

การค้นพบกายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนโดยใช้การทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา



นางสาวเหมวรรณ ศิวรักษ์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

MORPHOLOGY DISCOVERY IN ECG ARTIFACTS USING TIME SERIES MINING

Miss Haemwaan Sivaraks



A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Doctor of Philosophy Program in Computer Engineering

Department of Computer Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2014

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การค้นพบกายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่ง
	แปลกปนโดยใช้การทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา
โดย	นางสาวเหมวรรณ ศิวรักษ์
สาขาวิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โชติรัตน์ รัตนามัทธนะ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาตรีบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ศาสตราจารย์ ดร.ประภาส จงสฤษดิ์วัฒนา)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โชติรัตน์ รัตนามัทธนะ)

.....กรรมการ
(ศาสตราจารย์ ดร.บุญเสริม กิจศิริกุล)

.....กรรมการ
(ดร.พีรพล เวทีกุล)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(พันตรีหญิง แพทย์หญิงหทัยา ประสิทธิ์ดำรง)

เหมวรรณ ศิวรักษ์ : การค้นพบกายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนโดยใช้
การทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา (MORPHOLOGY DISCOVERY IN ECG ARTIFACTS
USING TIME SERIES MINING) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร.โชติรัตน์ รัตนา
มัทธนะ, 183 หน้า.

การค้นพบกายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน คือ วิธีการหารูปร่าง
องค์ประกอบข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้วินิจฉัยโรคในข้อมูลที่ถูกกรอง ปัจจุบันปัญหาการใช้ข้อมูล
คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนจัดเป็นปัญหาที่สำคัญในทางการแพทย์ ส่งผลกระทบทั้งบุคลากรทาง
การแพทย์ และ ผู้ป่วย ยิ่งไปกว่านั้นยังเป็นปัญหาที่งานวิจัยในปัจจุบันและอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่
เกี่ยวข้องยังไม่สามารถแยกสิ่งแปลกปนออกจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างถูกต้อง โดยเฉพาะ
กรณีที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติถูกรบกวนด้วยสิ่งแปลกปนแต่กลับมีความถี่หรือรูปร่างคล้ายกับ
องค์ประกอบของรูปร่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัลกอริทึมที่ผ่านมาจึงแปลความหมายคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ
ที่มีสิ่งแปลกปนเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ ส่งผลให้เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดปริมาณมากซึ่งเป็น
สาเหตุให้บุคลากรทางการแพทย์ต้องเฝ้าระวังผู้ป่วยทั้งที่ไม่มี ความผิดปกติ อีกทั้งอาจก่อให้เกิดความเสี่ยง
ในการแปลผลผิดพลาดหากเป็นผู้ที่ไม่มี ความชำนาญ

วิทยานิพนธ์นี้จึงนำเสนออัลกอริทึมเอ็มดีอีซีจี (MD-ECG) ซึ่งเป็นอัลกอริทึมเดียวในปัจจุบัน
ที่แก้ปัญหาได้ด้วยเทคนิคการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา โดยยึดแนวทางการแปลความของแพทย์
เฉพาะทางโรคหัวใจเป็นหลัก ทั้งนี้ได้มีการนำวิธีการค้นพบโมทีฟมาปรับใช้ เพื่อค้นหาสิ่งที่มีรูปแบบ
คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นบ่อย จากนั้นเป็นการตรวจหาตำแหน่งพีคิวอาร์เอสตามหลักการทาง
การแพทย์ และนำเสนอการวัดความคล้ายของข้อมูลเฉพาะส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคด้วยวิธีวัตรระยะ
ไดนามิกไทม์วอร์ปปีง และใช้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้นในการระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ ในการ
ทดลองผู้วิจัยได้นำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยจริงมาใช้ทั้งที่เป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ
ผิดปกติ มีสิ่งแปลกปนเล็กน้อย และมีสิ่งแปลกปนมาก เพื่อประเมินคุณภาพของอัลกอริทึมและ
เปรียบเทียบกับอัลกอริทึมการตรวจจับสิ่งผิดปกติด้วยวิธีอื่น โดยมีแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจเป็นผู้
ยืนยันผล ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึมที่นำเสนอนี้สามารถลดปริมาณสัญญาณเตือนที่
ผิดพลาด และระบุคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติได้อย่างถูกต้องและครบถ้วน อีกทั้งคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ
ที่อัลกอริทึมค้นพบยังสามารถนำไปใช้แปลผลได้ทันที

ภาควิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ปีการศึกษา 2557

5471432921 : MAJOR COMPUTER ENGINEERING

KEYWORDS: TIME SERIES DATA MINING / ELECTROCARDIOGRAM / ECG / ARTIFACTS / ANOMALY DETECTION

HAEMWAAN SIVARAKS: MORPHOLOGY DISCOVERY IN ECG ARTIFACTS USING TIME SERIES MINING. ADVISOR: ASST. PROF. CHOTIRAT RATANAMAHATANA, Ph.D., 183 pp.

Morphology Discovery in ECG artifacts is a technique to find ECG waveform for diagnosis process in waveform interference. Currently, the problem of ECG artifacts is a major issue in medical domain. The problem affects both physiologists and patients. Furthermore, existing methods, ranging from academic research to several commercial ECG machines, are not able to differentiate ECG artifacts from real ECG signal, particularly, in ECG artifacts that mimic the ECG morphology in terms of frequency and/or shape. Therefore, they interpret some ECG artifacts that are in fact normal as abnormal beats. The problem leads to high false alarm results causing of high vigilance for physicians and misinterpretation risk for non-specialists.

This dissertation proposes a novel algorithm, MD-ECG, that utilizes time series mining based on cardiologists' interpretation. Motif discovery is improved to find a lead with the most frequent pattern. PQRST waveforms are detected via expert knowledge. Partial dynamic time warping is proposed to measure the similarity between two-beat pair at each portion of morphology and hierarchical clustering is applied to detect abnormal ECG. In experiments, many real ECG datasets are used to evaluate and compare with other algorithms. A variety of datasets are used to illustrate various cases of comparison. Experimental results are interpreted and evaluated by cardiologists. The results demonstrated that MD-ECG can reduce false alarm rate while maintaining high sensitivity. Moreover, the result can be promptly utilized to interpretation.

Department: Computer Engineering Student's Signature

Field of Study: Computer Engineering Advisor's Signature

Academic Year: 2014

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โชติรัตน์ รัตนามหัทธนะ อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ให้แนวคิด ให้คำปรึกษา และ เป็นผู้ตรวจทานแก้ไข ทำให้ วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วง ตลอดจนให้ประสบการณ์ และโอกาสอันมีค่ามากมายตลอดการทำ วิจัย ขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ศาสตราจารย์ ดร.ประภาส จงสถิตย์วัฒนา ศาสตราจารย์ ดร.บุญเสริม กิจศิริกุล และ ดร.พีรพล เวทีกุล ประธานกรรมการและกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ชี้แนะ แนวทางในการปรับปรุงวิทยานิพนธ์ให้มีคุณภาพมากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ พ.ต.หญิง พญ.หัสยา ประสิทธิ์ดำรง กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และ แพทย์ผู้เชี่ยวชาญสาขาอายุรศาสตร์โรคโรคหัวใจ ประจำโรงพยาบาลพระมงกุฎ ที่กรุณาสละเวลา ให้คำแนะนำ และความรู้ทางการแพทย์อันมีค่าแก่ผู้วิจัย

ขอขอบคุณ พญ.สกวรัตน์ กรบงกชมาศ แพทย์ประจำบ้านต่อยอดโรคหัวใจ โรงพยาบาลศิริราช และคุณ ผกามาศ แก้วนันทวัฒน์ พยาบาล โรงพยาบาลรามธิบดี ที่สละเวลา ให้ความรู้ คำแนะนำ จนทำให้ค้นพบปัญหาวิจัยนี้ได้

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิทยากร อัศดรวิเศษ อาจารย์ประจำภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และ ดร.สี่อจิตต์ เพ็ชรประสาน ผู้ช่วยวิจัยสถาบัน Institute of Biophysics, Imaging and Optical Sciences (IBIOS) จาก University of Nottingham ผู้ให้คำแนะนำทางด้านสัญญาณไฟฟ้า

ขอขอบคุณ คุณสรชัย ยิ่งเจริญถาวรชัย จาก Michigan State University ที่ช่วย วิจัยและตรวจทานบางส่วนของวิทยานิพนธ์

ขอบคุณ โครงการทุนจุฬาฯ ดุซงกีพรธรรณ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่สนับสนุน ค่าใช้จ่ายทั้งหมดทำให้ได้งานวิจัยที่มีคุณภาพ และประสบการณ์อันมีค่าแก่ผู้วิจัย

ที่สำคัญที่สุดขอขอบพระคุณ คุณพ่อ และ คุณแม่ ที่เป็นแรงผลักดันให้เข้าศึกษาในระดับ ปริญญาเอก และเป็นกำลังใจให้การศึกษาครั้งนี้สำเร็จลุล่วง

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฎ
สารบัญภาพ	ฏ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	5
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	5
1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินการวิจัย	5
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย	6
1.6 ผลงานตีพิมพ์จากวิทยานิพนธ์.....	6
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	7
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	7
2.1.1 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.1.1.1 Bipolar limb leads	8
2.1.1.2 Unipolar limb leads	9
2.1.1.3 Unipolar chest leads.....	9
2.1.2 กายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10
2.1.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน.....	11
2.1.4 มาตรฐานวัดระยะห่างยุคลิต.....	13

2.1.5	มาตรฐานระยะไดนามิกใหม่เวอร์บปีง	14
2.1.6	การจัดกลุ่มตามลำดับชั้น	15
2.2	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	17
2.2.1	การลดทอนสิ่งแปลกปน.....	17
2.2.2	การตรวจจับสิ่งผิดปกติ	19
2.2.3	การตรวจหากายสัณฐานวิทยาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	22
2.2.4	การค้นพบโมทีฟ	24
บทที่ 3	การค้นพบกายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน โดยใช้การทำเหมืองข้อมูล อนุกรมเวลา.....	29
3.1	คำจำกัดความที่ใช้ในงานวิจัย	29
3.2	แนวทางการแปลผลข้อมูลของแพทย์ และ แนวคิดการออกแบบอัลกอริทึม	30
3.2.1	วิธีการค้นหาความผิดปกติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	30
3.2.2	วิธีการแปลผลข้อมูลในส่วน TP segment.....	32
3.2.3	รูปแบบการเกิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ	33
3.3	อัลกอริทึมที่นำเสนอ	35
3.3.1	การค้นพบลีดที่ชัดเจนที่สุด	35
3.3.2	การตรวจหา และแบ่งส่วนพีคิวอาร์เอสที	43
3.3.3	การตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	54
3.4	การลดทอนสิ่งแปลกปน	61
บทที่ 4	การทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง	64
4.1	ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง	64
4.1.1	ชุดข้อมูลจริง.....	65
4.1.2	ชุดข้อมูลสังเคราะห์	65

4.2 อัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบ	70
4.3 วิธีการวัดผลการทดลอง	71
4.3.1 เกณฑ์การซ้อนทับ.....	71
4.3.1.1 การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่ง (Threshold) ของอัตราส่วนซ้อนทับ.....	72
4.3.1.2 การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ.....	73
4.3.2 ค่าเอโอดี.....	74
4.3.3 ค่าความไว (Sensitivity).....	74
4.3.4 ค่าความจำเพาะ (Specificity).....	75
4.3.5 ค่าทำนายผลบวก (Positive Predictive Value)	75
4.3.6 อัตราสัญญาณเตือนผิดพลาด (False alarm rate).....	76
4.4 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	76
4.4.1 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนเล็กน้อย.....	77
4.4.2 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนมาก	80
4.4.3 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกาย สัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	82
4.4.4 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีดเดี่ยวที่มีผิดปกติ	84
4.4.5 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติอย่างชัดเจนใน บางลีด	88
4.4.6 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติและมีสิ่งแปลกปน .	93
4.4.7 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติและมีสิ่งแปลกปน รูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง	98
4.4.8 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติและมีสิ่งแปลกปน มากที่สุด	102
4.5 สรุปผลการทดลอง	110

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	112
5.1 สรุปและอภิปรายผลการวิจัย.....	113
5.2 ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะ	114
รายการอ้างอิง	115
ภาคผนวก.....	126
ภาคผนวก ก ตัวอย่างภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลองและรายละเอียดข้อมูล	127
ภาคผนวก ข ตารางค่า AoD ที่ได้จากการทดลอง.....	143
ภาคผนวก ค ตารางค่า Sensitivity ที่ได้จากการทดลอง	151
ภาคผนวก ง ตารางค่า Positive Predictive Value ที่ได้จากการทดลอง	159
ภาคผนวก จ ตารางค่า Specificity ที่ได้จากการทดลอง	167
ภาคผนวก ฉ ตารางค่า False alarm rate ที่ได้จากการทดลอง.....	175
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	183

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1 ตัวอย่างประเภทสิ่งแปลกปน ลักษณะ สาเหตุโดยทั่วไป และตัวอย่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนในบริเวณแรงงา	11
ตารางที่ 2.2 อัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสม.....	25
ตารางที่ 3.1 อัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสมที่ปรับปรุงใหม่.....	39
ตารางที่ 3.2 ตัวอย่างการทำงานของอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสมที่ปรับปรุงใหม่.....	41
ตารางที่ 3.3 ตัวอย่างการทำงานของอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสม	42
ตารางที่ 3.4 ระยะเวลาการเกิดกายสัญญาณวิทยาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ.....	45
ตารางที่ 3.5 อัลกอริทึมการตรวจหาสัญญาณวิทยา PQRST.....	47
ตารางที่ 3.6 อัลกอริทึมการค้นหายาสัญญาณวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ.....	58
ตารางที่ 4.1 สรุปรายละเอียดของชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลองและใช้อธิบายผลการทดลอง	65
ตารางที่ 4.2 คอนฟิวชันเมตริกซ์เปรียบเทียบผลลัพธ์จากอัลกอริทึมและผลเฉลยจากแพทย์.....	75
ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบค่า Specificity และ ค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB01.....	78
ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบค่า Specificity และค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB03.....	82
ตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบค่า AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity ค่า PPV และค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord (BitC.) ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 80% และ เกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยทดลองกับชุดข้อมูล MITDB02	87

ตารางที่ 4.6 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า AoD จาก อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์ เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล Hemiblock1 ในการทดลอง..... 91

ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Sensitivity และ ค่า PPV จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และ อัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค ของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล Hemiblock1 ในการทดลอง 92

ตารางที่ 4.8 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Specificity และ ค่า False alarm rate จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์ บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล Hemiblock1 ใน การทดลอง..... 92

ตารางที่ 4.9 เปรียบเทียบค่า AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity ค่า PPV และ ค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และ อัลกอริทึม BitClusterDiscord (BitC.) เมื่อใช้ข้อมูล ITDB และใช้เกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และ เกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.)..... 97

ตารางที่ 4.10 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า AoD จาก อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์ เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB07..... 100

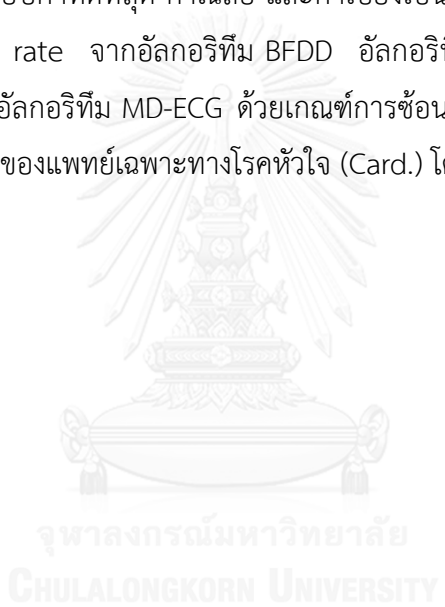
ตารางที่ 4.11 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Sensitivity และค่า PPV จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และ อัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค ของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB07..... 101

ตารางที่ 4.12 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Specificity และค่า False alarm rate จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์ บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB07 101

ตารางที่ 4.13 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า AoD จาก อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์ เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB09..... 107

ตารางที่ 4.14 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Sensitivity และค่า PPV จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และ อัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค ของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB09..... 108

ตารางที่ 4.15 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Specificity และค่า False alarm rate จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์ บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB09 108



สารบัญภาพ

ภาพที่ 1.1 ภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนในบริเวณแรเงาทำให้เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดว่าเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติจากอัลกอริทึมตรวจจับสิ่งผิดปกติในปัจจุบัน	1
ภาพที่ 1.2 ตัวอย่างการแปลผลข้อมูลจากเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 ลีด เครื่องพบสิ่งผิดปกติที่ลีด V1 ซึ่งไม่ตรงกับกราวินิจฉัยของแพทย์ที่ระบุว่าเป็นข้อมูลปกติทั้งหมด แต่ข้อมูลในลีด V1 เป็นข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน	3
ภาพที่ 2.1 ภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบมาตรฐาน 12 ลีด แต่ละลีดแบ่งด้วยเส้นประ	8
ภาพที่ 2.2 ตำแหน่งการติดขั้วไฟฟ้ามาตรฐาน 10 แห่ง	8
ภาพที่ 2.3 กายสัมพันธ์วิทยาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 รอบหัวใจเต้น	10
ภาพที่ 2.4 ตัวอย่างข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนในบริเวณแรเงาที่เกิดบางช่วงเวลา และบางลีด	12
ภาพที่ 2.5 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนเฉพาะในเส้นวงกลมของลีด I และลีด III	13
ภาพที่ 2.6 การวัดระยะห่างขลุคของลำดับย่อย A และ B	13
ภาพที่ 2.7 การวัดระยะไดนามิกโทมวอร์ปิง	14
ภาพที่ 2.8 ตัวอย่างแผนภูมิต้นไม้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้น	16
ภาพที่ 2.9 ตัวอย่างผลการลดทอน Motion artifact จากงานวิจัยของ F. Strasser	18
ภาพที่ 2.10 สิ่งผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX (เส้นทึบ) ไม่ครอบคลุมรอบหัวใจเต้น	20
ภาพที่ 3.1 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีด ที่แสดงการเกิดภาวะหัวใจห้องล่างเต้นผิดจังหวะ 2 ครั้ง	31
ภาพที่ 3.2 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด ที่เวลาเดียวกันทุกลีดแสดงกายสัมพันธ์วิทยาส่วนเดียวกัน บริเวณแรเงาแสดงส่วนของ P wave ของข้อมูล 3 ปีทซึ่งเกิดในเวลาเดียวกันของทุกลีด ..	32
ภาพที่ 3.3 การระบุข้อมูลส่วน TP segment ในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนทำได้ยาก ..	33
ภาพที่ 3.4 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด บริเวณแรเงาแสดงความผิดปกติ ที่เกิดจากภาวะหัวใจห้องล่างเต้นเร็วผิดจังหวะ จึงเห็นได้ว่ามีข้อมูลผิดปกติในทุกลีด	34

ภาพที่ 3.5 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ปีท โดยปีทแรกเป็นข้อมูลปกติ และปีทที่สองเป็นข้อมูลผิดปกติแสดงการนำไฟฟ้าผิดปกติที่เกิดเป็นครั้งคราวของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องซ้ายด้านหน้า (Intermittent left anterior hemiblock) จึงเห็นได้ว่ามีปีทผิดปกติอย่างชัดเจนในบางลีด 35

ภาพที่ 3.6 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I ชัดเจนกว่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด II 36

ภาพที่ 3.7 ตัวอย่างผลลัพธ์โมทีฟที่ดีที่สุด (เส้นทึบ) ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีด I และ ลีด II จากอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟความยาวเหมาะสมสำหรับข้อมูลอนุกรมเวลา จะพบว่าโมทีฟที่ได้มีความยาวไม่ใกล้เคียงความยาวแต่ละปีท 37

ภาพที่ 3.8 ผลลัพธ์ของการค้นหาลีดที่ชัดเจนของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด 43

ภาพที่ 3.9 ตำแหน่งกายสัณฐานวิทยา PQRS ที่ค้นพบจากขั้นตอนการตรวจหา และ แบ่งส่วนกายสัณฐานวิทยา PQRS 44

ภาพที่ 3.10 ลักษณะทั่วไปของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีดที่ปกติ บริเวณแรเงาแสดงให้เห็น P wave และ T wave ของลีด aVR มีลักษณะกลับทิศจากลีดอื่น 45

ภาพที่ 3.11 ผังงานขั้นตอนการตรวจหา PQRS ของอัลกอริทึม MD-ECG ในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละลีด 46

ภาพที่ 3.12 (ก) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดที่ถูกค้นพบว่าชัดเจนที่สุด (ข) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสิ่งแปลกปนประเภท AC Interference และสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline และ(ค) กราฟของค่าผลต่างที่จุดเวลาใด ๆ..... 48

ภาพที่ 3.13 (ก) และ (ข) เส้นแนวตั้งแสดงค่าผลต่างที่เกินกว่าผลรวมของค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลซึ่งมีทั้งค่าบวก และค่าลบ โดยวงกลมแสดงค่าผลต่างที่สอดคล้องตามการพิจารณาด้วยกรอบข้อมูลต่าง ๆ (ก) ใช้กรอบข้อมูลขนาด *sizeOfRRinterval* (บริเวณแรเงา) ภาพ (ข) ใช้กรอบข้อมูลขนาด *sizeOfQRS* (บริเวณแรเงา) และภาพ (ค) วงกลมแสดงตำแหน่งของ R ในแต่ละปีท 50

ภาพที่ 3.14 (ก) ค่าในวงกลม คือ ผลต่างมากที่สุดทั้งค่าบวก และค่าลบ และ (ข) วงกลมแสดงตำแหน่ง R ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีด aVR ที่อัลกอริทึมตรวจพบ 51

ภาพที่ 3.15 ผลลัพธ์การค้นหาการค้นหายกยสัณฐานวิทยา PQRS ก่อนทำขั้นตอน ImprovePosition..... 52

ภาพที่ 3.16 ผลลัพธ์การตรวจหาภาวะสัญญาณรบกวนในบีทที่มีสัญญาณรบกวนไม่ครบจากการประมาณค่าจากบีทอื่น โดยส่วนของ P' ได้จากการเฉลี่ยตำแหน่ง P ของบีท ส่วนของ R' ได้จากการเฉลี่ยตำแหน่ง R ของบีท และส่วนของ T' ได้จากการเฉลี่ยตำแหน่ง T ของบีท..... 53

ภาพที่ 3.17 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนสัญญาณรบกวนบนข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน โดยลิต I เป็นลิตที่ชัดเจนที่สุด และถูกใช้เป็นลิตอ้างอิงตำแหน่ง PQRST ให้กับลิตอื่น 54

ภาพที่ 3.18 การตรวจจับสิ่งผิดปกติแบบลำดับขั้นกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ลิต (ภาพด้านบน) ที่มีจำนวนบีททั้งหมด 15 บีท เมื่อสร้างแผนภูมิต้นไม้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้น (ภาพด้านล่าง) ที่ใช้เกณฑ์การแบ่งกลุ่มด้วยค่าระยะห่างเฉลี่ย..... 57

ภาพที่ 3.19 ผลลัพธ์สุดท้ายของอัลกอริทึม MD-ECG กับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน 12 ลิตพบว่าอัลกอริทึมสามารถค้นพบสัญญาณรบกวนของข้อมูลผิดปกติ (เส้นทึบ) ได้อย่างถูกต้อง และส่วนที่เหลือเป็นสัญญาณรบกวนของข้อมูลปกติ..... 60

ภาพที่ 3.20 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลิต I (ก) ภาพข้อมูลตั้งต้นก่อนลดทอนสิ่งแปลกปน และ (ข) ภาพข้อมูลหลังลดทอนสิ่งแปลกปน และเส้นทึบแสดงบีทผิดปกติที่ได้จากการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลที่ลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว ผลจากการตรวจจับสิ่งผิดปกติปรากฏว่าได้ตำแหน่งของบีทผิดปกติตรงกับที่ใช้ข้อมูลก่อนลดทอน และมีความถูกต้องตรงกับที่แพทย์วินิจฉัย โดยตารางใช้เป็นสเกลตามมาตรฐานในกระดาษแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 62

ภาพที่ 3.21 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลิต II (ก) ภาพข้อมูลตั้งต้นก่อนลดทอนสิ่งแปลกปน และ (ข) ภาพข้อมูลหลังลดทอนสิ่งแปลกปน และเส้นทึบแสดงบีทผิดปกติที่ได้จากการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลที่ลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว 63

ภาพที่ 3.22 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลิต V6 (ก) ภาพข้อมูลตั้งต้นก่อนลดทอนสิ่งแปลกปน และ (ข) ภาพข้อมูลหลังลดทอนสิ่งแปลกปน และเส้นทึบแสดงบีทผิดปกติที่ได้จากการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลที่ลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว 63

ภาพที่ 4.1 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากโรงพยาบาลในประเทศไทยมีสีใกล้เคียงกับพื้นหลังส่งผลให้การแปลงข้อมูลภาพเป็นข้อมูลเชิงเลขทำได้ยาก 65

ภาพที่ 4.2 บีท D มีส่วนของข้อมูลที่ซ้อนทับกับผลเฉลย C ยาว 42% ของความยาวผลเฉลย ซึ่งเป็นคำตอบที่ถูกต้องเมื่อใช้เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่ง 40% 72

ภาพที่ 4.3 บีท D มีส่วนของข้อมูลที่ซ้อนทับกับผลเฉลย C ยาว 84% ของความยาวผลเฉลย ซึ่งเป็นคำตอบที่ถูกต้องเมื่อใช้เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่ง 80% 73

ภาพที่ 4.4	เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค สี่เหลี่ยมเส้นประติกรอบกายสัญญาณ วิทยาผิดปกติที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่ตำแหน่ง m_1 และสิ้นสุดที่ตำแหน่ง m_2 สี่เหลี่ยมเส้นทึบตี กรอบ ผลเฉลยที่ตำแหน่ง a_1 ซึ่งอยู่ถัดจาก T wave ของปีทปกติก่อนหน้า และสิ้นสุดที่ตำแหน่ง a_2 ซึ่งอยู่หน้า P wave ของปีทปกติที่ตามมา	74
ภาพที่ 4.5	ภาพขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนเล็กน้อยจากข้อมูล INCARTDB01 ใน ลีด III รูปร่างของข้อมูลปกติจะคล้ายกันทุกปีท โดยเส้นประแสดงการแบ่งแต่ละปีท โดยบริเวณ แรงแสดงสิ่งแปลกปนเล็กน้อย	77
ภาพที่ 4.6	สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB01 จำนวน 11 ลีด และระบุมความยาวผลลัพธ์ (l) ให้อัลกอริทึม คือ 209	78
ภาพที่ 4.7	สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB01	79
ภาพที่ 4.8	สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord ที่ใช้ข้อมูล INCARTDB01 ..	80
ภาพที่ 4.9	ภาพขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนมากจากข้อมูล INCARTDB03 ในลีด III เส้นประแสดงการแบ่งข้อมูลแต่ละปีท แรงแสดงบริเวณที่มีสิ่งแปลกปนมาก ข้อมูลลักษณะนี้แต่ ละปีทมีรูปร่างแตกต่างกัน ทั้ง ๆ ที่เป็นข้อมูลปกติ	80
ภาพที่ 4.10	สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB03.....	81
ภาพที่ 4.11	สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB03.....	82
ภาพที่ 4.12	สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord ที่ใช้ข้อมูล INCARTDB03	82
ภาพที่ 4.13 (ก)	กระดาษแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ (ข) ข้อมูลเชิงตัวเลขที่แปลงจาก กระดาษ บริเวณแรงแสดงข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนคล้ายกายสัญญาณวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	83
ภาพที่ 4.14	สัญญาณเตือนผิดพลาด (เส้นทึบ) ของข้อมูล ECGpaper จาก (ก) อัลกอริทึม BFDD (ข) อัลกอริทึม HOT SAX (ค) อัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อระบุมความยาว 202	83
ภาพที่ 4.15	ปีทผิดปกติ (เส้นทึบ) จากอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 ปีทที่พบ แสดงกายสัญญาณวิทยาผิดปกติ และ สอดคล้องกับรอบหัวใจเต้น โดยสี่เหลี่ยมประติกรอบกาย สัญญาณวิทยาผิดปกติ และ สี่เหลี่ยมตีกรอบผลเฉลยที่ตรงกับรอบหัวใจเต้นที่ผิดปกติ	84

ภาพที่ 4.16 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 โดยบีทที่ได้ แสดงกาย
 ฐานวิทยาผิดปกติ แต่ไม่สอดคล้องกับรอบหัวใจเด่น เพราะแสดงบางส่วนของบีทปกติ เห็นได้
 จากเส้นที่บยาวเกินกรอบสี่เหลี่ยม 85

ภาพที่ 4.17 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 โดยค้นพบ 2 บีท
 (ซ้าย) บีทที่ครอบคลุมกายฐานวิทยาผิดปกติ แต่ไม่สอดคล้องกับรอบหัวใจเด่นที่ผิดปกติ และ
 (ขวา) บีทที่ไม่ตรงผลเฉลย เป็นบีทที่อัลกอริทึมค้นพบเกิน หรือ สัญญาณเตือนผิดพลาด 85

ภาพที่ 4.18 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 โดยค้นพบ
 2 บีท (ซ้าย) บีทที่ไม่ครอบคลุมกายฐานวิทยาผิดปกติ และไม่สอดคล้องกับรอบหัวใจเด่นที่
 ผิดปกติ และ (ขวา) สัญญาณเตือนผิดพลาด..... 85

ภาพที่ 4.19 ภาพขยายบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD บริเวณแรเงาแสดงส่วนของบีทผิดปกติ
 จากอัลกอริทึมที่ครอบคลุมบางส่วนของบีทปกติที่ตามมา 86

ภาพที่ 4.20 ภาพขยายบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX บริเวณแรเงาแสดงส่วนของบีท
 ผิดปกติจากอัลกอริทึมที่ครอบคลุมบางส่วนของบีทปกติก่อนหน้า 86

ภาพที่ 4.21 ภาพขยายบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord บริเวณแรเงาแสดงส่วน
 ของบีทผิดปกติที่ไม่ครอบคลุมกายฐานวิทยาผิดปกติ..... 86

ภาพที่ 4.22 ภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงภาวะความผิดปกติ Left anterior hemiblock
 โดยบีทแรกปกติ แต่บีทสองผิดปกติ ซึ่งเห็นรูปร่างบีทต่างกันอย่างชัดเจนในภาพ (ก) ข้อมูลลีด II
 และในภาพ (ข) ข้อมูลลีด III แต่ในภาพ (ค) ข้อมูลลีด V1 รูปร่าง 2 บีทคล้ายกัน 88

ภาพที่ 4.23 (ก) ชุดข้อมูล Hemiblock1 และ (ข) ชุดข้อมูล Hemiblock2 เป็นข้อมูลสังเคราะห์
 จากภาพข้อมูลภาวะความผิดปกติ Left anterior hemiblock ซึ่งมีรูปร่างของบีทผิดปกติชัดเจน
 ในลีด II และลีด III โดยเส้นประแสดงการแบ่งแต่ละบีท..... 89

ภาพที่ 4.24 บีทผิดปกติของข้อมูล Hemiblock1 จาก (ก) อัลกอริทึม MD-ECG และบีทผิดปกติ
 เมื่อระบุความยาว 150 ให้กับ (ข) อัลกอริทึม BFDD (ค) อัลกอริทึม HOT SAX และ (ง)
 อัลกอริทึม BitClusterDiscord 90

ภาพที่ 4.25 ตัวอย่างความยาวบีทของข้อมูล ITDB ค่าที่แสดงเป็นความยาวระหว่างจุดสิ้นสุด T
 wave ของบีทก่อนหน้า และ จุดเริ่มต้น P wave ของบีทถัดไป โดยข้อมูลชุดนี้ปรากฏบีท
 ผิดปกติ 2 บีทที่ยาว 154 และ 146 จุดข้อมูล..... 93

ภาพที่ 4.26 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ซึ่งให้ผลที่ถูกต้องครบถ้วน ตรงตามที่แพทย์วินิจฉัย และไม่ครอบคลุมส่วนของบีทปกติใกล้เคียง อีกทั้งไม่เกิดสัญญาณเตือน ผิดพลาด..... 94

ภาพที่ 4.27 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ภาพ (ก) แสดงบีทผิดปกติยาว 146 จุดข้อมูลและ ภาพ (ข) แสดงบีทผิดปกติยาว 154 จุดข้อมูล ซึ่งให้สัญญาณเตือนผิดพลาด จำนวนมาก อีกทั้งแสดงส่วนของบีทผิดปกติที่ใช้ในการวินิจฉัยไม่ครบถ้วน และมีรูปร่างของบีท ปกติใกล้เคียงรวมอยู่ด้วย..... 94

ภาพที่ 4.28 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ภาพ (ก) แสดงบีทผิดปกติ ยาว 146 จุดข้อมูล และ ภาพ (ข) แสดงบีทผิดปกติยาว 154 จุดข้อมูล ซึ่งให้สัญญาณเตือน ผิดพลาดจำนวนมาก อีกทั้งแสดงส่วนของบีทผิดปกติที่ใช้ในการวินิจฉัยไม่ครบถ้วน และมีรูปร่าง ของบีทปกติใกล้เคียงรวมอยู่ด้วย 95

ภาพที่ 4.29 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ภาพ (ก) แสดง บีทผิดปกติยาว 146 จุดข้อมูล และ ภาพ (ข) แสดงบีทผิดปกติยาว 154 จุดข้อมูล ผลที่ได้แสดง ส่วนของบีทผิดปกติที่ใช้ในการวินิจฉัยไม่ครบถ้วน และมีรูปร่างของบีทปกติใกล้เคียงรวมอยู่ด้วย 95

ภาพที่ 4.30 ข้อมูล INCARTDB07 ลีด II ที่แสดงบีทผิดปกติ 1 บีทในรอบสี่เหลี่ยม และบริเวณ แรเงาแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัมพันธ์ฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้า หัวใจ 98

ภาพที่ 4.31 บีทผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม MD-ECG ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของ ข้อมูล INCARTDB07 โดยบีทที่ได้แสดงรูปร่างของบีทผิดปกติที่ถูกต้องครบถ้วนตามที่แพทย์ วินิจฉัย อีกทั้งไม่มีสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้น..... 99

ภาพที่ 4.32 บีทผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม BFDD ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของ ข้อมูล INCARTDB07 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นที่ลีด II เมื่อระยะเวลายาว 203 ให้อัลกอริทึม 99

ภาพที่ 4.33 บีทผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม HOT SAX ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของข้อมูล INCARTDB07 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นทุกลีด เมื่อระยะเวลายาว 203 ให้อัลกอริทึม 99

ภาพที่ 4.34 บีทผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของข้อมูล INCARTDB07 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นทุกลีด เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 203 100

ภาพที่ 4.35 ข้อมูล INCARTDB09 เป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่ถูกรบกวนอย่างมาก..... 103

ภาพที่ 4.36 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09 โดยในลีด V1 และลีด V2 มีสัญญาณเตือนผิดพลาดเกิดขึ้น 1 บีท..... 104

ภาพที่ 4.37 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09 ในลีด I ลีด II และลีด V2 เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นจากบีทผิดปกติที่ไม่ตรงผลเฉลย เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 126 105

ภาพที่ 4.38 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นจากบีทผิดปกติที่ไม่ตรงผลเฉลยในทุกลีด เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 126 106

ภาพที่ 4.39 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นจากบีทผิดปกติที่ไม่ตรงผลเฉลยในทุกลีด เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 126 107

ภาพที่ 4.40 ตัวอย่างข้อมูลสิ่งแปลกปนในบีทปกติของข้อมูล INCARTDB09 ทำให้เกิดรูปร่างที่แตกต่างจากบีทปกติอื่นในตำแหน่ง PQRS T จึงเป็นสาเหตุให้เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาด (เส้นทึบ) จากอัลกอริทึม MD-ECG 109

บทที่ 1

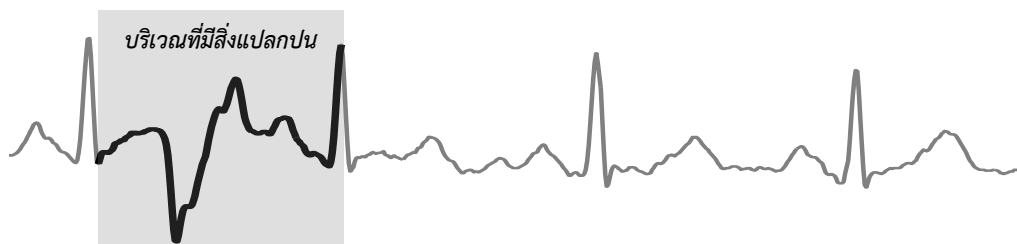
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG หรือ EKG หรือ Electrocardiogram) [1-3] เป็นข้อมูลอนุกรมเวลา (Time Series) ที่แสดงให้เห็นถึงการนำไฟฟ้าที่บริเวณต่าง ๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งจะสอดคล้องกับการบีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ ดังนั้นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงเป็นข้อมูลที่มีความสำคัญมากต่อการวินิจฉัยโรคหัวใจ และถูกใช้งานอย่างแพร่หลายทั่วทุกมุมโลก มีงานวิจัยมากมาย [4-12] ในหลายวงการที่ใช้ข้อมูลนี้ในการทดลอง รวมถึงงานวิจัยทางด้านการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา (Time Series Mining) ด้วย

งานวิจัยทางด้านการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา มีการนำเสนอวิธีการตรวจจับสิ่งผิดปกติ (Anomaly detection) กับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทั้งงานวิจัยที่ออกแบบอัลกอริทึมให้ใช้เฉพาะกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [13-16] และงานวิจัยที่ออกแบบให้เหมาะกับข้อมูลทั่วไป [17-20] แต่ยังไม่มียานใดที่สามารถนำผลลัพธ์ไปใช้งานได้จริงทางการแพทย์ เนื่องจากมีสัญญาณเตือนผิดพลาด (False alarm) เป็นจำนวนมาก

สัญญาณเตือนผิดพลาด คือ ผลลัพธ์จากการที่อัลกอริทึมระบุข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าผิดปกติ ขณะที่แพทย์วินิจฉัยว่าเป็นข้อมูลปกติ ดังแสดงตัวอย่างในภาพที่ 1.1 ซึ่งเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ แต่อัลกอริทึมในปัจจุบัน [18, 19] ระบุว่าข้อมูลช่วงที่เป็นเส้นทึบเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ เนื่องจากรูปร่างของข้อมูลแตกต่างจากรูปร่างในบริเวณอื่น อย่างไรก็ตามจากการแปลความของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ พบว่าข้อมูลช่วงที่เป็นเส้นทึบเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน (ECG artifacts) โดยข้อมูลจะมีรูปร่างผิดแปลกไปจากปกติ แต่ไม่ได้เกิดจากการนำไฟฟ้าที่ผิดปกติที่กล้ามเนื้อหัวใจ ดังแสดงในบริเวณแรเงา ดังนั้นในทางการแพทย์จึงแปลความว่าเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ



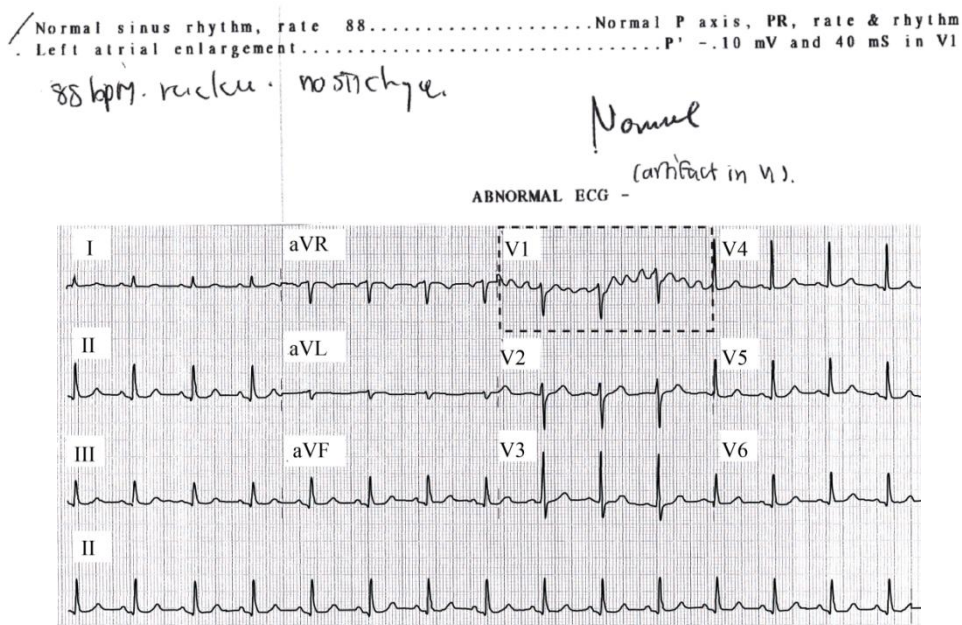
ภาพที่ 1.1 ภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนในบริเวณแรเงาทำให้เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดว่าเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ (เส้นทึบ) จากอัลกอริทึมตรวจจับสิ่งผิดปกติในปัจจุบัน

ปัจจุบันแนวทางการแก้ไขสัญญาณเตือนผิดพลาดในงานวิจัยส่วนใหญ่ [4, 7, 15, 16, 21-26] จึงเลือกทำการทดลองเฉพาะกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนเพียงเล็กน้อย หรือใช้ข้อมูลสังเคราะห์เพื่อให้ปราศจากสิ่งแปลกปน บางงานวิจัย [13, 14, 17-20, 27, 28] มีการใช้งานข้อมูลจริงที่มีสิ่งแปลกปน แม้จะสามารถจัดการกับสิ่งแปลกปนได้แต่ก็ยังเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึมในอัตราสูง

อย่างไรก็ตามในงานวิจัยทางด้านการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล มีการนำเสนอการกำจัดสิ่งแปลกปน ซึ่งจะช่วยลดปัญหาสัญญาณเตือนผิดพลาด โดยมีวิธีการที่หลากหลาย เช่น การใช้ตัวกรองดิจิทัล (Digital filter) [29-34] และเทคนิคการแยกองค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis, ICA) [11] แต่วิธีการเหล่านี้ยังไม่สามารถลดทอนสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างคล้ายกับกายสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงถึงการนำไฟฟ้าของหัวใจได้ [35, 36] เนื่องจากคุณสมบัติด้านความถี่ และรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งที่มีและไม่มีสิ่งแปลกปนมีความใกล้เคียงกันมาก ดังนั้นการกรองสัญญาณที่ความถี่ไม่เหมาะสม ส่งผลให้ไม่สามารถกรองสิ่งแปลกปนได้ ยิ่งไปกว่านั้นอาจบิดเบือนกายสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคได้ ส่งผลให้การวินิจฉัยของแพทย์คลาดเคลื่อนได้

นอกจากปัญหาสัญญาณเตือนผิดพลาดจะเกิดขึ้นกับอัลกอริทึมต่างๆ ในงานวิจัยแล้ว ยังเกิดขึ้นในการใช้งานจริงทางการแพทย์ด้วย จากการศึกษาปัญหาการใช้งานข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับบุคลากรทางการแพทย์ ด้วยการทำแบบสอบถามกับนิสิตแพทย์ แพทย์ทั่วไป แพทย์ประจำบ้าน แพทย์ประจำบ้านต่อยอดด้านหัวใจ แพทย์เฉพาะทางด้านหัวใจ แพทย์เฉพาะทางด้านอื่น ๆ พยาบาล และพยาบาลเฉพาะทางด้านหัวใจ พบว่าอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้งาน [37, 38] มุ่งเน้นให้สามารถตรวจจับสิ่งผิดปกติได้ครบถ้วนมากที่สุด จึงเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดเป็นจำนวนมากจากการแปลผลข้อมูลที่ถูกรบกวน อุปกรณ์ทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้องไม่สามารถระบุข้อมูลเป็นสิ่งแปลกปนที่เกิดจากสัญญาณถูกรบกวน หรือเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากการทำงานที่แท้จริงของหัวใจ โดยเฉพาะสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างคล้ายองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ มีรูปร่างคล้ายกับกายสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ ดังนั้นจึงแปลความหมายของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนเป็นข้อมูลผิดปกติ เกิดเป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดในอุปกรณ์ต่าง ๆ เช่น เครื่องมอนิเตอร์สัญญาณชีพเกิดการแจ้งเตือนความผิดปกติที่เกินจริง และเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 ลีด และเครื่องมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิดการวิเคราะห์ข้อมูลที่ไม่ตรงกับการวินิจฉัยของแพทย์ ดังตัวอย่างในภาพที่ 1.2 ซึ่งเป็นภาพของกระดาษบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG paper) ที่ได้จากการบันทึกข้อมูลจากผู้ป่วยจริง จะเห็นได้ว่าอุปกรณ์ทางการแพทย์แจ้งผลว่าเกิดความผิดปกติที่ลีด V1 (ในกรอบเส้นประ) ตามข้อความว่า “ABNORMAL ECG” และ “Left atrial enlargement

....P' -10mV and 40mS in V1” แต่ผลการวินิจฉัยของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ กลับระบุว่าไม่มี ความผิดปกติเกิดขึ้น แต่เกิดสิ่งแปลกปนขึ้นที่ลีด V1 ดังข้อความลายมือเขียนว่า “Normal (artifact in V1)”



ภาพที่ 1.2 ตัวอย่างการแปลผลข้อมูลจากเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 ลีด เครื่องพบสิ่ง ผิดปกติที่ลีด V1 ซึ่งไม่ตรงกับการวินิจฉัยของแพทย์ที่ระบุว่าเป็นข้อมูลปกติทั้งหมด แต่ข้อมูลในลีด V1 เป็นข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน

เพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดสัญญาณเตือนที่ผิดพลาดจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสิ่งแปลกปนใน ปัจจุบัน การใช้งานเครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด ที่มีการพิมพ์คลื่นไฟฟ้าหัวใจลงในกระดาษ พยาบาลต้องทำการคัดเลือกข้อมูลที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงหรือมีการเปลี่ยนแปลงน้อยก่อน แล้วจึงให้เครื่อง วิเคราะห์ข้อมูลและส่งผลของข้อมูลผิดปกติต่อให้แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจวินิจฉัย สำหรับการใ้ งานเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 24 ชั่วโมง (Holter Monitor) เมื่อข้อมูลที่บันทึกมีปริมาณสิ่งแปลก ปนมากผู้ป่วยจะถูกเก็บข้อมูลใหม่

จะเห็นได้ว่าปัญหาสัญญาณเตือนผิดพลาดก่อให้เกิดความยุ่งยากในการปฏิบัติงานและการ วินิจฉัยให้บุคลากรทางการแพทย์ และเพิ่มภาระงานให้แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ นอกจากนี้ยังอาจ ส่งผลต่อการสูญเสียโอกาสในการรักษาด้วย เช่น การเก็บข้อมูลใหม่ของผู้ป่วยหนึ่งราย ส่งผลให้ สูญเสียโอกาสในการรักษาของผู้ป่วยลำดับถัดไป และเนื่องจากความผิดปกติของการนำไฟฟ้าหัวใจ เกิดได้ในทุกเวลา และสามารถเกิดเป็นระยะเวลาสั้นๆ ดังนั้นหากช่วงเวลาที่เกิดสิ่งแปลกปนตรงกับ ช่วงเวลาที่เกิดภาวะความผิดปกติ การเก็บข้อมูลใหม่อาจจะไม่พบความผิดปกตินั้นแล้ว นอกจากนี้

ในพื้นที่ห่างไกลหากขาดแคลนแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ การวินิจฉัยโรคโดยผู้ที่ไม่มีความชำนาญ หรือการวินิจฉัยโรคตามผลการวิเคราะห์จากอุปกรณ์ก็อาจส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการรักษาได้ โดยเฉพาะกรณีคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสิ่งแปลกปนลักษณะคล้ายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติ

จากที่กล่าวมาทั้งหมดแสดงให้เห็นว่า ปัญหาสัญญาณเตือนผิดพลาดในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนส่งผลกระทบต่อการใช้งานจริงทางการแพทย์ และยังคงเป็นปัญหาที่ไม่มีงานวิจัยใดสามารถตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนได้อย่างถูกต้อง ตรงตามที่แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจวินิจฉัย งานวิจัยในปัจจุบันพยายามแก้ไขปัญหานี้โดยการลดทอนสิ่งแปลกปนในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่ยังไม่สามารถแก้ไขในกรณีที่สิ่งแปลกปนมีความถี่ หรือ รูปร่างใกล้เคียงกับองค์ประกอบของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วิทยานิพนธ์นี้จึงนำเสนอวิธีการค้นพบกายสัมพันธ์ในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน ด้วยการนำความรู้ทางการแพทย์มาประยุกต์กับความรู้ด้านการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา ซึ่งช่วยให้อัลกอริทึมสามารถค้นพบรูปร่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติในข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนได้ ทำให้สามารถตรวจจับสิ่งผิดปกติได้ถูกต้องครบถ้วน อีกทั้งสามารถลดปริมาณสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึมด้วย ส่งผลให้แพทย์สามารถนำผลลัพธ์จากอัลกอริทึมไปใช้วินิจฉัยโรคได้ทันที ความท้าทายของงานวิจัยนี้ทำให้งานวิจัยอื่นที่มีในปัจจุบันไม่สามารถใช้แก้ปัญหาได้โดยตรง คือ

- 1) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีรูปแบบที่หลากหลายและแตกต่างกันในแต่ละลีด
- 2) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความเป็นปัจเจกบุคคล (Individual) คือ รูปร่างของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติสองคนอาจเหมือนกันหรือแตกต่างกันได้
- 3) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละรอบหัวใจต้นมีความยาวแปรผัน (Variable length)
- 4) สิ่งแปลกปนมีโอกาสเกิดขึ้นได้ทุกคาบของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ ณ เวลาเดียวกันอาจมีต้นกำเนิดของสิ่งแปลกปนได้หลากหลายประเภท ทำให้ไม่สามารถคาดเดาได้ว่าจะเกิดในช่วงเวลาใด ลักษณะ หรือรูปร่างอย่างไร
- 5) บางครั้งสิ่งแปลกปนที่เกิดขึ้น ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีรูปร่างคล้ายคลึงกับกายสัมพันธ์ในวิทยาที่แพทย์ใช้ในการวินิจฉัย ดังนั้นวิธีการแก้ปัญหาที่ดีต้องไม่บิดเบือนกายสัมพันธ์ในวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 6) ผลลัพธ์จากอัลกอริทึมที่สามารถนำไปใช้วินิจฉัยโรคต่อได้ทันทีควรตรงตามรอบหัวใจต้นที่เกิดความผิดปกติ และแสดงกายสัมพันธ์ในวิทยาทั้งหมดที่แพทย์ใช้ในการแปลความหมายข้อมูล

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อนำเสนอวิธีการค้นพบกายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน ซึ่งจะเป็นวิธีการที่ช่วยลดปริมาณสัญญาณเตือนผิดพลาด (False alarm) ในการตรวจจับสิ่งผิดปกติได้

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

- 1) ข้อมูลที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากกว่า 1 ลีดที่มีสิ่งแปลกปนรวมอยู่ และทุก ๆ ช่วงคาบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอย่างน้อย 1 ลีด ที่มีสิ่งแปลกปนน้อย ซึ่งสามารถมองกายสัณฐานวิทยาได้ด้วยตา
- 2) วัดผลการทดลองด้วยการเปรียบเทียบผลของงานวิจัยนี้กับการวิเคราะห์กายสัณฐานวิทยาคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ

1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินการวิจัย

- 1) ศึกษางานวิจัยต่างๆ เพื่อค้นหาปัญหาที่มีอยู่ในปัจจุบันของงานวิจัยทางการแพทย์และงานวิจัยทางการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา
- 2) เก็บข้อมูลเพื่อให้มั่นใจว่าปัญหาที่ค้นพบมีความสำคัญและเกิดขึ้นในการใช้งานจริง
- 3) ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อหาแนวทางการแก้ปัญหาในงานวิจัยนี้ เช่น การแปลผลของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในทางการแพทย์ การแก้ปัญหาทางการแพทย์เมื่อพบเจอข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน การวินิจฉัยโรคด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจหาความผิดปกติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจหาความผิดปกติของข้อมูลอนุกรมเวลา
- 4) เรียบเรียงขั้นตอนการพิจารณาข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ
- 5) ออกแบบวิธีการค้นหากายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน โดยใช้ความรู้ทางการแพทย์ และเทคนิควิธีวิธีการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา
- 6) ทดลอง และปรับปรุงวิธีการที่นำเสนอ
- 7) นำผลลัพธ์ที่ได้ให้แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจตรวจสอบ
- 8) สรุปผล และเรียบเรียงวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย

วิธีการค้นพบกายสัณฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนจะช่วยให้สามารถระบุข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ และผิดปกติในข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนได้อย่างครบถ้วนถูกต้อง อีกทั้งช่วยลดปริมาณสัญญาณเตือนผิดพลาด นอกจากนี้วิธีที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ยังสามารถใช้เป็นวิธีการตรวจจับสิ่งผิดปกติ (Anomaly detection) สำหรับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อีกด้วย

1.6 ผลงานตีพิมพ์จากวิทยานิพนธ์

ส่วนหนึ่งของงานวิจัยได้รับการตีพิมพ์เป็นวารสารวิชาการระดับนานาชาติดังนี้

H. Sivaraks and C. A. Ratanamahatana, “Robust and Accurate Anomaly Detection in Electrocardiogram (ECG) Artifacts Using Time Series Motif Discovery”, Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2015 (ISI Impact Factor 1.02)

นอกจากนี้ได้มีการตีพิมพ์ผลงานวิจัยในการประชุมวิชาการระดับนานาชาติดังนี้

N. Madicar, H. Sivaraks, S. Rodpongpun, C. A. Ratanamahatana, “An Enhanced Parameter-Free Subsequence Time Series Clustering for High-Variability Width Data”, In Proceedings of International Conference on Soft Computing and Data Mining (SCDM), 2014

S. Yingchareonthawornchai, H. Sivaraks, T. Rakthanmanon, C. A. Ratanamahatana, “Efficient Proper Length Time Series Motif Discovery”, In the Proceedings of IEEE International Conference on Data Mining (ICDM), 2013

N. Madicar, H. Sivaraks, S. Rodpongpun, C. A. Ratanamahatana, “Parameter-Free Subsequences Time Series Clustering with Various-width Clusters”, In proceedings of International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST), 2013.

S. Yingchareonthawornchai, H. Sivaraks, S. Rodpongpun, C. A. Ratanamahatana “The Proper Length Motif Discovery Algorithm”, In Proceedings of International Computer Science and Engineering Conference (ICSEC), 2012

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เนื้อหาในบทนี้กล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ได้แก่ เนื้อหาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด เพื่อให้เข้าใจลักษณะของข้อมูล และวิธีการเก็บบันทึกข้อมูล จากนั้นเป็นเรื่องของกายสัณฐานวิทยา เพื่อให้เห็นภาพของโครงสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละรอบที่หัวใจเต้น และเนื้อหาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน เพื่อให้ทราบถึงความหมาย สาเหตุ และลักษณะของข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน นอกจากนี้ได้อธิบายเรื่องมาตรวัดระยะห่างยุคลิด และมาตรวัดระยะไดนามิกโทมวอร์ปิง ซึ่งนำมาใช้วัดความคล้ายในขั้นตอนต่าง ๆ ที่จะนำเสนอในบทที่ 3 สุดท้ายอธิบายเกี่ยวกับวิธีการจัดกลุ่มตามลำดับชั้นซึ่งเป็นวิธีที่นำมาใช้ในการค้นหาข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ และผิดปกติ

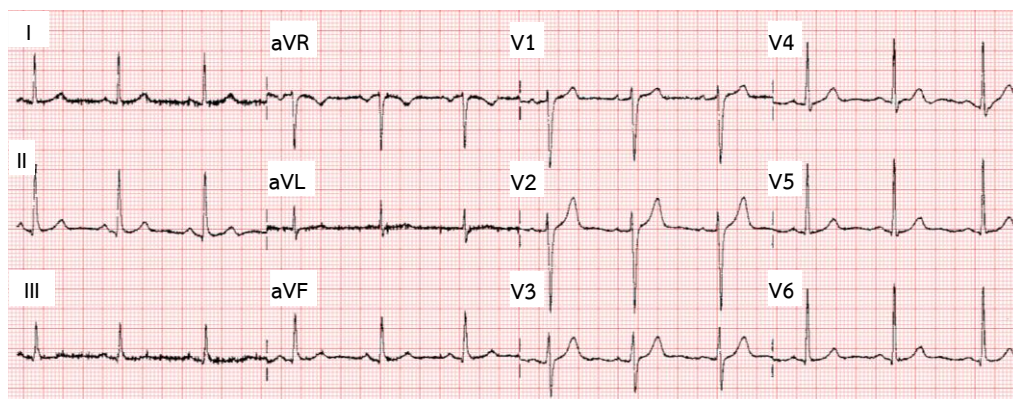
ในส่วนของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องจะแบ่งการนำเสนอเป็น 4 หัวข้อ โดยสองหัวข้อแรกนั้นแสดงให้เห็นงานวิจัยที่มีอยู่ในปัจจุบัน โดยเริ่มจากกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการลดทอนสิ่งแปลกปนในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นแนวทางในปัจจุบันที่ใช้จัดการกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนก่อนนำไปใช้งาน จากนั้นกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลอนุกรมเวลา ซึ่งเป็นงานวิจัยที่มีการทำงานใกล้เคียงกับการทำงานที่เสนอในวิทยานิพนธ์นี้ คือ การค้นหาข้อมูลผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยงานวิจัยที่นำเสนออัลกอริทึมการค้นหาพบดิสคอร์ดแบบบรูทฟอร์ซ [17] (Brute force discord discovery, BFDD) อัลกอริทึมฮอทแซคซ์ [18] (HOT SAX) และอัลกอริทึมบิตคลัสเตอร์ดิสคอร์ด [19] (BitClusterDiscord) จะถูกนำมาใช้เปรียบเทียบในบทที่ 4 ด้วย สำหรับสองหัวข้อสุดท้ายจะกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิธีการตรวจหากายสัณฐานวิทยา และวิธีการค้นพบโมทีฟ ซึ่งงานวิจัยที่นำเสนอวิธีการตรวจหา QRS ด้วย Difference Operation Method (DOM) [39] และวิธีการค้นพบโมทีฟความยาวเหมาะสมสำหรับข้อมูลอนุกรมเวลา (Proper length motif discovery for time series data) [40] มาปรับปรุง และประยุกต์ใช้กับวิทยานิพนธ์นี้

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

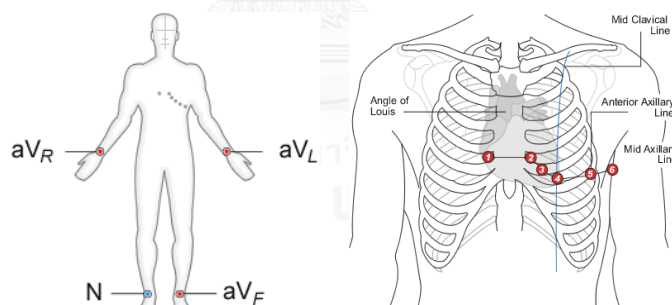
ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) [1, 2, 41] เป็นข้อมูลทางการแพทย์ที่แสดงถึงระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจที่มีผลต่อการทำงานของหัวใจให้มีการบีบหรือคลายตัว โดยค่าที่บันทึกได้จะเป็นผลรวมของการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการดีโพลาไรเซชัน (Depolarization) และรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นบันทึกค่าผ่านขั้วไฟฟ้า (Electrode) ที่วางติดกับพื้นผิวของร่างกาย ณ ตำแหน่งต่างๆ โดยไม่จำเป็นที่จะต้องวัด

ที่หัวใจโดยตรง เนื่องจากร่างกายของมนุษย์มีคุณสมบัติการนำไฟฟ้าที่ดี คลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงแผ่ไปทุกทิศทางทั่วร่างกายและออกสู่บริเวณผิวหนังภายนอกได้ โดยข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการแสดงภาพในแ่งมุมต่าง ๆ ของหัวใจที่แตกต่างกันทั้งหมด 12 ลีดดังแสดงในภาพที่ 2.1



ภาพที่ 2.1 ภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบมาตรฐาน 12 ลีด แต่ละลีดแบ่งด้วยเส้นประ (ที่มา : Dean Jenkins and Stephen Gerred, <http://www.ecglibrary.com/norm.php>)

แม้ว่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงออกมา 12 ลีด แต่มีการเก็บข้อมูลโดยการติดขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งมาตรฐาน 10 แห่ง ประกอบด้วยแขน 2 ข้าง ขา 2 ข้าง หน้าอก 6 ตำแหน่ง โดยขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งขาขวาจะทำหน้าที่เป็นสายดิน ดังแสดงในภาพที่ 2.2



ภาพที่ 2.2 ตำแหน่งการติดขั้วไฟฟ้ามาตรฐาน 10 แห่ง โดยตำแหน่ง N ที่ขาขวาทำหน้าที่เป็นสายดิน (ที่มา : <http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/index.php>)

การบันทึกข้อมูลผ่านขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งต่าง ๆ 10 แห่ง ถูกนำมาแสดงผลเป็นกราฟของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบมาตรฐาน 12 ลีด ซึ่งแสดงความสัมพันธ์แนวแกนเวลา (วินาที) และความต่างศักย์ (มิลลิโวลต์) โดยข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แบ่งเป็น 3 ส่วนใหญ่ดังนี้

2.1.1.1 Bipolar limb leads

Bipolar limb leads คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าของการวางขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งต่างกัน 2 ตำแหน่งของแขน หรือขาโดยแบ่งเป็น 3 ลีด ดังนี้

- 1) ลีด I คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย
- 2) ลีด II คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างแขนขวากับขาซ้าย
- 3) ลีด III คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย

2.1.1.2 Unipolar limb leads

Unipolar limb leads คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งเดียวเทียบกับจุดกึ่งกลางของ 2 ขั้วไฟฟ้าของลีดตรงข้ามซึ่งถูกสร้างให้มีค่าศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ ได้แก่

- 1) ลีด aVR คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าที่แขนขวา กับจุดกึ่งกลางของขั้วไฟฟ้าทั้งสองใน ลีด III
- 2) ลีด aVL คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าที่แขนซ้าย กับจุดกึ่งกลางของขั้วไฟฟ้าทั้งสองใน ลีด II
- 3) ลีด aVF คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ขาซ้าย กับจุดกึ่งกลางของขั้วไฟฟ้าทั้งสองใน ลีด I

2.1.1.3 Unipolar chest leads

Unipolar chest leads คือ การบันทึกค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าโดยการใช้ขั้วไฟฟ้าวางบนตำแหน่งต่าง ๆ บนทรวงอกจำนวน 6 ลีด ได้แก่

- 1) ลีด V1 คือ ตำแหน่งช่องซี่โครงที่ 4 ทางด้านขวาของกระดูกสันอก
- 2) ลีด V2 คือ ตำแหน่งช่องซี่โครงที่ 4 ทางด้านซ้ายของกระดูกสันอก
- 3) ลีด V3 คือ ตำแหน่งกึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4
- 4) ลีด V4 คือ ตำแหน่งจุดตัดที่เกิดจากการลากเส้นตรงจากจุดกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้าตัดกับกระดูกซี่โครงที่ 5
- 5) ลีด V5 คือ ตำแหน่งกึ่งกลางระหว่าง V4 และ V6 ซึ่งอยู่ตรงแนวรักแร้ด้านหน้า
- 6) ลีด V6 คือ ตำแหน่งตรงกึ่งกลางรักแร้ด้านซ้าย

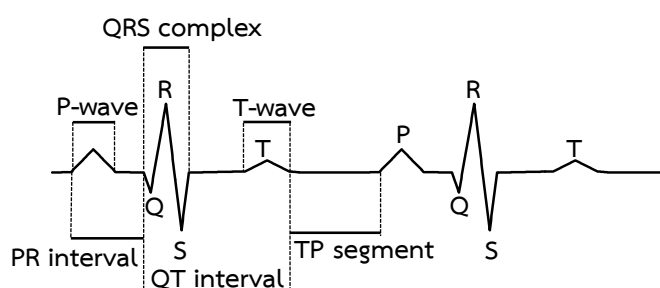
ทางการแพทย์การบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีหลากหลายลีดนั้น จะบันทึกภาพการทำงานของหัวใจในมุมที่แตกต่างกัน ดังนั้นกายสัณฐานวิทยาหรือรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏจึงมีลักษณะแตกต่างกัน และช่วยให้ได้ข้อมูลที่ละเอียด อีกทั้งช่วยให้การวิเคราะห์ตำแหน่งของหัวใจ

ที่มีการนำไฟฟ้าผิดปกติได้แม่นยำขึ้น เช่น ลีด II ลีด III และลีด aVF เป็นลีดที่ดีที่สุดในการดูภาพหัวใจส่วนล่าง (Inferior) และ ลีด V2 ถึง V6 เป็นลีดที่ดีที่สุดในการดูภาพหัวใจห้องล่างซ้าย เป็นต้น

2.1.2 กายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

กายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [3, 42, 43] คือ โครงสร้างหรือรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ใน 1 รอบหัวใจเต้น (Cardiac cycle) ที่ประกอบด้วยจังหวะการบีบและคลายตัวของหัวใจ โดยการบีบเป็นผลจากการดีโพลาไรเซชัน และการคลายเป็นผลจากการรีโพลาไรเซชันของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ โดยส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติของคนส่วนใหญ่ประกอบด้วยส่วนหลัก ๆ ดังแสดงในภาพที่ 2.3 ซึ่งแพทย์จะใช้กายสัณฐานวิทยาเหล่านี้เป็นส่วนหนึ่งในการวินิจฉัยโรค

- 1) P wave เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากการดีโพลาไรเซชันบริเวณเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนที่ส่งผลให้หัวใจห้องบนบีบตัว
- 2) PR interval เป็นช่วงเวลาตั้งแต่จุดเริ่มต้นของ P wave จนถึงจุดเริ่มต้นของ QRS complex
- 3) QRS complex เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากการดีโพลาไรเซชันที่บริเวณเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างส่งผลให้หัวใจห้องล่างบีบตัว
- 4) T wave เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจากการรีโพลาไรเซชันบริเวณเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างที่ส่งผลให้หัวใจห้องล่างคลายตัว ซึ่งค่าสูงสุด
- 5) QT interval เป็นช่วงเวลาตั้งแต่เริ่ม QRS complex ไปจนถึงสิ้นสุด T wave
- 6) ST segment เป็นช่วงเวลาตั้งแต่จุดสิ้นสุดของ QRS complex ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของ T wave
- 7) TP segment เป็นช่วงเวลาตั้งแต่จุดสิ้นสุดของ T wave ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของ P wave ในรอบการเต้นของหัวใจถัดไป



