

การพัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับการตรวจจับ PVCs แบบเวลาจริง

นายสุวัฒน์ อิทธาธิรุธ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2556

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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 Graduate School.

ALGORITHM DEVELOPMENT FOR REALTIME PVCS DETECTION

Mr. Supat Ittatirut

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 2013
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับการตรวจจับ PVCs แบบเวลาจริง
โดย	นายสุพัฒน์ อธิธาธิรุธ
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชัญชนา ตั้งวงศ์ศานต์)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(อาจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อาภรณ์ อธิรมงคลศรี)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ดร. นิติพันธุ์ ศรีบุญเรืองฤทธิ์)

5370510921: MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORDS: QRS-WIDTH, QRS-PATTERN, ST-LEVEL, REAL-TIME DETECTION, PREMATURE VENTRICULAR CONTRACTION (PVC)

SUPAT ITTATIRUT: ALGORITHM DEVELOPMENT FOR REALTIME PVCs DETECTION. ADVISOR: APIWAT LEK-UTHAI, Ph.D., 60 pp.

Heart disease is a common chronic disease found in elderly. Cardiac patients have to be treated and their health information have to be monitored regularly. Electrocardiogram or ECG is a signal that can indicate abnormal status of cardiac patients. The signal can be analyzed from its morphology and rhythm. Premature Ventricular Contraction or PVC is a common cardiac arrhythmia which is located in the ventricle. PVC can be found in healthy person of any age. Mostly, patients do not feel any symptom. However, if PVCs frequently occur, it will affect the blood pumping mechanism and may cause dizziness or palpitation which can be connected to cardiac pathology. PVC detection can support physicians for cardiac analysis, moreover, it can also increase performance in preventive health care. For abnormal ECG detection which occurs intermittently, event recorder is a long-term portable device that can analyze and record ECG event automatically. We have developed an algorithm for PVC detection which is suitable to implement with event recorder. This thesis proposes an algorithm development for real-time PVC detection from Lead II ECG. This algorithm is based on a low computational method and suitable for embedded devices. This algorithm considers four features which are RR-interval, QRS-width, QRS-pattern and ST-level. Simple decision rules based on physiology are used in the classifier process which are shorter RR-Interval, wider QRS-width, changed QRS-pattern and shifted ST-level. The optimized algorithm was tested with 26 ECG records from MIT-BIH Arrhythmia database. The performance of the proposed method has 97.75% of sensitivity and 98.80% of specificity. In addition, the algorithm was also tested with 16 ECG records from Long-Term ST database. The performance of the proposed method has 99.47% of sensitivity and 99.24% of specificity. The developed algorithm has high accuracy and reliability and therefore can be used for real-time PVC detection.

Department:	Electrical Engineering	Student's Signature.....
Field of Study:	Electrical Engineering	Advisor's Signature.....
Academic Year:	2013	

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย อาจารย์ที่ปรึกษา ที่ช่วยชี้แนะแนวทางและให้คำแนะนำ รวมถึงความรู้รอบด้านซึ่งทำให้ข้าพเจ้าเข้าใจและสามารถดำเนินการวิจัยจนกระทั่งวิทยานิพนธ์เล่มนี้เสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร. อภรณ์ ธีรมงคลศรีมิ ที่ให้คำชี้แนะและตอบข้อสงสัยเมื่อข้าพเจ้าเกิดปัญหา และยังทำหน้าที่เป็นคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์อีกด้วย

ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ได้แก่ ผศ.ดร. ชัญชนา ตั้งวงศ์ศานต์ และ ดร. นิติพันธุ์ ศรีบุญเรืองฤทธิ์ ที่ได้สละเวลาอันมีค่ามาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทั้งฉบับโครงร่างและฉบับสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และญาติผู้เลี้ยงดู ที่ได้สนับสนุนทุนทรัพย์และให้กำลังใจในการศึกษาวิจัยจนข้าพเจ้าทำวิทยานิพนธ์สำเร็จ

ขอขอบคุณเพื่อน พี่ น้อง จากห้องปฏิบัติการไบโออิเล็กทรอนิกส์ที่ได้ให้คำแนะนำในการทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่ทำให้ข้าพเจ้ามีความรู้จรรยาบรรณ และทำให้ข้าพเจ้าเป็นผู้ที่พร้อมต่อการเริ่มต้นประกอบการทำงานต่อไปในอนาคต

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน.....	3
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย.....	3
บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม.....	4
2.1 สรีระวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ.....	4
2.2 วิธีการบันทึกคลื่น ECG.....	6
2.2.1 การติดขั้วอิเล็กโทรดแบบ Limb leads.....	6
2.2.2 การติดขั้วอิเล็กโทรดแบบ Chest leads.....	8
2.3 ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia).....	9
2.3.1 Supraventricular rhythm.....	9
2.3.2 Ventricular rhythm.....	9
2.4 Premature ventricular contraction (PVC).....	10
2.5 ทบทวนวรรณกรรม.....	13
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	15
3.1 การตรวจจับ QRS complex (QRS detection).....	15
3.1.1 การคำนวณหาพลังงานของ QRS complex.....	16
3.1.1.1 ตัวกรองผ่านแถบ.....	17
3.1.1.2 การหาอนุพันธ์.....	19

3.1.1.3 การยกกำลังสอง.....	19
3.1.1.4 การหา Moving window integration (MWI).....	20
3.1.1.5 การตรวจจับยอดคลื่น	20
3.1.1.6 การจำแนกคลื่น QRS complex.....	21
3.1.1.7 การหา Fiducial mark.....	23
3.1.2 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex	23
3.1.2.1 วิธีการทดสอบ.....	23
3.1.2.2 สรุปและวิเคราะห์ผลการทดสอบ	24
3.2 การสกัดลักษณะเด่น (Feature extraction)	27
3.2.1 การสกัดช่วง RR	27
3.2.2 การสกัดรูปแบบ QRS complex	28
3.2.3 การสกัดความกว้าง QRS complex.....	30
3.2.4 การสกัดระดับ ST.....	32
3.3 การจำแนกคลื่น PVC (PVC classification)	34
บทที่ 4 การประเมินผลและผลการทดสอบ	38
4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC.....	38
4.1.1 วิธีการประเมินผล.....	38
4.1.2 ผลการทดสอบ.....	39
4.2 การหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม.....	41
4.2.1 วิธีการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม.....	41
4.2.2 ผลการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม.....	43
4.3 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC กับ Long-Term ST database	50
บทที่ 5 การวิเคราะห์และสรุปผล	52
5.1 การวิเคราะห์ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ PVC แบบเวลาจริง	52
5.2 สรุปผล.....	56
5.3 แนวทางการพัฒนา.....	56
รายการอ้างอิง	57
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	60

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 3.1 ผลการทดสอบการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด	25
ตารางที่ 3.2 กฎการจำแนกรูปแบบ QRS complex.....	30
ตารางที่ 4.1 ผลการเปรียบเทียบ Annotation โดยรวมตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1988....	39
ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 26 ชุด.....	40
ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะที่ปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR.....	42
ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะที่ปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของความกว้าง QRS complex	44
ตารางที่ 4.5 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะที่ปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของระดับ ST ..	46
ตารางที่ 4.6 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะที่ปรับค่าขีดเริ่ม TH_{pat} ในกระบวนการสกัดรูปแบบ QRS complex.....	46
ตารางที่ 4.7 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB หลังผ่านกระบวนการปรับค่าตัวแปรให้เหมาะสม.....	49
ตารางที่ 4.8 ผลการเปรียบเทียบ Annotation โดยรวมจากฐานข้อมูล LT-DB ตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998	50
ตารางที่ 4.9 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ด้วยฐานข้อมูล LT-DB	51
ตารางที่ 5.1 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC โดยแยกกฎการตัดสินใจลักษณะเด่น.....	54

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมระบบตรวจจับ PVC ของ Event recorder.....	3
รูปที่ 2.1 ภาพแสดงกายวิภาคของหัวใจ	5
รูปที่ 2.2 กิจกรรมทางไฟฟ้าในส่วนประกอบของหัวใจ.....	5
รูปที่ 2.3 รูปแบบมาตรฐานของการวัดคลื่น ECG.....	7
รูปที่ 2.4 การเปรียบเทียบเวกเตอร์ทางไฟฟ้าระหว่าง Standard และ Augmented limb leads.....	8
รูปที่ 2.5 การติดขั้วอิเล็กโทรดแบบ Chest leads.....	9
รูปที่ 2.6 ประเภทของ Premature contraction จำแนกตามตำแหน่งจุดกำเนิด ของสัญญาณไฟฟ้า.....	10
รูปที่ 2.7 คลื่น ECG ชนิด PVC.....	11
รูปที่ 2.8 การจำแนกคลื่น PVC ตาม Lown grading system.....	12
รูปที่ 2.9 รูปแบบของ PVC.....	12
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมหลักของการวิเคราะห์คลื่น ECG เพื่อตรวจจับคลื่น PVC	15
รูปที่ 3.2 กระบวนการตรวจจับ QRS complex	16
รูปที่ 3.3 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านต่ำ.....	18
รูปที่ 3.4 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านสูง.....	18
รูปที่ 3.5 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านแถบ	19
รูปที่ 3.6 กระบวนการตรวจจับยอดคลื่น	20
รูปที่ 3.7 ตัวอย่างสัญญาณที่คำนวณได้ในกระบวนการตรวจจับ QRS complex	22
รูปที่ 3.8 ขั้นตอนวิธีใน Simulink ของโปรแกรม Matlab	24
รูปที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมของการสกัดลักษณะเด่นของคลื่น ECG.....	27
รูปที่ 3.10 ตัวอย่างช่วง RR ของคลื่น ECG ปกติ และคลื่น PVC.....	28
รูปที่ 3.11 ตัวอย่างรูปแบบ QRS complex ของคลื่นปกติ และ PVC.....	28
รูปที่ 3.12 การเปรียบเทียบสัญญาณหลังผ่าน Smoothing filter	29
รูปที่ 3.13 รูปแบบ QRS complex ของคลื่น ECG.....	29
รูปที่ 3.14 นิยามของการสกัดรูปแบบ QRS complex.....	30
รูปที่ 3.15 ตัวอย่างความกว้าง QRS complex ของปกติ และคลื่น PVC	31
รูปที่ 3.16 กระบวนการค้นหา Onset และ Offset ของ QRS complex	31

รูปที่ 3.17 ตัวอย่างระดับ ST ของคลื่นปกติ และ PVC.....	32
รูปที่ 3.18 การเปรียบเทียบสัญญาณหลังผ่านการกำจัด Baseline	33
รูปที่ 3.19 การหาระดับ ST ในกรณีของคลื่น ECG ปกติและ PVC.....	33
รูปที่ 3.20 บล็อกไดอะแกรมของขั้นตอนวิธีในการจำแนกคลื่น PVC.....	34
รูปที่ 3.21 กระบวนการวิเคราะห์ Event เพื่อจำแนกคลื่น PVC	35
รูปที่ 3.22 โพลาร์ชาร์ตกระบวนการจำแนกคลื่น PVC	36
รูปที่ 3.23 ตัวอย่างกระบวนการตรวจจับ PVC โดยรวมในชุดข้อมูล 106	37
รูปที่ 4.1 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR.....	41
รูปที่ 4.2 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปร กฎการตัดสินใจของช่วง RR	43
รูปที่ 4.3 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของ ความกว้าง QRS complex.....	45
รูปที่ 4.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปร กฎการตัดสินใจของความกว้าง QRS complex.....	45
รูปที่ 4.5 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของระดับ ST.....	47
รูปที่ 4.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปร กฎการตัดสินใจของระดับ ST.....	47
รูปที่ 4.7 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าขีดเริ่ม TH_{pat}	48
รูปที่ 4.8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าขีดเริ่ม TH_{pat}	48
รูปที่ 5.1 การกระจายตัวระหว่างคลื่น PVC และ Non-PVC ตามลักษณะเด่นของชุดข้อมูลที่ 215..	54
รูปที่ 5.2 การกระจายตัวระหว่างคลื่น PVC และ Non-PVC ตามลักษณะเด่นของชุดข้อมูลที่ 213..	55
รูปที่ 5.3 คลื่น ECG ที่มีสัญญาณรบกวนมาก.....	56

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

จากการคาดคะเนทางสถิติเกี่ยวกับประชากรทั่วโลกในช่วงศตวรรษนี้ พบว่า จำนวนผู้สูงอายุ จะมีจำนวนเพิ่มมากขึ้นจนมากกว่าวัยอื่น ๆ ผู้สูงอายุที่มีอายุมากกว่า 65 ปี มีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้น มากกว่าสองเท่าจาก 350 ล้านคน ในปี พ.ศ. 2533 กลายเป็น 761 ล้านคน ในปี พ.ศ. 2568 [1] สำหรับประเทศไทย ในระบบฐานข้อมูลด้านสังคมและคุณภาพชีวิตได้แสดงจำนวนผู้สูงอายุที่มีอายุ มากกว่า 60 ปี ว่ามีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้นจาก 4 ล้านคน หรือ 9.4% ในปี พ.ศ. 2533 กลายเป็น 18 ล้านคน หรือ 25.1% ในปี พ.ศ. 2573 [2] การเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วของจำนวนประชากรผู้สูงอายุทำให้เกิดผลกระทบต่อการใช้ทรัพยากรต่าง ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในด้านสาธารณสุข กล่าวคือ สถานบริการ สุขภาพในชุมชน และจำนวนบุคลากรทางการแพทย์และสาธารณสุขจะไม่เพียงพอ นอกจากนั้น การเข้าถึงบริการสาธารณสุขมูลฐานและกระบวนการดูแลรักษาผู้ป่วยในกลุ่มประชากรผู้สูงอายุ ควรจะ ได้รับการพัฒนาอย่างเป็นระบบเพื่อรองรับกับปัญหาที่จะเกิดขึ้นดังกล่าว

ปัญหาทางด้านสุขภาพที่มักพบบ่อยในผู้สูงอายุ คือ โรคเรื้อรัง เช่น โรคเบาหวาน โรคความดัน โลหิตสูง โรคหัวใจ โรคไตวาย โรคข้อเสื่อม เป็นต้น ซึ่งผู้ป่วยจำเป็นต้องได้รับการบำบัดรักษาอย่างต่อเนื่อง ประกอบกับการเฝ้าระวังอาการของโรคโดยการตรวจวัดข้อมูลสุขภาพอย่างสม่ำเสมอ เพื่อ เป็นการลดค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้นโดยรวมและเพิ่มคุณภาพชีวิตให้กับผู้ป่วยโรคเรื้อรัง จึงเกิดแนวคิดในเชิง ระบบที่ช่วยให้ผู้ป่วยสามารถได้รับการดูแลรักษาโรคที่บ้านได้อย่างมีประสิทธิภาพ เรียกว่า “Home-Based Monitoring System” [3] ซึ่งเน้นการตรวจวัดข้อมูลสุขภาพของผู้ป่วยที่บ้านเป็นประจำ ผู้ป่วยและผู้ดูแลสามารถทราบสถานะการเจ็บป่วยในเบื้องต้น หรือนำข้อมูลส่งไปยังแพทย์ให้สามารถ วิเคราะห์อาการของโรคได้ วิธีดังกล่าวนอกจากจะทำให้การเดินทางไปพบแพทย์มีจำนวนน้อยลงแล้ว ยังช่วยลดความเสี่ยงต่ออันตรายที่อาจเกิดขึ้น หากขาดการเฝ้าระวังข้อมูลสุขภาพอย่างต่อเนื่อง

โรคหัวใจเป็นโรคเรื้อรังที่พบบ่อยในผู้สูงอายุ จากสถิติการเสียชีวิตของประชากรทั่วโลก ในปี พ.ศ. 2547 พบว่า สาเหตุอันดับหนึ่ง คือ โรคหัวใจ คิดเป็น 12.2% และคาดการณ์ว่าจะมีแนวโน้ม ผู้เสียชีวิตเพิ่มขึ้นเป็น 14.2% ในปี พ.ศ. 2573 [4] สำหรับประเทศไทย ข้อมูลเชิงสถิติของกระทรวง สาธารณสุขในปี พ.ศ. 2552 ระบุว่า การเสียชีวิตของประชากรทั่วประเทศจากโรคหัวใจเป็นอันดับ สอง รองมาจากโรคมะเร็ง [5] ปัจจุบันมีผู้สูงอายุที่เป็นโรคหัวใจจำนวนมากที่จำเป็นต้องรักษาและ ตรวจวัดข้อมูลสุขภาพเป็นประจำ ข้อมูลมาตรฐานชนิดหนึ่งที่สามารถบ่งบอกถึงความผิดปกติของ ผู้ป่วยโรคหัวใจได้ คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram หรือ ECG) ซึ่งสามารถวิเคราะห์ได้จาก รูปร่างของคลื่นและอัตราการเต้นของหัวใจ

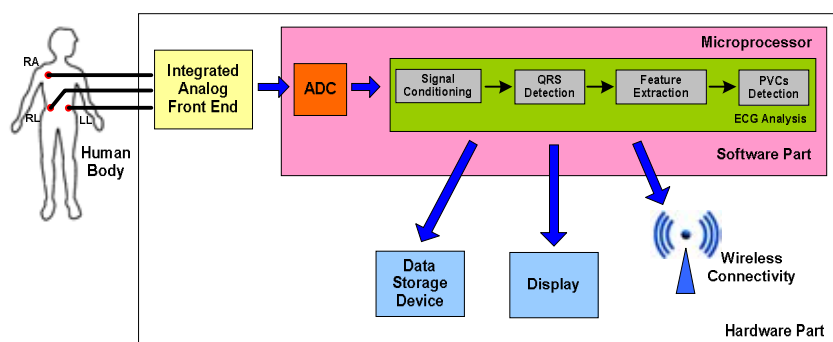
ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia) เป็นอาการที่พบบ่อยในคนปกติและผู้ป่วย โรคหัวใจ ซึ่งบ่งบอกถึงสภาวะหรือความผิดปกติของหัวใจในขณะนั้นได้ ชนิดของภาวะหัวใจเต้นผิด จังหวะถูกแบ่งออกเป็นหลายประเภท อาจแบ่งตามอัตราการเต้นหัวใจหรือตำแหน่งของต้นกำเนิด

สัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติ ภาวะหนึ่งที่มีกฏนำไปใช้ร่วมวินิจฉัยโรคหัวใจ คือ Premature ventricular contraction (PVC)

PVC เป็นสภาวะที่หัวใจห้องล่างบีบตัวก่อนกำหนดโดยคลื่น QRS complex ของ ECG มีรูปร่างผิดปกติ สามารถเกิดขึ้นได้กับคนปกติในทุกวัย แต่จะพบบ่อยขึ้นเมื่อมีอายุมากขึ้น [6] โดยส่วนมากผู้ป่วยจะรู้สึกอาการ [6] ถ้ามีความถี่ในการเกิด PVC บ่อยครั้ง จะส่งผลกระทบต่อการศึกษาชีวิตของหัวใจ อาจทำให้ผู้ป่วยมีอาการใจสั่น หรือเวียนศีรษะ ซึ่งสามารถเชื่อมโยงถึงความผิดปกติของหัวใจบางอย่างได้ ในบางกรณี การเกิด PVC ในรูปแบบ R on T อาจเป็นเหตุให้เกิดภาวะหัวใจวาย (Ventricular fibrillation) ทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตได้ [6] นอกจากนี้การเกิด PVC บ่อยครั้งในช่วงเวลาสั้น ๆ อาจมีลักษณะที่เป็นรูปแบบเฉพาะขึ้น เช่น Bigeminy, Couplet, Triplet เป็นต้น ซึ่งรูปแบบและความถี่ของการเกิด PVC เหล่านี้ เป็นสิ่งจำเป็นที่แพทย์ต้องการนำไปใช้ร่วมวินิจฉัยอาการ [7] เช่น ถ้าผู้ป่วยมี PVC แบบ Bigeminy อาจเกิดจากโรคหัวใจรูห์มาติก (Rheumatic heart disease) เป็นต้น [8] การตรวจจับ PVC สามารถช่วยให้แพทย์วิเคราะห์อาการของโรคหัวใจได้อย่างแม่นยำมากขึ้นและยังเพิ่มประสิทธิภาพในการดูแลผู้ป่วยในเชิงป้องกันอีกด้วย ยกตัวอย่าง เช่น การเฝ้าระวังผู้ป่วยในโรงพยาบาล อุปกรณ์สำหรับการเฝ้าระวังภาวะหัวใจเต้นผิดปกติจะแจ้งเตือนเมื่อตรวจพบว่ามีความถี่ของ PVC เกิดขึ้นมากกว่า 10 ครั้งต่อนาที [9] ดังนั้น การทราบว่าผู้ป่วยมี PVC ตั้งแต่ในระยะแรก จะช่วยให้ผู้ป่วยเข้ารับการรักษาได้ตั้งแต่วินิจฉัยหรือปรับเปลี่ยนพฤติกรรมที่ก่อให้เกิดความเสี่ยงต่อการพัฒนาของโรคได้

ในทางปฏิบัติ การตรวจวัดคลื่น ECG แบ่งออกเป็น การบันทึกในระยะสั้นและระยะยาว โดยระยะสั้นเป็นการบันทึกในสถานพยาบาลเพื่อให้แพทย์สังเกตคลื่นเป็นเวลาประมาณ 5-15 นาที และระยะยาวเป็นการใช้เครื่องบันทึกคลื่น ECG แบบพกพา (Holter) ในขณะที่ผู้ป่วยใช้ชีวิตประจำวันตามปกติอย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 24-72 ชั่วโมง แล้วนำคลื่นที่บันทึกด้วยหน่วยความจำกลับมาให้แพทย์วินิจฉัย ในกรณีที่แพทย์ต้องการตรวจจับเฉพาะคลื่น ECG ผิดปกติที่เกิดขึ้นเป็นครั้งคราว อาจจะใช้ Event recorder ซึ่งเป็นอุปกรณ์สำหรับบันทึกคลื่น ECG แบบพกพา โดยผู้ป่วยสามารถสั่งการบันทึกคลื่นได้เองเมื่อเกิดอาการ แต่สำหรับ PVC และความผิดปกติบางอย่างอาจไม่ได้มีความสัมพันธ์กับอาการของผู้ป่วย จึงได้มีการพัฒนา Event recorder ที่สามารถวิเคราะห์สัญญาณ ECG สำหรับควบคุมการบันทึกคลื่นโดยอัตโนมัติเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยคลื่น ECG อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบันยังไม่ค่อยมีผู้ผลิต Event recorder ในเชิงการค้าสำหรับตรวจจับ PVC ดังนั้น งานวิจัยนี้จึงได้เริ่มพัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับคลื่น PVC สำหรับ Event recorder ที่มีความซับซ้อนต่ำ เพื่อให้เหมาะสมแก่การนำไปประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์สวมใส่ฝังตัว (Embedded devices) ซึ่งมีความสามารถในการทำงานที่จำกัด และมีความแม่นยำสูงในการตรวจจับ PVC เพื่อให้มีความน่าเชื่อถือและสามารถนำไปใช้งานได้จริง นอกจากนี้ยังเป็นขั้นตอนวิธีที่ประมวลผลแบบเวลาจริง เพื่อสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในสถานการณ์ดังต่อไปนี้ได้ เช่น การแจ้งเตือนผู้ป่วยเพื่อปรับเปลี่ยนพฤติกรรมที่มีความเสี่ยงต่อภาวะอันตราย หรือการตรวจสอบความสัมพันธ์ระหว่างอาการของผู้ป่วยกับการเกิด PVC เป็นต้น

รูปที่ 1.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมของระบบตรวจจับ PVC ของ Event recorder ซึ่งประกอบด้วย วงจรแอนะล็อกสำหรับวัดคลื่น ECG จากผู้ป่วย ไมโครคอนโทรลเลอร์ อุปกรณ์สำหรับการแสดงผล หรือการสื่อสารไร้สายแบบเวลาจริงตามลักษณะการใช้งานของแต่ละกรณีพร้อมกับการบันทึกข้อมูล สำหรับวิทยานิพนธ์นี้จะพัฒนาขั้นตอนวิธีในส่วนซอฟต์แวร์ซึ่งทำหน้าที่วิเคราะห์คลื่นหัวใจของผู้ป่วยเพื่อตรวจสอบการเต้นของหัวใจที่เกิด PVC ซึ่งประกอบด้วยส่วนปรับแต่งสัญญาณ มีหน้าที่ลดทอนสัญญาณรบกวน ต่อด้วยกระบวนการตรวจจับ QRS complex แล้วนำ QRS complex มาวิเคราะห์หาลักษณะเด่นในเชิงรูปร่าง เพื่อแยก PVC ออกจากคลื่นปกติแบบเวลาจริง



รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมระบบตรวจจับ PVC ของ Event recorder

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. ศึกษาลักษณะเด่นเชิงรูปร่างที่ใช้ในการตรวจจับ PVC
2. สร้างขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ PVC แบบเวลาจริง
3. พัฒนาประสิทธิภาพในการตรวจจับ PVC เพื่อสามารถนำไปใช้งานจริงได้

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. วิเคราะห์ PVC จาก ECG lead II โดยการทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-DB
2. ประสิทธิภาพในการตรวจจับ PVC มีความไวและความจำเพาะมากกว่า 90%

1.4 ขั้นตอนในการดำเนินงาน

1. การตรวจจับ QRS complex
2. การศึกษาและสกัดลักษณะเด่นของ ECG
3. การหาขั้นตอนวิธีในการจำแนกคลื่น PVC
4. การหาค่าตัวแปรที่ทำให้ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ PVC มีประสิทธิภาพสูงที่สุด
5. การนำขั้นตอนวิธีที่ผ่านการปรับค่าตัวแปรมาทดสอบกับฐานข้อมูล LT-DB

1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย

ได้ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ PVC แบบเวลาจริง ความแม่นยำสูงและสามารถนำไปใช้งานจริงได้

บทที่ 2

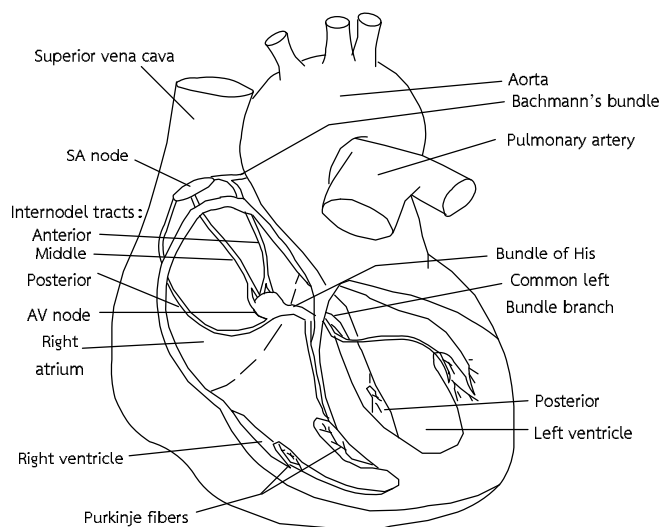
ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม

ในการตรวจจับความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) สิ่งแรกที่สำคัญ คือ การทำความเข้าใจเกี่ยวกับหลักการการทำงานของหัวใจ ที่มาของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และวิธีการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อที่จะสามารถพัฒนาสมรรถนะของกระบวนการตรวจจับได้อย่างเป็นระบบโดยใช้หลักการทางสรีระวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ

บทที่ 2 นี้จะกล่าวถึง สรีระวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ วิธีการบันทึกคลื่น ECG ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ และ Premature ventricular contraction (PVC) ในตอนท้าย จะกล่าวถึงการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้

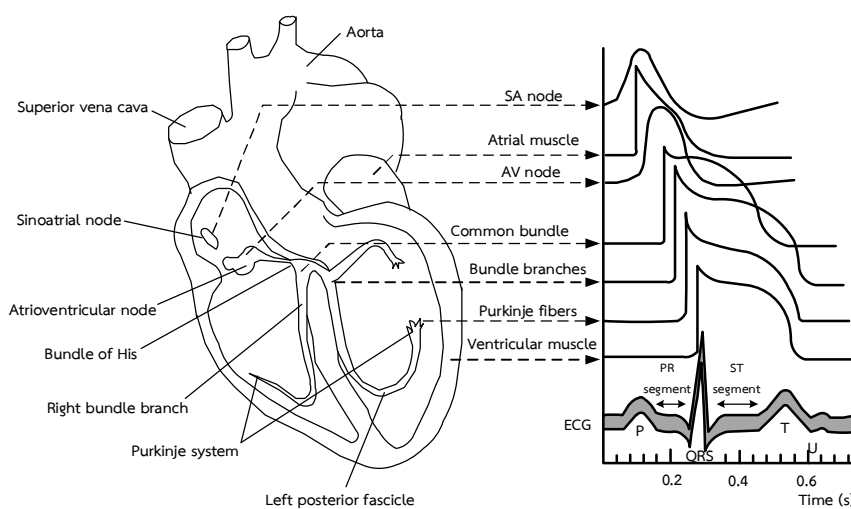
2.1 สรีระวิทยาทางไฟฟ้าของหัวใจ [10-12]

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญของร่างกาย มีหน้าที่สูบฉีดโลหิตเพื่อนำออกซิเจนไปยังส่วนต่างๆทั่วร่างกายโดยการบีบตัวและคลายตัวอย่างเป็นจังหวะ การทำงานของหัวใจต้องอาศัยคุณสมบัติทางไฟฟ้าในการให้กำเนิดและนำสัญญาณ จากรูปที่ 2.1 การกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าเริ่มต้นจากกลุ่มเซลล์ที่เป็นต้นกำเนิดปฐมภูมิของสัญญาณไฟฟ้าที่เรียกว่า SA node (Sinoatrial node) ซึ่งอยู่บริเวณจุดเชื่อมต่อระหว่างเส้นเลือดดำใหญ่ (Superior vena cava) กับหัวใจห้องบนขวา (Right atrium) สำหรับบริเวณห้องบนขวามีการส่งสัญญาณผ่าน 3 เส้นทาง ได้แก่ เส้นทาง Internodal tracts ด้านหน้า กลาง และหลัง ส่วนห้องบนซ้ายจะนำไฟฟ้าผ่าน Internodal tracts ด้านหน้าไปสิ้นสุดที่ Interatrial tract (Bachmann's bundle) เส้นทางของห้องบนขวาจะมาพบกันทั้งหมดที่กลุ่มเซลล์ต้นกำเนิดทุติยภูมิ เรียกว่า AV node (Atrioventricular node) ที่อยู่บริเวณส่วนล่างของหัวใจห้องบนขวา เซลล์ที่สัญญาณไฟฟ้าผ่านในช่วงนั้นจะเกิดการ Depolarization ทำให้หัวใจห้องบนขวาและซ้ายบีบตัว แล้วนำเลือดจากห้องบนโดยผ่านลิ้นหัวใจ Tricuspid และ Mitral valve มายังห้องล่าง (Ventricles) การผ่านสัญญาณไฟฟ้าใน AV node จะถูกหน่วงให้ช้าลงประมาณ 0.1 s [13] ก่อนที่จะถึง Bundle of His เพื่อทำให้หัวใจห้องล่างได้รับเลือดจากหัวใจห้องบนอย่างสมบูรณ์ก่อนจะบีบตัว ต่อมาสัญญาณไฟฟ้าจะถูกส่งผ่านมายังหัวใจห้องล่างโดยผ่าน Bundle of His แล้วแยกออกเป็น Bundle branch ทางซ้ายและขวา แตกแยกออกเป็นแขนงย่อยๆ จนถึงกลุ่มเซลล์ต้นกำเนิดทุติยภูมิที่เรียกว่า Purkinje fibers ทำให้เกิดการ Depolarization หรือบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาและซ้าย เลือดจากห้องล่างขวาจึงถูกสูบฉีดไปยังปอดผ่านลิ้นหัวใจ Pulmonic valve และห้องล่างซ้ายไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกายผ่านลิ้นหัวใจ Aortic valve



รูปที่ 2.1 ภาพแสดงกายวิภาคของหัวใจ [14]

ในขณะที่หัวใจให้กำเนิดและนำไฟฟ้าเพื่อการบีบและคลายตัวอย่างเป็นจังหวะ ผลรวมของกิจกรรมทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหัวใจแต่ละส่วนจะแพร่ออกไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย สามารถตรวจวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าได้ภายนอกร่างกายระหว่างขั้วอิเล็กโทรด (Electrodes) โดยมีขนาดประมาณ 0.1-5 mV [15] คลื่น ECG ที่เกิดขึ้นมีองค์ประกอบหลัก ได้แก่ คลื่น P, QRS complex และ คลื่น T ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 กิจกรรมทางไฟฟ้าในส่วนประกอบของหัวใจ [16]

คลื่น P เป็นสัญญาณไฟฟ้าส่วนแรกที่พบในคลื่น ECG เกิดจากการ Depolarization ของหัวใจห้องบน โดยสัญญาณไฟฟ้าแพร่จากห้องบนขวาไปยังห้องบนซ้าย ทำให้ห้องบนขวาเกิดการสลับขั้วก่อนห้องบนซ้ายด้วยระยะเวลาหนึ่ง ในขณะที่เกิดการ Depolarization ของหัวใจห้องบนจะทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบน และสูบฉีดเลือดมายังหัวใจห้องล่าง

PR segment เป็นช่วงเวลาที่อยู่ระหว่าง คลื่น P และ QRS complex เกิดจากการหน่วงเวลาสัญญาณไฟฟ้าใน AV node ปกติมีค่าอยู่ระหว่าง 0.12 – 0.20 s ในทางปฏิบัติใช้ในการกำหนด Isoelectric Line

QRS complex เป็นกลุ่มคลื่นที่อยู่ถัดจากคลื่น P เกิดจากการ Depolarization ของหัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็วพร้อมกับการเกิด Repolarization ของหัวใจห้องบน ทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องล่างพร้อมกับการคลายตัวของหัวใจห้องบนเพื่อสูบฉีดเลือดไปยังร่างกายและปอด ในทางกายภาพ หัวใจห้องล่างมีมวลกล้ามเนื้อมากกว่าห้องบนเนื่องจากภาระในการสูบฉีดเลือดที่มากกว่า และจำเป็นต้องบีบตัวพร้อมๆ กัน ส่งผลให้ QRS complex มีขนาดของลูกคลื่นที่ใหญ่และโดดเด่นที่สุด

ST Segment เป็นช่วงเวลาที่อยู่ระหว่าง QRS complex และคลื่น T เป็นช่วงแรกในการ Repolarization หัวใจห้องล่าง ปกติจะมีระนาบแนวเดียวกับ PR Segment

คลื่น T เป็นสัญญาณที่อยู่ถัดจาก QRS complex เกิดจากการ Repolarization ของหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการคลายตัวของหัวใจห้องล่าง ปกติจะมีรูปร่างมน เนื่องจากการ Repolarization มีลักษณะการเกิดช้ากว่า Depolarization ในกรณีนี้ที่ QRS complex และคลื่น T มีลักษณะกลับเฟสกันอาจเกิดจากความผิดปกติของหัวใจบางประเภทได้

2.2 วิธีการบันทึกคลื่น ECG

ในทางการแพทย์ การบันทึกคลื่น ECG เพื่อวินิจฉัยอาการ สามารถกระทำโดยใช้เครื่องวัดคลื่น ECG (Electrocardiograph) และส่วนสำคัญในการตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากพื้นผิวของร่างกายเข้าสู่เครื่องวัด คือ การติดขั้วอิเล็กโทรด ที่มีลักษณะเฉพาะ และหลายรูปแบบ ซึ่งจะถูกนำไปใช้ในการร่วมวินิจฉัยอาการของแพทย์ที่แตกต่างกัน ลักษณะการติดขั้วอิเล็กโทรดมาตรฐานมี 12 รูปแบบ หรือเรียกว่า 12 – Lead มีจำนวนการติดขั้วอิเล็กโทรดทั้งหมด 10 ตำแหน่งในร่างกาย และสามารถแบ่งลักษณะการติดขั้วอิเล็กโทรดตามระนาบการวัดออกเป็น 2 ประเภท ดังนี้

2.2.1 การติดขั้วอิเล็กโทรดแบบ Limb leads

เป็นการติดขั้วอิเล็กโทรดในร่างกายตามแนวตั้ง (Frontal plane) ซึ่งนิยมใช้ในการบันทึก ในขณะที่ผู้ป่วยอยู่บนเตียง มีทั้งหมด 6 รูปแบบ ขั้วอิเล็กโทรดจะถูกติดทั้งหมด 4 ตำแหน่ง แสดงดังรูปที่ 4 ได้แก่ แขนขวา (RA) แขนซ้าย (LA) ขาขวา (RL) และขาซ้าย (LL) โดยมีขั้วอ้างอิง (Reference electrode) ของการวัดอยู่ที่ขาขวา หรืออาจนำไปเชื่อมต่อกับวงจรพิเศษเพื่อเพิ่มคุณภาพของการวัดในความเป็นจริง ชื่อของตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรด เป็นเพียงการระบุระนาบและทิศทางของเวกเตอร์ไฟฟ้าที่ใช้ในการวัด ซึ่งการติดอิเล็กโทรดในบริเวณลำตัว จะช่วยให้อัตราส่วนระหว่างสัญญาณหลักและสัญญาณรบกวน (Signal to noise ratio: SNR) มากขึ้น

การติดแบบ Limb leads ยังสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ แบบ Standard limb leads ซึ่งเป็นการวัดแบบ Bipolar และ Augmented limb leads ซึ่งเป็นการวัดแบบ Unipolar

Standard limb leads มีรูปแบบการติดตั้งขั้วอิเล็กโทรด 3 Lead ได้แก่ Lead I, Lead II และ Lead III แสดงดังรูปที่ 2.3(a) สัญญาณแต่ละ Lead เกิดจากค่าความแตกต่างระหว่างขั้วอิเล็กโทรด 2 ขั้ว และเมื่อนำค่าจะเวกเตอร์ทั้งสามมารวมกันด้วยเวกเตอร์จะได้ผลลัพธ์เท่ากับศูนย์ตามลักษณะของสามเหลี่ยมไอโนโทเฟน (Einthoven triangle) สำหรับสมการของแต่ละ Lead มีดังนี้

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

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

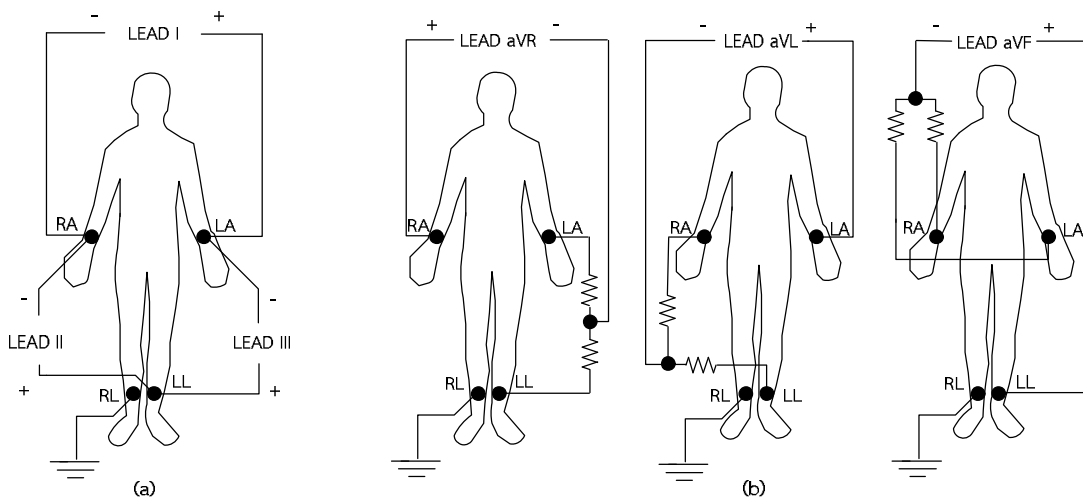
$$V_{III} = V_{LL} - V_{LA} \quad (2.3)$$

Augmented limb lead มีรูปแบบการติดตั้งขั้วอิเล็กโทรด 3 Lead ได้แก่ aVR, aVL และ aVF แสดงดังรูปที่ 2.3(b) สัญญาณแต่ละ Lead เกิดจากความแตกต่างระหว่างขั้วไฟฟ้าหนึ่งกับค่าเฉลี่ยของสองขั้วที่เหลือ หากสังเกตเวกเตอร์ผลลัพธ์ทางไฟฟ้าจะพบว่า Standard limb leads และ Augmented limb leads แตกต่างกันเพียงมุมอ้างอิงเท่านั้น ดังรูปที่ 2.4 สำหรับสมการของแต่ละ Lead มีดังนี้

$$V_{aVR} = V_{RA} - \left(\frac{V_{LA} + V_{LL}}{2} \right) \quad (2.4)$$

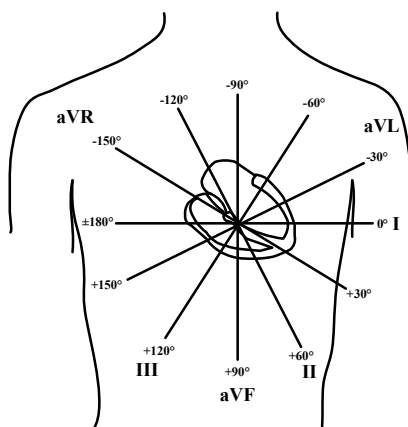
$$V_{aVL} = V_{LA} - \left(\frac{V_{RA} + V_{LL}}{2} \right) \quad (2.5)$$

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



รูปที่ 2.3 รูปแบบมาตรฐานของการวัดคลื่น ECG

(a) แบบ Standard limb leads (b) แบบ Augmented limb leads



รูปที่ 2.4 การเปรียบเทียบเวกเตอร์ทางไฟฟ้าระหว่าง Standard และ Augmented limb leads [17]

2.2.2 การติดขั้วอิเล็กโทรดแบบ Chest leads

เป็นการติดขั้วอิเล็กโทรดในร่างกายตามแนวขวาง (Transverse plane) อิเล็กโทรดจะถูกติดทั้งหมด 6 ตำแหน่งที่บริเวณหน้าอกและมีรูปแบบการวัดตามตำแหน่งการติด ได้แก่ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 ดังรูปที่ 2.5(a) การวัดสัญญาณเป็นแบบ Unipolar โดยมีขั้วอ้างอิงเป็นศักย์ไฟฟ้าเสมือนเรียกว่า Wilson central terminal (WCT) ดังรูปที่ 2.5(b) ซึ่งเป็นผลลัพธ์ของค่าเฉลี่ยระหว่าง Standard limb leads ทั้งสาม สำหรับตำแหน่งในการติดอิเล็กโทรดแบบ Chest leads มีดังนี้

V1: ซีโครงช่องที่ 4 บริเวณขอบขวาของกระดูกกระดูกสันอก (Sternum)

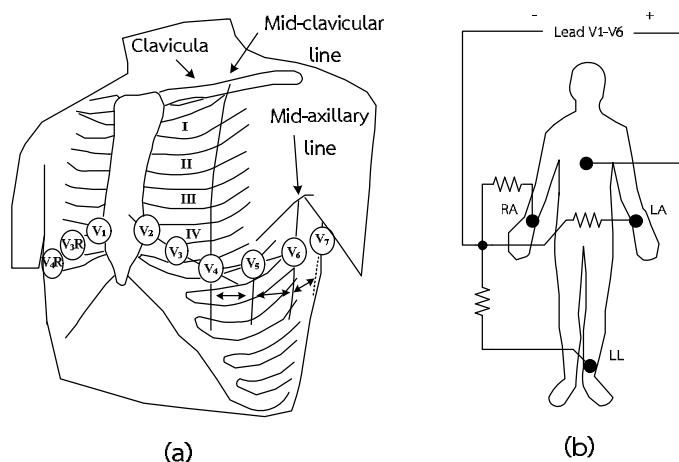
V2: ซีโครงช่องที่ 4 บริเวณขอบซ้ายของกระดูกกระดูกสันอก

V3: บริเวณกึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4

V4: ด้านซ้ายซีโครงช่องที่ 5 บริเวณกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้า ตามแนว Mid-clavicular line

V5: ระดับเดียวกับ V4 ก่อนถึงรักแร้ ตามแนว Anterior-axillary line

V6: ระดับเดียวกับ V4 บริเวณใต้รักแร้ ตามแนว Mid-axillary line



รูปที่ 2.5 การติดตั้งอิเล็กโทรดแบบ Chest leads
(a) ตำแหน่งของการติดตั้ง [12] (b) ลักษณะการวัดคลื่น ECG

2.3 ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia)

ในสภาวะปกติ หัวใจห้องล่างถูกควบคุมจากกลุ่มเซลล์ต้นกำเนิดการให้สัญญาณการเต้นของหัวใจที่มีอัตราการ Depolarize สูงสุด ซึ่งก็คือ SA node ทำให้อัตราการเต้นหัวใจมีค่าประมาณ 60 - 100 ครั้งต่อนาที จังหวะการเต้นหัวใจลักษณะนี้ เรียกว่า การเต้นจังหวะปกติ (Sinus rhythm) หากหัวใจเต้นด้วยอัตราเร็วที่ผิดปกติ หรือด้วยจังหวะที่ผิดปกติจะถือว่าเป็น ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia) อาจเกิดจากการกำเนิดหรือการนำส่งสัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติ ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะบางอย่างอาจมีอันตรายถึงชีวิต เช่น ภาวะหัวใจวาย (Ventricular fibrillation) ในขณะที่บางอย่างเกิดขึ้นกับคนปกติทั่วไป เช่น Respiratory sinus arrhythmia ซึ่งมีอัตราการเต้นหัวใจเปลี่ยนแปลงไปกับการหายใจเข้าออก เป็นต้น สำหรับการแบ่งประเภทของภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ อาจใช้เกณฑ์แบ่งประเภทตามอัตราการเต้นหัวใจ ถ้าอัตราการเต้นหัวใจ มีค่าต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที เรียกว่า Bradycardia หากสูงกว่า 100 ครั้งต่อนาที เรียกว่า Tachycardia

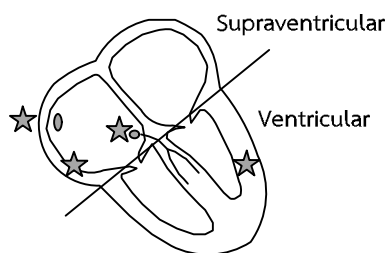
หากใช้เกณฑ์แบ่งประเภทจากตำแหน่งจุดกำเนิดของสัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติ ดังรูปที่ 2.6 แบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่

2.3.1 Supraventricular rhythm

มีจุดกำเนิดของสัญญาณไฟฟ้าอยู่ที่ SA node, AV node หรือกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน มีลักษณะคลื่นไฟฟ้าจากการ Depolarize แพร่กระจายไปยังหัวใจห้องล่างเป็นปกติ ทำให้ QRS complex มีลักษณะเช่นเดียวกับการเต้นจังหวะปกติ ทั้งความกว้างและความชันของคลื่น

2.3.2 Ventricular rhythm

มีจุดกำเนิดของสัญญาณไฟฟ้าอยู่ที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง หรือ Purkinje fibers มีคลื่นไฟฟ้าจากการ Depolarize แพร่กระจายของหัวใจห้องล่างแบบผิดปกติ ทำให้ QRS complex และคลื่น T มีความผิดปกติและกว้างมากขึ้น เนื่องจากจุดกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้มีอัตราการ Depolarize ต่ำกว่า SA node



รูปที่ 2.6 ประเภทของ Premature contraction จำแนกตามตำแหน่งจุดกำเนิดของสัญญาณไฟฟ้า [18]

2.4 Premature ventricular contraction (PVC)

ในบางครั้ง เซลล์ส่วนต่างๆของหัวใจอาจเกิดการ Depolarize ด้วยตนเองก่อนได้รับการแพร่สัญญาณมาจาก SA Node ทำให้กล้ามเนื้อบริเวณเซลล์นั้นบีบตัวก่อนกำหนด เหตุการณ์ลักษณะนี้เรียกว่า Premature contraction หรือ Extrasystole สาเหตุเกิดจากมีจุดกำเนิดของสัญญาณไฟฟ้าที่ผิดปกติ (Ectopic) ซึ่งในกรณีที่เกิดบริเวณหัวใจห้องบน เรียกว่า Premature atrial contractions (PACs) ถ้าเกิดบริเวณหัวใจห้องล่าง เรียกว่า Premature ventricular contractions (PVC)

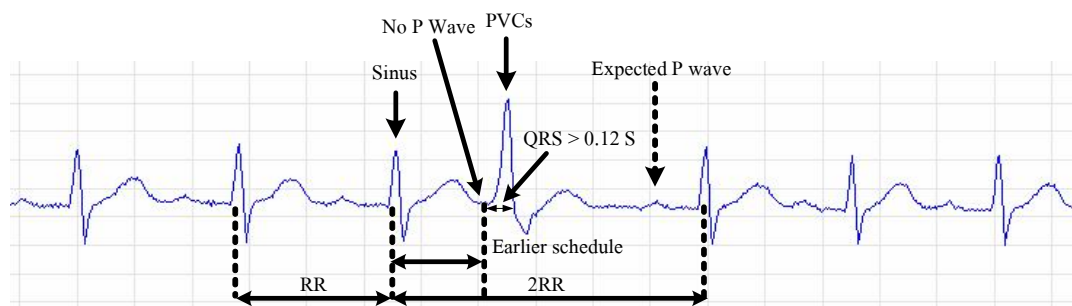
สำหรับ PVC เป็นภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะที่พบได้บ่อยในคนปกติและในผู้ป่วยโรคหัวใจ โดยทั่วไปแล้วถ้าบุคคลนั้นไม่มีโรคหัวใจก็มักจะไม่มีปัญหาทางสุขภาพ อย่างไรก็ตาม PVC ที่เกิดขึ้นติดกันอย่างต่อเนื่องอาจกลายเป็น Ventricular tachycardia ซึ่งมีโอกาสทำให้เกิดภาวะหัวใจวายได้ [13]

สาเหตุของ PVC มีหลายประการ อาจพบได้ในคนปกติ เช่น การออกกำลังกาย ความเครียด การดื่มเครื่องดื่มที่มีคาเฟอีน [19] หรือได้รับยาที่มีผลต่อการกระตุ้นของหัวใจประเภท Digoxin เป็นต้น และพบได้ในคนที่เป็นโรคหัวใจประเภทกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Ischemic heart disease) หรือ กล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลัน (Acute myocardial infarction) เป็นต้น [20] ซึ่งวิธีการรักษา PVC ขึ้นอยู่กับสาเหตุ ถ้าเป็นคนปกติที่ไม่มีโรคหัวใจร่วมด้วยโดยเฉพาะผู้ที่ไม่มีอาการและอายุน้อยมักไม่ต้องรักษาด้วยยา แต่ให้ปรับพฤติกรรมรับประทานอาหารที่มีความเสี่ยงต่อการเกิด PVC ส่วนในบางรายอาจมีอาการใจสั่น หงุดหงิด เวียนศีรษะ จำเป็นต้องรักษาโดยการใช้ยา เช่น Propranolol, Quinidine, Lidocaine เป็นต้น [19]

เนื่องจาก PVC มีความเกี่ยวข้องกับการ Depolarize และ Repolarize ของหัวใจห้องล่าง ทำให้คลื่นมีลักษณะสำคัญดังนี้

- ไม่มีคลื่น P
- มี QRS complex กว้างกว่า 0.12 s [11]
- มีจังหวะการเต้นของหัวใจ (RR interval) ไม่สม่ำเสมอ โดยเกิด PVC ก่อนเวลา และมี Compensatory pause ทำให้ คลื่น P ที่เกิดขึ้นหลังจากเกิด PVC ปรากฏตามปกติ เนื่องจากหัวใจ

ห้องบนไม่ได้ถูกตั้งการทำงานใหม่ ความกว้างของช่วง RR ก่อนและหลัง PVC มีค่ารวมกันได้ประมาณ 2 เท่าของช่วง RR ดังรูปที่ 2.7

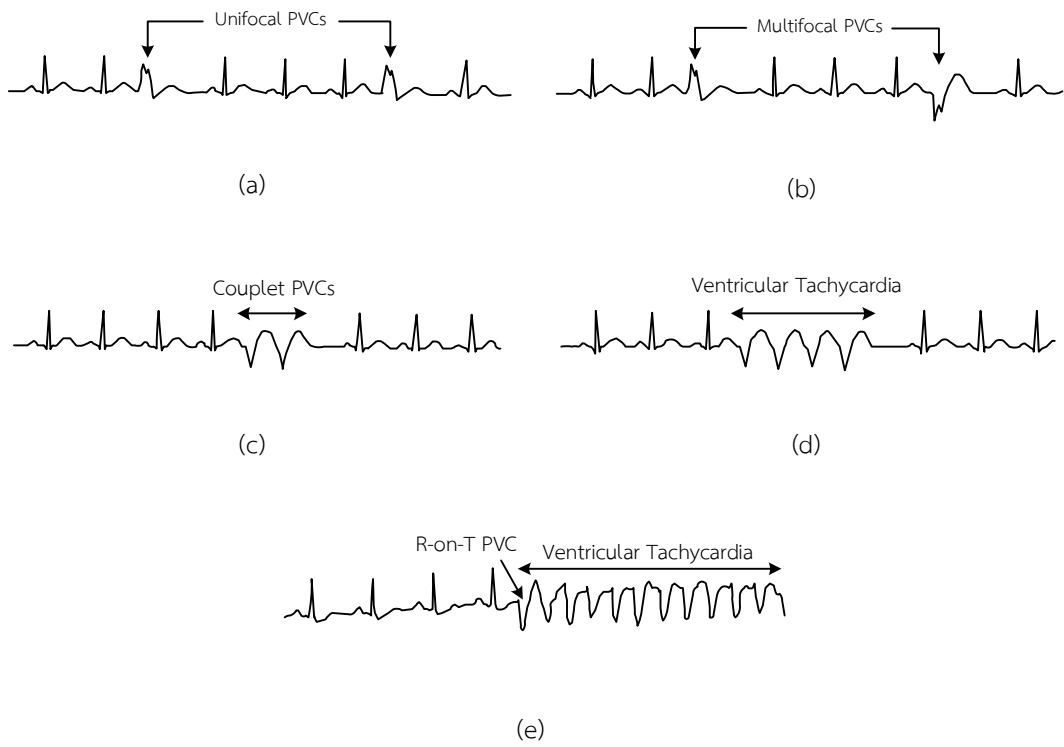


รูปที่ 2.7 คลื่น ECG ชนิด PVC

โดยปกติแล้ว PVC มีความถี่และแบบอย่างของการเกิดที่ไม่แน่นอน การตัดสินว่าผู้ป่วยเกิด PVC บ่อยก็ต่อเมื่อผู้ป่วยมี PVC อย่างน้อย 6 ลูกคลื่นต่อนาที [21] นอกจากนี้ระดับขึ้นความเป็นอันตรายของการเกิด PVC ยังถูกแบ่งออกเป็น 5 ระดับ ตาม Lown grading system [22] คลื่นแต่ละระดับแสดงดังรูปที่ 2.8

