



วิธีการปรับปรุงประสิทธิภาพสำหรับอัลกอริทึมในการตรวจจับคิวอาร์เอส
ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

**Efficiency Improvement Methods for QRS Detection Algorithm in
Electrocardiography (ECG) Signal**

นันทริกา เทียมชู

Nantarika Thiamchoo

วิทยานิพนธ์เล่มนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of

Master of Engineering in Electrical Engineering

Prince of Songkla University

2559

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ วิธีการปรับปรุงประสิทธิภาพสำหรับอัลกอริทึมในการตรวจจับควอาร์
 เอสในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 ผู้เขียน นางสาวนันทริกา เทียมชู
 สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	คณะกรรมการสอบ
.....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พลฤกษ์ภัทรานนต์)	(รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)
กรรมการ
	(รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พลฤกษ์ภัทรานนต์)
กรรมการ
	(ดร. กิตติคุณ ทองพูล)
กรรมการ
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ทิฆัมพันธ์ เจริญพงษ์)

บัณฑิตวิทยาลัยมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
 หนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

.....
 (รองศาสตราจารย์ ดร. วีระพล ศรีชนะ)
 คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้เป็นผลมาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และขอขอบพระคุณผู้ที่มีส่วนเกี่ยวข้องทุกท่านไว้ ณ ที่นี้

ลงชื่อ.....

(รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ลงชื่อ.....

(นางสาวนันทริกา เทียมชู)

นักศึกษา

(4)

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อนและ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นางสาวนันทริกา เทียมชู)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	วิธีการปรับปรุงประสิทธิภาพสำหรับอัลกอริทึมในการตรวจจับควอาร์เอสในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ผู้จัดทำ	นางสาวนันทริกา เทียมชู
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2558

บทคัดย่อ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นหนึ่งในสัญญาณชีพที่บ่งชี้กิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ ซึ่งทางการแพทย์ได้นำมาใช้ทั้งทางด้าน การเฝ้าระวังและการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบหัวใจและหลอดเลือด ดังนั้นอัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับควอาร์เอสในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงจำเป็นต้องมีความถูกต้องสูง งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการปรับปรุงและพัฒนาประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในการตรวจจับควอาร์เอสในคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องร่วมกับพลังงานแซนนอน และประเมินผลอัลกอริทึมกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจในฐานข้อมูล MIT-BIH arrhythmia database จำนวน 48 ชุดข้อมูล โดยวิธีการปรับปรุงสำหรับอัลกอริทึมในการตรวจจับควอาร์เอสที่ได้ทำการศึกษาในงานวิจัยประกอบด้วย (1) กระบวนการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและพลังงานแซนนอน (2) กระบวนการตรวจจับสัญญาณกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัวกรองค่าสูงสุด (3) การตรวจจับควอาร์เอสในคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิคการประยุกต์ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวและค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว (4) การประมวลผลภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับ ประสิทธิภาพของอัลกอริทึมถูกประเมินด้วยค่า Detection error rate (DER) และทำการเปรียบเทียบกับบทความอื่นๆ ซึ่งมีค่าเฉลี่ย DER อยู่ระหว่าง 0.168% ถึง 0.87% ผลจากอัลกอริทึมที่ได้นำเสนอแสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ย DER ที่ดีที่สุดในงานวิจัยนี้มีค่า 0.25% จากการใช้เวฟเล็ตแม่แบบชนิดแม็กซิกันแฮตที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที และใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกแวกกับวิธีการตรวจสอบทวนกลับเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที

คำสำคัญ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจจับควอาร์เอสในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง พลังงานแซนนอน

Thesis Title	Efficiency improvement methods for QRS detection algorithm in electrocardiography (ECG) signal
Author	Miss Nantarika Thiamchoo
Major Program	Electrical Engineering
Academy Year	2015

ABSTRACT

Electrocardiography (ECG) signal is one of the vital signals indicating the electrical activity of the heart that can be used for both monitoring and diagnosis of cardiovascular diseases. Thus, it is necessary to have a high accuracy algorithm for detecting the QRS in ECG signal. This research proposes the algorithm for improving and developing the performance of QRS detection in ECG signal with continuous wavelet transform (CWT) and Shannon energy. Then, the proposed algorithm was evaluated with 48 records of ECG signals from MIT-BIH arrhythmia database. Improvement methods for QRS detection algorithm studied in this thesis include: (1) Noise removal using continuous wavelet transform and Shannon energy, (2) Envelope signal detection using a maximum filter, (3) QRS detection with a single fixed thresholding technique and a single adaptive thresholding technique, (4) Post processing using a searchback method. The performance of the algorithm is evaluated by detection error rate (DER) and compared with that from other articles, which their average DER values are in the range between 0.168% and 0.87. The result from the proposed algorithm shows that the best average DER is 0.25%, which can be obtained using the Mexican hat wavelet function with the scale parameter of 2.5, the maximum filter with the length of 225 ms and the local fixed thresholding technique with the fixed searchback method at 1625 ms.

Keywords: Electrocardiography (ECG) signal, continuous wavelet transform (CWT), Shannon energy, QRS detection algorithm

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พุกภัยภัทรานนธ์ อาจารย์ที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนและฝึกฝนการทำวิจัย ตลอดจนนัดเวลาขบวนการ คิดและให้กำลังใจในการแก้ปัญหา รวมทั้งตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการ สอบวิทยานิพนธ์ ทั้งยังเป็นกรรมการสอบโครงร่าง ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็น ประโยชน์ต่อการดำเนินงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร. กิตติคุณ ทองพูล กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาอุทิศ เวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการดำเนินงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชิมพันธ์ุ เจริญพงษ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลา เป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ วิจารณ์ผลงาน และตรวจทาน วิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่กรุณา สนับสนุนทุนการศึกษา “โครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี” แก่ข้าพเจ้าระหว่างการศึกษา

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ ทางด้านต่างๆทั้งในอดีตและปัจจุบันให้แก่ข้าพเจ้ามาโดยตลอด และขอกราบขอบพระคุณ มารดา รวมไปถึงญาติผู้ใหญ่ และพี่ๆ เพื่อนๆ ที่ได้ให้ความรัก ความห่วงใย และให้การสนับสนุนทางด้านการ ศึกษาอย่างดียิ่งมาโดยตลอด จนทำให้ผู้จัดทำประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา หาก วิทยานิพนธ์นี้มีความผิดอันใด ผู้วิจัยขอให้เป็นกตเวทิตาต่อมารดา และบูรพาจารย์ทุกท่าน หากแต่ถ้า วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีข้อบกพร่องประการใด ผู้วิจัยขอน้อมรับไว้แต่เพียงผู้เดียว

นันทริกา เทียมชู

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(10)
รายการภาพประกอบ	(12)
บทที่	
1. บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย	1
1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	14
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	14
1.5 ขอบเขตของการวิจัย	15
1.6 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย	15
2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	16
2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
2.2 การแปลงเวฟเล็ด	18
2.3 พลังงานแชนนอน	20
3. อุปกรณ์และวิธีการ	23
3.1 การประมวลสัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องและพลังงานแชนนอน	24
3.2 ตัวกรองค่าสูงสุด	26
3.3 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	27
3.4 การประมวลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับ	31
3.5 การประเมินผลอัลกอริทึม	31
4. ผลการวิจัย	33
4.1 ผลการประมวลสัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องและพลังงานแชนนอน	33
4.2 ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	44
4.3 ผลการประมวลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับ	54
4.4 ผลการประเมินผลอัลกอริทึม	60

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่	
5. บทสรุปและข้อเสนอแนะ	75
5.1 บทสรุป	75
5.2 ข้อเสนอแนะ	77
บรรณานุกรม	79
ภาคผนวก	81
ภาคผนวก ก	82
ภาคผนวก ข	84
ภาคผนวก ค	100
ประวัติผู้เขียน	106

รายการตาราง

ตารางที่		หน้า
1-1	เปรียบเทียบวิธีประมวลผลสัญญาณขั้นต้น การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการประเมินประสิทธิภาพของบทความที่ได้ทำการทบทวนวรรณกรรม	10
1-2	เปรียบเทียบวิธีประมวลผลสัญญาณขั้นต้นและการประเมินประสิทธิภาพโดยใช้อ้างอิงข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database จำนวน 6 บทความ	12
1-3	เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดสูงสุดของชุดข้อมูล 5 อันดับแรกจากบทความจำนวน 6 บทความ ใช้อ้างอิงข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ในการประเมินประสิทธิภาพ	13
1-4	เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดของชุดข้อมูล 5 อันดับแรกจากบทความจำนวน 6 บทความ ใช้อ้างอิงข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ในการประเมินประสิทธิภาพ	14
3-1	ตารางความสัมพันธ์ของระดับสเกลของสัญญาณเวฟเล็กกับช่วงความถี่ผ่าน	26
4-1	ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในแต่ละชุดข้อมูลในระดับสเกลตั้งแต่ 2-4	36
4-2	ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในแต่ละชุดข้อมูลในความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดตั้งแต่ 150-300 มิลลิวินาที	43
4-3	ช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลพร้อมค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นทั้ง 48 ชุดข้อมูล	46
4-4	ผลการประเมินอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานเซนนอน	63
4-5	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่เหมาะสมในระดับ 27%	64
4-6	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก	65
4-7	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที	66
4-8	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ 290%	67
4-9	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที	68

รายการตาราง (ต่อ)

ตารางที่		หน้า
4-10	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว แยกร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ 290%	69
4-11	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบ เดี่ยวที่ 1	70
4-12	ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบ เดี่ยวที่ 2	71
4-13	เปรียบเทียบผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้กับ งานวิจัยอื่นๆ	72
4-14	เปรียบเทียบของชุดข้อมูลที่ให้ค่าความผิดพลาดสูงสุด 5 อันดับแรกในแต่ละ บทความกับอัลกอริทึมที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้	73
4-15	เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน 5 ชุดข้อมูลที่มีความผิดพลาดสูง บ่อยครั้งในทั้ง 6 บทความที่ได้ทบทวนวรรณกรรมมากับอัลกอริทึมที่นำเสนอ ในงานวิจัยนี้	74
ก-1	ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว รวมที่ 3% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที	83
ข-1	ค่าความผิดพลาดทั้ง 48 ชุดข้อมูลในระดับสเกล 2-4 เมื่อใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณ คงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 30% ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 150 มิลลิวินาที	85
ข-2	ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว รวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 150 มิลลิวินาที	87
ข-3	ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว รวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 200 มิลลิวินาที	88
ข-4	ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว รวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 250 มิลลิวินาที	89
ข-5	ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว รวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 300 มิลลิวินาที	90
ข-6	ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว รวมระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที	91

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบที่		หน้า
1-1	จำนวนผู้เสียชีวิตด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดตั้งแต่ปี พ.ศ.2549 ถึง พ.ศ.2556	2
1-2	จำนวนผู้ป่วยในที่เข้ารับการรักษาด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดตั้งแต่ปี พ.ศ. 2546 ถึง พ.ศ.2555	3
1-3	จำนวนผู้ป่วยนอกที่เข้ารับการรักษาด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดตั้งแต่ปี พ.ศ. 2546 ถึง พ.ศ.2555	3
1-4	จำนวนบทความตามวิธีการหลักในการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น	5
2-1	ทิศทางการไหลของสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ	16
2-2	ส่วนประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	18
2-3	ผลลัพธ์จากการคำนวณพลังงานของสัญญาณด้วยวิธีการที่ต่างกัน	21
2-4	การคำนวณพลังงานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการที่ต่างกัน	22
3-1	อัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	23
3-2	เวฟเล็ตแม่แบบชนิดแมกซิกันแฮ็ท	25
3-3	การตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	27
3-4	ตำแหน่งค่า I_{max}	29
3-5	ผังการทำงานของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว	30
4-1	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับสเกลตั้งแต่ 2-4	33
4-2	ผลทดลองปรับค่าระดับสเกล 2 และ 4 ในชุดข้อมูล 100	34
4-3	ผลทดลองปรับค่าระดับสเกล 2 และ 4 ในชุดข้อมูล 207	35
4-4	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณในอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานแซนนอน	38
4-5	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณในอัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานแซนนอน	38
4-6	ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานแซนนอนในชุดข้อมูล 108	39
4-7	ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในอัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานแซนนอนในชุดข้อมูล 108	40
4-8	เปรียบเทียบผลการใช้ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่แตกต่างกัน	41

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่		หน้า
4-9	ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุด	42
4-10	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดในชุดข้อมูล 48 ชุดข้อมูล และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณตั้งแต่ 10-60% ของค่าสัญญาณสูงสุด	44
4-11	ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 ในชุดข้อมูล 222	47
4-12	ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับค่า Weighting coefficient	48
4-13	ผลการปรับค่า Weighting coefficient ในระดับต่างๆ	49
4-14	ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับค่า Forgetting coefficient	49
4-15	ผลการปรับค่า Forgetting coefficient ในระดับต่างๆ	50
4-16	ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับเวลาที่ใช้ในการหาค่าสูงสุด (m)	51
4-17	ผลการปรับค่าเวลาในการหาค่า m	51
4-18	ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2 ในชุดข้อมูล 222	52
4-19	ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับค่าแอลฟา	53
4-20	ผลการปรับค่าแอลฟาในระดับต่างๆ (a) แอลฟา 5/6 พลังงานแซนนอน (เส้นทึบสีดำ) ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 (เส้นทึบสีแดง) (b) แอลฟา 1/2 (c) แอลฟา 1/5	53
4-21	ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับระยะเวลาในการตรวจสอบทวนกลับ	54
4-22	ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับเวลาครั้งที่ 1 ในชุดข้อมูล 207	55
4-23	ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับเวลาครั้งที่ 2 ในชุดข้อมูล 203	56

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่		หน้า
4-24	ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับระยะเวลาคิดเป็นร้อยละในการตรวจสอบทวนกลับ	57
4-25	ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยเวลาไม่คงที่ ในชุดข้อมูล 207	58
4-26	ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยเวลาไม่คงที่ ในชุดข้อมูล 203	59

บทที่ 1

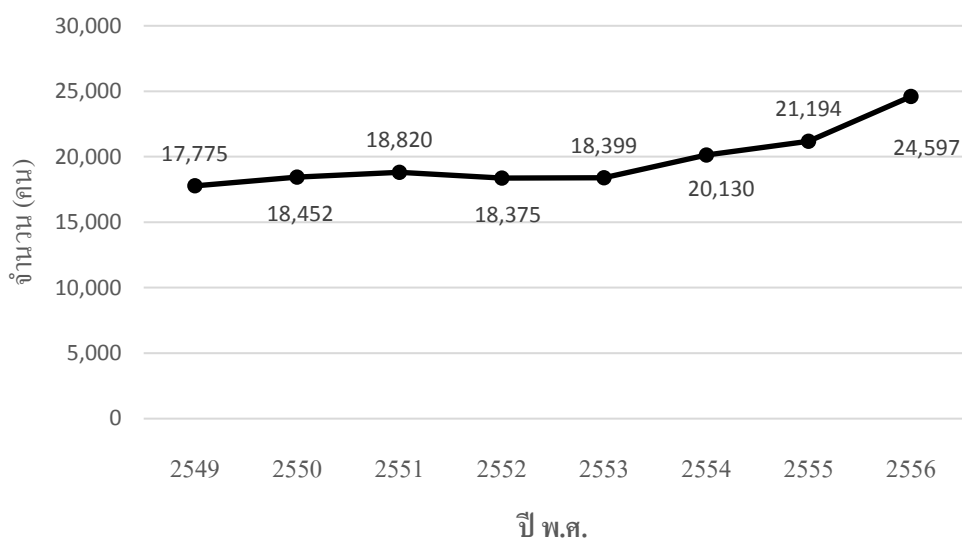
บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงที่มาและความสำคัญของงานวิจัยนี้ งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง วัตถุประสงค์ของงานวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ ขอบเขตงานวิจัย และขั้นตอนในการดำเนินงาน ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย

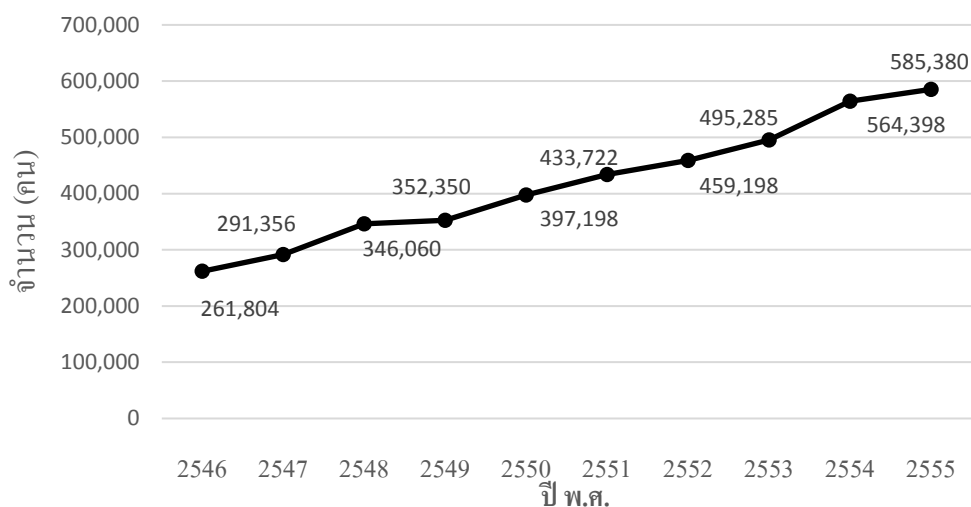
โรคหัวใจและหลอดเลือดเป็นสาเหตุอันดับ 1 ของการเสียชีวิตทั่วโลก จากรายงานขององค์การอนามัยโลก ในปี พ.ศ. 2551 ที่ผ่านมามีผู้เสียชีวิตเนื่องมาจากเหตุดังกล่าวถึง 17.5 ล้านคน หรือคิดเป็น 31% ของการเสียชีวิตทั่วโลก และคาดการณ์ว่าในปี พ.ศ.2573 จะมีผู้เสียชีวิตเนื่องมาจากเหตุดังกล่าวมากถึง 23.3 ล้านคนทั่วโลก สามในสี่ของการเสียชีวิตมักเกิดขึ้นในประเทศที่กำลังพัฒนา [1] สำหรับประเทศไทยโรคหัวใจและหลอดเลือดเป็น 1 ใน 3 สาเหตุหลักของการเสียชีวิต จากข้อมูลของสำนักงานสถิติแห่งชาติชี้ให้เห็นว่าในปี พ.ศ.2549 ถึงปี พ.ศ.2556 มีผู้เสียชีวิตด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดมากกว่า 17,000 คนในทุกๆปี และมีแนวโน้มที่จะเพิ่มสูงขึ้นดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-1

จากการศึกษาจำนวนผู้ป่วยในและนอกจำแนกตามกลุ่มสาเหตุของโรคในประเทศไทย [2] ของสถานบริการสาธารณสุข กระทรวงสาธารณสุข ตั้งแต่ปี พ.ศ.2546 ถึงปี พ.ศ. 2555 พบว่าโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบหัวใจและหลอดเลือดเป็น 1 ใน 3 สาเหตุหลักในการเข้ารับรักษาตัวของผู้ป่วย ภาพประกอบที่ 1-2 แสดงสถิติที่ผ่านมาของประชากรไทยที่เข้ารับการรักษาเป็นผู้ป่วยในด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดซึ่งมีมากกว่าปีละ 261,000 คน และมีแนวโน้มที่จะเพิ่มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่องประมาณปีละ 100,000-400,000 คน สำหรับการเข้ารับการรักษาเป็นผู้ป่วยนอกนั้นมีมากกว่าปีละ 8 ล้านคนดังที่แสดงไว้ในภาพประกอบที่ 1-3 นำมาซึ่งค่าใช้จ่ายจำนวนมหาศาลที่ภาครัฐต้องแบกรับไว้

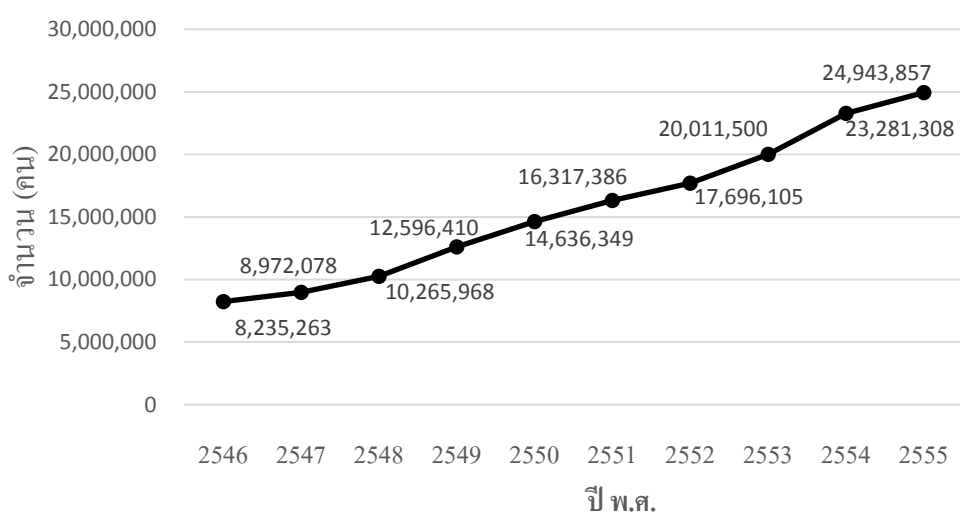


ภาพประกอบที่ 1-1 จำนวนผู้เสียชีวิตด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดตั้งแต่ปี พ.ศ.2549 ถึง พ.ศ.2556[2]

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเครื่องมือที่สำคัญอย่างหนึ่งที่ใช้ในการตรวจสอบ ประเมินผลการรักษา วินิจฉัย และป้องกันโรคที่เกี่ยวข้องกับหัวใจและหลอดเลือดรวมถึง ภาวะแทรกซ้อนต่างๆของระบบหัวใจและหลอดเลือดในผู้ป่วยอีกหลายประเภท [3] โดยคลื่นไฟฟ้า หัวใจเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดจากทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ผ่านทางขั้วไฟฟ้า (Electrode) ที่วางอยู่บนผิวหนังตำแหน่งต่างๆที่ถูกกำหนดไว้ ปกติแล้วคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะ ประกอบด้วยคลื่น P, Q, R, S และ T ในทางการแพทย์ใช้รูปแบบของสัญญาณเหล่านี้ในการ วิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจ และจุดยอดของช่วงคลื่น QRS มีความสำคัญในการคำนวณอัตรา การเต้นของหัวใจเพื่อใช้เป็นข้อมูลประกอบการวินิจฉัยโรค ในทางปฏิบัตินั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ บันทึกได้มักมีการปะปนอยู่ของสัญญาณรบกวนไม่ว่าจะเป็นสัญญาณรบกวนความถี่ต่ำอย่าง สัญญาณที่มีการแกว่งขึ้นลงช้าๆบนเส้นสัญญาณพื้นฐาน (Baseline wandering) สัญญาณรบกวน ความถี่ 50 Hz (Power line interference) สัญญาณรบกวนจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Muscles noise หรือ EMG noise) สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะขณะตรวจ (Motion artifact) หรือแม้กระทั่งสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากหน้าสัมผัสของอิเล็กโทรดที่ใช้ในการเก็บบันทึก สัญญาณเอง (Electrode pop or contact noise) ทำให้สัญญาณที่บันทึกได้นั้นยากต่อการตรวจจับจุด ยอดได้ถูกต้อง ดังนั้นการพัฒนาอัลกอริทึมที่มีความสามารถในกำจัดสัญญาณรบกวนเหล่านี้จึงมี ความสำคัญยิ่ง



ภาพประกอบที่ 1-2 จำนวนผู้ป่วยในที่ได้รับการรักษาด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดตั้งแต่ปี พ.ศ. 2546 ถึง พ.ศ.2555[2]



ภาพประกอบที่ 1-3 จำนวนผู้ป่วยนอกที่ได้รับการรักษาด้วยโรคหัวใจและหลอดเลือดตั้งแต่ปี พ.ศ. 2546 ถึง พ.ศ.2555[2]

งานวิจัยนี้นำเสนออัลกอริทึมในการกำจัดสัญญาณรบกวนและตรวจจับจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทั้งในสัญญาณที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น เพื่อใช้เป็นข้อมูลการตรวจสอบ วินิจฉัย และประเมินความรุนแรงของโรคให้มีความถูกต้องและน่าเชื่อถือมากขึ้น

1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นไปที่การพัฒนาอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเนื้อหาของงานวิจัยที่ได้ทำการทบทวนวรรณกรรมมานั้นสามารถแบ่งเป็นออกเป็น 4 หัวข้อหลักด้วยกันคือ (1) การประมวลผลสัญญาณขั้นต้น (2) การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (3) การประเมินผลอัลกอริทึม และ (4) การเปรียบเทียบคุณภาพอัลกอริทึม โดยสามารถสรุปประเด็นรายละเอียดที่เกี่ยวข้องได้ดังนี้

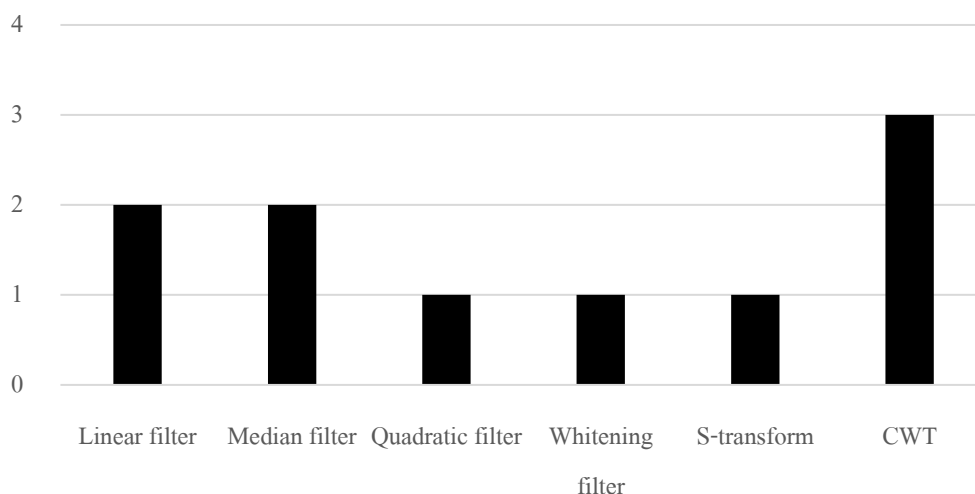
1.2.1 การประมวลผลสัญญาณขั้นต้น

เนื่องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการบันทึกได้โดยปกตินั้นมักมีการปะปนอยู่ของสัญญาณรบกวนดังที่กล่าวไว้ข้างต้น ส่งผลให้สัญญาณที่บันทึกได้นั้นยากต่อการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีความถูกต้องสูง ดังนั้นขั้นตอนประมวลผลสัญญาณขั้นต้นจึงถูกนำมาใช้เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่ปะปน ในการประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจขั้นตอนนี้สามารถแบ่งออกเป็น 2 ขั้นตอนย่อยด้วยกันคือ (1) ขั้นตอนในการกำจัดสัญญาณรบกวน และ (2) ขั้นตอนในการตรวจจับกรอบของสัญญาณ เพื่อนำไปใช้ในขั้นตอนการตรวจจับจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อไป

จากการทบทวนบทความวิจัยทั้ง 10 บทความพบว่าวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนสามารถแบ่งได้เป็น 6 วิธีการด้วยกันคือ วิธีการใช้ตัวกรองเชิงเส้น (Linear filter) ในการกำจัดสัญญาณรบกวนจำนวน 2 บทความ [4] [5] ตัวกรองค่ามัธยฐาน (Median filter) จำนวน 2 บทความ [6-7] ตัวกรองควอดราติก (Quadratic filter) จำนวน 1 บทความ [8] ตัวกรองไวท์เทนนิ่ง (Whitening filter) จำนวน 1 บทความ [9] วิธีการแปลงเอสจำนวน 1 บทความ [10] และวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (Continuous wavelet transform, CWT) จำนวน 3 บทความ [11-13] ดังภาพประกอบที่ 1-4 สำหรับในวิธีการแรกนั้นจะประกอบไปด้วยตัวกรองความถี่แถบผ่าน (Band pass filter) ที่มีค่าความถี่ตัดผ่านในช่วง 5-20 Hz และในวิธีตัวกรองค่ามัธยฐานใช้ความกว้างของสัญญาณกรอบที่ 200 มิลลิวินาทีสำหรับการกำจัดคลื่น P และ 600 มิลลิวินาที สำหรับการกำจัดคลื่น T จำนวน [6-7]

สำหรับขั้นตอนในการสกัดกรอบสัญญาณนั้นสามารถทำได้หลายวิธีด้วยกัน โดยบทความ [4] เลือกใช้วิธีการคำนวณดัชนี โพลชัน ไดนามิก (Dynamic plosion index) บทความ [6] เลือกใช้วิธีการ Integrate-and-fire pulse train บทความที่ [7] เลือกใช้วิธีการหาจุดตัดสัญญาณจากเส้นไฟฟ้าเสมอ (Isoelectric line) ในการหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของช่วงคลื่น QRS บทความ [8] เลือกใช้ตัวกรองค่าสูงสุด (Maximum filter) ในการสร้างกรอบของสัญญาณซึ่งมีความกว้างของสัญญาณ 120 มิลลิวินาที บทความ [10] เลือกใช้การคำนวณพลังงานแซนนอน (Shannon energy) ในการคำนวณหาขอบเขตของช่วงคลื่น QRS บทความ [9] เลือกใช้ตัวกรองเคลื่อนที่ (Moving

average filter) บทความ [11] และ [13] ได้เลือกใช้ต้นแบบการวิเคราะห์ (Analytical model) ซึ่งเป็นสมการทางคณิตศาสตร์ในการคำนวณขอบเขตของสัญญาณที่ใช้ในการตรวจจับคลื่น QRS และบทความสุดท้าย [12] ใช้เส้นตัดศูนย์ (Zero-crossing) เพื่อหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของช่วงคลื่น QRS



ภาพประกอบที่ 1-4 จำนวนบทความตามวิธีการหลักในการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น

1.2.2 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในขั้นตอนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปแล้วมักประยุกต์ใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณ (Threshold) ซึ่งวิธีดังกล่าวสามารถแยกได้เป็น 2 แบบด้วยกันคือ (1) การประยุกต์ใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่ (Fixed threshold) และ (2) เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้ (Adaptive threshold) โดยสำหรับวิธีแรกนั้นสามารถจำแนกได้ 2 แบบ คือเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว (Single fixed threshold) [8] [10] [12] และเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบหลายระดับ (Multiple fixed threshold) โดยเส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่จะถูกกำหนดค่าให้มีค่าคงที่ตลอดเวลาโดยผู้เชี่ยวชาญ ส่งผลให้อัลกอริทึมมีการคำนวณที่ซับซ้อนน้อย แต่มีโอกาสที่จะเกิดการตรวจจับผิดพลาดขึ้นได้ เนื่องจากสัญญาณรบกวนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจบางประเภทมีความถี่ที่ซ้อนทับกับความถี่ของช่วงคลื่น QRS ตัวกรองที่ใช้ในขั้นตอนประมวลผลสัญญาณเบื้องต้นอาจกำจัดสัญญาณรบกวนไม่หมด เพื่อเลี่ยงความผิดพลาดที่จะเกิดขึ้นดังกรณีข้างต้น ในบางงานวิจัยจึงได้นำเส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้มาประยุกต์ใช้งาน [9] ซึ่งค่าขีดแบ่งสัญญาณจะปรับเปลี่ยนค่าตัวมันเองตามโมเดลคณิตศาสตร์ที่กำหนดไว้ซึ่งจะขึ้นอยู่กับลักษณะของสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงไปในช่วงเวลานั้นๆ ส่งผลให้อัลกอริทึมประมวลผลสัญญาณมีความซับซ้อนเพิ่มขึ้น แต่การตรวจจับจุด

ยอดสัญญาณจะมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น โดยเส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวสามารถจำแนกได้ 2 แบบเช่นเดียวกัน คือเส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบหลายระดับ (Multiple adaptive threshold) และเส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว (Single adaptive threshold) [11] [13] ดังสมการที่ (1-1) [9]

$$TH = nle - TC \times (nle - sle) \quad (1-1)$$

เมื่อ TH คือค่าขีดแบ่งสัญญาณ TC คือค่าขีดแบ่งสัญญาณเริ่มต้น nle คือค่าประมาณของระดับสัญญาณรบกวน และ sle คือค่าประมาณของระดับสัญญาณ สำหรับในบางงานวิจัย อัลกอริทึมในขั้นตอนประมวลผลสัญญาณเบื้องต้นอาจมีประสิทธิภาพเพียงพอที่จะกำจัดหรือลดทอนสัญญาณรบกวนที่ความถี่คาบเกี่ยวกับความถี่ของช่วงคลื่น QRS ได้ ดังนั้นวิธีการประยุกต์ใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้อาจไม่มีความจำเป็น อาทิบทความที่ [4] และ [5] ที่ได้ประยุกต์ใช้ตัวกรองค่ามัธยฐานร่วมกับการคำนวณค่าพลังงานแซนนอน ซึ่งผลลัพธ์ของสัญญาณกรอบที่ได้นั้นมีความถูกต้องสูงพอที่ตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยข้อมูลของจุดสูงสุดและต่ำสุดของช่วงสัญญาณ ในบทความที่ [6] ได้มีการนำวิธีการสัณฐานวิทยา (Morphological) มาใช้ในการตรวจจับ บทความที่ [7] ได้มีการประยุกต์ใช้การแปลงเวฟเล็ดแบบไม่ต่อเนื่องผนวกกับวิธีการวิเคราะห์จุดตัดศูนย์ (Zero-crossing) ซึ่งเสมือนการใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวซึ่งมีค่าเท่ากับ 0 มาใช้ในการกำหนดจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

นอกจากขบวนการที่กล่าวมาข้างต้นแล้วในบางบทความยังมีการตรวจสอบความถูกต้องในการตรวจจับจุดยอดของสัญญาณเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและความแม่นยำให้แก่อัลกอริทึม โดยใช้วิธีการตรวจสอบทวนกลับ เช่น การใช้ข้อมูลระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณ (R-R interval information) การพิจารณาย้อนกลับในระยะช่วงเวลา 285 มิลลิวินาที [4] และทำการลดค่าเส้นขีดแบ่งสัญญาณในกรณีไม่พบจุดยอดคลื่นสัญญาณภายในเวลา 150% ของระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณ (R-R Interval) [10]

1.2.3 การประเมินผลอัลกอริทึม

หลังจากทำการตรวจจับจุดยอดคลื่นสัญญาณขั้นตอนต่อไปคือการประเมินผลอัลกอริทึมเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพในการใช้งาน คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ซึ่งอยู่ในชุดข้อมูลของ PhysioBank โดยข้อมูลจะประกอบไปด้วยข้อมูลจาก 2 ช่องสัญญาณ ของบุคคลจำนวน 48 คนเป็นระยะเวลาคนละครึ่งชั่วโมง ประกอบไปด้วยรูปแบบชุดข้อมูลสัญญาณที่ปกติและผิดปกติ พร้อมทั้งมีรายละเอียดอธิบายเกี่ยวกับความผิดปกติที่เกิดขึ้น

โดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญอีกด้วย ซึ่งเราสามารถประเมินคุณภาพจากค่า Sensitivity (SEN) ซึ่งเป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถในการตรวจจับจุดยอดของสัญญาณที่ถูกต้องของอัลกอริทึม Positive Predictive Rate (PPR) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถของอัลกอริทึมในแยกแยะระหว่างสัญญาณที่ถูกต้องและไม่ถูกต้องและ Detection Error Rate (DER) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความถูกต้องในการทำงานของอัลกอริทึม ซึ่งมีสมการดังสมการที่ (1-2) (1-3) และ (1-4) ตามลำดับ [8]

$$SEN = \frac{TP}{TP+FN} \times 100 \quad (1-2)$$

$$PPR = \frac{TP}{TP+FP} \times 100 \quad (1-3)$$

$$DER = \frac{FN+FP}{TP+FN} \times 100 \quad (1-4)$$

เมื่อ TP คือจำนวนจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่โปรแกรมตรวจจับถูกต้องตรงกับผลเฉลย FN คือจำนวนจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่โปรแกรมตรวจจับไม่พบ และ FP คือจำนวนจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่โปรแกรมตรวจพบแต่ไม่ใช่จุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรงกับผลเฉลย

1.2.4 การเปรียบเทียบคุณภาพอัลกอริทึม

จากบทความวิจัยที่ได้ศึกษามาทั้งหมดจำนวน 10 บทความ อัลกอริทึมในการประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลักด้วยกันคือ (1) ขบวนการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้นซึ่งประกอบไปด้วย 2 ขบวนการย่อยคือ ขบวนการกำจัดสัญญาณรบกวนและขบวนการตรวจจับกรอบของสัญญาณ (2) ขบวนการประมวลผลสัญญาณหรือขบวนการตรวจจับจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งในหัวข้อนี้มุ่งเน้นไปที่วิธีการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยวิธีการใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณ ซึ่งมีความซับซ้อนน้อยกว่าวิธีการอื่นๆ และ (3) ขบวนการประมวลผลสัญญาณภายหลัง ซึ่งเป็นขบวนการช่วยลดความผิดพลาดในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ตารางที่ 1-1 แสดงรายละเอียดการเปรียบเทียบวิธีประมวลผลสัญญาณขั้นต้น การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การประมวลผลสัญญาณภายหลังและการประเมินประสิทธิภาพของบทความที่ได้ทำการทบทวนวรรณกรรมมาทั้ง 10 บทความ โดยทำการเรียงลำดับจากบทความที่มีความผิดพลาดในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่ำไปสูง ซึ่ง 7 บทความแรกและบทความสุดท้าย [4] ของตารางที่ 1 ได้ทำการประเมินคุณภาพของอัลกอริทึมด้วยฐานข้อมูลเดียวกันคือฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database แต่บทความ [4] และ [11] ไม่ได้ให้

รายละเอียดเกี่ยวกับความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในแต่ละชุดข้อมูลไว้ และบทความ [7] ใช้ข้อมูลจากฐานข้อมูลของ University Hospital Southampton NHS Foundation ในการประเมินผลอัลกอริทึมบทความ [13] ใช้ข้อมูลจาก 3 แหล่งข้อมูลด้วยกันซึ่งประกอบด้วยฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ฐานข้อมูล American heart association (AHA) database และข้อมูลที่ได้จากการจำลองจากสมการทางคณิตศาสตร์ ซึ่งบทความที่กล่าวข้างต้นไม่ได้ให้ข้อมูลผลการประเมินในแต่ละฐานข้อมูลที่ชัดเจน

จากตารางที่ 1-1 จะเห็นได้ว่าบทความที่มีค่าความผิดพลาดต่ำสุด [5] เป็นบทความที่เลือกใช้ตัวกรองแถบผ่านควบคู่กับพลังงานแซนนอนในการกำจัดสัญญาณรบกวน และใช้ตัวกรองสามเหลี่ยมในการตรวจจับกรอบของสัญญาณ สำหรับวิธีการตรวจจับจุดยอดบทความนี้เลือกใช้วิธีการหาจุดสูงสุดและต่ำสุดแทนการใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณ จากนั้นผลลัพธ์ที่ได้จะเข้าสู่กระบวนการประมวลผลสัญญาณภายหลังเพื่อหาจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกต้องโดยใช้ผลต่างของจุดสูงสุดและจุดต่ำสุดที่เข้าคู่กัน ประกอบกับความกว้างของช่วงเวลาที่ตรวจจับจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ แม้ว่าบทความดังกล่าวจะให้ค่าความผิดพลาดต่ำแต่การตรวจจับจุดสูงสุดและต่ำสุดในทุกจุดที่เกิดขึ้นอาจทำให้ขบวนการประมวลผลสัญญาณภายหลังใช้เวลานานเกินจำเป็นได้

