

การบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วิธีการแบ่งส่วนใน 2 มิติ
และเข้ารหัสคอปแมน

ECG SIGNAL COMPRESSION BY 2-D BEAT PARTITION ALGORITHM
AND HUFFMAN CODING



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามแผนหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์หรืออิเล็กทรอนิกส์เชิงการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2552

KMITL - 2009 - EN - M - 010 - 017

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วิธีการแบ่งส่วนใน 2 มิติ
และเข้ารหัสฮัฟแมน

ECG SIGNAL COMPRESSION BY 2-D BEAT PARTITION ALGORITHM
AND HUFFMAN CODING



จพ.
ท ๒๗/
๒๕๕๒

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 95681
วัน,เดือน,ปี 27 พ.ค. 2552

b. 1209108x
i.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2552
KMITL-2009-EN-M-010-017

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ECG SIGNAL COMPRESSION BY 2-D BEAT PARTITION ALGORITHM
AND HUFFMAN CODING**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ELECTRONIC ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2009
KMITL-2009-EN-M-010-017**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2009

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยวิธีการแบ่งส่วนใน 2 มิติ และเข้ารหัสฮัฟแมน
Thesis Title ECG Signal Compression by 2-D Beat Partition Algorithm and Huffman Coding
นักศึกษา นางสาวทัศนวรรณ พุทธสกุล
รหัสประจำตัว 50061402
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพฑูริย์
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2009-EN-M-010-017

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.บุษนา คิศจิเศษ	
ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล	
รศ.ดร.สมศักดิ์ ชุมช่วย	
ดร.สุภาภรณ์ เกียรติสิน	
รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพฑูริย์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 23 มีนาคม พ.ศ. 2552 เวลา 14.00-16.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 3 ห้องประชุม 2

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์ ดร.กอบชัย เดชหาญ)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 23 มีนาคม พ.ศ. 2552

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วิธีการแบ่งส่วน
ใน 2 มิติ และเข้ารหัสฮัฟแมน

นักศึกษา

นางสาวทศวรรณ พุทธสกุล

รหัสนักศึกษา

50061402

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

พ.ศ.

2552

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์

รศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพฑูริย์

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการอย่างง่ายสำหรับการบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ วิธีการบีบอัดนี้อยู่บนพื้นฐานของการแปลงเวฟเลต (DWT), การแบ่งส่วนใน 2 มิติ, การควอนไทซ์ และการเข้ารหัสซึ่งเริ่มจากการแปลงเวฟเลต จากนั้นนำสัมประสิทธิ์จากการแปลงเวฟเลตมาทำการตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และนอร์มัลไลซ์คาบสัญญาณ กระบวนการที่สองนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการนอร์มัลไลซ์แล้วที่มีการจัดเรียง 1 มิติ ทำการเปลี่ยนให้เป็นการจัดเรียงแบบ 2 มิติ กระบวนการที่สามแบ่งสัญญาณไฟฟ้าที่ทำการจัดเรียงแบบ 2 มิติแล้วเป็น 5 ส่วนประกอบด้วยส่วน P, QRS, T, U และส่วนของสัมประสิทธิ์ Detail กระบวนการสุดท้ายนำสัมประสิทธิ์ Approximation ทำการควอนไทซ์ และสัมประสิทธิ์ Detail ทำการ Down Samples จากนั้นเข้ารหัสฮัฟแมน ซึ่งความแตกต่างระหว่างคาบที่แท้จริงและคาบสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลซ์แล้วในแต่ละคาบสัญญาณจะถูกส่งไปเพื่อใช้ในการถอดรหัส ซึ่งในการถอดรหัสคาบที่แท้จริงจะถูกกู้คืนมาก่อนสัมประสิทธิ์เวฟเลต และจากนั้นทำการแปลงกลับเวฟเลตเพื่อกู้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลับคืนมา ซึ่งประสิทธิภาพของงานวิจัยขึ้นอยู่กับอัตราการบีบอัด (CR) และค่าความผิดพลาด (PRD) และในงานวิจัยนี้ใช้ฐานข้อมูลจาก MIT/BIH arrhythmia ในการทดลอง

Thesis Title	ECG signal Compression by 2-D Beat Partition Algorithm and Huffman Coding
Student	Miss Tasawan Putasakun
Student ID.	50061402
Degree	Master of Engineering
Programme	Biomedical Electronic Engineering
Year	2009
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Surapan Airphaiboon

ABSTRACT

This paper proposed a hybrid method for an electrocardiogram (ECG) data compression. This compression method is based on discrete wavelet transform (DWT), 2-D beat partition, quantization and coding. In the first process, the discrete wavelet transform is applied to the uncompressed ECG signal. Then, both of ECG wavelet coefficients were fed period detection, period normalization. In the second process, the 1-D sequence of normalized ECG beat is transformed into 2-D format. Third process, the beat partition algorithm divides ECG beat into 5 sections, which is including P, QRS, T, U and detail section. The last process, the Approximation coefficient was scalar quantization and the Detail coefficient was down samples, then Huffman coding. The ECG beat different between the actual period and the normalized beat period for each beat is initially transmitted to the decoder. At the decoder, original period of each beat are first recovered before re-ordered the wavelet coefficients and then the inverse wavelet transform is retrieved the reconstructed ECG signal. To evaluate the performance of the proposed method, the factors such as compression ratio (CR) and percentage root mean square distortion (PRD) have been considered with various types of MIT/BIH arrhythmia database.

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับความสำเร็จไปด้วยดีเนื่องจากได้รับการสนับสนุน และกำลังใจจากบุคคลหลายฝ่าย ผู้เขียนขอขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ และครอบครัวที่คอยให้การสนับสนุนและกำลังใจมาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์ ในฐานะอาจารย์ที่ปรึกษาที่คอยให้แนวความคิดคำแนะนำปรึกษา และข้อเสนอแนะในการแก้ไขปัญหาต่างๆ

ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านที่อบรมสั่งสอนและให้ความรู้

ขอขอบคุณ คุณสมสะนุก ปะทุมวัน ที่ได้ให้คำแนะนำและออกความคิดเห็นในงานวิจัยนี้ และขอบคุณเพื่อนๆทุกคนที่คอยช่วยเหลือในสิ่งต่างๆ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา III นี้ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	1
1.3 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.5 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	4
2.1 ลักษณะกายวิภาคของหัวใจ.....	4
2.1.1 เยื่อหุ้มหัวใจ.....	4
2.1.2 หลอดเลือดหัวใจ.....	4
2.1.3 กล้ามเนื้อหัวใจ.....	5
2.1.4 ลิ้นหัวใจและผนังกันห้องหัวใจ.....	5
2.2 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ.....	5
2.3 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ.....	6
2.4 วัฏจักรการทำงานของหัวใจ.....	7
2.5 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.6 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.7 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10
2.8 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	11

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.9 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	12
2.9.1 คลื่น P (P Wave).....	12
2.9.2 คลื่น QRS (QRS Complex).....	13
2.9.3 คลื่น T (T Wave).....	13
2.9.4 คลื่นU (U Wave).....	14
2.9.5 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval).....	14
2.9.6 ช่วงเวลา QRS (QRS Interval).....	14
2.9.7 ระยะเวลา V.A.T (Ventricular Activation Time).....	14
2.9.8 ช่วงเวลา Q-T(Q-T Interval).....	14
2.9.9 ช่วงเวลา R-P (R-P Interval).....	14
2.9.10 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval).....	14
2.9.11 ระยะเวลา S-T (S-T Segment).....	14
2.10 ระบบการติดลัด.....	15
2.10.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead).....	15
2.10.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead).....	17
2.10.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead).....	19
2.10.4 โมนิเตอร์ลัด (Monitoring Lead).....	20
บทที่ 3 ทฤษฎีพื้นฐานการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	21
3.1 ทฤษฎีพื้นฐานของการแปลงเวฟเลต.....	21
3.1.1 การวิเคราะห์แบบมัลติรีโซลูชัน (multiresolution analysis).....	23
3.1.2 The Scaling Function.....	25
3.1.3 The Wavelet functions.....	28
3.1.4 การแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย (DWT).....	30
3.2 การแปลงกลับเวฟเลตเต็มหน่วย.....	34

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

ภาคผนวก ก รายละเอียดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลอง.....	87
ภาคผนวก ข ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	103
ประวัติผู้เขียน.....	104



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา **VII** และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
5.1 แสดงค่า CR และ PRD ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ระดับการควอนไทซ์แตกต่างกัน.....	58
5.2 การเปรียบเทียบ CR และ PRD ของวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการอื่นๆ.....	77
5.3 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เวฟเลตแตกต่างกัน.....	77



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างต่างๆ และการทำงานของหัวใจ.....	8
2.2 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ.....	9
2.3 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ.....	11
2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ.....	13
2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead).....	15
2.6 สามเหลี่ยมไอโซเฟน (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบมาตรฐาน.....	16
2.7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน.....	17
2.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead.....	18
2.9 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead.....	19
2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead.....	19
3.1 แสดงรูปคลื่น Sine และ Daubechies Wavelet ψ_{D20}	22
3.2 แสดงสเปซย่อย V_j ใน $L^2(R)$ ตามนิยามของการวิเคราะห์แบบมัลติเรโซลูชัน.....	24
3.3 แสดงสเปซย่อย W_j ใน $L^2(R)$	25
3.4 แสดง Harr และ Triangle Scaling Function.....	28
3.5 Harr และ Triangle Wavelet Function.....	30
3.6 แสดง Octave Band Analysis Filter Bank ของการแปลงเวฟเล็ตจากระดับความละเอียด $j+1$ ไปยังระดับความละเอียด j	32
3.7 แสดง Two-Band Analysis Filter Bank ของการแปลงเวฟเล็ตจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j-1$	32
3.8 แสดง Frequency Bands ของการแปลงเวฟเล็ตจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j-1$	33
3.9 แสดง Frequency Bands ของการแปลงเวฟเล็ตจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j-2$	33
3.10 แสดง Two-Band Synthesis Filter Bank ของการแปลงกลับเวฟเล็ตจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j+1$	35

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.11 แสดง Octave-Band Synthesis Filter Bank ของการแปลงกลับเวฟเล็ด จากระดับความละเอียด j - j ไปยังระดับความละเอียด j	35
3.12 ตัวอย่างการเข้ารหัสฮัฟแมน.....	39
3.13 แสดงการแบ่งช่วงของความน่าจะเป็นของการเข้ารหัสเลขคณิต เมื่อมีข้อมูลอินพุท 3 ตัว.....	41
3.14 แสดงการควอนไทซ์ยูนิฟอร์มแบบ Symmetric.....	44
3.15 แสดงการควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม.....	45
4.1 แสดงกระบวนการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	49
4.2 แสดงการแบ่งบล็อกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	51
4.3 แสดงการแปลงเวฟเลต.....	52
4.4 แสดงการนอร์มัลไลซ์คาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของสัมประสิทธิ์ Approximation.....	53
4.5 การแบ่งส่วนใน 2 มิติของสัมประสิทธิ์ Approximation.....	53
4.6 การแบ่งส่วนใน 2 มิติของสัมประสิทธิ์ Detail.....	54
4.7 วิธีการจัดเรียงแบบ Zig-Zag.....	54
4.8 แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณกลับคืน.....	56
5.1a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT102 ที่ไม่ผ่านการควอนไทซ์.....	60
5.1b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT102 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8.....	60
5.2a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT103 ที่ไม่ผ่านการควอนไทซ์.....	61
5.2b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT103 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8.....	61
5.3a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT106 ที่ไม่ผ่านการควอนไทซ์.....	62
5.3b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT106 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8.....	62
5.4a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT113 ที่ไม่ผ่านการควอนไทซ์.....	63
5.4b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT113 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8.....	63
5.5a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT114 ที่ไม่ผ่านการควอนไทซ์.....	64
5.5b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT114 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8.....	64
5.6a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT116 ที่ไม่ผ่านการควอนไทซ์.....	65
5.6b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT116 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8.....	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา X จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.7a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT117 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	66
5.7b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT117 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	66
5.8a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT118 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	67
5.8b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT118 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	67
5.9a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT119 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	68
5.9b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT119 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	68
5.10a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT200 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	69
5.10b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT200 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	69
5.11a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT202 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	70
5.11b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT202 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	70
5.12a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT203 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	71
5.12b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT203 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	71
5.13a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT222 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	72
5.13b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT222 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	72
5.14a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT234 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์.....	73
5.14b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT234 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8.....	73
5.15 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 1 ด้วยค่าCR และ PRD.....	74
5.16 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 2 ด้วยค่าCR และ PRD.....	75
5.17 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 3 ด้วยค่าCR และ PRD.....	75
5.18 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 4 ด้วยค่าCR และ PRD.....	76
5.19 แสดงการเปรียบเทียบ CR และ PRD ของ MIT-BIH 119 ของวิธีการ ควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Detail และ วิธีการ down samples สัมประสิทธิ์ Detail.....	79

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.20 แสดงการเปรียบเทียบ CR และ PRD ของ MIT-BIH 203 ของวิธีการ ควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail และ วิธีการ down samples สัมประสิทธิ์ Detail.....	79
5.21 แสดงการเปรียบเทียบ CR และ PRD ของ MIT-BIH 234 ของวิธีการ ควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail และ วิธีการ down samples สัมประสิทธิ์ Detail.....	80
5.22a แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT119 ที่ไม่มีการควอนไทซ์.....	81
5.22b แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT119 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8....	81
5.23a แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT203 ที่ไม่มีการควอนไทซ์.....	82
5.23b แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT203 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8....	82
5.24a แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT234 ที่ไม่มีการควอนไทซ์.....	83
5.24b แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT234 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8....	83



บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและโครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เนื่องด้วยความผิดปกติทางกายภาพของหัวใจมนุษย์ส่งผลในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงเป็นข้อมูลที่มีความสำคัญในการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับหัวใจของผู้ป่วย ในระบบการติดตามผู้ป่วยในโรงพยาบาลจะต้องใช้เวลานานเพื่อจะให้ได้รับข้อมูลที่เพียงพอสำหรับการวิเคราะห์โรคของผู้ป่วย ดังนั้นข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจึงจำเป็นต้องมีขนาดใหญ่ ตัวอย่างอัตราการสุ่มสัญญาณ 360 Hz มี 11 bits/sample ใน 24 ชั่วโมง การบันทึกข้อมูลมีขนาด 43 Mbytes/channel ดังนั้นจึงเป็นผลให้ต้องทำการบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ด้วยเหตุที่มีความจำเป็นที่ต้องทำการเก็บข้อมูลหรือส่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบ่อยๆ วิธีการบีบอัดข้อมูลจึงมีความสำคัญสามารถลดเวลาในการส่งหรือความจุในการเก็บข้อมูล

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแบ่งส่วนใน 2 มิติ และเข้ารหัสฮัฟฟ์แมน เพื่อลดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จำเป็นต้องจัดเก็บให้เหลือจำนวนน้อยที่สุด โดยเมื่อนำกลับมาสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่จะต้องให้สัญญาณที่มีความผิดเพี้ยนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่ำเพื่อนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคของผู้ป่วย

1.3 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการอย่างง่ายสำหรับการบีบอัดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วิธีการแปลงเวฟเลต และการแบ่งส่วนใน 2 มิติ ซึ่งเมื่อทำการแบ่งส่วนแล้วก็จะนำมาจัดเรียงให้เป็น 1 มิติโดยจัดเรียงให้อยู่ในคอมลัมน์เดียวกัน จากนั้นจึงนำส่วนของสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตในแถบความถี่ต่ำมาทำการควอนไทซ์ และสัมประสิทธิ์ของการแปลงเวฟเลตในแถบความถี่สูงนั้นจะนำมาทำการ Down Samples และนำสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตทั้งคู่มานำเข้ารหัสฮัฟแมน และทดลองสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่ และนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณเดิมมาหาค่า CR (Compression Ratio) และ PRD (Percent Root Mean Square Difference)

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้กำหนดขอบเขตในการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยสามารถให้ค่าการบีบอัดข้อมูลที่สูง และสามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลับคืนโดยมีค่าความผิดพลาดของสัญญาณต่ำ ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้แบ่งขั้นตอนการทำงานออกเป็นหัวข้อต่างๆ ดังนี้

- 1.6.1 ศึกษาสรีรวิทยาของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.6.2 ศึกษาหลักการพื้นฐานของการลดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ
- 1.6.3 ศึกษาการแปลงเวฟเลตและแปลงกลับเวฟเลต
- 1.6.4 ออกแบบวิธีการลดขนาดข้อมูลพร้อมทั้งหาค่าอัตราการบีบอัดข้อมูล
- 1.6.6 หาค่าความผิดพลาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ทำการสร้างกลับเมื่อเทียบกับ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้นฉบับ โดยแสดงเป็นค่า Percent Root Mean Square Difference (PRD)

1.5 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยการแบ่งส่วนใน 2 มิติ และเข้ารหัสฮัฟแมน ซึ่งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ประกอบด้วย 7 บท ดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความจำเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย ทฤษฎีที่ใช้ ขอบเขตของการวิจัย และขั้นตอนการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในการวิจัย ซึ่งจะประกอบด้วยทฤษฎีของกายวิภาคและสรีรวิทยาของหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 กล่าวถึงการวิเคราะห์สัญญาณด้วยเฟลต การแปลงเฟลตเต็มหน่วย การแปลงกลับเฟลตเต็มหน่วย และกล่าวถึงทฤษฎีของการลดข้อมูลในรูปแบบต่างๆ การลดข้อมูลที่ไม่มีการสูญเสีย เช่นการเข้ารหัสรัน-เลนจ์ การเข้ารหัสฮัฟแมน การเข้ารหัสเลขคณิต เป็นต้น และการลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย เช่น การควอนไทซ์ เป็นต้น และกล่าวถึงมาตรฐานในการวัดประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 4 กล่าวถึงกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยการแบ่งส่วนใน 2 มิติ และเข้ารหัสฮัฟแมน

บทที่ 5 กล่าวถึงผลการทดลอง

บทที่ 6 สรุปผลการทดลอง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.1 ลักษณะกายวิภาคของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ (muscle organ) มีลักษณะเป็นรูปกรวยสั้น (coneshaped) กว้างประมาณ 3.5 นิ้ว ยาวประมาณ 5 นิ้ว ในวัยรุ่นชายจะมีน้ำหนักประมาณ 250-390 กรัม ในหญิงจะหนักประมาณ 200-275 กรัม ตั้งอยู่บริเวณกึ่งกลางของช่องอกอยู่ระหว่างปอดทั้งสองข้าง 2 ใน 3 ส่วนของหัวใจจะอยู่ทางซ้ายของเส้นกึ่งกลางลำตัว ส่วนฐานของหัวใจอยู่ในระดับซี่โครงซี่ที่ 2 ส่วนยอดของหัวใจหรือเรียกว่า apex อยู่ในระดับช่องซี่โครงซี่ที่ 5 โดยเฉียงมาทางซ้ายและชี้ไปทางด้านหน้าตรงกับเส้นกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าซึ่งตำแหน่งของ apex นี้อาจเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยขณะหัวใจบีบตัวคลายตัว ส่วนบริเวณฐานของหัวใจจะไม่เคลื่อนไหวเนื่องจากถูกยึดติดกับหลอดเลือดขนาดใหญ่ หัวใจทำหน้าที่บีบตัวดันไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายและคลายตัวให้เลือดที่ไหลไปเลี้ยงส่วนต่างๆ แล้วกลับเข้าสู่หัวใจ พร้อมกับส่งและรับเลือดไปที่ปอด เพื่อทำการแลกเปลี่ยนแก๊สออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ หัวใจทำหน้าที่เหมือนปั๊ม (pump) นั่นเอง เราสามารถแบ่งหัวใจออกตามลักษณะ (กายวิภาค) และตามหน้าที่ดังนี้

2.1.1 เยื่อหุ้มหัวใจ

เป็นเยื่อบางๆ ใส ๆ ห่อหุ้มหัวใจเป็นสาเหตุของโรคบางชนิด เช่นเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ ติดเชื้อ มะเร็งแพร่กระจายมายังเยื่อหุ้มหัวใจเป็นต้น เยื่อหุ้มหัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญแต่ไม่จำเป็นถึงชีวิตในกรณีที่ป่วยโรคเราอาจทำการผ่าตัดเอาเยื่อหุ้มหัวใจทิ้งได้

2.1.2 หลอดเลือดหัวใจ

จะอยู่บริเวณภายนอกหัวใจ (เยื่อหุ้มหัวใจ) ส่งแขนงเล็กๆลงไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ หลอดเลือดหัวใจมีเส้นใหญ่ๆ อยู่ 2 เส้น คือ ขวา (right coronary artery) เลี้ยงหัวใจด้านขวา และซ้าย (left coronary artery) เลี้ยงหัวใจด้านซ้ายเป็นส่วนใหญ่ ด้านซ้ายจะแตกแขนงใหญ่ๆ 2 แขนง คือ left anterior descending artery และ left circumflex artery ซึ่งจะมีแขนงเล็กๆ อีกมากมาย

2.1.3 กล้ามเนื้อหัวใจ

เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการบีบตัวไล่เลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย และขยายตัวเพื่อรับเลือดกลับสู่หัวใจ จึงเป็นส่วนที่มีความสำคัญอย่างมาก หากกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัวหรือคลายตัวผิดปกติแล้ว ก็จะทำให้เกิดปัญหาต่างๆ ตามมา ซึ่งส่วนมากอาจไม่สามารถแก้ไขให้กลับเป็นปกติได้ การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจต้องอาศัยพลังงานที่ได้จากสารอาหารที่ถูกนำมาโดย หลอดเลือดหัวใจ ดังนั้นโรคของหลอดเลือดหัวใจจึงมีผลต่อกล้ามเนื้อหัวใจโดยตรง

2.1.4 ลิ้นหัวใจและผนังกันห้องหัวใจ

หัวใจคนเรามี 4 ห้องแบ่ง ชาย-ขวา โดยผนังของกล้ามเนื้อหัวใจ และแบ่งห้อง บน-ล่าง โดย ลิ้นหัวใจ เลือกระหว่างห้องซ้าย-ขวา จึงไม่ปะปนกัน ในบางครั้งการสร้างผนังกันห้องหัวใจไม่สมบูรณ์ เกิดเป็นรูโหว่ขึ้นได้ เป็นชนิดหนึ่งของโรคหัวใจพิการแต่กำเนิด ลิ้นหัวใจทำหน้าที่ให้เลือดไหลผ่านและไม่ไหลย้อนกลับ ดังนั้นหากลิ้นหัวใจผิดปกติ เช่น ตีบ ฉีกขาด ปิดไม่สนิท (รั่ว) ก็ย่อมทำให้เกิดโรคต่างๆ ขึ้น โรคลิ้นหัวใจที่เป็นปัญหามากที่สุดคือหัวใจพิการรูมาติก ซึ่งเป็นผลจากการติดเชื้อออกัสเสป

2.2 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

หัวใจมีคุณสมบัติหลายอย่างซึ่งเป็นลักษณะพิเศษดังต่อไปนี้

1. กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเอง (Automaticallv) เนื่องจากมีศักย์กิริยาทำงาน (Action Potential)

2. การทำงานมีความต่อเนื่อง (Continuous) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นธรรมชาติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่าซิสโตล (Systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจร เช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac Cycle)

3. มีสภาพนำ (Conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ เพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เอง แต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อ นำเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดซูปิเรียร์เวนาคาวา (Superior Vena Cava) เรียกว่า ไชโน-เอเดรียลโนด (Sinoatrial Node: SA Node) ทำหน้าที่สร้างคลื่นไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่าง (Right Ventricle) เรียกว่าเอตริโอเวนคูลาร์โนด (Atrioventricular Node: AV Node) โดยที่กลุ่มเซลล์นี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์เอ็กสเตรนเป็นเอ็กสเตรนที่ส่งแรงไว้สำหรับการแข่งขันเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนูญได้เห็นว่าไปขอปรึกษาคุณหมอ การค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คินิจ์ (Purkinie Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้อง ระบบสื่อนำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินิจ์ (Purkinje' s System)

4. กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะคือนานในระยะบีบตัวกล้ามเนื้อยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรส์ (Depolarise) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นและรีโพลาไรส์ (Repolarise) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่สภาวะปกติ จึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้นระยะนี้เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีการตอบสนองต่อการกระตุ้น (Exctability) มากขึ้น แต่ก็ยังคงอยู่ ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้เรียกระยะนี้ว่าระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (relative Refractory Period)ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 วินาที

2.3 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ (Mechanical Operation of Heart)

ในการทำงานเลือดดำจากส่วนต่างๆ ของร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจผ่านหลอดเลือดดำอินฟีเรียร์เวนาคาวา (Inferior Vena Cava) และซูพีเรียร์เวนาคาวา เข้าสู่หัวใจบนขวา (Right Atrial, RA) จากนั้นหัวใจห้องบนขวาจะส่งเลือดให้ไหลลงสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle, RV) และถูกฉีดออกไปสู่ปอดเพื่อทำการรับออกซิเจนให้เปลี่ยนเป็นเลือดดี แล้วส่งกลับเข้ามายังหัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrial, LA) ทางหลอดเลือดแดงพัลโมนารีเวน (Pulmonary Vein) และไหลผ่านลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle, LV) โดยการบีบตัวของหัวใจห้องบนซ้าย ต่อจากนั้นเลือดแดงจะถูกฉีด ไปเลี้ยงร่างกายผ่านทางเส้นเลือดใหญ่ (Aorta) การทำงานของหัวใจได้แบ่งเป็นช่วงจังหวะต่างๆดังต่อไปนี้

1. ช่วงที่การบีบตัวส่งเลือดออกไปของหัวใจสิ้นสุดลง และกำลังรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป ช่วงนี้เป็นช่วงที่เลือดไหลเข้าสู่หัวใจ สภาพหัวใจขณะนี้จะถือว่าเป็นสภาวะพัก(Resting State) ของหัวใจ

2. เป็นช่วงที่เกิดขึ้นหลังจากระยะพักเสร็จสิ้นลงในช่วงนี้หัวใจห้องบน (Atrial) เริ่มหดตัวทำให้ความดันภายในหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

3. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่าง เพิ่มมากขึ้นจะทำให้ลิ้นหัวใจ (Valve) ที่กั้นระหว่างหัวใจบนกับล่างทั้งด้านขวา (Triaspid Valve) และด้านซ้าย (Mitral Valve) ปิด ดังนั้นปริมาตรของหัวใจห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลง ในขณะที่หัวใจห้องล่างซ้ายเริ่มหดตัวนั้นความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวา (Pulmonary Artery) เท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอท ขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่ซึ่งนำเลือดจากหัวใจห้องล่างซ้ายส่งไปยังร่างกายมีความดันเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นปิด-เปิดของ

เส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta Valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary Valve) จะปิดอยู่จนกระทั่งความดันเพิ่มขึ้นจนเพียงพอ

4. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจนมากกว่าความดันเลือดแดงใหญ่ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิด และหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เข้าสู่ระบบเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นถึงจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ถูกขับออกไปสู่ร่างกายแล้ว กล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดลง ความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่จะเริ่มตกลง

5. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่ง ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในห้องหัวใจ (Chambers) ลิ้นปิด-เปิดของหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำจะปิด ที่จุดนี้การสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจห้องล่างกำลังพองตัว ความดันจะยังคงตกลงเรื่อยๆ

6. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงอย่างต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิดและเลือดจะเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็ว และจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเพิ่มขนาดขึ้นสูงสุดขณะนี้ เป็นช่วงของระยะพักของหัวใจ ดังที่กล่าวมาในข้อที่ 1 และครบวงจรการเต้นของหัวใจ วงจรต่อไปก็จะเริ่มใหม่อีก

2.4 วัฏจักรการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle)

วัฏจักรการทำงานของหัวใจคือ การที่หัวใจบีบตัว (systole) 1 ครั้ง และคลายตัว (diastole) 1 ครั้ง เท่ากับ 1 รอบการทำงานของหัวใจ ซึ่งแบ่งเป็น 3 ช่วง คือ

1. Atrial systole เมื่อศักย์ไฟฟ้าเกิดขึ้นที่ SA node กระจายมาถึง atrium ทั้ง 2 ข้าง จะส่งผลให้เกิด atrial depolarization และการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจทั้ง 2 ข้าง ซึ่งช่วงนี้ถ้าวัด ECG จะได้รูปเป็น P-wave และได้ยินเสียงหัวใจเสียงที่ 4

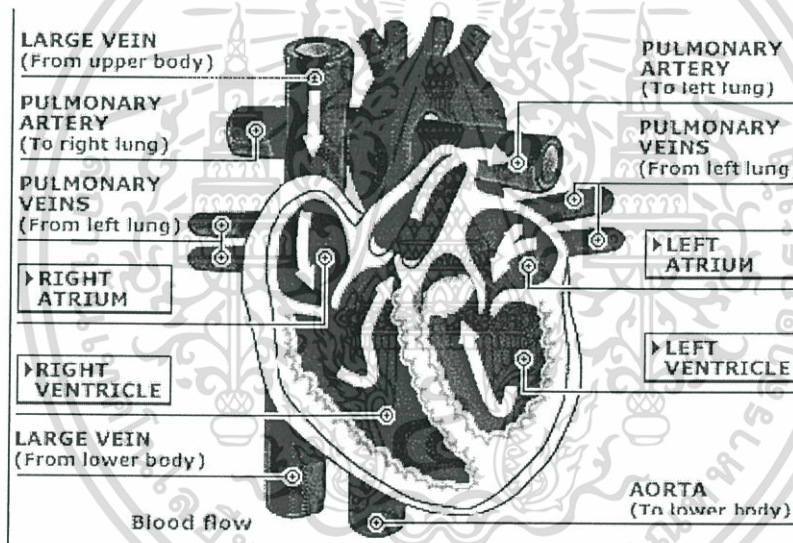
2. Ventricular systole ศักย์ไฟฟ้าจาก SA node จะวิ่งผ่าน AV node, bundle of His Purkinje cell และ ventricular cell ส่งผลให้ ventricular depolarization และมีการหดตัวของหัวใจ ห้องล่าง 2 ห้อง ระยะนี้มีการทำงานของหัวใจซึ่งแบ่งเป็น 3 ช่วง คือ Isovolumetric contraction, rapid ejection และ reduced ejection ซึ่งตรงกับ ECG ช่วง QRS wave และได้ยินเสียงของหัวใจเสียงที่ 1 และ 2 ซึ่งเป็นเสียงของ A-V valve และ Pulmonary valve ปิดตามลำดับช่วงนี้หัวใจห้องบนก็เกิดการคลายตัวด้วย

3. Ventricular diastole เป็นช่วงหัวใจห้องล่างคลายตัว ประกอบด้วย 3 ช่วง คือ isovolumetric relaxation, rapid filling และ reduced filling ซึ่งตรงกับ T-wave และได้ยินเสียงหัวใจเสียงที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ จัดตัวประสานกันเป็นห้องสี่ห้อง ได้แก่หัวใจสองห้องบน (Atrium) และหัวใจสองห้องล่าง (Ventricle) ผนังของหัวใจห้องบนจะบาง ยืดขยายได้ง่ายทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำๆ เลือดจากร่างกายจะไหลกลับสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ด้านบน (Superior Vena Cava) และด้านล่าง (Inferior Vena Cava) เข้าหัวใจห้องบนขวาผ่านลิ้นกั้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา ผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (Pulmonary Valve) เข้าสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง (Pulmonary Arteries) เพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจนและจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอด เลือดจากปอดซึ่งเป็นเลือดคิงะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้นเลือดดำ (Pulmonary Veins) ผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย ซึ่งมีผนังกล้ามเนื้อที่หนาเพราะต้องบีบตัวเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยจะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่กระจายไปสู่วัยวะต่างๆ



รูปที่ 2.1 โครงสร้างต่างๆ และการทำงานของหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยเนื้อเยื่อที่สำคัญ 3 ชนิด ได้แก่

1. คาร์ดิแอก มัสเคิล ไฟเบอร์ (Cardiac Muscle Fiber) ประกอบขึ้นเป็นผนังของเอตริยม (Atrium) และเวนทริเคิล (Ventricle) หดตัวเมื่อถูกกระตุ้นเนื่องจากความต้านทานระหว่างเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีค่าต่ำ การนำไฟฟ้าจึงแพร่ไปได้อย่างรวดเร็วระหว่างเซลล์หนึ่งไปสู่เซลล์หนึ่งที่อยู่ติดๆกันต่อกันไป มีผลให้การหดของเซลล์เหล่านี้เกิดขึ้นพร้อมกันเหมือนเซลล์เดียว เรียกคุณสมบัตินี้ว่า Syncytium

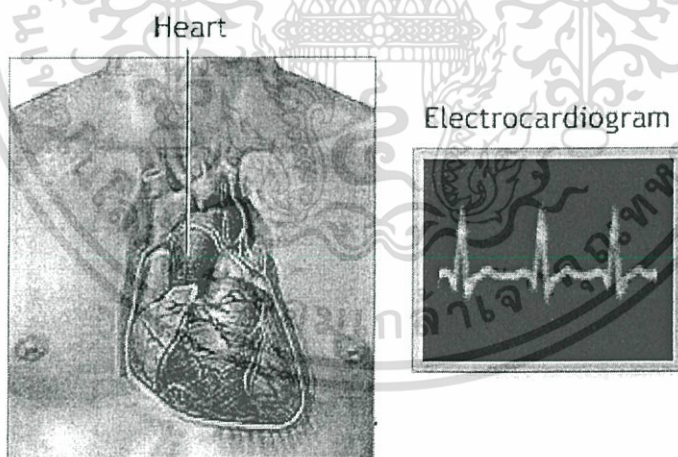
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. โหนด เซลล์ (Nodal Cell) เป็นกลุ่มเซลล์พิเศษซึ่งสามารถสร้าง คลื่นไฟฟ้าได้โดยอัตโนมัติ มี 2 พวก ได้แก่ Sinoatrial Node (SA Node) อยู่บริเวณเอเตรียมขวา ใกล้กับ ซูพีเรียเวนาคา (Superior Vena Cava) และ Atrioventricular Node (AV Node) อยู่บริเวณใกล้ ผังกั้นระหว่างเอเตรียมทั้งสองและอยู่บริเวณรอยต่อระหว่างเอเตรียมและเวนทริเคิลปกติ SA Node เป็นตัวกลางคลื่นไฟฟ้าซึ่งถูกส่งต่อไปยังเซลล์อื่นๆ รวมทั้ง AV Node

3. คอนดัคติ้งเซลล์ (Conducting Cell) ทำหน้าที่เป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยคลื่นไฟฟ้าที่เกิดบนเอเตรียมเมื่อผ่านมายัง AV Node จะถูกส่งไปยังเวนทริเคิล โดยผ่านคอนดัคติ้งเซลล์ที่ประกอบเป็นเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) ซึ่งแยกเป็นแขนซ้ายและขวาไปต่อกับระบบเพอร์คินจี (Purkinje System) อันประกอบด้วยแขนไฟเบอร์ที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามกล้ามเนื้อส่วนต่างๆของเวนทริเคิล

2.6 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายใน สามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจเกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ขบวนการไฟฟ้านี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้



รูปที่ 2.2 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการทำงานของหัวใจ

เซลล์ของหัวใจ แบ่งตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) เป็น 3 ประเภท ดังนี้
ประเภทที่ 1 ตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นของหัวใจ เป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประเภทที่ 2 เป็นเซลล์พิเศษ ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้แผ่กระจายไปทั่วหัวใจ

ประเภทที่ 3 เป็นเซลล์กล้ามเนื้อ ทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้น

