

การตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั้นพรีด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ



นางสาวปิยธิดา ขอย่นกลาง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR) เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR) are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2558

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Microcontroller based Atrial Fibrillation Detection using Heart Rate Variability

Miss Piyatida Khoyunklang



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

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2015

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั้นพรีเวด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ
โดย	นางสาวปิยธิดา ขอย่นกลาง
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลศรีมี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิทย์ากร อัศดรวิเศษ)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลศรีมี)

.....กรรมการ
(อาจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทิมพันธุ์ เจริญพงษ์)

ปิยธิดา ขอย่นกลาง : การตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์โดย
ใช้ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Microcontroller based Atrial
Fibrillation Detection using Heart Rate Variability) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก:
ผศ. ดร.อาภรณ์ ธีรมงคลศรี, 99 หน้า.

ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว เป็นภาวะที่มักพบในผู้สูงอายุ และต้องได้รับการรักษาและ
ควบคุมอาการอย่างต่อเนื่อง เนื่องจากภาวะดังกล่าวนำไปสู่ความเสี่ยงต่อโรคอื่น ๆ ที่
ร้ายแรง วิทยานิพนธ์นี้ ได้นำเสนอการพัฒนาการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วโดยใช้ความ
แปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจในเวลาจริง ระบบของการตรวจจับประกอบด้วย 3 ส่วน ได้แก่ วงจร
วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ
หัวใจห้องบนสั่นพริ้ว โดยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและทำหน้าที่ปรับรูปร่าง
สัญญาณแบบแอนะล็อกให้เหมาะสม วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราการขยายรวมเท่ากับ 1000 เท่า
มีแถบความถี่อยู่ในช่วง 0.05 ถึง 50 เฮิร์ตซ์ ในขั้นถัดมา คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกประมวลผลด้วย
ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยสัญญาณจะถูกแปลงจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัลด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่าง
เท่ากับ 200 เฮิร์ตซ์ ความละเอียดเท่ากับ 12 บิต ต่อมาสัญญาณจะถูกประมวลผลเพื่อตรวจจับ
ตำแหน่ง QRS complex ในเวลาจริง ด้วยวิธีการนับจำนวนตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์
ขั้นตอนวิธีการสำหรับตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ถูกนำไปทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-BIH
ชนิด Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล ผลการทดสอบแบบจำลองมีความไว เท่ากับ 99.24% และมี
Positive Predictivity เท่ากับ 99.36% ผลการทดสอบในเวลาจริงมีความไว เท่ากับ 94.77% และ
Positive Predictivity เท่ากับ 99.04% และถูกนำไปทดสอบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวน
ชนิดต่างๆจากเครื่องจำลองสัญญาณ หลังจากนั้น ข้อมูลตำแหน่ง QRS complex จะถูกส่งไปยังส่วน
ประมวลผลการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วบนคอมพิวเตอร์ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวน
ของอัตราการเต้นหัวใจ หากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว ระบบจะทำการตรวจจับ
และแสดงผลสถานะการตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วในเวลาจริง ขั้นตอนวิธีการสำหรับตรวจจับ
ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วที่พัฒนาขึ้น ถูกนำไปทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Atrial
Fibrillation จำนวน 25 ชุดข้อมูล ผลการทดสอบแบบจำลองมีความไว เท่ากับ 90.64% และ
ความจำเพาะเท่ากับ 91.45% การตรวจจับภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ที่
พัฒนาขึ้นนี้ เหมาะกับการประยุกต์ใช้งานที่ช่วยให้ผู้ป่วยสามารถตรวจสอบภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว

นอกสถานพยาบาล

ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ปีการศึกษา 2558

5570289421 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORDS: ELECTROCARDIOGRAPH (ECG) / QRS DETECTION / ATRIAL FIBRILLATION
DETECTION / REAL-TIME / BLUETOOTH

PIYATIDA KHOYUNKLANG: Microcontroller based Atrial Fibrillation Detection
using Heart Rate Variability. ADVISOR: ASST. PROF.ARPORN
TEERAMONGKONRASMEE, Ph.D., 99 pp.

Atrial Fibrillation is often found in the elder and needs to be treated and controlled continuously because this condition always leads to the risk of other serious diseases. This thesis presents a development of an Atrial Fibrillation Detection using Heart Rate Variability (HRV) in real-time. The detection consists of three main parts: ECG circuit, microcontroller and AF detection part. The ECG circuit is responsible for the amplification and filtering ECG signal. The designed ECG circuit has a total gain of 1000 and bandwidth of 0.05-50 Hz. In the next step, ECG signal is digitized by a microcontroller using an A/D with 12 bit-resolution. The microcontroller will also be used to detect QRS complex in real-time by counting the numbers of zero crossing index. For QRS detection algorithm, it is tested with 48 records of MIT-BIH Arrhythmia database. The simulation test results are 99.24% of sensitivity and 99.36% of positive predictivity. The real-time test results are 94.77% of sensitivity and 99.04% of positive predictivity. In addition, the QRS detection algorithm is also tested with noisy ECG signal generated from an ECG simulator. After that the QRS complex index are transferred to the AF detection on computer using Heart rate variability. If AF condition occurs, system will detect and display AF condition in real-time. For AF detection algorithm, it is tested with 25 records of MIT-BIH Atrial Fibrillation database. The simulation test result are 90.64% of sensitivity and 91.45% of specificity respectively. The developed this microcontroller based AF detection is capable to help patients to detect AF condition outside a hospital.

Department: Electrical Engineering Student's Signature

Field of Study: Electrical Engineering Advisor's Signature

Academic Year: 2015

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความช่วยเหลือและคำแนะนำในทุกๆด้านจากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อาภรณ์ อีรมงคลศรี ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านได้ให้คำปรึกษาและความรู้ที่มีค่าทั้งในภาคทฤษฎีและภาคปฏิบัติ รวมไปถึงแนะแนวทางการแก้ปัญหาต่างๆและช่วยเหลือแก้ไขอย่างดีมาโดยตลอดการศึกษาในระดับบัณฑิตศึกษาของข้าพเจ้า อีกทั้งยังช่วยกรุณาจัดหาอุปกรณ์และเครื่องมือต่างๆที่ใช้สำหรับการทำวิทยานิพนธ์ จนกระทั่งข้าพเจ้าได้ดำเนินการทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณอาจารย์ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย ที่ได้ให้ข้อมูลความรู้ทางการแพทย์ที่สำคัญ และให้คำปรึกษาแนะนำรวมถึงตอบข้อสงสัยเกี่ยวกับขั้นตอนวิธีการที่เลือกใช้ทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ อีกทั้งยังทำหน้าที่เป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์อีกด้วย

ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ได้แก่ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิทยากร อัครวิเศษ ผู้เป็นประธานกรรมการ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทิฆัมภ์ เจริญพงษ์ ผู้เป็นกรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย ที่ได้สละเวลาอันมีค่ามาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทั้งฉบับ โครงร่างและฉบับสมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่คอยสนับสนุนและเอาใจใส่ในทุกๆด้าน อีกทั้งยังเป็นกำลังใจที่สำคัญมาโดยตลอดตั้งแต่เริ่มต้นจนกระทั่งวิทยานิพนธ์สำเร็จลุล่วง

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ จากภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและห้องปฏิบัติการไปโออิเล็คทรอนิกส์ สำหรับความช่วยเหลือ คำแนะนำ และกำลังใจที่มีให้มาโดยตลอดการทำวิทยานิพนธ์

สุดท้ายนี้ ขอขอบคุณ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่สนับสนุนงบประมาณในการนำเสนอบทความทางวิชาการ และทำให้ข้าพเจ้าได้รับความรู้ที่เป็นประโยชน์ต่อไปในอนาคต

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์	3
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์	3
1.4 ขั้นตอนในการดำเนินการ	3
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย.....	4
บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม	5
2.1 สรีรวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ	5
2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.3 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	8
2.4 ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia).....	11
2.5 ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว (Atrial Fibrillation: AF)	13
2.5.1 สาเหตุการเกิดภาวะ AF.....	13
2.5.2 กลไกการเกิดภาวะ AF.....	14
2.5.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF	15
2.5.4 ประเภทของ AF [12].....	16

2.5.5 อาการและภาวะแทรกซ้อน	17
2.5.6 การวินิจฉัยภาวะ AF.....	17
2.6 การสื่อสารแบบไร้สาย (Wireless Communication).....	18
2.6.1 ประเภทของการสื่อสารแบบไร้สาย	18
2.6.1.1 เครือข่ายแลนไร้สาย (Wireless Local Area Network: WLAN).....	18
2.6.1.2 เครือข่ายแวนไร้สาย (Wireless Wide Area Network: WWAN).....	19
2.6.1.3 เครือข่ายไร้สายส่วนบุคคล (Wireless Personal Area Network: WPAN).....	19
2.6.1.3.1 Bluetooth.....	20
2.7 ทบทวนวรรณกรรม	21
บทที่ 3 การออกแบบระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว	23
3.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)	25
3.1.1 วงจรขยายอินสตรูเมนต์เซ็น (Instrumentation amplifier).....	25
3.1.2 วงจร Auto-zero.....	26
3.2 ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์	31
3.2.1 การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล.....	33
3.2.2 การตรวจจับคลื่น QRS (QRS detection)	35
3.2.2.1 การแยกลักษณะเด่น (Feature extraction).....	36
3.2.2.1.1 การกรองสัญญาณผ่านแถบ.....	37
3.2.2.1.2 การแปลงสัญญาณแบบไม่เชิงเส้น	38
3.2.2.1.3 การสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูง	39
3.2.2.1.4 การหา Zero Crossing count	41
3.2.2.2 การจำแนกคลื่น QRS complex.....	43
3.3 ส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF (AF detection).....	45

3.3.1 การหา Heart rate variability (HRV).....	47
3.3.2 กฎการตัดสินใจเพื่อคัดแยกภาวะ AF.....	48
บทที่ 4 การทดสอบประสิทธิภาพของระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว	49
4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	49
4.1.1 การทดสอบคุณภาพสัญญาณ.....	51
4.2 การทดสอบประสิทธิภาพของส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์.....	56
4.2.1 การทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex.....	56
4.2.1.1 วิธีการประเมินผล.....	56
4.2.1.2 ผลทดสอบ.....	58
4.2.1.3 ผลทดสอบในเวลาจริง.....	63
4.2.1.4 ผลทดสอบภายใต้สัญญาณรบกวน.....	71
4.3 การทดสอบประสิทธิภาพของส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF	76
4.3.1 วิธีการประเมินผล.....	76
4.3.2 การทดสอบหาค่าขีดเริ่มที่เหมาะสม.....	77
4.3.3 การทดสอบผลการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริง.....	80
บทที่ 5 สรุปวิทยานิพนธ์และแนวทางการพัฒนา	90
5.1 สรุปวิทยานิพนธ์.....	90
5.2 แนวทางการพัฒนา	93
รายการอ้างอิง	94
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	99

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติของเทคโนโลยีเครือข่ายไร้สายแต่ละชนิด	19
ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว	24
ตารางที่ 4.1 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex แบบจำลอง ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล	59
ตารางที่ 4.2 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex แบบจำลองด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล หลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง	61
ตารางที่ 4.3 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล	66
ตารางที่ 4.4 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูลหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง	68
ตารางที่ 4.5 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 0.5 mV	72
ตารางที่ 4.6 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 1 mV	72
ตารางที่ 4.7 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 2 mV	73
ตารางที่ 4.8 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 4 mV	73
ตารางที่ 4.9 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 0.5 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาที หลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง	74
ตารางที่ 4.10 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 1 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาทีหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง	74
ตารางที่ 4.11 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 2 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาทีหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง	75
ตารางที่ 4.12 อัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 4 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาทีหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง	75
ตารางที่ 4.13 ประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ที่ค่าขีดเริ่มต่างๆ	78

ตารางที่ 4.14 ประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF แบบจำลองด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Atrial
Fibrillation จำนวน 25 ชุดข้อมูล 79

ตารางที่ 4.15 ผลการทดสอบคัดแยกภาวะ AF ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละชนิด 86



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 สรีรวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ [7].....	5
รูปที่ 2.2 กระบวนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [8]	6
รูปที่ 2.3 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [10]	7
รูปที่ 2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Standard limb lead.....	9
รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Augmented limb leads	10
รูปที่ 2.6 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Chest lead	11
รูปที่ 2.7 เปรียบเทียบกลไกการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF กับหัวใจปกติ [13].....	14
รูปที่ 2.8 เปรียบเทียบลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF กับภาวะปกติ	15
รูปที่ 2.9 เปรียบเทียบลักษณะคลื่น P ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF กับภาวะปกติ.....	16
รูปที่ 2.10 เปรียบเทียบจังหวะการเต้นของหัวใจที่มีภาวะ AF กับภาวะปกติ [15]	18
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมโครงสร้างของระบบเผื่อระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพรี้ว.....	23
รูปที่ 3.2 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของระบบ	25
รูปที่ 3.3 วงจรที่ใช้ทดสอบเพื่อวัดผลของการกำจัดไฟตรง.....	27
รูปที่ 3.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันขาออกของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชันกับค่าแรงดันผลต่างที่ใช้ทดสอบ	28
รูปที่ 3.5 วงจรรองความถี่ต่ำผ่านอันดับหนึ่ง	29
รูปที่ 3.6 วงจรรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสอง.....	30
รูปที่ 3.7 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	31
รูปที่ 3.8 บอร์ดประมวลผล STM32 MINI-M4 [27].....	32
รูปที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรเลอร์.....	33
รูปที่ 3.10 การสุ่มสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด $1.65 V_{p-p}$ ที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์อัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 เฮิร์ตซ์.....	34

รูปที่ 3.11 การสุ่มสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด 3.0 V_{p-p} ที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์อัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 เฮิร์ตซ์.....	35
รูปที่ 3.12 บล็อกไดอะแกรมของกระบวนการตรวจจับ QRS complex.....	36
รูปที่ 3.13 บล็อกไดอะแกรมของการแยกลักษณะเด่น [18].....	37
รูปที่ 3.14 ผลการกรองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัวกรองสัญญาณผ่านแถบ.....	38
รูปที่ 3.15 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของการกรองสัญญาณผ่านแถบ.....	38
รูปที่ 3.16 ผลการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไม่เชิงเส้น.....	39
รูปที่ 3.17 ผลของสัญญาณเมื่อมีการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูง.....	40
รูปที่ 3.18 จำนวนของตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บนสัญญาณโดยการนับแบบ Exponential window.....	42
รูปที่ 3.19 ลักษณะสัญญาณที่ผ่านกระบวนการแยกลักษณะเด่น.....	42
รูปที่ 3.20 ผลการวิเคราะห์คัตแยกเหตุการณ์ที่เกิด QRS complex.....	43
รูปที่ 3.21 เหตุการณ์ที่เกิด QRS complex บนสัญญาณ.....	44
รูปที่ 3.22 ตัวอย่างสัญญาณที่ผ่านกระบวนการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex.....	45
รูปที่ 3.23 บล็อกไดอะแกรมของกระบวนการตรวจจับภาวะ AF.....	46
รูปที่ 3.24 ตัวอย่างสัญญาณที่ผ่านกระบวนการตรวจจับภาวะ AF.....	48
รูปที่ 4.1 บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE [31].....	50
รูปที่ 4.2 เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [32].....	51
รูปที่ 4.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที.....	52
รูปที่ 4.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 90 ครั้งต่อนาที.....	53
รูปที่ 4.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที.....	54
รูปที่ 4.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 150 ครั้งต่อนาที.....	55
รูปที่ 4.7 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการกรองสัญญาณผ่านแถบในเวลาจริงกับแบบจำลอง.....	64

รูปที่ 4.8 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการแปลงสัญญาณแบบ Nonlinear ในเวลาจริงกับแบบจำลอง	64
รูปที่ 4.9 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการการสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูงในเวลาจริงกับแบบจำลอง	65
รูปที่ 4.10 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการหา Zero Crossing count ในเวลาจริงกับแบบจำลอง.....	65
รูปที่ 4.11 อุปกรณ์ NI myDAQ [36].....	66
รูปที่ 4.12 ประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ที่ค่าขีดเริ่มต่างๆ	78
รูปที่ 4.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 40 ครั้งต่อนาที.....	80
รูปที่ 4.14 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 60 ครั้งต่อนาที.....	80
รูปที่ 4.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 200 ครั้งต่อนาที.....	81
รูปที่ 4.16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Sinus Respiratory Arrhythmia.....	81
รูปที่ 4.17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PAC	81
รูปที่ 4.18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PVC	81
รูปที่ 4.19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Flutter	82
รูปที่ 4.20 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Fibrillation.....	82
รูปที่ 4.21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Bigeminy	82
รูปที่ 4.22 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Trigeminy.....	82
รูปที่ 4.23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Ventricular Bigeminy.....	83
รูปที่ 4.24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Ventricular Trigeminy	83
รูปที่ 4.25 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Coarse Atrial Fibrillation	83
รูปที่ 4.26 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Fine Atrial Fibrillation	83
รูปที่ 4.27 ตัวอย่างการแสดงผลตรวจจับภาวะ AF ของสัญญาณ.....	85

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

โรคหัวใจและหลอดเลือดถือเป็นปัญหาทางด้านสาธารณสุขที่มีความรุนแรงมากทั้งในและต่างประเทศ โดยมีแนวโน้มของการเสียชีวิตจากโรคดังกล่าวเพิ่มขึ้นทุกปี อันสืบเนื่องมาจากวิถีชีวิตและพฤติกรรมการใช้ชีวิตที่เปลี่ยนแปลงไปจากอดีต ซึ่งเพิ่มปัจจัยเสี่ยงต่อการเกิดโรคดังกล่าว เช่น พฤติกรรมการรับประทานอาหารและการออกกำลังกายที่ไม่สมดุล ความเครียดที่เพิ่มขึ้น หรือเวลาในการตรวจสุขภาพที่มีน้อยลง เป็นต้น จากรายงานขององค์การอนามัยโลก (WHO) ได้ระบุว่า โรคหัวใจและหลอดเลือดคือโรคที่เป็นสาเหตุอันดับหนึ่งของการเสียชีวิตโดยเฉลี่ยเป็นจำนวนถึงร้อยละ 29 จาก การเสียชีวิตทั้งหมดของประชากรโลก ซึ่งคิดเป็น 18.3 ล้านรายต่อปี โดยระบุเพิ่มเติมว่าร้อยละ 82 ของการเสียชีวิต มาจากประเทศที่มีรายได้ปานกลางไปจนถึงรายได้ต่ำ และนอกจากนี้ทางด้าน สมาพันธ์หัวใจโลก (WHF) ยังได้มีการคาดการณ์ว่าภายใน พ.ศ. 2573 จะมีการเสียชีวิตด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดเพิ่มขึ้นเป็น 23 ล้านรายทั่วโลก [1]

สถานการณ์ด้านสาธารณสุขของโรคหัวใจและหลอดเลือดในประเทศไทยก็ถือเป็นปัญหาที่รุนแรงเช่นเดียวกันกับทั่วโลก โดยถือว่าเป็นโรคที่มีอัตราการเสียชีวิตสูงสุดติดอันดับ 1 ใน 10 และเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับสามรองจากอุบัติเหตุและมะเร็ง [2] ซึ่งโดยเฉลี่ยแล้วมีผู้เสียชีวิตจากโรคดังกล่าวมากถึง 4 รายต่อชั่วโมง และนอกเหนือจากปัญหาทางสาธารณสุขแล้ว ยังส่งผลกระทบต่อความสูญเสียทางเศรษฐกิจ โดยได้มีการสำรวจสถิติของผู้ป่วยคนไทยซึ่งเป็นโรคหัวใจและจำเป็นต้องนอนโรงพยาบาลในระหว่างช่วงปี พ.ศ.2548 ถึง พ.ศ.2552 มีมากถึงวันละ 1,185 รายต่อปี [3] โดยสำนักงานหลักประกันสุขภาพแห่งชาติ (NHSO) ระบุว่าโรคหัวใจและหลอดเลือดต้องมีการสูญเสียงบประมาณสำหรับพัฒนาระบบดูแลถึงปีละประมาณ 50,000 ล้านบาท เช่น ระบบดูแลโรคหัวใจขาดเลือด ที่รัฐต้องมีการจัดสรรงบประมาณเพื่อการขยายเครือข่ายหน่วยบริการทางการแพทย์สำหรับให้ยาละลายลิ่มเลือดโดยเฉพาะ เป็นต้น [4] ซึ่งรูปแบบการดำเนินชีวิตในสังคมไทยที่เปลี่ยนแปลงไปและการขยายตัวของจำนวนประชากรผู้สูงอายุย่อมส่งผลให้ความต้องการบริการทางสุขภาพต่างๆเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ ดังนั้นความสูญเสียทางเศรษฐกิจย่อมมากขึ้นตามมาอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้

ในกลุ่มโรคหัวใจและหลอดเลือดทั้งหมด หนึ่งในโรคที่พบบ่อยที่สุดและมักเป็นสาเหตุของอาการแทรกซ้อนร้ายแรงต่างๆตามมาคือภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วหรือ Atrial Fibrillation (AF) ซึ่งเป็นอาการที่มักพบในกลุ่มผู้สูงอายุ โดยพบว่าในกลุ่มผู้ที่มีอายุมากกว่า 75 ปีขึ้นไปมีอัตราการเกิดภาวะ AF ถึงร้อยละ 6-10 โดย AF ยังเป็นอาการที่จำเป็นจะต้องได้รับการตรวจรักษาและควบคุมอาการอย่างต่อเนื่อง เนื่องจากโรคดังกล่าวมักนำไปสู่ความเสี่ยงต่อโรคอื่นๆที่ร้ายแรง ไม่ว่าจะเป็นโรค

หลอดเลือดสมองอุดตัน ภาวะหัวใจล้มเหลวอัมพฤกษ์ อัมพาต เป็นต้น ภาวะ AF ในผู้ป่วยหลายรายมักไม่ได้แสดงอาการออกมาอย่างชัดเจน ทำให้ผู้ป่วยไม่รู้ตัวและไม่ได้เข้ารับการรักษาทันท่วงที ส่งผลให้ผู้ป่วยภาวะ AF มีอัตราการเสียชีวิตเพิ่มขึ้นจากคนปกติถึงสองเท่า นอกเหนือจากนี้ยังพบว่าใน 20 ปีที่ผ่านมา โรงพยาบาลในประเทศไทยรับผู้ป่วยจากภาวะ AF เพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 66 ทำให้เกิดภาระค่าใช้จ่ายในการดูแลเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับผู้ป่วยที่ไม่มีภาวะ AF ถึง 5 เท่า รวมไปถึงผลกระทบต่างๆจากภาวะแทรกซ้อนที่มีสาเหตุมาจาก AF เช่น โรคหลอดเลือดสมองอุดตัน ซึ่งเป็นโรคที่ก่อให้เกิดความสูญเสียทางเศรษฐกิจที่สำคัญของไทย เนื่องจากต้องเข้ารับการรักษาย่อยครั้ง จากสถิติพบว่าสูงถึง 993,898 ครั้งต่อปี คิดเป็นภาระค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาสูงถึง 3,165 ล้านบาทต่อปี [5] ฉะนั้นการควบคุมและติดตามจังหวะและอัตราการเต้นของหัวใจจึงเป็นหัวใจหลักที่สำคัญมากในการลดความเสี่ยงของการเกิด AF

อย่างไรก็ตาม แม้การขยายเครือข่ายการให้บริการทางการแพทย์สำหรับโรคหัวใจและหลอดเลือด จะสามารถแก้ปัญหาดังกล่าวและส่งผลให้อัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยลดลงได้ แต่ก็ยังถือเป็นการแก้ปัญหาที่ปลายเหตุ ทั้งนี้ยังก่อให้เกิดความสูญเสียทางเศรษฐศาสตร์เป็นจำนวนมาก และมีแนวโน้มจะมากขึ้นเรื่อยๆในอนาคต นอกเหนือจากนี้ยังรวมถึงข้อจำกัดทางการเงินส่วนบุคคลซึ่งถือเป็นปัจจัยหลักในการรับการรักษาด้วยเช่นกัน เพราะ AF เป็นภาวะที่ไม่ได้แสดงอาการชัดเจน มักไม่ตรวจพบและรักษาได้ในครั้งเดียว จำเป็นต้องเข้ารับการดูแลทางการแพทย์ที่มีราคาสูงอย่างต่อเนื่อง ทำให้เกิดภาระค่าใช้จ่ายมากกว่าปกติ

ดังนั้นทางเลือกในการแก้ปัญหาดังกล่าวที่ต้นเหตุ คือ การดูแลรักษาสุขภาพและหลีกเลี่ยงปัจจัยที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดโรค โดยการหมั่นตรวจเช็คสุขภาพหัวใจอย่างสม่ำเสมอ ได้แก่ การตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และการวิเคราะห์ความผิดปกติเบื้องต้น เพื่อติดตามและประเมินความเสี่ยงของตัวเองในการวางแผนปรับปรุงสุขภาพของหัวใจและปรับเปลี่ยนพฤติกรรม การดำเนินชีวิตที่มีความเสี่ยง หรือเพื่อให้ผู้เชี่ยวชาญวางแผนแนะนำต่อไป ซึ่งภาวะ AF จำเป็นจะต้องมีการเฝ้าติดตามตรวจวัดอย่างต่อเนื่องในระยะหนึ่ง หากมีความผิดปกติอย่างต่อเนื่องหรือเป็นๆหายๆเป็นระยะเวลานาน เช่น 1 สัปดาห์ขึ้นไป ถือว่าเป็นสัญญาณเบื้องต้นที่บ่งบอกถึงสภาวะที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย และความจำเป็นในการรักษาซึ่งช่วยให้แพทย์ประเมินอาการและความเสี่ยงของโรครวมไปถึงวางแผนการรักษาได้อย่างมีประสิทธิภาพและทันท่วงที เช่น การใช้กระแสไฟฟ้าตรงเพื่อเปลี่ยนจังหวะการเต้นของหัวใจให้กลับมาปกติในรายที่มีภาวะ AF ซ้ำๆนานกว่า 1 สัปดาห์ หรือพิจารณาให้ยาควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในรายที่มีภาวะ AF เป็นเวลา 1 ปี [6]

อย่างไรก็ตามการติดตามตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจรวมถึงการวิเคราะห์ภาวะ AF อย่างต่อเนื่อง มักมีข้อจำกัดในด้านต่างๆ เช่น ต้องเดินทางมาตรวจวัดที่โรงพยาบาล หรือตรวจวัดภายในที่อยู่อาศัยเท่านั้น ซึ่งส่งผลต่อเวลา ความสะดวกสบายไปจนถึงค่าใช้จ่ายของผู้ป่วย ซึ่งในกรณี

ของภาวะ AF อาการผิดปกติของหัวใจอาจไม่ได้แสดงออกในช่วงเวลาใดเวลาหนึ่งที่แน่นอน ต้องอาศัยการวัดที่ต่อเนื่องยาวนานหลายๆช่วง

เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว วิทยานิพนธ์จึงมีจุดประสงค์ที่จะพัฒนาระบบติดตามและวิเคราะห์ภาวะ AF โดยพัฒนาให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างต่อเนื่องตามเวลาจริงและสามารถพกพาเพื่อนำไปใช้วัดติดตามอาการโดยไม่มีข้อจำกัดทางสถานที่และเวลา รวมไปถึงพัฒนาระบบวิเคราะห์เพื่อตรวจจับภาวะ AF เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถประเมินความเสี่ยงของอาการเบื้องต้นได้ด้วยตนเอง

ระบบเฝ้าระวังภาวะ AF ประกอบไปด้วยอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับส่วนแสดงผลและตรวจจับความผิดปกติของภาวะ AF โดยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นส่วนที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดของผู้ป่วยรวมทั้งทำการกรองและขยายสัญญาณ จากนั้นส่งสัญญาณไปยังส่วนควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งทำหน้าที่แปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลและวิเคราะห์สัญญาณเพื่อตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ในเวลาจริง ซึ่งตำแหน่งคลื่น QRS เป็นข้อมูลที่จำเป็นต่อการนำมาใช้วิเคราะห์ความผิดปกติจากภาวะ AF หลังจากได้ข้อมูลตำแหน่งคลื่น QRS แล้วจะส่งข้อมูลผ่านบลูทูธโมดูลไปยังหน่วยประมวลผลที่ใช้วิเคราะห์เพื่อตรวจจับความผิดปกติจากภาวะ AF และแสดงผลการวิเคราะห์ในเวลาจริง

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

พัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาที่สามารถวิเคราะห์สัญญาณเพื่อตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ในเวลาจริง พร้อมทั้งส่งข้อมูลตำแหน่งคลื่น QRS ผ่านการสื่อสารไร้สายระยะสั้นแบบบลูทูธไปยังหน่วยประมวลผลที่ใช้วิเคราะห์เพื่อตรวจจับความผิดปกติจากภาวะ AF ต่อไป

1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1. ทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS (QRS Detection Algorithm)
2. ออกแบบและพัฒนาเครื่องต้นแบบสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถวิเคราะห์สัญญาณเพื่อตรวจจับ และส่งข้อมูลตำแหน่งคลื่น QRS ผ่านเทคโนโลยีบลูทูธ
3. ทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF (AF Detection Algorithm)
4. พัฒนาซอฟต์แวร์ที่ใช้ตรวจจับภาวะ AF และแสดงผลในเวลาจริง

1.4 ขั้นตอนในการดำเนินการ

1. ศึกษาวิธีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ศึกษาข้อมูลทางสรีระวิทยาของหัวใจ และความผิดปกติที่เกิดจากภาวะ AF

3. ศึกษาขั้นตอนวิธีการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS (QRS Detection Algorithm)
4. พัฒนาโปรแกรมทดสอบประสิทธิภาพของกระบวนการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS
5. ทดสอบผลของกระบวนการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS
6. ออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา
7. พัฒนาโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับกระบวนการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS และส่งข้อมูลผ่านโมดูลบลูทูธในเวลาจริง
8. ทดสอบผลของกระบวนการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS บนไมโครคอนโทรลเลอร์ในเวลาจริง
9. พัฒนาโปรแกรมทดสอบประสิทธิภาพของกระบวนการตรวจจับภาวะ AF
10. ทดสอบผลของกระบวนการตรวจจับภาวะ AF
11. พัฒนาซอฟต์แวร์ที่ใช้ตรวจจับภาวะ AF และแสดงผลในเวลาจริง
12. ทดสอบผลการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริง
13. รวบรวมผลการทดลองและวิเคราะห์ผล

1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย

1. ได้เครื่องต้นแบบสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างต่อเนื่องตามเวลาจริงและสามารถพกพาเพื่อนำไปใช้วัดติดตามอาการโดยลดข้อจำกัดทางสถานที่
2. ได้ซอฟต์แวร์ที่ใช้ตรวจจับภาวะ AF และสามารถแสดงผลในเวลาจริงเพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถประเมินความเสี่ยงของอาการเบื้องต้นได้ด้วยตนเอง

บทที่ 2

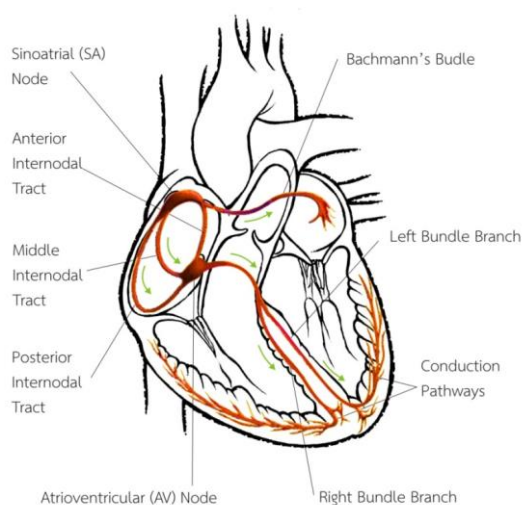
ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม

การพัฒนาระบบเฝ้าระวังความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างมีประสิทธิภาพ จำเป็นต้องมีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจลักษณะการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวิธีการวัดซึ่งเป็นการรู้พื้นฐานในการพัฒนาระบบ รวมไปถึงความรู้เกี่ยวกับเทคโนโลยีการสื่อสารที่เป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับวัดและวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สำหรับบทที่ 2 จะกล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวกับหัวใจ ได้แก่ สรีรวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะและภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว จากนั้นจะกล่าวถึงเทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สาย และในตอนท้ายของบทจะกล่าวถึงการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้

2.1 สรีรวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ

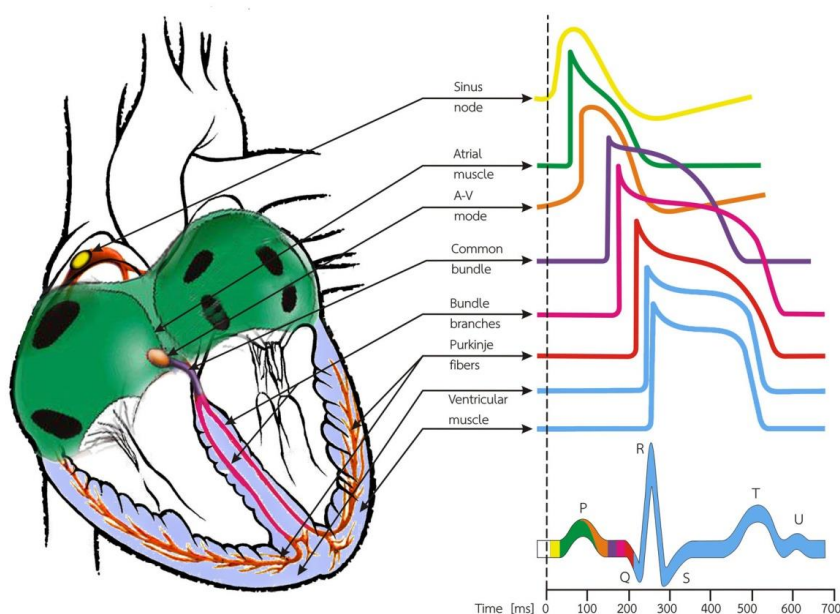
หัวใจคืออวัยวะหลักที่สำคัญซึ่งมีหน้าที่ในการสูบฉีดเลือดเพื่อไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยหัวใจจะแบ่งออกเป็น 2 ซีก คือ ซีกซ้ายและซีกขวา ซีกซ้ายจะบรรจุและนำส่งเลือดที่มีออกซิเจนสูงหรือเลือดแดง ส่วนซีกขวาจะบรรจุและนำส่งเลือดที่มีออกซิเจนต่ำหรือเลือดดำ นอกจากนี้หัวใจยังแบ่งเป็นด้านบน (Atrium) และด้านล่าง (Ventricle) ซึ่งย่อยออกเป็น 4 ห้อง โดยหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) จะรับเลือดดำจากร่างกายส่งไปยังหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) จากนั้นหัวใจห้องล่างขวาก็จะส่งเลือดไปฟอกที่ปอด เมื่อปอดฟอกเลือดแล้วจึงส่งเลือดแดงกลับมายังหัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrium) แล้วส่งต่อไปสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) โดยหัวใจห้องนี้จะทำหน้าที่ในการสูบฉีดเลือดแดงไปหล่อเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายต่อไป



รูปที่ 2.1 สรีรวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ [7]

การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) เกิดจากการกระตุ้นเซลล์ต่างๆของหัวใจด้วยกระบวนการทางไฟฟ้าซึ่งเริ่มจากจุดกำเนิดไฟฟ้าหัวใจคือ Sinoatrial Node (SA Node) ซึ่งอยู่บริเวณจุดเชื่อมต่อระหว่างเส้นเลือดดำใหญ่ (Superior vena cava) กับหัวใจห้องบนขวาจากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจาก SA Node จะกระตุ้นไปตามผนังของหัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้าย ส่งผ่านลงไปยังบริเวณ Atrioventricular node (AV Node) เกิดกระบวนการ Atrial Depolarization จากนั้นหัวใจห้องบนจึงหดตัวในช่วงนี้สัญญาณ ECG จะเกิดเป็นลูกคลื่น P wave ซึ่งหากเกิดความผิดปกติบริเวณหัวใจห้องบนก็จะส่งผลให้ P wave มีลักษณะที่เปลี่ยนแปลงไปจากลูกคลื่นปกติเช่นภาวะ AF ซึ่งเกิดจากหัวใจห้องบนบางบริเวณมีการสร้างกระแสประสาทขึ้นมาเองทำให้ P wave ในผู้ป่วย AF มักมีรูปร่างหรือจำนวนที่ผิดปกติ

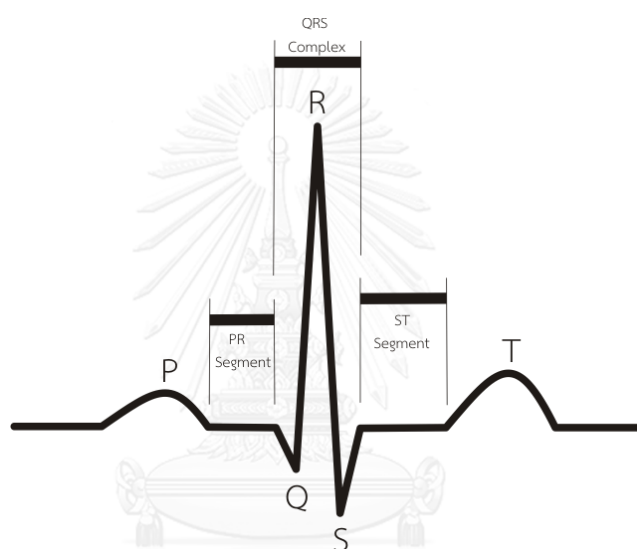
ในส่วนของ AV node จะหน่วงสัญญาณไฟฟ้าก่อนส่งต่อให้ Bundle of His เพื่อให้เลือดได้มีเวลาไหลเข้าหัวใจห้องล่างในส่วนนี้สัญญาณ ECG ที่ได้จะเป็นช่วง PR interval จากนั้นกระแสไฟฟ้าจะถูกส่งไปยัง Bundle Branch ทั้งสองข้างเกิดกระบวนการ Ventricular Depolarization ของหัวใจห้องล่าง ในระยะนี้จะเกิดกระบวนการ Atrial Repolarization พร้อมกันไปด้วยซึ่งทำให้เกิดเป็น QRS Complex เนื่องจากหัวใจห้องล่างหดตัวพร้อมทั้งการคลายตัวของหัวใจห้องบน ส่วนกระบวนการสุดท้ายคือ Ventricular repolarization ของหัวใจห้องล่าง ส่วนนี้สัญญาณ ECG จะเกิดเป็นลูกคลื่น T wave จากนั้น SA node ก็จะกำเนิดกระแสไฟฟ้าอีกครั้งและเกิดกระบวนการเช่นนี้วนซ้ำไปเรื่อยๆ ดังแสดงในรูปที่ 2.1 และแสดงกระบวนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 กระบวนการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [8]