บทความ [11] เป็นบทความที่มีความผิดพลาดต่ำเป็นลำดับ 2 ซึ่งบทความนี้ได้เลือกใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในการกำจัดสัญญาณรบกวน ซึ่งได้ทำการศึกษาฟังก์ชันเวฟเล็ต (Wavelet function) 4 ชนิดด้วยกันคือ Harr Gaussian wave Mexican hat และ Morlet ผลการทดสอบอัลกอริทึมพบว่าฟังก์ชันเวฟเล็ตชนิด Mexican hat ให้อัตราความผิดพลาดต่ำกว่าฟังก์ชันเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ ในการตรวจจับกรอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบทความนี้เลือกใช้ต้นแบบการวิเคราะห์ซึ่งเป็นสมการทางคณิตศาสตร์เพื่อหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของช่วงคลื่น QRS บทความนี้เลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้ในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทความ [10] เป็นบทความที่มีความผิดพลาดต่ำเป็นลำดับ 3 ซึ่งบทความนี้ได้เลือกใช้วิธีการแปลงเอสในการกำจัดสัญญาณรบกวนซึ่งผลลัพธ์ที่ได้เป็นความสัมพันธ์ในรูปแบบ 3 มิติระหว่างขนาดของสัญญาณกับเวลาและความถี่ควบคู่กับพลังงานแซนนอนทำให้ขบวนการประมวลผลเบื้องต้นของบทความนี้ค่อนข้างซับซ้อนมากกว่าเมื่อเทียบกับบทความก่อนหน้า [8] แต่ในขบวนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบทความนี้ได้เลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่แบบเดียวในการตรวจจับจุดยอดทำให้อัลกอริทึมในส่วนนี้ซับซ้อนน้อยลงและง่ายต่อการประมวลผลสัญญาณภายหลัง โดยวิธีการตรวจสอบย้อนกลับ (Searchback method) เพื่อตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตรวจจับพลาดไป สำหรับบทความ [9] ซึ่งมีค่าความผิดพลาดต่ำเป็นอันดับที่ 4 นั้นเลือกใช้ตัวกรองไวท์เทนนิ่งซึ่งถูกควบคุมโดยฟังก์ชันของเครือข่ายประสาทเทียม (Artificial neural

network) ควบคุมกับตัวกรองค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ในการประมวลผลเบื้องต้น ประกอบกับการใช้เส้นจืดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวใน การตรวจจับจุดยอดซึ่งทำให้อัลกอริทึมมีความซับซ้อนมากกว่า 2 บทความแรกที่กล่าวมาข้างต้นอยู่มากในขณะที่มีความผิดพลาดในการตรวจจับสูงกว่า

บทความ [8] เป็นความความที่มีค่าความผิดพลาดต่ำเป็นลำดับที่ 5 โดยบทความนี้ได้เลือกใช้ตัวกรองควอดราติกในการกำจัดสัญญาณรบกวนในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลังจากนั้นจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกตรวจจับกรอบด้วยตัวกรองค่าสูงสุดในขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้นและใช้ค่าจืดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวซึ่งมีค่าตั้งแต่ 10-17% ของค่าสูงสุดของสัญญาณในการตรวจจับจุดยอด อย่างไรก็ตามการใช้ตัวกรองค่าสูงสุดในการตรวจจับกรอบของสัญญาณอาจไม่มีประสิทธิภาพพอในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติส่งผลให้จำนวนจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่โปรแกรมตรวจจับไม่พบ (FN) มีค่าสูง

บทความ [13] เลือกใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ดแบบแบบต่อเนื่องควบคู่ไปกับการใช้ตัวกรองต่ำผ่าน (Low pass filter) เพื่อลดปัญหาที่เกิดจากการแกว่งขึ้นลงของสัญญาณพื้นฐาน (Baseline wandering) หลังจากนั้นจะเข้าสู่ขั้นตอนในการตรวจจับขอบเขตของสัญญาณที่จะนำมาตรวจจับคลื่น QRS โดยอัลกอริทึมนี้ได้เลือกใช้ต้นแบบการวิเคราะห์ในการคำนวณหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของกรอบสัญญาณ ในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบทความนี้ได้เลือกใช้เส้นจืดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวและในกระบวนการประมวลผลสัญญาณภายหลังจากนั้นบทความนี้มีอัลกอริทึมในการจำแนกจังหวะการเต้นของหัวใจ (Beat classification) ระหว่างจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติและปกติ

สำหรับบทความ [6] ได้เลือกใช้ตัวกรองมัธยฐานในการกำจัดสัญญาณรบกวนควบคู่กับวิธีการ Integrate-and-fire pulse train ซึ่งเป็นวิธีการในการเปลี่ยนสัญญาณต่อเนื่องให้เป็นสัญญาณ pulse โดยการใช้เส้นจืดแบ่งสัญญาณคงที่ 2 เส้น เส้นหนึ่งมีค่าเป็นบวกและอีกเส้นหนึ่งมีค่าเป็นลบในการหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS หลังจากนั้นผลลัพธ์ที่ได้จะถูกสร้างกลับมาโดยแทนที่สัญญาณในช่วงที่ไม่มีสัญญาณ pulse ด้วย 0 บทความนี้ไม่ได้ใช้เส้นจืดแบ่งสัญญาณในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่เลือกใช้วิธีการสัญญาณวิทยา ร่วมกับการวิธีตรวจสอบย้อนกลับเพื่อตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งตรวจจับพลาดไปภายในเวลา 1 วินาที

ตารางที่ 1-1 เปรียบเทียบวิธีประมวลผลสัญญาณขั้นต้น การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการประเมินประสิทธิภาพของบทความที่ได้ทำการทบทวนวรรณกรรมมา

Author	Methodology				DER (%)
	Noise removal	Envelop detection	Thresholding	Post processing	
Zhu & Dong (2013) [5]	Bandpass filter 5–18 Hz and Shannon energy	Triangle filter	(N/A)	False-R detection and false-noise detection form peak and valley valid pair	0.168
Rooijackers al. (2012) [11]	Continuous wavelet transform	Analytical model	Single adaptive thresholding	(N/A)	0.23
Zidelmalet al. (2014) [10]	S-Transform 5-22.5 Hz	Shannon energy	Single fixed thresholding	Search back method (time interval is 150% of current RR interval and the threshold was detect to 0.5 times)	0.25
Arbateni & Bennia (2014) [9]	Whitening filter	Moving average filter	Single adaptive thresholding	(N/A)	0.29
Phukpattaranont (2015) [8]	Quadratic filter	Maximum filter	Single fixed thresholding	(N/A)	0.38
Choi al. (2010) [13]	Continuous wavelet transform and second order butterworth lowpass filter 20 Hz	Analytical model	Single adaptive thresholding	RR interval checkup	0.54
Nallathambi & Jose (2014) [6]	Median filter	Integrate and Fire Pulse Train	(N/A)	Search back method (time interval is ± 1 s)	0.87
Bono al. (2014) [7]	Median filter	Isoelectric line	Single fixed thresholding	Beat classification	2
Abibullaev & Seo (2011) [12]	Continuous wavelet transform	Zero-crossings	Single fixed thresholding	Beat classification	2.18
Ramakrishnan (2014) [4]	Bandpass filter 8-20 Hz	Dynamic Plosion Index	Single fixed thresholding	Search back method (time interval is ± 285 ms corresponding to the period of the highest possible heart rate)	(N/A)

สำหรับบทความ [7] นั้นได้เลือกใช้ตัวกรองมัธยฐานในการกำจัดสัญญาณรบกวน เช่นเดียวกับบทความ [6] ร่วมกับการวิธีการหาจุดตัดสัญญาณจากเส้นไฟฟ้าเสมอ (Isoelectric line) ในการหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของช่วงคลื่น QRS ในขบวนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ บทความนี้ได้ประยุกต์ใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบไม่ต่อเนื่อง ผสมกับวิธีการวิเคราะห์จุดตัดศูนย์ในการประมวลผลสัญญาณ สำหรับบทความ [12] ได้เลือกใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในการกำจัดสัญญาณรบกวนควบคู่กับการใช้เส้นตัวศูนย์ในการกำหนดจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS โดยในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นบทความนี้เลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว ในการประมวลผลสัญญาณภายหลังนั้นบทความนี้ได้การจำแนกจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติโดยใช้เครือข่ายประสาทเทียม ซึ่งจากผลการทดลองอัลกอริทึมนี้ยังให้อัตราความผิดพลาดที่ค่อนข้างสูง

และบทความสุดท้าย [4] ได้นำเสนออัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีเชิงสถิติ โดยบทความนี้ที่เลือกตัวกรองแถบผ่านในการกำจัดสัญญาณรบกวนควบคู่กับวิธีการคำนวณดัชนีโพลชันไดนามิก (Dynamic plosion index) ในการตรวจจับกรอบของสัญญาณ ในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจบทความนี้ไม่ได้ใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแต่เลือกใช้วิธีการหาค่าจุดสูงสุดและจุดต่ำสุดของค่าดัชนีโพลชันไดนามิก ร่วมกับวิธีตรวจสอบย้อนกลับเพื่อตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งตรวจจับพลาดไปภายในช่วงเวลา ± 285 มิลลิวินาที

ตารางที่ 1-2 แสดงรายละเอียดการเปรียบเทียบวิธีประมวลผลสัญญาณขั้นต้นและผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในบทความที่ใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ในการประมวลผลทั้ง 6 บทความ ซึ่งจะเห็นได้ว่าบทความส่วนใหญ่มีจำนวนการเกิดความผิดพลาดแบบ FP สูงกว่า FN เนื่องจากความผิดพลาดแบบ FN นั้นสามารถแก้ไขได้โดยวิธีตรวจสอบย้อนกลับ แต่ความผิดพลาดแบบ FP ที่เกิดขึ้นนั้นขึ้นอยู่กับประสิทธิภาพในการกำจัดสัญญาณรบกวนและการตรวจจับกรอบของสัญญาณในขบวนการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น ซึ่งยังคงต้องการการพัฒนาให้มีประสิทธิภาพสูง

จากบทความทั้ง 6 บทความซึ่งใช้ฐานข้อมูลเดียวกันคือฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ในการประเมินผลอัลกอริทึมสามารถสรุปชุดข้อมูล 5 อันดับแรกที่มีความผิดพลาดสูงสุดได้ดังตารางที่ 1-3 โดยชุดข้อมูลที่ 108 และ 203 เป็นชุดข้อมูลที่ให้ค่าความผิดพลาดสูงในทุกอัลกอริทึมเนื่องจากชุดข้อมูลที่ 108 ประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวนจำนวนมาก และชุดข้อมูลที่ 203 ประกอบไปด้วยการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติแบบ PVC สูงถึง 445 ครั้ง และจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผู้เชี่ยวชาญไม่สามารถบอกได้อีก 4 จุด ชุดข้อมูลที่พบความผิดพลาดดีเป็นอันดับที่ 2 คือชุดข้อมูลที่ 105 เป็นชุดข้อมูลที่ให้ค่าความผิดพลาดสูงในทุกอัลกอริทึมยกเว้นอัลกอริทึมที่ใช้ตัว

กรองไวท์เทนนิ่งในการกำจัดสัญญาณรบกวนจึงคาดว่าอัลกอริทึมนี้มีความสามารถในการแก้ปัญหาในชุดข้อมูลนี้ได้ ชุดข้อมูลที่ 228 เป็นชุดข้อมูลที่มีพบความผิดพลาดซ้ำกันใน 4 บทความ และชุดข้อมูลที่ 203 เป็นชุดข้อมูลที่มีพบความผิดพลาดซ้ำกันใน 3 บทความ แต่ชุดข้อมูลทั้งสอง (203 และ 228) กลับไม่พบในอัลกอริทึมที่ใช้ตัวกรองมัธยฐานในการกำจัดสัญญาณรบกวนจึงคาดว่าอัลกอริทึมนี้มีความสามารถในการแก้ปัญหาในชุดข้อมูลนี้ได้

ตารางที่ 1-2 เปรียบเทียบวิธีประมวลผลสัญญาณขั้นต้นและการประเมินประสิทธิภาพโดยใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database จำนวน 6 บทความ

Method of noise removal	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
Linear filtering (Zhu & Dong, 2013) [5]	109401	93	91	99.92	99.92	0.168
S-Transform (Zidelmalet al., 2014) [10]	108323	97	171	99.84	99.91	0.25
Whitening filter (Arbateni & Bennia, 2014) [9]	109374	109	210	99.82	99.91	0.29
Quadratic filter (Phukpattaranont, 2015) [8]	109281	202	210	99.82	99.81	0.38
Continuous wavelet transform (Bono al., 2014) [13]	109118	376	218	99.66	99.8	0.54
Median filter (Nallathambi & Jose, 2014) [6]	108099	495	462	99.58	99.55	0.87

ตารางที่ 1-4 แสดงรายละเอียดการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดของแต่ละอัลกอริทึมในชุดข้อมูล 5 อันดับแรกที่มีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยสูงสุดจากทั้ง 6 บทความ ซึ่งประกอบไปด้วยชุดข้อมูลที่ 108 203 105 228 และ 207 ตามลำดับ โดยอัลกอริทึมที่ใช้ตัวกรองไวท์เทนนิ่งในการกำจัดสัญญาณรบกวนมีความเหมาะสมที่จะใช้แก้ปัญหาการตรวจจับผิดพลาดในชุดข้อมูลที่ 108 และ 105 ส่วนในชุดข้อมูลที่ 203 และ 228 นั้นอัลกอริทึมที่ใช้การแปลงเอสในการกำจัดสัญญาณรบกวนให้

ค่าความผิดพลาดต่ำสุดเมื่อเทียบกับวิธีอื่นๆ และ อัลกอริทึมที่ใช้ตัวกรองเชิงเส้นมีความเหมาะสมที่จะใช้แก้ปัญหาการตรวจจับผิดพลาดในชุดข้อมูลที่ 207 ได้ดีกว่าวิธีอื่นๆ

ตารางที่ 1-3 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดสูงสุดของชุดข้อมูล 5 อันดับแรกจากบทความจำนวน 6 บทความใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ในการประเมินประสิทธิภาพ

Method of noise removal	Top 5 of DER (%)				
	1 st	2 nd	3 rd	4 th	5 th
Linear filtering (Zhu & Dong, 2013) [5]	105 (1.25)	203 (1.19)	116 (0.84)	228 (0.63)	108 (0.57)
S-Transform (Zidelmalet al., 2014) [10]	108 (2.44)	201 (1.48)	105 (1.24)	207 (1.13)	203 (0.67)
Whitening filter (Arbateni & Bennis, 2014) [9]	203 (1.93)	107 (1.33)	104 (1.13)	228 (1.03)	207 (0.65)
Quadratic filter (Phukpattaranont, 2015) [8]	108 (4.08)	207 (2.20)	203 (1.91)	105 (1.52)	228 (1.27)
Continuous wavelet transform (Bono al., 2014) [13]	108 (4.71)	228 (3.56)	201 (2.39)	203 (2.05)	105 (2.02)
Median filter (Nallathambi & Jose, 2014) [6]	105 (4.67)	203 (4.33)	222 (3.22)	106 (3.10)	108 (2.78)

ตารางที่ 1-4 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดของชุดข้อมูล 5 อันดับแรกจากบทความจำนวน 6 บทความใช้ฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database ในการประเมินประสิทธิภาพ

Method of noise removal	108	203	105	228	207
Linear filtering (Zhu & Dong, 2013) [5]	0.57	1.19	1.25	0.63	0.32
S-Transform (Zidelmalet al., 2014) [10]	2.44	0.67	1.24	0.54	1.13
Whitening filter (Arbateni & Bennia, 2014) [9]	0.51	1.93	0.23	1.03	0.65
Quadratic filter (Phukpattaranont, 2015) [8]	4.08	1.91	1.52	1.27	2.20
Continuous wavelet transform (Bono al., 2014) [13]	4.71	2.05	2.02	3.56	1.18
Median filter (Nallathambi & Jose, 2014) [6]	2.78	4.33	4.67	1.12	0.81
Mean	2.52	2.01	1.82	1.36	1.05

1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการ

เพื่อพัฒนาวิธีการปรับปรุงประสิทธิภาพสำหรับอัลกอริทึมกำจัดสัญญาณรบกวน และตรวจจับจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งสัญญาณที่ปกติและผิดปกติ

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถประยุกต์ใช้ได้กับการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ซึ่งเอื้อประโยชน์ในการตรวจเพื่อป้องกันและวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวข้องกับหัวใจ และหลอดเลือด

1.5 ขอบเขตของการวิจัย

ทดสอบและเปรียบเทียบจำนวนความถูกต้องในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database

1.6 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

- 1.6.1 ศึกษางานวิจัย เอกสารตีพิมพ์ และทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
- 1.6.2 วิเคราะห์การกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยการแปลงเวฟเล็ต เพื่อหาพารามิเตอร์ a ที่เหมาะสม
- 1.6.3 วิเคราะห์การตรวจจับกรอบของสัญญาณด้วยตัวกรองค่าสูงสุด เพื่อหาพารามิเตอร์ L ที่เหมาะสม
- 1.6.4 วิเคราะห์การใช้งานเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวร่วมกับวิธีตรวจสอบย้อนกลับเพื่อตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.6.5 วิเคราะห์การใช้งานเส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว
- 1.6.6 ทดสอบการตรวจจับจุดยอดสัญญาณกับชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database
- 1.6.7 ประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ
- 1.6.8 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอริทึมที่ได้ในการตรวจจับจุดสัญญาณกับวิธีการของบทความอื่นๆ
- 1.6.9 ตรวจสอบผลการวิเคราะห์และปรับปรุงแก้ไข
- 1.6.10 สรุปผลและเขียนรายงานฉบับสมบูรณ์

บทที่ 2

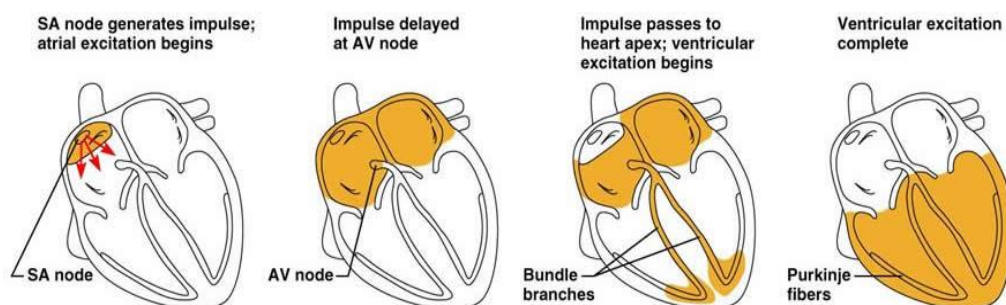
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีและหลักการที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ซึ่งจะประกอบไปด้วยทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่อง (Continuous wavelet transform) และพลังงานแชนนอน ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณที่ได้จากการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อในแต่ละรอบการทำงานของหัวใจ โดยสัญญาณไฟฟ้านี้สร้างขึ้นเพื่อไปควบคุมจังหวะการบีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจในขบวนการสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย ภาพประกอบที่ 2-1 แสดงทิศทางการไหลของสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจโดยสัญญาณไฟฟ้าที่กล่าวข้างต้นนี้ถูกสร้างมาจากกล้ามเนื้อหัวใจชนิด Electrical cell ซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อที่มีชื่อว่า SA-node และ AV-node ทำหน้าที่ในการกำเนิดกระแสไฟฟ้าและส่งผ่านไปยัง His bundle และ Purkinje fiber ซึ่งทำหน้าที่ในการนำกระแสไฟฟ้าไปยังบริเวณกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจบีบตัวสูบฉีดเลือด [3]

ภาพประกอบที่ 2-2 แสดงลักษณะและส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติ ซึ่งประกอบด้วยจะคลื่น 3 คลื่นหลัก คือคลื่น P QRS และ T ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้



ภาพประกอบที่ 2-1 ทิศทางการไหลของสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ [14]

- คลื่นพี (P Wave)

เป็นส่วนของคลื่นที่เกิดจากการเสียสภาพชั่วคราวหรือดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบน ทั้ง 2 ข้างอันเนื่องมาจาก SA node ส่งกระแสไฟฟ้ามากระตุ้นให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนเพื่อไล่เลือดไปยังหัวใจห้องล่าง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนมีขนาดค่อนข้างบางทำให้โดยปกติแล้ว P-wave จะมีขนาดสูงไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์ และใช้เวลาประมาณ 0.8 วินาทีในคนปกติ

- คลื่นคิวอาร์เอส (QRS Complex)

เป็นส่วนของคลื่นที่เกิดจากการเสียสภาพชั่วคราวหรือดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง โดยปกติแล้วจะเกิดจากหัวใจห้องซ้ายไปยังขวา ใช้เวลาเกิดไม่น้อยกว่า 0.6 วินาทีแต่ไม่ควรเกิน 0.12 วินาที หากเกินกว่านั้นแสดงให้เห็นถึงการทำงานที่ผิดปกติของการนำสัญญาณของกล้ามเนื้อหัวใจโดยคลื่นคิวอาร์เอสนี้ประกอบไปด้วย 3 คลื่นย่อยด้วยกันคือ คลื่นคิว (Q Wave) ซึ่งเป็นคลื่นลบคลื่นแรกใน QRS Complex คลื่นอาร์ (R Wave) เป็นคลื่นบวกคลื่นแรกใน QRS Complex และคลื่นเอส (S Wave) เป็นคลื่นลบที่ตามหลังคลื่นอาร์

- คลื่นที (T Wave)

เป็นส่วนของคลื่นที่เกิดจากการกลับคืนสภาพชั่วคราวหรือรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง ซึ่งใช้ระยะเวลาประมาณ 0.16 วินาที และมีขนาดประมาณ 1/8 ถึง 2/3 เท่าของยอดคลื่นอาร์

นอกจากคลื่นย่อย 3 คลื่นที่กล่าวข้างต้นแล้วคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังประกอบด้วยช่วงคลื่นย่อยอื่นๆที่สำคัญอีก 3 ช่วงคลื่นด้วยกันคือ ช่วงเวลาพี-อาร์ (P-R interval) ช่วงคิว-ที (Q-T interval) และส่วนเอส-ที (S-T segment) ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- ช่วงเวลาพี-อาร์ (P-R interval)

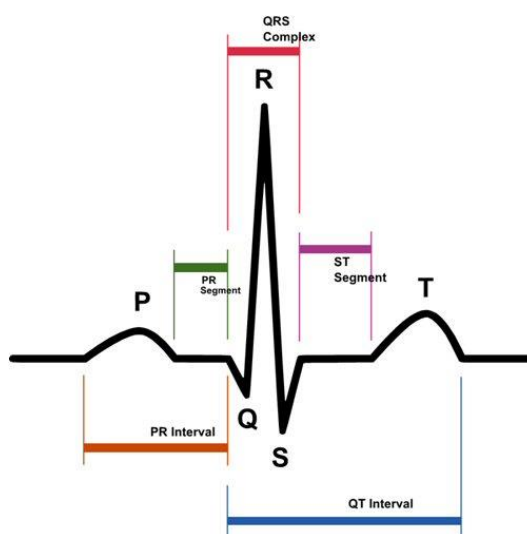
เป็นช่วงเวลาที่เริ่มจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปยังจุดเริ่มต้นของ QRS complex ซึ่งบ่งบอกถึงเวลาที่แรงกระตุ้นไฟฟ้าใช้ในการเดินทางจาก SA node ไปยัง AV node แล้วผ่านเข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง ดังนั้น PR interval จึงใช้เป็นตัวชี้วัดการทำงานที่ดีของ AV node ซึ่งโดยปกติจะใช้เวลาไม่เกิน 0.2 วินาที

- ช่วงคิว-ที (Q-T interval)

คือช่วงเวลาที่เริ่มตั้งแต่จุดเริ่มต้นของคลื่น Q ไปจนถึงส่วนสุดของคลื่น T ซึ่งบ่งบอกถึงระยะเวลาตั้งแต่เริ่มเกิดดีโพลาไรเซชันจนถึงจุดสิ้นสุดการเกิดรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง ระยะเวลาที่ใช้ในการเกิดขึ้นอยู่กับหลายปัจจัยด้วยกันไม่ว่าจะเป็น เพศ อายุ อัตรการหายใจ หรือแม้แต่ อัตรการเต้นของหัวใจ ซึ่งโดยปกติไม่ควรเกิน 0.42 วินาทีในเพศชายและ 0.43 วินาทีในเพศหญิง

- ส่วนเอส-ที (S-T segment)

ระยะนี้จะเริ่มวัดจากจุดสิ้นสุดของ QRS complex ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่นที โดยปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน สามารถเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.05 มิลลิโวลต์ ถึง $+0.2$ มิลลิโวลต์ ระดับสูงกว่านี้เรียกว่า การยกระดับขึ้นของระยะเอสที (elevated ST segment) และถ้าลดต่ำกว่านี้เรียกว่า การลดระดับลงของระยะเอสที (depressed ST segment)



ภาพประกอบที่ 2-2 ส่วนประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [15]

2.2 การแปลงเวฟเลต (Wavelet transform)

การแปลงเวฟเลตเป็นกระบวนการทางคณิตศาสตร์วิธีหนึ่งซึ่งจะทำการแปลงสัญญาณหรือฟังก์ชันให้อยู่ในอีกรูปแบบหนึ่งที่ใช้ในการอธิบายโครงสร้างของระบบสัญญาณที่ประกอบด้วยสัญญาณเฉพาะหลายๆสัญญาณมารวมกันเป็นสัญญาณหนึ่ง โดยสัญญาณเฉพาะนี้จะเป็นรูปคลื่นเล็ก ๆ ที่เรียกว่า “เวฟเลต” ซึ่งจะเป็นรูปคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องและขนาดของคลื่นจะลดลงสู่ศูนย์อย่างรวดเร็ว โดยการแปลงเวฟเลตนี้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อแก้ปัญหาในการดำเนินการแปลงฟูริเยร์ที่มีข้อจำกัดในการวิเคราะห์สัญญาณที่ไม่เป็นคาบซึ่งทำให้เกิดความผิดพลาดในการวิเคราะห์สัญญาณและการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นที่มีข้อจำกัดในการใช้สัญญาณหน้าต่างที่มีค่าคงที่ตลอดช่วงความถี่ ซึ่งส่งผลให้ความแม่นยำและความเที่ยงตรงในการวิเคราะห์ข้อมูลลดลง โดยการวิเคราะห์การแปลงเวฟเลตจะให้ทั้งข้อมูลทางด้านเวลา ความถี่และขนาด ซึ่งแตกต่างจากการวิเคราะห์การแปลงฟูริเยร์และการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นซึ่งจะให้ข้อมูลเพียงแค่นขนาดกับความถี่เท่านั้น ดังนั้นเวฟเลตจึงสามารถนำมาใช้วิเคราะห์สัญญาณแบบ

เฉพาะที่ได้ ลักษณะสำคัญอย่างหนึ่งของการแปลงเวฟเล็ตคือสมาชิกของฟังก์ชันล้วนแล้วแต่เป็น สัญญาณที่เกิดจากต้นแบบอันเดียวกัน และต้นแบบดังกล่าวนี้เรียกว่า เวฟเล็ตแม่ (Mother wavelet) ซึ่งคลื่นเวฟเล็ตในแต่ละกลุ่มเกิดจากการปรับสเกลที่แสดงการยืดและหดของเวฟเล็ตแม่และการ เลื่อนตำแหน่งที่แสดงบนแกนเวลาดังสมการที่ (2-1) [16]

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2-1)$$

เมื่อ $\psi_{a,b}(t)$ คือเวฟเล็ตแม่ที่แปรผันตามค่า a และ b โดยที่ a คือพารามิเตอร์ในการ ปรับสเกล (Scaling) หรือระดับสเกล b คือพารามิเตอร์ในการเลื่อนทางเวลา (Shifting) และ t คือ เวลาใดๆ โดยเวฟเล็ตแม่หรือเวฟเล็ตนั้นเป็นฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ในโดเมนเวลาซึ่งจะต้องมีค่า พลังงาน (Energy : E) และค่าคงที่แอดมิสซิบิลิตี (Admissibility constant : Cg) ที่จำกัด โดยสามารถ คำนวณได้จากสมการที่ (2-2) และ (2-3) ตามลำดับ จากเงื่อนไขข้างต้นสามารถตีความได้ว่าเวฟเล็ต นั้นมีค่าเฉลี่ยเท่ากับศูนย์และทำหน้าที่เป็นตัวกรองแบบแถบผ่าน (Bandpass filter)

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt \quad (2-2)$$

$$C_g = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(f)|^2}{f} df \quad (2-3)$$

เมื่อ $\psi(t)$ คือเวฟเล็ตแม่ใดๆ $\hat{\psi}(f)$ คือผลการแปลงฟูริเยร์ของเวฟเล็ตแม่ และ f คือความถี่ในการแปลงฟูริเยร์ การปรับช่วงเวลาและความถี่ให้เหมาะสมนั้นเป็นสิ่งจำเป็นยิ่งใน การแปลงเวฟเล็ต หากต้องการประมวลผลที่ความถี่ตรงสูงในชุดข้อมูลที่มีความถี่ต่ำสามารถทำ ได้โดยขยายช่วงเวลาของฟังก์ชันหน้าต่างให้ยาวขึ้น ในทางกลับกัน หากต้องการประมวลผลที่ ความถี่ตรงสูงในชุดข้อมูลที่มีความถี่สูงสามารถทำได้โดยลดช่วงเวลาของฟังก์ชันหน้าต่างให้ น้อยลง โดยทั่วไปแล้วการแปลงเวฟเล็ตสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ด้วยกันคือ การแปลง เวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (Continuous wavelet transform) และการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย (Discrete wavelet transform) ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะกล่าวถึงและใช้งานการแปลงเวฟเล็ต แบบต่อเนื่องเท่านั้น ดังมีรายละเอียดต่อไปนี้

การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องเป็นการวิเคราะห์สัญญาณในทุกช่วงความถี่ดังแสดงไว้สมการที่ 2-4 ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีความคล้ายคลึงกันกับการแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้น โดยที่เปรียบเทียบอนฟังก์ชันหน้าต่างของการแปลงฟูรีเยร์ในเวลาสั้นนั้นเอง แต่ในการแปลงเวฟเล็ตนั้นขนาดความกว้างของหน้าต่างจะเปลี่ยนไปเรื่อยๆตลอดการวิเคราะห์สัญญาณในทุกๆค่าของความถี่ตามค่าพารามิเตอร์ a และ b ที่เปลี่ยนไป [16]

$$CWT(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt \quad (2-4)$$

เมื่อ $CWT(a,b)$ คือผลการแปลงเวฟเล็ตหรือสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Coefficient) และ $x(t)$ คือสัญญาณใดๆที่ต้องการวิเคราะห์โดยในวิทยานิพนธ์นี้ก็คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.3 พลังงานแซนนอน (Shannon energy)

พื้นฐานการคำนวณพลังงานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถทำได้หลายวิธี เช่น วิธีการหาค่าสมบูรณ์ (Absolute value, E_{Abs}) พลังงานกำลังสอง (Square energy, E_{SqEn}) เอนโทรปีแซนนอน (Shannon entropy, E_{ShEt}) และพลังงานแซนนอน (Shannon energy, E_{ShEn}) ดังที่แสดงไว้ในสมการที่ (2-5) (2-6) (2-7) และ (2-8) ตามลำดับ [17] เมื่อ x คือสัญญาณที่เราสนใจ

$$E_{Abs} = |x| \quad (2-5)$$

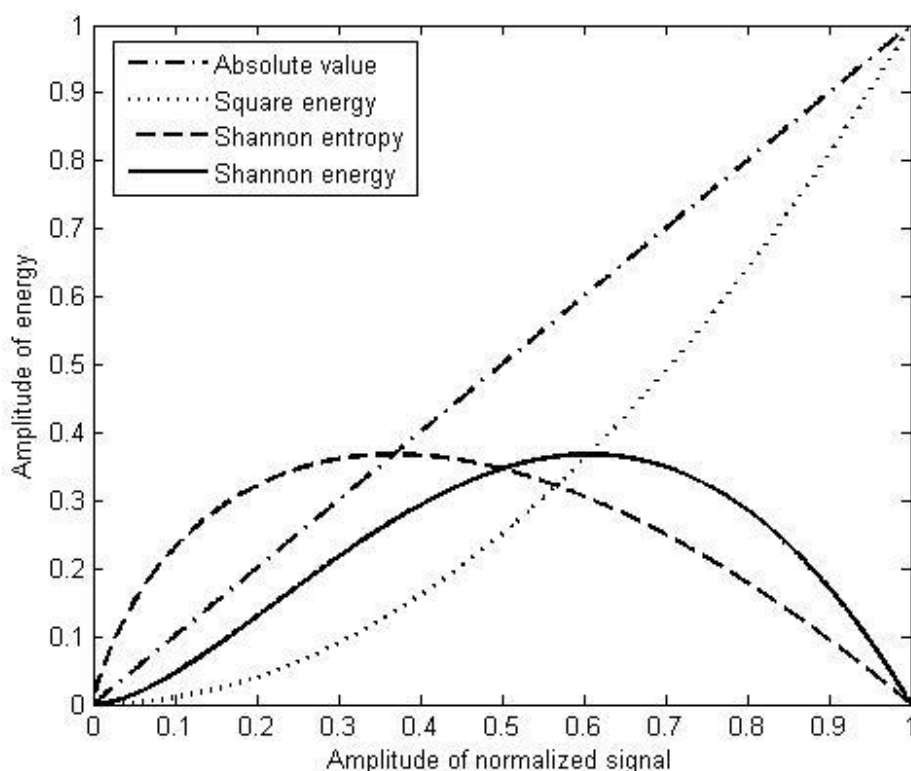
$$E_{SqEn} = x^2 \quad (2-6)$$

$$E_{ShEt} = -|x| \log_2 |x| \quad (2-7)$$

$$E_{ShEn} = -x^2 \log_2 x^2 \quad (2-8)$$

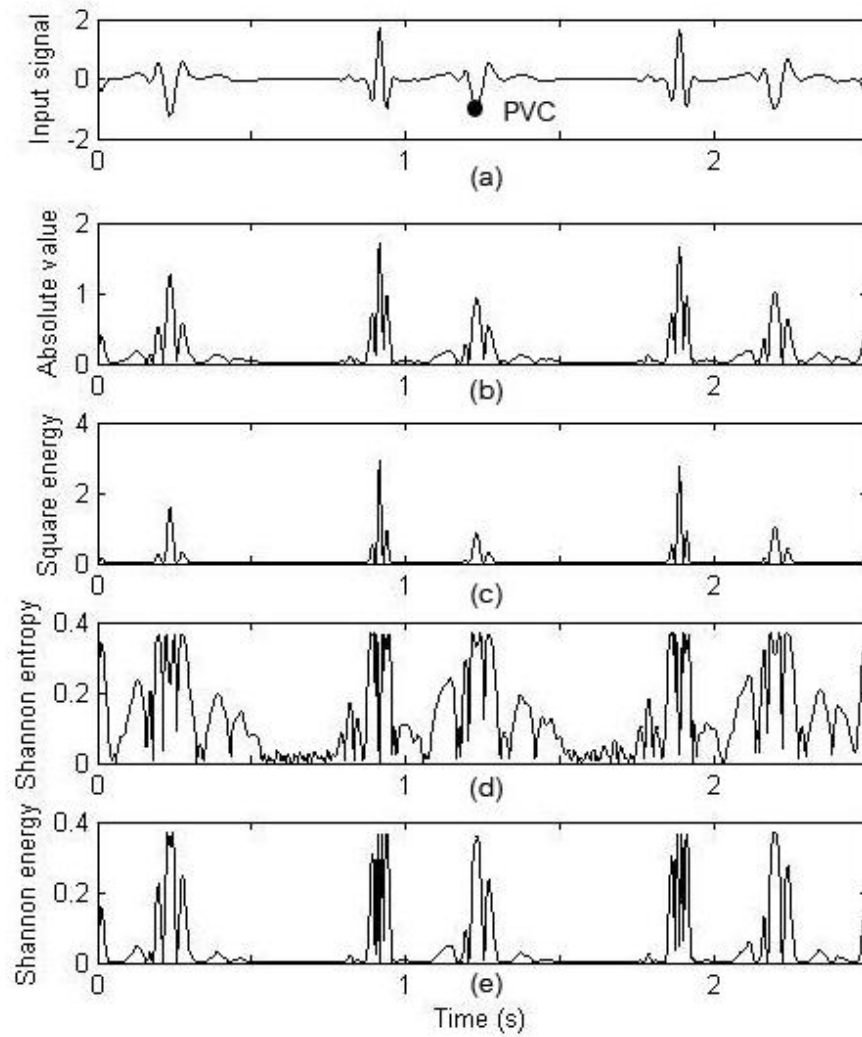
ภาพประกอบที่ 2-3 แสดงภาพการเปรียบเทียบผลลัพธ์ของค่าพลังงานซึ่งได้มาจากการคำนวณพลังงานของสัญญาณทั้ง 4 วิธีการที่กล่าวมาข้างต้น ซึ่งจะเห็นได้ว่าวิธีการหาค่าสมบูรณ์และพลังงานกำลังสองให้ความสัมพันธ์เชิงเส้นและความสัมพันธ์เชิงเลขชี้กำลังระหว่างสัญญาณขาเข้าและพลังงานผลลัพธ์ตามลำดับซึ่งยากต่อการแยกแยะระหว่างองค์ประกอบของสัญญาณที่มีขนาดของพลังงานสูงและขนาดของพลังงานต่ำออกจากกัน วิธีการคำนวณพลังงานแซนนอนสามารถเพิ่ม

ขนาดของพลังงานในช่วงกลาง และลดทอนสัญญาณที่มีพลังงานต่ำซึ่งมักเกิดจากสัญญาณรบกวนได้ดี ในขณะที่การคำนวณเอนโทรปีของแซนนอนจะเพิ่มกำลังของพลังงานที่มีขนาดเล็ก ในขณะที่ลดทอนสัญญาณที่มีขนาดใหญ่ได้ดีกว่าพลังงานแซนนอน



ภาพประกอบที่ 2-3 ผลลัพธ์จากการคำนวณพลังงานของสัญญาณด้วยวิธีการที่ต่างกัน

ภาพประกอบที่ 2-4 แสดงตัวอย่างการคำนวณพลังงานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีความผิดปกติแบบ PVC ทำให้ตรวจพบจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กกว่าปกติและมีค่าลบ ด้วยทั้ง 4 วิธีการที่กล่าวมาข้างต้น ซึ่งจะเห็นได้ว่าวิธีการคำนวณพลังงานของสัญญาณโดยวิธีการคำนวณเอนโทรปีแซนนอนและพลังงานแซนนอนสามารถเพิ่มพลังงานของยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กในจังหวะที่ผิดปกติให้มีค่าสูงเท่ากับพลังงานของยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในจังหวะปกติได้ซึ่งทำให้ง่ายต่อการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่ แม้ว่าวิธีการคำนวณพลังงานของสัญญาณโดยวิธีการคำนวณเอนโทรปีแซนนอนสามารถเพิ่มพลังงานของยอดคลื่นยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดเล็กในจังหวะที่ผิดปกติได้ แต่พลังงานของสัญญาณรบกวนที่มีขนาดต่ำจะถูกขยายด้วยเช่นกัน ทำให้วิธีการนี้ไม่เหมาะสมในการใช้งานกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

