การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต และตัวกรองควอดราติก

R-peak Detection in ECG Signals Based on Wavelet Transform and Quadratic Filters

ศรัญญา ชัยวิสูตร

Sarunya Chaiwisood

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

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

2556

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต และตัวกรองควอดราติก

R-peak Detection in ECG Signals Based on Wavelet Transform and Quadratic Filters

ศรัญญา ชัยวิสูตร

Sarunya Chaiwisood

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

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

2556

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต และตัวกรองควอดราติก
ผู้เขียน	นางสาวศรัญญา ชัยวิสูตร
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	**คณะกรรมการสอบ**
....	....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ณัฏฐา จินดาเพ็ชร์)
	....กรรมการ
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)
	....กรรมการ
	(รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)
	....กรรมการ
	(ดร. เดือนเพ็ญ กชกรจารุพงศ์)
	....กรรมการ
	(ดร. สมชัย หลิมศิโรรัตน์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

....

(รองศาสตราจารย์ ดร. ธีระพล ศรีชนะ)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้เป็นผลมาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และขอขอบคุณผู้ที่มีส่วนเกี่ยวข้องทุกท่านไว้ ณ ที่นี้

ลงชื่อ___________________________________

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ___________________________________

(นางสาวศรัญญา ชัยวิสูตร)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ________________________________

(นางสาวศรัญญา ชัยวิสูตร)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตและตัวกรองควอดราติก
ผู้เขียน	นางสาวศรัญญา ชัยวิสูตร
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2555

บทคัดย่อ

การประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ แต่อย่างไรก็ตามสัญญาณส่วนใหญ่ที่ได้จากผู้ป่วยโดยตรงมักมีรูปแบบผิดปกติประกอบกับการปนของสัญญาณรบกวนชนิดต่างๆจึงก่อให้เกิดปัญหาในการวิเคราะห์เช่น การตรวจจับจุดยอดสัญญาณ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงนำเสนอการพัฒนาวิธีการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและประเมินผลกับฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database จำนวน 48 ชุดข้อมูล กระบวนการดำเนินงานประกอบด้วยสองขั้นตอนหลักคือ การประมวลผลสัญญาณขั้นต้น โดยในงานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาสองวิธีการคือ วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและวิธีการตัวกรองควอดราติก เมื่อได้ผลลัพธ์หลังจากผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนเรียบร้อยแล้วเชื่อมต่อเข้าสู่กระบวนการตรวจจับจุดยอดสัญญาณซึ่งเลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่เพื่อลดความซับซ้อนในการคำนวณ จากนั้นทำการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมโดยใช้ค่า DER (Detection Error Rate) และนำค่าผลลัพธ์ที่ได้ทำการเปรียบเทียบกับบทความอื่นๆที่ได้รับความนิยมและมีความน่าเชื่อถือซึ่งมีค่าเฉลี่ยของ DER อยู่ในช่วง 0.17% - 0.90% ผลการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยของ DER ที่ได้จากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและวิธีการตัวกรองควอดราติกมีค่า 0.53% และ 0.57% ตามลำดับ

คำสำคัญ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง, ตัวกรองควอดราติก

Thesis Title R-peak Detection in ECG Signals Based on Wavelet Transform and Quadratic Filters

Author Miss Sarunya Chaiwisood

Major Program Electrical Engineering

Academic Year 2012

ABSTRACT

ECG signal processing is important for medical diagnosis. However, the signal from patients may have abnormal waveforms and be contaminated by noise causing difficulty in ECG signal analysis, such as R-peak detection. Therefore, in this research we presented R-peak detection algorithm. The MIT-BIH Arrhythmia Database was selected as the dataset for testing the proposed algorithm. The proposed algorithm was composed of two stages. Firstly, the signal preprocessing including the continuous wavelet transform (CWT) denoising or quadratic filters (QF) is performed. Secondly, R-peak in ECG signal is detected using a fixed single threshold. DER (Detection Error Rate) is used for evaluating the accuracy of algorithm. The results are compared with other publications, which their average DER values are in the range of 0.17% - 0.90%. The average DER values from the proposed algorithms based on wavelet transform and QF are 0.53% and 0.57%, respectively.

Keywords: Electrocardiography (ECG), ECG Beat Detection, Continuous Wavelet Transform (CWT), Quadratic Filters (QF)

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนและฝึกฝนการทำวิจัย ตลอดจนขัดเกลากระบวนการคิดและให้กำลังใจในการแก้ไขปัญหารวมทั้งตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ณัฏฐา จินดาเพ็ชร์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ทั้งยังเป็นกรรมการสอบโครงร่างและกรรมการสอบความก้าวหน้างานวิจัยที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ทั้งยังเป็นกรรมการสอบโครงร่างและกรรมการสอบความก้าวหน้างานวิจัย ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร. เดือนเพ็ญ กชกรจารุพงศ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ให้คำแนะนำที่มีประโยชน์ วิจารณ์ผลงาน และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ ดร. สมชัย หลิมศิโรรัตน์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ให้คำแนะนำที่มีประโยชน์ วิจารณ์ผลงาน และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่กรุณาสนับสนุนทุนการศึกษา “โครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี” แก่ข้าพเจ้าระหว่างการศึกษา

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ทางด้านต่างๆทั้งในอดีตและปัจจุบัน และขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา รวมถึงคุณพ่อชยพล กับกิวคุณอาจรรยา ชัยวิสูตร และพี่ๆ เพื่อนๆ ที่ได้ให้ความรัก ความห่วงใย และให้การสนับสนุนทางด้านการศึกษาอย่างดียิ่งมาโดยตลอด รวมทั้งเป็นกำลังใจที่ยิ่งใหญ่ในยามที่ผู้วิจัยท้อและทุกข์ใจช่วยให้มีพลังเข้มแข็งพร้อมเผชิญกับปัญหาอุปสรรค ต่างๆ จนทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา หากวิทยานิพนธ์นี้มีความดีอันใด ผู้วิจัยขอให้เป็นกตเวทิตาแด่บิดา มารดาและบูรพาจารย์ทุกท่าน แต่ถ้าวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีข้อบกพร่องประการใด ผู้วิจัยขอน้อมรับไว้แต่เพียงผู้เดียว

ศรัญญา ชัยวิสูตร

สารบัญ

		หน้า
สารบัญ		(8)
รายการตาราง		(10)
รายการภาพประกอบ		(11)
บทที่		
1.	บทนำ	1
1.1	ความสำคัญและที่มาของการวิจัย	1
1.2	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	3
1.3	วัตถุประสงค์ของการวิจัย	13
1.4	ขอบเขตการวิจัย	13
1.5	ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	13
1.6	ขั้นตอนการวิจัย	14
2.	ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	15
2.1	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	15
2.2	การแปลงเวฟเล็ต	17
2.3	วงจรกรองควอดราติก	21
3.	อุปกรณ์และวิธีการ	23
3.1	การประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง	23
3.2	การประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก	28
3.3	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	29
3.4	การประเมินผลอัลกอริทึม	30
4.	ผลการวิจัย	32
4.1	ผลการประมวลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง	32
4.2	ผลการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก	38
4.3	ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	41
4.4	ผลการประเมินอัลกอริทึม	52

สารบัญ (ต่อ)

		หน้า
5. บทสรุปและข้อเสนอแนะ		57
5.1 บทสรุป		57
5.2 ข้อเสนอแนะ		58
บรรณานุกรม		60
ภาคผนวก		64
ภาคผนวก ก	การทบทวนวรรณกรรม	65
ภาคผนวก ข	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง	77
ภาคผนวก ค	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการตัวกรองควอดราติก	84
ภาคผนวก ง	Proceedings' title "Feasibility Study on Applying the Quadratic Filter for ECG R-Peak Detection Preprocessing" Presented in The 6th International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology (i-CREATe2012) 24 – 26 July 2012 at ITE College East, Singapore	88
ภาคผนวก จ	Proceedings' title "Noise Removal in ECG Signals using the Quadratic Filter" Presented in The 5th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2012) 5-7 December 2012 at Ubon Ratchathani, Thailand and Champasak, Laos	93
ประวัติผู้เขียน		98

รายการตาราง

ตารางที่		หน้า
1-1	เปรียบเทียบขั้นตอนที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของบทความที่ได้รับความนิยม	8
1-2	เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดของชุดข้อมูล 5 อันดับแรกจากบทความที่ได้รับความนิยม	10
3-1	ความสัมพันธ์ของสัญญาณในระดับสเกลต่างๆกับช่วงความถี่	25
4-1	ช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลในการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง	42
4-2	ช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลในวิธีตัวกรองควอดราติก	47
4-3	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3	53
4-4	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σy =0.7	54
4-5	ผลการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดจากวิธีการ PT กับ CWT และ QF	55
4-6	ผลการเปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอริทึมจากวิธีการ CWT และ QF กับบทความอื่นๆ	56
4-7	ผลการเปรียบเทียบชุดข้อมูลที่ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุด 5 อันดับแรก	56
ก-1	เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 105	66
ก-2	เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 108	66
ก-3	เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 203	66
ก-4	เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 222	67
ก-5	เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 228	67
ก-6	เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 201	67
ก-7	สรุปรายละเอียดที่ได้จากการทบทวนบทความจำนวน 29 บทความ	68
ก-8	กระบวนการสำหรับประมวลผลสัญญาณที่ใช้ในบทความจากการทบทวนวรรณกรรม	76
ข-1	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 2.4	78
ข-2	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 2.6	79
ข-3	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 2.8	80
ข-4	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3.2	81
ข-5	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3.4	82
ข-6	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3.6	83
ค-1	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σy เท่ากับ 0.4	85
ค-2	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σy เท่ากับ 0.55	86
ค-3	ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σy เท่ากับ 0.85	87

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ		หน้า
1-1	แนวโน้มจำนวนการเพิ่มขึ้นของผู้สูงอายุ จำนวน (ต่อ 1000) และร้อยละประชากรอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป	1
1-2	วิธีการหลักในการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น	4
1-3	ช่วงเวลาในการตีพิมพ์บทความของแต่ละวิธีการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น	4
1-4	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 105	11
1-5	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 108	11
1-6	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 203	11
1-7	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 222	11
1-8	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 228	12
1-9	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 201	12
2-1	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	15
2-2	การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงแบบฟูริเยร์	18
2-3	การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงฟูริเยร์ในเวลาอันสั้น	18
2-4	การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ต	18
2-5	การแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย	20
2-6	การแยกองค์ประกอบความถี่ต่ำในการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย	20
2-7	การอธิบายสเปกตรัมเอาต์พุตของวงจรกรองควอดราติกด้วยแผนภาพ	21
3-1	องค์ประกอบของอัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับ QRS	23
3-2	ช่วงความถี่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวน	26
3-3	องค์ประกอบของอัลกอริทึมที่ใช้ในวิธีการ PT	27
3-4	แมกนิจูดผลตอบสนองทางความถี่แบบ 2 มิติ	29
3-5	กระบวนการสำหรับคำนวณจุดยอดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	30
4-1	การทดสอบเวฟเล็ตแม่ชนิดต่างๆกับชุดข้อมูลสัญญาณที่มีรูปแบบปกติ (ECG100) ในสเกลระดับ 1 โดยใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง	33
4-2	การทดสอบเวฟเล็ตแม่ชนิดต่างๆกับชุดข้อมูลสัญญาณที่มีรูปแบบปกติ (ECG100) ในสเกลระดับ 4 โดยใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง	33

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ		หน้า
4-3	การทดสอบเวฟเล็ตแม่ชนิดต่างๆกับชุดข้อมูลสัญญาณที่มีรูปแบบผิดปกติ (ECG105) ในสเกลระดับ 4 โดยใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง	34
4-4	การทดสอบความสามารถของเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทในการแยกจุดยอดสัญญาณที่มีความผิดปกติ (ECG105) เทียบกับผู้เชี่ยวชาญเฉลย	34
4-5	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 100	36
4-6	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 105	36
4-7	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 108	37
4-8	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 222	37
4-9	ผลการออกแบบตัวกรอง QF	38
4-10	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 100	39
4-11	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 105	39
4-12	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 108	40
4-13	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 222	40
4-14	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าขีดแบ่งและค่าความผิดพลาดของ CWT	43
4-15	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 100	44
4-16	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 105	44
4-17	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 108	45
4-18	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 222	45
4-19	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับสเกลตั้งแต่ 0.24-5	46
4-20	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าขีดแบ่งและค่าความผิดพลาดของ QF	48
4-21	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QF ในชุดข้อมูล 100	49
4-22	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QF ในชุดข้อมูล 105	49
4-23	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QF ในชุดข้อมูล 108	50
4-24	การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QF ในชุดข้อมูล 222	50
4-25	การปรับเปลี่ยนค่า σ_y ในการออกแบบตัวกรองควอดราติก	51
4-26	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดกับค่า σ_y ในระดับต่างๆ	51
5-1	ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณในชุดข้อมูล 207	59

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้กล่าวถึงความสำคัญและที่มาของการวิจัย งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง วัตถุประสงค์ของการวิจัย ขอบเขตการวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และขั้นตอนการวิจัย ดังรายละเอียดต่อไปนี้

1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

การศึกษาขนาดและแนวโน้มของประชากรผู้สูงอายุจากข้อมูลสำมะโนประชากรไทย [1] ในปี พ.ศ. 2503-2543 และข้อมูลคาดประมาณการณ์ประชากรประเทศไทยจากสำนักงานสถิติแห่งชาติ [2] ในปี พ.ศ. 2543-2573 มีแนวโน้มของจำนวนผู้สูงอายุเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ดังแสดงในภาพประกอบ 1-1 จะเห็นได้ว่าในปี พ.ศ.2503 ประชากรอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไปมีเพียง 1.5 ล้านคนหรือประมาณร้อยละ 5.4 ของประชากรทั้งหมด แต่ขนาดของประชากรตั้งแต่อายุ 60 ปีขึ้นไปเพิ่มเป็น 7 เท่าตัวหรือประมาณ 7.6 ล้านคนในปี พ.ศ.2552 หรือคิดเป็นร้อยละ 11.5 ของประชากรทั้งหมด ซึ่งสถานการณ์ดังกล่าวนี้ทำให้ปี พ.ศ.2552 เป็นปีที่ประเทศไทยก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงวัย (aging society) อย่างสมบูรณ์ ซึ่งหมายถึงประเทศไทยมีผู้สูงอายุ (ผู้ที่มีอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป)

ภาพประกอบ 1-1 แนวโน้มจำนวนการเพิ่มขึ้นของผู้สูงอายุ จำนวน (ต่อ 1000) และร้อยละประชากรอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป [3]

มากกว่าร้อยละ 10 ของประชากรทั้งหมด [4] และคาดว่าอีกประมาณ 15 ปีข้างหน้า หรือในปี พ.ศ. 2568 จำนวนผู้สูงอายุจะเพิ่มขึ้นเป็น 14.9 ล้านคนหรือคิดเป็น 2 เท่าของประชากรสูงอายุในปี พ.ศ. 2552 และในปี พ.ศ. 2573 จะเพิ่มขึ้นประมาณ 17.8 ล้านคนหรือคิดเป็นร้อยละ 25 (ประมาณ 1 ใน 4) ของประชากรไทยทั้งประเทศ ทั้งนี้ผู้สูงอายุมีโอกาสที่จะเจ็บป่วยและเข้ารับการรักษาในสถานพยาบาลมากกว่าประชากรในกลุ่มอื่นเนื่องจากความเสื่อมถอยของอวัยวะต่างๆ ทำให้ผู้สูงอายุเกิดโรคได้ง่าย จากการสำรวจอนามัยและสวัสดิการ พ.ศ.2552 ของสำนักงานสถิติแห่งชาติ [5] พบว่าแนวโน้มการเกิดโรคเรื้อรัง หรือประจำตัว 3 ลำดับแรกคือโรคหัวใจและหลอดเลือด โรคต่อมไร้ท่อ และโรคระบบกล้ามเนื้อ เส้นเอ็น กระดูก และข้อ ตามลำดับ ซึ่งโรคเรื้อรังของผู้สูงอายุเหล่านี้มีความจำเป็นที่จะต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิด ทั้งทางด้านการใช้ชีวิตประจำวันและการตรวจเช็คข้อมูลสุขภาพอย่างสม่ำเสมอ

จากรายงานขององค์กรอนามัยโลกในปี พ.ศ. 2548 พบว่ามีจำนวนผู้เสียชีวิตจากโรคหัวใจและหลอดเลือดประมาณ 17.5 ล้านคนซึ่งเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับหนึ่งของประชากรทั่วโลกและมีแนวโน้มจะเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง คาดว่าในปี พ.ศ. 2558 การเสียชีวิตจากโรคนี้จะเพิ่มขึ้นเป็น 20 ล้านคน [6], [7] สำหรับประเทศไทย พบว่าอัตราการเสียชีวิตจากโรคหัวใจและหลอดเลือดติดอันดับ 1 ใน 3 มาโดยตลอด สำหรับปี พ.ศ. 2552 มีผู้เสียชีวิตจำนวน 35,050 ราย หรือกล่าวได้ว่ามีผู้ที่เสียชีวิตจากโรคนี้เฉลี่ยชั่วโมงละ 4 คน [8] โดยจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาโรคหัวใจในโรงพยาบาลส่วนใหญ่เป็นกลุ่มของผู้ที่มีอายุมากกว่า 60 ปี ดังนั้นการตรวจเพื่อป้องกันและรักษาโรคหัวใจในผู้สูงอายุจึงสำคัญเป็นอย่างยิ่ง หนึ่งในเครื่องมือที่สามารถใช้ในการตรวจอาการของโรคหัวใจ คือ เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งแพทย์ใช้ในการบ่งบอกถึงสภาวะความผิดปกติของหัวใจได้ โดยวิเคราะห์จากอัตราการเต้นของหัวใจหรือลักษณะของรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในปัจจุบันได้มีการนำเทคโนโลยีการประมวลผลทางด้านคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งประกอบด้วยคลื่น P, Q, R, S และ T โดยช่วงคลื่น QRS เป็นจุดยอดคลื่นที่มีความสำคัญ ให้ข้อมูลรายละเอียดในการนำไปวิเคราะห์คำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจและเป็นข้อมูลประกอบการวินิจฉัยความผิดปกติของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้

งานวิจัยนี้จึงนำเสนอการพัฒนาวิธีการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ (R peak) ทั้งในสัญญาณที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น เพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานการวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจในผู้สูงอายุทางด้านเชิงรุกหรือเชิงป้องกัน เพื่อลดพฤติกรรมเสี่ยงต่อการเสียชีวิตหรือการเจ็บป่วย พร้อมทั้งเป็นการเพิ่มคุณภาพชีวิตในการดูแลผู้สูงอายุ และลดค่าใช้จ่ายในการรักษาอาการความเจ็บป่วยที่อาจจะเกิดขึ้นกับผู้สูงอายุ

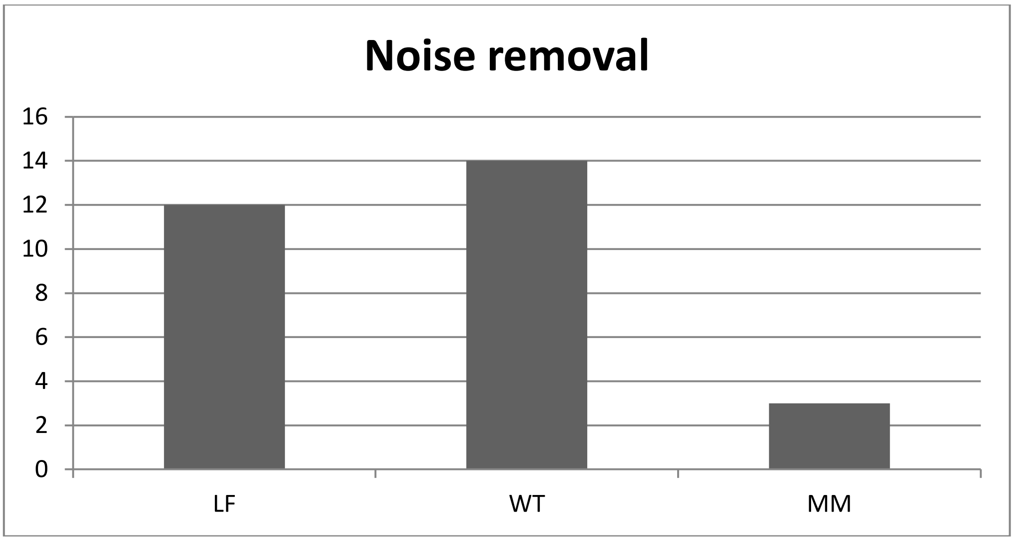
1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมามีบทความวิจัยมากมายที่ได้มีการพัฒนาอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวิเคราะห์เนื้อหาในบทความสามารถแบ่งออกเป็น 4 หัวข้อคือ การประมวลผลสัญญาณขั้นต้น การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การประเมินผลอัลกอริทึม และการเปรียบเทียบคุณภาพอัลกอริทึม

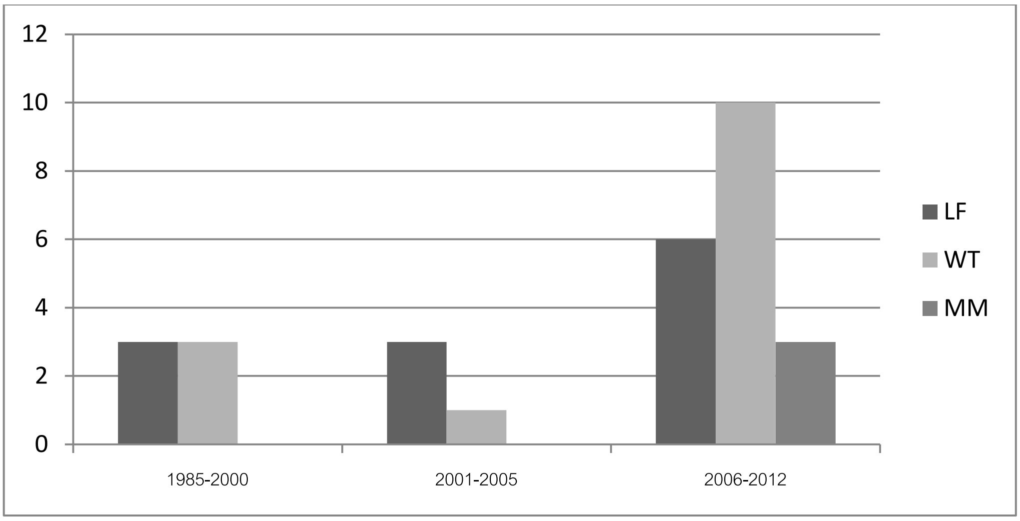
1.2.1 การประมวลผลสัญญาณขั้นต้น

ดังได้กล่าวมาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง QRS เป็นองค์ประกอบสำคัญในการวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจ แต่สัญญาณที่ได้จากผู้สูงอายุหรือผู้ป่วยนั้นไม่สามารถนำมาประมวลผลเพื่อตรวจจับจุดยอดสัญญาณได้ทันทีเนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจจับจากร่างกายของผู้ป่วยโดยตรงมีการปนของสัญญาณรบกวนความถี่สูง เช่น สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (muscle noise) สัญญาณไฟฟ้าที่ความถี่ 50 Hz (power line noise) และสัญญาณรบกวนความถี่ต่ำ เช่น สัญญาณรบกวน T wave (T-wave noise) สัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของอิเล็กโทรด (base-line wander) รวมถึงสัญญาณรบกวนชนิดอื่นๆที่มีปัจจัยร่วมด้วย ดังนั้นสัญญาณเบื้องต้นที่ได้จากผู้ป่วยจะต้องถูกนำเข้าสู่กระบวนการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นก่อน เพื่อทำการกำจัดสัญญาณรบกวนชนิดต่างๆที่ไม่ต้องการออกไป

จากการทบทวนบทความวิจัยจำนวน 29 บทความสามารถแบ่งวิธีการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นออกเป็น 3 กลุ่มดังแสดงในภาพประกอบ 1-2 โดยกลุ่มแรกใช้ตัวกรองเชิงเส้น (linear filtering, LF) ในการกำจัดสัญญาณรบกวนจำนวน 12 บทความ [9-20] ประกอบด้วยตัวกรองความถี่แถบผ่าน (band pass filter) ที่มีค่าความถี่ตัดผ่านในช่วง 5-36 Hz รวมถึงการนำตัวกรองความถี่แถบผ่านผนวกกับวิธีการต่างๆเข้าไว้ด้วยกันไม่ว่าจะเป็นตัวกรองเฉลี่ยเคลื่อนที่ (moving average filter) [9], [10], [19] สมการเชิงอนุพันธ์ (differential equation) [9], [10], [12], [17], [18] ฟังก์ชันยกกำลังสอง (squaring function) [9], [10], [17], [18] ขั้นตอนวิธีเชิงพันธุกรรม (genetic algorithm) [11] การแปลงฮิลเบิร์ต (hilbert transform) [12] และจุดตัดศูนย์ (zero crossing) [14] กลุ่มที่สองใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ต (wavelet transform, WT) เป็นตัวดำเนินการหลักในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ จำนวน 14 บทความ [21-34] โดยผสมผสานวิธีการอย่างอื่นเข้ามาร่วมด้วย เช่น สมการเชิงอนุพันธ์ [24], [30] ตัวกรองเฉลี่ยเคลื่อนที่ [29], [34] ตัวกรองแบบแบงค์ (filter bank) [27] และจุดตัดศูนย์ [26] เป็นต้น สำหรับกลุ่มสุดท้ายใช้วิธีการสัณฐานวิทยา (mathematical morphological, MM) จำนวน 3 บทความ [35-37] ประยุกต์ใช้สมการเชิงอนุพันธ์ [35] และการแปลงเวฟเล็ต [36] เข้ามาดำเนินการเกี่ยวข้องในการประมวลผลสัญญาณโดยสามารถจำแนกวิธีการ



ภาพประกอบ 1-2 วิธีการหลักในการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น



ภาพประกอบ 1-3 ช่วงเวลาในการตีพิมพ์บทความของแต่ละวิธีการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น

ทั้ง 3 กลุ่มตามปีที่ได้รับการตีพิมพ์ในช่วงระหว่าง ค.ศ. 1985-2012 แสดงในภาพประกอบ 1-3 จากกราฟจะเห็นได้ว่าวิธีการตัวกรองและการแปลงเวฟเล็ตเป็นวิธีการที่ได้รับการยอมรับอย่างต่อเนื่อง สังเกตได้ว่ามีการประยุกต์ใช้สองวิธีการนี้ตั้งแต่ในอดีตจนถึงปัจจุบันเริ่มตั้งแต่ช่วง ค.ศ. 1985-2000 ทั้งสองวิธีการได้รับการตีพิมพ์จำนวน 3 บทความ ถัดมาในช่วง ค.ศ. 2001-2005 วิธีตัวกรองได้รับการตีพิมพ์มากกว่าการแปลงเวฟเล็ตจำนวน 2 บทความ และจากปี ค.ศ. 2006 จนถึงปัจจุบันวิธีตัวกรองและการแปลงเวฟเล็ตได้รับการตีพิมพ์ 6 และ 10 บทความตามลำดับพร้อมทั้งมีการริเริ่มใช้

วิธีการสัณฐานวิทยาจำนวน 3 บทความซึ่งได้รับการตีพิมพ์ในช่วงปลายตั้งแต่ปี ค.ศ. 2009 นับว่าเป็นวิธีการสมัยใหม่ที่นักวิจัยเพิ่งเริ่มนำมาประยุกต์ใช้ในการตรวจจับจุดยอดของสัญญาณ

1.2.2 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สำหรับขั้นตอนนี้การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถแบ่งออกเป็น 2 วิธีการหลักด้วยกันคือ การประยุกต์ใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่ (fixed threshold) และเส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้ (adaptive threshold) สำหรับวิธีการแรกเส้นขีดแบ่งสัญญาณ (threshold) ถูกกำหนดค่าเริ่มต้นโดยผู้เชี่ยวชาญซึ่งอัลกอริทึมที่ใช้ประมวลผลสัญญาณในส่วนนี้ค่อนข้างง่าย ไม่ยุ่งยากซับซ้อนมากนัก แต่เนื่องด้วยคุณลักษณะตามธรรมชาติของสัญญาณแล้วมักจะมีการเปลี่ยนแปลงไม่คงที่สืบเนื่องมาจากสัญญาณรบกวนที่เข้ามาทั้งทางตรงและทางอ้อมรวมถึงความผิดปกติของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอันเนื่องมาจากผู้ป่วย ส่งผลให้มีโอกาสเกิดความผิดพลาดในการตรวจจับสัญญาณค่อนข้างสูง โดยเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่ชนิดนี้สามารถจำแนกได้ 2 แบบคือเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว (single threshold) [22], [32] และเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบหลายระดับ (multiple threshold) [15], [16], [27], [28], [34] สมการที่ (1-1) แสดงตัวอย่างเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยว [32] โดยผู้เชี่ยวชาญจะทำการคำนวณค่าคงที่ที่เหมาะสมเป็นตัวเลขจำนวนจริงออกมาและใช้ค่าตัวเลขนี้ตัวเลขเดียวตลอดการตรวจจับจุดยอดสัญญาณทั้งชุดข้อมูล บางบทความมีการประยุกต์เพิ่มจำนวนเส้นขีดแบ่งสัญญาณลงไปในสมการเพื่อลดความเสี่ยงของความผิดพลาดที่จะเกิดขึ้น ซึ่งเส้นขีดแบ่งสัญญาณที่มีตั้งแต่สองตัวขึ้นไปนี้จัดให้อยู่ในกลุ่มของเส้นขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบหลายระดับ [16] ดังตัวอย่างสมการที่ (1-2) โดย T_1 และ T_2 คือค่าเส้นขีดแบ่งสัญญาณซึ่งผลลัพธ์ที่ได้เป็นไปตามเงื่อนไขของสมการ

$$\lambda = 0.3 * \max(h) \qquad (1\text{-}1)$$

$$\hat{X}_{df} = \begin{cases} 0 & \text{if } 0 < X_{df} < T_1, \text{ or } T_2 < X_{df} < 0 \\ X_{df} & \text{if } X_{df} \geq T_1, \text{ or } X_{df} \leq T_2 \end{cases} \qquad (1\text{-}2)$$

เพื่อทำการแก้ไขความไม่คงที่ของสัญญาณจึงมีหลายบทความเลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้ (adaptive threshold) ซึ่งจะปรับเปลี่ยนค่าตัวมันเองตามลักษณะของสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลาส่งผลให้การตรวจจับจุดยอดสัญญาณมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น แต่อัลกอริทึมประมวลผลสัญญาณในส่วนนี้ค่อนข้างซับซ้อนต้องใช้หลักการทางโมเดลคณิตศาสตร์เข้ามาเกี่ยวข้องซึ่งสามารถจำแนกได้ 2 แบบเช่นเดียวกันคือเส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว (single adaptive threshold) [12], [14], [23], [24], [29], [30], [31], [33], [35], [36],

[37] และเส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบหลายระดับ (multiple adaptive threshold) [9], [10], [11], [13], [18] สมการที่ (1-3) แสดงตัวอย่างเส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยว [12] โดย i คือตัวแปรแทนสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา และสมการที่ (1-4) แสดงตัวอย่างเส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบหลายระดับ [13] จากสมการจะเห็นได้ว่า LLV_n และ RLV_n คือค่าเส้นขีดแบ่งสัญญาณซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาโดยค่า n ดังสมการ

$$thr(i)=\begin{cases}0.39\max(i), & RMS(i)>0.18\max(i)\\ & \&\max(i)\le 2\max(i-1)\\ 0.39\max(i-1), & RMS(i)>0.18\max(i)\\ & \&\max(i)>2\max(i-1)\\ 1.6RMS(i), & RMS(i)<0.18\max(i)\end{cases} \quad (1\text{-}3)$$

$$LLV_n=V(n)+V(n-1),\ RLV_n=V(n)+V(n+1) \quad (1\text{-}4)$$

นอกจากนี้ยังมีการตรวจสอบความถูกต้องในการตรวจจับจุดยอดของสัญญาณเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและความแม่นยำให้แก่อัลกอริทึมโดยใช้วิธีการตรวจสอบทวนกลับ (search back) เช่นการใช้ข้อมูลระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณ (R-R interval information) [9], [18], [30] การพิจารณาย้อนกลับในระยะช่วงเวลา 200 ms และทำการลดค่าเส้นขีดแบ่งสัญญาณในกรณีไม่พบจุดยอดคลื่นสัญญาณภายในเวลา 150% ของระยะห่างระหว่างจุดยอดคลื่นสัญญาณ (R-R Interval)

1.2.3 การประเมินผลอัลกอริทึม

หลังจากทำการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วจะต้องทำการประเมินค่าความถูกต้องของอัลกอริทึมเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพการใช้งาน ซึ่งใช้เป็นข้อมูลในการเปรียบเทียบคุณภาพกับอัลกอริทึมอื่นๆที่เป็นมาตรฐานสากลทั่วไป โดยทำการประเมินคุณภาพสัญญาณจากค่า SEN (sensitivity) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณที่ถูกต้อง PPR (positive predictive rate) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถของอัลกอริทึมในแยกแยะระหว่างสัญญาณที่ถูกต้องและไม่ถูกต้องและ DER (detection error rate) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความถูกต้องในการทำงานของอัลกอริทึม ซึ่งมีรูปแบบสมการดังต่อไปนี้

$$\mathrm{SEN}=\frac{\mathrm{TP}}{\mathrm{TP+FN}} \quad (1\text{-}5)$$

$$\mathrm{PPR}=\frac{\mathrm{TP}}{\mathrm{TP+FP}} \quad (1\text{-}6)$$

$$DER=\frac{FN+FP}{TP+FN} \tag{1-7}$$

โดย TP (the number of true positive detections) คือจำนวนการตรวจจับจุดยอดสัญญาณที่ถูกต้อง FP (the number of false positive detections) คือจำนวนการตรวจจับจุดยอดสัญญาณผิดโดยอัลกอริทึมตรวจจับว่ามีจุดยอดสัญญาณแต่ความจริงแล้วไม่มีจุดยอดสัญญาณ และ FN (the number of false negative detections) คือจำนวนการตรวจจับจุดยอดสัญญาณผิดโดยอัลกอริทึมตรวจจับว่าไม่มีจุดยอดสัญญาณแต่ความจริงแล้วมีจุดยอดสัญญาณ

ฐานข้อมูลในการทดสอบอัลกอริทึมเหล่านี้ได้คัดเลือกเฉพาะบทความที่ใช้ชุดข้อมูลจาก PhysioBank ซึ่งเป็นแหล่งเก็บข้อมูลสัญญาณทางกายภาพหลายฐานข้อมูลด้วยกัน สำหรับฐานข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นคือ MIT-BIH Arrhythmia Database [38] มีจำนวน 2 ช่องสัญญาณ บันทึกข้อมูลของบุคคลจำนวน 48 คนเป็นระยะเวลาคนละครึ่งชั่วโมง ซึ่งฐานข้อมูลนี้ได้ถูกจัดอยู่ในขั้นระดับหนึ่งเนื่องจากได้รับความน่าเชื่อถือมากที่สุด ได้รับการตีพิมพ์ในวารสารมากมาย ประกอบด้วยชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติ พร้อมทั้งมีรายละเอียดอธิบายเกี่ยวกับความผิดปกติดังกล่าวจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญอีกด้วย

1.2.4 การเปรียบเทียบคุณภาพอัลกอริทึม

จากบทความทั้งหมด มีจำนวน 8 บทความที่ได้รับความนิยมสูงสุด โดยถูกกล่าวอ้างอิงและเปรียบเทียบคุณภาพในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ ซึ่งสรุปรายละเอียดดังแสดงในตารางที่ 1-1 สำหรับ 4 บทความแรกใช้ตัวกรองเชิงเส้นเป็นตัวดำเนินการหลัก โดยบทความ [9], [10] ได้ถูกทำการเปรียบเทียบจำนวน 12 และ 11 บทความตามลำดับ ซึ่งใช้ตัวกรองความถี่แถบผ่านที่ความถี่ตัด 5-15 Hz ในการกำจัดสัญญาณรบกวนผสมผสานสมการเชิงอนุพันธ์ ฟังก์ชันยกกำลังสองและตัวกรองเฉลี่ยเคลื่อนที่สำหรับการหากรอบของสัญญาณ แต่ทั้งสองบทความนี้มีความแตกต่างกันในส่วนการเลือกจำนวนเส้นขีดแบ่งสัญญาณที่ใช้ในตรวจจับจุดยอดสัญญาณซึ่งเลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้จำนวน 4 ตัวและ 3 ตัวตามลำดับ จากการประเมินประสิทธิภาพอัลกอริทึมของทั้งสองบทความนี้พบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของบทความที่สองน้อยกว่าบทความแรก 0.17% สำหรับบทความ [11] ได้ถูกทำการเปรียบเทียบจำนวน 7 บทความซึ่งเลือกใช้ตัวกรองโพลิโนเมียล (polynomial filter) ในการกำจัดสัญญาณรบกวนพร้อมทั้งหากรอบของสัญญาณและใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้จำนวน 3 ตัวในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุดเมื่อเทียบกับบทความอื่นๆ นอกจากนั้นแล้วยังได้มีการรวมตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (lowpass filter) และเฟสสเปซพอร์เทรท (phase-space portrait) ในการ