2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ ECG เป็นคลื่นที่ได้จากการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของกิจกรรมทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากหัวใจตั้งที่กล่าวมาแล้ว ซึ่งสามารถตรวจวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าได้ผ่านทางขั้วอิเล็กโทรด (Electrode) ที่นำมาติดบนผิวหนังบริเวณตำแหน่งต่างๆของร่างกาย โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดประมาณ 0.1-5 mV [9] คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบหลัก ได้แก่ คลื่น P, QRS complex และคลื่น T ดังรูปที่ 2.3 เมื่อทราบองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำให้สามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ต่อไปได้ เช่น นำมาใช้ในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจวิเคราะห์ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ เป็นต้น



รูปที่ 2.3 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [10]

คลื่น P เป็นสัญญาณส่วนแรกของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความกว้างไม่เกิน 0.12 วินาที และมีแอมพลิจูดไม่เกิน 0.3 mV ซึ่งเกิดจากกระบวนการ Atrial depolarization ทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนเนื่องจากการกระตุ้นจากจุดกำเนิด SA Node และส่งสัญญาณกระจายไปยังหัวใจห้องบนขวาและห้องบนซ้าย หลังจากเกิดการบีบตัวจะเกิดการสูบฉีดเลือดไปยังหัวใจห้องล่าง

PR segment เป็นช่วงเวลาหลังจากสิ้นสุดช่วงคลื่น P ถึงจุดเริ่มต้นของ QRS complex มีความกว้างไม่เกิน 0.20 วินาที เกิดจากระยะเวลาการนำสัญญาณไฟฟ้าของ AV node ที่ถูกหน่วงให้ช้าลงก่อนจะถึง Bundle of His

QRS complex เป็นช่วงคลื่นที่อยู่ถัดจาก PR segment มีความกว้างไม่เกิน 0.10 วินาที เกิดจากกระบวนการ Ventricle depolarization ที่ทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว ในขณะเดียวกันจะเกิดกระบวนการ Atrial repolarization ที่ทำให้หัวใจหัวใจห้องบนคลายตัวไปพร้อมกัน ลักษณะของคลื่น QRS complex จะมีความเด่นชัดกว่าคลื่นอื่นๆและมีแอมพลิจูดที่สูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างมี

กล้ามเนื้อที่แข็งแรงและมีขนาดใหญ่กว่าห้องบน มีหน้าที่สูบฉีดเลือดไปหล่อเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายนอกจากนั้น ผนังหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องยังมีความหนาไม่เท่ากัน จึงทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละ Lead จะได้ QRS Complex ที่มีรูปร่างแตกต่างกัน

ST segment เป็นช่วงเวลาหลังจากสิ้นสุดช่วง QRS complex จุดต่อตรงนี้เรียกว่า J point ถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น T เป็นช่วงเวลาการเริ่มกระบวนการ Ventricle repolarization

คลื่น T เป็นสัญญาณที่อยู่ถัดจาก ST segment มีความกว้างไม่เกิน 0.16 วินาที เกิดจากกระบวนการ Ventricle repolarization ทำให้เกิดการคลายตัวของหัวใจห้องล่าง

2.3 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าจากบริเวณผิวหนังโดยผ่านทาง การติดขั้วอิเล็กโทรดตามตำแหน่งต่างๆของร่างกายเข้ามายังเครื่องวัดเพื่อบันทึกผลหรือแสดงผลและนำไปใช้ในการวิเคราะห์หรือวินิจฉัยต่อไป ซึ่งตำแหน่งในการติดขั้วอิเล็กโทรดจะแบ่งออกเป็นรูปแบบต่างๆซึ่งมีผลต่อลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยจะแบ่งลักษณะการติดขั้วอิเล็กโทรดออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ Limb leads และ Chest leads ดังนี้

2.3.1 Limb leads

การวัดแบบ Limb leads เป็นการวัดโดยติดขั้วอิเล็กโทรดทั้งหมด 4 ตำแหน่งบนร่างกาย ได้แก่ แขนขวา (RA) แขนซ้าย (LA) ขาขวา (RL) และขาซ้าย (LL) โดยตำแหน่งขาขวาจะถือเป็นขั้วอ้างอิง (Reference electrode) ซึ่งการติดขั้วอิเล็กโทรดแบบ Limb leads ยังถูกแบ่งออกเป็น 2 แบบ ได้แก่ แบบ Standard limb leads และแบบ Augmented limb leads

Standard limb leads เป็นการวัดแบบ Bipolar ซึ่งมีการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง 2 ขั้วอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดตำแหน่งหนึ่งจะเป็นขั้วบวก ที่อีกตำแหน่งจะเป็นขั้วลบ มีรูปแบบในการติดขั้วอิเล็กโทรดทั้งหมด 3 แบบ ได้แก่ Lead I, Lead II และ Lead III ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ซึ่งแต่ละ Lead จะได้รูปสัญญาณไฟฟ้าที่ต่างกันสมการหาความต่างศักย์ไฟฟ้าในแต่ละ Lead มีดังนี้
Lead I เป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา

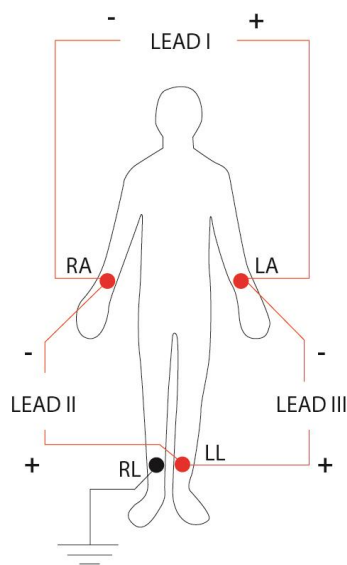
$$V_I = V_{LA} - V_{RA} \quad (2.1)$$

Lead II เป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขาซ้ายกับแขนขวา

$$V_{II} = V_{LL} - V_{RA} \quad (2.2)$$

Lead III เป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขาซ้ายกับแขนซ้าย

$$V_{III} = V_{LL} - V_{LA} \quad (2.3)$$



รูปที่ 2.4 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Standard limb lead

เมื่อนำเอาเวกเตอร์ความต่างศักย์ไฟฟ้าของทั้ง 3 Lead มาวางเข้าด้วยกันจะได้เป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่าตามลักษณะของสามเหลี่ยมไอน์โทเฟน (Einthoven triangle) มีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2.4 และเมื่อนำเวกเตอร์ทั้งสามมารวมกัน ผลรวมความต่างศักย์ของไฟฟ้าจะมีค่าเท่ากับศูนย์ดังสมการที่ 2.5

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III} \quad (2.4)$$

$$\text{Lead II} - \text{Lead I} - \text{Lead III} = 0 \quad (2.5)$$

Augmented limb leads เป็นการวัดแบบ Unipolar ซึ่งมีการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วอิเล็กโทรดหนึ่งกับค่าเฉลี่ยความต่างศักย์ไฟฟ้าของสองขั้วที่เหลือมีรูปแบบในการติดขั้วอิเล็กโทรดทั้งหมด 3 แบบ ได้แก่ Lead aVR, Lead aVL และ Lead aVF ดังแสดงในรูปที่ 2.5 ซึ่งแต่ละ Lead จะได้รับสัญญาณไฟฟ้าที่ต่างกันสมการหาความต่างศักย์ไฟฟ้าในแต่ละ Lead มีดังนี้

Lead aVR เป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนขวาเทียบกับค่าเฉลี่ยความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

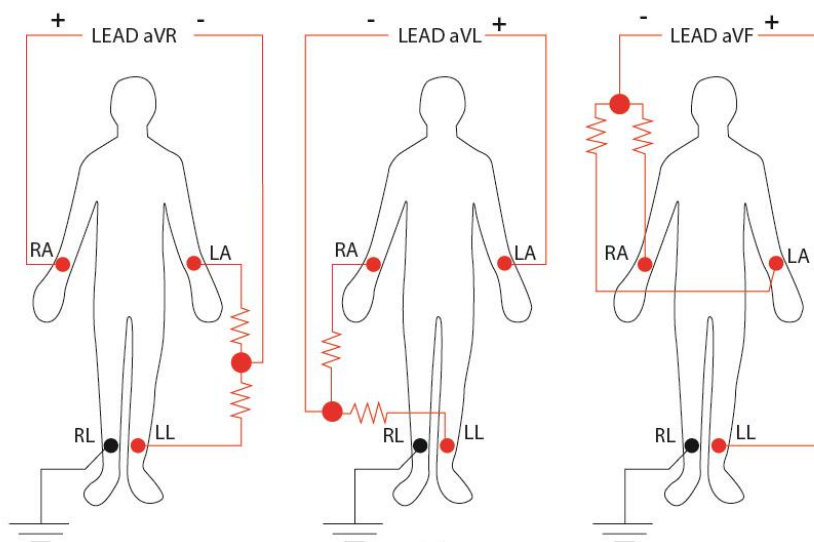
$$V_{aVR} = V_{RA} - \left(\frac{V_{LA} + V_{LL}}{2} \right) \quad (2.6)$$

Lead aVL เป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนซ้ายเทียบกับค่าเฉลี่ยความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

$$V_{aVL} = V_{LA} - \left(\frac{V_{RA} + V_{LL}}{2} \right) \quad (2.7)$$

Lead aVF เป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขาซ้ายเทียบกับค่าเฉลี่ยความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย

$$V_{aVF} = V_{LL} - \left(\frac{V_{LA} + V_{LL}}{2} \right) \quad (2.8)$$

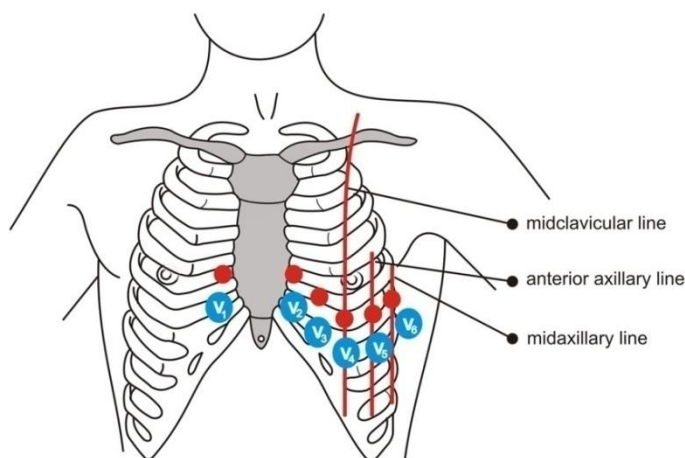


รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดขั้วอิเล็กโทรดแบบ Augmented limb leads

2.3.2 Chest leads

การวัดแบบ Chest leads เป็นการวัดแบบ Unipolar ซึ่งมีการติดขั้วอิเล็กโทรดบนผนังบริเวณทรวงอกทั้งหมด 6 ตำแหน่ง ได้แก่ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 ดังรูปที่ 2.6 โดยข้ออ้างอิงจะเป็นค่าเฉลี่ยความต่างศักย์ไฟฟ้าของสามตำแหน่ง คือ แขนขวา แขนซ้ายและขาซ้าย สำหรับการติดขั้วอิเล็กโทรดทั้ง 6 ตำแหน่ง มีดังนี้

- V1: ช่องซี่โครงที่ 4 ด้านขวาของกระดูกอก
- V2: ช่องซี่โครงที่ 4 ด้านซ้ายของกระดูกอก
- V3: แนวกึ่งกลางระหว่างตำแหน่งของ V2 กับ V4 ด้านขวาของกระดูกอก
- V4: ช่องซี่โครงที่ 5 แนวกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าซ้าย
- V5: ช่องซี่โครงที่ 5 ด้านหน้าของรักแร้ ตามแนว anterior axillary line
- V6: ช่องซี่โครงที่ 5 ตรงกลางของรักแร้ ตามแนว mid axillary line



รูปที่ 2.6 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Chest lead

2.4 ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia)

เป็นภาวะที่หัวใจไม่ได้เต้นไปตามจังหวะปกติที่ 60-100 ครั้งต่อนาที โดยอาจเต้นเร็วเกินไปหรือช้าเกินไป ซึ่งเป็นผลมาจากการกำเนิดกระแสไฟฟ้าหรือการนำสัญญาณที่ผิดปกติ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของวงจรกระแสไฟฟ้าในหัวใจที่ผิดปกติตามไปด้วย การสูบบุหรี่ไปหล่อเลี้ยงร่างกายจึงไม่มีประสิทธิภาพเท่าที่ควร เช่น ภาวะที่ถูกขัดขวางการนำสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนไปสู่ห้องล่าง ทำให้เกิด Heart block หัวใจจึงสร้างสัญญาณไฟฟ้าได้ช้าลง จังหวะการเต้นจึงช้าลงตามไปด้วย เป็นต้น ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะทำให้ร่างกายมีความเสี่ยงต่อภาวะหัวใจล้มเหลวหรือหลอดเลือดสมองอุดตันเพิ่มมากขึ้น รวมไปถึงภาวะแทรกซ้อนอื่นๆ ส่งผลให้ร่างกายมีความผิดปกติหรืออันตรายถึงชีวิตได้

2.4.1 ประเภทของภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ

ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะสามารถใช้เกณฑ์การแบ่งประเภทได้ 3 แบบ คือ แบ่งตามอัตราการเต้นของหัวใจ แบ่งตามตำแหน่งของหัวใจที่ส่งสัญญาณไฟฟ้าผิดปกติ และแบ่งตามกลไกการเกิดความผิดปกติ

แบ่งตามอัตราการเต้นของหัวใจได้ 2 ชนิด ดังนี้

1. อัตราการเต้นของหัวใจช้ากว่าปกติ (Bradycardia) : อัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 60 ครั้งต่อนาที เกิดจากภาวะที่มีการขัดขวางการนำสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนไปสู่หัวใจห้องล่างทำให้การนำสัญญาณไฟฟ้าช้าลง หรือผ่านไม่ได้เลย

2. อัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่าปกติ (Tachycardia) : อัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 100 ครั้งต่อนาที เกิดได้จากหลายสาเหตุ เช่น SA node ทำงานผิดปกติหรือการออกกำลังกาย เป็นต้น ทำให้ระยะเวลานำเลือดเข้าสู่หัวใจสั้นลง ปริมาณเลือดที่เข้าสู่หัวใจน้อยลง เลือดที่ถูกสูบฉีดไปหล่อเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายก็ลดลงไปด้วย นอกจากนี้ระยะเวลาคลายตัวของหัวใจที่สั้นลง ยังทำให้รับเลือดหล่อเลี้ยงน้อยลง อาจทำให้เกิดกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

แบ่งตามตำแหน่งของหัวใจที่ส่งสัญญาณไฟฟ้าผิดปกติได้ 4 ชนิด ดังนี้

1. หัวใจห้องบนผิดปกติ: เช่น Atrial flutter, Atrial fibrillation, Premature atrial contraction (PAC) เป็นต้น
2. ทางเชื่อมระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่างผิดปกติ (Atrio-ventricular node) : เช่น Wolff-Parkinson-White syndrome
3. Junctional arrhythmia : เช่น supraventricular tachycardia
4. หัวใจห้องล่างผิดปกติ : เช่น Premature ventricular contraction (PVC), Ventricular fibrillation

แบ่งตามกลไกการเกิดโรคได้ 2 ชนิด ดังนี้

1. Automaticity : เกิดจากมีจุดอื่นในหัวใจสร้างกระแสไฟฟ้าออกมากระตุ้นหัวใจได้เร็วกว่าสัญญาณไฟฟ้าปกติ
2. Reentry: เกิดจากกระแสไฟฟ้าที่สร้างจากจุดกำเนิดปกติในหัวใจ มากระตุ้นที่หัวใจแล้ววกกลับมากระตุ้นหัวใจใหม่อีกครั้งซ้ำๆ เป็นวงกลม

2.4.2 การวินิจฉัยภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ

เนื่องจากหัวใจเต้นผิดปกติมีหลายชนิด อาการของผู้ป่วยจึงแตกต่างกันออกไป นอกจากนี้ภาวะหัวใจเต้นผิดปกติที่เกิดขึ้นยังมีระยะเวลาที่แตกต่างกัน บางชนิดเกิดในช่วงเวลาสั้นๆ ในขณะที่บางชนิดเกิดเป็นเวลานานหรืออาจไม่มีอาการบ่งบอกล่วงหน้าการวินิจฉัยด้วยการซักประวัติอาการและการวัดชีพจรจึงยังไม่ครอบคลุมต่อการวินิจฉัย จำเป็นต้องมีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะที่มีอาการร่วมด้วย การวินิจฉัยภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ มีดังนี้

การซักประวัติ : อาการ, กรรมพันธุ์, ประวัติการใช้ยา และอื่นๆ

การตรวจร่างกาย : การใช้หูฟังฟังเสียงหัวใจที่เต้นผิดปกติหรือจับชีพจรที่แขนขา

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ : ประกอบด้วยการตรวจด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อเนื่อง 24 ชั่วโมง (Holter monitor) การตรวจด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเหมาะกับผู้ป่วยที่มีอาการไม่บ่อย และอาการไม่นานพอที่จะไปรับการตรวจที่

โรงพยาบาล เป็นการตรวจที่ทำได้ง่ายและสะดวกสำหรับผู้ป่วย โดยเครื่องจะตรวจดูสัญญาณไฟฟ้าที่หัวใจและแปลผลออกมาเป็นกราฟ ซึ่งในปัจจุบันมีการพัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถพกพาได้และมีฟังก์ชันในการวิเคราะห์ความผิดปกติต่างๆร่วมด้วยในขณะทำการตรวจด้วย Holter monitor เหมาะกับผู้ป่วยที่มีอาการทุกวันหรือเกือบทุกวัน แต่อาการเกิดขึ้นช่วงสั้นๆ ไม่นานพอที่จะมาตรวจที่โรงพยาบาล อย่างไรก็ตามเนื่องจากการบันทึกต่อเนื่องเป็นเวลานาน เครื่องจะสามารถตรวจพบความผิดปกติของการเต้นของหัวใจได้แม้ผู้ป่วยไม่มีอาการ [11]

2.5 ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว (Atrial Fibrillation: AF)

ภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วหรือภาวะ AF เป็นภาวะที่หัวใจห้องบนเต้นผิดจังหวะ เนื่องจากถูกระงับให้บีบตัวถี่อย่างผิดปกติ และไม่สม่ำเสมอส่งผลต่อการนำไฟฟ้าไปยังหัวใจห้องล่างที่ไม่สม่ำเสมอตามไปด้วย ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้ทั้งการเต้นของหัวใจและชีพจรมีความผิดปกติรวมถึงการสูบฉีดเลือดที่ไม่มีประสิทธิภาพนำมาซึ่งอาการแทรกซ้อนอื่นๆที่รุนแรงมากขึ้นหากไม่ได้รับการเฝ้าระวังและควบคุมอาการ เช่น โรคหลอดเลือดสมองอุดตัน ภาวะหัวใจล้มเหลว ภาวะอัมพฤกษ์ อัมพาต เป็นต้น

ภาวะ AF จัดเป็นภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิดที่มีต้นกำเนิดการส่งสัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติจากหัวใจห้องบน เป็นภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิดที่พบได้บ่อยที่สุดโดยพบได้ร้อยละ 1-2 ในประชาชนทั่วไปและในคนไทยพบร้อยละ 0.36 และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเนื่องจากประชากรผู้สูงอายุของไทยเพิ่มขึ้นทุกปี โอกาสของการเกิดภาวะนี้จะเพิ่มขึ้นตามอายุโดยประชาชนในกลุ่มอายุ 80-90 ปีจะพบได้สูงถึงร้อยละ 5-15 พบในเพศหญิงมากกว่าเพศชายเกือบ 2 เท่า แต่ในเพศชายมีความรุนแรงมากกว่า นอกจากนี้ยังสัมพันธ์กับโรคหัวใจชนิดอื่น ๆ โดยผู้ที่เป็นโรคหัวใจชนิดอื่น เช่น โรคเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ โรคกล้ามเนื้อหัวใจผิดปกติ โรคลิ้นหัวใจรั่วหรือตีบ โรคหัวใจพิการแต่กำเนิด จะพบภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วได้สูงขึ้น [12]

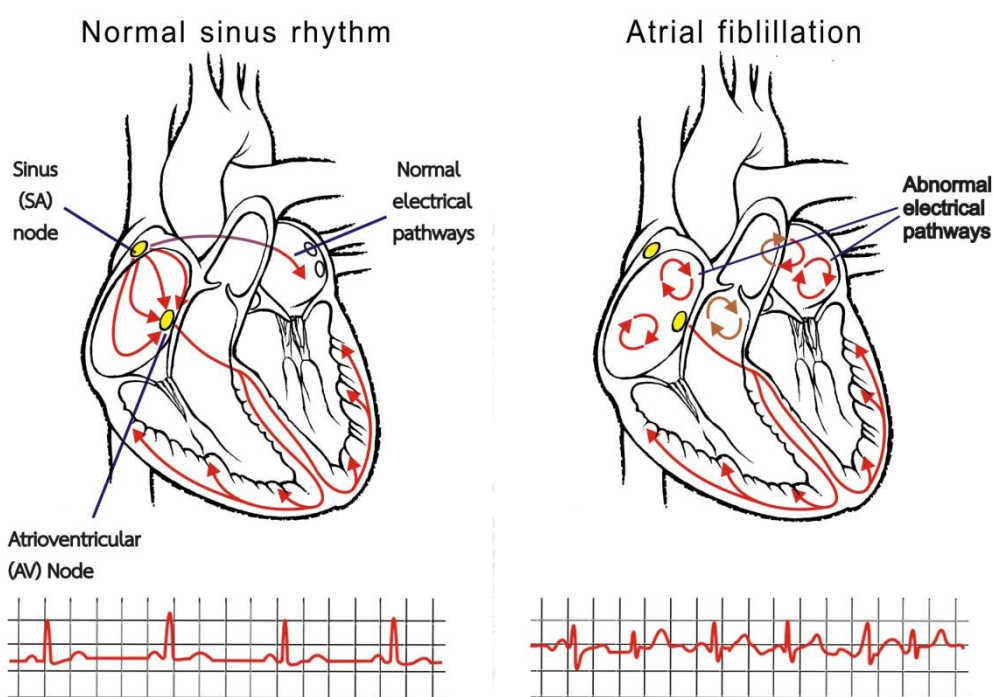
2.5.1 สาเหตุการเกิดภาวะ AF

มักเกิดจาก SA node ซึ่งเป็นจุดเริ่มต้นในการกำเนิดกระแสไฟฟ้าที่มีความผิดปกติและเกิดจากจุดกำเนิดกระแสไฟฟ้าในหัวใจห้องบนมีมากกว่า 1 จุด หรือทั้งสองสาเหตุร่วมกัน ส่งผลให้วงจรไฟฟ้าภายในหัวใจมีการหมุนวนหลายตำแหน่งอย่างไม่เป็นระเบียบ ต้นกำเนิดการส่งสัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติจากหัวใจห้องบนอาจมีสาเหตุที่มาจากหัวใจและสาเหตุที่ไม่ได้มาจากหัวใจ ดังนี้

สาเหตุที่มาจากหัวใจ ได้แก่ โรคลิ้นหัวใจรั่วหรือตีบ โรคกล้ามเนื้อหัวใจผิดปกติ โรคหัวใจขาดเลือด ภาวะความดันโลหิตสูง โรคหลอดเลือดหัวใจตีบเฉียบพลัน โรคกล้ามเนื้อหัวใจอักเสบ โรคเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ เป็นต้น

สาเหตุที่ไม่ได้มาจากหัวใจ ได้แก่ โรคในระบบอื่นๆ เช่น โรคต่อมไทรอยด์เป็นพิษ โรคปอด โรคถุงลมโป่งพอง ภาวะ การติดเชื้อในกระแสเลือด ภาวะหลังการผ่าตัด เลือดออกในสมอง สมองขาดเลือด เป็นต้นหรือสาเหตุอื่นๆ เช่น ความไม่สมดุลของเกลือแร่ในร่างกาย การได้รับยาบางชนิดที่มีผลต่อการกระตุ้นหัวใจ ดื่มสุราจัด ความเครียด สูงอายุ กรรมพันธุ์ ความอ้วน หรือไม่ทราบสาเหตุ

2.5.2 กลไกการเกิดภาวะ AF



รูปที่ 2.7 เปรียบเทียบกลไกการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF กับหัวใจปกติ [13]

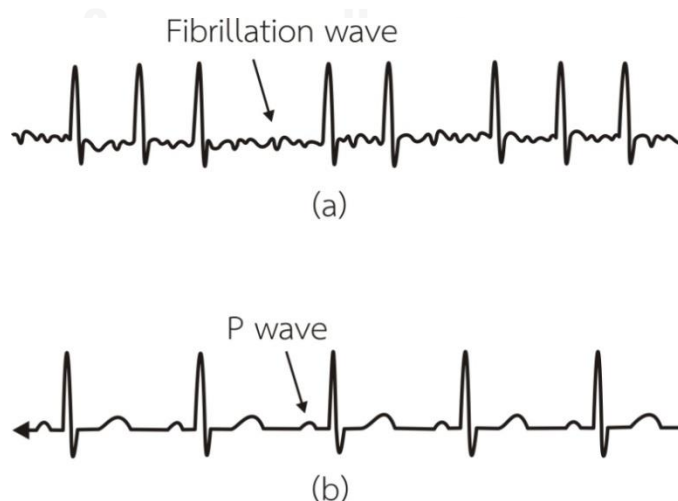
การกำเนิดกระแสไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยภาวะ AF อาจไม่ได้เริ่มต้นที่ตำแหน่ง SA node เพียงอย่างเดียว แต่อาจมีการกำเนิดกระแสไฟฟ้าจากตำแหน่งอื่นภายในหัวใจห้องบนทำให้กระแสไฟฟ้ากระจายไปทั่วหัวใจห้องบนอย่างไม่เป็นระเบียบและรวดเร็วดังรูปที่ 2.7 เป็นผลให้หัวใจห้องบนบีบตัวถี่และไม่สม่ำเสมอ ทำให้การส่งกระแสไฟฟ้าต่อมายังหัวใจห้องล่างผิดปกติและไม่มีประสิทธิภาพ ส่งผลให้ P Wave ในคลื่น ECG มีรูปร่างที่ผิดปกติ เนื่องจากสัญญาณจากหัวใจห้องบนไม่ได้ส่งผ่านมาสู่หัวใจห้องล่างทั้งหมด การบีบตัวของหัวใจห้องล่างก็ถี่ขึ้นตามไปด้วยแต่ไม่ได้บีบตัวเป็นจังหวะที่สอดคล้องประสานกันกับหัวใจห้องบนเหมือนอย่างปกติ ซึ่งส่งผลให้อัตราการเต้นของหัวใจห้องล่าง (Ventricular rate) ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความไม่สม่ำเสมอ การส่งกระแสไฟฟ้าและการบีบตัวที่ไม่มีประสิทธิภาพของหัวใจห้องบนนั้น ทำให้การส่งเลือดมายังหัวใจห้องล่างได้ไม่เต็มที่ ซึ่งปริมาณเลือดที่ออกจากหัวใจอาจลดลงได้ถึงร้อยละ 20 [14] การลำเลียงเลือดไปยังอวัยวะต่างๆ ของร่างกายจึงไม่สม่ำเสมอ กลไกดังกล่าวชี้ให้เห็นว่า ภาวะ AF มักสามารถตรวจสอบได้จากอัตราการเต้น

ของหัวใจหรือชีพจรรวมไปถึงจังหวะความสม่ำเสมอในการเต้นของหัวใจ โดยมากผู้ป่วยมักหัวใจเต้นเร็วและไม่สม่ำเสมอ

2.5.3 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF

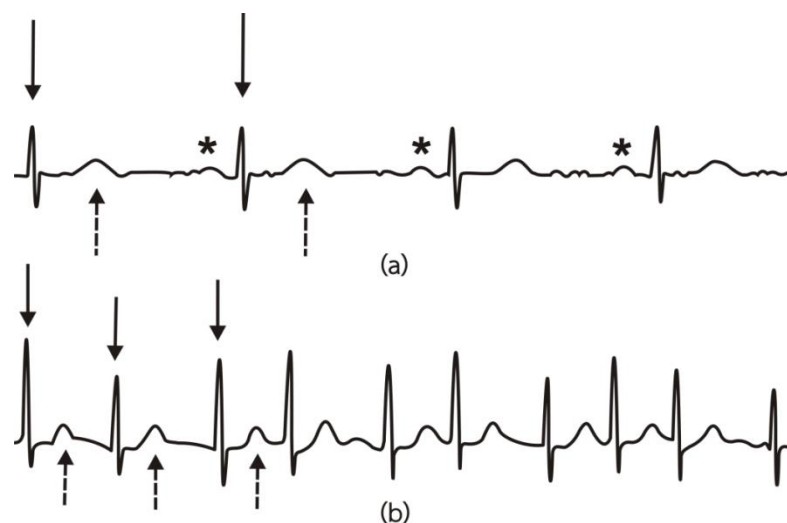
จากกลไกที่มีความผิดปกติในการนำสัญญาณไฟฟ้าของภาวะ AF ส่งผลให้ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความผิดปกติตามไปด้วย คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF มีแตกต่างจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติดังรูปที่ 2.8 โดยมีลักษณะดังนี้

- คลื่น P อาจมีรูปร่างผิดปกติ ไม่สม่ำเสมอ หรือตรวจไม่พบเห็นชัดในการวัดแบบ lead II และ V1 ดังรูปที่ 2.9
- คลื่น P มีความถี่มากกว่า 350 ครั้งต่อนาที
- เกิดคลื่น Fibrillation ซึ่งเป็นคลื่นขนาดเล็กในช่วงที่หัวใจห้องบนกำลังบีบตัวลักษณะเป็นเส้นหยักไปมา ไม่สม่ำเสมอ เห็นชัดใน Lead II, III, aVF และ V2 ดังรูปที่ 2.8
- ระยะระหว่างคลื่น R (RR interval) มีความไม่สม่ำเสมอดังรูปที่ 2.10
- QRS complex มีรูปร่างปกติแต่มีความห่างไม่เท่ากันหรือจังหวะไม่สม่ำเสมอ
- อัตราการเต้นของหัวใจห้องล่างไม่สม่ำเสมอ ถ้าอัตราการเต้นมากกว่า 100 ครั้งต่อนาที เรียกว่า Rapid ventricular response (RVR) ถ้าอยู่ระหว่าง 60 ถึง 100 ครั้งต่อนาที เรียกว่า Moderate ventricular response (MVR) และถ้าต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที เรียกว่า Slow ventricular response (SVR)



รูปที่ 2.8 เปรียบเทียบลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF กับภาวะปกติ

(a) คลื่น P ที่หายไปและ Fibrillation wave (b) คลื่น P ปกติ



รูปที่ 2.9 เปรียบเทียบลักษณะคลื่น P ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF กับภาวะปกติ
 (a) คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติโดยบริเวณเครื่องหมาย * จะเป็นลักษณะของคลื่น P ที่ปกติ
 (b) คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF ซึ่งจะมีลักษณะของคลื่น P ที่ผิดปกติ

2.5.4 ประเภทของ AF [12]

ภาวะ AF มีการจำแนกประเภทตามระยะเวลาความผิดปกติของอาการที่เกิดขึ้น โดยสมาคมแพทย์โรคหัวใจแห่งประเทศไทยในพระบรมราชูปถัมภ์แบ่งภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วออกเป็น 5 ชนิด ดังนี้

1. ชนิดที่พบครั้งแรก (First diagnosed AF หรือ New-Onset AF)
2. ชนิดชั่วคราว (Paroxysmal AF) เป็นภาวะ AF ที่สามารถหายและกลับเป็นปกติได้เองภายใน 1 สัปดาห์ แต่โดยมากมักหายภายใน 24-48 ชั่วโมง
3. ชนิดเป็นนาน (Persistent AF) เป็นภาวะ AF ที่มีอาการต่อเนื่องนานมากกว่า 1 สัปดาห์สามารถรักษาได้ ซึ่งบางกรณีอาจกลับเป็นปกติได้เองแต่บางกรณีต้องอาศัยการรักษาด้วยการกลับจังหวะหรือให้ยา
4. ชนิดเป็นต่อเนื่องนานกว่า 1 ปี (Long standing persistent AF) เป็นภาวะ AF ที่ต้องมีการควบคุมจังหวะและอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อให้กลับมาเต้นปกติ
5. ชนิดถาวร (Permanent AF) เป็นภาวะ AF ที่ไม่สามารถรักษาให้หัวใจกลับมาเต้นเป็นปกติเหมือนเดิมได้ภายใน 1 ปี ซึ่งมักจะไม่สามารถรักษาให้กลับมาเป็นปกติแล้วแต่จะเป็นการควบคุมอัตราการเต้นให้ปกติแทน

2.5.5 อาการและภาวะแทรกซ้อน

อาการของผู้ที่มีภาวะ AF มักเป็นแบบไม่เฉพาะเจาะจง ที่พบบ่อยคือ ใจสั่น หายใจติดขัด เจ็บหน้าอก หอบ อ่อนเพลีย วิงเวียนและหน้ามืดเป็นลม ในขณะที่ผู้ป่วยบางรายอาจไม่มีอาการแสดงใดๆ Permanent AF มักพบได้บ่อยในผู้สูงอายุ นอกจากอาการดังกล่าวแล้ว ผู้ป่วยอาจเกิดอาการผิดปกติที่เนื่องมาจากภาวะแทรกซ้อนอื่นๆ ดังนี้ เข้ารับการรักษาด้วยโรคหลอดเลือดสมองอุดตัน หรือหัวใจวายได้

ภาวะแทรกซ้อนต่อการไหลเวียนของเลือด เมื่อเกิดภาวะ AF จะทำให้การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนลดประสิทธิภาพลง ซึ่งทำให้ปริมาณเลือดที่สูบฉีดไปหล่อเลี้ยงร่างกายลดลงมา ร้อยละ 20-30 [14] โดยเฉพาะผู้สูงอายุเป็นสาเหตุของอาการ อ่อนเพลีย หอบ วิงเวียน และหน้ามืดเป็นลม

ภาวะแทรกซ้อนต่อกล้ามเนื้อหัวใจ เนื่องจากภาวะ AF มีการส่งสัญญาณไฟฟ้าที่เร็วผิดปกติในหัวใจห้องบน สัญญาณไฟฟ้าจะส่งมายังหัวใจห้องล่างเร็วผิดปกติทำให้อัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่าปกติหากเกิดขึ้นเป็นเวลานานอาจนำไปสู่การเกิดภาวะหัวใจล้มเหลวในที่สุด

ภาวะแทรกซ้อนจากการเกิดลิ่มเลือดในหัวใจ เนื่องจากภาวะ AF ทำให้การบีบตัวของหัวใจห้องบนลดประสิทธิภาพลงดังที่กล่าวมาแล้ว ทำให้ระบบการไหลเวียนเลือดมีความผิดปกติตามไปด้วย ส่งผลให้เลือดในบางบริเวณของหัวใจห้องบนไม่ไหลเวียน เมื่อเกิดขึ้นเป็นเวลานานจะทำให้เกิดก้อนลิ่มเลือด ซึ่งก้อนลิ่มเลือดนี้อาจหลุดออกจากบริเวณหัวใจห้องบนลงไปสู่หัวใจห้องล่างซ้ายและนำไปสู่การอุดตันส่วนต่างๆของร่างกายซึ่งส่วนใหญ่มักนำไปสู่การอุดตันที่สมอง เกิดเป็นโรคหลอดเลือดสมองอุดตัน ซึ่งพบว่ร้อยละ 55 ของโรคนี้มีสาเหตุมาจากภาวะ AF [14] และมีความอันตรายถึงชีวิตได้

2.5.6 การวินิจฉัยภาวะ AF

ภาวะ AF มีวิธีหลักในการวินิจฉัยทางการแพทย์ คือ การตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และชีพจร การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการตรวจอื่น ๆ ทางห้องปฏิบัติการ เช่น การตรวจหาภาวะซีด โลหิตจางหรือไตวายการตรวจการทำงานของต่อมไทรอยด์การตรวจเอกซเรย์ปอดและการตรวจหัวใจด้วยคลื่นเสียงสะท้อนความถี่สูง (echocardiogram) เป็นต้น

การตรวจวัดอัตราการเต้นและความสม่ำเสมอของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยวิเคราะห์จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือวิธีการที่สำคัญที่สุดในการวินิจฉัยภาวะ AF ผู้ที่มีภาวะ AF จะมีจังหวะการเต้นที่ไม่สม่ำเสมอและส่วนใหญ่มักจะเต้นเร็วกว่าปกติ เมื่อพิจารณาจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบจะพบว่า R-R Interval มีระยะห่างไม่เท่ากันและไม่สม่ำเสมอ ดังรูปที่ 2.10 รวมไปถึงพิจารณาความผิดปกติของ

คลื่น P ดังที่กล่าวมาแล้ว ซึ่งการวินิจฉัยอาจพิจารณาอาการอื่นร่วมด้วย เช่น ใจสั่นทันทีทันใด หัวใจหยุดเต้นแล้วเต้นเร็ว แน่นหน้าอก อ่อนเพลีย หายใจลำบาก และเป็นลมหมดสติ เป็นต้น



รูปที่ 2.10 เปรียบเทียบจังหวะการเต้นของหัวใจที่มีภาวะ AF กับภาวะปกติ [15] ดอกจันแสดงตำแหน่งของ R wave และระยะระหว่างดอกจันคือ R-R interval

(a) คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ (b) คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF

2.6 การสื่อสารแบบไร้สาย (Wireless Communication)

การสื่อสารแบบไร้สายคือการสื่อสารหรือรับส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ต้นทางไปยังอุปกรณ์ปลายทางโดยไม่ใช้สายสัญญาณเป็นตัวกลางในการเชื่อมต่อ ซึ่งช่วยลดข้อจำกัดในด้านระยะการรับส่งข้อมูล และเพิ่มความสะดวกในการพกพาเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ จึงทำให้เทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สายเป็นที่นิยมในการนำมาประยุกต์ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์ชนิดพกพา เพื่อตอบสนองต่อความต้องการใช้งานของผู้ป่วย สำหรับการจำแนกประเภทของการสื่อสารแบบไร้สายอาจแบ่งได้ตามระยะทางการสื่อสาร คือ การสื่อสารไร้สายระยะสั้นและการสื่อสารระยะไกลขึ้นกับโปรโตคอล นอกจากนั้นยังสามารถแบ่งได้ตามลักษณะการเข้าถึงของเครือข่ายทั้ง 3 ประเภท ได้แก่ เครือข่ายแลนไร้สาย เครือข่ายแวนไร้สาย และเครือข่ายไร้สายส่วนบุคคล