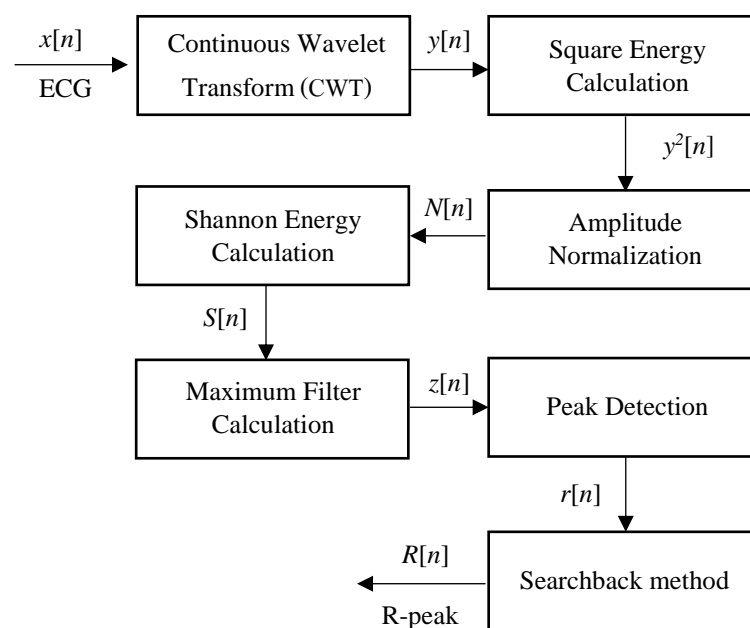


ภาพประกอบที่ 2-4 การคำนวณพลังงานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการที่ต่างกัน (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการคำนวณพลังงาน (b) ผลลัพธ์จากการคำนวณพลังงานด้วยวิธีการหาค่าสมบูรณ์ E_{Abs} (c) ผลลัพธ์จากการคำนวณพลังงานด้วยวิธีการยกกำลังสองของสัญญาณ E_{SqEn} (d) ผลลัพธ์จากการตรวจจับกรอบด้วยเอนโทรปีแซนนอน E_{ShEt} และ (e) ผลลัพธ์จากการคำนวณพลังงานด้วยพลังงานแซนนอน E_{ShEn}

บทที่ 3

อุปกรณ์และวิธีการ

ในบทนี้กล่าวถึงอุปกรณ์และวิธีการที่ใช้ในงานวิจัยซึ่งประกอบด้วยขั้นตอนการดำเนินงาน 4 ขั้นตอนหลักด้วยกันคือการประมวลผลสัญญาณเริ่มต้นด้วยการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องและพลังงานแชนนอน การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การประมวลผลภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับและการประเมินผลอัลกอริทึมซึ่งมีดังรายละเอียดต่อไปนี้



ภาพประกอบที่ 3-1 อัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ภาพประกอบที่ 3-1 แสดงโครงสร้างองค์ประกอบโดยรวมของระบบที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเริ่มต้นด้วยการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ $x[n]$ จากฐานข้อมูล MIT/BIH arrhythmia database ผ่านกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับการกำจัดสัญญาณรบกวน ความถี่สูงและความถี่ต่ำด้วยการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง (Continuous wavelet transform, CWT) ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ออกมาเป็นสัญญาณ $y[n]$ จากนั้นนำไปผ่านกระบวนการคำนวณพลังงานกำลังสอง (Square energy) จะได้ผลลัพธ์เป็นสัญญาณ $y^2[n]$ ซึ่งเป็นสัญญาณพลังงานของสัญญาณที่ได้จากการ

แปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่อง ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการคำนวณค่า Normalization ด้วยค่าสูงสุดของสัญญาณ $y^2[n]$ ได้เป็นสัญญาณ $N[n]$ จากนั้นสัญญาณที่ได้จะถูกคำนวณค่าพลังงานแซนนอน (Shannon energy, $S[n]$) เพื่อทำการปรับปรุงค่าขนาดของสัญญาณให้เหมาะสมต่อการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลังจากได้สัญญาณ $S[n]$ แล้วจะเข้าสู่ขั้นตอนการสร้างสัญญาณกรอบเพื่อใช้ในการหาจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของช่วงคลื่นคิวอาร์เอสด้วยตัวกรองค่าสูงสุด (Maximum filter) ได้เป็นสัญญาณ $z[n]$ ซึ่งจะถูกใช้ในการกำหนดค่าขีดแบ่งสัญญาณ (Threshold value) ที่เหมาะสมในการเพื่อทำการหาขอบเขตของช่วงเวลาคิวอาร์เอสในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จุดสูงสุดของสัญญาณ $y^2[n]$ ซึ่งอยู่ในช่วงดังกล่าวจะถูกพิจารณาว่าเป็นจุดยอดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ $r[k]$ หลังจากนั้นจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกคำนวณค่าระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (R-R interval) ในขั้นตอนประมวลผลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับเพื่อเพิ่มความถูกต้องในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และหลังจากตรวจจับจุดยอดจะทำการประเมินผลอัลกอริทึมโดยใช้ค่า Sensitivity ค่า Positive predictive rate และค่า Detection error rate เป็นตัวชี้วัดรายละเอียดของกระบวนการต่างๆที่ได้กล่าวมาแล้วมีดังต่อไปนี้

3.1 การประมวลผลสัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องและพลังงานแซนนอน

ขั้นตอนการประมวลผลขั้นตอนแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักด้วยกันคือ การแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่อง และการคำนวณพลังงานแซนนอนซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

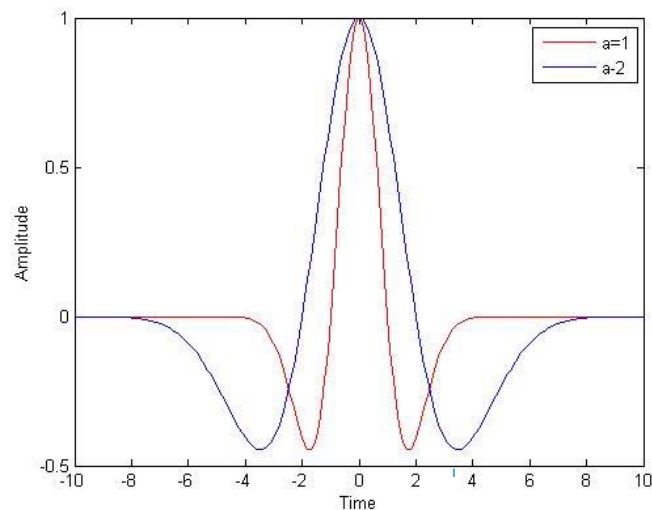
3.1.1 การแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่อง

ในการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่อง วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เลือกใช้เวฟเล็ดแม่แบบชนิดแมกซิกันแฮต (Mexican hat) ในการประมวลผลซึ่งมีสมการดังนี้ [16]

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \left(1 - \left(\frac{t-b}{a}\right)^2\right) e^{-\frac{\left(\frac{t-b}{a}\right)^2}{2}} \quad (3-1)$$

ภาพประกอบที่ 3-2 แสดงภาพเวฟเล็ดแม่แบบชนิดแมกซิกันแฮตในระดับสเกลที่ 1 และ 2 ในเส้นสีแดง และสีน้ำเงินตามลำดับซึ่งมีลักษณะคล้ายคลึงกับส่วนคลื่นคิวอาร์เอสในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากกว่าเวฟเล็ดแม่แบบอื่นๆ จากศึกษางานวิจัยอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องพบว่าเวฟเล็ดแม่แบบชนิดแมกซิกันแฮตสามารถให้ผลลัพธ์ในการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ดีกว่าเวฟเล็ด

แม่แบบชนิดอื่นๆทั้งนี้เนื่องมาจากการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องเป็นการเปรียบเทียบความคล้ายคลึงกันระหว่างเวฟเล็ดแม่แบบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นผลให้เวฟเล็ดแม่แบบชนิดแมกซิกันเฮ็ทมีความสามารถในการสกัดเอาสัญญาณส่วนคลื่นคิวอาร์เอสให้มีความเด่นชัดได้ดี ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการเพิ่มความแม่นยำของการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพประกอบที่ 3-2 เวฟเล็ดแม่แบบชนิดแมกซิกันเฮ็ท

สำหรับการประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์เวฟเล็ดแม่แบบชนิดแมกซิกันเฮ็ทที่มีสมการดังสมการที่ 3-2 เมื่อ n คือลำดับที่ของแซมเปิลของสัญญาณเวฟเล็ดแม่แบบแมกซิกันเฮ็ท และสามารถคำนวณหาความถี่จุดยอดของสัญญาณ (f_p) และความถี่ความถี่ผ่านของสัญญาณ (f_c) ได้จากสมการที่ (3-3) และ (3-4) ตามลำดับ [11] เมื่อ f_s คืออัตราการซีกตัวอย่างซึ่งมีค่า 200 Hz

$$\psi_{a,b}[n] = \left(1 - \left(\frac{n-b}{a}\right)^2\right) e^{-\frac{\left(\frac{n-b}{a}\right)^2}{2}} \quad (3-2)$$

$$f_p = \frac{\sqrt{2}}{2\pi} \left(\frac{f_s}{a}\right) \quad (3-3)$$

$$f_c = \frac{\sqrt{5/2}}{2\pi} \cdot \left(\frac{f_s}{a}\right) \quad (3-4)$$

ตารางที่ 3-1 แสดงความสัมพันธ์ของความถี่จุดยอดของสัญญาณและช่วงความถี่แถบผ่านกับระดับสเกลระหว่าง 1 ถึง 5 จากการศึกษาและค้นคว้าข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจพบว่าคลื่นคิวอาร์เอสมีความถี่อยู่ช่วง 5-15 Hz โดยประมาณ [18] ดังนั้นค่าระดับสเกลระหว่าง 2 ถึง 4 จึงถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์เปรียบเทียบกันเพื่อหาระดับสเกลที่เหมาะสมต่อการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ตารางที่ 3-1 ตารางความสัมพันธ์ของระดับสเกลของสัญญาณเวฟเล็ดกับช่วงความถี่ผ่าน

ระดับสเกล	ความถี่จุดยอดของสัญญาณ (Hz)	ความถี่ผ่านของสัญญาณ (Hz)
1	45.04	19.86-70.22
2	22.52	9.93-35.11
3	15.01	6.62-23.41
4	11.26	4.97-17.55
5	9.01	3.97-14.04

หลังจากการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ดขั้นต้นต่อไปเป็นกระบวนการคำนวณพลังงานกำลังสองเพื่อให้ค่าแอมพลิจูด ณ จุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะเด่นชัดกว่าส่วนอื่น ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 3-5 หลังจากนั้นสัญญาณพลังงานกำลังสองจะถูก Normalization ด้วยขนาดสัญญาณสูงสุดดังสมการที่ (3-6) เพื่อใช้ในการคำนวณพลังงานแซนนอนด้วยสมการที่ (3-7) เป็นลำดับต่อไป

$$y^2[n] = y[n] \cdot y[n] \quad (3-5)$$

$$N[n] = \frac{y^2[n]}{\max(y^2[n])} \quad (3-6)$$

$$S[n] = -N^2[n] \log_2 N^2[n] \quad (3-7)$$

3.2 ตัวกรองค่าสูงสุด

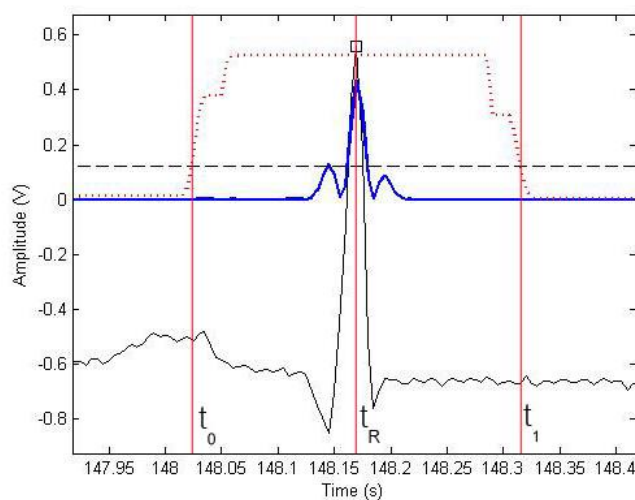
หลังจากประมวลผลสัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องและพลังงานแซนนอนจุดยอดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีลักษณะเด่นชัดมากขึ้น ซึ่งเอื้อประโยชน์ต่อการตรวจจับจุดยอดให้มีความถูกต้องสูง ตัวกรองค่าสูงสุดถูกนำมาใช้ในการสร้างสัญญาณกรอบ

(Envelope signal, $z[n]$) ซึ่งสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (3-8) เมื่อ L คือความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดซึ่งเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความถูกต้องของการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการศึกษาค่าความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่เหมาะสมใน 7 ระดับด้วยกันคือตั้งแต่ 150-300 มิลลิวินาที โดยใช้ระดับสเกล 2.5 และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณ 27% ของค่าสัญญาณสูงสุด

$$z[n] = \max_{k \in [n-L+1, n]} S[k] \quad (3-8)$$

3.3 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในขั้นตอนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ประยุกต์ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณ (Threshold) ซึ่งวิธีดังกล่าวสามารถแยกได้เป็น 2 แบบหลักด้วยกันคือ (1) การประยุกต์ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว (Single fixed threshold) และ (2) การประยุกต์ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว (Single adaptive threshold) ภาพประกอบที่ 3-3 แสดงขั้นตอนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเริ่มจากการกำหนดช่วงเวลาในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (t_0 และ t_1) จากจุดที่สัญญาณกรอบ (เส้นประสีแดง) มีค่ามากกว่าค่าขีดแบ่งสัญญาณ (เส้นประสีดำ) ค่าสูงสุดของสัญญาณพลังงานกำลังสอง $y^2[n]$ ซึ่งอยู่ในช่วงเวลาดังกล่าวจะถูกพิจารณาให้เป็นจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เวลา t_R



ภาพประกอบที่ 3-3 การตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.3.1 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว

ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว (Thv) สามารถคำนวณได้ด้วยสมการที่ 3-9 เมื่อ λ คือระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณ โดยจะทำการปรับเปลี่ยนค่าระหว่าง 0.01 ถึง 0.85 เพื่อศึกษาหาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม (Global single fixed threshold) ซึ่งเป็นระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 48 ชุด และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก (Local single fixed threshold) ซึ่งเป็นระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมในแต่ละชุดข้อมูล

$$Thv = \lambda \cdot \max(z[k]) \quad (3-9)$$

3.3.2 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการศึกษาวิธีการคำนวณค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว 2 แบบด้วยกันซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1

สมการที่ (3-10) แสดงสมการคำนวณค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 ($aThv1$) [13] โดยที่ ω คือ Weighting coefficient ซึ่งบ่งบอกถึงระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณมีค่าระหว่าง 0.25 ถึง 0.35 f คือค่า Forgetting coefficient มีหน้าที่ในการลดผลกระทบของค่าขีดแบ่งสัญญาณตัวก่อนหน้า ซึ่งได้ทำการศึกษาทั้งหมด 7 ระดับด้วยกันคือ $5/6$ $4/5$ $3/2$ $1/2$ $1/3$ $1/4$ และ $1/5$ ตามลำดับและ m คือค่าแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณกรอบในระยะเวลา T วินาทีที่ผ่านมานับจากเวลาเริ่มต้นของหน้าต่างการประมวลผลปัจจุบัน โดยในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ศึกษาระยะเวลา T จำนวน 3 ค่าด้วยกันคือ 2 3 และ 4 วินาที

$$aThv1 = \omega fm + aThv1_{old}(1 - f) \quad (3-10)$$

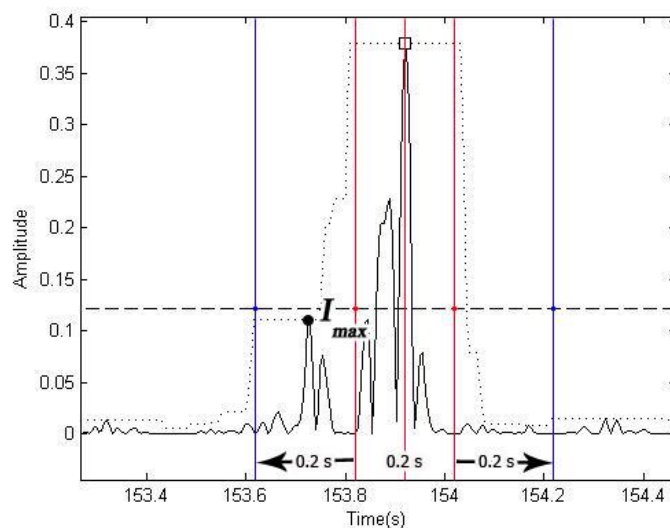
- ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2

สมการที่ (3-11) แสดงสมการคำนวณค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2 ($aThv2$) [11] โดยที่แอลฟา (α) มีค่า 7 ระดับเช่นเดียวกับ Forgetting coefficient ของค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 N คือค่าประมาณระดับสัญญาณรบกวนซึ่งสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (3-12) SNR คืออัตราส่วนกำลังสัญญาณต่อกำลังของสัญญาณรบกวนสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (3-13) โดย $S[\hat{P}]$ คือค่าแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณกรอบในหน้าต่างประมวลผลก่อนหน้า และ I_{max} คือค่าสูงสุดของสัญญาณรบกวนรอบแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณกรอบในหน้าต่างประมวลผลก่อนหน้าดังที่แสดงไว้ในภาพประกอบที่ 3-4

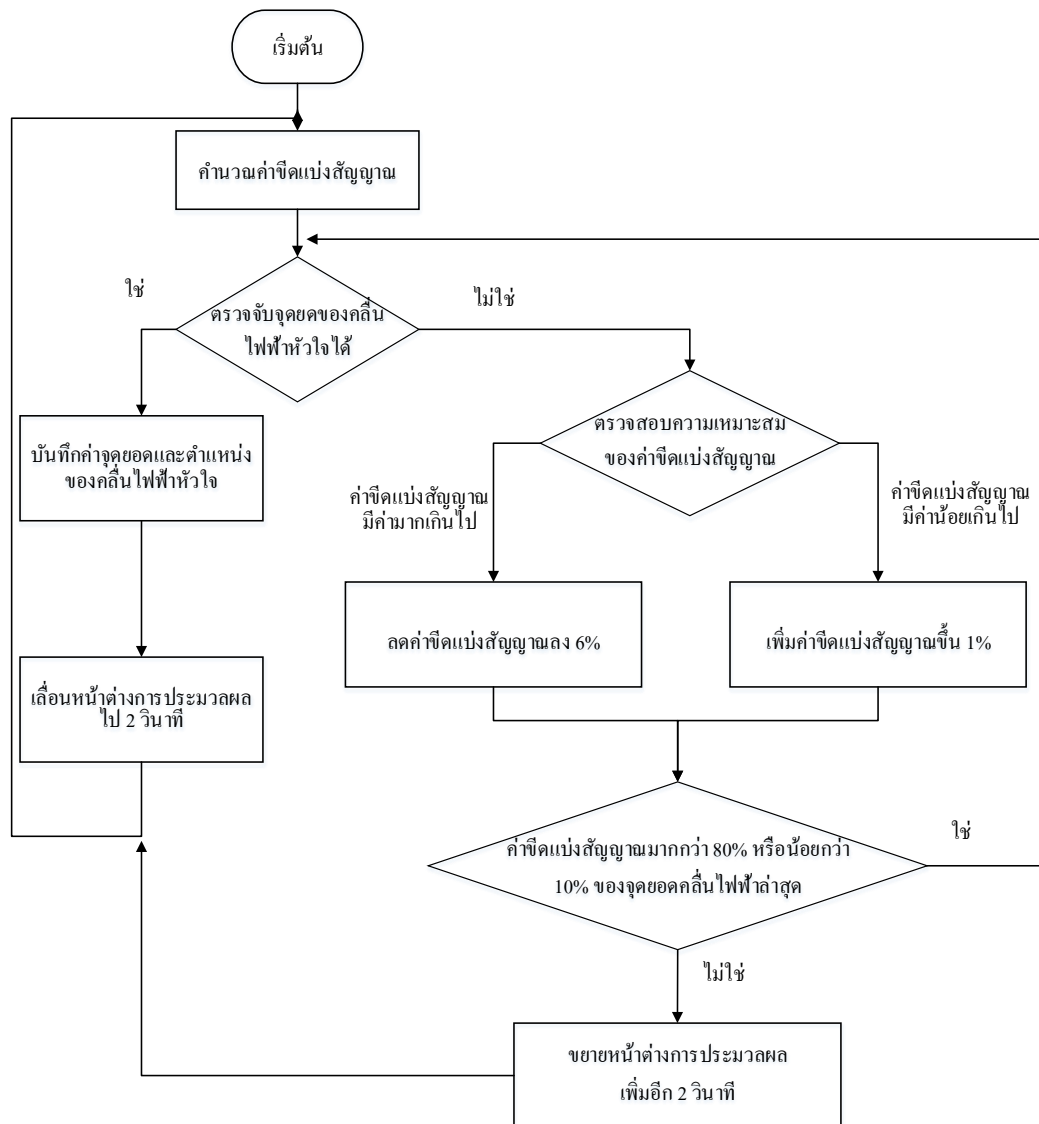
$$aThv2 = \alpha N S_{max} + aThv2_{old} (1 - \alpha) \quad (3-11)$$

$$N = \frac{N_{old} + \text{median}\left(\frac{1}{3}, \frac{5 - SNR}{6}, 1\right)}{2} \quad (3-12)$$

$$SNR = \log_2(S[\hat{P}]) - \log_2(I_{max}) \quad (3-13)$$



ภาพประกอบที่ 3-4 ตำแหน่งค่า I_{max}



ภาพประกอบที่ 3-5 ผังการทำงานของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียว

ภาพประกอบที่ 3-5 แสดงผังการทำงานของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวทั้ง 2 แบบ โดยอัลกอริทึมจะเริ่มจากการคำนวณค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวของหน้าต่างการประมวลผลปัจจุบันซึ่งมีขนาด 2 วินาที หลังจากนั้นจะเข้าสู่กระบวนการตรวจจับจุดยอดด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณที่คำนวณได้ หากระบบตรวจพบจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระบบจะทำการบันทึกค่าจุดยอดและเวลาที่ตรวจพบคลื่นไฟฟ้าหัวใจไว้ แต่ถ้าหากไม่ระบบไม่สามารถตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้จะทำการตรวจสอบความเหมาะสมของค่าขีดแบ่งสัญญาณว่ามีขนาดมากหรือน้อยเกินไปหรือไม่ ในกรณีที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณมีค่ามากเกินไประบบจะทำการลดค่าขีดแบ่งสัญญาณลงครึ่งละ 6% ของค่าขีด

แบ่งสัญญาณเดิม ในทำนองเดียวกันในกรณีที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณมีขนาดน้อยเกินไประบบจะทำการเพิ่มค่าขีดแบ่งสัญญาณขึ้นครั้งละ 1% ของค่าขีดแบ่งสัญญาณเดิมเพื่อลดความผิดพลาดแบบ FN ในกรณีที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณมีการลดลงเหลือน้อยกว่า 10% หรือมากกว่า 80% ของจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจล่าสุดที่ระบบตรวจจับได้ระบบจะทำการขยายขนาดหน้าต่างในการประมวลผลออกครั้งละ 2 วินาที ก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการคำนวณค่าขีดแบ่งสัญญาณเพื่อตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่อีกครั้ง โดยระดับในการเพิ่มลดค่าขีดแบ่งสัญญาณนั้นได้มาจากการทดลอง

3.4 การประมวลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับ

วิธีการตรวจสอบทวนกลับถูกนำมาประยุกต์ใช้ร่วมกับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดียวเพื่อเพิ่มความถูกต้องของการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ข้อมูลระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณ (R-R interval information) ซึ่งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ศึกษาระยะเวลาในการพิจารณาตรวจสอบทวนกลับ 2 ระบบด้วยกันคือ (1) การตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ และ (2) การตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ โดยตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่จะทำการศึกษาระยะเวลาในการตรวจสอบทวนกลับระหว่าง 1000 ถึง 2125 มิลลิวินาทีซึ่งสอดคล้องกับอัตราการเต้นของหัวใจ สำหรับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่จะทำการศึกษาระยะเวลาในการตรวจสอบทวนกลับระหว่าง 150% ถึง 400% ของระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณ (R-R Interval) ล่าสุดที่อัลกอริทึมตรวจจับได้ หลังจากนั้นอัลกอริทึมจะทำการลดค่าเส้นขีดแบ่งสัญญาณลงครั้งหนึ่งในกรณีไม่พบจุดยอดคลื่นสัญญาณภายในเวลาดังกล่าว

3.5 การประเมินผลอัลกอริทึม

หลังจากทำการตรวจจับจุดยอดขึ้นตอนต่อไปคือการประเมินผลอัลกอริทึมเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพในการทำงานอัลกอริทึม ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ทำการตรวจสอบกับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล MIT/BIH arrhythmia database [19] จำนวน 48 ชุดดังที่กล่าวไปแล้วข้างต้นโดยประเมินคุณภาพจากค่า Sensitivity (SEN) ซึ่งเป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถในการตรวจจับจุดยอดของสัญญาณที่ถูกต้องของอัลกอริทึม ค่า Positive Predictive Rate (PPR) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถของอัลกอริทึมในแยกแยะระหว่างสัญญาณที่ถูกต้องและไม่ถูกต้องและค่า Detection Error Rate (DER) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความถูกต้องในการทำงานของอัลกอริทึม ซึ่งแสดงในสมการที่ (1-2) (1-3) และ (1-4) ตามลำดับดังที่ได้เคยกล่าวไว้ในหัวข้อที่ 1.2.3 ของบทที่ 1

บทที่ 4

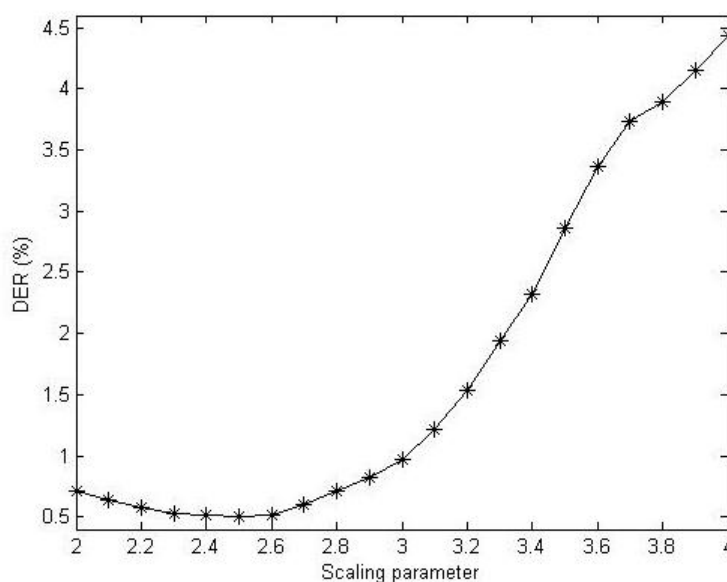
ผลการวิจัย

ในบทนี้กล่าวถึงผลการประมวลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง และพลังงานเซนนอน ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผลการประมวลสัญญาณภายหลัง ด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับ และผลการประเมินอัลกอริทึม ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.1 ผลการประมวลสัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและพลังงานเซนนอน

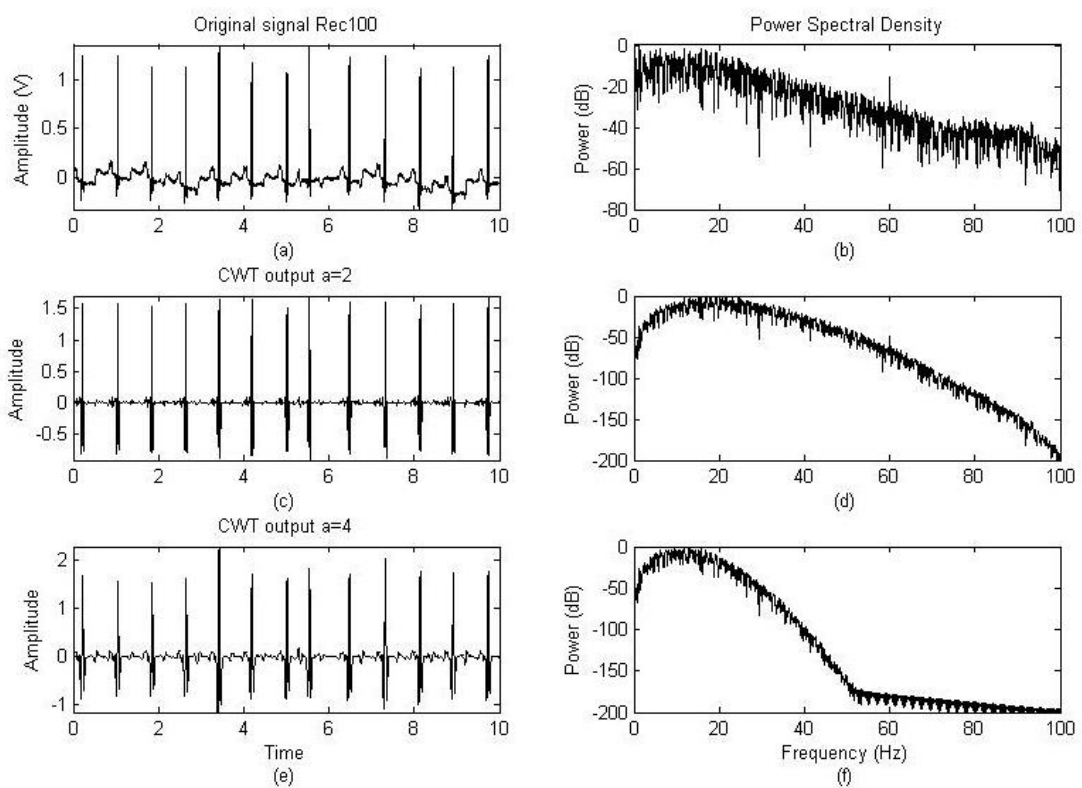
4.1.1 ผลการเลือกระดับสเกลที่เหมาะสมในการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

ภาพประกอบที่ 4-1 แสดงผลการทดสอบค่าระดับสเกลที่เหมาะสมใจการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องด้วยเวฟเล็ตแม่แบบแม็กซิกันแฮ็ด ในระดับสเกลตั้งแต่ 2-4 ที่ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดในการคำนวณสัญญาณกรอบที่ 225 มิลลิวินาที พบว่าระดับสเกล 2.5 ให้ค่าความผิดพลาดในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่ำสุดที่ 0.50% และในระดับสเกลที่มากกว่า 3 ขึ้น



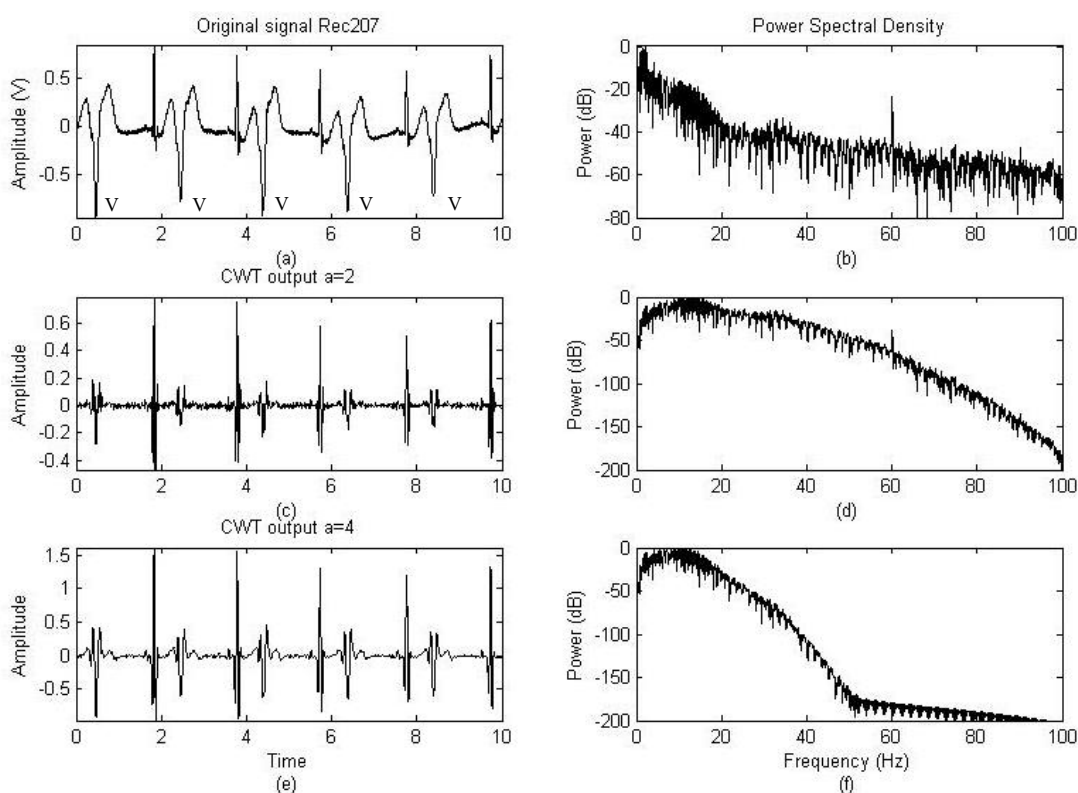
ภาพประกอบที่ 4-1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับสเกลตั้งแต่ 2-4

ไปนั้นให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยรวมของอัลกอริทึมมีค่าเกิน 1% ซึ่งไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้งานกับเวฟเล็ดชนิดแม็กซีกันแอ็คต ตารางที่ 4-1 แสดงค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในทั้ง 48 ชุดข้อมูล เมื่อพิจารณาในรายละเอียดจะพบว่าในชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีการเดินปกตินั้นระดับสเกลที่เหมาะสมจะอยู่ในช่วง 2-3 แต่เมื่อพิจารณาชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจเกิดขึ้นบ่อยครั้งหาชุดข้อมูลที่ 108 203 และ 207 นั้นระดับสเกลที่เหมาะสมจะมีค่ามากกว่า 3 ขึ้นไป ทั้งนี้เนื่องมาจากช่วงคลื่นคิวอาร์เอสของจังหวะการเต้นของหัวใจในรูปแบบปกติเป็นช่วงสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วและเป็นส่วนที่มีความถี่สูง



ภาพประกอบที่ 4-2 ผลทดลองปรับค่าระดับสเกล 2 และ 4 ในชุดข้อมูล 100 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 100 (b) ความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานของข้อมูลชุด 100 (c) ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 2.0 (d) ความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานของผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 2.0 (e) ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 4.0 (f) ความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานของผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 4.0

ภาพประกอบที่ 4-2 เปรียบเทียบผลลัพธ์ของการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานในระดับสเกล 2 และ 4 ในชุดข้อมูล 100 ซึ่งเป็นชุดข้อมูลของรูปแบบการเต้นหัวใจปกติ เห็นได้ชัดว่าอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนในภาพประกอบ 4-2(c) ซึ่งเป็นผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องด้วยระดับสเกล 2.0 ดีกว่าอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนในภาพประกอบ 4-2(e) ซึ่งเป็นผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องด้วยระดับสเกล 4.0 ภาพประกอบ 4-2(d) และ 4-2(f) แสดงความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานของผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 2.0 และ 4.0 ตามลำดับ ซึ่งในระดับสเกล 4.0 สัญญาณความถี่สูงจะถูกลดทอนลงเป็นจำนวนมากในทางกลับกันสัญญาณความถี่ต่ำของคลื่นพีและทีซึ่งถือเป็นสัญญาณรบกวนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้า



ภาพประกอบที่ 4-3 ผลทดลองปรับค่าระดับสเกล 2 และ 4 ในชุดข้อมูล 207 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 207 และ V แทนความผิดปกติของการเต้นหัวใจชนิด PVC (b) ความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานของข้อมูลชุด 100 (c) ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 2.0 (d) ความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานของผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 2.0 (e) ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 4.0 (f) ความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานของผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในระดับสเกล 4.0

ตารางที่ 4-1 ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในแต่ละชุดข้อมูลในระดับสเกลตั้งแต่ 2-4

Record No.	DER (%) of scaling parameter				
	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.32	0.21	0.16	0.27	0.27
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
104	2.11	0.99	0.36	0.31	0.27
105	1.24	1.32	1.83	1.91	2.10
106	3.85	1.87	0.89	0.39	0.25
107	0.05	0.00	0.00	0.05	0.05
108	3.35	1.76	1.47	1.13	1.25
109	0.51	0.32	0.16	0.12	0.04
111	0.05	0.14	0.09	0.09	0.09
112	0.51	0.39	0.39	0.43	0.79
113	0.00	0.22	3.23	60.78	88.69
114	0.16	2.08	24.81	53.75	64.09
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	0.83	0.95	1.00	1.00	1.12
117	0.20	0.07	0.20	1.24	34.20
118	0.40	0.13	0.04	0.00	0.04
119	0.05	0.05	0.05	0.10	0.05
121	0.43	0.16	0.11	0.11	0.05
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13
124	0.12	0.06	0.00	0.00	0.00
200	2.00	0.73	0.31	0.27	0.23
201	0.71	0.76	0.61	2.90	1.43
202	0.19	0.14	0.14	0.14	0.28
203	3.86	3.39	3.59	4.26	5.60
205	0.49	0.83	1.02	1.13	1.13
207	2.74	1.67	1.45	0.91	1.02
208	1.49	0.95	0.78	0.71	0.91
209	0.20	0.17	0.10	0.07	0.40
210	2.30	1.28	0.83	0.91	1.51
212	0.15	0.07	0.04	0.07	0.11
213	0.65	0.52	0.15	0.03	0.03
214	0.49	0.31	0.18	0.18	0.27
215	0.27	0.24	0.33	0.36	0.59
217	0.14	0.14	0.18	0.18	0.18
219	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.29	0.12	0.04	0.04	0.04
222	0.08	0.08	0.36	1.37	3.66
223	0.04	0.04	0.04	0.04	0.08
228	3.02	1.27	0.93	0.93	1.17
230	0.09	0.09	0.04	0.13	0.09
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06
232	0.34	0.17	0.28	0.22	0.28
233	0.23	0.32	0.39	0.45	0.45
234	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average DER (%)	0.71	0.50	0.97	2.86	4.44

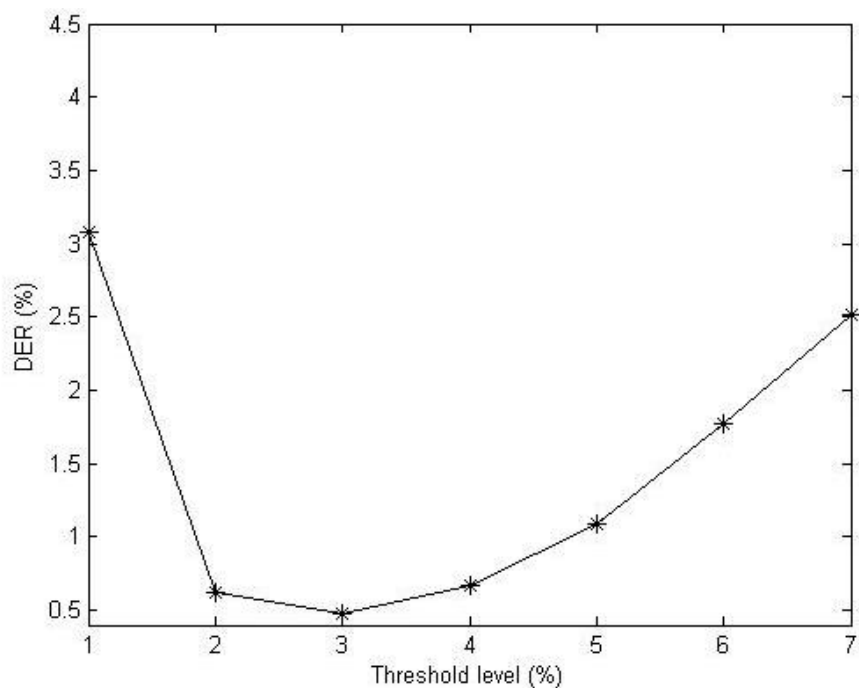
หัวใจกลับถูกขยายให้มีค่าสูงขึ้นทำให้ระดับสเกล 4.0 ไม่เหมาะสมต่อการใช้งานในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ภาพประกอบที่ 4-3 เปรียบเทียบผลลัพธ์ของการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องและความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานในระดับสเกล 2 และ 4 ในชุดข้อมูล 207 ซึ่งเป็นชุดข้อมูลที่ตรวจพบรูปแบบการเต้นหัวใจผิดปกติชนิด PVC บ่อยครั้ง ภาพประกอบที่ 4-3(b) แสดงความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานในชุดข้อมูล 207 ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับความหนาแน่นของสเปกตรัมพลังงานในชุดข้อมูล 100 ในภาพประกอบที่ 4-2(b) จะเห็นได้ว่าสเปกตรัมพลังงานในช่วงความถี่ต่ำของชุดข้อมูล 207 มีความหนาแน่นสูงกว่าชุดข้อมูล 100 ทั้งนี้เนื่องมาจากในจังหวะการเต้นหัวใจรูปแบบผิดปกติแบบ PVC นั้นเกิดจากการทำงานที่ผิดปกติของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่ส่งสัญญาณไฟฟ้าไปกระตุ้นการเต้นของหัวใจในสภาวะคือก่อนที่การทำงานของหัวใจในจังหวะปกติจะมาถึงส่งผลให้หัวใจห้องล่างไม่สามารถหดตัวได้อย่างปกติทำให้เราเห็นยอดคลื่นอาร์ค่อๆเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างซ้ำๆ

