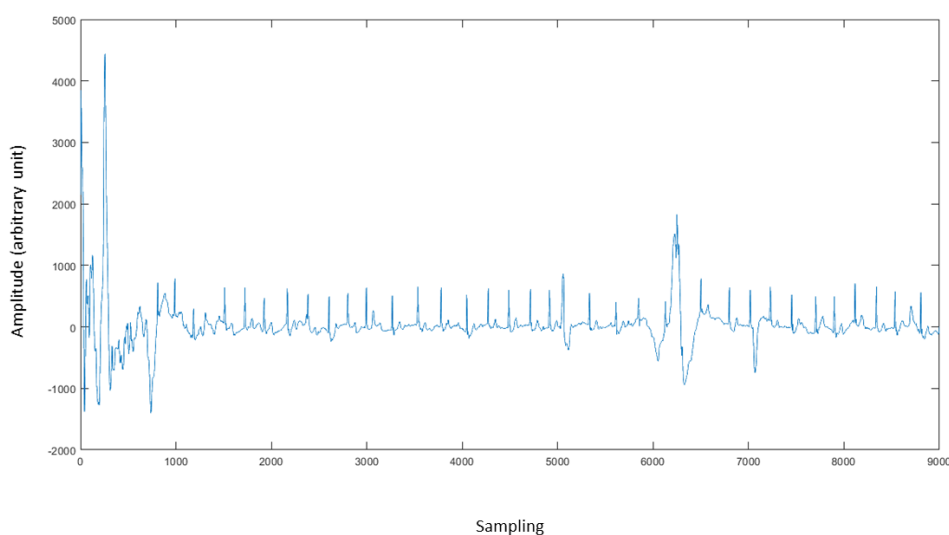
จากรูปที่ 47 ถึง 49 จะเห็นว่าสัญญาณรบกวนเข้ามาบางส่วน (ส่วนน้อย) และยังไม่ส่วนที่ไม่มีสัญญาณรบกวน (ส่วนมาก) ที่สามารถทำไปวิเคราะห์ด้วยขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นได้ ดังนั้นผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงได้พัฒนาขั้นตอนวิธีเพิ่มเติมเพื่อตรวจจับสัญญาณรบกวนและตัดส่วนที่เป็นสัญญาณรบกวนออกเพื่อไม่นำมาพิจารณา แต่ยังคงสัญญาณส่วนที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและสามารถนำเอาไปวิเคราะห์ได้อยู่ โดยไม่ได้ตัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งชุดออกจากการทดลอง

5.1 สัญญาณรบกวนและผลกระทบต่อการระบุตำแหน่ง QRS complex

ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้พิจารณาตรวจสอบชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนด้วยระเบียบวิธีเชิงประสบการณ์ ได้พบว่าสาเหตุที่ทำให้การระบุตำแหน่ง QRS complex ที่ผิดพลาดนั้นมาจากขนาดของสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่

5.1.1 สัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่

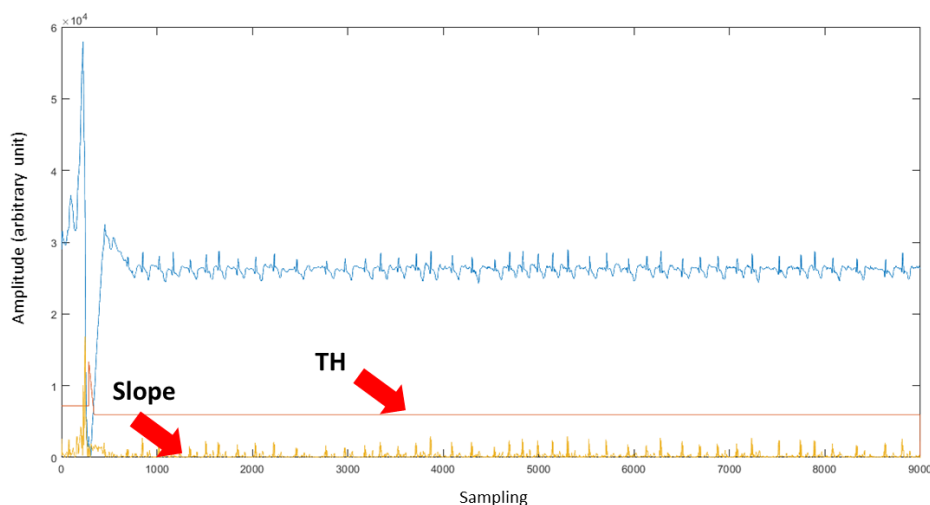
คลื่นไฟฟ้าที่มีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่ นั้นเกิดจากการที่ผู้ทำการตรวจวัดออกแรงกดเครื่องมือวัดบริเวณอิเล็กทรอนิกส์โทรดมากจนเกินไป หรือเกิดการขยับนิ้วที่ใช้สัมผัสบนอิเล็กทรอนิกส์โทรดขณะทำการตรวจวัด รูปที่ 50 แสดงถึงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่



รูปที่ 50 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่

5.1.2 ผลของสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่

อันเนื่องมาจากในการระบุตำแหน่งของ QRS complex นั้นจะใช้ค่าความชันในการพิจารณา ร่วมกับค่าจุดตัดคลื่นใจ สัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่ทำให้การคำนวณความชันช่วง learning phase มีค่าที่มากกว่าปกติและทำให้การคำนวณค่าจุดตัดคลื่นใจมีค่ามากกว่าปกติด้วย ทำให้ไม่สามารถตรวจพบ QRS complex ที่อยู่ถัดไปจากสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่ได้ รูปที่ 51 แสดงถึงสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่และค่าจุดตัดคลื่นใจหลังจากผ่านสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่ไปแล้ว



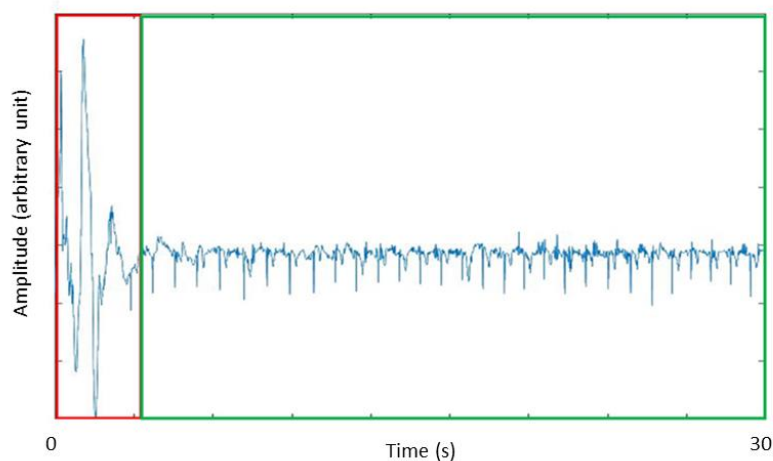
10

รูปที่ 51 ค่า TH เมื่อผ่านสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่

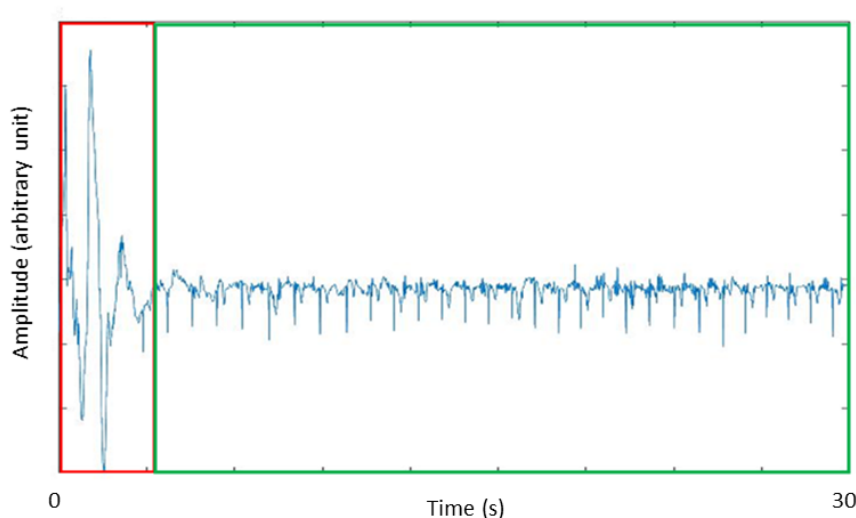
จากรูปที่ 51 พบว่าหลังจากที่ผ่านสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่แล้ว ค่าจุดตัดสินใจ (TH) จะมีค่ามากและไม่สามารถเคลื่อนที่คงมาติดกับค่าความชัน (slope) ได้ จึงทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจภายหลังจากที่มีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่ไม่สามารถระบุตำแหน่ง QRS complex

5.2 ขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการตัดส่วนที่มีสัญญาณรบกวนออกและไม่นำมาพิจารณา

การตัดส่วนที่มีสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่ออกและเก็บส่วนที่ไม่มีสัญญาณรบกวนไว้พิจารณานั้นแสดงไว้ในรูปที่ 52 และ 53 ในกรอบสี่เหลี่ยมสีแดงแสดงถึงส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการตัดออกจากการพิจารณาและในกรอบสีเขียวแสดงถึงส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถนำไปพิจารณาต่อไป



รูปที่ 52 ช่วงสัญญาณรบกวนและช่วงสัญญาณปกติที่พบใน 1 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 53 ช่วงสัญญาณรบกวนและช่วงสัญญาณปกติที่พบใน 1 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการตรวจสอบว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความผิดปกติหรือไม่ ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการเขียนชุดคำสั่งเพิ่มเติมในการระบุช่วงข้อมูลดังกล่าวมีสัญญาณรบกวนหรือไม่ ชุดคำสั่งที่เขียนขึ้นแสดงไว้ในรูปที่ 54