ตารางที่ 1-1 เปรียบเทียบขั้นตอนที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของบทความที่ได้รับความนิยม

Author	Methodology			SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
	Noise removal	Envelop curve	Detection of ECG beat			
Pan and Tompkins (1985) [9]	Bandpass filter 5-15 Hz	Differential equation, Squaring Function and Moving Window Integration	Four adaptive THV	99.75	99.54	0.71
Hamilton and Tompkins (1986) [10]	Bandpass filter 5-15 Hz	Differential equation, Squaring Function and Moving Window Integration	Three adaptive THV	99.69	99.77	0.54
Poli (1995) [11]	Polynomial filter	Polynomial filter	Three adaptive THV	99.6	99.5	0.9
Lee (2002) [13]	Lowpass filter (Cutoff 20 Hz) and Phase-space portrait	Lowpass filter (Cutoff 20 Hz) and Phase-space portrait	Two adaptive THV and Refractory blanking rule	99.69	99.87	0.43
Li (1995) [25]	DWT	DWT	DWT	99.89	99.94	0.17
Afonso (1999) [27]	Filter bank	Filter bank	Three THVs	99.55	99.59	0.86
Choi (2010) [30]	Wavelet transform(Db10), second order butterworth lowpass filter with a cutoff frequency of 20 Hz	Differential equation	Single adaptive THV	99.66	99.8	0.54
Zhang (2009) [35]	Multiscale Mathematical Morphology Filtering	Differential equation and Multi-frame accumulation	Single adaptive THV	99.81	99.8	0.39

ประมวลผลสัญญาณขั้นต้นและเลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้จำนวน 2 ตัวพร้อมทั้งใช้กฎการตรวจสอบย้อนกลับ (refractory blanking rule) เพื่อวิเคราะห์หาจุดยอดของสัญญาณ ดังในบทความ [13] ซึ่งถูกทำการเปรียบเทียบจำนวน 2 บทความและมีค่าความผิดพลาดเกิดขึ้นเล็กน้อยประมาณ 0.43%

นอกจากนี้ยังมีบทความที่เลือกใช้การประมวลผลหลักแบบการแปลงเวฟเล็ตซึ่งมีหลากหลายวิธีด้วยกัน ดังบทความ [25] เลือกใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย (discrete wavelet transform) สำหรับประมวลผลสัญญาณตลอดทั้งสองขั้นตอน ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับบทความอื่นๆ โดยบทความนี้ได้ถูกทำการเปรียบเทียบจำนวน 6 บทความ สำหรับบทความ [27] มีการเลือกใช้ฟิลเตอร์แบงค์ (filter bank) สำหรับประมวลผลสัญญาณในขั้นแรก และใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่จำนวนสามตัวสำหรับตรวจจับจุดยอดสัญญาณในขั้นตอนที่สอง ส่งผลให้เกิดค่า SEN และ PPR มีค่าค่อนข้างต่ำเมื่อเทียบกับบทความอื่นๆ สำหรับค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นยังคงอยู่ในระดับสูงประมาณ 0.86% ซึ่งถูกทำการเปรียบเทียบจำนวน 10 บทความ และวิธีการแปลงเวฟเล็ตตัวสุดท้ายที่ได้ทำการเลือกนำมาเปรียบเทียบดังบทความ [30] ได้มีการผสมผสานวิธีตัวกรองเข้ามาเกี่ยวข้องร่วมด้วยเพื่อกำจัดองค์ประกอบของสัญญาณที่ไม่ต้องการออกไปและใช้สมการเชิงอนุพันธ์เพื่อหากรอบของสัญญาณ จากนั้นใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวเพื่อตรวจจับจุดยอดสัญญาณออกมา ส่งผลให้เกิดค่า SEN และ PPR 99.66% และ 99.8% ตามลำดับ และค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นประมาณ 0.54% โดยบทความนี้ได้ถูกทำการเปรียบเทียบจำนวน 1 บทความ

บทความสุดท้าย [35] เลือกใช้รูปแบบคณิตศาสตร์หลายระดับ (multiscale mathematical) และตัวกรองแบบสัณฐานวิทยา (morphology filtering) เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนใช้สมการเชิงอนุพันธ์และการคำนวณแบบสะสมพหุเฟรม (multi-frame accumulation) เพื่อสร้างกรอบของสัญญาณ เลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณปรับตัวได้แบบเดี่ยวในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ เมื่อนำไปประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมส่งผลให้มีค่า SEN และ PPR ค่อนข้างสูงและมีค่าความผิดพลาดเกิดขึ้นเล็กน้อย ซึ่งถูกทำการเปรียบเทียบจำนวน 2 บทความ

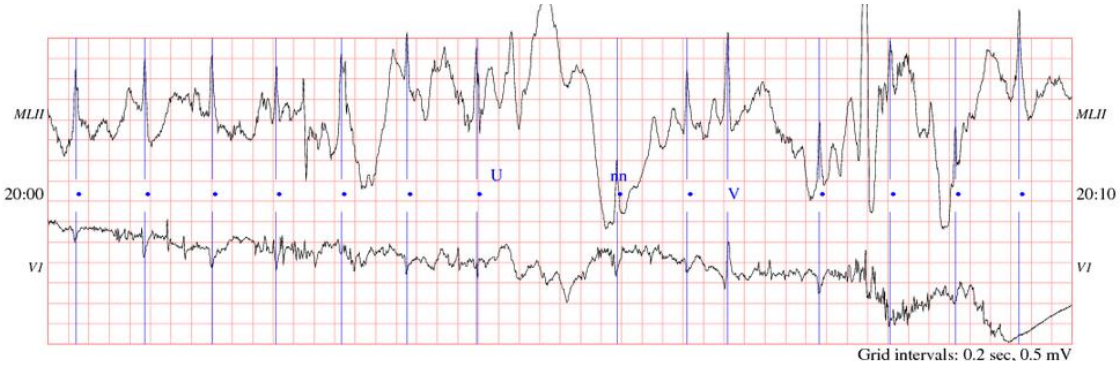
เมื่อทำการสรุปชุดข้อมูลที่ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุด จำนวน 5 อันดับแรกจากทั้ง 8 บทความที่ได้รับความนิยมในการเปรียบเทียบ ดังแสดงในตารางที่ 1-2 จากข้อมูลในตารางจะเห็นได้ว่าชุดข้อมูลที่มีค่าความผิดพลาดมากที่สุดพบในทุกบทความทุกวิธีการคือ ชุดข้อมูล 105 และพบส่วนใหญ่ในทุกบทความของวิธีตัวกรองเชิงเส้นและการแปลงเวฟเล็ตคือชุดข้อมูล 108 และ 203 ส่งผลให้ประสิทธิภาพโดยรวมของอัลกอริทึมมีค่าต่ำลงจึงสามารถสรุปได้ว่าสามชุดข้อมูลนี้จัดเป็นปัญหาหลักในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ จากข้อมูลนี้พบจุดที่น่าสนใจคือทั้งชุดข้อมูล

ตารางที่1-2 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดของชุดข้อมูล 5 อันดับแรกจากบทความที่ได้รับความนิยม

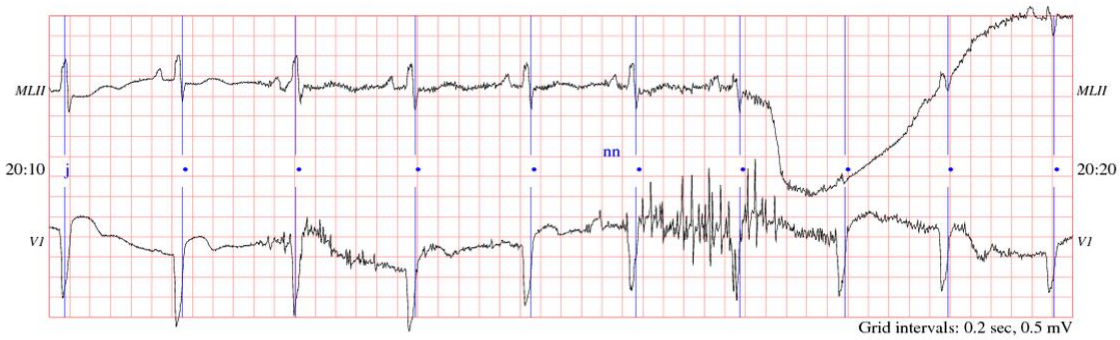
Method	Author	Top 5 of DER				
		1st	2nd	3rd	4th	5th
LT	Pan [9]	108(12.38%)	222 (7.10%)	105 (3.43%)	203 (2.76%)	228 (1.46%)
LT	Hamilton [10]	108 (5.38%)	222 (3.04%)	105 (2.90%)	203 (2.47%)	210 (1.60%)
LT	Poli [11]	207	108	105	104	203
LT	Lee [13]	222 (3.73%)	203 (2.38%)	114 (2.09%)	105 (1.75%)	201 (1.36%)
WT	Li [25]	108 (1.57%)	105 (1.08%)	203 (0.86%)	201 (0.66%)	228 (0.49%)
WT	Afonso [27]	108 (11.89%)	203 (4.03%)	105 (3.20%)	210 (2.36%)	208 (2.09%)
WT	Choi [30]	108 (4.71%)	228 (3.56%)	201 (2.39%)	203 (2.05%)	105 (2.02%)
MM	Zhang [35]	106 (2.00%)	116 (1.27%)	113 (1.16%)	105 (1.00%)	223 (0.99%)

108 และ 203 ไม่พบในวิธีการสัณฐานวิทยาจึงสามารถคาดการณ์ได้ว่าวิธีการนี้สามารถแก้ไขปัญหาในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของสองชุดข้อมูลนี้ได้ นอกจากนั้นพบสามชุดข้อมูลที่มีจำนวนค่าความผิดพลาดเท่ากันคือ ชุดข้อมูล 222, 228 และ 201 โดยชุดข้อมูล 222 พบเพียงในวิธีตัวกรองเชิงเส้นอย่างเดียวเท่านั้น สำหรับชุดข้อมูล 228 และ 201 พบในวิธีการตัวกรอง 1 บทความ และการแปลงเวฟเล็ต 2 บทความ และจุดที่น่าสังเกตอีกอย่างหนึ่งในวิธีการสัณฐานวิทยาคือชุดข้อมูลที่มีความผิดพลาดส่วนใหญ่ไม่พบในวิธีการอื่นๆ จึงสามารถตั้งสมมติฐานได้ว่าอัลกอริทึมชนิดนี้ ขาดความสามารถบางประการในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณบางชุดข้อมูล ในขณะที่อัลกอริทึมของวิธีการอื่นๆสามารถตรวจจับได้ ซึ่งได้สรุปเปรียบเทียบรายละเอียดของทั้ง 6 ชุดข้อมูลดังแสดงในภาคผนวก ก-1 ถึง ก-6

ตัวอย่างความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละชุดข้อมูลมีดังนี้ ภาพประกอบ 1-4 แสดงความผิดปกติของสัญญาณจากชุดข้อมูล 105 ซึ่งสัญญาณในช่วงบนได้จากการบันทึกบริเวณลีด II และสัญญาณในช่วงล่างได้จากการบันทึกบริเวณลีด V5 ของผู้ป่วย โดยสัญญาณชุดนี้มีการปนของสัญญาณรบกวนเข้ามาเกี่ยวข้องตั้งแต่ช่วงระยะเวลานาทีที่ 20 เป็นต้นไป (สัญลักษณ์ n ในภาพ) ซึ่งมีจำนวน 5 จุดยอดคลื่นที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญไม่สามารถระบุตำแหน่งได้ (สัญลักษณ์ U ในภาพ) ประกอบกับความผิดปกติเนื่องจากโรค premature ventricular contraction (PVC) จำนวน 41 ตำแหน่ง (สัญลักษณ์ V ในภาพ) เป็นความผิดปกติที่เกิดจาก ectopic foci ในหัวใจห้องล่าง จึงพบ QRS wave โดยไม่มี P wave นำมาก่อน และ QRS ที่เกิดขึ้นจะมีรูปร่างผิดปกติมีความกว้างเกิน 0.12 วินาที และมีช่วงหยุด หลังจากนั้นเนื่องจาก refractory period ของ PVC จะไปกันไม่ให้หัวใจเต้นตามปกติได้ชั่วขณะหนึ่ง ST segment และ T wave จะชี้ไปในทางตรงกันข้าม

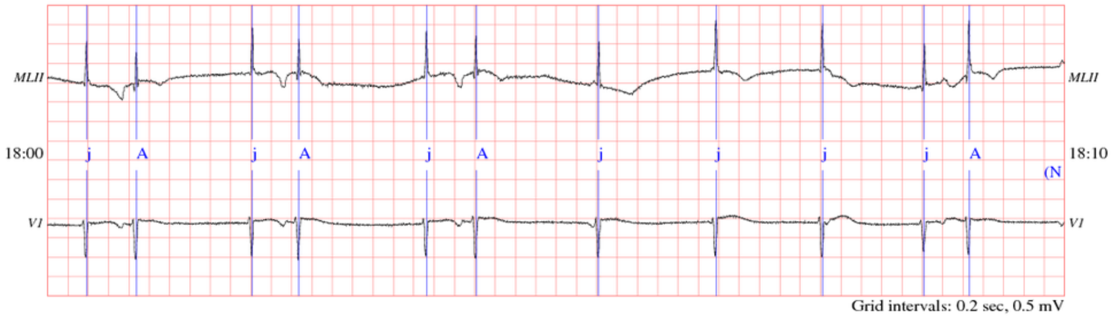


ภาพประกอบ 1-4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 105 [38]

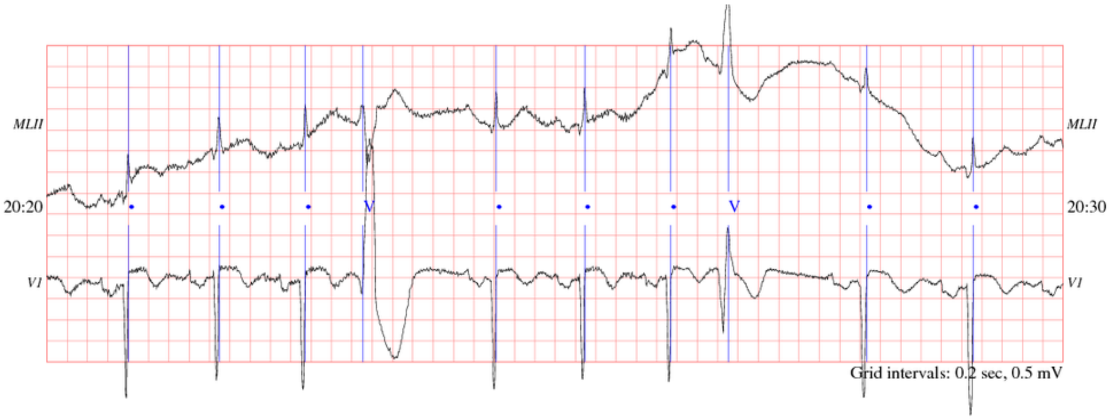


ภาพประกอบ 1-5 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 108 [38]

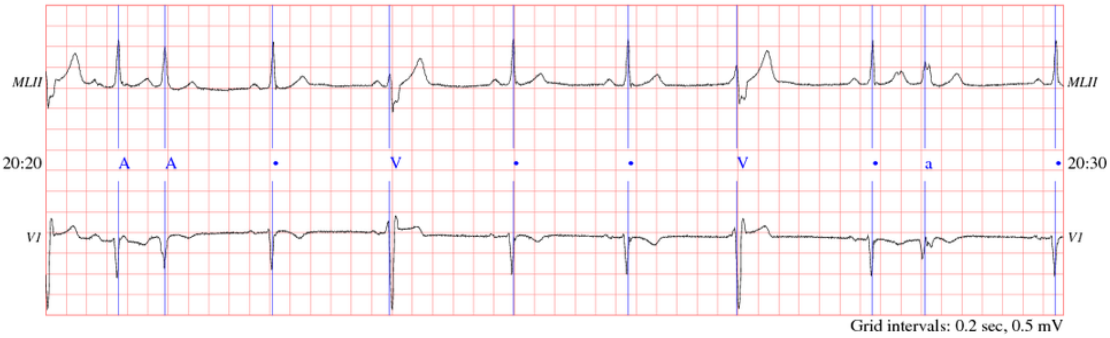
ภาพประกอบ 1-6 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 203 [38]



ภาพประกอบ 1-7 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 222 [38]



ภาพประกอบ 1-8 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 228 [38]



ภาพประกอบ 1-9 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 201 [38]

สาเหตุของ PVC เกิดจากภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดออกซิเจนหรือกล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลัน ส่งผลให้ชุดข้อมูลนี้เป็นปัญหาหลักอันดับแรกที่หลายบทความไม่สามารถตรวจจับจุดยอดคลื่นได้ถูกต้อง และเกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุด ภาพประกอบ 1-5 แสดงสัญญาณจากชุดข้อมูล 108 มีความผิดปกติเนื่องจากโรค atrial premature beat และโรค premature ventricular contraction พร้อมทั้งมีอิทธิพลของสัญญาณรบกวนและการเคลื่อนที่ของอิเล็กโทรด ภาพประกอบ 1-6 แสดงชุดข้อมูลที่มีความผิดปกติของช่วงQRS พร้อมทั้งมีอิทธิพลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณรบกวนความถี่ต่ำเข้ามาเกี่ยวข้องดังชุดข้อมูล 203 ภาพประกอบ 1-7 คือชุดข้อมูลได้รับอิทธิพลจากจังหวะการหายใจประกอบกับการปนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้ามาเกี่ยวข้อง พร้อมทั้งมีความผิดปกติของโรค atrial premature beat (สัญลักษณ์ A ในภาพ) จำนวน 208 จุดยอดคลื่นและ nodal (junctional) escape beat จำนวน 212 ตำแหน่ง (สัญลักษณ์ j ในภาพ) ดังเช่นชุดข้อมูล 222 ภาพประกอบ 1-8 แสดงชุดข้อมูลที่มีความผิดปกติส่วนใหญ่อันเนื่องมาจากสาเหตุของโรค premature ventricular contraction ซึ่งพบจำนวน 362 จุดยอดคลื่นดังชุดข้อมูล 228 และชุดข้อมูลสุดท้ายคือ 201 ดังภาพประกอบ 1-9 มีความผิดปกติของสัญญาณจากหลายสาเหตุของโรคด้วยกัน

ไม่ว่าจะเป็น aberrated atrial premature beat จำนวน 97 จุดยอดคลื่นโรคพีวีซีจำนวน198 จุดยอดคลื่นและ fusion of ventricular and normal beat เป็นต้น

จากการศึกษาบทความพบว่าขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นมีความสำคัญและส่งผลต่อความถูกต้องในการตรวจจับจุดยอดคลื่น R (รายละเอียดดูเพิ่มเติมในบทที่ 2) ในงานวิจัยนี้จึงได้ศึกษาความเป็นไปได้ของการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง เนื่องจากให้ค่าความผิดพลาดน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับวิธีการอื่นๆและตัวกรองควอดราติก ซึ่งคาดว่าให้ผลในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีเนื่องจากสามารถปรับค่าพารามิเตอร์ได้สองทิศทาง

1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อพัฒนาอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งรูปแบบปกติและผิดปกติให้มีความแม่นยำ

1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบปกติและผิดปกติ

1.4.2 ทดสอบเปรียบเทียบจำนวนความถูกต้องในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ได้อัลกอริทึมที่มีวิธีการใหม่ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อสาขาปัญญาประดิษฐ์

1.5.2 เอื้อประโยชน์ทางการแพทย์ในการนำไปประยุกต์ใช้เพื่อการวินิจฉัยโรคหัวใจให้มีความรวดเร็วและแม่นยำมากยิ่งขึ้น

1.5.3 เป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการเฝ้าระวังความผิดปกติของหัวใจในผู้สูงอายุ

1.6 ขั้นตอนการวิจัย

1.6.1 ศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)

1.6.2 ศึกษาทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ตและตัวกรองควอดราติก

1.6.3 ศึกษาการใช้โปรแกรม MATLABในการวิเคราะห์สัญญาณ

1.6.4 ทดสอบการตรวจจับจุดยอดสัญญาณด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตและตัวกรองควอดราติกกับชุดข้อมูล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database

1.6.5 ประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ

1.6.6 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอริทึมที่ได้ในการตรวจจับจุดสัญญาณกับวิธีการของบทความอื่นๆ

1.6.7 ตรวจสอบอัลกอริธึมต้นแบบพร้อมทั้งแก้ไข ปรับปรุงอีกครั้ง

1.6.8 สรุปผลและเขียนรายงานฉบับสมบูรณ์

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

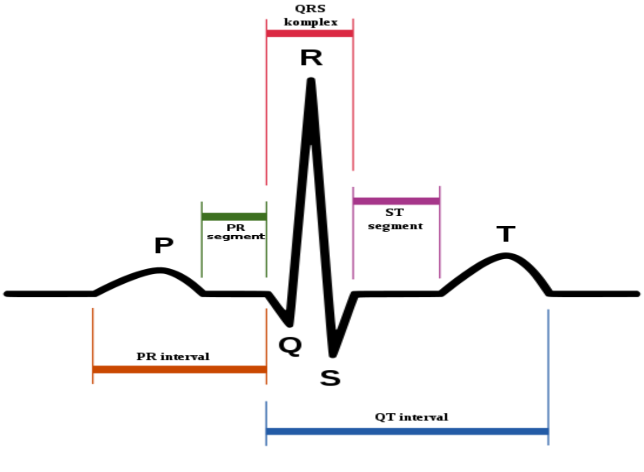
บทนี้กล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในวิทยานิพนธ์สำหรับการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นในส่วนของเนื้อหาจะกล่าวถึงทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวิเคราะห์ฟูริเยร์ (Fourier analysis) การวิเคราะห์ฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้น (short-time fourier analysis) การวิเคราะห์เวฟเล็ต (wavelet analysis) และวงจรกรองควอดราติก ดังรายละเอียดต่อไปนี้

2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram)

การตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ การบันทึกการทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถทำการบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนกระทั่งถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟที่ได้จากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงดังภาพประกอบ 2-1 ประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังนี้

(1) คลื่นพี (P Wave)

แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนมีลักษณะค่อนข้างบางจึงเห็นรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าไม่สูงนัก ไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์ และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติ



ภาพประกอบ 2-1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [39]

(2) คลื่นคิวอาร์เอส (QRS)

แสดงการเกิดดีโพลาไรเซชันบริเวณหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง หมายถึงเวลาที่ใช้ในการเกิดดีโพลาไรเซชันผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง เนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากันจึงทำให้คลื่นคิวอาร์เอสที่บันทึกได้มีรูปร่างแตกต่างกันในแต่ละขั้ววัดและเวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที หากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบการนำสัญญาณเกิดขึ้น

- คลื่นคิว (Q) หมายถึง แนกกาทีฟ ดีแฟลกชัน ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นพี
- คลื่นอาร์ (R) หมายถึง โพสซิทีฟ ดีแฟลกชัน ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นพี
- คลื่นเอส (S) หมายถึง แนกกาทีฟ ดีแฟลกชัน ที่พบครั้งแรกหลังคลื่นอาร์

(3) คลื่นที (T Wave)

แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดรีโพลาไรเซชันบริเวณหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง มีขนาดประมาณ 1/8 - 2/3 ของคลื่นอาร์

นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบอื่นๆในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งใช้บอกถึงความผิดปกติในการทำงานของหัวใจได้ ที่สำคัญอีก 3 ช่วงคลื่นย่อย ได้แก่

- ช่วงเวลาพี-อาร์ (P–R interval)

วัดเริ่มจากคลื่นพีจนถึงเริ่มคิวอาร์เอส คอมแพลกซ์ บางครั้งเรียกว่าช่วงเวลาพี-คิว (P–Q interval) ระยะนี้หมายถึงการเกิดดีโพลาไรเซชัน กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง และถูกหน่วง (delay) ที่เอวีโนด เวลาที่ใช้ในระยะนี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาที หากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

- ช่วงเวลาคิว-ที (Q-T interval)

วัดจากระยะเริ่มคิวอาร์เอส คอมแพลกซ์ จนสิ้นสุดคลื่นที หมายถึงระยะเวลาในการเกิดดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนไปตามอายุ เพศ และอัตราหายใจ ในเพศชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในเพศหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

- ระยะเอส-ที (S–T segment)

เริ่มวัดจากจุดสิ้นสุดคิวอาร์เอส คอมแพลกซ์ จนถึงเริ่มคลื่นที โดยปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน สามารถเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร (1 mm ในกระดาษกราฟมีค่าเท่ากับ 0.1 mV)ระดับสูงกว่านี้เรียกว่า การยกระดับขึ้นของระยะเอสที (elevated ST segment) และถ้าลดต่ำลงกว่านี้เรียกว่า การลดระดับลงของระยะเอสที (depressed ST segment)

2.2 การแปลงเวฟเล็ต (wavelet transform)

2.2.1 การวิเคราะห์ฟูริเยร์

การแปลงฟูริเยร์ซึ่งเป็นเทคนิคทางคณิตศาสตร์ โดยจะทำการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาหรือสัญญาณที่เป็นฟังก์ชันของเวลา (time-based) ให้อยู่ในรูปของสัญญาณในโดเมนความถี่หรือฟังก์ชันของความถี่ (frequency-based) ซึ่งเรียกกันทั่วไปว่า “สเปกตรัม (spectrum)” ดังแสดงในภาพประกอบ 2-2 โดยสมการที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงฟูริเยร์แสดงดังสมการที่ (2-1)

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt \tag{2-1}$$

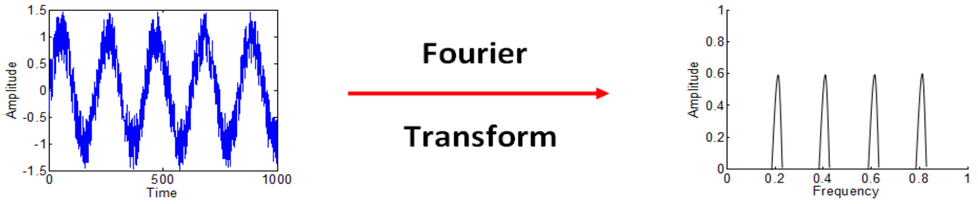
ในกรณีที่มีข้อมูลความถี่สัญญาณหลายๆความถี่อยู่เป็นจำนวนมากในเวลาเดียวกัน การวิเคราะห์สัญญาณโดยวิธีนี้นับว่ามีประโยชน์อย่างยิ่งเนื่องจากให้ค่าความแม่นยำทางความถี่สูง โดยใช้หลักการแยกสัญญาณ ซึ่งภายในสัญญาณนั้นประกอบไปด้วยคลื่นไซนูซอยด์หลากหลายองค์ประกอบความถี่ โดยวิธีการนี้ทำให้ทราบค่าความถี่ของสัญญาณแต่ไม่ทราบเวลาในการเกิดค่าความถี่นั้น จึงเหมาะแก่สัญญาณที่เป็นรายคาบ (stationary signal) มีความคงที่ของสัญญาณตลอดช่วงเวลา สำหรับกรณีที่สัญญาณไม่เป็นรายคาบ (non-stationary signal) เช่น สัญญาณที่มีภาวะชั่วครู่ สัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงแบบทันทีทันใด เป็นต้น การวิเคราะห์สัญญาณเหล่านี้อาจส่งผลให้เกิดความผิดพลาดไม่สามารถบ่งบอกข้อมูลในโดเมนเวลาได้

2.2.2 การวิเคราะห์ฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้น

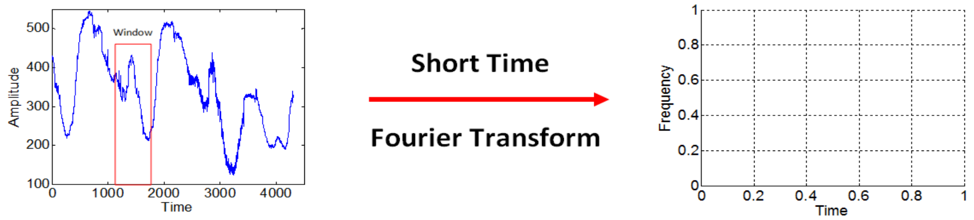
การแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นเป็นหลักการเพื่อปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องของวิธีการแปลงฟูริเยร์ ซึ่งทำการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาให้อยู่ในโดเมนความถี่ และระบุว่าข้อมูลมีคลื่นความถี่อะไรบ้างที่เกิดขึ้น ณ เวลานั้น ดังแสดงในภาพประกอบ 2-3 โดยสมการที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นแสดงดังสมการที่ (2-2)

$$STFT(f,\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) w(t-\tau) e^{-2j\pi ft} dt \tag{2-2}$$

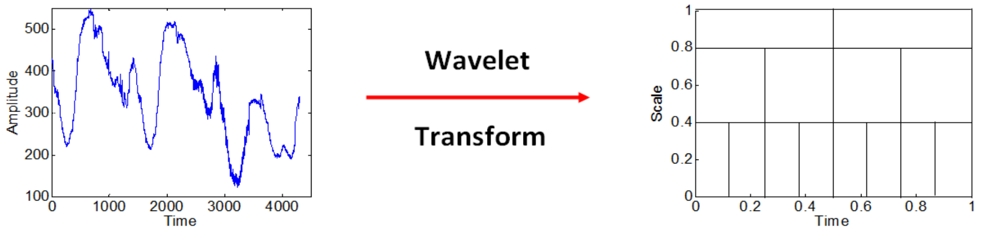
จะทำการแบ่งสัญญาณออกเป็นช่วงๆ โดยใช้ฟังก์ชันหน้าต่าง (window function) ซึ่งสัญญาณช่วงย่อยๆที่ทำการแบ่งออกมานั้นเป็นสัญญาณที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลา เริ่มจากการวางฟังก์ชันหน้าต่างที่ต้นสัญญาณจากนั้นใช้การคำนวณแบบการแปลงฟูริเยร์แล้วเลื่อนไปยังฟังก์ชันหน้าต่าง



ภาพประกอบ 2-2 การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงแบบฟูริเยร์



ภาพประกอบ 2-3 การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงฟูริเยร์ในเวลาอันสั้น



ภาพประกอบ 2-4 การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเล็ต

ถัดไปเพื่อทำการคำนวณจนหมดสัญญาณ การเลื่อนหน้าต่างนี้ให้ข้อมูลทางด้านเวลาและการคำนวณแบบการแปลงฟูริเยร์ให้ข้อมูลทางด้านความถี่ แต่ยังคงมีข้อจำกัดในเรื่องขนาดของฟังก์ชันหน้าต่าง เนื่องจากต้องใช้ขนาดเดียวกันไปตลอดช่วงความถี่ ส่งผลให้ความแม่นยำและความเที่ยงตรงในการวิเคราะห์ข้อมูลลดลง

2.2.3 การวิเคราะห์เวฟเล็ต

การวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตได้รับการพัฒนาเพื่อใช้ในการแก้ปัญหาที่ไม่สามารถดำเนินการได้ในการแปลงฟูริเยร์และการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้น โดยสามารถปรับช่วงเวลาและความถี่ให้เหมาะสมตามความต้องการได้ หากขยายช่วงเวลาของฟังก์ชันหน้าต่างให้ยาวขึ้นส่งผลให้ข้อมูลช่วงความถี่ต่ำมีความเที่ยงตรงและหากลดช่วงเวลาของฟังก์ชันหน้าต่างให้น้อยลงส่งผลให้ข้อมูลช่วงความถี่สูงมีความเที่ยงตรงเช่นกัน ดังแสดงในภาพประกอบ

2-4 ซึ่งการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตจะแสดงข้อมูลเชิงเวลาและขนาด สามารถใช้วิเคราะห์สัญญาณแบบเฉพาะที่ได้ โดยเวฟเล็ตมีลักษณะพิเศษที่สำคัญคือ สมาชิกของฟังก์ชันเวฟเล็ตเป็นสัญญาณที่เกิดจากต้นแบบอันเดียวกัน และต้นแบบดังกล่าวนี้เรียกว่า เวฟเล็ตแม่ (mother wavelet) ซึ่งคลื่นเวฟเล็ตในแต่ละกลุ่มเกิดจากการปรับสเกลที่แสดงการยืดและหดของเวฟเล็ตแม่และการเลื่อนตำแหน่งที่แสดงบนแกนเวลา ดังสมการที่ (2-3)

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \tag{2-3}$$

สัญญาณที่ผ่านกระบวนการแปลงเวฟเล็ตจะมีการแตกสัญญาณในรูปของเวฟเล็ตแม่โดยมีการปรับสเกลและตำแหน่งที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งสามารถแบ่งรูปแบบการแปลงเวฟเล็ตทั่วไปได้ 2 ประเภทคือ การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (continuous wavelet transform) และการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย (discrete wavelet transform)

(1) การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

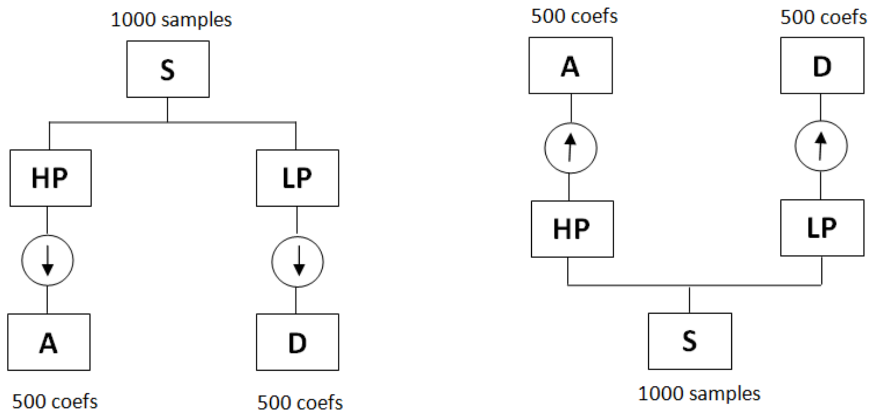
ได้รับการพัฒนาเพื่อแก้ไขปัญหาของการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้น มีความคล้ายคลึงกันในส่วนของสัญญาณเดิมจะถูกคูณด้วยฟังก์ชันเวฟเล็ต ซึ่งการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นนั้นจะถูกคูณด้วยฟังก์ชันหน้าต่าง โดยความกว้างของหน้าต่างในการแปลงเวฟเล็ตจะเปลี่ยนแปลงไปเรื่อยๆตลอดการวิเคราะห์สัญญาณในทุกๆค่าของความถี่ ดังแสดงในสมการที่ (2-4)

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

การปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ a และ b ทำให้ช่วงที่มีความถี่สูงมีช่วงเวลาในการวิเคราะห์ที่แคบและในช่วงที่มีความถี่ต่ำมีช่วงเวลาที่กว้าง โดยเป็นผลรวมการคูณกันระหว่างสัญญาณในเชิงเวลากับฟังก์ชันเวฟเล็ตที่มีการปรับระดับสเกลและระดับการเลื่อนต่างๆ โดยเริ่มจากจุดเริ่มต้นของสัญญาณไปทีละส่วนจนครบแล้วไล่จากสเกลต่ำสุดจนไปถึงการเพิ่มระดับสเกลขึ้นเรื่อยๆจนครบทุกระดับสเกลที่ต้องการ ทำให้ได้ค่าความถี่ที่แตกต่างกันออกไปในแต่ละระดับสเกล โดยผลจากการวิเคราะห์ที่ได้จะอยู่ในรูปของสัมประสิทธิเวฟเล็ต (wavelet coefficient) แม้วิธีการนี้ให้ค่าความแม่นยำทางด้านเวลาและความถี่ที่สูง แต่ยังคงมีข้อจำกัดด้านเวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณค่อนข้างมากและมีความซับซ้อนเกินความจำเป็น