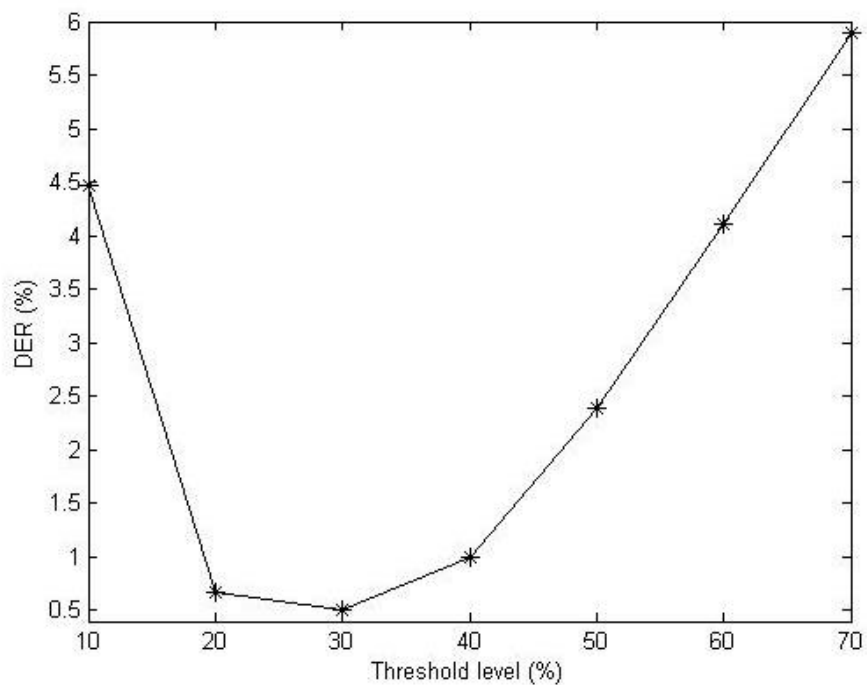
ภาพประกอบที่ 4-3(c) และ 4-3(e) แสดงผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องด้วยระดับสเกล 2.0 และ 4.0 ตามลำดับเมื่อพิจารณาจังหวะการเต้นหัวใจรูปแบบผิดปกติชนิด PVC จะเห็นได้ว่าผลลัพธ์ของระดับสเกล 4.0 สามารถดึงขนาดจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีค่าสูงได้มากกว่าระดับสเกล 2.0 ซึ่งสอดคล้องกับผลการคำนวณความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงานในภาพประกอบที่ 4-3(d) และ 4-3(f) แสดงให้เห็นว่าระดับสเกล 4.0 มีสัญญาณพลังงานความถี่ต่ำหนาแน่นกว่าระดับสเกล 2.0 ดังนั้นระดับสเกล 4.0 จึงมีความเหมาะสมในการตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบผิดปกติมากกว่าระดับสเกล 2.0

4.1.2 ผลการคำนวณพลังงานแซนนอน

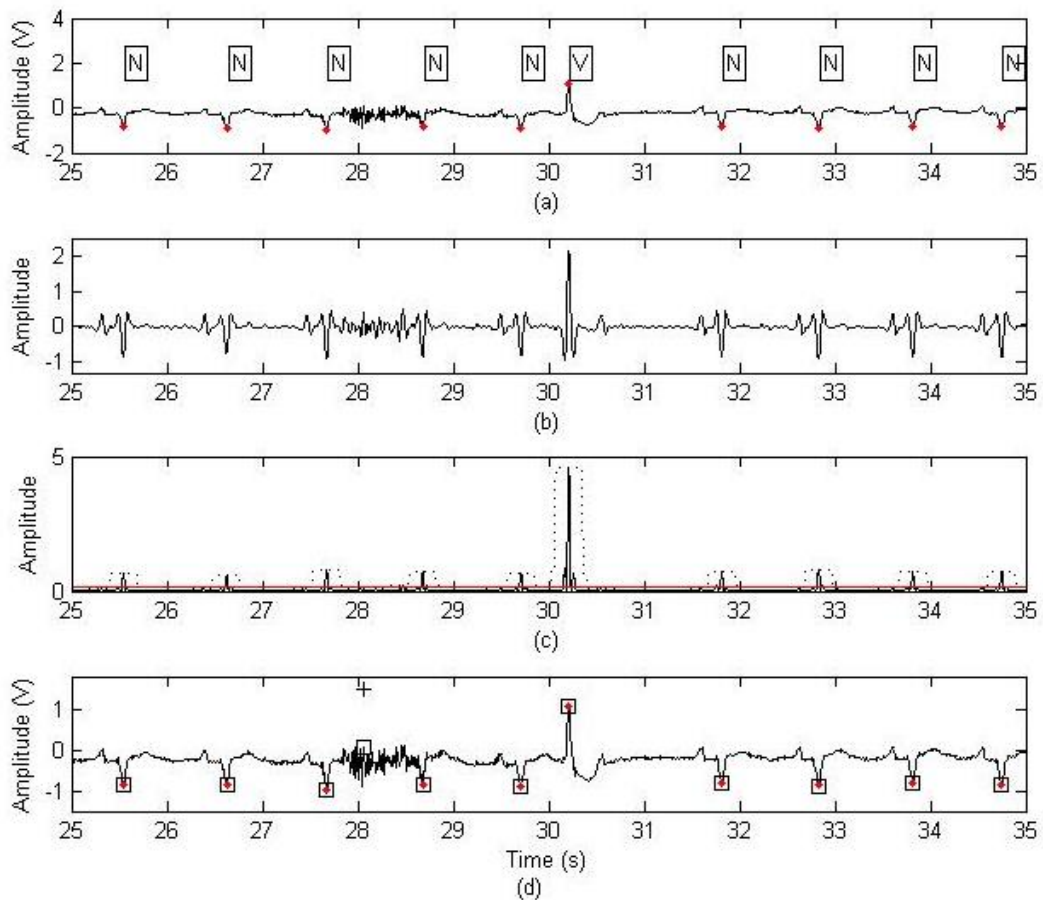
ในหัวข้อนี้ได้กล่าวถึงผลการคำนวณพลังงานแซนนอนโดยทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพระหว่างอัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานแซนนอนและไม่มีการคำนวณพลังงานแซนนอน ภาพประกอบที่ 4-4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 48 ชุดและระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณตั้งแต่ 1-7% ของค่าแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณกรอบ ($z[n]$) ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานแซนนอน พบว่าค่าขีดแบ่งสัญญาณที่ดีที่สุดคือ 3% โดยให้ค่าความผิดพลาดเท่ากับ 0.48%



ภาพประกอบที่ 4-4 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณใน
อัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานเซนนอน



ภาพประกอบที่ 4-5 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณใน
อัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานเซนนอน

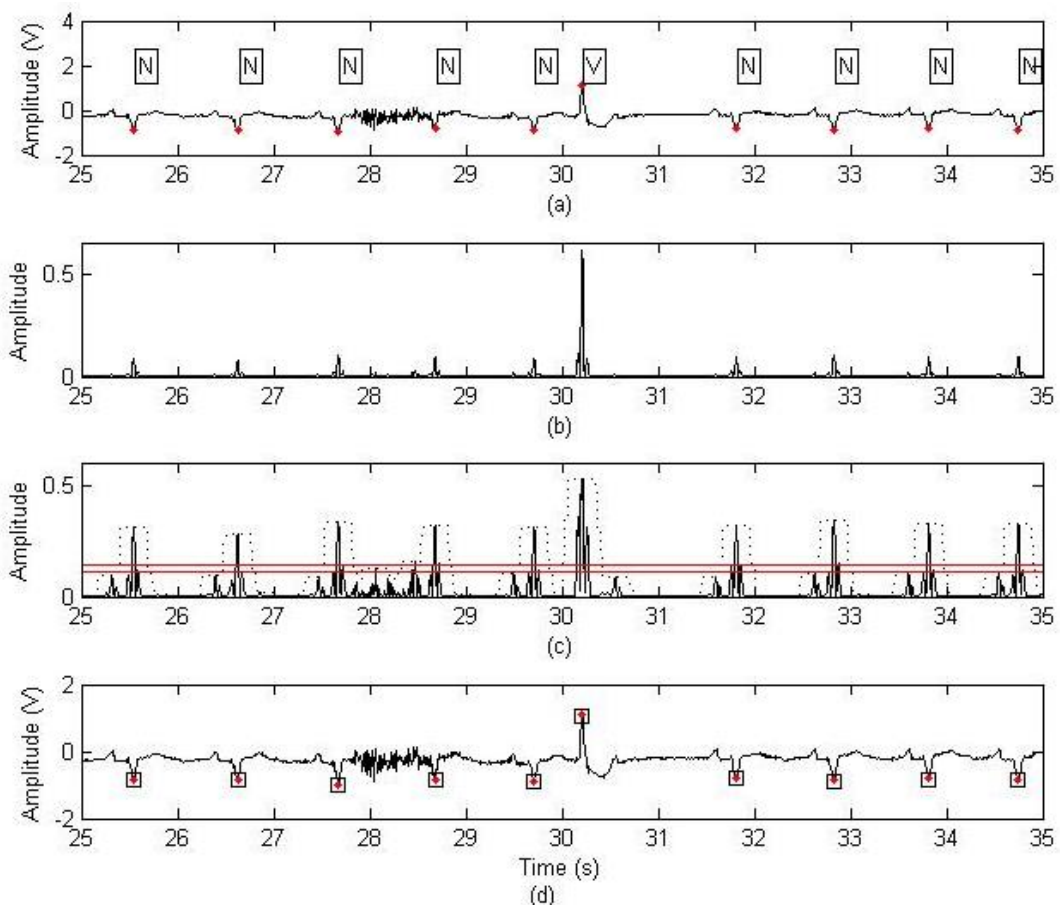


ภาพประกอบที่ 4-6 ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงาน
 แชนนอนในชุดข้อมูล 108 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 108 สัญณลักษณะ “●” แทนจุดยอด
 คลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งถูกเฉลยโดยผู้เชี่ยวชาญ (b) ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (c) พลัง
 กำลังสองของสัญญาณ (เส้นทึบ) สัญญาณกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (เส้นประ) และค่าขีดแบ่ง
 สัญญาณ (เส้นทึบสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอัลกอริทึม (สี่เหลี่ยม)
 สัญณลักษณะ “+” แทนความผิดพลาดแบบ FP

ภาพประกอบที่ 4-5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับค่าขีด
 แบ่งสัญญาณตั้งแต่ 10-70% ของค่าแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณกรอบ ($z[n]$) ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 ในอัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานแชนนอน พบว่าค่าขีดแบ่งสัญญาณที่ดีที่สุดคือ 30% โดยให้ค่า
 ความผิดพลาดเท่ากับ 0.50% แม้ว่าการคำนวณพลังงานแชนนอน ไม่ได้เพิ่มความถูกต้องให้กับ
 อัลกอริทึมแต่พลังงานแชนนอนสามารถเพิ่มช่วงในการใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณได้กว้างมากกว่า
 อัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานแชนนอน เมื่อพิจารณาค่าความผิดพลาดที่มีค่าต่ำกว่า 1%
 พบว่าระดับค่าขีดแบ่ง

สัญญาณที่สามารถใช้ได้อยู่ที่ 2-4% สำหรับอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานแซนนอน และ 20-40 % สำหรับอัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานแซนนอน

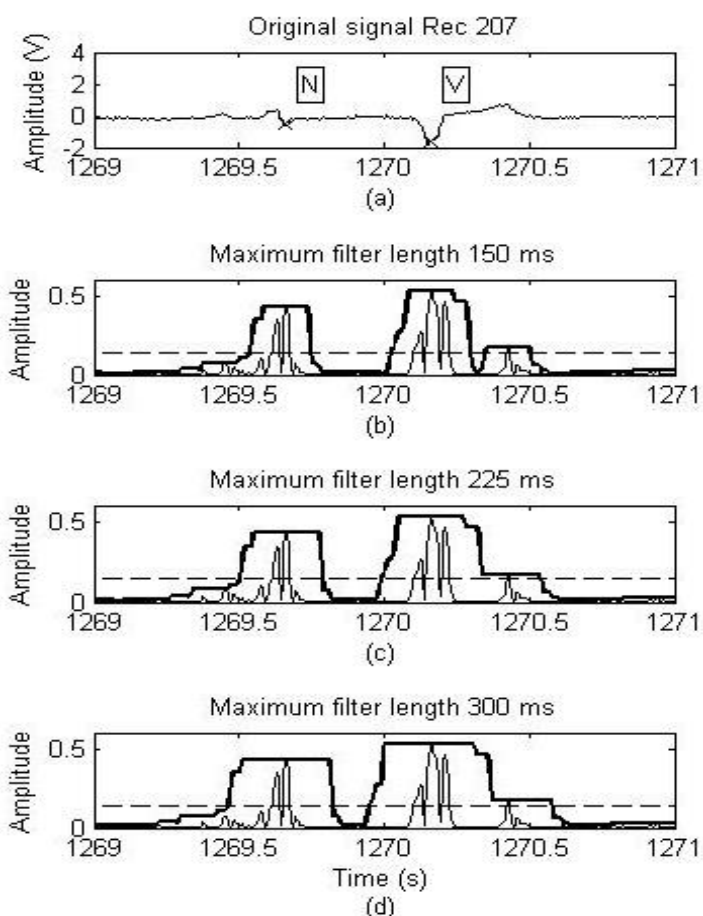
นอกจากความสามารถในการเลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณที่กว้างแล้วพลังงานแซนนอนยังสามารถปรับปรุงค่าแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดค่าให้มีค่าสูงขึ้นได้อีกด้วย ภาพประกอบที่ 4-6 แสดงผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานแซนนอนในชุดข้อมูล 108 ภาพประกอบที่ 4-6(b) แสดงภาพสัญญาณพลังงานกำลัง $y^2[n]$ สองและสัญญาณกรอบ $z[n]$ ซึ่งจะเห็นได้ว่าแอมพลิจูดของยอดคลื่นในแต่ละจังหวะของการเดินของหัวใจมีค่าไม่สม่ำเสมอทำให้จำเป็นต้องเลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณที่มีค่าต่ำซึ่งอาจส่งผลให้มีโอกาสเกิดความผิดพลาดแบบ FP ขึ้นดังภาพประกอบที่ 4-6(d)



ภาพประกอบที่ 4-7 ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในอัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานแซนนอนในชุดข้อมูล 108 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 108 สัญลัักษณ์ “●” แทนจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งถูกเฉลี่ยโดยผู้เชี่ยวชาญ (b) พลังกำลังสองของสัญญาณ (c) พลังแซนนอน (เส้นทึบ) สัญญาณกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (เส้นประ) และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณสูงสุดและต่ำสุด (เส้นทึบสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอัลกอริทึม (สี่เหลี่ยม)

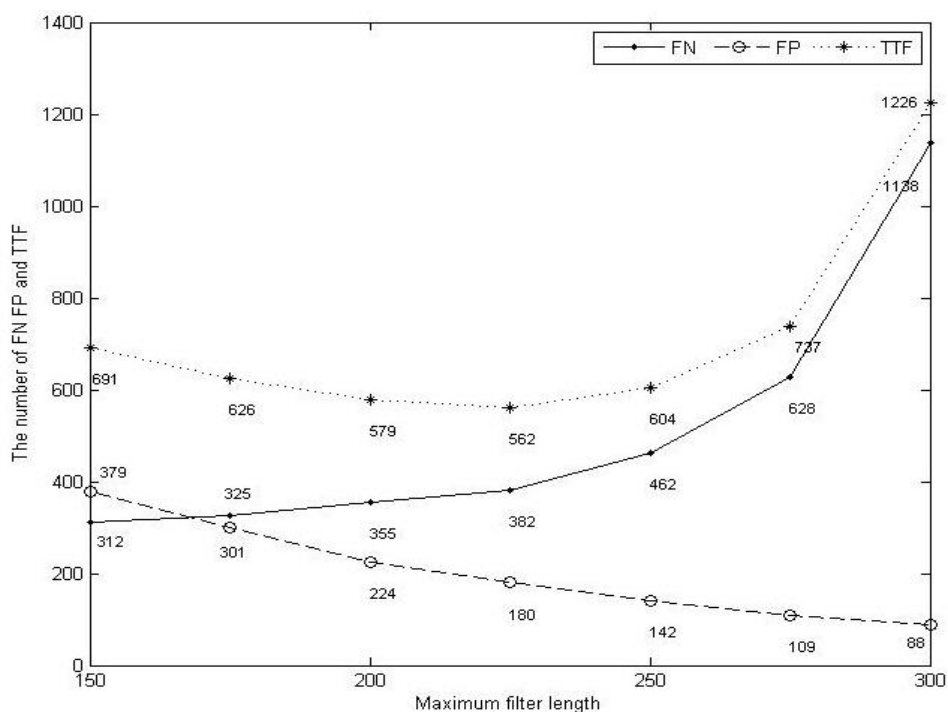
ภาพประกอบที่ 4-7 แสดงผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในอัลกอริทึมที่มีการคำนวณพลังงานแชนนอนในชุดข้อมูล 108 ภาพประกอบที่ 4-7(c) เส้นทึบแสดงสัญญาณพลังงานแชนนอนซึ่งจะเห็นได้ว่าแอมพลิจูดของยอดคลื่นในแต่ละจังหวะของการเต้นของหัวใจมีค่าสูงขึ้นจนมีค่าเท่ากับแอมพลิจูดสูงสุดทำให้สามารถเลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณในช่วงที่กว้างขึ้นนั่นเองเมื่อเปรียบเทียบกับ ภาพประกอบที่ 4-6 (c) ในขณะที่ยังให้ค่าความผิดพลาดเท่าเดิม

4.1.3 ผลการเลือกขนาดความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่เหมาะสม



ภาพประกอบที่ 4-8 เปรียบเทียบผลการใช้ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่แตกต่างกัน (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากข้อมูลชุด 108 N แทนรูปแบบการเต้นหัวใจปกติ และ V แทนรูปแบบการเต้นหัวใจผิดปกติชนิด PVC (b) สัญญาณที่ได้จากพลังงานแชนนอน (เส้นทึบบาง) สัญญาณกรอบจากตัวกรองค่าสูงสุดซึ่งใช้ความกว้าง 150 มิลลิวินาที (เส้นทึบหนา) และ ค่าขีดแบ่งสัญญาณ (เส้นประ) (c) สัญญาณกรอบจากตัวกรองค่าสูงสุดซึ่งใช้ความกว้าง 225 มิลลิวินาที (เส้นทึบหนา) (d) สัญญาณกรอบจากตัวกรองค่าสูงสุดซึ่งใช้ความกว้าง 300 มิลลิวินาที (เส้นทึบหนา)

ตัวกรองค่าสูงสุดมีความสำคัญในการตรวจจับกรอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อกำหนดจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของช่วงคลื่นควอเตอร์เอสในกระบวนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อความถูกต้องของอัลกอริทึม ภาพประกอบที่ 4-8 แสดงการเปรียบเทียบผลการใช้ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่แตกต่างกันในชุดข้อมูล 207 ซึ่งประกอบไปด้วยรูปแบบการเดินของหัวใจปกติ (N) และรูปแบบการเดินของหัวใจผิดปกติชนิด PVC (V) จะเห็นได้ว่าผลลัพธ์จากการคำนวณพลังงานเซนนอนไม่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากคลื่นทีในรูปแบบการเดินของหัวใจผิดปกติชนิด PVC ที่ซึ่งไปทำให้เกิดเป็นยอดคลื่นขนาดเล็กติดกับยอดคลื่นขนาดใหญ่ซึ่งเป็นส่วนของคลื่นควอเตอร์เอสที่แท้จริง การเลือกใช้ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่เหมาะสมสามารถแก้ไขความผิดพลาดแบบ FP ที่เกิดขึ้นจากคลื่นทีได้ ภาพประกอบที่ 4-8 (b) 4-8(c) และ 4-8(d) แสดงการตรวจจับกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่ 150 225 และ 300 มิลลิวินาทีตามลำดับ ซึ่งจะเห็นได้ว่าความกว้างขนาด 150 มิลลิวินาทียอดคลื่นควอเตอร์เอสและคลื่นทีจะถูกแยกออกจากกัน ในขณะที่ความกว้างขนาด 225 และ 300 มิลลิวินาที สามารถรวมยอดคลื่นควอเตอร์เอสและยอดคลื่นทีไว้ในกรอบเวลาเดียวกันได้



ภาพประกอบที่ 4-9 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุด

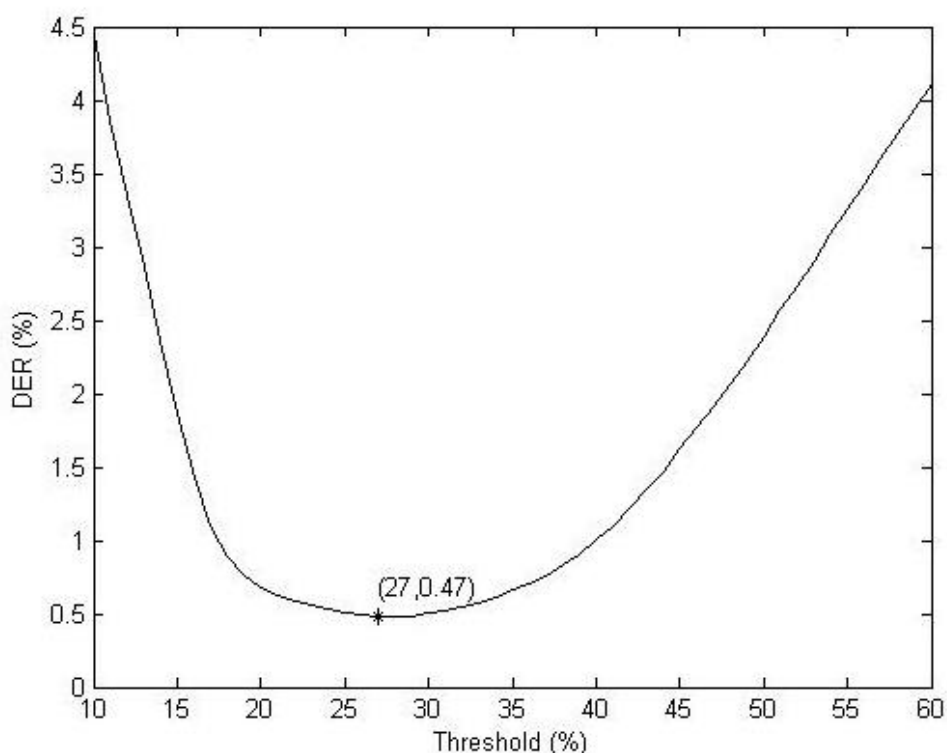
ตารางที่ 4-2 ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในแต่ละชุดข้อมูลในความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดตั้งแต่ 150-300 มิลลิวินาที

Record No.	DER (%) of <i>L</i> parameter						
	150	175	200	225	250	275	300
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.27	0.27	0.27	0.21	0.21	0.16	0.11
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
104	1.62	1.44	1.21	1.17	1.03	0.90	1.03
105	2.26	1.91	1.71	1.44	1.32	1.48	1.56
106	1.87	1.87	1.87	1.87	1.87	1.87	1.87
107	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
108	3.52	2.84	1.87	1.82	1.82	1.82	1.82
109	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32
111	0.24	0.24	0.24	0.14	0.14	0.09	0.09
112	0.63	0.55	0.51	0.47	0.32	0.20	0.04
113	0.22	0.22	0.22	0.22	0.17	0.00	0.06
114	2.08	2.08	2.08	2.08	2.08	2.08	2.08
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95
117	0.13	0.13	0.13	0.07	0.07	0.00	0.00
118	0.35	0.31	0.18	0.18	0.13	0.09	0.18
119	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.38	0.27	0.21	0.16	0.16	0.21	0.21
122	0.04	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.07	0.07
124	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06
200	2.08	1.46	1.15	0.88	0.88	1.08	1.31
201	0.76	0.76	0.76	0.76	0.87	0.92	1.73
202	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.47
203	2.45	2.42	2.58	2.89	3.89	6.54	12.68
205	0.23	0.34	0.53	0.68	0.98	1.09	1.36
207	2.04	1.88	1.77	1.67	1.67	1.77	1.83
208	1.35	1.12	1.02	0.98	0.95	1.05	1.29
209	0.43	0.30	0.20	0.17	0.17	0.27	2.23
210	1.28	1.17	1.21	1.21	1.40	2.38	3.32
212	0.25	0.22	0.11	0.04	0.07	0.04	0.11
213	0.52	0.52	0.52	0.52	0.52	0.55	0.62
214	0.35	0.35	0.35	0.35	0.40	0.40	0.80
215	0.09	0.09	0.18	0.21	0.30	0.59	1.07
217	0.18	0.18	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14
219	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12
222	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.20	0.40
223	0.08	0.08	0.08	0.08	0.04	0.04	0.04
228	2.05	1.85	1.46	1.36	1.32	1.27	1.22
230	0.13	0.13	0.13	0.09	0.09	0.00	0.00
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06
232	0.22	0.22	0.22	0.17	0.17	0.06	0.06
233	0.10	0.13	0.13	0.16	0.39	0.78	5.36
234	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average DER (%)	0.63	0.57	0.52	0.50	0.53	0.62	0.97

ตารางที่ 4-2 แสดงค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในทั้ง 48 ชุดข้อมูลในความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดทั้ง 7 ค่าซึ่งระดับความกว้างที่เหมาะสมที่สุดอยู่ 225 มิลลิวินาที โดยสามารถให้ค่าความผิดพลาด 0.50 % ซึ่งมีค่าต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับความกว้างอื่นๆ ภาพประกอบที่ 4-9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดทั้ง 7 ระดับ พบว่าเมื่อความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดมีค่ามากขึ้นจำนวนความผิดพลาดแบบ FP จะมีค่าลดลงซึ่งสอดคล้องกับภาพประกอบที่ 4-8 ในขณะที่จำนวนความผิดพลาดแบบ FN มีจำนวนมากขึ้น และที่ความกว้าง 225 มิลลิวินาทีสามารถให้จำนวนความผิดพลาดรวมของอัลกอริทึมต่ำสุดที่ 562 ครั้ง

4.2 ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.2.1 ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดียว



ภาพประกอบที่ 4-10 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดเฉลี่ยที่เกิดขึ้นในชุดข้อมูล 48 ชุดข้อมูล และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณตั้งแต่ 10-60% ของค่าสัญญาณสูงสุด

- ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม

ในการศึกษาค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวที่เหมาะสมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ทำการปรับเปลี่ยนค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวตั้งแต่ 1-85 % พบว่าค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่เหมาะสมสำหรับทั้ง 48 ชุดข้อมูลคือ 27 % ของค่าสูงสุดในพลังงานแชนนอน โดยสามารถให้ค่าความผิดพลาดต่ำสุดที่ 0.47 % ดังที่แสดงไว้ในภาพประกอบที่ 4-10

- ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก

ตารางที่ 4-3 แสดงช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลพร้อมค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากวิธีการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องและการคำนวณพลังงานแชนนอน ซึ่งมาค่าน้อยสุดอยู่ที่ 5% และค่ามากที่สุดอยู่ที่ 85% โดยในแต่ละชุดข้อมูลมีค่าขีดแบ่งสัญญาณที่สามารถให้ค่าความผิดพลาดต่ำสุดแตกต่างกันไป โดยความผิดพลาดเฉลี่ยรวม 48 ชุดข้อมูลที่ได้จากการใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกในแต่ละชุดข้อมูลเองมีค่า 0.28% ชุดข้อมูลที่ 100 เป็นชุดข้อมูลที่มีค่าขีดแบ่งสัญญาณที่กว้างที่สุดคือ 5-85% ในขณะที่ยังสามารถให้ค่าความผิดพลาดเท่ากับ 0% ทั้งนี้เนื่องจากชุดข้อมูลที่ 100 เป็นชุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบปกติ ประกอบกับมีการรบกวนของสัญญาณอื่น ๆ น้อย ทำให้การเลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณในชุดข้อมูลนี้มีความยืดหยุ่นสูง ในขณะที่บางชุดข้อมูล อาทิ ข้อมูลชุด 208 มีค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมเพียงค่าเดียวซึ่งให้ค่าความผิดพลาดต่ำสุดที่ 0.79% เนื่องจากชุดข้อมูลนี้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจพบรูปแบบผิดปกติบ่อยครั้ง ประกอบกับมีสัญญาณรบกวนที่ยากต่อการกำจัดออกด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่องและพลังงานแชนนอน

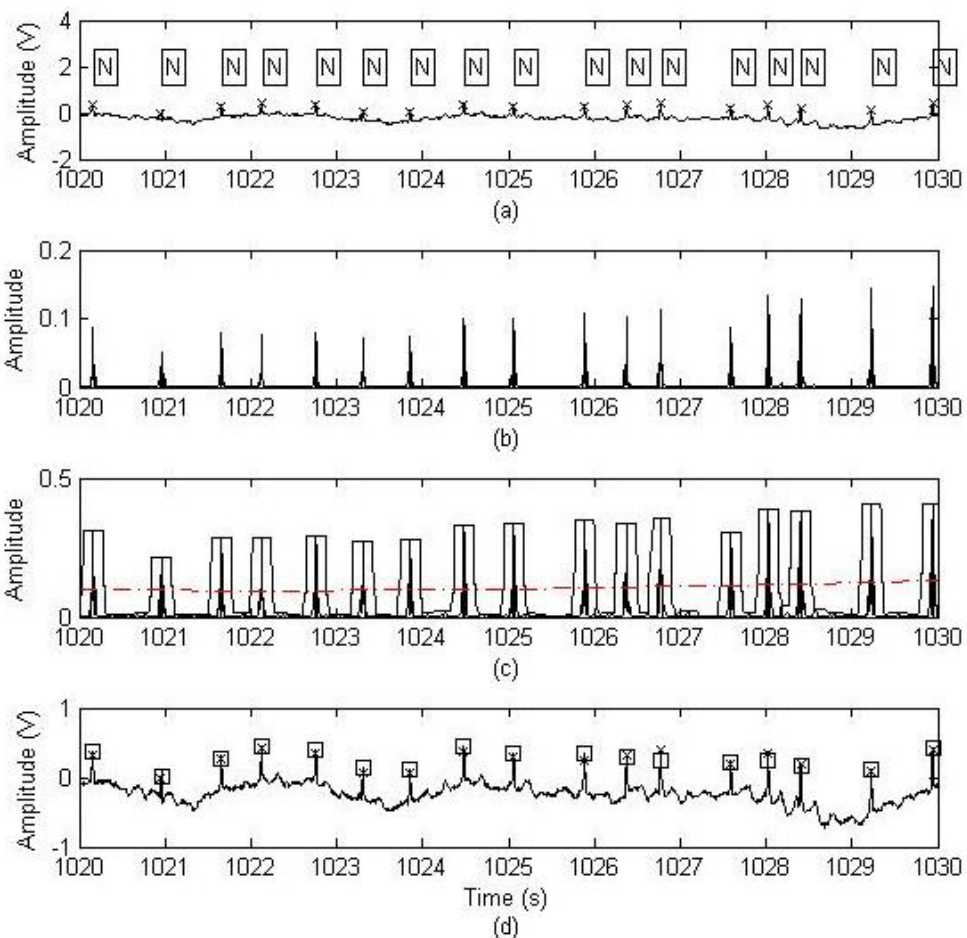
ตารางที่ 4-3 ช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลพร้อมค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น
ทั้ง 48 ชุดข้อมูล

Record	Threshold _{min} (x100%)	Threshold _{max} (x100%)	DER (%)
100	0.05	0.85	0.00
101	0.21	0.24	0.11
102	0.15	0.63	0.00
103	0.08	0.42	0.00
104	0.43	0.54	0.58
105	0.67	0.69	1.01
106	0.11	0.11	0.25
107	0.22	0.31	0.00
108	0.26	0.27	1.64
109	0.13	0.21	0.04
111	0.41	0.57	0.05
112	0.75	0.85	0.00
113	0.32	0.85	0.00
114	0.17	0.22	0.27
115	0.06	0.78	0.00
116	0.13	0.20	0.87
117	0.33	0.85	0.00
118	0.59	0.80	0.00
119	0.21	0.72	0.05
121	0.31	0.43	0.11
122	0.03	0.85	0.00
123	0.49	0.52	0.00
124	0.31	0.43	0.00
200	0.56	0.63	0.12
201	0.18	0.19	0.15
202	0.21	0.25	0.05
203	0.23	0.23	2.68
205	0.46	0.57	0.30
207	0.28	0.30	1.67
208	0.19	0.19	0.78
209	0.65	0.79	0.00
210	0.14	0.14	0.45
212	0.50	0.68	0.00
213	0.24	0.27	0.49
214	0.20	0.49	0.31
215	0.34	0.40	0.15
217	0.23	0.30	0.14
219	0.36	0.41	0.00
220	0.13	0.85	0.00
221	0.21	0.22	0.00
222	0.27	0.30	0.08
223	0.13	0.39	0.04
228	0.37	0.39	0.88
230	0.56	0.84	0.00
231	0.15	0.82	0.00
232	0.33	0.49	0.06
233	0.27	0.33	0.13
234	0.18	0.35	0.00
Average			0.28

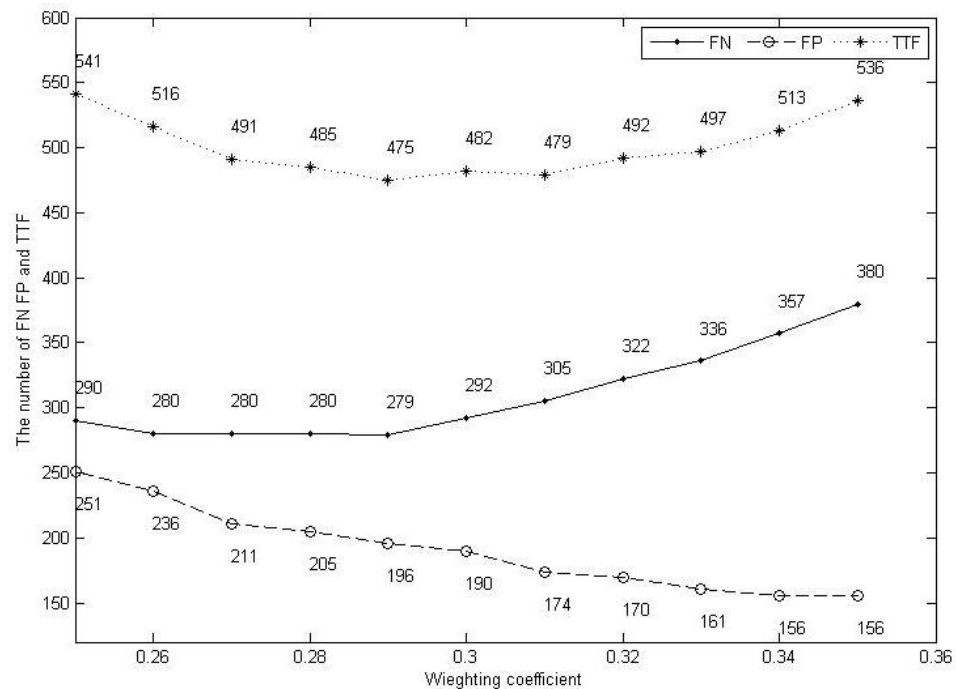
4.2.2 ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียว

- ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวที่ 1

ภาพประกอบที่ 4-11 ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวที่ 1 ในชุดข้อมูล 222 ซึ่งเป็นชุดข้อมูลที่มีจังหวะการเต้นของหัวใจและแอมพลิจูดของยอดคลื่นอาร์ไม่สม่ำเสมอ ภาพประกอบที่ 4-11(c) แสดงภาพพลังแขนนอนและสัญญาณกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเส้นทึบสีดำ และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวที่ 1 ในเส้นประสีแดงซึ่งมีการปรับตัวไปตามค่าแอมพลิจูดของพลังงานแขนนอนที่มีค่าสูงขึ้น



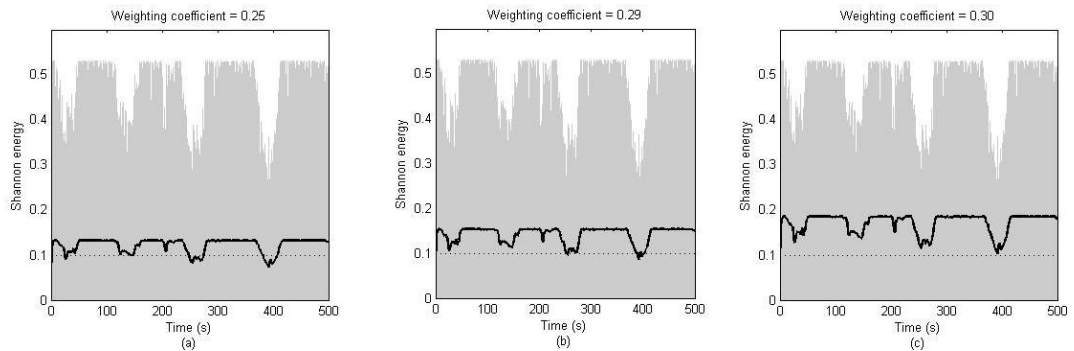
ภาพประกอบที่ 4-11 ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวที่ 1 ในชุดข้อมูล 222 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 222 “x” แทนจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งถูกเฉลี่ยโดยผู้เชี่ยวชาญ (b) พลังกำลังสองของสัญญาณ (c) พลังแขนนอนและสัญญาณกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (เส้นทึบ) และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวที่ 1 (เส้นประสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอัลกอริทึม (สี่เหลี่ยม)



ภาพประกอบที่ 4-12 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับค่า Weighting coefficient

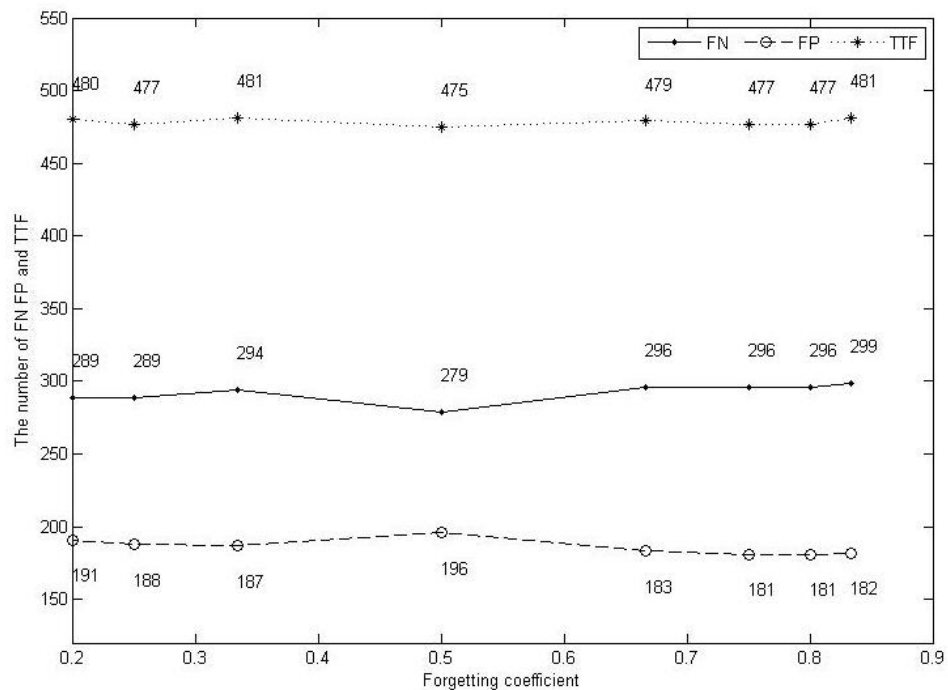
ภาพประกอบที่ 4-12 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับค่า Weighting coefficient ในระดับต่างๆเมื่อ Forgetting coefficient มีค่า $1/3$ และใช้เวลาในการย้อนกลับไปหาค่าสัญญาณกรอบสูงสุด (m) เท่ากับ 2 วินาที ผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าเมื่อ Weighting coefficient มีค่าสูงขึ้นจำนวนความผิดพลาดแบบ FN มีค่าสูงขึ้นในขณะที่จำนวนความผิดพลาดแบบ FP มีค่าลดลง และค่า Weighting coefficient ที่ 0.29 ทำให้อัลกอริทึมมีจำนวนความผิดพลาดรวมน้อยที่สุดที่ 475 ครั้งซึ่งมีค่าความผิดพลาดเฉลี่ยรวมของทั้ง 48 ชุดข้อมูลเท่ากับ 0.42%