2.6.1 ประเภทของการสื่อสารแบบไร้สาย

2.6.1.1 เครือข่ายแลนไร้สาย (Wireless Local Area Network: WLAN)

เป็นเทคโนโลยีการเข้าถึงไร้สายสำหรับใช้ในพื้นที่เฉพาะ ซึ่งจะครอบคลุมระยะทางอยู่ระหว่าง 50 ถึง 100 เมตร และมีอัตราการรับส่งข้อมูลความเร็วที่สูงถึงระดับ 100 Mbps โดยการติดตั้งสถานีฐานที่เรียกว่าอุปกรณ์กระจายสัญญาณเพื่อทำหน้าที่เชื่อมต่อสัญญาณระหว่างอุปกรณ์ต้นทางและ

อุปกรณ์ปลายทาง เทคโนโลยีที่ใช้กันแพร่หลาย คือ WiFi ตามมาตรฐาน IEEE 802.11 และมาตรฐานที่พัฒนาจาก IEEE 802.11

2.6.1.2 เครือข่ายแวนไร้สาย (Wireless Wide Area Network: WWAN)

เป็นเทคโนโลยีการเข้าถึงไร้สายสำหรับใช้ในบริเวณกว้างที่อาจครอบคลุมพื้นที่ทั่วประเทศหรือเขตภูมิภาค แต่จะมีอัตราการรับส่งข้อมูลที่มีความเร็วได้ไม่เกิน 1.5 Mbps เนื่องจากเน้นการใช้งานแบบเคลื่อนที่ได้แก่ เทคโนโลยีในระบบโทรศัพท์เคลื่อนที่ คือ ดับเบิลยูซีดีเอ็มเอ (WCDMA) ซีดีเอ็มเอ (CDMA) และไวแมกซ์ (WiMAX) ตามมาตรฐาน IEEE 802.16 และมาตรฐานที่พัฒนาจากมาตรฐาน IEEE 802.16

2.6.1.3 เครือข่ายไร้สายส่วนบุคคล (Wireless Personal Area Network: WPAN)

เป็นเทคโนโลยีการเข้าถึงไร้สายสำหรับใช้ในพื้นที่เฉพาะบุคคล โดยมีระยะทางไม่เกิน 10 เมตร และมีอัตราการรับส่งข้อมูลความเร็วสูงมากถึง 480 Mbps สามารถใช้สำหรับการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ส่วนบุคคลของตัวเอง และยังใช้สำหรับการรับส่งสัญญาณที่มีความละเอียดภาพสูง (high definition signal) เทคโนโลยีที่รองรับ คือ บลูทูธ (Bluetooth) ซิกบี (Zigbee) และยูดับเบิลยูบี (UWB)

ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติของเทคโนโลยีเครือข่ายไร้สายแต่ละชนิด

เทคโนโลยี	มาตรฐาน	เครือข่าย	ระยะทาง (เมตร)	ความถี่ (GHz)
WiFi	802.11a	Wireless LAN	100	5
	802.11b	Wireless LAN	100	2.4
	802.11g, n	Wireless LAN	100	2.4
WiMAX	802.16d	Wireless WAN	6400-9600	11
	802.16e	Mobile Wireless MAN	1600-4800	2-6
WCDMA	IMT-2000 (3G)	Wireless WAN	1600-8000	1.8, 1.9, 2.1
CDMA 2000	IMT-2000 (3G)	Wireless WAN	1600-800	1.9
UWB	802.15.3a	Wireless PAN	10	7.5
Bluetooth	802.15.1	Wireless PAN	10	2.4
Zigbee	802.15.4	Wireless PAN	10	2.4, 0.9, 0.8

สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ได้เลือกใช้เทคโนโลยีบลูทูธในการส่งข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังหน่วยประมวลผลที่ใช้สำหรับวิเคราะห์เพื่อตรวจจับความผิดปกติจากภาวะ AF และแสดงผลต่อไป เนื่องจากภาวะ AF ต้องอาศัยการตรวจวัดอย่างต่อเนื่องในระยะหนึ่ง จึงต้องอาศัยการรับส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ที่ใช้พลังงานน้อย เพื่อให้สามารถตรวจวัดได้ยาวนานขึ้น และระบบที่แสดงผลการตรวจวัดในเวลาจริงจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยภาวะ AF มากขึ้น ซึ่งการรับส่งข้อมูลในเวลาจริงต้องใช้อัตราการรับส่งข้อมูลที่ไวในระดับหนึ่งดังนั้นบลูทูธจึงมีความเหมาะสมในการนำมาประยุกต์ใช้กับระบบ เนื่องจากใช้พลังงานต่ำและมีความไวในการส่งข้อมูลมากพอ นอกจากนี้บลูทูธยังเหมาะที่จะนำมาประยุกต์ใช้กับเครื่องมือวัดขนาดพกพาเพราะมีขนาดเล็กและสามารถเคลื่อนย้ายได้

2.6.1.3.1 Bluetooth

เป็นเทคโนโลยีการสื่อสารไร้สายระยะสั้นที่ใช้ในการเชื่อมต่ออุปกรณ์ต้นทางและปลายทางเข้าด้วยกัน มีระยะทางการส่งไม่เกิน 10 เมตร ใช้สำหรับเครือข่ายไร้สายส่วนบุคคลดังที่กล่าวมาแล้ว บลูทูธทำงานที่คลื่นความถี่ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ ซึ่งเรียกว่าแถบความถี่เสรี ISM (Industrial , Scientific and Medical) โดยความถี่นี้ ไม่มีใครเป็นเจ้าของลิขสิทธิ์และบลูทูธยังมีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อและป้องกันการดักสัญญาณระหว่างสื่อสาร วิธีการส่งจะอาศัยเทคโนโลยีที่ชื่อว่า frequency hopping ซึ่งมีหลักการทำงานคือ จะแบ่งช่องสัญญาณออกเป็น 79 ช่องความถี่ (ช่องละ 1 MHz) และจะทำการเปลี่ยนแปลงระดับความถี่ในขณะที่กำลังส่งสัญญาณ 1,600 ครั้งต่อ 1 วินาที มีการเชื่อมต่อในรูปแบบ oriented service ซึ่งจะมีฝั่งหนึ่งเป็นตัวเริ่มสื่อสารเรียกว่า Master อีกฝั่งจะเป็น Slave โดยบลูทูธสามารถทำหน้าที่เป็นทั้ง master และ slave ในเวลาเดียวกัน นอกจากนี้ยังมีความสามารถในการเลือกเปลี่ยนความถี่ที่ใช้ในการติดต่อเองอัตโนมัติ โดยไม่จำเป็นต้องเรียงตามหมายเลขช่องสัญญาณ

บลูทูธมีการออกแบบมาเพื่อให้เหมาะสมต่อการใช้งานกับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก มีความสามารถในการส่งถ่ายข้อมูลอยู่ที่ 1 Mbps ใช้สำหรับรับส่งข้อมูลในจำนวนที่ไม่มาก สามารถพกพาเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ได้ แต่ต้องอยู่ในระยะที่กำหนดคือไม่เกิน 10 เมตร นอกจากนี้ยังใช้พลังงานต่ำ เมื่อเทียบกับเทคโนโลยีที่มีความนิยมอย่าง Wi-Fi ทำให้สามารถใช้งานได้ยาวนานโดยไม่ต้องชาร์จไฟหรือเปลี่ยนแบตเตอรี่บ่อยๆ บลูทูธจึงเหมาะกับการใช้งานกับอุปกรณ์พกพาต่างๆ เช่น โทรศัพท์เคลื่อนที่ คอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊ก และ PDA (personal digital assistants PDA) เป็นต้น

2.7 ทบทวนวรรณกรรม

การวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำเป็นต้องมีการตรวจหาตำแหน่งของ R wave หรือ QRS complex (QRS Detection) เพื่อนำระยะระหว่าง R wave หรือ R-R Interval มาคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจต่อไป โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีวิเคราะห์ภาวะ AF ซึ่งนอกจากจะต้องตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจแล้ว การดูระยะความสม่ำเสมอของ R-R Interval ยังถือเป็นเรื่องที่สำคัญมาก ดังนั้นการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex จึงมีความสำคัญมากในการจัดการสัญญาณ เช่น arrhythmia monitors for ambulatory patients analyze the ECG in real time [16] ซึ่งจะต้องอาศัยการจับตำแหน่ง QRS Complex เพื่อเก็บข้อมูลของผู้ป่วยที่มีการเต้นผิดจังหวะ แล้วจึงสามารถนำไปวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

การตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ในปัจจุบันนี้มีหลายวิธี ที่เป็นที่ยอมรับ ได้แก่วิธี Pan-Tompkins [16] หรือวิธี Hilbert transform สำหรับ QRS Detection [17] โดยมากแล้ววิธีการจัดการสัญญาณเหล่านี้จะขึ้นอยู่กับค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งจะส่งผลกระทบต่อความแม่นยำในการตรวจหาตำแหน่ง QRS Complex ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะผิดปกติร่วมด้วย เนื่องจากแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตำแหน่ง QRS Complex มักมีค่าที่ไม่คงตัว อาจสูงมากหรือต่ำมากจนตรวจไม่พบหรือแยกแยะไม่ได้ว่าเป็นตำแหน่งใด ดังนั้นวิธีการเลือกขั้นตอนวิธีการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ที่เหมาะสมสำหรับวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะผิดปกติร่วมด้วย ไม่ควรขึ้นกับแอมพลิจูดของสัญญาณ ซึ่งวิธีการที่น่าสนใจคือ การนับ Zero crossing สำหรับการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex [18] วิธีการนับ Zero crossing สามารถใช้วิเคราะห์หาตำแหน่ง QRS Complex ได้โดยใช้การเขียนโปรแกรมหาจุดที่แรงดันตัดศูนย์แล้วนำมาคำนวณเพื่อประเมินค่าแยกตำแหน่ง QRS complex ต่อไปซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อการวิเคราะห์และออกแบบระบบเฝ้าระวังภาวะ AF

ในปี 2011 So-In และคณะ [19] ได้นำเสนอแนวทางการวิเคราะห์สัญญาณโดยใช้เทคนิค Wavelet Transform ร่วมกับการเลือกคุณสมบัติที่ต้องการก่อนที่จะนำเข้าไปประมวลผลแยกแยะความผิดปกติด้วย Probabilistic Neural Network และนำไปประยุกต์ใช้ในการสร้างระบบ ซึ่งสามารถส่งข้อมูลผ่านบลูทูธไปยังสมาร์ทโฟน และส่งข้อมูลไปประมวลผลบนเซิร์ฟเวอร์หลักผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต เมื่อผู้ป่วยเกิดความผิดปกติ ระบบจะส่งข้อมูลแจ้งเตือน

ในปี 2011 Alavi และ Saadatmad-Tarzan [20] ได้นำเทคนิค Wavelet Transform แปลงสัญญาณก่อนการนำไปวิเคราะห์โดยใช้ Gaussian Function และ Pan-Tompkins Algorithm โดยใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH

ในปี 2012 Yu และ Chen [21] ได้นำเสนอ 2 เทคนิคคือ ก)*การใช้คุณลักษณะของสัญญาณ ในหลายๆคลื่นความถี่ ร่วมกับการใช้ DWT (Discrete Wavelet Transform) แบ่งสัญญาณออกเป็น ช่วง 6 ความถี่ และใช้ทฤษฎีความน่าจะเป็นในการแยกแยะคุณลักษณะข้อมูลจากสัญญาณ ป้อนเข้าสู่ Feed Forward Back Propagation Neural Network (FFBNN) เพื่อใช้ในการคัดแยกโรคหัวใจ ข)* ใช้คุณลักษณะของสัญญาณที่ได้ 11 ประการ จาก Wavelet Transform แล้วป้อนเข้าสู่ Probabilistic Neural Network (PNN)

ในปี 2012 Bor-Shyh และคณะ [22] นำเสนอแนวทางการพัฒนาระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจ บนโทรศัพท์เคลื่อนที่โดยใช้ ECG Sensor แบบ Non-contact

ในปี 2013 Lui และ Wang [23] ได้นำเทคนิค Wavelet Transform แปลงสัญญาณ ก่อนที่จะนำข้อมูลที่ได้อ้อนให้กับ Neural Network โดยใช้เทคนิคการกรองความถี่ต่ำผ่านและกรองความถี่สูงผ่านร่วมด้วย

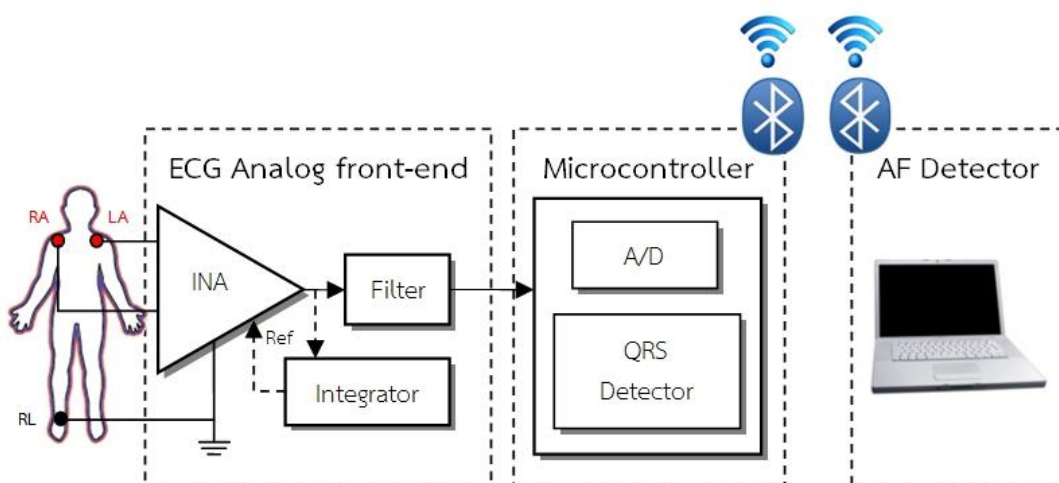
ในปี 2014 Oresko และคณะ [24] ได้นำเสนออุปกรณ์ตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถสวมใส่ได้ใช้ร่วมกับสมาร์ทโฟนโดยเชื่อมต่อผ่านบลูทูธใช้เทคนิค Pan-Tomkins Algorithm ในการคัดแยกQRS complex และ Machine Learning แบบ Feed forward Multilayer Perceptron Artificial Neural Network เป็นเงื่อนไขในการระบุความผิดปกติจากฐานข้อมูล MIT-BIH

ในปี 2014 Gakare และคณะ [25] ได้นำเสนอการใช้ Pan-Tomkins Algorithm ในการพัฒนาระบบโดยใช้สมาร์ทโฟนเป็นอุปกรณ์ในการประมวลผลผ่านเทคโนโลยีบลูทูธ

บทที่ 3 การออกแบบระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพรีว

บทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ของระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพรีวหรือภาวะ AF โดยคุณสมบัติของระบบจะต้องสามารถรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรด พร้อมทั้งขยายและกรองสัญญาณ จากนั้นแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล เพื่อนำไปสู่กระบวนการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการตรวจจับตำแหน่งของคลื่น QRS ในเวลาจริง (Real-time) แล้วส่งค่าดังกล่าวผ่านโมดูลบลูทูธ ไปยังส่วนประมวลผลผลการตรวจจับภาวะ AF พร้อมทั้งแสดงผลในเวลาจริง

จากคุณสมบัติของระบบ จะแบ่งโครงสร้างหลักของระบบออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และส่วนประมวลผลผลการตรวจจับภาวะ AF ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมโครงสร้างของระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพรีว

จากรูปที่ 3.1 ส่วนแรกของระบบเป็นวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำหน้าที่ขยายและกรองสัญญาณที่วัดจากอิเล็กโทรดแบบผิวสัมผัสที่ติดอยู่กับร่างกายเพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยออกแบบให้ทำงานโดยใช้ไฟเลี้ยงเดี่ยว (Single supply) 3.3 โวลต์ที่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ 1 ช่องสัญญาณ ด้วยวิธีการวัดแบบ Standard limb leads ซึ่งมีการติดอิเล็กโทรดจำนวน 3 ขั้ว อิเล็กโทรดบนร่างกาย วงจรจะแบ่งย่อยออกเป็นสามภาคส่วน ประกอบด้วยวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation Amplifier :INA) วงจรอินทิเกรต (Integrator) และวงจรกรองร่วมกับขยายสัญญาณ โดยกำหนดอัตราขยายรวมของวงจรเท่ากับ 1000 เท่า แลบทความถี่อยู่ในช่วง 0.05-50 เฮิรตซ์ และมีช่วงของการกำจัดไฟตรง (DC suppression) เท่ากับ ± 0.4 โวลต์

ส่วนที่สองเป็นส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ แบ่งการทำงานย่อยออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ การแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลและการประมวลผลเพื่อตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ในเวลาจริง โดยตัวแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลมีความละเอียดเท่ากับ 12 บิต อัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 200 เฮิร์ตซ์ จากนั้นนำข้อมูลดิจิทัลที่ได้มาประมวลผลผ่านอัลกอริธึมในการตรวจจับ QRS complex เพื่อนำตำแหน่งคลื่น QRS ส่งไปยังส่วนประมวลผล การตรวจจับภาวะ AF ผ่านโมดูลบลูทูธ โดยใช้รูปแบบในการส่งข้อมูลแบบพอร์ตอนุกรม (Serial port)

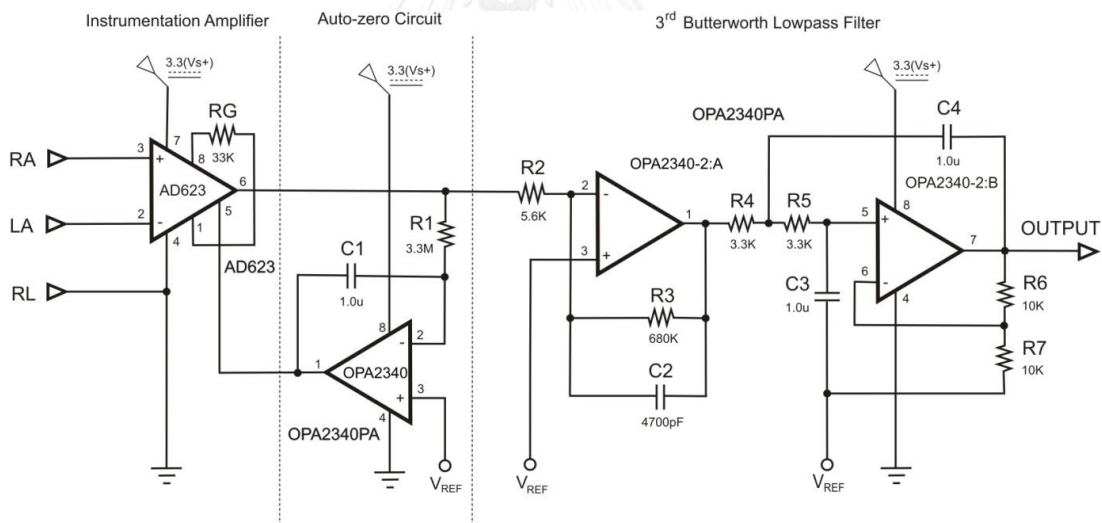
และส่วนสุดท้ายเป็นส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF โดยรับข้อมูลตำแหน่งคลื่น QRS จากโมดูลบลูทูธ ผ่านพอร์ตอนุกรมเข้ามาวิเคราะห์ยังส่วนประมวลผลและแสดงกราฟการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริง ส่วนนี้จะมีการพัฒนาและทดสอบผลโดยใช้ชุดคำสั่งของโปรแกรม MATLAB ในการวิเคราะห์ เก็บข้อมูล และแสดงผล

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพรี้ว

คุณสมบัติของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	
แหล่งจ่ายไฟ	ไฟเลี้ยงเดี่ยว 3.3 โวลต์
จำนวนช่องสัญญาณ	1ช่องสัญญาณ
จำนวนอิลีกโทรด	3 อิลีกโทรด
อัตราขยาย	1000 เท่า
แบนด์วิธ	0.05-50 เฮิร์ตซ์
ช่วงการกำจัดไฟตรง	± 0.4 โวลต์
คุณสมบัติของส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์	
ความละเอียดในการแปลง A/D	12 บิต
อัตราการสุ่มตัวอย่าง	200 เฮิร์ตซ์
การวิเคราะห์	ตรวจจับตำแหน่ง QRS complex
การสื่อสาร	บลูทูธ
คุณสมบัติส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF	
การวิเคราะห์	ตรวจจับภาวะ AF
การแสดงผล	สถานะการตรวจจับภาวะ AF

3.1 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Amplifier)

วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจถือเป็นส่วนแรกของระบบที่มีความสำคัญมากซึ่งจะส่งผลต่อประสิทธิภาพของระบบในภาพรวม เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณขนาดเล็กประมาณ 0.1-5 มิลลิโวลต์ [9] ซึ่งง่ายต่อการรบกวนจากแหล่งต่างๆ จำเป็นต้องมีการขยายและกรองสัญญาณ รวมไปถึง ออกแบบคุณสมบัติของวงจรเพื่อหลีกเลี่ยงสัญญาณรบกวนต่างๆที่อาจลดคุณภาพสัญญาณคุณภาพสัญญาณมีผลทำให้การวิเคราะห์ประมวลผลในกระบวนการถัดไปเกิดข้อผิดพลาดหรือไม่แม่นยำ นอกจากนี้ยังต้องคำนึงถึงการเลือกใช้ขนาดของอุปกรณ์เนื่องจากเป็นอุปกรณ์แบบพกพา ในวิทยานิพนธ์นี้ได้เลือกใช้อุปกรณ์แบบ SMD (Surface mount device) มาใช้ในวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อลดขนาดพื้นที่และน้ำหนักของวงจรรวมลง ทั้งนี้อุปกรณ์แบบ SMD ยังช่วยลดความเหนียวหนาและความจุไฟฟ้าแฝงเนื่องจากขาของอุปกรณ์ด้วย รูปที่ 3.2 แสดงวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของระบบ แบ่งออกเป็น 3 ภาคส่วนดังนี้ คือ วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier :INA) วงจร Auto-zero หรือวงจรรวมอินทิเกรต (Integrator) และวงจรรองรับกับขยายสัญญาณ



รูปที่ 3.2 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของระบบ

3.1.1 วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentation amplifier)

ภาคแรกของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ วงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ซึ่งทำหน้าที่รับสัญญาณจากอิเล็กโทรดเข้ามายังวงจรและขยายผลต่างแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณระหว่าง 2 ขั้วอิเล็กโทรดที่ตำแหน่งแขนซ้ายกับแขนขวา โดยขั้วอิเล็กโทรดที่ตำแหน่งขาขวาถือเป็นขั้วแรงดันอ้างอิง

สำหรับการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกอยู่ในวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ และส่วนหลังอยู่ในวงจรขยายร่วมกับกรองความถี่ซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อที่

3.1.3 การแบ่งวงจรถยายออกเป็น 2 ส่วน ทั้งนี้เพื่อป้องกันการขยายสัญญาณรบกวนจากแรงดันออฟเซตไฟตรงซึ่งจะกล่าวถึงถัดไปในส่วนของวงจร Auto-zero

ไอซีสำหรับวงจรถยายแบบอินสตรูเมนเตชันที่เลือกใช้คือเบอร์ AD623 แบบ SOIC (Small Outline Integrated Circuit) สามารถปรับอัตราขยายได้โดยการเลือกใช้ค่าความต้านทาน R_G ดังสมการที่ 3.1 ในที่นี้เลือกใช้ R_G เท่ากับ 32 k Ω ทำให้ได้อัตราขยายเท่ากับ 4 เท่า สำหรับการกำหนดอัตราขยายจะกล่าวในหัวข้อถัดไป

$$G = 1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

เมื่อ G คือ อัตราขยายของวงจรถยายแบบอินสตรูเมนเตชัน

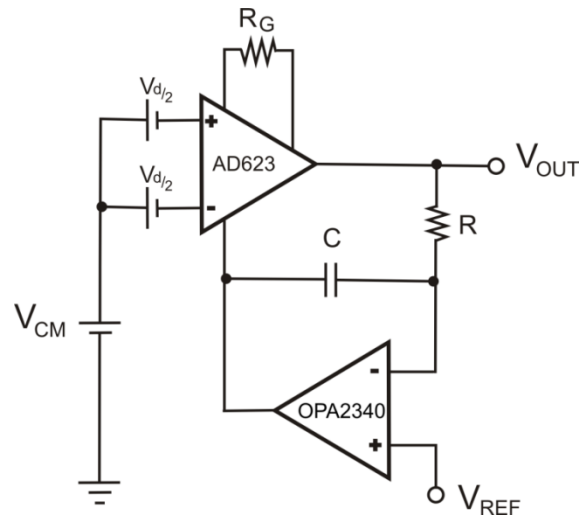
R_G คือ ค่าความต้านทานปรับค่าได้

3.1.2 วงจร Auto-zero

การออกแบบวงจรถยายสัญญาณจำเป็นต้องแบ่งออกเป็น 2 ส่วนเพื่อป้องกันการขยายสัญญาณรบกวนจากแรงดันออฟเซตไฟตรงดังที่กล่าวมาแล้ว การขยายสัญญาณด้วยอัตราขยายที่มีค่าสูงเพียงส่วนเดียว อาจส่งผลให้เกิดการอิมพัลส์ที่วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ส่งผลให้สัญญาณขาออกผิดพลาด แรงดันออฟเซตไฟตรงเหล่านี้เกิดจากความไม่สมมาตรของโพลาลิเซชันที่รอยต่อระหว่างผิวหนังและอิเล็กโทรด ซึ่งมีค่าเท่ากับ ± 500 มิลลิโวลต์ [26]

ด้วยเหตุนี้จึงจำเป็นต้องลดผลกระทบจากแรงดันออฟเซตไฟตรง ในที่นี้เลือกใช้วงจรถยายอินทิเกรตโดยวงจรถายนำแรงดันขาออกของวงจรถยายอินทิเกรตป้อนกลับไปยังขาอ้างอิงของวงจรถยายแบบอินสตรูเมนเตชัน ดังรูปที่ 3.3 ส่วนของวงจรถยายอินทิเกรตเลือกใช้ออปแอมป์เบอร์ OPA2340 นอกจากนี้วงจรถายยังมีการยกระดับแรงดันอ้างอิงเท่ากับ 1.65 โวลต์ เพื่อให้สามารถทำงานได้โดยใช้ไฟเลี้ยงเดี่ยว 3.3 โวลต์ ผลจากการป้อนกลับของวงจรถยายอินทิเกรตจะให้ผลตอบสนองทางความถี่เป็นวงจรถอยความถี่สูงผ่านอันดับหนึ่ง สามารถหาความถี่ตัดผ่านได้ดังสมการที่ 3.2 ในที่นี้ออกแบบให้มีความถี่ตัดผ่านเท่ากับ 0.05 เฮิรตซ์ ซึ่งกำหนดได้จากความต้านทานและค่าความเก็บประจุที่ใช้ในวงจร โดยกำหนดให้ค่าความต้านทานเท่ากับ 3.2 M Ω และค่าความเก็บประจุเท่ากับ 1 μ F

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.2)$$



รูปที่ 3.3 วงจรที่ใช้ทดสอบเพื่อวัดผลของการกำจัดไฟตรง

เนื่องจากแรงดันขาออกของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์จะไม่นับกับแรงดันออฟเซตไฟตรงที่ส่วนแรงดันขาเข้า และในช่วงนี้ควรมีแรงดันใกล้เคียงกับแรงดันอ้างอิง โดยวงจรจะประพฤติตัวเป็นวงจรกรองผ่านสูงและทำงานแบบเชิงเส้น สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันขาออกและแรงดันขาเข้าได้ดังสมการที่ 3.3

จากรูปที่ 3.4 ทำการทดสอบวัดค่าแรงดันขาออกของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ในช่วงของการกำจัดไฟตรงโดยการป้อนแรงดันโหมตร่วม (V_{cm}) คงที่ 1.65 โวลต์ และป้อนแรงดันออฟเซตไฟตรง (V_d) ตั้งแต่ -1 ถึง 1 โวลต์จะเห็นว่าในช่วงของการกำจัดไฟตรง ค่าแรงดันขาออกจะมีค่าคงที่แบบเชิงเส้น

$$V_{out} = G(V_2 - V_1) \left(\frac{SRC}{1 + SRC} \right) + V_{ref} \quad (3.3)$$

เมื่อ	V_{out}	คือ แรงดันขาออกของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์
	G	คือ อัตราขยายของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์
	V_1	คือ แรงดันขาเข้าที่อิเล็กโทรด 1
	V_2	คือ แรงดันขาเข้าที่อิเล็กโทรด 2
	R	คือ ค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจรอินทิเกรต
	C	คือ ค่าความเก็บประจุที่ใช้ในวงจรอินทิเกรต
	V_{ref}	คือ แรงดันอ้างอิง

การกำหนดช่วงการกำจัดไฟตรงจะขึ้นอยู่กับแรงดันขาออกต่ำสุดและสูงสุดของวงจรอินทิเกรตที่สามารถป้อนกลับไปยังขาอ้างอิงของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ได้ ซึ่งจะอยู่ในช่วง

แหล่งจ่ายไฟของวงจร และขึ้นกับอัตราขยายของวงจรขยายอินสตรูเมนต์เช่น โดยมีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 3.4 ในที่นี้กำหนดช่วงของการกำจัดไฟตรงให้อยู่ระหว่าง ± 0.4 โวลต์ และแหล่งจ่ายไฟของวงจรอยู่ในช่วง 0 ถึง 3.3 โวลต์

$$V_{d(\min, \max)} = \frac{V_{\text{ref}} - V_{o(\min, \max)}}{G} \quad (3.4)$$

เมื่อ $V_{d(\min, \max)}$ คือ แรงดันออฟเซตไฟตรงต่ำสุดและสูงสุด

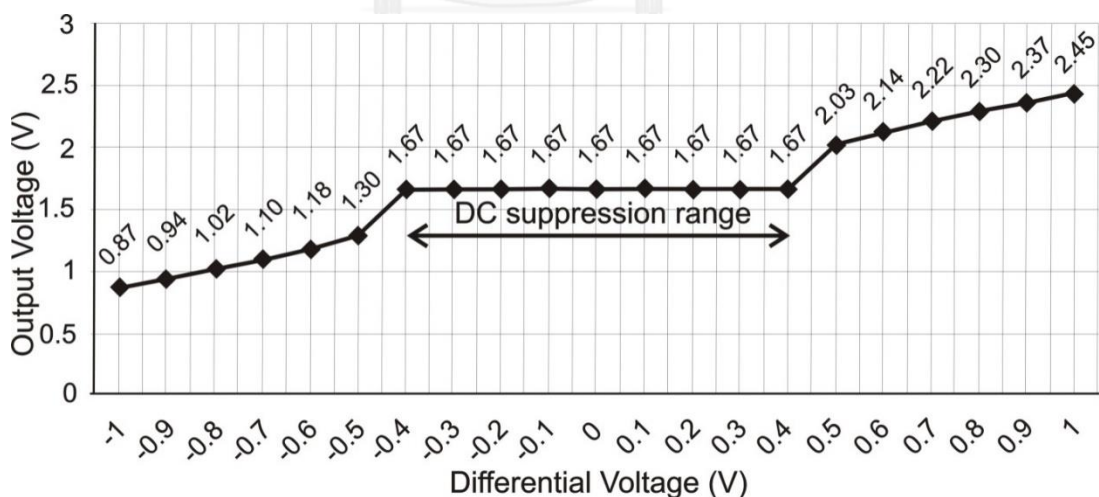
$V_{o(\min, \max)}$ คือ แรงดันขาออกต่ำสุดและสูงสุดของวงจรอินทิเกรต

การกำหนดอัตราขยายในวงจรส่วนนี้ จำเป็นจะต้องจำกัดไม่ให้มากเกินไป อัตราขยายสูงสุดที่สามารถใช้ได้จะขึ้นอยู่กับข้อกำหนดช่วงที่ต้องการลดแรงดันออฟเซตไฟตรง นั่นคือ ± 0.4 โวลต์โดยสามารถกำหนดได้ดังสมการนี้

$$G = \frac{|V_{\text{ref}} - V_{o(\max)}|}{V_{d(\max)}} \quad (3.5)$$

จากการคำนวณตามสมการที่ 3.5 อัตราขยายของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์เช่นในวิทยานิพนธ์นี้จะมีค่าเท่ากับ 4

ส่วนแรงดันขาออกของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์เช่นที่อยู่นอกช่วงการกำจัดไฟตรงที่กำหนดจะมีค่าไม่คงที่และไม่เป็นเชิงเส้น เนื่องจากแรงดันขาออกมีค่าเพิ่มขึ้นตามอัตราขยายของวงจรดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันขาออกของวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์เช่นกับค่าแรงดันผลต่างที่ใช้ทดสอบ

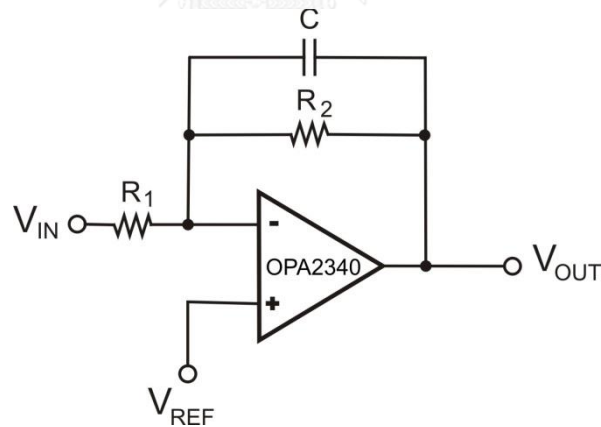
3.1.3 วงจรขยายและกรองความถี่

เนื่องจากการจำกัดอัตราขยายในส่วนวงจรขยายแบบอินสตรูเมนต์ชัน ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกยังคงมีขนาดเล็กและมีสัญญาณรบกวนความถี่สูงปะปนอยู่ในสัญญาณ ทำให้ต้องมีการขยายและกรองสัญญาณเพิ่มในวงจรส่วนหลัง โดยเลือกใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ทอันดับสาม (3rd order Butterworth Lowpass Filter) ประกอบด้วยวงจรกรองอันดับหนึ่งและอันดับสองมาต่ออนุกรมกัน

ส่วนวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับหนึ่ง สามารถกำหนดอัตราขยายได้โดยการเลือกใช้ค่าความต้านทาน ดังสมการที่ 3.6 และกำหนดความถี่ตัดผ่านได้โดยการใช้ค่าความต้านทานและค่าความเก็บประจุ ดังสมการที่ 3.7 ในที่นี้กำหนดให้มีอัตราขยายเท่ากับ 250 และความถี่ตัดผ่านเท่ากับ 50 เฮิรตซ์ โดยมีความต้านทาน R_1 เท่ากับ 5.6 K Ω , R_2 เท่ากับ 680 K Ω และค่าของตัวเก็บประจุ C เท่ากับ 4700 pF

$$G_1 = \frac{R_2}{R_1} \quad (3.6)$$

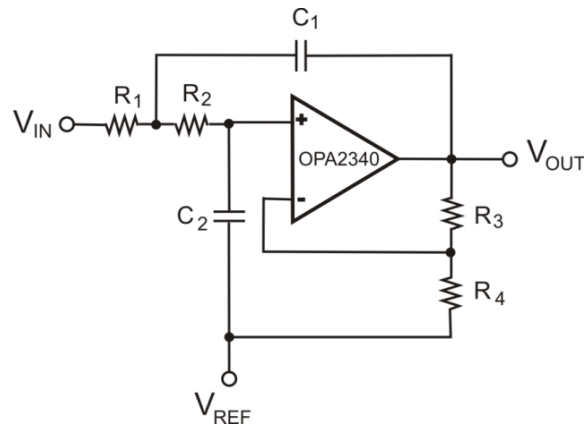
$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C} \quad (3.7)$$



รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับหนึ่ง

ส่วนวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสอง กำหนดให้มีอัตราขยายเท่ากับ 2 โดยให้ค่าความเก็บประจุทั้งสองค่าในวงจรมีค่าเท่ากันที่ 1 μ F ค่าความต้านทาน R_1 เท่ากับ R_2 โดยมีค่าเท่ากับ 3.3 K Ω และค่าความต้านทาน R_3 เท่ากับ R_4 โดยมีค่าเท่ากับ 10 K Ω สามารถหาความถี่ตัดผ่านของวงจรได้ดังสมการนี้

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3.8)$$



รูปที่ 3.6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสอง

ดังนั้น เมื่อรวมอัตราการขยายทั้งหมดของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเท่ากับ 1000 มีแถบความถี่อยู่ในช่วง 0.05-50 เฮิรตซ์ และมีช่วงการกำจัดไฟตรงอยู่ในช่วง ± 0.4 โวลต์ ตามคุณสมบัติที่ได้กำหนดไว้ดังตารางที่ 3.1

3.1.4 ทดสอบผลตอบแทนเชิงความถี่ของวงจร

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและความถี่สูงผ่านในวงจร ทำให้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดสัญญาณได้ในช่วงความถี่ 0.05-50 เฮิรตซ์ หากอยู่นอกเหนือช่วงความถี่นี้จะถูกกรองสัญญาณออกไป ซึ่งสามารถหาประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณด้วยการทดสอบผลตอบแทนเชิงความถี่ โดยการป้อนสัญญาณรูปไซน์เข้าไปยังขาเข้าของวงจร ปรับความถี่ในการทดสอบตั้งแต่ 0.01 ถึง 1000 เฮิรตซ์ แล้ววัดแรงดันขาออกของแต่ละความถี่ที่ทดสอบเทียบกับแรงดันขาเข้าเพื่อคำนวณค่าอัตราการขยายได้ดังสมการนี้