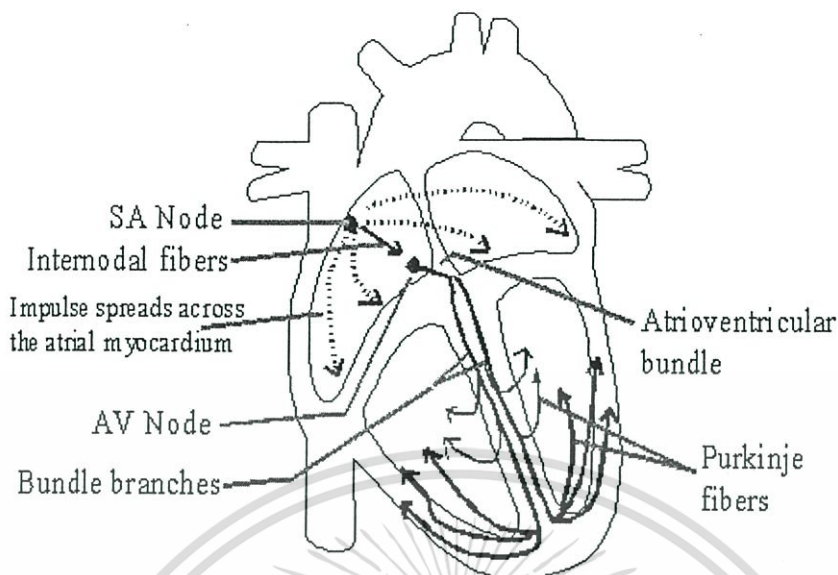
ผนังหุ้มเซลล์หัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์ต่างกันไว้ เช่น ในระยะที่เซลล์พักตัว (Polarization) ภายในเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าต่ำ-60 ถึง-100 มิลลิโวลต์ และระยะที่เซลล์ได้รับการกระตุ้น (Depolarization) ศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นถึง+20 มิลลิโวลต์ การที่มีศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันนี้เกิดจากความแตกต่างของความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียมโปแตสเซียม ที่อยู่ภายนอกและภายในเซลล์ ปกติภายในเซลล์มีโปแตสเซียมสูง สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้น โดยโซเดียมภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วย ต่อมาศักย์ไฟฟ้าจะค่อยๆ ลดลง เพราะมีสาร โปแตสเซียมซึมออกไปจากเซลล์ตามด้วยสาร โซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์ จนในที่สุดศักย์ไฟฟ้า ภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นได้อีก ปรากฏการณ์เช่นนี้เกิดขึ้นเป็นจังหวะต่อเนื่องทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่น ซึ่งสามารถบันทึกได้ เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

2.7 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเต้นของหัวใจที่ปกติ จะเริ่มจากตำแหน่ง S-A (S-A: Sinoatrial Node) ภายในหัวใจห้องบนข้างขวา แสดงในภาพที่ 2-3 โดยเกิดสัญญาณไฟฟ้าเป็นจังหวะและจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ทำให้หัวใจห้องบนหดตัวและบีบเลือดเข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง หลังจากนั้นสัญญาณจะไปที่ตำแหน่ง A-V (A-V: Atrioventricular Node) ซึ่งอยู่ที่ฐานหัวใจด้านข้างข้างความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง A-V จะช้ามาก ทำให้เกิดการหน่วงเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่าง

สัญญาณที่ออกจากตำแหน่ง A-V จะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) และกลุ่มเส้นใยเพอร์คินจี้ (Purkinje Fibers) ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามส่วนต่างๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในผู้ใหญ่ขณะอยู่นิ่งตำแหน่ง S-A จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าออกมาด้วยอัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง S-A ถึงตำแหน่ง A-V โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที

Cardiac Conduction System



รูปที่ 2.3 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ

2.8 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การที่หัวใจสามารถคงสภาพการทำงานอยู่ได้อย่างปกตินั้นต้องอาศัยระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้ คือ

1. Sino-Atrial Node (SA Node, Pacemaker) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทและกล้ามเนื้อ ตั้งอยู่ส่วนบนทางด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เชื่อว่าเป็นตัวเริ่มกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60-100 ครั้งต่อนาที ซึ่งเร็วกว่าจุดอื่นๆของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที AV Node และ Bundle of HIS 20-40 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะของการเต้นของหัวใจจะขึ้นกับจุดกำเนิดสัญญาณได้เร็วที่สุด

2. Internodal Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่าสัญญาณไฟฟ้าผ่านจาก AV Node โดยใช้เส้นทางนี้เมื่อพิจารณาทางกายวิภาคของหัวใจห้องบน ก็จะมีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ด้านใหญ่ๆได้แก่

- 2.1 Anterior Internodal Tract (Bachmann's Bundle) เริ่มจาก SA Node มาตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งเป็น 2 ทาง คือ ทางหนึ่งอ้อมมาทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสอง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกตรงผ่นกั้นหัวใจห้องบนทั้งสองลงมาด้านบนของ AV Node

- 2.2 Middle Internodal Tract (Wenckebach) เริ่มจากด้านหน้า SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือดซูปรีเวนาคาลาลงสู่ผนังกั้นหัวใจห้องบนของ AV Node

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 Posterior Internodal Tract (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังของหัวใจห้องบนขวา ลงมาสู่ AV Node

3. Atrioventricular Node (AV Node) เป็นเซลล์กึ่งกล้ามเนื้อและประสาท อยู่ปลายบนของผนังกั้นหัวใจห้องล่างอยู่ก่อนมาทางหัวใจห้องบนขวา และอยู่หน้าช่องเปิดของโคโรนารีไซน์ัส (Coronary Sinus)

4. Bundle of His เป็นส่วนที่แยกออกมาจาก AV Node โดยตรง ยาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ทางด้านขวาของผนังกั้นระหว่าง

5. Bundle Branch เป็นส่วนที่แยกออกมาจากเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจเป็นแขนงซ้ายและขวาลงมาตามผนังกั้นห้องหัวใจห้องล่าง ดังนี้

5.1 Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกั้นห้องหัวใจห้องล่างก่อนมาทางด้านขวา โดยแทรกตัวเข้ามาอยู่ในเยื่อหุ้มหัวใจ

5.2 Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่าทอดตัวตามผนังกั้นหัวใจห้องล่างก่อนมาทางด้านซ้าย และแยกออกเป็น 2 แขนง คือ แขนงด้านหน้า และแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

5.3 Purkinje Fiber เป็นส่วนหนึ่งที่ต่อมาจาก Bundle Branch แยกแขนงแทรกตัวไปตามเยื่อหุ้มหัวใจ และแผ่กระจายไปทั่วเวนทริเคิลทั้งสอง

2.9 ส่วนประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ การบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจไปจนถึงการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง กราฟจากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะ มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังนี้

2.9.1 คลื่น P (P Wave)

แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนานัก จึงเห็นรูปคลื่นไฟฟ้าไม่สูงนัก ไม่เกิน 0.3 มิลลิโวลต์ และใช้เวลาไม่เกิน 0.11 วินาทีในคนปกติ เมื่อบันทึก 12 ลีด มาตรฐานจะได้ Positive Deflection ในลีด II, AVL, AVF และ $V_1 - V_6$ เพราะทิศทางของการดีโพลาไรเซชันวิ่งเข้าหาขั้วบวกของอิเล็กโทรด และจะบันทึกได้ Negative Deflection ใน Lead III, $V_1 - V_2$ อาจบันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งหรือหัวกลับ

2.9.2 คลื่น QRS (QRS Complex)

แสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชันที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องซึ่งหมายถึงเวลาที่ใช้ดีโพลาไรเซชันผ่านผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสอง และเนื่องจากผนังหัวใจห้องล่างแต่ละห้องหนาไม่เท่ากัน จึงทำให้บันทึกได้ QRS Complex รูปร่างแตกต่างกันในแต่ละลีด แต่เวลาที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที หากเกินกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางระบบสื่อนำหรือการนำสัญญาณไม่ได้ผ่านระบบสื่อนำ ประกอบด้วยคลื่น Q, R และ S

2.9.2.1 คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P

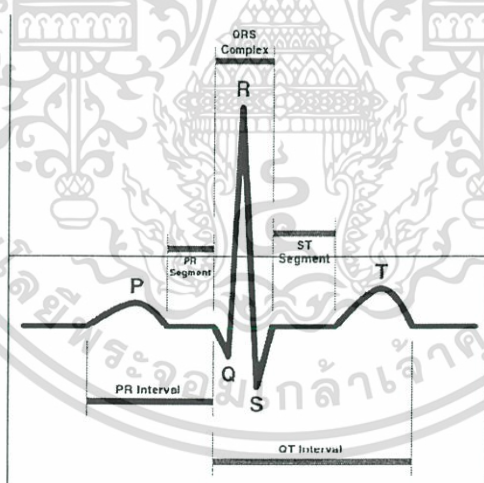
2.9.2.2 คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น Q

2.9.2.3 คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

ในการบันทึกบางทีลีดจะบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex

2.9.3 คลื่น T (T Wave)

แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้องก่อนที่หัวใจห้องล่างทั้งสองห้องจะคลายตัว มีขนาดประมาณ $1/8 - 2/3$ ของคลื่น R บันทึกได้ในลักษณะหัวตั้งเกือบทุกลีด ยกเว้น AVR, AVL และ V₁



รูปที่ 2.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ

นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบอื่นๆในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งใช้บอกถึงความผิดปกติในการทำงานของหัวใจได้ที่สำคัญดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.9.4 คลื่น U (U Wave)

แสดงถึงช่วงรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ของกล้ามเนื้อ Papillar ที่ยึดลิ้นหัวใจ AV มักบันทึกได้ไม่ชัดเจนและจะพบในสภาวะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ (Hypokalemia)

2.9.5 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

วัดเริ่มจากคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex บางครั้งเรียกว่า P-Q Interval ระยะเวลาี้หมายถึงระยะที่ใช้ในการดีโพลาไรเซชัน กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสอง และถูกหน่วง (Delay) ที่ AV Node ระยะเวลาี้ไม่ควรเกิน 0.20 วินาที หากใช้เวลามากกว่านี้แสดงว่ามีการขัดขวางเกิดขึ้น

2.9.6 ช่วงเวลา QRS (QRS Interval)

วัดตั้งแต่เริ่มคลื่น Q ถึงสิ้นสุดคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที อาจถึง 0.11 วินาที ในลีด V_2 และ V_3

2.9.7 ระยะเวลา V.A.T (Ventricular Activation Time)

แสดงถึงระยะเวลาที่ใช้ในการส่งสัญญาณจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างในสุดถึงชั้นนอกสุด วัดเริ่มจากคลื่น Q จนถึงจุดสูงสุดของคลื่น R

2.9.8 ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval)

วัดจากระยะเริ่ม QRS Complex จนถึงสิ้นสุดคลื่น T หมายถึงระยะเวลาในการดีโพลาไรเซชัน และรีโพลาไรเซชัน ในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งหมด ซึ่งอาจเปลี่ยนไปตามอายุ เพศ และอัตราหายใจในชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และในหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

2.9.9 ช่วงเวลา R-P (R-P Interval)

วัดจากจุดสูงสุดของ R Wave ที่อยู่ถัดไป สามารถนำมาคำนวณหาอัตราของหัวใจห้องล่างได้

2.9.10 ช่วงเวลา P-R (P-R Interval)

ระดับของเส้นปกติจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) เส้นนี้เริ่มวัดตั้งแต่จุดคลื่น P จนถึงเริ่ม QRS Complex

2.9.11 ระยะเวลา S-T (S-T Segment)

เริ่มวัดจากจุด QRS Complex (บางทีเรียก Junction) ถึงเริ่มคลื่น T ปกติอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน เปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยจาก -0.5 มิลลิเมตร ถึง +2 มิลลิเมตร ถ้าระยะ นี้อยู่ระดับสูงกว่านี้ เรียกว่า เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Elevated ST Segment และถ้าลดต่ำลงกว่านี้เรียกว่า Depressed ST Segment ซึ่งบอกถึงสภาวะที่ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจตั้งแต่ได้รับภัยอันตราย (Injury) ขาดเลือด (Ischemia) และกล้ามเนื้อตาย (Infarction)

2.10 ระบบการติดลีด (Lead System)

ระบบการติดลีดบันทึกสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณ อีซีจี ที่บันทึกเปลี่ยนแปลงไปด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคที่สมบูรณ์ประกอบด้วย 12 ลีด โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวกและขั้วลบบนตำแหน่งต่างๆของร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดให้วาง 12 ลีด ดังนี้

ลีด I, ลีด II, ลีด III

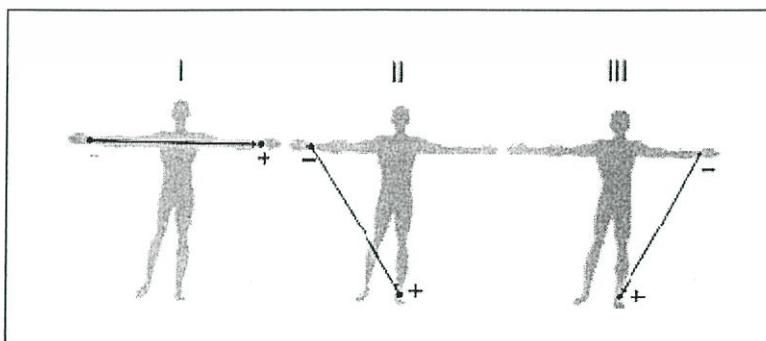
ลีด aVR, ลีด aVL, ลีด aVF

ลีด V1, V2, V3, V4, V5, V6

มาตรฐาน ลีด I, II, III และ ลีด aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกาย หรือหัวใจ ส่วน ลีด V1-V6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย ระบบการติดลีดแบ่งได้เป็น 4 วิธี คือ

2.10.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Bipolar Limb Lead)

เป็นต้นแบบการติดขั้วอิเล็กโทรด โดยวิลเลียม ไอโรเฟิน(ค.ศ. 1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยา อู๋มมหาวิทยาลัยไลพ์ซีส จากการศึกษาทดลอง ไอโรเฟินพบว่า การติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้งสามนี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยมเรียก สามเหลี่ยมไอโรเฟินแต่เพื่อความสะดวกจะใช้ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหน่า โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะเป็นการดูหัวใจในส่วนด้านหน้าแบ่งการบันทึกออกเป็น

1. Lead I ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลวงที่แขนขวา ขั้วลวงที่แขนซ้าย และเปรียบเทียบกับสายดิน (Ground) ที่ขาขวา

Lead I = การวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead I} = \text{LA} - \text{RA}$$

2. Lead II ใช้อิเล็กโทรดต่อกับขั้วไฟฟ้าหรือสายลีดของเครื่อง โดยขั้วลวงที่แขนขวา ขั้วลวงที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead II = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนขวา

$$\text{Lead II} = \text{LL} - \text{RA}$$

3. Lead III ทำนองเดียวกันใช้ขั้วลวงที่แขนซ้าย ขั้วลวงที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับสายดินที่ขาขวา

Lead III = การวัดความต่างศักย์ระหว่างขาซ้ายกับแขนซ้าย

$$\text{Lead III} = \text{LL} - \text{RA}$$

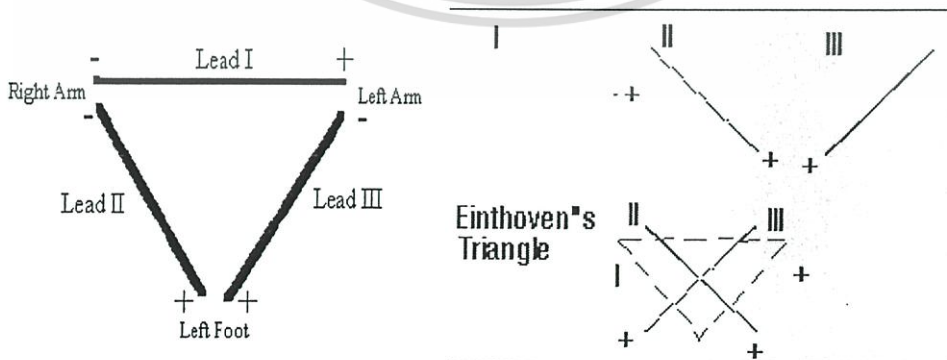
เมื่อ RA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา

LA = ศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย

LL = ศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้าย จะเห็นว่าศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากทั้งสามลีดเป็นปริมาณ คือ มีทั้งขนาดและทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้งสามวางเข้าด้วยกัน จะเห็นว่าเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า เรียกว่า สามเหลี่ยมไอโรเฟนซึ่งมีความสัมพันธ์ ดังนี้ คือ

$$\text{Lead I} = \text{Lead II} + \text{Lead III} \quad (2.1)$$

หากนำเวกเตอร์ทั้งสามมา โดยทั้งสามผ่านจุดกึ่งกลางเดียวกันก็จะได้ว่า ทั้งสามลีดตัดกันเป็นมุม 60 องศา ของกันและกัน ซึ่งเรียกว่า Triaxial System



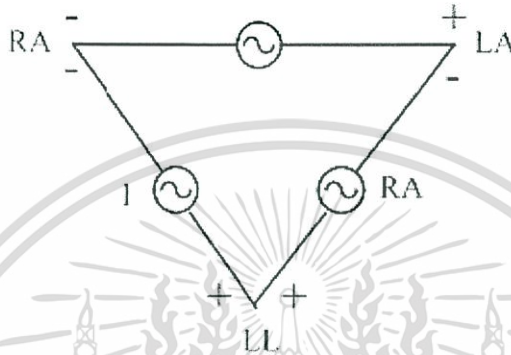
รูปที่ 2.6 สามเหลี่ยมไอโรเฟน (Einthoven's Triangle) และแนวแกนของหัวใจ

เปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการวางอิเล็กโทรด ในภาพที่ 2-5 ถ้าพิจารณาให้เวกเตอร์ (Vector) ที่เกิดขึ้นบน แต่ละด้านของสามเหลี่ยมเป็นแหล่งกำเนิดแรงดัน (Voltage Source) ของลีด I, ลีด II, ลีด III ดังแสดงในภาพที่ 2-7 จะได้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วยลีด I และลีด III มีค่าเท่ากับความต่างศักย์ที่ได้จากลีด II หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า

$$\text{ลีด II} - \text{ลีด I} - \text{ลีด III} = 0 \tag{2.2}$$



รูปที่ 2.7 แบบจำลองแหล่งกำเนิดแรงดันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead)

จากความสัมพันธ์ดังกล่าวทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐาน (Standard Limb Lead) นั้นไม่จำเป็นต้องตรวจวัดทุกลีด โดยสามารถเลือกวัดเพียง 2 ลีด แล้วคำนวณหาลีดที่เหลือได้

2.10.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

เป็นการวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) บนตำแหน่งแขนขวา หรือแขนซ้าย หรือขาซ้าย โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ (Zero) ซึ่งทำได้โดยการนำเอาขั้วไฟฟ้าที่เหลืออีกสองตำแหน่งมารวมกัน แบ่งได้เป็น 3 ลีด คือ

1. Lead aVR ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวา เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

$$aVR = RA - \frac{1}{2} (LA + LL) \tag{2.3}$$

2. Lead aVL ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

$$aVL = LA - \frac{1}{2} (RA + LL) \quad (2.4)$$

3. Lead aVF ใช้ขั้วเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวา กับแขนซ้าย

$$aVF = LL - \frac{1}{2} (LA + RA) \quad (2.5)$$

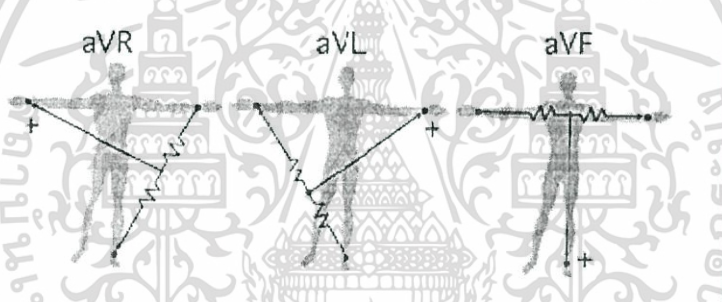
อักษร “a” หมายถึง Augmented ซึ่งการใช้ระบบนี้คือ ตัดขั้วลบบอกทำให้ อิเล็กทริกที่บันทึกได้ มีแอมพลิจูดสูงขึ้นถึง 50 เปอร์เซ็นต์

อักษร “V” หมายถึง Vector แต่หนังสือบางเล่มกล่าวว่ามาจากคำว่า “Voltage”

อักษร “R” หมายถึง แขนขวา

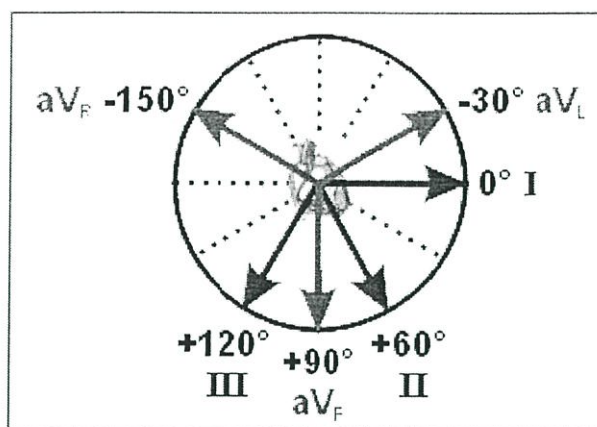
อักษร “I.” หมายถึง แขนซ้าย

อักษร “F” หมายถึง ขาซ้าย



รูปที่ 2.8 ตำแหน่งการติดขั้วเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

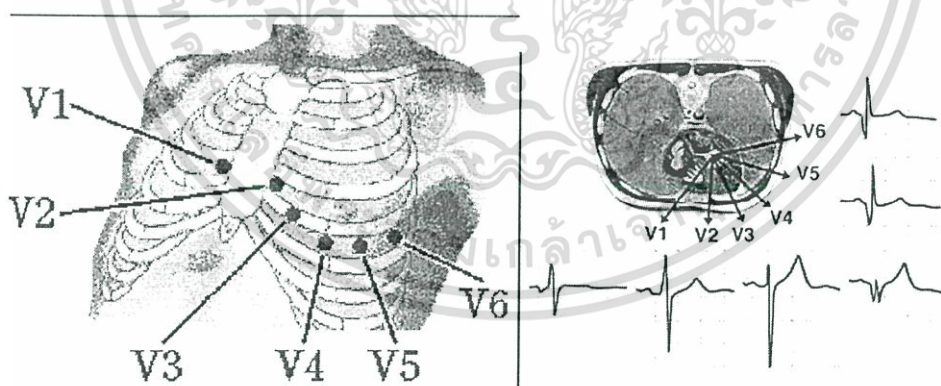
จากการติดขั้วเล็กโทรดแบบดังกล่าว เท่ากับเป็นการมองหัวใจได้เพิ่มอีก 3 มุมมองที่ต่างจาก ไบโพลาลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead) แต่ยังคงเป็นการมองหัวใจด้านหน้า (Frontal Plane) เมื่อรวมการบันทึกทั้ง 6 ลีด (Bipolar Limb Lead และ Unipolar Limb Lead) จะได้เวกเตอร์หน้า (Frontal Plane Vector) ที่ต่างกัน 6 มุม เรียกว่า Hexaxial ซึ่งนำมาประเมินแนวแกนของหัวใจได้ แนวแกนหัวใจปกติจะอยู่ระหว่าง +110 ถึง -30 องศา



รูปที่ 2.9 แนวแกนของหัวใจเปรียบเทียบกับวิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead

2.10.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้า โดยใช้อิเล็กโทรดบันทึก (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอก โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ซึ่งทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกัน บันทึกได้ 6 ตำแหน่ง คือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยวิธีนี้ ที่บันทึกได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane



รูปที่ 2.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

ตำแหน่งที่วางอิเล็กโทรดบันทึกวางในตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

ลีด V1 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา

ลีด V2 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 1 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านซ้าย

ลีด V3 วางตำแหน่งระหว่าง V2 และ V4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลีด V4 วางตำแหน่งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ตรงแนว Medclavicular Line

ลีด V5 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V4 แต่ตรงแนว Anterior Axillary Line

ลีด V6 วางตำแหน่งเดียวกับระดับ V5 แต่ตรงแนว Midaxillary Line

2.10.4 โมนิเตอร์ลีด (Monitoring Lead)

ใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา (ECG Monitoring) โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวกและลบเปรียบเทียบกับสายดินวางอิเล็กโทรดที่ผิวหนังบริเวณทรวงอกแทนที่จะติดที่ แขน ขา เหมือนในไบโพลาร์ลีดบัสลีด ดังนั้น จึงเป็นการปรับเปลี่ยนเพื่อให้เหมาะสมกับการ โมนิเตอร์ ที่นิยมใช้คือ

MCL 1 (M = Modified, C = Chest Position สำหรับขั้วบวก, L = Left Arm สำหรับขั้วลบ) หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V1 คือระหว่าง ตำแหน่งกระดูกซี่โครงที่ 4 และที่ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ส่วนขั้วที่ติดสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

MCR 5 หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V5 วาง อิเล็กโทรดที่ขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนขั้วที่ต่อสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ส่วนในกรณีที่ใช้เครื่อง Ambulatory ECG หรือใช้ระบบทางไกล (Telemetry) ซึ่งอาจจะปรับตำแหน่งของอิเล็กโทรดเพื่อลดสัญญาณสอดแทรกจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยวางอิเล็กโทรด ที่ติดขั้วบวกตรงเกือบปลายกระดูกหน้าอก (Xiphisternum) และขั้วลบตรงกระดูกหน้าอกส่วนบน (manubrium)

สรุปได้ว่า ความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าที่มีต่อกันในการวางอิเล็กโทรดแบบต่างๆ ได้ดังนี้

$$\text{ลีด I} = \text{LA} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด II} = \text{LL} - \text{RA}$$

$$\text{ลีด III} = \text{LL} - \text{LA}$$

$$\text{ลีด aVR} = \text{RA} - \frac{1}{2} (\text{LA} + \text{LL})$$

$$\text{ลีด aVL} = \text{LA} - \frac{1}{2} (\text{RA} + \text{LL})$$

$$\text{ลีด aVF} = \text{LL} - \frac{1}{2} (\text{LA} + \text{RA})$$

$$V_n = \frac{1}{3} (\text{RA} + \text{LA} + \text{LL}) - C_n ; \text{เมื่อ } n = 1, 2, \dots, 6$$

บทที่ 3

ทฤษฎีพื้นฐานการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้จะอธิบายคณิตศาสตร์ของเวฟเล็ต โดยจะกล่าวถึงการวิเคราะห์แบบมัลติเรโซลูชัน (Multiresolution analysis: MRA) ซึ่งเป็นพื้นฐานของการกำเนิดสเกลลิงฟังก์ชันและเวฟเล็ตฟังก์ชัน การแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform: DWT) การแปลงกลับเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย (Inverse Discrete Wavelet Transform: IDWT) โดยจะพิจารณา DWT และ IDWT ในลักษณะของ Filter Banks และกล่าวถึงผลตอบสนองอิมพัลส์ (Impulse response) ของการแปลงเวฟเล็ตตระกูลออร์โธโนมัล (Orthonormal Wavelet) รวมไปถึงหลักการพื้นฐานของการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และมาตรฐานในการวัดประสิทธิภาพของการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.1 ทฤษฎีพื้นฐานของการแปลงเวฟเล็ต

คลื่น (wave) ถูกนิยามให้เป็นฟังก์ชันที่มีการ oscillate ในโดเมนเวลาหรือสเปซ เช่น sinewave เป็นต้น ส่วนเวฟเล็ตก็เป็นคลื่นเช่นกัน ในการวิเคราะห์สัญญาณหรือฟังก์ชันเช่นการวิเคราะห์ฟูเรียร์ ซึ่งเป็นการวิเคราะห์คลื่นโดยกระจายสัญญาณหรือฟังก์ชันในเทอมของไซน์หรือเอ็กโพเนนเชียล ซึ่งเป็นการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่ ส่วนการวิเคราะห์เวฟเล็ตเป็นการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ไปพร้อมๆกัน เวฟเล็ตสามารถนำมาใช้ในการกระจายอนุกรมของสัญญาณในลักษณะเดียวกันที่ใช้อนุกรมฟูเรียร์ในการแทนสัญญาณนั้นคือสัญญาณหรือฟังก์ชัน $f(t)$ สามารถเขียนในรูปของ Linear Combination [1,2] ได้โดย

$$f(t) = \sum_l a_l \psi_l(t) \quad (3.1)$$

โดยที่ l เป็นดัชนีจำนวนเต็มของอนุกรม
 a_l เป็นสัมประสิทธิ์ของการกระจาย
 $\psi_l(t)$ เป็นเซตของฟังก์ชันจำนวนจริง

เซตของฟังก์ชันถูกเรียกว่า Basis และถ้า basis function มีลักษณะเชิงตั้งฉาก (orthogonal) จะได้ผลคูณภายใน (inner product) เป็นศูนย์ นั่นคือ

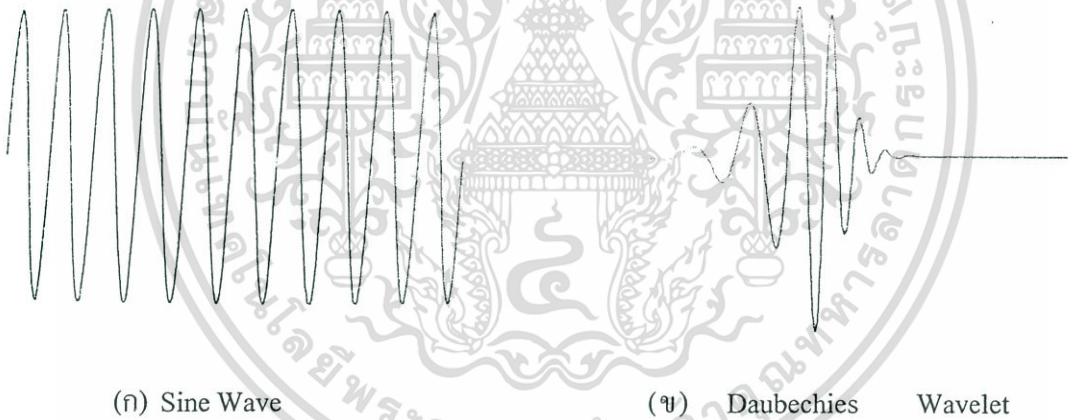
$$\langle \psi_k(t), \psi_l(t) \rangle = \int \psi_k(t) \psi_l(t) dt = 0 \quad k \neq l \quad (3.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และสัมประสิทธิ์ a_k สามารถหาได้โดยการหาผลคูณภายในดังสมการที่ 3.3

$$a_k = \langle f(t), \psi_k(t) \rangle = \int f(t) \psi_k(t) dt \quad (3.3)$$

เมื่อพิจารณาคลื่นเวฟเลต $\psi_l(t)$ จะหมายถึงคลื่นสัญญาณเล็กๆที่เหมาะสมสำหรับเป็นเซต basis function ของ function spaces ซึ่งเป็นคลื่นที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้นๆและมีแอมพลิจูดลดลงสู่ศูนย์อย่างรวดเร็วเมื่อ $t \rightarrow \pm\infty$ (local support ในโดเมนเวลา) ดังรูปที่ 3.1(ข) และพื้นที่สุทธิของรูปคลื่นเท่ากับศูนย์หรือ $\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0$ เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบกับ Fourier basis ที่ประกอบด้วยคลื่น cosine และ sine ดังรูปที่ 3.1(ก) ซึ่งมีคุณสมบัติ local support ในโดเมนความถี่แต่จะไม่มีคุณสมบัติ local support ในโดเมนความถี่และเวลา ดังนั้นเวฟเลตจึงสามารถแทนฟังก์ชันที่มีลักษณะขดแหลมหรือมีลักษณะเป็นขอบ nonstationary หรือเหตุการณ์ที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา ด้วยเทอมของ basis function ที่มีนัยสำคัญสูงน้อยกว่า Fourier basis ซึ่งจากคุณสมบัติดังกล่าวสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการบีบอัดสัญญาณ (data compression) ได้เป็นอย่างดี



รูปที่ 3.1 แสดงรูปคลื่น Sine และ Daubechies Wavelet ψ_{D20}

ในการสร้างเซต Wavelet basis คลื่นเวฟเลตจะถูกยืดขยาย (dilation) หรือเปลี่ยนความถี่ และคลื่นเวฟเลตที่ถูกยืดขยายยังถูกเลื่อน (translation) ในแกนเวลาอีกด้วย ซึ่งคุณสมบัติทั้งสองอย่างเป็นส่วนหนึ่งของการวิเคราะห์แบบมัลติเรโซลูชัน (multiresolution analysis) การวิเคราะห์แบบนี้เป็นการกระจายสัญญาณไปที่ระดับความละเอียดต่างๆเมื่อพิจารณาเซต wavelet basis ที่ใช้แทนสัญญาณแล้วรายละเอียดของสัญญาณจะถูกกระจายไปที่ความถี่ต่างๆและตำแหน่งต่างๆเปรียบเหมือนเสียงดนตรีที่ถูกกระจายเป็นตัวโน้ตบนเส้นของระดับเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1 การวิเคราะห์แบบมัลติเรโซลูชัน (multiresolution analysis)

ถ้ากำหนดสัญลักษณ์ $f_j(t)$ แทนฟังก์ชัน $f(t)$ ที่ถูกกระจายไปที่ระดับความละเอียด j และที่ระดับความละเอียด $j+1$ รายละเอียดจะถูกแทนด้วย $d_j(t)$ ซึ่งเมื่อรวมเข้ากับ $f_j(t)$ จะได้ฟังก์ชัน $f(t)$ ที่ถูกกระจายไปที่ระดับความละเอียด $j+1$ นั่นคือ

$$f_{j+1}(t) = f_j(t) + d_j(t) \quad (3.4)$$

ซึ่งฟังก์ชันในสมการที่ 3.4 จะเป็นฟังก์ชันที่มีรายละเอียดเข้าใกล้ $f(t)$ มากกว่าแทนฟังก์ชันที่ระดับความละเอียด j และสัญญาณ $f(t)$ จะสร้างกลับคืนเมื่อรวมรายละเอียดที่ระดับความละเอียดต่างๆ ไปจนถึงอนันต์หรือ $j \rightarrow \infty$ ซึ่งจะได้

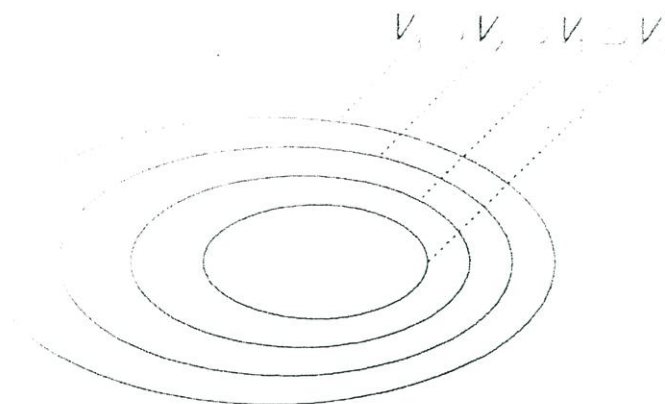
$$f(t) = f_j(t) + \sum_{k=j}^{\infty} d_k(t) \quad (3.5)$$

การวิเคราะห์มัลติเรโซลูชันจะครอบคลุมถึงการแสดงความละเอียดในแต่ละระดับไปพร้อมๆกัน จากสมการที่ 3.5 จะเห็นว่าฟังก์ชัน $f(t)$ ถูกกระจายออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วน background และส่วนของรายละเอียด ในทำนองเดียวกันจะสามารถดูสเปซของฟังก์ชันนั้นก็คือ Square integral: $L^2(\mathbb{R})$ ซึ่งประกอบไปด้วยลำดับของสเปซย่อย $\{W_k\}$ และ V_j รวมไปถึงการประมาณค่าของ $f(t)$ ที่ระดับความละเอียด j คือ $f_j(t)$ ใน V_j และรายละเอียด $d_k(t)$ ใน W_k