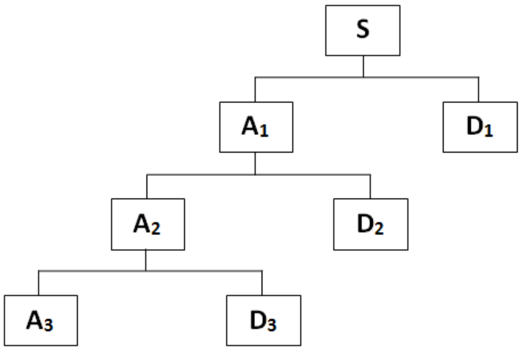
(2) การแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย

พัฒนาขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาของการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง โดยมีรูปแบบการปรับสเกลและการเลื่อนตำแหน่งในลักษณะเป็นช่วงๆที่ไม่ต่อเนื่องกัน ภาพประกอบ 2-5 แสดงการ



(a) (b)

ภาพประกอบ 2-5 (a) การแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย และ (b) การแปลงกลับเวฟเล็ต



ภาพประกอบ 2-6 การแยกองค์ประกอบความถี่ต่ำในการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย

แปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย ภาพประกอบ 2-5 (a) เป็นการนำสัญญาณมาผ่านตัวกรองความถี่ต่ำ (low pass filter) และความถี่สูง (high pass filter) เพื่อทำการแยกองค์ประกอบสัญญาณออกเป็นส่วนที่มีความถี่ต่ำ (approximtion) และส่วนที่มีความถี่สูง (detail) โดยสัญญาณที่ได้มานั้นจะผ่านอัตราสุ่มลง (down sampling) ด้วย 2 ทำให้จำนวนตัวอย่าง (sample) ของผลลัพธ์ที่ได้ลดลงครึ่งหนึ่งของสัญญาณเดิม นอกจากนี้ในภาพประกอบ 2-5 (b) แสดงโครงสร้างที่สลับกันสามารถวิเคราะห์กลับได้โดยใช้วิธีการแปลงกลับเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย (inverse discrete wavelet transform) นำองค์ประกอบสัญญาณที่มีความถี่สูงและความถี่ต่ำมารวมกันเป็นสัญญาณเดิม โดยผ่านอัตราสุ่มเพิ่ม (up sampling) และภาพประกอบ 2-6 แสดงการนำสัญญาณที่มีความถี่ต่ำมาทำการแยกองค์ประกอบความถี่อีกครั้งหนึ่งสำหรับการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย

2.3 วงจรกรองควอดราติก

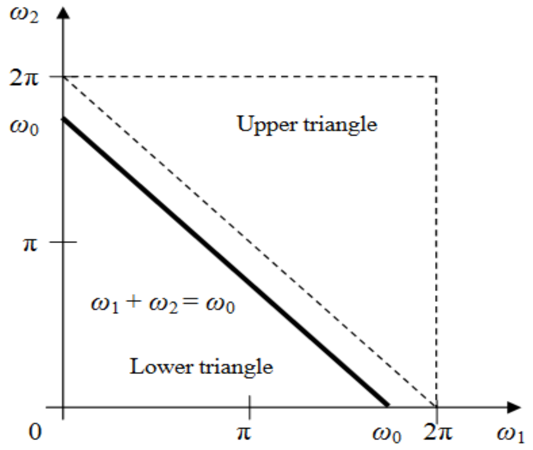
ความสัมพันธ์ระหว่างอินพุตและเอาต์พุตของวงจรกรองควอดราติกแสดงดังสมการที่ (2-5)

$$y(n)=\sum_{n_1=0}^{N-1}\sum_{n_2=0}^{N-1}h(n_1,\ n_2)x(n-n_1)x(n-n_2), \tag{2-5}$$

โดยกำหนดให้ $y\ (n)$ คือเวกเตอร์เอาท์พุต $x\ (n)$ คือเวกเตอร์อินพุตของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ $h\ (n_1,\ n_2)$ คือตัวกรองควอดราติก ซึ่งสามารถหาสเปกตรัมของเอาต์พุตได้จากสมการที่ (2-6)

$$\begin{aligned} Y\left(e^{j\omega}\right) &= \frac{1}{2\pi}\int_0^{2\pi}\int_0^{2\pi}\tilde{Y}\left(e^{j\omega_1},\ e^{j\omega_2}\right)d\omega_1 d\omega_2 \\ &= \frac{1}{2\pi}\int_0^{2\pi}\int_0^{2\pi}H\left(e^{j\omega_1},\ e^{j\omega_2}\right)\tilde{X}\left(e^{j\omega_1},\ e^{j\omega_2}\right)d\omega_1 d\omega_2 \\ &= \frac{1}{2\pi}\int_0^{2\pi}H\left(e^{j\omega_1},\ e^{j(\omega-\omega_1)}\right)X\left(e^{j\omega_1}\right)X\left(e^{j(\omega-\omega_1)}\right)d\omega_1 \end{aligned} \tag{2-6}$$

ภายใต้เงื่อนไข $\omega_1+\omega_2=\omega$ โดยที่ $Y\left(e^{j\omega}\right)$ คือสเปกตรัมเอาต์พุตของ $y(n)$, $X\left(e^{j\omega}\right)$ คือสเปกตรัมของสัญญาณอินพุตหาได้จากการแปลงฟูเรียร์เต็มหน่วยของ $x(n)$ และ $H\left(e^{j\omega_1},\ e^{j\omega_2}\right)$ คือผลตอบสนองความถี่ควอดราติกของตัวกรองควอดราติกซึ่งจากสมการที่ (2-6) จะเห็นว่าองค์ประกอบ $Y\left(e^{j\omega}\right)$ ที่ความถี่คงที่ค่าหนึ่ง ω_0 สามารถหาได้ด้วยการอินทีเกรต $\tilde{Y}\left(e^{j\omega_1},\ e^{j\omega_2}\right)$ ในแนวเส้นทแยง $\omega_1+\omega_2=\omega_0$ และการหาสเปกตรัมเอาต์พุตจะกระทำตลอดสามเหลี่ยมล่างหรือ



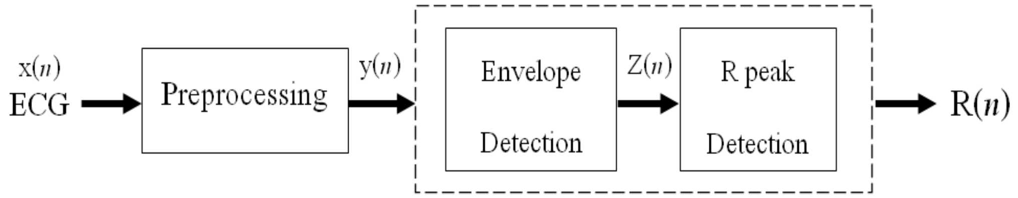
ภาพประกอบ 2-7 การอธิบายสเปกตรัมเอาต์พุตของวงจรกรองควอดราติกด้วยแผนภาพ

สามเหลี่ยมบนของภาพประกอบ 2-7 อย่างใดอย่างหนึ่งเท่านั้น นั่นคือถ้าให้สเปกตรัมเอาต์พุตที่ได้จากการอินทิเกรตตลอดสามเหลี่ยมล่างคือ $Q\left(e^{j\omega}\right)$ สเปกตรัมเอาต์พุตที่ได้จากการอินทิเกรตตลอดสามเหลี่ยมบนจะเป็น $Q^{*}\left(e^{j(2\pi-\omega)}\right)$ (โดยการพลิกแล้วเลื่อนในแนวแกน ω ไป 2π แล้วจึงหาคอนจูเกตเชิงซ้อน) เนื่องจากสเปกตรัมที่ได้จะเกิดขึ้นซ้ำ ๆ กันเป็นคาบดังกล่าว ดังนั้นการหาสเปกตรัมที่ช่วงความถี่อื่นสามารถหาได้จากสเปกตรัมเอาต์พุตช่วง 0 ถึง 2π ที่หาได้นี้นั่นเอง

บทที่ 3

อุปกรณ์และวิธีการ

ในบทนี้กล่าวถึงอุปกรณ์และวิธีการที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ประกอบด้วยขั้นตอนการดำเนินงานสี่วิธีการหลักคือ การประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง การประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการประเมินผลอัลกอริทึม ดังรายละเอียดต่อไปนี้



ภาพประกอบ 3-1 องค์ประกอบของอัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับ QRS

โครงสร้างองค์ประกอบโดยรวมของระบบที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงดังภาพประกอบ 3-1 เริ่มต้นด้วยการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ x(*n*) จากฐานข้อมูล MIT/BIH arrhythmia database ผ่านกระบวนการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น (preprocessing) ซึ่งเป็นส่วนที่เกี่ยวข้องกับการกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่สูงและความถี่ต่ำดังได้กล่าวในหัวข้อ 1.2.1 จากนั้นนำผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้ y(*n*) เชื่อมเข้าสู่การตรวจจับกรอบสัญญาณ (envelope detection) ซึ่งเป็นส่วนแรกของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ และนำผลลัพธ์ที่ได้ Z(*n*) ทำการตรวจจับจุดยอดคลื่น R (R-peak detection) ในขั้นตอนสุดท้ายจนได้ผลลัพธ์ R(*n*) ออกมาเพื่อเอื้อประโยชน์ต่อการนำไปสู่การแยกประเภทว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความผิดปกติหรือไม่ในลำดับขั้นตอนถัดไป

3.1 การประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

จาก 13 บทความ [21-34] ที่เลือกใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตเป็นตัวดำเนินการหลักในกระบวนการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น ประกอบกับข้อมูลทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ตที่ได้

ทำการศึกษาดังได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 2.2 สามารถแบ่งกลุ่มตามชนิดของการแปลงเวฟเล็ตออกเป็น 3 ประเภท โดยพบว่ามีการเลือกใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องจำนวน 4 บทความ [21-24] การแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วยจำนวน 9 บทความ [25-33] และการแปลงเวฟเล็ตแพ็กเก็ตจำนวน 1 บทความ [34] โดยในที่นี้จะกล่าวเฉพาะการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องเพียงเท่านั้นโดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1.1 การเลือกเวฟเล็ตแม่ที่เหมาะสม

สำหรับวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง จาก 4 บทความที่เกี่ยวข้องได้เลือกใช้เวฟเล็ตแม่หลากหลายชนิดด้วยกันไม่ว่าเป็นตระกูลดาบีชีส์ (daubechies) 1 [21], ดาบีชีส์ 5 [22], แม็กซิกันแฮ็ท (mexican hat) [23, 24], ไบโอโธโกนอล (biorthogonal) 1.3 [22], ไบโอโธโกนอล 6.8 [22] และ ซิมเล็ทส์ (symlets) 4 [22] โดยส่วนใหญ่เลือกใช้สเกลอยู่ในช่วงระหว่าง 1-5 สำหรับประมวลผลสัญญาณ ดังนั้นจึงทำทดสอบการใช้งานของวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องกับเวฟเล็ตแม่ชนิดต่างๆที่นิยมเลือกใช้ดังได้กล่าวมาก่อนหน้านี้ พร้อมทั้งเพิ่มดาบีชีส์ 10 [30] เนื่องจากถูกเลือกใช้เป็นเวฟเล็ตแม่ในการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วยเข้าร่วมการคำนวณด้วย โดยทดสอบกับชุดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH arrhythmia database ทั้งชุดข้อมูลที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติจำนวน 48 ชุดข้อมูลในระดับสเกลที่อยู่ช่วงระหว่าง 1-5 ตามที่ได้แนะนำดังข้างต้นในอัตราการสุ่มชักตัวอย่าง 200 Hz

3.1.2 การกำจัดสัญญาณรบกวน

จากการศึกษาการเลือกเวฟเล็ตแม่ที่เหมาะสมดังได้กล่าวในหัวข้อ 3.1.1 พบว่าเวฟเล็ตแม่หลากหลายชนิดด้วยกันให้ผลลัพธ์ทางด้านแอมปลิจูดและการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดี แต่เวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทค่อยข้างให้ผลลัพธ์ออกมาดีที่สุดเมื่อเทียบกับเวฟเล็ตแม่ชนิดอื่นๆ จากการทบทวนบทความวิจัยที่เกี่ยวข้องสำหรับวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องทั้ง 4 บทความ พบว่าเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทยังขาดรายละเอียดในการศึกษาค่าระดับสเกลที่เหมาะสม ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงทำการศึกษาหาค่าระดับสเกลที่ดีที่สุดและมีความเหมาะสมตั้งแต่สเกลระดับ1-5 สำหรับการกำจัดสัญญาณรบกวน และเพื่อสร้างความเข้าใจมากยิ่งขึ้นเกี่ยวกับคุณลักษณะของเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ท จึงทำการศึกษารายละเอียดโมเดลทางคณิตศาสตร์ซึ่งมีรูปแบบดังสมการที่ (3-1)

$$\psi[n] = (1-n^2)e^{-\frac{n^2}{2}} \qquad (3\text{-}1)$$

โดยที่ n คือ ค่าช่วงของเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทและสามารถหาค่าความถี่ของจุดยอดคลื่น (f_p) ได้ดังสมการที่ (3-2)

$$f_p = \frac{s_{f_c} \cdot f_s}{s} \tag{3-2}$$

เมื่อ s_{f_c} คือค่าจุดศูนย์กลางความถี่ สำหรับเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทค่า s_{f_c} มีค่าดังสมการที่ (3-3)

$$s_{f_c} = \frac{\sqrt{2}}{2\pi} \tag{3-3}$$

จากสมการที่ (3-2) สามารถแบ่งช่วงความถี่ของเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทในอัตราการสุ่มชักตัวอย่าง (f_s) 200 Hz ตั้งแต่สเกลระดับ 1-5 ได้ดังตาราง 3-1 เพื่อสร้างความเข้าใจมากยิ่งขึ้นจะแสดงตัวอย่างประกอบการคำนวณในสเกลระดับ 3 ซึ่งคือค่าพารามิเตอร์ s เมื่อแทนค่าพารามิเตอร์ทุกตัวลงในสมการที่ (3-2) จะได้ค่าความถี่ของจุดยอดคลื่นประมาณ 15 Hz จากนั้นสามารถคำนวณหาค่าช่วงแถบความถี่ผ่านในสเกลระดับ 3 ได้ดังสมการที่ (3-4)

$$f_c = \frac{\sqrt{5/2}}{2\pi} \cdot \frac{f_s}{s} \tag{3-4}$$

จากสมการที่ (3-4) เมื่อแทนค่าพารามิเตอร์ทุกตัวลงในสมการจะได้ค่าช่วงแถบความถี่ผ่านประมาณ 8.37 Hz จากข้อมูลดังกล่าวประกอบกับค่าความถี่ของจุดยอดคลื่นที่ 15 Hz เมื่อทำการหาค่าช่วงความถี่ทางด้านลบและทางด้านบวกจะได้ค่าช่วงความถี่ 6.64 Hz – 23.37 Hz ดังค่าในตาราง 3-1 จากข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบไปด้วยช่วงคลื่น P, Q, R, S และ T ซึ่งมีความถี่ของแต่ละช่วงคลื่นที่แตกต่างกันออกไป โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการบันทึกข้อมูลของผู้ป่วยหรืออาสาสมัครมักจะมีการปนของสัญญาณรบกวนหลากหลายชนิดเข้ามาร่วมด้วย ดังนั้นข้อมูล

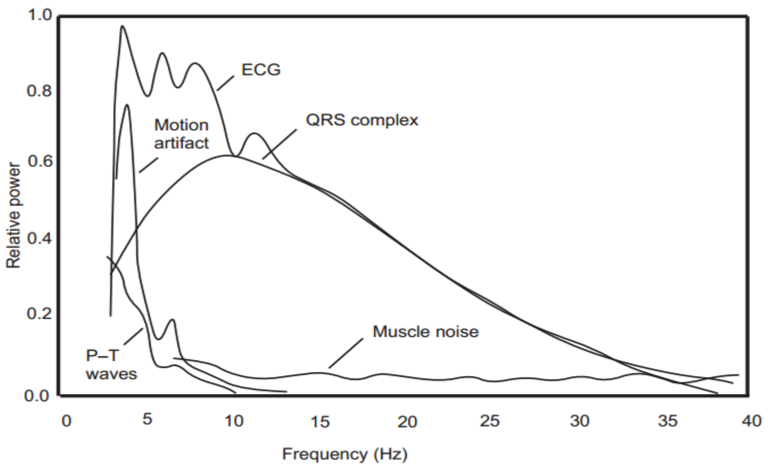
ตาราง 3-1 ความสัมพันธ์ของสัญญาณในระดับสเกลต่างๆกับช่วงความถี่

สเกล	ช่วงความถี่
1	19.9 Hz – 70.1 Hz
2	9.95 Hz – 35.05 Hz
3	6.64 Hz – 23.37 Hz
4	4.98 Hz – 17.53 Hz
5	3.98 Hz – 14.02 Hz

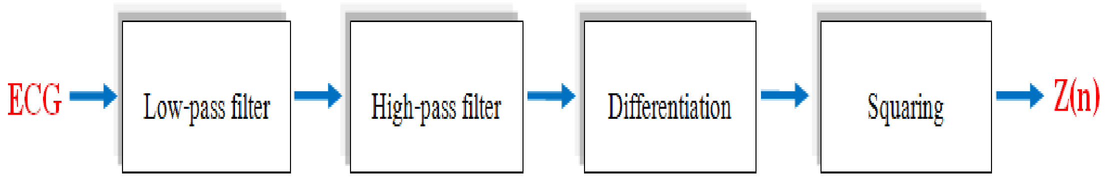
ความสัมพันธ์ทางด้านความถี่ในสเปกตรัมกำลัง (power spectrum) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวนจึงเป็นส่วนสำคัญที่สามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์เลือกช่วงสัญญาณได้ดังภาพประกอบ 3-2 จากภาพจะเห็นได้ว่าช่วงคลื่น QRS มีค่าความถี่อยู่ในช่วง 5-15 Hz ช่วงคลื่น P และ T มีค่าความถี่อยู่ในช่วง 3-11 Hz นอกจากนี้ เมื่อพิจารณาถึงช่วงความถี่ของสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกายและอิเล็กโทรดพบว่ามีค่าความถี่อยู่ในช่วง 3-13 Hz และสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีค่าความถี่ในช่วง 6-34 Hz จากข้อมูลดังกล่าวมีความเชื่อมโยงกับการเลือกช่วงความถี่ที่เหมาะสมเพื่อใช้ในการคำนวณสำหรับวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

ดังนั้นงานวิจัยในครั้งนี้จึงเลือกใช้เวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ท โดยทำการทดสอบเพื่อหาระดับสเกลที่เหมาะสมในการประมวลผลสัญญาณ เริ่มต้นตั้งแต่สเกลระดับ 2.4, 2.6, 2.8, 3, 3.2, 3.4, 3.6, 4 และ 5 เนื่องจากมีค่าช่วงความถี่สอดคล้องกับช่วงแถบความถี่ผ่านของจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งทำการประเมินเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้จากแต่ละระดับสเกลกับค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นดังในสมการ (1-7) นอกจากนี้ทำการทดสอบอัลกอริทึมดังกล่าวโดยใช้การรวมกันของสเกลระดับ 3 และ 4 พร้อมกับการรวมกันของสเกลระดับ 4 และ 5 เพื่อเป็นการค่าเพิ่มอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio, SNR)

นอกจากนี้ได้ทำการเปรียบเทียบคุณภาพของสัญญาณที่ได้จากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องกับอัลกอริทึมของ J. Pan และ W. J. Tompkins (PT) [9] ซึ่งเป็นอัลกอลิทึมที่ได้รับการยอมรับเป็นอย่างมาก โดยองค์ประกอบของอัลกอริทึมดังกล่าวแสดงดังในภาพประกอบ 3-3 เริ่มจากการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ทำการบันทึกไว้ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (low-pass filter) ซึ่งทำหน้าที่ในการกำจัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (muscle noise) และกำจัดสัญญาณไฟฟ้าที่



ภาพประกอบ 3-2 ช่วงความถี่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวน [40]



ภาพประกอบ 3-3 องค์ประกอบของอัลกอริทึมที่ใช้ในวิธีการ PT

ความถี่ 50 Hz (power line noise) โดยมีฟังก์ชันถ่ายโอน (transfer function) ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแสดงดังสมการที่ (3-5)

$$H_{LP}(Z) = \frac{(1-z^{-6})}{(1-z^{-1})} = \frac{1-2z^{-6}+z^{-12}}{1-2z^{-1}+z^{-2}} \qquad (3\text{-}5)$$

จากนั้นผ่านเข้าสู่วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (high-pass filter) ทำหน้าที่กำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ต่ำ (base-line wander) และสัญญาณรบกวน T wave (T-wave noise) ฟังก์ชันโอนย้ายของวงจรกรองความถี่สูงผ่านแสดงดังสมการที่ (3-6)

$$H_{HP}(Z) = z^{-16} - \frac{1}{32}\frac{(1-z^{-32})}{(1-z^{-1})} = -\frac{\frac{-1}{32}+z^{-16}-z^{-17}+\frac{1}{32}z^{-32}}{1-z^{-1}} \qquad (3\text{-}6)$$

เมื่อทำการนำวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกรองความถี่สูงผ่านมาต่ออนุกรมกัน ทำให้ได้วงจรกรองแถบความถี่ผ่านอยู่ในช่วง 5-15 Hz โดยจะทำหน้าที่กำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้าที่ความถี่ 50 Hz สัญญาณรบกวนความถี่ต่ำ base-line และสัญญาณรบกวน T wave แต่จะยอมให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง QRS ซึ่งมีความถี่ในช่วง 5-15 Hz ผ่านไปได้ นอกจากนี้วงจรกรองยังมีจุดเด่นอีกประการหนึ่ง คือ มีค่าของสัมประสิทธิ์เป็นจำนวนเต็มและมีจำนวนของสัมประสิทธิ์ไม่มาก ส่งผลให้จำนวนครั้งในการคูณเลขน้อยตามไปด้วย จากนั้นนำสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน เข้าสู่วงจรกรองอนุพันธ์ (differentiation filter) มีฟังก์ชันถ่ายโอนแสดงดังสมการที่ (3-7)

$$H_{Diff}(Z) = \frac{1}{8}(2+z^{-1}-z^{-3}-2z^{-4}) \qquad (3\text{-}7)$$

และทำการประมวลผลแบบยกกำลังสองสัญญาณเป็นลำดับขั้นตอนสุดท้าย

3.2 การประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก

3.2.1 การออกแบบตัวกรองควอดราติก

จากความสามารถการปรับค่าพารามิเตอร์ได้ในสองทิศทางของตัวกรองควอดราติกทำให้มีความเป็นไปได้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนดังได้กล่าวในหัวข้อ 2.3 ดังนั้นในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบตัวกรองควอดราติกในโดเมนความถี่ ภาพประกอบที่ 3-4 แสดงแมกนิจูดผลตอบสนองทางความถี่แบบ 2 มิติหรือเขียนแทนด้วยสมการที่ (3-8) ซึ่งสามารถหาค่า $G_i(\omega_{1k},\omega_{2l})$ ได้จากสมการ (3-9) และหาค่า A, B และ C ได้จากสมการ (3-10), (3-11) และ (3-12) ตามลำดับ

$$G(\omega_{1k},\omega_{2l}) = \frac{G_1(\omega_{1k},\omega_{2l}) + G_2(\omega_{1k},\omega_{2l})}{\max\{G_1 + G_2\}} \tag{3-8}$$

$$G_i(\omega_{1k},\omega_{2l}) = \exp\{-[A(\omega_{1k}-\omega_{ai})^2 + B(\omega_{1k}-\omega_{ai})(\omega_{2k}-\omega_{bi}) + C(\omega_{2k}-\omega_{bi})^2]\} \tag{3-9}$$

$$A = \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_y}\right)^2 \tag{3-10}$$

$$B = -\frac{\sin 2\theta}{\sigma_x^2} + \frac{\sin 2\theta}{\sigma_y^2} \tag{3-11}$$

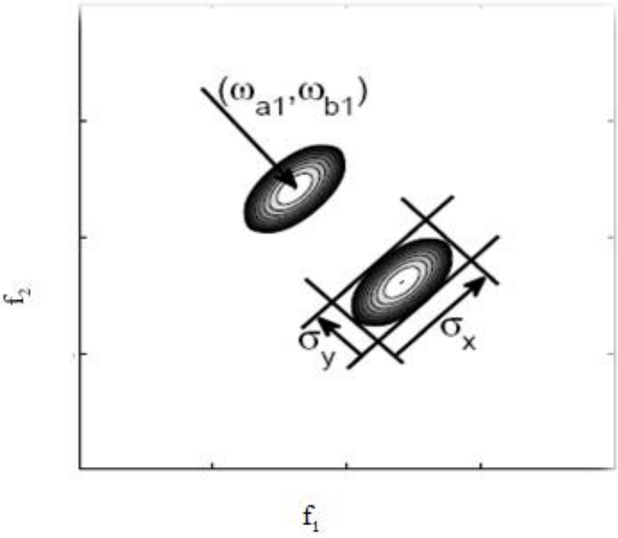
$$C = \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_y}\right)^2 \tag{3-12}$$

และสัมประสิทธิ์ของตัวกรองควอดราติก $h\ (n_1,\ n_2)$ ที่ได้จากการแปลงกลับฟูริเยร์ของ $H(e^{j\omega_{1k}},e^{j\omega_{2l}})$ แสดงดังสมการ (3-13)

$$H(e^{j\omega_{1k}},e^{j\omega_{2l}}) = G(\omega_{1k},\omega_{2l})e^{j\varphi(\omega_{1k}+\omega_{2l})} \tag{3-13}$$

3.2.2 การกำจัดสัญญาณรบกวน

จากสัมประสิทธิ์ของตัวกรองควอดราติกที่ได้จากการออกแบบในหัวข้อ 3.2.1 ในหัวข้อนี้จึงนำผลการออกแบบที่ได้ดังกล่าวนำไปประยุกต์ใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวน โดยทำการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ σ_y ตั้งแต่ 0.4, 0.55, 0.7 และ 0.85 แล้วทำการประเมินเปรียบเทียบ



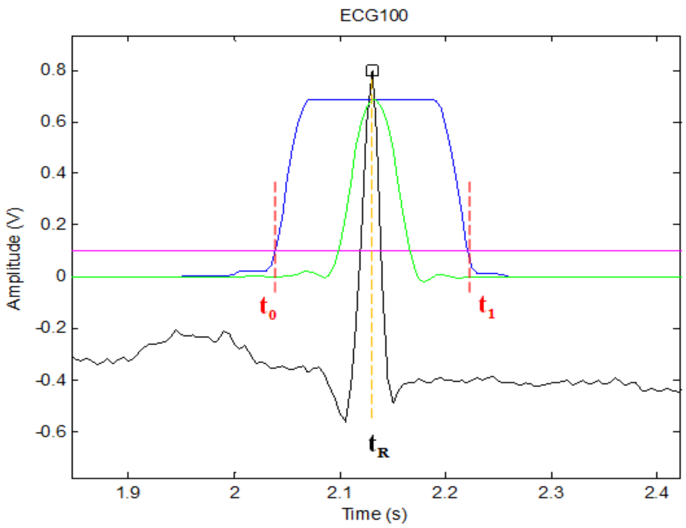
ภาพประกอบ 3-4 แมกนิจูดผลตอบสนองทางความถี่แบบ 2 มิติ

ผลลัพธ์ที่ได้จากแต่ละค่าพารามิเตอร์ σ_y กับค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นดังในสมการ (1-7) จากนั้นดำเนินการทดสอบกับชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 48 ชุดข้อมูล พร้อมทั้งเปรียบเทียบคุณภาพของสัญญาณที่ได้กับอัลกอริทึมของ PT [9] ทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่

3.3 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณขั้นต้น ทำให้ได้สัญญาณที่มีความเรียบมากขึ้นเนื่องจากสัญญาณรบกวนชนิดต่างๆถูกกำจัดออกไปและสามารถดึงจุดยอดสัญญาณให้มีความชัดเจนมากขึ้นเอื้อประโยชน์ต่อการตรวจจับหาจุดยอดของสัญญาณ โดยเป็นข้อมูลพื้นฐานที่สำคัญในการนำไปสู่การคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจและการตัดแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกจากกัน เพื่อนำข้อมูลไปใช้ในการวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจเป็นลำดับถัดไป ดังนั้นในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดขั้นตอนในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยกระบวนการในการคำนวณจุดยอดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงดังภาพประกอบ 3-5 ประกอบด้วยสองกระบวนการย่อย คือ การหาตำแหน่งการวางตัวของช่วงคลื่น QRS และการหาจุดยอดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (จุด R) รายละเอียดของขั้นตอนมีดังต่อไปนี้



ภาพประกอบ 3-5 กระบวนการสำหรับคำนวณจุดยอดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- การสร้าง envelop signal $z(n)$ ดังแสดงเส้นสีน้ำเงินในกราฟ
- กำหนดค่าขีดแบ่ง (Threshold) เท่ากับค่า βz_{max} ของ $z(n)$ ดังแสดงเส้นสีชมพูในกราฟ โดยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องมีค่า β ระหว่าง 0.01 ถึง 0.14 และวิธีตัวกรองควอดราติกมีค่า β ระหว่าง 0.01 ถึง 0.17
- ทำการหาช่วงเวลาของ $z(n)$ ที่มีค่าสูงกว่าค่าขีดแบ่ง ดังแสดงเส้นประสีแดงในกราฟ
- ทำการหาจุดเริ่มต้น (t_0) และจุดสิ้นสุด (t_1) ของ $z(n)$ ที่มีค่าสูงกว่าค่าขีดแบ่ง
- หาค่าแอมปลิจูดสูงสุดตั้งแต่ t_0 จนถึง t_1 ของ $z(n)$ ที่มีค่าสูงกว่าค่าขีดแบ่ง ทำให้ได้จุด R peak (t_R)

3.4 การประเมินผลอัลกอริทึม

หลังจากทำการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว จะต้องทำการประเมินค่าความถูกต้องของอัลกอริทึมเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพการใช้งาน ซึ่งใช้เป็นข้อมูลในการเปรียบเทียบคุณภาพกับอัลกอริทึมอื่นๆที่เป็นมาตรฐานสากลทั่วไป โดยในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนในการประเมินความถูกต้องในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากการตรวจจับจุด R peak (t_R) ดังได้กล่าวหัวข้อ 3.3 ซึ่งได้ทำการทดสอบกับข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติจากฐานข้อมูล MIT-BIH จำนวน 48 ชุดข้อมูล จากนั้นนำผลลัพธ์ที่ได้ทำการประเมินคุณภาพสัญญาณจากค่า SEN (Sensitivity) ซึ่งเป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถของอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณที่ถูกต้อง, PPR (Positive

Predictive Rate) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความสามารถของอัลกอริทึมในแยกแยะระหว่างสัญญาณที่ถูกต้องและไม่ถูกต้อง และ DER (Detection Error Rate) เป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความถูกต้องในการทำงานของอัลกอริทึม แล้วนำผลลัพธ์ที่ได้จากทั้งวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและวิธีการตัวกรองควอดราติกทำการเปรียบเทียบค่ากับบทความอื่นๆที่ได้รับความนิยมและมีความน่าเชื่อถือ

บทที่ 4

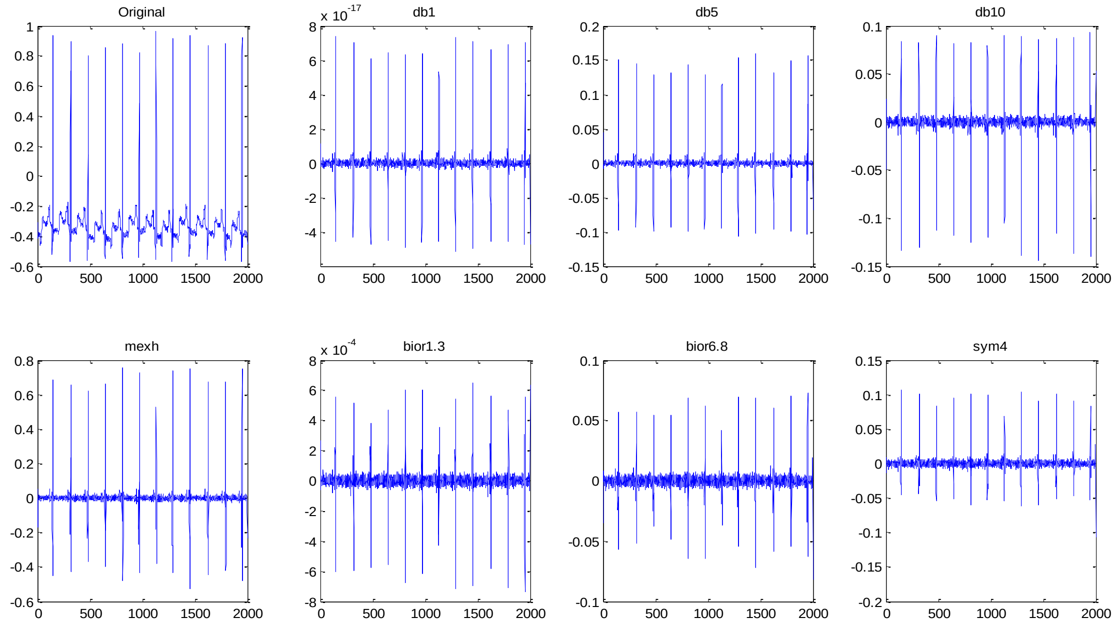
ผลการวิจัย

ในบทนี้กล่าวถึงผลการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง ผลการประมวลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และผลการประเมินอัลกอริทึม ดังรายละเอียดต่อไปนี้

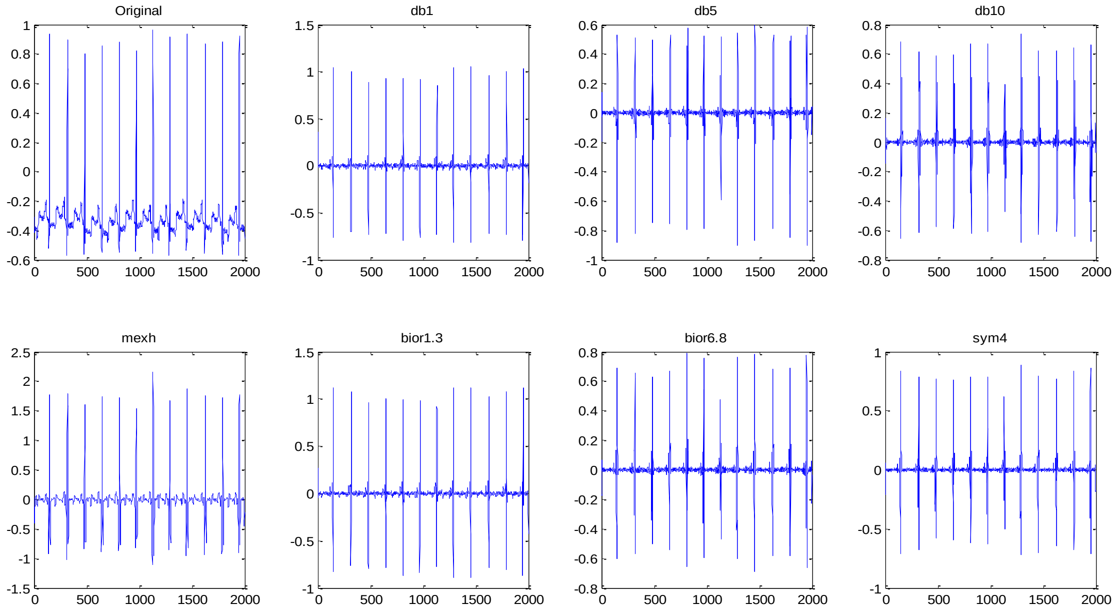
4.1 ผลการประมวลสัญญาณขั้นต้นด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