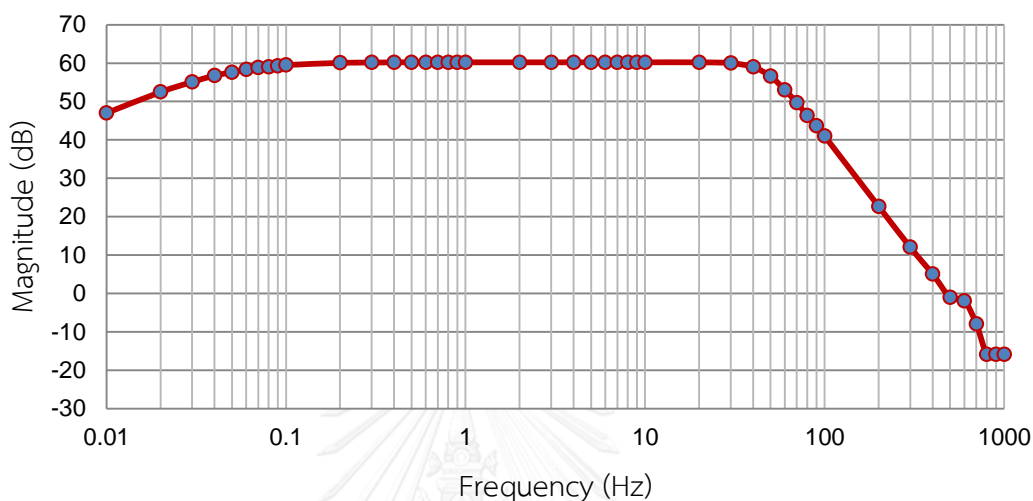
$$A_v \approx \frac{A_{v0}}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_0}\right)^{2n}}} \quad (3.9)$$

หรือ

$$20 \log A_v = 20 \log \frac{A_{v0}}{\left(\frac{f}{f_0}\right)^n} \quad (3.10)$$

เมื่อ	A_v	คือ อัตราขยาย
	A_{v0}	คือ อัตราขยายสูงสุด
	f	คือ ความถี่ที่ใช้ทดสอบวงจร
	f_0	คือ ความถี่ตัดผ่านของวงจรกรองความถี่สูงผ่านหรือต่ำผ่าน
	n	คือ อันดับของวงจรกรองความถี่สูงผ่านหรือต่ำผ่าน

ผลการทดสอบการตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่า ที่อัตราขยายสูงสุดผลตอบสนองเชิงความถี่มีค่าเท่ากับ 60.21 เดซิเบล หรือ 1024 ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับอัตราการขยายโดยรวมของวงจรที่ 1000 เท่า มีความถี่ตัดสูงผ่านที่ประมาณ 0.05 เฮิรตซ์ และความถี่ตัดต่ำผ่านที่ประมาณ 50 เฮิรตซ์ สอดคล้องกับที่ได้ออกแบบไว้ ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

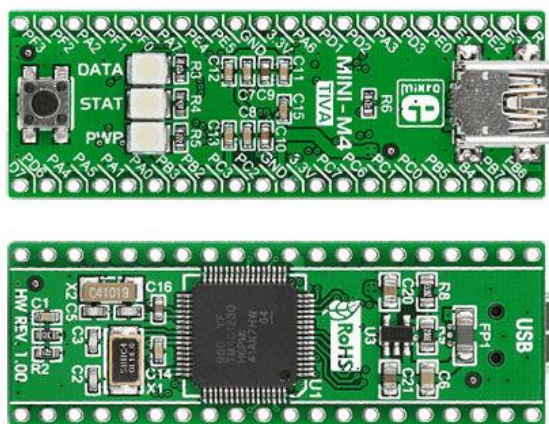
3.2 ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นส่วนที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อมาจากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีหน้าที่ในการประมวลผลข้อมูลแบบดิจิทัล ซึ่งแบ่งการทำงานย่อยออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ แปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลและประมวลผลเพื่อตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ในเวลาจริง เนื่องจากขั้นตอนวิธีการที่เลือกใช้ในระบบการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS สำหรับวิทยานิพนธ์นี้มีการคำนวณตัวเลขที่เป็นจุดทศนิยมอยู่ในหลายขั้นตอน ในที่นี้จะเลือกใช้บอร์ดประมวลผล STM32 MINI-M4 ของบริษัท MikroElektronika ซึ่งมีขนาดเล็กเหมาะกับอุปกรณ์พกพา ไมโครคอนโทรลเลอร์ภายในบอร์ดมีหน่วยประมวลผล ARM cortex M4 เหมาะกับงานที่ต้องการประสิทธิภาพในการคำนวณสูง มีหน่วยประมวลผลเลขทศนิยม (Floating-Point Unit) ซึ่งจะช่วยลดภาระการคำนวณตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ในส่วนควบคุมหลัก ทำให้การประมวลผลมีความรวดเร็วมากยิ่งขึ้น

บอร์ดประมวลผล STM32 MINI-M4 มีขนาดกว้าง 17.8 มิลลิเมตร ยาว 50.1 มิลลิเมตร น้ำหนักประมาณ 6 กรัม สามารถรับแหล่งจ่ายไฟ 3.3 โวลต์ หรือ 5 โวลต์จากช่อง USB ลักษณะภายนอกของบอร์ด แสดงได้ดังรูปที่ 3.8 ซึ่งมีคุณสมบัติหลักดังนี้

- ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ARM 32 บิต เบอร์ STM32F415RG ของบริษัท STMicroelectronics
- หน่วยความจำ Flash เท่ากับ 1 MB
- หน่วยความจำ SRAM เท่ากับ 192 kB
- หน่วยความจำ Back up SRAM เท่ากับ 4 kB
- ความเร็วสัญญาณนาฬิกาของบอร์ดเท่ากับ 16 MHz ความเร็วของสัญญาณนาฬิกา STM32F415RG ภายในบอร์ดเท่ากับ 168 MHz
- มีพอร์ต I/O แบบแอนะล็อกทั้งหมด 7 ช่อง พอร์ต Interrupt 4 ช่อง และพอร์ต UART 2 ช่อง
- มีโหมด Sleep เพื่อประหยัดพลังงาน
- โปรแกรมข้อมูลผ่าน USB HID bootloader หรือจากอุปกรณ์ภายนอก ได้แก่ mikroProg หรือ ST-Link V2

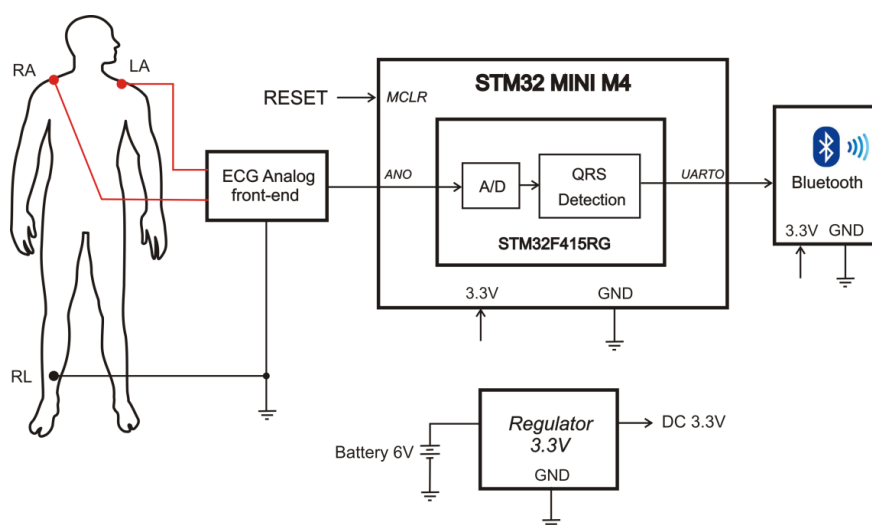
บอร์ดประมวลผล STM32 MINI-M4 สามารถโปรแกรมควบคุมด้วยคำสั่งภาษาซีจากโปรแกรม IAR Workbench for ARM ซึ่งสามารถใช้ร่วมกับไลบรารีสำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ARM ที่มีหน่วยประมวลผล Cortex M4 ได้ และมีหน้าต่าง Terminal สำหรับดูการเปลี่ยนแปลงของค่าตัวแปรต่างๆภายในอัลกอริทึมในขณะที่ไมโครคอนโทรลเลอร์กำลังทำงาน



รูปที่ 3.8 บอร์ดประมวลผล STM32 MINI-M4 [27]

การทำงานในส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ของบอร์ด แสดงดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.9 เริ่มด้วยการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกจากขาออกของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านพอร์ต I/O แบบแอนะล็อก AN0 มาแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัล จากนั้นนำข้อมูลดิจิทัลที่ได้ มาประมวลผลเพื่อตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ในส่วนนี้จะมีการแบ่งข้อมูลเพื่อเข้ามาประมวลผล

ทีละชุด ชุดละ 32 ข้อมูลตัวอย่าง เพื่อลดระยะเวลาในการประมวลผลและส่งข้อมูลให้รวดเร็วมากขึ้น หลังจากนั้นจะส่งข้อมูลตำแหน่งคลื่น QRS ที่ได้จากการประมวลผลผ่านพอร์ตอนุกรม UART0 ไปยังโมดูลบลูทูธ โดยบอร์ดจะรับแหล่งจ่ายไฟ 3.3 โวลต์มาจากบอร์ดลดแรงดันไฟฟ้า (Regulator) ซึ่งทำหน้าที่แปลงแรงดัน 6 โวลต์จากแบตเตอรี่ซึ่งเป็นถ่านอัลคาไลน์ขนาด AAA จำนวน 4 ก้อน ให้เป็น 3.3 โวลต์ และจ่ายไปยังทุกๆส่วนภายในวงจร ได้แก่ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ บอร์ดประมวลผล STM32 MINI-M4 และโมดูลบลูทูธ นอกจากนี้ยังมีปุ่มรีเซ็ตสำหรับเริ่มต้นการทำงานใหม่ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งส่วนนี้จะมีการเชื่อมต่อกับขา MCLR บนบอร์ด



รูปที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

3.2.1 การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล

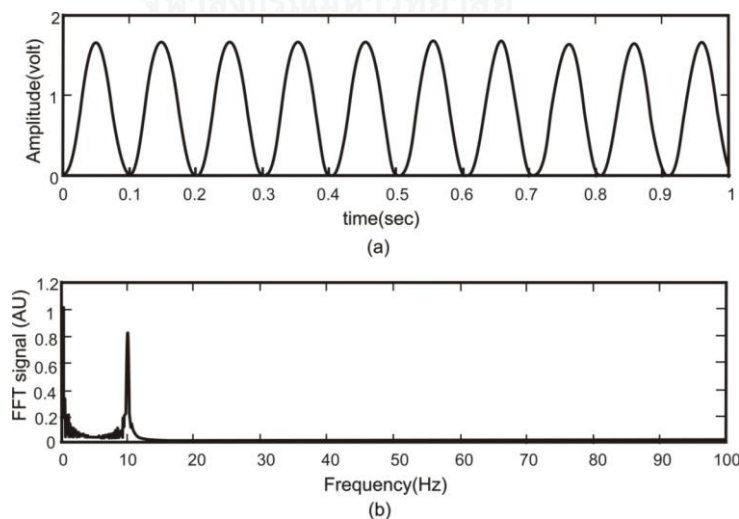
การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเป็นขั้นตอนแรกในการทำงานของส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ก่อนที่จะนำข้อมูลมาวิเคราะห์ในเชิงดิจิทัล เริ่มต้นโดยการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบแอนะล็อกจากขาออกของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านพอร์ต I/O แบบแอนะล็อก ANO ของไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ STM32F415RG ดังที่กล่าวมาแล้ว จากนั้นจะถูกแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัลที่ความละเอียด 12 บิต และอัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 200 ครั้งต่อวินาที

จำนวนบิตที่ใช้ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเป็นคุณสมบัติที่ต้องคำนึงถึงในการออกแบบระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากในระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปต้องการความละเอียดของวงจรไม่เกิน $9.8 \mu\text{V}$ [28] และยังมีผลต่อการเลือกคุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่จะใช้ในระบบด้วย ในที่นี้ค่าความละเอียดรวมของวงจรจากการคำนวณมีค่าประมาณ $0.81 \mu\text{V}$ ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ความละเอียดที่เหมาะสมต่อการนำไปใช้งานในระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถคำนวณได้ดังสมการนี้

$$\text{resolution} = \frac{V_{cc}}{2^n \times \text{Gain}} = \frac{3.3}{2^{12} \times 1000} = 0.81 \mu\text{V} \quad (3.11)$$

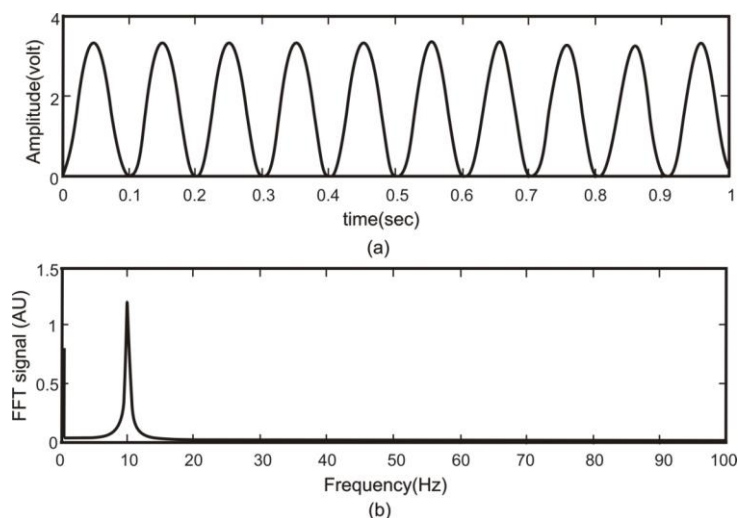
เมื่อ resolution คือ ค่าความละเอียดในการแปลงสัญญาณ
 V_{cc} คือ แรงดันไฟเลี้ยงของไมโครคอนโทรลเลอร์
 n คือ จำนวนบิตของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล
 Gain คือ อัตราขยายของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

อัตราการสุ่มตัวอย่างของไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นอีกหนึ่งคุณสมบัติที่สำคัญในการออกแบบระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากมีผลต่อการประมวลผลทางเวลา หากอัตราการสุ่มตัวอย่างไม่ถูกต้อง การนำผลข้อมูลไปประมวลผลในกระบวนการต่อไปก็จะไม่ถูกต้องตามไปด้วย หรือหากอัตราการสุ่มตัวอย่างไม่สม่ำเสมอ สัญญาณที่ออกมาจะมีความผิดเพี้ยนไป การสุ่มตัวอย่างในไมโครคอนโทรลเลอร์จะใช้กระบวนการ Interrupt จากซอฟต์แวร์ โดยใช้ฟังก์ชันในไลบรารีของ STM32Cube F4 และมีการทดสอบความถูกต้องของอัตราการสุ่มตัวอย่างด้วยการป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด $1.65 V_{p-p}$ และขนาด $3.0 V_{p-p}$ ที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์เข้าไปยังพอร์ตขาเข้าแบบแอนะล็อกของไมโครคอนโทรลเลอร์ และทำการเก็บข้อมูลจากการแปลงสัญญาณรูปไซน์จากแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ผลจากการสุ่มตัวอย่างจะได้เป็นรูปคลื่นไซน์เชิงเวลาดังแสดงในรูปที่ 3.10(a) และ 3.11(a) ซึ่งแต่ละคาบของลูกคลื่นสามารถนับจำนวนการสุ่มตัวอย่างได้เท่ากับ 10 ครั้งและนำผลจากการสุ่มตัวอย่างไปพล็อตสเปกตรัม FFT จะพบว่าตำแหน่งสเปกตรัมจะอยู่ที่ความถี่ประมาณ 10 เฮิร์ตซ์ซึ่งเท่ากับความถี่ของสัญญาณไซน์ที่ใช้ป้อนเข้ามาเพื่อทดสอบ ดังแสดงในรูป 3.10(b) และ 3.11(b)



รูปที่ 3.10 การสุ่มสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด $1.65 V_{p-p}$ ที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์อัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 เฮิร์ตซ์

(a) คลื่นเชิงเวลา (b) สเปกตรัม FFT



รูปที่ 3.11 การสุ่มสัญญาณคลื่นไซน์ขนาด $3.0 V_{p-p}$ ที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์อัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 เฮิร์ตซ์

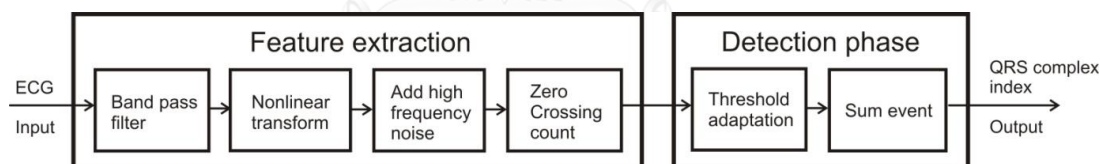
(a) คลื่นเชิงเวลา (b) สเปกตรัม FFT

3.2.2 การตรวจจับคลื่น QRS (QRS detection)

หลังจากการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล จะเข้าสู่การประมวลผลเพื่อตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ในเวลาจริง โดยการหาตำแหน่งยอดของคลื่น R แต่ละลูกคลื่น ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีความเด่นชัดที่สุดบนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS นอกจากจะเป็นกระบวนการพื้นฐานสำหรับระบบวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจทั่วไปแล้ว ค่าตำแหน่งคลื่น QRS ยังเป็นค่าที่จำเป็นสำหรับนำไปใช้ประมวลผลในขั้นตอนตรวจจับภาวะ AF ในกระบวนการถัดไป ดังนั้นขั้นตอนการตรวจจับคลื่น QRS ที่มีประสิทธิภาพจะส่งผลให้การตรวจจับภาวะ AF มีความถูกต้องแม่นยำตามไปด้วย

การตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ในปัจจุบันนี้มีหลายวิธี วิธีที่เป็นที่นิยม ได้แก่วิธี Pan-Tompkins [16] หรือวิธี Hilbert transform สำหรับ QRS Detection [17] โดยมากแล้ววิธีการจัดการสัญญาณเหล่านี้จะขึ้นอยู่กับค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้งที่กล่าวมาแล้วในส่วนหัวข้อบททวนวรรณกรรม แอมพลิจูดจะส่งผลกระทบต่อความแม่นยำในการตรวจหาตำแหน่ง QRS Complex ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะผิดปกติร่วมด้วย ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้ วิธีการที่เลือกใช้ได้ถูกดัดแปลงมาจากวิธีการนับ Zero crossing สำหรับการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex [18] เป็นวิธีการที่ไม่ขึ้นกับแอมพลิจูดของสัญญาณ ในขั้นแรกจะพัฒนาขั้นตอนการตรวจจับ QRS Complex โดยใช้ชุดคำสั่งของโปรแกรม MATLAB เพื่อทดลองผลและพิสูจน์ขั้นตอนวิธีการ จากนั้นจะนำไปใช้โปรแกรมลงบนส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อใช้งานในเวลาจริง

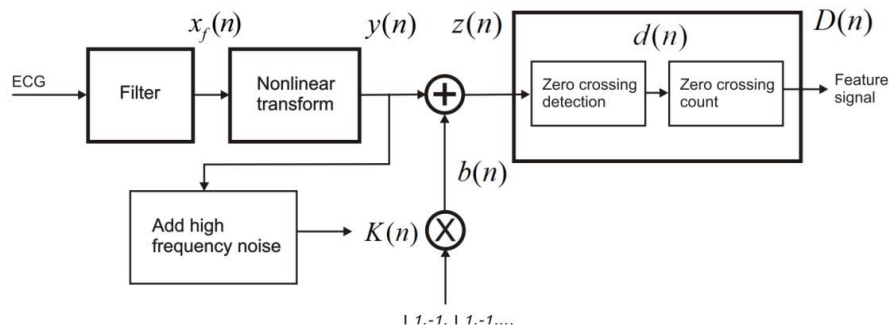
กระบวนการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ด้วยวิธีการนับ Zero crossing จะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก ได้แก่ การแยกลักษณะเด่น (Feature extraction) และการวิเคราะห์คัดแยกคลื่น QRS หรือ Detection phase เริ่มต้นจากการรับข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามาสู่กระบวนการแยกลักษณะเด่นของข้อมูล ขั้นตอนแรกของกระบวนการนี้ คือ การปรับปรุงคุณภาพสัญญาณด้วยตัวกรองผ่านแถบ จากนั้นนำเข้าสู่การแปลงสัญญาณแบบไม่เชิงเส้น (Nonlinear transform) เมื่อได้สัญญาณที่มีความชัดเจนของตำแหน่ง QRS complex มากขึ้นแล้ว จะทำการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูงเข้าไปทำให้เกิดตำแหน่งที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ (Zero Crossing) ทั่วสัญญาณ จากนั้นจะทำการนับจำนวนที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ทุกช่วงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เมื่อได้ข้อมูลดังกล่าวแล้ว จะเข้าสู่กระบวนการจำแนกคลื่น QRS โดยการนับจำนวนตำแหน่งที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์มาตรวจสอบด้วยค่าขีดเริ่ม จะได้ช่วงเหตุการณ์ที่วิเคราะห์ว่าเป็นตำแหน่งคลื่น QRS ออกมา จากนั้นจะมีการรวมช่วงเหตุการณ์ที่ใกล้เคียงกันเกินไปจนถือว่าเป็นตำแหน่งคลื่น QRS เดียวกัน สุดท้ายจึงได้ตำแหน่งคลื่น QRS เพื่อนำมาใช้ในกระบวนการตรวจจับภาวะ AF ต่อไป กระบวนการตรวจจับคลื่น QRS แสดงดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.12 โดยในส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีการแบ่งข้อมูลดิจิทัลเข้ามาคำนวณในกระบวนการตรวจจับ QRS complex ทีละชุด ชุดละ 32 ข้อมูลตัวอย่างดังที่กล่าวมาแล้ว เพื่อให้การประมวลผลมีความรวดเร็วเหมาะสมกับการใช้งานในเวลาจริงมากยิ่งขึ้น



รูปที่ 3.12 บล็อกไดอะแกรมของกระบวนการตรวจจับ QRS complex

3.2.2.1 การแยกลักษณะเด่น (Feature extraction)

จำนวนตำแหน่งที่แรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ถือเป็นลักษณะเด่นของข้อมูลในกระบวนการตรวจจับตำแหน่งคลื่น QRS ด้วยวิธีการนับ Zero crossing การจะหาจำนวนตำแหน่งที่แรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บนสัญญาณได้จำเป็นจะต้องทำการปรับปรุงคุณภาพสัญญาณเพื่อดึงส่วนที่เป็นตำแหน่ง QRS complex ออกมาจากส่วนอื่นๆ โดยทำให้ตำแหน่งคลื่น QRS มีความชัดเจนมากที่สุดก่อนการแยกลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วย การกรองสัญญาณด้วยตัวกรองสัญญาณผ่านแถบ การแปลงสัญญาณแบบ Nonlinear การสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูง และการหา Zero Crossing count กระบวนการแยกลักษณะเด่นแสดงดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.13 ซึ่งจะกล่าวถึงแต่ละขั้นตอนในหัวข้อถัดไป

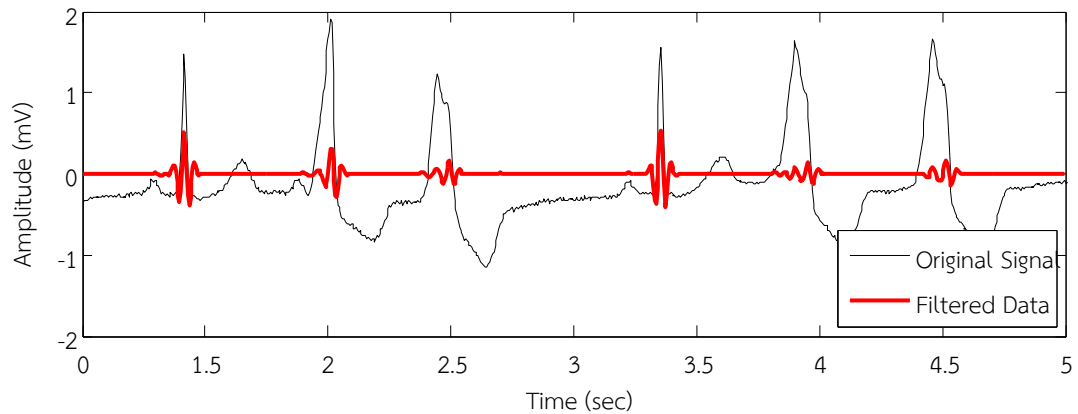


รูปที่ 3.13 บล็อกไดอะแกรมของการแยกลักษณะเด่น [18]

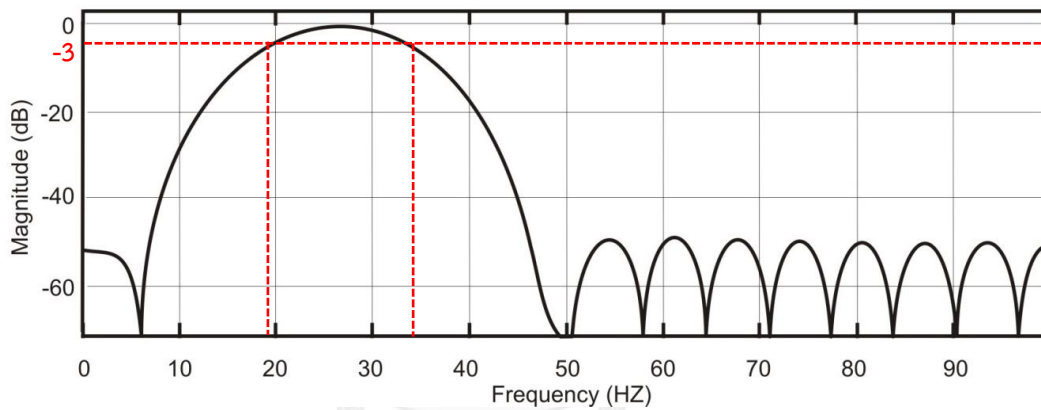
3.2.2.1.1 การกรองสัญญาณผ่านแถบ

การกรองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านตัวกรองสัญญาณผ่านแถบถือเป็นขั้นตอนแรกในกระบวนการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ด้วยวิธีการนับ Zero crossing ดังรูปที่ 3.14 ขั้นตอนนี้มีความสำคัญต่อกระบวนการโดยรวมเนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบหลัก ได้แก่ คลื่น P, QRS complex และคลื่น T รวมไปถึงสัญญาณรบกวนความถี่สูง การดึงส่วนที่เป็น QRS complex ให้มีความชัดเจนมากที่สุด จำเป็นจะต้องลดทอนขนาดของคลื่นสัญญาณอื่นๆ ที่นอกเหนือจาก QRS complex และกำจัดสัญญาณ Baseline ที่ไม่คงที่เนื่องมาจากการขยับกล้ามเนื้อในระหว่างการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีความถี่อยู่ในช่วง 0.05 ถึง 1 เฮิร์ตซ์ [29] ดังนั้นจึงเลือกใช้ตัวกรองสัญญาณผ่านแถบ ชนิดอิมพัลส์จำกัด (Finite Impulse Response : FIR) ที่มีความถี่ตัดผ่านอยู่ในช่วง 18 ถึง 35 เฮิร์ตซ์ซึ่งเป็นช่วงความถี่ของคลื่น QRS Complex [18] ตัวอย่างการปรับปรุงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตัวอย่างที่มีความถี่ 200 เฮิร์ตซ์ จากฐานข้อมูล MIT/BIH ชนิด Arrhythmia ชุดข้อมูลที่ 208 ด้วยตัวกรองสัญญาณผ่านแถบ แสดงดังรูปที่ 3.14 ซึ่งจะเห็นว่าคลื่น T และคลื่น P ถูกลดทอนสัญญาณลงไปมาก รวมถึง QRS complex ก็ถูกลดทอนลงไปเช่นกัน แต่ยังคงมีความเด่นชัดที่สุดในสัญญาณ ในขณะที่เดียวกัน สัญญาณ Baseline ที่ไม่คงที่ ได้ถูกกำจัดออกไป ทำให้ Baseline ของสัญญาณคงที่ขึ้นอย่างชัดเจน

การกรองสัญญาณผ่านแถบด้วยตัวกรองสัญญาณผ่านแถบชนิด FIR ด้วยการคำนวณแบบเลขทศนิยมบนหน่วยประมวลผล ARM Cortex M4 จะใช้ฟังก์ชัน arm_fir_f32 ของไลบรารี CMSIS DSP ในการคำนวณ โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองจากการคำนวณบนโปรแกรม MATLAB จากนั้นทำการจำลองผลตอบแทนของเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านแถบเมื่อทำการกรองข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตัวอย่าง พบว่ามีความถี่ตัดผ่านใกล้เคียงช่วง 18 ถึง 35 เฮิร์ตซ์ตามที่ออกแบบไว้ ดังรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.14 ผลการกรองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัวกรองสัญญาณผ่านแถบ



รูปที่ 3.15 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของการกรองสัญญาณผ่านแถบ

3.2.2.1.2 การแปลงสัญญาณแบบไม่เชิงเส้น

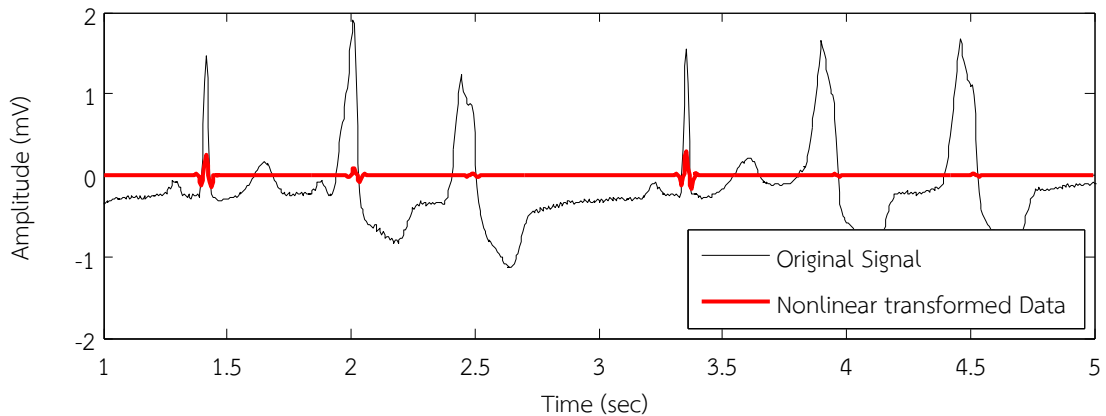
การแปลงสัญญาณแบบไม่เชิงเส้น เป็นขั้นตอนที่ช่วยเสริมการปรับปรุงคุณภาพสัญญาณร่วมกับตัวกรองผ่านแถบ เพื่อให้ตำแหน่งคลื่น QRS มีความชัดเจนมากขึ้น และลดทอนสัญญาณส่วนที่ไม่ต้องการออกไป โดยการยกกำลังแอมพลิจูดของสัญญาณ แต่ยังคงเครื่องหมายเดิมไว้โดยใช้ฟังก์ชัน sign ซึ่งเป็นฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่ดึงเครื่องหมายออกมาจากจำนวนจริง ดังสมการนี้

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n) \quad (3.12)$$

เมื่อ $x_f(n)$ คือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวกรองสัญญาณผ่านแถบ

$\text{sign}(x_f(n))$ คือ เครื่องหมายของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวกรองสัญญาณผ่านแถบ

$y(n)$ คือ สัญญาณที่ผ่านการแปลงสัญญาณแบบไม่เชิงเส้น



รูปที่ 3.16 ผลการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไม่เชิงเส้น

3.2.2.1.3 การสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูง

เมื่อได้สัญญาณที่มีความชัดเจนของตำแหน่ง QRS complex มากขึ้นแล้ว จะทำการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูงเข้าเพื่อให้เกิดตำแหน่งที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ทั่วทั้งสัญญาณซึ่งถือเป็นลักษณะเด่นของข้อมูลที่จะนำไปวิเคราะห์เพื่อคัดแยกเหตุการณ์ที่มี QRS complex ต่อไป รูปแบบการสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูงนี้ จะเป็นการสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูงแบบปรับตัวได้ โดยขึ้นกับค่าแอมพลิจูดของ $y(n)$ ดังสมการนี้

$$b(n) = (-1)^n \cdot K(n) \quad (3.13)$$

เมื่อ $b(n)$ คือ สัญญาณรบกวนความถี่สูง

$K(n)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ที่มาจาก การขยายสัญญาณ $y(n)$ แล้วนำไปผ่านสมการซึ่งมีพฤติกรรมในการจัดการสัญญาณคล้ายตัวกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านชนิดอิมพัลส์ไม่จำกัด (Infinite Impulse Response : IIR)

ค่าสัมประสิทธิ์ $K(n)$ ใช้สำหรับปรับแอมพลิจูดของสัญญาณรบกวนความถี่สูงให้พอเหมาะ กับแอมพลิจูดของสัญญาณ $y(n)$ โดยการขยายสัญญาณในส่วนนี้มีจุดประสงค์เพื่อให้มั่นใจว่าสัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ในส่วนที่ไม่ใช่ QRS complex ซึ่งอาจเป็นส่วนที่สัญญาณไม่ได้เรียบนิ่งที่ตำแหน่งศูนย์ หรืออาจมีสัญญาณรบกวนขนาดเล็กปะปน หากมีการขยายสัญญาณรบกวนน้อยเกินไป อาจทำให้การตรวจจับช่วงสัญญาณเหล่านี้ไม่พบตำแหน่งที่แรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ และถูกตรวจสอบว่าเป็น QRS complex ในขณะที่หากมีการขยายสัญญาณรบกวนมากจนทับกับสัญญาณช่วง QRS complex จะทำให้เกิดแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์เกิดขึ้นส่งผลให้ตรวจไม่พบ QRS complex และทำให้การตรวจจับโดยรวมเกิดความผิดพลาด ส่วนสัมประสิทธิ์ λ_k จะใช้ในการใช้ปรับ

ระดับการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณรบกวนความถี่สูง ในที่นี้กำหนดค่าเท่ากับ 0.98 และอัตราที่ใช้ขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงเท่ากับ 4 เท่า ดังสมการนี้

$$K(n) = \lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| \cdot c \quad (3.14)$$

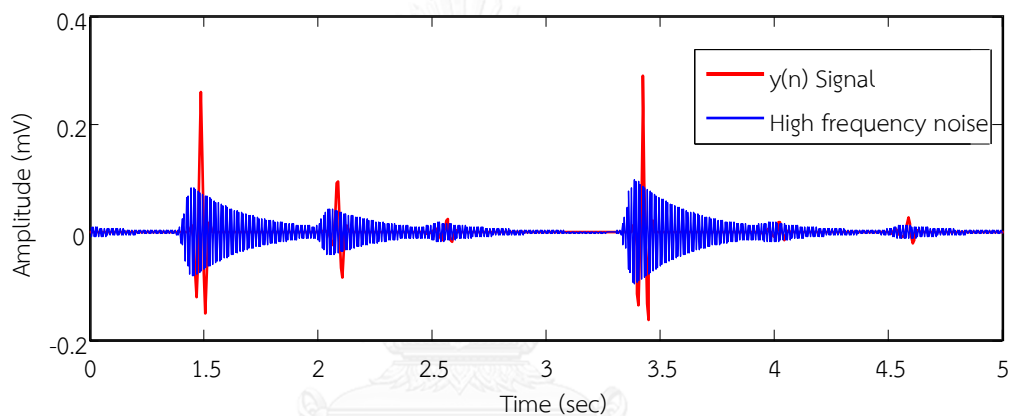
เมื่อ c คือ อัตราที่ใช้ขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง

λ_K คือ ค่าสัมประสิทธิ์ forgetting factor ของ $K(n)$ มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 0 ถึง 1

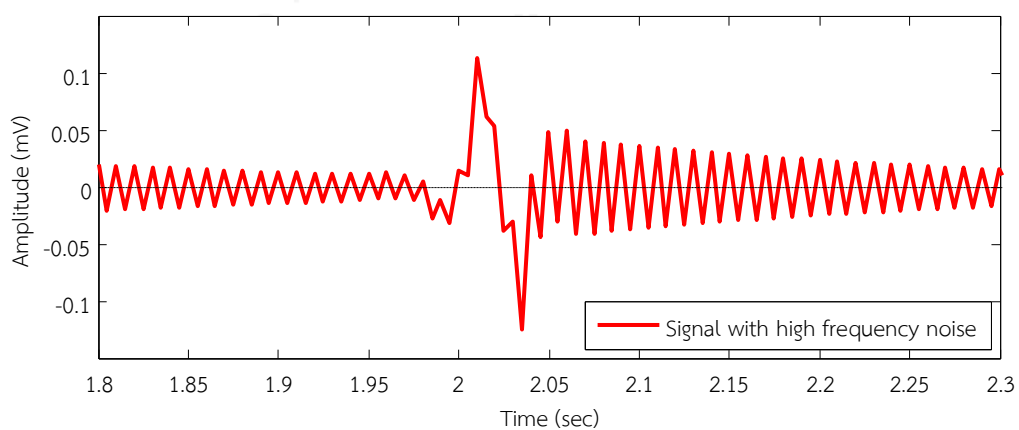
จากรูปที่ 3.17 เมื่อเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูงลงไปสัญญาณ $y(n)$ จะทำให้เกิดตำแหน่งที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ทั่วทั้งสัญญาณดังสมการนี้

$$z(n) = y(n) + b(n) \quad (3.15)$$

เมื่อ $z(n)$ คือ สัญญาณที่มีการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูง



(a)



(b)

รูปที่ 3.17 ผลของสัญญาณเมื่อมีการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูง

(a) สัญญาณรบกวนความถี่สูงเทียบกับสัญญาณ $y(n)$ (b) ตำแหน่งที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์

3.2.2.1.4 การหา Zero Crossing count

หลังจากขั้นตอนการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูงลงบนสัญญาณ ส่งผลทำให้เกิดตำแหน่งที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์เพิ่มขึ้นจำนวนมาก ซึ่งก่อนที่จะมีการนับจำนวนที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์เพื่อสู่กระบวนการวิเคราะห์หาคัดแยก QRS complex จะต้องพิจารณาหาตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ก่อนโดยคำนวณได้ดังสมการที่ 3.16 เกณฑ์การพิจารณา คือ หาก $d(n)$ มีค่าเท่ากับหนึ่งถือว่าตำแหน่งนั้นเกิดแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์แต่หาก $d(n)$ มีค่าเท่ากับศูนย์ หมายความว่าตำแหน่งนั้นไม่เกิดแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}(z(n)) - \text{sign}(z(n-1))}{2} \right| \quad (3.16)$$

เมื่อ $d(n)$ คือ ค่าที่ใช้พิจารณาตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ มีค่าเท่ากับ 0 หรือ 1

เมื่อพิจารณาหาตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บนสัญญาณแล้ว จากนั้นจะทำการนับจำนวนตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ $d(n)$ ด้วยการนับรวมเป็นช่วงไปเรื่อยๆแบบ Exponential window โดยมีหลักดังสมการที่ 3.17 แต่เพื่อประหยัดการเก็บข้อมูลในการคำนวณ จะนำค่า $d(n)$ มาผ่านสมการซึ่งมีพฤติกรรมในการจัดการสัญญาณคล้ายตัวกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านชนิดอิมพัลส์ไม่จำกัด แสดงดังสมการที่ 3.18 ส่วนสัมประสิทธิ์ λ_D จะใช้ในการใช้ปรับระดับการเปลี่ยนแปลงของจำนวนรวมของตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ใน Exponential window ในที่นี้กำหนดค่าเท่ากับ 0.5 สำหรับจำนวนตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์จะมีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 1 ดังแสดงในรูปที่ 3.18

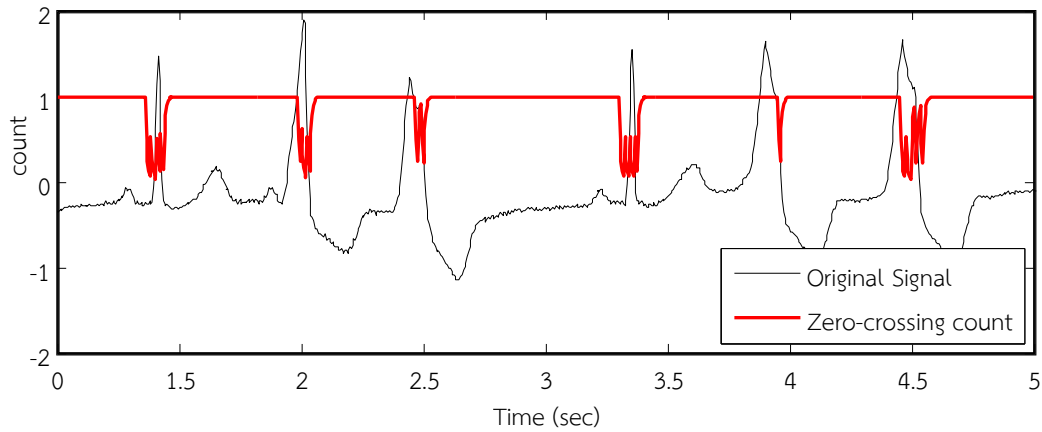
$$D(n) = \sum_{i=0}^{N-1} d(n-i) \quad (3.17)$$

$$D(n) = \lambda_D \cdot D(n-1) + (1 - \lambda_D) \cdot d(n) \quad (3.18)$$

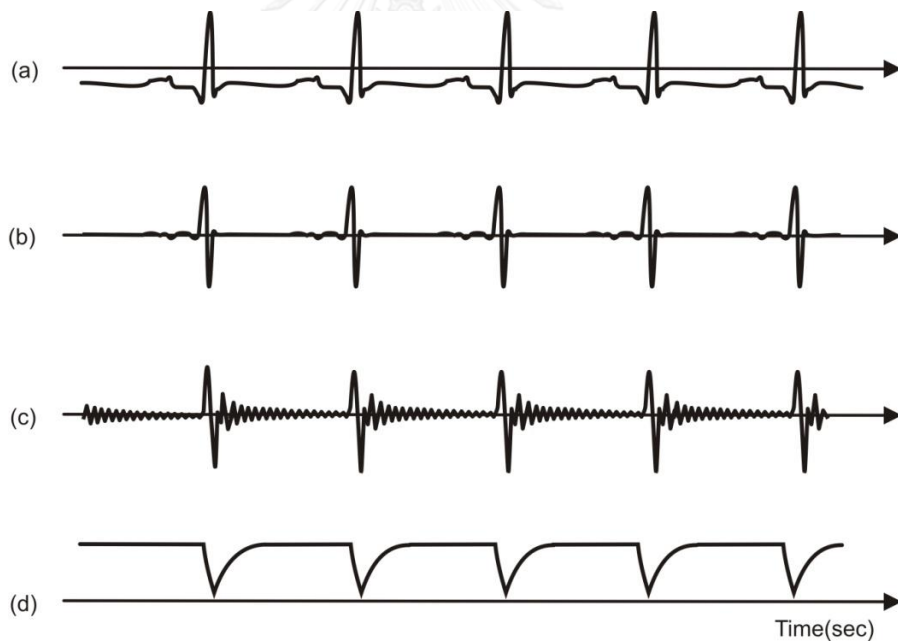
เมื่อ $D(n)$ คือ จำนวนรวมของตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ใน

Exponential window

λ_D คือ ค่าสัมประสิทธิ์ forgetting factor ของ $D(n)$ มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 0 ถึง 1 จากรูปที่ 3.18 จะพบว่า สัญญาณมีจำนวนตำแหน่งแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ตลอดช่วงที่ไม่ใช่ตำแหน่ง QRS Complex ในขณะที่ช่วงตำแหน่ง QRS Complex มีจำนวนตำแหน่งแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์น้อยลงจนไปถึงไม่มีเลยซึ่งเหตุการณ์ดังกล่าวถือเป็นลักษณะเด่นของข้อมูลในกระบวนการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ด้วยวิธีการนับ Zero crossing ที่จะนำไปใช้วิเคราะห์หาคัดแยก QRS complex ในกระบวนการถัดไป ลักษณะของสัญญาณที่ผ่านการแยกลักษณะเด่นในแต่ละขั้นตอนสามารถสรุปได้ดังรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.18 จำนวนของตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บนสัญญาณโดยการนับแบบ Exponential window



รูปที่ 3.19 ลักษณะสัญญาณที่ผ่านกระบวนการแยกลักษณะเด่น

- (a) คลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้น
- (b) สัญญาณที่มีการปรับปรุงคุณภาพด้วยการกรองสัญญาณผ่านแถบและแปลงสัญญาณแบบไม่เชิงเส้น
- (c) สัญญาณเมื่อมีการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูง
- (d) จำนวนรวมของตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บนสัญญาณ

3.2.2.2 การจำแนกคลื่น QRS complex

สัญญาณที่ผ่านกระบวนการแยกลักษณะเด่น ทำให้ได้ข้อมูลจำนวนของตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บนสัญญาณ ซึ่งจะนำมาใช้จำแนกหาตำแหน่งที่เป็น QRS complex โดยพิจารณาเหตุการณ์จากรูปที่ 3.19(d) พบว่าช่วงตำแหน่ง QRS Complex มีจำนวนตำแหน่งแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ลดน้อยลง จากลักษณะเด่นนี้ จะทำการวิเคราะห์คัดแยกโดยการนำจำนวนตำแหน่งที่สัญญาณมีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์มาตรวจสอบด้วยค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ ดังรูปที่ 3.20 ซึ่งพิจารณาได้จากค่า $D(n)$ ดังนี้

เมื่อ $D(n)$ เท่ากับค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้หมายความว่าบริเวณนั้นไม่อยู่ในช่วง QRS Complex

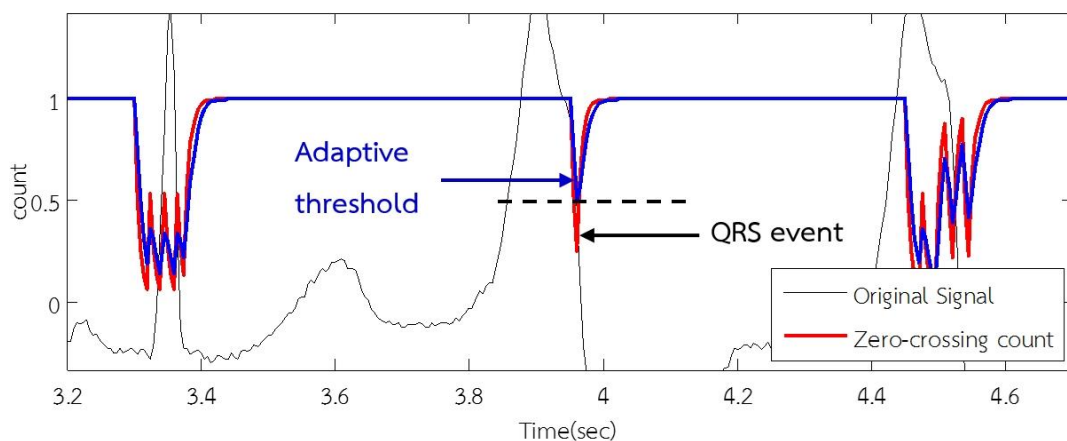
$D(n)$ น้อยกว่าค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้หมายความว่าบริเวณนั้นอยู่ในช่วง QRS Complex

ค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ที่ใช้เป็นเกณฑ์ในการตรวจสอบหาช่วง QRS Complex จะเปลี่ยนแปลงได้โดยขึ้นกับค่า $D(n)$ ส่วนสัมประสิทธิ์ λ_θ จะใช้ในการใช้ปรับระดับการเปลี่ยนแปลงของค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ ในที่นี้กำหนดค่าเท่ากับ 0.5 ดังสมการนี้

$$\theta(n) = \lambda_\theta \cdot (n-1) + (1-\lambda_\theta) \cdot D(n) \quad (3.18)$$

เมื่อ $\theta(n)$ คือค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ (Adaptive threshold)

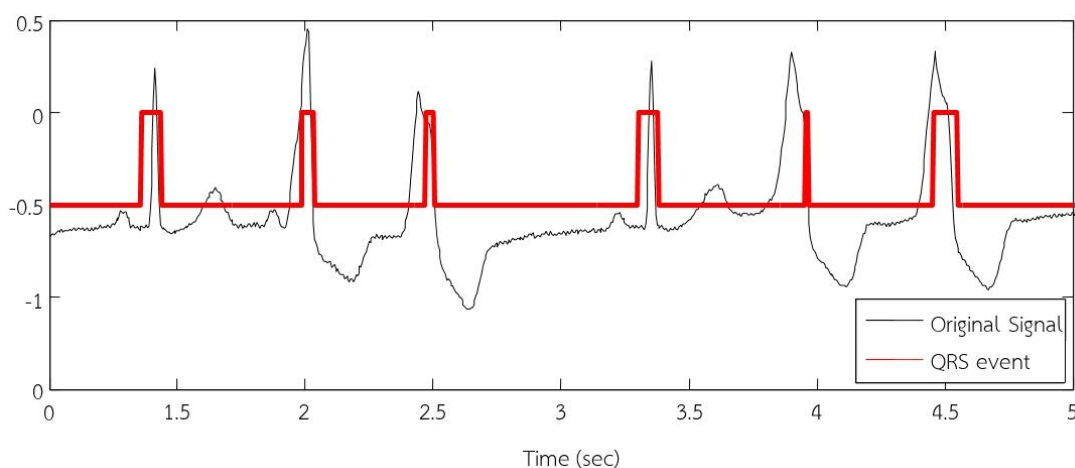
λ_θ คือค่า forgetting factor ของค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 0 ถึง 1



รูปที่ 3.20 ผลการวิเคราะห์คัดแยกเหตุการณ์ที่เกิด QRS complex

เมื่อพิจารณาจากรูปที่ 3.20 จะพบว่าแอมพลิจูดของจำนวนตำแหน่งแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บริเวณช่วงที่วิเคราะห์ว่าเป็นเหตุการณ์ที่เกิด QRS Complex มีจุดปลายของแอมพลิจูดหลาย

ตำแหน่ง ทำให้เป็นปัญหาต่อการหาช่วง QRS Complex ที่แน่นอน เนื่องจากอัลกอริทึมจะตัดสินว่าเป็นเหตุการณ์ที่เกิด QRS complex ทั้งหมด ดังนั้น จึงแก้ไขโดยการพิจารณาระยะเวลาระหว่าง 2 เหตุการณ์ขึ้นไปที่อยู่ติดกันที่วิเคราะห์ว่าเป็นช่วง QRS complex หากระยะเวลาสั้นกว่า 0.2 วินาที จะรวมเป็นเหตุการณ์เดียวกัน และเมื่อค่าจำนวนตำแหน่งแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ลดลงจนถึงระดับต่ำกว่าค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ จะถือว่าส่วนนั้นเป็นจุดเริ่มต้นของช่วง QRS Complex ซึ่งในช่วงนี้จะคงค่าขีดเริ่มให้คงที่เท่าเดิมไว้ จนกระทั่งจำนวนตำแหน่งแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์เพิ่มขึ้นจนเกินระดับของค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ จะถือว่าส่วนนั้นเป็นจุดสิ้นสุดของช่วง QRS Complex แสดงได้ดังรูปที่ 3.21

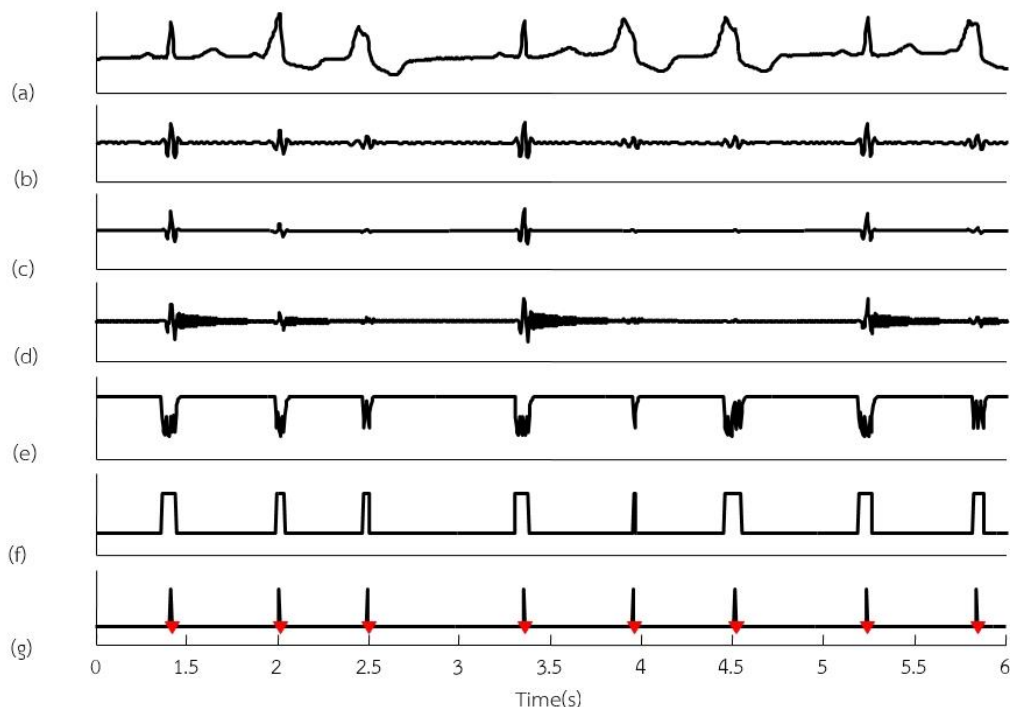


รูปที่ 3.21 เหตุการณ์ที่เกิด QRS complex บนสัญญาณ

จุดประสงค์หลักของกระบวนการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex สำหรับระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพรีว คือ สามารถระบุตำแหน่งของ QRS complex หรือ R wave ได้อย่างแม่นยำ เพื่อใช้เป็นข้อมูลสำหรับการวิเคราะห์ความผิดปกติในกระบวนการตรวจจับภาวะ AF ได้อย่างถูกต้อง โดยจะทำการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ด้วยการนำตำแหน่งจุดเริ่มต้นไปจนถึงจุดสิ้นสุดของช่วงเหตุการณ์ที่เกิด QRS complex แต่ละช่วงไปหาค่าสูงสุดโดยเทียบกับสัญญาณ $y(n)$ ซึ่งจะได้ค่าตำแหน่ง QRS complex ออกมา จากนั้นจะทำการส่งข้อมูลดังกล่าวแบบอนุกรม ผ่านพอร์ตอนุกรม UART0 ไปยังโมดูลบลูทูธเบอร์ HC-05 และส่วนสุดท้ายซึ่งเป็นส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF จะรับข้อมูลตำแหน่ง QRS complex จากโมดูลบลูทูธ ผ่านพอร์ตอนุกรมเข้ามาวิเคราะห์ยังส่วนประมวลผลและแสดงสถานะการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริงต่อไป

ตัวอย่างสัญญาณแต่ละขั้นตอนที่ผ่านกระบวนการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ด้วยวิธีการนับ Zero crossing แสดงดังรูปที่ 3.22 โดยทดสอบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล

MIT/BIH ชนิด Arrhythmia ชุดข้อมูลที่ 208 ช่องสัญญาณ MLII ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 เฮิรตซ์



รูปที่ 3.22 ตัวอย่างสัญญาณที่ผ่านกระบวนการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex

- (a) คลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้น
- (b) สัญญาณที่มีการปรับปรุงคุณภาพด้วยการกรองสัญญาณผ่านแถบ
- (c) สัญญาณที่มีการแปลงแบบ Nonlinear
- (d) สัญญาณเมื่อมีการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูง
- (e) จำนวนรวมของตำแหน่งที่มีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์บนสัญญาณ
- (f) เหตุการณ์ที่เกิด QRS complex บนสัญญาณ
- (g) ตำแหน่ง QRS complex

3.3 ส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF (AF detection)

ภาวะ AF เป็นภาวะที่ส่งผลต่อความผิดปกติในจังหวะการเต้นของหัวใจและรูปร่างของคลื่น P เป็นหลัก แสดงให้เห็นได้โดยการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จังหวะการเต้นของหัวใจที่ไม่สม่ำเสมอ และคลื่น P ที่ผิดปกติอันเนื่องมาจากการนำไฟฟ้าที่ผิดปกติภายในหัวใจ ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีระยะเวลาห่างตำแหน่ง QRS complex ไม่สม่ำเสมอตามไปด้วย ดังนั้น การออกแบบส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF จะต้องคำนึงถึงลักษณะเฉพาะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาวะ AF ที่

แตกต่างจากปกติ ปัจจุบันการตรวจจับภาวะ AF มีหลากหลายวิธี โดยแบ่งเป็นกลุ่มใหญ่ๆ 3 กลุ่ม ได้แก่ การวิเคราะห์ในเชิงเวลา การวิเคราะห์ในเชิงความถี่ และการวิเคราะห์โดยการสกัดลักษณะเด่นแบบไม่เชิงเส้น ดังนี้ [30]

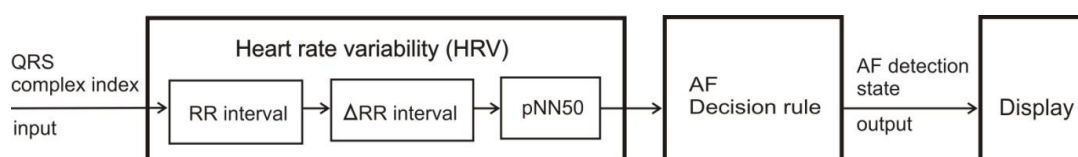
การวิเคราะห์ในเชิงความถี่ ได้แก่ การหาความหนาแน่นของสเปกตรัมกำลัง หรือความหนาแน่นของการกระจายกำลังสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือ RR interval ในความถี่ต่างๆ และการแปลง Fourier แบบไม่ต่อเนื่อง (DFT) ของค่า RR interval หรืออัตราการเต้นของหัวใจ การวิเคราะห์ในเชิงความถี่ค่อนข้างมีความซับซ้อนต่อการนำมาประมวลผลในเวลาจริง

การวิเคราะห์โดยการสกัดลักษณะเด่นแบบไม่เชิงเส้น ได้แก่ การหา Poincare plot ของ RR interval และการหา Symbolic Dynamics ของผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน การวิเคราะห์ด้วยวิธีนี้นอกจากจะมีความซับซ้อนแล้ว ยังต้องอาศัยพื้นที่ในการจัดเก็บข้อมูลมากกว่าวิธีอื่น และเก็บในระยะเวลาานาน เหมาะกับการวิเคราะห์ที่มีการบันทึกข้อมูลไว้อยู่แล้ว

และสุดท้าย คือ การวิเคราะห์ในเชิงเวลา เป็นวิธีที่มีความนิยมมากที่สุดในการนำมาประมวลผลเพื่อตรวจจับภาวะ AF จะแบ่งการวิเคราะห์เชิงเวลาออกเป็น 2 แบบ แบบแรก คือ การวิเคราะห์เชิงรูปร่าง ได้แก่ การวิเคราะห์รูปร่างคลื่น P และการวิเคราะห์รูปร่าง QRS complex แบบที่สอง คือ การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของ RR (RR dynamics) ซึ่งมีความซับซ้อนต่ำ และเหมาะกับการนำไปประมวลผลในเวลาจริงมากกว่าวิธีอื่นๆ

การวิเคราะห์ด้วย RR dynamics จะใช้การวิเคราะห์จากความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate variability :HRV) เนื่องจากเป็นวิธีมาตรฐานที่เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้ในเวลาจริง

ส่วนประมวลผลการตรวจจับ AF เป็นส่วนสุดท้ายในระบบซึ่งทำหน้าที่ประมวลผลความผิดปกติจากตำแหน่ง QRS complex ที่รับเข้ามาผ่านโมดูลบลูทูธ และนำไปวิเคราะห์ยังส่วนประมวลผลเพื่อคำนวณหาความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจากนั้นนำมาตรวจสอบด้วยค่าขีดเริ่มจากการทดลอง และแสดงกราฟสถานะการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริง แสดงดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.23 ในส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริงนี้ จะมีการพัฒนาและทดสอบผลโดยใช้ชุดคำสั่งของโปรแกรม MATLAB ในการวิเคราะห์ เก็บข้อมูล และแสดงผล



รูปที่ 3.23 บล็อกไดอะแกรมของกระบวนการตรวจจับภาวะ AF

3.3.1 การหา Heart rate variability (HRV)

HRV คือ ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ ที่ใช้วัดอัตราการเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นของหัวใจในเชิงเวลา บ่งบอกถึงความสัมพันธ์ในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจกับร่างกายในขณะนั้น และเป็นหนึ่งในตัวชี้วัดความผิดปกติของหัวใจ หรือเป็นสัญญาณเตือนสำหรับสภาวะหัวใจที่เกิดความผิดปกติ กล่าวได้ว่า การเปลี่ยนแปลงของ HRV จะบอกถึงสภาวะหัวใจที่สัมพันธ์กับร่างกายในขณะนั้น

การคำนวณ HRV ในเชิงสถิติโดยมาตรฐานมีด้วยกัน 5 ค่า ได้แก่ SDNN, SDANN, RMSSD, SDNN index, SDSD, NN50 count และ pNN50 ในวิทยานิพนธ์นี้จะเลือกใช้ค่า pNN50 เนื่องจากเป็น HRV ที่นำมาประเมินภาวะ AF ได้แม่นยำเพียงพอจากการทดลอง

จากรูปที่ 3.23 แสดงขั้นตอนการคำนวณหา HRV เริ่มต้นจากรับตำแหน่ง QRS complex ผ่านโมดูลบลูทูธมายังคอมพิวเตอร์ที่ใช้ประมวลผล โดยจะใช้ชุดคำสั่งของโปรแกรม MATLAB สำหรับการรับค่าผ่านพอร์ตอนุกรม ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่าง 200 เฮิร์ตซ์ จากนั้นนำตำแหน่ง QRS complex มาคำนวณหา RR interval ด้วยการนำเวลาที่เกิดตำแหน่ง QRS complex ติดกันมาลบกัน จากนั้นทำการคำนวณหาผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน ได้ดังสมการนี้

$$\Delta RR_n = |RR_n - RR_{n+1}| \quad (3.19)$$

เมื่อ ΔRR_n คือ ผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน

RR_n คือ RR interval

ค่าผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกันเป็นค่าที่จำเป็นสำหรับการคำนวณ pNN50 โดย pNN50 คือ จำนวนค่าผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกันที่มากกว่า 0.05 วินาที (NN50 count) ทหารด้วยจำนวนลูกคลื่นทั้งหมด แสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 3.20 การคำนวณในส่วนนี้ ใช้การคำนวณรวมนับช่วงไปเรื่อยๆด้วยวิธี Sliding window โดยกำหนดหน้าต่างในการคำนวณเท่ากับ 30 ลูกคลื่น

$$pNN50 = \frac{NN50count}{NN} \quad (3.20)$$

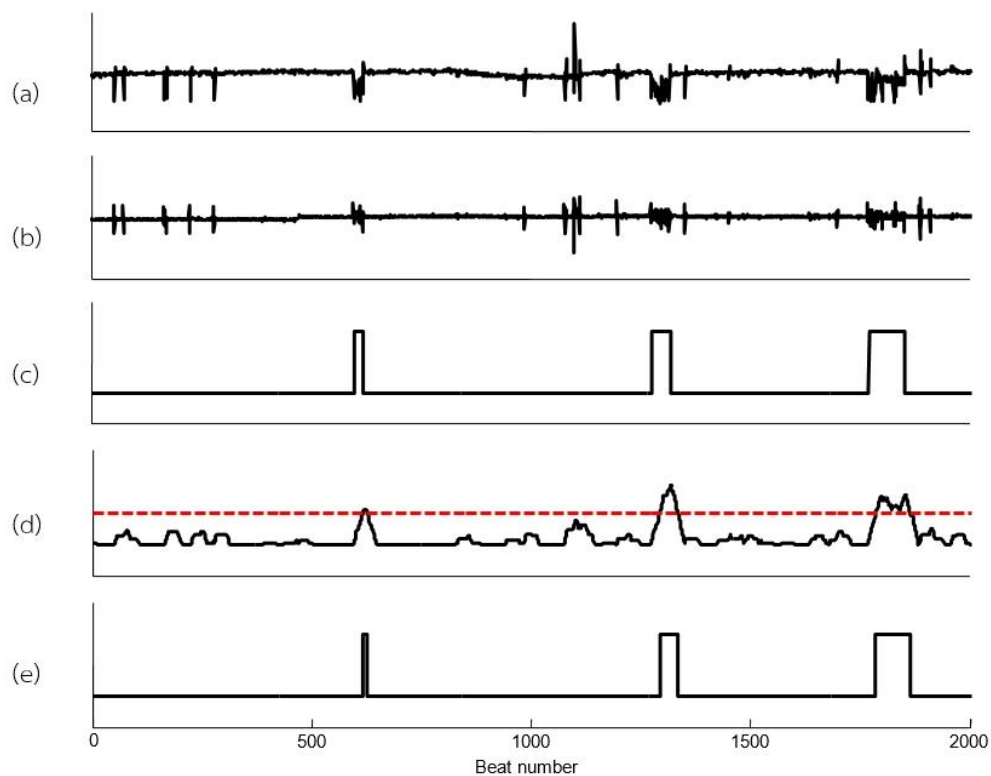
เมื่อ NN50count คือ จำนวนค่าผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกันที่มากกว่า 0.05 วินาที

NN คือ จำนวนลูกคลื่นทั้งหมด ในที่นี้เท่ากับ 30

หลังจากได้ค่า pNN50 ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วจะเข้าสู่การตัดสินใจเพื่อคัดแยกภาวะ AF ด้วยวิธีตรวจสอบกับค่าขีดเริ่ม ในกระบวนการถัดไป

3.3.2 กฎการตัดสินใจเพื่อคัดแยกภาวะ AF

กฎการตัดสินใจเพื่อคัดแยกภาวะ AF จะใช้วิธีการนำค่า pNN50 มาตรวจสอบกับค่าขีดเริ่มที่ได้ทำการทดสอบเพื่อหาค่าที่เหมาะสมแล้ว ซึ่งจะกล่าวถึงในบทถัดไป ในที่นี้เลือกใช้ค่าขีดเริ่มที่ 0.5 หรือร้อยละ 50 ของ pNN50 เนื่องจากค่า pNN50 เป็นค่าเชิงสถิติอยู่ในช่วงระหว่าง 0 ถึง 1 พิจารณาคัดแยกด้วยการเปรียบเทียบ pNN50 กับค่าขีดเริ่ม หาก pNN50 มีค่าสูงกว่าค่าขีดเริ่ม จะถือว่าช่วงนั้นเกิดภาวะ AF ดังรูปที่ 3.24(e) ตัวอย่างสัญญาณแต่ละชั้นตอนที่ผ่านกระบวนการตรวจจับภาวะ AF แสดงดังรูปที่ 3.24 โดยทดสอบกับข้อมูล RR interval จากฐานข้อมูล MIT/BIH ชนิด Atrial fibrillation ชุดข้อมูลที่ 06453 มีอัตราการสุ่มตัวอย่าง 250 เฮิร์ตซ์



รูปที่ 3.24 ตัวอย่างสัญญาณที่ผ่านกระบวนการตรวจจับภาวะ AF

- (a) RR interval
- (b) ผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน
- (c) ข้อมูล AFAnnotation
- (d) pNN50 เปรียบเทียบกับค่าขีดเริ่ม
- (e) ผลการตรวจจับภาวะ AF

บทที่ 4

การทดสอบประสิทธิภาพของระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว

หลังจากได้มีการออกแบบระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้วแล้วจำเป็นต้องมีการทดสอบระบบ เพื่อให้สามารถนำระบบไปใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ สำหรับเนื้อหาในบทนี้จะอธิบายถึงการทดสอบประสิทธิภาพของระบบในแต่ละส่วน โดยแบ่งตามโครงสร้างหลักของระบบทั้ง 3 ส่วน ได้แก่ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และส่วนประมวลผล การตรวจจับภาวะ AF ส่วนแรก คือ การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะทำการทดสอบโดยนำวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องต้นแบบมาเปรียบเทียบกับคุณภาพสัญญาณกับ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเชิงการค้าด้วยเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ส่วนถัดมา คือ การทดสอบประสิทธิภาพของส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่วนนี้จะทำการทดสอบ ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia และทดสอบ อัตราการเต้นของหัวใจด้วยเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและส่วนสุดท้ายคือ การทดสอบ ประสิทธิภาพของส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF ส่วนนี้จะทำการทดสอบเพื่อหาค่าตัวแปรที่ เหมาะสมสำหรับขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Atrial fibrillation และทำการทดสอบผลการตรวจจับด้วยเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นส่วนแรกของระบบ และมีความสำคัญมากต่อประสิทธิภาพของระบบในภาพรวม โดยทำหน้าที่ขยายและกรองสัญญาณ รวมไปถึงปรับตำแหน่ง Baseline ให้อยู่ใน ระดับที่เหมาะสม การทดสอบจะทดสอบโดยการเปรียบเทียบคุณภาพสัญญาณที่วัดระหว่างเครื่องวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเชิงการค้า ในที่นี้เลือกใช้บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE จากบริษัท Texas Instruments ลักษณะภายนอกของบอร์ดแสดงได้ดังรูปที่ 4.1 ใช้งานโดยการเชื่อมต่อผ่านสาย USB เข้ากับคอมพิวเตอร์ และใช้ร่วมกับซอฟต์แวร์ ADS1298ECGFE-PDK ที่พัฒนาโดยบริษัท Texas Instruments โดยซอฟต์แวร์มีฟังก์ชันการทำงาน ได้แก่ การแสดงผลแบบออสซิลโลสโคป การสร้างฮิสโตแกรม การบันทึกรูปสัญญาณ เป็นต้น บอร์ด ทดลองรุ่นนี้ใช้ไอซีเบอร์ ADS1298 ซึ่งมีวงจรสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีคุณภาพ มีคุณสมบัติดังนี้ [31]

- วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทั้งหมด 12 lead ได้แก่ Lead I, Lead II และ Chest leadV1 ถึง V6
- ความละเอียดในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเท่ากับ 24 บิต

- อัตราการสุ่มตัวอย่างมีความเร็วสูงสุด 32 กิโลเฮิร์ตซ์
- ตอบสนองความถี่ในช่วงแถบความถี่ 0 ถึง 150 เฮิร์ตซ์

การทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเปรียบเทียบคุณภาพและความถูกต้องของสัญญาณ จะทดสอบโดยการป้อนสัญญาณขาเข้าชนิดเดียวกัน รวมไปถึงขนาดของสัญญาณหรืออัตราการเต้นของหัวใจที่เท่ากันในการเปรียบเทียบ ซึ่งการวัดสัญญาณจากผู้ทดสอบจะไม่สามารถกำหนดหรือปรับขนาดรวมไปถึงอัตราการเต้นของหัวใจให้เท่ากันในแต่ละช่วงเวลาได้ ดังนั้น ในการทดสอบนี้จะเลือกใช้เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากบริษัท He Instrument สำหรับสร้างสัญญาณขาเข้าที่มีมาตรฐาน เพื่อการทดสอบที่มีประสิทธิภาพ ลักษณะภายนอกของเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงได้ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งมีคุณสมบัติดังนี้ [32]

- สร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติที่สามารถกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจได้ตั้งแต่ระดับ 20 ถึง 300 ครั้งต่อนาที
- สร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติชนิดต่างๆ เช่น Atrial fibrillation, Atrial flutter, Atrial trigeminy, Atrial bigeminy, Ventricular fibrillation, PVC และ PAC เป็นต้น
- สร้างสัญญาณไซน์, สัญญาณสี่เหลี่ยม, สัญญาณสามเหลี่ยม, สัญญาณ Pulse และสัญญาณ Base
- กำหนดขนาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติได้ตั้งแต่ระดับ 0.5, 1, 2 และ 4 มิลลิโวลต์
- สามารถเพิ่มสัญญาณรบกวนชนิดต่างๆลงบนสัญญาณหลักได้ เช่น สัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์, สัญญาณรบกวนความถี่ 60 เฮิร์ตซ์, สัญญาณที่มีการเลื่อนของ Baseline และสัญญาณรบกวนจากคลื่นกล้ามเนื้อ เป็นต้น
- มีโหมด Sleep เพื่อประหยัดพลังงาน



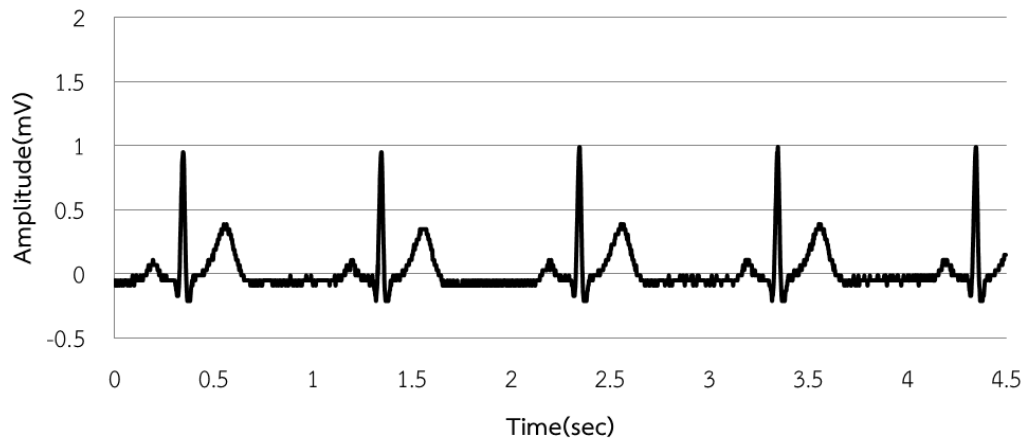
รูปที่ 4.1 บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE [31]



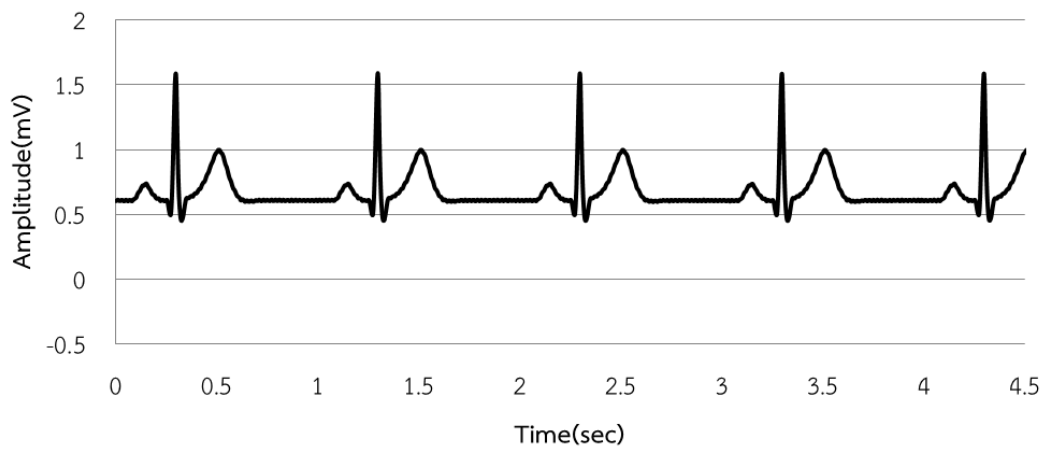
รูปที่ 4.2 เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [32]

4.1.1 การทดสอบคุณภาพสัญญาณ

การทดสอบคุณภาพสัญญาณด้วยการเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดระหว่างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE จะทดสอบโดยการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์จากเครื่องจำลองสัญญาณ ด้วยอัตราการเต้นของหัวใจตั้งแต่ระดับ 60, 90, 120 และ 150 ครั้งต่อนาที ไปยังขาเข้าของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ โดยใช้การวัดแบบ Lead I แล้วทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากออสซิลโลสโคปผ่านโปรแกรม OpenChoice Desktop ที่พัฒนาโดยบริษัท Tektronix ซึ่งสามารถบันทึกภาพสัญญาณและบันทึกสัญญาณในรูปแบบแฟ้มข้อมูลสำหรับคอมพิวเตอร์จากนั้นจะทำการทดสอบกับบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE ในรูปแบบการทดสอบเดียวกัน โดยบันทึกค่าผ่านทางโปรแกรม ADS1298ECGFE-PDK สุดท้ายจะได้ผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 60, 90, 120 และ 150 ครั้งต่อนาที จากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบและบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE ดังรูปที่ 4.3, 4.4, 4.5 และ 4.6 ตามลำดับ สำหรับบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE จะมีค่าแรงดันออฟเซตคลาดเคลื่อน (Offset error) อยู่ที่ ± 0.5 มิลลิโวลต์ [33] จึงทำให้เกิดการยกระดับของสัญญาณ

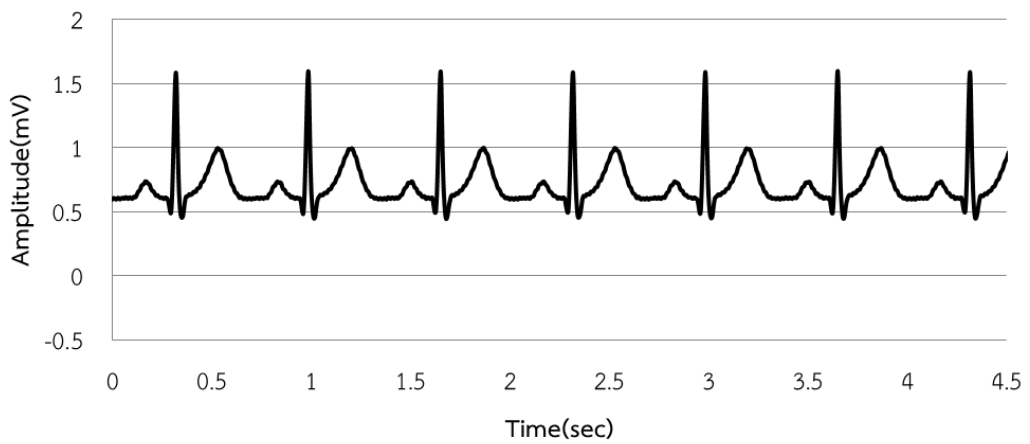
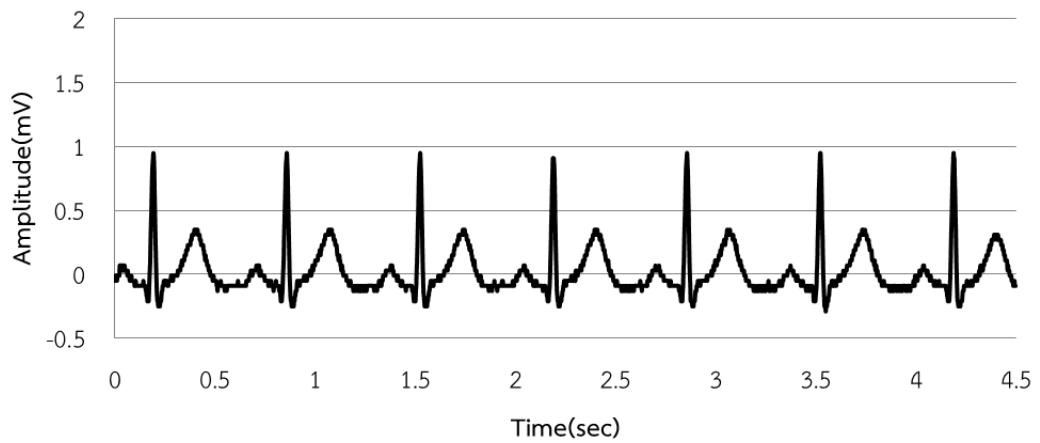


(a)



(b)

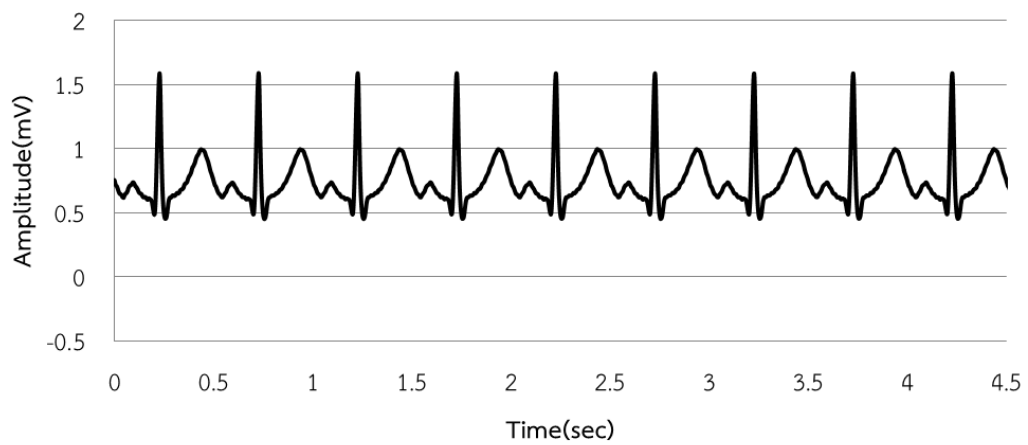
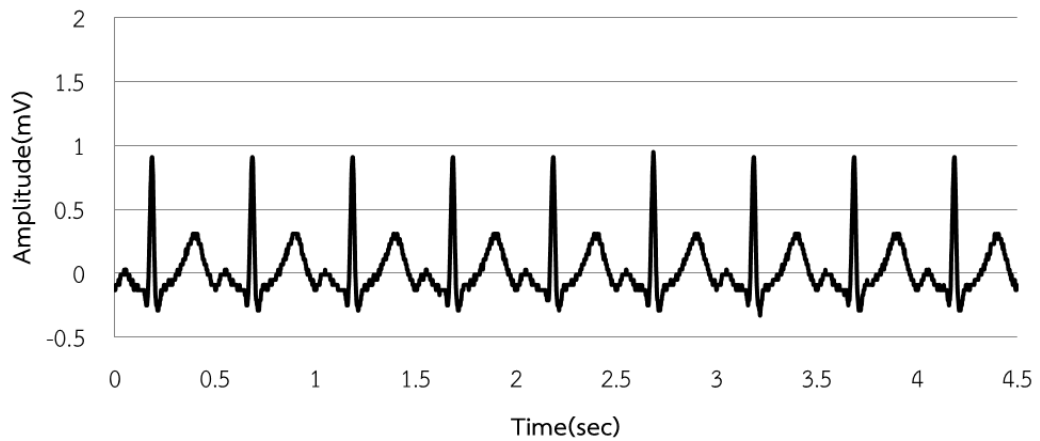
รูปที่ 4.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 60 ครั้งต่อนาที
 (a) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (b) บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



(b)

รูปที่ 4.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 90 ครั้งต่อนาที

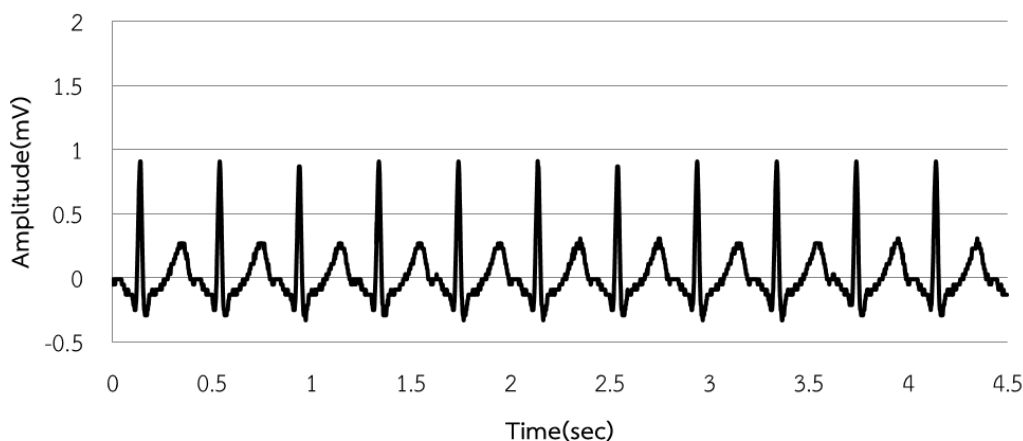
(a) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (b) บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



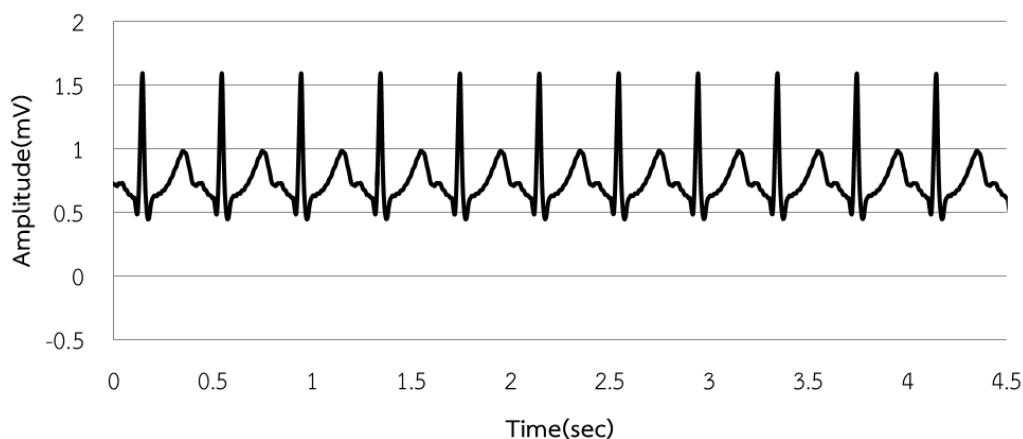
(b)

รูปที่ 4.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 120 ครั้งต่อนาที

(a) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (b) บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE



(a)



(b)

รูปที่ 4.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 1 มิลลิโวลต์ อัตราการเต้นของหัวใจ 150 ครั้งต่อนาที

(a) เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ (b) บอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE

จากการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเปรียบเทียบคุณภาพของสัญญาณที่อัตราการเต้นของหัวใจในระดับต่างๆ พบว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบโดยภาพรวมมีรูปร่างคล้ายคลึงกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE และมีสัญญาณรบกวนขนาดเล็กเกิดขึ้น ซึ่งขนาดของสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นนี้ ไม่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงระดับอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนั้น คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดผ่านเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบจะสามารถนำไปใช้วิเคราะห์ต่อในกระบวนการถัดไปได้ โดยไม่ขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงระดับการเต้นของหัวใจ และสามารถนำไปวัดได้กับทุกช่วงอัตราการเต้นของหัวใจ

4.2 การทดสอบประสิทธิภาพของส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นส่วนที่มีความสำคัญต่อระบบภาพรวม เนื่องจากมีหน้าที่ประมวลผลการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex หากส่วนนี้มีความถูกต้องแม่นยำ จะทำให้การวิเคราะห์ความผิดปกติในกระบวนการตรวจจับภาวะ AF มีความแม่นยำเพิ่มขึ้นตามไปด้วย จึงจำเป็นต้องมีการทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ดังนี้

4.2.1 การทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex

การตรวจจับ QRS complex มีขั้นตอนการพัฒนา 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนการทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับซึ่งใช้การจำลองโดยพัฒนาโปรแกรมบน MATLAB และส่วนการตรวจจับในเวลาจริงซึ่งพัฒนาโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังนั้น การทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex จะมีการทดสอบทั้งหมด 3 ส่วน ได้แก่ ส่วนแรก ทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับแบบจำลองบน MATLAB โดยใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia ส่วนที่สอง ทดสอบการตรวจจับในเวลาจริงบนไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia ที่สร้างมาจากเครื่องจำลองสัญญาณ NI myDAQ ซึ่งสามารถสร้างสัญญาณจากฐานข้อมูลและแสดงผลบนโปรแกรม LabVIEW ได้ และส่วนสุดท้ายจะทดสอบการตรวจจับด้วยการวัดอัตราการเต้นของหัวใจภายใต้สัญญาณรบกวนชนิดต่างๆ โดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในส่วนของการทดสอบแบบใช้ฐานข้อมูล มีวิธีการประเมินผลดังนี้

4.2.1.1 วิธีการประเมินผล

การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex แบบใช้ฐานข้อมูล จะเลือกใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia [34] ซึ่งเป็นฐานข้อมูลที่ได้รับคามนิยมสำหรับวิเคราะห์ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะและใช้ทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex เนื่องจากมีความหลากหลายของสัญญาณตั้งแต่ภาวะปกติไปจนถึงภาวะรุนแรง มีจำนวนทั้งหมด 48 ชุดข้อมูล โดยแต่ละชุดข้อมูลจะประกอบด้วยแฟ้มข้อมูล 3 ชนิด ได้แก่ แฟ้มข้อมูลส่วนหัว (Header) ซึ่งใช้ระบุข้อมูล เช่น ชื่อชุดข้อมูล ช่องสัญญาณที่ใช้วัด อายุ เพศ ความผิดปกติ และอัตราการสุ่มตัวอย่าง เป็นต้น ถัดมาคือแฟ้มข้อมูลสัญญาณ ซึ่งใช้เก็บข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเวลาประมาณ 30 นาที และสุดท้ายคือแฟ้มข้อมูล Annotation ซึ่งใช้เก็บตำแหน่งของ QRS complex และบอกชนิดของ QRS complex แต่ละลูก แฟ้มข้อมูลนี้จะนำไปใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของการตรวจจับ QRS complex ที่พัฒนาขึ้นมา

ในขั้นตอนนี้จะมีการทดสอบผลโดยใช้ชุดคำสั่งของโปรแกรม MATLAB เพื่อประมวลผล โดยเริ่มจากรับแฟ้มข้อมูลสัญญาณเข้ามาคำนวณในขั้นตอนวิธีตรวจจับ QRS complex จากนั้นจะนำ

ตำแหน่ง QRS complex ที่ตรวจจับได้ทั้งหมดจากแฟ้มข้อมูลสัญญาณ มาสร้างเป็นแฟ้มข้อมูล Annotation และนำแฟ้มข้อมูลดังกล่าวมาตรวจสอบเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้วยฟังก์ชัน bxb.exe ซึ่งเป็นฟังก์ชันมาตรฐานในการเปรียบเทียบตำแหน่งคลื่น QRS complex กับแฟ้มข้อมูล Annotation จากฐานข้อมูล หากตำแหน่ง QRS complex ที่ตรวจพบห่างจาก QRS complex ในฐานข้อมูลไม่เกิน 150 มิลลิวินาที จะถือว่าตรวจจับ QRS complex ตำแหน่งนั้นได้ถูกต้อง ตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998 [35] โดยใน 5 วินาทีแรกของสัญญาณ จะไม่มีการตรวจสอบเปรียบเทียบประสิทธิภาพ เนื่องจากเป็นช่วงเรียนรู้สำหรับขั้นตอนวิธีที่พัฒนาขึ้นมา

สำหรับตัวแปรที่ใช้ในการประเมินประสิทธิภาพเมื่อผ่านขั้นตอนการตรวจสอบเปรียบเทียบข้างต้นแล้ว มีดังนี้

ความไว (Sensitivity) หมายถึง ร้อยละของข้อมูลที่ตรวจว่ามี QRS complex จริงจากการทดสอบ คำนวณได้ดังสมการนี้

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4.1)$$

Positive Predictivity หมายถึง สัดส่วนของข้อมูลที่ตรวจว่ามี QRS complex จริงต่อจำนวนข้อมูลที่ตรวจว่ามี QRS complex ทั้งหมดคำนวณได้ดังสมการนี้

$$\text{Positive Predictivity} = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4.2)$$

เมื่อ TP (True positive) คือ จำนวน QRS Complex ที่เกิดขึ้นจริง และขั้นตอนวิธีตรวจพบ

FP (False positive) คือ จำนวน QRS Complex ที่ไม่ได้เกิดขึ้นจริง แต่ขั้นตอนวิธีตรวจพบ

FN (False negative) คือ จำนวน QRS Complex ที่เกิดขึ้นจริง แต่ขั้นตอนวิธีตรวจไม่พบ

4.2.1.2 ผลทดสอบ

เมื่อทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia ครบทั้ง 48 ชุดข้อมูล พบว่าขั้นตอนวิธีการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ด้วยวิธีการนับ Zero crossing มีความไวเท่ากับ 95.79% และ Positive Predictivity เท่ากับ 99.87% ดังตารางที่ 4.1 ความผิดพลาดในการตรวจจับทำให้เกิด False negative มากในระดับหนึ่ง สัมพันธ์กับความไวที่มีค่าลดลง โดยสันนิษฐานจากการปรับค่าตัวแปรที่สัมพันธ์ในกระบวนการสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูง ได้แก่ ค่า λ_K หรือค่าสัมประสิทธิ์ forgetting factor ของ $K(n)$ ที่น้อยเกินไป ในที่นี้เท่ากับ 0.975 และค่า C หรืออัตราที่ใช้ขยายขนาดสัญญาณรบกวนความถี่สูงที่มากเกินไป ในที่นี้เท่ากับ 8 ส่งผลให้สัญญาณที่มีการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูงลงไป มีขนาดใหญ่จนทับกับตำแหน่ง QRS complex ทำให้ช่วงดังกล่าวถูกวิเคราะห์ว่ามีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์เกิดขึ้น การนับ Zero crossing บางช่วงบนสัญญาณจึงเกิดความผิดพลาด ซึ่งส่งผลให้ไม่สามารถตรวจจับ QRS complex ได้อย่างถูกต้อง ดังนั้น จึงได้ทำการปรับเพิ่มค่า λ_K เท่ากับ 0.98 และลดค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงลงเท่ากับ 4 พบว่ามีความไวมากขึ้นเท่ากับ 99.48% และ Positive Predictivity เท่ากับ 98.97% ดังตารางที่ 4.2 โดยมีจำนวน False negative และ False positive รวมกันลดลงจาก 4120 ลูกคลื่นเป็น 1493 ลูกคลื่น การลดอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงและปรับเพิ่มค่า λ_K ส่งผลให้มี False negative น้อยลงและมีความไวมากขึ้น ในขณะที่เดียวกันก็ส่งผลให้ False positive เพิ่มขึ้น และ Positive Predictivity ลดลงเล็กน้อยเช่นเดียวกัน เนื่องจากการลดขนาดสัญญาณรบกวนความถี่สูง ทำให้มีโอกาสในการตรวจจับสัญญาณรบกวนขนาดเล็กเพิ่มมากขึ้น อย่างไรก็ตาม ผลการทดสอบโดยรวมทั้งความไวและ Positive Predictivity มีค่ามากกว่า 98% ซึ่งถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่สามารถนำไปใช้งานได้

ตารางที่ 4.1 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex แบบจำลอง ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH

Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล

Tape no.	Channel	TP (beat)	FN (beat)	FP (beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
100	MLII	1901	1	0	1	99.95	100.00
101	MLII	1523	0	1	1	100.00	99.93
102	V5	1821	0	0	0	100.00	100.00
103	MLII	1729	0	0	0	100.00	100.00
104	V5	1835	22	1	23	98.82	99.95
105	MLII	2127	28	12	40	98.70	99.44
106	MLII	1408	288	3	291	83.02	99.79
107	MLII	1772	12	1	13	99.33	99.94
108	MLII	1254	226	20	246	84.73	98.43
109	MLII	1755	344	0	344	83.61	100.00
111	MLII	1775	1	0	1	99.94	100.00
112	MLII	2105	6	0	6	99.72	100.00
113	MLII	1505	1	0	1	99.93	100.00
114	V5	1599	5	0	5	99.69	100.00
115	MLII	1637	0	0	0	100.00	100.00
116	MLII	1997	20	2	22	99.01	99.90
117	MLII	1283	1	0	1	99.92	100.00
118	MLII	1910	6	1	7	99.69	99.95
119	MLII	1327	334	2	336	79.89	99.85
121	MLII	1313	247	7	254	84.17	99.47
122	MLII	2054	0	0	0	100.00	100.00
123	MLII	1266	3	0	3	99.76	100.00
124	MLII	1366	1	1	2	99.93	99.93
200	MLII	2113	55	4	59	97.46	99.81
201	MLII	1425	96	0	96	93.69	100.00
202	MLII	1841	30	0	30	98.40	100.00

ตารางที่ 4.1 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex แบบจำลอง ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH
Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล (ต่อ)

Tape no.	Channel	TP (beat)	FN (beat)	FP (beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
203	MLII	2037	444	16	460	82.10	99.22
205	MLII	2159	42	0	42	98.09	100.00
208	MLII	1829	608	4	612	75.05	99.78
209	MLII	2513	5	1	6	99.80	99.96
210	MLII	2090	114	2	116	94.83	99.90
212	MLII	2285	0	0	0	100.00	100.00
213	MLII	2528	172	0	172	93.63	100.00
214	MLII	1807	71	4	75	96.22	99.78
215	MLII	2735	60	0	60	97.85	100.00
217	MLII	1835	10	1	11	99.46	99.95
219	MLII	1768	5	0	5	99.72	100.00
220	MLII	1694	0	0	0	100.00	100.00
221	MLII	1750	270	5	275	86.63	99.72
222	MLII	2116	0	0	0	100.00	100.00
223	MLII	1995	204	0	204	90.72	100.00
228	MLII	1602	101	6	107	94.07	99.63
230	MLII	1858	1	1	2	99.95	99.95
231	MLII	1278	0	0	0	100.00	100.00
232	MLII	1483	2	1	3	99.87	99.93
233	MLII	2473	88	0	88	96.56	100.00
234	MLII	2288	3	0	3	99.87	100.00
Total		87266	4017	103	4120	95.79	99.87

ตารางที่ 4.2 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex แบบจำลองด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล หลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวน ความถี่สูง

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
100	MLII	1901	1	0	1	99.95	100.00
101	MLII	1523	0	2	2	100.00	99.87
102	V5	1821	0	0	0	100.00	100.00
103	MLII	1729	0	0	0	100.00	100.00
104	V5	1852	5	14	19	99.73	99.25
105	MLII	2152	3	33	36	99.86	98.49
106	MLII	1644	52	9	61	96.93	99.46
107	MLII	1782	2	2	4	99.89	99.89
108	MLII	1459	21	151	172	98.58	90.62
109	MLII	2093	6	10	16	99.71	99.52
111	MLII	1775	1	2	3	99.94	99.89
112	MLII	2111	0	0	0	100.00	100.00
113	MLII	1505	1	0	1	99.93	100.00
114	V5	1604	0	3	3	100.00	99.81
115	MLII	1637	0	0	0	100.00	100.00
116	MLII	2003	14	3	17	99.31	99.85
117	MLII	1284	0	2	2	100.00	99.84
118	MLII	1915	1	12	13	99.95	99.38
119	MLII	1651	10	10	20	99.40	99.40
121	MLII	1552	8	94	102	99.49	94.29
122	MLII	2054	0	0	0	100.00	100.00
123	MLII	1267	2	0	2	99.84	100.00
124	MLII	1367	0	2	2	100.00	99.85
200	MLII	2161	7	53	60	99.68	97.61
201	MLII	1511	10	1	11	99.34	99.93
202	MLII	1867	4	0	4	99.79	100.00

ตารางที่ 4.2 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex แบบจำลองด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล หลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวน ความถี่สูง (ต่อ)

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
203	MLII	2433	48	73	121	98.07	97.09
205	MLII	2196	5	0	5	99.77	100.00
208	MLII	2275	162	63	225	93.35	97.31
209	MLII	2518	0	2	2	100.00	99.92
210	MLII	2195	9	5	14	99.59	99.77
212	MLII	2285	0	0	0	100.00	100.00
213	MLII	2643	57	7	64	97.89	99.74
214	MLII	1866	12	5	17	99.36	99.73
215	MLII	2793	2	1	3	99.93	99.96
217	MLII	1843	2	1	3	99.89	99.95
219	MLII	1773	0	0	0	100.00	100.00
220	MLII	1694	0	0	0	100.00	100.00
221	MLII	1970	50	42	92	97.52	97.91
222	MLII	2116	0	4	4	100.00	99.81
223	MLII	2155	44	4	48	98.00	99.81
228	MLII	1696	7	127	134	99.59	93.03
230	MLII	1859	0	2	2	100.00	99.89
231	MLII	1278	0	0	0	100.00	100.00
232	MLII	1485	0	126	126	100.00	92.18
233	MLII	2545	16	3	19	99.38	99.88
234	MLII	2288	3	0	3	99.87	100.00
Total		90700	583	910	1493	99.43	98.97

4.2.1.3 ผลทดสอบในเวลาจริง

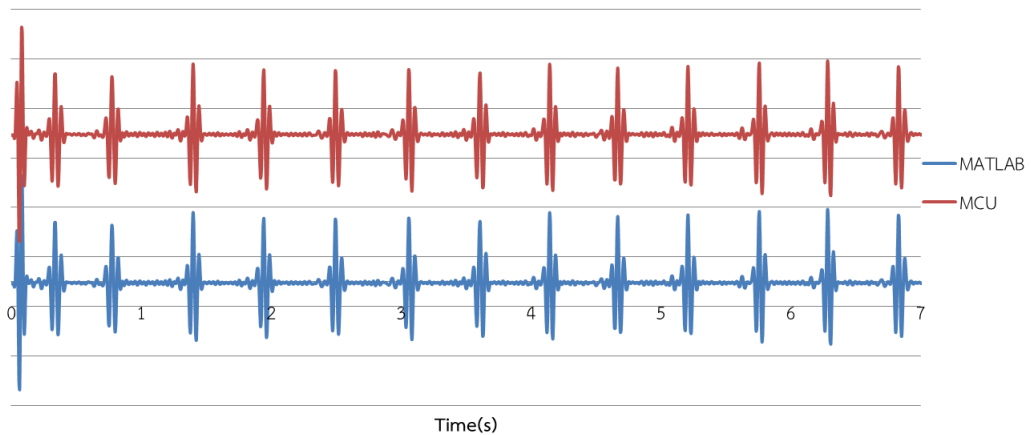
หลังจากทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex แบบจำลองและปรับตั้งตัวแปรที่เหมาะสมเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ได้พัฒนาโปรแกรมการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อนำไปใช้งานในเวลาจริง ซึ่งจำเป็นต้องมีการทดสอบผลก่อนจะส่งไปวิเคราะห์ยังส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF ต่อไป การทดสอบผลในเวลาจริงที่ได้ทำการทดสอบในวิทยานิพนธ์นี้ จะแบ่งออกเป็น 2 ครั้ง ดังนี้

เมื่อทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริง ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia ครบทั้ง 48 ชุดข้อมูล ใช้เวลาในการทดสอบชุดข้อมูลละ 30 นาที เวลารวมในการทดสอบทั้ง 48 ชุดข้อมูลเท่ากับ 1,440 นาทีหรือ 24 ชั่วโมง พบว่าขั้นตอนวิธีการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ด้วยวิธีการนับ Zero crossing มีความไวเท่ากับ 94.77% และ Positive Predictivity เท่ากับ 99.04% ดังตารางที่ 4.3 ความผิดพลาดในการตรวจจับทำให้เกิด False negative มากในระดับหนึ่ง สัมพันธ์กับความไวที่มีค่าลดลง เนื่องจากค่าตัวแปร λ_K ที่น้อยเกินไป ในที่นี้เท่ากับ 0.975 และค่าอัตราที่ใช้ขยายขนาดสัญญาณรบกวนความถี่สูงที่มากเกินไป ในที่นี้เท่ากับ 8 ส่งผลให้สัญญาณที่มีการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูงลงไป มีขนาดใหญ่จนทับกับตำแหน่ง QRS complex ทำให้ช่วงดังกล่าวถูกวิเคราะห์ว่ามีแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์เกิดขึ้น การนับ Zero crossing บางช่วงบนสัญญาณจึงเกิดความผิดพลาด ซึ่งส่งผลให้ไม่สามารถตรวจจับ QRS complex ได้อย่างถูกต้องเช่นเดียวกับการทดสอบแบบจำลองในครั้งแรก อย่างไรก็ตาม จะใช้ตัวแปรจากการทดสอบประสิทธิภาพครั้งนี้ในการใช้งาน เนื่องจากผลการทดสอบภายใต้สัญญาณรบกวนซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

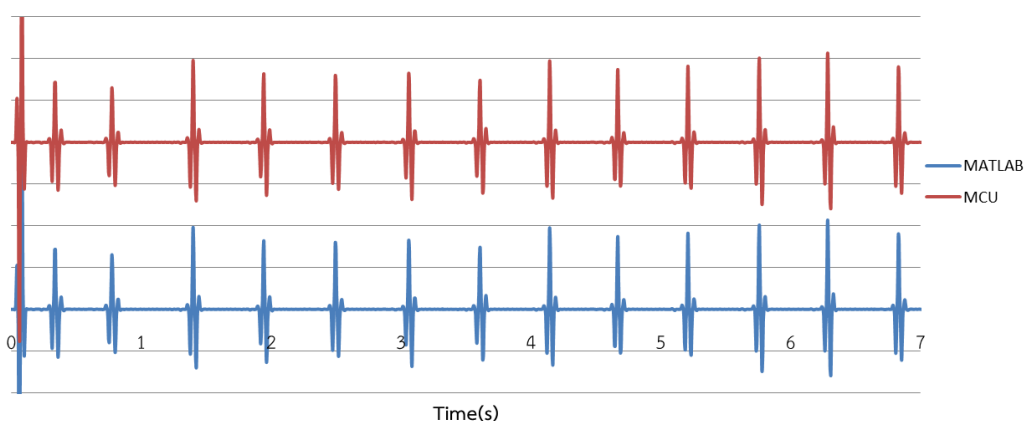
การทดสอบในครั้งที่ 2 ได้ทำการปรับเพิ่มค่า λ_K ในที่นี้กำหนดให้เท่ากับ 0.98 และลดค่าอัตราการขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงลงเท่ากับ 4 พบว่ามีความไวมากขึ้นเท่ากับ 99.46% และ Positive Predictivity เท่ากับ 99.00% ดังตารางที่ 4.4 โดยมีจำนวน False negative และ False positive รวมกันลดลงจาก 5780 ลูกคลื่นเป็น 1428 ลูกคลื่น การลดอัตราการขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงลงและปรับเพิ่มค่า λ_K ส่งผลให้มี False negative น้อยลงและมีความไวมากขึ้น ในขณะที่เดียวกันก็ส่งผลให้ False positive เพิ่มขึ้น และ Positive Predictivity ลดลงเล็กน้อยเช่นเดียวกัน เนื่องจากการลดขนาดสัญญาณรบกวนความถี่สูงลง ทำให้มีโอกาสในการตรวจจับสัญญาณรบกวนขนาดเล็กเพิ่มมากขึ้น จากการทดสอบในครั้งนี้ พบว่าข้อมูลสัญญาณในแต่ละขั้นตอนเมื่อเปรียบเทียบกับ การทดสอบแบบจำลอง มีรูปร่างคล้ายคลึงกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.7, 4.8, 4.9 และ 4.10 ตามลำดับ และผลการทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงในครั้งนี้

มีค่าใกล้เคียงกับการทดสอบแบบจำลองหลังการปรับค่าตัวแปร λ_k และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงในครั้งที่ 2

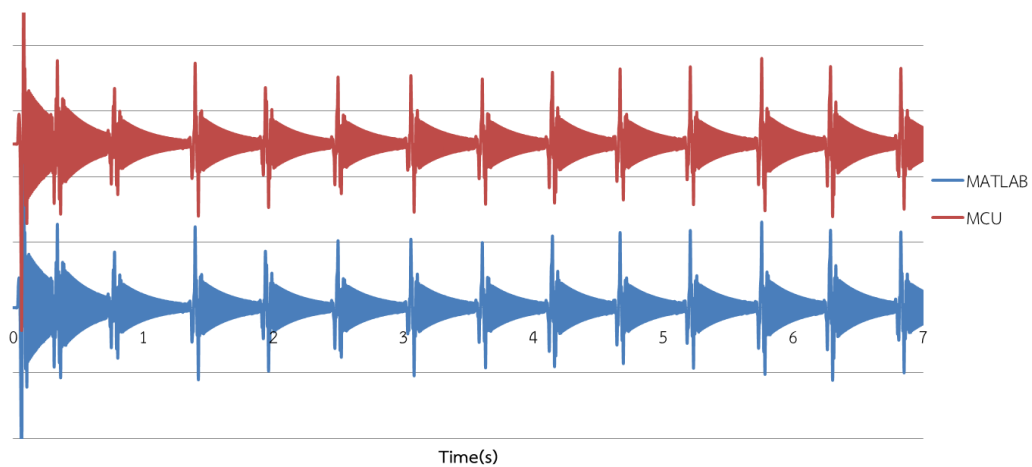
การทดสอบในเวลาจริงจะใช้อุปกรณ์ NI myDAQ จากบริษัท National Instruments แทนเครื่องจำลองสัญญาณ โดยจะใช้สร้างสัญญาณจากฐานข้อมูลและป้อนเข้าสู่ขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์ อุปกรณ์ NI myDAQ เป็นอุปกรณ์ที่ใช้เก็บรวบรวม และวิเคราะห์ข้อมูลรวมไปถึงสัญญาณต่างๆ โดยทำงานร่วมกันกับซอฟต์แวร์ NI LabVIEW พัฒนาโดยบริษัท National Instruments อุปกรณ์ NI myDAQ เหมาะสำหรับใช้ในการวัดอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และเซ็นเซอร์ [30] โดยสามารถแสดงผลสัญญาณบนโปรแกรม NILabVIEW รวมไปถึงสามารถสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเวลาจริงจากฐานข้อมูลได้ ลักษณะของอุปกรณ์ NI myDAQ แสดงได้ดังรูปที่ 4.11



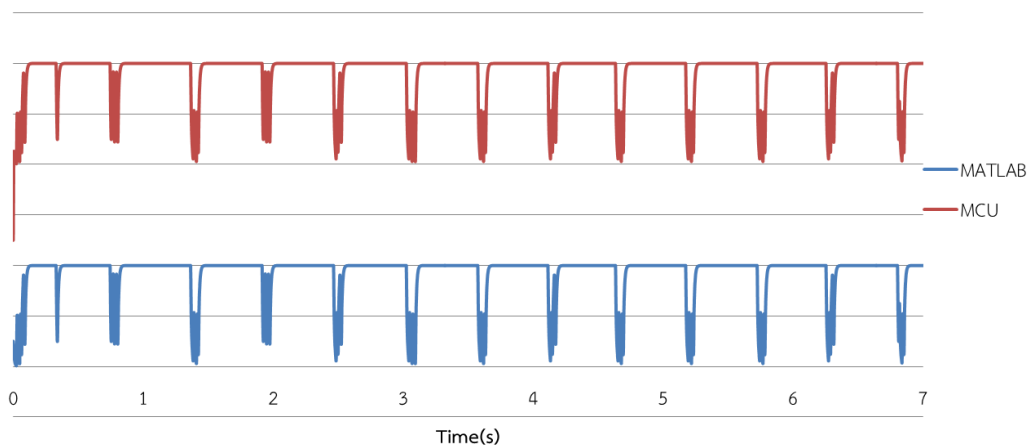
รูปที่ 4.7 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการกรองสัญญาณผ่านแถบในเวลาจริงกับแบบจำลอง



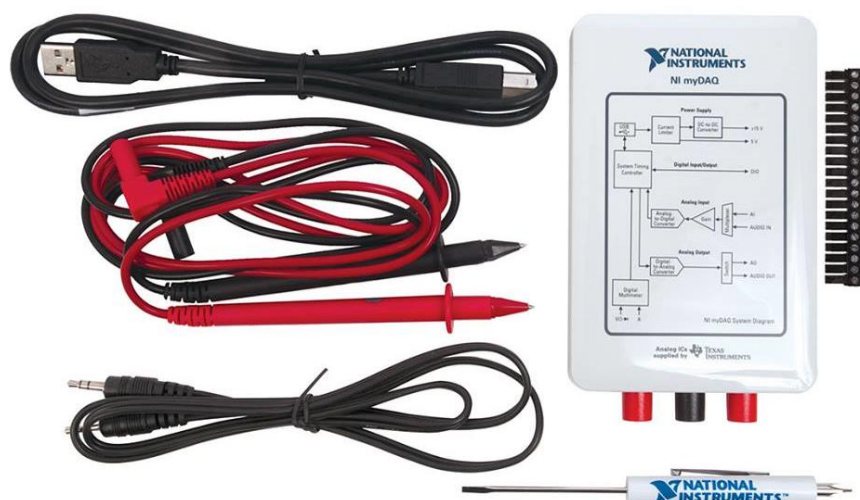
รูปที่ 4.8 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการแปลงสัญญาณแบบ Nonlinear ในเวลาจริงกับแบบจำลอง



รูปที่ 4.9 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการการสร้างสัญญาณรบกวนความถี่สูงในเวลาจริงกับแบบจำลอง



รูปที่ 4.10 เปรียบเทียบสัญญาณตัวอย่างที่ผ่านกระบวนการหา Zero Crossing count ในเวลาจริงกับแบบจำลอง



รูปที่ 4.11 อุปกรณ์ NI myDAQ [36]

ตารางที่ 4.3 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
100	MLII	1901	1	0	1	99.95	100.00
101	MLII	1523	0	2	2	100.00	99.87
102	V5	1821	0	0	0	100.00	100.00
103	MLII	1729	0	0	0	100.00	100.00
104	V5	1831	26	1	27	98.60	99.95
105	MLII	2128	27	15	42	98.75	99.30
106	MLII	1410	286	21	307	83.14	98.53
107	MLII	1771	13	1	14	99.27	99.94
108	MLII	1235	245	32	277	83.45	97.47
109	MLII	1397	702	217	919	66.56	86.56
111	MLII	1775	1	0	1	99.94	100.00
112	MLII	2105	6	0	6	99.72	100.00

ตารางที่ 4.3 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH
Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล (ต่อ)

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
113	MLII	1505	1	0	1	99.93	100.00
114	V5	1600	4	0	4	99.75	100.00
115	MLII	1636	1	0	1	99.94	100.00
116	MLII	1988	29	9	38	98.56	99.55
117	MLII	1282	2	0	2	99.84	100.00
118	MLII	1910	6	1	7	99.69	99.95
119	MLII	1325	336	14	350	79.77	98.95
121	MLII	1147	413	47	460	73.53	96.06
122	MLII	2054	0	0	0	100.00	100.00
123	MLII	1266	3	6	9	99.76	100.00
124	MLII	1366	1	0	1	99.93	100.00
200	MLII	2104	64	9	73	97.05	99.57
201	MLII	1417	104	5	109	93.16	99.65
202	MLII	1843	28	0	28	98.50	100.00
203	MLII	1926	555	105	660	77.63	94.83
205	MLII	2160	41	0	41	98.14	100
207	MLII	1457	135	46	181	91.52	96.94
208	MLII	1705	732	122	854	69.96	93.32
209	MLII	2512	6	1	7	99.76	99.96
210	MLII	2091	113	4	117	94.87	99.81
212	MLII	2284	1	0	1	99.96	100.00
213	MLII	2466	234	15	249	91.33	99.40
214	MLII	1805	73	8	81	96.11	99.56
215	MLII	2739	56	2	58	98.00	99.93
217	MLII	1833	12	1	13	99.35	99.95

ตารางที่ 4.3 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูล (ต่อ)

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
219	MLII	1767	6	4	10	99.66	99.77
220	MLII	1694	0	0	0	100.00	100.00
221	MLII	1711	309	44	353	84.70	97.49
222	MLII	2116	0	0	0	100.00	100.00
223	MLII	1985	214	9	223	90.27	99.55
228	MLII	1582	121	25	146	92.89	98.44
230	MLII	1858	1	1	2	99.95	99.95
231	MLII	1278	0	0	0	100.00	100.00
232	MLII	1483	2	7	9	99.87	99.53
233	MLII	2470	91	2	93	96.45	99.92
234	MLII	2288	3	0	3	99.87	100.00
Total		86279	5004	776	5780	94.77	99.04

ตารางที่ 4.4 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูลหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวน ความถี่สูง

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
100	MLII	1902	0	0	0	100.00	100.00
101	MLII	1523	0	2	2	100.00	99.87
102	V5	1821	0	0	0	100.00	100.00
103	MLII	1729	0	0	0	100.00	100.00
104	V5	1852	5	14	19	99.73	99.25
105	MLII	2151	4	34	38	99.81	98.44
106	MLII	1644	52	9	61	96.93	99.46
107	MLII	1782	2	2	4	99.89	99.89
108	MLII	1459	21	151	172	98.58	90.62

ตารางที่ 4.4 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูลหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวน ความถี่สูง (ต่อ)

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
109	MLII	2093	6	10	16	99.71	99.52
112	MLII	2111	0	0	0	100.00	100.00
113	MLII	1506	0	0	0	100.00	100.00
103	MLII	1729	0	0	0	100.00	100.00
104	V5	1852	5	14	19	99.73	99.25
105	MLII	2151	4	34	38	99.81	98.44
106	MLII	1644	52	9	61	96.93	99.46
107	MLII	1782	2	2	4	99.89	99.89
108	MLII	1459	21	151	172	98.58	90.62
109	MLII	2093	6	10	16	99.71	99.52
111	MLII	1775	1	2	3	99.94	99.89
112	MLII	2111	0	0	0	100.00	100.00
114	V5	1604	0	3	3	100.00	99.81
115	MLII	1637	0	0	0	100.00	100.00
116	MLII	2003	14	3	17	99.31	99.85
117	MLII	1284	0	2	2	100.00	99.84
118	MLII	1915	1	12	13	99.95	99.38
119	MLII	1656	5	5	10	99.70	99.70
121	MLII	1552	8	94	102	99.49	94.29
122	MLII	2054	0	0	0	100.00	100.00
200	MLII	2161	7	53	60	99.68	97.61
201	MLII	1511	10	1	11	99.34	99.93
202	MLII	1867	4	0	4	99.79	100.00
203	MLII	2432	49	74	123	98.02	97.05

ตารางที่ 4.4 ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริงด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia จำนวน 48 ชุดข้อมูลหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวน ความถี่สูง (ต่อ)

Tape no.	Channel	TP(beat)	FN(beat)	FP(beat)	False detection (beat)	Se (%)	+P (%)
205	MLII	2196	5	0	5	99.77	100.00
207	MLII	1577	15	39	54	99.06	97.59
208	MLII	2276	161	62	223	93.39	97.35
209	MLII	2518	0	2	2	100.00	99.92
210	MLII	2194	10	6	16	99.55	99.77
212	MLII	2284	1	0	1	99.96	100.00
213	MLII	2644	56	7	63	97.93	99.74
214	MLII	1866	12	5	17	99.36	99.73
215	MLII	2793	2	1	3	99.93	99.96
217	MLII	1843	2	1	3	99.89	99.95
219	MLII	1773	0	0	0	100.00	100.00
220	MLII	1694	0	0	0	100.00	100.00
221	MLII	1996	24	16	40	98.81	99.20
222	MLII	2116	0	4	4	100.00	99.81
223	MLII	2155	44	4	48	98.00	99.81
228	MLII	1696	7	127	134	99.59	93.03
230	MLII	1859	0	2	2	100.00	99.89
231	MLII	1278	0	0	0	100.00	100.00
232	MLII	1485	0	126	126	100.00	92.18
233	MLII	2545	16	3	19	99.39	99.88
234	MLII	2288	3	0	3	99.87	100.00
Total		90734	549	879	1428	99.46	99.00

4.2.1.4 ผลทดสอบภายใต้สัญญาณรบกวน

การทดสอบการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ในส่วนนี้ เป็นการทดสอบการตรวจจับด้วยการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในสภาวะปกติ และการวัดอัตราการเต้นของหัวใจภายใต้สัญญาณรบกวนชนิดต่างๆ ได้แก่ สัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ สัญญาณรบกวนความถี่ 60 เฮิร์ตซ์ สัญญาณรบกวนที่มีการเลื่อนของ Baseline และสัญญาณรบกวนจากคลื่นกล้ามเนื้อ โดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณป้อนสัญญาณจาก Lead II มายังขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์ และนำเข้าสู่การประมวลผลการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex จากนั้นส่งข้อมูลตำแหน่ง QRS complex ผ่านพอร์ตอนุกรมมายังคอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม Realterm ในการรับและบันทึกผล และนำตำแหน่ง QRS complex ที่ได้ มาคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

สัญญาณที่ใช้ทดสอบ ได้แก่ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่ปรับค่าจากเครื่องจำลองสัญญาณ มีขนาดตั้งแต่ 0.5, 1, 2 และ 4 มิลลิโวลต์ ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 40 ถึง 120 ครั้งต่อนาที และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายใต้สัญญาณรบกวนทั้ง 4 ชนิด ดังที่กล่าวมาแล้ว แต่ละชนิดใช้สัญญาณขนาดตั้งแต่ 0.5, 1, 2 และ 4 มิลลิโวลต์ ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 40 ถึง 120 ครั้งต่อนาที เช่นเดียวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยความยาวของแต่ละสัญญาณที่ใช้ทดสอบเท่ากับ 1 นาที ผลการทดสอบ แสดงได้ดังตารางที่ 4.5, 4.6, 4.7 และ 4.8

จากผลการทดสอบวัดอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex จะพบว่า ค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงค่าเดียวกันที่ทำให้ผลทดสอบ ด้วยวิธีการทดสอบโดยใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH มีประสิทธิภาพที่ดีกว่า กลับให้ผลที่ไม่แม่นยำนักในการทดสอบภายใต้สัญญาณรบกวน โดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณขนาดเล็ก 0.5 มิลลิโวลต์ ดังตารางที่ 4.5 ซึ่งให้ความแม่นยำในการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ต่ำที่สุด เนื่องจากสัญญาณขนาดเล็ก จะได้รับผลกระทบจากสัญญาณรบกวนมากกว่า นอกจากนั้น การปรับค่าตัวแปรที่ไม่เหมาะสมกับการทดลองยังส่งผลต่อประสิทธิภาพการตรวจจับด้วยเช่นกัน โดยตัวแปร λ_K ที่สูงและค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงที่ต่ำเหมาะกับการเพิ่มสัญญาณรบกวนความถี่สูงที่มีขนาดเล็ก สำหรับการทดสอบโดยใช้ฐานข้อมูลที่มีสัญญาณรบกวนน้อย แต่การวัดภายใต้สัญญาณรบกวนนั้น สัญญาณรบกวนความถี่สูงต้องมีขนาดใหญ่พอที่จะทำให้เกิดแรงดันตัดผ่านตำแหน่งศูนย์ในช่วงที่ไม่ใช่ QRS complex หรือมีขนาดใหญ่มากกว่าสัญญาณรบกวนชนิดอื่นๆบนสัญญาณนั่นเอง ดังนั้น จึงได้ทำการปรับลดค่าตัวแปร λ_K และเพิ่มอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูงและทำการทดสอบอีกครั้ง ผลการทดสอบแสดงได้ดังตารางที่ 4.9, 4.10, 4.11 และ 4.12 ตามลำดับ

จากผลการทดสอบหลังปรับค่าตัวแปรดังกล่าว ทำให้ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex มีความแม่นยำและทนทานต่อสัญญาณรบกวนต่างๆมากขึ้น โดยเฉพาะสัญญาณขนาดเล็กที่มีความเปลี่ยนแปลงอย่างชัดเจน ซึ่งวัดได้จากอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับเครื่องจำลองสัญญาณที่จ่ายมายังเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าตรงกัน

ตารางที่ 4.5 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 0.5 mV
เฉลี่ยในเวลา 1 นาที

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	64.24	82.15	80.33	72.45	120.46
50	59.99	62.76	55.41	71.11	134.09
60	59.10	60.00	59.10	60.00	125.34
70	70.10	70.09	70.09	70.09	127.77
80	80.00	80.00	80.00	80.00	126.70
90	90.08	90.09	90.09	90.09	137.80
100	100.00	100.00	100.01	100.00	134.49
110	110.30	110.30	110.29	110.30	128.32
120	120.01	120.02	120.02	120.00	134.04

ตารางที่ 4.6 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 1 mV
เฉลี่ยในเวลา 1 นาที

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	50.77	52.95	55.17	44.67	113.23
50	59.13	50.00	50.00	53.39	102.80
60	60.00	60.00	60.00	60.00	100.33
70	70.09	70.10	70.09	70.09	104.30
80	80.00	80.00	80.00	80.00	90.37
90	90.08	90.09	90.08	90.09	100.57
100	100.00	100.00	100.00	100.00	104.12
110	110.30	110.30	110.29	110.29	112.32
120	120.00	120.00	120.00	120.00	121.51

ตารางที่ 4.7 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 2 mV
เฉลี่ยในเวลา 1 นาที

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	42.55	50.00	49.22	40.00	89.15
50	50.00	50.00	50.00	50.00	72.83
60	60.00	60.00	60.00	60.00	63.55
70	70.09	70.09	70.09	70.09	72.27
80	80.00	80.00	80.00	80.00	80.00
90	90.09	90.09	90.09	90.09	90.10
100	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
110	110.30	110.30	110.30	110.29	110.29
120	120.00	120.00	120.00	120.00	120.00

ตารางที่ 4.8 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 4 mV
เฉลี่ยในเวลา 1 นาที

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	40.00	44.25	40.00	40.00	46.39
50	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00
60	60.00	60.00	60.00	60.00	60.00
70	70.09	70.09	70.10	70.09	70.09
80	80.00	80.00	80.00	80.00	80.00
90	90.09	90.09	90.09	90.09	90.09
100	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
110	110.30	110.30	110.30	110.30	110.30
120	120.00	120.00	120.00	120.00	120.00

ตารางที่ 4.9 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 0.5 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาที หลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	40.00	40.00	40.00	40.00	29.24
50	50.00	50.00	50.00	50.00	32.26
60	60.00	60.00	60.00	60.00	32.05
70	70.11	70.10	70.11	70.10	31.92
80	80.00	80.00	80.00	80.00	49.16
90	90.12	90.10	90.10	90.12	28.05
100	100.00	100.01	100.01	100.00	38.52
110	110.34	110.30	110.30	110.33	36.10
120	120.00	120.00	119.52	120.01	36.91

ตารางที่ 4.10 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 1 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาทีหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_K และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	40.00	40.00	40.00	40.00	43.60
50	50.00	50.00	50.00	50.00	46.32
60	60.00	60.00	60.00	60.00	57.37
70	70.09	70.09	70.09	70.06	67.40
80	80.00	80.00	80.00	80.00	76.96
90	90.07	90.09	90.092	90.10	84.82
100	100.00	100.01	100.00	100.00	100.01
110	110.30	110.31	110.30	110.32	105.16
120	120.01	120.02	120.00	120.00	114.40

ตารางที่ 4.11 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 2 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาทีหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_k และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	40.00	40.00	40.00	40.00	40.00
50	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00
60	60.00	60.00	60.00	60.00	60.00
70	70.09	70.09	70.09	70.09	70.10
80	80.00	80.00	80.00	80.00	80.00
90	90.09	90.09	90.09	90.09	90.09
100	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
110	110.29	110.29	110.29	110.31	110.31
120	120.00	120.00	120.00	120.00	120.01

ตารางที่ 4.12 อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการทดสอบสัญญาณ ECG ขนาด 4 mV เฉลี่ยในเวลา 1 นาทีหลังจากปรับค่าตัวแปร λ_k และค่าอัตราขยายสัญญาณรบกวนความถี่สูง

HR (BPM)	Normal	Noise			
		50Hz	60Hz	BLwand	EMG
40	40.00	40.00	40.00	40.00	40.00
50	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00
60	60.00	60.00	60.00	60.00	60.00
70	70.09	70.09	70.09	70.10	70.09
80	80.00	80.00	80.00	80.00	80.00
90	90.09	90.09	90.09	90.09	90.07
100	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
110	110.30	110.29	110.29	110.31	110.30
120	120.00	120.00	120.00	120.00	120.00

4.3 การทดสอบประสิทธิภาพของส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF

ส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF เป็นส่วนสุดท้ายที่แสดงถึงประสิทธิภาพของระบบทั้งหมด หากส่วนวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ส่วนนี้ก็จะมีความมีประสิทธิภาพตามไปด้วย นอกเหนือจากนั้น ขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF และการปรับตั้งตัวแปรที่เหมาะสมก็มีความสำคัญต่อประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ด้วยเช่นเดียวกับการตรวจจับภาวะ AF มีขั้นตอนการพัฒนา 2 ส่วนเช่นเดียวกับการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ได้แก่ส่วนการทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับซึ่งใช้การจำลองโดยพัฒนาโปรแกรมบน MATLAB และส่วนการตรวจจับและแสดงผลในเวลาจริงซึ่งจะพัฒนาโปรแกรมบน MATLAB เช่นเดียวกัน ดังนั้น การทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF จะทดสอบทั้งหมด 2 ส่วน ได้แก่ ทดสอบหาค่าตัวแปรที่เหมาะสมสำหรับขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF แบบจำลองบนโปรแกรม MATLAB โดยใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Atrial fibrillation และการทดสอบผลการตรวจจับภาวะ AF และแสดงผลในเวลาจริง โดยใช้สัญญาณจากเครื่องจำลองสัญญาณ การทดสอบขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF มีวิธีการประเมินผล ดังนี้

4.3.1 วิธีการประเมินผล

การทดสอบประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF จะใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Atrial fibrillation [37] ซึ่งมีจำนวนทั้งหมด 25 ชุดข้อมูล เป็นการวัดสัญญาณชนิด Long term มีอัตราการสุ่มสัญญาณเท่ากับ 250 เฮิร์ตซ์ สัญญาณอยู่ในช่วงแถบความถี่ 0.1 ถึง 40 เฮิร์ตซ์ โดยแต่ละชุดข้อมูลจะประกอบด้วยแฟ้มข้อมูล 4 ชนิด ได้แก่ แฟ้มข้อมูลส่วนหัว (Header) ซึ่งใช้ระบุข้อมูล เช่น ชื่อชุดข้อมูล ช่องสัญญาณที่ใช้วัด ความผิดปกติ และอัตราการสุ่มตัวอย่าง เป็นต้น ชนิดที่สองคือ แฟ้มข้อมูลสัญญาณ ซึ่งใช้เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจทุกๆอัตราการสุ่มตัวอย่างเป็นเวลาประมาณ 10 ชั่วโมง ยกเว้นชุดข้อมูลที่ 00735 และ 03665 ที่ไม่มีแฟ้มข้อมูลชนิดนี้ ชนิดที่สามคือ แฟ้มข้อมูลตำแหน่ง QRS complex ทั้งหมดของสัญญาณ และสุดท้ายคือแฟ้มข้อมูล Annotation ซึ่งใช้เก็บตำแหน่งช่วงที่เกิดภาวะ AF, AFL (atrial flutter) หรือ J (AV junctional rhythm) สลับกับช่วง N ที่เป็นภาวะปกติ แฟ้มข้อมูลนี้จะนำไปใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของการตรวจจับภาวะ AF ที่พัฒนาขึ้นมา

ในขั้นตอนนี้จะมีการทดสอบผลโดยใช้ชุดคำสั่งของโปรแกรม MATLAB เพื่อประมวลผล โดยเริ่มจากรับแฟ้มข้อมูลตำแหน่ง QRS complex เข้ามาคำนวณในขั้นตอนวิธีการตรวจจับ QRS complex จากนั้นจะนำตำแหน่งช่วงที่ตรวจจับว่าเป็นภาวะ AF และภาวะปกติที่ตรวจจับได้ทั้งหมด มาสร้างเป็นแฟ้มข้อมูล Annotation ในรูปแบบเดียวกับ Annotation ของฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Atrial

fibrillation ซึ่งเก็บตำแหน่งเริ่มต้นช่วงที่ปกติและช่วงที่มีภาวะผิดปกติ สลับกันไปจนครบทั้งสัญญาณ โดยนำแฟ้มข้อมูลดังกล่าวมาตรวจสอบเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้วยฟังก์ชัน epicmp.exe ซึ่งเป็นฟังก์ชันมาตรฐานในการเปรียบเทียบช่วงสัญญาณ (Episode) ที่ปกติหรือผิดปกติกับแฟ้มข้อมูล Annotation จากฐานข้อมูล ตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC38:2007 การเปรียบเทียบด้วยฟังก์ชันนี้ จะให้ผลตัวแปรสำหรับการประเมินประสิทธิภาพ 2 แบบ ได้แก่ แบบค่าเฉลี่ยมาตรฐานและแบบที่มีการคำนวณถ่วงน้ำหนักกับช่วงเวลา ซึ่งค่าที่จะนำมาใช้ประเมิน คือ ผลตัวแปรที่มีการคำนวณถ่วงน้ำหนักกับช่วงเวลา

สำหรับตัวแปรที่ใช้ในการประเมินประสิทธิภาพเมื่อผ่านขั้นตอนการตรวจสอบเปรียบเทียบข้างต้นแล้ว มีดังนี้

ความไว (Sensitivity) หมายถึง ร้อยละของข้อมูลที่ตรวจว่ามีช่วงที่เกิดภาวะ AF จริงจากการทดสอบ คำนวณได้ดังสมการนี้

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4.1)$$

ความจำเพาะ (Specificity) หมายถึง สัดส่วนของข้อมูลที่ตรวจว่าไม่มีช่วงที่เกิดภาวะ AF จริงต่อจำนวนข้อมูลช่วงที่ตรวจว่าไม่มีช่วงที่เกิดภาวะ AF ทั้งหมดคำนวณได้ดังสมการนี้

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (4.2)$$

เมื่อ True positive (TP) คือ เกิดช่วงภาวะ AF ขึ้นจริงและขั้นตอนวิธีตรวจพบ

True negative (TN) คือ ช่วงภาวะ AF ไม่ได้เกิดขึ้นจริงและขั้นตอนวิธีตรวจไม่พบ

False negative (FN) คือ เกิดช่วงภาวะ AF ขึ้นจริง แต่ขั้นตอนวิธีตรวจไม่พบ

False positive (FP) คือ ช่วงภาวะ AF ไม่ได้เกิดขึ้นจริง แต่ขั้นตอนวิธีตรวจพบ

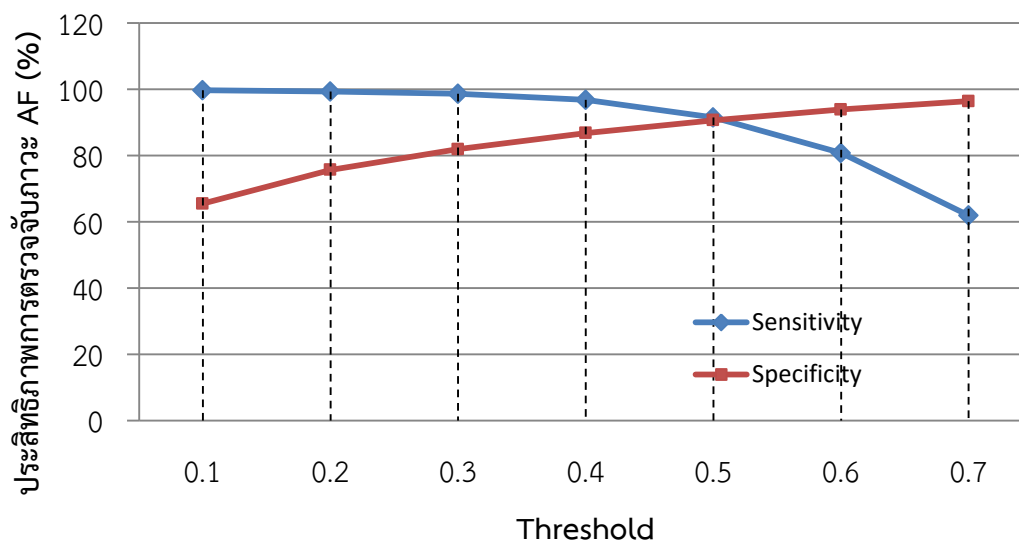
4.3.2 การทดสอบหาค่าขีดเริ่มที่เหมาะสม

ขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF มีขั้นตอนที่สำคัญซึ่งส่งผลต่อประสิทธิภาพการตรวจจับมากที่สุด คือ ส่วนของการตัดสินใจเพื่อคัดแยกภาวะ AF โดยส่วนนี้มีการใช้ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจในเชิงสถิติ ได้แก่ ค่า pNN50 มาตรวจสอบกับค่าขีดเริ่มดังที่กล่าวมาแล้ว ค่าขีดเริ่มที่ใช้ในกระบวนการเป็นค่าคงที่ที่ไม่สามารถปรับได้ จึงจำเป็นต้องทดสอบหาตัวแปรค่าขีดเริ่มที่เหมาะสมที่สุดสำหรับตรวจจับภาวะ AF จากฐานข้อมูล โดยทำการปรับค่าขีดเริ่มตั้งแต่ 0.1 ไปจนถึง 0.7 โดยแต่ละค่าขีดเริ่มจะทำการทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Atrial fibrillation ทั้ง 25 ชุด ข้อมูล ผลทดสอบความไวและความจำเพาะโดยคำนวณแบบถ่วงน้ำหนักกับช่วงเวลา สรุปได้ดังตารางนี้

ตารางที่ 4.13 ประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ที่ค่าขีดเริ่มต่างๆ

Threshold	Sensitivity (%)	Specificity (%)
0.1	99.65	65.45
0.2	99.3	75.67
0.3	98.61	81.87
0.4	96.77	86.75
0.5	91.45	90.64
0.6	80.71	93.88
0.7	61.88	96.39

จากตารางที่ 4.13 นำข้อมูลมาพล็อตกราฟเพื่อหาค่าที่เหมาะสมที่สุด จะพบว่า ค่าขีดเริ่มที่ 0.5 มีผลการทดสอบประสิทธิภาพทั้งความไวและความจำเพาะที่เหมาะสมมากที่สุด เนื่องจากค่าทั้งสองมีความใกล้เคียงกัน และไม่มีค่าใดค่าหนึ่งมากหรือน้อยจนเกินไป แสดงดังรูปที่ 4.12 ผลการทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF โดยปรับตั้งค่าขีดเริ่มเท่ากับ 0.5 แสดงได้ดังตารางที่ 4.14 มีความไวเท่ากับ 90.64% และความจำเพาะเท่ากับ 91.45% ซึ่งมีค่ามากกว่า 90% ถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่สามารถนำไปใช้ในการตรวจจับภาวะ AF ได้ในเบื้องต้น



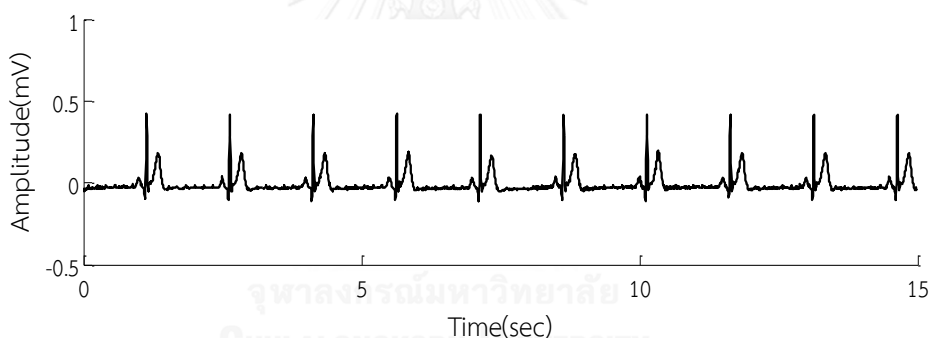
รูปที่ 4.12 ประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ที่ค่าขีดเริ่มต่างๆ

ตารางที่ 4.14 ประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF แบบจำลองด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Atrial Fibrillation จำนวน 25 ชุดข้อมูล

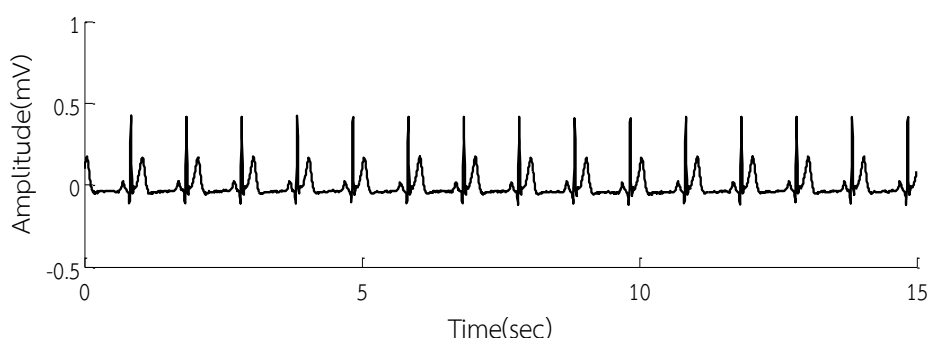
Tape No.	TP(sec)	FN(sec)	FP(sec)	TN(sec)	Spec (%)	Se (%)	Pe+ (%)
00735	257.41	6.66	859.91	35699.06	97.65	97.48	23.04
03665	5897.90	61.52	10439.70	20423.93	66.17	98.97	36.10
04015	207.75	29.48	2487.54	34098.26	93.20	87.57	7.71
04043	5424.68	2495.02	716.32	28187.02	97.52	68.50	88.34
04048	267.45	93.33	1862.17	34600.09	94.89	74.13	12.56
04126	1065.94	57.58	5948.29	29751.23	83.34	94.88	15.20
04746	19167.01	386.00	87.12	17182.92	99.50	98.03	99.55
04908	2660.90	421.56	1193.55	32547.04	96.46	86.32	69.03
04936	22701.35	3859.34	577.37	9684.98	94.37	85.47	97.52
05091	51.39	35.38	1025.58	35710.69	97.21	59.23	4.77
05121	21434.97	1773.98	1469.34	12144.76	89.21	92.36	93.58
05261	463.19	16.30	4108.75	32234.80	88.69	96.60	10.13
06426	34504.85	308.83	727.91	1281.44	63.77	99.11	97.93
06995	16059.56	997.98	5101.10	14664.40	74.19	94.15	75.89
07162	36523.04	0.00	0.00	300.00	100.00	100.00	100.00
07859	27989.56	8533.48	0.00	300.00	100.00	76.64	100.00
07879	16601.35	5601.34	1268.15	13352.20	91.33	74.77	92.90
07910	5817.75	51.47	427.76	30526.06	98.62	99.12	93.15
08215	29649.18	24.78	6.56	7142.51	99.91	99.92	99.98
08219	7434.59	514.26	13605.39	15268.80	52.88	93.53	35.34
08378	6744.41	954.00	424.90	28699.74	98.54	87.61	94.07
08405	24859.36	1730.17	277.13	9956.38	97.29	93.49	98.90
08434	1355.63	68.10	659.14	34740.16	98.14	95.22	67.28
08455	24406.36	1064.66	15.70	11336.32	99.86	95.82	99.94
Total (gross)	311838.02	29164.07	54268.44	525305.47	90.64	91.45	85.18

4.3.3 การทดสอบผลการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริง

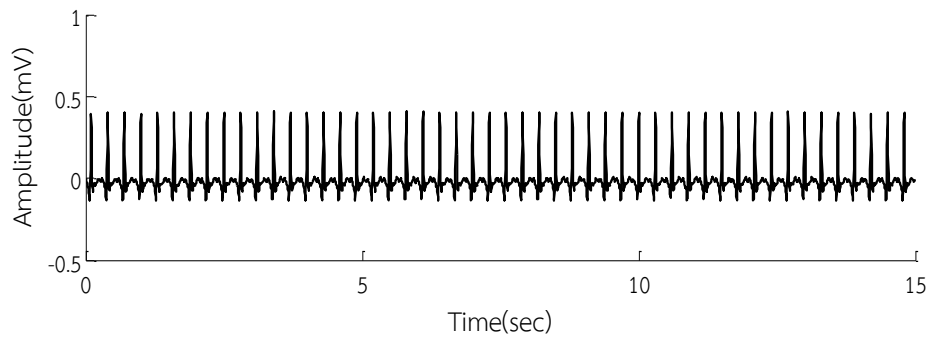
การทดสอบผลการตรวจจับภาวะ AF ในส่วนนี้เป็นการทดสอบผลในเวลาจริง โดยใช้สัญญาณขาเข้าจากเครื่องจำลองสัญญาณของบริษัท He Instrument สัญญาณที่ใช้ทดสอบจากเครื่องจำลองสัญญาณนี้ ได้แก่ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจตั้งแต่ระดับ 40 ถึง 200 ครั้งต่อนาที ส่วนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติที่ใช้ทดสอบมีทั้งหมด 9 ชนิด ได้แก่ Sinus Respiratory Arrhythmia, สัญญาณที่มี PAC (Premature Atrial Contraction), สัญญาณที่มี PVC (Premature Ventricular Contraction), Atrial Flutter, Atrial Fibrillation, Atrial Bigeminy, Atrial Trigeminy, Ventricular Bigeminy และ Ventricular Trigeminy นอกจากนี้จะทำการทดสอบสัญญาณที่มีภาวะ AF ทั้ง 2 ชนิด ได้แก่ Coarse Atrial Fibrillation และ Fine Atrial Fibrillation จากเครื่องจำลองสัญญาณ ProSim 4 Vital Signs Patient ของบริษัท FLUKE Biomedical แต่ละสัญญาณที่ใช้ทดสอบมีขนาดประมาณ 0.5 มิลลิโวลต์ และความยาวในการทดสอบเท่ากับ 2 นาที ตัวอย่างของสัญญาณแต่ละชนิดที่ใช้ทดสอบ แสดงได้ดังนี้



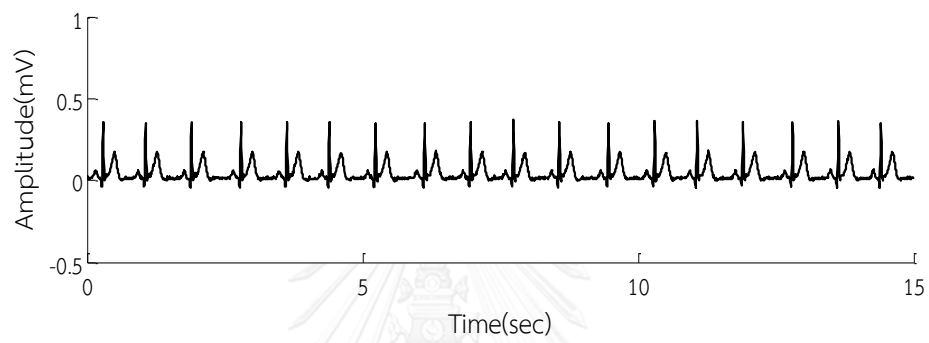
รูปที่ 4.13 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 40 ครั้งต่อนาที



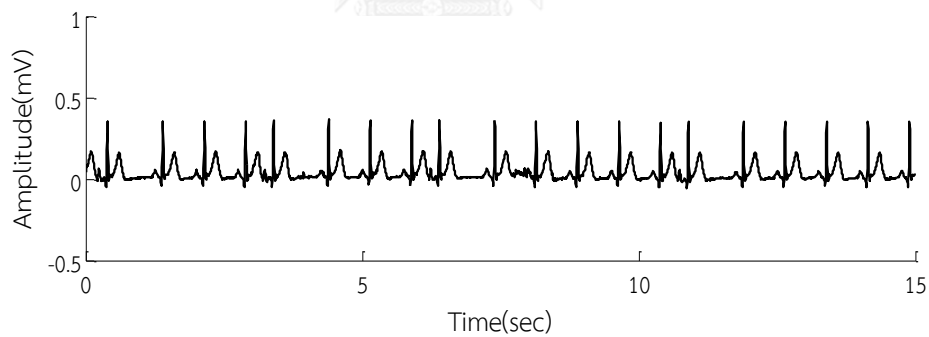
รูปที่ 4.14 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 60 ครั้งต่อนาที



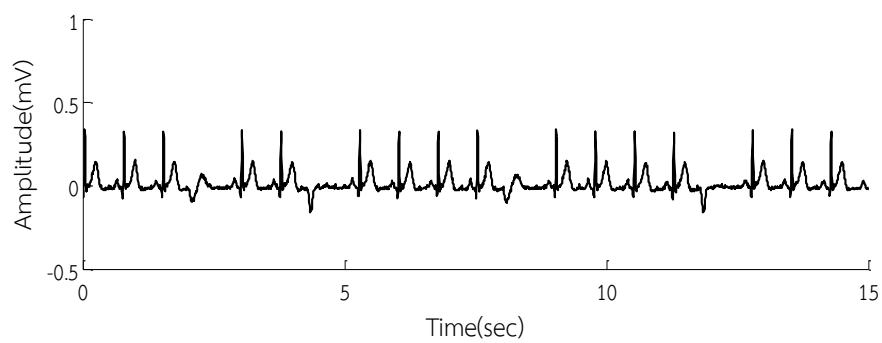
รูปที่ 4.15 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 200 ครั้งต่อนาที



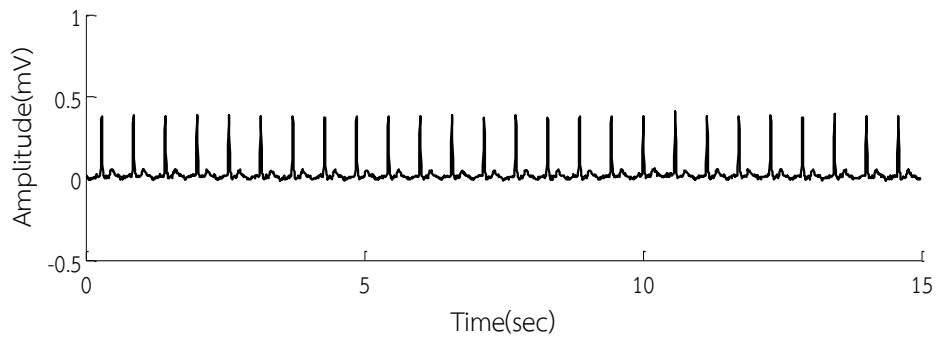
รูปที่ 4.16 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Sinus Respiratory Arrhythmia



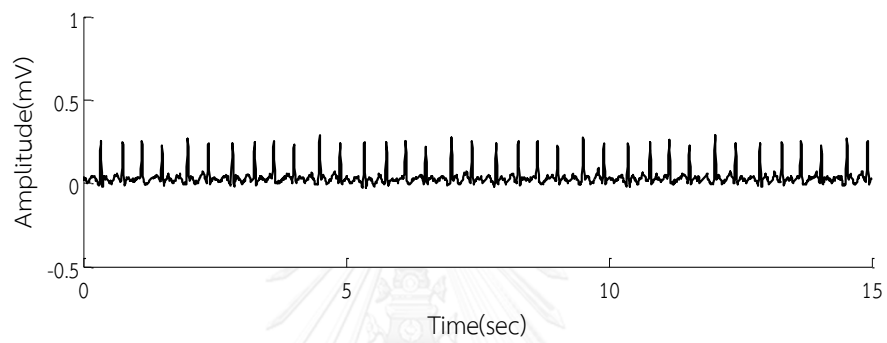
รูปที่ 4.17 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PAC



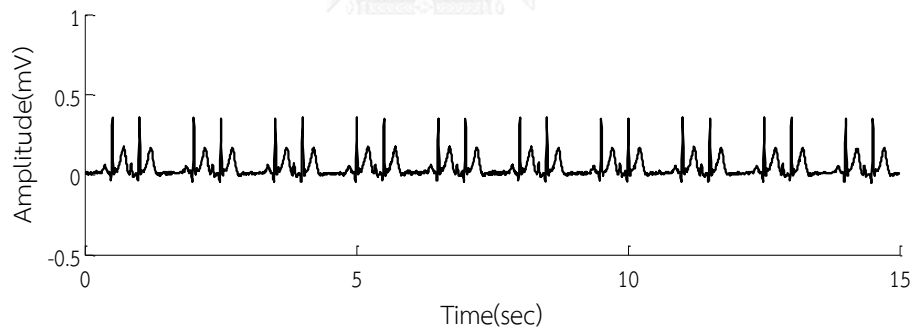
รูปที่ 4.18 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PVC



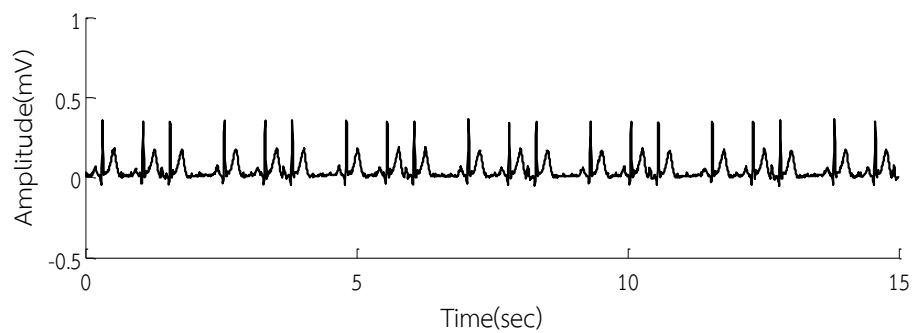
รูปที่ 4.19 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Flutter



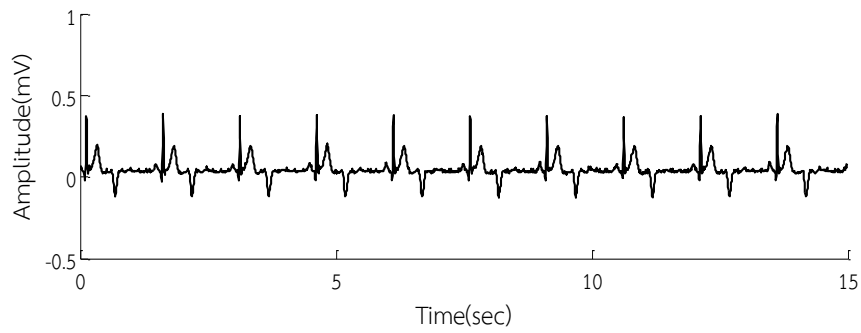
รูปที่ 4.20 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Fibrillation



