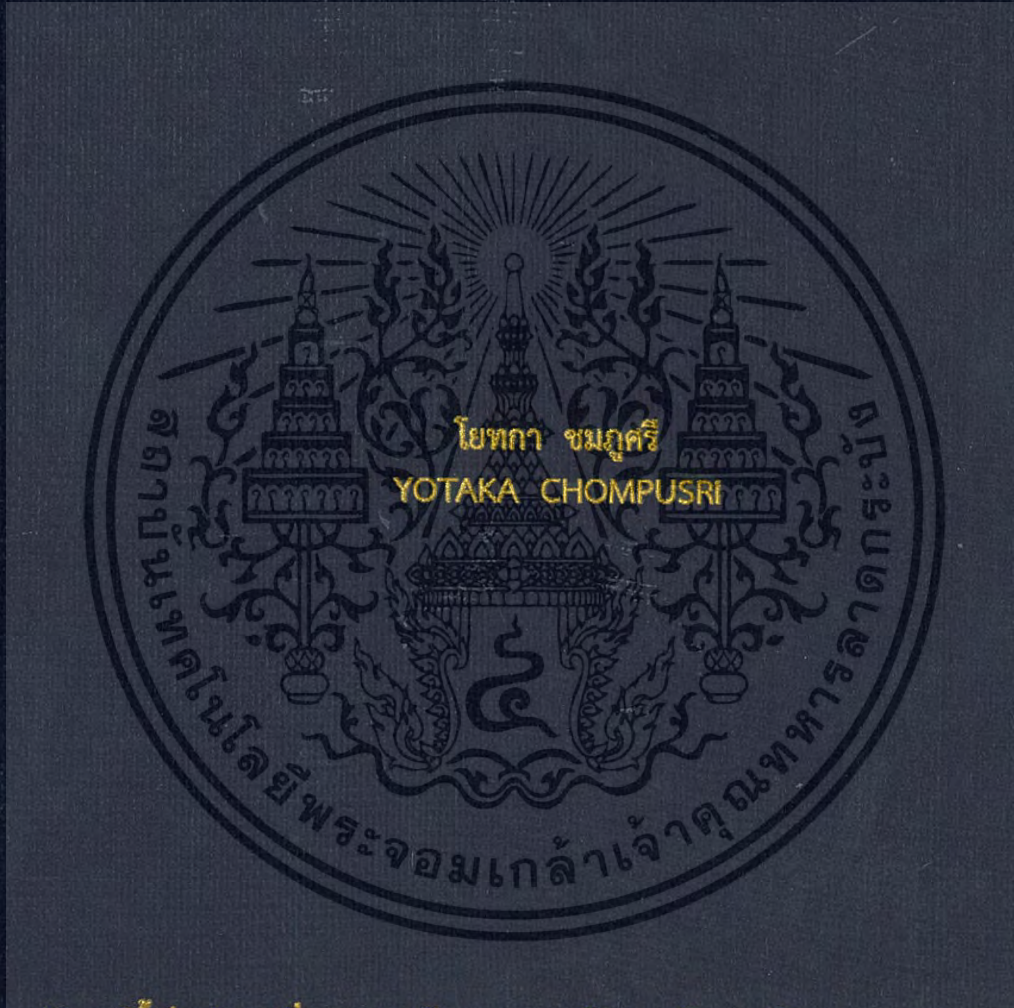


อัลกอริธึมการบีบอัดแบบสลับได้
สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและไม่ปกติ

SWITCHABLE COMPRESSION ALGORITHM
FOR REGULAR AND IRREGULAR ECG SIGNALS



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

KMITL-2016-EN-D-018-171

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

อัลกอริธึมการบีบอัดแบบสลับได้
สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและไม่ปกติ

SWITCHABLE COMPRESSION ALGORITHM
FOR REGULAR AND IRREGULAR ECG SIGNALS



เลขหมู่.....
เลขทะเบียน **148654**
รับเดือนปี **14 11 2560**

b. 002652 10
l.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2559

KMITL-2016-EN-D-018-171

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SWITCHABLE COMPRESSION ALGORITHM
FOR REGULAR AND IRREGULAR ECG SIGNALS



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
DOCTOR OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2016
KMITL-2016-EN-D-018-171

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2016

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ อัลกอริธึมการบีบอัดแบบสลับได้สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและไม่ปกติ
Thesis Title Switchable Compression Algorithm for Regular and Irregular ECG Signals
นักศึกษา นางสาวโยทกา ชมภูศรี
รหัสประจำตัว 52610156
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.สิรภพ ตูประกาย
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.กอบชัย เดชหาญ
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2016-EN-D-018-171

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.พิพัฒน์	พรหมมี	
ผศ.ดร.ศรวัฒน์	ชีวปรีชา	
รศ.ดร.พีระพล	ยุวภูษิตานนท์	
ผศ.ดร.สมเกียรติ	ฤกษ์วีรัญญ	
ผศ.ดร.สิรภพ	ตูประกาย	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 19 กันยายน พ.ศ. 2559 เวลา 10.00-12.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องนำเอกสารนี้ไปใช้ในวันที่ 19 กันยายน พ.ศ. 2559 ที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	อัลกอริธึมการบีบอัดแบบสลับได้สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและไม่ปกติ
นักศึกษา	นางสาวโยทกา ชมภูศรี
รหัสประจำตัว	52610156
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
พ.ศ.	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.สิรภพ ตู้ประกาย
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์(ร่วม)	รศ.ดร.กอบชัย เดชหาญ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอวิธีการบีบอัดแบบสลับได้ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถลดค่าความผิดพลาดจากการบีบอัดและให้ค่าอัตราการบีบอัดที่ดีด้วย โดยส่วนสำคัญของวิธีการบีบอัดที่นำเสนอคือให้ประสิทธิภาพการบีบอัดที่ดีทั้งกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ เนื่องจากเทคนิคที่ใช้ในการจับคู่สัญญาณเป็นแบบสลับได้ โดยเทคนิค Period Scaling จะถูกนำมาใช้ในการจับคู่สัญญาณก่อน เมื่อใดที่ค่าความผิดพลาดของสัญญาณสร้างขึ้นมีค่าสูงกว่าค่า Maximum Beat Error แล้ว เทคนิค Dynamic Time Warping จะถูกนำมาใช้แทน นั้นหมายถึงว่าลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นเป็นแบบคาบไม่ปกติ ในส่วนของการทดสอบได้ใช้วิธีการบีบอัดแบบสลับได้กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 42 สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ทำการกำหนดค่า Maximum Beat Error เท่ากับ 1 % และกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนโดยการปรับค่า Energy Packing Efficiency ของค่าสัมประสิทธิ์ approximation, EPE_{AC} อยู่ระหว่าง 90%-99% และค่าสัมประสิทธิ์ detail, EPE_{DC1} EPE_{DC2} EPE_{DC3} อยู่ระหว่าง 50%-90% จากผลการทดสอบพบว่าวิธีการบีบอัดมีประสิทธิภาพที่ดี คือมีค่า PRD ต่ำกว่า 1 % และค่า CR อยู่ในเกณฑ์ที่สูงระหว่าง 4.6-11 เท่า เมื่อกำหนดค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และ EPE_{DC1} EPE_{DC2} EPE_{DC3} อยู่ระหว่าง 80%-90% นอกจากนี้ยังได้แสดงการเปรียบเทียบว่าวิธีการบีบอัดที่นำเสนอสามารถใช้ได้ทั้งกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติคือสัญญาณหมายเลข 100 และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติคือสัญญาณหมายเลข 117 และสัญญาณหมายเลข 228

Thesis Title	Switchable Compression Algorithm for Regular and Irregular ECG Signals
Student	Ms. Yotaka Chompusri
Student ID.	52610156
Degree	Doctor of Engineering
Program	Electrical Engineering
Year	2016
Thesis Advisor	Assist.Prof.Dr.Siraphop Tooprakai
Thesis co-Advisor	Assoc.Prof.Dr.Kobchai Dejhan

ABSTRACT

This thesis is concerned with a switchable mapping electrocardiogram (ECG) compression method that effectively reduces the percentage root mean square difference (PRD) and at the same time achieves the satisfactorily high compression ratio (CR). The distinctive characteristic of the proposed technique lies in its applicability to both the regular and irregular ECG signals, compared to existing techniques that are solely applicable to the regular signal. Specifically, in the switchable mapping, the Period Scaling technique is first applied and the Dynamic Time Warping (DTW) technique is then triggered if the signal error exceeds the maximum beat error. The signal error exceeding the maximum beat error indicates an irregular ECG signal. In the assessment, the proposed technique was applied to a total of 42 MIT-BIH ECG signals. The experiments were conducted using a maximum beat error of 1% and various threshold criteria sets by varying EPE_{AC} and EPE_{DC1} , EPE_{DC2} , EPE_{DC3} in the ranges of 90-99% and 50-99%, respectively, where EPE_{AC} and EPE_{DC1-3} are Energy Packing Efficiency's approximation coefficient and detailed coefficients. The results indicate that the threshold sets of 99% for EPE_{AC} and 80-90% equally for EPE_{DC1} , EPE_{DC2} and EPE_{DC3} contribute to less than 1% PRD values and the satisfactorily high CR levels of 4.6-11. Moreover, this research descriptively compared the ECG signal numbers 100 (regular), 117 and 228 (irregular) with regard to the signal compression performances.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.สิรภพ ตู้ประกาย และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รศ.ดร.กอบชัย เดชหาญ ที่ให้คำปรึกษา ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะ ช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ รศ.ดร.สุรพันธ์ ยิ้มมั่น ที่คอยให้คำปรึกษาและชี้แนะแนวทางในการดำเนินงาน วิจัยนี้มาโดยตลอด

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และ ถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา ๓๓๓ ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัย.....	2
1.3 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการศึกษาวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของการศึกษาวิจัย.....	2
1.5 ขั้นตอนของการศึกษาวิจัย.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.2.1 การบีบอัดข้อมูลโดยตรง.....	5
2.2.1.1 การบีบอัดข้อมูลโดยเปรียบเทียบกับค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ.....	5
2.2.1.2 การบีบอัดข้อมูลโดยวิธีการฮัฟแมน.....	6
2.2.1.3 การบีบอัดข้อมูลโดยวิธี Amplitude Zone Time Epoch Coding.....	8
2.2.1.4 การบีบอัดข้อมูลโดย FAN/SAPA.....	8
2.2.1.5 การบีบอัดข้อมูลโดยวิธีการจุดเปลี่ยน.....	9
2.2.1.6 การบีบอัดข้อมูลโดย Coordinate Reduction Time Encoding System.....	10
2.2.1.7 การบีบอัดข้อมูลโดย Differential Pulse Code Modulation.....	10
2.2.2 การบีบอัดข้อมูลที่ผ่านการแปลง.....	10
2.2.3 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีการต่างๆ.....	12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 วิธีการปรับอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	13
3.1 การจัดการข้อมูลเบื้องต้น.....	14
3.1.1 การแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ.....	14
3.1.2 การหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง.....	18
3.2 การจับคู่สัญญาณแบบสลับได้.....	18
3.2.1 วิธีการจับคู่ระหว่างสัญญาณ.....	18
3.2.1.1 เทคนิค Period Scaling.....	18
3.2.1.2 เทคนิค Dynamic Time Warping.....	19
3.2.2 การเลือกเทคนิคการจับคู่.....	24
3.3 การจัดการข้อมูลส่วนต้น.....	25
3.4 การหาผลต่าง.....	27
3.5 การขจัดข้อมูลที่ไม่มีความสำคัญ.....	28
3.5.1 ดีสครีตเวฟเลททรานฟอร์ม.....	28
3.5.2 การเลือกสัมประสิทธิ์โดยใช้วิธีการกำหนดขีดเริ่มเปลี่ยน.....	29
3.6 การเข้ารหัส.....	30
3.7 การสร้างคืนสัญญาณ.....	31
3.7.1 การถอดรหัส.....	31
3.7.2 การสร้างคืนสัญญาณในโดเมนเวลา.....	31
3.7.3 การบวกกลับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง.....	32
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	33
4.1 ผลการทดลองและการวิเคราะห์.....	33
บทที่ 5 บทสรุป.....	40
5.1 สรุปการศึกษาวิจัย.....	40

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง.....	41
ภาคผนวก.....	45
ประวัติผู้เขียน.....	67



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 กระบวนการลดค่ารายการของสัญลักษณ์ข้อมูลต้นแบบในตารางความถี่.....	6
2.2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของการบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีต่างๆ.....	12
4.1 การกำหนดหมายเลขของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับหมายเลขจากฐานข้อมูล MIT-BIH	33
4.2 แสดงการเปรียบเทียบค่า PRD และ CR ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติ (สัญญาณหมายเลข 100) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ (สัญญาณ หมายเลข 117 และสัญญาณหมายเลข 228).....	37
4.3 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของการบีบอัด (ค่า PRD และ ค่า CR) สัญญาณหมายเลข 117 ด้วยวิธีการที่นำเสนอเปรียบเทียบกับวิธีการอื่นๆ.....	39



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.2 แผนภูมิต้นไม้แบบ Single Side Growing Huffman Tree.....	7
2.3 การบีบอัดข้อมูลด้วยวิธี FAN.....	9
2.4 การคัดเลือกจุดข้อมูลที่จะบันทึกด้วยการบีบอัดข้อมูลวิธี Turning Point.....	10
2.5 เปรียบเทียบสัญญาณต้นฉบับกับสัญญาณที่ผ่านการแปลง.....	11
3.1 วิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	13
3.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ.....	14
3.3 แสดงขั้นตอนการแบ่งสัญญาณโดยวิธี Beat Segmentation.....	15
3.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการแบ่งสัญญาณ.....	15
3.5 สัญญาณผลลัพธ์จากขั้นตอนที่ 1 ของวิธี Beat Segmentation.....	16
3.6 สัญญาณผลลัพธ์จากขั้นตอนที่ 2 ของวิธี Beat Segmentation.....	16
3.7 สัญญาณผลลัพธ์จากขั้นตอนที่ 3 ของวิธี Beat Segmentation.....	17
3.8 สัญญาณผลลัพธ์จากขั้นตอนที่ 4 ของวิธี Beat Segmentation.....	17
3.9 แสดงการจับคู่สัญญาณโดยเทคนิค Period Scaling.....	19
3.10 แสดงการจับคู่สัญญาณโดยเทคนิค Dynamic Time Warping.....	20
3.11 แสดงเมทริกซ์ระยะทาง (Distance Matrix) และ Warp Path.....	20
3.12 ลำดับในการคำนวณค่าในเมทริกซ์ระยะทาง.....	23
3.13 ลำดับในการหา Warp Path ในเมทริกซ์ระยะทาง.....	23
3.14 ลำดับขั้นตอนการเลือกเทคนิคการจับคู่.....	24
3.15 แสดงรูปแบบข้อมูลส่วนต้นที่เกิดจากการใช้การจับคู่สัญญาณแบบสลับได้.....	25
3.16 ลำดับวิธีการจัดเรียงข้อมูลส่วนต้นสำหรับ Header II.....	27
3.17 การหาสัญญาณผลต่างระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง.....	27
3.18 การใช้เวฟเลททรานฟอร์มในการแยกสัมประสิทธิ์สัญญาณ.....	28
3.19 สัญญาณผลต่างและสัมประสิทธิ์เวฟเลททั้ง 3 ระดับ.....	29
3.20 การเปรียบเทียบสัญญาณก่อนและหลังการเลือกสัมประสิทธิ์.....	30
3.21 ขั้นตอนการสร้างคืนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	31

สารบัญญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 แสดงการเปรียบเทียบค่า PRD ของสัญญาณ 42 สัญญาณเมื่อกำหนดค่า Maximum Beat Error เท่ากับ 1 % และค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และ $EPE_{DC1-DC3}$ ทุกค่าเท่ากับ 99% 90% และ 80%	35
4.2 แสดงการเปรียบเทียบค่า CR ของสัญญาณ 42 สัญญาณเมื่อกำหนดค่า Maximum Beat Error เท่ากับ 1 % และค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และ $EPE_{DC1-DC3}$ ทุกค่าเท่ากับ 99% 90% และ 80%	36
4.3 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณดั้งเดิม สัญญาณสร้างขึ้น และค่าความผิดพลาดของสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจหมายเลข 100 เมื่อค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC} เท่ากับ 80%.....	37
4.4 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณดั้งเดิม สัญญาณสร้างขึ้น และค่าความผิดพลาดของสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจหมายเลข 117 เมื่อค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC} เท่ากับ 80%.....	38
4.5 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณดั้งเดิม สัญญาณสร้างขึ้น และค่าความผิดพลาดของสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจหมายเลข 228 เมื่อค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC} เท่ากับ 80%.....	38

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) เป็นสัญญาณที่ได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในหัวใจเมื่อกล้ามเนื้อหัวใจมีการทำงาน โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้มีความสำคัญในทางการแพทย์ เนื่องจากลักษณะรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวิเคราะห์ถึงความผิดปกติในการทำงานของหัวใจได้ โดยดูจากอัตราการเต้นของหัวใจและลักษณะรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้น การบันทึกรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกต้องจึงมีความสำคัญต่อความถูกต้องของการวินิจฉัยโรค การวินิจฉัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวลาจริง และในการติดตามอาการของผู้ป่วยจะต้องใช้ระยะเวลาในการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเวลานาน ทำให้ข้อมูลที่ได้จากการบันทึกมีขนาดใหญ่ ดังนั้น จึงมีการจัดการข้อมูลให้มีขนาดเล็กลง เพื่อลดพื้นที่ในการจัดเก็บ ซึ่งก็คือ การบีบอัด (Compression) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดเล็กลง

กรรมวิธีในการบีบอัดข้อมูลหลายวิธีถูกนำมาใช้ในการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจรูปแบบวิธีที่ใช้ในการบีบอัดข้อมูล สามารถแบ่งได้ 3 ประเภทหลัก คือ การบีบอัดข้อมูลโดยตรง การบีบอัดสัญญาณที่ผ่านการแปลง [1]-[5] และการลดขนาดโดยการเลือกเก็บพารามิเตอร์

ซึ่งในการบีบอัดข้อมูลนั้นจะทำให้คุณภาพของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกลดทอนลงไป ซึ่งอาจส่งผลให้การวินิจฉัยโรคผิดพลาดได้จากข้อมูลที่ไม่สมบูรณ์ ดังนั้น ในการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องคำนึงถึงคุณภาพของข้อมูลที่ยังคงลักษณะรูปร่างสัญญาณที่สำคัญในการวินิจฉัยโรค เช่น ตำแหน่งของคลื่นต่างๆ เป็นต้น ซึ่งวิธีการบีบอัดที่มีผู้นำเสนอมาก่อนหน้านี้ เมื่อนำมาใช้กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติจะได้อัตราการบีบอัดที่สูงและมีคุณภาพดี แต่เมื่อนำวิธีการบีบอัดเดียวกันนี้ไปใช้กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติแล้วคุณภาพของสัญญาณที่ผ่านการบีบอัดจะแยกลง [6],[7] เพื่อแก้ปัญหาของวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ ในงานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นในการออกแบบวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถใช้บีบอัดได้ทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ โดยสัญญาณที่ผ่านการบีบอัดจะต้องมีคุณภาพที่ดีและมีอัตราการบีบอัดที่สูง

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัย

- 1.2.1 ออกแบบวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.2.2 เพิ่มประสิทธิภาพของวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อใช้กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ

1.3 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วิธี การหาค่าสัญญาณผลต่าง (Residual Beat Subtraction) [8] ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ (Constituent Beat) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง (Reference Beat) ก่อนซึ่งวิธีการนี้มีข้อดีคือสามารถช่วยลดขนาดของข้อมูลและยังสามารถคงข้อมูลที่สำคัญไว้ได้ จากนั้นจึงทำการแยกองค์ประกอบทางความถี่ของสัญญาณในเวฟเลทโดเมน โดยในขั้นตอนนี้จะมีการเลือกเวฟเลทแม่ที่เหมาะสมในการแปลงเวฟเลท ก่อนที่จะเลือกกำจัดข้อมูลที่ไม่มีความสำคัญทิ้งไป โดยข้อมูลที่ถูกเลือกทิ้งไปจะขึ้นอยู่กับค่าพลังงานของสัญญาณที่ต้องการคงไว้ และนำสัญญาณที่ผ่านการเลือกค่าแล้วไปทำการบีบอัดแบบเข้ารหัสซึ่งเป็นการบีบอัดแบบไม่มีการสูญเสียข้อมูลอีกครั้ง

ในขั้นตอนการจับคู่สัญญาณ เพื่อให้ค่าสัญญาณผลต่างมีขนาดเล็กและส่งผลให้ค่าความผิดพลาดในขั้นตอนการสร้างคินน้อย ค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะควรจับคู่กับค่าที่ใกล้เคียงมากที่สุดเมื่อเทียบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง ดังนั้นวิธีการที่ใช้ในการจับคู่สัญญาณจึงมีความสำคัญ ในงานวิจัยนี้จึงใช้วิธีการจับคู่แบบสลับได้ (Switchable Mapping) มาใช้ในการจับคู่สัญญาณโดยถ้าลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะมีความใกล้เคียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงแล้วจะใช้เทคนิค Period Scaling ในการจับคู่สัญญาณนั้น ในทางกลับกันถ้าลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะมีความแตกต่างกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในการจับคู่สัญญาณแทน

1.4 ขอบเขตของการศึกษาวิจัย

- 1.4.1 ออกแบบวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.4.2 ทดสอบวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH
- 1.4.3 เพิ่มประสิทธิภาพของวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบให้ได้ประสิทธิภาพที่ดีทั้งกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ขั้นตอนของการศึกษาวิจัย

- 1.5.1 ออกแบบขั้นตอนการบีบอัดสำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.5.2 นำวิธีการที่ออกแบบมาเขียนโปรแกรมและตรวจสอบผลการบีบอัด
- 1.5.3 จัดหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อใช้ทดสอบประสิทธิภาพการบีบอัด
- 1.5.4 ทดสอบประสิทธิภาพการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและประเมินผล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) เป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากกลไกการทำงานของเซลล์ต่างๆ ในหัวใจ เพื่อให้ห้องหัวใจทั้งสี่เกิดการบีบและคลายตัวในจังหวะที่เหมาะสมและถูกต้องตามลำดับ [18], [19] โดยการทำงานของหัวใจแต่ละส่วนนั้นจะมีการเหลื่อมกันทางเวลา เช่นเดียวกับสัญญาณแรงดันไฟฟ้าที่เกิดจากแต่ละส่วนของหัวใจก็จะมีการเหลื่อมกันทางเวลาที่สอดคล้องกันด้วย โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีจุดเอกลักษณ์บนคลื่นซึ่งมีชื่อเป็นอักษรภาษาอังกฤษ P Q R S และ T ดังแสดงในรูปที่ 2.1 [18], [19] หากคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วนใดมีขนาด รูปร่าง หรือห้วงเวลาที่ผิดปกติ แพทย์จะสามารถวิเคราะห์ได้ถึงความผิดปกติที่เกิดขึ้นนั้นเกิดจากส่วนใดของหัวใจ [18], [19]



รูปที่ 2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ดังนั้นการบันทึกรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกต้องจึงมีผลต่อการวินิจฉัยโรคของแพทย์ เนื่องจากแพทย์สามารถวิเคราะห์ได้ว่าความผิดปกติของรูปคลื่นเกิดจากส่วนไหนของหัวใจ ในทางการแพทย์การวินิจฉัยคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวลาจริง และในการติดตามอาการของผู้ป่วยจะต้องใช้ระยะเวลาในการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเวลานาน ผู้ป่วยจะนำเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจพกติดตัวในระหว่างการทำกิจวัตรประจำวัน [37] ทำให้ข้อมูลที่ได้จากการบันทึกมีขนาดใหญ่ ดังนั้น จึงมีความพยายามที่จะบีบอัดข้อมูลให้มีขนาดเล็กลง เพื่อลดพื้นที่ในการจัดเก็บ ซึ่งการใช้พื้นที่การเก็บข้อมูลนี้น้อยลงจะช่วยลดการใช้พลังงานในการเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จัดเก็บข้อมูลและการส่งผ่านข้อมูลได้มาก ทำให้ขนาดของแบตเตอรี่ที่ใช้มีขนาดเล็กลง สะดวกในการพกพา[37]

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

จากการสืบค้นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องพบว่าได้มีความพยายามที่จะพัฒนาวิธีการจัดเก็บและบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลากหลายรูปแบบ แต่ละวิธีการนั้นมีทั้งจุดเด่นและจุดด้อยแตกต่างกันไป รูปแบบการบีบอัดข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแบ่งออกเป็นสามประเภทหลักคือ[21] การบีบอัดข้อมูลโดยตรง (Direct Data Compression) การบีบอัดข้อมูลด้วยการแปลง (Transformation Compression) และการลดขนาดโดยการเลือกเก็บพารามิเตอร์ (Parameter Extraction) [17] แต่เนื่องด้วยวิธีการเลือกเก็บพารามิเตอร์นั้น เป็นกระบวนการที่ไม่สามารถสร้างสัญญาณคืนที่มีคุณภาพได้ ในงานวิจัยนี้จึงจะกล่าวถึงแต่เพียงการบีบอัดข้อมูลโดยตรง และการบีบอัดข้อมูลด้วยการแปลง

2.2.1 การบีบอัดข้อมูลโดยตรง (Direct Data Compression) [21]

การบีบอัดข้อมูลโดยตรงนั้น จะนำข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปผ่านกระบวนการกำจัดข้อมูลที่ซ้ำซ้อน (Redundancy) ออก โดยไม่ต้องใช้การแปลง (Transform) งานวิจัยที่ใช้วิธีการบีบอัดโดยตรงนั้น เป็นงานวิจัยในช่วงก่อนปี ค.ศ. 1970 [22]-[35] จุดเด่นของวิธีการในกลุ่มนี้คือ มีความซับซ้อนในการคำนวณไม่มาก ส่งผลให้การประมวลผลทำได้เร็ว ซึ่งปัจจัยด้านภาระในการประมวลผลนั้นมีผลอย่างมากในช่วงเวลาดังกล่าว เนื่องจากตัวประมวลผลในยุคนั้นมีความเร็วในการประมวลผลต่ำ วิธีการบีบอัดข้อมูลในกลุ่มนี้มีหลายวิธีการ เช่น การบีบอัดข้อมูลโดยเปรียบเทียบกับค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ (Tolerance-Comparison Data Compression Technique) [17] การเข้ารหัสด้วยวิธีฮัฟแมน (Huffman Method) [32] วิธีการ AZTEC [20], [34] วิธีการ FAN/SAPA [20], [38] วิธีการ Turning Point วิธีการ CORTES [20] และการบีบอัดข้อมูลโดย Differential Pulse Code Modulation [17], [31] เป็นต้น

2.2.1.1 การบีบอัดข้อมูลโดยเปรียบเทียบกับค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ [17]

การบีบอัดข้อมูลโดยเปรียบเทียบกับค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ (Tolerance-Comparison Data Compression Technique) เป็นวิธีการบีบอัดข้อมูลโดยการหาสมการพหุนามที่เป็นตัวแทนของสัญญาณในช่วงสัญญาณต่างๆ โดยใช้ Polynomial Predictor และ Interpolator มาใช้ในการเข้ารหัสและการสร้างสัญญาณคืน โดยค่าความคลาดเคลื่อนจะต้องมีค่าน้อยกว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ (Tolerance) สมการพหุนามที่นำมาใช้มีทั้งอันดับศูนย์หรืออันดับหนึ่ง การเก็บข้อมูลสัมประสิทธิ์ของสมการพหุนามใช้พื้นที่ในการเก็บน้อยกว่าการเก็บข้อมูลแยกทุกจุดสุ่มสัญญาณ ทำให้สามารถลดพื้นที่ในการจัดเก็บข้อมูลได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาค้นคว้าเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.1.2 การบีบอัดข้อมูลโดยวิธีการฮัฟแมน (Huffman Method) [32]

วิธีการบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีการฮัฟแมนนั้น เป็นการเข้ารหัสแบบความยาวของรหัสไม่คงที่ (Variable-Length Code Words) โดยกำหนดสัญลักษณ์ที่มีจำนวนบิตน้อยให้กับข้อมูลที่มีความถี่การเกิดมากครั้ง ในทางตรงกันข้าม สัญลักษณ์ของข้อมูลที่มีความถี่การเกิดต่ำจะมีจำนวนบิตยาวกว่า ด้วยหลักการนี้ช่วยให้ใช้พื้นที่ในการจัดเก็บข้อมูลลดลง โดยก่อนทำการเข้ารหัสด้วยวิธี Huffman จะต้องมีการกำหนดสัญลักษณ์ที่จะเข้ารหัสก่อน (การสร้างพจนานุกรม)

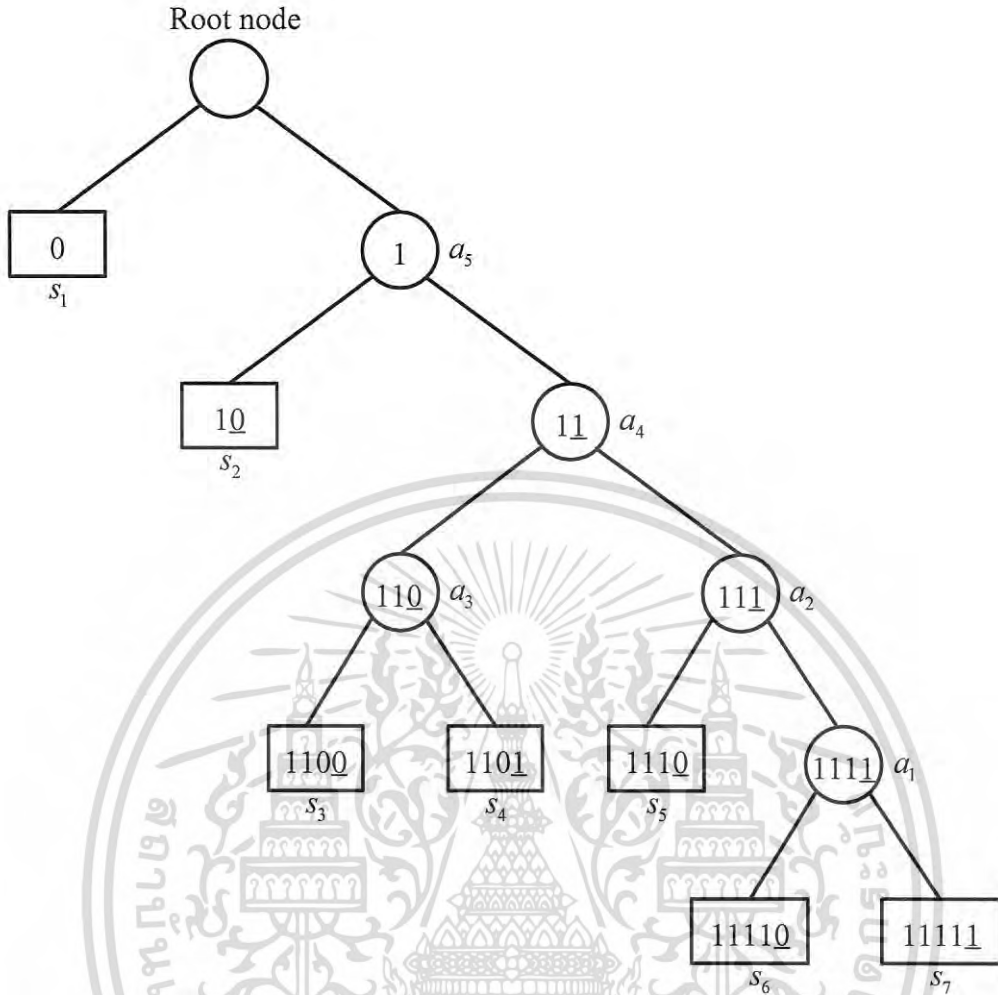
ในการสร้างพจนานุกรม จะเริ่มจากการนับความถี่ของการเกิดข้อมูล แล้วนำมาจัดเรียงตามลำดับความถี่จากมากไปหาน้อย ดังแสดงตัวอย่างในคอลัมน์แรกของตารางที่ 2.1 โดยในตัวอย่างนี้จะมีข้อมูล 7 สัญลักษณ์ (s_1-s_7) จากนั้นจะทำการรวมกลุ่มสัญลักษณ์ข้อมูลสองตัวสุดท้ายที่มีความถี่น้อยที่สุด (s_6-s_7) ให้เป็นสัญลักษณ์รวม (a_1) แล้วจะทำการจัดเรียงข้อมูลใหม่ตามความถี่ใหม่ที่ได้อีกครั้ง และทำซ้ำไปเรื่อยๆ จนกว่าจะเหลือสัญลักษณ์ข้อมูลเพียงสองตัวเท่านั้น กระบวนการดังกล่าวถือว่าเป็นกระบวนการในการลดค่ารายการของสัญลักษณ์ข้อมูลต้นแบบ โดยขั้นตอนต่างๆ ได้แสดงดังในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 กระบวนการลดค่ารายการของสัญลักษณ์ข้อมูลต้นแบบในตารางความถี่

S_i ความถี่	S_i ความถี่	S_i ความถี่	S_i ความถี่	S_i ความถี่	S_i ความถี่
s_1 46	s_1 46	s_1 46	s_1 46	s_1 46	a_5 54
s_2 32	s_2 32	s_2 32	s_2 32	s_2 32	s_1 46
s_3 7	s_3 7	a_2 9	a_3 13	a_4 22	
s_4 6	s_4 6	s_3 7	a_2 9		
s_5 5	s_5 5	s_4 6			
s_6 3	a_1 4				
s_7 1					

เมื่อขั้นตอนการรวมกลุ่มของสัญลักษณ์ข้อมูลต้นแบบได้ดำเนินการแล้วเสร็จ ขั้นตอนต่อไปคือการกำหนดค่าให้กับสัญลักษณ์ข้อมูลแต่ละตัว โดยจะทำในลักษณะย้อนกลับกับขั้นตอนก่อนหน้านี้ โดยเริ่มกำหนดค่าให้กับสัญลักษณ์สองตัวสุดท้ายและกระทำย้อนกลับไปจนครบทุกสัญลักษณ์ รูปแบบการกำหนดค่าที่ง่ายที่สุดคือการกำหนดค่าด้วย Binary Tree ด้านเดียวหรือที่เรียกว่า Single Side Growing Huffman Tree เพื่อแก้ปัญหาในเรื่องของประสิทธิภาพในการจัดสรรพื้นที่หน่วยความจำ เพื่อไม่ให้เกิดพื้นที่ว่าง ซึ่งข้อดีอีกข้อของวิธีการนี้คือ สามารถที่จะถอดรหัสได้ง่าย ในการกำหนดค่าให้กับสัญลักษณ์โดยใช้วิธีการ Binary Tree แสดงได้ดังในรูปที่ 2.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 แผนภูมิต้นไม้แบบ Single Side Growing Huffman Tree

จากข้อมูลในตารางที่ 2.1 สามารถนำมากำหนดค่าของสัญลักษณ์โดยใช้ Binary Tree ในการพิจารณาดังแสดงในรูปที่ 2.2 โดยเริ่มจากโหนดเริ่มต้น (Root Node) แล้วให้สัญลักษณ์สองตัวสุดท้ายที่เหลืออยู่ (s_1 กับ a_5) เป็นโหนดลูก โดยสัญลักษณ์ตัวที่มีค่าความถี่น้อยกว่าจะถูกกำหนดให้เป็นโหนดลูกทางด้านซ้าย (ในตัวอย่างคือ s_1) ส่วนสัญลักษณ์ที่มีความถี่การเกิดมากกว่า (ในตัวอย่างคือ a_5) จะถูกกำหนดให้เป็นโหนดลูกทางด้านขวา จากนั้นจะทำการกระจายโหนดลูกตามหลักการที่กล่าวมาแล้วไปเรื่อยๆ ซึ่งถ้าดูจากรูปที่ 2.2 จะพบว่าเป็นแผนภูมิจะมีการกระจายไปทางด้านขวาโดย เมื่อทำการกระจายแผนภูมิจนครบทุกสัญลักษณ์ แล้วจึงจะทำการแทนค่าบิตด้วยเลขฐานสองลงในแต่ละโหนด เริ่มตั้งแต่โหนดเริ่มต้นไล่ลงมาจนถึงโหนดสุดท้าย โดยจะแทนค่าบิตเท่ากับ 0 ในโหนดที่อยู่ทางด้านซ้าย (ในตัวอย่าง โหนด s_1 แทนค่าด้วย 0) และแทนค่าบิตเท่ากับ 1 ในโหนดที่อยู่ทางด้านขวา (ในตัวอย่าง โหนด a_5 แทนค่าด้วย 1) จากนั้นจะทำการแทนค่าในโหนดลูกถัดมาโดยทำการเพิ่มค่าเข้าไปอีกหนึ่งบิตทางด้านขวาของค่าในโหนดพ่อโดยใช้หลักการดังที่กล่าวมาแล้ว (ในตัวอย่าง โหนดพ่อ a_5 มีค่า 1 โดยมีโหนดลูกทางซ้าย คือ s_2 แทนค่า 10 และโหนดลูกทางขวา คือ a_4 แทน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่า 11) และทำการกระบวนการกำหนดค่าต่อไปเรื่อยๆ จนถึงโหนดสุดท้ายของ Binary Tree จะได้ค่าของสัญลักษณ์ต่างๆ ครบทุกตัวสัญลักษณ์

จากหลักการของการเข้ารหัสแบบ Huffman ข้างต้น ถ้าทำการเข้ารหัสสัญลักษณ์ครบทุกตัว จะทำให้ได้สัญลักษณ์ในพจนานุกรมของ s_1 s_2 s_3 s_4 s_5 s_6 และ s_7 อยู่ในรูปของเลขฐานสอง คือ 0 10 1100 1101 1110 11110 และ 11111 ตามลำดับ และเมื่อทำการถอดรหัส กระบวนการจะทำการตรวจสอบไปที่ละบิตของชุดสัญลักษณ์ ซึ่งค่าของสัญลักษณ์ในพจนานุกรมจะมีความเป็นเอกลักษณ์พิเศษเฉพาะตัว (Unique) ที่แตกต่างกันอย่างเด่นชัด เช่น ค่าสัญลักษณ์ของ s_2 (10) นั้น จะไม่มีปรากฏในทางด้านซ้ายของสัญลักษณ์ตัวอื่นอีกเลย จึงไม่เกิดความสับสนและก่อความผิดพลาดขึ้นในการถอดรหัสได้ ดังนั้น ข้อมูลที่ได้จากการถอดรหัส Huffman จะค่อนข้างมีความแม่นยำสูง

2.2.1.3 การบีบอัดข้อมูลโดยวิธี Amplitude Zone Time Epoch Coding (AZTEC)

[20], [34], [36]

วิธี AZTEC นั้นจะทำการแยกข้อมูลเป็นสองลักษณะ คือข้อมูลที่เป็นพื้นราบ (Plateau) และข้อมูลพื้นเอียง (Slope) โดยในการแยกแยะลักษณะข้อมูล อัลกอริธึมจะทำการตรวจสอบว่า หากมีข้อมูลที่มีขนาดใกล้เคียงกันติดต่อกันเกินสามจุด อัลกอริธึมจะกำหนดให้ข้อมูลส่วนนั้นเป็นพื้นราบแล้วทำการเก็บข้อมูลว่าพื้นราบนั้นสูงเท่าใดและความยาวกี่จุด หากพบว่าข้อมูลส่วนนั้นๆ ไม่ใช่พื้นราบ อัลกอริธึมจะทำการแทนข้อมูลด้วยเส้นเอียงแล้วทำการบันทึกว่าใช้เส้นเอียงเท่าใดและยาวกี่จุด

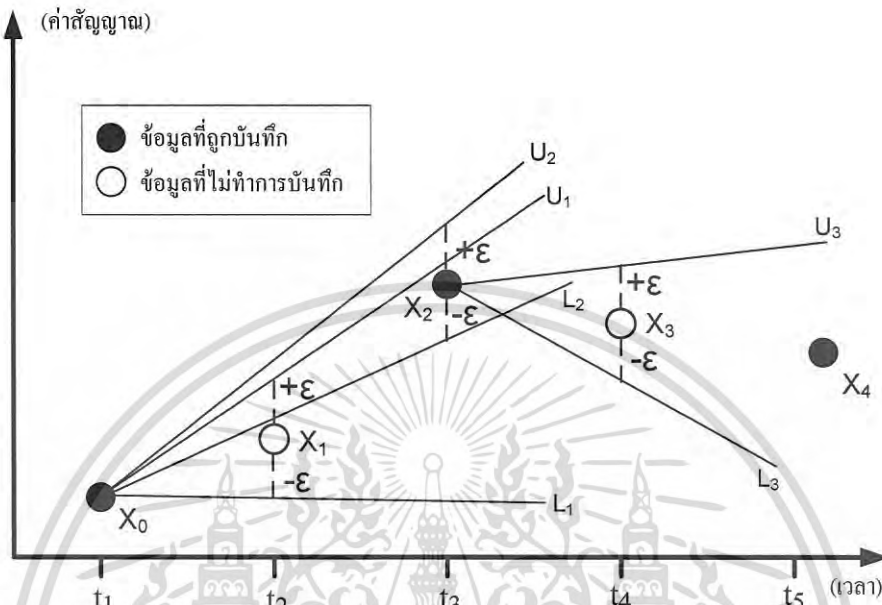
แม้ว่าวิธีการ AZTEC จะให้อัตราการบีบอัดที่สูงถึง 10:1 แต่สัญญาณที่สร้างขึ้นนั้นจะมีลักษณะเป็นขั้นบันได และสัญญาณสำคัญบางส่วนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดต่ำจะผิดเพี้ยน ส่งผลให้แพทย์ผู้อ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่ยอมรับการบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีการนี้ [17]

2.2.1.4 การบีบอัดข้อมูลโดย FAN/SAPA [20], [38]

การบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีการ FAN นั้นเป็นกระบวนการคัดเลือกว่าจะมีข้อมูลจุดใดบ้างที่จะทำการบันทึก โดยการสร้างขอบเขตรูปพัดขึ้นมาด้วยเส้น U_1 และ L_1 ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ทั้งนี้เส้น U_1 จะเป็นเส้นที่ลากจากจุดล่าสุดที่ได้ทำการบันทึกไว้ก่อนหน้า (จุด X_0) โดยให้เส้นมีระยะห่างอยู่เหนือจุดถัดไป (จุด X_1) ในทางแนวตั้งเป็นระยะเท่ากับค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ ϵ และทำเช่นเดียวกันกับเส้น L_1 แต่ให้เส้น L_1 อยู่ด้านล่างของจุด X_1 เป็นระยะ ϵ หากจุดถัดไป (จุด X_2) มีตำแหน่งอยู่ภายในขอบเขตรูปพัด (U_1, L_1) ข้อมูลตำแหน่ง X_1 จะถูกละทิ้ง แล้วให้ทำการสร้างเส้น U_2 และ L_2 โดยอ้างอิงค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ ϵ กับจุด X_2 หลังจากนั้นให้ทำการเลือกขอบเขตรูปพัดใหม่ที่เล็กที่สุดที่ครอบคลุมจุด X_2 ในตัวอย่างนี้คือขอบเขตรูปพัดระหว่างเส้น U_1 และ L_2 แล้วจึงทำการตรวจสอบว่าจุดถัดไป (X_3) ยังอยู่ในพื้นที่รูปพัดอันใหม่หรือไม่ หากจุดใหม่นี้อยู่ในขอบเขตรูปพัด จุดใหม่นี้จะถูกบันทึกแทนจุด X_2 แต่สำหรับตัวอย่างในรูปที่ 2.3 นั้น X_3 ไม่ได้อยู่ในขอบเขตรูปพัด (U_1, L_2) จึงยังคง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่า X_2 ไว้เหมือนเดิม และเริ่มกระบวนการสร้างขอบเขตรูปพืด (U_3, L_3) ขึ้นมาใหม่ ทำเช่นนี้ไปเรื่อยๆ จนครบทุกจุดสัญญาณ



รูปที่ 2.3 การบีบอัดข้อมูลด้วยวิธี FAN

วิธีการบีบอัดข้อมูลแบบ Scan Along Polygon Approximation (SAPA) นั้นจะเหมือนกับวิธีการ FAN มาก จะต่างกันเล็กน้อยที่วิธีการ SAPA จะทำการลากเส้นกลางเพิ่มจากเดิมที่มีเพียงแค่เส้น U_1 และ L_1 โดยเส้นกลางนี้จะลากจากจุดที่ทำการบันทึกล่าสุดไปยังจุด X_2 หากเส้นกลางนี้ยังอยู่ในพื้นที่รูปพืด ก็ให้เลื่อนจุดสำหรับการวาดเส้นกลางออกไปเรื่อยๆ จุดสุดท้ายที่ทำให้เส้นยังอยู่ในพื้นที่รูปพืดจะเป็นจุดที่ถูกบันทึกค่าเอาไว้

2.2.1.5 การบีบอัดข้อมูลโดยวิธีการจุดเปลี่ยน (Turning Point, TP) [38]

วิธีการจุดเปลี่ยนเป็นวิธีที่นำจุดข้อมูลสามจุดคือ X_0 , X_1 และ X_2 มาทำการพิจารณา โดยจุด X_0 นั้นเป็นจุดที่ได้รับการบันทึกล่าสุด อัลกอริธึมจะต้องทำการเลือกว่า จะเลือกใช้จุด X_1 หรือ X_2 ในการบันทึก โดยการพิจารณาว่า จุด X_1 เป็นจุดสูงสุดหรือต่ำสุดหรือไม่ หากเป็นจุดสูงสุดหรือต่ำสุดให้ทำการบันทึกค่า X_1 หากไม่ใช่ให้ทำการบันทึกค่า X_2 ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ซึ่งแสดงถึงความเป็นไปได้ของรูปร่างสัญญาณทั้ง 9 กรณี การบีบอัดด้วยวิธีนี้คล้ายกับการลดความถี่สุ่ม (Down Sampling) แต่จะมีจุดได้เปรียบที่ค่ายอดหลังการบีบอัดข้อมูลแล้วจะยังมีค่าเท่าเดิม แต่มีอัตราการบีบอัดข้อมูล 2:1 เท่ากัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ⊗ ข้อมูลที่ถูกบันทึกก่อนหน้า
- ข้อมูลที่ไม่ถูกบันทึก
- ข้อมูลที่ถูกบันทึก

1	⊗ ○ ●	4	⊗ ○ ●	7	⊗ ○ ●
2	⊗ ● ○	5	⊗ ○ ●	8	⊗ ○ ●
3	⊗ ○ ●	6	⊗ ○ ●	9	⊗ ○ ●

รูปที่ 2.4 การคัดเลือกจุดข้อมูลที่จะบันทึกด้วยการบีบอัดข้อมูลวิธี Turning Point

2.2.1.6 การบีบอัดข้อมูลโดย Coordinate Reduction Time Encoding System (CORTES) [20]

วิธีการ CORTES นั้นเป็นการผสมผสานเอาการบีบอัดข้อมูลแบบ TP และแบบ AZTEC เข้าด้วยกัน โดยเลือกใช้ การบีบอัดแบบ TP กับช่วงที่สัญญาณมีความถี่สูง และใช้ AZTEC ในช่วงที่สัญญาณมีความถี่ต่ำ ส่งผลให้ประสิทธิภาพในการบีบอัดข้อมูลสูงขึ้น

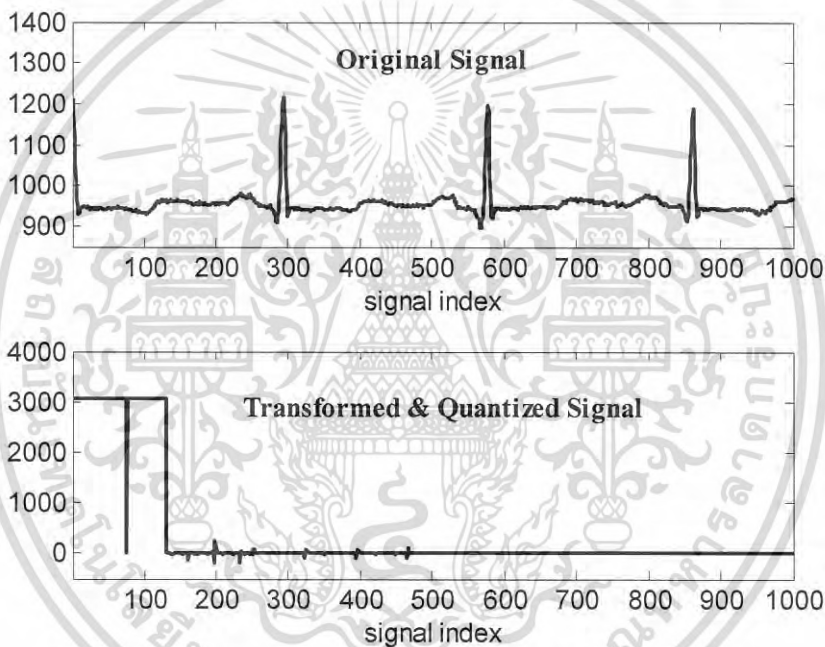
2.2.1.7 การบีบอัดข้อมูลโดย Differential Pulse Code Modulation (DPCM) [17], [31]

การบีบอัดข้อมูลแบบ DPCM นั้นเป็นวิธีการบีบอัดข้อมูลแบบไม่มีความผิดพลาด (Lossless) วิธีในการลดขนาดข้อมูลโดยแทนที่จะเก็บข้อมูลสัญญาณที่มีขนาดใหญ่ก็จะใช้การเก็บค่าผลต่างแทน ส่งผลให้ความกว้างของข้อมูลนั้นแคบลง เช่น สัญญาณในช่วง 0-255 จะต้องใช้หน่วยความจำขนาด 8 บิต ในการจัดเก็บ แต่ค่าผลต่างของสัญญาณอาจอยู่ในช่วงแค่ 0-7 ซึ่งใช้หน่วยความจำเพียง 3 บิตในการจัดเก็บ โดยค่าผลต่างนั้นสามารถคำนวณจากการนำค่าสัญญาณก่อนหน้ามาทำการทำนายว่าจุดถัดไปจะมีค่าเท่าใด แล้วนำค่าที่ทำนายไว้ไปเทียบกับค่าที่เกิดขึ้นจริง ผลต่างจากการทำนายนั้นจะต่างจากค่าจริงน้อยมาก ทำให้ช่วงของข้อมูลนั้นแคบ การกระจายของข้อมูลน้อย ส่งผลให้พื้นที่ในการจัดเก็บน้อยลง

2.2.2 การบีบอัดข้อมูลผ่านการแปลง (Transform) [17], [21]

การบีบอัดข้อมูลประเภทนี้จะนำข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาทำการแปลงให้อยู่ในโดเมนอื่นๆ เช่น โดเมนความถี่ โดเมนเวลา-ความถี่ เป็นต้น แล้วจึงค่อยนำสัญญาณที่ผ่านการแปลงแล้วไปทำการบีบอัดข้อมูล ซึ่งจะให้ผลของการบีบอัดดีกว่าการบีบอัดสัญญาณโดยตรง เนื่องจากสัญญาณที่ผ่านการแปลงให้อยู่ในโดเมนอื่นจะมีลักษณะของข้อมูลที่เหมาะๆกับการบีบอัดข้อมูล ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มากกว่า เช่น ค่าสัญญาณมีค่าเป็นค่าคงที่หรือเป็นศูนย์ต่อเนื่องเป็นระยะเวลาสั้น ตัวอย่างเช่น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นฉบับ จำนวน 1000 จุดข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 2.5 (บน) หลังจากที่ผ่านมา การแปลงเวฟเลท ด้วยเวฟเลทแม่ db4 และทำการ Quantize แล้ว จะได้สัญญาณขาออกเป็นดังรูปที่ 2.5 (ล่าง) จะเห็นได้ชัดเจนว่าหลังการแปลง จะมีการกระจายของค่าข้อมูลน้อยมาก และในตำแหน่ง ข้อมูลหลังตำแหน่ง 500 มีค่าเป็นศูนย์อย่างต่อเนื่อง ส่งผลให้อัตราการบีบอัดข้อมูลดีกว่าการบีบอัด โดยตรง แม้วิธีการบีบอัดข้อมูลแบบผ่านการแปลงสัญญาณจะมีอัตราการบีบอัดที่ดีกว่า แต่ก็มีจุดด้อย ตรงที่ต้องใช้การคำนวณที่ซับซ้อนและต้องการความเร็วในการประมวลผลที่สูง แต่จุดด้อยนี้ไม่ได้ส่งผลกระทบมากนักในปัจจุบัน เนื่องจากตัวประมวลผลในปัจจุบันนั้นมีความเร็วการประมวลผลที่สูงมาก เมื่อเทียบกับตัวประมวลผลในยุคก่อนๆ



รูปที่ 2.5 เปรียบเทียบสัญญาณต้นฉบับกับสัญญาณที่ผ่านการแปลง

การแปลงสัญญาณนั้นมีหลายแบบ เช่น การแปลง Karhunen-Loeve (KLT) การแปลงฟูรีเยร์ (Fourier Transform, FT) การแปลงโคไซน์ (CT) การแปลงเวฟเลท (Wavelet Transform) เป็นต้น [15] โดยเฉพาะการแปลงเวฟเลทนั้นถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในช่วงหลัง เนื่องจากสัญญาณเวฟเลทแม่ (Mother Wavelet) นั้นสามารถแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมน เวลา-ความถี่ได้ ทำให้สามารถแยกสัญญาณออกเป็นแถบความถี่ต่างๆ ในแต่ละช่วงเวลาได้ จึงเหมาะสมที่จะใช้กับสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงบ่อยๆ อย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.3 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีการต่างๆ

ในการประเมินประสิทธิภาพของการบีบอัดข้อมูล มีตัวชี้วัดอยู่สองค่าที่สำคัญ คือค่าอัตราการบีบอัดข้อมูล (Compression Ratio, CR) และค่าร้อยละของผลต่างยกกำลังสองเฉลี่ย (Percentage Root Mean Square Difference, PRD) (การคำนวณหาค่าทั้งสองจะถูกพูดถึงในหัวข้อ 4.1) การบีบอัดที่ดีจะต้องสามารถลดขนาดของการจัดเก็บได้มากหรือมีค่า CR ที่สูง ในขณะที่เดียวกันจะต้องรักษาลักษณะและรูปร่างของสัญญาณให้มีความผิดเพี้ยนจากสัญญาณต้นฉบับให้น้อยที่สุดหรือมีค่า PRD ต่ำ

จากการที่ได้มีการรวบรวมข้อมูลเปรียบเทียบการบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีต่างๆ ซึ่งมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกัน ได้ถูกนำมาสรุปไว้ดังแสดงในตารางที่ 2.2

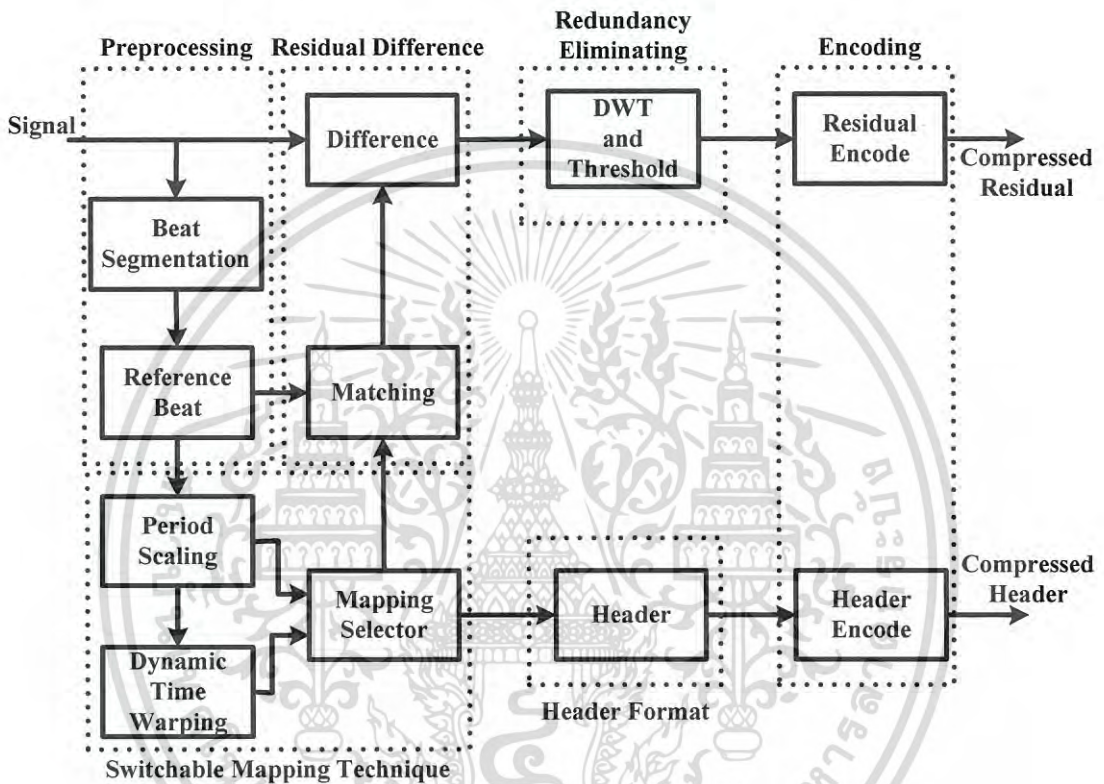
ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของการบีบอัดข้อมูลด้วยวิธีต่างๆ [17]

วิธีการบีบอัด	อัตราบีบอัด CR	PRD	หมายเหตุ
AZTEC [34]	10	28	ข้อมูลสำคัญอาจผิดเพี้ยน
TP [17]	2	5.3	ค่า peak มี Phase Shift
CORTES [17]	4.8	7	ข้อมูลสำคัญอาจผิดเพี้ยน
FAN/SAPA [17]	3	4	ไม่ซับซ้อน
DPCM with Threshold [17]	4	-	ข้อมูลสำคัญอาจผิดเพี้ยน
DPCM Linear Prediction [30]	2.5	0	ความผิดเพี้ยนต่ำ
Huffman [17]	2.8	0	ความผิดเพี้ยนต่ำ
KLT [39]	3	-	ภาระการคำนวณสูง
Wavelet Transform [15]	9.4	3.2	ภาระการคำนวณสูง แต่ CR สูง

บทที่ 3

วิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอได้แสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 วิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วย 6 ขั้นตอนหลัก คือ

1. การจัดการข้อมูลเบื้องต้น (Preprocessing)
2. การจับคู่สัญญาณแบบสลับได้ (Switchable Mapping Technique)
3. การจัดการข้อมูลส่วนต้น (Header Format)
4. การหาผลต่าง (Residual Difference)
5. การขจัดข้อมูลที่ไม่มีความสำคัญ (Redundancy Eliminating)
6. การเข้ารหัส (Encoding)

โดยในขั้นตอนที่ 1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกแยกออกเป็นแต่ละลูกคลื่นตามจังหวะการเต้นของหัวใจโดยจะเลือกใช้วิธีใดวิธีหนึ่งในสองวิธีดังต่อไปนี้ ซึ่งคือวิธี Hamilton and Tompkins

[9], [10] และวิธี Beat Segmentation [11] เมื่อแต่ละจังหวะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกแยกไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

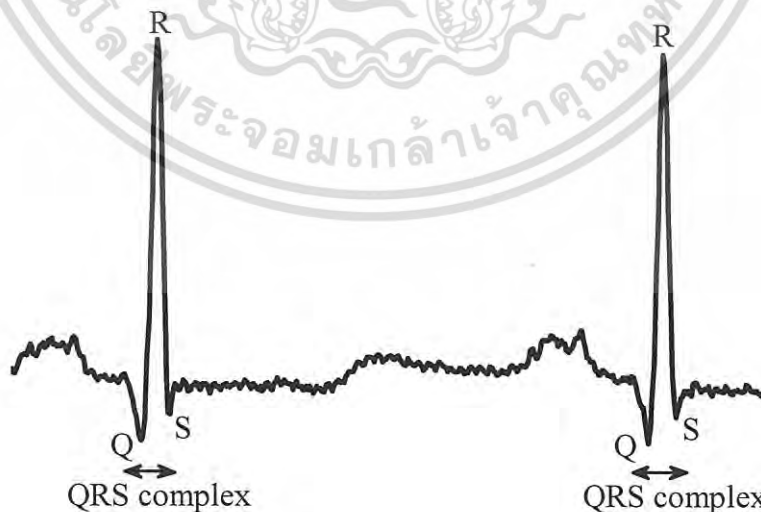
ออกจากกันแล้ว จากนั้นจะทำการหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง ในขั้นตอนที่ 2 ค่าสัญญาณในแต่ละจังหวะคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกจับคู่กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง โดยเลือกวิธีที่ใช้ระหว่างเทคนิค Dynamic Time Warping และเทคนิค Period Scaling ซึ่งในขั้นตอนการจับคู่สัญญาณนี้จะเกิดข้อมูลส่วนต้น (Header Data) ที่ใช้เก็บตำแหน่งของสัญญาณที่ถูกจับคู่ ข้อมูลส่วนต้นนี้จะถูกนำไปจัดเรียงใหม่ให้มีขนาดเล็กลงในขั้นตอนที่ 3 ส่วนในขั้นตอนที่ 4 สัญญาณผลต่างจะถูกคำนวณจากการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจลบด้วยค่าจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงที่ถูกจับคู่ ในขั้นตอนที่ 5 สัญญาณผลต่างจะถูกแปลงไปเป็นสัมประสิทธิ์เวฟเลท จากนั้นข้อมูลที่ไม่มีความสำคัญจะถูกเลือกทิ้งไปโดยใช้วิธีการกำหนดขีดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) โดยค่าของขีดเริ่มเปลี่ยนจะขึ้นอยู่กับค่า Energy Packing Efficiency ในขั้นตอนสุดท้ายทั้งค่าสัมประสิทธิ์เวฟเลทของสัญญาณผลต่างและข้อมูลส่วนต้นจะถูกนำมาเข้ารหัสอีกครั้งหนึ่ง

3.1 การจัดการข้อมูลเบื้องต้น (Preprocessing)

ในขั้นตอนนี้จะประกอบไปด้วย 2 ส่วน คือ การแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและการหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

3.1.1 การแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ (Constituent Beat)

ในขั้นตอนนี้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกแยกออกเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ (Constituent Beat) โดยทั่วไปจะนิยาม สัญญาณจากช่วงระหว่างหนึ่งลูกคลื่น QRS Complex ไปยังลูกคลื่น QRS Complex ที่อยู่ถัดไป ดังแสดงในรูปที่ 3.2

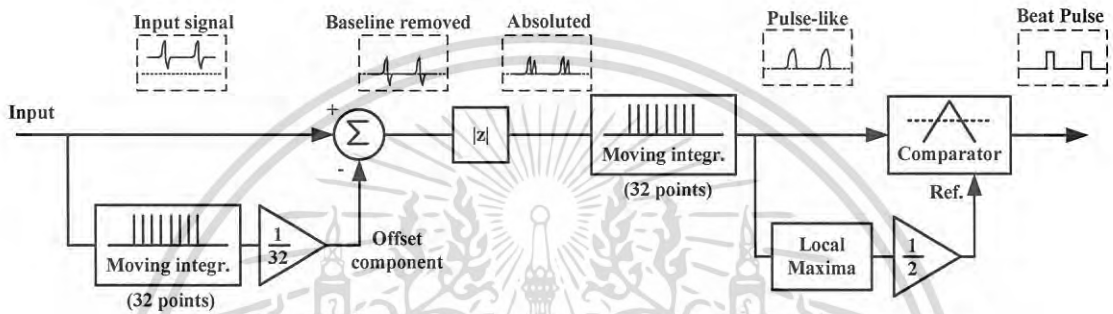


รูปที่ 3.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

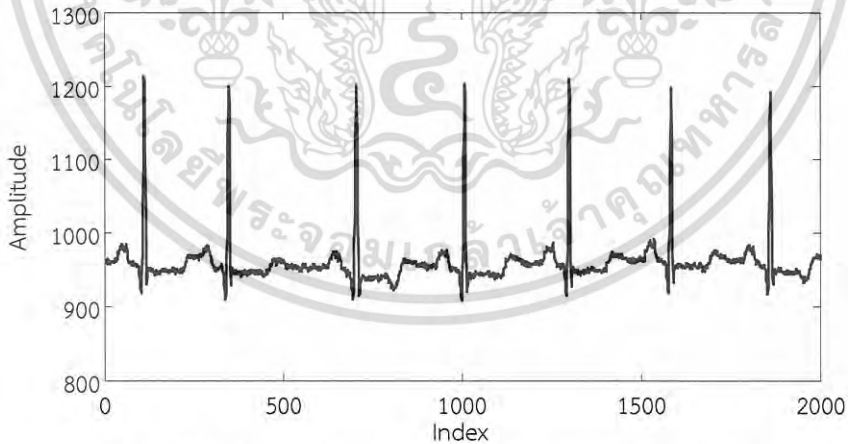
โดยวิธีการที่ใช้ในการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็นแต่ละสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะจะใช้ทั้งหมด 2 วิธี โดย วิธีแรกคือวิธี Hamilton and Tompkins [9], [10] ส่วนอีกวิธีหนึ่งที่งานวิจัยนี้ได้นำเสนอ คือวิธี Beat Segmentation [11] โดยในขั้นตอนนี้จะเลือกวิธีการที่สามารถแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้จำนวนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะมากที่สุด

โดยวิธี Beat Segmentation จะมีขั้นตอนการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะดังแสดงในรูปที่ 3.3 วิธีนี้จะมุ่งเน้นไปที่วิธีการแบ่งสัญญาณที่ใช้การคำนวณให้น้อยที่สุด โดยประกอบไปด้วย 4 ขั้นตอน



รูปที่ 3.3 แสดงขั้นตอนการแบ่งสัญญาณ โดยวิธี Beat Segmentation

เมื่อนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในรูปที่ 3.4 มาผ่านการแบ่งสัญญาณด้วยวิธี Beat Segmentation โดยในแต่ละขั้นตอนจะมีการทำงานและผลลัพธ์ดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการแบ่งสัญญาณ

ขั้นตอนที่ 1 เป็นการหาค่าฐานเฉลี่ย (Base Line) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลาใดๆ โดยในงานวิจัยนี้เลือกใช้ Moving Integrator Average จำนวน 32 จุดเพื่อให้ครอบคลุมความยาวของ QRS complex ในการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณจำนวน 32 จุด ได้แสดงในสมการที่ (3.1)

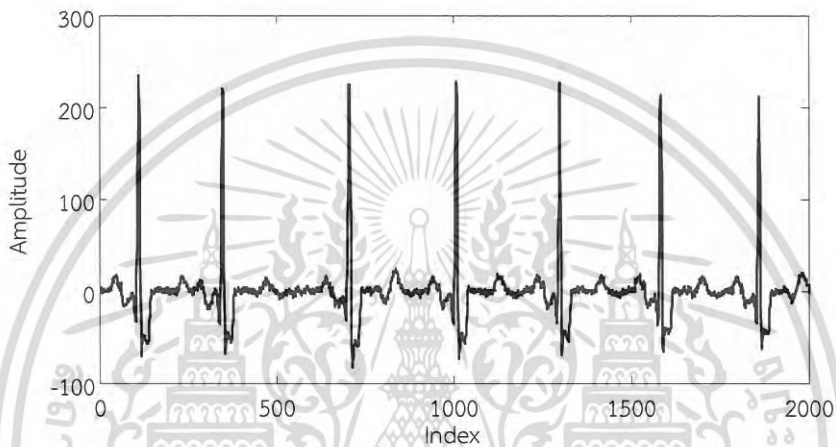
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\bar{x}_i = \frac{1}{32} \sum_{k=0}^{31} x_{i-k} \quad (3.1)$$

แล้วนำไปลบออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในสมการที่ (3.2)

$$z_i = x_i - \bar{x}_i \quad (3.2)$$

โดยสัญญาณผลลัพธ์ได้ดังแสดงในรูปที่ 3.5 โดยค่า base line ของสัญญาณจะมาอยู่ที่ค่าศูนย์

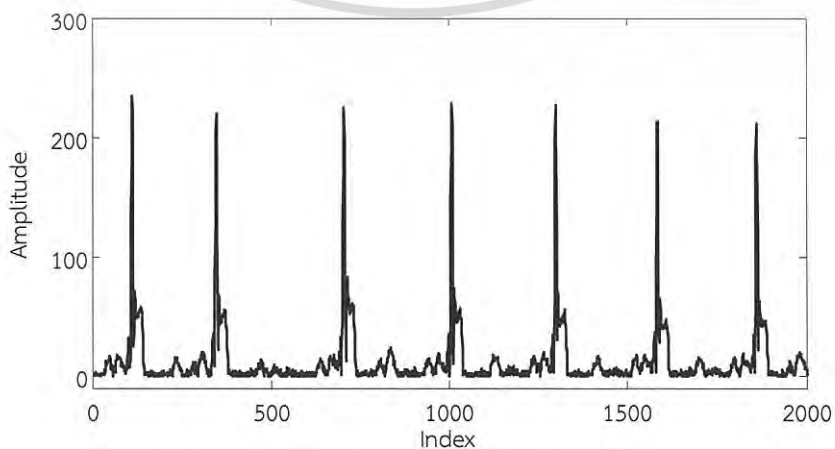


รูปที่ 3.5 สัญญาณผลลัพธ์จากขั้นตอนที่ 1 โดยวิธี beat segmentation

ขั้นตอนที่ 2 คือการหาค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในสมการที่ (3.3)

$$z_i = |z_i| \quad (3.3)$$

เมื่อผ่านขั้นตอนนี้สัญญาณจะเป็นค่าบวกทั้งหมดดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 สัญญาณผลลัพธ์จากขั้นตอนที่ 2 โดยวิธี beat segmentation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต หากมีข้อผิดพลาดประการใดขออภัยเป็นอย่างสูง

โดยขอขาขึ้นของสัญญาณพัลส์ที่ได้ จะมีความสอดคล้องกับคลื่น QRS Complex ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยวิธีการนี้จึงทำให้สามารถแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะได้ตามตำแหน่งขอขาขึ้นของสัญญาณพัลส์ที่คำนวณได้

3.1.2 การหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง (Reference Beat)

การหาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง (Reference Beat) จะทำการคำนวณ 2 ขั้นตอน ดังนี้ คือขั้นตอนที่ 1 เป็นการหาคาบของสัญญาณอ้างอิงโดยจะทำการเก็บค่าความถี่ของคาบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะของทุกๆ คลื่นสัญญาณ และให้คาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงเท่ากับคาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่มีความถี่มากที่สุด และขั้นตอนที่ 2 คือการหาค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงโดยจะคำนวณมาจากค่าเฉลี่ยจากทุกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่มีความยาวคาบเท่ากับคาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

3.2 การจับคู่สัญญาณแบบสลับได้ (Switchable Mapping Technique)

ในการจับคู่สัญญาณในงานวิจัยนี้ วิธีการที่จะถูกนำมาใช้ในขั้นตอนการจับคู่ระหว่างแต่ละสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะเป็นแบบสลับได้ระหว่าง 2 เทคนิค โดยเทคนิคในการจับคู่ใดจะถูกนำมาใช้จะขึ้นอยู่กับค่าความผิดพลาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะสร้างขึ้น

3.2.1 วิธีการจับคู่ระหว่างสัญญาณ

วิธีการจับคู่ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะใช้เทคนิคการจับคู่ 2 วิธี คือเทคนิค Period Scaling และเทคนิค Dynamic Time Warping

3.2.1.1 เทคนิค Period Scaling

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอเทคนิคการจับคู่สัญญาณแบบ Period Scaling โดยหลักการของวิธีการนี้คือการยืดและหดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงเพื่อให้มีความยาวของคาบเท่ากับคาบของแต่ละสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ จากนั้นจะทำการจับคู่สัญญาณที่อยู่ในตำแหน่งเดียวกัน

ในขั้นตอนการจับคู่สัญญาณของแต่ละสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะจะทำการคำนวณหาค่า Period Scaling Parameter, P ตามสมการที่ (3.5)

$$P = I - J \quad (3.5)$$

โดย ค่า I คือ ความยาวสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ และ J คือ ความยาวของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

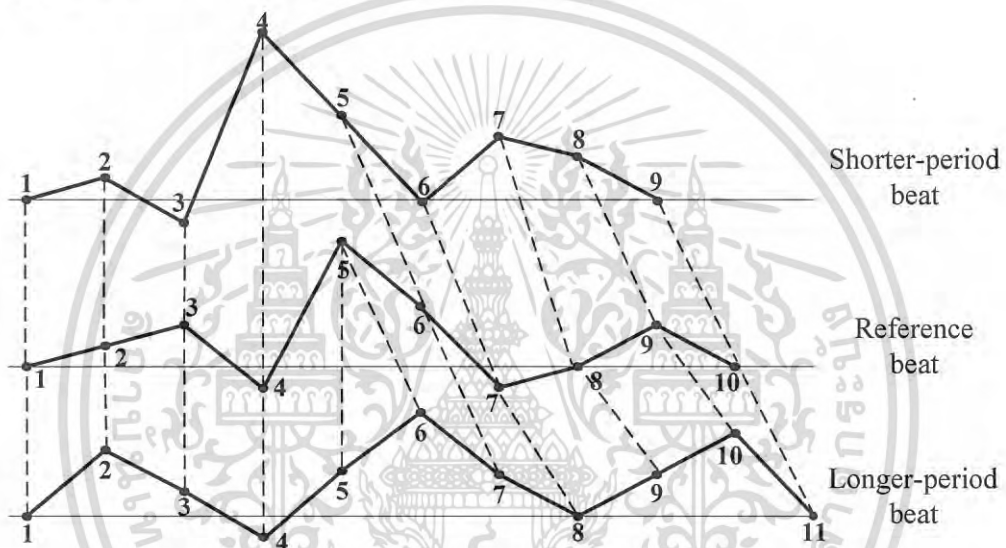
การยืดหรือหดสัญญาณอ้างอิงจะขึ้นอยู่กับค่า P ที่คำนวณมาได้ โดยจะแบ่งเป็น 2 กรณี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กรณีที่ 1 หากค่า P เป็นบวกแล้วสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะถูกขยายโดยการเพิ่มค่าสัญญาณเข้าไปจำนวน P ค่า โดยค่า P จะถูกนำมาคำนวณเพื่อหาตำแหน่งและค่าของสัญญาณที่จะถูกเพิ่มเข้าไปในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

กรณีที่ 2 หากค่า P เป็นลบแล้วสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะถูกหดลงโดยการลดค่าสัญญาณจำนวน P ค่า โดยค่า P จะถูกนำมาคำนวณเพื่อหาตำแหน่งที่จะถูกนำออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

รูปที่ 3.9 แสดงการจับคู่สัญญาณโดยใช้วิธีการ Period Scaling ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงในรูปกลางกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่มีคาบสั้นกว่าในรูปบนและการจับคู่กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่มีคาบยาวกว่าในรูปล่าง



รูปที่ 3.9 แสดงการจับคู่สัญญาณโดยเทคนิค Period Scaling

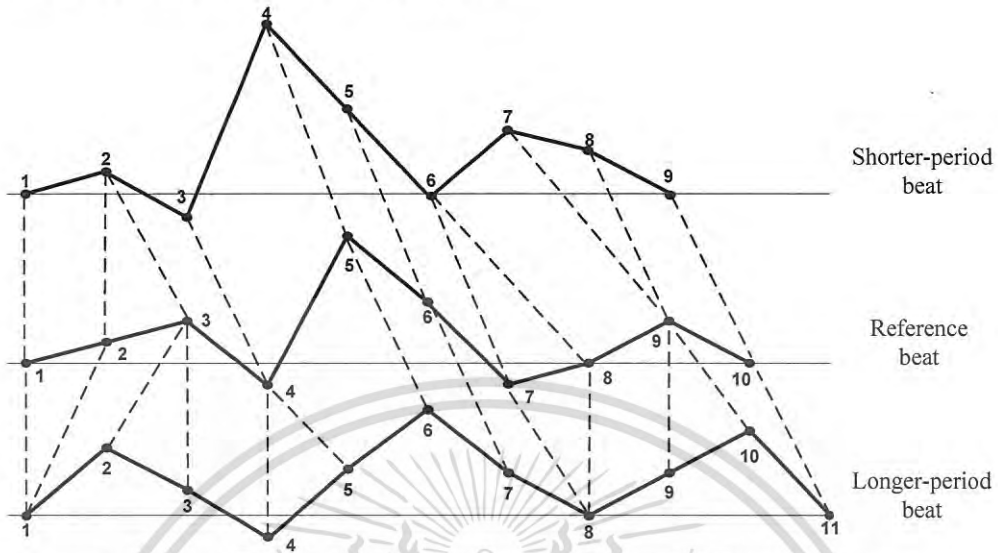
เทคนิค Period Scaling นี้ มีข้อดีคือรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะจะไม่มี การเปลี่ยนแปลง และเนื่องจากเทคนิคนี้ใช้อัลกอริทึมในการคำนวณหาตำแหน่งและค่าที่จะนำไปเพิ่ม หรือลดจำนวนคาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง ดังนั้นข้อมูลส่วนต้น (Header Data) ที่ถูก สร้างขึ้นเพื่อนำไปใช้ในขั้นตอนของการสร้างคืนสัญญาณจะมีเพียงค่า P เพียงค่าเดียวเท่านั้น

3.2.1.2 เทคนิค Dynamic Time Warping

หลักการของวิธีการ Dynamic Time Warping [12], [13] นี้ คือจะทำการจับคู่ของสัญญาณ ที่ไม่จำเป็นต้องมีความยาวเท่ากัน อัลกอริทึมที่ใช้ในการจับคู่สัญญาณเป็นแบบไม่เชิงเส้น โดยข้อดีของ เทคนิคนี้คือจะสามารถวัดความเหมือนของสัญญาณที่มีคาบไม่เท่ากันได้ โดยอัลกอริทึมจะทำการหา คู่ของสัญญาณที่มีความสัมพันธ์กันมากที่สุดโดยจะยังคงรูปร่างของสัญญาณดั้งเดิมไว้ ดังแสดงในรูปที่ 3.10 แสดงการจับคู่ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง (รูปกลาง) กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

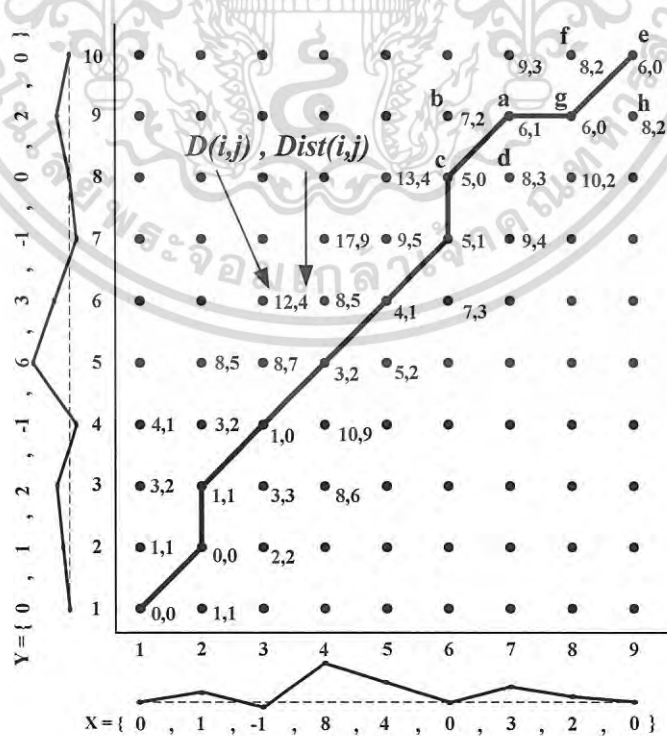
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนึ่งจังหวะที่มีคาบสั้นกว่า (รูปบน) และการจับคู่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่มีคาบยาวกว่า (รูปล่าง)



รูปที่ 3.10 แสดงการจับคู่สัญญาณโดยเทคนิค Dynamic Time Warping

ในรูปที่ 3.11 ได้แสดงถึงเมทริกซ์ระยะทาง (Distance Matrix) และ Warp Path ที่เกิดจากการคำนวณโดยใช้อัลกอริทึมแบบ Dynamic Time Warping ดังสมการที่ (3.6)-(3.15) โดยเส้นทึบได้แสดง Warp Path ที่เกิดจากการจับคู่ค่าที่ใกล้เคียงกันระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง



รูปที่ 3.11 แสดงเมทริกซ์ระยะทาง (Distance Matrix) และ Warp Path โดยขั้นตอนการคำนวณคือการคำนวณค่าระยะทางระหว่างสัญญาณทั้งสองสัญญาณ แล้วเลือกค่าที่น้อยที่สุดในแต่ละแถวและแต่ละคอลัมน์ และบันทึกค่าที่น้อยที่สุดนั้นไว้ และทำซ้ำขั้นตอนการคำนวณนี้ไปเรื่อยๆ จนกว่าจะถึงจุดสุดท้ายของสัญญาณทั้งสองสัญญาณ

โดยมีหลักวิธีคำนวณดังนี้ นิยามให้สัญญาณ X คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่มีคาบเท่ากับ I และสัญญาณ Y คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงที่มีคาบเวลาเท่ากับ J ดังแสดงในสมการที่ (3.6) และ (3.7) ตามลำดับ

$$X = x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_I \quad (3.6)$$

$$Y = y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_J \quad (3.7)$$

Warp Path, W จะเก็บตำแหน่งของค่าที่ถูกจับคู่ระหว่างสัญญาณ X และสัญญาณ Y ตามสมการที่ (3.8)

$$W = w_1, w_2, \dots, w_k, \dots, w_K, \quad \max(I, J) \leq K \leq I + J \quad (3.8)$$

โดยที่ K คือความยาวของ Warp Path และสมาชิกของ Warp Path ที่ตำแหน่ง k จะเก็บค่าตำแหน่งใดๆ ของสัญญาณ X และ ตำแหน่งใดๆ ของสัญญาณ Y ที่ถูกจับคู่ ดังสมการ (3.9)

$$w_k = (i, j) \quad (3.9)$$

ในการสร้าง Warp Path จุดแรกจะกำหนดให้เป็นจุดเริ่มต้นของสัญญาณทั้งสองสัญญาณดังสมการที่ (3.10) และจุดสิ้นสุดคือจุดสุดท้ายของสัญญาณทั้งสองสัญญาณดังสมการที่ (3.11)

$$w_1 = (1, 1) \quad (3.10)$$

$$w_K = (I, J) \quad (3.11)$$

นอกจากนี้ในการสร้าง Warp Path ยังมีเงื่อนไขอื่นๆ อีก คือ ค่า i และ j จะต้องค่อยๆ เพิ่มขึ้นเพื่อให้การจับคู่จะไม่มีกรซ้อนทับข้ามกันระหว่างสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 3.11 และค่าทุกๆ ค่าของสัญญาณทั้งสองจะต้องถูกนำมาใช้ในการจับคู่ดังสมการที่ (3.12)

$$w_k = (i, j), w_{k+1} = (i', j') \quad ; i \leq i' \leq i+1, j \leq j' \leq j+1 \quad (3.12)$$

ในการหา Warp Path ที่เหมาะสมที่สุดคือ Warp Path ที่ให้ผลรวมระยะทางน้อยที่สุด ดังแสดงในสมการ (3.13)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$D(w_K) = \sum_{k=1}^K \text{Dist}(w_k) \quad (3.13)$$

โดยที่ $\text{Dist}(w_k)$ คือระยะห่างระหว่างค่าสองค่าจากสัญญาณ X และ Y ในตำแหน่งที่ถูกเก็บไว้ในสมาชิกอันดับที่ k ของ Warp Path โดยทั่วไปจะใช้ระยะทางยูคลีเดียน (Euclidean distance) ดังแสดงในสมการที่ (3.14)

$$\text{Dist}(w_k) = |x_i - y_j| \quad (3.14)$$

ในการหา Warp Path จะต้องทำการสร้างเมทริกซ์ระยะทาง (Distance Matrix) ดังแสดงในรูปที่ 3.11 โดยแกนแนวนอนของเมทริกซ์ระยะทางคือแกนเวลาของสัญญาณ X ส่วนแกนแนวตั้งคือแกนเวลาของสัญญาณ Y และแต่ละพิกัดในเมทริกซ์ระยะทางจะถูกคำนวณค่าผลรวมระยะทางตามสมการที่ (3.15)

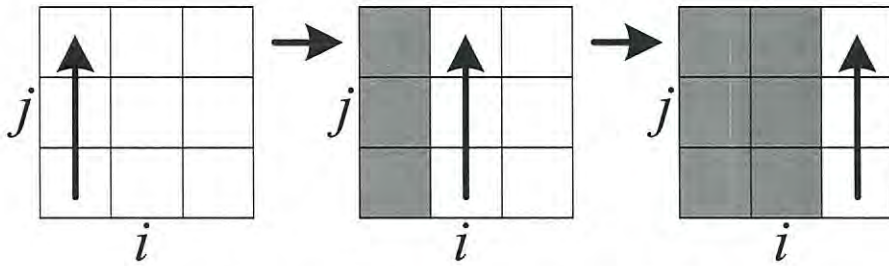
$$D(i, j) = \text{Dist}(i, j) + \min \{D(i-1, j-1), D(i-1, j), D(i, j-1)\} \quad (3.15)$$

โดย $D(i, j)$ คือ ผลรวมระยะทางที่น้อยที่สุดของ Warp Path ที่สามารถเป็นไปได้ ส่วน $\text{Dist}(i, j)$ คือค่าระยะทางยูคลีเดียนของสัญญาณ X ในตำแหน่งที่ i และสัญญาณ Y ในตำแหน่งที่ j และเนื่องจาก Warp Path จะต้องเพิ่มทีละหนึ่งหรืออยู่ที่เดิมตามแกนในแนวตั้งและแกนในแนวนอนเสมอ ดังนั้นระยะห่างของ Warp Path ในจุดที่มีพิกัดน้อยกว่า i และ j หนึ่งค่าที่เหมาะสมที่สุดจะต้องอยู่ใน $D(i-1, j)$, $D(i, j-1)$ หรือ $D(i-1, j-1)$ เท่านั้น หมายถึงการที่ทางเดิน Warp Path จะต้องผ่านหนึ่งในสามจุดนี้เสมอ ดังนั้น ผลรวมระยะทางของ Warp Path จะหาได้จากค่าระหว่างจุดสองจุดและเป็นค่าที่น้อยที่สุดนั่นเอง

ในรูปที่ 3.11 ตำแหน่ง “a” ในเมทริกซ์ระยะทางมีพิกัด i คือ 7 และพิกัด j คือ 9 ค่าผลรวมระยะทางของตำแหน่งนี้คือ, $D(7,9)$ เท่ากับ 6 โดยคำนวณตามสมการที่ (3.15) และค่าระยะทาง, $\text{Dist}(7,9)$ เท่ากับ 1 ค่าผลรวมระยะทางของตำแหน่ง “b”, $D(6,9)$ เท่ากับ 7 ค่าผลรวมระยะทางของตำแหน่ง “c”, $D(6,8)$ เท่ากับ 5 และค่าผลรวมระยะทางของตำแหน่ง “d”, $D(7,8)$ เท่ากับ 8 ดังนั้นตำแหน่ง “c” มีค่าผลรวมระยะทางน้อยที่สุดจึงถูกเลือก ทำให้ค่าผลรวมระยะทางของตำแหน่ง “a” เกิดจากผลบวกของ $\text{Dist}(7,9)$ และ $D(6,8)$ มีค่าเท่ากับ $1+5$

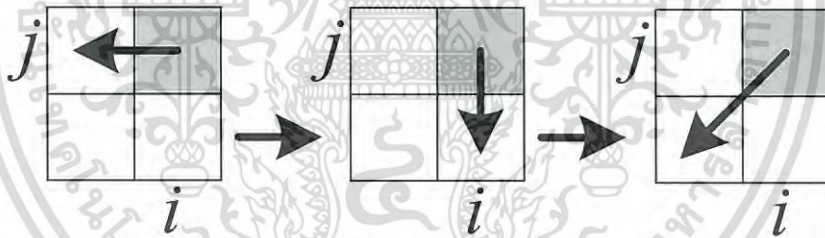
เนื่องจากค่าแต่ละพิกัดในเมทริกซ์ระยะทางเป็นค่าของตัวเองบวกกับค่าของตำแหน่งอื่น ดังนั้น ลำดับในการคำนวณค่าในเมทริกซ์ระยะทางจึงมีความสำคัญ โดยจะต้องมีลำดับการคำนวณทีละแถวในแนวตั้งจากล่างขึ้นบนและจากซ้ายไปขวา ดังแสดงในรูปที่ 3.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 ลำดับในการคำนวณค่าในเมทริกซ์ระยะทาง

หลังจากค่าทุกตำแหน่งในเมทริกซ์ระยะทางถูกคำนวณแล้ว Warp Path จะสามารถหาได้จาก การกลับลำดับการคำนวณ โดยเริ่มหาจากตำแหน่งสุดท้ายคือตำแหน่งมุมบนขวาก่อน โดยจะทำการค้นหาตำแหน่งที่อยู่ติดกันที่มีค่าผลรวมระยะทางที่น้อยที่สุดจากด้านซ้าย ไปยังด้านล่างและด้านแนวทแยงมุมล่างซ้าย ดังแสดงในรูปที่ 3.13 ถ้าตำแหน่งใดมีค่าน้อยที่สุดตำแหน่งนั้นจะถูกเลือกให้เป็น Warp Path และหลังจากนั้นจะทำการหาตำแหน่งถัดไปโดยใช้ขั้นตอนเดียวกันจากตำแหน่งที่ถูกเลือกก่อนหน้านี้และทำซ้ำไปเรื่อยๆ โดยที่การค้นหาจะสิ้นสุดก็ต่อเมื่อถึงตำแหน่งเริ่มต้นคือมุมล่างซ้าย โดย Warp Path ที่ได้จากการหาโดยใช้วิธีการนี้จะเหมาะสมที่สุดเพราะจะมีค่าผลรวมระยะทางที่น้อยที่สุด

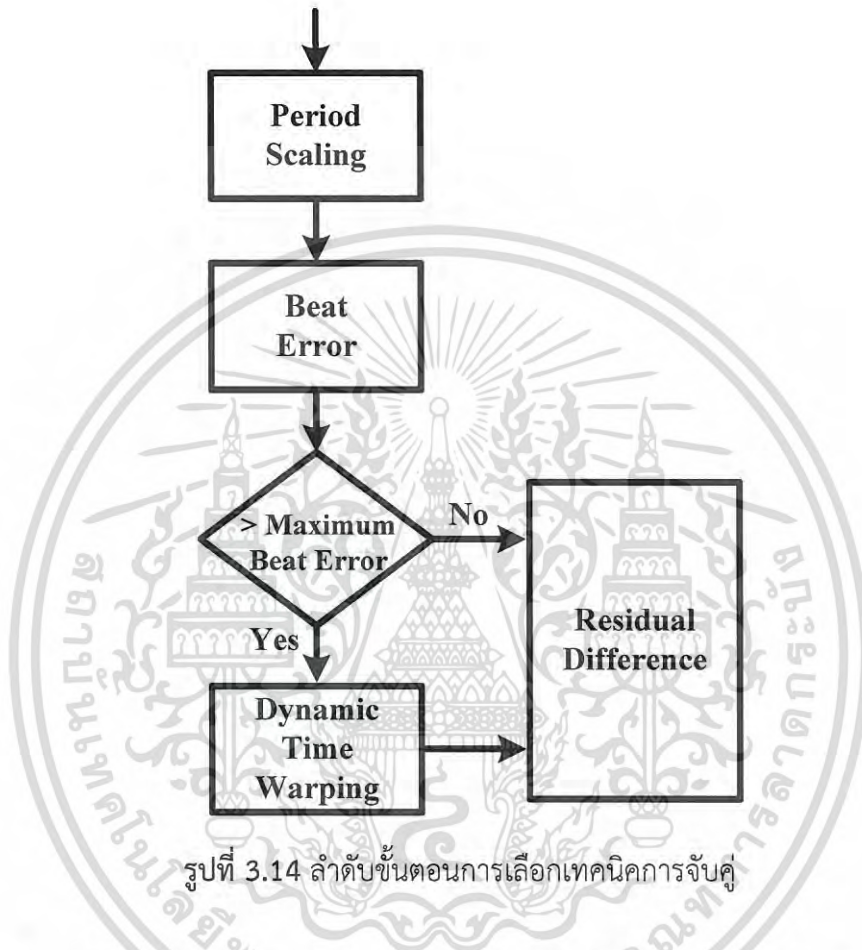


รูปที่ 3.13 ลำดับในการหา Warp Path ในเมทริกซ์ระยะทาง

ข้อดีของการใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในการจับคู่สัญญาณ คือ สัญญาณดั้งเดิม จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเลย และความเหมือนของสัญญาณที่ถูกนำมาจับคู่จะถูกนำมาคิดในขั้นตอนการจับคู่ด้วยเสมอ แต่เนื่องจากการใช้เทคนิคดังกล่าวจะมีการสร้าง Warp Path ที่ทำหน้าที่เก็บตำแหน่งที่ถูกจับคู่ระหว่างสัญญาณสองสัญญาณทำให้มีข้อมูลส่วนต้นที่ต้องถูกนำไปบีบอัดเพิ่มมากขึ้นและอาจส่งผลต่อประสิทธิภาพการบีบอัด

3.2.2 การเลือกเทคนิคการจับคู่ (Mapping Selector)

ในขั้นตอนการเลือกวิธีการจับคู่สามารถแสดงได้ในรูปที่ 3.14 ก่อนการบีบอัดจะต้องมีการกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) ของค่า Maximum Beat Error (%) ซึ่งคือ ค่าสูงสุดของร้อยละความผิดพลาดของสัญญาณสร้างขึ้นที่ผ่านการบีบอัดด้วยวิธีการที่นำเสนอ



โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะจะผ่านการจับคู่โดยการใช้เทคนิค Period Scaling หลังจากนั้น ค่าความผิดพลาดของสัญญาณสร้างขึ้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ (Beat Error) นั้นจะถูกคำนวณ และนำมาเปรียบเทียบกับค่า Maximum Beat Error โดยแบ่งเป็น 2 กรณี

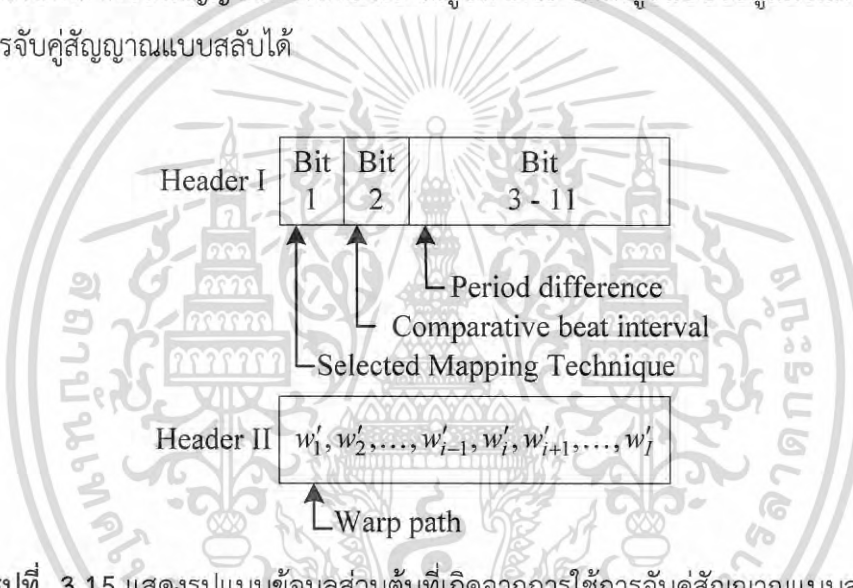
กรณีที่ 1 เมื่อค่า Beat Error มีค่าน้อยกว่าค่า Maximum Beat Error คู่สัญญาณที่ถูกจับคู่จากเทคนิค Period Scaling นี้จะถูกนำไปใช้ในขั้นตอนต่อไป

กรณีที่ 2 เมื่อค่า Beat Error มีค่ามากกว่าค่า Maximum Beat Error เทคนิคการจับคู่แบบ Dynamic Time Warping จะถูกนำมาใช้ในการจับคู่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะนั้นกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงแทน

3.3 การจัดการข้อมูลส่วนต้น (Header Format)

หลังจากผ่านขั้นตอนการจับคู่ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะเกิดข้อมูลขึ้นมาใหม่อีกหนึ่งชุดเรียกว่าข้อมูลส่วนต้น (Header Data) ชุดนี้จะเก็บค่าข้อมูลของการจับคู่สัญญาณไว้และจะถูกนำกลับมาใช้อีกครั้งในกระบวนการสร้างคลื่นสัญญาณ ซึ่งข้อมูลส่วนต้นนี้จะถูกนับรวมเข้าไปเป็นส่วนหนึ่งของสัญญาณที่ผ่านการบีบอัด ดังนั้นข้อมูลส่วนต้นนี้จึงมีผลกระทบโดยตรงต่ออัตราการบีบอัด (Compression Ratio)

ในขั้นตอนการจัดเรียงข้อมูลส่วนต้น มีวัตถุประสงค์เพื่อทำให้ขนาดของข้อมูลมีขนาดเล็กที่สุด เพราะขนาดของข้อมูลส่วนต้นจะส่งผลกระทบต่ออัตราการบีบอัดโดยตรง ถ้าข้อมูลส่วนต้นมีขนาดใหญ่จะทำให้อัตราการบีบอัดลดลง ในขณะที่ขั้นตอนการจัดเรียงนี้จะต้องไม่ส่งผลกระทบต่อค่าความผิดพลาดของสัญญาณสร้างขึ้นด้วย ในรูปที่ 3.15 แสดงรูปแบบข้อมูลส่วนต้นที่เกิดขึ้นจากการใช้การจับคู่สัญญาณแบบสลับได้



รูปที่ 3.15 แสดงรูปแบบข้อมูลส่วนต้นที่เกิดขึ้นจากการใช้การจับคู่สัญญาณแบบสลับได้

โดยข้อมูลส่วนต้นจะประกอบไปด้วย ข้อมูลสองชุด คือ Header I และ Header II โดยจำนวนชุดของข้อมูลส่วนต้นในแต่ละสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่ถูกสร้างขึ้นจะขึ้นอยู่กับชนิดของเทคนิคการจับคู่ที่ใช้กับสัญญาณนั้น

Header I จะประกอบด้วยข้อมูล 11 บิต โดยแต่ละบิตจะเก็บข้อมูลดังต่อไปนี้

บิตที่ 1 บอกถึงเทคนิคที่ใช้ในการจับคู่ Period Scaling หรือ Dynamic Time Warping

บิตที่ 2 บอกถึงความยาวของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะว่าสั้นกว่าหรือยาวกว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

บิตที่ 3-11 คือ ค่าความต่างของคาบระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงโดยไม่คิดเครื่องหมาย

Header II เป็นข้อมูลที่เกิดขึ้นเฉพาะเมื่อมีการใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในการจับคู่สัญญาณเท่านั้น โดย Header II จะเก็บข้อมูลของ Warp Path, W ซึ่งข้อมูลนี้จะมีขนาดใหญ่มากเพราะจะต้องเก็บตำแหน่งของคู่ของสัญญาณที่ถูกจับคู่ ในงานวิจัยนี้จึงทำการออกแบบการจัดเรียงข้อมูลของ Header II ใหม่เพื่อให้มีขนาดที่น้อยลง จากสมการที่ (3.9) แต่ละสมาชิกของ Warp Path ซึ่งก็คือ w_i จะเก็บค่าตำแหน่งของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ (i) และค่าตำแหน่งของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง (j) เนื่องจากความยาวของ Warp Path จะต้องมากกว่าหรือเท่ากับ ความยาวของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและแต่ละค่าของ Warp Path เก็บค่าตำแหน่งเป็นจำนวนสองค่า ทำให้ขนาดของ Warp Path มากกว่าขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะอย่างน้อยถึงสองเท่า ในงานวิจัยนี้ได้ทำการลดขนาดของข้อมูลของ Warp Path ใหม่เพื่อให้มีขนาดเล็กลงโดยการให้แต่ละค่าของ Warp Path เก็บเฉพาะค่าตำแหน่งของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงที่ถูกจับคู่เท่านั้น ดังสมการที่ (3.16) ในขั้นตอนนี้จะทำให้ขนาดของ Warp Path ลดลงได้มากกว่าครึ่งหนึ่งของข้อมูลเดิม

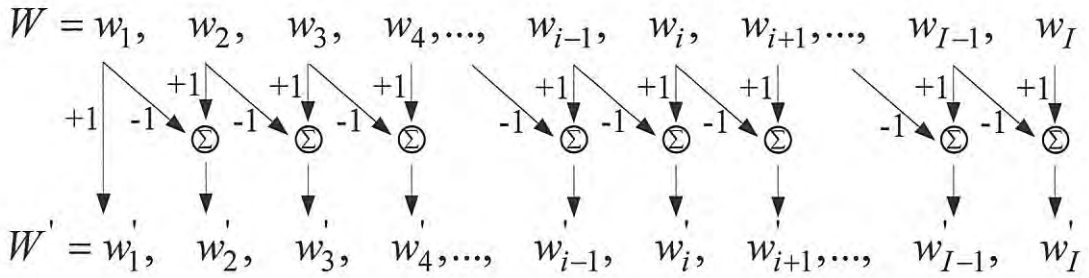
$$w_i = j, \quad 1 \leq i \leq I \quad (3.16)$$

และจากคุณสมบัติของ Warp Path ที่จะต้องมีลักษณะที่มีค่าค่อยๆ เพิ่มขึ้น ทำให้ค่าของตำแหน่งที่ถูกเก็บในสมาชิกของ Warp Path (w_i) จะต้องมากกว่าหรือเท่ากับค่าของตำแหน่งที่ถูกเก็บในสมาชิกของ Warp Path (w_{i-1}) อันก่อนหน้าเสมอ ดังนั้น จึงทำการจัดเรียงข้อมูลของ Warp Path ใหม่อีกครั้ง โดย W' แสดงได้โดยสมการ (3.17) และ (3.18)

$$w'_1 = w_1 \quad (3.17)$$

$$w'_i = w_i - w_{i-1}, \quad 2 \leq i \leq I \quad (3.18)$$

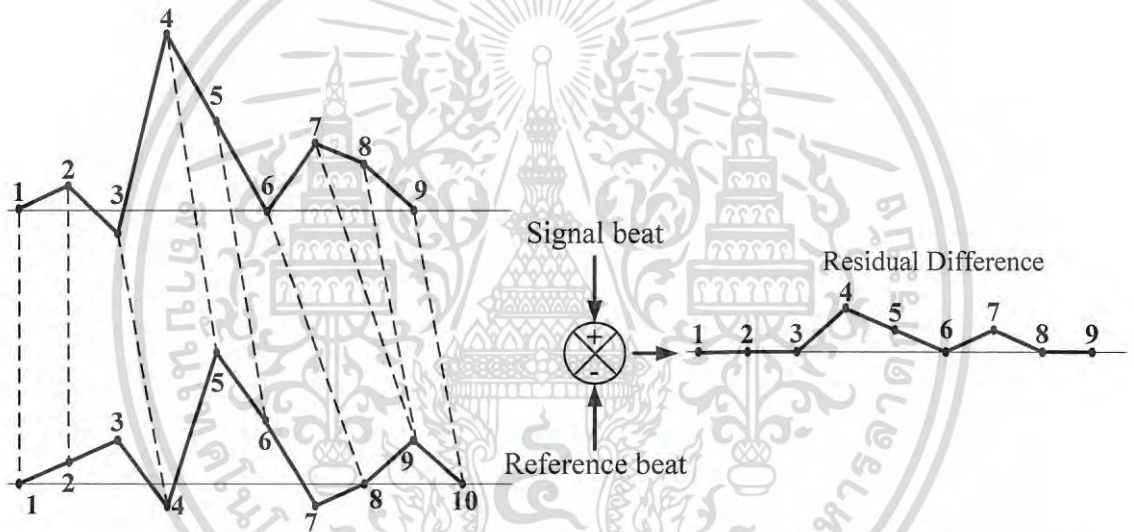
สมาชิกของ Warp Path, (w'_i) ใหม่จะเก็บค่าความต่างระหว่างตำแหน่งปัจจุบันกับตำแหน่งก่อนหน้าที่อยู่ติดกัน การจัดเรียงข้อมูลแบบนี้จะทำให้ขนาดของ Warp Path เล็กลง และทำให้ค่าตัวชี้ตำแหน่งมีช่วงค่าแคบลงและค่าใน Warp Path จะเป็นค่าที่ซ้ำกันมาก รูปที่ 3.16 แสดงขั้นตอนการปรับปรุง Warp Path



รูปที่ 3.16 ลำดับวิธีการจัดเรียงข้อมูลส่วนต้นสำหรับ Header II

3.4 การหาผลต่าง (Residual Difference)

รูปที่ 3.17 แสดงค่าผลต่างระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง



รูปที่ 3.17 การหาสัญญาณผลต่างระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

สัญญาณผลต่างเกิดจากการนำค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะที่ตำแหน่ง i ลบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงที่ตำแหน่ง j ดังสมการที่ (3.19)

$$\text{Residual}_i = x_i - y_j \tag{3.19}$$

โดยสัญญาณผลต่างที่คำนวณได้จะมีความยาวเท่ากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะ

เสมอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

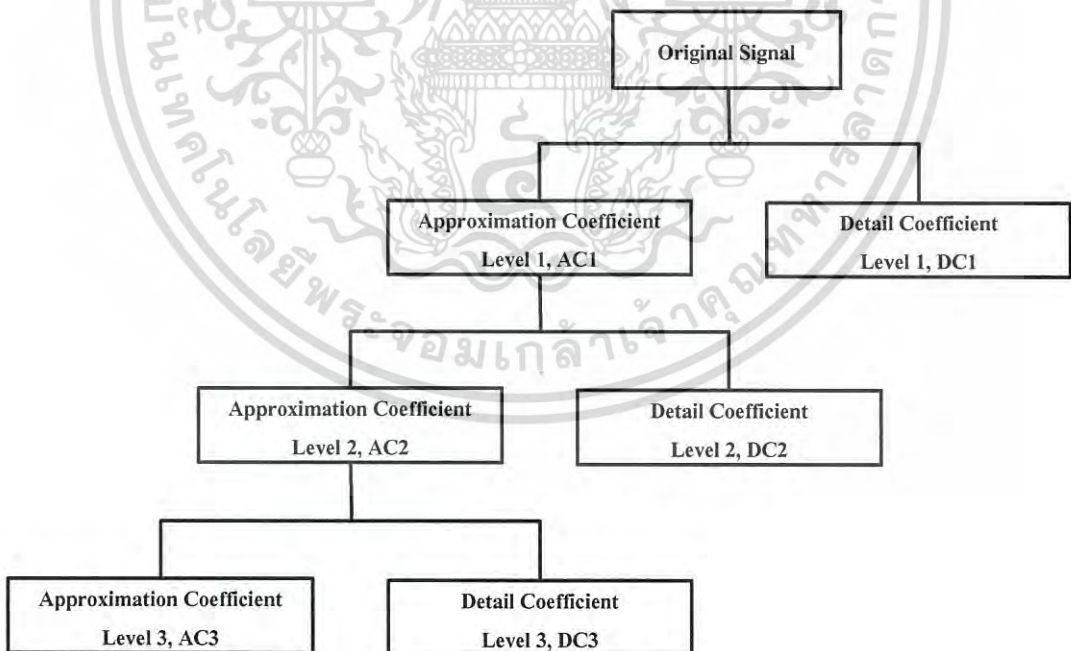
3.5 การกำจัดข้อมูลที่ไม่จำเป็นสำคัญ (Redundancy Eliminating)

ในการกำจัดข้อมูลส่วนเกินนั้นประกอบด้วยสองขั้นตอนคือ ขั้นตอนการแปลงดีสครีตเวฟเลททรานฟอร์ม (Discrete Wavelet Transform) และการคัดเลือกสัมประสิทธิ์โดยการกำหนดขีดเริ่มเปลี่ยน (Threshold)

3.5.1 ดีสครีตเวฟเลททรานฟอร์ม (Discrete Wavelet Transform)

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการ Best of Four [14] ในการเลือกเวฟเลทแม่ (Mother Wavelet) โดยวิธี Best of Four ได้จากการทดลองใช้เวฟเลทแม่ทั้ง 32 ชนิดในการแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 42 สัญญาณเพื่อหาว่าเวฟเลทแม่ชนิดใดมีลักษณะที่เหมาะสมกับรูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และจากผลการทดลองพบว่าเวฟเลทแม่ที่ให้ประสิทธิภาพการบีบอัดที่ดีและเหมาะสมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 42 สัญญาณ มี 4 ชนิด คือ Daubechies1 Daubechies2 Daubechies9 และ Biorthogonal2.4

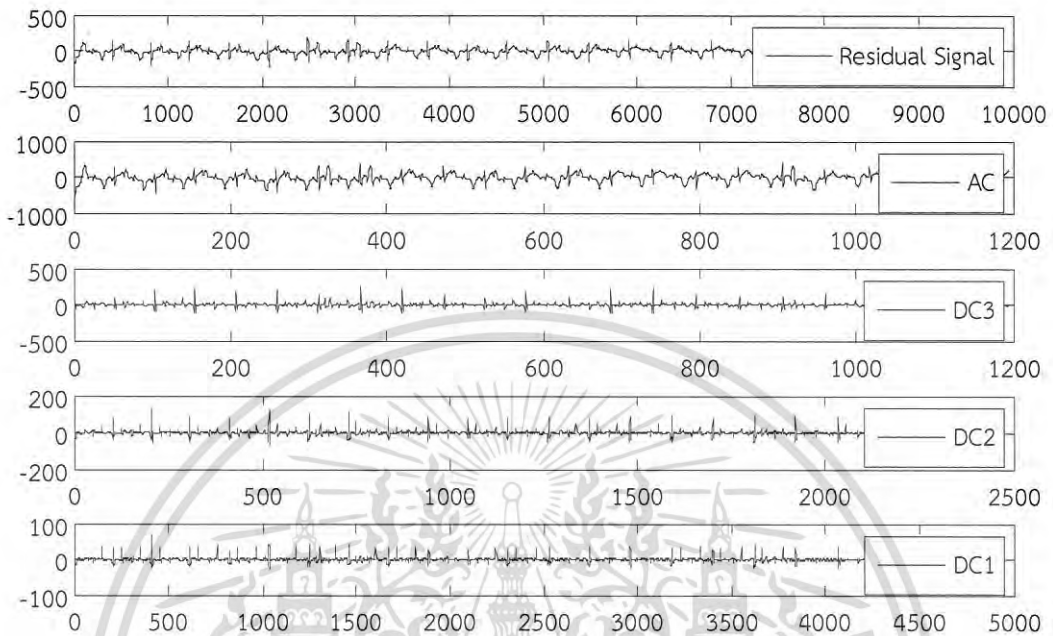
โดยในขั้นตอนนี้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกแปลงจากโดเมนเวลาไปยังโดเมนเวฟเลทโดยใช้เวฟเลทแม่ทั้ง 4 ชนิด จากนั้น เวฟเลทแม่ที่ให้ประสิทธิภาพในการบีบอัดที่ดีที่สุดจะถูกนำมาใช้ในการแปลงสัญญาณ โดยในงานวิจัยนี้ทำการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็นสัมประสิทธิ์เวฟเลทจำนวน 3 ระดับดังแสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 การใช้เวฟเลททรานฟอร์มในการแยกสัมประสิทธิ์สัญญาณ

เมื่อสัญญาณผลต่างผ่านการแปลงโดยใช้เวฟเลทแม่แล้วจะได้สัมประสิทธิ์ของเวฟเลทซึ่งประกอบด้วย สัมประสิทธิ์ที่เรียกว่า Approximation Coefficient ซึ่งจะแทนสัมประสิทธิ์เวฟเลทในค่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนของการกรองความถี่ต่ำ ประกอบด้วย AC และสัมประสิทธิ์ที่เรียกว่า Detail Coefficient ซึ่งจะแทนสัมประสิทธิ์เวฟเลทในส่วนของการกรองความถี่สูงจะประกอบด้วย DC1, DC2 และ DC3 ดังแสดงในรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 สัญญาณผลต่างและสัมประสิทธิ์เวฟเลททั้ง 3 ระดับ

3.5.2 การเลือกสัมประสิทธิ์โดยใช้วิธีการกำหนดขีดเริ่มเปลี่ยน (Threshold)

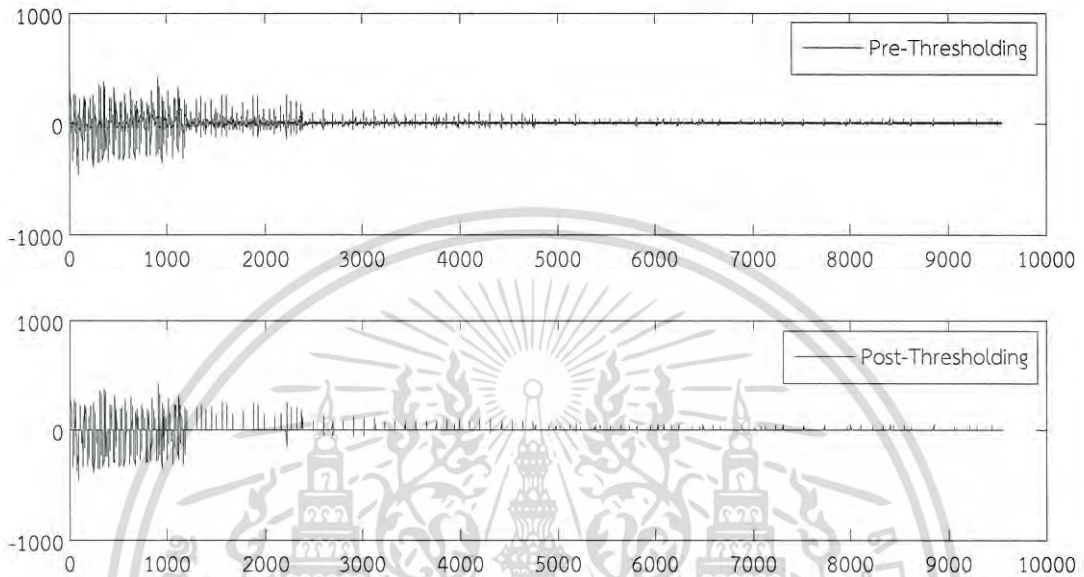
ในขั้นตอนการเลือกสัมประสิทธิ์นั้น จะทำการกำหนดขีดเริ่มเปลี่ยนของสัมประสิทธิ์เวฟเลทแต่ละตัวแยกกัน โดยมีหลักการอยู่ว่าค่าสัมประสิทธิ์ที่ต่ำกว่าค่าขีดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) ก็จะไม่ถูกเลือกโดยทำให้ค่าสัมประสิทธิ์นั้นมีค่าเป็นศูนย์ ส่วนสัมประสิทธิ์ที่สูงกว่าค่าขีดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) จะถูกเลือกและคงค่าเท่าเดิม ในงานวิจัยนี้ค่าขีดเริ่มเปลี่ยนจะมีความสัมพันธ์กับค่า Energy Packing Efficiency (EPE) [5] คือ ร้อยละของการคงค่าพลังงานรวมของสัมประสิทธิ์เวฟเลทในระดับ i หลังการเลือกสัมประสิทธิ์ต่อค่าพลังงานรวมของสัมประสิทธิ์เวฟเลทในระดับ i ก่อนการเลือกสัมประสิทธิ์ ตามสมการที่ (3.20)

$$EPE_{Ci} = \frac{\bar{E}_{Ci}}{E_{Ci}} \times 100\% \quad (3.20)$$

โดยค่า E_{Ci} คือค่าพลังงานรวมของสัมประสิทธิ์เวฟเลทในระดับ i ก่อนการเลือกสัมประสิทธิ์ ส่วนค่า \bar{E}_{Ci} ค่าพลังงานรวมของสัมประสิทธิ์เวฟเลทในระดับ i หลังการเลือกสัมประสิทธิ์

โดยค่าขีดเริ่มเปลี่ยนของแต่ละระดับจะถูกคำนวณตามขั้นตอนด้านบน ในขั้นตอนนี้จะสามารถเลือกข้อมูลบางส่วนทิ้งไปในขณะที่ยังคงรักษาพลังงานไว้ได้ตามที่ต้องการ

รูปที่ 3.20 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณก่อนการเลือกประสิทธิในรูปบนและสัญญาณหลังการเลือกสัมประสิทธิ์ในรูปล่าง โดยสัญญาณที่ผ่านการเลือกสัมประสิทธิ์แล้วจะมีค่าศูนย์เป็นจำนวนมากขึ้น



รูปที่ 3.20 การเปรียบเทียบสัญญาณก่อนและหลังการเลือกสัมประสิทธิ์

จากสัมประสิทธิ์เวฟเลทที่ได้จากการแปลงพบว่าค่าพลังงานส่วนใหญ่จะอยู่ที่สัมประสิทธิ์ Approximation ดังนั้นเพื่อให้รูปร่างของสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงไม่มากจึงทำการคงค่าพลังงานในระดับนี้มาก ดังนั้น ค่า EPE ของค่าสัมประสิทธิ์ Approximation จะกำหนดไว้ที่ค่าสูง ในส่วนของค่า EPE ของสัมประสิทธิ์ Detail ในระดับ 1 2 และ 3 จะตั้งไว้เท่ากัน เนื่องจากค่าพลังงานของสัมประสิทธิ์ Detail ในแต่ละระดับจะแตกต่างกันประมาณร้อยละ 2 เท่านั้นและเพื่อให้ได้อัตราการบีบอัดที่สูง ดังนั้นค่า EPE ของสัมประสิทธิ์ Detail จะถูกกำหนดไว้ที่ค่าต่ำ

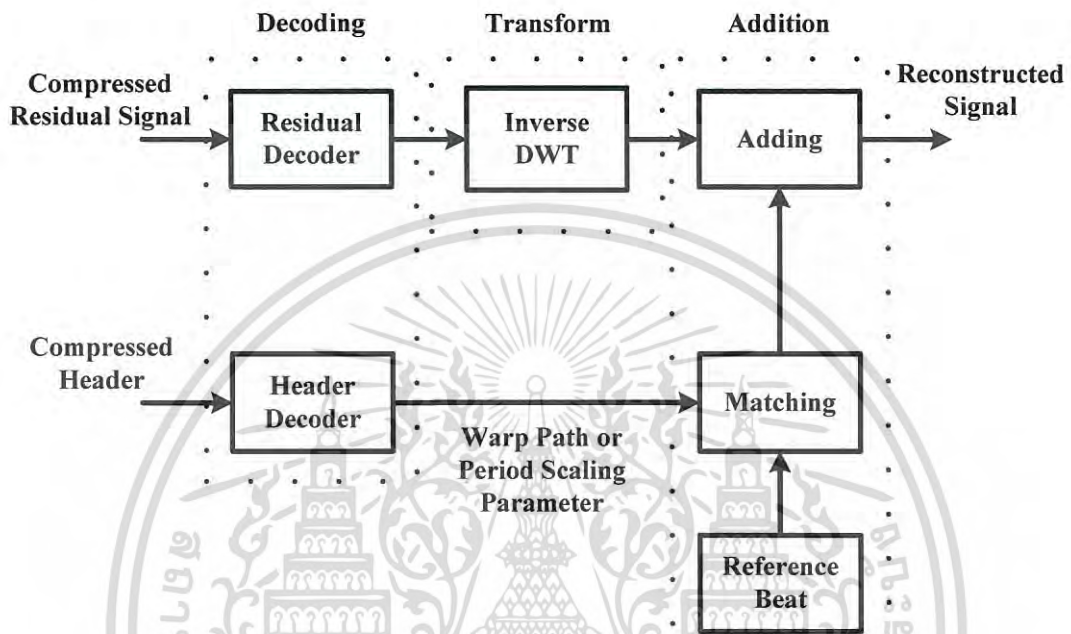
3.6 การเข้ารหัส (Encoding)

ในขั้นตอนสุดท้ายของการบีบอัด จะเป็นการเข้ารหัสแบบไม่มีการสูญเสียข้อมูล (Lossless Compression) เพื่อเปลี่ยนแปลงรูปแบบของข้อมูลทำให้ขนาดของข้อมูลลดลง ดังนั้น วิธีการเข้ารหัสที่ใช้จะต้องเหมาะสมกับข้อมูลที่ถูกนำมาเข้ารหัส ในงานวิจัยนี้เลือกใช้วิธีการเข้ารหัสแบบฮัฟแมน เนื่องจาก สัมประสิทธิ์เวฟเลทของสัญญาณผลต่างจะถูกนำมาเข้ารหัส ซึ่งถือว่าการบีบอัดแบบไม่มีการสูญเสียข้อมูลและเนื่องจากขั้นตอนการเลือกสัมประสิทธิ์จะทำให้ลักษณะของค่าสัมประสิทธิ์เวฟเลทมีค่าเท่ากับศูนย์อยู่เป็นจำนวนมาก และลักษณะของข้อมูลส่วนต้นในส่วนของ Warp Path ก็มีลักษณะของค่าที่มีการซ้ำกันมากๆ ดังนั้น วิธีการเข้ารหัสแบบฮัฟแมนจึงมีความเหมาะสม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 การสร้างคืนสัญญาณ (Reconstruction Process)

สัญญาณที่ผ่านการบีบอัดจะประกอบด้วยสัญญาณ 3 ส่วนคือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง สัญญาณส่วนต้นที่ถูกบีบอัดและสัญญาณผลต่างสัมประสิทธิ์เวฟเลทที่ถูกบีบอัด ในการสร้างคืนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขั้นตอนแสดงได้ดังในรูปที่ 3.21



รูปที่ 3.21 ขั้นตอนการสร้างคืนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการสร้างคืนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วย 3 ขั้นตอนหลัก คือ

1. การถอดรหัส (Decoding)
2. การแปลงสัญญาณไปยังโดเมนเวลา (Transform)
3. การบวกกลับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง (Addition)

โดยในแต่ละขั้นตอนจะมีการทำงานดังนี้

3.7.1 การถอดรหัส

สัญญาณผลต่างสัมประสิทธิ์เวฟเลทที่ถูกบีบอัดและสัญญาณส่วนต้นที่ถูกบีบอัดจะถูกนำไปถอดรหัสโดยวิธีการฮัฟแมนโดยผลลัพธ์จากขั้นตอนนี้จะได้สัญญาณผลต่างสัมประสิทธิ์เวฟเลทและสัญญาณส่วนต้น

3.7.2 การสร้างคืนสัญญาณในโดเมนเวลา

สัญญาณผลต่างสัมประสิทธิ์เวฟเลทจะถูกแปลงกลับไปยังโดเมนเวลาโดยใช้การแปลงกลับแบบดิสครีตเวฟเลท (Inverse Discrete Wavelet Transform) ในขั้นตอนนี้จะได้สัญญาณผลต่างกลับคืนมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7.3 การบวกลับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง

ขั้นตอนสุดท้าย ข้อมูลส่วนต้นจะถูกนำมาใช้เพื่อจับคู่สัญญาณผลต่างและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง ถ้าวิธีการจับคู่ที่ใช้คือ เทคนิค Period Scaling แล้ว ค่า Period Scaling Parameter, P จะถูกนำมาคำนวณกลับเพื่อหาตำแหน่งในการเพิ่มหรือลดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงเพื่อให้คาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงเท่ากับคาบของสัญญาณผลต่าง แต่ถ้าเทคนิค Dynamic Time Warping ถูกนำมาใช้ในการจับคู่ ข้อมูลส่วนต้นจะประกอบไปด้วย Warp Path, W ซึ่งจะระบุตำแหน่งการจับคู่ระหว่างตำแหน่งของสัญญาณผลต่างและตำแหน่งของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง จากนั้นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะถูกนำไปบวกกับสัญญาณผลต่างในตำแหน่งที่ถูกจับคู่และผลลัพธ์ในขั้นตอนนี้จะได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสร้างขึ้น



บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 ผลการทดลองและการวิเคราะห์

ในการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการบีบอัด ได้ทำการทดสอบวิธีการบีบอัดที่นำเสนอ กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 42 สัญญาณ โดยสัญญาณที่ทำการทดสอบจะมีทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมดมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้มีความถี่ในการซักระหว่าง 360 Hz และใช้ความละเอียดจำนวน 11 บิตในการเก็บข้อมูลต่อการซักระหว่างสัญญาณ ในการทดสอบ ได้ทำการกำหนดหมายเลขของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่ตามตาราง ที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 การกำหนดหมายเลขของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับหมายเลขจากฐานข้อมูล MIT-BIH

หมายเลข ECG ในการทดสอบ	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
หมายเลข ECG จาก MIT-BIH	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	111	112	113	114

หมายเลข ECG ในการทดสอบ	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28
หมายเลข ECG จาก MIT-BIH	115	116	117	118	119	121	122	123	124	200	201	202	203	207

หมายเลข ECG ในการทดสอบ	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42
หมายเลข ECG จาก MIT-BIH	209	210	212	217	219	220	221	222	223	228	230	231	233	234

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการบีบอัดที่นำเสนอได้ทำการกำหนดค่า Maximum Beat Error เท่ากับ 1 % เพื่อให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการบีบอัดยังคงลักษณะข้อมูลสำคัญไว้ ค่า Energy Packing Efficiency สำหรับสัมประสิทธิ์เวฟเลทแบบ Approximation, EPE_{AC} ถูกกำหนดไว้อยู่ระหว่าง 90%-99% และค่า Energy Packing Efficiency สำหรับสัมประสิทธิ์เวฟเลทแบบ detail, EPE_{DC} ถูกกำหนดไว้ระหว่าง 50%-99% โดยในที่นี้จะนำเสนอผลการทดสอบที่ค่า EPE ที่ให้ผลตอบสนองที่ดีจำนวน 3 ชุดคือ

ชุดที่ 1 ประกอบด้วย $EPE_{AC}=99\%$ $EPE_{DC1}=99\%$ $EPE_{DC2}=99\%$ $EPE_{DC3}=99\%$

ชุดที่ 2 ประกอบด้วย $EPE_{AC}=99\%$ $EPE_{DC1}=90\%$ $EPE_{DC2}=90\%$ $EPE_{DC3}=90\%$

ชุดที่ 3 ประกอบด้วย $EPE_{AC}=99\%$ $EPE_{DC1}=80\%$ $EPE_{DC2}=80\%$ $EPE_{DC3}=80\%$

ในการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการบีบอัดจะใช้ตัวชี้วัด 2 ตัว คือค่า Percentage Root Mean Square Difference (PRD) และ อัตราการบีบอัด (Compression Ratio)

ค่า PRD คือ ร้อยละของผลต่างยกกำลังสองเฉลี่ย ใช้ในการวัดค่าความผิดพลาดระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดั้งเดิมและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสร้างขึ้นตามสมการที่ (4.1) โดย x_i คือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดั้งเดิมและ \hat{x}_i คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสร้างขึ้น

$$PRD = \sqrt{\left(\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2\right) / \left(\sum_{i=1}^n x_i^2\right)} \times 100\% \quad (4.1)$$

ค่า CR คือ อัตราส่วนระหว่างขนาดของข้อมูลสัญญาณดั้งเดิมกับขนาดของข้อมูลสัญญาณสร้างขึ้นตามสมการที่ (4.2)

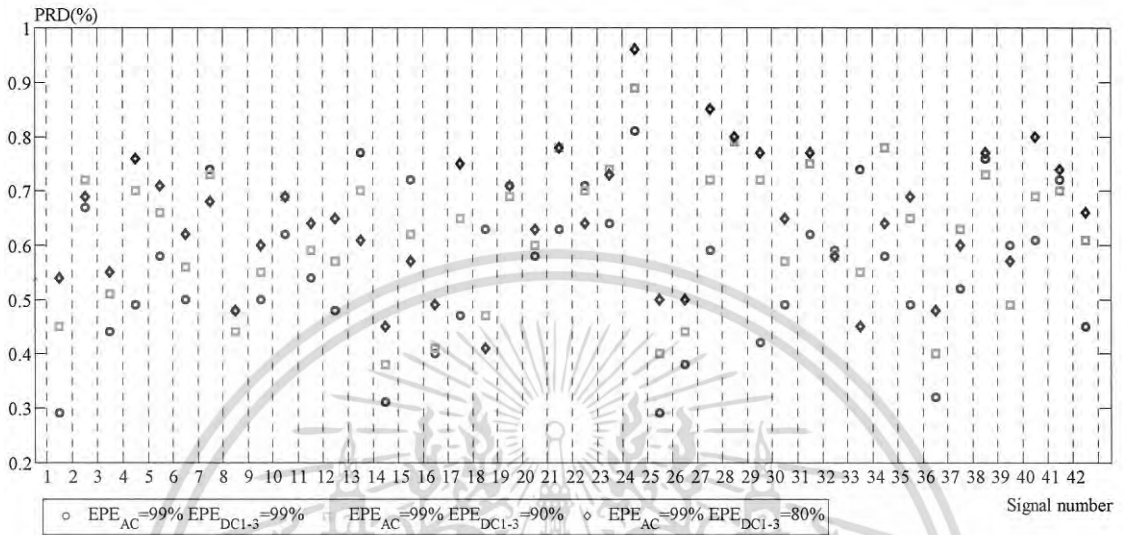
$$CR = N_x / (N_{ref-beat} + N_{comp-header} + N_{comp-residual}) \quad (4.2)$$

โดยที่ N_x คือ จำนวนบิตที่ใช้ในการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดั้งเดิมและ $N_{ref-beat}$ คือ จำนวนบิตที่ใช้ในการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิง $N_{comp-header}$ คือจำนวนบิตที่ใช้ในการเก็บข้อมูลส่วนต้นที่ถูกบีบอัด $N_{comp-residual}$ คือจำนวนบิตที่ใช้ในการเก็บข้อมูลผลต่างสัมประสิทธิ์เวฟเลทที่ถูกบีบอัด

ในรูปที่ 4.1 ได้แสดงผลการเปรียบเทียบค่า PRD จากการใช้วิธีการบีบอัดที่นำเสนอกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 42 สัญญาณ โดยการตั้งค่า EPE แตกต่างกัน 3 ชุด คือชุดที่ 1 เมื่อค่า $EPE_{AC}=99\%$ $EPE_{DC1}=99\%$ $EPE_{DC2}=99\%$ $EPE_{DC3}=99\%$ ชุดที่ 2 เมื่อค่า $EPE_{AC}=99\%$ $EPE_{DC1}=90\%$ $EPE_{DC2}=90\%$ $EPE_{DC3}=90\%$ และชุดที่ 3 เมื่อค่า $EPE_{AC}=99\%$ $EPE_{DC1}=80\%$ $EPE_{DC2}=80\%$ $EPE_{DC3}=80\%$ จากผลการทดสอบวิธีการบีบอัดที่นำเสนอพบว่า ค่า PRD ของสัญญาณที่นำมาทดสอบ

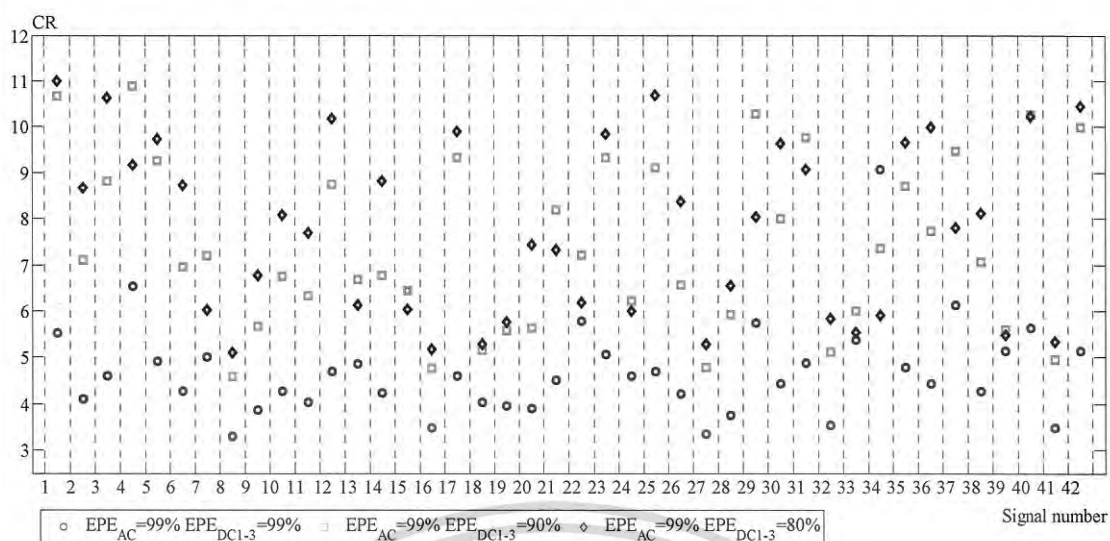
ทั้งหมด 42 สัญญาณมีค่าต่ำกว่า 1 % ซึ่งหมายถึงค่าความผิดพลาดในการสร้างสัญญาณคืนได้ตามที่ค่า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำหนดไว้ ในกรณีการเปรียบเทียบค่า PRD เมื่อให้ค่า EPE_{AC} คงที่แล้วค่า PRD ที่ได้จะขึ้นอยู่กับค่า EPE_{DC} คือเมื่อค่า EPE_{DC} ถูกตั้งไว้สูงจะทำให้ค่า PRD ที่ได้มีค่าน้อยลงซึ่งหมายถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสร้างคืนจะมีค่าความผิดพลาดน้อยลงด้วย



รูปที่ 4.1 แสดงการเปรียบเทียบค่า PRD ของสัญญาณ 42 สัญญาณเมื่อกำหนดค่า Maximum Beat Error เท่ากับ 1 % และค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และ $EPE_{DC1-DC3}$ ทุกค่าเท่ากับ 99% 90% และ 80%

ในรูปที่ 4.2 ได้แสดงผลการเปรียบเทียบค่าอัตราการบีบอัด (CR) จากการใช่วิธีการบีบอัดที่นำเสนอ กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 42 สัญญาณ โดยการตั้งค่า EPE แตกต่างกัน 3 ชุด จากผลการทดสอบวิธีการบีบอัดดังกล่าวพบว่า ในกรณีที่ค่า EPE_{AC} คงที่ ค่า CR ที่ได้จะขึ้นอยู่กับค่า EPE_{DC} อย่างเห็นได้ชัด เมื่อทำการกำหนดค่า EPE_{DC} ให้มีค่าน้อยลงจะทำให้ค่า CR ที่ได้มีค่าสูงขึ้นซึ่งหมายถึงการลดขนาดของสัญญาณที่ผ่านการบีบอัดได้มากขึ้นนั่นเอง



รูปที่ 4.2 แสดงการเปรียบเทียบค่า CR ของสัญญาณ 42 สัญญาณเมื่อกำหนดค่า Maximum Beat Error เท่ากับ 1 % และค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และ $EPE_{DC1-DC3}$ ทุกค่าเท่ากับ 99% 90% และ 80%

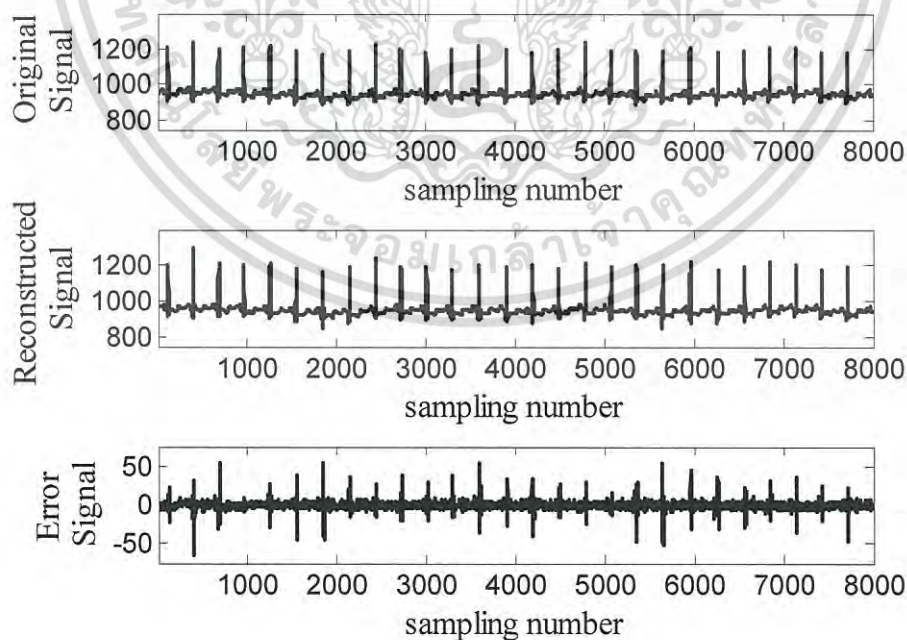
ในตารางที่ 4.2 ได้แสดงการเปรียบเทียบค่า PRD และค่า CR ที่ได้จากการทดสอบวิธีการบีบอัดที่นำเสนอ กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีคาบปกติคือ สัญญาณหมายเลข 100 (หมายเลข 1 ในการทดสอบ) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีคาบไม่ปกติ คือ สัญญาณหมายเลข 117 (หมายเลข 17 ในการทดสอบ) และสัญญาณหมายเลข 228 (หมายเลข 38 ในการทดสอบ) โดยตารางดังกล่าวได้เปรียบเทียบในกรณีที่กำหนดค่า EPE ที่มีความแตกต่างกัน ค่า PRD ที่ได้จากการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งแบบคาบปกติและแบบคาบไม่ปกติจะได้ค่า PRD ที่น้อยกว่า 1 % ซึ่งถือว่าการบีบอัดด้วยวิธีที่นำเสนอไม่ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสร้างขึ้นมีความผิดเพี้ยนจากเดิม จากการเปรียบเทียบค่า CR โดยการเปลี่ยนแปลงเฉพาะค่า EPE_{DC} จะพบว่าหากค่า EPE_{DC} ต่ำกว่า 80% แล้ว จะส่งผลกระทบต่อค่า PRD ทำให้ค่า PRD มากขึ้น และสำหรับบางสัญญาณค่า PRD จะสูงมากกว่า 1 %

จากการทดสอบสัญญาณทั้งหมด พบว่าที่ค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC} เท่ากับ 80% จะให้ค่า CR ที่มากที่สุดทั้งสัญญาณหมายเลข 100 ที่ให้ค่า CR ถึง 10.98 เท่า สัญญาณหมายเลข 117 ที่ให้ค่า CR ถึง 9.89 และสัญญาณหมายเลข 228 ที่ให้ค่า CR เท่ากับ 8.12 ในขณะที่ค่า PRD ของสัญญาณทั้ง 3 หมายเลขยังคงต่ำกว่า 1 %

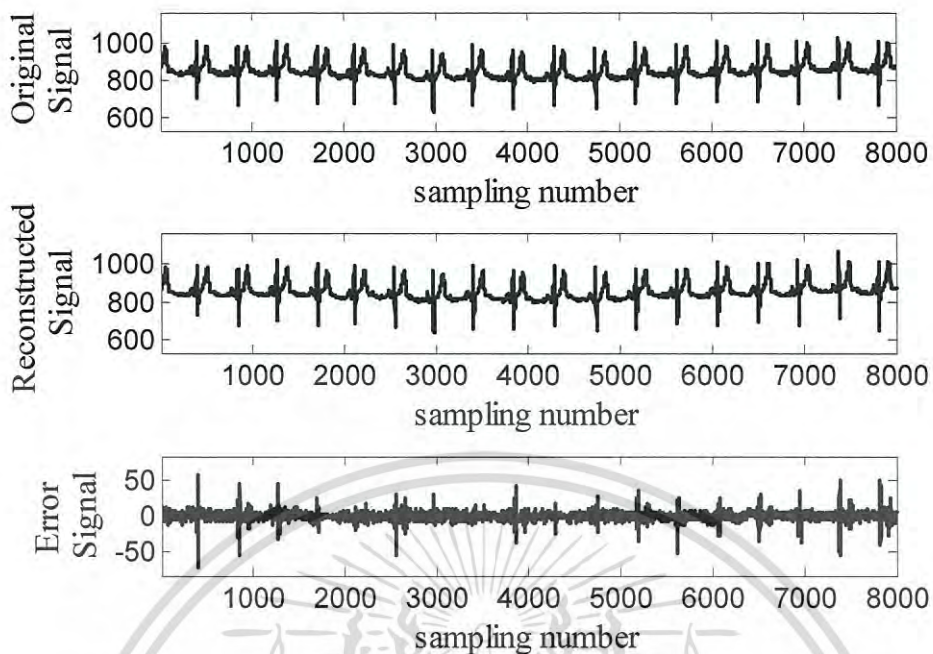
ตารางที่ 4.2 แสดงการเปรียบเทียบค่า PRD และ CR ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติ (สัญญาณหมายเลข 100) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ (สัญญาณหมายเลข 117 และสัญญาณหมายเลข 228)

		Signal no. 100 (no.1)		Signal no. 117 (no. 17)		Signal no. 228 (no. 38)	
EPE _{AC} (%)	EPE _{DC} (%)	PRD (%)	CR	PRD (%)	CR	PRD (%)	CR
99	99	0.29	5.53	0.47	4.60	0.76	4.28
99	90	0.45	10.66	0.65	9.32	0.73	7.07
99	80	0.54	10.98	0.75	9.89	0.77	8.12

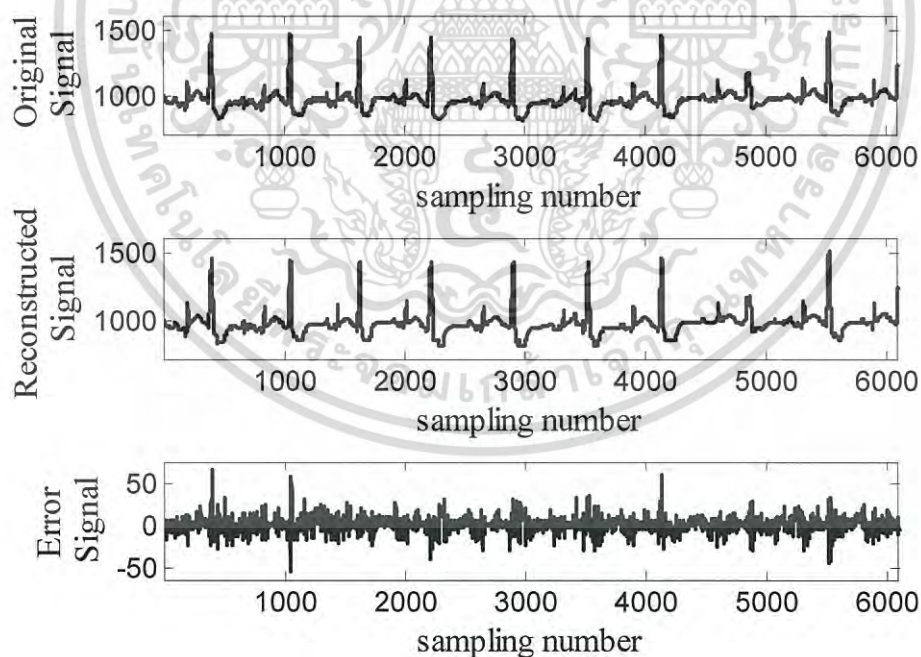
ในรูปที่ 4.3 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดั้งเดิม (รูปบน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสร้างขึ้น (รูปกลาง) และค่าความผิดพลาดของการสร้างสัญญาณขึ้น (รูปล่าง) ของสัญญาณหมายเลข 100 ซึ่งเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติ เมื่อผ่านการบีบอัดด้วยวิธีการที่นำเสนอโดยกำหนดค่า EPE_{AC}=99% และ EPE_{DC}=80% สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติได้แสดงผลการเปรียบเทียบของสัญญาณดั้งเดิม สัญญาณสร้างขึ้นและค่าความผิดพลาดของการสร้างสัญญาณขึ้นไว้ในรูปที่ 4.4 สำหรับสัญญาณหมายเลข 117 และในรูปที่ 4.5 สำหรับสัญญาณหมายเลข 228



รูปที่ 4.3 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณดั้งเดิม สัญญาณสร้างขึ้น และค่าความผิดพลาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหมายเลข 100 เมื่อค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC} เท่ากับ 80% เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณดั้งเดิม สัญญาณสร้างขึ้น และค่าความผิดพลาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหมายเลข 117 เมื่อค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC} เท่ากับ 80%



รูปที่ 4.5 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณดั้งเดิม สัญญาณสร้างขึ้น และค่าความผิดพลาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหมายเลข 228 เมื่อค่า EPE_{AC} เท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC} เท่ากับ 80%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในตารางที่ 4.3 ได้เปรียบเทียบประสิทธิภาพการบีบอัดของวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการบีบอัดแบบอื่นๆ โดยในตารางได้แสดงค่า PRD และค่า CR ของสัญญาณหมายเลข 117 ซึ่งเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ จากการเปรียบเทียบพบว่าวิธีการที่นำเสนอได้ค่า PRD ที่ดีที่สุด และในส่วนของค่า CR ยังอยู่ในเกณฑ์ที่สูงเมื่อเทียบกับวิธีอื่นๆ

ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของการบีบอัด (ค่า PRD และ ค่า CR) สัญญาณหมายเลข 117 ด้วยวิธีการที่นำเสนอเปรียบเทียบกับวิธีการอื่นๆ

วิธีการ	PRD (%)	CR
Ref. [1]	2.6	8
Ref. [2]	1.18	8
Ref. [7] Approach1	0.98	10
Ref. [7] Approach2	1.18	13
Ref. [15]	3.2	9.4
Ref. [16] Approach1	0.86	8
Ref. [16] Approach2	1.03	10
AZTEC [17]	28	10
TP [17]	5.3	2
CORTES [17]	7	4.8
Fan/SAPA [17]	4	3
Proposed technique	0.75	9.89

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

บทสรุป

5.1 สรุปการศึกษาวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการจับคู่แบบสลับได้ โดยเทคนิคที่ใช้ในการจับคู่ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงจะขึ้นอยู่กับลักษณะคาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าเป็นแบบคาบปกติหรือแบบคาบไม่ปกติ จากการทดสอบพบว่าวิธีการดังกล่าวสามารถลดค่าความผิดพลาดในการสร้างคืนสัญญาณและสามารถรักษาระดับของค่าอัตราการบีบอัดให้อยู่ในระดับที่ดีที่สุด

ส่วนสำคัญของวิธีการบีบอัดนี้คือในขั้นตอนการจับคู่ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะจะถูกจับคู่กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอ้างอิงโดยใช้เทคนิค Period Scaling ก่อน ถ้าเมื่อใดที่ค่า Beat Error ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะนั้นมีค่าสูงกว่าค่า Maximum Beat Error แล้วสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะนั้นจะเปลี่ยนไปใช้เทคนิค Dynamic Time Warping ในการจับคู่สัญญาณแทน โดยการที่ค่าความผิดพลาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะนั้นสูงเกินกว่าค่า Maximum Beat Error จะเป็นดัชนีชี้ว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหนึ่งจังหวะนั้นมีคาบแบบไม่ปกติ

ในการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการบีบอัด ได้ทำการทดสอบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมดจำนวน 42 สัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH โดยสัญญาณทั้งหมดจะประกอบไปด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ ในการทดสอบได้กำหนดค่า Maximum Beat Error เท่ากับ 1 % และสำหรับค่าขีดเริ่มเปลี่ยนนั้นได้มีการทดสอบประสิทธิภาพโดยการปรับค่า EPE_{AC} ตั้งแต่ 90%-99% และปรับค่า EPE_{DC1} EPE_{DC2} และ EPE_{DC3} ตั้งแต่ 50%-99%

จากการทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมดพบว่าประสิทธิภาพการบีบอัดที่ดีที่สุดจะเกิดขึ้นเมื่อค่า EPE_{AC} มีค่าเท่ากับ 99% และค่า EPE_{DC1} EPE_{DC2} และ EPE_{DC3} อยู่ระหว่าง 80%-90% โดยในการตั้งค่าขีดเริ่มเปลี่ยนดังกล่าวจะเป็นการการันตีว่าค่า PRD ที่ได้จะน้อยกว่า 1 % เสมอ และค่าอัตราการบีบอัดจะอยู่ระหว่าง 4.6 ถึง 11 เท่า และจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการบีบอัดของทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบปกติและทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบคาบไม่ปกติ (ดังแสดงการเปรียบเทียบของสัญญาณหมายเลข 100 117 และ 228) จะพบว่าวิธีการบีบอัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการจับคู่แบบสลับได้สามารถใช้ได้กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งแบบคาบปกติและแบบคาบไม่ปกติและให้ประสิทธิภาพการบีบอัดที่ดี

เอกสารอ้างอิง

- [1] L. Hilton. "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 44, pp 394-402, 1997.
- [2] L. Zhitao, K. Dong Youn, and W. A. Pearlman. "Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 47, pp. 849-856, 2000.
- [3] S. Miaou. "A Quality-on-Demand Algorithm for Wavelet-Based Compression of Electrocardiogram Signals," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 49, pp. 233-239, 2002.
- [4] M. Shaou-Gang, Y. Heng-Lin, and L. Chih-Lung. "Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 49, pp. 671-680, 2002.
- [5] B. A. Rajoub. "An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 49, pp. 355-362, 2002.
- [6] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-Son. "A high performance compression algorithm for ECG with irregular periods," in Biomedical Circuits and Systems, 2004 IEEE International Workshop on, pp. S2.4/9-12, 2004.
- [7] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-son. "An effective and efficient compression algorithm for ECG signals with irregular periods," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 53, pp. 1198-1205, 2006.
- [8] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins. "Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 38, 1991. pp. 253-259
- [9] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins. "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 33, pp. 1157-1165, 1986.
- [10] J. Pan and W. J. Tompkins. "A Real-Time QRS Detection Algorithm," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 32, pp. 230-236, 1985.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [11] Y. Chompusri, K. Dejhan, S. Yimman and N. Charbkaew. "Modified Beat Segmentation for DWT based ECG Compression," TENCON 2014, Thailand, October 2014.
- [12] X. Dong, C. GU and Z. Wang. "A Local Segmented Dynamic Time Warping Distance Measure Algorithm for Time Series Data Mining," Proceedings of the 5th International Conference on Machine Learning and Cybernetics, Dalian, August, pp. 1247-1252, 2006.
- [13] H. J. L. M. Vullings, M.H.G. Verhaegen and H.B. Vervruggen. "Automated ECG Segmentation with Dynamic Time Warping," Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 20, pp. 163-166, 1988.
- [14] Y. Chompusri, K. Dejhan and S. Yimman. "Mother Wavelet Selecting Method for Selective Mapping Technique ECG Compression," ECTI-Con 2012, Thailand, May 2012.
- [15] A. Al-Shrouf. M. Abo-Zahhad, and S.M. Ahmed. "A novel compression algorithm for electrocardiogram signal based on the linear prediction of the wavelet coefficients," Digital Signal Processing, vol. 13, pp. 604-662, 2003.
- [16] A. Bilgin, M. W. Marcellin, and M. I. Albach. "Compression of electrocardiogram signals using JPEG2000," Consumer Electronics, IEEE Transactions on, vol. 49, pp. 833-840, 2003.
- [17] S. M. S. Jalaeddine. "ECG data compression techniques-A unified approach," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 37, pp. 329-343, 1997.
- [18] Acharya U.R., Suri J.S., Spaan J.A.E., Krishnan S.M. Advances in Cardiac Signal Processing. Berlin : Springer. 2007.
- [19] Clifford D.G., Azuaje F., McSharry E. P. Advances Methods and Tools for ECG DATA Analysis. Boston : Artech House. 2006.
- [20] TOMPKINS W. J. Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples And Laboratory Experiments For The Ibm Pc. New Jersey : Prentice Hall. 1993.
- [21] C. A. Andrews, J. M. Davies and G. R. Schwarz. "Adaptive data compression," Proceedings of the IEEE, vol. 55, no. 3, pp. 267-277, 1967.
- [22] L. D. Davisson. "The theoretical analysis of data compression systems," Proceedings of the IEEE, vol. 56, no. 2, pp. 176-186, 1968.

- [23] R. W. Schafer and L. R. Rabiner. "A digital signal processing approach to interpolation," *Proceedings of the IEEE*, vol. 61, no. 6, pp. 692-702, 1973.
- [24] J. Makhoul. "Linear prediction: A tutorial review," *Proceedings of the IEEE*, vol. 63, no. 4, pp. 561-580, 1975.
- [25] L. Davisson. "An approximate theory of prediction for data compression," *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 13, no. 2, pp. 274-278, 1967.
- [26] L. Davisson. "Data compression using straight line interpolation," *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 14, no. 3, pp. 390-394, 1968.
- [27] L. Ehrman. "Analysis of some redundancy removal bandwidth compression techniques," *Proceedings of the IEEE*, vol. 55, no. 3, pp. 278-287, 1967.
- [28] J. E. Medlin. "Sampled-Data Prediction for Telemetry Bandwidth Compression," *IEEE Transactions on Space Electronics and Telemetry*, vol. SET-11, no. 1, pp. 29-36, 1965.
- [29] G. Benelli, V. Cappellini and F. Lotti. "Data compression techniques and applications," *Radio and Electronic Engineer*, vol. 50, no. 1.2, pp. 29-53, 1980.
- [30] U. E. Ruttimann and H. Pipberger. "Compression of the ECG by Prediction or Interpolation and Entropy Encoding," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 26, no. 11, pp. 613-623, 1979.
- [31] B. M. Oliver. "Efficient coding," *The Bell System Technical Journal*, vol. 31, no. 4, pp. 724-750, 1952.
- [32] D. A. Huffman. "A Method for the Construction of Minimum-Redundancy Codes," *Proceedings of the IRE*, vol. 40, no. 9, pp. 1098-1101, 1952.
- [33] H. Tanaka. "Data structure of Huffman codes and its application to efficient encoding and decoding (Corresp.)," *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 33, no. 1, pp. 154-156, 1987.
- [34] J. R. Cox, F. M. Nolle, H. A. Fozzard and G. C. Oliver. "AZTEC, a Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-15, no. 2, pp. 128-129, 1968.
- [35] J. R. Cox, F. M. Nolle and R. M. Arthur. "Digital analysis of the electroencephalogram, the blood pressure wave, and the electrocardiogram," *Proceedings of the IEEE*, vol. 60, no. 10, pp. 1137-1164, 1972.

- [36] B. Furht and A. Perez. "An adaptive real-time ECG compression algorithm with variable threshold," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 35, no. 6, pp. 489-494, 1988.
- [37] H. Kim, R. F. Yazicioglu, P. Merken, C. Van Hoof and H. J. Yoo. "ECG Signal Compression and Classification Algorithm With Quad Level Vector for ECG Holter System," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 14, no. 1, pp. 93-100, 2010.
- [38] R. C. Barr, S. M. Blanchard and D. A. Dipersio. "SAPA-2 Is the Fan," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, no. 5, pp. 337-337, 1985.
- [39] N. Ahmed, P. J. Milne and S. G. Harris. "Electrocardiographic Data Compression Via Orthogonal Transforms," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-22, no. 6, pp. 484-487, 1975.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

ผลงานที่ได้รับการเผยแพร่



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Mother Wavelet Selecting Method for Selective Mapping Technique ECG Compression

Yotaka Chompusri*, Kobchai Dejhan*, Surapun Yimman**

* Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang,

** Faculty of Applied Science, King Mongkut's University of Technology North Bangkok,

Email: yotaka@hotmail.com, kobchai@telecom.kmitl.ac.th, sym@kmutnb.ac.th

Abstract—The electrocardiogram compression method presented in this research processes the residual signal which is the difference between the original signal and the reference signal. The residual signal is transformed to wavelet domain and then the redundant information is eliminated in wavelet domain. The selection of mother wavelet is one of main factor to maintain the important data in wavelet domain. The difference type of mother wavelet has its own shape and its own characteristic. Therefore this affects to the performance of compression. This work compares the efficiency of compression algorithm by using difference type of Mother Wavelet. The test shows that no mother wavelet which is the best for all ECG. Thereby, reducing the time consuming for selection the proper mother wavelet, the Best of Four Method is introduced. This algorithm uses four types of mother wavelet to be competitors, 'db1', 'db2', 'db9' and 'bior2.4'. The result shows that the selected mother wavelet types have the good performance on overall tested signals. Moreover, the 'db1' mother wavelet has the best performance on more than a half of all signals.

Keywords—component; ECG, Compression, Mother Wavelet

I. INTRODUCTION

Electrocardiogram (ECG) is the voltage measuring from cardio muscle. This signal is important for medical diagnose because the form of this signal analyzes the abnormal symptom of heart. Moreover, monitoring of ECG is also important to diagnose the status of patient continuously. In medical diagnosis, the ECG is recorded in a long term therefore the size of recorded data are very large. Consequently, the large amounts of recording medium are required. To solve this problem, there are many researches of compressing ECG data. The objective is to reduce the size of recorded data. Especially, the real time transmitting is needed. The goal of ECG compression is to resize the ECG data to be smallest meanwhile the essential information of heart condition still endures. ECG compression techniques are classified by domain into two categories, direct time domain compression and transform domain compression such as frequency domain and wavelet domain [1-5]. Most previous techniques give the good result only when applying to regular period ECG. In the other hand, when those methods are used with irregular period ECG [6, 7], the outcome is not satisfied. In this research, the technique of ECG compression which is suitable for both regular period ECG and irregular period ECG is studied to give a good performance. This method compresses the residual signal which is the difference between the original ECG and

the reference beat signal. To gain the best compression performance, the residual signal should be small value. Thus, the matching data between original signal and the reference beat signal should be close enough. There are two matching techniques which are utilized in this research, Period Scaling technique and Dynamic Time Warping (DTW) technique. Period Scaling technique which is properly for two signals which are highly related and DTW technique is suitable for unlike signals. After the residual signal is found, this signal is transformed into wavelet domain and the insignificant data are eliminated in this domain. To maintain the significant data of ECG in threshold process, the mother wavelet character should be highly similar to the character of ECG. Thereupon, the selection of mother wavelet in transform procedure is very important.

II. COMPRESSION PROCEDURE

Fig.1 is the procedure diagram of the proposed compression method.

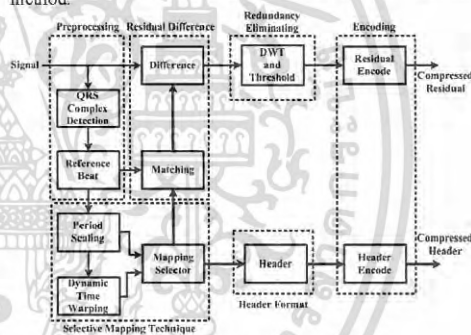


Figure 1. The proposed compression method.

A. Preprocessing

First of all, the QRS Complex of ECG is detected using Hamilton and Thompkins method [8]. Then signal is divided into each beat and period of ECG beat is defined by R-R interval. Then, the reference beat is calculated. The period of reference beat is the most frequent of the ECG and the values of reference beat are the average of every beat which period is equal to period of reference beat.

B. Selective Mapping Technique

This research applies two matching techniques, Period Scaling technique and Dynamic Time Warping technique. Firstly, every value of beat is matched by Period Scaling technique. The period of every beat is scaled to have the same length as the reference beat by down sampling or up sampling. The benefit of this technique is that only one value of header data is generated. Then the error, called Percent Root Mean Square Difference (PRD), from this technique is calculated. If the PRD error is over the limit, then that beat will switch to Dynamic Time Warping (DTW) technique. DTW is the nonlinear mapping technique which can match the most similar value between two signals which are not equal in length [9]. The advantage of this technique is that the matching signals are in the original form. But this technique builds the warp path which is large when compared with Period Scaling technique.

C. Residual Difference

After the mapping process, the residual difference is computed by the difference of the matching values between original beat and reference beat.

D. Redundancy Eliminating

In the redundancy eliminating process, there are two steps, transform and threshold. Firstly, the residual difference is transformed into wavelet domain by Discrete Wavelet Transform (DWT). The signal is decomposed to four components of each level of frequency. The transformed signal is composed of one approximation coefficient and three detailed coefficients. In this process, the choice of mother wavelet is the main factor for maintain the important data after the compression. Thereby, this research compares and analyzes, which type of mother wavelet is suitable for ECG. Later, the unnecessary data is eliminated by threshold. The threshold level is computed from the value of Energy Packing Efficiency (EPE) which is the percent of preserved energy after threshold to the energy before threshold [5]. If the value of signal is higher than threshold value, the signal is maintained. On the other hand, the signal is set to zero.

E. Header Format

Header data is the useful data which stores the matching position between two signals and the length of signal etc. This data is used in reconstruction process. The header size directly affects to compression ratio.

F. Encoding

Then, the threshold signal and the header data are encoded by Huffman method. The threshold signal has many zero values. Because the Huffman encoding method is the best for signal which has the repeated value, this method is the most suitable for threshold signal.

III. RECONSTRUCTION PROCEDURE

Fig. 2 shows the reconstruction procedure diagram. Firstly, the compressed residual and the compressed header are decoded. Then, the decoded signal is transformed to time domain by inverse discrete wavelet transform and the result

from transforming is the residual difference. In the mean time, the matching technique and the matching position is computed from the header data. Then, the residual difference value is added back to the matching value of the reference beat. Finally, the reconstruction signal is received.

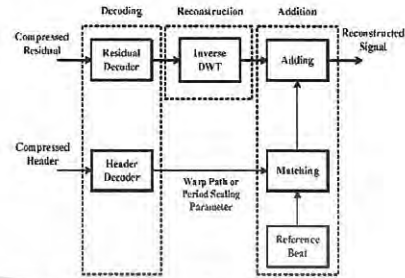


Figure 2. The proposed reconstruction procedure.

IV. BEST OF FOUR METHOD

The main object of this research is to find the best mother wavelet which can increase the efficiency of ECG compression. This experiment uses 42 ECG signals from MIT-BIH database which have 360 Hz sampling rate and 11 bits/sampling. The tested signals are both regular period and irregular period. Only orthogonal type and biorthogonal type of mother wavelet are chosen in this experiment. The 32 mother wavelets are dmey, db1, db2, db3, db4, db5, db6, db7, db8, db9, db10, sym2, sym3, sym4, sym5, coif1, coif2, coif3, coif4, coif5, bior1.1, bior1.3, bior1.5, bior2.2, bior2.4, bior2.6, rbior1.1, rbior1.3, rbior1.5, rbior2.2, rbior2.4 and rbior2.6.

Two parameters to assess the performance of compression method are Percent Root Mean Square Difference and Compression Ratio. The Percent Root Mean Square Difference (PRD) is the indicator to measure the error between the original signal and the reconstructed signal as in (1).

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^n x_i^2}} \times 100\% \quad (1)$$

Where x_i is original signal and \hat{x}_i is the reconstructed signal.

Compression Ratio (CR) is the ratio between original signal's data size and the total compressed signal's data size as in (2).

$$CR = N_c / (N_{reference\ beat} + N_{compressed\ header} + N_{compressed\ residual}) \quad (2)$$

Where N_c is the number of original signal's bit, $N_{reference\ beat}$ is the number of reference beat's bits, $N_{compressed\ header}$ is the number of compressed header's bits, $N_{compressed\ residual}$ is the number of compressed residual signal's bits.

In this research, the PRD threshold value is set to lower than one percent so that only CR is used to indicate the compression performance by using various types of mother wavelet.

In threshold process, the energy level of approximation coefficient, EPE_{AC} , is set to 99% for keeping the essential information and the energy level of detailed coefficient, EPE_{DC1} , EPE_{DC2} and EPE_{DC3} , is set to 90%.

From experiment with 42 ECG signals and 32 mother wavelets, Fig. 3 and Fig. 4 are the CR of signal number 100 and 115 respectively when using different type of mother wavelets. The CR result from db1 mother wavelet is high for signal no. 100 but the result is low for signal no. 115. Moreover, the same result happens to the other mother wavelets.

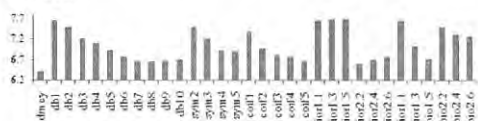


Figure 3 The Compression Ratio of Signal no.100

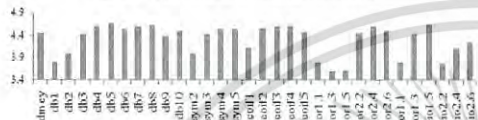


Figure 4 The Compression Ratio of Signal no.115

The overall outcome is shown in Fig 5. The result can be concluded that none of mother wavelet is the best for all ECG signals. To select the best mother wavelet for one signal, this process requires 32 cycles of calculation to compare which mother wavelet will return the highest CR. Therefore, it is high burden of calculation to assort the best mother wavelet for one signal.

From the burden calculation reason, this work solves that problem by using the lower consuming algorithm to choose mother wavelet which is "The Best of Four" algorithm.

The Best of Four algorithm will compare the CR from using only four mother wavelets instead of using 32 mother wavelets. For each ECG compression will choose one of four types of Mother Wavelet which returns maximum Compression Ratio. The benefit of this algorithm is that time consuming in calculation reduces from 32 cycles to 4 cycles. Therefore, this method is faster than 8 times of conventional method.

The choices of mother wavelets for Best of Four algorithm are selected from the result of the experiment. By testing all mother wavelets with all signals, we find out that the mother wavelet which always returns good compression performance. It is always the one of these four mother wavelets, db1, db2,

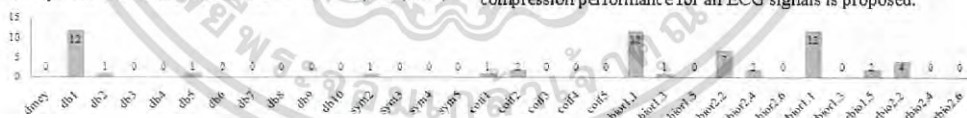


Figure 5 The number of signal which each Mother Wavelet giving maximum CR

db9 and bior2.4, although the compression ratio is not a maximum.

The quality of good compression ratio for each mother wavelet selection is calculated as in (3). The CR of selected mother wavelet is compared to the highest CR from all 32 mother wavelets.

$$[\max CR \text{ of } (all) - CR \text{ of } (best \text{ of } four)] * 100 / \max CR \text{ of } (all) \quad (3)$$

The quality of good compression means that the difference between the maximum CR and CR from Best of Four is less than five percents. Therefore, one of these mother wavelets, db1, db2, db9 and bior2.4, will always give the good result of compression ratio.

V. METHOD EVALUATION

Fig 6 is the result of signal no. 119 compressed by db1 mother wavelet. Although, the signal is irregular period, the error between original signal and reconstruction signal is accepted.

Table I shows the different percentage between CR from each type of mother wavelet and the maximum CR. It is shown that the percentage from Best of Four mother wavelets always results in percentage less than five. Moreover, some signals return the maximum CR (zero difference).

The result conclusion of the selected mother wavelets from Best of Four algorithm is shown in Table II. The Best of Four algorithm finds out that db1 mother wavelet is quite suitable for almost signals. Db1 mother wavelet makes good compression performance for 5 ECG signals and also makes the best result for other 22 ECG signals. Bior2.4 mother wavelet is the second which has 7 good results and 13 best results. Next, db2 gives 4 the best performance and 21 good performance. The last is db9 which returns 3 the best performance and 9 good performance.

VI. CONCLUSION

The result from comparing the compression ratio when using different mother wavelets is that there is no mother wavelet which is suitable for all ECG signals. One type of mother wavelet has high CR for some ECG signals. But some ECG signals return low CR when using the same type of mother wavelet. The reason is how similar ECG signal's feature is to the sharp of mother wavelet. Therefore, the degree of compression performance is varying from the conditions both characteristic of ECG signal and type of mother wavelet.

From experiments with 32 types of mother wavelet and 42 ECG signals, the time consuming is high. To reduce the time consuming, the Best of Four algorithm which used only the selected four mother wavelets which always return good compression performance for all ECG signals is proposed.

The selected mother wavelets are db1, db2, db9 and bior2.4. When the test is done with those 4 types of mother wavelets, the db1 mother wavelet is the best. Db1 mother wavelet gives good compression performance from more than 50 percent of all tested ECG signals and also makes the maximum compression ratio for some ECG signals. And, bior2.4 is secondly which gives good compression performance for 30 percent of all tested ECG signals.

TABLE I. THE RESULT FROM BEST OF FOUR ALGORITHM

Signal no.	The difference from maximum CR (%)			
	db1	db2	db9	bior2.4
100	0.358	2.498	13.129	12.732
101	0.000	2.007	6.278	2.081
102	2.943	4.007	8.973	9.114
103	17.315	1.528	4.843	0.270
104	8.085	2.484	2.812	1.929
105	0.000	8.186	12.628	11.616
106	8.374	10.165	3.365	0.000
107	2.428	1.747	3.113	0.282
108	0.000	4.148	8.278	7.205
109	0.000	2.597	9.756	3.402
111	0.000	8.013	12.657	11.561
112	0.000	6.072	10.409	8.556
113	0.000	4.854	3.515	3.012
114	3.442	9.623	16.217	15.983
115	19.089	14.473	6.165	1.527
116	8.568	3.867	0.645	3.531
117	0.000	7.819	10.951	8.614
118	11.679	2.085	3.847	0.536
119	0.879	3.539	2.840	2.183
121	0.000	4.255	6.925	6.024
122	0.000	3.306	11.916	7.950
123	38.423	20.169	3.756	0.840
124	1.646	1.899	3.984	1.409
200	10.751	7.220	3.393	0.842
201	0.982	4.269	12.888	8.781
202	3.100	7.488	12.912	13.330
203	1.622	1.289	4.861	0.198
207	0.000	4.615	7.867	6.761
209	12.365	1.373	11.021	2.035
210	0.000	4.188	10.758	9.064
212	6.297	0.000	3.904	3.306
217	2.209	3.164	3.503	0.000
219	18.414	13.270	10.069	0.815
220	41.702	23.647	1.522	9.964
221	0.000	3.990	13.041	10.481
222	4.467	8.986	13.369	14.982
223	5.463	0.000	17.260	3.856
228	4.626	6.957	9.937	0.000
230	28.670	20.784	1.292	13.582
231	3.345	0.276	3.684	3.026
233	0.951	3.019	4.296	0.959
234	0.000	18.460	24.797	22.519

TABLE II. THE RESULT CONCLUSION OF BEST OF FOUR ALGORITHM

Mother Wavelet	Number of Signal giving maximum CR	Number of Signal giving less than 5 %
db1	22	27
db2	4	25
db9	3	12
bior2.4	13	20

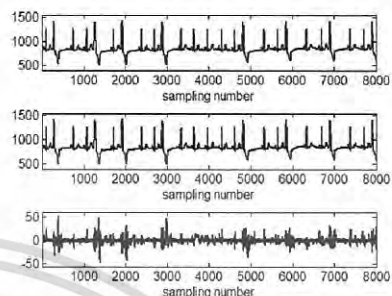
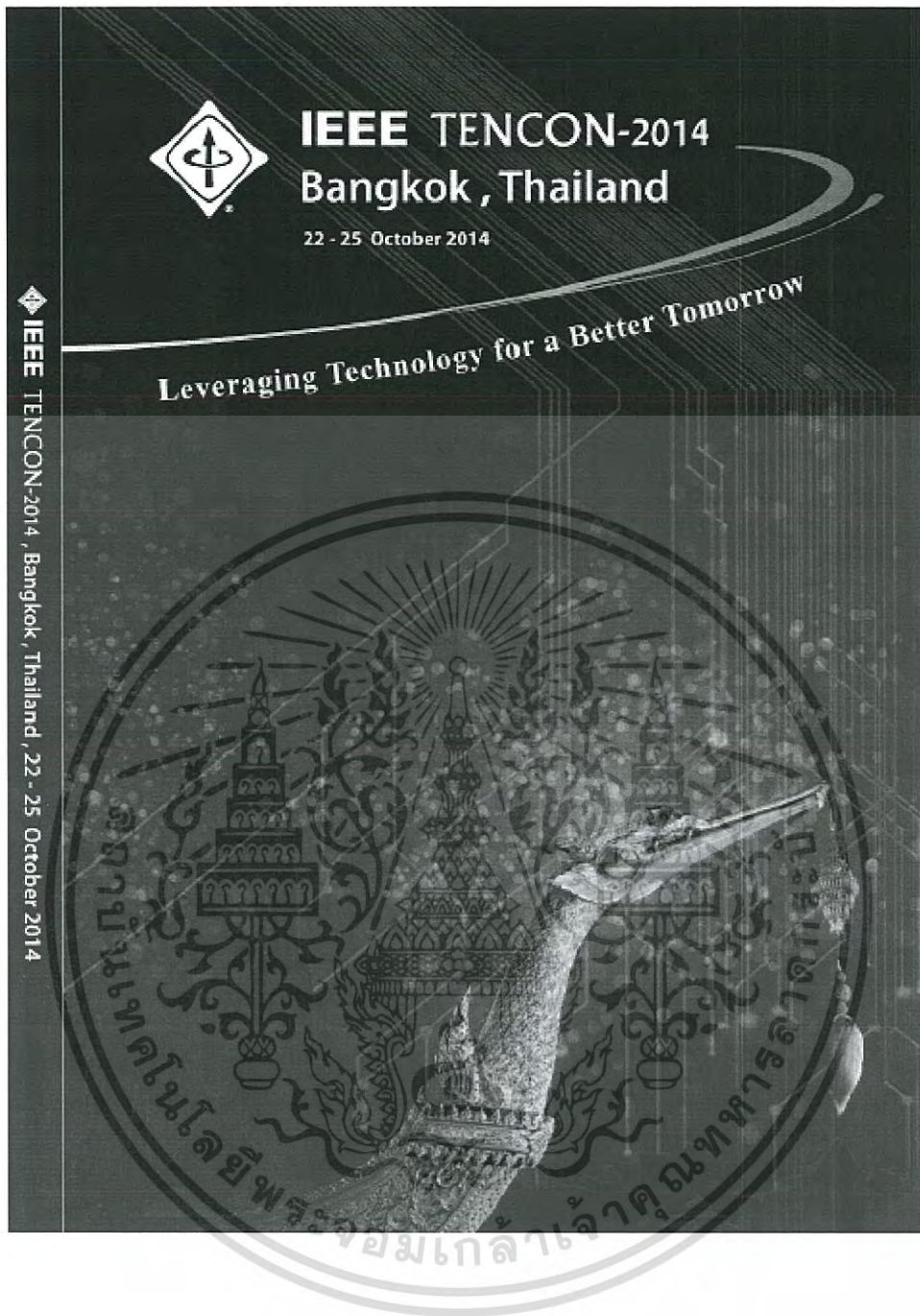


Figure 6. Signal no.119, upper picture is original signal, middle picture is the reconstructed signal and lower picture is the error.

REFERENCES

- [1] L. Hilton, "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 44, pp. 394-4020, 1997.
- [2] L. Zhitao, K. Dong Youn, and W. A. Pearman, "Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 47, pp. 849-856, 2000.
- [3] S. Miaou, "A Quality-on-Demand Algorithm for Wavelet-Based Compression of Electrocardiogram Signals," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 49, pp. 233-239, 2002.
- [4] M. Shao-Gang, Y. Heng-Lin, and L. Chih-Lung, "Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 49, pp. 671-680, 2002.
- [5] B. A. Rejoub, "An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 49, pp. 355-362, 2002.
- [6] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-son, "A high performance compression algorithm for ECG with irregular periods," in *Biomedical Circuits and Systems, 2004 IEEE International Workshop on*, 2004, pp. S24-9-12.
- [7] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-son, "An effective and efficient compression algorithm for ECG signals with irregular periods," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 1198-1205, 2006.
- [8] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 38, pp. 253-259, 1991.
- [9] B. Huang and W. Kinsner, "ECG frame classification using dynamic time warping," in *Electrical and Computer Engineering, 2002. IEEE CCECE 2002. Canadian Conference on*, vol. 2, pp. 1105-1110, 2002.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Modified Beat Segmentation for DTW based ECG Compression

Yotaka Chompusri, Kobchai Dejhan

Department of Telecommunication Engineering
King Mongkut's University of Technology Ladkrabang
Bangkok, Thailand
yotaka@hotmail.com, kobchai@telecom.kmitl.ac.th

Surapun Yimman, Noppadol Charbkaew

King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Bangkok, Thailand
sym@kmutnb.ac.th, noppadolc@kmutnb.ac.th

Abstract—The proposed ECG compression method presents the new beat segmentation algorithm. Because this proposed compression method uses the residual difference between original ECG signal beat and the reference ECG beat, the ECG signal must be separated into each beat before doing the compression process. That is the duty of beat segmentation process. Therefore, this process is important step of the selective Mapping Technique ECG compression method. The main goal of this work is to design the beat segmentation algorithm which is the most suitable for this compression method. And this proposed beat segmentation algorithm is designed to replace the complicated operation algorithm. Consequently, this proposed beat segmentation algorithm uses only simple operation such as accumulation and shift operation. And moreover, the decision rule is not complicated as the previous method. The test results show that more than half of tested signals return higher compression ratio (CR). In addition, almost quarter of tested signals have better performance of percent root mean square difference (PRD). Therefore this is the alternative method for the best comparing selection.

Keywords— ECG; compression; beat segmentation

I. INTRODUCTION

Electrocardiogram (ECG) is a medical test that measures and records electrical activity of the heart. This signal contains information of heart condition which is very important in cardio diagnosis process. The heart disease can be interfered from the shape of ECG and the status of patient can be monitoring via this signal. In the diagnosis process, the long term of ECG signal will be recorded because the sufficient information is necessary for correct interpretation. And for transmitting application, the important information of ECG signal must not be lost and the data should be received in time. In the storage and transmitting process, the large size of ECG is generated therefore these processes require a large memory and a burden of calculations. According to that problem, there are lots of research works on compression ECG signal to reduce the memory consuming and the time for calculation. There are many techniques for ECG signal compression which are classified by compression domain into two groups. There are time domain compression technique and transform domain compression technique [1-5]. Most techniques work well with regular period ECG but the result when the previous techniques work with the irregular period ECG [6,7] is not good enough. Our compression method focuses on the

compression technique which returns satisfied outcome from compression on both regular period ECG signal and irregular period ECG signal. From our previous work, the compression performance is good for compression on both regular period ECG signal and irregular period ECG signal. But there are some disadvantages of that compression method such as the high burden of beat segmentation processing which is especially in QRS detection process. The previous technique for beat segmentation is the method of Hamilton and Thompkins [8] which requires high processing burden in detection process such as low pass filtering, high pass filtering, squaring and complicated decision rule which is consequently in long time execution. To avoid these complex operations, the suitable beat segmentation for our compression method is proposed instead of that technique. This beat segmentation algorithm does not require the squaring operation and moreover, multiplying operation is also not necessary. Most of operations for this proposed method are accumulation and shift operation and moreover the decision rule for beat segmentation is simple.

II. COMPRESSION METHOD

The proposed compression method shows in Fig. 1. There are six sections. Preprocessing process divides ECG signal into every single beat and computes the reference beat signal. The Selective Mapping Technique process chooses the best technique to match the most similar points between the signal beat and the reference beat. The Header Format process

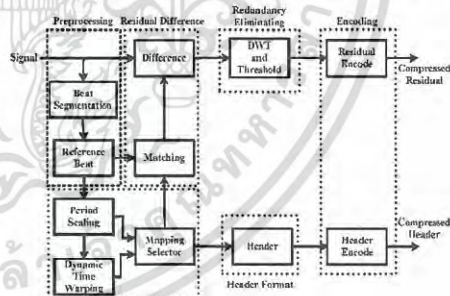


Fig. 1. The proposed compression process.

rearranges the header data into new format. The residual difference process calculates the difference between matched points. The Redundancy Eliminating process eliminates unimportant information. And the last, the Encoding process compresses signal. The beat segmentation which is proposed in this work is one procedure in preprocessing process.

A. Preprocessing and Beat Segmentation

For proposed compression method, the residual difference between each ECG beat and the reference beat is applied. Therefore the signal must be divided into each single beat. The proposed beat segmentation algorithm finds the position to separate the signal beat. Then, the reference beat signal is computed including the length and the value of every reference signal points. The main focus of this research is to design the beat detector algorithm which is the most suitable for this proposed ECG signal compression method. For real time application on embedded system, this beat detector algorithm is designed to avoid complexity of calculation such as multiplying operation which takes long execution time. Therefore, only add operation and some simple logic operations are applied in this beat segmentation algorithm.

The Beat segmentation is a sub process of preprocessing process. The proposed beat detector process is illustrated in Fig. 2. Firstly, the baseline component of signal is computed by using 32 points moving integration. The moving integration is the accumulation of the finite length signal which is 32 points data window and then the acquired result is divided by 32 as in (1).

$$y[n] = \frac{1}{32} \sum_{k=0}^{31} x[n-k] \quad (1)$$

After that the computed baseline is rejected from the original signal. Then the absolute operation is applied to create the positive valued signal and next step is the moving integration operation again. At this point, the shape of signal is a pulse like waveform which corresponds to QRS complex. The last step is the decision rule which is to determine whether it is beat or not. This decision process compares the signal with the adaptive threshold comparator. The threshold adapts its level to half value of local maxima which is computed from 180 points window length (500 milliseconds). The output from

preceding process gives the beat pulse signal which is used as the position for beat separator in ECG compression method. The advantage of this beat detector algorithm are that only simple operation is used, no multiplying and squaring operation, and the division by 32 and 2 operations perform by using 5 bits and a single bit right shifting respectively.

B. Selective Mapping Technique [9]

This method uses two techniques to match the ECG beat signal to the reference beat signal. The first technique is Period Scaling which is suitable for regular period signal type. This technique scales the length of ECG beat signal to be equal to the length of reference beat signal by up sampling process or down sampling process. The header data from this technique is one value of scaling parameter. The second matching technique is Dynamic Time Warping (DTW) which is the nonlinear mapping technique. This technique can match the most similar value between two signals which is not equal in length [10]. The DTW is more preferable for irregular period signal type. And, this technique generates the warp path which is the header data.

C. Header Formatting

The header data which is generated from selective mapping technique process contains the matching positions between the reference beat signal and the ECG beat signal. This information is necessary in reconstruction process and the size of header data affects the compression efficiency. Therefore, this process reduces the size of header data by arranging the information of header data into new format.

D. Residual Difference

The residual difference value is the subtraction between the matched points of reference beat and the ECG beat. And this process does not depend on the technique of matching process.

E. Redundancy Eliminating

The residual difference signal is transformed by Discrete Wavelet Transform (DWT) using db2 mother wavelet into one level of approximation coefficient and three levels of detailed coefficients. The unimportant information is eliminated in this process by comparing to the threshold in wavelet domain. The

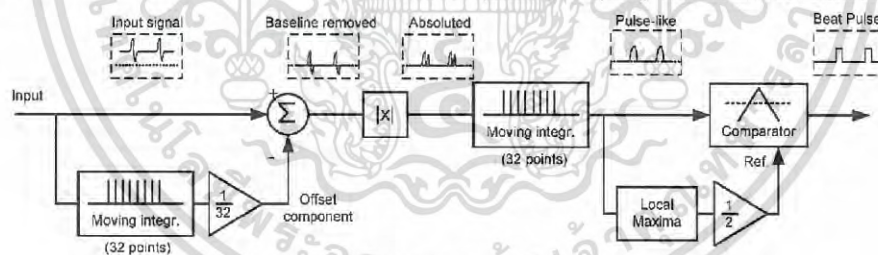


Fig. 2. The proposed beat detector.

Energy Packing Efficiency (EPE) which is the percent of preserved energy after threshold to the energy before threshold [5] is applied to set the threshold value. Then this threshold value will decide which information will be kept or eliminated. Therefore the size of signal is smaller.

F. Encoding

The residual difference value and the formatted header are encoded by Huffman method. Because both data contain lots of zero values, this encoding technique is the most suitable method to compress. The benefit of this technique is that the data size is smaller and no information is lost.

III. RECONSTRUCTION METHOD

The reconstruction process shows in Fig. 3. First, both compressed residual signal and compressed header signal are decoded back by Huffman decoding. After that only residual signal is transformed back into time domain using Inverse Discrete Wavelet Transform. In the meantime, the matched point of reference beat signal for each point of residual signal is calculated back from header signal. Then every residual value is added up by the matching value of reference beat signal. Finally, the ECG signal is reconstructed.

IV. EVALUATION

The performance evaluation for beat segmentation research is usually the comparing between the founded position of QRS complex and the exact position of QRS complex. And moreover, the performance also counts on whether the beat segmentation algorithm can find all beats or not. For this work, the main purpose is the performance of ECG signal compression and beat segmentation is one step in compression algorithm. This work needs only that the ECG signal is divided into each beat properly. Hence, it does not matter if R position is not found exactly as long as the compression performance is good. Therefore, the evaluation of beat segmentation efficiency is measured from the compression performance by testing this algorithm with 42 ECG signals from MIT-BIH database. The tested ECG signals are both regular and irregular period ECG signals. And 50,000 points of each signal are used, which are 360 Hz sampling rate and 11 bits per sampling. Two parameters are applied for compression performance testing which are Percent Root Mean Square Difference and Compression Ratio.

The Percent Root Mean Square Difference (PRD) is the indicator to measure the error between the original signal and the reconstructed signal as in (2).

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^n x_i^2}} \times 100\% \quad (2)$$

Where x_i is original signal and \hat{x}_i is the reconstructed signal.

Compression Ratio (CR) is the ratio between original signal's data size and the total compressed signal's data size as in (3).

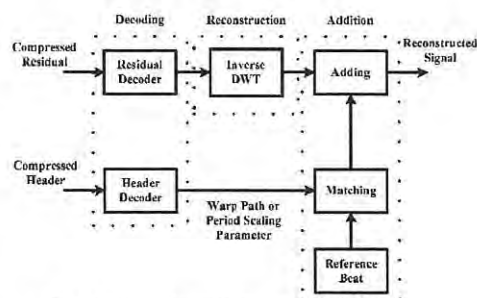


Fig. 3. The proposed reconstruction process

$$CR = N_x / (N_{reference\ beat} + N_{compressed\ header} + N_{compressed\ residual}) \quad (3)$$

Where N_x is the number of original signal's bit, $N_{reference\ beat}$ is the number of reference beat's bits, $N_{compressed\ header}$ is the number of compressed header's bits, $N_{compressed\ residual}$ is the number of compressed residual signal's bits.

The performance testing results with both PRD value and CR value from this proposed method comparing to the results from previous method are shown in Table I. The bold number in the table means the better result. The result from proposed algorithm gives the better CR for 69 percent of all signals including regular and irregular period ECG. And this algorithm returns better PRD for 23.81 percent of all signals. The maximum increasing CR happens with signal number 209 which the CR increases 35.44 percent from previous result while the PRD increases only 4.92 percent from previous result. The interesting point is that there are four signals that results are better in both CR and PRD. And only three signals are not better in CR and PRD. And moreover the signals which their results have both better in CR and PRD or both not better in CR and PRD are regular period signal. Therefore, the performance of this proposed algorithm does not depend on the signal regularity.

TABLE I. PERFORMANCE TESTING RESULT

Signal No.	PRD		CR	
	Previous Method	Proposed Method	Previous Method	Proposed Method
100	0.539	0.609	7.531	7.566
101	0.709	0.697	4.906	5.378
102	0.484	0.660	5.925	5.039
103	0.726	0.656	6.919	5.575
104	0.715	0.926	5.265	4.202
105	0.479	0.517	5.427	5.733
106	0.666	0.757	4.111	4.193
107	0.454	2.470	3.204	4.217
108	0.566	0.509	4.798	5.165

Signal No.	PRD		CR	
	Previous Method	Proposed Method	Previous Method	Proposed Method
109	0.620	0.636	4.559	5.141
111	0.688	0.628	4.788	5.466
112	0.544	0.555	5.695	5.515
113	0.598	0.653	4.007	4.424
114	0.406	0.488	5.475	6.037
115	0.390	0.348	3.832	3.647
116	0.337	0.341	3.280	3.299
117	0.613	0.470	5.984	5.268
118	0.496	0.675	3.739	4.726
119	0.743	0.716	3.703	3.493
121	0.475	0.514	4.864	5.322
122	0.748	0.695	5.362	4.826
123	0.330	0.449	3.492	3.936
124	0.708	0.687	5.044	5.102
200	0.775	1.530	3.661	4.007
201	0.406	0.507	5.987	6.272
202	0.452	0.500	5.203	5.839
203	0.859	1.076	3.479	3.687
207	0.734	0.806	3.609	4.194
209	0.690	0.724	5.350	7.246
210	0.636	0.653	5.559	5.775
212	0.727	0.726	6.125	6.048
217	0.478	1.320	3.493	3.916
219	0.363	0.262	3.533	3.287
220	0.269	0.316	3.652	3.822
221	0.686	0.787	6.180	6.695
222	0.437	0.455	5.794	5.946
223	0.629	0.554	5.630	4.896
228	0.780	0.741	4.600	4.344
230	0.356	0.647	3.568	3.907
231	0.791	0.770	6.836	6.141
233	0.778	1.218	3.381	3.601
234	0.647	0.670	6.985	7.195

(The bold number is the better result)

V. CONCLUSION

From the testing results, there is no compression algorithm which is perfectly for every single ECG signal. Whereas this proposed method returns the better result in CR but almost of these signals are inferior in PRD result. Moreover, this proposed method also gives the better solution in both CR and

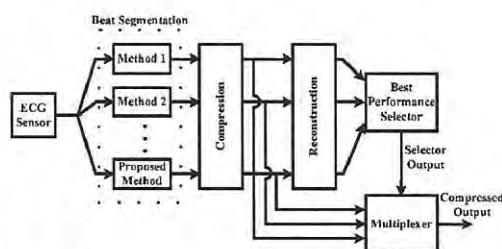


Fig. 4. The new model of compression method.

PRD for some signals. And the regularity does not affect the performance of this proposed method. Therefore, the new idea of better compression method is raised. For further work, the concept is that the more choice is the better. The model of this method is shown in Fig. 4. After the ECG signal is measured by the sensor, the signal should be compressed and reconstructed by more than one algorithm including this proposed algorithm at the sending end. Then the results from each algorithm are compared for the best outcome. After that the result from selected algorithm is recorded or transmitted to the destination.

REFERENCES

- [1] L. Hilton, "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 44, pp. 394-4020, 1997.
- [2] L. Zhitao, K. Dong Youn, and W. A. Pearlman, "Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 47, pp. 849-856, 2000.
- [3] S. Miaou, "A Quality-on-Demand Algorithm for Wavelet-Based Compression of Electrocardiogram Signals," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 49, pp. 233-239, 2002.
- [4] M. Shaou-Gang, Y. Heng-Lin, and L. Chih-Lung, "Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 49, pp. 671-680, 2002.
- [5] B. A. Rajoub, "An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 49, pp. 355-362, 2002.
- [6] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-Son, "A high performance compression algorithm for ECG with irregular periods," in *Biomedical Circuits and Systems, 2004 IEEE International Workshop on*, 2004, pp. S2/4-9-12.
- [7] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien, and K. Te-son, "An effective and efficient compression algorithm for ECG signals with irregular periods," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 1198-1205, 2006.
- [8] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 38, pp. 253-259, 1991.
- [9] Y. Chompusti and S. Yimman, "ECG Compression based on Wavelet Transform by Selective Mapping Technique" *IEEE ISBME 2009 The 4th International Symposium on Biomedical Engineering*, Dec. 2009.
- [10] B. Huang and W. Kinsner, "ECG frame classification using dynamic time warping," in *Electrical and Computer Engineering, 2002. IEEE CCECE 2002. Canadian Conference on*, vol. 2, pp. 1105-1110, 2002.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ISSN 1905-2688

Journal of Signal Processing

信号处理



Vol.20, No.6, November 2016

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PAPER

Dynamic Mapping Algorithmic Scheme for Compression of Regular and Irregular ECG Signals

Yotaka Chompusri¹, Siraphop Tooprakai¹, Kobchai Dejhan¹ and Surapun Yimman²

¹Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand

²Faculty of Applied Science, King Mongkut's University of Technology North Bangkok, Bangkok 10800, Thailand

E-mail: yotaka@hotmail.com, siraphop@telecom.kmitl.ac.th, kobchai@telecom.kmitl.ac.th, sym4412@gmail.com

Abstract This research is concerned with a dynamic mapping electrocardiogram (ECG) compression method that effectively reduces the percent root mean square difference (PRD) and at the same time achieves the satisfactorily high compression ratio (CR). The distinctive characteristic of the proposed technique lies in its applicability to both the regular and irregular ECG signals, compared to existing techniques that are solely applicable to the regular signal. Specifically, in the dynamic mapping, the Period Scaling technique is first applied and the Dynamic Time Warping (DTW) technique is then triggered if the signal error exceeds the maximum beat error. The signal error exceeding the maximum beat error indicates an irregular ECG signal. In the assessment, the proposed technique was applied to a total of 42 MIT-BIH ECG signals. The experiments were conducted using a maximum beat error of 1% and various threshold criteria sets by varying EPE_{AC} and EPE_{DC1} , EPE_{DC2} , EPE_{DC3} in the ranges of 90-99% and 50-99%, respectively, where EPE_{AC} and EPE_{DC1-3} are Energy Packing Efficiency's approximation coefficient and detailed coefficients. The results indicate that the threshold sets of 99% for EPE_{AC} and 80-90% equally for EPE_{DC1} , EPE_{DC2} and EPE_{DC3} contribute to less than 1% PRD values and the satisfactorily high CR levels of 4.6-11. Moreover, this research descriptively compared the ECG signal numbers 100 (regular), 117 and 228 (irregular) with regard to the signal compression performances.

Keyword: compression, ECG, mapping technique, discrete wavelet transform

1. Introduction

Electrocardiogram (ECG) is a medical process that measures and records the heart's electrical activity and is crucial in the clinical diagnosis of the heart. The information contained in an ECG signal, e.g. the shape, size and time interval between peaks, aids healthcare practitioners to determine the heart condition. The ECG signal ideally should encompass as much of a person's cardiac information as possible; nevertheless, doing so requires a large data storage and considerable investment. In addition, the transmission time of the ECG signal becomes lengthier. To overcome this problem, the compression of the ECG signal should be undertaken prior to the storage and transmission while the relevant information remains intact.

Prior research on the ECG compression has classified, according to compression domain, the compression methods into two main groups: in time domain and in transform domain, e.g. the Fourier and wavelet transform techniques [1]-[5]. The existing compression methods however suffer from the poor compression outcome when applied to irregular ECG signals [6],[7]. This current research has thus proposed a compression method that is applicable to both the regular and irregular ECG signals.

The proposed compression method is implemented in wavelet domain and based on the residual difference technique [8]. In the compression, the ECG signal is first segmented into constituent beats. One constituent beat refers to the interval from one QRS complex to the subsequent QRS complex. Then, the reference beat is calculated based on the constituent ECG beats. Next, the constituent beats are dynamically mapped to the reference beat using two matching techniques, i.e. the Period Scaling and Dynamic Time Warping (DTW) techniques. The header data, which are necessary for the subsequent reconstruction process, are generated. The header data are typically of large size and thereby affect the compression performance. The header data are thus rearranged or reconfigured into a new format of smaller size. The residual signal is then transformed from time domain to wavelet domain using four mother wavelets, i.e. db1, db2, db9 and bior2.4 [11], and selecting the one with the best compression. The threshold criteria for elimination of irrelevant data are then defined in accordance with Energy Packing Efficiency (EPE). The post-thresholding residual signal is encoded using the Huffman method. To validate the effectiveness of the proposed dynamic mapping compression method, this research has relied on two assessment measurements of the percent root mean square difference (PRD) and compression ratio (CR).

2. Compression Method

Figure 1 illustrates the proposed compression method which involves six steps. The first step is the preprocessing by which the ECG signal is dissected into constituent beats and the reference beat determined. In the second step, the proposed dynamic mapping is implemented to match the constituent beats to the reference beat. The third step is the header formatting process in which the header data are rearranged or reconfigured. Then, in the fourth step, the residual differences of all the paired constituent-reference beats are calculated. Next, in the fifth step, the residue signal is transformed into wavelet domain prior to the elimination of irrelevant information. In the final step, both post-elimination signal and the rearranged header are encoded.

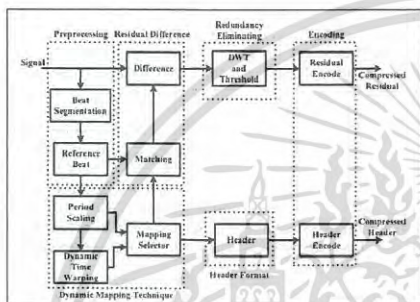


Fig. 1 The schematic of the proposed compression method

2.1 Preprocessing

In this step, the ECG signal is segmented into constituent beats. A constituent beat is the interval between one QRS complex and the subsequent QRS complex, where the QRS complex refers to the combination of wave deflections which is obviously seen on a ECG signal and is generally applied for beat

detection. In addition, the QRS complex corresponds to the right and left ventricular depolarization (Fig. 2).

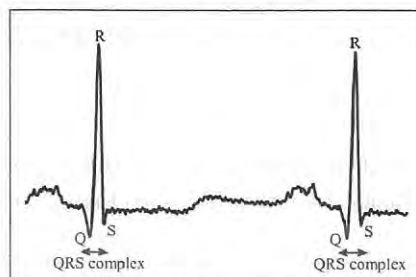


Fig. 2 The depiction of a constituent beat between a pair of successive QRS complexes

In the signal segmentation, this research has adopted the Hamilton and Tompkins technique [8], the Filter Bank technique [9] and the modified beat segmentation method [10]. In this research, the three segmentation methods are individually applied to each ECG signal (for a total of 42 ECG signals) to select the technique with the highest number of segmented constituent beats.

Unlike the commonly utilized Hamilton and Tompkins and Filter Bank techniques, the algorithmic scheme of the modified beat segmentation technique is considerably less complex and thus the execution time is reduced. In Fig. 3, the modified beat segmentation method starts with determination of the ECG baseline (\bar{x}_i) using the 32-data-point moving integration technique, whereby a summation of 32 data points is carried out and then scaled by 32, as expressed in Eq.(1).

$$\bar{x}_i = \frac{1}{32} \sum_{k=0}^{31} x_{i-k} \quad (1)$$

where \bar{x}_i is the ECG baseline, x_i is the i^{th} ECG input signal and k is between 0 and 31.

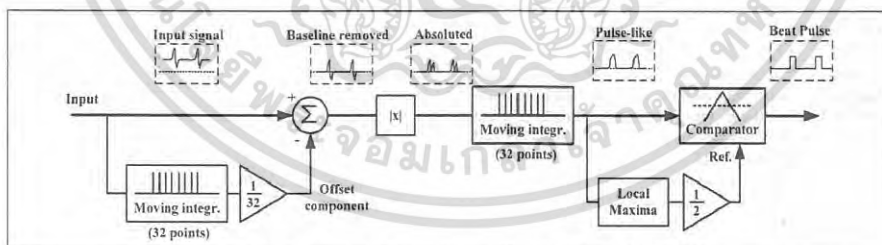


Fig. 3 The schematic of the modified beat segmentation method

Then, the ECG input signal (x_i) is subtracted by the ECG baseline (\bar{x}_i) and the absolute value of the difference is then calculated. The 32-data-point moving integration operation is repeated using the absolute difference values. The signal output shape is of pulse-like waveform and corresponds to the QRS complex. The local maxima is then computed for every 180-point length (or 500 milliseconds) and the threshold, whose value is one half the local maxima, is adaptively determined. The pulse-like signal is compared against the threshold and subsequently converted into the beat-pulse signal with the rising edge corresponding to that of the QRS complex, representing one constituent beat signal.

Upon completion of the beat segmentation, the reference beat period interval is determined, which is equal to the period length with highest frequency. The reference beat of each ECG is then calculated, which is the mean of the beats whose beat intervals are identical to the reference beat's interval.

2.2 Dynamic mapping technique

To minimize the magnitude of the difference between the constituent beat and the reference beat (i.e. the residual difference), the reference beat signal should bear close resemblance to the ECG signal. In this research, two matching techniques, i.e. the Period Scaling and Dynamic Time Warping (DTW) techniques, are utilized to obtain the best matched pairs between the constituent beats and the reference beat.

With the Period Scaling technique, the length of the reference beat interval is scaled to be identical to the intervals of different constituent beats. This technique calculates the points of reference beat to omit or repeat, depending on the scaling parameter. The scaling parameter is the difference of the interval (period) between a constituent beat and the reference beat, as expressed in Eq. (2).

$$\text{Scaling Parameter} = L_{\text{const}} - L_{\text{ref}} \quad (2)$$

where L_{const} and L_{ref} are respectively the period lengths of the constituent beat and the reference beat.

In the event that the period length of the constituent beat is shorter than that of the reference beat, the scaling parameter is a negative value, thereby omitting certain points of the reference beat. On the other hand, for a positive scaling parameter in which the period of the constituent beat is longer than that of the reference beat, repetition of certain points of the reference beat is undertaken. With the Period Scaling technique, the scaling parameter is stored as the header data and then retrieved in the reconstruction process. In addition, the header data contains only scaling parameters and thereby is of small size. Such a small size contributes to a negligible increase in the overall size of the compressed signal. Furthermore, the Period Scaling technique solely accounts for the period difference

between the reference and constituent beats. Thus, this matching technique is highly applicable to the situation in which the shape of the constituent beat closely resembles that of the reference beat.

The second mapping technique is the Dynamic Time Warping (DTW) technique. The DTW is a nonlinear warping technique that matches a stretched or compressed signal to its reference signal, ignoring both local and global shifts in the time dimension. In addition, it is a robust measurement technique that allows for the comparison of time series with different lengths [12]. Figure 4 illustrates the principle of the DTW matching technique, in which the upper, middle and lower beats respectively represent the shorter-period constituent beat, the reference beat and the longer-period constituent beat. The dashed lines indicate the best matched pairs between the shorter- or longer-period constituent beats and the reference beat.

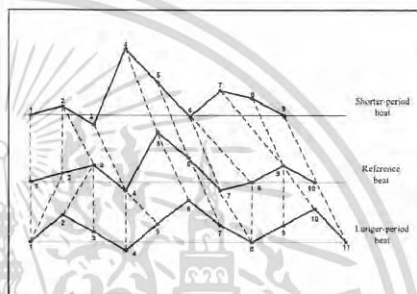


Fig. 4 The principle of the Dynamic Time Warping technique

Figure 5 depicts the cost matrix and the optimal warp path derived from the Dynamic Time Warping algorithmic scheme (Eqs. (3)-(9)). In the matrix, the optimal warp path is obtained by matching any two similar points between one constituent beat and the reference beat.

Two time series X and Y , denoting the constituent and reference beats, whose respective lengths are I and J , as subsequently expressed in Eqs. (3) and (4).

$$X = x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_I \quad (3)$$

$$Y = y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_J \quad (4)$$

A warp path, W , as in Eq. (5), indicates the mapping between signals X and Y .

$$W = w_1, w_2, \dots, w_k, \dots, w_K; \max(I, J) \leq K < I + J \quad (5)$$

where K is the length of warp path and the k^{th} element of the warp path is $w_k = (i, j)$, where i and j are the constituent beat index and the reference beat index, respectively.

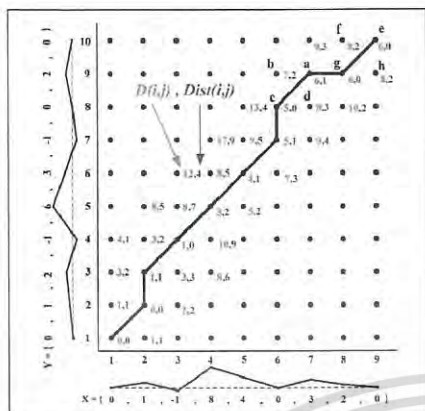


Fig. 5 The cost matrix and the optimal warp path based on the DTW technique

The warp path, W , is subject to two major constraints: the path must start and terminate in the diagonally opposite corners and be monotonically increasing, as respectively expressed in Eqs. (6) and (7). Given this, every signal point must be mapped.

$$w_1 = (1, 1), w_K = (I, J) \tag{6}$$

$$w_k = (i, j), w_{k+1} = (i', j') \quad ; i \leq i' \leq i+1, j \leq j' \leq j+1 \tag{7}$$

The optimal warp path is derived from the minimum of accumulated cost of warp path, $D(w_k)$ as in Eq. (8).

$$D(w_k) = \sum_{k=1}^K Dist(w_k) \tag{8}$$

To derive W , each cell of the cost matrix is calculated using accumulated cost equation as Eq. (9).

$$D(i,j) = Dist(i,j) + \min \{ D(i-1,j-1), D(i-1,j), D(i,j-1) \} \tag{9}$$

where $Dist(i,j)$ is the Euclidean distance between x_i and y_j (i.e. $|x_i - y_j|$), where x_i and y_j are respectively the data point of index i of the constituent beat and that of index j of the reference beat.

In Fig. 5, at point 'a', where i and j are 7 and 9, the accumulated cost ($D(7,9)$) is 6, using Eq. (9) and its Euclidean distance ($Dist(7,9)$), as determined by $|x_7 - y_9|$, is 1. Meanwhile, the accumulated costs of points 'b' ($D(6,9)$), 'c' ($D(6,8)$) and 'd' ($D(7,8)$) are respectively 7, 5 and 8, giving rise to the selection of point 'c' due to its lowest cost number. Interestingly, the accumulated cost of point 'a' ($D(7,9)$) of 6 is the summation of $Dist(7,9)$ and $D(6,8)$ (i.e. $1 + 5$).

To find the optimum warp path (W), the search algorithm starts from the top right corner of the cost matrix (i.e. point 'e'). The algorithm then proceeds to

select another adjacent point with the lowest accumulated cost. In Fig. 5, the points in the vicinity of the starting point (point 'e') include points 'f', 'g' and 'h'. Because of the lowest accumulated cost, point 'g' is algorithmically chosen as the next destination. The algorithmic search continues and is terminated once the warp path arrives at the bottom left corner of the cost matrix (Fig. 5).

The main benefit of the DTW technique is the small residual difference as the data point of the constituent beat (x_i) is individually matched with that belonging to the reference beat of similar value (y_j), thus reducing the error in the reconstruction process. The DTW technique nonetheless generates numerous warp paths which are stored as header data, which subsequently increase the size of the compressed data.

Like the Period Scaling technique, the DTW method effectively matches the constituent beat with the reference beat so that the original shape of the constituent beat and the EGC signal remain unaltered. Thus, the information is retained in the mapping process.

Due to the utilization of two mapping techniques, an algorithmic mapping selector is deployed to select between the two a better mapping method based on the maximum beat error. In the selection, the constituent beat is first mapped by the Period Scaling method to determine the beat error prior to comparing against the pre-specified maximum beat error. The rule is that if the beat error is below the maximum beat error the algorithm chooses the Period Scaling method; otherwise, the DTW method is selected.

2.3 Header formatting

Figure 6 illustrates the header data format comprising Headers I and II. Header I consists of 11 bits, where the first bit (Bit 1) indicates the chosen mapping technique (i.e. either the Period Scaling or DTW technique) and the second bit (Bit 2) indicates the comparative beat interval length between the constituent beat and the reference beat. The successive remaining bits (Bits 3-11) consist of the interval differences between the reference and constituent beats. In addition to Header I, Header II is generated in the event that the beat error exceeds the maximum beat error and thereby triggers the application of the DTW technique.

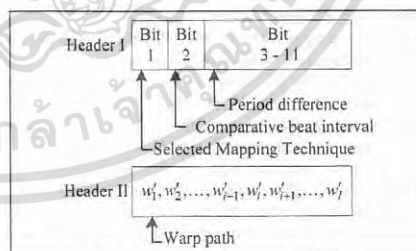


Fig. 6 A depiction of the header format

In other words, in the normal case where the beat error is below the maximum beat error, the Period Scaling mapping technique is deployed and only Header I is generated (without Header II).

Specifically, Header II is the warp path that contains the matched pairs of various constituent beats and the reference beat, whose size is large in comparison with that of the residual signal. Header II is thus reconfigured into a new format of smaller size. In the pre-reconfigured warp path (W), as expressed in Eq. (5), each individual warp path element (w_i) consists of one constituent beat index (i) and one reference beat index (j).

To reduce the size of the warp path, the i^{th} element of the warp path (w_i) is first retained as the reference beat index (j), as in Eq. (10). In the event that one i is matched with several j , the latter (j) with the minimum Euclidean distance is selected. This step is capable of reducing the warp path size by more than half.

$$w_i = j \quad (10)$$

Then, in accordance with the warp path constraints, the reference beat index (j) of w_i must always be greater than or equal to the reference beat index (j) of its antecedent (w_{i-1}). Thus, the reconfigured warp path (W') is derived in Eq. (11) and then Eq. (12).

$$w_i = w_i \quad (11)$$

$$w_i = w_i - w_{i-1}; 2 \leq i < l \quad (12)$$

Each individual reconfigured warp path element (w_i) consists of the difference between the reference beat index and its antecedent. The difference can be any whole number, with the large majority being 0 and 1. The reconfigured warp path data are thus of smaller size and repetitive values. Figure 7 demonstrates the conversion from the original warp path into the reconfigured warp path.

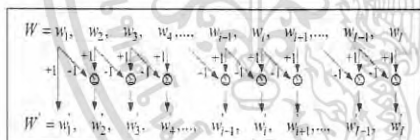


Fig. 7 The depiction of the conversion from the original to modified warp path.

2.4. Residual difference

Figure 8 shows the residual difference for a single constituent beat. The residual difference is the difference between a constituent beat and the reference beat, as in Eq. (13), where x_i is the i^{th} data point of the constituent beat (X) and y_j is the j^{th} data point of the reference beat (Y).

$$\text{Residual}_i = x_i - y_j \quad (13)$$

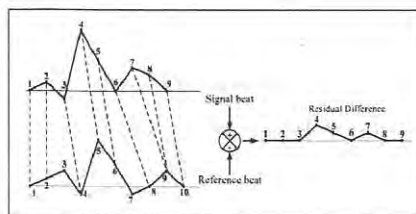


Fig. 8 The residual difference for a single constituent beat

2.5 Redundancy elimination

Redundancy elimination involves two steps: the *transform* and *threshold* steps. First, the residual signal is transformed into wavelet domain using the discrete wavelet transform (DWT). To achieve the best compression result requires a proper mother wavelet. In this research, the selection of the mother wavelet is carried out between four mother wavelets, i.e. db1, db2, db9 and bior2.4, since these mother wavelets typically produce good compression ratios (CR) [11]. In operation, all four mother wavelets are individually applied to the residual signal to determine and select the one with the highest compression ratio. Then the residual signal is decomposed using DWT into three levels of detailed coefficient (DC1, DC2, DC3) and approximation coefficient (AC).

In thresholding, the transform coefficient that is greater than the threshold is retained whereas that below the threshold is converted into zero. In general, the threshold of each level of coefficient is independent of one another. In this research, the threshold value is based on Energy Packing Efficiency (EPE) [5]. The EPE is a percentage quantity that measures the post-thresholding total preserved energy relative to the pre-thresholding total energy, as defined in Eq. (14).

$$EPE_{ci} = \frac{\bar{E}_{ci}}{E_{ci}} \times 100\% \quad (14)$$

where E_{ci} and \bar{E}_{ci} are the total energy of coefficient in level i before and after thresholding, respectively.

A significant proportion of total energy is concentrated in the approximation coefficient (AC); therefore, it is necessary that the preserved energy be adequately high to retain the relevant data. Meanwhile, the preserved energy for the other coefficients (DC1, DC2, DC3) should be low to eliminate irrelevant data.

2.6 Encoding

At this stage, the encoding is carried out with the post-thresholding signal and the reconfigured header using the Huffman encoding method. The nature of the data with a multitude of zeros and multiple repetitions in

the reconfigured header contributes to the suitability of the Huffman technique.

3. Reconstruction Process

Figure 9 illustrates the reconstruction process in which the compressed residual signal and the compressed header are first decoded by the Huffman technique. The decoded residual signal is transformed back into time domain using the Inverse Discrete Wavelet Transform for the residual signal. Concurrently, for the decoded header, the matched indexes are calculated for every data point of the residual signal. The value of the reference beat corresponding to the matched indexes is then added to the post-transformed residual signal.

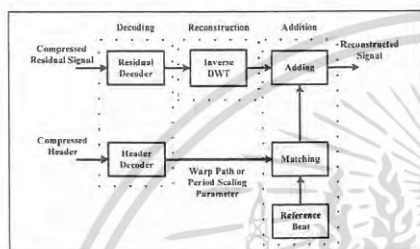


Fig. 9 The schematic of the reconstruction process

4. Evaluation Results

In assessing the proposed compression technique, this research has employed a total of 42 ECG signals from the MIT-BIH database. The ECG signals are of 360 Hz sampling rate and 11 bits/sampling. For ease of reference, the numbering of the original 42 signal numbers belonging to the MIT-BIH database is rearranged in the ascending order from 1 through 42, as presented in Table 1. In the experiment, the proposed

algorithmic compression technique is applied individually to the 42 ECG signals.

The maximum beat error for the mapping selector is 1% to retain the relevant ECG data (e.g. the signal peak, the beat interval) while reducing the compressed error (i.e. the percent root mean square difference). In addition, three threshold criteria sets are deployed in the experiments: EPE_{AC} 99%, EPE_{DC1} 99%, EPE_{DC2} 99%, EPE_{DC3} 99%; EPE_{AC} 99%, EPE_{DC1} 90%, EPE_{DC2} 90%, EPE_{DC3} 90%; and EPE_{AC} 99%, EPE_{DC1} 80%, EPE_{DC2} 80%, EPE_{DC3} 80%, where EPE_{AC} and EPE_{DC} denote the energy packing efficiencies of approximation coefficient and detailed coefficient at level i , respectively.

The proposed compression technique performance is assessed in terms of the percent root mean square difference (PRD) and compression ratio (CR). The PRD measures the error between the original ECG signal and the reconstructed ECG signal, as in Eq. (15), where x_i and \hat{x}_i are respectively the original and reconstructed ECG signals.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^n x_i^2}} \times 100\% \quad (15)$$

The CR is the ratio of the data size of the original ECG signal to that of the total compressed signal, as in Eq. (16).

$$CR = N_c / (N_{ref\ beat} + N_{comp\ header} + N_{comp\ residual}) \quad (16)$$

where N_c is the number of bits of the original ECG signal, $N_{ref\ beat}$ is the number of bits of the reference beat, $N_{comp\ header}$ is the number of bits of the compressed header, and $N_{comp\ residual}$ is the number of bits of the compressed residual signal.

Figures 10-11 respectively illustrate the comparative PRD and CR results for the entire 42 ECG signals, in which the maximum beat error is 1% and EPE_{AC} is 99% while EPE_{DC1} - EPE_{DC3} are equally either 99%, 90% or 80%.

Table 1 The ECG signal numbers and their corresponding MIT-BIH signal numbers

Experimental ECG signal numbers	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
MIT-BIH signal numbers	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	111	112	113	114
Experimental ECG signal numbers	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28
MIT-BIH signal numbers	115	116	117	118	119	121	122	123	124	200	201	202	203	207
Experimental ECG signal numbers	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42
MIT-BIH signal numbers	209	210	212	217	219	220	221	222	223	228	230	231	233	234

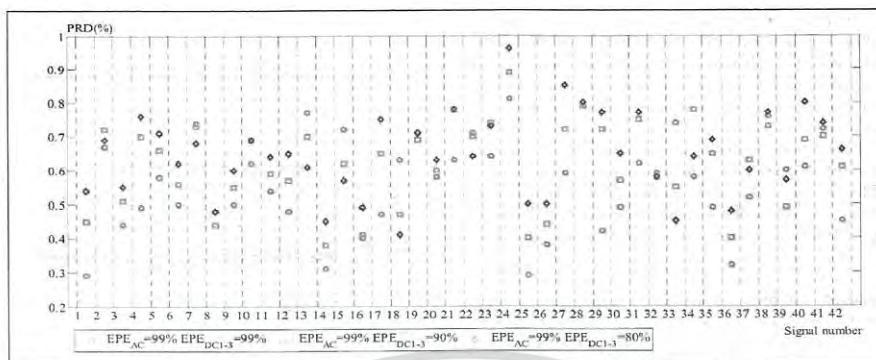


Fig. 10 The comparative PRD for the 42 ECG signals in which the maximum beat error is 1 % and EPE_{AC} is 99% while $EPE_{DC1}-EPE_{DC3}$ are equally either 99%, 90% or 80%.

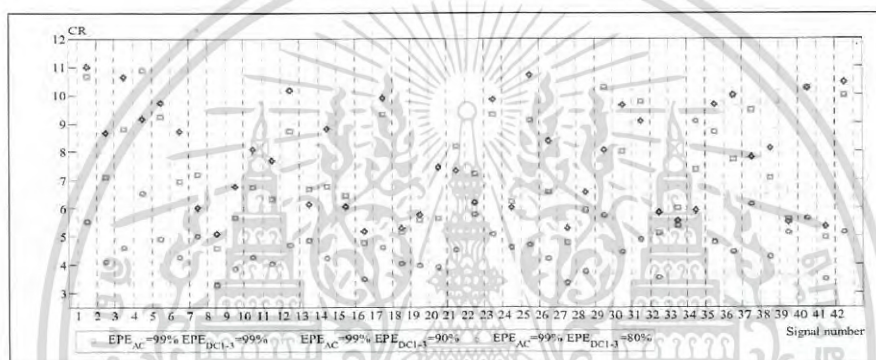


Fig. 11 The comparative CR for the 42 ECG signals in which the maximum beat error is 1 % and EPE_{AC} is 99% while $EPE_{DC1}-EPE_{DC3}$ are equally either 99%, 90% or 80%

To further validate the proposed compression technique, one regular and two irregular ECG signals are deliberately selected and descriptively compared and tabulated. The regular ECG signal is the MIT-BIH signal number 100 (corresponding to number 1 of this current research) and the irregular ones are the MIT-BIH signal numbers 117 (no. 17) and 228 (no. 38).

Table 2 compares the PRD and CR of the regular ECG signal number 100 (no. 1) and the irregular signal numbers 117 (no. 17) and 228 (no. 38) for the three threshold criteria sets. In the table, the PRDs are below 1% for both the regular and irregular signals (all the 42

signals exhibit PRDs below 1%), indicating the effectiveness of the proposed algorithmic compression scheme in the ECG signal compression. In addition, it was found that the lower the EPE_{DC} , the higher the PRD. Meanwhile, the degrees of compression ratio (CR) exhibit the similar relationship in which the lower the EPE_{DC} , the higher the CR. For the entire experiments, EPE_{DC} were varied from 99% to as low as 50% and the experimental results showed that, below the EPE_{DC} of 80%, CR marginally increased while PRD suffered from the increased compression error, approaching the 1% limit.

Table 2 The PRD and CR of the regular ECG signal number 100 (no. 1) and the irregular signal numbers 117 (or 17) and 228 (or 38)

		Signal no. 100 (no.1)		Signal no. 117 (no. 17)		Signal no. 228 (no. 38)	
EPE_{AC} (%)	EPE_{DC} (%)	PRD (%)	CR	PRD (%)	CR	PRD (%)	CR
99	99	0.29	5.53	0.47	4.60	0.76	4.28
99	90	0.45	10.66	0.65	9.32	0.73	7.07
99	80	0.54	10.98	0.75	9.89	0.77	8.12

In Table 2, the last scenario, in which EPE_{AC} , EPE_{DC1} , EPE_{DC2} and EPE_{DC3} are respectively 99%, 80%, 80% and 80%, achieves the highest compression ratios (CR) of 10.98 for the regular signal number 100 (no. 1) and 9.89 and 8.12 for the irregular signal numbers 117 (no. 17) and 228 (no. 38).

Furthermore, Fig. 12 shows the original, reconstructed and error signals of signal number 100 for EPE_{AC} 99%, EPE_{DC1} 80%, EPE_{DC2} 80%, EPE_{DC3} 80%, while those under the identical threshold condition of signal numbers 117 and 228 are respectively illustrated in Figs.13-14.

In Table 3, comparisons are made between the proposed compression technique and several other compression methods with regard to the PRD and CR results. The compression performance evaluations were carried out using the identical ECG signal number 117 (i.e. the irregular ECG signal). By comparison, the proposed method is capable of achieving the smallest PRD (0.75%) and satisfactorily high CR (9.89).

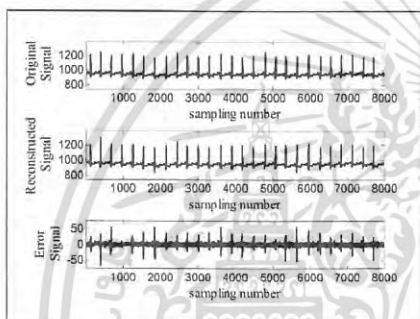


Fig.12 The original, reconstructed and error signals of the MIT-BIH signal no. 100 (or no. 1) for EPE_{AC} 99%, EPE_{DC1} 80%, EPE_{DC2} 80%, EPE_{DC3} 80%

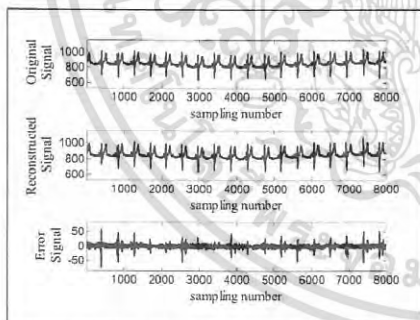


Fig. 13 The original, reconstructed and error signals of the MIT-BIH signal no. 117 (or no. 17) for EPE_{AC} 99%, EPE_{DC1} 80%, EPE_{DC2} 80%, EPE_{DC3} 80%

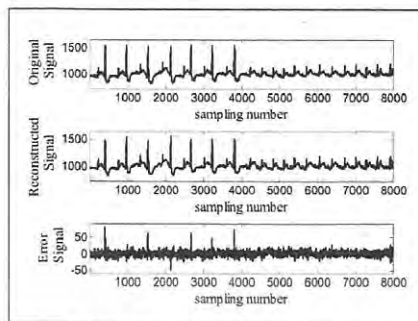


Fig. 14 The original, reconstructed and error signals of the MIT-BIH signal no. 228 (or no. 38) for EPE_{AC} 99%, EPE_{DC1} 80%, EPE_{DC2} 80%, EPE_{DC3} 80%

Table 3 Comparative compression performances in terms of PRD and CR for the ECG signal no. 117

Method	PRD (%)	CR
Ref. [1]	2.6	8
Ref. [2]	1.18	8
Ref. [7] Approach1	0.98	10
Ref. [7] Approach2	1.18	13
Ref. [13]	3.2	9.4
Ref. [14] Approach1	0.86	8
Ref. [14] Approach2	1.03	10
AZTEC [15]	28	10
TP [15]	5.3	2
CORTES [15]	7	4.8
Fan/SAPA [15]	4	3
Proposed technique	0.75	9.89

5. Conclusion

This research has proposed the dynamic mapping ECG compression technique that is capable of reducing the percent root mean square difference (PRD) and achieving the satisfactorily high compression ratio (CR). In the mapping, the Period Scaling technique is first applied and the Dynamic Time Warping (DTW) technique is then triggered if the signal error exceeds the maximum beat error. The signal error exceeding the maximum beat error indicates an irregular ECG signal. To verify, the proposed compression technique was applied to a total of 42 MIT-BIH ECG signals. The experiments were conducted with the maximum beat error of 1% and various threshold criteria sets by varying EPE_{AC} and EPE_{DC1} , EPE_{DC2} , EPE_{DC3} in the ranges of 90-99% and 50-99%, respectively. The findings revealed that the thresholding sets of 99% for EPE_{AC} and 80-90% equally for EPE_{DC1} , EPE_{DC2} and EPE_{DC3} gave rise to the less than 1% PRD values and the satisfactory CR levels of 4.6-11. In addition, three ECG signals (i.e. signal numbers 100, 117 and 228) were descriptively compared with regard to the signal

compression performances. The signal number 100 is the regular ECG signal while the numbers 117 and 228 are of the irregular ECG signal. The experimental results also validate the effectiveness of the proposed dynamic mapping technique in the ECG signal compression and its applicability to both the regular and irregular ECG signals.

References

- [1] L. Hilton: Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 44, No. 5, pp. 394-402, 1997.
- [2] L. Zhitao, K. Dong Youn and W. A. Pearlman: Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 7, pp. 849-856, 2000.
- [3] S. Miaou: A Quality-on-Demand algorithm for wavelet-based compression of electrocardiogram signals, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 49, No. 3, pp. 233-239, 2002.
- [4] M. Shaou-Gang, Y. Heng-Lin and L. Chih-Lung: Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 49, No.7, pp. 671-680, 2002.
- [5] B. A. Rajoub: An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 49, No. 4, pp. 355-362, 2002.
- [6] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien and K. Te-Son: A high performance compression algorithm for ECG with irregular periods, 2004 *IEEE International Workshop on Biomedical Circuits and Systems*, pp. S2.4/9-12, 2004.
- [7] C. Hsiao-Hsuan, C. Ying-Jui, S. Yu-Chien and K. Te-Son: An effective and efficient compression algorithm for ECG signals with irregular periods, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 53, No. 6, pp. 1198-1205, 2006.
- [8] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins: Compression of the ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 38, No.3, pp. 253-259, 1991.
- [9] V. X. Afonso, W. J. Tompkins, T. Q. Nguyen and S. Luo: ECG beat detection using filter banks, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 46, No. 2, pp. 192-202, 1999.
- [10] Y. Chompusri, K. Dejhan, S. Yimman and N. Charbkaew: Modified beat segmentation for DWT based ECG compression, *Tencon 2014, Thailand*, October 2014.
- [11] Y. Chompusri, K. Dejhan and S. Yimman: Mother wavelet selecting method for selective mapping technique ECG compression, *ECTI-Con 2012, Thailand*, May 2012.
- [12] X. Dong, C. GU and Z. Wang: A local segmented dynamic time warping distance measure algorithm for time series data mining, *Proceedings of the 5th International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, pp. 1247-1252, Dalian, August 2006.
- [13] A. Al-Shrouf, M. Abo-Zahhad and S.M. Ahmed: A novel compression algorithm for electrocardiogram signal based on the linear prediction of the wavelet coefficients, *Digital Signal Processing*, Vol. 13, Issue 4, pp. 604-622, 2003.
- [14] A. Bilgin, M. W. Marcellin and M. I. Albach: Compression of electrocardiogram signals using JPEG2000, *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 49, No. 4, pp. 833-840, 2003.
- [15] S. M. S. Jalaeddine: ECG data compression techniques-A unified approach, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 4, pp. 329-343, 1997.



Yotaka Chompusri received her B.Eng. degree in control engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand in 1998 and received her M.Sc. degree in electrical engineering from University of Southern California, USA, in 2002. She has been studying in the doctoral degree program in electrical engineering at King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang. Her research interests are digital signal processing and applications.



Siraphop Tooprakai received his B.S. (Materials Science) from Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand, in 1995 and his M. Eng. and D. Eng. degrees in electrical engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand, in 1998 and 2008, respectively. Since 2007, he has been a member of the Department of Telecommunication Engineering at the Faculty of Engineering, KMITL, where he is currently an Assistant Professor of telecommunication. His research interests are in the digital circuit design, communication network and communication circuit design.



Kobchai Dejhan received his B.Eng. and M.Eng. degrees in electrical engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KM-ITL), Bangkok, Thailand in 1978 and 1980, respectively, and his Doctoral degree in telecommunications from the Ecole Nationale Supérieure des Telecommunications (ENST)

Paris, France (Telecom Paris) in 1989. Since 1980, he has been a member of the Department of Telecommunication at Faculty of Engineering, KMITL. He is an Associate Professor. He also was with the Research Center for Communication and Information Technology (ReCCIT) at KMITL as a Chief of Communications Circuit Designs Laboratory. His research interests are in the area of communication circuit designs, signal processing, VLSI and CMOS integrated circuit design. He is a member of IEICE, Japan, and a senior member of IEEE, USA



Surapun Yimman received his M.Eng. degree in electrical engineering from King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok, Bangkok, Thailand and D.Eng. degree in electrical engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand in 1999 and 2007, respectively. He is an

Associate Professor of the Department of Industrial Physic and Medical Instrument at Faculty of Applied Science at the King Mongkut's University of Technology North Bangkok. His research interests are digital signal processing and applications.

(Received March 11, 2016; revised May 19, 2016)

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวโยทกา ชมภูศรี
วัน เดือน ปีเกิด	27 สิงหาคม 2519 ที่น่าน
ที่อยู่	5/50 หมู่บ้านวิชนพาร์ควิลล์ ซอยประชาชนิเวณ 3 ซอย 25 ตำบลท่าทราย อำเภอ เมืองนนทบุรี จังหวัดนนทบุรี 11000 โทร 089-4885832
ประวัติการศึกษา	2541 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2545 Master of Science in Electrical Engineering University of Southern California
ความชำนาญเฉพาะด้าน	1.) การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล 2.) การบีบอัดสัญญาณดิจิทัล
ประสบการณ์การทำงาน	
พ.ศ.2542-2543	ตำแหน่ง ผู้ช่วยสอน คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีนานาชาติสิรินธร
พ.ศ.2543-2544	ตำแหน่ง วิศวกร บริษัทจัดการและพัฒนาทรัพยากรน้ำภาคตะวันออก จำกัด(มหาชน)
พ.ศ.2546-ปัจจุบัน	อาจารย์ประจำคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้