4.1.1 ผลการเลือกเวฟเล็ตแม่ที่เหมาะสม

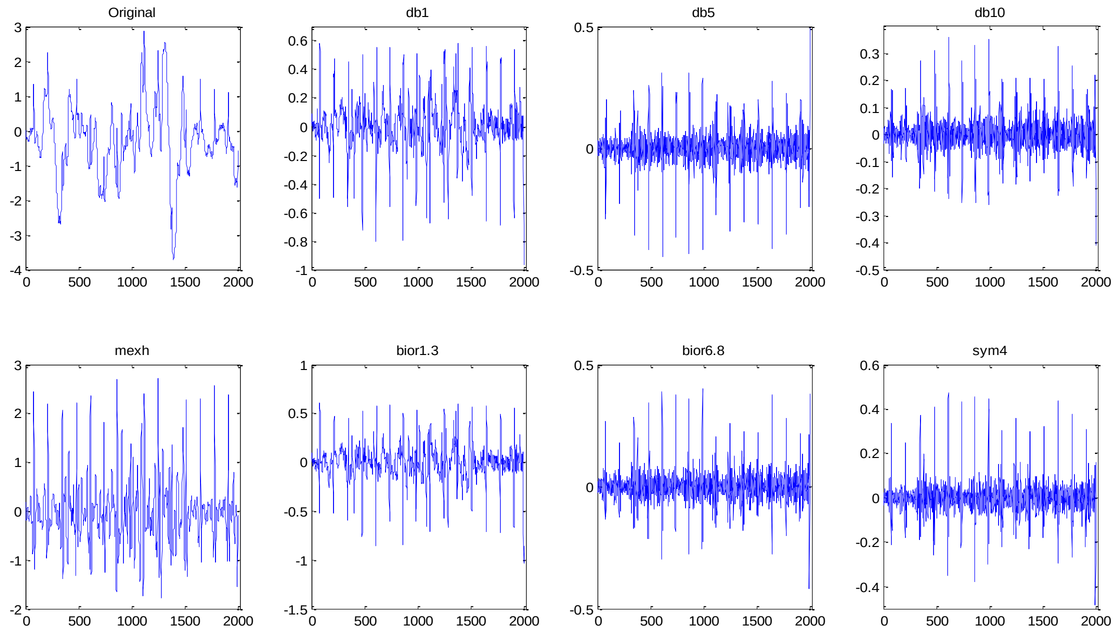
ผลการทดสอบการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องพบว่าการเลือกใช้งานเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทให้ผลลัพธ์ออกมาดีที่สุดเมื่อเทียบกับเวฟเล็ตแม่ชนิดอื่นๆ ดังในภาพประกอบ 4-1 แสดงผลทดสอบการประยุกต์ใช้งานเวฟเล็ตแม่ทั้ง 7 ชนิดกับชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติ (ECG 100) โดยเริ่มต้นของการทดสอบนี้ได้เลือกใช้สเกลระดับ 1 จากภาพสังเกตได้ว่าเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทให้ค่าแอมปลิจูดสูงสุด พร้อมทั้งมีความเด่นชัดในการแยกจุดยอดสัญญาณขณะสเกลระดับต่ำๆและมีความสูงในระดับใกล้เคียงกันเกือบทั้งหมด เมื่อทำการเพิ่มค่าสเกลเป็นระดับ 4 ดังแสดงในภาพประกอบ 4-2 เวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทยังคงให้ค่าแอมปลิจูดสูงสุด พร้อมทั้งสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนและให้ความเรียบของสัญญาณได้ดีกว่าเวฟเล็ตแม่ชนิดอื่นๆ นอกจากนี้ได้ทำการทดสอบกับชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบผิดปกติ (ECG 105) เนื่องจากการปนของสัญญาณรบกวนประกอบกับความผิดปกติเนื่องจากโรคพีวีซี ดังแสดงในภาพประกอบ 4-3 โดยทดสอบสัญญาณในสเกลระดับ 4 จากภาพสังเกตได้ว่าเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทยังคงให้ค่าแอมปลิจูดสูงสุด มีความสามารถในการดึงคุณลักษณะเด่นเพื่อแยกจุดยอดสัญญาณและให้ความเรียบในการลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดีที่สุดเมื่อเทียบกับเวฟเล็ตแม่ชนิดอื่นๆ เพื่อเป็นการยืนยันประสิทธิภาพในการกำจัดสัญญาณรบกวนและความสามารถในการแยกจุดยอดสัญญาณของเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทในสเกลระดับ 4 จึงทำการตรวจสอบความถูกต้องในการแยกจุดยอดสัญญาณเมื่อเทียบกับผู้เชี่ยวชาญเฉลยพบว่าสามารถแยกจุดยอดสัญญาณได้ถูกต้องดังแสดงในภาพประกอบ 4-4



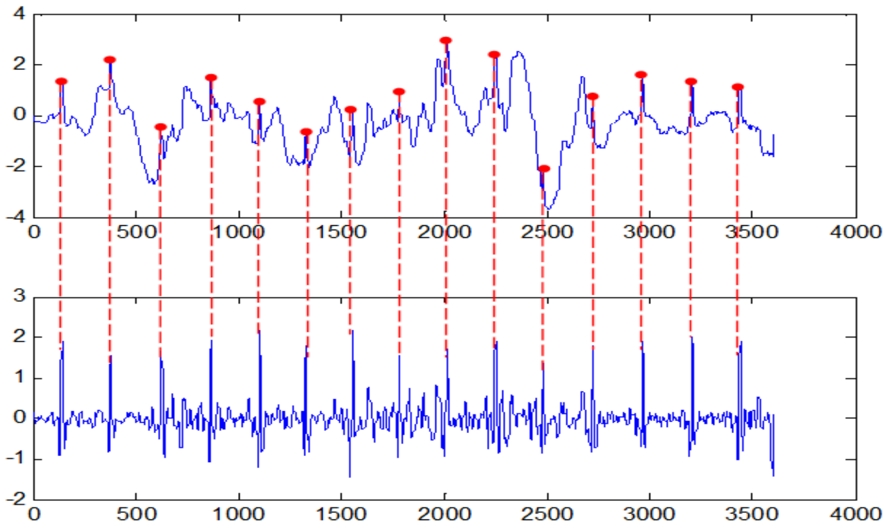
ภาพประกอบ 4-1 การทดสอบเวฟเล็ตแม่ชนิดต่างๆกับชุดข้อมูลสัญญาณที่มีรูปแบบปกติ (ECG100) ในสเกลระดับ 1 โดยใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง



ภาพประกอบ 4-2 การทดสอบเวฟเล็ตแม่ชนิดต่างๆกับชุดข้อมูลสัญญาณที่มีรูปแบบปกติ (ECG100) ในสเกลระดับ 4 โดยใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง



ภาพประกอบ 4-3 ทดสอบเวฟเล็ตแม่ชนิดต่างๆกับชุดข้อมูลสัญญาณที่มีรูปแบบผิดปกติ (ECG105) ในสเกลระดับ 4 โดยใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

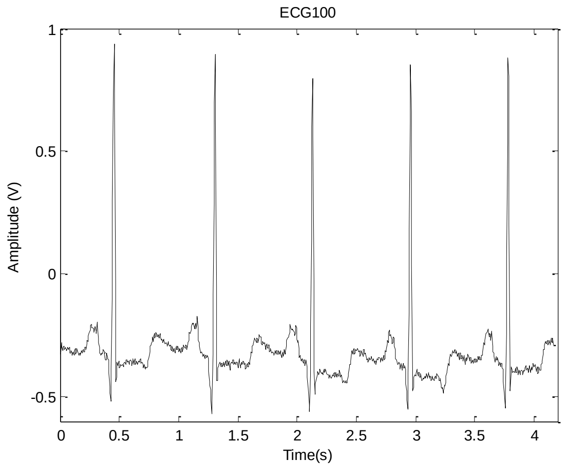


ภาพประกอบ 4-4 ทดสอบความสามารถของเวฟเล็ตแม่ชนิดเม็กซิกันแฮ็ท ในการแยกจุดยอดสัญญาณที่มีความผิดปกติ (ECG105) เทียบกับผู้เชี่ยวชาญเฉลย

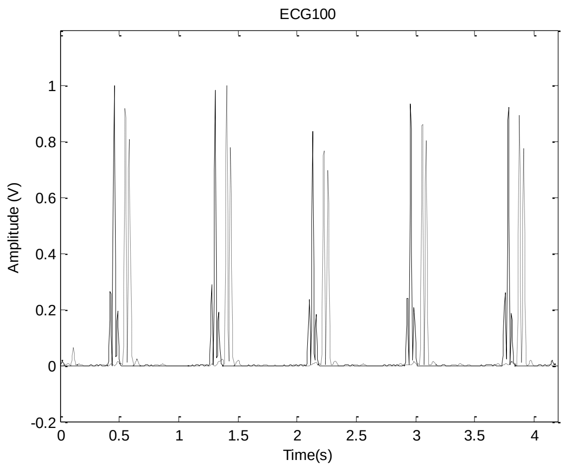
4.1.2 ผลการกำจัดสัญญาณรบกวน

สำหรับการทดลองในครั้งนี้ได้ทำการทดสอบกับฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database จำนวน 48 ชุดข้อมูล แต่ในหัวข้อนี้จะกล่าวเฉพาะบางตัวอย่างชุดข้อมูลซึ่งเป็นตัวแทนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติ จำนวน 4 ชุดข้อมูลคือ ชุดข้อมูล100 ชุดข้อมูล 105 ชุดข้อมูล 108 และชุดข้อมูล 222 โดย 3 ชุดข้อมูลหลังนับว่าเป็นปัญหาหลักของ 29 บทความที่ได้ทำการทบทวนวรรณกรรมและติดใน 5 อันดับแรกที่ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุดของ 8 บทความที่ได้รับความนิยมและน่าเชื่อถือซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

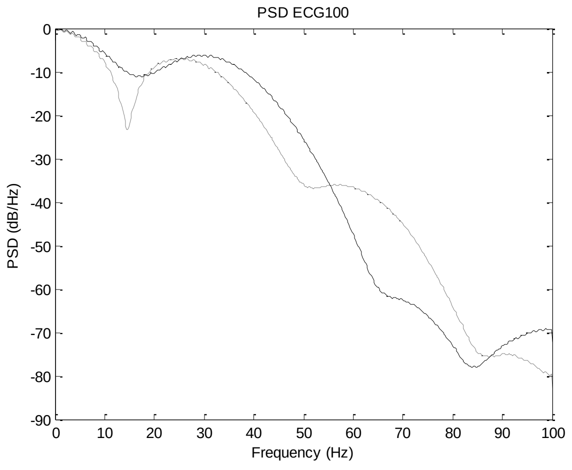
ภาพประกอบ 4-5 แสดงผลเปรียบเทียบการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและวิธีการของ PT ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติ โดยรูป (a) แสดงชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 100 รูป (b) แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการกำจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวลา โดยเส้นหนาแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้ และเส้นประแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการของ PT รูป (c) แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการกำจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนความถี่ โดยเส้นหนาแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้ และเส้นประแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการของ PT จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่าผลลัพธ์ของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้ให้ค่าแอมปลิจูดและความเรียบของสัญญาณในโดเมนเวลาออกมาสูงกว่าผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการของ PT และเมื่อพิจารณาผลลัพธ์ที่ได้ในโดเมนความถี่พบว่ามีค่าอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนที่ใกล้เคียงกันประมาณ 80 dB นอกจากนี้ได้ทำการทดสอบกับชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบผิดปกติในชุดข้อมูล 105 108 และ 222 ตามลำดับ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-6 ถึง 4-8 จากภาพจะเห็นได้ว่าให้ผลออกมาเช่นเดียวกันกับภาพประกอบ 4-5



(a)

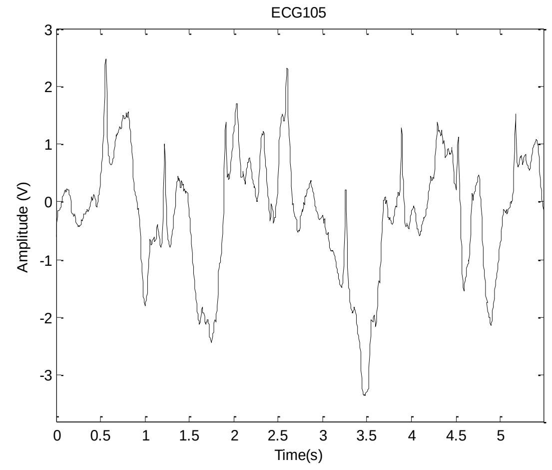


(b)

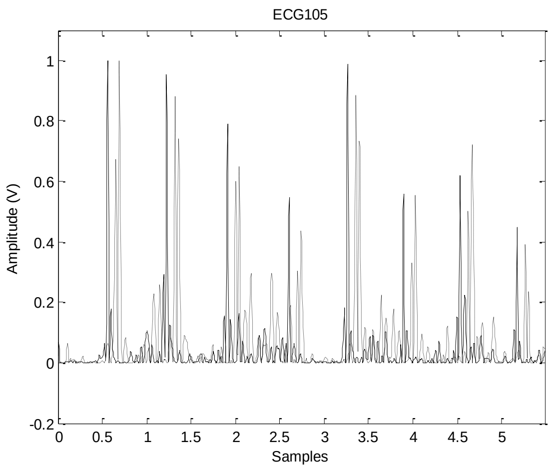


(c)

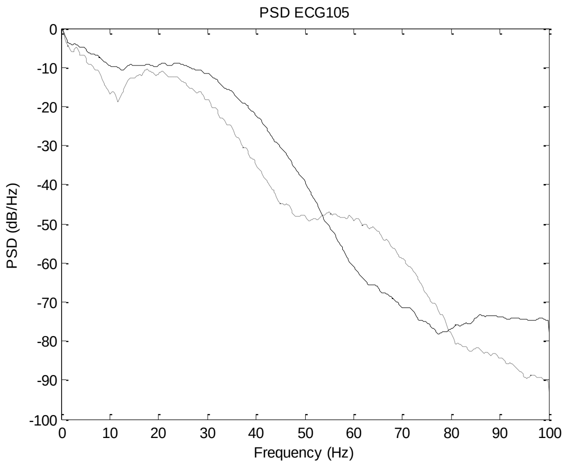
ภาพประกอบ 4-5 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 100 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 100 (b) สัญญาณที่ได้จาก CWT (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่



(a)

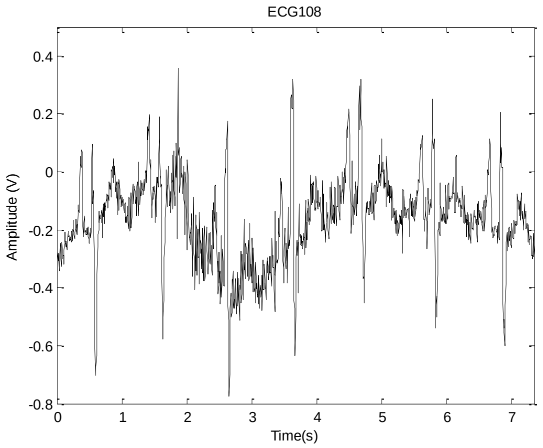


(b)

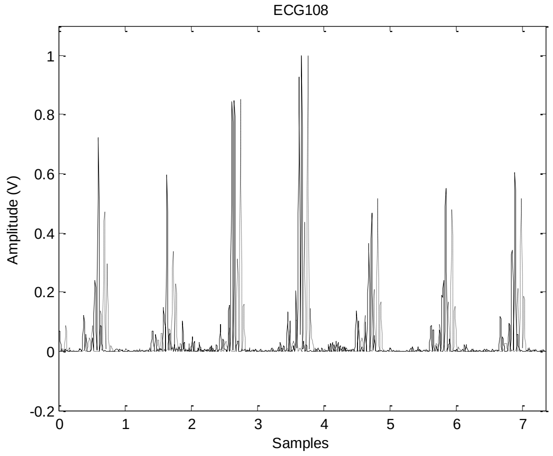


(c)

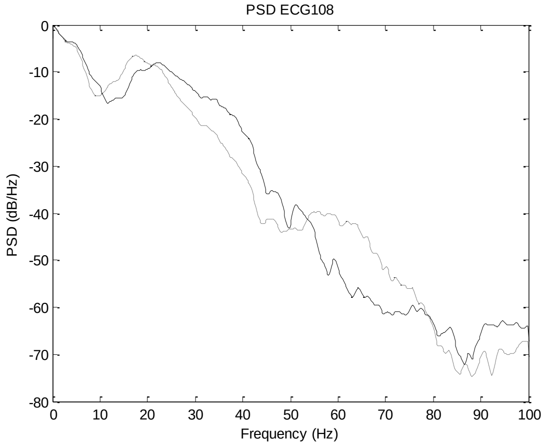
ภาพประกอบ 4-6 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 105 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 105 (b) สัญญาณที่ได้จาก CWT (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่



(a)

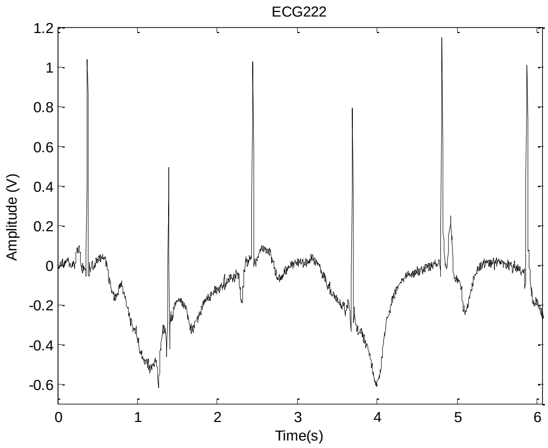


(b)

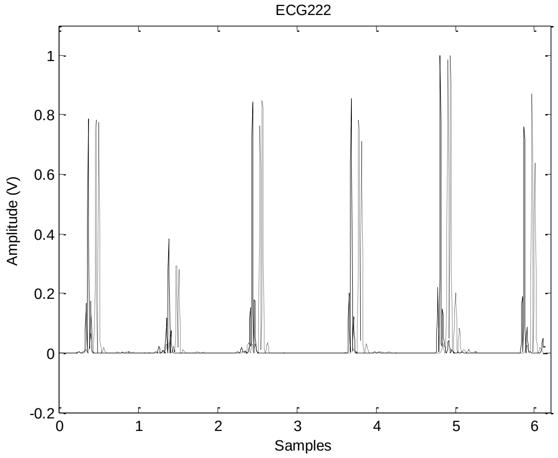


(c)

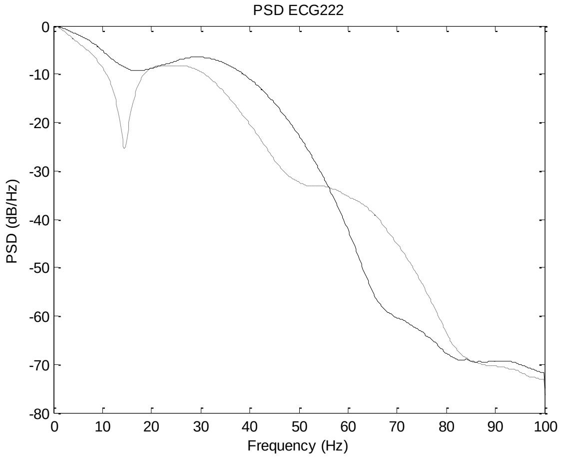
ภาพประกอบ 4-7 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 108 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 108 (b) สัญญาณที่ได้จาก CWT (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่



(a)



(b)



(c)

ภาพประกอบ 4-8 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก CWT กับ PT ในชุดข้อมูล 222 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 222 (b) สัญญาณที่ได้จาก CWT (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่

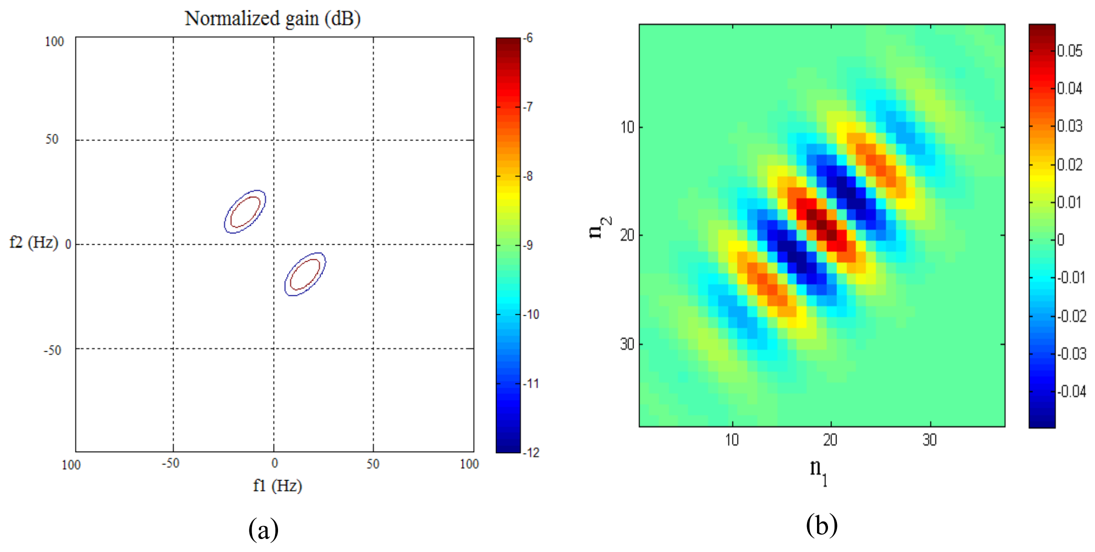
4.2 ผลการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก

4.2.1 ผลการออกแบบตัวกรองควอดราติก

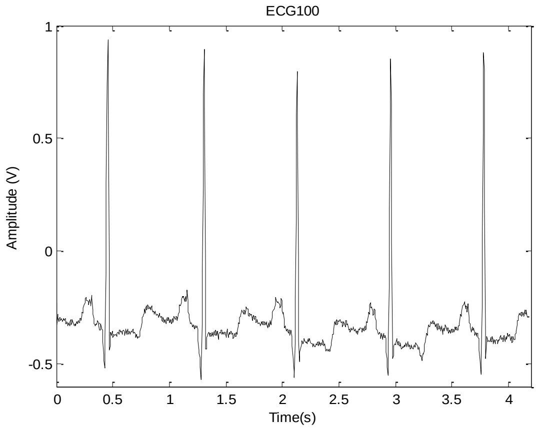
ภาพประกอบ 4-9 (a) แสดงแมกนิจูดผลตอบสนองทางความถี่แบบ 2 มิติของตัวกรองควอดราติกหรือฟังก์ชัน $H(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}})$ ซึ่งจุดศูนย์กลางของฟังก์ชันเกาส์เซียนมีค่าคู่อันดับที่ความถี่ (-15, 15) และ (15, -15) มีค่าพารามิเตอร์ θ = -π/4 σ_x = 1.1 σ_y =0.55 ภาพประกอบ 4-9 (b) แสดงสัมประสิทธิ์ของตัวกรองควอดราติกหรือฟังก์ชัน $h(n_1, n_2)$ ซึ่งมีขนาดในโดเมนเวลา 37×37

4.2.2 ผลการกำจัดสัญญาณรบกวน

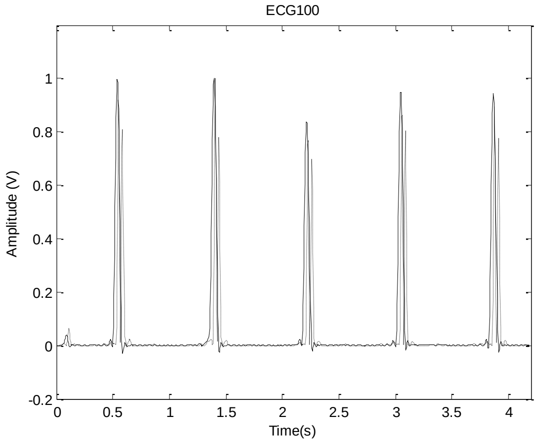
ภาพประกอบ 4-10 แสดงผลเปรียบเทียบการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีตัวกรองควอดราติกและวิธีการของ PT [9] ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติ โดยรูป (a) แสดงชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 100 รูป (b) แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการกำจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวลา โดยเส้นหนาแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากตัวกรองควอดราติกของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้ และเส้นประแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการของ PT รูป (c) แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการกำจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนความถี่ โดยเส้นหนาแสดงผลลัทธ์ที่ได้จากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้ และเส้นประแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการของ PT จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่าผลลัพธ์ของอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้ให้ค่าแอมปลิจูดและความเรียบของสัญญาณในโดเมนเวลาออกมาสูงกว่าผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการของ PT และเมื่อพิจารณาผลลัพธ์ใน



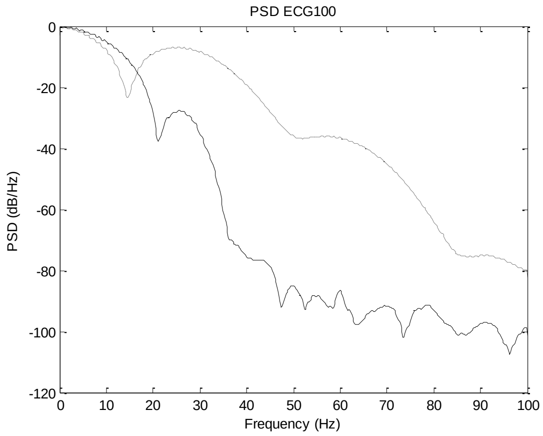
ภาพประกอบ 4-9 ผลการออกแบบตัวกรอง QF (a) แมกนิจูดผลตอบสนองทางความถี่แบบ 2 มิติ (b) สัมประสิทธิ์ของตัวกรองควอดราติก



(a)

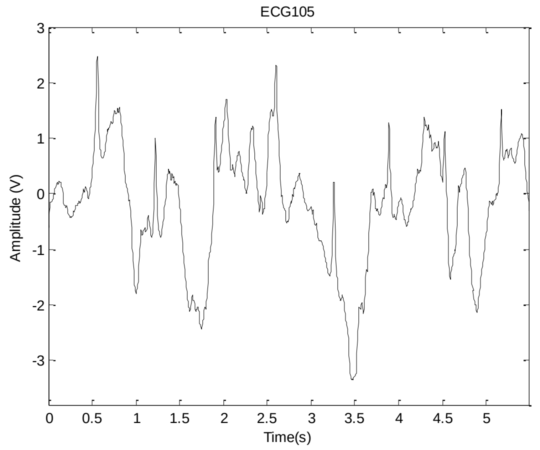


(b)

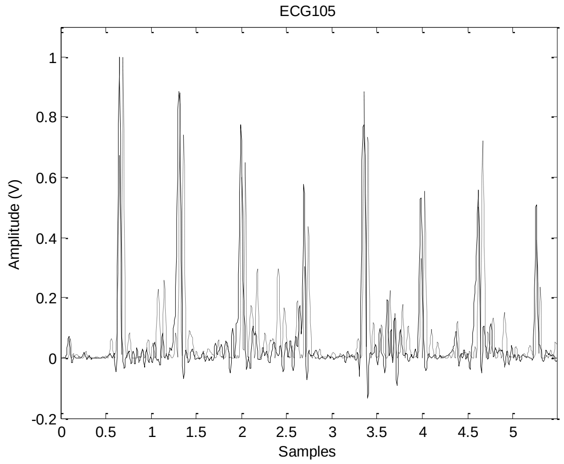


(c)

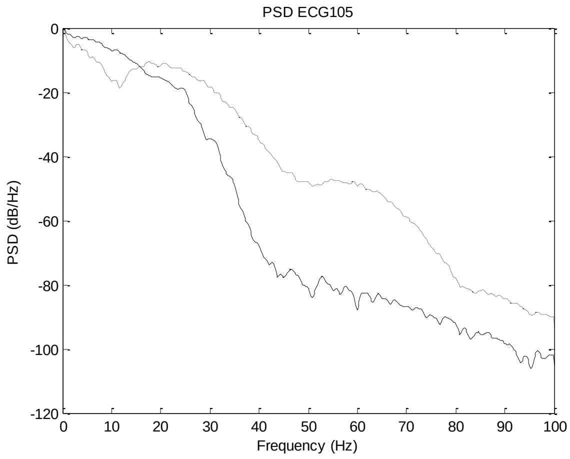
ภาพประกอบ 4-10 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 100 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 100 (b) สัญญาณที่ได้จากควอดราติก (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่



(a)

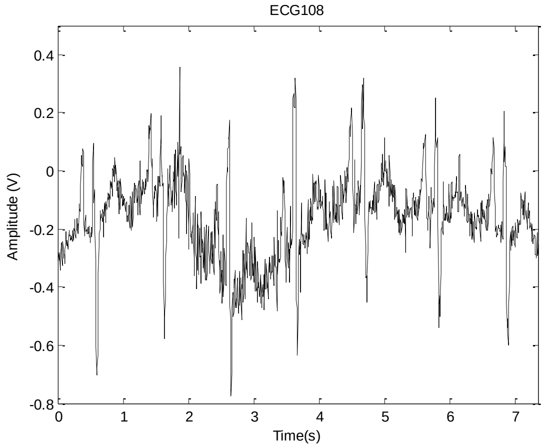


(b)

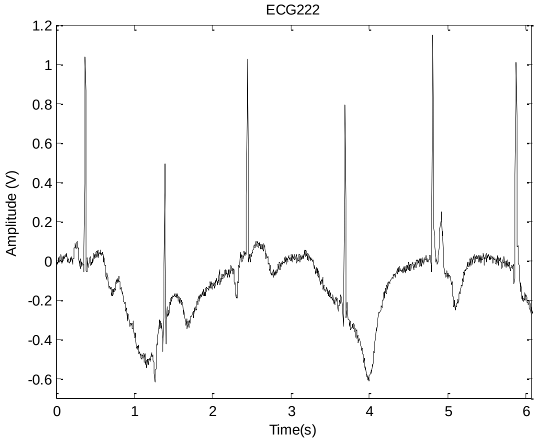


(c)

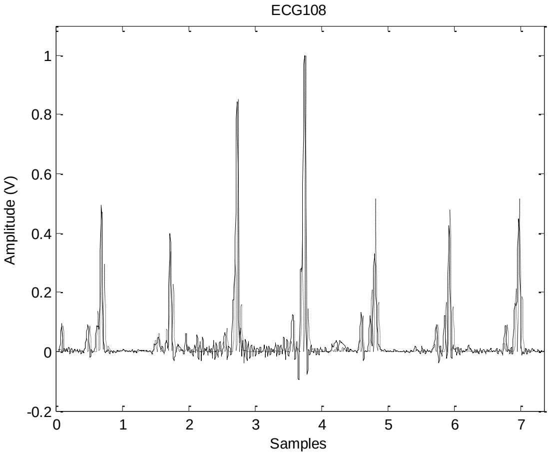
ภาพประกอบ 4-11 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 105 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 105 (b) สัญญาณที่ได้จากควอดราติก (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่



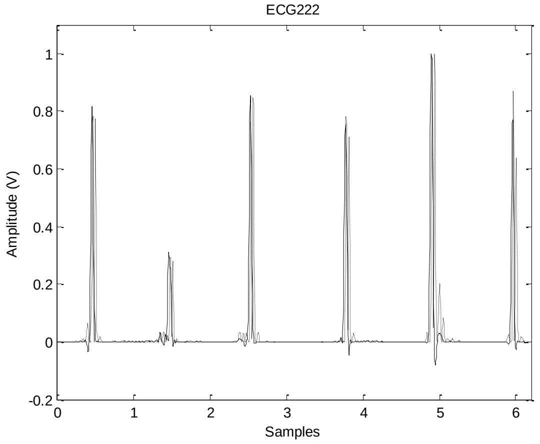
(a)



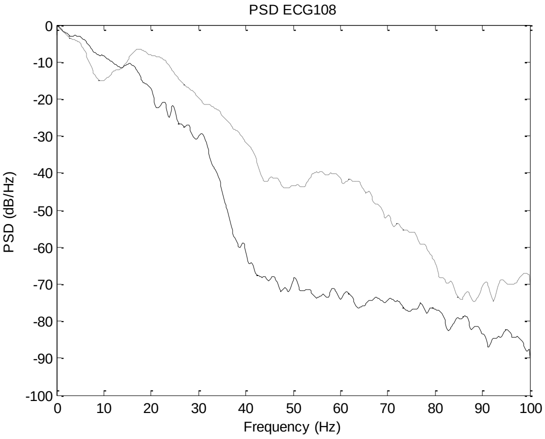
(a)



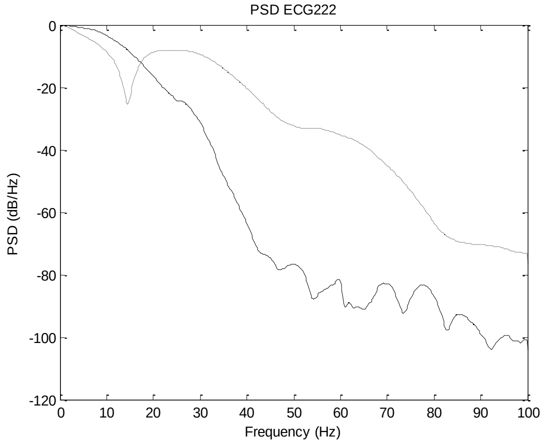
(b)



(b)



(c)



(c)

ภาพประกอบ 4-12 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 108 \(a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 108 (b) สัญญาณที่ได้จากควอดราติก (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่

ภาพประกอบ 4-13 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่จาก QF กับ PT ในชุดข้อมูล 222 (a) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากชุดข้อมูล 222 (b) สัญญาณที่ได้จากควอดราติก (เส้นหนา) และ อัลกอริทึมของ PT [9] (เส้นประ) (c) ผลลัพธ์ของสัญญาณทั้งสองในโดเมนความถี่

โดเมนความถี่พบว่าอัลกอริทึมในงานวิจัยนี้และอัลกอริทึมของ PT มีค่าอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน 100 dB และ 80 dB ตามลำดับ

นอกจากนี้ได้ทำการทดสอบกับชุดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบผิดปกติดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-11 ถึง 4-13 จากภาพจะเห็นได้ว่าให้ผลออกมาเช่นเดียวกันกับภาพประกอบ 4-10

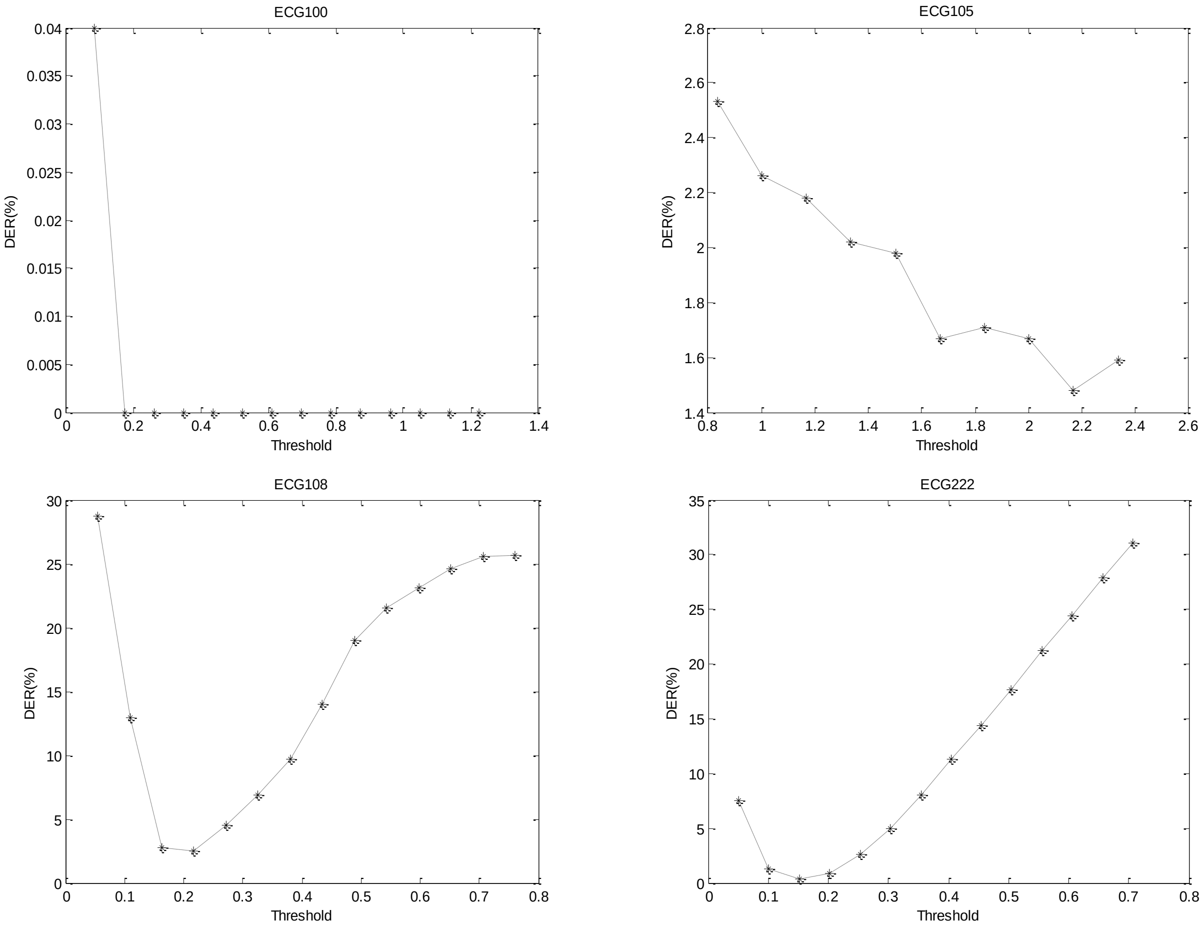
4.3 ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ตารางที่ 4-1 แสดงช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลพร้อมค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง จากข้อมูลในตารางจะเห็นได้ว่าค่าขีดแบ่งน้อยที่สุดมีค่า 0.076 และค่าขีดแบ่งมากที่สุดมีค่า 2.451 ซึ่งในแต่ละชุดข้อมูลมีค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมแตกต่างกันออกไป บางชุดข้อมูลมีช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่กว้างเช่น ชุดข้อมูล 100 จากข้อมูลในตารางจะเห็นได้ว่าตั้งแต่ค่าขีดแบ่งสัญญาณเท่ากับ 0.175-1.224 มีค่าความผิดพลาด 0.00% ซึ่งมีความยืดหยุ่น มีค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมหลายค่าไม่ว่าจะเลือกค่าใดก็ตามที่อยู่ในช่วงย่อมไม่มีค่าความผิดพลาดเกิดขึ้น สืบเนื่องจากชุดข้อมูลนี้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบปกติ จุดยอดสัญญาณในแต่ละช่วงคลื่นมีค่าความสูงของแอมปลิจูดที่ใกล้เคียงกันจึงไม่ก่อให้เกิดอุปสรรคในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณ แต่สำหรับบางชุดข้อมูลมีค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมพียงค่าเดียวเช่น ชุดข้อมูล 105 ที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณเท่ากับ 2.168 จะส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดน้อยที่สุดประมาณ 1.48% เนื่องจากชุดข้อมูลนี้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบผิดปกติเนื่องจากโรคพีวีซีประกอบกับการปนของสัญญาณรบกวน ทำให้ค่าความสูงของแอมปลิจูดในแต่ละช่วงคลื่นไม่เท่ากัน จึงก่อให้เกิดปัญหาในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณส่งผลให้ค่าความผิดพลาดที่ได้มีค่าสูงกว่าสัญญาณที่มีรูปแบบปกติ เพื่อสร้างความเข้าใจมากยิ่งขึ้นได้แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าขีดแบ่งสัญญาณและค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในชุดข้อมูล 100 ชุดข้อมูล 105 ชุดข้อมูล 108 และ ชุดข้อมูล 222 ตามลำดับ ดังภาพประกอบ 4-14