ภาพที่ 2.3 กายสัณฐานวิทยาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 รอบหัวใจเต้น

2.1.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน

คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน (ECG artifacts) [37, 44-47] คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกรบกวน ดังนั้นภาพของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏจึงไม่สามารถแสดงการนำไฟฟ้าในกล้ามเนื้อหัวใจได้จริง ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นข้อมูลที่ถูกแทรกแซงได้ง่าย และเกิดจากหลายสาเหตุซึ่งโดยทั่วไปแบ่งเป็น 2 ประเภท [37, 38, 46, 47] คือ สิ่งแปลกปนที่ไม่เกี่ยวกับสรีรวิทยา (Non-physiologic artifacts) และสิ่งแปลกปนที่เกี่ยวกับสรีรวิทยา (Physiologic artifacts) ประเภทแรกมีสาเหตุจากอุปกรณ์ที่ใช้บันทึกข้อมูล และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่อยู่ใกล้เคียง ขณะที่ประเภทที่สองมีสาเหตุจากสัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อ สำหรับลักษณะ สาเหตุการเกิด และภาพตัวอย่างของสิ่งแปลกปนที่พบบ่อยครั้งแบ่งเป็น 4 ประเภทดังในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ตัวอย่างประเภทสิ่งแปลกปน ลักษณะ สาเหตุโดยทั่วไป และตัวอย่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนในบริเวณแรงๆ

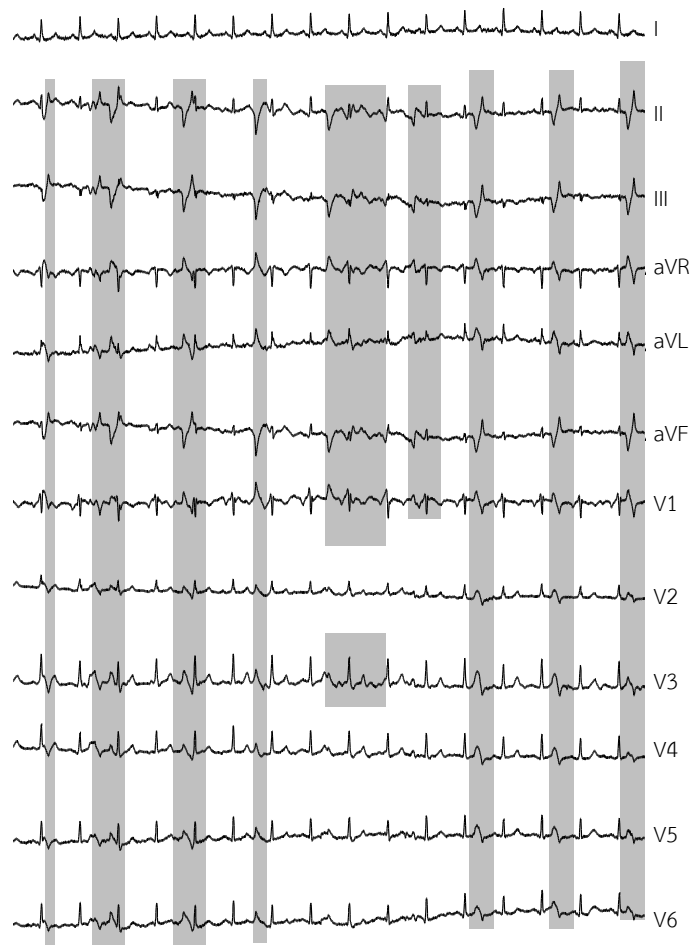
สิ่งแปลกปน	ลักษณะ	สาเหตุโดยทั่วไป	ตัวอย่าง
1. Wandering baseline	เส้นมาตรฐานแกว่งขึ้นลงช้าๆ	การเคลื่อนที่ของร่างกายหรือ ชั่วไฟฟ้า	
2. Muscle tremor	มีการเปลี่ยนแปลงค่าอย่างรวดเร็วในเวลาสั้นๆ และ เส้นมาตรฐานไม่คงที่ในแนวนอน	การเกร็งของกล้ามเนื้อ	
3. AC interference	มีการเปลี่ยนแปลงค่าอย่างรวดเร็วเป็นเวลานานทำให้เส้นมาตรฐานคลุมเครือ	การติดขั้วไฟฟ้าไม่ดี การรั่วของกระแสไฟฟ้า หรือผู้ป่วยอยู่ในสนามไฟฟ้าของเครื่องใช้ไฟฟ้าอื่น	
4. Motion artifact	มีการเปลี่ยนแปลงเส้นมาตรฐานและค่าสูงสุดของแอมพลิจูด รวมถึงช่วงเวลาที่เกิด Motion Artifact เป็นค่าที่ไม่แน่นอน	ร่างกายสั่น การเคลื่อนที่ของร่างกายหรือการหายใจ	 [48]

(ที่มา: 1. http://www.clbme.bas.bg/pwp/todor_stoyanov/qrs_detect_ee.htm

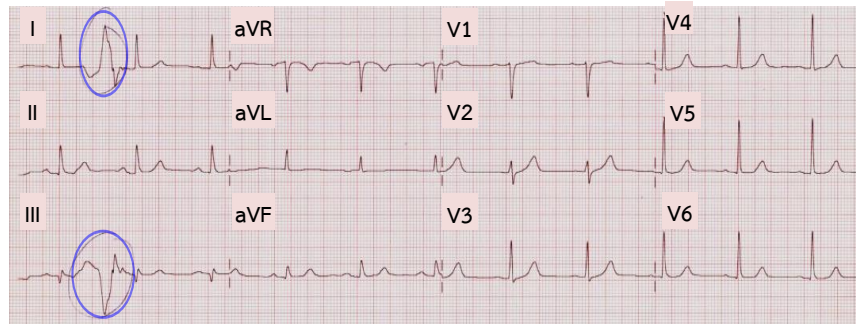
2. และ 3. http://eglobalmed.com/core/ECG_LearningCenter

4. F. Strasser, M. Muma, and A. M. Zoubir, Motion artifact removal in ECG signals using multi-resolution thresholding, 2012, pp. 899-903 [48])

คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนจะไม่มีรูปร่างที่แน่นอน ในบางครั้งพบว่าข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนมีรูปร่างคล้ายส่วนประกอบ หรือกายสัมพันธ์วิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ยิ่งไปกว่านั้นยังไม่พบรูปแบบการเกิดที่แน่นอนของข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน เนื่องจากสิ่งแปลกปนเกิดจากหลายสาเหตุพร้อมกันได้ด้วย รวมถึงสามารถเกิดขึ้นในบางช่วงเวลา และในบางลีดได้ ดังตัวอย่างข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อยู่ในช่วงแรเงาในภาพที่ 2.4 และข้อมูลที่อยู่ในวงกลมจากภาพที่ 2.5 แสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีสิ่งแปลกปนที่ลักษณะคล้ายกายสัมพันธ์วิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดขึ้นในบางลีด และบางช่วงเวลา



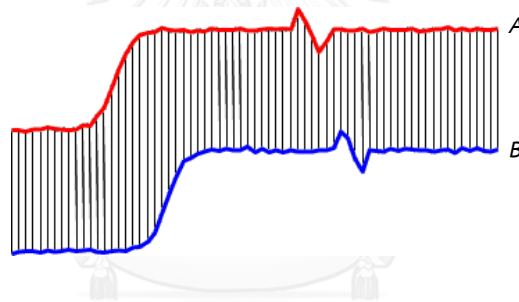
ภาพที่ 2.4 ตัวอย่างข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนในบริเวณแรเงาที่เกิดบางช่วงเวลา และบางลีด



ภาพที่ 2.5 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนเฉพาะในเส้นวงกลมของลีด I และลีด III
(ที่มา : www.bcsls.net)

2.1.4 มาตรฐานวัดระยะห่างยูคลิด

ระยะห่างยูคลิด (Euclidean distance) เป็นวิธีการวัดระยะห่างระหว่างจุดสองจุดดังแสดง
ในภาพที่ 2.6



ภาพที่ 2.6 การวัดระยะห่างยูคลิดของลำดับย่อย A และ B
(ที่มา: C. A. Ratanamahatana และ E. Keogh[49])

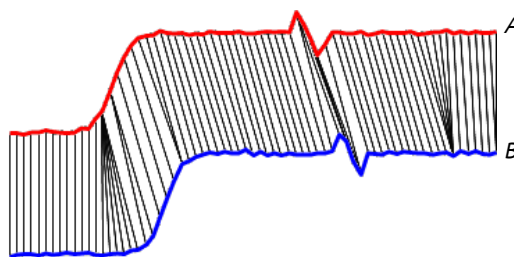
สมมติให้สองข้อมูลอนุกรมเวลา $A = (a_1, a_2, \dots, a_k)$ และ $B = (b_1, b_2, \dots, b_k)$ มีความยาว k การวัดระยะห่างยูคลิดของสองอนุกรมเวลานี้คำนวณจากสมการ (2.1)

$$Euclidean(A, B) = \sqrt{\sum_{i=1}^k (a_i - b_i)^2} \quad (2.1)$$

ในงานวิจัยนี้ได้นำการวัดระยะยูคลิดมาใช้ในวิธีการค้นพบโมทีฟซึ่งเป็นการปรับปรุงจากอัลกอริทึมเดิมซึ่งมีการใช้งานมาตรวัดนี้อยู่แล้ว แต่ในขั้นตอนอื่นของงานวิจัยนี้จะไม่ใช้มาตรวัดระยะยูคลิด เพราะมาตรวัดนี้ไม่สามารถวัดความคล้ายของข้อมูลอนุกรมเวลา 2 ชุดที่มีความยาวไม่เท่ากัน

2.1.5 มาตรการระยะไดนามิกไทม์วอร์ปิง

ไดนามิกไทม์วอร์ปิง (Dynamic time warping) [50] เป็นวิธีการวัดระยะห่างระหว่างข้อมูลอนุกรมเวลาสองชุด ซึ่งถือว่ามีความแม่นยำสูงในการวัดความคล้ายของข้อมูลอนุกรมเวลา เนื่องจากสามารถปรับการวางแนว (Alignment) ได้ ทำให้วัดความคล้ายของข้อมูลที่มีการเลื่อนในแนวแกนเวลาได้อย่างแม่นยำดังแสดงในภาพที่ 2.7



ภาพที่ 2.7 การวัดระยะไดนามิกไทม์วอร์ปิง เส้นสีเทาเป็นวิธีการปรับแนวของลำดับย่อย A และ B (ที่มา: C. A. Ratanamahatana และ E. Keogh[49])

สมมติให้ข้อมูลอนุกรมเวลา $A = (a_1, a_2, \dots, a_k)$ และ $B = (b_1, b_2, \dots, b_l)$ มีความยาว k และ l ตามลำดับ การวัดระยะห่างไดนามิกไทม์วอร์ปิงของสองอนุกรมเวลานี้ จะเริ่มจากการสร้างเมทริกซ์ขนาด $k \times l$ เพื่อเก็บค่าผลรวมสะสมของระยะห่างแต่ละสองจุดข้อมูล ซึ่งคำนวณค่าตามสมการที่ (2.2) และสมการที่ (2.3) โดยค่าระยะห่างไดนามิกไทม์วอร์ปิงจะเป็นค่าผลรวมสะสมสุดท้ายซึ่งได้จากสมการที่ (2.4) หลังจากคำนวณมาตรวัดนี้แล้วคำตอบที่ได้้นอกจากจะได้ค่าระยะห่างระหว่างข้อมูลอนุกรมเวลา 2 ชุดแล้ว ยังได้วิธีการปรับแนว (Alignment) ด้วยซึ่งเป็นการปรับแนวระหว่างคู่อนุกรมเวลาที่ทำให้ได้ค่าระยะห่างน้อยที่สุดที่เรียกว่า วิธีการวอร์ป (Warping path) หากวิธีการวอร์ปมีจำนวนที่มากกว่าจำนวนจุดข้อมูลมากแสดงว่าข้อมูลมีการเลื่อนในแนวแกนเวลาสูง

$$d(a_i, b_j) = (a_i - b_j)^2 \quad (2.2)$$

$$\gamma(i, j) = d(a_i, b_j) + \min\{\gamma(i-1, j-1), \gamma(i-1, j), \gamma(i, j-1)\} \quad (2.3)$$

$$DTW(A, B) = \sqrt{\gamma(a_k, b_l)} \quad (2.4)$$

ในงานวิจัยนี้ได้้นำการวัดระยะห่างไดนามิกไทม์วอร์ปิงมาใช้ เนื่องจากสามารถวัดความคล้ายระหว่างข้อมูลอนุกรมเวลาสองชุดที่มีความยาวต่างกันได้ [51, 52] แต่ข้อจำกัดของวิธีนี้ คือ ใช้เวลาในการประมวลผลสูง และการไม่จำกัดขอบเขตของการคำนวณจะส่งผลให้เกิดการปรับแนวที่ไม่เหมาะสมด้วย จึงแก้ปัญหาทั้งสองประเด็นด้วยการคำนวณเฉพาะส่วนของข้อมูลที่มีความสำคัญ และจำกัดขอบเขตการคำนวณด้วยโครงสร้างของข้อมูลเหมือนกัน

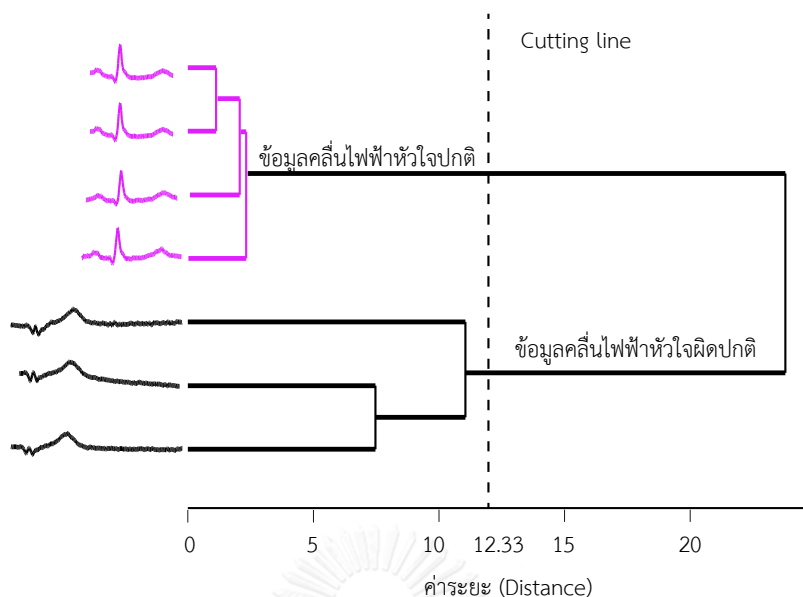
2.1.6 การจัดกลุ่มตามลำดับชั้น

การจัดกลุ่มตามลำดับชั้น (Hierarchical clustering) [53, 54] เป็นการจัดกลุ่มลำดับย่อยของข้อมูลอนุกรมเป็นลำดับชั้นคล้ายกับต้นไม้ซึ่งแบ่งเป็น 2 ประเภท ดังนี้ วิธีแรก Agglomerative มีการทำงานแบบล่างขึ้นบน (Bottom-up) จะทำการรวมกลุ่มลำดับย่อยที่คล้ายกันมากที่สุดครั้งละ 2 ลำดับย่อย หรือกลุ่ม โดยทำการรวมจนกระทั่งลำดับย่อยทั้งหมดอยู่ในกลุ่มเดียวกัน วิธีที่สอง Divisive มีหลักการการทำงานเหมือนกับ Agglomerative แต่จะทำงานแบบ (Top-down) เริ่มต้นให้ทุกลำดับย่อยจะอยู่ในกลุ่มเดียวกัน แล้วจึงแบ่งลำดับย่อยที่คล้ายกันน้อยที่สุดออก โดยทำการแบ่งจนกระทั่งลำดับย่อยทั้งหมดอยู่คนละกลุ่มกัน ซึ่งวิธีนี้ไม่เป็นที่นิยมเพราะใช้เวลาในการคำนวณมากกว่าวิธีแรก ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงให้ความสนใจกับวิธี Agglomerative ซึ่งเป็นวิธีที่ง่ายกว่าด้วย

การจัดกลุ่มแบบลำดับชั้นด้วยวิธีรวมกลุ่ม (Agglomerative hierarchical clustering) มีขั้นตอนการทำงานดังนี้

- 1) คำนวณค่าระยะ (Distance) ของแต่ละคู่ลำดับย่อยแล้วเก็บค่าในเมทริกซ์
- 2) ค้นหาค่าในเมทริกซ์ที่มีค่าน้อยที่สุด จะได้กลุ่ม หรือลำดับย่อยคู่ที่คล้ายกันที่สุด
- 3) รวม 2 กลุ่มหรือลำดับย่อย เป็นกลุ่มใหม่ที่มีสมาชิกในกลุ่มอย่างน้อย 2 ลำดับย่อย
- 4) ปรับ (Update) ค่าในเมทริกซ์ด้วยการคำนวณระยะระหว่างกลุ่มใหม่ที่ได้ออกกับกลุ่มอื่น หรือลำดับย่อยอื่นทั้งหมด
- 5) ทำขั้นตอนที่ 2 จนกระทั่งรวมเป็นกลุ่มเดียว

เมื่อรวมเป็นกลุ่มเดียวแล้วจะได้แผนภูมิต้นไม้การจัดกลุ่มตามลำดับชั้น (Dendrogram) ซึ่งแสดงถึงการจัดกลุ่มของแต่ละลำดับย่อย และค่าระยะระหว่างกลุ่มหรือลำดับย่อย โดยการตัดแบ่งกลุ่มเป็นกลุ่มย่อย ๆ จะขึ้นกับการกำหนดค่าของเส้นตัด (Cutting line) ดังแสดงในภาพที่ 2.8 ซึ่งเป็นภาพของแผนภูมิต้นไม้การจัดกลุ่มตามลำดับชั้นของลำดับย่อย 7 ชุด โดยกำหนดเส้นตัด (เส้นประ) ที่ระยะ 12.33 จึงแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มที่ประกอบด้วยลำดับย่อย 4 ชุด เป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ และอีกกลุ่มประกอบด้วยลำดับย่อย 3 ชุด เป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ



ภาพที่ 2.8 ตัวอย่างแผนภูมิต้นไม้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้น

สำหรับวิธีการคำนวณค่าความคล้ายระหว่างกลุ่มเรียกว่า Linkage method ในที่นี้จะกล่าวถึงเฉพาะวิธีที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ คือ Single linkage [55] เป็นวิธีที่รวม 2 กลุ่มเข้าด้วยกันโดยพิจารณาจากค้ำระยะที่น้อยที่สุดระหว่าง 2 กลุ่ม การคำนวณค้ำระยะระหว่างกลุ่ม C_1 และกลุ่ม C_2 เท่ากับค้ำระยะของคู่ลำดับย่อยที่เป็นสมาชิกของแต่ละกลุ่มที่คล้ายกันมากที่สุด ซึ่งคำนวณได้ตั้งสมการ (2.5) โดย x และ y แทนลำดับย่อยใด ๆ ที่เป็นสมาชิกในกลุ่ม C_1 และกลุ่ม C_2 ตามลำดับ

$$distance(C_1, C_2) = \min\{distance(x, y), x \in C_1, y \in C_2\} \quad (2.5)$$

ในงานวิจัยนี้การจัดกลุ่มแบบลำดับขั้นถูกนำมาใช้เพื่อตรวจจับสิ่งแปลกปนในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากธรรมชาติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจเกิดสิ่งผิดปกติขึ้นหรือไม่ก็ได้ และสิ่งผิดปกติอาจเป็นเพียงรูปแบบเดียวหรือหลายรูปแบบก็ได้ อีกทั้งสิ่งผิดปกติแต่ละรูปแบบอาจเกิดขึ้นเพียงครั้งเดียวหรือหลายครั้งก็ได้เช่นกัน ดังนั้นการที่ข้อมูลไม่จำนวนกลุ่ม และไม่ทราบจำนวนสมาชิกในกลุ่มที่แน่นอน การจัดกลุ่มแบบลำดับขั้นจึงเป็นวิธีหนึ่งที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้งาน

นอกจากนี้การเลือกใช้วิธีการคำนวณระยะระหว่างกลุ่มด้วยวิธี Single linkage และกำหนดค่าเส้นตัดจากค่าเฉลี่ยของระยะระหว่างคู่ลำดับย่อยทุกคู่ในงานวิจัยนี้ เนื่องจากรูปร่างของข้อมูลผิดปกติ และปกติแตกต่างกันมากกว่าค่าเฉลี่ยดังกล่าวเมื่อพิจารณาเฉพาะส่วนของกายลักษณะที่ตรงกัน ขณะเดียวกันคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสิ่งแปลกปนทำให้รูปร่างของข้อมูลปกติบางส่วนถูกบิดเบือน งานวิจัยนี้จึงต้องการให้ข้อมูลที่รูปร่างถูกบิดเบือนไปจากปกติไม่มากอยู่ในกลุ่มเดียวกับปกติด้วย อีกทั้งจากการทดลองพบว่า เป็นวิธีที่ให้ผลดี

อย่างไรก็ตามการจัดกลุ่มแบบลำดับชั้นเหมาะสมกับการใช้งานที่ปริมาณข้อมูลไม่มากนักเนื่องจากใช้เวลาในการประมวลผลมาก ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงทำการจัดกลุ่มเฉพาะลำดับย่อยที่ตรงกับแต่ละปีของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้ลดปริมาณการคำนวณลงได้อย่างมหาศาล เมื่อเทียบกับการใช้ทุกลำดับย่อยในข้อมูลอนุกรมเวลา

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.2.1 การลดทอนสิ่งแปลกปน

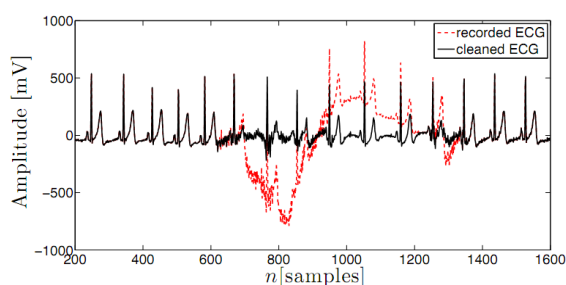
เพื่อลดสัญญาณเตือนผิดพลาด (False alarm) ซึ่งมีสาเหตุหลักมาจากข้อมูลมีสิ่งรบกวน วิธีการลดทอนสิ่งแปลกปนเป็นวิธีที่หลายงานวิจัยนำมาใช้ วิธีที่งานวิจัยส่วนใหญ่เลือกใช้ [56-59] คือการใช้ตัวกรองดิจิทัล โดยจะทำการแปลงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในโดเมนของเวลา (Time domain) ให้เป็นโดเมนความถี่ (Frequency domain) แล้วใช้ตัวกรองสัญญาณความถี่กรองสิ่งแปลกปน โดยสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline ใช้ตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) โดยใช้ความถี่ตัด (Cut-off frequency) 0.5 เฮิร์ตซ์ [57] แต่ในงานวิจัย [35] เสนอใช้ความถี่ตัด 0.05 เฮิร์ตซ์ เพื่อไม่ให้กระทบในส่วนของ ST segment สำหรับสิ่งแปลกปนประเภท AC interference ใช้ตัวกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) ด้วยความถี่ตัด 50-60 เฮิร์ตซ์ [56] โดยมีงานวิจัยหลายงานที่ทำการเปรียบเทียบตัวกรองแบบต่าง ๆ และนำเสนอวิธีการลดทอนด้วยหลากหลายวิธี เช่น

ในปี 2007 V. S. Chouhan [60] เสนอการกำจัด Wandering baseline โดยการใช้ Fourth Degree Polynomial Fitting Function และค่ามัธยฐาน (Median) ของแต่ละ RR interval ในการลดสิ่งแปลกปนที่เป็น Wandering baseline ดังนั้นในกรณี Wandering baseline ซับซ้อนมากขึ้น จำเป็นต้องใช้สมการที่ซับซ้อนมากขึ้นด้วย

ในปี 2011 M. Kaur [31] เปรียบเทียบตัวกรองในการลดสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline เช่น High pass filter, IIR filtering, FIR filtering, Zero Phase filtering, Wavelet, Moving average, Savitzky-Golay filtering และ Polynomial filtering โดยทำการเปรียบเทียบกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงที่ได้จาก MIT-BIH Arrhythmia Database ผลการเปรียบเทียบพบว่า IIR Zero Phase Filtering ให้ผลที่ดีที่สุดแต่ข้อมูลที่ใส่ทดลองนั้นไม่ได้มีส่วนของสิ่งแปลกปนที่มีหน้าตาคล้ายกับส่วนของ P wave ส่วนของ QRS complex และส่วนของ T wave

ต่อมาในปี 2012 M. J. Vidya [61] เปรียบเทียบตัวกรอง FIR filter, Smoothing filters, Savitzky-Golay filter, Butterworth filter, Moving average, Gaussian filter และ Median filter ซึ่งจากงานวิจัยนี้ระบุว่า Savitzky-Golay filter ให้ผลที่ดีกว่า แต่อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ใช้

ข้อมูลที่สังเคราะห์ขึ้นโดยการเพิ่ม Noise เข้าไปในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น และงานวิจัย F. Strasser [48] เสนอวิธีกำจัด Motion artifact และกู้คืน QRS-complex โดยใช้ Stationary Wavelet Transform (SWT) ในการแยกสัญญาณตามสัญญาณความถี่ และนำสัญญาณที่แยกได้มาเพื่อใช้ประมาณสัญญาณสิ่งแปลกปน ร่วมกับค่าขีดแบ่ง (Threshold) เพื่อระบุช่วงข้อมูลที่จะทำการกู้คืน (Recover) โดยขั้นตอนการกู้คืนใช้ Inverse SWT ในส่วนที่เป็นช่วงความถี่สูง อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ใช้ข้อมูลที่สังเคราะห์ขึ้น จึงทราบว่าสัญญาณที่จะกู้คืนประกอบด้วยช่วงความถี่ใดบ้างภาพที่ 2.9 เป็นตัวอย่างผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการนี้ เส้นประสีแดง คือ ข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนประเภท Motion artifact



ภาพที่ 2.9 ตัวอย่างผลการลดทอน Motion artifact จากงานวิจัยของ F. Strasser [48]

ในปี 2013 งานวิจัย B. Chandrakar [62] เปรียบเทียบ Finite Impulse Response (FIR) ด้วยการใช่วindows หลากหลายประเภท กับ Infinite Impulse Response (IIR) filters ด้วยการเปรียบเทียบผลจากหลายงานวิจัยพบว่า Kaiser Window Based (FIR) filter ที่ order 100 ให้ผลในการกรองสิ่งแปลกปนได้ดีกว่า IIR และในปีเดียวกัน S. L. Joshi [63] เปรียบเทียบวิธี FIR Filtering, Wavelet Transform, Fuzzy Logic, และ Empirical Mode Decomposition โดยพบว่า Equiripple Notch Filter เป็นวิธีการกรอง AC interference ได้ดีที่สุด และ Discrete Meyer Wavelet เหมาะสำหรับการกรอง Muscle Tremor และวิธี Empirical Mode Decomposition เหมาะกับ Wandering baseline

อย่างไรก็ตามการลดสิ่งแปลกปนด้วยวิธีในโดเมนความถี่ พบว่าเมื่อใช้งานกับข้อมูลจริงบ่อยครั้งที่ความถี่ของสัญญาณที่เป็นสิ่งแปลกปนและสัญญาณที่ต้องการมีความถี่ทับซ้อนกัน ซึ่งสอดคล้องกับที่งานวิจัย [35, 36] กล่าวไว้ ดังนั้นจะพบบางงานวิจัย [4, 7] ที่ใช้วิธีการทางโดเมนความถี่จะใช้การสังเคราะห์ข้อมูลขึ้น เพื่อให้ความถี่ของสิ่งแปลกปนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแยกออกจากกันได้ ดังนั้นการนำไปใช้กับข้อมูลจริงจึงยากที่จะกรองสิ่งแปลกปนแล้วไม่บิดเบือนส่วนของสัญญาณที่แพทย์ใช้ในการวินิจฉัย

งานวิจัยอีกส่วนหนึ่ง [64-66] เป็นการวิเคราะห์ข้อมูลแบบหลายมิติ เพื่อลดทอนสิ่งแปลกปน โดยใช้ทฤษฎีพื้นฐานจากการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis หรือ ICA) ซึ่งเป็นวิธีการแยกองค์ประกอบจากข้อมูล วิธีนี้เป็นที่นิยมมากในการแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเนื่องจากมีองค์ประกอบที่แยกกันอย่างชัดเจน แต่อย่างไรก็ตามใน ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้งานจริงนั้น องค์ประกอบของสิ่งแปลกปนและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต้องการนั้น ไม่ได้แยกองค์ประกอบออกจากกันอย่างชัดเจน ดังนั้นการลดทอนสิ่งแปลกปนด้วยวิธีนี้อาจกระทบ ต่อกายสัมพันธ์วิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และนอกจากนั้นการกำหนดว่าองค์ประกอบใดบ้างเป็นของ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าในลีดใดก็เป็นความยากอย่างหนึ่งในการใช้วิธีนี้

2.2.2 การตรวจจับสิ่งผิดปกติ

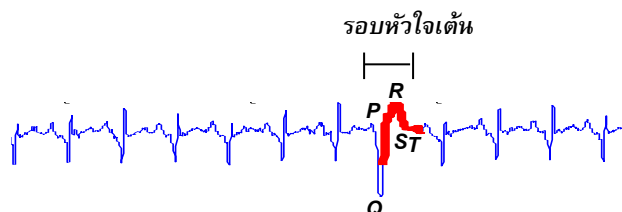
การตรวจจับสิ่งผิดปกติ (Anomaly detection) คือ การค้นหาลำดับย่อยที่มีรูปร่าง แตกต่างจากลำดับย่อยอื่นมากที่สุด หรือเป็นรูปร่างที่เกิดขึ้นน้อยครั้งที่สุดในข้อมูลอนุกรมเวลา บาง งานวิจัยเรียกสิ่งผิดปกติว่า ดิสคอร์ด (Discord)

การค้นหาสิ่งผิดปกติในข้อมูลอนุกรมเวลา วิธีที่ง่ายที่สุดในการตรวจจับสิ่งผิดปกติ คือ วิธี ค้นพบดิสคอร์ดแบบบรูทฟอร์ซ (Brute force discord discovery, BFDD) [17] ซึ่งจะทำการ เปรียบเทียบความคล้ายด้วยระยะยุคลิดของแต่ละคู่ลำดับย่อย และดิสคอร์ดเป็นลำดับย่อยที่มีค่า ระยะยุคลิดมากที่สุดกับลำดับย่อยอื่นที่คล้ายกันมากที่สุด โดยแต่ละลำดับย่อยจะถูกปรับข้อมูลให้ เป็นบรรทัดฐานเดียวกันด้วยวิธีให้คะแนน Z (Z-score normalization) ซึ่งวิธีนี้ช่วยทำให้ลดทอนสิ่ง แปลกปนประเภท Wandering baseline ได้บ้าง

ในปี 2005 E. Keogh J.Lin และ A. Fu [4] นำเสนออัลกอริทึมฮอทแซกซ์ (HOT SAX) เป็น วิธีการค้นหาลำดับย่อย (Subsequence) ที่แตกต่างจากลำดับย่อยอื่นมากที่สุด โดยอัลกอริทึมทำมี วัตถุประสงค์เพื่อลดเวลาการทำงานของอัลกอริทึมการค้นหาพบดิสคอร์ดแบบบรูทฟอร์ซ โดยมีพื้นฐาน จากการวัดความคล้ายด้วยระยะห่างยูคลิด (Euclidean distance) และทำการแปลงข้อมูลให้เป็น ตัวอักษรด้วยวิธีการประมาณแบบรวมกลุ่มตัวอักษร (Symbolic aggregate approximation, SAX) ซึ่งเป็นวิธีการลดมิติข้อมูล หรือ ลดรายละเอียดของข้อมูลก่อนทำการค้นหาสิ่งผิดปกติ โดย วัตถุประสงค์ของการลดมิติข้อมูลนอกจากจะช่วยลดปริมาณการคำนวณแล้ว ยังเป็นวิธีจัดการกับสิ่ง แปลกปน หรือสิ่งรบกวนด้วย

อัลกอริทึม HOT SAX ถูกนำไปใช้และเป็นอัลกอริทึมพื้นฐานให้งานวิจัยมากมายภายหลัง [21] อย่างไรก็ตามจากผลการทดลองที่แสดงในงานวิจัยดังกล่าว พบว่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึมนี้แสดงข้อมูลในส่วนที่ผิดปกติไม่ครบตามรอบหัวใจเด่นดังแสดงในภาพที่

2.10 เส้นทึบใช้แสดงสิ่งผิดปกติที่อัลกอริทึมตรวจพบ และตำแหน่ง PQRST ของข้อมูลผิดปกติใน 1 รอบหัวใจเด่นแสดงด้วยตัวอักษร จะเห็นว่าความผิดปกติของการนำไฟฟ้าบริเวณกล้ามเนื้อหัวใจ ด้านล่างที่ได้จากอัลกอริทึมนั้นไม่ครอบคลุม P wave และ QRS complex เนื่องจากอัลกอริทึมเปรียบเทียบลำดับย่อยที่มีความยาวเท่ากัน และหากทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน ผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นลำดับย่อยที่มีสิ่งแปลกปน



ภาพที่ 2.10 สิ่งผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX (เส้นทึบ) ไม่ครอบคลุมรอบหัวใจเด่น (ที่มา : E. Keogh J. Lin และ A. Fu, HOT SAX: efficiently finding the most unusual time series subsequence, 2005 [18])

ต่อมาในปี 2007 M. C. Chuah [13] เสนอวิธีการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการวิเคราะห์ข้อมูลอนุกรมเวลา งานวิจัยนี้เสนอวิธี Adaptive Window Based Discord Discovery (AWDD) Scheme ซึ่งจะทำการตัดแบ่งลำดับย่อยตามช่วง RR-interval และใช้การเปรียบเทียบระยะห่างยุคลิด โดยจะพบว่าคำตอบที่ได้ไม่ตรงกับกายสัณฐาน และไม่ทนต่อสิ่งแปลกปน โดยในปีเดียวกัน T. Syeda-Mahmood [15] เสนอการทำ Shape-based matching บนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งที่เป็นข้อมูลในรูปแบบดิจิทัล และการสแกนภาพจากกระดาษ งานวิจัยนี้ใช้การแบ่งส่วนย่อยด้วยฟังก์ชันสหสัมพันธ์ของตัวคลาดเคลื่อน (Autocorrelation function) และใช้มาตรวัดระยะห่างไดนามิกไทม์วอร์ปิง (Dynamic time warping) ในการวัดความคล้าย (Similarity) ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในปี 2009 G. Zhang [28] เสนอการปรับปรุงวิธีการหาค่าระยะห่างไดนามิกไทม์วอร์ปิง เพื่อใช้ในการจำแนกประเภทข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิคการจับคู่กับแม่แบบ (Template matching) โดยวิธีการแบ่งส่วนย่อยของงานนี้ใช้การกำหนดเฟรมโดยเริ่มจากส่วนของ R ไป ซึ่งไม่สอดคล้องตามรอบหัวใจเด่น

ในปี 2011 B. Boucheham [16] เสนอวิธีการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเทคนิคการจับคู่แม่แบบ โดยเทคนิคที่ใช้วัดความคล้าย คือ SEA (Shape Exchange Algorithm) [67, 68] ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบแบบคู่เซกเมนต์ (Segment-Wise comparison) ซึ่งผลจากการทดลองของงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าที่ผิดปกติ นั้น มีส่วนที่คาบเกี่ยวส่วนที่ปกติด้วย

งานวิจัยในช่วงปี 2013 และปี 2014 H. Sanchez และ B. Bustos [23] เสนออัลกอริทึมการค้นพบดิสคอร์ดอย่างมีประสิทธิภาพในข้อมูลอนุกรมเวลา โดยมีพื้นฐานการพัฒนาจากอัลกอริทึม HOT SAX ซึ่งเป้าหมายของอัลกอริทึมเพื่อลดเวลาในการประมวลผล การทดลองของงานนี้มีการนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาใช้ แต่ไม่มีการแสดงรูปร่างของผลลัพธ์ และวิธีการกำหนดค่าพารามิเตอร์ (Parameter) อีกงานวิจัยหนึ่ง [20] นำเสนอวิธีตรวจจับสิ่งแปลกปนบนข้อมูลอนุกรมเวลาด้วยวิธีเพื่อบ้านใกล้ที่สุด k อันดับ (K nearest neighbor, k NN) ร่วมกับการคำนวณค่าความหนาแน่นแม่แบบ (Pattern density) จากการทดลองของงานนี้พบว่าอัลกอริทึมค้นพบข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนเป็นข้อมูลผิดปกติทั้งหมด และอยู่ในอันดับแรก ๆ ขณะที่ข้อมูลผิดปกติจริงตรวจพบในอันดับหลัง อีกทั้งข้อมูลไม่ครอบคลุมรอบหัวใจเด่น และยังคงแสดงส่วนของข้อมูลปกติที่เกิดถัดไปออกมาด้วย

นอกจากนี้ยังมีสองงานวิจัย [4, 24] ที่นำเสนออัลกอริทึมการตรวจจับสิ่งผิดปกติบนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเฉพาะ ซึ่งงานเหล่านี้นำเสนอวิธีการบนพื้นฐานของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine learning) ดังนั้นข้อมูลฝึก (Training data) จึงมีความสำคัญกับคุณภาพของอัลกอริทึม แต่ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนนั้นไม่มีรูปร่างที่แน่นอน และรูปร่างที่เกิดขึ้นมีความหลากหลายมากมาย จึงต้องรวบรวมข้อมูลสิ่งแปลกปนจำนวนมากมาเป็นข้อมูลฝึก อีกทั้งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติมีคุณสมบัติเฉพาะตัวบุคคล และแต่ละลีดมีรูปร่างแตกต่างกัน ดังนั้นหากต้องการให้อัลกอริทึมมีคุณภาพ และสามารถนำไปใช้งานจริงได้อาจต้องรวบรวมข้อมูลฝึกจากบุคคลมากมายเช่นกัน อีกหนึ่งงานวิจัย [19] เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการตรวจจับสิ่งแปลกปนโดยปราศจากโมเดลฝึก (Training model) G. Li และคณะเสนออัลกอริทึมบิตคลัสเตอร์ดิสคอร์ด (BitClusterDiscord) เพื่อทำการค้นพบดิสคอร์ดในข้อมูลอนุกรมเวลา โดยมีพื้นฐานการแปลงข้อมูลให้เป็นเลขบิต 0 และ 1 หลังจากนั้นทำการจัดกลุ่มข้อมูลแล้วจึงทำการวัดความคล้ายของข้อมูลด้วยมาตรวัดยุคลิด ซึ่งการแปลงข้อมูลที่น่าเสนอในวิธีนี้จะช่วงจัดการกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน

อย่างไรก็ตามอัลกอริทึมที่กล่าวไปทั้งหมดต้องการให้ผู้ใช้งานระบุความยาวของข้อมูลที่ผิดปกติซึ่งไม่เหมาะกับการใช้งานจริง จากปัญหาดังกล่าวจึงมีหลายงานวิจัยเสนอวิธีจัดการกับปัญหานี้ ได้แก่ การนำหลักการของ Minimum description length (MDL) มาใช้ในงานวิจัย [40, 69] เพื่อค้นหาลักษณะภายใน (Intrinsic feature) ของข้อมูลโดยปราศจากการระบุค่าจากผู้ใช้ ซึ่งทั้งสองงานนี้เป็นประโยชน์มากกับการตรวจจับสิ่งแปลกปน นอกจากนี้ยังมีงานวิจัย Adaptive window-based discord discovery (AWDD) [13] ที่เสนอการค้นพบสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเป็นการพัฒนาจากอัลกอริทึมค้นพบดิสคอร์ดแบบบรูทฟอร์ซ (Brute force discord discovery, BFDD) ที่เป็นอัลกอริทึมดั้งเดิม โดยอัลกอริทึม AWDD ใช้การระบุความยาวสิ่งผิดปกติ

จากตำแหน่งของจุด R ที่เกิดขึ้นในข้อมูลทุก ๆ 40 วินาที ผู้ใช้จึงไม่ต้องระบุความยาว แต่รูปร่างของสิ่งผิดปกติที่ได้ก็ยังคงไม่ตรงตามรอบหัวใจเด่น

นอกจากงานที่กล่าวไปยังมีงานวิจัยอีกมากที่เกี่ยวข้องกับการตรวจหาสิ่งผิดปกติ อย่างไรก็ตามงานวิจัยเหล่านี้ยังไม่สามารถนำไปใช้งานได้จริง โดยสรุปสาเหตุได้ดังต่อไปนี้

- 1) หลายงานวิจัย [7, 9, 14, 16, 20-24, 27, 70] ใช้ข้อมูลที่ปราศจากสิ่งแปลกปน หรือมีสิ่งแปลกปนเพียงเล็กน้อย ขณะที่ในการใช้งานจริง ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักจะถูกรบกวนจากหลายสาเหตุ ดังนั้นเมื่อประยุกต์ใช้อัลกอริทึมเหล่านี้กับข้อมูลจริงจะเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้น จากการที่อัลกอริทึมระบุข้อมูลปกติที่มีสิ่งแปลกปนเป็นสิ่งผิดปกติ
- 2) หลายงานวิจัย [17-19, 26] ต้องการให้ผู้ใช้ระบุความยาวของข้อมูลผิดปกติ และออกแบบอัลกอริทึมเพื่อหาข้อมูลผิดปกติที่มีความยาวไม่เปลี่ยนแปลง แต่การใช้งานจริงเป็นเรื่องที่ยากมากที่จะทราบความยาวดังกล่าว ถึงแม้ว่าจะมีงานวิจัย [13, 20, 27, 28, 40, 69] ที่นำเสนออัลกอริทึมที่สามารถค้นหาข้อมูลผิดปกติที่มีความยาวแปรผันได้ (Variable length) แต่ผลลัพธ์ที่ได้จากอัลกอริทึมก็ไม่ตรงกับรอบหัวใจเด่นที่เกิดความผิดปกติขึ้น ส่งผลให้ข้อมูลผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึมไม่แสดงส่วนที่สำคัญต่อการวินิจฉัยโรค

จากการศึกษาทั้งหมดในหัวข้อ 2.2.1 และ 2.2.2 แสดงให้เห็นว่าวิธีการลดสิ่งแปลกปนในปัจจุบัน ส่วนใหญ่เป็นการนำเสนอบนมุมมองทางโดเมนความถี่ ดังนั้นในปัจจุบันการตรวจจับสิ่งผิดปกติจากข้อมูลที่มีความถี่ของสิ่งแปลกปนใกล้เคียงกับความถี่ของข้อมูลในส่วนที่แพทย์ใช้วินิจฉัย ทำให้อัลกอริทึมระบุสิ่งแปลกปนเป็นสิ่งผิดปกติ ทั้ง ๆ ที่แพทย์วินิจฉัยเป็นข้อมูลปกติ

นอกจากนี้ในการตรวจจับสิ่งผิดปกติในโดเมนของเวลามีการศึกษาไม่มากนัก และมีการกล่าวถึง [71-73] สำหรับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจการตรวจจับสิ่งผิดปกติในโดเมนเวลาทำได้ยากเนื่องจากข้อมูลมีสิ่งแปลกปน ในวิทยานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดที่ว่า ปัญหาดังกล่าวน่าจะแก้ไขได้บนโดเมนของเวลา หากนำความรู้ทางการแพทย์มาผสมผสานกับความรู้ทางโดเมนของเวลา

2.2.3 การตรวจหากายสัมพันธ์วิทยาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจหาความสัมพันธ์วิทยาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Morphology detection) หรือการตรวจหาพีคิวอาร์เอสที (PQRST detection) คือ การระบุตำแหน่งของโครงสร้างต่าง ๆ ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เช่น ส่วนของ P wave ส่วนของ QRS complex และส่วนของ T wave

ที่ผ่านมามีงานวิจัยส่วนใหญ่เสนอการตรวจหา QRS complex มากที่สุด [39, 74-77] เนื่องจากเป็นส่วนที่มีรูปร่างชัดเจนและแตกต่างจากส่วนอื่นที่สุด ขณะที่ส่วนของ P wave และ T wave เป็นส่วนที่ทำการค้นหายากกว่า QRS complex เพราะมีค่าแอมพลิจูดที่ต่ำ และมีรูปร่างคล้ายสัญญาณรบกวน อีกทั้งในผู้ป่วยบางรายข้อมูลจะไม่แสดงส่วนของ P wave โดยงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจหา PQRST สามารถแบ่งตามเทคนิคที่ใช้ในงานวิจัยเป็น 3 ส่วนใหญ่ดังนี้

- 1) เทคนิคการตีกรอบข้อมูลค้นหาจากตำแหน่งของ QRS complex งานวิจัยที่ใช้เทคนิคนี้ [39, 78-82] จะเริ่มจากตรวจหา QRS complex ด้วยวิธีที่มีงานวิจัยนำเสนออยู่ก่อน แล้วนำตำแหน่งของ QRS complex มาพิจารณาตามกฎและค่าขีดแบ่งที่กำหนดไว้ เพื่อค้นหาส่วนอื่น ๆ ซึ่งงานวิจัยเหล่านี้ไม่ทนกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน ดังนั้นกระบวนการเตรียมข้อมูล (Preprocessing) เพื่อลดทอนสิ่งแปลกปนจึงเป็นสิ่งจำเป็น
- 2) เทคนิควิธีทางการเรียนรู้แบบมีผู้สอน เป็นการนำเสนอวิธีการค้นหาสัญญาณชีววิทยา ด้วยการจำแนกประเภท เช่น การใช้ข่ายงานประสาทเทียม (Artificial Neural Network) และ ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (SVM) [83, 84] ซึ่งเป็นเทคนิควิธีที่ให้ค่าความถูกต้องสูง และสามารถเรียนรู้ลักษณะกายสัญญาณชีววิทยาที่มีรูปแบบที่หลากหลายได้ แต่ต้องใช้ Training data จำนวนมาก
- 3) เทคนิควิธีทางสัญญาณไฟฟ้า [85, 86] งานวิจัยเหล่านี้ไม่พิจารณาโดเมนของเวลา (Time domain) จะพิจารณาในโดเมนของความถี่ (Frequency domain) เท่านั้น โดยผลของความถูกต้องจะขึ้นกับการกำหนดค่าพารามิเตอร์ และการเลือกฟังก์ชันในการทำงาน

ในวิทยานิพนธ์นี้ได้นำอัลกอริทึมการค้นหา QRS complex ด้วยค่าผลต่างของข้อมูลที่เรียกว่า Difference Operation Method (DOM) ซึ่งเสนอในงานวิจัย [39] มาใช้ในขั้นตอนการตรวจหา และแบ่งส่วน PQRST เนื่องจากเป็นที่ยอมรับจากหลายงานวิจัย [56, 74, 87] และมีการพิจารณาข้อมูลในเชิงแกนเวลา อีกทั้งอัลกอริทึมมีข้อดี คือ เป็นวิธีที่ง่าย ได้ผลดี มีการทดลองกับข้อมูลจริง และคำนึงถึงเรื่องสิ่งแปลกปนในข้อมูลด้วย แต่ยังมีวิธีการกำหนดค่าขีดแบ่งซึ่งใช้ตีกรอบข้อมูลในการพิจารณาอย่างไม่ยืดหยุ่นกับชุดข้อมูลอื่นที่นอกเหนือจากการทดลอง เพราะเป็นการระบุค่าคงที่ให้อัลกอริทึม นอกจากนี้อัลกอริทึม DOM ยังไม่เหมาะที่จะใช้งานกับข้อมูลในลีด aVR เพราะลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติในลีดนี้ จะมีรูปร่างของ P wave และ T wave กลับทิศจากลีดอื่น ดังนั้นในวิทยานิพนธ์จึงทำการปรับปรุงบางส่วนของอัลกอริทึม DOM เพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานมากยิ่งขึ้นโดยจะนำเสนอในบทที่ 3.3.2

2.2.4 การค้นพบโมทีฟ

การค้นพบโมทีฟ (Motif discovery) คือ การค้นหาแบบรูป (Pattern) ของข้อมูลอนุกรมเวลา ซึ่งลักษณะของโมทีฟจะขึ้นกับคำจำกัดความในแต่ละงานวิจัยดังนี้

งานวิจัยที่นำเสนอในปี 2002 ถึงปี 2007 [88-91] เป็นการนำเสนออัลกอริทึมที่ใช้ตรวจหาโมทีฟที่มีความยาวตามที่ผู้ใช้กำหนด ด้วยวิธีการที่แตกต่างกันไป แต่มีนิยามของโมทีฟเหมือนกัน คือ โมทีฟเป็นเซตของลำดับย่อยที่คล้ายคลึงกันซึ่งวัดความคล้ายด้วยค่าระยะ (Distance) แล้วมีค่าน้อยกว่าค่าขีดแบ่ง R โดยผลลัพธ์จากอัลกอริทึมจะเป็นโมทีฟหลายชุดที่ถูกจัดอันดับไว้เรียกว่า K -Motifs โดยงานวิจัยเหล่านี้ใช้วิธีการจัดอันดับจากจำนวนลำดับย่อยในแต่ละชุดโมทีฟ ซึ่งลำดับย่อยที่อยู่ในชุดโมทีฟเดียวกันจะคล้ายกันบนความสัมพันธ์แบบ non-trivial match และเมื่อวัดระยะห่างระหว่างลำดับย่อยในชุดโมทีฟ และลำดับย่อยอื่นนอกชุดโมทีฟจะมีค่าระยะมากกว่าสองเท่าของค่า R ในส่วนของความสัมพันธ์แบบ trivial match [88] งานเหล่านี้นิยามว่าสองลำดับย่อย A และ B จะมีความสัมพันธ์แบบ trivial match หากตำแหน่งเริ่มต้นลำดับย่อย A ที่ p เท่ากับ ลำดับย่อย B ที่ q ตรงกัน หรืออีกกรณี คือ ไม่ปรากฏลำดับย่อย C ใดที่มีตำแหน่งเริ่มต้น q' แทรกระหว่าง p และ q แล้วยังมีค่าระยะระหว่าง C และ A มากกว่า R จากนิยามเหล่านี้ทำให้โมทีฟอันดับที่หนึ่ง (1-Motif) เป็นชุดโมทีฟที่ดีที่สุด ซึ่งเป็นเซตของลำดับย่อยที่คล้ายกันและเกิดบ่อยบนเงื่อนไขการพิจารณาจากค่าขีดแบ่ง R ที่ผู้ใช้ต้องกำหนด

ต่อมานิยามของโมทีฟได้เปลี่ยนไป งานวิจัยตั้งแต่ปี 2009 [92-95] เปลี่ยนคำจำกัดความของโมทีฟเป็นคู่ของลำดับย่อยที่คล้ายกันมากที่สุด และยังคงมีการให้ผลลัพธ์ของอัลกอริทึมเป็นโมทีฟหลายชุดที่ถูกจัดอันดับไว้ตามค่าความคล้ายของแต่ละคู่ และเรียกว่า k^{th} -Time Series Motif โดย 1st-time series motif จะเป็นคู่ลำดับย่อยที่คล้ายกันมากที่สุด

อย่างไรก็ตามวิธีการค้นพบโมทีฟจากงานวิจัยที่กล่าวไปข้างต้นยังต้องการให้ผู้ใช้ระบุความยาวของโมทีฟที่เป็นผลลัพธ์ ซึ่งเป็นเรื่องยากที่การใช้งานจริงจะทราบค่าที่แท้จริงของความยาวโมทีฟ ดังนั้นในปี 2013 จึงมีงานวิจัย [40] เสนออัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่มีความยาวเหมาะสม (Proper length motif discovery) ซึ่งนอกจากจะแก้ปัญหาเรื่องการระบุความยาวจากผู้ใช้แล้ว ยังเปลี่ยนค่านิยามของโมทีฟเป็นกลุ่มของลำดับย่อยที่คล้ายกันและเกิดบ่อยครั้ง โดยงานนี้นำเทคนิคการบีบอัดข้อมูล (Compression) ตามหลักการ MDL (Minimum Description Length) มาใช้เพื่อวัดความคล้ายและการเกิดบ่อยครั้งของโมทีฟแต่ละชุดด้วยค่าประหยัดบิต (bitsave) ผลลัพธ์ที่ได้จากงานนี้เป็นโมทีฟหลายชุดที่ถูกจัดอันดับตามความสามารถในการบีบอัดข้อมูลเรียกว่า K^{th} -compression motifs โดย 1st-compression motif เป็นโมทีฟที่มีค่าประหยัดบิตสูงสุด หมายถึงถึง

มีความสามารถในการบีบอัดข้อมูลได้ดีที่สุด ซึ่งเป็นกลุ่มของลำดับย่อยที่มีรูปร่างคล้ายกันและเกิดบ่อยที่สุด

ในวิทยานิพนธ์นี้สังเกตเห็นถึงการใช้ประโยชน์จากอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟของงานวิจัย [40] ที่สามารถค้นหาโมทีฟได้โดยที่ผู้ใช้ไม่ต้องระบุค่าความยาวของโมทีฟ และยิ่งไปกว่านั้นนิยามโมทีฟจากงานนี้ยังเหมือนกับลักษณะของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อยู่ในลิตที่มีสิ่งแปลกปนน้อยด้วย จึงมีแนวคิดในการนำอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสมมาใช้งาน และปรับปรุงเพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานบนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากยิ่งขึ้น ซึ่งรายละเอียดจะกล่าวไว้ในหัวข้อ 3.3.1

เนื่องจากในวิทยานิพนธ์นี้มีการนำขั้นตอนการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสมมาใช้งานซึ่งแต่ละขั้นตอนมีรายละเอียดมาก จึงได้ทำการสรุปขั้นตอนต่าง ๆ ตามรหัสเทียมของอัลกอริทึมที่แสดงในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 อัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสม [40]

<i>Motif</i> = ProperLengthMotifDiscovery(<i>Timeseries</i>)	
1	For $l=2$ to $Timeseries.length/2$
2	$\{A, B\} :=$ MotifCandidateDiscovery(<i>Timeseries</i> , l)
3	For each k -th motif pair in $\{A_k, B_k\}$
4	$group :=$ CreateGroup(A, B)
5	If $group.bitsave < 0$ then break
6	$group =$ AddAllNeighbor($group, Timeseries, l$)
7	$Motif =$ UpdateAnswer($Motif, group$)
8	end for
9	If $k=1$ and $group.bitsave < 0$ then break
10	end for
11	return <i>Motif</i>

อัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่ความยาวเหมาะสมมีข้อมูลนำเข้า คือ ข้อมูลอนุกรมเวลา *Timeseries* และข้อมูลส่งออก คือ โมทีฟที่เรียงอันดับตามความสามารถการบีบอัดข้อมูลที่วัดด้วยค่าประหยัดบิตของโมทีฟแต่ละชุด

บรรทัดที่ 1-10 อัลกอริทึมทำการค้นหาโมทีฟที่มีความยาวตั้งแต่ 2 ถึงความยาวของข้อมูลอนุกรมเวลา/2

บรรทัดที่ 2 การทำงานในฟังก์ชัน MotifCandidateDiscovery เป็นการหาลำดับย่อยความยาว l ที่คล้ายกันมากที่สุด k อันดับ เรียกว่า k -th motif pair ซึ่งงานนี้ใช้วิธีวัดความคล้ายระหว่างลำดับย่อยด้วยมาตรวัดระยะยูคลิด

บรรทัดที่ 3-8 นำแต่ละคู่ Motif pair มาค้นหาลำดับย่อยอื่นที่คล้ายกันเพื่อสร้างกลุ่มที่จะใช้พิจารณาเป็นผลลัพธ์โมทีฟของรอบการทำงานนั้น

บรรทัดที่ 4 การทำงานในฟังก์ชัน CreateGroup เป็นการสร้างโมทีฟ หรือกลุ่มของลำดับย่อยที่คล้ายกันโดยเริ่มจากสองลำดับย่อย A และ B ที่คล้ายกันมากที่สุดก่อน และคำนวณค่าประหยัดบิตของกลุ่ม ($group.bitsave$) ดังสมการ (2.8) สำหรับนิยามที่ใช้คำนวณค่าประหยัดบิตจะกล่าวในตอนท้ายของหัวข้อนี้

บรรทัดที่ 5 เป็นเงื่อนไขการหยุดค้นหาโมทีฟ เมื่อคู่ลำดับย่อย Motif pair ที่พิจารณาในรอบการทำงานนั้นมีค่าประหยัดบิตติดลบ

บรรทัดที่ 6 ฟังก์ชัน AddAllNeighbor ทำการค้นหาลำดับย่อยเพื่อนบ้าน (Neighbor) ซึ่งเป็นลำดับย่อยอื่น ๆ ในข้อมูลอนุกรมเวลาที่คล้ายคลึงกับลำดับย่อยเฉลี่ยระหว่าง Motif pair คู่ที่พิจารณาในรอบนั้น โดยมีเงื่อนไขว่าลำดับย่อยเพื่อนบ้านจะต้องมีความยาว l เช่นกัน และเมื่อรวมลำดับย่อยเพื่อนบ้านเข้าในกลุ่ม $group$ แล้วจะต้องมีค่าประหยัดบิตมากกว่า 0 ซึ่งคำนวณค่าประหยัดบิตได้ดังสมการ (2.9)

บรรทัดที่ 7 คำนวณค่าประหยัดบิตสุดท้ายของ $group$ ที่ได้จากบรรทัดที่ 6 ด้วยการคำนวณดังสมการ (2.13) และรวมกลุ่ม $group$ เข้าเป็นชุดโมทีฟใหม่ สำหรับกรณีทีลำดับย่อยในกลุ่ม $group$ ทุกตัวซ้อนทับ (Overlap) กับลำดับย่อยทุกตัวในโมทีฟก่อนหน้า จะทิ้งโมทีฟที่ให้ค่าประหยัดบิตต่ำกว่า

บรรทัดที่ 9 เป็นเงื่อนไขที่เรียกว่า Early termination คือ หยุดประมวลผลเมื่อค่าประหยัดบิตมีค่าเป็นลบ ซึ่งมีที่มาจากแนวคิดของงานนี้ว่า เมื่อค่าประหยัดบิตเป็นค่าลบ หมายถึง คู่ลำดับย่อย motif pair ไม่มีความคล้ายคลึงกันแล้ว หากยิ่งเพิ่มความยาว l ก็จะทำให้ค่าประหยัดบิตติดลบมากขึ้น ดังนั้นจึงหยุดการประมวลผลอัลกอริทึม และให้ผลลัพธ์เป็น Motif ในบรรทัดที่ 11

วิธีการคำนวณค่าประหยัดบิตมีการนิยามการคำนวณค่าต่าง ๆ ดังนี้ [40, 69, 96]

- 1) ค่าประหยัดบิต (Bitsave) คือ ค่าผลต่างระหว่างความยาวในการเก็บข้อมูล (Description length) ของข้อมูลก่อนการบีบอัด $DL(before)$ และความยาวในการเก็บข้อมูลของข้อมูล

หลังใช้สมมติฐาน H ในการบีบอัดข้อมูล $DL(after)$ ตามหลักการของ Minimum Description Length (MDL) [96] ซึ่งนิยามค่า $bitsave$ ได้ดังสมการ (2.6)

$$bitsave = DL(before) - DL(after) \quad (2.6)$$

- 2) ค่าความยาวในการเก็บข้อมูลลำดับย่อย E ใด ๆ ที่เป็นสมาชิกของกลุ่ม $group$ เมื่อใช้สมมติฐาน H บีบอัดข้อมูล นิยามดังสมการ (2.7)

$$DLC(group) = DL(H) + \sum_{E \in group} DL(E|H) \quad (2.7)$$

โดยสมมติฐาน H ในงานนี้ คือ ลำดับย่อยเฉลี่ยระหว่าง motif pair คู่ที่พิจารณาในรอบนั้น และ $DL(E|H)$ คำนวณจาก $DL(E-H)$

- 3) ค่าประหยัดบิตของการสร้างกลุ่ม $group$ ที่ประกอบด้วย คู่ลำดับย่อย A และ B ที่เป็น motif pair ในรอบนั้น ค่าประหยัดบิตดังกล่าวนิยามดังสมการ (2.8)

$$bitsave = DL(A) + DL(B) - DLC(group) \quad (2.8)$$

- 4) ค่าประหยัดบิตของการเพิ่มลำดับย่อยเพื่อนบ้าน E เข้ากลุ่ม $group$ ซึ่งจะได้จะได้กลุ่มใหม่ $group'$ โดยค่าประหยัดบิตหลังจากทำการเพิ่มเพื่อนบ้านใหม่แล้วนิยามดังสมการ (2.9)

$$bitsave = DL(E) + DL(group) - DLC(group') \quad (2.9)$$

- 5) ค่าความยาวในการเก็บข้อมูลอนุกรมเวลา T นิยามดังสมการ (2.10) และสมการ (2.11)

$$DL(T) = m * Entropy(T) \quad (2.10)$$

$$Entropy(T) = \sum_i p_i \log_2 \left(\frac{1}{p_i} \right) \quad (2.11)$$

เมื่อ m คือ ความยาวของข้อมูลอนุกรมเวลา T และ p_i คือ ค่าความน่าจะเป็นที่ค่า i จะปรากฏขึ้นในข้อมูลอนุกรมเวลา T โดยกำหนดให้ $p_i \log_2 \left(\frac{1}{p_i} \right)$ มีค่าเป็น 0 หากค่าความน่าจะเป็นที่จะเกิดค่า i เท่ากับ 0 สำหรับการคำนวณค่า Entropy ข้อมูลอนุกรมเวลาจะถูกแปลงเป็นข้อมูลไม่ต่อเนื่องก่อน (Discrete data) ด้วยสมการ (2.12)

$$Discrete(T) = round \left(\left(\frac{T - min + 1}{max - min + 1} \right) * (2^a - 1) \right) + 1 \quad (2.12)$$

เมื่อกำหนดค่า $a=6$ ซึ่งที่มาของค่านี้มาจากงานวิจัย [96]

- 6) ค่าประหยัดบิตสุดท้ายของโมทีฟแต่ละชุด เท่ากับ ผลต่างระหว่างผลรวมของค่าประหยัดบิตที่คำนวณทุกครั้ง และค่าความยาวในการเก็บข้อมูลที่เป็นสมมติฐาน H ดังสมการ (2.13)

$$total\ bitsave = \sum_{i=1}^k \left(DL(T_{o(i):w}) - DL(T_{o(i):w}|H) \right) - DL(H) \quad (2.13)$$

เมื่อ k คือ จำนวนลำดับย่อยที่เป็นสมาชิกในโมทีฟ

$o(i)$ คือ ตำแหน่งเริ่มต้นของลำดับย่อยที่ i ที่เป็นสมาชิกในโมทีฟ

$T_{o(i):w}$ คือ ลำดับย่อยของข้อมูลอนุกรมเวลา T ที่มีขนาด w และเริ่มต้นที่ตำแหน่ง $o(i)$



บทที่ 3

การค้นพบกายสัมพันธ์ฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน โดยใช้การทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการค้นพบกายสัมพันธ์ฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนที่มีชื่อว่า เอ็มดีไอซีจี (Morphology Discovery in electrocardiogram artifacts, MD-ECG) ซึ่งเป็นอัลกอริทึมที่สามารถค้นหาข้อมูลคลื่นไฟฟ้าปกติ และผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกรบกวนได้ เนื่องจากในปัจจุบันยังไม่มีงานวิจัยใดที่สามารถแยกแยะสิ่งแปลกปนออกจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างใกล้เคียงกับข้อมูลที่เกิดจากการนำไฟฟ้าในกล้ามเนื้อหัวใจ จึงทำให้อัลกอริทึมต่าง ๆ รวมถึงอุปกรณ์ทางการแพทย์แปลความหมายข้อมูลปกติที่มีสิ่งแปลกปนว่าเป็นข้อมูลผิดปกติซึ่งไม่ตรงตามที่แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจวินิจฉัย หรือที่เรียกว่า สัญญาณเตือนผิดพลาด ผลงานนี้จึงถือเป็นงานวิจัยแรกของโลกที่สามารถค้นพบข้อมูลปกติ และผิดปกติในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนได้อย่างถูกต้อง และยังสามารถลดสัญญาณเตือนผิดพลาดที่เกิดจากอัลกอริทึมได้ด้วย

เพื่อให้ผลลัพธ์ที่ได้สอดคล้องกับการใช้งานทางการแพทย์ที่จะนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติไปใช้ในการวินิจฉัยต่อ งานวิจัยนี้จึงออกแบบอัลกอริทึมบนพื้นฐานวิธีการแปลผลข้อมูลของแพทย์ รวมถึงนำความรู้ทางการแพทย์ไปประยุกต์ใช้กับเทคนิคต่าง ๆ ที่อยู่ในกระบวนการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา เช่น การค้นพบโมทีฟ (Motif discovery) และ การวัดค่าความคล้าย (Similarity measure) ด้วยมาตรวัดระยะไดนามิกไทม์วอร์ปิง (Dynamic time warping)

ในบทที่ 3 นี้จะกล่าวถึงอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัมพันธ์ฐานวิทยาในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน โดยแบ่งเป็น 4 ส่วนหลัก คือ 3.1 คำจำกัดความที่ใช้ในงานวิจัย 3.2 แนวทางการแปลผลข้อมูลของแพทย์ และ แนวคิดการออกแบบอัลกอริทึม 3.3 อัลกอริทึมที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ 3.4 การลดทอนสิ่งแปลกปนซึ่งเป็นส่วนเพิ่มเติม เพื่อเป็นทางเลือกให้ผู้ใช้งานในการดูข้อมูลที่ง่ายขึ้น

3.1 คำจำกัดความที่ใช้ในงานวิจัย

คำจำกัดความที่ 1 : ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) ใน 1 ลีด หรือ ข้อมูลอนุกรมเวลา (Time Series) คือ ลำดับของจำนวนจริงที่ต่อเนื่องกันตามลำดับของเวลา ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจความยาว n นิยามคือ $E = e_1, e_2, \dots, e_n$

คำจำกัดความที่ 2 : ลำดับย่อย (Subsequence) ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E ที่มีความยาว k เริ่มต้นที่ตำแหน่งข้อมูล j นิยามคือ $S = e_j, e_{j+1}, \dots, e_{j+k-1}$ โดยที่ $1 < k < n$ และ $1 \leq j \leq n-k+1$

คำจำกัดความที่ 3 : บีท (Beat) หรือ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละรอบหัวใจเต้น (Cardiac cycle) คือ ลำดับย่อย S ใด ๆ ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E ที่สอดคล้องกับรอบหัวใจเต้น หรือการเต้นของหัวใจ 1 รอบการบีบและคลายตัวของหัวใจห้องบนและล่าง

คำจำกัดความที่ 4 : สไลดิงวินโดว์ (Sliding window) ขนาด w คือ การสกัดลำดับย่อยทั้งหมดที่มีความยาว w ในข้อมูลอนุกรมเวลา E

คำจำกัดความที่ 5 : ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ คือ รูปร่างของบีทที่คล้ายกันและเกิดขึ้นบ่อยครั้ง บางครั้งอาจมีสิ่งแปลกปนบิดเบือนรูปร่าง แต่หากพิจารณาถึงรูปร่างในส่วนของ PQRSST ยังคงพบว่ามีรูปร่างคล้ายกัน