การวิเคราะห์แบบมัลติเรโซลูชันของ $L^2(\mathbb{R})$ [2, 4] ได้นิยามลำดับของสเปซย่อย $\{V_j\}_{j \in \mathbb{Z}}$ โดยที่ \mathbb{Z} เป็นเซตของจำนวนเต็มดังนี้

- (1) $\dots \subset V_{-1} \subset V_0 \subset V_1 \subset \dots \subset L^2(\mathbb{R})$
- (2) $\bigcap_j V_j = \{0\}, \overline{\bigcup_j V_j} = L^2(\mathbb{R})$
- (3) $f(t) \in V_j \Leftrightarrow f(2t) \in V_{j+1}$
- (4) $f(t) \in V_0 \Leftrightarrow f(t-k) \in V_0$
- (5) มีฟังก์ชัน $\varphi(t)$ และ $\varphi(t-k)$ ซึ่งเป็น orthonormal basis อยู่ใน V_0

จากนิยามข้อที่ (1) สเปซย่อย V_j จะเป็นสับเซตของสเปซย่อย V_{j+1} ดังรูปที่ 3.2 หรือถ้ามองในโดเมนเวลา ฟังก์ชันที่ถูกประมาณใน V_{j+1} คือสมการที่ 3.4



รูปที่ 3.2 แสดงสเปซย่อย V_j ใน $L^2(\mathbb{R})$ ตามนิยามของการวิเคราะห์แบบมัลติรีโซลูชัน

และความแตกต่างของการประมาณฟังก์ชันใน V_j และ V_{j+1} คือรายละเอียด $d_j(t)$ ซึ่งอยู่ใน W_j ดังนั้นจะได้

$$V_{j+1} = V_j \oplus W_j \quad (3.6)$$

เมื่อ \oplus แทนการบวกเชิงตั้งฉากและ W_j ถูกเรียกว่าสเปซของรายละเอียดหรือ Complementary subspace และจะตั้งฉากกับ V_j โดยใช้สัญลักษณ์ $V_j \perp W_j$ ซึ่งหมายความว่าผลคูณภายในของแต่ละ element ใน V_j กับแต่ละ element ใน W_j จะมีค่าเป็นศูนย์ แต่เมื่อมองที่สเปซย่อย V_j จะได้

$$V_j = V_{j-1} \oplus W_{j-1} \quad (3.7)$$

เมื่อแทนสมการที่ 3.7 ในสมการที่ 3.6 จะได้

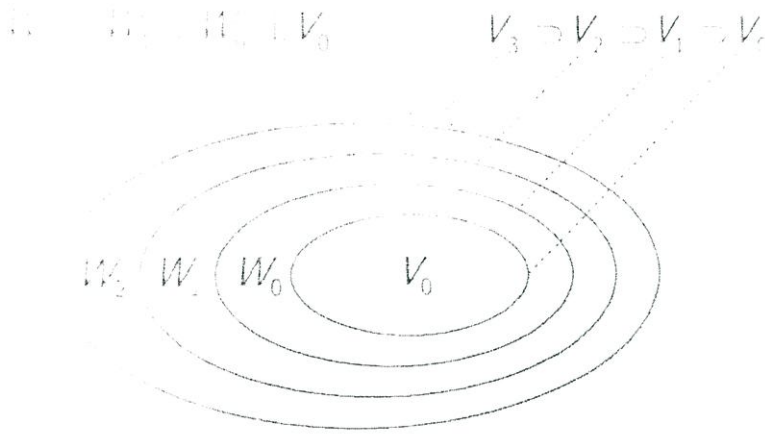
$$V_{j+1} = V_j \oplus W_j = W_j \oplus W_{j-1} \oplus V_{j-1} \quad (3.8)$$

และเมื่อกระจาย V_{j+1} ไปอีกจะได้

$$V_{j+1} = V_j \oplus W_j = W_j \oplus W_{j-1} \oplus W_{j-2} \oplus \dots \oplus W_{j-3} \oplus V_{j-3} \quad (3.9)$$

จากสมการที่ 3.9 สามารถแสดงสเปซย่อย W_j ใน $L^2(\mathbb{R})$ ได้ดังรูปที่ 3.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงสเปซย่อย W_j ใน $L^2(\mathbb{R})$

นิยามข้อที่ 2 ฟังก์ชันที่ถูกระบุมาที่ระดับความละเอียดที่หยาบที่สุดคือที่ระดับ $j \rightarrow -\infty$ จะได้ว่า $\lim_{j \rightarrow -\infty} V_j = \{0\}$ ในทางกลับกันเมื่อเพิ่มรายละเอียดจนถึงที่ระดับความละเอียดอนันต์จะได้ สัญญาณกลับคืนมานั้นคือ $\lim_{j \rightarrow -\infty} V_j \rightarrow L^2(\mathbb{R})$

นิยามข้อที่ 3 สเปซ V_j ถูกสเกลหรือขยายจากสเปซ V_0 เนื่องจากที่ระดับความละเอียด $j+1$ จะเก็บรายละเอียดที่สูงกว่าที่ระดับความละเอียด j ดังนั้นความถี่ของฟังก์ชันใน V_{j+1} จะมีค่าเป็น 2 เท่าของฟังก์ชันใน V_j หมายความว่าถ้ามีฟังก์ชัน $f(t)$ ในสเปซย่อย V_j แล้วจะมี $f(2t)$ อยู่ใน V_{j+1}

นิยามข้อที่ 4 ถ้าสเปซย่อย V_0 มีฟังก์ชัน $f(t)$ แล้วฟังก์ชัน $f(t)$ ที่ถูกเลื่อนคือ $f(t-k)$ ซึ่งจะเลื่อนด้วยค่าจำนวนเต็ม k และจะเก็บอยู่ใน V_0 ด้วย

นิยามข้อที่ 5 มี basis function $\varphi(t)$ ซึ่งเรียกว่าสเกลลิงฟังก์ชัน (scaling function) และรวมถึงสเกลลิงฟังก์ชันที่ถูกเลื่อนคือ $\varphi(t-k)$ อยู่ใน V_0 และแต่ละฟังก์ชันจะมีคุณสมบัติเป็น orthonormal

3.1.2 The Scaling Function

จากแนวความคิดของการวิเคราะห์แบบมัลติเรโซลูชัน จะสามารถนิยามสเกลลิงฟังก์ชัน $\varphi_k(t)$ และเซตของสเกลลิงฟังก์ชันถูกนิยามในทอมของการเลื่อนของสเกลลิงฟังก์ชันซึ่งจะได้

$$\varphi_k(t) = \varphi(t-k) \quad k \in \mathbb{Z} \quad \varphi \in L^2 \quad (3.10)$$

เมื่อ \mathbb{Z} เป็นเซตของจำนวนเต็ม จากสมการที่ 3.10 ขนาดของสเปซย่อยใน L^2 ถูกกำหนดโดยเซตของสเกลลิงฟังก์ชันคือ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_0 = \overline{\text{Span}_k \{\varphi_k(t)\}} \quad (3.11)$$

เครื่องหมาย over bar แทนช่วงปิดของสเปซ จากกฎข้อที่ 3 และกฎข้อที่ 4 ของการวิเคราะห์แบบมัลติรีโซลูชัน จะสามารถนิยามการสเกลของสเกลลิงฟังก์ชันหรือเป็นการเปลี่ยนความถี่ของสเกลลิงฟังก์ชันโดย

$$\varphi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \varphi(2^j t - k) \quad (3.12)$$

ดังนั้นขนาดของสเปซย่อยในสมการที่ 3.11 จะกลายเป็น

$$V_j = \overline{\text{Span}_k \{\varphi_k(2^j t)\}} = \overline{\text{Span}_k \{\varphi_{j,k}(t)\}} \quad (3.13)$$

ถ้า $f(t) \in V_j$ และ $k \in Z$ แล้ว จะสามารถประมาณฟังก์ชัน $f(t)$ ได้ดังสมการที่ 3.14

$$f(t) = \sum_k a_k (2^j t - k) \quad (3.14)$$

สำหรับทุกค่าที่ $j > 0$ ขนาดของ subspace จะกว้างขึ้น เป็นเหตุให้ $\varphi_{j,k}(t)$ แคบลงและมี step ในการเลื่อนเล็กลง ดังนั้นจึงสามารถแทนสัญญาณได้ละเอียดมากขึ้น สำหรับที่ค่า $j < 0$ ความกว้างของ subspace จะแคบลง สเกลลิงฟังก์ชัน $\varphi_{j,k}(t)$ มีขนาดกว้างขึ้นและมี step ในการเลื่อนกว้างขึ้นเป็นเหตุให้สามารถแทนสัญญาณได้ไม่ละเอียด

จากกฎข้อที่ 3 ของการวิเคราะห์แบบมัลติรีโซลูชัน สเกลลิงฟังก์ชันที่ระดับความละเอียด $j+1$ จะมีความถี่เป็น 2 เท่าของสเกลลิงฟังก์ชันที่ระดับความละเอียด j ดังนั้นจะสามารถนิยามสเกลลิงฟังก์ชัน $\varphi(t)$ ที่อยู่ใน V_0 ในรูปแบบของ linear combination ของ $\varphi(2t)$ ที่ถูกเลื่อนใน V_1 ได้ดังนี้

$$\varphi(t) = \sum_n h_0(n) \sqrt{2} \varphi(2t - n) \quad (3.15)$$

โดยที่ $h_0(n)$ เป็นสัมประสิทธิ์ตัวกรองความถี่บางครั้งจะเรียกว่า scaling filter และ $\sqrt{2}$ เป็น normalize เพื่อให้สเกลลิงฟังก์ชันที่ถูกสเกลด้วย 2 ยังคงเป็น norm function สมการนี้เรียกว่า dilation equation เนื่องจาก $\{\varphi_{j,k}(t)\}$ เป็น orthonormal ดังนั้นสัมประสิทธิ์ $\{h_0(n)\}$ สามารถหาได้จากกรคำนวณผลคูณภายใน (สมมติว่า φ เป็นฟังก์ชันจำนวนจริง) จะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$h_0(n) = \langle \varphi_{1n}, \varphi \rangle = \sqrt{2} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) \varphi(2t-n) dt \quad (3.16)$$

จากสมการนี้จะสามารถหาคุณสมบัติบางอย่างของสัมประสิทธิ์ $\{h_0(n)\}$ ได้ โดยการอินทิเกรตทั้ง 2 ข้างของสมการที่ 3.15 โดยใช้คุณสมบัติของ scaling function ที่มีพื้นที่ใต้กราฟเท่ากับหนึ่ง $\left(\int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) dt = 1\right)$ จะได้ว่า

$$\sum_n h_0(n) = \sqrt{2} \quad (3.17)$$

ในทางตรงกันข้ามถ้าคูณทั้งสองข้างของสมการที่ 3.15 ด้วย $\varphi(t-l)$ แล้วอินทิเกรตจะได้

$$\begin{aligned} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) \varphi(t-l) dt &= 2 \sum_n \sum_{n'} h_0(n) h_0(n') \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(2t-n') \varphi(2t-2l-n) dt \\ &= \sum_n h_0(n) h_0(n+2l) \end{aligned} \quad (3.18)$$

ใช้คุณสมบัติ orthogonal ของสเกลลิงฟังก์ชันจะได้

$$\begin{aligned} \sum_n h_0(n) h_0(n+2l) &= 0 & l \neq 0 \\ \sum_n h_0(n) h_0(n+2l) &= \delta & l = 0 \end{aligned}$$

นั่นคือ

$$\sum_n h_0^2(n) = 1 \quad l = 0 \quad (3.19)$$

ตัวอย่างของสเกลลิงฟังก์ชันที่ง่ายที่สุดคือ Harr scaling function ซึ่งเป็นพัลส์ขนาด 1 หน่วยดังรูปที่ 3.4 (ก) จะเห็นว่า $\varphi(2t)$ สามารถใช้ในการสร้างฟังก์ชัน $\varphi(t)$ ได้โดย

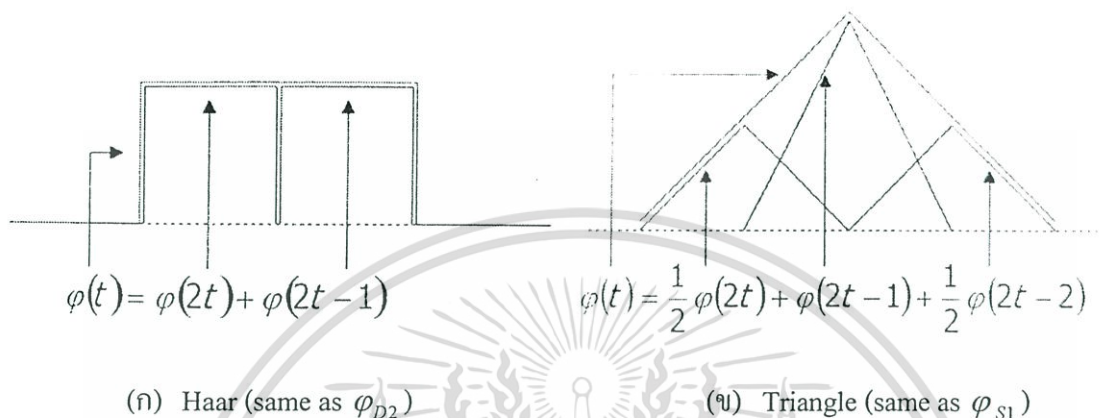
$$\varphi(t) = h_0(n) \sqrt{2} \varphi(2t) + h_0(1) \sqrt{2} \varphi(2t-1) \quad (3.20)$$

ดังนั้น $h_0(n)$ ในสมการที่ 3.20 จะต้องมีค่า $h_0(0) = 1/\sqrt{2}$ และ $h_0(1) = 1/\sqrt{2}$ และตัวอย่างที่ 2 ดังรูปที่ 3.4(ข) เป็น triangle scaling function (first order spline) สามารถสร้าง $\varphi(t)$ ได้โดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\varphi(t) = h_0(0)\frac{1}{2}\varphi(2t) + h_0(1)\sqrt{2}\varphi(2t-1) + h_0(2)\frac{1}{2}\varphi(2t-2) \quad (3.21)$$

ค่าสัมประสิทธิ์ $h_0(n)$ ที่เป็นไปตามสมการ 3.21 คือ $h_0(0) = 1/2\sqrt{2}$, $h_0(1) = 1/\sqrt{2}$ และ $h_0(2) = 1/2\sqrt{2}$



รูปที่ 3.4 แสดง Harr และ Triangle Scaling Function

3.1.3 The Wavelet functions

เมื่อพิจารณาสเปซย่อย $\{W_j\}$ ซึ่งเป็น detail spaces และแต่ละสเปซจะตั้งฉากซึ่งกันและกัน จากสมการที่ 3.9

$$V_{j+1} = \bigoplus_{k=-\infty}^j W_k$$

และให้ $j \rightarrow \infty$ จะได้

$$L^2(\mathbb{R}) = \bigoplus_{k=-\infty}^j W_k \quad (3.22)$$

จากสมการ 3.22 จะสามารถกระจาย $L^2(\mathbb{R})$ เป็นการบวกเชิงตั้งฉากของสเปซย่อย $\{W_j\}$ และในสเปซย่อย $\{W_j\}$ จะบรรจุ basis function $\{\psi_{jk}(t)\}_k$ โดยที่ $\psi_{jk}(t) = 2^{j/2}\psi(2^j t - k)$ ดังนั้น L^2 จะมี orthonormal basis $\{\psi_{jk}(t)\}_{jk}$ ซึ่งถูกเรียกว่า wavelet basis และเวฟเล็ต $\psi_{jk}(t)$ ทั้งหมดจะถูกสร้างจากฟังก์ชัน $\psi(t)$ โดยการเลื่อนและการสเกล ซึ่งเรียกฟังก์ชัน $\psi(t)$ ว่า mother wavelet หรือ basis function และเพราะว่า $\{\psi(t-k)\}$ อยู่ใน W_0 และ $W_0 \subset V_1$ ดังนั้น $\psi(t)$ สามารถเขียนเป็น superposition ของ basis functions จะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\psi(t) = \sum_n h_1(n) \sqrt{2} \varphi(2t - n) \quad (3.23)$$

สมการนี้ถูกเรียกว่า wavelet equation ใช้คุณสมบัติของ $\{\psi_{j,k}(t)\}$ ที่เป็น orthonormal ดังนั้นสัมประสิทธิ์ $\{h_1(n)\}$ สามารถหาได้โดยการคำนวณ inner product

$$h_1(n) = \langle \phi_n, \psi \rangle = \sqrt{2} \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) \varphi(2t - n) dt \quad (3.24)$$

จากสมการที่ 3.23 สามารถหาคุณสมบัติบางอย่างของสัมประสิทธิ์ $\{h_1(n)\}$ ได้ โดยการอินทิเกรตทั้ง 2 ข้างของสมการที่ 3.23 และใช้คุณสมบัติของ wavelet function ที่มีพื้นที่ใต้กราฟเท่ากับศูนย์ หรือ $\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0$ จะได้

$$\sum_n h_1(n) = 0 \quad (3.25)$$

โดยที่ $h_0(n)$ และ $h_1(n)$ มีความสัมพันธ์กันดังสมการที่ 3.26

$$h_1(n) = (-1)^n h_0(1 - n) \quad (3.26)$$

ตัวอย่างของเวฟเล็ตฟังก์ชันที่ง่ายที่สุดคือ Harr wavelet function ดังรูปที่ 3.5(ก) จะเห็นว่า $\varphi(2t)$ สามารถใช้ในการสร้างฟังก์ชัน $\psi(t)$ ได้โดย

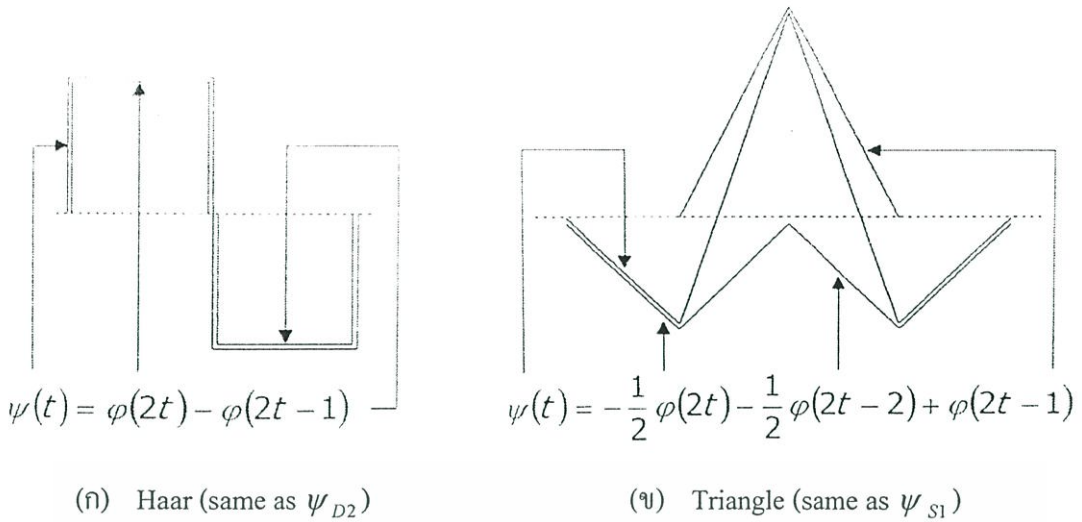
$$\psi(t) = h_1(0) \sqrt{2} \varphi(2t) + h_1(1) \sqrt{2} \varphi(2t - 1) \quad (3.27)$$

ดังนั้น $h_1(n)$ ในสมการที่ 3.27 จะต้องมีค่า $h_1(0) = 1/\sqrt{2}$ และ $h_1(1) = -1/\sqrt{2}$ และตัวอย่างที่ 2 เป็น triangle wavelet function (a first order spline) ดังรูปที่ 3.5 (ข) สามารถสร้าง $\varphi(t)$ ได้โดย

$$\psi(t) = \frac{1}{2} h_1(0) \varphi(2t) + h_1(1) \varphi(2t - 1) + \frac{1}{2} h_1(2) \varphi(2t - 2) \quad (3.28)$$

ค่าสัมประสิทธิ์ $h_1(n)$ ที่เป็นไปตามสมการ 3.28 คือ $h_1(0) = 1/2\sqrt{2}$, $h_1(1) = -1/\sqrt{2}$ และ $h_1(2) = 1/2\sqrt{2}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 Harr และ Triangle Wavelet Function

3.1.4 การแปลงเวฟเลตเต็มหน่วย (DWT)

จาก [6] การหาความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การกระจายเวฟเลตที่ระดับสเกลต่ำในเทอมของระดับสเกลสูงโดยใช้สมการ Scaling function หรือสมการที่ 3.15 นั้นคือ

$$\varphi(t) = \sum_n h_0(n) \sqrt{2} \varphi(2t - n)$$

ถ้าสเกลและเลื่อนตัวแปรเวลา (t) ด้วย k จะได้

$$\begin{aligned} \varphi(2^j t - k) &= \sum_n h_0(n) \sqrt{2} \varphi(2(2^j t - k) - n) \\ &= \sum_n h_0(n) \sqrt{2} \varphi(2^{j+1} t - 2k - n) \end{aligned} \quad (3.29)$$

เมื่อเปลี่ยนตัวแปร โดยให้ $m = 2k + n$ จะได้

$$\varphi(2^j t - k) = \sum_m h_0(m - 2k) \sqrt{2} \varphi(2^{j+1} t - m) \quad (3.30)$$

ดังนั้นสเปซ V_j จะกลายเป็น

$$V_j = \text{Span}_k \{ 2^{j/2} \varphi(2^j t - k) \} \quad (3.31)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แล้วสัญญาณ $f(t) \in V_{j+1}$ จะกลายเป็น

$$f(t) = \sum_k c_{j+1}(k) 2^{(j+1)/2} \varphi(2^{j+1}t - k) \quad (3.32)$$

ที่ระดับความละเอียดต่ำกว่า 1 ระดับ และใช้เวฟเล็ตฟังก์ชันแทนรายละเอียดหรือ $V_{j+1} = V_j \oplus W_j$ จะได้

$$f(t) = \sum_k c_j(k) 2^{j/2} \varphi(2^j t - k) + \sum_k d_j(k) 2^{j/2} \varphi(2^j t - k) \quad (3.33)$$

ที่ซึ่ง $2^{j/2}$ เป็นตัว normalize เพื่อให้สเกลลิงฟังก์ชันที่ถูกสเกลด้วย 2^j ยังคงเป็น norm function ที่การสเกลต่างๆ ถ้า $\varphi_{j,k}(t)$ และ $\psi_{j,k}(t)$ เป็น orthonormal สัมประสิทธิ์ของการสเกลที่ระดับ j หาได้โดยผลคูณภายใน

$$c_j(k) = \langle f(t), \varphi_{j,k}(t) \rangle = \int f(t) 2^{j/2} \varphi(2^j t - k) dt \quad (3.34)$$

แทนในสมการที่ 3.30 ลงในสมการที่ 3.34 จะได้

$$c_j(k) = \sum_m h_0(m - 2k) \int f(t) 2^{(j+1)/2} \varphi(2^{j+1}t - m) dt \quad (3.35)$$

เมื่อพิจารณาในเทอมที่อินทิเกรตในสมการที่ 3.35 ซึ่งเป็นผลคูณภายใน ของ $f(t)$ กับ scaling function ที่ระดับการสเกล $j+1$ นั่นคือ

$$c_{j+1}(m) = \int f(t) 2^{(j+1)/2} \varphi(2^{j+1}t - m) dt \quad (3.36)$$

ดังนั้นจะได้

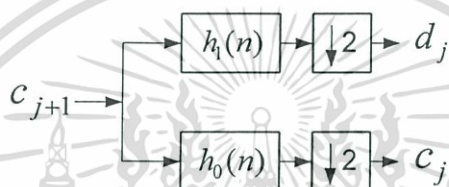
$$c_j(k) = \sum_m h_0(m - 2k) c_{j+1}(m) \quad (3.37)$$

และสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต $d_j(k)$ หาได้ในลักษณะเดียวกันกับ $c_j(k)$ จะได้

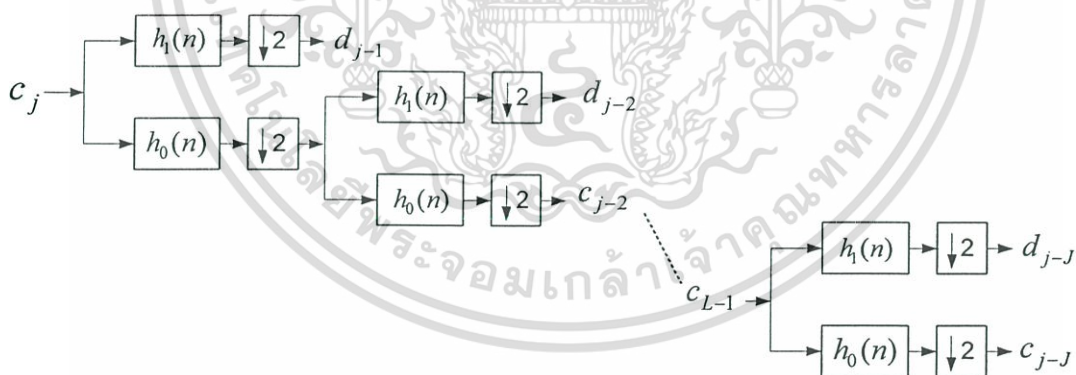
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$d_j(k) = \sum_m h_1(m-2k)c_{j+1}(m) \quad (3.38)$$

โดยที่ $c_j(k)$ ในสมการที่ 3.37 คือสัมประสิทธิ์สเกลลิงและ $d_j(k)$ ในสมการที่ 3.38 คือสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต และการคำนวณค่า $c_j(k)$ และ $d_j(k)$ เรียกว่าการแปลงเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform: DWT) ซึ่ง h_0 และ h_1 ในสมการที่ 3.37 และสมการที่ 3.38 เป็นผลตอบสนองอิมพัลส์ ดังนั้นในการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วยจากระดับความละเอียด $j+1$ ไปยังระดับความละเอียด j จะสามารถอธิบายด้วย Two-Band Analysis Filter Bank ได้ดังรูปที่ 3.6 และการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วยจากระดับความละเอียด j จะสามารถแสดงในรูปของ Octave Band Analysis Filter Bank ได้ดังรูปที่ 3.7

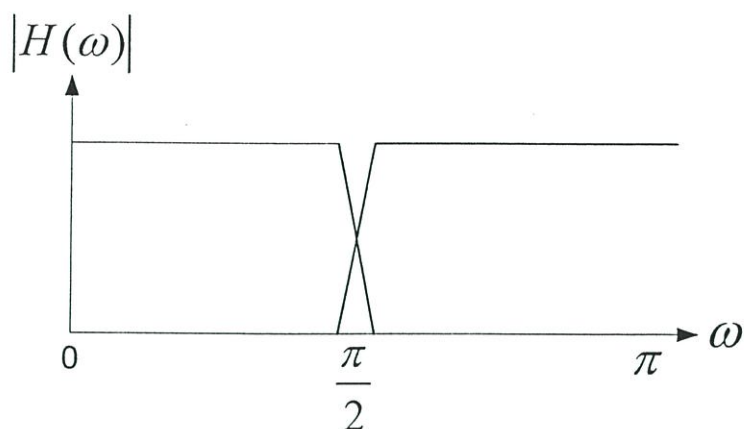


รูปที่ 3.6 แสดง Octave Band Analysis Filter Bank ของการแปลงเวฟเล็ตจากระดับความละเอียด $j+1$ ไปยังระดับความละเอียด j



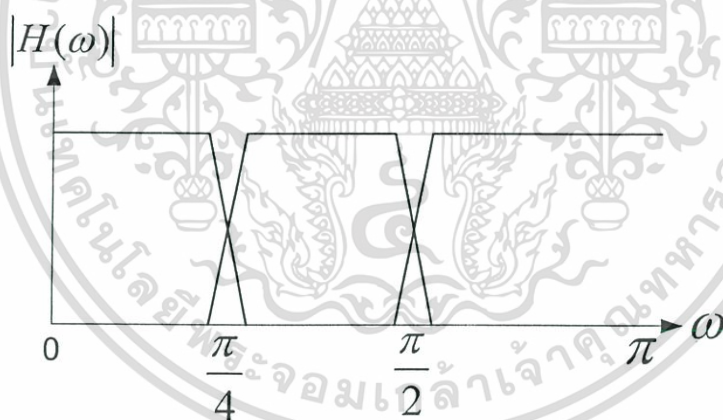
รูปที่ 3.7 แสดง Two-Band Analysis Filter Bank ของการแปลงเวฟเล็ตจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j-J$

โดยที่ $\downarrow 2$ แทน Down sampling ด้วย 2 แต่ h_0 เป็น lowpass filter และ h_1 เป็น highpass filter ดังนั้นจะสามารถแสดง Frequency Bands ของการแปลงเวฟเล็ตในรูปที่ 3.8 ได้ดังนี้



รูปที่ 3.8 แสดง Frequency Bands ของการแปลงเวฟเล็ดจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j-1$

เมื่อพิจารณาการแปลงเวฟเล็ดจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j-2$ หมายความว่า Frequency Band ในรูปที่ 3.8 band ของความถี่ต่ำจะถูกแบ่งออกเป็น 2 bands คือ band ความถี่ต่ำและความถี่สูง ดังนั้น Frequency Band ในรูปที่ 3.8 จะถูกเปลี่ยนดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 แสดง Frequency Bands ของการแปลงเวฟเล็ดจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j-2$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การแปลงกลับเวฟเล็ตเต็มหน่วย

สัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตเต็มหน่วยในรูปที่ 3.7 คือ $\{d_{j-1}(k)\}$, $\{d_{j-2}(k)\}$ ไปจนถึง $\{d_{j-j}(k)\}$ และ $\{c_{j-j}(k)\}$ สามารถนำมาสร้างกลับได้อย่างสมบูรณ์ (Perfect reconstruction) ซึ่งการสร้างสัญญาณกลับคืนสามารถทำได้โดยการรวมกันของสัมประสิทธิ์สเกลลิงและสัมประสิทธิ์เวฟเล็ตที่ระดับความละเอียดต่ำไปยังที่ระดับความละเอียดสูง ซึ่งถ้าพิจารณาสัญญาณที่ถูกแทนในระดับความละเอียด $j+1$ สัญญาณสามารถเขียนในเทอมของสเกลลิงฟังก์ชันได้ดังนี้

$$f(t) = \sum_m c_{j+1}(m) 2^{(j+1)/2} \varphi(2^{j+1}t - m) \quad (3.39)$$

ถ้ามองจากระดับความละเอียดต่ำกว่า 1 ระดับแล้วจะเหมือนกับได้รวมรายละเอียดโดยใช้เวฟเล็ตฟังก์ชันหรือ $V_{j+1} = V_j \oplus W_j$ จะได้

$$f(t) = \sum_k c_j(k) 2^{j/2} \varphi(2^j t - k) + \sum_k d_j(k) 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad (3.40)$$

เพราะว่าทุกฟังก์ชันเป็น orthonormal ดังนั้นถ้าคูณสมการที่ 3.40 ด้วย $\varphi(2^{j+1}t - m)$ แล้วอินทิเกรตจะได้

$$\int f(t) 2^{(j+1)/2} \varphi(2^{j+1}t - m) dt = \sum_k c_j(k) 2^{(j+1)/2} 2^{j/2} \int \varphi(2^{j+1}t - m) \varphi(2^j t - k) dt \\ + \sum_k d_j(k) 2^{(j+1)/2} 2^{j/2} \int \varphi(2^{j+1}t - m) \psi(2^j t - k) dt$$

เปลี่ยนตัวแปรโดยให้ $u = 2^{j+1}t - k$ จะได้

$$\int f(t) 2^{(j+1)/2} \varphi(2^{j+1}t - m) dt = \sum_k c_j(k) \sqrt{2} \int \varphi(2u - (m - 2k)) \varphi(u) du \\ + \sum_k d_j(k) \sqrt{2} \int \varphi(2u - (m - 2k)) \psi(u) du \quad (3.41)$$

จากสมการที่ 3.16 $h_0(n) = \langle \varphi_n, \varphi \rangle = \sqrt{2} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) \varphi(2t - n) dt$ และจากสมการที่ 3.24

$h_1(n) = \langle \phi_n, \psi \rangle = \sqrt{2} \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) \varphi(2t - n) dt$ ดังนั้นเทอมขวามือของสมการที่ 3.41 จะกลายเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

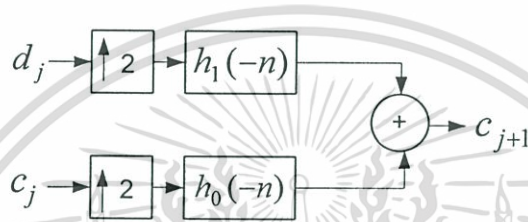
$$\sqrt{2} \int \varphi(2u - (m - 2k)) \varphi(u) du = h_0(m - 2k)$$

$$\sqrt{2} \int \varphi(2u - (m - 2k)) \psi(u) du = h_1(m - 2k)$$

และแทนสมการที่ 3.36 ลงในสมการที่ 3.41 จะได้

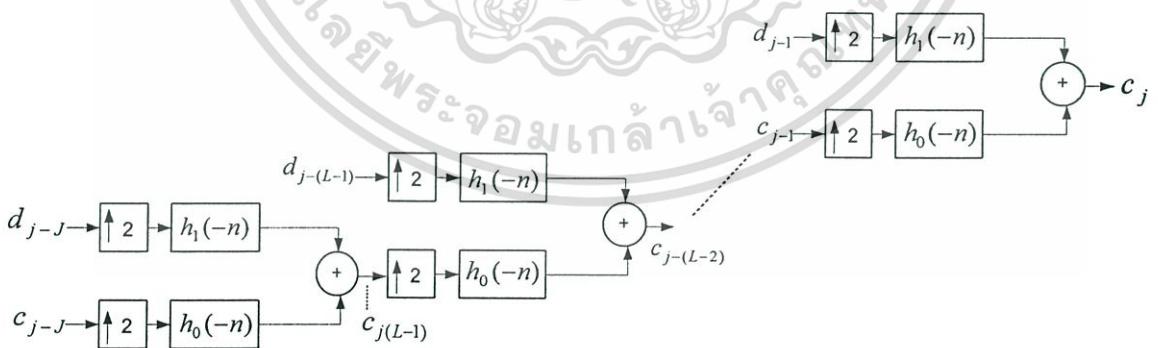
$$c_{j+1}(m) = \sum_k c_j(k) h_0(m - 2k) + \sum_k d_j(k) h_1(m - 2k) \quad (3.42)$$

จากสมการที่ 3.42 สามารถแสดงในรูปของ Two-Band Synthesis Filter Bank ได้ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 แสดง Two-Band Synthesis Filter Bank ของการแปลงกลับเวฟเกิดจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด $j+1$

โดยที่ $\uparrow 2$ แทน up sampling ด้วย 2 และการแปลงกลับเวฟเกิดจากระดับความละเอียด j ไปยังระดับความละเอียด j สามารถแสดงเป็น Octave-Band Synthesis Filter Bank ได้ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 แสดง Octave-Band Synthesis Filter Bank ของการแปลงกลับเวฟเกิดจากระดับความละเอียด $j-j$ ไปยังระดับความละเอียด j

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 หลักการพื้นฐานของการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นกระบวนการแทนข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยข้อมูลหรือข่าวสารใหม่ที่มีปริมาณที่น้อยหรือสั้นลง โดยมีจุดประสงค์หลักก็คือให้มีอัตราการลดขนาดข้อมูล (Compression Ratio) สูง ในขณะที่ค่าความเพี้ยน (Percent Root Mean Square Difference: PRD) ที่เกิดขึ้นมีค่าต่ำ โดยในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงวิธีการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆและมาตรฐานในการวัดประสิทธิภาพในการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.3.1 วิธีการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เทคนิคในการลดขนาดข้อมูลดิจิทัลออกได้ 2 กลุ่มคือ การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสีย (Lossless Compression) เป็นการลดขนาดข้อมูลแบบที่สามารถนำข้อมูลกลับมาได้ใหม่อย่างสมบูรณ์ และการลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย (Lossy Compression) เป็นการลดข้อมูลที่ไม่สามารถนำข้อมูลกลับมาได้อย่างสมบูรณ์ หรือเป็นการลดข้อมูลที่ทำให้เกิดความเพี้ยน (Distortion) กับข้อมูลที่ถูกสร้างกลับมาใหม่