ภาพประกอบ 4-15 แสดงการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 100 เริ่มต้นการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (เส้นสีเขียว) จากนั้นทำการดึงกรอบของสัญญาณออกมา (เส้นสีน้ำเงิน) แล้วกำหนดค่าขีดแบ่งสัญญาณของ $z(n)$ ซึ่งมีค่าขีดแบ่งเท่ากับ 2 (เส้นสีชมพู) และเลือกช่วงเวลาของ $z(n)$ ที่มีค่าสูงกว่าค่าขีดแบ่งแล้วทำการหาจุดเริ่มต้น (t_0) และจุดสิ้นสุด (t_1) ของ $z(n)$ เมื่อได้ช่วงเวลาตำแหน่งที่ QRS วางตัวอยู่ จากนั้นดำเนินการหาจุดยอดของสัญญาณที่อยู่ในช่วง t_0 ถึง t_1 ทำให้สามารถตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยสัญลักษณ์สี่เหลี่ยมสีดำแสดงตำแหน่งจุด R peak (t_R) หาจากค่าแอมปลิจูดสูงสุดตั้งแต่จุด t_0 จนถึง t_1

ตางรางที่ 4-1 ช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลในการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

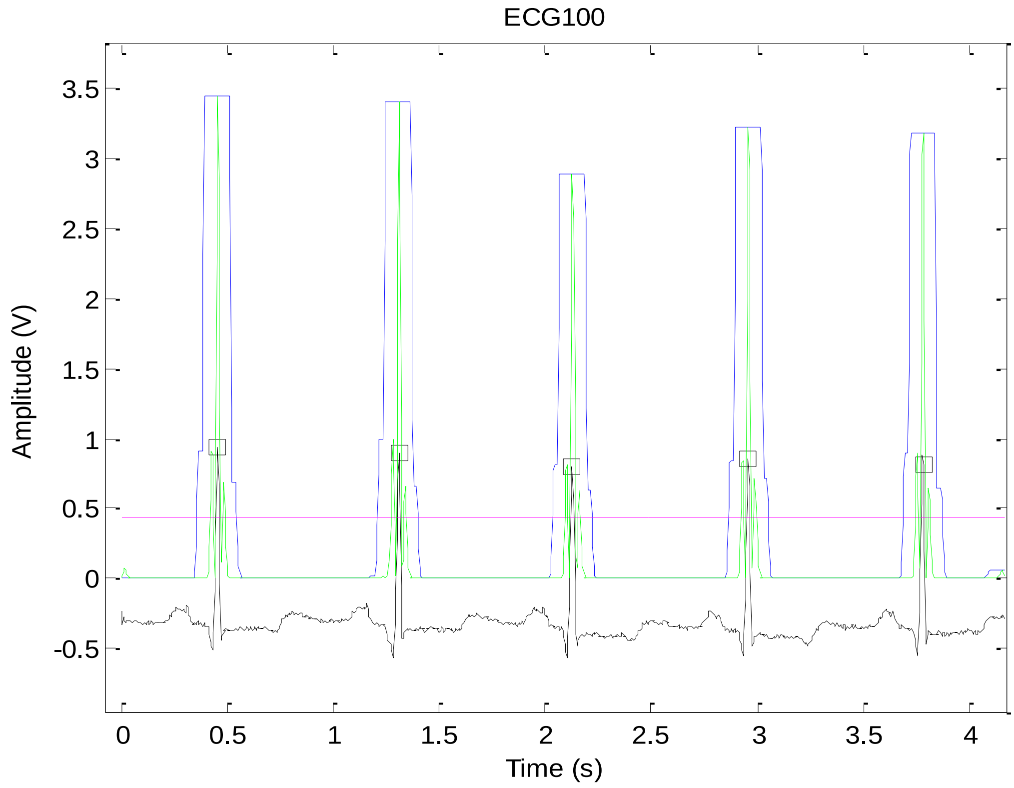
Record	$Threshold_{min}$	$Threshold_{max}$	DER(%)
100	0.175	1.224	0.00
101	0.279	0.465	0.21
102	0.134	0.302	0.00
103	0.180	0.721	0.00
104	0.383	0.383	0.54
105	2.168	2.168	1.48
106	0.397	0.397	0.30
107	0.576	0.576	0.00
108	0.217	0.217	2.50
109	0.324	0.324	0.00
111	0.099	0.232	0.05
112	0.475	0.475	0.00
113	0.925	2.158	0.00
114	***0.076***	0.076	0.48
115	0.153	2.144	0.00
116	0.365	0.365	0.95
117	0.284	0.567	0.00
118	1.115	1.952	0.00
119	0.565	1.977	0.05
121	0.081	0.284	0.16
122	0.162	1.137	0.04
123	1.352	1.931	0.00
124	0.438	0.731	0.00
200	0.923	0.923	0.12
201	0.157	0.157	1.53
202	0.268	0.268	0.09
203	0.585	0.585	1.88
205	0.214	0.321	0.11
207	0.400	0.400	10.7
208	0.515	0.515	1.32
209	0.839	1.067	0.03
210	0.170	0.170	0.57
212	0.693	1.287	0.00
213	0.807	1.076	0.15
214	0.627	0.627	0.22
215	0.499	0.499	0.03
217	0.525	0.525	0.23
219	0.765	1.148	0.00
220	0.167	2.332	0.00
221	0.168	0.168	0.00
222	0.152	0.152	0.40
223	0.300	0.450	0.04
228	0.381	0.381	1.07
230	1.051	***2.451***	0.00
231	0.184	1.291	0.00
23	0.228	0.228	0.06
233	0.636	0.636	0.06
234	0.354	0.354	0.00
min	0.076	0.076	
max	2.168	2.451	



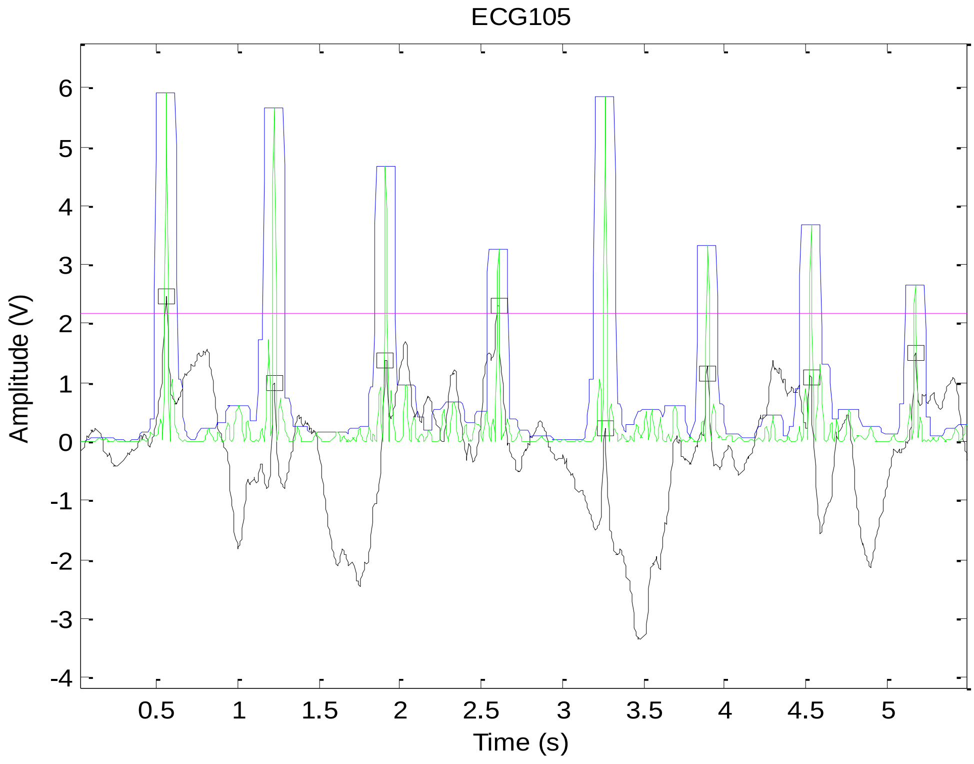
ภาพประกอบ 4-14 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าขีดแบ่งและค่าความผิดพลาดของ CWT

ของเวลา $z(n)$ ที่มีค่าสูงกว่าค่าขีดแบ่ง จากภาพจะเห็นได้ว่าอัลกอริทึมที่ได้ทำการออกแบบสามารถตรวจจับจุดยอดสัญญาณได้ถูกต้องตลอดทั้งชุดข้อมูล

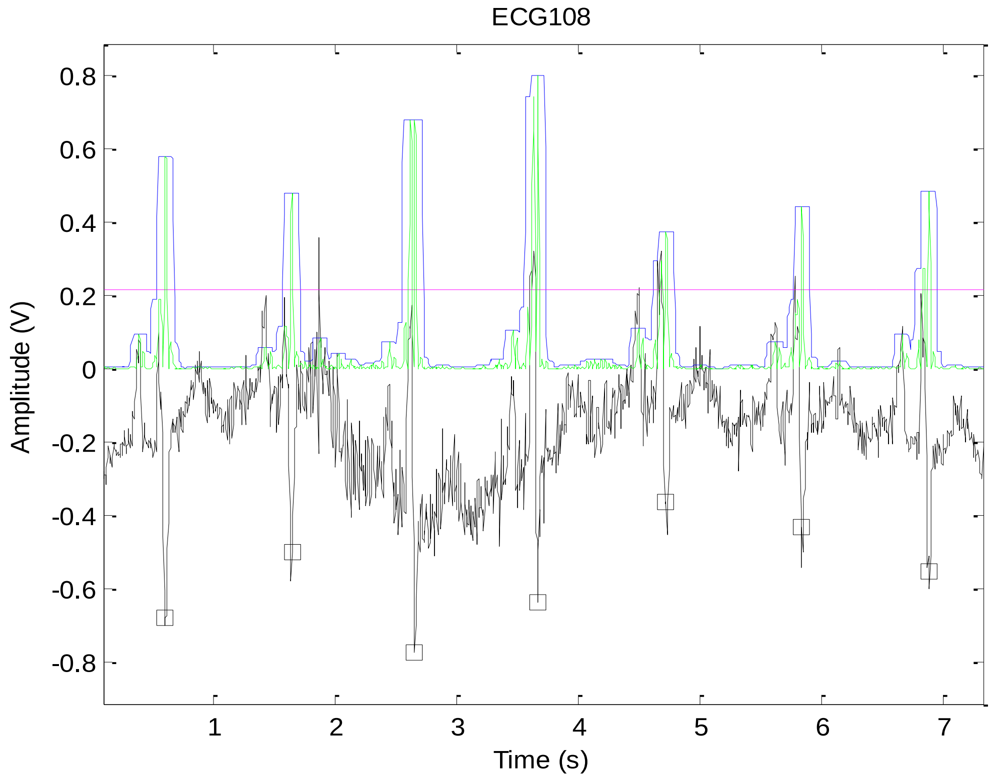
นอกจากนี้ทำการตรวจสอบอัลกอริทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ในการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องกับชุดข้อมูลที่มีรูปแบบผิดปกติ ดังแสดงในภาพประกอบ 4-16 ถึง 4-18 จากผลลัพธ์จะเห็นได้ว่าแม้ในชุดข้อมูลที่มีการปนของสัญญาณรบกวนชนิดต่างๆหรือความผิดปกติของรูปแบบสัญญาณอันเนื่องมาจากโรคของผู้ป่วยแต่อัลกอริทึมที่ใช้ในงานวิจัยนี้สามารถตรวจจับจุดยอดสัญญาณได้ถูกต้อง



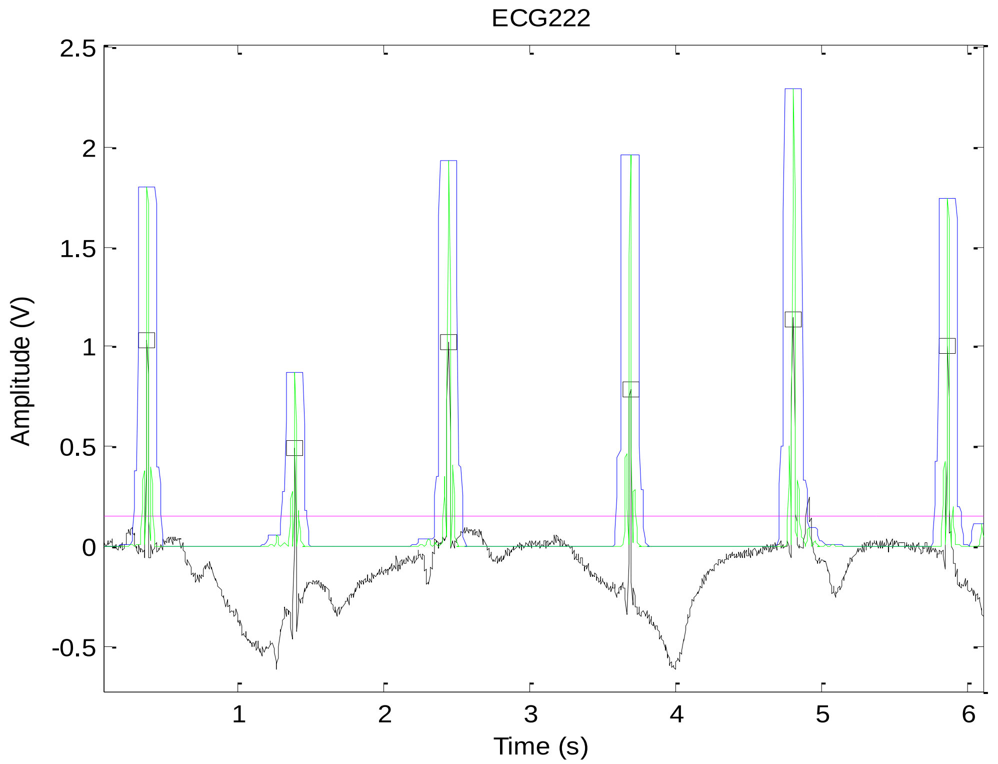
ภาพประกอบ 4-15 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 100



ภาพประกอบ 4-16 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 105



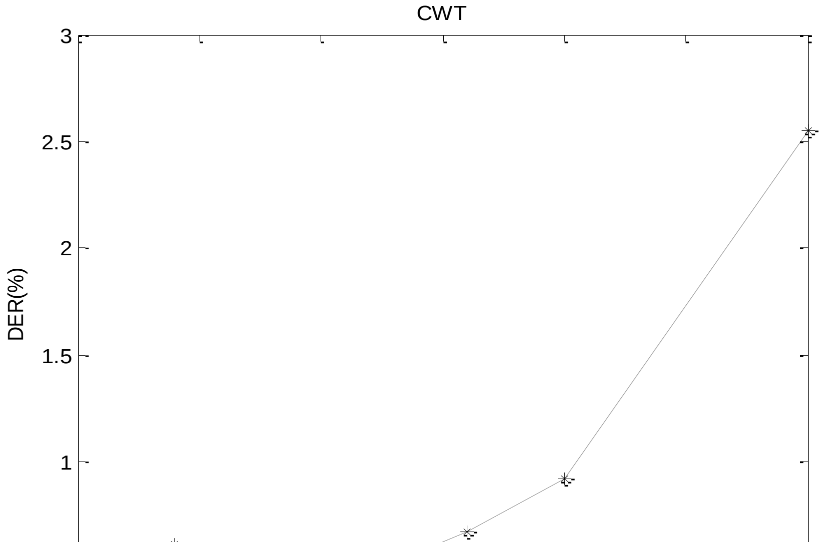
ภาพประกอบ 4-17 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 108



ภาพประกอบ 4-18 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ CWT ในชุดข้อมูล 222

จากนั้นทำการปรับเปลี่ยนค่าเพื่อหาระดับสเกลที่มีความเหมาะสมที่สุดในการประมวลผลสัญญาณ โดยแสดงความสัมพันธ์ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับค่าสเกลทั้งเก้าระดับดังภาพประกอบ 4-19 จากภาพจะเห็นได้ว่าสเกลระดับ 3 ให้ค่าความผิดพลาดประมาณ 0.53% ซึ่งเป็นค่าน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับค่าความผิดพลาดในสเกลระดับอื่นๆ และเมื่อทำการรวมกันระหว่างสเกลระดับ 3 และ 4 พร้อมกับการรวมกันของสเกลระดับ 4 และ 5 พบว่าค่าความผิดพลาดที่ได้มีค่า 0.60 และ 2.09 ตามลำดับ ซึ่งยังคงมีค่าสูงมากกว่าการเลือกใช้ค่าสเกลแบบเดี่ยว จากผลลัพธ์ทั้งหมดที่ปรากฏเป็นเครื่องยืนยันได้ว่าสเกลระดับ 3 มีความเหมาะสมที่สุดสำหรับเวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทเนื่องจากให้ค่าความผิดพลาดออกมาน้อยที่สุด

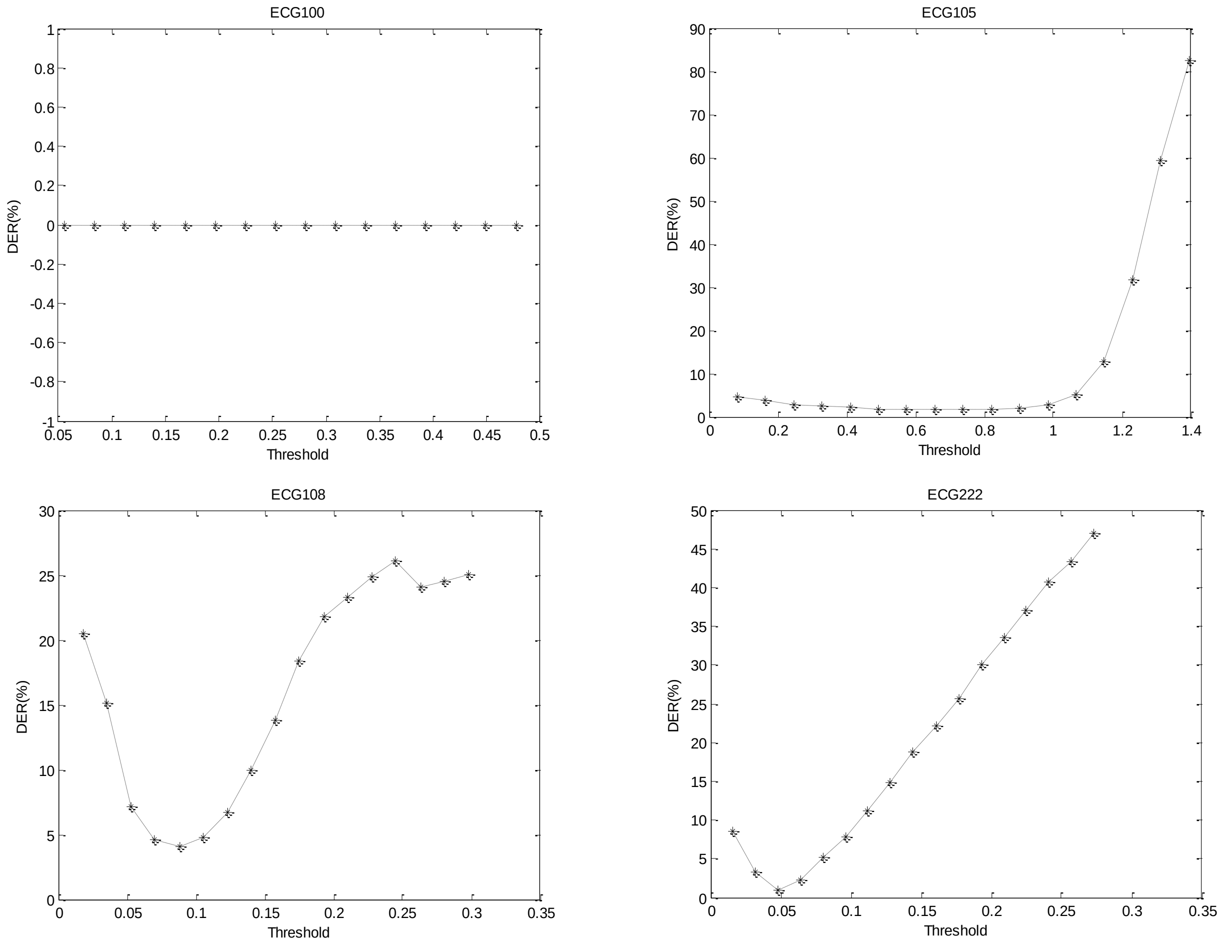
ตารางที่ 4-2 แสดงช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลพร้อมค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในตัวกรองควอดราติก จากข้อมูลในตารางจะเห็นได้ว่าค่าขีดแบ่งน้อยที่สุดมีค่าประมาณ 0.017 และค่าขีดแบ่งมากที่สุดมีค่า 0.887 สำหรับค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมในวิธีการตัวกรองควอดราติกมีค่าแตกต่างกันออกไปเช่นเดียวกัน ในชุดข้อมูลที่มีรูปแบบปกติจะบางมีช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่กว้างเช่น ชุดข้อมูล 100 จากข้อมูลในตารางจะเห็นได้ว่าตั้งแต่ค่าขีดแบ่งสัญญาณเท่ากับ 0.020-0.367 มีค่าความผิดพลาด 0.00% แต่สำหรับบางชุดข้อมูลมีค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมพียงค่าเดียวเช่น ชุดข้อมูล 203 ที่ค่าขีดแบ่งสัญญาณเท่ากับ 0.115 จะส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดน้อยที่สุดประมาณ 2.32% เนื่องจากชุดข้อมูลนี้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปแบบผิดปกติประกอบกับการปนของสัญญาณรบกวน โดยได้ทำการนำค่าขีดแบ่งสัญญาณและค่าความผิดพลาดหาความสัมพันธ์ดังภาพประกอบ 4-20



ภาพประกอบ 4-19 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดและระดับสเกลตั้งแต่ 0.24-5

ตางรางที่ 4-2 ช่วงค่าขีดแบ่งสัญญาณที่เหมาะสมของแต่ละชุดข้อมูลในวิธีตัวกรองควอดราติก

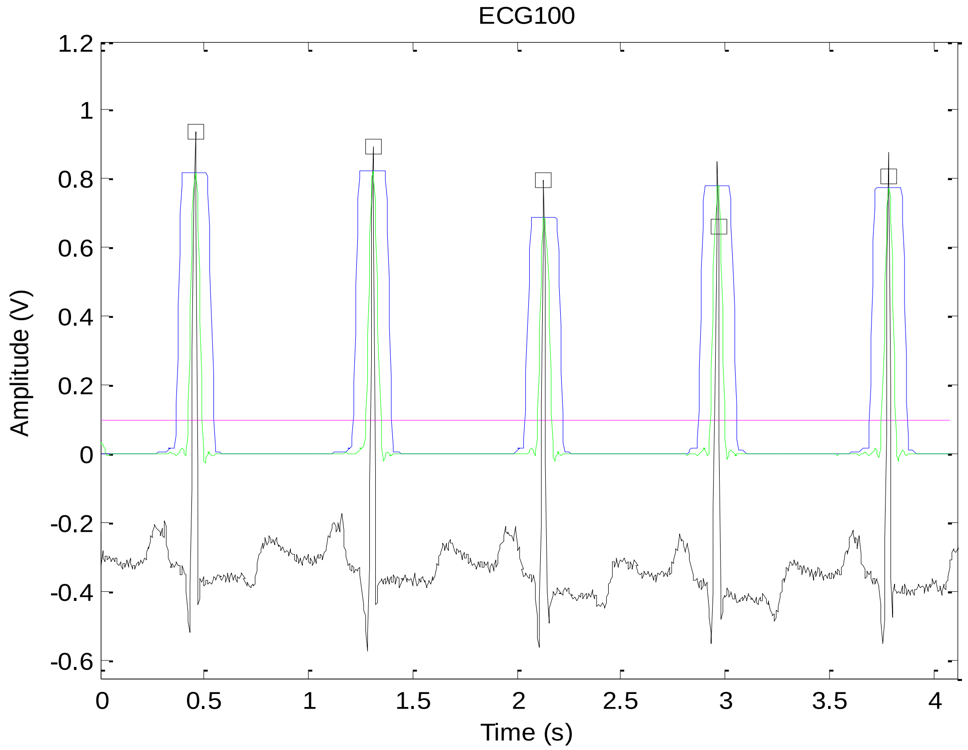
Record	$Threshold_{min}$	$Threshold_{max}$	DER(%)
100	0.056	0.478	0.00
101	0.195	0.306	0.21
102	***0.023***	0.068	0.00
103	0.060	0.180	0.00
104	0.152	0.152	0.76
105	0.738	0.738	1.67
106	0.131	0.131	0.35
107	0.251	0.440	0.00
108	0.088	0.088	4.08
109	0.065	0.065	0.04
111	0.082	0.082	0.05
112	0.214	0.228	0.00
113	0.297	0.843	0.00
114	0.034	0.034	0.32
115	0.049	0.840	0.00
116	0.337	0.337	0.95
117	0.201	0.310	0.00
118	0.462	0.770	0.00
119	0.242	0.685	0.05
121	0.107	0.117	0.00
122	0.097	0.121	0.00
123	0.434	0.558	0.00
124	0.181	0.271	0.00
200	0.301	0.301	0.19
201	0.040	0.040	0.36
202	0.093	0.093	0.00
203	0.156	0.156	2.08
205	0.047	0.070	0.08
207	0.172	0.172	11.08
208	0.209	0.209	1.18
209	0.411	0.411	0.03
210	0.068	0.068	0.64
212	0.232	0.365	0.00
213	0.260	0.346	0.00
214	0.255	0.255	0.27
215	0.123	0.185	0.03
217	0.129	0.129	0.27
219	0.125	0.311	0.00
220	0.162	0.921	0.00
221	0.062	0.062	0.00
222	0.048	0.048	1.01
223	0.216	0.216	0.08
228	0.122	0.122	1.46
230	0.396	***1.121***	0.00
231	0.028	0.472	0.00
232	0.077	0.077	0.06
233	0.150	0.200	0.16
234	0.061	0.213	0.04
min	0.023	0.034	
max	0.738	1.121	



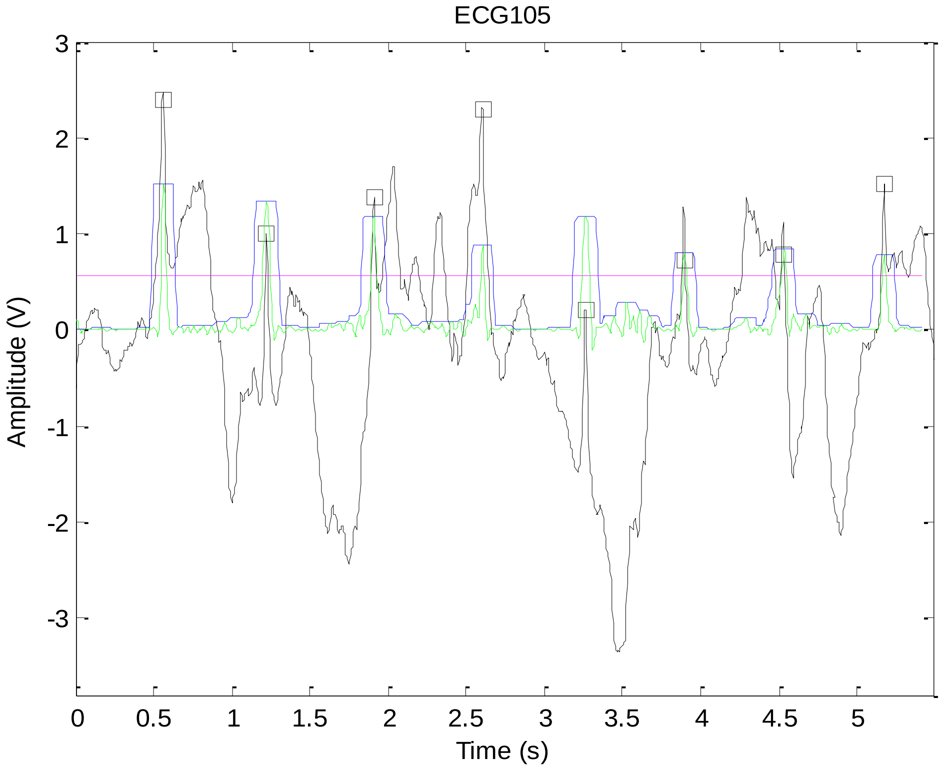
ภาพประกอบ 4-20 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าขีดแบ่งและค่าความผิดพลาดของ QF

จากนั้นทำการตรวจสอบอัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ในการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีตัวกรองควอดราติกกับสัญญาณที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติ ดังแสดงในภาพประกอบ 4-21 ถึง 4-24 จากผลลัพธ์จะเห็นได้ว่าแม้ในชุดข้อมูลที่มีการปนของสัญญาณรบกวนชนิดต่างๆหรือความผิดปกติของรูปแบบสัญญาณอันเนื่องมาจากโรคของผู้ป่วย แต่อัลกอริทึมที่ใช้ในงานวิจัยนี้สามารถตรวจจับจุดยอดสัญญาณได้ถูกต้อง

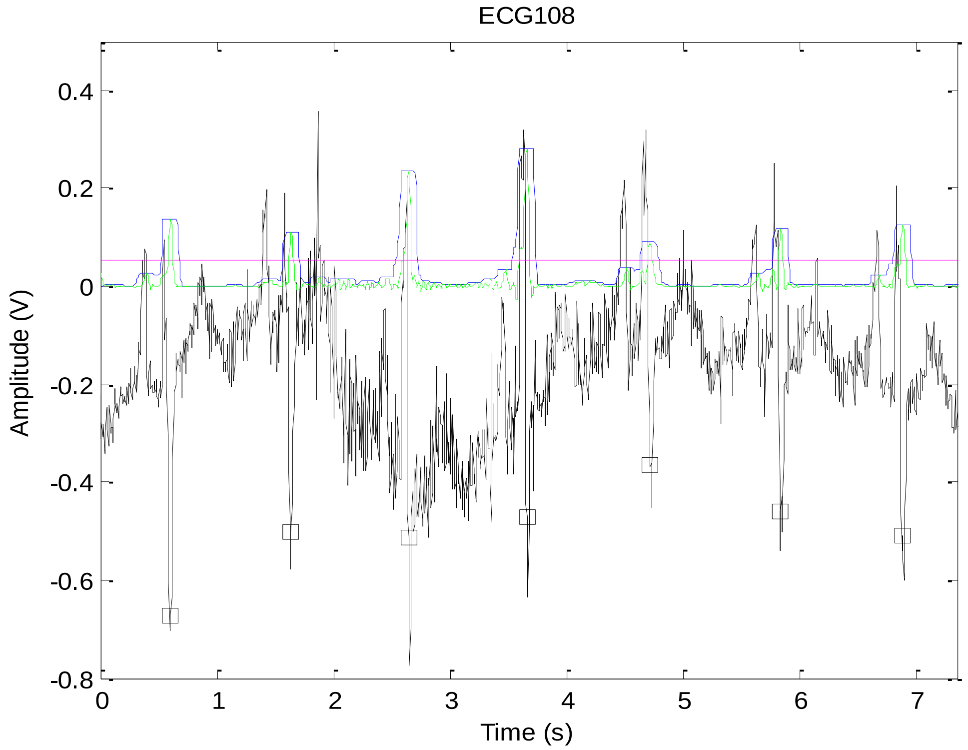
จากผลการออกแบบตัวกรองควอดราติกดังได้กล่าวในหัวข้อ 4.2.1 เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ σ_y ตั้งแต่ 0.4, 0.55, 0.7 และ 0.85 ได้ผลลัพธ์แสดงดังภาพประกอบ 4-25 จากภาพจะสังเกตเห็นได้ว่าเมื่อ σ_y มีค่ามากขึ้นขนาดของแมกนิจูดผลตอบสนองทางความถี่แบบ 2 มิติมีรูปร่างใหญ่ตามขึ้นด้วย เมื่อทำการหาค่า σ_y ที่มีความเหมาะสมที่สุดในการประมวลผลสัญญาณ โดยแสดงความสัมพันธ์ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับค่า σ_y ทั้งสี่ระดับดังภาพประกอบ 4-26 จากภาพจะเห็นได้ว่าค่าพารามิเตอร์ σ_y เท่ากับ 0.7 ให้ค่าความผิดพลาดออกมาน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับค่าอื่นๆ



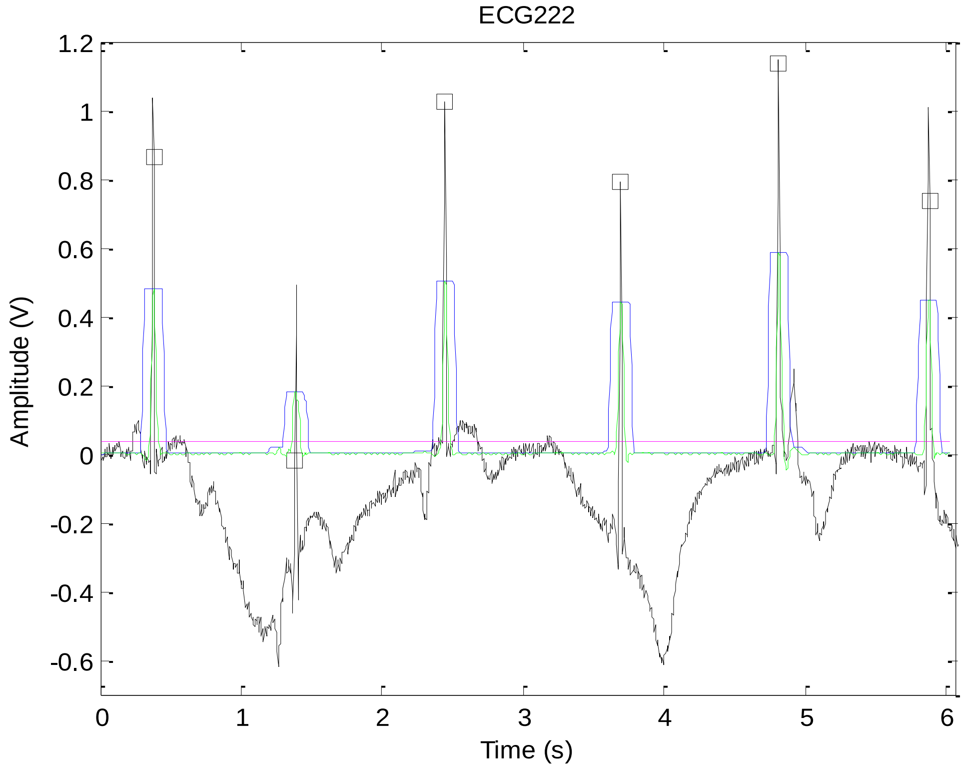
ภาพประกอบ 4-21 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QFในชุดข้อมูล 100