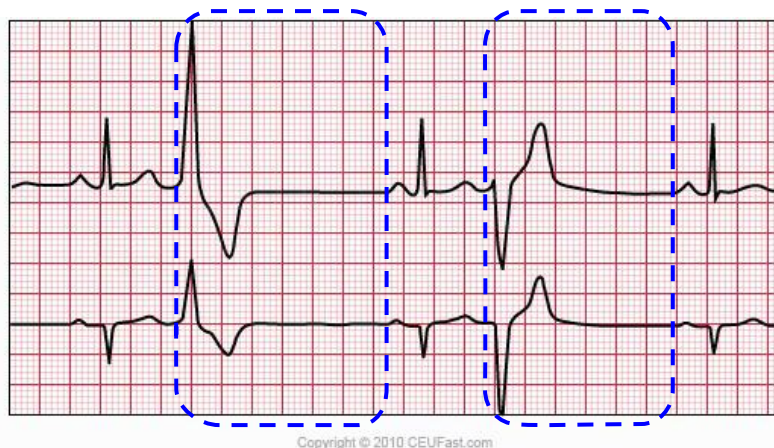
คำจำกัดความที่ 6 : ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ คือ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปร่างในส่วนของ PQRSST ต่างจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

3.2 แนวทางการแปลผลข้อมูลของแพทย์ และ แนวคิดการออกแบบอัลกอริทึม

แนวทางการแปลผลข้อมูลของแพทย์ที่นำมาใช้ในการออกแบบอัลกอริทึม ได้แก่ วิธีการค้นหาความผิดปกติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วิธีการแปลผลข้อมูลในส่วน TP segment และรูปแบบการเกิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ

3.2.1 วิธีการค้นหาความผิดปกติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่วไปการค้นหาความผิดปกติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แพทย์จะพิจารณาจากรูปร่างของข้อมูลในส่วนที่เป็นกายสัณฐานวิทยา หรือรูปร่างส่วนประกอบต่าง ๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละรอบหัวใจเต้น หรือแต่ละบีท เช่น ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่แสดงถึงภาวะหัวใจห้องล่างเต้นผิดจังหวะ (Premature ventricular contraction, PVC) จะมีลักษณะของ QRS complex ที่มีรูปร่างผิดปกติ และกว้างกว่าบีทอื่น รวมถึงอาจมีหยัก หรือมีค่าแอมพลิจูดสูงกว่าบีทอื่นด้วย และไม่มีรูปร่างของ P wave นำหน้า ดังแสดงในภาพที่ 3.1



ภาพที่ 3.1 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีด ที่แสดงการเกิดภาวะหัวใจห้องล่างเต้นผิดจังหวะ 2 ครั้ง
(ช่วงข้อมูลในกรอบสี่เหลี่ยมเส้นประ)

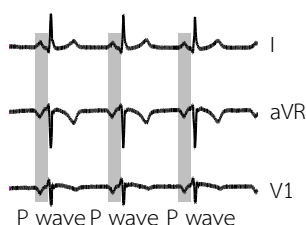
(ที่มา : http://www.ceufast.com/courses/239/37_Multifocal_PVC's.jpg)

อย่างไรก็ตามการค้นหาค้นหาผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสิ่งแปลกปน วิธีการแปลผลข้อมูลด้วยวิธีข้างต้นไม่สามารถทำได้โดยตรง เนื่องจากรูปร่างข้อมูลจะถูกรบกวน การระบุช่วงเวลาที่เกิดส่วนประกอบต่าง ๆ ของข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนจะทำได้ยากขึ้น และอาจจะไม่สามารถพิจารณาจากข้อมูลในลีดนั้นโดยตรง แนวทางการแก้ปัญหาของแพทย์จึงใช้การระบุช่วงเวลาจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดอื่นที่ชัดเจนกว่า เพื่อใช้อ้างอิงให้กับลีดที่มีสิ่งแปลกปน โดยสรุปขั้นตอนได้ดังนี้

- 1) พิจารณาลีดอื่นที่มีสิ่งแปลกปนน้อยกว่าในช่วงเวลาเดียวกัน เพื่อใช้ค้นหาช่วงเวลาที่เกิดกายลักษณะวิทยาต่าง ๆ ของแต่ละบีท ได้แก่ ช่วงเวลาที่เกิด P wave ช่วงเวลาที่เกิด PR interval ช่วงเวลาที่เกิด QRS complex ช่วงเวลาที่เกิด T wave ช่วงเวลาที่เกิด ST segment และ ช่วงเวลาที่เกิด QT interval โดยทำการค้นหาช่วงเวลาดังกล่าวกับข้อมูลในลีดที่ชัดเจนกว่า
- 2) เมื่อทราบช่วงเวลาตามข้อ 1 แล้วจึงค้นหาความผิดปกติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดที่มีสิ่งแปลกปน ด้วยวิธีที่กล่าวไปตอนต้นของหัวข้อนี้

สาเหตุที่สามารถใช้การอ้างอิงช่วงเวลาจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดอื่นที่ชัดเจนกว่าได้ เนื่องจากมาตรฐานการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และหลักการแปลผลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ [3, 41-43] กล่าวว่า การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกค่าผลรวมทางไฟฟ้าจากการทำงานของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ณ ระยะเวลาหนึ่ง โดยใช้เครื่องบันทึกข้อมูลจากตำแหน่งต่าง ๆ ตามลีดที่กำหนดขึ้น เพื่อให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ตำแหน่งของหัวใจที่ผิดปกติได้ถูกต้อง ดังนั้นข้อมูลในทุกลีดจะมีความสัมพันธ์กันในเชิงเวลาและกายลักษณะวิทยา กล่าวคือ ณ เวลา

เดียวกันลีดทั้งหมดจะแสดงกายลักษณะเดียวกันทั้งหมด แต่จะมีรูปร่างแตกต่างกันไปขึ้นกับทิศทางของการไหลของกระแสไฟฟ้า ดังแสดงในภาพที่ 3.2 ซึ่งเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด คือ ลีด I ลีด aVR และลีด V1 ในแต่ละลีดแสดงรูปร่างที่แตกต่างกัน และข้อมูล P wave แต่ละบิตถูกแสดงในบริเวณแรงจาง จะเห็นได้ว่า ณ เวลาเดียวกันลีดใดแสดง P wave ลีดอื่นจะแสดง P wave ด้วยเช่นกัน



ภาพที่ 3.2 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด ที่เวลาเดียวกันทุกลีดแสดงกายลักษณะเดียวกัน บริเวณแรงจางแสดงส่วนของ P wave ของข้อมูล 3 บิตซึ่งเกิดในเวลาเดียวกันของทุกลีด

จากแนวทางการค้นหาบิตผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสิ่งแปลกปนข้างต้น งานวิจัยนี้จึงได้ออกแบบอัลกอริทึม MD-ECG ให้มีขั้นตอนย่อย 3 ขั้นตอน ดังนี้

- 1) ขั้นตอนการค้นหาบิตที่ชัดเจนที่สุด โดยมีรายละเอียดในหัวข้อที่ 3.3.1
- 2) ขั้นตอนการตรวจหา และแบ่งส่วนกายลักษณะวิทยาพีคิวอาร์เอส (PQRST) เพื่อตรวจหาช่วงเวลาเกิดส่วนประกอบต่าง ๆ ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยมีรายละเอียดในหัวข้อที่ 3.3.2
- 3) ขั้นตอนการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อค้นหาบิตผิดปกติ และบิตปกติในแต่ละลีด โดยมีรายละเอียดในหัวข้อที่ 3.3.3

3.2.2 วิธีการแปลผลข้อมูลในส่วน TP segment

จากการศึกษาวิธีการแปลผลข้อมูลในส่วนประกอบต่าง ๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [2, 41] พบว่า TP segment เป็นส่วนของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่ได้บ่งบอกความผิดปกติที่เกิดจากหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจ TP segment ควรมีค่าอยู่ที่เส้นมาตรฐาน (Isoelectric line) เสมอ เนื่องจากเป็นช่วงที่หัวใจไม่มีการกระตุ้นและการแผ่กระจายคลื่นไฟฟ้า โดยงานวิจัยที่นำเสนอไม่ได้ให้ความสำคัญกับ U wave ที่อาจเกิดขึ้นใน TP segment เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วนใหญ่ไม่มี U wave อีกทั้ง U wave เป็นเพียงสภาวะที่ไม่ได้แสดงถึงความผิดปกติที่เกิดจากการทำงาน หรือการนำไฟฟ้าของหัวใจ แต่เกิดจากภาวะที่มีเกลือแร่โพแทสเซียมต่ำ (Hypokalemia) ซึ่งการตรวจสอบและวินิจฉัยทางคลินิกแบบอื่นจะให้ผลที่แม่นยำมากกว่า เช่น การตรวจระดับโพแทสเซียมในเลือด ดังนั้น U wave จึงไม่ถูกนำมาพิจารณาในงานวิจัยนี้

ความรู้ทางการแพทย์เกี่ยวกับวิธีการแปลผลข้อมูลในส่วน TP segment ถือเป็นหัวใจสำคัญของงานวิจัยนี้ ที่ทำให้อัลกอริทึม MD-ECG สามารถแยกแยะสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างคล้ายกับกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงถึงการนำไฟฟ้าของหัวใจได้ ด้วยการพิจารณารูปร่างที่เกิดใน TP segment ของแต่ละบิตเป็นสิ่งแปลกปน และไม่นำข้อมูลในส่วนของ TP segment มาพิจารณาในอัลกอริทึม ดังนั้นในขั้นตอนการค้นพบกายสัณฐานวิทยาในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอัลกอริทึม MD-ECG (ขั้นตอนในหัวข้อที่ 3.3.3) จึงพิจารณาข้อมูลเฉพาะส่วน PQRS หรือ ตั้งแต่เริ่มต้น P wave ถึง สิ้นสุด T wave

สำหรับวิธีการระบุช่วงเวลาเกิดส่วน TP segment นั้น แม้ว่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในส่วน TP segment จะอยู่ระหว่างจุดสิ้นสุดของ T wave และจุดเริ่มต้นของ P wave แต่การระบุช่วงเวลาเกิด TP segment ในข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนยังเป็นเรื่องยาก เนื่องจากสิ่งแปลกปนอาจบิดเบือนรูปร่างของ P wave และรูปร่างของ T wave อีกทั้งรูปร่างของ TP segment ที่มีสิ่งแปลกปนก็อาจไม่ได้อยู่ที่เส้นมาตรฐาน ดังแสดงให้เห็นในภาพที่ 3.3 ซึ่งเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนโดยเส้นทึบแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในส่วน TP segment ซึ่งจะเห็นว่าการระบุส่วน TP segment ส่วน P wave และส่วน T wave ในข้อมูลนี้ทำได้ยาก อย่างไรก็ตามอัลกอริทึม MD-ECG ถูกออกแบบให้พิจารณาหา P wave และ T wave จากลิตอื่นที่ชัดเจนกว่า ดังนั้นจึงสามารถจัดการกับปัญหานี้ได้



ภาพที่ 3.3 การระบุข้อมูลส่วน TP segment ในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนทำได้ยาก

3.2.3 รูปแบบการเกิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ

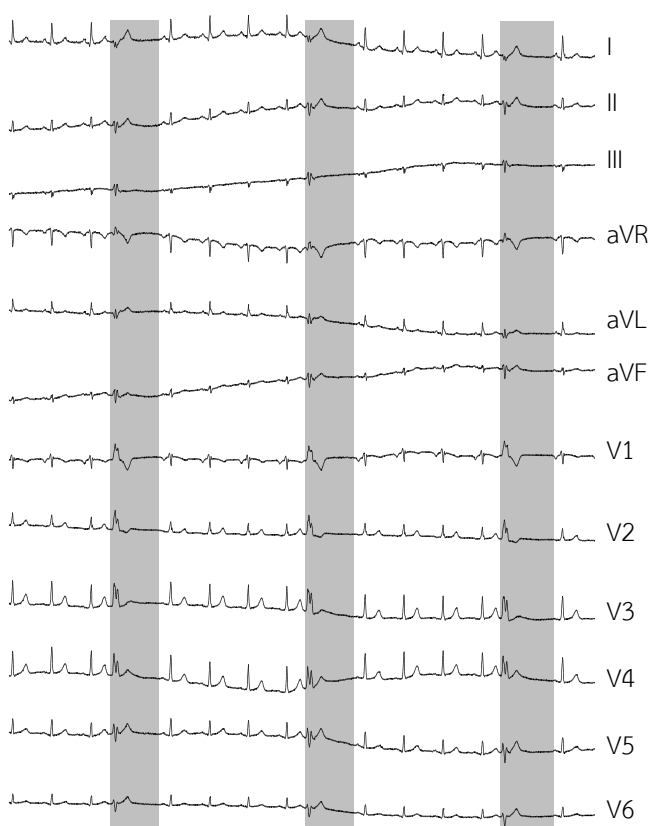
จากการศึกษาลักษณะความผิดปกติที่ปรากฏขึ้นในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่ารูปแบบการเกิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ ณ รอบหัวใจเต้นใด ๆ มี 2 รูปแบบดังนี้

รูปแบบแรก คือ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงความผิดปกติในทุกลิต เกิดจากความผิดปกติที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจหลายตำแหน่ง เช่น ภาวะหัวใจห้องล่างเต้นเร็วผิดปกติจังหวะดังบริเวณแรงในภาพที่ 3.4 จะพบว่าเกิดบิตผิดปกติขึ้นในทุกลิต

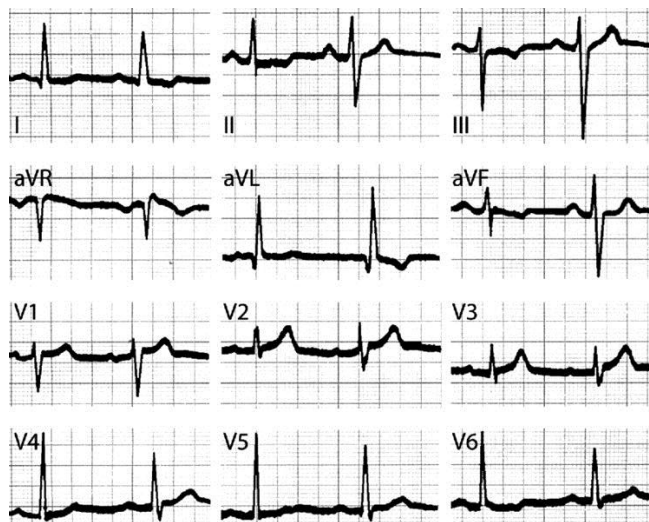
รูปแบบที่สอง คือ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงความผิดปกติมากกว่า 1 ลิต แต่ไม่ทุกลิต เกิดจากความผิดปกติที่กล้ามเนื้อหัวใจบางตำแหน่ง เช่น ภาวะความผิดปกติที่เกิดเป็นครั้งคราว และ

เกิดบางลีดที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องซ้ายด้านหน้า (Intermittent left anterior hemiblock) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติรูปแบบนี้แสดงดังภาพที่ 3.5 จากภาพจะเห็นได้ว่าบิทแรกเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ ขณะที่บิทที่สองเป็นข้อมูลผิดปกติ โดยแสดงรูปร่างที่แตกต่างกันอย่างชัดเจนในลีด II ลีด III ลีด aVR ลีด aVL ลีด aVF ลีด V4 ลีด V5 และลีด V6

ดังนั้นในกรณีพบความผิดปกติ 1 บิทแค่เพียง 1 ลีด แพทย์จะพิจารณาว่าเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน กรณีนี้จึงถูกใช้เป็นเงื่อนไขในหัวข้อที่ 3.3.3 เพื่อแยกแยะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ



ภาพที่ 3.4 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด บริเวณแรเงาแสดงความผิดปกติที่เกิดจากภาวะหัวใจห้องล่างเต้นเร็วผิดจังหวะ จึงเห็นได้ว่ามีข้อมูลผิดปกติในทุกลีด



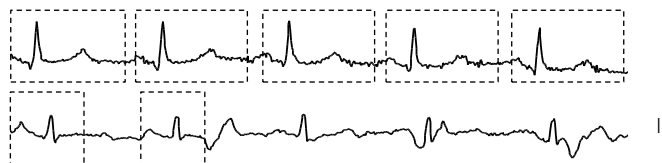
ภาพที่ 3.5 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ปีท โดยปีทแรกเป็นข้อมูลปกติ และปีทที่สองเป็นข้อมูลผิดปกติ แสดงการนำไฟฟ้าผิดปกติที่เกิดเป็นครั้งคราวของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องซ้ายด้านหน้า (Intermittent left anterior hemiblock) จึงเห็นได้ว่ามีปีทผิดปกติอย่างชัดเจนในบางลีด (ที่มา : Marcelo V. Elizari et al. Circulation. 2007;115:1154-1163 [97])

3.3 อัลกอริทึมที่นำเสนอ

ในหัวข้อนี้เป็นการนำเสนอขั้นตอนการทำงานของอัลกอริทึม MD-ECG เพื่อค้นหารูปร่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งปกติ และผิดปกติจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแบ่งเป็น 3 ขั้นตอนหลัก ๆ ดังนี้

3.3.1 การค้นพบลีดที่ชัดเจนที่สุด

วัตถุประสงค์ของขั้นตอนการค้นพบลีดที่ชัดเจนที่สุด (Cleanest lead discovery) คือ ทำการระบุลีดที่มีสิ่งแปลกปนน้อยที่สุด เพื่อใช้เป็นลีดอ้างอิงในการหาค่าสัญญาณ PQRST โดยในงานวิจัยนี้ให้คำจำกัดความของลีดที่ชัดเจนที่สุด คือ ลีดที่มีรูปร่างของข้อมูลคล้ายกันและเกิดขึ้นบ่อยครั้งมากที่สุดเมื่อเทียบกับลีดอื่น สาเหตุที่นิยามเช่นนี้ เพราะลักษณะของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดที่ไม่มีสิ่งแปลกปน หรือ มีสิ่งแปลกปนเพียงเล็กน้อย รูปร่างข้อมูลในหลาย ๆ ปีทจะคล้ายกัน เช่น ข้อมูลลีด I ในภาพที่ 3.6 จะเห็นได้ว่ารูปร่างของข้อมูลในกรอบสี่เหลี่ยมเส้นประมีความคล้ายกัน และเกิดบ่อยครั้ง ในขณะที่ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดที่มีสิ่งแปลกปน รูปร่างของแต่ละปีทจะถูกบิดเบือนทำให้มีรูปร่างที่แตกต่างกัน เช่น ข้อมูลลีด II ในภาพที่ 3.6 จะเห็นได้ว่ารูปร่างของข้อมูลมีเพียง 2 ปีทในกรอบสี่เหลี่ยมเส้นประที่มีความคล้ายกัน ดังนั้นจากภาพนี้ลีดที่ชัดเจนที่สุด คือ ลีด I

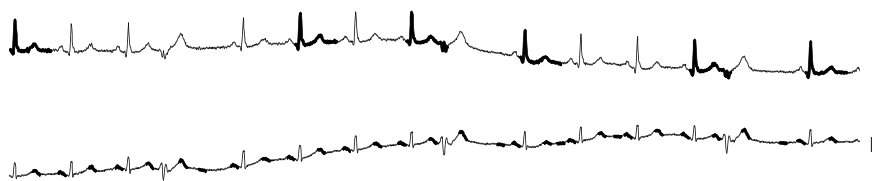


ภาพที่ 3.6 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I ชัดเจนกว่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด II เพราะข้อมูลในลีด I มีรูปร่างข้อมูลคล้ายกันหลายปีท ขณะที่ข้อมูลในลีด II มีสิ่งแปลกปนมากจึงมีรูปร่างข้อมูลที่คล้ายกันเกิดขึ้นไม่บ่อย โดยกรอบสี่เหลี่ยมเส้นประแสดงรูปร่างข้อมูลที่คล้ายกัน

ในงานวิจัยนี้นำวิธีการค้นพบโมทีฟความยาวเหมาะสมสำหรับข้อมูลอนุกรมเวลา (Proper length motif discovery for time series data) [40, 98] มาประยุกต์ใช้ เนื่องจากมีคำจำกัดความของโมทีฟที่เหมือนกับลีดที่ชัดเจน โดยคำจำกัดความของโมทีฟ คือ กลุ่มของลำดับย่อยที่คล้ายกันและปรากฏขึ้นบ่อยครั้งในข้อมูลอนุกรมเวลา

ภาพรวมของอัลกอริทึม MD-ECG ในขั้นตอนการค้นพบลีดที่ชัดเจนที่สุดจึงเป็นการนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละลีดไปประมวลผลด้วยอัลกอริทึมค้นพบโมทีฟ แล้วนำค่าประหยัดบิต (bitsave) จากโมทีฟที่ดีที่สุดของข้อมูลแต่ละลีดมาเปรียบเทียบกัน โดยลีดใดได้ค่าประหยัดบิตสูงสุด จะถือว่าเป็นลีดที่ชัดเจนที่สุด เพราะค่าประหยัดบิตเป็นค่าที่ใช้วัดคุณภาพของโมทีฟ

นอกจากในงานวิจัยนี้จะใช้ค่าประหยัดบิตของโมทีฟที่ดีที่สุดเป็นมาตรวัดความชัดเจนของข้อมูลแต่ละลีดแล้ว ยังต้องการนำลำดับย่อยที่ไม่ใช่โมทีฟมาใช้เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติ (ECG anomaly candidate) ด้วย อย่างไรก็ตามอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟความยาวเหมาะสมถูกออกแบบให้เหมาะกับการใช้งานกับข้อมูลทั่วไป โมทีฟที่ได้จึงมีหลายชุด และโมทีฟที่ดีที่สุดอาจมีความยาวที่ไม่ใกล้เคียงกับความยาวปีท ดังแสดงในภาพที่ 3.7 จะเห็นได้ว่าโมทีฟ (เส้นทึบ) มีความยาวไม่ครอบคลุมข้อมูลแต่ละปีท เมื่อศึกษาหาสาเหตุพบว่าอัลกอริทึมเดิมเริ่มต้นค้นหาโมทีฟจากลำดับย่อยที่มีความยาวเท่ากับ 2 และมีการทำงานที่เรียกว่า Early termination ที่จะหยุดการประมวลผลเมื่อความยาวถัดไปไม่สามารถค้นพบโมทีฟได้ จึงส่งผลให้อัลกอริทึมหยุดทำงานก่อนที่จะค้นพบโมทีฟที่มีความยาวใกล้เคียงกับความยาวปีท เพราะข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสิ่งแปลกปน บางช่วงของข้อมูลในแต่ละปีทจึงมีรูปร่างแตกต่างกัน



ภาพที่ 3.7 ตัวอย่างผลลัพธ์โมทีฟที่ดีที่สุด (เส้นทึบ) ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีด I และ ลีด II จากอัลกอริทึมการค้นหาโมทีฟความยาวเหมาะสมสำหรับข้อมูลอนุกรมเวลา จะพบว่าโมทีฟที่ได้มีความยาวไม่ใกล้เคียงความยาวแต่ละปีท

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงปรับปรุงอัลกอริทึมดังกล่าวให้เหมาะกับการใช้งานกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากยิ่งขึ้น โดยทำการปรับปรุงใน 2 ประเด็นดังต่อไปนี้

ประเด็นแรก ทำการปรับปรุงความยาวเริ่มต้นของลำดับย่อยที่ใช้ในการค้นหาโมทีฟ โดยมีแนวคิดที่ว่าหากเริ่มต้นค้นหาโมทีฟด้วยความยาวของลำดับย่อยที่ใกล้เคียงกับความยาวปีทแล้ว อัลกอริทึมน่าจะให้โมทีฟที่มีความยาวใกล้เคียงความยาวปีท แต่ในการใช้งานจริงค่าความยาวปีทที่แม่นยำนั้นคำนวณได้ยาก ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงนำเสนอให้เริ่มต้นค้นหาจากความยาวของรูปร่างที่เกิดขึ้นอย่างแน่นอนในทุกปีท โดยจากการศึกษาของงานวิจัยทางการแพทย์ [1, 42, 99] พบว่าช่วงเวลาบีบตัวของหัวใจ (Systole) เป็นส่วนที่เห็นรูปร่างข้อมูลที่ชัดเจนเสมอในทุกปีท และเห็นได้ในทุกลีด ซึ่งข้อมูลในช่วง Systole มีความยาวเป็น $1/3$ ของรอบหัวใจเต้น

งานวิจัยนี้จึงนำเสนอวิธีการคำนวณความยาวเริ่มต้นจากค่าประมาณจำนวนจุดข้อมูลในช่วง Systole ของแต่ละปีท ซึ่งคำนวณจากสมการที่ (3.1) โดยค่า $1/3$ มาจากช่วงเวลา Systole ในแต่ละปีท ค่า 100 มาจากจำนวนปีทมากที่สุดต่อการเต้นของหัวใจปกติ 1 นาที ซึ่งจะให้ช่วงเวลา Systole ที่สั้นที่สุด และอัตราการสุ่มข้อมูล (Sampling rate) หรือ จำนวนจุดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อวินาทีของแต่ละชุดข้อมูล

$$starting\ length = \frac{1}{3} \times \frac{100}{60} \times sampling\ rate \quad (3.1)$$

ประเด็นที่สอง ทำการปรับปรุงขั้นตอนการค้นหาโมทีฟให้เฉพาะเจาะจงกับการใช้งานกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และลดทอนขอบเขตการค้นหา (Search space) ขณะที่ยังคงความถูกต้องของโมทีฟที่ดีที่สุด เนื่องจากลักษณะของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็นข้อมูลที่มีรูปร่างคล้ายกันเกิดขึ้นบ่อยครั้งอย่างต่อเนื่องกัน และไม่ทับซ้อนกัน งานวิจัยนี้จึงปรับปรุงลำดับการค้นหาให้เริ่มค้นหาจากคู่ของลำดับย่อยที่คล้ายกันมากที่สุด และไม่เคยเป็นโมทีฟมาก่อน ต่อจากนั้นหาความยาวที่เหมาะสมของคู่ดังกล่าว แล้วจึงค้นหาโมทีฟชุดอื่น ๆ จากข้อมูลที่ไม่ซ้อนทับกับโมทีฟที่หาได้แล้ว และผลลัพธ์

ของอัลกอริทึมใหม่ คือ โมทีฟชุดที่ให้ค่าประหยัดบิตสูงที่สุด ซึ่งจะต่างจากอัลกอริทึมเดิมที่ค้นหาโมทีฟที่ความยาวน้อยก่อนให้ครบทุกชุด แล้วจึงค้นหาโมทีฟที่ความยาวที่มากขึ้น จะเห็นได้ว่าการทำงานส่วนใหญ่ยังคงเหมือนกับอัลกอริทึมเดิม จะทำการปรับปรุงเฉพาะลำดับการค้นหาเพียงเท่านั้น และรหัสเทียมของอัลกอริทึมการค้นหาโมทีฟที่ปรับปรุงใหม่แสดงในตารางที่ 3.1

ข้อมูลนำเข้า คือ อัตราการสุ่มข้อมูล *samplingRate* และข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ *E* จำนวน 1 ลิต ซึ่งถูกกำจัดสัญญาณรบกวน ที่เกิดจากสิ่งแปลกปนประเภท AC interference ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำ (Low-pass filter) และสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline ด้วยตัวกรองความถี่สูง (High-pass filter)

ข้อมูลส่งออก คือ โมทีฟที่มีค่าประหยัดบิตสูงสุดของข้อมูลในลิตนั้น *bestMotif* ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งของกลุ่มลำดับย่อยที่มีรูปร่างคล้ายกัน และเกิดขึ้นหลายครั้ง และค่าประหยัดบิตของโมทีฟที่ดีที่สุด

บรรทัดที่ 1 กำหนดหาความยาวเริ่มต้น *startingLength* จากสมการที่ (3.1)

บรรทัดที่ 2 ตัวแปร *Motif* ใช้เก็บตำแหน่ง และค่าประหยัดบิตของแต่ละชุดโมทีฟที่ได้จากการทำงานในแต่ละรอบ

บรรทัดที่ 3-16 ทำการค้นหาโมทีฟโดยเริ่มจากลำดับย่อยคู่ที่คล้ายกันมากที่สุดที่ความยาว *startingLength*

บรรทัดที่ 4 กำหนดค่าความยาวเริ่มต้นให้ตัวแปร *l* ซึ่งจะใช้ในขั้นตอนขยายความยาวต่อไป

บรรทัดที่ 5 ฟังก์ชัน FindClosetPair ค้นหาคู่ลำดับย่อย *A* และ *B* ที่คล้ายกันมากที่สุดที่ความยาว *startingLength* โดยที่ *A* และ *B* ไม่มีการซ้อนทับกัน และไม่ซ้อนทับกับลำดับย่อยที่เป็นโมทีฟ โดยวิธีการค้นหาใช้วิธีเดียวกับฟังก์ชัน MotifCandidateDiscovery ของอัลกอริทึมเดิมที่ใช้วิธีการสไลดิงวินโดว์ที่ความยาว *startingLength* และใช้มาตรวัดระยะยุคคิดในการวัดความคล้าย

บรรทัดที่ 6 ตรวจสอบเงื่อนไขการสิ้นสุดการทำงานเมื่อไม่พบลำดับย่อย *A* และ *B*

บรรทัดที่ 7-14 ทำการค้นหาโมทีฟจากลำดับย่อย *A* และ *B* ที่ความยาวต่าง ๆ

บรรทัดที่ 8 สร้างคำตอบ *group* สำหรับเก็บลำดับที่คล้ายกับลำดับย่อยเฉลี่ยระหว่าง *A* และ *B* รวมถึงค่าประหยัดบิต (*group.bitsave*) โดยเริ่มต้นประกอบด้วยข้อมูลลำดับย่อย *A* และ *B* และค่าประหยัดบิตของทั้งสองลำดับย่อย โดยคำนวณลำดับย่อยเฉลี่ย และคำนวณค่าประหยัดบิตตามอัลกอริทึมเดิม

ตารางที่ 3.1 อัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่มีความยาวเหมาะสมที่ปรับปรุงใหม่

	$bestMotif = \text{MotifDiscovery}(samplingRate, E)$
1	$startingLength = \text{CalculateStartingLength}(samplingRate)$
2	$Motif = \emptyset$
3	While (true)
4	$l = startingLength$
5	$[A, B] := \text{FindClosestPair}(E, startingLength, Motif)$
6	If isEmpty($[A, B]$) then break
7	While $l \leq E.length/2$
8	$group = \text{CreateGroup}(A, B)$
9	If $group.bitsave < 0$ then break
10	$group = \text{AddAllNeighbor}(group, E, l)$
11	$Motif = \text{UpdateAnswer}(Motif, group)$
12	$l = l+1$
13	$[A,B] = \text{ExtendLength}(A, B, l)$
14	end while
15	If $l = startingLength$ and $group.bitsave < 0$ then break
16	end while
17	$bestMotif = \text{MaxBitsave}(Motif)$
18	Return $BestMotif$

บรรทัดที่ 9 ตรวจสอบเงื่อนไขการสิ้นสุดการทำงาน หากค่าประหยัดบิตติดลบ ลำดับย่อย A และ B นั้นจะไม่ถูกนำไปทำงานต่อ

บรรทัดที่ 10 ค้นหาลำดับย่อยที่คล้ายกับลำดับย่อยเฉลี่ยระหว่าง A และ B เพื่อจัดให้อยู่ในชุด $group$ เดียวกัน และคำนวณค่าประหยัดบิต โดยวิธีการทำงานตามฟังก์ชัน AddAllNeighbor ในอัลกอริทึมเดิม คือค้นหาลำดับย่อยความยาว l ในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E ที่คล้ายกับลำดับย่อยเฉลี่ยระหว่าง A และ B และทำให้ค่าประหยัดบิตของชุดคำตอบ $group$ มีค่าไม่ติดลบ 0

บรรทัดที่ 11 นำชุดคำตอบ $group$ ที่ได้ในรอบการทำงานนั้นมาพิจารณาเป็นโมทีฟภายใต้เงื่อนไขในฟังก์ชัน UpdateAnswer ของอัลกอริทึมเดิม โดยจะทำการเปรียบเทียบตำแหน่งของลำดับย่อยใน $group$ และลำดับย่อยของทุกชุดโมทีฟในตัวแปร $Motif$ หากพบว่าการซ้อนทับกันทุกลำดับย่อยจะเลือกเก็บชุดที่ให้ค่าประหยัดบิตสูงสุดเป็นโมทีฟ แต่ถ้าไม่มีการซ้อนทับจะเพิ่มชุดคำตอบ $group$ เป็นโมทีฟ

บรรทัดที่ 12 และ 13 ขยายความยาวลำดับย่อย A และ B โดยงานวิจัยนี้นำเสนอวิธี `ExtendLength` ที่ทำการขยายความยาวด้วย 2 วิธี คือ เพิ่ม 1 จุดข้อมูลต่อจากจุดสิ้นสุดของทั้ง A และ B และอีกวิธี คือ เพิ่ม 1 จุดข้อมูลก่อนหน้าจุดเริ่มต้นของทั้ง A และ B โดยลำดับย่อย A และ B คู่ใดที่ขยายความยาวแล้วมีความคล้ายกันมากที่สุด ลำดับย่อยคู่นั้นจะถูกนำไปประมวลผลในรอบการทำงานถัดไป ในส่วนของการวัดความคล้ายวิธีนี้ใช้การวัดระยะทางยูคลิด (Euclidean)

หากกำหนดให้ A และ B เป็นลำดับย่อยของข้อมูลอนุกรมเวลา E ความยาว l ตำแหน่งเริ่มต้นคือ a และ b ตามลำดับ จะได้ $A = e_a, e_{a+1}, \dots, e_{a+l-1}$ และ $B = e_b, e_{b+1}, \dots, e_{b+l-1}$

ลำดับย่อยที่เพิ่ม 1 จุดข้อมูลต่อจากจุดสิ้นสุด คือ $A_{\text{right}} = e_a, e_{a+1}, \dots, e_{a+l-1}, e_{a+l}$ และ $B_{\text{right}} = e_b, e_{b+1}, \dots, e_{b+l-1}, e_{b+l}$ ระยะทางยูคลิดของทั้งคู่คือ $\text{Euclidean}(A_{\text{right}}, B_{\text{right}})$

ลำดับย่อยที่เพิ่ม 1 จุดข้อมูลก่อนหน้าจุดเริ่มต้น คือ $A_{\text{left}} = e_{a-1}, e_a, e_{a+1}, \dots, e_{a+l-1}$ และ $B_{\text{left}} = e_{b-1}, e_b, e_{b+1}, \dots, e_{b+l-1}$ ระยะทางยูคลิดของทั้งคู่คือ $\text{Euclidean}(A_{\text{left}}, B_{\text{left}})$

ดังนั้นคู่ที่ขยายจุดข้อมูลแล้วให้ระยะทางยูคลิดน้อยที่สุด คู่นั้นจะเป็นลำดับย่อย A และ B ในรอบถัดไป ดังสมการที่ (3.2) และ (3.3)

$$A = \begin{cases} A_{\text{left}} & \text{if } \text{Euclidean}(A_{\text{left}}, B_{\text{left}}) < \text{Euclidean}(A_{\text{right}}, B_{\text{right}}) \\ A_{\text{right}} & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (3.2)$$

$$B = \begin{cases} B_{\text{left}} & \text{if } \text{Euclidean}(A_{\text{left}}, B_{\text{left}}) < \text{Euclidean}(A_{\text{right}}, B_{\text{right}}) \\ B_{\text{right}} & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (3.3)$$

งานวิจัยนี้ใช้การขยายความยาวเพียง 2 แบบ เนื่องจากเป็นการขยายความยาวของส่วนที่เหมือนกัน จึงต้องการให้การขยายไปในทิศทางเดียวกันด้วย เพื่อให้ง่าย และประหยัดเวลาในการคำนวณ

บรรทัดที่ 15 ตรวจสอบเงื่อนไขการสิ้นสุดการทำงานเมื่อลำดับย่อยคู่ที่เหมือนกันที่สุดที่ความยาวเริ่มต้น `startingLength` มีค่าประหัตบิตติดลบ

บรรทัดที่ 17 -18 จัดเรียงชุดโมทีฟตามค่าประหัตบิตของโมทีฟแต่ละชุด และผลลัพธ์ของอัลกอริทึมนี้ คือ ชุดโมทีฟที่ให้ค่าประหัตบิตสูงสุด ซึ่งตัวแปร `bestMotif` จะเก็บค่าตำแหน่งของลำดับย่อยที่มีรูปร่างคล้ายกัน และเกิดขึ้นบ่อยครั้ง รวมถึงค่าประหัตบิตของโมทีฟด้วย

ตัวอย่างเปรียบเทียบการทำงานของอัลกอริทึมที่ปรับปรุงใหม่ และอัลกอริทึมเดิมแสดงในตารางที่ 3.2 และตารางที่ 3.3 ในตัวอย่างกำหนดให้ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนด้วยตัวอักษรเพื่อให้เข้าใจง่าย ดังนี้ $A_1B_2C_3D_4E_5F_6A_7B_8C_9D_{10}E_{11}F_{12}G_{13}H_{14}I_{15}J_{16}A_{17}B_{18}C_{19}D_{20}E_{21}F_{22}$ ตัวอักษรเดียวกัน

แทนรูปร่างข้อมูลที่คล้ายกัน ตัวเลขแทนลำดับของเวลา โดย ABCDEF แทนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ 1 ปีท และ GHIJ แทนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ 1 ปีท ทั้งสองอัลกอริทึมมีค่าความยาวเริ่มต้นในการทำงานเท่ากับ 2 และมีรายละเอียดการค้นพบโมทีฟดังนี้

การทำงานจากอัลกอริทึมที่ปรับปรุงใหม่แสดงในตารางที่ 3.2 โดยการทำงานรอบแรกจะเริ่มจากคู่ลำดับย่อยที่เหมือนกันมากที่สุด หรือเหมือนกันเป็นลำดับ 1 (คอลัมน์แรก) ซึ่งเป็นผลลัพธ์จากฟังก์ชัน FindClosestPair ในที่นี้จะได้ A_1B_2 และ A_7B_8 (คอลัมน์ที่สอง) เมื่อพิจารณาข้อมูลที่มีความยาว l (คอลัมน์ที่สาม) จะได้ผลลัพธ์จากฟังก์ชัน AddAllNeighbor (คอลัมน์ที่สี่) คือ A_1B_2 A_7B_8 และ $A_{17}B_{18}$ แล้วจึงทำการเพิ่มความยาว l เพื่อค้นหาโมทีฟถัดไป จนกระทั่งถึงความยาว $l=7$ แต่ไม่พบลำดับย่อยใดที่จะให้ค่าประหยัดบิตเพิ่มขึ้นแล้ว จึงได้ผลลัพธ์โมทีฟที่ $l=6$ ดังนี้ $A_1B_2C_3D_4E_5F_6$ $A_7B_8C_9D_{10}E_{11}F_{12}$ และ $A_{17}B_{18}C_{19}D_{20}E_{21}F_{22}$

ตารางที่ 3.2 ตัวอย่างการทำงานของอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่มีความยาวเหมาะสมที่ปรับปรุงใหม่

ลำดับ ClosestPair	คู่ลำดับย่อย จาก FindClosestPair	จำนวนจุด ข้อมูลที่ พิจารณา (l)	ชุดลำดับย่อย จาก AddAllNeighbor
1	$\{ A_1B_2, A_7B_8 \}$	2	$\{ A_1B_2, A_7B_8, A_{17}B_{18} \}$
		3	$\{ A_1B_2C_3, A_7B_8C_9, A_{17}B_{18}C_{19} \}$
		4	$\{ A_1B_2C_3D_4, A_7B_8C_9D_{10}, A_{17}B_{18}C_{19}D_{20} \}$
		5	$\{ A_1B_2C_3D_4E_5, A_7B_8C_9D_{10}E_{11}, A_{17}B_{18}C_{19}D_{20}E_{21} \}$
		6	$\{ A_1B_2C_3D_4E_5F_6, A_7B_8C_9D_{10}E_{11}F_{12}, A_{17}B_{18}C_{19}D_{20}E_{21}F_{22} \}$

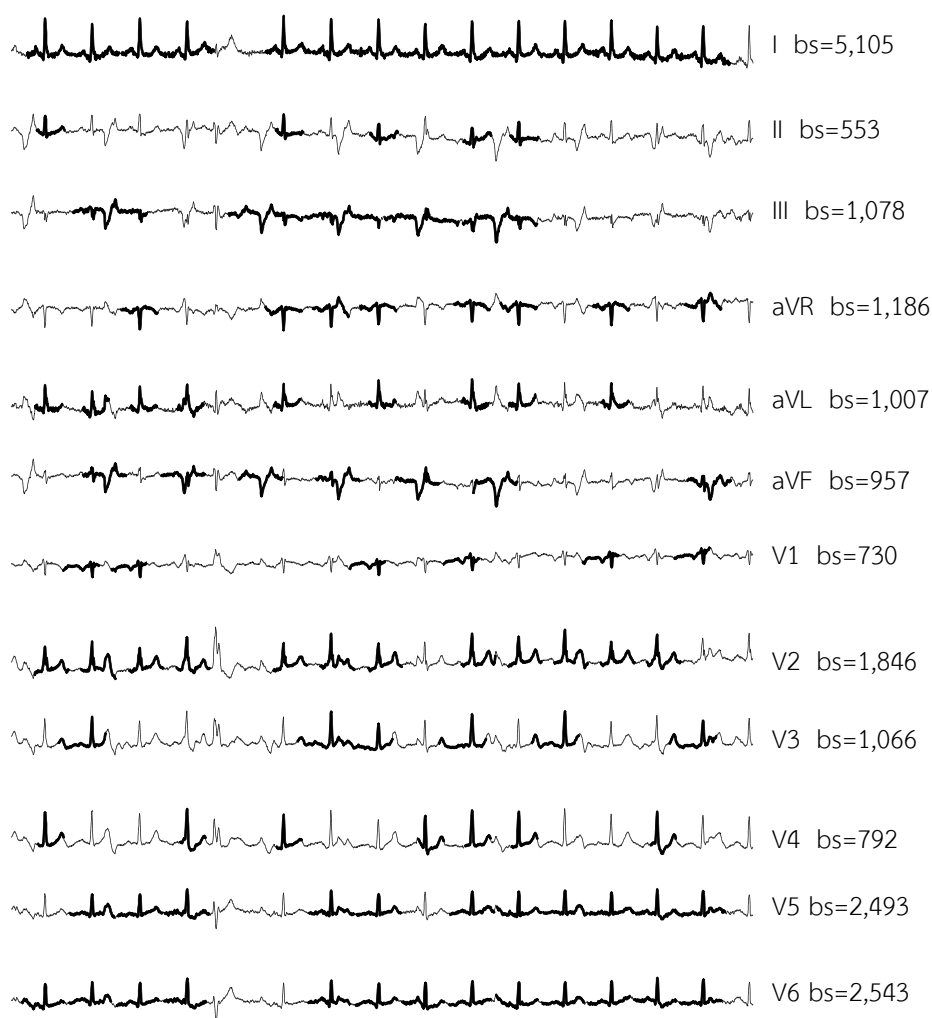
ขณะที่การทำงานจากอัลกอริทึมเดิมแสดงในตารางที่ 3.3 โดยการทำงานเริ่มจากพิจารณาลำดับย่อยที่มีความยาว $l=2$ (คอลัมน์แรก) และหาคู่ลำดับย่อยที่คล้ายกันมากที่สุดมาทุกคู่ (คอลัมน์ที่สอง และสาม) หลังจากนั้นจะทำการหาลำดับย่อยอื่นที่คล้ายกับคู่ที่คล้ายกันมากที่สุดแต่ละคู่ (คอลัมน์ที่สี่) แล้วจึงเพิ่ม $l=3$ และทำงานซ้ำ จนกระทั่ง $l=7$ จะไม่พบลำดับย่อยใดที่ให้ค่าประหยัดบิตเพิ่มขึ้น จึงได้ผลลัพธ์โมทีฟที่ $l=6$ ดังนี้ $A_1B_2C_3D_4E_5F_6$ $A_7B_8C_9D_{10}E_{11}F_{12}$ และ $A_{17}B_{18}C_{19}D_{20}E_{21}F_{22}$

ตารางที่ 3.3 ตัวอย่างการทำงานของอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่มีความยาวเหมาะสม

จำนวนจุด ข้อมูล (l)	ลำดับ ClosestPair	ผลลัพธ์จาก MotifCandidateDiscovery	ผลลัพธ์จาก AddAllNeighbor
2	1	$\{ A_1B_2, A_7B_8 \}$	$\{ A_1B_2, A_7B_8, A_{17}B_{18} \}$
	2	$\{ C_3D_4, C_9D_{10} \}$	$\{ C_3D_4, C_9D_{10}, C_{19}D_{20} \}$
	3	$\{ E_5F_6, E_{11}F_{12} \}$	$\{ E_5F_6, E_{11}F_{12}, E_{21}F_{22} \}$
3	1	$\{ A_1B_2C_3, A_7B_8C_9 \}$	$\{ A_1B_2C_3, A_7B_8C_9, A_{17}B_{18}C_{19} \}$
	2	$\{ D_4E_5F_6, D_{10}E_{11}F_{12} \}$	$\{ D_4E_5F_6, D_{10}E_{11}F_{12}, D_{20}E_{21}F_{22} \}$
4	1	$\{ A_1B_2C_3D_4, A_7B_8C_9D_{10} \}$	$\{ A_1B_2C_3D_4, A_7B_8C_9D_{10}, A_{17}B_{18}C_{19}D_{20} \}$
5	1	$\{ A_1B_2C_3D_4E_5, A_7B_8C_9D_{10}E_{11} \}$	$\{ A_1B_2C_3D_4E_5, A_7B_8C_9D_{10}E_{11}, A_{17}B_{18}C_{19}D_{20}E_{21} \}$
6	1	$\{ A_1B_2C_3D_4E_5F_6, A_7B_8C_9D_{10}E_{11}F_{12} \}$	$\{ A_1B_2C_3D_4E_5F_6, A_7B_8C_9D_{10}E_{11}F_{12}, A_{17}B_{18}C_{19}D_{20}E_{21}F_{22} \}$

จากทั้ง 2 ตารางแสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึมที่ปรับปรุงใหม่ช่วยลดทอนขอบเขตในการค้นหา จะเห็นได้ว่าอัลกอริทึมใหม่ประมวลผลเพียง 5 รอบการทำงานก็ได้ผลลัพธ์โมทีฟที่ถูกต้องตรงกับปีทปกติทั้งหมด ขณะที่อัลกอริทึมเดิมต้องประมวลผลทั้งหมด 8 รอบการทำงาน

ตัวอย่างผลลัพธ์จากการค้นหาลิตที่ชัดเจนที่สุดของอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อใช้งานกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลิตที่มีสิ่งแปลกปนแสดงผลดังภาพที่ 3.8 โดยในแต่ละลิตแสดงชื่อลิตด้านขวาของข้อมูล และค่าประหัยบิต (bs) รวมทั้งแสดงโมทีฟด้วยเส้นทึบ จากตัวอย่างนี้ลิตที่มีค่าประหัยบิตสูงสุด คือ ลิต 1 นอกจากนี้ลำดับย่อยที่ไม่ถูกค้นพบว่าเป็นโมทีฟจะถูกพิจารณาเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติด้วย



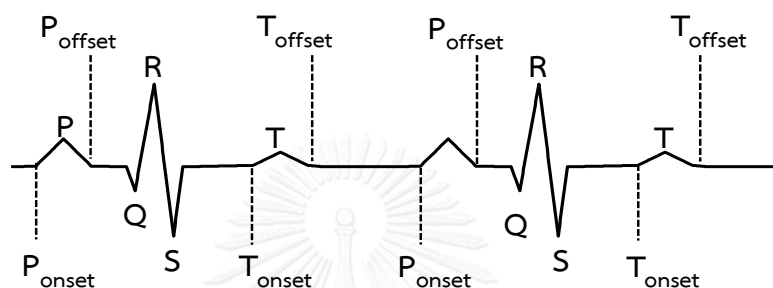
ภาพที่ 3.8 ผลลัพธ์ของการค้นหาลีดที่ชัดเจนของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด

3.3.2 การตรวจหา และแบ่งส่วนพีคิวอาร์เอสที

การตรวจหา และแบ่งส่วนพีคิวอาร์เอสที (PQRST detection and segmentation) เริ่มจากขั้นตอนตรวจหาพีคิวอาร์เอสที (PQRST detection) โดยเป็นการระบุตำแหน่ง PQRST บนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีดที่ชัดเจนที่สุด เพื่อใช้อ้างอิงและแบ่งส่วนกายสัมพันธ์ฐานวิทยาในลีดอื่น ผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้มีดังต่อไปนี้ โดยภาพที่ 3.9 แสดงให้เห็นตำแหน่งดังกล่าวของข้อมูล 1 ปีท

- 1) ตำแหน่งเริ่มต้น P wave เรียกว่า P_{onset}
- 2) ตำแหน่งจุด P
- 3) ตำแหน่งสิ้นสุด P wave เรียกว่า P_{offset}
- 4) ตำแหน่งจุด Q

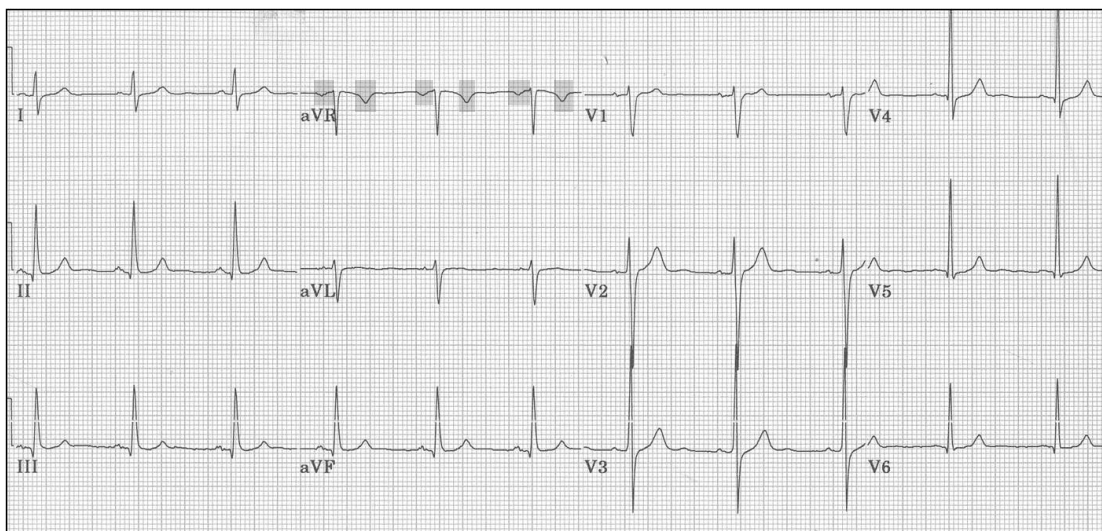
- 5) ตำแหน่งจุด R
- 6) ตำแหน่งจุด S
- 7) ตำแหน่งเริ่มต้น T wave เรียกว่า T_{onset}
- 8) ตำแหน่งจุด T
- 9) ตำแหน่งสิ้นสุด T wave เรียกว่า T_{offset}



ภาพที่ 3.9 ตำแหน่งกายสัณฐานวิทยา PQRST ที่ค้นพบจากขั้นตอนการตรวจหา และ แบ่งส่วน
กายสัณฐานวิทยา PQRST

ขั้นตอนตรวจหากายสัณฐานวิทยาที่น่าเสนอนี้ นำวิธี Difference Operation Method (DOM) มาประยุกต์ใช้ โดยหลักการของ DOM เป็นการนำค่าผลต่างของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Difference operation) และการตีกรอบจำนวนจุดข้อมูลในการพิจารณา โดยเริ่มจากตรวจหาตำแหน่ง R แล้วจึงหาตำแหน่งอื่น ๆ จากการตีกรอบจำนวนจุดข้อมูลในการพิจารณาจากตำแหน่ง R ต่อไป อย่างไรก็ตามวิธี DOM เป็นวิธีการระบุตำแหน่งเฉพาะ QRS ที่สามารถใช้ได้ดีกับข้อมูลหลายลีด ยกเว้นลีด aVR ในงานวิจัยนี้จึงปรับปรุงอัลกอริทึม DOM ใหม่ด้วยการนำความรู้ทางการแพทย์มาปรับใช้ เพื่อให้อัลกอริทึมสามารถระบุตำแหน่งของ QRS ในลีด aVR ได้ นอกจากนี้ยังเสนอวิธีตรวจหา P wave และ T wave และเสนอการกำหนดค่าขีดแบ่ง (Threshold) ของจำนวนจุดข้อมูลที่ใช้ในการพิจารณา ความรู้ทางการแพทย์ [1, 2, 41-43, 45] ที่นำมาใช้มีดังนี้

- 1) ลักษณะ P wave, QRS complex และ T wave ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติในลีด aVR จะมีลักษณะหัวกลับจากลีดอื่น ๆ ดังตัวอย่างในภาพที่ 3.10 จะเห็นได้ว่าลักษณะของ P wave และ T wave ของข้อมูลในลีด aVR จะมีลักษณะกลับทิศกับลีดอื่นดังแสดงให้เห็นด้วยแรง



ภาพที่ 3.10 ลักษณะทั่วไปของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีดที่ปกติ บริเวณแรงแสดงให้เห็น P wave และ T wave ของลีด aVR มีลักษณะกลับทิศจากลีดอื่น

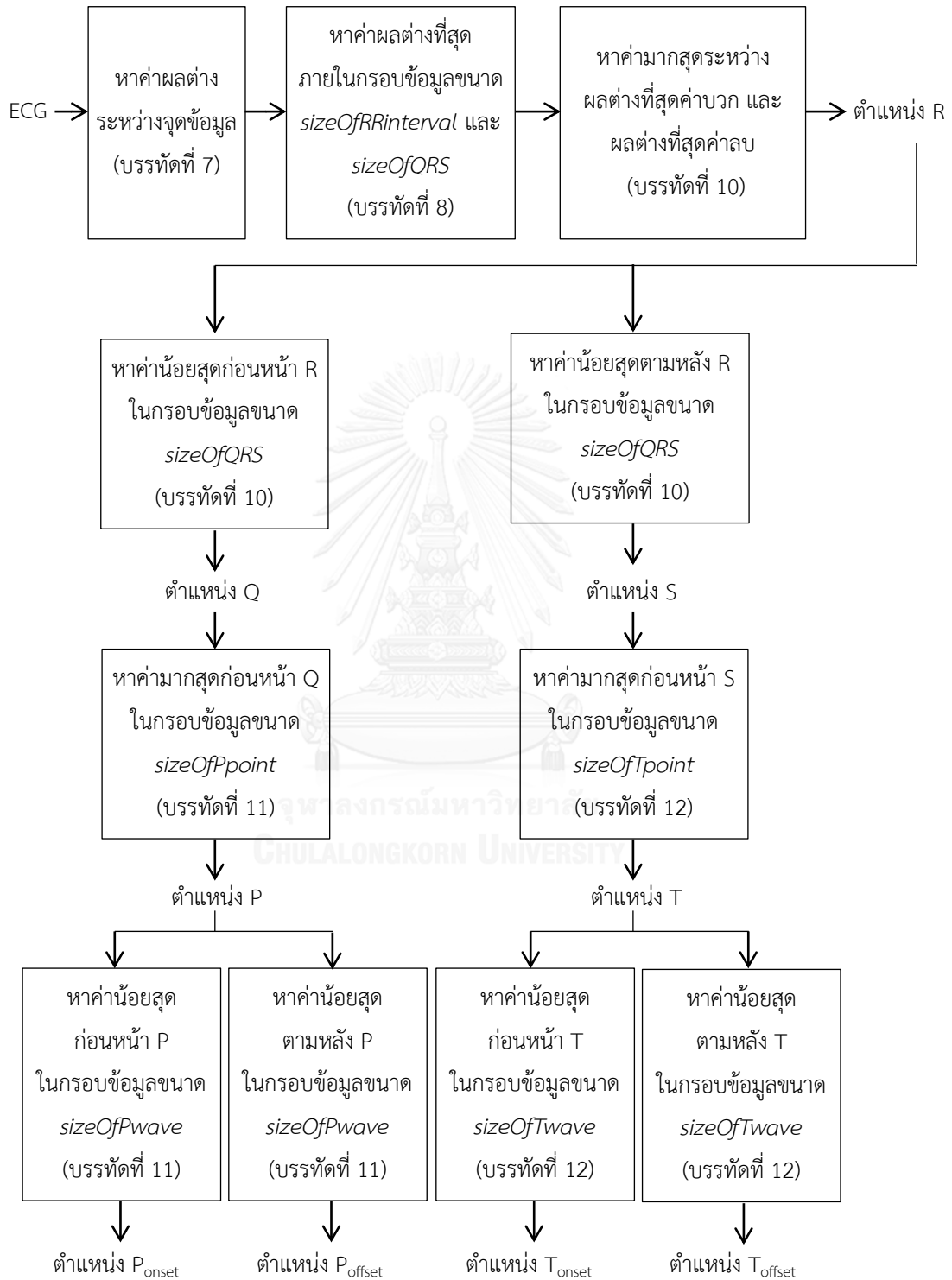
(ที่มา: Frank G. Yanowitz, Learning Center, <http://ecg.utah.edu/lesson/3>)

- 2) ลำดับและลักษณะของ P wave, QRS complex และ T wave ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกตินั้น จุด R มีลักษณะเป็นจุดสูงสุด (peak) อย่างชัดเจนในทิศทางบวก จุด Q มีลักษณะเป็นจุดต่ำสุดที่มาก่อน R จุด S มีลักษณะเป็นจุดต่ำสุดที่มาหลัง R ขณะที่ P wave มีลักษณะเป็นรูปคลื่น (waveform) ก่อน QRS complex และส่วนของ T wave มีลักษณะเป็นรูปคลื่นหลัง QRS complex
- 3) เงื่อนไขการแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่เกี่ยวกับระยะเวลาการเกิดกายสัมพันธ์กันวิทยาต่างๆ แสดงในตารางที่ 3.4 ซึ่งจะสอดคล้องกับภาพที่ 2.3 ในบทที่ 2

ตารางที่ 3.4 ระยะเวลาการเกิดกายสัมพันธ์กันวิทยาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

ส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ระยะเวลา
PR interval	0.12 - 0.20 วินาที
P wave	≤0.12 วินาที
QRS complex	0.06 - 0.10 วินาที
QT interval	0.36 - 0.44 วินาที

ภาพรวมของขั้นตอนตรวจหา PQRST ของอัลกอริทึม MD-ECG ในข้อมูลลีดใด ๆ ยกเว้นลีด aVR แสดงด้วยผังงานในภาพที่ 3.11 ซึ่งสอดคล้องกับรหัสเทียมที่แสดงในตารางที่ 3.5



ภาพที่ 3.11 ผังงานขั้นตอนการตรวจหา PQRST ของอัลกอริทึม MD-ECG ในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละลีด

ตารางที่ 3.5 อัลกอริทึมการตรวจหาทฤษฎีพื้นฐานวิทยา PQRST

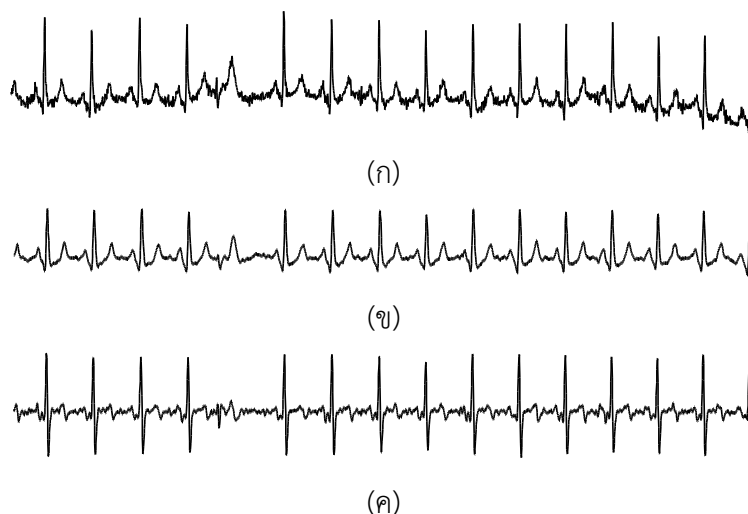
[Pon, P, Poff, Q, R, S, Ton, T, Toff] = PQRSTdetection(samplingRate, E)	
1	$sizeOfRRinterval = (0.12+0.36) * samplingRate$
2	$sizeOfQRS = 0.1 * samplingRate$
3	$sizeOfPpoint = 0.2 * samplingRate$
4	$sizeOfTpoint = (0.44-0.1) * samplingRate$
5	$sizeOfPwave = 0.12 * samplingRate$
6	$sizeOfQT = 0.44 * samplingRate$
7	$difference = DifferenceOperationProcess(E)$
8	$difference = CorrectExtremePoint(difference, sizeOfRRinterval, sizeOfQRS)$
9	$directionR = CheckRDirection(E)$
10	$[Q, R, S] = DetectQRS(difference, sizeOfQRS, directionR)$
11	$[Pon, P, Poff] = FindPwave(Q, sizeOfPpoint, sizeOfPTwave, directionR)$
12	$[Ton, T, Toff] = FindTwave(Q, S, sizeOfTpoint, sizeOfQT, directionR)$
13	$[Pon, P, Poff, Q, R, S, Ton, T, Toff] = ImprovePosition(Pon, P, Poff, Q, R, S, Ton, T, Toff)$
14	Return [Pon, P, Poff, Q, R, S, Ton, T, Toff]

ข้อมูลนำเข้า คือ อัตราการสุ่มข้อมูล $samplingRate$ และข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E ในลิตที่ชัดเจนที่สุด ซึ่งถูกกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสิ่งแปลกปนประเภท AC interference ด้วยตัวกรองความถี่ต่ำ และสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline ด้วยตัวกรองความถี่สูง

ตัวอย่างข้อมูลตั้งต้นแสดงดังภาพที่ 3.12 โดยภาพ (ก) ซึ่งเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลิตที่ค้นพบว่าชัดเจนที่สุด ขณะที่ภาพ (ข) เป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสิ่งแปลกปนประเภท AC Interference และสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline

ข้อมูลส่งออก คือ ตำแหน่งต่าง ๆ ของทุกบิตในลิตที่ชัดเจนที่สุด ได้แก่ ตำแหน่ง P_{onset} ตำแหน่ง P ตำแหน่ง P_{offset} ตำแหน่ง Q ตำแหน่ง R ตำแหน่ง S ตำแหน่ง T_{onset} ตำแหน่ง T และตำแหน่ง T_{offset}

บรรทัดที่ 1 $sizeOfRRinterval$ คือ จำนวนจุดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 บิต ซึ่งคำนวณจากการนำอัตราการสุ่มข้อมูล $samplingRate$ คูณด้วยระยะเวลาที่เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 บิต โดยระยะเวลาดังกล่าวประมาณจากค่าน้อยสุดที่เป็นไปได้ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติช่วง เริ่มต้น P wave ถึง สิ้นสุด T wave ซึ่งก็คือผลรวมของ PR interval และ QT interval ซึ่งค่าเหล่านี้มาจากในตารางที่ 3.4 สาเหตุที่งานวิจัยนี้เลือกใช้ค่าน้อยสุด เพราะ ค่าดังกล่าวเป็นช่วงในการพิจารณาหาตำแหน่ง R เพียง 1 ตำแหน่ง ดังนั้นหากใช้ค่ามากที่สุดอาจทำให้ช่วงกว้างเกินไปส่งผลให้ได้ตำแหน่ง R ไม่ครบ



ภาพที่ 3.12 (ก) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลิตที่ถูกค้นพบว่าชัดเจนที่สุด (ข) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสิ่งแปลกปนประเภท AC Interference และสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline และ(ค) กราฟของค่าผลต่างที่จุดเวลาใด ๆ ของข้อมูลในภาพ (ข)

บรรทัดที่ 2 *sizeOfQRS* คือ จำนวนจุดข้อมูลที่ครอบคลุม QRS ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ปีท คำนวนค่าโดยประมาณจากการนำอัตราการสุ่มข้อมูลคูณด้วยระยะเวลาที่ครอบคลุมการเกิด QRS ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติซึ่งนำค่ามาจาก QRS complex ในตารางที่ 3.4 งานวิจัยนี้เลือกใช้ค่ามากที่สุดเพื่อให้ครอบคลุมการตรวจหา Q และ S ที่ไกลจาก R

บรรทัดที่ 3 *sizeOfPpoint* คือ จำนวนจุดข้อมูลที่ครอบคลุม P ถึง Q ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ปีท คำนวนค่าโดยประมาณจากการนำอัตราการสุ่มข้อมูลคูณด้วยระยะเวลาที่ครอบคลุมการเกิด PR interval ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติซึ่งนำค่ามาจาก PR interval ในตารางที่ 3.4

บรรทัดที่ 4 *sizeOfTpoint* คือ จำนวนจุดข้อมูลที่ครอบคลุม T จาก S ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ปีท คำนวนค่าโดยประมาณจากการนำอัตราการสุ่มข้อมูลคูณด้วยระยะเวลาที่ครอบคลุมการเกิด QT interval และไม่ครอบคลุม QRS complex ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจึงคำนวณจากผลต่างของทั้งคู่โดยค่าเหล่านี้มาจากในตารางที่ 3.4

บรรทัดที่ 5 *sizeOfPwave* คือ จำนวนจุดข้อมูลที่ครอบคลุม P wave ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ปีท คำนวนค่าโดยประมาณจากการนำอัตราการสุ่มข้อมูลคูณด้วยระยะเวลาที่ครอบคลุมการเกิด P wave ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติซึ่งนำค่าเหล่านี้มาจากในตารางที่ 3.4

บรรทัดที่ 6 *sizeOfQT* คือ จำนวนจุดข้อมูลที่ครอบคลุม QT interval ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ปีท ค่าวนค่าโดยประมาณจากการนำอัตราการสุ่มข้อมูลคูณด้วยระยะเวลาที่ครอบคลุมการเกิด QT interval ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติซึ่งนำค่าเหล่านี้มาจากในตารางที่ 3.4

บรรทัดที่ 7 เป็นการทำงานที่อยู่ในอัลกอริทึม DOM คือ หาค่าผลต่างของข้อมูลอนุกรมเวลา E โดยผลต่างของข้อมูลตำแหน่ง i คำนวณจากสมการที่ (3.4) โดยตัวอย่างของค่าผลต่างข้อมูลแต่ละตำแหน่งแสดงเป็นกราฟดังภาพที่ 3.12 (ค)

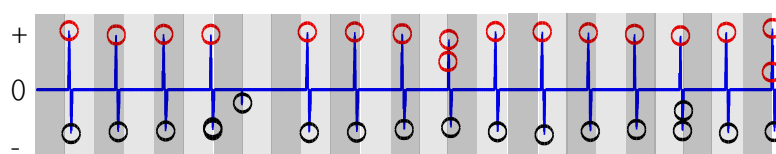
$$difference_i = \begin{cases} e_i - e_{i-1} & \text{if } i \neq 1 \\ 0 & \text{if } i = 1 \end{cases} \quad (3.4)$$