3.3.1.1 การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสีย (Lossless Compression)

การลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสียมักนิยมนำไปใช้งานกับงานที่ต้องการความถูกต้องสูงเช่น ข้อมูลทางการแพทย์ เอกสารหลักฐานทางธุรกิจ เป็นต้น โดยมีจุดประสงค์หลักคือลดความซ้ำซ้อนของข้อมูล (Redundancy) แต่มีข้อเสียคือให้อัตราการลดข้อมูลต่ำ การลดขนาดข้อมูลในรูปแบบนี้ได้แก่ การเข้ารหัสรันเลนจ์ (Run-Length Coding) การเข้ารหัสเอนโทรปี (Entropy Coding) การเข้ารหัสฮัฟฟ์แมน (Huffman Coding) การเข้ารหัสยูนิเวอร์แซล (Universal Coding) การเข้ารหัสทำนาย (Lossless Predictive Coding) การเข้ารหัสยูนิฟอร์ม (Uniform Coding) และวิธีการเข้ารหัสแบบอื่นๆอีกมากมาย ซึ่งจะกล่าวเฉพาะบางแบบดังนี้

- **การเข้ารหัสรันเลนจ์ (Run-Length Coding)**

การเข้ารหัสรันเลนจ์เป็นการเข้ารหัสที่เหมาะสมกับข้อมูลที่มีการซ้ำซ้อนของข้อมูลที่มีลักษณะของการซ้ำกันอย่างต่อเนื่อง โดยหลักการคือจะเก็บข้อมูลใหม่ลักษณะของคู่ลำดับของข้อมูลกับ จำนวนข้อมูล (จำนวน, ค่าของข้อมูล) วิธีการเข้ารหัสรันเลนจ์สามารถที่จะแทรกอยู่ระหว่างขบวนการใดๆก็ได้ขึ้นอยู่กับลักษณะของข้อมูล การเข้ารหัสรันเลนจ์จะมีประสิทธิภาพสูงมากเมื่อข้อมูลมีการซ้ำกันอย่างต่อเนื่องซึ่งเป็นวิธีที่สามารถให้ค่าอัตราการลดขนาดข้อมูลต่ำกว่า 1 บิต/ข้อมูล และจะมีประสิทธิภาพลดลงถ้ามีการซ้ำกันของข้อมูลน้อย และถ้าในกรณีที่ไม่มีข้อมูลซ้ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กันเลยจะทำให้ได้รหัสที่ยาวเป็น 2 เท่าของจำนวนข้อมูลอินพุต ตัวอย่างการเข้ารหัสรันเลนจ์ สมมุติว่ามีข้อมูล 20 ไบท์ ดังนี้

{31, 31, 31, 31, 31, 31, 27, 26, 27, 20, 18, 18, 18, 18, 14, 14, 14, 08, 09, 10}

เมื่อเข้ารหัสรันเลนจ์แล้วจะได้

{06, 31, 01, 27, 01, 26, 01, 27, 01, 20, 04, 18, 03, 14, 01, 08, 01, 09, 01, 10}

จากตัวอย่างจะเห็นได้ว่าความยาวของรหัสที่ได้หลังจากการเข้ารหัสรันเลนจ์เท่ากับ 20 ไบท์ ซึ่งเท่ากับความยาวของข้อมูลอินพุตจะเห็นว่าไม่มีการลดขนาดข้อมูลเลย จากปัญหาดังกล่าวได้มีการเข้ารหัสรันเลนจ์วิธีใหม่เพื่อแก้ไขข้อบกพร่องวิธีนี้ โดยมีเงื่อนไขคือ

1. จะไม่ทำการเข้ารหัสข้อมูลที่มีจำนวนซ้ำกันของขอมูลน้อยกว่า 3
2. จะทำเครื่องหมายเพื่อบอกว่าข้อมูลใดได้เข้ารหัสและข้อมูลใดไม่ได้เข้ารหัส โดยใช้ตัวเลข 1 บิตในไบท์ของจำนวนข้อมูลเป็นตัวบอก โดยจะใช้บิตที่ 7 เป็นบิตเครื่องหมายและ

กำหนดให้ข้อมูลใดที่เข้ารหัสได้จะเซตบิตที่ 7 ของไบท์ของจำนวนข้อมูลเป็น 1 โดยจะเริ่มนับ 1 ของจำนวนที่ซ้ำกันของข้อมูลตัวที่ 4 เป็นต้นไป ทำให้ไบท์เก็บจำนวนข้อมูลสามารถเก็บข้อมูลได้ตั้งแต่ 3-130 ตัว และถ้ากลุ่มข้อมูลใดไม่มีความซ้ำซ้อนขอข้อมูลจะเข้ารหัส (จำนวน, ค่าข้อมูลที่ไม่ซ้ำกัน) โดยจะเคลียร์บิตที่ 7 ของไบท์ของจำนวนข้อมูลเป็น 0 ในกรณีที่ไม่มีข้อมูลซ้ำกันเลยซึ่งเป็นที่กรณีที่แย่ที่สุดจะใช้จำนวนไบท์เก็บรหัสทั้งหมดเท่ากับความยาวของข้อมูลบวกหนึ่ง (127+1) จากตัวอย่างแรกจะสามารถเข้ารหัสรันเลนจ์ใหม่ได้ดังนี้

{83, 31, 04, 27, 26, 27, 20, 81, 18, 80, 14, 03, 08, 09, 10}

จากตัวอย่างนี้จะเห็นได้ว่าสามารถลดขนาดข้อมูลได้ 5 ไบท์

• การเข้ารหัสฮัฟแมน (Huffman Coding)

การเข้ารหัสฮัฟแมนเป็นวิธีการลดข้อมูลมีประสิทธิภาพวิธีหนึ่ง โดยเอาส่วนที่ซ้ำซ้อนของข้อมูลมาใช้ประโยชน์ กล่าวคือจะทำการหาค่าความน่าจะเป็นของการกระจายค่าสัมประสิทธิ์ข้อมูลแล้วทำการเข้ารหัสโดยพิจารณาว่าข้อมูลที่มีค่าความน่าจะเป็นสูงจะถูกแทนด้วยรหัสใหม่ที่มีจำนวนบิตน้อย ส่วนข้อมูลที่มีค่าความน่าจะเป็นต่ำจะถูกแทนด้วยรหัสใหม่ที่มีจำนวนบิตมาก การแทนค่าข้อมูลด้วยรหัสใหม่ซึ่งทำให้ได้ข้อมูลหรือข่าวสารใหม่ที่มีปริมาณน้อยลงหรือเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สั้นลง รหัสใหม่ที่ถูกสร้างขึ้นนี้เรียกว่า “ คำรหัส ” (Code Word) ซึ่งรหัสที่ได้จากการแทนข้อมูลเดิมนั้นแต่ละคำจะมีความยาวเท่ากันหรือไม่เท่ากันก็ได้ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับค่าความน่าจะเป็นที่เกิดขึ้นของข้อมูล

ถ้ากำหนดให้ข้อมูลมีองค์ประกอบอยู่ M แบบคือ $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_M$ และกำหนดให้ $p_1, p_2, p_3, \dots, p_M$ เป็นค่าความน่าจะเป็นของการเกิดของแต่ละองค์ประกอบ ดังนั้นสามารถหาค่าเอนโทรปีของข้อมูลได้จากสมการที่ 3.43

$$H = \sum_{k=1}^M p_k \log_2 \frac{1}{p_k} \quad (3.43)$$

เมื่อ p_k คือความน่าจะเป็นของการกระจายข้อมูล

เนื่องจากแต่ละคำรหัสมีความยาวของจำนวนบิตที่ใช้แทนไม่เท่ากัน และถ้าใช้รหัสฐานสอง (Binary code) โดยที่คำรหัสแต่ละตัวมีความยาว n_k ในการเข้ารหัสองค์ประกอบของข้อมูลที่เป็น μ_k ดังนั้นความยาวเฉลี่ย \bar{n} ของคำรหัสที่ได้จะคำนวณได้จากสมการที่ 3.44

$$\bar{n} = \sum_k n_k p_k \quad (3.44)$$

โดยทั่วไปในการเข้ารหัสที่ดีนี้จะต้องพยายามให้ได้ค่า \bar{n} นี้ต่ำที่สุดแต่สิ่งที่สำคัญที่ต้องคำนึงถึงก็คือเมื่อเข้ารหัสแล้วต้องไม่มีความผิดพลาดในการถอดรหัส การเข้ารหัสที่จะทำให้ \bar{n} มีค่าต่ำนั้นจะทำได้โดยการใช้ n_k ที่มีค่าน้อยสำหรับ p_k ที่มีค่ามาก และให้ใช้ n_k ที่มีค่ามากสำหรับ p_k ที่มีค่าน้อย

วิธีการเข้ารหัสฮัฟแมน (Huffman) จะเป็นวิธีการเข้ารหัสแบบหนึ่งต่อหนึ่ง ถ้าให้แหล่งกำเนิดข่าวสารมีความแตกต่างกัน M องค์ประกอบ และแต่ละองค์ประกอบจะมีค่าความน่าจะเป็นของการเกิดเป็น $p_1, p_2, p_3, \dots, p_M$ วิธีการของฮัฟแมน [9] มีขั้นตอนดังนี้

1. ทำการนับความถี่เพื่อหาค่าความน่าจะเป็นของข้อมูลทุกตัว แล้วเรียงลำดับของข้อมูลตามความน่าจะเป็นจากมากไปหาน้อย

2. นำความน่าจะเป็นที่มีค่าต่ำสุด 2 ค่ามารวมกันเพื่อสร้าง โหนดใหม่ซึ่งให้ผลรวมที่ได้เป็นองค์ประกอบค่าความน่าจะเป็นใหม่แล้วนำความน่าจะเป็นใหม่ที่ได้มาเรียงลำดับใหม่ร่วมกับความน่าจะเป็นเดิมที่เหลือ โดยเรียงลำดับจากค่าความน่าจะเป็นมากไปหาน้อย

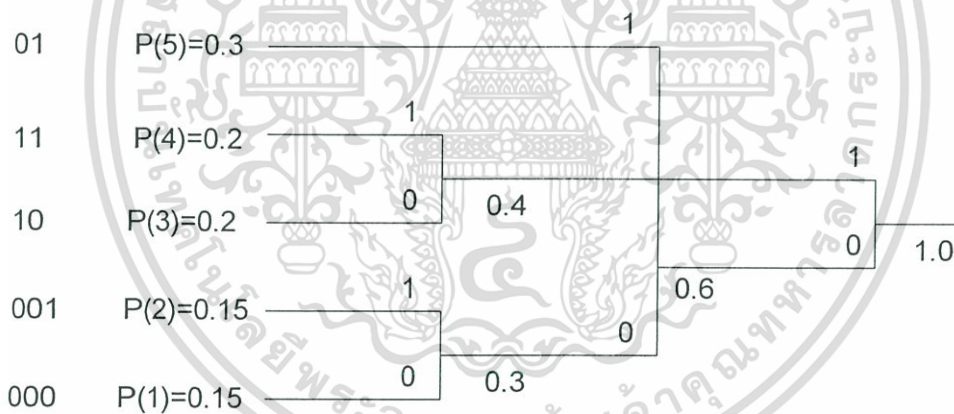
3. กำหนดค่าไบนารีให้กับโหนดคู่ที่ถูกกำหนดให้เป็นเส้นทางของโหนดใหม่นั้น โดยกำหนดให้โหนดล่างคือบิต “ 0 ” ส่วนโหนดบนคือบิต “ 1 ”

4. กระทำซ้ำตามขั้นตอนที่ 2 และ 3 จนกระทั่งค่าความน่าจะเป็นสุดท้ายเท่ากับ 1.0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากที่ได้กล่าวมาข้างต้นเพื่อให้เห็นภาพได้ชัดเจนจะยกตัวอย่างการเข้ารหัสข่าวสารที่มี 5 องค์ประกอบของความน่าจะเป็นคือ $p_1, p_2, p_3, \dots, p_5$ ซึ่งมีค่าความน่าจะเป็นคือ 0.15, 0.15, 0.2, 0.2, 0.3 เมื่อเข้ารหัสฮัฟแมนจะมีวิธีการดังนี้คือ

- เรียงค่าความน่าจะเป็น $p_1, p_2, p_3, \dots, p_5$ จากความน่าจะเป็นมากไปหาน้อย
- คำนวณค่าความน่าจะเป็น 0.15, 0.15 ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.3 แล้วนำค่าความน่าจะเป็นใหม่ที่ได้อาเรียงลำดับใหม่รวมกับค่าความน่าจะเป็นเดิมที่เหลือ
- จากลำดับองค์ประกอบความน่าจะเป็นที่ได้ในข้อ 2 สามารถเรียงลำดับใหม่ได้เป็น 0.3, 0.3, 0.2, 0.2 แล้วกลับไปทำตามขั้นตอนที่สองใหม่โดยรวมค่าความน่าจะเป็นต่ำสุด 2 ก็จะได้อีกเท่ากับ 0.4 และเมื่อนำมาจัดเรียงใหม่จากมากไปหาน้อยก็จะได้เป็น 0.4, 0.3, 0.3 และทำในลักษณะเดียวกันนี้ค่าความน่าจะเป็นที่จัดเรียงใหม่ก็จะเป็น 0.6, 0.4 และสุดท้ายก็จะได้อีกค่าความน่าจะเป็นเท่ากับ 1.0
- ในระหว่างการสร้างโหนดใหม่ในข้อ 3 นั้นจะต้องกำหนดค่าไบนารีให้กับคู่โหนดที่ถูกกำหนดให้เป็นเส้นทางของโหนดใหม่ โดยให้โหนดล่างคือบิต "0" ส่วนโหนดบนคือบิต "1" ซึ่งสามารถอธิบายให้เห็นภาพได้ชัดเจนดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 ตัวอย่างการเข้ารหัสฮัฟแมน

หลังจากที่ได้รหัสฮัฟแมนแล้ว การเข้ารหัสและการถอดรหัสสามารถทำได้โดยใช้การเปิดตาราง (lookup table) และรหัสที่ได้ก็สามารถที่จะทำการถอดรหัสได้ทันทีโดยไม่ต้องอ้างอิงข้อมูลตัวอื่นๆจากตัวอย่างข้างต้นสามารถสรุปผลลัพธ์ต่างๆที่ได้จากการเข้ารหัสฮัฟแมนได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความน่าจะเป็น (p_k)	องค์ประกอบของข้อมูล (μ_k)	รหัสคำ	ความยาว (n_k)
p_1	μ_1	000	3
p_2	μ_2	001	3
p_3	μ_3	10	2
p_4	μ_4	11	2
p_5	μ_5	01	2

เมื่อทำการคำนวณความยาวเฉลี่ย \bar{n} ของคำรหัส และค่าเอนโทรปี จะได้ผลดังนี้

$$\begin{aligned}\bar{n} &= \sum_{k=1}^5 n_k p_k = 3 \times 0.15 + 3 \times 0.15 + 2 \times 0.2 + 2 \times 0.2 + 2 \times 0.3 = 2.3 \\ H &= \sum_{k=1}^5 p_k \log_2 \frac{1}{p_k} = -\sum_{k=1}^5 p_k \log_2 p_k \\ &= -0.15 \log_2 (0.15) - 0.15 \log_2 (0.15) - 0.2 \log_2 (0.2) - 0.2 \log_2 (0.2) - 0.3 \log_2 (0.3) \\ &= 1.8765\end{aligned}$$

ดังนั้นความยาวเฉลี่ยของรหัสคำเท่ากับ 2.3 และค่าเอนโทรปีเท่ากับ 1.8765

• การเข้ารหัสเลขคณิต (Arithmetic coding)

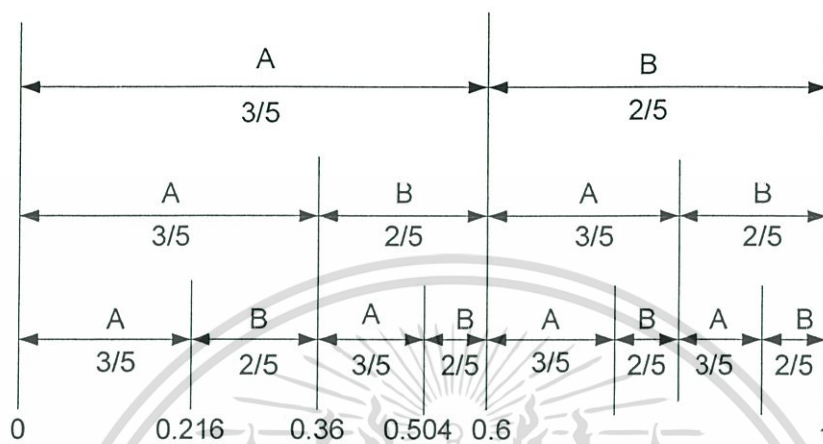
การเข้ารหัสเลขคณิต [8] ข้อมูลจะถูกแทนด้วยช่วงระยะห่างของจำนวนจริงระหว่าง 0 และ 1 โดยข้อมูลแต่ละตัวจะลดขนาดของระยะห่างตามความน่าจะเป็นของข้อมูลนั้น ข้อมูลที่มีความน่าจะเป็นจะทำให้ระยะห่างถูกลดลงได้น้อยกว่าข้อมูลที่มีความน่าจะเป็นต่ำ ถ้าให้ $p(x_1)$ เป็นความน่าจะเป็นของ x_1 แล้วขอบเขตของความน่าจะเป็นของข้อมูล x_1 จะถูกนิยามโดย $0 \leq y < p(x_1)$ และขอบเขตของความน่าจะเป็นของข้อมูล x_2 จะถูกนิยามโดย $p(x_1) \leq y < p(x_1) + p(x_2)$ ถ้าให้ $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ เป็นข้อมูลที่แตกต่างกันจำนวน n ตัว จะสามารถเขียนระยะห่างของความน่าจะเป็นได้ดังสมการ 3.45

$$\sum_{n=1}^{n-1} p(x_n) \leq y < \sum_{n=1}^n p(x_n) \quad (3.45)$$

จากสมการที่ 3.45 จะเห็นได้ว่ารหัสของการเข้ารหัสเลขคณิตมีความยืดหยุ่นในการ

เลือกใช้เพราะสามารถเลือกค่าใดๆก็ได้ที่อยู่ในช่วง ตัวอย่างเช่นถ้ามีความน่าจะเป็น 2 คำคือ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$p(x_1)=3/5$: (A) และ $p(x_2)=2/5$: (B) จะเห็นว่าความน่าจะเป็นในช่วง $0 \leq y < p(x_1)$ มีค่า $y=1/2$ ซึ่งให้ค่าเลขฐานสองสั้นที่สุดคือ 0.1_2 และค่าความน่าจะเป็นในช่วง $p(x_1) \leq y < p(x_1) + p(x_2)$ มีค่า $y=3/4$ ซึ่งให้ค่าเลขฐานสองสั้นที่สุดคือ 0.11_2 ถ้าสมมุติว่ามีข้อมูลเข้ามา 3 ตัว จะต้องแบ่งช่วงของความน่าจะเป็นดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 แสดงการแบ่งช่วงของความน่าจะเป็นของการเข้ารหัสเลขคณิตเมื่อมีข้อมูลอินพุต 3 ตัว

จากรูปที่ 3.13 ถ้ามีข้อมูลอินพุต AAA จะได้ช่วงของความน่าจะเป็นคือ $0 \leq y < (3/5)^3 = 0.216$ ถ้าเลือกค่าของความน่าจะเป็นเท่ากับ $1/8 = 0.001_2$ ซึ่งหมายความว่า จะใช้รหัส 001_2 แทนข้อมูล AAA แต่ในความเป็นจริงแล้วสามารถเลือกรหัสให้สั้นที่สุดได้คือที่ความน่าจะเป็นเท่ากับ 0 ได้เพราะอยู่ในช่วงเดียวกันดังนั้นจะใช้ 0_2 แทนข้อมูล AAA และถ้ามีข้อมูลเข้ามาเป็น ABB จะได้ช่วงของความน่าจะเป็นคือ $0.504 \leq y < 0.6$ เลือกค่าของความน่าจะเป็นที่ให้รหัสสั้นที่สุดคือเท่ากับ $0.5625 = 0.1001_2$ ในทางปฏิบัติการหารหัสที่แทนข้อมูลจะคิดจากนำขอบเขตล่างและขอบเขตบนมาเปรียบเทียบกันต่อบิตเมื่อเจอบิตที่ไม่เหมือนกันให้ตัดรหัสหลังจากบิตนี้ทิ้ง แล้วจะได้รหัสที่ใช้แทนข้อมูล

การถอดรหัสเลขคณิตสามารถทำได้โดยตรวจสอบค่ารหัสความน่าจะเป็นที่ได้เลือกไว้ย้อนกลับกระบวนเข้ารหัส ตัวอย่างการถอดรหัส AAA ที่ใช้รหัส $1/8 = 0.125 = 0.001_2$ โดยพิจารณารูปที่ 3.13 จะได้ข้อมูลตัวแรกทันทีคือ A เพราะว่า $0 \leq 0.125 < 0.6$ ข้อมูลตัวที่ 2 คือ A เพราะว่า $0 \leq 0.125 < 0.36$ และข้อมูลตัวที่ 3 คือ A เพราะว่า $0 \leq 0.125 < 0.216$ การเข้ารหัสเลขคณิตอาจจะให้รหัสแทนข้อมูลที่สั้นกว่าหรือยาวกว่าการเข้ารหัสฮัฟแมนก็ได้ขึ้นอยู่กับลักษณะของข้อมูลอินพุต จากตัวอย่างแรกการเข้ารหัสเลขคณิตจะใช้รหัสที่สั้นกว่าการเข้ารหัสฮัฟแมน (วิธีของฮัฟแมนใช้รหัสยาว 3 บิต) ตัวอย่างที่ 2 การเข้ารหัสเลขคณิตจะใช้รหัสที่ยาวกว่าการเข้ารหัสฮัฟ

แมน (วิธีของฮัฟแมนใช้รหัสยาว 3 บิต) และ [10] ได้นำการเข้ารหัสเลขคณิตมาใช้ในการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

- **การเข้ารหัสยูนิเวอร์แซล (Universal Coding)**

เป้าหมายของการเข้ารหัสยูนิเวอร์แซล (Universal Coding) คือการลดขนาดของข้อมูลที่ไม่รู้ข้อมูลทางสถิติ ซึ่งอัลกอริทึมจะต้องปรับตัวไปตามข้อมูล ตัวอย่างที่สำคัญของการเข้ารหัสยูนิเวอร์แซลคืออัลกอริทึม Lempel-Ziv [8] ลำดับของรหัสข้อมูลจะใช้ลักษณะของพจนานุกรมหรือตารางลำดับ ซึ่งจะถูกรับปรุงระหว่างกระบวนการเข้ารหัสโดยการปรับตัวตามข้อมูลอินพุต ดังนั้นจึงสามารถเรียกได้ว่าเป็นการเข้ารหัสพจนานุกรมที่ปรับตัว (adaptive dictionary encoding) ได้ และ [11] ได้ใช้อัลกอริทึม Lempel-Ziv มาใช้ในการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.3.1.2 การลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย (Lossy Compression)

การลดข้อมูลแบบที่มีการสูญเสียจะทำให้เกิดความเพี้ยนของข้อมูลขึ้น แต่ก็มีอัตรา การลดข้อมูลที่สูงกว่าการลดข้อมูลแบบที่ไม่มีการสูญเสียมาก การลดข้อมูลในรูปแบบนี้ได้แก่ การเข้ารหัสโดยการแปลง การควอนไทซ์ เป็นต้น ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

- **การเข้ารหัสการแปลง (Transform Coding)**

การลดขนาดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงเป็นวิธีการลดขนาดข้อมูลทางอ้อมนั่นคือจะทำการแปลงข้อมูลอินพุตจากโดเมนเดิมไปยังข้อมูลในโดเมนใหม่เช่น การแปลงจากโดเมนเวลา (time domain) ไปยังโดเมนความถี่ (frequency domain) แล้วนำสัมประสิทธิ์ของการแปลงมาเข้ารหัสอีกครั้งหนึ่งซึ่งอาจเรียกได้ว่าเป็นการลดขนาดข้อมูลแบบผสม หลังจากทำการแปลงแล้วจะได้สัมประสิทธิ์ 2 กลุ่มคือสัมประสิทธิ์ที่มีนัยสำคัญสูง (Most significant coefficient) และสัมประสิทธิ์ที่มีนัยสำคัญต่ำ (Less significant coefficient) โดยปกติการลดขนาดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงคือการเก็บเฉพาะสัมประสิทธิ์ที่มีนัยสำคัญสูงไว้ ซึ่งจะทำให้เกิดความเพี้ยน (Distortion) กับข้อมูลที่ถูกรับกลับขึ้นมาใหม่เสมอ ดังนั้นการลดขนาดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงจะใช้กับข้อมูลที่ไม่ต้องการความถูกต้องมากนักเช่นสัญญาณเสียง เป็นต้น

การลดข้อมูลด้วยวิธีการแปลงมีอยู่ด้วยกันหลายแบบ เช่น การแปลงฟูเรียร์เต็มหน่วย (Fourier transform: DFT) การแปลงโคไซน์เต็มหน่วย (Discrete cosine transform: DCT) การแปลงแบบฮาร์ (Harr transform) การแปลงแบบฮาร์ดามาร์ด (Hadamard transform) และการแปลงแบบคาร์ฮูเนนเลฟ (Karhunen Loeve transform: KLT) เป็นต้น โดยที่ KLT เป็นการแปลงที่ให้ผลดีที่สุด (Optimum Transform) เพราะสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงมีลักษณะของเอกสารถือเป็นเอกสารถือสำหรับงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Uncorrelate อย่างสมบูรณ์ ซึ่งจะให้มีประสิทธิภาพในการลดขนาดข้อมูลสูง แต่ KLT ไม่นิยมนำมาใช้มากนักเพราะว่าต้องใช้การคำนวณสูงและไม่มีการคำนวณที่รวดเร็ว (Fast Computation) วิธีที่มีประสิทธิภาพรองลงมาคือ DFT และ DCT แต่ DFT ไม่นิยมนำมาใช้มากนักเพราะว่าต้องเกี่ยวข้องกับจำนวนเชิงซ้อน ต่างจากการใช้ DCT ซึ่งจะกระทำกับจำนวนจริงทั้งหมด DCT เป็นวิธีที่นิยมนำมาใช้ในการลดข้อมูลที่มีการสูญเสีย ที่ต้องการความรวดเร็วแต่มีข้อเสียคือจะเกิดความผิดพลาดในส่วนของรอยต่อ การแปลงโคซายน์เต็มหน่วยแบบที่ 4 (Discrete Cosine Transform Type IV: DCT-IV) แสดงดังสมการที่ 3.46

$$X(k) = \sqrt{\frac{2}{N}} \sum_{j=0}^{N-1} x(j) \cos\left(\frac{(2j+1)(2k+1)\pi}{4N}\right) \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.46)$$

เมื่อ x คือข้อมูลอินพุตและ N คือขนาดของข้อมูลอินพุต ส่วนการแปลงกลับโคซายน์เต็มหน่วย (IDCT) ใช้สมการเดียวกัน

- **การควอนไทซ์ (Quantization)**

การลดข้อมูลที่มีการสูญเสียการควอนไทซ์เป็นวิธีการลดข้อมูลที่ยากที่สุด กล่าวคือ การควอนไทซ์จะกระทำการตรวจสอบข้อมูลอินพุตที่ได้รับและเลือกค่าประมาณที่ได้จากฐานข้อมูลที่กำหนดไว้ล่วงหน้าให้ใกล้เคียงที่สุด การควอนไทซ์จะมีอยู่หลายรูปแบบซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้

- **การควอนไทซ์แบบสเกลาร์ (Scalar Quantization)**

การควอนไทซ์แบบสเกลาร์เป็นการประมาณค่าข้อมูลอินพุตของสัญญาณอนาลอกหรือสัญญาณเชิงต่อเนื่องมากระทำให้เป็นสัญญาณในรูปแบบดิจิทัล ในการตรวจสอบสัญญาณอินพุตที่ได้จากฐานข้อมูลที่กำหนดไว้ล่วงหน้า 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

$$R_i = \{x \in R; Q(x) = y_i\} \equiv Q^{-1}(y_i) \quad (3.47)$$

โดยที่แต่ละส่วนจะมีคุณสมบัติดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\bigcup_{i=1}^N R_i = R \text{ และ } R_i \cap R_j = \emptyset \text{ เมื่อ } i \neq j \quad (3.48)$$

การควอนไทซ์แบบสเกลาร์จะแบ่งระดับหรือย่านของข้อมูลออกเป็นช่วงๆ โดยที่แต่ละช่วงจะแทนระดับของข้อมูลที่เป็นค่าเดียว ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภทคือ

○ การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม (Uniform Quantization)

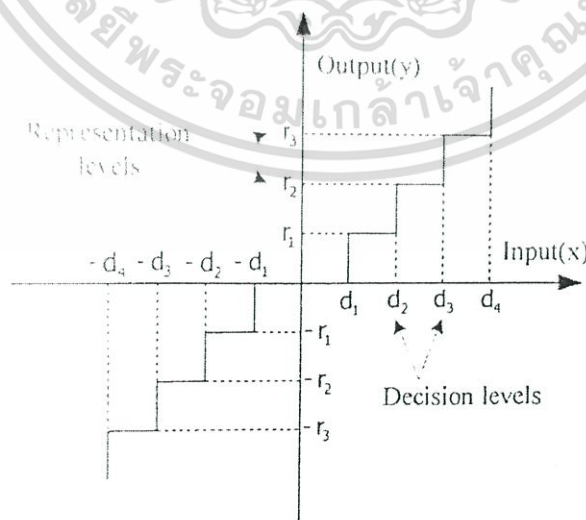
การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มจะเป็นการควอนไทซ์ที่มีรูปแบบที่ง่ายที่สุด โดยจะแบ่งย่านของข้อมูลออกเป็นช่วงเท่าๆกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.3 ในการออกแบบตัวควอนไทซ์จะมี d_i เป็นระดับการตัดสินใจ (Decision level) และ r_i เป็นระดับของข้อมูลผลลัพธ์ (Representation level) เมื่อ $i = 0, 1, 2, \dots, L$ โดยที่

$$r_i = \frac{d_i + d_{i+1}}{2} \quad (3.49)$$

และจะได้ช่วงห่างของการควอนไทซ์ (Δ) เป็น

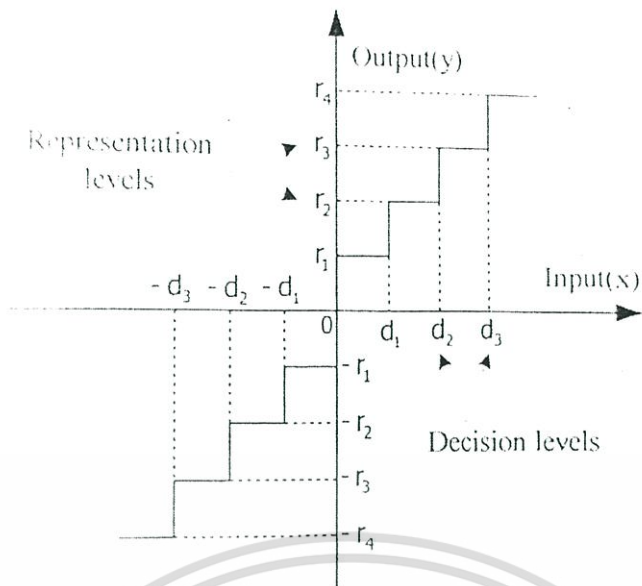
$$\Delta = d_{i+1} - d_i \quad (3.50)$$

ดังนั้น จะได้ว่า การควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มมีค่าของ Δ เท่ากันตลอดย่านของข้อมูลอินพุท



(ก) การควอนไทซ์ยูนิฟอร์มแบบ Midtreader

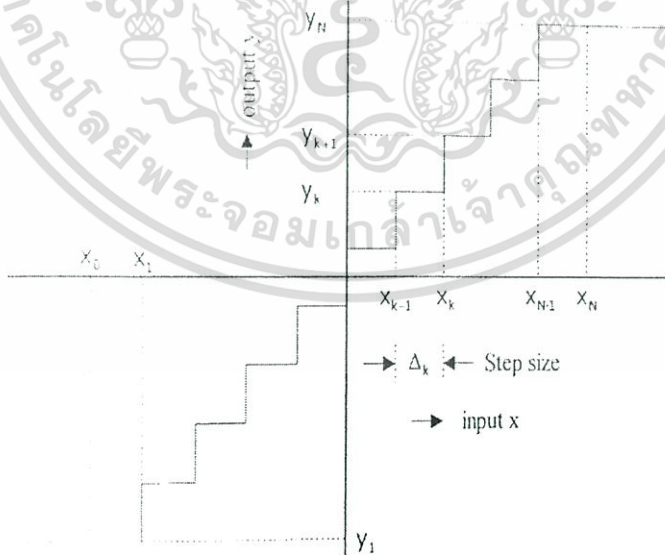
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) การควอนไทซ์ยูนิฟอร์มแบบ Midriser

รูปที่ 3.14 แสดงการควอนไทซ์ยูนิฟอร์มแบบ Symmetric

ถ้าพิจารณาการแบ่งย่านของข้อมูลออกเป็นช่วงเท่าๆกันตลอดช่วงข้อมูลแล้วและเปลี่ยนตัวแปรจากรูปที่ 3.14 ให้อยู่ในรูปของอินพุต x และเอาต์พุต y แสดงดังรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 แสดงการควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าความเพี้ยนเนื่องจากการควอนไทซ์สามารถอธิบายว่าถ้าให้ $p(x)$ เป็นฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของ x (probability density function of x) เมื่อค่าความเพี้ยนเฉลี่ยยกกำลังสอง (Mean square error: MSE) สอดคล้องกับการควอนไทซ์ซึ่งสามารถอธิบายได้โดย

$$MSE = \sigma_q^2 = \sum_{k=1}^N \int_{X_{k-1}}^{X_k} (x - y_k)^2 p(x) dx \quad (3.51)$$

ถ้า $\Delta_k = X_k - X_{k-1}$ ระดับการควอนไทซ์ (step size) ที่ค่า MSE ถูกลดขนาดลงให้มากที่สุดเมื่อระดับการสร้างกลับอยู่ตรงกึ่งกลางระหว่างระดับการตัดสินใจ นั่นคือ

$$y_k = (X_{k-1} + X_k) / 2 \quad (3.52)$$

ดังนั้นจะได้ค่าความเพี้ยนมีค่าเท่ากับ

$$\sigma_q^2 = \frac{1}{12} \sum_{k=1}^N p_k \Delta_k^2 \quad (3.53)$$

สำหรับตัวควอนไทซ์แบบยูนิฟอร์มซึ่งระดับการควอนไทซ์เป็นค่าคงที่ จะได้ว่า

$$\Delta_k = \Delta \quad \text{สำหรับ } k \text{ ทุกๆค่า} \quad (3.54)$$

ดังนั้น

$$\sigma_q^2 = \frac{\Delta^2}{12} \sum_{k=1}^N p_k = \frac{\Delta^2}{12} \quad \text{เมื่อ} \quad \sum_{k=1}^N p_k = 1 \quad (3.55)$$

○ การควอนไทซ์แบบนอน-ยูนิฟอร์ม (Non-Uniform Quantization)

การควอนไทซ์แบบนอน-ยูนิฟอร์มจะเป็นการออกแบบการควอนไทซ์ที่ทำให้มีความเพี้ยนเกิดขึ้นน้อยที่สุด โดยอัลกอริทึม Lloyd-Max Quantizer ที่ได้ถูกพัฒนาขึ้นโดย Lloyd และ Max ซึ่งทั้ง Lloyd และ Max ได้วิเคราะห์สัญญาณรบกวนจากการควอนไทซ์โดยใช้ความผิดพลาดเฉลี่ยยกกำลังสอง (MSE) และได้พยายามลดสัญญาณรบกวนนี้ลงได้โดยกำหนดความน่าจะเป็นของความหนาแน่นของสัญญาณในช่วงหนึ่งที่มีค่าไม่คงที่ โดยที่ความเพี้ยนทั้งหมดที่เกิดขึ้นจากการควอนไทซ์สามารถหาได้จาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$MSE = \sum_{k=0}^N \int_{d_k}^{d_{k+1}} (x - r_k)^2 p(x) dx \quad (3.56)$$

เมื่อ $p(x)$ คือฟังก์ชันความหนาแน่นของค่าความน่าจะเป็นของข้อมูล x และความเพี้ยนจะน้อยที่สุดเมื่ออนุพันธ์ของค่าความเพี้ยนเมื่อเทียบกับระดับ r_i และช่วง d_i เท่ากับศูนย์ ทำให้ได้

$$d_i = \frac{r_i + r_{i-1}}{2} \quad (3.57)$$

และ

$$r_i = \frac{\int_{d_i}^{d_{i+1}} yp(y) dy}{\int_{d_i}^{d_{i+1}} p(y) dy} \quad (3.58)$$

ค่าความเพี้ยนเฉลี่ยยกกำลังสองของตัวควอนไทล์มีค่าเท่ากับ

$$MSE = \sigma_q^2 = \frac{1}{12} \sum_k p_k \Delta_k^2 \quad (3.59)$$

3.4 มาตรฐานในการวัดประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสามารถแสดงด้วยอัตราส่วนระหว่างปริมาณของข้อมูลที่ไม่ได้ผ่านการลดขนาดข้อมูลและปริมาณของข้อมูลที่ได้ผ่านการลดขนาดแล้ว อัตราส่วนดังกล่าวเรียกว่า Compression Ratio (CR) แสดงดังสมการที่ (4.18)

$$CR = \frac{\text{ปริมาณของข้อมูลที่ไม่ได้ผ่านการบีบอัด}}{\text{ปริมาณข้อมูลที่ได้ผ่านการลดขนาด}} \quad (3.60)$$

สำหรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดข้อมูลแบบที่มีการสูญเสีย (Lossy Compression) นอกจากค่า CR แล้ว ยังต้องพิจารณาถึงความเพี้ยนของสัญญาณที่เกิดขึ้นด้วย มาตรฐานในการวัดเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความเพี้ยนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นที่ยอมรับกันทั่วไปคือ ค่า Percent Root Mean Square Difference (PRD) แสดงดังสมการที่ 3.61 แต่ปกติในทางการแพทย์มักจะใช้วิธีการตรวจสอบสัญญาณที่สร้างกลับคืนด้วยสายตา

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{N-1} (x(i) - \hat{x}(i))^2}{\sum_{i=0}^{N-1} x^2(i)}} \times 100 \quad (3.61)$$

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

ถ้าค่าอัตราการลดข้อมูล (CR) มีค่ามากและค่า PRD มีค่าน้อยแสดงว่าการลดขนาดข้อมูลมีประสิทธิภาพสูง และถ้าค่าอัตราการลดขนาด (CR) มีค่าน้อยและค่า Percent Root Mean Square Difference (PRD) มีค่ามากแสดงว่าการลดขนาดข้อมูลมีประสิทธิภาพต่ำ สำหรับการทดลองและผลการทดลองวัดประสิทธิภาพการลดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวในบทที่ 5

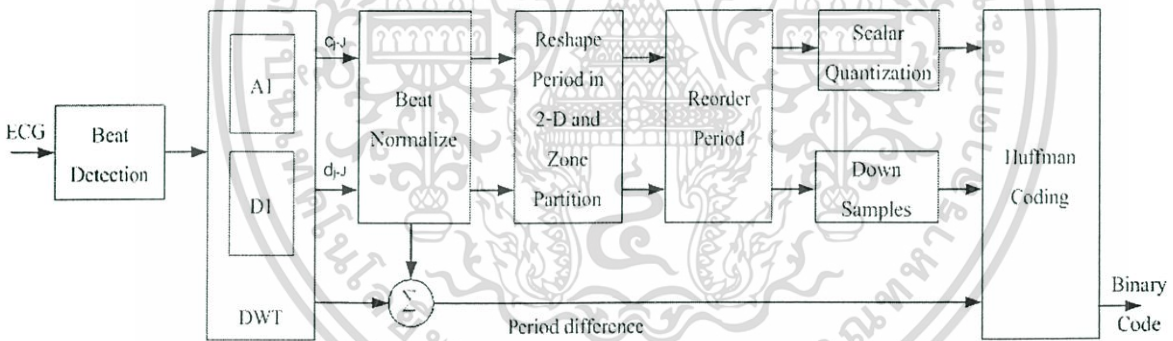
บทที่ 4

วิธีการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้จะแสดงให้เห็นถึงวิธีการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยวิธีการแปลงเวฟเลต และการแบ่งส่วนใน 2 มิติ ซึ่งหลักการสำคัญอยู่ที่การแบ่งส่วนใน 2 มิติ รวมถึงการควอนไทซ์และเข้ารหัสฮัฟแมน และกล่าวถึงวิธีการสร้างกลับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

4.1 บล็อกไดอะแกรมกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่อยู่บนพื้นฐานการแปลงเวฟเลตนั้นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะถูกแปลงไปยังโดเมนเวลาและความถี่ (Time-Frequency Domain) และสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงจะนำมาทำการนอร์มัลไลซ์คาบสัญญาณ, แบ่งส่วนใน 2 มิติ, ควอนไทซ์สัญญาณ, การ Down Samples และเข้ารหัสฮัฟแมน ซึ่งกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงดังรูป 4.1



รูปที่ 4.1 แสดงกระบวนการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการอย่างง่ายสำหรับการบีบอัดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วิธีการแปลงเวฟเลต(DWT) และการแบ่งส่วนใน 2 มิติ ซึ่งทำให้ค่า PRD น้อยลงโดยเริ่มจากกระบวนการตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและทำการแปลงเวฟเลต จากนั้นกระบวนการต่อไปจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของสัมประสิทธิ์ Approximation ($c_{j,j}$) ซึ่งเป็นสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำ และส่วนของสัมประสิทธิ์ Detail ($d_{j,j}$) ซึ่งเป็นสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่สูง ซึ่งทั้งสองส่วนจะผ่านกระบวนการนอร์มัลไลซ์, การเปลี่ยนสัญญาณเป็น 2 มิติ และการแบ่งส่วน จากนั้นจึงนำสัญญาณที่ได้จากการแบ่งส่วนมาจัดเรียงสัญญาณใหม่ ซึ่งการจัดเรียงเป็นแบบซิกแซกโดยจะเอกลำดับเป็นเอกสารที่ส่งวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปลี่ยนสัญญาณให้เป็น 1 มิติเพื่อให้่ายต่อการประมวลผลต่อไป ซึ่งกระบวนการต่อไปจะนำสัมประสิทธิ์ Approximation ที่จัดเรียงสัญญาณใหม่แล้วมาทำการควอนไทซ์ และส่วนสัมประสิทธิ์ Detail มา down samples จากนั้นนำมาเข้ารหัสฮัฟแมน

4.2 กระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

4.2.1 การตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เราจะให้คำจำกัดความสัญญาณจากคลื่น R ไปยังคลื่น R ถัดไป โดยในงานวิจัยนี้ใช้วิธีคอร์รีเลชัน และ threshold เพื่อทำการตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสมการคอร์รีเลชันเป็นดังสมการที่ 4.1

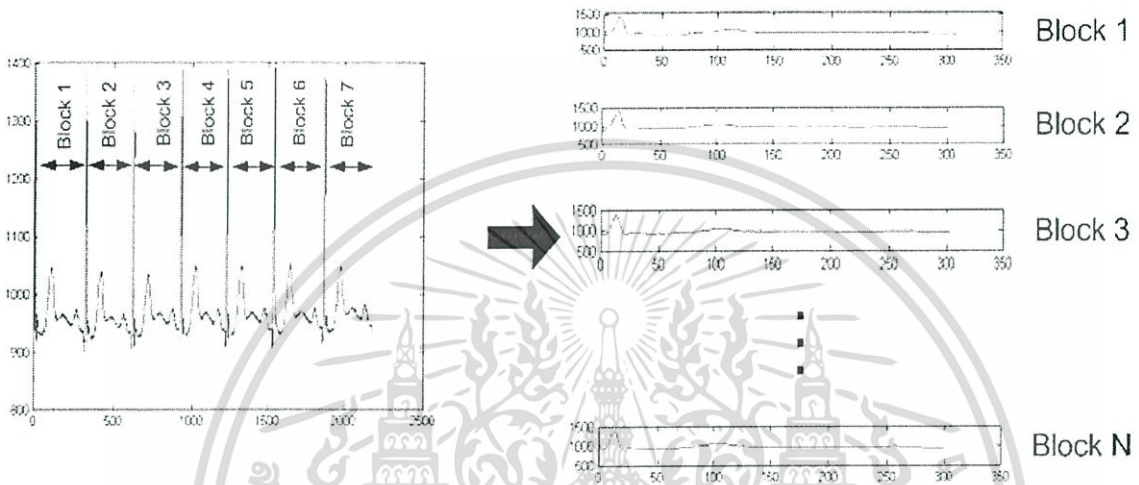
$$r_{xy} = \frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})(y(n) - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})^2 (y(n) - \bar{y})^2}} \quad (4.1)$$

ซึ่งจากสมการคอร์รีเลชันจะมีค่าระหว่าง 1 และ -1 ซึ่งขึ้นอยู่กับความเหมือนกันของรูปร่างสัญญาณ x และ y เมื่อ $y(n) = kx(n)$ ที่ $k > 0$ และ $n = \{1, \dots, N\}$ จะได้ $r_{xy} = 1$ เมื่อ $y(n)$ และ $x(n)$ ไม่มีความเหมือนกันของรูปร่างสัญญาณ $r_{xy} = 0$ และเมื่อ $y(n) = kx(n)$ ที่ $k < 0$ และ $n = \{1, \dots, N\}$ จะได้ $r_{xy} = -1$ จากคุณสมบัติของคอร์รีเลชันนี้เราจึงสามารถ threshold และทำการตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ถูกต้อง

การตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้นจะเริ่มจากการสร้าง template จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งในงานวิจัยนี้ทำการสร้าง template มีจำนวน 32 point จากนั้นสำหรับเวลา k เราสามารถนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเวลา $k-31$ จนถึงเวลาที่ k มาคำนวณโดยใช้สมการที่ 4.1 เพื่อหาคอร์รีเลชันสำหรับเวลา k ได้ โดย x คือสัญญาณ template ที่สร้างขึ้นจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และ y คือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งคอร์รีเลชันจะมีค่าเข้าใกล้ 1 เท่านั้น จากนั้นจึงทำการ threshold เพื่อตรวจจับคาบสัญญาณ

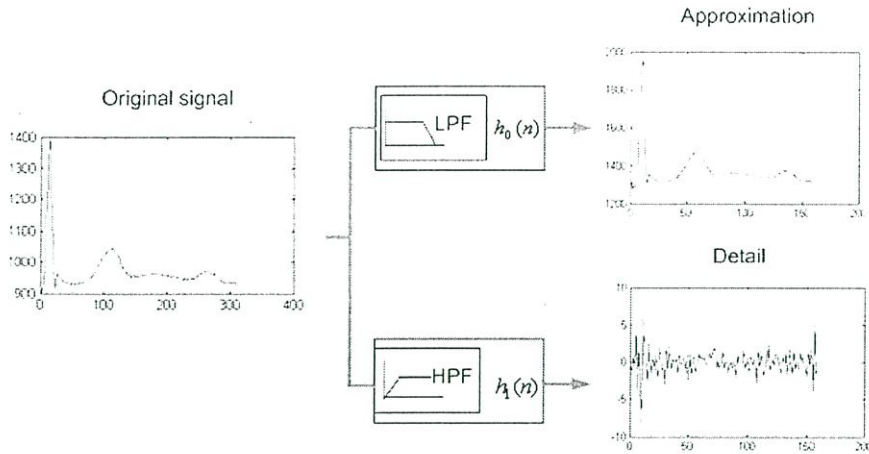
4.2.2 การแปลงเวฟเลต

เมื่อทำการตรวจจับคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแล้ว จากนั้นจะนำมาทำการแปลงเวฟเลต ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่นำมาแปลงเวฟเลตจะต้องแบ่งเป็นบล็อก ในแต่ละบล็อกจะมีขนาดเท่ากับคาบสัญญาณที่ทำการตรวจจับคาบสัญญาณได้ ซึ่งในการแบ่งเป็นบล็อกนั้นจะทำให้ง่ายต่อการเปลี่ยนสัญญาณให้เป็น 2 มิติ



รูปที่ 4.2 แสดงการแบ่งบล็อกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การแปลงเวฟเลตในแต่ละ wavelet function นั้นจะมีลักษณะที่แตกต่างกันของฟังก์ชันพื้นฐาน โดยเฉพาะความราบเรียบ เช่น Haar มีฟังก์ชันพื้นฐานเป็นลักษณะสัญญาณสี่เหลี่ยม, Symlet มีลักษณะของการสมมาตรน้อยมาก และ Coiflet มีลักษณะเกือบสมมาตรเป็นต้น ดังนั้นจึงต้องหาชนิดของเวฟเลตที่เหมาะสมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และวิธีการออกแบบการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ



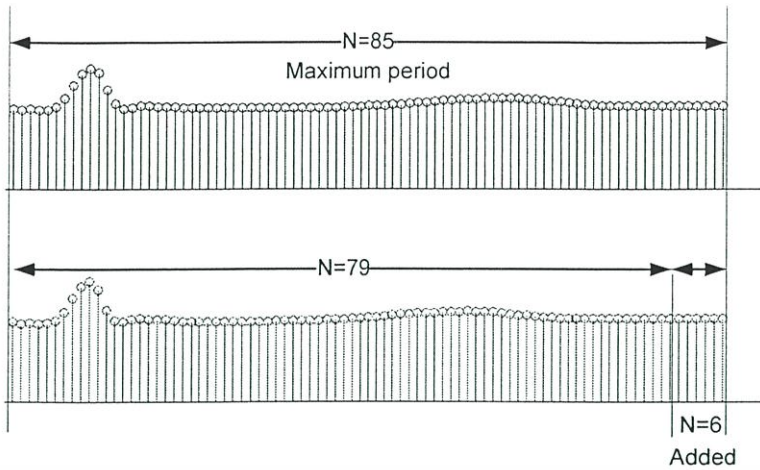
รูปที่ 4.3 แสดงการแปลงเวฟเลต

สำหรับการเลือกเวฟเลตที่เหมาะสมกับการออกแบบการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยวิธีการแบ่งส่วนใน 2 มิติ และเข้ารหัสฟิเมน ซึ่งมีอัตราการลดขนาด และความผิดพลาดของสัญญาณดีที่สุดในนั้นมีดังนี้

- Daubechies wavelets (db2, db4, db5, db6, db7, db8)
- Biorthogonal Splines (bior2.4, bior3.1, bior3.3, bior4.4, bior5.5)
- Orthogonal Coiflet (coif1, coif2)
- Symlets wavelet (sym2, sym3, sym5, sym7)

4.3.3 การนอร์มัลไลซ์คาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

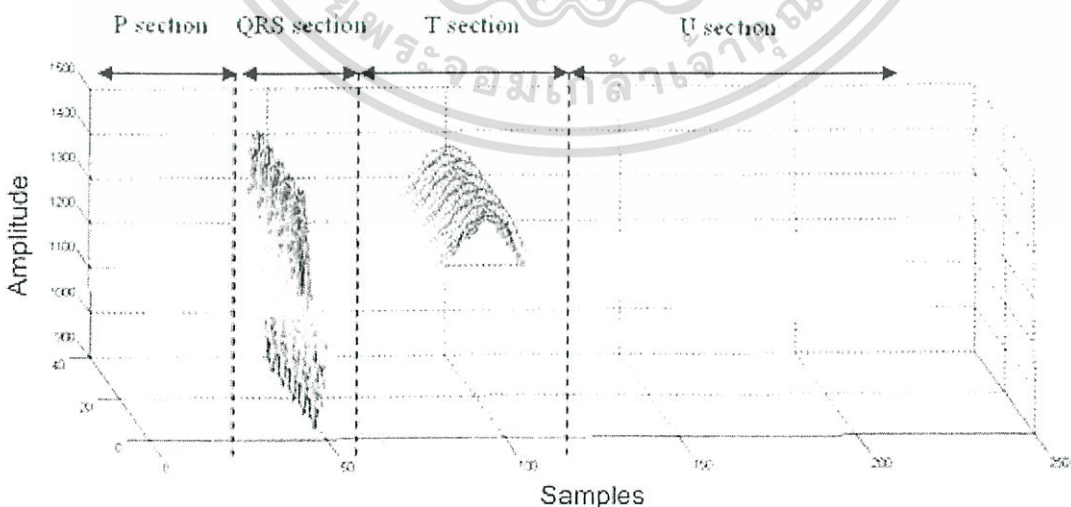
สำหรับการวิเคราะห์หรือประมวลผลนอร์มัลไลซ์คาบสัญญาณ โดยใช้วิธีการเพิ่มค่าคงที่เข้าไปในสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตที่ได้จากกระบวนการแปลงเวฟเลตในแต่ละบล็อก ซึ่งความแตกต่างของคาบสัญญาณจะนำไปสู่ค่าคงที่ที่จะเพิ่มเข้าไป ดังนั้นจึงต้องกำจัดสิ่งที่จะก่อให้เกิดผลการเปลี่ยนแปลง โดยการจำกัดความยาวของคาบสัญญาณ โดยจะเลือกจากค่าสูงสุดที่ระยะห่างของคาบสัญญาณจะเป็นไปได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 แสดงการนอร์มัลไลซ์คาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของสัมประสิทธิ์ Approximation

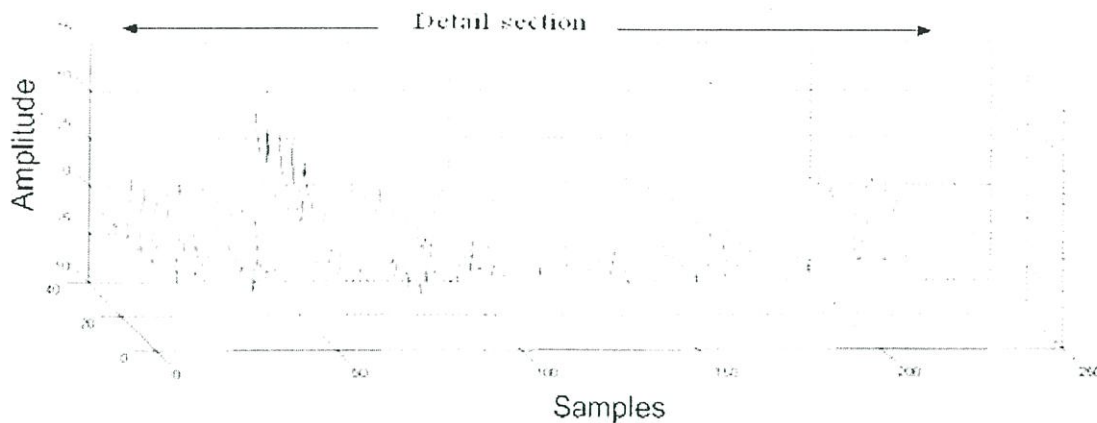
4.3.4 การเปลี่ยนสัญญาณให้เป็น 2 มิติ และการแบ่งส่วน

ในกระบวนการเปลี่ยนสัญญาณเป็น 2 มิติ และการแบ่งส่วนนั้น จะเริ่มจากการนำสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตในแต่ละบล็อกทำการนอร์มัลไลซ์แล้วมาจัดเรียงสัญญาณให้เป็น 2 มิติ ซึ่งในการจัดเรียงจะทำการจัดเรียงให้แต่ละบล็อกของสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตให้อยู่ในแถวเดียวกัน จากนั้นจะทำการแบ่งส่วนสัญญาณออกเป็น segment ซึ่งในการแบ่งส่วนนี้จะทำการแบ่งส่วนออกเป็น 5 section คือในส่วนของสัมประสิทธิ์ Approximation แบ่งเป็น 4 section คือ P, QRS, T และ U ดังรูปที่ 4.5 และในส่วนของสัมประสิทธิ์ Detail แบ่งเป็น 1 section เรียกว่า Detail section ดังแสดงในรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.5 การแบ่งส่วนใน 2 มิติของสัมประสิทธิ์ Approximation

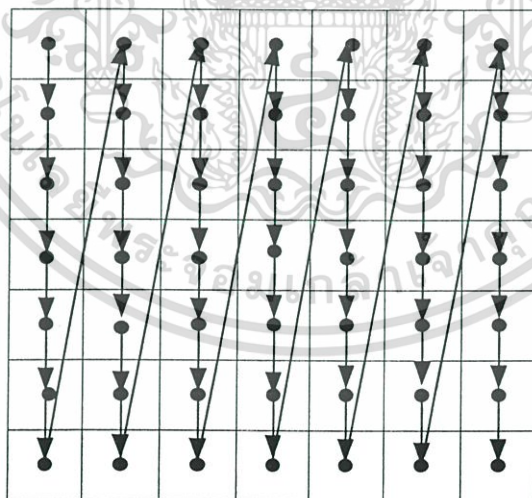
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 การแบ่งส่วนใน 2 มิติของสัณประสิทธิ์ Detail

5.3.5 การจัดเรียงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การจัดเรียงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะเป็นการจัดเรียงให้สัญญาณเป็น 1 มิติที่อยู่ในคอลัมน์เดียวกัน โดยทำการจัดเรียงสัญญาณเป็นแบบซิกแซก (Zig-Zag) ดังรูปที่ 4.7 โดยเริ่มจากการนำสัณประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตที่ผ่านการแบ่งส่วนใน 2 มิติ ทั้ง P, QRS, T, U และ Detail section มาทำการจัดเรียงสัญญาณใหม่เพื่อให้ง่ายต่อกระบวนการต่อไป



รูปที่ 4.7 วิธีการจัดเรียงแบบ Zig-Zag

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.6 การจัดการการควอนไทซ์ และการ Down Samples

สำหรับการควอนไทซ์ในงานวิจัยนี้ใช้การควอนไทซ์แบบสเกลาร์ ซึ่งจะนำสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำ (Approximation coefficient) ในแต่ละส่วนที่ผ่านการจัดเรียงสัญญาณแล้วมาทำการควอนไทซ์แยกกัน เนื่องจากแต่ละส่วนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำมีแอมพลิจูดที่แตกต่างกันมาก ซึ่งถ้านำสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำในแต่ละส่วนมาทำการควอนไทซ์ด้วยกัน จะทำให้สัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำเมื่อทำการสร้างกลับมีความผิดเพี้ยนมาก ซึ่งความผิดเพี้ยนที่เกิดขึ้นนั้นจะส่งผลทำให้มีค่า PRD มากขึ้น

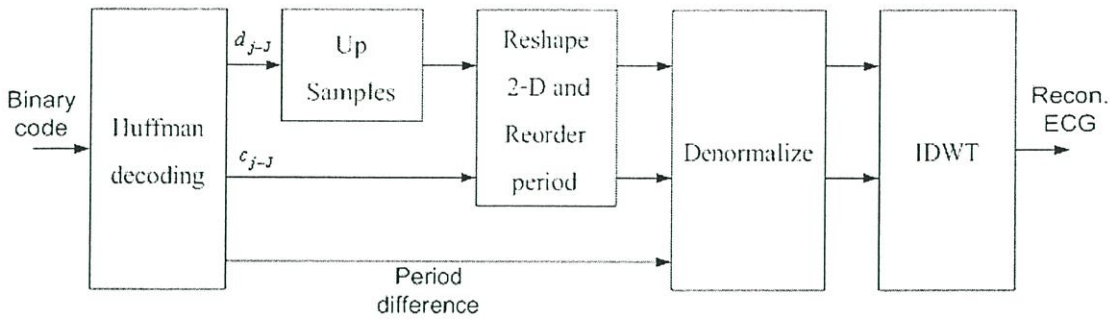
ส่วนสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่สูง (Detail coefficient) นั้นมีแอมพลิจูดของสัญญาณที่น้อยมาก ดังนั้นจึงนำมาทำการ Down samples ด้วยความยาวของคาบสัญญาณที่มากที่สุด เช่น ความยาวของคาบสัญญาณที่มากที่สุด ($N=170$) ก็ทำการ Down Samples ด้วย 170 ซึ่งในการ Down Samples ของสัมประสิทธิ์ Detail นั้นจะมีผลน้อยมากต่อความผิดเพี้ยนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อทำการสร้างกลับ

4.3.7 การเข้ารหัสฮัฟแมน

การเข้ารหัสฮัฟแมนเป็นวิธีการลดขนาดข้อมูลที่มีประสิทธิภาพวิธีหนึ่ง โดยเอาส่วนที่ซ้ำซ้อนของข้อมูลมาใช้ประโยชน์ ซึ่งจะทำการหาค่าความน่าจะเป็นของการกระจายค่าสัมประสิทธิ์ข้อมูลแล้วทำการเข้ารหัส โดยข้อมูลที่มีค่าความน่าจะเป็นสูงจะถูกแทนด้วยรหัสใหม่ที่มีจำนวนบิตน้อย ส่วนข้อมูลที่มีค่าความน่าจะเป็นต่ำจะถูกแทนด้วยรหัสใหม่ที่มีจำนวนบิตมาก การแทนค่าข้อมูลด้วยรหัสใหม่จะทำให้ได้ข้อมูลใหม่ที่มีปริมาณน้อยลง

ซึ่งในการเข้ารหัสฮัฟแมนนั้นจะนำสัมประสิทธิ์ Approximation ที่ผ่านการควอนไทซ์แล้ว และสัมประสิทธิ์ Detail ที่ทำการ Down Sample รวมทั้งค่าความแตกต่างของคาบสัญญาณที่นอร์มัลไลซ์กับคาบสัญญาณที่แท้จริงมาทำการเข้ารหัสฮัฟแมน

4.3 กระบวนการสร้างสัญญาณกลับคืน



รูปที่ 4.8 แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณกลับคืน

จากรูปที่ 4.9 เป็นการแสดงบล็อกไดอะแกรมกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลับคืน โดยเริ่มจากการนำสัญญาณจากกระบวนการบีบอัดสัญญาณซึ่งมีด้วยกัน 3 สัญญาณคือ สัมประสิทธิ์ Approximation, สัมประสิทธิ์ Detail และความแตกต่างของคาบสัญญาณ มาทำการถอดรหัสฮัฟแมนจากนั้นนำสัมประสิทธิ์ Detail มาทำการ Up Samples และจากนั้นจึงนำทั้งสัมประสิทธิ์ Approximation และสัมประสิทธิ์ Detail ที่ทำการ Up Samples แล้วมาเปลี่ยนสัญญาณให้เป็น 2 มิติ และจัดเรียงสัญญาณใหม่โดยการนำสัญญาณแต่ละส่วนมาจัดเรียงเข้าด้วยกันและเปลี่ยนให้เป็น 1 มิติเหมือนในสัญญาณในตอนแรก จากนั้นนำความแตกต่างของคาบสัญญาณที่ถอดรหัสฮัฟแมน แล้วมาลบออกจากคาบสัญญาณที่ทำการจัดเรียงใหม่ ดังนั้นจึงได้สัญญาณที่มีคาบสัญญาณเท่ากับสัญญาณต้นฉบับ แล้วนำไปแปลงกลับเวฟเลตจึงได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลับคืนมา

บทที่ 5

ผลการทดลอง

ในบทนี้จะอธิบายถึงผลการทดลองที่ใช้การควอนไทซ์ในระดับต่างๆ ซึ่งมีผลโดยตรงกับ อัตราการบีบอัดข้อมูล CR (Compression Ratio) และค่าความผิดพลาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ PRD (Percent Root Mean Square Difference) ซึ่งค่าทั้งสองจะบอกถึงประสิทธิภาพการบีบอัด ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตลอดจนได้เปรียบเทียบลักษณะสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสร้างกลับที่ได้ควอนไทซ์ในระดับต่างๆกัน และได้เปรียบเทียบค่า CR และ PRD จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่สร้างกลับด้วยวิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ สูง และวิธีการ Down samples ในแถบความถี่สูง

วิธีการในงานวิจัยมีระบบการวิเคราะห์การบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อัตราการบีบอัดข้อมูล (CR) คืออัตราระหว่างจำนวนบิตในสัญญาณต้นฉบับ และจำนวนบิตของสัญญาณที่ สร้างใหม่

$$CR = \frac{x(i)}{x'(i)} \quad (5.1)$$

ให้ $x(i)$ และ $x'(i)$ แทนค่าของตัวอย่างสัญญาณต้นฉบับและสัญญาณที่สร้างใหม่ ตามลำดับ และค่าความผิดพลาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะใช้ค่า percent-root-mean-square (PRD) ซึ่งค่า PRD สามารถจำกัดความได้ในสมการ (5.2)

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{N-1} (x(i) - x'(i))^2}{\sum_{i=0}^{N-1} x^2(i)}} \times 100 \quad (5.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1 ผลการทดลอง

การทดลองนี้ใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH จำนวน 14 สัญญาณที่แตกต่างกันซึ่งใช้ 102, 103, 106, 113, 114, 116, 117, 118, 119, 200, 202, 203, 222 และ 234 สัญญาณที่ใช้เป็นสัญญาณวัดจาก MLII (Modified Lead II) รายละเอียดของ MLII และสัญญาณที่ใช้ในการทดลองคู่ได้ที่ภาคผนวก ก ซึ่งในการทดลองจะทำการเปลี่ยนระดับการควอนไทซ์ของสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำ (Approximation coefficient) ส่วนสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่สูง (Detail coefficient) จะทำการ Down samples ลงด้วยความยาวที่มากที่สุดของคาบสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งค่า CR และ PRD ที่ได้จากการทดลองแสดงในตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 แสดงค่า CR และ PRD ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ระดับการควอนไทซ์แตกต่างกัน

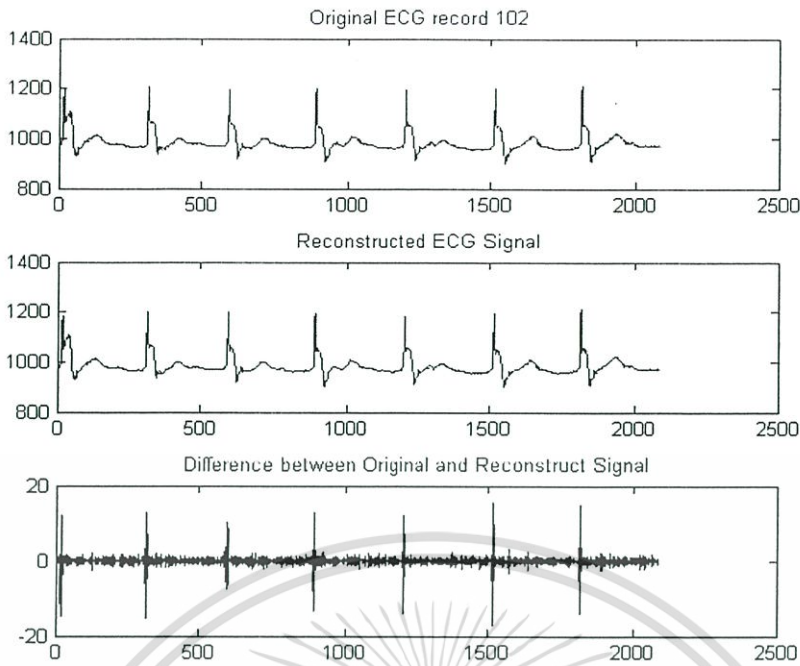
ระดับการควอนไทซ์		NO	64	32	16	8	4
MIT-BIH	CR	2.4484	3.6313	4.4503	5.5980	8.2342	11.2041
102	PRD (%)	0.1657	0.2195	0.3275	0.5655	1.1540	2.2848
MIT-BIH	CR	3.3703	3.6740	4.3466	5.4364	7.1390	11.1224
103	PRD (%)	0.1160	0.1966	0.3310	0.5928	1.3278	2.0034
MIT-BIH	CR	3.1541	3.9441	4.7724	6.0424	8.2500	12.3624
106	PRD (%)	0.1900	0.2671	0.4346	0.7357	1.5304	3.0382
MIT-BIH	CR	2.8996	3.5549	4.1805	5.1309	6.4731	9.5640
113	PRD (%)	0.2097	0.3165	0.4935	0.9249	1.8048	3.6591
MIT-BIH	CR	3.2442	3.6628	4.3410	5.3983	7.1349	10.5329
114	PRD (%)	0.1103	0.1254	0.1637	0.2693	0.5048	1.0217
MIT-BIH	CR	3.0988	3.5781	4.1971	5.1362	6.6356	9.2881
116	PRD (%)	0.2313	0.4411	0.7535	1.3715	2.8588	5.8385

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระดับการควอนไทซ์		NO	64	32	16	8	4
MIT-BIH 117	CR	3.2755	3.7944	4.5380	5.6991	7.6150	11.3820
	PRD (%)	0.1161	0.2028	0.3559	0.6872	1.3341	2.6022
MIT-BIH 118	CR	3.1331	3.7556	4.4319	5.4484	7.1111	10.9113
	PRD (%)	0.4131	0.3202	0.5418	1.0603	2.0919	2.4663
MIT-BIH 119	CR	2.4621	3.0808	3.5979	4.4000	5.7665	7.7469
	PRD (%)	0.1315	0.4174	0.8020	1.5435	3.3228	5.9106
MIT-BIH 200	CR	2.9746	3.6428	4.3375	5.3925	7.1456	10.2167
	PRD (%)	0.1136	0.2856	0.5286	1.0616	2.0977	3.6072
MIT-BIH 202	CR	3.4310	3.6158	4.2976	5.3520	7.0197	10.8424
	PRD (%)	0.1024	0.1495	0.2470	0.4622	0.9208	1.6137
MIT-BIH 203	CR	2.2797	3.0610	3.6191	4.6124	6.1115	9.2082
	PRD (%)	0.3541	0.4793	0.7282	1.3229	2.5367	4.9637
MIT-BIH 222	CR	3.3735	3.6790	4.5330	5.5447	7.5036	11.7400
	PRD (%)	0.1245	0.1465	0.1988	0.3376	0.6625	1.2407
MIT-BIH 234	CR	3.2378	3.5925	4.2713	5.3010	7.2559	10.2341
	PRD (%)	0.0776	0.1542	0.2727	0.4941	0.9449	1.8645

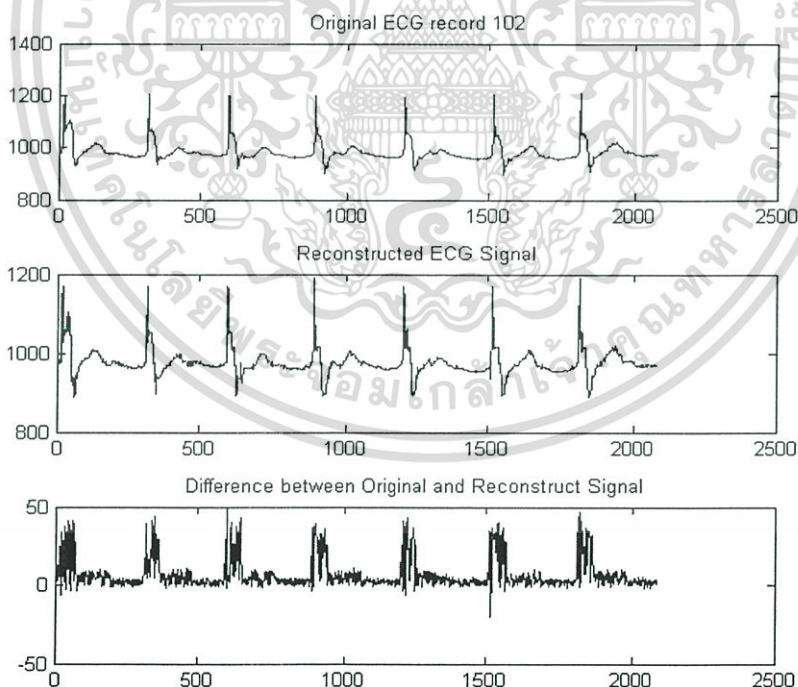
จากผลการทดลองจะเห็นว่าเมื่อไม่ได้ทำการควอนไทซ์จะมีค่า PRD ที่ต่ำประมาณ 0.1% และ CR มีค่าจาก 2.27:1 ถึง 3.23:1 และจากการทดลองจะทำการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Approximation ที่ระดับ 64, 32, 16, 8 และ 4 ระดับ ซึ่งจากตารางที่ 5.1 จะเห็นได้ว่าเมื่อค่า PRD เพิ่มขึ้นค่า CR จะเพิ่มขึ้นตามด้วย ซึ่งค่า PRD จะเพิ่มขึ้นจาก 0.12% ถึง 5.91% และค่า CR เพิ่มขึ้นจาก 3.37 ถึง 12.36

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากการทดลอง แสดงดังรูปที่ 5.1 ถึงรูปที่ 5.4 ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 5.1a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT102 ที่ไม่ผ่านการควอนไตซ์

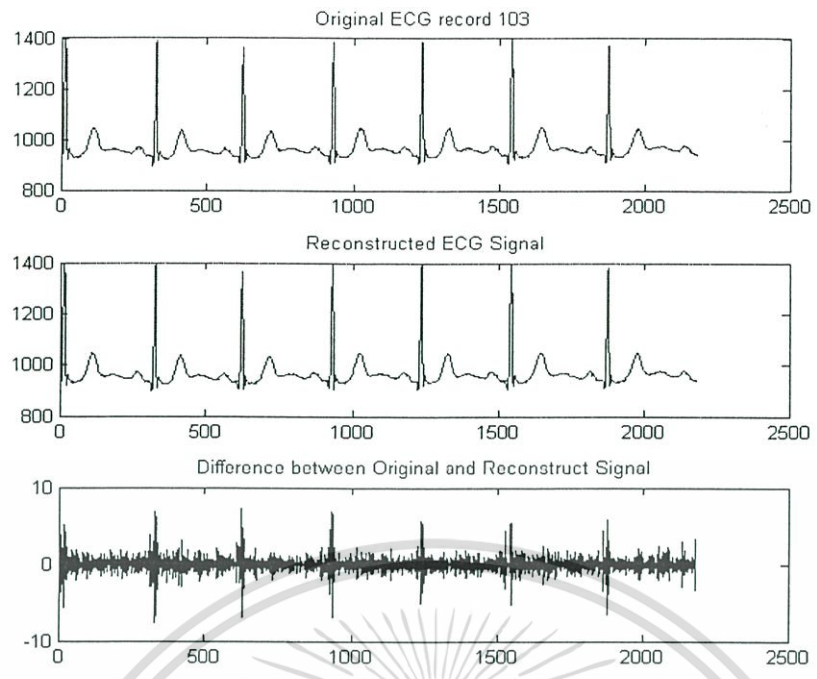
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.1b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT102 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

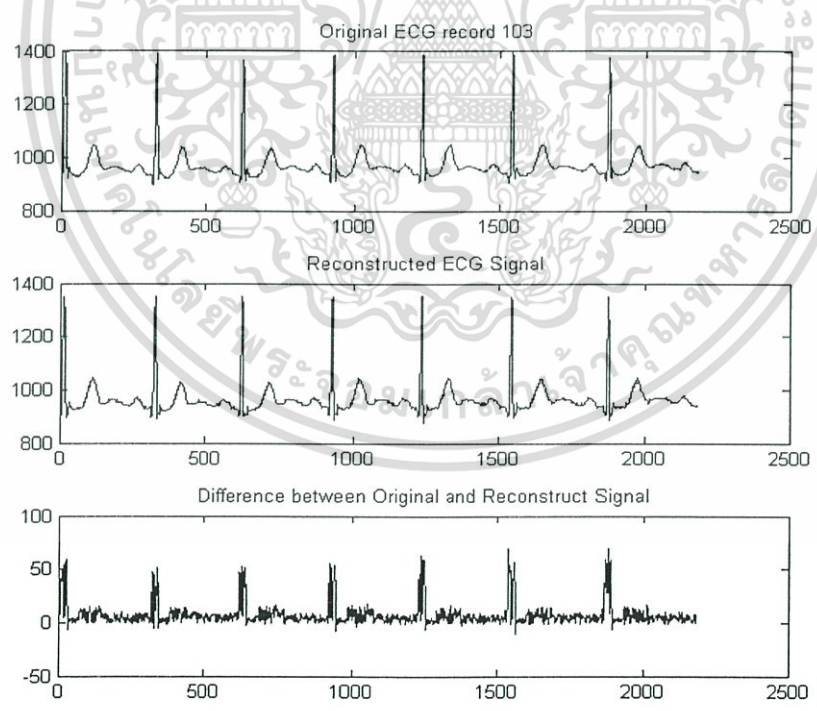
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.2a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT103 ที่ไม่ผ่านการควอนไทซ์

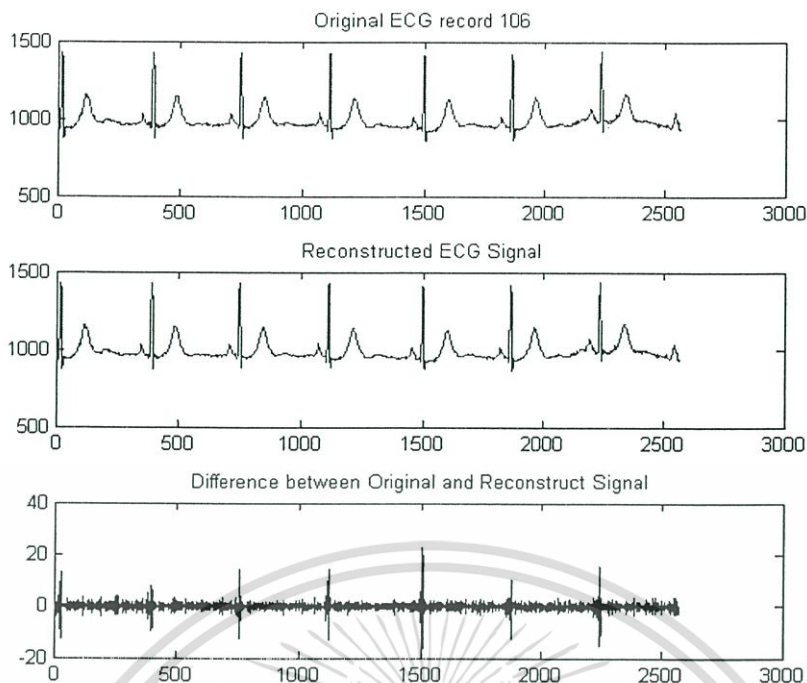
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.2b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT103 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8

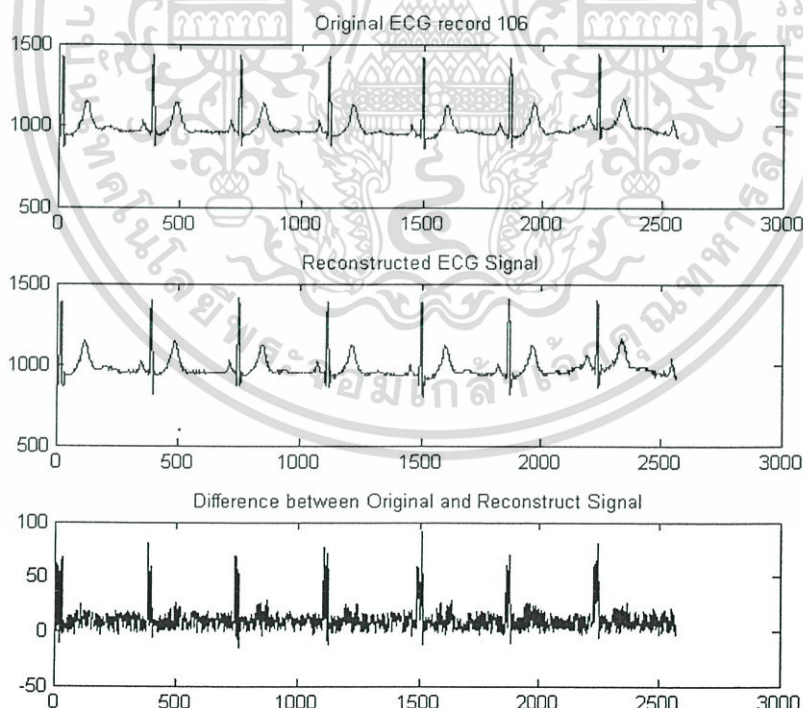
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.3a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT106 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

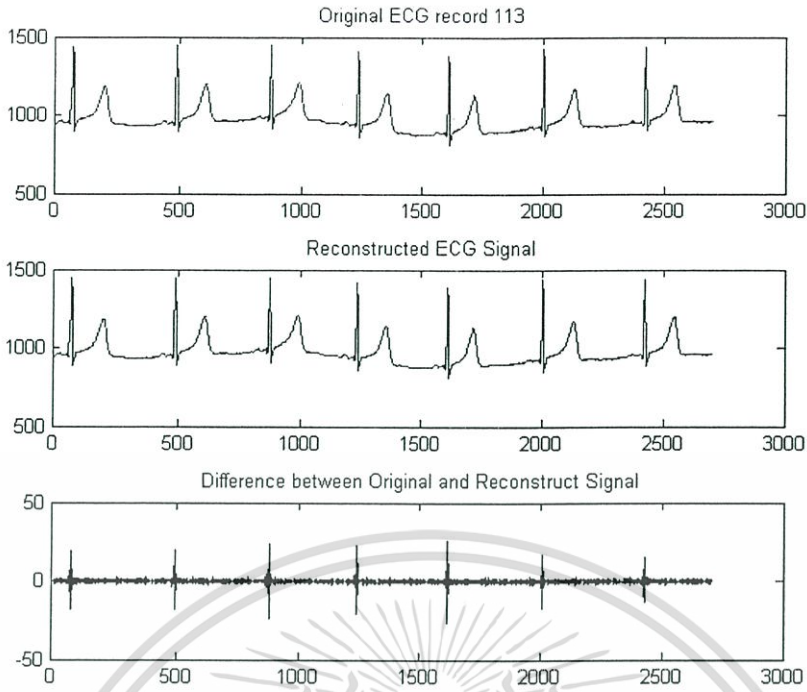
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.3b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT106 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

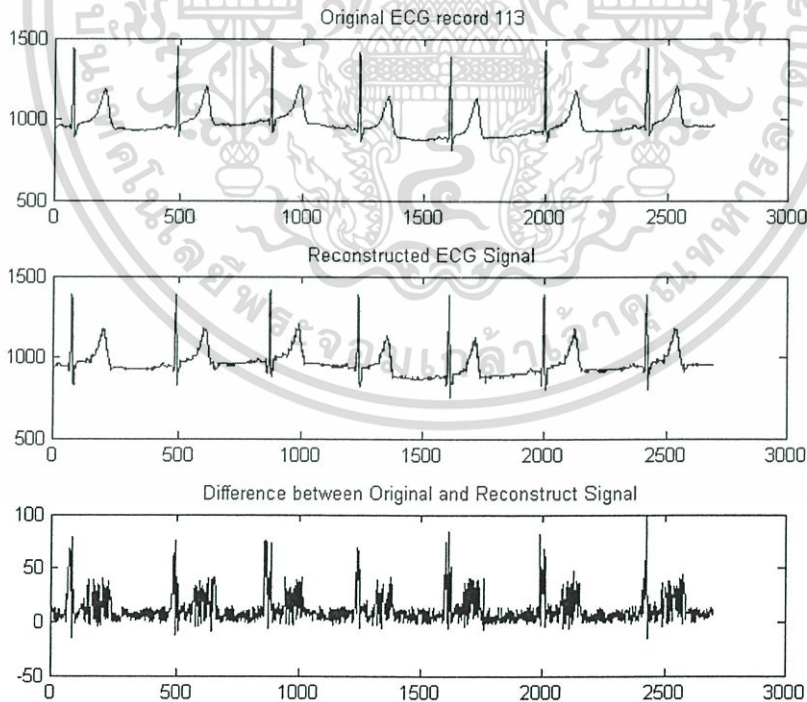
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.4a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT113 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

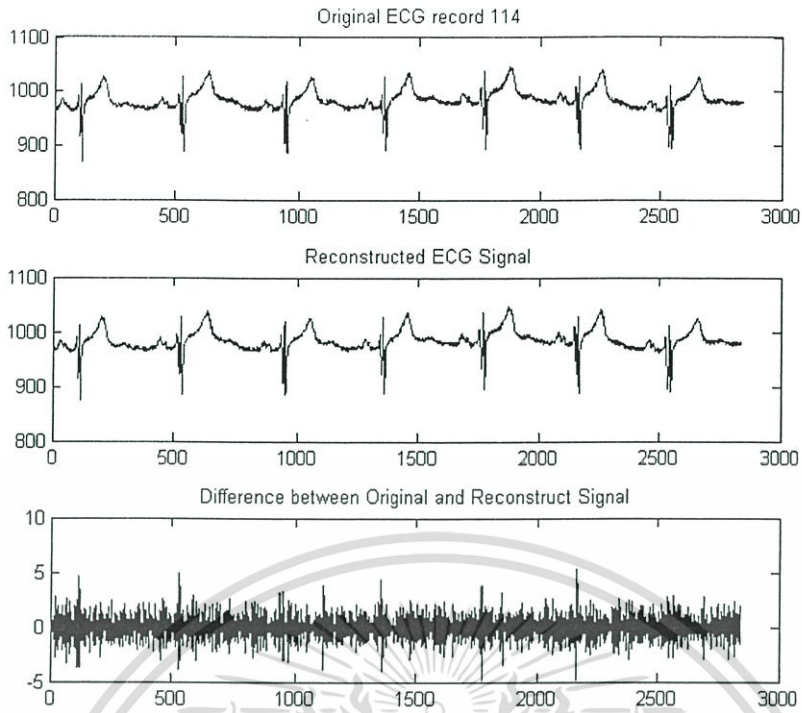
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.4b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT113 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

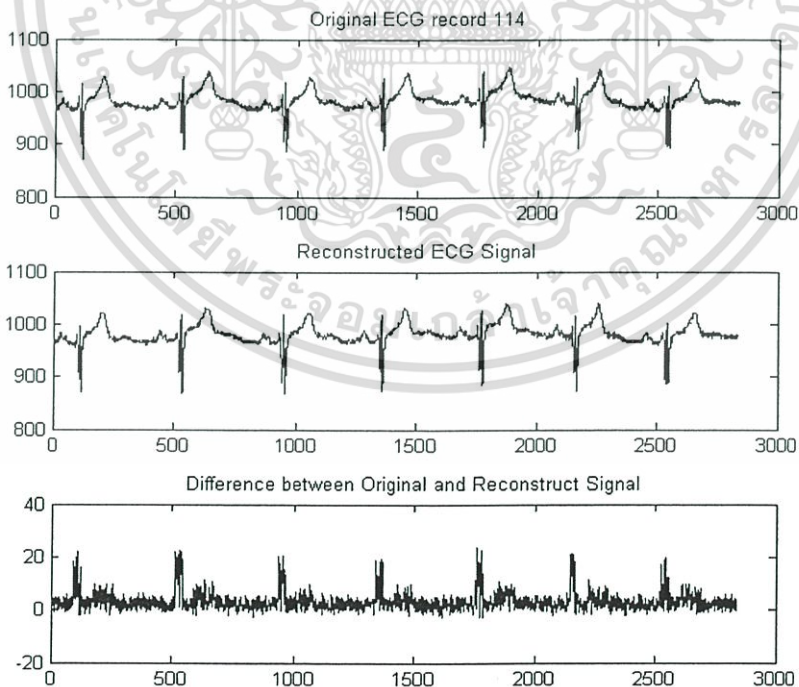
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.5a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT114 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

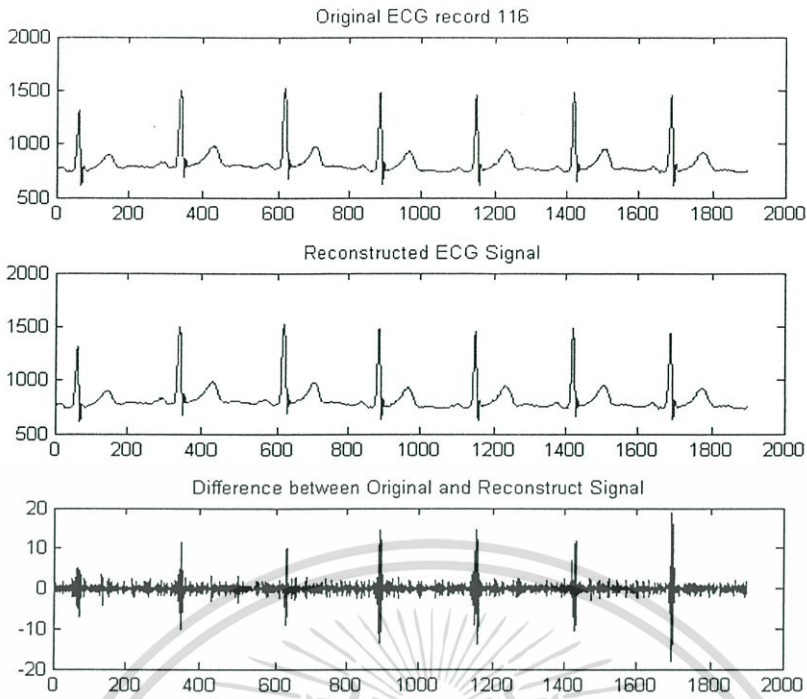
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.5b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT114 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

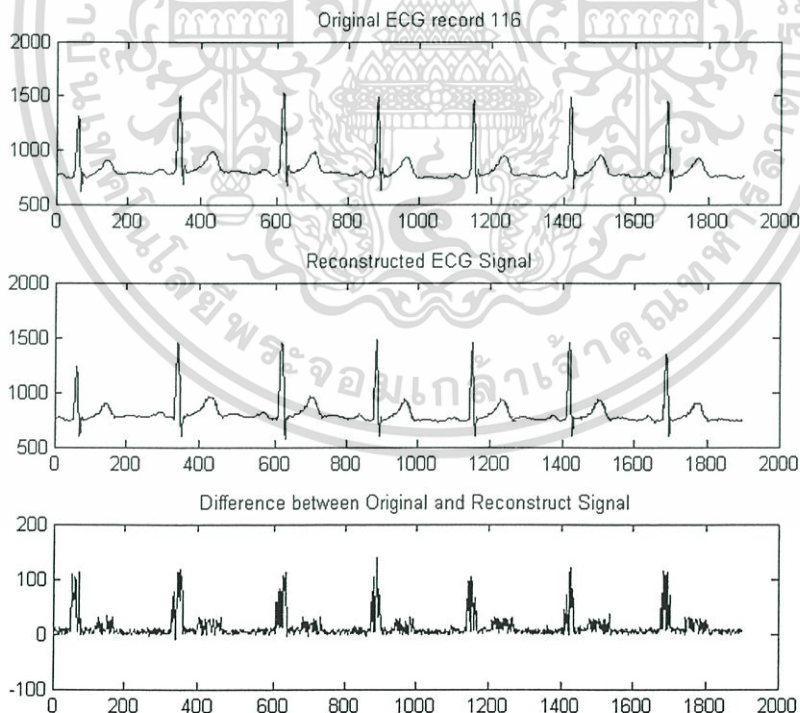
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT116 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

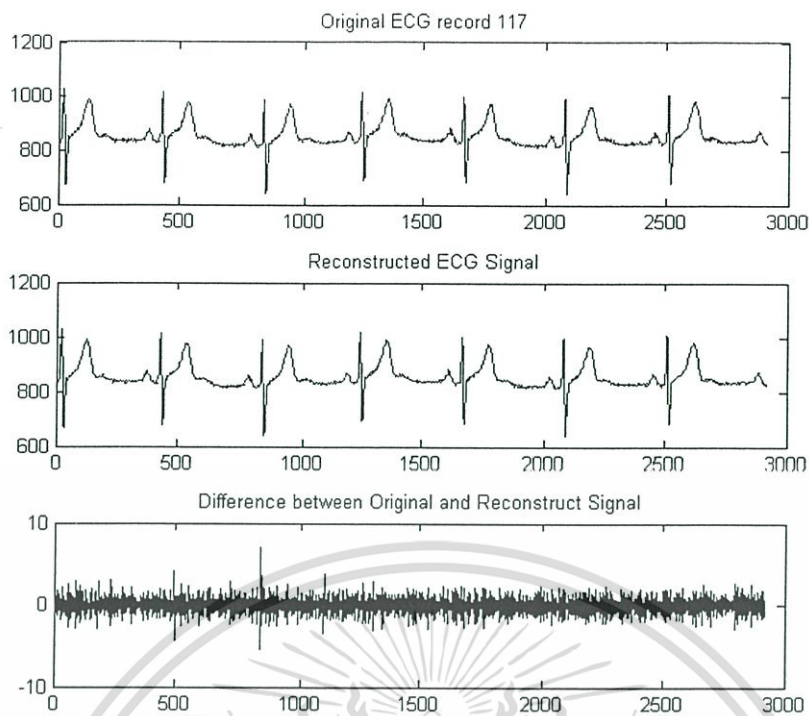
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.6b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT116 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

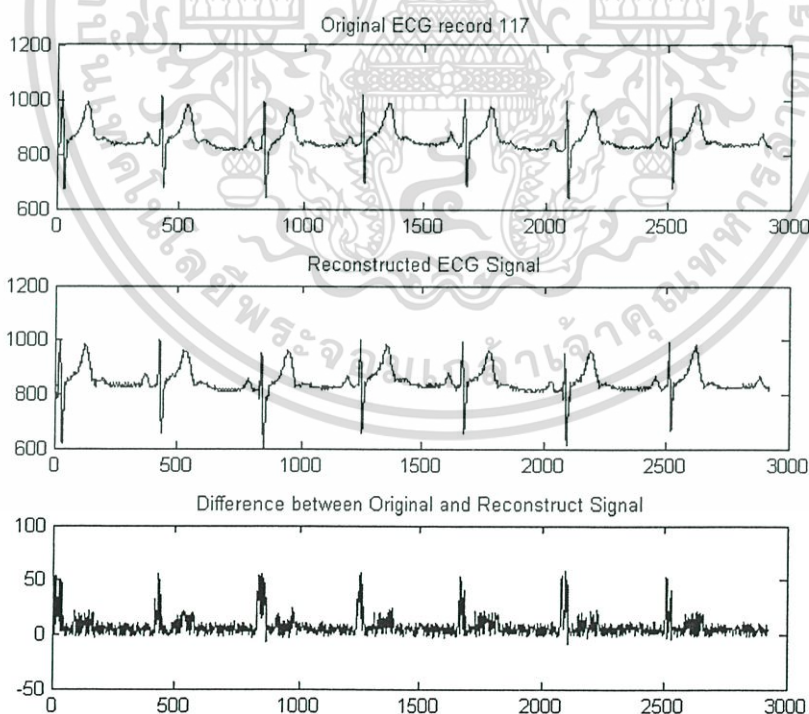
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.7a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT117 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

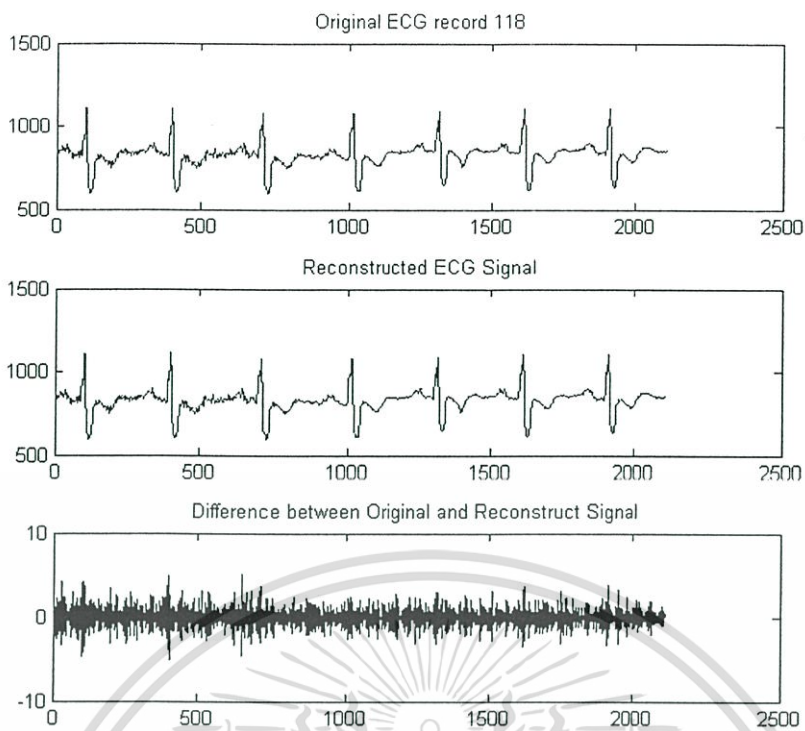
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.7b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT117 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

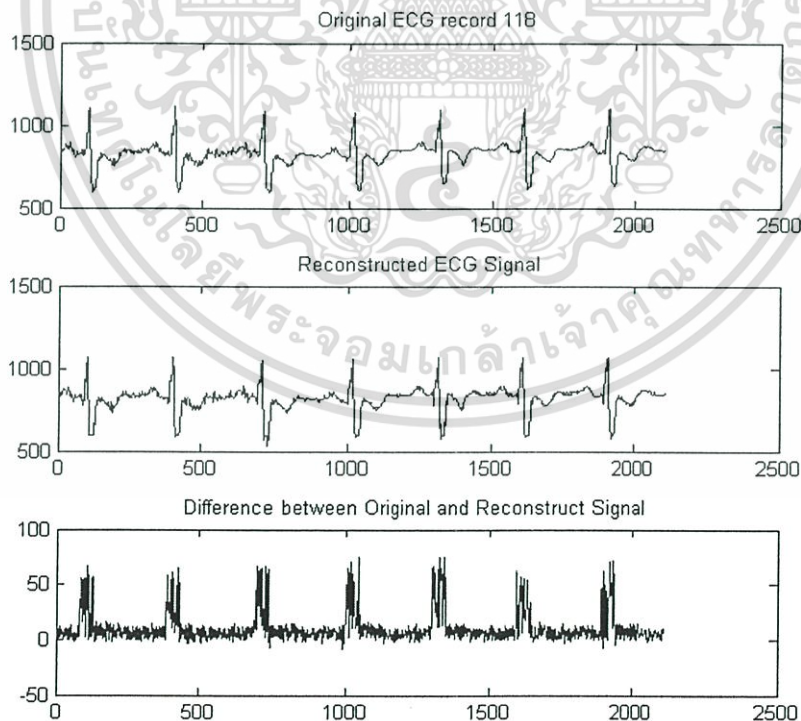
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.8a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT118 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

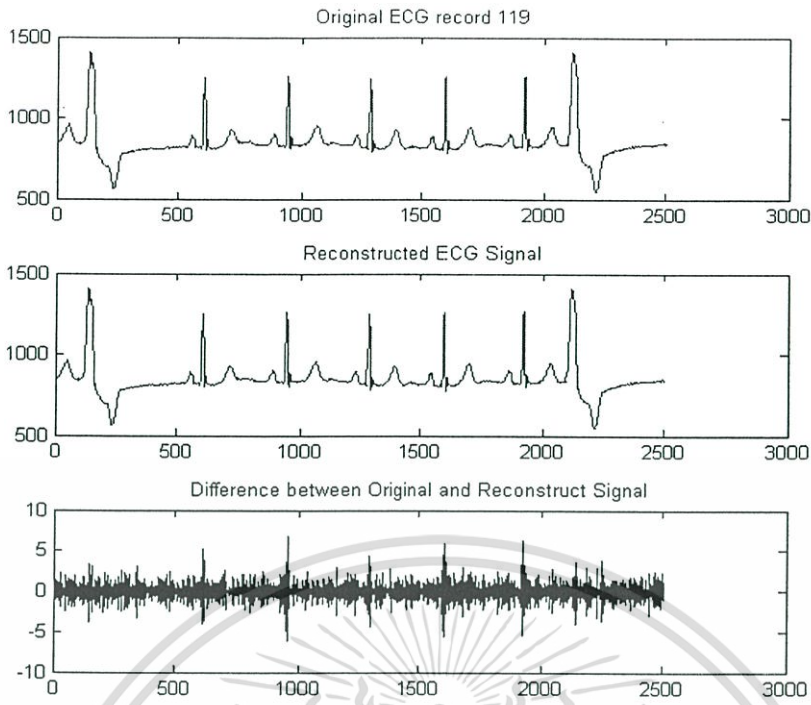
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.8b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT118 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

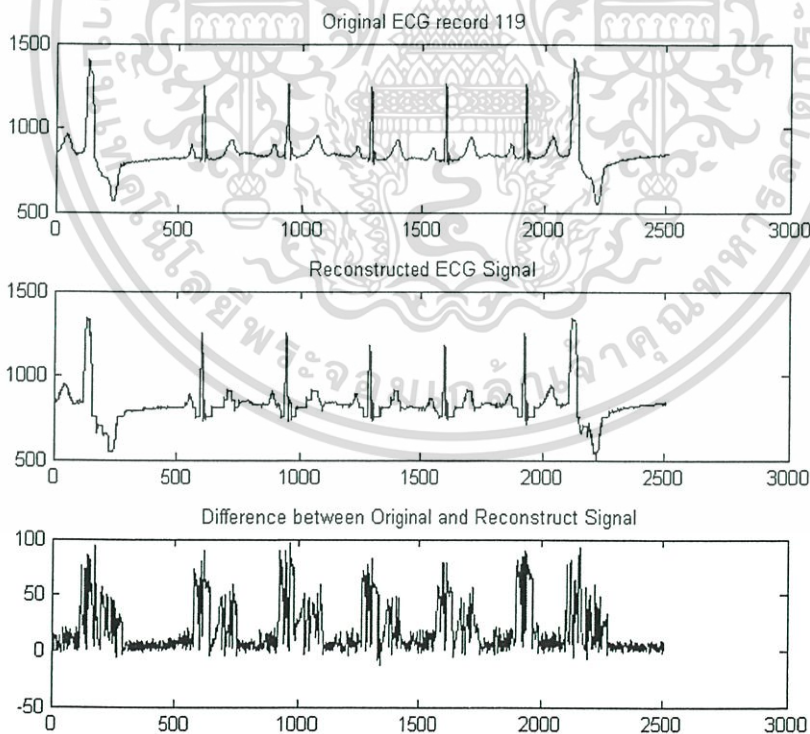
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.9a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT119 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

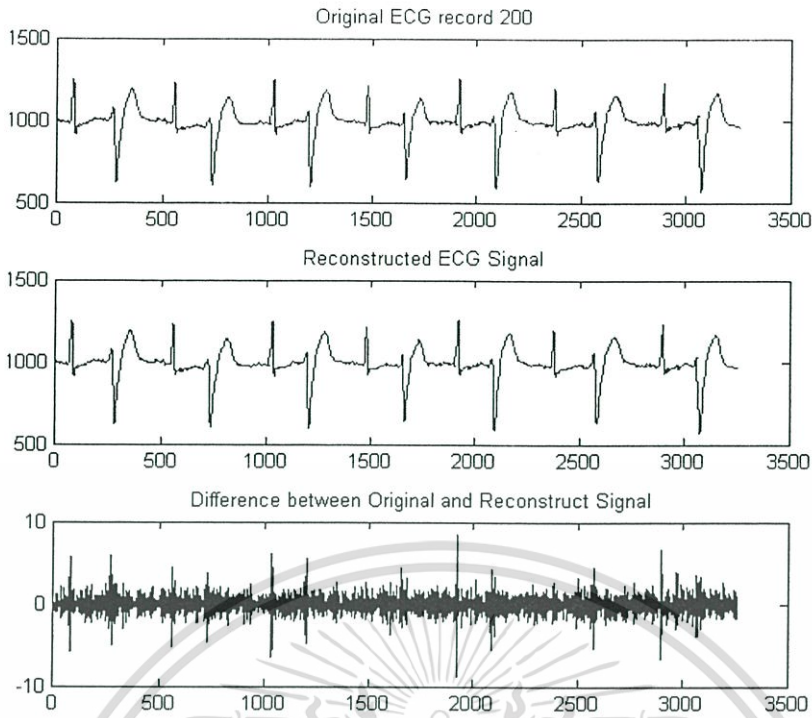
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.9b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT119 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

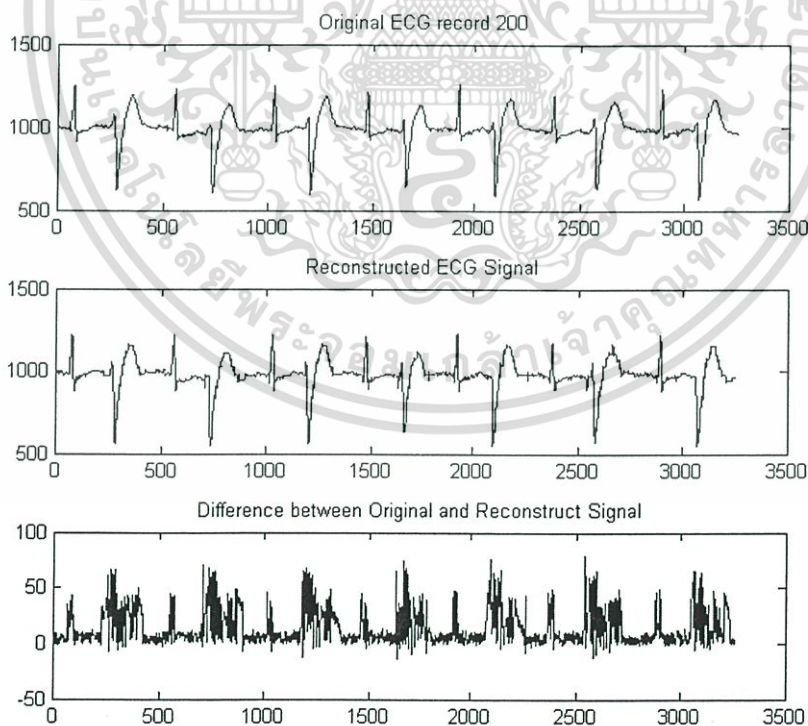
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.10a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT200 ที่ไม่มีการควอนไทซ์

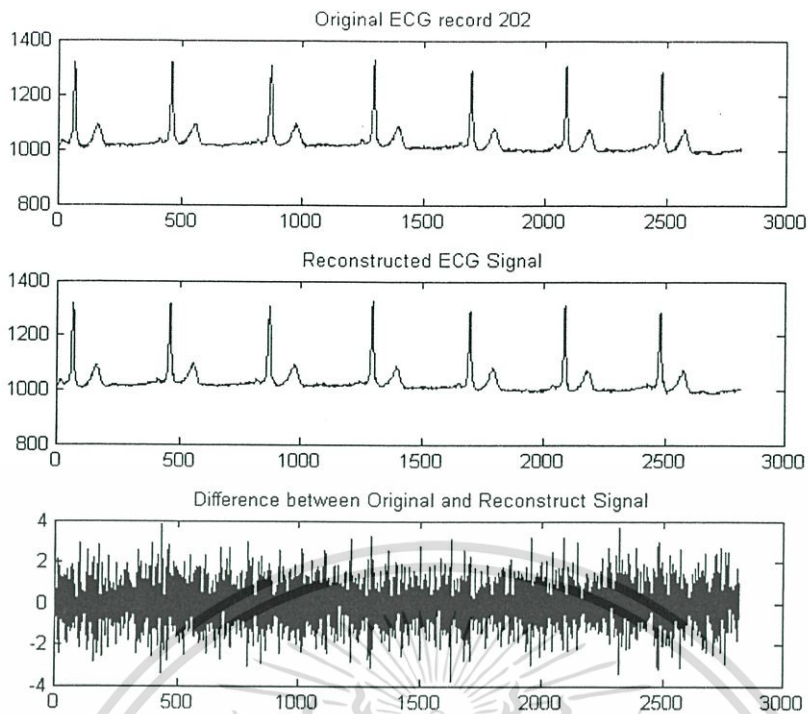
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.10b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT200 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8

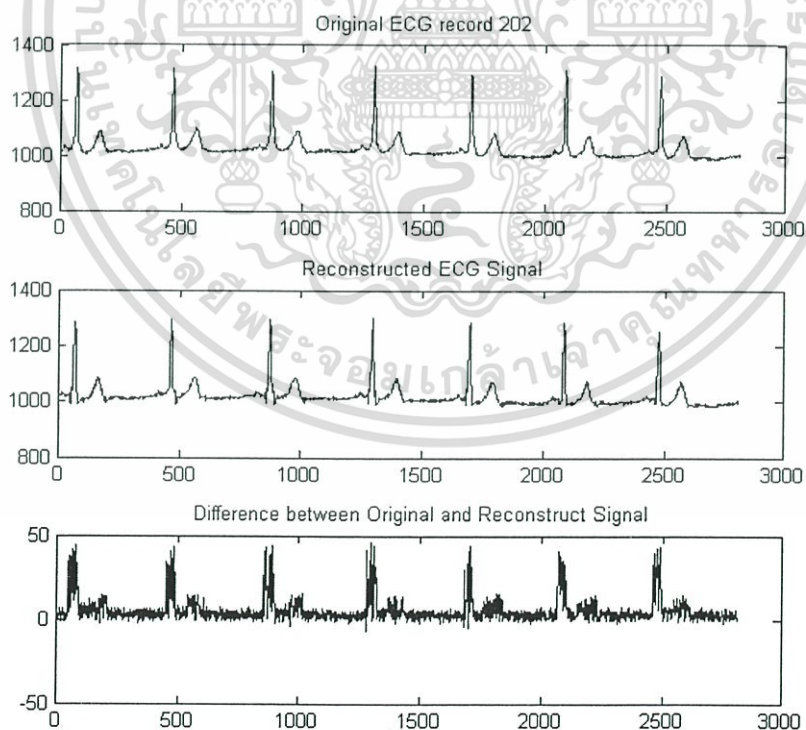
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.11a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT202 ที่ไม่มีการควอนไทซ์

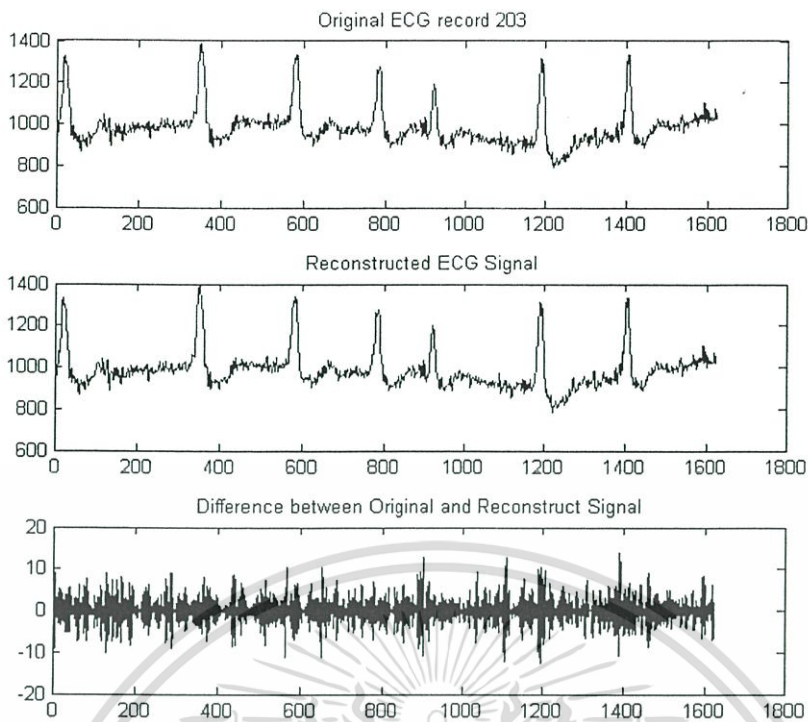
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.11b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT202 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8

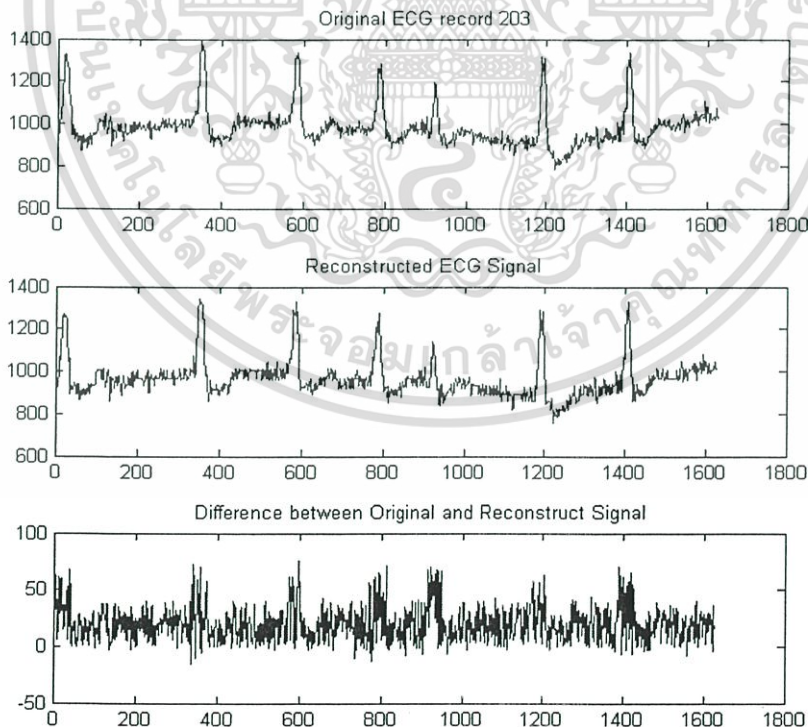
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.12a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT203 ที่ไม่มีการควอนไทซ์

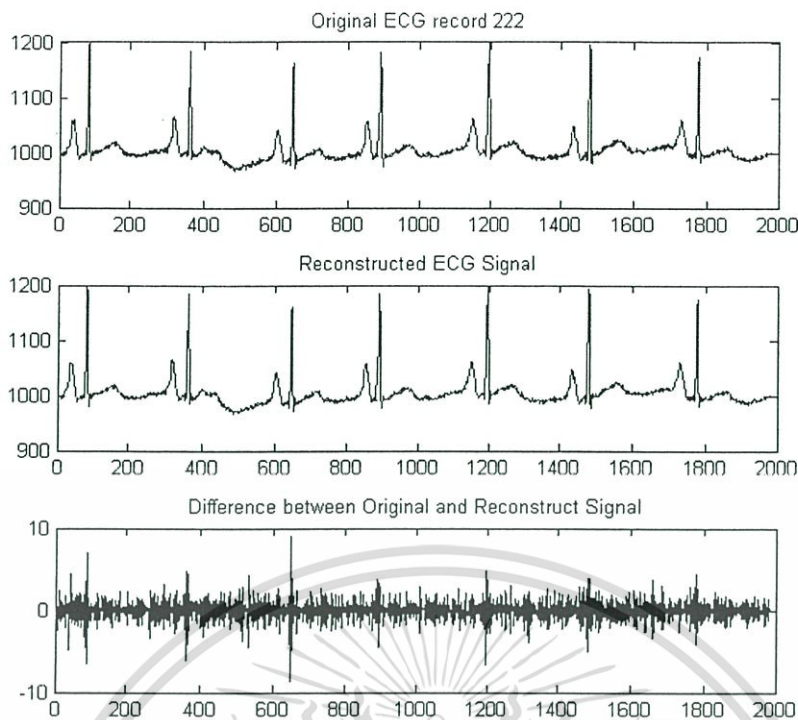
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.12b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT203 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8

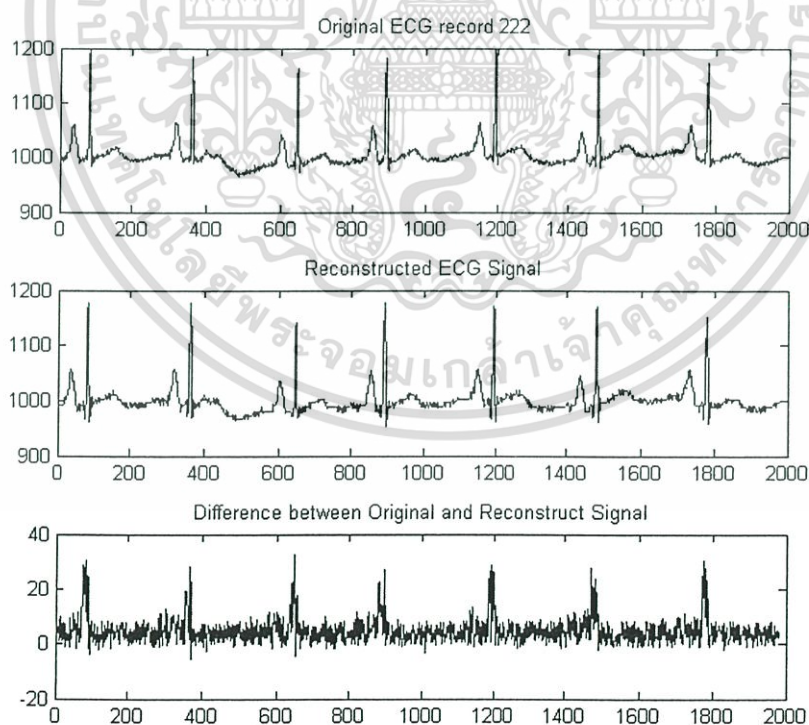
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.13a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT222 ที่ไม่มีการควอนไตซ์

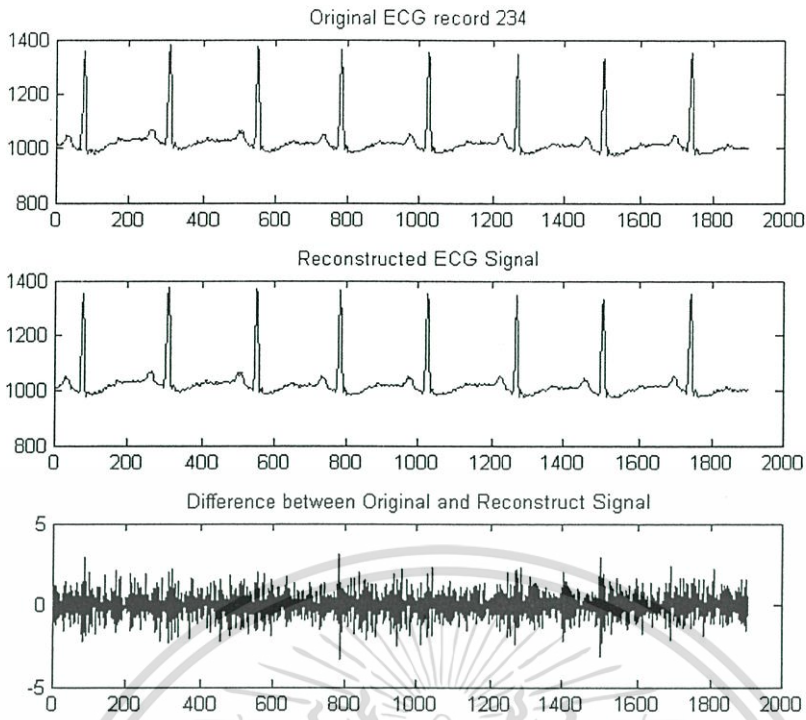
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.13b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT222 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

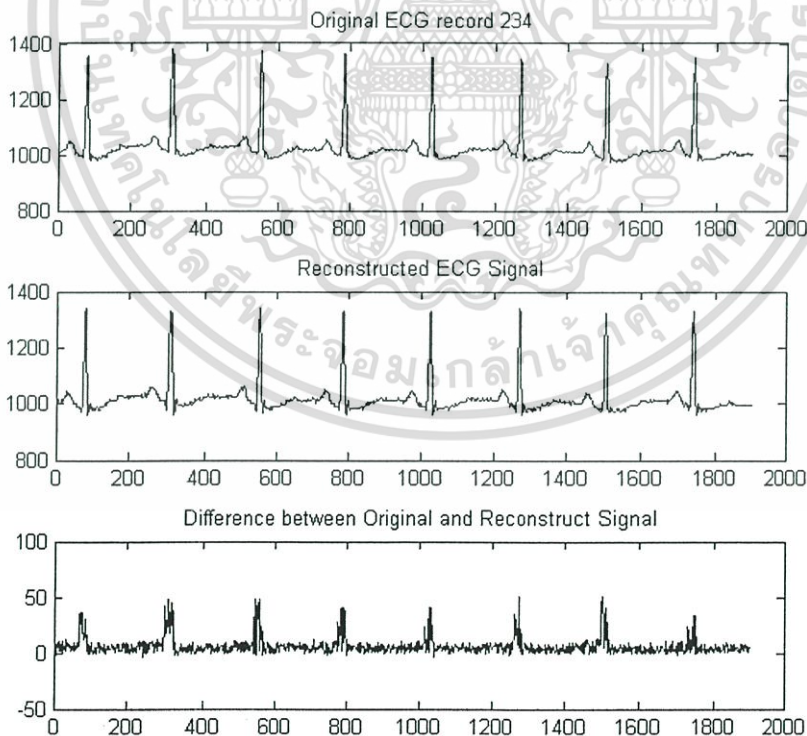
(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14a แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT234 ที่ไม่มีการควอนไทซ์

(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



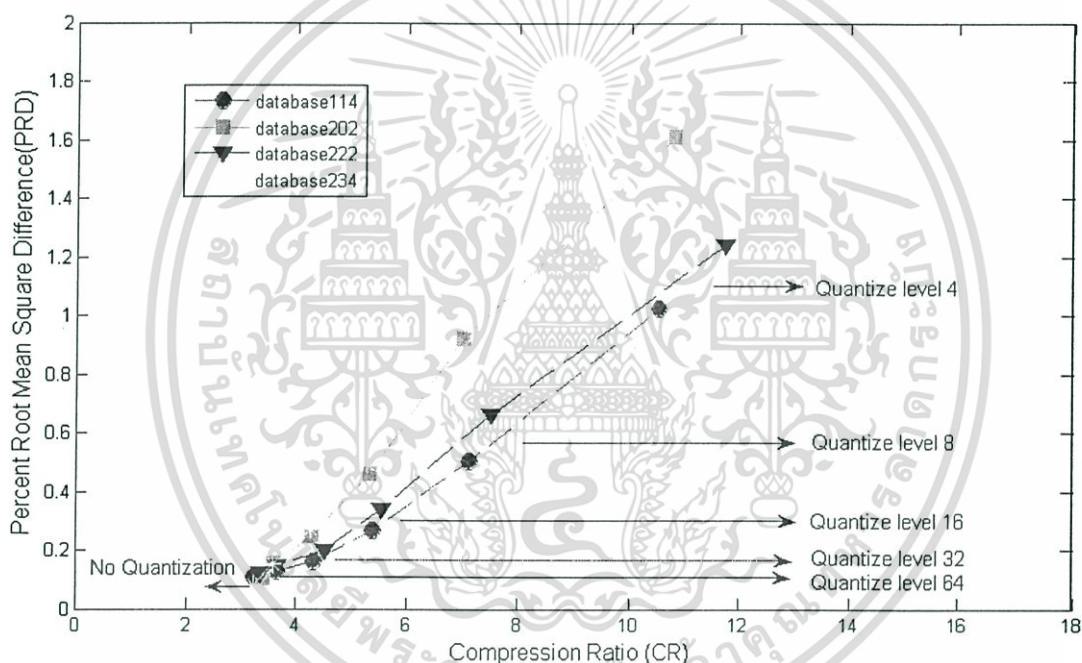
รูปที่ 5.14b แสดงผลลัพธ์วิธีการที่นำเสนอ MIT234 ที่ระดับการควอนไทซ์ 8

(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

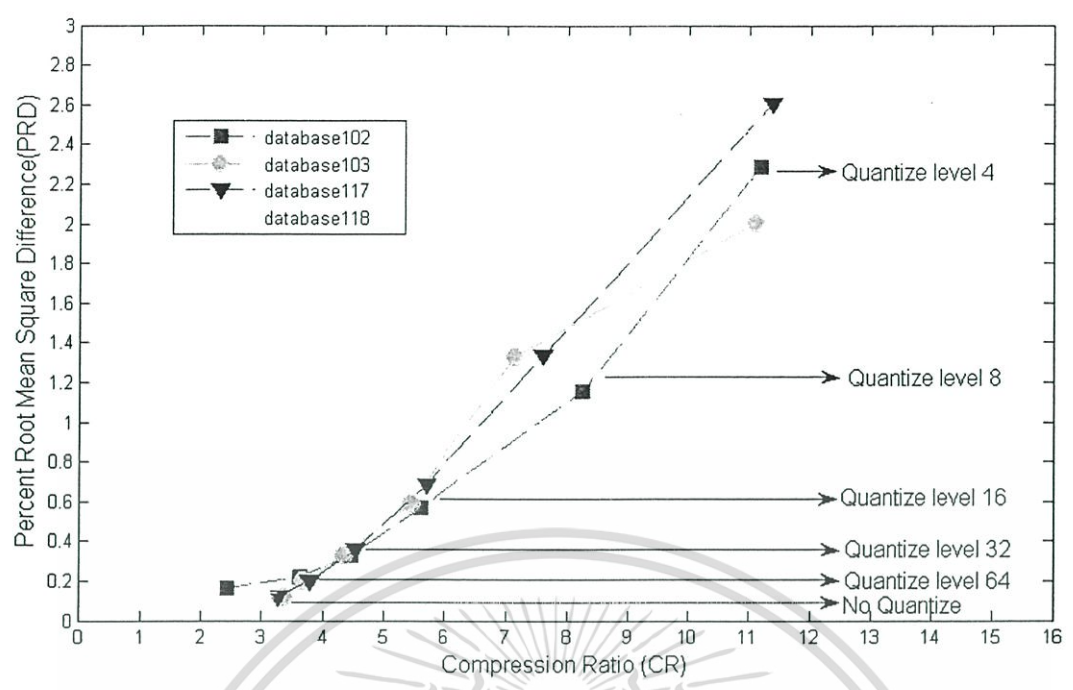
5.2 วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองโดยเปรียบเทียบค่าอัตราการบีบอัดข้อมูล (CR) และค่าความผิดพลาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (PRD) สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 กลุ่ม ดังแสดงในรูปที่ 5.15 ถึง 5.18 ซึ่งฐานข้อมูลที่จัดอยู่ในกลุ่มที่ 1 มีด้วยกัน 4 ฐานข้อมูล คือ 114, 202, 222 และ 234 แสดงในรูปที่ 5.15 ซึ่งมีประสิทธิภาพดีกว่าฐานข้อมูลอื่นๆเมื่อทำการลดขนาดข้อมูล โดยมีค่า PRD ที่ต่ำที่สุดคือ 0.07% เมื่อไม่มีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Approximation และมีค่า CR ประมาณ 3.3:1 และค่า CR ที่สูงที่สุดในกลุ่มนี้คือประมาณ 12:1 และ PRD ประมาณ 1.5% เมื่อทำการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Approximation ที่ระดับ 4

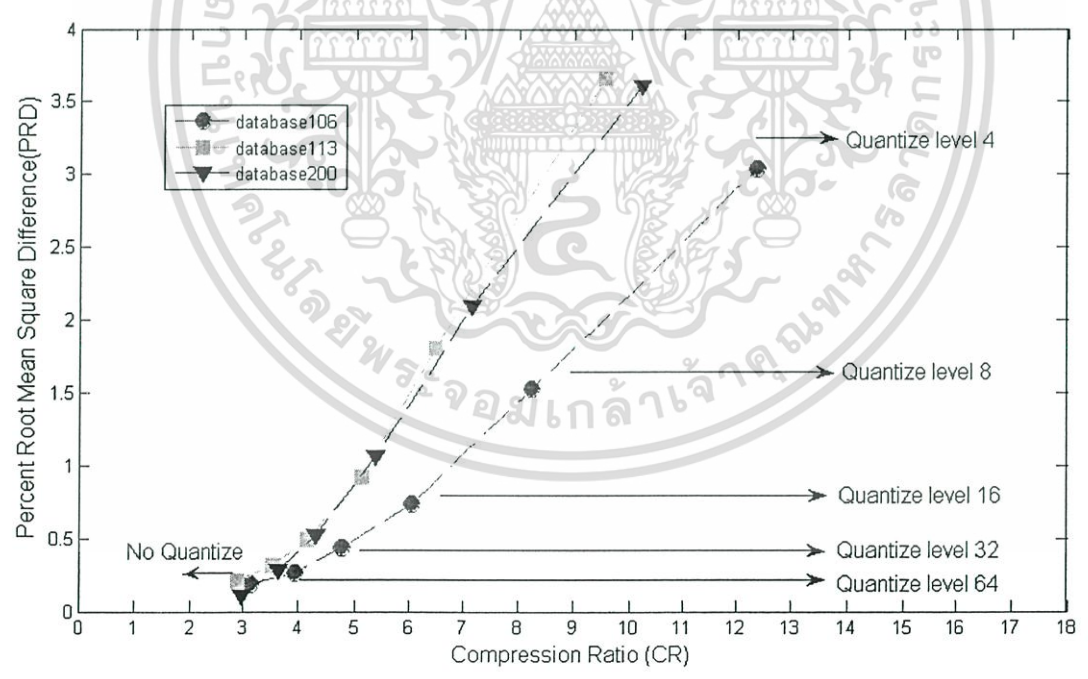


รูปที่ 5.15 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 1 ด้วยค่า CR และ PRD

ฐานข้อมูลที่จัดอยู่ในกลุ่มที่ 2 มี 4 ฐานข้อมูล คือ 102, 103, 117 และ 118 และฐานข้อมูลที่จัดอยู่ในกลุ่มที่ 3 มี 3 ฐานข้อมูล คือ 106, 113 และ 200 แสดงในรูปที่ 5.16 และ 5.17 ตามลำดับ ซึ่งทั้งสองกลุ่มมีค่า PRD ต่ำสุดที่ 0.1% เมื่อไม่มีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Approximation และ CR ประมาณ 3:1 เท่ากัน และค่า CR ที่สูงที่สุดของทั้งสองกลุ่มนี้คือ 12:1 ซึ่งเท่ากับกลุ่มที่ 1 แต่ค่า PRD ของกลุ่มที่ 2 จะดีกว่ากลุ่มที่ 3 ซึ่งมีค่าประมาณ 2% แต่กลุ่มที่ 3 มีค่า PRD ประมาณ 3%



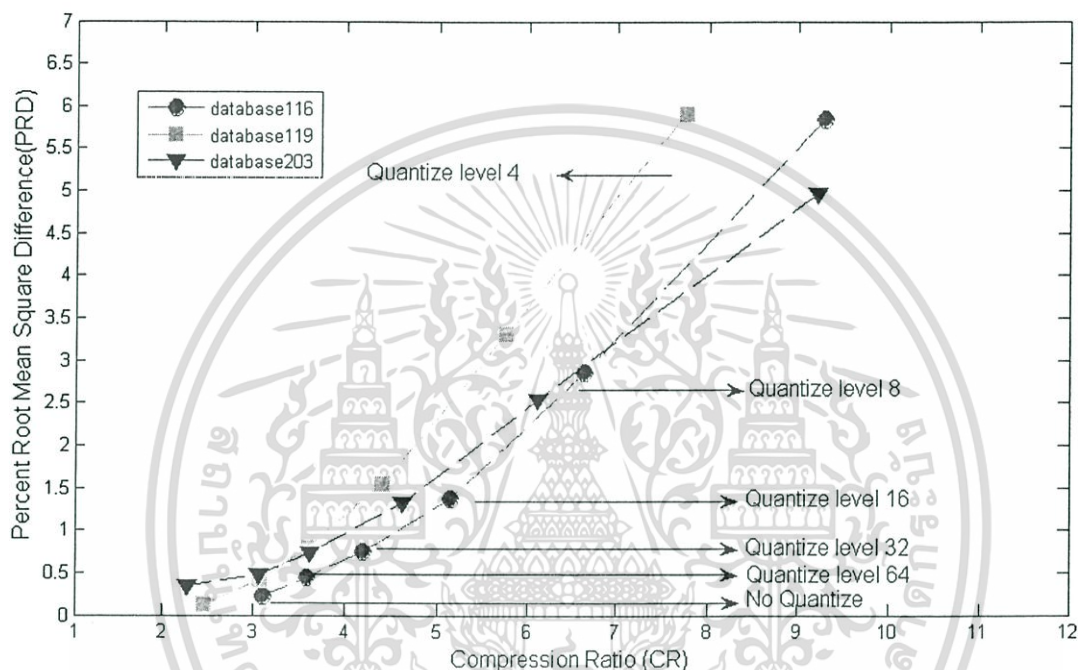
รูปที่ 5.16 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 2 ด้วยค่า CR และ PRD



รูปที่ 5.17 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 3 ด้วยค่า CR และ PRD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ฐานข้อมูลที่จัดอยู่ในกลุ่มที่ 4 มี 3 ฐานข้อมูล คือ 116, 119 และ 203 แสดงในรูปที่ 5.18 ซึ่งมีประสิทธิภาพต่ำกว่าฐานข้อมูลอื่นๆเมื่อทำการลดขนาดข้อมูล โดยมีค่า PRD ที่ต่ำที่สุดคือ 0.1% เมื่อไม่มีการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Approximation และมีค่า CR ประมาณ 2.5:1 และค่า CR ที่สูงที่สุดในกลุ่มนี้คือประมาณ 9:1 และ PRD ประมาณ 5% เมื่อทำการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Approximation ที่ระดับ 4



รูปที่ 5.18 แสดงประสิทธิภาพการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจกลุ่มที่ 4 ด้วยค่า CR และ PRD

จากตารางที่ 5.2 แสดงการวิเคราะห์ถึงประสิทธิภาพการบีบอัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยอ้างอิงจากสมการ (5.1) และสมการ (5.2) (การวิเคราะห์ค่า CR ไม่ได้รวมไปถึงความแตกต่างของคาบสัญญาณซึ่งจะทำการส่งแยกต่างหาก) ซึ่งวิธีการแบ่งส่วนใน 2 มิติ และเข้ารหัสฮัฟแมนนั้นสามารถปรับปรุงค่า PRD ให้ดีขึ้นกว่าวิธีการอื่นๆ เช่น Set Partitioning in Hierarchical Tree (SPIHT) [9] ซึ่งวิธี SPIHT ได้ทำการแปลงเวฟเลตจากนั้นนำสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตมาทำการเข้ารหัส SPIHT, Wavelet transform and Binary Run-Length coding (WBRC) [13] วิธี WBRC นั้นได้ทำการแปลงลิฟต์เวฟเลต 2 ระดับความละเอียด แล้วนำมาทำการควอนไตซ์และเข้ารหัสรันเลนซ์ ซึ่งให้ค่า PRD ที่ต่ำกว่าเมื่อเปรียบเทียบที่ค่า CR เท่ากันเนื่องจากวิธีในงานวิจัยนี้ได้ทำการเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แปลงเวฟเลต แล้วนำสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงเวฟเลตมาทำการแบ่งส่วนใน 2 มิติ และเมื่อแบ่งส่วนใน 2 มิติแล้วได้นำมาทำการลดขนาดโดยสัมประสิทธิ์ Approximation ซึ่งเป็นสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำนั้นมาทำการควอนไทซ์แต่ละส่วนแยกกัน และทำการลดขนาดสัมประสิทธิ์ Detail ซึ่งเป็นสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่สูงมาทำการ Down Samples

ตารางที่ 5.2 การเปรียบเทียบ CR และ PRD ของวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการอื่นๆ

	Method	CR			
		3:1	6:1	9:1	12:1
PRD	Set Partitioning in Hierarchical Tree (SPIHT) MIT-BIH 117	-	1.12%	2.46%	3.57%
	Wavelet transform and Binary Run-Length coding (WBRC) MIT-BIH 102	1.78%	3.39%	4.38%	5.47%
	Proposed method MIT-BIH 117	0.12%	0.69%	1.78%	2.97%
	Proposed method MIT-BIH 102	0.21%	0.56%	1.15%	2.87%

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เวฟเลตต่างๆเพื่อสามารถใช้เวฟเลตที่เหมาะสมกับวิธีการวิจัยนี้ ซึ่งสามารถแสดงผลการทดลองได้ดังตารางที่ 5.3 ซึ่งใช้ฐานข้อมูลจาก MIT-BIH 117 ที่ 6000 samples จากตารางที่ 5.3 จะเห็นได้ว่าที่เวฟเลตต่างกันั้นในค่า PRD และ CR ที่ใกล้เคียงกัน

ตารางที่ 5.3 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เวฟเลตแตกต่างกัน

Wavelet families	CR	PRD (%)
Haar wavelets (haar)	11.5415	2.6368
Orthogonal Daubechies 1 (db1)	11.5415	2.6368
Orthogonal Daubechies 2 (db2)	11.4592	2.6231

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

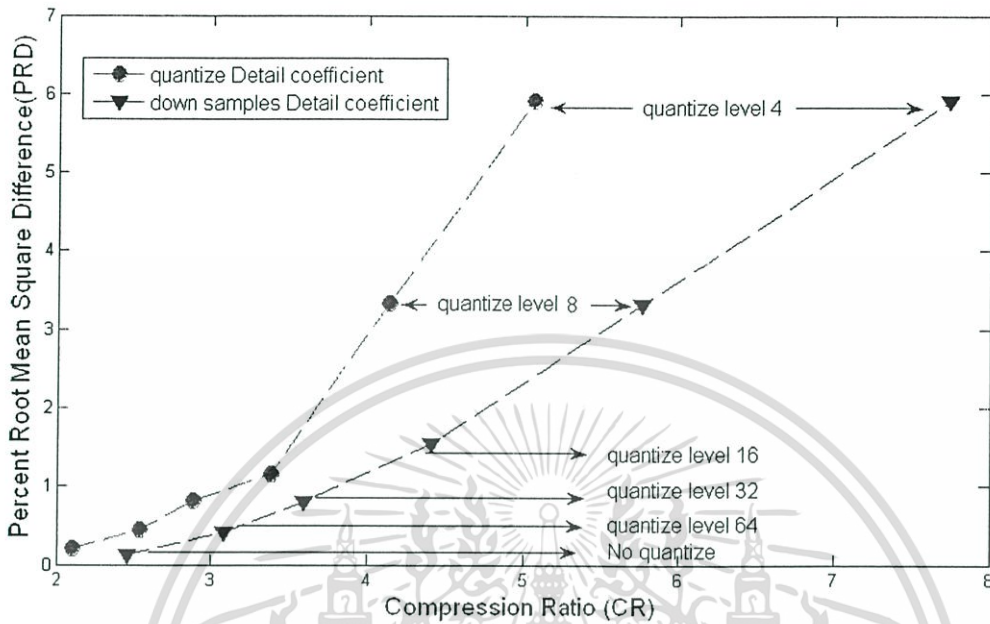
Wavelet families	CR	PRD (%)
Orthogonal Daubechies 3 (db3)	10.6287	2.6782
Orthogonal Daubechies 4 (db4)	11.3982	2.6022
Orthogonal Daubechies 5 (db5)	11.3138	2.7276
Orthogonal Daubechies 6 (db6)	11.2151	2.7517
Orthogonal Daubechies 7 (db7)	11.1296	2.7752
Orthogonal Daubechies 8 (db8)	10.9925	2.6222
Biorthogonal Splines 1.3 (bior1.3)	11.4022	2.6390
Biorthogonal Splines 1.5 (bior1.5)	11.3418	2.6587
Biorthogonal Splines 2.4 (bior2.4)	11.2702	2.4806
Biorthogonal Splines 3.1 (bior3.1)	11.3218	2.5579
Biorthogonal Splines 3.3 (bior3.3)	11.1994	2.5893
Biorthogonal Splines 4.4 (bior4.4)	11.3258	2.6179
Biorthogonal Splines 5.5 (bior5.5)	11.3298	2.8252
Symlets wavelets 2 (sym2)	11.4592	2.6231
Symlets wavelets 3 (sym3)	11.4387	2.6782
Symlets wavelets 5 (sym5)	11.3258	2.7356
Symlets wavelets 7 (sym7)	11.1838	2.6248
Coiflets wavelets 1 (coif1)	11.3860	2.5733
Coiflets wavelets 2 (coif2)	11.2662	2.6202
Coiflets wavelets 3 (coif3)	11.1027	2.6997
Coiflets wavelets 5 (coif5)	11.1258	2.8275

5.3 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการลดขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเมื่อทำการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตที่ระดับแตกต่างกัน

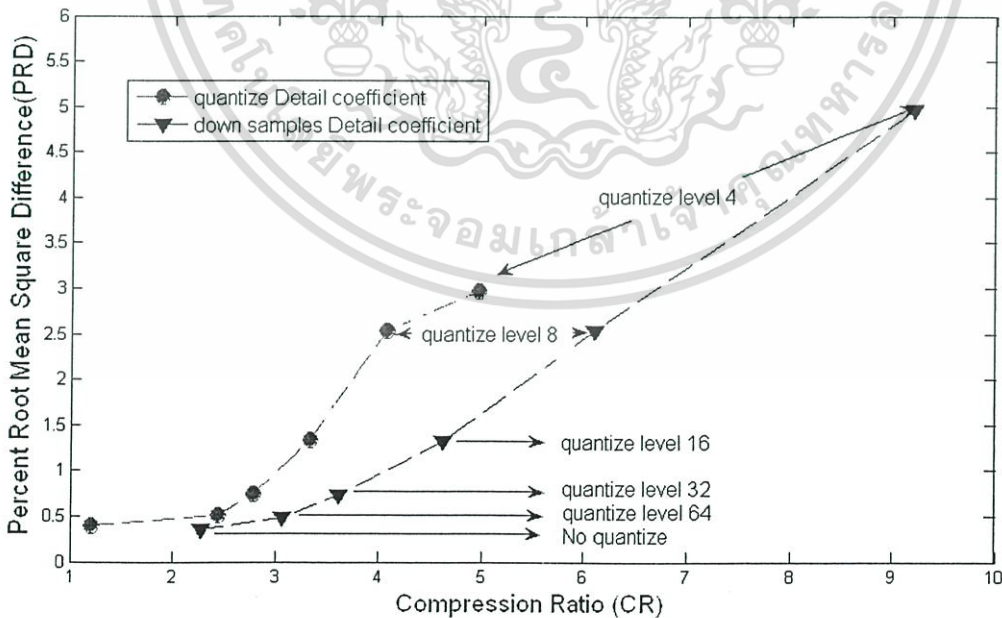
การทดลองนี้จะนำสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตทั้งสัมประสิทธิ์ Approximation และสัมประสิทธิ์ Detail ที่ผ่านกระบวนการจัดเรียงสัญญาณมาทำการควอนไทซ์โดยจะกำหนดให้สัมประสิทธิ์ Detail มีระดับการควอนไทซ์ที่ 4 และสัมประสิทธิ์ Approximation ทำการเปลี่ยนการควอนไทซ์ในระดับ 64, 32, 16, 8 และ 4 ตามลำดับแล้วหาค่า CR ละ PRD เพื่อเปรียบเทียบกับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการที่ได้ใช้ในงานวิจัยนี้แสดงในรูปที่ 5.19 ถึง 5.21 ในการทดลองนี้จะใช้ฐานข้อมูลจาก MIT-BIH ใช้ record 119, 203 และ 234



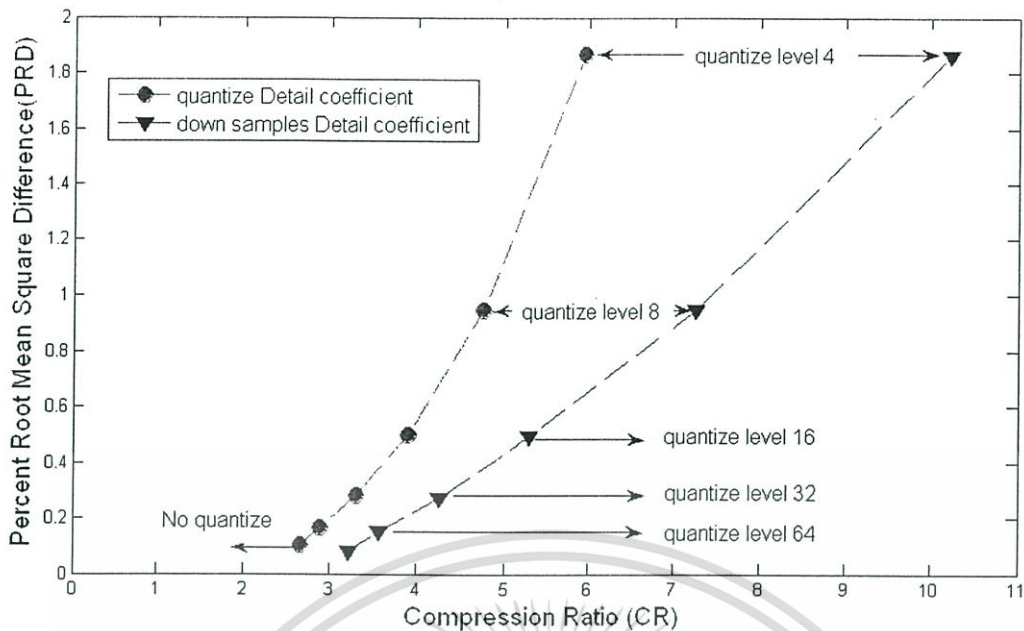
รูปที่ 5.19 แสดงการเปรียบเทียบ CR และ PRD ของ MIT-BIH 119 ของวิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail และ วิธีการ down samples สัมประสิทธิ์ Detail



รูปที่ 5.20 แสดงการเปรียบเทียบ CR และ PRD ของ MIT-BIH 203 ของวิธีการควอนไทซ์

สัมประสิทธิ์ Detail และ วิธีการ down samples สัมประสิทธิ์ Detail

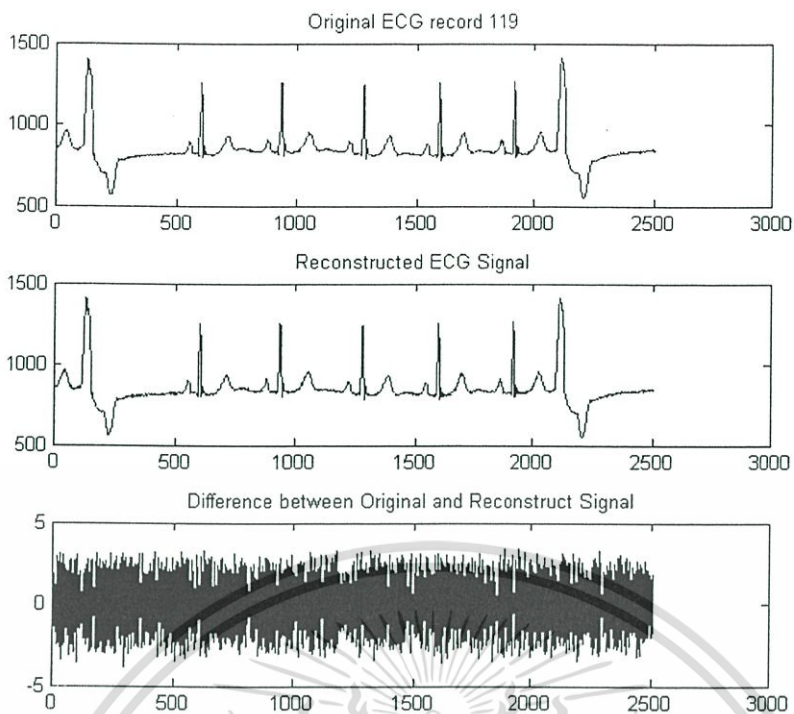
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



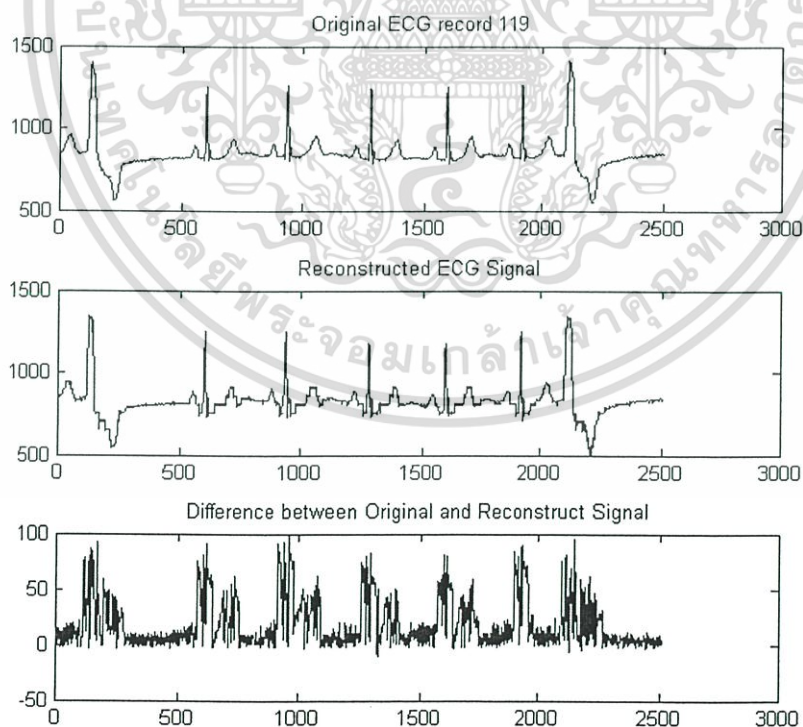
รูปที่ 5.21 แสดงการเปรียบเทียบ CR และ PRD ของ MIT-BIH-234 ของวิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail และ วิธีการ down samples สัมประสิทธิ์ Detail

จากผลการทดลองจะเห็นว่าทั้งสองวิธีมีค่า PRD ที่ใกล้เคียงกันแต่ค่า CR ของวิธีการ Down samples สัมประสิทธิ์ Detail มีค่า PRD ที่มากกว่าวิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงใช้วิธีการ Down samples สัมประสิทธิ์ Detail เนื่องจากสัมประสิทธิ์ Detail มีผลต่อความผิดเพี้ยนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจน้อยมาก

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์ Detail จากการทดลองแสดงดังรูปที่ 5.22 ถึงรูปที่ 5.24 ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้นแบบกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

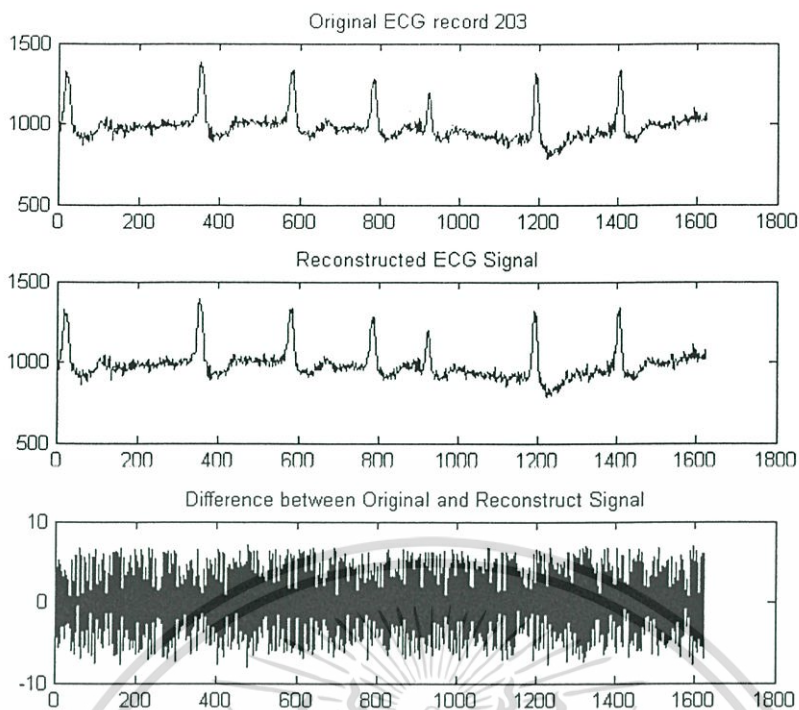


รูปที่ 5.22a แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT119 ที่ไม่มีการควอนไตซ์ (บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

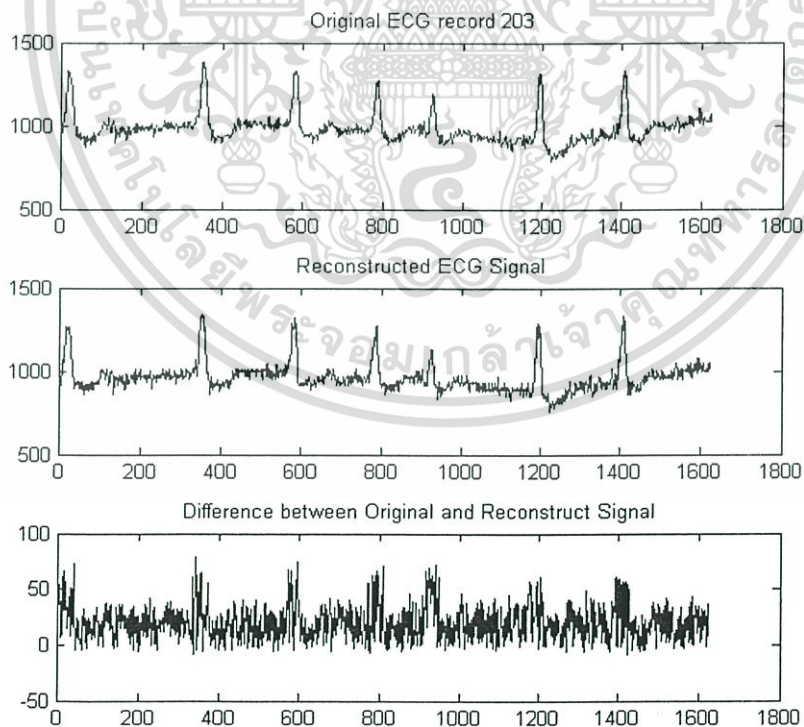


รูปที่ 5.22b แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT119 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

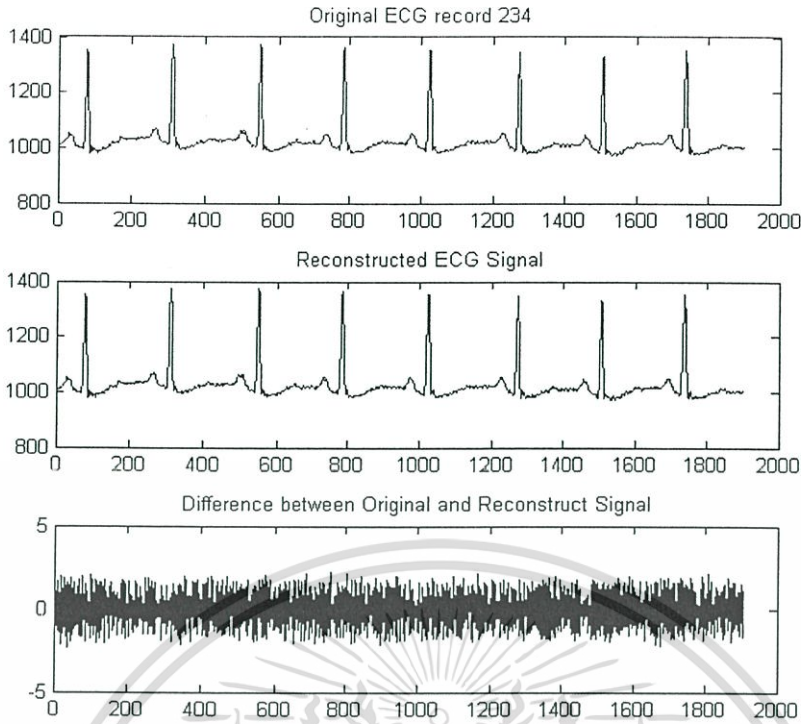


รูปที่ 5.23a แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT203 ที่ไม่มีการควอนไตซ์ (บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่

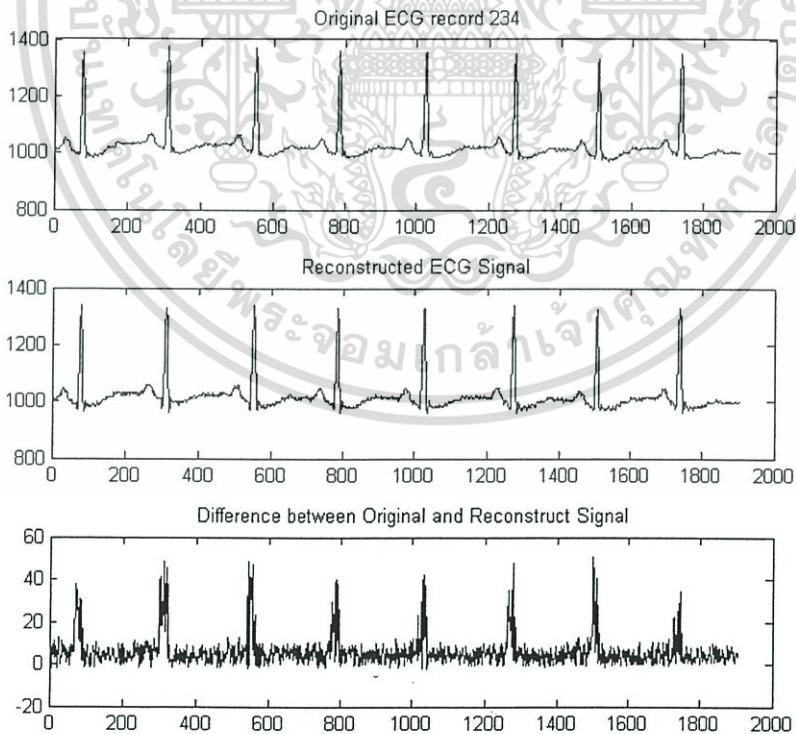


รูปที่ 5.23b แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT203 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.24a แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT234 ที่ไม่มีการควอนไตซ์ (บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่



รูปที่ 5.24b แสดงผลลัพธ์วิธีการควอนไตซ์สัมประสิทธิ์ Detail MIT234 ที่ระดับการควอนไตซ์ 8

(บน) สัญญาณต้นฉบับ, (กลาง) สัญญาณที่สร้างใหม่ และ (ล่าง) ความผิดพลาดในการสร้างใหม่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลตและการแบ่งส่วนใน 2 มิติ ซึ่งวิธีการประกอบด้วย การตรวจจับคาบสัญญาณ, การแปลงเวฟเลต, การนอร์มัลไลซ์คาบสัญญาณ, การแบ่งส่วนสัญญาณในเป็น 2 มิติ, การจัดเรียงสัญญาณ, การควอนไทซ์, การ Down samples และการเข้ารหัสฮัฟฟแมน ซึ่งวิธีการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้มีหลักการคือลดขนาดข้อมูลของสัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลต โดยทำการลดขนาดข้อมูลสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่ต่ำ (Approximation coefficient) โดยทำการควอนไทซ์ ซึ่งในการควอนไทซ์จะทำการควอนไทซ์ในแต่ละส่วนแยกกัน ซึ่งในการแยกกันนี้จะส่งผลทำให้ความผิดเพี้ยนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจน้อยลง เนื่องจากในแต่ละส่วนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีแอมพลิจูดที่ต่างกันมาก ดังนั้นในการควอนไทซ์แยกกันจะทำให้ส่วนที่มีแอมพลิจูดต่ำนั้นมีความผิดเพี้ยนของสัญญาณน้อยลง และลดขนาดข้อมูลของสัมประสิทธิ์ในแถบความถี่สูง (Detail coefficient) โดยการ Down sampling ซึ่งวิธีการนี้สามารถเพิ่มอัตราการลดขนาดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (CR) ได้

เนื่องจากกระบวนการลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีผลต่อค่าความผิดเพี้ยนของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (PRD) และค่าอัตราการลดขนาดข้อมูล (CR) ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ทดลองทำการควอนไทซ์สัมประสิทธิ์การแปลงเวฟเลตที่ระดับต่างกันแล้วนำมาเปรียบเทียบค่า PRD และค่า CR กับวิธีที่ใช้ในวิทยานิพนธ์แสดงดังรูปที่ 5.19 ถึง 5.24b ซึ่งในการทดลองนี้ได้ทำการทดลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 119, 203 และ 234 จะเห็นว่าทั้งสองวิธีมีค่า PRD ที่ใกล้เคียงกันซึ่งมีค่า PRD ต่ำสุด 0.07% แต่วิธีที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้มีอัตราการลดขนาดข้อมูลที่มากกว่าซึ่งค่า CR สูงที่สุด 12:1 ดังนั้นจากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าสัมประสิทธิ์ Detail มีผลต่อค่า PRD น้อยมาก ซึ่งสัมประสิทธิ์ Detail จะมีผลต่อค่า PRD ก็ต่อเมื่อมีแอมพลิจูดของสัญญาณที่สูง

บรรณานุกรม

- [1] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, “**Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database**” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-33, pp. 1157–1165, 1986.
- [2] Yanyan Hao, PinaMarziliano, “**An Efficient Wavelet based Pattern Matching Scheme for ECG data compression**” Biomedical Circuits and Systems, 2004 IEEE International Workshop, 2004.
- [3] A. G. Ramakrishnam and S. Saha, “**ECG coding by wavelet-based linear prediction**” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 44, no. 12, pp. 1253–1261, Dec. 1997.
- [4] S. Pathoumvanh, S.Airphaiboon, “**ECG data compression based wavelet based Average signal subtraction (WBAS)**” The fourth annual international conference (ECTI-CON 2007), vol. 1, Maj Fah Luang University, Chiang-Rai, Thailand. May 9-12, 2007
- [5] S. Claydokjan, K. Chitsakul, M. Sangworasil, S. Kondo. “**Realtime Electrocardiogram Compression Technique Using Wavelet Transform on MCS-51**” 16th Biennial International EURASIP Conference Bio-Signal 2002 Proceeding. Czech Republic. Pp. 177-179.
- [6] มานิตย์ เกียรติกำจายจร, “**การลดขนาดข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลต**” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, กรุงเทพฯ
- [7] B. Madhukar and I. S. N. Murthy, “**ECG data compression by modeling**” Comput. Biomed. Res., vol. 26, pp. 310–317, 1993.
- [8] J. L. Cardenas-Barrera and J. V. Lorenzo-Ginori, “**Mean-shape vector quantizer for ECG signal compression**” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 46, pp. 62–70, Jan. 1999.
- [9] Zhitao Lu, Dong Youn Kim, William A. Pearlman, “**Wavelet Compression of ECG by the Set Partitioning in Hierarchical Tree (SPIHT) algorithm**” IEEE Trans. Biomed. Eng., no. 12, Jan, 2000
- [10] Khanh Nguyen-Phi and Hans Weinrichter, “**ECG signal coding using wavelet transform and binary arithmetic coder**” International Conference on Information, Communication and Signal Processing, Singapore, 9-12 September, 1997, pp. 1344-1348

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [11] R. Nigel Horspool and Warren J. Windels, “**An LZ Approach to ECG Compression**”
Seventh Annual IEEE Symposium on Computer Based Medical Systems, 1994, pp. 71-76
- [12] reference source of MIT-BIH Arrhythmia Database. From
<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/> 77 Massachusetts Avenue Cambridge,
MA 02139 USA. Updated Version on Wednesday, 01 November 2006.
- [13] สุเทพ ธนาเดชนันทสกุล, “**การบีบอัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลตและการเข้ารหัสแบบไบนารีรันเลนตบนเอฟพีจีเอ**” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, กรุงเทพฯ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

รายละเอียดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลอง

Record 102 (V5, V2; female, age 84)

Medications : Digoxin

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	98	1	99
PVC	1	3	4
Paced	243	1785	2028
Pacemaker fusion	24	32	56
Total	366	1821	2187

Ventricular ectopy

4 isolated beats

Rhythm

	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	72-78	2	1:22
Paced rhythm	68-78	3	28:44

Signal quality Episodes Duration

Both clean 1 30:06

Notes:

The rhythm is paced with a demand pacemaker. The PVCs are multiform.

Points of interest:

0:55 Paced rhythm

1:12 Transition from paced to normal sinus rhythm

1:28 PVC

2:30 Normal sinus rhythm

4:51 Pacemaker fusion beats

9:35 PVC

16:12 Paced rhythm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 103 (MLII, V2; male, age not recorded)

Medications : Diapres, Xyloprim

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	355	1727	2082
APC	-	2	2
Total	355	1729	2084

Supraventricular ectopy

2 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	62-92	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean 4 22:01

Upper noisy 1 0:09

Lower noisy 2 7:56

Points of interest:

1:09 Normal sinus rhythm

17:21 Normal sinus rhythm

19:15 APC, noise in lower signal

22:13 Noise in lower signal

23:33 Noise in lower signal

28:58 Noise in lower signal

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 106 (MLII, V1; female, age 24)

Medications : Inderal

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	271	1236	1507
PVC	60	460	520
Total	331	1696	2027

Ventricular ectopy

327 isolated beats

95 couplets

1 run of 3 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	49-87	21	22:36
Ventricular bigeminy	55-103	18	7:15
Ventricular trigeminy	57-90	1	0:13
Ventricular tachycardia	121	1	0:02

Signal quality Episodes Duration

Both clean	15	16:25
Lower noisy	15	13:41

Notes:

The PVCs are multiform

Points of interest:

<u>0:19</u> Normal sinus rhythm, noise in lower signal	<u>10:52</u> Noise in lower signal
<u>1:37</u> Ventricular couplets	<u>12:27</u> Ventricular bigeminy (two types)
<u>2:53</u> Ventricular tachycardia, 3 beats	<u>16:17</u> Multiform PVCs, ventricular couplet
<u>4:23</u> PVC	<u>25:13</u> Ventricular couplets
<u>7:57</u> Noise in lower signal	<u>25:52</u> Ventricular couplets

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 113 (MLII, V1; female, age 24)

Medications : None

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	288	1501	1789
Aberrated APC	1	5	6
Total	289	1506	1795

Supraventricular ectopy

6 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	48-87	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean 1 30:06

Notes:

The variation in the rate of normal sinus rhythm is possibly due to a wandering atrial pacemaker.

Points of interest:

4:20 Moderate baseline wander

8:22 Aberrated APC

11:48 Sinus arrhythmia with variation in P-wave morphology

12:27 Sinus arrhythmia

22:10 Aberrated APC

29:01 Sinus arrhythmia

Record 114 (V5, MLII; female, age 72)

Medications : Digoxin

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	261	1559	1820
APC	-	10	10
Junctional premature	1	1	2
PVC	13	30	43
Fusion PVC	-	4	4
Total	275	1604	1879

Supraventricular ectopy

7 isolated beats

1 run of 5 beats

Ventricular ectopy

45 isolated beats

1 couplet

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	51-82	2	30:01
SVTA	102-122	1	0:05

Signal quality Episodes Duration

Both clean	4	29:18
Upper noisy	4	0:47

Notes:

The PVCs are uniform.

Points of interest:

<u>0:00</u>	Normal sinus rhythm	<u>5:36</u>	Ventricular couplet
<u>1:20</u>	PVC	<u>8:31</u>	PVCs
<u>3:39</u>	PVC	<u>9:26</u>	PVC, muscle noise
<u>3:56</u>	Late-cycle PVC	<u>11:37</u>	SVTA, PVC, junctional premature beat
<u>4:35</u>	Late-cycle PVC	<u>20:02</u>	Noise

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 116 (MLII, V1; male, age 68)

Medications : None

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	384	1918	2302
APC	-	1	1
PVC	11	98	109
Total	395	2017	2412

Ventricular ectopy

105 isolated beats

2 couplets

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	74-86	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean 5 29:41

Upper noisy 4 0:25

Notes:

There are two PVC forms.

Points of interest:

0:44 Normal sinus rhythm

1:31 PVCs

10:00 Ventricular couplet

12:32 PVC

16:37 Noise, saturation in upper signal

23:08 Noise, saturation in upper signal

25:47 Ventricular couplet

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 117 (MLII, V2; male, age 69)

Medications : None

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	251	1283	1534
APC	-	1	1
Total	251	1284	1535

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	48-66	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean	2	29:55
Upper noisy	1	0:01
Both noisy	1	0:09

Points of interest:

<u>3:56</u>	Normal sinus rhythm
<u>11:58</u>	Noise, APC
<u>22:27</u>	Normal sinus rhythm



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 118 (MLII, V1; male, age 69)

Medications : Digoxin, Norpace

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Right BBB	349	1817	2166
APC	10	86	96
PVC	3	13	16
Blocked APC	3	7	10
Total	365	1923	2288

Supraventricular ectopy

94 isolated beats

1 couplets

Ventricular ectopy

16 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	54-91	1	30:06

Signal quality

Episodes	Duration
Both clean 7	29:32
Upper noisy 2	0:07
Lower noisy 2	0:10
Both noisy 2	0:18

Notes:

The PVCs are multiform.

Points of interest:

<u>3:39</u> PVC	<u>22:32</u> APC, blocked APC, PVC	<u>29:53</u> APCs
<u>8:31</u> Noise	<u>23:25</u> APCs	<u>26:48</u> Noise
<u>9:23</u> PVC	<u>25:41</u> PVC, APC	<u>28:58</u> Atrial couplet
<u>13:47</u> Blocked APC	<u>26:23</u> PVCs	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 119 (MLII, V1; female, age 51)

Medications : Pronestyl

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	246	1297	1543
PVC	80	364	444
Total	326	1661	1987

Ventricular ectopy

444 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	61-84	49	22:36
Ventricular bigeminy	52-91	37	3:55
Ventricular trigeminy	56-77	17	3:34

Signal quality Episodes Duration

Both clean	3	29:35
Lower noisy	2	0:30

Notes:

The PVCs are uniform.

Points of interest:

- 1:55 PVC
- 2:38 Ventricular trigeminy
- 4:51 Ventricular bigeminy
- 8:42 Normal sinus rhythm
- 20:05 Noise
- 25:33 Noise

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 200 (MLII, V1; male, age 64)

Medications : Digoxin, Quinidine

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	305	1438	1743
APC	2	28	30
PVC	126	700	826
Fusion PVC	-	2	2
Total	365	1923	2288

Supraventricular ectopy

28 isolated beats

1 couplets

Ventricular ectopy

721 isolated beats

42 couplets

5 runs of 3 beats

2 runs of 4 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	69-111	70	22:36
Ventricular bigeminy	60-108	71	13:52
Ventricular tachycardia	90-141	7	0:15

Signal quality

Episodes	Duration
----------	----------

Both clean	14	21:44
Upper noisy	6	0:44
Lower noisy	16	6:36
Both noisy	8	1:02

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Notes:

The PVCs are multiform. There are occasional bursts of high-frequency noise in the upper channel, and severe noise and artifact in the lower channel.

Points of interest:

1:42 Ventricular tachycardia, 3 beats

5:38 Noise

18:14 Ventricular tachycardia, 4 beats

20:52 Noise

24:49 Ventricular tachycardia, 3 beats

26:12 Ventricular couplets

28:31 Ventricular couplet

29:01 APC, ventricular bigeminy

29:18 APC, PVC

29:51 PVCs

Record 202 (MLII, V1; male, age 68)

Medications : Digoxin, Hydrochlorthiazide, Inderal, KCL

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	261	1800	2061
APC	-	36	36
Aberrated APC	-	19	19
PVC	4	15	19
Fusion PVC	-	1	1
Total	265	1871	2136

Supraventricular ectopy

26 isolated beats

13 couplets

1 runs of 3 beats

Ventricular ectopy

20 isolated beats

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	49-69	3	19:31
Atrial flutter	101-143	1	13:52
Atrial fibrillation	60-148	4	9:46

Signal quality Episodes Duration

Both clean 1 30:06

Notes:

The PVCs are uniform and late-cycle. This record was taken from the same analog tape as record 201.

Points of interest:

- 10:16 Normal sinus rhythm, PVCs
- 12:24 APCs, PVC
- 12:41 Aberrated APCs
- 18:22 Normal sinus rhythm, bradycardia
- 18:45 Aberrated APCs
- 18:59 Onset of atrial fibrillation with aberrated beats
- 21:10 Atrial fibrillation, PVC
- 21:26 End of atrial fibrillation
- 22:13 Atrial fibrillation, aberrated beats
- 22:58 Atrial flutter with 2:1 conduction
- 27:55 Atrial fibrillation, aberrated beats
- 29:35 Atrial fibrillation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 203 (MLII, V1; male, age 43)

Medications : Coumadin, Digoxin, Heparin, Hygroton, Lasix

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	426	2103	2529
Aberrated APC	2	1	2
PVC	71	373	444
Fusion PVC	-	1	1
Unclassifiable	-	4	4
Total	499	2481	2980

Supraventricular ectopy

2 isolated beats

Ventricular ectopy

238 isolated beats

64 couplets

13 runs of 3 beats

6 runs of 4 beats

1 runs of 7 beats

1 runs of 9 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	63-173	1	2:43
Atrial flutter	61-180	2	5:14
Atrial fibrillation	54-180	20	21:32
Ventricular trigeminy	100-116	1	0:04
Ventricular tachycardia	124-189	21	0:33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Signal quality Episodes Duration

Both clean	21	24:28
Upper noisy	20	3:17
Lower noisy	7	1:49
Both noisy	8	0:30
Unreadable	1	0:02

Notes:

The PVCs are multiform. There are QRS morphology changes in the upper channel due to axis shifts. There is considerable noise in both channels, including muscle artifact and baseline shifts.

This is a very difficult record, even for humans!

Points of interest:

5:00 Ventricular tachycardia, 4 beats and 9 beats

13:14 Atrial fibrillation, ventricular couplets

15:02 Noise

22:02 Ventricular couplet, PVCs

23:25 Noise

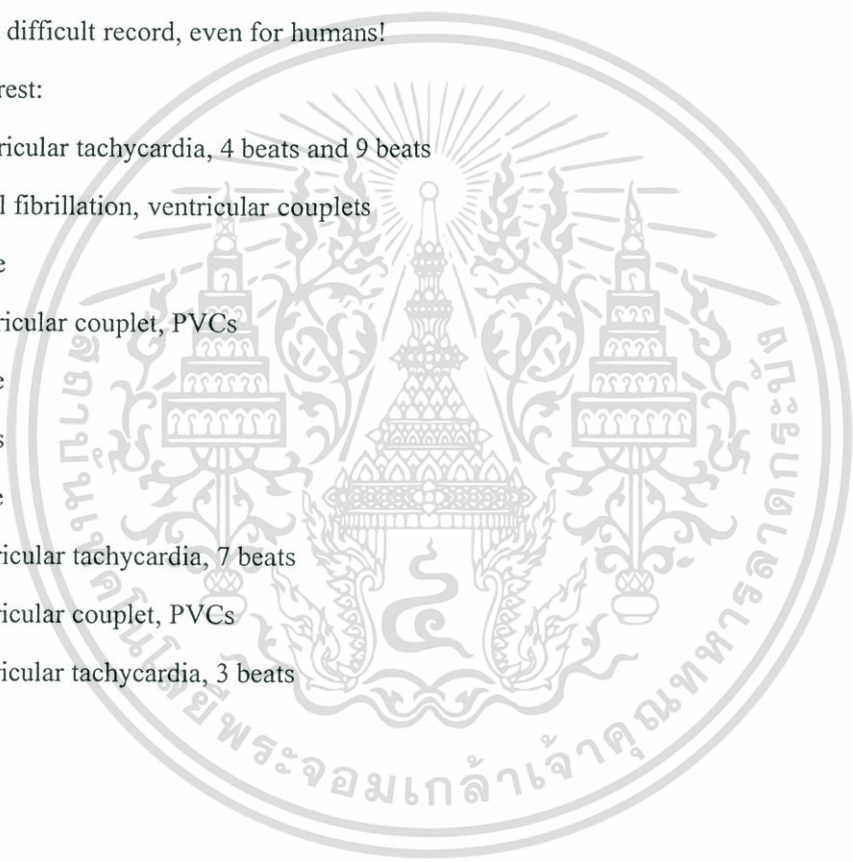
24:04 PVCs

24:46 Noise

26:39 Ventricular tachycardia, 7 beats

26:51 Ventricular couplet, PVCs

27:15 Ventricular tachycardia, 3 beats



Record 222 (MLII, V1; female, age 84)

Medications : Digoxin, Quinidine

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	367	1695	2062
APC	-	208	208
Junctional premature	-	1	1
Junctional escape	-	212	212
Total	367	2116	2483

Supraventricular ectopy

147 isolated beats

21 couplets

4 runs of 3 beats

2 runs of 4 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	49-84	32	15:57
Atrial bigeminy	57-98	3	1:28
STVA	121-148	4	0:08
Atrial flutter	123-148	42	7:03
Atrial fibrillation	69-163	24	1:44
Nodal (junctional) rhythm	47-122	31	3:45

Signal quality Episodes Duration

Both clean	8	29:10
Upper noisy	3	0:08
Lower noisy	1	0:05
Both noisy	4	0:42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Notes:

The episodes of paroxysmal atrial flutter/fibrillation are usually followed by nodal escape beats.

There are several intervals of high-frequency noise/artifact in both channels.

Points of interest:

6:45 Normal sinus rhythm

17:32 Atrial fibrillation

19:48 Atrial couplet

20:07 Atrial bigeminy

23:32 Paroxysmal atrial flutter, nodal rhythm

24:43 Noise

25:43 End of atrial flutter, nodal rhythm, normal sinus rhythm

26:09 Paroxysmal atrial flutter, nodal rhythm

Record 234 (MLII, V1; female, age 56)

Medications : None

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	462	2238	2700
Junctional premature	-	50	50
PVC	-	3	3
Total	462	2291	2753

Supraventricular ectopy

1 runs of 50 beats

Ventricular ectopy

3 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	84-99	2	15:57
STVA	91-147	1	0:26

Signal quality Episodes Duration

Both clean 4 28:40

Lower noisy 4 1:18

Both noisy 1 0:07

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Notes:

The PVCs are uniform.

Points of interest:

0:16 Normal sinus rhythm

6:37 Noise

14:01 Onset of junctional tachycardia

14:26 End of junctional tachycardia

17:02 PVC

21:26 PVC

23:17 Noise



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] T. Putasakun, S. Pathoumvanh, S. Airphaiboon, “**ECG signal Compression by 2-D Beat Partition Algorithm**” Joint International Conference on Information Communication Technology, Vientiane, Loa PDR, 2007, pp. 283-287
- [2] T. Putasakun, S. Pathoumvanh, S. Airphaiboon, “**ECG signal Compression by 2-D Beat Partition Algorithm and Huffman coding**” The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering, Bangkok, Thailand, 2008, pp. 135-138



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นางสาวที่ศวรรณ พุทธสกุล
วัน/เดือน/ปีเกิด 22 กรกฎาคม 2528
ที่อยู่ 32 หมู่ 11 ต.จันเสน อ.ตาศลิ จ.นครสวรรค์ 60260
ประวัติการศึกษา วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาฟิสิกส์ แขนงฟิสิกส์-อิเล็กทรอนิกส์
จากมหาวิทยาลัยนเรศวร จ.พิษณุโลก ในปีการศึกษา 2549



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้