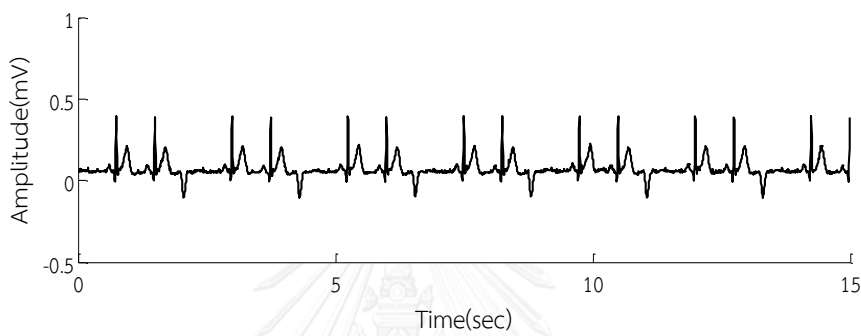
รูปที่ 4.21 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Bigeminy



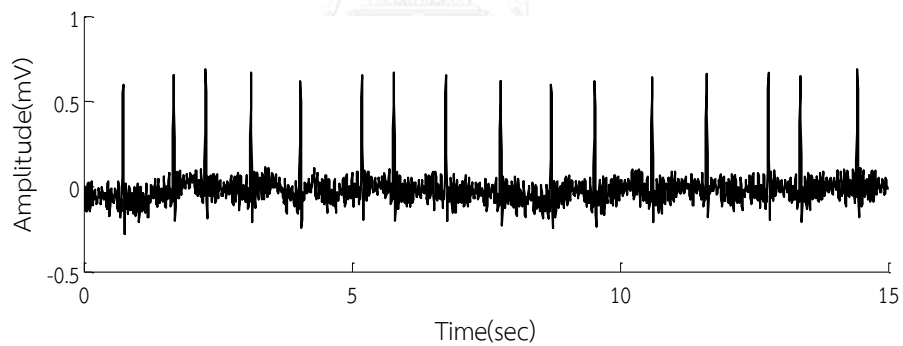
รูปที่ 4.22 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Atrial Trigeminy



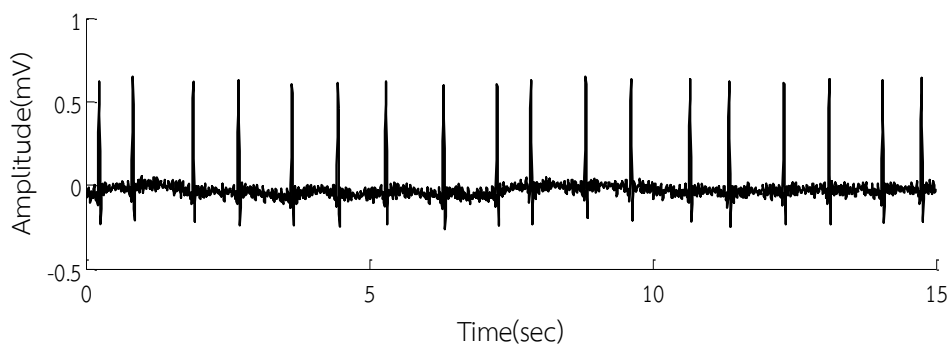
รูปที่ 4.23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Ventricular Bigeminy



รูปที่ 4.24 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Ventricular Trigeminy



รูปที่ 4.25 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Coarse Atrial Fibrillation



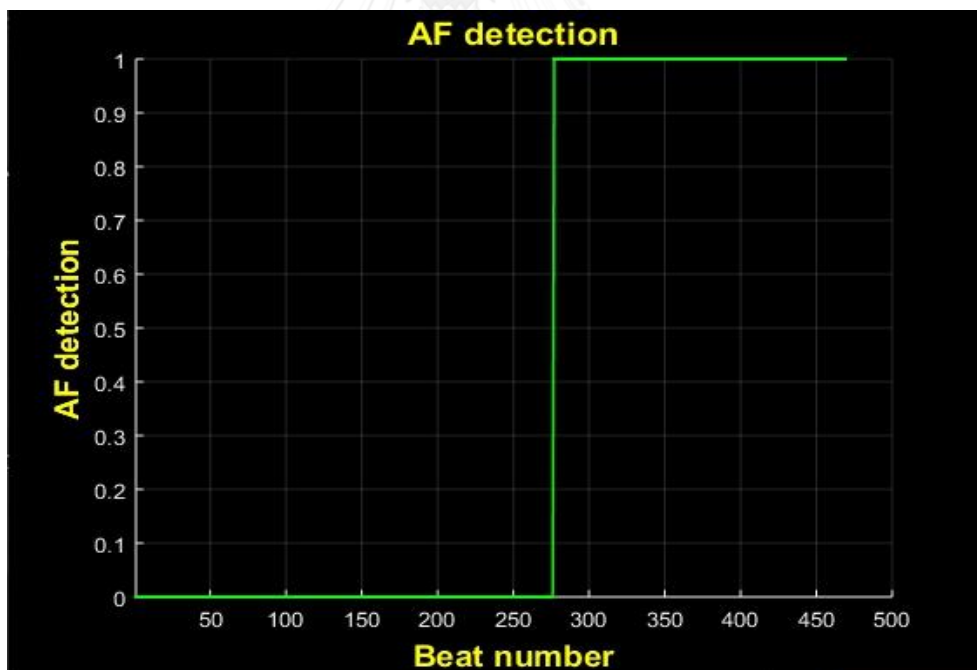
รูปที่ 4.26 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ Fine Atrial Fibrillation

การทดสอบแต่ละสัญญาณจะใช้ความยาวในการทดสอบเท่ากับ 2 นาที เริ่มต้นจากการป้อนสัญญาณที่ใช้ในการทดสอบจากเครื่องจำลองสัญญาณเข้าสู่วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้การวัดแบบ Lead I จากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการปรับปรุงคุณภาพจากวงจรจะส่งผ่านขาออกของวงจรไปยังขาเข้าของไมโครคอนโทรลเลอร์ นำเข้าสู่การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลและ การประมวลผลการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex เมื่อได้ข้อมูลตำแหน่ง QRS complex จะส่งข้อมูลดังกล่าวผ่านพอร์ตอนุกรมมายังส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF บนคอมพิวเตอร์ผ่านโมดูลบลูทูธ ในส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริงนี้ จะมีการพัฒนาและทดสอบผลโดยใช้ชุดคำสั่งของโปรแกรม MATLAB ซึ่งทำหน้าที่วิเคราะห์และแสดงสถานะการตรวจจับ จากนั้นจะทำการเก็บข้อมูลสัญญาณที่ใช้ทดสอบ และผลการคำนวณในแต่ละขั้นตอนผ่าน Workspace ของโปรแกรม MATLAB เพื่อนำมาใช้วิเคราะห์ประเมินผลต่อไป

การประเมินผลในส่วนนี้ จะใช้ค่า 0 และ 1 ในการตัดแยกช่วงสัญญาณที่ไม่เกิดภาวะ AF กับช่วงที่เกิดภาวะ AF เกณฑ์การพิจารณา คือ หากค่า pNN50 ในช่วงนั้นมีค่ามากกว่าค่าขีดเริ่ม จะให้ผลการตรวจจับเท่ากับ 1 ซึ่งหมายความว่า สัญญาณช่วงนั้นเกิดภาวะ AF ในทางตรงข้าม หากค่า pNN50 ในช่วงนั้นมีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่ม จะให้ผลการตรวจจับเท่ากับ 0 ซึ่งหมายความว่า สัญญาณช่วงนั้นไม่เกิดภาวะ AF แสดงผลการตรวจจับดังรูปที่ 4.27 ผลการทดสอบตัดแยกภาวะ AF ของสัญญาณแต่ละชนิด หากกร้อยละของการตรวจจับแต่ละลูกคลื่นที่ให้ผลเท่ากับ 1 จากผลการตรวจจับทั้งหมด แสดงได้ดังตาราง 4.15



(a)



(b)

รูปที่ 4.27 ตัวอย่างการแสดงผลตรวจจับภาวะ AF ของสัญญาณ
 (a) การแสดงผลค่า pNN50 (b) สถานะการตรวจจับภาวะ AF

ตารางที่ 4.15 ผลการทดสอบคัดแยกภาวะ AF ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละชนิด

ECG Signal	Number of AF detection (%)	ECG Signal	Number of AF detection (%)
40BPM	0	180BPM	0
50BPM	0	190BPM	0
60BPM	0	200BPM	0
70BPM	0	Sinus Respiratory Arrhythmia	100
80BPM	0	Sinus Rhythm with PAC	100
90BPM	0	Sinus Rhythm with PVC	65
100BPM	0	Atrial Flutter	0
110BPM	0	Atrial Fibrillation	100
120BPM	0	Atrial Bigeminy	100
130BPM	0	Atrial Trigeminy	100
140BPM	0	Ventricular Bigeminy	0
150BPM	0	Ventricular Trigeminy	100
160BPM	0	Coarse Atrial Fibrillation	100
170BPM	0	Fine Atrial Fibrillation	100

จากการทดสอบพบว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีอัตราการเต้นของหัวใจตั้งแต่ระดับ 40 ถึง 200 ครั้งต่อนาที มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 0% หรือให้ผลการตรวจจับเท่ากับ 0 ทุกตำแหน่งลูกคลื่นบนสัญญาณ เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ ถึงแม้จะมีอัตราการเต้นของหัวใจหรือช่วง RR interval ที่แตกต่างกันในละสัญญาณ แต่ RR interval หรือตำแหน่งที่เกิด QRS complex มีความสม่ำเสมอทั่วทั้งสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 4.13 ถึง 4.15 ทำให้ไม่เกิดค่าผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน ดังนั้นจึงไม่เกิดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งนำไปสู่การเกิดภาวะ AF ในส่วนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติสัญญาณแรก ได้แก่ [38]

Sinus Respiratory Arrhythmia มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% หรือให้ผลการตรวจจับเท่ากับ 1 ทุกตำแหน่งลูกคลื่นบนสัญญาณ เนื่องจาก Sinus Respiratory Arrhythmia เป็นภาวะที่ SA node ปลดปล่อยสัญญาณไฟฟ้าโดยมีจังหวะไม่สม่ำเสมอ มีอัตราเร็วขึ้นลงสัมพันธ์กับจังหวะของการหายใจเข้าออก ความไม่สม่ำเสมอของการเต้นของหัวใจทำให้เกิดผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน และมีค่าไม่สม่ำเสมอ ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจึงมีความเปลี่ยนแปลง ทำให้ Sinus Respiratory Arrhythmia ถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF

คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PAC มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% PAC เป็นภาวะที่เซลล์ของหัวใจห้องบนปล่อยสัญญาณไฟฟ้าออกมาก่อนที่จะสัญญาณไฟฟ้าจาก SA node จะมาถึง ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนบีบตัวก่อนกำหนด สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนนี้ อาจถูกส่งผ่านไปยังหัวใจห้องล่างหรือไม่ก็ได้ ส่งผลให้การเต้นของหัวใจมีความไม่สม่ำเสมอ ดังรูปที่ 4.17 ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจที่มีความเปลี่ยนแปลง ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PAC ถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF

คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PVC มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 65% ซึ่งมีผลทดสอบแตกต่างจากสัญญาณชนิดอื่นๆ PVC เป็นภาวะที่เซลล์หัวใจห้องล่างปล่อยสัญญาณไฟฟ้าออกมาก่อนที่จะสัญญาณไฟฟ้าจาก SA node จะมาถึง ทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัวก่อนกำหนด จากรูปที่ 4.18 พบว่า RR interval ของสัญญาณมีทั้งช่วงที่สม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอสลับกันไป เนื่องจาก PVC มักจะเกิดขึ้นสลับกับ QRS complex ปกติ ในช่วงที่เกิด PVC ช่วงของ QRS complex จะกว้างกว่าปกติ ทำให้จังหวะในช่วงนั้นมีความไม่สม่ำเสมอ สำหรับค่า pNN50 ของสัญญาณ มีค่าค่อนข้างใกล้เคียงกับค่าขีดเริ่มตลอดทุกลูกคลื่นบนสัญญาณ อาจมากกว่าหรือน้อยกว่าเล็กน้อย ขึ้นกับช่วงสัญญาณ การตรวจจับภาวะ AF ที่มี PVC ร่วมด้วย อาจจำเป็นต้องมีการปรับค่าขีดเริ่ม โดยใช้ค่าขีดเริ่มแบบปรับตัวได้ หรืออาจเพิ่มตัวแปรอื่นๆที่ช่วยในการคัดแยกภาวะ AF ออกจาก PVC

Atrial Flutter มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 0% เนื่องจากเป็นภาวะที่หัวใจห้องบนถูกกระตุ้นให้บีบตัวถี่อย่างผิดปกติ แต่จังหวะมีความสม่ำเสมอ ทำให้ไม่เกิดค่าผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน ดังนั้นจึงไม่เกิดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งนำไปสู่การเกิดภาวะ AF

Atrial Fibrillation มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% เนื่องจากภาวะ AF เป็นภาวะที่หัวใจห้องบนสร้างสัญญาณไฟฟ้าออกมาจากหลายจุด จึงถูกกระตุ้นให้บีบตัวถี่อย่างผิดปกติ และไม่สม่ำเสมอส่งผลต่อการนำไฟฟ้าไปยังหัวใจห้องล่างที่ไม่สม่ำเสมอตามไปด้วย ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจึงมีความเปลี่ยนแปลง ทำให้ Atrial Fibrillation ถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF

Atrial Bigeminy มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% เนื่องจากเป็นการเกิด PAC สลับกับ QRS complex ปกติเป็นอัตรา 1:1 ส่งผลให้อัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจึงมีความเปลี่ยนแปลง ทำให้ Atrial Bigeminy ถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF

Atrial Trigeminy มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% เนื่องจากเป็นการเกิด PAC สลับกับ QRS complex ปกติเป็นอัตรา 1:2 ส่งผลให้อัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจึงมีความเปลี่ยนแปลง ทำให้ Atrial Trigeminy ถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF

Ventricular Bigeminy มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 0% Ventricular Bigeminy เป็นภาวะที่มีการเกิด PVC สลับกับ QRS complex ปกติเป็นอัตรา 1:1 จากรูปที่ 4.23 เครื่องจำลองสัญญาณสร้าง Ventricular Bigeminy ที่มีตำแหน่ง QRS complex สลับกับการเกิด PVC อย่างสม่ำเสมอ ทำให้ไม่เกิดค่าผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน ดังนั้นจึงไม่เกิดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งนำไปสู่การเกิดภาวะ AF

Ventricular Trigeminy มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% Ventricular Bigeminy เป็นภาวะที่มีการเกิด PVC สลับกับ QRS complex ปกติเป็นอัตรา 1:2 ส่งผลให้อัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจึงมีความเปลี่ยนแปลง ทำให้ Ventricular Trigeminy ถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF

Coarse Atrial Fibrillation มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% เป็นภาวะ AF ที่มีขนาด Fibrillation wave สูงกว่า 0.05 มิลลิโวลต์

Fine Atrial Fibrillation มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% เป็นภาวะ AF ที่มีขนาด Fibrillation wave น้อยกว่า 0.05 มิลลิโวลต์

จากผลการทดสอบ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติซึ่งมีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% ทุกอัตราการเต้นของหัวใจที่ทดสอบ สรุปได้ว่า อัตราการเต้นของหัวใจไม่มีผลต่อประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ของระบบ สามารถนำไปตรวจจับได้กับทุกช่วงอัตราการเต้นของหัวใจและให้ผลที่แม่นยำ ส่วนผลทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติ คลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดที่มีอัตราการเต้นของหัวใจที่ไม่สม่ำเสมอหรือเกิดผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน จะถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF ได้แก่ Sinus Respiratory Arrhythmia, คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PVC, คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PVC, Atrial Fibrillation, Atrial Bigeminy, Atrial Trigeminy และ Ventricular Trigeminy ในขณะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดที่มีอัตราการเต้นของหัวใจสม่ำเสมอหรือไม่เกิดผลต่างระหว่าง RR interval ที่อยู่ติดกัน จะถูกวิเคราะห์ว่าไม่เกิดภาวะ AF ได้แก่ Atrial Flutter และ Ventricular Bigeminy การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติออกจากกันนั้น จำเป็นต้องใช้การวิเคราะห์จากหลายปัจจัย เช่น ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ รูปร่างของลูกคลื่น ขนาดหรือความกว้างในเชิงเวลาของลูกคลื่นที่มีความผิดปกติ เป็นต้น เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความปกติ อาจเกิดภาวะที่ผิดปกติหลายชนิดร่วมกันในสัญญาณเดียว เช่น การเกิดภาวะ AF ร่วมกับการเกิด PVC ซึ่งมีผลต่อความผิดพลาดในการจำแนกสัญญาณที่มีความผิดปกติออกจากกัน และส่วนสุดท้าย ผลทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF ทั้ง 2 ชนิด ได้แก่ Coarse Atrial Fibrillation และ Fine Atrial Fibrillation มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% ทั้งสองชนิด สรุปได้ว่า ชนิดของภาวะ AF ไม่มีผลต่อประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ของระบบ สามารถนำไปใช้ตรวจจับได้กับภาวะ AF ทุกชนิด ดังนั้น ประสิทธิภาพการตรวจจับภาวะ AF ของระบบ อาจยังไม่สามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าที่มี

ความผิดปกติบางชนิดออกจากภาวะ AF แต่อย่างไรก็ตาม การตรวจจับภาวะ AF ของระบบสามารถ
จำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ระบบเฝ้าระวัง
ภาวะ AF จึงเหมาะสมกับการใช้งานเพื่อประเมินความเสี่ยงของอาการจากภาวะ AF เบื้องต้นด้วย
ตนเอง



บทที่ 5

สรุปวิทยานิพนธ์และแนวทางการพัฒนา

5.1 สรุปวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอระบบเฝ้าระวังหัวใจห้องบนสั้นพรีว โดยมีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างต่อเนื่องตามเวลาจริงและสามารถพกพาเพื่อนำไปใช้วัดติดตามอาการโดยไม่มีข้อจำกัดทางสถานที่และเวลา รวมไปถึงพัฒนาระบบวิเคราะห์เพื่อตรวจจับภาวะ AF เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถประเมินความเสี่ยงของอาการเบื้องต้นได้ด้วยตนเอง โดยมีส่วนประกอบที่สำคัญ 3 ส่วน ได้แก่ วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF โดยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา จะทำหน้าที่ในการวัดสัญญาณจากร่างกาย และประมวลผลตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ส่งไปยังส่วนประมวลผลและแสดงผลตรวจจับภาวะ AF บนคอมพิวเตอร์ผ่านโมดูลบลูทูธ หากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดภาวะ AF ร่วมบนสัญญาณ ระบบจะทำการตรวจจับและแสดงสถานะการตรวจจับในเวลาจริงจากระบบที่ได้ออกแบบทำให้ได้เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถพกพาได้และสามารถตรวจจับภาวะ AF เบื้องต้นได้ในเวลาจริง โดยองค์ประกอบแต่ละส่วนของระบบเฝ้าระวังภาวะ AF สามารถสรุปได้ดังนี้

วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกแบบให้สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Lead I ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 ภาคส่วนดังนี้ คือ วงจรขยายแบบอินสตรูเมนเตชัน วงจร Auto-zero หรือวงจรอินทิเกรต และวงจรกรองร่วมกับขยายสัญญาณซึ่งทำหน้าที่ปรับปรุงสัญญาณแบบแอนะล็อก ให้มีอัตราการขยายรวมทั้งหมดของวงจรเท่ากับ 1000 เท่า มีแถบความถี่อยู่ในช่วง 0.05 ถึง 50 เฮิรตซ์ และมีช่วงการกำจัดไฟดรอปรอยในช่วง ± 0.4 โวลต์ เมื่อทำการทดสอบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องต้นแบบเทียบกับบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE โดยใช้สัญญาณจากเครื่องจำลองสัญญาณที่อัตราการเต้นของหัวใจตั้งแต่ระดับ 460, 90, 120 และ 150 ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบโดยภาพรวมมีรูปร่างคล้ายคลึงกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากบอร์ดทดลองรุ่น ADS1298RECG-FE และมีสัญญาณรบกวนขนาดเล็กเกิดขึ้น ซึ่งขนาดของสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นนี้ไม่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงระดับอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนั้น คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดผ่านเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบจะสามารถนำไปใช้วิเคราะห์ต่อในกระบวนการถัดไปได้ โดยไม่ขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงระดับการเต้นของหัวใจ และสามารถนำไปวัดได้กับทุกช่วงอัตราการเต้นของหัวใจ อย่างไรก็ตาม สัญญาณจะถูกลำเลียงเข้าสู่การกรองอีกครั้งในขั้นตอนการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex บนไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนขนาดเล็กที่เกิดขึ้น

ส่วนประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นส่วนที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อมาจาก วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีหน้าที่ในการประมวลผลข้อมูลแบบดิจิทัล ซึ่งแบ่งการทำงานย่อยออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ แปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลและประมวลผลเพื่อตรวจจับ ตำแหน่ง QRS complex ในเวลาจริง เริ่มแรกจะทำการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสัญญาณแอนะล็อก เป็นดิจิทัล ด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่างเท่ากับ 200 เฮิร์ตซ์ และความละเอียดเท่ากับ 12 บิต จากนั้นจะ ทำการประมวลผลเพื่อตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ซึ่งขั้นตอนวิธีการที่เลือกใช้ได้ถูกดัดแปลงมา จากวิธีการนับ Zero crossing สำหรับการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ของ B.-U. KÖHLER และคณะเป็นวิธีการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ที่เหมาะสมสำหรับวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ มีภาวะผิดปกติร่วมด้วย เนื่องจากการวิเคราะห์ไม่ขึ้นกับแอมพลิจูดของสัญญาณผลการทดสอบ ประสิทธิภาพในส่วนนี้จะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ ผลทดสอบแบบจำลอง ผลทดสอบในเวลาจริง และผลทดสอบภายใต้สัญญาณรบกวนชนิดต่างๆ ผลทดสอบแบบจำลองจะทำการทดสอบด้วยฐาน ข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia ทั้ง 48 ชุดข้อมูล ผลการทดสอบในรอบแรก มีความไวเท่ากับ 95.79% และ Positive Predictivity เท่ากับ 99.87% ซึ่งเกิด Falsenegative มากในระดับหนึ่ง ทำให้มีความไวไม่มากเท่าที่ควร จึงทำการปรับตั้งค่าตัวแปรภายในกระบวนการอีกครั้ง พบว่ามีความไว มากขึ้นเท่ากับ 99.48% และ Positive Predictivity เท่ากับ 98.97% ผลการทดสอบโดยรวมทั้ง ความไวและ Positive Predictivity มีค่ามากกว่า 98% ซึ่งถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่สามารถนำไปใช้งานได้ ส่วนผลทดสอบในเวลาจริง จะทดสอบโดยใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia เช่นเดียวกันทั้ง 48 ชุดข้อมูล ส่วนนี้จะทำการทดสอบบนไมโครคอนโทรลเลอร์ และการทดสอบแบ่งออกเป็น 2 ครั้ง ครั้งแรกจะทดสอบกับบอร์ด STM32F072B-DISCOVERY ก่อนการนำไปใช้งานจริง และทำการ เปรียบเทียบสัญญาณในแต่ละขั้นตอนของการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ด้วยวิธีการนับ Zero crossing เทียบกับการทดสอบแบบจำลองพบว่ารูปร่างสัญญาณในแต่ละขั้นตอนมีความคล้ายคลึงกัน และผลการทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex ในเวลาจริง ด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia มีค่าใกล้เคียงกับการทดสอบแบบจำลอง โดยมีความไวเท่ากับ 99.46% และ Positive Predictivity เท่ากับ 99.00% จากนั้นทำการทดสอบอีกครั้งบนบอร์ด STM32 MINI M4 ซึ่งเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในระบบจริง โดยการทดสอบครั้งนี้จะใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Arrhythmia เช่นเดียวกัน แต่จะใช้อุปกรณ์ NI myDAQ จากบริษัท National Instruments แทน เครื่องจำลองสัญญาณและมีการปรับตั้งค่าตัวแปรภายในกระบวนการอีกครั้ง เนื่องจากผลการ ทดสอบภายใต้สัญญาณรบกวนพบว่ามีค่าความไวเท่ากับ 94.77% และ Positive Predictivity เท่ากับ 99.04% ซึ่งพบว่าความไวลดลงจากการทดสอบในครั้งแรก เนื่องจากฐานข้อมูลไม่มีสัญญาณรบกวน จึงไม่เหมาะกับการปรับตั้งตัวแปรภายในกระบวนการที่เหมาะสมกับการตรวจจับตำแหน่ง QRS complex ภายใต้สัญญาณรบกวน และการทดสอบสุดท้ายสำหรับการตรวจจับตำแหน่ง QRS

complex คือการทดสอบภายใต้สัญญาณรบกวนชนิดต่างๆ จากเครื่องจำลองสัญญาณ ได้แก่ สัญญาณในภาวะปกติ สัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ สัญญาณรบกวนความถี่ 60 เฮิร์ตซ์ สัญญาณรบกวนที่มีการเลื่อนของ Baseline และสัญญาณรบกวนจากคลื่นกล้ามเนื้อ ขนาดตั้งแต่ 0.5, 1, 2 และ 4 มิลลิโวลต์ ที่อัตราการเต้นของหัวใจ 40 ถึง 120 ครั้งต่อนาที ความยาวของแต่ละสัญญาณที่ใช้ทดสอบเท่ากับ 1 นาที ผลทดสอบหลังจากปรับตั้งตัวแปรภายในกระบวนการให้เหมาะสม พบว่า ประสิทธิภาพการตรวจจับ QRS complex มีความแม่นยำและทนทานต่อสัญญาณรบกวนมากขึ้น ซึ่งวัดได้จากอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับเครื่องจำลองสัญญาณที่จ่ายมายังเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าตรงกัน

ส่วนสุดท้ายเป็นส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF โดยรับข้อมูลตำแหน่ง QRS complex ที่ประมวลผลมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโมดูลบลูทูธเข้ามาวิเคราะห์ยังส่วนประมวลผลและแสดงสถานะการตรวจจับภาวะ AF ในเวลาจริง ในส่วนนี้จะทำการทดสอบประสิทธิภาพการตรวจจับทั้งหมด 2 ส่วน ได้แก่ ทดสอบหาค่าตัวแปรที่เหมาะสมสำหรับขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF แบบจำลองและทดสอบผลการตรวจจับภาวะ AF และแสดงผลในเวลาจริง ในการทดสอบหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม จะใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH ชนิด Atrial fibrillation จำนวนทั้งหมด 25 ชุดข้อมูลในการทดสอบที่เกิดภาวะ AF และช่วงที่อยู่ในภาวะปกติพบว่า ค่าขีดเริ่มที่ 0.5 มีผลการทดสอบประสิทธิภาพทั้งความไวและความจำเพาะที่เหมาะสมมากที่สุด ที่ความไวเท่ากับ 90.64% และความจำเพาะเท่ากับ 91.45% ซึ่งมีความมากกว่า 90% ถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่สามารถนำไปใช้ในการตรวจจับภาวะ AF ได้ในเบื้องต้น ต่อมาจะทำการทดสอบผลการตรวจจับภาวะ AF และแสดงผลในเวลาจริง โดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณปกติและสัญญาณที่มีความผิดปกติชนิดต่างๆรวมด้วย ได้แก่ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจตั้งแต่ระดับ 40 ถึง 200 ครั้งต่อนาที พบว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติมีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% ทุกอัตราการเต้นของหัวใจ ส่วนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่มีความผิดปกติที่ถูกวิเคราะห์ว่าเกิดภาวะ AF ได้แก่ Sinus Respiratory Arrhythmia, คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PVC, คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มี PVC, Atrial Fibrillation, Atrial Bigeminy, Atrial Trigeminy และ Ventricular Trigeminy ส่วน Atrial Flutter และ Ventricular Bigeminy ถูกวิเคราะห์ว่าไม่เกิดภาวะ AF ส่วนภาวะ AF ทั้ง 2 ชนิด มีผลการตรวจจับภาวะ AF เท่ากับ 100% สรุปได้ว่า การตรวจจับภาวะ AF ของระบบ อาจยังไม่สามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าที่มีความผิดปกติบางชนิดออกจากภาวะ AF แต่อย่างไรก็ตามการตรวจจับภาวะ AF ของระบบสามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีภาวะ AF ทุกชนิดได้อย่างมีประสิทธิภาพ และสามารถนำไปตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติได้กับทุกช่วงอัตราการเต้นของหัวใจ และให้ผลที่แม่นยำ เหมาะกับการใช้งานที่ช่วยให้ผู้ป่วยสามารถประเมินความเสี่ยงของอาการเบื้องต้นได้ด้วยตนเอง

5.2 แนวทางการพัฒนา

ระบบเฝ้าระวังภาวะหัวใจห้องบนสั่นพริ้ว มีข้อดี คือ เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของระบบมีขนาดเล็ก เหมาะกับการใช้งานแบบพกพา และมีระบบเฝ้าระวังภาวะ AF ซึ่งสามารถตรวจจับภาวะ AF ได้ในเวลาจริง อย่างไรก็ตาม ส่วนประมวลผลการตรวจจับภาวะ AF ต้องอาศัยคอมพิวเตอร์เป็นหน่วยประมวลผลและแสดงผล อาจทำให้ไม่สะดวกต่อการตรวจวัดของผู้ป่วย รวมไปถึงขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF ซึ่งใช้ค่าขีดเริ่มเป็นค่าคงที่ที่ไม่สามารถปรับตัวได้ อาจทำให้การตรวจจับภาวะ AF จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจช่วงที่มีค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วเกิดความผิดพลาดได้ รวมไปถึงการพิจารณาคัดแยกภาวะ AF โดยใช้ค่าขีดเริ่มเพียงอย่างเดียว อาจทำให้ไม่สามารถจำแนกภาวะ AF ออกจากความผิดปกติอื่น ๆ ที่มีอัตราการเต้นของหัวใจที่ไม่สม่ำเสมอเช่นเดียวกัน จากที่กล่าวมาข้างต้น วิทยานิพนธ์นี้สามารถสรุปแนวทางการพัฒนาได้ ดังนี้

1. พัฒนาให้สามารถประมวลผลผลการตรวจจับภาวะ AF และแสดงผลผ่านสมาร์ตโฟนเพื่อความสะดวกในการตรวจวัด
2. พัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF โดยใช้ค่าขีดเริ่มที่ปรับตัวได้ตามความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อประสิทธิภาพในการตรวจจับที่แม่นยำขึ้น
3. พัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจจับภาวะ AF โดยพิจารณารูปร่างของคลื่นสัญญาณร่วมด้วย เพื่อประสิทธิภาพในการจำแนกความผิดปกติของภาวะ AF ออกจากความผิดปกติอื่น ๆ อย่างมีประสิทธิภาพ
4. พัฒนาให้ระบบสามารถจำแนกความผิดปกติอื่น ๆ ร่วมด้วย เช่น Atrial flutter, Atrial trigeminy, Atrial bigeminy, Ventricular fibrillation, PVC หรือ PAC เป็นต้น

รายการอ้างอิง

1. สำนักสารนิเทศ สำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข. กรมควบคุมโรค ธรณรงค์วันหัวใจโลก. 29 กันยายน 2555; Available from: http://203.157.19.14/iprg/include/admin_hotnew/show_hotnew.php?idHot_new=50207.
2. สำนักโรคไม่ติดต่อ กรมควบคุมโรค กระทรวงสาธารณสุข, รายงานประจำปี 2558. 2559: สำนักงานกิจการโรงพิมพ์องค์การสงเคราะห์ทหารผ่านศึกในพระบรมราชูปถัมภ์.
3. สำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ, แผนยุทธศาสตร์สุขภาพดีวิถีชีวิตไทย พ.ศ.2554-2563. 2553. p. 16.
4. สถาบันวิจัยระบบสาธารณสุข. คนไทยเสี่ยงชีวิตมาจากโรคหัวใจสปสข.จับมือสธ.เร่งจัดหายาละลายลิ่มเลือดช่วยผู้ป่วย. 5 พฤศจิกายน 2556; Available from: <http://old.hsri.or.th/en/comment/reply/1222>.
5. พัฒน์ศรี ศรีสุวรรณและคณะ, แนวทางการคัดกรองโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด *Atrial Fibrillation* ระดับประชากรในประเทศไทย. วารสารวิจัยระบบสาธารณสุข, 2556. 7(กรกฎาคม-กันยายน).
6. สุรพันธ์ สิทธิสุข, แนวทางเวชปฏิบัติสำหรับดูแลผู้ป่วยภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิด *Atrial fibrillation* ในประเทศไทย. สมาคมแพทย์โรคหัวใจแห่งประเทศไทยในพระบรมราชูปถัมภ์, 2555.
7. Heart&Vascular Institute the George Washington University. *Anatomy and Function of the Heart's Electrical System*. 2016; Available from: <http://www.gwheartandvascular.org/education/cardiovascular-diseases/anatomy-and-function-of-the-hearts-electrical-system/>.
8. Ganong, W.F., *Review of Medical Physiology*. 20 ed. 2001: McGraw-Hill.
9. Grossbach, W., *Measuring the ECG signal with a mixed analog-digital application-specific IC*. Hewlett-Packard Journal, 1991: p. 21-24.
10. Atkielski, A. *Electrocardiography*. 13 January 2007; Available from: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>.
11. ชาญ ศรีรัตนสถาวร และคณะ, ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ. 2 ed. 2546, โรงพิมพ์ ปิยะนนต์พับลิชชิ่ง จำกัด.

12. พัชราภรณ์ อุ่นเตจ๊ะ และคณะ, หัวใจห้องบนสั่นพลิ้วในผู้ป่วยอาการหนัก. วารสารพยาบาลทหารบก, 2557. 2(พฤษภาคม-สิงหาคม): p. 100-102.
13. Holdright, R.D. *Cardiac Conditions – Atrial Fibrillation*. 2010; Available from: <http://www.drholdright.co.uk/dynamicpage.php?pg=cardiac-conditions&pageid=NDI=>.
14. วิระพล ภิมาลย์, เกสัชกรรมบำบัดในผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ. p. 79.
15. Mitka, M. *Atrial Fibrillation Linked to Dementia Risk Among Survivors of Stroke*. 2011; Available from: <http://newsatjama.jama.com/2011/03/08/atrial-fibrillation-linked-to-dementia-risk-among-survivors-ofstroke>
16. Pan, J. and W.J. Tompkins, *A real-time QRS detection algorithm*, in *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1985. p. 230-236.
17. Benitez, D.S., *A new QRS detection algorithm based on the Hilbert transform*. 2000, IEEE: Cambridge, MA.
18. .KÖHLER, B.-U., C. HENNIG, and R. ORGLMEISTER, *QRS Detection Using Zero Crossing Counts*, in *Progress in Biomedical Research*. 2003.
19. So-In, C. and et.al., *A Novel Architecture for Mobile ECG Recognition Systems Using Hybrid Wavelet Transform Feature Extraction Schemes*. *Journal of Convergence Information Technology*. 6: p. 471-484.
20. Alavi, S. and M. Saadatmand-Tarzjan. *A New Combinatorial Algorithm for QRS Detection*. in *International Conference on Computer and Knowledge Engineering*.
21. Chen, Y.H. and Yue S.N., *Electrocardiograms beat classification base on wavelet transformation and probabilistic neural network*. *Pattern Recognition Letters*, 2007. 28: p. 1145-1150.
22. Bor-shyn, L. and et.at., *Development of Novel Non-contact Electrodes for Mobile Electrocardiogram Monitoring System*. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 2013.
23. Liu, C. and X. Wang, *A New Adaptive Wavelet Network for ECG Recognition*, in *Int. Proc. Int. conf. on Signal Processing*. 2006.
24. Oresko, J., J. Zhanpen, and et.al., *A Wearble Smartphone-Based Platform for Real-Time Cardiovascular Disease Detection Via Elctrocardiogram Processing*,

- in *IEEE Trasaction on Information Technology in Biomedicine*. 2010.
p. 734-740.
25. Grakare, P.K., A.M. Petel, and A.N. Cheeran, *Real Time Analysis and Diagnosis of ECG Signal for Tachycardia Condition*. Internaltional Journal of Computer Application, 2012. **3**: p. 11-15.
 26. Kugelstadt, T., *Getting the most out of your instrumentation amplifier design*. Analog Application Journal, 2005: p. 25-29.
 27. Mikroelektronica, *MINI-M4 development for STM32*. 2012.
 28. แพรวภรณ์ พงษ์ภักดี, การพัฒนาระบบเฝ้าระวังคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บ้านสำหรับผู้สูงวัยโดยใช้เครือข่ายแบบ *Wi-Fi*, in *วิศวกรรมไฟฟ้า*. 2556, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. p. 128.
 29. *Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography*. The CSE Working Party. Eur Heart J, 1985. **10**(6): p. 815-825.
 30. *Heart rate variability standard of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. European Heart Journal, 1996. **17**: p. 354-381.
 31. Texas Instruments, *ADADS1298RECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit : User's Guide*. 2011.
 32. *TechPatient CARDIO version 3.2 Operator's Manual*. 28 December 2013; Available from: http://www.heinstruments.com/files/TPCardio_oper_manual_.pdf.
 33. Texas Instruments. *ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements*. 2015; Available from: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>.
 34. Goldberger, A.L. and et.al., *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals*. Circulation, 2000. **101**(23): p. E215-20.
 35. *ANSI, American National Standard ANSI/AAMI EC38:1998*. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1999.
 36. *myDAQ Hardware (Data-Acquisition Tool)*. Available from: http://www.pitsco.com/myDAQ_Hardware.

37. Moody, G.B. and R.G. Mark, *A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals*. *Computers in Cardiology*, 1983. **10**: p. 227-230
38. อารมณฺ์ เจษฎฎาณูณเมธา, หลัฎการใ้ยาบํابطใ้โรคหัวใจเต้ันผิตจ้งหวะ. 2550, ภาควิชา เภสัฎษกรรมปฏิบัติ คณะเภสัฎษศาสตรฺ์ มหาวิทยาลัยนเรศวร. 8-14.





ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวปิยธิดา ขอย่นกลาง เกิดเมื่อวันที่ 15 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2533 ที่จังหวัดศรีสะเกษ สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ จากภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในปีการศึกษา 2554 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2555