บรรทัดที่ 8 เนื่องจากลักษณะของตำแหน่ง R จะเป็นค่าสูงสุดระหว่างช่วงผลต่างที่มีค่ามากที่สุดในทิศทางบวก และ ลบในช่วงเวลาสั้น ๆ (ในกรณีลีด aVR จะเป็นค่าต่ำสุดระหว่างผลต่างที่มีค่าที่สุดในทิศทางลบ และ บวก) ในบรรทัดที่ 8 นี้จึงเป็นการค้นหาผลต่างมากที่สุดก่อน ด้วยวิธีการค้นหาตามอัลกอริทึม DOM และใช้ขนาดของกรอบข้อมูลตามที่งานวิจัยนี้เสนอในบรรทัดที่ 1-6 เพื่อกรองผลต่าง *difference* จากบรรทัดที่ 7 ให้เหลือเพียงผลต่างมากที่สุดทั้งกรณีที่เป็นค่าบวก และเป็นค่าลบ โดยมีขั้นตอนดังนี้

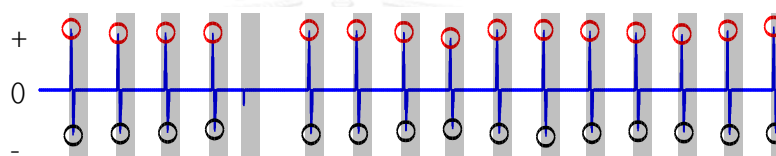
- 1) ผลต่าง *difference* ที่ผ่านการกรองจะมีค่าผลต่างเกินกว่าผลรวมของค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูล ตัวอย่างค่าผลต่างของทุกจุดข้อมูลหลังผ่านการกรองด้วยวิธีนี้แสดงดังภาพที่ 3.13 (ก) โดยค่าผลต่างที่ผ่านเกณฑ์แสดงดังเส้นแนวตั้งซึ่งเป็นกราฟของค่าผลต่างทั้งค่าบวก และลบ ขณะที่ผลต่างที่ไม่ผ่านเกณฑ์แสดงค่าที่ 0
- 2) ตีกรอบข้อมูลขนาดเท่ากับค่าขีดแบ่ง RR interval และทั้งค่าผลต่างที่มีค่าน้อยออก จะพิจารณาเฉพาะค่าที่ต่างมากที่สุดในรอบข้อมูลนั้น ซึ่งค่าขีดแบ่ง RR interval ที่อัลกอริทึมเดิมใช้เท่ากับ 311 จุดข้อมูล แต่งานวิจัยนี้เลือกใช้ค่าจาก *sizeOfRRinterval* เนื่องจากจะช่วยให้อัลกอริทึมมีความยืดหยุ่นในการใช้งานกับชุดข้อมูลอื่น และเป็นค่าอ้างอิงจากลักษณะของข้อมูล ตัวอย่างของผลต่างมากที่สุดที่ผ่านเกณฑ์ในขั้นตอนนี้แสดงดังวงกลมในภาพที่ 3.13 (ก) ซึ่งแบ่งการพิจารณาค่าบวกและลบออกจากกัน โดยบริเวณแรเงาแสดงขนาดของ *sizeOfRRinterval*
- 3) เพื่อให้เหลือค่าผลต่างเฉพาะที่สอดคล้องกับการหาตำแหน่ง R จึงทิ้งค่าผลต่างมากที่สุดที่อยู่ใกล้กัน และมีค่าไปในทิศทางเดียวกัน รวมถึงทั้งค่าผลต่างมากที่สุดที่ไม่พบผลต่างใกล้เคียงซึ่งมีทิศทางตรงข้าม โดยวิธีที่ใช้ในอัลกอริทึม DOM คือ ตีกรอบข้อมูลทุก 50 จุดข้อมูล และเก็บค่าผลต่างมากที่สุดไว้ แต่ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ค่า *sizeOfQRS* แทนค่า

50 เพื่อความยืดหยุ่นของอัลกอริทึมกับการใช้งานชุดข้อมูลอื่น โดยภาพที่ 3.13 (ข) แสดงค่าผลต่างที่เหลือจากการตัดค่าผลต่างมากสุดในภาพที่ 3.13 (ก) โดยบริเวณแรเงาแสดงขนาด *sizeOfQRS*

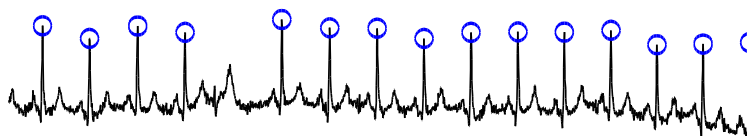
ผลต่างมากที่สุดที่ได้จากการทำงานในบรรทัดที่ 8 นี้จะถูกนำไปหาตำแหน่ง R ดังแสดงด้วยวงกลมในภาพที่ 3.13 (ค) ซึ่งเป็นตัวอย่างตำแหน่ง R ที่ได้จากการพิจารณาค่าผลต่างมากสุดในภาพที่ 3.13 (ข)



(ก)



(ข)



(ค)

ภาพที่ 3.13 (ก) และ (ข) เส้นแนวตั้งแสดงค่าผลต่างที่เกินกว่าผลรวมของค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลซึ่งมีทั้งค่าบวก และค่าลบ โดยวงกลมแสดงค่าผลต่างที่สุดตามการพิจารณาด้วยกรอบข้อมูลต่าง ๆ (ก) ใช้กรอบข้อมูลขนาด *sizeOfRRinterval* (บริเวณแรเงา) ภาพ (ข) ใช้กรอบข้อมูลขนาด *sizeOfQRS* (บริเวณแรเงา) และภาพ (ค) วงกลมแสดงตำแหน่งของ R ในแต่ละบีท

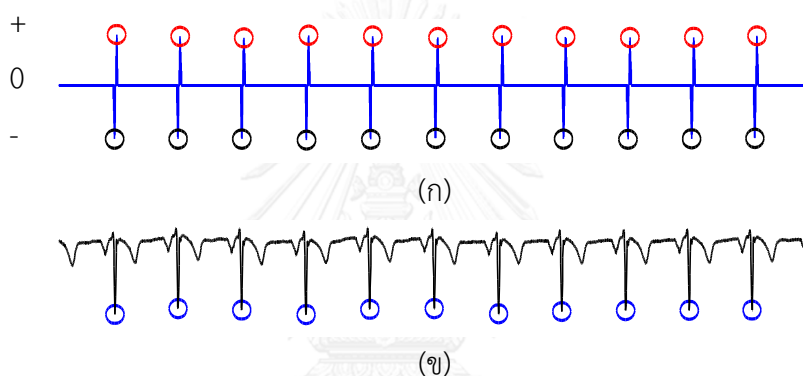
บรรทัดที่ 9 เมื่อข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E ในลีด aVR เป็นข้อมูลที่ชัดเจนที่สุดจะกำหนดให้ตัวแปร *directionR* เก็บค่า -1 สำหรับลีดอื่นจะกำหนดค่า 1 ให้เพื่อใช้เป็นตัวแปรอ้างอิงทิศทางการหาตำแหน่งในบรรทัดที่ 10 ถึง บรรทัดที่ 12

บรรทัดที่ 10 เป็นการทำงานที่อยู่ในอัลกอริทึม DOM โดยงานวิจัยนี้ปรับเพิ่มขั้นตอนการพิจารณาลีด aVR จากการพิจารณาค่า *directionR* โดยการค้นหาค่า R ของลีด aVR คือ การหาจุดต่ำสุดระหว่างตำแหน่งค่าผลต่างที่สุดที่มีค่าลบ และ ค่าผลต่างที่สุดที่มีค่าบวก ดังภาพที่ 3.14 จะเห็น

ว่าภาพ (ก) คือ กราฟแสดงค่าผลต่างที่สุดของข้อมูลในภาพ (ข) ซึ่งเป็นข้อมูลลิต aVR โดยวงกลมแสดงผลต่างที่สุดค่าบวก และค่าลบ ขณะที่วงกลมในภาพ (ข) แสดงตำแหน่ง R

สำหรับข้อมูลลิตอื่นการทำงานเหมือนอัลกอริทึมเดิม คือ ค้นหาค่า R จากจุดสูงสุดระหว่างตำแหน่งของค่าผลต่างที่สุดที่มีค่าบวก และ ค่าผลต่างที่สุดที่มีค่าลบ ดังภาพที่ 3.13 (ค) ซึ่งเป็นข้อมูลลิต II และวงกลมแสดงตำแหน่ง R

สำหรับการหาตำแหน่ง Q และ ตำแหน่ง S ในลิต aVR จะเป็นการหาจุดสูงสุดที่อยู่ก่อนหน้าและหลัง R ตามลำดับ ด้วยวิธีการทำงานที่อยู่ในอัลกอริทึม DOM ดังนี้ การค้นหาตำแหน่ง Q และ ตำแหน่ง S ของทุก ๆ บิท ภายในกรอบข้อมูลที่กำหนด ซึ่งอัลกอริทึมเดิมกำหนดเป็น 2 ช่วง คือ 20 และ 50 จุดข้อมูล ในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้ค่า *sizeOfQRS* เพื่อให้ยืดหยุ่นกับชุดข้อมูลอื่น ๆ



ภาพที่ 3.14 (ก) ค่าในวงกลม คือ ผลต่างมากที่สุดทั้งค่าบวก และค่าลบ และ (ข) วงกลมแสดงตำแหน่ง R ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลิต aVR ที่อัลกอริทึมตรวจพบ

บรรทัดที่ 11 การค้นหาตำแหน่ง P_{onset} ตำแหน่ง P และตำแหน่ง P_{offset} ของแต่ละบิท เริ่มจากค้นหาตำแหน่ง P ซึ่งเป็นค่ามากที่สุดที่อยู่ก่อนหน้าตำแหน่ง Q ของแต่ละบิทในช่วงข้อมูลขนาด *sizeOfPpoint* แล้วจึงหาตำแหน่งของ P_{onset} และ P_{offset} จากข้อมูลที่มีค่าต่ำสุดที่อยู่หน้าและหลังตำแหน่ง P ภายในช่วงข้อมูลขนาด *sizeOfPTwave* วิธีที่กล่าวมานี้เป็นการค้นหาในกรณี *directionR* มีค่า 1 หากเป็นกรณี *directionR* มีค่า -1 จะใช้การพิจารณาเช่นเดียวกัน แต่ตำแหน่ง P เป็นค่าต่ำสุด P_{onset} และ P_{offset} เป็นค่าสูงสุด

บรรทัดที่ 12 การค้นหาตำแหน่ง T_{onset} ตำแหน่ง T และตำแหน่ง T_{offset} ของแต่ละบิท เริ่มจากการค้นหาตำแหน่ง T เป็นค่ามากที่สุดที่อยู่หลังตำแหน่ง S ของแต่ละบิทในช่วงข้อมูลขนาด *sizeOfTpoint* แล้วจึงหาตำแหน่งของ T_{onset} และ T_{offset} จากข้อมูลที่มีค่าต่ำสุดที่อยู่หน้าและหลังตำแหน่ง T ภายในช่วงข้อมูลขนาด *sizeOfTwave* ซึ่งคำนวณจากสมการ(3.5) เนื่องจากไม่มีการ

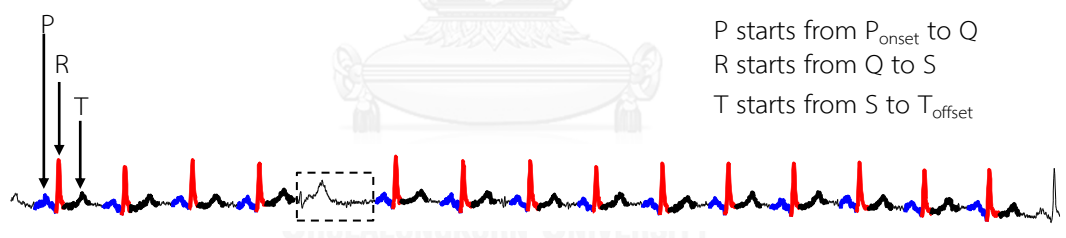
กำหนดระยะเวลาของ T wave ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจึงใช้การประมาณค่าจากผลต่างระหว่างระยะเวลาของ QT interval กับ ระยะเวลาตั้งแต่ Q ถึง T

$$sizeOfTwave = sizeOfQT - (T - Q) \quad (3.5)$$

วิธีที่กล่าวมานี้เป็นวิธีที่กล่าวมาเป็นการค้นหาในกรณี *directionR* มีค่า 1 หากเป็นกรณี *directionR* มีค่า -1 จะใช้การพิจารณาเช่นเดียวกัน แต่ตำแหน่ง T เป็นค่าต่ำสุด T_{onset} และ T_{offset} เป็นค่าสูงสุด

บรรทัดที่ 14 ผลลัพธ์ของอัลกอริทึมนี้ คือ ตำแหน่งกายสัณฐานต่าง ๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E

ผลลัพธ์ที่ได้จากบรรทัดที่ 1- 12 แสดงในภาพที่ 3.15 เส้นทึบส่วนแรกมีสีเข้มในแต่ละบิต และมีลูกศรชี้ตำแหน่ง P แสดงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้งแต่ตำแหน่ง P_{onset} ถึงตำแหน่ง Q ส่วนที่สองเส้นสีจางของแต่ละบิตมีลูกศรชี้ตำแหน่ง R แสดงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้งแต่ตำแหน่ง Q ถึงตำแหน่ง S และเส้นสีเข้มส่วนท้ายของแต่ละบิตมีลูกศรชี้ตำแหน่ง T แสดงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้งแต่ตำแหน่ง S ถึงตำแหน่ง T_{offset} สังเกตเห็นว่า บางบิตไม่พบกายสัณฐานวิทยาดังแสดงในกรอบสี่เหลี่ยมเพราะบิตนั้นไม่แสดงส่วนของ P wave งานวิจัยนี้จึงเสนอฟังก์ชัน *ImprovePosition* ในบรรทัดที่ 13 เพื่อใช้หาค่าตำแหน่งต่าง ๆ บนบิตดังกล่าว



ภาพที่ 3.15 ผลลัพธ์การค้นหากายสัณฐานวิทยา PQRST ก่อนทำขั้นตอน *ImprovePosition* โดยในกรอบสี่เหลี่ยมแสดงบิตที่หากายสัณฐานวิทยาไม่พบ ขณะที่บิตอื่นค้นพบ และแบ่งการแสดงผลต่าง ๆ เป็น 3 ส่วน ได้แก่ ส่วน P ส่วน R และ ส่วน T

บรรทัดที่ 13 ฟังก์ชัน *ImprovePosition* เป็นการประมาณตำแหน่งกายสัณฐานวิทยาตำแหน่งต่าง ๆ จากอัตราส่วนระหว่างค่าเฉลี่ยตำแหน่งนั้นในบิตอื่น ต่อความยาวบิต โดยมีขั้นตอนการทำงานดังนี้

- 1) หาความยาวเฉลี่ยของแต่ละบิตที่ตรวจพบ PQRST เก็บค่าในตัวแปร *avgBeatSize* ซึ่งคำนวณจากค่าเฉลี่ยของความยาวข้อมูลตั้งแต่ตำแหน่ง P_{onset} ถึง T_{offset} ของแต่ละบิต โดยคำนวณได้จากสมการที่ (3.6)

$$avgBeatSize = average(Toff_i - Pon_i + 1) \quad (3.6)$$

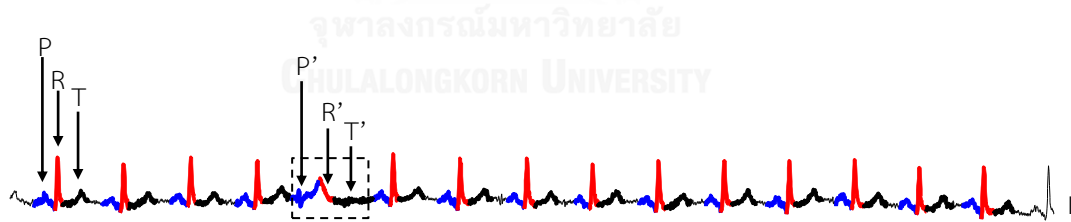
- 2) ตรวจสอบหาช่วงบิต j ใด ๆ ที่ข้อมูลปรากฏกายสัญญาณวิทยาไม่ครบ ซึ่งเป็นช่วงข้อมูลที่มีความยาวระหว่างตำแหน่ง T_{offset} และ P_{onset} ถัดไปมากกว่าค่า $avgBeatSize$ โดยเรียกความยาวช่วงนี้ว่า $lostBeatSize$ เมื่อทราบช่วงบิต j แล้วจะกำหนดค่าตำแหน่ง P_{onset} ของบิต j จากตำแหน่งที่ต่อจาก T_{offset} ที่อยู่ก่อนหน้า และใกล้ที่สุด โดยคำนวณได้จากสมการ (3.7)

$$Pon_j = Toff_{j-1} + 1 \quad (3.7)$$

- 3) การคำนวณหาตำแหน่งต่าง ๆ ของบิต j ใช้การคำนวณจากตำแหน่งดังกล่าวในบิตอื่น ๆ เมื่อเทียบค่าจากตำแหน่ง P_{onset} ของบิตนั้นจากสมการ (3.8) โดยให้ $position$ คือตำแหน่งของกายสัญญาณต่าง ๆ และ i คือ บิตใด ๆ ที่ปรากฏกายสัญญาณวิทยาครบ

$$position_j = Pon_j + \left(\frac{average(position_i - Pon_i)}{avgBeatSize} \right) \times lostBeatSize_j \quad (3.8)$$

ผลลัพธ์จากขั้นตอนนี้แสดงในภาพที่ 3.16 โดยลูกศรชี้ P' แสดงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ประมาณจากตำแหน่งตั้งแต่ P_{onset} ถึงตำแหน่ง Q ลูกศรชี้ R' แสดงส่วนที่ประมาณจากตำแหน่งตั้งแต่ Q ถึงตำแหน่ง S และลูกศรชี้ T' แสดงส่วนที่ประมาณจากตำแหน่งตั้งแต่ S ถึงตำแหน่ง T_{offset} จะพบว่าจากขั้นตอนการตรวจหากายสัญญาณวิทยา PQRST ที่นำเสนอในงานวิจัยนี้สามารถค้นพบกายสัญญาณวิทยาของแต่ละปีทได้ครบทุกปีท

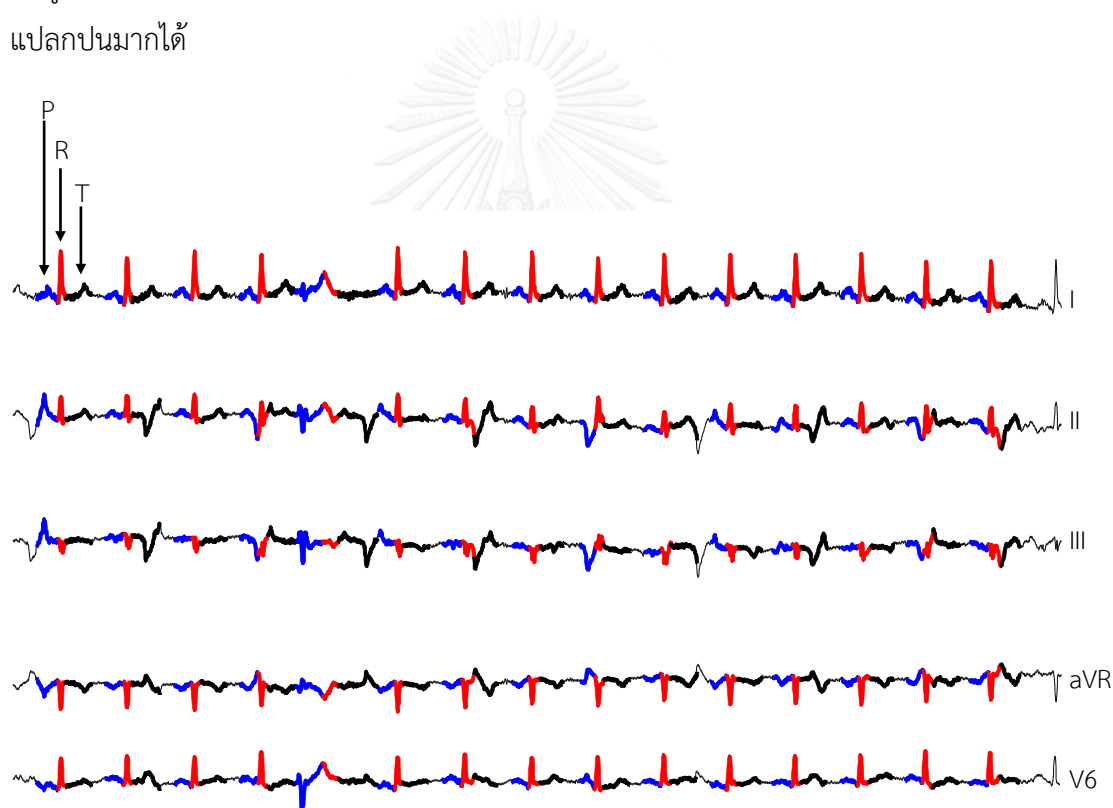


ภาพที่ 3.16 ผลลัพธ์การตรวจหากายสัญญาณวิทยาในปีทที่มีกายสัญญาณวิทยาไม่ครบจากการประมาณค่าจากบิตอื่น โดยส่วนของ P' ได้จากการเฉลี่ยตำแหน่ง P ของบิต ส่วนของ R' ได้จากการเฉลี่ยตำแหน่ง R ของบิต และส่วนของ T' ได้จากการเฉลี่ยตำแหน่ง T ของบิต

สำหรับการใช้ตำแหน่งกายสัญญาณวิทยาจากการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่เกิด PQRST ไม่ครบ จากการทดลองในงานวิจัยนี้ พบว่าวิธีการดังกล่าวไม่ส่งผลต่อการวินิจฉัย เนื่องจากทำการประมาณค่าจากบิตอื่นในลีดเดียวกัน และของคนเดียวกัน จึงคลาดเคลื่อนจากช่วงเวลาที่เหมาะสมไม่มากนัก อีกทั้งบิตที่ผิดปกติมีรูปร่างที่แตกต่างจากบิตปกติอย่างเห็นได้ชัด นอกจากนี้การจะหา

ตำแหน่งที่แม่นยำสามารถทำได้หากมีการรวบรวมความรู้ทางการแพทย์เกี่ยวกับความผิดปกติทั้งหมด ทั้งนี้ความผิดปกติที่เกิดขึ้นนั้นมีมากมาย จึงต้องใช้ระยะเวลาในการรวบรวมข้อมูลกับแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจนั่นเอง

เมื่อตรวจหาจุดของข้อมูลที่เกิด PQRST ได้เรียบร้อยแล้ว การแบ่งส่วนกายสัณฐานวิทยา (PQRST segmentation) ในทุกลีดจะยึดถือตามตำแหน่ง PQRST ในลีดที่ชัดเจนนี้ ตามหลักความรู้ทางการแพทย์ในหัวข้อที่ 3.2.1 เรื่องความสอดคล้องกันในเชิงเวลาและกายสัณฐานวิทยาในแต่ละลีด ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนกายสัณฐานวิทยาในทุกลีดแสดงในภาพที่ 3.17 ซึ่งเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนในทุกลีด ในลีด I จะเป็นลีดที่ชัดเจนที่สุด ขณะที่ในลีด II ลีด III ลีด aVR และลีด V6 ข้อมูลมีสิ่งแปลกปนมาก จะเห็นได้ว่าขั้นตอนที่น่าเสนอนี้ทำให้สามารถค้นพบ PQRST ในลีดที่มีสิ่งแปลกปนมากได้



ภาพที่ 3.17 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนกายสัณฐานวิทยาบนข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน โดยลีด I เป็นลีดที่ชัดเจนที่สุด และถูกใช้เป็นลีดอ้างอิงตำแหน่ง PQRST ให้กับลีดอื่น

3.3.3 การตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG anomaly detection) เป็นขั้นตอนสุดท้ายของอัลกอริทึม MD-ECG โดยการทำงานของขั้นตอนนี้ คือ ทำการค้นหาคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน ด้วยการค้นหาลำดับย่อยที่มีรูปร่างแตกต่างจากรูปร่างที่

คล้ายคลึงกันและเกิดบ่อยในแต่ละลีด โดยพิจารณาความคล้ายเฉพาะส่วนที่แพทย์ใช้ในการวินิจฉัยโรค คือ ไม่นำส่วนของ TP segment มาพิจารณา หลังจากนั้นนำลำดับย่อยที่มีรูปร่างแตกต่างกันมาตรวจสอบว่าเป็นไปตามรูปแบบการเกิดคลื่นไฟฟ้าผิดปกติทางการแพทย์หรือไม่ ลำดับย่อยที่ผิดปกติจะเป็นกายสัมพันธ์วิทยาของข้อมูลผิดปกติ และส่วนที่เหลือเป็นกายสัมพันธ์วิทยาของข้อมูลปกติ ซึ่งทั้งสองส่วนเป็นผลลัพธ์สุดท้ายของงานวิจัยนี้

ขั้นตอนการวัดความคล้ายของข้อมูล และขั้นตอนการตรวจจับสิ่งผิดปกติมีรายละเอียดมาก จึงนำมาอธิบายก่อน ในการวัดความคล้ายทำได้ด้วยการวัดค่าระยะระหว่างข้อมูล 2 ปีท หากค่าระยะน้อยแสดงว่าข้อมูลทั้งสองคล้ายกัน งานวิจัยนี้นำมาตรวจวัดระยะไดนามิกโทมอร์ฟิซึ่มมาใช้เพราะมาตรวัดดังกล่าวรองรับการใช้งานกับข้อมูลที่มีความยาวแปรผัน (Variable length) ซึ่งสอดคล้องกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความยาวของแต่ละปีทหลากหลาย อีกทั้งมาตรวัดดังกล่าวมีความยืดหยุ่นสามารถปรับการวางแนว (alignment) ระหว่างคู่ข้อมูลอนุกรมเวลาได้ ทำให้สามารถวัดความคล้ายกันในเชิงของรูปร่างได้แม้มีความแปรผันในเชิงเวลา อย่างไรก็ตามการปรับแนวที่ไม่เหมาะสมอาจเกิดขึ้นได้ เช่น การปรับแนวตำแหน่ง P กับตำแหน่ง R ทำให้วัดค่าระยะออกมาจตุทั้งสองคล้ายกัน ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงนำเสนอขั้นตอน PartialDTW ซึ่งเป็นมาตรวัดความคล้ายเฉพาะส่วน เพื่อให้ปรับแนวได้เฉพาะช่วงเวลาที่เป็นกายสัมพันธ์วิทยาเดียวกัน การวัดค่าความคล้ายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแต่ละปีทคำนวณได้ดังสมการที่ (3.9) ระยะไดนามิกโทมอร์ฟิซึ่มของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปีท A และ B คำนวณจากผลรวมของระยะไดนามิกโทมอร์ฟิซึ่มระหว่าง 2 ปีทที่คำนวณทีละ 3 ส่วน ดังนี้ ส่วนแรกตั้งแต่ตำแหน่ง P onset ถึง ตำแหน่ง Q ส่วนสองตั้งแต่ตำแหน่ง Q ถึง ตำแหน่ง S และส่วนสุดท้ายตั้งแต่ตำแหน่ง S ถึง ตำแหน่ง T offset

$$DTW(A, B) = DTW(A_{PQ}, B_{PQ}) + DTW(A_{QRS}, B_{QRS}) + DTW(A_{ST}, B_{ST}) \quad (3.9)$$

ทั้งนี้จะไม่มีการแปลงค่าระยะไดนามิกโทมอร์ฟิซึ่มให้เป็นมาตรฐาน (normalization) ทุกส่วนของปีท เพราะ งานวิจัยนี้ต้องการให้ จำนวนปรับแนว และ จำนวนจุดข้อมูลที่แตกต่างกันมีผลต่อความแตกต่างด้วย

สำหรับขั้นตอนการตรวจจับสิ่งแปลกปน งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีตรวจจับสิ่งผิดปกติแบบลำดับชั้น (Hierarchical Anomaly Detection) อันมีพื้นฐานมาจากการจัดกลุ่มตามลำดับชั้นประเภทเกาะกลุ่ม (Agglomerative hierarchical clustering) ที่ใช้ระยะที่ใกล้ที่สุดในการจัดกลุ่ม หรือ single linkage มาประยุกต์ใช้ เพื่อรวมข้อมูลอนุกรมเวลาที่คล้ายกันทีละคู่ และใช้ค่าเฉลี่ยของระยะระหว่างทุกคู่ปีทเป็นเกณฑ์ในการตัดแบ่งกลุ่ม กลุ่มใดมีสมาชิกมากที่สุด นั่นคือ ลำดับย่อยในกลุ่มจะมี

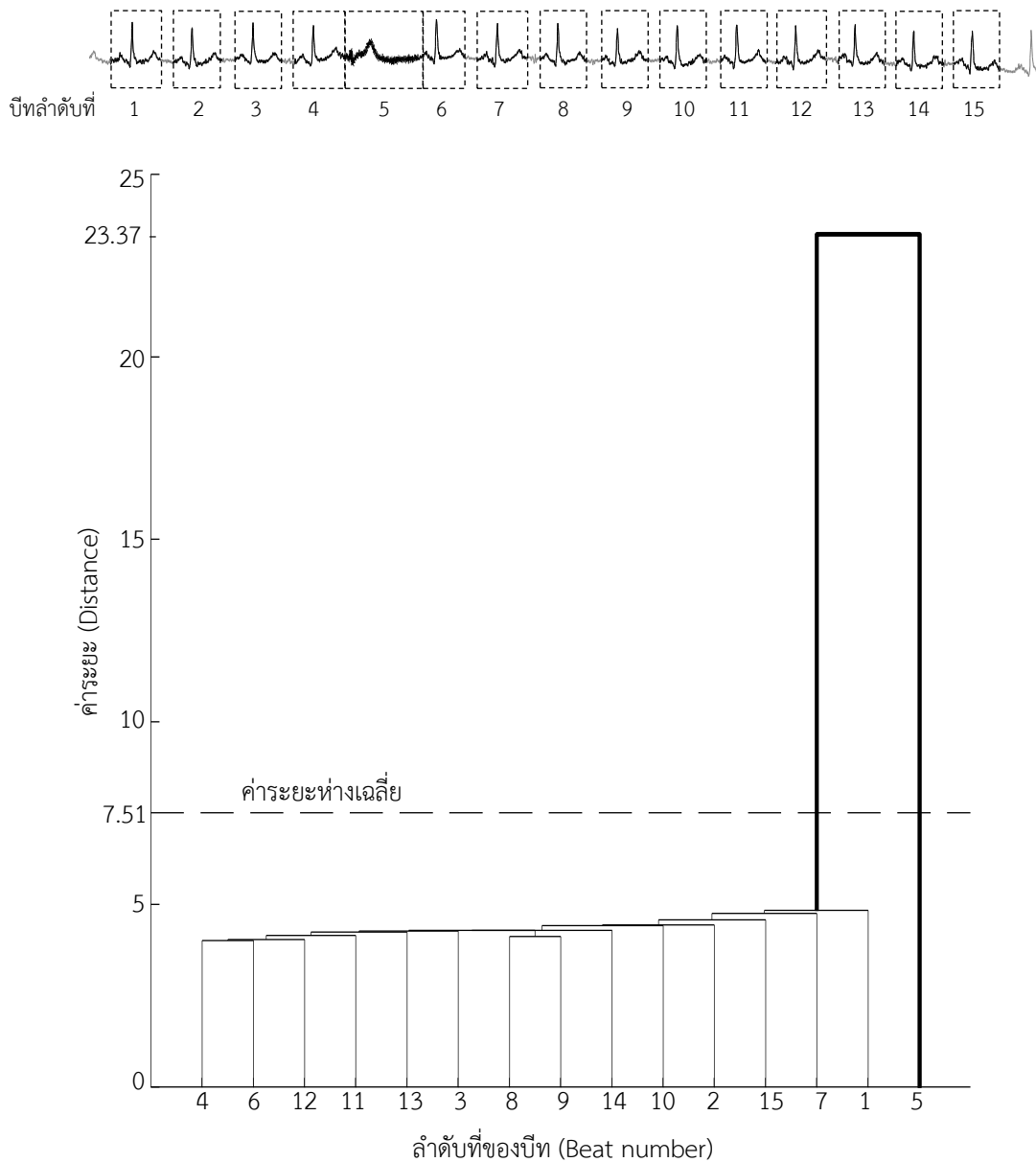
รูปแบบที่คล้ายกันและเกิดขึ้นบ่อยที่สุด ขณะที่ลำดับย่อยในกลุ่มอื่นจะเป็นลำดับย่อยที่มีรูปร่างแตกต่างกันออกไป

ตัวอย่างการตรวจจับสิ่งผิดปกติแบบลำดับขั้นกับข้อมูล 1 ลิตแสดงดังภาพที่ 3.18 โดยแบ่งการนำเสนอเป็น 2 ส่วนดังนี้ ส่วนแรก คือ ภาพด้านบนแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำเข้า โดยใช้กรอบสี่เหลี่ยมเส้นประที่กรอบ PQRS ของแต่ละปีท ลำดับย่อยที่มีรูปร่างแตกต่างกันไปแสดงด้วยเส้นทึบ ส่วนที่สอง คือ ภาพด้านล่างแสดงแผนภูมิต้นไม้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้น (Dendrogram) ซึ่งใช้เกณฑ์การแบ่งกลุ่มด้วยค่าระยะห่างเฉลี่ย ทำให้แบ่งกลุ่มได้ 2 กลุ่ม กลุ่มแรกด้านซ้ายเป็นการรวมกลุ่มของปีทที่มีรูปร่างคล้ายกัน และกลุ่มที่สองมีเพียงปีทลำดับที่ 5 ปีทเดียว ซึ่งมีรูปร่างแตกต่างจากกลุ่มแรก

เนื่องจากค่าเฉลี่ยของระยะระหว่างทุกคู่มีค่าเท่ากับ 7.51 และค่าระยะระหว่างปีทที่ 5 และสมาชิกกลุ่มแรกที่คล้ายกับปีทที่ 5 มากที่สุดมีค่าเท่ากับ 23.37 ซึ่งเป็นค่าที่มากกว่าค่าระยะเฉลี่ย ดังนั้นปีทที่ 5 จึงอยู่คนละกลุ่มกับกลุ่มแรก อีกทั้งกลุ่มแรกเป็นกลุ่มที่มีจำนวนสมาชิกมากที่สุด ดังนั้นอัลกอริทึมจึงค้นพบว่าปีทที่อยู่ในกลุ่มแรก คือ ปีทที่มีรูปร่างคล้ายและเกิดขึ้นบ่อย หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจปกติ (Normal candidate) และปีทที่อยู่ในกลุ่มสอง คือ ปีทที่มีรูปร่างแตกต่างหรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติ (Abnormal candidate)

สาเหตุที่เลือกใช้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้น เนื่องจากข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำเข้ามาอาจเป็นข้อมูลปกติทุกปีท หรืออาจผิดปกติหลายรูปแบบก็ได้ หรืออาจเป็นปีทที่ผิดปกติเกิดซ้ำมากกว่า 1 ปีทก็ได้ จึงคล้ายกับปัญหาการจัดกลุ่มตามลำดับขั้นที่ต้องการจัดกลุ่มข้อมูลให้ในกลุ่มเดียวกันคล้ายกัน ขณะที่ไม่ทราบจำนวนกลุ่ม และสมาชิกในกลุ่มที่แน่นอน

แม้ว่าการจัดกลุ่มตามลำดับขั้นนั้นไม่เป็นที่นิยมในการทำการจัดกลุ่มข้อมูลอนุกรมเวลา เนื่องจากวิธีดังกล่าวเหมาะกับการใช้งานกับข้อมูลไม่เกิน 300 ชุด [100] โดยงานวิจัยอื่นใช้ข้อมูลจำนวนมากซึ่งเกิดจากการสกัดลำดับย่อยด้วยวิธีการสไลดิงวินโดว์ [101] แต่สำหรับงานวิจัยนี้ได้ผ่านกระบวนการค้นหายาฐานวิทยาศาสตร์แล้ว จำนวนลำดับย่อยที่ใช้ในการจัดกลุ่มจึงลดลงอย่างมาก ดังนั้นผู้วิจัยจึงนำการจัดกลุ่มตามลำดับขั้นมาประยุกต์ใช้



ภาพที่ 3.18 การตรวจจับสิ่งผิดปกติแบบลำดับขั้นกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ลีด (ภาพด้านบน) ที่มีจำนวนบีตทั้งหมด 15 บีต เมื่อสร้างแผนภูมิต้นไม้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้น (ภาพด้านล่าง) ที่ใช้เกณฑ์การแบ่งกลุ่มด้วยค่าระยะห่างเฉลี่ยจะพบว่า บีตที่ 5 คือ บีตที่มีรูปร่างแตกต่างจากบีตอื่น

สำหรับรหัสเปรียบเทียบการค้นหายาเสพติดของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงในตารางที่ 3.6

ข้อมูลนำเข้า ได้แก่ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E จำนวน $numberofLeads$ ลีด และตัวแปร $AnomalyByMotif$ คือ ตำแหน่งของลำดับย่อยที่อาจผิดปกติซึ่งเป็นตำแหน่งที่ไม่ใช่โมทีฟในขั้นตอน

การค้นพบลีดที่ชัดเจนที่สุด รวมถึงตัวแปร $PQRSTpositions$ คือ ตำแหน่งกายสัณฐานวิทยาที่ได้จากขั้นตอนการตรวจหา และแบ่งส่วน PQRST

ข้อมูลส่งออก คือ ตำแหน่งของกายสัณฐานวิทยาที่ผิดปกติ หรือ ปีที่ผิดปกติของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E ทุกลีด

ตารางที่ 3.6 อัลกอริทึมการค้นหากายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ

$AnomalyBeats = ECGAnomalyDetection(E, AnomalyByMotif, PQRSTpositions)$	
1	For $k = 1$ to $numberOfLeads$
2	For $i = 1$ to $numberOfBeat$ // Begins beat extraction of i^{th} beat
3	$seq_pq_{i,k} = Extract(E_k, positions.Pon(i), positions.Q(i))$ // P onset to Q
4	$seq_qrs_{i,k} = Extract(E_k, positions.Q(i), positions.S(i))$ // QRS complex
5	$seq_st_{i,k} = Extract(E_k, positions.S(i), positions.Toff(i))$ // S to T offset
6	end for
7	For $i = 1$ to $numberOfBeat$
8	For $j = i + 1$ to $numberOfBeat$
9	if $i \neq j$ then $Dist(i,j) = PartialDTW(seq_pq_{i,k}, seq_pq_{j,k}, seq_qrs_{i,k}, seq_qrs_{j,k},$
10	$seq_st_{i,k}, seq_st_{j,k})$
11	end for
12	end for
13	$meanDist = Mean(Dist);$
14	$[ncdDTW, acdDTW] = HierarchicalAnomalyDetection(distMatrix, meanDist)$
15	For i to $numberOfacdMotif$
16	$acdMotif(i) = CorrectBeat(acdMotif(i), positions)$
17	if $CheckIsNormal(acdMotif(i), ncdDTW)$ then $acdMotif(i).remove()$
18	end for
19	$anomalyCandidate(k) = Union(acdDTW, acdMotif)$
20	end for
21	$AnomalyBeats = CheckCardiacPattern(anomalyCandidate)$
22	return $AnomalyBeats$

บรรทัดที่ 1-20 ขั้นตอนการค้นหาค้นหาคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติในแต่ละลีด k

บรรทัดที่ 2-6 การทำงานของฟังก์ชัน Extract เป็นการสกัดลำดับย่อยของแต่ละปีที่ i จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E เป็น 3 ส่วน คือ ส่วนแรกตั้งแต่ตำแหน่ง P_{onset} ถึง ตำแหน่ง Q ส่วนที่สองตั้งแต่

ตำแหน่ง Q ถึง ตำแหน่ง S และส่วนสุดท้ายตั้งแต่ตำแหน่ง S ถึง ตำแหน่ง T_{offset} หลังจากนั้นปรับข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกันด้วยวิธีให้คะแนน Z (Z-score normalization) สาเหตุที่เลือกใช้ Z score เพราะเป็นการปรับข้อมูลเพื่อให้มีมาตราส่วนเดียวกัน และ ยังคงรูปร่างไว้ โดยปรับข้อมูลให้มีการกระจายของข้อมูลเป็น 0 และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเป็น 1

บรรทัดที่ 7-12 คำนวณระยะไดนามิกโทมวอร์ปิงเฉพาะส่วน (PartialDTW) ของแต่ละคู่ปีท i และ j เพื่อเก็บค่าในตัวแปร $Dist$

บรรทัดที่ 13 หาค่าเฉลี่ยระยะไดนามิกโทมวอร์ปิงของทุกคู่ปีท

บรรทัดที่ 14 ค้นหาลำดับย่อยที่มีรูปร่างแตกต่างจากรูปร่างที่คล้ายและเกิดบ่อยในลีดเดียวกันด้วยวิธี HierarchicalAnomalyDetection ผลลัพธ์ในขั้นตอนนี้จะได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจปกติ ($ncdDTW$) และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติ ($acdDTW$)

บรรทัดที่ 15-18 นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติจากขั้นตอนการหาลีดที่ชัดเจนที่สุด $acdMotif$ มาปรับตำแหน่งเพื่อให้ครอบคลุมเฉพาะปีทที่เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติ และไม่ครอบคลุมช่วงเวลาของปีทปกติอื่นๆ ด้วยฟังก์ชัน CorrectBeat ในบรรทัดที่ 15 โดยมีวิธีการปรับตำแหน่งให้ตรงตามตำแหน่ง PQRS ของปีทที่ซ้อนทับด้วยมากที่สุด หลังจากนั้นเข้าสู่ขั้นตอน ChecksNormal ในบรรทัดที่ 16 ตรวจสอบว่าปีทดังกล่าวเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติหรือไม่ หากพบว่าปีทดังกล่าวมีลักษณะ PQRS ตรงตามการพิจารณาปีทปกติจากความรู้ทางการแพทย์ และ ขั้นตอน HierarchicalAnomalyDetection ตรวจสอบว่าปีทนั้นเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจปกติ ปีทดังกล่าวจะถูกลบออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติ $acdMotif$

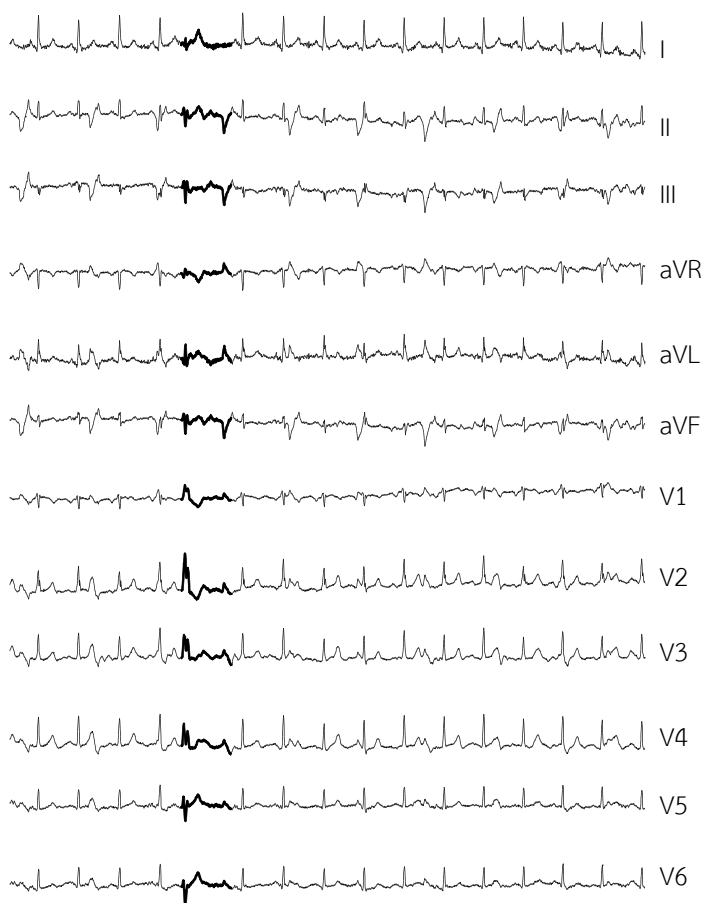
บรรทัดที่ 19 รวมลำดับย่อยที่ถูกพิจารณาว่าเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติด้วยการรวมแบบยูเนียน (Union) ลำดับย่อยต่าง ๆ ใน $acdMotif$ และ $acdDTW$

บรรทัดที่ 21 ตรวจสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาจผิดปกติกับรูปแบบการเกิดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในทางการแพทย์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจใดตรงตามรูปแบบในหัวข้อที่ 3.2.3 จะถือเป็นผลลัพธ์ของอัลกอริทึมนี้

บรรทัดที่ 22 ผลลัพธ์ของอัลกอริทึมนี้ จะประกอบด้วยตำแหน่งของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในข้อมูลแต่ละลีด

ดังนั้นผลลัพธ์สุดท้ายของอัลกอริทึม MD-ECG ที่เป็นกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติจึงเป็นผลลัพธ์ที่ได้จากอัลกอริทึม หรือ $AnomalyBeats$ ขณะที่ผลลัพธ์ที่เป็นกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจึงเป็นส่วนหนึ่งของข้อมูลที่เหลือ

ตัวอย่างผลลัพธ์สุดท้ายของอัลกอริทึม MD-ECG แสดงดังภาพที่ 3.19 ซึ่งเป็นการประมวลผลกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน และข้อมูลชุดนี้แสดงบัพทผิดปกติ 1 บัพท จะเห็นได้ว่าผลลัพธ์ของอัลกอริทึมเป็นกายสัญญาณวิทยาที่ผิดปกติดังแสดงด้วยเส้นทึบ และบัพทอื่นที่เหลือเป็นบัพทปกติหรือกายสัญญาณวิทยาที่ปกติ ซึ่งเมื่อนำไปให้แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจตรวจสอบผลพบว่าเป็นการค้นพบกายสัญญาณวิทยาที่ถูกต้องตรงตามการแปลความหมายข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแพทย์ และสามารถแสดงส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยของบัพทผิดปกตินี้ได้ครบถ้วน โดยบัพทผิดปกตินี้แสดงถึงการนำไฟฟ้าที่ผิดปกติของหัวใจห้องล่าง



ภาพที่ 3.19 ผลลัพธ์สุดท้ายของอัลกอริทึม MD-ECG กับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน 12 ลีด พบว่าอัลกอริทึมสามารถค้นพบกายสัญญาณวิทยาของข้อมูลผิดปกติ (เส้นทึบ) ได้อย่างถูกต้อง และส่วนที่เหลือเป็นกายสัญญาณวิทยาของข้อมูลปกติ

3.4 การลดทอนสิ่งแปลกปน

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการลดทอนสิ่งแปลกปนซึ่งเป็นอัลกอริทึมเสริมที่พัฒนาขึ้นเพิ่มเติม เพื่อเป็นทางเลือกในการแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ชัดเจนและง่ายขึ้นเป็นทางเลือกให้ผู้ที่ขาดความชำนาญในการแปลผลข้อมูล โดยแนวคิดหลักคือ ปรับส่วนของ TP segment ให้อยู่ที่ค่าเฉลี่ยของข้อมูล และใช้ตัวกรองความถี่ที่ความถี่แตกต่างกันในแต่ละกายสัณฐานวิทยา

การลดทอนสิ่งแปลกปนที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน ผู้วิจัยสังเกตเห็นว่าส่วนใหญ่ใช้วิธีลดทอนในโดเมนความถี่เพียงอย่างเดียว ซึ่งจะทำให้การกรองข้อมูลที่มีความถี่เดียวกันกับข้อมูลทั้งหมด ซึ่งสามารถบิดเบือนรูปร่างกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ เช่น การลดค่าแอมพลิจูดของ R เมื่อกำหนดค่าความถี่ตัด (Cutoff frequency) ให้กับตัวกรองความถี่ต่ำด้วยค่าที่ต่ำเกินไป ซึ่งค่าดังกล่าวสามารถลดทอนสิ่งแปลกปนในช่วงกายสัณฐานวิทยาส่วนอื่นได้ดี จึงเกิดแนวคิดที่จะนำเสนอวิธีลดทอนสิ่งแปลกปนที่ใช้การพิจารณาทั้งโดเมนความถี่ และโดเมนเวลาร่วมกันดังนี้

- 1) ข้อมูลทั้งหมดในแต่ละลีดทำการลดทอนสิ่งแปลกปนประเภท Wandering baseline ด้วยตัวกรองความถี่สูง (High-pass Filter)
- 2) ข้อมูลในส่วนของ TP segment ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติทำการลดทอนสิ่งแปลกปนโดยการปรับค่าของข้อมูลให้อยู่ที่ค่าเฉลี่ยของข้อมูล
- 3) ข้อมูลในส่วนของ QRS complex ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติทำการลดทอนสิ่งแปลกปนโดยใช้ตัวกรองความถี่ต่ำ (Low-pass Filter) ที่ 50 เฮิร์ตซ์ (Hertz) ซึ่งเป็นความถี่ที่สามารถกรองสิ่งแปลกปนประเภท AC interference ได้ และแอมพลิจูดของ R ไม่ส่งผลให้บิดเบือนการวินิจฉัยของแพทย์
- 4) ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าในตำแหน่งอื่น ๆ ทำการลดทอนสิ่งแปลกปนโดยใช้ตัวกรองความถี่ต่ำ (Low-pass Filter) ที่ต่ำกว่า 50 เฮิร์ตซ์ ในงานวิจัยนี้กำหนดให้เป็น 20 เฮิร์ตซ์ ค่าที่ได้จากการทดลอง ช่วยให้สามารถลดทอนสิ่งแปลกปนได้มากขึ้น

วิธีการลดทอนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเช่นนี้ช่วยให้สามารถลดทอนสิ่งแปลกปนได้มากขึ้นโดยไม่บิดเบือนข้อมูลการวินิจฉัยของแพทย์ เป็นการใช้ประโยชน์จากความรู้ในเชิงเวลาที่ทราบตำแหน่งของกายสัณฐานวิทยาต่าง ๆ ทำให้สามารถกำหนดค่าความถี่ตัดได้ยืดหยุ่นมากขึ้น เพื่อให้เหมาะสมกับลักษณะรูปร่างของกายสัณฐานนั้น ๆ

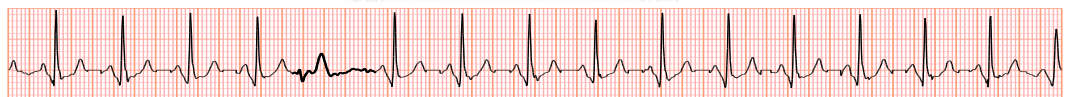
ภาพที่ 3.20 ภาพที่ 3.21 และ ภาพที่ 3.22 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีด I ลีด II และลีด V6 โดยมีพื้นหลังเป็นตารางที่ใช้เป็นมาตรฐานในกระดาษแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อใช้เป็นสเกลใน

การแปลความหมายข้อมูลโดย 1 ช่องสี่เหลี่ยมในแนวแกนนอนเท่ากับ 0.04 วินาที และในแนวแกนตั้ง 1 ช่องเล็กเท่ากับ 0.1 mV ภาพ (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้งต้น และ ภาพ (ข) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว เมื่อแปลความหมายข้อมูลตามสเกลจะเห็นว่าข้อมูลหลังลดทอนค่าแอมพลิจูดของตำแหน่ง R ไม่ได้ลดลงและข้อมูลมีความชัดเจนขึ้น ยิ่งไปกว่านั้นแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจให้ความเห็นว่าการวินิจฉัยโรคไม่แตกต่างจากการแปลผลด้วยข้อมูลตั้งต้น และเมื่อนำไปทดสอบกับอัลกอริทึมการค้นหาค้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติอีกครั้งก็ได้ผลลัพธ์เหมือนใช้ข้อมูลตั้งต้น ซึ่งเป็นผลลัพธ์ที่แพทย์แปลความว่าเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติเช่นกัน จากภาพ (ข) ส่วนของเส้นทึบแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่ได้ ซึ่งเป็นตำแหน่งเดียวกันไม่ว่าจะใช้ข้อมูลตั้งต้น หรือข้อมูลหลังลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว

อย่างไรก็ตามในการใช้งานจริงยังไม่ได้รับการยอมรับจากแพทย์ที่จะใช้ข้อมูลที่ปรับแก้แล้ว แทนการใช้ข้อมูลตั้งต้นเนื่องจาก แพทย์ยังมองว่าเป็นการปรับเปลี่ยนข้อมูลทำให้สูญเสียข้อมูลตั้งต้นไป แต่ได้รับการยอมรับหากใช้เป็นข้อมูลเสริมเพิ่มเติมช่วยในการพิจารณา



(ก)



(ข)

ภาพที่ 3.20 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด I (ก) ภาพข้อมูลตั้งต้นก่อนลดทอนสิ่งแปลกปน และ (ข) ภาพข้อมูลหลังลดทอนสิ่งแปลกปน และเส้นทึบแสดงพีทผิดปกติที่ได้จากการตรวจจับสิ่งผิดปกติ

ในข้อมูลที่ลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว ผลจากการตรวจจับสิ่งผิดปกติปรากฏว่าได้ตำแหน่งของพีทผิดปกติตรงกับที่ใช้ข้อมูลก่อนลดทอน และมีความถูกต้องตรงกับที่แพทย์วินิจฉัย โดยตารางใช้เป็น

สเกลตามมาตรฐานในกระดาษแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



(ก)



(ข)

ภาพที่ 3.21 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด II (ก) ภาพข้อมูลตั้งต้นก่อนลดทอนสิ่งแปลกปน และ (ข) ภาพข้อมูลหลังลดทอนสิ่งแปลกปน และเส้นทึบแสดงบัพผิดปกติที่ได้จากการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลที่ลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว



(ก)



(ข)

ภาพที่ 3.22 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลีด V6 (ก) ภาพข้อมูลตั้งต้นก่อนลดทอนสิ่งแปลกปน และ (ข) ภาพข้อมูลหลังลดทอนสิ่งแปลกปน และเส้นทึบแสดงบัพผิดปกติที่ได้จากการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลที่ลดทอนสิ่งแปลกปนแล้ว

บทที่ 4

การทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง

เนื้อหาในบทนี้กล่าวถึงการทดลองเพื่อประเมินคุณภาพของอัลกอริทึม MD-ECG ที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ โดยนำข้อมูลจริงมาใช้ในการทดลอง และวัดผลด้วยเครื่องมือ 5 ชนิด ได้แก่ ค่าเอโอดี (Accuracy-on-Detection, AoD) ค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) ค่าทำนายผลบวก (Positive predictive value, PPV) และค่าอัตราการแจ้งเตือนผิดพลาด (False alarm rate)

เนื่องจากงานวิจัยนี้ต้องการให้การทดลองสอดคล้องกับการใช้งานจริงทางการแพทย์ที่จะนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีรูปร่างผิดปกติไปทำการวินิจฉัยโรคต่อ ดังนั้นอัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบผลด้วยจึงเป็นอัลกอริทึมที่ใช้ตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลอนุกรมเวลา และใช้การพิจารณาความถูกต้องของอัลกอริทึมจากการเปรียบเทียบระหว่างรูปร่างกายสัญญาณวิทยาผิดปกติที่อัลกอริทึมค้นพบ และรูปร่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจได้วินิจฉัยไว้

ในการอธิบายเนื้อหาในบทนี้ผู้วิจัยได้นิยามศัพท์ดังต่อไปนี้

- 1) ผลเฉลย คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่ได้จากการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ โดยรูปร่างของผลเฉลยจะแสดงลักษณะทางกายสัญญาณวิทยาผิดปกติ (รูปร่างของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ) ที่ครบ 1 รอบหัวใจเต้น
- 2) ปีทผิดปกติจากอัลกอริทึม คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือลำดับย่อยที่อัลกอริทึมค้นพบผิดปกติ โดยไม่จำเป็นว่ารูปร่างของปีทจะต้องครบ 1 รอบหัวใจเต้น
- 3) ปีทปกติจากอัลกอริทึม คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือลำดับย่อยที่อัลกอริทึมค้นพบปกติ เนื่องจากการทดลองเน้นการประเมินผลปีทผิดปกติเป็นสำคัญ ดังนั้นปีทปกติจึงนิยามเป็นข้อมูลที่ไม่ถูกค้นพบจากอัลกอริทึม

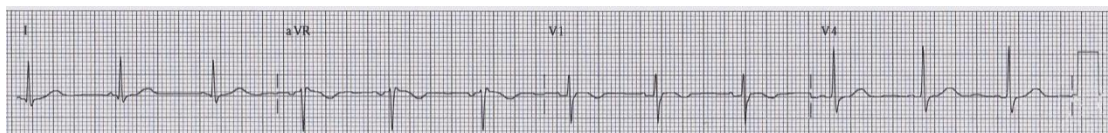
ลำดับการนำเสนอในบทนี้เริ่มจากอธิบายข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง อัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบ วิธีการวัดผลการทดลอง ผลการทดลอง และสรุปผลการทดลอง

4.1 ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง

ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมดที่ใช้ในการทดลองจำนวน 224 ชุดข้อมูล จำนวน 19,698 ปีท ซึ่งข้อมูลเป็นข้อมูลจริง และข้อมูลสังเคราะห์ โดยแสดงรายละเอียดข้อมูลที่ใช้บางส่วนในตารางที่

4.1.1 ชุดข้อมูลจริง

ข้อมูลจริงที่ใช้ในการทดลองมาจากแหล่งข้อมูล 2 แหล่ง ได้แก่ แหล่งข้อมูลทางสรีรวิทยา (Physionet) [102, 103] เป็นแหล่งข้อมูลที่งานวิจัยจำนวนมากนำมาใช้ ซึ่งรวบรวมข้อมูลจากผู้ป่วยในต่างประเทศ และอีกแหล่งข้อมูลมาจากข้อมูลที่บันทึกจากผู้ป่วยในประเทศไทย โดยมีการบันทึกข้อมูลในรูปแบบกระดาษบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG paper) การใช้งานข้อมูลนี้จึงต้องทำการแปลงข้อมูลภาพเป็นข้อมูลเชิงเลข (Digital) ก่อน ซึ่งต้องใช้วิธีการที่ซับซ้อนเพราะข้อมูลที่นำมาเป็นภาพขาวดำ ที่มีสีของภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจใกล้เคียงกับพื้นหลังที่ใช้เป็นมาตราส่วนในการแปลผล ดังแสดงในภาพที่ 4.1 ด้วยเหตุนี้ข้อมูลส่วนใหญ่ที่ใช้ในการทดลองจึงนำมาจากแหล่งข้อมูลทางสรีรวิทยา



ภาพที่ 4.1 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากโรงพยาบาลในประเทศไทยมีสีใกล้เคียงกับพื้นหลัง ส่งผลให้การแปลงข้อมูลภาพเป็นข้อมูลเชิงเลขทำได้ยาก

4.1.2 ชุดข้อมูลสังเคราะห์

ชุดข้อมูลสังเคราะห์ถูกนำมาใช้ เนื่องจากข้อมูลจริงที่รวบรวมมาในหัวข้อ 4.1.1 ไม่ครอบคลุมความผิดปกติในกรณีที่มีโอกาสเกิดขึ้นน้อย ซึ่งความผิดปกติในลักษณะนี้จะเกิดขึ้นในบางเวลา และพบชัดเจนในบางสัปดาห์ สำหรับข้อมูลตั้งต้นที่ใช้ในการสังเคราะห์ข้อมูลมาจากภาพข้อมูลจริงในงานวิจัยทางการแพทย์ [97]

ตารางที่ 4.1 สรุปรายละเอียดของชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลองและใช้อธิบายผลการทดลอง โดยแบ่งลักษณะของสิ่งแปลกปนเป็น 3 ระดับ คือ ระดับ 1 ข้อมูลถูกรบกวนน้อยยังคงแสดงข้อมูลได้อย่างชัดเจน ระดับ 2 แสดงข้อมูลที่ถูกรบกวนในทุกสัปดาห์ แต่ยังคงมีลีดที่สามารถหาส่วนของ PQRST ได้ ระดับ 3 แสดงข้อมูลที่ถูกรบกวนมากในทุกสัปดาห์ และข้อมูลทุกลีดถูกบิดเบือนไปมากที่สุด

ชื่อข้อมูล	แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาวของบิตผิดปกติ (l)	ความยาวข้อมูลแต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่งแปลกปน
1. INCARTDB01	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.26.40 ถึง 00.26.50)	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	ไม่พบความผิดปกติ	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและความยาวของบิตส่วนใหญ่ คือ 209	ระดับ 1

ชื่อข้อมูล	แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
2. INCARTDB02	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.27.40 ถึง 00.27.50)	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	ไม่พบ ความผิดปกติ	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยบิทส่วนใหญ่มีความยาว 220	ระดับ 1
3. MITDB01	The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 101 เวลา 00.00.00 ถึง 00.01.00)	1lead: MLII	ไม่พบ ความผิดปกติ	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยบิทส่วนใหญ่มีความยาว 300	ระดับ 1
4. INCARTDB03	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.01.50 ถึง 00.01.60)	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	ไม่พบ ความผิดปกติ	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยบิทส่วนใหญ่มีความยาว 162 และปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2
5. ITSTDB	The Long-Term ST Database (ข้อมูล s20011 เวลา 17.52.00 ถึง 17.52.10)	2 leads: ML2, MV2	ไม่พบ ความผิดปกติ	2,500	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยบิทส่วนใหญ่มีความยาว 191 และปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2
6. NSRDB	The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (ข้อมูล 16272 เวลา 11.53.00 ถึง 11.53.10)	2 leads: ECG1, ECG2	ไม่พบ ความผิดปกติ	1,280	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยบิทส่วนใหญ่มีความยาว 120 และปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2
7. ECGpaper	กระดาษบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3 leads: V1, V2, II	ไม่พบ ความผิดปกติ	745	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ แต่ละบิทมีความยาว 202 และปรากฏสิ่งแปลกปนในลีด V1	ระดับ 2
8. MITDB02	The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 108 เวลา 00.09.30 ถึง 00.09.40)	1lead: MLII	554	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีดเดี่ยว แสดงบิทผิดปกติ 1 บิท	ระดับ 2
9. MITDB03	The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 108 เวลา 00.09.30 ถึง 00.09.40)	1lead: V5	554	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีดเดี่ยว แสดงบิทผิดปกติ 1 บิท	ระดับ 2
10.Hemiblock1	ข้อมูลสังเคราะห์	3 leads: II, III,V1	150	343	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด ที่แต่ละลีดแสดงบิทผิดปกติ 1 บิท จากภาวะการนำไฟฟ้าผิดปกติในบริเวณด้านหน้าของหัวใจห้องซ้าย	ระดับ 2

ชื่อข้อมูล	แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของปีท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
11.Hemiblock2	ข้อมูลสังเคราะห์	3 leads: II, III, V1	150	537	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีด ที่แต่ละลีดแสดงปีทผิดปกติ 2 ปีท จากภาวะการนำ ไฟฟ้าผิดปกติในบริเวณ ด้านหน้าของหัวใจห้องซ้าย	ระดับ 2
12.ITDB	The MIT-BIH Long Term Database (ข้อมูล 14046 เวลา 01.41.10 ถึง 01.41.20)	2 leads: ECG1, ECG2	146 และ 154	1,280	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีด ที่แต่ละลีดแสดงปีทผิดปกติ 2 ปีท	ระดับ 2
13.INCARTDB04	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i01 เวลา 00.01.40 ถึง 00.01.50)	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6	203 217 และ 223	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด ในแต่ละลีดแสดงปีท ผิดปกติ 3 ปีท และปรากฏ สิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2
14.INCARTDB05	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i01 เวลา 00.15.30 ถึง 00.15.40)	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6	212 223 223 และ 234	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงปีทผิดปกติ 4 ปีท แต่ละปีทเกิดจากหัวใจห้อง ล่างเต้นผิดจังหวะ 1 ครั้ง สลับกับปกติ 2 ครั้ง (Trigeminy PVC) และ ปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2
15.INCARTDB06	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i75 เวลา 00.07.40 ถึง 00.07.50)	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5,V6	281 272 และ 277	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงปีทผิดปกติ 3 ปีท แต่ละปีทเกิดจากหัวใจห้อง ล่างเต้นผิดจังหวะ 1 ครั้ง สลับกับปกติ 2 ครั้ง (Trigeminy PVC) และ ปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2
16.INCARTDB07	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i01 เวลา 00.00.00 ถึง 00.00.10)	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6	203	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงปีทผิดปกติ 1 ปีท จากหัวใจห้องล่างเต้นผิด จังหวะ และปรากฏสิ่งแปลก ปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2

ชื่อข้อมูล	แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
17.INCARTDB08	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล 166 เวลา 00.07.40 ถึง 00.07.50)	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5,V6	148	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 1 บิท จากหัวใจห้องล่างต้นผิด จังหวะ และปรากฏสิ่งแปลก ปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2
18.INCARTDB09	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.09.34 ถึง 00.09.40)	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	126	1,531	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 11 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 1 บิท และปรากฏสิ่งแปลกปนที่ไม่ เป็นระเบียบอย่างมากในทุก ๆ ลีด	ระดับ 3
19.INCARTDB10	The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล 174 เวลา 00.09.20 ถึง 00.09.30)	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5,V6	236 278 และ 215	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 3 บิท แต่ละบิทเกิดจากหัวใจห้อง ล่างต้นผิดจังหวะ และ ปรากฏสิ่งแปลกปนที่ไม่เป็น ระเบียบอย่างมากในทุก ๆ ลีด	ระดับ 3
20.MGH01	The MGH/MF Waveform Database (ข้อมูล mgh205 เวลา 17.01.12 ถึง 17.01.22)	2 leads: II, V3	409 และ 396	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 2 บิท แต่ ละบิทเกิดจากหัวใจห้องบน ต้นผิดปกติ หลายตำแหน่ง (Multifocal PAC) และ ปรากฏสิ่งแปลกปนทั้งสอง ลีด	ระดับ 2
21. MITDB04	The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 119 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 1 บิทปรากฏสิ่งแปลกปนทั้ง สองลีด	ระดับ 2

ชื่อข้อมูล	แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของปีท ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
22.NSTDB01	The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e24 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 24 dB แสดงปีทผิดปกติ 1 ปีท	ระดับ 2
23.NSTDB02	The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e18 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 18 dB แสดงปีทผิดปกติ 1 ปีท	ระดับ 2
24.NSTDB03	The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e12 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 12 dB แสดงปีทผิดปกติ 1 ปีท	ระดับ 2

ชื่อข้อมูล	แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
25.NSTDB04	The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e06 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 06 dB แสดงบิทผิดพลาด 1 บิท	ระดับ 3

4.2 อัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบ

การเลือกอัลกอริทึมเพื่อนำมาเปรียบเทียบ พิจารณาจากอัลกอริทึมที่สามารถทำการตรวจหาสิ่งผิดปกติในข้อมูลอนุกรมเวลาได้ และมีวิธีจัดการกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน โดยมี 3 อัลกอริทึมที่นำมาใช้ในการเปรียบเทียบคุณภาพด้วย ได้แก่