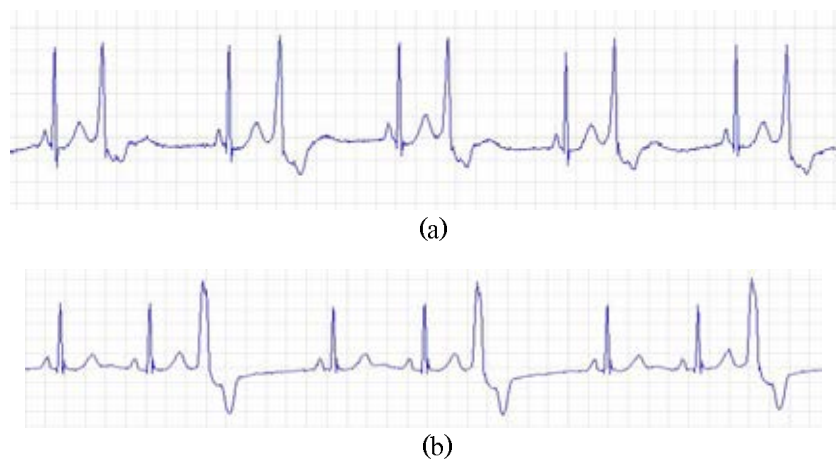
- ระดับ 1 หมายถึง มี PVC ที่เกิดจากจุดกำเนิดเดียวกัน (Unifocal PVCs) น้อยกว่า 30 ครั้งต่อชั่วโมง ในกรณีนี้ ลักษณะ PVC ทุกคลื่นจะเหมือนกัน
- ระดับ 2 หมายถึง มี PVC ที่เกิดจากจุดกำเนิดเดียวกันมากกว่าหรือเท่ากับ 30 ครั้งต่อชั่วโมง
- ระดับ 3 หมายถึง มี PVC ที่มีจุดกำเนิดหลายแห่ง (Multifocal PVCs) ในกรณีนี้ ลักษณะ PVC จะมีรูปคลื่นมากกว่า 1 แบบขึ้นไป
- ระดับ 4A หมายถึง มี PVC ติดต่อกัน 2 ครั้ง (Couplet PVCs)
- ระดับ 4B หมายถึง มี PVC ติดต่อกัน 3 ครั้งขึ้นไป เรียกว่า Ventricular tachycardia (VT) ซึ่งถ้าเกิดต่อเนื่อง Sustained VT เป็นเหตุให้เกิด Ventricular fibrillation ได้ [23] (ในกรณีที่เกิด PVC ติดต่อกัน 3 ครั้ง เรียกว่า Triplet PVCs)
- ระดับ 5 หมายถึง มีปรากฏการณ์ R-on-T (R-on-T PVC) โดย PVC เกิดขึ้นในเวลาตรงกับส่วนยอดหรือกลางของคลื่น T ซึ่งภาวะนี้มีโอกาสเกิดพัฒนาจนกลายเป็น VT แล้วภาวะหัวใจวายจนเสียชีวิตได้ [20]

ในกรณีที่ผู้ป่วยมีคลื่นบ่อยครั้ง มักจะมี PVC เกิดขึ้นสลับกับ QRS complex ปกติอย่างเป็นรูปแบบเฉพาะ ถ้ามี PVC เกิดขึ้นสลับกับ QRS complex ในอัตราส่วน 1:1 เรียกว่า Bigeminy ถ้ามี PVC เกิดขึ้นสลับกับ QRS complex ในอัตราส่วน 1:2 เรียกว่า Trigeminy ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.8 การจำแนกคลื่น PVC ตาม Lown grading system

- (a) Unifocal PVCs (b) Multifocal PVCs
 (c) Couplet PVCs (d) Ventricular tachycardia (e) R-on-T PVC [11]



รูปที่ 2.9 รูปแบบของ PVC
 (a) Bigeminy (b) Trigeminy

2.5 ทบทวนวรรณกรรม

ในช่วงหลายปีที่ผ่านมา ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับคลื่น PVC ได้ถูกพัฒนาขึ้นด้วยวิธีที่หลากหลาย โดยสามารถแบ่งกลุ่มวิธีออกเป็นลักษณะเด่นและวิธีการจำแนกรูปคลื่น เช่น การใช้ลักษณะเด่นเชิงเวลา (ช่วง RR, ความกว้างของ QRS complex) [24], ลักษณะเด่นเชิงรูปร่าง (ขนาดของสัญญาณ, อนุพันธ์, พื้นที่ใต้กราฟ) [25], ลักษณะเด่นเชิงความถี่ [26] เป็นต้น สำหรับกลุ่มวิธีการจำแนกรูปคลื่น เช่น Artificial neural networks [27], Bayesian framework [28], Support vector machine [29], วิธีการเชิง Heuristic [30] เป็นต้น วิธีส่วนใหญ่ถูกพัฒนาขึ้นมาโดยมีจุดประสงค์เพื่อให้ขั้นตอนวิธีมีประสิทธิภาพสูงแต่อาจไม่ได้คำนึงถึงความซับซ้อนในการคำนวณในทางตรงกันข้าม ขั้นตอนวิธีสำหรับงานวิจัยบางส่วนได้ถูกพัฒนาเพื่อสามารถประยุกต์ใช้แบบเวลาจริงโดยใช้ขั้นตอนวิธีที่มีความซับซ้อนต่ำ

Tsipouras และคณะ [31] ได้เสนอระบบสำหรับการแยกประเภทหัวใจเต้นผิดจังหวะ ซึ่งรวมไปถึงการตรวจจับ PVC โดยใช้ลักษณะเด่นเพียงอย่างเดียว คือ ช่วง RR ตัวแปรนี้ถูกคำนวณมาจากตำแหน่งการตรวจจับ QRS complex โดยกรรมวิธีเชิงรูปร่าง ในส่วนการแยกประเภทคลื่น PVC ช่วง RR 3 ค่าล่าสุดจะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์โดยใช้กฎการตัดสินใจที่กำหนดจากผู้เชี่ยวชาญทางการแพทย์ ขั้นตอนวิธีมีความซับซ้อนต่ำ สามารถประมวลผลแบบเวลาจริง และยังมีพื้นฐานอยู่บนหลักการทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ (Cardiac electrophysiology) อีกด้วย จากการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC โดยใช้ฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด ผลการทดสอบมีความไวเท่ากับ 87.27% และความจำเพาะเท่ากับ 94.77% นอกจากนี้ ผู้วิจัยได้ดำเนินการเพิ่มเติมในการระบุประเภทกลุ่มคลื่น PVC หลังจากตรวจจับ PVC อีกด้วย หลังจากทดสอบกับฐานข้อมูลพบว่า การระบุประเภท Couplet PVCs มีความไวเท่ากับ 100% และความจำเพาะเท่ากับ 99.80% การระบุประเภท Bigeminy PVCs มีความไวเท่ากับ 100% และความจำเพาะเท่ากับ 93.60% การระบุประเภท Trigeminy PVCs มีความไวเท่ากับ 100% และความจำเพาะเท่ากับ 96.67% การระบุประเภท Ventricular Tachycardia มีความไวเท่ากับ 99.76% และความจำเพาะเท่ากับ 95.95% การระบุประเภท Ventricular fibrillation มีความไวเท่ากับ 100% และความจำเพาะเท่ากับ 100% และการระบุประเภท 2° Heart block มีความไวเท่ากับ 100% และความจำเพาะเท่ากับ 100% อย่างไรก็ตามการทดสอบประสิทธิภาพจำเป็นต้องมีข้อมูลที่มีกลุ่มคลื่น PVC มาทดสอบมากกว่านี้ เพื่อให้ผลการทดสอบมีความน่าเชื่อถือและถูกต้องตามหลักสถิติ

Teeramongkonrasmee และคณะ [32] ได้พัฒนาเครื่องวิเคราะห์หัวใจเต้นผิดจังหวะแบบเวลาจริง ซึ่งมีการตรวจจับ PVC แบบ 1 lead โดยใช้พีดีเอเป็นตัวประมวลผล และใช้การพิจารณา ลักษณะเด่นเชิงเวลาเพียง 2 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR และความกว้างของ QRS complex ซึ่งได้มาจากการตรวจจับ QRS complex โดยใช้กรรมวิธีเชิงรูปร่าง ขั้นตอนวิธีในการสกัดลักษณะเด่นและกฎการตัดสินใจมีความซับซ้อนต่ำ และประมวลผลแบบเวลาจริงได้ ในการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC ผู้วิจัยใช้ฐานข้อมูล MIT-DB ที่มีการแยกชุดข้อมูลบางส่วนออกจากการทดสอบ ได้แก่ ชุดข้อมูลที่มีการใช้ Pacemaker ชุดข้อมูลที่มีความผิดปกติเนื่องจากการนำไฟฟ้าในหัวใจ ชุดข้อมูลที่มี

ไม่มี PVC และชุดข้อมูลที่มี PVC น้อยกว่า 10 คลื่น ทำให้เหลือชุดข้อมูลในการทดสอบจำนวน 20 ชุด หลังจากการทดสอบพบว่า ขั้นตอนวิธีมีความไวเท่ากับ 83.18% และความจำเพาะเท่ากับ 98.81%

Iliev และคณะ [33] ได้พัฒนาวิธีตรวจจับคลื่น PVC แบบเวลาจริงสำหรับเฝ้าระวังผู้ป่วยโรคหัวใจที่มีความเสี่ยงต่อภาวะหัวใจวาย ขั้นตอนวิธีไม่ซับซ้อน และเหมาะสมต่อการนำมาประยุกต์ใช้ระบบสมองกลฝังตัว เช่น Holter และ Event recorder เป็นต้น ขั้นตอนวิธีนี้ใช้การพิจารณาลักษณะเด่นเชิงเวลาและรูปร่างเพียง 2 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR ซึ่งได้มาจากการตรวจจับ QRS complex และ QRS-pattern ซึ่งเป็นเมทริกซ์แบบฮิสโตแกรม สำหรับการคำนวณ QRS-pattern ได้ถูกออกแบบเพื่อให้ใช้หน่วยความจำจำนวนน้อยและสามารถประมวลผลได้อย่างรวดเร็ว กฎสำหรับแยกประเภทคลื่นเป็นวิธีเชิง Heuristic ที่ไม่ซับซ้อน ในการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC จากการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC โดยใช้ฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด โดยทดสอบทั้ง 2 lead ผลการทดสอบมีความไวเท่ากับ 95.5% และความจำเพาะเท่ากับ 99.0%

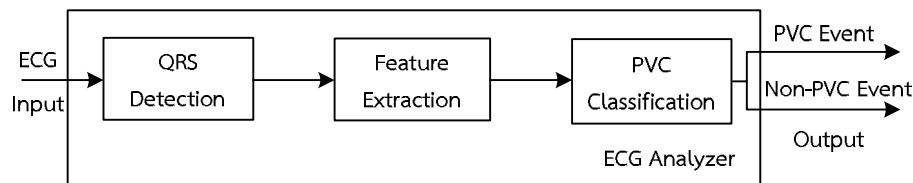
จากงานวิจัยที่ดำเนินการมาแล้ว [31] ขั้นตอนวิธีที่ใช้การพิจารณาช่วง RR และ ความกว้าง QRS complex แม้ว่าจะมีข้อดีในเรื่องความซับซ้อนต่ำ แต่มีความไวค่อนข้างต่ำสำหรับตรวจจับ PVC ในทางปฏิบัติ งานวิจัยนี้จึงได้เสนอการพิจารณาลักษณะเด่นเพิ่มเติมอีก 2 อย่าง ได้แก่ รูปแบบ QRS complex และระดับ ST ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ PVC แบบเวลาจริงของงานวิจัยนี้ สามารถปรับปรุงความไวให้สูงขึ้นได้โดยที่ไม่ได้ทำให้ความจำเพาะลดต่ำลงมาก ในทางปฏิบัติ รูปร่างของคลื่นปกติจะมีรูปแบบ QRS complex เดียวกัน หาก PVC เกิดขึ้น จะทำให้ QRS complex มีรูปแบบเปลี่ยนแปลงไปเนื่องจากเส้นทางการนำไฟฟ้าแตกต่างกัน เช่นเดียวกับระดับ ST หาก PVC เกิดขึ้น จะทำให้มีระดับที่แปรผันไปมาก ลักษณะเด่นของงานวิจัยทั้ง 4 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR, ระดับ ST, ความกว้างและรูปแบบ QRS complex มีวิธีการคำนวณที่เรียบง่ายและเหมาะต่อการประยุกต์ใช้ในเวลาจริง

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

สำหรับเนื้อความในบทนี้จะอธิบายถึงวิธีการพัฒนาขั้นตอนวิธีในส่วนซอฟต์แวร์เพื่อวิเคราะห์คลื่น ECG สำหรับการตรวจจับ PVC แบบเวลาจริง การประมวลผลแบบเวลาจริง (Real-time) ในที่นี้หมายความว่า ขั้นตอนวิธีที่ประมวลผลสัญญาณมีการหน่วงเวลาของสัญญาณขาออกที่จำกัด [34] และค่าการหน่วงเวลาที่เกิดขึ้นนี้จำเป็นต้องคำนึงถึงการตอบสนองต่อเหตุการณ์ที่สนใจอย่างทันท่วงที (Timeliness) อย่างไรก็ตาม การเกิด PVC โดยทั่วไปไม่ได้ส่งผลให้ผู้ป่วยมีอันตรายถึงชีวิต ดังนั้น การตรวจจับ PVC ในงานวิทยานิพนธ์นี้จึงสามารถพิจารณาได้ว่าเป็น Soft real-time ซึ่งมีจุดประสงค์เพื่ออำนวยความสะดวกแก่การสังเกต PVC ของผู้ใช้เครื่อง Event recorder เท่านั้น

สำหรับการวิจัยนี้ ขั้นตอนการประมวลผลถูกออกแบบให้มีความซับซ้อนต่ำเพื่อสามารถนำไปใช้กับระบบสมองกลฝังตัวได้ รูปที่ 3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมหลักของการวิเคราะห์คลื่น ECG เพื่อตรวจจับคลื่น PVC ซึ่งประกอบด้วย 3 ส่วน ได้แก่ การตรวจจับ QRS complex (QRS complex detection) การหาลักษณะเด่น (Feature extraction) และการจำแนกรูปคลื่น PVC (PVC classification) ตำแหน่งของ QRS complex ที่ตรวจจับได้จะถูกนำมาใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงของ ECG แต่ละลูกคลื่น หลังจากนั้นในขั้นตอนที่สอง ลักษณะเด่นทั้ง 4 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR, ระดับ ST, ความกว้าง และรูปแบบ QRS complex จะถูกคำนวณออกมา หลังจากนั้น คลื่น ECG แต่ละลูกจะถูกจำแนกรูปคลื่นว่าเป็น PVC หรือไม่ใช้ในขั้นตอนสุดท้าย



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมหลักของการวิเคราะห์คลื่น ECG เพื่อตรวจจับคลื่น PVC

ขั้นตอนวิธีดังกล่าวถูกจำลองกระบวนการใน Simulink environment โดยใช้ S-function ขั้นตอนวิธีจะเปรียบเสมือนกับบล็อกไดอะแกรมหนึ่งในระบบที่เขียนด้วยคำสั่งภาษาซี (C-code) การดำเนินการส่วนใหญ่มีการคำนวณที่ไม่สูงและใช้ตัวแปรประเภทจำนวนเต็ม (Integer arithmetic) ดังนั้นขั้นตอนวิธีจึงมี computational load ต่ำและสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับระบบแบบเวลาจริงได้

3.1 การตรวจจับ QRS complex (QRS detection)

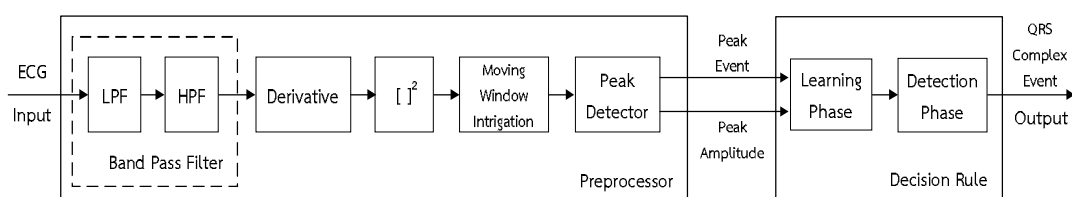
การตรวจจับ QRS complex เป็นกระบวนการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจขั้นพื้นฐานในอันดับแรก เหตุที่เลือกใช้คลื่น QRS complex เพราะมีลักษณะเด่น คือ ขนาดและความชันสูงกว่าคลื่นอื่น ระยะห่างระหว่าง 2 QRS complex ที่ติดกันเรียกว่า ช่วง RR ซึ่งนำไปคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

ได้ การตรวจจับ QRS complex มีความสำคัญต่อการวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากเป็นส่วนหนึ่งในการกำหนดประสิทธิภาพของระบบโดยรวมทั้งหมด

คุณสมบัติของขั้นตอนวิธีที่สำคัญเพื่อนำไปใช้ในระบบสมองกลฝังตัวแบบเวลาจริง ได้แก่ ความเร็วในการประมวลผล ประสิทธิภาพ ความซับซ้อนของขั้นตอนวิธี จากโครงการวิจัยที่ผ่านมาได้มีการนำเสนอวิธีการตรวจจับ QRS complex หลายวิธี เช่น การแปลงเวฟเล็ต (Wavelet-transform) [35] เครือข่ายประสาท (Neural network) [36] และการหาค่าประมาณของ Posteriori ที่มากที่สุด (Maximum a posteriori estimation) [37] เป็นต้น ซึ่งวิธีการดังกล่าวเน้นประสิทธิภาพสูงในการตรวจจับแต่มีความซับซ้อนค่อนข้างสูง ทำให้ยากในการประมวลผลโดยใช้ระบบสมองกลฝังตัว ในวิทยานิพนธ์จึงเลือกใช้หลักการพิจารณารูปร่างของคลื่นจากหลักการทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ โดยเลือกวิธีหาอนุพันธ์และใช้ตัวกรองแบบดิเจิตอล (Derivative and digital filters) ของ Pan และ Tompkins [38] ซึ่งเป็นวิธีการเชิงเวลาเพื่อคำนวณหาพลังงานของ QRS complex แล้วตรวจสอบด้วยค่าขีดเริ่ม (Threshold) สามารถประมวลผลแบบเวลาจริง และมีความซับซ้อนต่ำเพื่อใช้ในการประยุกต์กับระบบสมองกลฝังตัว

3.1.1 การคำนวณหาพลังงานของ QRS complex [39]

การคำนวณหาพลังงานของ QRS complex เป็นวิธีการเชิงเวลาที่อาศัยการวิเคราะห์ความชัน ขนาด และขอบเขตทางเวลาของคลื่น รูปที่ 3.2 แสดงบล็อกไดอะแกรมของการตรวจจับ QRS complex จากการคำนวณหาพลังงานของ QRS complex สำหรับขั้นตอนวิธีใน Preprocessor เริ่มต้นจาก สัญญาณคลื่น ECG เข้าสู่การกรองผ่านแถบ ซึ่งประกอบด้วยการกรองผ่านต่ำและผ่านสูงอนุกรมกัน หลังจากนั้นสัญญาณจะผ่านการหาอนุพันธ์ (Derivative) การยกกำลังสอง และ Moving Window Integration (MWI) แล้วได้ค่าสัญญาณพลังงานของ QRS complex ที่เกิดจากความสัมพันธ์ระหว่างความชันและความกว้างของ QRS complex ต่อมาสัญญาณผ่านการตรวจจับยอดคลื่น (Peak detector) แล้วนำค่ายอดและเหตุการณ์ของสัญญาณพลังงานไปใช้ในส่วนตัดสินใจเพื่อตรวจจับ QRS complex อีกครั้งหนึ่ง สำหรับขั้นตอนวิธีในส่วนตัดสินใจ ประกอบด้วย 2 เฟส ได้แก่ เฟสการเรียนรู้ (Learning phase) และเฟสการตรวจจับ (Detection phase) ในส่วนแรกเป็นช่วงที่ขั้นตอนวิธีได้เรียนรู้และปรับค่าขีดเริ่มให้เหมาะสมกับชุดข้อมูล และใช้เวลาประมาณ 10 s โดยคำนวณจากค่ายอดของสัญญาณพลังงานในแต่ละช่วงเวลา ต่อมาเมื่อเข้าสู่ช่วงที่สอง ค่ายอดของสัญญาณจะถูกตัดสินใจโดยค่าขีดเริ่มและสร้างคลื่นพัลส์ที่ใช้กำหนดตำแหน่งของคลื่นเมื่อตรวจพบ QRS complex ค่าขีดเริ่มและตัวแปรอื่นๆจะถูกปรับตัวตามช่วงเวลาให้เข้ากับการเปลี่ยนแปลงของลักษณะคลื่นที่เข้ามา



รูปที่ 3.2 กระบวนการตรวจจับ QRS complex

สำหรับขั้นตอนของ Preprocessor มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1.1.1 ตัวกรองผ่านแถบ

ประกอบด้วยตัวกรองผ่านต่ำและผ่านสูงต่อกัน ทำหน้าที่ลดผลของสัญญาณรบกวนในสัญญาณคลื่น ECG โดยการเลือกย่านสเปกตรัมที่เหมาะสมเพื่อรักษาองค์ประกอบของ QRS complex ซึ่งสเปกตรัมที่ทำให้พลังงานของ QRS complex มากที่สุด มีค่าอยู่ระหว่าง 5 -15 Hz มีค่าพลังงานสูงสุดอยู่ที่ศูนย์กลาง 10 Hz และถูกออกแบบการทำงานที่อัตราการซีกตัวอย่าง เท่ากับ 200 Hz โดยที่สัมประสิทธิ์ของตัวกรองแบบดิจิทัล (Digital filter) จะใช้ตัวแปรประเภทจำนวนเต็ม (Integer) เท่านั้น เพื่อสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีหน่วยความจำน้อยแบบเวลาจริงได้

1) ตัวกรองผ่านต่ำ

ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer function) ของตัวกรองผ่านต่ำอันดับสอง (Second – order low pass filter) มีสมการดังนี้

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (3.1)$$

จากสมการที่ (7) หากแปลงเป็นสมการผลต่างแล้วจะได้อัตราขยาย 36 เท่า ในที่นี้ต้องการให้อัตราขยายมีค่าประมาณ 1 เท่า จึงใช้การหารสมการผลต่างด้วย 32 เนื่องจากเป็นจำนวนเต็มที่มีค่าใกล้เคียง 36 ซึ่งสามารถใช้การเลื่อนระบบฐานสอง (Binary shift) แสดงดังสมการที่ (8) โดยมีความถี่ขอบเขต (Cutoff frequency) ของตัวกรองผ่านต่ำมีค่าประมาณ 11 Hz และหน่วงเวลา (Delay) เท่ากับ 5 ข้อมูลตัวอย่าง (Sample) หรือ 25 ms และผลตอบสนองของเฟสมีความเชิงเส้น ดังรูปที่ 3.3 สมการผลต่างของตัวกรองผ่านต่ำ คือ

$$y(n) = \frac{1}{32} [2y(n - 1) - y(n - 2) + x(n) - 2x(n - 6) + x(n - 12)] \quad (3.2)$$

2) ตัวกรองผ่านสูง

ตัวกรองผ่านสูงในขั้นตอนวิธีประยุกต์จากการนำตัวกรองผ่านต่ำอันดับหนึ่ง ลบออกจากสัญญาณต้นฉบับที่มีการหน่วงเวลา สำหรับฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองผ่านต่ำ มีสมการดังนี้

$$H_{LPF}(z) = \frac{1 - z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (3.3)$$

ความถี่ขอบเขตของตัวกรองผ่านต่ำ มีค่าประมาณ 5 Hz อัตราขยายเท่ากับ 32 เท่า และหน่วงเวลา เท่ากับ 16 ข้อมูลตัวอย่าง หรือ 80 ms ตัวกรองผ่านสูงสามารถคำนวณได้จากการนำฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองผ่านต่ำหารด้วยอัตราขยาย 32 เท่า แล้วนำไปลบออกจากฟังก์ชันถ่ายโอนสัญญาณต้นฉบับที่มีการหน่วงเวลาเท่ากับ 16 ข้อมูลตัวอย่าง สำหรับฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองผ่านสูง มีสมการดังนี้

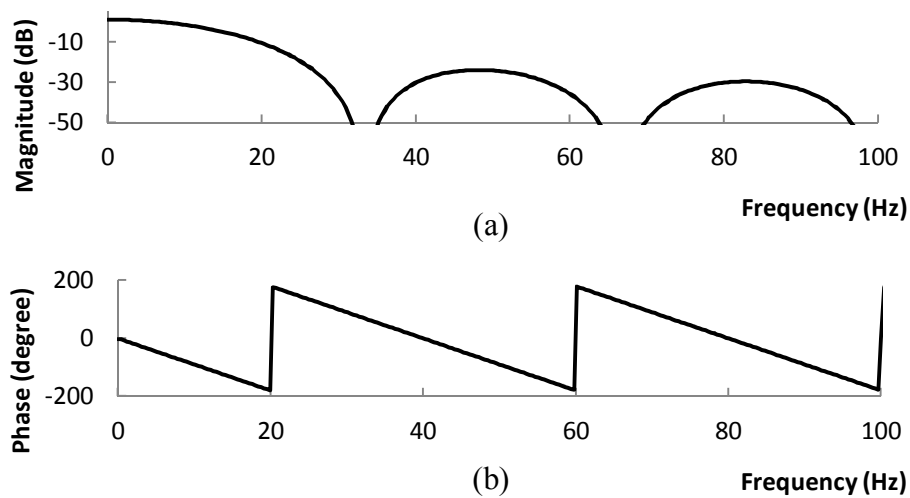
$$H_{HPF}(z) = z^{-16} - \frac{H_{LPF}(z)}{32} \quad (3.4)$$

$$H_{HPF}(z) = \frac{-\frac{1}{32} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{z^{-32}}{32}}{1 - z^{-1}} \quad (3.5)$$

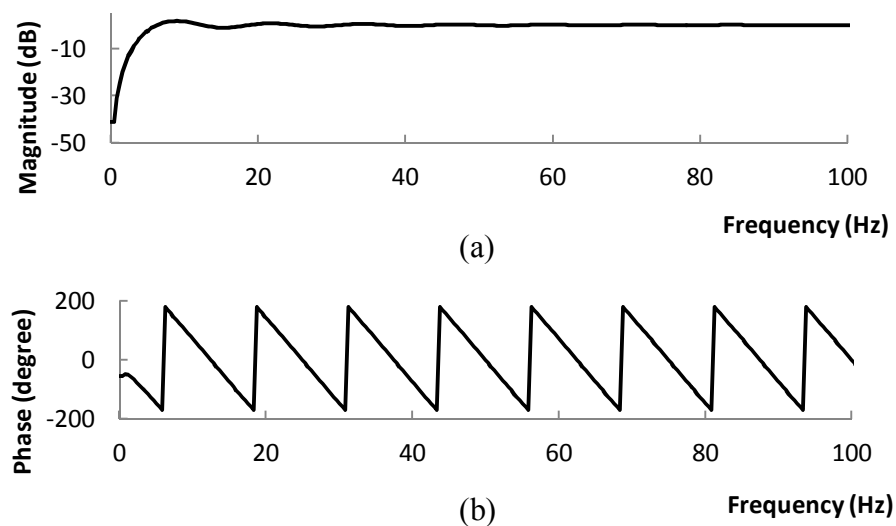
สมการผลต่างของตัวกรองผ่านสูง คือ

$$y(n) = y(n-1) - \frac{x(n)}{32} + x(n-16) - x(n-17) + \frac{x(n-32)}{32} \quad (3.6)$$

ดังนั้น ความถี่ขอบเขตของตัวกรองผ่านสูง มีค่าประมาณ 5 Hz อัตราขยายเท่ากับ 1 เท่า และหน่วงเวลาเท่ากับ 16 ข้อมูลตัวอย่างและผลตอบสนองของเฟสมีความเชิงเส้น ดังรูปที่ 3.4

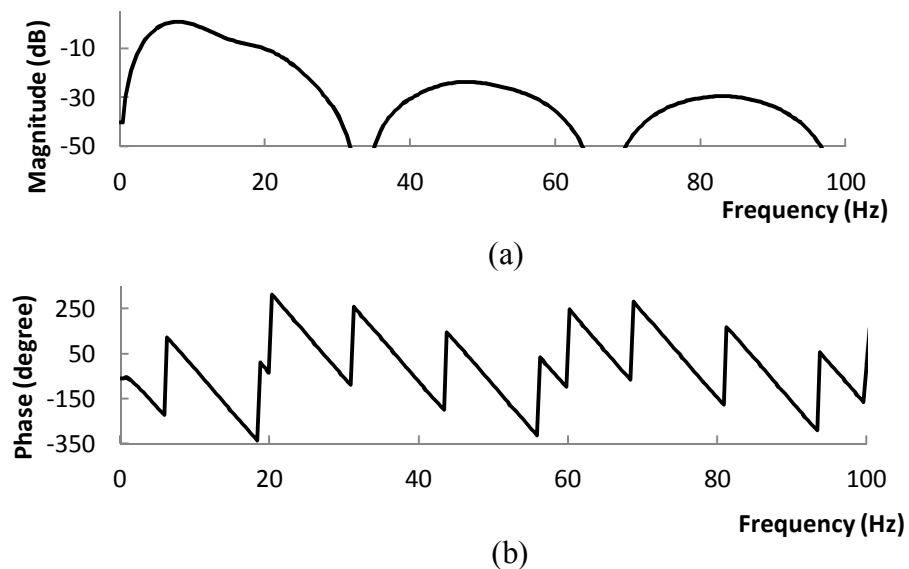


รูปที่ 3.3 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านต่ำ (a) ขนาด (b) เฟส



รูปที่ 3.4 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านสูง (a) ขนาด (b) เฟส

หลังจากสัญญาณคลื่น ECG ผ่านตัวกรองผ่านแถบ จะได้ผลตอบสนองเชิงความถี่ มีค่าอยู่ระหว่าง 5 -11 Hz มีค่าพลังงานสูงสุดอยู่ที่ศูนย์กลางประมาณ 10 Hz ดังรูปที่ 3.5 อย่างไรก็ตาม รูปสัญญาณที่เพี้ยนเนื่องจากความไม่เป็นเชิงเส้นของเฟสไม่ได้มีผลต่อการตรวจจับ QRS complex เพราะต้องการเพียงแค่ว่าพลังงานของสัญญาณ QRS complex และกำจัดสัญญาณรบกวนเท่านั้น



รูปที่ 3.5 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของตัวกรองผ่านแถบ (a) ขนาด (b) เฟส

3.1.1.2 การหาอนุพันธ์

การหาอนุพันธ์เป็นวิธีมาตรฐานแบบเชิงเส้น สำหรับการหาความชันของคลื่น ECG เพื่อแยก QRS complex ที่มีความชันสูงมาก ออกจากคลื่นอื่นที่มีความชันต่ำกว่า สำหรับฟังก์ชันถ่ายโอนของการหาอนุพันธ์แบบ 5 จุด มีสมการดังนี้

$$H(z) = -2z^{-2} - z^{-1} - z + 2z^2 \quad (3.7)$$

จากสมการที่ 3.7 หากแปลงเป็นสมการผลต่างแล้วจะได้อัตราขยาย 10 เท่า ในที่นี้ต้องการให้อัตราขยายมีค่าประมาณ 1 เท่า จึงใช้การหารสมการผลต่างด้วย 8 เนื่องจากเป็นจำนวนเต็มที่มีค่าใกล้เคียง 10 ซึ่งสามารถใช้การเลื่อนระบบฐานสอง แสดงดังสมการที่ 3.8 โดยมีการหน่วงเวลาเท่ากับ 2 ข้อมูลตัวอย่าง หรือ 10 ms

$$y(n) = \frac{1}{8}[2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)] \quad (3.8)$$

3.1.1.3 การยกกำลังสอง

การยกกำลังสองเป็นการแปลงแบบไม่เชิงเส้น ใช้ในการเพิ่มความเด่นชัดของสัญญาณ QRS complex เนื่องจาก QRS complex เป็นสัญญาณที่มีความชันสูงกว่าคลื่นอื่น และทำให้ข้อมูลทุกค่ากลายเป็นบวกก่อนที่จะเข้ากระบวนการหา MWI สำหรับการประยุกต์ใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ จำเป็นต้องจำกัดค่าสูงสุดของสัญญาณหลังการยกกำลังสอง เนื่องจากตัวแปรที่เก็บข้อมูลมีค่าจำกัด การยกกำลังสองมีสมการดังนี้

$$y(n) = [x(n)]^2 \quad (3.9)$$

3.1.1.4 การหา Moving window integration (MWI)

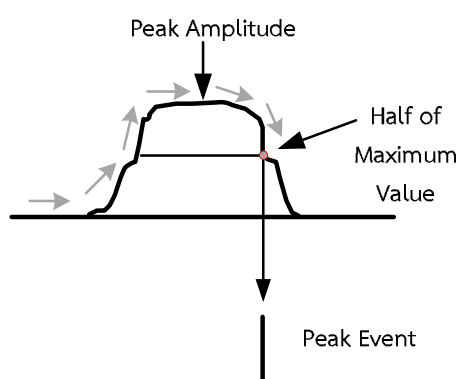
การหา MWI เป็นการแปลงแบบเชิงเส้น ใช้เพิ่มความเด่นชัดของสัญญาณ QRS complex ในเชิงเวลา เนื่องจากความชันของคลื่น R เพียงอย่างเดียว อาจไม่สามารถตรวจจับ QRS complex ได้ทั้งหมด ในกรณีที่เกิดคลื่นหัวใจแบบผิดปกติ อาจเกิด QRS complex ที่มีขนาดใหญ่แต่มีขอบเขตกว้าง ทำให้ความชันน้อย การเพิ่มความเด่นชัดของสัญญาณในเชิงเวลาจะช่วยให้ขั้นตอนวิธีตรวจจับ QRS complex ได้สะดวกขึ้น สมการผลต่างของการหา MWI มีดังนี้

$$y(n) = \frac{1}{N} [x(n-(N-1)) + x(n-(N-2)) + \dots + x(n)] \quad (3.10)$$

กำหนดให้ N คือ จำนวนของข้อมูลตัวอย่างที่ใช้กำหนดความกว้างของหน้าต่าง ซึ่งควรมีค่าเหมาะสม เนื่องจาก ถ้าขนาดของหน้าต่างกว้างเกินไปจะทำให้ได้สัญญาณที่เกิดจากการรวม QRS complex และคลื่น T เข้าด้วยกัน ถ้าขนาดของหน้าต่างแคบเกินไปจะเกิดสัญญาณเอ้าท์พุทหลายยอดคลื่น ดังนั้น ความกว้างของหน้าต่างควรมีค่าใกล้เคียงกับ QRS complex ที่กว้างมากที่สุด ซึ่งมีค่าประมาณ 150 ms ในที่นี้ขั้นตอนวิธีที่ใช้มีอัตราการซีกตัวอย่างเท่ากับ 200 Hz จึงเลือกความกว้างของหน้าต่างเท่ากับ 32 ข้อมูลตัวอย่าง หรือ 160 ms เพื่อสามารถใช้ในการเลื่อนระบบฐานสองได้

3.1.1.5 การตรวจจับยอดคลื่น

การตรวจจับยอดคลื่นเป็นกระบวนการที่ใช้ตรวจจับเหตุการณ์ของข้อมูลตัวอย่างที่มีค่ายอดของคลื่น คลื่นที่ระบุอาจเป็นคลื่นขนาดใหญ่หรือเล็กก็ได้ เช่น QRS complex คลื่น P คลื่น T หรือคลื่นอื่นๆ เป็นต้น โดยเหตุการณ์ของยอดคลื่น (Peak event) เป็นตัวแปรสำคัญที่ใช้ตรวจจับ QRS complex ซึ่งจะนำไปผ่านการจำแนกคลื่นอีกครั้งหนึ่ง วิธีการตรวจจับ เริ่มต้นจากการเก็บค่าที่มากที่สุดของสัญญาณ MWI หลังจากนั้น เมื่อสัญญาณลดลงจนเหลือน้อยกว่าครึ่งหนึ่งของค่าที่มากที่สุดของสัญญาณ จะได้ตำแหน่งของเหตุการณ์ แล้วยกเลิกค่าที่เก็บไว้เพื่อเริ่มต้นตรวจจับเหตุการณ์ถัดไป แสดงดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 กระบวนการตรวจจับยอดคลื่น

3.1.1.6 การจำแนกคลื่น QRS complex

หลังจากผ่านการตรวจจับยอดคลื่นแล้ว ในขั้นตอนนี้ ขั้นตอนวิธีจะจำแนกคลื่นที่ตรวจจับว่าเป็น QRS complex หรือไม่ ขั้นตอนหลักแบ่งออกเป็น 2 ช่วง ได้แก่ เฟสการเรียนรู้ และเฟสการตรวจจับ ทุกๆครั้งในการตรวจจับชุดข้อมูล ECG ชุดหนึ่ง ขั้นตอนวิธีจะเริ่มต้นกระบวนการในเฟสการเรียนรู้เพื่อปรับค่าขีดเริ่มให้เหมาะสมกับชุดข้อมูลนั้นๆ ซึ่งใช้เวลาประมาณ 10 s

ต่อมาเมื่อเข้าสู่ช่วงที่สอง ค่ายอดของสัญญาณจะถูกตัดสินโดยค่าขีดเริ่มและสร้างคลื่นพัลส์ที่ใช้กำหนดตำแหน่งของคลื่นเมื่อตรวจพบ QRS complex ค่าขีดเริ่มและตัวแปรอื่นๆจะถูกปรับตัวตามช่วงเวลาอย่างสม่ำเสมอให้เข้ากับการเปลี่ยนแปลงของลักษณะคลื่นที่เข้ามา ค่าขีดเริ่มถูกปรับให้มีค่าสูงกว่าค่ายอดของสัญญาณรบกวน การลดค่าขีดเริ่มสามารถกระทำโดยการเพิ่ม SNR ของระบบโดยการเลือกค่าความถี่ขอบเขตที่เหมาะสมในตัวประมวลผลก่อน

การตรวจจับยอดคลื่นประกอบด้วยสัญญาณขาออก 2 กรณี ซึ่งตัดสินเมื่อมีเหตุการณ์ของยอดคลื่นเกิดขึ้นในระบบ สำหรับกรณีแรก หากสัญญาณค่ายอดมากกว่าค่าขีดเริ่ม จะถือว่าเป็นค่ายอดที่เกิดจาก QRS complex และกรณีที่สอง หากสัญญาณค่ายอดน้อยกว่าค่าขีดเริ่ม จะถือว่าเป็นค่ายอดที่เกิดจากสัญญาณรบกวน ต่อมา ประมวลผลค่ายอดจากทั้งสองกรณีโดยการคำนวณจากมัธยฐานของข้อมูลค่ายอดจำนวน 9 ค่าที่ผ่านมา

การประมวลผลค่ายอดของ QRS complex และสัญญาณรบกวนมีสมการดังนี้

$$SPKI = \text{Median of } S_{\text{Peak}} \quad (3.11)$$

$$NPKI = \text{Median of } N_{\text{Peak}} \quad (3.12)$$

โดยที่

$SPKI$ เป็นค่าประมาณของค่ายอดของ MWI ที่เกิดจาก QRS complex

S_{Peak} เป็นเซตของค่ายอดสัญญาณ MWI ที่เกิดจาก QRS complex จำนวน 9 ค่าที่ผ่านมา

$NPKI$ เป็นค่าประมาณของค่ายอดของสัญญาณ MWI ที่เกิดจากสัญญาณรบกวน

N_{Peak} เป็นเซตของค่ายอดสัญญาณ MWI ที่เกิดจากสัญญาณรบกวนจำนวน 9 ค่าที่ผ่านมา

ค่าขีดเริ่มของการตรวจจับ QRS complex มีสมการดังนี้

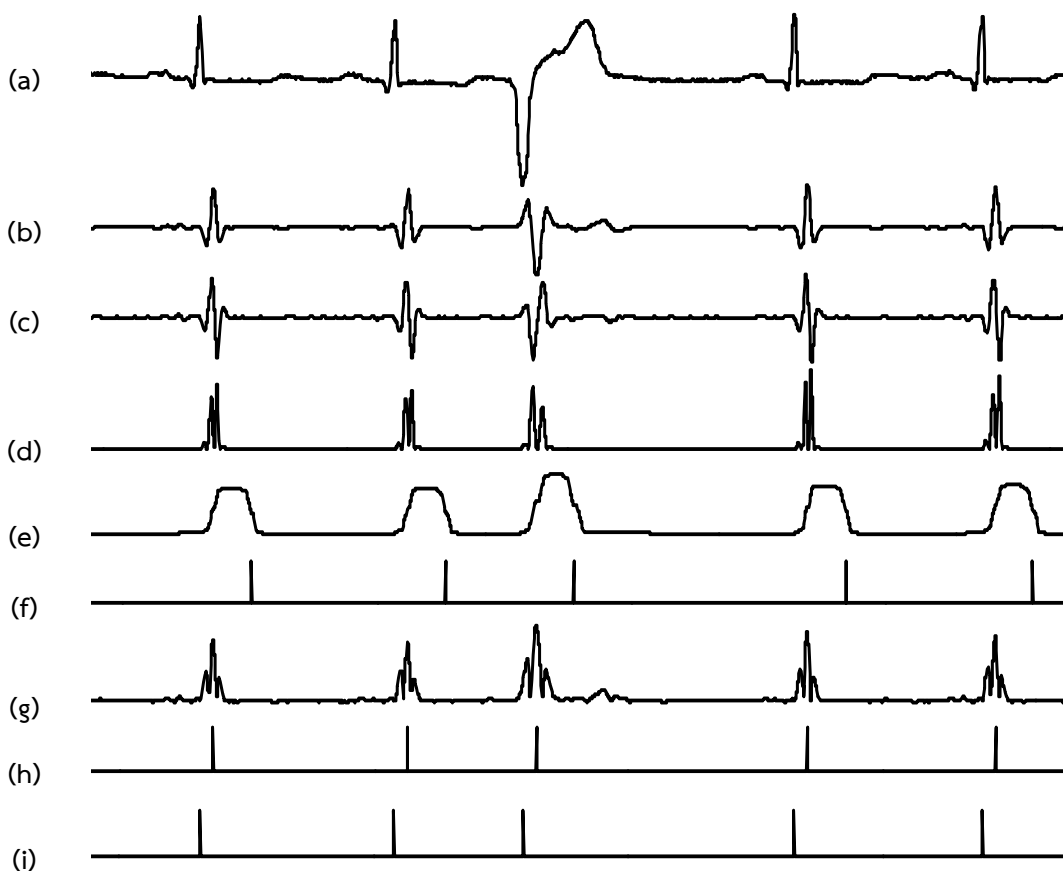
$$THRESHOLD = NPKI + 0.125 (SPKI - NPKI) \quad (3.13)$$

นอกจากการใช้ค่าขีดเริ่มในขั้นตอนพื้นฐานแล้ว ยังมีการกำหนดกฎในการตัดสินใจเพิ่มเติม เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex ดังนี้

- มีกระบวนการค้นหาย้อนกลับ (Search back) ในกรณีที่การตรวจจับโดยค่าขีดเริ่มไม่พบยอดคลื่นของ QRS complex เป็นเวลา 1.5 เท่าของช่วงเวลา RR ล่าสุด ให้ตรวจสอบค่ายอดของสัญญาณ MWI ที่มีขนาดสูงสุด ที่เกิดขึ้นในช่วงเวลานี้ เนื่องจาก QRS complex มักเกิดจากค่ายอดที่มีขนาดใหญ่ ค่ายอดนี้จะถือว่าเป็นเกิดจาก QRS complex ก็ต่อเมื่อสัญญาณ MWI มีค่ายอดสูงกว่า 30% ของค่าขีดเริ่ม

- หลังจากที่ขั้นตอนวิธีตรวจพบเหตุการณ์ที่เป็น QRS complex แล้วจะไม่ตรวจจับเหตุการณ์ QRS complex เป็นเวลา 200 ms เพื่อป้องกันการตรวจจับ QRS complex ซ้ำหลายครั้งในคลื่นเดียวกัน เนื่องจากสรีรวิทยาของหัวใจไม่สามารถมี QRS complex อยู่ใกล้กันน้อยกว่าช่วงเวลานี้ การปรับปรุงเพื่อให้ขั้นตอนวิธีป้องกันสัญญาณรบกวนนี้ เรียกว่า “Refractory period”

ตัวอย่างสัญญาณที่คำนวณจากขั้นตอนวิธีในแต่ละขั้นตอน แสดงดังรูปที่ 3.7(a) – 3.7(f) โดยทดสอบกับคลื่น ECG แบบปกติ และ PVC จากฐานข้อมูล MIT-DB ชุดข้อมูลที่ 100 ด้วยอัตราการซีกตัวอย่างเท่ากับ 200 Hz ซึ่งมีการหน่วงเวลารวมเท่ากับ 55 ข้อมูลตัวอย่างหรือ 275 ms



รูปที่ 3.7 ตัวอย่างสัญญาณที่คำนวณได้ในกระบวนการตรวจจับ QRS complex

(a) สัญญาณคลื่น ECG ต้นฉบับ (b) สัญญาณหลังผ่านตัวกรองผ่านแถบ (c) สัญญาณหลังผ่านการหาอนุพันธ์ (d) สัญญาณหลังผ่านการยกกำลังสอง (e) สัญญาณหลังผ่านการหา MVI (f) สัญญาณพัลส์ขาออกของการตรวจจับ QRS complex (g) ค่าสัมบูรณ์ของขนาดสัญญาณหลังผ่านตัวกรองผ่านแถบ (h) ตำแหน่งยอดสูงสุดของคลื่นหลังจากผ่านตัวกรองผ่านแถบ (i) สัญญาณ Fiducial mark ของ QRS complex

3.1.1.7 การหา Fiducial mark

หลังจากได้ตำแหน่งพัลส์จากการจำแนกคลื่น QRS complex แล้ว พัลส์ที่ได้ยังคงเป็นค่าที่มีการหน่วงเวลาของกระบวนการ ค่าผลลัพธ์นี้จึงยังไม่สามารถนำไปเปรียบเทียบกับ Annotation อ้างอิงของฐานข้อมูล ขั้นตอนถัดมานี้ คือ การหา Fiducial mark ซึ่งเป็นตำแหน่งทางเวลาที่อยู่ในช่วง QRS complex จุดดังกล่าวจะถูกนำไปใช้ในการประเมินประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex ในขั้นตอนถัดไป กรรมวิธีในขั้นตอนนี้ดัดแปลงมาจากวิธีของ Halminton และคณะ [40] Fiducial mark ถูกกำหนดขึ้นโดยเริ่มต้นจากการตำแหน่งยอดสูงสุดของค่าสัมบูรณ์ของขนาดคลื่น หลังจากผ่านตัวกรองผ่านแถบ หลังจากนั้นจะมีการชดเชยค่าหน่วงเวลาคงตัวของตัวกรองผ่านแถบอีกครั้งจนได้ fiducial mark ในตำแหน่งที่เหมาะสม แสดงดังรูปที่ 3.7(g) – 3.7(i)

3.1.2 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex

3.1.2.1 วิธีการทดสอบ

การทดสอบประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธี ใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH arrhythmia database (MIT-DB) [41] ที่มีทั้งหมด 48 ชุดข้อมูล แต่ละชุดประกอบด้วยแฟ้มข้อมูล 3 ชนิดได้แก่ แฟ้มข้อมูลส่วนหัว (Header) ซึ่งระบุข้อมูลที่สำคัญของแฟ้มข้อมูล เช่น ชื่อผู้ป่วย อายุ เพศ Lead อัตราการชักตัวอย่าง (Sampling rate) ความละเอียดของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (A/D resolution) เป็นต้น ส่วนที่สอง คือ แฟ้มข้อมูลสัญญาณ ซึ่งเก็บข้อมูลของคลื่นทุกๆ การชักตัวอย่างไว้ชุดละประมาณ 30 นาที ส่วนสุดท้าย คือ แฟ้มข้อมูล Annotation ซึ่งเก็บข้อมูลตำแหน่งและชนิดของ QRS complex

สำหรับตัวแปรมาตรฐานที่ใช้ในการแสดงประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธี สามารถคำนวณได้ดังนี้

- 1) ความไว (Sensitivity) หมายถึง โอกาสที่ผลลัพธ์จะเป็นบวกสำหรับข้อมูลตัวอย่างที่ผิดปกติ

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3.14)$$

- 2) Positive predictivity หมายถึง โอกาสที่ข้อมูลตัวอย่างจะผิดปกติเมื่อได้ผลลัพธ์เป็นบวก

$$Positive Predictivity = \frac{TP}{TP+FP} \quad (3.15)$$

ในการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex สามารถอธิบายคำจำกัดความได้ดังนี้

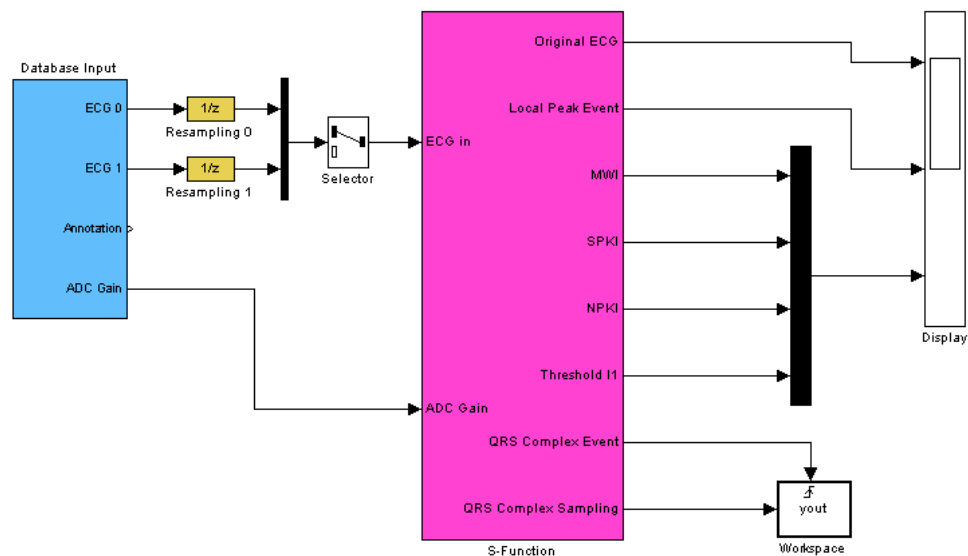
True positive (TP) หมายถึง จำนวน QRS complex ที่ตรวจพบ และเกิดขึ้นจริง

False positive (FP) หมายถึง จำนวน QRS complex ที่ตรวจพบ แต่ไม่ได้เกิดขึ้นจริง

False negative (FN) หมายถึง จำนวน QRS complex ที่ตรวจไม่พบ แต่เกิดขึ้นจริง

วิธีการทดสอบเริ่มต้นจากการนำข้อมูลจากแฟ้มข้อมูลสัญญาณของ MIT-DB มาทดสอบกับขั้นตอนวิธีใน Simulink ของโปรแกรม Matlab เพื่อประมวลผลแล้วนำตำแหน่งของ Fiducial mark มาสร้างเป็น แฟ้มข้อมูล Annotation ที่มีการเก็บตำแหน่งของ QRS complex ไว้ ดังรูปที่ 3.8

หลังจากนั้น นำแฟ้มข้อมูลดังกล่าวมาตรวจสอบประสิทธิภาพด้วยโปรแกรม Bxb.exe ซึ่งเป็นโปรแกรมมาตรฐานในการเปรียบเทียบตำแหน่งลูกคลื่นระหว่างแฟ้มข้อมูล Annotation ที่สร้างขึ้นกับฐานข้อมูล หากตำแหน่งของ QRS complex ที่สร้างขึ้นห่างจากของฐานข้อมูลไม่เกินในช่วง 150 ms จะถือว่ามี การตรวจพบ ตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998 [42] ในที่นี้ขั้นตอนวิธีที่สร้างขึ้นจำเป็นต้องใช้ช่วงเรียนรู้ 10 s การทดสอบประสิทธิภาพจึงไม่นำคลื่น 10 s แรกของแต่ละชุดข้อมูลมาประเมินผล



รูปที่ 3.8 ขั้นตอนวิธีใน Simulink ของโปรแกรม Matlab

3.1.2.2 สรุปและวิเคราะห์ผลการทดสอบ

หลังจากทดสอบการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุดข้อมูล พบว่าขั้นตอนวิธีมีความไวเท่ากับ 99.82% Positive predictivity เท่ากับ 99.55% และมีค่าความผิดพลาดโดยรวมเท่ากับ 0.63% ดังตารางที่ 3.1 ความผิดพลาดมักเกิดจากการตรวจจับคลื่นที่มีค่ายอดสูงสลับกับค่ายอดต่ำ ซึ่งยอดต่ำเกิดจากคลื่น ECG ที่ผิดปกติ และสัญญาณรบกวนที่ทำให้เกิด False positive จำเป็นต้องปรับค่าตัวแปร เช่น อัตราส่วนของตัวแปรในค่าขีดเริ่ม เพื่อให้มีความไวและความจำเพาะโดยรวมมากขึ้น โดยอาศัยการทดสอบในการปรับลดความผิดพลาดของการตรวจจับ QRS complex ให้น้อยที่สุด อย่างไรก็ตาม ผลการทดสอบ ในปัจจุบันมีความแม่นยำโดยรวมมากกว่า 99.5 % ทั้งความไวและ Positive predictivity ซึ่งนับว่าเกิดความผิดพลาดเพียงเล็กน้อย ขั้นตอนวิธีนี้จึงสามารถนำไปใช้ตรวจจับ PVC ต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ตารางที่ 3.1 ผลการทดสอบการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด

Record number	Beat number	FN (Beats)	FP (Beats)	False detection (Beats)	Fail detection (%)	Sensitivity (%)	Positive predictivity (%)
100	2260	0	0	0	0.00	100.00	100.00
101	1854	0	6	6	0.32	100.00	99.68
102	2175	0	0	0	0.00	100.00	100.00
103	2073	0	0	0	0.00	100.00	100.00
104	2216	2	65	67	3.02	99.91	97.15
105	2558	5	56	61	2.38	99.80	97.85
106	2017	4	4	8	0.40	99.80	99.80
107	2125	0	1	1	0.05	100.00	99.95
108	1752	31	92	123	7.02	98.23	94.93
109	2516	1	2	3	0.12	99.96	99.92
111	2112	1	2	3	0.14	99.95	99.91
112	2525	0	0	0	0.00	100.00	100.00
113	1786	0	0	0	0.00	100.00	100.00
114	1870	0	0	0	0.00	100.00	100.00
115	1943	0	0	0	0.00	100.00	100.00
116	2399	20	2	22	0.92	99.17	99.92
117	1526	0	0	0	0.00	100.00	100.00
118	2266	0	9	9	0.40	100.00	99.60
119	1977	0	0	0	0.00	100.00	100.00
121	1853	2	2	4	0.22	99.89	99.89
122	2461	0	0	0	0.00	100.00	100.00
123	1510	0	0	0	0.00	100.00	100.00
124	1611	1	0	1	0.06	99.94	100.00
200	2586	1	25	26	1.01	99.96	99.04

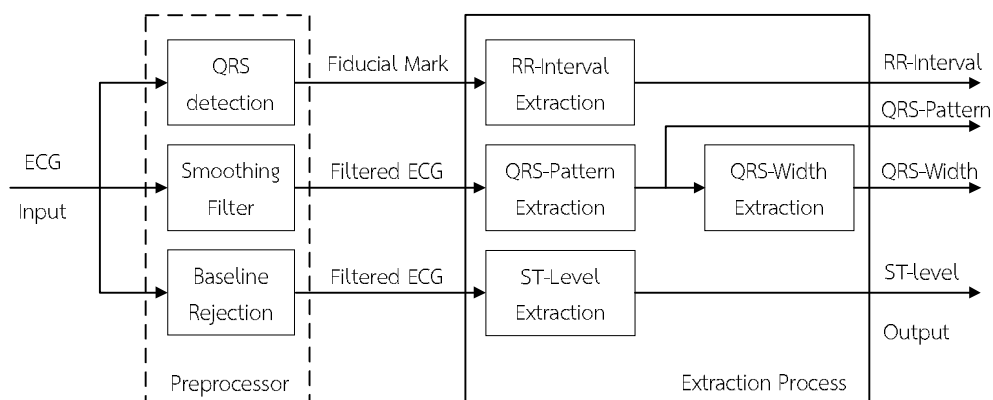
ตารางที่ 3.1 ผลการทดสอบการตรวจจับ QRS complex ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 48 ชุด (ต่อ)

Record number	Beat number	FN (Beats)	FP (Beats)	False detection (Beats)	Fail detection (%)	Sensitivity (%)	Positive predictivity (%)
201	1949	19	0	19	0.97	99.03	100.00
202	2127	3	0	3	0.14	99.86	100.00
203	2961	28	61	89	3.01	99.05	97.96
205	2641	2	0	2	0.08	99.92	100.00
207	1850	12	20	32	1.73	99.35	98.92
208	2939	17	8	25	0.85	99.42	99.73
209	2990	0	7	7	0.23	100.00	99.77
210	2634	32	8	40	1.52	98.79	99.69
212	2733	0	5	5	0.18	100.00	99.82
213	3233	0	1	1	0.03	100.00	99.97
214	2250	6	5	11	0.49	99.73	99.78
215	3345	0	3	3	0.09	100.00	99.91
217	2196	4	2	6	0.27	99.82	99.91
219	2141	0	0	0	0.00	100.00	100.00
220	2036	0	0	0	0.00	100.00	100.00
221	2414	2	1	3	0.12	99.92	99.96
222	2470	0	3	3	0.12	100.00	99.88
223	2592	0	1	1	0.04	100.00	99.96
228	2041	2	79	81	3.97	99.90	96.27
230	2242	0	2	2	0.09	100.00	99.91
231	1561	0	0	0	0.00	100.00	100.00
232	1772	0	12	12	0.68	100.00	99.33
233	3062	6	4	10	0.33	99.80	99.87
234	2738	0	0	0	0.00	100.00	100.00
Total	108888	201	488	689	0.63	99.82	99.55

3.2 การสกัดลักษณะเด่น (Feature extraction)

ลักษณะเด่นของคลื่น ECG หมายถึง คุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็นลักษณะเด่นเชิงเวลา (ช่วง RR, ความกว้างของ QRS complex) ลักษณะเด่นเชิงรูปร่าง (ขนาดของสัญญาณ, อนุพันธ์, พื้นที่ใต้กราฟ) ลักษณะเด่นเชิงความถี่ เป็นต้น การสกัดลักษณะเด่นเป็นกระบวนการอันดับถัดมาหลังจากทราบตำแหน่งอ้างอิงของคลื่น ECG หลังจากนั้น ลักษณะจะถูกนำไปใช้ในการจำแนกคลื่น PVC งานวิจัยนี้ประกอบด้วยลักษณะเด่นทั้งหมด 4 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR, ความกว้าง QRS complex, รูปแบบ QRS complex และระดับ ST ลักษณะเด่นเชิงเวลาและรูปร่างที่นำมาใช้สามารถคำนวณหาได้โดยวิธีไม่ซับซ้อนและมีพื้นฐานอยู่หลักการทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจอีกด้วย

การสกัดลักษณะเด่นแต่ละอย่างจำเป็นต้องใช้การปรับปรุงสัญญาณที่แตกต่างกันตามสภาพความเหมาะสม รูปที่ 3.9 แสดงบล็อกไดอะแกรมของขั้นตอนวิธีในการสกัดลักษณะเด่นโดยรวม ช่วง RR ใช้การปรับปรุงสัญญาณในกระบวนการตรวจจับ QRS complex และนำ Fiducial mark มาใช้ในการคำนวณ สำหรับประเภทและความกว้าง QRS complex จะใช้ Smoothing filter เพื่อให้สัญญาณมีความราบเรียบ เหมาะสมต่อการพิจารณารูปร่างของคลื่น สำหรับระดับ ST จะใช้กระบวนการกำจัด Baseline เพื่อใช้ในการพิจารณาขนาดของ ECG โดยที่ ECG มีรูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม ขั้นตอนวิธีในกระบวนการสกัดลักษณะเด่นถูกออกเป็น 4 ส่วนหลักๆ ได้แก่ การสกัดช่วง RR, ความกว้าง QRS complex, รูปแบบ QRS complex และระดับ ST สำหรับความกว้าง QRS complex จะถูกคำนวณหลังจากการหารูปแบบ QRS complex เนื่องจากขั้นตอนวิธีนำรูปแบบมาใช้ในการคำนวณความกว้าง QRS complex หลังจากนั้น เอาท์พุททั้งหมดที่ได้จากการสกัดลักษณะเด่นจะถูกนำไปใช้ในกระบวนการจำแนกคลื่น PVC ต่อไป

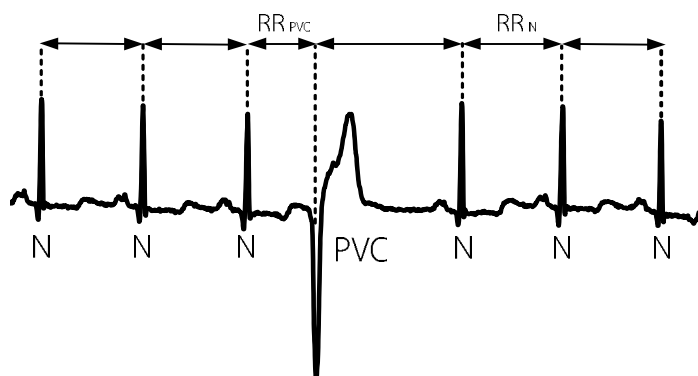


รูปที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมของการสกัดลักษณะเด่นของคลื่น ECG

3.2.1 การสกัดช่วง RR

เนื่องจาก PVC เกิดมาจากจุดกำเนิดของสัญญาณไฟฟ้าผิดปกติที่บริเวณหัวใจห้องล่าง ทำให้สัญญาณ PVC เกิดขึ้นเร็วกว่าคลื่น ECG ปกติ ช่วง RR ก่อนคลื่น PVC จึงมีระยะสั้น เราสามารถ

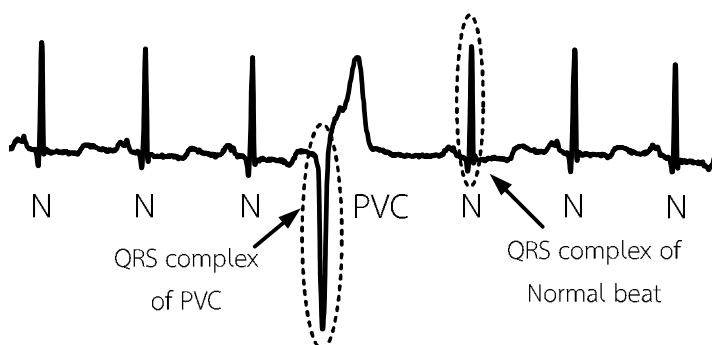
สังเกตได้จากรูปที่ 3.10 ช่วง RR เป็นลักษณะเด่นของ PVC ที่สามารถสังเกตได้อย่างชัดเจน ดังนั้นลักษณะเด่นชนิดนี้จึงนิยมนำมาใช้ในการจำแนกคลื่น PVC สำหรับงานวิจัยนี้ ช่วง RR คำนวณมาจากช่วงเวลาระหว่าง Fiducial mark ที่อยู่ต่อเนื่องกัน



รูปที่ 3.10 ตัวอย่างช่วง RR ของคลื่น ECG ปกติ และคลื่น PVC

3.2.2 การสกัดรูปแบบ QRS complex

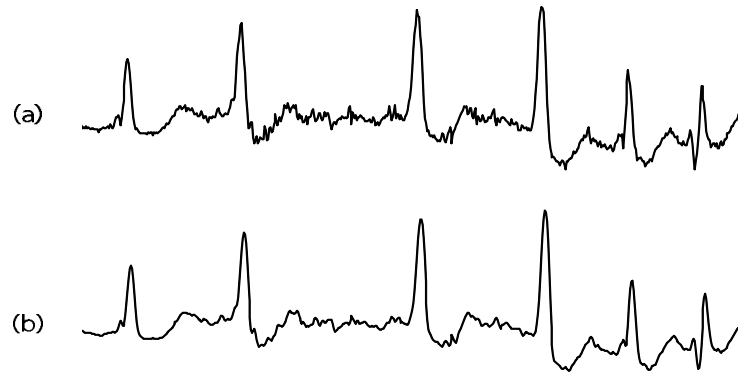
โดยทั่วไป รูปร่างของคลื่น ECG ที่ปกติจะมีลักษณะใกล้เคียงกัน เมื่อ PVC เกิดขึ้น คลื่น QRS complex และองค์ประกอบอื่นๆ อาจมีรูปร่างเปลี่ยนแปลงไปจากเดิมเนื่องจากมีเส้นทางการนำไฟฟ้าแตกต่างกัน สามารถสังเกตได้จากรูปที่ 3.11 คลื่น PVC มี QRS complex กลับเฟสกับคลื่น ECG ปกติ รวมไปถึงขนาดของยอดคลื่นที่แตกต่างจากเดิมอย่างชัดเจน



รูปที่ 3.11 ตัวอย่างรูปแบบ QRS complex ของคลื่นปกติ และ PVC

โดยปกติ คลื่น ECG จะมีสัญญาณรบกวนจากแหล่งต่างๆ เราสามารถสังเกตได้จากสัญญาณรบกวนที่ปะปนอยู่บนสัญญาณหลักในรูปที่ 3.12 (a) การปรับปรุงสัญญาณด้วย Moving average แม้ว่าจะทำให้สัญญาณราบเรียบขึ้น แต่ก็ทำให้ปลายแหลมของยอดคลื่นมีลักษณะโค้ง เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว ขั้นตอนก่อนกระบวนการสกัดรูปแบบ QRS complex ในงานวิจัยนี้จะมีการปรับปรุงสัญญาณด้วย Smoothing filter แบบ 7 จุด ของ Savitzky และ Golay [43] โดยตัวกรองสัญญาณนี้ใช้การประมาณแบบวิธีกำลังสองต่ำสุด (Least - Square method) ซึ่งจะทำให้สัญญาณมีความราบเรียบมากขึ้น และยังไม่ทำให้ปลายของยอดคลื่นผิดเพี้ยนไปจากเดิมอีกด้วย ดังรูปที่ 3.12 (b) สมการผลต่างของ Smoothing filter แบบ 7 จุด คือ

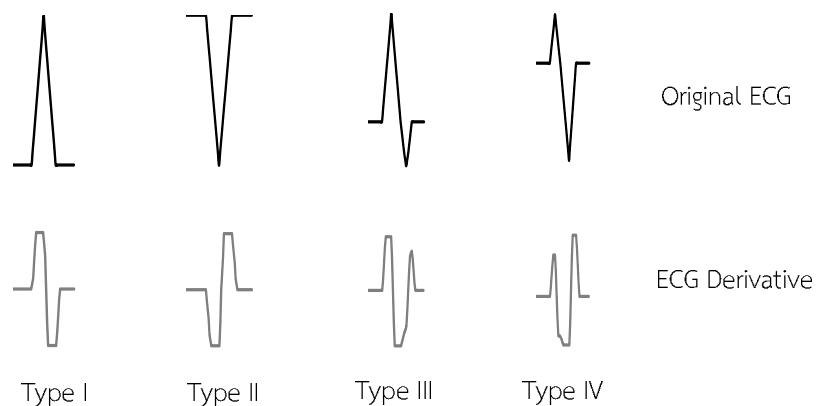
$$y(n) = -2x(n) + 3x(n-1) + 6x(n-2) + 7x(n-3) + 6x(n-4) + 3x(n-5) - 2x(n-6) \tag{3.16}$$



รูปที่ 3.12 การเปรียบเทียบสัญญาณหลังผ่าน Smoothing filter

(a) สัญญาณคลื่น ECG ต้นฉบับ (b) สัญญาณ ECG หลังผ่าน Smoothing

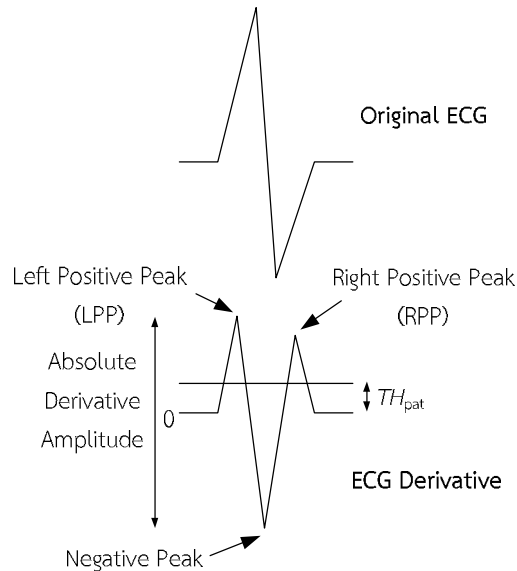
หลังจากผ่านการกรองด้วย Smoothing filter แล้ว สัญญาณจะถูกหาอนุพันธ์เพื่อนำไปพิจารณารูปแบบของ QRS complex ต่อไป การหาอนุพันธ์นี้จะใช้วิธีการเดียวกับการตรวจจับ QRS complex ในหัวข้อที่ผ่านมาแล้ว สำหรับการวิจัยนี้ QRS complex ของคลื่น ECG lead II จะถูกจำแนกอย่างหยาบออกเป็น 4 รูปแบบ คลื่น QRS complex แต่ละรูปแบบจะถูกพิจารณาจากรูปร่างของสัญญาณอนุพันธ์ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.13 Type I คือ รูปแบบของ QRS complex ที่เป็น Positive single-phase, Type II คือ รูปแบบของ QRS complex ที่เป็น Negative single-phase, Type III คือ รูปแบบของ QRS complex ที่เป็น Positive bi-phase และ Type IV คือ รูปแบบของ QRS complex ที่เป็น Negative bi-phase



รูปที่ 3.13 รูปแบบ QRS complex ของคลื่น ECG

รูปที่ 3.14 แสดงนิยามของการสกัดรูปแบบ QRS complex จากการสังเกตคลื่น ECG แบบ lead II สัญญาณอนุพันธ์ของคลื่น ECG ประกอบด้วยยอดคลื่นบวกจำนวน 2 อัน ได้แก่ ยอดคลื่นบวก

ด้านซ้าย (Left positive peak) และด้านขวา (Right positive peak) และมียอดคลื่นลบ (Negative peak) เพียง 1 อัน กฎการจำแนกรูปแบบ QRS complex แสดงในตารางที่ 3.2 โดยค่าขีดเริ่ม TH_{pat} คำนวณมาจาก 13 เปอร์เซ็นต์ของขนาดสัญญาณอนุพันธ์ (Absolute derivative amplitude)



รูปที่ 3.14 นิยามของการสกัดรูปแบบ QRS complex

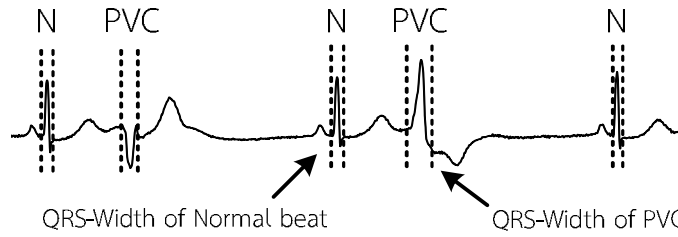
ตารางที่ 3.2 กฎการจำแนกรูปแบบ QRS complex

Type	Nomenclature of QRS complex	Decision rules
Type I	qRs / qR / R	$LPP > TH_{pat}$, $RPP < TH_{pat}$
Type II	QS / Qr	$LPP < TH_{pat}$, $RPP > TH_{pat}$
Type III	Rs	$LPP, RPP > TH_{pat}$ and $LPP > RPP$
Type IV	rS	$LPP, RPP > TH_{pat}$ and $LPP < RPP$

หลังจากผ่านกฎการจำแนกรูปแบบ QRS complex แล้ว QRS complex แต่ละลูกคลื่นจะถูกสกัดและจำแนกรูปแบบออกเป็น Type I, Type II, Type III หรือ Type V รูปแบบที่ได้จะเป็นตัวกำหนดวิธีในหาความกว้าง QRS complex ที่แตกต่างกัน

3.2.3 การสกัดความกว้าง QRS complex

โดยทั่วไปแล้ว PVC มักมี QRS complex กว้างกว่าคลื่น ECG ปกติ เนื่องจาก PVC มีความเร็วในการนำไฟฟ้าต่ำกว่าคลื่น ECG ปกติ ดังรูปที่ 3.15 ความกว้าง QRS complex เป็นลักษณะเด่นที่นิยมนำมาใช้ในการบ่งบอกความผิดปกติของ ECG และสามารถนำมาใช้ในการแยกประเภทคลื่นระหว่าง PVC กับ Premature atrial contraction (PAC) ซึ่งเป็นความผิดปกติบริเวณหัวใจห้องบนได้อีกด้วย

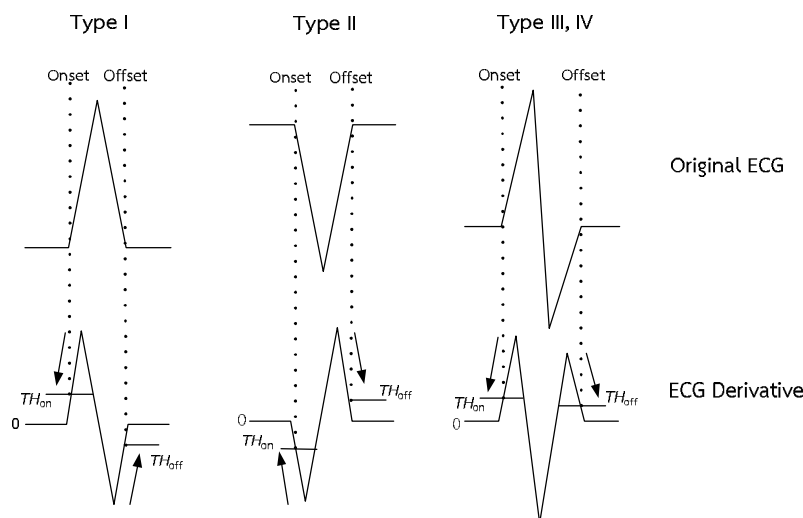


รูปที่ 3.15 ตัวอย่างความกว้าง QRS complex ของปกติ และคลื่น PVC

สำหรับงานวิจัยนี้ ความกว้าง QRS complex คำนวณมาจากระยะทางระหว่าง Onset และ Offset ของ QRS complex โดยสัญญาณอนุพันธ์ของคลื่น ECG จากกระบวนการหารูปแบบ QRS complex จะถูกนำมาพิจารณาเพื่อหาตำแหน่งทั้งสอง โดยแบ่งออกเป็น 4 กรณี ตามรูปแบบ QRS complex ที่คำนวณได้ในขั้นตอนที่ผ่านมา

กระบวนการพิจารณาค้นหา Onset และ Offset แสดงดังรูปที่ 3.16 ในกรณีรูปแบบ QRS complex ชนิด Type I การหา Onset จะเริ่มต้นจากยอดคลื่นด้านบวกบนสัญญาณอนุพันธ์ ขั้นตอนวิธีจะค้นหาไปทางซ้ายของสัญญาณจนกระทั่งขนาดของสัญญาณอนุพันธ์มีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่ม TH_{on} ซึ่งเท่ากับ 50% ของขนาดยอดคลื่นที่จุดเริ่มต้น การหา Offset จะเริ่มต้นจากยอดคลื่นด้านลบบนสัญญาณอนุพันธ์ ขั้นตอนวิธีจะค้นหาไปทางขวาของสัญญาณจนกระทั่งขนาดของสัญญาณอนุพันธ์มีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่ม TH_{off} ซึ่งเท่ากับ 25% ของขนาดยอดคลื่นที่จุดเริ่มต้น

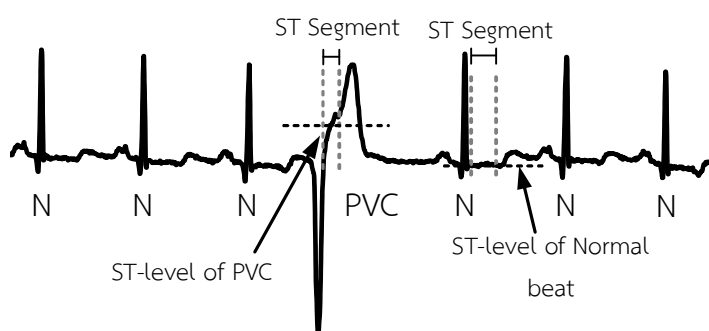
ในกรณี Type II กระบวนการค้นหา Onset และ Offset จะตรงกันข้ามกับกรณี Type I สำหรับกรณี Type III และ Type IV นั้น การหา Onset จะเริ่มต้นจากยอดคลื่นบวกด้านซ้ายบนสัญญาณอนุพันธ์ ขั้นตอนวิธีจะค้นหาไปทางซ้ายของสัญญาณจนกระทั่งขนาดของสัญญาณอนุพันธ์มีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่ม TH_{on} ซึ่งเท่ากับ 50% ของขนาดยอดคลื่นที่จุดเริ่มต้น การหา Offset จะเริ่มต้นจากยอดคลื่นบวกด้านขวบนสัญญาณอนุพันธ์ ขั้นตอนวิธีจะค้นหาไปทางขวาของสัญญาณจนกระทั่งขนาดของสัญญาณอนุพันธ์มีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่ม TH_{off} ซึ่งเท่ากับ 25% ของขนาดยอดคลื่นที่จุดเริ่มต้น



รูปที่ 3.16 กระบวนการค้นหา Onset และ Offset ของ QRS complex

3.2.4 การสกัดระดับ ST

ในกระบวนการ Repolarization ที่หัวใจห้องล่าง โดยทั่วไปแล้ว สัญญาณ ECG ในช่วง ST segment จะมีระดับใกล้เคียงกับ PR segment นอกจากนี้ คลื่น ECG ปกติแต่ละลูกมักจะมีสัญญาณ ในช่วง ST segment ใกล้เคียงกันอีกด้วย เมื่อ PVC เกิดขึ้น สัญญาณในช่วง ST segment มักจะมีระดับเปลี่ยนแปลงไป อาจสูงขึ้นหรือต่ำลง [6] และมีช่วง ST segment สั้นลงอีกด้วย ดังรูปที่ 3.17 เนื่องจากมีเส้นทางการนำไฟฟ้าที่แตกต่างกัน จากการตั้งสมมติฐานในงานวิจัยนี้ เราเชื่อว่าระดับ ST จะเป็นอีกลักษณะเด่นหนึ่งที่สามารถนำมาใช้เป็นตัวช่วยในกระบวนการจำแนก PVC ได้อย่างแม่นยำ เช่นเดียวกับลักษณะเด่นชนิดอื่นๆ

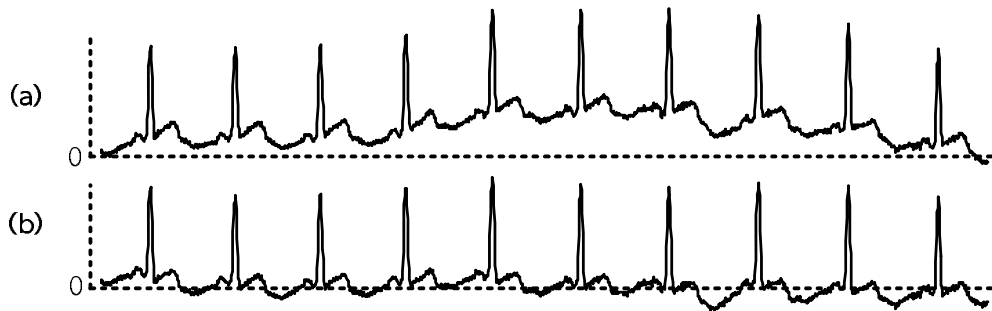


รูปที่ 3.17 ตัวอย่างระดับ ST ของคลื่นปกติ และ PVC

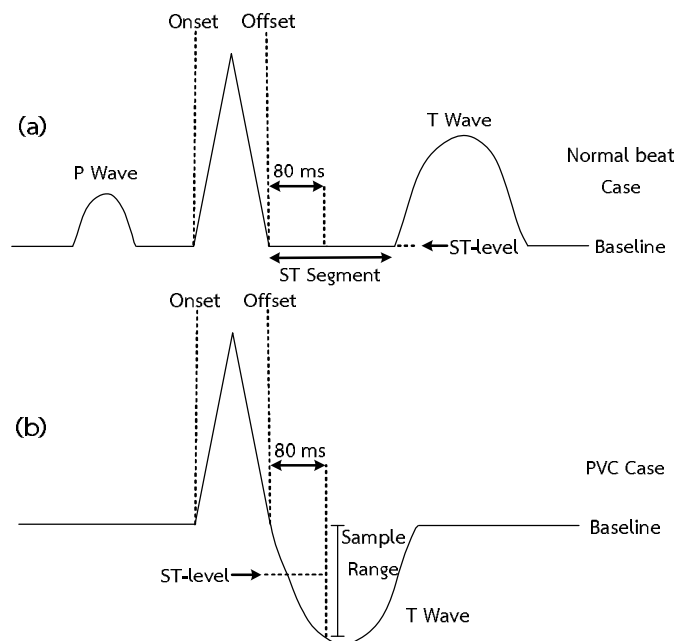
โดยทั่วไปแล้ว คลื่น ECG จากอิเล็กโทรดบนตำแหน่งผิวหนังอาจมีสัญญาณ Baseline ไม่คงตัว สาเหตุเกิดจากการหายใจและการเคลื่อนไหวของร่างกาย การสกัดระดับ ST เพื่อการจำแนก PVC จำเป็นต้องมีกระบวนการกำจัดสัญญาณ Baseline เพื่อให้สัญญาณ ECG มีระดับสัญญาณคงตัว และสามารถนำไปใช้ในการพิจารณาได้อย่างถูกต้อง ในงานวิจัยนี้จะใช้การปรับรูปสัญญาณด้วยตัวกรองผ่านสูงอย่างง่ายซึ่งออกแบบด้วยฟังก์ชัน FDA tool ในโปรแกรม Matlab ในที่นี้จะใช้ตัวกรองผ่านสูงแบบ Butterworth อันดับที่ 1 ซึ่งมีความถี่ขอบเขตเท่ากับ 0.25 Hz และอัตราขยายเท่ากับ 1 ในที่นี้ค่าความถี่ขอบเขตถูกเลือกเพื่อให้สัญญาณหลังผ่านการกรองให้มี Baseline ใกล้เคียงกับจุดอ้างอิงศูนย์โดยไม่ทำให้สัญญาณความถี่ต่ำบริเวณ ST segment ผิดเพี้ยนไปจากเดิม แสดงดังรูปที่ 3.18 สมการผลต่างของตัวกรองผ่านสูงคือ

$$y(n) = 0.992y(n-1) + x(n) - x(n-1) \quad (3.17)$$

หลังจากผ่านการกำจัด Baseline แล้ว สัญญาณจะถูกนำไปคำนวณหาระดับ ST โดยการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณ ECG หลังจาก Offset ของ QRS complex เป็นจำนวน 16 ข้อมูลตัวอย่าง หรือ 80 ms โดยมีสมมติฐานว่า คลื่น ECG ปกติมักจะมีความกว้างของ ST segment มากกว่า 80 ms แต่ PVC มี ST segment มีค่าสั้นกว่า 80 ms หากคำนวณระดับ ST แล้ว PVC จะมีค่าระดับ ST ที่เปลี่ยนแปลงไปจากคลื่นปกติมาก เนื่องจากข้อมูลตัวอย่างที่นำมาเฉลี่ยได้เลยเข้าไปในช่วงต้นของคลื่น T



รูปที่ 3.18 การเปรียบเทียบสัญญาณหลังผ่านการกำจัด Baseline
 (a) สัญญาณคลื่น ECG ต้นฉบับ (b) สัญญาณ ECG หลังผ่านการกำจัด Baseline

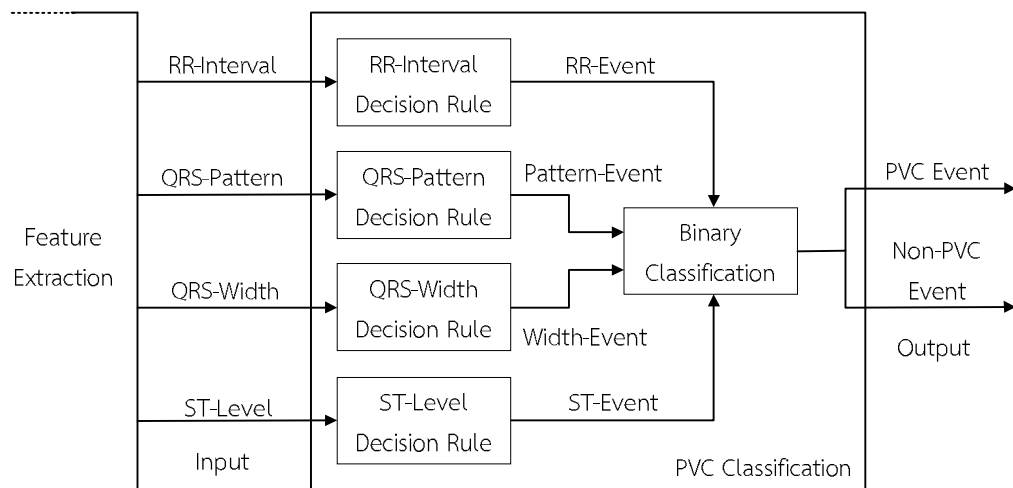


รูปที่ 3.19 การหาระดับ ST ในกรณีของคลื่น ECG ปกติและ PVC

การหาระดับ ST แสดงดังรูปที่ 3.19 คลื่นปกติส่วนใหญ่มักพบว่าผลลัพธ์จากการค่าเฉลี่ยมีค่าใกล้เคียงกับข้อมูลตัวอย่างทั้ง 16 ค่า และ Baseline ดังรูปที่ 3.19(a) ในทางตรงกันข้าม ช่วง ST Segment ของคลื่น PVC มักจะมีขนาดสั้น ส่งผลให้ข้อมูลตัวอย่างในช่วงคลื่น T ถูกนำมารวมคำนวณค่าเฉลี่ยด้วย ผลลัพธ์ที่ได้จึงมีค่าค่อนข้างแตกต่างจาก Baseline แสดงดังรูปที่ 3.19(b) ความแตกต่างระหว่างระดับ ST ในคลื่นทั้งสองชนิดจะถูกนำไปใช้เป็นเงื่อนไขในกฎการจำแนก PVC ต่อไป

3.3 การจำแนกคลื่น PVC (PVC classification)

หลังจากผ่านกระบวนการสกัดลักษณะเด่นทั้งสี่ ได้แก่ ช่วง RR, ระดับ ST, รูปแบบและความกว้าง QRS complex แล้ว ลักษณะเด่นทั้งหมดถูกนำมาใช้เป็นสัญญาณขาเข้าในการจำแนกคลื่น PVC ในงานวิจัยนี้ การจำแนกคลื่น PVC ได้ใช้วิธีทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจที่ไม่ซับซ้อน ซึ่งถูกแบ่งออกเป็น 5 ส่วนหลักๆ ได้แก่ กฎการตัดสินใจช่วง RR, กฎการตัดสินใจประเภท QRS complex, กฎการตัดสินใจความกว้าง QRS complex, กฎการตัดสินใจระดับ ST และการพิจารณาผลลัพธ์จากกฎการตัดสินใจทั้งหมดเพื่อจำแนกคลื่นออกเป็น PVC หรือคลื่นที่ไม่ใช่ PVC (Non-PVC) ในอันดับสุดท้ายแสดงดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 บล็อกไดอะแกรมของขั้นตอนวิธีในการจำแนกคลื่น PVC

สำหรับกฎการตัดสินใจช่วง RR ขั้นตอนวิธีจะพิจารณาว่าช่วง RR ของคลื่น ECG ที่สนใจมีค่าน้อยกว่าค่าเฉลี่ยช่วง RR ของคลื่นปกติหรือไม่ หากมีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่มที่กำหนดไว้แล้ว คลื่น ECG จะถูกพิจารณาว่ามีโอกาสเป็น PVC โดยมีการสร้าง RR-Event ส่งไปยังส่วนถัดไป ค่าขีดเริ่มที่ใช้ในขั้นตอนนี้ได้นำมาจากงานวิจัยที่ผ่านมา [32] รายละเอียดของกฎการตัดสินใจมีดังนี้

$$\text{RR-Interval} < 87\% \text{ of } \text{ARR}_{n-1} \quad (3.18)$$

เมื่อ ARR_{n-1} คือ ค่าเฉลี่ยช่วง RR ของคลื่น Non-PVC 8 ค่าล่าสุด

สำหรับกฎการตัดสินใจรูปแบบ QRS complex ขั้นตอนวิธีจะพิจารณาว่า รูปแบบ QRS complex ของคลื่น ECG ที่สนใจเปลี่ยนแปลงไปจากคลื่นปกติส่วนใหญ่หรือไม่ เริ่มต้นจากการตรวจสอบว่าคลื่นปกติล่าสุด 8 ลูกก่อนคลื่น ECG ที่สนใจ มีรูปแบบ QRS complex ที่เหมือนกัน หลังจากนั้น หากคลื่นที่สนใจมีรูปแบบ QRS complex เปลี่ยนแปลงไปจากคลื่นปกติในส่วนแรก คลื่น ECG นั้นจะถูกพิจารณาว่ามีโอกาสเป็น PVC โดยมีการสร้าง Pattern-Event ส่งไปยังส่วนถัดไป รายละเอียดของกฎการตัดสินใจ มี ดังนี้

$$\text{Type of QRS-Pattern} \neq \text{NPattern}_{n-1} \quad (3.19)$$

เมื่อ NPattern_{n-1} คือ Type ของคลื่น Non-PVC 8 ค่าล่าสุดซึ่งมีชนิดเดียวกัน

สำหรับกฎการตัดสินความกว้าง QRS complex ขั้นตอนวิธีจะพิจารณาว่าความกว้าง QRS complex ของคลื่น ECG ที่สนใจมีค่ามากกว่าค่าเฉลี่ยความกว้างของคลื่นปกติหรือไม่ หากมีค่ามากกว่าค่าขีดเริ่มที่กำหนดไว้แล้ว คลื่น ECG จะถูกพิจารณาว่ามีโอกาสเป็น PVC โดยมีการสร้าง Width-Event ส่งไปยังส่วนถัดไป ค่าขีดเริ่มที่ใช้ในขั้นตอนนี้ได้นำมาจากงานวิจัยที่ผ่านมา [32] รายละเอียดของกฎการตัดสินใจ มี ดังนี้

$$\text{QRS-Width} > 120\% \text{ of } A\text{Width}_{n-1} \quad (3.20)$$

เมื่อ $A\text{Width}_{n-1}$ คือ ค่าเฉลี่ยความกว้าง QRS complex ของคลื่น Non-PVC 8 ค่าล่าสุด

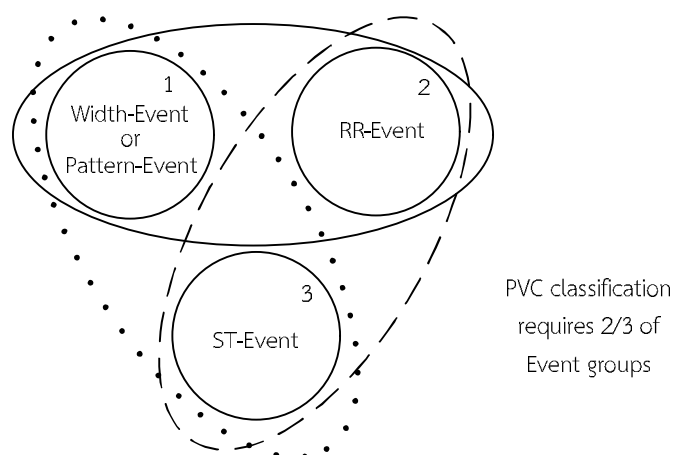
สำหรับกฎการตัดสินระดับ ST ขั้นตอนวิธีจะพิจารณาว่าระดับ ST ของคลื่น ECG ที่สนใจมีค่าแตกต่างจากค่าเฉลี่ยระดับ ST ของคลื่นปกติหรือไม่ หากมีค่าแตกต่างไปจากเดิมมากกว่าค่าขีดเริ่มที่กำหนดไว้แล้ว คลื่น ECG จะถูกพิจารณาว่ามีโอกาสเป็น PVC โดยมีการสร้าง ST-Event ส่งไปยังส่วนถัดไป รายละเอียดของกฎการตัดสินใจ มี ดังนี้

$$| \text{ST-Level} - \text{AST}_{n-1} | > 781.25 \mu\text{V} \quad (3.21)$$

เมื่อ AST_{n-1} คือ ค่าเฉลี่ยระดับ ST ของคลื่น Non-PVC 8 ค่าล่าสุด

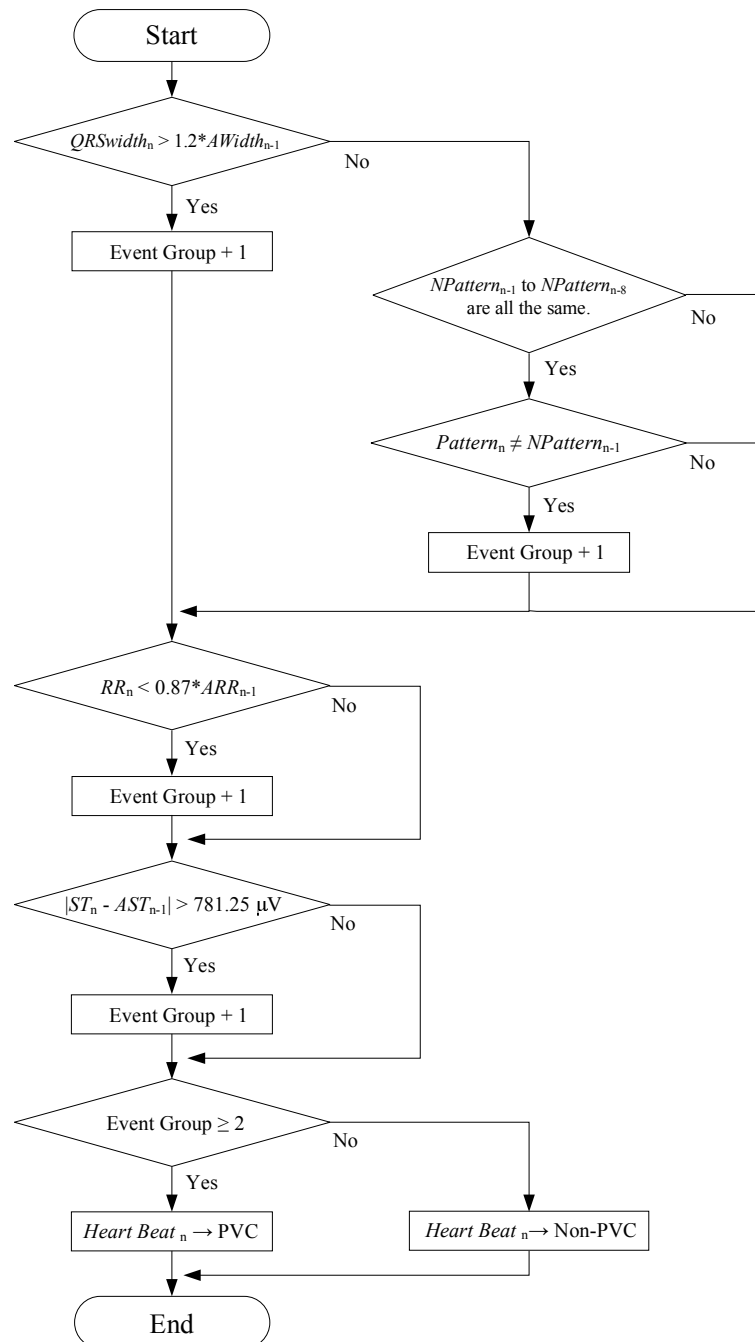
ในที่นี้ค่าขีดเริ่ม $781.25 \mu\text{V}$ เป็นค่าที่ได้จากการสังเกตของผู้วิจัยในการทดสอบเบื้องต้น ในการนำไปประยุกต์ใช้ในหน่วยประมวลผล ค่าดังกล่าวจะถูกแปลงไปเป็น Arbitrary unit (AU) ในงานวิจัยนี้ได้แปลงค่าขีดเริ่ม $781.25 \mu\text{V}$ เป็น 250 AU เนื่องจากวงจรไฟฟ้าและการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลมีอัตราขยายรวมเท่ากับ 320 AU/mV

หลังจากนั้น ผลลัพธ์ Event ทั้งหมดจากกฎการตัดสินลักษณะเด่นจะถูกนำมาพิจารณาเพื่อจำแนกคลื่น ECG ที่สนใจออกเป็น PVC หรือ Non-PVC ด้วยกรรมวิธีอย่างง่าย ดังนี้



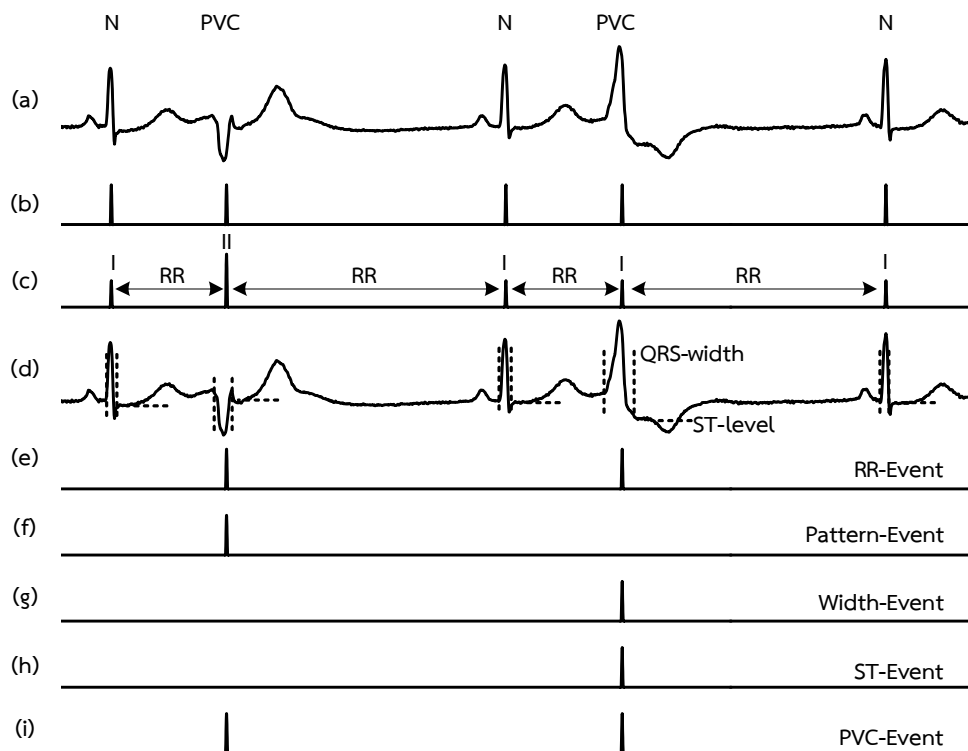
รูปที่ 3.21 กระบวนการวิเคราะห์ Event เพื่อจำแนกคลื่น PVC

เริ่มต้นจากการแบ่งกลุ่ม Event ออกเป็น 3 ส่วน กลุ่มที่หนึ่งจะเป็นการยูเนียนระหว่าง Width และ Pattern-Event กลุ่มที่สอง คือ RR-Event และกลุ่มที่สาม คือ ST-Event แสดงดังรูปที่ 3.21 หากคลื่น ECG ที่สนใจมีกลุ่ม Event อย่างน้อย 2 กลุ่ม ขั้นตอนวิธีจะจำแนกคลื่น ECG นั้นว่าเป็น PVC สำหรับในกรณีอื่นๆ ขั้นตอนวิธีจะจำแนกคลื่นเป็น Non-PVC ขั้นตอนวิธีในการจำแนกคลื่น PVC สามารถเขียนเป็นโฟลว์ชาร์ตได้ ดังรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.22 โพล์ชาร์ตกระบวนการจำแนกคลื่น PVC

ตัวอย่างกระบวนการตรวจจับ PVC โดยรวมทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 3.23 เริ่มต้นจากการตรวจจับ QRS complex และหาตำแหน่ง Fiducial mark ของคลื่น ECG แต่ละลูก ต่อมาคลื่น ECG จะถูกสกัดลักษณะเด่นและนำค่าลักษณะเด่นที่คำนวณได้เข้าสู่การจำแนกคลื่น PVC ขั้นตอนวิธีจะพิจารณาและสร้าง Event จากกฎการตัดสินใจลักษณะเด่นแต่ละอย่าง ก่อนที่จะสู่กระบวนการวิเคราะห์ Event ในขั้นสุดท้าย เพื่อจำแนกคลื่นออกเป็น PVC หรือ Non-PVC



รูปที่ 3.23 ตัวอย่างกระบวนการตรวจจับ PVC โดยรวมในชุดข้อมูล 106

(a) สัญญาณคลื่น ECG ต้นฉบับ (b) สัญญาณ Fiducial mark ของ QRS complex (c) ช่วง RR และรูปแบบ QRS complex (d) ความกว้าง QRS complex และระดับ ST (e) RR-Event (f) Pattern-Event (g) Width-Event (h) ST-Event (i) PVC-Event

บทที่ 4

การประเมินผลและผลการทดสอบ

สำหรับเนื้อความในบทนี้จะอธิบายถึงการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC โดยใช้ฐานข้อมูล MIT-DB เช่นเดียวกับการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex หลังจากนั้น เนื้อความจะกล่าวถึงการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม (Optimization) ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB เพื่อปรับปรุงให้ขั้นตอนวิธีมีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้น ในขั้นตอนสุดท้าย ขั้นตอนวิธีจะถูกนำมาทดสอบกับฐานข้อมูล ECG ชุดอื่นเพื่อตรวจสอบว่า ขั้นตอนวิธีมีความเป็นกลางในการนำไปใช้งานจริง ไม่ใช่เฉพาะฐานข้อมูลที่ใช้ในกระบวนการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสมเท่านั้น

4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC

4.1.1 วิธีการประเมินผล

การทดสอบประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธี ใช้ฐานข้อมูล MIT-DB โดยมีการตัดชุดข้อมูลบางส่วนออกจากการทดสอบ ได้แก่ ชุดข้อมูลที่มีการใช้ Pacemaker, ชุดข้อมูลที่มีความผิดปกติประเภท Heart-block และชุดข้อมูลที่มีความผิดปกติแบบ Atrial fibrillation ดังนั้น จำนวนฐานข้อมูล MIT-DB ที่นำมาทดสอบจึงเหลือเท่ากับ 26 ชุดข้อมูล มีคลื่น ECG รวมทั้งหมด 61,016 ลูก โดยมี PVC ทั้งหมด 4,719 ลูก เพิ่มข้อมูล Annotation ซึ่งเก็บข้อมูลตำแหน่งและชนิดของคลื่น ECG จะถูกนำมาใช้เป็นข้อมูลมาตรฐานในการเปรียบเทียบกับผลลัพธ์จากขั้นตอนวิธี

ตัวแปรมาตรฐานที่ใช้ในการแสดงประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ PVC สามารถคำนวณดังนี้

1) ความไว (Sensitivity) หมายถึง โอกาสที่ผลลัพธ์จะเป็นบวกสำหรับข้อมูลตัวอย่างที่ผิดปกติ

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

2) ความจำเพาะ (Specificity) หมายถึง โอกาสที่ผลลัพธ์จะเป็นลบสำหรับข้อมูลตัวอย่างที่ปกติ

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

ในการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC สามารถอธิบายคำจำกัดความได้ดังนี้

True Positive (TP) หมายถึง จำนวนคลื่น PVC ที่ขั้นตอนวิธีจำแนกว่าเป็น PVC

True Negative (TN) หมายถึง จำนวนคลื่น ECG ปกติที่ขั้นตอนวิธีจำแนกว่าเป็น Non-PVC

False Negative (FN) หมายถึง จำนวนคลื่น PVC ที่ขั้นตอนวิธีจำแนกว่าเป็น Non-PVC

False Positive (FP) หมายถึง จำนวนคลื่น ECG ปกติที่ขั้นตอนวิธีจำแนกว่าเป็น PVC

วิธีการทดสอบ เริ่มต้นจากการนำข้อมูลจากแฟ้มข้อมูลสัญญาณของ MIT-DB มาทดสอบกับขั้นตอนวิธีใน Simulink ของโปรแกรม Matlab เพื่อประมวลผล ครั้งละ 1 ชุดข้อมูล หลังจากนั้น ขั้นตอนวิธีจะสร้างเอาต์พุต 2 อย่าง ได้แก่ ตำแหน่งของ Fiducial mark จากกระบวนการตรวจจับ QRS complex และชนิดของคลื่น ECG ซึ่งอาจเป็นคลื่น PVC หรือ Non-PVC ใดๆอย่างหนึ่ง

หลังจากนั้น เอาท์พุททั้งสองจะถูกนำมาสร้างเป็นแฟ้มข้อมูล Annotation แล้วถูกตรวจสอบประสิทธิภาพด้วยโปรแกรม Bxb.exe ซึ่งเป็นโปรแกรมมาตรฐานในการเปรียบเทียบตำแหน่งและชนิดของลูกคลื่นตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998 [42] แฟ้มข้อมูล Annotation ที่ขั้นตอนวิธีสร้างขึ้นกับฐานข้อมูลจะถูกนำมาเปรียบเทียบ หากตำแหน่งของ Fiducial mark ที่สร้างขึ้นห่างจากของฐานข้อมูลไม่เกินในช่วง 150 ms และมีชนิดของคลื่นเหมือนกัน จะถือว่าคลื่นชนิดนั้น ๆ มีการตรวจพบ ในที่นี้ ขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการตรวจจับคลื่น PVC จะใช้ช่วงเรียนรู้ 10 s เช่นเดียวกับกระบวนการตรวจจับ QRS complex ในหัวข้อที่ผ่านมา

4.1.2 ผลการทดสอบ

หลังจากทดสอบการตรวจจับ PVC ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB ทั้งหมด 26 ชุดข้อมูล โปรแกรม Bxb.exe จะสร้างผลการเปรียบเทียบ Annotation ตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998 ผลลัพธ์ทั้งหมดได้ถูกแสดงดังตารางที่ 4.1 ข้อมูลในแนวแกนอนแสดงถึง Annotation จากเอาท์พุทของขั้นตอนวิธี ถูกเขียนไว้เป็นอักษรพิมพ์เล็ก ข้อมูลในแนวแกนตั้งแสดงถึง Annotation จากฐานข้อมูลอ้างอิง ถูกเขียนไว้เป็นอักษรพิมพ์ใหญ่ ตัวแปรเชิงประสิทธิภาพจะถูกคำนวณออกมาในขั้นสุดท้าย ตัวเลขแต่ละค่าในตารางแสดงถึงจำนวนคลื่น ECG จากเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลทั้งสองแยกตัวอย่างในช่อง Nv หมายถึง จำนวนคลื่นปกติจริงซึ่งถูกขั้นตอนวิธีตัดสินว่าเป็นคลื่น PVC

สำหรับตัวแปรมาตรฐาน True positive (TP), True negative (TN), False positive (FP) และ False negative (FN) จะถูกคำนวณออกมา ตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998 ดังนี้ $TP = Vv$, $TN = Nn+Fn+Qn+On+Xn$, $FP = Nv+Ov+Xv$ และ $FN = Vn+Vo$

รายละเอียดของข้อมูลเชิงประสิทธิภาพในแต่ละชุดข้อมูลแสดงดังตารางที่ 4.2 ผลลัพธ์โดยรวมจากขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ PVC มีความไวเท่ากับ 96.91% และความจำเพาะ 99.03% ในที่นี้ หากชุดข้อมูลใดไม่มี PVC ตารางจะไม่มีผลการคำนวณความไวเนื่องจากชุดข้อมูลนั้นไม่สามารถคำนวณหาตัวแปร TP และ FN

ตารางที่ 4.1 ผลการเปรียบเทียบ Annotation โดยรวมตามมาตรฐาน ANSI/AAMI EC57:1998

Algorithm output

	n	v	f	q	o	x
N	55035	438	0	0	39	0
V	130	4573	0	0	16	0
F	351	423	0	0	2	0
Q	1	8	0	0	0	0
O	16	94	0	0		
X	1	10	0	0		

N , n : Normal beat
 V , v : PVC
 F , f : Fusion beat
 Q , q : Unclassified beat
 O , o : No beat
 X , x : Unreadable data

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 26 ชุด

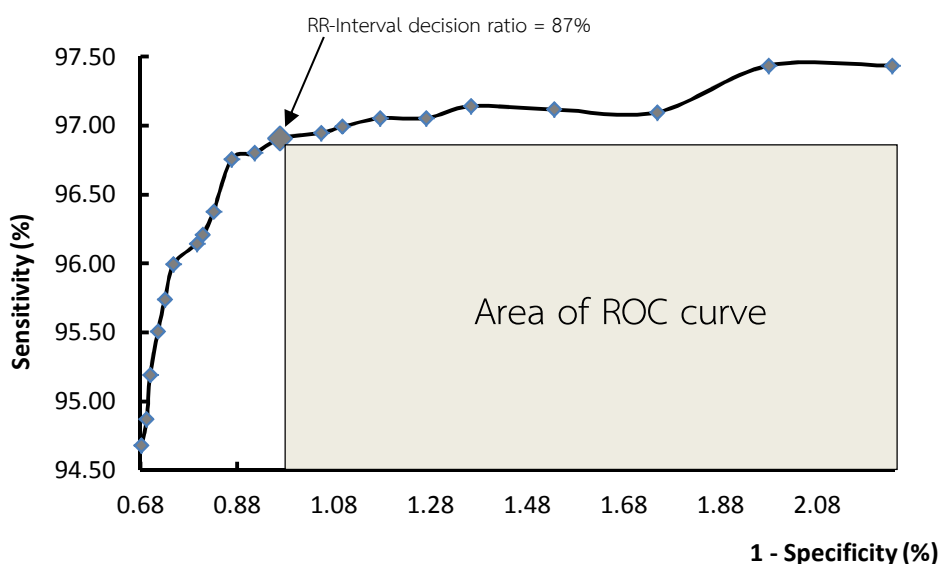
Record Number	ECG Number (Beats)	PVC Number (Beats)	TP (Beats)	TN (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Fail Detection (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
100	2260	1	1	2259	0	0	0.00	100.00	100.00
101	1854	0	0	1846	0	12	0.65	-	99.35
103	2073	0	0	2068	0	5	0.24	-	99.76
105	2558	41	33	2425	8	138	5.71	80.49	94.62
106	2017	520	512	1489	8	12	0.99	98.46	99.20
112	2525	0	0	2518	0	7	0.28	-	99.72
113	1786	0	0	1773	0	13	0.73	-	99.27
114	1870	43	43	1820	0	3	0.16	100.00	99.84
115	1943	0	0	1938	0	5	0.26	-	99.74
116	2399	109	108	2244	1	29	1.25	99.08	98.72
117	1526	0	0	1525	0	1	0.07	-	99.93
119	1977	442	442	1530	0	5	0.25	100.00	99.67
121	1853	1	1	1849	0	3	0.16	100.00	99.84
122	2461	0	0	2461	0	0	0.00	-	100.00
123	1510	3	3	1491	0	16	1.06	100.00	98.94
200	2586	818	806	1714	12	77	3.44	98.53	95.70
205	2641	71	70	2567	1	1	0.08	98.59	99.96
208	2939	983	975	1671	8	34	1.43	99.19	98.01
209	2990	1	1	2924	0	72	2.41	100.00	97.60
213	3233	220	218	2845	2	10	0.37	99.09	99.65
215	3345	164	163	3169	1	14	0.45	99.39	99.56
220	2036	0	0	2019	0	17	0.83	-	99.17
223	2592	473	376	2097	97	20	4.51	79.49	99.06
230	2242	1	1	2231	0	12	0.54	100.00	99.47
233	3062	825	817	2196	8	36	1.44	99.03	98.39
234	2738	3	3	2735	0	0	0.00	100.00	100.00
Total	61016	4719	4573	55404	146	542	1.13	96.91	99.03

4.2 การหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม

4.2.1 วิธีการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม

ในกระบวนการจำแนกคลื่น PVC ที่ได้กล่าวไปในหัวข้อที่แล้ว ค่าตัวแปรในกฎการตัดสินใจของช่วง RR และความกว้าง QRS complex ถูกกำหนดขึ้นจากงานวิจัยที่ผ่านมา [32] แต่สำหรับตัวแปรในกฎการตัดสินใจของรูปแบบ QRS complex และระดับ ST แล้ว ค่าจะถูกกำหนดขึ้นจากการทดสอบเบื้องต้นเนื่องจากเป็นส่วนที่งานวิจัยนี้ได้นำเสนอขึ้นมาใหม่ หลังจากผ่านการทดสอบประสิทธิภาพของการตรวจจับ PVC ในเบื้องต้นแล้ว ขั้นตอนวิธีมีประสิทธิภาพที่ดี แต่ยังไม่ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด สำหรับงานวิจัยนี้ ค่าตัวแปรที่นำมาปรับปรุงมี 4 ค่า ได้แก่ กฎการตัดสินใจของช่วง RR (87%), ค่าขีดเริ่ม TH_{pat} ในกระบวนการสกัดรูปแบบ QRS complex (13%), กฎการตัดสินใจของความกว้าง QRS complex (120%) และกฎการตัดสินใจของระดับ ST (781.25 μV) ค่าตัวแปรดังกล่าวจะถูกนำมาหาค่าใหม่ที่เหมาะสมด้วยการวิเคราะห์ Receiver operating characteristic curve (ROC curve) ซึ่งมีวิธีการดังต่อไปนี้

การวิเคราะห์เริ่มต้นจากการหาค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR ที่ดีที่สุดระหว่างช่วง 76% ถึง 96% โดยตัวแปรอื่นๆทั้งสามจะถูกตั้งเป็นค่าจากการทดสอบเบื้องต้น หลังจากทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-DB ทั้งหมด 26 ชุดแล้ว นำผลการทดสอบความไวและความจำเพาะจากตารางที่ 4.3 มาพล็อตเป็น ROC curve โดยมีค่าแกนตั้งเป็น True positive rate ซึ่งมีค่าเท่ากับความไว และแกนนอนเป็น False positive rate ซึ่งที่ค่าเท่ากับ 100% ลบด้วยความจำเพาะ ดังรูปที่ 4.1



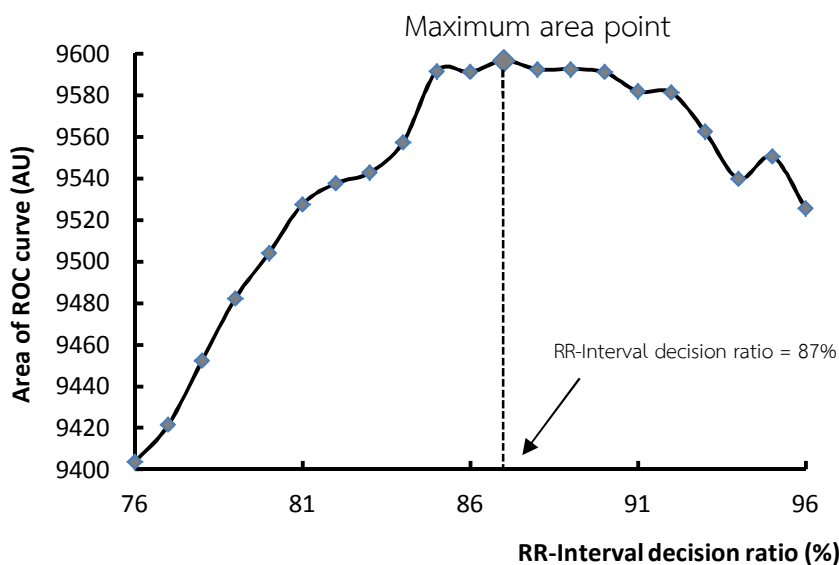
รูปที่ 4.1 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR

RR-Interval decision ratio (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Area of ROC curve (AU)
76	94.68	99.32	9404
77	94.87	99.31	9421
78	95.19	99.30	9452
79	95.51	99.28	9482
80	95.74	99.27	9504
81	95.99	99.25	9528
82	96.14	99.20	9538
83	96.21	99.19	9543
84	96.38	99.17	9558
85	96.76	99.13	9592
86	96.80	99.08	9591
87 ***	96.91	99.03	9597
88	96.95	98.95	9593
89	96.99	98.90	9593
90	97.05	98.82	9591
91	97.05	98.73	9582
92	97.14	98.64	9581
93	97.12	98.46	9563
94	97.10	98.25	9540
95	97.44	98.02	9551
96	97.44	97.76	9526

*** ค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR ที่ทำให้พื้นที่ใต้กราฟ ROC curve มีค่ามากที่สุด

หลังจากนั้น ทำการหาพิกัดที่ทำให้พื้นที่ใต้กราฟด้านขวาของ ROC curve มีค่ามากที่สุด โดยการคำนวณหาพื้นที่จากผลคูณระหว่างความไวและความจำเพาะของตัวแปรทั้งหมดจากตารางที่ 4.3 มาพล็อตเป็นกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR

จากรูปที่ 4.2 ค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR ที่ทำให้พื้นที่ใต้กราฟ ROC curve มีค่ามากที่สุด คือ 87 % ตัวแปรกฎการตัดสินใจของช่วง RR ดังกล่าวจะถูกคงไว้ที่ค่าใหม่ ต่อมาเราจะปรับปรุงกฎการตัดสินใจของความกว้าง QRS complex โดยทดสอบในช่วง 104 – 130% กฎการตัดสินใจของช่วง RR จะใช้ค่าที่เพิ่งปรับมา ส่วนกฎที่เหลือทั้งสองจะใช้ค่าจากการทดสอบเบื้องต้นเหมือนเดิม หลังจากนั้น พล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของความกว้าง QRS complex เราจะได้ค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของความกว้าง QRS complex ที่ทำให้พื้นที่ใต้กราฟ ROC curve มีค่ามากที่สุด ตัวแปรนี้จะถูกคงไว้ที่ค่าใหม่ หลังจากนั้นทำการปรับค่าตัวแปรที่เหลือทั้งสองด้วยวิธีคล้ายคลึงกัน โดยเรียงลำดับจาก กฎการตัดสินใจของระดับ ST ในช่วง 562.5 ถึง 875 μV และ ค่าขีดเริ่ม TH_{pat} ในกระบวนการสกัดรูปแบบ QRS complex ในช่วง 5 ถึง 16 % ตามลำดับ

4.2.2 ผลการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม

หลังจากผ่านกระบวนการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสมจากวิธีที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว จะได้ผลการปรับค่าตัวแปรที่เหมาะสม ดังนี้

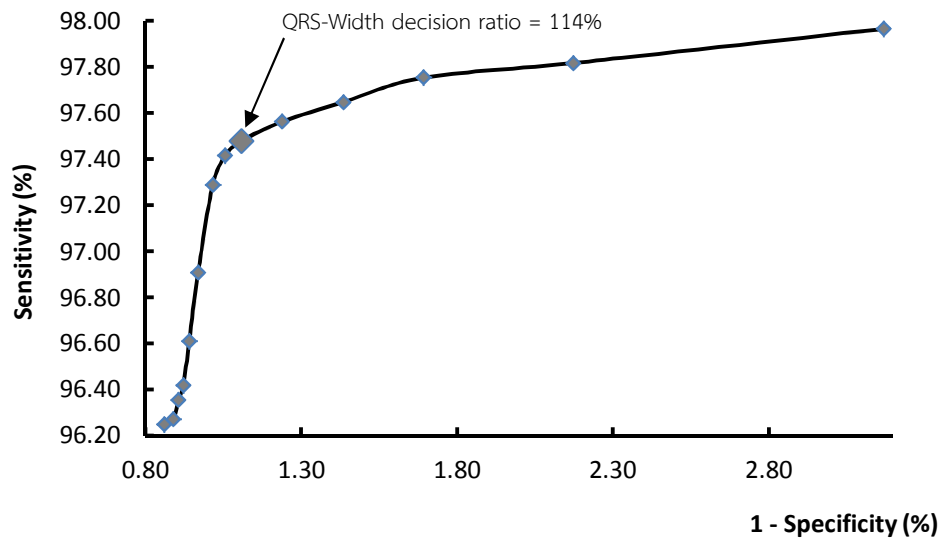
- กฎการตัดสินใจของช่วง RR เท่ากับ 87%
- กฎการตัดสินใจของความกว้าง QRS complex เท่ากับ 114%
- กฎการตัดสินใจของระดับ ST เท่ากับ 718.75 μV
- ค่าขีดเริ่ม TH_{pat} ในกระบวนการสกัดรูปแบบ QRS complex เท่ากับ 12%

ผลลัพธ์โดยรวมจากขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ PVC หลังผ่านการหาค่าตัวแปรที่เหมาะสม มีความไวจะเพิ่มขึ้นจาก 96.91% เป็น 97.75% และความจำเพาะจะลดลงจาก 99.03% เป็น 98.80% แสดงดังตารางที่ 4.7 รายละเอียดผลการทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-DB ทั้งหมด 26 ชุด แสดงดังตารางที่ 4.3 ถึง 4.6 ตามลำดับ กราฟ ROC curve ของตัวแปรที่ต้องการปรับค่า แสดงดังรูปที่ 4.1, 4.3, 4.5, 4.7 ตามลำดับ และกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve กับค่าตัวแปรที่ปรับค่าแสดงดังรูปที่ 4.2, 4.4, 4.6, 4.8 ตามลำดับ

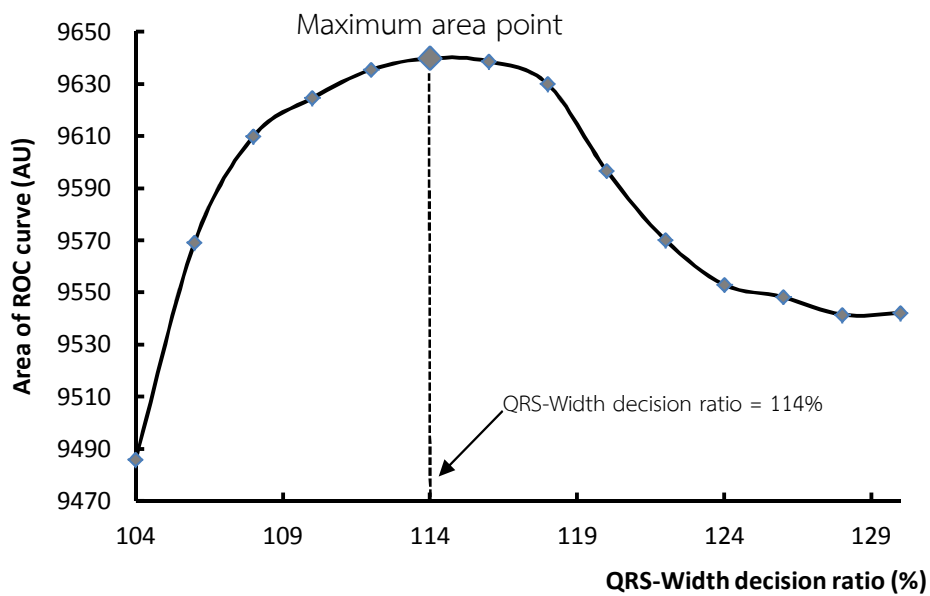
ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินของความกว้าง QRS complex

QRS-width decision ratio (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Area of ROC curve (AU)
104	97.97	96.83	9486
106	97.82	97.83	9569
108	97.75	98.31	9610
110	97.65	98.56	9625
112	97.56	98.76	9635
114 ***	97.48	98.89	9640
116	97.41	98.94	9639
118	97.29	98.98	9630
120	96.91	99.03	9597
122	96.61	99.06	9570
124	96.42	99.08	9553
126	96.36	99.09	9548
128	96.27	99.11	9541
130	96.25	99.14	9542

*** ค่าตัวแปรกฎการตัดสินของความกว้าง QRS complex ที่ทำให้พื้นที่ใต้กราฟ ROC curve มีค่ามากที่สุด



รูปที่ 4.3 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินของความกว้าง QRS complex



รูปที่ 4.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปรกฎการตัดสินของความกว้าง QRS complex

ตารางที่ 4.5 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของระดับ ST

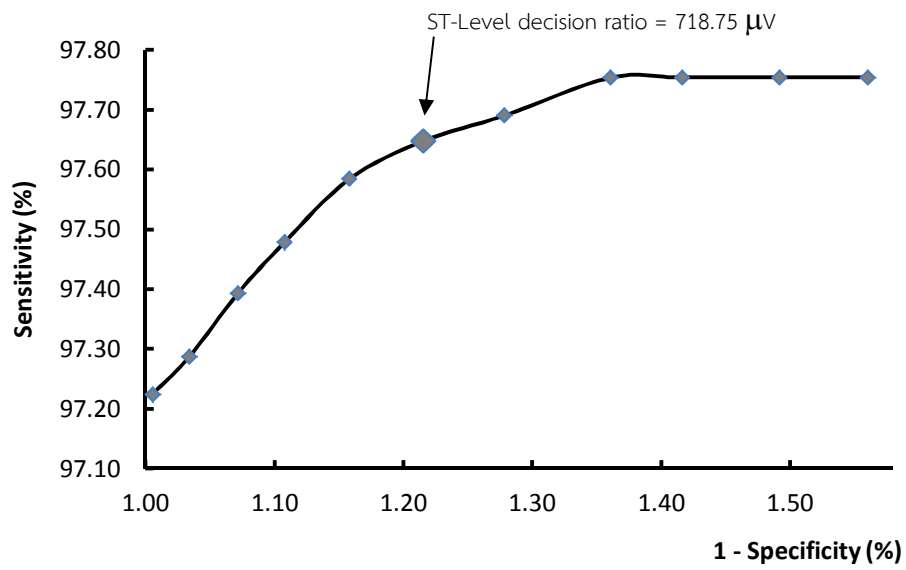
ST-level decision ratio (μV)	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Area of ROC curve (AU)
562.50	97.75	98.44	9623
593.75	97.75	98.51	9630
625.00	97.75	98.58	9637
656.25	97.75	98.64	9642
687.50	97.69	98.72	9644
718.75 ***	97.65	98.78	9646
750.00	97.58	98.84	9645
781.25	97.48	98.89	9640
812.50	97.39	98.93	9635
843.75	97.29	98.97	9628
875.00	97.22	98.99	9625

*** ค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของระดับ ST ที่ทำให้พื้นที่ใต้กราฟ ROC curve มีค่ามากที่สุด

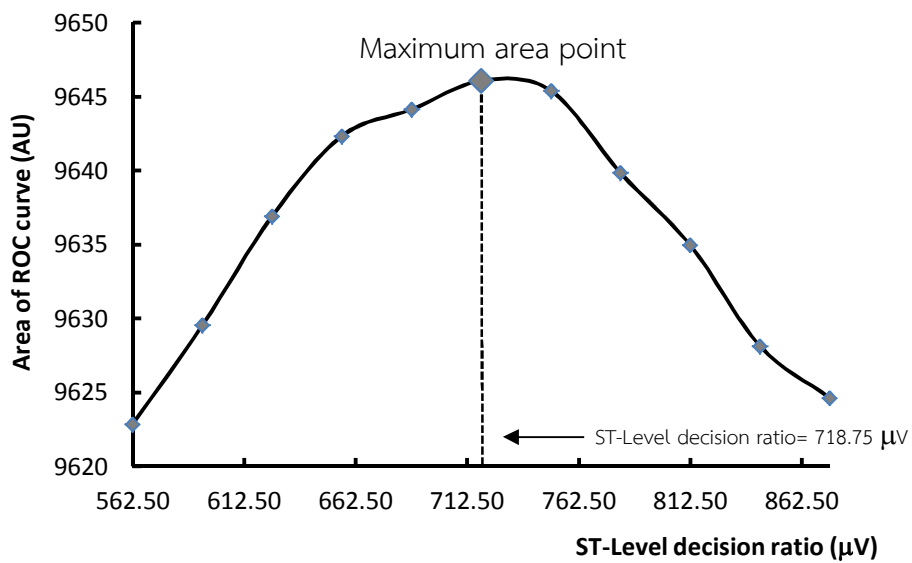
ตารางที่ 4.6 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ในขณะปรับค่าขีดเริ่ม TH_{pat} ในกระบวนการสกัดรูปแบบ QRS complex

Threshold TH_{pat} (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Area of ROC curve (AU)
5	96.82	97.95	9484
6	97.10	98.19	9534
7	97.65	98.50	9619
8	97.61	98.47	9611
9	97.63	98.43	9610
10	97.71	98.57	9631
11	97.75	98.70	9649
12 ***	97.75	98.80	9658
13	97.65	98.78	9646
14	97.14	98.79	9596
15	96.59	98.76	9539
16	95.95	98.81	9481

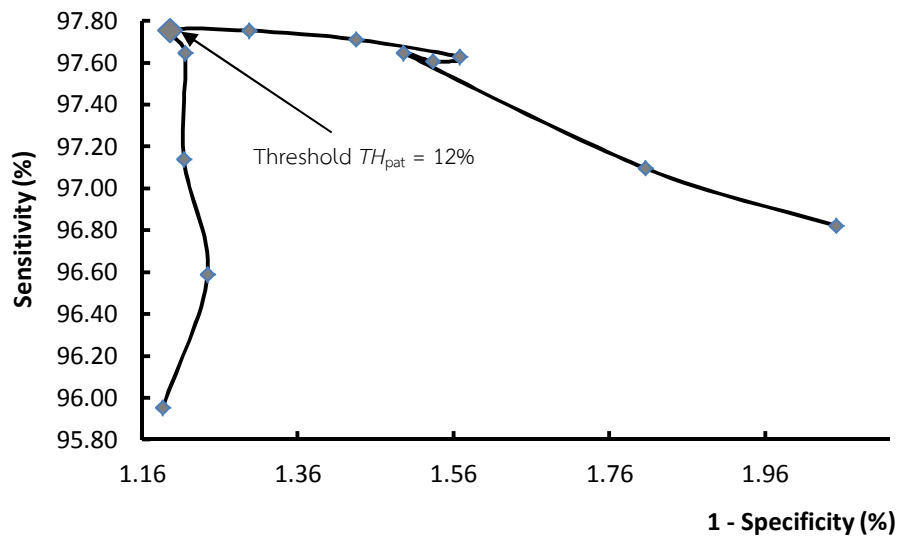
*** ค่าขีดเริ่ม TH_{pat} ที่ทำให้พื้นที่ใต้กราฟ ROC curve มีค่ามากที่สุด



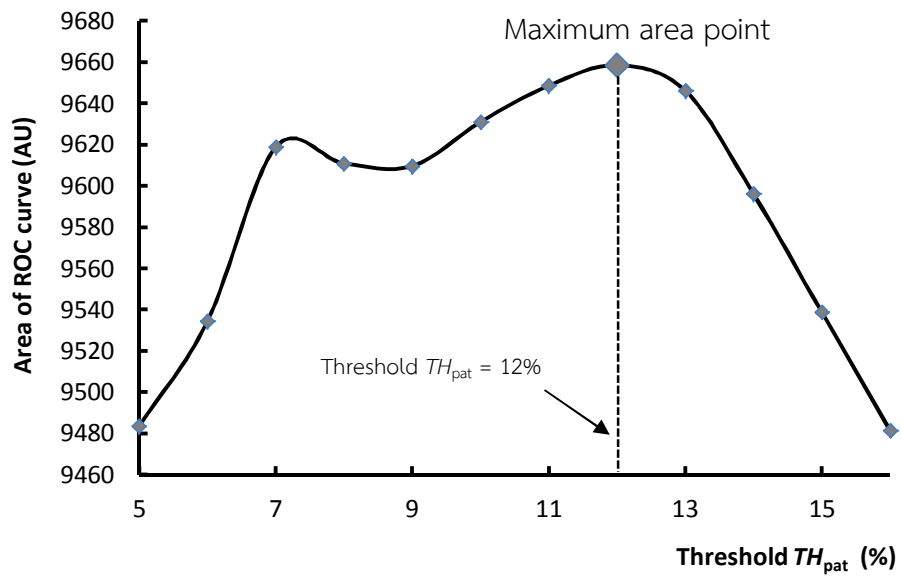
รูปที่ 4.5 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของระดับ ST



รูปที่ 4.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าตัวแปรกฎการตัดสินใจของระดับ ST



รูปที่ 4.7 กราฟ ROC curve ของการปรับค่าขีดเริ่ม TH_{pat}



รูปที่ 4.8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve และค่าขีดเริ่ม TH_{pat}

ตารางที่ 4.7 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB
 หลังผ่านกระบวนการปรับค่าตัวแปรให้เหมาะสม

Record number	ECG number (Beats)	PVC number (Beats)	TP (Beats)	TN (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Fail detection (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
100	2260	1	1	2258	0	1	0.04	100.00	99.96
101	1854	0	0	1842	0	16	0.86	-	99.14
103	2073	0	0	2067	0	6	0.29	-	99.71
105	2558	41	39	2402	2	161	6.37	95.12	93.72
106	2017	520	514	1488	6	13	0.94	98.85	99.13
112	2525	0	0	2513	0	12	0.48	-	99.52
113	1786	0	0	1769	0	17	0.95	-	99.05
114	1870	43	43	1820	0	3	0.16	100.00	99.84
115	1943	0	0	1938	0	5	0.26	-	99.74
116	2399	109	108	2228	1	45	1.92	99.08	98.02
117	1526	0	0	1524	0	2	0.13	-	99.87
119	1977	442	442	1529	0	6	0.30	100.00	99.61
121	1853	1	1	1847	0	5	0.27	100.00	99.73
122	2461	0	0	2461	0	0	0.00	-	100.00
123	1510	3	3	1496	0	11	0.73	100.00	99.27
200	2586	818	805	1686	13	105	4.56	98.41	94.14
205	2641	71	70	2567	1	1	0.08	98.59	99.96
208	2939	983	975	1633	8	42	1.70	99.19	97.49
209	2990	1	1	2929	0	67	2.24	100.00	97.76
213	3233	220	219	2781	1	23	0.74	99.55	99.18
215	3345	164	163	3170	1	13	0.42	99.39	99.59
220	2036	0	0	2012	0	24	1.18	-	98.82
223	2592	473	407	2093	66	19	3.28	86.05	99.10
230	2242	1	1	2226	0	17	0.76	100.00	99.24
233	3062	825	818	2178	7	54	1.99	99.15	97.58
234	2738	3	3	2735	0	0	0.00	100.00	100.00
Total	61016	4719	4613	55192	106	668	1.27	97.75	98.80

ตารางที่ 4.9 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC ด้วยฐานข้อมูล LT-DB

Record number	ECG number (Beats)	PVC number (Beats)	TP (Beats)	TN (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Fail detection (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
20011	99917	2	2	99897	0	38	0.04	100.00	99.96
20051	112722	2	2	108383	0	4338	3.85	100.00	96.15
20061	117750	776	776	116956	0	22	0.02	100.00	99.98
20071	85636	5	5	85610	0	59	0.07	100.00	99.93
20081	112815	1289	1281	109826	8	1702	1.52	99.38	98.47
20091	111397	0	0	111315	0	90	0.08	-	99.92
20101	77896	7070	7062	70335	8	181	0.24	99.89	99.74
20111	85137	3	3	84030	0	1162	1.36	100.00	98.64
20121	85408	579	579	84632	0	198	0.23	100.00	99.77
20131	106150	494	459	105445	35	292	0.31	92.91	99.72
20141	116510	0	0	116442	0	84	0.07	-	99.93
20201	91346	11	11	89846	0	1554	1.70	100.00	98.30
20211	99708	17	16	99389	1	341	0.34	94.12	99.66
20221	119008	27	26	118944	1	49	0.04	96.30	99.96
20231	102959	2	1	99695	1	1761	1.71	50.00	98.26
20241	92307	6	6	92020	0	298	0.32	100.00	99.68
Total	1616666	10283	10229	1592765	54	12169	0.76	99.47	99.24

บทที่ 5

การวิเคราะห์และสรุปผล

5.1 การวิเคราะห์ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ PVC แบบเวลาจริง

ในกระบวนการสกัดลักษณะเด่น ช่วง RR เป็นผลลัพธ์โดยตรงจากกระบวนการตรวจจับ QRS complex ประสิทธิภาพในการสกัดช่วง RR สามารถประเมินผลในเชิงปริมาณได้โดยการใช้ไฟล์ Annotation จากฐานข้อมูล MIT-DB ในงานวิจัยนี้ ขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ QRS complex มีความแม่นยำโดยรวมมากกว่า 99.5 % ทั้งความไวและ Positive predictivity ดังนั้น ช่วง RR ที่ถูกสกัดออกมาจึงถึงที่มีความแม่นยำเท่ากับประสิทธิภาพของการตรวจจับ QRS complex และมีความน่าเชื่อถือสูงมาก

สำหรับความกว้าง QRS complex นั้น มีกระบวนการที่หลากหลาย และทางการแพทย์ก็ยังไม่ได้มีนิยามที่แม่นยำในการสกัดเช่นกัน ผู้วิจัยได้นำฐานข้อมูล QT-database [41] มาใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงในการเปรียบเทียบ annotation ของ QRS-onset และ QRS-offset ผลการเปรียบเทียบแสดงให้เห็นว่า แม้ตำแหน่งที่ขั้นตอนวิธีคำนวณได้จะไม่ได้ตรงกับตำแหน่งอ้างอิงของฐานข้อมูล แต่ความกว้าง QRS complex ที่สกัดได้มีแนวโน้มที่สอดคล้องกัน ดังนั้น ความกว้าง QRS complex ที่สกัดได้ในงานวิจัยนี้จึงถือว่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้และสามารถนำไปใช้จำแนก PVC ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ในส่วนการสกัดรูปแบบ QRS complex และระดับ ST เนื่องจากทั้งสองเป็นลักษณะเด่นที่สกัดมาจากนิยามที่ผู้วิจัยกำหนดขึ้นเองโดยเฉพาะเพื่อจำแนกคลื่น PVC ออกจากคลื่น ECG ปกติ จึงไม่มีฐานข้อมูลใดที่สามารถนำมาใช้อ้างอิงในการเปรียบเทียบลักษณะเด่นดังกล่าวได้ อย่างไรก็ตาม ลักษณะเด่นทั้งสองอย่างมีหลักการอยู่บนพื้นฐานทางสรีรวิทยาไฟฟ้าหัวใจ ขั้นตอนวิธีจึงสามารถนำลักษณะเด่นดังกล่าวไปใช้ในการจำแนก PVC ได้

นอกจากช่วง RR และความกว้าง QRS complex จะถูกนำมาใช้เป็นลักษณะเด่นหลักในกระบวนการจำแนกคลื่น PVC ของงานวิจัย [32] แล้ว ในงานวิจัยนี้ รูปแบบ QRS complex และระดับ ST ได้ถูกเพิ่มเข้ามาในขั้นตอนวิธีเพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพในการจำแนกประเภทให้เพิ่มขึ้น เมื่อทำการประเมินผลด้วยฐานข้อมูล MIT-DB เพื่อทำการเปรียบเทียบแล้ว พบว่า ขั้นตอนวิธีที่ใช้เพียงช่วง RR และความกว้าง QRS complex จะมีความไวเท่ากับ 80.99% และความจำเพาะเท่ากับ 99.65% เท่านั้น ในขณะที่ขั้นตอนวิธีที่ใช้ลักษณะเด่นทั้ง 4 อย่าง สามารถเพิ่มความไวถึง 97.75% และมีความจำเพาะเท่ากับ 98.80% ซึ่งไม่ได้มีค่าลดลงจนเสียนัยสำคัญ ดังนั้น เราจึงสามารถพิจารณาว่ารูปแบบ QRS complex และช่วง ST เป็นลักษณะเด่นที่มีความสำคัญต่อการจำแนกคลื่น PVC

ความสามารถของรูปแบบ QRS complex สามารถสังเกตได้อย่างชัดเจนในชุดข้อมูลที่ 215 ถ้าหากมีการใช้ลักษณะเด่นเพียง 2 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR และความกว้าง QRS complex จะทำให้การตรวจจับเกิดข้อผิดพลาด เราสามารถสังเกตได้จากบริเวณที่ทับเหลื่อมกันในรูปที่ 5.1(a) หลังจากที่มีการเพิ่มรูปแบบ QRS complex ในกฎการตัดสินใจ ข้อผิดพลาดในการตรวจจับจะลดลงเนื่องจาก

รูปแบบ QRS complex สามารถแบ่งแยกพื้นที่ลักษณะเด่นระหว่างคลื่น PVC และ non-PVC ได้ ดังรูปที่ 5.1(b)

ในทางเดียวกัน ความสามารถของระดับ ST สามารถสังเกตได้อย่างชัดเจนในชุดข้อมูลที่ 213 ถ้าหากมีการใช้ลักษณะเด่นเพียง 2 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR และความกว้าง QRS complex จะทำให้การตรวจจับเกิดข้อผิดพลาด เราสามารถสังเกตได้จากบริเวณที่ทับเหลื่อมกันในรูปที่ 5.2(a) หลังจากที่มีการเพิ่มรูปแบบ QRS complex ในกฎการตัดสินใจ ข้อผิดพลาดในการตรวจจับจะลดลงเนื่องจากระดับ ST สามารถแบ่งแยกพื้นที่ลักษณะเด่นระหว่างคลื่น PVC และ non-PVC ได้ ดังรูปที่ 5.2(b)

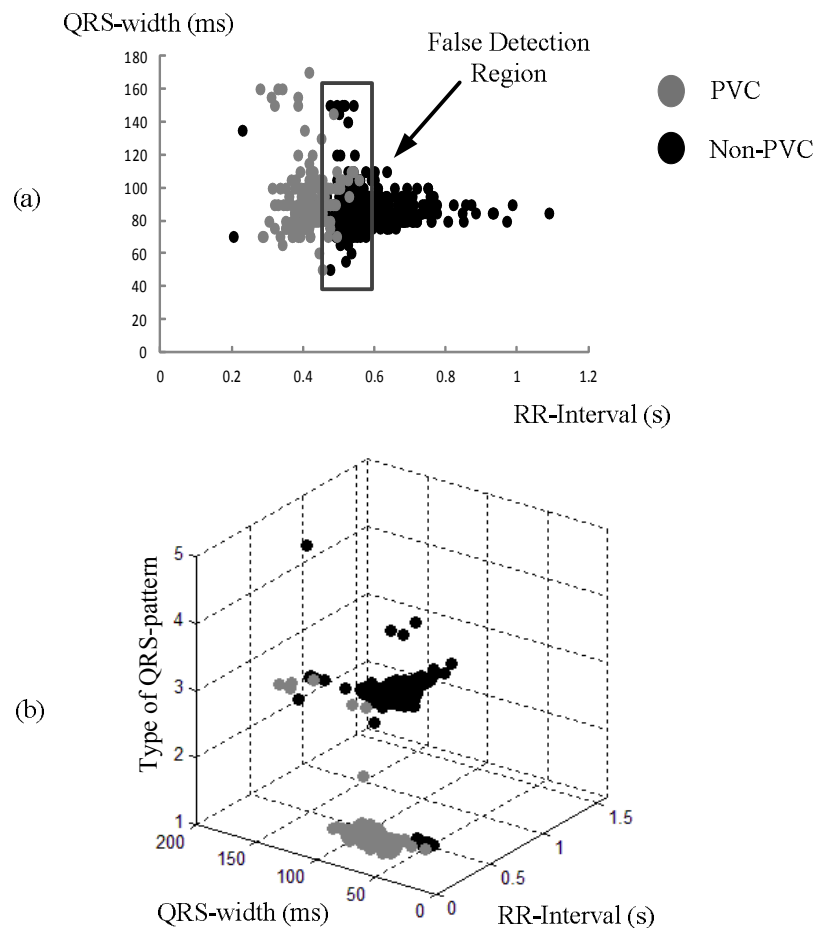
อย่างไรก็ตาม ขั้นตอนวิธียังคงตรวจจับผิดพลาดในบางชุดข้อมูล ในกรณี False Negative คลื่น PVC ในชุดข้อมูล 223 มีช่วงที่เกิด PVC แบบ Multiform ต่อเนื่องเป็นเวลานาน ในกรณี False positive คลื่น ECG ในชุดข้อมูล 105 และ 200 มีสัญญาณรบกวนจากแหล่งกำเนิดที่หลากหลาย ขั้นตอนวิธีจะตัดคลื่นคลื่นที่มีสัญญาณรบกวนว่าเกิด PVC

หากนำกฎการตัดสินใจของลักษณะเด่นแต่ละอย่างมาแยกจำแนกคลื่น PVC ด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 26 ชุดข้อมูลแล้ว จะได้ผลการทดสอบดังตารางที่ 5.1 จากการสังเกตพบว่าความกว้าง QRS complex มีค่าความไวและพื้นที่ใต้กราฟ ROC curve สูงที่สุด ดังนั้น ความกว้าง QRS complex จึงเป็นลักษณะเด่นที่มีผลต่อความแม่นยำโดยรวมมากที่สุด สำหรับรูปแบบ QRS complex แม้ว่าจะช่วยให้ขั้นตอนวิธีมีความไวสูงขึ้นอีกไม่มากแต่ก็ไม่ทำให้ความจำเพาะโดยรวมต่ำลงเนื่องจากมีความจำเพาะเฉพาะตัวสูงและยังมีค่ามากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับลักษณะเด่นอื่น สำหรับระดับ ST สามารถทำให้ขั้นตอนวิธีโดยรวมมีความไวสูงขึ้น เนื่องจากมีความไวเฉพาะตัวสูง แต่เนื่องจากมีค่าความจำเพาะเฉพาะตัวต่ำที่สุด อาจเป็นเหตุให้ค่าความจำเพาะโดยรวมต่ำลงเล็กน้อย อย่างไรก็ตาม โครงสร้างของขั้นตอนวิธีการจำแนก PVC ยังคงสามารถป้องกันการเกิด False positive ได้ดี

จากผลการทดสอบในตารางที่ 5.1 ยังสามารถสรุปได้อีกว่า ความไวและความจำเพาะของลักษณะเด่นแต่ละอย่างแม้ว่าจะมีประสิทธิภาพในระดับหนึ่ง แต่หลังจากที่นำลักษณะเด่นทั้งสี่มาร่วมกันตรวจจับ PVC ในภายหลังแล้ว พบว่าขั้นตอนวิธีมีประสิทธิภาพที่สูงขึ้นกว่าเดิมเนื่องจากมีโครงสร้างที่เสริมกันและมีลักษณะเด่นที่เหมาะสม ในการวิจัยก่อนหน้านี้ [32] แม้ว่าช่วง RR และความกว้าง QRS complex จะมีความไวเฉพาะตัวที่ดี แต่การใช้โครงสร้างแบบอินเตอร์เซกชันเพียงอย่างเดียวจึงทำให้ความไวมีค่าลดต่ำลงมาจนเหลือประมาณ 80% การที่ PVC เป็นคลื่นที่มีรูปร่างหลากหลาย ดังนั้น เราจึงควรเลือกโครงสร้างของขั้นตอนวิธีและลักษณะเด่นที่เหมาะสม

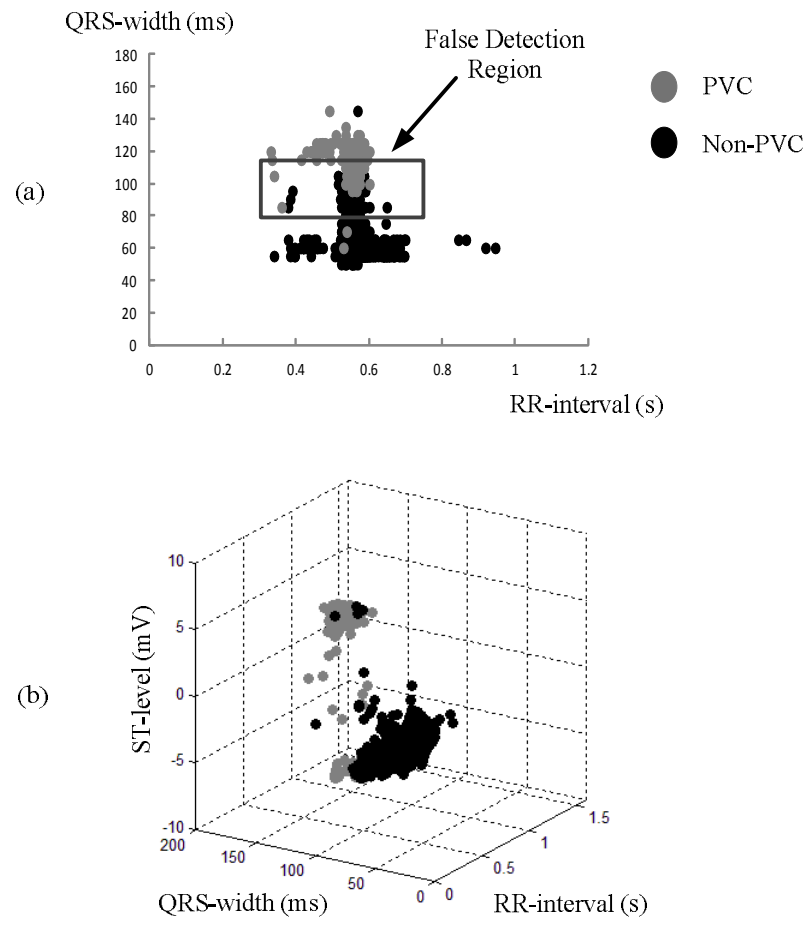
ตารางที่ 5.1 ผลการทดสอบการตรวจจับ PVC โดยแยกกฎการตัดสินลักษณะเด่น

Object	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Area of ROC curve (AU)
RR-interval	86.25	95.74	8257
QRS-width	94.32	96.66	9117
QRS-pattern	40.54	99.01	4014
ST-level	91.78	94.72	8693
Total algorithm	97.75	98.80	9658



รูปที่ 5.1 การกระจายตัวระหว่างคลื่น PVC และ Non-PVC ตามลักษณะเด่นของชุดข้อมูลที่ 215

(a) ลักษณะเด่น 2 อย่าง (b) ลักษณะเด่น 3 อย่าง



รูปที่ 5.2 การกระจายตัวระหว่างคลื่น PVC และ Non-PVC ตามลักษณะเด่นของชุดข้อมูลที่ 213

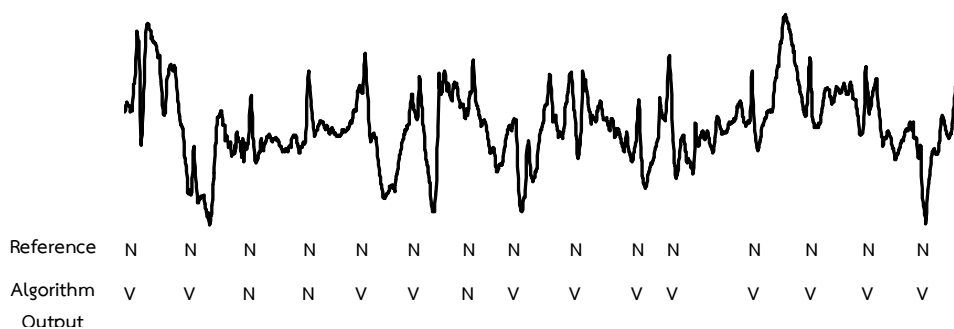
(a) ลักษณะเด่น 2 อย่าง (b) ลักษณะเด่น 3 อย่าง

5.2 สรุปผล

งานวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ PVC แบบเวลาจริง ขั้นตอนวิธีจะพิจารณาลักษณะเด่นทั้งหมด 4 อย่าง ได้แก่ ช่วง RR, ระดับ ST, รูปแบบ และความกว้าง QRS complex ส่วนกระบวนการจำแนกคลื่น PVC จะใช้กฎการตัดสินใจที่ไม่ซับซ้อน เหมาะแก่การนำไปใช้ในอุปกรณ์สมองกลฝังตัว ในงานวิจัยนี้ ขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับ PVC ถูกเขียนด้วยภาษาซี และถูกนำไปประเมินประสิทธิภาพด้วยโปรแกรม Matlab หลังจากทดสอบปรับค่าตัวแปรให้เหมาะสมด้วยฐานข้อมูล MIT-DB จำนวน 26 ชุดข้อมูลแล้ว ขั้นตอนวิธีมีความไวเท่ากับ 97.75% และความจำเพาะเท่ากับ 98.80% และหลังจากทดสอบด้วยฐานข้อมูล LT-DB จำนวน 16 ชุดข้อมูลแล้ว ขั้นตอนวิธีมีความไวเท่ากับ 99.47% และความจำเพาะเท่ากับ 99.24%

5.3 แนวทางการพัฒนา

ขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ PVC ที่ได้พัฒนาขึ้นมีข้อดี คือ สามารถตรวจจับ PVC ที่มีรูปร่างหลากหลายได้อย่างแม่นยำ อย่างไรก็ตาม ข้อเสีย คือ ในกรณีที่คลื่น ECG มีสัญญาณรบกวนมาก ขั้นตอนวิธีอาจตัดสินใจผิดพลาด สัญญาณเหล่านั้นเป็น PVC เนื่องจากคลื่นที่สนใจมีลักษณะแตกต่างจากคลื่น ECG ปกติ ดังรูปที่ 5.3



รูปที่ 5.3 คลื่น ECG ที่มีสัญญาณรบกวนมาก

นอกจากนี้ขั้นตอนวิธียังคงทดสอบกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์เท่านั้น ยังไม่ได้มีการทดสอบกับอุปกรณ์สมองกลฝังตัวในทางปฏิบัติ จากที่กล่าวมาข้างต้น ขั้นตอนวิธีในการตรวจจับ PVC สำหรับงานวิจัยนี้สามารถสรุปแนวทางการพัฒนาเป็นหัวข้อ ดังนี้

1. เพิ่มการจำแนกรูปแบบของ PVC ในกรณีที่เกิด PVC แบบ Multiform
2. เพิ่มการจำแนกคลื่น Premature atrial contraction (PAC)
3. เพิ่มขั้นตอนวิธีในการวัดสัญญาณรบกวนเพื่อจำกัดหรือละเว้นการพิจารณาคำสั่งที่มีสัญญาณรบกวนในช่วงระยะเวลาหนึ่ง
4. นำไปทดสอบกับอุปกรณ์สมองกลฝังตัว และเริ่มทดสอบการเฝ้าระวังผู้ป่วยโรคหัวใจในระยะเริ่มต้น

รายการอ้างอิง

- [1] P. E. Ross, "Manage care through the air," *IEEE Spectrum*, pp. 14-19, December, 2004.
- [2] National Statistical Office Kingdom of Thailand, "Senior citizen 1990 – 2030." Open source, updated: 12 April 2010.
http://social.nesdb.go.th/SocialStat/StatReport_Final.aspx?reportid=192&template=2R1C&eartype=M&subcatid=27 (download: 2 February 2012)
- [3] S. Myers, et al., "Impact of home-based monitoring on the care of patients with congestive heart failure," *Home Health Care Management Practice*, vol. 18, pp. 444-451, October, 2006.
- [4] WHO, "World Health Statistic 2008: The top 20 causes of death in 2030," WHO Library Cataloguing, p. 30, 2008.
- [5] Health Information Unit, Bureau of Health Policy and Strategy, "Number of deaths and death rates per 100,000 population by leading causes of death, 2005 – 2009." Open Source information, <http://bps.ops.moph.go.th/Statistic/2.3.4-52.pdf> (download: 5 February 2012)
- [6] E. Sandoe, and B. Sigurd, *Arrhythmia: A guide to clinical electrocardiology*, Bingen, Germany, Publishing Partners, 1991.
- [7] J. R. Hampton, *The ecg in practice*, 5 ed.,: Elsevier, p. 152, 2008.
- [8] A. S. Ganny and S. A. Eguma, "Intraoperative ventricular bigeminy: report of 5 cases," *Annals of African Medicine*, vol. 4, no. 2, pp. 72-82, 2005.
- [9] R. Fidler, D. Pickham and B. J. Drew, "Quantification of hospital cardiac monitoring alarms," *Journal of Electrocardiology*, vol. 44, Issue: 6, p. 744, November - December, 2011.
- [10] J. G. Webster, et al., *Medical Instrumentation*, 4 ed.,: John Wiley & Sons , 2010.
- [11] W. Wongcharoen, MD., et al., *Electrocardiography for medical student*, 7 ed.,: Chiang Mai, Trick Think, 2010.
- [12] J. Malmivuo and R. Plonsey, *Bioelectromagnetism*, New York, Oxford, 1995.
- [13] Y. Sahasakul, MD., *Clinical ECG*,: Thailand, N P Press Limited Partnership, pp. 46-49, 2006.
- [14] B. S. Lipman, et al., *Clinical Scalar Electrocardiography*, :Chicago, Yearbook Medical Publishers, 1972.
- [15] W. Grossbach, "Measuring the ecg signal with a mixed analog-digital application-specific ic," *Hewlett-Packard Journal*, pp. 21-24, October, 1991.
- [16] W. F. Ganong, *Review of Medical Physiology*, 20 ed.,: McGraw-Hill, 2001.
- [17] D. Kim, Ph.D., "Electrocardiogram." Open source, updated: June 2007.
<http://rfumsphysiology.pbworks.com/w/page/12566770/ECG> (download: 13 February 2012)
- [18] J. R. Hampton, *The ECG Made Easy*, 7 ed.,: Elsevier, pp. 64-76, 2008.
- [19] M. A. Alpert, *Cardiac Arrhythmia*, Chicago. Year Book Medical Publishers INC., pp. 17-33, 1980.
- [20] J. R. Hampton, *150 ECG Problems*, 3 ed.,: Elsevier, 2008.
- [21] E. K. Chung, *Principle of Cardiac Arrhythmias*, 3 ed.,: London. Williams & Wilkins, p. 344, 1987.

- [22] B. Lown and M. Wolf, "Approaches to sudden death from coronary heart disease," *Circulation*, vol. 44, pp. 130-142, 1971.
- [23] J. Huff, *ECG Workout: Exercises in Arrhythmia Interpretation*, 3 ed.,: USA. Lippincott William & Wilkins, p. 197, 2006.
- [24] B. Moody and R. G. Mark, "Development and evaluation of a 2-lead ecg analysis program", *Computers in Cardiology*, vol. 9, pp. 39-44, 1982.
- [25] Y. H. Hu, S. Palreddy, and W. J. Tompkins, "A Patient-Adaptable ECG Beat Classifier Using a Mixture of Experts Approach," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* , vol. 44, no. 9, pp. 891-900, September, 1997.
- [26] L. Y. Shyu, Y. H. Wu, and W. Hu, "Using wavelet transform and fuzzy neural network for VPC detection from the Holter ECG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* , vol. 51, no. 7, pp. 1269-1273, July, 2004.
- [27] G. Bortolan, R. Degani, and J. L. Willems, "ECG classification with neural networks and cluster analysis," *Computers in Cardiology*, pp. 177-180, 1991.
- [28] O. Sayadi, M. B. Shamsollahi and G. D. Clifford, "Robust Detection of Premature Ventricular Contractions Using a Wave-Based Bayesian Framework," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 2, pp. 353-362, January, 2010.
- [29] Z. Shen, C. Hu, and P. Li, "Research on Premature Ventricular Contraction Real-time Detection Based Support Vector Machine," *IEEE International Conference on Information and Automation*, June, 2011.
- [30] I. A. Dotsinsky, and T. V. Stoyanov, "Ventricular beat detection in single channel electrocardiograms," *Biomedical Engineering Online*, 3:3, January, 2004.
- [31] M. G. Tsipouras, D. I. Fotiadis, and D. Sideris, "An arrhythmia classification system based on the rr-interval signal," *ELSEVIER Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 33, pp. 237-250, 2005.
- [32] A. Teeramongkonrasmee, C. Tangwongsan, and S. Sittisook, "Development of a real-time cardiac arrhythmia analyzer," *Proceedings of 32nd Electrical Engineering Conference (EECON-32)*, vol. 2, pp. 1367-1370, October, 2009.
- [33] I. Iliev, V. Krasteva, and S. Tabalov, "Real-time detection of pathological cardiac events in the electrocardiogram," *Physiological Measurement*, vol. 28, pp. 259-276, March, 2007.
- [34] S. M. Kuo, B. H. Lee and W. Tian, *Real-Time Digital Signal Processing: Implementations and Applications*, John Wiley & Sons, Ltd, 2006.
- [35] V. X. Afonso, et al., "ECG beat detection using filter banks," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, pp. 192-202, February, 1999.
- [36] K. P. Cohen, et al., "QRS detection using a fuzzy neural network," *IEEE 17th Annual Conference, Engineering in Medicine and Biology Society*, September, 1995.
- [37] P. O. Borjesson, et al., "Adaptive QRS detection based on maximum a posteriori estimation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 29, pp. 341-351, May, 1982.

- [38] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time qrs detection algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical*, vol. 32, pp. 230-236, 1985.
- [39] V. X. Afonso, *Biomedical digital signal processing: ECG QRS detection*, New jersey, Prentice hall, 2000.
- [40] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database," *IEEE Transactions on Biomedical*, vol. 33, pp. 1157-1165, December, 1986.
- [41] A. L. Goldberger, *et al.*, "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals," *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. 215-220, June, 2000.
- [42] American National Standards Institute, Inc., "Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithm," *Association for the Advancement of Medical Instrumentation - ANSI/AAMI EC57:1998*, October, 1998.
- [43] A. Savitzky, and M. J. E. Golay, "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures," *Analytical Chemistry*, vol. 36, pp. 1627-1639, 1964.

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายสุพัฒน์ อิทธาธิรุจ เกิดวันที่ 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2531 ที่จังหวัดกรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีการศึกษา 2552 และศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2553