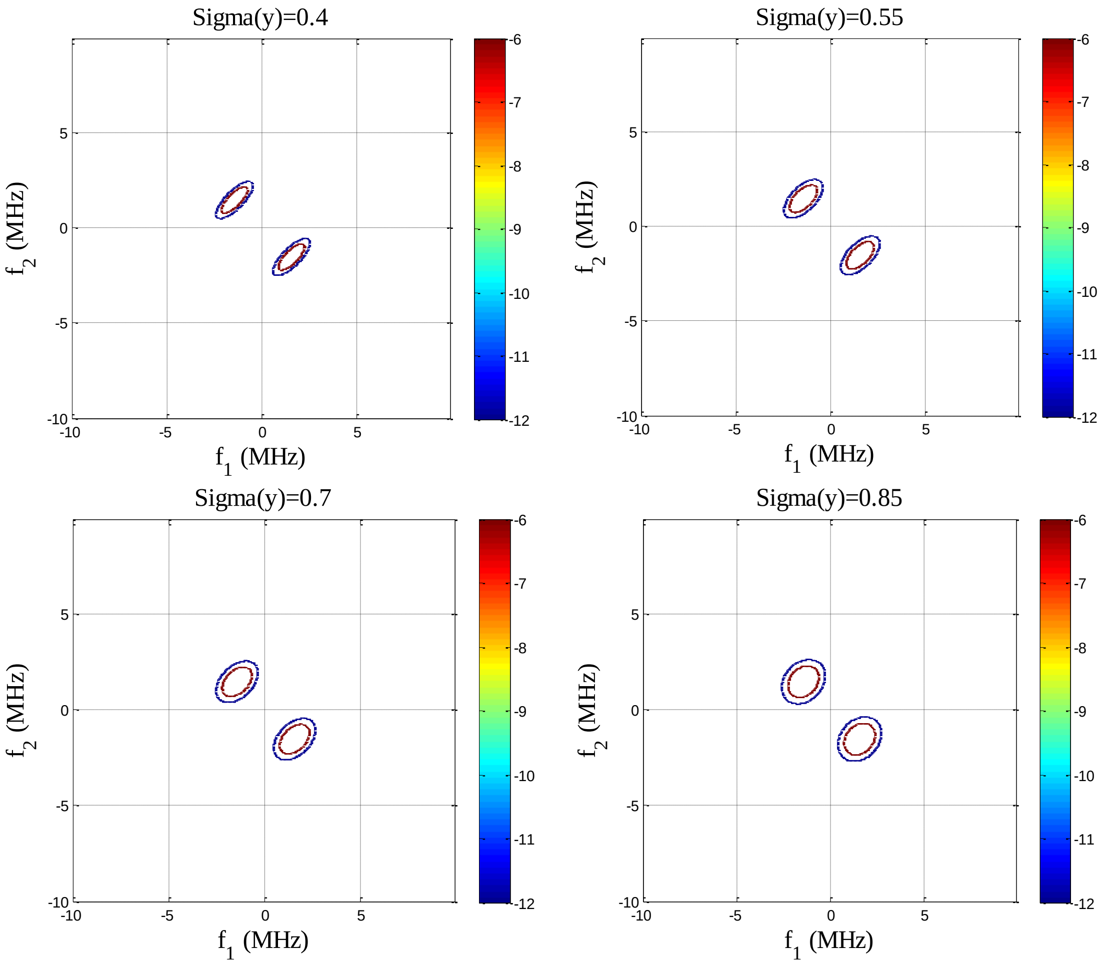
ภาพประกอบ 4-22 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QF ในชุดข้อมูล 105



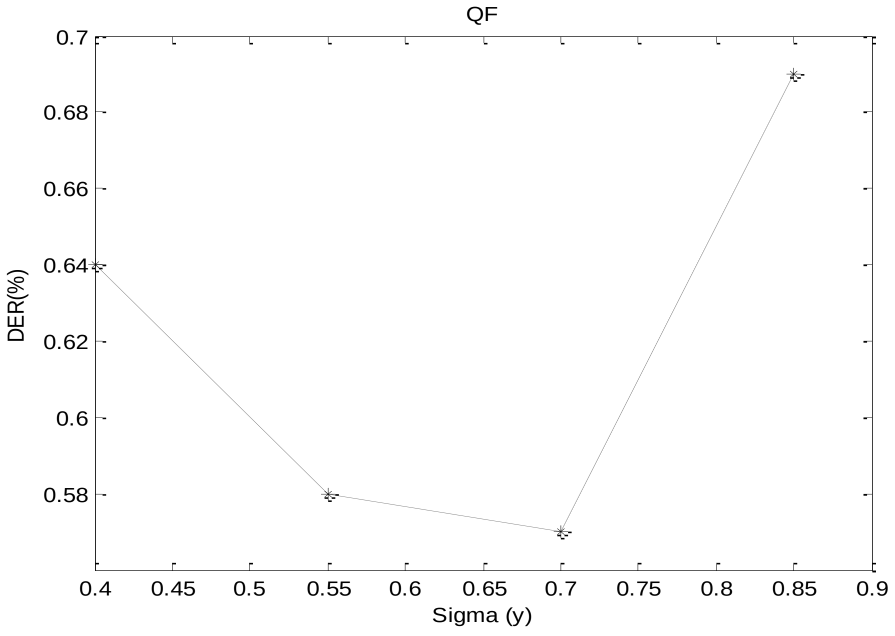
ภาพประกอบ 4-23 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QF ในชุดข้อมูล 108



ภาพประกอบ 4-24 การตรวจจับจุดยอดสัญญาณจากผลลัพธ์ QF ในชุดข้อมูล 222



ภาพประกอบ 4-25 การปรับเปลี่ยนค่า σ_y ในการออกแบบตัวกรองควอดราติก



ภาพประกอบ 4-26 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความผิดพลาดกับค่า σ_y ในระดับต่างๆ

4.4 ผลการประเมินอัลกอริทึม

ตารางที่ 4-3 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพอัลกอริทึมสำหรับการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3 ทั้ง 48 ชุดข้อมูล ซึ่งให้ค่า SEN เท่ากับ 99.67% ค่า PPR เท่ากับ 99.80% และค่า DER เท่ากับ 0.53% จากข้อมูลในตารางจะเห็นได้ว่าชุดข้อมูล 207 ให้ค่าความผิดพลาดสูงที่สุดประมาณ 10.70% เมื่อเทียบกับชุดข้อมูลอื่นๆ รองลงมาคือ 203 และ 201 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าความผิดพลาด 1.88% และ 1.53%

ตารางที่ 4-4 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพอัลกอริทึมสำหรับตัวกรองควอดราติกทั้ง 48 ชุดข้อมูล ซึ่งให้ค่า SEN เท่ากับ 99.64% ค่า PPR เท่ากับ 99.78% และค่า DER เท่ากับ 0.57% จากข้อมูลในตารางจะเห็นได้ว่าชุดข้อมูล 207 ให้ค่าความผิดพลาดสูงที่สุดเช่นเดียวกันมีค่าความผิดพลาด 11.08% สำหรับชุดข้อมูลที่มีค่าความผิดพลาดรองลงมาคือ 108 และ 203 ซึ่งมีค่าความผิดพลาด 4.08% และ 2.08% ตามลำดับ

ตารางที่ 4-5 แสดงผลการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดที่ได้จากวิธีการ PT กับวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและตัวกรองควอดราติก เมื่อพิจารณาค่าในตารางจะเห็นได้ว่าทั้งสองวิธีการที่พัฒนาในงานวิจัยนี้สามารถลดค่าความผิดพลาดโดยรวมที่เกิดขึ้นในวิธีการ PT ได้ลดลงประมาณ 0.15% หากวิเคราะห์ลงรายละเอียดในแต่ละชุดข้อมูลพบว่าสามารถลดค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นได้ประมาณ 40 ชุดข้อมูลโดยเฉพาะในชุดข้อมูล 108 ซึ่งเป็นชุดข้อมูลอันดับแรกที่ให้ค่าความผิดพลาดออกมาสูงที่สุดในวิธีการ PT แต่วิธีการในงานวิจัยนี้สามารถลดค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นได้ประมาณ 9.25%

เมื่อนำผลลัพธ์ที่ได้ทำการเปรียบเทียบกับบทความอื่นๆดังตารางที่ 4-6 จะเห็นได้ว่าประสิทธิภาพที่ได้จากอัลกอริทึมทั้งสองมีค่าใกล้เคียงกับบทความอื่นๆที่มีความน่าเชื่อถือโดยบทความที่นำมาเปรียบเทียบมีค่าความผิดพลาดประมาณ 0.17%-0.90% สำหรับค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและตัวกรองควอดราติกจัดอยู่ลำดับกลางๆประมาณ 0.53% และ 0.57% ตามลำดับ

เมื่อทำการพิจารณาถึงรายละเอียดของชุดข้อมูลที่ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุดใน 5 อันดับแรกดังตาราง 4-7 จะเห็นได้ว่าชุดข้อมูลโดยส่วนใหญ่ที่ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุดในงานวิจัยนี้พบเช่นเดียวกันในบทความอื่นๆ แต่ชุดข้อมูล 207 นับว่าเป็นปัญหาหลักในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของงานวิจัยนี้เนื่องจากให้ค่าความผิดพลาดออกมาสูงที่สุดและชุดข้อมูลนี้ไม่ได้เป็นปัญหาในลำดับต้นๆของบทความอื่นด้วยเช่นกัน หากสามารถลดค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในชุดข้อมูลนี้ได้ก็จะส่งผลให้ค่าความผิดพลาดโดยรวมลดลงเช่นเดียวกัน

ตาราง 4-3 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	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	2227	1	11	99.96	99.51	0.54
105	2572	2556	16	22	99.38	99.15	1.48
106	2027	2025	2	4	99.90	99.80	0.30
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1726	37	7	97.90	99.60	2.50
109	2532	2532	0	0	100.00	100.00	0.00
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1876	3	6	99.84	99.68	0.48
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	4	99.21	99.83	0.95
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
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	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2598	3	0	99.88	100.00	0.12
201	1963	1934	29	1	98.52	99.95	1.53
202	2136	2134	2	0	99.91	100.00	0.09
203	2980	2943	37	19	98.76	99.36	1.88
205	2656	2653	3	0	99.89	100.00	0.11
207	1860	1735	125	74	93.28	95.91	10.70
208	2955	2932	23	16	99.22	99.46	1.32
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2646	4	11	99.85	99.59	0.57
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3251	3248	3	2	99.91	99.94	0.15
214	2262	2257	5	0	99.78	100.00	0.22
215	3363	3362	1	0	99.97	100.00	0.03
217	2208	2205	3	2	99.86	99.91	0.23
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	2483	2478	5	5	99.80	99.80	0.40
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2042	11	11	99.46	99.46	1.07
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3077	2	0	99.94	100.00	0.06
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109491	109154	337	205	99.67	99.80	0.53

ตาราง 4-4 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σ_y เท่ากับ 0.7

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2272	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	2228	2223	5	12	99.78	99.46	0.76
105	2572	2558	14	29	99.46	98.88	1.67
106	2027	2024	3	4	99.85	99.80	0.35
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1710	53	19	96.99	98.90	4.08
109	2532	2531	1	0	99.96	100.00	0.04
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1794	1794	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1878	1	5	99.95	99.73	0.32
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2392	20	3	99.17	99.87	0.95
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1863	0	0	100.00	100.00	0.00
122	2476	2476	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	2601	2598	3	2	99.88	99.92	0.19
201	1963	1959	4	3	99.80	99.85	0.36
202	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
203	2980	2955	25	37	99.16	98.76	2.08
205	2656	2654	2	0	99.92	100.00	0.08
207	1860	1700	160	46	91.40	97.37	11.08
208	2955	2933	22	13	99.26	99.56	1.18
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2643	7	10	99.74	99.62	0.64
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3250	3250	0	0	100.00	100.00	0.00
214	2262	2256	6	0	99.73	100.00	0.27
215	3363	3363	0	1	100.00	99.97	0.03
217	2208	2206	2	4	99.91	99.82	0.27
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	2483	2472	11	14	99.56	99.44	1.01
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	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3077	2	3	99.94	99.90	0.16
234	2753	2753	0	1	100.00	99.96	0.04
	109488	109136	352	235	99.64	99.78	0.57

ตาราง 4-5 ผลการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดจากวิธีการ PT กับ CWT และ QF

Records	DER of PT [9] (%)	DER of CWT (%)	DER of QF (%)
100	0.00	0.00	0.00
101	0.43	0.21	0.21
102	0.00	0.00	0.00
103	0.00	0.00	0.00
104	0.04	0.54	0.76
105	3.46	1.48	1.67
106	0.05	0.30	0.35
107	0.09	0.00	0.00
108	12.54	2.50	4.08
109	0.04	0.00	0.04
111	0.05	0.05	0.05
112	0.04	0.00	0.00
113	0.00	0.00	0.00
114	1.06	0.48	0.32
115	0.00	0.00	0.00
116	1.04	0.95	0.95
117	0.13	0.00	0.00
118	0.04	0.00	0.00
119	0.05	0.05	0.05
121	0.59	0.16	0.00
122	0.08	0.04	0.00
123	0.00	0.00	0.00
124	0.00	0.00	0.00
200	0.35	0.12	0.19
201	0.51	1.53	0.36
202	0.19	0.09	0.00
203	2.78	1.88	2.08
205	0.08	0.11	0.08
207	0.43	10.70	11.08
208	0.60	1.32	1.18
209	0.10	0.03	0.03
210	0.38	0.57	0.64
212	0.00	0.00	0.00
213	0.09	0.15	0.00
214	0.26	0.22	0.27
215	0.03	0.03	0.03
217	0.45	0.23	0.27
219	0.00	0.00	0.00
220	0.00	0.00	0.00
221	0.08	0.00	0.00
222	7.33	0.40	1.01
223	0.04	0.04	0.08
228	1.46	1.07	1.46
230	0.04	0.00	0.00
231	0.00	0.00	0.00
232	0.39	0.06	0.06
233	0.03	0.06	0.16
234	0.00	0.00	0.04
48 records	**0.71**	**0.53**	**0.58**

ตาราง 4-6 ผลการเปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอริทึมจากวิธีการ CWT และ QF กับบทความอื่นๆ

Author	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
Pan and Tompkins (1985) [9]	99.75	99.54	0.71
Hamilton and Tompkins (1986) [10]	99.69	99.77	0.54
Poli (1995) [11]	99.60	99.50	0.90
Lee (2002) [13]	99.69	99.87	0.43
Li (1995) [25]	99.89	99.94	0.17
Afonso (1999) [27]	99.55	99.59	0.86
Choi (2010) [30]	99.66	99.80	0.54
Zhang (2009) [35]	99.81	99.80	0.39
Proposed CWT method	99.64	99.79	0.53
Proposed QF method	99.65	99.78	0.57

ตาราง 4-7 ผลการเปรียบเทียบชุดข้อมูลที่ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดมากที่สุด 5 อันดับแรก

Method	Author	Top 5 of DER				
		1st	2nd	3rd	4th	5th
Filter	Pan [9]	108(12.38%)	222 (7.10%)	105 (3.43%)	203 (2.76%)	228 (1.46%)
Filter	Hamilton [10]	108 (5.38%)	222 (3.04%)	105 (2.90%)	203 (2.47%)	210 (1.60%)
Filter	Poli [11]	207	108	105	104	203
Filter	Lee [13]	222 (3.73%)	203 (2.38%)	114 (2.09%)	105 (1.75%)	201 (1.36%)
WT	Li [25]	108 (1.57%)	105 (1.08%)	203 (0.86%)	201 (0.66%)	228 (0.49%)
WT	Afonso [27]	108 (11.89%)	203 (4.03%)	105 (3.20%)	210 (2.36%)	208 (2.09%)
WT	Choi [30]	108 (4.71%)	228 (3.56%)	201 (2.39%)	203 (2.05%)	105 (2.02%)
Morphological	Zhang [35]	106 (2.00%)	116 (1.27%)	113 (1.16%)	105 (1.00%)	223 (0.99%)
WT	Proposed	207 (10.70%)	108 (2.50%)	203 (1.88%)	201(1.53%)	105(1.48%)
QF	Proposed	207 (11.08%)	108 (4.08%)	203 (2.08%)	105 (1.67%)	228 (1.46%)

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้กล่าวถึงบทสรุปของการวิจัยและข้อเสนอแนะสำหรับผู้ต้องการนำงานวิจัยนี้ไปอ้างอิงหรือพัฒนาต่อ ดังรายละเอียดต่อไปนี้

5.1 บทสรุป

งานวิจัยนี้เป็นการพัฒนาวิธีการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (R-wave) ทั้งในสัญญาณที่มีรูปแบบปกติและผิดปกติจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia Database จำนวน 48 ชุดข้อมูล กระบวนการดำเนินงานประกอบด้วยสี่ขั้นตอนหลักคือ การประมวลผลสัญญาณขั้นต้นเพื่อทำการกำจัดสัญญาณรบกวนองค์ประกอบความถี่ต่ำและองค์ประกอบความถี่สูงที่ไม่ต้องการออกไป ในงานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาการกำจัดสัญญาณรบกวนสองวิธีการหลักด้วยกันเริ่มต้นด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องโดยทำการศึกษาหาเวฟเล็ตแม่และระดับสเกลที่มีความเหมาะสมที่สุดในการกำจัดสัญญาณรบกวน และศึกษาการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติกซึ่งทำการออกแบบพร้อมปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ต่างๆให้มีความเหมาะสมในการลดสัญญาณรบกวนที่มีการปนเข้ามาในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นนำผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนการกำจัดสัญญาณรบกวนทั้งสองเข้าสู่กระบวนการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในงานวิจัยครั้งนี้ได้เลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่ ทำให้อัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณค่อนข้างง่ายไม่ยุ่งยากซับซ้อนมากนัก จากนั้นดำเนินการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณโดยใช้ค่า SEN (Sensitivity), PPR (Positive Predictive Rate) และ DER (Detection Error Rate) และนำค่าผลลัพธ์ที่ได้ทำการเปรียบเทียบกับบทความอื่นๆที่ได้รับความนิยมและมีความน่าเชื่อถือ

จากการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของอัลกอริทึมพบว่าการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องมีเวฟเล็ตแม่หลากหลายชนิดด้วยกันที่ให้ผลลัพธ์ทางด้านแอมปลิจูดและการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดี แต่เวฟเล็ตแม่ชนิดแม็กซิกันแฮ็ทให้ผลลัพธ์ออกมาดีที่สุดเมื่อเทียบกับเวฟเล็ตแม่ชนิดอื่นๆและค่าสเกลระดับ 3 มีความเหมาะสมที่สุดในการกำจัดสัญญาณรบกวนเนื่องจากให้ค่าความผิดพลาดออกมาน้อยที่สุด สำหรับการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก จากการออกแบบและการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ σ_y

พบว่าที่ σ_y เท่ากับ 0.7 มีความเหมาะสมในการกำจัดสัญญาณรบกวนเนื่องจากให้ค่าความผิดพลาดออกมาน้อยที่สุด พร้อมทั้งคุณภาพของอัลกอลิทึมที่ได้หลังจากผ่านการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องมีค่า SEN = 99.67% PPR = 99.80% DER= 0.53% และผลการประเมินประสิทธิภาพจากตัวกรองควอดราติกมีค่า SEN = 99.64% PPR = 99.78% DER= 0.57% จากค่าที่ได้พบว่าวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องมีค่า SEN และ PPR มีค่าสูงกว่าวิธีการตัวกรองควอดราติกเล็กน้อย สอดคล้องกับค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นน้อยกว่าประมาณ 0.04% จากค่าผลลัพธ์ที่ได้นี้เมื่อทำการเปรียบเทียบกับบทความอื่นๆพบว่ามีค่าใกล้เคียงกัน

5.2 ข้อเสนอแนะ

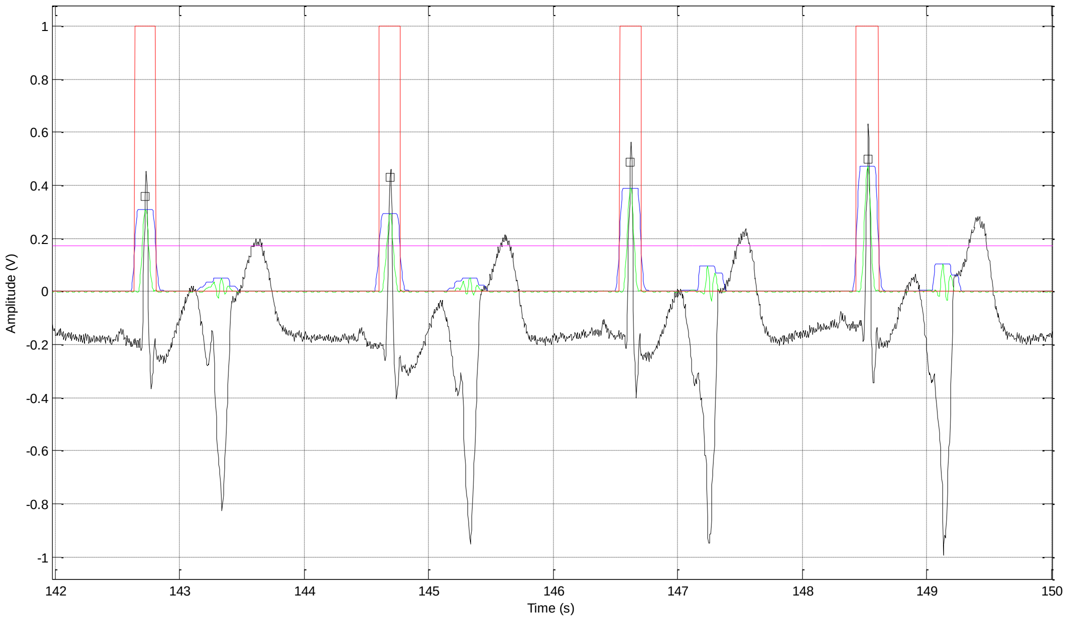
5.2.1 สำหรับการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตได้มุ่งเน้นทดสอบเฉพาะวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง ยังไม่ได้ลงละเอียดถึงวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย และการแปลงเวฟเล็ตแพ็กเก็ต รวมถึงเวฟเล็ตแม่ที่ใช้ในการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องยังคงมีอีกหลายชนิดที่ยังไม่ได้ศึกษาเน้นรายละเอียดเพื่อปรับหาค่าสเกลที่เหมาะสมที่สุด

5.2.2 สำหรับการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นด้วยตัวกรองควอดราติก ยังคงมีค่าพารามิเตอร์อีกหลายตัวที่ยังไม่ได้ทำการปรับเปลี่ยนค่าเช่น σ_x, θ อาจให้ค่าผลลัพธ์ออกมาได้ดีเทียบเท่าหรือดีกว่า

5.2.3 สำหรับขั้นตอนการตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในงานวิจัยนี้เลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบคงที่ ยังไม่ได้ลงรายละเอียดในการเลือกใช้เส้นขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้ คาดว่าให้ค่าผลลัพธ์ออกมาดีเทียบเท่าหรือดีกว่า

5.2.4 สำหรับปัญหาหลักของการประมวลผลสัญญาณในงานวิจัยนี้ที่ส่งผลให้เกิดค่าความผิดพลาดสูงในชุดข้อมูล 207 ดังภาพประกอบ 5-1 เนื่องจากชุดข้อมูลนี้ได้มาจากผู้ป่วยเพศหญิง อายุ 89 ปี มีจำนวน 1860 จุดยอดคลื่นสัญญาณซึ่งประกอบไปด้วยความผิดปกติของโรค Left bundle branch block จำนวน 1457 จุดยอดคลื่นสัญญาณ โรค Right bundle branch block จำนวน 86 จุดยอดคลื่นสัญญาณ โรค Atrial premature beat จำนวน 107 จุดยอดคลื่นสัญญาณ โรค Premature ventricular contraction จำนวน 105 จุดยอดคลื่นสัญญาณ และโรค Ventricular escape จำนวน 105 จุดยอดคลื่นสัญญาณ ซึ่งความผิดปกติของโรคต่างๆเหล่านี้ส่งผลให้รูปแบบสัญญาณและช่วงความถี่ของแต่ละโรคมีการเปลี่ยนแปลงแตกต่างกันออกไปตามเวลา ทำให้กระบวนการประมวลผลสัญญาณขั้นต้นที่ได้ทำการออกแบบให้สอดคล้องกับช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนและดึงคุณลักษณะเด่นของจุดยอดคลื่น R ออกมา

ได้ดีในบางจุดยอดคลื่นสัญญาณ ส่งผลให้กระบวนการตรวจจับจุดยอดสัญญาณในลำดับขั้นถัดไปที่เลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณคงที่แบบเดี่ยวเกิดความไม่เหมาะสมเนื่องจากมีค่าสูงเกินไปในบางช่วงเวลาของจุดยอดคลื่นสัญญาณที่มีความผิดปกติ เพื่อเป็นการแก้ไขปัญหาในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณในชุดข้อมูลนี้ จึงควรเลือกใช้ค่าขีดแบ่งสัญญาณแบบปรับตัวได้ เพื่อทำการปรับเปลี่ยนค่าตัวมันเองตามสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา คาดว่ามีโอกาสลดค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นได้



ภาพประกอบ 5-1 ผลการตรวจจับจุดยอดสัญญาณในชุดข้อมูล 207

บรรณานุกรม

[1] สำมะโนประชากรของประเทศไทย พ.ศ.2503-2543. สำนักงานสถิติแห่งชาติ.

[2] สำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ. 2550. การคาดประมาณประชากรของประเทศไทย 2543-2573.

[3] Shryock, Henry S. 2004. The Methods and Materials of Demography. New York: Academic Press.

[4] การสำรวจอนามัยและสวัสดิการ พ.ศ.2552 สำนักงานสถิติแห่งชาติ

[5] Cardiovascular diseases. (2010, June 31). [online]. Available: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/index.html

[6] World Health Organization.Cardiovascular diseases (CVDs). (2010, June 31). [online]. Available: http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html

[7] กระทรวงสาธารณสุข,สำนักโรคไม่ติดต่อ.รายงานประจำปี 2552.กรุงเทพ:โรงพิมพ์องค์การสงเคราะห์ทหารผ่านศึก

[8] นพ.สมศักดิ์ ชุณหรัศมิ์. 2553. สถานการณ์ผู้สูงอายุไทย พ.ศ. 2552. กรุงเทพฯ: มูลนิธิสถาบันวิจัยและพัฒนาผู้สูงอายุไทย (มส.ผส.).

[9] J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm,” *IEEE Trans. Biomed. Eng*., vol. 32, pp. 230–236, 1985.

[10] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, “Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database,” *IEEE Trans. Biomed. Eng*., vol. BME-33, no. 12, pp. 1157-1165, Dec. 1986.

[11] R. Poli, S. Cagnoni, and G. Valli, “Genetic design of optimum linear and nonlnear QRS detectors,” *IEEE Trans. Biomed. Eng*., vol. 42, pp. 1137–1141, Nov. 1995.

[12] D. Benitez, P.A. Gaydecki, A. Zaidi, and A.P. Fitzpatrick, “The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis,” *Comput. Biol. Med*., vol.31, pp. 399-406, 2001.

[13] J. W. Lee, K. S. Kim, B. Lee, B. Lee, and M. H. Lee, “A real time QRS detection using delay-coordinate mapping for the microcontroller implementation,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 30, pp. 1140–1151, 2002.

[14] B. U. Kohler, C. Hennig, and R. Orglmeister, “QRS detection using zero crossing counts,” Progress *in Biomedical Research*., vol. 8, no. 3, pp. 138-145, Sep. 2003.

[15] M. Cvikl, F. Jager, and A. Zemva, "Hardware implementation of a modified delay-coordinate mapping-based QRS complex detection algorithm," *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*., pp. 1-13, 2007.

[16] Y. C. Yeh and W. J. Wang, "QRS complexes detection for ECG signal: The difference operation method," *Comput. Methods Programs Biomed*., vol. 91, pp. 245-254, 2008.

[17] N. M. Arzeno, Z. D. Deng, and C. S. Poon, "Analysis of first-derivative based QRS detection algorithms," *IEEE Trans. Biomed. Eng*., vol. 55, no. 2, Feb. 2008.

[18] M. Adnane, Z. Jiang, and S. Choi, "Development of QRS detection algorithm designed for wearable cardiorespiratory system," *Comput. Methods Programs Biomed*., vol. 93, pp. 20–31, 2009.

[19] Z. E. H. Slimane and A. N.Ali, "QRS complex detection using Empirical Mode Decomposition," *Digital Signal Processing*., vol. 20, pp. 1221-1228, Jul. 2010.

[20] M. S. Manikandan and K.P. Soman, "A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal," *Biomed. Signal Process. Control.*, vol. 7, pp.118-128, 2012.

[21] A. Ghaffari, H. Golbayani, and M. Ghasemi, "A new mathematical based QRS detector using continuous wavelet transform," *Comput. Electr. Eng*., vol. 34, no. 2, pp. 81-91, 2008.

[22] B. Abibullaev and H. D. Seo, "A new QRS detection method using wavelets and artificial neural networks," *J. Med. Syst*., vol. 35, pp. 683-691, Aug. 2011.

[23] M. Rooijakkers, C. Rabotti, M. Bennebroek, J. van Meerbergen, and M. Mischi, "Low-complexity R-peak detection in ECG signals: A preliminary step towards ambulatory fetal monitoring," *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Boston, Massachusetts USA, pp. 1761-1764, 2011.

[24] J. P.V. Madeiro, P. C. Cortez, J. A.L. Marques, C. R.V. Seisdedos, and C. R.M.R. Sobrinho, "An innovative approach of QRS segmentation based on first-derivative, Hilbert and Wavelet Transforms," *Med. Eng. Phys*., vol. 34, pp. 1236-1246, 2012.

[25] C. Li, C. X. Zheng, and C. F. Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms," *IEEE Trans. Biomed. Eng*., vol. 42, no. 1, pp. 21–28, Jan. 1995.

[26] M. Bahoura, M. Hassani, and M. Hubin, "DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 52, no. 1, pp. 35–44, Jan. 1997.

[27] V. X. Afonso, W. J. Tompkins, T. Q. Nguyen, K. Michler, and S. Luo, "ECG beat detection using filter banks," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 2, pp. 192–202, Feb. 1999.

[28] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570–581, Apr. 2004.

[29] S. W. Chen, H. C. Chen, and H. L. Chan, "A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising," *Comput. Meth. Programs Biomed.*, vol. 82, pp. 187–195, 2006.

[30] 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, pp. 5208–5218, 2010.

[31] X. Liu, Y. Zheng, M. W. Phyu, B. Zhao, M. Je, and X. Yuan, "Multiple functional ECG signal is processing for wearable applications of long-term cardiac monitoring," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 2, pp.380-389, Feb. 2011.

[32] Z. Zidelmala, A. Amiroua, M. Adnaneb, and A. Belouchranib, "QRS detection based on wavelet coefficients," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 107, pp. 490–496, 2012.

[33] X. Liu, Y. Zheng, M. W. Phyu, F. N. Endru, V. Navaneethan, and Bin Zhao, "An ultra-low power ECG acquisition and monitoring ASIC system for WBAN applications," *IEEE J. Emerging Sel. Top. Circuits Syst.*, vol. 2, no. 1, pp. 60-70, Mar. 2012.

[34] S.A. Chouakri, F. B. Reguig, and A. T. Ahmed, "QRS complex detection based on multi wavelet packet decomposition," *Applied Mathematics and Computation.*, vol. 217, pp. 9508-9525, 2011.

[35] F. Zhang and Y. Lian, "QRS detection based on multi-scale mathematical morphology for wearable ECG device in body area networks," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 3, no. 4, pp. 220–228, Aug. 2009.

[36] F. Zhang and Y. Lian, “QRS Detection Based on Morphological Filter and Energy Envelope for Applications in Body Sensor Networks,” *J. Sign Process Syst.*, vol. 64, pp. 187-194, 2011.

[37] C. F. Zhang and T. W. Bae, “VLSI Friendly ECG QRS Complex Detector for Body Sensor Networks,” *IEEE J. Emerging Sel. Top. Circuits Syst.*, pp. 1-8, 2012.