- 1) อัลกอริทึมการค้นหาดิสคอร์ดแบบบรูทฟอร์ซ (Brute force discord discovery, BFDD) [17] เป็นอัลกอริทึมดั้งเดิม และเป็นพื้นฐานให้กับอัลกอริทึมอื่น ๆ โดยอัลกอริทึมจะค้นหาลำดับย่อยผิดปกติจากการเปรียบเทียบความคล้ายกันของลำดับย่อยทั้งหมด นอกจากนี้อัลกอริทึม BFDD ใช้วิธีให้คะแนน Z (Z-score normalization) ในการปรับข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน
- 2) อัลกอริทึมฮอทแซกซ์ (HOT SAX) [18] เป็นอัลกอริทึมที่ได้รับการยอมรับ และถูกอ้างอิงถึงในงานวิจัยจำนวนมาก โดยอัลกอริทึมจะค้นหาลำดับย่อยผิดปกติแบบฮิวริสติก (Heuristic) โดยใช้ค่าความคล้ายของลำดับย่อยที่ถูกลดมิติในการค้นหา นอกจากนี้ อัลกอริทึม HOT SAX ยังใช้การทำข้อมูลเป็นแบบไม่ต่อเนื่อง (Discretization) ในการจัดการข้อมูลที่มีสิ่งรบกวน
- 3) อัลกอริทึมบิตคลัสเตอร์ดิสคอร์ด (BitClusterDiscord) [19] เป็นหนึ่งในอัลกอริทึมล่าสุดที่ได้รับการยอมรับ โดยอัลกอริทึมจะค้นหาลำดับย่อยผิดปกติแบบฮิวริสติก (Heuristic) ด้วยการจัดกลุ่มข้อมูลก่อนการค้นหา นอกจากนี้อัลกอริทึมนี้ยังใช้การเรียงลำดับบิต (Bit serialization) ในการจัดการข้อมูลที่มีสิ่งรบกวน

อย่างไรก็ตามอัลกอริทึมทั้งหมดมีความแตกต่างจากอัลกอริทึม MD-ECG ที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องกล่าวถึงวิธีการจัดการกับความแตกต่างของอัลกอริทึมใน 3 ประเด็นดังนี้

ประเด็นแรก คือ เรื่องการระบุความยาวของผลลัพธ์ เนื่องจากอัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบทั้ง 3 อัลกอริทึมนั้นจำเป็นต้องระบุขนาดความยาวของผลลัพธ์ ขณะที่อัลกอริทึม MD-ECG ไม่ต้องระบุขนาดความยาวผลลัพธ์ ในประเด็นนี้หากกำหนดด้วยค่าที่ไม่เหมาะสมก็จะส่งผลให้บิตผิดพลาดจากทั้ง 3 อัลกอริทึมไม่ใกล้เคียงผลเฉลย ดังนั้นในการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดพลาดจึงกำหนดค่าขนาดดังกล่าวเท่ากับค่าความยาวของผลเฉลย ซึ่งระบุไว้ในคอลัมน์ความยาวของบิตผิดพลาดในตารางที่ 4.1 และสำหรับการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจะกำหนดให้เท่ากับค่าความยาวของบิตส่วนใหญ่

ประเด็นที่สอง คือ เรื่องความยาวของบิตผิดพลาดจากอัลกอริทึมเมื่อข้อมูลที่ให้มีผลเฉลยหลายบิต และแต่ละบิตยาวไม่เท่ากัน เนื่องจากอัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบทั้งหมดจะค้นพบคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดพลาดที่ยาวเท่ากันเสมอ ขณะที่อัลกอริทึม MD-ECG ความยาวดังกล่าวจะเท่าหรือไม่เท่ากันก็ได้ ดังนั้นในการทดลองจึงประมวลผลอัลกอริทึมทั้ง 3 อัลกอริทึมหลายรอบด้วยความยาวของผลเฉลยทุกค่า แล้วเลือกผลการทดลองที่ดีที่สุดมาเปรียบเทียบกัน

ประเด็นที่สาม คือ เรื่องจำนวนบิตผิดพลาดจากอัลกอริทึม เนื่องจากอัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบให้ผลลัพธ์ของบิตผิดพลาดเพียงบิตเดียว ขณะที่ข้อมูลไม่จำเป็นต้องมีบิตผิดพลาดเพียงแค่ 1 บิต ซึ่งในกรณีที่ข้อมูลมีผลเฉลยมากกว่า 1 บิต อัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบจะให้คำตอบไม่ครบ ดังนั้นเพื่อให้ได้คำตอบครบถ้วน การทดลองจึงประมวลผลอัลกอริทึมเหล่านี้หลายรอบการทำงานจนกระทั่งได้คำตอบตรงกับผลเฉลยครบทั้งหมด

4.3 วิธีการวัดผลการทดลอง

4.3.1 เกณฑ์การซ้อนทับ

การซ้อนทับ คือ การที่ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 บิตมีส่วนของข้อมูลที่ตรงกัน ณ ช่วงเวลาใดเวลาหนึ่ง โดยเกณฑ์การซ้อนทับ จะใช้เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของอัลกอริทึมด้วยการเปรียบเทียบการซ้อนทับระหว่างบิตผิดพลาดจากอัลกอริทึมและผลเฉลย โดยบิตที่ถูกต้องนั้นอาจตรงกับผลเฉลยทั้งหมด หรือเพียงบางส่วนก็ได้ จึงต้องกำหนดเกณฑ์ขึ้น เพื่อตัดสินว่าบิตผิดพลาดที่ถูกต้องนั้นควรซ้อนทับกับผลเฉลยอย่างไร ในงานวิจัยนี้แบ่งเกณฑ์การพิจารณาเป็น 2 รูปแบบหลัก ๆ ดังนี้

4.3.1.1 การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่ง (Threshold) ของอัตราส่วนซ้อนทับ

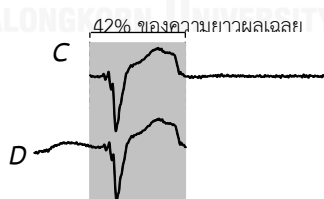
เกณฑ์การซ้อนทับชนิดนี้ถูกนำมาใช้ในหลายงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับข้อมูลอนุกรมเวลา โดยการตัดสินใจว่าจำเป็นต้องพิจารณาจากการเปรียบเทียบอัตราส่วนซ้อนทับ (Overlapping ratio) กับค่าขีดแบ่ง (Threshold) ที่ใช้เป็นเกณฑ์ขั้นต่ำในการพิจารณาความถูกต้อง ดังนั้นผลลัพธ์ที่มีอัตราส่วนการซ้อนทับกับผลเฉลยใด ๆ สูงกว่าค่าขีดแบ่งจะถูกตัดสินว่าเป็นคำตอบที่ถูกต้อง และตรงตามผลเฉลยนั้น อัตราส่วนดังกล่าวคำนวณเป็นค่าเปอร์เซ็นต์จากอัตราส่วนระหว่างความยาวของส่วนที่ซ้อนทับกัน และความยาวของผลเฉลยนั้นดังสมการที่ (4.1)

$$\text{Overlapping ratio}(C, D) = \frac{|C \cap D|}{|C|} \times 100 \quad (4.1)$$

เมื่อ $C = e_i, e_{i+1}, \dots, e_k$ คือ ผลเฉลยซึ่งเป็นลำดับย่อยที่ตำแหน่ง i ถึง k ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E และ $D = e_j, e_{j+1}, \dots, e_h$ คือ ปิทผิดพลาดจากอัลกอริทึมซึ่งเป็นลำดับย่อยที่ตำแหน่ง j ถึง h ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ E

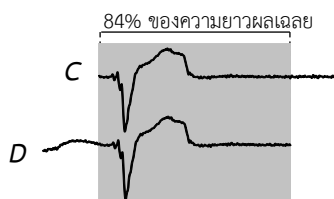
ในการทดลองกำหนดค่าขีดแบ่งที่นำมาเปรียบเทียบเป็น 2 ค่า ดังนี้

- 1) ค่าขีดแบ่ง 40% หมายถึง ปิทผิดพลาดจากอัลกอริทึมจะต้องเมื่อมีการซ้อนทับกับผลเฉลยมากกว่า 40% ของความยาวผลเฉลย โดยค่านี้นำมาจากค่าประมาณเปอร์เซ็นต์ของความยาวข้อมูลที่เกิด PQRSST ผิดปกติขึ้นใน 1 ปี ตัวอย่างผลลัพธ์ที่ถูกต้องจากเกณฑ์นี้แสดงในภาพที่ 4.2



ภาพที่ 4.2 ปิท D มีส่วนของข้อมูลที่ซ้อนทับกับผลเฉลย C (บริเวณแรเงา) ยาว 42% ของความยาวผลเฉลย ซึ่งเป็นคำตอบที่ถูกต้องเมื่อใช้เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่ง 40%

- 2) ค่าขีดแบ่ง 80 % หมายถึง ปิทผิดพลาดจากอัลกอริทึมจะต้องเมื่อมีการซ้อนทับกับผลเฉลยมากกว่า 80% ของความยาวผลเฉลย ค่า 80% เป็นค่าขีดแบ่งที่เข้มงวดอย่างมาก และมีงานวิจัยอื่น [104] ใช้ค่านี ตัวอย่างผลลัพธ์ที่ถูกต้องจากเกณฑ์นี้แสดงในภาพที่ 4.3



ภาพที่ 4.3 บีท D มีส่วนของข้อมูลที่ซ้อนทับกับผลเฉลย C (บริเวณแรเงา) ยาว 84% ของความยาวผลเฉลย ซึ่งเป็นคำตอบที่ถูกต้องเมื่อใช้เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่ง 80%

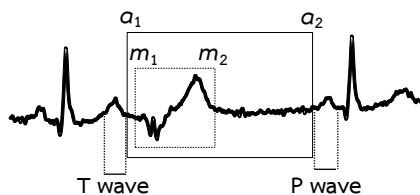
4.3.1.2 การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ

เพื่อให้การประเมินคุณภาพของอัลกอริทึมสอดคล้องกับการนำปทผิตปกติไปใช้งานจริง เกณฑ์การซ้อนทับชนิดนี้จึงยึดหลักการวินิจฉัยโรค โดยผลลัพธ์ที่ถูกต้องสอดคล้องกับ 2 เงื่อนไขดังนี้

เงื่อนไขที่ 1 คือ บีทผิตปกติจากอัลกอริทึมต้องซ้อนทับผลเฉลยในช่วงเวลาที่เกิดกายสัณฐานวิทยาผิตปกติซึ่งมีความจำเป็นต่อการวินิจฉัยโรค

เงื่อนไขที่ 2 คือ บีทผิตปกติจากอัลกอริทึมต้องซ้อนทับกับผลเฉลย และไม่มีส่วนใดที่ซ้อนทับกับบีทปกติ คือ บีทผิตปกติจากอัลกอริทึมนั้นสามารถซ้อนทับกับผลเฉลยเกินกว่าช่วงเวลาที่เกิดกายสัณฐานวิทยาผิตปกติตามข้อ 1 ได้ แต่ต้องไม่มีส่วนใดยาวเกินกว่าผลเฉลย

เพื่อให้เข้าใจเงื่อนไขทั้งสองง่ายขึ้น จึงอธิบายด้วยภาพที่ 4.4 ซึ่งเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 บีท คือ บีทปกติ บีทผิตปกติ และบีทปกติตามลำดับ สีเหลี่ยมประแดงการตีกรอบข้อมูลช่วงเวลาที่เกิดกายสัณฐานวิทยาผิตปกติ (เงื่อนไขที่ 1) ซึ่งเริ่มที่ตำแหน่งข้อมูล m_1 และสิ้นสุดที่ตำแหน่งข้อมูล m_2 สีเหลี่ยมเส้นทึบแสดงการตีกรอบผลเฉลย หรือข้อมูลในช่วงเวลาที่เกิดบีทผิตปกติ (เงื่อนไขที่ 2) โดยเริ่มที่ตำแหน่งข้อมูล a_1 ซึ่งแพทย์ระบุจากตำแหน่งถัดจากจุดสิ้นสุด T wave ในบีทก่อนหน้า และตำแหน่ง a_2 เป็นจุดสิ้นสุดของผลเฉลยซึ่งแพทย์ระบุให้เป็นตำแหน่งก่อนหน้าจุดเริ่มต้น P wave ในบีทถัดไป ดังนั้นจากภาพนี้บีทผิตปกติจากอัลกอริทึมจะถูกต้องเมื่อคำตอบตรง หรือซ้อนทับกับผลเฉลยตั้งแต่ m_1 ถึง m_2 และผลลัพธ์ไม่ยาวเกิน a_1 และ a_2



ภาพที่ 4.4 เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค สี่เหลี่ยมเส้นประติกรอบกายสัณฐานวิทยา ผิดปกติที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่ตำแหน่ง m_1 และสิ้นสุดที่ตำแหน่ง m_2 สี่เหลี่ยมเส้นทึบติกรอบ ผลเฉลยที่ตำแหน่ง a_1 ซึ่งอยู่ถัดจาก T wave ของบีทปกติก่อนหน้า และสิ้นสุดที่ตำแหน่ง a_2 ซึ่งอยู่ หน้า P wave ของบีทปกติที่ตามมา

4.3.2 ค่าเอโอดี

ค่าเอโอดี (AoD) หรือ Accuracy-on-Detection เป็นมาตรวัดคุณภาพจากบีทผิดปกติที่ อัลกอริทึมค้นพบถูกต้อง ซึ่งบ่งบอกว่าโดยเฉลี่ยแต่ละบีทที่ค้นพบถูกต้องนั้นตรงกับผลเฉลยเพียงใด โดยค่า AoD ยิ่งมาก แสดงว่าบีทผิดปกติที่อัลกอริทึมค้นพบได้ถูกนั้นครอบคลุมผลเฉลยแต่ละตัวยิ่ง มาก ค่านี้คำนวณเป็นเปอร์เซ็นต์ของอัตราการซ้อนทับเฉลี่ยระหว่างผลเฉลยแต่ละตัวกับบีทผิดปกติ จากอัลกอริทึมที่ตรงกันดังสมการที่ (4.2)

$$\text{AoD} = \frac{\sum_{i=1}^{nc} \text{Overlapping ratio}(C_i, D_i)}{nc} \times 100 \quad (4.2)$$

เมื่อ nc คือ จำนวนผลเฉลย โดยที่ $0 < nc$

C_i คือ ผลเฉลยบีทที่ i โดยที่ $0 < i \leq nc$

และ D_i คือ บีทผิดปกติจากอัลกอริทึมที่ถูกต้องตรงกับผลเฉลย C_i ตามเกณฑ์การซ้อนทับ

4.3.3 ค่าความไว (Sensitivity)

ค่าความไว (Sensitivity) หรือ ค่าความระลึก (Recall) เป็นมาตรวัดคุณภาพของอัลกอริทึม ที่บ่งบอกว่าค้นพบบีทผิดปกติที่แพทย์วินิจฉัยได้ครบถ้วนทุกบีทเพียงใด โดยคำนวณเป็นค่าเปอร์เซ็นต์ ของอัตราส่วนระหว่างจำนวนบีทผิดปกติจากอัลกอริทึมที่ถูกต้องตรงตามผลเฉลย กับจำนวนบีท ผิดปกติจริงทั้งหมด วิธีการคำนวณเป็นดังสมการที่ (4.3) หาก sensitivity มีค่าต่ำแสดงว่าอัลกอริทึม ระบุบีทผิดปกติไม่ครบ

$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{True position}}{\text{True position} + \text{False negative}} \times 100 \quad (4.3)$$

เมื่อ True positive คือ จำนวนปีที่อัลกอริทึมค้นพบว่าเป็นปีทผิดปกติตรงตามที่แพทย์วินิจฉัย และ False negative คือ จำนวนปีที่แพทย์วินิจฉัยเป็นปีทผิดปกติแต่อัลกอริทึมค้นพบว่าเป็นปีทปกติ

รายละเอียดการเปรียบเทียบระหว่างผลการค้นพบจากอัลกอริทึมและผลการวินิจฉัยจากแพทย์นั้นสรุปให้อยู่ในรูปแบบคอนฟิวชันเมทริกซ์ (Confusion matrix) ได้ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 คอนฟิวชันเมทริกซ์เปรียบเทียบผลลัพธ์จากอัลกอริทึมและผลเฉลยจากแพทย์

ผลการค้นพบจาก อัลกอริทึม	ผลการวินิจฉัยของแพทย์	
	ปีทผิดปกติ	ปีทปกติ
ปีทผิดปกติ	True positive	False positive
ปีทปกติ	False negative	True negative

4.3.4 ค่าความจำเพาะ (Specificity)

ค่าความจำเพาะ (Specificity) เป็นมาตรวัดคุณภาพของอัลกอริทึมที่บ่งบอกว่าอัลกอริทึมค้นพบปีทปกติที่แพทย์วินิจฉัยได้ครบถ้วนทุกปีทเพียงใด โดยคำนวณเป็นค่าเปอร์เซ็นต์ของอัตราส่วนระหว่างจำนวนปีทปกติที่อัลกอริทึมค้นพบถูกต้อง กับจำนวนปีทปกติจริงทั้งหมด วิธีการคำนวณเป็นดังสมการที่ (4.4) หากค่า specificity มีค่าต่ำแสดงว่าอัลกอริทึมระบุปีทปกติไม่ครบ

สำหรับวิธีการหาจำนวนปีทปกติ นั้น เนื่องจากในการทดลองพิจารณาผลลัพธ์ของอัลกอริทึมเป็นปีทที่ผิดปกติ ดังนั้นจำนวนปีทปกติจึงมีค่าเท่ากับจำนวนปีทที่เหลือ เช่น ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 10 ปีท อัลกอริทึมค้นพบเป็นปีทผิดปกติ 2 ปีท ดังนั้นจำนวนปีทปกติจากอัลกอริทึม คือ 8 ปีท

$$\text{Specificity} = \frac{\text{True negative}}{\text{True negative} + \text{False positive}} \times 100 \quad (4.4)$$

เมื่อ True negative คือ จำนวนปีที่อัลกอริทึมค้นพบว่าเป็นปีทปกติตรงตามที่แพทย์วินิจฉัย และ False positive คือ จำนวนปีที่อัลกอริทึมค้นพบว่าเป็นปีทผิดปกติ แต่แพทย์วินิจฉัยเป็นปีทปกติ

4.3.5 ค่าทำนายผลบวก (Positive Predictive Value)

ค่าทำนายผลบวก (Positive Predictive Value, PPV) หรือ ค่าความเที่ยงตรง (Precision) เป็นมาตรวัดคุณภาพของอัลกอริทึมที่บ่งบอกว่าปีทผิดปกติจากอัลกอริทึมนั้นจะเป็นปีทที่ผิดปกติจริงตามการวินิจฉัยของแพทย์เพียงใด โดยคำนวณเป็นค่าเปอร์เซ็นต์ของอัตราส่วนระหว่างจำนวนปีท

ผิดพลาดที่อัลกอริทึมค้นพบถูกต้อง กับจำนวนปีผิดพลาดทั้งหมดที่อัลกอริทึมค้นพบ วิธีการคำนวณเป็นดังสมการที่ (4.5) หากค่า PPV มีค่ายิ่งต่ำแสดงว่าเมื่ออัลกอริทึมค้นพบว่าปีนั้นเป็นปีผิดพลาด โอกาสที่แพทย์จะวินิจฉัยว่าปีนั้นผิดพลาดยิ่งต่ำ

$$PPV = \frac{\text{True position}}{\text{True position} + \text{False positive}} \times 100 \quad (4.5)$$

4.3.6 อัตราสัญญาณเตือนผิดพลาด (False alarm rate)

อัตราสัญญาณเตือนผิดพลาด (False alarm rate) หรือ อัตราผลบวกหลอก (False positive rate) เป็นมาตรวัดคุณภาพของอัลกอริทึม ที่บ่งบอกว่าอัลกอริทึมค้นพบปีผิดพลาดเกินกว่าที่แพทย์วินิจฉัยเพียงใด โดยคำนวณเป็นค่าเปอร์เซ็นต์ของอัตราส่วนระหว่างจำนวนปีผิดพลาดที่อัลกอริทึมค้นพบแต่แพทย์วินิจฉัยว่าเป็นปีปกติกับจำนวนปีผิดพลาดจริงทั้งหมด วิธีการคำนวณเป็นดังสมการที่ (4.6) หากค่า False Alarm มีค่าสูงแสดงว่าอัลกอริทึมให้ผลลัพธ์เกินจริง

$$\text{False alarm rate} = \frac{\text{False position}}{\text{False position} + \text{True negative}} \times 100 \quad (4.6)$$

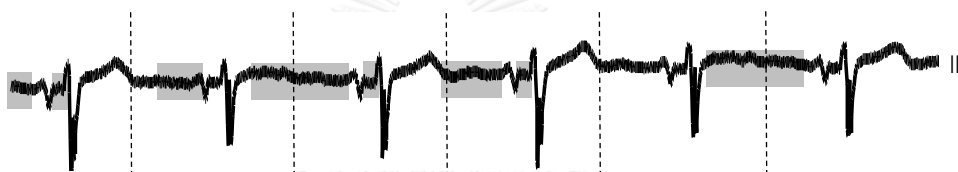
4.4 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง

เพื่อให้เห็นถึงคุณภาพของอัลกอริทึมเมื่อถูกนำไปใช้งานกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความหลากหลาย การทดลองจึงแบ่งออกเป็นหัวข้อย่อยตามลักษณะของข้อมูลบนหลักการพิจารณา ดังนี้ ประเภทข้อมูลเป็นข้อมูลปกติหรือผิดพลาด จำนวนลีด จำนวนและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผิดปกติที่เกิดขึ้น และลักษณะของสิ่งแปลกปนในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การนำเสนอในแต่ละหัวข้อย่อยจะแบ่งการรายงานผลการทดลองเป็นสองส่วน คือ ส่วนแรก นำเสนอด้วยภาพ เพื่อแสดงการเปรียบเทียบระหว่างรูปร่างปีผิดพลาดจากอัลกอริทึม และรูปร่างผลเฉลยที่ได้จากแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ ส่วนที่สองนำเสนอด้วยตาราง เพื่อแสดงการเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการวัดผลการทดลองด้วยเครื่องมือชนิดต่าง ๆ ดังที่กล่าวในหัวข้อที่ 4.3 นอกจากนี้ในแต่ละหัวข้อจะเลือกแสดงผลการทดลองจากชุดข้อมูลที่แสดงผลชัดเจนและง่ายต่อการเข้าใจ เนื่องจากพบว่าในหัวข้อเดียวกันผลที่ได้จากชุดข้อมูลต่าง ๆ สอดคล้องไปในทางเดียวกัน สำหรับผลการทดลองในชุดข้อมูลอื่นแสดงในตารางที่ ข.1 ตารางที่ ค.1 ตารางที่ ง.1 ตารางที่ จ.1 และตารางที่ ฉ.1 ของภาคผนวก ผลการทดลองในแต่ละหัวข้อมีดังนี้

4.4.1 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนเล็กน้อย

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ การศึกษาคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ โดยตัดปัจจัยในเรื่องของผลกระทบจากสิ่งรบกวนออก อย่างไรก็ตามความพยายามที่จะหาข้อมูลที่ปราศจากสิ่งแปลกปนเป็นเรื่องยาก จึงนำข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนเพียงเล็กน้อยมาใช้ในการทดลอง ตัวอย่างข้อมูลลักษณะนี้แสดงในภาพที่ 4.5 จากภาพแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 6 บีทแรก ของข้อมูล INCARTDB01 ในลีด III โดยใช้เส้นประแบ่งแต่ละบีท และข้อมูลในบริเวณแรเงาแสดงข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนเพียงเล็กน้อย เห็นได้ว่าลักษณะข้อมูลประเภทนี้ แต่ละบีทจะมีรูปร่างคล้ายกัน เนื่องจากแสดงการนำไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจในแต่ละรอบหัวใจเต้นที่ไม่ได้ผิดปกติจากเดิม อีกทั้งสิ่งแปลกปนเพียงเล็กน้อยก็ไม่ได้เปลี่ยนแปลงรูปร่างของแต่ละบีทมากนัก ดังนั้นทุก ๆ บีทจึงยังคงมีรูปร่างที่คล้ายกันอย่างเห็นได้ชัด

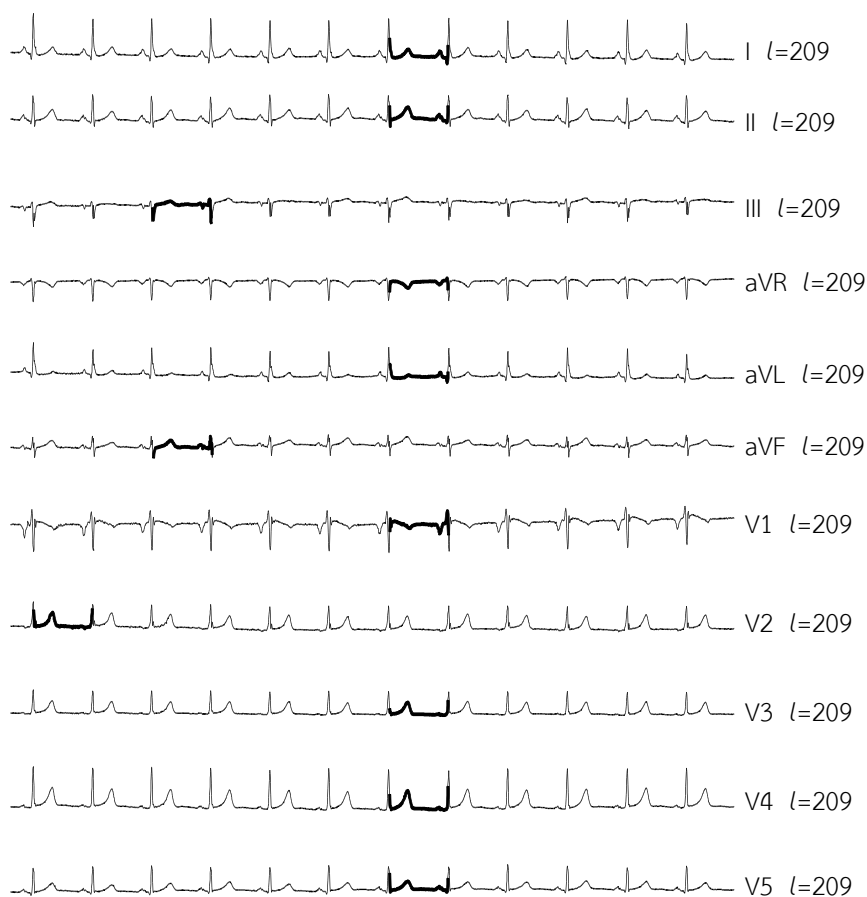


ภาพที่ 4.5 ภาพขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนเล็กน้อยจากข้อมูล INCARTDB01 ในลีด III รูปร่างของข้อมูลปกติจะคล้ายกันทุกบีท โดยเส้นประแสดงการแบ่งแต่ละบีท โดยบริเวณแรเงาแสดงสิ่งแปลกปนเล็กน้อย

ชุดข้อมูลที่ใช้ทดลองในหัวข้อนี้ คือ ข้อมูล INCARTDB01 ข้อมูล INCARTDB02 และข้อมูล MITDB01 โดยผลจากข้อมูล INCARTDB01 ถูกนำมารายงานในหัวข้อนี้ จากผลการทดลองพบว่าอัลกอริทึม MD-ECG ค้นพบทุกบีทเป็นบีทปกติ และไม่มีการระบุบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม ขณะที่ผลการทดลองจากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord แสดงดังภาพที่ 4.6 ภาพที่ 4.7 และภาพที่ 4.8 ตามลำดับ เส้นทึบที่ปรากฏในแต่ละภาพ คือ บีทผิดปกติที่อัลกอริทึมค้นพบ จะเห็นได้ว่าอัลกอริทึมทั้งสามระบุบีทผิดปกติในทุก ๆ ลีด อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบบีทดังกล่าวกับแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจกลับพบว่าเป็นบีทปกติ จึงเป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดของอัลกอริทึม

สำหรับการวัดผลด้วยเครื่องมือ 5 ชนิด พบว่ามีเพียงค่า Specificity และค่า False alarm rate เท่านั้นที่สามารถนำมาเปรียบเทียบได้ เนื่องจากข้อมูลไม่มีบีทผิดปกติ ดังนั้นค่า AoD ค่า Sensitivity และ ค่า PPV จึงไม่สามารถคำนวณได้ การเปรียบเทียบค่า Specificity และค่า False alarm rate ที่ได้จากทั้ง 4 อัลกอริทึมแสดงในตารางที่ 4.3 จากตารางพบว่าทุก ๆ ลีดคำนวณได้ค่าที่เท่ากัน โดยค่า Specificity ของ MD-ECG มีค่า 100% และเป็นค่าที่มากกว่าอัลกอริทึมอื่น แสดงว่า

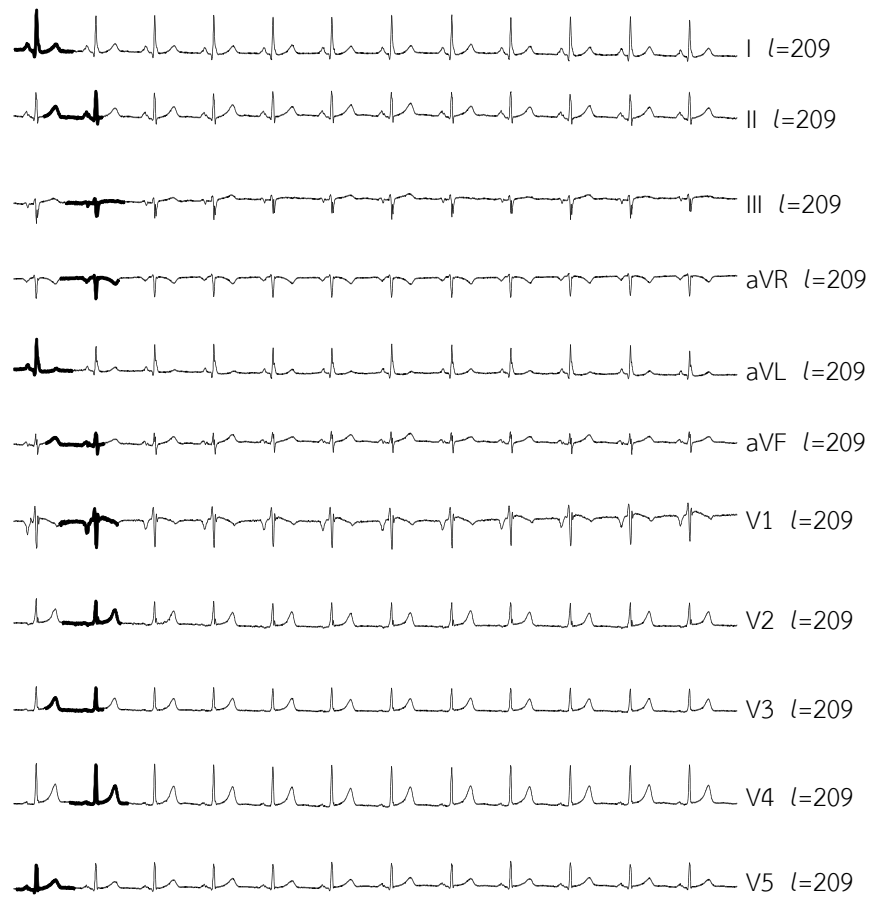
อัลกอริทึม MD-ECG สามารถค้นพบรูปร่างผิดปกติได้ครบถ้วนมากกว่าอีก 3 อัลกอริทึม สำหรับค่า False alarm rate ของอัลกอริทึม MD-ECG มีค่า 0% แสดงว่าไม่มีสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม MD-ECG ขณะที่อัลกอริทึมอื่นอีก 3 อัลกอริทึมระบุผิดปกติขึ้น 1 ปีทเท่ากันจึงทำให้ค่า Specificity เป็น 91.66% และค่า False alarm rate เป็น 8.33% เท่ากันทั้ง 3 อัลกอริทึม



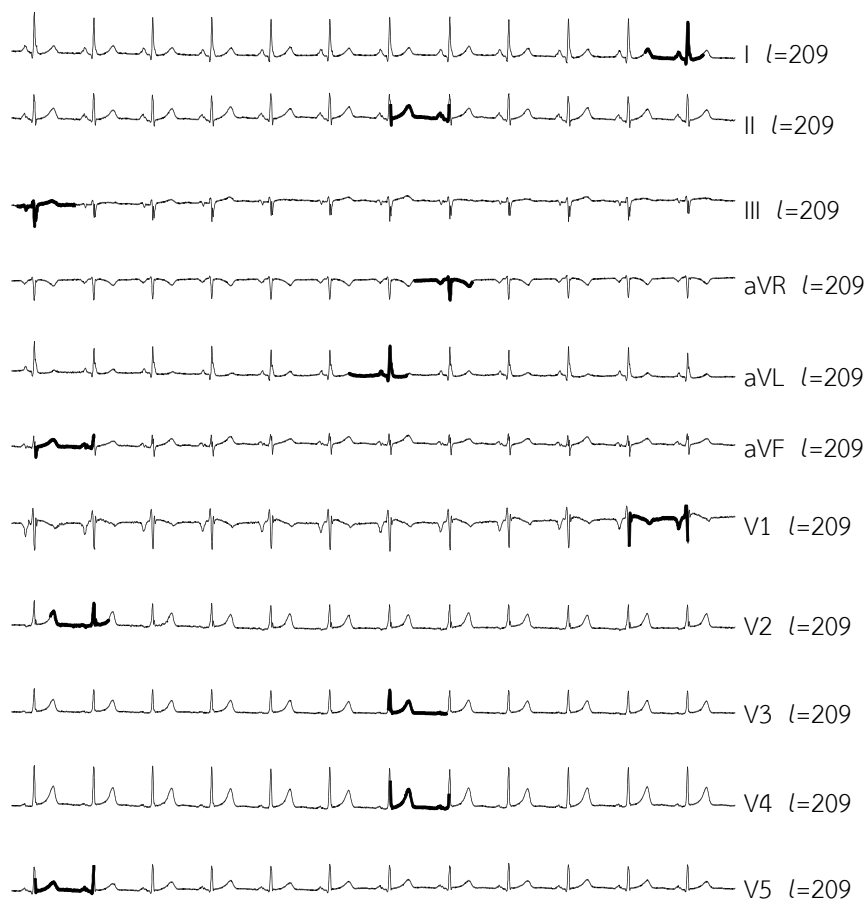
ภาพที่ 4.6 สัญญาณเตือนผิดพลาด (เส้นทึบ) จากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB01 จำนวน 11 ลีด และระบุความยาวผลลัพธ์ (l) ให้อัลกอริทึม คือ 209

ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบค่า Specificity และ ค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB01 ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

ลีดข้อมูล	อัลกอริทึม	ค่า Specificity (%)	ค่า False alarm rate (%)
ทุกลีด	MD-ECG	100	0
	BFDD	91.66	8.33
	HOT SAX		
	BitClusterDiscord		



ภาพที่ 4.7 สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB01



ภาพที่ 4.8 สัญญาณเตือนผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord ที่ใช้ข้อมูล INCARTDB01

4.4.2 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนมาก

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ ศึกษาคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายวิธานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติเมื่อใช้งานกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนมาก ดังนั้นข้อมูลที่นำมาใช้จึงมีสิ่งแปลกปนมากกว่าในหัวข้อที่ 4.4.1 ตัวอย่างข้อมูลลักษณะนี้แสดงดังภาพที่ 4.9 ซึ่งเป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 6 ปีทแรกในลีด III ของข้อมูล INCARTDB03 เส้นประแสดงการแบ่งข้อมูลแต่ละปีท บริเวณแรเงาแสดงข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนมาก สังเกตว่าข้อมูลลักษณะนี้ได้รับผลกระทบจากสิ่งรบกวนทำให้รูปร่างข้อมูลในแต่ละปีทแตกต่างกัน ทั้ง ๆ ที่เป็นข้อมูลปกติ



ภาพที่ 4.9 ภาพขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนมากจากข้อมูล INCARTDB03 ในลีด III

เส้นประแสดงการแบ่งข้อมูลแต่ละปีท แรเงาแสดงบริเวณที่มีสิ่งแปลกปนมาก
ข้อมูลลักษณะนี้แต่ละปีทมีรูปร่างแตกต่างกัน ทั้ง ๆ ที่เป็นข้อมูลปกติ

ชุดข้อมูลที่นำมาใช้ในการทดลองนี้ คือ ข้อมูล INCARTDB03 ข้อมูล ITSTDB และข้อมูล NSRDB เพื่อให้การนำเสนอชัดเจนจึงแสดงผลการทดลองกับข้อมูล INCARTDB03 ใน 4 ลีด ได้แก่ ลีด I ลีด II ลีด III และ ลีด aVR สำหรับผลการทดลองในลีดอื่น ๆ มีความสอดคล้องกัน โดยผลการทดลองจากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord แสดงดังภาพที่ 4.10 ภาพที่ 4.11 และภาพที่ 4.12 ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าอัลกอริทึมทั้ง 3 เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นจากการระบุปีทผิดปกติ (เส้นทึบ) ทั้ง ๆ ที่ข้อมูลปีทนั้นเป็นปกติ ดังนั้นเมื่อวัดคุณภาพของอัลกอริทึมจึงพบว่า ได้ค่า Specificity น้อยกว่า 100% และค่า False alarm rate มากกว่า 0% ดังค่าในตารางที่ 4.4 ขณะที่อัลกอริทึม MD-ECG มีค่าของ Specificity เท่ากับ 100% และค่า False alarm rate เท่ากับ 0 แสดงว่าอัลกอริทึมค้นพบปีทผิดปกติครบทุกปีท พร้อมทั้งไม่มีสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม

จากการทดลองในหัวข้อ 4.4.1 และ 4.4.2 จะเห็นได้ว่าอัลกอริทึม MD-ECG มีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้ค้นพบกายสัมพันธ์ของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ ทั้งในกรณีที่ข้อมูลมีสิ่งแปลกปนเล็กน้อย และกรณีที่ข้อมูลมีสิ่งแปลกปนมาก เนื่องจากอัลกอริทึม MD-ECG คำนึงถึงธรรมชาติของข้อมูลที่อาจเกิด หรือไม่เกิดความผิดปกติขึ้นก็ได้ จึงใช้การตรวจจับสิ่งผิดปกติด้วยวิธี HierarchicalAnomalyDetection ที่สามารถให้จำนวนผลลัพธ์จากอัลกอริทึมตั้งแต่ 0 ปีทขึ้นไป ขณะที่อัลกอริทึมอื่นให้ผลลัพธ์อย่างน้อย 1 ปีทเสมอ จึงทำให้เมื่อทดลองกับข้อมูลปกติจะเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาด



ภาพที่ 4.10 สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB03



ภาพที่ 4.11 สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB03



ภาพที่ 4.12 สัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord ที่ใช้ข้อมูล INCARTDB03

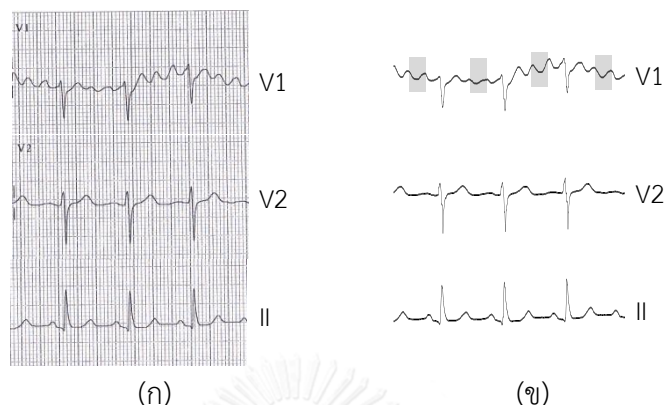
ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบค่า Specificity และค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล INCARTDB03 โดยที่ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

ลิตข้อมูล	อัลกอริทึม	ค่า Specificity (%)	ค่า False alarm rate (%)
ทุกลิต	MD-ECG	100	0
	BFDD	92.85	7.14
	HOT SAX		
	BitClusterDiscord		

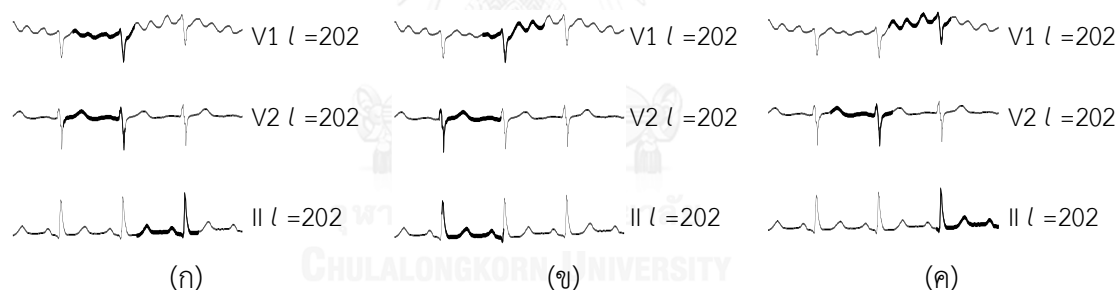
4.4.3 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ เปรียบเทียบคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติในข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ข้อมูลที่ใช้ในการทดลองนี้ คือ ข้อมูล ECGpaper นำข้อมูลมาจากกระดาษแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในภาพที่ 4.13 (ก) โดยข้อมูลที่นำมาใช้ในการทดลองจะผ่านการแปลง

ข้อมูลภาพเป็นข้อมูลเชิงตัวเลขก่อน และเมื่อนำข้อมูลเชิงตัวเลขมาแสดงด้วยกราฟจะได้ดังภาพ (ข) สังเกตว่าข้อมูลในบริเวณที่แรงจางแสดงสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อยู่ติดกัน



ภาพที่ 4.13 (ก) กระจายแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ (ข) ข้อมูลเชิงตัวเลขที่แปลงจากกระจาย บริเวณแรงจางแสดงข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



ภาพที่ 4.14 สัญญาณเตือนผิดพลาด (เส้นทึบ) ของข้อมูล ECGpaper จาก (ก) อัลกอริทึม BFDD (ข) อัลกอริทึม HOT SAX (ค) อัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อระบุความยาว 202

ผลการทดลองพบว่าอัลกอริทึม MD-ECG ไม่มีการระบุผิดพลาดอีก 3 อัลกอริทึมมีการระบุผิดพลาดซึ่งเป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึมทั้งสาม ดังแสดงในภาพที่ 4.14 โดยภาพ (ก) แสดงสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BFDD ภาพ (ข) แสดงสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม HOT SAX และภาพ (ค) แสดงสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อระบุความยาวผลลัพธ์ให้แต่ละอัลกอริทึมเท่ากับ 202

เนื่องจากข้อมูลที่ใช้ในการทดลองเป็นข้อมูลปกติ จึงประเมินคุณภาพของอัลกอริทึมด้วยค่า Specificity และ ค่า False alarm rate ผลที่ได้พบว่าอัลกอริทึม MD-ECG ให้ค่า Specificity

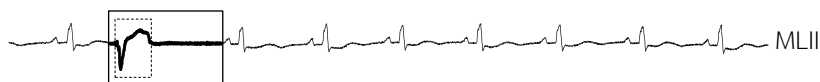
เท่ากับ 100% และค่า False alarm rate เท่ากับ 0% ขณะที่อีก 3 อัลกอริทึมให้ค่า Specificity เท่ากับ 66.66% และค่า False alarm rate เท่ากับ 33.33%

อัลกอริทึม MD-ECG สามารถค้นพบผิดปกติได้ครบถ้วนจากข้อมูลลักษณะนี้ และอัลกอริทึมมีคุณภาพมากกว่าอีก 3 อัลกอริทึม เนื่องจากอัลกอริทึม MD-ECG มีขั้นตอนการตรวจหา และแบ่งส่วนกายสัณฐานวิทยา PQRSST จึงสามารถนำเฉพาะส่วนที่เป็น PQRSST มาคำนวณหาพิทผิดปกติ ซึ่งข้อมูลนี้รูปร่างของ PQRSST ในแต่ละปีที่มีรูปร่างคล้ายกัน ดังนั้นอัลกอริทึม MD-ECG จึงไม่พบพิทผิดปกติ ขณะที่อีก 3 อัลกอริทึมพิจารณาข้อมูลทั้งปีที จึงพบปีทีที่มีรูปร่างแตกต่างกัน นอกจากนี้อุปกรณ์บันทึกและวิเคราะห์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ก็ตีความข้อมูลว่าเกิดความผิดปกติที่ลีด V1 เช่นกัน ในขณะที่แพทย์วินิจฉัยเป็นข้อมูลปกติ

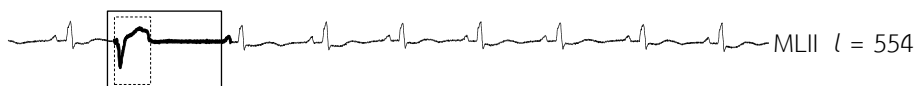
4.4.4 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีดเดี่ยวที่มีผิดปกติ

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ การศึกษาคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในข้อมูลลีดเดี่ยว (Single lead) หรือ ข้อมูลที่มีเพียง 1 ลีด เนื่องจากอัลกอริทึมส่วนใหญ่ประมวลผลบนข้อมูล 1 ลีด แต่อัลกอริทึม MD-ECG พิจารณาข้อมูลข้ามลีดได้ คือมีการพิจารณาลีดที่ชัดเจนที่สุด จึงต้องการศึกษาคุณภาพของอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อใช้งานกับข้อมูลลักษณะนี้

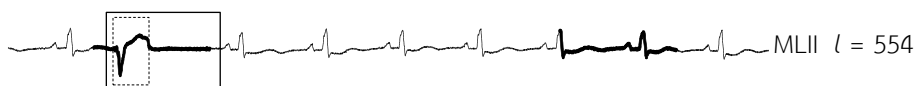
ข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง ได้แก่ ชุดข้อมูล MITDB02 และชุดข้อมูล MITDB03 โดยในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองจากชุดข้อมูล MITDB02 โดย ภาพที่ 4.15 ภาพที่ 4.16 ภาพที่ 4.17 และ ภาพที่ 4.18 แสดงผลจากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord ตามลำดับ ในแต่ละภาพแสดงข้อมูล MITDB ในลีด MLII เส้นสีเขียวแสดงปีทผิดปกติจากอัลกอริทึม ข้อมูลในกรอบสีเขียวเส้นประแสดงกายสัณฐานวิทยาที่จำเป็นต่อการวินิจฉัย และข้อมูลในกรอบสีเขียวทึบแสดงข้อมูลที่ครอบคลุมรอบหัวใจเด่นของปีทผิดปกติ (รายละเอียดตามภาพที่ 4.4 ในหัวข้อ 4.3.1.2 ของบทนี้)



ภาพที่ 4.15 ปีทผิดปกติ (เส้นทึบ) จากอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 ปีทที่พบแสดงกายสัณฐานวิทยาผิดปกติ และ สอดคล้องกับรอบหัวใจเด่น โดยสีเขียวประติกรอบกายสัณฐานวิทยาผิดปกติ และ สีเขียวทึบติกรอบผลเฉลยที่ตรงกับรอบหัวใจเด่นที่ผิดปกติ



ภาพที่ 4.16 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 โดยบีทที่ได้แสดงกายสัณฐานวิทยาผิดปกติ แต่ไม่สอดคล้องกับรอบหัวใจเต้น เพราะแสดงบางส่วนของบีทปกติ เห็นได้จากเส้นที่บยาวเกินกรอบสี่เหลี่ยม



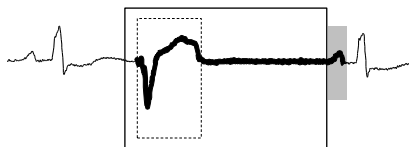
ภาพที่ 4.17 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 โดยค้นพบ 2 บีท (ชาย) บีทที่ครอบคลุมกายสัณฐานวิทยาผิดปกติ แต่ไม่สอดคล้องกับรอบหัวใจเต้นที่ผิดปกติ และ (ขวา) บีทที่ไม่ตรงผลเฉลย เป็นบีทที่อัลกอริทึมค้นพบเกิน หรือ สัญญาณเตือนผิดพลาด



ภาพที่ 4.18 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล MITDB02 โดยค้นพบ 2 บีท (ชาย) บีทที่ไม่ครอบคลุมกายสัณฐานวิทยาผิดปกติ และไม่สอดคล้องกับรอบหัวใจเต้นที่ผิดปกติ และ (ขวา) สัญญาณเตือนผิดพลาด

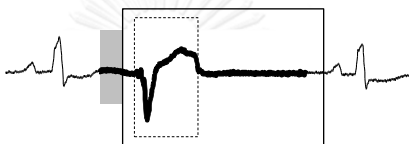
ภาพที่ 4.15 แสดงให้เห็นบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม MD-ECG ซึ่งเป็นกายสัณฐานวิทยาที่แสดงความผิดปกติจากการนำไฟฟ้าที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง (Premature ventricular contraction, PVC) โดยบีทที่ค้นพบครอบคลุมส่วนของข้อมูลที่อยู่ในกรอบสี่เหลี่ยมประ และไม่มีส่วนใดเกินจากกรอบสี่เหลี่ยมทึบ แสดงว่าบีทที่ค้นพบนั้นตรงตามการใช้งานจริงทางการแพทย์ คือ ข้อมูลแสดงส่วนที่ใช้วินิจฉัยโรค และแสดงข้อมูลตรงกับรอบหัวใจเต้นที่เกิดความผิดปกติเท่านั้น ไม่ครอบคลุมส่วนที่เป็นบีทปกติใกล้เคียง

ภาพที่ 4.16 แสดงให้เห็นบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD ซึ่งบีทที่ค้นพบแสดงข้อมูลส่วนที่ใช้วินิจฉัยโรค แต่ไม่ได้แสดงเฉพาะส่วนที่ผิดปกติเท่านั้น เพราะมีการแสดงข้อมูลของบีทปกติที่ตามมาด้วย ดังแสดงในบริเวณแรเงาของภาพที่ 4.19



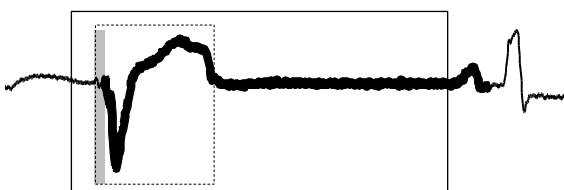
ภาพที่ 4.19 ภาพขยายบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD บริเวณแรเงาแสดงส่วนของบีทผิดปกติจากอัลกอริทึมที่ครอบคลุมบางส่วนของบีทปกติที่ตามมา

ภาพที่ 4.17 แสดงให้เห็นบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX โดยอัลกอริทึมค้นพบบีทผิดปกติ 2 บีท บีทด้านซ้ายเป็นบีทที่แสดงข้อมูลส่วนที่ใช้วินิจฉัยโรค แต่มีการแสดงบางส่วนของบีทปกติก่อนหน้าด้วย ดังแสดงในบริเวณแรเงาของภาพที่ 4.20 นอกจากนั้นอัลกอริทึมยังระบุทิศทางด้านขวาเป็นบีทผิดปกติ ซึ่งไม่ตรงผลเฉลย จึงเป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดของอัลกอริทึม



ภาพที่ 4.20 ภาพขยายบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX บริเวณแรเงาแสดงส่วนของบีทผิดปกติจากอัลกอริทึมที่ครอบคลุมบางส่วนของบีทปกติก่อนหน้า

ภาพที่ 4.18 แสดงบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord โดยอัลกอริทึมค้นพบบีทผิดปกติ 2 บีท บีทด้านซ้ายแสดงข้อมูลส่วนของบีทผิดปกติที่ใช้วินิจฉัยโรคไม่ครบถ้วนดังแสดงในบริเวณแรเงาของภาพที่ 4.21 นอกจากนี้ยังแสดงข้อมูลบางส่วนของบีทปกติที่ตามมาด้วย สำหรับบีทผิดปกติจากอัลกอริทึมด้านขวาเป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดของอัลกอริทึม



ภาพที่ 4.21 ภาพขยายบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord บริเวณแรเงาแสดงส่วนของบีทผิดปกติที่ไม่ครอบคลุมกายสัญญาณวิทยาผิดปกติ

การวัดผลค่า AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity ค่า PPV และ ค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และ อัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้เกณฑ์การซ้อนทับต่างๆ แสดงในตารางที่ 4.5 จากการทดลองพบว่าเกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่งของอัตราส่วนการซ้อนทับที่ 40% และ 80% ให้ผลเท่ากันจึง

นำมาแสดงในตารางเฉพาะผลจากเกณฑ์ 80% สำหรับค่าย่อในตาราง ค่าย่อ Card. หมายถึงเกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ ค่าย่อ BitC. หมายถึงอัลกอริทึม BitClusterDiscord และ ตัวอักษรเข้มแสดงค่าที่ดีที่สุด

ตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบค่า AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity ค่า PPV และค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord (BitC.) ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 80% และ เกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยทดลองกับชุดข้อมูล MITDB02 ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

สถิติข้อมูล	อัลกอริทึม	80%					Card.				
		AoD (%)	Sensitivity (%)	PPV (%)	Specificity (%)	False alarm rate (%)	AoD (%)	Sensitivity (%)	PPV (%)	Specificity (%)	False alarm rate (%)
MLII	MD-ECG	97.8	100	100	100	0	97.8	100	100	100	0
	BFDD	93.96	100	100	100	0	0	0	0	87.5	12.5
	HOT SAX	89.21	100	50	87.5	12.5	0	0	0	75	25
	BitC.	89.21	100	50	87.5	12.5	0	0	0	75	25

เมื่อพิจารณาค่าในตารางที่ 4.5 ในส่วนของการใช้เกณฑ์ตรวจสอบความถูกต้องด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 80% พบว่าค่า Sensitivity ของอัลกอริทึม MD-ECG เท่ากับ 100% แสดงว่าอัลกอริทึมค้นพบกายสัณฐานวิทยาผิดปกติได้ครบถ้วน ค่า PPV เท่ากับ 100% แสดงว่าบัพผิดปกติที่อัลกอริทึมค้นพบทั้งหมดนั้นถูกต้องทั้งหมด ค่า False alarm rate เท่ากับ 0 % แสดงว่าอัลกอริทึมไม่มีการระบุบัพผิดปกตินอกเหนือจากผลเฉลยจึงไม่พบสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม และได้ค่า Specificity เท่ากับ 100% แสดงว่าการค้นพบกายสัณฐานวิทยาปกติได้ผลครบถ้วน

สำหรับผลจากอัลกอริทึมอื่นพบว่าอัลกอริทึม BFDD ค้นพบบัพผิดปกติได้ถูกต้องและครบถ้วน ไม่มีการระบุบัพผิดปกตินอกเหนือจากผลเฉลย จึงพบว่าค่า Sensitivity ค่า Specificity และ ค่า PPV เท่ากับ 100% และค่า False alarm rate เท่ากับ 0% ในขณะที่อัลกอริทึม HOT SAX และ BitClusterDiscord มีค่าเหล่านี้เท่ากัน ทั้งสองอัลกอริทึมค้นพบบัพผิดปกติจำนวน 2 บัพ โดยบัพแรกถูกต้องตรงกับผลเฉลย (บัพผิดปกติด้านซ้ายจากภาพที่ 4.17 และ ภาพที่ 4.18) จึงได้ค่า Sensitivity มีค่า 100% และอีก 1 บัพเป็นสัญญาณเตือนผิดพลาด (บัพผิดปกติด้านขวาจากภาพที่ 4.17 และ ภาพที่ 4.18) จึงได้ค่า PPV เท่ากับ 50% ค่า False alarm rate มากกว่า 0% และค่า Specificity น้อยกว่า 100%

สำหรับค่า AoD ของอัลกอริทึม MD-ECG และอัลกอริทึม BFDD มีค่าใกล้เคียง 100% เนื่องจากบัพติษณ์จากอัลกอริทึมแสดงข้อมูลครอบคลุมรอบหัวใจเต็มที่เกิดความผิดปกติเกือบทั้งหมด และครอบคลุมมากกว่าอัลกอริทึม HOT SAX และ BitClusterDiscord

เมื่อพิจารณาค่าในตารางที่ 4.5 ในกรณีใช้เกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค พบว่าอัลกอริทึม MD-ECG ให้ผลเช่นเดียวกับกับเกณฑ์ตรวจสอบความถูกต้องด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 80% และให้ผลดีกว่าอีก 3 อัลกอริทึมในทุก ๆ ตัววัดผล จะเห็นได้ว่าบัพติษณ์ที่ผิดปกติทั้งหมดที่ได้จากอัลกอริทึมทั้งสามไม่สอดคล้องกับเกณฑ์การวินิจฉัยโรคของแพทย์ ดังนั้นค่า Sensitivity ค่า Specificity และ ค่า PPV มีค่า 0 % และค่า False alarm rate มากกว่า 0%

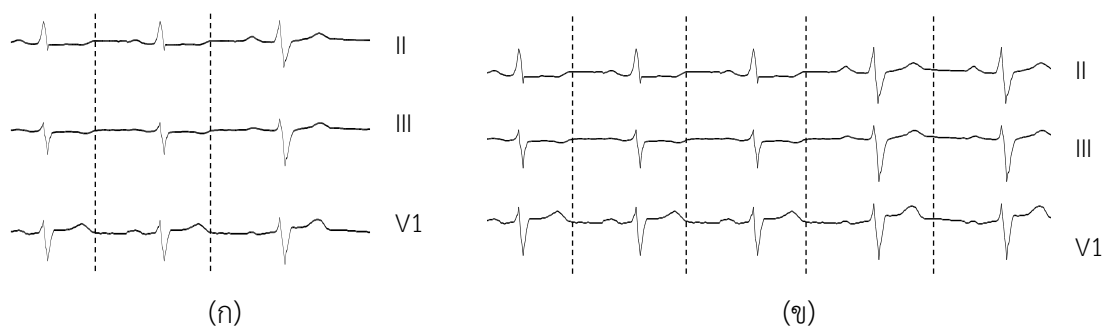
ดังนั้นจากการทดลองในหัวข้อ 4.4.4 นี้จึงแสดงให้เห็นว่า อัลกอริทึม MD-ECG มีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้ค้นหาบัพติษณ์ผิดปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีดเดี่ยว และยังเป็นอัลกอริทึมที่มีคุณภาพมากกว่าอีก 3 อัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบ

4.4.5 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติอย่างชัดเจนในบางลีด

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ เปรียบเทียบคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัมพันธ์วิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในข้อมูลหลายลีด โดยบัพติษณ์มีรูปร่างที่แตกต่างจากรูปร่างของบัพติษณ์อย่างชัดเจนในบางลีด เช่น ภาวะความผิดปกติที่เรียกว่า อินเตอร์มิตต์ เอมิบล็อก (Intermittent hemiblock) ข้อมูลลักษณะนี้แสดงในภาพที่ 4.22 โดยภาพ (ก) เป็นข้อมูลลีด II ภาพ (ข) เป็นข้อมูลลีด III และภาพ (ค) เป็นข้อมูลลีด V1 เส้นประแสดงการแบ่งบัพติษณ์โดยบัพติษณ์แรกเป็นบัพติษณ์ และบัพติษณ์ที่สองเป็นบัพติษณ์ที่เกิดจากภาวะการนำไฟฟ้าผิดปกติในบริเวณด้านหน้าของหัวใจห้องซ้าย (Left anterior hemiblock) สังเกตว่ารูปร่างบัพติษณ์และบัพติษณ์ต่างกันอย่างเห็นได้ชัดในภาพ (ก) และ (ข) แต่ในภาพ (ค) ทั้งสองบัพติษณ์มีรูปร่างคล้ายกัน



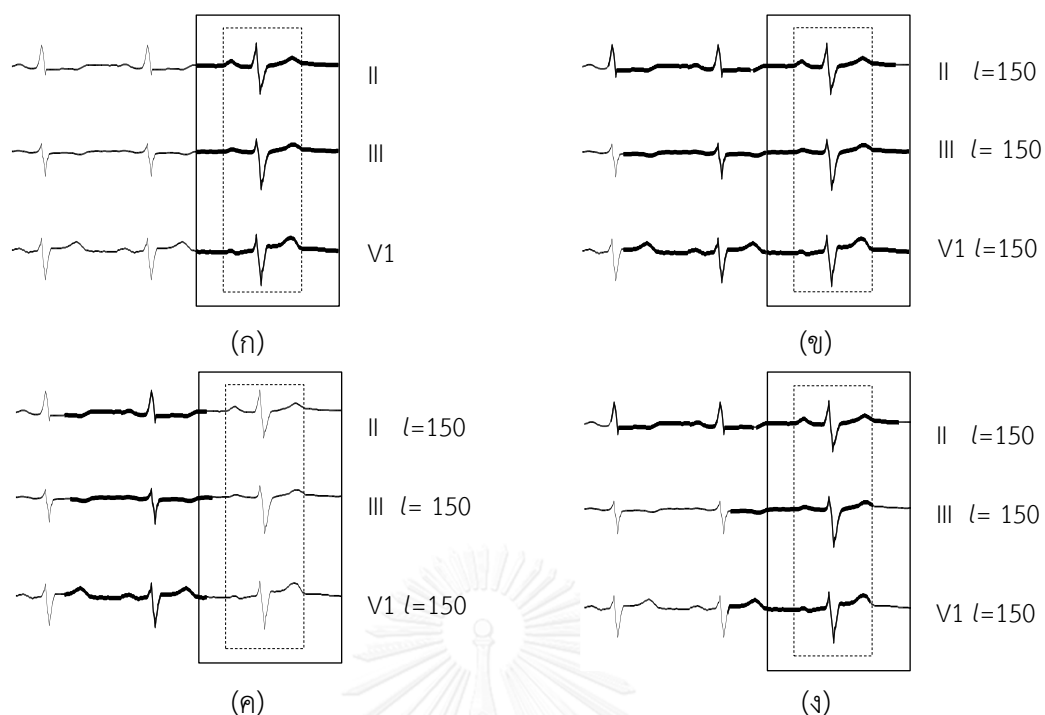
ภาพที่ 4.22 ภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงภาวะความผิดปกติ Left anterior hemiblock โดยบัพติษณ์แรกปกติ แต่บัพติษณ์สองผิดปกติ ซึ่งเห็นรูปร่างบัพติษณ์ต่างกันอย่างชัดเจนในภาพ (ก) ข้อมูลลีด II และในภาพ (ข) ข้อมูลลีด III แต่ในภาพ (ค) ข้อมูลลีด V1 รูปร่าง 2 บัพติษณ์คล้ายกัน [97]



ภาพที่ 4.23 (ก) ชุดข้อมูล Hemiblock1 และ (ข) ชุดข้อมูล Hemiblock2 เป็นข้อมูลสังเคราะห์จาก ภาพข้อมูลภาวะความผิดปกติ Left anterior hemiblock ซึ่งมีรูปร่างของบีทผิดปกติชัดเจนในลีด II และลีด III โดยเส้นประแสดงการแบ่งแต่ละบีท

ข้อมูลที่ใช้ในการทดลองนี้เป็นข้อมูลสังเคราะห์ 2 ชุดซึ่งทำการแปลงภาพที่ 4.22 เป็น ข้อมูลเชิงเลข ข้อมูลชุดแรก คือ Hemiblock1 เป็นข้อมูลที่ทำกรสังเคราะห์บีทปกติเพิ่ม 1 บีท ข้อมูลจึงประกอบด้วยบีทที่ 1 และบีทที่ 2 เป็นบีทปกติ และบีทที่ 3 เป็นบีทผิดปกติ ดังแสดงในภาพ ที่ 4.23 (ก) สำหรับชุดข้อมูลที่ 2 ชื่อ Hemiblock2 เป็นข้อมูลที่ทำกรสังเคราะห์บีทปกติเพิ่ม 2 บีท และบีทผิดปกติเพิ่ม 1 บีท ข้อมูลจึงประกอบด้วยบีทที่ 1 ถึง 3 เป็นบีทปกติ บีทที่ 4 และบีทที่ 5 เป็น บีทผิดปกติ ดังแสดงในภาพที่ 4.23 (ข)

ผลการทดลองจากทั้งสองชุดข้อมูลให้ผลที่สอดคล้องกัน ในหัวข้อ 4.4.5 นี้จึงนำเสนอผลการ ทดลองกับชุดข้อมูล Hemiblock1 ซึ่งบีทผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และ อัลกอริทึม BitClusterDiscord แสดงดังภาพที่ 4.24 (ก) (ข) (ค) และ (ง) ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าอัลกอริทึม MD-ECG ไม่มีการระบุบีทผิดปกติที่เป็นสัญญาณเตือนผิดพลาด ขณะที่ยังอีก 3 อัลกอริทึมมีการระบุบีทผิดปกติ ที่เป็นสัญญาณเตือนผิดพลาด นอกจากนี้เมื่อพิจารณา บีทที่ค้นพบตรงกับผลเฉลย อัลกอริทึม MD-ECG ยังให้ผลที่ดีกว่าอัลกอริทึมอื่น เห็นได้จากบีทผิดปกติ จากอัลกอริทึม MD-ECG แสดงข้อมูลส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค และแสดงข้อมูลเฉพาะในรอบหัว ใจเต้นที่เกิดความผิดปกติขึ้น ขณะที่บีทผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึม BFDD และ BitClusterDiscord แสดงข้อมูลบางส่วนของบีทปกติที่อยู่ใกล้เคียง ยิ่งไปกว่านั้นอัลกอริทึม HOT SAX นอกจากจะเกิด สัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นที่บีทปกติบีทที่ 2 แล้วยังตรวจไม่พบความผิดปกติของ Left anterior hemiblock ด้วย



ภาพที่ 4.24 บีทอัดปกติของข้อมูล Hemiblock1 จาก (ก) อัลกอริทึม MD-ECG และบีทอัดปกติเมื่อ ระบุความยาว 150 ให้กับ (ข) อัลกอริทึม BFDD (ค) อัลกอริทึม HOT SAX และ (ง) อัลกอริทึม BitClusterDiscord

ผลการประเมินคุณภาพของอัลกอริทึม ค่า AoD แสดงในตารางที่ 4.6 ค่า Sensitivity และค่า PPV แสดงในตารางที่ 4.7 สำหรับค่า Specificity และค่า False alarm rate แสดงในตารางที่ 4.8 เพื่อให้การนำเสนอข้อมูลหลายลิตมีความชัดเจน และเข้าใจง่าย ตารางเหล่านี้จึงนำเสนอเป็นข้อมูลสรุป ได้แก่ ค่าที่ดีที่สุด (best) ค่าเฉลี่ย (μ) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) จากทุกลิต โดยค่าที่ได้จากเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% และ 80% ของอัลกอริทึม MD-ECG ให้ค่าที่เท่ากันจึงแสดงผลเฉพาะเกณฑ์การซ้อนทับที่ 80%

จากตารางพบว่าอัลกอริทึมที่มีคุณภาพมากที่สุด คือ MD-ECG เนื่องจาก ค่า AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity และค่า PPV เท่ากับ 100 % และค่า False alarm rate เท่ากับ 0% ในทุกเกณฑ์การซ้อนทับ ยิ่งไปกว่านั้นค่าดังกล่าวเท่ากันในทุก ๆ ลิตด้วย เพราะค่าเฉลี่ยและค่าที่ดีที่สุดมีค่าเท่ากัน และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าเป็น 0

ในทางกลับกันอัลกอริทึม HOT SAX เป็นอัลกอริทึมที่ทุกลิต มีค่า AoD ค่า Sensitivity และค่า PPV เท่ากับ 0 % ค่า Specificity และค่า False alarm rate เท่ากับ 50% เนื่องจากระบุ บีทอัดปกติไม่ได้ และเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้น

นอกจากนี้เมื่อพิจารณาผลที่ได้จากการใช้เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค จะเห็นว่าอัลกอริทึม MD-ECG ยังคงให้ค่าที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับอีก 3 อัลกอริทึม เนื่องจากบัพทิตที่พบแสดงส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค และไม่แสดงส่วนของบัพทิตใกล้เคียง

การทดลองในหัวข้อนี้แสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึม MD-ECG สามารถค้นพบกายสัมพันธ์วิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างมีคุณภาพ ในลักษณะข้อมูลที่มีรูปร่างของบัพทิต และบัพทิตต่างกันอย่างชัดเจนในบางลิต เพราะสามารถค้นพบบัพทิตได้ถูกต้อง และครบถ้วน อีกทั้งบัพทิตที่ค้นพบยังสามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคต่อไป

ตารางที่ 4.6 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า AoD จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล Hemiblock1 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

		AoD (%)											
		BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	80%	Card.	
Hemiblock01 (l=150)	Best	100	100	100	0	0	0	91.33	91.33	0	100	100	
	μ	96.89	96.89	66.67	0	0	0	78.66	30.44	0	100	100	
	SD	4.4	4.4	47.14	0	0	0	8.99	43.05	0	0	0	
Hemiblock02 (l=150)	Best	32.69	42.71	0	39.42	0	0	50	50	0	80.67	80.67	
	μ	30.76	28.47	0	37.01	0	0	38.94	30.74	0	80.67	80.67	
	SD	1.36	20.13	0	1.71	0	0	8.23	21.97	0	0	0	

ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Sensitivity และค่า PPV จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์พื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล Hemiblock1 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

	Sensitivity (%)												PPV (%)																			
	BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG				BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG			
	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best
Hemiblock Best	100	100	0	0	100	100	0	100	100	100	100	0	100	100	100	100	50	50	0	0	50	50	0	0	100	100	100	100	100	100	100	100
01 μ	100	100	66.67	0	0	100	33.33	0	100	33.33	0	100	100	50	50	33.33	0	0	0	0	33.33	0	0	0	83.33	16.67	0	100	100	100	100	100
(n=150) SD	0	0	47.14	0	0	0	47.14	0	0	0	0	0	0	0	0	23.57	0	0	0	0	23.57	0	0	0	23.57	23.57	0	0	0	0	0	0
Hemiblock Best	50	50	0	50	0	50	50	0	100	100	33.33	33.33	0	50	0	50	50	0	0	0	50	50	0	0	50	50	0	100	100	100	100	100
02 μ	50	33.33	0	50	0	50	33.33	0	100	100	33.33	22.22	0	44.44	0	44.44	0	0	0	0	50	33.33	0	50	33.33	0	100	100	100	100	100	100
(n=150) SD	0	23.57	0	0	0	0	23.57	0	0	0	0	15.71	0	7.86	0	7.86	0	0	0	0	23.57	0	0	0	23.57	23.57	0	0	0	0	0	0

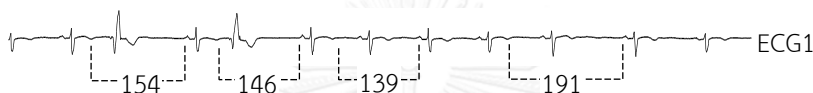
ตารางที่ 4.8 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Specificity และค่า False alarm rate จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์พื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล Hemiblock1 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

	Specificity (%)												False alarm rate (%)																			
	BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG				BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG			
	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best	40%	80%	Card.	Best
Hemiblock Best	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	
01 μ	50	50	33.33	50	50	83.33	50	33.33	50	33.33	50	33.33	50	50	66.67	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	16.67	50	66.67	0	0		
(n=150) SD	0	0	23.57	0	0	23.57	0	23.57	0	23.57	0	23.57	0	0	23.57	0	0	0	0	0	23.57	0	0	0	23.57	23.57	0	0	0	0	0	0
Hemiblock Best	33.33	33.33	0	66.66	33.33	33.33	66.66	66.66	33.33	100	100	66.66	100	100	66.66	100	66.66	100	66.66	100	66.66	100	66.66	100	33.33	66.66	66.66	0	0	0	0	
02 μ	33.33	22.22	0	55.55	22.22	22.22	66.66	55.55	33.33	100	100	66.66	77.77	100	44.44	44.44	77.77	77.77	77.77	77.77	77.77	77.77	77.77	33.33	44.44	66.66	0	0	0	0		
(n=150) SD	0	15.71	0	15.71	15.71	15.71	0	15.71	0	0	0	15.71	0	0	15.71	0	15.71	15.71	15.71	15.71	15.71	15.71	15.71	15.71	15.71	15.71	15.71	0	0	0	0	

4.4.6 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติและมีสิ่งแปลกปน

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ เปรียบเทียบคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในข้อมูลหลายลีดที่มีสิ่งแปลกปน ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง ได้แก่ ข้อมูล ITDB ข้อมูล INCARTDB04 ข้อมูล INCARTDB05 ข้อมูล INCARTDB06 และ ข้อมูล MITDB04

ผลการทดลองกับข้อมูล ITDB ถูกนำเสนอในหัวข้อนี้ เพราะนอกจากจะเป็นข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนแล้ว ยังมีความน่าสนใจ คือ มีความยาวของบีทแปรผันทั้งบีทปกติ และบีทผิดปกติ ดังแสดงในภาพที่ 4.25 ซึ่งเป็นข้อมูลในลีด ECG1 จะพบว่าบีทที่มีความยาว 154 และ 146 เป็นบีทผิดปกติ และบีทที่มีความยาว 139 และ 191 คือบีทปกติ



ภาพที่ 4.25 ตัวอย่างความยาวบีทของข้อมูล ITDB ค่าที่แสดงเป็นความยาวระหว่างจุดสิ้นสุด T wave ของบีทก่อนหน้า และ จุดเริ่มต้น P wave ของบีทถัดไป โดยข้อมูลชุดนี้ปรากฏบีทผิดปกติ 2 บีทที่ยาว 154 และ 146 จุดข้อมูล

ภาพที่ 4.26 แสดงบีทผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม MD-ECG จะเห็นได้ว่าอัลกอริทึมสามารถค้นพบภาวะความผิดปกติพีวีซีที่เกิดขึ้น 2 บีทได้อย่างถูกต้องครบถ้วน โดยบีทที่ค้นพบแสดงส่วนของกายสัณฐานวิทยาที่แพทย์ใช้วินิจฉัย และแสดงเฉพาะส่วนของบีทผิดปกติเท่านั้น อีกทั้งไม่มีการระบุบีทผิดปกติเกินกว่าผลเฉลย จึงไม่มีสัญญาณเตือนผิดพลาด

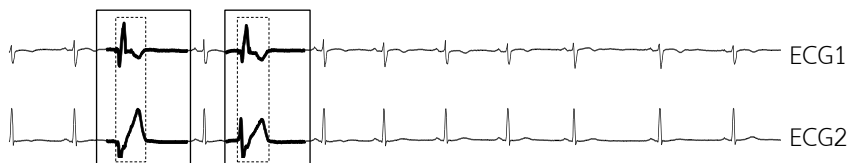
ขณะที่บีทผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และ อัลกอริทึม BitClusterDiscord แสดงดังภาพที่ 4.27 ภาพที่ 4.28 และ ภาพที่ 4.29 ตามลำดับ โดยทั้ง 3 ภาพแบ่งการนำเสนอเป็น 2 ส่วน ได้แก่ ภาพ (ก) แสดงผลการค้นพบบีทผิดปกติเมื่อระบุความยาว 146 ให้ อัลกอริทึม และภาพ (ข) แสดงผลการค้นพบบีทผิดปกติเมื่อระบุความยาว 154 ให้อัลกอริทึม

ภาพที่ 4.27 แสดงบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD จะเห็นได้ว่าเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นทุกลีด และทุกความยาว l ที่กำหนดให้อัลกอริทึม อีกทั้งบีทผิดปกติที่ตรงกับผลเฉลยแสดงส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยไม่ครบถ้วน และมีการแสดงข้อมูลบางส่วนเป็นข้อมูลของบีทปกติที่อยู่ใกล้เคียง

ภาพที่ 4.28 แสดงบีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX จะเห็นว่าทุกบีทที่ตรงกับผลเฉลยแสดงส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยครบ แต่ก็แสดงบางส่วนของบีทปกติที่อยู่ใกล้เคียงด้วย อีกทั้งยังเกิด

สัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นในการทดลองกับข้อมูลสัปดาห์ ECG 2 ที่ระยะเวลายาว 146 ดังแสดงในภาพ (ก) และ การทดลองกับข้อมูลสัปดาห์ ECG 1 ที่ระยะเวลายาว 154 ดังแสดงในภาพ (ข)

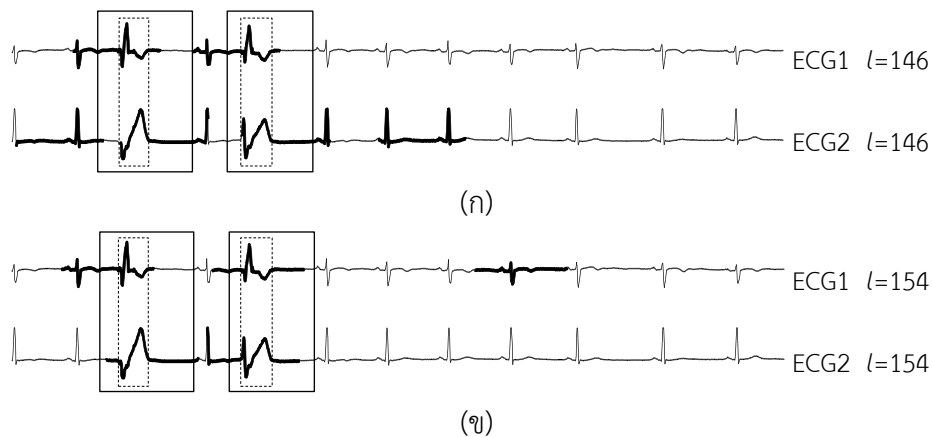
ภาพที่ 4.29 แสดงบัพทิตจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord จะเห็นว่าบัพทิตที่ตรงกับผลเฉลยทั้งหมดแสดงส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยครบถ้วน แต่มีบางส่วนของบัพทิตที่อยู่ใกล้เคียงถูกแสดงด้วย



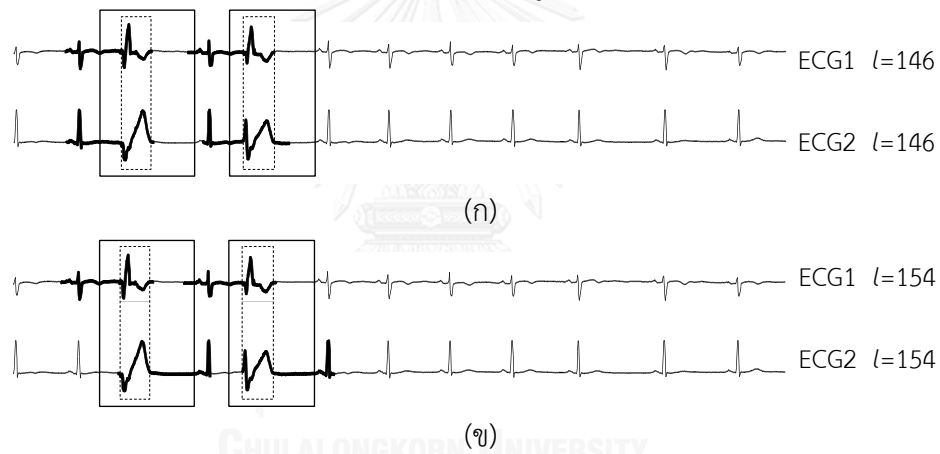
ภาพที่ 4.26 บัพทิตจากอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ซึ่งให้ผลที่ถูกต้องครบถ้วนตรงตามที่แพทย์วินิจฉัย และไม่ครอบคลุมส่วนของบัพทิตใกล้เคียง อีกทั้งไม่เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาด



ภาพที่ 4.27 บัพทิตจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ภาพ (ก) แสดงบัพทิตยาว 146 จุดข้อมูลและ ภาพ (ข) แสดงบัพทิตยาว 154 จุดข้อมูล ซึ่งให้สัญญาณเตือนผิดพลาดจำนวนมาก อีกทั้งแสดงส่วนของบัพทิตที่ใช้ในการวินิจฉัยไม่ครบถ้วน และมีรูปร่างของบัพทิตใกล้เคียงรวมอยู่ด้วย



ภาพที่ 4.28 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOTSAX เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ภาพ (ก) แสดงบีทผิดปกติยาว 146 จุดข้อมูล และ ภาพ (ข) แสดงบีทผิดปกติยาว 154 จุดข้อมูล ซึ่งให้สัญญาณเตือนผิดพลาดจำนวนมาก อีกทั้งแสดงส่วนของบีทผิดปกติที่ใช้ในการวินิจฉัยไม่ครบถ้วน และมีรูปร่างของบีทปกติใกล้เคียงรวมอยู่ด้วย



ภาพที่ 4.29 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อใช้ข้อมูล ITDB ภาพ (ก) แสดงบีทผิดปกติยาว 146 จุดข้อมูล และ ภาพ (ข) แสดงบีทผิดปกติยาว 154 จุดข้อมูล ผลที่ได้แสดงส่วนของบีทผิดปกติที่ใช้ในการวินิจฉัยไม่ครบถ้วน และมีรูปร่างของบีทปกติใกล้เคียงรวมอยู่ด้วย

ผลการวัดคุณภาพของอัลกอริทึมด้วยเครื่องมือ 5 ชนิดแสดงในตารางที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าอัลกอริทึม MD-ECG ได้ค่า Sensitivity ค่า Specificity และค่า PPV เท่ากับ 100% ค่า False alarm เท่ากับ 0% และค่า AoD ใกล้เคียง 100% ซึ่งเป็นค่าที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับอีก 3 อัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบ นอกจากนี้ยังพบว่าเมื่อใช้เกณฑ์ตรวจสอบความถูกต้องที่เข้มงวดมากขึ้นคุณภาพของทั้ง 3 อัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบก็จะลดลง ในขณะที่อัลกอริทึม MD-ECG ประเมินได้คุณภาพที่ดีที่สุดทั้งการตรวจสอบความถูกต้องจากเกณฑ์การซ้อนที่ 40% 80% และ เกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค จากการทดลองแสดงให้เห็นว่า การค้นหาภัยสัญญาณวิทยาในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ที่มีสิ่งแปลกปนนั้น ถึงแม้ว่าแต่ละปีจะมีความยาวแปรผัน อัลกอริทึม MD-ECG ก็ยังมีคุณภาพ และเหมาะสมที่จะใช้ทำการค้นหาพิพัตติมากกว่าอัลกอริทึมอื่น เนื่องจากอัลกอริทึม MD-ECG ใช้มาตรวัดระยะไดนามิกโทมวอร์ปิงที่วัดความคล้ายกันในเชิงของรูปร่าง มีการปรับการวางแนวระหว่างคู่จุดข้อมูล จึงสามารถวัดความคล้ายกันของคู่ปีที่มีความยาวแปรผัน และมีลักษณะข้อมูลที่มีการเลื่อนในแนวแกนเวลาได้ ขณะที่อีก 3 อัลกอริทึมใช้มาตรวัดยูคลิดซึ่งไม่ยืดหยุ่น และวัดความคล้ายกันจากแต่ละคู่จุดข้อมูลในแนวเส้นตรง ข้อมูลจึงต้องมีความยาวเท่ากัน ดังนั้นจึงพบสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึมทั้ง 3 อัลกอริทึม ซึ่งอัลกอริทึม BFDD จะมีจำนวนสัญญาณเตือนผิดพลาดที่มากที่สุด เพราะใช้การเปรียบเทียบแบบตรงไปตรงมาทุกจุดข้อมูล และวัดความคล้ายกันระหว่างทุกคู่ลำดับย่อย ขณะที่อัลกอริทึม HOT SAX และ BitClusterDiscord มีการลดทอนมิติข้อมูล และลดทอนจำนวนคู่ลำดับย่อยจึงมีจำนวนสัญญาณเตือนผิดพลาดที่น้อยกว่า

นอกจากนี้การที่ผลลัพธ์ของอัลกอริทึม MD-ECG สอดคล้องกับการวินิจฉัยของแพทย์ เนื่องจาก อัลกอริทึมมีการตรวจหาและแบ่งส่วนกายสัมพันธ์วิทยา PQRS ตามความรู้ทางการแพทย์ จึงสามารถค้นพบพิพัตติที่ตรงรอบหัวใจเด่นได้

ตารางที่ 4.9 เปรียบเทียบค่า AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity ค่า PPV และ ค่า False alarm rate ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG อัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และ อัลกอริทึม BitClusterDiscord (BitC.) เมื่อใช้ข้อมูล ITDB และใช้เกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และ เกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

ชื่อข้อมูล	ค่า อัลกอริทึม	AoD (%)			Sensitivity (%)			PPV (%)			Specificity (%)			False alarm (%)		
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
- MD-ECG	BFDD	88.07	88.07	88.07	100	100	100	100	100	100	100	100	100	0	0	0
	BFDD	37.06	0	0	50	0	0	14.28	0	33.33	22.22	22.22	22.22	66.66	77.77	77.77
146 HOT SAX	BFDD	63.68	0	0	100	0	0	100	0	100	77.77	77.77	77.77	0	22.22	22.22
ECG1	BitC.	54.21	0	0	100	0	0	100	0	100	77.77	77.77	77.77	0	22.22	22.22
	BFDD	37.06	0	0	50	0	0	16.66	0	44.44	33.33	33.33	33.33	55.55	66.66	66.66
154 HOT SAX	BFDD	74.25	44.75	0	100	50	0	66.66	33.33	88.88	77.77	77.77	66.66	11.11	22.22	33.33
	BitC.	56.19	0	0	100	0	0	100	0	100	77.77	77.77	77.77	0	22.22	22.22
- MD-ECG	BFDD	88.07	88.07	88.07	100	100	100	100	100	100	100	100	100	0	0	0
	BFDD	44.97	0	0	100	0	0	50	0	77.77	55.55	55.55	55.55	22.22	44.44	44.44
146 HOT SAX	BFDD	63.68	0	0	100	0	0	100	0	100	77.77	77.77	77.77	0	22.22	44.44
ECG2	BitC.	54.21	0	0	100	0	0	100	0	100	77.77	77.77	77.77	0	22.22	22.22
	BFDD	44.97	0	0	100	0	0	66.66	0	88.88	66.66	66.66	66.66	11.11	33.33	33.33
154 HOT SAX	BFDD	87.29	87.29	0	100	100	0	100	100	100	100	100	100	0	0	22.22
	BitC.	82.36	82.36	0	100	100	0	100	100	100	100	100	100	0	0	22.22

4.4.7 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติและมีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ การเปรียบเทียบคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตัวอย่างข้อมูลสิ่งแปลกปนลักษณะนี้แสดงในบริเวณแรงเงาของภาพที่ 4.30



ภาพที่ 4.30 ข้อมูล INCARTDB07 ลีด II ที่แสดงบัพผิดปกติ 1 บัพในรอบสี่เหลี่ยม และบริเวณแรงเงาแสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลองนี้ ได้แก่ ข้อมูล INCARTDB07 ข้อมูล INCARTDB08 ข้อมูล NSTDB01 ข้อมูล NSTDB02 และ ข้อมูล NSTDB03 โดยผลการทดลองที่นำเสนอในหัวข้อนี้ คือ ข้อมูล INCARTDB07 เนื่องจากข้อมูลมีหลายลีด และทุกลีดให้ผลสอดคล้องกัน จึงนำเสนอผลการทดลองกับข้อมูลลีด I II III และ aVR ซึ่งเป็นลีดที่แสดงผลชัดเจน และเข้าใจง่ายที่สุด

ภาพที่ 4.31 แสดงผลการทดลองจากอัลกอริทึม MD-ECG จะเห็นว่าอัลกอริทึมค้นพบบัพผิดปกติที่ครอบคลุมส่วนที่ใช้วินิจฉัยโรค และบัพผิดปกติจากอัลกอริทึมแสดงข้อมูลเฉพาะในรอบหัวใจเด่นที่ผิดปกติเท่านั้น อีกทั้งไม่มีสัญญาณเตือนผิดพลาดเกิดขึ้น

ภาพที่ 4.32 แสดงผลการค้นพบบัพผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD จะเห็นว่าบัพผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึมนี้แสดงส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค แต่ก็แสดงส่วนของบัพปกติใกล้เคียงด้วย และอัลกอริทึมแสดงสัญญาณเตือนผิดพลาด 1 บัพในลีด II

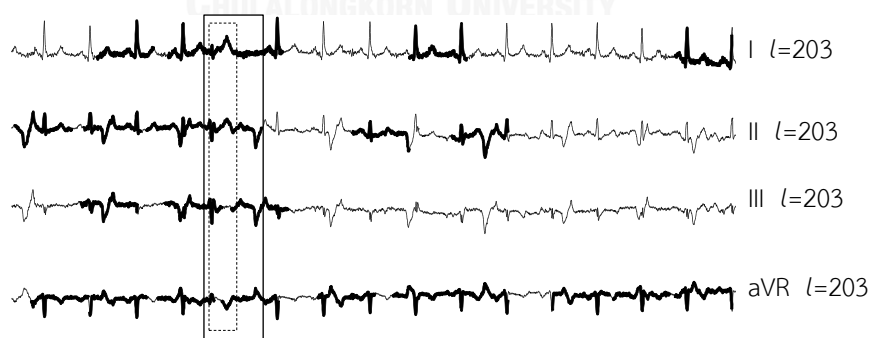
ภาพที่ 4.33 และ ภาพที่ 4.34 แสดงผลการค้นพบบัพผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX และ BitClusterDiscord ตามลำดับ จะเห็นว่าบัพผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึมนี้บัพผิดปกติส่วนใหญ่แสดงส่วนที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค แต่ทุกบัพแสดงส่วนของบัพปกติใกล้เคียงด้วย และทั้ง 2 อัลกอริทึมแสดงสัญญาณเตือนผิดพลาดจำนวนมากในทุกลีด



ภาพที่ 4.31 ปีกผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม MD-ECG ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของข้อมูล INCARTDB07 โดยปีกที่ได้แสดงรูปร่างของปีกผิดปกติที่ต้องครบถ้วนตามที่แพทย์วินิจฉัย อีกทั้งไม่มีสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้น



ภาพที่ 4.32 ปีกผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม BFDD ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของข้อมูล INCARTDB07 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นที่ลีด II เมื่อระยะเวลายาว 203 ให้อัลกอริทึม



ภาพที่ 4.33 ปีกผิดปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม HOT SAX ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของข้อมูล INCARTDB07 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นทุกลีด เมื่อระยะเวลายาว 203 ให้อัลกอริทึม



ภาพที่ 4.34 บัณฑิตปกติที่ค้นพบจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord ใน ลีด I ลีด II ลีด III และลีด aVR ของข้อมูล INCARTDB07 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นทุกลีด เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 203

เพื่อความชัดเจนและเข้าใจง่ายในการเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการประเมินคุณภาพอัลกอริทึมด้วยเครื่องมือต่าง ๆ จึงนำเสนอด้วยค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากผลที่ได้ในทุกลีดดังแสดงในตารางที่ 4.10 ตารางที่ 4.11 และตารางที่ 4.12 ซึ่งค่าที่ได้จากเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% และ 80% ของอัลกอริทึม MD-ECG ให้ค่าที่เท่ากันจึงแสดงผลเฉพาะเกณฑ์การซ้อนทับที่ 80% จากค่าในตารางพบว่าอัลกอริทึม MD-ECG มีค่า Sensitivity ค่า Specificity และค่า PPV มากกว่าทุกอัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบในทุกเกณฑ์การซ้อนทับ รวมถึงค่า False alarm rate ก็มีค่าต่ำกว่าอัลกอริทึมอื่น ด้วย ซึ่งสอดคล้องกันทั้งภาพบัณฑิตปกติจากอัลกอริทึม และ ผลจากเครื่องมือวัดผล ดังนั้นอัลกอริทึม MD-ECG จึงเหมาะสมที่สุดที่จะนำมาทำการค้นพบบัณฑิตปกติในข้อมูลลักษณะนี้ เพราะให้คำตอบที่ถูกต้อง ครบถ้วน สามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคต่อได้ และไม่เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาด

ตารางที่ 4.10 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า AoD จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB07 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

		AoD (%)										
		BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG	
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	80%	Card.
ST000 (l=150)	Best	92.61	92.61	0	98.52	98.52	0	95.56	95.56	0	94.58	94.58
	μ	79.08	48.31	0	62.78	15.16	0	64.87	21.71	0	94.58	94.58
	SD	12.29	44.7	0	14.02	27.23	0	15.51	34.8	0	0	0

ตารางที่ 4.11 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Sensitivity และค่า PPV จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB07 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

		Sensitivity (%)												PPV (%)																						
		BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG				BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG						
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.		
Hemiblock	Best	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100
	μ	100	100	53.85	0	100	15.38	0	100	23.08	0	100	92.31	53.85	0	46.67	2.56	0	51.03	7.05	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	
	SD	0	50	0	0	27.64	0	0	37.27	0	0	18.63	50	0	29.32	4.6	0	33.81	11	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

ตารางที่ 4.12 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Specificity และค่า False alarm rate จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB07 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

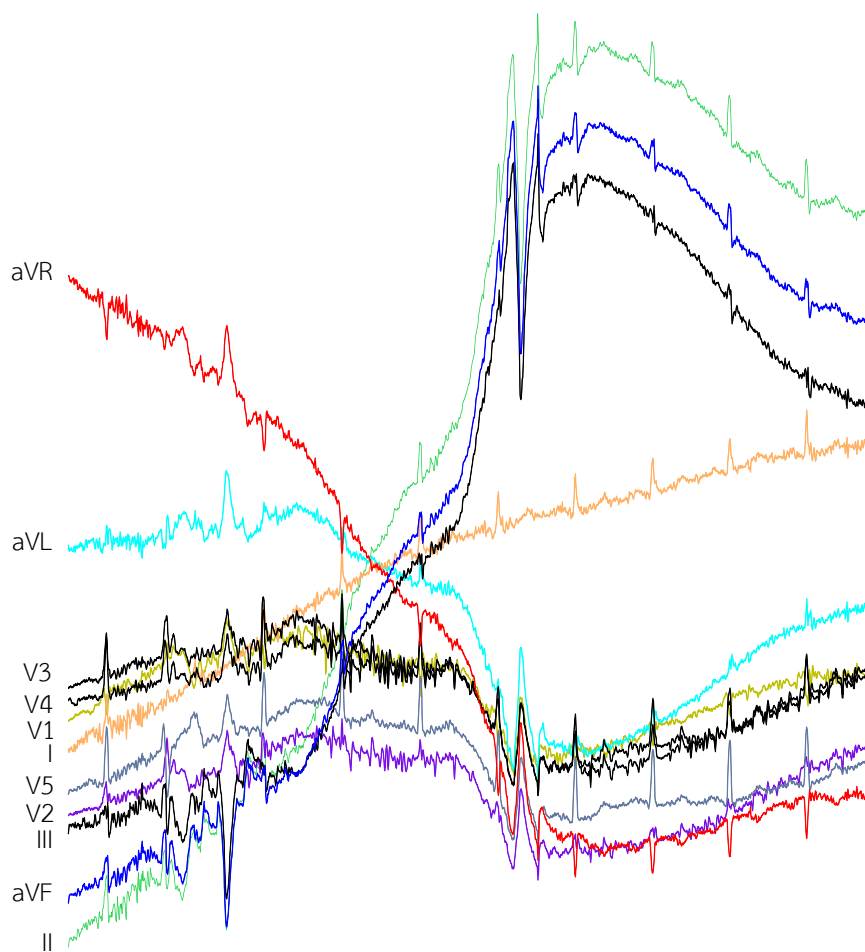
		Specificity (%)												False alarm rate (%)																						
		BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG				BFDD				HOT SAX				BitClusterDiscord				MD-ECG						
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.		
Hemiblock	Best	100	100	92.85	100	92.85	92.85	100	92.85	92.85	100	92.85	92.85	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	μ	98.9	95.6	91.75	80.22	73.62	73.07	79.12	73.07	71.97	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	SD	2.66	5.33	2.66	21.63	21.32	21.62	25.06	25.42	25.05	0	0	2.66	5.32	2.66	21.62	21.32	25.05	25.42	25.05	25.42	25.05	0	0	2.66	5.32	2.66	21.62	21.32	25.05	25.42	25.05	25.42	25.05	0	0

นอกจากนี้ หากพิจารณาเปรียบเทียบค่าต่าง ๆ จากเกณฑ์การช้อนบนพื้นฐานค่าขีดแบ่งของอีก 3 อัลกอริทึม จะพบว่า อัลกอริทึม BFDD มีค่า False alarm rate น้อยกว่า และมีค่า Sensitivity ค่า Specificity และค่า PPV มากกว่าอีก 2 อัลกอริทึม เนื่องจากความยาวที่กำหนดให้กับอัลกอริทึมต่าง ๆ มีผลให้ลำดับย่อยของบิตผิดปกติแตกต่างจากลำดับย่อยอื่น ๆ มากที่สุด และอัลกอริทึม BFDD ใช้วิธีเปรียบเทียบความคล้ายกันระหว่างทุกคู่ลำดับย่อยจึงทำให้ได้ผลลัพธ์ที่แตกต่างมากที่สุดเสมอ ซึ่งต่างจากอัลกอริทึม HOT SAX และ อัลกอริทึม BitClusterDiscord ที่มีการลดทอนลำดับย่อยทำให้มีโอกาสที่จะไม่ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด

อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาทั้งสามอัลกอริทึมโดยใช้เกณฑ์การช้อนบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค จะพบว่า ทั้งสามอัลกอริทึม มีค่า AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity และค่า PPV เท่ากับ 0% และมีค่า False alarm rate มากขึ้น เนื่องจากทั้งสามอัลกอริทึมพิจารณาข้อมูลเป็นลำดับย่อย ไม่ได้คำนึงถึงลักษณะทางกายสัณฐานวิทยาของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้บิตผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึมแสดงบางส่วนของบิตปกติใกล้เคียง ซึ่งไม่ตรงตามหลักการวินิจฉัยบิตผิดปกติของแพทย์

4.4.8 ผลการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีความผิดปกติและมีสิ่งแปลกปนมากที่สุด

วัตถุประสงค์ของการทดลองในหัวข้อนี้ คือ การเปรียบเทียบคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติในข้อมูลที่ถูกรบกวนอย่างมาก ลักษณะข้อมูลมีสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างไม่เป็นระเบียบมากกว่าชุดข้อมูลอื่นที่ใช้ในการทดลอง ชุดข้อมูลลักษณะนี้ได้แก่ ข้อมูล INCARTDB09 ข้อมูล INCARTDB10 และข้อมูลข้อมูล NSTDB04 โดยข้อมูล INCARTDB09 จะถูกนำเสนอในหัวข้อนี้ ตัวอย่างข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกรบกวนอย่างมากแสดงดังภาพที่ 4.35 ผลการทดลองในหัวข้อนี้จะแสดงข้อมูลในลีด II ลีด aVL ลีด V1 ลีด V2 และลีด V5 เนื่องจากหากแสดงทุกลีดจะไม่ชัดเจน จึงเลือกนำเสนอเฉพาะลีดที่มีผลต่อการประเมินคุณภาพของอัลกอริทึม

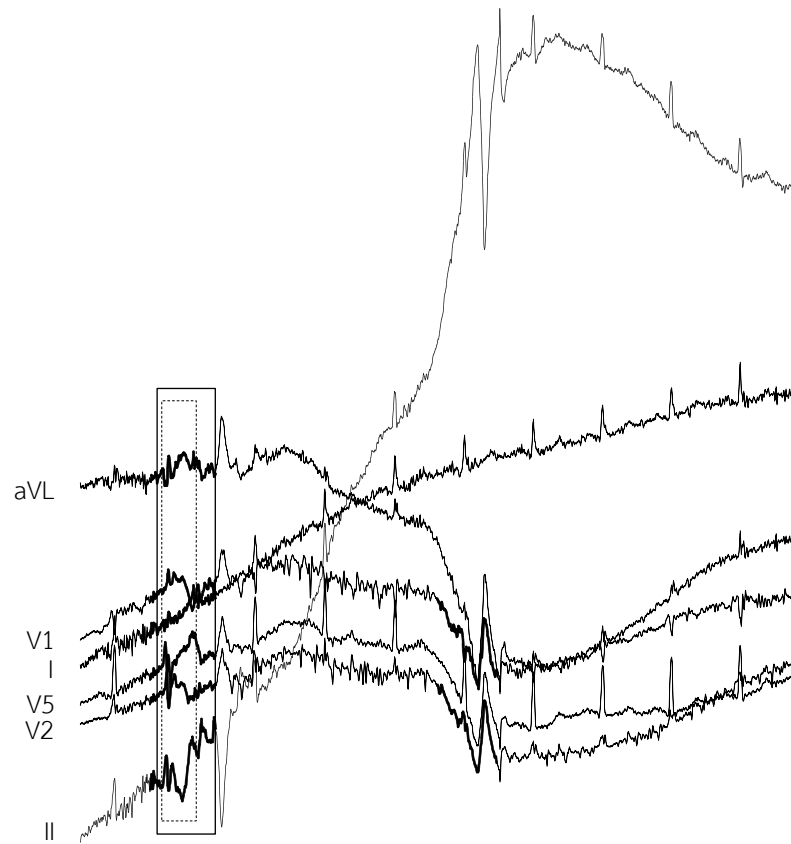


ภาพที่ 4.35 ข้อมูล INCARTDB09 เป็นข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่ถูกรบกวนอย่างมาก

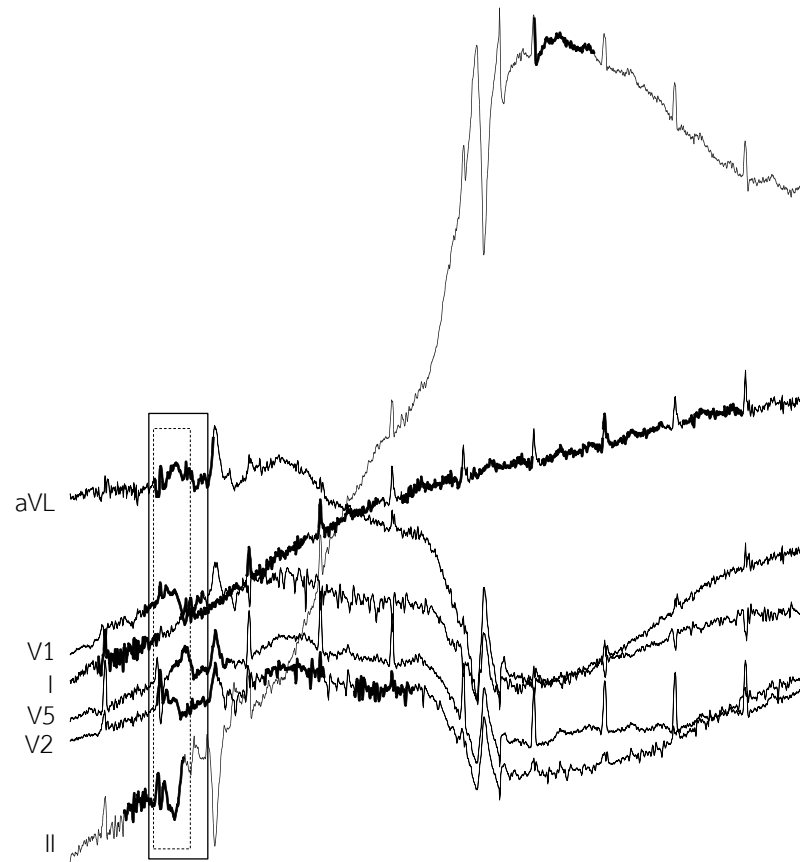
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาพที่ 4.36 แสดงปัทมรูปที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG เส้นสีเข้มด้านซ้ายของทุกลีด เป็นปัทมรูปที่ตรงกับผลเฉลย ซึ่งแสดงข้อมูลในกรอบสี่เหลี่ยมประดำครบถ้วน แสดงว่าปัทมรูปเหล่านี้ครอบคลุมกายสัมพันธ์วิทยาที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค แต่จะเห็นว่าปัทมรูปเหล่านี้ยาวเกินจากกรอบสี่เหลี่ยมเส้นทึบ ซึ่งแสดงว่ามีการแสดงบางส่วนของปัทมรูปที่อยู่ใกล้เคียง นอกจากนี้อัลกอริทึม MD-ECG ยังค้นพบปัทมรูปที่เป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดอีก 1 ปัทม ซึ่งแสดงด้วยเส้นทึบด้านขวาในลีด V1 และ V2

ภาพที่ 4.37 ภาพที่ 4.38 และ ภาพที่ 4.39 แสดงปัทมรูปที่ได้จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord ทั้ง 3 อัลกอริทึมให้ผลสอดคล้องไปในทางเดียวกัน คือ ปัทมรูปที่ตรงกับผลเฉลยแสดงบางส่วนของปัทมรูปที่อยู่ใกล้เคียงในทุกลีด และปัทมรูปจากอัลกอริทึมส่วนใหญ่แสดงกายสัมพันธ์วิทยาที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคไม่ครบถ้วน อีกทั้งยังมีการระบุปัทมรูปที่ไม่ตรงกับผลเฉลย จึงเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึมด้วย



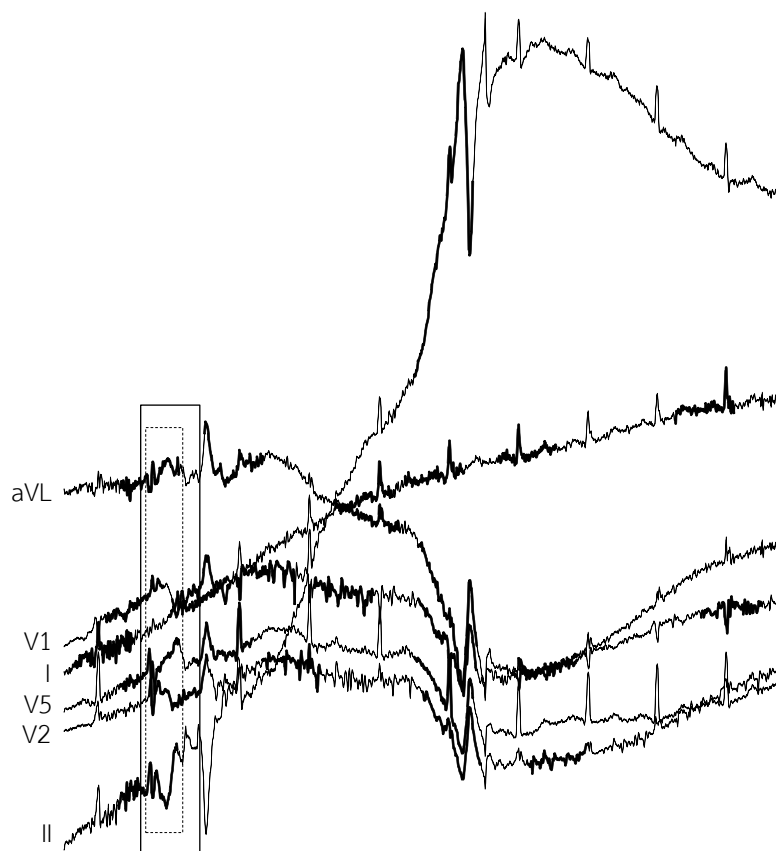
ภาพที่ 4.36 ปีกัดปกติจากอัลกอริทึม MD-ECG เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09 โดยในลีด V1 และลีด V2 มีสัญญาณเตือนผิดปกติเกิดขึ้น 1 ปีก (เส้นทึบที่ไม่ตรงกับกรอบสี่เหลี่ยม)



ภาพที่ 4.37 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BFDD เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09 ในลีด I ลีด II

และลีด V2 เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นจากบีทผิดปกติที่ไม่ตรงผลเฉลย

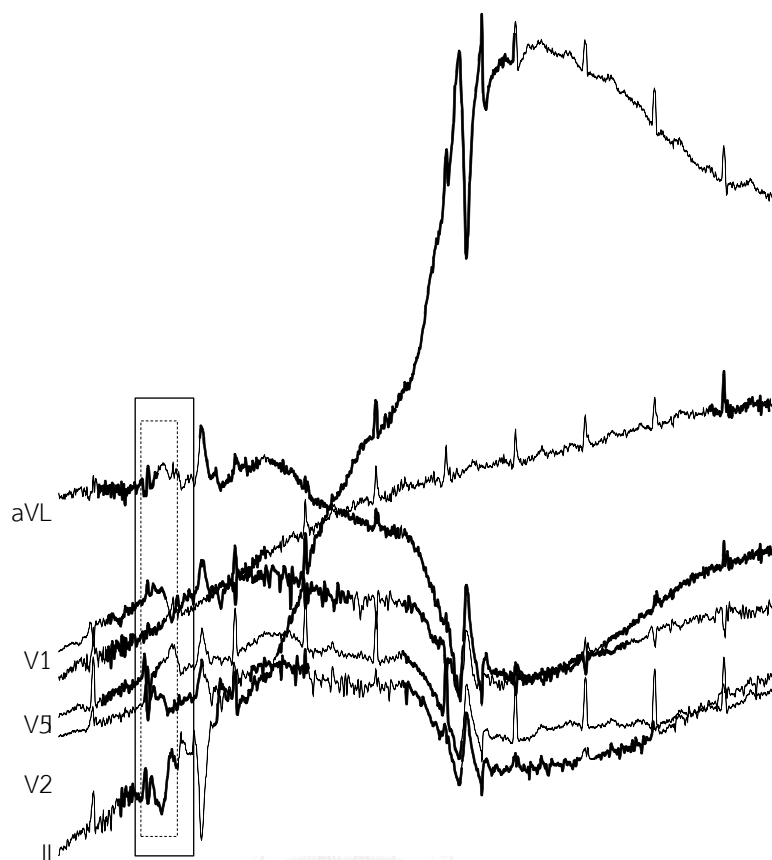
เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 126



ภาพที่ 4.38 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม HOT SAX เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09

โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นจากบีทผิดปกติที่ไม่ตรงผลเฉลยในทุกลีด

เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 126



ภาพที่ 4.39 บีทผิดปกติจากอัลกอริทึม BitClusterDiscord เมื่อทดลองกับข้อมูล INCARTDB09 โดยเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้นจากบีทผิดปกติที่ไม่ตรงผลเฉลี่ยในทุกลีด เมื่อระบุความยาวให้อัลกอริทึม คือ 126

ตารางที่ 4.13 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า AoD จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB09 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

		AoD (%)										
		BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG	
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	80%	Card.
ST1930 (=)	Best	100	100	0	94.78	94.78	0	94.78	94.78	0	100	0
	μ	75.57	42.92	0	48.77	16.52	0	48.45	16.44	0	100	0
	SD	18.27	47.07	0	32.27	35.09	0	32.66	34.93	0	0	0

ตารางที่ 4.14 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Sensitivity และค่า PPV จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB09 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

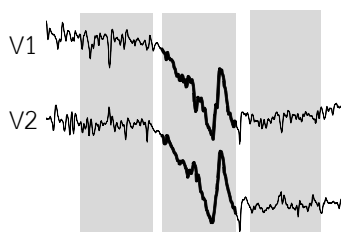
		PPV (%)																					
		BFDD			MD-ECG			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG									
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.							
Hemiblock Best	100	100	0	100	0	100	0	100	0	100	0	50	25	0	33.33	16.66	0	100	0				
01	μ	45.45	0	72.73	18.18	0	72.73	18.18	0	100	0	72.73	34.85	0	21.82	3.79	0	13.14	2.81	0	90.91	0	
(=150)	SD	0	49.79	0	44.54	38.57	0	44.54	38.57	0	0	0	31.2	42.91	0	17.06	8.23	0	9.77	5.99	0	19.28	0

ตารางที่ 4.15 เปรียบเทียบค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า Specificity และค่า False alarm rate จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) โดยใช้ข้อมูล INCARTDB09 ในการทดลอง ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

		False alarm rate (%)																					
		BFDD			MD-ECG			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG									
		40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.							
Hemiblock Best	100	100	90	80	80	80	80	80	80	80	90	90	90	100	100	100	20						
01	μ	90.91	80	75.45	62.73	50.91	49.09	43.64	36.36	34.55	98.18	88.18	9.09	20	24.55	37.27	49.09	50.91	56.36	63.64	65.45	1.82	11.82
(=150)	SD	14.43	27.63	25.71	22.19	19.75	19.28	25.32	24.22	23.88	3.86	3.86	14.43	27.63	25.71	22.19	19.75	19.28	25.32	24.22	23.88	3.86	3.86

เพื่อความชัดเจนและเข้าใจง่ายในการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการประเมินคุณภาพอัลกอริทึมด้วยเครื่องมือต่าง ๆ จึงนำเสนอด้วยค่าที่ดีที่สุด ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากผลที่ได้ในทุกลีดดังแสดงในตารางที่ 4.13 ตารางที่ 4.14 และ ตารางที่ 4.15 ซึ่งค่าที่ได้จากเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% และ 80% ของอัลกอริทึม MD-ECG ให้ค่าที่เท่ากันจึงแสดงผลเฉพาะเกณฑ์การซ้อนทับที่ 80% จากผลในตารางเหล่านี้พบว่าเมื่อใช้เกณฑ์การซ้อนบนพื้นฐานค่าขีดแบ่งของอัตราส่วนการซ้อนทับนั้น อัลกอริทึม MD-ECG เป็นอัลกอริทึมเดียวที่ให้ผลเฉลี่ยดีที่สุดในทั้งที่ใช้เกณฑ์ค่าขีดแบ่ง 40% และ 80% แต่หากพิจารณาโดยใช้เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคจะพบว่าทุกอัลกอริทึมมีค่า Sensitivity ค่า PPV และค่า AoD เป็น 0% เนื่องจากบัพทูปกติที่พบมีการแสดงข้อมูลบางส่วนของบัพทูปกติที่อยู่ใกล้เคียง อีกทั้งไม่มีอัลกอริทึมใดได้ค่า Specificity 100% เนื่องจากทุกอัลกอริทึมมีการระบุบัพทูปกติในทุก ๆ ลีด และเมื่อพิจารณาค่า False alarm rate จะพบว่ามีความมากกว่า 0% ทั้งหมด เพราะทุกอัลกอริทึมเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้น อย่างไรก็ตามจะพบว่าอัลกอริทึม MD-ECG ให้ค่า False alarm rate น้อยที่สุด

เมื่อนำผลการทดลองมาวิเคราะห์ พบว่า การที่อัลกอริทึม MD-ECG มีการแสดงบางส่วนของบัพทูปกติที่อยู่ใกล้เคียง เนื่องจากลีดที่ชัดเจนที่สุดซึ่งจากการทดลองคือ ลีด V5 บริเวณบัพทูปกติที่เกิดความผิดปกตินั้นข้อมูลถูกรบกวนมาก ทำให้การตรวจหากายสัญญาณวิทยา PQRST คลาดเคลื่อนจากตำแหน่งจริงเล็กน้อย ส่งผลให้ได้บัพทูปกติที่แสดงส่วนของบัพทูปกติที่อยู่ใกล้เคียง และการที่อัลกอริทึม MD-ECG ค้นพบบัพทูปกติที่เป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดอีก 1 บัพทูปกติในลีด V1 และ V2 เนื่องจากช่วงเวลาเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดดังกล่าว ข้อมูลหลายบัพทูปกรบกวน และสิ่งรบกวนบิดเบือนรูปร่างกายสัญญาณวิทยา PQRST ของบัพทูปกติดังกล่าว ทำให้มีรูปร่างแตกต่างจากบัพทูปกติอื่นในลีดเดียวกันอย่างมากดังภาพที่ 4.40 อีกทั้งบัพทูปกติที่พบเกิดขึ้น ณ เวลาเดียวกัน มากกว่า 1 ลีด และพบในลีด V1 และ V2 ซึ่งทั้งสองลีดสามารถใช้ประกอบการวินิจฉัยภาวะความผิดปกติจากกล้ามเนื้อหัวใจที่ผนังหัวใจด้านหน้าได้ อัลกอริทึมจึงพิจารณาเป็นบัพทูปกติ



ภาพที่ 4.40 ตัวอย่างข้อมูลสิ่งแปลกปนในบัพทูปกติของข้อมูล INCARTDB09 ทำให้เกิดรูปร่างที่แตกต่างจากบัพทูปกติอื่นในตำแหน่ง PQRST (บริเวณแรงเงา) จึงเป็นสาเหตุให้เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาด (เส้นทึบ) จากอัลกอริทึม MD-ECG

จากการทดลองแสดงให้เห็นว่า เมื่อใช้งานอัลกอริทึมกับข้อมูลลักษณะนี้ ไม่มีอัลกอริทึมใดสามารถค้นพบพีทผิดปกติ และพีทปกติได้ถูกต้องครบถ้วนอย่างสมบูรณ์ ยิ่งไปกว่านั้นเมื่อนำข้อมูลลักษณะนี้ให้แพทย์วินิจฉัย แพทย์จะเลือกเปลี่ยนข้อมูลมากกว่านำข้อมูลลักษณะนี้ไปวินิจฉัย เนื่องจากรูปร่างที่ปรากฏบิดเบือนไปจากการนำไฟฟ้าจริงที่กล่อมเนื้อหัวใจอย่างมาก

4.5 สรุปผลการทดลอง

เพื่อประเมินคุณภาพของอัลกอริทึม MD-ECG ที่เสนอการค้นพบกายสัณฐานวิทยาในข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปน การทดลองจึงเริ่มจากการประเมินคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติในข้อมูลที่ปราศจากสิ่งแปลกปน ด้วยการใช้อุณหภูมิคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนเล็กน้อย จากนั้นเพิ่มความซับซ้อนของข้อมูลด้วยการประเมินคุณภาพของอัลกอริทึมด้วยข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนมากขึ้น และ สุดท้ายใช้ข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งข้อมูลที่ใช้ นั้น ยังพบสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอุปกรณ์ทางแพทย์ด้วย ผลการทดลองพบว่า อัลกอริทึม MD-ECG มีค่า false alarm rate น้อยกว่าอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX และอัลกอริทึม BitClusterDiscord และมีค่า PPV สูงกว่าทั้ง 3 อัลกอริทึม แสดงให้เห็นว่า อัลกอริทึม MD-ECG สามารถค้นพบกายสัณฐานวิทยาปกติได้ครบถ้วน ถูกต้อง และไม่เกิดสัญญาณเตือนผิดพลาด

การประเมินคุณภาพของอัลกอริทึมในการค้นพบคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ เริ่มจากการทดลองกับข้อมูลสะอาด ทำการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีลักษณะของพีทผิดปกติที่ชัดเจนในบางลีด หลังจากนั้นทำการทดลองกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีสิ่งแปลกปน และ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายลีดที่มีสิ่งแปลกปนรูปร่างคล้ายกายสัณฐานวิทยาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า โดยภาพรวมอัลกอริทึม MD-ECG เหมาะสมกับการใช้งานมากกว่าอัลกอริทึมอื่นที่นำมาเปรียบเทียบทั้งการใช้เกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานค่าขีดแบ่ง และบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรค เพราะพีทผิดปกติที่ค้นพบครอบคลุมส่วนที่ใช้วินิจฉัยโรค และไม่แสดงส่วนที่เป็นพีทผิดปกติในผลลัพธ์จากอัลกอริทึม อย่างไรก็ตามมีการทดลองบางการทดลองที่อัลกอริทึม MD-ECG ให้ผลใกล้เคียงกับอัลกอริทึมที่นำมาเปรียบเทียบ เช่น ในหัวข้อที่ 4.4.5 พบว่าอัลกอริทึม MD-ECG และอัลกอริทึม BFDD ให้ผลใกล้เคียงกัน คือ ค่า AoD ใกล้เคียง 100% ค่า Sensitivity ค่า Specificity และค่า PPV 100% ค่า False alarm rate 0% แต่เมื่อพิจารณาเกณฑ์การซ้อนทับบนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคจะพบว่าอัลกอริทึม MD-ECG ให้ผลที่ดีกว่าทั้ง 3 อัลกอริทึม

อย่างไรก็ตามการทดลองกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนมากที่สุดซึ่งเป็นข้อมูลที่ไร้ระเบียบมาก ก็แสดงให้เห็นว่าคุณภาพของอัลกอริทึม MD-ECG ลดลง จะเห็นได้ว่าค่า Sensitivity ค่า Specificity

และค่า PPV น้อยกว่า 100% ค่า False alarm rate มากกว่า 0% แต่เมื่อเทียบกับอัลกอริทึมอื่น ยังให้ผลที่เป็นสัญญาณเตือนผิดพลาดน้อยกว่า นอกจากนี้เมื่อนำข้อมูลให้กับบุคลากรทางการแพทย์ที่ไม่ชำนาญตีความหมาย จะพบว่าบางคนตีความหมายไม่ตรงกับที่แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจวินิจฉัยไว้ โดยค่าเฉลี่ยของตัววัดแบบต่าง ๆ ในทุกชุดข้อมูลที่ทำการทดลองแสดงในตารางตารางที่ 4.16

ตารางที่ 4.16 เปรียบเทียบค่าที่เฉลี่ยของ AoD ค่า Sensitivity ค่า Specificity ค่า PPV และค่า False alarm rate จากทุกชุดข้อมูล จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด

	BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
AoD	62.98	29.77	1.09	52.98	17.03	1.14	55.73	16.69	0.55	87.57	87.57	77.1
Sensitivity	84.15	33.97	1.09	78.55	19.13	0.59	82.51	19.08	0.55	93.44	93.44	87.43
PPV	52.38	24.83	0.55	45.72	11.81	0.34	50.67	12.71	0.31	92.89	92.89	87.43
Specificity	69.91	58.29	50.55	71.49	57.16	53.6	72.77	56.68	53.01	97.89	97.89	97.81
False alarm rate	30.09	41.71	49.45	28.51	42.83	46.39	27.23	43.31	46.98	2.11	2.11	2.19

จากการทดลองทั้งหมดจึงสรุปได้ว่าอัลกอริทึม MD-ECG เหมาะสมที่จะใช้ทำการค้นหาบีทผิดปกติ และปกติในข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากกว่าอัลกอริทึมอื่นที่นำมาเปรียบเทียบ ผลลัพธ์ที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG ถูกต้องและครบถ้วน สามารถนำบีทผิดปกติที่ค้นพบไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้ และช่วยลดสัญญาณเตือนผิดพลาดลงได้เมื่อเทียบกับอัลกอริทึมอื่น

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้นำเสนออัลกอริทึม MD-ECG (Morphology discovery in ECG artifacts) ซึ่งเป็นงานวิจัยแรกของโลกที่นำเสนอการค้นพบกายสัมพันธ์ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสิ่งแปลกปน รวมถึงสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างคล้ายคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เทคนิคการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา เพื่อลดปัญหาความผิดพลาดที่เกิดจากการแปลความหมายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติที่มีสิ่งแปลกปนว่าเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ หรือที่เรียกว่า สัญญาณเตือนผิดพลาด (False alarm) โดยแนวคิดในการแก้ปัญหาความผิดพลาดนี้คือ นำหลักการแปลความจากแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจมาใช้ออกแบบอัลกอริทึม และแก้ไขปัญหานั้นโดยใช้เวลาด้วยการใช้เทคนิคการทำเหมืองข้อมูลอนุกรมเวลา

ผลการศึกษาแนวทางการแก้ไขปัญหามาจากแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ พบว่าแพทย์ใช้การพิจารณาข้อมูลในลีดอื่นที่ชัดเจนกว่า เพื่อระบุตำแหน่ง PQRST ของบีทที่มีสิ่งแปลกปน แล้วจึงแปลความหมายของบีทที่มีสิ่งแปลกปนร่วมกับการพิจารณารูปร่างของบีทอื่นในลีดเดียวกัน ผลการศึกษาที่ได้จากแพทย์ถูกนำมาใช้ออกแบบอัลกอริทึม ดังที่นำเสนอในบทที่ 3 คือ นำเสนอการค้นหาลีดที่ชัดเจนที่สุดด้วยการปรับปรุงอัลกอริทึมการค้นพบโมทีฟที่มีอยู่ในปัจจุบันให้เหมาะสมกับการใช้งานกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ นำเสนอการตรวจหาตำแหน่ง PQRST ด้วยการนำความรู้ทางการแพทย์และวิธีการค้นหา QRS ที่มีอยู่ในปัจจุบันมาประยุกต์ใช้ร่วมกัน และนำเสนอวิธีการตรวจหาสิ่งผิดปกติใหม่ด้วยการวัดความเหมือนบางส่วนของข้อมูลด้วยการใช้มาตรวัดระยะไดนามิกไทม์วอร์ปิง แล้วใช้การจัดกลุ่มตามลำดับขั้นในการระบุกายสัมพันธ์ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สำหรับการวัดความสามารถในการแก้ไขปัญหาดังกล่าว งานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองเพื่อประเมินคุณภาพของอัลกอริทึม กับข้อมูลหลากหลายลักษณะ แล้วใช้การวัดผล 2 ส่วน คือ ส่วนแรกการเปรียบเทียบรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติจากอัลกอริทึม และรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติจากการวินิจฉัยของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ และส่วนที่สองการวัดผลความครบถ้วนของบีทผิดปกติและปกติที่อัลกอริทึมค้นพบ ความถูกต้องในการค้นพบบีทผิดปกติ ความสามารถของอัลกอริทึมในการค้นพบบีทผิดปกติได้อย่างถูกต้อง และอัตราการเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึม โดยผลที่ได้จากการวิจัยสรุปได้ดังนี้

5.1 สรุปและอภิปรายผลการวิจัย

เนื่องจากบุคลากรทางการแพทย์ทำการวินิจฉัยโรคโดยการแปลความหมายจากบีทพิคตกติ ผลของงานวิจัยนี้จึงแสดงผลลัพธ์เป็นบีทพิคตกติ ซึ่งจากการทดลองในบทที่ 4 แสดงให้เห็นว่าการใช้งานอัลกอริทึมกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ ไม่ว่าจะมึ่สิ่งแปลกปนน้อย มีสิ่งแปลกปนมาก หรือมีสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างคล้ายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัลกอริทึมยังคงค้นพบบีทพิคตกติครบถ้วน และไม่แสดงผลลัพธ์เป็นบีทพิคตกติ จึงไม่มีสัญญาณเตือนผิดพลาดเกิดขึ้น นอกจากนี้การใช้งานอัลกอริทึมกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่มีสิ่งแปลกปนทั้งในการใช้งานกับข้อมูลสดเดี่ยว และหลายลีด และการใช้งานกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนน้อย มีสิ่งแปลกปนมาก หรือมีสิ่งแปลกปนที่มีรูปร่างคล้ายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่าแพทย์สามารถนำผลลัพธ์จากอัลกอริทึมไปใช้งานได้ทันที เพราะบีทพิคตกติที่ได้แสดงรูปร่างที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคครบถ้วน และไม่แสดงส่วนใดของบีทพิคตกติ รวมถึงให้ผลถูกต้องครบถ้วน และไม่แสดงสัญญาณเตือนผิดพลาดด้วยเช่นกัน อย่างไรก็ตามการใช้งานอัลกอริทึมกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติที่มีสิ่งแปลกปนมากอย่างไร้ระเบียบ พบว่ายังมีอัลกอริทึมใดสามารถให้ผลลัพธ์ที่แพทย์นำไปใช้ได้ แต่เมื่อเปรียบเทียบกับอัลกอริทึมอื่น อัลกอริทึมที่นำเสนอนี้ยังให้อัตราการเกิดสัญญาณเตือนผิดพลาดจากอัลกอริทึมน้อยกว่า

เมื่อทำการเปรียบเทียบกับวิธีการตรวจจับสิ่งผิดปกติในข้อมูลอนุกรมเวลาด้วยวิธีอื่น อาทิ การตรวจจับสิ่งผิดปกติแบบบูรทฟอร์ซด้วยอัลกอริทึม BFDD การตรวจจับสิ่งผิดปกติแบบฮิวริสติกด้วยอัลกอริทึมฮอทแซคซ์ (HOT SAX) และ อัลกอริทึมบิตคลัสเตอร์ดิสคอร์ด (BitClusterDiscord) พบว่าอัลกอริทึม MD-ECG ที่นำเสนอยังสามารถให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าอัลกอริทึมอื่น

การที่ผลลัพธ์จากอัลกอริทึม MD-ECG แสดงรูปร่างที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคครบถ้วน และไม่แสดงส่วนใดของบีทพิคตกติ เนื่องจากพิจารณาข้อมูลเฉพาะในส่วนของ PQRST ซึ่งเป็นส่วนที่แพทย์ใช้ในการวินิจฉัยโรค จึงทำให้การแปลความหมายของบีทที่มีสิ่งแปลกปนทำได้แม่นยำมากขึ้น และช่วยให้อัลกอริทึมค้นพบบีทพิคตกติได้ตรงตามรอบหัวใจเต้น ซึ่งแตกต่างจากอัลกอริทึมอื่นที่พิจารณาข้อมูลตามการสไลดิงวินโดว์ (Sliding window) จึงพิจารณาข้อมูลตามความยาวที่ผู้ใช้ระบุ ไม่ได้ใช้ความรู้ทางการแพทย์เข้ามาเกี่ยวข้อง

นอกจากนี้ อัลกอริทึม MD-ECG ใช้มาตรวัดระยะไดนามิกไทม์วอร์ปปีงในการวัดค่าความคล้ายของแต่ละบีท ทำให้สามารถวัดความคล้ายของบีทที่มีความยาวแปรผันได้แม่นยำมากขึ้น และผู้ใช้ไม่ต้องระบุความยาวของผลลัพธ์ ซึ่งแตกต่างจากอัลกอริทึมอื่นที่ใช้มาตรวัดระยะยูคลิด จึงพิจารณาข้อมูลเฉพาะส่วนที่ความยาวเท่ากันเสมอ

ยิ่งไปกว่านั้น อัลกอริทึม MD-ECG ใช้วิธีตรวจจับสิ่งผิดปกติแบบลำดับขั้น ซึ่งคำนึงถึงธรรมชาติของข้อมูลที่อาจเกิด หรือ ไม่เกิดความผิดปกติขึ้นก็ได้ ส่งผลให้การใช้งานกับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ นั้น ไม่ส่งสัญญาณเตือนผิดพลาดขึ้น เพราะค่าความคล้ายของคู่ปีทใด ๆ ใกล้เคียงกัน ซึ่งแตกต่างจากอัลกอริทึมอื่นที่ตรวจจับสิ่งผิดปกติจากรูปร่างที่แตกต่างมากที่สุดจึงทำให้ได้ปีทผิดปกติเสมอ

5.2 ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะ

จากการวิจัยทั้งหมดในวิทยานิพนธ์นี้ จะเห็นได้ว่าปีทผิดปกติที่ได้จากอัลกอริทึม MD-ECG ตรงตามปีทผิดปกติจริงซึ่งแพทย์สามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยต่อได้ อีกทั้งอัลกอริทึมถูกออกแบบบนพื้นฐานการแก้ปัญหาของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ จึงอาจเป็นประโยชน์ทางการแพทย์ในอนาคตหากนำไปใช้เป็นส่วนเพิ่มเติมให้กับอุปกรณ์ทางการแพทย์

อย่างไรก็ดี อัลกอริทึมมีข้อจำกัดบางประการ คือเมื่อนำอัลกอริทึมไปใช้งานกับข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนอย่างไร้ระเบียบ ด้วยหลักการทำงานของอัลกอริทึมพิจารณารูปร่างเป็นหลัก จึงทำให้การค้นพบปีทปกติที่ข้อมูลในส่วน PQRST ถูกบิดเบือนอย่างมาก ส่งผลให้การทำงานของอัลกอริทึมไม่สามารถให้ผลลัพธ์ที่ดีได้ แต่แนวคิดในการแก้ไขข้อจำกัดนี้อาจทำได้ด้วยการเพิ่มกฎการวินิจฉัยโรคทั้งหมดที่เกี่ยวข้องกับการแปลความหมายปีทผิดปกติทั้งหมดเข้าไปในอัลกอริทึม เพื่อเพิ่มความสามารถในการระบุปีทผิดปกติในข้อมูลที่มีสิ่งแปลกปนอย่างไร้ระเบียบ

นอกจากนี้ อัลกอริทึมที่นำเสนอยังมีข้อจำกัดเรื่องเวลาที่ใช้ในการประมวลผล ซึ่งใช้เวลาส่วนใหญ่ในการประมวลผลขั้นตอนการค้นหาสถิติที่ชัดเจนที่สุด โดยคิดเป็น $O(M^2n^2)$ เมื่อ M คือ ความยาวของลำดับย่อยที่ยาวที่สุดในการค้นหาโมทีฟ n คือ ความยาวของคลื่นไฟฟ้าหัวใจใน 1 ลีด อย่างไรก็ตามด้วยงานวิจัยนี้มุ่งเน้นที่จะลดสัญญาณเตือนผิดพลาด และค้นหาปีทผิดปกติอย่างครบถ้วน ข้อจำกัดเรื่องเวลาจึงเป็นสิ่งที่ยังไม่ได้ให้ความสำคัญมากนักในงานวิจัยนี้ แต่ในอนาคตอาจมีการปรับปรุงการค้นหาโมทีฟที่ความยาวเหมาะสมให้สามารถทำงานแบบเรียลไทม์ได้ ก็จะช่วยลดเวลาในการคำนวณลงได้ โดยอาจทำการปรับปรุงอัลกอริทึมจากแนวคิดของงานวิจัยวิธีค้นพบและบำรุงรักษาแบบออนไลน์ของอนุกรมเวลาโมทีฟ (Online Discovery and Maintenance of Time Series Motifs[94])

รายการอ้างอิง

- [1] A. Davies and A. Scott, "Principles of ECG Analysis," in *Starting to Read ECGs*, ed: Springer London, 2014, pp. 49-61.
- [2] D. Dubin, *Rapid Interpretation of EKG's, Sixth Edition*: Cover Publishing Company, 2000.
- [3] A. L. Goldberger, Z. D. Goldberger, and A. Shvilkin, *Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach, Eighth Edition*: Elsevier/Saunders, 2012.
- [4] K. Li, N. Du, and A. Zhang, "Detecting ECG abnormalities via transductive transfer learning," in *Proceedings of the ACM Conference on Bioinformatics, Computational Biology and Biomedicine*, 2012, pp. 210-217.
- [5] K. Q. Wang, Y. F. Yuan, Y. Y. Tang, and H. Zhang, "Simulated ECG waveforms in long QT syndrome based on a model of human ventricular tissue," *Computers in Cardiology*, pp. 673-676, 2006.
- [6] M. A. Colman, O. V. Aslanidi, J. Stott, A. V. Holden, and Z. Henggui, "Correlation Between P-Wave Morphology and Origin of Atrial Focal Tachycardia --Insights From Realistic Models of the Human Atria and Torso," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, pp. 2952-2955, 2011.
- [7] E. A. Maharaj and A. M. Alonso, "Discriminant analysis of multivariate time series: Application to diagnosis based on ECG signals," *Computational Statistics and Data Analysis*, vol. 70, pp. 67-87, 2014.
- [8] J. Ye, T. Kobayashi, M. Murakawa, T. Higuchi, and N. Otsu, "Anomaly Detection using Multi-channel FLAC for Supporting Diagnosis of ECG," *IEEJ Transactions on Electronics, Information and Systems*, vol. 132, pp. 111-119, 2012.
- [9] K. Polat and S. Güneş, "Detection of ECG Arrhythmia using a differential expert system approach based on principal component analysis and least square support vector machine," *Applied Mathematics and Computation*, vol. 186, pp. 898-906, 2007.

- [10] N. Yun-Hong, H. Gi-Hyun, and J. Do-Un, "Implementation of real-time abnormal ECG detection algorithm for wearable healthcare," in *Proceedings of the 6th International Conference on Computer Sciences and Convergence Information Technology (ICCIT)*, 2011, pp. 111-114.
- [11] S. Mi, W. Liping, Z. Kanjie, and Z. Jiangchao, "Multi-lead ECG classification based on Independent Component Analysis and Support Vector Machine," in *Proceedings of the 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, 2010, pp. 960-964.
- [12] P.-C. Chang, J.-J. Lin, J.-C. Hsieh, and J. Weng, "Myocardial infarction classification with multi-lead ECG using hidden Markov models and Gaussian mixture models," *Applied Soft Computing*, vol. 12, pp. 3165-3175, 2012.
- [13] M. C. Chuah and F. Fu, "ECG Anomaly Detection via Time Series Analysis," in *Proceedings of the 2007 international conference on Frontiers of High Performance Computing and Networking*, 2007, pp. 123-135.
- [14] A. Lemos, C. J. Tierra-Criollo, and W. M. Caminhas, "ECG Anomalies Identification Using a Time Series Novelty Detection Technique," in *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*. vol. 18, ed, 2008, pp. 65-68.
- [15] T. Syeda-Mahmood, D. Beymer, and W. Fei, "Shape-based Matching of ECG Recordings," in *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, pp. 2012-2018.
- [16] B. Boucheham, "Abnormality Detection in Electrocardiograms by Time Series Alignment," *Communications in Information Science and Management Engineering*, vol. 1, pp. 6-10, 2011.
- [17] E. Keogh, J. Lin, S.-H. Lee, and H. Herle, "Finding the most unusual time series subsequence: algorithms and applications," *Knowledge and Information Systems*, vol. 11, pp. 1-27, 2007.
- [18] E. Keogh, J. Lin, and A. Fu, "HOT SAX: efficiently finding the most unusual time series subsequence," in *Proceedings of the Fifth IEEE International Conference on Data Mining*, 2005, pp. 226-233.

- [19] G. Li, O. Bräysy, L. Jiang, Z. Wu, and Y. Wang, "Finding time series discord based on bit representation clustering," *Knowledge-Based Systems*, vol. 54, pp. 243-254, 2013.
- [20] M. Leng, W. Yu, S. Wu, and H. Hu, "Anomaly Detection Algorithm Based on Pattern Density in Time Series," in *Emerging Technologies for Information Systems, Computing, and Management*. vol. 236, ed, 2013, pp. 305-311.
- [21] N. Pham, Q. Le, and T. Dang, "HOT aSAX: A Novel Adaptive Symbolic Representation for Time Series Discords Discovery," in *Intelligent Information and Database Systems*. vol. 5990, N. Nguyen, M. Le, and J. Swiatek, Eds., ed: Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 113-121.
- [22] N. D. K. Khanh and D. T. Anh, "Time series discord discovery using WAT algorithm and iSAX representation," in *Proceedings of the Third Symposium on Information and Communication Technology*, 2012, pp. 207-213.
- [23] H. Sanchez and B. Bustos, "Anomaly Detection in Streaming Time Series Based on Bounding Boxes," in *Similarity Search and Applications*. vol. 8821, ed: Springer International Publishing, 2014, pp. 201-213.
- [24] C.-C. Lin and C.-M. Yang, "Heartbeat Classification Using Normalized RR Intervals and Morphological Features," *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2014, pp. 1-11, 2014.
- [25] S. Jayaraman, N. Venkatesh, P. Swamy, and V. Damodaran, *A Novel Technique for ECG Morphology Interpretation and Arrhythmia Detection Based on Time Series Signal Extracted from Scanned ECG Record*: INTECH Open Access Publisher, 2012.
- [26] K. Buza, A. Nanopoulos, L. Schmidt-Thieme, and J. Koller, "Fast Classification of Electrocardiograph Signals via Instance Selection," in *Proceedings of the First IEEE International Conference on Healthcare Informatics, Imaging and Systems Biology*, 2011, pp. 9-16.
- [27] B. S. Raghavendra, D. Bera, A. S. Bopardikar, and R. Narayanan, "Cardiac arrhythmia detection using dynamic time warping of ECG beats in e-healthcare systems," in *Proceedings of IEEE International Symposium on a*

- World of Wireless, Mobile and Multimedia Networks (WoWMoM)* 2011, pp. 1-6.
- [28] G. Zhang, W. Kinsner, and B. Huang, "Electrocardiogram data mining based on frame classification by dynamic time warping matching," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 12, pp. 701-707, 2009.
- [29] S. Luo and P. Johnston, "A review of electrocardiogram filtering," *Journal of Electrocardiology*, vol. 43, pp. 486-496, 2010.
- [30] M. P. S. Chawla, "PCA and ICA processing methods for removal of artifacts and noise in electrocardiograms: A survey and comparison," *Applied Soft Computing*, vol. 11, pp. 2216-2226, 2011.
- [31] M. Kaur, B. Singh, and Seema, "Comparison of different approaches for removal of baseline wander from ECG signal," in *Proceedings of the International Conference and Workshop on Emerging Trends in Technology*, 2011, pp. 1290-1294.
- [32] E. Castillo, D. P. Morales, A. Garcíaz, F. Martínez-Martí, L. Parrilla, and A. J. Palma, "Noise Suppression in ECG Signals through Efficient One-Step Wavelet Processing Techniques," *Journal of Applied Mathematics*, vol. 2013, pp. 1-13, 2013.
- [33] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, pp. 570-581, 2004.
- [34] B. N. Singh and A. K. Tiwari, "Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising," *Digital Signal Processing*, vol. 16, pp. 275-287, 2006.
- [35] F. Buendía-Fuentes, M. A. Arnau-Vives, A. Arnau-Vives, Y. Jiménez-Jiménez, J. Rueda-Soriano, E. Zorio-Grima, *et al.*, "High-Bandpass Filters in Electrocardiography: Source of Error in the Interpretation of the ST Segment," *ISRN Cardiology*, vol. 2012, pp. 1-10, 2012.
- [36] R. E. Gregg, S. H. Zhou, J. M. Lindauer, E. D. Helfenbein, and K. K. Giuliano, "What is inside the electrocardiograph?," *Journal of Electrocardiology*, vol. 41, pp. 8-14, 2008.

- [37] C. Chase and W. J. Brady, "Artifactual electrocardiographic change mimicking clinical abnormality on the ECG," *The American Journal of Emergency Medicine*, vol. 18, pp. 312-316, 2000.
- [38] A. Baranchuk, C. Shaw, H. Alanazi, D. Campbell, K. Bally, D. P. Redfearn, *et al.*, "Electrocardiography pitfalls and artifacts: the 10 commandments," *Critical care nurse*, vol. 29, pp. 67-73, 2009.
- [39] Y.-C. Yeh and W.-J. Wang, "QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 91, pp. 245-254, 2008.
- [40] S. Yingchareonthawornchai, H. Sivaraks, T. Rakthanmanon, and C. A. Ratanamahatana, "Efficient Proper Length Time Series Motif Discovery," in *Proceedings of the 2013 IEEE 13th International Conference on Data Mining (ICDM)*, , 2013, pp. 1265-1270.
- [41] L. W. Wilkins, *ECG Interpretation Made Incredibly Easy*: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [42] J. Crawford and L. Doherty, *Practical Aspects of ECG Recording*: M & K Update Limited, 2012.
- [43] B. Surawicz and T. K. Knilans, *Chou's Electrocardiography in Clinical Practice, Sixth Edition*: Saunders/Elsevier, 2008.
- [44] B. P. Knight, F. Pelosi, G. F. Michaud, S. A. Strickberger, and F. Morady, "Physician interpretation of electrocardiographic artifact that mimics ventricular tachycardia," *The American Journal of Medicine*, vol. 110, pp. 335-338, 2001.
- [45] S. Bowbrick and A. N. Borg, *ECG Complete*: Churchill Livingstone, 2006.
- [46] R. A. Harrigan, T. C. Chan, and W. J. Brady, "Electrocardiographic Electrode Misplacement, Misconnection, and Artifact," *Journal of Emergency Medicine*, vol. 43, pp. 1038-1044, 2012.
- [47] W. G. Stevenson and W. H. Maisel, "Electrocardiography artifact: what you do not know, you do not recognize," *The American Journal of Medicine*, vol. 110, pp. 402-403, 2001.

- [48] F. Strasser, M. Muma, and A. M. Zoubir, "Motion artifact removal in ECG signals using multi-resolution thresholding," in *Proceedings of the 20th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, 2012, pp. 899-903.
- [49] C. Ratanamahatana and E. Keogh, "Making Time-Series Classification More Accurate Using Learned Constraints," in *Proceedings of SIAM International Conference on Data Mining*, 2004, pp. 11-22.
- [50] D. J. Berndt and J. Clifford, "Using Dynamic Time Warping to Find Patterns in Time Series," in *Proceedings of the Workshop on Knowledge Discovery in Databases*, 1994, pp. 359-370.
- [51] C. A. Ratanamahatana and E. Keogh, "Three myths about dynamic time warping data mining," in *Proceedings of SIAM International Conference on Data Mining*, 2005, pp. 506-510.
- [52] C. A. Ratanamahatana and E. Keogh, "Everything you know about dynamic time warping is wrong," in *Proceedings of the Third Workshop on Mining Temporal and Sequential Data*, 2004, pp. 22-25.
- [53] A. K. Jain, M. N. Murty, and P. J. Flynn, "Data clustering: a review," *ACM Computing Surveys*, vol. 31, pp. 264-323, 1999.
- [54] M. Nanni, "Speeding-Up Hierarchical Agglomerative Clustering in Presence of Expensive Metrics," in *Advances in Knowledge Discovery and Data Mining*. vol. 3518, ed: Springer Berlin Heidelberg, 2005, pp. 378-387.
- [55] A. K. Jain and R. C. Dubes, *Algorithms for clustering data*: Prentice-Hall, Inc., 1988.
- [56] Y.-C. Yeh, C. W. Chiou, and H.-J. Lin, "Analyzing ECG for cardiac arrhythmia using cluster analysis," *Expert Systems with Applications*, vol. 39, pp. 1000-1010, 2012.
- [57] S. H. El-Khafif and M. A. El-Brawany, "Artificial Neural Network-Based Automated ECG Signal Classifier," *ISRN Biomedical Engineering*, vol. 2013, pp. 1-6, 2013.
- [58] I. I. Christov and I. K. Daskalov, "Filtering of electromyogram artifacts from the electrocardiogram," *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, pp. 731-736, 1999.

- [59] V. K. Mukamia and M. Singh, "Baseline Wander Estimation for ECG Characterization," Master of Engineering, Electrical and instrumentation engineering, Thapar University, 2010.
- [60] V. S. Chouhan and S. S. Mehta, "Total Removal of Baseline Drift from ECG Signal," in *Proceedings of the International Conference on Computing: Theory and Applications*, 2007, pp. 512-515.
- [61] M. Vidya and S. Sadasiv, "A Comparative Study on Removal of Noise in ECG Signal Using Different Filters," *International Journal of Innovative Research and Development*, vol. 2, pp. 915-927, 2013.
- [62] B. Chandrakar, O. Yadav, and V. Chandra, "A Survey of noise removal Techniques for ECG Signals," *International Journal of Advanced Research in Computer and Communication Engineering*, vol. 2, pp. 1354-1357, 2013.
- [63] S. L. Joshi, R. A. Vatti, and R. V. Tornekar, "A Survey on ECG Signal denoising techniques," in *Proceedings of the International Conference on Communication Systems and Network Technologies*, 2013, pp. 60-64.
- [64] G. Agrawal, M. Singh, V. Singh, and H. Singh, "Reduction of artifacts in 12-channel ecg signals using fastica algorithm," *Journal of Scientific and Industrial Research*, vol. 67, pp. 43-48, 2008.
- [65] M. Milanese, N. Martini, N. Vanello, V. Positano, M. F. Santarelli, and L. Landini, "Independent component analysis applied to the removal of motion artifacts from electrocardiographic signals," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 46, pp. 251-261, 2008.
- [66] M. Milanese, N. Martini, N. Vanello, V. Positano, M. Santarelli, R. Paradiso, *et al.*, "Multichannel techniques for motion artifacts removal from electrocardiographic signals," in *Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006, pp. 3391-3394.
- [67] B. Boucheham, "Matching of quasi-periodic time series patterns by exchange of block-sorting signatures," *Pattern Recognition Letters*, vol. 29, pp. 501-514, 2008.

- [68] B. Boucheham, "Reduced data similarity-based matching for time series patterns alignment," *Pattern Recognition Letters*, vol. 31, pp. 629-638, 2010.
- [69] B. Hu, T. Rakthanmanon, Y. Hao, S. Evans, S. Lonardi, and E. Keogh, "Using the minimum description length to discover the intrinsic cardinality and dimensionality of time series," *Data Mining and Knowledge Discovery*, pp. 1-42, 2014.
- [70] R. J. Martis, U. R. Acharya, and L. C. Min, "ECG beat classification using PCA, LDA, ICA and Discrete Wavelet Transform," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, pp. 437-448, 2013.
- [71] A. Izworski and P. Augustyniak, "ECG NOISE MODELLING IN TIME-FREQUENCY DOMAIN USING THE POLYNOMIAL EXTRAPOLATION," in *Proceedings of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, 2002, pp. 564-565.
- [72] C.-H. Lin, "Frequency-domain features for ECG beat discrimination using grey relational analysis-based classifier," *Computers & Mathematics with Applications*, vol. 55, pp. 680-690, 2008.
- [73] L. Song and F. Yu, "The time-frequency analysis of abnormal ECG signals," in *Life System Modeling and Intelligent Computing*, ed: Springer, 2010, pp. 60-66.
- [74] X. Hu, J. Liu, J. Wang, Z. Xiao, and J. Yao, "Automatic detection of onset and offset of QRS complexes independent of isoelectric segments," *Measurement*, vol. 51, pp. 53-62, 2014.
- [75] B. U. Kohler, C. Hennig, and R. Orglmeister, "The principles of software QRS detection," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 21, pp. 42-57, 2002.
- [76] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 32, pp. 230-236, 1985.
- [77] I. Saini, D. Singh, and A. Khosla, "QRS detection using K-Nearest Neighbor algorithm (KNN) and evaluation on standard ECG databases," *Journal of advanced research*, vol. 4, pp. 331-344, 2013.

- [78] C. R. Vazquez-Seisdedos, J. E. Neto, E. J. M. Reyes, A. Klautau, and R. C. L. de Oliveira, "New approach for T-wave end detection on electrocardiogram: Performance in noisy conditions," *Biomedical engineering online*, vol. 10, pp. 1-11, 2011.
- [79] J. P. Madeiro, W. B. Nicolson, P. C. Cortez, J. A. Marques, C. R. Vázquez-Seisdedos, N. Elangovan, *et al.*, "New approach for T-wave peak detection and T-wave end location in 12-lead paced ECG signals based on a mathematical model," *Medical engineering & physics*, vol. 35, pp. 1105-1115, 2013.
- [80] A. Espiritu-Santo-Rincon and C. Carbajal-Fernandez, "ECG feature extraction via waveform segmentation," in *Proceedings of the 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control*, 2010, pp. 250-255.
- [81] H. Naseri, H. Pourkhajeh, and M. R. Homaeinezhad, "A unified procedure for detecting, quantifying, and validating electrocardiogram T-wave alternans," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 51, pp. 1031-1042, 2013.
- [82] I. Christov and I. Simova, "Fully automated method for QT interval measurement in ECG," *Computers in Cardiology*, vol. 33, pp. 321-324, 2006.
- [83] S. S. Mehta and N. S. Lingayat, "Application of support vector machine for the detection of P-and T-waves in 12-lead electrocardiogram," *Computer methods and programs in Biomedicine*, vol. 93, pp. 46-60, 2009.
- [84] S. S. Mehta and N. S. Lingayat, "Identification of QRS complex in 12-lead ECG," *Expert Systems with Applications*, vol. 36, pp. 820-828, 2009.
- [85] A. Al Raoof Bsoul, S.-Y. Ji, K. Ward, and K. Najarian, "Detection of P, QRS, and T components of ECG using Wavelet Transformation," in *Proceedings of the International Conference on Complex Medical Engineering*, 2009, pp. 1-6.
- [86] C. Xiaomeng, "A new real-time ECG R-wave detection algorithm," in *Proceedings of the 6th International Forum on Strategic Technology*, 2011, pp. 1252-1255.
- [87] Y.-C. Yeh, W.-J. Wang, and C. W. Chiou, "Feature selection algorithm for ECG signals using Range-Overlaps Method," *Expert Systems with Applications*, vol. 37, pp. 3499-3512, 2010.

- [88] J. L. E. K. S. Lonardi and P. Patel, "Finding motifs in time series," in *Proceedings of the 2nd Workshop on Temporal Data Mining*, 2002, pp. 53-68.
- [89] D. Yankov, E. Keogh, J. Medina, B. Chiu, and V. Zordan, "Detecting time series motifs under uniform scaling," in *Proceedings of the 13th ACM SIGKDD international conference on Knowledge discovery and data mining*, 2007, pp. 844-853.
- [90] X. Xi, E. J. Keogh, L. Wei, and A. Mafra-Neto, "Finding Motifs in a Database of Shapes," in *Proceedings of the SIAM International Conference on Data Mining*, 2007, pp. 249-260.
- [91] B. Chiu, E. Keogh, and S. Lonardi, "Probabilistic discovery of time series motifs," in *Proceedings of the ninth ACM SIGKDD international conference on Knowledge discovery and data mining*, 2003, pp. 493-498.
- [92] A. Mueen, E. J. Keogh, Q. Zhu, S. Cash, and M. B. Westover, "Exact Discovery of Time Series Motifs," in *Proceedings of the SIAM International Conference on Data Mining*, 2009, pp. 473-484.
- [93] A. Mueen, E. Keogh, and N. Bigdely-Shamlo, "Finding time series motifs in disk-resident data," in *Proceedings of the Ninth IEEE International Conference on Data Mining*, 2009, pp. 367-376.
- [94] A. Mueen and E. Keogh, "Online discovery and maintenance of time series motifs," in *Proceedings of the 16th ACM SIGKDD international conference on Knowledge discovery and data mining*, 2010, pp. 1089-1098.
- [95] Y. Hao, M. Shokoohi-Yekta, G. Papageorgiou, and E. Keogh, "Parameter-free audio motif discovery in large data archives," in *Proceedings of the 13th IEEE International Conference on Data Mining (ICDM)*, 2013, pp. 261-270.
- [96] T. Rakthanmanon, E. J. Keogh, S. Lonardi, and S. Evans, "Time Series Epenthesis: Clustering Time Series Streams Requires Ignoring Some Data," in *Proceedings of the 2011 IEEE 11th International Conference on Data Mining*, 2011, pp. 547-556.
- [97] M. V. Elizari, R. S. Acunzo, and M. Ferreira, "Hemiblocks Revisited," *Circulation*, vol. 115, pp. 1154-1163, 2007.

- [98] S. Yingchareonthawornchai, "Proper Length Motif Discovery for Time Series Data using MDL Principle," Master's Thesis, Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, 2012.
- [99] G. Stouffer, *Practical ECG Interpretation: Clues to Heart Disease in Young Adults*: John Wiley & Sons, 2009.
- [100] E. Barbu, P. Heroux, S. Adam, and E. Trupin, "Clustering Document Images Using Graph Summaries," in *Machine Learning and Data Mining in Pattern Recognition*. vol. 3587, ed: Springer Berlin Heidelberg, 2005, pp. 194-202.
- [101] E. Keogh and J. Lin, "Clustering of time-series subsequences is meaningless: implications for previous and future research," *Knowledge and Information Systems*, vol. 8, pp. 154-177, 2005.
- [102] A. L. Goldberger, L. A. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, *et al.*, "Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, pp. e215-e220, 2000.
- [103] G. B. Moody, W. E. Muldrow, and R. G. Mark, "A noise stress test for arrhythmia detectors," *Computers in Cardiology*, vol. 11, pp. 381-384, 1984.
- [104] N. Madicar, "Parameter-free subsequence time series clustering," Master's Thesis, Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, 2013.



ภาคผนวก

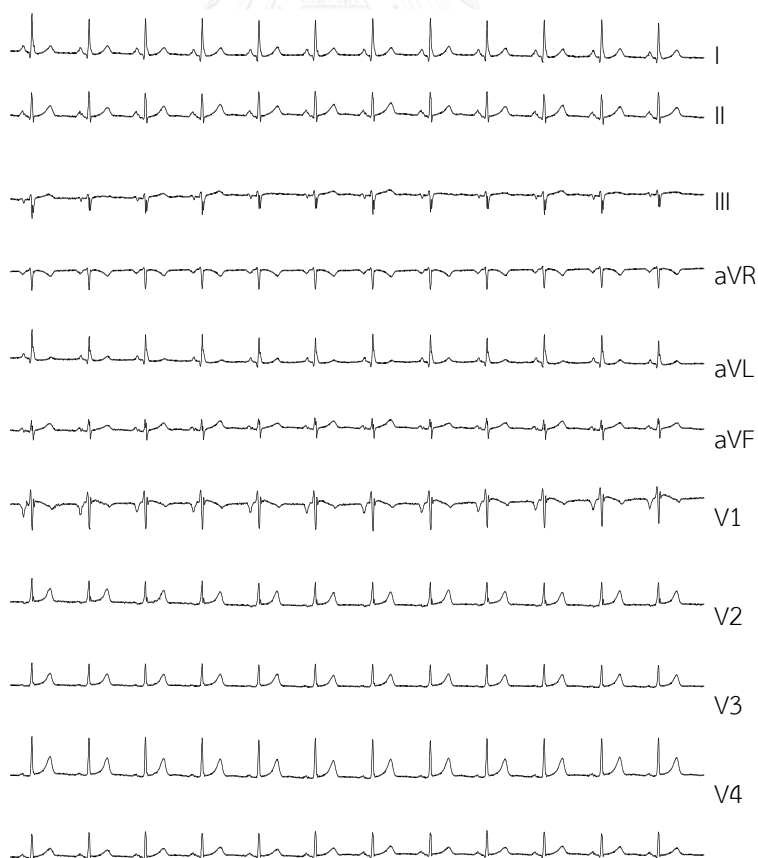
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก ตัวอย่างภาพข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลองและรายละเอียดข้อมูล

ตัวอย่างชุดข้อมูลและรายละเอียดแต่ละชุดข้อมูลโดยแบ่งลักษณะของสิ่งแปลกปนเป็น 3 ระดับ ดังนี้ ระดับ 1 ข้อมูลถูกรบกวนน้อยยังคงแสดงข้อมูลได้อย่างชัดเจน ระดับ 2 แสดงข้อมูลที่ถูกรบกวนในทุกลีด แต่ยังคงมีลีดที่สามารถหาส่วนของ PQRST ได้ และระดับ 3 แสดงข้อมูลที่ถูกรบกวนมากในทุกลีด และข้อมูลทุกลีดถูกบิดเบือนไปมากที่สุด

ข้อมูล INCARTDB01

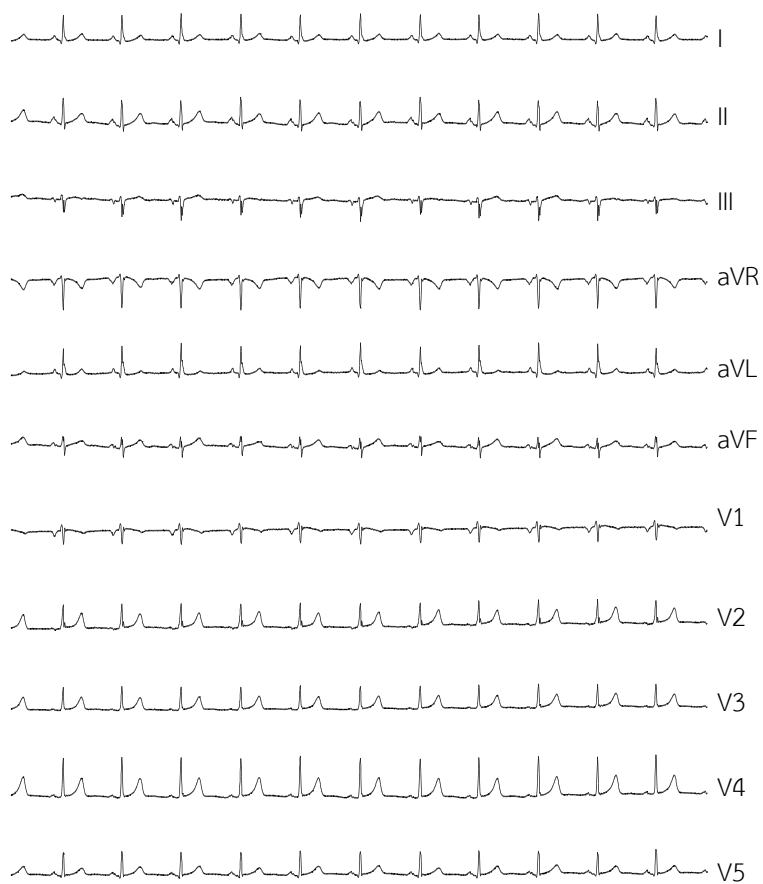
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาวของบิต ผิดปกติ (I)	ความยาวข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่งแปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.26.40 ถึง 00.26.50) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.1	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	ไม่พบ ความผิดปกติ	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและความยาวของบิตส่วนใหญ่ คือ 209	ระดับ 1



ภาพที่ ก.1 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB01

ข้อมูล INCARTDB02

แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.27.40 ถึง 00.27.50) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.2	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	ไม่พบ ความผิดปกติ	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติโดยบิท ส่วนใหญ่มีความยาว 220	ระดับ 1



ภาพที่ ก.2 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB02

ข้อมูล MITDB01

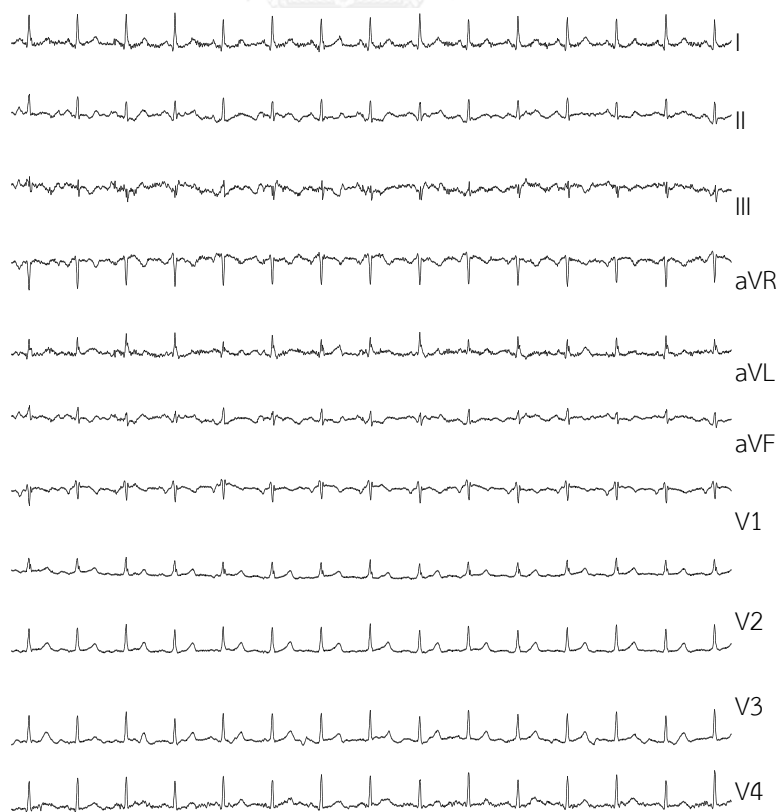
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 101 เวลา 00.00.00 ถึง 00.01.00) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.3	1lead: MLII	ไม่พบ ความผิดพลาด	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติโดยบิท ส่วนใหญ่มีความยาว 300	ระดับ 1



ภาพที่ ก.3 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MITDB01

ข้อมูล INCARTDB03

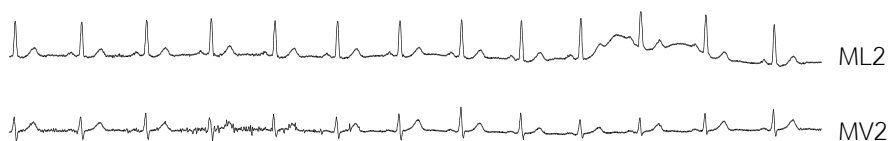
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.01.50 ถึง 00.01.60) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.4	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	ไม่พบ ความผิดพลาด	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติโดยบิท ส่วนใหญ่มีความยาว 162 และ ปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.4 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB03

ข้อมูล ITSTDB

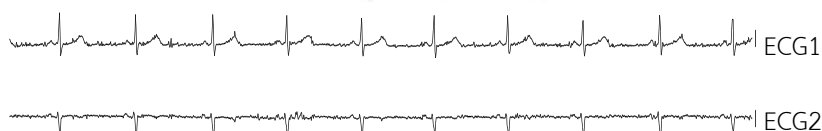
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The Long-Term ST Database (ข้อมูล s20011 เวลา 17.52.00 ถึง 17.52.10) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.5	2 leads: ML2, MV2	ไม่พบ ความผิดพลาด	2,500	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติโดยบิทส่วนใหญ่มีความยาว 191 และปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.5 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ITSTDB

ข้อมูล NSRDB

แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (ข้อมูล 16272 เวลา 11.53.00 ถึง 11.53.10) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.6	2 leads: ECG1, ECG2	ไม่พบ ความผิดพลาด	1,280	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติโดยบิทส่วนใหญ่มีความยาว 120 และปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.6 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ NSRDB

ข้อมูล ECGpaper

แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
กระดาษบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.7	3 leads: V1, V2, II	ไม่พบ ความผิดพลาด	745	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติแต่ละบิทมีความยาว 202 และปรากฏสิ่งแปลกปนในลีด V1	ระดับ 2



ภาพที่ ก.7 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ECGpaper

ข้อมูล MITDB02

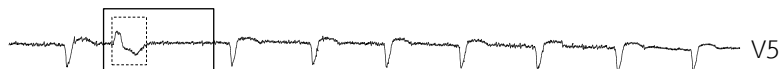
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 108 เวลา 00.09.30 ถึง 00.09.40) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.8	1lead: MLII	554	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีดเดี่ยว แสดงบิทผิดปกติ 1 บิท	ระดับ 2



ภาพที่ ก.8 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MITDB02

ข้อมูล MITDB03

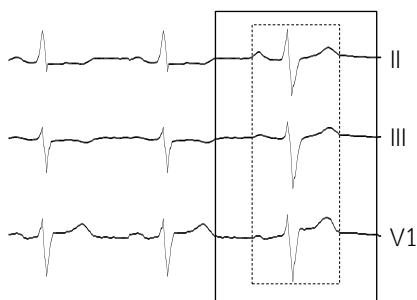
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 108 เวลา 00.09.30 ถึง 00.09.40) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.9	1lead: V5	554	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจลีดเดี่ยว แสดงบิทผิดปกติ 1 บิท	ระดับ 2



ภาพที่ ก.9 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MITDB03

ข้อมูล Hemiblock1

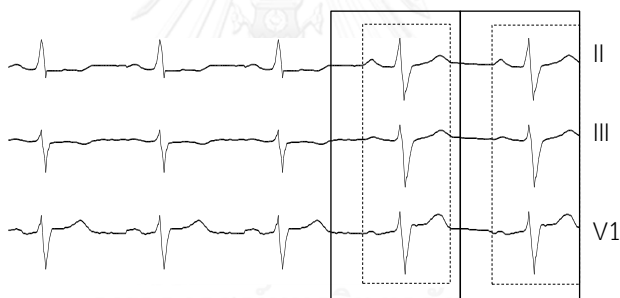
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
ข้อมูลสังเคราะห์ ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.10	3 leads: II, III, V1	150	343	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่แต่ละลีดแสดงบิทผิดปกติ 1 บิท จากภาวะการนำไฟฟ้าผิดปกติในบริเวณด้านหน้าของหัวใจห้องซ้าย	ระดับ 2



ภาพที่ ก.10 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Hemiblock1

ข้อมูล Hemiblock2

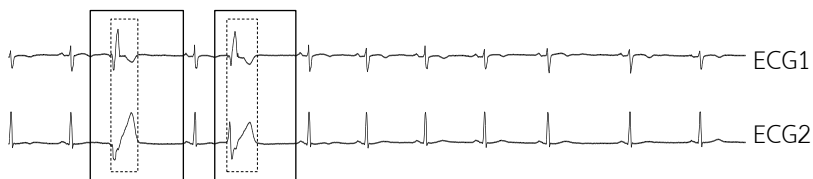
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
ข้อมูลสังเคราะห์ ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.11	3 leads: II, III, V1	150	537	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 ลีดที่แต่ละลีดแสดงบิทผิดปกติ 2 บิท จากภาวะการนำไฟฟ้าผิดปกติในบริเวณด้านหน้าของหัวใจห้องซ้าย	ระดับ 2



ภาพที่ ก.11 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Hemiblock2

ข้อมูล ITDB

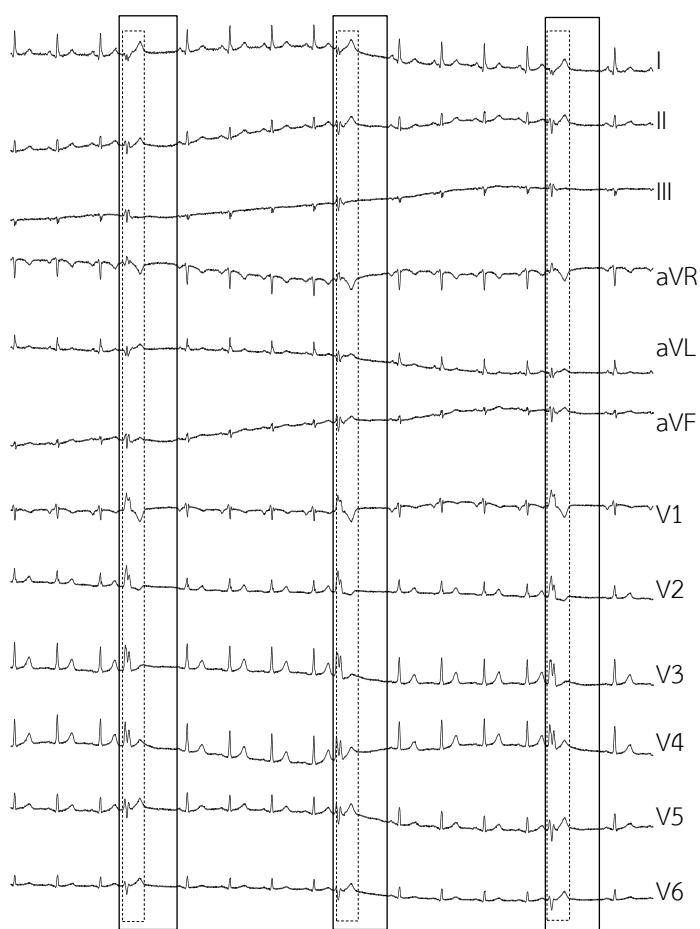
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (I)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Long Term Database (ข้อมูล 14046 เวลา 01.41.10 ถึง 01.41.20) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.12	2 leads: ECG1, ECG2	146 และ 154	1,280	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีดที่แต่ละลีดแสดงบิทผิดปกติ 2 บิท	ระดับ 2



ภาพที่ ก.12 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ITDB

ข้อมูล INCARTDB04

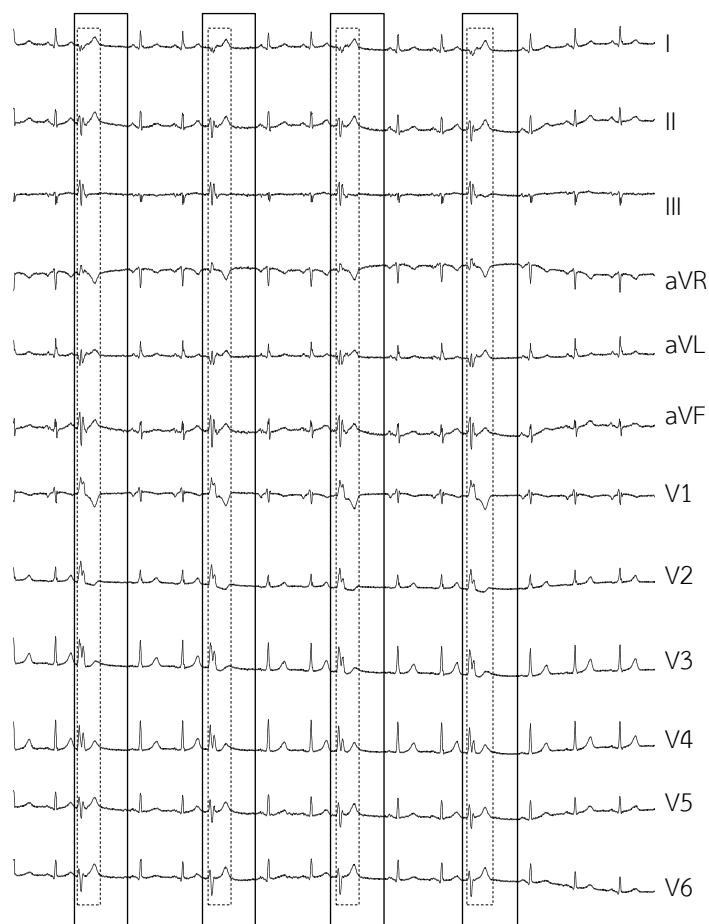
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i01 เวลา 00.01.40 ถึง 00.01.50) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.13	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6	203 217 และ 223	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด ใน แต่ละลีดแสดงบิทผิดพลาด 3 บิต และปรากฏสิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.13 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB04

ข้อมูล INCARTDB05

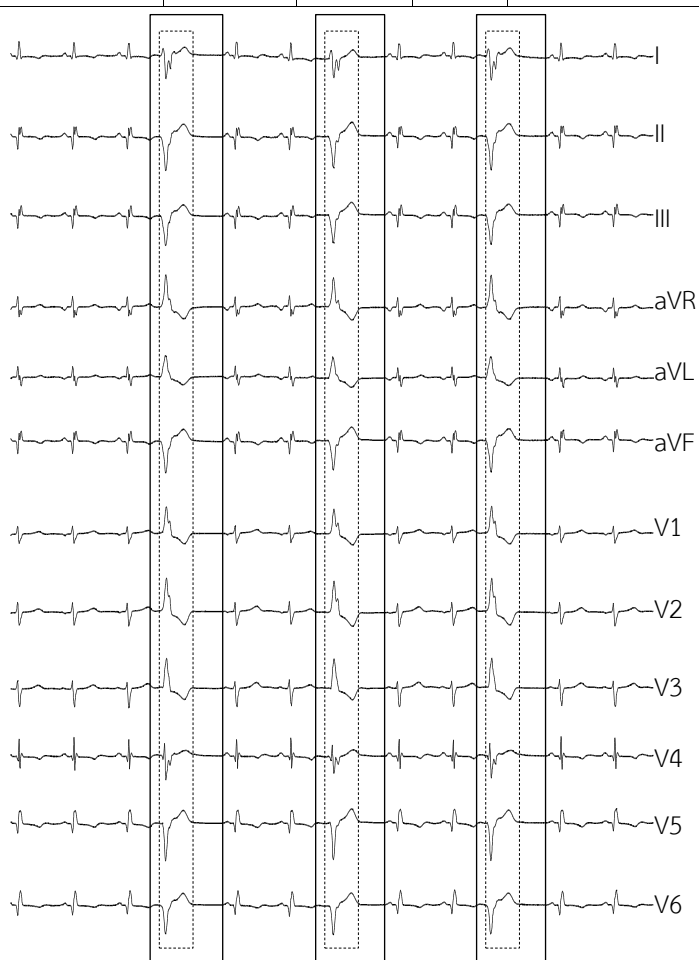
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i01 เวลา 00.15.30 ถึง 00.15.40) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.14	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6	212 223 223 และ 234	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 4 บิท แต่ละบิท เกิดจากหัวใจห้องล่างเต้นผิด จังหวะ 1 ครั้งสลับกับปกติ 2 ครั้ง (Trigeminy PVC) และปรากฏสิ่ง แปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.14 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB05

ข้อมูล INCARTDB06

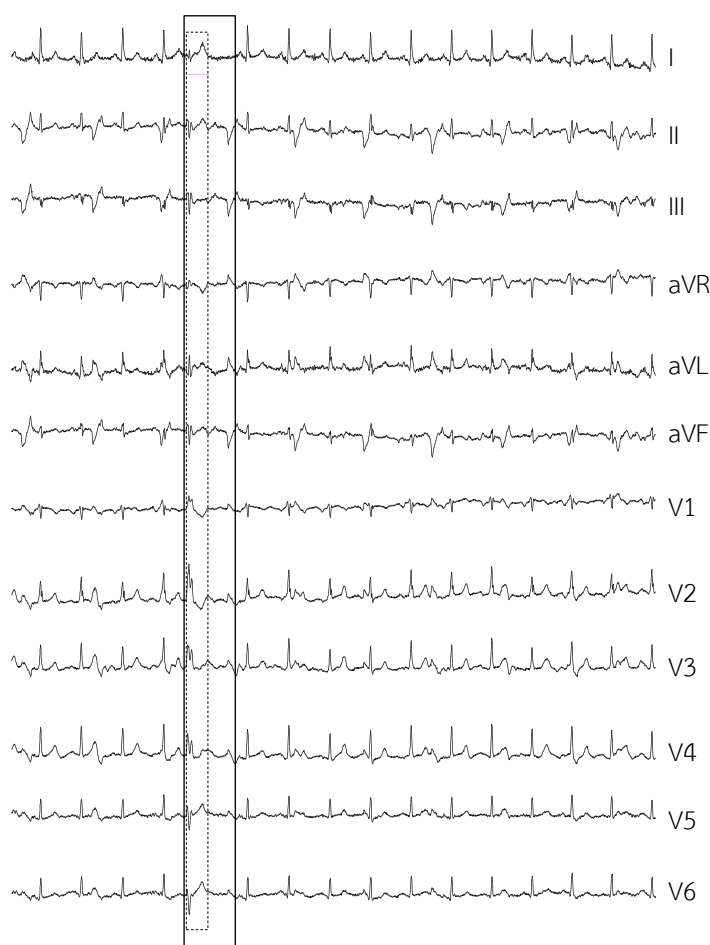
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล I75 เวลา 00.07.40 ถึง 00.07.50) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.15	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5,V6	281 272 และ 277	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 3 บิท แต่ละบิท เกิดจากหัวใจห้องล่างเต้นผิด จังหวะ 1 ครั้งสลับกับปกติ 2 ครั้ง (Trigeminy PVC) และปรากฏสิ่ง แปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.15 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB06

ข้อมูล INCARTDB07

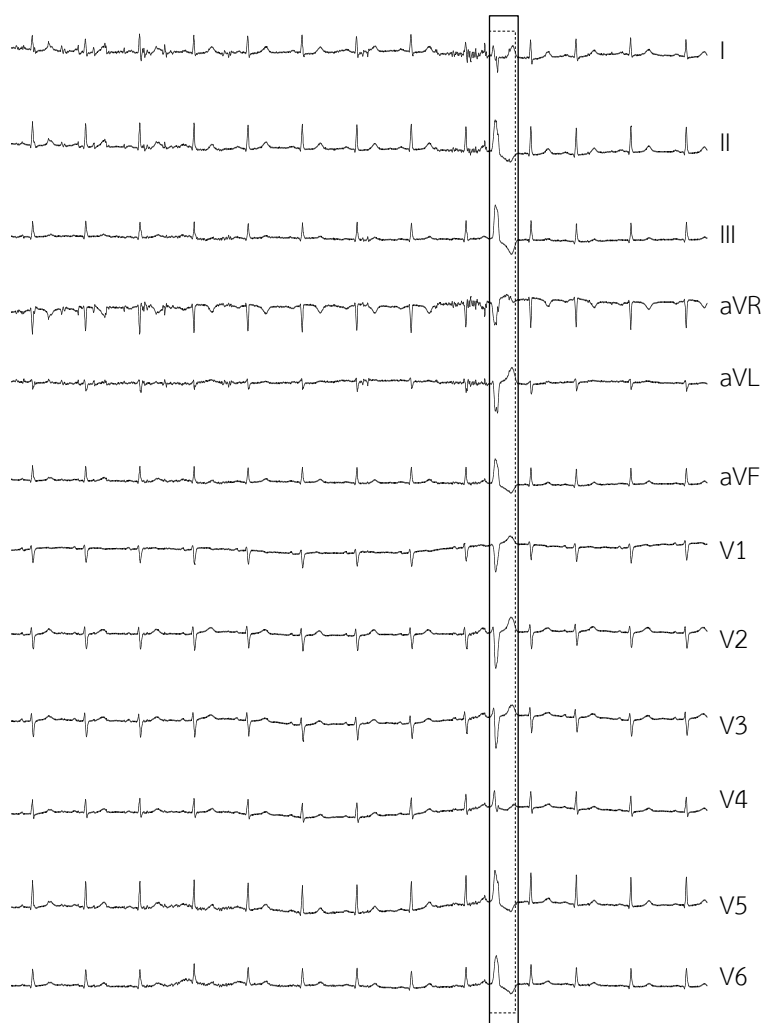
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i01 เวลา 00.00.00 ถึง 00.00.10) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.16	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6	203	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 1 บิทจากหัวใจ ห้องล่างเต้นผิดจังหวะ และปรากฏ สิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.16 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB07

ข้อมูล INCARTDB08

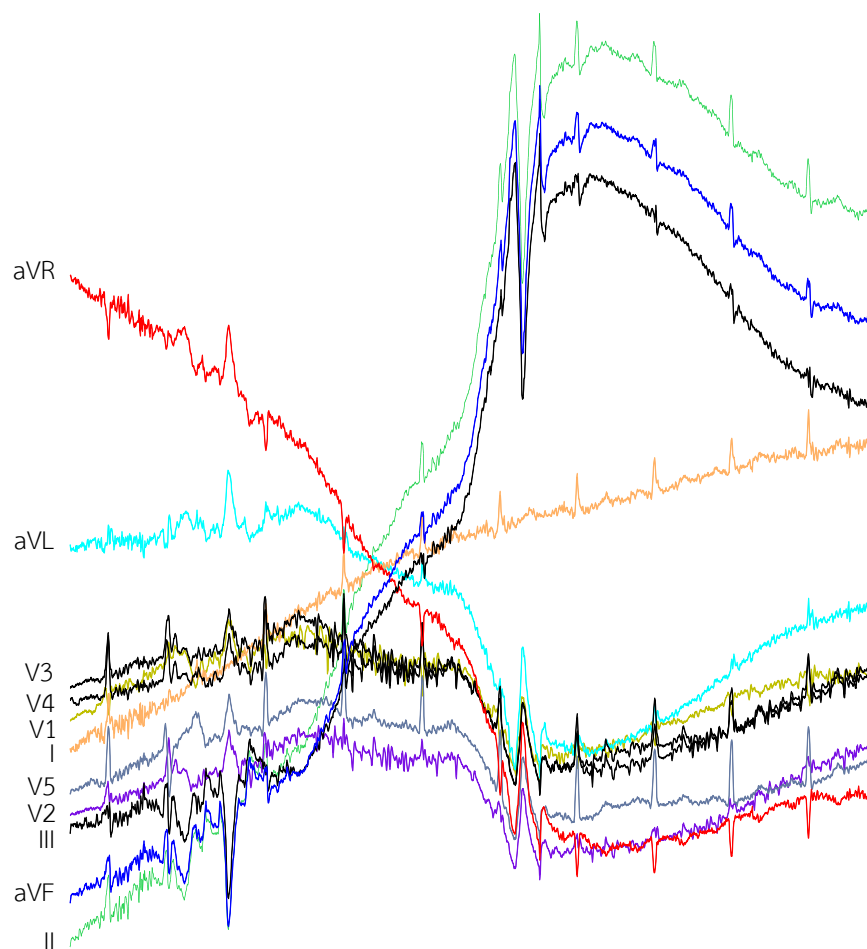
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิต ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล l66 เวลา 00.13.20 ถึง 00.13.30) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.17	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5,V6	148	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงบิตผิดปกติ 1 บิต จากหัวใจ ห้องล่างเต้นผิดจังหวะ และปรากฏ สิ่งแปลกปนในทุก ๆ ลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.17 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB08

ข้อมูล INCARTDB09

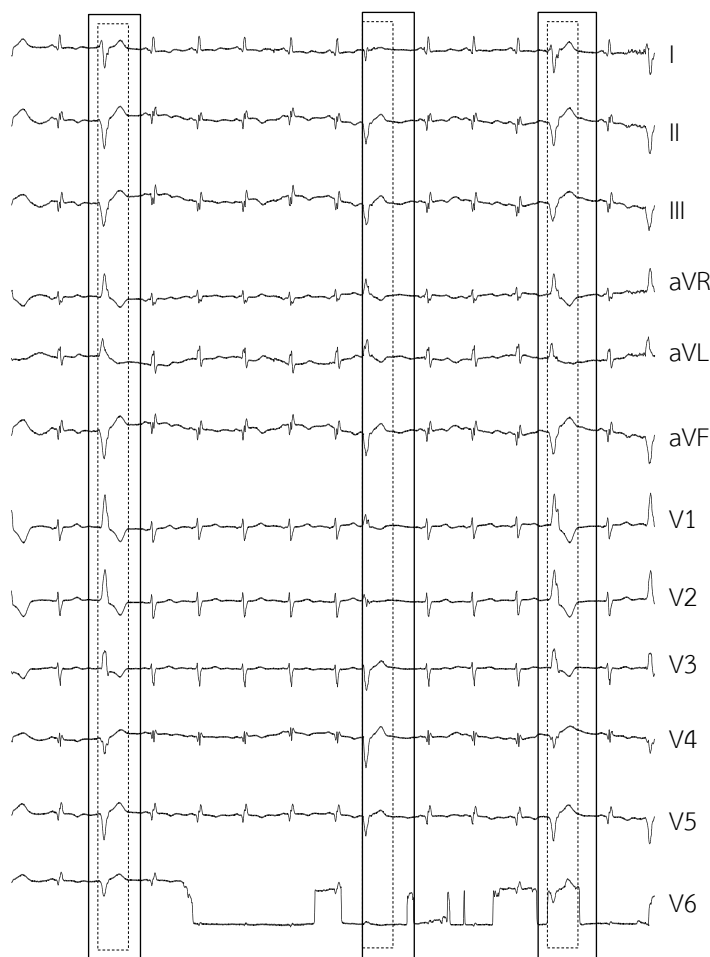
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล i02 เวลา 00.09.34 ถึง 00.09.40) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.18	11 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5	126	1,531	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 11 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 1 บิทและปรากฏ สิ่งแปลกปนที่ไม่เป็นระเบียบอย่าง มากในทุก ๆ ลีด	ระดับ 3



ภาพที่ ก.18 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB09

ข้อมูล INCARTDB10

แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The St. Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (ข้อมูล I74 เวลา 00.09.20 ถึง 00.09.30) ข้อมูลแสดงใน ภาพที่ ก.19	12 leads: I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5,V6	236 278 และ 215	2,570	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ลีด แสดงบิทผิดปกติ 3 บิท แต่ละบิท เกิดจากหัวใจห้องล่างเต้นผิด จังหวะ และปรากฏสิ่งแปลกปนที่ ไม่เป็นระเบียบอย่างมากในทุก ๆ ลีด	ระดับ 3



ภาพที่ ก.19 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ INCARTDB10

ข้อมูล MGH01

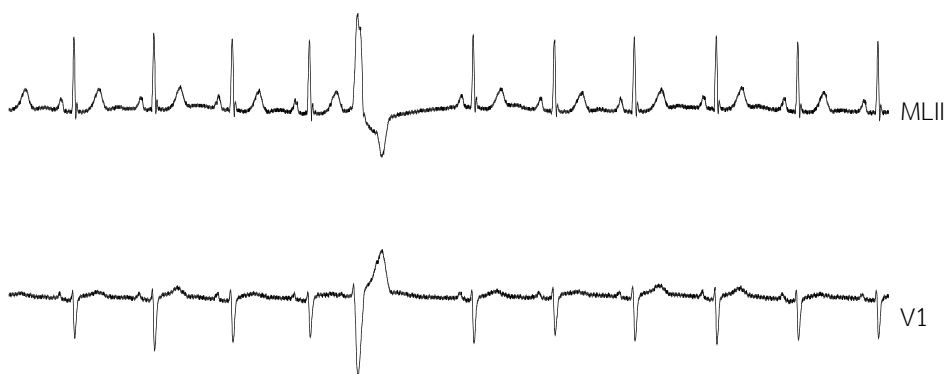
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิต ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MGH/MF Waveform Database (ข้อมูล mgh205 เวลา 17.01.12 ถึง 17.01.22) ข้อมูลแสดงในภาพที่ ก.20	2 leads: II, V3	409 และ 396	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีด แสดง บิตผิดปกติ 2 บิต แต่ละบิตเกิด จากหัวใจห้องบนเต้นผิดปกติ หลายตำแหน่ง (Multifocal PAC) และปรากฏสิ่งแปลกปนทั้งสองลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก.20 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MGH01

ข้อมูล MITDB04

แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิต ผิดปกติ (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Arrhythmia Database (ข้อมูล 119 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ลีด แสดงบิตผิดปกติ 1 บิตปรากฏ สิ่งแปลกปนทั้งสองลีด	ระดับ 2



ภาพที่ ก. 21 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MITDB04

ข้อมูล NSTDB01

แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e24 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง ชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 24 dB แสดงบิทผิดพลาด 1 บิท	ระดับ 2



ภาพที่ ก. 22 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ NSTDB01

ข้อมูล NSTDB02

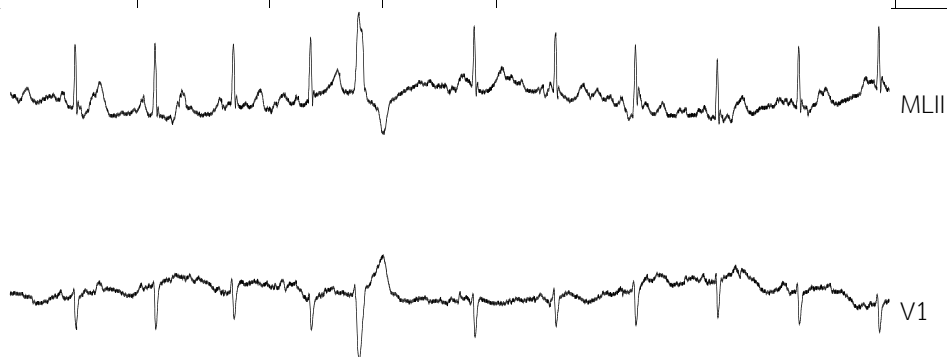
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e18 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง ชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 18 dB แสดงบิทผิดพลาด 1 บิท	ระดับ 2



ภาพที่ ก. 23 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ NSTDB02

ข้อมูล NSTDB03

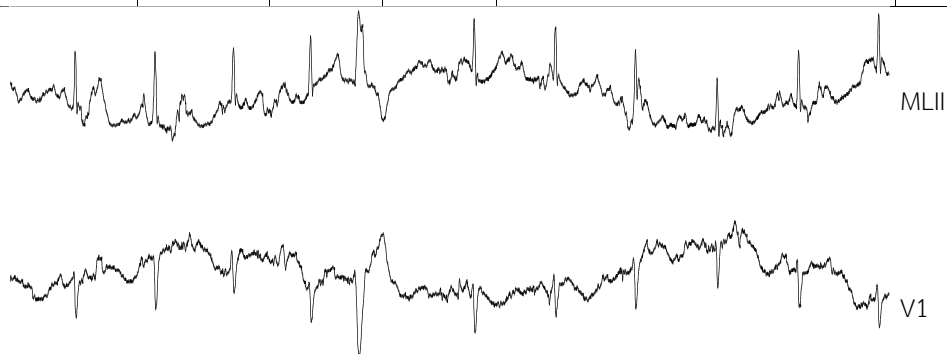
แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e12 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง ชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 12 dB แสดงบิทผิดพลาด 1 บิท	ระดับ 2



ภาพที่ ก. 24 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ NSTDB03

ข้อมูล NSTDB04

แหล่งข้อมูล	จำนวนลีด	ความยาว ของบิท ผิดพลาด (l)	ความยาว ข้อมูล แต่ละลีด	รายละเอียด	สิ่ง แปลกปน
The MIT-BIH Noise Stress Test Database (ข้อมูล 119e06 เวลา 29.30 ถึง 29.40)	2 leads: MLII, V1	450	3,600	ข้อมูลสังเคราะห์จากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง ชุด MITDB04 และข้อมูลสิ่งรบกวน (noise) โดยข้อมูลมีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise, SNR) 6 dB แสดงบิทผิดพลาด 1 บิท	ระดับ 3



ภาพที่ ก. 25 ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ NSTDB03

ข้อมูล	ค่า	ลิต	AoD											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB03	162	aVR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVL	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVF	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ITSTDB	191	ML2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ITSTDB	191	MV2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
NSRDB	120	ML2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
NSRDB	120	MV2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	V1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	V2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	II	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
MITDB02	554	MLII	93.96	93.96	0	89.21	89.21	0	89.21	89.21	0	97.8	97.8	97.8
MITDB03	554	V5	85.37	85.37	0	50.63	0	0	50.63	0	0	97.8	97.8	97.8
Hemiblock1	150	II	90.66	90.66	0	0	0	0	91.33	91.33	0	100	100	100
Hemiblock1	150	III	100	100	100	0	0	0	73.33	0	0	100	100	100
Hemiblock1	150	V1	100	100	100	0	0	0	71.33	0	0	100	100	100
Hemiblock2	150	II	32.69	0	0	36.05	0	0	36.53	0	0	80.67	80.67	80.67
Hemiblock2	150	III	29.8	42.71	0	35.57	0	0	30.28	42.23	0	80.67	80.67	80.67
Hemiblock2	150	V1	29.8	42.71	0	39.42	0	0	50	50	0	80.67	80.67	80.67
ITDB	146	ECG1	37.06	0	0	63.68	0	0	54.21	0	0	88.07	88.07	88.07
ITDB	146	ECG2	44.97	0	0	79.14	41.25	0	63.88	0	0	88.07	88.07	88.07
ITDB	154	ECG1	37.06	0	0	74.25	44.75	0	56.19	0	0	88.07	88.07	88.07
ITDB	154	ECG2	44.97	0	0	87.29	87.29	0	82.36	82.36	0	88.07	88.07	88.07
INCARTDB04	217	I	70.78	28.25	0	70.33	31.34	0	52.5	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	II	72.66	29	0	63.83	27.2	0	41.33	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	III	89.79	89.79	0	55.05	30.69	0	84.97	61.05	31.87	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	aVR	52.5	29.15	0	74.75	26.88	0	43.22	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	aVL	79.07	58.51	0	39.63	0	0	38.7	0	0	96.13	96.13	96.13

ข้อมูล	ค่า	ลิต	AoD											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB04	217	aVF	89.05	89.05	0	79.68	30.1	0	72.32	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	V1	74.22	30.69	0	68.6	29.6	0	0	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	V2	83.95	83.95	0	58.04	0	0	16.9	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	V3	83.5	57.35	0	48.85	32.26	0	69.3	27.96	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	V4	85.71	85.71	0	76.66	60.95	0	54.18	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	V5	89.35	89.35	0	63.72	28.49	0	76.02	29.08	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	217	V6	79.92	60.04	0	74.1	30.79	0	38.28	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	I	71.2	28.25	0	71.6	32.26	0	54.47	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	II	73.58	29	0	63.74	0	0	44.72	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	III	89.79	89.79	0	43.89	0	0	85.82	61.45	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	aVR	72.87	29.15	0	79.48	27.04	0	63.35	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	aVL	72.42	28.25	0	70.39	30.88	0	39.91	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	aVF	89.05	89.05	0	91.67	91.67	0	74.62	27.75	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	V1	79.74	59.11	0	46.19	29.6	0	0	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	V2	83.95	83.95	0	35.9	0	0	0	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	V3	85	85	0	46.4	29.95	0	41.77	28.26	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	V4	80.45	58.33	0	62.17	0	0	53	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	V5	82.44	59.55	0	46.46	0	0	72.23	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB04	223	V6	88.89	88.89	0	55.44	0	0	37.84	0	0	96.13	96.13	96.13
INCARTDB05	212	I	77.58	22.64	0	76.55	23.56	23.56	60.08	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	II	76.65	62.87	0	34.69	0	0	52.82	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	III	81	42.27	0	64.16	0	0	64.48	22.42	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	aVR	73.07	42.68	0	69.43	23	0	63.97	21.56	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	aVL	79.94	21.11	0	69.43	23.56	23.56	64.72	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	aVF	82.23	62.78	0	55.57	23.11	0	38.49	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	V1	71.75	43.03	0	43.93	21.52	0	65.26	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	V2	74.63	40.84	0	38.69	0	0	55.49	23.22	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	V3	79.06	20.99	0	45.97	0	0	69.98	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	V4	82.47	63.47	0	67.2	21.52	0	67.43	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	V5	83.11	83.11	0	54.67	40.64	0	74.85	45.54	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	212	V6	82.9	42.92	0	46.7	0	0	68.81	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	I	72.08	22.64	0	51.14	0	0	62.37	0	0	95.44	95.44	95.44

ข้อมูล	ค่า	ลิต	AoD											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB05	223	II	76.76	62.98	0	51.52	0	0	57.48	21.11	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	III	83.11	63.34	0	47.86	0	0	67.55	24.78	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	aVR	79.08	62.64	0	60.7	20.4	0	62.46	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	aVL	81.92	22.64	0	70.43	23.43	0	71.45	20.29	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	aVF	73.42	41.28	0	53.68	25	0	40.82	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	V1	71.75	43.03	0	67.23	0	0	72.42	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	V2	75.35	41.66	0	48.33	0	0	53.74	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	V3	79.74	41.51	0	41.94	23.89	0	73.72	20.52	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	V4	82.78	63.11	0	66.42	66.42	0	74.43	41.86	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	V5	83.44	83.44	0	46.48	23.22	0	76.34	45.31	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	223	V6	83.01	43.03	0	42.41	25	25	75.21	42.84	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	I	67.45	48.82	0	46.61	20.89	0	67	21	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	II	85.11	85.11	0	66.33	0	0	63.08	63.08	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	III	84.62	84.62	0	86.56	48.54	0	64.97	0	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	aVR	93.22	93.22	0	78.94	43.94	0	66.76	20.89	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	aVL	84.33	64.37	0	51.43	23.21	0	73.16	41.41	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	aVF	83.5	83.5	0	54.67	25	0	61.77	42.21	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	V1	71.76	43.03	0	55.6	21.41	0	71.65	20.22	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	V2	77.27	42.69	0	52.11	23	0	54.33	40.53	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	V3	80.44	43.38	0	20.52	20.52	0	77.7	62.48	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	V4	82.21	63.46	0	85.77	69.61	0	77.16	63.48	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	V5	84.53	84.53	0	54.34	42.19	0	54.3	42.04	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB05	234	V6	62.35	42.35	0	59.37	44.87	0	79.57	45.98	0	95.44	95.44	95.44
INCARTDB06	272	I	72.35	0	0	47.91	0	0	71.06	30.21	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	II	63.98	0	0	55.22	0	0	60.75	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	III	64.47	0	0	31.75	0	0	60.05	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	aVR	22.71	0	0	52.89	0	0	45.69	27.47	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	aVL	65.56	0	0	49.1	0	0	60.22	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	aVF	64.34	0	0	32.1	0	0	62.69	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	V1	46.33	0	0	54.99	0	0	42.57	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	V2	46.82	0	0	67.38	0	0	59.4	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	V3	48.03	0	0	45.88	0	0	46.22	0	0	88.72	88.72	88.72

ข้อมูล	ค่า	ลิต	AoD											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB06	272	V4	75.02	0	0	14.16	0	0	33.46	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	V5	48.61	0	0	85.48	60.18	0	45.69	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	272	V6	49.47	0	0	32.5	0	0	42.9	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	I	72.95	0	0	48.15	0	0	67.46	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	II	48.6	0	0	17.46	0	0	61.14	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	III	75.71	26.85	0	42.99	0	0	60.28	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	aVR	22.83	0	0	66.99	0	0	58.36	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	aVL	76.68	26.85	0	47.07	0	0	63.6	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	aVF	48.73	0	0	57.41	0	0	63.76	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	V1	46.46	0	0	61.32	0	0	43.05	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	V2	46.94	0	0	75.22	0	0	60.72	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	V3	48.63	0	0	63.53	0	0	44.44	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	V4	76.09	0	0	39.59	0	0	33.56	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	V5	49.34	0	0	73.03	30.26	0	48.13	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	277	V6	49.7	0	0	50.46	0	0	31.37	31.37	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	I	72.95	0	0	56.54	0	0	69.5	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	II	48.73	0	0	58.03	26.97	0	67.89	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	III	49.09	0	0	68.44	26.97	0	57.21	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	aVR	36.66	0	0	40.16	0	0	59.08	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	aVL	77.04	27.33	0	46.96	0	0	55.09	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	aVF	48.85	0	0	31.06	0	0	64.71	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	V1	46.46	0	0	45.29	0	0	43.3	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	V2	46.94	0	0	41.27	0	0	67.25	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	V3	48.75	0	0	56.85	0	0	45.25	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	V4	49.83	0	0	32.27	0	0	32.73	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	V5	49.7	0	0	72.17	30.37	0	41.79	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB06	281	V6	49.82	0	0	33.47	0	0	42.17	0	0	88.72	88.72	88.72
INCARTDB07	203	I	72.41	0	0	62.06	0	0	67.48	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	II	59.11	0	0	98.52	98.52	0	54.67	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	III	87.19	87.19	0	52.7	0	0	56.15	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	aVR	92.61	92.61	0	69.45	0	0	69.95	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	aVL	88.17	88.17	0	51.72	0	0	95.56	95.56	0	94.58	94.58	94.58

ข้อมูล	ค่า	ลิต	AoD											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB07	203	aVF	61.08	0	0	68.96	0	0	91.13	91.13	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	V1	92.61	92.61	0	54.67	0	0	47.29	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	V2	82.26	82.26	0	44.33	0	0	44.82	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	V3	63.05	0	0	61.57	0	0	58.62	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	V4	72.9	0	0	54.18	0	0	53.69	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	V5	71.42	0	0	44.33	0	0	57.14	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB07	203	V6	92.61	92.61	0	55.17	0	0	51.23	0	0	94.58	94.58	94.58
INCARTDB08	148	I	0	0	0	60.81	0	0	85.13	85.13	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	II	70.27	0	0	84.45	84.45	0	72.29	0	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	III	72.97	0	0	91.89	91.89	0	85.81	85.81	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	aVR	0	0	0	66.89	0	0	70.27	0	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	aVL	53.37	0	0	90.54	90.54	0	85.13	85.13	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	aVF	83.1	83.1	0	96.62	96.62	0	85.81	85.81	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	V1	72.97	0	0	84.45	84.45	0	85.13	85.13	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	V2	77.02	0	0	62.83	0	0	86.48	86.48	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	V3	0	0	0	80.4	80.4	0	87.83	87.83	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	V4	0	0	0	78.37	0	0	89.86	89.86	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	V5	44.59	0	0	86.48	86.48	0	87.16	87.16	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB08	148	V6	0	0	0	87.16	87.16	0	85.81	85.81	0	97.19	97.19	97.19
INCARTDB09	126	I	52.17	0	0	56.52	0	0	46.08	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	II	56.52	0	0	59.13	0	0	66.95	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	III	72.17	0	0	62.6	0	0	58.26	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVR	57.39	0	0	0	0	0	66.95	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVL	100	100	0	62.6	0	0	0	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVF	52.17	0	0	0	0	0	66.95	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V1	91.3	91.3	0	51.3	0	0	46.95	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V2	93.91	93.91	0	94.78	94.78	0	94.78	94.78	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V3	92.17	92.17	0	86.95	86.95	0	86.08	86.08	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V4	94.78	94.78	0	0	0	0	0	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V5	68.69	0	0	62.6	0	0	0	0	0	100	100	0
INCARTDB10	215	I	37.35	0	0	44.57	30.23	30.23	35.49	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	II	37.66	0	0	36.38	0	0	40.22	0	0	61.04	61.04	38.41

ข้อมูล	ค่า	ลิต	AoD											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	215	III	38.97	0	0	34.74	0	0	41.99	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	aVR	38.9	0	0	50.72	27.42	5.89	37.52	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	aVL	45.09	0	0	0	0	0	41.73	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	aVF	37.98	0	0	17.58	0	0	38.67	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	V1	42.8	0	0	37.19	0	0	42.75	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	V2	43.36	0	0	36.17	0	0	45.23	0	25.68	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	V3	43.71	0	0	38.96	0	0	40.3	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	V4	36.71	0	0	27.42	27.42	0	51.25	27	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	V5	41.32	0	0	52.22	30.23	30.23	37.78	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	215	V6	45.81	0	0	18.56	0	0	38.23	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	I	41.26	0	0	44.02	0	0	34.15	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	II	38.81	0	0	34.25	0	0	37.47	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	III	39.23	0	0	18.56	0	0	42.72	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	aVR	43.13	0	0	50.51	26.88	0	38.61	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	aVL	45.73	0	0	32.04	0	0	42.19	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	aVF	38.95	0	0	41.65	0	0	39.06	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	V1	45.31	0	0	37.59	0	0	58.15	58.15	28.19	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	V2	46.01	0	0	37.82	0	0	50.13	28.19	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	V3	46.5	0	0	42.64	0	0	22.36	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	V4	36.71	0	0	49.4	0	6.46	48.71	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	V5	44.14	0	0	52.24	28.19	28.19	37.61	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	236	V6	46.21	0	0	19.83	0	0	26.3	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	I	51.54	30.58	0	48.56	0	0	43.42	28.12	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	II	39.35	0	0	34.25	0	0	40.7	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	III	39.51	0	0	33.61	0	0	50.53	33.33	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	aVR	44.54	0	0	50.51	26.88	0	39.83	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	aVL	49.12	26.76	0	32.04	0	0	41.43	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	aVF	39.51	0	0	41.65	0	0	42.34	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	V1	47.22	27.95	0	40.93	0	0	54.48	29.03	7.62	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	V2	50.91	30.94	0	37.82	0	0	50.9	30.22	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	V3	47.71	26.76	0	42.64	0	0	38.89	0	0	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	V4	38.55	0	0	49.4	0	6.46	50.03	0	0	61.04	61.04	38.41

ข้อมูล	ค่า	ลิต	AoD											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	278	V5	46.75	0	0	52.24	28.19	28.19	38.21	0	7.62	61.04	61.04	38.41
INCARTDB10	278	V6	51.42	32.85	0	19.83	0	0	33.33	33.33	0	61.04	61.04	38.41
MGH01	396	II	69.46	40.8	0	59.4	0	0	69.46	40.68	0	99.74	99.74	99.74
MGH01	396	V3	73.12	40.93	0	85.86	46.59	0	56.09	0	0	99.74	99.74	99.74
MGH01	409	II	72.44	42.44	0	34.5	0	0	71.82	42.19	0	99.74	99.74	99.74
MGH01	409	V3	76.34	42.56	0	87.7	87.7	0	57.47	0	0	99.74	99.74	99.74
MITDB04	450	MLII	85.55	85.55	0	42.88	0	0	62.88	0	0	100	100	100
MITDB04	450	V1	83.33	83.33	0	92.22	92.22	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB01	450	MLII	85.77	85.77	0	43.55	0	0	63.33	0	0	100	100	100
NSTDB01	450	V1	71.55	0	0	0	0	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB02	450	MLII	85.77	85.77	0	89.11	89.11	0	86.66	86.66	0	100	100	100
NSTDB02	450	V1	69.11	0	0	92.22	92.22	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB03	450	MLII	0	0	0	53.11	0	0	91.77	91.77	0	100	100	100
NSTDB03	450	V1	0	0	0	97.77	97.77	0	92.66	92.66	0	100	100	100
NSTDB04	450	MLII	0	0	0	44.88	0	0	45.55	0	0	98.88	98.88	98.88
NSTDB04	450	V1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	98.88	98.88	98.88

ข้อมูล	ค่า l	ลิต ข้อมูล	Sensitivity												
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG			
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	
INCARTDB03	162	II	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	III	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVL	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVF	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ITSTDB	191	ML2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ITSTDB	191	MV2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
NSRDB	120	ML2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
NSRDB	120	MV2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	V1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	V2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	II	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
MITDB02	554	MLII	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100	100
MITDB03	554	V5	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100	100
Hemiblock1	150	II	100	100	0	0	0	0	100	100	0	100	100	100	100
Hemiblock1	150	III	100	100	100	0	0	0	100	0	0	100	100	100	100
Hemiblock1	150	V1	100	100	100	0	0	0	100	0	0	100	100	100	100
Hemiblock2	150	II	50	0	0	50	0	0	50	0	0	100	100	100	100
Hemiblock2	150	III	50	50	0	50	0	0	50	50	0	100	100	100	100
Hemiblock2	150	V1	50	50	0	50	0	0	50	50	0	100	100	100	100
ITDB	146	ECG1	50	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100	100
ITDB	146	ECG2	100	0	0	100	50	0	100	0	0	100	100	100	100
ITDB	154	ECG1	50	0	0	100	50	0	100	0	0	100	100	100	100
ITDB	154	ECG2	100	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100	100
INCARTDB04	217	I	100	33.33	0	100	33.33	0	100	0	0	100	100	100	100
INCARTDB04	217	II	100	33.33	0	100	33.33	0	66.67	0	0	100	100	100	100
INCARTDB04	217	III	100	100	0	66.67	33.33	0	100	66.67	33.33	100	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลีด	Sensitivity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB04	217	aVR	66.67	33.33	0	100	33.33	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	aVL	100	66.67	0	66.67	0	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	aVF	100	100	0	100	33.33	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V1	100	33.33	0	100	33.33	0	0	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V2	100	100	0	100	0	0	33.33	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V3	100	66.67	0	66.67	33.33	0	100	33.33	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V4	100	100	0	100	66.67	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V5	100	100	0	100	33.33	0	100	33.33	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V6	100	66.67	0	100	33.33	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	I	100	33.33	0	100	33.33	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	II	100	33.33	0	100	0	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	III	100	100	0	66.67	0	0	100	66.67	0	100	100	100
INCARTDB04	223	aVR	100	33.33	0	100	33.33	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	aVL	100	33.33	0	100	33.33	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	aVF	100	100	0	100	100	0	100	33.33	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V1	100	66.67	0	66.67	33.33	0	0	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V2	100	100	0	66.67	0	0	0	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V3	100	100	0	66.67	33.33	0	66.67	33.33	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V4	100	66.67	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V5	100	66.67	0	66.67	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V6	100	100	0	100	0	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	I	100	25	0	100	25	25	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	II	100	75	0	50	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	III	100	50	0	100	0	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	212	aVR	100	50	0	100	25	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	212	aVL	100	25	0	100	25	25	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	aVF	100	75	0	75	25	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V1	100	50	0	75	25	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V2	100	50	0	75	0	0	75	25	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V3	100	25	0	75	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V4	100	75	0	100	25	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V5	100	100	0	75	50	0	100	50	0	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิต	Sensitivity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB05	212	V6	100	50	0	75	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	I	100	25	0	75	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	II	100	75	0	75	0	0	75	25	0	100	100	100
INCARTDB05	223	III	100	75	0	75	0	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	223	aVR	100	75	0	100	25	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	aVL	100	25	0	100	25	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	223	aVF	100	50	0	75	25	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V1	100	50	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V2	100	50	0	75	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V3	100	50	0	50	25	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V4	100	75	0	75	75	0	100	50	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V5	100	100	0	75	25	0	100	50	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V6	100	50	0	50	25	25	100	50	0	100	100	100
INCARTDB05	234	I	75	50	0	75	25	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	234	II	100	100	0	100	0	0	75	75	0	100	100	100
INCARTDB05	234	III	100	100	0	100	50	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB05	234	aVR	100	100	0	100	50	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	234	aVL	100	75	0	75	25	0	100	50	0	100	100	100
INCARTDB05	234	aVF	100	100	0	75	25	0	75	50	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V1	100	50	0	75	25	0	100	25	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V2	100	50	0	75	25	0	75	50	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V3	100	50	0	25	25	0	100	75	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V4	100	75	0	100	75	0	100	75	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V5	100	100	0	75	50	0	75	50	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V6	75	50	0	75	50	0	100	50	0	100	100	100
INCARTDB06	272	I	100	0	0	100	0	0	100	33.33	0	100	100	100
INCARTDB06	272	II	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	III	100	0	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	aVR	33.33	0	0	100	0	0	66.66	33.33	0	100	100	100
INCARTDB06	272	aVL	100	0	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	aVF	100	0	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V1	66.66	0	0	100	0	0	66.66	0	0	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิต	Sensitivity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB06	272	V2	66.66	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V3	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V4	100	0	0	33.33	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V5	66.66	0	0	100	66.66	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V6	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	I	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	II	66.66	0	0	33.33	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	III	100	33.33	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	aVR	33.33	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	aVL	100	33.33	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	aVF	66.66	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V1	66.66	0	0	100	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V2	66.66	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V3	66.66	0	0	100	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V4	100	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V5	66.66	0	0	100	33.33	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V6	66.66	0	0	66.66	0	0	33.33	33.33	0	100	100	100
INCARTDB06	281	I	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	II	66.66	0	0	100	33.33	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	III	66.66	0	0	100	33.33	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	aVR	66.66	0	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	aVL	100	33.33	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	aVF	66.66	0	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V1	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V2	66.66	0	0	66.66	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V3	66.66	0	0	100	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V4	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V5	66.66	0	0	100	33.33	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V6	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	I	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	II	100	0	0	100	100	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	III	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลีด	Sensitivity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB07	203	aVR	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	aVL	100	100	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB07	203	aVF	100	0	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V1	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V2	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V3	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V4	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V5	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V6	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB08	148	I	0	0	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	II	100	0	0	100	100	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB08	148	III	100	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	aVR	0	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB08	148	aVL	100	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	aVF	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V1	100	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V2	100	0	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V3	0	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V4	0	0	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V5	100	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V6	0	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB09	126	I	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	II	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	III	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVR	100	0	0	0	0	0	100	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVL	100	100	0	100	0	0	0	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVF	100	0	0	0	0	0	100	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V1	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V2	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V3	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V4	100	100	0	0	0	0	0	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V5	100	0	0	100	0	0	0	0	0	100	100	0

ข้อมูล	ค่า	ลิต	Sensitivity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	215	I	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	II	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	III	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	aVR	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	aVL	66.66	0	0	0	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	aVF	66.66	0	0	33.33	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V1	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V2	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V3	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V4	66.66	0	0	33.33	33.33	0	66.66	33.33	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V5	66.66	0	0	66.66	33.33	33.33	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V6	66.66	0	0	33.33	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	I	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	II	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	III	66.66	0	0	33.33	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	aVR	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	aVL	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	aVF	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V1	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	33.33	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V2	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V3	66.66	0	0	66.66	0	0	33.33	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V4	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V5	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V6	66.66	0	0	33.33	0	0	33.33	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	I	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	II	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	III	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	aVR	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	aVL	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	aVF	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V1	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V2	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	66.66	66.66

ข้อมูล	ค่า	ลึ	ข้อมูล	Sensitivity											
				BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
				40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	278	V3		66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V4		66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V5		66.66	0	0	66.66	33.33	0	66.66	0	33.33	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V6		66.66	33.33	0	33.33	0	0	33.33	33.33	0	66.66	66.66	66.66
MGH01	396	II		100	50	0	100	0	0	100	50	0	100	100	100
MGH01	396	V3		100	50	0	100	50	0	100	0	0	100	100	100
MGH01	409	II		100	50	0	50	0	0	100	50	0	100	100	100
MGH01	409	V3		100	50	0	100	100	0	100	0	0	100	100	100
MITDB04	450	MLII		100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
MITDB04	450	V1		100	100	0	100	100	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB01	450	MLII		100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
NSTDB01	450	V1		100	0	0	0	0	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB02	450	MLII		100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
NSTDB02	450	V1		100	0	0	100	100	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB03	450	MLII		0	0	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
NSTDB03	450	V1		0	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
NSTDB04	450	MLII		0	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
NSTDB04	450	V1		0	0	0	0	0	0	0	0	0	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิต	Positive Predictive Value												
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG			
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	
INCARTDB03	162	II	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	III	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVL	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	aVF	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
INCARTDB03	162	V5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ITSTDB	191	ML2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ITSTDB	191	MV2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
NSRDB	120	ML2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
NSRDB	120	MV2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	V1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	V2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ECGpaper	202	II	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
MITDB02	554	MLII	100	100	0	50	50	0	50	50	0	100	100	100	
MITDB03	554	V5	100	100	0	33.33	0	0	33.33	0	0	100	100	100	
Hemiblock1	150	II	50	50	0	0	0	0	50	50	0	100	100	100	
Hemiblock1	150	III	50	50	50	0	0	0	100	0	0	100	100	100	
Hemiblock1	150	V1	50	50	50	0	0	0	100	0	0	100	100	100	
Hemiblock2	150	II	33.33	0	0	50	0	0	50	0	0	100	100	100	
Hemiblock2	150	III	33.33	33.33	0	50	0	0	50	50	0	100	100	100	
Hemiblock2	150	V1	33.33	33.33	0	33.33	0	0	50	50	0	100	100	100	
ITDB	146	ECG1	14.28	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100	
ITDB	146	ECG2	50	0	0	50	25	0	100	0	0	100	100	100	
ITDB	154	ECG1	16.66	0	0	66.66	33.33	0	100	0	0	100	100	100	
ITDB	154	ECG2	66.66	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100	
INCARTDB04	217	I	75	25	0	33.33	11.11	0	60	0	0	100	100	100	
INCARTDB04	217	II	37.5	12.5	0	42.86	14.29	0	28.57	0	0	100	100	100	
INCARTDB04	217	III	100	100	0	40	20	0	37.5	25	12.5	100	100	100	

ข้อมูล	ค่า	ลีด	Positive Predictive Value											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB04	217	aVR	40	20	0	60	20	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	aVL	42.86	28.57	0	33.33	0	0	40	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	aVF	100	100	0	42.86	14.29	0	37.5	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V1	75	25	0	75	25	0	0	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V2	100	100	0	60	0	0	25	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V3	100	66.67	0	33.33	16.67	0	37.5	12.5	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V4	42.86	42.86	0	33.33	22.22	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V5	42.86	42.86	0	60	20	0	60	20	0	100	100	100
INCARTDB04	217	V6	100	66.67	0	60	20	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	I	42.86	14.29	0	50	16.67	0	60	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	II	100	33.33	0	42.86	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	III	100	100	0	33.33	0	0	42.86	28.57	0	100	100	100
INCARTDB04	223	aVR	50	16.67	0	50	16.67	0	33.33	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	aVL	60	20	0	50	16.67	0	40	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	aVF	100	100	0	50	50	0	37.5	12.5	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V1	42.86	28.57	0	50	25	0	0	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V2	100	100	0	40	0	0	0	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V3	100	100	0	25	12.5	0	66.67	33.33	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V4	60	40	0	37.5	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V5	42.86	28.57	0	33.33	0	0	42.86	0	0	100	100	100
INCARTDB04	223	V6	75	75	0	60	0	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	I	50	12.5	0	44.44	11.11	11.11	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	II	50	37.5	0	33.33	0	0	42.86	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	III	100	50	0	100	0	0	50	12.5	0	100	100	100
INCARTDB05	212	aVR	50	25	0	50	12.5	0	50	12.5	0	100	100	100
INCARTDB05	212	aVL	50	12.5	0	57.14	14.29	14.29	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	aVF	50	37.5	0	50	16.67	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V1	100	50	0	42.86	14.29	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V2	80	40	0	42.86	0	0	42.86	14.29	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V3	66.67	16.67	0	60	0	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V4	100	75	0	50	12.5	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB05	212	V5	50	50	0	33.33	22.22	0	50	25	0	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิต	Positive Predictive Value											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB05	212	V6	57.14	28.57	0	37.5	0	0	44.44	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	I	50	12.5	0	37.5	0	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	II	50	37.5	0	42.86	0	0	42.86	14.29	0	100	100	100
INCARTDB05	223	III	80	60	0	33.33	0	0	50	12.5	0	100	100	100
INCARTDB05	223	aVR	50	37.5	0	80	20	0	66.67	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	aVL	50	12.5	0	80	20	0	66.67	16.67	0	100	100	100
INCARTDB05	223	aVF	57.14	28.57	0	33.33	11.11	0	33.33	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V1	100	50	0	57.14	0	0	44.44	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V2	66.67	33.33	0	50	0	0	60	0	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V3	66.67	33.33	0	25	12.5	0	50	12.5	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V4	80	60	0	37.5	37.5	0	50	25	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V5	50	50	0	37.5	12.5	0	50	25	0	100	100	100
INCARTDB05	223	V6	66.67	33.33	0	25	12.5	12.5	50	25	0	100	100	100
INCARTDB05	234	I	37.5	25	0	42.86	14.29	0	66.67	16.67	0	100	100	100
INCARTDB05	234	II	44.44	44.44	0	50	0	0	42.86	42.86	0	100	100	100
INCARTDB05	234	III	50	50	0	50	25	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB05	234	aVR	40	40	0	57.14	28.57	0	66.67	16.67	0	100	100	100
INCARTDB05	234	aVL	50	37.5	0	37.5	12.5	0	66.67	33.33	0	100	100	100
INCARTDB05	234	aVF	57.14	57.14	0	50	16.67	0	37.5	25	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V1	80	40	0	37.5	12.5	0	50	12.5	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V2	100	50	0	37.5	12.5	0	42.86	28.57	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V3	66.67	33.33	0	14.29	14.29	0	50	37.5	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V4	80	60	0	50	37.5	0	50	37.5	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V5	44.44	44.44	0	42.86	28.57	0	42.86	28.57	0	100	100	100
INCARTDB05	234	V6	50	33.33	0	37.5	25	0	50	25	0	100	100	100
INCARTDB06	272	I	42.85	0	0	100	0	0	100	33.33	0	100	100	100
INCARTDB06	272	II	37.5	0	0	42.85	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	III	37.5	0	0	28.57	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	aVR	14.28	0	0	75	0	0	28.57	14.28	0	100	100	100
INCARTDB06	272	aVL	37.5	0	0	33.33	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	aVF	37.5	0	0	28.57	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V1	28.57	0	0	50	0	0	28.57	0	0	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิต	Positive Predictive Value											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB06	272	V2	28.57	0	0	75	0	0	60	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V3	28.57	0	0	28.57	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V4	37.5	0	0	14.28	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V5	28.57	0	0	100	66.66	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	272	V6	28.57	0	0	40	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	I	42.85	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	II	28.57	0	0	14.28	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	III	37.5	12.5	0	28.57	0	0	60	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	aVR	14.28	0	0	60	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	aVL	37.5	12.5	0	40	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	aVF	28.57	0	0	42.85	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V1	28.57	0	0	50	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V2	28.57	0	0	42.85	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V3	28.57	0	0	42.85	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V4	37.5	0	0	50	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V5	28.57	0	0	60	20	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	277	V6	28.57	0	0	28.57	0	0	16.66	16.66	0	100	100	100
INCARTDB06	281	I	42.85	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	II	28.57	0	0	37.5	12.5	0	60	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	III	28.57	0	0	50	14.28	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	aVR	28.57	0	0	50	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	aVL	37.5	12.5	0	33.33	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	aVF	28.57	0	0	28.57	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V1	28.57	0	0	50	0	0	33.33	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V2	28.57	0	0	28.57	0	0	75	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V3	28.57	0	0	50	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V4	28.57	0	0	28.57	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V5	28.57	0	0	60	16.66	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB06	281	V6	28.57	0	0	50	0	0	28.57	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	I	100	0	0	20	0	0	10	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	II	50	0	0	16.66	16.66	0	25	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	III	100	100	0	33.33	0	0	10	0	0	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลีด	Positive Predictive Value											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB07	203	aVR	100	100	0	10	0	0	10	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	aVL	100	100	0	33.33	0	0	25	25	0	100	100	100
INCARTDB07	203	aVF	50	0	0	10	0	0	33.33	33.33	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V1	100	100	0	50	0	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V2	100	100	0	50	0	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V3	100	0	0	50	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V4	100	0	0	33.33	0	0	50	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V5	100	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB07	203	V6	100	100	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB08	148	I	0	0	0	50	0	0	50	50	0	100	100	100
INCARTDB08	148	II	100	0	0	100	100	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB08	148	III	50	0	0	50	50	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	aVR	0	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100	100
INCARTDB08	148	aVL	12.5	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	aVF	100	100	0	50	50	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V1	33.33	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V2	33.33	0	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V3	0	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V4	0	0	0	100	0	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V5	100	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB08	148	V6	0	0	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
INCARTDB09	126	I	16.66	0	0	50	0	0	33.33	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	II	50	0	0	50	0	0	16.66	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	III	100	0	0	20	0	0	12.5	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVR	50	0	0	0	0	0	20	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVL	100	100	0	20	0	0	0	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	aVF	100	0	0	0	0	0	11.11	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V1	100	100	0	25	0	0	20	0	0	50	50	0
INCARTDB09	126	V2	33.33	33.33	0	25	25	0	16.66	16.66	0	50	50	0
INCARTDB09	126	V3	50	50	0	16.66	16.66	0	14.28	14.28	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V4	100	100	0	0	0	0	0	0	0	100	100	0
INCARTDB09	126	V5	100	0	0	33.33	0	0	0	0	0	100	100	0

ข้อมูล	ค่า	ลีด	Positive Predictive Value											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	215	I	22.22	0	0	22.22	11.11	0	22.22	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	II	25	0	0	50	0	0	25	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	III	22.22	0	0	25	0	0	22.22	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	aVR	22.22	0	0	50	25	0	25	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	aVL	50	0	0	0	0	0	22.22	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	aVF	22.22	0	0	12.5	0	0	25	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V1	22.22	0	0	40	0	0	40	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V2	22.22	0	0	28.57	0	0	22.22	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V3	40	0	0	25	0	0	22.22	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V4	22.22	0	0	25	25	0	40	20	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V5	22.22	0	0	50	25	25	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	215	V6	25	0	0	14.28	0	0	28.57	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	I	25	0	0	22.22	0	0	28.57	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	II	25	0	0	66.66	0	0	25	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	III	28.57	0	0	25	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	aVR	40	0	0	50	25	0	25	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	aVL	50	0	0	33.33	0	0	22.22	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	aVF	25	0	0	50	0	0	25	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V1	22.22	0	0	33.33	0	0	40	40	20	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V2	22.22	0	0	50	0	0	50	25	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V3	66.66	0	0	40	0	0	33.33	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V4	25	0	0	25	0	0	33.33	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V5	22.22	0	0	66.66	33.33	0	28.57	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	236	V6	40	0	0	14.28	0	0	12.5	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	I	33.33	16.66	0	28.57	0	0	50	25	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	II	28.57	0	0	66.66	0	0	50	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	III	33.33	0	0	66.66	0	0	50	25	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	aVR	33.33	0	0	66.66	33.33	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	aVL	50	25	0	40	0	0	40	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	aVF	33.33	0	0	66.66	0	0	33.33	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V1	33.33	16.66	0	33.33	0	0	40	20	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V2	33.33	16.66	0	50	0	0	40	20	0	66.66	66.66	66.66

ข้อมูล	ค่า	ลิต	Positive Predictive Value											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	278	V3	50	25	0	40	0	0	66.66	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V4	28.57	0	0	25	0	0	50	0	0	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V5	28.57	0	0	66.66	33.33	0	50	0	25	66.66	66.66	66.66
INCARTDB10	278	V6	40	20	0	14.28	0	0	16.66	16.66	0	66.66	66.66	66.66
MGH01	396	II	100	50	0	50	0	0	100	50	0	100	100	100
MGH01	396	V3	100	50	0	50	25	0	100	0	0	100	100	100
MGH01	409	II	100	50	0	16.66	0	0	100	50	0	100	100	100
MGH01	409	V3	100	50	0	50	50	0	66.66	0	0	100	100	100
MITDB04	450	MLII	100	100	0	50	0	0	100	0	0	100	100	100
MITDB04	450	V1	100	100	0	100	100	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB01	450	MLII	100	100	0	50	0	0	100	0	0	100	100	100
NSTDB01	450	V1	100	0	0	0	0	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB02	450	MLII	100	100	0	100	100	0	100	100	0	100	100	100
NSTDB02	450	V1	100	0	0	100	100	0	0	0	0	100	100	100
NSTDB03	450	MLII	0	0	0	50	0	0	100	100	0	100	100	100
NSTDB03	450	V1	0	0	0	50	50	0	100	100	0	100	100	100
NSTDB04	450	MLII	0	0	0	100	0	0	100	0	0	50	50	50
NSTDB04	450	V1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	50	50	50

ภาคผนวก จ ตารางค่า Specificity ที่ได้จากการทดลอง

ตารางที่ จ.1 เปรียบเทียบค่าที่ค่า Specificity จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าดีที่สุด

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity														
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG					
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.			
INCARTDB01	209	I	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	II	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	III	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	aVR	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	aVL	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	aVF	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	V1	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	V2	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	V3	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	V4	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB01	209	V5	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
INCARTDB02	220	I	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	II	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	III	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	aVR	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	aVL	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	aVF	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	V1	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	V2	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	V3	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	V4	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB02	220	V5	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
MITDB01	300	MLII	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	90.9	100	100	100
INCARTDB03	162	I	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	II	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	III	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity												
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG			
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	
INCARTDB03	162	aVR	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	aVL	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	aVF	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	V1	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	V2	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	V3	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	V4	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB03	162	V5	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	92.85	100	100	100
ITSTDB	191	ML2	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
ITSTDB	191	MV2	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	91.66	100	100	100
NSRDB	120	ML2	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	100	100	100
NSRDB	120	MV2	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	100	100	100
ECGpaper	202	V1	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	100	100	100
ECGpaper	202	V2	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	100	100	100
ECGpaper	202	II	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	66.66	100	100	100
MITDB02	554	MLII	100	100	87.5	87.5	87.5	75	87.5	87.5	75	100	100	100	
MITDB03	554	V5	100	100	87.5	75	62.5	62.5	75	62.5	62.5	100	100	100	
Hemiblock1	150	II	50	50	0	50	50	50	50	50	0	100	100	100	
Hemiblock1	150	III	50	50	50	50	50	50	100	50	50	100	100	100	
Hemiblock1	150	V1	50	50	50	50	50	50	100	50	50	100	100	100	
Hemiblock2	150	II	33.33	0	0	66.66	33.33	33.33	66.66	33.33	33.33	100	100	100	
Hemiblock2	150	III	33.33	33.33	0	66.66	33.33	33.33	66.66	66.66	33.33	100	100	100	
Hemiblock2	150	V1	33.33	33.33	0	33.33	0	0	66.66	66.66	33.33	100	100	100	
ITDB	146	ECG1	33.33	22.22	22.22	100	77.77	77.77	100	77.77	77.77	100	100	100	
ITDB	146	ECG2	77.77	55.55	55.55	77.77	66.66	55.55	100	77.77	77.77	100	100	100	
ITDB	154	ECG1	44.44	33.33	33.33	88.88	77.77	66.66	100	77.77	77.77	100	100	100	
ITDB	154	ECG2	88.88	66.66	66.66	100	100	77.77	100	100	77.77	100	100	100	
INCARTDB04	217	I	90.91	72.73	63.64	45.45	27.27	18.18	81.82	54.55	54.55	100	100	100	
INCARTDB04	217	II	54.55	36.36	27.27	63.64	45.45	36.36	54.55	36.36	36.36	100	100	100	
INCARTDB04	217	III	100	100	72.73	72.73	63.64	54.55	54.55	45.46	36.36	100	100	100	
INCARTDB04	217	aVR	72.73	63.64	54.55	81.82	63.64	54.55	81.82	63.64	63.64	100	100	100	
INCARTDB04	217	aVL	63.64	54.55	36.36	63.64	45.45	45.45	72.73	54.55	54.55	100	100	100	

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB04	217	aVF	100	100	72.73	63.64	45.45	36.36	54.55	27.27	27.27	100	100	100
INCARTDB04	217	V1	90.91	72.73	63.64	90.91	72.73	63.64	63.64	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB04	217	V2	100	100	72.73	81.82	54.55	54.55	72.73	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB04	217	V3	100	90.91	72.73	63.64	54.55	45.45	54.55	36.36	27.27	100	100	100
INCARTDB04	217	V4	63.64	63.64	36.36	45.45	36.36	18.18	90.91	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB04	217	V5	63.64	63.64	36.36	81.82	63.64	54.55	81.82	63.64	54.55	100	100	100
INCARTDB04	217	V6	100	90.91	72.73	81.82	63.64	54.55	81.82	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB04	223	I	63.64	45.45	36.36	72.73	54.55	45.45	81.82	54.55	54.55	100	100	100
INCARTDB04	223	II	100	81.82	72.73	63.64	36.36	36.36	54.55	36.36	36.36	100	100	100
INCARTDB04	223	III	100	100	72.73	63.64	45.45	45.45	63.64	54.55	36.36	100	100	100
INCARTDB04	223	aVR	72.73	54.55	45.45	72.73	54.55	45.45	45.46	18.18	18.18	100	100	100
INCARTDB04	223	aVL	81.82	63.64	54.55	72.73	54.55	45.45	72.73	54.55	54.55	100	100	100
INCARTDB04	223	aVF	100	100	72.73	72.73	72.73	45.45	54.55	36.36	27.27	100	100	100
INCARTDB04	223	V1	63.64	54.55	36.36	81.82	72.73	63.64	63.64	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB04	223	V2	100	100	72.73	72.73	54.55	54.55	63.64	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB04	223	V3	100	100	72.73	45.45	36.36	27.27	90.91	81.82	72.73	100	100	100
INCARTDB04	223	V4	81.82	72.73	54.55	54.55	27.27	27.27	90.91	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB04	223	V5	63.64	54.55	36.36	63.64	45.45	45.45	63.64	36.36	36.36	100	100	100
INCARTDB04	223	V6	90.91	90.91	63.64	81.82	54.55	54.55	81.82	63.64	63.64	100	100	100
INCARTDB05	212	I	60	30	20	50	20	20	80	40	40	100	100	100
INCARTDB05	212	II	60	50	20	60	40	40	60	30	30	100	100	100
INCARTDB05	212	III	100	80	60	100	60	60	60	30	20	100	100	100
INCARTDB05	212	aVR	60	40	20	60	30	20	60	30	20	100	100	100
INCARTDB05	212	aVL	60	30	20	70	40	40	80	40	40	100	100	100
INCARTDB05	212	aVF	60	50	20	70	50	40	70	40	40	100	100	100
INCARTDB05	212	V1	100	80	60	60	40	30	80	40	40	100	100	100
INCARTDB05	212	V2	90	70	50	60	30	30	60	40	30	100	100	100
INCARTDB05	212	V3	80	50	40	80	50	50	60	20	20	100	100	100
INCARTDB05	212	V4	100	90	60	60	30	20	60	20	20	100	100	100
INCARTDB05	212	V5	60	60	20	40	30	10	60	40	20	100	100	100
INCARTDB05	212	V6	70	50	30	50	20	20	50	10	10	100	100	100
INCARTDB05	223	I	60	30	20	50	20	20	80	40	40	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB05	223	II	60	50	20	60	30	30	60	40	30	100	100	100
INCARTDB05	223	III	90	80	50	40	10	10	60	30	20	100	100	100
INCARTDB05	223	aVR	60	50	20	90	60	50	80	40	40	100	100	100
INCARTDB05	223	aVL	60	30	20	90	60	50	80	50	40	100	100	100
INCARTDB05	223	aVF	70	50	30	40	20	10	40	10	10	100	100	100
INCARTDB05	223	V1	100	80	60	70	30	30	50	10	10	100	100	100
INCARTDB05	223	V2	80	60	40	70	40	40	80	50	50	100	100	100
INCARTDB05	223	V3	80	60	40	40	30	20	60	30	20	100	100	100
INCARTDB05	223	V4	90	80	50	50	50	20	60	40	20	100	100	100
INCARTDB05	223	V5	60	60	20	50	30	20	60	40	20	100	100	100
INCARTDB05	223	V6	80	60	40	40	30	30	60	40	20	100	100	100
INCARTDB05	234	I	50	40	20	60	40	30	80	50	40	100	100	100
INCARTDB05	234	II	50	50	10	60	20	20	60	60	30	100	100	100
INCARTDB05	234	III	60	60	20	60	40	20	60	20	20	100	100	100
INCARTDB05	234	aVR	40	40	0	70	50	30	80	50	40	100	100	100
INCARTDB05	234	aVL	60	50	20	50	30	20	80	60	40	100	100	100
INCARTDB05	234	aVF	70	70	30	70	50	40	50	40	20	100	100	100
INCARTDB05	234	V1	90	70	50	50	30	20	60	30	20	100	100	100
INCARTDB05	234	V2	100	80	60	50	30	20	60	50	30	100	100	100
INCARTDB05	234	V3	80	60	40	40	40	30	60	50	20	100	100	100
INCARTDB05	234	V4	90	80	50	60	50	20	60	50	20	100	100	100
INCARTDB05	234	V5	50	50	10	60	50	30	60	50	30	100	100	100
INCARTDB05	234	V6	70	60	40	50	40	20	60	40	20	100	100	100
INCARTDB06	272	I	55.55	22.22	22.22	100	66.66	66.66	100	77.77	66.66	100	100	100
INCARTDB06	272	II	44.44	11.11	11.11	55.55	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	272	III	44.44	11.11	11.11	44.44	22.22	22.22	88.88	33.33	33.33	100	100	100
INCARTDB06	272	aVR	33.33	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	44.44	33.33	22.22	100	100	100
INCARTDB06	272	aVL	44.44	11.11	11.11	55.55	33.33	33.33	88.88	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	272	aVF	44.44	11.11	11.11	44.44	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	272	V1	44.44	22.22	22.22	66.66	33.33	33.33	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	272	V2	44.44	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	77.77	11.11	11.11	100	100	100
INCARTDB06	272	V3	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB06	272	V4	44.44	11.11	11.11	33.33	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	272	V5	44.44	22.22	22.22	100	88.88	66.66	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	272	V6	44.44	22.22	22.22	66.66	44.44	44.44	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	277	I	55.55	22.22	22.22	100	66.66	66.66	100	66.66	66.66	100	100	100
INCARTDB06	277	II	44.44	22.22	22.22	33.33	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	277	III	44.44	22.22	11.11	44.44	22.22	22.22	77.77	44.44	44.44	100	100	100
INCARTDB06	277	aVR	33.33	22.22	22.22	77.77	44.44	44.44	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	277	aVL	44.44	22.22	11.11	66.66	44.44	44.44	88.88	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	277	aVF	44.44	22.22	22.22	55.55	11.11	11.11	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	277	V1	44.44	22.22	22.22	66.66	11.11	11.11	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	277	V2	44.44	22.22	22.22	55.55	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	277	V3	44.44	22.22	22.22	55.55	11.11	11.11	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	277	V4	44.44	11.11	11.11	77.77	55.55	55.55	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	277	V5	44.44	22.22	22.22	77.77	55.55	44.44	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	277	V6	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	44.44	44.44	33.33	100	100	100
INCARTDB06	281	I	55.55	22.22	22.22	100	66.66	66.66	100	66.66	66.66	100	100	100
INCARTDB06	281	II	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	11.11	77.77	44.44	44.44	100	100	100
INCARTDB06	281	III	44.44	22.22	22.22	66.66	33.33	22.22	88.88	11.11	11.11	100	100	100
INCARTDB06	281	aVR	44.44	22.22	22.22	77.77	55.55	55.55	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	281	aVL	44.44	22.22	11.11	55.55	33.33	33.33	100	33.33	33.33	100	100	100
INCARTDB06	281	aVF	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	281	V1	44.44	22.22	22.22	77.77	55.55	55.55	55.55	33.33	33.33	100	100	100
INCARTDB06	281	V2	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	88.88	55.55	55.55	100	100	100
INCARTDB06	281	V3	44.44	22.22	22.22	66.66	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	281	V4	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	281	V5	44.44	22.22	22.22	77.77	44.44	33.33	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB06	281	V6	44.44	22.22	22.22	77.77	55.55	55.55	44.44	22.22	22.22	100	100	100
INCARTDB07	203	I	100	92.85	92.85	71.42	64.28	64.28	35.71	28.57	28.57	100	100	100
INCARTDB07	203	II	92.85	85.71	85.71	64.28	64.28	57.14	78.57	71.42	71.42	100	100	100
INCARTDB07	203	III	100	100	92.85	85.71	78.57	78.57	35.71	28.57	28.57	100	100	100
INCARTDB07	203	aVR	100	100	92.85	35.71	28.57	28.57	35.71	28.57	28.57	100	100	100
INCARTDB07	203	aVL	100	100	92.85	85.71	78.57	78.57	78.57	78.57	71.42	100	100	100

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB07	203	aVF	92.85	85.71	85.71	35.71	28.57	28.57	85.71	85.71	78.57	100	100	100
INCARTDB07	203	V1	100	100	92.85	92.85	85.71	85.71	92.85	85.71	85.71	100	100	100
INCARTDB07	203	V2	100	100	92.85	92.85	85.71	85.71	92.85	85.71	85.71	100	100	100
INCARTDB07	203	V3	100	92.85	92.85	92.85	85.71	85.71	100	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB07	203	V4	100	92.85	92.85	85.71	78.57	78.57	92.85	85.71	85.71	100	100	100
INCARTDB07	203	V5	100	92.85	92.85	100	92.85	92.85	100	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB07	203	V6	100	100	92.85	100	92.85	92.85	100	92.85	92.85	100	100	100
INCARTDB08	148	I	7.69	7.69	7.69	92.3	84.61	84.61	92.3	92.3	84.61	100	100	100
INCARTDB08	148	II	100	92.3	92.3	100	100	92.3	100	92.3	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	III	92.3	84.61	84.61	92.3	92.3	84.61	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	aVR	7.69	7.69	7.69	100	92.3	92.3	100	92.3	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	aVL	46.15	38.46	38.46	100	100	92.3	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	aVF	100	100	92.3	92.3	92.3	84.61	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	V1	84.61	76.92	76.92	100	100	92.3	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	V2	84.61	76.92	76.92	100	92.3	92.3	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	V3	7.69	7.69	7.69	100	100	92.3	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	V4	7.69	7.69	7.69	100	92.3	92.3	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	V5	100	92.3	92.3	100	100	92.3	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB08	148	V6	7.69	7.69	7.69	100	100	92.3	100	100	92.3	100	100	100
INCARTDB09	126	I	50	0	0	90	40	40	80	70	70	100	100	90
INCARTDB09	126	II	90	80	80	90	80	80	50	40	40	100	100	90
INCARTDB09	126	III	100	90	90	60	50	50	30	20	20	100	100	90
INCARTDB09	126	aVR	90	60	60	70	70	70	60	50	50	100	100	90
INCARTDB09	126	aVL	100	100	90	60	50	50	0	0	0	100	100	90
INCARTDB09	126	aVF	100	90	90	40	40	40	20	10	10	100	100	90
INCARTDB09	126	V1	100	100	90	70	30	30	60	30	30	90	90	80
INCARTDB09	126	V2	80	80	70	70	70	60	50	50	40	90	90	80
INCARTDB09	126	V3	90	90	80	50	50	40	40	40	30	100	100	90
INCARTDB09	126	V4	100	100	90	10	10	10	10	10	10	100	100	90
INCARTDB09	126	V5	100	90	90	80	70	70	80	80	80	100	100	90
INCARTDB10	215	I	30	10	10	30	20	10	30	10	10	90	90	90
INCARTDB10	215	II	40	20	20	80	60	60	40	20	20	90	90	90

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	215	III	30	10	10	40	20	20	30	10	10	90	90	90
INCARTDB10	215	aVR	30	10	10	80	70	60	40	20	20	90	90	90
INCARTDB10	215	aVL	80	60	60	30	30	30	30	10	10	90	90	90
INCARTDB10	215	aVF	30	10	10	30	20	20	40	20	20	90	90	90
INCARTDB10	215	V1	30	10	10	70	50	50	70	50	50	90	90	90
INCARTDB10	215	V2	30	10	10	50	30	30	30	10	10	90	90	90
INCARTDB10	215	V3	70	50	50	40	20	20	30	10	10	90	90	90
INCARTDB10	215	V4	30	10	10	70	70	60	70	60	50	90	90	90
INCARTDB10	215	V5	30	10	10	80	70	70	90	70	70	90	90	90
INCARTDB10	215	V6	40	20	20	40	30	30	50	30	30	90	90	90
INCARTDB10	236	I	40	20	20	30	10	10	50	30	30	90	90	90
INCARTDB10	236	II	40	20	20	90	70	70	40	20	20	90	90	90
INCARTDB10	236	III	50	30	30	70	60	60	90	70	70	90	90	90
INCARTDB10	236	aVR	70	50	50	80	70	60	40	20	20	90	90	90
INCARTDB10	236	aVL	80	60	60	60	40	40	30	10	10	90	90	90
INCARTDB10	236	aVF	40	20	20	80	60	60	40	20	20	90	90	90
INCARTDB10	236	V1	30	10	10	60	40	40	70	70	60	90	90	90
INCARTDB10	236	V2	30	10	10	80	60	60	80	70	60	90	90	90
INCARTDB10	236	V3	90	70	70	70	50	50	80	70	70	90	90	90
INCARTDB10	236	V4	40	20	20	40	20	20	60	40	40	90	90	90
INCARTDB10	236	V5	30	10	10	90	80	70	50	30	30	90	90	90
INCARTDB10	236	V6	70	50	50	40	30	30	30	20	20	90	90	90
INCARTDB10	278	I	60	50	40	50	30	30	80	70	60	90	90	90
INCARTDB10	278	II	50	30	30	90	70	70	80	60	60	90	90	90
INCARTDB10	278	III	60	40	40	90	70	70	80	70	60	90	90	90
INCARTDB10	278	aVR	60	40	40	90	80	70	90	70	70	90	90	90
INCARTDB10	278	aVL	80	70	60	70	50	50	70	50	50	90	90	90
INCARTDB10	278	aVF	60	40	40	90	70	70	60	40	40	90	90	90
INCARTDB10	278	V1	60	50	40	60	40	40	70	60	50	90	90	90
INCARTDB10	278	V2	60	50	40	80	60	60	70	60	50	90	90	90
INCARTDB10	278	V3	80	70	60	70	50	50	90	70	70	90	90	90
INCARTDB10	278	V4	50	30	30	40	20	20	80	60	60	90	90	90

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	Specificity											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	278	V5	50	30	30	90	80	70	80	60	70	90	90	90
INCARTDB10	278	V6	70	60	50	40	30	30	50	50	40	90	90	90
MGH01	396	II	100	88.88	77.77	77.77	55.55	55.55	100	88.88	77.77	100	100	100
MGH01	396	V3	100	88.88	77.77	77.77	66.66	55.55	100	77.77	77.77	100	100	100
MGH01	409	II	100	88.88	77.77	44.44	33.33	33.33	100	88.88	77.77	100	100	100
MGH01	409	V3	100	88.88	77.77	77.77	77.77	55.55	88.88	66.66	66.66	100	100	100
MITDB04	450	MLII	100	100	90	90	80	80	100	90	90	100	100	100
MITDB04	450	V1	100	100	90	100	100	90	90	90	90	100	100	100
NSTDB01	450	MLII	100	100	90	90	80	80	100	90	90	100	100	100
NSTDB01	450	V1	100	30	30	90	90	90	90	90	90	100	100	100
NSTDB02	450	MLII	100	100	90	100	100	90	100	100	90	100	100	100
NSTDB02	450	V1	100	30	30	100	100	90	90	90	90	100	100	100
NSTDB03	450	MLII	90	90	90	90	80	80	100	100	90	100	100	100
NSTDB03	450	V1	90	90	90	90	90	80	100	100	90	100	100	100
NSTDB04	450	MLII	70	70	70	100	50	50	100	80	80	90	90	90
NSTDB04	450	V1	80	80	80	70	70	70	90	90	90	90	90	90

ภาคผนวก ฉ ตารางค่า False alarm rate ที่ได้จากการทดลอง

ตารางที่ ฉ.1 เปรียบเทียบค่าที่ค่า False alarm rate จากอัลกอริทึม BFDD อัลกอริทึม HOT SAX อัลกอริทึม BitClusterDiscord และอัลกอริทึม MD-ECG ด้วยเกณฑ์การซ้อนทับที่ 40% 80% และเกณฑ์บนพื้นฐานการวินิจฉัยโรคของแพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ (Card.) ตัวอักษรเข้มแสดงถึงอัลกอริทึมที่ให้ค่าที่ดีที่สุด ค่าน้อยแสดงถึงอัลกอริทึมที่มีคุณภาพ โดยเฉพาะอย่างยิ่งหากเป็นค่า 0 แสดงว่าไม่มีสัญญาณผิดพลาดเกิดขึ้น

ข้อมูล	ค่า l	ลีด ข้อมูล	False alarm rate														
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG					
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.			
INCARTDB01	209	I	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	II	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	III	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	aVR	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	aVL	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	aVF	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	V1	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	V2	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	V3	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	V4	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB01	209	V5	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
INCARTDB02	220	I	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	II	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	III	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	aVR	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	aVL	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	aVF	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	V1	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	V2	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	V3	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	V4	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB02	220	V5	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
MITDB01	300	MLII	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	9.09	0	0	0
INCARTDB03	162	I	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	False alarm rate														
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG					
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.			
INCARTDB03	162	II	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	III	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	aVR	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	aVL	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	aVF	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	V1	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	V2	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	V3	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	V4	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB03	162	V5	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	7.14	0	0	0
ITSTDB	191	ML2	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
ITSTDB	191	MV2	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	8.33	0	0	0
NSRDB	120	ML2	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	0	0	0
NSRDB	120	MV2	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	0	0	0
ECGpaper	202	V1	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	0	0	0
ECGpaper	202	V2	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	0	0	0
ECGpaper	202	II	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	0	0	0
MITDB02	554	MLII	0	0	12.5	12.5	12.5	25	12.5	12.5	25	12.5	12.5	25	0	0	0
MITDB03	554	V5	0	0	12.5	25	37.5	37.5	25	37.5	37.5	25	37.5	37.5	0	0	0
Hemiblock1	150	II	50	50	100	50	50	50	50	50	100	50	50	100	0	0	0
Hemiblock1	150	III	50	50	50	50	50	50	0	50	50	0	50	50	0	0	0
Hemiblock1	150	V1	50	50	50	50	50	50	0	50	50	0	50	50	0	0	0
Hemiblock2	150	II	66.66	100	100	33.33	66.66	66.66	33.33	66.66	66.66	33.33	66.66	66.66	0	0	0
Hemiblock2	150	III	66.66	66.66	100	33.33	66.66	66.66	33.33	33.33	66.66	33.33	33.33	66.66	0	0	0
Hemiblock2	150	V1	66.66	66.66	100	66.66	100	100	33.33	33.33	66.66	33.33	33.33	66.66	0	0	0
ITDB	146	ECG1	66.66	77.77	77.77	0	22.22	22.22	0	22.22	22.22	0	22.22	22.22	0	0	0
ITDB	146	ECG2	22.22	44.44	44.44	22.22	33.33	44.44	0	22.22	22.22	0	22.22	22.22	0	0	0
ITDB	154	ECG1	55.55	66.66	66.66	11.11	22.22	33.33	0	22.22	22.22	0	22.22	22.22	0	0	0
ITDB	154	ECG2	11.11	33.33	33.33	0	0	22.22	0	0	22.22	0	0	22.22	0	0	0
INCARTDB04	217	I	9.09	27.27	36.36	54.55	72.73	81.82	18.18	45.46	45.46	18.18	45.46	45.46	0	0	0
INCARTDB04	217	II	45.45	63.64	72.73	36.36	54.55	63.64	45.46	63.64	63.64	45.46	63.64	63.64	0	0	0
INCARTDB04	217	III	0	0	27.27	27.27	36.36	45.45	45.46	54.55	63.64	45.46	54.55	63.64	0	0	0

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	False alarm rate											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB04	217	aVR	27.27	36.36	45.45	18.18	36.36	45.45	18.18	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	217	aVL	36.36	45.45	63.64	36.36	54.55	54.55	27.27	45.46	45.46	0	0	0
INCARTDB04	217	aVF	0	0	27.27	36.36	54.55	63.64	45.46	72.73	72.73	0	0	0
INCARTDB04	217	V1	9.09	27.27	36.36	9.09	27.27	36.36	36.36	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	217	V2	0	0	27.27	18.18	45.45	45.45	27.27	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	217	V3	0	9.09	27.27	36.36	45.45	54.55	45.46	63.64	72.73	0	0	0
INCARTDB04	217	V4	36.36	36.36	63.64	54.55	63.64	81.82	9.09	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	217	V5	36.36	36.36	63.64	18.18	36.36	45.45	18.18	36.36	45.46	0	0	0
INCARTDB04	217	V6	0	9.09	27.27	18.18	36.36	45.45	18.18	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	223	I	36.36	54.55	63.64	27.27	45.45	54.55	18.18	45.46	45.46	0	0	0
INCARTDB04	223	II	0	18.18	27.27	36.36	63.64	63.64	45.46	63.64	63.64	0	0	0
INCARTDB04	223	III	0	0	27.27	36.36	54.55	54.55	36.36	45.46	63.64	0	0	0
INCARTDB04	223	aVR	27.27	45.45	54.55	27.27	45.45	54.55	54.55	81.82	81.82	0	0	0
INCARTDB04	223	aVL	18.18	36.36	45.45	27.27	45.45	54.55	27.27	45.46	45.46	0	0	0
INCARTDB04	223	aVF	0	0	27.27	27.27	27.27	54.55	45.46	63.64	72.73	0	0	0
INCARTDB04	223	V1	36.36	45.45	63.64	18.18	27.27	36.36	36.36	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	223	V2	0	0	27.27	27.27	45.45	45.45	36.36	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	223	V3	0	0	27.27	54.55	63.64	72.73	9.09	18.18	27.27	0	0	0
INCARTDB04	223	V4	18.18	27.27	45.45	45.45	72.73	72.73	9.09	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB04	223	V5	36.36	45.45	63.64	36.36	54.55	54.55	36.36	63.64	63.64	0	0	0
INCARTDB04	223	V6	9.09	9.09	36.36	18.18	45.45	45.45	18.18	36.36	36.36	0	0	0
INCARTDB05	212	I	40	70	80	50	80	80	20	60	60	0	0	0
INCARTDB05	212	II	40	50	80	40	60	60	40	70	70	0	0	0
INCARTDB05	212	III	0	20	40	0	40	40	40	70	80	0	0	0
INCARTDB05	212	aVR	40	60	80	40	70	80	40	70	80	0	0	0
INCARTDB05	212	aVL	40	70	80	30	60	60	20	60	60	0	0	0
INCARTDB05	212	aVF	40	50	80	30	50	60	30	60	60	0	0	0
INCARTDB05	212	V1	0	20	40	40	60	70	20	60	60	0	0	0
INCARTDB05	212	V2	10	30	50	40	70	70	40	60	70	0	0	0
INCARTDB05	212	V3	20	50	60	20	50	50	40	80	80	0	0	0
INCARTDB05	212	V4	0	10	40	40	70	80	40	80	80	0	0	0
INCARTDB05	212	V5	40	40	80	60	70	90	40	60	80	0	0	0

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	False alarm rate											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB05	212	V6	30	50	70	50	80	80	50	90	90	0	0	0
INCARTDB05	223	I	40	70	80	50	80	80	20	60	60	0	0	0
INCARTDB05	223	II	40	50	80	40	70	70	40	60	70	0	0	0
INCARTDB05	223	III	10	20	50	60	90	90	40	70	80	0	0	0
INCARTDB05	223	aVR	40	50	80	10	40	50	20	60	60	0	0	0
INCARTDB05	223	aVL	40	70	80	10	40	50	20	50	60	0	0	0
INCARTDB05	223	aVF	30	50	70	60	80	90	60	90	90	0	0	0
INCARTDB05	223	V1	0	20	40	30	70	70	50	90	90	0	0	0
INCARTDB05	223	V2	20	40	60	30	60	60	20	50	50	0	0	0
INCARTDB05	223	V3	20	40	60	60	70	80	40	70	80	0	0	0
INCARTDB05	223	V4	10	20	50	50	50	80	40	60	80	0	0	0
INCARTDB05	223	V5	40	40	80	50	70	80	40	60	80	0	0	0
INCARTDB05	223	V6	20	40	60	60	70	70	40	60	80	0	0	0
INCARTDB05	234	I	50	60	80	40	60	70	20	50	60	0	0	0
INCARTDB05	234	II	50	50	90	40	80	80	40	40	70	0	0	0
INCARTDB05	234	III	40	40	80	40	60	80	40	80	80	0	0	0
INCARTDB05	234	aVR	60	60	100	30	50	70	20	50	60	0	0	0
INCARTDB05	234	aVL	40	50	80	50	70	80	20	40	60	0	0	0
INCARTDB05	234	aVF	30	30	70	30	50	60	50	60	80	0	0	0
INCARTDB05	234	V1	10	30	50	50	70	80	40	70	80	0	0	0
INCARTDB05	234	V2	0	20	40	50	70	80	40	50	70	0	0	0
INCARTDB05	234	V3	20	40	60	60	60	70	40	50	80	0	0	0
INCARTDB05	234	V4	10	20	50	40	50	80	40	50	80	0	0	0
INCARTDB05	234	V5	50	50	90	40	50	70	40	50	70	0	0	0
INCARTDB05	234	V6	30	40	60	50	60	80	40	60	80	0	0	0
INCARTDB06	272	I	44.44	77.77	77.77	0	33.33	33.33	0	22.22	33.33	0	0	0
INCARTDB06	272	II	55.55	88.88	88.88	44.44	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	272	III	55.55	88.88	88.88	55.55	77.77	77.77	11.11	66.66	66.66	0	0	0
INCARTDB06	272	aVR	66.66	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	55.55	66.66	77.77	0	0	0
INCARTDB06	272	aVL	55.55	88.88	88.88	44.44	66.66	66.66	11.11	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	272	aVF	55.55	88.88	88.88	55.55	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	272	V1	55.55	77.77	77.77	33.33	66.66	66.66	55.55	77.77	77.77	0	0	0

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	False alarm rate											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB06	272	V2	55.55	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	22.22	88.88	88.88	0	0	0
INCARTDB06	272	V3	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	272	V4	55.55	88.88	88.88	66.66	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	272	V5	55.55	77.77	77.77	0	11.11	33.33	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	272	V6	55.55	77.77	77.77	33.33	55.55	55.55	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	277	I	44.44	77.77	77.77	0	33.33	33.33	0	33.33	33.33	0	0	0
INCARTDB06	277	II	55.55	77.77	77.77	66.66	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	277	III	55.55	77.77	88.88	55.55	77.77	77.77	22.22	55.55	55.55	0	0	0
INCARTDB06	277	aVR	66.66	77.77	77.77	22.22	55.55	55.55	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	277	aVL	55.55	77.77	88.88	33.33	55.55	55.55	11.11	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	277	aVF	55.55	77.77	77.77	44.44	88.88	88.88	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	277	V1	55.55	77.77	77.77	33.33	88.88	88.88	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	277	V2	55.55	77.77	77.77	44.44	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	277	V3	55.55	77.77	77.77	44.44	88.88	88.88	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	277	V4	55.55	88.88	88.88	22.22	44.44	44.44	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	277	V5	55.55	77.77	77.77	22.22	44.44	55.55	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	277	V6	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	55.55	55.55	66.66	0	0	0
INCARTDB06	281	I	44.44	77.77	77.77	0	33.33	33.33	0	33.33	33.33	0	0	0
INCARTDB06	281	II	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	88.88	22.22	55.55	55.55	0	0	0
INCARTDB06	281	III	55.55	77.77	77.77	33.33	66.66	77.77	11.11	88.88	88.88	0	0	0
INCARTDB06	281	aVR	55.55	77.77	77.77	22.22	44.44	44.44	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	281	aVL	55.55	77.77	88.88	44.44	66.66	66.66	0	66.66	66.66	0	0	0
INCARTDB06	281	aVF	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	281	V1	55.55	77.77	77.77	22.22	44.44	44.44	44.44	66.66	66.66	0	0	0
INCARTDB06	281	V2	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	11.11	44.44	44.44	0	0	0
INCARTDB06	281	V3	55.55	77.77	77.77	33.33	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	281	V4	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	281	V5	55.55	77.77	77.77	22.22	55.55	66.66	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB06	281	V6	55.55	77.77	77.77	22.22	44.44	44.44	55.55	77.77	77.77	0	0	0
INCARTDB07	203	I	0	7.14	7.14	28.57	35.71	35.71	64.28	71.42	71.42	0	0	0
INCARTDB07	203	II	7.14	14.28	14.28	35.71	35.71	42.85	21.42	28.57	28.57	0	0	0
INCARTDB07	203	III	0	0	7.14	14.28	21.42	21.42	64.28	71.42	71.42	0	0	0

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	False alarm rate											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB07	203	aVR	0	0	7.14	64.28	71.42	71.42	64.28	71.42	71.42	0	0	0
INCARTDB07	203	aVL	0	0	7.14	14.28	21.42	21.42	21.42	21.42	28.57	0	0	0
INCARTDB07	203	aVF	7.14	14.28	14.28	64.28	71.42	71.42	14.28	14.28	21.42	0	0	0
INCARTDB07	203	V1	0	0	7.14	7.14	14.28	14.28	7.14	14.28	14.28	0	0	0
INCARTDB07	203	V2	0	0	7.14	7.14	14.28	14.28	7.14	14.28	14.28	0	0	0
INCARTDB07	203	V3	0	7.14	7.14	7.14	14.28	14.28	0	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB07	203	V4	0	7.14	7.14	14.28	21.42	21.42	7.14	14.28	14.28	0	0	0
INCARTDB07	203	V5	0	7.14	7.14	0	7.14	7.14	0	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB07	203	V6	0	0	7.14	0	7.14	7.14	0	7.14	7.14	0	0	0
INCARTDB08	148	I	92.3	92.3	92.3	7.69	15.38	15.38	7.69	7.69	15.38	0	0	0
INCARTDB08	148	II	0	7.69	7.69	0	0	7.69	0	7.69	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	III	7.69	15.38	15.38	7.69	7.69	15.38	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	aVR	92.3	92.3	92.3	0	7.69	7.69	0	7.69	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	aVL	53.84	61.53	61.53	0	0	7.69	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	aVF	0	0	7.69	7.69	7.69	15.38	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	V1	15.38	23.07	23.07	0	0	7.69	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	V2	15.38	23.07	23.07	0	7.69	7.69	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	V3	92.3	92.3	92.3	0	0	7.69	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	V4	92.3	92.3	92.3	0	7.69	7.69	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	V5	0	7.69	7.69	0	0	7.69	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB08	148	V6	92.3	92.3	92.3	0	0	7.69	0	0	7.69	0	0	0
INCARTDB09	126	I	50	100	100	10	60	60	20	30	30	0	0	10
INCARTDB09	126	II	10	20	20	10	20	20	50	60	60	0	0	10
INCARTDB09	126	III	0	10	10	40	50	50	70	80	80	0	0	10
INCARTDB09	126	aVR	10	40	40	30	30	30	40	50	50	0	0	10
INCARTDB09	126	aVL	0	0	10	40	50	50	100	100	100	0	0	10
INCARTDB09	126	aVF	0	10	10	60	60	60	80	90	90	0	0	10
INCARTDB09	126	V1	0	0	10	30	70	70	40	70	70	10	10	20
INCARTDB09	126	V2	20	20	30	30	30	40	50	50	60	10	10	20
INCARTDB09	126	V3	10	10	20	50	50	60	60	60	70	0	0	10
INCARTDB09	126	V4	0	0	10	90	90	90	90	90	90	0	0	10
INCARTDB09	126	V5	0	10	10	20	30	30	20	20	20	0	0	10

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	False alarm rate											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	215	I	70	90	90	70	80	90	70	90	90	10	10	10
INCARTDB10	215	II	60	80	80	20	40	40	60	80	80	10	10	10
INCARTDB10	215	III	70	90	90	60	80	80	70	90	90	10	10	10
INCARTDB10	215	aVR	70	90	90	20	30	40	60	80	80	10	10	10
INCARTDB10	215	aVL	20	40	40	70	70	70	70	90	90	10	10	10
INCARTDB10	215	aVF	70	90	90	70	80	80	60	80	80	10	10	10
INCARTDB10	215	V1	70	90	90	30	50	50	30	50	50	10	10	10
INCARTDB10	215	V2	70	90	90	50	70	70	70	90	90	10	10	10
INCARTDB10	215	V3	30	50	50	60	80	80	70	90	90	10	10	10
INCARTDB10	215	V4	70	90	90	30	30	40	30	40	50	10	10	10
INCARTDB10	215	V5	70	90	90	20	30	30	10	30	30	10	10	10
INCARTDB10	215	V6	60	80	80	60	70	70	50	70	70	10	10	10
INCARTDB10	236	I	60	80	80	70	90	90	50	70	70	10	10	10
INCARTDB10	236	II	60	80	80	10	30	30	60	80	80	10	10	10
INCARTDB10	236	III	50	70	70	30	40	40	10	30	30	10	10	10
INCARTDB10	236	aVR	30	50	50	20	30	40	60	80	80	10	10	10
INCARTDB10	236	aVL	20	40	40	40	60	60	70	90	90	10	10	10
INCARTDB10	236	aVF	60	80	80	20	40	40	60	80	80	10	10	10
INCARTDB10	236	V1	70	90	90	40	60	60	30	30	40	10	10	10
INCARTDB10	236	V2	70	90	90	20	40	40	20	30	40	10	10	10
INCARTDB10	236	V3	10	30	30	30	50	50	20	30	30	10	10	10
INCARTDB10	236	V4	60	80	80	60	80	80	40	60	60	10	10	10
INCARTDB10	236	V5	70	90	90	10	20	30	50	70	70	10	10	10
INCARTDB10	236	V6	30	50	50	60	70	70	70	80	80	10	10	10
INCARTDB10	278	I	40	50	60	50	70	70	20	30	40	10	10	10
INCARTDB10	278	II	50	70	70	10	30	30	20	40	40	10	10	10
INCARTDB10	278	III	40	60	60	10	30	30	20	30	40	10	10	10
INCARTDB10	278	aVR	40	60	60	10	20	30	10	30	30	10	10	10
INCARTDB10	278	aVL	20	30	40	30	50	50	30	50	50	10	10	10
INCARTDB10	278	aVF	40	60	60	10	30	30	40	60	60	10	10	10
INCARTDB10	278	V1	40	50	60	40	60	60	30	40	50	10	10	10
INCARTDB10	278	V2	40	50	60	20	40	40	30	40	50	10	10	10

ข้อมูล	ค่า	ลิสต์ข้อมูล	False alarm rate											
			BFDD			HOT SAX			BitClusterDiscord			MD-ECG		
			40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.	40%	80%	Card.
INCARTDB10	278	V3	20	30	40	30	50	50	10	30	30	10	10	10
INCARTDB10	278	V4	50	70	70	60	80	80	20	40	40	10	10	10
INCARTDB10	278	V5	50	70	70	10	20	30	20	40	30	10	10	10
INCARTDB10	278	V6	30	40	50	60	70	70	50	50	60	10	10	10
MGH01	396	II	0	11.11	22.22	22.22	44.44	44.44	0	11.11	22.22	0	0	0
MGH01	396	V3	0	11.11	22.22	22.22	33.33	44.44	0	22.22	22.22	0	0	0
MGH01	409	II	0	11.11	22.22	55.55	66.66	66.66	0	11.11	22.22	0	0	0
MGH01	409	V3	0	11.11	22.22	22.22	22.22	44.44	11.11	33.33	33.33	0	0	0
MITDB04	450	MLII	0	0	10	10	20	20	0	10	10	0	0	0
MITDB04	450	V1	0	0	10	0	0	10	10	10	10	0	0	0
NSTDB01	450	MLII	0	0	10	10	20	20	0	10	10	0	0	0
NSTDB01	450	V1	0	70	70	10	10	10	10	10	10	0	0	0
NSTDB02	450	MLII	0	0	10	0	0	10	0	0	10	0	0	0
NSTDB02	450	V1	0	70	70	0	0	10	10	10	10	0	0	0
NSTDB03	450	MLII	10	10	10	10	20	20	0	0	10	0	0	0
NSTDB03	450	V1	10	10	10	10	10	20	0	0	10	0	0	0
NSTDB04	450	MLII	30	30	30	0	50	50	0	20	20	10	10	10
NSTDB04	450	V1	20	20	20	30	30	30	10	10	10	10	10	10

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาว เหมวรรณ ศิวรักษ์ เกิดวันที่ 7 ตุลาคม 2525 สถานที่เกิดกรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ จากภาควิชา วิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ในปีการศึกษา 2546 และสำเร็จการศึกษาในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์คอมพิวเตอร์ จากภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปี การศึกษา 2549 เข้าศึกษาในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2554 โดยได้รับทุน โครงการทุนจุฬาฯ ดุษฎีภีพรรณของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