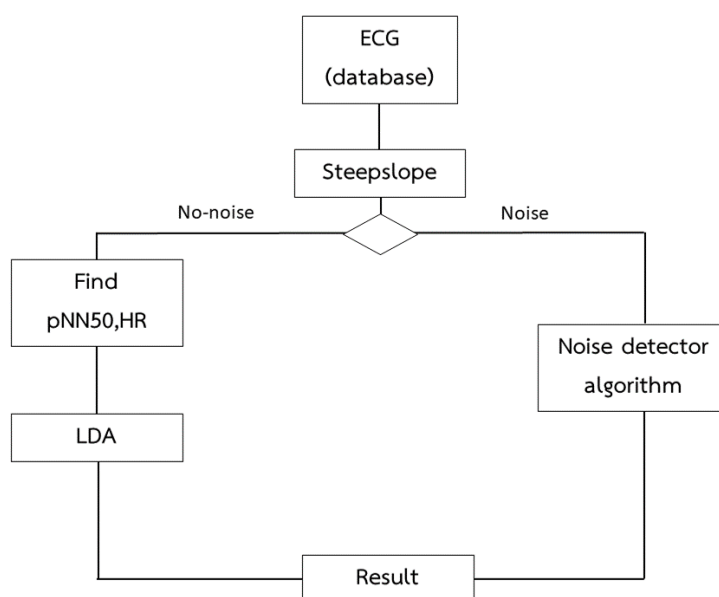
```
%Noise detector criteria
if exit_count >= 450
    RR_counter = counter;
    noise = 1;
    return
end
```

รูปที่ 54 ชุดคำสั่งเพื่อตรวจสอบสัญญาณรบกวนบนโปรแกรม MATLAB

จากรูปที่ 54 ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนชุดคำสั่งเพิ่มเติม ทำหน้าที่ในการจับเวลาหลังจากตรวจพบ QRS complex หากพบว่าระยะเวลาหลังการตรวจพบ QRS complex นั้นเกินกว่า 1.5 วินาทีแล้วจะถือว่าชุดข้อมูลที่ตรวจสอบดังกล่าวมีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่อยู่ สาเหตุที่เลือกใช้ระยะเวลา 1.5 วินาทีนั้นเนื่องจากผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการสืบค้นอัตราการเต้นของหัวใจในปกติขณะพักว่ามีค่าอยู่ในช่วง 60 – 80 ครั้งต่อนาที จากข้อมูลดังกล่าวหากใช้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ 60 ครั้งต่อนาทีมาพิจารณาจะพบว่ามีช่วงเวลาระหว่างการบีบตัวของหัวใจ (QRS complex) แต่ละครึ่งเท่ากับ 1 วินาที แต่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้สำรองไว้ที่ 1.5 วินาที (ระยะเวลาระหว่างการบีบตัวของหัวใจ 1.5 วินาทีเท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ 40 ครั้งต่อนาที) เนื่องจากผู้ที่ออกกำลังกายสม่ำเสมอและมีสุขภาพแข็งแรงนั้นอาจมีอัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาทีได้ แต่ก็ไม่ได้ต่ำกว่า 40 ครั้งต่อนาที ในภาพที่ 54 จะเห็นว่าในชุดคำสั่ง ผู้ทำวิทยานิพนธ์ใช้ค่าเป็น 450 อันเนื่องมาจากฐานข้อมูลที่ใช้ใน

วิทยานิพนธ์นี้มีอัตราการชักตัวอย่างที่ 300 ครั้งต่อวินาที ดังนั้นระยะเวลา 1.5 วินาทีจึงมีค่าเท่ากับการนับ 450 ครั้งบนฐานข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการสร้างชุดคำสั่งเพิ่มเติมนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ไม่ได้ใช้ชุดคำสั่งที่ได้พัฒนาเพิ่มเติมนี้กับทุกชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่จะใช้กับข้อมูลที่ได้ตรวจพบแล้วว่าพบว่ามีสัญญาณรบกวนอยู่เท่านั้น รูปที่ 55 แสดงถึงแผนผังการทำงานของชุดคำสั่งที่ได้มีการพัฒนาเพิ่มเติมเพื่อตรวจจับชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน



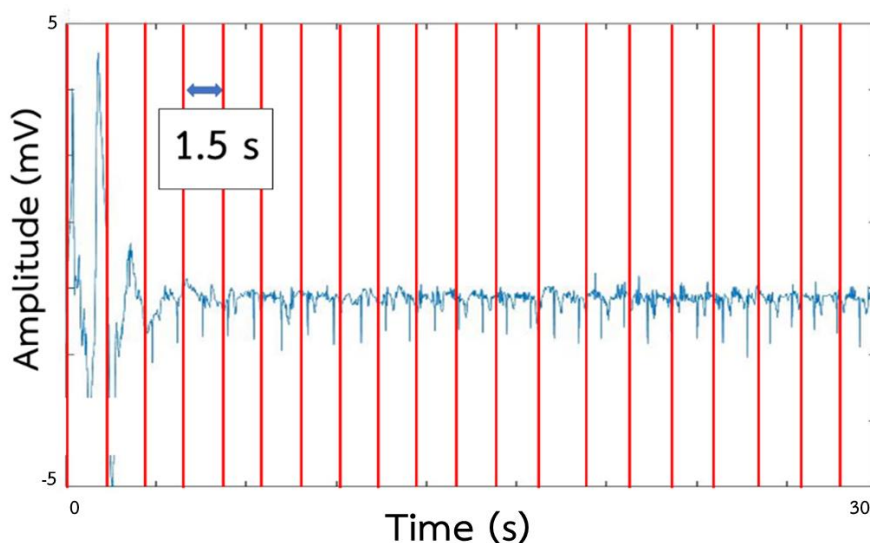
รูปที่ 55 แผนผังการทำงานของชุดคำสั่งเพื่อตรวจจับชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน

5.2.1 การสร้างจุดตัดสินใจในการระบุสัญญาณรบกวน

การสร้างจุดตัดสินใจในการตรวจจับส่วนที่เป็นสัญญาณรบกวนจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีการคำนวณอยู่หลายขั้นตอน ผู้ทำวิทยานิพนธ์จะขอกล่าวถึงเป็นขั้นตอนตามลำดับดังนี้

5.2.1.1 การแบ่งส่วนชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็น 20 ส่วน ส่วนละ 1.5 วินาที

ในขั้นตอนแรกนั้นผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการแบ่งชุดของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็น 20 ส่วนเท่าๆกัน ส่วนละ 1.5 วินาที สาเหตุที่ใช้ 1.5 วินาทีเนื่องจากผู้ทำวิทยานิพนธ์ต้องการให้ทุกส่วนที่ทำการแบ่งออกมานั้นมี QRS complex จึงได้อ้างอิงจากอัตราการเต้นของหัวใจที่ไม่ควรมีค่าต่ำกว่า 40 ครั้งต่อนาที (ระยะเวลาระหว่าง QRS complex เท่ากับ 1.5 วินาที) ขั้นตอนที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นแสดงไว้ในรูปที่ 56



รูปที่ 56 การแบ่งชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็น 20 ส่วนเท่าๆ กัน ส่วนละ 1.5 วินาที

5.2.1.2 การหาค่าความสูงที่มากที่สุดและน้อยที่สุดในช่วง 1.5 วินาที

ขั้นตอนต่อมา ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการหาค่าความสูงที่มากที่สุดและน้อยที่สุดในของแต่ละช่วงที่ได้ทำการแบ่งไว้ ช่วงละ 1.5 วินาที และได้ทำการบันทึกค่าความสูงที่มากที่สุดและน้อยที่สุดในอาร์เรย์ 1 มิติขนาด 20 ช่อง

5.2.1.3 การหาค่ามัธยฐานของอาร์เรย์ที่เก็บค่าความสูงที่สูงที่สุดและต่ำที่สุด

เมื่อได้ค่าความสูงที่สูงที่สุดและต่ำที่สุดในอาร์เรย์ 1 มิติขนาด 20 ช่องเรียบร้อยแล้วขั้นตอนต่อไปผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้นำอาร์เรย์ดังกล่าวมาทำการหาค่ามัธยฐาน สาเหตุที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ใช้ค่ามัธยฐานนั้นเนื่องจากหากใช้ค่าเฉลี่ยเลขคณิตเพื่อเป็นตัวแทนของชุดข้อมูลความสูง 20 ค่า อาจมีค่าไม่เท่ากับค่ากลางในความเป็นจริง เนื่องจากส่วนที่มีสัญญาณรบกวนขนาดใหญ่จะทำให้ค่าความสูงที่มากที่สุดมีค่ามากกว่าส่วนที่ไม่มีสัญญาณรบกวนมาก เมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยเลขคณิตแล้ว จึงทำให้ค่าเฉลี่ยเลขคณิตที่หามาได้นั้นไม่สามารถเป็นตัวแทนของชุดข้อมูลดังกล่าวได้ เช่นเดียวกันกับกับค่าฐานนิยม การหาค่าที่ซ้ำกันมากที่สุดเพื่อมาใช้เป็นค่ากลางในทางปฏิบัติแล้วข้อมูลความสูงที่ได้รับมาอาจมีค่าที่ไม่เท่ากันทั้ง 20 ค่าจึงทำให้ไม่สามารถใช้ค่าฐานนิยมมาเป็นตัวแทนของข้อมูลได้ ด้วยเหตุผลทั้งหมดที่กล่าวมาข้างต้นจึงได้ใช้ค่ามัธยฐานในการเป็นตัวแทนของชุดข้อมูลความสูงที่มากที่สุดและน้อยที่สุด ชุดคำสั่งที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนไว้บนโปรแกรม MATLAB แสดงไว้ในรูปที่ 57

```

% ----- find TH to cut out no
upper = 1.5;
lower = 0.75;
med_max = median(height_max);
med_min = median(height_min);
max_limit = med_max*upper;
min_limit = med_min*lower;