[38] PhysioBank Archives : MITBIH , PhysioBank : Physiologic Signal Archives for Biomedical Research, 2003. Available online from:http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb

[39] Schematic diagram of normal sinus rhythm for a human heart as seen on ECG (with Czech labels), 2009-09-23. [online].Available: http://www.wikilectures.eu/index.php/File:ECG-PQRST%2Bpopis.svg

[40] W. J. Tompkins. Biomedical Digital Signal Processing C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM®PC. Englewood Cliffs : Prentice-Hall International Inc. NJ. USA, 1993

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

การทบทวนวรรณกรรม

ตารางที่ ก-1 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 105

Author	TP	FP	FN	FP+FN	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
Pan and Tompkins (1985) [9]	2572	67	22	89	99.15	97.46	3.43
Hamilton (1986) [10]	2564	53	22	75	99.15	97.97	2.90
Poli (1995) [11]	-	86	5	91	99.81	96.76	-
Lee (2002) [13]	2572	41	4	45	99.84	98.43	1.75
Li (1995) [25]	2572	15	13	28	99.50	99.42	1.08
Afonso (1999) [27]	2139	53	16	69	99.26	97.58	3.20
Choi (2010) [30]	2541	21	31	52	98.79	99.18	2.02
Zhang (2009) [35]	2572	7	19	26	99.27	99.73	1.00

ตารางที่ ก-2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 108

Author	TP	FP	FN	FP+FN	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
Pan and Tompkins (1985) [9]	1763	199	22	221	98.77	89.86	12.38
Hamilton (1986) [10]	1757	50	47	97	97.39	97.23	5.38
Poli (1995) [11]	-	143	25	168	98.58	92.40	-
Lee (2002) [13]	1763	9	11	20	99.38	99.49	1.13
Li (1995) [25]	1763	13	15	28	99.16	99.27	1.57
Afonso (1999) [27]	1425	121	55	176	96.28	92.17	11.89
Choi (2010) [30]	1714	34	49	83	97.22	98.05	4.71
Zhang (2009) [35]	1774	10	2	12	99.89	99.44	0.68

ตารางที่ ก-3 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 203

Author	TP	FP	FN	FP+FN	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
Pan and Tompkins (1985) [9]	2982	53	30	83	99.00	98.25	2.76
Hamilton (1986) [10]	2976	14	61	75	97.99	99.53	2.47
Poli (1995) [11]	-	50	12	62	99.60	98.34	-
Lee (2002) [13]	2980	25	47	72	98.45	99.17	2.38
Li (1995) [25]	2982	2	24	26	99.20	99.93	0.86
Afonso (1999) [27]	2420	39	61	100	97.54	98.41	4.03
Choi (2010) [30]	2944	25	36	61	98.79	99.16	2.05
Zhang (2009) [35]	2980	3	7	10	99.77	99.90	0.33

ตารางที่ ก-4 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 222

Author	TP	FP	FN	FP+FN	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
Pan and Tompkins (1985) [9]	2484	101	81	182	96.84	96.09	7.10
Hamilton (1986) [10]	2492	40	37	77	98.54	98.42	3.04
Poli (1995) [11]	-	4	10	14	99.60	99.84	-
Lee (2002) [13]	2483	5	91	96	96.46	99.80	3.73
Li (1995) [25]	2484	1	9	10	99.64	99.96	0.40
Afonso (1999) [27]	2112	4	4	8	99.81	99.81	0.38
Choi (2010) [30]	2480	1	3	4	99.88	99.96	0.16
Zhang (2009) [35]	2483	1	0	1	100.00	99.96	0.04

ตารางที่ ก-5 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 228

Author	TP	FP	FN	FP+FN	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
Pan and Tompkins (1985) [9]	2053	25	5	30	99.76	98.80	1.46
Hamilton (1986) [10]	2048	19	6	25	99.71	99.08	1.22
Poli (1995) [11]	-	25	3	28	99.85	98.80	-
Lee (2002) [13]	2053	7	5	12	99.76	99.66	0.58
Li (1995) [25]	2053	3	7	10	99.66	99.85	0.49
Afonso (1999) [27]	1697	32	6	38	99.65	98.15	2.23
Choi (2010) [30]	2016	36	37	73	98.20	98.25	3.56
Zhang (2009) [35]	2053	10	2	12	99.90	99.52	0.58

ตารางที่ ก-6 เปรียบเทียบประสิทธิภาพอัลกอลิทึมในการตรวจจับจุดยอดสัญญาณของชุดข้อมูล 201

Author	TP	FP	FN	FP+FN	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
Pan and Tompkins (1985) [9]	1963	0	10	10	99.49	100.00	0.51
Hamilton (1986) [10]	1946	3	19	22	99.03	99.85	1.12
Poli (1995) [11]	-	9	22	31	99.60	99.84	-
Lee (2002) [13]	1963	0	27	27	98.64	100.00	1.36
Li (1995) [25]	1963	1	12	13	99.39	99.95	0.66
Afonso (1999) [27]	1514	4	7	11	99.54	99.74	0.72
Choi (2010) [30]	1927	11	36	47	98.17	99.43	2.39
Zhang (2009) [35]	1963	2	4	6	99.80	99.90	0.31

ตารางที่ ก-7 สรุปรายละเอียดที่ได้จากการทบทวนบทความจำนวน 29 บทความ

Ref	Year	Author	Journal	Impact factor	Number of citation*	Number of comparison**
9	1985	J.Pan and W.J. Tompkins	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	25	12
10	1986	P.S. Hamilton and W.J. Tompkins	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	19	11
11	1995	R. Poli, S. Cagnoni, and G. Valli	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	11	7
12	2001	D. Benitez และคณะ	Computers in Biology and Medicine	1.112	2	2
13	2002	J. W. Lee และคณะ	Annals of Biomedical Engineering	2.374	3	2
14	2003	B.-U. Köhler และคณะ	Progress in Biomedical Research	-	-	-
15	2007	M. Cvik และคณะ	EURASIP Journal on Advances in Signal Processing	1.012	1	1
16	2008	Y. C. Yeh and W. J. Wanga	Computer methods and programs in biomedicine	1.238	1	-
17	2008	N. M. Arzeno และคณะ	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	-	-
18	2009	M. Adnane และคณะ	Computer methods and programs in biomedicine	1.238	1	1
19	2010	Z. E. H. Slimane and A. N. Ali	Digital Signal Processing	1.22	-	-

* จำนวนบทความที่ได้รับการอ้างอิงจาก 29 บทความที่ได้ทำการทบทวน

** จำนวนบทความที่ได้รับการเปรียบเทียบจาก 29 บทความที่ได้ทำการทบทวน

Ref	Year	Author	Journal	Impact factor	Number of citation	Number of comparison
20	2012	M.S. Manikandana and K.P. Somanb	Biomedical Signal Processing and Control	0.734	-	-
21	2008	A. Ghaffari และคณะ	Computers and Electrical Engineering	0.484	1	-
22	2011	B. Abibullaev and H. D. Seo	J Med Syst	1.064	-	-
23	2011	M. Rooijakkers และคณะ	33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS	-	-	-
24	2012	J. P.V. Madeiroa และคณะ	Medical Engineering & Physics	1.906	-	-
25	1995	C. Li, C. Zheng, and C. Tai	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	17	6
26	1997	M. Bahoura และคณะ	Computer methods and programs in biomedicine	1.238	3	2
27	1999	V.X. Afonso และคณะ	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	12	10
28	2004	J. P. Martínez และคณะ	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	7	7
29	2006	S. W. Chen และคณะ	Computer methods and programs in biomedicine	1.238	5	4
30	2010	S. Choi และคณะ	Expert Systems with Applications	1.924	1	1
31	2011	X. Liu และคณะ	IEEE Transactions On Biomedical Engineering	1.782	-	-

Ref	Year	Author	Journal	Impact factor	Number of citation	Number of comparison
32	2012	Z. Zidelmala และคณะ	Computer methods and programs in biomedicine	1.238	-	-
33	2012	X. Liu และคณะ	IEEE Journal On Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems	-	-	-
34	2011	S.A. Chouakri และคณะ	Applied Mathematics and Computation	1.534	-	-
35	2009	F. Zhang and Y. Lian	IEEE Transactions On Biomedical Circuits and Systems	1.74	2	2
36	2011	F. Zhang and Y. Lian	J Sign Process Syst	0.607	-	-
37	2012	C. F. Zhang and T. Bae	IEEE Journal On Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems	-	-	-

Ref	Signal Processing			ECG beat detector	
	High frequency noise removal	Low frequency noise removal	Envelope extraction	Detection of ECG beat	Irregular R-R interval checkup
9	cutoff frequency is 15 Hz, gain is 36 and delay is 6 samples $H_{LP}(Z)=\frac{(1-z^{-6})}{(1-z^{-1})}=\frac{1-2z^{-6}+z^{-12}}{1-2z^{-1}+z^{-2}}$	cutoff frequency is 5 Hz, gain is 1 and delay is 16 samples $H_{HP}(Z)=-\frac{\frac{-1}{32}+z^{-16}-z^{-17}+\frac{1}{32}z^{-32}}{1-z^{-1}}$	Differential equation, Squaring Function and Moving Window Integration	Four adaptive THV	Average RRI information
10	cutoff frequency is 15 Hz, gain is 36 and delay is 6 samples $H_{LP}(Z)=\frac{(1-z^{-6})}{(1-z^{-1})}=\frac{1-2z^{-6}+z^{-12}}{1-2z^{-1}+z^{-2}}$	cutoff frequency is 5 Hz, gain is 1 and delay is 16 samples $H_{HP}(Z)=-\frac{\frac{-1}{32}+z^{-16}-z^{-17}+\frac{1}{32}z^{-32}}{1-z^{-1}}$	Differential equation, Squaring Function and Moving Window Integration	Three adaptive THV	Refractory blanking (200 ms) and search back
11		Polynomial filter		Three adaptive THV	N/A
12	FIR filter, Kaiser–Bessel window, cutoff frequency at 20 Hz	FIR filter, Kaiser–Bessel window, cutoff frequency at 8 Hz	First differential and hilbert transform	Single adaptive THV $thr(i)=\begin{cases}0.39\max(i), & RMS(i)>0.18\max(i) \\ & \&\max(i)\le 2\max(i-1) \\ 0.39\max(i-1), & RMS(i)>0.18\max(i) \\ & \&\max(i)>2\max(i-1) \\ 1.6RMS(i), & RMS(i)<0.18\max(i).\end{cases}$	N/A
13	Lowpass filter (Cutoff 20 Hz) and Phase-space portrait			Two adaptive THV and Refractory blanking rule $LLV_n=V(n)+V(n-1),\ RLV_n=V(n)+V(n+1)$	Two THV level reduction (80%, 50%) if on QRS detection within 150% of the latest RR interval
14	FIR filter, cutoff frequency at 35 Hz	FIR filter, cutoff frequency at 18 Hz	zero crossing	Single adaptive THV $\Theta(n)=\lambda_\Theta\Theta(n-1)+(1-\lambda_\Theta)D(n)$	N/A

Ref	Signal Processing			ECG beat detector	
	High frequency noise removal	Low frequency noise removal	Envelope extraction	Detection of ECG beat	Irregular R-R interval checkup
15	Band pass Filter (Cutoff 9.2 Hz and 29.3 Hz) and Phase-space portrait			Two THV and Refractory blanking rule	two THV level reduction (80%, 50%) if on QRS detection within 150% of the latest RR interval
16	Notch filter, morphological filter (the best width is 0.07 s) and adaptive filter	Cut-off frequency 0.5 Hz	Differential equation	Two THV $\hat{x}_{df} = \begin{cases} 0 & \text{if } 0 < x_{df} < T_1, \text{or } T_2 < x_{df} < 0 \\ x_{df} & \text{if } x_{df} \geq T_1, \text{or } x_{df} \leq T_2 \end{cases}$	N/A
17	Kaiser Window, cutoff frequency at 20 Hz	Kaiser Window, cutoff frequency at 8 Hz	Derivative and Squaring Function	Based on root mean square (RMS) of segment	200–360 ms for T-wave removal
18	Cutoff frequency of 20 Hz, cascade of four digital filters	Cutoff frequency of 10 Hz, cascade of four digital filters	Normalization, squaring and differentiation	Three adaptive THV (amplitude THV, the positive slope THV and the negative slope THV)	successive RR intervals, the ratio of adjacent RR intervals, and the differences between the adjacent RR intervals
19	-	fifth-order high-pass Butterworth filter	Intrinsic Mode Functions(IMF), Moving window integrator	first-order low-pass Butterworth filter	N/A
20	BPF, Firs-Order Forward Differencing(FOFD), Amplitude Normalization		Shannon Energy(SE), Zero-Phase Filtering	Hilbert transform, moving average filter and positive zero crossing point	N/A
21	CWT, Haar wavelet			detect beat base on DT-CWT	N/A
22	CWT, sampling rate at 360 Hz, wavelet function is db5, bior 1.3, bior 6.8, sym 4			Single threshold	N/A

Ref	Signal Processing			ECG beat detector	
	High frequency noise removal	Low frequency noise removal	Envelope extraction	Detection of ECG beat	Irregular R-R interval checkup
23	DT-CWT, Mexican hat			Single adaptive THV $T = \alpha \cdot \widehat{T} + (1-\alpha) \cdot T_{prev},$	SNR estimation
24	CWT, Mexican hat, scale factor : 2^0 - 2^3		First derivative, Hilbert Transform and the squaring function	Single adaptive THV $th[k] = \frac{\beta_1 \times Re[k] + \beta_2 \times R[k-1]}{\beta_1 + \beta_2} \times \alpha$	Statistic metric $M_T = \frac{I[k] - \bar{m}(R-R)}{\sigma(R-R)},$
25	DWT, Quadratic spline, sampling rate at 250 Hz, 3 db bandwidth, scale factor : 2^1 - 2^5			detect beat base on DWT	N/A
26	DWT, Quadratic spline, sampling rate at 250 Hz, scale factor : 2^1 - 2^5			the appearance of a pair of peak on the wavelet transform in each scale 2^j (j=1…5)	
27	DWT, filter bank, sampling rate at 360 Hz, bandwidth of 5.6 Hz			Three THVs (T1=0.08, T2=0.70, T4=0.30)	Timing information
28	DWT, Quadratic spline, sampling rate at 250 Hz, scale factor : 2^1 - 2^5			Four THV base on RMS value of the WT at corresponding scales and searchback THV	Refractory (200 ms)
29	DWT (sampling rate at 200 Hz, 3 level decomposition), moving average filter(linear highpass filter, nonlinear lowpass filter)			Single adaptive THV $Threshold = \alpha\gamma PEAK + (1-\alpha)Threshold$	N/A
30	DWT (Db10) decompose at scale 4/ universal rule/ soft threshold function, sampling rate at 360 Hz	Second order butterworth lowpass filter with a cutoff frequency of 20 Hz $ecg_{qrs}(t)=ecg_f(t)-ecg_{blw}(t)$	Differential equation $\ddot{e}(t)+\omega\zeta$^2e(t) = ecgout(t)/M w= 62.8 rad/s and ζ= 70.7%	Single adaptive THV $aTHV_{new}$= mwf+$aTHV_{old}$(1-f) f=0.5 and w=0.25-0.65	Pattern of 5-point RRI consideration

Ref	Signal Processing			ECG beat detector	
	High frequency noise removal	Low frequency noise removal	Envelope extraction	Detection of ECG beat	Irregular R-R interval checkup
31	Decomposition HPF (DHPF) and decomposition LPF (DLPF) base on DWT, sampling rate at 1k Hz, 3 db bandwidth, scale factor : 2^1 - 2^8			Single adaptive THV $T_e(n) = \lambda_2 T_e(n-1) + (1-\lambda_2) T(n-1)$	N/A
32	DWT, Haar wavelet, sampling rate at 360 Hz, scale factor : 2^3, 2^4, 2^5			Single THV (lamda=0, 3*max(h))	Secondary THV of 0.5 times the previous one
33	Fourth-order low-pass filter, DWT sampling rate at 1k Hz, 3 db bandwidth, scale factor : 2^1 - 2^4			Single adaptive THV $\gamma_{\mathrm{QRS}} = c \cdot \sigma(S_p(n))$	N/A
34	WPT decomposition, up to level 4, 'haar' wavelet and db10			Two THV ('haar' and 'db10') frist THV= 0.235 and second THV= 0.28 time maximum of node M1	N/A
35	Multiscale Mathematical Morphology Filtering		Differential equation and Multi-frame accumlation	Single adaptive THV $T = \begin{cases} 0.1\mathrm{Max} & \mathrm{Max} < 3 \\ 0.27\mathrm{Max} & 3 \le \mathrm{Max} \le 5 \\ 0.15\mathrm{Max} & \mathrm{Max} > 5 \end{cases}$	N/A
36	Morphological Filter		CWT (db2)	Single adaptive THV $T = \begin{cases} 0.1\mathrm{Max} & \mathrm{Max} < 3 \\ 0.27\mathrm{Max} & 3 \le \mathrm{Max} \le 5 \\ 0.15\mathrm{Max} & \mathrm{Max} > 5 \end{cases}$	N/A
37	Morphological			Single adaptive THV $T = \begin{cases} 0.1\mathrm{Max}, & \mathrm{Max} < 3 \\ 0.3\mathrm{Max}, & 3 \le \mathrm{Max} \le 7 \\ 0.13\mathrm{Max}, & \mathrm{Max} > 7 \end{cases}$	N/A

Ref	Data base	Number of records	Evaluation		
			SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
9	MIT-BIH	48	99.75	99.54	0.71
10	MIT-BIH	48	99.69	99.77	0.54
11	MIT-BIH	48	99.6	99.5	0.9
12	MIT-BIH	22	99.94	99.93	0.13
13	MIT-BIH	48	99.69	99.87	0.43
14	MIT-BIH	48	99.7	99.57	0.73
15	MIT-BIH	48	99.82	99.82	0.36
16	MIT-BIH	48	99.85	99.95	0.19
17	MIT-BIH	48	99.57	99.59	0.83
18	MIT-BIH	48	99.77	99.64	0.59
19	MIT-BIH	48	99.84	99.92	0.23
20	MIT-BIH	48	99.93	99.86	0.21
21	MIT-BIH	48	99.91	99.72	0.402
22	MIT-BIH	30	(SEN+PPR)/2=97.2		-
23	MIT-BIH	48	99.9	99.88	0.22
24	MIT-BIH	48	99.15	99.18	1.69
25	MIT-BIH	48	99.89	99.94	0.17
26	MIT-BIH	48	99.83	99.88	0.29
27	MIT-BIH	48	99.55	99.59	0.86
28	MIT-BIH	48	99.8	99.86	0.34
29	MIT-BIH	45	99.55	99.49	0.958
30	MIT-BIH	48	99.66	99.8	0.54
31	MIT-BIH	48	99.8	99.86	0.35
32	MIT-BIH	48	99.64	99.82	0.54
33	MIT-BIH	-	99.8	99.86	0.35
34	MIT-BIH	48	99.14	98.94	1.92
35	MIT-BIH	48	99.81	99.8	0.39
36	MIT-BIH	48	99.8	99.78	0.42
37	MIT-BIH	48	99.76	99.82	0.43

ตารางที่ ก-8 กระบวนการสำหรับประมวลผลสัญญาณที่ใช้ในบทความจากการทบทวนวรรณกรรม

Ref	**Noise removal**	**Differential equation**	**Squaring function**	**Moving window integration**	**Hilbert transform**	**Zero crossing**	**Related with WT**	**Others**
9	Filter	✓	✓	✓				
10	Filter	✓	✓	✓				
11	Filter							✓
12	Filter	✓			✓			
13	Filter							✓
14	Filter					✓		
15	Filter							✓
16	Filter	✓						✓
17	Filter	✓	✓					
18	Filter	✓	✓					
19	Filter			✓				✓
20	Filter							✓
21	WT						✓	
22	WT						✓	
23	WT						✓	
24	WT	✓	✓		✓			
25	WT						✓	
26	WT					✓	✓	
27	WT						✓	
28	WT						✓	
29	WT			✓			✓	
30	WT	✓						
31	WT						✓	
32	WT						✓	
33	WT						✓	
34	WT			✓			✓	
35	Morphology	✓						✓
36	Morphology						✓	✓
37	Morphology							✓

ภาคผนวก ข

ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

ตาราง ข-1 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 2.4

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	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	2222	6	18	99.73	99.20	1.08
105	2572	2564	8	45	99.69	98.28	2.06
106	2027	2027	0	9	100.00	99.56	0.44
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1720	43	26	97.56	98.51	3.91
109	2532	2531	1	1	99.96	99.96	0.08
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1879	0	3	100.00	99.84	0.16
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	3	99.21	99.87	0.91
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1861	2	1	99.89	99.95	0.16
122	2476	2476	0	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	1	100.00	99.93	0.07
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2598	3	3	99.88	99.88	0.23
201	1963	1961	2	4	99.90	99.80	0.31
202	2136	2135	1	2	99.95	99.91	0.14
203	2980	2960	20	50	99.33	98.34	2.35
205	2656	2653	3	0	99.89	100.00	0.11
207	1860	1674	186	29	90.00	98.30	11.56
208	2955	2933	22	22	99.26	99.26	1.49
209	3005	3005	0	0	100.00	100.00	0.00
210	2650	2648	2	18	99.92	99.32	0.75
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3251	3242	9	8	99.72	99.75	0.52
214	2262	2256	6	2	99.73	99.91	0.35
215	3363	3363	0	2	100.00	99.94	0.06
217	2208	2207	1	2	99.95	99.91	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	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	2483	2483	0	2	100.00	99.92	0.08
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2041	12	27	99.42	98.69	1.90
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	2	100.00	99.89	0.11
233	3079	3077	2	2	99.94	99.94	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109491	109141	350	288	99.64	99.74	0.61

ตาราง ข-2 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 2.6

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	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	2223	5	13	99.78	99.42	0.81
105	2572	2563	9	23	99.65	99.11	1.24
106	2027	2027	0	10	100.00	99.51	0.49
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1722	41	18	97.67	98.97	3.35
109	2532	2531	1	1	99.96	99.96	0.08
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1879	0	6	100.00	99.68	0.32
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	5	99.21	99.79	1.00
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1861	2	1	99.89	99.95	0.16
122	2476	2476	0	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2599	2	3	99.92	99.88	0.19
201	1963	1953	10	1	99.49	99.95	0.56
202	2136	2135	1	1	99.95	99.95	0.09
203	2980	2958	22	44	99.26	98.53	2.21
205	2656	2653	3	0	99.89	100.00	0.11
207	1860	1687	173	41	90.70	97.63	11.51
208	2955	2940	15	23	99.49	99.22	1.29
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2644	6	11	99.77	99.59	0.64
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3251	3248	3	4	99.91	99.88	0.22
214	2262	2258	4	3	99.82	99.87	0.31
215	3363	3363	0	2	100.00	99.94	0.06
217	2208	2207	1	4	99.95	99.82	0.23
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	2483	2481	2	4	99.92	99.84	0.24
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2040	13	19	99.37	99.08	1.56
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	2	100.00	99.89	0.11
233	3079	3078	1	2	99.97	99.94	0.10
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109491	109156	335	249	99.66	99.77	0.57

ตาราง ข-3 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 2.8

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	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	2226	2	14	99.91	99.38	0.72
105	2572	2559	13	23	99.49	99.11	1.40
106	2027	2020	7	5	99.65	99.75	0.59
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1745	18	36	98.98	97.98	3.06
109	2532	2531	1	0	99.96	100.00	0.04
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1879	0	5	100.00	99.73	0.27
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	4	99.21	99.83	0.95
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1861	2	1	99.89	99.95	0.16
122	2476	2476	0	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2598	3	2	99.88	99.92	0.19
201	1963	1954	9	1	99.54	99.95	0.51
202	2136	2135	1	2	99.95	99.91	0.14
203	2980	2935	45	18	98.49	99.39	2.11
205	2656	2653	3	0	99.89	100.00	0.11
207	1860	1717	143	59	92.31	96.68	10.86
208	2955	2941	14	25	99.53	99.16	1.32
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2644	6	10	99.77	99.62	0.60
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3251	3247	4	3	99.88	99.91	0.22
214	2262	2257	5	1	99.78	99.96	0.27
215	3363	3363	0	1	100.00	99.97	0.03
217	2208	2207	1	3	99.95	99.86	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	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	2483	2481	2	3	99.92	99.88	0.20
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2044	9	15	99.56	99.27	1.17
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3078	1	2	99.97	99.94	0.10
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109491	109181	310	241	99.70	99.77	0.54

ตาราง ข-4 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3.2

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	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	2227	1	8	99.96	99.64	0.40
105	2572	2552	20	25	99.22	99.03	1.75
106	2027	2025	2	4	99.90	99.80	0.30
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1747	16	28	99.09	98.42	2.50
109	2532	2532	0	0	100.00	100.00	0.00
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	1	100.00	99.96	0.04
113	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1865	14	6	99.25	99.68	1.06
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	4	99.21	99.83	0.95
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
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	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2598	3	0	99.88	100.00	0.12
201	1963	1933	30	2	98.47	99.90	1.63
202	2136	2134	2	0	99.91	100.00	0.09
203	2980	2934	46	20	98.46	99.32	2.21
205	2656	2653	3	0	99.89	100.00	0.11
207	1860	1743	117	77	93.71	95.77	10.43
208	2955	2935	20	16	99.32	99.46	1.22
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2645	5	9	99.81	99.66	0.53
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3251	3250	1	0	99.97	100.00	0.03
214	2262	2258	4	1	99.82	99.96	0.22
215	3363	3363	0	0	100.00	100.00	0.00
217	2208	2205	3	2	99.86	99.91	0.23
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2426	1	0	99.96	100.00	0.04
222	2483	2475	8	7	99.68	99.72	0.60
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2040	13	9	99.37	99.56	1.07
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3077	2	0	99.94	100.00	0.06
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109491	109158	333	229	99.68	99.77	0.55

ตาราง ข-5 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3.4

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	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	2226	2	6	99.91	99.73	0.36
105	2572	2560	12	34	99.53	98.69	1.79
106	2027	2025	2	3	99.90	99.85	0.25
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1747	16	24	99.09	98.64	2.27
109	2532	2532	0	0	100.00	100.00	0.00
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	1	100.00	99.96	0.04
113	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1852	27	6	98.56	99.68	1.76
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	4	99.21	99.83	0.95
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	2476	2476	0	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2598	3	0	99.88	100.00	0.12
201	1963	1916	47	1	97.61	99.95	2.45
202	2136	2135	1	1	99.95	99.95	0.09
203	2980	2931	49	29	98.36	99.02	2.62
205	2656	2653	3	0	99.89	100.00	0.11
207	1860	1732	128	59	93.12	96.71	10.05
208	2955	2938	17	12	99.42	99.59	0.98
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2645	5	8	99.81	99.70	0.49
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3251	3251	0	0	100.00	100.00	0.00
214	2262	2258	4	0	99.82	100.00	0.18
215	3363	3363	0	0	100.00	100.00	0.00
217	2208	2205	3	2	99.86	99.91	0.23
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2426	1	0	99.96	100.00	0.04
222	2483	2471	12	18	99.52	99.28	1.21
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2044	9	12	99.56	99.42	1.02
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3077	2	0	99.94	100.00	0.06
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109491	109126	365	229	99.64	99.78	0.58

ตาราง ข-6 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในสเกลระดับ 3.6

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	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	2229	2226	3	7	99.87	99.69	0.45
105	2572	2557	15	35	99.42	98.65	1.94
106	2027	2024	3	1	99.85	99.95	0.20
107	2136	2135	1	0	99.95	100.00	0.05
108	1763	1748	15	30	99.15	98.31	2.55
109	2532	2532	0	0	100.00	100.00	0.00
111	2124	2122	2	0	99.91	100.00	0.09
112	2539	2539	0	1	100.00	99.96	0.04
113	1795	1795	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1807	72	6	96.17	99.67	4.15
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2390	22	2	99.09	99.92	1.00
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	2476	2476	0	1	100.00	99.96	0.04
123	1518	1518	0	0	100.00	100.00	0.00
124	1619	1619	0	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2598	3	0	99.88	100.00	0.12
201	1963	1908	55	1	97.20	99.95	2.85
202	2136	2135	1	1	99.95	99.95	0.09
203	2980	2929	51	38	98.29	98.72	2.99
205	2656	2653	3	0	99.89	100.00	0.11
207	1860	1756	104	80	94.41	95.64	9.89
208	2955	2936	19	13	99.36	99.56	1.08
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2645	5	8	99.81	99.70	0.49
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3251	3251	0	0	100.00	100.00	0.00
214	2262	2258	4	1	99.82	99.96	0.22
215	3363	3363	0	0	100.00	100.00	0.00
217	2208	2205	3	2	99.86	99.91	0.23
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2426	1	0	99.96	100.00	0.04
222	2483	2464	19	30	99.23	98.80	1.97
223	2605	2604	1	0	99.96	100.00	0.04
228	2053	2041	12	8	99.42	99.61	0.97
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3078	1	0	99.97	100.00	0.03
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109492	109076	416	273	99.59	99.74	0.67

ภาคผนวก ค

ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการตัวกรองควอดราติก

ตาราง ค-1 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σ_y เท่ากับ 0.4

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2272	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	2229	2223	6	25	99.73	98.89	1.39
105	2572	2559	13	20	99.49	99.22	1.28
106	2027	2026	1	11	99.95	99.46	0.59
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1718	45	42	97.45	97.61	4.93
109	2532	2530	2	2	99.92	99.92	0.16
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1794	1794	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1876	3	3	99.84	99.84	0.32
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	3	99.21	99.87	0.91
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	0	100.00	100.00	0.00
121	1863	1860	3	1	99.84	99.95	0.21
122	2476	2476	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	2601	2596	5	3	99.81	99.88	0.31
201	1963	1963	0	1	100.00	99.95	0.05
202	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
203	2980	2943	37	38	98.76	98.73	2.52
205	2656	2654	2	0	99.92	100.00	0.08
207	1860	1689	171	31	90.81	98.20	10.86
208	2955	2938	17	26	99.42	99.12	1.46
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2640	10	6	99.62	99.77	0.60
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3250	3229	21	20	99.35	99.38	1.26
214	2262	2253	9	1	99.60	99.96	0.44
215	3363	3363	0	1	100.00	99.97	0.03
217	2208	2208	0	6	100.00	99.73	0.27
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2048	2048	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	2483	2475	8	5	99.68	99.80	0.52
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2034	19	16	99.07	99.22	1.70
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3076	3	2	99.90	99.94	0.16
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109490	109094	396	270	99.61	99.75	0.64

ตาราง ค-2 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σ_y เท่ากับ 0.55

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2272	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	2228	2224	4	20	99.82	99.11	1.08
105	2572	2561	11	20	99.57	99.23	1.21
106	2027	2018	9	3	99.56	99.85	0.59
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1728	35	46	98.01	97.41	4.59
109	2532	2531	1	1	99.96	99.96	0.08
111	2124	2123	1	0	99.95	100.00	0.05
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1794	1794	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1876	3	3	99.84	99.84	0.32
115	1953	1953	0	0	100.00	100.00	0.00
116	2412	2393	19	2	99.21	99.92	0.87
117	1535	1535	0	0	100.00	100.00	0.00
118	2278	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	0	100.00	100.00	0.00
121	1863	1862	1	1	99.95	99.95	0.11
122	2476	2476	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	2601	2598	3	4	99.88	99.85	0.27
201	1963	1962	1	2	99.95	99.90	0.15
202	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
203	2980	2947	33	36	98.89	98.79	2.32
205	2656	2654	2	0	99.92	100.00	0.08
207	1860	1687	173	28	90.70	98.37	10.81
208	2955	2941	14	21	99.53	99.29	1.18
209	3005	3005	0	1	100.00	99.97	0.03
210	2650	2645	5	12	99.81	99.55	0.64
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3250	3250	0	0	100.00	100.00	0.00
214	2262	2255	7	1	99.69	99.96	0.35
215	3363	3363	0	1	100.00	99.97	0.03
217	2208	2207	1	4	99.95	99.82	0.23
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2427	0	0	100.00	100.00	0.00
222	2483	2473	10	7	99.60	99.72	0.68
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2038	15	16	99.27	99.22	1.51
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	1	100.00	99.94	0.06
233	3079	3078	1	3	99.97	99.90	0.13
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109488	109138	350	238	99.65	99.78	0.58

ตาราง ค-3 ผลการประเมินประสิทธิภาพจากวิธีการตัวกรองควอดราติกในพารามิเตอร์ σ_y เท่ากับ 0.85

Record	Total (beats)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	SEN(%)	PPR(%)	DER(%)
100	2272	2272	0	0	100.00	100.00	0.00
101	1865	1864	1	5	99.95	99.73	0.32
102	2187	2187	0	0	100.00	100.00	0.00
103	2084	2084	0	0	100.00	100.00	0.00
104	2229	2229	0	23	100.00	98.98	1.03
105	2572	2554	18	34	99.30	98.69	2.02
106	2027	2021	6	2	99.70	99.90	0.39
107	2136	2136	0	0	100.00	100.00	0.00
108	1763	1723	40	43	97.73	97.57	4.71
109	2532	2532	0	1	100.00	99.96	0.04
111	2124	2122	2	3	99.91	99.86	0.24
112	2539	2539	0	0	100.00	100.00	0.00
113	1794	1794	0	0	100.00	100.00	0.00
114	1879	1877	2	9	99.89	99.52	0.59
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	2278	0	0	100.00	100.00	0.00
119	1987	1987	0	1	100.00	99.95	0.05
121	1863	1860	3	7	99.84	99.63	0.54
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	0	100.00	100.00	0.00
200	2601	2599	2	2	99.92	99.92	0.15
201	1963	1945	18	2	99.08	99.90	1.02
202	2136	2135	1	2	99.95	99.91	0.14
203	2980	2934	46	30	98.46	98.99	2.55
205	2656	2654	2	0	99.92	100.00	0.08
207	1860	1771	89	108	95.22	94.25	10.59
208	2955	2930	25	8	99.15	99.73	1.12
209	3005	3005	0	2	100.00	99.93	0.07
210	2650	2642	8	13	99.70	99.51	0.79
212	2748	2748	0	0	100.00	100.00	0.00
213	3250	3250	0	0	100.00	100.00	0.00
214	2262	2256	6	0	99.73	100.00	0.27
215	3363	3363	0	1	100.00	99.97	0.03
217	2208	2202	6	3	99.73	99.86	0.41
219	2154	2154	0	0	100.00	100.00	0.00
220	2047	2047	0	0	100.00	100.00	0.00
221	2427	2427	0	1	100.00	99.96	0.04
222	2483	2466	17	64	99.32	97.47	3.26
223	2605	2604	1	1	99.96	99.96	0.08
228	2053	2031	22	12	98.93	99.41	1.66
230	2256	2256	0	0	100.00	100.00	0.00
231	1571	1571	0	0	100.00	100.00	0.00
232	1780	1780	0	2	100.00	99.89	0.11
233	3079	3076	3	2	99.90	99.94	0.16
234	2753	2753	0	0	100.00	100.00	0.00
	109489	109150	339	384	99.68	99.63	0.70

ภาคผนวก ง

Proceedings' title

"Feasibility Study on Applying the Quadratic Filter for

ECG R-Peak Detection Preprocessing"

Presented in

The 6th International Convention on Rehabilitation Engineering

& Assistive Technology (i-CREATe2012)

24 – 26 July 2012 at ITE College East, Singapore

Feasibility Study on Applying the Quadratic Filter for ECG R-Peak Detection Preprocessing

Saranya Chaiwisood
Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University
sarunya.ch@hotmail.com

Pornchai Phukpattaranont
Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University
pornchai.p@psu.ac.th

Booncharoen Wongkittisuksa
Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University
booncharoen.w@psu.ac.th

ABSTRACT

This article presents the feasibility study of applying the quadratic filter (QF) for removing noise in ECG R-peak detection preprocessing. The important advantage of the QF, which is a 2D filter, over linear filtering is that it has two degrees of freedom for optimizing noise removal in ECG signals. The QF is designed in the frequency domain based on the sum of two 2D Gaussian filters. Subsequently, the filter coefficients can be obtained using the inverse Fourier transform. The QF from proposed algorithm was evaluated with ECG signals from the MIT-BIH arrhythmia database (MITDB). Results show the feasibility of the QF on removing noise in ECG data, i.e. power line noise, EMG noise, motion noise, P-wave noise, and T-wave noise. This opens the opportunity for the QF as a preprocessing step to increase accuracy in ECG R-peak detection.

Categories and Subject Descriptors

C.3 [**Special-purpose and application-based systems**]: – *Real-time and embedded systems.*

General Terms

Algorithms, Design, Experimental

Keywords

Electrocardiography (ECG), ECG beat detection, Signal processing, Quadratic filter, Volterra filter

1. INTRODUCTION

The prevention and treatment of heart disease are very important in the elderly people. World Health Organization (WHO) reported that 17.5 million people died of cardiovascular disease in 2005. It has been the first cause of death for people around the world. This disease tends to increase steadily. It is expected that 20 million people will die from this disease in 2015 [1-2]. In Thailand, the death rate from cardiovascular disease is found to be the top three. In other words, the average death rate from this disease is four people per hour [3].

Moreover, the decrease in the number of newborn babies and human longevity due to the development of science and public health result in an aging society. The aging society is the society that has a population of age 60 years and over more than 10 percent. The census information by Office of the National Economics and Social Development Board found that Thailand has been the country of aging society with 10.4 percent 10.5 percent and 10.7 percent of the elderly in the year of 2005, 2006, and 2007, respectively [4]. As a result, the lack of a care taker for the elderly is a serious problem that is inevitable.

To alleviate the problems, our research team has been developing the health monitoring systems and smart home project for the elderly so that they can live independently on their own as much as possible. This research aims to develop a small device that can send signals and electrocardiogram (ECG) to check the movement of the elderly including the fall event notifications. The care taker can monitor the status of the user closely and can timely assist when situations is serious and in emergency. This article discusses the feasibility study on applying quadratic filter (QF) for ECG R-Peak detection preprocessing, which is the subsystem in the project.

2. ALGORITHMS

ECG R-peak detection algorithm consists of two main steps: signal preprocessing and ECG beat detector. The objective of signal preprocessing is to remove noise, i.e., power line noise, EMG noise, motion noise, and noise from P and T waves. There are three categories of signal preprocessing for recent publications: Linear filtering [5-8], wavelet-based processing [9-11], and morphological operations [12-13]. However, the application of the QF, which is derived from the second-order Volterra filter have not been carefully studied. Unlike the linear filtering, the important advantage of the QF is that it has two degrees of freedom for optimization in removing noise contaminated in ECG signals. Details of the QF derivation are given as follows.

The design of QF for removing noise in ECG signals is performed in frequency domain. Figure 1 shows 2D magnitude frequency response of the QF in frequency domain. The linear-phased QF is designed based on the sum of two 2D Gaussian filters, which is given by

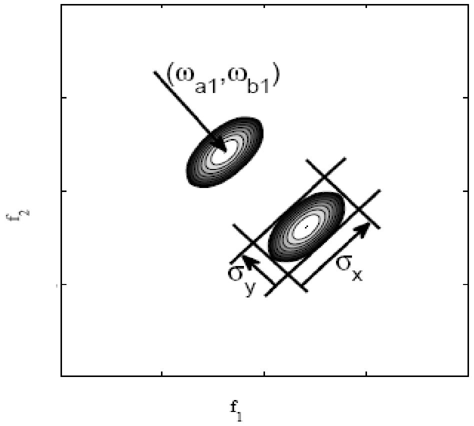


Figure 1. 2D magnitude frequency response of the QF in frequency domain.

$$G(\omega_{1k},\omega_{2l}) = \frac{G_1(\omega_{1k},\omega_{2l}) + G_1(\omega_{1k},\omega_{2l})}{\max\{G_1 + G_1\}} \tag{1}$$

where

$$G_i(\omega_{1k},\omega_{2l}) = \exp\{-[A(\omega_{1k}-\omega_{ai})^2 + B(\omega_{1k}-\omega_{ai})(\omega_{2k}-\omega_{bi}) + C(\omega_{2k}-\omega_{bi})^2]\}, \tag{2}$$

for i = 1, 2 with:

$$A = \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_y}\right)^2 \tag{3}$$

$$B = -\frac{\sin 2\theta}{\sigma_x^2} + \frac{\sin 2\theta}{\sigma_y^2} \tag{4}$$

$$C = \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_y}\right)^2. \tag{5}$$

The coefficient (ω_{ai}, ω_{bi}) is the center of Gaussian filter, σ_x and σ_y are constants that define the passband width along two frequency directions, and θ is the rotation angle. Note that the passband frequencies should be approximately placed at the passband frequencies of the QRS response. In the design, parameters should be varied and investigated in order to achieve the best filter for removing noise. Our goal in the design is to calculate coefficients of the QF, $h(n_1, n_2)$, from the frequency response given by

$$H(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}}) = G(\omega_{1k},\omega_{2l})e^{j\phi(\omega_{1k}+\omega_{2l})} \tag{6}$$

where $G(\omega_{1k}, \omega_{2l})$ represents the desired magnitude response based on the 2D Gaussian filters and $\phi(\omega_{1k}, \omega_{2l})$ is the phase response. Parameters to be optimized are as follows: the center of Gaussian filter, the rotation angle (θ), the width of the passband along the cross-diagonal (σ_x) and diagonal orientations (σ_y). Please see [14] for more details. After the filter coefficients $h(n_1, n_2)$ are obtained, the output signal is produced by applying the QF coefficients to the ECG data, which can be expressed as

$$y(k) = \sum_{n_1=0}^{P-1}\sum_{n_2=0}^{P-1} h(n_1,n_2)x(k-n_1)x(k-n_2). \tag{7}$$

3. MATERIALS AND METHODS

To evaluate the feasibility of the proposed algorithm, ECG signals from the MIT-BIH arrhythmia database (MITDB) [15] were used for validation of our algorithm. The MITDB was very well known ECG database. It was used for validation of ECG R-peak detection algorithms in many previous publications [5-13]. Five records were used in this paper for demonstrating the feasibility of the proposed algorithm as follows.

- Record 100 consists of normal ECG data.
- Record 101 consists of ECG data with severe abrupt change in potential.
- Record 104 consists of ECG data with the influence of muscle artifacts.
- Record 203 consists of ECG data with QRS morphology changes due to axis shifts, the influence of muscle artifacts, and baseline shifts.
- Record 222 consists of ECG data with the influence of the respiratory related rhythms and muscle artifacts.

4. RESULTS

Figure 2 shows the magnitude of 2D frequency responses of the QF under investigation. The centers of Gaussian function are at frequency (-15, 15) and (15, -15) Hz. Other parameters, i.e., (σ_x, σ_y,θ) for the QF are (1.1, 0.55, -π/4). Figure 3 shows the coefficients of the corresponding QF. The size of the QF in time domain is 37 by 37. The plots of the ECG waveform for MITDB records 100, 101, 104, 203, 222 and their corresponding output signals from the QF are shown in Figure 4-7. Most of noise can be appropriately removed by the QF. However, there are some false positive and false negative errors. For example, two peaks marked as FP (false positive) from record 101 in Figure 5 are artifacts because of severe abrupt change in potential. R peaks from record 104 between the times of 8.5 – 10 s shown in Figure 6 cannot be clearly seen because the influence of muscle artifacts cannot be totally removed.

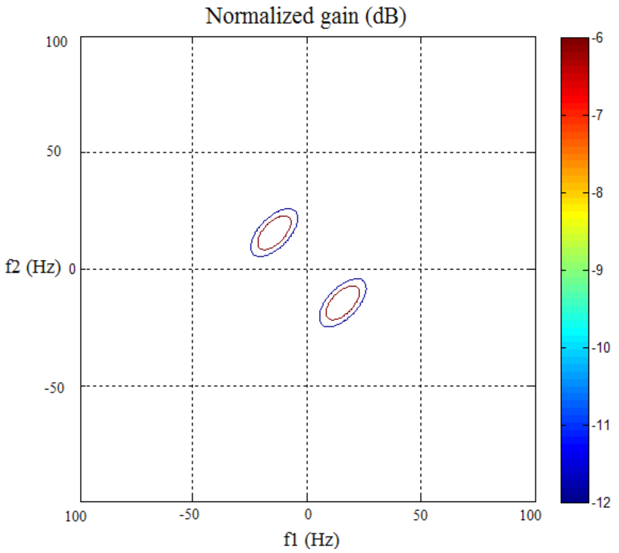


Figure 2. The magnitude of 2D frequency response.

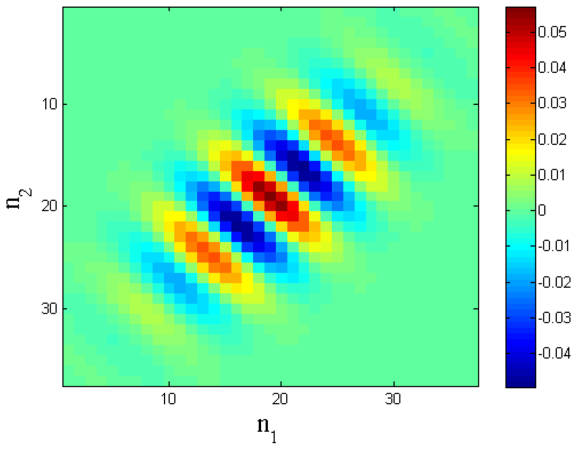


Figure 3. Coefficients of the QF shown in time domain.

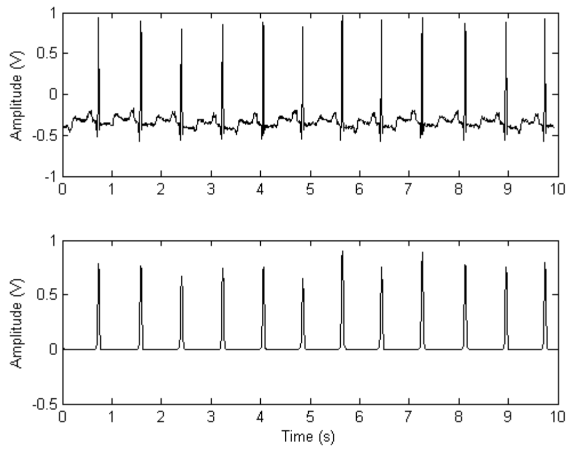


Figure 4. Top: Plot of the ECG waveform for MITDB record 100. Bottom: The output signal from the QF.

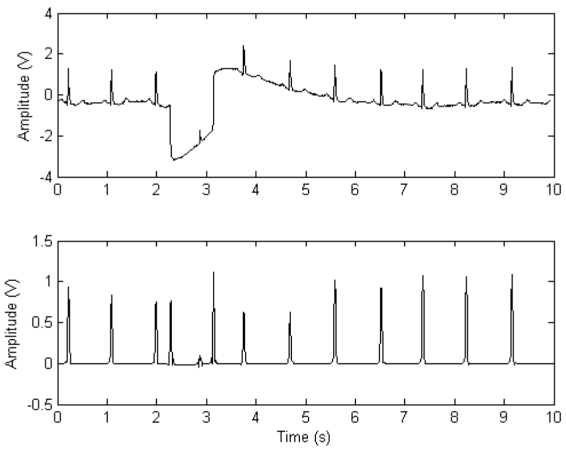


Figure 5. Top: Plot of the ECG waveform for MITDB record 101. Bottom: The output signal from the QF.

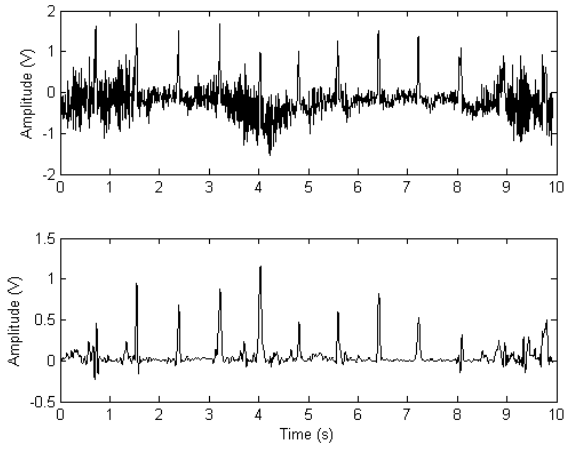


Figure 6. Top: Plot of the ECG waveform for MITDB record 104. Bottom: The output signal from the QF.

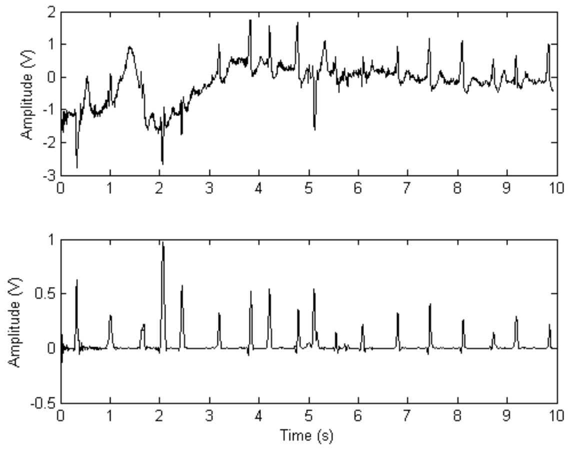


Figure 7. Top: Plot of the ECG waveform for MITDB record 203. Bottom: The output signal from the QF.

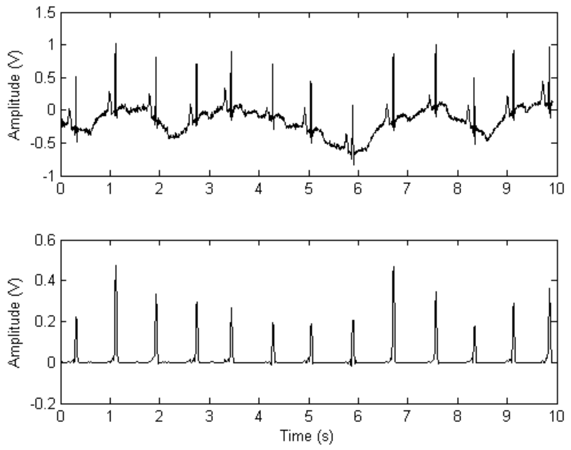


Figure 8. Top: Plot of the ECG waveform for MITDB record 222. Bottom: The output signal from the QF.

5. CONCLUSIONS

We present the feasibility study on applying the QF for removing noise, which is the important step in ECG R-Peak detection preprocessing. The QF is designed in the frequency domain based on the sum of two 2D Gaussian filters. Subsequently, the filter coefficients can be obtained using the inverse Fourier transform. The QF from proposed algorithm was evaluated with 5 records from MITDB data consisting of variety of noise. Results show that the QF is feasible for removing noise in ECG data. However, more investigations on parameter optimization need to be studied. Results will be reported in the near future.

6. ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by National Research Council of Thailand and NECTEC-PSU center of excellence for rehabilitation engineering.

7. REFERENCES

[1] Cardiovascular diseases. 2010 June 31 [online]. Available:URL:http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/index.html.

[2] World Health Organization. Cardiovascular diseases (CVDs). 2010 June 31[online]. Available: http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html.Book.

[3] Ministry of Public Health. Bureau of Non Communicable Disease. Annual Report in 2009. Bangkok.

[4] Foundation of Thai Gerontology Research and Development. May 22, 2009 [online] Available:URL: http://tgri.thainhf.org/index.php?module=news&page2=detail&id=160.

[5] Hamilton P. S. and Tompkins W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database. *IEEE Trans. Biomed. Eng*., BME-33, 12, (Dec. 1986), 1157-65.

[6] Manikandan M. S. and Soman K.P. A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal. *Biomed. Signal Proces*., 7, 2012, 118-128.

[7] Slimane Z. E. H. and Ali A. N. QRS complex detection using Empirical Mode Decomposition. *Digit Signal Process*. 20, (Jul. 2010), 1221-28.

[8] Liu X., Zheng Y., Phyu M. W., Endru F. N., Navaneethan V., and Zhao B. An Ultra-Low Power ECG Acquisition and Monitoring ASIC System for WBAN Applications. *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics on Circuits and Systems*. 2012.

[9] Madeiro J. P.V., Cortez P. C., J. Marques A.L., C. R.V. Seisdedos, and Sobrinho C. R.M.R., An innovative approach of QRS segmentation based on first-derivative, Hilbert and Wavelet Transforms. *Med. Eng. Phys*. 2012.

[10] Zidelmala Z., Amiroua A., Adnaneb M., and Belouchranib A. QRS detection based on wavelet coefficients. *Comput Meth Prog Bio*. 2012.

[11] Chouakri S. A., Reguig F. B., and Ahmed A. T. QRS complex detection based on multi wavelet packet decomposition. *Comput. Appl. Math*. 217, 2011, 9508-25.

[12] Zhang F. and Lian Y. QRS detection based on morphological filter and energy envelope for applications in body sensor networks. *J Sign Process Syst*. 64, 2011, 187-94.

[13] Zhang C. F. and Bae T. W. VLSI friendly ECG QRS complex detector for body sensor networks," *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics on Circuits and Systems*. 2012.

[14] Phukpattaranont P. and Limsakul C. Optimum quadratic filters for nonlinear ultrasonic imaging. *Japanese Journal of Applied Physics*. 48, 7, (Jul. 2009), 07GJ02: 1-7.

[15] MIT-BIH Arrhythmia Database. 2010 Mar. 15 [online]. Available:URL:http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb

ภาคผนวก จ

Proceedings' title

"Noise Removal in ECG Signals using the Quadratic Filter"

Presented in

The 5th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2012)

5-7 December 2012 at Ubon Ratchathani, Thailand and Champasak, Laos

Noise Removal in ECG Signals using the Quadratic Filter

Sarunya Chaiwisood
Department of electrical engineering,
Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla, Thailand, 90112
sarunya.ch@hotmail.com

Booncharoen Wongkittisuksa
Department of electrical engineering,
Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla, Thailand, 90112
booncharoen.w@psu.ac.th

Pornchai Phukpattaranont
Department of electrical engineering,
Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla, Thailand, 90112
pornchai.p@psu.ac.th

***Abstract*— This article studies the capability of applying the quadratic filter (QF) for removing noise in ECG R-peak detection preprocessing. The important advantage of the QF, which is a 2D filter, over linear filtering is that it has two degrees of freedom for optimizing noise removal in ECG signals. The QF is designed in the frequency domain based on the sum of two 2D Gaussian filters. Subsequently, the filter coefficients can be obtained using the inverse Fourier transform. The QF from proposed algorithm was evaluated with ECG signals from the MIT-BIH arrhythmia database (MITDB). Results show that the QF provides the SNR value better than that from the conventional linear filtering 20 dB in ECG noise removal. This opens the opportunity for the QF as a preprocessing step to increase accuracy in ECG R-peak detection.**

***Index Terms*—Electrocardiography (ECG), ECG beat detection, Signal processing, Quadratic filter, Volterra filter**

I. Introduction

The prevention and treatment of heart disease are very important in the elderly people. World Health Organization (WHO) reported that 17.5 million people died of cardiovascular disease in 2005. It has been the first cause of death for people around the world. This disease tends to increase steadily. It is expected that 20 million people will die from this disease in 2015 [1-2]. In Thailand, the death rate from cardiovascular disease is found to be the top three. In other words, the average death rate from this disease is four people per hour [3].

Moreover, the decrease in the number of newborn babies and human longevity due to the development of science and public health result in an aging society. The aging society is the society that has a population of age 60 years and over more than 10 percent. The census information by Office of the National Economics and Social Development Board found that Thailand has been the country of aging society with 10.4 percent 10.5 percent and 10.7 percent of the elderly in the year of 2005, 2006, and 2007, respectively [4]. As a result, the lack of a care taker for the elderly is a serious problem that is inevitable.

To alleviate the problems, our research team has been developing the health monitoring systems and smart home their own as much as possible. This research aims to develop a small device that can send signals and electrocardiogram (ECG) to check the movement of the elderly including the fall event notifications. The care taker can monitor the status of the user closely and can timely assist when situations is serious and in emergency.

This article discusses the capability of the quadratic filter (QF) for removing noise in ECG R-Peak detection, which is the subsystem in the project. Its performance is validated and compared with the well-known noise removal algorithm proposed by Hamilton and Tompkins (HT) [5]. The rest of this paper is organized as follows. Section II describes the theory of QF and the HT noise removal algorithm. Section III gives the details of ECG data and the method used in performance evaluation.

II. Theory

A. Quadratic Filter

ECG R-peak detection algorithm consists of two main steps: signal preprocessing and ECG beat detector. The objective of signal preprocessing is to remove noise, i.e., power line noise, EMG noise, motion noise, and noise from P and T waves. There are three categories of signal preprocessing for recent publications: Linear filtering [5-8], wavelet-based processing [9-11], and morphological operations [12-13]. However, the application of the QF, which is derived from the second-order Volterra filter have not been carefully studied. Unlike the linear filtering, the important advantage of the QF is that it has two degrees of freedom for optimization in removing noise contaminated in ECG signals. Details of the QF derivation are given as follows.

The design of QF for removing noise in ECG signals is performed in frequency domain. Figure 1 shows 2D magnitude frequency response of the QF in frequency domain. The linear-phased QF is designed based on the sum of two 2D Gaussian filters, which is given by

$$G(\omega_{1k},\omega_{2l}) = \frac{G_1(\omega_{1k},\omega_{2l}) + G_1(\omega_{1k},\omega_{2l})}{\max\{G_1 + G_1\}} \quad (1)$$

where

$$G_i(\omega_{1k},\omega_{2l}) = \exp\{-[A(\omega_{1k}-\omega_{ai})^2 + B(\omega_{1k}-\omega_{ai})(\omega_{2k}-\omega_{bi}) + C(\omega_{2k}-\omega_{bi})^2]\}, \quad (2)$$

for i = 1, 2 with:

$$A = \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_y}\right)^2 \quad (3)$$

$$B = -\frac{\sin 2\theta}{\sigma_x^2} + \frac{\sin 2\theta}{\sigma_y^2} \quad (4)$$

$$C = \left(\frac{\sin\theta}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{\cos\theta}{\sigma_y}\right)^2. \quad (5)$$

The coefficient (ω_{ai}, ω_{bi}) is the center of Gaussian filter, σ_x and σ_y are constants that define the passband width along two frequency directions, and θ is the rotation angle. Note that the passband frequencies should be approximately placed at the passband frequencies of the QRS response. In the design, parameters should be varied and investigated in order to achieve the best filter for removing noise. Our goal in the design is to calculate coefficients of the QF, $h(n_1, n_2)$, from the frequency response given by

$$H(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}}) = G(\omega_{1k},\omega_{2l})e^{j\phi(\omega_{1k}+\omega_{2l})} \quad (6)$$

where $G(\omega_{1k}, \omega_{2l})$ represents the desired magnitude response based on the 2D Gaussian filters and $\phi(\omega_{1k}, \omega_{2l})$ is the phase response. Parameters to be optimized are as follows: the center of Gaussian filter, the rotation angle (θ), the width of the passband along the cross-diagonal (σ_x) and diagonal orientations (σ_y). Please see [14] for more details. After the filter coefficients $h(n_1, n_2)$ are obtained, the output signal is

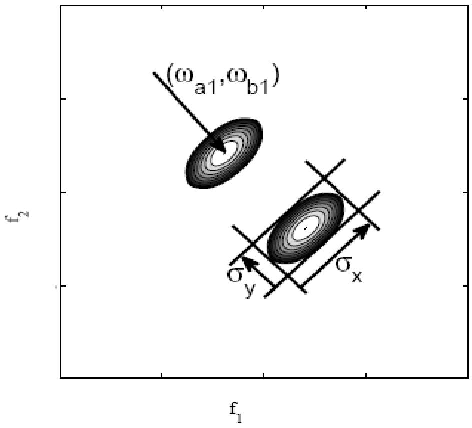


Fig.1. 2D magnitude frequency response of the QF in frequency domain.

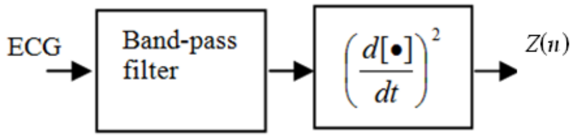


Fig. 2. Block diagram of HT algorithm

produced by applying the QF coefficients to the ECG data, which can be expressed as

$$y(k) = \sum_{n_1=0}^{P-1}\sum_{n_2=0}^{P-1} h(n_1,n_2)x(k-n_1)x(k-n_2). \quad (7)$$

B. HT Algorithm

Figure 2 shows a block diagram of noise removal algorithm used for ECG preprocessing proposed by [5]. It is used as a baseline to evaluate the performance of the algorithm in ECG noise removal compared with the QF. In the HT algorithm, while muscle noise and power line noise are removed with the 15-Hz low-pass filter, baseline wander and T-wave noise are removed with the 5-Hz high-pass filter. Subsequently, the output signal from bandpass filter is processed with the differentiation filter and square operation.

III. Materials and Methods

To evaluate the performance of proposed algorithm, ECG signals from the MIT-BIH arrhythmia database (MITDB) [15] were used for validation in this paper. The MITDB was very well known ECG database. It was used for validation of ECG R-peak detection algorithms in many previous publications [5-13]. Quality of noise removal was visually inspected from the waveforms in time domain. In addition, the performance of noise removal algorithm was compared in terms of signal to noise ratio (SNR) determined from the spectra of output signals from QF and HT algorithms. Results and discussion are given in Section IV. Finally, conclusions are drawn in Section V.

IV. Results and Discussion

A. QF Design

Figure 3 shows the magnitude of 2D frequency responses of the QF under investigation. The centers of Gaussian function are at frequency (-15, 15) and (15, -15) Hz. Other parameters, i.e., (σ_x, σ_y, θ) for the QF are (1.1, 0.55, -π/4). Figure 4 shows the coefficients of the corresponding QF. The size of the QF in time domain is 37 by 37.

B. Performance Evaluation

Figure 5a shows the normal ECG data from record 100. There is no significant noise contamination for this record. Figure 5b shows the output signal from QF in time domain. While the dotted line denotes the signal obtained from HT algorithm, the solid line denotes the output signal obtained from QF algorithm. It can be seen that the signal from QF algorithms can successfully remove P- and T-wave noise. Figure 5c shows the spectra of the output signals in frequency

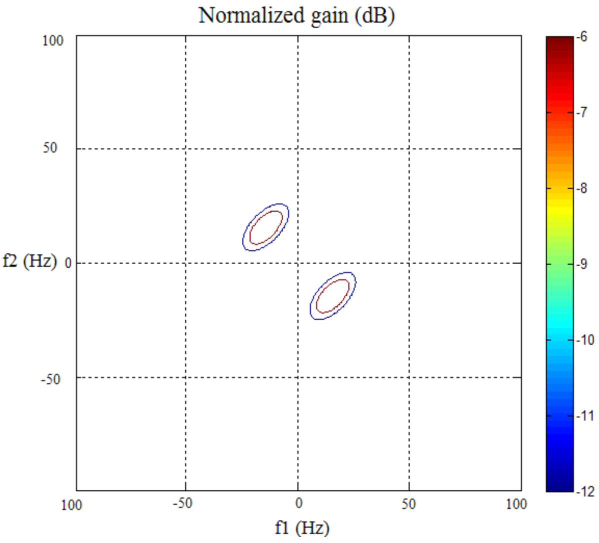


Fig. 3.The magnitude of 2D frequency response.

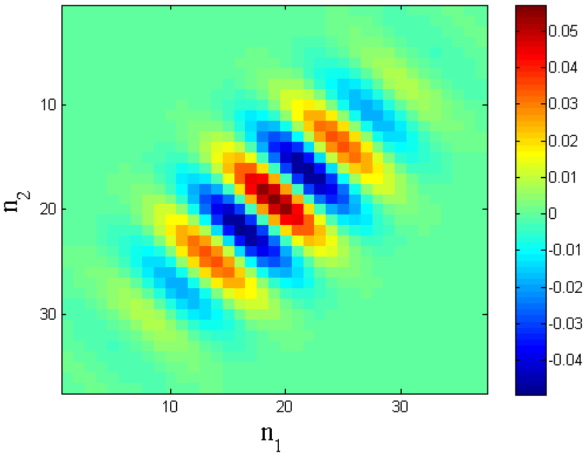
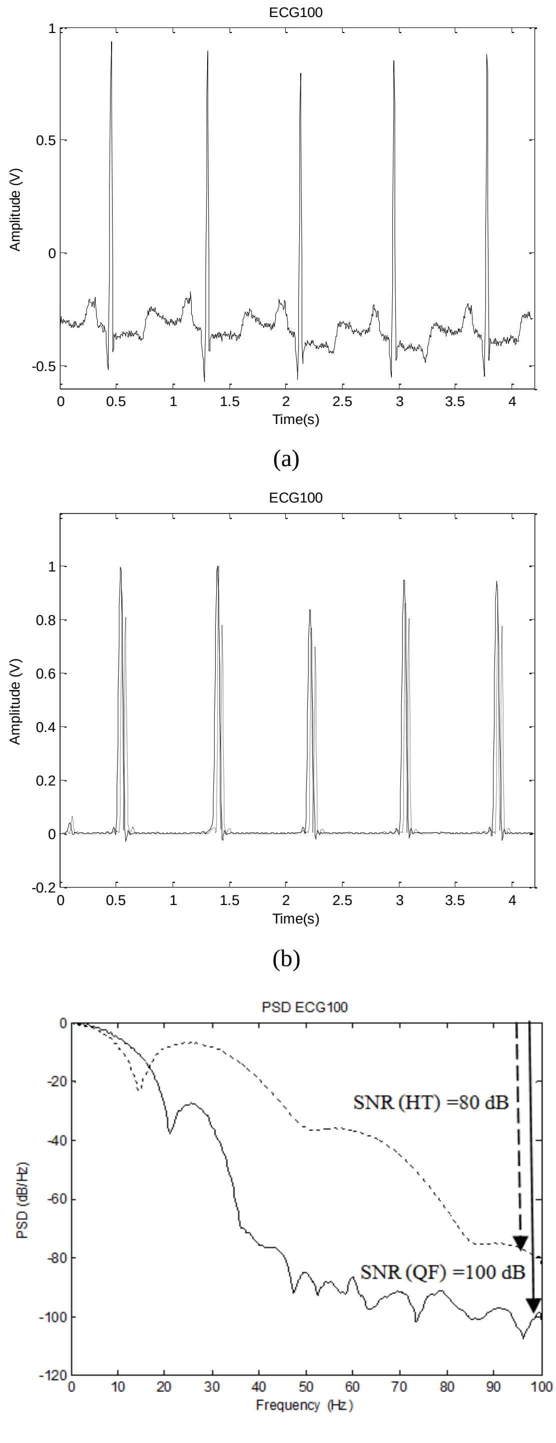


Fig. 4.Coefficients of the QF shown in time domain.

ratio (SNR) than that from HT algorithm. The average SNR values of the QF and HT are 100 dB and 80 dB, respectively.

domain corresponding to the signals in time domain from Fig. 5b. The maximum values of both spectra are normalized to 0 dB in order to compare the level of interference. It can be seen that the signal from QF algorithm has greater signal to noise Figure 6a is the ECG data from record 222, which are contaminated by the respiratory related rhythms and muscle artifacts. Figure 6b shows the output signals from QF in time domain. The dotted and solid lines denote the signals obtained from the HT and QF algorithms, respectively. It can be clearly seen that most of noise can be appropriately removed by the QF compared to the results from HT algorithm. Figure 6c shows the spectra of the output signals in frequency domain corresponding to the signals in time domain from Fig. 6b. It can be seen that the signal from QF algorithm has greater SNR value than that from HT algorithm. The average SNR values of the QF and HT are 100 dB and 80 dB, respectively.



(c)

Fig. 5. (a) Waveform from ECG data record 100. (b) Output signals from the QF (solid) and HT (dotted) algorithms. (c) Corresponding power spectra.

V. Conclusions

We study the capability of applying the QF for removing noise in ECG signals, which is the important step in ECG R-peak detection preprocessing. The QF is designed in the frequency domain based on the sum of two 2D Gaussian ECG data with low and high noise contamination. filters. Subsequently, the

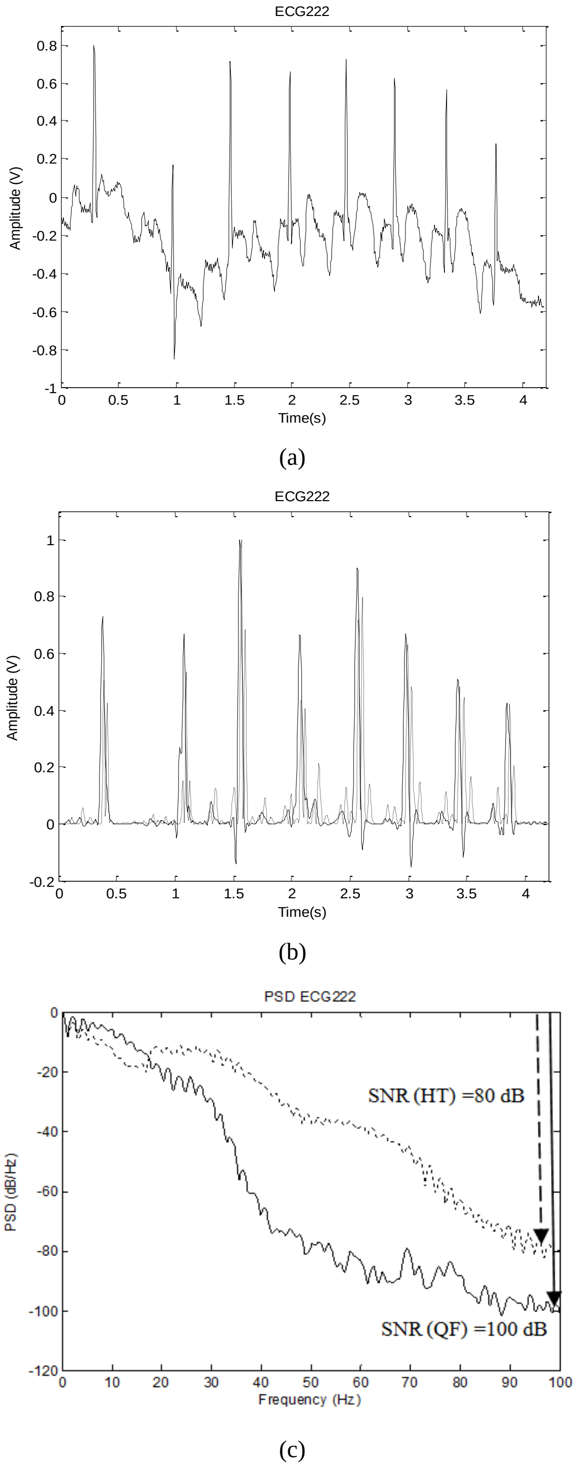


Fig. 6. (a) Waveform from ECG data record 222. (b) Output signals from the QF (solid) and HT (dotted) algorithms. (c) Corresponding power spectra.

filter coefficients can be obtained using the inverse Fourier transform. The QF from proposed algorithm was evaluated with 2 records from MITDB data consisting of Results show that the capability of QF in removing noise from ECG data is better than that from the HT algorithm. This opens the opportunity to develop an efficient ECG R-peak detection with low computational complexity in the determination of threshhold value and post-processing algorithm. However, more investigations on parameter optimization need to be studied. Results will be reported in the near future.

Acknowledgment

This work was supported by National Research Council of Thailand and NECTEC-PSU center of excellence for rehabilitation engineering.

References

[1] Cardiovascular diseases. 2010 June 31 [online]. Available:URL:http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/index.html.

[2] World Health Organization. Cardiovascular diseases (CVDs). 2010 June 31[online]. Available:http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html.Book

[3] Ministry of Public Health. Bureau of Non Communicable Disease. Annual Report in 2009. Bangkok.

[4] Foundation of Thai Gerontology Research and Development. May 22, 2009 [online] Available:URL: http://tgri.thainhf.org/index.php?module=news&page2=detail&id=160.

[5] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-33, no. 12, pp. 1157-1165, Dec. 1986.

[6] M. S. Manikandan and K.P. Soman, "A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal," Biomed. Signal Proces., vol. 7, pp.118-128, 2012.

[7] Z. E. H. Slimane and A. N.Ali, "QRS complex detection using Empirical Mode Decomposition," Digit Signal Process., vol. 20, pp. 1221-1228, Jul. 2010.

[8] X. Liu, Y. Zheng, M. W. Phyu, F. N. Endru, V. Navaneethan, and Bin Zhao, "An Ultra-Low Power ECG Acquisition and Monitoring ASIC System for WBAN Applications," IEEE Journal on Emerging and Selected Topics on Circuits and Systems., 2012.

[9] J. P.V. Madeiro, P. C. Cortez, J. A.L. Marques, C. R.V. Seisdedos, and C. R.M.R. Sobrinho, "An innovative approach of QRS segmentation based on first-derivative, Hilbert and Wavelet Transforms," Med. Eng. Phys., 2012.

[10] Z. Zidelmala, A. Amiroua, M. Adnaneb, and A. Belouchranib, "QRS detection based on wavelet coefficients," Comput Meth Prog Bio., 2012.

[11] S.A. Chouakri, F. B. Reguig, and A. T. Ahmed, "QRS complex detection based on multi wavelet packet decomposition," Comput. Appl. Math., vol. 217, pp. 9508-9525, 2011.

[12] F. Zhang and Y. Lian, "QRS Detection Based on Morphological Filter and Energy Envelope for Applications in Body Sensor Networks," *J Sign Process Syst.*, vol. 64, pp. 187-194, 2011.

[13] C. F. Zhang and T. W. Bae, "VLSI Friendly ECG QRS Complex Detector for Body Sensor Networks," IEEE Journal on Emerging and Selected Topics on Circuits and Systems., 2012.

[14] P. Phukpattaranont and C. Limsakul, "Optimum quadratic filters for nonlinear ultrasonic imaging," Japanese Journal of Applied Physics. 48, 7, 2009

[15] MIT-BIH Arrhythmia Database. 2010 Mar. 15 [online]. Available:URL:http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล นางสาวศรัญญา ชัยวิสูตร

รหัสประจำตัวนักศึกษา 5510120045

วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมชีวการแพทย์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2555

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนโครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตีพิมพ์ในที่ประชุมวิชาการที่มีการรวมเล่มระดับนานาชาติ (ขณะศึกษาปริญญาโท)

[1] S. Chaiwisood, P. Phukpattaranont, and B. Wongkittisuksa, "Feasibility study on applying the quadratic filter for ECG R-peak detection preprocessing," in *Proceedings of the 6th International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology (i-CREATe 2012)*, Singapore, July 24-26, 2012.

[2] S. Chaiwisood, B. Wongkittisuksa, and P. Phukpattaranont, "Noise Removal in ECG Signals using the Quadratic Filter," in *Proceedings of the 5th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2012)*, Thailand, Dec 5-7, 2012.

การตีพิมพ์ในที่ประชุมวิชาการที่มีการรวมเล่มระดับนานาชาติ (ขณะศึกษาปริญญาตรี)

[1] P. Phukpattaranont, S. Chaiwisood, K. Chetpatananondh, and B. Wongkittisuksa, "Development of an ECG data acquisition and analysis system," in *Proceedings of 2010 Bioscience Conference*, Songkhla, Thailand, Oct. 7-8, 2010.

[2] P. Phukpattaranont, S. Chaiwisood, K. Chetpatananondh, and B. Wongkittisuksa, "Evaluation of a computer based system for acquisition and processing of ECG signals," in *Proceedings of 2011 International Conference on Embedded Systems and Intelligent Technology (ICESIT 2011)*, Phuket, Thailand, pp. 245-248, Feb. 9-11, 2011.

[3] S. Chaiwisood, P. Phukpattaranont and B. Wongkittisuksa, "Comparison of signal quality between electrocardiograms measured from the chest and the wrist," in *Proceedings of the 10th International PSU Engineering Conference (IPEC-10)*, Songkhla, May 14-15, 2012.

การตีพิมพ์ในที่ประชุมวิชาการที่มีการรวมเล่มระดับประเทศ (ขณะศึกษาปริญญาตรี)

[1] พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์ ศรัญญา ชัยวิสูตร คณดิถ เจษฎ์พัฒนานนท์ และบุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา.2553. ผลการศึกษาเบื้องต้นของระบบคอมพิวเตอร์สำหรับเก็บและประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วารสารวิชาการเนคเทค ปีที่ 10 ฉบับที่ 22 ประจำเดือนกรกฎาคม – ตุลาคม หน้าที่ 204-211

[2] ศรัญญา ชัยวิสูตร พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์ และบุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา. 2555. การประเมินคุณภาพของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากระบบตรวจคัดเบื้องต้นที่ใช้งานง่าย วารสารวิจัย มข. (อยู่ระหว่างการพิจารณาเพื่อการตีพิมพ์)

รางวัลที่ได้รับ

[1] นางสาวศรัญญา ชัยวิสูตร ได้รับรางวัลที่ 2 จากการเข้าร่วมแข่งขันการประกวดคำถามวิจัยเกี่ยวกับ Bio engineering เมื่อวันที่ 10 กุมภาพันธ์ 2554 ณ ห้องประชุมภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

[2] นางสาวศรัญญา ชัยวิสูตร พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์ และบุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษาได้รับรางวัลชมเชย ประเภทวิชาการ จากการเข้าร่วมแข่งขันการประกวดนวัตกรรมและสิ่งประดิษฐ์ ระดับปริญญาตรี ผลงานในหัวข้อ "ระบบที่ใช้งานง่ายต่อการตรวจและวิเคราะห์คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ" เมื่อวันที่ 17 สิงหาคม 2555 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

หนังสือ

[1] ผศ. ดร. พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์ และศรัญญา ชัยวิสูตร. 2555. "วิศวกรรมฟื้นฟู." หน้า 381-406.ในข้อมูลทางบรรณานุกรมของสำนักหอสมุดแห่งชาติ "พื้นฐานวิศวกรรมชีวการแพทย์". กรุงเทพฯ: สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง.