

การลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีพื้นฐานอยู่บนเวฟเล็ตแพ็คเกจ

ECG COMPRESSION BASED ON WAVELET PACKET



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของงานที่ศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2544

ISBN 974-648-055-3

การลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีพื้นฐานอยู่บนเวฟเล็ตแพ็คเกจ

ECG COMPRESSION BASED ON WEVELET PACKET



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

พ.ศ. 2544

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ISBN 974-648-055-3

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 39326
วัน, เดือน, ปี 24 เม.ย. 2544

b.....
i.....

ECG COMPRESSION BASED ON WAVELET PACKET



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUL'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาและวิจัยเท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปใช้ในการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2001

ISBN 974-648-055-3



COPYRIGHT 2001

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีมติเห็นชอบให้เผยแพร่เนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

KING MONGKUL'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีพื้นฐานอยู่บนเวฟเล็ตแพ็คเกจ
ECG COMPRESSION BASED ON WAVELET PACKET

ชื่อนักศึกษา นางสาววรรตน์ ภัทรอมรกุล

รหัสประจำตัว 41061086

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.มนัส สัจจศิลปี

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.สมเกียรติ	ศุภเดช	
ดร.กิตติพล	ชิตสกุล	
ดร.ยุทธนา	กิดใจเดียว	
ผศ.ดร.สุรพันธุ์	เอื้อไพบูรณ์	
รศ.ดร.มนัส	สัจจศิลปี	

วัน/เดือนปี ที่สอบ 28 ธันวาคม 2543 เวลา 12.00-13.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร 12 ชั้น 4 (ห้อง E12-404)

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(รศ.ดร.บุญวัฒน์ อิศนุ)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่.....4.....เดือน.....ธันวาคม.....พ.ศ...2544..

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีพื้นฐานอยู่บน เวฟเล็ตแพ็คเกต	
นักศึกษา	นางสาว วรรณัน	ภัทรอมรกุล
รหัสประจำตัว	41061086	
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า	
พ.ศ.	2544	
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	รศ.ดร. มนัส	สังวรศิลป์

บทคัดย่อ

จุดประสงค์หลักของการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก็เพื่อให้มีอัตราการลดข้อมูลสูง ในขณะที่ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเฉลี่ยยกกำลังสอง (Percent Root Means Square Difference: PRD) ที่เกิดขึ้นมีค่าต่ำ เพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการสร้างกลับ (reconstruction) มีคุณภาพสูง ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงใช้ค่าต่างๆเช่นค่าเอนโทรปี ค่าความเพี้ยน และอัตราบิต (bit per sample) ที่น้อยที่สุดในทุกๆ subband ที่ถูกกระจาย (decomposed) มาใช้เพื่อหา sub-tree ของเวฟเล็ตแพ็คเกตที่มีประสิทธิภาพการใช้ตำแหน่งบิตที่เหมาะสมในแต่ละ sub-signal ที่ถูกกระจายจะดิจิทัลให้สอดคล้องกับอัตราบิตเฉลี่ยและค่าความเพี้ยนจากการสร้างกลับ การหาค่าประสิทธิภาพจากการลดขนาดจะใช้เวฟเล็ตเชิงตั้งฉากปกติมาใช้ในกระบวนการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	ECG Compression Based on Wavelet Packet.	
Student	Miss Worarat	Pattara-amornkul
Student ID.	41061086	
Degree	Master of Engineering.	
Programme	Electrical engineering	
Year	2001	
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Manas	Sangwoasilp

ABSTRACT

The objective of electrocardiogram (ECG) compression is high compression ratio, while the percent root mean square difference is small. To achieve the high quality of reconstructed ECG signal, information such as entropy, distortion and bit rate (bit per sample) to minimize over all subband decomposition is used to find the most efficient wavelet packet sub-tree. By utilizing the optimum bit allocation, each decomposed sub-signal is quantized according to the total reconstruction distortion and bit rate. The orthonormal wavelets are used to evaluate performance of our algorithm.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. มนัส สังวรศิลป์ ที่ได้ให้แนวความคิด คำแนะนำ
ปรึกษาและดูแลเอาใจใส่ตลอดมา ในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้อย่างดียิ่ง

ขอขอบคุณแพทย์และเจ้าหน้าที่ประจำโรงพยาบาลบึงกาฬและ โรงพยาบาลศิริราชที่ได้สละเวลา
อันมีค่าในการให้คำแนะนำและออกความคิดเห็นในงานวิจัยนี้

ขอขอบคุณ ReCCIT และ JICA ที่ให้ความช่วยเหลือในการวิจัยสร้างห้อง Biomedical Signal
and Image Laboratory ให้ได้รับเครื่องมือ อุปกรณ์และเงินทุนในงานวิจัยนี้

ขอขอบคุณศาสตราจารย์ Shozo Kondo อาจารย์ยุทธนา คิโดใจเคียว อาจารย์สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์
อาจารย์ชินภัทร นันทจิวงกรชัย คุณมานิตย์ เกียรติ์กำจายขจร อาจารย์เทอดศักดิ์ ถั่วหาทองและเพื่อนๆใน
ห้องวิจัย Biomedical Signal and Image Processing ที่ให้ความช่วยเหลือและให้กำลังใจให้ในงานวิจัยนี้
สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	VIII
สารบัญรูป	X
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	1
1.3 ขอบเขตของงานวิจัยและ โครงร่างของวิทยานิพนธ์	2
บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ	4
2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6
2.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.3.1 การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเดียวแบบมาตรฐาน	9
2.3.1.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead	9
2.3.1.2 วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead	9
2.3.1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead	10
2.3.2 การวัดเพื่อการมอนิเตอร์	11
2.4 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	12
บทที่ 3 หลักการพื้นฐานของการลดขนาดข้อมูล	14
3.1 การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสีย	15
3.1.1 การเข้ารหัสรันเลนส์	15
3.1.2 การเข้ารหัสฮัพแมน	16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.1.3 การเข้ารหัสเลขคณิต.....	19
3.1.4 การเข้ารหัสยูนิเวอร์แซล.....	19
3.1.5 การเข้ารหัสแบบ Amplitude Zone Time Epoch Coding	19
3.2 การลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย	19
3.2.1 การเข้ารหัสแบบทำนาย	19
3.2.2 การเข้ารหัสโดยการแปลง	20
3.2.2.1 การแปลงฟูรีเยร์	21
3.2.2.2 การแปลงโคซายน์เต็มหน่วย.....	22
3.3 การควอนไทซ์.....	23
3.3.1 การควอนไทซ์แบบสเกลาร์.....	23
การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม.....	24
การควอนไทซ์แบบนอน-ยูนิฟอร์ม.....	26
3.3.2 การควอนไทซ์แบบเวกเตอร์.....	28
บทที่ 4 การแปลงเวฟเล็ต.....	30
4.1 ประวัติของเวฟเล็ต	30
4.4.1 การวิเคราะห์ฟูรีเยร์.....	31
4.4.2 การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้นๆ.....	32
4.2 การวิเคราะห์เวฟเล็ต (Wavelet Analysis).....	32
4.3 ลักษณะและตระกูลของเวฟเล็ต.....	33
4.3.1 ขนาด.....	34
4.3.2 การเลื่อน.....	35
4.3.3 ตระกูลของเวฟเล็ตแม่แบบต่างๆ.....	37
4.4 การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง.....	41
4.5 การแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย.....	45
4.5.1 การวิเคราะห์สัญญาณแบบหลายระดับความละเอียด.....	45
4.5.2 การวิเคราะห์การแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย.....	50
4.5.3 การแปลงกลับเวฟเล็ตเต็มหน่วย.....	54

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.6 การแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกต	57
4.6.1 การสร้างเวฟเล็ดแพ็คเกต	57
4.6.2 การวิเคราะห์เวฟเล็ดแพ็คเกต	57
4.6.3 ฟังก์ชันการวัดค่าข้อมูล	60
บทที่ 5 การลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกต	63
บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง	75
6.1 พารามิเตอร์ที่ใช้วัดประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	76
6.2 การทดลอง	76
6.3 ผลการทดลอง	77
6.3.1 ผลการทดสอบกับตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ	84
6.3.2 ผลการทดสอบกับตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนที่มีการ ผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction	84
6.3.3 ผลการทดสอบกับตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH (MIT-BIH Arrhythmia Database)	92
6.3.4 ผลการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระหว่างวิธีการวัดค่าเอนโทปีกับวิธีการวัดค่า Rate-Distortion	110
6.3.5 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่าง วิธีการแปลงเวฟเล็ด (WPT) กับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย	113
6.3.6 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ด (WPT) กับวิธีการแปลงเวฟเล็ด เต็มหน่วย (DWT)	116
บทที่ 7 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	122
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ บรรณานุกรม	125

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
ภาคผนวก ก ผลงานวิจัยที่ได้รับตีพิมพ์.....	127
ประวัติผู้เขียน.....	128



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
6.1	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้ เวฟเล็ทชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่ความราบเรียบ แตกต่างกัน77
6.2	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ระดับการแปลง ต่างๆกัน โดยใช้เวฟเล็ทชนิด Symmlet-7.....79
6.3	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีอาการผิดปกติ โดยใช้เวฟเล็ทชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน 84
6.4	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีอาการผิดปกติ ที่ระดับการแปลงต่างๆกัน โดยใช้เวฟเล็ทชนิด Daubechies-4 87
6.5	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100 โดยใช้เวฟเล็ทชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน 92
6.6	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200โดยใช้เวฟเล็ทชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน 98
6.7	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 โดยใช้เวฟเล็ทชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน 104
6.8	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ระหว่างเวฟเล็ทที่สกัดได้จากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ทชนิด Coiflet-5 Symmlet-7 และ Daubechies-20..... 110
6.9	ประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia x_203 ระหว่างเวฟเล็ทที่สกัดได้จากวิธีการวัดค่า rate-distortion กับวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ทชนิด Coiflet-5, Symmlet-7 และ Daubechies-20.....112

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่	หน้า	
6.10	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย.....	114
6.11	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตกับวิธีการแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วย.....	116
6.12	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตกับวิธีการแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วย.....	119

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	ห้องหัวใจทั้ง 4 ห้อง โดยที่ลูกศรแสดงทิศการไหลของหัวใจ	4
2.2	เส้นทางการไหลของเลือด และระบบการนำไฟฟ้าในหัวใจ	5
2.3	ระบบนำเลือด การแลกเปลี่ยนอาหาร และของเสียระหว่างเลือดกับเซลล์ในร่างกาย ซึ่งเกิดขึ้นที่ผนังเส้นเลือดฝอย	6
2.4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ	7
2.5	ตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดมาตรฐาน	8
2.6	วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead	9
2.7	วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead	10
2.8	วิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead	10
2.9	แสดงตำแหน่งการติดขั้ววัดบนหน้าอกของวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ถึง V_6	11
2.10	ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ถึง V_6 และ ตำแหน่งการติดขั้ววัดบนหน้าอกโดยมองภาพตัดขวางของลำตัว	11
2.11	ตำแหน่งการติดขั้ววัดไฟฟ้าของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อ การมอนิเตอร์	12
3.1	ประเภทการลดข้อมูล	15
3.2	ตัวอย่างการเข้ารหัสฮัฟแมน	18
3.3	การเข้ารหัสทำนาย	20
3.4	การถอดรหัสทำนาย	20
3.5	ตัวอย่างการเข้ารหัสการแปลงจาก โดเมนหนึ่ง ไปยังอีก โดเมนหนึ่ง	21
3.6	การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มและฟังก์ชันคาดเคลื่อน (error)	24
3.7	ความหนาแน่นของข้อมูลที่สัมพันธ์กับระดับการควอนไทซ์	26
3.8	แสดงตัวอย่างของ VQ ที่มีจำนวนมิติ (N)= 2 และ Reconstruction Level (L)=9	27
4.1	แสดงการแปลงฟูเรียร์	31
4.2	การวิเคราะห์ฟูเรียร์ในช่วงเวลาสั้นๆที่มีลักษณะของระนาบเวลาและความถี่ แบบคงที่	32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.3	ลักษณะของระนาบเวลาและความถี่สำหรับการเคราะห์สัญญาณ	33
4.4	คลื่นชายน์และเวฟเลต Daubechies 10	33
4.5	ลักษณะสัญญาณชายน์ที่มีตัวประกอบแตกต่างกัน	35
4.6	ลักษณะเวฟเลตที่มีตัวประกอบขนาดแตกต่างกัน	35
4.7	ลักษณะของเวฟเลตที่มีการเลื่อนตำแหน่ง	36
4.8	ลักษณะของเวฟเลตแม่ที่ถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่งไปที่ค่า a, b ต่างๆกัน	36
4.9	ลักษณะของ Haar Wavelet	37
4.10	ลักษณะของ Daubechies Wavelet	38
4.11	ลักษณะของ Symlet Wavelet	38
4.12	ลักษณะของ Coiflet Wavelet	39
4.13	ลักษณะของ Morlet Wavelet	39
4.14	ลักษณะของ Mexican Hat Wavelet	40
4.15	ลักษณะของ Meyer Wavelet	40
4.16	ลักษณะของ Biorthogonal Wavelet	41
4.17	การแปลงฟูเรียร์ที่ประกอบด้วยสัญญาณชายน์ที่มีความถี่แตกต่างกัน	42
4.18	แสดงลักษณะของผลการ Correlation ระหว่าง $f(t), \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$	43
4.19	การแปลงเวฟเลตซึ่งประกอบด้วยเวฟเลตที่มีขนาดและตำแหน่งแตกต่างกัน	44
4.20	สัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องในลักษณะ 2 มิติ	44
4.21	สัมประสิทธิ์เวฟเลตแบบต่อเนื่องในลักษณะ 3 มิติ	45
4.22	แสดงการซ้อนทับของปริภูมิย่อยที่มีฟังก์ชันสเกลลิงแม่ตัวปริภูมิ	46
4.23	ปริภูมิฟังก์ชันสเกลลิงและฟังก์ชันเวฟเลตกรณีตั้งฉากกัน	49
4.24	การวิเคราะห์ฟิลเตอร์เบงค์แบบสองช่องสัญญาณ	52
4.25	การแปลงเวฟเลตแบบแบ่งช่วง 1 ระดับเมื่อสัญญาณอินพุตเท่ากับ 1000 แซมเปิ้ล	53
4.26	การแปลงเวฟเลตแบบแบ่งช่วงที่ 3 ระดับ	53
4.27	การสังเคราะห์ฟิลเตอร์เบงค์แบบสองช่องสัญญาณ	54
4.28	การเพิ่มการสุ่มตัวอย่างในกระบวนการแปลงกลับแบบเต็มช่วง	55

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.29	การแปลงกลับเวฟเล็ดแบบแบ่งช่วงที่ 3 ระดับ 55
4.30	กระบวนการวิเคราะห์-สังเคราะห์การแปลงเวฟเล็ดแบบแบ่งช่วงที่มีหลายขั้นตอน เมื่อสัญญาณอินพุตเท่ากับ 1000 แซมเปิ้ล 56
4.31	การแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วยที่ 3 ระดับ 58
4.32	เวฟเล็ดแพ็คเกตแบบ Full binary tree ที่ 3 ระดับ 58
4.33	การแยก Vector Space สำหรับระบบ Full Wavelet Packet 59
4.34	เวฟเล็ดแพ็คเกตแบบ Haar 60
5.1	กระบวนการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เวฟเล็ดแพ็คเกต 63
5.2	กระบวนการสร้างกลับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เวฟเล็ดแพ็คเกต 64
5.3	การแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตแบบสมบรูณ์ที่ 4 ระดับ 64
5.4	การแปลงเวฟเล็ดแบบสมบรูณ์ที่ 2 ระดับ 66
5.5	การรู้เข้าเพื่อหาค่า λ ที่เหมาะสมของฟังก์ชันค่า Lagrangian 72
5.6	ตัวอย่างส่วนประกอบต่างๆของช่วง R-D ที่ใช้สำหรับหา the best basis และ การเลือกตัวควอนไทซ์ที่เหมาะสมสำหรับจุดการรู้เข้า เมื่อกำหนดค่าจำนวน บิตที่ต้องการ 74
6.1	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้ เวฟเล็ดชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน 79
6.2	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ระดับการแปลงต่างๆกัน โดยใช้เวฟเล็ดชนิด Symmlet 7 80
6.3	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ผ่าน การลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3 81
6.4	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5 82
6.5	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7 82
6.6	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9 83

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับอาจารย์และบุคลากรในหน่วยงานนั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีใบควบคุมการใช้งาน และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.7	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ผ่าน การลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 1184
6.8	การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติ โดยใช้เวฟเล็ดซนิก Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน86
6.9	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติใน รูปแบบ Premature Ventricular Contraction ที่ระดับการแปลงต่างๆกัน โดยใช้เวฟเล็ดซนิก Daubechies 4 88
6.10	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3 89
6.11	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5 89
6.12	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7 90
6.13	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9 91
6.14	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11 91
6.15	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100 โดยใช้เวฟเล็ดซนิก Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน 94
6.16	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3 95
6.17	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5 96

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุผลบางเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
6.18	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7.....	96
6.19	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9.....	97
6.20	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11.....	98
6.21	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 โดยใช้เวฟเล็ดชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน.....	100
6.22	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3.....	101
6.23	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5.....	101
6.24	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7.....	102
6.25	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9.....	103
6.26	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกด ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11.....	103

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาระหว่างนั้น ไม่สามารถให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ลิขสิทธิ์นี้ให้โดยผู้จัดทำเอกสาร และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.27	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 โดยใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน..... 106
6.28	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3..... 107
6.29	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5..... 107
6.30	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7..... 109
6.31	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9..... 109
6.32	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11..... 109
6.33	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติ ระหว่างเวฟ เล็ตแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ตแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet-5, Symmlet-7 และ Daubechies-20 (เมื่อ R-D คือวิธีการวัดค่า Rate-Distortion และ Entropy คือวิธีการวัดค่าเอนโทรปี)..... 111
6.34	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยเวฟเล็ตแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ตแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16..... 111

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า	
6.35	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia x_203 ระหว่างเวฟเล็ดแพ็คเกิดจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ดแพ็คเกิดจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ดชนิด Coiflet-5, Symmlet-7 และ Daubechies-20 (เมื่อ R-D คือวิธีการวัดค่า Rate-Distortion และ Entropy คือวิธีการวัดค่าเอนโทรปี).....	112
6.36	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยเวฟเล็ดแพ็คเกิดจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ดแพ็คเกิดจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 12.....	113
6.37	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติ ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกิดกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย.....	114
6.38	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกิดและวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8.....	115
6.39	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกิดและวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16.....	115
6.40	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติ ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกิดกับวิธีการแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วย เมื่อใช้เวฟเล็ดชนิด Coiflet 3, Symmlet 7 และ Daubechies 12 (เมื่อ WPT คือการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกิด และ DWT คือการแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วย).....	117
6.41	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกิดและวิธีการแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8.....	117
6.42	เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V ₁ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกิดและวิธีการแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16.....	117

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.43	แสดง the best wavelet packet basis tree ของคลื่น ไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัด ในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8 และ 16.....118
6.44	เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่น ไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับวิธีการแปลง เวฟเล็ตเต็มหน่วย เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet 3, Symmlet 7 และ Daubechies 12 (เมื่อ WPT คือการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ และ DWT คือการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย).....119
6.45	เปรียบเทียบคลื่น ไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจและวิธีการแปลง เวฟเล็ตเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8.....120
6.46	เปรียบเทียบคลื่น ไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจและวิธีการแปลง เวฟเล็ตเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16.....120
6.47	แสดง the best wavelet packet basis tree ของคลื่น ไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8 และ 16.....121

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เนื่องจากอุปกรณ์บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) ของผู้ป่วยแบบเดิมใช้การพล็อตหรือเขียนลงบนกระดาษกราฟต่อเนื่อง เมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยแต่ละคนตลอด 24 หรือ 48 ชั่วโมงต้องใช้กระดาษกราฟเป็นจำนวนมาก และถ้ามีจำนวนผู้ป่วยมากก็จะทำให้แพทย์เกิดความยุ่งยากในการจัดเก็บและค้นหาข้อมูล นอกจากนี้เครื่องออกกำลังกายที่มีการวัดสมรรถนะการทำงานของหัวใจโดยการออกกำลังกาย ตลอดจนเครื่องไอซียูมอนิเตอร์ (ICU Monitor) บางแบบจะบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่อเนื่องลงบนเทปแม่เหล็กก็ต้องใช้เทปเป็นจำนวนมากทำให้สิ้นเปลืองค่าใช้จ่าย ดังนั้นจึงได้นำทฤษฎีการประมวลผลสัญญาณมาใช้สำหรับการลดขนาดข้อมูลก่อนการบันทึกเพื่อประหยัดค่าใช้จ่าย ตลอดจนถึงปัจจุบันนี้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลได้เข้ามามีบทบาทในชีวิตประจำวันของมนุษย์เป็นอย่างมาก อีกทั้งยังมีราคาถูกกว่าในอดีตมาก จึงได้มีการประยุกต์ใช้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะช่วยให้สะดวกในการจัดเก็บและค้นหาข้อมูล

วิธีการลดขนาดข้อมูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีหลายวิธีเช่นวิธีการแปลงฟูเรียร์ [1] วิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย และการแปลงเวฟเลต (Wavelet) เป็นต้น เนื่องจากการวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยจะนำสัญญาณมาแบ่งเป็นช่วงๆจากนั้นนำสัญญาณในแต่ละช่วงมาผ่านการแปลง โดยไม่คำนึงถึงความสัมพันธ์ของข้อมูลในแต่ละช่วงจึงทำให้เกิดความผิดพลาดในส่วนของรอยต่อ ดังนั้นเพื่อแก้ปัญหาที่ได้กล่าวมาข้างต้น จึงได้นำทฤษฎีเวฟเลตมาใช้ในการลดขนาดข้อมูล

การลดขนาดข้อมูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีจุดมุ่งหมายคือต้องการให้อัตราการลดขนาดข้อมูล (Compression Ratio: CR) มีค่าสูง ในขณะที่เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างเฉลี่ยยกกำลังสองมีค่าต่ำ (Percent Root Mean Square Difference: PRD) แต่ปัญหาที่มักพบในการลดขนาดข้อมูลก็คือค่าอัตราการลดขนาดมีค่าน้อยและค่าความผิดพลาดเฉลี่ยยกกำลังสองมีค่าสูง

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปเป็นข้อๆได้ดังนี้

1. เพื่อนำเสนอวิธีการลดขนาดข้อมูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีพื้นฐานอยู่บนเวฟเลตแท้คโคตนั้นด้านการคำนวณ
2. เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจระหว่างวิธีการแปลงเวฟเลตแท้คโคตและวิธีการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย

1.3 ขอบเขตของงานวิจัยและโครงสร้างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการลดขนาดข้อมูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีพื้นฐานอยู่บนเวฟเล็ตแพ็คเกต ซึ่งผู้วิจัยได้พยายามนำข้อมูล ความเข้าใจและผลการทดลองต่างๆเกี่ยวกับงานวิจัยมาบันทึกไว้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ โดยจะแบ่งรายละเอียดต่างๆออกเป็น 7 บทดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ

กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย และเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

กล่าวถึงโครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบต่างๆ และการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 หลักการพื้นฐานของการลดขนาดข้อมูล

กล่าวถึงทฤษฎีของการลดข้อมูลในรูปแบบต่างๆที่มีทั้งรูปแบบการลดข้อมูลที่ไม่มีการสูญเสีย เช่น การเข้ารหัสรัน-เลนส์ การเข้ารหัสฮัฟแมน การเข้ารหัสเลขคณิต เป็นต้น และรูปแบบการลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย เช่น การแปลงฟูเรียร์และการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย ตลอดจนกล่าวถึงทฤษฎีของการควอนไทซ์

บทที่ 4 การแปลงเวฟเล็ต

กล่าวถึงประวัติของการแปลงเวฟเล็ต การวิเคราะห์เวฟเล็ต ลักษณะและตระกูลของเวฟเล็ต การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง การแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย และการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกต

บทที่ 5 การลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เวฟเล็ตแพ็คเกต

กล่าวถึงกระบวนการลดข้อมูลและกระบวนการสร้างกลับคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เวฟเล็ตแพ็คเกต อธิบายกระบวนการลดข้อมูลที่ใช้ในงานวิจัยเป็นขั้นเป็นตอน ตลอดจนยกตัวอย่างเพื่ออำนวยความสะดวกในการเข้าใจยิ่งขึ้น

บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงพารามิเตอร์ที่ใช้วัดประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การทดลองและผลการทดลองวัดประสิทธิภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction และ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100, Record x_200 และ Record x_203 โดยใช้เวฟเล็ตเชิงตั้งฉากปกติ เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลด้วยเวฟเล็ตแพ็คเกจระหว่างวิธีการวัดค่าอัตราบิด-ค่าความเพี้ยน (Rate-Distortion) ในการหาฟังก์ชันพื้นฐานย่อยแบบต้นไม้ของเวฟเล็ตแพ็คเกจที่ดีที่สุด (the best wavelet packet tree) กับวิธีการวัดค่าเอนโทรปีในการหา the best wavelet packet tree เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลระหว่างกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับกระบวนการแปลงโคไซน์เต็มหน่วย ตลอดจนเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับกระบวนการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform)

บทที่ 7 สรุปผลการทดลองและแนวทางการพัฒนา

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลสรุปของงานวิจัย ปัญหาและแนวทางแก้ไข



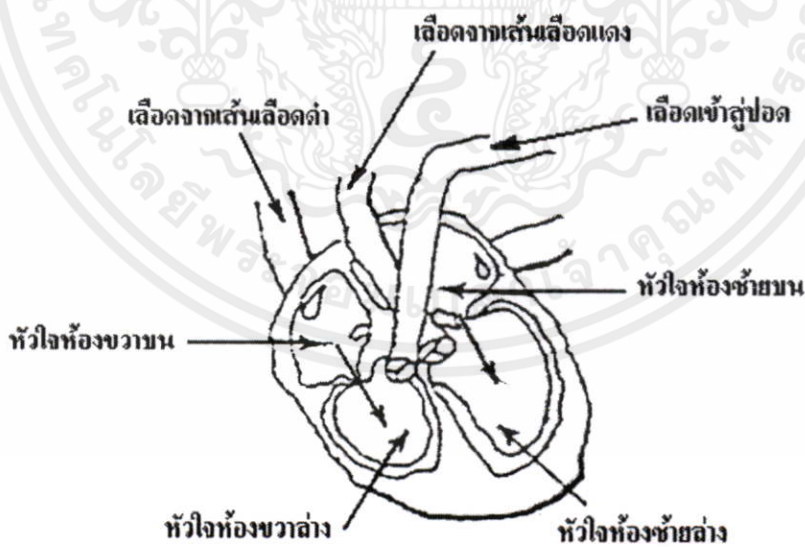
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

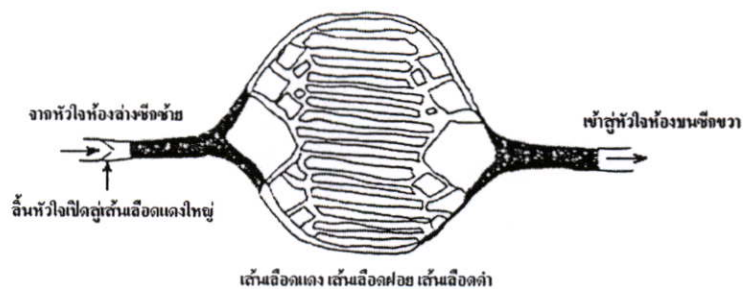
ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 โครงสร้างและหน้าที่ของหัวใจ

หัวใจเปรียบเสมือนเครื่องสูบลูกสูบที่ทำด้วยกล้ามเนื้อซึ่งทำหน้าที่สูบฉีดเลือดส่งไปเลี้ยงร่างกาย ดังรูปที่ 2.1 หัวใจรับเลือดจากเส้นเลือดดำทั่วร่างกาย ในตอนแรกเลือดจะเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ซึ่งเป็นห้องแรกของหัวใจที่มีทั้งหมด 4 ห้อง เลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะไหลไปที่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) ในรูปที่ 2.2 จะช่วยป้องกันการไหลย้อนกลับของเลือดสู่หัวใจห้องบนขวา หลังจากเลือดออกจากหัวใจห้องล่างขวาจะเข้าสู่ปอด ปอดจะเพิ่มออกซิเจนในเลือดและขจัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ซึ่งเข้ามาสะสมขณะเลือดไหลเวียนในร่างกายออกไป จากนั้นเลือดจะถูกส่งต่อไปยังหัวใจซีกซ้าย เลือดจากหัวใจห้องบนซ้ายจะผ่านลิ้นไมทรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายแล้วหัวใจห้องล่างซ้ายนี้จะสูบฉีดเลือดผ่านลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valve) ออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยออกจากเส้นเลือดแดงที่มีขนาดใหญ่ที่สุดของร่างกายที่มีชื่อเรียกในทางการแพทย์ว่า เอออร์টার (Aorta Artery)



เอกสารรูปที่ 2.1 ห้องหัวใจทั้ง 4 ห้องโดยที่ลูกศรจะแสดงทิศการไหลของหัวใจ อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 ระบบนำเลือด การแลกเปลี่ยนอาหาร และของเสียระหว่างเลือดกับเซลล์ในร่างกายซึ่งเกิดขึ้นที่ผนังเส้นเลือดฝอย

หัวใจเป็นเครื่องสูบลมที่ถูกควบคุมด้วยสัญญาณทางไฟฟ้าทำให้เกิดชุดของเหตุการณ์ต่างๆขึ้น เหตุการณ์แรก หัวใจจะมีการพักระหว่างทุกครั้งที่มีการเต้น โดยหัวใจห้องบนทั้งซีกซ้ายและขวามีการหดตัว จากนั้นหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ห้องจึงมีการบีบตัวและในระหว่างการเต้นหัวใจจะผลักให้เลือดจากร่างกายและปอดเข้าสู่หัวใจห้องบนของซีกขวาและซ้ายลำดับ พร้อมกันนั้นเลือดจะไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่าง จากนั้นหัวใจห้องบนจะบีบตัวเป็นการบังคับให้เลือดไหลลงสู่หัวใจส่วนล่างมากขึ้นและหยุดอยู่ในขณะนั้นชั่วคราวเพื่อให้เวลาให้เลือดไหล จากนั้นหัวใจส่วนล่างจะบีบตัว การหดตัวของหัวใจส่วนล่างจะเป็นการบังคับให้เลือดไหลจากหัวใจห้องล่างขวาและจากหัวใจห้องล่างซ้ายเข้าสู่ปอดและเข้าสู่ร่างกายตามลำดับ

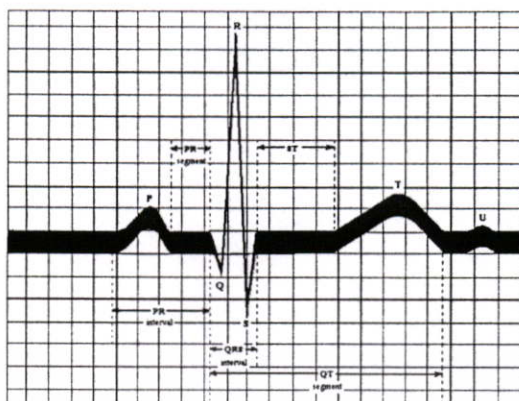
2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากการต่อขั้วไฟเข้ากับบริเวณหน้าอก แขน ขา ดังรูปที่ 2.1 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ ซึ่งประกอบด้วยคลื่น P, QRS, T และ U ซึ่งเป็นข้อมูลที่สำคัญในการวิเคราะห์ระบบการทำงานของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) แบ่งออกได้เป็น 3 ส่วนหลักคือ

1. คลื่น P (P wave) เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน
2. คลื่น QRS (QRS complex) เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง และสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบไล่อัดส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่างซึ่งมีความหนาแน่นมากกว่าส่วนอื่นๆ ถ้านำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้ายหรือ ที่เรียกว่า ลีด I (Lead I) การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงที่สุดเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์มีจำนวนมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

3. คลื่น T (T wave) เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง และมีขนาดประมาณ 30% ของความสูงของคลื่น R



รูปที่ 2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ

การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่พัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้นทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว และเกิดศักดาไฟฟ้าทำงานขึ้นด้วย ซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกัน การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานและทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าและเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและบริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าที่ทำงานเท่านั้น ดังนั้นเราอาจพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกายเหมือนกับเป็นอิล็กทริกไดโพล (Electric dipole)

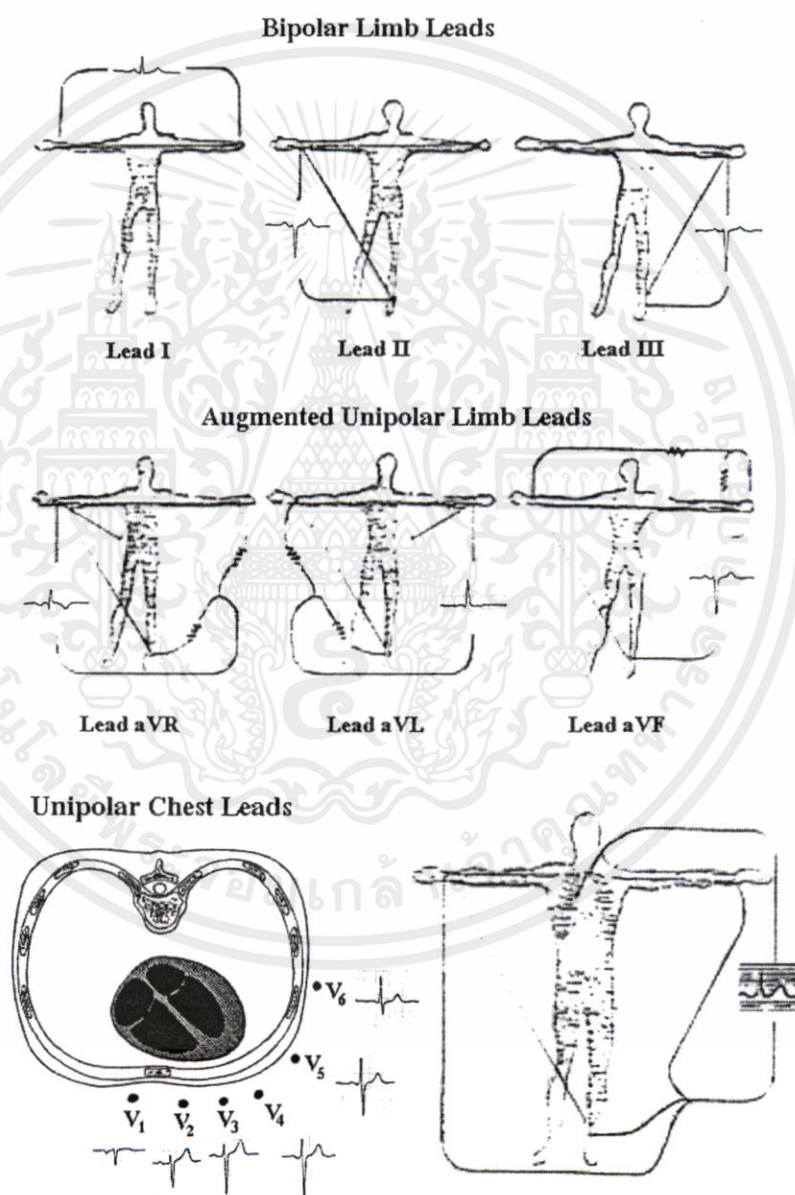
2.3 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถกระทำได้ 2 รูปแบบคือการวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ (Vector cardiograph) และการวัดแบบอีเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph) ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ

- การวัดแบบเวกเตอร์คาร์ดิโอกราฟ คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของเวกเตอร์ของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้น บนแกนหนึ่งเทียบกับอีกแกนหนึ่ง โดยพิจารณาจาก 3 แกนที่ตั้งฉากกัน สัญญาณที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่า เวกเตอร์คาร์ดิโอแกรม (Vectorcardiogram: VCG) ซึ่งมีอยู่ด้วยกัน 3 ระนาบคือ ระนาบที่มองทางด้านหน้า ด้านซ้าย และด้านบน

การวัดวิธีนี้จำเป็นต้องใช้ตำแหน่งในการวัดมาก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดค่อนข้างยุ่งยาก ซับซ้อน และสัญญาณที่วัดได้จำเป็นต้องใช้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัย ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ผลเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มาใช้

- การวัดแบบอิเล็กโทรคาร์ดิโอกราฟ คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดแอมพลิจูดของความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใดๆเทียบกับเวลา สัญญาณที่เกิดขึ้นเรียกว่าอิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม (Electrocardiogram : ECG) การวัดวิธีนี้ใช้ตำแหน่งในการวัดไม่มากนัก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดไม่ยุ่งยากซับซ้อน สามารถเลือกวัดสัญญาณเพื่อการวินิจฉัยได้หลายๆแบบ และสามารถวินิจฉัยได้ง่าย ปัจจุบันเป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดมาตรฐาน

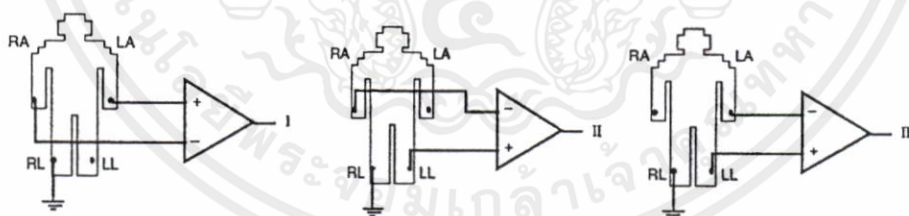
การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอิเล็กทรอนิกส์โศกราฟเพื่อการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับระบบการทำงานของหัวใจสามารถแบ่งตามจุดประสงค์ของการวัดได้ 2 ประเภทคือ การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน (Standard Clinical ECG) และการวัดเพื่อการมอนิเตอร์ (Monitoring ECG)

2.3.1 การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐาน

การวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานนั้น เป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสำหรับผู้ป่วยเพื่อการวินิจฉัยโดยละเอียด โดยตำแหน่งที่ทำการวัดสัญญาณได้ถูกกำหนดไว้เป็นมาตรฐานแล้ว แพทย์ผู้เชี่ยวชาญมักจะบันทึกสัญญาณที่วัดด้วยวิธีนี้เพื่อการวินิจฉัยโดยละเอียดต่อไป วิธีการวัดเพื่อการวินิจฉัยคนไข้ข้างเตียงแบบมาตรฐานสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 วิธีคือ วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead และวิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้

2.3.1.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead

วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าแบบ Bipolar Limb Lead เป็นมาตรฐานการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอย่างง่าย ประกอบไปด้วย Lead I, II และ III ดังรูปที่ 2.6 ซึ่งในทางปฏิบัติสามารถทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead ทั้ง Lead I, II และ III โดยการติดขั้ววัดของวงจรขยายค่าความแตกต่าง

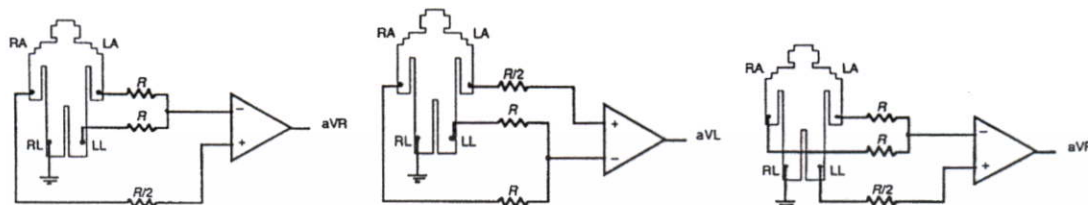


รูปที่ 2.6 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead

2.3.1.2 วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead

วิธีการวัดแบบ Augmented Limb Lead หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าแบบ Unipolar Limb Lead เป็นวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วย Lead aVR, Lead aVL และ Lead aVF ดังรูปที่ 2.7 สำหรับการคำนวณค่า R/2 สำหรับการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead ในทางปฏิบัติจะมีตัวต้านทานค่า R/2

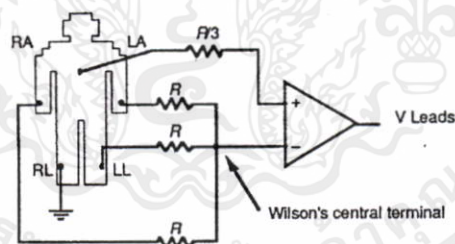
ต่อที่ขั้วบวกของวงจรขยายความแตกต่างซึ่งมีไว้เพื่อสมดุลค่าความต้านทานที่อินพุทของวงจรขยายความแตกต่าง



รูปที่ 2.7 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Augmented Limb Lead

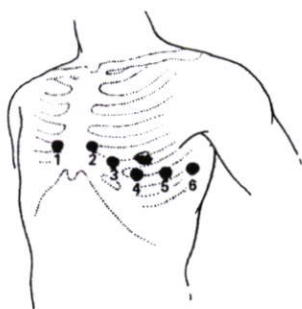
2.3.1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead

วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการวัดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งใดขานหน้าอก(ขั้ววัดบวก)เทียบค่าเฉลี่ยของความต่างศักย์ของตำแหน่ง RA, LA และ LL โดยสามารถแสดงวิธีการวัดในทางปฏิบัติได้ในรูปที่ 2.8 การวัดด้วยวิธีนี้ประกอบด้วย 6 Lead มาตรฐาน คือ Lead V_1 ถึง V_6 ซึ่งก็คือการกำหนดตำแหน่งของขั้ววัดบวกอยู่ในตำแหน่งต่างๆบริเวณหน้าอก 6 ตำแหน่งแสดงในรูปที่ 2.9 และรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.8 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 ตำแหน่งการติดขั้ววัดบนหน้าอกของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ถึง V_6

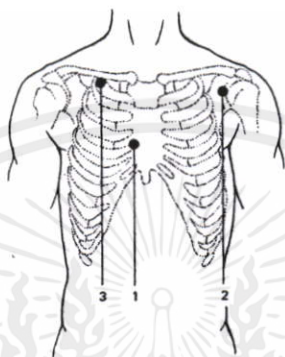


รูปที่ 2.10 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ถึง V_6 และตำแหน่งการติดขั้ววัดบนหน้าอกโดยมองภาพตัดขวางของลำตัว

2.3.2 การวัดเพื่อการมอนิเตอร์

การวัดเพื่อการมอนิเตอร์มีจุดประสงค์เพื่อใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยฉุกเฉินหรือผู้ป่วยที่มีการเคลื่อนที่บ่อย ทั้งนี้เพื่อเป็นการพิจารณาจังหวะและอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยเป็นหลัก ดังนั้นตำแหน่งที่ทำการวัดสัญญาณจึงควรเป็นตำแหน่งที่สามารถให้ขนาดคลื่น R ที่แรง เพื่อให้อัตราส่วนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่อสัญญาณรบกวน(Signal to Noise Ratio : S/N)มีค่าสูง ทำให้สามารถวินิจฉัยจังหวะและอัตราการเต้นหัวใจของผู้ป่วยได้อย่างถูกต้อง เอกสารอ้างอิง [2] ได้แนะนำตำแหน่งของการวัดเพื่อการมอนิเตอร์ไว้ แสดงในรูปที่ 2.11 โดยติดขั้ววัดบวกไว้ที่ตำแหน่ง V_1 ของ

Unipolar Chest Lead (ตำแหน่งหมายเลข 1) ติดขั้ววัดคลบไว้ที่ตำแหน่งใกล้ไหล่ซ้าย(ตำแหน่งหมายเลข 2) และติดขั้ววัดอ้างอิงไว้ที่ตำแหน่งใต้วงอกบริเวณหน้าอก (ตำแหน่งหมายเลข 3) ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะใกล้เคียงกับ V_1 ของ Unipolar Chest Lead ซึ่งเป็นสัญญาณที่นิยมใช้ในการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 2.11 ตำแหน่งการติดขั้ววัดไฟฟ้าของวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการมอนิเตอร์

2.4 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

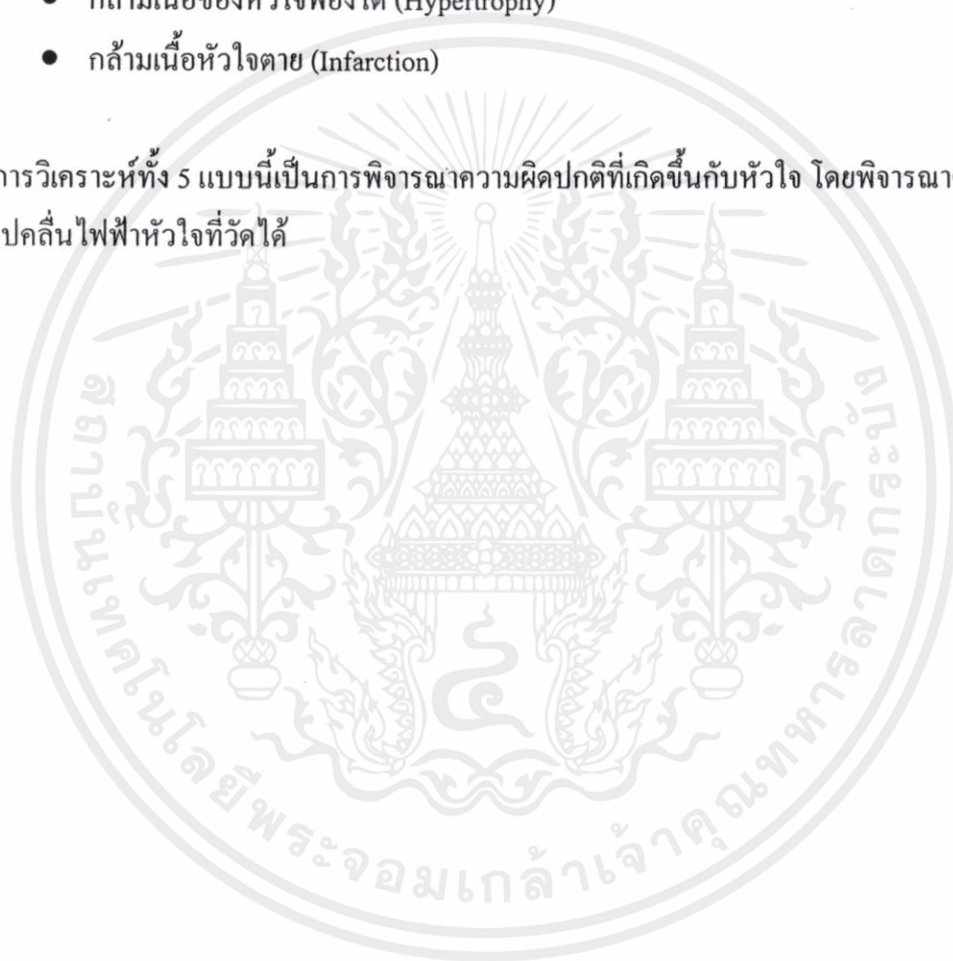
คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจ ที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องวัดและถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการ ความผิดปกติและประเมินสภาวะของหัวใจได้เป็นอย่างดี

การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟซึ่งมีแนวนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆเช่น รูปคลื่น ความสูงของคลื่น ระยะเวลาช่วงต่างๆ ระดับของเส้นสัญญาณ เป็นต้น แล้วทำการสรุป รวบรวม วิเคราะห์และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสภาวะของหัวใจเป็นเช่นใดโดยจะทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 ลีดมาตรฐาน หรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถและความชำนาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องมาจากภาระกิจประจำวันของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญ ทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการรักษาผู้ป่วย ดังนั้นในปัจจุบันด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนที่จะบันทึกลงในกระดาษกราฟ และเนื่องจากการใช้กระดาษกราฟในการ

นำไปวิเคราะห์จะทำให้สิ้นเปลืองค่าใช้จ่าย จึงได้มีการลดขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการบันทึก เพื่อแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญจะได้นำไปวิเคราะห์ต่อไป การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 แบบคือ

- อัตราการเต้นของหัวใจ (Rate)
- จังหวะการเต้นของหัวใจ (Rhythm)
- แนวแกนของหัวใจ (Axis)
- กล้ามเนื้อของหัวใจพองโต (Hypertrophy)
- กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Infarction)

การวิเคราะห์ทั้ง 5 แบบนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจ โดยพิจารณาตามลักษณะรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

หลักการพื้นฐานของการลดขนาดข้อมูล

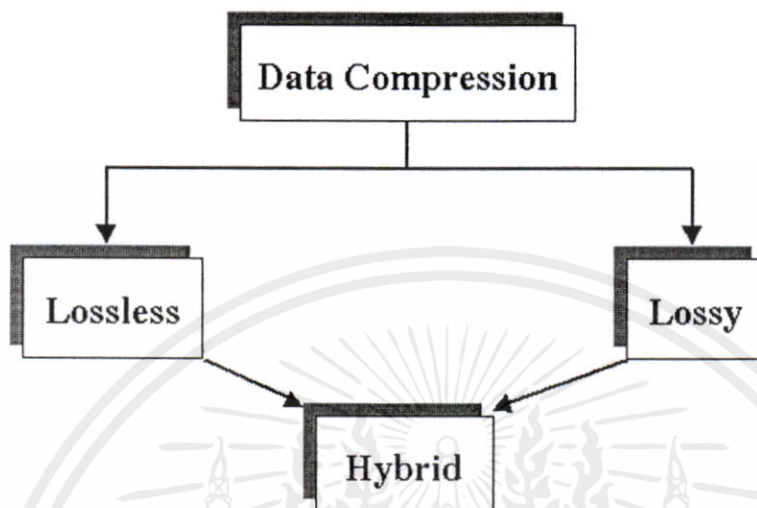
การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่อเนื่องโดยใช้อุปกรณ์บันทึกแบบเดิม (พล็อตหรือเขียนลงบนกระดาษกราฟ) หรือใช้เครื่องวัดสมรรถนะการทำงานของหัวใจโดยการออกกำลังกาย ตลอดจนเครื่อง ICU Monitor บางแบบที่บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนเทปแม่เหล็กนั้น ล้วนมีปัญหาแทบทั้งสิ้นไม่ว่าจะเป็นการสิ้นเปลืองค่าใช้จ่าย เสียเวลา ยุ่งยากในการจัดเก็บและค้นหาข้อมูล ทั้งปัจจุบันนี้เทคโนโลยีมีด้านคอมพิวเตอร์มีความเจริญก้าวหน้าเป็นอย่างมากและที่สำคัญคือมีราคาถูกมาก ดังนั้นจึงได้นำคอมพิวเตอร์มาใช้ในการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำให้สะดวกต่อการจัดเก็บและค้นหาข้อมูล แต่ปัญหาคือสิ้นเปลืองเนื้อที่และหน่วยความจำ เพื่อลดปัญหาดังกล่าวจึงต้องกระทำการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการบันทึก การลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นกระบวนการแทนข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยข้อมูลหรือข่าวสารใหม่ที่มีปริมาณที่น้อยหรือสั้นลง โดยมีจุดประสงค์หลักก็คือให้มีอัตราการลดขนาดข้อมูล (Compression Ratio) สูงในขณะที่ค่า PRD (Percent Root Mean Square Difference) ที่เกิดขึ้นมีค่าต่ำ

เทคนิคในการลดขนาดข้อมูลดิจิทัลออกได้ 2 กลุ่มคือ

1. การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสีย (lossless compression) เป็นการลดข้อมูลแบบที่สามารถนำข้อมูลกลับมาได้ใหม่อย่างสมบูรณ์ ซึ่งมีชื่อเรียกต่างๆกันคือ การเข้ารหัสแบบไม่มีสัญญาณรบกวน (noiseless) การเข้ารหัสที่สามารถสร้างกลับมาได้ (invertable) การเข้ารหัสเอนโทรปี (entropy coding) การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสียจะมีข้อเสียคือมีอัตราการลดขนาดที่ต่ำ ดังนั้นเพื่อให้ได้อัตราการลดขนาดที่สูงขึ้น จึงจำเป็นที่จะต้องใช้การลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย
2. การลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย (lossy compression) เป็นการลดข้อมูลที่ไม่สามารถนำข้อมูลกลับมาได้อย่างสมบูรณ์ หรือเป็นการลดข้อมูลที่ทำให้เกิดความเพี้ยน (Distortion) กับข้อมูลที่ถูกสร้างกลับขึ้นมาใหม่ ทั้งนี้เพราะในระหว่างกระบวนการลดข้อมูลจะมีการสูญเสีย (loss) เกิดขึ้น แต่ข้อดีของการลดข้อมูลแบบนี้คือมีอัตราการลดข้อมูล (Compression Ratio) สูง

หัวใจในการออกแบบระบบการลดข้อมูลคือการทำให้มีค่าความเพี้ยนเฉลี่ยต่ำที่สุดสำหรับอัตราการบิต (bit rate) หรืออัตราการลดข้อมูล (Compression Ratio) หนึ่งๆ ซึ่งวิธีการลดข้อมูลทั้งแบบที่ไม่มีการสูญเสียและแบบที่มีการสูญเสีย มีข้อดีข้อเสียต่างกัน อีกทั้งยังมีให้คิดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีการสูญเสียและแบบที่มีการสูญเสียนี้สามารถที่จะนำมาปรับปรุงใช้รวมกันได้ เรียกว่าเป็นการลดข้อมูลแบบผสมผสาน (Hybrid Compression) ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานการลดข้อมูลทั้งสองแบบดังนี้



รูปที่ 3.1 ประเภทการลดข้อมูล

3.1 การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสีย (Lossless Compression)

การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสียจะเป็นการลดข้อมูลที่ปราศจากความเพี้ยนของสัญญาณที่ได้จากการสร้างกลับ มักนิยมนำไปใช้งานกับงานที่ต้องการความถูกต้องสูงแต่มีข้อเสียคือให้อัตราการลดข้อมูลต่ำ การลดขนาดข้อมูลในรูปแบบนี้ได้แก่ การเข้ารหัสเอนโทรปี (Entropy Coding) การเข้ารหัสรันเลนส์ (Run-Length Coding) การเข้ารหัสฮัฟแมน (Huffman Coding) การเข้ารหัสยูนิเวอร์แซล (Universal Coding) การเข้ารหัสทำนาย (Lossless Predictive Coding) การเข้ารหัสยูนิฟอร์ม (Uniform Coding) และวิธีการเข้ารหัสแบบอื่นๆอีกมากมาย ซึ่งจะกล่าวเฉพาะบางแบบดังนี้

3.1.1 การเข้ารหัสรันเลนส์ (Run-Length Coding)

วิธีการเข้ารหัสรันเลนส์เป็นวิธีการลดข้อมูลพื้นฐานอย่างง่ายที่สุด โดยเป็นการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูลที่มีลักษณะของการซ้ำกันอย่างต่อเนื่องลงให้เหลือเพียงหนึ่งค่า และนับจำนวนของข้อมูลที่มีลักษณะดังกล่าวเป็นข้อมูลชุดใหม่ การจัดเก็บข้อมูลอาจทำให้ได้ลักษณะของคู่ลำดับของ (ค่าข้อมูล, จำนวน) หรือแยกเป็นข้อมูลคนละชุดก็ได้ วิธีการเข้ารหัสรันเลนส์ สามารถที่จะแทรกอยู่ระหว่างขบวนการใดๆก็ได้ขึ้นอยู่กับลักษณะของข้อมูล [4]

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คิดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 การเข้ารหัสฮัฟแมน (Huffman Coding)

การเข้ารหัสฮัฟแมนจะเป็นวิธีการลดข้อมูลที่นำเอาประโยชน์ของส่วนเกินของข้อมูล (Redundancy) มาใช้ กล่าวคือจะทำการหาค่าความน่าจะเป็นของการกระจายค่าสัมประสิทธิ์ข้อมูลแล้วทำการเข้ารหัสโดยพิจารณาว่าข้อมูลที่มีค่าความน่าจะเป็นสูงจะถูกแทนด้วยรหัสใหม่ที่มีจำนวนบิตน้อย ส่วนข้อมูลที่มีค่าความน่าจะเป็นต่ำจะถูกแทนด้วยรหัสใหม่ที่มีจำนวนบิตมาก การแทนค่าข้อมูลด้วยรหัสใหม่ซึ่งทำให้ได้ข้อมูลหรือข่าวสารใหม่ที่มีปริมาณน้อยลงหรือสั้นลง รหัสใหม่ที่ถูกสร้างขึ้นนี้เรียกว่า “คำรหัส” (Code Word) ซึ่งรหัสที่ได้จากการแทนข้อมูลเดิมนั้นแต่ละคำจะมีความยาวเท่ากันหรือไม่เท่ากันก็ได้ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับค่าความน่าจะเป็นที่เกิดขึ้นของข้อมูล

ถ้ากำหนดให้ข้อมูลมีองค์ประกอบอยู่ M แบบคือ $u_1, u_2, u_3, \dots, u_M$ และกำหนดให้ $p_1, p_2, p_3, \dots, p_M$ เป็นค่าความน่าจะเป็นของการเกิดของแต่ละองค์ประกอบ ดังนั้นสามารถหาค่าเอนโทรปีของข้อมูลได้จากสมการที่ 3.1

$$H = \sum_{k=1}^M p_k \log_2 \frac{1}{p_k} \quad (3.1)$$

เมื่อ p_k คือความน่าจะเป็นของการกระจายข้อมูล

เนื่องจากแต่ละคำรหัสมีความยาวของจำนวนบิตที่ใช้แทนไม่เท่ากัน ซึ่งในการเข้ารหัสนี้ ถ้าเราใช้รหัสฐานสอง (Binary code) ซึ่งคำรหัสแต่ละตัวมีความยาว n_k ในการเข้ารหัสสององค์ประกอบของข้อมูลที่เป็น u_k ดังนั้นความยาวเฉลี่ย \bar{n} ของคำรหัสที่ได้จะคำนวณได้จากสมการที่ 3.2

$$\bar{n} = \sum_k n_k p_k \quad (3.2)$$

โดยทั่วไปในการเข้ารหัสที่ดีนี้จะต้องพยายามให้ได้ค่า \bar{n} นี้ต่ำที่สุด แต่สิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงก็คือเมื่อนำไปเรียงเป็นขบวนแล้วต้องไม่มีความผิดพลาดในถอดรหัส การเข้ารหัสที่จะทำให้ \bar{n} มีค่าต่ำนั้น จะทำได้โดยการใช้ n_k ที่มีค่าน้อยสำหรับ p_k ที่มีค่ามาก และให้ใช้ n_k ที่มีค่ามากสำหรับ p_k ที่มีค่าน้อย

การเข้ารหัสฮัฟแมนจะเป็นการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูลโดยจะทำการเข้ารหัสข้อมูลที่เกิดขึ้นบ่อยด้วยจำนวนบิตที่น้อย และเข้ารหัสข้อมูลที่เกิดขึ้นน้อยกว่าด้วยจำนวนบิตที่มาก ซึ่งโดยเฉลี่ยแล้วจะเป็นการลดจำนวนบิตที่ใช้แทนข้อมูลให้สั้นลง วิธีการเข้ารหัสฮัฟแมน (Huffman) จะเป็นวิธีการเข้ารหัสที่ง่ายที่สุดวิธีหนึ่ง อีกทั้งยังมีให้คิดแปลลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รหัสแบบหนึ่งต่อหนึ่ง ถ้าให้แหล่งกำเนิดข่าวสารมีความแตกต่างกัน M องค์ประกอบ และแต่ละองค์ประกอบจะมีค่าความน่าจะเป็นของการเกิดเป็น p_1, p_2, \dots, p_M วิธีการของฮัฟแมน [5] จะมีขั้นตอนดังนี้

1. ทำการนับความถี่เพื่อหาค่าความน่าจะเป็นของข้อมูลทุกตัว แล้วเรียงลำดับข้อมูลตามความน่าจะเป็นจากมากไปหาน้อย
2. นำความน่าจะเป็นที่มีค่าต่ำสุด 2 ค่ามารวมกันเพื่อสร้างโหนดใหม่ซึ่งให้ผลรวมที่ได้เป็นองค์ประกอบค่าความน่าจะเป็นใหม่แล้วนำความน่าจะเป็นใหม่ที่ได้ มาเรียงลำดับใหม่ร่วมกับความน่าจะเป็นเดิมที่เหลือ โดยเรียงลำดับจากค่าความน่าจะเป็นมากไปหาน้อย
3. กำหนดค่าไบนารีให้กับโหนดคู่ที่ถูกกำหนดให้เป็นเส้นทางของโหนดใหม่นั้น โดยกำหนดให้โหนดล่างคือบิต "0" ส่วนโหนดบนคือบิต "1"
4. กระทำซ้ำตามขั้นตอนที่ 2 และ 3 จนกระทั่งค่าความน่าจะเป็นสุดท้ายเท่ากับ 1.0

จากที่ได้กล่าวมาข้างต้นเพื่อให้เห็นภาพได้ชัดเจนจะยกตัวอย่างการเข้ารหัสข่าวสารที่มี 5 องค์ประกอบของความน่าจะเป็นคือ p_1, p_2, \dots, p_5 ซึ่งมีค่าความน่าจะเป็นคือ 0.15, 0.15, 0.2, 0.2, 0.3 เมื่อเข้ารหัสฮัฟแมนจะมีวิธีการดังนี้คือ

1. เรียงค่าความน่าจะเป็น p_1, p_2, \dots, p_5 จากค่าความน่าจะเป็นมากไปหาน้อย
2. คำนวณค่าความน่าจะเป็นต่ำสุด 2 ค่ามารวมกันเพื่อสร้างเป็น โหนดใหม่ ซึ่งในตัวอย่างนี้จะรวมค่าความน่าจะเป็น 0.15, 0.15 ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.3 แล้วนำค่าความน่าจะเป็นใหม่ที่ได้มาเรียงลำดับใหม่ร่วมกับความน่าจะเป็นเดิมที่เหลือ
3. จากลำดับองค์ประกอบความน่าจะเป็นที่ได้ในข้อ 2 สามารถเรียงลำดับใหม่ได้เป็น 0.3, 0.3, 0.2, 0.2 แล้วกลับไปทำตามขั้นตอนที่สองใหม่โดยรวมค่าความน่าจะเป็นต่ำสุด 2 ค่าก็จะได้เท่ากับ 0.4 และเมื่อนำมาจัดเรียงใหม่จากมากไปหาน้อยก็จะได้เป็น 0.3, 0.3, 0.4 และทำในลักษณะเดียวกันนี้ค่าความน่าจะเป็นที่จัดเรียงใหม่ก็จะเป็น 0.4, 0.6 และสุดท้ายก็จะได้ค่าความน่าจะเป็นเท่ากับ 1.0
4. ในระหว่างการสร้างโหนดใหม่ในข้อ 3 นั้นจะต้องกำหนดค่าไบนารีให้กับคู่โหนดที่ถูกกำหนดให้เป็นเส้นทางของโหนดใหม่ โดยให้โหนดล่างคือบิต "0" ส่วนโหนดบนคือบิต "1" ซึ่งสามารถอธิบายให้เห็นภาพได้อย่างชัดเจนดังรูปที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านนี้ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 การเข้ารหัสเลขคณิต (Arithmetic coding)

การเข้ารหัสเลขคณิตนั้น ข้อมูลจะถูกแทนด้วยช่วงระยะห่างของจำนวนจริงระหว่าง 0 และ 1 โดยข้อมูลแต่ละตัวจะลดขนาดของระยะห่างตามความน่าจะเป็นของข้อมูลนั้น ข้อมูลที่มีความน่าจะเป็นสูงจะทำให้ระยะห่างถูกลดลงได้น้อยกว่าข้อมูลที่มีความน่าจะเป็นต่ำ ดังนั้นข้อมูลที่มีความน่าจะเป็นสูงจะใช้จำนวนบิตในการเข้ารหัสน้อยกว่า [5], [6]

3.1.4 การเข้ารหัสยูนิเวอร์แซล (Universal Coding)

เป้าหมายของการเข้ารหัสยูนิเวอร์แซล (Universal Coding) คือการลดขนาดของข้อมูลที่ไม่วัดรู้ข้อมูลทางสถิติ ซึ่งอัลกอริทึมจะต้องปรับตัวไปตามข้อมูล ตัวอย่างที่สำคัญของการเข้ารหัสยูนิเวอร์แซลคืออัลกอริทึม Lempel-Ziv [7] ลำดับของรหัสข้อมูลจะใช้ลักษณะของพจนานุกรมหรือตารางลำดับ ซึ่งจะถูกรับปรุงในระหว่างกระบวนการเข้ารหัสโดยการปรับตัวตามข้อมูลอินพุต ดังนั้นจึงสามารถเรียกได้ว่าเป็นการเข้ารหัสพจนานุกรมที่ปรับตัว (adaptive dictionary encoding) ได้

3.1.5 การเข้ารหัสแบบ Amplitude Zone Time Epoch Coding (AZTEC)

การเข้ารหัสแบบ AZTEC เป็นวิธีการลดข้อมูลโดยการเปลี่ยนลำดับของข้อมูลให้อยู่ในรูปของ Plateau และ Slope วิธีนี้ให้ค่าอัตราการลดข้อมูลไม่แน่นอน ขึ้นอยู่กับลักษณะของข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีนี้จะมีลักษณะของ Steplike Quantization [2] ซึ่งไม่สามารถยอมรับได้ในทางการแพทย์ โดยทั่วไปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีนี้จะนำไปผ่าน Smoothing Filter เพื่อลดลักษณะของความไม่ต่อเนื่อง (Discontinuities) อย่างไรก็ตามการใช้ Smoothing Filter จะทำให้เกิดความเพี้ยนทางขนาด (Amplitude Distortion) เพิ่มขึ้นมาก

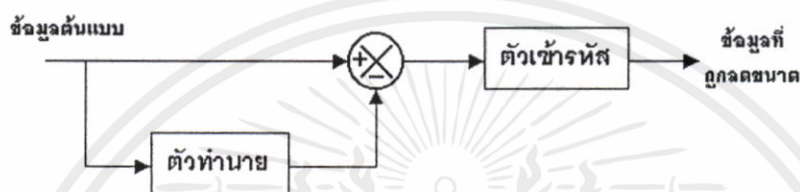
3.2 การลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย (Lossy Compression)

การลดข้อมูลแบบที่มีการสูญเสียจะทำให้เกิดความเพี้ยนของข้อมูลขึ้น แต่ก็มีอัตราการลดข้อมูลที่สูงกว่าการลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสียมาก การลดข้อมูลในรูปแบบนี้ได้แก่ การเข้ารหัสแบบทำนาย การเข้ารหัสโดยการแปลง ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

3.2.1 การเข้ารหัสแบบทำนาย (Lossy Predictive Coding)

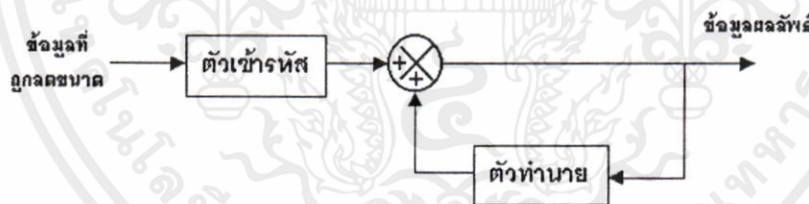
ข้อมูลต่างๆเช่น ภาพดิจิทัล และข้อมูลที่อยู่ใกล้เคียงกันส่วนมากมักจะมีความสัมพันธ์ต่อกันสูง (High correlation) นั่นหมายความว่าข้อมูลของจุดภาพสามารถที่จะหาได้โดยการ

ตรวจสอบจุดภาพที่อยู่บริเวณรอบๆ ของจุดภาพที่เราสนใจ ด้วยคุณสมบัตินี้เองที่ได้นำมาใช้ในการเข้ารหัสแบบทำนาย โดยพยายามที่จะทำการคำนวณหาค่าของจุดภาพจากจุดภาพที่อยู่รอบๆ [5], [6] การเข้ารหัสแบบทำนายจะทำการลดข้อมูลส่วนเกินระหว่างจุดภาพ (interpixel redundancy) แล้วเข้ารหัสเฉพาะข่าวสารใหม่ของแต่ละจุดภาพ โดยข่าวสารใหม่ของจุดภาพนี้สามารถหาได้จากความแตกต่างระหว่างค่าจริงของจุดภาพกับค่าที่ได้มาจากการทำนาย ดังรูปที่ 3.3 วิธีการเข้ารหัสแบบทำนายนี้สามารถลดข้อมูลได้ในอัตราที่สูงแต่ก็มีค่าความเพี้ยนสูงด้วยเช่นกัน



รูปที่ 3.3 การเข้ารหัสทำนาย

ส่วนการถอดรหัสนั้นจะนำภาพที่ถูกลดข้อมูลแล้วมาบวกกับค่าของตัวทำนายที่มีฟังก์ชันของตัวทำนายเช่นเดียวกับกับตัวเข้ารหัส ซึ่งผลที่ได้นั้นเรียกว่าภาพผลลัพธ์ ดังภาพที่ 3.4

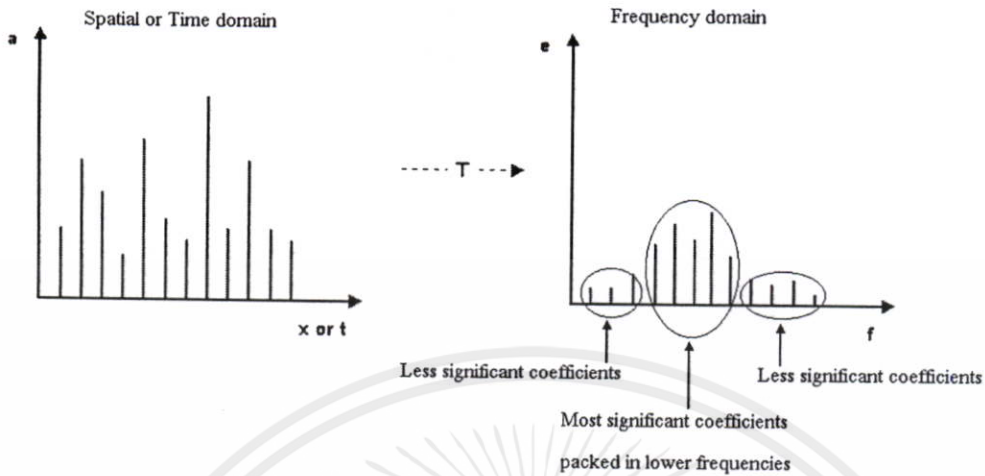


รูปที่ 3.4 การถอดรหัสทำนาย

3.2.2 การเข้ารหัสโดยการแปลง (Transform Coding)

การลดข้อมูลด้วยการเข้ารหัสการแปลงจะกระทำการแปลงข้อมูลอินพุตที่อยู่ในรูปของโดเมนเวลา (time domain) หรือโดเมนสเปเชียล (spatial domain) มาผ่านกระบวนการทางคณิตศาสตร์ให้อยู่ในรูปของ spectral หรือโดเมนความถี่ (frequency domain) ดังรูปที่ 3.5 โดยหลังจากการแปลงแล้วจะได้สัมประสิทธิ์ที่มีนัยสำคัญสูง (Most significant coefficients) และสัมประสิทธิ์ที่มีนัยสำคัญต่ำ (Less significant coefficients) [8]

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ขอสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 ตัวอย่างการเข้ารหัสการแปลงจากโดเมนหนึ่งไปยังอีกโดเมนหนึ่ง
(เมื่อ a เป็นค่าขนาดของสัญญาณ และ e เป็นค่าขนาดของกลุ่มพลังงาน)

การลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงมีอยู่ด้วยกันหลายแบบ เช่น การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform) การแปลงโคไซน์เต็มหน่วย (Discrete cosine transform) การแปลงแบบฮาร์ (Harr transform) การแปลงแบบฮาร์ดามาร์ค (Hadamard transform) หรือการแปลงแบบคาร์ฮูเนนเลิฟ (Karhunen Loeve transform) เป็นต้น ซึ่งสามารถอธิบายแต่ละวิธีได้ดังนี้

3.2.2.1 การแปลงฟูเรียร์ (Fourier Transform)

การแปลงฟูเรียร์เป็นการทรานฟอร์มที่นิยมใช้กันมากซึ่งเป็นการแปลงสัญญาณ $f(t)$ จากโดเมนเวลาไปเป็นสัญญาณ $F(\omega)$ ซึ่งอยู่ในโดเมนความถี่ หรือที่เรียกกันทั่วไปว่าเป็นการหาสเปกตรัม (spectrum) ของสัญญาณ $f(t)$ นั้นเอง โดยมีสมการเป็น

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt \quad (3.3)$$

จากสมการจะพบว่าข้อมูลที่ได้จากการทรานฟอร์มจะมีตลอดย่านความถี่ $(-\infty, \infty)$ ดังนั้นเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณอินพุตที่ขณะเวลาใดๆ ก็จะมีส่งผลกระทบต่อตลอดย่านของสเปกตรัม

$F(\omega)$ ด้วย ทำให้การแปลงฟูเรียร์ไม่สามารถเลือกทำการวิเคราะห์สัญญาณเฉพาะช่วงเวลาหรือเฉพาะช่วงความถี่ใดๆ ได้ หรือถ้าต้องการวิเคราะห์สัญญาณเพียงแค่ว่าเฉพาะช่วงเวลาหรือช่วงความถี่เท่านั้นก็จะต้องทำการคำนวณใหม่ตลอดทั้งย่าน ดังนั้นการแปลงฟูเรียร์จึงให้ข้อมูลที่มากเกินไป และใน

ทางปฏิบัตินั้นสัญญาณอินพุตจะมีการเปลี่ยนแปลงไม่คงที่ (Non-Stationary Signal) ซึ่งถ้าใช้การแปลงฟูเรียร์จะทำให้สิ้นเปลืองเวลาในการคำนวณ เนื่องจากมีข้อมูลมากเกินไปในการคำนวณใหม่แต่ละครั้ง ดังนั้นการแปลงฟูเรียร์จึงเหมาะสำหรับสัญญาณที่คงที่ (Stationary Signal) แต่ไม่เหมาะสำหรับสัญญาณที่ไม่คงที่ (Non-Stationary Signal)

3.2.2.2 การแปลงโคซายน์เต็มหน่วย (Discrete Cosine Transform)

การแปลงโคซายน์เต็มหน่วย (Discrete cosine transform) เป็นวิธีที่นิยมนำมาใช้ในการลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย (Lossy Compression) ที่ต้องการความเร็ว แต่มีข้อเสียคือจะเกิดความผิดพลาดในส่วนของรอยต่อ กระบวนการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยนี้จะแบ่งข้อมูลออกเป็นบล็อกๆ โดยที่แต่ละบล็อกจะไม่มีรอยต่อทับกัน ในแต่ละบล็อกจะใช้การแปลงโคซายน์เต็มหน่วยแบบ 2 มิติ เข้ามาทำการแปลงดังสมการที่ 3.4 และในทำนองเดียวกันเมื่อต้องการแปลงกลับจะทำการแปลงกลับแบบโคซายน์เต็มหน่วย (Inverse Discrete Cosine Transform: IDCT) ดังสมการที่ 3.5

สมการการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย (Forward DCT)

$$F(u, v) = \frac{1}{\sqrt{2N}} C(u)C(v) \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} f(i, j) \cos \left[\frac{\pi(2i+1)u}{2N} \right] \cos \left[\frac{\pi(2j+1)v}{2N} \right] \quad (3.4)$$

สมการการแปลงกลับโคซายน์เต็มหน่วย (Inverse DCT)

$$f(i, j) = \frac{2}{\sqrt{2N}} \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} C(u)C(v)F(u, v) \cos \left[\frac{\pi(2i+1)u}{2N} \right] \cos \left[\frac{\pi(2j+1)v}{2N} \right] \quad (3.5)$$

โดยที่

$$C(u), C(v) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}} & ; u, v = 0 \\ 1 & ; \text{other} \end{cases} \quad (3.6)$$

และ

$f(i, j)$ เป็นข้อมูลพริ้มต้นและข้อมูลผลลัพธ์

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยนี้เมื่อนำข้อมูลในแต่ละบล็อกหรือแต่ละช่วงมาผ่านการแปลงจะไม่คำนึงถึงความสัมพันธ์ของข้อมูลระหว่างบล็อกจึงทำให้เกิดความผิดพลาดในส่วนของรอยต่อเกิดขึ้น

3.3 การควอนไทซ์

การลดข้อมูลที่มีการสูญเสียการควอนไทซ์เป็นวิธีการลดข้อมูลที่ง่ายที่สุด กล่าวคือการควอนไทซ์จะกระทำการตรวจสอบข้อมูลอินพุตที่ได้รับและเลือกค่าประมาณที่ได้จากฐานข้อมูลที่กำหนดไว้ล่วงหน้าให้ใกล้เคียงที่สุด การควอนไทซ์จะมีอยู่หลายรูปแบบซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้

3.3.1 การควอนไทซ์แบบสเกลาร์ (Scalar Quantization)

การควอนไทซ์แบบสเกลาร์จะนำค่าข้อมูลอินพุตซึ่งอยู่ในรูปอนาลอกหรือสัญญาณเชิงต่อเนื่องมากระทำให้เป็นสัญญาณเอาต์พุตซึ่งอยู่ในรูปแบบดิจิทัล โดยสามารถนิยามการควอนไทซ์แบบสเกลาร์ได้ว่าเป็นการ Mapping $Q: R \rightarrow C$ เมื่อ R คือค่าจำนวนจริง และ $C = \{y_i; i = 1, 2, \dots, N\}$ เป็นชุดของข้อมูลเอาต์พุต ส่วน y_i จะเป็นตัวเก็บรหัสที่มีขนาด N

สำหรับการสร้างตัวควอนไทซ์ขนาด N จุด จะต้องแบ่งเส้นจริง R ออกเป็น N ส่วน โดยกำหนดให้เป็น R_i เมื่อ $i = 1, 2, \dots, N$ และค่าของส่วนที่ i สามารถหาได้จาก

$$R_i = \{x \in R; Q(x) = y_i\} \equiv Q^{-1}(y_i) \quad (3.7)$$

โดยที่แต่ละส่วนจะมีคุณสมบัติดังนี้

$$\bigcup_{i=1}^N R_i = R \text{ และ } R_i \cap R_j = \emptyset \text{ เมื่อ } i \neq j \quad (3.8)$$

การควอนไทซ์แบบสเกลาร์จะแบ่งระดับหรือย่านของข้อมูลออกเป็นช่วงๆ โดยที่แต่ละช่วงจะแทนระดับของข้อมูลที่เป็นค่าเดียวๆ ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภทคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม (Uniform Quantization)

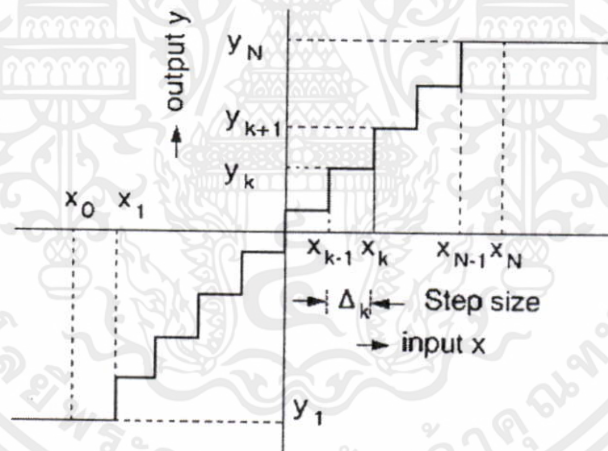
การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มจะเป็นการควอนไทซ์ที่มีรูปแบบที่ง่ายที่สุด โดยจะแบ่งย่านของข้อมูลออกเป็นช่วงเท่าๆกัน ดังแสดงในรูปที่ 3.6 ในการออกแบบตัวควอนไทซ์จะมี d_i เป็นระดับการตัดสินใจ (decision level) และ r_i เป็นระดับของข้อมูลผลลัพ์ (reconstruction level) เมื่อ $i=0,1,2,\dots,L$ โดยที่

$$r_i = \frac{d_i + d_{i+1}}{2} \tag{3.9}$$

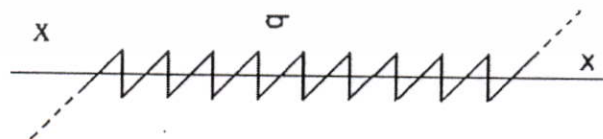
และ จะได้ช่วงห่างของการควอนไทซ์ (Δ) เป็น

$$\Delta = d_{i+1} - d_i \tag{3.10}$$

ดังนั้น จะได้ว่า การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มมีค่าของ Δ เท่ากันตลอดย่านของข้อมูลอินพุต



(ก) การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม



(ข) ฟังก์ชันคาดเคลื่อนจากการควอนไทซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่าจะในรูปแบบใดก็ตาม ลิขสิทธิ์เป็นของเจ้าของเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
รูปที่ 3.6 การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มและฟังก์ชันคาดเคลื่อน (error)

ค่าความเพี้ยนเนื่องจากการควอนไทซ์ [9] สามารถอธิบายว่าถ้าให้ $p(x)$ เป็นฟังก์ชันความหนาแน่นของ x (density function of x) เมื่อค่าความเพี้ยนเฉลี่ยยกกำลังสอง (mean square error: mse) สอดคล้องกับการควอนไทซ์ซึ่งสามารถอธิบายได้โดย

$$mse = \sigma_q^2 = \sum_{k=1}^N \int_{x_{k-1}}^{x_k} (x - y_k)^2 p(x) dx \quad (3.11)$$

ถ้า N มีค่ามาก และ ถ้า $p(x)$ มีความราบเรียบ

$$p(x) \approx p[(x_{k-1} + x_k)/2] \quad \text{for } x \in I_k \quad (3.12)$$

เมื่อ

$$\sigma_q^2 = \sum_{k=1}^N p[(x_{k-1} + x_k)/2] \int_{x_{k-1}}^{x_k} (x - y_k)^2 dx \quad (3.13)$$

สังเกตว่า

$$\int_{x_{k-1}}^{x_k} (x - y_k)^2 dx = \Delta_k \left[\left(y_k - \frac{x_{k-1} + x_k}{2} \right)^2 + \frac{\Delta_k^2}{12} \right] \quad (3.14)$$

เมื่อ $\Delta_k = x_k - x_{k-1}$ เป็นระดับการควอนไทซ์ (step size) ค่า mse ถูกลดขนาดลงให้มากที่สุด โดยการนำระดับการสร้างกลับตรงกึ่งกลางระหว่างระดับการตัดสินใจ จะได้ว่า

$$y_k = (x_{k-1} + x_k)/2 \quad (3.15)$$

และให้

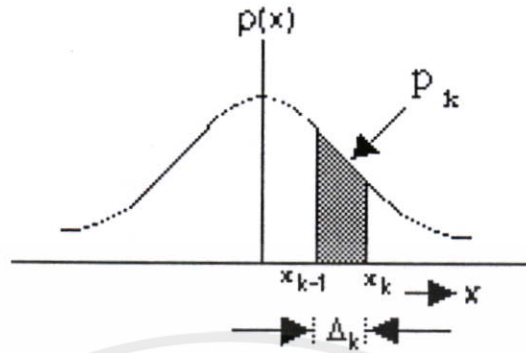
$$p_k \approx p[(x_{k-1} + x_k)/2] \cdot \Delta_k \approx \Pr(x \in I_k) \quad (3.16)$$

ดังนั้นจะได้ค่าความเพี้ยนมีค่าเท่ากับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหามาใช้ถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\sigma_q^2 = \frac{1}{12} \sum_{k=1}^N p_k \Delta_k^2 \quad (3.17)$$



รูปที่ 3.7 ความหนาแน่นของข้อมูลที่สัมพันธ์กับระดับการควอนไทซ์

สำหรับตัวควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มซึ่งระดับการควอนไทซ์เป็นค่าคงที่ จะได้ว่า

ดังนั้น
$$\Delta_k = \Delta \quad \text{สำหรับ } k \text{ ทุกๆค่า} \tag{3.18}$$

$$\sigma_q^2 = \frac{\Delta^2}{12} \sum_{k=1}^N p_k = \frac{\Delta^2}{12} \quad \text{เมื่อ } \sum_{k=1}^N p_k = 1 \tag{3.19}$$

- การควอนไทซ์แบบนอน-ยูนิฟอร์ม (Non-Uniform Quantization)

การควอนไทซ์แบบนอน-ยูนิฟอร์มจะเป็นการออกแบบการควอนไทซ์ที่ให้ความแม่นยำเพิ่มขึ้นน้อยที่สุด โดยอัลกอริทึม Lloyd-Max Quantizer ที่ได้ถูกพัฒนาขึ้นโดย Lloyd [10] และ Max [11] ซึ่งทั้ง Lloyd และ Max ได้วิเคราะห์สัญญาณรบกวนจากการควอนไทซ์โดยใช้ความผิดพลาดเฉลี่ยยกกำลังสอง (Mean Square Error: MSE) และได้พยายามลดสัญญาณรบกวนนี้ลงได้โดยกำหนดความน่าจะเป็นของความหนาแน่นของสัญญาณในช่วงหนึ่งที่มีค่าไม่คงที่ โดยที่ความเพี้ยนทั้งหมดที่เกิดขึ้นจากการควอนไทซ์สามารถหาได้จาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$E = \sum_{k=0}^N \int_{d_k}^{d_{k+1}} (y - r_k)^2 p(y) dy \quad (3.20)$$

เมื่อ $p(y)$ คือค่าความน่าจะเป็นของข้อมูล y

และกำหนดให้อนุพันธ์ของค่าความเพี้ยนเมื่อเทียบกับระดับ r_i และช่วง d_i เท่ากับศูนย์ ทำให้ได้

$$d_i = \frac{r_i + r_{i-1}}{2} \quad (3.21)$$

และ

$$r_i = \frac{\int_{d_i}^{d_{i+1}} yp(y) dy}{\int_{d_i}^{d_{i+1}} p(y) dy} \quad (3.22)$$

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยยกกำลังสอง (mean square error: mse) ของตัวควอนไทซ์มีค่าเท่ากับ

$$mse = \sigma_q^2 = \frac{1}{12} \sum_k p_k \Delta_k^2 \quad (3.23)$$

เมื่อ $p_k = \Pr(x \in I_k)$ และ $\Delta_k = x_k - x_{k-1}$

ฟังก์ชันความหนาแน่นของสัญญาณต้นแบบได้ถูกพิจารณาใกล้จุดกำเนิด ซึ่งสัญญาณการรบกวนของการควอนไทซ์ (noise) สามารถลดลงได้โดยการใช้ตัวควอนไทซ์แบบนอนยูนิฟอร์ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 การควอนไทซ์แบบเวกเตอร์ (Vector Quantization)

การควอนไทซ์แบบเวกเตอร์ หรือบางตำราเรียกว่า “Block Quantization” คือการนำข้อมูลที่ เป็นสเกลาร์หลายๆตัวมาจัดรวมกันเป็นกลุ่ม (Block) และทำการควอนไทซ์ข้อมูลสเกลาร์นั้นในกลุ่ม ร่วมกัน เมื่อกำหนดให้

$$f = [f_1, f_2, \dots, f_N]^T \quad (3.24)$$

เมื่อ f คือข้อมูลเวกเตอร์ที่มีขนาด N มิติ เกิดจาก r_i จำนวน N ตัวมาประกอบกัน

$$r = [r_1, r_2, \dots, r_N]^T \quad (3.25)$$

โดยที่ r เป็นเวกเตอร์ตัวหนึ่งในจำนวน L (Reconstruction Level) ตัวและมีความใกล้เคียงกับเวกเตอร์ f มากที่สุด

การควอนไทซ์ข้อมูลแบบเวกเตอร์คือการแทนที่เวกเตอร์ f ด้วยเวกเตอร์ r ที่มีจำนวนมิติเท่ากัน (N) และสามารถเขียนให้อยู่ในรูปสมการได้ดังนี้

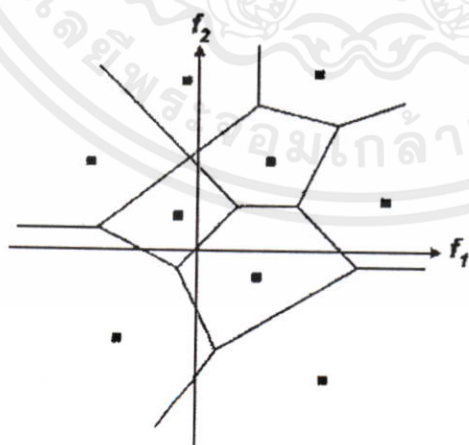
$$\bar{f} = VQ(f) = r_i; \quad f \in C_i, \quad 1 \leq i \leq L \quad (3.26)$$

เมื่อ

$Q(.)$ คือ Vector Quantization Operation

r_i คือ Reconstruction Vector ซึ่งเป็นค่าหนึ่งในจำนวน L ค่า

C_i คือ กลุ่มข้อมูล (Cell) ที่ i



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.8 แสดงตัวอย่างของ VQ ที่มีจำนวนมิติ (N)=2 และ Reconstruction Level (L)=9 ที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.8 เป็นตัวอย่างการควอนไทซ์แบบเวกเตอร์ที่มีจำนวนมิติ (N) เท่ากับ 2 และ Reconstruction Level (L) เท่ากับ 9 โดยจุดในช่องต่างๆคือ Reconstruction Vector ส่วนเส้นที่บิคือขอบเขตของกลุ่มข้อมูล (Cell Boundaries) ซึ่งจะเห็นว่า “ขนาด” (Size) และ “รูปร่าง” (Shape) ของกลุ่มข้อมูลมีลักษณะต่างหากัน ดังนั้นจึงเป็นข้อเปรียบเทียบที่ชัดเจนกับการควอนไทซ์แบบสเกลาร์ที่สามารถเปลี่ยนแปลงได้เฉพาะ “ขนาด” เท่านั้นแต่ “รูปร่าง” ไม่เปลี่ยนแปลงเพราะมีเพียงมิติเดียว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การแปลงเวฟเล็ต

ในทุกหนทุกแห่งรอบๆตัวเราประกอบไปด้วยสัญญาณต่างๆมากมายที่มนุษย์นำมาใช้ในการวิเคราะห์เช่น การสั่นของแผ่นดินไหว เสียงพูดของมนุษย์ การสั่นของเครื่องยนต์ รูปภาพทางการแพทย์ ข้อมูลทางการเงิน การบีบอัดข้อมูล และการจัดสัญญาณรบกวน เป็นต้น การวิเคราะห์สัญญาณต่างๆเหล่านี้จะใช้ทฤษฎีเวฟเล็ตเป็นเครื่องมือสำหรับอธิบายลักษณะ โดยทั่วไปของสัญญาณซึ่งมีความสำคัญต่อสาขาการประมวลผลสัญญาณมาก ทั้งนี้เนื่องจากเวฟเล็ตจะเป็นรูปคลื่นที่มีประสิทธิภาพในช่วงจำกัดซึ่งมีค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์ทำให้เหมาะที่จะใช้ในการวิเคราะห์

4.1 ประวัติของ wavelet (History of Wavelets)

ตามประวัติศาสตร์การวิเคราะห์เวฟเล็ตเป็นวิธีการใหม่โดยโครงสร้างรากฐานทางคณิตศาสตร์ของเวฟเล็ตมีที่มาจากแปลงฟูเรียร์ซึ่งเป็นผลงานของ Joseph Fourier ในศตวรรษที่ 19 [12] ด้วยเหตุที่ฟูเรียร์อยู่บนพื้นฐานของทฤษฎีการวิเคราะห์ความถี่ จึงทำให้การพิสูจน์มีความสำคัญและมีอิทธิพลเป็นอย่างมากต่อที่มาของการแปลงเวฟเล็ต

บันทึกครั้งแรกที่อ้างถึงเทอม “เวฟเล็ต” คือในปีค.ศ.1909 ในงานวิทยานิพนธ์ของ Alfred Harr แนวคิดของเวฟเล็ตในรูปแบบที่แสดงตามทฤษฎี ถูกเสนอขึ้นครั้งแรกโดย Jean Morlet และคณะที่ Marseille Theoretical Physics Center ที่ทำงานภายใต้ Alex Grossmann ในประเทศฝรั่งเศส

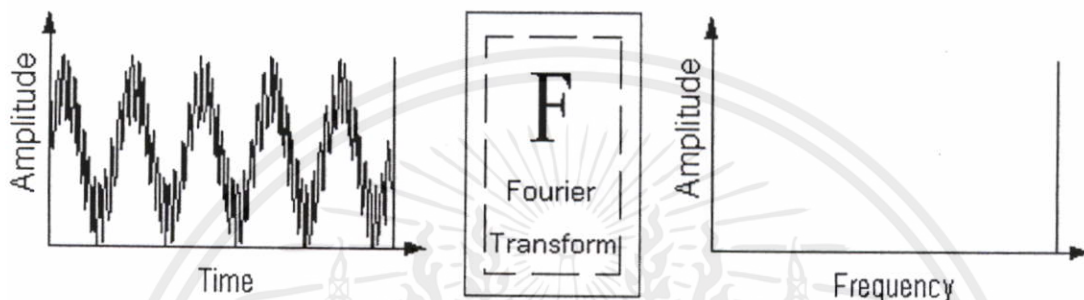
ทฤษฎีของการวิเคราะห์เวฟเล็ตที่ได้ถูกพัฒนาหลักสำคัญโดย Y. Meyer และเพื่อนร่วมงานได้ถูกรับรองโดยทฤษฎีการแพร่ หลักการของทฤษฎีนี้ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในงานของ Stephane Mallat ในปีค.ศ.1988 จากนั้นมา งานวิจัยเวฟเล็ตจึงได้กลายเป็นระดับประเทศ โดยเฉพาะอย่างยิ่งงานวิจัยในสหรัฐอเมริกา ซึ่งนำทีมโดยงานของนักวิทยาศาสตร์ เช่น Ingrid Daubechies, Ronald Coifman และ Victor Wickerhauser

จากประวัติความเป็นมาของการแปลงเวฟเล็ตโดยสังเขปที่ได้กล่าวมาข้างต้น ในหัวข้อต่อไปนี้จะกล่าวถึงวิวัฒนาการของการทฤษฎีพื้นฐานของการวิเคราะห์สัญญาณ ซึ่งก็คือการแปลงฟูเรียร์ จนกระทั่งมาเป็นทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ตว่ามีความเป็นมาอย่างไรเกิดปัญหาอะไรจึงต้องมีทฤษฎีเวฟเล็ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.1 การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ (Fourier Analysis)

เครื่องมือสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณซึ่งเป็นที่รู้จักโดยทั่วไปคือ การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ ซึ่งเป็นการแยกสัญญาณออกเป็นส่วนประกอบของ สัญญาณ Sinusoids ที่ความถี่ต่างกัน อีกทางหนึ่งในการวิเคราะห์ฟูรีเยร์ คือเทคนิคทางคณิตศาสตร์ สำหรับการเปลี่ยน (transforming) สัญญาณจากฐานเวลา (time-based) ไปเป็นฐานความถี่ (frequency-based)



รูปที่ 4.1 แสดงการแปลงฟูรีเยร์

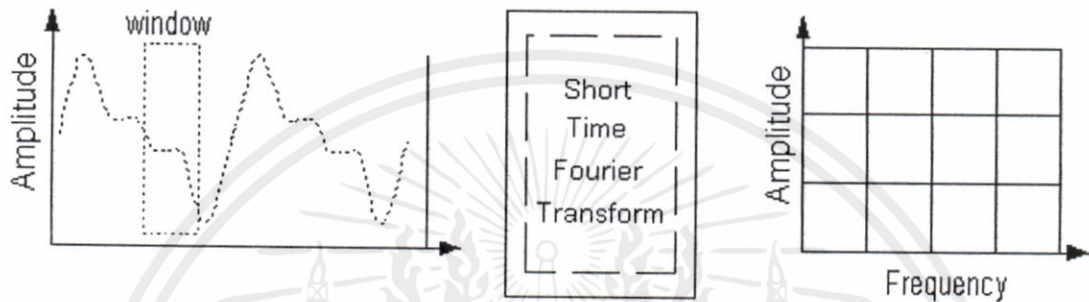
การวิเคราะห์ฟูรีเยร์เป็นประโยชน์อย่างมากในการวิเคราะห์สัญญาณโดยทั่วไป เพราะส่วนประกอบความถี่ของสัญญาณมีความสำคัญอย่างยิ่ง ดังนั้นทำไมเราจึงจำเป็นต้องใช้เทคนิคอื่น เช่น การวิเคราะห์เวฟเล็ตอีก

การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ มีข้อเสียที่สำคัญในการเปลี่ยนมาอยู่ในโดเมนของความถี่ ซึ่งจะทำให้รายละเอียดข้อมูลแบบเวลาจะสูญเสียไป เมื่อมองเป็นการแปลงสัญญาณของฟูรีเยร์ ทำให้เป็นไปไม่ได้ที่จะบอกได้ว่าเมื่อไร (When) ที่รายละเอียดของเหตุการณ์จะปรากฏขึ้น

เนื่องจากการแปลงฟูรีเยร์เป็นการแปลงสัญญาณจากโดเมนสเวลาไปเป็นโดเมนสความถี่ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากการทรานฟอร์มจะมีจำนวนข้อมูลเป็นอนันต์ ดังนั้นเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณอินพุตที่ระยะเวลาใดๆ ก็จะมีผลทำให้สเปกตรัมของสัญญาณตลอดย่านความถี่เปลี่ยนไป หรือทำให้สัมประสิทธิ์ของการทรานฟอร์มเปลี่ยนไปนั่นเอง นอกจากนี้การใช้การแปลงฟูรีเยร์ยังไม่สามารถเลือกทำการวิเคราะห์สัญญาณเฉพาะช่วงเวลาหรือเฉพาะช่วงความถี่ใดๆ ได้ ดังนั้นการแปลงฟูรีเยร์จึงให้ข้อมูลที่มีมากเกินไปจนเกินไป นอกจากนั้นในทางปฏิบัติสัญญาณอินพุตจะไม่คงที่ (Non-Stationary Signal) ซึ่งถ้าใช้การแปลงฟูรีเยร์จะทำให้สิ้นเปลืองเวลาในการคำนวณเพราะต้องคำนวณใหม่ตลอดทั้งย่าน ข้อมูลจะมีมากเกินไปจนเกินไปในการคำนวณใหม่ในแต่ละครั้ง ดังนั้นการแปลงฟูรีเยร์จึงเหมาะสมสำหรับสัญญาณที่คงที่ (Stationary Signal)

4.1.2 การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้น ๆ (Short-Time Fourier Analysis)

ในความพยายามที่จะแก้ข้อบกพร่องนี้ให้ถูกต้อง Dennis Gabor ในปี 1946 ได้ปรับปรุงการแปลงฟูรีเยร์ในการวิเคราะห์สัญญาณเฉพาะในช่วงเวลาสั้นๆ ซึ่งเรียกเทคนิคนี้ว่า การทำวินโดว์ (Windowing) สัญญาณ การปรับปรุงของ Gabor นี้เรียกว่า การแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้น ๆ (Short-Time Fourier Transform (STFT)) เป็นการทำให้สัญญาณเป็นฟังก์ชัน 2 มิติในแกนของเวลาและความถี่



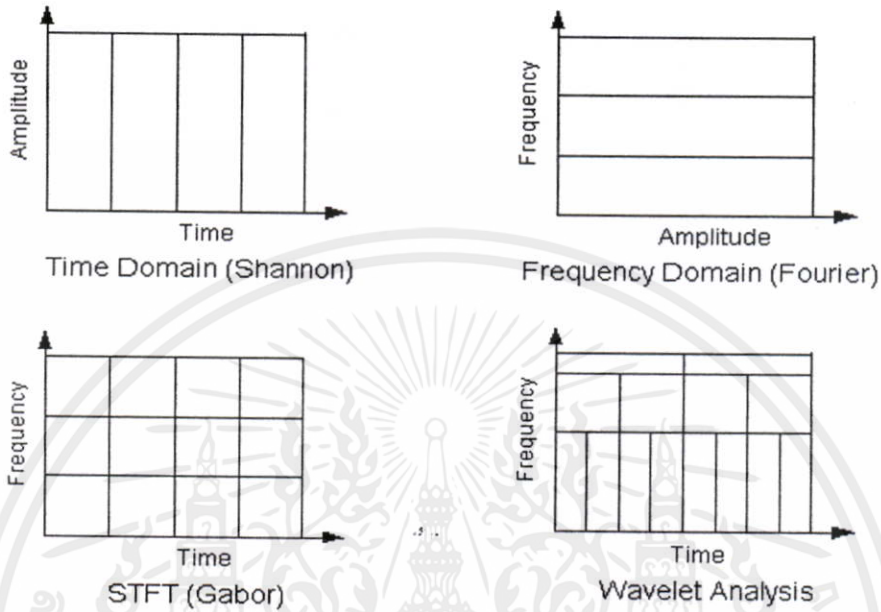
รูปที่ 4.2 แสดงการวิเคราะห์ฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้นๆ ที่มีลักษณะของระนาบเวลาและความถี่แบบคงที่

การวิเคราะห์ฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้นๆ (STFT) แสดงชนิดของการผสมกันของการมองสัญญาณในแกนเวลาและความถี่ โดยให้รายละเอียดทั้งเวลาและความถี่ของสัญญาณที่เกิดขึ้น อย่างไรก็ตามคุณสมบัตินี้สามารถบรรลุข้อมูลที่ถูกต้องค่าหนึ่งได้อย่างจำกัด เพราะความถูกต้องนี้จะถูกกำหนดโดยขนาดของวินโดว์ การวิเคราะห์ STFT จะมีลักษณะของช่วงการวิเคราะห์ที่คงที่ดังรูป 4.2 (ช่วงเวลาและความถี่คงที่) ทำให้ฟังก์ชันหน้าต่างไม่มีการเปลี่ยนแปลง ซึ่งไม่เหมาะสมในทางปฏิบัติ เนื่องจากสัญญาณในทางปฏิบัติ นั้นสัญญาณความถี่สูงจะมีช่วงเวลาแคบ ในขณะที่สัญญาณความถี่ต่ำจะมีช่วงคาบเวลาที่กว้าง เมื่อกระทำการแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้นๆ อาจจะทำให้ข้อมูลที่ได้จากการแปลงมีจำนวนมากหรือน้อยเกินไป ดังนั้นจึงได้มีการแปลงในรูปแบบใหม่ซึ่งก็คือ “การแปลงเวฟเล็ต” ที่สามารถกระทำการแปลงผ่านฟังก์ชันหน้าต่าง โดยสามารถเลื่อนตำแหน่งและปรับเปลี่ยนช่วงเวลาให้เหมาะสมกับช่วงความถี่ที่จะวิเคราะห์ได้

4.2 การวิเคราะห์เวฟเล็ต (Wavelet Analysis)

การวิเคราะห์เวฟเล็ตเป็นระดับการพัฒนาต่อมาจากการแปลงฟูรีเยร์และการวิเคราะห์ฟูรีเยร์ในช่วงเวลาสั้นๆที่สามารถปรับเปลี่ยนขนาดของวินโดว์ได้ กล่าวคือสามารถปรับเปลี่ยนช่วงเวลาให้เหมาะสมกับช่วงความถี่ที่จะวิเคราะห์ได้ โดยที่สัญญาณความถี่สูงจะมีช่วงคาบเวลาในการวิเคราะห์ที่น้อยลง

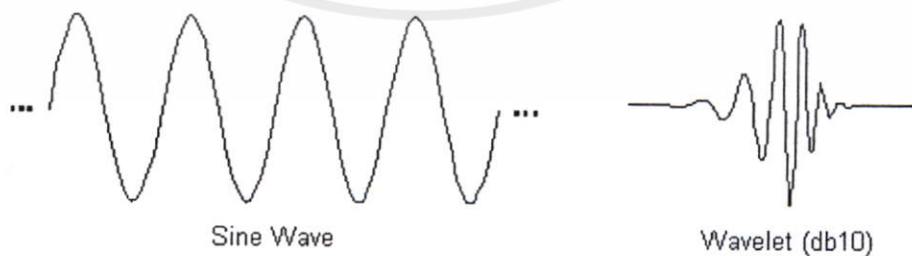
ในขณะที่สัญญาณความถี่ต่ำลงจะมีช่วงคาบเวลาในการวิเคราะห์ที่กว้างขึ้น ดังรูปที่ 4.3 จะเป็นการเปรียบเทียบเวลาและความถี่ของสัญญาณของแต่ละรูปแบบการวิเคราะห์



รูปที่ 4.3 ลักษณะของระนาบเวลาและความถี่สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ

4.3 ลักษณะและตระกูลของเวฟเล็ต

ลักษณะพิเศษของฟังก์ชันเวฟเล็ตจะมีลักษณะของการออสซิลเลต (oscillation) ตามแนวแกนนอนและมีแอมพลิจูด (Amplitude) ที่ลดลงสู่ศูนย์ทั้งทางด้านบวกและด้านลบซึ่งแตกต่างกับฟังก์ชันซายน์และโคซายน์ซึ่งแผ่ไปตามแกนแนวนอน ไปสู่นันต์ดังภาพที่ 4.4 ได้แสดงรูปคลื่นซายน์และเวฟเล็ต Daubechies10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 4.4 คลื่นซายน์และเวฟเล็ต Daubechies 10 และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณไซน์ (sine) จะเป็นฟังก์ชันพื้นฐาน (basis function) ของการวิเคราะห์ฟูรีเยร์ โดยการวิเคราะห์ฟูรีเยร์ประกอบด้วยการแตกสัญญาณออกมาเป็นคลื่นไซน์ในหลายๆความถี่ทำให้ไม่สามารถเลือกการเลือกการทรานส์ฟอร์มได้เฉพาะช่วงเวลาและช่วงความถี่ที่สนใจ จึงไม่เหมาะสำหรับที่จะนำไปใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะไม่คงที่ ซึ่งต่างกับการวิเคราะห์การแปลงเวฟเล็ตซึ่งมีฟังก์ชันพื้นฐานเป็นคลื่นขนาดเล็กที่เรียกว่า เวฟเล็ต ลักษณะของเวฟเล็ตจะเป็นคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง และมีขนาดของคลื่นลดลงสู่ศูนย์อย่างรวดเร็วทั้งสองด้าน ทำให้สามารถเลือกช่วงเวลาและความถี่ที่ต้องการพิจารณาได้ ซึ่งเหมาะที่จะนำไปวิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะไม่คงที่

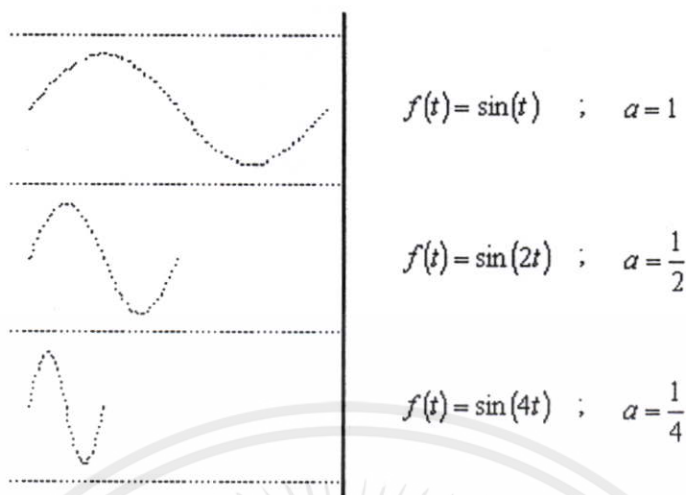
การนำเวฟเล็ตหลายๆอันมารวมกันเป็นเซตเพื่ออธิบายสัญญาณใดๆโดยที่คลื่นเวฟเล็ตแต่ละตัวจะมีโครงสร้างมาจากฟังก์ชันเดียวกัน ฟังก์ชันนี้จะเป็นเวฟเล็ตต้นแบบที่เรียกว่า “เวฟเล็ตแม่” (Mother Wavelet) คลื่นเวฟเล็ตแต่ละอันจะอยู่ภายใต้เซตของเวฟเล็ตนี้ โดยคลื่นแต่ละคลื่นจะเกิดจากการสเกล (Scaling: a) และการเลื่อนตำแหน่ง (Translation หรือ Shifting: b) ของเวฟเล็ตแม่ การสเกลจะหมายถึงการหดเข้า (Compressing) หรือการขยายออก (Dilation) ในที่นี้จะให้ “a” แทนพารามิเตอร์ของการหดหรือขยาย ซึ่งจะเป็นการเปลี่ยนความถี่ของเวฟเล็ตแม่นั่นเอง ส่วนการเลื่อนตำแหน่งกำหนดโดยพารามิเตอร์ “b” จะหมายถึงการเลื่อนตำแหน่งการเกิดของคลื่นเวฟเล็ตบนแกนเวลา ดังรูปที่ 4.8 ซึ่งจะแสดงเวฟเล็ตที่ถูกสเกลและถูกเลื่อนตำแหน่งไปที่ค่า “a” และ “b” ต่างๆกัน และเวฟเล็ตที่ถูกสเกลจะต้องทำการ Normalize ด้วย $1/\sqrt{a}$ เสมอ เพื่อให้เวฟเล็ตที่ถูกสเกลไปแล้วยังคงมีพลังงานเท่ากับเวฟเล็ตแม่ ดังนั้นถ้าให้ $\psi(t)$ เป็นฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ จะสามารถเขียนเป็นสมการทั่วไปของเวฟเล็ตที่ตำแหน่ง a, b ใดๆซึ่งสัมพันธ์กับเวฟเล็ตแม่ได้ดังนี้

$$\Psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) = \Psi(\text{scale, position, } t) \quad (4.1)$$

เพื่อให้เห็นภาพพจน์ได้ชัดเจนยิ่งขึ้น จะขออธิบายถึงเวฟเล็ตที่มีการสเกลและเลื่อนตำแหน่งดังนี้

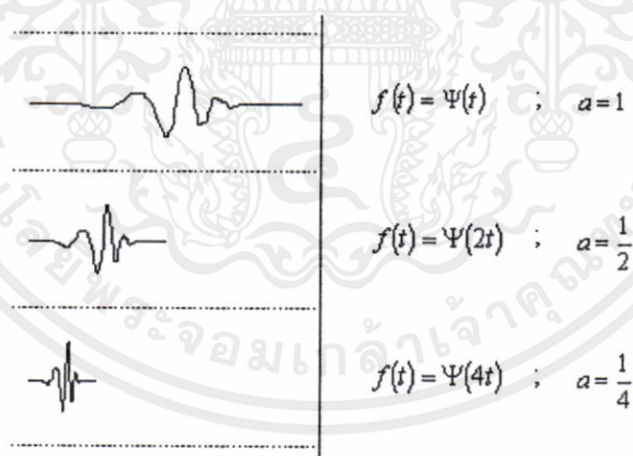
4.3.1 ขนาด (Scaling)

การวิเคราะห์เวฟเล็ตจะแสดงให้เห็นถึงเวลาและขนาดของสัญญาณ การสเกล (Scaling) จะหมายถึงการหดเข้า (Compressing) หรือการขยายออก (Dilation) ซึ่งเราจะให้ “a” แทนด้วยพารามิเตอร์ของการหดหรือขยายซึ่งจะเป็นการเปลี่ยนความถี่ของเวฟเล็ตแม่นั่นเอง หรืออาจเรียก “a” ว่าเป็นตัวประกอบขนาด (scale factor) และถ้าพิจารณาสัญญาณไซน์ที่มีตัวประกอบขนาดแตกต่างกันจะมีลักษณะดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 ลักษณะสัญญาณชานที่มีตัวประกอบแตกต่างกัน

ตัวประกอบขนาด (a) จะมีผลในทางเดียวกันกับเวฟเล็ด ยิ่งถ้าตัวประกอบขนาดน้อยลงเท่าใด เวฟเล็ดจะถูกบีบอัดมากขึ้นเท่านั้น เมื่อพิจารณาเวฟเล็ดที่มีตัวประกอบแตกต่างกันจะปรากฏลักษณะดังรูปที่ 4.6



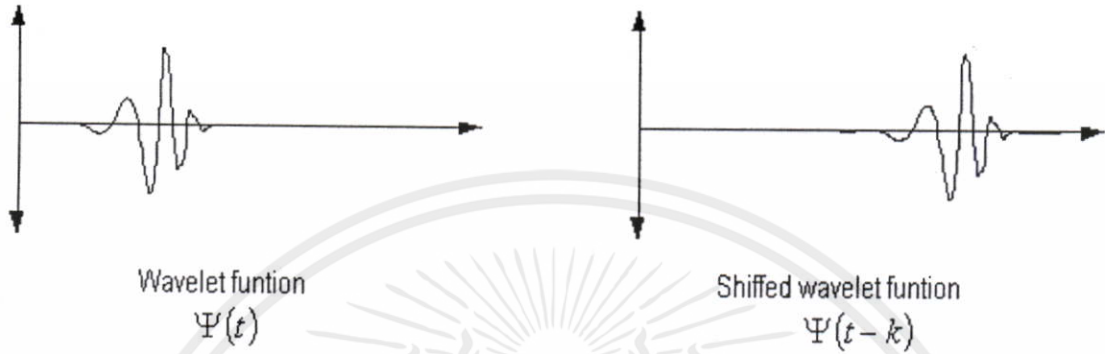
รูปที่ 4.6 ลักษณะเวฟเล็ดที่มีตัวประกอบขนาดแตกต่างกัน

4.3.2 การเลื่อน (Shifting)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า การเลื่อนของเวฟเล็ดจะมีความหมายต่างๆคือ การเลื่อนสัญญาณในทางคณิตศาสตร์ซึ่งการไม่ว่าค่าใดค่าหนึ่งอีกทั้งทำให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เลื่อนของฟังก์ชัน $\psi(t)$ ด้วย k จะแสดงได้โดย $\psi(t-k)$ การเลื่อนตำแหน่งจะกำหนดโดยพารามิเตอร์

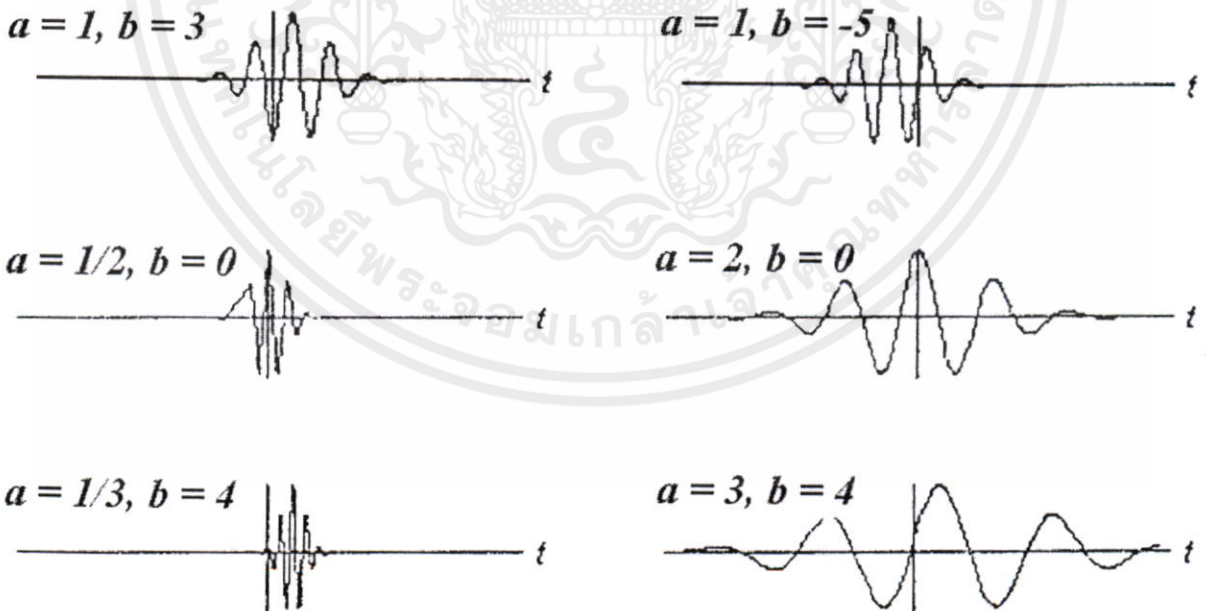
“k” ซึ่งจะหมายถึงการเลื่อนตำแหน่งการเกิดคลื่นเวฟเลตบนแกนเวลา ในตำราบางเล่มจะแทนพารามิเตอร์ “b” เป็นการเลื่อนตำแหน่ง เมื่อพิจารณาเวฟเลตที่มีการเลื่อนที่ตำแหน่งใดๆ สามารถพิจารณาได้ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 ลักษณะของเวฟเลตที่มีการเลื่อนตำแหน่ง

เพื่อช่วยต่อความเข้าใจเราจะแสดงคลื่นเวฟเลตที่มีการสเกลและการเลื่อนตำแหน่งได้ดังรูปที่

4.8



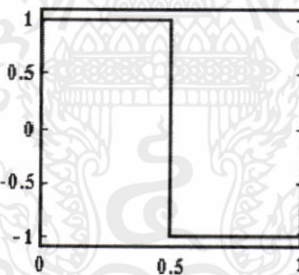
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 4.8 ลักษณะของเวฟเลตแม่ที่ถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่งไปที่ค่า a, b ต่างๆกัน

4.3.3 ตระกูลของเวฟเล็ตแม่แบบต่างๆ

ตระกูลของเวฟเล็ตมีหลายชนิดที่สามารถเลือกนำไปใช้งานได้อย่างเหมาะสมได้ไม่ว่าจะเป็น Biorthogonal Wavelet และเวฟเล็ตเชิงตั้งฉากปกติ [13] เช่น Daubechies, Symmlet และ Coiflet เป็นต้น แต่ละตระกูลจะฟังก์ชันพื้นฐานที่มีรูปร่างลักษณะที่แตกต่างกันไป ซึ่งแต่ละตระกูลจะมีค่า Number of Vanishing Moments (NVM) ที่ายชื่อตระกูลเช่น Daubechies 4,8,..., 20, Symmlet 4, 5, 6, ..., 10 และ Coiflet 1,2, ..., 5 เป็นต้น ถ้าค่า NVM มีค่ามากขึ้นลักษณะของฟังก์ชันพื้นฐานที่เลือกใช้งานจะมีความราบเรียบ (Smooth) มากขึ้น ประโยชน์ของค่า NVM นี้ก็คือสามารถเลือกชนิดของเวฟเล็ตมาประยุกต์ใช้กับงานที่ต้องการได้อย่างหลากหลายและเหมาะสมมากขึ้น ตระกูลของเวฟเล็ตแม่ที่สำคัญและนิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบันนี้ได้แก่

- Haar Wavelet

การวิเคราะห์เวฟเล็ตเพื่อนำไปวิเคราะห์สัญญาณในช่วงแรกๆจะใช้ Haar wavelet สำหรับการวิเคราะห์ ซึ่ง Haar wavelet นี้จะเป็นเวฟเล็ตชนิดแรกสุดและง่ายที่สุด ลักษณะของเวฟเล็ตชนิดนี้จะคล้ายกับฟังก์ชันขั้นบันได ซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.9

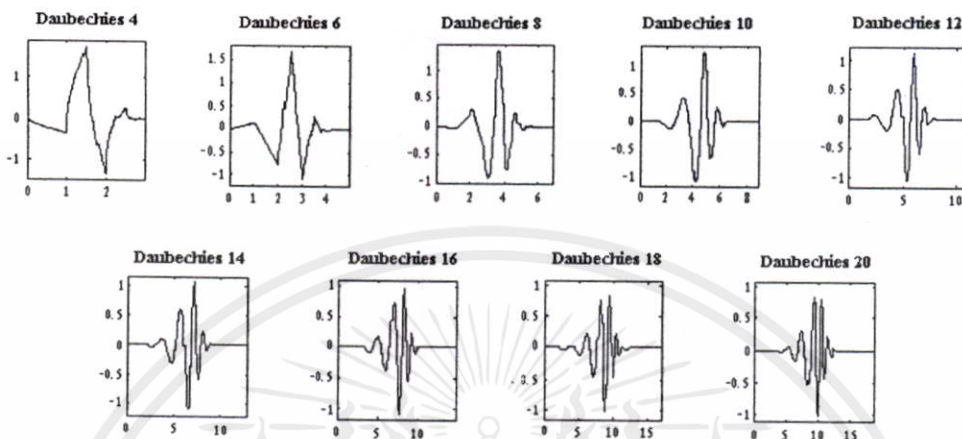


รูปที่ 4.9 ลักษณะของ Haar Wavelet

- Daubechies Wavelet

เวฟเล็ตชนิด Daubechies ได้ถูกคิดค้นโดย Ingrid Daubechies ซึ่งเป็นนักวิจัยทางด้านเวฟเล็ตที่ประสบความสำเร็จและสำคัญคนหนึ่งของโลก เขาได้สร้างสิ่งที่เรียกว่า “ขอบเขตที่แน่นอนของเวฟเล็ตเชิงตั้งฉากปกติ” (compactly-subport orthonormal wavelet) ซึ่งเป็นการสร้างการวิเคราะห์เวฟเล็ตแบบไม่ต่อเนื่องในทางปฏิบัติขึ้นมาได้สำเร็จ และได้กำหนดค่า NVM ของตระกูลเวฟเล็ตขึ้นมา เพื่อสร้างความหลากหลายในการเลือกใช้งานได้อย่างเหมาะสม ค่า NVM นี้จะกำกับไว้หลังชื่อตระกูลของเวฟเล็ตเช่น Duabechies 4 ก็คือมีค่า NVM เท่ากับ 4

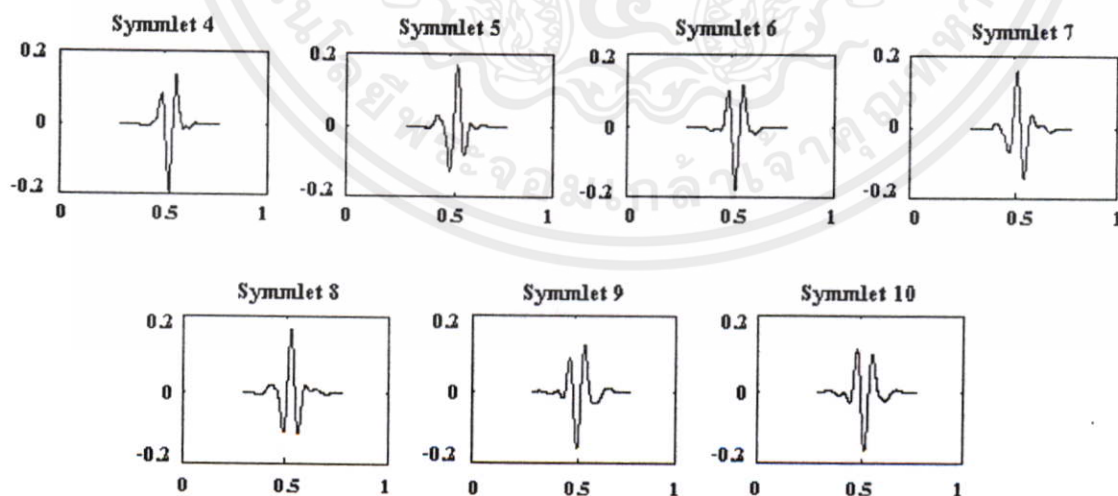
สำหรับเวฟเลตตระกูล Daubechies นี้จะมีลักษณะดังรูปที่ 4.10 ซึ่งมีหลายหลายรูปแบบตามค่า NVM



รูปที่ 4.10 ลักษณะของ Daubechies Wavelet

- Symlets Wavelet

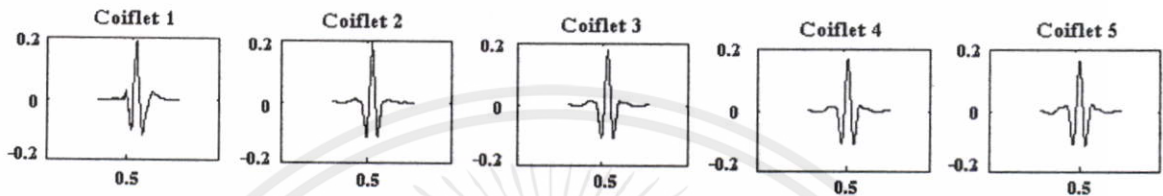
เวฟเลตชนิด Symlet จะมีสัดส่วนใกล้เคียงกับเวฟเลตที่ถูกเสนอโดย I. Daubechies ซึ่งได้ปรับปรุงมาจากเวฟเลตตระกูล Daubechies คุณสมบัติของเวฟเลตทั้งสองตระกูลนี้จะคล้ายคลึงกัน ลักษณะของเวฟเลตชนิดนี้จะแสดงดังรูปที่ 4.11



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ารูปที่ 4.11 ลักษณะของ Symlet Wavelet เนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- **Coiflets Wavelet**

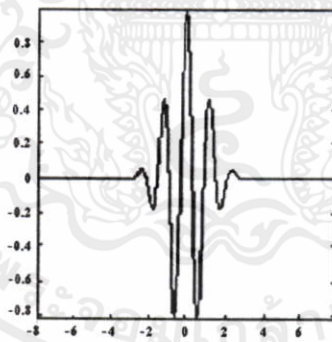
เวฟเล็ตชนิด Coiflet ถูกสร้างขึ้นโดย I. Daubechies โดยการเรียกร่องจาก R. Coifman ภายหลังจากที่ I. Daubechise ประสบความสำเร็จจากการสร้างเวฟเล็ตชนิด Daubechies มาแล้ว เวฟเล็ตชนิดนี้จะมีลักษณะดังรูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 ลักษณะของ Coiflet Wavelet

- **Morlet Wavelet**

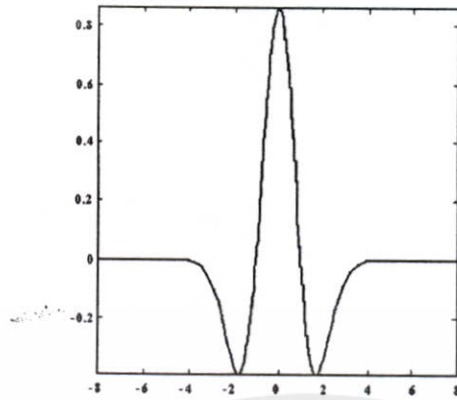
เวฟเล็ตชนิดนี้ไม่มีฟังก์ชันสเกลลิง (Scaling function) แต่จะมีความแน่นอน คุณสมบัตินี้สามารถพิจารณาลักษณะของเวฟเล็ตชนิดนี้ได้ดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 ลักษณะของ Morlet Wavelet

- **Maxican Hat Wavelet**

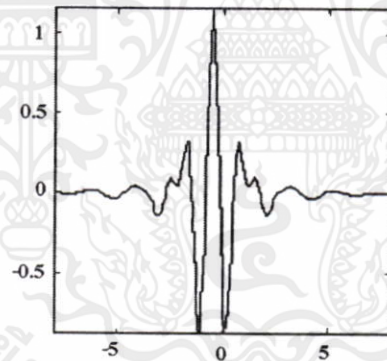
เวฟเล็ตชนิดนี้ไม่มีฟังก์ชันสเกลลิง (Scaling function) และมีที่มาจากฟังก์ชันอนุพันธ์อันดับที่สองของฟังก์ชันความหนาแน่นที่มีความน่าจะเป็นของ Gaussian (the second derivative function of Gaussian probability density function) ลักษณะของเวฟเล็ตชนิดนี้แสดงดังรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.14 ลักษณะของ Mexican Hat Wavelet

- Meyer Wavelet

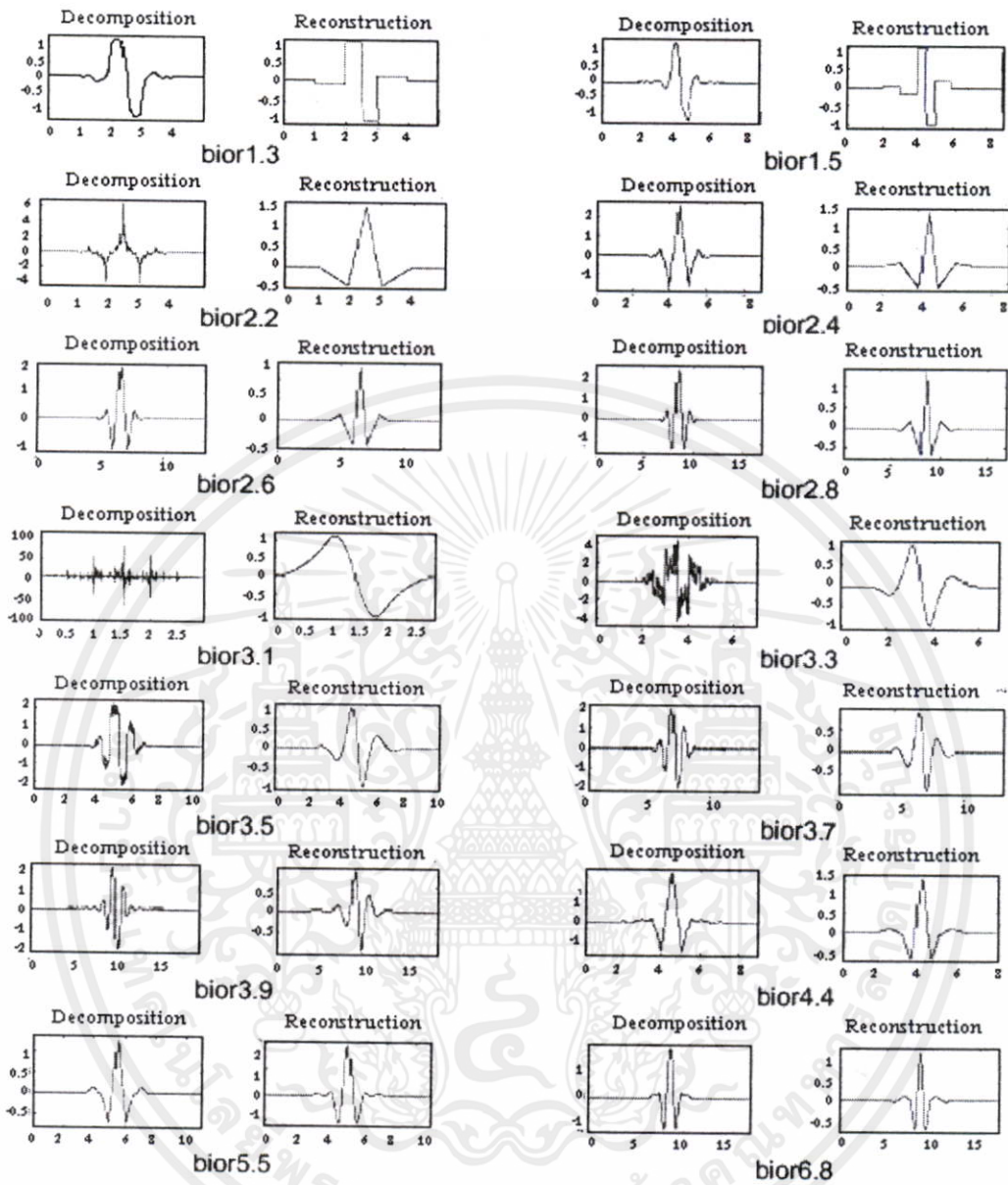
เวฟเลตชนิด Meyer และฟังก์ชันการสเกลลิ่งได้ถูกกำหนดไว้ในโดเมนความถี่ ซึ่งคุณสามารถพิจารณาลักษณะของเวฟเลตชนิดนี้ได้จากรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 ลักษณะของ Meyer Wavelet

- Biorthogonal Wavelet

กลุ่มของเวฟเลตชนิดนี้จะแสดงคุณสมบัติของเฟสเชิงเส้น ซึ่งจำเป็นสำหรับการสร้างสัญญาณและภาพขึ้นใหม่ โดยการใช้ wavelet 2 ตัว ตัวหนึ่งสำหรับแยกตัวประกอบ อีกตัวหนึ่งสำหรับการสร้างใหม่แทนอีกตัวหนึ่งที่เหมือนกัน ที่มีคุณสมบัติที่น่าสนใจ ลักษณะของ Biorthogonal Wavelet เอกสารนี้แสดงดังรูปที่ 4.16 ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 ลักษณะของ Biorthogonal Wavelet

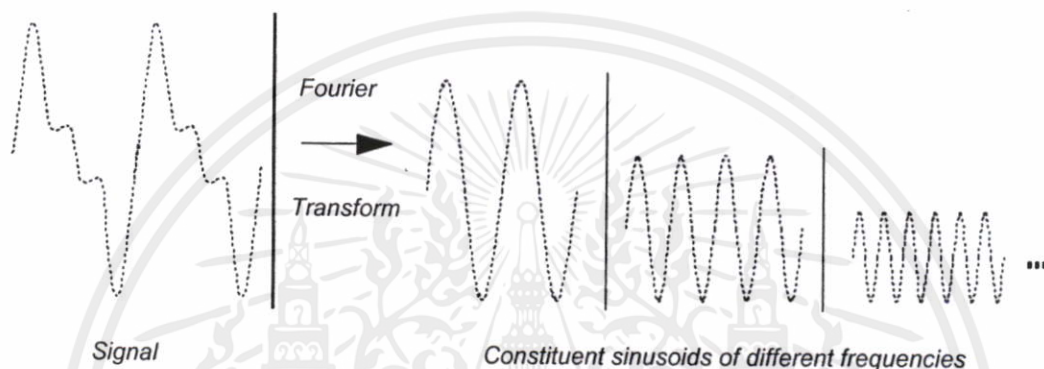
4.4 การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform: CWT)

ในทางคณิตศาสตร์กระบวนการวิเคราะห์ฟูเรียร์ จะถูกแสดง โดยการแปลงฟูเรียร์ (Fourier Transform)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัด $F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt$, ถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการ (4.2) ไปใช้

ซึ่งก็คือผลบวกตลอดทั้งช่วงเวลาของสัญญาณ $f(t)$ คูณด้วยเอ็กโพเนนเชียลเชิงซ้อน(เรียกได้ว่า เอ็กโพเนนเชียลเชิงซ้อนนั้นสามารถแตกออกมาได้เป็นส่วน sine ค่าจริงและเชิงซ้อน)

ผลของการแปลงคือสัมประสิทธิ์ฟูเรียร์ $F(\omega)$ (Fourier coefficient) ซึ่งเมื่อถูกคูณด้วยสัญญาณ sine ที่มีความถี่ ω ที่เหมาะสมแล้ว จะได้ส่วนประกอบสัญญาณ sine ของสัญญาณต้นแบบ ซึ่งกระบวนการจะเห็นได้ดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 การแปลงฟูเรียร์ที่ประกอบด้วยสัญญาณไซน์ที่มีความถี่แตกต่างกัน

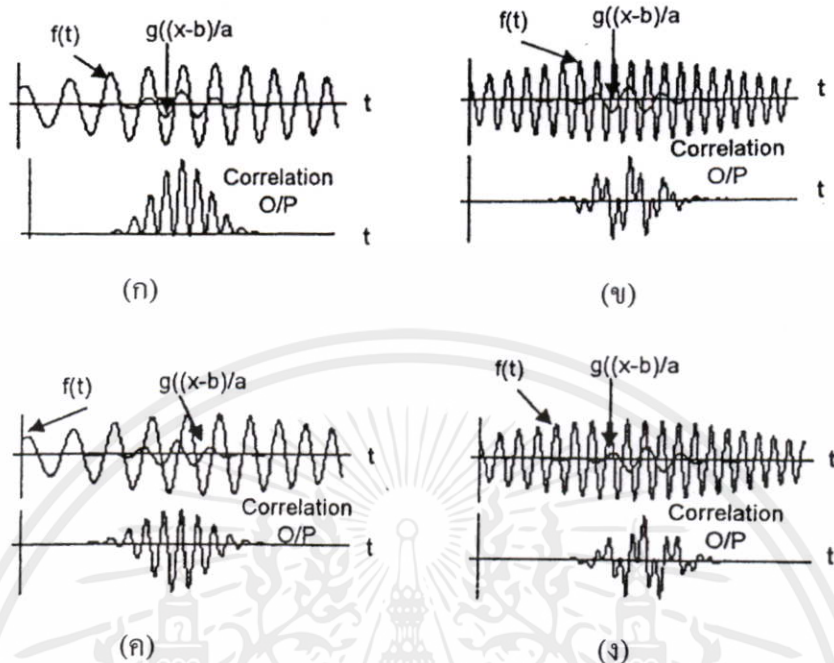
เช่นเดียวกัน การแปลงเวฟเล็ตที่มีความต่อเนื่อง (Continuous wavelet transform: CWT) กำหนดได้ว่าเป็นผลบวกตลอดช่วงเวลาของสัญญาณคูณด้วยขนาด และการเลื่อนของฟังก์ชัน wavelet Ψ :

$$C(\text{scale}, \text{position}) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi(\text{scale}, \text{position}, t)dt \tag{4.3}$$

หรือ

$$C(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt$$

โดยที่ “a” เป็นพารามิเตอร์ของการสเกลและ “b” เป็นพารามิเตอร์ของการเลื่อนตำแหน่ง ส่วน $c(a, b)$ จะเป็นสัญญาณอินพุตที่ขึ้นอยู่กัตัวแปรอิสระ t ซึ่งจะถูส่ง (map) ไปเป็นฟังก์ชัน 2 มิติที่ขึ้นอยู่กัตัวแปรอิสระ a และ b โดยที่ $c(a, b)$ จะเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของเวฟเล็ต (Wavelet Coefficient) เวฟเล็ตแม่ที่ถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่งจะใช้เป็นตัวแทนสัญญาณได้ สัมประสิทธิ์ของเวฟเล็ตที่ตำแหน่ง a, b จะเป็นค่าแสดงควมเหมือนกัน (Degree of Correlation) ระหว่างเวฟเล็ตแม่ที่ถูกสเกล (a) กัสัญญาณอินพุตที่ตำแหน่งเวลานั้น (b) ดังรูปที่ 4.18



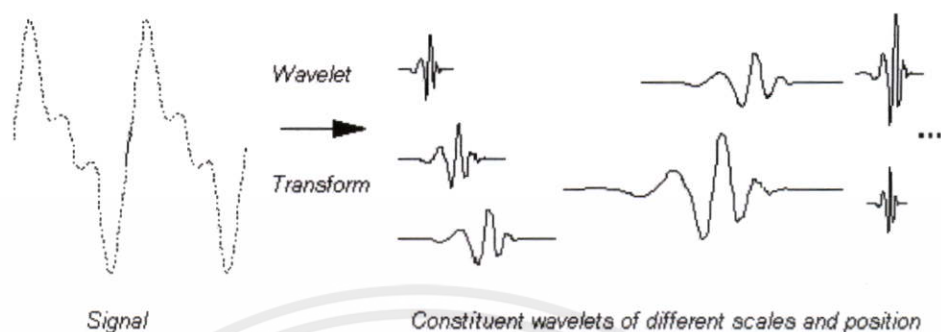
รูปที่ 4.18 แสดงลักษณะของผลการ Correlation ระหว่าง $f(t), \psi(\frac{t-b}{a})$

จากรูปที่ 4.18 (ก) จะพบว่าคลื่นเวฟเลตจะมีความถี่และเฟสใกล้เคียงกับสัญญาณอินพุตมาก ทำให้ปรากฏคลื่นเอาท์พุทออกมามีค่าสูง แต่ในรูปที่ 4.18 (ข) คลื่นอินพุตจะมีค่าความถี่สูงกว่าคลื่นเวฟเลตทำให้เอาท์พุทมีค่าต่ำกว่ามาก และในขณะเดียวกันเมื่อลองพิจารณาเปรียบเทียบรูปที่ 4.18 (ก) กับรูปที่ 4.18 (ค) ซึ่งสัญญาณอินพุตมีความถี่เดียวกันแต่ทำการเปรียบเทียบที่ตำแหน่งต่างกัน โดยในรูปที่ 4.18 (ก) จะทำที่ตำแหน่งเฟสตรงกัน ซึ่งก็จะให้ผลการ Correlation ที่สูงกว่ารูปที่ 4.18 (ค) ซึ่งกระทำที่ตำแหน่งเฟสไม่ตรงกัน ส่วนในรูปที่ 4.18 (ง) ก็คล้ายกับรูปที่ 4.18 (ข) เพียงแต่เลื่อนตำแหน่งการเปรียบเทียบออกไป 180 องศา ซึ่งจะสังเกตเห็นว่าจะให้ผลลัพธ์ต่างกัน ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า ถ้าคลื่นเวฟเลตมีความคล้ายกับสัญญาณอินพุตมากเท่าไรทั้งในด้านความถี่และลักษณะและตำแหน่งเวลาในการเปรียบเทียบ ก็จะทำให้ได้ค่าของสัมประสิทธิ์ของการทรานส์ฟอร์มที่มากนั่นเอง เพราะฉะนั้นการทำการแปลงเวฟเลตจะเป็นการอธิบายสัญญาณ $f(t)$ ในรูปแบบของเวฟเลตโดเมนส์ (Wavelet Domain) เทียบกับคลื่นเวฟเลตที่ค่า a, b ใดๆ

ผลลัพธ์ของการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง (CWT) จะได้เป็นสัมประสิทธิ์เวฟเลต C หลายตัว ซึ่งเป็นฟังก์ชันของขนาดและตำแหน่ง

ไม่ว่ากันเสีย ฟังก์ชันอีกฟังก์ชันมีเหตุผลเบื้องเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

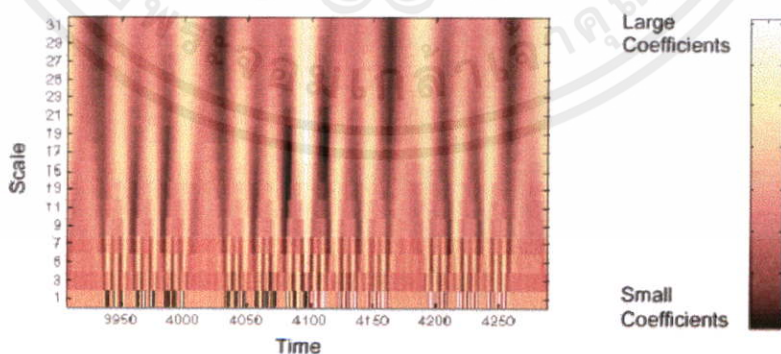
การคูณแต่ละสัมประสิทธิ์ด้วยขนาดและการเลื่อนเวฟเลตที่เหมาะสม จะมีส่วนประกอบเวฟเลตของสัญญาณต้นแบบซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 การแปลงเวฟเลตซึ่งประกอบด้วยเวฟเลตที่มีขนาดและตำแหน่งแตกต่างกัน

การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องเป็นผลรวมของสัญญาณเวลาทั้งหมดที่ถูกคูณด้วยเวฟเลตที่มีขนาด (Scaled) และการเลื่อน กระบวนการนี้จะสร้างสัมประสิทธิ์เวฟเลตซึ่งเป็นฟังก์ชันของขนาดและตำแหน่ง การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องเป็นกระบวนการที่ง่ายต่อการพิจารณา

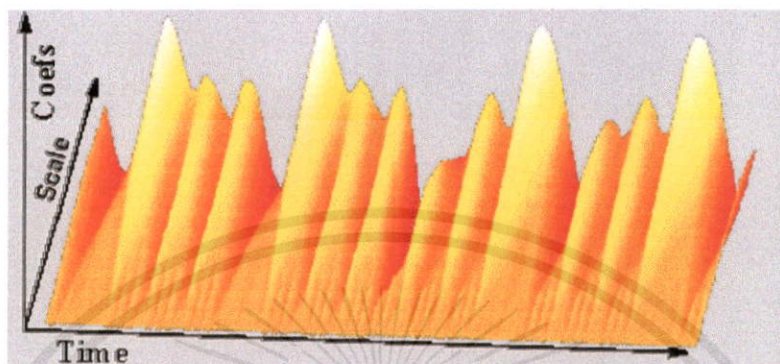
สัมประสิทธิ์จากการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องนี้จะเป็นสัมประสิทธิ์ที่ได้จากความแตกต่างของขนาดในส่วนของสัญญาณต่างๆกัน สัมประสิทธิ์ต่างๆนี้จะประกอบด้วยผลลัพธ์การทำซ้ำของสัญญาณต้นแบบที่ถูกกระทำบนเวฟเลต การพิจารณาสัมประสิทธิ์เหล่านี้สามารถกระทำได้โดยการพล็อตลงบนแกน x ที่แสดงตำแหน่งตลอดสัญญาณ (เวลา) และแกน y แสดงขนาด และสีที่จุด x-y แสดงจำนวนของสัมประสิทธิ์ที่ถูกสร้างขึ้นด้วยเครื่องมือทางกราฟิก จะปรากฏดังรูปที่ 4.20



รูปที่ 4.20 สัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องในลักษณะ 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัมประสิทธิ์ที่พล็อตนี้ คล้ายกับพื้นผิวที่เป็นหลุมเป็นบ่อเมื่อมองจากด้านบน การพล็อตสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเล็ตที่มีความต่อเนื่องจะมีความถูกต้องในการพิจารณาถึงขั้นเมื่อมองในแกนเวลา-ขนาดของสัญญาณในลักษณะ 3 มิติซึ่งจะปรากฏดังรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.21 สัมประสิทธิ์เวฟเล็ตแบบต่อเนื่องในลักษณะ 3 มิติ

4.5 การแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วง (Discrete Wavelet Transform)

จากหัวข้อการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องที่ได้กล่าวมาข้างต้นจะพบว่าในทางปฏิบัติแล้วสัญญาณที่นำมาวิเคราะห์โดยคอมพิวเตอร์จะมีลักษณะแบบแบ่งช่วง หรือเป็นสัญญาณที่ถูกแซมปลิง (Sampling) เข้ามา ดังนั้นจึงได้มีพัฒนาการวิเคราะห์การแปลงเวฟเล็ตแบบไม่ต่อเนื่องขึ้น (Discrete Wavelet Transform: DWT) โดยจะใช้ตัวกรองในกระบวนการแปลง ซึ่งถูกพัฒนาขึ้นโดย Mallat ในปี 1988 [14] ระเบียบวิธีการของ Mallat เป็นแบบแผนที่รู้จักกันในกลุ่มผู้ที่ทำการแปลงสัญญาณที่เรียกว่า การเข้ารหัสแบบ 2 ช่องสัญญาณย่อย (two-channel subband coder)

เพื่อให้ง่ายต่อความเข้าใจ ก่อนที่จะอธิบายทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วงจะขออธิบายถึงลักษณะของการวิเคราะห์สัญญาณแบบการวิเคราะห์สัญญาณแบบหลายระดับความละเอียด (Multiresolution Analysis) ก่อน ซึ่งการแปลงเวฟเล็ตจะมีคุณสมบัตินี้อยู่แล้ว

4.5.1 การวิเคราะห์สัญญาณแบบหลายระดับความละเอียด (Multiresolution Analysis)

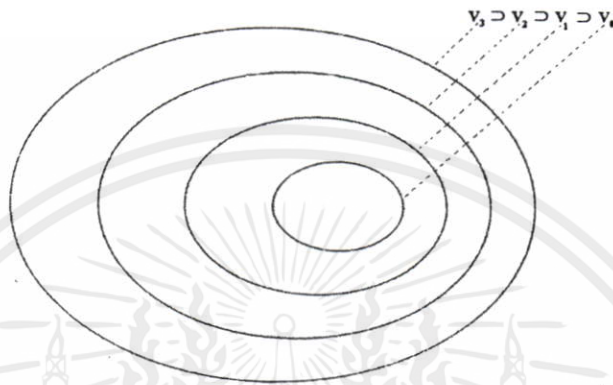
ในปริภูมิ $L_2(R)$ จะเป็นสเปซหรือปริภูมิของสัญญาณใดๆที่เกิดจากการรวมกันของสัญญาณพื้นฐานย่อยที่เรียกว่า basis function ภายในปริภูมิ $L_2(R)$ จะปรากฏปริภูมิย่อย (subspace) ของสัญญาณซ้อนทับกันอย่างต่อเนื่องดังสมการ 4.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\dots \subset V_{-2} \subset V_{-1} \subset V_0 \subset V_1 \subset V_2 \subset \dots \subset L_2(R) \quad (4.4)$$

หรือ

$$V_j \subset V_{j+1} \quad \text{for all } j \in \mathbb{Z} \quad (4.5)$$



รูปที่ 4.22 แสดงการซ้อนทับของปริภูมิย่อยที่มีฟังก์ชันสเกลลิ่งแผ่ทั่วปริภูมิ

สมมติให้ V_j เป็นสเปซของเวกเตอร์ที่มี j แสดงถึงระดับความละเอียด และจำนวนของ basis function ที่ประกอบขึ้นเป็นฟังก์ชันนั้น ถ้า j มีค่าสูงขึ้นก็แสดงว่าที่ระดับความละเอียดสูงขึ้นไปจะมีจำนวน basis function มากขึ้นด้วย สเปซของเวกเตอร์ที่มีความละเอียดสูงกว่าจะสามารถพิจารณาให้มีความละเอียดต่ำลงได้ และสามารถพิจารณาที่ระดับความละเอียดใดๆก็ได้ การโปรเจกต์สัญญาณจากระดับหนึ่งไปยังระดับที่ต่ำกว่าจะทำให้ข่าวสารหรือพลังงานของสัญญาณส่วนหนึ่งหายไป หรืออาจมองว่าแถบความถี่ของสัญญาณบางส่วนหายไป พลังงานหรือสัญญาณบางส่วนที่หายไปนี้จะถูกรวมใน Complementary subspace : W_j ซึ่งสามารถพิจารณาได้ดังสมการที่ 4.6

$$V_j + W_j = V_{j+1} ; j \in \mathbb{Z}; \mathbb{Z} = \text{เซตของจำนวนเต็ม} \quad (4.6)$$

จากคุณสมบัติของ Two scale property [15] ซึ่งเป็นการลดระดับความละเอียดของสัญญาณลงมาหนึ่งระดับ กล่าวคือสัญญาณที่อยู่ใน V_{j+1} จะมีความถี่เป็นสองเท่าของสัญญาณใน V_j

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูอาจารย์ใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าเมื่อ Z คือเซตของจำนวนเต็ม $f(x) \in V_j \Leftrightarrow f(2t) \in V_{j+1}, j \in \mathbb{Z} \quad (4.7)$
 หักแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การที่ฟังก์ชันพื้นฐานย่อยๆ (basis function) ประกอบกันเป็นสัญญาณการประมาณที่ระดับความละเอียด j ภายในสเปซ V_j จะเรียก basis function เหล่านี้ว่า “ฟังก์ชันสเกลลิง” (Scaling function: $\phi(t)$) ถ้าให้ปริภูมิอ้างอิง V_0 ปรากฏฟังก์ชันพื้นฐานต้นแบบ (basis function) จะได้ว่า

$$V_0 = \text{span}_k \{ \phi(t-k) \}, \quad k \in Z \quad (4.8)$$

จากสมการที่ 4.8 สามารถกำหนด basis function สำหรับปริภูมิย่อย V_j ได้โดยสมการที่ 4.9

$$\phi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \cdot \phi(2^j t - k); \quad j, k \in Z \quad (4.9)$$

โดยที่ $2^{j/2}$ เป็นการนอร์มอลไลซ์ (Normalized) ซึ่งมีเพื่อกำหนดให้ค่าพลังงานของฟังก์ชันพื้นฐานทุกๆ ฟังก์ชันในหลายๆ ปริภูมิย่อย V_j มีค่าเท่ากับหนึ่ง

ฟังก์ชันพื้นฐานที่เกิดขึ้นในปริภูมิย่อย V_j ใดๆ จะมีคุณสมบัติเชิงตั้งฉากปกติ (Orthonormal Property) ซึ่งจะหมายถึงผลของการ Inner Product ของเวฟเลตจะเป็นหนึ่งได้เมื่อเวฟเลตที่ระดับความละเอียดเดียวกันและตำแหน่งเดียวกันเท่านั้น

$$\langle \phi_{j,k}, \phi_{j,l} \rangle = \delta_{k,l}; \quad j, k, l \in ZZ \quad (4.10)$$

$$\delta_{k,l} = \begin{cases} 1, & k = l \\ 0, & k \neq l \end{cases} \quad (4.11)$$

ถ้าสมมติให้ $f(t) \in V_j$ จะสามารถแสดงฟังก์ชัน $f(t)$ ด้วยอนุกรม Scaling function ได้คือ

$$f(t) = \sum_k c_j(k) \cdot \phi_{j,k}(t); \quad j, k \in Z \quad (4.12)$$

เมื่อ $c_j(k)$ คือ Coarse Expansion Coefficients หรือสัมประสิทธิ์ที่คูณกับฟังก์ชันสเกลลิงที่ตำแหน่ง k ใดๆ ซึ่งสามารถหาค่าได้จาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องขออนุญาตเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$c_j(k) = \langle f(t), \phi_{j,k}(t) \rangle; \quad j, n \in Z \quad (4.13)$$

ดังนั้นเมื่อ $\phi(t) \in V_0$ และ $V_0 \subset V_1$ จะสามารถแสดง Scaling Function $\phi(t)$ ในรูปของการรวมเชิงเส้นของ $\sqrt{2}\phi(2t-n) \in V_1$ ได้ดังนี้

$$\phi(t) = \sum_n h(n) \cdot \sqrt{2}\phi(2t-n); \quad n \in \mathbb{Z}, h(k) \in L_2(\mathbb{Z}) \quad (4.14)$$

จากคุณสมบัติเชิงตั้งฉาก จะสามารถหาค่า $h(n)$ ได้จาก

$$h(n) = \langle \phi(t), \sqrt{2}\phi(2t-n) \rangle; \quad n \in \mathbb{Z} \quad (4.15)$$

จากสมการที่ 4.6 การวิเคราะห์สัญญาณที่ระดับความละเอียดต่ำลงจะทำให้พลังงานหรือสัญญาณบางส่วนหายไปอยู่ในสเปซอีกอันหนึ่งซึ่งเรียกว่า “สเปซของเวกเตอร์เวฟเล็ต” (Wavelet Vector Space: W_j) สเปซชนิดนี้จะคล้ายกับสเปซเวกเตอร์ V_j ซึ่งจะประกอบขึ้นจาก basis function ซึ่งจะเรียกว่า ฟังก์ชันเวฟเล็ต (Wavelet function: $\psi(t)$) และสามารถเขียนสมการฟังก์ชันเวฟเล็ตที่ระดับความละเอียดใดๆ ได้ดังนี้

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \cdot \psi(2^j t - k); \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (4.16)$$

ฟังก์ชันพื้นฐานที่เกิดขึ้นในปริภูมิย่อย W_j ใดๆ จะมีคุณสมบัติเชิงตั้งฉากปกติ (Orthonormal Property) จะได้ว่า

$$W_j = \text{span}_k \{ \psi_{j,k}(t) \}; \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (4.17)$$

$$\langle \psi_{j,k}(t), \psi_{j,l}(t) \rangle = \delta_{k,l}; \quad j, k, l \in \mathbb{Z} \quad (4.18)$$

$$\delta_{k,l} = \begin{cases} 1, & k=l \\ 0, & k \neq l \end{cases} \quad (4.19)$$

เนื่องจากปริภูมิ V_j และ W_j มีคุณสมบัติเป็นส่วนเติมเชิงตั้งฉากปกติซึ่งกันและกัน ดังนั้นความสัมพันธ์ระหว่างฟังก์ชันพื้นฐานในปริภูมิย่อย V_j และ W_j ใดๆคือ

จากคุณสมบัติเชิงตั้งฉากปกติสามารถหาค่า $g(n)$ ได้จาก

$$g(n) = \langle \psi(t), \sqrt{2}\phi(2t-n) \rangle; n \in Z \quad (4.24)$$

4.5.2 การแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วง

ถ้าพิจารณาให้ $f(t) \in L_2(R)$ และกำหนดให้ปริภูมิ $L_2(R)$ ถูกแยกออก (Decompose) เป็นปริภูมิย่อยถึงระดับ j แสดงโดยสมการ

$$L_2(R) = V_j \oplus W_j \oplus W_{j+1} \oplus \dots \oplus W_{-1} \oplus W_0 \oplus W_1 \oplus \dots; j \in Z \quad (4.25)$$

จากสมการที่ 4.25 แสดงให้เห็นว่าสัญญาณใดๆ $f(t) \in L_2(R)$ สามารถถูกกระจายออกในลักษณะของผลรวมของสัญญาณในสเปซย่อยที่ประกอบด้วยฟังก์ชันสเกลลิ่งกับสัญญาณในสเปซย่อยหลายๆชุดที่แต่ละชุดประกอบด้วยฟังก์ชันเวฟเล็ตที่มีการหดหรือการขยายความถี่ (Dyadic Wavelet) ดังนั้นสมการอนุกรมเวฟเล็ต (Wavelet Series Expansion) [16] สามารถแสดงได้ดังนี้

$$f(t) = \sum_k c_j(k) \phi_{j,k}(t) + \sum_k \sum_{j=j_0}^{\infty} d_j(k) \psi_{j,k}(t) \quad (4.26)$$

หรือ

$$f(t) = \sum_k c_j(k) 2^{j/2} \phi_{j,k}(2^j t - k) + \sum_k \sum_{j=j_0}^{\infty} d_j(k) 2^{j/2} \psi_{j,k}(2^j t - k) \quad (4.27)$$

การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการคำนวณค่าของกลุ่มย่อย $c_j(k)$ และ $d_j(k)$ (Coarse and Detail Expansion Coefficients) เพื่อใช้เป็นข้อมูลสำหรับการประมวลผลในขบวนการอื่นๆ เราเรียกวิธีการนี้ว่า “การแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วง” (Discrete Wavelet Transform: DWT)

เมื่อพิจารณาสัญญาณ $f(t) \in V_{j+1}$ ที่สามารถแสดงด้วยอนุกรมของ scaling function ในปริภูมิย่อย V_{j+1} ได้คือ

$$f(t) = \sum c_{j+1}(n) \cdot \phi_{j+1}; f(t) \in V_{j+1}, j, n \in Z \quad (4.28)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ “การใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น” ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการที่ 4.5 ดังนั้นสัญญาณ $f(t) \in V_{j+1}$ สามารถแสดงด้วยอนุกรมของ scaling และ wavelet function ในปริภูมิย่อย V_j และ W_j ได้โดยสมการ

$$\begin{aligned} f(t) &= \sum_k c_j(k) \phi_{j,k}(t) + \sum_k d_j(k) \psi_{j,k}(t) \\ &= \sum_k c_j(k) 2^{j/2} \phi(2^j t - k) + \sum_k d_j(k) 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \end{aligned} \quad (4.29)$$

ถ้า $\phi_{j,k}(t)$ และ $\psi_{j,k}(t)$ เป็น Orthonormal เราสามารถพิจารณาสัมประสิทธิ์การสเกลที่ระดับ j ได้ดังนี้

$$c_j(k) = \langle f(t), \phi_{j,k}(t) \rangle = \int f(t) 2^{j/2} \phi(2^j t - k) dt \quad (4.30)$$

จากสมการที่ 4.14 ถ้าให้ $t = 2^j t'$ แล้วแทนลงในสมการที่ 4.30 จะได้

$$c_j(k) = \int f(t) 2^{j/2} \sum_n h(n) \sqrt{2} \phi(2^{j+1} t' - 2k - n) dt' \quad (4.31)$$

เมื่อให้ $m = 2k + n$ จะได้

$$c_j(k) = \sum_m h(m - 2k) \int f(t) 2^{(j+1)/2} \phi(2^{j+1} t - m) dt \quad (4.32)$$

เมื่อพิจารณาสมการที่ 4.30 เราสามารถคำนวณหาค่า Coarse Expansion Coefficients ได้เป็น

$$c_j(k) = \sum_m h(m - 2k) c_{j+1}(m) \quad (4.33)$$

ในลักษณะเดียวกันเมื่อพิจารณาฟังก์ชันเวฟเลต เราสามารถคำนวณหาค่า Detail Expansion Coefficients ได้จากสมการ

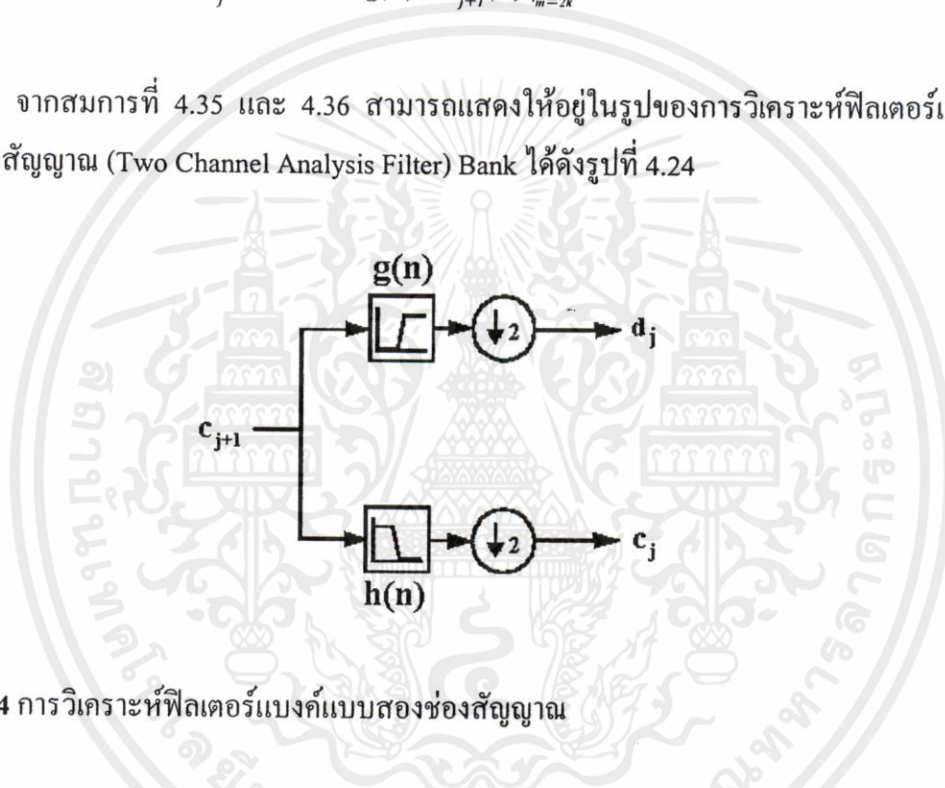
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ $d_j(k) = \sum_m g(m - 2k) c_{j+1}(m)$ นั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ (4.34) การคำนวณการคำนวณใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการที่ 4.31 และ 4.32 สามารถแสดงให้อยู่ในรูปของการคอนโวลูชัน (Convolution) กับผลตอบสนองอิมพัลส์ในส่วนของตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) และตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter) ได้ดังนี้

$$c_j(k) = h(m) * c_{j+1}(m)|_{m=2k} \quad (4.35)$$

$$d_j(k) = g(m) * c_{j+1}(m)|_{m=2k} \quad (4.36)$$

จากสมการที่ 4.35 และ 4.36 สามารถแสดงให้อยู่ในรูปของการวิเคราะห์ฟิลเตอร์แบงก์แบบสองช่องสัญญาณ (Two Channel Analysis Filter) Bank ได้ดังรูปที่ 4.24

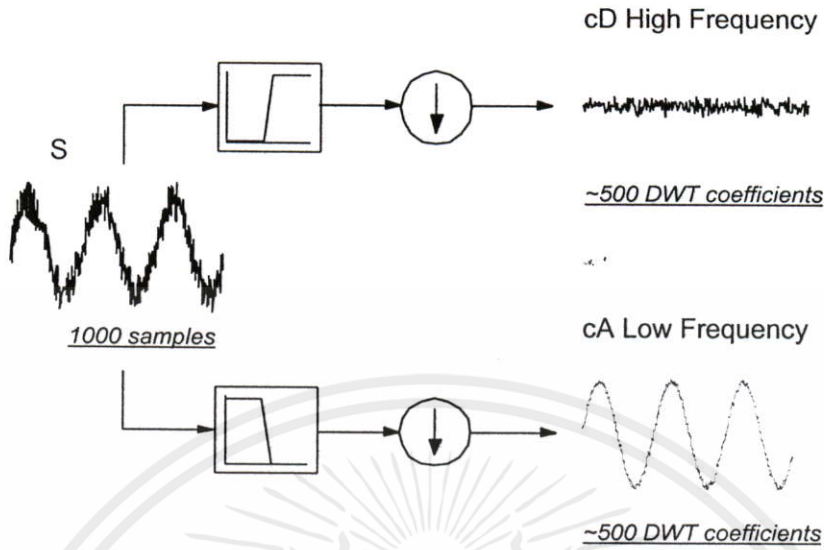


รูปที่ 4.24 การวิเคราะห์ฟิลเตอร์แบงก์แบบสองช่องสัญญาณ

สำหรับหลาย ๆ สัญญาณจะมีส่วนความถี่ต่ำเป็นส่วนสำคัญมากที่สุด ซึ่งจะให้ลักษณะของสัญญาณ ในทางตรงกันข้าม ส่วนความถี่สูงจะบอกความแตกต่างกัน เมื่อพิจารณาเสียงมนุษย์ ถ้าคุณย้ายส่วนความถี่สูงออก เสียงจะต่างออกไป แต่ยังคงรู้ว่าพูดอะไร อย่างไรก็ตามถ้าหากคุณย้ายส่วนความถี่ต่ำออกไปมากพอแล้วจะกลายเป็นเสียงพิมพ์เท่านั้น ดังนั้นการวิเคราะห์เวฟเล็ตจึงมักพูดถึงการประมาณค่า (Coarse) และรายละเอียด (Detail) ซึ่งค่าการประมาณจะเป็นส่วนของความถี่ต่ำ และค่ารายละเอียดจะเป็นส่วนของความถี่สูง ถ้าสร้างสัญญาณการแปลงสัญญาณเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วงในขั้นตอนนี้

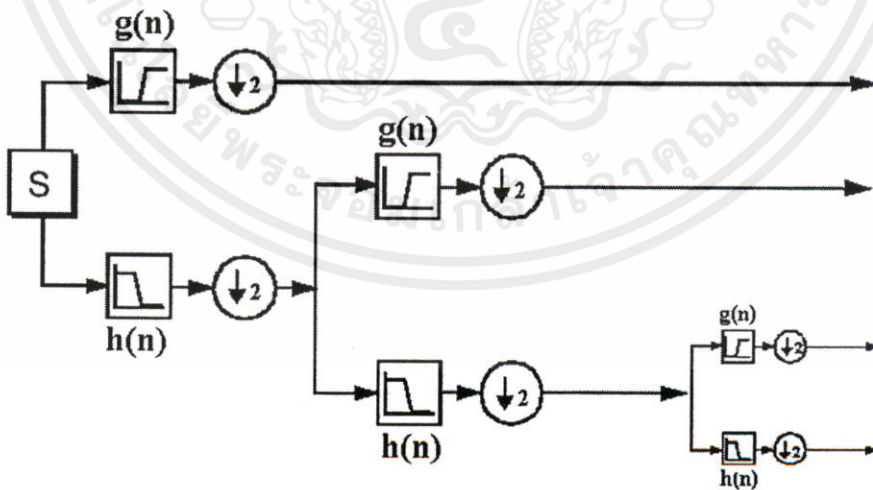
(1 ระดับการแปลง)เมื่อสัญญาณอินพุต 1000 แซมเปิ้ล สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.25 โดย cA จะเป็นค่าการประมาณ (Coarse) และ cD จะเป็นค่ารายละเอียด (Detail)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์และห้ามมิให้คัดลอกหรือเผยแพร่โดยไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.25 การแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วง 1 ระดับเมื่อสัญญาณอินพุตเท่ากับ 1000 แซมเปิล

เมื่อพิจารณาการแยกส่วนประกอบหลายระดับโดยการแยกส่วนประกอบที่สามารถกระทำซ้ำด้วยการประมาณค่าที่ต่อเนื่องตามระดับที่ต้องการ ยกตัวอย่างเช่นการแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วงที่ 3 ระดับการแปลงดังรูปที่ 4.26



รูปที่ 4.26 การแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วงที่ 3 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีซึ่งมหาวิทยาลัยเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.3 การแปลงกลับเวฟเลตแบบแบ่งช่วง (Inverse Discrete Wavelet Transform)

กลุ่มข้อมูลย่อย $c_j(k)$ และ $d_j(k)$ (Coarse and Detail Expansion Coefficients) ที่ได้จากการแปลงเวฟเลตแบบแบ่งช่วง สามารถที่จะสร้างกลับคืนได้อย่างสมบูรณ์โดยการแปลงกลับเวฟเลตแบบแบ่งช่วง (Inverse Discrete Wavelet Transform: IDWT) จากสมการที่ 4.33 และ 4.34

$$f(t) = \sum_k c_{j+1}(k) 2^{(j+1)/2} \phi(2^{j+1}t - k) \tag{4.37}$$

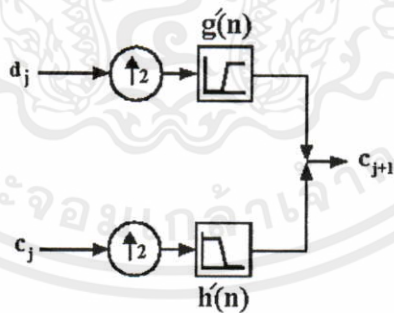
เมื่อแทนสมการที่ 4.14 และสมการที่ 4.23 ลงในสมการอนุกรมเวฟเลตสมการที่ 4.29 จะได้ว่า

$$f(t) = \sum_k c_j(k) \sum_n h(n) 2^{(j+1)/2} \phi(2^{j+1}t - 2k - n) + \sum_k d_j(k) \sum_n g(n) 2^{(j+1)/2} \phi(2^{j+1}t - 2k - n) \tag{4.38}$$

เราสามารถหาค่าสัมประสิทธิ์การแปลงกลับดังนี้

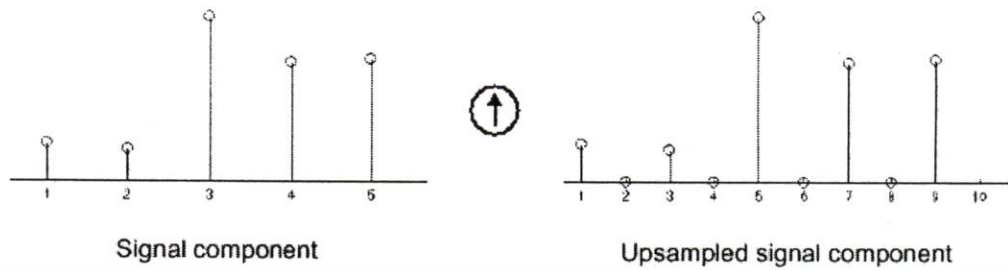
$$c_{j+1}(k) = \sum_m c_j(m) h(k - 2m) + \sum_m d_j(m) g(k - 2m) \tag{4.39}$$

สามารถแสดง Two Channel Synthesis Filter Bank ได้ดังรูปที่ 4.27



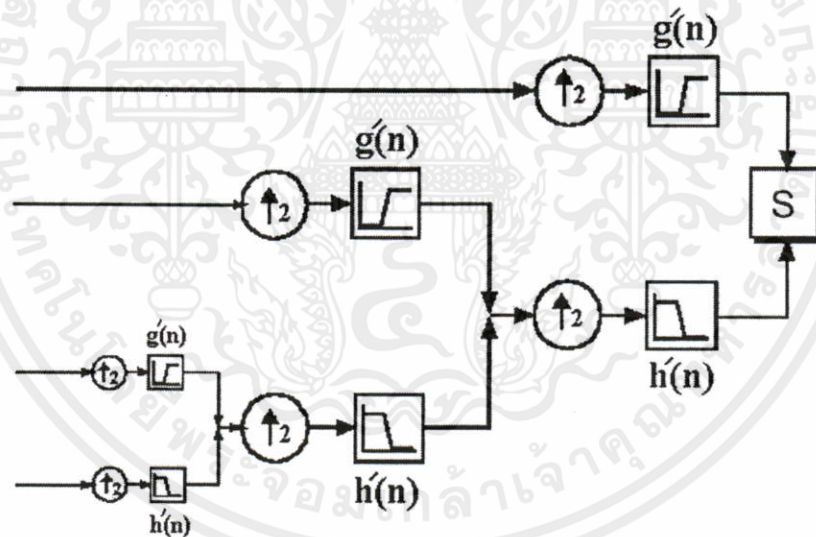
รูปที่ 4.27 การสังเคราะห์ฟิลเตอร์แบงค์แบบสองช่องสัญญาณ

กระบวนการสังเคราะห์หรือการสร้างกลับการแปลงเวฟเลตแบบแบ่งช่วงจะสร้างสัมประสิทธิ์เวฟเลตขึ้นมาใหม่ ซึ่งจะเป็นการเพิ่มการสุ่มตัวอย่างโดยกระบวนการต่อส่วนของสัญญาณให้ยาวขึ้น ไม่ว่าจะเป็นโดยการเติมศูนย์ระหว่างตัวอย่างดังรูปที่ 4.28 และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.28 การเพิ่มการสุ่มตัวอย่างในกระบวนการแปลงกลับแบบเต็มช่วง

เมื่อพิจารณาการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงกลับเวฟเล็ดแบบแบ่งช่วงแบบจะกระทำการสร้างกลับตามระดับการแปลงที่กำหนด ตัวอย่างเช่นการแปลงกลับแบบแบ่งช่วงที่ 3 ระดับก็สามารถทำได้ดังรูปที่ 4.29

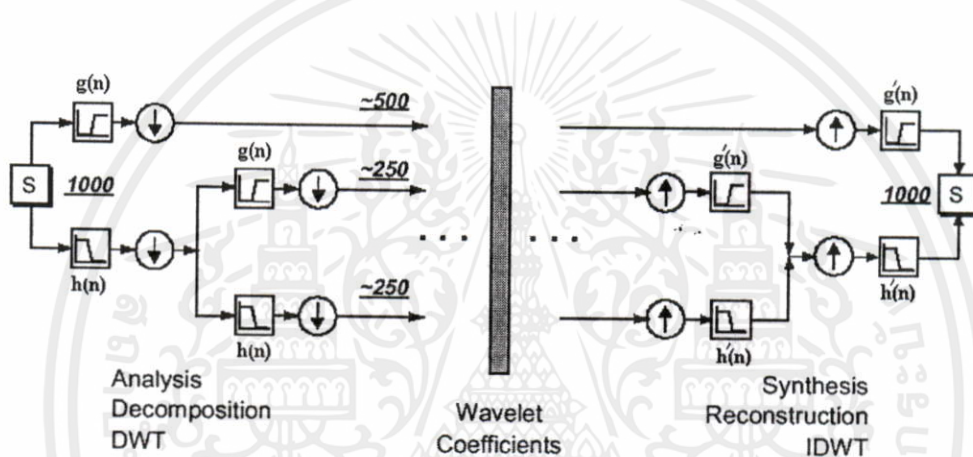


รูปที่ 4.29 การแปลงกลับเวฟเล็ดแบบแบ่งช่วงที่ 3 ระดับ

จากที่กล่าวมาข้างต้นจะพบว่าฟิลเตอร์แบงก์แบบสองช่องสัญญาณ (two channel filter banks) เป็นการแยกสัญญาณอินพุตออกเป็นสองส่วน โดยจะแบ่งเป็นส่วนของความถี่ต่ำและส่วนของความถี่สูง ซึ่งก็คือ $h(n)$ และ $g(n)$ ตามลำดับ สำหรับการสังเคราะห์การสร้างกลับก็จะมีฟิลเตอร์แบงก์แบบสองช่องสัญญาณที่เป็นส่วนของความถี่ต่ำและส่วนของความถี่สูงซึ่งก็คือ $h'(n)$ และ $g'(n)$ ตามลำดับ

ในส่วนการวิเคราะห์สัญญาณในส่วนความถี่ต่ำ $h(n)$ และความถี่สูง $g(n)$ กับส่วนการสังเคราะห์การ สร้างกลับความถี่ต่ำ $h'(n)$ และความถี่สูง $g'(n)$ จะมีความสัมพันธ์กันในลักษณะที่เรียกว่า Quadrature mirror filters สำหรับเทคนิคในการออกแบบตัวกรองที่นำไปใช้ในการแปลงเวฟเลตนั้นจะใช้คณิตศาสตร์ชั้นสูงในการออกแบบซึ่งกล่าวไว้ใน [17] (วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้้นำผลตอบสนองอิมพัลส์ของเวฟเลตเชิงตั้งฉากแต่ละชนิดที่มีผู้ออกแบบและวิจัยมาก่อนหน้านี้นี้มาใช้ สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพการลดข้อมูลเช่น Daubechies, Symmlet และ Coiflet เป็นต้น)

เมื่อพิจารณากระบวนการแปลงเวฟเลตแบบแบ่งช่วงจะสามารถแสดงกระบวนการวิเคราะห์ – สังเคราะห์เวฟเลต แบบหลายขั้นตอนได้ดังรูปที่ 4.30



รูปที่ 4.30 กระบวนการวิเคราะห์-สังเคราะห์การแปลงเวฟเลตแบบแบ่งช่วงที่มีหลายขั้นตอน เมื่อสัญญาณอินพุตเท่ากับ 1000 แซมเปิล

การเลือกชนิดของเวฟเลตเพื่อนำมาใช้ในการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วยสามารถทำได้โดยการกำหนดค่าผลตอบสนองอิมพัลส์ (Impulse Response) ในส่วนของความถี่ต่ำ $h(n)$ และความถี่สูง $g(n)$ ซึ่งค่าผลตอบสนองอิมพัลส์ $h(n)$ ของเวฟเลตแต่ละชนิดและความสัมพันธ์ระหว่างผลตอบสนองอิมพัลส์ $h(n)$, $g(n)$, $h'(n)$ และ $g'(n)$ สามารถหาได้จากสมการที่ 4.40 ถึงสมการที่ 4.41

$$h(n) = (-1)^n g(n), \quad n \in R \quad (4.40)$$

$$h'(n) = (-1)^{n+1} g(n), \quad n \in R \quad (4.41)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเชิงวิชาการเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่น การค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6 การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ (Wavelet Packet)

เวฟเล็ตแพ็คเกจเป็นวิธีการที่ประยุกต์มาจากวิธีการแปลงเวฟเล็ตมาตรฐานทั่วไปซึ่งคิดค้นโดย Dr. Ronald A. Coifman แห่งมหาวิทยาลัย Yale [18] วิธีการ wavelet packet จะทำการแยกส่วนประกอบ wavelet ที่ให้ขอบเขตที่เป็นไปได้ที่มีค่าสำหรับการวิเคราะห์

4.6.1 การสร้าง Wavlet Packets

เวฟเล็ตแพ็คเกจสามารถสร้างได้อย่างง่ายดายเมื่อใช้ orthogonal wavelet เราเริ่มด้วย 2 ตัวกรองที่มีความยาว $2N$ ซึ่งกำหนดให้เป็นพารามิเตอร์ $h(n)$ และ $g(n)$ ซึ่งสอดคล้องกับชนิดของเวฟเล็ต เราสามารถอธิบายลำดับของฟังก์ชัน ($W_n(x), n=0,1,2,\dots$) โดย

$$W_{2n}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} h(k) W_n(2x-k) \quad (4.42)$$

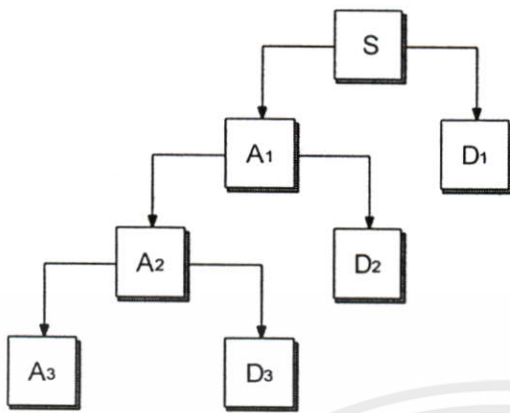
$$W_{2n+1}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} g(k) W_n(2x-k) \quad (4.43)$$

เมื่อ $W_0(x) = \phi(x)$ เป็นฟังก์ชันสเกลลิง (Scaling function) และ $W_1(x) = \psi(x)$ เป็นฟังก์ชันเวฟเล็ต (Wavelet function)

4.6.2 การวิเคราะห์เวฟเล็ตแพ็คเกจ (Wavelet Packet Analysis)

ในการวิเคราะห์เวฟเล็ตจะแตกออกเป็นค่าโดยประมาณ (Approximate) และค่ารายละเอียด (Detail) ซึ่งค่าโดยประมาณจะแยกตัวมันเองออกเป็นค่าโดยประมาณและค่ารายละเอียดในระดับที่สอง แล้วกระบวนการจะถูกระงับโดยจะแยกค่าโดยประมาณจนถึงระดับที่กำหนด ยกตัวอย่างเช่นถ้าเราทำการวิเคราะห์ wavelet ที่ 3 ระดับการแปลงก็จะปรากฏดังรูปที่ 4.31

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

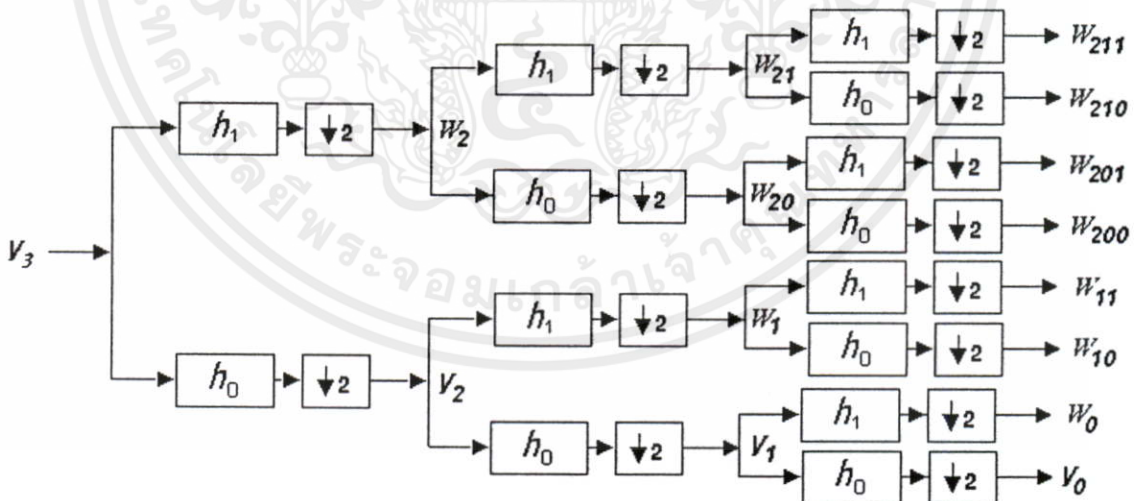


สัญญาน S สามารถแสดงได้ดังนี้

$$\begin{aligned}
 S &= A_1 + D_1 \\
 &= A_2 + D_2 + D_1 \\
 &= A_3 + D_3 + D_2 + D_1
 \end{aligned}$$

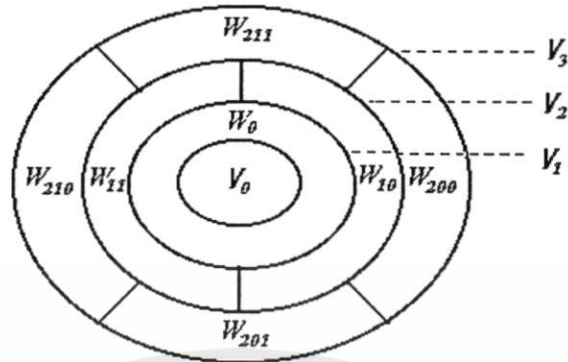
รูปที่ 4.31 การแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วยที่ 3 ระดับ

ระบบเวฟเล็ตแพ็คเกจจะแตกเป็นค่าโดยประมาณ (Approximate) และค่ารายละเอียด (detail) ซึ่งค่าโดยประมาณจะเป็นส่วนประกอบความถี่ต่ำและค่ารายละเอียดจะเป็นส่วนประกอบความถี่สูง การวิเคราะห์ wavelet packet จะสามารถแยกส่วนของค่าโดยประมาณและส่วนของค่ารายละเอียดออกได้ดีพอๆกัน [17] ถ้าเราทำการวิเคราะห์ wavelet packet แบบ Full binary tree ที่ 3 ระดับ การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจจะปรากฏดังรูปที่ 4.32



รูปที่ 4.32 เวฟเล็ตแพ็คเกจแบบ Full binary tree ที่ 3 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังเป็นข้อมูลเบื้องต้นและข้อมูลอ้างอิงจากเอกสารที่ผู้จัดทำไปใช้
 เราสามารถแสดงการแตก Vector space สำหรับระบบ Full wavelet packet ได้ดังรูปที่ 3.33



รูปที่ 4.33 การแยก Vector Space สำหรับระบบ Full Wavelet Packet

ในการวิเคราะห์เวฟเล็ตแพ็คเกจเราสามารถแสดงสัญญาณ S ได้หลายรูปแบบยกตัวอย่างเช่น

$$S = AA2 + ADA3 + DDA3 + D1$$

$$S = A1 + AAD3 + DAD3 + DD2$$

$$S = AA2 + DA2 + AAD3 + ADA3 + DD2$$

$$S = AAA3 + DAA3 + DA2 + AAD3 + DAD3 + DD2$$

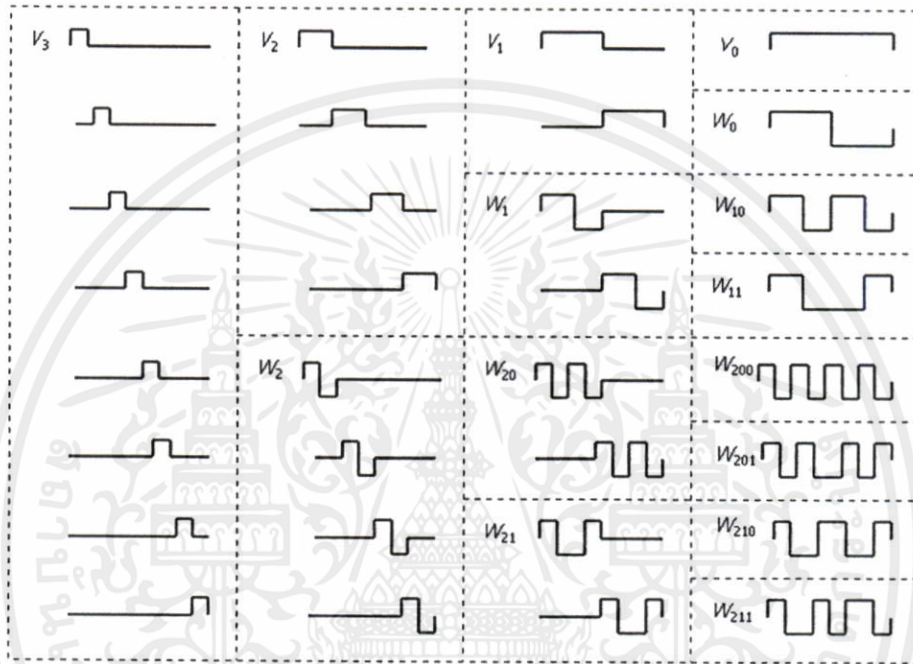
⋮

ซึ่งในตัวอย่างที่แสดงนี้ในการแปลงเวฟเล็ตมาตรฐานทั่วไปไม่สามารถแสดงได้ การแสดงสัญญาณ S โดยการรวมส่วนของ translations ที่เป็นไปได้ทั้งหมดในเวลาและ dilation ในสเกลสำหรับ wavelet packet จะมีค่าเป็นไปได้เท่ากับ $J \cdot 2^J$ รูปแบบ [18] เมื่อ J คือระดับการแปลง ยกตัวอย่างเช่น $J = 3$ ดังนั้นการแสดงสัญญาณ S สามารถมีแนวทางที่เป็นไปได้ทั้งหมด 24 รูปแบบในการเลือกใช้รูปแบบที่เหมาะสมสำหรับการแสดงสัญญาณที่ให้นั้นจะใช้การวัดค่าข้อมูล (Information Cost Measure) การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจหาส่วนประกอบพื้นฐานย่อยๆ (basis) ที่เหมาะสมได้ภายใต้เงื่อนไขฟังก์ชันค่าที่กำหนด ส่วนมากเงื่อนไขฟังก์ชันค่าที่กำหนดมักจะสัมพันธ์กับค่าเอนโทรปี ค่าความเพี้ยนและค่าอัตราบิต (bit rate) การเลือกแพ็คเกจสัญญาณพื้นฐานย่อย (the best wavelet packet basis) นี้จะนำมาใช้เพื่อการแสดงสัญญาณให้มีประสิทธิภาพและสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการลดขนาดได้ดี

การเลือกการแยกส่วนประกอบที่ดีที่สุดโดยใช้เงื่อนไขฟังก์ชันค่าที่กำหนดเพื่อใช้สำหรับการแสดงสัญญาณให้มีประสิทธิภาพนี้ เราเรียกว่า “the best adapted wavelet packet” ขั้นตอนในการหา the best adapted wavelet packet นี้ ขั้นแรกจะทำการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจแบบ Full binary tree ตามระดับ

ที่กำหนดแล้วใช้ฟังก์ชันการวัดค่ามาใช้ในการเลือก basis function ที่ดีที่สุดสำหรับการแสดงสัญญาณที่
ให้มา (Present of data)

เพื่ออำนวยความสะดวกเข้าใจเราจะแสดงตัวอย่างระบบ Harr Wavelet Packet ที่มีการแยกเวกเตอร์สเปซ
สำหรับ scaling function และ wavelet function ได้ดังรูปที่ 4.34



รูปที่ 4.34 เวฟเล็ตแพ็คเกจแบบฮาร์

4.6.3 ฟังก์ชันการวัดค่าข้อมูล (Information Cost Measure)

เพื่อให้ได้การกระจายแบนด์ย่อย (subband) ที่ต้องการใช้ในการแสดงสัญญาณให้มีประสิทธิภาพมากที่สุด สิ่งหนึ่งที่ใช้ในการแสดงสัญญาณให้มีประสิทธิภาพสามารถทำได้โดยการลดค่าข้อมูลที่จะทำการวัดให้น้อยที่สุดโดยสอดคล้องกับเวฟเลทแพ็คเกจของสัญญาณ โดยทั่วไปการวัดค่าข้อมูลต่างๆ เช่น การวัดค่าของเอนโทรปี ความเพี้ยนและค่าที่มีความสอดคล้องกันระหว่างอัตราบิท และความเพี้ยนนี้มักจะนำไปประยุกต์ใช้สำหรับการลดขนาดภาพและสัญญาณ ในบทความนี้ได้ใช้ฟังก์ชันค่า Lagrangian [19] ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่มีความสอดคล้องกันระหว่างอัตราบิทและความเพี้ยนมาใช้ในการหาค่า wavelet packet basis ที่ดีที่สุดเพื่อให้สัญญาณที่ผ่านการลดขนาดมีประสิทธิภาพมากที่สุด ฟังก์ชันค่า Lagrangian สามารถอธิบายได้ดังนี้

ไม่ว่ากรณีใดก็ตาม ผู้อ่านต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$J(\text{node}) = \min_q [D(\text{node}) + \lambda R(\text{node})] \quad (4.44)$$

เมื่อ

λ = The Lagrange multiplier ($\lambda \geq 0$) [5]

$D(\text{node})$ = ความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (Total squared error distortion)

R = จำนวนบิต (Numbers of bits.)

ความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสองสามารถอธิบายได้โดย

$$D = \sum_{i=1}^n (X(i) - \hat{X}(i))^2 \quad (4.45)$$

จากสมการที่ 4.44 จะพบว่าค่าความเพี้ยนกำลังสองนี้จะสอดคล้องกับค่า PRD โดย

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x(i) - \hat{x}(i))^2}{\sum_{i=1}^n x^2(i)}} \times 100 \quad (4.46)$$

$$D = \left(\left[\frac{PRD^2}{100} \right] \times \sum_{i=1}^n (x(i))^2 \right) \quad (4.47)$$

ค่าฟังก์ชัน M ที่ต้องการหาค่าจากความสัมพันธ์ $M(a) = M(a)+M(b)$ และ $M(0)=0$ เรียกว่า การวัด additive ของข้อมูลบน I^2 เช่นการวัดค่า M ของลำดับ เป็นค่า $\log I^2$:

$$L(x) = -\sum_i |x_i|^2 \ln |x_i|^2 \quad (4.48)$$

และจำนวนของสัมประสิทธิ์ $N_{\mathcal{E}}$ ที่มากกว่าค่าเทรชโฮล (Threshold) $T_{\mathcal{E}}$ อธิบายได้เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกหรือเผยแพร่เอกสารทุกครั้งที่มีการนำ (4.49)

$$N_{\mathcal{E}} = \{x_{ij} \mid x_{ij}^2 > T_{\mathcal{E}}, x_{ij} \in S_{\omega}\}$$

เมื่อ S_{ω} เป็นลำดับของสัมประสิทธิ์หลังการแปลงเวฟเลตที่เกิดด้วยค่า Basis ω ที่ต้องการและค่า Threshold อธิบายโดย

$$T\varepsilon = \varepsilon \exp(-L(x)/\|x\|^2) = \varepsilon T_{\text{avg}}, \quad (4.50)$$

เมื่อ ε เป็นค่าคงตัว Scaling ซึ่งสอดคล้องกับรูปแบบของการควอนไทซ์ เทอม $\exp(-L(x)/\|x\|^2)$ มีความสัมพันธ์โดยตรงกับค่าพลังงานเฉลี่ยของสัมประสิทธิ์ค่ามากเช่น

$$\|x\|^2 / \exp(-H(x)) \quad (4.51)$$

เมื่อ

$$H(x) = -\sum_j P_j \ln P_j, \quad P_j = |x_j|^2 / \|x\|^2 \quad (4.52)$$

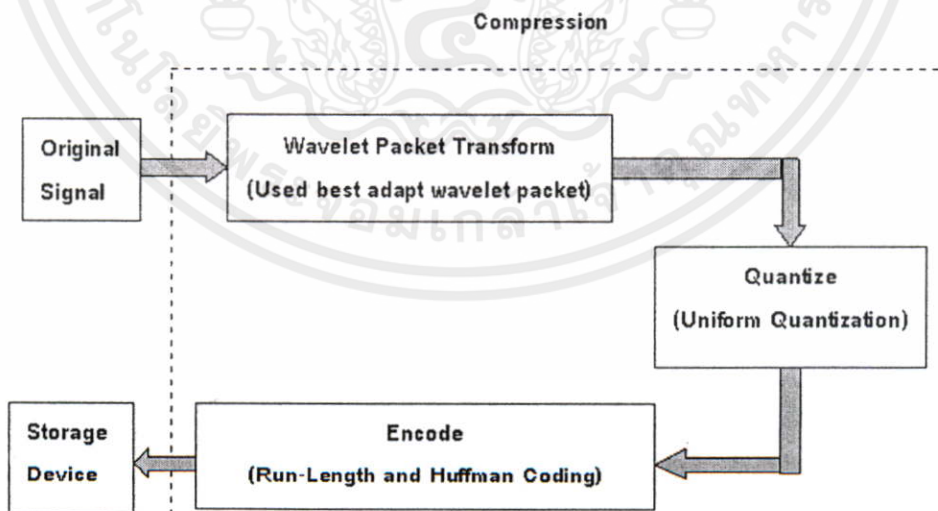
สมการที่ 4.51 ได้แสดงพลังงานเฉลี่ยและพลังงานเอนโทรปีของสัญญาณ $X = \{x_0, x_1, \dots, x_n\}$ ตามลำดับ และสมการที่ 4.52 สามารถใช้สำหรับการหาวฟเลตที่เกิดสัญญาณพื้นฐานย่อยๆ ที่ดีที่สุดได้ การวัดค่าข้อมูลในลักษณะนี้เป็นการวัดค่าเอนโทรปีในการหาฟเลตที่เกิดสัญญาณพื้นฐานย่อยๆ ที่ดีที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

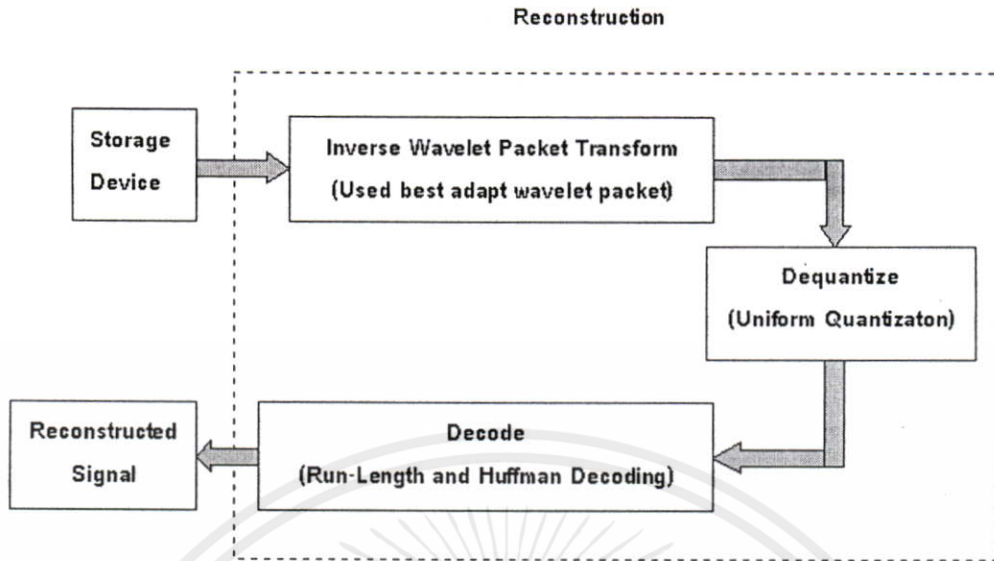
การลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ

หลักการลดขนาดข้อมูลภาพและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอยู่เดิมจะใช้วิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย ซึ่งจะนำเอาส่วนของสัญญาณที่ผ่านการควอนไทซ์มาลดพลังงาน (Energy) ให้ต่ำลงและแบ่งสัญญาณออกเป็นช่วงๆ จึงทำให้เกิดความผิดพลาดในส่วนของรอยต่อ เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวนี้จึงได้มีการพัฒนาการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วยขึ้นมาแต่การลดข้อมูลด้วยหลักการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform) นั้นจะกำหนด basis function ที่ใช้สำหรับแสดงข้อมูลที่ให้มา ทำให้เมื่อนำมาใช้ในการลดขนาดข้อมูลบางข้อมูลที่ให้มาจะมีประสิทธิภาพไม่ดีเท่าที่ควรเนื่องจากแต่ละสัญญาณมีคุณสมบัติแตกต่างกัน

ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ใช้หลักการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจสำหรับลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยจะทำการปรับเพื่อหาฟังก์ชันพื้นฐานย่อย (basis function) ที่ดีที่สุดสำหรับข้อมูลที่ให้มาโดยจะทำการวัดค่าข้อมูลต่างๆ เช่น ค่าเอนโทรปี ค่าอัตราบิตและค่าความเพี้ยนที่น้อยที่สุดเพื่อหา the best basis function ทำให้เมื่อกระทำการลดขนาดข้อมูลแล้วจะมีประสิทธิภาพดี กระบวนการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ในแต่ละ subband จะใช้การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มและการเข้ารหัสแบบรันเลนส์และฮัฟแมน ซึ่งสามารถแสดงดังรูปที่ 5.1 และ 5.2



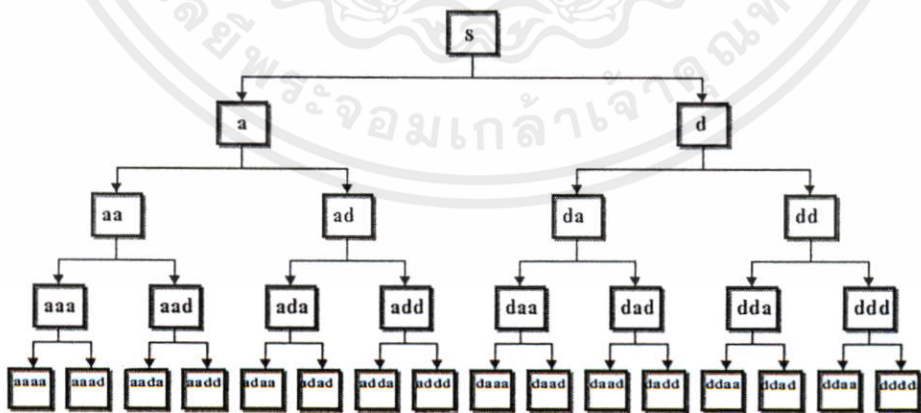
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
รูปที่ 5.1 กระบวนการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เวฟเล็ตแพ็คเกจ



รูปที่ 5.2 กระบวนการสร้างกลับข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เวฟเล็ตแพ็คเกจ

กระบวนการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากรูปที่ 5.1 นั้นจะเริ่มจากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบมาผ่านกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจซึ่งกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจนี้จะทำการหา the best wavelet packet tree สำหรับข้อมูลที่ให้มา ซึ่งกระบวนการหา the best wavelet packet tree นี้สามารถอธิบายได้ดังนี้

- ขั้นแรกจะทำการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจที่สมบูรณ์ (Complete Wavelet Packet Tree) ที่ 4 ระดับดังรูปที่ 5.3



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 5.3 การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจแบบสมบูรณ์ที่ 4 ระดับ
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ขั้นตอนที่สองทำการควอนไทซ์แต่ละโหนดโดยแบ่งระดับการควอนไทซ์ออกเป็น 3 ระดับคือต่ำ ปานกลาง และสูง
- หาค่าความเพี้ยนและจำนวนบิตในแต่ละโหนดโดยค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสองเท่ากับสมการที่ 5.1 ดังนี้

$$D = \sum_{i=1}^n (x(i) - \hat{x}(i))^2 \quad (5.1)$$

$$D = \left[\left[\frac{PRD^2}{100} \right] \cdot \sum_{i=1}^n (x(i))^2 \right] \quad (5.2)$$

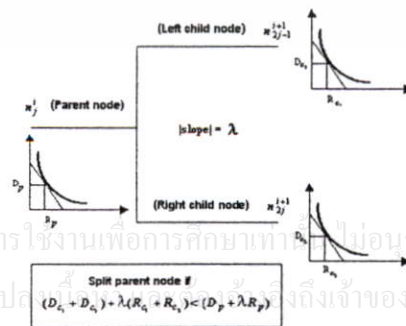
เมื่อ $x(i)$ และ $\hat{x}(i)$ คือสัญญาณต้นแบบ และสัญญาณที่ได้จากการสร้างกลับตามลำดับ

ส่วนจำนวนบิตสามารถหาค่าได้จากสมการที่ 5.3 ดังนี้

$$\Delta = \frac{Q}{2^R} \quad (5.3)$$

เมื่อ Δ คือระดับในการควอนไทซ์ Q คือค่าพิสัย (Dynamic Range) และ R คือบิตที่ใช้สำหรับควอนไทซ์ (bit/sample)

- ขั้นตอนที่สามหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเพี้ยนเฉลี่ยยกกำลังสองและค่าจำนวนบิตโดยใช้ฟังก์ชันค่า Lagrangian ที่น้อยที่สุดในแต่ละโหนดด้วยค่า λ ที่เหมาะสม
- ขั้นตอนที่สี่ หา the best wavelet packet tree โดยการเปรียบเทียบฟังก์ชันค่า Lagrangian ที่น้อยที่สุดที่โหนดแม่กับฟังก์ชันค่า Lagrangian ที่น้อยที่สุดที่โหนดลูกสองโหนดบวกกัน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกหรือเผยแพร่ข้อมูลนี้ถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

If parent $J(n_j^i) > J(n_{2j-1}^{i+1}) + J(n_{2j}^{i+1})$ child then

Split parent node

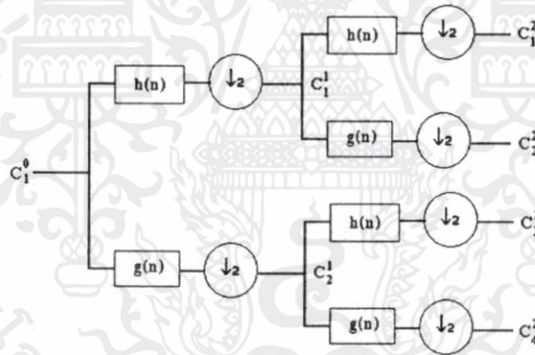
Else

Merge child node

End

- เมื่อหา the best wavelet packet ได้แล้วก็จะนำสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตมาทำการควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม (Uniform Quantize) และเข้ารหัส Run-Length และ Huffman ต่อไป

จากขั้นตอนต่างๆซึ่งได้กล่าวมาข้างต้นสามารถยกตัวอย่างประกอบเพื่อสร้างความเข้าใจได้ดังนี้ ตัวอย่างที่ 5.1 สมมุติว่าข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอยู่ 4 แซมเปิ้ลคือ [168 100 -94 40] เมื่อผ่านการแปลงเวฟเล็ตแบบสมบรูณ์ที่ 2 ระดับด้วยเวฟเล็ตตระกูล Haar จะได้ค่าสัมประสิทธิ์การแปลงเป็นดังนี้



รูปที่ 5.4 การแปลงเวฟเล็ตแบบสมบรูณ์ที่ 2 ระดับ

168	188.09	116.5
98	-23.33	-149.5
-64	-49.49	82.5
31	67.17	12.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เผยแพร่โดยไม่หวังผลตอบแทนไปมอบคุณแก่ผู้ไปใช้ประโยชน์ในการค้า
ไม่ว่ากรณีใดก็ตามหากทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
5.4 จะมีค่าดังนี้

$$C_1^0 = [168, 98, -64, 31]$$

$$C_1^1 = [188.09, -23.33]$$

$$C_2^1 = [-49.49, 67.17]$$

$$C_1^2 = [116.5]$$

$$C_2^2 = [-149.5]$$

$$C_3^2 = [82.5]$$

$$C_4^2 = [12.5]$$

ในตัวอย่างนี้จะกำหนดให้ระดับการควอนไทซ์ (Step size) มี 3 ระดับคือ {1 4 16} ซึ่งสามารถหาค่าความเพี้ยนและจำนวนบิตของแต่ละโหนดได้ดังนี้

1. สัมประสิทธิ์ $C_1^0 = [168, 98, -64, 31]$

เมื่อ step size = 1 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $8 \times 4 = 32$ บิต

step size = 4 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 5

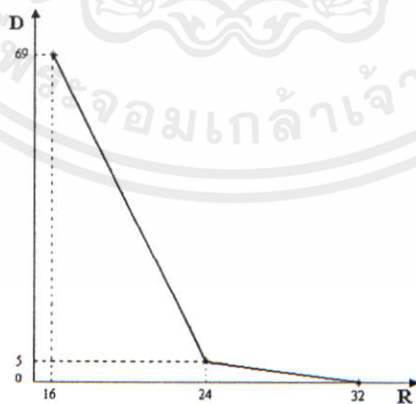
จำนวนบิต (R) เท่ากับ $6 \times 4 = 24$ บิต

step size = 16 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 69

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $4 \times 4 = 16$ บิต

นำค่า R, D ของแต่ละ step size มาพล็อตจะได้ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

2. สัมประสิทธิ์ $C_1^1 = [188.09, -23.33]$ ไม่ว่ากรณีใดๆ ห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ $\text{step size} = 1$ จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.117

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $8 \times 2 = 16$ บิต

$\text{step size} = 4$ จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.457

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $6 \times 2 = 12$ บิต

$\text{step size} = 16$ จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 69.017

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $4 \times 2 = 8$ บิต

นำค่า R, D ของแต่ละ step size มาพล็อตจะได้ดังนี้



3. สัมประสิทธิ์ $C_2^1 = [-49.49, 67.17]$

เมื่อ $\text{step size} = 1$ จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.269

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $8 \times 2 = 16$ บิต

$\text{step size} = 4$ จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 2.909

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $6 \times 2 = 12$ บิต

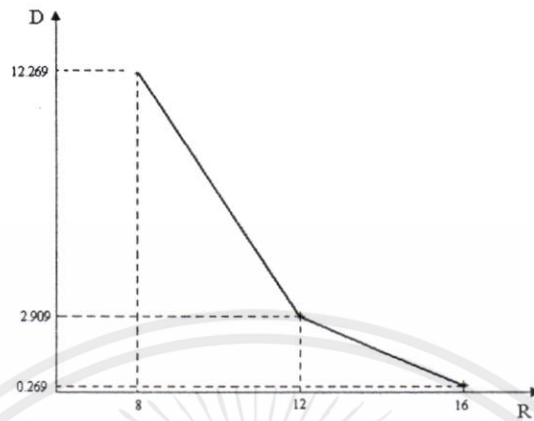
$\text{step size} = 16$ จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 12.269

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $4 \times 2 = 8$ บิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำค่า R, D ของแต่ละ step size มาพล็อตจะได้ดังนี้



4. สัมประสิทธิ์ $C_1^2 = [116.5]$

เมื่อ step size = 1 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $8 \times 1 = 8$ บิต

step size = 4 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.25

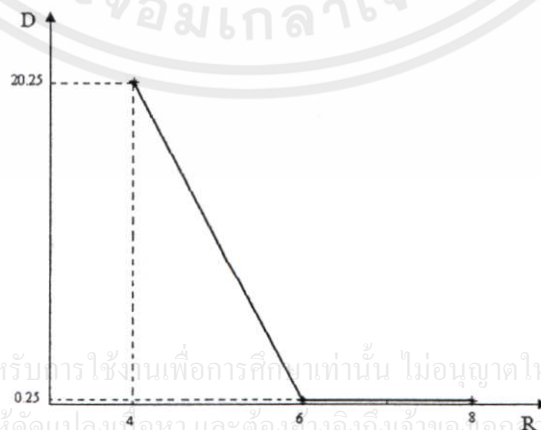
จำนวนบิต (R) เท่ากับ $6 \times 1 = 6$ บิต

step size = 16 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 20.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $4 \times 1 = 4$ บิต

นำค่า R, D ของแต่ละ step size มาพล็อตจะได้ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. สัมประสิทธิ์ $C_2^2 = [-149.5]$

เมื่อ **step size = 1** จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $8 \cdot 1 = 8$ บิต

step size = 4 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 2.25

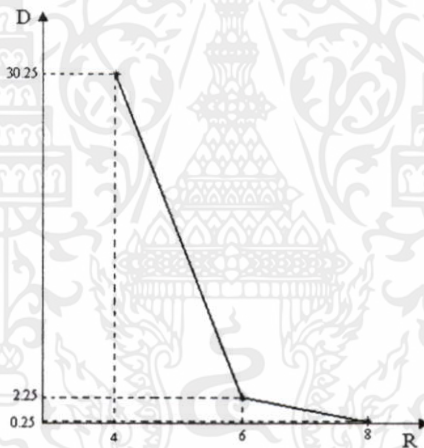
จำนวนบิต (R) เท่ากับ $6 \cdot 1 = 6$ บิต

step size = 16 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 30.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $4 \cdot 1 = 4$ บิต

นำค่า R, D ของแต่ละ step size มาพล็อตจะได้ดังนี้



6. สัมประสิทธิ์ $C_3^2 = [82.5]$

เมื่อ **step size = 1** จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $8 \cdot 1 = 8$ บิต

step size = 4 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 2.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $6 \cdot 1 = 6$ บิต

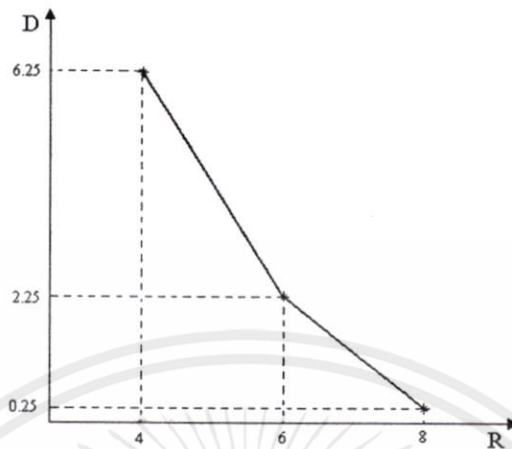
step size = 16 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 6.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $4 \cdot 1 = 4$ บิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำค่า R, D ของแต่ละ step size มาพล็อตจะได้ดังนี้



7. สัมประสิทธิ์ $C_4^2 = [12.5]$

เมื่อ step size = 1 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 0.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $8 \cdot 1 = 8$ บิต

step size = 4 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 2.25

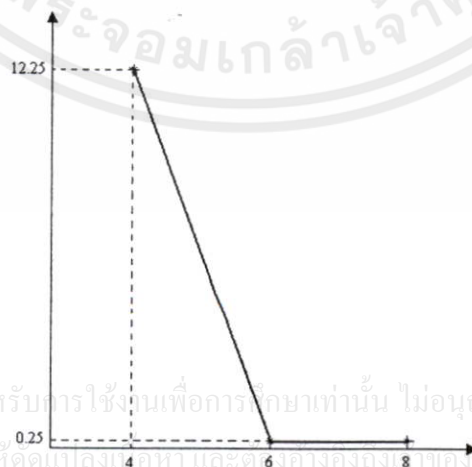
จำนวนบิต (R) เท่ากับ $6 \cdot 1 = 6$ บิต

step size = 16 จะได้

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยกำลังสอง (D) เท่ากับ 12.25

จำนวนบิต (R) เท่ากับ $4 \cdot 1 = 4$ บิต

นำค่า R, D ของแต่ละ step size มาพล็อตจะได้ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการหาค่า R, D ของแต่ละ step size ในแต่ละ โหนดแล้วขั้นตอนต่อไปจะทำการหาค่า ฟังก์ชัน Lagrangian ที่น้อยที่สุดในแต่ละ โหนดด้วยค่า λ ที่เหมาะสม ทั้งนี้การหาค่า λ ที่เหมาะสมจะเป็นการเลือกระดับการควอนไทซ์ของแต่ละ โหนดด้วย การหาค่า λ ที่เหมาะสมสามารถกระทำได้ดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 กำหนดจำนวนบิตที่ต้องการเท่ากับ R_{budget} และกำหนดค่า λ_0 ต่ำสุดให้มีค่าเท่ากับ λ_l และให้ค่า λ_∞ ที่มากที่สุดเท่ากับ λ_u โดยที่

$$\sum_i R_i(\lambda_u) \leq R_{budget} \leq \sum_i R_i(\lambda_l)$$

ขั้นตอนที่ 2 กำหนดค่า λ_{next} ได้โดย

$$\lambda_{next} \leftarrow |(\sum_i [D_i(\lambda_l) - D_i(\lambda_u)]) / (\sum_i [R_i(\lambda_l) - R_i(\lambda_u)])|$$

ขั้นตอนที่ 3 พิจารณาการลู่เข้าโดยการเปรียบเทียบค่าจำนวนบิตเพื่อหาค่า λ ที่เหมาะสมหรือ λ^* ได้ดังนี้

ถ้า $\sum_i R_i(\lambda_{next}) = R_{budget}$ ดังนั้นจะได้ λ ที่เหมาะสมมีค่าเท่ากับ λ_{next}

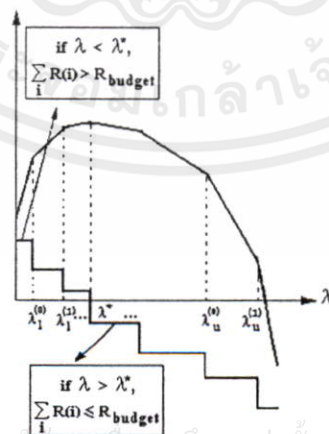
ถ้า $\sum_i R_i(\lambda_{next}) = R_u$ ดังนั้นจะได้ λ ที่เหมาะสมมีค่าเท่ากับ λ_{next}

ถ้า $\sum_i R_i(\lambda_{next}) = R_l$ ดังนั้นจะได้ λ ที่เหมาะสมมีค่าเท่ากับ λ_{next} แต่

ถ้า $\sum_i R_i(\lambda_{next}) > R_{budget}$ ก็ให้ $\lambda_l = \lambda_{next}$ แล้วกลับไปทำขั้นตอนที่ 2 และ 3 นี้ไปเรื่อยๆจน

กว่าจะได้ λ ที่เหมาะสมแต่ถ้าเป็นกรณีอื่นๆซึ่งก็คือ $\sum_i R_i(\lambda_{next}) < R_{budget}$ ก็ให้

$\lambda_u = \lambda_{next}$ แล้วกลับไปทำขั้นตอนที่ 2 และ 3 นี้ไปเรื่อยๆจนกว่าจะได้ λ ที่เหมาะสม



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.5 การลู่เข้าเพื่อหาค่า λ ที่เหมาะสมของฟังก์ชันค่า Lagrangian

เช่น ถ้ากำหนดให้จำนวนบิตที่ต้องการควอนไทซ์ (R_{budget}) เท่ากับ 19 และให้ λ_0 ต่ำสุดให้มีค่าเท่ากับ 0 และให้ค่า λ_∞ ที่มากที่สุดเท่ากับ 100

1) Initialize เมื่อ $\lambda_0 = \lambda_1 = 0$ จะได้

$$\sum_i R_i(\lambda_0) = 32 \quad \text{และ} \quad \sum_i D_i(\lambda_0) = 0$$

เมื่อ $\lambda_\infty = 100$ จะได้

$$\sum_i R_i(\lambda_\infty) = 16 \quad \text{และ} \quad \sum_i D_i(\lambda_\infty) = 62.824$$

$$\lambda_{next} = \frac{62.82 - 0}{32 - 16} = 3.9262$$

จะได้ $\sum R(\lambda_{next}) = 20$ และ $\sum D(\lambda_{next}) = 12.775$

เมื่อพิจารณาการลู่เข้าจะได้ว่า $\lambda_1^{(1)} = \lambda_{next} = 3.9262$; $\lambda_\infty^{(1)} = \lambda_\infty = 100$

$$2) \quad \lambda_{next} = \frac{62.82 - 12.775}{20 - 16} = 12.5112$$

จะได้ $\sum R(\lambda_{next}) = 18$ และ $\sum D(\lambda_{next}) = 34.824$

เมื่อพิจารณาการลู่เข้าจะได้ว่า $\lambda_1^{(2)} = 3.9262$; $\lambda_\infty^{(2)} = \lambda_{next} = 12.5112$

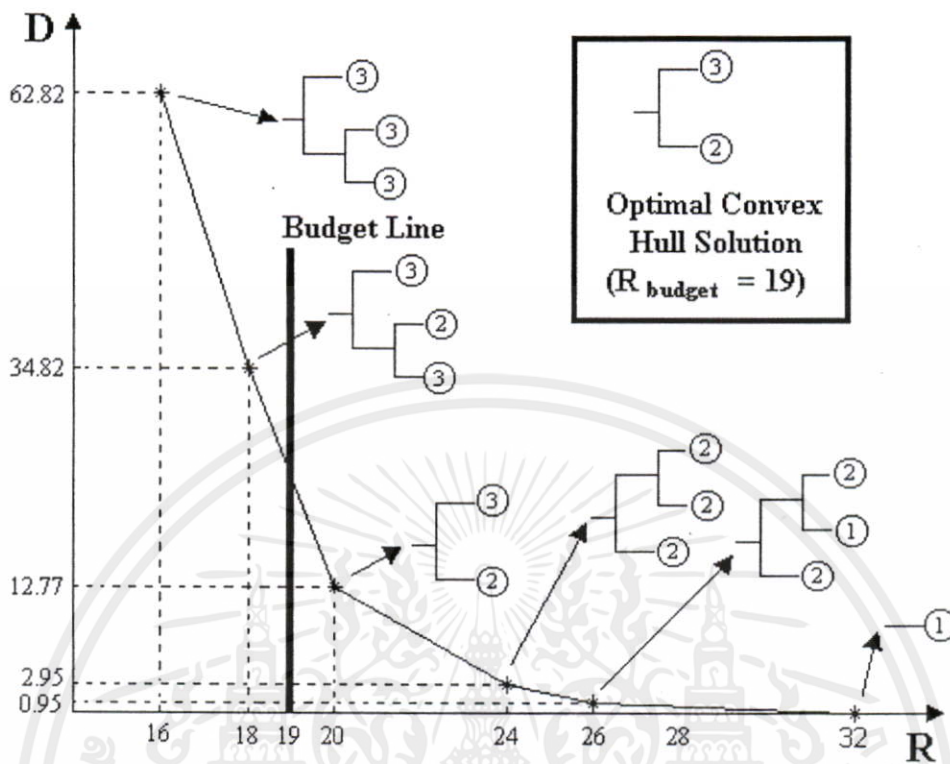
$$3) \quad \lambda_{next} = \frac{34.82 - 12.775}{20 - 18} = 11.0225$$

จะได้ $\sum R(\lambda_{next}) = 20$ และ $\sum D(\lambda_{next}) = 12.775$

เมื่อกระทำการคำนวณต่อไปจะพบว่าค่าความชันมีค่าคงที่

ดังนั้นค่า λ ที่เหมาะสมหรือ λ^* จะมีค่าเท่ากับ 11.0225 ซึ่งจะทำได้ $\sum D(\lambda^*) = 12.775$ และ

$\sum R(\lambda^*) = 20$ โดยค่าจำนวนบิตที่ได้นี้จะใกล้เคียงกับจำนวนบิตที่ต้องการควอนไทซ์ (R_{budget}) ซึ่งก็คือ 19 ทั้งหมด อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6 ตัวอย่างส่วนประกอบต่างๆของช่วง R-D ที่ใช้สำหรับหา the best basis และการเลือกตัวควอนไทซ์ที่เหมาะสมสำหรับจุดการลู่เข้าเมื่อกำหนดค่าจำนวนบิตที่ต้องการ

เมื่อกำหนดค่า λ ที่เหมาะสมได้แล้วก็หาเวฟเล็ตแพ็คเกจที่ดีที่สุด (the best wavelet packet tree) และนำสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตมาทำการควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม (Uniform Quantize) และเข้ารหัสรันเลนส์ (Run-Length) และฮัฟแมน (Huffman) ต่อไป

จากตัวอย่างที่ได้อธิบายไปข้างต้นเป็นการยกตัวอย่างกระบวนการหา the best wavelet packet tree สำหรับการลดข้อมูลเพื่ออำนวยความสะดวกและสามารถมองเห็นภาพพจน์ได้ดียิ่งขึ้น สำหรับการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของปริณูณานิพนธ์ฉบับนี้จะมีกระบวนการคล้ายคลึงกับตัวอย่างที่ได้อธิบายไปแล้วข้างต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

การทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้จะอธิบายเกี่ยวกับการทดลอง และผลการทดลองวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกต (ใช้วิธีการวัดค่า rate-distortion ในการหา basis tree) ด้วยเวฟเล็ดเชิงตั้งฉากปกติชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่อัตราการลดข้อมูล (Compression Ratio) แตกต่างกัน โดยมีค่า PRD (Percent Root Mean Square Difference) เป็นพารามิเตอร์ที่ใช้วัดความเพี้ยนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูล และได้เปรียบเทียบลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสร้างกลับที่อัตราการลดข้อมูลต่างๆกัน สำหรับการใช้งานจริงนั้นแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะเป็นผู้กำหนดค่าอัตราการลดข้อมูลที่เหมาะสมต่อไป ตลอดจนได้เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างเวฟเล็ดแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่าเอ็นโทปีกับเวฟเล็ดแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่า rate-distortion อีกทั้งยังได้เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างกระบวนการแปลงเวฟเล็ดแพ็คเกตกับกระบวนการแปลงเวฟเล็ดเต็มหน่วยอีกด้วย

6.1 พารามิเตอร์ที่ใช้วัดประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการวัดประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะมีอยู่สองพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวัดประสิทธิภาพก็คือค่าอัตราการลดขนาด (Compression Ratio: CR) และค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างเฉลี่ยกำลังสอง (Percent Root Mean Square Difference: PRD) ซึ่งค่าอัตราการลดขนาดสามารถแสดงได้โดย

$$CR = \frac{\text{bits of the original data}}{\text{bits of the compression data}} \quad (6.1)$$

และค่า Percent Root Mean Square Difference (PRD) จะใช้สำหรับวัดค่าความเพี้ยนของสัญญาณซึ่งกำหนดโดยสมการ

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{N-1} (x(i) - \hat{x}(i))^2}{\sum_{i=0}^{N-1} x^2(i)}} \times 100 \quad (6.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น การนำเอกสารนี้ไปใช้ประโยชน์อื่นโดยไม่ผ่านการอนุญาตให้เข้าไปใช้ประโยชน์ (6.2) ในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ $x(i)$ และ $\hat{x}(i)$ คือสัญญาณต้นแบบและสัญญาณที่ได้จากการสร้างกลับตามลำดับ

ถ้าค่าอัตราการลดข้อมูล (CR) มีค่ามากและค่า Percent Root Mean Square Difference (PRD) มีค่าน้อยแสดงว่าการลดขนาดข้อมูลมีประสิทธิภาพสูง และถ้าค่าอัตราการลดขนาด (CR) มีค่าน้อยและค่า Percent Root Mean Square Difference (PRD) มีค่ามากแสดงว่าการลดขนาดข้อมูลมีประสิทธิภาพต่ำ สำหรับการทดลองและผลการทดลองวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวในหัวข้อถัดไป

6.2 การทดลอง

วิทยานิพนธ์นี้จะเป็นการลดข้อมูลแบบ Off line คือไม่ได้วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยโดยตรงแล้วมาลดข้อมูลแต่เป็นการนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแพทย์ที่วัดมาแล้วและจากฐานข้อมูล MIT-BIH ที่ไม่ได้ทำการบีบอัดข้อมูลมาทำการบีบอัดข้อมูล ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลองจะเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia (MIT-BIH Arrhythmia Database) Record x_203 ความถี่สุ่ม 360 Hz ความละเอียด 10 bits/samples; Record x_100 ความถี่สุ่ม 360 Hz ความละเอียด 11 bits/samples Record x_200 ความถี่สุ่ม 360 Hz ความละเอียด 11 bits/samples [20] และคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V₁ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction ความถี่สุ่ม 200 Hz ความละเอียด 12 bits/samples ในการทดสอบจะกำหนดให้ความยาวของสัญญาณที่ใช้ทดสอบเป็น 2048 แซมเปิ้ล และให้ระดับการแปลงเท่ากับ 4 ส่วนเวฟเล็ตที่ใช้ทดสอบเป็นเวฟเล็ตเชิงตั้งฉากปกติ (Orthonormal Wavelet)

ในส่วนแรกของการทดลองจะวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อัตราลดข้อมูลต่างกัน โดยใช้เวฟเล็ตเชิงตั้งฉากปกติ (Orthonormal) ตระกูล Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า Number of Vanishing Moment แตกต่างกันคือ Coiflet1 (C1), Coiflet2 (C2), Coiflet3 (C3), Coiflet4 (C4), Coiflet5 (C5), Daubechies4 (D4), Daubechies6 (D6), Daubechies8 (D8), Daubechies10 (D10), Daubechies12 (D12), Daubechies14 (D14), Daubechies16 (D16), Daubechies18 (D18), Daubechies20 (D20), Symmlet4 (S4), Symmlet5 (S5), Symmlet6 (S6), Symmlet7 (S7), Symmlet8 (S8), Symmlet9 (S9) และ Symmlet10 (S10) ตามลำดับ และเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราลดข้อมูลต่างกัน

ในส่วนต่อมาจะทำการการวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจระหว่างค่าเอนโทรปีกับวิธีการวัดค่า rate-distortion และได้เปรียบเทียบประสิทธิภาพการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย ในส่วนสุดท้ายนี้จะวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย

6.3 ผลการทดลอง

6.3.1 ผลการทดสอบกับตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ (Normal Rhythm)

ในส่วนนี้จะเป็นการทดสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V₁ ซึ่งในส่วนแรกของการทดลองนี้จะทดสอบวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลต่าง ๆ กัน โดยใช้เวฟเล็ดเชิงตั้งฉากปกติ (Orthonormal) ตระกูล Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่าความราบเรียบหรือ Number of Vanishing Moment (NVM) แตกต่างกัน โดยกำหนดให้ระดับการแปลงเวฟเล็ดเท่ากับ 4 ระดับ และเปรียบเทียบลักษณะรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบและลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูล (Compression Ratio) ต่าง ๆ กัน

ตารางที่ 6.1 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้เวฟเล็ดชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

CR	C1 (PRD%)	C2 (PRD%)	C3 (PRD%)	C4 (PRD%)	C5 (PRD%)
3	1.32	1.21	1.16	1.20	1.19
5	2.48	2.26	2.26	2.23	2.27
7	3.51	3.23	3.34	3.43	3.32
9	4.86	4.54	4.60	4.68	4.41
11	5.96	5.86	5.83	6.01	5.78

(ก) เวฟเล็ดชนิด Coiflet

CR	S4 (PRD%)	S5 (PRD%)	S6 (PRD%)	S7 (PRD%)	S8 (PRD%)	S9 (PRD%)	S10 (PRD%)
3	1.19	1.18	1.15	1.25	1.28	1.22	1.28
5	2.26	2.40	2.23	2.37	2.27	2.22	2.39
7	3.23	3.37	3.34	3.35	3.41	3.30	3.35
9	4.52	4.79	4.31	4.63	4.61	4.46	4.75
11	5.73	5.94	5.84	6.05	5.91	5.89	6.06

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
(ข) เวฟเล็ดชนิด Symmlet
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

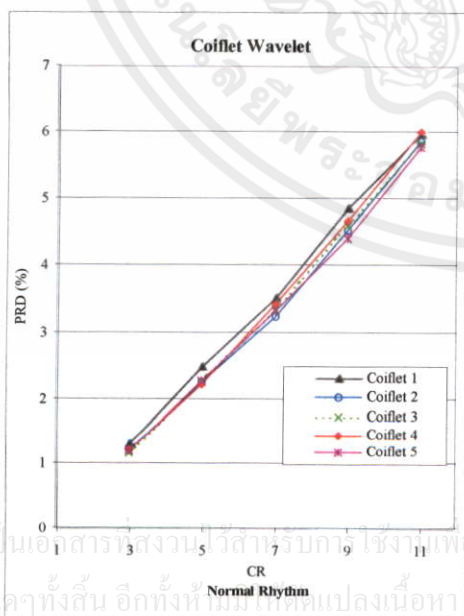
ตารางที่ 6.1 (ต่อ)

CR	D4 (PRD%)	D6 (PRD%)	D8 (PRD%)	D10 (PRD%)	D12 (PRD%)	D14 (PRD%)	D16 (PRD%)	D18 (PRD%)	D20 (PRD%)
3	1.39	1.34	1.27	1.32	1.40	1.24	1.46	1.37	1.34
5	2.60	2.49	2.48	2.38	2.37	2.30	2.544	2.56	2.61
7	4.02	3.58	3.63	3.49	3.55	3.47	3.70	3.68	3.69
9	5.35	5.03	4.99	4.88	4.83	4.95	5.15	5.30	5.12
11	6.82	6.19	6.32	6.26	6.27	6.42	6.45	6.72	6.63

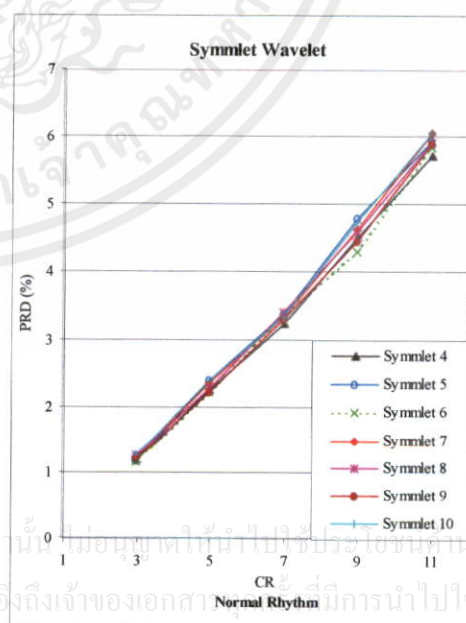
(ค) เวฟเล็ตชนิด Daubechies

เมื่อนำผลการทดลองจากตารางที่ 6.1 (ก), (ข) และ (ค) มาพิจารณาเปรียบเทียบกันปรากฏว่าเวฟเล็ตชนิด Daubechies 4 จะให้ประสิทธิภาพในการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติได้ดีที่สุด และเมื่อพิจารณาเวฟเล็ตประสิทธิภาพในการลดข้อมูลของเวฟเล็ตแต่ละตระกูล (Coiflet Symmlet และ Daubechies) ปรากฏว่าเวฟเล็ตตระกูล Coiflet และ Symmlet ที่มีค่า NVM ต่างกันจะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลให้เทียบกันและให้ประสิทธิภาพดีกว่าเวฟเล็ตตระกูล Daubechies

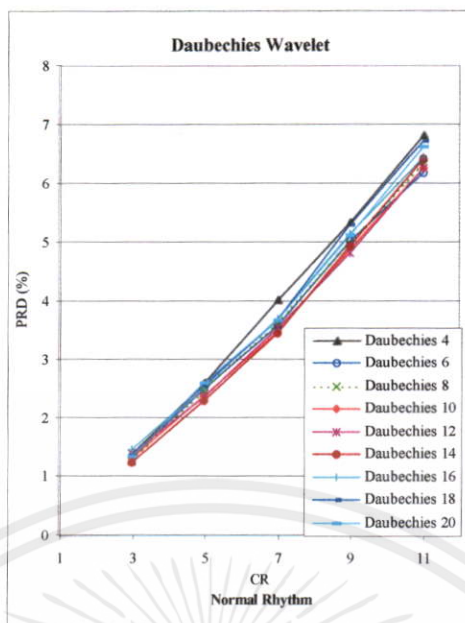
เมื่อนำผลการทดลองในตารางที่ 6.1 มาพล็อตกราฟให้เห็นความแตกต่างในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของเวฟเล็ตแต่ละชนิดในการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V₁ จะปรากฏดังรูปที่ 6.1



(ก) เวฟเล็ตชนิด Coiflet



(ข) เวฟเล็ตชนิด Symmlet



(ค) เวฟเลตชนิด Daubechies

รูปที่ 6.1 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้เวฟเลตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

เมื่อเปรียบเทียบเวฟเลตที่มีประสิทธิภาพสูงสุดจากรูปที่ 6.1 ปรากฏว่าเวฟเลตชนิด Coiflet3, Coiflet 5, Symmlet4, Symmlet6 และ Symmlet9 จะให้ประสิทธิภาพการลดข้อมูลดีกว่าเวฟเลตชนิดอื่นๆเพียงเล็กน้อย

เนื่องจากการเลือกระดับการแปลงเวฟเลตมีผลต่อประสิทธิภาพการลดข้อมูล ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงได้เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ระดับการแปลงต่างๆที่อัตราการลดข้อมูลแตกต่างกันโดยใช้เวฟเลตชนิด Symlet 7 ซึ่งผลการทดลองที่ได้จะแสดงดังตารางที่ 6.2

ตารางที่ 6.2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ระดับการแปลงต่างๆกัน โดยใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

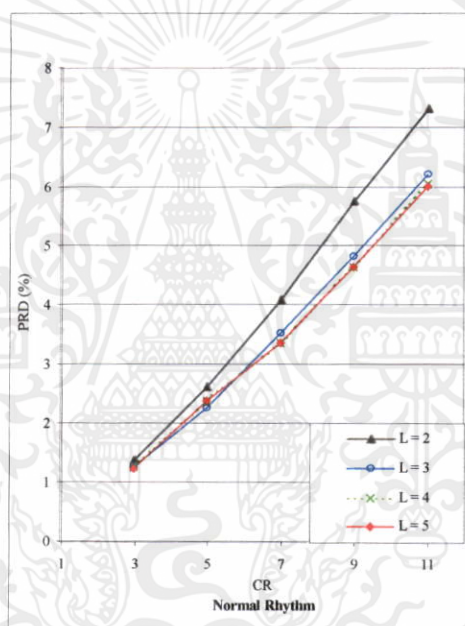
อัตราการลดข้อมูล (CR)	L=2 (PRD %)	L=3 (PRD %)	L=4 (PRD %)	L=5 (PRD %)
3	1.3895	1.2698	1.2523	1.2485
5	2.6236	2.2619	2.3723	2.3872
7	4.0725	3.5287	3.3531	3.3524

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานทางวิชาการเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

ตารางที่ 6.2 (ต่อ)

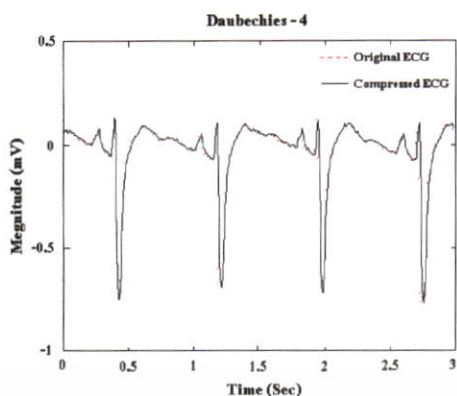
อัตราการลดข้อมูล (CR)	L=2 (PRD %)	L=3 (PRD %)	L=4 (PRD %)	L=5 (PRD %)
9	5.7674	4.8107	4.6345	4.6345
11	7.3260	6.2139	6.0539	6.0122

เมื่อนำข้อมูลจากผลการทดลองในตารางที่ 6.2 มาพล็อตกราฟเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ระดับการแปลงต่าง ๆ กัน โดยใช้เวฟเล็ตชนิด Symmlet 7 จะปรากฏดังรูปที่ 6.2

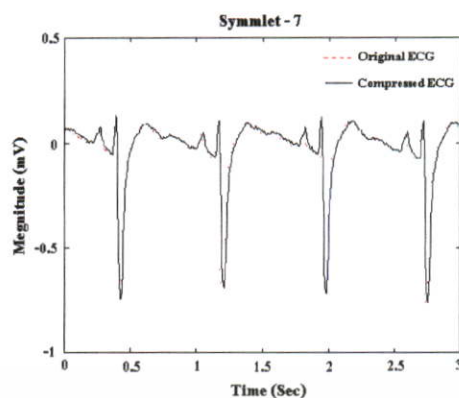


รูปที่ 6.2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ระดับการแปลงต่าง ๆ กัน โดยใช้เวฟเล็ตชนิด Symmlet 7

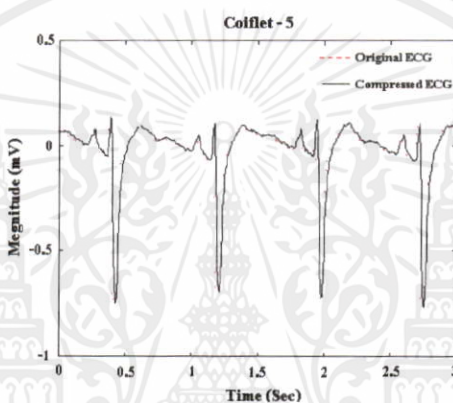
จากรูปที่ 6.2 เมื่อพิจารณาผลการทดลองการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ระดับการแปลงต่าง ๆ กันจะพบว่าระดับการแปลงเท่ากับ 2 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับระดับการแปลงเวฟเล็ตเท่ากับ 3, 4 และ 5 ตามลำดับ ส่วนระดับการแปลงเวฟเล็ตเท่ากับ 4 และ 5 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลใกล้เคียงกันและมีประสิทธิภาพดีกว่าระดับการแปลงอื่นๆ และเมื่อนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3, 5, 7, 9 และ 11 มาเปรียบเทียบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบจะปรากฏดังรูปที่ 6.3 ถึง 6.7



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4

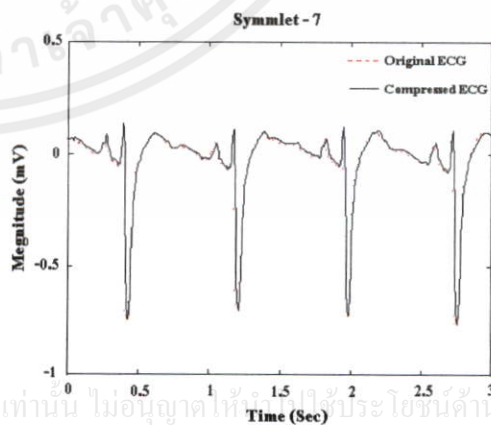
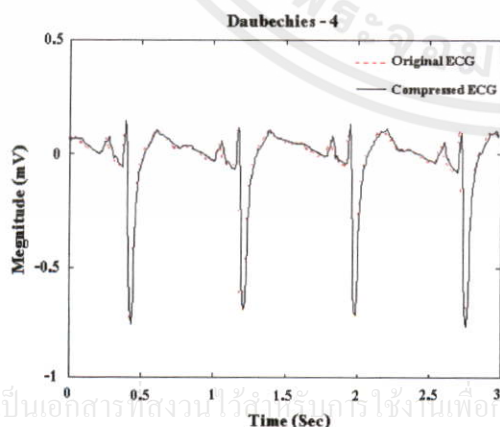


(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

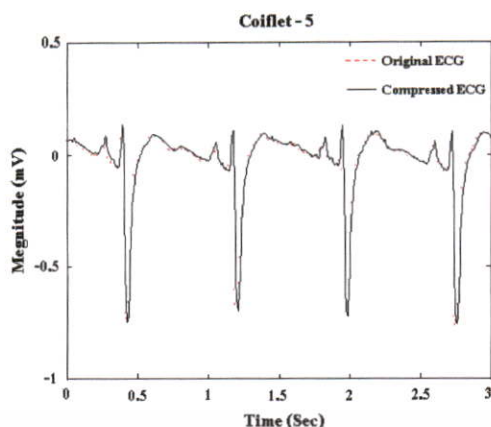


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

รูปที่ 6.3 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3

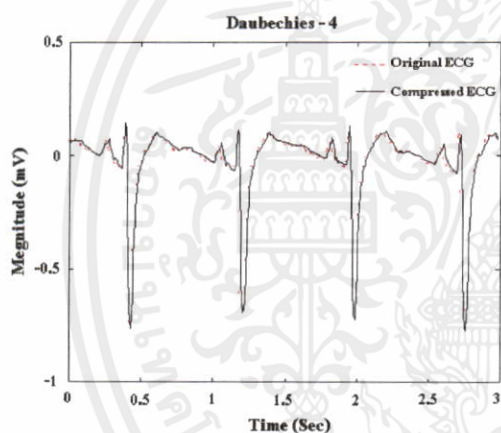


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งนี้ (ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4 และต้องอ้างอิงถึง (ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7 ไปใช้

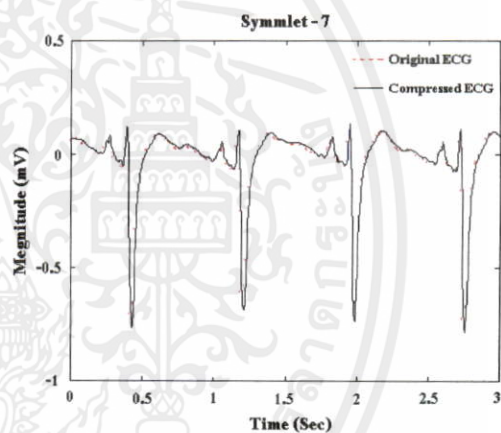


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

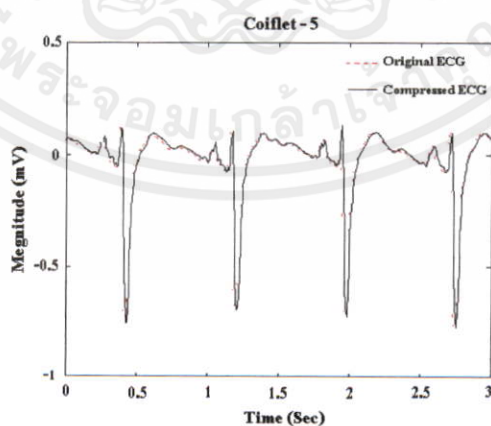
รูปที่ 6.4 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อเกิดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4



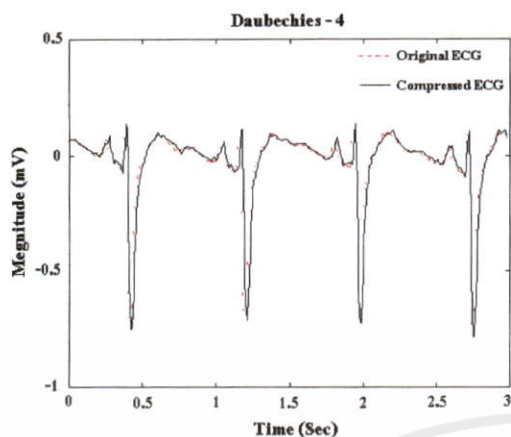
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7



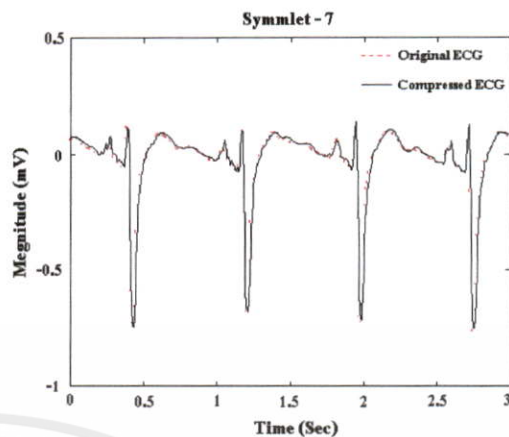
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ (ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet-5 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

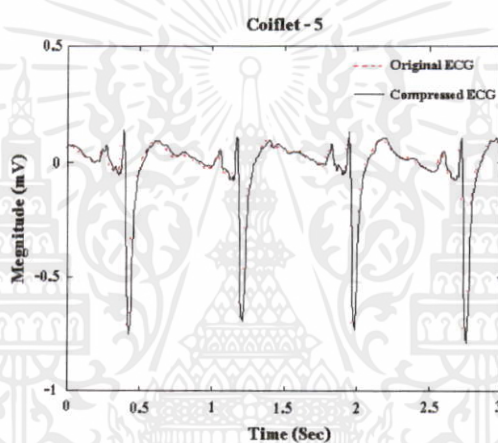
รูปที่ 6.5 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อเกิดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4

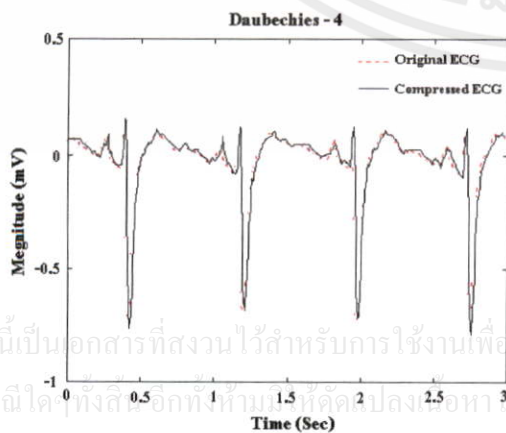


(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

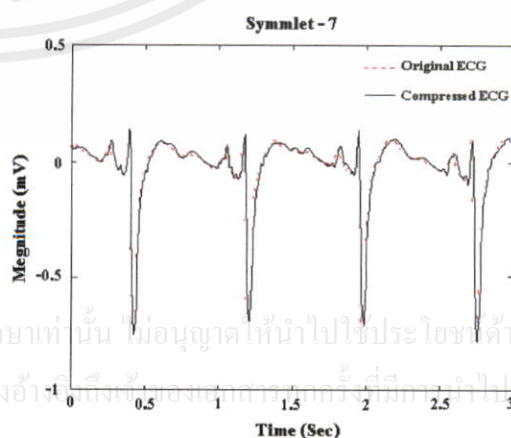


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

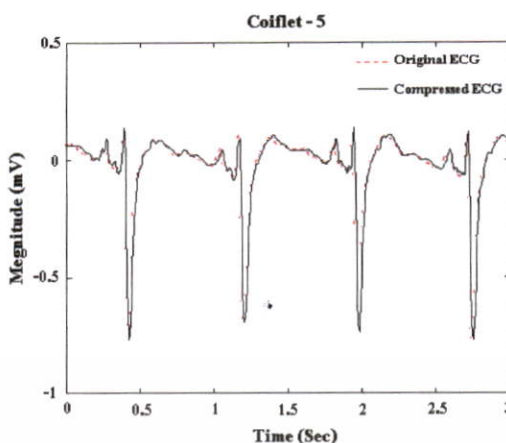
รูปที่ 6.6 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพ็คเกตที่อัตราลดข้อมูลเท่ากับ 9



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies4



(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet7



(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet5

รูปที่ 6.7 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11

เมื่อพิจารณาค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ จากรูปที่ 6.3 ถึง 6.7 ปรากฏว่าเมื่ออัตราการลดข้อมูลมีค่าเพิ่มขึ้นก็จะทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลมีความเพี้ยนเพิ่มขึ้นด้วย ดังนั้นในการนำไปใช้งานในการวินิจฉัยโรคนั้นก็ขึ้นอยู่กับผู้วิเคราะห์ว่าต้องการวิเคราะห์ที่อัตราการลดข้อมูลเท่าใดโดยอยู่ภายใต้เงื่อนไขว่าค่าความเพี้ยนที่เกิดขึ้นอยู่ในระดับที่ยอมรับได้หรือไม่

6.3.2 ผลการทดสอบกับตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนที่มีอาการผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction

ในหัวข้อนี้จะเป็นการทดสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีอาการผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction ซึ่งจะทดสอบประสิทธิภาพการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลแตกต่างกันเมื่อใช้เวฟเลตเชิงตั้งฉากปกติ ตระกูล Coiflet, Symmlet และ Daubechies ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน ซึ่งผลการทดลองที่ได้จะแสดงดังตารางที่ 6.3 นอกจากนี้ยังเปรียบเทียบลักษณะรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูล (Compression Ratio) ต่างๆกันซึ่งผลการทดลองที่ได้จะปรากฏดังรูปที่ 6.10 ถึงรูปที่ 6.14

ตารางที่ 6.3 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนที่มีอาการผิดปกติโดยใช้เวฟเลตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

CR	C1 (PRD%)	C2 (PRD%)	C3 (PRD%)	C4 (PRD%)	C5 (PRD%)
3	1.29	1.14	1.08	1.05	1.01

ตารางที่ 6.3 (ต่อ)

CR	C1 (PRD%)	C2 (PRD%)	C3 (PRD%)	C4 (PRD%)	C5 (PRD%)
5	2.36	2.19	2.10	2.16	2.04
7	3.70	3.38	3.32	3.16	3.07
9	5.12	4.44	4.56	4.15	4.09
11	6.32	6.07	5.93	5.81	5.63

(ก) เวฟเล็ตชนิด Coiflet

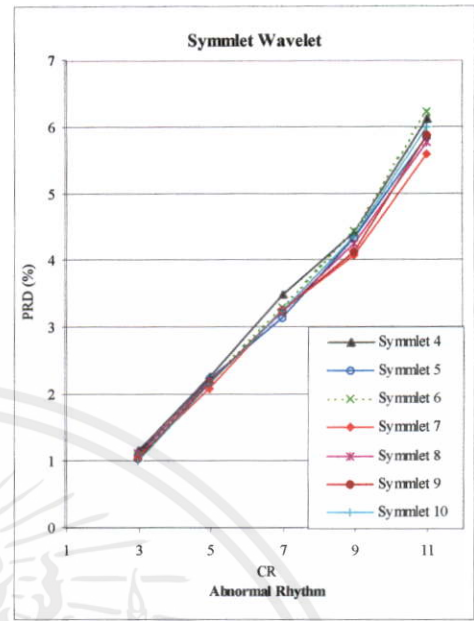
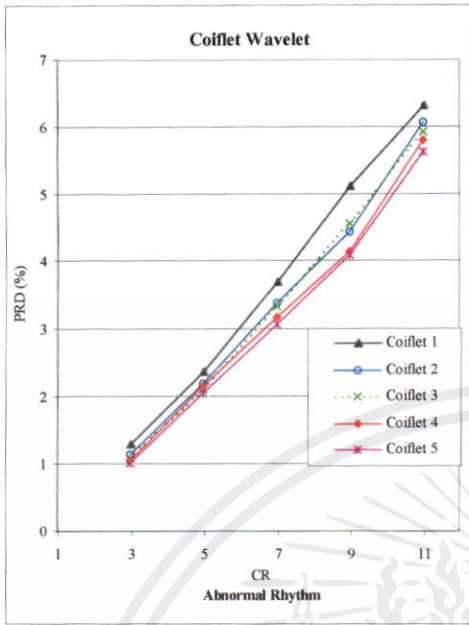
CR	S4 (PRD%)	S5 (PRD%)	S6 (PRD%)	S7 (PRD%)	S8 (PRD%)	S9 (PRD%)	S10 (PRD%)
3	1.16	1.08	1.08	1.07	1.12	1.03	1.00
5	2.25	2.23	2.18	2.08	2.19	2.17	2.15
7	3.48	3.14	3.29	3.26	3.22	3.24	3.24
9	4.43	4.34	4.45	4.07	4.25	4.13	4.36
11	6.12	5.86	6.23	5.60	5.77	5.88	6.01

(ข) เวฟเล็ตชนิด Symmlet

CR	D4 (PRD%)	D6 (PRD%)	D8 (PRD%)	D10 (PRD%)	D12 (PRD%)	D14 (PRD%)	D16 (PRD%)	D18 (PRD%)	D20 (PRD%)
3	1.29	1.25	1.22	1.22	1.13	1.12	1.20	1.18	1.21
5	2.38	2.34	2.29	2.39	2.24	2.35	2.40	2.37	2.30
7	3.74	3.52	3.53	3.55	3.46	3.55	3.46	3.60	3.63
9	5.18	4.67	4.79	4.84	4.49	4.56	4.81	4.88	5.01
11	6.79	6.23	6.56	6.07	5.76	6.04	6.18	6.30	6.63

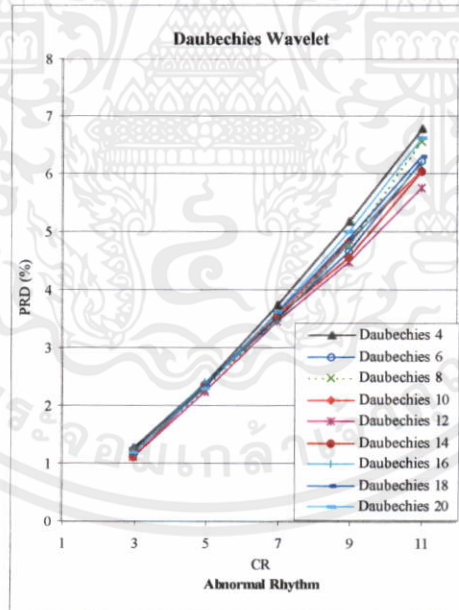
(ค) เวฟเล็ตชนิด Daubechies

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 เมื่อนำผลการทดลองในตารางที่ 6.3 มาพล็อตกราฟเพื่อให้เห็นความแตกต่างในการเปรียบเทียบ
 เทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular
 Contraction โดยใช้เวฟเล็ตแต่ละชนิดจะปรากฏดังรูปที่ 6.8



(ก) เวฟเลตชนิด Coiflet

(ข) เวฟเลตชนิด Symmlet



(ค) เวฟเลตชนิด Daubechies

เอกสารนี้รูปที่ 6.8 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติโดยใช้เวฟเลตในการคำนวณค่า NVM แตกต่างกัน ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อพิจารณารูปที่ 6.8 (ก) (ข) และ (ค) เปรียบเทียบกันปรากฏว่าเวฟเล็ชชนิด Daubechies 4 จะให้ประสิทธิภาพในการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction ได้ต่ำที่สุด (พิจารณาโดยเลือกเวฟเล็ชที่มีประสิทธิภาพต่ำสุดในแต่ละรูปแล้วนำมาเปรียบเทียบกัน) ส่วนเวฟเล็ชชนิด Coiflet5 และ Symmlet7 มีประสิทธิภาพในการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติใกล้เคียงกันและมีประสิทธิภาพดีกว่าเวฟเล็ชชนิดอื่นๆ

เนื่องจากระดับการแปลงเวฟเล็ชมีผลต่อประสิทธิภาพการลดข้อมูล ดังนั้นจึงได้ทำการทดลองวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction โดยใช้เวฟเล็ชชนิด Daubechies4 ซึ่งปรากฏผลดังตารางที่ 6.4

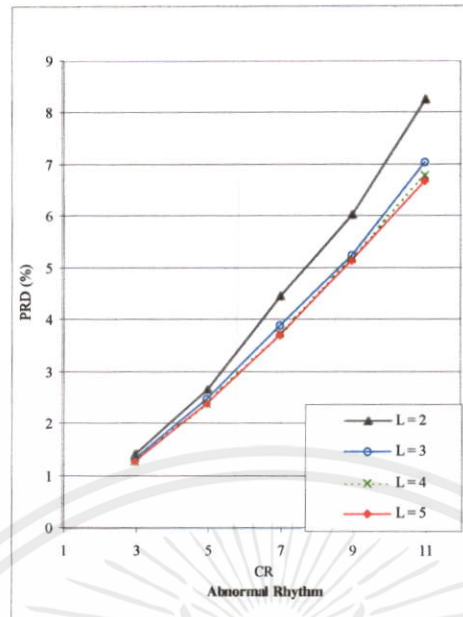
ตารางที่ 6.4 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction ที่ระดับการแปลงต่างๆกัน โดยใช้เวฟเล็ชชนิด Daubechies4

อัตราการลดข้อมูล (CR)	L=2 (PRD %)	L=3 (PRD %)	L=4 (PRD %)	L=5 (PRD %)
3	1.4112	1.3175	1.2892	1.2878
5	2.6504	2.4672	2.3829	2.3909
7	4.4659	3.8850	3.7409	3.7151
9	6.0277	5.2319	5.1756	5.1514
11	8.2608	7.0522	6.7914	6.6776

เมื่อพิจารณาผลการทดลองการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction ที่ระดับการแปลงต่างๆกันโดยใช้เวฟเล็ชชนิด Daubechies-4 จากตารางที่ 6.4 จะพบว่าระดับการแปลงเท่ากับ 2 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับระดับการแปลงเวฟเล็ชเท่ากับ 3, 4 และ 5 ตามลำดับ ส่วนระดับการแปลงเวฟเล็ชเท่ากับ 4 และ 5 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลใกล้เคียงกันและประสิทธิภาพดีกว่าระดับการแปลงอื่นๆ

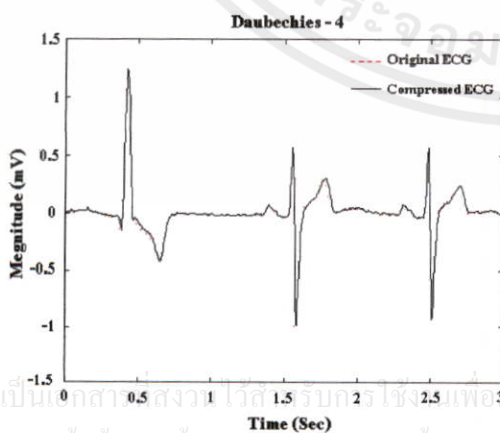
เมื่อนำข้อมูลจากผลการทดลองในตารางที่ 6.4 มาพล็อตกราฟเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่ระดับการแปลงต่างๆกันโดยใช้เวฟเล็ชชนิด Daubechies 4 จะปรากฏดังรูปที่ 6.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

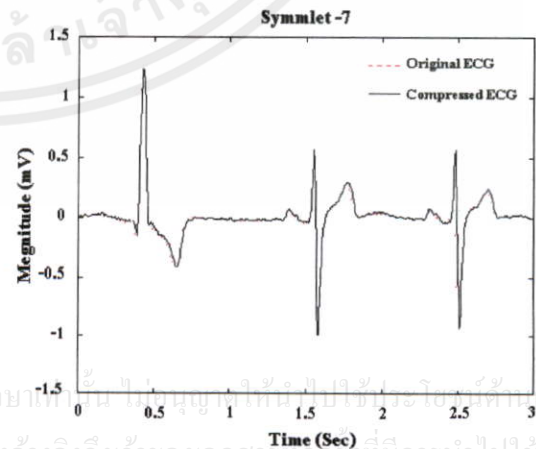


รูปที่ 6.9 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction ที่ระดับการแปลงต่างๆกัน โดยใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4

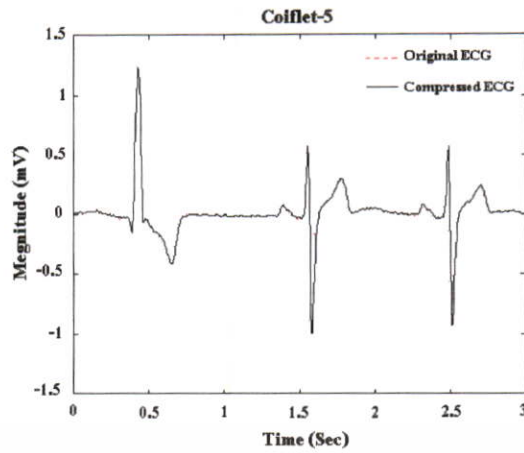
เมื่อพิจารณาผลการทดลองการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction ที่ระดับการแปลงต่างๆกันโดยใช้เวฟเลตชนิด Daubechies-4 จากรูปที่ 6.4 จะพบว่าระดับการแปลงเท่ากับ 2 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับระดับการแปลงเวฟเลตเท่ากับ 3, 4 และ 5 ตามลำดับ ส่วนระดับการแปลงเวฟเลตเท่ากับ 4 และ 5 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลใกล้เคียงกันและมีประสิทธิภาพดีกว่าระดับการแปลงอื่นๆ



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4

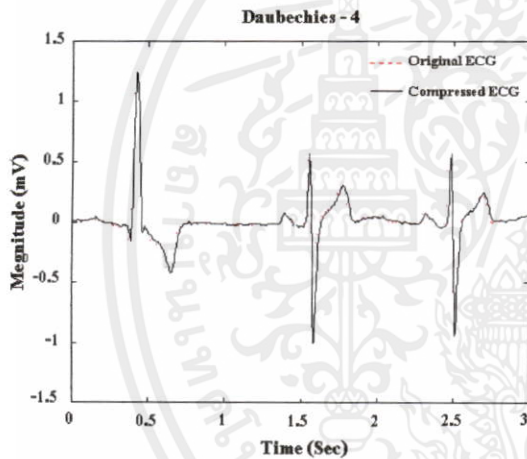


(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

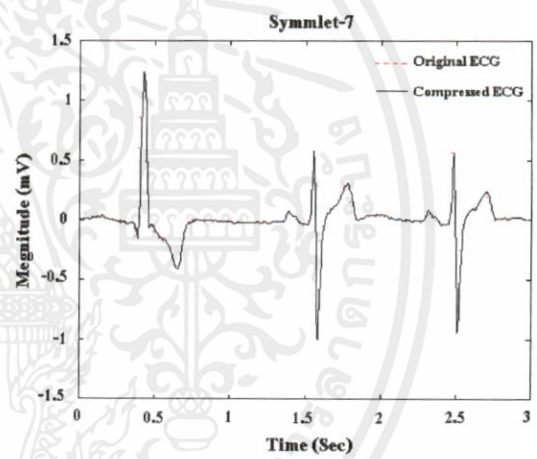


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

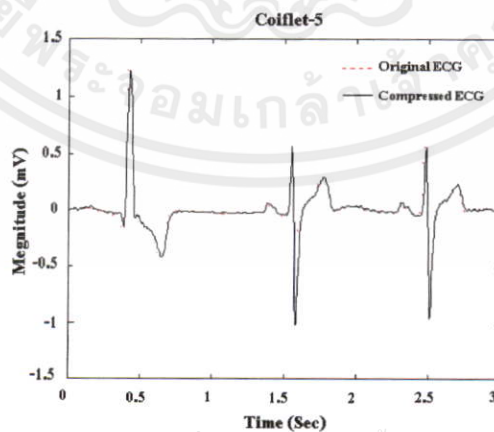
รูปที่ 6.10 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4



(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

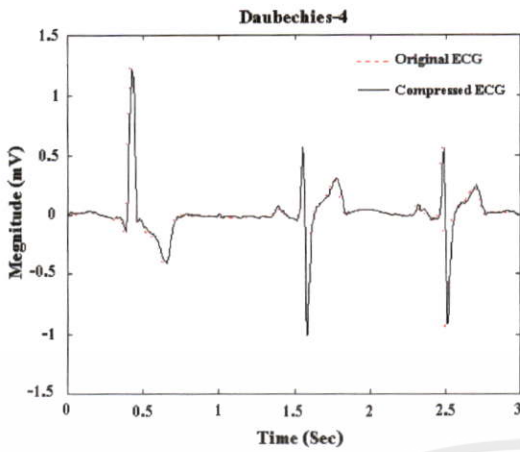


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

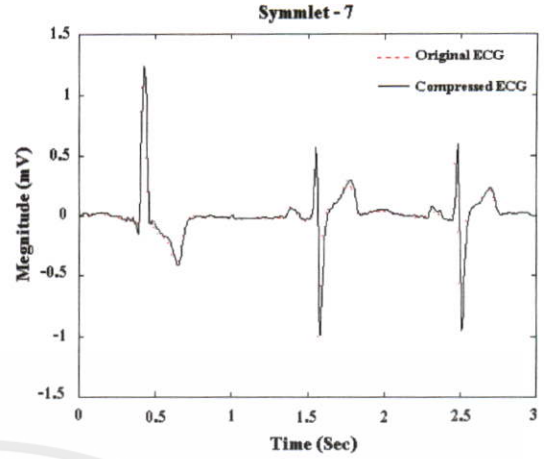
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ (ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

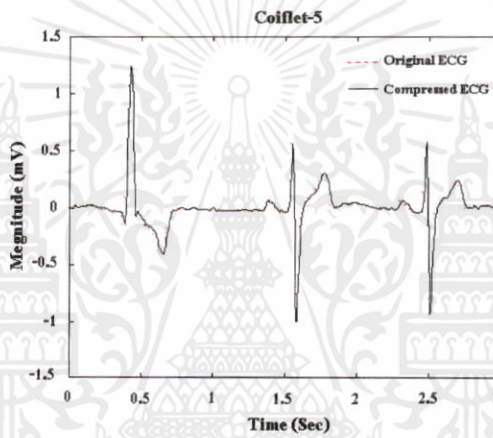
รูปที่ 6.11 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4

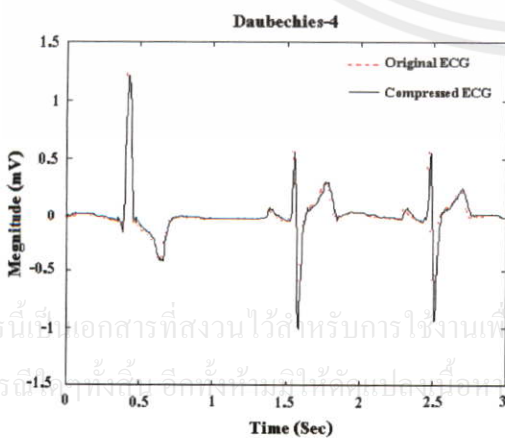


(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

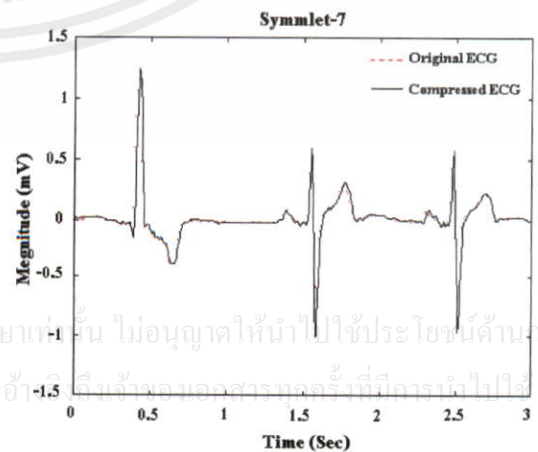


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

รูปที่ 6.12 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อกดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7

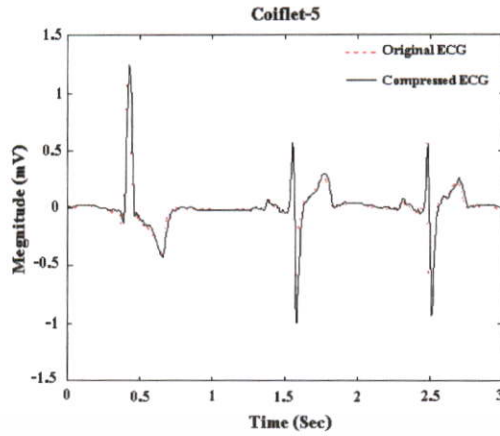


(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4



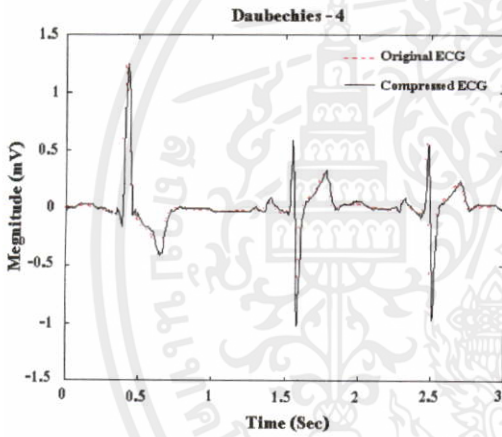
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ทำเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

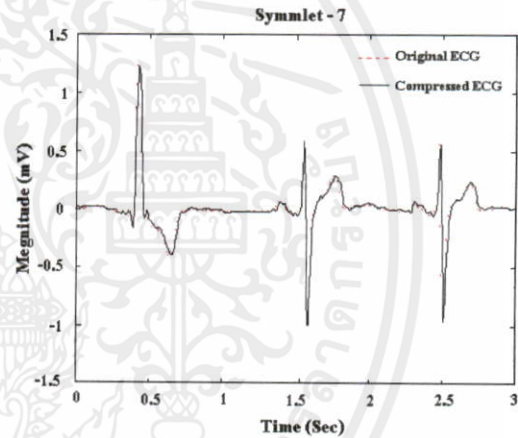


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

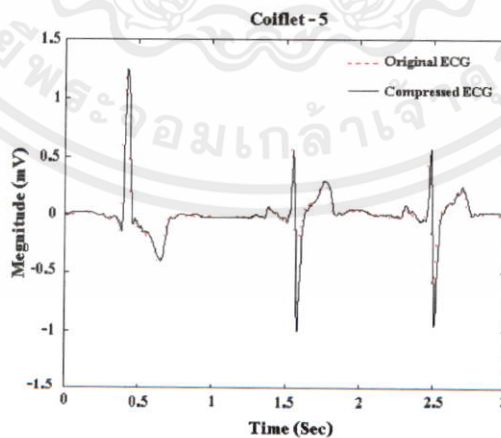
รูปที่ 6.13 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อเกิดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4



(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7



(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิได้อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 6.14 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อเกิดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11

6.3.3 ผลการทดสอบกับตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH (MIT-BIH Arrhythmia Database)

ฐานข้อมูล MIT-BIH เป็นแหล่งรวบรวมคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบต่างๆเพื่อนำไปใช้เป็นมาตรฐานในการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแหล่งข้อมูลดังกล่าวมาทำการทดสอบประสิทธิภาพ ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาวิเคราะห์ในวิทยานิพนธ์ประกอบด้วย Record x_203 ความถี่สุ่ม 360 Hz ความละเอียด 10 bits/samples; Record x_100 ความถี่สุ่ม 360 Hz ความละเอียด 11 bits/samples Record x_200 ความถี่สุ่ม 360 Hz ความละเอียด 11 bits/samples [20] โดยจะทดสอบประสิทธิภาพการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลแตกต่างกันด้วยเวฟเล็ตเชิงตั้งฉากปกติตระกูล Coiflet, Symmlet และ Daubechies ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน นอกจากนี้ยังได้เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลต่างๆด้วย

ตารางที่ 6.5 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100 โดยใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

CR	C1 (PRD%)	C2 (PRD%)	C3 (PRD%)	C4 (PRD%)	C5 (PRD%)
3	1.43	1.36	1.21	1.28	1.31
5	2.99	2.77	2.59	2.63	2.76
7	4.48	3.97	3.82	3.59	3.90
9	5.48	5.14	4.95	5.13	5.13
11	6.37	5.91	5.86	6.06	6.50

(ก) เวฟเล็ตชนิด Coiflet

CR	S4 (PRD%)	S5 (PRD%)	S6 (PRD%)	S7 (PRD%)	S8 (PRD%)	S9 (PRD%)	S10 (PRD%)
3	1.45	1.29	1.23	1.31	1.26	1.25	1.29
5	2.96	2.81	2.75	2.77	2.70	2.76	2.59
7	4.17	4.07	3.81	4.01	3.70	3.90	3.92
9	5.38	5.29	5.03	5.24	5.05	5.09	5.01

ตารางที่ 6.5 (ต่อ)

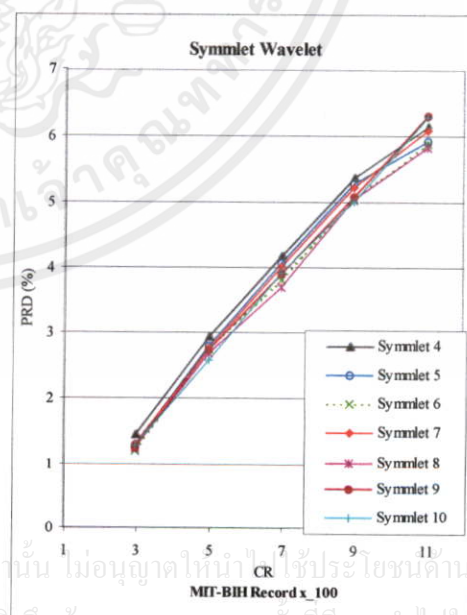
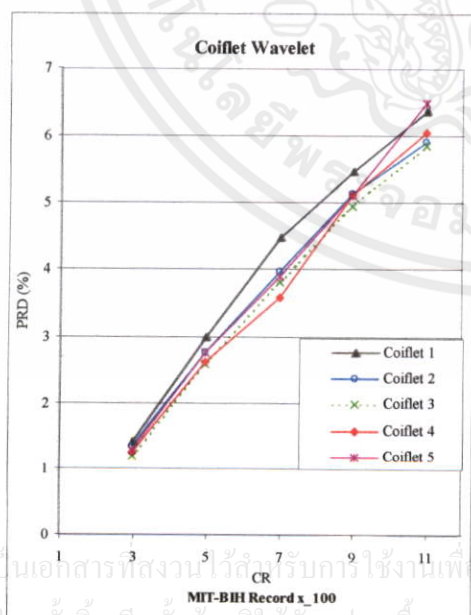
CR	S4 (PRD%)	S5 (PRD%)	S6 (PRD%)	S7 (PRD%)	S8 (PRD%)	S9 (PRD%)	S10 (PRD%)
11	6.14	5.93	5.89	6.09	5.84	6.30	6.28

(ข) เวฟเล็ตชนิด Symmlet

CR	D4 (PRD%)	D6 (PRD%)	D8 (PRD%)	D10 (PRD%)	D12 (PRD%)	D14 (PRD%)	D16 (PRD%)	D18 (PRD%)	D20 (PRD%)
3	1.45	1.48	1.45	1.40	1.32	1.39	1.38	1.37	1.40
5	3.00	2.87	2.83	2.81	2.87	2.87	2.87	2.93	3.01
7	4.47	4.31	4.19	4.15	4.13	4.05	4.23	4.27	4.27
9	5.69	5.47	5.31	5.32	5.43	5.32	5.56	5.48	5.60
11	6.52	6.33	6.10	6.19	6.37	6.37	6.36	6.49	6.50

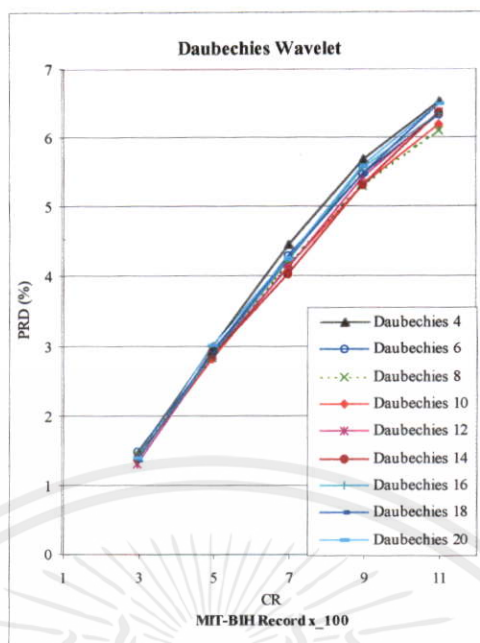
(ค) เวฟเล็ตชนิด Daubechies

เมื่อนำผลการทดลองในตารางที่ 6.5 มาพล็อตกราฟเปรียบเทียบประสิทธิภาพของเวฟเล็ตแต่ละชนิดในการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH $\times 100$ ปรากฏดังรูปที่ 6.15



(ก) เวฟเล็ตชนิด Coiflet

(ข) เวฟเล็ตชนิด Symmlet



(ค) เวฟเล็ตชนิด Daubechies

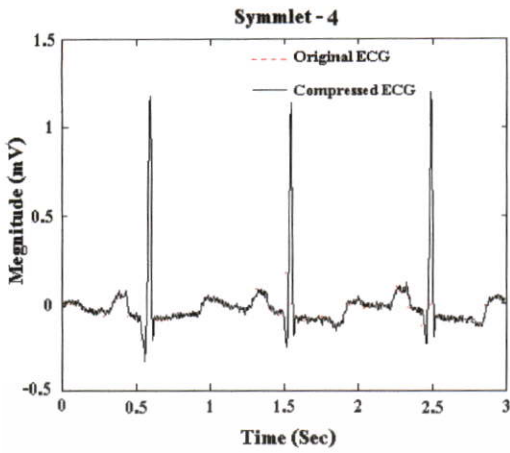
รูปที่ 6.15 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100 โดยใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

เมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100 โดยใช้เวฟเล็ตตระกูล Coiflet Symmlet และ Daubechies ที่มีค่า NVM ต่างๆกัน จากรูปที่ 6.15 (ก) ปรากฏว่าเวฟเล็ตชนิด Coiflet 1 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำสุด ส่วนเวฟเล็ตชนิด Coiflet 3 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลสูงสุด เมื่อพิจารณารูปที่ 6.15 (ข) ปรากฏว่าเวฟเล็ตชนิด Symmlet 4 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำสุด ส่วนเวฟเล็ตชนิด Symmlet 6 และ Symmlet 8 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลสูงสุดและมีประสิทธิภาพใกล้เคียงกัน และจากรูปที่ 6.15 (ค) ปรากฏว่าเวฟเล็ตชนิด Daubechies 4 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำที่สุด ส่วนเวฟเล็ตชนิด Daubechies 8 และ Daubechies 10 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลใกล้เคียงกันและมีประสิทธิภาพสูงสุด เมื่อนำเวฟเล็ตที่มีประสิทธิภาพการลดข้อมูลสูงสุดและต่ำสุดจากตารางที่ 6.5 และจากรูปที่ 6.15 (ก) (ข) และ (ค) มาเปรียบเทียบกันปรากฏว่าที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากันเวฟเล็ตชนิด Daubechies 4 มีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำกว่าเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ ส่วนเวฟเล็ตชนิด Coiflet3, Symmlet6 และ Symmlet8 มีแนวโน้มว่าจะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลดีกว่าเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ

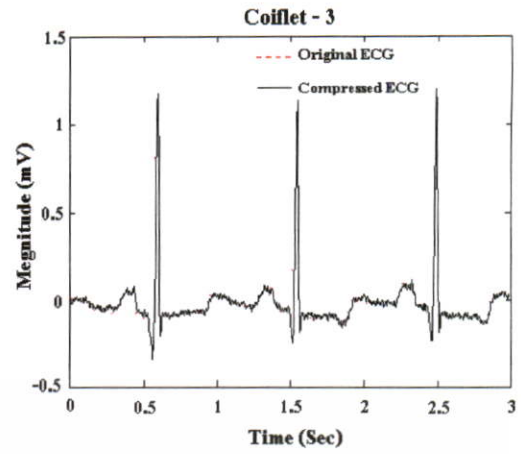
เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านการแพทย์ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

เมื่อนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100 มาเปรียบเทียบกับไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3, 5, 7, 9 และ 11 จะแสดงดังรูปที่

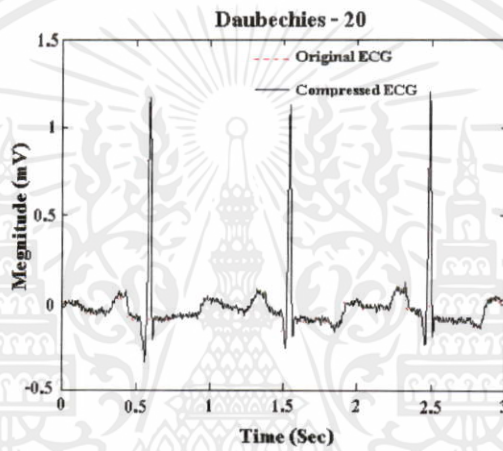
6.16 ถึงรูปที่ 6.20 ตามลำดับ



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4

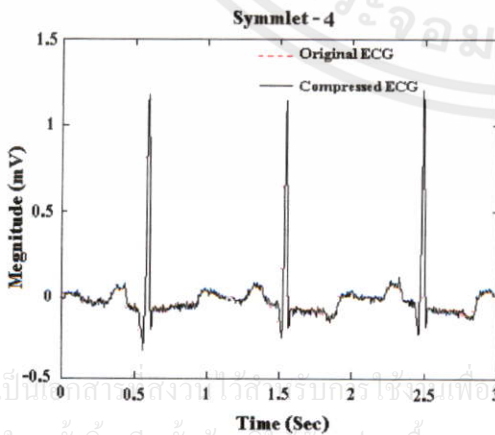


(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3

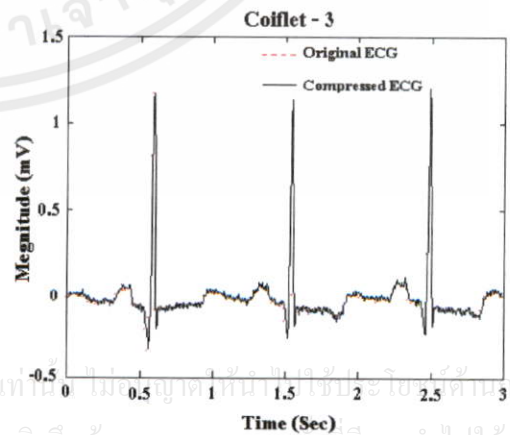


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 20

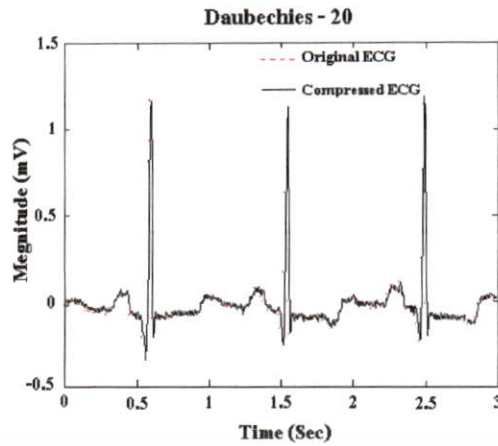
รูปที่ 6.16 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อเกิดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4

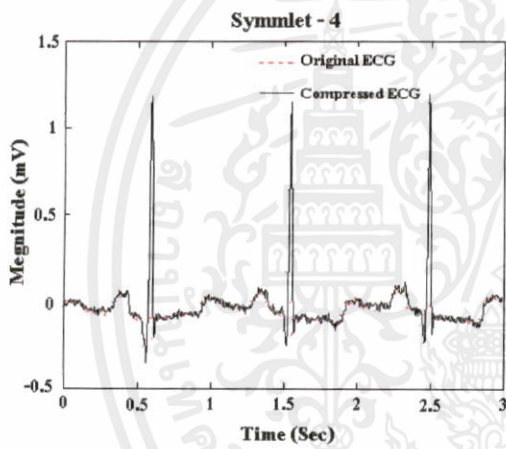


(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3

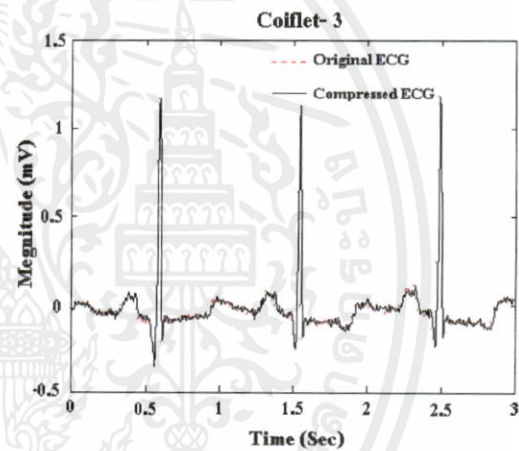


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 20

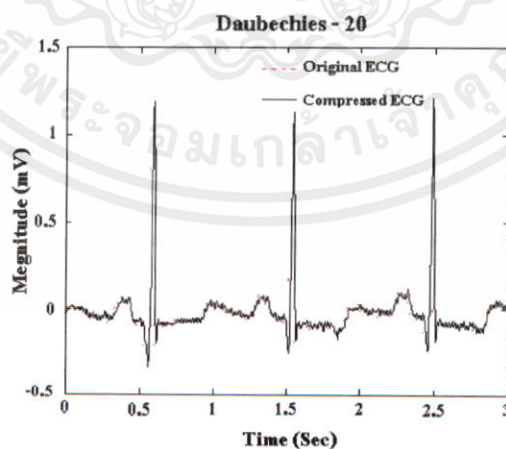
รูปที่ 6.17 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4



(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3



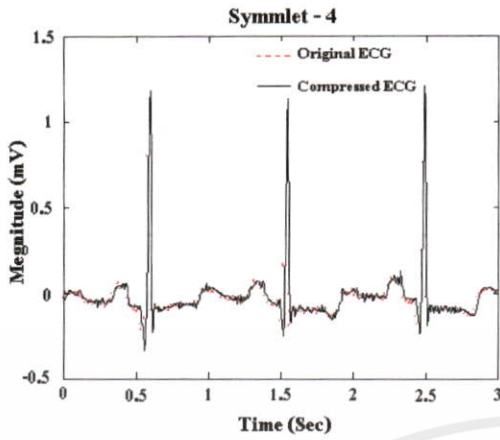
(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น กรุณาอย่าเผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

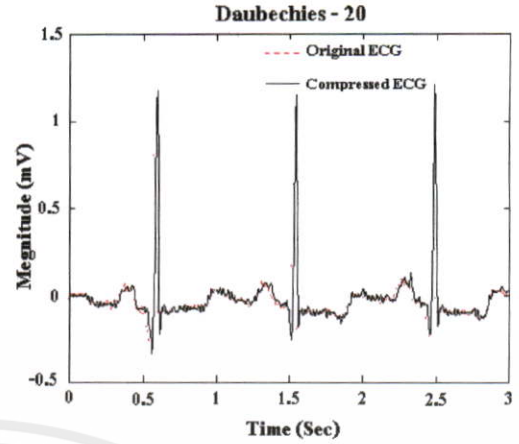
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 6.18 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH

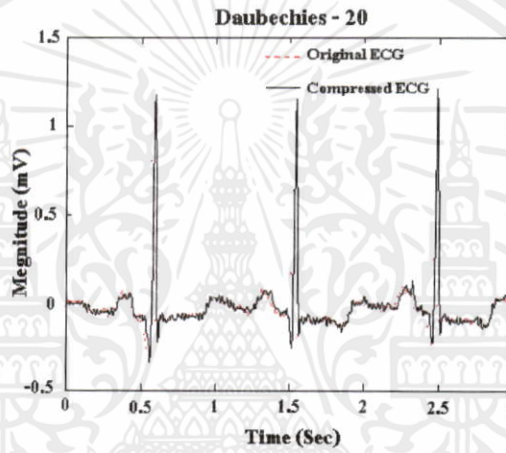
Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4



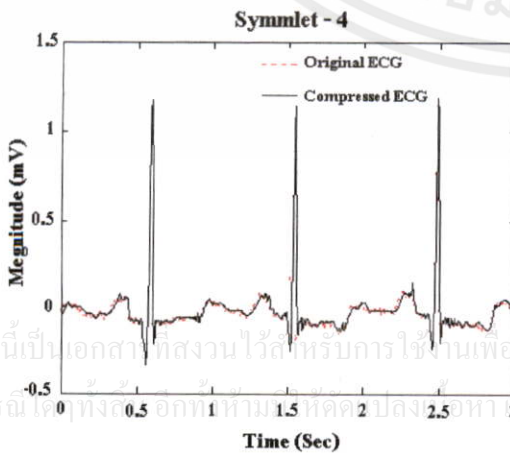
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3



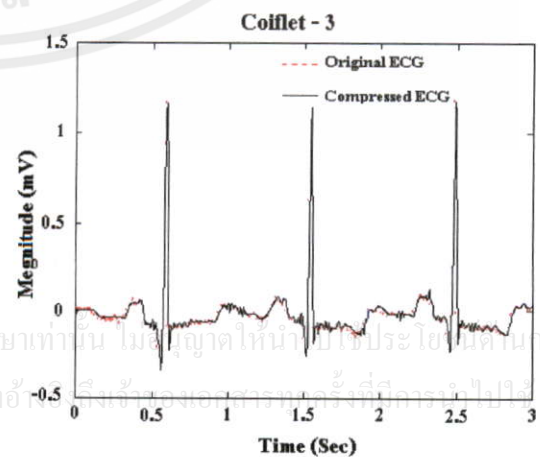
(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 20

รูปที่ 6.19 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH

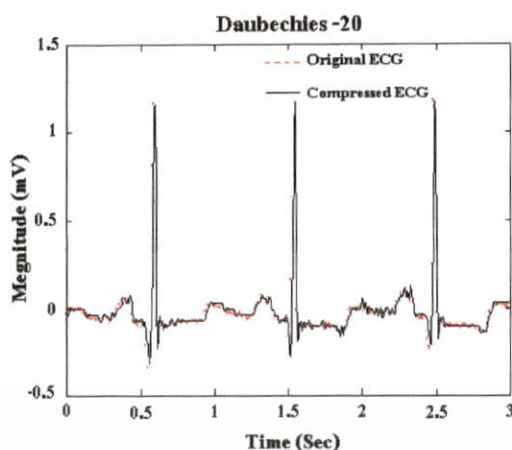
Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อเกิดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4



(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3



(ก) ใช้เวฟเล็ชชนิด Daubechies 20

รูปที่ 6.20 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT - BIH Record x_100 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ชแก็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11

เมื่อนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 มากระทำการวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลต่างๆกันด้วยเวฟเล็ชชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน จะปรากฏผลดังตารางที่ 6.6 และได้นำผลการทดลองจากตารางที่ 6.6 มาพล็อตกราฟเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลโดยใช้เวฟเล็ชชนิดต่างๆ จะได้ดังรูปที่ 6.21 นอกจากนี้ยังได้เปรียบเทียบลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3, 5, 7, 9 และ 11 ซึ่งแสดงดังรูปที่ 6.22 ถึงรูปที่ 6.26 ตามลำดับ

ตารางที่ 6.6 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 โดยใช้เวฟเล็ชชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

CR	C1 (PRD%)	C2 (PRD%)	C3 (PRD%)	C4 (PRD%)	C5 (PRD%)
3	0.84	0.77	0.76	0.73	0.75
5	1.82	1.74	1.62	1.55	1.57
7	2.70	2.57	2.51	2.29	2.43
9	3.54	3.46	3.42	3.26	3.30
11	4.37	4.26	4.15	4.06	4.14

(ก) เวฟเล็ชชนิด Coiflet

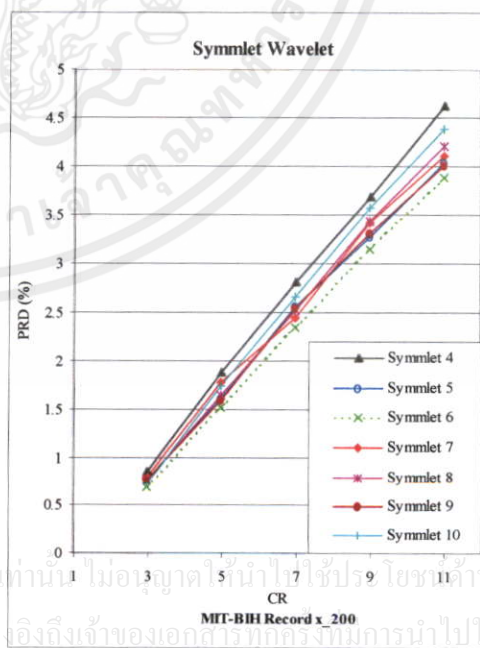
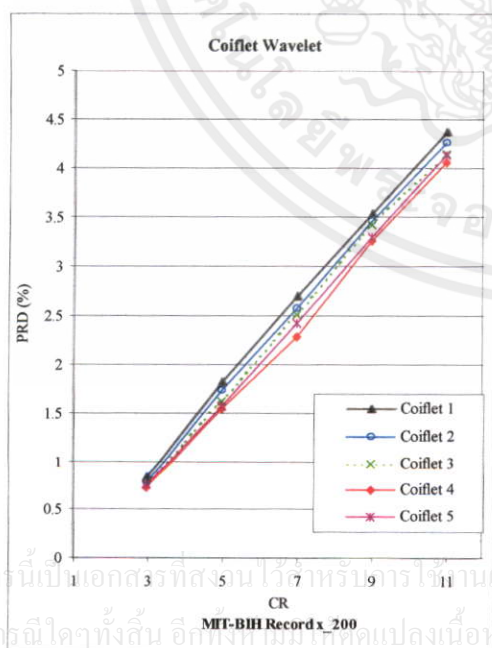
ตารางที่ 6.6 (ต่อ)

CR	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
3	0.86	0.77	0.69	0.80	0.76	0.77	0.73
5	1.89	1.61	1.52	1.79	1.65	1.60	1.75
7	2.81	2.56	2.35	2.453	2.53	2.55	2.66
9	3.69	3.27	3.15	3.42	3.44	3.31	3.57
11	4.63	4.04	3.89	4.11	4.21	4.01	4.39

(ข) เวฟเล็ตชนิด Symmlet

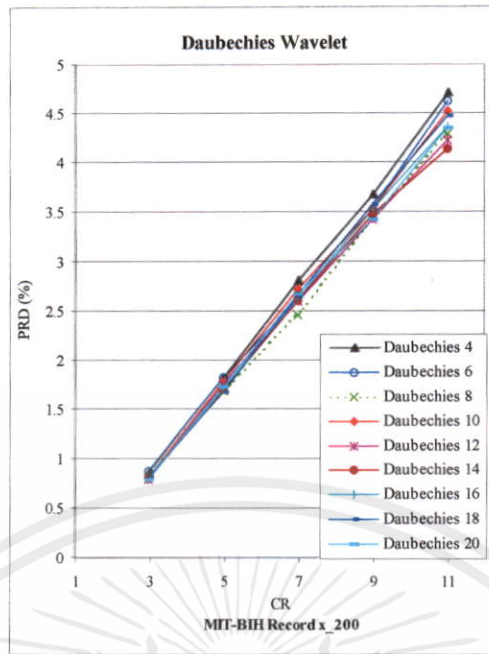
CR	D4	D6	D8	D10	D12	D14	D16	D18	D20
3	0.86	0.87	0.81	0.80	0.79	0.80	0.79	0.81	0.79
5	1.83	1.83	1.69	1.79	1.76	1.70	1.71	1.67	1.74
7	2.81	2.62	2.46	2.72	2.60	2.61	2.62	2.66	2.68
9	3.67	3.53	3.43	3.52	3.42	3.48	3.52	3.57	3.42
11	4.71	4.63	4.29	4.52	4.22	4.14	4.36	4.48	4.35

(ค) เวฟเล็ตชนิด Daubechies



(ก) เวฟเล็ตชนิด Coiflet

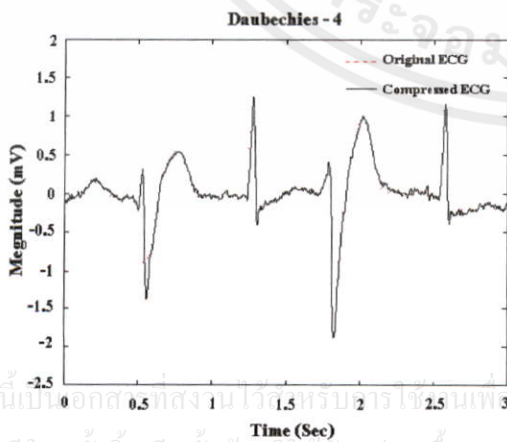
(ข) เวฟเล็ตชนิด Symmlet



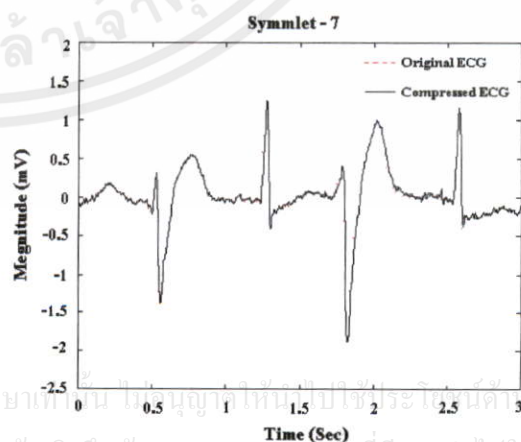
(ค) เวฟเลตชนิด Daubechies

รูปที่ 6.21 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 โดยใช้เวฟเลตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

เมื่อพิจารณาผลการทดลองในตารางที่ 6.6 และรูปที่ 6.21 (ก) (ข) และ (ค) เปรียบเทียบกันปรากฏว่าเวฟเลตชนิด Daubechies 4 จะให้ประสิทธิภาพในการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก MIT-BIH Record x_200 ได้ต่ำที่สุด ส่วนเวฟเลตชนิด Symmlet 6 มีประสิทธิภาพการลดข้อมูลดีกว่าเวฟเลตชนิดอื่นๆ

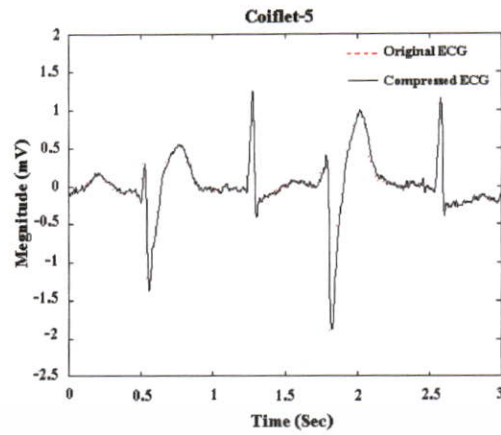


(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4



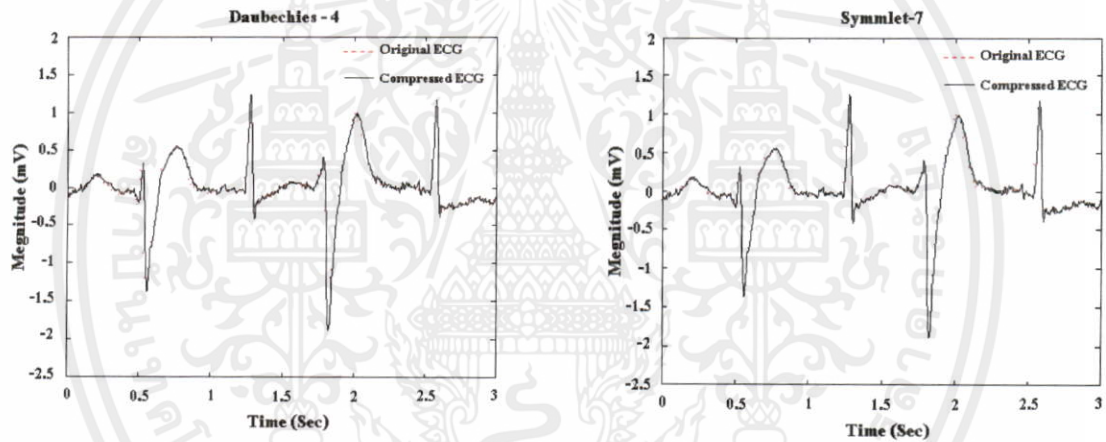
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ ห้ามเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย



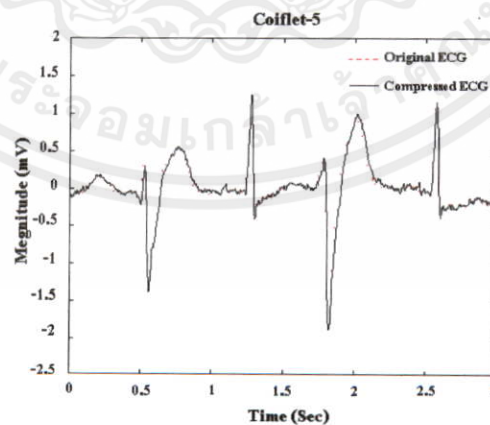
(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

รูปที่ 6.22 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4

(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

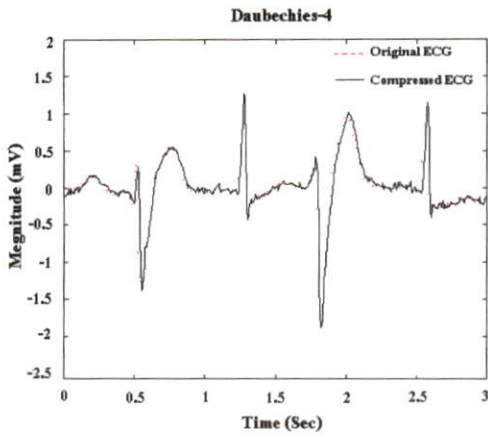


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

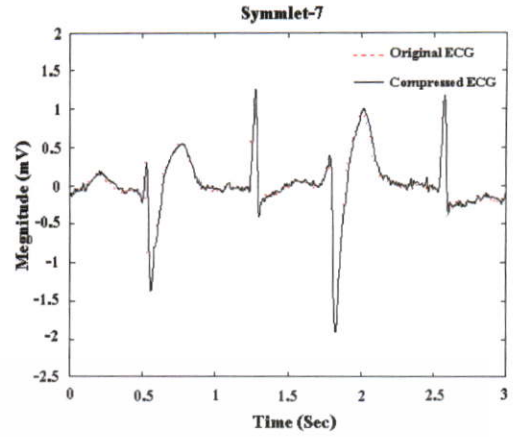
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านนี้ เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 6.23 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH

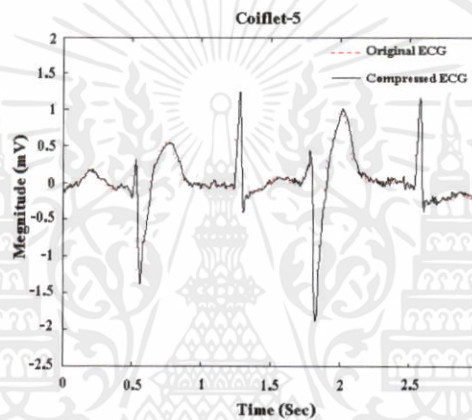
Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4

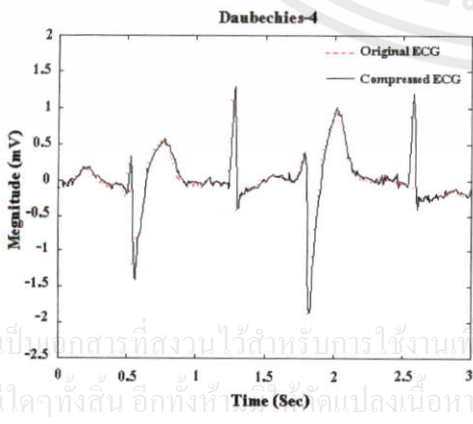


(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

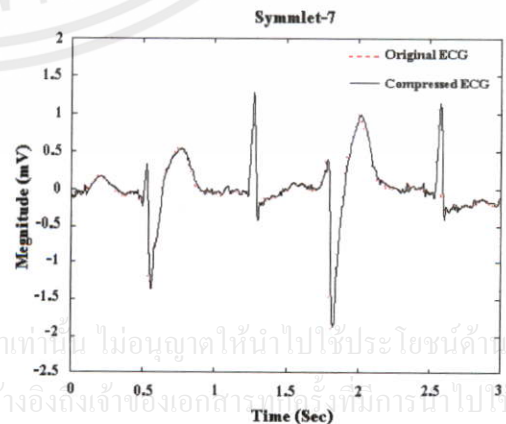


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

รูปที่ 6.24 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record_x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 7

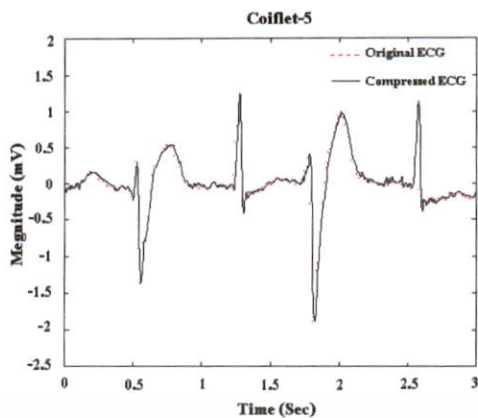


(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4



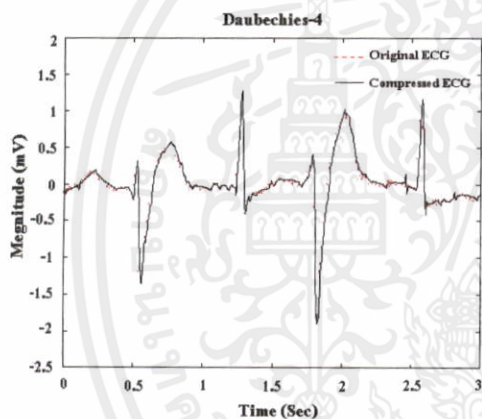
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารฉบับนี้ที่มีการนำไปใช้

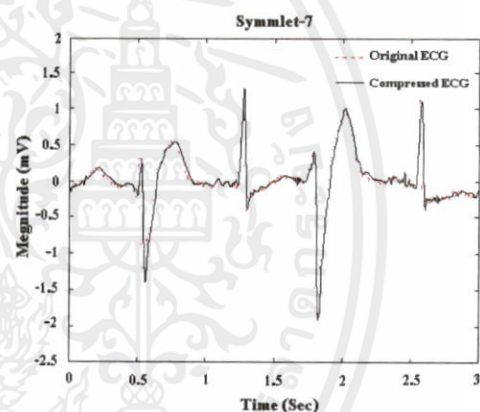


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

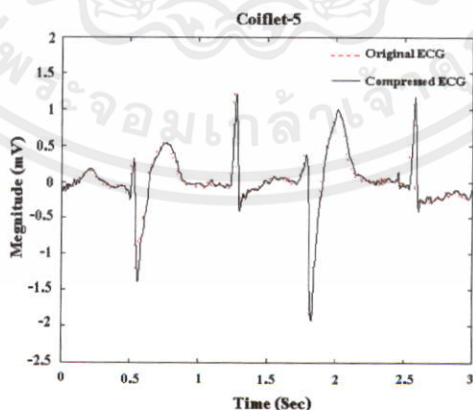
รูปที่ 6.25 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 4



(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 7



(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ผู้จัดทำมิให้ข้อมูลใดๆ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 6.26 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11

เมื่อนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 มาทำการวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลต่างกันด้วยเวฟเลตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกันจะปรากฏผลดังตารางที่ 6.7 และเพื่อให้ง่ายต่อการเปรียบเทียบจึงได้นำผลการทดลองจากตารางที่ 6.7 มาพล็อตกราฟเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลโดยใช้เวฟเลตชนิดต่างๆ ปรากฏดังรูปที่ 6.27 นอกจากนี้ยังได้เปรียบเทียบลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3, 5, 7, 9 และ 11 ซึ่งแสดงดังรูปที่ 6.28 ถึงรูปที่ 6.32 ตามลำดับ

ตารางที่ 6.7 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 โดยใช้เวฟเลตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

CR	C1 (PRD%)	C2 (PRD%)	C3 (PRD%)	C4 (PRD%)	C5 (PRD%)
3	1.81	1.54	1.25	1.34	1.22
5	3.85	3.17	2.84	2.92	2.71
7	5.59	4.66	4.33	4.45	4.34
9	7.28	6.29	5.91	5.93	5.82
11	9.03	8.23	7.36	7.49	7.44

(ก) เวฟเลตชนิด Coiflet

CR	S4 (PRD%)	S5 (PRD%)	S6 (PRD%)	S7 (PRD%)	S8 (PRD%)	S9 (PRD%)	S10 (PRD%)
3	1.23	1.34	1.08	1.33	1.30	1.29	0.97
5	2.70	2.83	2.49	2.89	2.97	2.69	2.48
7	4.56	4.46	4.21	4.49	4.72	4.37	4.23
9	5.95	5.94	5.70	6.13	6.22	5.79	5.52
11	7.70	7.46	7.17	7.48	7.72	7.32	7.41

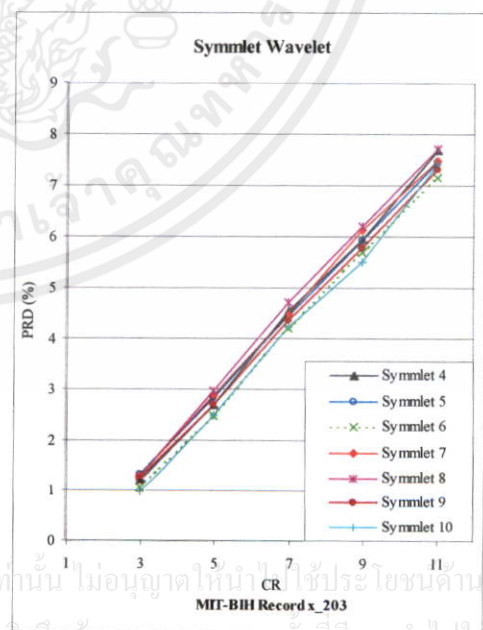
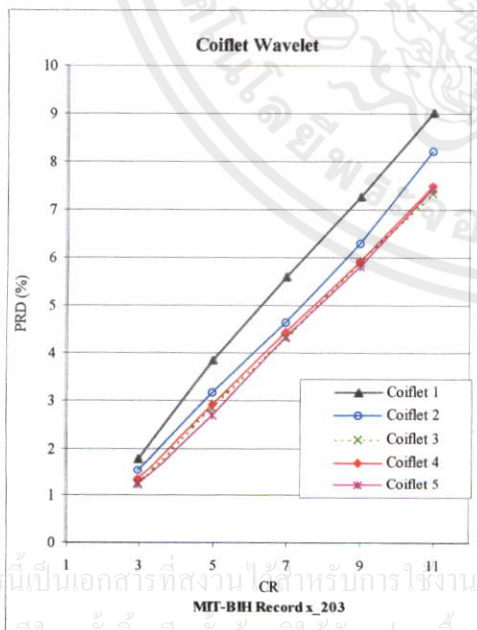
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
(ข) เวฟเลตชนิด Symmlet
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 6.7 (ต่อ)

CR	D4 (PRD%)	D6 (PRD%)	D8 (PRD%)	D10 (PRD%)	D12 (PRD%)	D14 (PRD%)	D16 (PRD%)	D18 (PRD%)	D20 (PRD%)
3	1.80	1.55	1.54	1.45	1.24	1.24	1.16	1.08	1.24
5	3.77	3.34	3.15	3.19	2.98	2.92	2.78	2.77	2.92
7	5.76	5.05	4.79	4.73	4.34	4.41	4.40	4.58	4.66
9	7.59	6.78	6.49	6.55	6.16	6.06	6.06	6.27	6.34
11	9.16	8.38	8.13	7.90	7.76	7.38	7.39	7.49	7.82

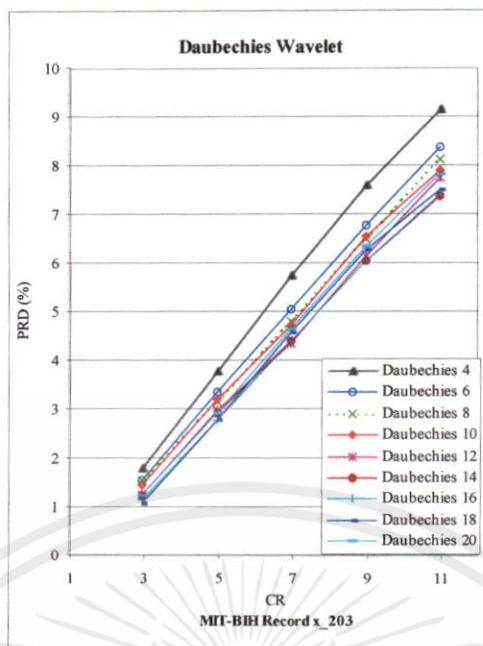
(ค) เวฟเล็ตชนิด Daubechies

เมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 โดยใช้เวฟเล็ตชนิดต่างๆ จากตารางที่ 6.7 (ก), (ข) และ (ค) จะพบว่าเวฟเล็ตชนิด Daubechies 4 และ Coiflet 1 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำที่สุด ส่วนเวฟเล็ตชนิด Symmlet 6 มีแนวโน้มว่าจะมีประสิทธิภาพในการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ได้ดีกว่าเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ และเพื่อให้ง่ายต่อการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 โดยใช้เวฟเล็ตต่างๆ จึงได้นำผลการทดลองในตารางที่ 6.7 มาพล็อตกราฟเปรียบเทียบกันดังรูปที่ 6.27



(ก) เวฟเล็ตชนิด Coiflet

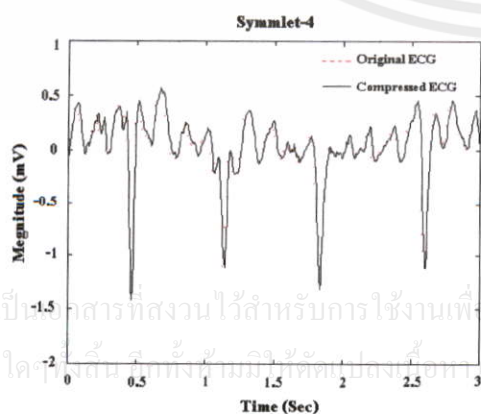
(ข) เวฟเล็ตชนิด Symmlet



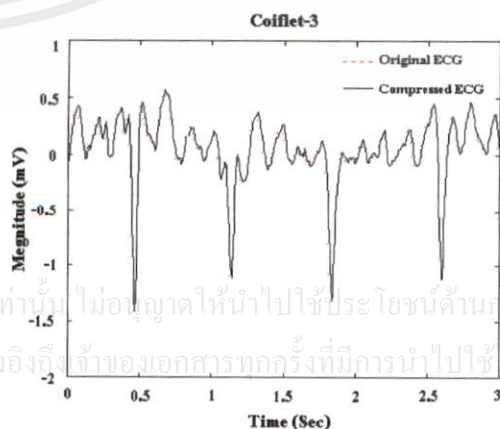
(ค) เวฟเล็ตชนิด Daubechies

รูปที่ 6.27 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 โดยใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet, Daubechies และ Symmlet ที่มีค่า NVM แตกต่างกัน

เมื่อพิจารณารูปที่ 6.27 (ก), (ข) และ (ค) จะพบว่าที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากันเวฟเล็ตชนิด Coiflet 1 และ Daubechies 4 จะให้ประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ต่ำกว่าเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ เมื่อพิจารณาเวฟเล็ตที่มีประสิทธิภาพสูงสุดของแต่ละตระกูลจากรูป 6.27 (ก), (ข) และ (ค) ปรากฏว่าเวฟเล็ตชนิดที่มีค่า NVM มากส่วนใหญ่มักจะมีประสิทธิภาพดีกว่าเวฟเล็ตชนิดที่มีค่า NVM น้อย โดยเฉพาะเวฟเล็ตตระกูล Coiflet และ Daubechies ส่วนเวฟเล็ตตระกูล Symmlet ปรากฏว่าเวฟเล็ตชนิด Symmlet 6 มีแนวโน้มจะให้ประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ได้ดีกว่าเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ

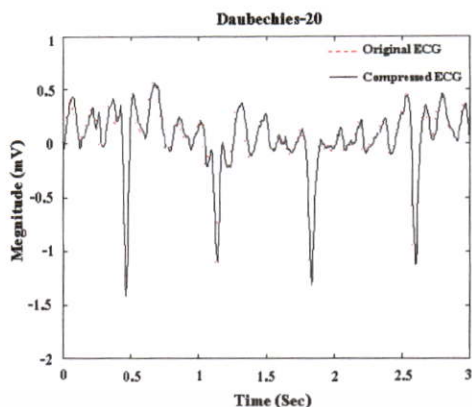


(ก) เวฟเล็ตชนิด Symmlet 4



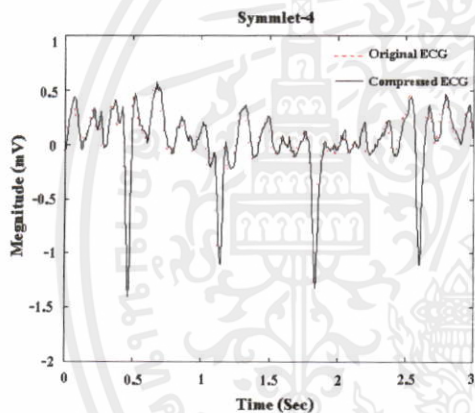
(ข) เวฟเล็ตชนิด Coiflet 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น หากมีข้อผิดพลาดประการใด ขออภัยและต้องอภัยถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

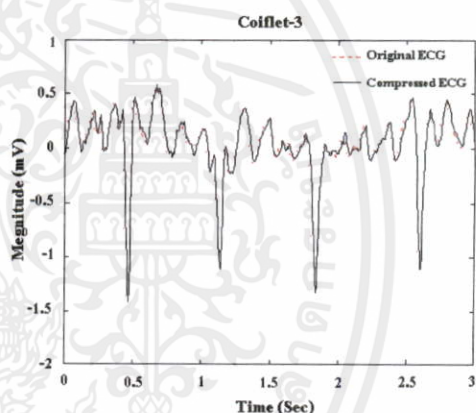


(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 20

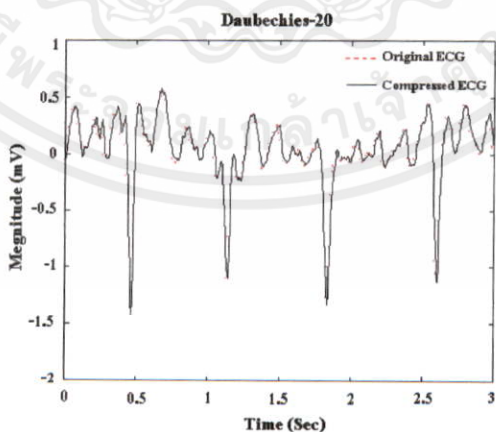
รูปที่ 6.28 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 3



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4



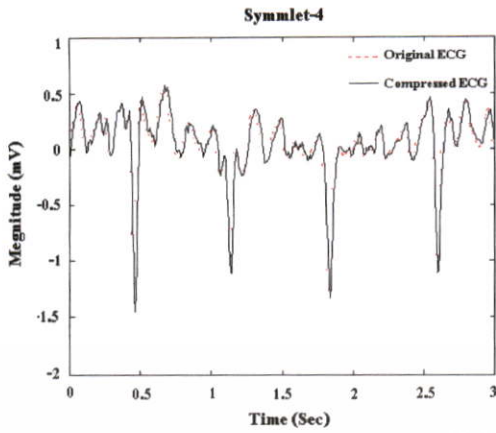
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3



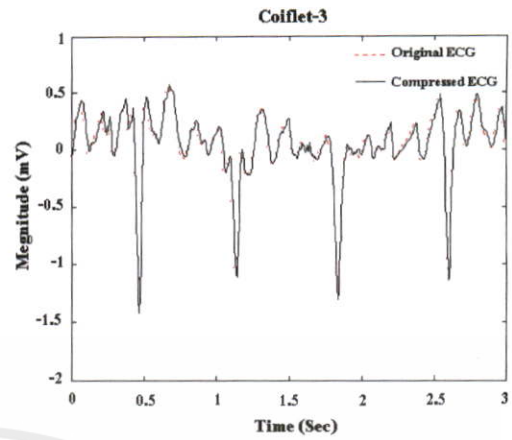
(ค) เวฟเลตชนิด Daubechies 20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

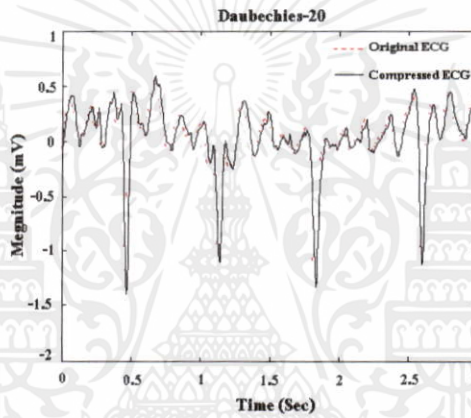
รูปที่ 6.29 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตแพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 5



(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4



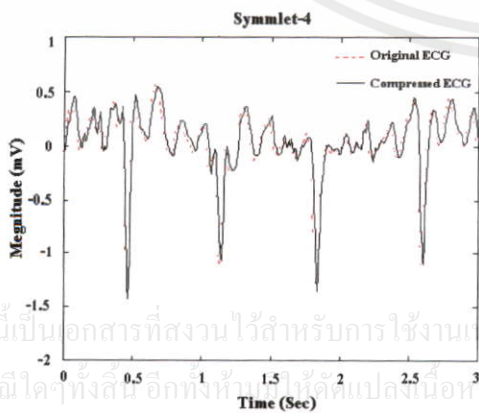
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3



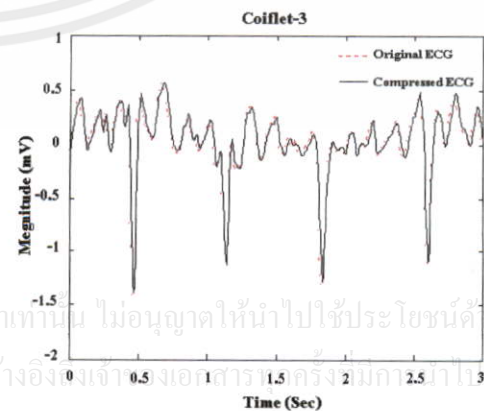
(ค) ใช้เวฟเลตชนิด Daubechies 20

รูปที่ 6.30 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเลตเพื่อสกัดที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ

7

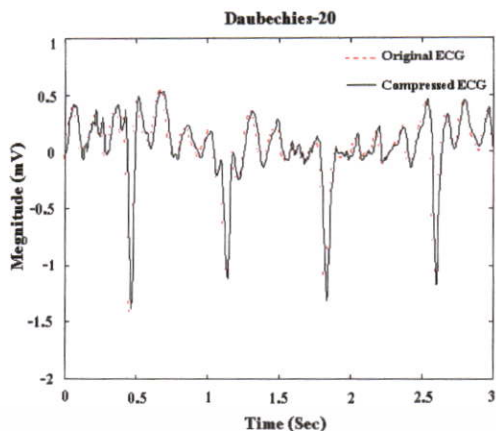


(ก) ใช้เวฟเลตชนิด Symmlet 4



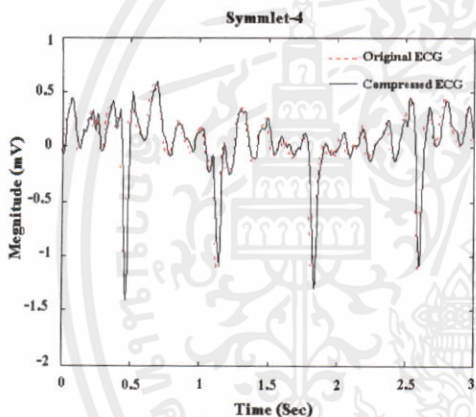
(ข) ใช้เวฟเลตชนิด Coiflet 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามนำข้อมูลไปใช้เพื่อวัตถุประสงค์อื่น และต้องอ้างอิงถึงเอกสารนี้ทุกครั้งที่มาใช้

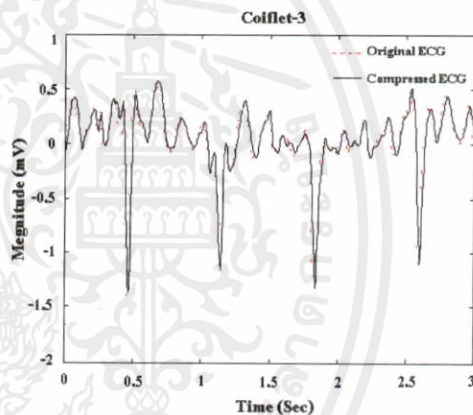


(ค) ใช้เวฟเล็ดชนิด Daubechies 20

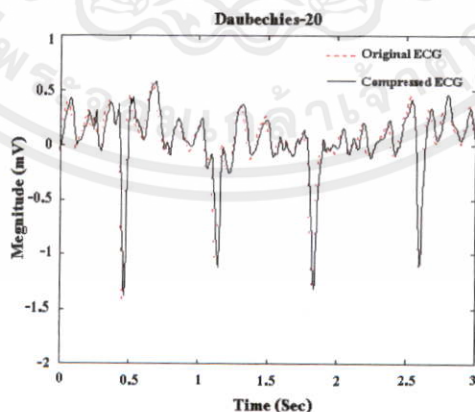
รูปที่ 6.31 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดเพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 9



(ก) ใช้เวฟเล็ดชนิด Symmlet 4



(ข) ใช้เวฟเล็ดชนิด Coiflet 3



(ค) ใช้เวฟเล็ดชนิด Daubechies 20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษายเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 6.32 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยแปลงเวฟเล็ดเพ็คเกตที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 11

6.3.4 ผลการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างวิธีการวัดค่า เอนโทรปีกับวิธีการวัดค่า Rate-Distortion

จากทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ตที่กล่าวไปแล้วในบทต้นๆจะพบว่าสิ่งหนึ่งที่ใช้ในการแสดงสัญญาณให้มีประสิทธิภาพนั้นสามารถกระทำได้โดยการหา the best wavelet packet tree สำหรับสัญญาณที่ให้มา การหา the best wavelet packet tree ของสัญญาณนี้สามารถกระทำได้โดยการวัดค่าข้อมูลต่างๆให้น้อยที่สุดเช่นค่าเอนโทรปี ค่าความเพี้ยนและจำนวนบิต ทั้งนี้เพื่อให้ได้สัญญาณที่ผ่านการลดข้อมูลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุด

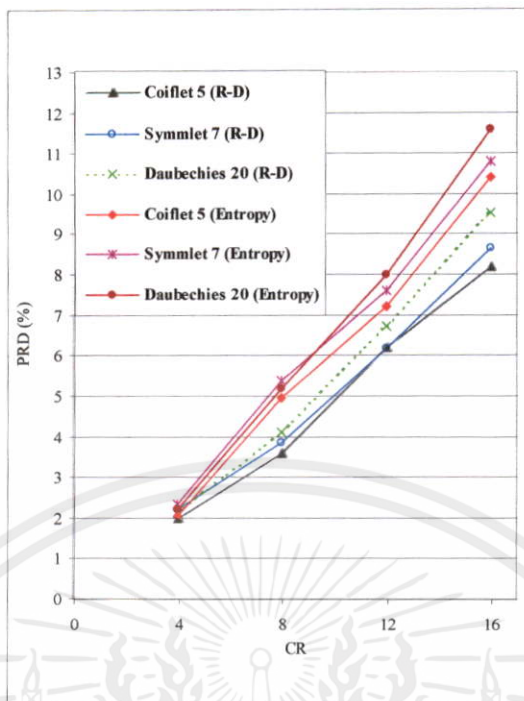
จากการทดลองและผลการทดลองที่ได้กล่าวมาข้างต้นนี้เป็นการทดสอบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตด้วยวิธีการวัดค่า rate-distortion (ใช้ฟังก์ชันค่า Lagrangian ซึ่งสอดคล้องกับค่าอัตราบิตและค่าความเพี้ยน) เพื่อหา the best wavelet packet tree ซึ่งนอกจากวิธีการวัดค่า rate-distortion แล้วยังมีวิธีการหา the best wavelet packet tree ได้อีกวิธีหนึ่งก็คือการวัดค่าเอนโทรปี ดังนั้นในหัวข้อนี้จึงได้ทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลด้วยการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตระหว่างวิธีการวัดค่า rate-distortion กับวิธีการวัดค่าเอนโทรปี ซึ่งในการทดลองนี้จะเลือกทดสอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V₁ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203

ตารางที่ 6.8 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ

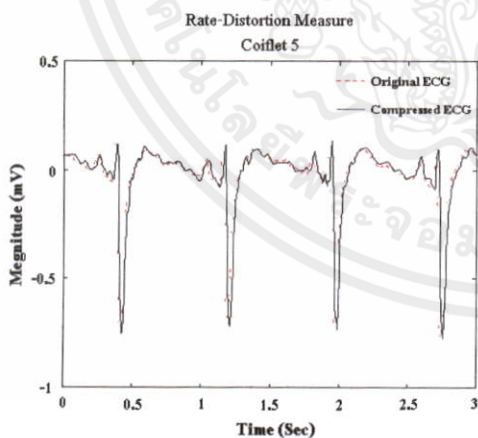
Unipolar Chest Lead V₁ ระหว่างเวฟเล็ตแพ็คเก็ตเกิดจากวิธีการวัดค่า rate-distortion กับวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet-5, Symmlet-7 และ Daubechies-20

CR	The best wavelet packet by rate-distortion measure			The best wavelet packet by entropy measure		
	Coiflet5	Symmlet7	Daubechies20	Coiflet5	Symmlet7	Daubechies20
	PRD (%)	PRD (%)	PRD (%)	PRD(%)	PRD (%)	PRD (%)
4	1.98	2.21	2.12	2.06	2.34	2.23
8	3.6	3.87	4.1	4.98	5.38	5.2
12	6.21	6.18	6.73	7.23	7.61	8
16	8.2	8.66	9.54	10.42	10.8	11.6

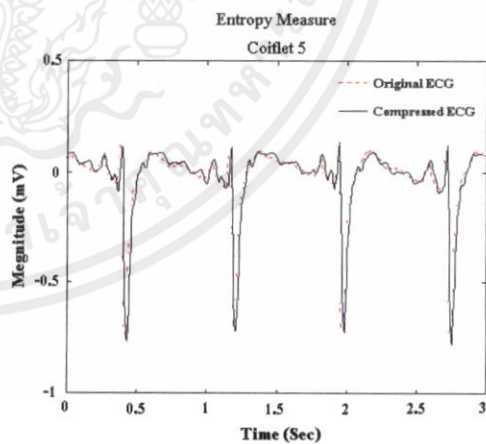
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
เมื่อนำผลการทดลองที่ได้จากตาราง 6.8 มาพล็อตกราฟเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูล ECG ของคนปกติระหว่างเวฟเล็ตแพ็คเก็ตเกิดจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับวิธีการวัดค่าเอนโทรปี จะปรากฏได้ดังรูปที่ 6.33



รูปที่ 6.33 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติระหว่างเวฟ เล็ต แพ็คเกิดจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ตแพ็คเกิดจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet-5, Symmet-7 และ Daubechies-20 (เมื่อ R-D คือวิธีการวัดค่า Rate-Distortion และ Entropy คือวิธีการวัดค่าเอนโทรปี)



(ก) วิธีการวัดค่า Rate-Distortion



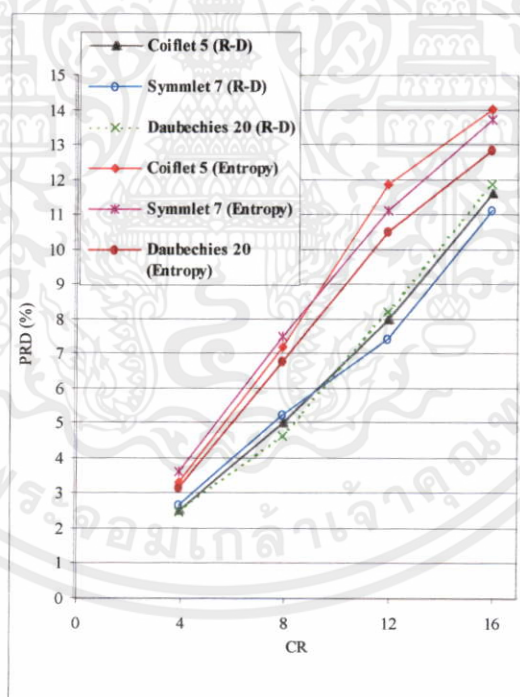
(ข) วิธีการวัดค่าเอนโทรปี

เอกสารนี้รูปที่ 6.34 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ที่ผ่าน การกำ ไรว่ากรณิใดๆทั้งสิ้น การลดข้อมูลด้วยเวฟเล็ตแพ็คเกิดจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ตแพ็คเกิด ใ้ จากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16

ตารางที่ 6.9 ประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia

x_203 ระหว่างเวฟเล็ตแพ็คเกจเกิดจากวิธีการวัดค่า rate-distortion กับวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet-5, Symmlet-7 และ Daubechies-20

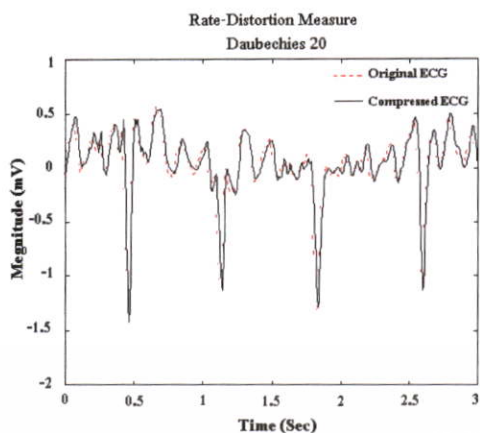
CR	The best wavelet packet by rate-distortion measure			The best wavelet packet by entropy measure		
	Coiflet5	Symmlet7	Daubechies20	Coiflet5	Symmlet7	Daubechies20
	PRD(%)	PRD (%)	PRD (%)	PRD(%)	PRD (%)	PRD (%)
4	2.51	2.67	2.48	3.3	3.6	3.18
8	5.03	5.22	4.63	7.2	7.5	6.8
12	8.0	7.43	8.2	11.87	11.12	10.52
16	11.6	11.12	11.86	14.03	13.7	12.85



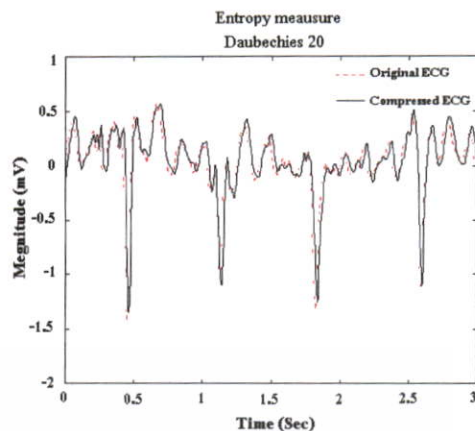
รูปที่ 6.35 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH

Arrhythmia x_203 ระหว่างเวฟเล็ตแพ็คเกจเกิดจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ตแพ็คเกจเกิดจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet-5, Symmlet-7 และ Daubechies-20 (เมื่อ R-D คือวิธีการวัดค่า Rate-Distortion และ Entropy คือวิธีการวัด

ค่าเอนโทรปี)



(ก) วิธีการวัดค่า Rate-Distortion



(ข) วิธีการวัดค่าเอนโทรปี

รูปที่ 6.36 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia x_203 ที่ผ่านการลดข้อมูลระหว่างเวฟเล็ตแพ็คเก็ตเกิดจากวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับเวฟเล็ตแพ็คเก็ตเกิดจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 12

จากผลการทดลองเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V₁ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_203 โดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตระหว่างเวฟเล็ตแพ็คเก็ตเกิดจากวิธีการวัดค่า rate-distortion กับเวฟเล็ตแพ็คเก็ตเกิดจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปีจะพบว่าวิธีการวัดค่า rate-distortion มีประสิทธิภาพดีกว่าวิธีการวัดค่าเอนโทรปี ทั้งนี้เนื่องจากวิธีการวัดค่า rate-distortion นี้สามารถหา the best wavelet packet tree สำหรับการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้เหมาะสมกว่าวิธีการวัดค่าเอนโทรปี กล่าวคือเมื่อนำสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตโดยใช้ฟังก์ชันการวัดค่า Lagrangian ในการหา basis tree (วิธีการวัดค่า rate-distortion) มาทำการควอนไทซ์และเข้ารหัสแล้วจะมีประสิทธิภาพสูงกว่าการนำสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตโดยใช้ฟังก์ชันการวัดค่าเอนโทรปีในการหา basis tree (วิธีการวัดค่าเอนโทรปี)

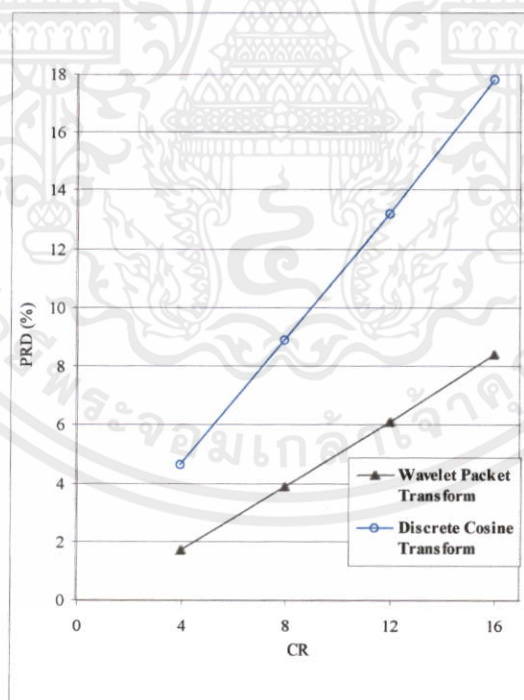
6.3.3 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย

ในหัวข้อนี้จะเป็นการทดลองวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ต โดยจะนำไปเปรียบเทียบกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทดสอบมีจำนวนมาก ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงยกตัวอย่างมาเพียงบางคลื่นเท่านั้น ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาทดสอบในหัวข้อนี้จะคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติ ซึ่งผลการทดสอบจะแสดงดังตารางที่ 6.10

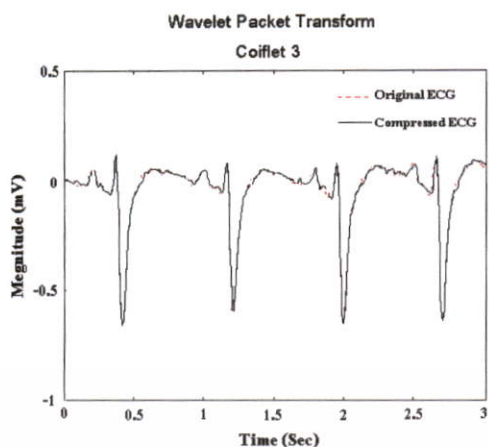
ตารางที่ 6.10 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย

อัตราการลดข้อมูล (CR)	การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ (Wavelet Packet Transform)	การแปลงโคซายน์เต็มหน่วย (Discrete Cosine Transform)
4	1.72	4.65
8	3.89	8.92
12	6.12	13.2
16	8.42	17.84

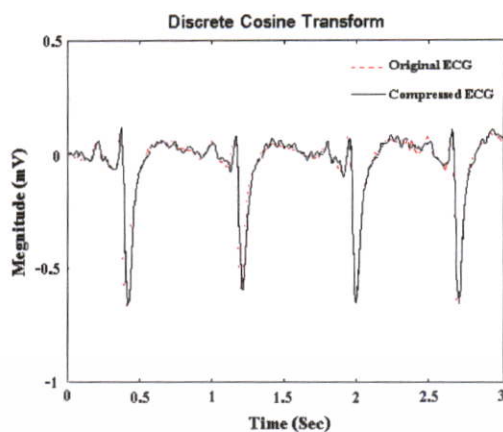
เมื่อนำผลการทดลองที่ได้จากตาราง 6.10 มาพล็อตกราฟเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ระหว่างกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับกระบวนการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย จะปรากฏได้ดังรูปที่ 6.37



เอกสารนี้ **รูปที่ 6.37** เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติระหว่างวิธีการแปลง การคำนวณค่า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น เวฟเล็ตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย อ้างของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

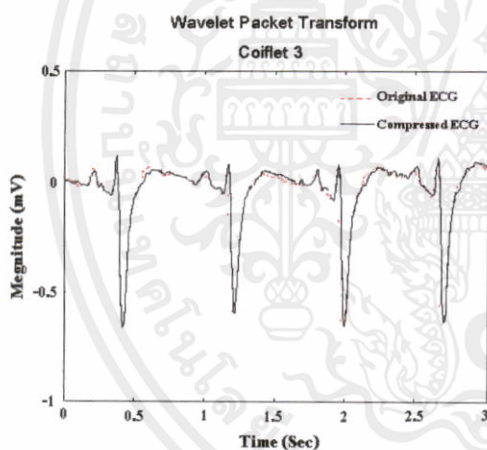


(ก) วิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ

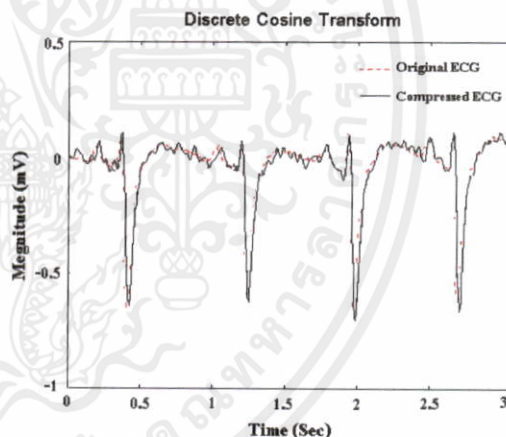


(ข) วิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย

รูปที่ 6.38 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ที่ผ่านการลดข้อมูลระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8



(ก) วิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ



(ข) วิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย

รูปที่ 6.39 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ที่ผ่านการลดข้อมูลระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16

จากรูปที่ 6.37 จะเห็นได้ว่าที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากันวิธีการลดข้อมูลโดยใช้เวฟเล็ตแพ็คเกจจะมีประสิทธิภาพดีกว่าวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย และเมื่อเปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่ว่ากรณใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังช่วยให้ดูแปลงเบลอ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ผ่านการลดข้อมูลของทั้งสองวิธีดังกล่าวที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8 และ 16 ปากฎว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจจะมีความเพี้ยนเกิดขึ้นเฉพาะบางช่วงของสัญญาณ

(Localize Error) แต่คลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยจะมีความเพี้ยนเกิดขึ้นตลอดช่วงสัญญาณ (Globalize Error) ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจสามารถรักษาสาระสำคัญของสัญญาณได้ดีกว่า

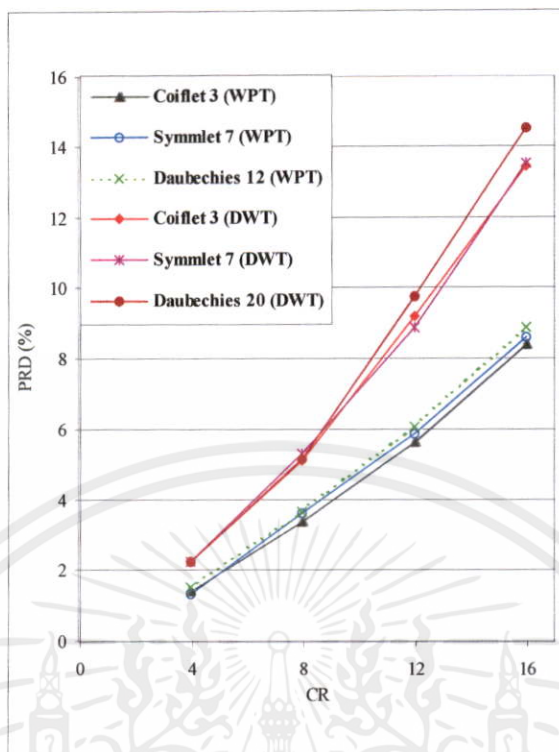
6.3.5 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ (WPT) กับวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย (DWT)

การแปลงเวฟเล็ตจะแบ่งออกเป็นการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย (DWT) และการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจ (WPT) สำหรับการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วยนี้จะกำหนด basis tree ที่ใช้สำหรับแสดงข้อมูลที่ให้มา ส่วนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจจะทำการปรับเพื่อหา basis tree ที่ดีที่สุดสำหรับข้อมูลที่ให้มาโดยจะใช้การวัดค่าข้อมูลต่างๆเช่นค่าเอนโทรปี ค่าอัตราบิดและค่าความเพี้ยนที่น้อยที่สุด ดังนั้นในหัวข้อนี้จึงได้ทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับกระบวนการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย และเปรียบเทียบคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลของแต่ละกระบวนการที่อัตราการลดข้อมูลต่างๆ ตลอดจนแสดง the best basis tree ที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจที่อัตราการลดข้อมูลต่างๆให้พิจารณาด้วย

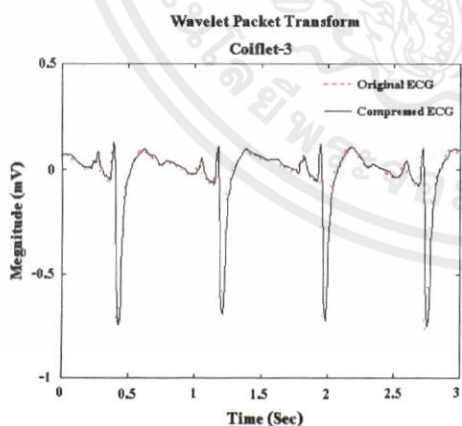
ตารางที่ 6.11 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V₁ ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย

CR	Wavelet Packet Transform			Discrete Wavelet Transform		
	Coiflet3	Symmlet7	Daubechies12	Coiflet3	Symmlet7	Daubechies12
	PRD(%)	PRD(%)	PRD(%)	PRD(%)	PRD(%)	PRD(%)
4	1.4175	1.3298	1.5188	2.2566	2.2663	2.25
8	3.3934	3.6	3.6701	5.0918	5.2976	5.1602
12	5.6212	5.8654	6.0566	9.2199	8.8768	9.7756
16	8.4202	8.5934	8.8678	13.4233	13.4925	14.5243

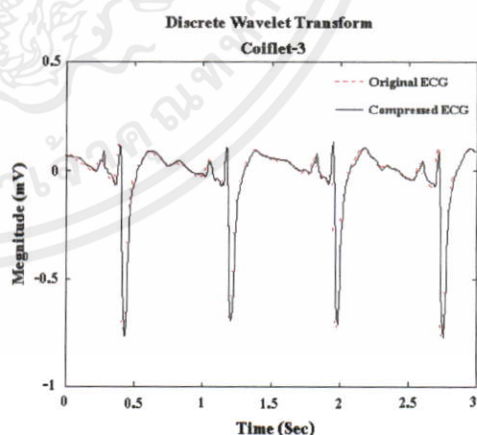
เมื่อนำผลการทดลองที่ได้จากตาราง 6.11 มาพล็อตกราฟเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูล ECG ของคนปกติระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย จะปรากฏได้ดังรูปที่ 6.40



รูปที่ 6.40 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตเพื่อเกิดกับวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet 3 Symmlet 7 และ Daubechies 12 (เมื่อ WPT คือการแปลงเวฟเล็ตเพื่อเกิด และ DWT คือการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย)

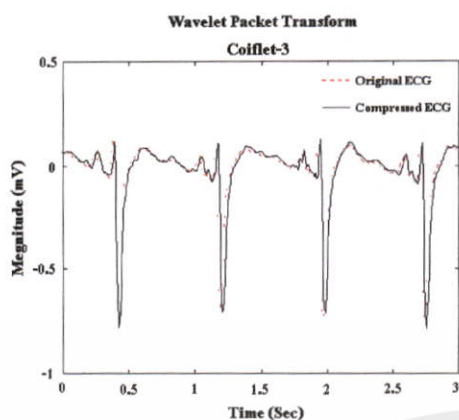


(ก) วิธีการแปลงเวฟเล็ตเพื่อเกิด

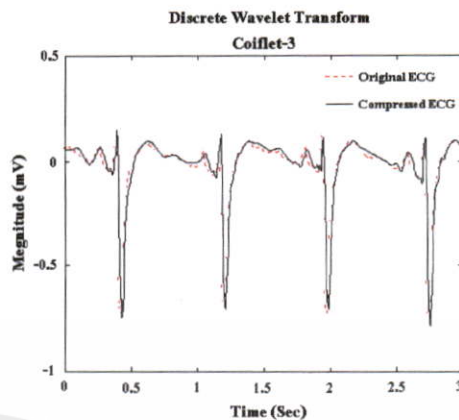


(ข) วิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 6.41 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V₁ ที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ตเพื่อเกิดและวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8

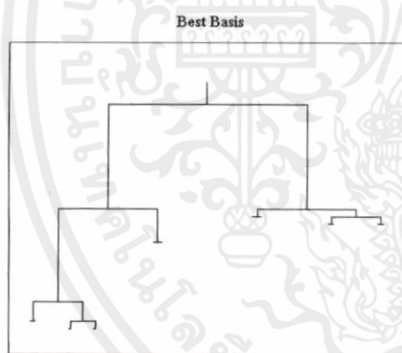


(ก) วิธีการแปลงเวฟเลตแพ็คเกต

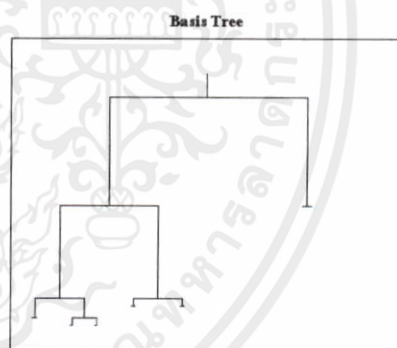


(ข) วิธีการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย

รูปที่ 6.42 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ที่ผ่านการลดข้อมูลระหว่างวิธีการแปลงเวฟเลตแพ็คเกตกับวิธีการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16



(ก) อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8



(ข) อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16

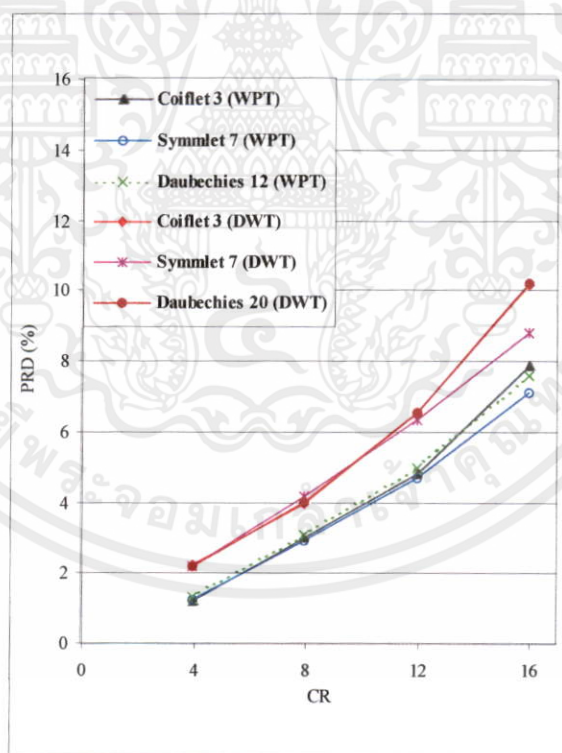
รูปที่ 6.43 แสดง the best wavelet packet basis tree ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8 และ 16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

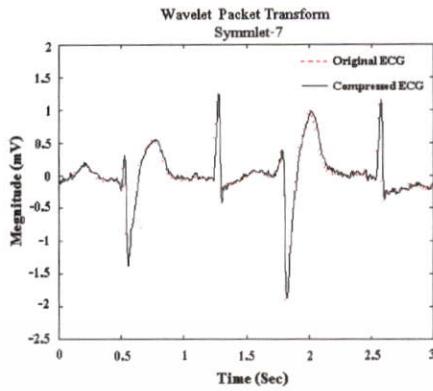
ตารางที่ 6.12 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตกับวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย

CR	Wavelet Packet Transform			Discrete Wavelet Transform		
	Coiflet3	Symmlet7	Daubechies12	Coiflet3	Symmlet7	Daubechie12
	PRD(%)	PRD(%)	PRD(%)	PRD(%)	PRD(%)	PRD (%)
4	1.2167	1.2286	1.3326	2.2318	2.2173	2.2295
8	3.0271	2.9429	3.112	3.9765	4.1679	4.0155
12	4.8286	4.7118	4.9736	6.5624	6.3508	6.535
16	7.8765	7.1167	7.5956	10.1876	8.8234	10.21

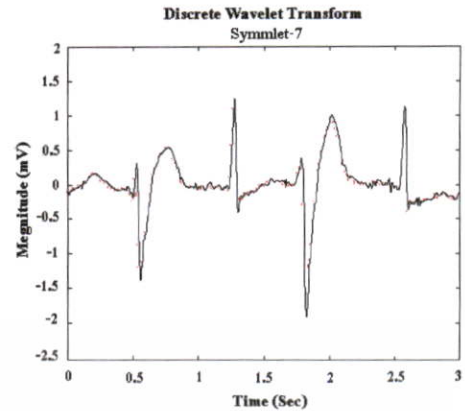
เมื่อนำผลการทดลองที่ได้จากตาราง 6.12 มาพล็อตกราฟเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตกับวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย ปรากฏได้ดังรูปที่ 6.44



รูปที่ 6.44 เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ระหว่างวิธีการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ตกับวิธีการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย เมื่อใช้เวฟเล็ตชนิด Coiflet 3, Symmlet 7 และ Daubechies 12 (เมื่อ WPT คือการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเก็ต และ DWT คือการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วย)

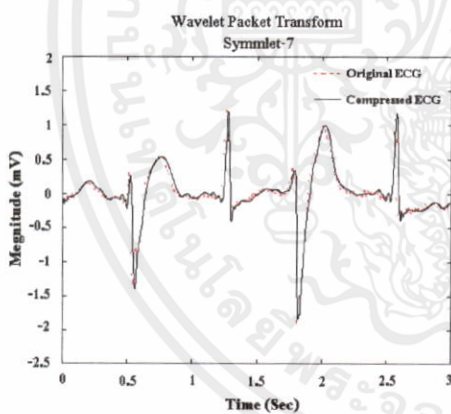


(ก) วิธีการแปลงเวฟเลตแพ็คเกจ

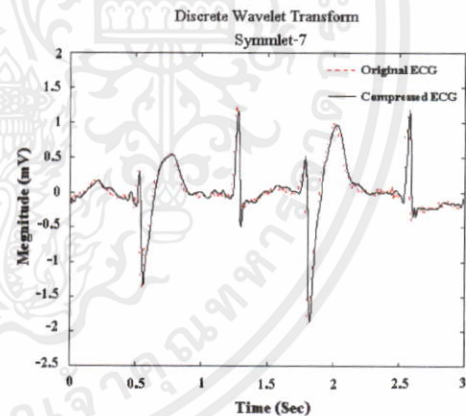


(ข) วิธีการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย

รูปที่ 6.45 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลระหว่างวิธีการแปลงเวฟเลตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8



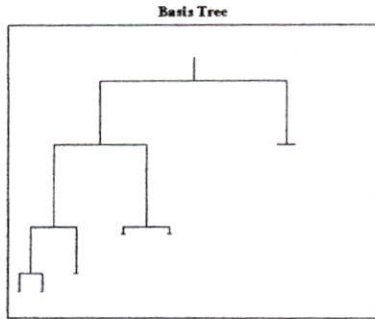
(ก) วิธีการแปลงเวฟเลตแพ็คเกจ



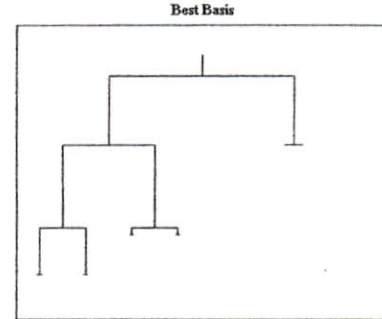
(ข) วิธีการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย

รูปที่ 6.46 เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่ผ่านการลดข้อมูลระหว่างวิธีการแปลงเวฟเลตแพ็คเกจกับวิธีการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วยที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8



(ข) อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 16

รูปที่ 6.47 แสดง the best wavelet packet basis tree ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_200 ที่อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 8 และ 16

จากผลการทดลองในตารางที่ 6.11 และ ตารางที่ 6.12 จะพบว่ากระบวนการแปลงเวฟเลตแพ็คเกจจะมีประสิทธิภาพดีกว่ากระบวนการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform) ทั้งนี้เนื่องจากการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วยจะกำหนด basis function ที่ใช้สำหรับแสดงข้อมูลที่เข้ามา ทำให้เมื่อนำมาใช้ในการลดข้อมูลบางข้อมูลที่ให้มามีประสิทธิภาพไม่ดีเท่าที่ควร เนื่องจากแต่ละสัญญาณจะมีคุณสมบัติแตกต่างกัน ส่วนการแปลงเวฟเลตแพ็คเกจนั้นจะทำการปรับเพื่อหา basis function ที่ดีที่สุดสำหรับสัญญาณหรือข้อมูลที่เข้ามาทำให้ เมื่อกระทำการลดข้อมูลแล้วจะมีประสิทธิภาพดีกว่ากระบวนการแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกต ซึ่งกระบวนการในการลดข้อมูลของวิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้วิธีการลดข้อมูลแบบที่มีการสูญเสียซึ่งก็คือการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกต ร่วมกับวิธีการลดข้อมูลที่ไม่มีการสูญเสียซึ่งก็คือการเข้ารหัสรันเลนส์และการเข้ารหัสฮัฟแมน ประโยชน์ของการลดข้อมูลโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตก็คือสามารถกำหนดจำนวนบิตที่ต้องการและสามารถปรับเปลี่ยนค่าของจำนวนบิตในการควอนไทซ์และการเข้ารหัสได้ กล่าวคือถ้าไหนดหรือแบนย่อย (subband) ใดมีปริมาณข่าวสารมากก็จะถูกเข้ารหัสด้วยจำนวนบิตที่สูงแต่ถ้าไหนดหรือ subband ใดมีปริมาณข่าวสารน้อยก็จะถูกเข้ารหัสด้วยจำนวนบิตที่ต่ำ ซึ่งจะช่วยให้ประสิทธิภาพในการลดข้อมูล

เมื่อนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนปกติที่วัดในแบบ Unipolar Chest Lead V_1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนผิดปกติในรูปแบบ Premature Ventricular Contraction และคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Record x_100 Record x_200 และ Record x_203 มาทดสอบปรากฏว่าเวฟเล็ตชนิด Daubechies4 จะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ ส่วนเวฟเล็ตชนิด Symmlet6 มีแนวโน้มว่าจะมีประสิทธิภาพการลดข้อมูลดีกว่าเวฟเล็ตชนิดอื่นๆ ทั้งนี้เนื่องจากเวฟเล็ตชนิด Symmlet6 สามารถให้ค่าสัมประสิทธิ์ของการทรานส์ฟอร์มที่มีความสำคัญ (Significant Coefficient) ได้ดีกว่าเวฟเล็ตชนิดอื่นๆนั่นเอง

เนื่องจากกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตจะมีความสัมพันธ์กับค่าความเพี้ยน อัตราบิต และค่าเอนโทรปีเพื่อใช้ในการหา the best basis tree ในการลดข้อมูล ดังนั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้นำฟังก์ชันการวัดค่าข้อมูลซึ่งก็คือฟังก์ชัน Lagrangian ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเพี้ยนและจำนวนบิต และอีกฟังก์ชันหนึ่งก็คือฟังก์ชันเอนโทรปี มาใช้ในการหา the best basis tree และได้เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลระหว่างวิธีการวัดค่า Rate-Distortion กับวิธีการวัดค่า Entropy จากผลการทดสอบปรากฏว่าการลดข้อมูลโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่าจำนวนบิต-ความเพี้ยน (rate-distortion) ในการหา the best basis tree จะให้ประสิทธิภาพการลดข้อมูลดีกว่าการลดข้อมูลโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแพ็คเกตจากวิธีการวัดค่าเอนโทรปี (entropy) ทั้งนี้เนื่องจากการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยเวฟเล็ตแพ็คเกตโดยใช้การวัดค่าจำนวนบิต-ความเพี้ยนนั้นสามารถใช้ฟังก์ชันการวัดค่า Lagrangian ในการหา the best wavelet packet tree ได้อย่างมีประสิทธิภาพกว่าฟังก์ชันการวัดค่าเอนโทรปี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับอาจารย์ใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในงานวิจัยนี้ได้แสดงประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเกิดเปรียบเทียบกับวิธีการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย จากผลการทดลองปรากฏว่าการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเกิดจะให้ประสิทธิภาพการลดข้อมูลดีกว่าวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเกิดจะมีความเพี้ยนเกิดขึ้นเฉพาะบางช่วงสัญญาณเท่านั้นแต่คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงโคซายน์เต็มหน่วยจะมีความเพี้ยนเกิดขึ้นตลอดแนวหรือช่วงของสัญญาณ ทั้งนี้เนื่องจากการแปลงเวฟเล็ดแท็คจะใช้พื้นฐานของการรวมเชิงเส้นของ Localize Basis Function ทำให้การแปลงเวฟเล็ดแท็คมีคุณสมบัติเป็น Localization ซึ่งต่างจากการแปลงโคซายน์เต็มหน่วย ที่มีคุณสมบัติ Globalization ทำให้สัญญาณที่ผ่านการลดข้อมูลด้วยการแปลงเวฟเล็ดแท็คเกิดจะมีคุณภาพดีกว่าอย่างเห็นได้ชัด

นอกจากนี้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ยังได้เปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเกิดกับวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเต็มหน่วย ในงานวิจัยปรากฏว่าการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเกิดมีประสิทธิภาพดีกว่าวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเต็มหน่วย ทั้งนี้เนื่องจากการแปลงเวฟเล็ดแท็คเกิดสามารถปรับเพื่อหา the best basis tree สำหรับข้อมูลที่ให้มาซึ่งเอื้อประโยชน์ต่อการควอนไทซ์และการเข้ารหัส ซึ่งต่างกับวิธีการแปลงเวฟเล็ดแท็คเต็มหน่วยที่มีการกำหนด basis tree ทำให้เมื่อนำมาลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจบางข้อมูลจะให้ประสิทธิภาพการลดข้อมูลไม่ดีเท่าที่ควร

เนื่องจากจุดประสงค์หลักของการบีบอัดหรือลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจก็คือต้องการให้มีค่าอัตราการลดข้อมูลมากในขณะที่ข้อมูลที่ผ่านการลดข้อมูลมียังคงสาระสำคัญในการวินิจฉัยทางการแพทย์และมีความเพี้ยนอยู่ในระดับที่แพทย์หรือผู้ทำการวินิจฉัยยอมรับได้ งานวิจัยนี้จึงได้นำผลการทดลองที่ได้ไปให้แพทย์และผู้ทำการวินิจฉัยพิจารณาว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลแล้วสามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยที่ได้ผลเช่นเดียวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบนั้นควรมีอัตราการลดข้อมูลและค่าความเพี้ยนหรือค่า PRD ประมาณเท่าใดปรากฏว่าส่วนใหญ่เห็นว่าอัตราการลดข้อมูลที่เหมาะสมนั้นควรมีอัตราการลดข้อมูลประมาณ 2-5 เท่าและมีค่า PRD หรือค่าความเพี้ยนที่เกิดขึ้นควรมิเกิน 1-3% และก็มีแพทย์บางคนแต่ส่วนน้อยที่ไม่เห็นด้วยกับการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งนี้เนื่องจากเกรงว่าเมื่อลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแล้วจะทำให้ส่วนที่สำคัญในการวินิจฉัยนั้นขาดหายไป

ถ้าวิเคราะห์ในความเป็นจริงแล้วนั้นถ้าอัตราการลดข้อมูลน้อยประมาณ 1-5 เท่าและความเพี้ยนประมาณ 0.8-3% ซึ่งน้อยมากก็แทบจะไม่มีผลกระทบต่อคลื่นไฟฟ้าต้นแบบเลย แต่ถ้าอัตราการลดข้อมูลมากๆ เช่น อัตราการลดข้อมูลเท่ากับ 10-20 เท่าค่าความเพี้ยนก็จะเพิ่มขึ้นตามอัตราการลดข้อมูลถึงจะมีผลต่อการวินิจฉัย แต่อย่างไรก็ตามการเลือกอัตราการลดข้อมูลที่เหมาะสมมากหรือน้อยเท่าใดในการวินิจฉัยก็ขึ้นอยู่กับการพิจารณาญาณของแพทย์แต่ละท่าน และเนื่องจากงาน

วิจัยนี้เป็นการลดข้อมูลแบบ Off line คือไม่ได้วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยโดยตรงแล้วมาลดข้อมูลแต่เป็นการนำข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากแพทย์ที่วัดมาแล้วและจากฐานข้อมูล MIT-BIH ที่ไม่ได้ทำการลดข้อมูลมาทำการลดข้อมูล ดังนั้นในส่วนของแนวทางการพัฒนานั้นสามารถนำไปพัฒนาเพื่อสร้างเป็นระบบการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Real time ได้ต่อไป



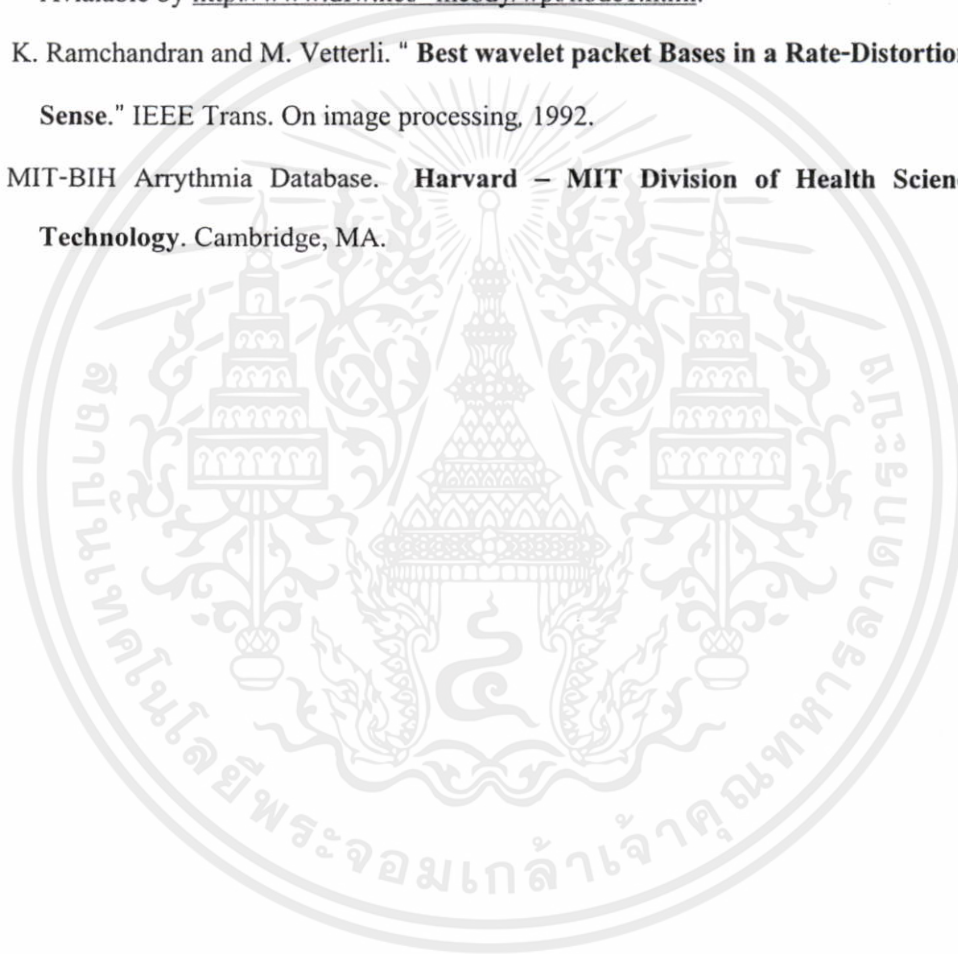
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- [1] Maher A. Sid-Ahmed. **Image Processing**. Singapore. McGraw-Hill, Inc. 1995.
- [2] W. J. Tompkins. **Biomedical Digital Signal Processing : C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC**. Prentice Hall. 1993. pp. 30-43, pp.193-206.
- [3] H. Gharavi. **Conditional run-length and variable-length coding of digital picture**. IEEE Trans. Comn., COM-35(6):671-677. June 1987.
- [4] R. G. Gallager. **Variations on a theme by Huffman**. IEEE Trans. Inform. Theory, IT-25:668-674. Nov 1978.
- [5] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. **Digital Image Processing**. Addison – Wesley Publish Comppany, Inc.1992.
- [6] M. Rabbani and P.W. Jones. " **Digital Image Compression Techniques**." vol TT7 of SPIE Totorial Texts in Optical Engineering. SPIE Press. 1991.
- [7] J. Ziv and A. Lempel. " **A universal algorithm for sequential data compression**." IEEE Trans. Inform. Theory IT –23:337-343. 1997.
- [8] M. Rabbani and P. W. Jones. "Digital Image Compression Techniques." SPIE Opt. Eng., vol. TT07, 1991. pp. 58-128.
- [9] M. J. Narasimha. **Quantization**, Avialable by www.stanford.edu/var/dir/classes.html, EE374 – Winter. 1999-2000.
- [10] S. P. Lloyd. " **Least Squares Quantization in PCM**." IEEE Trans. On Inform. Theory, vol.IT-28, Mar 1892. pp. 129-137.
- [11] J. Max. " **Quantizing for Minimum Distortion**." IRE Trans. Inf. Theory, vol.IT-6, Mar 1960. pp. 7-12.
- [12] Michel Misiti, Yves Misiti, Georges Oppenheim, Jean-Michel Poggi. **Wavelet Toolbox For use with MATLAB**. The MathWorks, Inc. March 1996.
- [13] I. Daubechies. **Ten Lectures on Wavelets**, CBMS-NSF Regional Conference Series on Applied Mathematics, SIAM, Vol.16, pp. 195-199., 1992.
- [14] Mallat, S. (1989). " **A theory for multiresolution signal decomposition the wavelet representation**." IEEE Pattern Anal. and Machine Intell., vol. 11, no. 7. pp.674-693.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังขอสงวนเนื้อหาและข้อมูลอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [15] R.L. Motard and B. Joseph. **Wavelet Applications Chemical Engineering**. Kluwer Academic Publishers. Boston 1994.
- [16] G.Strang, T.Nguyen. **Wavelets and Filter Banks**. Massachusetts, Wellesley-Cambridge Press. 1997.
- [17] C. Sidney Burrus, Ramesh A, Gopinath, and Haitao Guo. **Introduction to Wavelet and Wavelet Transforms**. Rice University Houston, Texas, 1997.
- [18] Mac A. Cody 2. **The wavelet packet transform extending the wavelet transform**, Available by <http://www.dfw.net/~mcody/wpt/node1.html>.
- [19] K. Ramchandran and M. Vetterli. " **Best wavelet packet Bases in a Rate-Distortion Sense.**" IEEE Trans. On image processing, 1992.
- [20] MIT-BIH Arrythmia Database. **Harvard – MIT Division of Health Sciences and Technology**. Cambridge, MA.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก.

ผลงานวิจัยที่ได้รับตีพิมพ์

1. Worarat Pattara-amornkul, Worapoj Kiatsukri, Watana Pojareon, Manas Sangworasil, "ECG Data Compression Based on The Best Adapted Wavelet Packet.", Proceeding of The 1999 National Computer Science and Engineering Conference, ABAC Bangkok, pp.322-331, 1999.
2. Worarat Pattara-amornkul, Yuttana Kitjaidure, Kittipol Chitsakul, Manas Sangworasil, "ECG Data Compression Based on The Best Adapted Wavelet Packet.", 1999 IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communication Systems, KMITL Phuket, pp.685-688, 1999.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	นางสาว วรรัตน์ ภัทรอมรกุล
เกิดวันที่	2 กันยายน 2518 จังหวัดหนองคาย
การศึกษา	ปีการศึกษา 2531-2533 ระดับมัธยมศึกษาตอนต้น โรงเรียนบึงกาฬ ปีการศึกษา 2534-2536 ระดับมัธยมศึกษาตอนปลาย โรงเรียนบึงกาฬ ปีการศึกษา 2537-2540 ระดับปริญญาตรีวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพ
ผลงาน	ปี 2539 เข้าร่วมชิงชนะเลิศการประกวดการแข่งขัน Robot Navigator Contest 1996. ซึ่งจัดโดยสมาคมไทย-ญี่ปุ่น ปี 2539-2540 สร้างเครื่องแสดงผลและควบคุมอัตราการขยาย (Gain) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยคอมพิวเตอร์ ปี 2542-2543 แต่งหนังสือคู่มือการใช้งาน MATLAB ฉบับสมบูรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้