ภาพประกอบที่ 4-13 แสดงผลการปรับค่า Weighting coefficient ใน 3 ระดับคือ 0.20 0.29 และ 0.35 โดยเส้นสีเทาแสดงผลลัพธ์จากการคำนวณพลังงานเซนนอนในชุดข้อมูล 222 ตั้งแต่วินาทีที่ 0 ถึง 500 เส้นทึบหนาสีดำแสดงระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 และเส้นประสีดำแสดงระดับอ้างอิงที่ 0.1 แสดงให้เห็นว่าการเพิ่มขึ้นของค่า Weighting coefficient มีผลทำให้ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณมีค่าสูงขึ้นเมื่อเทียบกับค่า Weighting coefficient ที่ต่ำกว่า ในขณะที่ความไวในการปรับตัวของค่าขีดแบ่งสัญญาณในการเปลี่ยนแปลงค่า Weighting coefficient ไม่ได้แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ



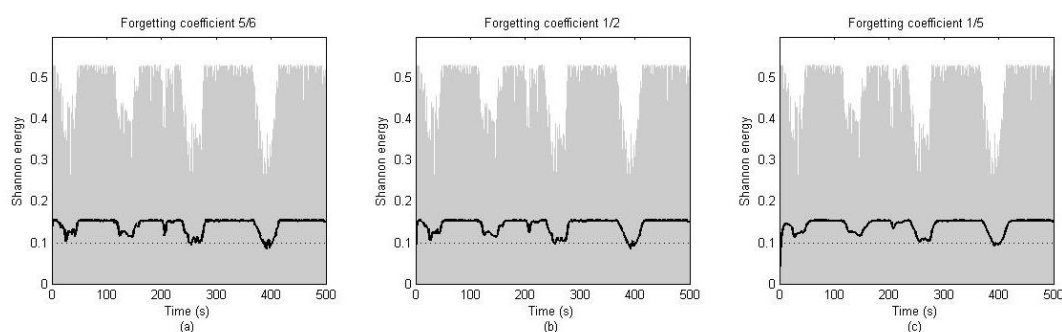
ภาพประกอบที่ 4-13 ผลการปรับค่า Weighting coefficient ในระดับต่างๆ (a) Weighting coefficient 0.25 พลังงานเซนนอน (เส้นทึบสีดำ) ค่าจัดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวกันที่ 1 (เส้นทึบสีแดง) (b) Weighting coefficient 0.29 (c) Weighting coefficient 0.35

ภาพประกอบที่ 4-14 แสดงจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมดจากการทดสอบปรับเปลี่ยนค่า Forgetting coefficient ในค่าจัดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวกันที่ 1 โดยเลือกใช้ค่า Weighting coefficient ที่ 0.29 และใช้เวลาในการย้อนกลับไปหาค่าสัญญาณกรอบสูงสุด (m) เท่ากับ 2 วินาที พบว่าค่า Forgetting coefficient ที่ $1/2$ สามารถให้ค่าความผิดพลาดรวมของอัลกอริทึมมีค่าต่ำสุดที่ 475 ครั้งซึ่งคิดเป็นความผิดพลาดเฉลี่ยรวมประมาณ 0.42%



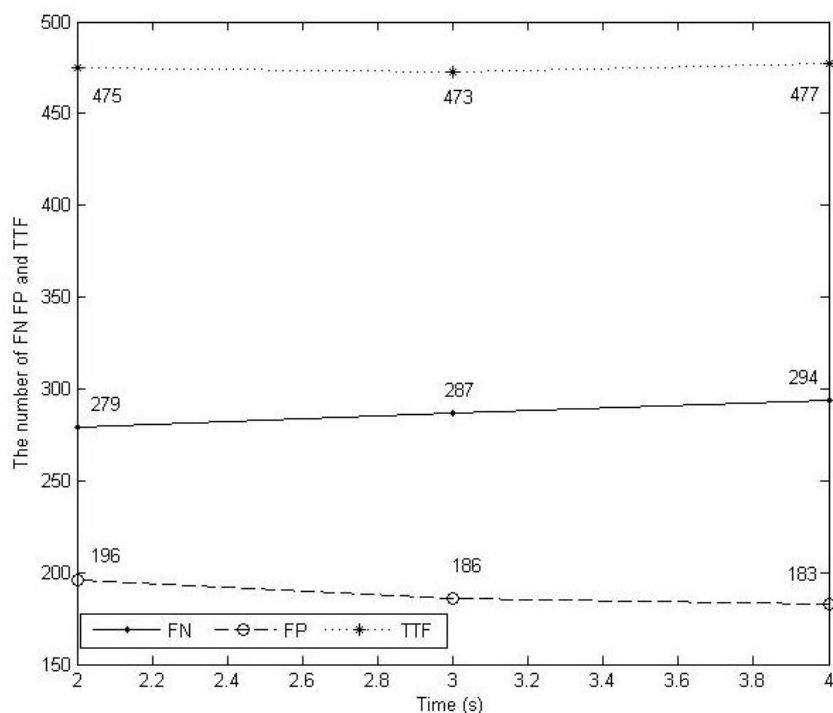
ภาพประกอบที่ 4-14 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับค่า Forgetting coefficient

ภาพประกอบที่ 4-15 แสดงผลการปรับค่า Forgetting coefficient ใน 3 ระดับในชุดข้อมูล 222 ซึ่งเห็นว่า การลดลงของค่า Forgetting coefficient มีผลทำให้ความไวในการปรับตัวของค่าขีดแบ่งสัญญาณมีค่าลดลงแต่ไม่มีผลต่อระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณมากนักทำให้ค่าความผิดพลาดในทั้ง 3 ระดับที่ได้ทำการทดสอบไม่แตกต่างกันมากนักเมื่อเทียบกับการเปลี่ยนแปลงค่า Weighting coefficient

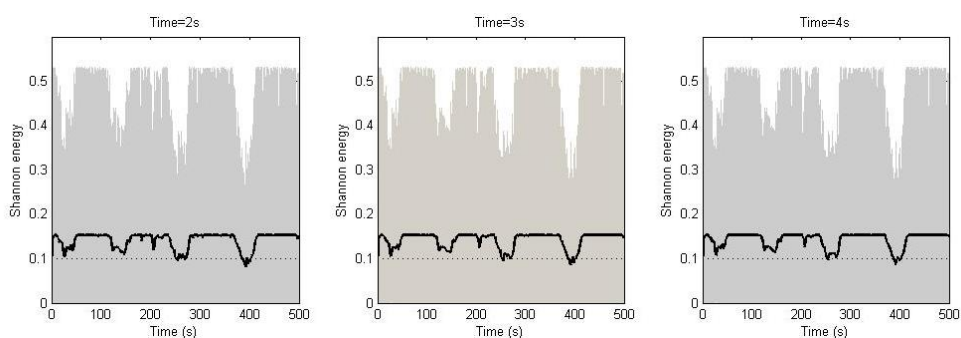


ภาพประกอบที่ 4-15 ผลการปรับค่า Forgetting coefficient ในระดับต่างๆ (a) Forgetting coefficient 5/6 พลังงานเซนนอน (เส้นทึบสีดำ) ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวกับที่ 1 (เส้นทึบสีแดง) (b) Forgetting coefficient 1/2 (c) Forgetting coefficient 1/5

ภาพประกอบที่ 4-16 แสดงจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมดจากการทดสอบปรับเปลี่ยนค่าเวลาที่ใช้ในการหาค่าสูงสุดของสัญญาณ (m) ในค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวกับที่ 1 โดยเลือกใช้ค่า Weighting coefficient ที่ 0.29 และ Forgetting coefficient เท่ากับ 1/2 พบว่าค่า เวลาในการหาค่าสูงสุดของสัญญาณ (m) ที่ 3 วินาที สามารถให้ค่าความผิดพลาดรวมของอัลกอริทึมมีค่าต่ำสุดที่ 473 ครั้งซึ่งคิดเป็นความผิดพลาดเฉลี่ยรวมประมาณ 0.41% ภาพประกอบที่ 4-17 แสดงผลการปรับเปลี่ยนเวลาที่ใช้ในการหาค่าสูงสุดของสัญญาณ (m) ในชุดข้อมูล 222 ซึ่งเห็นว่า การเพิ่มขึ้นของเวลามีผลทำให้ความไวในการปรับตัวของค่าขีดแบ่งสัญญาณมีค่าลดลงเช่นเดียวกับการปรับค่า Forgetting coefficient ทั้งนี้เนื่องจากค่า m ของแต่ละขดคลื่นมีโอกาสจะเป็นค่าเดียวกันได้เมื่อใช้กรอบเวลาในการหากว้างมากขึ้นจึงส่งผลให้ค่าขีดแบ่งสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงซ้ำ



ภาพประกอบที่ 4-16 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับเวลาที่ใช้ในการหาค่าสูงสุด (m)

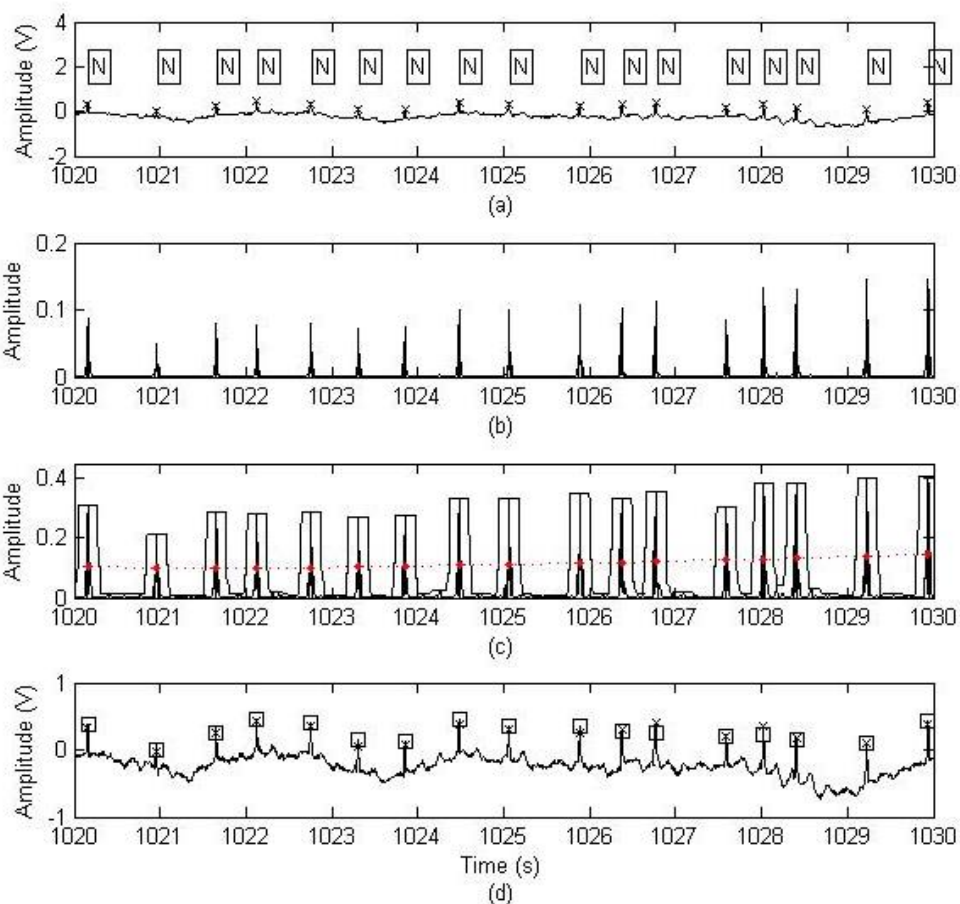


ภาพประกอบที่ 4-17 ผลการปรับค่าเวลาในการหาค่า m (a) เวลาในการหาค่า m ที่ 2 วินาที พลังงานเซนนอน (เส้นทึบสีดำ) ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 (เส้นทึบสีแดง) (b) เวลาในการหาค่า m ที่ 3 วินาที (c) เวลาในการหาค่า m ที่ 4 วินาที

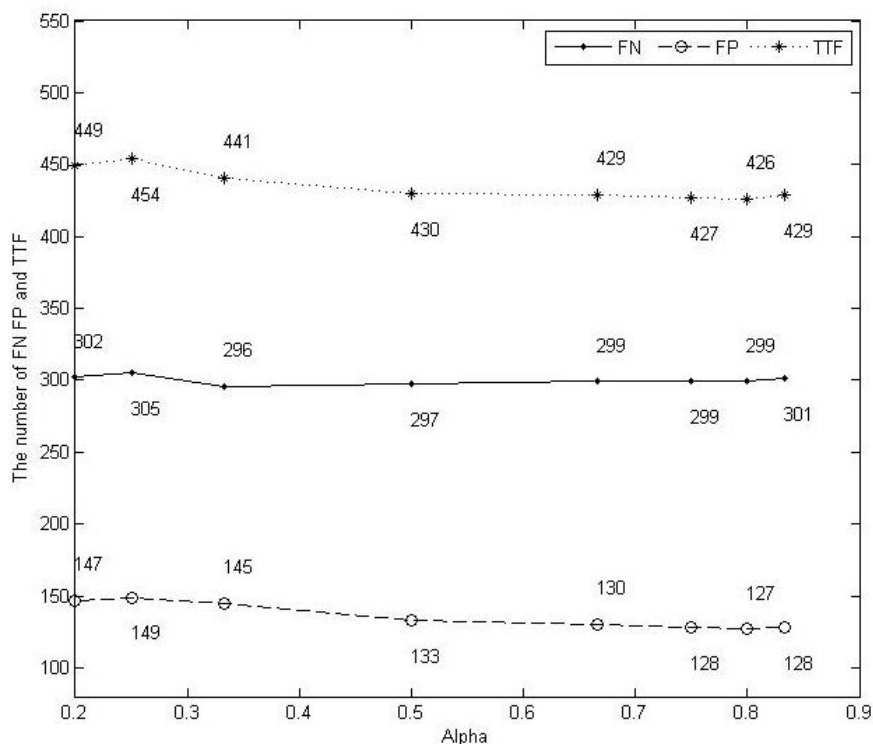
- ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2

ภาพประกอบที่ 4-18 ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 ในชุดข้อมูล 222 ซึ่งเป็นชุดข้อมูลที่มีจังหวะการเต้นของหัวใจและแอมพลิจูดของยอดคลื่นอาร์ไม่สม่ำเสมอ ภาพประกอบที่ 4-18(c) แสดงภาพพลังงานเซนนอนและสัญญาณกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเส้นทึบสีดำ และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบ

เดี่ยวที่ 2 ในเส้นประสีแดงซึ่งมีการปรับตัวไปตามค่าแอมพลิจูดของพลังงานเซนนอนที่มีค่าสูงขึ้น ภาพประกอบที่ 4-19 แสดงจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมดที่เกิดขึ้น เมื่อทำการทดสอบปรับเปลี่ยนค่า Alpha พบว่าที่ Alpha 4/5 ให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยรวมใน 48 ชุด ข้อมูลต่ำสุดที่ 0.36% โดยเกิดความผิดพลาดรวมจำนวน 430 ครั้ง เป็นความผิดพลาดแบบ FN จำนวน 297 ครั้ง และความผิดพลาดแบบ FP จำนวน 133 ครั้ง

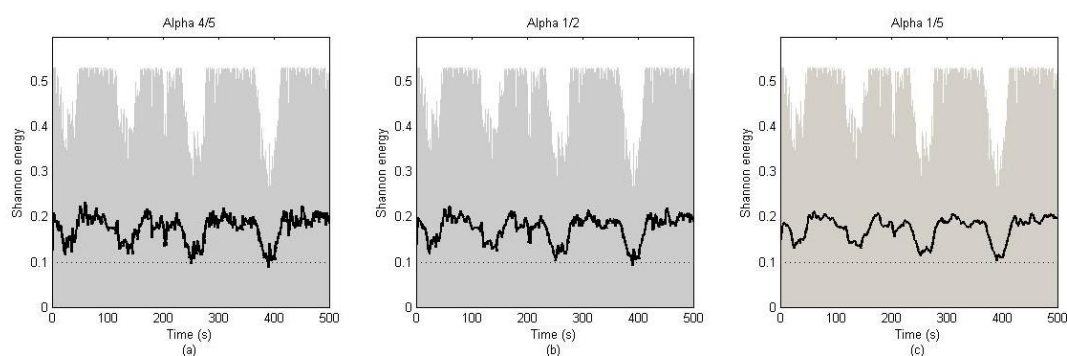


ภาพประกอบที่ 4-18 ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2 ในชุดข้อมูล 222 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 222 “x” แทนจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งถูกเฉลี่ยโดยผู้เชี่ยวชาญ (b) พลังกำลังสองของสัญญาณ (c) พลังเซนนอนและสัญญาณกรอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (เส้นทึบ) และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2 (เส้นประสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากอัลกอริทึม (สี่เหลี่ยม)



ภาพประกอบที่ 4-19 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับค่าแอลฟา

ภาพประกอบที่ 4-20 แสดงผลการปรับเปลี่ยนค่า Alpha 3 ระดับในชุดข้อมูล 222 ซึ่งเห็นว่าการลดลงของค่า Alpha มีผลทำให้ความไวในการปรับตัวของค่าขีดแบ่งสัญญาณมีค่าลดลงแต่ไม่มีผลต่อระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณมากนักทำให้ค่าความผิดพลาดในทั้ง 8 ระดับที่ได้ทำการทดสอบไม่แตกต่างกันมากนัก

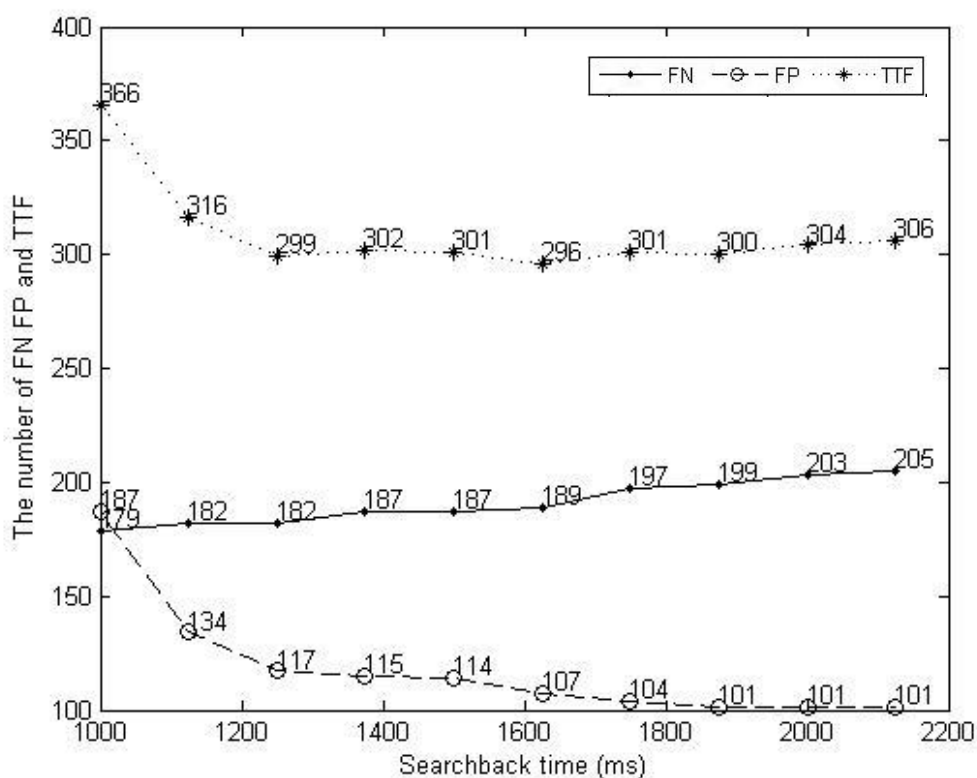


ภาพประกอบที่ 4-20 ผลการปรับค่าแอลฟาในระดับต่างๆ (a) แอลฟา 5/6 พลังงานเซนนอน (เส้นทึบสีดำ) ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดียวกับที่ 2 (เส้นทึบสีแดง) (b) แอลฟา 1/2 (c) แอลฟา 1/5

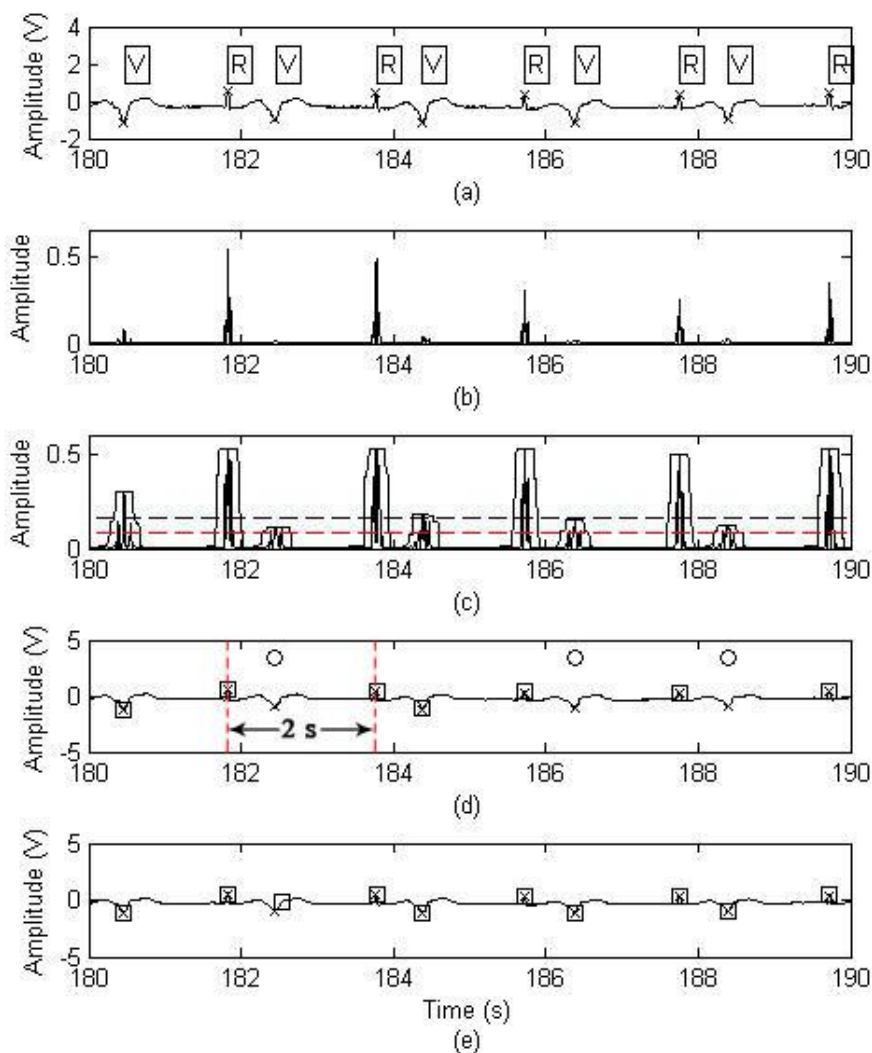
4.3 ผลการประมวลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับ

4.3.1 ผลการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่

ภาพประกอบที่ 4-21 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับระยะเวลาในหน่วยมิลลิวินาทีในการตรวจสอบทวนกลับ พบว่าเมื่อเพิ่มเวลาในการตรวจสอบทวนกลับมากขึ้นจำนวนความผิดพลาดแบบ FN จะมีค่าสูงขึ้น แต่จำนวน FP กลับมีค่าต่ำลงและค่าความผิดพลาดรวมของอัลกอริทึมต่ำสุดที่ 296 ครั้งที่ระยะเวลา 1625 มิลลิวินาที โดยให้ค่าความผิดที่ประมาณ 0.25% ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าวิธีการตรวจสอบทวนย้อนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ที่ 1625 มิลลิวินาที มีความเหมาะสมที่สุดในใช้เพิ่มประสิทธิภาพของอัลกอริทึม



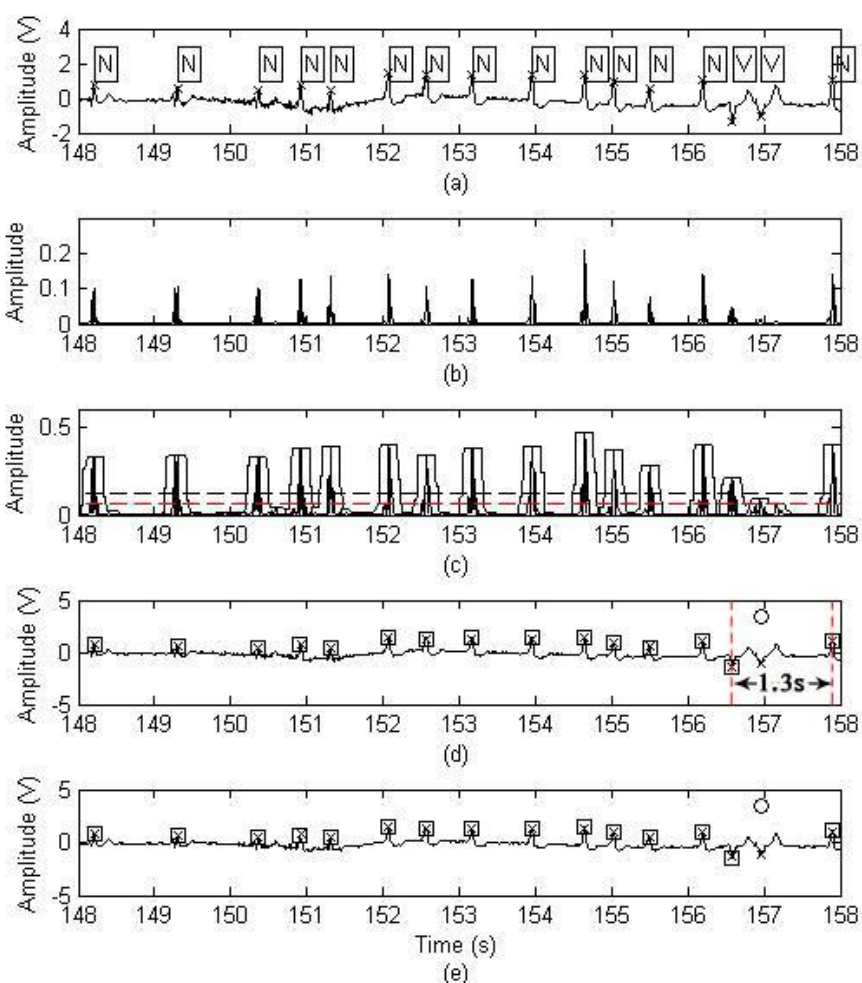
ภาพประกอบที่ 4-21 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับระยะเวลาในการตรวจสอบทวนกลับ



ภาพประกอบที่ 4-22 ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับเวลาครั้งที่
 ในชุดข้อมูล 207 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 207 (b) พลังงานกำลังสองของสัญญาณ (c)
 พลังงานแซนนอนและสัญญาณกรอบ (เส้นทึบ) ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณเก่า (เส้นประสีดำ) และ
 ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณในการตรวจสอบทวนกลับ(เส้นประสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอด
 คลื่นหัวใจก่อนมีการตรวจสอบทวนกลับ “o” แทนความผิดพลาดแบบ FN (e) ผลการตรวจจับจุด
 ยอดคลื่นหัวใจหลังมีการตรวจสอบทวนกลับ

ภาพประกอบที่ 4-22 แสดงตัวอย่างผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการ
 ตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ในชุดข้อมูล 207 ซึ่งเป็นช่วงที่เกิดคลื่นหัวใจรูปแบบปกติ
 สลับกับผิดปกติชนิด PVC ภาพประกอบที่ 4-22(c) แสดงภาพระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณ 2 เส้น โดย
 เส้นประสีดำคือค่าขีดแบ่งสัญญาณเก่า และเส้นประสีแดงคือค่าขีดแบ่งสัญญาณที่ใช้ในการ

ตรวจสอบทวนกลับซึ่งมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของค่าเดิมซึ่งจะเห็นได้ว่าการประมวลผลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีตรวจสอบทวนกลับสามารถเพิ่มความถูกต้องให้กับอัลกอริทึมได้โดยลดการเกิดความผิดพลาดแบบ FN ดังที่แสดงไว้ในภาพประกอบที่ 4-22(d) สัญญาณที่เหลื่อมสิดำแสดงผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าโดยไม่มีขั้นตอนประมวลผลสัญญาณภายหลัง ภาพประกอบที่ 4-22(e) แสดงผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าการใช้ขั้นตอนประมวลผลสัญญาณภายหลัง ซึ่งสามารถตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ถูกต้องทั้งหมด

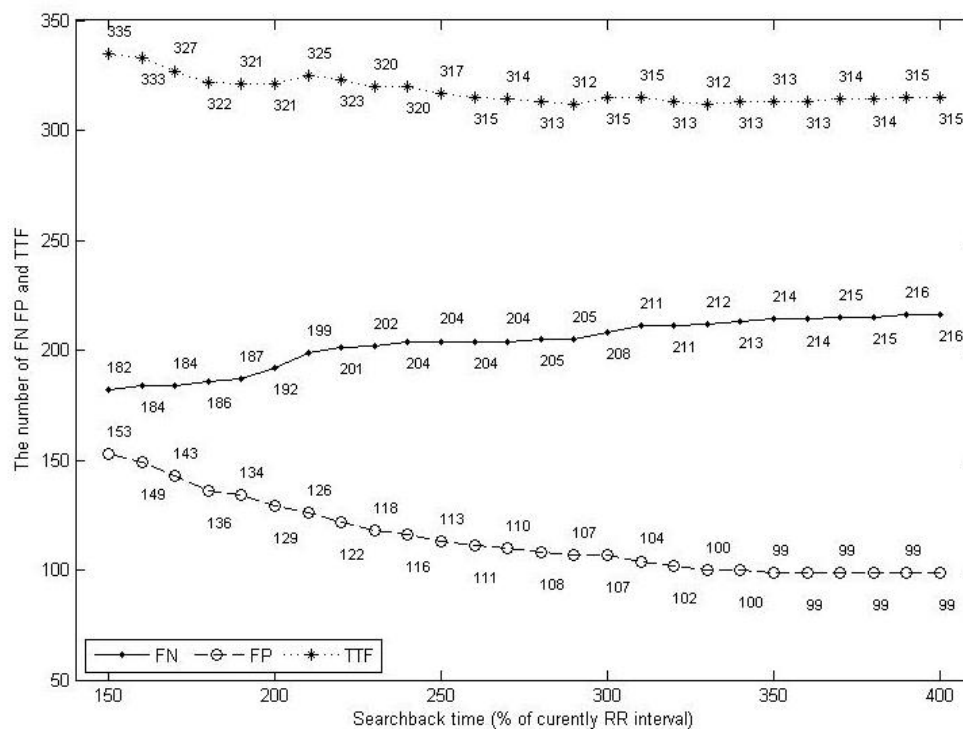


ภาพประกอบที่ 4-23 ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับเวลาที่
 ในชุดข้อมูล 203 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 203 (b) พลังงานกำลังสองของสัญญาณ (c)
 พลังงานเซนนอนและสัญญาณกรอบ (เส้นทึบ) ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณเก่า (เส้นประสีดำ) และ
 ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณในการตรวจสอบทวนกลับ(เส้นประสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอด
 คลื่นหัวใจก่อนมีการตรวจสอบทวนกลับ “o” แทนความผิดพลาดแบบ FN (e) ผลการตรวจจับจุด
 ยอดคลื่นหัวใจหลังมีการตรวจสอบทวนกลับ

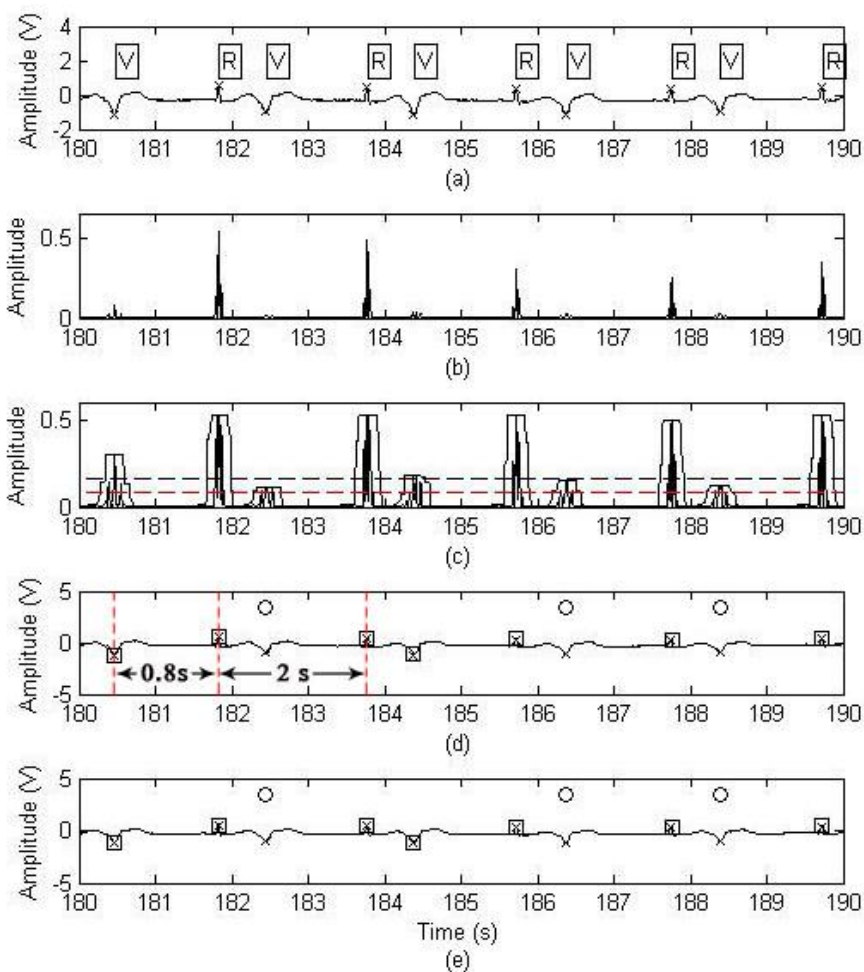
ภาพประกอบที่ 4-23 แสดงผลการประมวลผลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ในชุดข้อมูล 203 ซึ่งเกิดคลื่นหัวใจรูปแบบผิดปกติชนิด PVC ติดกัน 2 ครั้ง ภาพประกอบที่ 4-22(d) และ 4-22(e) แสดงผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าก่อนและหลังใช้วิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยเวลาคงที่ตามลำดับซึ่งแสดงให้เห็นว่าวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ไม่สามารถตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรูปแบบผิดปกติที่อยู่ติดกันมากๆ ได้เนื่องมาจากระยะเวลาที่ใช้ในการตรวจสอบทวนกลับที่กำหนดไว้มีขนาดกว้างเกินไป

4.3.2 ผลการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่

ภาพประกอบที่ 4-24 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมดกับระยะเวลาคิดเป็นร้อยละในการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ พบว่าเมื่อร้อยละของระยะเวลาในการตรวจสอบทวนกลับมีค่ามากขึ้นจำนวนความผิดพลาดแบบ FN มีแนวโน้มจะมีค่าสูงขึ้นและจำนวน FP มีแนวโน้มจะมีค่าต่ำลงเช่นเดียวกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ โดยระยะเวลา 290% และ 330% ของระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ค่าความผิดพลาดต่ำสุดประมาณ 0.27% ซึ่งมิตค่าความผิดพลาดสูงกว่าการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่



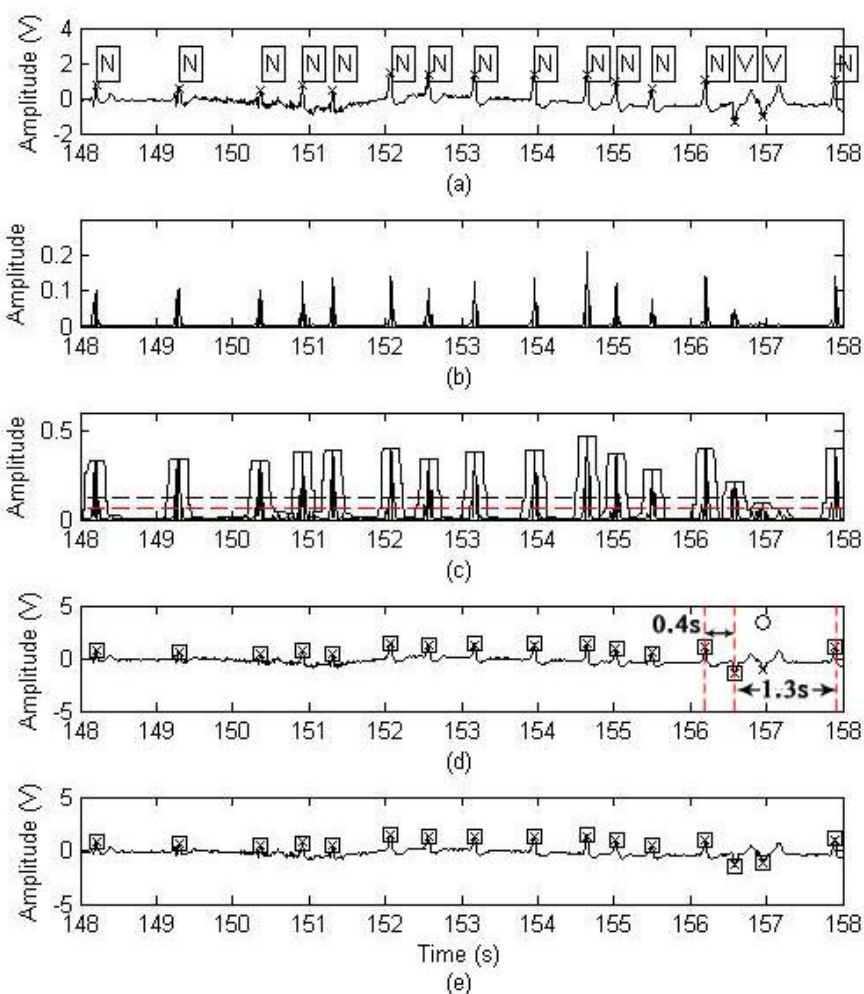
ภาพประกอบที่ 4-24 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนความผิดพลาดแบบ FN FP และความผิดพลาดทั้งหมด (TTF) กับระยะเวลาคิดเป็นร้อยละในการตรวจสอบทวนกลับ



ภาพประกอบที่ 4-25 ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยเวลาไม่คงที่ ในชุดข้อมูล 207 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 207 (b) พลังงานกำลังสองของสัญญาณ (c) พลังงานเซนนอนและสัญญาณกรอบ (เส้นทึบ) ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณเก่า (เส้นประสีดำ) และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณในการตรวจสอบทวนกลับ(เส้นประสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นหัวใจก่อนมีการตรวจสอบทวนกลับ “o” แทนความผิดพลาดแบบ FN (e) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นหัวใจหลังมีการตรวจสอบทวนกลับ

ภาพประกอบที่ 4-25 แสดงตัวอย่างผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ในชุดข้อมูล 207 ซึ่งพบว่าวิธีการนี้ไม่สามารถตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรูปแบบผิดปกติที่มีขนาดเล็กในชุดข้อมูล 207 ได้ เนื่องจากรูปแบบการเต้นของหัวใจในชุดข้อมูล 207 มีจังหวะปกติสลับกับ PVC อย่างสม่ำเสมอทำให้ระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของข้อมูลชุดนี้ค่อนข้างคงที่เมื่อเราใช้ระยะเวลาซึ่งคิดเป็นร้อยละของช่วงเวลารอาร์ของจุดยอดก่อนหน้ามาพิจารณาส่งผลให้รูปแบบการเต้นหัวใจผิดปกติไม่ถูก

ตรวจสอบทวนกลับ ในทางกลับกันวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่สามารถตรวจจับรูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่ติดกันในช่วงข้อมูล 203 ได้ดังที่แสดงไว้ในภาพประกอบที่ 4-26



ภาพประกอบที่ 4-26 ผลการประมวลผลสัญญาณภาพหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ ในช่วงข้อมูล 203 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชุดข้อมูล 203 (b) พลังงานกำลังสองของสัญญาณ (c) พลังงานแซนอนและสัญญาณกรอบ (เส้นทึบ) ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณเก่า (เส้นประสีดำ) และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณในการตรวจสอบทวนกลับ(เส้นประสีแดง) (d) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นหัวใจก่อนมีการตรวจสอบทวนกลับ “o” แทนความผิดพลาดแบบ FN (e) ผลการตรวจจับจุดยอดคลื่นหัวใจหลังมีการตรวจสอบทวนกลับ

4.4 ผลการประเมินอัลกอริทึม

ตารางที่ 4-4 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ไม่ใช้การคำนวณพลังงานแชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในทั้ง 48 ชุดข้อมูล โดยใช้ระดับสเกล 2.5 ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 3% ของขนาดสูงสุดในสัญญาณ $z[m]$ ซึ่งสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.69% ค่า PPR เท่ากับ 99.83% และค่า DER เท่ากับ 0.48% ซึ่งจากข้อมูลในตารางพบว่าชุดข้อมูล 203 เป็นชุดข้อมูลที่เกิดความผิดพลาดในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสูงสุดที่ 2.89% เป็นความผิดพลาดแบบ FN จำนวน 72 ครั้ง และความผิดพลาดแบบ FP จำนวน 14 ครั้ง ชุดข้อมูลที่ 106 207 108 และ 105 เป็นชุดข้อมูลที่มีความผิดพลาดสูงรองลงมาตามลำดับ

ตารางที่ 4-5 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้การคำนวณพลังงานแชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในทั้ง 48 ชุดข้อมูล โดยใช้ระดับสเกล 2.5 ความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที และระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 27% ของขนาดสูงสุดในสัญญาณ $z[m]$ ซึ่งสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.71% ค่า PPR เท่ากับ 99.81% และค่า DER เท่ากับ 0.47% โดยชุดข้อมูลที่ 203 ยังคงให้ค่าความผิดพลาดสูงกว่าชุดข้อมูลอื่นๆ เช่นกัน และ 4 อันดับรองลงมาคือชุดข้อมูลที่ 207 108 106 และ 105 ตามลำดับ

ตารางที่ 4-6 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้การคำนวณพลังงานแชนนอนร่วมกับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกในทั้ง 48 ชุดข้อมูล โดยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกมีค่าตั้งแต่ 11-85% ของขนาดสูงสุดในสัญญาณ $z[m]$ ของแต่ละชุดข้อมูล โดยสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.81% ค่า PPR เท่ากับ 99.91% และค่า DER เท่ากับ 0.28% ซึ่งมีค่าน้อยกว่ากว่า 2 อัลกอริทึมแรก โดยชุดข้อมูลที่ทำให้เกิดความผิดพลาดมากที่สุดคือ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ 2.68% ชุดข้อมูลที่ 207 108 105 และ 228 ตามลำดับ

ตารางที่ 4-7 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้พลังงานแชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมรวมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที ซึ่งเป็นระยะเวลาที่เหมาะสมที่สุดในการใช้ตรวจสอบทวนกลับ ซึ่งสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.79% ค่า PPR เท่ากับ 99.78% และค่า DER เท่ากับ 0.42% ซึ่งลดลง 0.05% จากอัลกอริทึมเดิมซึ่งไม่มีการตรวจสอบทวนกลับ โดยชุดข้อมูลที่ให้เกิดความผิดพลาดมากที่สุดคือ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ 2.68% ชุดข้อมูลที่ 108 207 105 และ 104 ตามลำดับ

ตารางที่ 4-8 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้พลังงาน แชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ 290% ของระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่โปรแกรมบันทึกได้ล่าสุด โดยสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.75% ค่า PPR เท่ากับ 99.80% และค่า DER เท่ากับ 0.45% ซึ่งลดลง 0.02% จากอัลกอริทึมเดิมซึ่งไม่มีการตรวจสอบทวนกลับ โดยชุดข้อมูลที่ทำให้เกิดความผิดพลาดมากที่สุดคือ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ 2.68% ชุดข้อมูลที่ 108 207 105 และ 104 ตามลำดับ ความผิดพลาดโดยรวมในทั้ง 48 ชุดข้อมูลมีค่าสูงกว่าการตรวจสอบระยะเวลาคงที่เนื่องมาจากอัลกอริทึมนี้มีความสามารถในการลดความผิดพลาดแบบ FN ต่ำกว่าการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่

ตารางที่ 4-9 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้พลังงาน แชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที ซึ่งสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.85% ค่า PPR เท่ากับ 99.90% และค่า DER เท่ากับ 0.25% ซึ่งลดลง 0.03% จากอัลกอริทึมเดิมซึ่งไม่มีการตรวจสอบทวนกลับ โดยชุดข้อมูลที่ให้เกิดความผิดพลาดมากที่สุดคือ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ 2.68% ชุดข้อมูลที่ 108 207 105 และ 116 ตามลำดับ

ตารางที่ 4-10 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้พลังงาน แชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ 290% ของระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่โปรแกรมบันทึกได้ล่าสุด ซึ่งสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.83% ค่า PPR เท่ากับ 99.90% และค่า DER เท่ากับ 0.27% ซึ่งลดลง 0.01% จากอัลกอริทึมเดิมซึ่งไม่มีการตรวจสอบทวนกลับ โดยชุดข้อมูลที่ให้เกิดความผิดพลาดมากที่สุดคือ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ 2.65% ชุดข้อมูลที่ 108 207 105 และ 116 ตามลำดับ

ตารางที่ 4-11 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้พลังงาน แชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 โดยใช้ค่า w เท่ากับ 0.29 ค่า f เท่ากับ 0.5 และเวลาในการคำนวณหาค่าสูงสุดของสัญญาณ (m) เท่ากับ 3 วินาที โดยสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.76% ค่า PPR เท่ากับ 99.83% และค่า DER เท่ากับ 0.41% โดยชุดข้อมูลที่ให้เกิดความผิดพลาดมากที่สุดคือ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ 2.68% ชุดข้อมูลที่ 108 104 105 และ 207 ตามลำดับ

ตารางที่ 4-12 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้พลังงาน แชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2

โดยใช้ค่าแอลฟาเท่ากับ 0.8 ซึ่งสามารถให้ค่า SEN เท่ากับ 99.75% ค่า PPR เท่ากับ 99.88% และค่า DER เท่ากับ 0.36% โดยชุดข้อมูลที่ทำให้เกิดความผิดพลาดมากที่สุดคือ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ 2.58% ชุดข้อมูลที่ 208 108 106 และ 210 ตามลำดับ

ตารางที่ 4-13 แสดงการเปรียบเทียบผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้กับบทความทั้ง 6 บทความที่ได้ทบทวนวรรณกรรมมา ซึ่งเห็นได้ว่าอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นมีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับงานวิจัยอื่นๆที่น่าเชื่อถือ โดยบทความทั้ง 6 บทความที่ได้มาเปรียบเทียบนั้นมีค่าความผิดพลาดอยู่ระหว่าง 0.168% ถึง 0.87% และอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นมีค่าความผิดพลาดอยู่ระหว่าง 0.25% ถึง 0.48% โดยวิธีที่ให้ค่าความผิดพลาดสูงที่สุดคืออัลกอริทึมที่ไม่ใช้พลังงานแชนนอนในการประมวลผล และวิธีที่ให้ค่าความผิดพลาดต่ำที่สุดคืออัลกอริทึมที่ใช้พลังงานแชนนอนในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก ร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที

ตารางที่ 4-14 เปรียบเทียบของชุดข้อมูลที่ให้ค่าความผิดพลาดสูงสุด 5 อันดับแรกในแต่ละบทความกับอัลกอริทึมที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ พบว่าชุดข้อมูลที่ 108 และ 203 เป็นชุดข้อมูลที่ก่อให้เกิดความผิดพลาดสูงในทั้ง 6 บทความที่ได้ทบทวนวรรณกรรมมา รองลงมาคือชุดข้อมูลที่ 105 ซึ่งพบใน 5 บทความ ถัดมาคือ 228 และ 207 ซึ่งพบใน 3 บทความ สำหรับอัลกอริทึมที่ได้พัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้ชุดข้อมูลที่ 108 และ 203 เป็นชุดข้อมูลที่มีความผิดพลาดสูงในทุกวิธีการเช่นเดียวกัน และชุดข้อมูล 203 ยังเป็นชุดข้อมูลที่มีความผิดพลาดสูงที่สุดในทุกวิธีการ รองลงมาคือชุดข้อมูล 207 และ 105 ซึ่งไม่พบในอัลกอริทึมที่ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2 เพียงอย่างเดียว

ตารางที่ 4-15 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน 5 ชุดข้อมูลที่มีความผิดพลาดสูงบ่อยครั้งในทั้ง 6 บทความที่ได้ทบทวนวรรณกรรมมากับอัลกอริทึมที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ ซึ่งประกอบด้วยชุดข้อมูลที่ 108 203 105 228 และ 207 ตามลำดับโดยอักษรตัวหนาแสดงค่า DER ที่ดีที่สุดของแต่ละชุดข้อมูล อักษรที่ขีดเส้นใต้แสดงค่า DER ที่ดีที่สุดของอัลกอริทึมที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ พบว่าอัลกอริทึมที่ประยุกต์ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก ร่วมกับการตรวจสอบทวนกลับมีความเหมาะสมในการแก้ปัญหาสำหรับชุดข้อมูล 108 105 และ 228 ได้ดีกว่าอัลกอริทึมอื่นๆ โดยสามารถให้ค่าความผิดพลาดต่ำเป็นลำดับที่ 3 และลำดับที่ 2 เมื่อเทียบกับบทความอื่นๆตามลำดับ และยังพบว่าในอัลกอริทึมที่ประยุกต์ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวมีความเหมาะสมในการแก้ปัญหาสำหรับชุดข้อมูล 203 และ 207 ได้ดีกว่าอัลกอริทึมอื่นๆ โดยสามารถให้ค่าความผิดพลาดต่ำเป็นลำดับที่ 6 และลำดับที่ 4 เมื่อเทียบกับบทความอื่นๆตามลำดับ

ตารางที่ 4-4 ผลการประเมินอัลกอริทึมที่ไม่มีการคำนวณพลังงานเซนนอน

Record	Total	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	4	100.00	99.79	0.21
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2228	2215	13	15	99.42	99.33	1.26
105	2572	2558	14	22	99.46	99.15	1.40
106	2027	1993	34	2	98.32	99.90	1.78
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1744	19	12	98.92	99.32	1.76
109	2532	2528	4	0	99.84	100.00	0.16
111	2124	2123	1	1	99.95	99.95	0.09
112	2539	2537	2	10	99.92	99.61	0.47
113	1795	1795	0	8	100.00	99.56	0.45
114	1879	1856	23	1	98.78	99.95	1.28
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2391	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1535	0	2	100.00	99.87	0.13
118	2278	2277	1	3	99.96	99.87	0.18
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	2	99.95	99.89	0.16
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	1	100.00	99.94	0.06
200	2601	2593	8	16	99.69	99.39	0.92
201	1963	1952	11	0	99.44	100.00	0.56
202	2136	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2980	2908	72	14	97.58	99.52	2.89
205	2656	2637	19	0	99.28	100.00	0.72
207	1860	1843	17	16	99.09	99.14	1.77
208	2955	2930	25	4	99.15	99.86	0.98
209	3005	3004	1	2	99.97	99.93	0.10
210	2650	2623	27	3	98.98	99.89	1.13
212	2748	2748	0	1	100.00	99.96	0.04
213	3251	3242	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2262	2258	4	3	99.82	99.87	0.31
215	3363	3355	8	0	99.76	100.00	0.24
217	2208	2207	1	2	99.95	99.91	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2425	2	0	99.92	100.00	0.08
222	2483	2481	2	1	99.92	99.96	0.12
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2044	9	19	99.56	99.08	1.36
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	4	100.00	99.78	0.22
233	3079	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109135	356	185	99.69	99.83	0.48

ตารางที่ 4-5 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่
เหมาะสมในระดับ 27%

Record	Total	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	3	100.00	99.84	0.16
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2228	2211	17	14	99.24	99.37	1.39
105	2572	2556	16	23	99.38	99.11	1.52
106	2027	1998	29	3	98.57	99.85	1.58
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1746	17	12	99.04	99.32	1.64
109	2532	2528	4	0	99.84	100.00	0.16
111	2124	2123	1	2	99.95	99.91	0.14
112	2539	2537	2	14	99.92	99.45	0.63
113	1795	1795	0	12	100.00	99.34	0.67
114	1879	1864	15	1	99.20	99.95	0.85
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2391	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1535	0	1	100.00	99.93	0.07
118	2278	2276	2	4	99.91	99.82	0.26
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	2	99.95	99.89	0.16
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	2	100.00	99.88	0.12
200	2601	2590	11	18	99.58	99.31	1.11
201	1963	1956	7	0	99.64	100.00	0.36
202	2136	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2980	2910	70	17	97.65	99.42	2.92
205	2656	2636	20	0	99.25	100.00	0.75
207	1860	1843	17	16	99.09	99.14	1.77
208	2955	2931	24	4	99.19	99.86	0.95
209	3005	3003	2	2	99.93	99.93	0.13
210	2650	2631	19	3	99.28	99.89	0.83
212	2748	2748	0	2	100.00	99.93	0.07
213	3251	3243	8	8	99.75	99.75	0.49
214	2262	2258	4	4	99.82	99.82	0.35
215	3363	3356	7	0	99.79	100.00	0.21
217	2208	2207	1	2	99.95	99.91	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2426	1	0	99.96	100.00	0.04
222	2483	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2045	8	20	99.61	99.03	1.36
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	4	100.00	99.78	0.22
233	3079	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109158	333	203	99.71	99.81	0.47

ตารางที่ 4-6 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก

Record	Threshold value	Total	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
100	0.85	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	0.24	1865	1865	0	2	100.00	99.89	0.11
102	0.63	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	0.42	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	0.54	2223	2211	5	8	99.78	99.64	0.58
105	0.69	2559	2556	13	13	99.49	99.49	1.01
106	0.11	2026	1998	1	4	99.95	99.80	0.25
107	0.31	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	0.27	1746	1746	17	12	99.04	99.32	1.64
109	0.21	2531	2528	1	0	99.96	100.00	0.04
111	0.57	2123	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	0.85	2539	2537	0	0	100.00	100.00	0.00
113	0.85	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	0.22	1875	1864	4	1	99.79	99.95	0.27
115	0.78	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	0.20	2393	2391	19	2	99.21	99.92	0.87
117	0.85	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	0.80	2278	2276	0	0	100.00	100.00	0.00
119	0.72	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	0.43	1862	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	0.85	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	0.52	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	0.43	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	0.63	2598	2590	3	0	99.88	100.00	0.12
201	0.19	1960	1956	3	0	99.85	100.00	0.15
202	0.25	2135	2133	1	0	99.95	100.00	0.05
203	0.23	2914	2910	66	14	97.79	99.52	2.68
205	0.57	2648	2636	8	0	99.70	100.00	0.30
207	0.30	1845	1843	15	16	99.19	99.14	1.67
208	0.19	2934	2931	21	2	99.29	99.93	0.78
209	0.79	3005	3003	0	0	100.00	100.00	0.00
210	0.14	2641	2631	9	3	99.66	99.89	0.45
212	0.68	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	0.27	3243	3243	8	8	99.75	99.75	0.49
214	0.49	2255	2258	7	0	99.69	100.00	0.31
215	0.40	3358	3356	5	0	99.85	100.00	0.15
217	0.30	2206	2207	2	1	99.91	99.95	0.14
219	0.41	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	0.85	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	0.22	2427	2426	0	0	100.00	100.00	0.00
222	0.30	2482	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	0.39	2604	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	0.39	2042	2045	11	7	99.46	99.66	0.88
230	0.84	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	0.82	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	0.49	1779	1780	1	0	99.94	100.00	0.06
233	0.33	3075	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	0.35	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total		109491	109263	228	96	99.81	99.91	0.28

ตารางที่ 4-7 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
รวมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที

Record	Total	TP	FN	FP	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	3	100.00	99.84	0.16
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2223	2211	17	14	99.24	99.37	1.39
105	2559	2558	14	23	99.46	99.11	1.44
106	2026	2025	2	3	99.90	99.85	0.25
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1746	1753	10	18	99.43	98.98	1.59
109	2531	2528	4	0	99.84	100.00	0.16
111	2123	2123	1	2	99.95	99.91	0.14
112	2539	2537	2	14	99.92	99.45	0.63
113	1795	1795	0	12	100.00	99.34	0.67
114	1875	1877	2	2	99.89	99.89	0.21
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2393	2392	20	2	99.17	99.92	0.91
117	1535	1535	0	1	100.00	99.93	0.07
118	2278	2276	2	4	99.91	99.82	0.26
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1862	1863	0	3	100.00	99.84	0.16
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	2	100.00	99.88	0.12
200	2598	2590	11	18	99.58	99.31	1.11
201	1960	1957	6	0	99.69	100.00	0.31
202	2135	2134	2	0	99.91	100.00	0.09
203	2914	2917	63	17	97.89	99.42	2.68
205	2648	2637	19	0	99.28	100.00	0.72
207	1845	1848	12	17	99.35	99.09	1.56
208	2934	2935	20	4	99.32	99.86	0.81
209	3005	3003	2	2	99.93	99.93	0.13
210	2641	2633	17	3	99.36	99.89	0.75
212	2748	2748	0	2	100.00	99.93	0.07
213	3243	3243	8	8	99.75	99.75	0.49
214	2255	2258	4	4	99.82	99.82	0.35
215	3358	3356	7	0	99.79	100.00	0.21
217	2206	2207	1	2	99.95	99.91	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2426	1	0	99.96	100.00	0.04
222	2482	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2604	2605	0	1	100.00	99.96	0.04
228	2042	2050	3	20	99.85	99.03	1.12
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1779	1780	0	19	100.00	98.94	1.07
233	3075	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109236	255	227	99.79	99.78	0.42

ตารางที่ 4-8 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
รวมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ 290%

Record	Total	TP	FN	FP	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	3	100.00	99.84	0.16
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2223	2211	17	14	99.24	99.37	1.39
105	2559	2558	14	23	99.46	99.11	1.44
106	2026	2016	11	3	99.46	99.85	0.69
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1746	1750	13	19	99.26	98.93	1.82
109	2531	2528	4	0	99.84	100.00	0.16
111	2123	2123	1	2	99.95	99.91	0.14
112	2539	2537	2	14	99.92	99.45	0.63
113	1795	1795	0	12	100.00	99.34	0.67
114	1875	1864	15	1	99.20	99.95	0.85
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2393	2392	20	2	99.17	99.92	0.91
117	1535	1535	0	1	100.00	99.93	0.07
118	2278	2276	2	4	99.91	99.82	0.26
119	1987	1987	0	2	100.00	99.90	0.10
121	1862	1862	1	2	99.95	99.89	0.16
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	2	100.00	99.88	0.12
200	2598	2590	11	18	99.58	99.31	1.11
201	1960	1956	7	0	99.64	100.00	0.36
202	2135	2134	2	0	99.91	100.00	0.09
203	2914	2918	62	18	97.92	99.39	2.68
205	2648	2637	19	0	99.28	100.00	0.72
207	1845	1844	16	17	99.14	99.09	1.77
208	2934	2935	20	4	99.32	99.86	0.81
209	3005	3003	2	2	99.93	99.93	0.13
210	2641	2633	17	3	99.36	99.89	0.75
212	2748	2748	0	2	100.00	99.93	0.07
213	3243	3243	8	8	99.75	99.75	0.49
214	2255	2258	4	4	99.82	99.82	0.35
215	3358	3356	7	0	99.79	100.00	0.21
217	2206	2207	1	2	99.95	99.91	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2426	1	0	99.96	100.00	0.04
222	2482	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2604	2605	0	1	100.00	99.96	0.04
228	2042	2046	7	21	99.66	98.98	1.36
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1779	1780	0	7	100.00	99.61	0.39
233	3075	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109202	289	217	99.75	99.80	0.45

ตารางที่ 4-9 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก
รวมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ 1625 มิลลิวินาที

Record	Threshold value	Total	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
100	0.85	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	0.24	1865	1865	0	2	100.00	99.89	0.11
102	0.63	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	0.42	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	0.54	2223	2225	3	10	99.87	99.55	0.58
105	0.69	2559	2561	11	13	99.57	99.49	0.93
106	0.11	2026	2026	1	4	99.95	99.80	0.25
107	0.31	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	0.27	1746	1753	10	18	99.43	98.98	1.59
109	0.21	2531	2531	1	0	99.96	100.00	0.04
111	0.57	2123	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	0.85	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	0.85	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	0.22	1875	1879	0	1	100.00	99.95	0.05
115	0.78	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	0.20	2393	2393	19	2	99.21	99.92	0.87
117	0.85	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	0.80	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	0.72	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	0.43	1862	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	0.85	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	0.52	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	0.43	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	0.63	2598	2598	3	0	99.88	100.00	0.12
201	0.19	1960	1960	3	0	99.85	100.00	0.15
202	0.25	2135	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
203	0.23	2914	2914	66	14	97.79	99.52	2.68
205	0.57	2648	2648	8	0	99.70	100.00	0.30
207	0.30	1845	1851	9	17	99.52	99.09	1.40
208	0.19	2934	2935	20	2	99.32	99.93	0.74
209	0.79	3005	3005	0	0	100.00	100.00	0.00
210	0.14	2641	2641	9	3	99.66	99.89	0.45
212	0.68	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	0.27	3243	3243	8	8	99.75	99.75	0.49
214	0.49	2255	2258	4	0	99.82	100.00	0.18
215	0.40	3358	3358	5	0	99.85	100.00	0.15
217	0.30	2206	2207	1	1	99.95	99.95	0.09
219	0.41	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	0.85	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	0.22	2427	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	0.30	2482	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	0.39	2604	2605	0	0	100.00	100.00	0.00
228	0.39	2042	2052	1	7	99.95	99.66	0.39
230	0.84	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	0.82	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	0.49	1779	1780	0	2	100.00	99.89	0.11
233	0.33	3075	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	0.35	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total		109491	109302	189	107	99.85	99.90	0.25

ตารางที่ 4-10 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก
รวมกับการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ 290%

Record	Threshold value	Total	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
100	0.85	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	0.24	1865	1865	0	2	100.00	99.89	0.11
102	0.63	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	0.42	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	0.54	2223	2223	5	10	99.78	99.55	0.67
105	0.69	2559	2561	11	13	99.57	99.49	0.93
106	0.11	2026	2026	1	4	99.95	99.80	0.25
107	0.31	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	0.27	1746	1750	13	19	99.26	98.93	1.82
109	0.21	2531	2531	1	0	99.96	100.00	0.04
111	0.57	2123	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	0.85	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	0.85	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	0.22	1875	1875	4	1	99.79	99.95	0.27
115	0.78	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	0.20	2393	2393	19	2	99.21	99.92	0.87
117	0.85	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	0.80	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	0.72	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	0.43	1862	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	0.85	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	0.52	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	0.43	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	0.63	2598	2598	3	0	99.88	100.00	0.12
201	0.19	1960	1960	3	0	99.85	100.00	0.15
202	0.25	2135	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
203	0.23	2914	2916	64	15	97.85	99.49	2.65
205	0.57	2648	2648	8	0	99.70	100.00	0.30
207	0.30	1845	1846	14	17	99.25	99.09	1.67
208	0.19	2934	2935	20	2	99.32	99.93	0.74
209	0.79	3005	3005	0	0	100.00	100.00	0.00
210	0.14	2641	2641	9	3	99.66	99.89	0.45
212	0.68	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	0.27	3243	3243	8	8	99.75	99.75	0.49
214	0.49	2255	2257	5	0	99.78	100.00	0.22
215	0.40	3358	3358	5	0	99.85	100.00	0.15
217	0.30	2206	2206	2	1	99.91	99.95	0.14
219	0.41	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	0.85	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	0.22	2427	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	0.30	2482	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	0.39	2604	2605	0	0	100.00	100.00	0.00
228	0.39	2042	2050	3	7	99.85	99.66	0.49
230	0.84	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	0.82	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	0.49	1779	1779	1	0	99.94	100.00	0.06
233	0.33	3075	3076	3	0	99.90	100.00	0.10
234	0.35	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total		109491	109286	205	107	99.83	99.90	0.27

ตารางที่ 4-11 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่

1

Record	Total	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
100	2273	2272	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	4	100.00	99.79	0.21
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2223	2214	15	18	99.33	99.19	1.48
105	2559	2558	14	21	99.46	99.19	1.36
106	2026	2007	20	1	99.01	99.95	1.04
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1746	1751	12	17	99.32	99.04	1.64
109	2531	2527	4	0	99.84	100.00	0.16
111	2123	2123	1	1	99.95	99.95	0.09
112	2539	2537	2	10	99.92	99.61	0.47
113	1795	1794	0	8	100.00	99.56	0.45
114	1875	1877	2	2	99.89	99.89	0.21
115	1953	1952	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2393	2390	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1534	0	2	100.00	99.87	0.13
118	2278	2277	1	3	99.96	99.87	0.18
119	1987	1987	0	0	100.00	100.00	0.00
121	1862	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	2476	2475	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	1	100.00	99.93	0.07
124	1619	1619	0	1	100.00	99.94	0.06
200	2598	2593	8	15	99.69	99.42	0.88
201	1960	1952	11	0	99.44	100.00	0.56
202	2135	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2914	2915	65	15	97.82	99.49	2.68
205	2648	2639	17	0	99.36	100.00	0.64
207	1845	1849	11	15	99.41	99.20	1.40
208	2934	2932	23	4	99.22	99.86	0.91
209	3005	3004	1	2	99.97	99.93	0.10
210	2641	2628	21	3	99.21	99.89	0.91
212	2748	2748	0	1	100.00	99.96	0.04
213	3243	3241	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2255	2258	4	3	99.82	99.87	0.31
215	3358	3357	6	0	99.82	100.00	0.18
217	2206	2206	2	1	99.91	99.95	0.14
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2424	3	0	99.88	100.00	0.12
222	2482	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2604	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2042	2049	4	19	99.81	99.08	1.12
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1779	1780	0	4	100.00	99.78	0.22
233	3075	3074	4	0	99.87	100.00	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109195	287	186	99.76	99.83	0.41

ตารางที่ 4-12 ผลการประเมินอัลกอริทึมในการศึกษาระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่

2

Record	Total	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
100	2273	2272	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	5	100.00	99.73	0.27
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2223	2224	4	8	99.82	99.64	0.54
105	2559	2564	8	19	99.69	99.26	1.05
106	2026	2006	21	0	98.96	100.00	1.04
107	2136	2131	5	0	99.77	100.00	0.23
108	1746	1746	17	16	99.04	99.09	1.87
109	2531	2527	4	0	99.84	100.00	0.16
111	2123	2123	1	2	99.95	99.91	0.14
112	2539	2539	0	1	100.00	99.96	0.04
113	1795	1794	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1875	1878	1	2	99.95	99.89	0.16
115	1953	1952	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2393	2390	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1534	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	1	100.00	99.96	0.04
119	1987	1987	0	0	100.00	100.00	0.00
121	1862	1862	1	0	99.95	100.00	0.05
122	2476	2475	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2598	2598	3	4	99.88	99.85	0.27
201	1960	1946	17	0	99.13	100.00	0.87
202	2135	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2914	2915	65	11	97.82	99.62	2.55
205	2648	2649	7	0	99.74	100.00	0.26
207	1845	1858	2	16	99.89	99.15	0.97
208	2934	2898	57	3	98.07	99.90	2.03
209	3005	3005	0	3	100.00	99.90	0.10
210	2641	2622	27	2	98.98	99.92	1.09
212	2748	2748	0	1	100.00	99.96	0.04
213	3243	3241	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2255	2259	3	2	99.87	99.91	0.22
215	3358	3357	6	0	99.82	100.00	0.18
217	2206	2205	3	1	99.86	99.95	0.18
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2422	5	0	99.79	100.00	0.21
222	2482	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2604	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2042	2052	1	9	99.95	99.56	0.49
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1779	1780	0	8	100.00	99.55	0.45
233	3075	3072	6	0	99.81	100.00	0.19
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109182	299	127	99.75	99.88	0.36

ตารางที่ 4-13 เปรียบเทียบผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้กับงานวิจัยอื่นๆ

Method	Evaluation					
	TP (beat)	FN (beat)	FP (beat)	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)
Linear filtering (Zhu & Dong, 2013) [5]	109401	93	91	99.92	99.92	0.168
S-Transform (Zidelmalet al., 2014) [10]	108323	97	171	99.84	99.91	0.25
Whitening filter (Arbateni & Bennia, 2014) [9]	109374	109	210	99.82	99.91	0.29
Quadratic filter (Phukpattaranont, 2015) [8]	109281	202	210	99.82	99.81	0.38
CWT (Bono al., 2014) [13]	109118	376	218	99.66	99.8	0.54
Median filter (Nallathambi & Jose, 2014) [6]	108099	495	462	99.58	99.55	0.87
The propose algorithm						
CWT without Shannon energy	109135	356	185	99.69	99.83	0.48
CWT with Shannon energy						
● Global threshold	109158	333	203	99.71	99.81	0.47
Searchback (1625 ms)	109236	255	227	99.79	99.78	0.42
Searchback (290 %)	109169	322	194	99.72	99.82	0.46
● Local threshold	109263	228	96	99.81	99.91	0.28
Searchback (1625 ms)	109302	189	107	99.85	99.90	0.25
Searchback (290 %)	109286	205	107	99.83	99.90	0.27
● Adaptive threshold 1	109195	287	186	99.76	99.83	0.41
● Adaptive threshold 2	109184	297	133	99.76	99.88	0.37

ตารางที่ 4-14 เปรียบเทียบของชุดข้อมูลที่ให้ค่าความผิดพลาดสูงสุด 5 อันดับแรกในแต่ละบทความ กับอัลกอริทึมที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้

Method of noise removal	Top 5 of DER (%)				
	1 st	2 nd	3 rd	4 th	5 th
Linear filtering (Zhu & Dong, 2013) [5]	105 (1.25)	203 (1.19)	116 (0.84)	228 (0.63)	108 (0.57)
S-Transform (Zidelmalet al., 2014) [10]	108 (2.44)	201 (1.48)	105 (1.24)	207 (1.13)	203 (0.67)
Whitening filter (Arbateni & Bennia, 2014) [9]	203 (1.93)	107 (1.33)	104 (1.13)	228 (1.03)	207 (0.65)
Quadratic filter (Phukpattaranont, 2015) [8]	108 (4.08)	207 (2.20)	203 (1.91)	105 (1.52)	228 (1.27)
CWT (Bono al., 2014) [13]	108 (4.71)	228 (3.56)	201 (2.39)	203 (2.05)	105 (2.02)
Median filter (Nallathambi & Jose, 2014) [6]	105 (4.67)	203 (4.33)	222 (3.22)	106 (3.10)	108 (2.78)
The proposed algorithm					
CWT without Shannon energy	203 (2.89)	106 (1.78)	207 (1.77)	108 (1.76)	105 (1.40)
CWT with Shannon energy					
• Global threshold	203 (2.92)	207 (1.77)	108 (1.64)	106 (1.58)	105 (1.52)
Searchback (1625 ms)	203 (2.68)	108 (1.59)	207 (1.56)	105 (1.44)	104 (1.39)
Searchback (290 %)	203 (2.68)	108 (1.82)	207 (1.77)	105 (1.44)	104 (1.39)
• Local threshold	203 (2.68)	207 (1.67)	108 (1.64)	105 (1.01)	228 (0.88)
Searchback (1625 ms)	203 (2.68)	108 (1.59)	207 (1.40)	105 (0.93)	116 (0.87)
Searchback (290 %)	203 (2.65)	108 (1.82)	207 (1.67)	105 (0.93)	116 (0.87)
• Adaptive threshold 1	203 (2.68)	108 (1.64)	104 (1.48)	105 (1.40)	207 (1.36)
• Adaptive threshold 2	203 (2.58)	208 (2.00)	108 (1.64)	106 (1.09)	210 (1.09)

ตารางที่ 4-15 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นใน 5 ชุดข้อมูลที่มีความผิดพลาดสูงบ่อยครั้งใน
ทั้ง 6 บทความที่ได้ทบทวนวรรณกรรมมากับอัลกอริทึมที่นำเสนอในงานวิจัยนี้

Method of noise removal	DER (%)				
	108	203	105	228	207
Linear filtering (Zhu & Dong, 2013) [5]	0.57	1.19	1.25	0.63	0.32
S-Transform (Zidemalet al., 2014) [10]	2.44	0.67	1.24	0.54	1.13
Whitening filter (Arbateni & Bennia, 2014) [9]	0.51	1.93	0.23	1.03	0.65
Quadratic filter (Phukpattaranont, 2015) [8]	4.08	1.91	1.52	1.27	2.20
CWT (Bono al., 2014) [13]	4.71	2.05	2.02	3.56	1.18
Median filter (Nallathambi & Jose, 2014) [6]	2.78	4.33	4.67	1.12	0.81
The proposed algorithm					
CWT without Shannon energy	1.76	2.89	1.40	1.36	1.77
CWT with Shannon energy					
• Global threshold	1.64	2.92	1.52	1.36	1.77
Searchback (1625 ms)	<u>1.59</u>	2.68	1.44	1.12	1.56
Searchback (290 %)	1.82	2.68	1.44	1.36	1.77
• Local threshold	1.64	2.68	1.01	0.88	1.67
Searchback (1625 ms)	<u>1.59</u>	2.68	<u>0.93</u>	0.39	1.40
Searchback (290 %)	1.82	2.65	<u>0.93</u>	0.49	1.67
• Adaptive threshold 1	1.64	2.68	1.40	1.12	1.36
• Adaptive threshold 2	1.64	<u>2.58</u>	1.01	0.54	<u>0.97</u>

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงบทสรุปของงานวิจัย และข้อเสนอแนะสำหรับผู้ต้องการนำงานวิจัยนี้ไปศึกษาอ้างอิง หรือพัฒนาต่อไปซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

5.1 บทสรุป

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นพัฒนาอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งในรูปแบบปกติและผิดปกติให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้น ซึ่งมีกระบวนการทำงาน 5 ขั้นตอนหลักด้วยกัน คือ (1) ขั้นตอนในการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น ซึ่งงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องร่วมกับการคำนวณพลังงานแซนนอน โดยได้ทำการศึกษาระดับสเกลที่เหมาะสมในการกำจัดสัญญาณรบกวนทั้งความถี่สูงและความถี่ต่ำ (2) ขั้นตอนในการตรวจจับสัญญาณรอบเพื่อใช้ในการระบุจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้นำตัวกรองค่าสูงสุดมาประยุกต์ใช้ และทำการศึกษาถึงขนาดความกว้างที่เหมาะสมในการคำนวณสัญญาณรอบ โดยการเลือกใช้ขนาดความกว้างของตัวกรองค่าสูงสุดที่เหมาะสมมีผลต่อจำนวนความผิดพลาดแบบ FP (3) ขั้นตอนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยในงานวิจัยฉบับนี้ได้ทำการศึกษาค่าขีดแบ่งสัญญาณ 2 รูปแบบด้วยกันคือค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว และค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว โดยที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวได้ทำการศึกษาด้วยกัน 2 ค่าคือค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม และค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก สำหรับค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวได้ทำการศึกษา 2 แบบด้วยกัน (4) คือขั้นตอนการประมวลผลภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับ ซึ่งได้นำมาประยุกต์ใช้ร่วมกับการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวทั้ง 2 รูปแบบ ซึ่งในขั้นตอนนี้ได้ทำการศึกษาวิธีการตรวจสอบทวนกลับ 2 ระบบด้วยกันคือ ระบบตรวจสอบทวนกลับระยะเวลาคงที่ และระบบตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ และ (5) ขั้นตอนการประเมินผลอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH arrhythmia database จำนวน 48 ชุดข้อมูล เพื่อนำไปเปรียบเทียบกับอัลกอริทึมอื่นๆ ซึ่งได้ทำการประเมินผลประสิทธิภาพของอัลกอริทึมด้วยค่าทางสถิติ 3 ค่าด้วยกันคือค่า SEN PPR และ DER

จากการศึกษาวิจัยและทดสอบประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ใช้ในงานวิจัยนี้พบว่า ระดับสเกลที่ 2.5 เป็นระดับสเกลที่เหมาะสมที่สุดในการกำจัดสัญญาณรบกวนในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องด้วยเวฟเล็ตแม่แบบชนิดแม็กซีกันแอ็ตร่วมกับการคำนวณการคำนวณพลังงานแซนนอน ในกระบวนการตรวจจับสัญญาณกรอบด้วยตัวกรองค่าสูงสุดพบว่าความกว้างขนาด 225 มิลลิวินาทีเป็นความกว้างที่ทำให้อัลกอริทึมมีประสิทธิภาพสูงสุด พลังงานแซนนอนมีความเหมาะสมประยุกต์ใช้ในการตรวจจับจุดยอดในคลื่นไฟฟ้าหัวใจรูปแบบผิดปกติได้ดี เนื่องจากสามารถปรับปรุงพลังงานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจรูปแบบผิดปกติที่มีขนาดต่ำให้มีขนาดเท่ากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ ส่งผลให้สามารถเลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณในช่วงที่กว้างและสูงขึ้นซึ่งการเลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณที่มีค่าสูงทำให้จำนวนความผิดพลาดแบบ FP มีค่าน้อยลง

สำหรับขั้นตอนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวพบว่า ระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวที่ 27% ของค่าสัญญาณสูงสุดเป็นระดับที่สามารถให้ค่าความผิดพลาดต่ำสุดที่ 0.47% ในอัลกอริทึมที่ประยุกต์ใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม และสำหรับการศึกษาค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยกพบว่าระดับค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมอยู่ระหว่าง 5% ถึง 85% ของค่าสัญญาณสูงสุด โดยสามารถให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยรวมทั้ง 48 ชุดข้อมูลเท่ากับ 0.28%

ในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวพบว่าค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2 มีความเหมาะสมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากกว่าค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 โดยสามารถให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยรวมเท่ากับ 0.36% ในขณะที่ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยรวมของค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 1 มีค่าเท่ากับ 0.41%

จากการศึกษาการประยุกต์ใช้การประมวลผลภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนกลับทั้ง 2 ระบบร่วมกับการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวทั้งรวมและแยกพบว่า วิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาคงที่ด้วยระยะเวลา 1625 มิลลิวินาทีสามารถลดความผิดพลาดของการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมเหลือ 0.42% และเหลือ 0.25% ในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก สำหรับวิธีการตรวจสอบทวนกลับด้วยระยะเวลาไม่คงที่ด้วยระยะเวลา 290% ของระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่ำสุดที่โปรแกรมตรวจจับได้ สามารถลดความผิดพลาดของการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมเหลือ 0.45% และ 0.27% ในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเส้นขีดแบ่ง

สัญญาณคงที่แบบเดี่ยวแยก ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าระบบตรวจสอบทวนกลับด้วยเวลาคงที่สามารถเพิ่มประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ดีกว่าระบบตรวจสอบทวนกลับด้วยเวลาไม่คงที่

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 ในขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นงานวิจัยนี้ได้เลือกศึกษาเพียงวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องร่วมกับการคำนวณพลังงานแซนนอน ยังไม่ได้ศึกษาถึงวิธีอื่นๆที่อาจนำมาประยุกต์ใช้งานร่วมกับพลังงานแซนนอนแล้วอาจทำให้อัลกอริทึมมีประสิทธิภาพสูงขึ้น อาทิ วิธีการแปลงเวฟเล็ตเวลาเต็มหน่วย การแปลงเอส ตัวกรองมัลติชาน และตัวกรองเชิงเส้น สำหรับการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องงานวิจัยนี้ได้ศึกษาเพียงเวฟเล็ตแม่แบบชนิดแม็กซีกันแฮต เท่านั้นยังคงมีเวฟเล็ตแม่แบบอีกหลายชนิดที่ยังคงไม่ถูกศึกษา

5.2.2 สำหรับในกระบวนการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาเพียงการประยุกต์ใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว และค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้เพียง 2 แบบเท่านั้น ยังมีค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวอื่นๆที่อาจทำให้อัลกอริทึมมีประสิทธิภาพสูงมากขึ้น

5.2.3 ในการประมวลผลสัญญาณภายหลังด้วยวิธีการตรวจสอบทวนย้อนกลับงานวิจัยนี้ยังไม่ได้นำไปประยุกต์ใช้กับการตรวจจับจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว และศึกษาเพียงวิธีการตรวจสอบทวนย้อนกลับ โดยใช้ข้อมูลระยะของจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีระยะเวลามากกว่าปกติเท่านั้น ยังไม่มีขั้นตอนในการตรวจสอบข้อมูลระยะของจุดยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีระยเวลาน้อยกว่าปกติ ซึ่งอาจลดความผิดพลาดแบบ FP ที่อาจเกิดขึ้นได้

5.2.4 ปัญหาหลักในการตรวจจับจุดยอดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในงานวิจัยนี้คือ ชุดข้อมูลที่ 203 ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดเกิน 2% ในทุกวิธีการที่ได้ทำการศึกษาในงานวิจัยนี้ ทั้งนี้เนื่องมาจากชุดข้อมูลชุดนี้มีค่าแอมพลิจูดของยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และอัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอและมีสัญญาณรบกวนสูงซึ่งกระบวนการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตร่วมกับการคำนวณพลังงานแซนนอนไม่สามารถกำจัดออกได้หมด ประกอบกับชุดข้อมูลนี้ตรวจพบความผิดปกติแบบ PVC ถึง 444 ครั้ง ทำให้ยากต่อการเลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมในการตรวจจับจุดยอด จากการทดสอบพบว่าค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวที่ 2 สามารถลดความผิดที่เกิดขึ้นในชุดข้อมูลนี้ได้ ดังนั้นการศึกษาค่าขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้ที่เหมาะสมอาจแก้ไขความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในชุดข้อมูลนี้ได้

5.2.5 งานวิจัยฉบับนี้ยังไม่ได้ศึกษาการหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในแต่ละขั้นตอนพร้อมๆกัน ซึ่งผลลัพธ์ของค่าพารามิเตอร์ที่ทำการศึกษาอาจต่างออกไปจากงานวิจัยฉบับนี้ ประกอบกับอัลกอริทึมที่ได้พัฒนาขึ้นไม่ยังไม่มีการศึกษาถึงความซับซ้อนของอัลกอริทึมที่เหมาะสมในการนำไปใช้งานจริง ซึ่งอัลกอริทึมควรจะสามารถเลือกใช้ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมต่อลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต่างออกไปแต่ละตัวบุคคลได้อย่างอัตโนมัติ ดังนั้นการศึกษาวิธีการในการหาค่าที่เหมาะสมที่สุด (Optimization) อัตโนมัติจึงเป็นอีกแนวทางหนึ่งที่สามารถทำได้ในอนาคต

บรรณานุกรม

- [1] “WHO | Cardiovascular diseases (CVDs).” [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>. [Accessed: 25-Aug-2015].
- [2] “จำนวนผู้ป่วย / สาเหตุการณ้ตาย .” [Online]. Available: <http://service.nso.go.th/nso/web/statseries/statseries09.html>. [Accessed: 25-Aug-2015].
- [3] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, สรีรวิทยา เล่ม 1, ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, พฤษภาคม 2545.
- [4] A. G. Ramakrishnan, A. P. Prathosh, and T. V. Ananthapadmanabha, “Threshold-independent QRS detection using the dynamic plosion index,” *IEEE Signal Process. Lett.*, vol. 21, no. 5, pp. 554–558, May 2014.
- [5] H. Zhu and J. Dong, “An R-peak detection method based on peaks of Shannon energy envelope,” *Biomed Signal Proces.*, vol. 8, no. 5, pp. 466–474, Sep. 2013.
- [6] G. Nallathambi and J. C. Principe, “Integrate and fire pulse train automaton for QRS detection,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 2, pp. 317–326, Feb. 2014.
- [7] V. Bono, E. B. Mazomenos, T. Chen, J. A. Rosengarten, A. Acharyya, K. Maharatna, J. M. Morgan, and N. Curzen, “Development of an automated updated selvester QRS scoring system using SWT-based QRS fractionation detection and classification,” *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, vol. 18, no. 1, pp. 193–204, Jan. 2014.
- [8] P. Phukpattaranont, “QRS detection algorithm based on the quadratic filter,” *Expert Syst Appl.*, vol. 42, no. 11, pp. 4867–4877, Jul. 2015.
- [9] K. Arbateni and A. Bennis, “Sigmoidal radial basis function ANN for QRS complex detection,” *Neurocomputing.*, vol. 145, pp. 438–450, Dec. 2014.
- [10] Z. Zidelmal, A. Amirou, D. Ould-Abdeslam, A. Moukadem, and A. Dieterlen, “QRS detection using S-transform and Shannon energy,” *Comput Meth Prog Bio.*, vol. 116, no. 1, pp. 1–9, Aug. 2014.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- [11] M. J. Roijackers, C. Rabotti, S. G. Oei, and M. Mischi, “Low-complexity R-peak detection for ambulatory fetal monitoring,” *Physiol. Meas.*, vol. 33, no. 7, pp. 1135–1150, Jul. 2012.
- [12] B. Abibullaev and H. D. Seo, “A New QRS Detection Method Using Wavelets and Artificial Neural Networks,” *J. Med. Syst.*, vol. 35, no. 4, pp. 683–691, Aug. 2011.
- [13] S. Choi, M. Adnane, G.-J. Lee, H. Jang, Z. Jiang, and H.-K. Park, “Development of ECG beat segmentation method by combining lowpass filter and irregular R-R interval checkup strategy,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 37, no. 7, pp. 5208–5218, Jul. 2010.
- [14] “Slide2 0 . jpg (JPEG Image, 9 6 0 × 3 5 8 pixels).” [Online]. Available: <http://classes.midlandstech.edu/carterp/Courses/bio2 1 1 / chap1 8 / Slide2 0 . jpg>. [Accessed: 04-Sep-2015].
- [15] “QRS.jpg (JPEG Image, 503 × 498 pixels) – Scaled (100%).” [Online]. Available: <http://www.cardiocareconcepts.com/QRS.jpg>. [Accessed: 25-Aug-2015].
- [16] P. S. Addison, “The illustrated wavelet transform handbook,” *IOP Publishing Ltd.*, 2002.
- [17] P. K. Sharma, S. Saha and S. Kumari, “Study and Design of a Shannon-Energy-Envelope based Phonocardiogram Peak Spacing Analysis for Estimating Arrhythmic Heart-Beat,” *Int. J. Sci. R. P.*, vol 4 no. 9, Sep. 2014.
- [18] W. J. Tompkins, “Biomedical Digital Signal Processing,” *Prentice hall.*, 2000.
- [19] PhysioBank Archives : MITBIH , PhysioBank : Physiological Signal Archives for Biomedical Research, 2003. Available online from:<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb>
- [20] MIT-BIH Arrhythmia Database Directory, 1997-05-24. Available online from: <http://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm>

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง
โดยไม่มีการคำนวณพลังงานเซนนอน

ตารางที่ ก-1 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 3% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที

Record	Total	TP	FN	FP	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	4	100.00	99.79	0.21
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2228	2215	13	15	99.42	99.33	1.26
105	2572	2558	14	22	99.46	99.15	1.40
106	2027	1993	34	2	98.32	99.90	1.78
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1744	19	12	98.92	99.32	1.76
109	2532	2528	4	0	99.84	100.00	0.16
111	2124	2123	1	1	99.95	99.95	0.09
112	2539	2537	2	10	99.92	99.61	0.47
113	1795	1795	0	8	100.00	99.56	0.45
114	1879	1856	23	1	98.78	99.95	1.28
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2391	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1535	0	2	100.00	99.87	0.13
118	2278	2277	1	3	99.96	99.87	0.18
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	2	99.95	99.89	0.16
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	1	100.00	99.94	0.06
200	2601	2593	8	16	99.69	99.39	0.92
201	1963	1952	11	0	99.44	100.00	0.56
202	2136	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2980	2908	72	14	97.58	99.52	2.89
205	2656	2637	19	0	99.28	100.00	0.72
207	1860	1843	17	16	99.09	99.14	1.77
208	2955	2930	25	4	99.15	99.86	0.98
209	3005	3004	1	2	99.97	99.93	0.10
210	2650	2623	27	3	98.98	99.89	1.13
212	2748	2748	0	1	100.00	99.96	0.04
213	3251	3242	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2262	2258	4	3	99.82	99.87	0.31
215	3363	3355	8	0	99.76	100.00	0.24
217	2208	2207	1	2	99.95	99.91	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2425	2	0	99.92	100.00	0.08
222	2483	2481	2	1	99.92	99.96	0.12
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2044	9	19	99.56	99.08	1.36
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	4	100.00	99.78	0.22
233	3079	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109135	356	185	99.69	99.83	0.48

ภาคผนวก ข

**ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง
ร่วมกับการคำนวณพลังงานเซนนอน**

ตารางที่ ข-1 ค่าความผิดพลาดทั้ง 48 ชุดข้อมูลในระดับสเกล2-4 เมื่อใช้ค่าจัดแบ่งสัญญาณคงที่แบบ
เดี่ยวรวมที่ 30% ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 150 มิลลิวินาที

Record No.	Scaling parameter (a)										
	2	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.32	0.27	0.27	0.27	0.27	0.21	0.21	0.21	0.16	0.16	0.16
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
104	2.11	1.71	1.48	1.48	1.21	0.99	0.72	0.76	0.63	0.45	0.36
105	1.24	1.21	1.17	1.21	1.24	1.32	1.52	1.67	1.87	1.87	1.83
106	3.85	3.50	3.01	2.61	1.97	1.87	1.78	1.48	1.18	1.09	0.89
107	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
108	3.35	2.72	2.44	1.93	2.04	1.76	1.64	1.64	1.64	1.59	1.47
109	0.51	0.43	0.39	0.32	0.32	0.32	0.32	0.20	0.16	0.16	0.16
111	0.05	0.09	0.09	0.09	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.09
112	0.51	0.55	0.47	0.47	0.47	0.39	0.39	0.32	0.32	0.35	0.39
113	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.22	0.39	0.95	1.62	2.28	3.23
114	0.16	0.16	0.16	0.43	0.90	2.08	3.30	6.92	12.57	18.32	24.81
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	0.83	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	1.00	1.00	1.00	0.95	1.00
117	0.20	0.20	0.20	0.13	0.13	0.07	0.07	0.13	0.20	0.20	0.20
118	0.40	0.35	0.26	0.18	0.22	0.13	0.09	0.09	0.04	0.04	0.04
119	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.43	0.32	0.27	0.21	0.16	0.16	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13
124	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.06	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
200	2.00	1.85	1.69	1.46	1.08	0.73	0.69	0.58	0.50	0.31	0.31
201	0.71	0.92	0.82	0.76	0.71	0.76	0.82	0.82	0.71	0.66	0.61
202	0.19	0.19	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.19	0.14	0.14	0.14
203	3.86	3.93	3.62	3.49	3.59	3.39	3.52	3.56	3.52	3.49	3.59
205	0.49	0.53	0.60	0.83	0.83	0.83	0.90	0.94	0.94	0.98	1.02
207	2.74	2.53	2.47	2.15	1.77	1.67	1.56	1.56	1.51	1.45	1.45
208	1.49	1.18	0.95	0.98	0.95	0.95	0.88	0.88	0.88	0.78	0.78
209	0.20	0.20	0.27	0.20	0.20	0.17	0.13	0.10	0.10	0.07	0.10
210	2.30	2.11	1.96	1.62	1.40	1.28	1.32	1.21	1.09	0.91	0.83
212	0.15	0.07	0.04	0.04	0.07	0.07	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
213	0.65	0.09	0.15	0.40	0.52	0.52	0.22	0.28	0.22	0.15	0.15
214	0.49	0.44	0.40	0.31	0.31	0.31	0.27	0.31	0.27	0.27	0.18
215	0.27	0.30	0.27	0.30	0.24	0.24	0.24	0.24	0.21	0.24	0.33
217	0.14	0.09	0.09	0.14	0.14	0.14	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18
219	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.29	0.25	0.21	0.21	0.16	0.12	0.08	0.08	0.08	0.04	0.04
222	0.08	0.04	0.04	0.04	0.08	0.08	0.16	0.20	0.28	0.32	0.36
223	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
228	3.02	2.48	1.90	1.46	1.41	1.27	1.12	0.97	0.93	0.83	0.93
230	0.09	0.04	0.04	0.04	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.04	0.04
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	0.34	0.22	0.22	0.17	0.17	0.17	0.17	0.22	0.28	0.22	0.28
233	0.23	0.26	0.26	0.26	0.26	0.32	0.29	0.32	0.36	0.39	0.39
234	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average DER	0.71	0.64	0.58	0.53	0.51	0.50	0.52	0.60	0.71	0.82	0.97

ตารางที่ ข-1 ค่าความผิดพลาดทั้ง 48 ชุดข้อมูลในระดับสเกล2-4 เมื่อใช้ค่าจัดแบ่งสัญญาณคงที่แบบ
เดี่ยวรวมที่ 30% ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 150 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record No.	Scaling parameter (a)									
	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.16	0.16	0.16	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
104	0.49	0.45	0.31	0.31	0.31	0.31	0.31	0.22	0.22	0.27
105	1.83	1.94	1.91	1.87	1.91	1.87	1.98	1.91	1.94	2.10
106	0.79	0.64	0.59	0.49	0.39	0.35	0.30	0.20	0.15	0.25
107	0.00	0.00	0.00	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
108	1.30	1.19	1.25	1.13	1.13	1.02	1.25	1.25	1.30	1.25
109	0.16	0.16	0.16	0.16	0.12	0.12	0.12	0.08	0.04	0.04
111	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09
112	0.39	0.35	0.35	0.39	0.43	0.39	0.51	0.71	0.83	0.79
113	6.02	13.31	26.07	40.67	60.78	79.11	87.41	89.25	89.42	88.69
114	33.55	41.44	47.37	49.28	53.75	57.51	60.07	60.57	62.46	64.09
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.04	1.08	1.12
117	0.20	0.20	0.39	0.78	1.24	3.19	8.86	13.49	22.48	34.20
118	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
119	0.15	0.15	0.15	0.15	0.10	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.05	0.05	0.05	0.05
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13
124	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
200	0.31	0.31	0.31	0.27	0.27	0.15	0.15	0.19	0.19	0.23
201	0.82	1.17	1.38	2.55	2.90	2.65	2.70	2.34	1.99	1.43
202	0.14	0.14	0.09	0.09	0.14	0.14	0.14	0.19	0.19	0.28
203	3.62	3.76	3.89	3.96	4.26	4.50	4.87	5.07	5.34	5.60
205	1.02	1.05	1.05	1.09	1.13	1.13	1.13	1.13	1.13	1.13
207	1.40	1.18	1.08	1.08	0.91	0.86	0.97	1.02	1.02	1.02
208	0.64	0.71	0.74	0.71	0.71	0.78	0.78	0.78	0.95	0.91
209	0.10	0.13	0.13	0.07	0.07	0.10	0.13	0.20	0.30	0.40
210	0.79	0.75	0.83	0.83	0.91	1.02	0.98	1.13	1.32	1.51
212	0.04	0.04	0.04	0.07	0.07	0.07	0.11	0.11	0.11	0.11
213	0.09	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03
214	0.22	0.22	0.22	0.18	0.18	0.22	0.22	0.22	0.22	0.27
215	0.30	0.30	0.33	0.36	0.36	0.42	0.45	0.45	0.56	0.59
217	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18
219	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.08	0.04	0.04	0.08	0.04	0.04	0.04	0.08	0.08	0.04
222	0.60	0.72	0.85	1.05	1.37	1.53	2.01	2.58	2.90	3.66
223	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.08	0.08	0.12	0.08
228	0.88	0.78	0.88	0.88	0.93	0.93	0.88	0.93	1.07	1.17
230	0.04	0.09	0.09	0.09	0.13	0.18	0.18	0.13	0.13	0.09
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06	0.06	0.06	0.06
232	0.22	0.22	0.22	0.28	0.22	0.34	0.28	0.34	0.28	0.28
233	0.39	0.42	0.42	0.42	0.45	0.39	0.39	0.42	0.42	0.45
234	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average DER (%)	1.22	1.53	1.94	2.32	2.86	3.36	3.74	3.90	4.15	4.44

ตารางที่ ข-2 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 150 มิลลิวินาที

Record	Total	TP	FN	FP	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	5	100.00	99.73	0.27
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2228	2220	8	28	99.64	98.75	1.62
105	2572	2565	7	51	99.73	98.05	2.26
106	2027	1991	36	2	98.22	99.90	1.87
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1742	21	41	98.81	97.70	3.52
109	2532	2524	8	0	99.68	100.00	0.32
111	2124	2123	1	4	99.95	99.81	0.24
112	2539	2538	1	15	99.96	99.41	0.63
113	1795	1795	0	4	100.00	99.78	0.22
114	1879	1841	38	1	97.98	99.95	2.08
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2391	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1535	0	2	100.00	99.87	0.13
118	2278	2278	0	8	100.00	99.65	0.35
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	6	99.95	99.68	0.38
122	2476	2476	0	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	1	100.00	99.94	0.06
200	2601	2598	3	51	99.88	98.07	2.08
201	1963	1949	14	1	99.29	99.95	0.76
202	2136	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2980	2928	52	21	98.26	99.29	2.45
205	2656	2650	6	0	99.77	100.00	0.23
207	1860	1851	9	29	99.52	98.46	2.04
208	2955	2932	23	17	99.22	99.42	1.35
209	3005	3005	0	13	100.00	99.57	0.43
210	2650	2623	27	7	98.98	99.73	1.28
212	2748	2748	0	7	100.00	99.75	0.25
213	3251	3242	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2262	2257	5	3	99.78	99.87	0.35
215	3363	3361	2	1	99.94	99.97	0.09
217	2208	2206	2	2	99.91	99.91	0.18
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2424	3	0	99.88	100.00	0.12
222	2483	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2045	8	34	99.61	98.36	2.05
230	2256	2256	0	3	100.00	99.87	0.13
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	4	100.00	99.78	0.22
233	3079	3077	2	1	99.94	99.97	0.10
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109179	312	379	99.72	99.66	0.63

ตารางที่ ข-3 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 200 มิลลิวินาที

Record	Total	TP	FN	FP	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1865	0	5	100.00	99.73	0.27
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2228	2216	12	15	99.46	99.33	1.21
105	2572	2560	12	32	99.53	98.77	1.71
106	2027	1991	36	2	98.22	99.90	1.87
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1741	22	11	98.75	99.37	1.87
109	2532	2524	8	0	99.68	100.00	0.32
111	2124	2123	1	4	99.95	99.81	0.24
112	2539	2538	1	12	99.96	99.53	0.51
113	1795	1795	0	4	100.00	99.78	0.22
114	1879	1841	38	1	97.98	99.95	2.08
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2391	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1535	0	2	100.00	99.87	0.13
118	2278	2278	0	4	100.00	99.82	0.18
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	3	99.95	99.84	0.21
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	1	100.00	99.94	0.06
200	2601	2597	4	26	99.85	99.01	1.15
201	1963	1949	14	1	99.29	99.95	0.76
202	2136	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2980	2919	61	16	97.95	99.45	2.58
205	2656	2642	14	0	99.47	100.00	0.53
207	1860	1846	14	19	99.25	98.98	1.77
208	2955	2931	24	6	99.19	99.80	1.02
209	3005	3004	1	5	99.97	99.83	0.20
210	2650	2621	29	3	98.91	99.89	1.21
212	2748	2748	0	3	100.00	99.89	0.11
213	3251	3242	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2262	2257	5	3	99.78	99.87	0.35
215	3363	3358	5	1	99.85	99.97	0.18
217	2208	2206	2	1	99.91	99.95	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2424	3	0	99.88	100.00	0.12
222	2483	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2044	9	21	99.56	98.98	1.46
230	2256	2256	0	3	100.00	99.87	0.13
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	4	100.00	99.78	0.22
233	3079	3075	4	0	99.87	100.00	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109136	355	224	99.68	99.80	0.52

ตารางที่ ข-4 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 250 มิลลิวินาที

Record	Total	TP	FN	FP	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1864	1	3	99.95	99.84	0.21
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2228	2213	15	8	99.33	99.64	1.03
105	2572	2556	16	18	99.38	99.30	1.32
106	2027	1991	36	2	98.22	99.90	1.87
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1740	23	9	98.70	99.49	1.82
109	2532	2524	8	0	99.68	100.00	0.32
111	2124	2123	1	2	99.95	99.91	0.14
112	2539	2538	1	7	99.96	99.72	0.32
113	1795	1795	0	3	100.00	99.83	0.17
114	1879	1841	38	1	97.98	99.95	2.08
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2391	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1535	0	1	100.00	99.93	0.07
118	2278	2277	1	2	99.96	99.91	0.13
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	2	99.95	99.89	0.16
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	2	100.00	99.87	0.13
124	1619	1619	0	1	100.00	99.94	0.06
200	2601	2588	13	10	99.50	99.62	0.88
201	1963	1946	17	0	99.13	100.00	0.87
202	2136	2133	3	0	99.86	100.00	0.14
203	2980	2874	106	10	96.44	99.65	3.89
205	2656	2630	26	0	99.02	100.00	0.98
207	1860	1845	15	16	99.19	99.14	1.67
208	2955	2929	26	2	99.12	99.93	0.95
209	3005	3002	3	2	99.90	99.93	0.17
210	2650	2616	34	3	98.72	99.89	1.40
212	2748	2747	1	1	99.96	99.96	0.07
213	3251	3242	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2262	2255	7	2	99.69	99.91	0.40
215	3363	3353	10	0	99.70	100.00	0.30
217	2208	2206	2	1	99.91	99.95	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2424	3	0	99.88	100.00	0.12
222	2483	2482	1	1	99.96	99.96	0.08
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2042	11	16	99.46	99.22	1.32
230	2256	2256	0	2	100.00	99.91	0.09
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	3	100.00	99.83	0.17
233	3079	3067	12	0	99.61	100.00	0.39
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	109029	462	142	99.60	99.87	0.53

ตารางที่ ข-5 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวมที่ 30% ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 300 มิลลิวินาที

Record	Total	TP	FN	FP	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2273	2273	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1864	1	1	99.95	99.95	0.11
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2228	2208	20	3	99.10	99.86	1.03
105	2572	2544	28	12	98.91	99.53	1.56
106	2027	1991	36	2	98.22	99.90	1.87
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1740	23	9	98.70	99.49	1.82
109	2532	2524	8	0	99.68	100.00	0.32
111	2124	2123	1	1	99.95	99.95	0.09
112	2539	2538	1	0	99.96	100.00	0.04
113	1795	1794	1	0	99.94	100.00	0.06
114	1879	1841	38	1	97.98	99.95	2.08
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2391	21	2	99.13	99.92	0.95
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2275	3	1	99.87	99.96	0.18
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1861	2	2	99.89	99.89	0.21
122	2476	2476	0	0	100.00	100.00	0.00
123	1518	1518	0	1	100.00	99.93	0.07
124	1619	1619	0	1	100.00	99.94	0.06
200	2601	2568	33	1	98.73	99.96	1.31
201	1963	1929	34	0	98.27	100.00	1.73
202	2136	2126	10	0	99.53	100.00	0.47
203	2980	2611	369	9	87.62	99.66	12.68
205	2656	2620	36	0	98.64	100.00	1.36
207	1860	1841	19	15	98.98	99.19	1.83
208	2955	2919	36	2	98.78	99.93	1.29
209	3005	2938	67	0	97.77	100.00	2.23
210	2650	2563	87	1	96.72	99.96	3.32
212	2748	2745	3	0	99.89	100.00	0.11
213	3251	3238	13	7	99.60	99.78	0.62
214	2262	2246	16	2	99.29	99.91	0.80
215	3363	3327	36	0	98.93	100.00	1.07
217	2208	2206	2	1	99.91	99.95	0.14
219	2154	2154	0	1	100.00	99.95	0.05
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2424	3	0	99.88	100.00	0.12
222	2483	2474	9	1	99.64	99.96	0.40
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2038	15	10	99.27	99.51	1.22
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1570	1	0	99.94	100.00	0.06
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	2914	165	0	94.64	100.00	5.36
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
Total	109491	108353	1138	88	99.11	99.92	0.97

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที

Record	Threshold level									
	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.1
100	24.20	3.92	0.18	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	71.74	57.43	13.73	2.63	1.29	0.70	0.54	0.32	0.32	0.27
102	19.52	6.13	5.26	3.80	1.87	0.91	0.46	0.18	0.18	0.14
103	23.51	34.93	1.25	0.19	0.14	0.14	0.05	0.00	0.00	0.00
104	17.00	10.36	8.21	6.51	5.83	5.02	4.85	4.49	4.13	3.90
105	37.95	14.66	10.85	8.44	7.27	6.30	5.60	5.09	4.74	4.16
106	33.89	28.52	18.70	14.11	9.18	4.14	1.73	0.84	0.54	0.39
107	42.68	25.83	14.60	9.41	7.35	5.38	3.37	2.34	1.83	1.22
108	44.72	24.11	13.95	11.23	8.62	6.92	5.67	5.28	4.31	4.08
109	48.02	10.03	1.50	0.47	0.28	0.32	0.20	0.20	0.20	0.16
111	43.55	12.62	4.66	2.40	1.46	0.99	0.75	0.52	0.52	0.52
112	99.05	80.21	55.31	57.38	50.10	33.48	19.34	10.44	6.58	4.21
113	76.77	91.36	96.71	97.27	97.44	97.77	98.22	98.33	98.44	97.66
114	23.79	25.12	16.29	9.31	3.99	1.65	0.85	0.53	0.43	0.32
115	76.09	14.59	1.74	0.15	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	6.43	4.39	3.15	1.78	1.12	0.95	1.00	0.91	0.91	0.91
117	11.21	6.25	29.12	55.05	74.01	84.43	85.28	76.16	57.85	39.28
118	45.94	26.13	16.64	10.45	7.11	5.36	4.13	3.16	2.63	2.37
119	34.47	51.69	52.19	40.87	25.57	10.32	2.77	1.41	0.50	0.15
121	58.59	33.33	33.44	14.87	8.05	5.80	4.03	2.74	2.09	1.93
122	29.28	0.77	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	93.41	76.15	24.24	2.83	0.66	0.40	0.33	0.20	0.26	0.26
124	52.97	35.58	2.59	1.30	0.93	0.80	0.62	0.49	0.37	0.25
200	64.67	35.68	24.64	19.18	16.15	12.69	10.96	10.03	8.65	7.46
201	47.81	37.09	28.63	17.73	8.25	4.02	1.73	1.12	0.97	0.82
202	29.12	15.96	17.09	15.31	8.05	3.56	1.83	1.17	0.94	0.61
203	60.28	39.32	28.94	21.58	18.05	15.64	13.59	11.91	10.81	9.63
205	66.73	33.06	5.08	1.81	1.43	1.28	1.24	1.09	1.05	1.05
207	42.90	21.99	13.17	8.49	6.83	5.00	4.35	3.87	3.55	3.39
208	76.40	60.90	32.12	13.30	7.24	4.70	3.35	2.50	2.23	1.76
209	76.94	34.78	22.36	14.18	10.18	6.99	4.83	3.89	2.80	2.33
210	13.66	3.74	2.38	1.92	1.66	1.51	1.32	1.13	1.06	0.94
212	91.87	53.78	34.21	26.78	19.43	13.06	7.79	4.88	3.49	2.44
213	99.60	97.94	61.31	13.97	3.02	1.72	1.35	1.14	0.98	0.83
214	16.84	12.69	5.31	3.05	1.99	1.46	1.15	0.88	0.88	0.84
215	96.10	53.51	16.77	7.52	3.57	1.87	1.19	0.95	0.68	0.56
217	17.26	10.87	10.05	10.69	9.92	7.97	5.57	3.85	2.49	1.72
219	33.84	26.23	37.47	34.68	19.78	7.99	2.32	0.70	0.28	0.09
220	52.39	64.65	32.00	6.50	0.88	0.39	0.24	0.15	0.05	0.05
221	33.54	8.20	1.94	0.87	0.66	0.54	0.58	0.41	0.41	0.25
222	45.88	38.77	30.51	23.77	19.05	15.26	12.16	9.75	7.49	5.84
223	36.12	11.48	2.50	0.96	0.61	0.35	0.23	0.23	0.19	0.19
228	59.13	33.45	22.55	16.85	12.76	10.42	8.87	7.99	6.53	5.70
230	24.49	8.07	3.90	2.13	1.55	1.06	0.89	0.53	0.44	0.44
231	90.39	90.90	46.21	21.01	5.47	1.08	0.32	0.13	0.06	0.06
232	96.74	64.38	28.71	16.57	15.17	16.12	13.99	10.17	6.01	4.16
233	85.42	77.82	69.28	44.85	20.53	8.22	4.87	3.22	2.18	1.36
234	48.24	7.99	1.82	0.58	0.22	0.29	0.22	0.15	0.15	0.07
Average DER (%)	50.44	33.69	20.90	14.47	10.93	8.65	7.18	6.16	5.23	4.47

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level									
	0.11	0.12	0.13	0.14	0.15	0.16	0.17	0.18	0.19	0.2
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.21	0.21	0.32	0.32	0.32	0.21	0.16	0.16	0.16	0.16
102	0.05	0.05	0.05	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
104	3.77	3.63	3.14	3.14	2.92	2.92	2.51	2.51	2.42	2.20
105	3.89	3.58	3.34	3.19	2.95	2.84	2.68	2.49	2.41	2.33
106	0.25	0.30	0.39	0.30	0.30	0.35	0.44	0.59	0.69	0.84
107	1.03	0.51	0.47	0.23	0.14	0.09	0.05	0.05	0.05	0.05
108	3.74	3.46	2.95	2.72	2.55	2.55	2.16	2.21	2.27	1.99
109	0.12	0.12	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
111	0.66	0.52	0.47	0.56	0.66	0.47	0.42	0.33	0.28	0.19
112	3.39	2.80	2.24	1.97	1.61	1.58	1.30	1.10	1.06	0.95
113	95.60	90.70	80.95	65.24	47.74	30.97	18.27	11.48	7.24	4.74
114	0.32	0.32	0.32	0.37	0.32	0.32	0.27	0.27	0.27	0.32
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	0.91	0.91	0.87	0.87	0.87	0.87	0.87	0.87	0.87	0.87
117	23.00	11.86	5.80	2.48	1.17	0.85	0.59	0.52	0.52	0.39
118	1.80	1.49	1.27	0.88	0.88	0.79	0.70	0.70	0.66	0.61
119	0.15	0.15	0.10	0.20	0.20	0.20	0.15	0.15	0.10	0.10
121	1.45	1.18	1.07	0.91	0.64	0.54	0.48	0.38	0.32	0.27
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.20	0.20	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.20
124	0.12	0.19	0.19	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12
200	6.81	6.61	5.65	5.11	4.38	3.88	3.46	2.88	2.85	2.69
201	0.61	0.61	0.56	0.46	0.36	0.25	0.25	0.15	0.15	0.20
202	0.42	0.14	0.09	0.19	0.14	0.09	0.09	0.14	0.14	0.09
203	8.36	7.18	6.38	5.81	5.07	4.30	4.03	3.56	3.12	3.05
205	1.13	1.09	1.09	1.09	1.09	1.09	1.05	1.05	1.02	0.98
207	3.06	3.01	2.90	2.80	2.80	2.63	2.47	2.31	2.10	2.04
208	1.46	1.39	1.25	1.15	1.02	1.02	0.91	0.81	0.78	0.85
209	1.83	1.43	1.16	0.97	0.77	0.67	0.60	0.57	0.37	0.33
210	0.72	0.60	0.53	0.45	0.49	0.53	0.53	0.57	0.57	0.57
212	1.86	1.20	0.76	0.51	0.44	0.25	0.25	0.18	0.15	0.11
213	0.71	0.68	0.65	0.65	0.62	0.62	0.62	0.58	0.55	0.52
214	0.80	0.71	0.57	0.53	0.53	0.49	0.49	0.40	0.40	0.31
215	0.51	0.45	0.45	0.45	0.45	0.42	0.39	0.33	0.30	0.30
217	0.82	0.50	0.41	0.32	0.27	0.23	0.23	0.23	0.18	0.18
219	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
220	0.05	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.21	0.16	0.12	0.12	0.12	0.08	0.08	0.04	0.04	0.04
222	4.79	3.95	3.06	1.89	1.29	0.85	0.64	0.44	0.28	0.24
223	0.15	0.08	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.08
228	5.50	4.48	4.34	4.14	3.56	3.17	3.07	2.73	2.19	1.95
230	0.53	0.44	0.44	0.35	0.31	0.27	0.27	0.27	0.27	0.31
231	0.06	0.06	0.06	0.06	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	3.20	2.47	1.69	1.57	1.40	1.18	1.12	1.01	0.90	0.79
233	1.10	1.01	0.84	0.65	0.55	0.49	0.39	0.32	0.32	0.26
234	0.07	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.00	0.00	0.00
Average DER(%)	3.86	3.34	2.86	2.36	1.86	1.43	1.09	0.89	0.76	0.67

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level									
	0.21	0.22	0.23	0.24	0.25	0.26	0.27	0.28	0.29	0.3
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.11	0.11	0.11	0.11	0.16	0.16	0.16	0.21	0.21	0.21
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
104	2.20	2.02	1.89	1.71	1.62	1.66	1.39	1.35	1.21	1.17
105	2.06	2.02	1.98	1.79	1.71	1.63	1.52	1.40	1.44	1.44
106	0.99	0.94	1.04	1.18	1.23	1.48	1.58	1.68	1.83	1.87
107	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
108	2.04	1.93	1.87	1.76	1.70	1.64	1.64	1.70	1.76	1.82
109	0.04	0.08	0.12	0.08	0.12	0.12	0.16	0.16	0.24	0.32
111	0.19	0.19	0.19	0.09	0.14	0.14	0.14	0.09	0.09	0.14
112	0.87	0.95	0.87	0.79	0.59	0.59	0.63	0.51	0.51	0.47
113	3.73	3.12	2.62	2.12	1.84	1.11	0.67	0.50	0.39	0.22
114	0.27	0.27	0.32	0.48	0.64	0.75	0.85	1.06	1.33	2.08
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	0.91	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95
117	0.39	0.33	0.26	0.26	0.20	0.13	0.07	0.13	0.13	0.07
118	0.57	0.44	0.44	0.35	0.31	0.31	0.26	0.22	0.18	0.18
119	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.32	0.27	0.27	0.27	0.21	0.21	0.16	0.16	0.16	0.16
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.20	0.20	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13
124	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.06	0.06
200	2.38	2.04	1.88	1.69	1.61	1.42	1.11	0.96	0.88	0.88
201	0.25	0.25	0.20	0.20	0.20	0.25	0.36	0.46	0.56	0.76
202	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.09	0.14	0.14	0.14	0.14
203	2.99	2.75	2.68	2.72	2.75	2.79	2.92	3.02	2.89	2.89
205	0.94	0.90	0.90	0.83	0.79	0.79	0.75	0.75	0.68	0.68
207	2.04	2.04	2.04	2.10	2.10	1.99	1.77	1.67	1.67	1.67
208	0.91	0.95	0.91	0.88	0.81	0.85	0.95	0.95	0.98	0.98
209	0.33	0.33	0.30	0.30	0.27	0.13	0.13	0.13	0.10	0.17
210	0.53	0.68	0.72	0.75	0.83	0.79	0.83	1.06	1.17	1.21
212	0.15	0.15	0.15	0.07	0.04	0.04	0.07	0.07	0.04	0.04
213	0.52	0.52	0.52	0.49	0.49	0.49	0.49	0.52	0.52	0.52
214	0.35	0.40	0.35	0.35	0.31	0.35	0.35	0.31	0.31	0.35
215	0.30	0.30	0.27	0.24	0.24	0.21	0.21	0.24	0.18	0.21
217	0.18	0.18	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14
219	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.00	0.00	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.08	0.12	0.12
222	0.16	0.12	0.16	0.12	0.12	0.12	0.08	0.12	0.12	0.08
223	0.08	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.08	0.08	0.08	0.08
228	1.75	1.51	1.41	1.36	1.36	1.46	1.36	1.36	1.46	1.36
230	0.18	0.13	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	0.62	0.56	0.45	0.39	0.34	0.34	0.22	0.22	0.17	0.17
233	0.23	0.23	0.23	0.23	0.19	0.19	0.13	0.13	0.13	0.16
234	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average DER(%)	0.63	0.59	0.56	0.53	0.51	0.50	0.47	0.48	0.48	0.50

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level									
	0.31	0.32	0.33	0.34	0.35	0.36	0.37	0.38	0.39	0.4
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.21	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.21	0.21	0.21
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
104	1.17	1.12	0.94	0.81	0.72	0.63	0.63	0.67	0.67	0.67
105	1.40	1.40	1.36	1.36	1.32	1.32	1.24	1.21	1.32	1.32
106	2.07	2.47	2.57	2.76	2.81	3.11	3.40	3.65	3.85	4.24
107	0.00	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
108	2.04	2.04	2.21	2.50	2.67	2.95	3.23	3.46	3.80	4.20
109	0.32	0.36	0.39	0.43	0.47	0.47	0.51	0.55	0.63	0.71
111	0.14	0.09	0.14	0.14	0.14	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09
112	0.51	0.47	0.39	0.35	0.32	0.28	0.28	0.20	0.16	0.16
113	0.06	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
114	2.45	3.09	4.05	4.63	5.54	6.71	8.04	9.69	11.55	13.68
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
117	0.07	0.07	0.00	0.00	0.00	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07
118	0.18	0.18	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13
119	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.07	0.07	0.07
124	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
200	0.77	0.81	0.69	0.69	0.69	0.50	0.46	0.42	0.38	0.38
201	0.87	1.02	1.12	1.22	1.68	1.83	2.04	2.29	2.39	2.55
202	0.14	0.14	0.19	0.19	0.23	0.23	0.23	0.23	0.28	0.28
203	2.99	3.19	3.39	3.76	4.23	4.30	4.36	4.60	4.93	5.27
205	0.60	0.56	0.45	0.41	0.41	0.38	0.38	0.41	0.41	0.41
207	1.77	1.83	1.88	1.94	2.10	2.15	2.15	2.20	2.20	2.37
208	0.98	1.12	1.18	1.39	1.49	1.79	1.90	2.44	2.84	3.35
209	0.13	0.17	0.13	0.13	0.17	0.17	0.17	0.13	0.07	0.07
210	1.40	1.43	1.55	1.74	1.92	2.15	2.49	2.53	2.68	2.83
212	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
213	0.52	0.52	0.52	0.52	0.52	0.52	0.52	0.52	0.52	0.52
214	0.31	0.31	0.35	0.35	0.35	0.35	0.35	0.40	0.35	0.35
215	0.18	0.18	0.18	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15
217	0.18	0.18	0.18	0.18	0.23	0.23	0.32	0.32	0.32	0.32
219	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.12	0.16	0.16	0.21	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.33
222	0.16	0.16	0.20	0.20	0.24	0.24	0.24	0.48	0.52	0.60
223	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.15
228	1.17	1.17	1.22	1.22	1.12	0.97	0.88	0.93	0.88	0.97
230	0.09	0.09	0.09	0.09	0.13	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	0.17	0.11	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06
233	0.16	0.16	0.13	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16
234	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.04	0.04	0.04	0.07	0.11
Average DER(%)	0.52	0.55	0.57	0.61	0.67	0.71	0.76	0.83	0.90	1.00

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level									
	0.41	0.42	0.43	0.44	0.45	0.46	0.47	0.48	0.49	0.5
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.21	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
104	0.76	0.67	0.58	0.67	0.58	0.63	0.58	0.63	0.63	0.63
105	1.32	1.24	1.21	1.21	1.32	1.28	1.28	1.36	1.36	1.21
106	4.54	4.88	5.28	5.62	6.17	6.61	7.01	7.35	7.94	8.29
107	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
108	4.65	5.10	5.50	5.84	6.41	6.81	7.43	8.17	8.91	9.87
109	0.75	0.75	0.79	0.83	0.83	0.83	0.91	1.07	1.11	1.15
111	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
112	0.16	0.16	0.16	0.12	0.12	0.12	0.12	0.08	0.08	0.08
113	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
114	16.03	19.06	22.20	25.03	28.70	32.16	35.36	38.45	41.10	44.01
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	1.00	1.00	1.00	1.04	1.04	1.08	1.04	1.04	1.04	1.04
117	0.07	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
118	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.13	0.09	0.09	0.04	0.04
119	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.11	0.11	0.11	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.00	0.00
124	0.00	0.00	0.00	0.06	0.06	0.12	0.19	0.37	0.37	0.62
200	0.35	0.31	0.27	0.27	0.23	0.23	0.19	0.23	0.15	0.15
201	2.70	2.75	2.90	3.06	3.11	3.16	3.21	3.21	3.21	3.21
202	0.28	0.28	0.37	0.42	0.47	0.47	0.47	0.47	0.51	0.51
203	5.60	6.11	6.44	6.85	7.25	7.58	7.85	8.15	8.59	9.23
205	0.41	0.41	0.41	0.38	0.34	0.30	0.30	0.30	0.30	0.30
207	2.37	2.31	2.58	2.58	3.01	3.60	3.66	3.71	3.87	4.09
208	3.79	4.23	4.77	5.79	6.73	7.92	8.83	10.15	11.78	12.99
209	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.03	0.03
210	3.17	3.36	3.55	3.62	3.81	4.15	4.49	5.02	5.55	5.92
212	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.00
213	0.52	0.52	0.52	0.52	0.55	0.55	0.55	0.55	0.55	0.58
214	0.35	0.35	0.35	0.35	0.31	0.31	0.31	0.31	0.31	0.35
215	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.21	0.21	0.21	0.21
217	0.32	0.36	0.36	0.36	0.36	0.36	0.36	0.36	0.41	0.41
219	0.00	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	0.54	0.66	0.66	0.70	0.78	0.91	1.03	1.15	1.24	1.61
222	0.72	0.85	1.45	1.77	2.05	2.34	2.66	2.90	3.38	3.95
223	0.19	0.19	0.35	0.35	0.38	0.50	0.58	0.81	0.88	1.04
228	0.97	1.17	1.32	1.27	1.46	1.46	1.56	1.61	1.75	1.70
230	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	0.06	0.06	0.11	0.11	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.11
233	0.19	0.23	0.23	0.26	0.26	0.26	0.29	0.29	0.32	0.32
234	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11
Average DER(%)	1.10	1.21	1.35	1.47	1.62	1.77	1.91	2.07	2.22	2.39

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level									
	0.51	0.52	0.53	0.54	0.55	0.56	0.57	0.58	0.59	0.6
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27
102	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
103	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
104	0.63	0.58	0.63	0.58	0.76	0.81	0.90	0.90	1.08	1.26
105	1.21	1.24	1.24	1.24	1.24	1.21	1.21	1.21	1.21	1.21
106	8.44	8.78	9.08	9.67	9.92	10.16	10.56	11.00	11.59	11.99
107	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.09	0.09	0.09	0.09
108	10.78	11.41	12.71	13.68	14.70	16.12	17.42	17.99	18.85	19.87
109	1.26	1.38	1.50	1.58	1.70	1.82	1.98	1.98	1.79	1.83
111	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.09	0.09	0.09
112	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
113	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
114	47.33	49.64	52.24	54.88	56.96	58.98	60.72	62.40	64.25	65.71
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	1.04	1.08	1.08	1.08	1.08	1.08	1.08	1.08	1.08	1.08
117	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
118	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.00	0.00
119	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.00	0.00	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.20
124	0.80	0.80	0.80	0.99	1.17	1.17	1.30	1.48	1.48	1.61
200	0.15	0.15	0.15	0.15	0.19	0.12	0.15	0.12	0.12	0.12
201	3.26	3.26	3.31	3.36	3.36	3.36	3.41	3.46	3.57	3.62
202	0.70	0.70	0.80	0.84	0.94	0.98	1.03	1.08	1.12	1.17
203	9.90	10.50	11.31	12.21	13.05	13.93	15.13	16.61	17.95	19.03
205	0.30	0.30	0.30	0.30	0.30	0.30	0.30	0.34	0.34	0.34
207	4.35	4.62	4.84	5.11	5.43	5.75	6.18	6.34	6.56	6.77
208	14.52	16.07	17.50	19.19	20.47	21.76	23.11	24.03	25.14	26.16
209	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03
210	6.45	6.75	7.06	7.47	7.77	8.15	8.60	9.06	9.47	9.77
212	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
213	0.58	0.58	0.58	0.62	0.65	0.68	0.74	0.77	0.80	0.83
214	0.35	0.35	0.40	0.40	0.40	0.40	0.40	0.40	0.40	0.44
215	0.24	0.21	0.27	0.27	0.30	0.36	0.36	0.39	0.42	0.45
217	0.41	0.41	0.41	0.41	0.45	0.45	0.45	0.50	0.50	0.54
219	0.05	0.09	0.09	0.09	0.09	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	1.73	2.02	2.43	2.51	2.80	3.26	3.67	4.29	4.78	5.60
222	4.59	5.40	5.88	6.65	7.33	8.01	8.42	9.06	10.23	10.67
223	1.07	1.23	1.31	1.34	1.46	1.69	1.77	1.88	2.00	2.26
228	1.80	1.80	1.90	2.00	2.00	2.09	2.44	2.68	2.87	3.17
230	0.09	0.09	0.04	0.04	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	0.11	0.11	0.17	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22
233	0.32	0.32	0.32	0.32	0.36	0.36	0.36	0.36	0.42	0.45
234	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.15	0.15	0.15
Average DER(%)	2.57	2.72	2.90	3.09	3.25	3.42	3.60	3.77	3.95	4.11

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level									
	0.61	0.62	0.63	0.64	0.65	0.66	0.67	0.68	0.69	0.7
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.27	0.32	0.32	0.32	0.32
102	0.00	0.00	0.00	0.05	0.05	0.05	0.05	0.14	0.18	0.23
103	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.10	0.10	0.10	0.14	0.14
104	1.39	1.62	2.02	2.42	2.92	3.10	3.95	5.66	7.05	8.93
105	1.21	1.21	1.21	1.09	1.09	1.09	1.01	1.01	1.01	1.05
106	12.53	13.02	13.37	14.16	14.85	15.54	16.23	17.41	18.40	19.73
107	0.14	0.14	0.19	0.23	0.23	0.23	0.23	0.23	0.23	0.23
108	20.79	21.76	22.79	23.47	24.27	24.86	24.48	23.56	24.04	24.39
109	2.06	1.95	2.03	2.15	2.27	2.27	2.27	2.39	2.55	2.59
111	0.09	0.14	0.14	0.14	0.19	0.28	0.28	0.28	0.42	0.42
112	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
113	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
114	67.23	68.80	69.81	70.88	72.22	73.34	74.41	75.42	76.37	77.33
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
116	1.08	1.12	1.16	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20	1.20	1.24
117	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
118	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
119	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
121	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20
124	1.73	1.73	1.73	1.79	1.79	1.91	1.91	1.91	1.91	2.04
200	0.12	0.12	0.12	0.15	0.15	0.15	0.19	0.19	0.19	0.23
201	3.62	3.62	3.62	3.67	3.67	3.67	3.72	3.77	3.87	4.02
202	1.17	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22
203	20.03	21.11	22.42	24.06	25.78	27.29	28.57	30.01	31.60	33.75
205	0.34	0.34	0.34	0.34	0.38	0.38	0.38	0.38	0.45	0.45
207	7.10	7.15	7.42	7.74	7.96	8.17	8.44	8.60	8.87	9.03
208	26.80	27.48	28.09	28.70	29.24	29.68	30.08	30.56	30.96	31.44
209	0.03	0.03	0.03	0.03	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
210	10.00	10.34	10.68	10.94	11.06	11.32	11.62	11.70	11.77	11.96
212	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.07	0.11
213	0.98	1.14	1.20	1.38	1.41	1.60	1.72	2.03	2.18	2.49
214	0.44	0.44	0.44	0.49	0.49	0.49	0.53	0.57	0.57	0.57
215	0.45	0.51	0.51	0.54	0.54	0.56	0.62	0.62	0.62	0.65
217	0.59	0.63	0.68	0.77	0.91	1.04	1.13	1.18	1.22	1.36
219	0.14	0.14	0.14	0.19	0.19	0.23	0.28	0.32	0.42	0.42
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	6.06	6.63	7.38	8.24	8.86	9.52	10.38	11.17	11.95	12.77
222	11.24	11.72	12.44	13.17	14.18	15.10	15.99	16.83	17.84	18.41
223	2.57	2.69	2.80	3.03	3.26	3.57	3.80	4.57	4.88	5.22
228	3.41	3.65	4.19	4.38	5.02	5.60	6.48	6.97	7.79	8.52
230	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	0.28	0.28	0.28	0.28	0.28	0.34	0.34	0.34	0.39	0.39
233	0.49	0.52	0.55	0.55	0.55	0.55	0.58	0.62	0.62	0.62
234	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18
Average DER(%)	4.27	4.42	4.58	4.76	4.94	5.11	5.27	5.46	5.67	5.89

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level									
	0.71	0.72	0.73	0.74	0.75	0.76	0.77	0.78	0.79	0.8
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
101	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32	0.32
102	0.23	0.32	0.32	0.50	0.69	0.73	0.96	1.10	1.19	1.33
103	0.19	0.19	0.19	0.19	0.19	0.19	0.19	0.19	0.24	0.24
104	11.54	13.46	16.70	21.18	25.45	30.88	35.25	40.07	45.51	50.67
105	1.13	1.17	1.21	1.21	1.21	1.28	1.40	1.63	1.83	2.06
106	20.57	21.21	22.20	23.14	23.88	25.01	25.60	26.44	27.23	28.22
107	0.23	0.23	0.23	0.28	0.33	0.42	0.42	0.42	0.42	0.70
108	23.97	24.27	24.14	24.44	24.80	25.17	25.47	25.77	25.86	26.28
109	2.70	2.94	3.22	3.54	3.94	4.34	4.57	5.21	5.59	6.23
111	0.52	0.66	0.71	0.75	0.89	0.99	1.18	1.55	1.88	2.26
112	0.04	0.04	0.04	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
113	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
114	78.51	79.41	80.64	81.59	82.38	83.26	84.16	84.69	85.71	86.39
115	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.05	0.05
116	1.24	1.24	1.29	1.29	1.29	1.29	1.33	1.33	1.41	1.53
117	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
118	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
119	0.05	0.05	0.10	0.10	0.15	0.15	0.30	0.50	0.70	1.31
121	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.21	0.21	0.21
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
123	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20
124	2.10	2.10	2.10	2.16	2.22	2.22	2.22	2.29	2.35	2.35
200	0.23	0.23	0.23	0.27	0.27	0.27	0.31	0.31	0.38	0.35
201	4.02	4.13	4.18	4.28	4.43	4.48	4.64	4.74	4.89	5.55
202	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22
203	35.26	36.68	38.50	40.71	42.37	44.73	47.25	49.51	51.57	54.06
205	0.49	0.53	0.53	0.53	0.53	0.53	0.60	0.60	0.60	0.64
207	9.09	9.09	9.25	9.41	9.57	9.68	9.78	9.95	9.95	10.05
208	31.71	32.08	32.28	32.45	32.49	32.72	32.86	32.99	33.13	33.13
209	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.03
210	12.15	12.42	12.53	12.60	12.64	12.83	12.94	13.09	13.25	13.32
212	0.11	0.11	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.18	0.18
213	2.65	2.77	3.01	3.26	3.38	3.48	3.51	3.69	3.91	3.97
214	0.62	0.62	0.66	0.66	0.75	0.75	0.75	0.80	0.84	0.97
215	0.62	0.62	0.62	0.62	0.62	0.65	0.71	0.77	0.77	0.77
217	1.45	1.77	1.99	2.17	2.26	2.67	3.03	3.35	3.71	4.08
219	0.46	0.51	0.60	0.65	0.74	0.74	0.88	0.97	1.11	1.35
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
221	13.39	14.01	14.59	15.00	15.29	15.53	15.74	15.82	15.90	16.03
222	19.57	20.42	21.35	22.23	23.32	24.04	25.13	26.10	26.90	27.87
223	5.80	6.56	7.26	8.79	9.71	10.63	11.29	12.28	13.32	14.28
228	9.55	11.30	12.62	13.88	15.39	16.95	18.70	20.90	22.55	24.65
230	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
231	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
232	0.39	0.39	0.51	0.51	0.51	0.67	0.79	0.90	1.07	1.24
233	0.62	0.62	0.62	0.62	0.62	0.68	0.71	0.71	0.71	0.75
234	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18	0.18
Average DER(%)	6.11	6.34	6.60	6.90	7.18	7.50	7.81	8.15	8.48	8.85

ตารางที่ ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวรวม
ระหว่าง 1% ถึง 85% ที่ระดับสเกล 2.5 ความกว้างตัวกรองค่าสูงสุดที่ 225 มิลลิวินาที (ต่อ)

Record	Threshold level					Minimum DER(%)	Thv_min	Thv_max
	0.81	0.82	0.83	0.84	0.85			
100	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.05	0.85
101	0.38	0.38	0.38	0.38	0.38	0.11	0.21	0.24
102	1.65	1.87	1.92	2.01	2.65	0.00	0.15	0.63
103	0.24	0.24	0.24	0.24	0.24	0.00	0.08	0.42
104	55.97	59.88	63.12	66.10	68.30	0.58	0.43	0.54
105	2.33	2.57	3.03	3.97	5.21	1.01	0.67	0.69
106	28.96	30.09	30.78	31.67	32.66	0.25	0.11	0.11
107	0.80	0.89	0.98	1.03	1.03	0.00	0.22	0.31
108	27.12	27.48	27.78	28.56	29.52	1.64	0.26	0.27
109	6.83	7.31	8.54	10.02	11.66	0.04	0.13	0.21
111	2.59	2.92	3.30	4.05	4.76	0.05	0.41	0.57
112	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.75	0.85
113	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.32	0.85
114	87.30	87.93	89.22	89.96	90.53	0.27	0.17	0.22
115	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.00	0.06	0.78
116	1.74	1.78	2.16	2.49	2.74	0.87	0.13	0.20
117	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.33	0.85
118	0.04	0.04	0.09	0.09	0.09	0.00	0.59	0.80
119	2.52	4.08	6.39	9.11	12.23	0.05	0.21	0.72
121	0.21	0.21	0.21	0.21	0.27	0.11	0.31	0.43
122	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.03	0.85
123	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.00	0.49	0.52
124	2.35	2.41	2.66	2.78	2.78	0.00	0.31	0.43
200	0.38	0.38	0.42	0.38	0.38	0.12	0.56	0.63
201	5.86	6.57	7.49	8.86	10.04	0.15	0.18	0.19
202	1.22	1.22	1.22	1.22	1.22	0.05	0.21	0.25
203	56.44	58.93	61.59	64.12	66.44	2.68	0.23	0.23
205	0.68	0.68	0.83	0.75	0.83	0.30	0.46	0.57
207	10.16	10.38	10.38	10.43	10.54	1.67	0.28	0.30
208	33.37	33.37	33.40	33.47	33.64	0.78	0.19	0.19
209	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.00	0.65	0.79
210	13.47	13.58	13.74	14.00	14.57	0.45	0.14	0.14
212	0.22	0.22	0.22	0.25	0.25	0.00	0.50	0.68
213	4.09	4.21	4.37	4.43	4.52	0.49	0.24	0.27
214	0.97	1.06	1.33	1.41	1.55	0.31	0.20	0.49
215	0.92	1.01	1.07	1.40	1.67	0.15	0.34	0.40
217	4.57	5.16	5.66	6.70	8.02	0.14	0.23	0.30
219	1.53	1.72	2.04	2.04	2.32	0.00	0.36	0.41
220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.13	0.85
221	16.11	16.15	16.19	16.32	16.36	0.00	0.21	0.22
222	28.92	29.72	30.77	32.02	33.11	0.08	0.27	0.30
223	15.12	16.20	17.16	17.74	18.54	0.04	0.13	0.39
228	26.06	27.76	30.00	32.52	35.92	0.88	0.37	0.39
230	0.00	0.00	0.00	0.00	0.04	0.00	0.56	0.84
231	0.00	0.00	0.13	0.19	0.32	0.00	0.15	0.82
232	1.40	1.69	1.97	2.47	2.92	0.06	0.33	0.49
233	0.71	0.71	0.71	0.71	0.75	0.13	0.27	0.33
234	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.00	0.18	0.35
Average DER(%)	9.24	9.61	10.04	10.51	11.03	0.28	-	-

ภาคผนวก ค

Proceedings' title

“Application of wavelet transform and Shannon energy on R peak detection algorithm”

Presented in

**The 13th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer,
Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON2016)**

June 28th – July 1st 2016 at Chiang Mai, Thailand

Application of wavelet transform and Shannon energy on R peak detection algorithm

Nantarika Thiamchoo*

Department of Electrical Engineering,
Faculty of Engineering, Prince of Songkla University,
Hat Yai, Songkhla, 90112 Thailand
nantarika.t@gmail.com

Pornchai Phukpattaranont

Department of Electrical Engineering,
Faculty of Engineering, Prince of Songkla University,
Hat Yai, Songkhla, 90112 Thailand
pornchai.p@psu.ac.th

Abstract—The R peak detection algorithm is a necessary tool for monitoring and diagnosing the cardiovascular disease. This paper presents the R peak detection algorithm based on continuous wavelet transform (CWT) and Shannon energy. We evaluate the proposed algorithm with the ECG data record 108 from MIT-BIH arrhythmia database. The record 108 results in high detection error rate (DER) in many previous R peak detection algorithms because it consists of muscle noise, baseline shifts, and abnormal heart beats. Results show that the proposed algorithm gives very good DER (0.79%-0.85%) compared to those from previous publications (0.57%-4.71%). We demonstrated that the use of the CWT with a single scaling parameter is capable of removing noises. In addition, we found that Shannon energy cannot improve the DER value but it can highlight the R peak from the low QRS complex in ECG beat leading to the improvement in the robustness of the R peak detection algorithm.

Keywords— R peak detection algorithm; Wavelet transform; Shannon energy; Electrocardiography (ECG)

INTRODUCTION

In order to be alive, the heart is an important organ to pump the blood containing with the oxygen and the nutrient to cells in our body. Currently, the human behaviors, such as unhealthy diet, physical inactivity, smoking and alcohol, lead to the risk of cardiovascular disease (CVD). These behaviors make the raised blood pressure, the raised blood glucose, and the raised blood lipids resulting in heart attack, stroke, or heart failure. According to the World Health Organization (WHO) report, CVDs are the first cause of death worldwide [1]. In 2012, about 17.5 million people died from CVDs. It is 31% of all global deaths.

The electrocardiography (ECG) is a standard tool for monitoring and diagnosing diseases related to the CVDs for prevention and treatment. Normally, the ECG signal consists of P wave, QRS complex and T wave. The R peak is important for the heart rate calculation and is used as a preliminary step in beat segmentation algorithm. In practice, the ECG signal recording was often contaminated with a variety of noises such as baseline wandering noise, power line interference noise, muscles noise (EMG noise), motion artifact noise, and electrode pop or contact noise. These noises cause the difficulty in detecting R peak. Then, the R peak detection algorithm that is capable of eliminating noise is very important.

For over last decades, various R peak detection algorithms were developed [2-8, 10]. The principle of these algorithms consisting of 4 main parts: signal pre-processing or noise removal, envelope detection, peak detection, and post-processing. For signal pre-processing, many techniques were applied to attenuate noise. One of the well-known techniques is wavelet transform (WT). Many researches developed the R peak detection algorithm based on WT [6-7]. Several wavelet functions were studied including Harr, Gaussian, Mexican hat and Morlet wavelet functions [6]. Results show that the Mexican hat wavelet function provided the highest performance. The output from signal pre-processing part was used for calculating the envelope signal, which is used to define QRS complex duration. Shannon energy is a successful method in detecting the envelope signal in heart sound [9]. Recently, it was applied in R peak detection algorithm [4, 8]. Results show that the good detection error rate at 0.17% [8] and 0.25% [4] tested with all ECG records from MIT-BIH arrhythmias database can be obtained. In the peak detection processing part, the thresholding techniques are widely used [3-4]. Normally, the thresholding techniques are divided into 2 types: the fixed thresholding and the adaptive thresholding. For fixed thresholding, the threshold value will be set to a constant value over time by experts. Although the method has a low computational complexity, it is very sensitive to noises. To improve the performance, the adaptive thresholding method was applied. The threshold value will adjust itself based on the defined mathematical model. To increase the efficiency of the R peak detection algorithm, some researches included the post-processing part such as search back method [2, 4, 8]. It is the method used for reducing the number of false negative. When the algorithm cannot find the R peak within 150% of recent R-R interval, the threshold will be decreased to the half [4].

This paper presents the R peak detection algorithm based on continuous wavelet transform and Shannon energy. We point out the effect on using Shannon energy in our R peak detection algorithm. The rest of this paper is organized as follows. Section 2 describes the details of the proposed R peak detection algorithm and performance evaluation method. The results and discussion are presented in section 3. Finally, conclusions of this paper are given in section 4.

THEORY

Continuous wavelet transform

The continuous wavelet transform (CWT) was used for noise removal process. It is a method for converting a signal into another form that can be represented in time-frequency relationship. The wavelet coefficient of signal, $CWT(a, b)$, can be expressed as

$$CWT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (1)$$

where $x(t)$ is the ECG signal in this paper, $\psi(t)$ is the wavelet function, a is a scaling parameter, and b is a location parameter. As shown in (1), the output from CWT value indicates the similarity level between the ECG signal $x(t)$ and the wavelet function. In the context of R peak detection algorithm, we need the wavelet function that has a similar shape to the pattern of QRS waveform in the ECG signal so that the QRS signal to noise ratio is maximized. Therefore, the suitable wavelet function is very important. In this work, we use the Mexican hat wavelet function, which is given by

$$\psi(t) = (1-t^2)e^{-\frac{t^2}{2}}. \quad (2)$$

We can see from (2) that the Mexican hat wavelet function is the second derivative of a Gaussian function.

Shannon energy

Shannon energy is one of methods used to generate an envelope of the heart sound for estimating systole and diastole periods [9]. Recently, this method was applied in the field of R peak detection. The Shannon energy, $S[n]$, is formulated by

$$S[n] = -N[n]^2 \log N[n]^2, \quad (3)$$

where $N[n]$ is the normalized ECG signal after noise removal in this paper. The Shannon energy has the better capability in emphasizing the low and medium R peak amplitudes compared to the conventional square energy operation. As a result, the R-peak signal after processing with the Shannon energy does not have significant differences in terms of amplitude. This makes the use of a single thresholding technique in R peak detection algorithm possible.

MATERIALS AND METHODS

Proposed algorithm

Fig. 1 shows a block diagram of the proposed algorithm. The original ECG signal, $x[n]$, was processed with CTW for noise removal. Then, the output from CWT, $y[n]$, was calculated using a square energy operation as given by

$$y^2[n] = y[n] \times y[n]. \quad (4)$$

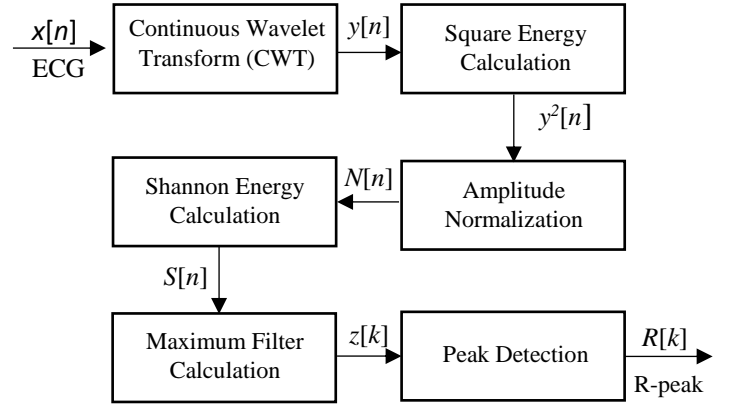


Fig. 1. The block diagram of proposed R peak detection algorithm.

Subsequently, the output from the square energy operation was normalized with the maximum amplitude of $y^2[n]$, which can be expressed as

$$N[n] = \frac{y^2[n]}{\max(y^2[n])}. \quad (5)$$

Subsequently, we computed the Shannon energy of signal $N[n]$ using (3). Next step, we determine the envelope signal $z[k]$ for defining the QRS time duration used for R peak detection by the maximum filter, which is given by

$$z[k] = \max_{n \in [k-L+1, k]} S[n], \quad (6)$$

where L is the length of maximum filter. It was varied from 100 ms to 600 ms in this paper.

In order to detect R-peak, we use a single fixed thresholding method, which is given by

$$Thv = \lambda \times \max(z[k]), \quad (7)$$

where λ is a constant, which is varied from 0.001 to 0.50. The QRS durations where the R-peak signals locate are defined when the output signal from the maximum filter $z[k]$ is greater than the Thv value. Then, we compute the R-peak location at the maximum value in $y^2[n]$.

ECG data and performance evaluation

For evaluating the performance of the proposed algorithm, the ECG signal record 108 from MIT-BIH arrhythmia databases [10] was analyzed. It consisted of 2 channels of ECG signals acquired at a sampling frequency of 360 Hz for 30 minutes. Moreover, the annotation from an expert was given. To demonstrate the performance of the proposed algorithm, we used three statistical values: the sensitivity (SEN), the positive

predictive rate (PPR), and the detection error rate (DER). These values can be computed as follows

$$SEN = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\% , \quad (8)$$

$$PPR = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\% , \quad (9)$$

$$DER = \frac{FN + FP}{TP + FN} \times 100\% , \quad (10)$$

where true-positive (TP) is the number of correct R peaks detected by the algorithm, false-negative (FN) is the number of missing R peaks detected, and false-positive (FP) is the number of incorrect R peaks detected by the algorithm.

RESULTS AND DISCUSSION

Parameter optimization

To analyze the capability of noise attenuation using CWT, we vary a scaling parameter a between 2 and 4 with a step size of 0.1. We found that the scaling parameter a of 3.6 can provide the best DER value. In addition, the maximum filter length (L) and threshold value (Thv) were varied together. While L is varied between 50 and 400 ms, Thv is varied between 0.1% and 50% of maximum signal amplitude.

To investigate the effect of Shannon energy on the proposed R-peak algorithm, the results from the proposed algorithm with and without Shannon energy operation are shown. Fig. 2 shows the detection error rate from proposed algorithm without Shannon energy calculation at length $L = 275$ ms as a function of Thv . The asterisk marker indicates the minimum DER value 0.79% when the Thv is 2.3% of maximum signal amplitude.

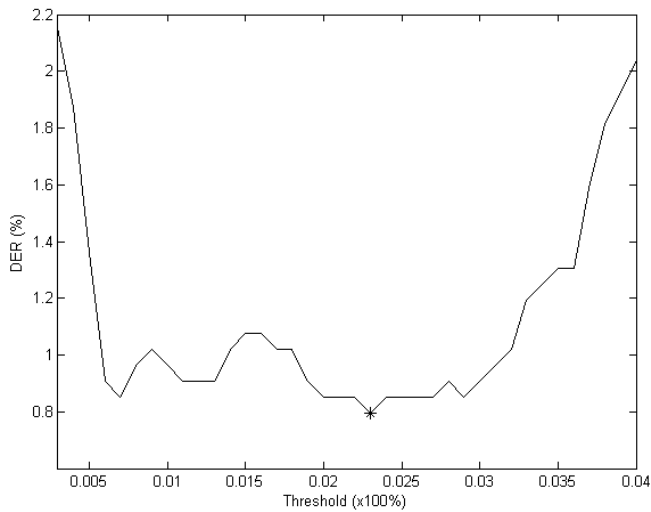


Fig. 2. The detection error rate from proposed algorithm without Shannon energy calculation at length $L = 275$ ms as a function of Thv .

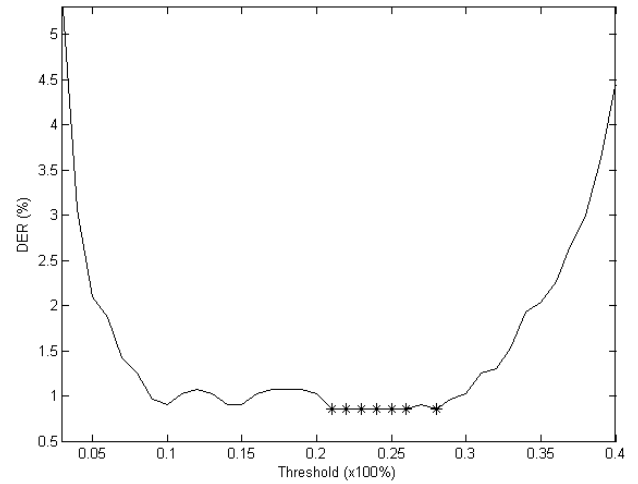


Fig. 3. The detection error rate from proposed algorithm with Shannon energy calculation at length $L = 275$ ms as a function of Thv .

Fig. 3 shows the detection error rate from proposed algorithm with Shannon energy calculation at length $L = 275$ ms as a function of Thv . Results show that the minimum DER value is 0.85% when the Thv is 21-26% and 28%.

Although the proposed algorithm without Shannon energy can provide lower DER value than the proposed algorithm with Shannon energy calculation, the range of its threshold value is narrower. In other words, while the range of the Thv that provides the DER value lower than 1.2% is between 0.6% and 3.3% for the proposed algorithm without Shannon energy, the wider range of those from the proposed algorithm with Shannon energy is obtained between 9% and 30%. This is very important because it allows for the use of single fixed thresholding technique in the R peak detection algorithm.

Signal characteristics

Fig. 4 shows the signal characteristics from the proposed algorithm without Shannon energy calculation. Fig. 4(a) shows the ECG signal record 108 from time 25 s to 35 s ($x[n]$). The ECG signal in this record consists of noise interference, normal beats and a premature ventricular contraction (PVC) beat. Fig. 4(b) shows the ECG signal after noise removal by CWT ($y[n]$). As the result, the signal $y[n]$ is smoother and clearer. Fig. 4(c) shows the signal from square energy calculation $y^2[n]$ in solid line, the envelope signal $z[k]$ in dotted line, and the threshold level in dashed line. Results show a significant difference in amplitudes of the PVC beat compared to the normal beats. Fig. 4(d) shows the original ECG signal $x[n]$ overlaid by the dot markers from the expert and square markers from the proposed algorithm.

Fig. 5 shows the signal characteristics from the proposed algorithm with Shannon energy calculation. Fig. 5(a) shows the ECG signal record 108 from time 25 s to 35 s ($x[n]$). Fig. 5(b) shows the signal from the normalized square energy calculation $N[n]$. Fig. 5(c) shows the signal from the Shannon energy calculation $S[n]$ using the solid line, the envelope signal $z[k]$

using the dotted line, and the possible range of Thv that provides all correct beat detection using two dashed lines. Results show

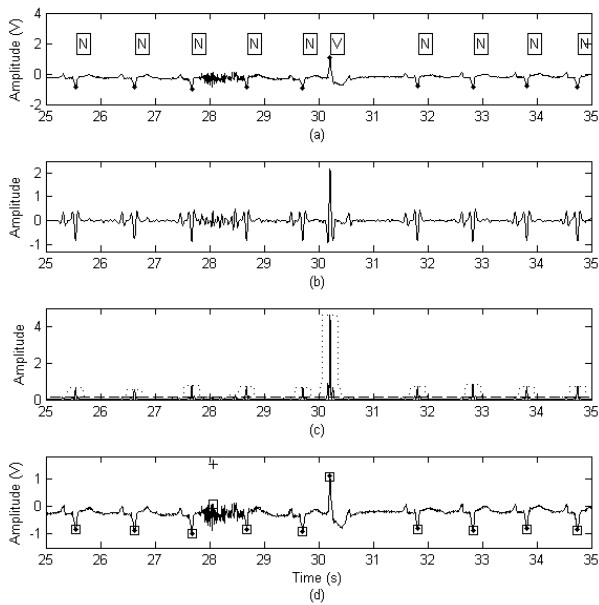


Fig. 4. The result of proposed algorithm without Shannon energy calculation applied on ECG signal record 108. (a) The original ECG signal before noise filtering $x[n]$ overlaid by the dot markers from the expert. “N” stands for a normal heart beat and “V” for a premature ventricular contraction beat. (b) The signal after CWT calculation $y[n]$. (c) The signal from square energy calculation $y^2[n]$ (solid line), the envelope signal $z[k]$ (dotted line) and the threshold level Thv (dashed line). (d) The original ECG signal $x[n]$ overlaid by the dot markers from the expert, square markers from the algorithm, and “+” symbolic stand for false positive

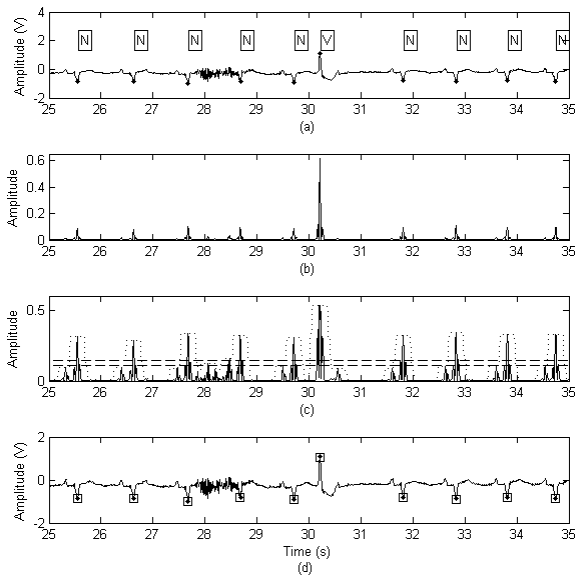


Fig. 5. The result of proposed algorithm applied on signal record 108. (a) The original ECG signal before noise filtering $x[n]$ overlaid by the dot markers from the expert. (b) The signal from normalized square energy calculation $N[n]$. (c) The signal from Shannon energy calculation $S[n]$ (solid line), the envelope signal $z[k]$ (dotted line) and the threshold level of maximum and minimum Thv

(dashed line). (d) The original ECG signal $x[n]$ overlaid by the dot markers from the expert, square markers from the algorithm.

that the Shannon energy can equalize the difference in amplitudes of the PVC beat compared to the normal beats. Moreover, the Shannon energy operation allows for the range of Thv that provides all correct beat detection. This makes the algorithm more robust. Fig. 5(d) shows all correct R peaks using the maximum filter and fixed single thresholding.

PERFORMANCE COMPARISONS OF THE PROPOSED ALGORITHM WITH OTHER PAPERS USING ECG DATA RECORD 108.

Method of noise removal	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	DER (%)	Post-processing
Linear filtering [8]	1759	4	6	99.77	99.66	0.57	Yes
S-Transform [4]	1740	23	20	98.70	98.86	2.44	Yes
Median filter [2]	1721	42	7	97.62	99.59	2.78	Yes
Quadratic filter [3]	1710	53	19	96.99	98.90	4.08	No
Discrete wavelet transform [5]	1714	49	34	97.22	98.05	4.71	Yes
CWT (This work)	1753	10	4	99.43	99.77	0.79	No
CWT with Shannon energy (This work, $Thv=0.21$)	1754	9	6	99.49	99.66	0.85	No
CWT with Shannon energy (This work, $Thv=0.28$)	1750	13	2	99.26	99.89	0.85	No

Performance comparisons

Table I shows the performance comparison of the proposed algorithm with other papers using the ECG signal record 108. The first five articles is sorted from the minimum DER value (0.57%, linear filtering) to the maximum DER value (4.71%, discrete wavelet transform). The DER from the proposed algorithm without and with Shannon energy is 0.79% and 0.85%, respectively. We can see that the DER from the proposed algorithm is very good compared to the others except the algorithm given in [8].

Reference [4] uses S-Transform (ST) for noise filtering and has the post processing operation in its R peak detection algorithm. ST is time–frequency distribution and the output of ST is a matrix where rows represent the time and column represent the frequencies. Compared with the CWT with a single scaling parameter a used in this paper, ST has higher computational complexity but provides worse DER value. This shows the capability of using CWT with a single scaling parameter for removing noise.

The DER from [8] is slightly better than that from the proposed algorithm, i.e. 10 false detection beats compared to 14–15 false detection beats from the proposed algorithm. However, the post processing operation is added in the R peak detection algorithm resulting in higher computational complexity.

CONCLUSIONS

We present the R peak detection algorithm based on CWT and Shannon energy. The proposed algorithm was evaluated with the ECG data record 108 from MIT-BIH arrhythmia database. Results show that the proposed algorithm give very good DER (0.79%-0.85%) compared to those from previous publications (0.57%-4.71%). We demonstrate that the use of the CWT with a single scaling parameter is capable of removing noises. In addition, we found that Shannon energy cannot improve the DER value but it can highlight the R peak from the low QRS complex in ECG beat after noise removal and square operation such as a PVC beat. This main advantage results in achieving the robust R peak detection algorithm.

For future work, we will improve the proposed algorithm by adding the post processing operation to reduce the false negative and false positive to achieve higher performance.

ACKNOWLEDGMENT

This work is supported by Prince of Songkla University Graduate Studies Grant as well as by Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.

REFERENCES

- W. H. Organization. (2013, May). *Cardiovascular diseases* [Online]. Available: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/.
- G. Nallathambi and J. C. Principe, 'Integrate and Fire Pulse Train Automaton for QRS detection', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, no. 2, pp. 317–326, 2014.
- P. Phukpattaranont, 'QRS detection algorithm based on the quadratic filter', *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 11, pp. 4867–4877, 2015.
- Z. Zidelmal, A. Amirou, D. Ould-Abdeslam, A. Moukadem, and A. Dieterlen, 'QRS detection using S-Transform and Shannon energy', *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 116, no. 1, pp. 1–9, 2014.
- S. Choi, M. Adnane, G.-J. Lee, H. Jang, Z. Jiang, and H.-K. Park, 'Development of ECG beat segmentation method by combining lowpass filter and irregular R-R interval checkup strategy', *Expert Systems with Applications*, vol. 37, no. 7, pp. 5208–5218, 2010.
- M. J. Rooijackers, C. Rabotti, S. G. Oei, and M. Mischi, 'Low-complexity R-peak detection for ambulatory fetal monitoring', *Physiological Measurement*, vol. 33, no. 7, pp. 1135–1150, Jul. 2012.
- B. Abibullaev and H. D. Seo, 'A new QRS detection method using wavelets and artificial neural networks', *Journal of Medical Systems*, vol. 35, no. 4, pp. 683–691, Aug. 2011.
- H. Zhu and J. Dong, 'An R-peak detection method based on peaks of Shannon energy envelope', *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, no. 5, pp. 466–474, 2013.
- S. Choi and Z. Jiang, 'Comparison of envelope extraction algorithms for cardiac sound signal segmentation', *Expert Systems with Applications*, vol. 34, no. 2, pp. 1056–1069, 2008.
- M. Bahoura, M. Hassani, and M. Hubin, 'DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis', *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 52, no. 1, pp. 35–44, 1997.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นันทริกา เทียมชู	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5810120030	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมชีวการแพทย์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2557

ทุนการศึกษา

ทุนการศึกษาโครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

N. Thiamchoo and P. Phukpattaranont, “Application of wavelet transform and Shannon energy on R peak detection algorithm” in Proceedings of *The 13th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON2016)*, Thailand, June 28th – July 1st, 2016.