```

รูปที่ 57 ชุดคำสั่งในการหาค่ามัธยฐานบนโปรแกรม MATLAB

5.2.1.4 การหาค่าจุดตัดคลื่นใจจากค่ามัธยฐาน

หลังจากที่หาค่ามัธยฐานที่เป็นตัวแทนของข้อมูลความสูงที่สูงที่สุดและต่ำที่สุดของแต่ละช่วง 1.5 วินาทีได้แล้ว ขั้นตอนต่อมาผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการสำรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ระเบียบวิธีเชิงประสพการณ์ระหว่างค่ามัธยฐานที่ได้จากการคำนวณและค่าความสูงของสัญญาณรบกวนที่มีขนาดใหญ่ จากนั้นจึงได้สร้างจุดตัดคลื่นใจไว้สองค่าคือค่าความสูงที่สูงที่สุด (upper limit) และค่าความสูงที่ต่ำที่สุด (lower limit) หากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจข้อมูลใดมีค่ามากกว่าค่าความสูงที่ได้กำหนดไว้จะถือว่า ณ ข้อมูลนั้นเป็นสัญญาณรบกวน เช่นเดียวกันกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีค่าน้อยกว่าค่าความสูงต่ำที่สุดที่ได้กำหนดไว้จะพิจารณาว่า ณ ข้อมูลดังกล่าวเป็นสัญญาณรบกวนเช่นกัน การคำนวณหาค่าจุดตัดคลื่นใจความสูงที่สูงที่สุดและความสูงที่ต่ำที่สุดสามารถคำนวณหาจากค่ามัธยฐานได้ตามสมการที่ 9 และ 10

$$\text{ค่าความสูงที่สูงที่สุด (upper limit)} = \text{ค่ามัธยฐาน} * 1.5 \quad (9)$$

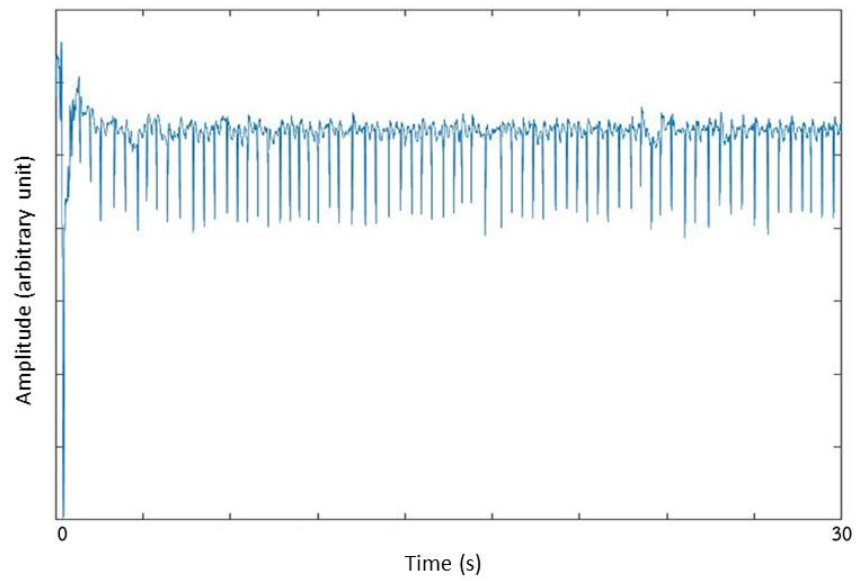
$$\text{ค่าความสูงที่ต่ำที่สุด (lower limit)} = \text{ค่ามัธยฐาน} * 0.75 \quad (10)$$

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

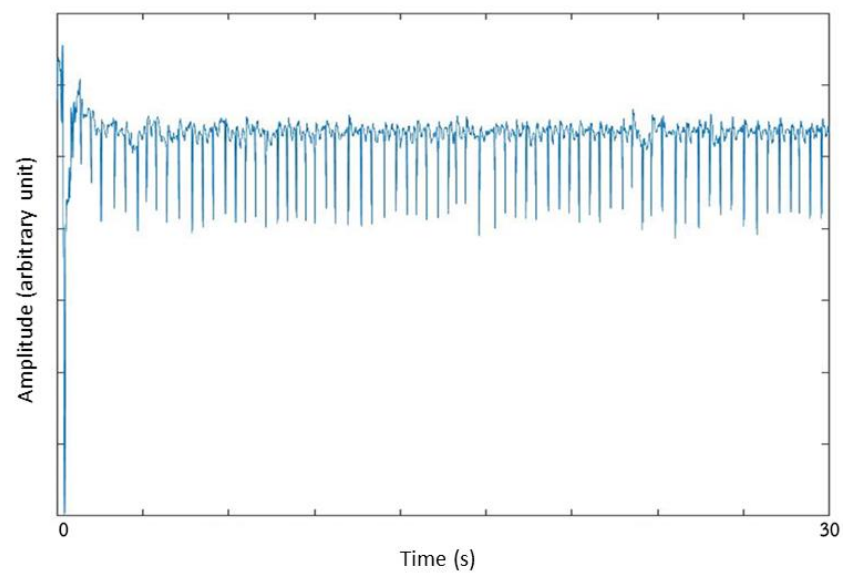
สาเหตุที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้กำหนดค่าความสูงที่ต่ำที่สุดไว้ด้วยนั้น อันเนื่องมาจากชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจบางชุดนั้นมีลักษณะกลับหัว สาเหตุจากผู้ทำที่ทำการตรวจวัดกลับหัวอุปกรณ์ในการตรวจวัดหรือวางนิวไฟดิ่งจากที่กำหนดไว้ ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะกลับหัวแสดงไว้ในรูปที่ 58 และ 59

5.2.2 การคัดเลือกเฉพาะส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถนำไปวิเคราะห์ผลได้

หลังจากที่ได้ค่าความสูงที่เป็นค่าตัดคลื่นใจสำหรับการระบุว่าข้อมูลส่วนใดเป็นสัญญาณรบกวนเรียบร้อยแล้ว ต่อมาผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการเขียนชุดคำสั่ง for loop เพื่อทำการตรวจสอบว่าข้อมูลจุดใดบ้างที่เป็นสัญญาณรบกวนและได้สร้างอาร์เรย์ 1 มิติขนาด 9,000 ช่องเอาไว้สำหรับเก็บค่าที่ได้ตรวจสอบโดยให้เก็บค่า 0 เมื่อข้อมูลจุดนั้นไม่ใช่สัญญาณรบกวนและให้เก็บค่า 1 เมื่อข้อมูลจุดนั้นเป็นสัญญาณรบกวน ชุดคำสั่งที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนไว้เพื่อทำการตรวจสอบว่าเป็นสัญญาณรบกวนหรือไม่และบันทึกไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติบนโปรแกรม MATLAB แสดงไว้ในรูปที่ 60



รูปที่ 58 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะกลับหัว ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A00465



รูปที่ 59 ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะกลับหัว ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ A05515


```

for i = 1:9000
    templ = ECG(i,1);
    if templ > upper_limit
        noise(i,1) = 1;
    end
    if templ < lower_limit
        noise(i,1) = 1;
    end
end

```

รูปที่ 60 ชุดคำสั่งตรวจสอบว่าเป็นสัญญาณรบกวนหรือไม่และบันทึกไว้ในอาร์เรย์ 1 มิติ

หลังจากที่ได้อาร์เรย์ 1 มิติที่ทำการเก็บค่าว่าจุดบนชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีค่าปกติหรือเป็นค่าสัญญาณรบกวนแล้ว ต่อมาผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้คัดเลือกส่วนที่มีสัญญาณรบกวนออกจากการศึกษา และนำส่วนที่ไม่มีสัญญาณรบกวนมาพิจารณา โดยกำหนดให้ทำการบันทึกตำแหน่งไว้ว่าหากไม่ได้เป็นสัญญาณรบกวน (อาร์เรย์ 1 มิติมีค่าเท่ากับ 0) ต่อเนื่องกันอย่างน้อย 900 ค่า (3 วินาที) แล้วจะสามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวที่ระบุว่าจะไม่ได้เป็นสัญญาณรบกวนนั้นไปใช้ในการพิจารณาได้

5.3 การปรับเปลี่ยนขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของ QRS complex

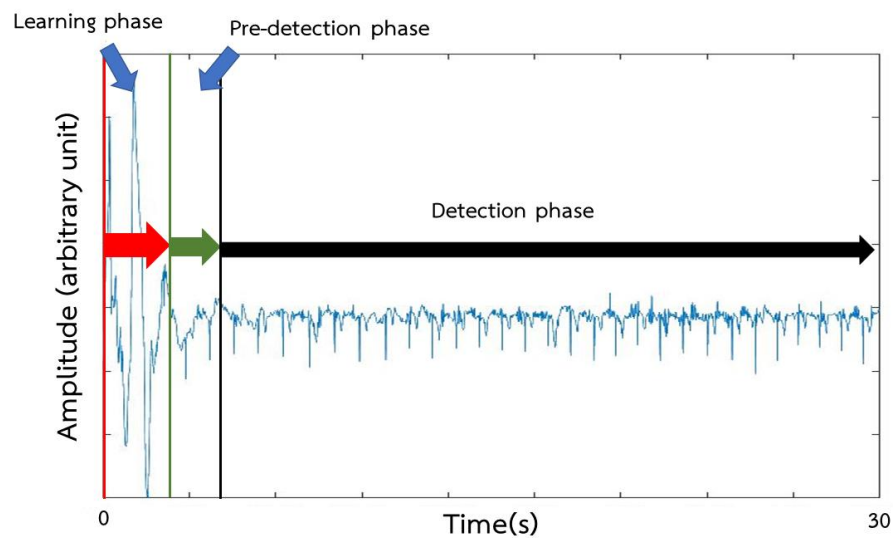
หลังจากที่ได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการคัดเลือกมาเฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนแล้วนั้น ซึ่งมีความยาวอย่างน้อย 3 วินาที ต่อมาจะนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวไปทำการระบุตำแหน่งของ QRS complex โดยใช้ขั้นตอนวิธี Steepslope ที่ทำการปรับแต่งบางส่วนมีรายละเอียดดังนี้

1. ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้คงชุดคำสั่งในช่วง learning phase ไว้เช่นเดิม แต่หลังจากเสร็จสิ้นช่วง learning phase แล้ว ผู้ทำวิทยานิพนธ์จะให้ทำการเริ่มระบุตำแหน่งตั้งแต่ตำแหน่งแรกของชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการคัดเลือกส่วนที่ไม่มีสัญญาณรบกวน (จากเดิมคือเริ่มต้นการระบุตำแหน่ง QRS complex หลังการจบช่วง learning phase) สาเหตุที่ทำเช่นนั้นเนื่องจากสัญญาณที่ได้ทำการคัดเลือกมา มีความยาวอย่างต่ำ 3 วินาที หากใช้วิธีการเดิมคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่คัดเลือกมาอาจมีความยาวไม่เพียงพอและไม่สามารถระบุตำแหน่งของ QRS complex ได้

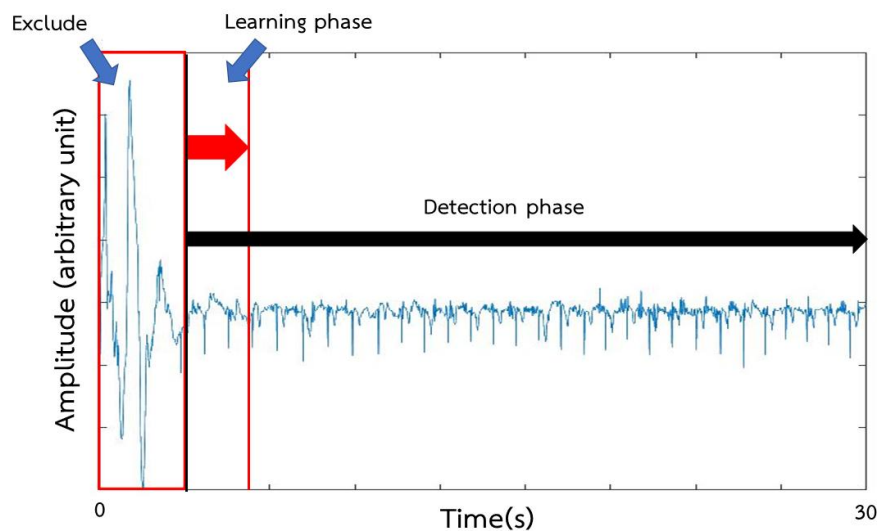
2. ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ตัดช่วงของ pre-detection phase ออกเนื่องจากความยาวของสัญญาณที่คัดเลือกมาพิจารณานั้นมีความยาวอย่างต่ำ 3 วินาที หากมีช่วง pre-detection phase อยู่ก็น่าจะทำให้ไม่สามารถระบุตำแหน่งของ QRS complex เนื่องจากมีความยาวของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่น้อยเกินไป

3. ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ปรับเปลี่ยนส่วนของชุดคำสั่งในช่วง detection phase เล็กน้อย จากเดิมที่ส่วนของชุดคำสั่งในส่วน detection phase จะหยุดการระบุตำแหน่งเมื่อครบ 9,000 ข้อมูล

(ความยาว 30 วินาที อัตราการชักตัวอย่าง 300 ครั้งต่อวินาที) ให้หยุดการระบุตำแหน่งเมื่อสิ้นสุดช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่คัดเลือกมาเท่านั้น โดยก่อนจะเข้าขั้นตอนการระบุตำแหน่งด้วย Steepslope ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้หาความยาวของช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนก่อน และนำมาใช้ในการออกคำสั่งให้หยุดช่วง detection phase จากที่กล่าวมาข้างต้น การเปรียบเทียบความต่างของขั้นตอนวิธีการระบุตำแหน่งโดย Steepslope แบบเดิมและแบบที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการปรับแตงนั้นแสดงไว้ในรูปที่ 61 และ 62



รูปที่ 61 ขั้นตอนการระบุตำแหน่ง QRS complex ด้วย Steepslope เดิม



รูปที่ 62 ขั้นตอนการระบุตำแหน่ง QRS complex ด้วย Steepslope ที่ทำการปรับแตง

5.4 การคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50)

หลังการจากที่ได้มีการระบุตำแหน่งของ QRS complex เรียบร้อยแล้ว ซึ่งในชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดหนึ่งอาจมีส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนหลายช่วง ในการคำนวณหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) นั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการคำนวณค่า RR interval ทันทีและสร้างตัวแปรอาร์เรย์ 1 มิติเพื่อใช้เก็บค่า RR interval ดังกล่าวหลังจากเสร็จสิ้นการระบุตำแหน่ง QRS complex ด้วย Steepslope

สาเหตุที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ทำการหาค่า RR interval ทันทีเมื่อเสร็จสิ้นการระบุตำแหน่ง QRS complex ด้วย Steepslope เพราะว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนนั้นอาจมีหลายช่วง และไม่ใช่ช่วงที่ต่อกัน หากทำการเก็บค่า QRS complex จนครบทั้งชุดสัญญาณข้อมูลความยาว 30 วินาที จะทำให้การคำนวณหา RR interval มีความยุ่งยากซับซ้อนมากกว่าวิธีที่กล่าวไว้ข้างต้น

หลังจากที่ได้ค่าอาร์เรย์ 1 มิติที่ทำการเก็บ RR interval ไว้แล้ว ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการหาค่าผลต่างของ RR interval ที่พิจารณาและ RR interval ถัดไปโดยมีการคำนวณเช่นเดียวกับการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) ที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 ในหัวข้อที่ 3.4

5.5 การทดลองขั้นตอนวิธีเพิ่มเติมเพื่อให้มีความทนทานต่อสัญญาณรบกวนบนอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์

หลังจากที่ได้มีการพัฒนาชุดคำสั่งเพิ่มเติมสำหรับการตรวจจับช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนและสามารถนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจเฉพาะส่วนที่ไม่มีสัญญาณรบกวนมาพิจารณาโดยใช้โปรแกรม MATLAB ได้แล้ว ขั้นตอนต่อมาผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการทดสอบขั้นตอนวิธีดังกล่าวกับอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์

จากขั้นตอนวิธีที่ได้เสนอไว้ในบทที่ 5 พบว่าการหาจุดตัดคลื่นใจว่าช่วงใดเป็นสัญญาณรบกวนหรือไม่นั้นจะต้องใช้ข้อมูลของทั้งชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความยาว 30 วินาทีในการพิจารณา ดังนั้นอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์จะต้องมีพื้นที่หน่วยความจำเพียงพอสำหรับการบันทึกข้อมูลตัวเลขขนาด 9,000 ตัวเลขด้วย แต่อุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 นั้นมีพื้นที่หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลตัวเลขไม่เพียงพอ (ตัวเลข 1 ค่าใช้พื้นที่หน่วยความจำในการเก็บ 2 ไบต์) จึงต้องทำการต่ออุปกรณ์เก็บข้อมูลภายนอก (external memory) เพื่อความสะดวกต่อการทดลองผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงได้เปลี่ยนอุปกรณ์ประมวลผลเป็น ESP32 LoLin D32 pro (4MB FLASH, 4 MB PSRAM) ที่มีหน่วยความจำภายในเพียงพอ

5.5.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองขั้นตอนวิธีเพิ่มเติมเพื่อให้มีความทนทานต่อสัญญาณรบกวนนั้นมีลักษณะที่คล้ายกันกับการทดลองใน บทที่ 4 ซึ่งประกอบไปด้วย

1. อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงจากฐานข้อมูล PhysioNet challenge 2017

2. อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม MATLAB

อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงจากฐานข้อมูล PhysioNet challenge 2017 ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้อุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro และ pMod DA3 (DAC) เช่นเดิม สามารถดูรายละเอียดการเชื่อมต่อและการเขียนชุดคำสั่งได้ในบทที่ 4 หัวข้อที่ 4.1 และ 4.2 ตามลำดับ

อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม MATLAB ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เปลี่ยนจากอุปกรณ์ประมวลผล ATmega328 เป็น ESP32 LoLin D32 pro เนื่องจากความสะดวกในการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงในหน่วยความจำภายใน

5.5.2 การสังเคราะห์ชุดคำสั่งที่ได้พัฒนาบนโปรแกรม MATLAB ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์

ในการสังเคราะห์ขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณรบกวนที่พัฒนาบนโปรแกรม MATLAB ไปยัง ESP32 LoLin D32 pro นั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้ชุดคำสั่งเดิมเช่นเดียวกันกับที่กล่าวถึงในบทที่ 5 แต่ได้มีการเพิ่มเติมชุดคำสั่งเข้าไปในขั้นตอนวิธีดังกล่าว ชุดคำสั่งที่เพิ่มขึ้นจากขั้นตอนวิธีดังกล่าวในบทที่ 5 มีดังนี้

5.5.2.1 ชุดคำสั่งเก็บค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เพิ่มชุดคำสั่งในการเก็บค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจไว้ในฟังก์ชัน TimerOne Interrupt ด้วย เนื่องจากหากคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูลดังกล่าวถูกวิเคราะห์ว่ามีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่ (ระยะเวลาระหว่าง QRS complex ที่พบมากกว่า 1.5 วินาที) ชุดคำสั่งก็จะหยุดขั้นตอนวิธีแบบเดิมและมาใช้ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นเพิ่มเติมเพื่อหลังจากบันทึกชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจครบ 30 วินาทีแล้วทำการตรวจจับภาวะหัวใจสั่นพลັงจากชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนแทนชุดคำสั่งที่ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เพิ่มเติมลงไปในฟังก์ชัน TimerOne Interrupt แสดงไว้ในรูปที่ 63

```
portENTER_CRITICAL_ISR(&timer1)

counter = counter + 1;
PHC = PHC + 1;
val = analogRead(pin_analog);
record[counter] = val;

index_ECG = counter % 6;
```

รูปที่ 63 ชุดคำสั่งเก็บค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในฟังก์ชัน TimerOne Interrupt

5.5.2.2 ชุดคำสั่งการสร้างจุดตัดสินใจในการระบุว่าเป็นสัญญาณรบกวน

การสร้างจุดตัดสินใจในการระบุว่าเป็นสัญญาณรบกวนนั้นผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนชุดคำสั่งแยกออกไปเป็นฟังก์ชันบนโปรแกรม Arduino IDE เนื่องจากสามารถทำการตรวจสอบและแก้ไขได้สะดวกมากยิ่งขึ้น

5.5.2.3 ชุดคำสั่งที่ใช้ในการตรวจสอบและนำช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนมาพิจารณา

ในส่วนของชุดคำสั่งที่ใช้ในการตรวจสอบและนำช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนมาพิจารณานั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนชุดคำสั่งดังกล่าวไว้ใน void loop() บนโปรแกรม Arduino IDE เนื่องจากเป็นชุดคำสั่งที่เรียกใช้เพียงครั้งเดียวหากตรวจพบว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวมีสัญญาณรบกวน

5.5.2.4 ชุดคำสั่งสำหรับการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจ

ในการสังเคราะห์ชุดคำสั่งสำหรับการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจนั้น ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนเป็นฟังก์ชันแยกไว้เพื่อความสะดวกต่อการเรียกใช้และการแก้ไข โดยมีตัวอย่างการเขียนชุดคำสั่งบนโปรแกรม Arduino IDE ดังรูปที่ 64 จากขั้นตอนการพัฒนาชุดคำสั่งทั้งหมดที่ได้กล่าวมาข้างต้น สามารถนำมาเขียนเป็นแผนผังเพื่อแสดงได้ดังรูปที่ 65

```

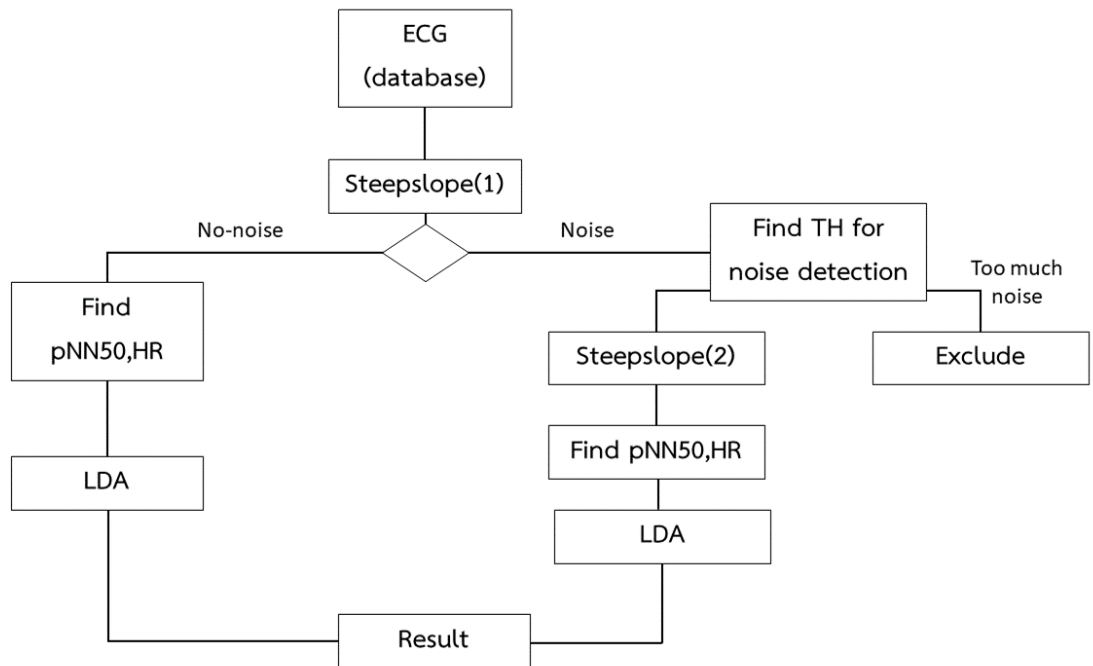
void find_pNN50_and_HR(void) {
  //Find HR
  HR_time = HR_time / 300;
  HR = RR_Run * 60 / HR_time;
  RR_index_total = 0;

  for (int j = 0 ; j < RR_index - 1; j++) {
    int temp1 = RR_interval[j] - RR_interval[j + 1];
    temp1 = abs(temp1);
    if (temp1 > 15) { //300 Hz = 50ms = 15 sampling
      pNN_count = pNN_count + 1;
    }
  }
  double x = pNN_count;
  double y = RR_index - 1;
  double pNN50 = x / y * 100;
  double temp2 = 0.8501 * pNN50;
  double temp3 = 0.5266 * HR;
  double temp4 = temp2 + temp3 - 60.0513;

  if (temp4 > 5.757802) {
    Serial.println("AF");
    Serial2.println("AF");
  } else {
    Serial.println("NSR");
    Serial2.println("NSR");
  }
}

```

รูปที่ 64 ชุดคำสั่งสำหรับการหาค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจบนโปรแกรม Arduino IDE

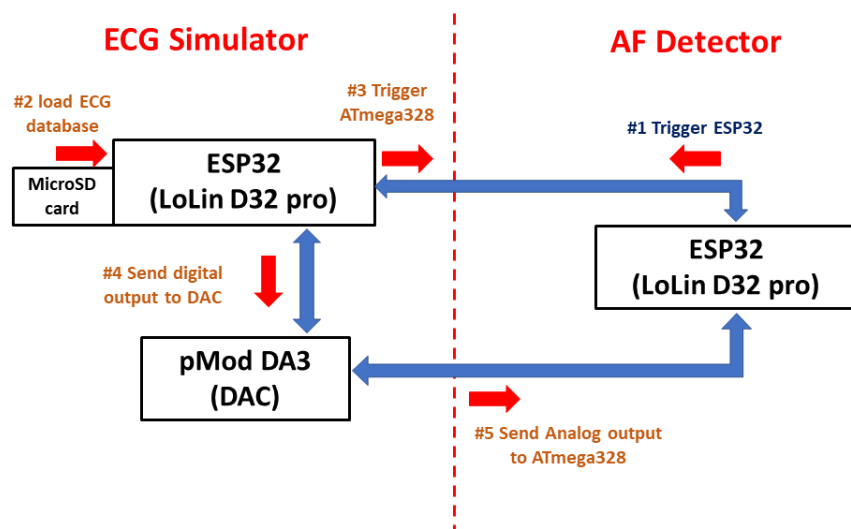


รูปที่ 65 แผนผังการทำงานของขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5.5.3 การเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกตามเวลาจริงและอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับสัญญาณและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5.5.3.1 ภาควรรค์ฮาร์ดแวร์ (Hardware)

ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้การเชื่อมระหว่างอุปกรณ์ทั้งสองด้วยการต่อพอร์ตอนุกรมเช่นเดิมโดยมีการต่อวงจรและสายไฟดังรูปที่ 66



รูปที่ 66 การต่อวงจรและสายไฟในการทดสอบขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นตามเวลาจริง

5.5.3.2 ภาคซอฟต์แวร์ (Software)

เนื่องจากผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ใช้การสื่อสารผ่านพอร์ตอนุกรมเช่นเดิม แต่ไม่ได้มีการใช้ชุดคำสั่งสำเร็จรูป Software Serial เนื่องจากได้เปลี่ยนอุปกรณ์ที่ทำการประมวลผลเป็น ESP32 LoLin D32 pro (จากเดิม ATmega328 , Arduino UNO) ในการสื่อสารกันระหว่างอุปกรณ์ทั้งสองสามารถใช้พอร์ตอนุกรมของอุปกรณ์ประมวลผล ESP32 LoLin D32 pro ได้ทันที ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ประกาศพอร์ตอนุกรมและกำหนดค่า BAUD rate สำหรับการส่งข้อมูลเพื่อสื่อสารผ่านพอร์ตอนุกรมไว้ที่ 9,600 BAUD per second ตัวอย่างชุดคำสั่งที่ใช้ในการกำหนดค่า BUAD rate และส่งข้อความสื่อสารระหว่างทั้งสองอุปกรณ์บนโปรแกรม Arduino IDE แสดงไว้ในรูปที่ 67

```
void setup() {
    Serial.begin(115200);
    Serial2.begin(9600, SERIAL_8N1, RXD2, TXD2);
    delay(2000);
    Serial.println("START");
    Serial2.println("START");
}
```

รูปที่ 67 คำสั่งประกาศพอร์ตอนุกรม, กำหนด BUAD rate และการส่งข้อความสื่อสารระหว่างสองอุปกรณ์บนโปรแกรม Arduino IDE



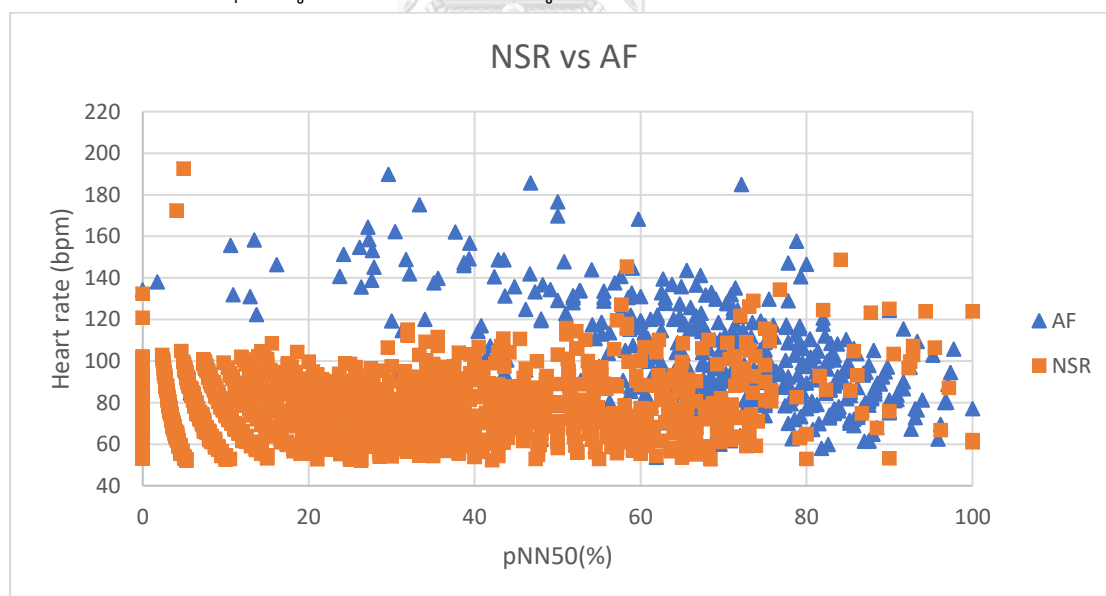
บทที่ 6

ผลการทดลองการพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

6.1 ผลของการใช้ค่า LDA เพื่อหาจุดตัดสินใจในการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วด้วยโปรแกรม MATLAB

6.1.1 การเตรียมข้อมูลค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และค่าอัตราการเต้นของหัวใจก่อนทำการวิเคราะห์แบบ LDA

หลังจากที่ได้ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจำนวน 469 ข้อมูลและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะปกติ 3,507 ข้อมูล ในขั้นตอนต่อมาผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้นำค่าทั้งสองดังกล่าวมาพล็อตลงบนระนาบสองมิติโดยให้แกนตามแนวนอน (x-Axis) เป็นค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และแกนตามแนวตั้ง (y-Axis) เป็นค่าอัตราการเต้นของหัวใจ โดยใช้โปรแกรม Microsoft Excel ได้ผลดังรูปที่ 68 จุดสีเหลี่ยมแสดงถึงชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของบนปกติและจุดสามเหลี่ยมแสดงถึงชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว



รูปที่ 68 การนำค่า pNN50 และอัตราการเต้นของหัวใจมาพล็อตโดยโปรแกรม Microsoft Excel ก่อนที่จะทำการวิเคราะห์แบบ LDA ผู้ทำวิทยานิพนธ์จะต้องจัดรูปแบบข้อมูลให้ตรงกับรูปแบบที่ชุดคำสั่งสำเร็จรูปกำหนดไว้ ซึ่งทางชุดคำสั่งสำเร็จรูปมีการกำหนดรูปแบบในการจัดข้อมูล ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนชุดคำสั่งเพื่อทำการจัดข้อมูลดังแสดงไว้ในรูปที่ 69

```

%NSR = 1, AF = 2
for i = 1:size_NSR
    label_NSR(1,i) = 1;
end
for j = 1:size_AF
    label_AF(1,j) = 2;
end
%SET HR
data_HR = [NSR_HR,AF_HR];
%SET pNN50
data_pNN = [NSR_pNN,AF_pNN];
data = [data_pNN ; data_HR];
label = [label_NSR,label_AF];
orig_data.X = data;
orig_data.y = label;
model = lda(orig_data,1);
ext_data = linproj(orig_data,model);
figure;
ppatterns(ext_data);

```

รูปที่ 69 คำสั่งบนโปรแกรม MATLAB ทำหน้าที่จัดข้อมูลให้มีความพร้อมต่อการวิเคราะห์แบบ LDA

6.1.2 ผลการทดลองในการนำค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และอัตราการเต้นของหัวใจมาพิจารณาผ่านการวิเคราะห์แบบ LDA

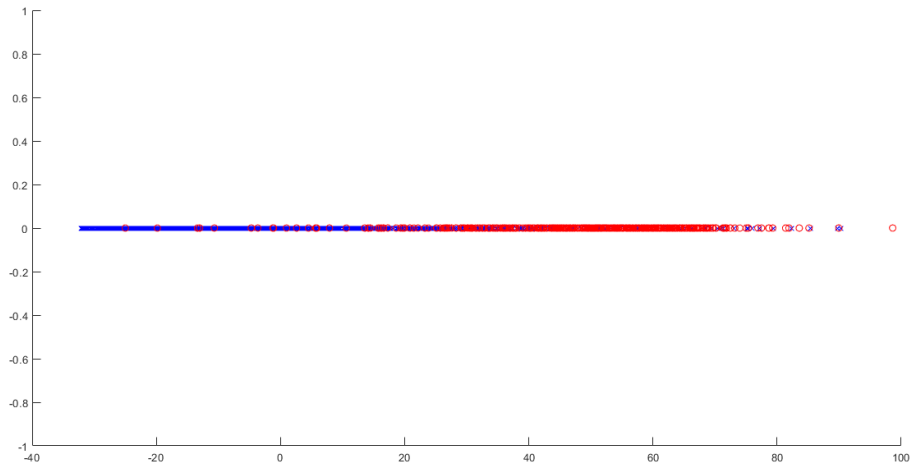
จากนั้นได้ทำการเรียกใช้งานชุดคำสั่งสำเร็จรูปเพื่อใช้ในการวิเคราะห์แบบ LDA ดังแสดงในรูปที่ 70 เมื่อชุดคำสั่งได้ทำงานเสร็จสิ้นจะปรากฏรูปภาพของข้อมูลที่ผ่านการวิเคราะห์แบบ LDA ขึ้นมาบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 71 โดยมีจุดสีน้ำเงินแสดงถึงชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติและจุดสีแดงคือชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว

```

orig_data.X = data;
orig_data.y = label;
model = lda(orig_data,1);
ext_data = linproj(orig_data,model);
figure;
ppatterns(ext_data);

```

รูปที่ 70 ชุดคำสั่งสำเร็จรูปที่ใช้ในการวิเคราะห์แบบ LDA



รูปที่ 71 แสดงชุดข้อมูลหลังจากวิเคราะห์ด้วยชุดคำสั่ง LDA

เมื่อชุดคำสั่งได้ทำการวิเคราะห์แบบ LDA เสร็จเรียบร้อยแล้วจะทำการคืนค่าตัวแปร model ออกมาซึ่งเป็นตัวแปรประเภท struct ที่บรรจุข้อมูลภายใน 7 ค่า แต่ในงานวิทยานิพนธ์นี้จะใช้เพียงค่า W (Weight) และค่า b (bias) เท่านั้น ตัวแปร model แสดงไว้ในรูปที่ 72

Field	Value
W	[0.8501;0.5266]
eigval	[2.0325e+03,0,0,-5.68...
b	-60.0513
Sw	[776.9106,-182.0233;-...
Sb	[1.0247e+06,5.2490e+...
mean_X	[21.7801;78.8744]
fun	'linproj'

รูปที่ 72 ตัวแปร model ที่ได้รับหลังจากการวิเคราะห์แบบ LDA

ค่าตัวแปร W (weight) และ b (bias) ที่ได้กล่าวมาข้างต้นนั้นเป็นตัวแปรที่ใช้ในการลดขนาดมิติของข้อมูลโดยใช้ระนาบที่เหมาะสม กล่าวคือในขั้นตอนแรกก่อนทำการวิเคราะห์แบบ LDA ข้อมูลจะมีลักษณะเป็น 2 มิติคือค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (pNN50) และ อัตราการเต้นของหัวใจ แต่เมื่อผ่านการวิเคราะห์แบบ LDA แล้วข้อมูลจะเหลือเพียง 1 มิติหรือ 1 ค่าเท่านั้น โดยมีการคำนวณดังสมการที่ 11

$$Z = (pNN50 * 0.8501) + (HR * 0.5266) - 60.0513 \quad (11)$$

โดยค่า Z คือ ค่าที่เป็นตัวแทนของข้อมูลที่ถูกลดขนาดมิติลงมาเหลือเพียง 1 มิติ
 pNN50 คือ ค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ pNN50
 HR คือ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยครั้งต่อนาที

6.1.4 การเลือกใช้ค่าจุดตัดสินใจ (TH)

หลังจากที่ได้ทำการลดขนาดของชุดข้อมูลลงเหลือเพียง 1 มิติแล้ว ขั้นตอนต่อไปผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการกำหนดจุดตัดสินใจ (Threshold : TH) โดยการใช้คำสั่ง for loop ในการวนค่า คำนวนค่าความไว (sensitivity) และค่าความจำเพาะ (specificity) ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ตั้งค่าค่านวนใน for loop โดยการหาจุดที่มีค่า Z ต่ำที่สุดและมากที่สุดตามลำดับ จากนั้นให้ค่าจุดตัดสินใจเท่ากับค่า Z ที่น้อยที่สุดและเพิ่มขึ้นครั้งละ 0.1 เมื่อวน for loop ครบ 1 รอบ

จากการคำนวณที่ได้กล่าวมาข้างต้นผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้วน for loop ตั้งแต่ค่า Z ที่น้อยที่สุดเท่ากับ -32.1422 ถึงค่า Z ที่มากที่สุดเท่ากับ 98.5578 ทำให้เกิดการวนลูปหาค่าจำนวน 1,308 ครั้ง และมีค่าความไวและความจำเพาะอย่างละ 1,308 ค่าเช่นกัน ผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงขอยกตัวอย่างมาเฉพาะค่าจุดตัดสินใจ ค่าความไวและค่าความจำเพาะเฉพาะบางค่าเท่านั้น ดังจะแสดงไว้ในตารางที่ 5 ตารางที่ 6 ค่าจุดตัดสินใจ ค่าความไวและความจำเพาะที่คำนวณโดยโปรแกรม MATLAB

TH	sensitivity(%)	specificity(%)
-25.04	100.00	8.27
-10.74	99.15	51.81
0.86	98.08	74.48
5.76	97.01	80.72
13.56	96.16	86.28
16.26	95.10	88.02
19.36	94.03	89.68
20.76	93.18	90.33
23.76	92.11	91.93
26.36	91.04	93.24

จากตารางที่ 5 ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เลือกค่าจุดตัดสินใจ (TH) เท่ากับ 5.76 เพื่อให้สอดคล้องกับวัตถุประสงค์เพื่อการสร้างขั้นตอนวิธีเพื่อการตรวจคัดกรอง โดยมีค่าความไวร้อยละ 97.01 และค่าความจำเพาะร้อยละ 80.72

ค่าความไวที่ร้อยละ 97.01 นั้นได้ทำการคำนวณจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจำนวน 469 ชุดสัญญาณ โดยแบ่งออกเป็นผลบวกจริง

(True Positive : TP) จำนวน 455 ชุดสัญญาณและผลลบปลอม (False Negative : FN) จำนวน 14 ชุดสัญญาณ แต่เมื่อเพิ่มขั้นตอนวิธีสำหรับการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนเข้าไปด้วยแล้วพบว่าสามารถวิเคราะห์ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วได้ถึง 624 ชุดสัญญาณจากชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วทั้งหมด 625 ชุดสัญญาณ ได้ค่าผลบวกจริงจำนวน 606 ชุดสัญญาณและผลลบปลอมจำนวน 18 ชุดสัญญาณ มีการคัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนมากออกจากการพิจารณา 1 ชุดสัญญาณ และได้ผลเป็นความไวที่ร้อยละ 97.12 ดังแสดงไว้ในตารางที่ 7

ตารางที่ 7 ผลการทดลองและการคำนวณค่าความไว (Sensitivity)

Type : AF	No. of record	TP	FN	Exclude	sensitivity (%)
ECG	469	455	14	0	97.01
ECG+noise	155	151	4	1	97.42
ALL	625	606	18	1	97.12

ค่าความจำเพาะที่ร้อยละ 80.41 นั้นได้คำนวณจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนของคนปกติจำนวน 3,507 ชุดสัญญาณ โดยแบ่งออกเป็นผลลบจริง (True Negative : TN) จำนวน 2,831 ชุดสัญญาณและผลบวกปลอม (False Positive : FP) จำนวน 676 ชุดสัญญาณ แต่เมื่อเพิ่มขั้นตอนวิธีสำหรับการตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนเข้าไปด้วยแล้วพบว่าสามารถวิเคราะห์ชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติได้ถึง 4,527 ชุดสัญญาณจากชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้คนปกติทั้งหมด 4,529 ชุดสัญญาณ ได้ค่าผลบวกจริงจำนวน 3,506 ชุดสัญญาณและผลบวกปลอมจำนวน 1,021 ชุดสัญญาณ มีการคัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนมากออกจากการพิจารณา 2 ชุดสัญญาณ และได้ผลเป็นความจำเพาะที่ร้อยละ 77.45 ดังแสดงไว้ในตารางที่ 8

ตารางที่ 8 ผลการทดลองและการคำนวณค่าความจำเพาะ (Specificity)

Type : NSR	No. of record	TN	FP	Exclude	specificity (%)
ECG	3,507	2,831	676	0	80.72
ECG+noise	1022	675	345	2	66.18
ALL	4529	3,506	1,021	2	77.45

6.2 ผลการทดสอบขั้นตอนวิธีตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์

6.2.1 ค่าความไว (Sensitivity)

ผลการทดสอบขั้นตอนวิธีตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วตามเวลาจริงจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วทั้งหมด 469 ชุดสัญญาณได้ค่าผลบวกจริง (True Positive : TP) ทั้งสิ้น 455 ชุดสัญญาณและค่าผลลบปลอม (False Negative : FN) ทั้งสิ้น 14 ชุดสัญญาณเมื่อนำมาคำนวณค่าความไวจะได้ค่าความไวร้อยละ 97.01 หากเพิ่มขั้นตอนวิธีในการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนเข้าไปด้วยแล้วจะสามารถตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถึง 624 ชุดสัญญาณจากทั้งหมด 625 ชุดสัญญาณ โดยให้ผลเป็นค่าผลบวกจริง 606 ชุดสัญญาณและค่าผลลบปลอม 18 ชุดสัญญาณ เมื่อนำมาคำนวณค่าความไวจะได้ค่าความไวร้อยละ 97.12 ผลการทดลองและค่าความไวของข้อมูลที่กล่าวมาข้างต้นแสดงไว้ในตารางที่ 9

ตารางที่ 9 ผลการทดลองจากไมโครคอนโทรลเลอร์และการคำนวณค่าความไว (Sensitivity)

Type : AF	No. of record	TP	FN	Exclude	sensitivity (%)
ECG	469	455	14	0	97.01
ECG+noise	155	151	4	1	97.42
ALL	625	606	18	1	97.12

6.2.2 ค่าความจำเพาะ (Specificity)

ผลการทดสอบขั้นตอนวิธีตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วตามเวลาจริงจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนของคนปกติทั้งหมด 3,507 ชุดสัญญาณได้ค่าผลลบจริง (True Negative : TN) ทั้งสิ้น 2,820 ชุดสัญญาณและค่าผลบวกปลอม (False Positive : FP) ทั้งสิ้น 687 ชุดสัญญาณเมื่อนำมาคำนวณค่าความจำเพาะจะได้ค่าความจำเพาะร้อยละ 80.41 หากเพิ่มขั้นตอนวิธีในการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนเข้าไปด้วยแล้วจะสามารถตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถึง 4,527 ชุดสัญญาณจากทั้งหมด 4,529 ชุดสัญญาณ โดยให้ผลเป็นค่าผลลบจริง 3,506 ชุดสัญญาณและค่าผลบวกปลอม 1,021 ชุดสัญญาณ เมื่อนำมาคำนวณค่าความไวจะได้ค่าจำเพาะร้อยละ 76.54 ผลการทดลองและค่าจำเพาะของข้อมูลที่กล่าวมาข้างต้นแสดงไว้ในตารางที่ 10

ตารางที่ 10 ผลการทดลองจากไมโครคอนโทรลเลอร์และการคำนวณค่าความจำเพาะ (Specificity)

Type : NSR	No. of record	TN	FP	Exclude	specificity (%)
ECG	3,507	2,820	687	0	80.41
ECG+noise	1022	645	375	2	63.24
ALL	4529	3,465	1,062	2	76.54

6.2.3 ค่าความไวและความจำเพาะเมื่อเทียบกับการประมวลผลบนโปรแกรม MATLAB

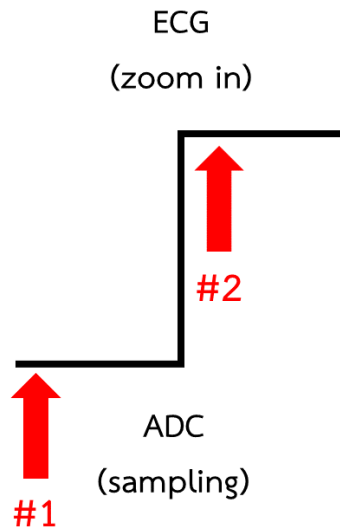
จากผลการทดลองที่ได้ทดสอบขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำในการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโปรแกรม MATLAB และอุปกรณ์ประมวลผลไมโครคอนโทรลเลอร์ นั้น พบว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วนั้น ขั้นตอนวิธีบนโปรแกรม MATLAB และไมโครคอนโทรลเลอร์ให้ผลตรงกันคือค่าความไวร้อยละ 97.12

ส่วนของค่าความจำเพาะนั้นการประมวลผลบนโปรแกรม MATLAB และอุปกรณ์ประมวลผลไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นให้ผลการทดลองที่ต่างกันเล็กน้อย การประมวลผลบนโปรแกรม MATLAB ผ่านฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะได้ค่าความจำเพาะร้อยละ 77.45 แต่การประมวลผลบนอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบตามเวลาจริงจะได้ผลค่าความจำเพาะร้อยละ 76.54 แสดงในตารางที่ 11 ตารางที่ 11 เปรียบเทียบผลการทดลองบนโปรแกรม MATLAB และอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์

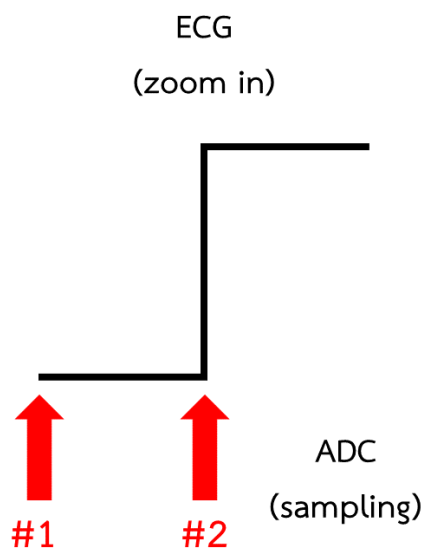
	MATLAB	Microcontroller
TP	606	606
FN	18	18
TN	3,506	1,021
FP	3,465	1,062
Exclude	3	3
Sensitivity(%)	97.12	97.12
Specificity(%)	77.45	76.54

จากผลการทดลองดังตารางที่ 11 พบว่าค่าความจำเพาะ (Specificity) ที่ได้จากอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ตามเวลาจริงนั้นมีค่าน้อยกว่าขั้นตอนวิธีที่ทดสอบบนโปรแกรม MATLAB โดยใช้ฐานข้อมูล เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จำลองจากอุปกรณ์นั้นมีอัตรากำหนดจังหวะที่ 300 ครั้งต่อวินาที หากลองพิจารณาถึงคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลาสั้นๆจะพบว่าลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะเป็นขั้นบันได เมื่ออุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่การชั่งตัวอย่างที่อัตรา 300 ครั้งต่อวินาที

อาจมีบางครั้ง que การซัคว่างไม่ตรงตามจังหวะของอุปกรณ์กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 73 และ 74



รูปที่ 73 ค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ตรงตามฐานข้อมูล



รูปที่ 74 ค่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ต่างกับฐานข้อมูล

บทที่ 7

สรุปผลการทดลองขั้นตอนวิธีและข้อเสนอแนะ

งานวิทยานิพนธ์นี้ได้ทำการพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ PhysioNet challenge 2017 ซึ่งได้มีการเผยแพร่เพื่อเป็นการแข่งขันในการพัฒนาขั้นตอนวิธีเพื่อนตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว ฐานข้อมูลดังกล่าวบันทึกจากอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา Kardia mobile ของบริษัท Alivecor วิธีการใช้อุปกรณ์สามารถได้โดยการนำปลายนิ้วมือคนละข้างสัมผัสกับแผ่นอิเล็กโทรดบนตัวอุปกรณ์เป็นเวลา 30 วินาที ตัวอุปกรณ์จะส่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังสมาร์ทโฟนที่ได้ทำการเชื่อมต่อไว้เพื่อทำการตรวจสอบ

ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้นำฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวมาเพื่อพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว โดยมีจุดประสงค์เพื่อการตรวจคัดกรองและการติดตามผล ซึ่งต้องมีความสะดวกในการพกพา สามารถใช้ต่อเนื่องกันได้เป็นเวลานาน จากเหตุผลที่กล่าวมาข้างต้นผู้ทำวิทยานิพนธ์จึงเลือกอุปกรณ์ประมวลผลไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega328 ในการทดสอบ เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่มีทรัพยากรในการประมวลผลต่ำ (ขนาด 8 บิต ที่ความถี่สัญญาณนาฬิกา 16 เมกะเฮิร์ตซ์)

ผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการพัฒนาขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนโปรแกรม MATLAB จากฐานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นจึงได้สังเคราะห์ขั้นตอนดังกล่าวลงบนอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ ผลของการทดสอบขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเวลาจริงด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีสัญญาณรบกวนบนอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นพบว่ามีค่าความไว (Sensitivity) ร้อยละ 97.12 (ค่าความไวเท่ากับผลที่ได้จากโปรแกรม MATLAB) ค่าความจำเพาะ (Specificity) ร้อยละ 80.41 (ผลที่ได้จากโปรแกรม MATLAB ได้ค่าความจำเพาะร้อยละ 80.72)

จากผลการทดลองข้างต้นเป็นการยืนยันว่าขั้นตอนวิธีที่พัฒนามีความซับซ้อนต่ำจริง เนื่องจากสามารถสังเคราะห์ลงบนอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีทรัพยากรในการประมวลผลต่ำได้ และยังได้ผลจากการทดลองใกล้เคียงกับผลการทดลองจากโปรแกรม MATLAB ที่ได้พัฒนามบนคอมพิวเตอร์ ด้วยอัตราการใช้จ่ายพลังงานที่ต่ำจึงสามารถนำไปใช้งานกับอุปกรณ์ตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาชนิดที่ต้องมีการวัดตลอดเวลาได้ อาทิเช่น อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาดอก

จากผลการทดลองข้างต้นผู้ทำวิทยานิพนธ์ได้เขียนขั้นตอนวิธีเพิ่มเติมในการตรวจสอบสัญญาณรบกวนที่ปะปนมากับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้สามารถวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลได้มากขึ้น และทำให้ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นมีความทนทานต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนเพิ่มมากขึ้น ผลจากการพัฒนาขั้นตอนวิธีเพื่อให้ขั้นตอนวิธีมีความสามารถในการตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนได้แล้วนั้น พบว่าขั้นตอนวิธีดังกล่าวมีความไวเพิ่มขึ้นจากเดิมร้อยละ 97.01 เป็นร้อยละ 97.12 แต่จะมีความจำเพาะลดลงจากร้อยละ 80.41 เป็นร้อยละ 76.54 ขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นเพื่อให้มีประสิทธิภาพต่อสัญญาณรบกวนนั้นเหมาะสมสำหรับการพัฒนาเป็นอุปกรณ์พกพาที่ไม่ต้องทำการตรวจวัดตลอดเวลา เช่น อุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือจับ

ค่าความไวและความจำเพาะที่ได้เสนอไว้ข้างต้นชี้ให้เห็นว่าขั้นตอนวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นเพื่อตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วมีความซับซ้อนต่ำจริง และสามารถตรวจจับผู้ที่มีภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วได้จริง เหมาะแก่การนำไปพัฒนาเป็นอุปกรณ์สำหรับการตรวจคัดกรองที่เหมาะสมแก่การพกพา ใช้พลังงานต่ำ และใช้เวลาในการตรวจวัดเพียง 30 วินาที ซึ่งทำให้มีความเป็นไปได้ในการนำขั้นตอนวิธีที่พัฒนาจากงานวิทยานิพนธ์นี้ไปใช้งานจริงในอุปกรณ์แบบพกพาที่ใช้ในการตรวจคัดกรองสภาวะหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วได้ต่อไป



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บรรณานุกรม

1. <https://www.un.org/en/sections/issues-depth/ageing/>, 2019.
2. Lakshminarayan, K., et al., *Atrial fibrillation and stroke in the general medicare population: a 10-year perspective (1992 to 2002)*. Stroke, 2006. **37**(8): p. 1969-74.
3. Go, A.S., et al., *Prevalence of Diagnosed Atrial Fibrillation in Adults National Implications for Rhythm Management and Stroke Prevention: the Anticoagulation and Risk Factors In Atrial Fibrillation (ATRIA) Study*. JAMA, 2001. **285**(18): p. 2370-2375.
4. Reiffel, J.A., et al., *Incidence of Previously Undiagnosed Atrial Fibrillation Using Insertable Cardiac Monitors in a High-Risk Population: The REVEAL AF Study*. JAMA Cardiology, 2017. **2**(10): p. 1120-1127.
5. Wolf, P.A., R.D. Abbott, and W.B. Kannel, *Atrial fibrillation as an independent risk factor for stroke: the Framingham Study*. Stroke, 1991. **22**(8): p. 983-8.
6. Kwok, C.S., et al., *Atrial fibrillation and incidence of dementia: a systematic review and meta-analysis*. Neurology, 2011. **76**(10): p. 914-22.
7. (2555), ส.ว., แนวทางเวชปฏิบัติ สำหรับดูแลผู้ป่วยภาวะหัวใจห้องบนเต้นผิดจังหวะชนิด *Atrial Fibrillation (AF)* ในประเทศไทย. พ.ศ. 2555.
8. สำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข, ส., ข้อมูลจำนวนครั้งในการรักษาที่แผนกผู้ป่วยในอันเนื่องมาจากการเกิดโรคและค่าใช้จ่ายที่โรงพยาบาลเรียกเก็บอันเนื่องมาจากการเกิดโรค 2553.
9. Gutierrez, C. and D.G. Blanchard, *Atrial fibrillation: diagnosis and treatment*. Am Fam Physician, 2011. **83**(1): p. 61-8.
10. Harris, K., D. Edwards, and J. Mant, *How can we best detect atrial fibrillation?* J R Coll Physicians Edinb, 2012. **42 Suppl 18**: p. 5-22.
11. ปฤษฎฐพร กิ่งแก้ว, ธ.ค., พัฒน์ศรี ศรีสุวรรณ, ศิดาพร ยังกง, ศรีเพ็ญ ตันติเวสส และ ยศ ตีระวัฒนานนท์, การประเมินความเสี่ยงของโรคหลอดเลือดหัวใจและหลอดเลือดสมอง. พ.ศ. 2556.
12. Alivecore, I.P.R.A., 2019, from: <https://store.alivecor.com/>.
13. Applied Biomedical Systems BV. MyDiagnostick-Product. 2017 ; Retrieved April 15, <https://www.mydiagnostick.com/index.html>.
14. Zenicor Medical Systems AB. Zenicor-ECG. 2017; Retrieved April 15, <https://zenicor.com/zenicor-ekg>.
15. Reiffel, J.A., *Atrial fibrillation and stroke: epidemiology*. Am J Med, 2014. **127**(4): p. e15-6.
16. ร้อยสมมุติ, ด.ส., หัวใจและการไหลเวียนเลือดเล่มที่ 1 โครงสร้าง หลักการ และไฟฟ้าของหัวใจ. พ.ศ.2555.
17. Petrucci, E., et al. *Atrial fibrillation detection algorithms for very long term ECG monitoring*. in *Computers in Cardiology, 2005*. 2005.
18. Escalona, O.J. and M.E. Reina, *A fast and robust time-series based decision rule for identification of atrial fibrillation arrhythmic patterns in the ECG*. 2010 Computing in Cardiology, 2010: p. 995-998.
19. Das, N. and A. Chakrabarty. *Arrhythmia Classification by Heart Rate Variability Analysis using Symlets based on Time-Frequency Features*. 2015.

20. Lek-uthai, A., P. Somboon, and A. Teeramongkonrasmee. *Development of a cost-effective ecg monitor for cardiac arrhythmia detection using heart rate variability*. in *2016 9th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*. 2016.
21. Linear Discriminant Analysis (LDA); Retrieved April 19, from: <http://www.assignmentpoint.com/business/business-statistics/linear-discriminant-analysis.html>.
22. <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/software/stprtool/>.





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล นายสุเชษฐ์ มัทธนาทวิ
วัน เดือน ปี เกิด 22 มิถุนายน 2538
ที่อยู่ปัจจุบัน 1/40 เอกชัย 129 ถ.เอกชัย เขตบางบอน กรุงเทพฯ 10150



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY