

ระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

HUMAN IDENTIFICATION FROM ELECTROCARDIOGRAM



เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน..... 103009  
วัน,เดือน,ปี..... 24 ส.ค. 2552

6.....  
1.....

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2551

# ระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

## HUMAN IDENTIFICATION FROM ELECTROCARDIOGRAM



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2551

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาโทปีการศึกษา 2551

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

HUMAN IDENTIFICATION FROM ELECTROCARDIOGRAM

ผู้จัดทำ

1. นายกเชนทร์ นนทะโคตร 49015004
2. นายชัยพร อินทร์พรหม 49015006
3. นายศาสตรา สารศักดิ์ 49015073

  
(ผศ.อัครพล ตีร์รัตน์)

อาจารย์ที่ปรึกษา

  
(ดร.ศรววัฒน์ ชิวปรีชา)

อาจารย์ที่ปรึกษา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ  
HUMAN IDENTIFICATION FROM ELECTROCARDIOGRAM

โดย นายกเชนทร์ นนทะโคตร์ 49015004  
นายชัยพร อินทร์พรหม 49015006  
นายศาสตรา สารศักดิ์ 49015073

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.อัครพล ตีร์รัตน์  
ดร.ศรวัฒน์ ชิวปรีชา

**บทคัดย่อ**

ในบทความนี้ได้นำเสนอการบ่งชี้ตัวบุคคลแนวใหม่โดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยวิธีการพิจารณาว่าหัวใจของแต่ละบุคคลเป็นเสมือนระบบที่ทำงานหลักเหมือนกัน แต่มีส่วนรายละเอียดที่แตกต่างกัน ซึ่งมีสัญญาณของคลื่นหัวใจเป็นเสมือนผลตอบสนองอิมพัลส์ของระบบ การแปลงเวฟเลท จะถูกนำมาใช้เพื่อดึงลักษณะเด่นของสัญญาณที่มีอยู่ในคลื่นหัวใจ ซึ่งจะนำลักษณะเด่นนี้มาผ่านกระบวนการเรียนรู้ด้วย นิวรอลเน็ตเวิร์ค เพื่อทำการตัดสินใจบ่งชี้ตัวบุคคล

**Abstract**

A new human identification system base on electrocardiogram (ECG) signal is introduced in this work. The human heart is considered to be a unique system of each person, therefore ECG signal represents impulse respond of system. Wavelets transform is used for finding dominant features in ECG signal. Then, the dominant features is used in learning process of artificial neural network which is used for classification scheme

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรฉบับนี้ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความกรุณาจากท่านอาจารย์ ซึ่งคณะผู้จัดทำโครงการขอกราบขอบพระคุณอย่างยิ่ง ได้แก่ ผศ.อัครพล ตรีรัตน์ ดร.ศรวัฒน์ ชิวปรีชา ที่ปรึกษาปริญญาบัตร ที่กรุณาให้คำปรึกษาแนะนำช่วยเหลือ ชี้แนะและปรับปรุงแก้ไข ด้วยความเอาใจใส่อย่างดีเยี่ยม ตลอดจนความรู้ความเข้าใจในงานด้านต่างๆ

ขอขอบพระคุณ อาจารย์สุรพันธ์ ยิ้มมั่น และนายคนศักดิ์ ติลาวิไลลักษณ์ นักศึกษาภาควิชาฟิสิกส์ อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการให้นำเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาทำการทดสอบวัดสัญญาณจริง เพื่อใช้ในการพัฒนาระบบ

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคมทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ทางด้านโทรคมนาคม

ขอขอบพระคุณ คุณบิดา คุณมารดา ที่เป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนช่วยเหลือมาโดยตลอด

ประโยชน์และคุณค่าที่พึงมีจากปริญญาบัตรนี้ ผู้จัดทำโครงการขอมอบให้แก่ผู้มีส่วนร่วมทุกท่าน ตลอดทั้งผู้ที่ต้องการศึกษาในการต่อไป

คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

เรื่อง	หน้า
สารบัญรูป	I
สารบัญตาราง	V
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 วัตถุประสงค์	1
1.2 ขอบเขตของโครงการ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	
2.1 ความรู้พื้นฐานของหัวใจ	3
2.1.1 ลักษณะกายวิภาคของหัวใจ	3
2.1.2 หลักการทำงานของหัวใจ	4
2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	5
2.2.1 การเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	6
2.2.2 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน	8
2.2.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในทางสรีระไฟฟ้า	10
2.3 เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย	11
2.3.1 คลื่น P	12
2.3.2 ระยะห่างคลื่น P-R	12
2.3.3 คลื่น QRS Complex	12
2.3.4 คลื่น Q	13
2.3.5 ระยะห่างคลื่น Q-T	13
2.3.6 ระยะคลื่น R-R	13
2.3.7 ระยะห่างคลื่น S-T	13
2.3.8 ความกว้างคลื่น QRS Complex	13
2.3.9 คลื่น T	14
2.3.10 คลื่น U	14
2.3.11 อัตราการเต้นของหัวใจ	14
2.4 วิธีการวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	15
2.4.1 Bipolar Lead หรือ Limb Lead	15
2.4.2 Unipolar Limb Lead หรือแบบ Augmented Limb Lead	15
2.4.3 Unipolar Chest Lead	16
2.5 การปรับอัตราการเต้นของหัวใจ	17
2.6 การแปลงเวฟเลท (Waveless Transform)	20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ (ต่อ)

เรื่อง	หน้า
2.7 โครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)	25
2.7.1 ฟังก์ชันกระตุ้นความสนใจ (Activation Function)	27
2.7.2 กฎการเรียนรู้ของเพอร์เซพตรอน	28
2.7.3 กฎการเรียนรู้ของเซลล์ค่า	29
2.7.4 นิวรอลเน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียว (Neural Network singlelayer)	31
2.7.5 นิวรอลเน็ตเวิร์คแบบหลายเลเยอร์ (Neural Network Multilayer)	32
2.7.6 ปังจัยที่ทำให้ประสิทธิภาพการสอนโครงข่ายด้วยวิธี Back Propagation เพิ่มขึ้น	35
2.7.7 นิวรอลเน็ตเวิร์คกับพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์	38
<b>บทที่ 3 การออกแบบและการสร้าง</b>	
3.1 ส่วนการวัดและเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Measurement and Store ECG signal )	43
3.1.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Measurement)	43
- การทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	43
- การสังเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Synthesis ECG signal )	48
3.2 ส่วนการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( ECG signal Training )	65
3.2.1 จัดเตรียมสัญญาณ ( Pre-processing )	65
3.2.1.1 การกำจัดสัญญาณรบกวน (De-Noising)	65
3.2.1.2 การกำจัดองค์ประกอบไฟตรง ( Remove DC Component )	67
3.2.1.3 การปรับขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Amplitude Normalization )	69
3.2.1.4 การเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ ( Store 1 period ECG signal )	71
3.2.1.5 การปรับอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate Normalization)	74
3.2.1.6 การดึงคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการแปลงเวฟเลท ( Feature Extraction by Wavelet Transform )	78
3.2.2 การเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยโครงข่ายประสาทเทียม ( ECG signal learning by Artificial Neural Network )	82
3.2.2.1 การฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียม (Training step)	82
3.2.2.2 การนำค่าถ่วงน้ำหนักไปใช้งาน (Working step)	84
3.3 ส่วนการบ่งชี้ตัวบุคคล (Human Identification)	85
- การอ้างอิงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับระบบฐานข้อมูล	87

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ (ต่อ)

เรื่อง	หน้า
<b>บทที่ 4 ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผลการทดลอง</b>	
4.1 ส่วนของการวัดและเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Measurement and Stored ECG Signal)	91
4.2 ส่วนการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( ECG signal Training )	97
4.2.1 จัดเตรียมสัญญาณ ( Pre-processing )	97
4.2.2 การเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยโครงข่ายประสาทเทียม ( ECG signal Training by Artificial Neural Network )	116
4.7 ส่วนการบ่งชี้ตัวบุคคล ( Human Identification )	118
<b>บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง</b>	
5.1 บทสรุป	123
5.2 บทวิจารณ์	123
5.3 ปัญหาและอุปสรรคที่พบ	123
5.4 แนวทางการแก้ไข	124
<b>เอกสารอ้างอิง</b>	
<b>ภาคผนวก</b>	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญญรูปภาพ

รูป	หน้า
รูปที่ 2-1 ลักษณะการทำงานของหัวใจ	5
รูปที่ 2-2 ระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ	6
รูปที่ 2-3 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน	8
รูปที่ 2-4 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	9
รูปที่ 2-5 ระยะและช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ	10
รูปที่ 2-6 แสดงเส้นมาตรฐานที่เกิดระหว่างรอบคลื่น	11
รูปที่ 2-7 แสดงความกว้างและระยะห่างคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	12
รูปที่ 2-8 คลื่น QRS Complex ในหลากหลายรูปร่างลักษณะ	13
รูปที่ 2-9 การติดสายบันทึกสัญญาณในแต่ละรูปแบบ	17
รูปที่ 2-10 บล็อกไดอะแกรมของหลักการที่นำเสนอ	19
รูปที่ 2-11 เปรียบเทียบผลการแปลงสัญญาณด้วยวิธีฟูรีเยร์และเวฟเลทกับคลื่นไซน์ขาดตอน	20
รูปที่ 2-12 การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเลท	21
รูปที่ 2-13 เปรียบเทียบข้อมูลเชิงเวลากับการแปลงฟูรีเยร์ การแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาอันสั้น และการแปลงเวฟเลท	21
รูปที่ 2-14 สัญญาณคลื่นไซน์ที่ตัวแปรปรับร่วมขนาดในแต่ละระดับ	23
รูปที่ 2-15 สัญญาณเวฟเลทที่ตัวแปรปรับร่วมขนาดในแต่ละระดับ	24
รูปที่ 2-16 การเปรียบเทียบผลที่ได้จากการใช้เวฟเลทในแต่ละระดับสเกล	24
รูปที่ 2-17 สัญญาณเวฟเลทที่มีการเลื่อนเวฟเลทฟังก์ชัน	25
รูปที่ 2-18 แบบจำลองหลักๆ ของ ANN	26
รูปที่ 2-19 Activation Function ชนิดต่างๆ	27
รูปที่ 2-20 โครงสร้างนิเวรอลเน็ตเวิร์คแบบเพอร์เซพตรอน	28
รูปที่ 2-21 โครงสร้างกฎการเรียนรู้ของเซลล์	29
รูปที่ 2-22 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าผิดพลาดต่ำสุดและค่าถ่วงน้ำหนัก	31
รูปที่ 2-23 นิเวรอลเน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียว	31
รูปที่ 2-24 โครงสร้างของนิเวรอลเน็ตเวิร์คแบบหลายเลเยอร์	32
รูปที่ 2-25 การหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันแอกติเวชัน	36
รูปที่ 2-26 ทิศทางการเคลื่อนที่ของการปรับค่าถ่วงน้ำหนัก	37
รูปที่ 2-27 โครงสร้างนิเวรอลเน็ตเวิร์คสำหรับพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์	39
รูปที่ 2-28 กราฟการแยกจำพวกของกลุ่มแพทเทิร์นของพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์ สำหรับสองฮิตเดนยูนิต	40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูป	หน้า
รูปที่ 2-29 แผนภูมิการทำงานของการแพร่กระจายกลับอัลกอริทึม	41
รูปที่ 3-1 การทำงานของระบบ	42
รูปที่ 3-2 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	43
รูปที่ 3-3 แสดงบอร์ดของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	44
รูปที่ 3-4 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้หนีบบริเวณแขนและขาเพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	44
รูปที่ 3-5 แสดงการต่อใช้งานอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	45
รูปที่ 3-6 แสดงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวบุคคล	45
รูปที่ 3-7 แสดงลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ โดยแสดงผ่าน โปรแกรม EKG Monitor 1	46
รูปที่ 3-8 แสดงโปรแกรม CodeVision AVR Compiler ทำการรับข้อมูลเป็นเลขฐานสิบ	47
รูปที่ 3-9 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสังเคราะห์	48
รูปที่ 3-10 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รวมกับสัญญาณรบกวน	49
รูปที่ 3-11 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha$ ในส่วนของคลื่น P	50
รูปที่ 3-12 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha$ ในส่วนของคลื่น Q	51
รูปที่ 3-13 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha$ ในส่วนของคลื่น R	52
รูปที่ 3-14 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha$ ในส่วนของคลื่น S	53
รูปที่ 3-15 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha$ ในส่วนของคลื่น T	54
รูปที่ 3-16 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha_i$ ในส่วนของคลื่น P	55
รูปที่ 3-17 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha_i$ ในส่วนของคลื่น Q	56
รูปที่ 3-18 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha_i$ ในส่วนของคลื่น R	57
รูปที่ 3-19 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha_i$ ในส่วนของคลื่น S	58
รูปที่ 3-20 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\alpha_i$ ในส่วนของคลื่น T	59
รูปที่ 3-21 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\beta_i$ ในส่วนของคลื่น P	60
รูปที่ 3-22 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\beta_i$ ในส่วนของคลื่น Q	61
รูปที่ 3-23 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\beta_i$ ในส่วนของคลื่น R	62
รูปที่ 3-24 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\beta_i$ ในส่วนของคลื่น S	63
รูปที่ 3-25 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า $\beta_i$ ในส่วนของคลื่น T	64
รูปที่ 3-26 แผนผังการกำจัดสัญญาณรบกวน ( De-Noising )	65
รูปที่ 3-27 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการกำจัดสัญญาณรบกวน	66

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูป	หน้า
รูปที่ 3-28 แผนภูมิขั้นตอนการกำจัดองค์ประกอบไฟตรงของสัญญาณ	67
รูปที่ 3-29 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการกำจัดองค์ประกอบไฟตรง	68
รูปที่ 3-30 แผนภูมิแสดงขั้นตอนการนอร์มอลไลซ์ทางขนาดของสัญญาณ	69
รูปที่ 3-31 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการปรับขนาดสูงสุดเท่ากับ 1	70
รูปที่ 3-32 แผนภูมิการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ	71
รูปที่ 3-33 แสดงขั้นตอนการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ	72
รูปที่ 3-34 รูปสัญญาณที่ได้จากการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ	73
รูปที่ 3-35 แผนภูมิแสดงขั้นตอนการปรับอัตราการเดินของหัวใจ	74
รูปที่ 3-36 รูปแสดงสัญญาณที่มีอัตราการเดินที่ไม่เท่ากับ 80 ครั้ง/นาที	75
รูปที่ 3-37 สัญญาณการปรับอัตราการเดินของหัวใจ	76
รูปที่ 3-38 โครงสร้างของการแปลงเวฟเลข	77
รูปที่ 3-39 โครงสร้างของการแปลงเวฟเลขที่ยังไม่มีการ Down Sampling	78
รูปที่ 3-40 โครงสร้างของการแปลงเวฟเลขที่ผ่านการ Down sampling	79
รูปที่ 3-41 การนำสัญญาณมาผ่านการแปลงเวฟเลข	80
รูปที่ 3-42 การแปลงเวฟเลขมัลติสเกล	81
รูปที่ 3-43 สัญญาณที่ดึงลักษณะจากการแปลงเวฟเลข	82
รูปที่ 3-44 แผนภูมิการฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียม	83
รูปที่ 3-45 แผนภูมิการนำค่าถ่วงน้ำหนักไปใช้งาน	84
รูปที่ 3-46 แสดงการฝึกสอนโครงข่ายให้เรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	85
รูปที่ 3-47 แสดงการให้โครงข่ายประสาทเทียมบ่งชี้ตัวบุคคล	86
รูปที่ 3-48 แสดงผลการบ่งชี้บุคคลโดยโครงข่ายประสาทเทียม	86
รูปที่ 3-49 การเชื่อมต่อระหว่างโปรแกรม MATLAB กับฐานข้อมูล	87
รูปที่ 3-50 สร้าง Database	87
รูปที่ 3-51 แสดงขั้นตอนการสร้างตาราง	88
รูปที่ 3-52 แสดงขั้นตอนการสร้างฟิลด์	88
รูปที่ 3-53 แสดงขั้นตอนรายละเอียดของการสร้างฟิลด์	89
รูปที่ 3-54 โครงสร้างของฐานข้อมูลจำลองที่สร้างขึ้นเมื่อใช้คำสั่ง MySQL > show columns from profile	89
รูปที่ 3-55 ซอฟต์แวร์ MySQL-Front ที่ใช้ในการจัดการกับฐานข้อมูล MySQL	90

## สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูป	หน้า
รูปที่ 3-56 ขั้นตอนการจำแนกบุคคล	90
รูปที่ 4-1 แสดงการเชื่อมต่อเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับคอมพิวเตอร์ผ่านทาง Bluetooth	91
รูปที่ 4-2 แสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณที่ได้จากการวัดผ่านโปรแกรม EKG	92
รูปที่ 4-3 แสดงข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่โปรแกรม CodeVision AVR Compiler รับผิดชอบ	93
รูปที่ 4-4 แสดงการเริ่มต้นบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	94
รูปที่ 4-5 แสดงการหยุดบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	94
รูปที่ 4-6 แสดงหน้าต่างโปรแกรมการใช้งานระบบบ่งชี้ตัวบุคคล	95
รูปที่ 4-7 แสดงหน้าต่างโปรแกรมการใช้งานในส่วนของการบันทึกข้อมูลลง database	95
รูปที่ 4-8 แสดงการกรอกรายละเอียดของบุคคลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัด	96
รูปที่ 4-9 หน้าต่างโปรแกรมส่วนของ Pre-Processing	97
รูปที่ 4-10 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เลือกมาเข้ากระบวนการเตรียมสัญญาณ	98
รูปที่ 4-11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกกำจัดสัญญาณรบกวน	99
รูปที่ 4-12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังทำการกำจัดองค์ประกอบไปตรง	100
รูปที่ 4-13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังทำการปรับขนาด	101
รูปที่ 4-14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ	102
รูปที่ 4-15 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังการปรับอัตราการเดินของหัวใจ	103
รูปที่ 4-16 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังทำการดึงคุณลักษณะเด่นออกมา	104
รูปที่ 4-17 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom ที่การแปลงเวฟเลทระดับ 1	106
รูปที่ 4-18 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain nontakote ที่การแปลงเวฟเลทระดับ 1	107
รูปที่ 4-19 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak ที่การแปลงเวฟเลทระดับ 1	109
รูปที่ 4-20 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom ที่การแปลงเวฟเลทระดับ 2	111
รูปที่ 4-21 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote ที่การแปลงเวฟเลทระดับ 2	112
รูปที่ 4-22 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak ที่การแปลงเวฟเลทระดับ 2	114
รูปที่ 4-23 ทำการบันทึกสัญญาณที่ได้หลังจากกระบวนการจัดเตรียมสัญญาณ	115
รูปที่ 4-24 แสดงหน้าต่างโปรแกรมที่ใช้ในการ Training สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแก่	116
โครงข่ายประสาทเทียม	
รูปที่ 4-25 แสดงการ Load ข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น Input Pattern	116
รูปที่ 4-26 แสดงการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม	117
รูปที่ 4-27 แสดงข้อมูลใน Database	118

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลง IV หาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูป	หน้า
รูปที่ 4-28 แสดงหน้าต่างโปรแกรมที่ใช้ในการแสดงผลการบ่งชี้ตัวบุคคล	119
รูปที่ 4-29 การแสดงผลการบ่งชี้ตัวบุคคลของระบบ	120

## สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 2-1 กลุ่มข้อมูลอินพุตแพทเทิร์นของพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์	38
ตารางที่ 3-1 การกำหนดเป้าหมายในการฝึกสอนให้กับโครงข่ายประสาทเทียม	82
ตารางที่ 4-1 ผลการทดสอบระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	121



# บทที่ 1

## บทนำ

ในปัจจุบันเทคโนโลยีมีพัฒนาการที่ก้าวไกลมาก ทำให้มนุษย์เราสามารถนำมาคิดค้นวิธีการใหม่ๆที่จะนำมาใช้ก่อให้เกิดผลประโยชน์กับตนเองสูงขึ้น อย่างเช่นงานด้านการรักษาความปลอดภัย จะเห็นได้จากในอดีตที่เราจะใช้มนุษย์ในการรักษาความปลอดภัย แต่ก็มีขีดจำกัดหลายอย่าง ในด้านจำนวนบุคลากร ด้านการเงิน ด้านสภาวะการทำงาน (ซึ่งแต่ละบุคคลมีไม่เท่ากัน) ฯลฯ ต่อมามีการพัฒนากล้องวงจรปิด เพื่อตรวจจับรักษาความปลอดภัย ซึ่งก็ยังคงไม่เพียงพอสำหรับการรักษาความปลอดภัยในระดับสูง ดังนั้นถ้าต้องการด้านการรักษาความปลอดภัยที่สูงมากขึ้น จึงต้องคิดค้นวิธีการป้องกันที่มีความซับซ้อนมากยิ่งขึ้นไป

ระบบบ่งชี้ตัวบุคคล จึงเป็นทางเลือกที่เหมาะสมที่สุดที่จะใช้ในการรักษาความปลอดภัยระดับสูง เพราะจำเป็นต้องใช้วาระของตัวบุคคลมาร่วมในการบ่งชี้ด้วย วิธีการนี้จะช่วยป้องกันบุคคลที่ไม่พึงประสงค์ให้สามารถเข้ามาได้ ซึ่งในการบ่งชี้ตัวบุคคลนั้นจำเป็นต้องมีเครื่องมือในการตรวจสอบเพื่อจะดึงลักษณะสำคัญของแต่ละบุคคลออกมาใช้ในการตัดสินใจ ตัวอย่างเช่น เครื่องบ่งชี้รูปหน้าของแต่ละบุคคล (Human face identification), เครื่องตรวจจับเสียง, เครื่องบ่งชี้ลายฝ่ามือ, เครื่องตรวจสอบม่านตา, เครื่องตรวจสอบลายนิ้วมือ และยังสามารถใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในการบ่งชี้ตัวบุคคลเพิ่มขึ้นได้ด้วย

สำหรับในปริิณยานิพนธ์นี้ได้ทำการศึกษาวิธีการบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะนำหลักการแปลงเวฟเลต (Wavelet) มาใช้ในการดึงลักษณะเด่น (Feature Extraction) ของสัญญาณที่มีอยู่ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากนั้นนำลักษณะเด่นของสัญญาณมาผ่านกระบวนการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) เพื่อทำการตัดสินใจบ่งชี้ตัวบุคคล จากหลักการดังกล่าว ในงานปริิณยานิพนธ์ชิ้นนี้ได้มีการจำลองการทำงานของระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโปรแกรม MATLAB

### 1.1 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลว่ามีความแตกต่างกันหรือไม่
2. เพื่อศึกษาวิธีการลดขนาดข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลต
3. เพื่อศึกษาวิธีการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลด้วยโครงข่ายประสาทเทียม ( Artificial Neural Network )
4. เพื่อนำการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของระบบโครงข่ายประสาทเทียมไปใช้ในการบ่งชี้ตัวบุคคล
5. เพื่อเป็นแนวทางของการรักษาความปลอดภัยในอีกรูปแบบหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.2 ขอบเขตของโครงการ

องค์ประกอบของเนื้อหาในปฏิญานิพนธ์เล่มนี้ กล่าวคือ

### บทที่ 1 บทนำ

กล่าวถึงความเป็นมา วัตถุประสงค์ และ ขอบเขตของการวิจัย

### บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ

กล่าวถึงความรู้พื้นฐานของหัวใจ ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การปรับอัตราการเต้นของหัวใจ หลักการของการแปลงเวฟเลท และความรู้เกี่ยวกับโครงข่ายประสาทเทียม

### บทที่ 3 การออกแบบการสร้าง

กล่าวถึงขั้นตอนการทำงานของระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### บทที่ 4 ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

กล่าวถึงผลที่ได้จากการทดลองในแต่ละขั้นตอน และการวิเคราะห์ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

กล่าวถึงข้อสรุปที่ได้จากการศึกษาและการทดลอง วิจารณ์ผลการทดลอง นำเสนอความคิดเห็นที่ได้จากการทดลอง

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการ

#### 2.1 ความรู้พื้นฐานของหัวใจ

##### 2.1.1 ลักษณะกายวิภาคของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ (Muscle organ) มีลักษณะเป็นรูปกรวยสั้น (Coneshaped) กว้างประมาณ 3.5 นิ้ว ยาวประมาณ 5 นิ้ว ตั้งอยู่บริเวณกึ่งกลางของช่องอกอยู่ระหว่างปอด ทั้ง 2 ข้าง 2 ใน 3 ส่วนของหัวใจจะอยู่ทางด้านซ้ายของเส้นกึ่งกลางลำตัว ส่วนฐานของหัวใจอยู่ในระดับใต้กระดูกซี่โครงซี่ที่ 2 ส่วนยอดของหัวใจหรือที่เรียกว่า เอเป็กซ์ (Apex) อยู่ในระดับช่องซี่โครงซี่ที่ 5 โดยเฉียงมาทางด้านซ้ายและชี้ไปทางด้านหน้าตรงกับเส้นกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้า

หัวใจทำหน้าที่บีบตัวดันเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย และคลายตัวให้เลือดที่ไหลไปเลี้ยงส่วนต่างๆ แล้วกลับเข้าสู่หัวใจพร้อมกับส่ง และรับเลือดไปที่ปอด เพื่อทำการแลกเปลี่ยนแก๊สออกซิเจน และคาร์บอนไดออกไซด์ โดยสามารถแบ่งหัวใจออกตามลักษณะได้ดังนี้

2.1.1.1 เยื่อหุ้มหัวใจ คือเป็นเยื่อบางๆ โสๆ ห่อหุ้มหัวใจไว้ เยื่อหุ้มหัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญแต่ไม่จำเป็นถึงชีวิต ในกรณีที่ เป็นโรค เราอาจทำการผ่าตัดแกะเยื่อหุ้มหัวใจทิ้งได้

2.1.1.2 หลอดเลือดหัวใจ คือจะอยู่บริเวณภายนอกหัวใจ (เยื่อหุ้มหัวใจ) ส่งแขนงเล็กๆลงไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ หลอดเลือดหัวใจมีเส้นใหญ่ๆ อยู่ 2 เส้น คือ เส้นด้านขวา (Right coronary artery) เลี้ยงหัวใจด้านขวา และเส้นด้านซ้าย (Left coronary artery) เลี้ยงหัวใจด้านซ้ายเป็นส่วนใหญ่ ทำหน้าที่เป็นท่อส่งถ่ายพลังงานจากสารอาหาร

2.1.1.3 กล้ามเนื้อหัวใจ คือเป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการบีบตัวไล่เลือดไปเลี้ยงในส่วนต่างๆของร่างกาย และขยายตัวเพื่อรับเลือดกลับเข้าสู่หัวใจ การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจต้องอาศัยพลังงานที่ได้จากสารอาหารที่ถูกนำมาโดยหลอดเลือดหัวใจ จะเห็นได้ว่าการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนที่มีความสำคัญอย่างมาก หากกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัวหรือคลายตัวซึ่งมีลักษณะผิดปกติแล้ว ก็จะทำให้เกิดปัญหาต่างๆขึ้น

2.1.1.4 ลิ้นหัวใจ และ ผนังกันห้องหัวใจ คือหัวใจของมนุษย์แบ่งออกเป็น 4 ห้องดังต่อไปนี้ สองห้องบนเรียกว่าหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา (Left and Right Atrium) สองห้องล่างเรียกว่าหัวใจห้องล่างซ้ายและหัวใจห้องล่างขวา (Left and Right Ventricle) ผนังของห้องหัวใจมีลักษณะเป็นกล้ามเนื้อ เมื่อกล้ามเนื้อเกิดการหดหรือคลายตัวจะทำให้เลือดที่อยู่ภายในห้องหัวใจเกิดการเคลื่อนไหลภายในห้องหัวใจระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่าง ห้องหัวใจทั้งสองข้างจะมีเนื้อเยื่อขวางกัน ทำให้การไหลของเลือดไปได้ในทางเดียวเรียกว่า ลิ้นหัวใจ คือไหลจากห้องบนลงสู่ห้องล่างและไหลจากห้องล่างออกไปสู่เส้นเลือดใหญ่

## 2.1.2 หลักการทำงานของหัวใจ

การทำงานของหัวใจแบ่งได้เป็นช่วงจังหวะต่างๆ ดังต่อไปนี้

**2.1.2.1** ช่วงที่การบีบตัวส่งเลือดออกไปของหัวใจสิ้นสุดลง และกำลังรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป ช่วงนี้เป็นช่วงที่เลือดไหลเข้าสู่หัวใจ สภาพหัวใจขณะนี้จะถือว่าเป็นสภาวะพัก (Resting State) ของหัวใจ

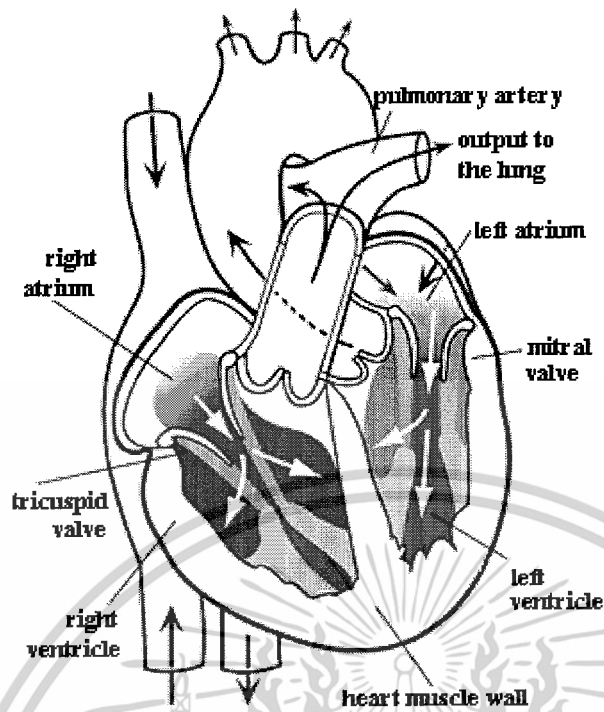
**2.1.2.2** เป็นช่วงที่เกิดขึ้นหลังจากระยะพักเสร็จสิ้นลง ในช่วงนี้หัวใจห้องบน (Atrium) เริ่มหดตัว ทำให้ความดันภายในหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนเข้าสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

**2.1.2.3** เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างเพิ่มมากขึ้นจะทำให้ลิ้น (Valve) ที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนกับห้องล่างทั้งด้านขวา (Tricuspid Valve) และ ด้านซ้าย (Mitral Valve) ปิด ดังนั้นปริมาตรของหัวใจห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลง ในขณะที่หัวใจห้องล่างเริ่มหดตัวนั้นความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวา (Pulmonary Artery) เท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอท ขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่ซึ่งเลือดจากหัวใจห้องล่างซ้ายส่งไปยังร่างกายมีความดันเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นปิด-เปิด ของเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta Valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary Valve) จะปิดอยู่จนกระทั่งความดันเพิ่มขึ้นจนเพียงพอ

**2.1.2.4** เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจนมากกว่าความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่ ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิด และหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เข้าสู่ระบบไปเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นถึงจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ถูกขับออกไปสู่ร่างกายแล้ว กล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดลง ความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่จะเริ่มต้นตกลง

**2.1.2.5** เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่ง ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในห้องหัวใจ (Chambers) ลิ้นปิด-เปิดของหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำจะปิด ที่จุดนี้การสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจจะหยุดลงขณะที่หัวใจห้องล่างกำลังพองตัว ความดันจะยังคงตกลงเรื่อยๆ

**2.1.2.6** เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิดและเลือดจะเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็ว และจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเริ่มเพิ่มขนาดขึ้นสูงสุดขณะนี้ในช่วงของระยะพักของหัวใจ และครบวงจรรอบการเต้นของหัวใจจวนรอบต่อไปก็จะเริ่มใหม่อีกครั้ง

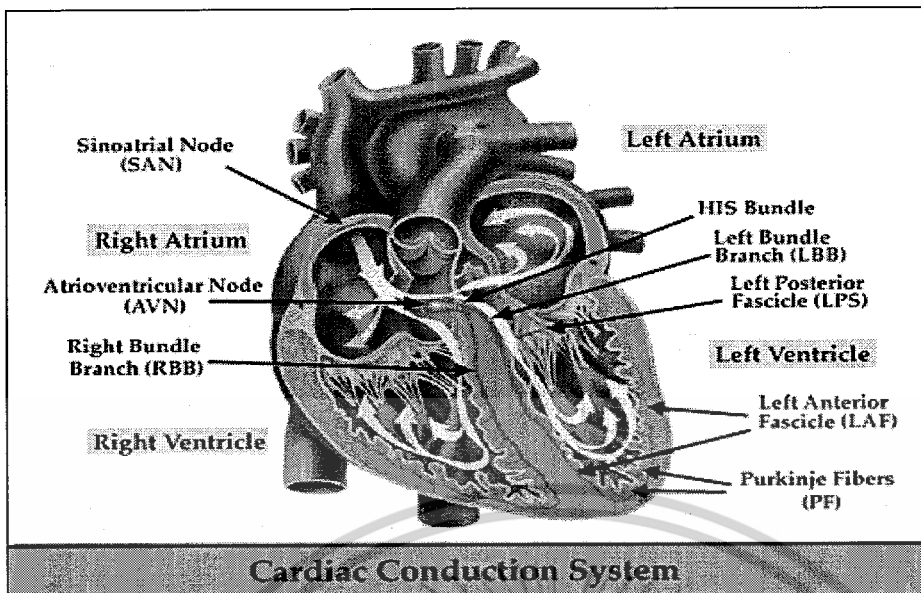


รูปที่ 2-1 ลักษณะการทำงานของหัวใจ

## 2.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งมีเซลล์ประสาทและเซลล์กล้ามเนื้ออยู่ พิจารณาหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำคือร่างกาย ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้น จะกระจายออกจากขั้วบวกไปตามส่วนต่างๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายและเข้าที่ขั้วลบสามารถวัด ศักย์ไฟฟ้าตกร่วมระหว่างจุดใดๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ศักย์ไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุด ต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักย์ไฟฟ้าที่วัด ได้นี้เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หรือ ECG or EKG

การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจที่ทำให้เกิดการไหลของเลือดนั้น ถูกควบคุมโดยระบบไฟฟ้า ภายในหัวใจเริ่มต้นจากกลุ่มของเซลล์ในผนังหัวใจห้องบนขวาที่เชื่อมต่อกับเส้นเลือดดำใหญ่ (Superior Venacava) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งประสาทกึ่งกล้ามเนื้อ กลุ่มเซลล์นี้จะให้กำเนิดไฟฟ้าเป็น จังหวะอย่างต่อเนื่องและค่อนข้างสม่ำเสมอในคนปกติ เซลล์เหล่านี้เรียกว่าเพซเมเกอร์เซลล์



รูปที่ 2-2 ระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ

### 2.2.1 การเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

พิจารณาการเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะเดินทางผ่านกลุ่มเซลล์พิเศษที่เรียกว่า SA Node (Sino-Atrial node) สัญญาณไฟฟ้าที่กำเนิดจาก SA Node จะถูกส่งลงไปในห้องหัวใจส่วนที่อยู่ล่างลงไป 3 ส่วนดังนี้ส่วนแรกวิ่งไปตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งออกเป็น 2 ทาง คือทางหนึ่งอ้อมมาจากทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกลงตรงผนังกันหัวใจห้องบนทั้ง 2 ลงมาสู่ด้านบนของ Atrio - Ventricular Node (AV Node) ส่วนนำไฟฟ้าส่วนนี้เรียกว่า Anterior Internodal Track (Bachmann's Bundle) ส่วนที่สองเริ่มจากทางด้านหลัง SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือด Superior Venacava ลงมาสู่ผนังกันหัวใจห้องบนและลงสู่ด้านบน AV Node เรียกว่า Middle Internodal Track (Wenckebach) ส่วนที่สามเริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังหัวใจห้องบนขวาลงสู่ AV Node เรียกว่า Posterior Internodal Track (Thorel)

ในหัวใจห้องบนขวาติดกับผนังกันหัวใจห้องล่างใกล้ผนังกันระหว่างเอเทรียมทั้งสองข้างตรงบริเวณเหนือลิ้นหัวใจ Tricuspid ที่อยู่ด้านหน้าของช่องเปิดของ Coronary Sinus เป็นตำแหน่งของกลุ่มเซลล์ที่มีลักษณะเหมือนเซลล์ประสาทผสมกับเซลล์กล้ามเนื้ออีกกลุ่มหนึ่งเรียกว่า AV Node จะรับสัญญาณไฟฟ้าจาก SA Node ตามเส้นทางที่กล่าวข้างต้นแล้วส่งต่อไปตามส่วนต่างๆ ที่เรียกว่า HIS Bundle ซึ่งเป็นส่วนที่รับสัญญาณไฟฟ้าจาก AV Node โดยตรงมียาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ที่ผนังกันระหว่างหัวใจในส่วนเอเทรียมทั้ง 2 ข้างและผนังกันระหว่างหัวใจส่วนของเวนทริเคิลทั้ง 2 ข้างเช่นกัน สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก HIS Bundle จะถูกส่งต่อไปที่ Right Bundle Branch และ Left Bundle Branch แยกกันไปยังหัวใจห้องล่างทั้งสองข้างโดยที่ Right Bundle Branch จะทอดตัวมาตามผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนมาทางขวาแล้วแทรกตัวเข้าไปอยู่ในเยื่อหัวใจด้านขวา ส่วน Left Bundle Branch จะทอดตัวมาตามผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนมาทางซ้ายและแยกออกเป็นสองแขนงได้แก่แขนงด้านหน้าและ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

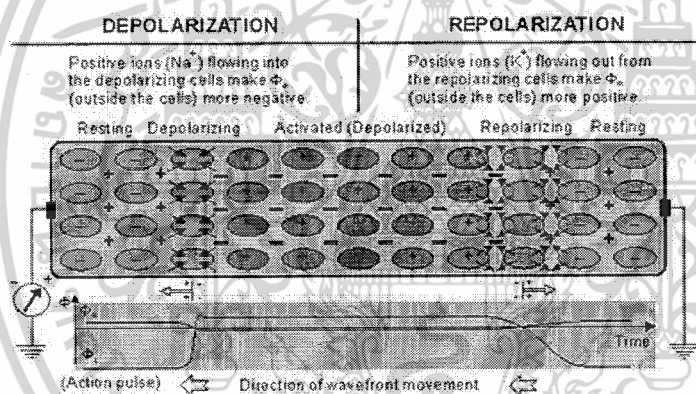
แขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle) มีขนาดสั้นและหนากว่าส่วนปลายสุดของระบบนำไฟฟ้าของหัวใจซึ่งอยู่ใต้เยื่อหุ้มหัวใจด้านใน (Endocardium) สามารถรับสัญญาณไฟฟ้าจากส่วนที่กล่าวมาแล้วข้างต้นเพื่อนำสัญญาณไฟฟ้าลงไปยังกระจายทั่วห้องหัวใจด้านล่างทั้งทางด้านขวาและด้านซ้าย เรียกว่า Purkinje System

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าไปถึงบริเวณใด จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจบริเวณนั้นเกิดการหดตัวและเมื่อเวลาผ่านไปกล้ามเนื้อบริเวณนั้นก็คลายตัวออก เลือดดำที่อยู่ในส่วนต่างๆ ของร่างกายเมื่อได้รับออกซิเจนไปใช้งานแล้วจะไหลย้อนกลับมายังหัวใจด้านบนขวา และไหลต่อไปในหัวใจด้านล่างขวา เมื่อลิ้นหัวใจที่คั่นระหว่างห้องหัวใจบนและล่างเปิด โดยมีแรงส่งมาจากการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนขวา เมื่อเลือดลงมาถึงหัวใจห้องล่างขวาระยะเวลาหนึ่งกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวา จะหดตัวทำให้เกิดแรงส่งการไหลของเลือดในหัวใจนั้นไปดันให้ลิ้นหัวใจปิดกั้น การไหลย้อนของเลือดไปสู่หัวใจห้องขวบนเกิดการไหลของเลือดไปทางออกคือเส้นเลือดแดง ปุลมอนารี (Pulmonary Artery) ต่อกต่อไปยังปอดเพื่อให้มีการเติมออกซิเจนเข้ากระแสเลือดที่ ถุงลมปอด เลือดที่ผ่านการเติมออกซิเจนแล้วจะมีสีแดง และไหลไปตามเส้นเลือดดำปุลมอนารี (Pulmonary Vein) ไหลเข้าสู่ห้องหัวใจด้านบนซ้าย แล้วไหลต่อไปในหัวใจด้านล่างซ้าย เมื่อลิ้นหัวใจที่คั่นระหว่างห้องหัวใจบนและล่างเปิด โดยมีแรงส่งการไหลจากการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนซ้าย เมื่อเลือดลงมาถึงหัวใจห้องล่างซ้ายชั่วระยะเวลาหนึ่ง กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดตัวทำให้เกิดแรงส่งการไหลของเลือดในหัวใจนั้นออกไปดันให้ลิ้นหัวใจปิดกั้นการไหลย้อนของเลือดไปสู่หัวใจห้องซ้ายบน เกิดการไหลของเลือดไปทางออกคือเส้นเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา (Aorta) นำเลือดออกไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกายแล้วไหลกลับมาที่หัวใจอีกครั้งหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

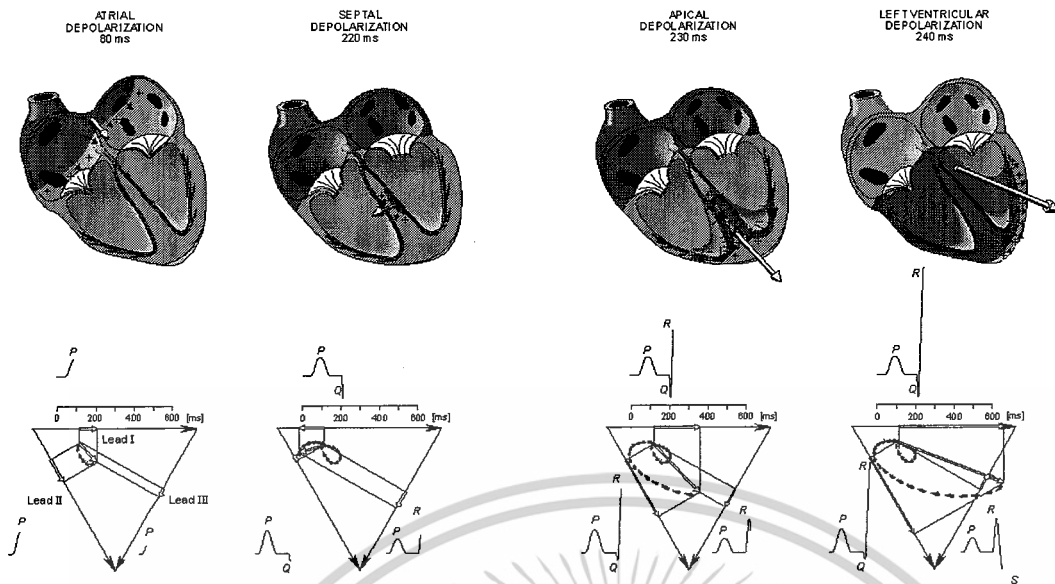
## 2.2.2 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน

โดยปกติเมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจอยู่ในระยะพักตัว (at Rest) ภายในเซลล์จะมีศักย์ไฟฟ้า  $\Phi$ , น้อยมากประมาณ -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ เรียกว่าศักย์ขณะเซลล์พัก (Resting Potential) และเรียกสภาวะเซลล์ในขณะนี้เป็นว่าสภาวะโพลาไรเซชัน (Polarization) เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจได้รับการกระตุ้นอยู่ในสภาวะดีโพลาไรเซชัน (Depolarization/Activated) ค่าศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นประมาณ +20 มิลลิโวลต์เรียกว่า ศักย์กระตุ้น (Action Potential) การที่ศักย์ไฟฟ้ามีค่าต่างกันนี้ เนื่องจากการแลกเปลี่ยนความเข้มข้นของ สารเกลือแร่ เช่น โซเดียมไอออนที่อยู่ภายนอกเซลล์กับโปแตสเซียมไอออนที่อยู่ภายในเซลล์ ในภาวะปกติภายในเซลล์จะมีสาร โปรแตสเซียมสูงโซเดียมต่ำ สารเกลือแร่เหล่านี้จะค่อยๆ ซึมผ่านเข้าออกเซลล์ เป็นระยะๆ ทำให้ค่าศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา เมื่อใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมากๆ เซลล์จะตอบสนองการกระตุ้นโดยสารโซเดียมภายนอกเซลล์ จะซึมเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำให้ ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นต่อมาศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อยๆ ลดลงเพราะมีสาร โปรแตสเซียมซึมผ่านเข้า ภายในเซลล์ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์ เรียกว่าเซลล์อยู่ในสภาวะกลับตัวรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ดังแสดงในรูปที่ 2-3



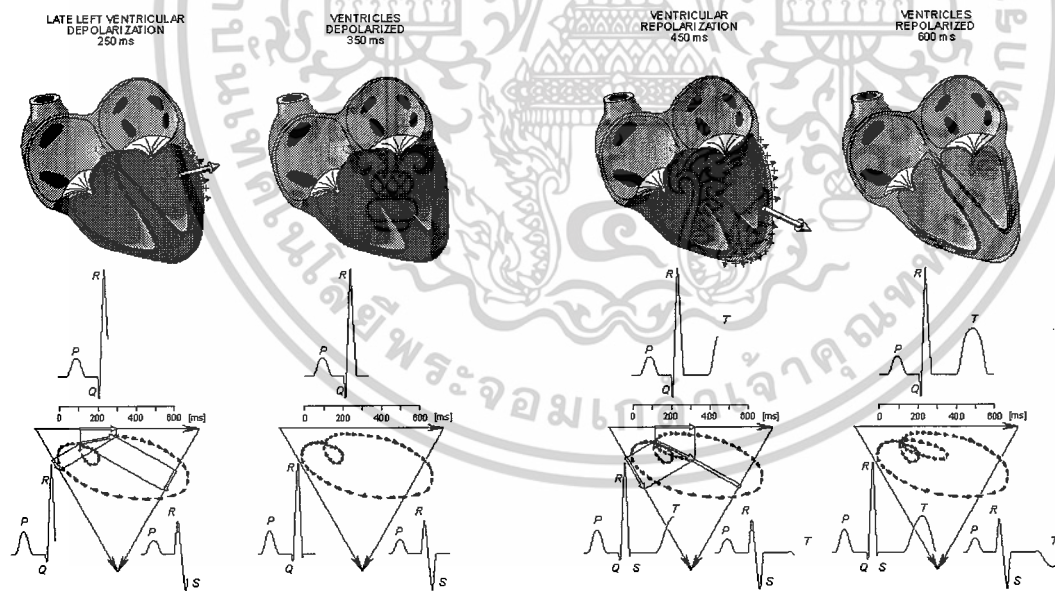
รูปที่ 2-3 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน

ปรากฏการณ์เหล่านี้ในทางไฟฟ้าพบว่าเมื่อค่าแรงดันมีการเปลี่ยนแปลงและเซลล์มีความต้านทานทางไฟฟ้า จะทำให้เกิดเส้นทางของกระแสไฟฟ้าไหลผ่านจากเซลล์หนึ่ง ไปยังอีกเซลล์หนึ่งต่อไปเป็นลูกโซ่ ทำให้เกิดศักย์กระตุ้นในแต่ละส่วนของหัวใจ เมื่อรวมศักย์กระตุ้นที่เกิดขึ้นผลที่ได้คือคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 2-4 แสดงความสัมพันธ์ของการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



(ก) แสดงการเกิดคลื่น P

(ข) แสดงการเริ่มต้นคลื่น QRS Complex



(ค) แสดงการสิ้นสุดคลื่น QRS Complex

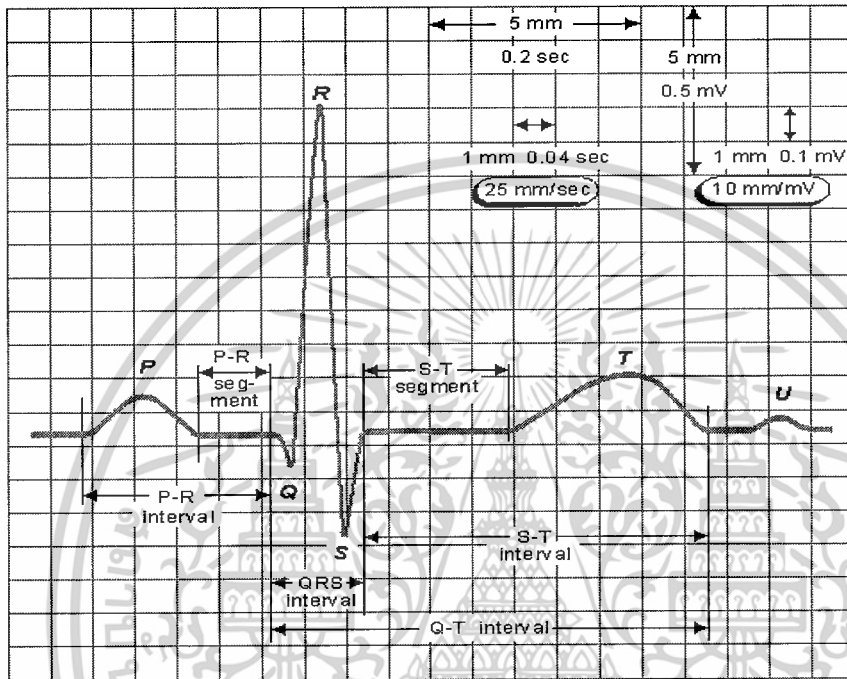
(ง) แสดงการเกิดคลื่น T

รูปที่ 2-4 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในทางสรีรไฟฟ้า

กระบวนการหดตัวและคลายตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจส่งผลให้เกิดสรีรไฟฟ้าไหลผ่าน ไปมาในหัวใจเป็นวงรอบหรือที่เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยคลื่น P คลื่น QRS Complex คลื่น T และคลื่น U (พบได้ในบาง Lead) ดังแสดงในรูปที่ 2-5 ซึ่งสามารถอธิบายการเกิดคลื่นไฟฟ้าตามการทำงานของหัวใจได้ดังนี้



รูปที่ 2-5 ระยะและช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ

**2.2.3.1 การเกิดคลื่น P** แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา (Depolarization of the Right and Left Atria) ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนมีการหดตัว โดยปกติคลื่น P จะเป็นคลื่นหัวตั้ง เว้นแต่ใน Lead *aVR* ที่คลื่น P จะเป็นคลื่นหัวกลับ คลื่น P จะมีขนาดใหญ่และเห็นได้ชัดที่สุดเมื่ออยู่ใน Lead *II* มากกว่า Lead อื่นๆ

**2.2.3.2 การเกิดคลื่น QRS Complex** แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องซ้ายล่างและหัวใจห้องขวาล่าง (Right and Left Ventricular Depolarization) ส่งผลให้กล้ามเนื้อหัวใจหดตัวส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ภายในร่างกายและประกอบขึ้นเป็นคลื่น Q คลื่น R และคลื่น S ในคนปกติคลื่น Q จะเป็นคลื่นลบเล็กๆ เกิดจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของผนังกล้ามเนื้อหัวใจด้านซ้ายและวิ่งจากทางด้านขวา เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจด้านซ้ายหนากว่าด้านขวาทำให้เราได้คลื่นบวก R สูงและชัดเจนเมื่อเราวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่บริเวณผนังกล้ามเนื้อหัวใจซ้าย ถ้าวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่บริเวณผนังกล้ามเนื้อหัวใจที่บันทึกได้จะแสดงให้เห็นคลื่น R ที่เล็กและเตี้ย แต่คลื่น S จะมีลักษณะที่แหลมและลึก

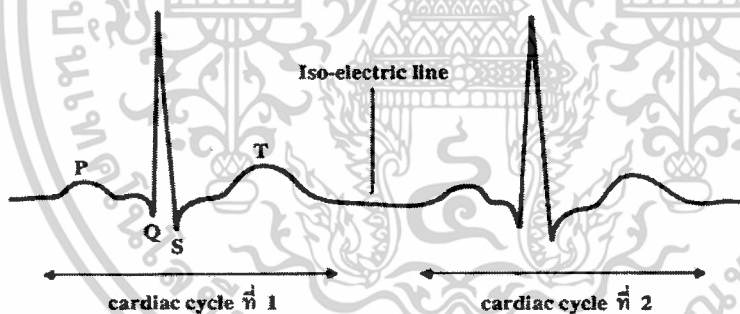
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.3.3 การเกิดคลื่น T แสดงการรีโพลาไรเซชันหัวใจห้องล่างมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งไม่ค่อยสมมาตรเล็กน้อย ซึ่งทางด้านขาขึ้น (Ascending) ชันน้อยกว่าด้านขาลง (Descending) เล็กน้อย ซึ่งจะได้คลื่น T หัวตั้งในกรณีวัดโดยใช้ Lead I , Lead II ,  $V_3 - V_6$  ละจะได้คลื่น T หัวกลับในกรณีวัดโดยใช้ Lead aVR

2.2.3.4 การเกิดคลื่น U มีจุดกำเนิดไม่แน่ชัดแต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาไรเซชันของเส้นใย Purkinje และระยะที่เกิดคลื่น U จะตรงกับระยะพักตัวของเวนทริเคิล

### 2.3 เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย

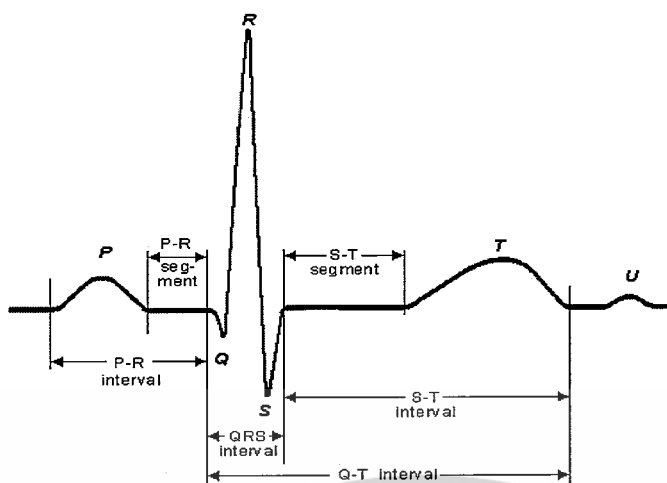
ในการทำงานแต่ละครั้งของหัวใจจะเริ่มตั้งแต่การหดตัวจนไปถึงการคลายตัวซึ่งจะทำงานเป็นวงรอบหรือเรียกว่าหนึ่งรอบคลื่น ดังนั้นการทำงานของหัวใจจึงมีวงรอบทางไฟฟ้าอย่างสมบูรณ์และจะแยกจากกันด้วยเส้นมาตรฐาน (Baseline หรือ ISO-Electric Line) คลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหลายจะเกิดขึ้นเหนือหรือใต้เส้นมาตรฐานทั้งสิ้น โดยทั่วไปคลื่นที่อยู่เหนือเส้นมาตรฐานเรียกว่าคลื่นบวกหรือคลื่นหัวตั้ง ซึ่งได้แก่คลื่น P คลื่น QRS Complex และคลื่น T เป็นต้น ส่วนคลื่นที่อยู่ใต้เส้นมาตรฐานเรียกว่าคลื่นลบหรือคลื่นหัวกลับ ซึ่งได้แก่คลื่น Q และคลื่น S ดังแสดงในภาพที่ 2-6 แต่อย่างไรก็ตามคลื่นสามารถเปลี่ยนรูปคลื่นไปตามอาการหรือระบบการทำงานของหัวใจที่ผิดปกติ ส่งผลให้คลื่นเกิดการเปลี่ยนแปลง เช่น การเกิดคลื่น P หรือคลื่น T หัวกลับ เป็นต้น



รูปที่ 2-6 แสดงเส้นมาตรฐานที่เกิดระหว่างรอบคลื่น

ในแต่ละรูปคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแยกจากกันด้วยช่องห่างคลื่น (Segment) และเมื่อรวมช่องห่างคลื่นกับความยาวคลื่นจะเรียกว่าระยะห่างคลื่นยกตัวอย่างเช่น ระยะห่างคลื่น ST เป็นการรวมกันระหว่างช่องห่างคลื่น ST (ตั้งแต่ตำแหน่งสิ้นสุดคลื่น S ไปจนถึงตำแหน่งเริ่มต้นคลื่น T) บวกกับความยาวคลื่น T (ตำแหน่งเริ่มต้นคลื่น T ไปจนถึงตำแหน่งสิ้นสุดคลื่น T) ดังแสดงในภาพที่ 2-7 ซึ่งสามารถจำแนกรายละเอียดการแบ่งและพารามิเตอร์ต่างๆ ได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-7 แสดงความกว้างและระยะห่างคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.3.1 คลื่น P จะพบเห็นมากใน Lead II และต้องเป็นหัวตั้งเสมอจึงจะถือว่าเป็นปกติ ส่วนใน  $V_1$  และ  $V_2$  อาจจะเป็นทั้งหัวตั้งและหัวกลับก็ได้ ซึ่งคลื่นลบต้องมีขนาดไม่น้อยกว่าหรือเท่ากับขนาดด้านบวกจึงจะถือว่าเป็นปกติ โดยทั่วไปคลื่น P ต้องมีความกว้างไม่เกิน 0.08 - 0.12 วินาที และความสูงไม่เกิน 2.5 มิลลิเมตร

รูปร่างลักษณะของคลื่น P

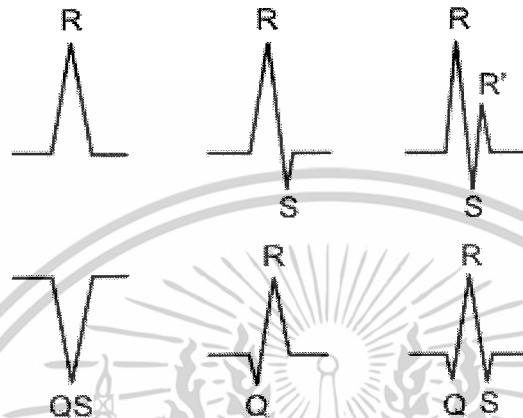
- คลื่นหัวตั้ง
- คลื่นหัวกลับ
- คลื่นที่มีทั้งหัวตั้งและหัวกลับอยู่ในคลื่นเดียวกัน
- ไม่มีคลื่น P

2.3.2 ระยะห่างคลื่น P-R เป็นระยะจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS Complex ถ้า QRS Complex มีคลื่น Q อยู่ด้วย ระยะคลื่น P-R จะวัดโดยเริ่มจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น Q แต่ถ้า QRS Complex ไม่มีคลื่น Q ระยะคลื่น P-R จะเริ่มวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น R ระยะคลื่น P-R จะหมายถึงคลื่น P ร่วมกับเสมอแต่ไม่มีส่วนของ QRS Complex ระยะคลื่น P-R จะมีค่าระหว่าง 0.12 - 0.20 วินาที

2.3.3 คลื่น QRS Complex ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่น Q คือคลื่นลบอันแรกในหนึ่งรอบคลื่นและเป็นส่วนเริ่มต้นของ QRS Complex ดังนั้นถ้าใน Lead ใดมีคลื่น Q อยู่ คลื่น Q นั้นจะอยู่ระหว่างคลื่น P และคลื่น R และในบางครั้ง QRS Complex จะประกอบด้วยคลื่น R เพียงอย่างเดียวโดยไม่มีคลื่น Q นำหน้าและคลื่น S ตามหลังก็ได้ แต่ถ้าเราต้องการกล่าวถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น R เราก็ยังใช้เรียกจุดนั้นว่า Q อยู่เช่นเดียวกับจุดสุดท้ายของคลื่น R ที่เรียกว่า S โดยไม่ได้มีคลื่น S อย่างแท้จริงเหมือนใน QRS Complex ทั่วไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางปฏิบัติแล้วเวลาอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อพูดถึง QRS Complex อาจจะหมายความรวมๆ กันไป คืออาจจะมีคลื่น Q หรือคลื่น S ด้วยหรือไม่ก็ได้ แต่เมื่อต้องการแยกรายละเอียด วิธีปฏิบัติที่ ยึดถือตามหลักสาขานิยมคือการใช้อักษรภาษาอังกฤษตัวเล็กในคลื่นขนาดเล็ก ใช้อักษรตัวใหญ่ในคลื่น ขนาดใหญ่ และถ้ามีคลื่นที่เป็นบวกหรือลบมากกว่า 1 คลื่นจะใช้สัญลักษณ์ R R' และ R'' แทน จำนวนคลื่นที่เกิดดังแสดงในรูปที่ 2-8



รูปที่ 2-8 คลื่น QRS Complex ในหลากหลายรูปร่างลักษณะ

2.3.4 คลื่น Q มีความกว้างน้อยกว่า 0.04 วินาที หรือ 1 ช่องเล็ก และมีความลึกน้อยกว่า  $\frac{1}{4}$  ของขนาดคลื่น R คลื่น Q ที่ปกตินั้นมักจะพบได้ใน Lead I , aV2, aVF , V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub> และ V<sub>6</sub>

2.3.5 ระยะห่างคลื่น Q-T คือระยะตั้งแต่เริ่มต้นคลื่น Q ไปจนถึงสิ้นสุดคลื่น T โดยระยะคลื่น QT จะเป็นระยะคลื่นที่ยาวที่สุดในบรรดาระยะคลื่นที่มี ซึ่งได้รวมความยาวของคลื่น QRS Complex ช่องห่าง คลื่น ST และความยาวคลื่น T เข้าด้วยกัน ค่าของ Q-T จะแตกต่างกันไปตามอายุ เพศ วัยและอัตรา การเต้นของหัวใจ

2.3.6 ระยะคลื่น R-R คือระยะระหว่างยอดคลื่น R แรกไปถึงยอดคลื่น R ถูถัดไป

2.3.7 ระยะห่างคลื่น S-T เริ่มตั้งแต่สิ้นสุดตำแหน่งคลื่น S ไปจนถึงสิ้นสุดตำแหน่งคลื่น T

2.3.8 ความกว้างคลื่น QRS Complex คือการรวมกันของคลื่นสามคลื่นเริ่มตั้งแต่ส่วนแรกสุด ของความกว้างคลื่น QRS Complex คือคลื่น Q ในคนปกติจะเป็นคลื่นลบขนาดเล็ก จากนั้นจะตามด้วย คลื่นที่มีขนาดใหญ่และเห็นได้ชัดที่สุดนั่นคือคลื่น R ในคนปกติจะเป็นคลื่นบวกและสุดท้ายคลื่น S ใน คนปกติจะเป็นคลื่นลบที่มีขนาดเล็กแต่มีความลึก ในการศึกษา QRS Complex สิ่งที่ควรสังเกต มี 2 ข้อ ดังนี้

2.3.8.1 ความสูงของคลื่น R และความลึกของคลื่น S

2.3.8.2 ความกว้างคลื่นคือระยะทางจากจุดเริ่มต้นของ QRS Complex ไปจนถึงจุดสุดท้าย ตามปกติจะอยู่ที่ระหว่าง 0.06 – 0.10 วินาที โดยปกติมักใช้ Lead II ในการหาระยะคลื่น QRS Complex และระยะห่างคลื่น P-R

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**2.3.9 คลื่น T** รูปร่างของคลื่น T ปกติจะไม่ค่อยสมมาตรเล็กน้อย โดยทั่วไปแล้วคลื่น T ใน Limb Lead จะไปทิศทางเดียวกับคลื่น QRS Complex ที่อยู่ใน Lead เดียวกันเสมอ กล่าวคือถ้าคลื่น QRS Complex ส่วนใหญ่หัวตั้งคลื่น T ก็จะหัวตั้งตาม เป็นต้น ดังนั้นคลื่น T จะหัวตั้งเสมอใน Lead I และ Lead II และจะหัวกลับเสมอใน aVR ในการบอกถึงความปกติหรือผิดปกติของคลื่น T รูปร่างลักษณะคลื่นเพียงอย่างเดียวไม่เพียงพอแต่ต้องอาศัยการหาแกนไฟฟ้าประกอบด้วย

ความสูงและความกว้างของคลื่น T นั้น ไม่มีมาตรฐานที่แน่นอนว่าควรจะเป็นเท่าใดเหมือน คลื่น P ความสูงของคลื่น T จะแตกต่างกันได้มากในแต่ละบุคคลและในคนๆ เดียวกันคลื่น T ยังอาจจะแตกต่างกันไปได้ในเวลาที่แตกต่างกัน

รูปร่างลักษณะของคลื่น T มีดังนี้ 1. คลื่นหัวตั้ง แบ่งเป็น 2 ลักษณะดังนี้

1.1 รูปคลื่นปกติ (ไม่สมส่วนเล็กน้อย)

1.2 รูปคลื่นสูงและแคบ

2. คลื่นหัวกลับ

3. คลื่นที่มีทั้งหัวตั้งและหัวกลับอยู่ในคลื่นเดียวกัน

4. ไม่มีรูปคลื่น T หรือเกิดการยกขอบขาขึ้น/ขาลง

**2.3.10 คลื่น U** ตามธรรมชาติคลื่น U จะไม่มีในคลื่นไฟฟ้าหัวใจทุก Lead แต่จะเห็นได้ชัดที่สุดใน Chest Lead  $V_4, V_5$  คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV มักจะเป็นคลื่นเล็กๆ เกิดขึ้นหลังคลื่น T และอยู่ก่อนคลื่น P ในรอบคลื่นถัดไป

การเปลี่ยนแปลงของคลื่น U อาจจะได้ 2 ลักษณะคือ

1. คลื่น U มีขนาดใหญ่เห็นได้ชัด (Prominent U wave)

2. คลื่น U กลับหัว (Inverted U wave)

**2.3.11 อัตราการเต้นของหัวใจ** ในคนปกติจะอยู่ในช่วง 60-100 ครั้งต่อนาที ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 60 ครั้งต่อนาที เป็นความผิดปกติที่เรียกว่าภาวะหัวใจเต้นช้า (Brady Arrhythmia) และถ้าหัวใจเต้นเร็วเกินกว่า 100 ครั้งต่อนาที เป็นความผิดปกติที่เรียกว่าภาวะหัวใจเต้นเร็ว (Tachy Arrhythmia) หน่วยที่ใช้วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แก่ มิลลิโวลต์ต่อวินาทีและบันทึกลงในกระดาษบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้อัตราความเร็วของแถบบันทึก 25 มิลลิเมตร/วินาที เป็นผลให้ช่วงห่างในแนวยาว 1 ช่องเล็กเท่ากับ 0.04 วินาที ช่วงห่าง 5 ช่องเล็กหรือ 1 ช่องใหญ่เท่ากับ 0.20 วินาที ดังแสดงในรูปที่ 2-5 วิธีการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจมีหลายวิธี อาจจะนับช่วง P-P หรือ R-R ที่อยู่ติดกันก็ได้ วิธีที่ง่ายที่สุดคือเอา 300 ตั้งหารด้วยจำนวนช่องใหญ่ที่อยู่ระหว่างบีท ของหัวใจที่ติดกันใน Lead ใดก็ได้ที่ชัดเจน (เหมาะสำหรับกรณีที่อัตราการเต้นค่อนข้างสม่ำเสมอ) ได้อัตราเป็นจำนวนครั้งต่อนาทีเช่น

ถ้า R-R interval = 1 ช่องใหญ่ อัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับ 300 ครั้งต่อนาที

ดังนั้น R-R interval = 2 ช่องใหญ่ อัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับ 150 ครั้งต่อนาที

R-R interval = 3 ช่องใหญ่ อัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับ 100 ครั้งต่อนาที

R-R interval = 4 ช่องใหญ่ อัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับ 75 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.4 วิธีการวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการติดสายบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะต้องทำความสะอาดบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า (Electrode) จากนั้นทาเจล ณ จุดที่ติดขั้วไฟฟ้าเพื่อลดความต้านทานอินพีแดนซ์ลงเพื่อให้สื่อไฟฟ้าได้ดีขึ้น คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สมบูรณ์จะต้องประกอบด้วย 12 Lead ในแต่ละ Lead เกิดจากการวางขั้วไฟฟ้า ซึ่งเป็นขั้วลบไว้ในแต่ละตำแหน่งบนร่างกาย Lead ทั้ง 12 นี้ แบ่งออกได้เป็น 3 ชนิดด้วยกันคือ

### 2.4.1 Bipolar Lead หรือ Limb Lead

เป็นการติดสายวัดสัญญาณตามส่วนต่างๆ ของร่างกายในรูปสามเหลี่ยมเอนโทเฟนเช่น แขนขวา แขนซ้าย ขาขวาและขาซ้าย แต่มักจะวางไว้บนขาซ้ายเพราะสะดวกกว่าและคลื่นไฟฟ้าที่ได้ก็จะมีรูปร่างเหมือนกันไม่ว่าเราจะวางไว้บนเท้าซ้ายหรือขาซ้าย คลื่นไฟฟ้าที่ได้นี้เป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างขั้วทั้งสองของขั้วไฟฟ้าที่วางไว้ตามจุดต่างๆ จากวิธีการวัดเช่นนี้ทำให้เราได้คลื่นไฟฟ้า 3 Lead ด้วยกันคือ

- Lead I ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย
- Lead II ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย
- Lead III ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายและขาซ้าย

จะเห็นได้ว่า Bipolar Lead นี้เป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุดด้วยกัน และขั้วไฟฟ้าที่อีกจุดหนึ่งเป็นขั้วลบ ดังนั้นจึงอาจเรียกว่า Lead ที่ได้จากการวางขั้วไฟฟ้า เช่นนี้ว่า Bipolar Lead แต่เนื่องจาก Lead ที่ได้ว่าเป็น Limb Lead ดังแสดงในรูปที่ 2-9 (ก) บางครั้งจึงนิยมเรียกรวมว่าเป็น Bipolar Limb Lead เพื่อให้แตกต่างจาก Unipolar Limb Lead

### 2.4.2 Unipolar Limb Lead หรือแบบ Augmented Limb Lead

เกิดจากการวางขั้วไฟฟ้าที่เป็นขั้วบวกไว้ตามตำแหน่งมาตรฐานต่างๆ ส่วนขั้วไฟฟ้าอีกขั้วหนึ่งต่อเข้ากับ Galvanometer ทำให้มีค่าขั้วลบเป็นศูนย์คือเป็น Zero Potential หรือเรียกว่าเป็นการปรับขั้วไฟฟ้าให้เป็นกลาง (Indifferent Electrode) ซึ่งก็อยู่ที่ตัวเครื่องมือนั่นเอง การวางขั้วไฟฟ้า เช่นนี้ทำให้เราสามารถวัดกระแสที่เกิดขึ้นจริง ได้ขั้วไฟฟ้าขั้วบวกตามตำแหน่งต่างๆ ที่เราต้องการทราบโดยเราสามารถเคลื่อนย้ายขั้วไฟฟ้าขั้วบวกไปตามตำแหน่งที่ต้องการเช่น หัวไหล่ขวา หัวไหล่ซ้าย และขาซ้าย แต่เนื่องจากกราฟหรือคลื่นที่ได้จากการทำเช่นนี้มักจะมีขนาดเล็กไม่สะดวกแก่การอ่านและการแปรผลจึงได้มีการตัดแปลงเพื่อเพิ่มขนาดรูปคลื่นแต่รูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงโดยการเพิ่มระดับแรงดัน (Augmented Voltage) แต่ในทางปฏิบัติแล้วจะต้องมีการปรับสมดุลค่าความต้านทานอินพุท โดยการต่อตัวต้านทานเข้ากับขั้วบวกและขั้วลบของวงจรขยายดังแสดงในรูปที่ 2-9 (ข) ดังนั้นจึงเรียก Lead ทั้งสามดังต่อไปนี้

- Lead *aVL* คือหัวไหล่ขวาซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนขวาในการทำ Standard Lead
- Lead *aVR* คือหัวไหล่ซ้ายอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนซ้าย
- Lead *aVF* คือเท้าซ้ายซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับขาซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.4.3 Unipolar Chest Lead

Chest Lead หรือ Precordial Lead เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งต่างๆ บนหน้าอก รอบหัวใจตามแบบมาตรฐานสากลซึ่งมีการวางตำแหน่งด้วยกัน 6 ตำแหน่ง หรือใช้ตัวย่อว่า V Lead ตามตำแหน่งต่างๆ ของขั้วไฟฟ้าที่วางอยู่บนหน้าอก แสดงได้ในรูปที่ 2-9 (ก) ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

**2.4.3.1 Lead  $V_1$**  วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาติดกับขอบกระดูกหน้าอก

**2.4.3.2 Lead  $V_2$**  วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก

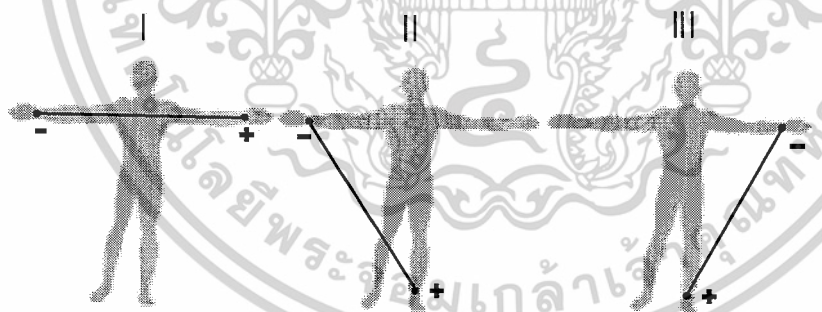
**2.4.3.3 Lead  $V_3$**  วางขั้วไฟฟ้าไว้อยู่ที่กึ่งกลางระหว่าง  $V_2$  และ  $V_4$  พอดี

**2.4.3.4 Lead  $V_4$**  วางขั้วไฟฟ้าไว้บนตำแหน่งเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้า (Mid – Clavicular Line) ในช่องว่างระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5

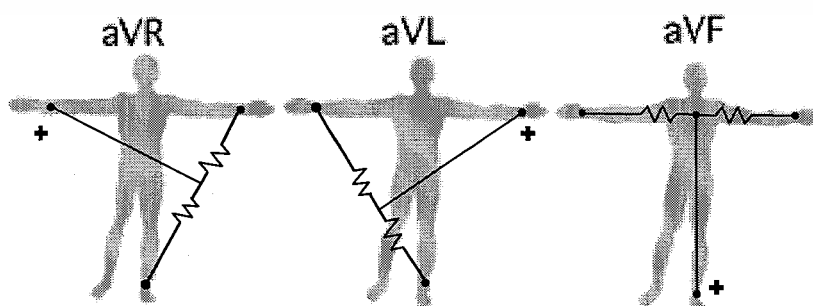
**2.4.3.5 Lead  $V_5$**  วางขั้วไฟฟ้าไว้อยู่บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น Anterior Axiillary กับเส้นขนาน (Horizontal Line) ที่ลากจาก  $V_4$

**2.4.3.6 Lead  $V_6$**  วางขั้วไฟฟ้าไว้บนจุดที่ตัดกันระหว่างเส้น Mid – Axiillary line กับเส้นขนานที่ลากจาก  $V_4$  ไป

โดยทั่วไป Lead  $V_1 - V_2$  จะถือเป็น Right Precordial Lead และ  $V_5 - V_6$  จะถือเป็น Left Precordial Lead และ  $V_3 - V_4$  จะอยู่ตรง Interventricular Septum ซึ่งแบ่งเป็นเวนทริเคิลขวาและเวนทริเคิลซ้ายออกจากกัน ดังนั้น Chest Lead นี้จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับกล้ามเนื้อหัวใจในแต่ละตำแหน่งได้ดีกว่า Lead ชนิดอื่น เพราะขั้วไฟฟ้าวางอยู่บนหัวใจส่วนต่างๆ ดังที่กล่าวมา



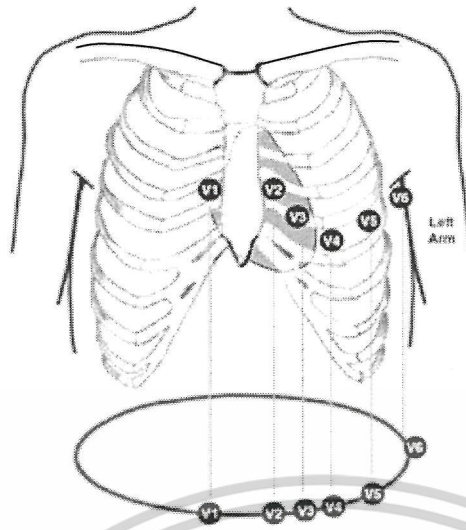
(ก) Bipolar Limb Lead



(ข) Unipolar Limb Lead

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง



(ค) Unipolar Chest Lead

รูปที่ 2-9 การติดสายบันทึกสัญญาณในแต่ละรูปแบบ

### 2.5 การปรับอัตราการเดินของหัวใจ

โดยทั่วไปอัตราการเดินของหัวใจของคนปกติจะมีอัตราประมาณ 80 ครั้งต่อนาที ในงานวิจัยนี้ได้ใช้อัตราการเดินนี้เป็นมาตรฐานของทุกๆสัญญาณที่ทำการประมวลผลใน ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเดินปกติอยู่ที่ 80 ครั้งต่อนาที นั้นหมายความว่า 1 คาบสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะใช้เวลา 0.75 วินาที หากสมมติให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับการบันทึกมานั้นถูกสุ่มด้วยอัตรา 8000 ครั้งต่อวินาที ดังนั้นใน 1 คาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องมีจำนวนสัญญาณทั้งหมด 6000 จุด อย่างไรก็ตามหากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นๆมีอัตราการเดินไม่เท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที นั่นก็หมายความว่าจำนวนความยาวของสัญญาณใน 1 คาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจจะน้อยกว่าหรือมากกว่า 6000 จุดก็ได้

หากกำหนดให้  $h(n)$  คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อัตราการเดินหัวใจใดๆ (ก่อนที่จะผ่านการปรับ) 1 คาบสัญญาณ โดยสมมติให้มีความยาวเท่ากับ  $N$  จุด ดังนั้นสมการการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Transform) ของ  $h(n)$  สามารถเขียนได้ดังนี้คือ

$$H(k) = \sum_{n=0}^{N-1} h(n) \exp(-j2\pi kn/N) \quad (2.1)$$

โดยที่  $k$  เป็นดัชนีชี้ความถี่ดิจิทัลซึ่งมีความสัมพันธ์กับความถี่ดิจิทัลที่มีค่าเท่ากับ  $\frac{kf_s}{N}$  โดย  $0 \leq k \leq N-1$  โดยสมมติให้  $N_n$  คือจำนวนจุดสัญญาณใน 1 คาบของสัญญาณหัวใจที่มีอัตราการเดินของหัวใจเท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที (ที่อัตราการสุ่มสัญญาณเท่ากับ 8000 ครั้งต่อวินาที) นั่นคือ  $N_n$  มีค่าเท่ากับ 6000 จากที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น  $N$  จึงอาจจะมีค่ามากกว่าหรือน้อยกว่า  $N_n$  ดังนั้น

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกหรือทำซ้ำและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราส่วนระหว่างจำนวนจุดของ 1 คาบสัญญาณที่ได้มาจากอัตราการเดินใดๆ กับจำนวนจุดของ 1 คาบสัญญาณที่มาจากอัตราการเดิน 80 ครั้งต่อวินาที จึงสามารถเขียนได้เป็น

$$\alpha = \frac{N_n}{N} \quad (2.2)$$

นั่นคือ ถ้า  $\alpha > 1$  หมายความว่าอัตราการเดินของหัวใจของสัญญาณ  $h(n)$  มีค่าสูงกว่าอัตราการเดินมาตรฐาน และในทางตรงกันข้าม อัตราการเดินของหัวใจของสัญญาณ  $h(n)$  มีค่าต่ำกว่าอัตราการเดินมาตรฐานเมื่อ  $\alpha < 1$  เพื่อเป็นการปรับให้ค่า  $\alpha = 1$  หรือพูดอีกนัยหนึ่งก็คือ ปรับให้จำนวนจุดใน 1 คาบของสัญญาณ  $h(n)$  ให้มีจำนวนเท่ากับ  $N_n$  นั้นทำได้โดยการเปลี่ยนอัตราสุ่มสัญญาณนั่นคือ หาก  $\alpha > 1$  ต้องสุ่มสัญญาณด้วยอัตราที่ต่ำกว่า 8000 ครั้งต่อวินาที และ หาก  $\alpha < 1$  ต้องสุ่มสัญญาณด้วยอัตราที่มากกว่า 8000 ครั้งต่อวินาที แต่เนื่องจากสัญญาณได้ถูกสุ่มมาแล้วด้วยอัตรา 8000 ครั้งต่อวินาที ดังนั้นการปรับเปลี่ยนอัตราสุ่มสัญญาณดังกล่าวจึงไม่สามารถทำได้โดยวิธีที่ตามวิธีการที่สามารถให้ผลเดียวกันแต่สามารถทำได้นั่นคือ ทำการสังเคราะห์สัญญาณ  $h(n)$  ขึ้นมาใหม่โดยใช้องค์ประกอบทางความถี่เดิมของสัญญาณ  $h(n)$  โดยให้ระยะห่างระหว่างจุดของสัญญาณสังเคราะห์ขึ้นมาใหม่ปรับเปลี่ยนไปให้สอดคล้องกับค่าตัวแปร นั่นคือ

$$T_n = \frac{T_s}{\alpha} \quad (2.3)$$

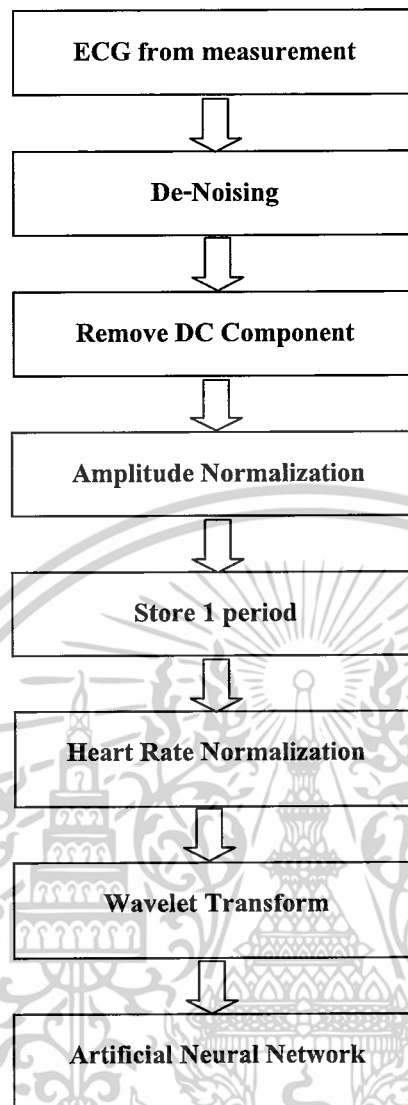
สมมติให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณที่สังเคราะห์ขึ้นมาใหม่จากองค์ประกอบทางความถี่เดิมของสัญญาณ  $h(n)$  คือ  $h_n(n)$  ซึ่งสามารถแสดงได้ดังสมการต่อไปนี้

$$h_n(n) = \sum_{k=0}^K |H(k)| \cos(2\pi k \frac{f_s}{N} n T_n + \angle H(k)) ; 0 \leq n \leq N_n - 1 \quad (2.4)$$

เมื่อ  $|H(k)|$  คือขนาดขององค์ประกอบความถี่  $H(k)$ ,  $\angle H(k)$  คือเฟสขององค์ประกอบความถี่  $H(k)$  และ  $K$  คือ ดัชนีความถี่ดิจิทัลสูงสุดที่ครอบคลุมสเปกตรัมความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ปกติจะมีช่วงประมาณ 0 – 100 Hz)

โดยทั่วไปสัญญาณที่อยู่ในโดเมนเวลานั้นจะมีความซ้ำซ้อนของข้อมูลเกิดขึ้นอยู่ ซึ่งมีวิธีการที่ใช้ในการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูลนั้นก็มีอยู่ด้วยหลายวิธี แต่ในงานปริญาานิพนธ์นี้จะใช้การแปลงเวฟเลทเป็นเครื่องมือในการดึงลักษณะเด่นที่มีอยู่ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(ที่ได้ถูกปรับอัตราการเดินให้อยู่ในอัตราการเดินมาตรฐานแล้ว) 1 คาบสัญญาณ ลักษณะเด่นของสัญญาณที่ได้นั้นจะนำไปผ่านการเรียนรู้ด้วยโครงข่ายนิรอรอลเพื่อใช้ในการตัดสินใจตามบล็อกไดอะแกรมแสดงขั้นตอนการทำงานของระบบ ดังแสดงได้ในรูปที่ 2-10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



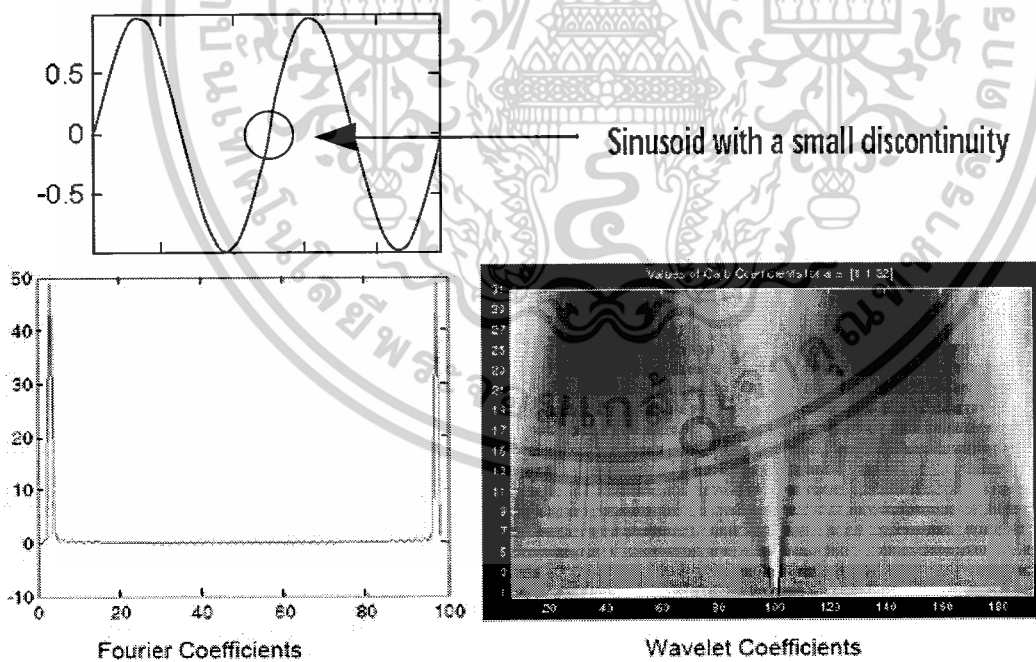
รูปที่ 2-10 บล็อกไดอะแกรมแสดงขั้นตอนการทำงานของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.6 การแปลงเวฟเลท (Wavelet Transform)

โดยทั่วไปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นสัญญาณที่มีองค์ประกอบทางความถี่เปลี่ยนแปลงตามเวลา การวิเคราะห์โดยการแปลงฟูรีเยร์ (Fourier Transform) ไม่สามารถทำได้เนื่องจากการแปลงฟูรีเยร์เป็นการแตกสัญญาณไปเป็นองค์ประกอบย่อยๆ ในรูปของสัญญาณไซน์ฮาร์มอนิกหรือเอ็กโปเนนเชียลเชิงซ้อนที่มีความถี่ต่างๆ ทำให้ไม่สามารถวิเคราะห์ตรงบริเวณรอยต่อของสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบทางความถี่ได้ดังแสดงในรูปที่ 2-11 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างการแปลงฟูรีเยร์และการแปลงเวฟเลท ในกรณีที่เกิดคลื่นไซน์ขาดตอน (Discontinuity) ณ ตำแหน่งวงกลมที่มีลูกศรชี้แสดงในภาพบนและในภาพซ้ายล่างแสดงให้เห็นการแปลงฟูรีเยร์ที่ไม่สามารถหาตำแหน่งสัญญาณเกิดการขาดตอนได้ ในขณะที่การแปลงเวฟเลทสามารถหาตำแหน่งที่สัญญาณขาดตอนได้แสดงอยู่ในวงกลมภาพขวาล่าง

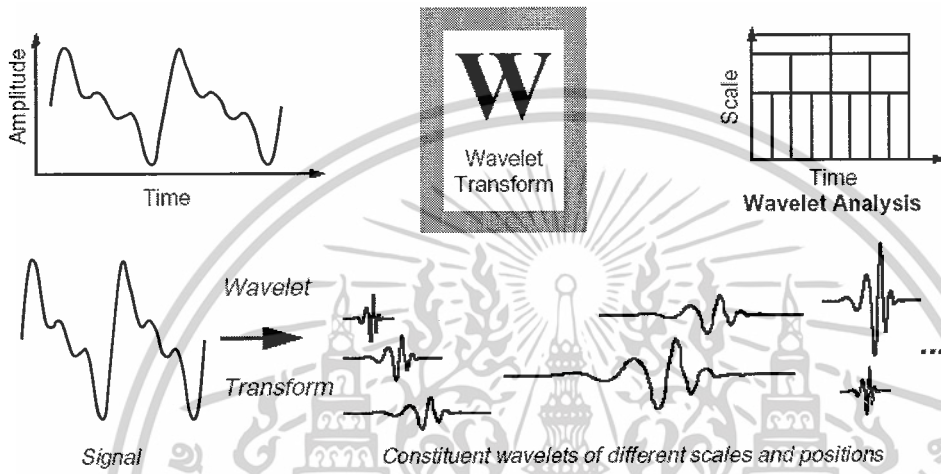
การวิเคราะห์สัญญาณโดยการแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาอันสั้น (Short Time Fourier Transform) จะมีการวางผัง (Mapping) สัญญาณออกเป็นฟังก์ชันเวลากับความถี่ ซึ่งเป็นฟังก์ชัน 2 มิติ แสดงให้เห็นว่าข้อมูลมีคลื่นความถี่อะไรบ้างที่เกิดขึ้น ณ เวลาหนึ่ง แต่อย่างไรก็ตามขนาดของวินโดว์เป็นตัวจำกัดความแม่นยำของข้อมูลจากการแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาอันสั้น เพราะเมื่อเลือกขนาดวินโดว์แล้วต้องใช้วินโดว์ขนาดดังกล่าวไปตลอดช่วงความถี่และเมื่อนำมาประยุกต์ใช้งานจริงจำเป็นต้องมีการปรับขนาดวินโดว์เพื่อเพิ่มความเที่ยงตรงในการวิเคราะห์



รูปที่ 2-11 เปรียบเทียบผลการแปลงสัญญาณด้วยวิธีฟูรีเยร์และเวฟเลทกับคลื่นไซน์ขาดตอน

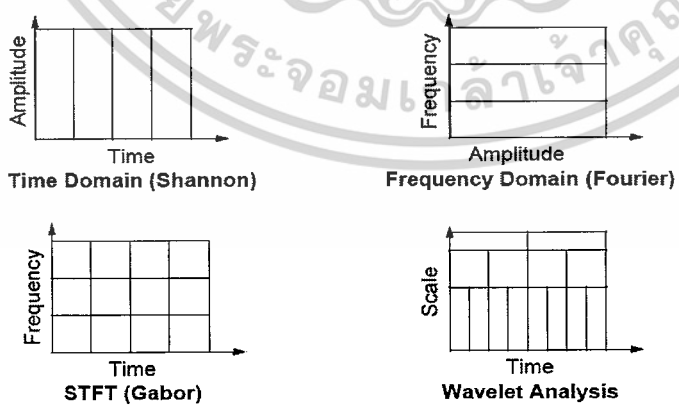
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเลตเป็นวิธีการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้รับการพัฒนามาจากการแปลงฟูรีเยร์และการแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นโดยมีการปรับช่วงเวลา และความถี่ให้เหมาะสมตามความต้องการผ่านกระบวนการแปลงเวฟเลต การวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการแปลงเวฟเลตจะสามารถขยายช่วงเวลาในส่วนของวินโดว์ให้ยาวขึ้นเพื่อให้ได้ข้อมูลช่วงความถี่ต่ำ ที่เที่ยงตรงขึ้นและยอมให้ลดช่วงเวลาในส่วนของวินโดว์ลงเพื่อให้ได้ข้อมูลช่วงความถี่สูงที่เที่ยงตรงขึ้นเช่นกัน ดังแสดงในรูปที่ 2-12



รูปที่ 2-12 การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเลต

แสดงการเปรียบเทียบข้อมูลเชิงเวลา (Shannon) กับข้อมูลเชิงความถี่ที่ได้จากการแปลงฟูรีเยร์กับการแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นและการแปลงเวฟเลต ดังแสดงให้เห็นการเปรียบเทียบข้อมูลเชิงต่างๆ ในรูปที่ 2-13



รูปที่ 2-13 เปรียบเทียบข้อมูลเชิงเวลากับการแปลงฟูรีเยร์ การแปลงฟูรีเยร์ในช่วงเวลาอันสั้นและการแปลงเวฟเลต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงเวฟเลทจะไม่แสดงข้อมูลเชิงเวลากับความถี่แต่จะแสดงข้อมูลเชิงเวลากับขนาดแทน ข้อดีของการใช้เวฟเลทก็คือความสามารถในการวิเคราะห์สัญญาณเฉพาะที่ นอกจากนี้การวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีเวฟเลทจะแสดงให้เห็นข้อมูลที่ไม่ปรากฏในการวิเคราะห์สัญญาณแบบอื่นๆ เช่นข้อมูลแนวโน้มของสัญญาณจุดแตกหัก (Breakdown) จุดแตกหักในอนุพันธ์ลำดับที่สูงขึ้นไปของสัญญาณ (Breakdown at Higher Derivatives) และ Self-Similarity นอกจากนี้การวิเคราะห์เวฟเลทยังสามารถบีบอัดสัญญาณ และสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้โดยลดทอนคุณภาพของสัญญาณลงไปจากเดิมเพียงเล็กน้อยเท่านั้น

ฟังก์ชันเวฟเลทมีลักษณะพิเศษที่สำคัญคือสมาชิกของฟังก์ชันเวฟเลทจะเป็นสัญญาณที่เกิดจากต้นแบบอันเดียวกัน โดยที่ต้นแบบของสัญญาณเวฟเลทดังกล่าวจะเรียกว่า “เวฟเลทแม่” (Mother Wavelet) ฟังก์ชันเวฟเลทจะมีการสั่นตามแนวแกนนอนซึ่งเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่อง ในช่วงเวลาอันสั้น ก่อนเข้าสู่ศูนย์ทั้งด้านบวกและด้านลบซึ่งต่างจากฟังก์ชันไซน์ที่แผ่ไปตามแนวแกนนอนโดยที่ขนาดสัญญาณไม่มีการเพิ่มขึ้นหรือลดลง ทำให้สามารถนำฟังก์ชันเวฟเลทไปใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณที่ไม่คงที่โดยเลือกช่วงเวลาและความถี่ที่ต้องการ ตามสมการ (2.5) และ สมการ (2.6)

กำหนดให้  $\psi(t)$  เป็นฟังก์ชันจำนวนจริงหรือจำนวนเชิงซ้อนใน  $L^2(\mathbb{R})$  ฟังก์ชัน  $\psi(t)$  จะเป็นฟังก์ชันเวฟเลทก็ต่อเมื่อ  $\Psi(\omega)$  ซึ่งเป็นฟังก์ชัน  $\psi(t)$  ในเชิงความถี่หลังจากมีการแปลงฟูรีเยร์แล้ว เป็นไปตามสมการ (2.5)

$$\int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} = C_{\psi} < \infty \quad (2.5)$$

จากเงื่อนไขจะเป็นตัวกำหนดว่าเวฟเลทมีคุณสมบัติสันแต่ผลรวมพื้นที่ที่มีค่าเป็นศูนย์ดังแสดงในสมการ (2.6)

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (2.6)$$

คุณสมบัติเวฟเลทดังกล่าวต่างจากฟังก์ชันฟูรีเยร์ที่ประกอบขึ้นด้วยคลื่นไซน์หลายความถี่หลายเฟสแต่ไม่เข้าสู่ศูนย์ในเวลาอันรวดเร็วทำให้ใช้ฟังก์ชันไซน์วิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะ ไม่คงที่ไม่ได้ การแปลงเวฟเลทเป็นกระบวนการเชิงเส้นที่แตกสัญญาณออกเป็นส่วนประกอบ ในระดับสเกลหรือระดับความคมชัดต่างๆ ตามสมการต่อไปนี้อยู่โดยที่สมการ (2.7) แสดงให้เห็นการปรับระดับสเกลของเวฟเลทเพื่อรักษาระดับพลังงานไว้โดยใช้ Normalize Factor  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  ซึ่ง  $a < 0$  ส่วน ฟังก์ชัน  $\psi_{\tau,a}(t)$  ในสมการ (2.8) เป็นฟังก์ชันเวฟเลทลูกที่ได้จากการปรับสเกลเวฟเลทแม่  $\psi(t)$  ที่ระดับสเกล  $a$  ณ ตำแหน่ง  $\tau$  โดยมีการ Normalize ระดับพลังงานตามสมการ (2.7) แล้ว

ส่วน พังก์ชัน  $Wf(a, \tau)$  ในสมการ (2.9) เป็นสมการในการแปลงเวฟเลทที่ระดับสเกล  $a$  ณ ตำแหน่ง  $\tau$  สำหรับฟังก์ชันต่อเนื่อง  $f(t)$  ที่เป็นสมาชิกของ  $L^2(\mathbb{R})$  โดยที่  $\psi^*\left(\frac{t-\tau}{a}\right)$  คือ Conjugate ของเวฟเลทฟังก์ชัน  $\psi(t)$  ซึ่งเป็นเวฟเลทแม่ที่มีการปรับขนาดสเกลไป  $a$  และเลื่อนค่าไป  $\tau$  ให้ได้เวฟเลทลูก ในสมการ (2.8) พังก์ชัน  $Wf(a, \tau)$  ในสมการ (2.9) มีชื่อเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า “สัมประสิทธิ์เวฟเลท” (Wavelet Coefficients)

$$\psi_a(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t}{a}\right) \quad (2.7)$$

$$\psi_{\tau,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) = \psi(a, \tau, t) \quad (2.8)$$

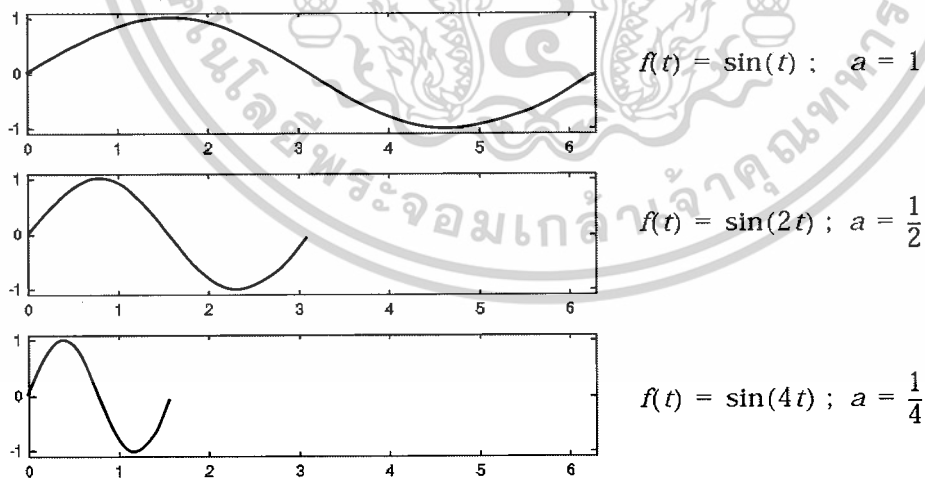
เมื่อ

$a$  คือตัวแปรร่วมในการปรับขนาด

$\tau$  คือตัวแปรร่วมในการเลื่อนตำแหน่ง

$$Wf(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt \quad (2.9)$$

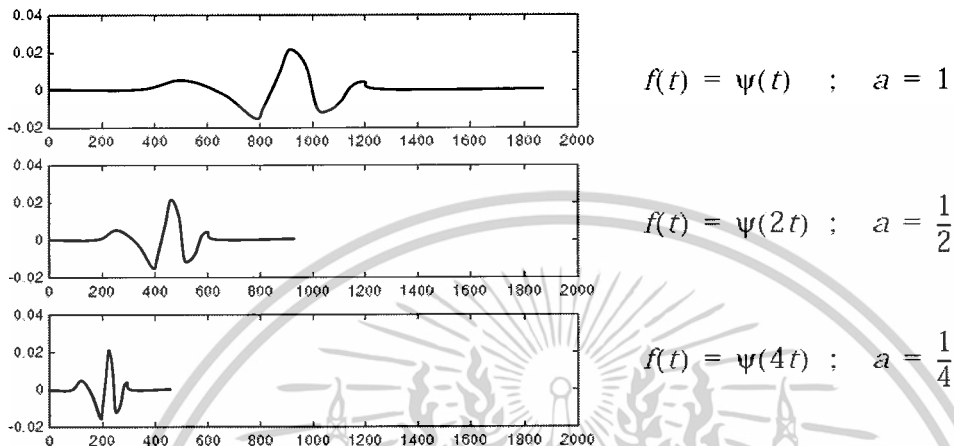
สามารถอธิบายถึงการปรับขนาดและการเลื่อนตำแหน่งได้ดังนี้:



รูปที่ 2-14 สัญญาณคลื่นไซน์ที่ตัวแปรปรับร่วมขนาดในแต่ละระดับ

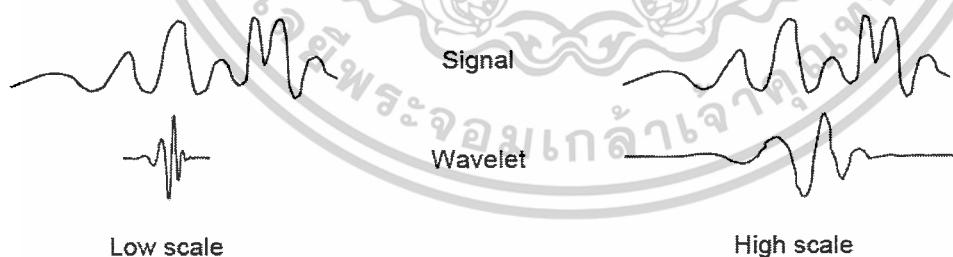
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการปรับขนาดซึ่งมีการหดเข้า (Compression) และขยายออก (Dilation) นั้นกำหนดให้  $a$  เป็นตัวแปรร่วมในการปรับขนาด (Scaling Parameter) เพื่อการปรับความถี่ของเวฟเลทนั่นเอง ดังตัวอย่างสัญญาณคลื่นไซน์ในรูปที่ 2-14 และตัวอย่างเวฟเลท ในรูปที่ 2-15 ซึ่งทั้งสองภาพแสดงให้เห็นว่ายิ่งลดระดับตัวแปรร่วมในการปรับขนาดลงเท่าไรสัญญาณก็จะถูกบีบอัดมากเท่านั้น



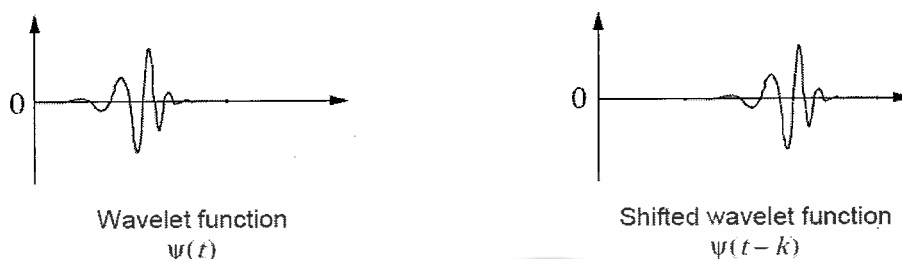
รูปที่ 2-15 สัญญาณเวฟเลทที่ตัวแปรปรับร่วมขนาดในแต่ละระดับ

ถ้าสเกลเวฟเลท  $a$  มีขนาดใหญ่ขึ้นเวฟเลทจะถูกดึงให้ยืดออกมากขึ้น ทำให้เวฟเลทแยกสัญญาณเป้าหมายได้เฉพาะส่วนที่เป็นโครงขยาบๆ ที่ช่วงความถี่ต่ำแต่ถ้าสเกลเวฟเลท  $a$  มีขนาดเล็กลงเท่าใดเวฟเลทจะถูกบีบอัดมากขึ้นทำให้เวฟเลทแยกสัญญาณเป้าหมายได้ในส่วนรายละเอียด ที่ช่วงความถี่สูงดังแสดงในรูปที่ 2-16



รูปที่ 2-16 การเปรียบเทียบผลที่ได้จากการใช้เวฟเลทในแต่ละระดับสเกล

ในการเลื่อนฟังก์ชันเวฟเลต  $\psi(t)$  ด้วยตัวแปรร่วม  $k$  จะแสดงออกมาในรูปแบบ  $\psi(t-k)$  ซึ่งหมายถึงการเลื่อนตำแหน่งการเกิดเวฟเลตไปที่เวลา  $k$  ผลที่เกิดจากการเลื่อนตำแหน่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2-17



รูปที่ 2-17 สัญญาณเวฟเลตที่มีการเลื่อนเวฟเลตฟังก์ชัน

การแปลงเวฟเลตเป็นผลรวมการคูณกันระหว่างสัญญาณในเชิงเวลา (ข้อมูลที่ต้องการ) กับ เวฟเลตที่ระดับสเกลและระดับการเลื่อนต่างๆ หรือที่เรียกว่าสัมประสิทธิ์เวฟเลตซึ่งจะอยู่ในรูปฟังก์ชันที่มีการปรับขนาดหรือมีการเลื่อน โดยเริ่มจากจุดเริ่มต้นของสัญญาณไปที่ส่วนจนครบแล้วไล่จากสเกลต่ำสุดไปสเกลที่สูงขึ้นจนกว่าครบทุกระดับสเกลที่ต้องการ ซึ่งในแต่ละระดับสเกลจะให้ผลของสัญญาณในช่วงความถี่ที่แตกต่างกันไป ขึ้นอยู่กับความต้องการของผู้ใช้ว่าจะเลือกใช้งานความถี่ในช่วงใด จากนั้นจึงเลือกใช้สัมประสิทธิ์เวฟเลตที่ให้ผลตอบสนองตรงกับความถี่ที่ต้องการต่อไป

## 2.7 โครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)

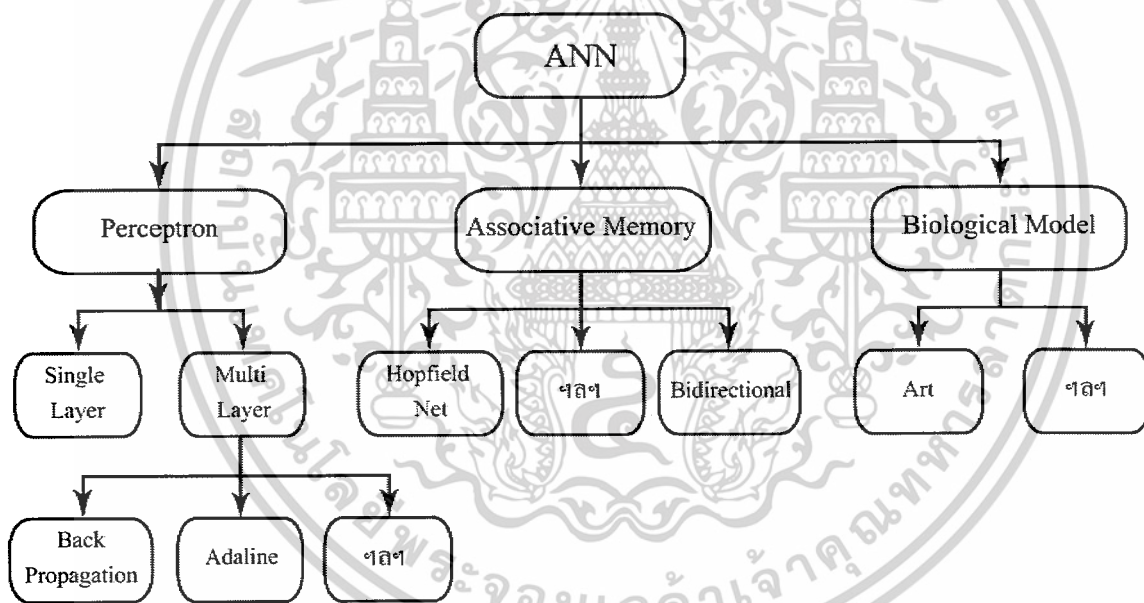
โครงข่ายประสาทเทียม หรือ Artificial Neural Network (ANN) เป็นชื่อแขนงหนึ่งในสาขาวิทยาการคอมพิวเตอร์ ในการที่จะพยายามเลียนแบบการทำงานของสมองมนุษย์ เฉพาะงานที่คอมพิวเตอร์ยังทำไม่ได้ หรือทำได้ไม่ดี อาทิเช่น การอ่านหนังสือ การจัดหมวดหมู่สิ่งของ เป็นต้น ซึ่งในปัจจุบันนี้นักวิทยาศาสตร์ทางสาขาชีววิทยาและสาขาที่เกี่ยวข้องกับการศึกษารูปแบบการทำงานของสมองมนุษย์ก็ยังไม่สามารถระบุรายละเอียดทั้งหมดของกลไกการทำงานของสมองมนุษย์ได้ ส่งผลให้นักวิชาการทางวิทยาการคอมพิวเตอร์เสนอรูปแบบและวิธีการจำลองการทำงานของสมองมนุษย์ออกมามากมาย โดยมีเป้าหมายที่ความสามารถของแบบจำลองให้เหมือนการทำงานด้วยมนุษย์มากที่สุด

องค์ประกอบของสมองมนุษย์นั้นประกอบด้วยเซลล์ประสาท หรือนิวรอล ประมาณ  $10^{11}$  ตัว โดยที่เซลล์ประสาทหนึ่งๆ มีเส้นเชื่อมโยงต่อไปยังเซลล์ประสาทอื่นๆ ประมาณ  $10^4$  ตัว และเวลาในการเปลี่ยนข้อมูลระหว่างนิวรอล อยู่ในลำดับของ  $10^{-3}$  วินาที นับว่าช้ามากเมื่อเทียบกับเวลาในการเปลี่ยนข้อมูลของคอมพิวเตอร์ เพียง  $10^{-10}$  วินาทีเท่านั้น อย่างไรก็ตามสมองมนุษย์สามารถประมวลผลได้เร็วมาก เช่น คนเราสามารถจำหน้าแม่ของตนเองได้ภายในเวลา  $10^{-4}$  วินาที ซึ่งน่าจะต้องผ่านการทำงานเป็นร้อยๆ ขั้นตอนกว่าที่จะได้คำตอบว่านี่คือหน้าของแม่เรา และเมื่อเทียบกับเวลาในการทำงานของแต่ละนิวรอลแล้ว จึงเกิดการตั้งสมมติฐานขึ้นว่า การทำงานของนิวรอลในสมองมนุษย์นั้น น่าจะใช้การประมวลผลแบบขนานขั้นสูง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Highly Parallel Processes) ดังนั้นการที่จะจำลองเซลล์ประสาทและการต่อเชื่อมโยงทั้งหมดของสมองมนุษย์คงจะต้องใช้คอมพิวเตอร์ขนาดใหญ่และสมรรถนะสูงมากและน่าจะต้องมีการนำการคำนวณแบบขนานเข้ามาช่วยด้วย

การนำ ANN มาประยุกต์ใช้งานนั้นแบ่งเป็น 2 ขั้นตอนหลัก คือขั้นตอนการฝึกหัด (Training) หรือเรียนรู้ (Learning) และขั้นตอนการทดสอบ (Testing) หรือใช้งานจริง ซึ่งในขั้นตอนการฝึกหัดมีการพัฒนาและเสนอรูปแบบจำลองการเรียนรู้ออกมามากมายซึ่งพอจะแบ่งออกได้เป็น 2 กลุ่มหลัก คือการเรียนรู้แบบมีผู้สอน (Supervise Learning Algorithm) และการเรียนรู้แบบไม่มีผู้สอน (Unsupervised Learning Algorithm)

ในปัจจุบันนี้มีแบบจำลองของ ANN จำนวนมากทั้งที่เป็นแบบมีผู้สอน และไม่มีผู้สอน นอกจากนี้ ยังมีบางรูปแบบที่ผสมผสานทั้งสองรูปแบบเข้ามามีด้วยกัน ซึ่งแบบจำลองที่ได้รับความนิยมค่อนข้างมากแบ่งออกได้เป็น 3 กลุ่มใหญ่ๆ คือ เพอร์เซพตรอน (Perceptron) การเชื่อมโยงหน่วยความจำ (Associative Memory) และแบบจำลองทางชีววิทยา (Biological Model) ดังแสดงในรูปที่ 2-18



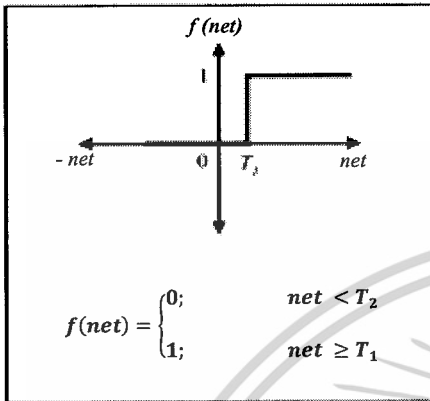
รูปที่ 2-18 แบบจำลองหลักๆ ของ ANN

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

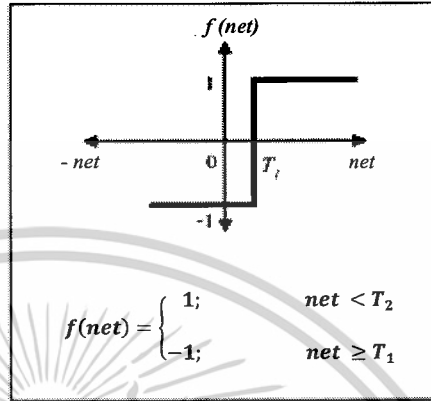
2.7.1 ฟังก์ชันกระตุ้นความสนใจ (Activation Function)

Activation Function มีอยู่ด้วยกัน 2 ชนิดคือ ชนิดที่เป็นเชิงเส้น และไม่เป็นเชิงเส้น ดังรูปที่ 2-19

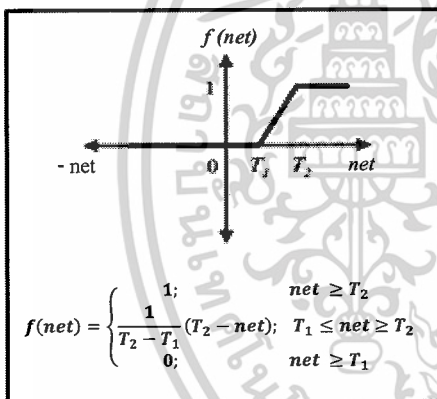
กำหนดให้  $net = w'x = \sum_{i=1}^n w_i x_i$  และ  $T_1, T_2$  เป็นค่าเทรชโฮลด์



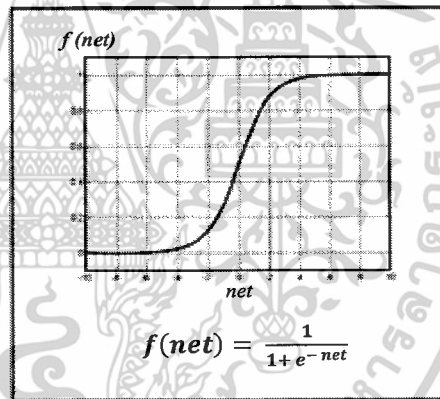
(ก) Threshold Logic



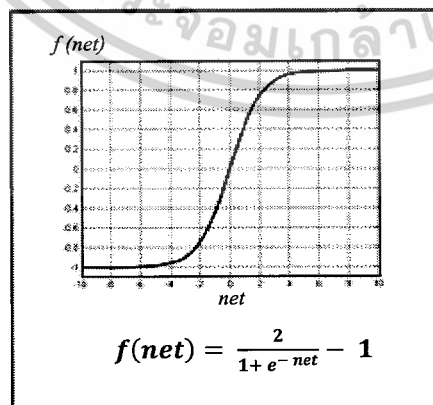
(ข) Bipolar Binary



(ค) Linear Threshold



(ง) Sigmoid

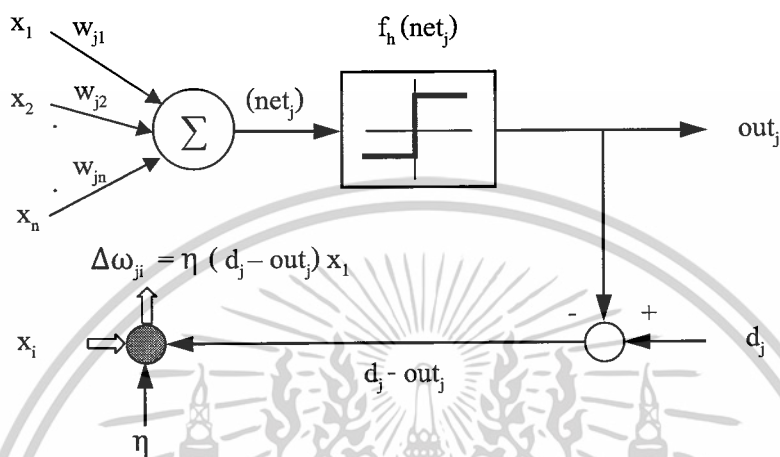


(จ) Bipolar Continuous หรือ Hyperbolic Tangent Function

รูปที่ 2-19 Activation Function ชนิดต่างๆ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ประกอบการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.7.2 กฎการเรียนรู้ของเพอร์เซพตรอน

เน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียวจะมีโครงสร้างไม่ซับซ้อน สามารถเรียนรู้ที่จะจดจำและแยกแยะแพทเทิร์นอย่างง่ายได้ ทฤษฎีที่จะนำมาใช้กับเน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียวคือ กฎการเรียนรู้ของเพอร์เซพตรอนแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Perceptron Learning Rule) ถูกค้นพบโดย Rosenblatt (1958) ดังแสดงในรูปที่ 2-20



รูปที่ 2-20 โครงสร้างนิวรอลเน็ตเวิร์คแบบเพอร์เซพตรอน

จากรูปที่ 2-20 ผลรวมของค่าอินพุตแพทเทิร์น ( $x_1, \dots, x_n$ ) ในเลเยอร์  $i$  คูณกับค่าถ่วงน้ำหนัก  $w_{ij}$  จะถูกส่งผ่านไปยังแอกติเวชันฟังก์ชันแบบฮาร์ดลิมิต ได้ค่าเอาต์พุตที่ได้จากการคำนวณ  $out_j$  ในเลเยอร์  $j$  ซึ่งค่าเอาต์พุตจะมีค่าเป็น 1 หรือ 0 ค่าใดค่าหนึ่งเท่านั้น จากนั้นค่าเอาต์พุตจะถูกนำไปคำนวณเพื่อปรับค่าตัวเลขน้ำหนักอีกครั้งหนึ่ง

$$net_j = \sum_{i=1}^n x_i w_{ji} + \theta_j \quad (2.5)$$

$$out_j = f_h(net_j) \quad (2.6)$$

การปรับค่าตัวเลขน้ำหนักจะได้ว่า

$$\Delta w_{ji} = \eta (d_j - out_j) x_i \quad (2.7)$$

$$= \eta \left[ d_j - f_h \left( \sum_i x_i w_{ji} + \theta_j \right) \right] \quad (2.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และกำหนดตัวแปรค่าผิดพลาดการเรียนรู้ *error* ดังนี้

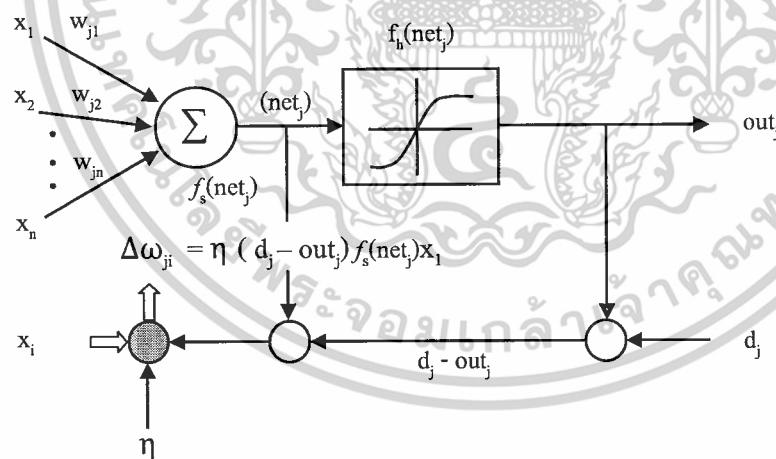
$$error = d_j - out_j \quad (2.9)$$

โดย  $f_h$  คือแอกติเวชันฟังก์ชัน แบบฮาร์ดลิมิต  
 $\theta_j$  คือค่าเทรชโฮลด์สำหรับเลเยอร์  $j$   
 $\Delta w_{ji}$  คือค่าตัวเลขน้ำหนักระหว่างเลเยอร์  $i$  และ  $j$   
 $\eta$  คือค่าคงที่การเรียนรู้  
 $d_j$  คือค่าเอาต์พุตจริงที่ต้องการในเลเยอร์  $j$

สังเกตค่า  $\Delta w_{ji}$  จะเท่ากับ 0 ก็ต่อเมื่อค่า  $out_j$  มีค่าเข้าใกล้  $d_j$

### 2.7.3 กฎการเรียนรู้ของเดลต้า

กฎการเรียนรู้ของเดลต้า (Delta Learning rule) ถูกค้นพบโดย McClelland และ Rumelhart (1986) เมื่อไม่นานมานี้ โดยทฤษฎีนี้อาจเรียกอีกอย่างว่า กฎการเรียนรู้แบบต่อเนื่องของเพอร์เซพตรอน (Continues Perceptron Learning Rule) โดยจะใช้แอกติเวชันฟังก์ชันแบบต่อเนื่องของซิกมอยด์ ดังแสดงในรูปที่ 2-19 (ง) ซึ่งอาศัยการเรียนรู้แบบมีครูสอนดีแสดงในรูปที่ 2-21



รูปที่ 2-21 โครงสร้างกฎการเรียนรู้ของเดลต้า

ทฤษฎีการเรียนรู้สามารถพิสูจน์ได้จากเงื่อนไขของค่าความผิดพลาดกำลังสองต่ำสุด  $E$  (Least Square Error) ระหว่างค่าเอาต์พุตจริงที่ต้องการ  $d_j$  และเอาต์พุตที่ได้จากการคำนวณ  $out_j$  สามารถแสดงเป็นสมการได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$E = \frac{1}{2} \sum_j (d_j - out_j)^2 \quad (2.10)$$

ซึ่งเท่ากับ

$$= \frac{1}{2} \sum_j \left[ (d_j f'(net_j))^2 \right] \quad (2.11)$$

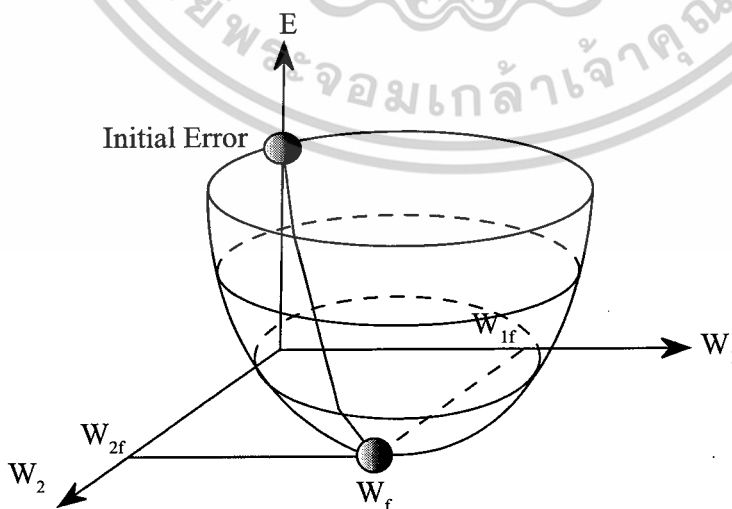
เพื่อให้ได้ค่าผิดพลาดต่ำสุดควรปรับเปลี่ยนตัวเลขน้ำหนักในทิศทางลบของ Gradient descent ได้ว่า

$$\Delta w_{ji}(t) = \eta (-\nabla E) \quad (2.12)$$

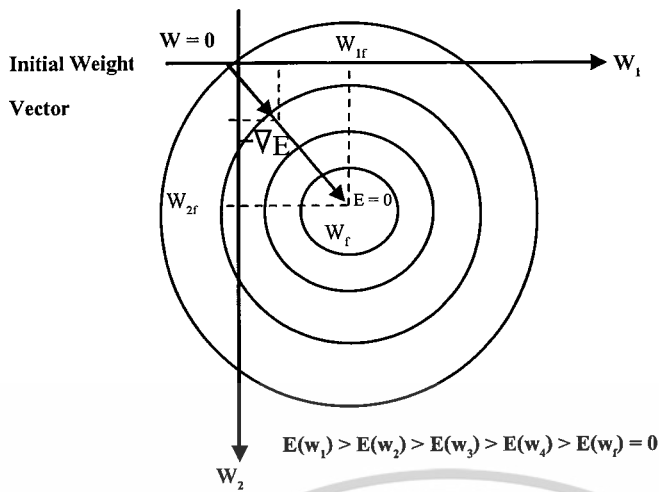
$$= \eta f'_s(net_j)(d_j - out_j)x_i \quad (2.13)$$

โดย	$\Delta w_{ji}(t)$	คือค่าตัวเลขน้ำหนักที่เปลี่ยนไปตามเวลา $t$ ระหว่างเลเยอร์ $i$ และ $j$
	$\eta$	คือค่าคงที่การเรียนรู้
	$f_s$	คือแอคติเวชันฟังก์ชันแบบซิกมอยด์
	$f'_s$	คืออนุพันธ์อันดับหนึ่งของแอคติเวชันฟังก์ชันแบบซิกมอยด์
	$\nabla E$	คือ Gradient vector ของค่าผิดพลาด $E$

กราฟที่เกิดขึ้นตามทฤษฎี Gradient descent ในทิศทางลบ แสดงในรูปที่ 2-22 โดยกำหนดค่าถ่วงน้ำหนักเริ่มต้น  $w_1$  และ  $w_2$  เป็น 0 พิจารณากราฟที่เกิดขึ้นระหว่างค่าผิดพลาด  $E$  และค่าถ่วงน้ำหนัก  $w_1$  และ  $w_2$  จะเห็นว่าเมื่อเวลาผ่านไป ค่าถ่วงน้ำหนักจะถูกปรับเปลี่ยนไปจนกระทั่งได้ค่าผิดพลาดต่ำสุด  $E$  เท่ากับ ศูนย์ เมื่อค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับ  $w_f$



(ก) กราฟค่าผิดพลาดต่ำสุดขณะสอนนิเวรอลเน็ตเวิร์คเปลี่ยนไปตามเวลา  $t$   
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

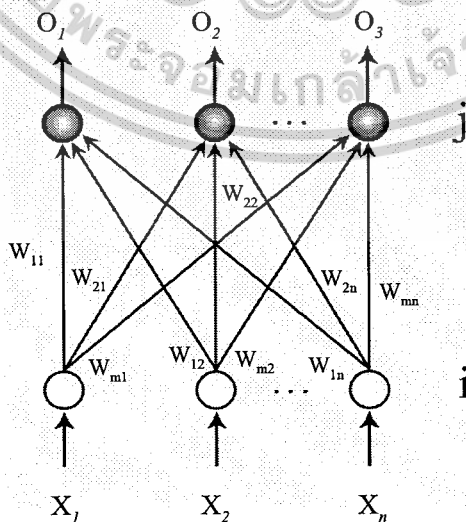


(จ) วงรอบแบบชั้นของค่าผิดพลาดต่ำสุดในทิศทาง gradient

รูปที่ 2-22 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าผิดพลาดต่ำสุดและค่าถ่วงน้ำหนัก

2.7.4 นิวรอลเน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียว (Neural Network singlelayer)

วิธีการทำงานของนิวรอลเพียงโหนดเดียวซึ่งเทียบได้กับเซลล์เพียงเซลล์เดียว หากประกอบกันเป็นหลายเซลล์ จะต้องให้นิวรอลแต่ละตัวเชื่อมต่อกันทำให้เกิดเป็นเน็ตเวิร์คที่มีลักษณะเป็นชั้นๆ เรียกว่าเลเยอร์ (Layer) ในหนึ่งเลเยอร์สามารถมีจำนวนนิวรอลได้มากกว่า 1 นิวรอลดังแสดงในรูปที่ 2-23 ภายในเลเยอร์เดียวกันจะไม่มี การเชื่อมต่อถึงกัน และนิวรอลที่มีเลเยอร์สูงกว่าจะรับค่ามาจากเอาต์พุตของเลเยอร์ที่อยู่ต่ำกว่าเพื่อเป็นอินพุตของตัวเอง จากลักษณะดังกล่าวจะเห็นว่า คุณสมบัติของนิวรอลทุกตัวที่อยู่ในเลเยอร์ที่ต่ำกว่าจะถูกถ่ายทอดไปยังนิวรอลในชั้นถัดไป



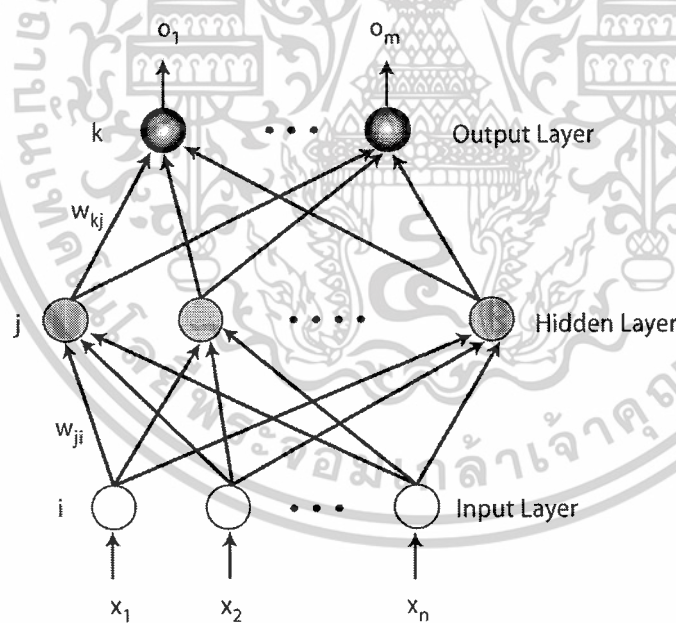
รูปที่ 2-23 นิวรอลเน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ภายในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2-23 แสดงลักษณะของนิวรอลที่ประกอบกันเป็นนิวรอลเน็ตเวิร์กแบบเลเยอร์เดียว โดยในเลเยอร์แรกหรืออินพุตเลเยอร์โดยแท้จริงแล้วไม่ใช้นิวรอล เพราะไม่มีการคำนวณอยู่ภายในแต่จะแสดงลักษณะการกระจายของค่าอินพุตให้กับนิวรอลในชั้นถัดไปเท่านั้น

### 2.7.5 นิวรอลเน็ตเวิร์กแบบหลายเลเยอร์ (Neural Network Multilayer)

โครงสร้างของนิวรอลเน็ตเวิร์กแบบหลายเลเยอร์ ประกอบด้วยเลเยอร์ตั้งแต่ 2 เลเยอร์ขึ้นไป ในลักษณะของเน็ตเวิร์กที่มีขนาดใหญ่และซับซ้อนกว่าเน็ตเวิร์กแบบเลเยอร์เดี่ยวนั้น อาจมองว่าเน็ตเวิร์กแบบหลายเลเยอร์เกิดจากการรวมกันของเน็ตเวิร์กแบบเลเยอร์เดี่ยวก็น่าจะได้ เอาต์พุตแพทเทิร์นในเลเยอร์หนึ่งจะเป็นค่าอินพุตของเลเยอร์ถัดไป ซึ่งเลเยอร์ระหว่างอินพุตและเอาต์พุตถูกเรียกว่า ฮิดเดนเลเยอร์ (Hidden layer) หรือเลเยอร์ภายใน (Internal layer) โดยค่าเอาต์พุตในเลเยอร์สุดท้ายจะถูกเปรียบเทียบกับค่าเอาต์พุตจริงที่ต้องการ (Desired output) จากผู้สอน (Teacher) ผลลัพธ์ของค่าผิดพลาดในขณะฝึกสอนสามารถนำไปใช้ปรับค่าตัวเลขน้ำหนักของเน็ตเวิร์กให้เปลี่ยนแปลงในทิศทางที่จะใช้แยกกลุ่มของแพทเทิร์น และโครงสร้างของเน็ตเวิร์กให้เปลี่ยนแปลงในทิศทางที่จะใช้แยกกลุ่มของแพทเทิร์นและโครงสร้างของเน็ตเวิร์กในลักษณะนี้ถูกเรียกว่า โครงข่ายแบบป้อนไปหน้า (Feed-forward network) เนื่องจากสามารถสร้างเป็นเน็ตเวิร์กแบบหลายเลเยอร์ได้ ซึ่งจะตรงกันข้ามกับโครงข่ายแบบป้อนกลับ (Feedback network)



รูปที่ 2-24 โครงสร้างของนิวรอลเน็ตเวิร์กแบบหลายเลเยอร์

รูปที่ 2-24 แสดงสถาปัตยกรรมพื้นฐานของเน็ตเวิร์กแบบหลายเลเยอร์ มีเลเยอร์ภายใน โครงข่ายเพียงเลเยอร์เดียว วงกลมในรูปแสดง โหนดหรือนิวรอลและลูกศรจะแสดงทิศทางของการเชื่อมต่อของการเคลื่อนที่ของสัญญาณระหว่างนิวรอลในแต่ละเลเยอร์ ซึ่งจะถูกแทนด้วยค่าถ่วงน้ำหนักระหว่างนิวรอลและโครงสร้างแบบหลายเลเยอร์นี้ จะถูกนำไปใช้กับอัลกอริทึมของการแพร่กระจายกลับ (Back Propagation)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### การแพร่กระจายกลับ (Back Propagation)

หลักการของการแพร่กระจายกลับใช้สำหรับโครงสร้างเน็ตเวิร์คแบบหลายเลเยอร์ โดยการอาศัยประสบการณ์ที่ได้จากความรู้ของการแปลงสัญญาณระหว่างอินพุตและเอาต์พุตภายในเน็ตเวิร์คแบบหลายเลเยอร์ด้วยรูปแบบการเรียนรู้แบบมีครูสอน เหมือนกรณีกฎการเรียนรู้ของเซลล์ที่ศึกษามาก่อนหน้านี้ ขั้นตอนการดำเนินการของการแพร่กระจายกลับประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนการป้อนไปหน้าอินพุตแพทเทิร์นจะถูกคำนวณผ่านเน็ตเวิร์คและสร้างเอาต์พุตที่แน่นอน ในส่วนการป้อนกลับนั้นค่าความแตกต่างระหว่างค่าเอาต์พุตจริงที่ต้องการ  $d_{pk}$  กับค่าเอาต์พุตที่ได้จากการคำนวณในเลเยอร์สุดท้าย  $o_{pk}$  จะสร้างสัญญาณค่าผิดพลาดของแพทเทิร์น  $E_p$  และจะถูกแพร่กระจาย (Propagate) แบบป้อนกลับผ่านเน็ตเวิร์คเดิมเพื่อปรับค่าถ่วงน้ำหนักของระบบ การทำงานจะเริ่มกระทำซ้ำในลักษณะเดิมอีกครั้งจนกระทั่งค่าผิดพลาดของระบบโดยรวม  $E$  น้อยกว่าค่าผิดพลาดของระบบที่ยอมรับได้  $E_a$  การเรียนรู้ของระบบจึงจะถือว่าสมบูรณ์

$$E_p = \frac{1}{2} \sum_k (d_{pk} - o_{pk})^2 \quad (2.14)$$

$$E = \frac{1}{p} \sum_p E_p \quad (2.15)$$

เพื่อให้ค่าผิดพลาดของระบบลดลงต่ำสุด  $E$  จะต้องให้ผลต่างกำลังสองระหว่างค่าเอาต์พุตที่ได้จากการคำนวณ  $o_{pk}$  และค่าเอาต์พุตจริงที่ต้องการมีค่าเข้าใกล้ศูนย์แต่เนื่องจากค่า  $d_{pk}$  ไม่มีการเปลี่ยนแปลง ดังนั้นต้องพยายามทำให้ค่า  $o_{pk}$  มีค่าเข้าใกล้  $d_{pk}$  มากที่สุด โดยการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของค่าผิดพลาดสำหรับแพทเทิร์นกับค่าถ่วงน้ำหนักที่เปลี่ยนไปในลักษณะเชิงเส้น

$$\Delta_p w_{kj} \propto -\frac{\partial E_p}{\partial w_{kj}} \quad (2.16)$$

เมื่อ

$$w_{kj}(t+1) = w_{kj}(t) + \Delta_p w_{kj} \quad (2.17)$$

โดย  $w_{kj}(t+1)$  คือค่าตัวเลขน้ำหนักระหว่างเลเยอร์  $k$  ไปเลเยอร์  $j$  หลังจากปรับค่าแล้ว

$w_{kj}(t)$  คือค่าตัวเลขน้ำหนักระหว่างเลเยอร์  $k$  ไปเลเยอร์  $j$  ก่อนทำการปรับค่า

$\Delta_p w_{kj}$  คือค่าตัวเลขน้ำหนักที่เปลี่ยนไปได้จากการคำนวณ

$t$  คือเวลาขณะใดๆ ( $t+1$ ) เป็นเวลาถัดไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการเมื่อความชันของค่าความผิดพลาด ( $\partial E_p / \partial w_{kj}$ ) ลดลง จะมีผลทำให้ค่าถ่วงน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปลดลงด้วย วิธีการนี้จะกระทำซ้ำไปซ้ำมาจนได้ค่าที่ต้องการ จากสมการที่ (2.20) สามารถทำเป็นสมการเชิงเส้นได้ดังนี้

$$\Delta_p w_{kj} = -\eta \frac{\partial E_p}{\partial w_{kj}} \quad (2.18)$$

โดย  $\eta$  เป็นค่าของอัตราการเรียนรู้ (Learning Rate) ซึ่งมีค่าอยู่ระหว่าง 0.01 ถึง 1.00 และจากสมการที่ (2.22) สามารถแสดงการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของ  $E_p$  เทียบกับ  $w_{kj}$  ดังนี้

$$\frac{\partial E_p}{\partial w_{kj}} = f'_k(\text{net}_{pk})(d_{pk} - o_{pk})o_{pj} \quad (2.19)$$

กำหนดให้

$$\delta_{pk} = f'_k(\text{net}_{pk})(d_{pk} - o_{pk}) \quad (2.20)$$

จะได้ว่า

$$\Delta_p w_{kj} = \eta \delta_{pk} o_{pj} \quad (2.21)$$

หากพิจารณาเพื่อหาค่าเปลี่ยนแปลงของตัวเลขน้ำหนัก  $\Delta_p w_{kj}$  ระหว่างฮิดเดนเลเยอร์กับอินพุทเลเยอร์ในลักษณะเดียวกันจะได้ว่า

กำหนดให้

$$\delta_{pj} = f'_j(\text{net}_{pj}) \sum_k \delta_{pk} w_{kj} \quad (2.22)$$

จะได้ว่า

$$\Delta_p w_{ji} = \eta \delta_{pj} o_{pi} \quad (2.23)$$

จากสมการที่ (2.21) และ (2.23) จะเห็นว่าค่าถ่วงน้ำหนักจะเปลี่ยนแปลงไปตามสัญญาณค่าผิดพลาด (Error signal) ของ  $\delta_{pk}$  และ  $\delta_{pj}$  ตามลำดับ และเนื่องจาก  $f'(net)$  จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไปตามสมการแอกติเวชัน หากเลือกใช้ซิกมอยด์ฟังก์ชัน โดยกำหนดให้  $\beta$  เท่ากับ 1.0 จะได้ว่า

$$\text{net}_{pk} = \sum_j x_j w_{kj} + \theta_k \quad (2.24)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$o_{pk} = f_k(\text{net}_{pk}) = \frac{1}{1 + e^{-(\text{net}_{pk})}} \quad (2.25)$$

จะได้ว่า

$$f'_k(\text{net}_{pk}) = o_{pk}(1 - o_{pk}) \quad (2.26)$$

$$\text{net}_{pj} = \sum_i x_i w_{ji} + \theta_j \quad (2.27)$$

$$o_{pj} = f_j(\text{net}_{pj}) = \frac{1}{1 + e^{-(\text{net}_{pj})}} \quad (2.28)$$

จะได้ว่า

$$f'_j(\text{net}_{pj}) = o_{pj}(1 - o_{pj}) \quad (2.29)$$

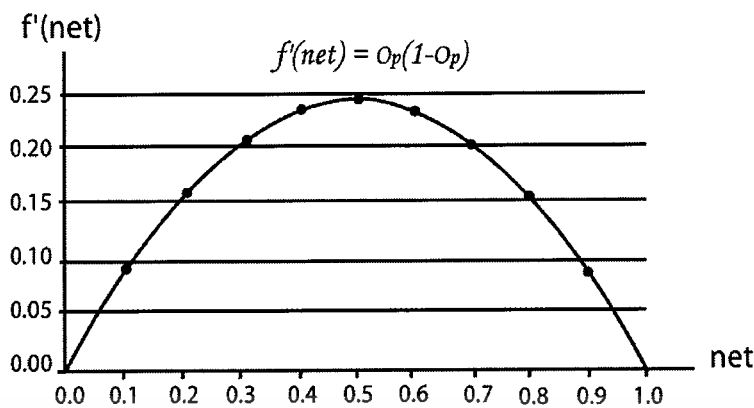
## 2.7.6 ปัจจัยที่ทำให้ประสิทธิภาพการสอนโครงข่ายด้วยวิธี Back Propagation เพิ่มขึ้นมีดังนี้

### 2.7.6.1 การกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนัก

ก่อนจะทำการสอนโครงข่ายเพอร์เซพตรอนหลายเลเยอร์ (Multilayer Perceptron) โดยวิธี Error Back Propagation จำเป็นต้องกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับเมตริกซ์ค่าถ่วงน้ำหนักที่เชื่อมโยงระหว่างชั้นทุกชั้น โดยค่านี้จะเป็นเลขจำนวนจริงที่มีค่าน้อยๆ ที่ได้จากการสุ่ม ค่าเริ่มต้นของเมตริกซ์เชื่อมโยงจะมีผลต่อเวลาที่ใช้ในการสอนและอาจส่งผลถึงค่าถ่วงน้ำหนักหลังจากที่ได้สอนโครงข่ายไปแล้วว่ามีสัถยภาพมากน้อยเพียงใดในการแปลงข้อมูลอินพุตไปสู่เอาต์พุต

### 2.7.6.2 ความเหมาะสมของการกำหนดค่าเอาต์พุตในทางปฏิบัติ

จากสมการที่ (2.21) และ (2.23) สังเกตว่าการปรับค่าถ่วงน้ำหนักจะสัมพันธ์กับค่า  $\delta_{pk}$  และ  $\delta_{pj}$  ตามลำดับ ซึ่งเกิดจากการหาอนุพันธ์ของฟังก์ชันแอกติเวชันแบบซิกมอยด์ในสมการที่ (2.26) และ (2.29) ดังนั้นจะเห็นว่า  $o_p(1 - o_p)$  จะมีค่าสูงสุดเมื่อค่า  $o_p$  เท่ากับ 0.5 ค่าถ่วงน้ำหนักจะเปลี่ยนแปลงมากที่สุด และ  $o_p(1 - o_p)$  จะมีค่าต่ำสุดเมื่อ  $o_p$  เท่ากับ 0 หรือ 1 (เมื่อ  $0 < o_p < 1$ ) ดังแสดงในรูปที่ 2-25



รูปที่ 2-25 การหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันแอคติเวชัน

จากลักษณะของฟังก์ชันแอคติเวชันแบบซิกมอยด์จะเห็นว่าระบบไม่สามารถเข้าถึงค่าจริงสูงสุดและต่ำสุดของค่า 1 และ 0 ได้โดยปราศจากค่าถ่วงน้ำหนักที่ใหญ่ไม่จำกัดขอบเขต (Infinity) ดังนั้นในทางปฏิบัติหากกำหนดค่าผิดพลาดต่ำสุดที่ยอมรับได้ของระบบเป็นศูนย์ ค่าเอาต์พุตจริงที่ต้องการอาจใช้ตามแบบอย่างค่า 0.1 และ 0.9 แทนได้ แม้ว่างานที่เราจะทำจะใช้ค่าไบนารี 0, 1 ก็ตาม

### 2.7.6.3 อัตราการเรียนรู้ (Learning Rate)

อัลกอริทึมการเรียนรู้ของการแพร่กระจายกลับจะเปลี่ยนแปลงค่าถ่วงน้ำหนักตามสัดส่วนของ  $\partial E_p / \partial w_p$  ในลักษณะ Gradient Descent ซึ่งทำงานแบบไม่จำกัดรอบในขณะเรียนรู้ ค่าคงที่ของอัตราการเรียนรู้ ( $\eta$ ) หากมีค่ามากจะเปลี่ยนแปลงค่าถ่วงน้ำหนักได้เร็ว สำหรับในทางปฏิบัติเสนอให้เลือกอัตราการเรียนรู้ที่มากเท่าที่เป็นไปได้ โดยปราศจากการนำไปสู่การแกว่ง (Oscillate) บางครั้งอาจทดลองโดยเปลี่ยนแปลงไปเรื่อยๆ ไม่เช่นนั้นอาจจำเป็นต้องเพิ่มเทอมของโมเมนตัม (Momentum) ในสมการเดลต้าของการแพร่กระจายกลับเพื่อแก้ปัญหานี้

### 2.7.6.4 การใช้ค่าโมเมนตัม

วิธีสำหรับพัฒนาเวลาในการฝึกสอนของการแพร่กระจายกลับอัลกอริทึมที่เรียกว่า โมเมนตัม ด้วยวิธีการเพิ่มตัวแปรการปรับค่าตัวเลขน้ำหนักซึ่งสัมพันธ์กับค่าตัวเลขน้ำหนักที่ใช้ก่อนหน้า

$$\Delta_p w(t) = \eta \delta_p o_p + \alpha \Delta_p w(t-1) \quad (2.30)$$

$$w(t+1) = w(t) + \Delta_p w(t) \quad (2.31)$$

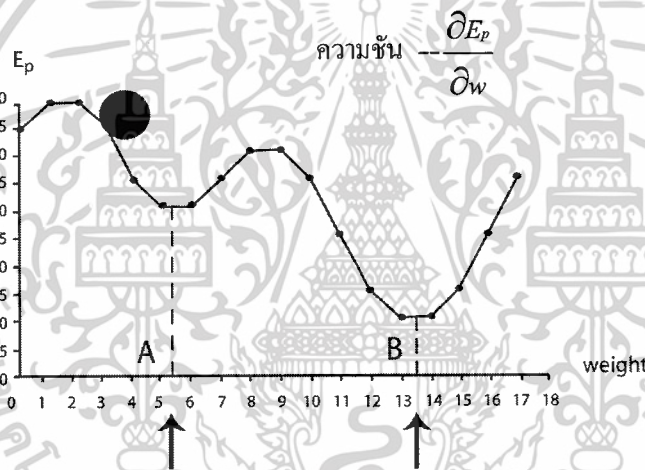
ซึ่ง  $\alpha$  เป็นสัมประสิทธิ์โมเมนตัม (Momentum coefficient) โดยทั่วไปมีค่าอยู่ประมาณ 0.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การใช้วิธีของโมเมนต์จะทำให้เน็ตเวิร์คของการฝึกสอนเข้าใกล้จุดต่ำสุดของพื้นผิวค่าผิดพลาด (Error surface) เร็วยิ่งขึ้น วิธีนี้จะทำงานได้ดีกับบางกรณี เนื่องจากการหาค่าที่เหมาะสมของโมเมนต์จะขึ้นอยู่กับแต่ละกรณี

### 2.7.6.5 ตำแหน่งต่ำสุดแบบโลคัล (Local Minima) ของการแพร่กระจายกลับ

แม้ว่าการประยุกต์ใช้การแพร่กระจายกลับอัลกอริทึมจะประสบความสำเร็จมากมาย แต่ก็ยังไม่ใช่วิธีแก้ได้ทุกปัญหา สำหรับปัญหาที่ซับซ้อนบางอย่างอาจใช้เวลาเป็นวันหรือเป็นอาทิตย์เพื่อให้เน็ตเวิร์คเรียนรู้และการสอนนานๆ อาจจะมีผลเนื่องมาจากสาเหตุของตำแหน่ง Local Minima เพราะการแพร่กระจายกลับใช้หลักการของ Gradient Descent หมายความว่าความชันบนพื้นผิวค่าผิดพลาดจะเคลื่อนที่ในทิศทางที่ลดลง การปรับค่าถ่วงน้ำหนักจะเข้าหาจุดต่ำสุดแต่เนื่องจากพื้นผิวค่าผิดพลาดของเน็ตเวิร์คที่ซับซ้อนมีการบิดเบี้ยว มีเนินเขา หุบเขาในที่ว่างของหลายมิติ เมื่อมีหุบเขาต่างๆ ที่อยู่ใกล้กว่า เน็ตเวิร์คจึงมีโอกาสติดกับดักของตำแหน่งต่ำสุดท้องถิ่นดังแสดงในรูปที่ 2-26



รูปที่ 2-26 ทิศทางการเคลื่อนที่ของการปรับค่าถ่วงน้ำหนักกับปัญหาของ Local Minima จุด A และ B

วิธีทางสถิติจะช่วยหลีกเลี่ยงกับดักนี้ Wasserman (1988) ได้เสนอวิธีการทางสถิติของ Cauchy Machine กับ Gradient Descent ของการแพร่กระจายกลับ เพื่อให้ได้ระบบที่สามารถค้นหาจุดต่ำสุดทั่วไป (Global minimum) โดยใช้เวลาในการฝึกสอนมากกว่าปกติ

### 2.7.6.6 ความเสียหายจากค่าสมมาตร (Symmetry breaking)

ปัญหาอีกอย่างในอัลกอริทึมการเรียนรู้ของการแพร่กระจายกลับคือ เรื่องความเสียหายจากค่าสมมาตร หากมีการกำหนดให้ค่าถ่วงน้ำหนักทุกตัวมีค่าเท่ากัน ระบบจะไม่สามารถเรียนรู้ นั่นเป็นเพราะว่าทุกๆ ฮิดเดนยูนิตเชื่อมต่อโดยตรงไปยังอินพุตยูนิตในลักษณะแพร่ขยาย จะได้รับสัญญาณค่าผิดพลาดที่ได้จากการคำนวณเป็นค่าเดียวกัน ทำให้การปรับค่าถ่วงน้ำหนักเปลี่ยนแปลงไปในทิศทางเดียวกันเสมอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบจะเริ่มเข้าสู่ Local Minima ดังนั้นจึงควรหลีกเลี่ยงการแก้ปัญหาทำโดยการกำหนดค่าเริ่มต้นของค่าถ่วงน้ำหนักแบบสุ่มขนาดเล็กๆ ให้แก่ระบบ

ต่อไปเราจะศึกษาการทำงานของทฤษฎีการแพร่กระจายกลับอัลกอริทึมกับปัญหาของพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์ เพื่อให้เห็นขั้นตอนในทางปฏิบัติและวิธีการนำไปใช้งานโดยทั่วไป

### 2.7.7 นิเวศน์เน็ตเวิร์คกับพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์

จากตัวอย่างการทำงานของเน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียว ซึ่งโหนดของอินพุตยูนิตเชื่อมต่อโดยตรงกับเอาต์พุตยูนิต (เน็ตเวิร์คไม่มีฮิดเดนยูนิตหรือเลเยอร์ภายใน) ระบบสามารถเรียนรู้ชุดของข้อมูลอินพุตจำนวนน้อยๆ จากตัวอย่างได้ง่ายๆ แต่ไม่ทุกกรณี เช่นตัวอย่างปัญหาของเอ็กซ์คลูซีฟออร์

ตารางที่ 2-1 กลุ่มข้อมูลอินพุตแพทเทิร์นของพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์

Input Pattern		Output Pattern	Input Pattern			Output Pattern
0	0	0	0	0	1	0
0	1	1	0	1	1	1
1	0	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	0

(ก) อินพุตแพทเทิร์นแบบที่ 1

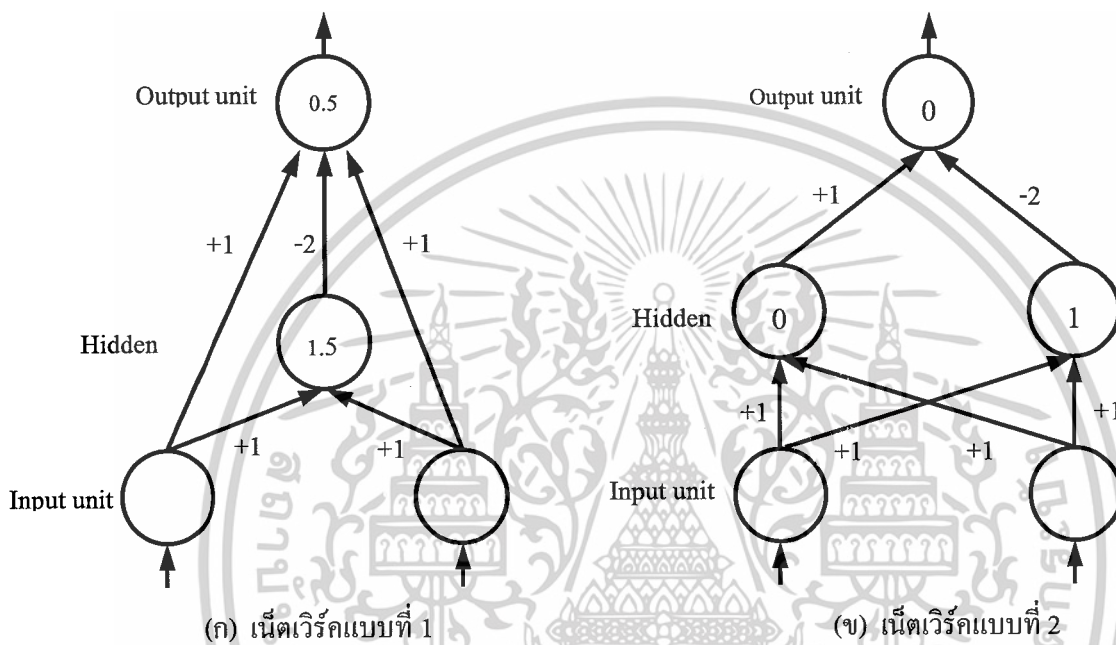
(ข) อินพุตแพทเทิร์นแบบที่ 2

นอกจากการเพิ่มจำนวนเลเยอร์แล้ว การเพิ่มจำนวนโหนดให้กับอินพุตเลเยอร์ถือเป็นทางออกหนึ่งในการแก้ปัญหาของพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์ สำหรับนิเวศน์เน็ตเวิร์คแบบเลเยอร์เดียวได้ดังแสดงในตาราง (ข) แต่อาจใช้ไม่ได้กับกรณีอื่นๆ

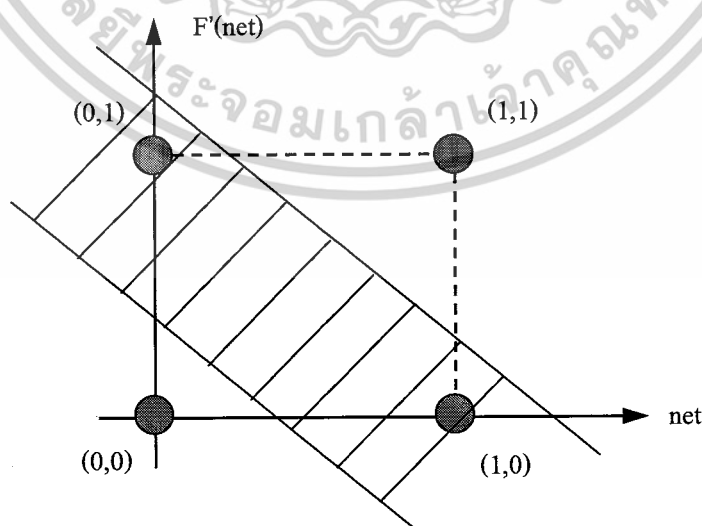
รูปที่ 2-27 (ก) แสดงโครงสร้างนิเวศน์เน็ตเวิร์คสำหรับพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์ตัวเลขที่เขียนในวงกลมจะแสดงค่าเทรซโฮลด์ +1.5 สำหรับเทรซโฮลด์ของฮิดเดนยูนิตทำให้แน่ใจว่าจะให้ค่า On เท่านั้นเมื่ออินพุตยูนิตทั้งสองมีค่า On ส่วนค่า 0.5 สำหรับเอาต์พุตยูนิต ทำให้แน่ใจว่าจะให้ค่า On เท่านั้นเมื่อผลรวมสุทธิในโหนดมีค่ามากกว่า 0.5 ค่าถ่วงน้ำหนักของ -2.0 จากฮิดเดนยูนิตทำให้แน่ใจว่าเอาต์พุตยูนิตจะไม่กลายเป็น 0 เมื่อทั้งคู่ของอินพุตเป็น On

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2-27 (ข) แสดงโครงสร้างนิรอลเน็ตเวิร์คโดยทั่วไป ซึ่งไม่มีการเชื่อมต่อโดยตรงระหว่างอินพุตและเอาต์พุตยูนิต และจะมีฮิดเดนยูนิตสองหน่วยทำหน้าที่ในการกำหนดขอบเขตการตัดสินใจ จากรูป 2-28 ฮิดเดนยูนิตแรกจะให้ค่า Off ต่อเมื่ออินพุตแพทเทิร์นเป็น (0, 0) ทำให้เอาต์พุตยูนิต เป็น Off และเมื่ออินพุตแพทเทิร์นเป็น (0, 1) และ (1, 0) ฮิดเดนยูนิตแรกจะให้ค่า On ทำให้เอาต์พุตยูนิตเป็น On ตามไปด้วย ถ้าอินพุตแพทเทิร์นเป็น (1, 1) ฮิดเดนยูนิตทั้งสองจะเป็น On แต่ว่าค่าถ่วงน้ำหนักที่มีค่ามากกว่าของฮิดเดนยูนิตที่สองมีผลให้เอาต์พุตยูนิตเป็น Off



รูปที่ 2-27 โครงสร้างนิรอลเน็ตเวิร์คสำหรับพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์

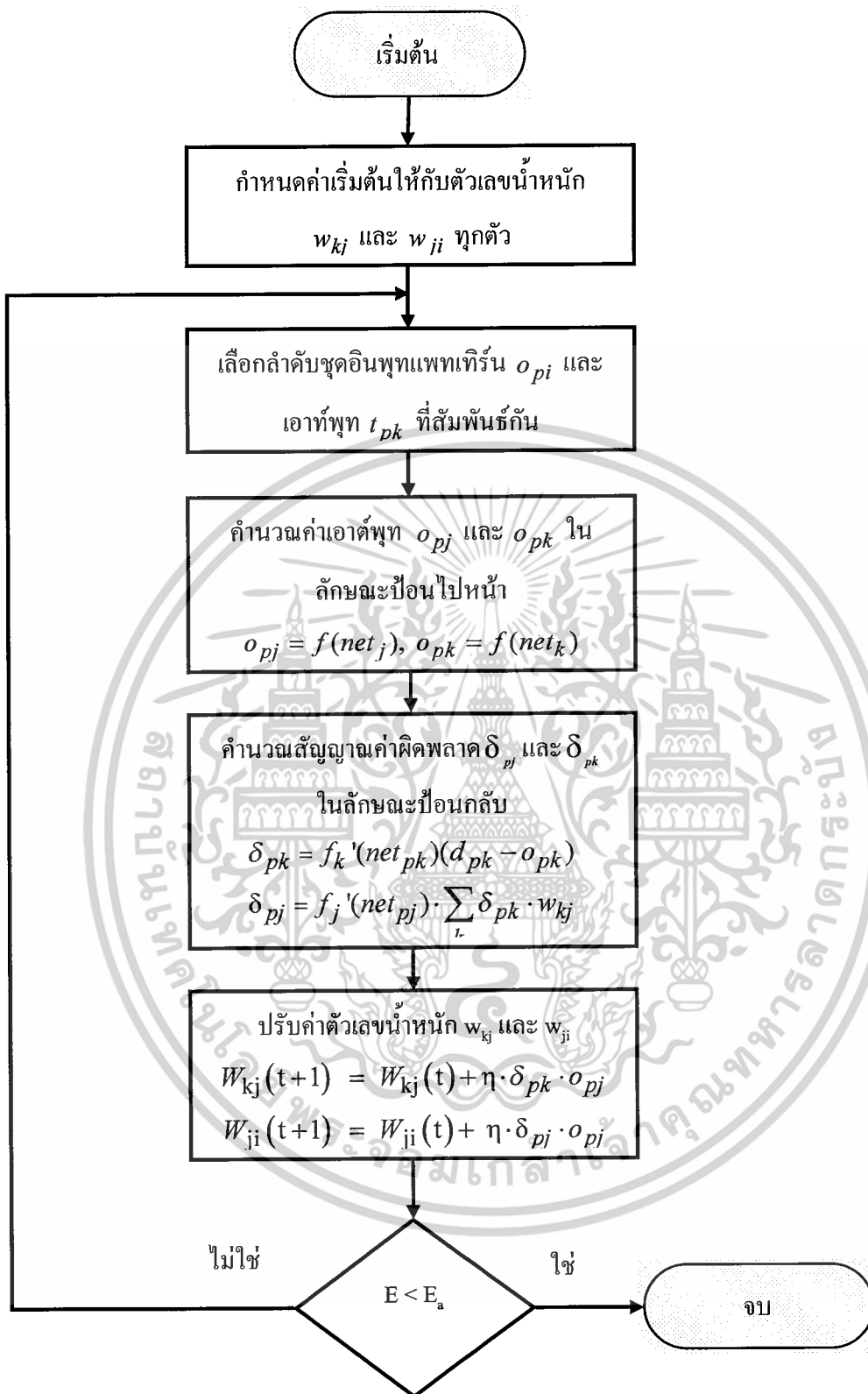


รูปที่ 2-28 กราฟการแยกจำพวกของกลุ่มแพทเทิร์นของพีชคณิตบูลีนแบบเอ็กซ์คลูซีฟออร์  
สำหรับสองฮิดเดนยูนิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูปที่ 2-28 กราฟการตัดสินใจสำหรับปัญหาของเอ็กซ์คลูซีฟออร์ เพื่อทำการแบ่งแยกจุดของแพทเทิร์นทั้งสี่จุด  $(0, 0)$ ,  $(0, 1)$ ,  $(1, 0)$  และ  $(1, 1)$  ออกเป็นสองคลาสหรือกลุ่ม จุดที่ 1 และ 4 อยู่ในกลุ่มแรกมีค่าเอาต์พุตเป็น  $0$  ( $0 \text{ XOR } 0 = 0$  และ  $1 \text{ XOR } 1 = 0$ ) จุดที่ 2 และ 3 อยู่ในกลุ่มสองมีค่าเอาต์พุตเป็น  $1$  ( $0 \text{ XOR } 1 = 1$  และ  $1 \text{ XOR } 0 = 1$ ) ฮิดเดนยูนิตหน่วยแรกจะสามารถสร้างเส้นตรงเพื่อแบ่งอาณาบริเวณ (Region) เป็นสองส่วน สำหรับทุกจุดบนข้างหนึ่งของเส้นจะให้ผลเป็น  $1$  สำหรับทุกจุดบนอีกข้างหนึ่งจะให้ผลเป็น  $0$  ตำแหน่งการหมุนของเส้นตรงถูกกำหนดโดยค่าถ่วงน้ำหนักบนอินพุทนิวรอลที่เชื่อมต่อกับฮิดเดนยูนิตที่ 2 ก็ให้ผลเช่นกัน ทำให้เราสามารถแบ่งอินพุทแพทเทิร์นออกเป็นสองคลาสได้นั่นเอง

การทำงานของโครงข่ายประสาทกลับอัลกอริทึมสำหรับโครงสร้างพื้นฐานของเน็ตเวิร์กแบบสองเลเยอร์ การเรียนรู้จะเริ่มการกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับตัวแปรที่จำเป็นทุกตัวในขั้นตอนที่หนึ่ง จากนั้นเลือกลำดับอินพุท  $o_{pj}$  และเอาต์พุตแพทเทิร์น  $t_{pk}$  ที่สัมพันธ์กัน ใช้เป็นข้อมูลเริ่มต้นของระบบในขั้นตอนที่สอง ค่ารวมเอาต์พุตที่ได้จากการคำนวณ  $o_{pk}$  และ  $t_{pk}$  จะถูกนำมาคำนวณเพื่อหาสัญญาณค่าผิดพลาด  $\delta_{pk}$  และ  $\delta_{pj}$  ตามลำดับในลักษณะย้อนกลับในขั้นตอนที่สี่ แล้วนำมาคำนวณต่อไปเพื่อใช้ปรับค่าตัวเลขน้ำหนัก  $w_{kj}$  และ  $w_{ji}$  ในขั้นตอนที่ห้า หลังจากผ่านการอบรมของชุดข้อมูลอินพุตแพทเทิร์น (เมื่อ  $p$  คือลำดับของชุดแพทเทิร์น) การเรียนรู้จะหยุดต่อเมื่อค่าผิดพลาดสำหรับทุกแพทเทิร์น  $E$  มีค่าต่ำกว่าค่าผิดพลาดโดยรวมที่ยอมรับได้  $E_a$  ในขั้นตอนที่หก ดังแสดงในรูปที่ 2-29



รูปที่ 2-29 แผนภูมิการทำงานของการแพร่กระจายกลับอัลกอริทึม

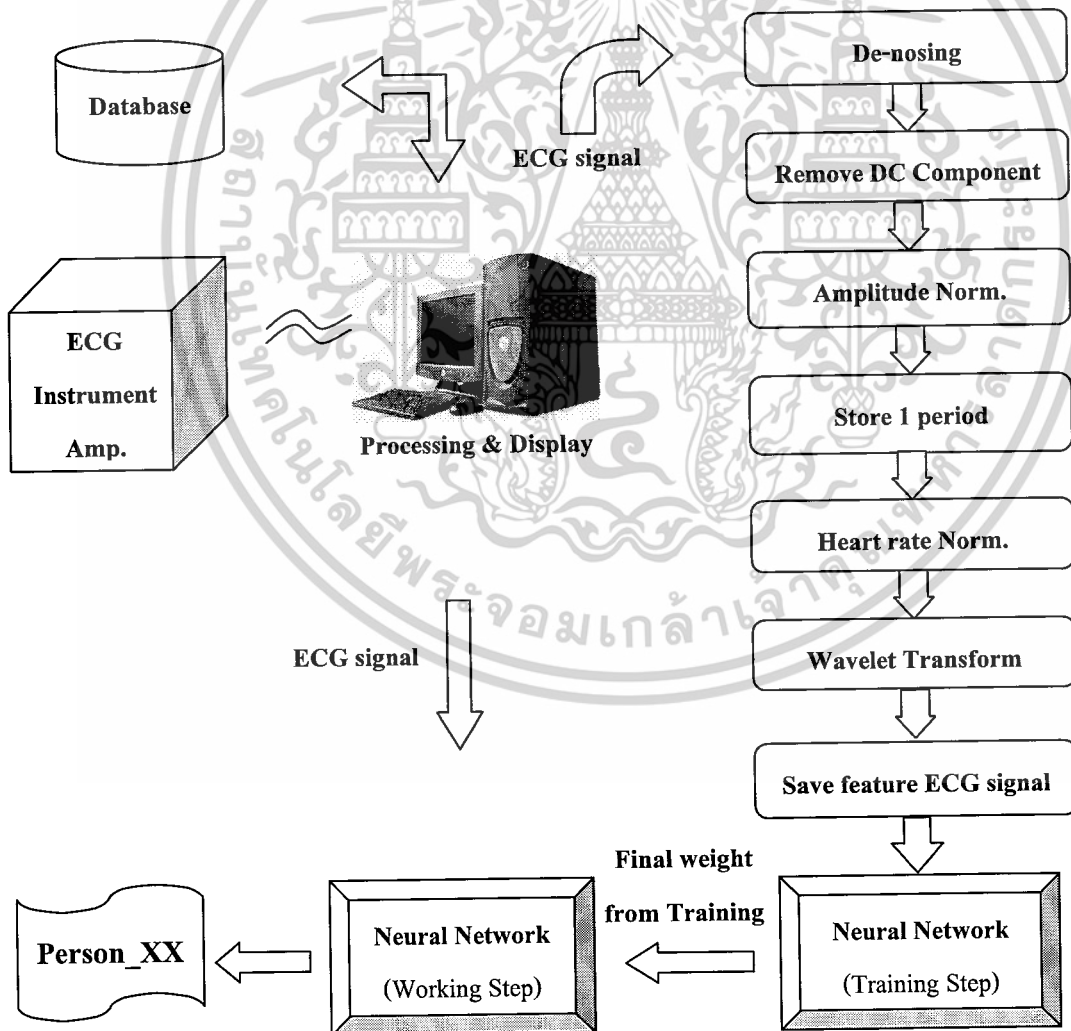
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3

#### การออกแบบและการสร้าง

การดำเนินงานจะอธิบายกระบวนการต่างๆ โดยเริ่มต้นที่การตรวจวัดเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จนถึงการนำผลที่ได้จากการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาทำการวิเคราะห์เพื่อใช้ในการบ่งชี้ตัวบุคคล ซึ่งมีระบบการทำงานแบ่งเป็น 3 ขั้นตอนหลักๆ ดังนี้

1. ส่วนการวัดและเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Measurement and Store ECG signal )
2. ส่วนการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( ECG signal Training )
  - 2.1 จัดเตรียมสัญญาณ ( Pre-processing )
  - 2.2 การเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยโครงข่ายประสาทเทียม ( ECG signal Training by Artificial Neural Network )
3. ส่วนการบ่งชี้ตัวบุคคล ( Human Identification )



รูปที่ 3-1 การทำงานของระบบ

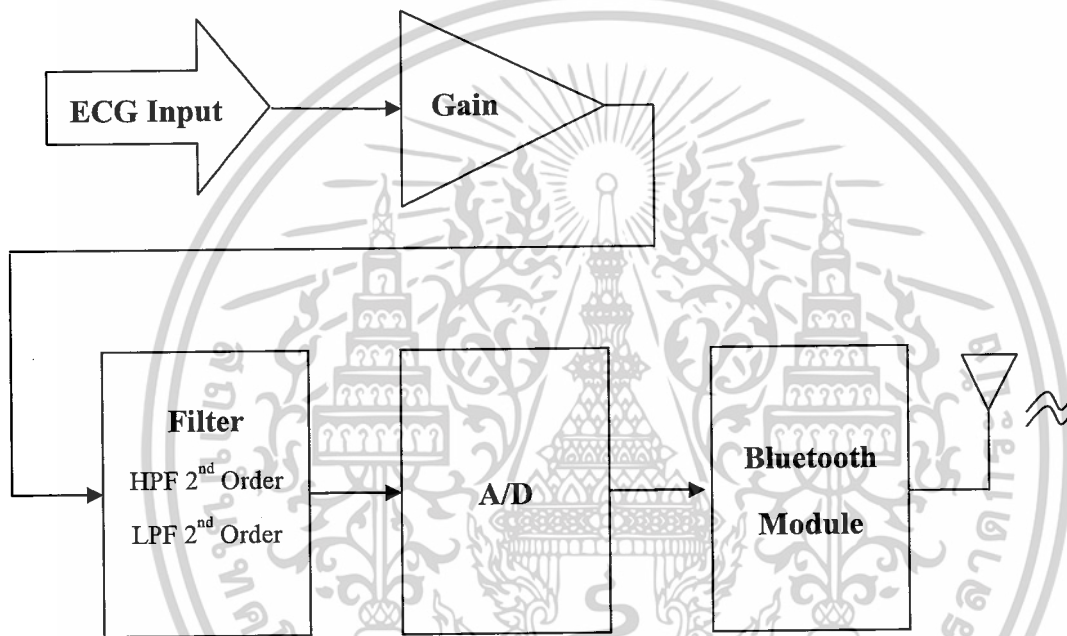
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนการออกแบบและสร้าง 3 ขั้นตอนหลักๆ ดังนี้

### 3.1 ส่วนการวัดและเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Store ECG signal )

#### 3.1.1 การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Measurement)

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย สามารถทำได้โดยการหนีบสายวัดสัญญาณ จะทำการติดบริเวณข้อ แขนขวา แขนซ้าย ขาขวาและขาซ้าย จากนั้นตัวเครื่องจะทำการวัดค่าสัญญาณผ่านส่วนขยายสัญญาณ แล้วทำการกรองสัญญาณด้วยวงจรฟิลเตอร์ เมื่อได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการกรองสัญญาณแล้ว ก็ทำการแปลงข้อมูล A/D แล้วทำการส่งข้อมูลผ่าน Bluetooth หลักการทำงานดังแสดงในรูปที่ 3-2



รูปที่ 3-2 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีดังนี้

**Input ECG :** ทำการติดสายตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ บริเวณส่วนต่างๆของร่างกายที่กำหนดคือบริเวณข้อแขนขวา แขนซ้าย ขาขวา และขาซ้าย รวมด้วยกัน 4 จุด ซึ่งเป็นการวัดแบบ Bipolar Recording สัญญาณที่วัดได้จะมีด้วยกัน 3 Lead คือ Lead I , Lead II , Lead III ซึ่งค่าที่ใช้งานจริงจะเป็นส่วนของ Lead II

**Gain :** ทำการขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาด (Amplitude) ต่ำมากให้สูงขึ้น

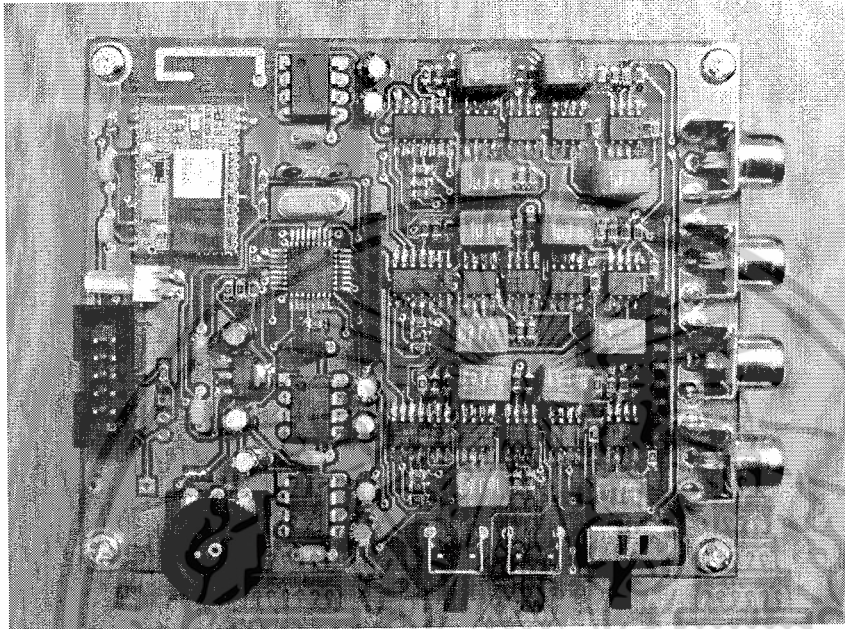
**Filter :** เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีขนาด (Amplitude) ต่ำ ทำให้เกิดการรบกวนได้ง่าย จึงต้องกำจัดสัญญาณรบกวนออกบางส่วนเพื่อให้เห็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ชัดเจนมากขึ้น จึงทำการกรองออกด้วยวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ระดับ 2 (High Pass Filter 2<sup>nd</sup> Order) และวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ระดับ 2 (Low Pass Filter 2<sup>nd</sup> Order)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**A/D** : สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดเป็นสัญญาณแบบอะนาล็อก (Analog) A/D จะทำการแปลงสัญญาณให้เป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) เพื่อป้องกันการสูญเสียข้อมูลและง่ายต่อการเก็บข้อมูล

**Bluetooth** : ทำการส่งผ่านข้อมูลแบบไร้สาย ไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ที่มีตัวรับ Bluetooth เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

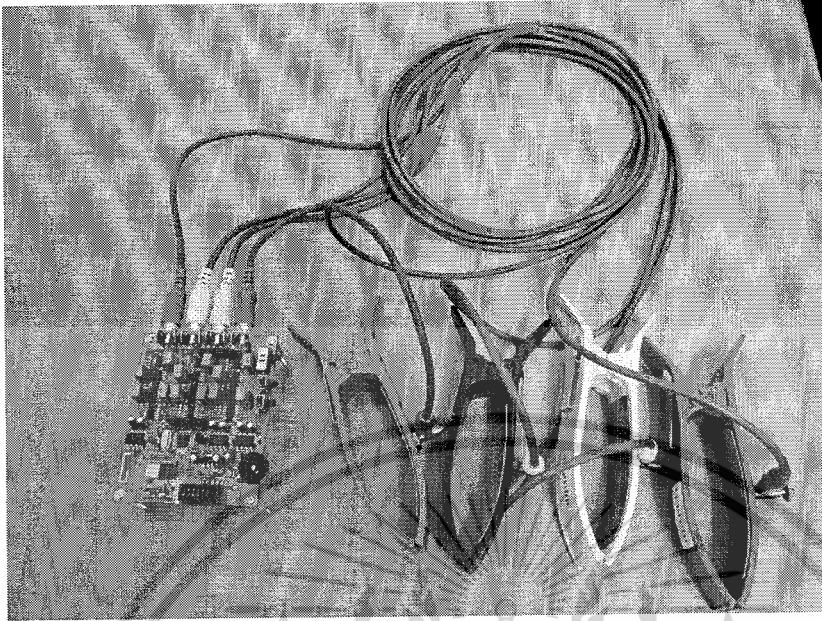


รูปที่3-3 แสดงบอร์ดของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

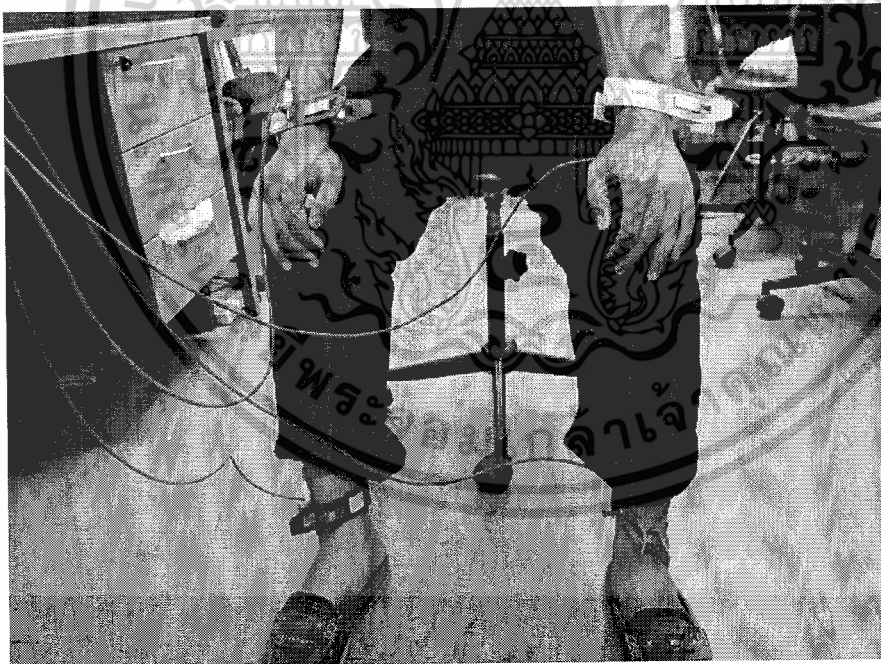


รูปที่3-4 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้หนีบบริเวณแขนและขาเพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่3-5 แสดงการต่อใช้งานอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



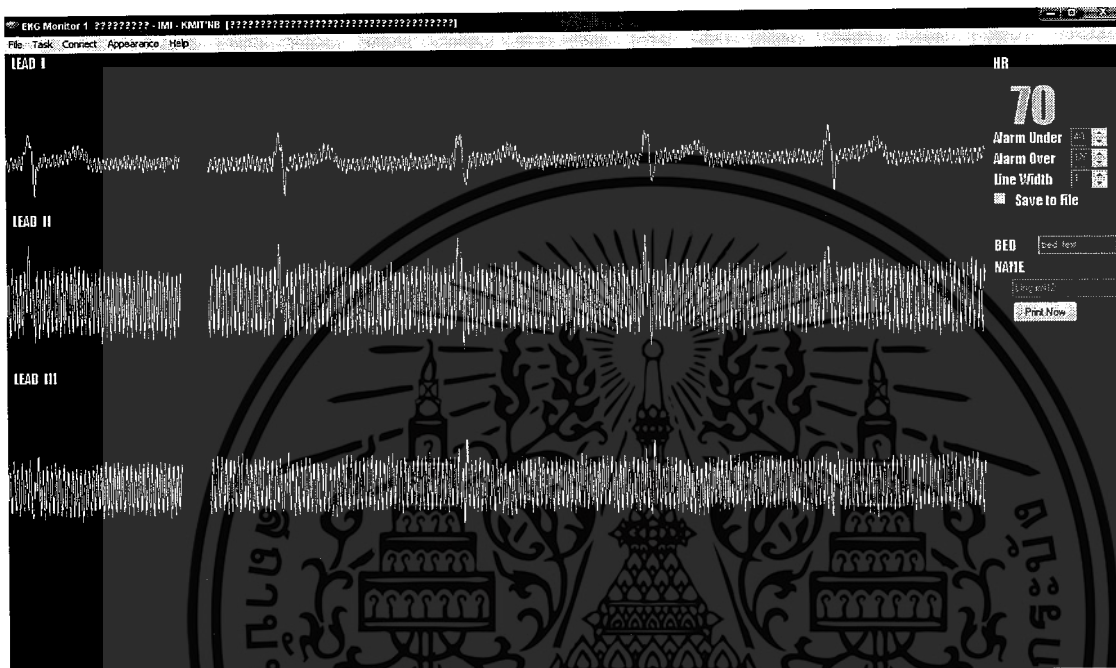
รูปที่3-6 แสดงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวบุคคล

จากรูปที่ 3-6 แสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยทำการตรวจจับสัญญาณ 4 จุด คือ ข้อมือ แขนซ้าย ข้อมือแขนขวา ข้อเท้าซ้าย และข้อเท้าขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีโปรแกรมที่ใช้ร่วมกับเครื่องวัดสัญญาณอยู่ 2 โปรแกรม คือ

1. โปรแกรม EKG Monitor 1 เป็นโปรแกรมที่ใช้ดูลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการวัดอยู่



รูปที่ 3-7 แสดงลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ โดยแสดงผ่านโปรแกรม EKG Monitor 1

จะเห็นได้ว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสัญญาณรบกวนสูงมาก ดังนั้นในขั้นตอนการเตรียมสัญญาณจะต้องทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสัญญาณรบกวนปนอยู่น้อยที่สุดโดยที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังไม่ผิดเพี้ยน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. โปรแกรม CodeVision AVR C Compiler เป็นโปรแกรมที่ใช้เก็บข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะอยู่ในรูปเลขฐานสิบ

The screenshot shows the CodeVision AVR C Compiler terminal window. The title bar reads "CodeVisionAVR - 3.prj - [Terminal]". The menu bar includes "File", "Edit", "Project", "Tools", "Settings", "Windows", and "Help". The toolbar contains various icons for file operations and compilation. The main window displays a hex code window with columns for "Hex Code", "Send", "Rx File", "Tx File", "Hex", and "Clear". The data is presented in a grid format with row numbers on the left. The hex code data is as follows:

Row	Hex Code	Send	Rx File	Tx File	Hex	Clear
1	81 82 82 80 79 79 81 81 82 81 79 79 80 81 82 81 80 79 79 81 82 82 80 79 79 81 8					
2	82 81 80 79 80 80 82 82 80 79 79 80 82 82 81 80 79 80 81 82 82 80 79 79 81 82					
3	82 80 79 79 80 81 82 81 79 79 79 81 82 82 80 79 79 80 81 82 81 79 79 80 81 82 81					
4	79 79 79 80 82 82 80 79 79 80 81 82 81 79 79 79 81 82 82 80 77 79 81 81 82 81 7					
5	9 79 80 81 83 82 79 79 79 80 82 82 80 79 80 80 81 82 81 80 78 79 81 82 81 80 79					
6	78 80 81 82 81 79 79 80 81 82 81 80 78 79 81 82 82 81 79 79 80 82 82 81 79 79 79					
7	81 82 82 80 78 78 80 82 82 80 79 79 80 81 82 82 80 79 79 80 82 82 81 79 79 80 8					
8	2 82 81 79 78 79 81 82 82 80 79 79 80 81 82 81 79 79 79 81 82 82 80 80 79 80 82					
9	82 80 79 79 80 81 82 81 79 79 79 81 82 82 79 79 79 80 82 82 81 79 78 79 82 82 82					
10	80 78 79 81 82 82 80 78 79 80 81 82 81 79 78 79 81 82 82 80 78 79 80 82 82 81 7					
11	9 79 80 81 82 82 80 79 79 80 82 82 81 79 79 80 81 82 81 79 78 79 81 82 82 80 79					
12	78 80 81 82 81 79 78 80 81 82 82 80 78 79 81 82 82 80 79 78 80 82 82 82 79 78 79					
13	81 82 82 1 78 79 80 82 82 81 79 78 80 82 83 82 80 78 79 81 82 82 80 79 79 80 82 81 7					
14	1 82 81 79 78 79 81 82 82 80 79 79 80 82 82 81 79 78 80 81 82 81 79 78 79 80 82					
15	82 81 79 79 80 81 82 81 79 79 79 81 82 82 80 78 79 81 82 82 80 79 79 80 81 82 82					
16	79 79 81 82 82 81 79 78 80 81 83 82 79 79 79 81 82 81 80 79 79 80 82 83 81 7					
17	9 78 80 81 82 81 79 78 79 80 82 82 81 79 79 80 82 82 81 79 79 81 82 82 80 79					
18	79 80 82 82 81 79 78 79 82 83 82 80 79 79 81 82 82 80 79 79 79 82 82 82 79 78 79					
19	81 82 82 80 79 79 80 82 82 81 79 78 79 81 83 82 80 79 79 80 82 82 80 79 79 80 8					
20	2 82 81 78 78 79 81 82 82 80 78 79 80 82 82 81 79 79 80 81 82 81 79 79 79 81 82					
21	82 80 79 79 81 82 81 79 78 79 81 82 82 80 79 78 81 82 82 81 79 79 79 81 82 81					
22	79 79 79 80 82 82 81 79 79 80 81 82 81 79 78 79 81 82 82 80 79 78 80 82 82 81 7					
23	9 79 80 81 82 82 80 78 79 80 82 82 81 79 79 80 81 82 81 79 78 79 81 82 82 80 78					
24	79 80 81 82 81 79 79 80 81 82 81 80 79 79 80 81 82 80 79 79 80 81 82 81 79 79 79					
25	81 81 82 81 79 79 80 81 82 81 80 79 80 82 82 82 80 79 79 80 82 82					

รูปที่ 3-8 แสดงโปรแกรม CodeVision AVR Compiler ทำการรับข้อมูลเป็นเลขฐานสิบ

ในขณะที่ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การดูแลลักษณะสัญญาณกับการดูข้อมูลเพื่อเก็บข้อมูลจะสามารถทำได้ทีละโปรแกรมเท่านั้น โดยการเลือกการส่งที่ตัวบอร์ดเครื่องวัด

### การสังเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Synthesis ECG signal )

ในกรณีที่ไม่มีเครื่องมือในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การสังเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นทางเลือกหนึ่งในการจำลองแทนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากตัวบุคคลจริง ซึ่งสัญญาณที่ได้จากการสังเคราะห์ก็ให้ลักษณะสัญญาณที่น่าพอใจ เมื่อได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ก็จะนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ไปทำการเรียนรู้และใช้ในการบ่งชี้ต่อไป ในการสังเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบไปด้วยพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสังเคราะห์ดังนี้

S : สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสังเคราะห์

Add. noise : ค่าของสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [มิลลิโวลต์]

Heart rate : อัตราการเต้นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [ครั้ง/นาที]

Order of extrema : [P Q R S T]

$t_i$  = angles of extrema

$a_i$  = z-position of extrema

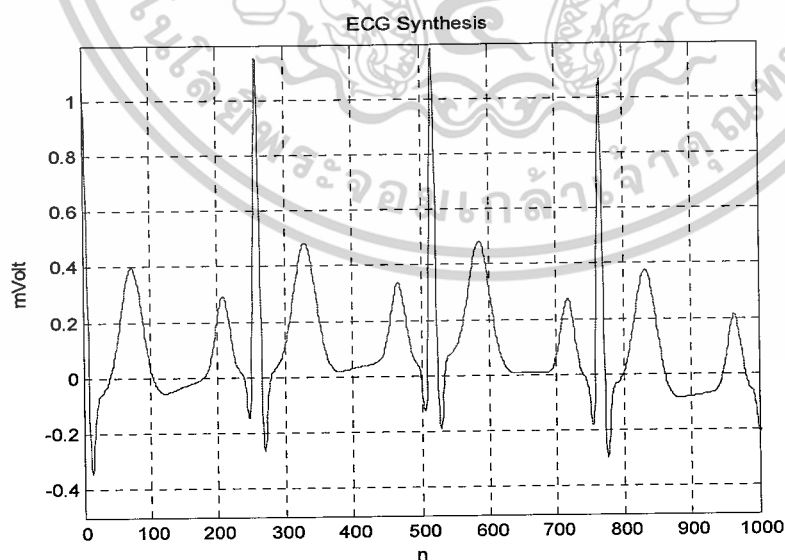
$b_i$  = Gaussian width of peaks

ตัวอย่างแสดงค่าพารามิเตอร์มาตรฐานในการสังเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Add. noise : 0 มิลลิโวลต์, Heart rate : 60 ครั้ง/นาที, Order of extrema :  $t_i = [70 \ 15 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees

$a_i = [1.2 \ 5 \ 30 \ 7.5 \ 0.75]$

$b_i = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



รูปที่ 3-9 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสังเคราะห์

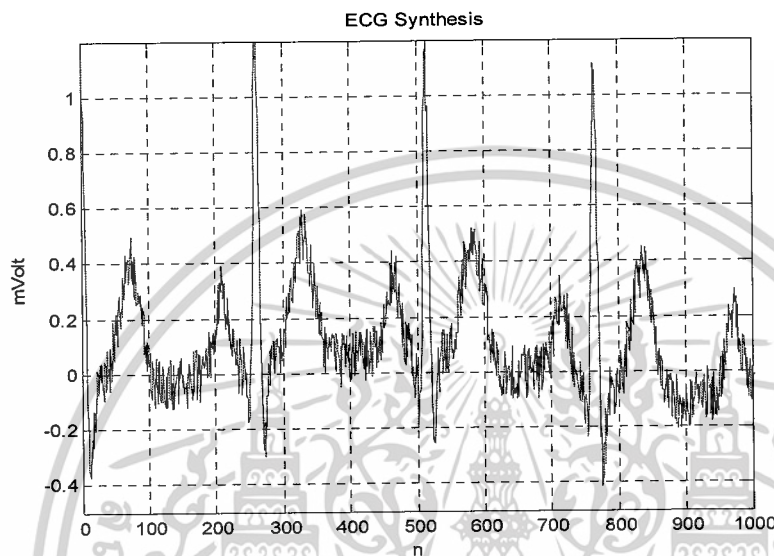
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการรวมสัญญาณรบกวนเข้าไปด้วย

Add. noise : 0.1 มิลลิโวลต์, Heart rate : 60 ครั้ง/นาที, Order of extrema :  $t_i = [70 \ 15 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees

$a_i = [1.2 \ 5 \ 30 \ 7.5 \ 0.75]$

$b_i = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



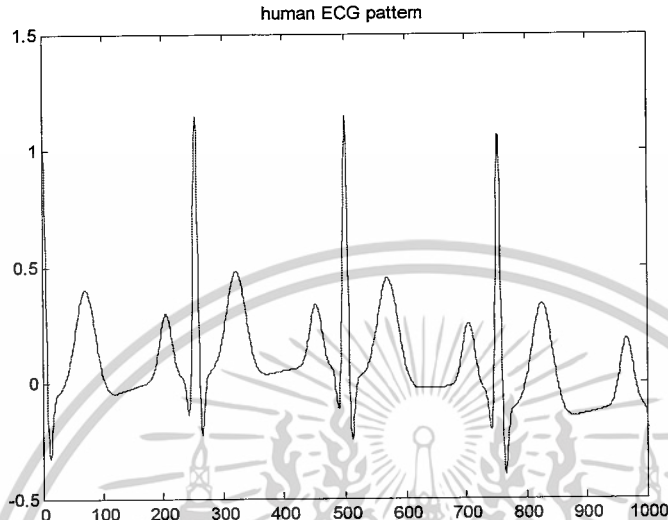
รูปที่ 3-10 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รวมกับสัญญาณรบกวน

ในการสังเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นมาให้แตกต่างกันนั้น พารามิเตอร์ที่ใช้ปรับเปลี่ยนลักษณะคลื่น คือในส่วนของ Order of extrema [P Q R S T] จะสามารถทำการปรับลักษณะคลื่น P wave, QRS wave และ T wave ได้ โดยการปรับแบ่งออกเป็น 3 ส่วนด้วยกัน คือ angles of extrema ( $t_i$ ), z-position of extrema ( $a_i$ ), Gaussian width of peaks ( $b_i$ )

ตัวอย่างการปรับเปลี่ยนลักษณะคลื่น ( กำหนดให้ heart rate = 60 ครั้ง/นาที, Add. noise = 0 mV )

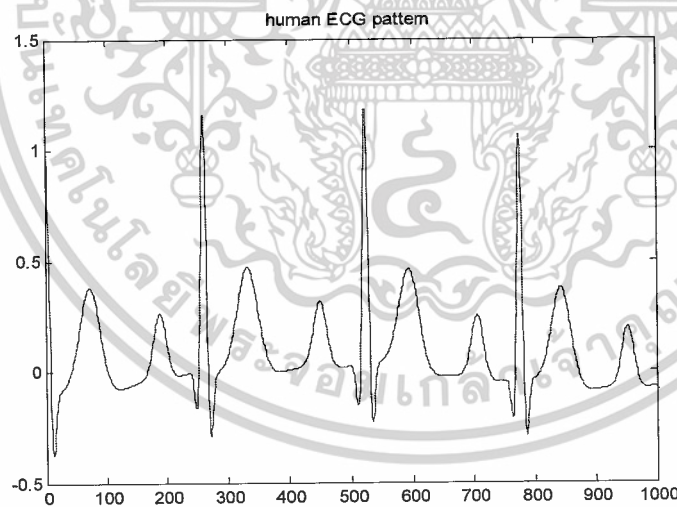
### Angles of extrema ( $t_i$ )

Standard :  $t_i = [70 \ 15 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$t_i = [100 \ 15 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Angles of extrema ของคลื่น P

รูปที่ 3-11 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น P

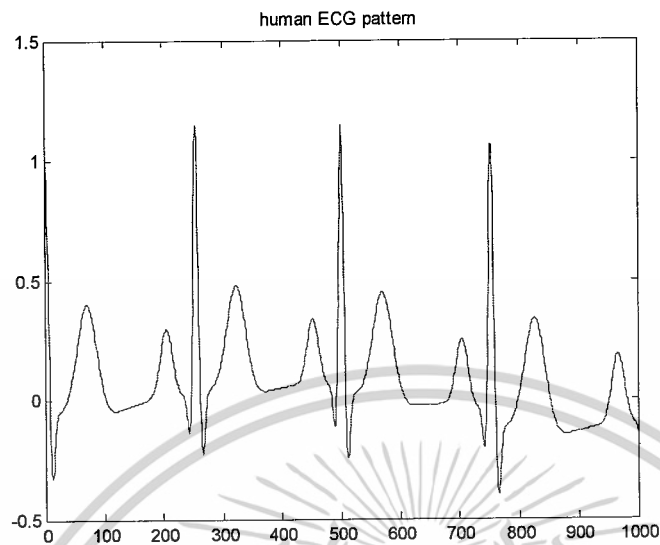
เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น P บริเวณฐานของคลื่น P เกิดการเปลี่ยนแปลงขึ้น

มุมของฐานคลื่นลดลงมาจากสัญญาณมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกึ่งงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

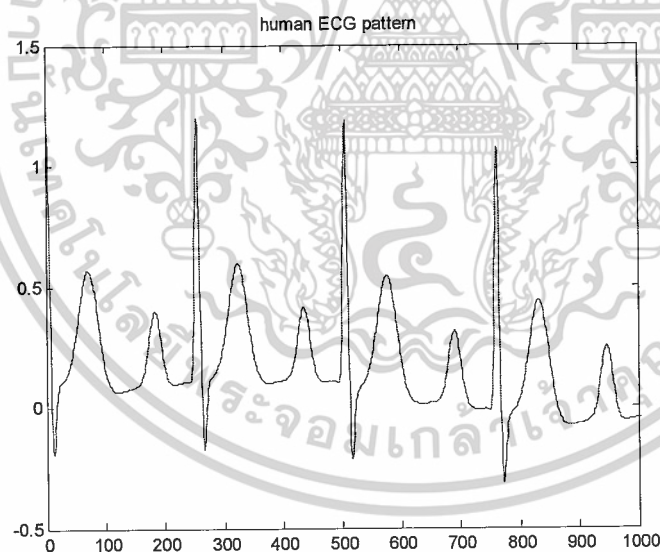
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $t_i = [70 \ 15 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$t_i = [70 \ 5 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Angles of extrema ของคลื่น Q

รูปที่ 3-12 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น Q

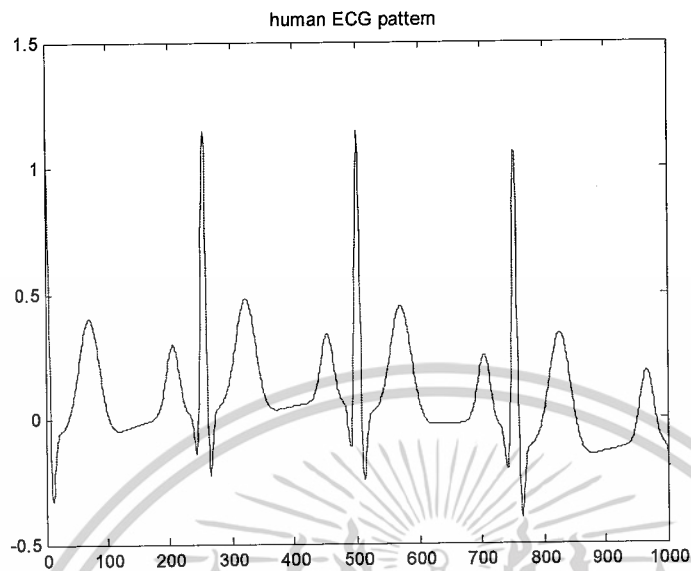
เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น Q เกิดการเปลี่ยนแปลงทางด้านขนาดเกิดขึ้น จากรูป

สัญญาณในส่วนของคลื่น Q อยู่ตรงบริเวณเดียวกับฐานของคลื่น P

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

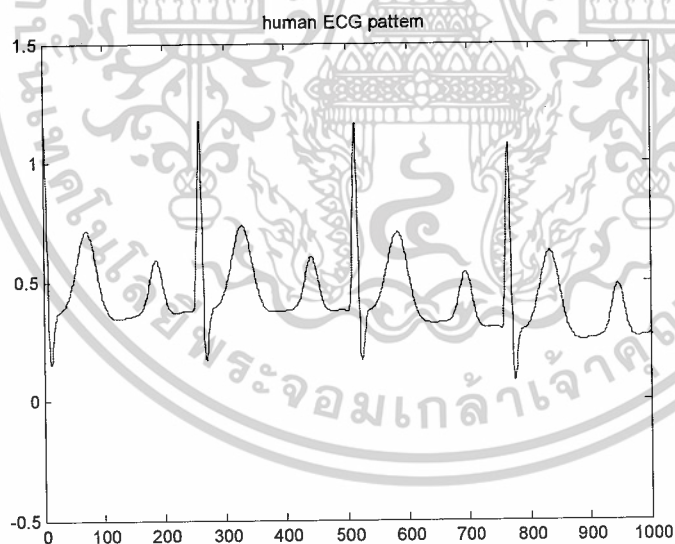
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $t_i = [70 \ 15 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$t_i = [70 \ 15 \ 0.2 \ 15 \ 100]$  degrees



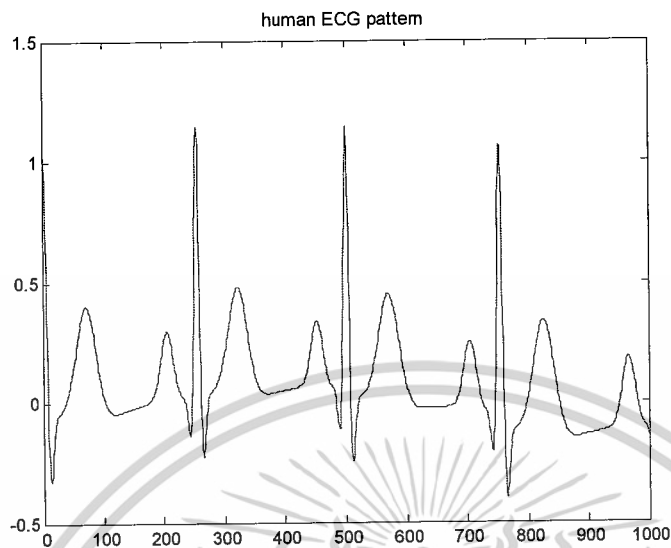
(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Angles of extrema ของคลื่น R

รูปที่ 3-13 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น R

จากรูปจะเห็นว่าเมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น R เกิดการเปลี่ยนระดับของ

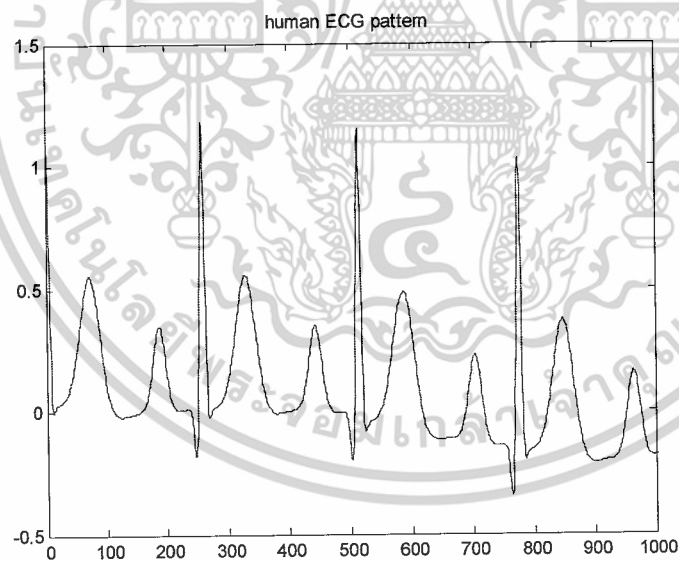
สัญญาณขึ้นเมื่อเทียบกับสัญญาณมาตรฐาน การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $t_i = [70 \ 15 \ 0 \ 15 \ 100]$  degrees



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$t_i = [70 \ 15 \ 0 \ 5 \ 100]$  degrees

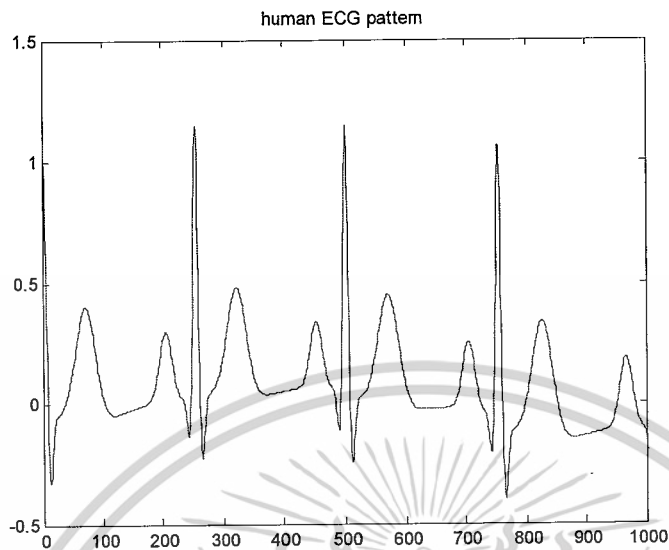


(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Angles of extrema ของคลื่น S

รูปที่ 3-14 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น S

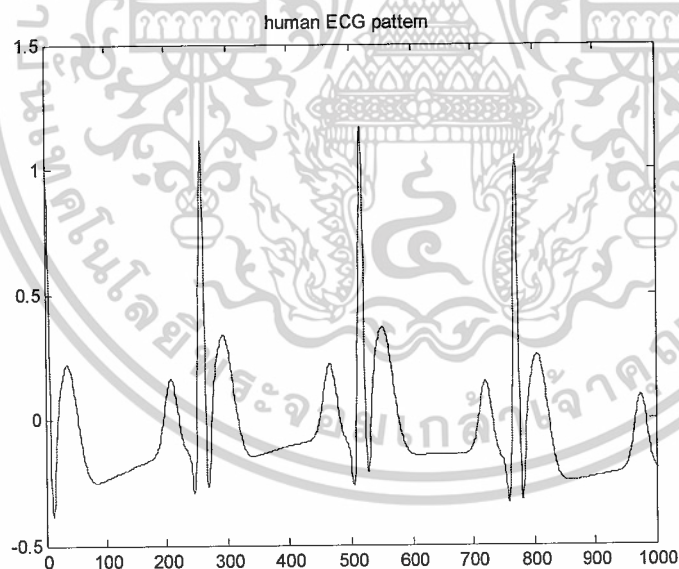
เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น S เกิดการเปลี่ยนแปลงทางด้านขนาดเกิดขึ้น จากรูปสัญญาณในส่วน of คลื่น S อยู่ตรงบริเวณเดียวกับฐานของคลื่น T เท่านั้น ไม่นุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $t_i = [70 -15 0 15 100]$  degrees



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$t_i = [70 15 0 15 50]$  degrees



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Angles of extrema ของคลื่น T

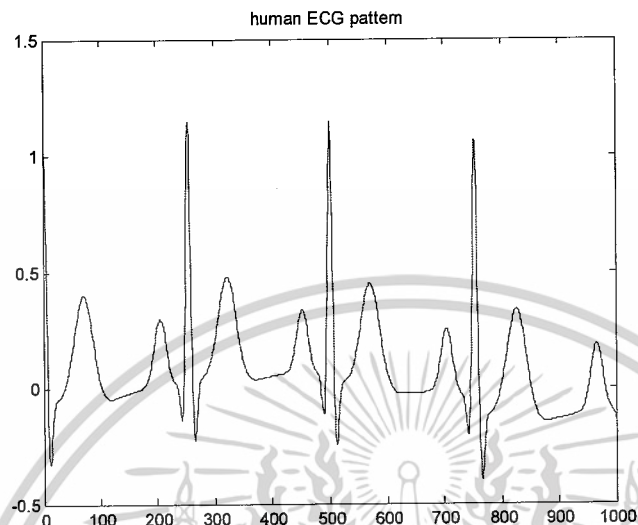
รูปที่ 3-15 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น T

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $t_i$  ในส่วนของคลื่น T บริเวณฐานของคลื่น T เกิดการเปลี่ยนแปลงขึ้น

จากรูปจะเห็นความต่อเนื่องระหว่างคลื่น S กับ T เปลี่ยนไปจากสัญญาณมาตรฐาน ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะเป็นใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

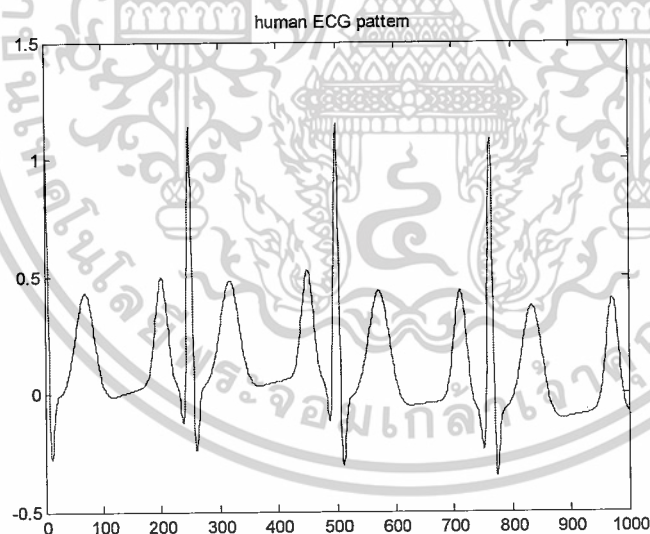
### z-position of extrema ( ai )

Standard : ai = [1.2 5 30 7.5 0.75]



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

ai = [2 5 30 7.5 0.75]



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ z-position of extrema ของคลื่น P

รูปที่ 3-16 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า ai ในส่วนของคลื่น P

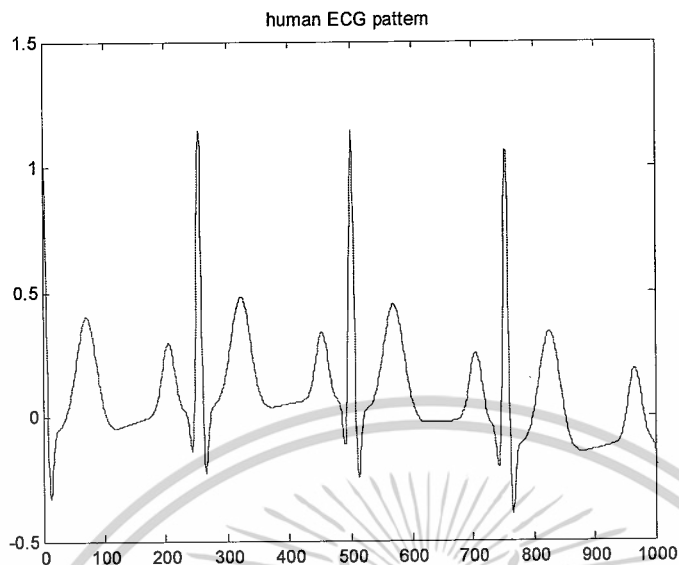
เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า ai ในส่วนของคลื่น P ขนาดของคลื่น P จะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น

จากรูปสังเกตได้ว่าขนาดของคลื่น P มีค่าสูงกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

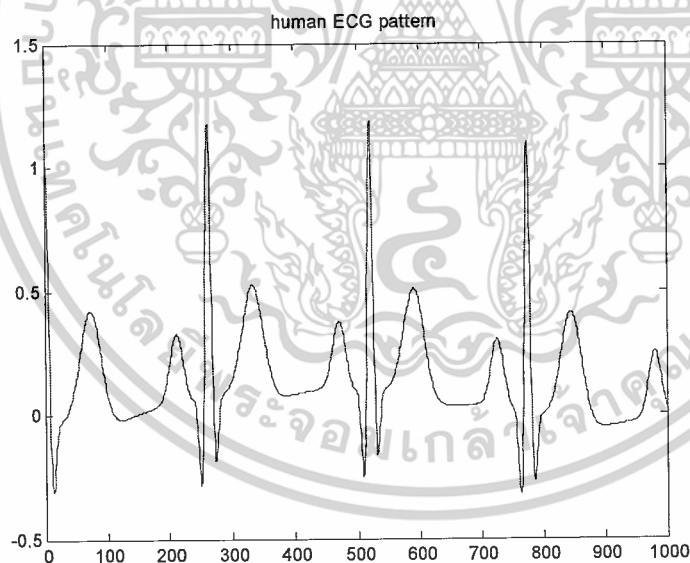
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $a_i = [1.2 \ 5 \ 30 \ 7.5 \ 0.75]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$a_i = [1.2 \ 10 \ 30 \ 7.5 \ 0.75]$



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ z-position of extrema ของคลื่น Q

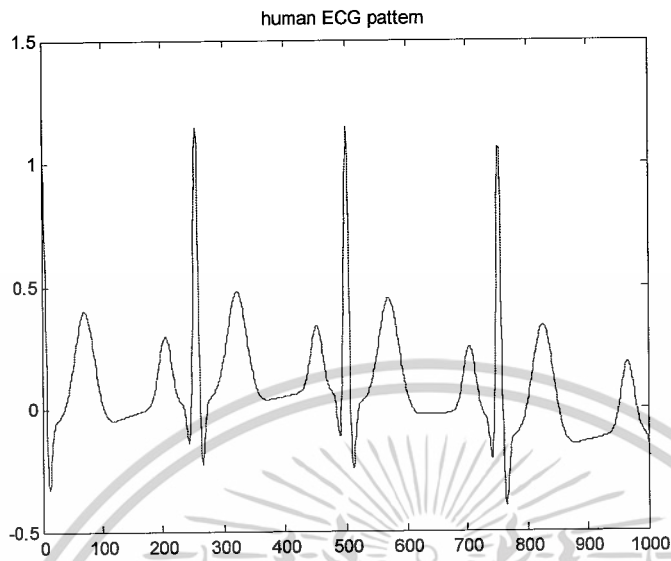
รูปที่ 3-17 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $a_i$  ในส่วนของคลื่น Q

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $a_i$  ในส่วนของคลื่น Q ขนาดของคลื่น Q จะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น

จากรูปสังเกตได้ว่าขนาดของคลื่น Q มีค่าต่ำกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

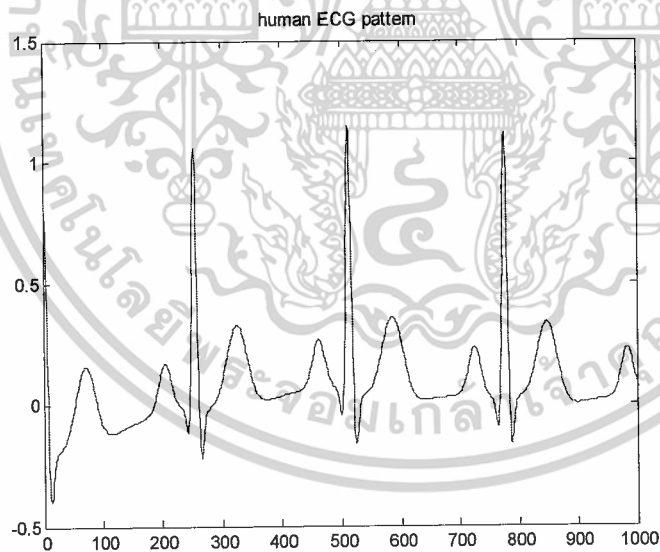
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $a_i = [1.2 \ 5 \ 30 \ 7.5 \ 0.75]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$a_i = [1.2 \ 5 \ 40 \ 7.5 \ 0.75]$



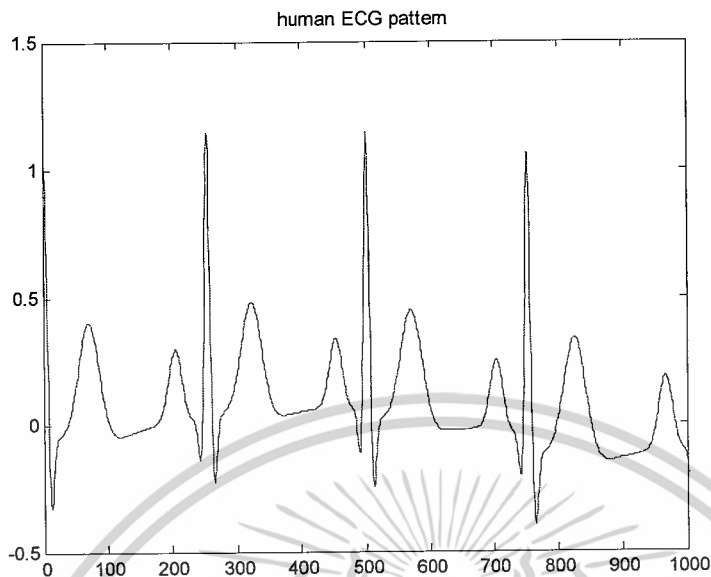
(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ z-position of extrema ของคลื่น R

รูปที่ 3-18 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $a_i$  ในส่วนของคลื่น R

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $a_i$  ในส่วนของคลื่น R ลักษณะคลื่นทั้งสัญญาณมีความเปลี่ยนแปลง

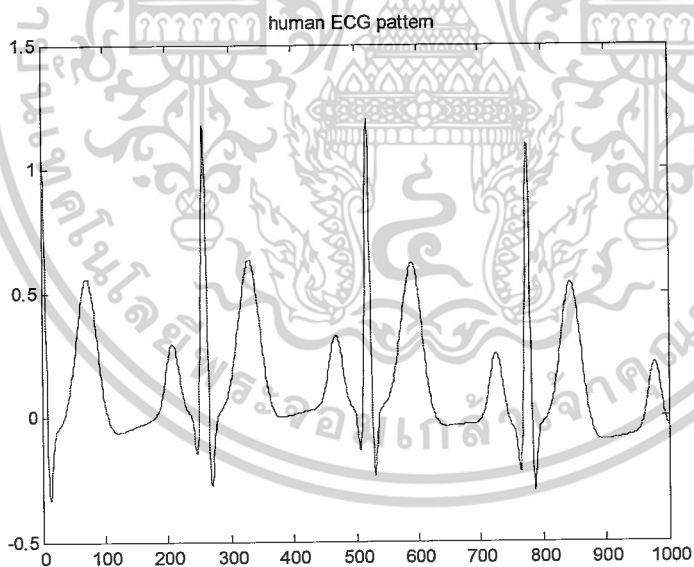
โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการเปลี่ยนระดับขึ้นและลงต่อเนื่องไปเรื่อย ๆ อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $a_i = [1.2 \ 5 \ 30 \ 7.5 \ 0.75]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$a_i = [1.2 \ 5 \ 30 \ 7.5 \ 1]$



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ z-position of extrema ของคลื่น T

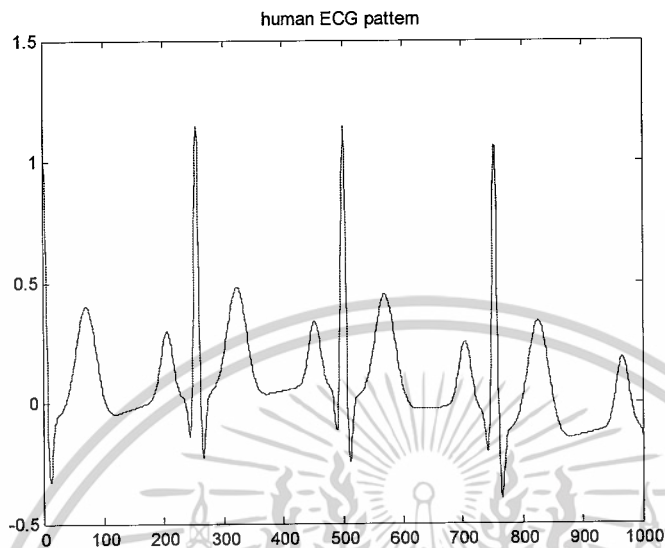
รูปที่ 3-20 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $a_i$  ในส่วนของคลื่น T

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $a_i$  ในส่วนของคลื่น T ขนาดของคลื่น T จะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น

จากรูปสังเกตได้ว่าขนาดของคลื่น T มีค่าสูงกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

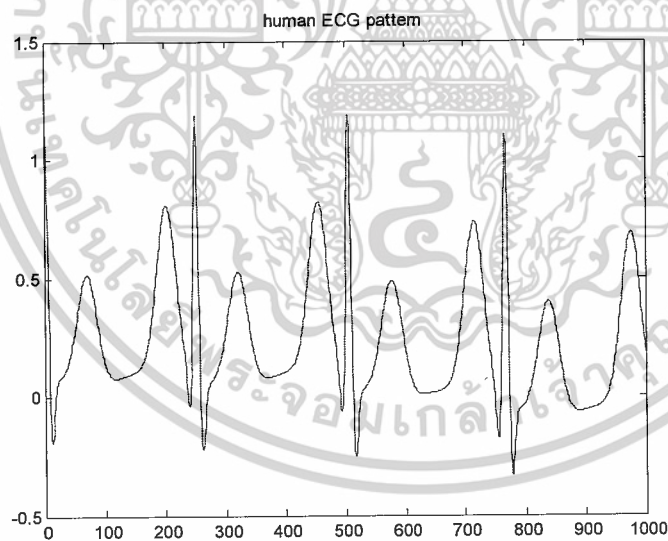
### Gaussian width of peaks ( $b_i$ )

Standard :  $b_i = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$b_i = [0.4 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Gaussian width of peaks ของคลื่น P

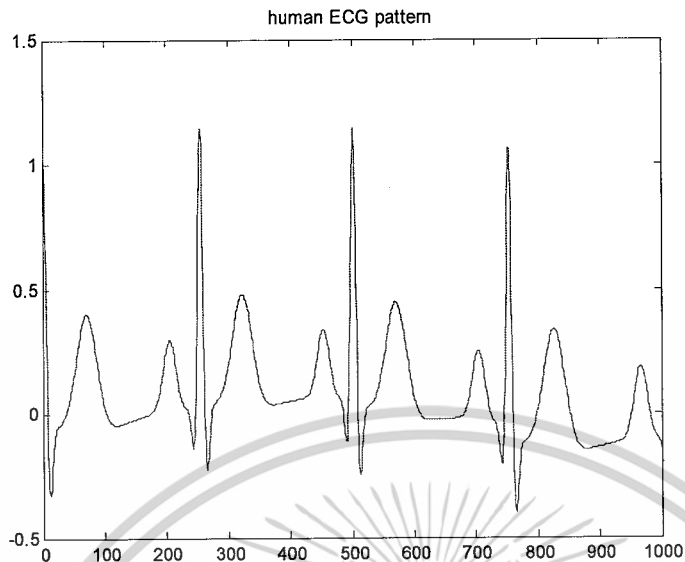
รูปที่ 3-21 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $b_i$  ในส่วนของคลื่น P

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $b_i$  ในส่วนของคลื่น P ขนาดของคลื่น P จะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น

จากรูปสังเกตได้ว่าขนาดของคลื่น P มีค่าสูงกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

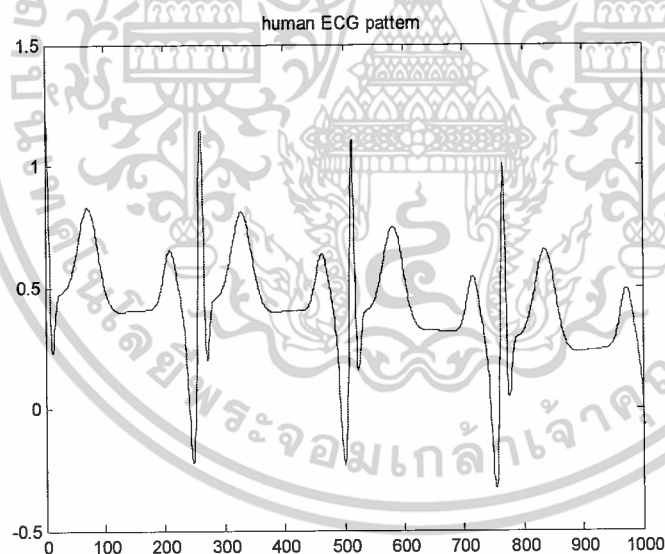
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $bi = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$bi = [0.25 \ 0.2 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Gaussian width of peaks ของคลื่น Q

รูปที่ 3-22 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $bi$  ในส่วนของคลื่น Q

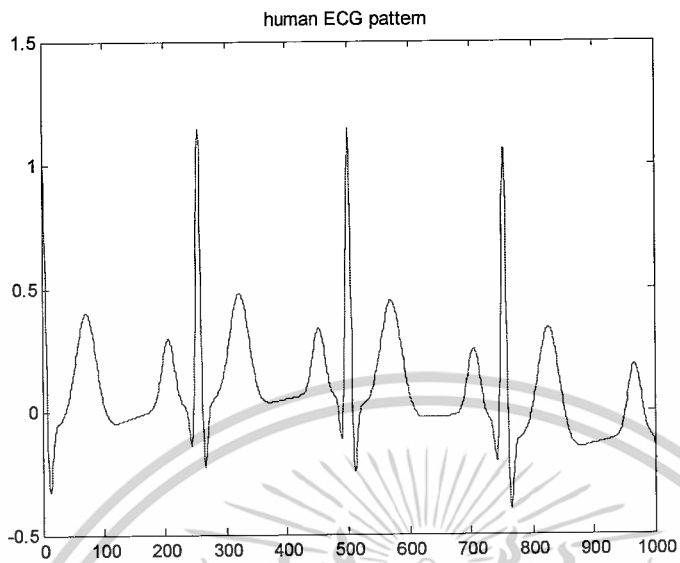
เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $bi$  ในส่วนของคลื่น Q ขนาดของคลื่น Q จะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น

จากรูปสังเกตได้ว่าขนาดของคลื่น Q มีค่าต่ำกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

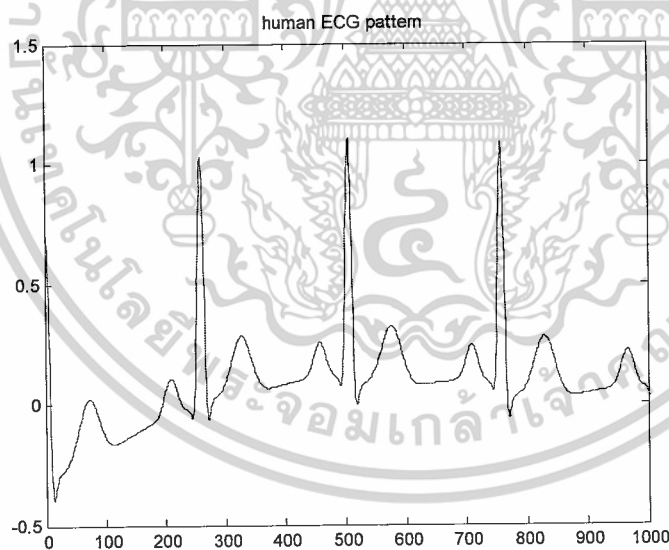
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $bi = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$bi = [0.25 \ 0.1 \ 0.13 \ 0.1 \ 0.4]$



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Gaussian width of peaks ของคลื่น R

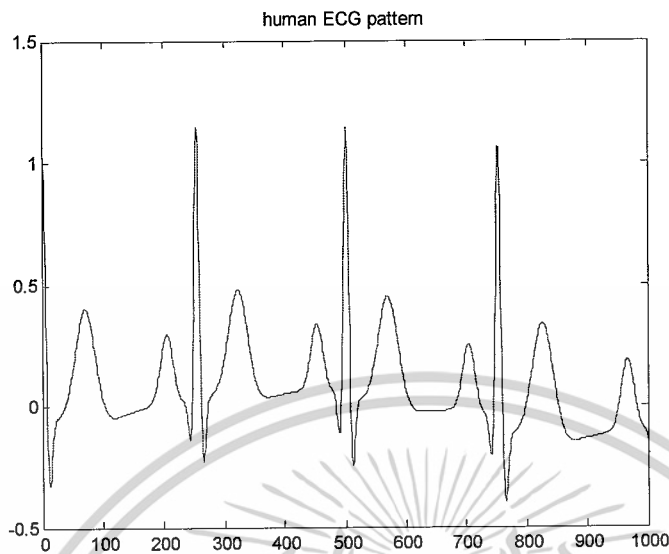
รูปที่ 3-23 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $bi$  ในส่วนของคลื่น R

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $bi$  ในส่วนของคลื่น R ลักษณะคลื่นทั้งสัญญาณมีความเปลี่ยนแปลง

โดยมีลักษณะสัญญาณคล้ายแบบ Gaussian เกิดขึ้นเรื่อย ๆ

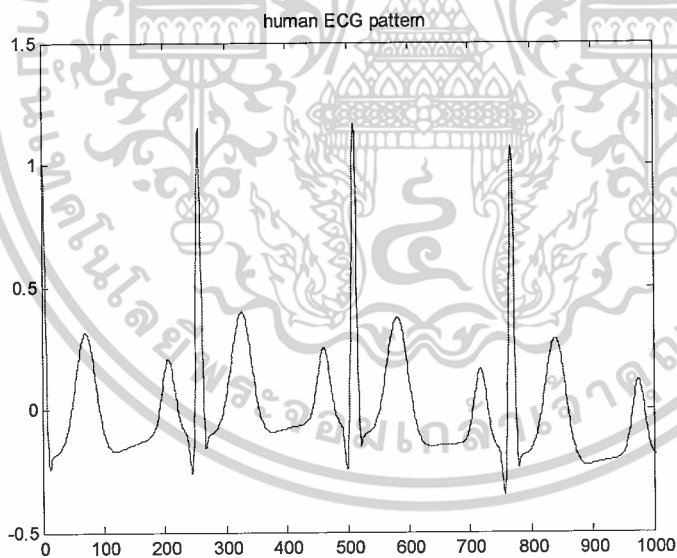
เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $bi = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$bi = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.05 \ 0.4]$



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Gaussian width of peaks ของคลื่น S

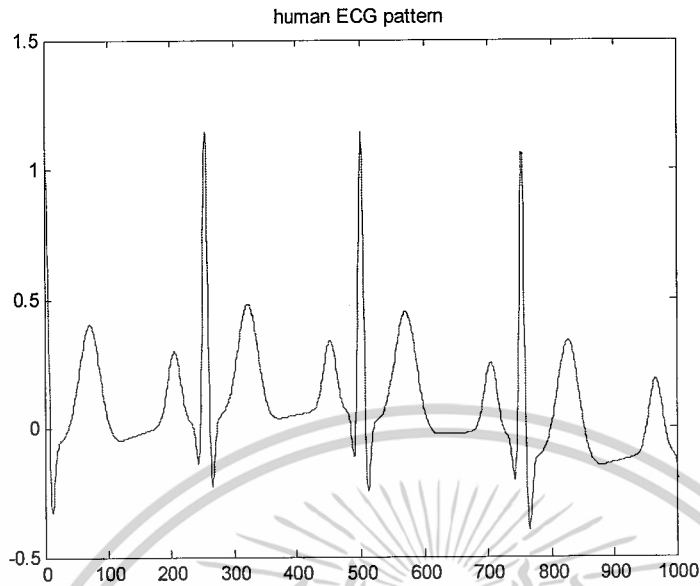
รูปที่ 3-24 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $bi$  ในส่วนของคลื่น S

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $bi$  ในส่วนของคลื่น S ขนาดของคลื่น S จะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น

จากรูปสังเกตเห็นได้ว่าขนาดของคลื่น S มีค่าต่ำกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

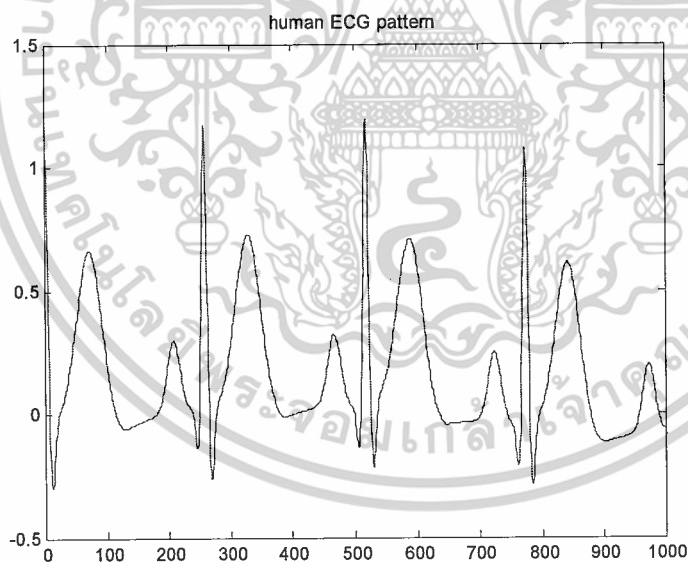
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Standard :  $b_i = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.4]$



(ก) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน

$b_i = [0.25 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.1 \ 0.5]$



(ข) ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการปรับ Gaussian width of peaks ของคลื่น T

รูปที่ 3-25 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ เมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า  $b_i$  ในส่วนของคลื่น T

เมื่อทำการปรับเปลี่ยนค่า  $b_i$  ในส่วนของคลื่น T ขนาดของคลื่น T จะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น

จากรูปสังเกตได้ว่าขนาดของคลื่น T มีค่าสูงกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐาน ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

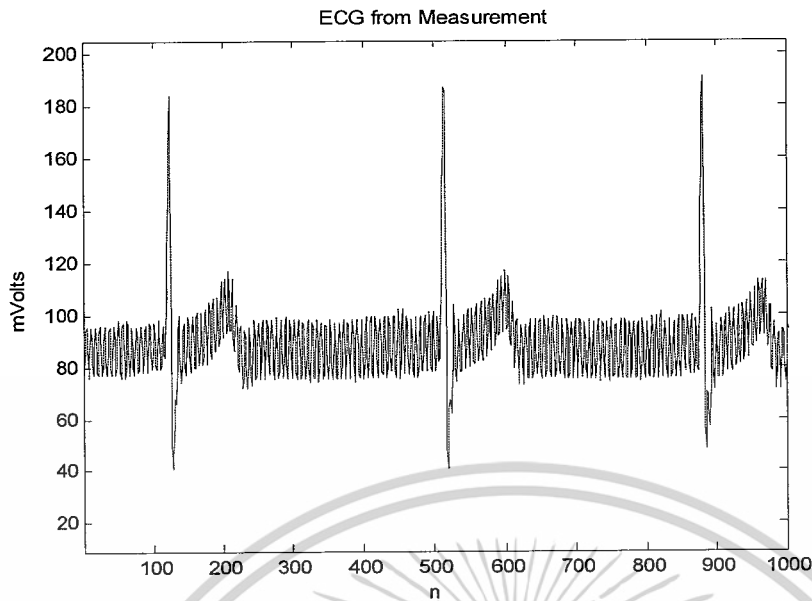
## 3.2 ส่วนการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( ECG signal Training )

### 3.2.1 จัดเตรียมสัญญาณ ( Pre-processing )

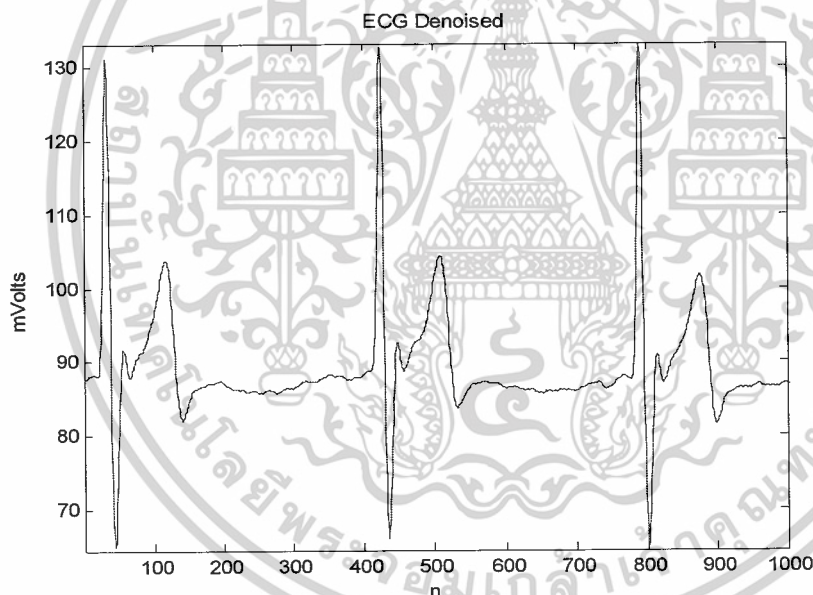
#### 3.2.1.1 การกำจัดสัญญาณรบกวน ( De-Noising )

เนื่องจากสัญญาณที่ได้รับจากเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีสัญญาณรบกวนปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กระบวนการ De - Noising จะทำหน้าที่กำจัดสัญญาณรบกวนที่ปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้มากที่สุด เพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความความเพี้ยนของสัญญาณน้อยที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 3-26





(ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวน



(ข) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนที่  $N=4$  และ  $\Omega n=0.095$

### รูปที่ 3-27 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการกำจัดสัญญาณรบกวน

จากรูปที่ 3-27 (ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการวัดจริง จะมีสัญญาณรบกวนรวมอยู่ด้วย เราจึงทำการกำจัดสัญญาณรบกวนออกให้มากที่สุด เพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความชัดเจนมากที่สุด ทำให้ง่ายต่อการวิเคราะห์สัญญาณ แสดงดังรูปที่ 3-27 (ข)

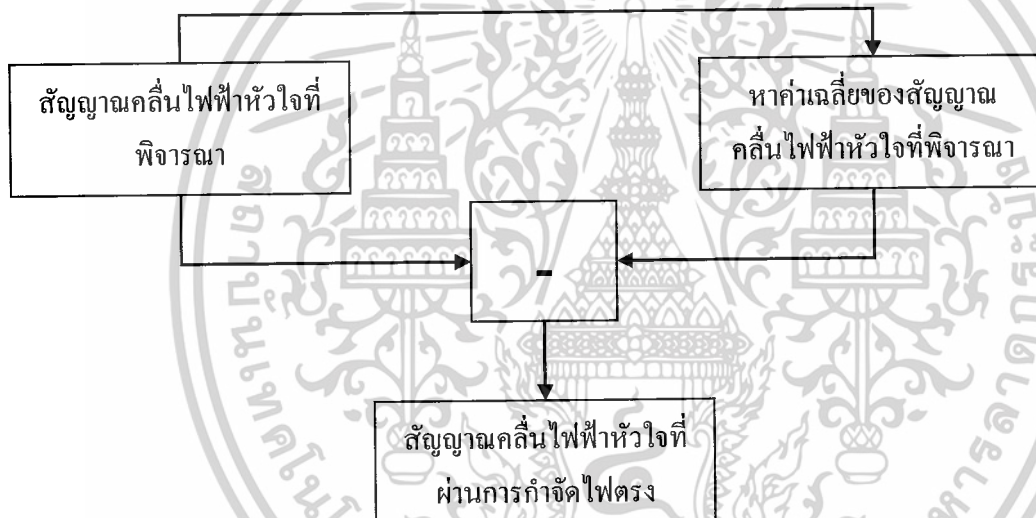
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.1.2 การกำจัดองค์ประกอบไฟตรง ( Remove DC Component )

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับมาจากเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ นอกจากจะมีสัญญาณรบกวนปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ยังมีองค์ประกอบไฟตรงที่เกิดจากตัวเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปนมาด้วยอีก กระบวนการ Remove DC Component จะทำหน้าที่กำจัดองค์ประกอบไฟตรงที่ปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีระดับของสัญญาณที่เหมาะสม ดังแสดงในรูปที่ 3-28

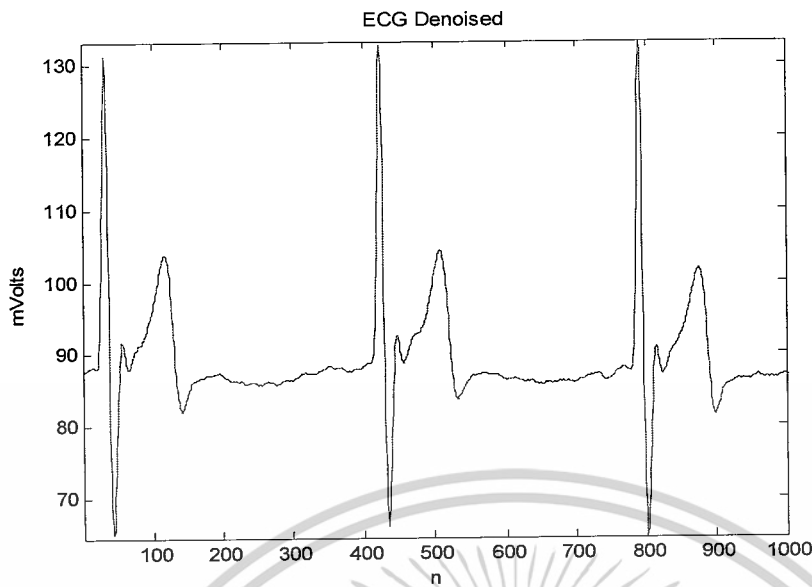
การกำจัดองค์ประกอบไฟตรงสามารถทำได้โดยการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใด ๆ แล้วนำไปลบออกกับสัญญาณนั้น ๆ

สัญญาณที่กำจัดไฟตรง = (สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พิจารณา) - (ค่าเฉลี่ยของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พิจารณา)

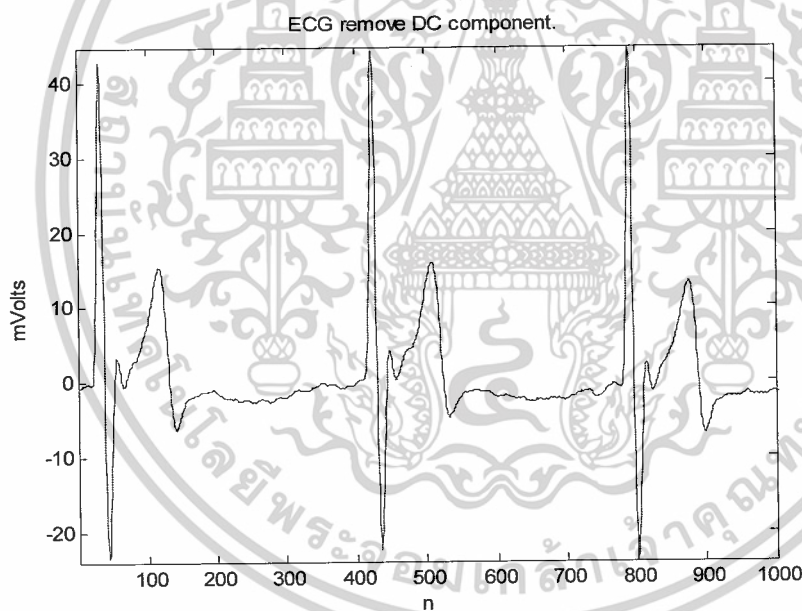


รูปที่ 3-28 แผนภูมิขั้นตอนการกำจัดองค์ประกอบไฟตรงของสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) ตัวอย่างสัญญาณก่อนผ่านการกำจัดองค์ประกอบไฟตรง



(ข) ตัวอย่างสัญญาณหลังผ่านการกำจัดองค์ประกอบไฟตรง

### รูปที่ 3-29 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านกระบวนการกำจัดองค์ประกอบไฟตรง

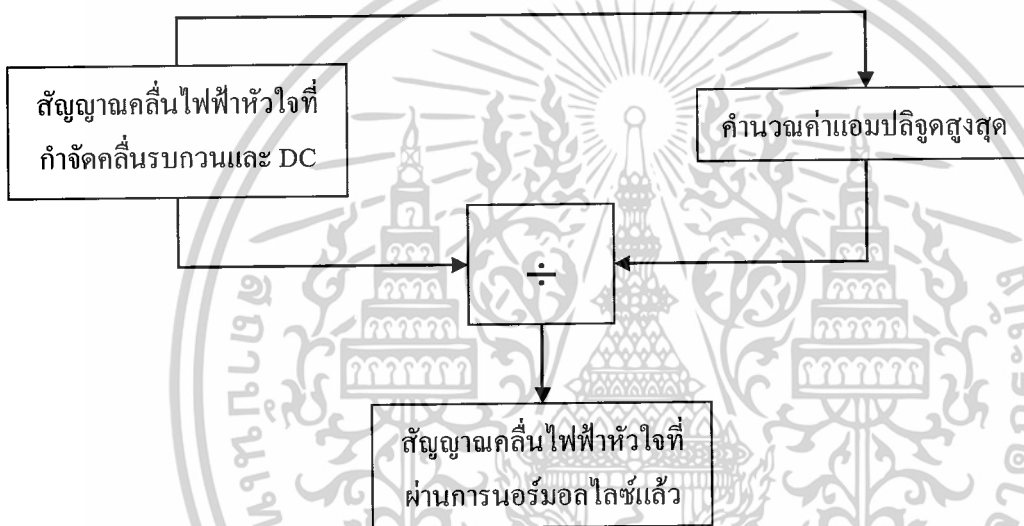
จากรูปที่ 3-29 (ก) แสดงการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาทำการกำจัดองค์ประกอบไฟตรงออก จะเห็นได้ว่า เมื่อทำการกำจัดองค์ประกอบไฟตรงออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ระดับของสัญญาณมีขนาดลดลง จะสังเกตได้จากระดับเส้นสัญญาณที่มีความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเกิดขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3-29 (ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.1.3 การปรับขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Amplitude Normalization )

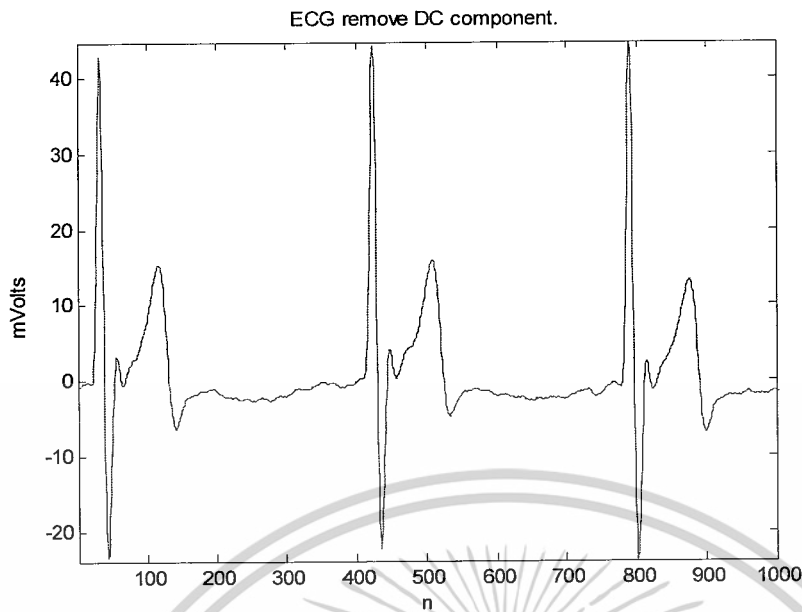
เป็นกระบวนการปรับขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใด ๆ ให้มีขนาดสูงสุดเท่ากับ 1 mV โดยการนำค่าขนาดสูงสุดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใด ๆ มาหารค่าขนาดตลอดทั้งสัญญาณ ก็จะได้ค่าขนาดสูงสุดเท่ากับ 1mV เขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$\text{สัญญาณที่ผ่านการปรับขนาด} = \frac{\text{สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พิจารณาอยู่}}{\text{ขนาดสูงสุดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่พิจารณาอยู่}}$$

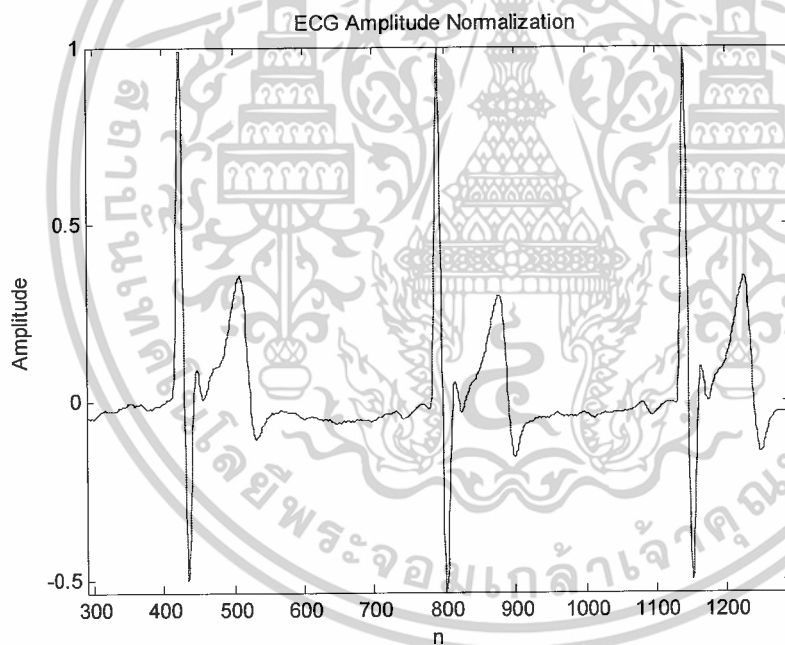


รูปที่ 3-30 แผนภูมิแสดงขั้นตอนการนอร์มอลไลซ์ทางขนาดของสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) ตัวอย่างสัญญาณก่อนผ่านการปรับขนาด



(ข) ตัวอย่างสัญญาณหลังผ่านการปรับขนาด

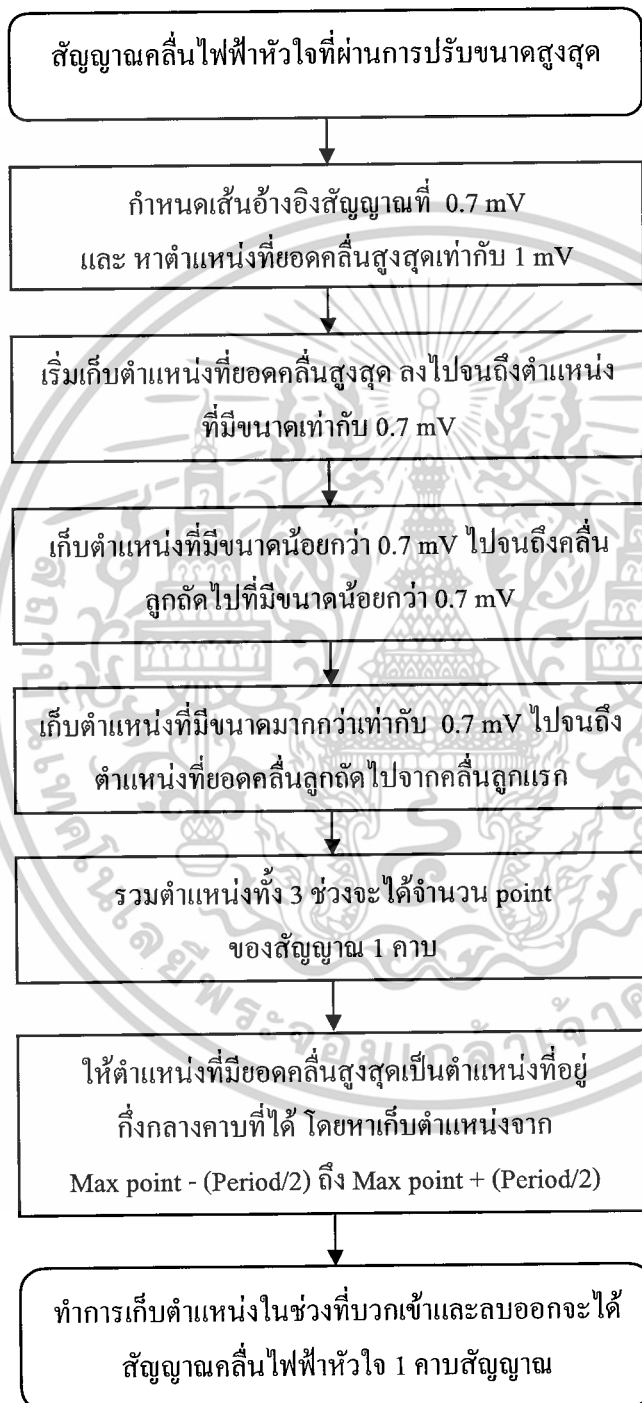
รูปที่ 3-31 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการปรับขนาดสูงสุดเท่ากับ 1

จากรูปที่ 3-31 (ก) เรานำตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มาทำการปรับขนาดสัญญาณ จะเห็นได้ว่า เมื่อนำค่าขนาดสูงสุดของสัญญาณ (คลื่น R ) ที่วัดได้ มาทำการหารขนาดทั้งสัญญาณ ก็จะได้สัญญาณที่มีขนาดสูงสุดเท่ากับ 1 ดังแสดงในรูปที่ 3-31 (ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.1.4 การเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ ( Store 1 period ECG signal )

ทำการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใดๆ เพียง 1 คาบสัญญาณ เพื่อนำไปพิจารณาลักษณะคลื่น P wave , QRS wave และ T wave ของแต่ละบุคคล อีกทั้งใช้หาความยาวของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ 1 คาบสัญญาณ เพื่อใช้ในการปรับอัตราการเดินของหัวใจต่อไป

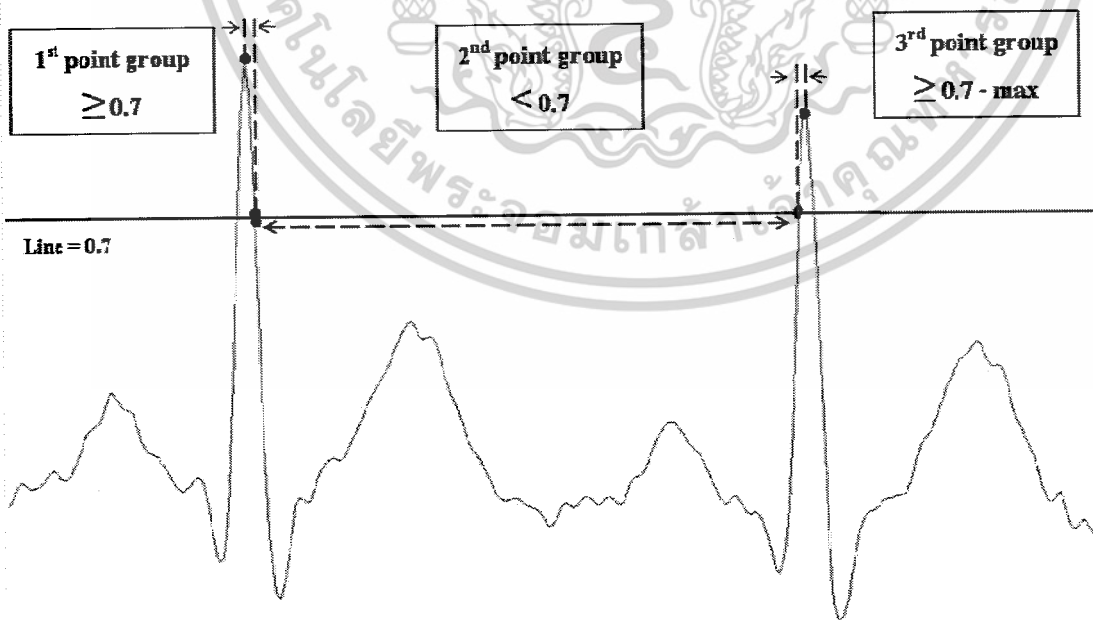


รูปที่ 3-32 แผนภูมิการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

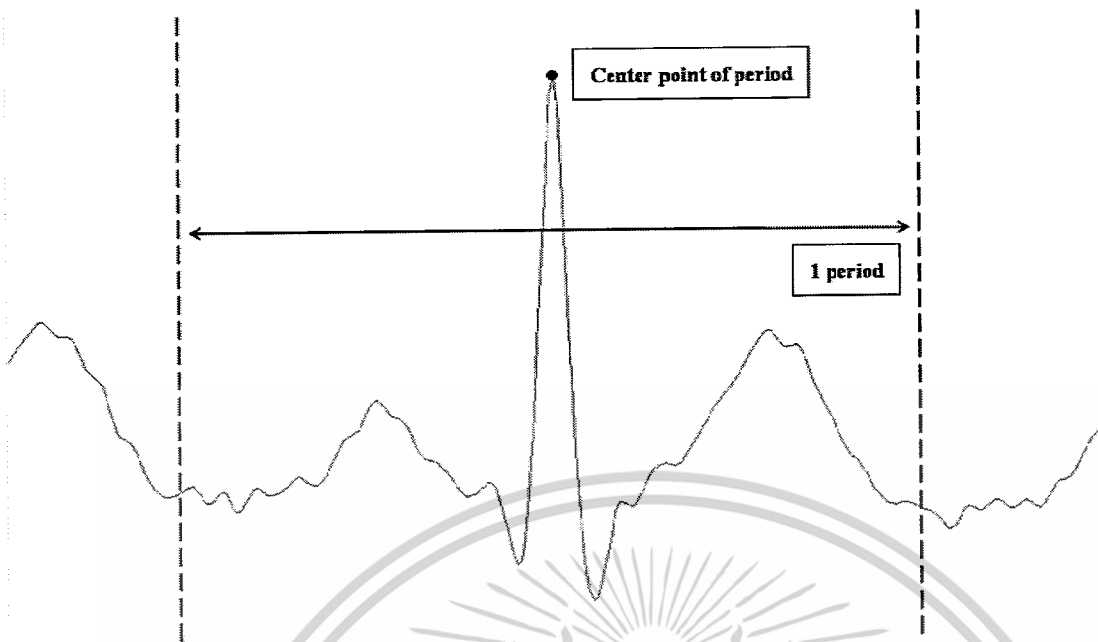
**ตัวอย่าง** วิธีการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ แบ่งออกเป็น 4 ขั้นตอน คือ

1. สร้างเส้นอ้างอิงสัญญาณ( กำหนดที่ 0.7 mV ) เนื่องจากสัญญาณมียอดคลื่นสูงสุดของแต่ละคาบไม่เท่ากัน เราจึงต้องสร้างเส้นอ้างอิง เพื่อให้ครอบคลุมการตรวจสอบยอดคลื่นสูงสุดของแต่ละคาบ โดยเส้นอ้างอิงจะมีค่าอยู่ในช่วงสูงกว่าคลื่น T-wave และต่ำกว่ายอดสูงสุด
2. ทำการหาตำแหน่งที่มีค่าขนาดสูงสุดของสัญญาณนั้น ๆ ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ 1 mV
3. ทำการเก็บค่าตำแหน่งในช่วงยอดคลื่นที่มีขนาดสูงสุดถึงช่วงยอดคลื่นสูงสุดถัดไป ( ช่วงคลื่น R-R) โดยเริ่มช่วงที่ 1 (1<sup>st</sup> point group) ทำการเก็บค่าตำแหน่งที่ยอดคลื่นสูงสุดของคลื่นลูกแรก ลงไปจนถึงตำแหน่งที่มีขนาดเท่ากับ 0.7 mV ต่อจากนั้น ช่วงที่ 2 (2<sup>nd</sup> point group) ทำการเก็บค่าตำแหน่งที่มีขนาดน้อยกว่า 0.7 mV ของคลื่นลูกแรก จนถึงตำแหน่งที่มีขนาดน้อยกว่า 0.7 mV ของคลื่นลูกถัดไป และสุดท้าย ช่วงที่ 3 (3<sup>rd</sup> point group) ทำการเก็บค่าตำแหน่งที่มีขนาดมากกว่าเท่ากับ 0.7 mV ไปจนถึงตำแหน่งที่มีขนาดสูงสุดของยอดคลื่นลูกถัดไปจากคลื่นลูกแรก ดังแสดงในรูปที่ 3-33 (ก)
4. เมื่อทำการเก็บค่าตำแหน่งครบทั้ง 3 ช่วงแล้ว เราจะทำการรวมจำนวน point ที่ได้ทั้ง 3 ช่วง ทำให้ได้ข้อมูลจำนวน point ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ จากนั้นให้ตำแหน่งที่ยอดคลื่นสูงสุดเป็นตำแหน่งกึ่งกลางของคาบที่ได้ ทำการเก็บสัญญาณในช่วงนี้ก็จะได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ ซึ่งจะประกอบไปด้วย P-wave, QRS-wave และ T-wave ดังแสดงในรูปที่ 3-33 (ข)



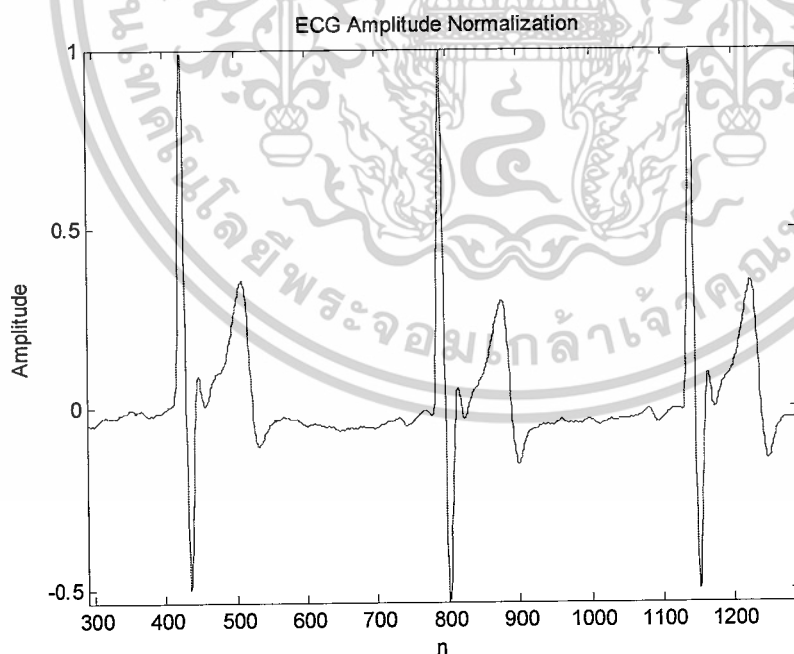
(ก) แสดงวิธีการหาจำนวน point ใน 1 คาบสัญญาณ แบ่งเป็น 3 ช่วง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



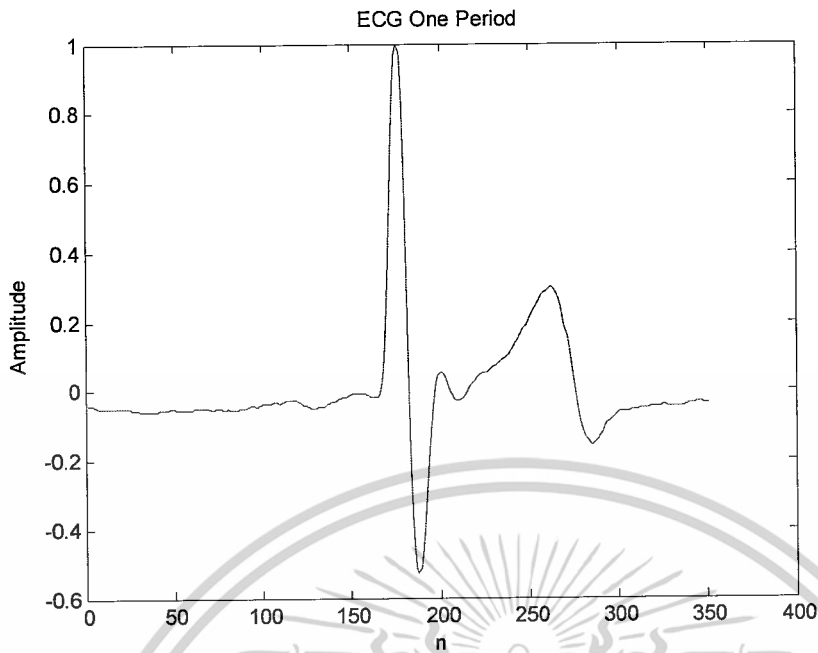
(ข) แสดงการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ

รูปที่ 3-33 แสดงขั้นตอนการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ



(ก) ตัวอย่างสัญญาณก่อนการเก็บข้อมูล 1 คาบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) ตัวอย่างสัญญาณหลังจากเก็บข้อมูล 1 คาบ

### รูปที่ 3-34 รูปสัญญาณที่ได้จากการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ

จากรูปที่ 3-34 (ก) เป็นสัญญาณที่ผ่านการปรับขนาดแล้ว เราทำการหาค่าของคลื่นที่มีขนาดสูงสุดเท่ากับ 1 mV จากนั้นทำการเก็บค่าตำแหน่งตั้งแต่ยอดคลื่นสูงสุด จนถึงยอดคลื่นถัดไป นำค่าตำแหน่งที่ได้มาคำนวณหาตำแหน่งเพื่อเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ ซึ่งมีองค์ประกอบของคลื่น P, คลื่น QRS และ คลื่น T ดังรูปที่ 3-34 (ข)

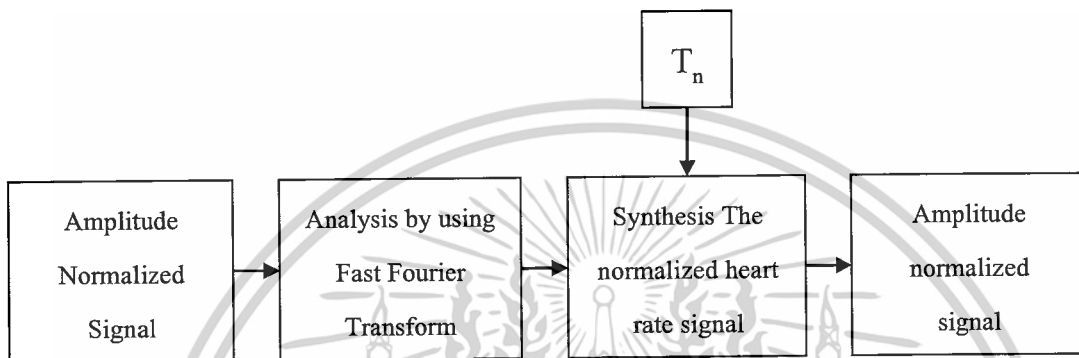
#### 3.2.1.5 การปรับอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate Normalization)

อัตราการเต้นของหัวใจของบุคคลปรกตินั้นจะอยู่ในช่วง 60 – 80 ครั้งต่อนาที ดังนั้น เราจึงกำหนดให้อัตราการเต้นของหัวใจมาตรฐานมีค่าเท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที ดังนั้น ถ้าเราสมมติว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เราทำการบันทึกจากบุคคลที่มีอัตราการเต้นของหัวใจเท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที ด้วยอัตราการแซมปลิงเท่ากับ 8000 เฮิรตซ์ จะพบว่าใน 1 คาบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เราบันทึกได้นั้นมีจำนวนแซมเปิลเท่ากับ 6000 แซมเปิล ดังนั้น ถ้าบุคคลที่เราต้องการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีอัตราการเต้นของหัวใจไม่เท่ากับ 80 ครั้งต่อนาที จะพบว่าเราจะต้องทำการเปลี่ยนอัตราการแซมปลิงทุกครั้งก่อนที่เราจะทำการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกกำหนดอัตราแซมปลิงเอาไว้เรียบร้อยแล้ว ซึ่งเราได้กำหนดอัตราการแซมปลิงไว้เท่ากับ 8000 เฮิรตซ์ จึงได้มีการนำเสนอเทคนิควิธีการที่ใช้ในการปรับอัตราการเต้นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบใหม่ขึ้นมา โดยเราได้นำเสนอสมการที่ใช้ในการปรับอัตราการเต้นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ไว้ดังสมการ (3.1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$h_n(n) = \sum_k^k |H(k)| \cos(2\pi k \frac{f_s}{N} nT_n + \angle H(k)) \quad ; 0 \leq n \leq N_n - 1 \quad (3.1)$$

เราได้ทำการนำเสนอสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ผ่านการนอร์มอลไลซ์ทางขนาด มาทำการปรับอัตราการเต้นของหัวใจให้อยู่ในอัตราการเต้นมาตรฐานคือ 80 ครั้งต่อนาที โดยใช้โปรแกรม Matlab (2007a) ดังแสดงขั้นตอนการทำงานในรูปที่ 3-35



รูปที่ 3-35 แผนภูมิแสดงขั้นตอนการปรับอัตราการเต้นของหัวใจ

จากแผนภูมิจะแสดงให้เห็นได้ว่าเป็นการนำเสนอสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการนอร์มอลไลซ์ทางขนาดมาทำการวิเคราะห์ทางองค์ประกอบทางด้านความถี่ของสัญญาณ โดยการใช้การแปลงฟูเรียร์ และได้ทำการสังเคราะห์สัญญาณด้วยสมการ (3.1) โดยที่ พารามิเตอร์  $T_n$  ใช้เป็นตัวคูณเพื่อปรับอัตราการเต้นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

**ตัวอย่าง** วิธีการปรับอัตราการเต้นของหัวใจ

สมมติเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่แซมปลิง  $f_s = 256 \text{ Hz}$

กำหนดให้การเต้นของหัวใจมีมาตรฐาน  $= 80$  ครั้ง/นาที

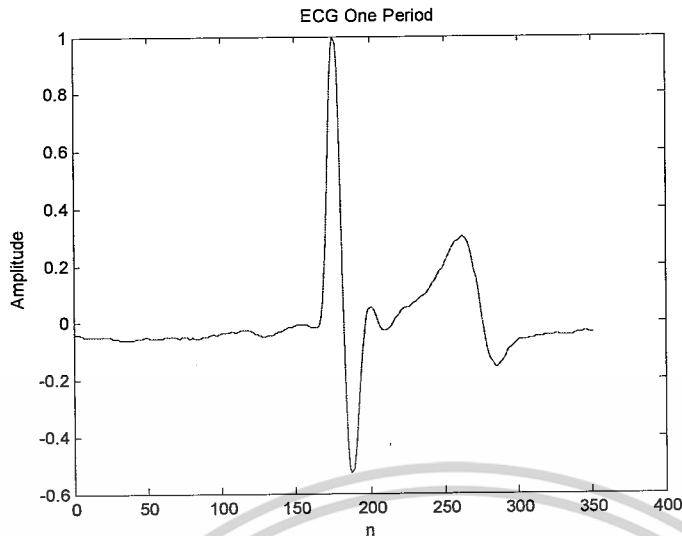
เทียบบัญญัติไตรยางค์  $60$  วินาที  $= 80$  ครั้ง

$x$  วินาที  $= 1$  ครั้ง

ดังนั้นการเต้น 1 ครั้งของอัตราการเต้น 80 ครั้ง/นาที  $= 60/80 = 0.75$  วินาที

เพราะฉะนั้นจะมีจำนวน sample points  $= 256 \times 0.75 = 192$  points

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3-36 รูปแสดงสัญญาณที่มีอัตราการเต้นที่ไม่เท่ากับ 80 ครั้ง/นาที

จากรูปเป็นสัญญาณที่มีอัตราการเต้นที่ไม่เท่ากับ 80 ครั้ง/นาที ทำการหาจำนวน sample point ใน 1 คาบได้เท่ากับ 179 points

$$\begin{aligned} \text{ดังนั้น 1 คาบจะใช้เวลา} &= \text{sample points} / \text{fs} = 179/256 = 0.69921875 \text{ วินาที} \\ \text{เพราะฉะนั้นสัญญาณนี้มีอัตราการเต้นของหัวใจ} &= 60 / 0.69921875 = 85.81 \text{ ครั้ง/นาที} \end{aligned}$$

ทำการหาอัตราส่วนของ sample point มาตรฐานกับ sample point ของสัญญาณทั่วไปที่ไม่เท่ากับ 80 ครั้ง/นาที

$$\text{Alpha} = N_n / N = 192 / 179 = 1.072625698$$

เมื่อ  $N_n$  = sample point มาตรฐาน = 192 points

$N$  = sample point ของสัญญาณที่วัดได้ (ไม่เท่ากับ 80 ครั้ง/นาที) = 179 points

$\text{Alpha} > 1$  แสดงถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ มีอัตราการเต้นเร็วกว่าอัตราการเต้นมาตรฐาน

$\text{Alpha} < 1$  แสดงถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ มีอัตราการเต้นช้ากว่าอัตราการเต้นมาตรฐาน

$\text{Alpha} = 1$  แสดงถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ มีอัตราการเต้นเท่ากับอัตราการเต้นมาตรฐาน

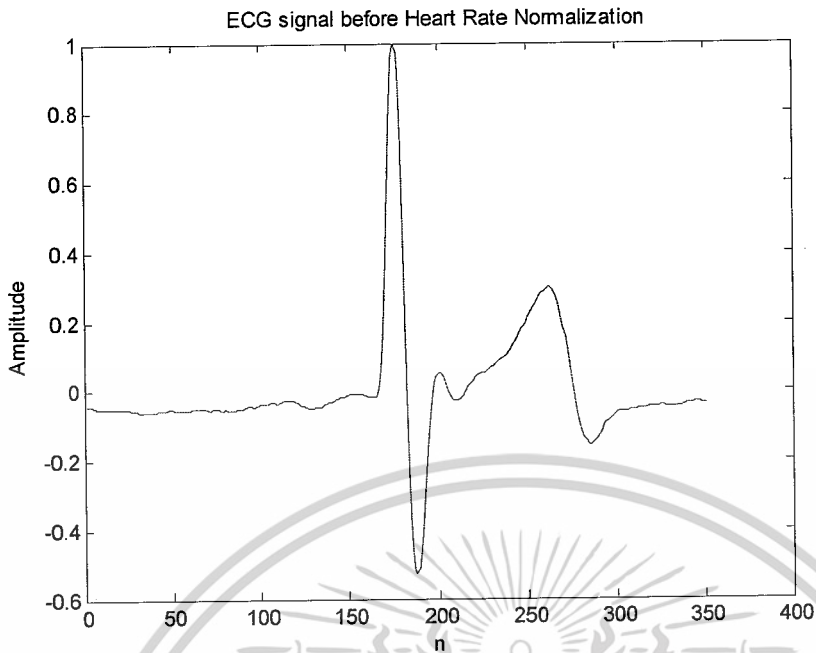
$$T_n = T_s / \text{Alpha} = 1 / (\text{fs} \times \text{Alpha}) = 1 / (256 \times 1.072625698) = 0.003641764$$

$$\text{ดังนั้น } f_n = 1 / T_n = 1 / 0.003641764 = 274.5921787$$

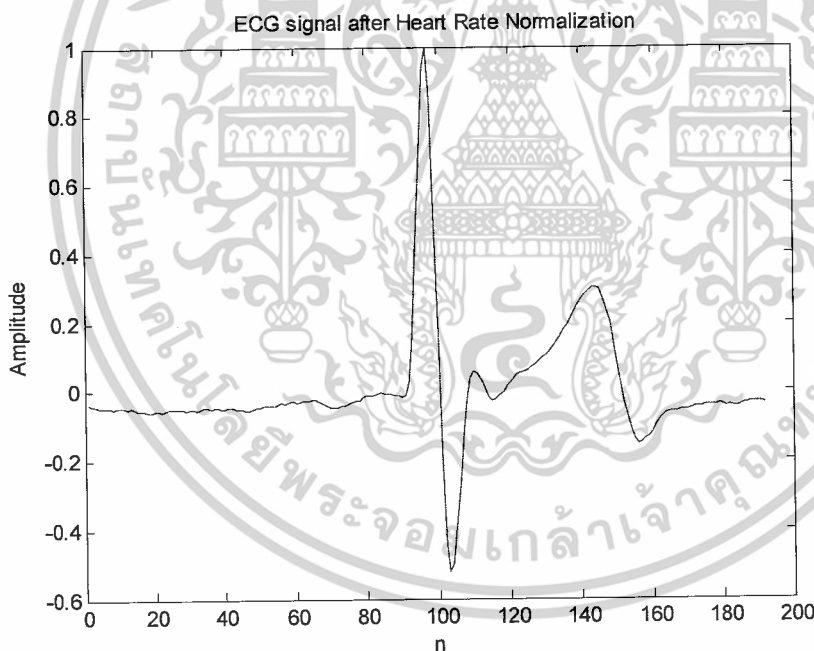
จากเวลา 1 คาบสัญญาณของสัญญาณนี้เท่ากับ 0.69921875 วินาที

$$\text{ดังนั้น } f_n \times T = 274.5921787 \times 0.69921875 = 192 \text{ points}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) ตัวอย่างสัญญาณก่อนทำการปรับอัตราการเต้นของหัวใจ



(ข) ตัวอย่างสัญญาณหลังทำการปรับอัตราการเต้นของหัวใจ

### รูปที่ 3-37 สัญญาณการปรับอัตราการเต้นของหัวใจ

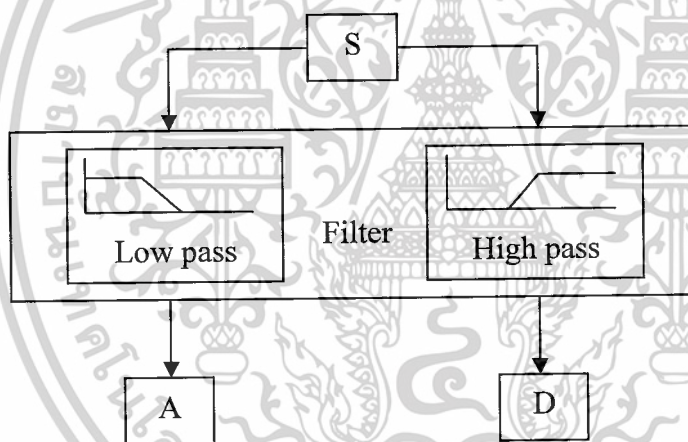
จากรูปที่ 3-37 เมื่อทำการปรับอัตราการเต้นของหัวใจแล้ว จะทำให้เราได้รูปสัญญาณที่มีอัตราการเต้นของหัวใจ ที่เท่ากัน (มีลักษณะความถี่เดียวกัน) ทำให้มีความสะดวกต่อการวิเคราะห์สัญญาณต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.1.6 การดึงคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการแปลงเวฟเลต

#### (Feature Extraction by Wavelet Transform)

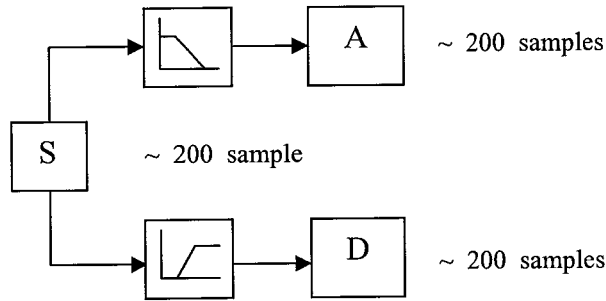
**Discrete wavelet transform** สัญญาณจำนวนมากที่มีส่วนประกอบความถี่ต่ำ (Low Frequency) จะเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของสัญญาณ ซึ่งส่วนประกอบความถี่ต่ำจะเป็นส่วนที่บ่งบอกคุณลักษณะของสัญญาณหรือรายละเอียดของสัญญาณ (Detail) ส่วนสัญญาณความถี่สูงจะบ่งบอกถึงรายละเอียดส่วนอื่นๆที่บ่งบอกถึงคุณลักษณะของสัญญาณได้น้อยมาก (approximation) ตัวอย่างเช่น เสียงพูดของคนเรา ถ้าตัดองค์ประกอบของสัญญาณที่ความถี่สูงออกไป ก็ยังสามารถฟังออกว่าคนพูด คำว่าอะไร แต่ถ้าตัดองค์ประกอบของสัญญาณที่ความถี่ต่ำออก เราจะพบว่าเสียงที่เราได้ยินนั้นฟังไม่รู้เรื่อง และนั่นก็เป็นเหตุผลสำคัญที่เมื่อทำการแปลงเวฟเลต เราจึงแยกส่วนที่เป็นรายละเอียดที่สำคัญ กับรายละเอียดที่ใกล้เคียงกันออกจากกันเป็นสองส่วน โดยใช้วงจรกรองความถี่ ซึ่งวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านจะทำหน้าที่กรองเอาเฉพาะความถี่ต่ำ (ส่วนรายละเอียดที่สำคัญของสัญญาณ) มาเก็บเอาไว้ และวงจรกรองความถี่สูงจะทำหน้าที่กรองเอาเฉพาะความถี่สูง (ส่วนของข้อมูลที่เป็นรายละเอียดส่วนอื่นๆ) มาเก็บไว้ ดังแสดงในรูปที่ 3-38



รูปที่ 3-38 โครงสร้างของการแปลงเวฟเลต

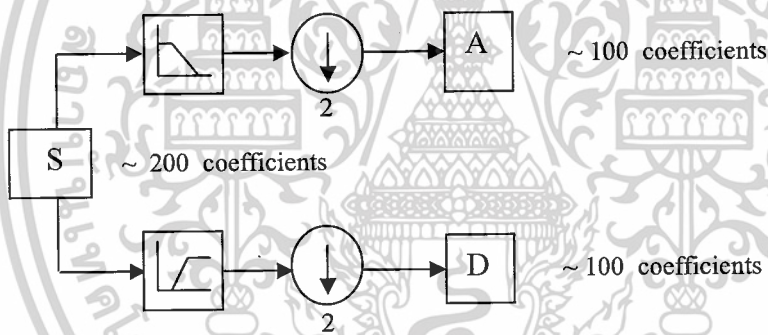
โดยที่ S เป็นสัญญาณข้อมูลเริ่มต้น (Original Signal) เมื่อเรานำมาผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน และวงจรกรองความถี่สูงผ่าน จะได้สัญญาณออกมาเป็นสองชุด ซึ่ง A จะเก็บชุดสัญญาณความถี่ต่ำ และ D จะเก็บชุดสัญญาณที่มีความถี่สูง

ถ้าสัญญาณที่ต้องการแปลงเวฟเลตอยู่ในรูปแบบของสัญญาณดิจิทัล จะพบว่าเมื่อนำสัญญาณไปผ่านการแปลงเวฟเลตแล้ว จะได้ข้อมูลที่มีจำนวนเพิ่มขึ้นสองเท่า ซึ่งเกิดจากผลรวมของชุดข้อมูลความถี่สูง (Approximation) และชุดข้อมูลความถี่ต่ำ (Detail) ดังแสดงในรูปที่ 3-39



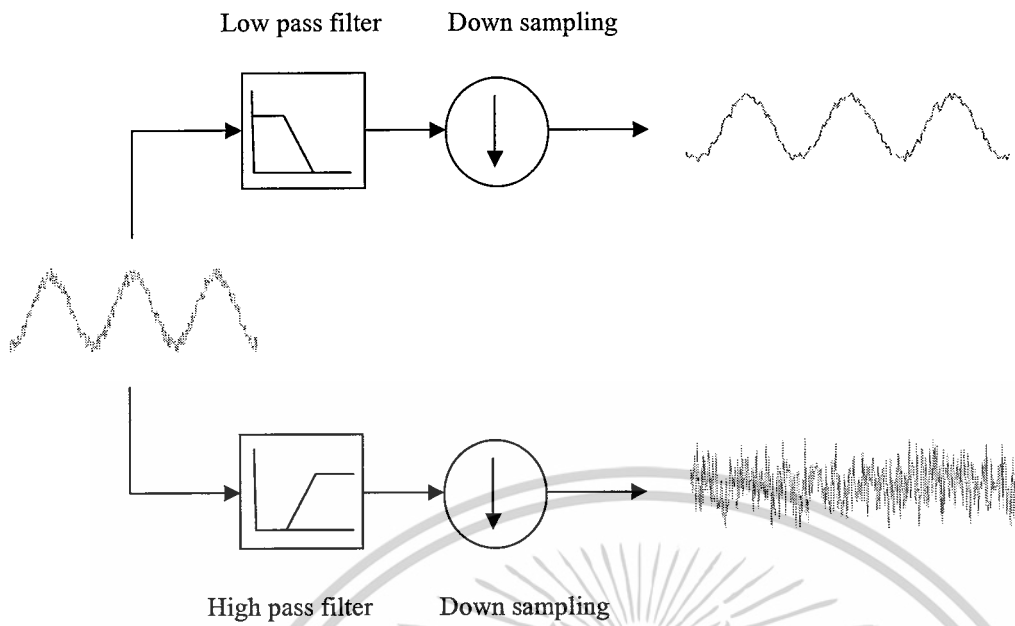
รูปที่ 3-39 โครงสร้างของการแปลงเวฟเลตที่ยังไม่มีการ down sampling

จากรูปที่ 3-39 เมื่อป้อนสัญญาณดิจิทัล (S) ที่มี 200 sample เมื่อผ่านการแปลงเวฟเลตข้อมูลจะมีจำนวนเพิ่มขึ้นเป็น 400 sample ถ้าต้องการให้ข้อมูลที่ผ่านการแปลงเวฟเลตมีจำนวนตำแหน่งข้อมูลเท่าเดิม ต้องใช้การ Down sampling เข้ามาช่วยแก้ไข ซึ่งเมื่อผ่านการ Down sampling แล้วค่าที่ได้จะเป็นค่า Discrete Wavelet Transform Coefficients ดังแสดงในรูปที่ 3-40



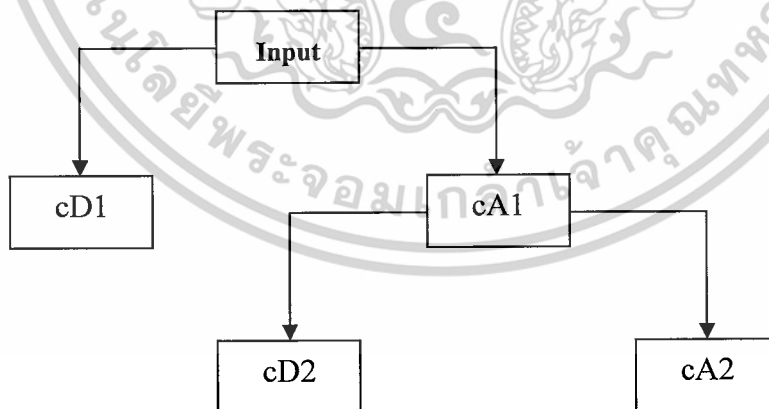
รูปที่ 3-40 โครงสร้างของการแปลงเวฟเลต

จะเห็นได้ว่า เมื่อผ่านกระบวนการ Filter จะให้ลักษณะของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เหมือนกับสัญญาณเดิม แต่ขนาดของข้อมูล มีขนาดเล็กลงถึงครึ่งหนึ่ง ซึ่งสัญญาณที่ได้จากการแปลงเวฟเลตนี้ เมื่อนำมาผ่านกระบวนการย้อนกลับ (Inverse Wavelet) ก็จะได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจดังเดิม



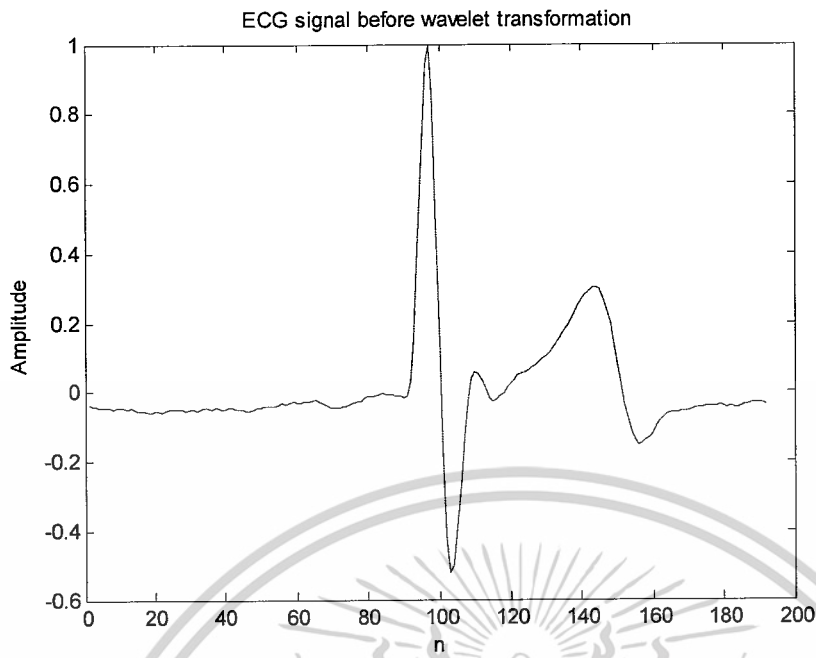
รูปที่ 3-41 การนำสัญญาณมาผ่านการแปลงเวฟเลท

จากรูปที่ 3-41 สังเกตได้ว่าองค์ประกอบทางความถี่สูง (cD) จะประกอบด้วย Noise เป็นส่วนใหญ่ ส่วนองค์ประกอบทางด้านความถี่ต่ำจะคล้ายกับสัญญาณดั้งเดิม แต่มี Noise น้อยกว่าสัญญาณดั้งเดิม ซึ่งก็หมายความว่า การแปลงเวฟเลทสามารถใช้ในการลด Noise ได้ในบางกรณี สำหรับบางกรณีที่อาจจะทำการแปลงเวฟเลทแบบมัลติเลเวล (multi-level)

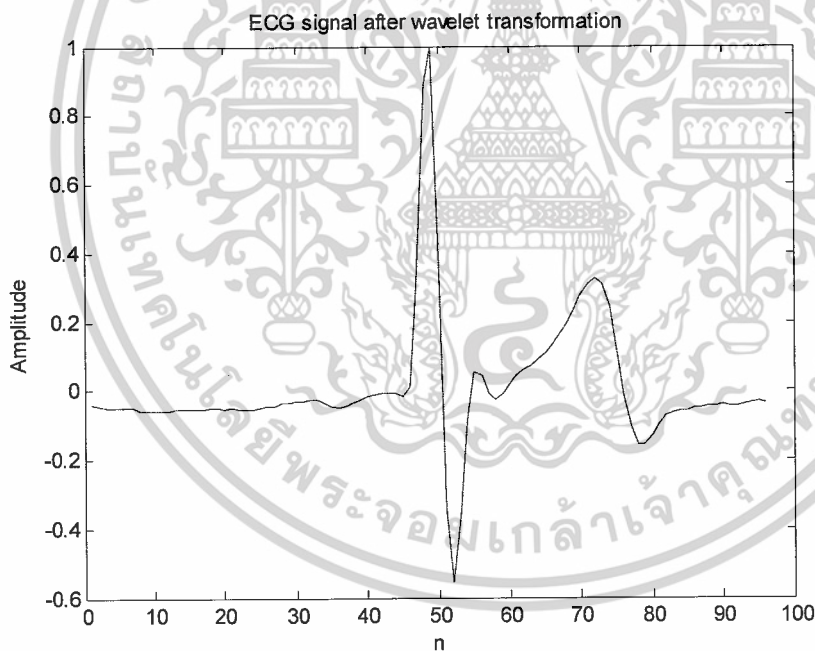


รูปที่ 3-42 การแปลงเวฟเลทมัลติเลเวล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) สัญญาณที่ไม่ผ่านการแปลงเวฟเลต



(ข) สัญญาณที่ผ่านการแปลงเวฟเลต

รูปที่ 3-43 สัญญาณที่ดึงลักษณะจากการแปลงเวฟเลต

จากรูปที่ 3-43 (ก) เมื่อนำสัญญาณที่ผ่านจากการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ผ่านการปรับอัตราความเร็วของหัวใจมาแล้ว ทำการดึงคุณลักษณะของสัญญาณด้วยวิธีการแปลงเวฟเลต จะเห็นได้ว่า สัญญาณที่ได้ยังคงมีลักษณะสัญญาณเดิม และมีขนาดของข้อมูลลดลงครึ่งหนึ่ง ดังรูปที่ 3-43 (ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.2 การเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยโครงข่ายประสาทเทียม

#### ( ECG signal learning by Artificial Neural Network )

หลังจากที่ผ่านขั้นตอน การลดขนาดของข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว ก็จะเข้าถึงส่วนของการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งในส่วนนี้จะนำโครงข่ายประสาทเทียมมาใช้ในการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเราเลือกใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายเลเยอร์แพร่กระจายย้อนกลับ (Back-propagation Neural Network) ซึ่งการใช้โครงข่ายประสาทเทียมจะแยกออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ ส่วนการฝึกสอน (Training) และการนำไปใช้งาน (Working) สามารถอธิบายได้ดังนี้

#### 3.2.2.1 การฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียม (Training step)

เป็นขั้นตอนในการทำให้โครงข่ายประสาทเทียมรู้จักสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของบุคคลใดๆ โดยมีสัญญาณต้นแบบของบุคคลใดๆ และเป้าหมายในการฝึกสอน (Target) ในการฝึกสอนจะมีค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight) เป็นตัวแปรสำคัญต่อการใช้งานโครงข่ายประสาทเทียม ในขั้นตอนการฝึกสอนคือการปรับค่าถ่วงน้ำหนักไปจนกว่าจะได้ค่าถ่วงน้ำหนักที่เหมาะสม ซึ่งสัญญาณที่ใช้ในการฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียมคือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการแปลงเวฟเฟสแล้ว ดังแสดงในรูปที่ 3-43 (ข)

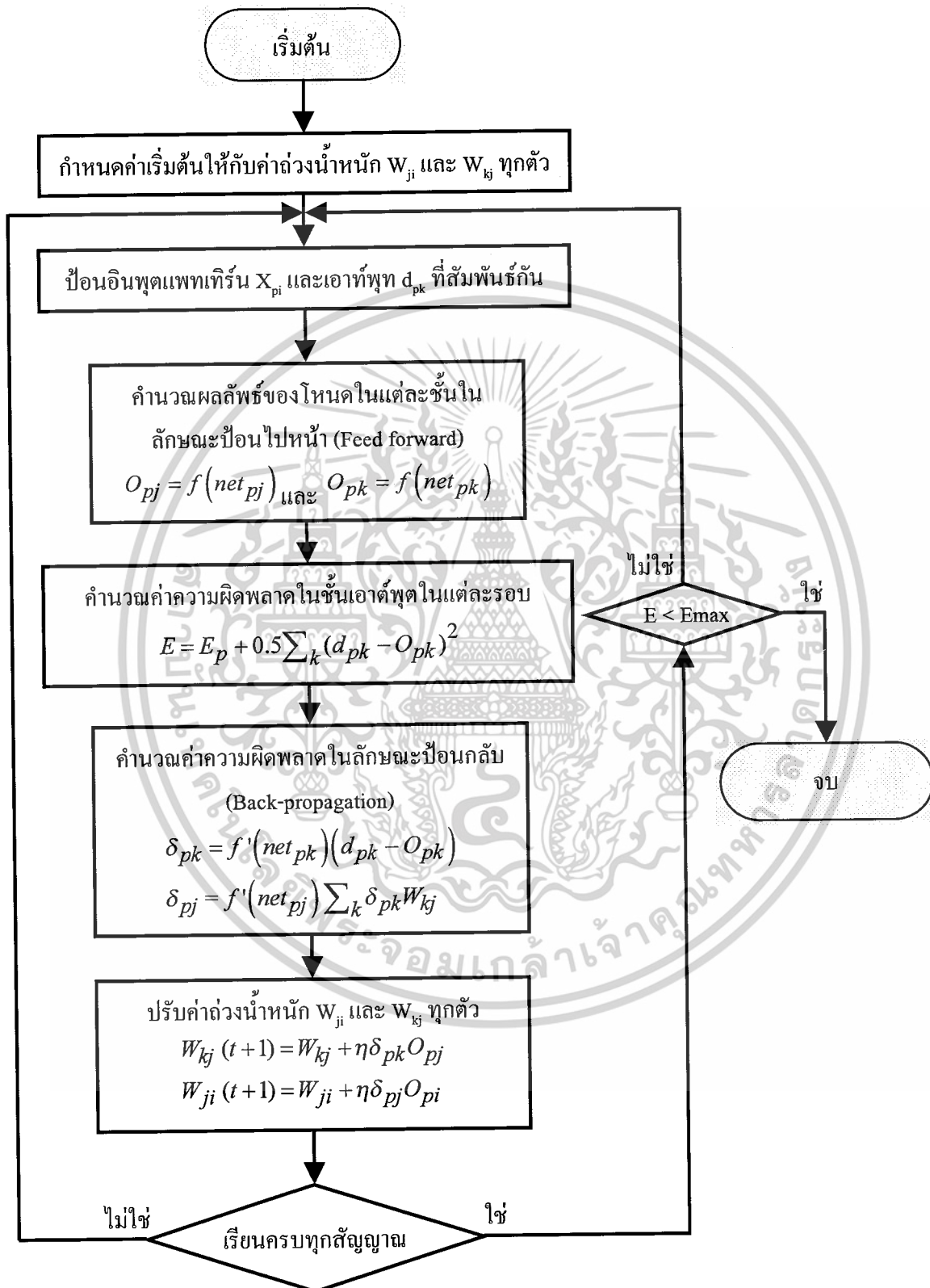
สัญญาณดังรูปที่ 3-43 (ข) จะถูกนำไปฝึกสอนให้กับโครงข่ายประสาทเทียม โดยโครงสร้างของโครงข่ายจะใช้ Input layer มีจำนวนโหนดเท่ากับจำนวนข้อมูลของสัญญาณนั้น ในส่วนของ Hidden layer จำนวนโหนดขึ้นอยู่กับจำนวนของ Input node ว่ามีมากน้อยเพียงใด แต่จากการทดลองพบว่าจำนวน Hidden node มาก จำนวนรอบการเรียนรู้จะน้อยแต่ประมวลผลช้า ในทางกลับกัน จำนวน Hidden node น้อย จำนวนรอบการเรียนรู้จะมาก แต่ประมวลผลเร็ว ส่วน Output layer จะมีจำนวนโหนดตามที่ต้องการในการใช้งานนั้น การกำหนดเป้าหมายในการฝึกสอน (Target) แสดงตัวอย่างดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 3.1 การกำหนดเป้าหมายในการฝึกสอนให้กับโครงข่ายประสาทเทียม

สัญญาณ	Output ที่ต้องการในแต่ละสัญญาณที่ป้อน ( Desired Output )
Pattern 1	1 0 0 0 0 0 0 0 0 0
Pattern 2	0 1 0 0 0 0 0 0 0 0
Pattern 3	0 0 1 0 0 0 0 0 0 0
Pattern 4	0 0 0 1 0 0 0 0 0 0
Pattern 5	0 0 0 0 1 0 0 0 0 0
Pattern 6	0 0 0 0 0 1 0 0 0 0
Pattern 7	0 0 0 0 0 0 1 0 0 0
Pattern 8	0 0 0 0 0 0 0 1 0 0
Pattern 9	0 0 0 0 0 0 0 0 1 0
Pattern 10	0 0 0 0 0 0 0 0 0 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากทำการกำหนดเป้าหมายในการฝึกสอนแล้ว ลำดับต่อไปคือการฝึกสอนโครงข่าย ซึ่งการฝึกสอนโครงข่ายมีกระบวนการ ดังที่แสดงในรูปที่ 3-44



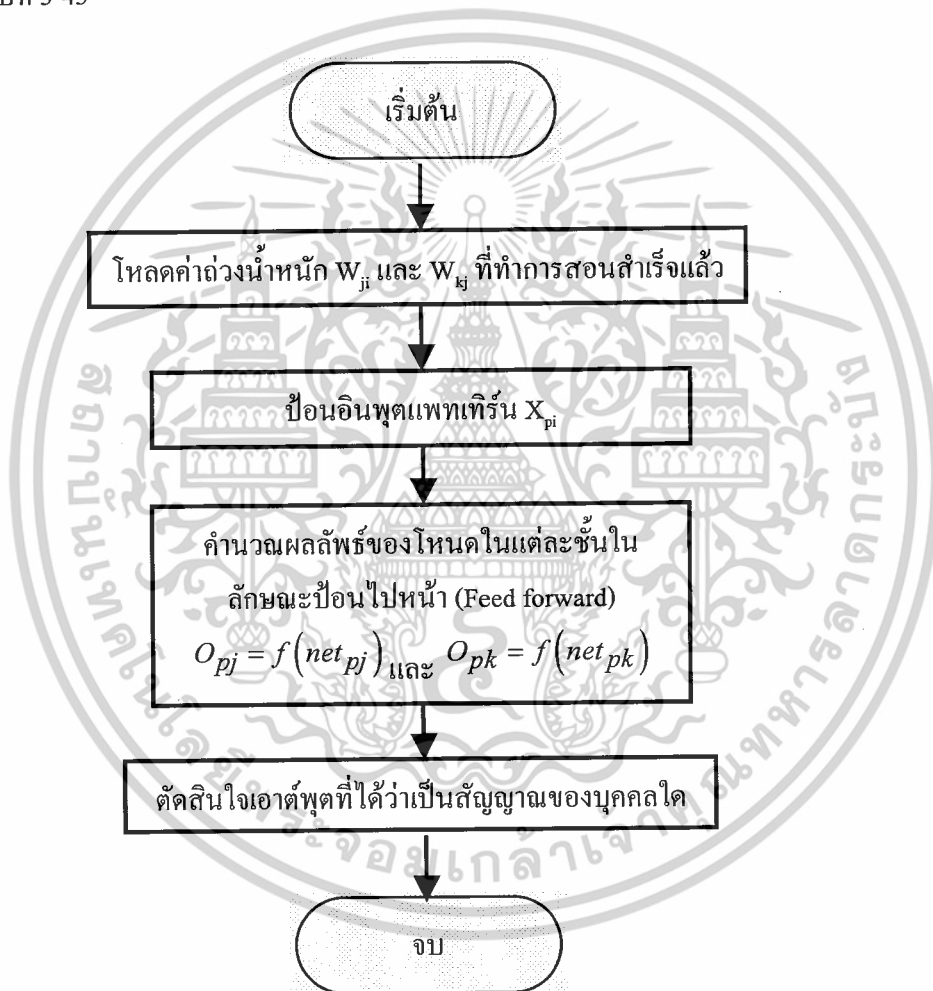
รูปที่ 3-44 แผนภูมิการฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากทำการฝึกสอนโครงข่ายสำเร็จแล้ว เราจะทำการเก็บค่าถ่วงน้ำหนักพร้อมทั้งค่าตัวแปรต่างๆ ที่มีความสำคัญต่อระบบเป็นเพิ่มข้อมูล เพื่อนำค่าที่ได้ไปใช้งานจริงในการให้โครงข่ายประสาทเทียมทำการระบุชื่ตัวบุคคล

### 3.3.2.2 การนำค่าถ่วงน้ำหนักไปใช้งาน (Working step)

ในการใช้งานโครงข่ายประสาทเทียม จะนำค่าถ่วงน้ำหนักที่ได้หลังจากสิ้นสุดการฝึกสอนมาใช้งานโดยการโหลดเพิ่มข้อมูลที่เก็บไว้ จากนั้นทำการป้อนอินพุตที่ผ่านการแปลงเวฟเลทให้กับโครงข่ายเพื่อให้โครงข่ายประสาทเทียมทำการบ่งชี้ตัวบุคคลต่อไป การทำงานของโครงข่ายเมื่ออยู่ในขั้นตอนการใช้งานได้แสดงดังรูปที่ 3-45



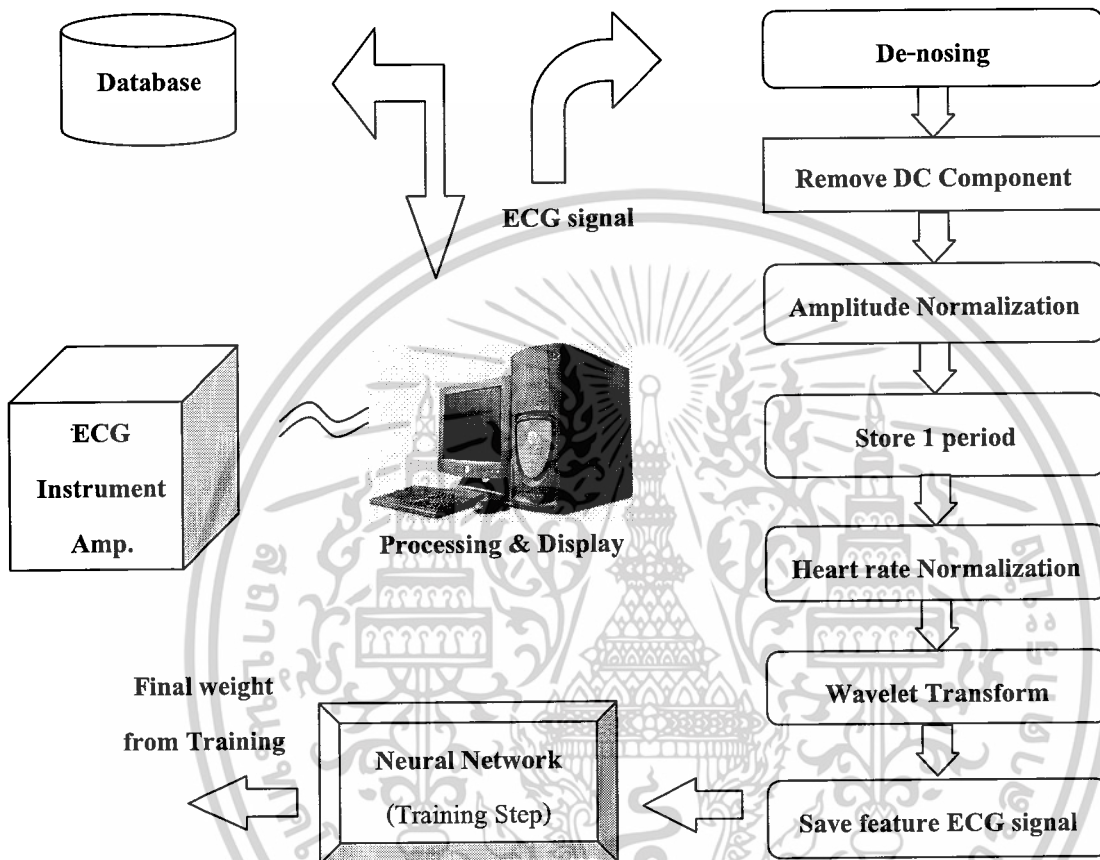
รูปที่ 3-45 แผนภูมิการนำค่าถ่วงน้ำหนักไปใช้งาน

ในการตัดสินใจว่าเอาต์พุตที่ได้ว่าเป็นของบุคคลใดนั้น จะทำการพิจารณาจากค่าสูงสุดของ Output node ว่าอยู่ที่โหนดใด และนำตำแหน่งของโหนดที่มีค่าสูงสุดนั้นไปเปรียบเทียบกับอันดับบุคคลใน Database เพื่อดึงข้อมูลส่วนบุคคลออกมาแสดงผลว่าเป็นบุคคลใด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

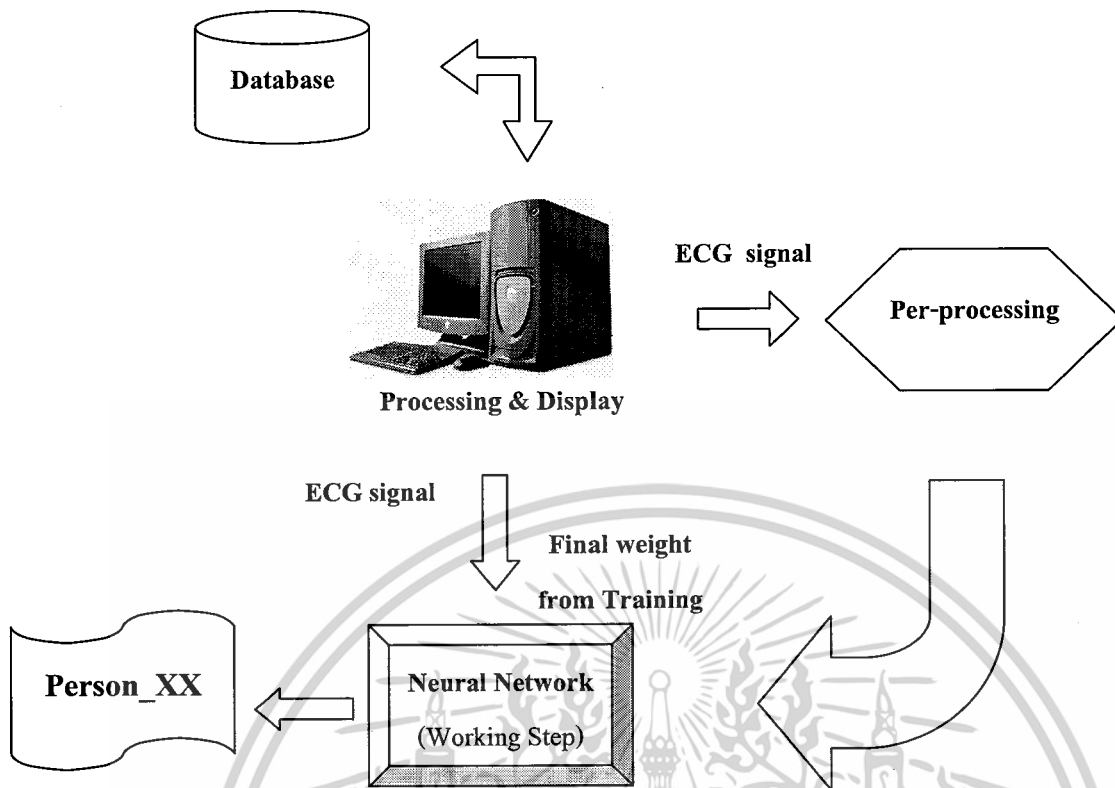
### 3.3 ส่วนการบ่งชี้ตัวตน ( Human Identification )

เมื่อทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวบุคคลผ่าน ECG Instrument amp. แล้วนำสัญญาณที่ได้เข้าสู่กระบวนการเตรียมสัญญาณ ( Pre-Processing ) แล้วป้อนเข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียมเพื่อทำการฝึกสอนให้โครงข่ายเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



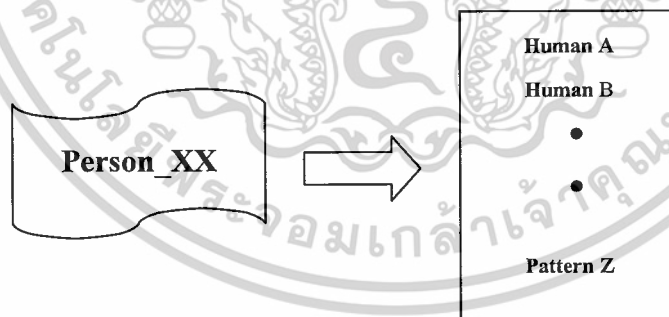
รูปที่ 3-46 แสดงการฝึกสอนโครงข่ายให้เรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เมื่อผ่านการเรียนรู้ (Training) เสร็จแล้ว โครงข่ายประสาทเทียมจะอยู่ในขั้นตอนการใช้งานจริง (Working) คือการนำค่าน้ำหนักสุดท้าย (Final weight) ที่ได้จากขั้นตอนการเรียนรู้ (Training) ในส่วนที่สองมาใช้งาน เพื่อทำการบ่งชี้ตัวตน



รูปที่ 3-47 แสดงการให้โครงข่ายประสาทเทียมบ่งชี้ตัวบุคคล

เมื่อโครงข่ายทำงานบ่งชี้ตัวบุคคลแล้ว จะทำการอ้างอิงค่าที่ได้ไปยัง Database เพื่อทำการตรวจสอบและนำผลการตรวจสอบที่ได้มาแสดงผล โดยการแสดงผลจะแสดงอยู่ในรูปข้อมูลส่วนบุคคล



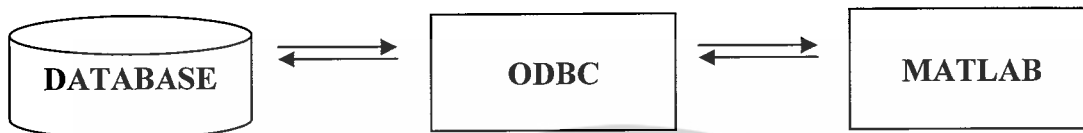
Human A	
NAME :	Kachain Nontakote
ID :	49015004
CLASS :	Telecommunication

รูปที่ 3-48 แสดงผลการบ่งชี้บุคคลโดยโครงข่ายประสาทเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### การอ้างอิงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับระบบฐานข้อมูล

การอ้างอิงกับฐานข้อมูล เป็นการนำผลลัพธ์ที่ได้จากการแปลงข้อมูลคุณลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผ่านโครงข่ายประสาทเทียม ซึ่งในโครงงานนี้ได้ทำการจำลอง ระบบฐานข้อมูลที่บันทึกข้อมูลประวัติต่างๆของแต่ละบุคคล คือ ชื่อ – นามสกุล รหัสนักศึกษา อายุ เพศ ซึ่งมีโครงสร้างการเชื่อมต่อระหว่างโปรแกรม MATLAB กับฐานข้อมูล MySQL ดังรูปที่ 3-49

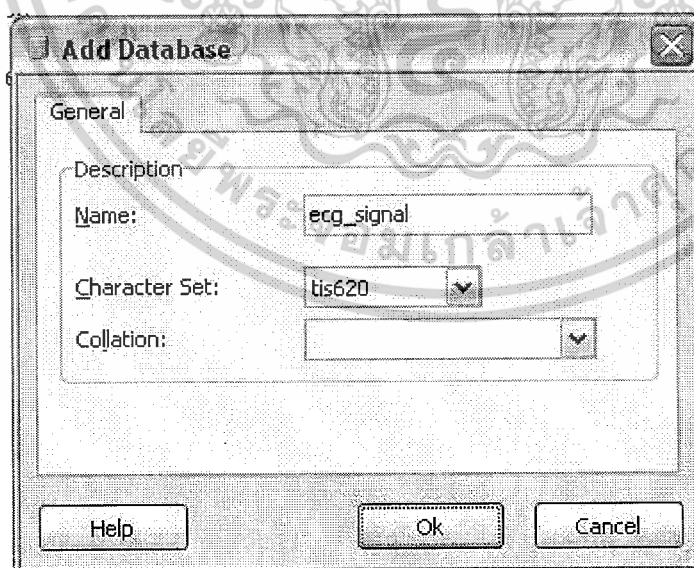


รูปที่ 3-49 การเชื่อมต่อระหว่างโปรแกรม MATLAB กับฐานข้อมูล

จากรูปที่ 3-49 เป็นการเชื่อมต่อระหว่างโปรแกรม MATLAB ซึ่งใช้ในการประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตลอดจนถึงการให้ผลลัพธ์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ กับฐานข้อมูลจำลองที่ใช้ MySQL โดยมีตัวกลางการเชื่อมต่อคือ ODBC (Open Database Connection) ที่ทำการเชื่อมต่อกับฐานข้อมูลผ่านโปรโตคอล TCP/IP

ในส่วนฐานข้อมูลจำลองจะใช้โปรแกรม MySQLFront ในการสร้างฐานข้อมูล ตาราง 필ด์ดังต่อไปนี้

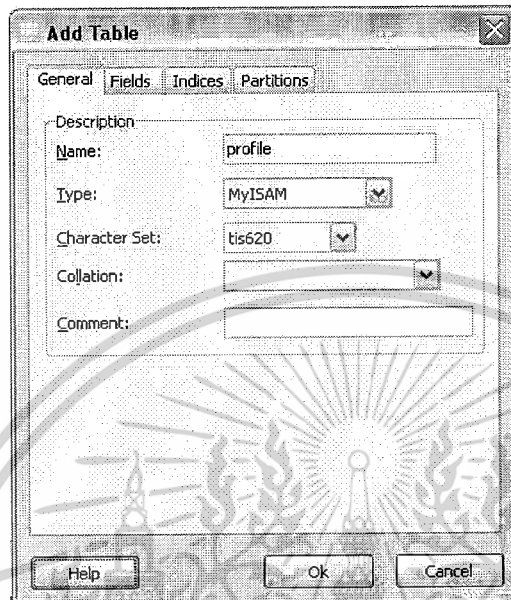
1. ทำการสร้างฐานข้อมูลโดยใช้ชื่อว่า ecg\_signal ดังภาพที่ 3-50



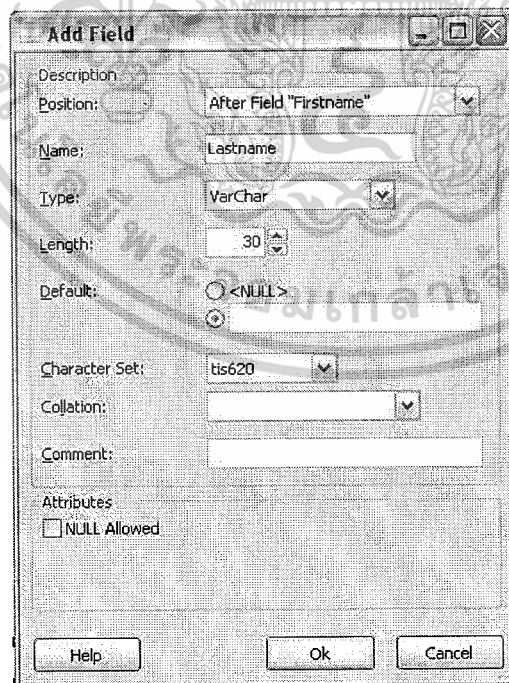
รูปที่ 3-50 สร้าง Database

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ใช้ฐานข้อมูลที่สร้างขึ้นมาทำการสร้างตารางชื่อ profile และสร้างฟิลด์ชื่อ Firstname, Lastname, Idnumber, Age, Sex, signal\_1, code โดยให้ฟิลด์ที่ชื่อ code เป็นดัชนีในการค้นหา ดังภาพที่ 3-51 ถึง 3-56

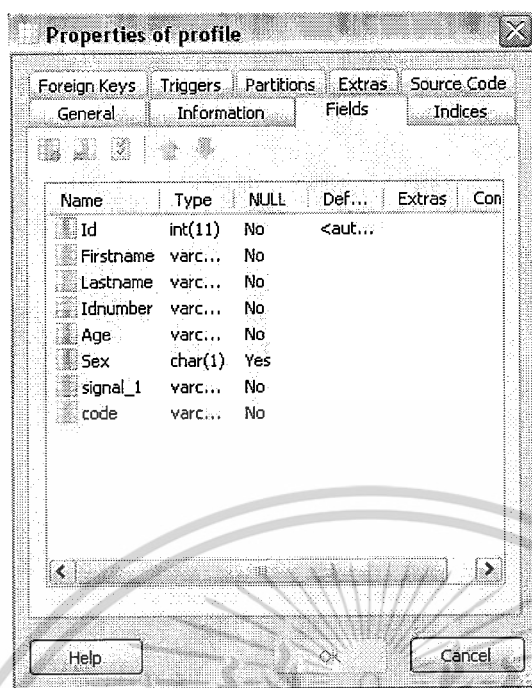


รูปที่ 3-51 แสดงขั้นตอนการสร้าง ตาราง

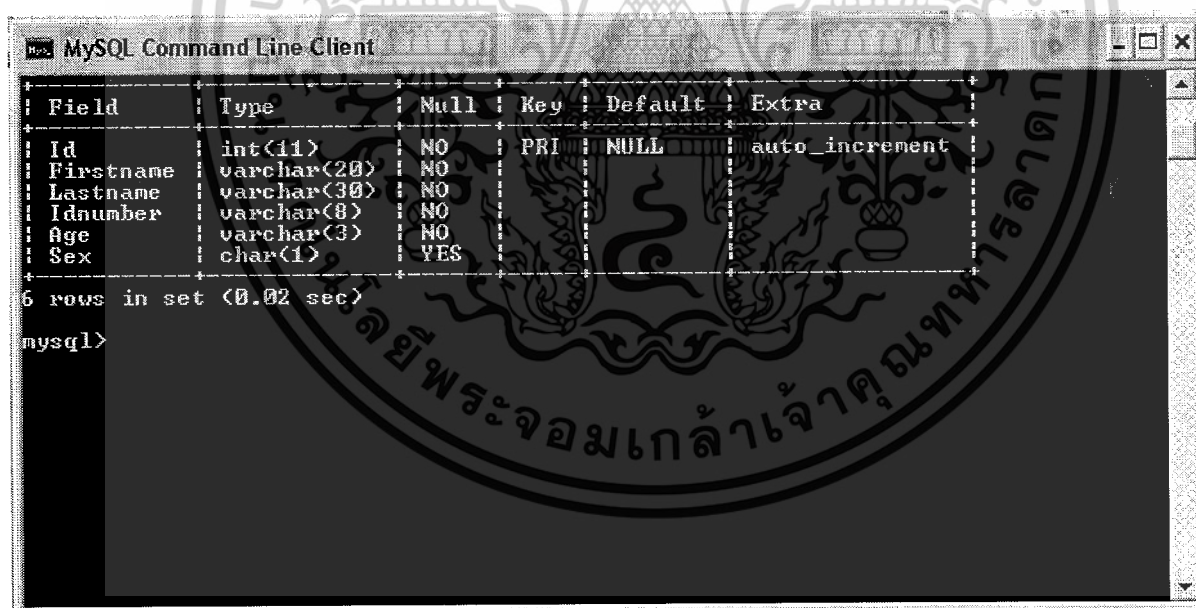


รูปที่ 3-52 แสดงขั้นตอนการสร้างฟิลด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

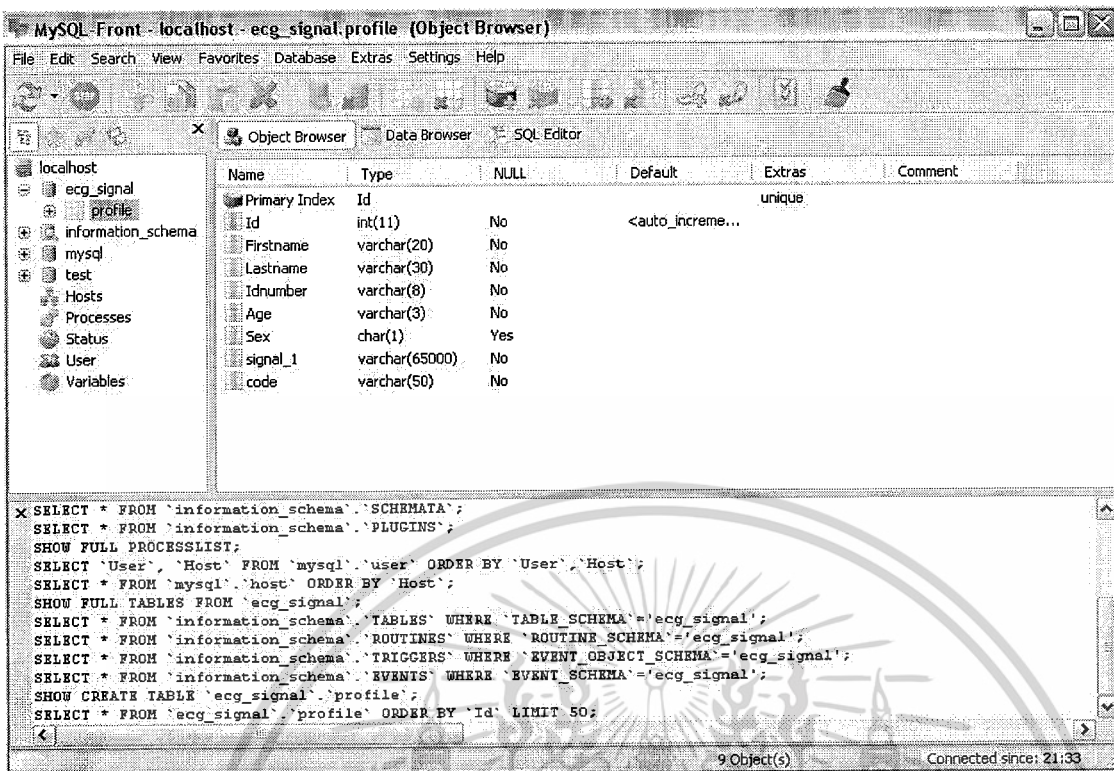


รูปที่ 3-53 แสดงขั้นตอนการสร้างฟิลด์



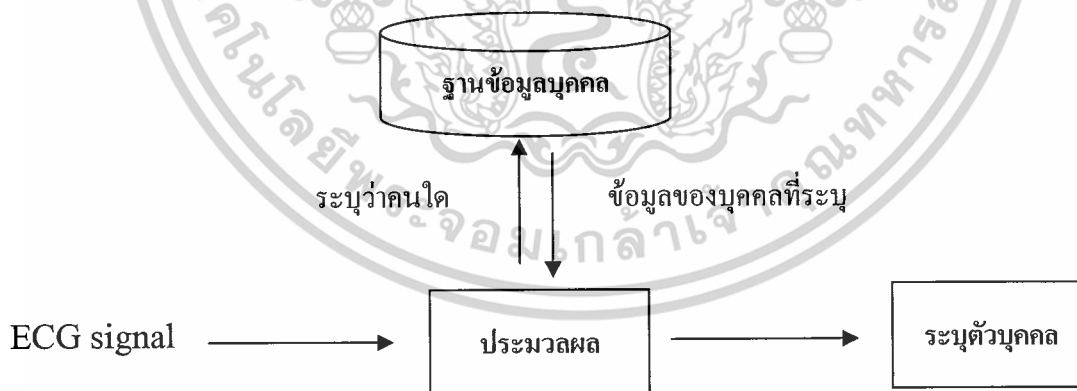
รูปที่ 3-54 โครงสร้างของฐานข้อมูลจำลองที่สร้างขึ้นเมื่อใช้คำสั่ง MySQL > show columns from profile

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3-55 ซอฟต์แวร์ MySQL-Front ที่ใช้ในการจัดการกับฐานข้อมูล MySQL

ในการทำงานร่วมกับระบบฐานข้อมูล จะเป็นการอ้างอิงถึง Id ของแต่ละบุคคลที่ได้จากผลของการรู้จำของโครงข่ายประสาทเทียมไปค้นหาข้อมูลอื่นๆ ของแต่ละบุคคล ซึ่งมีระบบการทำงานดังรูป



รูปที่ 3-56 ขั้นตอนการระบุตัวบุคคล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### ผลการทดลองและการวิเคราะห์

ในส่วนของการทดลองการทำงานของระบบบ่งชี้ตัวบุคคล จะใช้ GUI (Graphic User Interface) ในการนำเสนอโดยจะแบ่งการทำงานออกเป็น 3 ส่วนหลัก ๆ ด้วยกัน ได้แก่

1. ส่วนของการวัดและเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Measurement and Stored ECG Signal)
2. ส่วนการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( ECG signal Training )
  - 2.1 จัดเตรียมสัญญาณ ( Pre-processing )
  - 2.2 การเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยโครงข่ายประสาทเทียม ( ECG signal Training by Artificial Neural Network )
3. ส่วนการบ่งชี้ตัวบุคคล ( Human Identification )

#### 4.1 ส่วนของการวัดและเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Measurement and Stored ECG Signal)

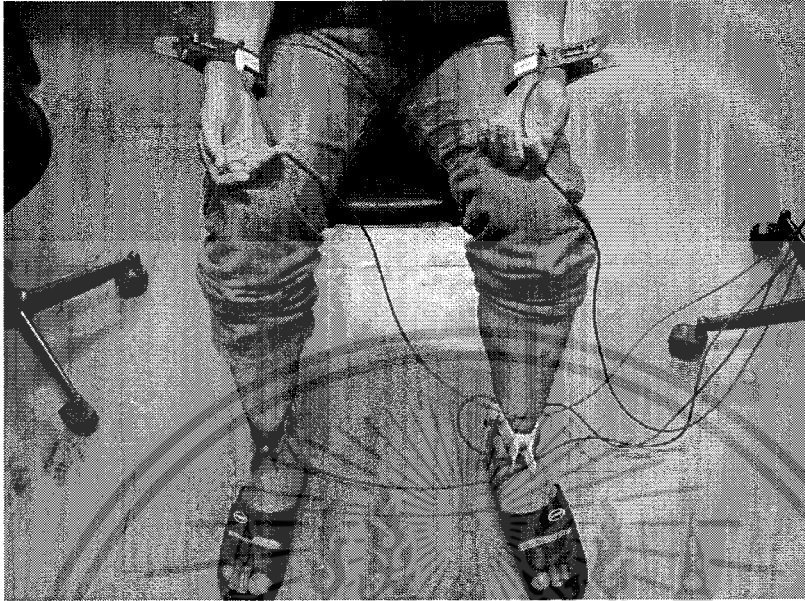
- 4.1.1 ทำการเชื่อมต่อระหว่างเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับคอมพิวเตอร์ผ่านทาง Bluetooth



รูปที่ 4-1 แสดงการเชื่อมต่อเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับคอมพิวเตอร์ผ่านทาง Bluetooth

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 ทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวบุคคล โดยทำการตรวจจับสัญญาณ 4 จุด คือ ข้อมือ แขนซ้าย ข้อมือแขนขวา ข้อเท้าซ้าย และข้อเท้าขวา



(ก) แสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



(ข) แสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้

**รูปที่ 4-2** แสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณที่ได้จากการวัดผ่านโปรแกรม EKG เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านนี้ เมื่ออนุญาตเห็นาเบเซบประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรรมใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

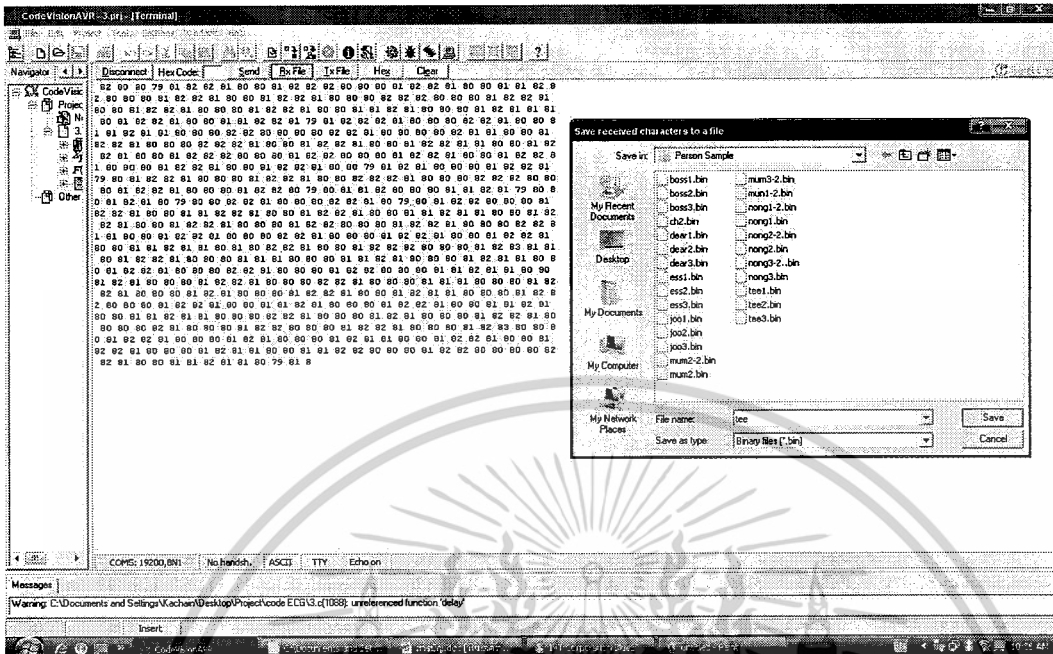
4.1.3 ทำการบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้โปรแกรม CodeVision AVR C Compiler เป็นตัวบันทึกซึ่งตัวโปรแกรม CodeVision AVR C Compiler จะแสดงข้อมูลที่รับมาจากเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเรื่อย ๆ ซึ่งการบันทึกสามารถทำได้ดังรูปต่อไปนี้

The screenshot shows the CodeVision AVR C Compiler interface with a terminal window displaying a stream of hexadecimal data. The data is organized into lines, with the first line starting with '91 82 82 80 79 79 81 81 82 81 79 79 80 81 82 81 80 79 79 81 82 82 80 79 79 81 8' and the last line ending with '81 81 82 81 79 79 80 81 82 81 80 79 80 82 82 80 79 79 80 82 82'. The interface includes a menu bar (File, Edit, Project, Tools, Settings, Windows, Help), a toolbar, and a Navigator pane on the left.

รูปที่ 4-3 แสดงข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่โปรแกรม CodeVision AVR Compiler รับได้

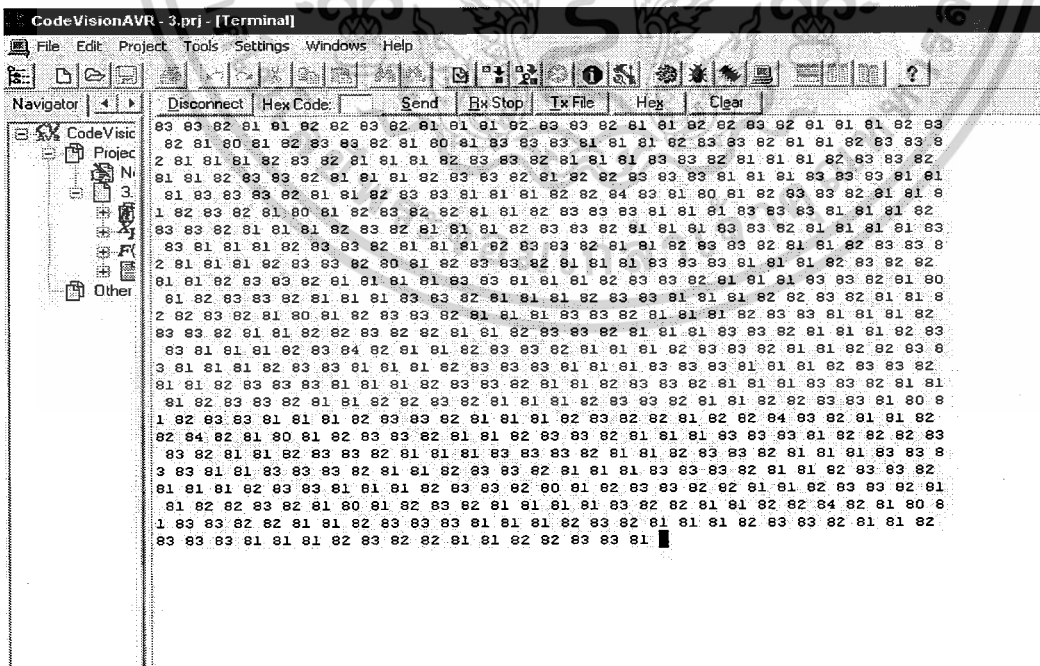
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อต้องการเริ่มบันทึกข้อมูลให้คณุ่ม Rx File จะปรากฏหน้าต่างให้เลือกที่บันทึกไฟล์ขึ้น



รูปที่ 4-4 แสดงการเริ่มบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

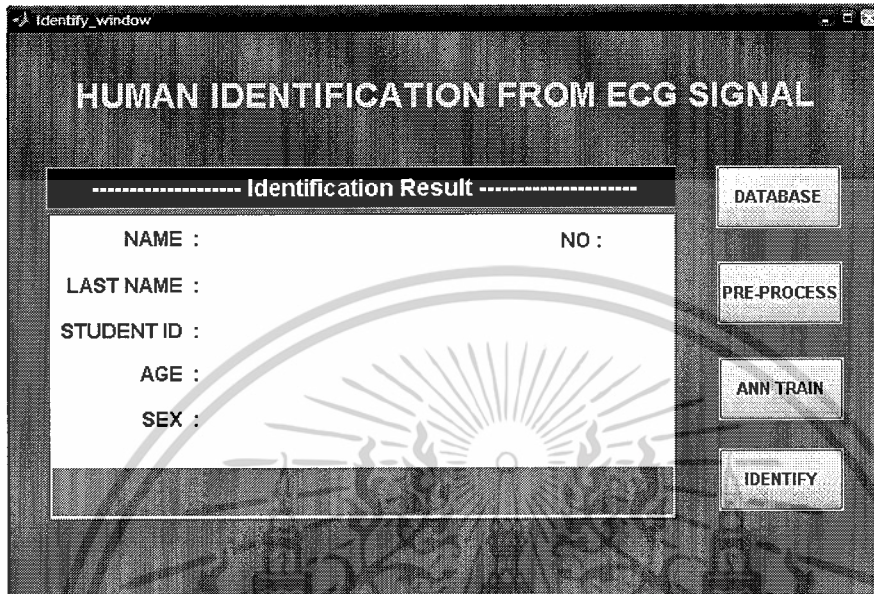
เมื่อคณุ่ม save แล้วการบันทึกจะเริ่มขึ้น ข้อมูลจะถูกส่งมาเรื่อยๆ ถ้าต้องการหยุดการเก็บข้อมูลให้คณุ่ม Rx Stop การเก็บข้อมูลก็จะหยุดลง



รูปที่ 4-5 แสดงการหยุดบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

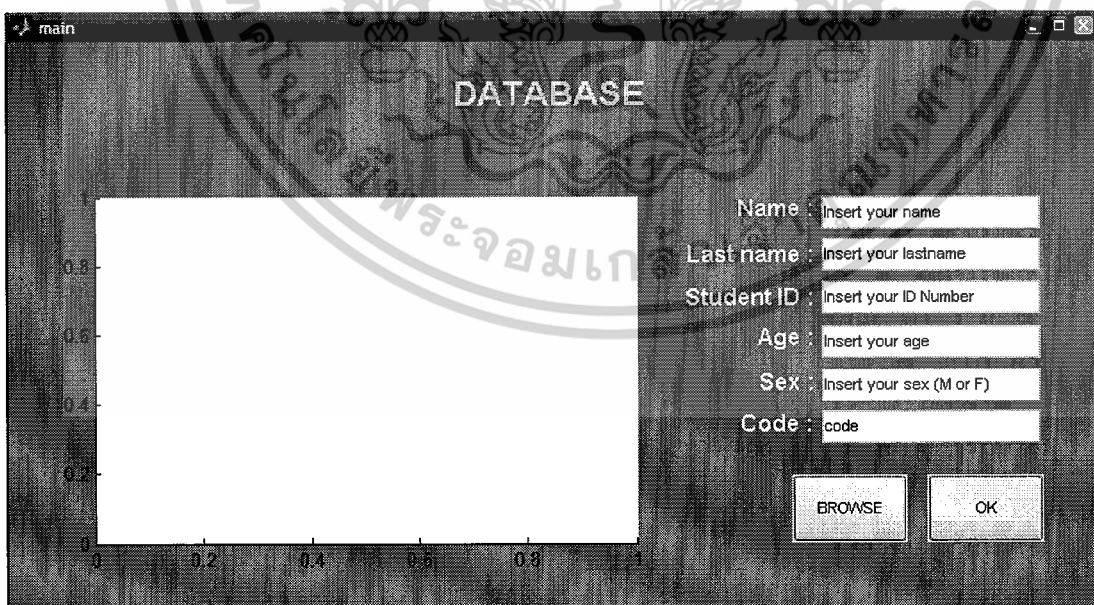
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.4 ทำการเรียกใช้โปรแกรม Identify\_window โดยทำการเปิดใช้งานโปรแกรม MATLAB แล้วทำการพิมพ์คำว่า Identify\_window ที่หน้า Command Window ของ MATLAB จะมีหน้าต่างโปรแกรมของระบบบ่งชี้ตัวบุคคลปรากฏขึ้นดังแสดงในรูปที่ 4-6



รูปที่ 4-6 แสดงหน้าต่างโปรแกรมการใช้งานระบบบ่งชี้ตัวบุคคล

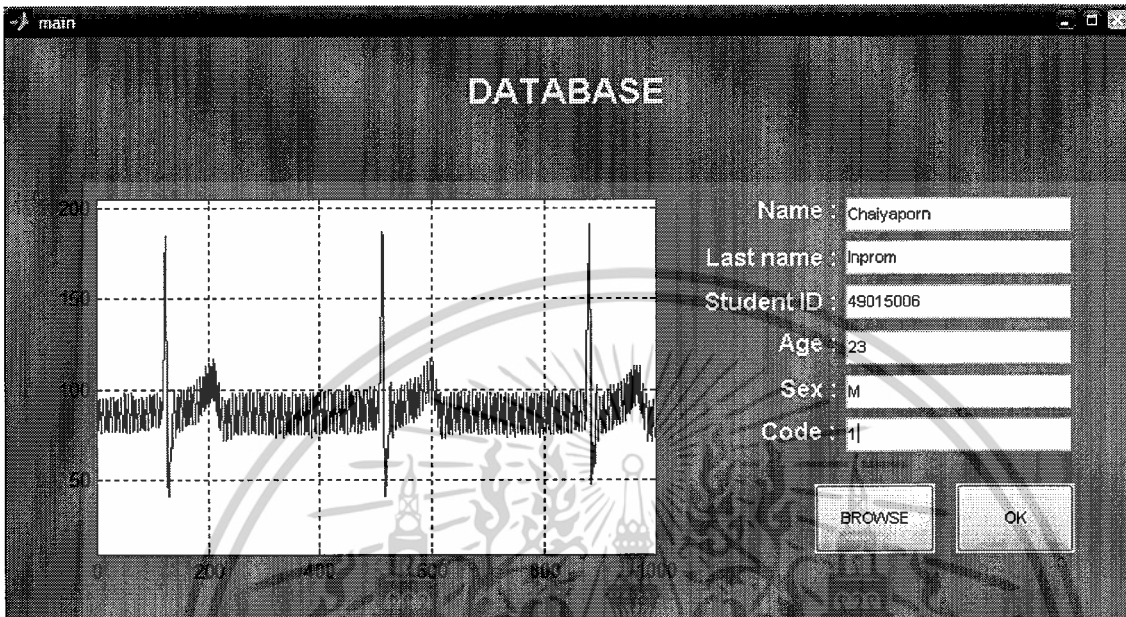
4.1.5 กดปุ่ม Database เพื่อป้อนข้อมูลของสัญญาณที่วัดได้กับข้อมูลของบุคคลสู่ database



รูปที่ 4-7 แสดงหน้าต่างโปรแกรมการใช้งานในส่วนของการบันทึกข้อมูลลง database

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.6 ทำการกดปุ่ม browse เพื่อทำการเลือกสัญญาณที่ได้จากการวัด ทำการกรอกข้อมูลส่วนบุคคล จากสัญญาณที่ได้จากการวัดของบุคคลนั้น ๆ เมื่อทำการกรอกรายละเอียดต่างๆของแล้ว ทำการบันทึกข้อมูล โดยกดปุ่ม OK ข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและข้อมูลส่วนบุคคลจะถูกป้อนเข้าสู่ฐานข้อมูล



รูปที่ 4-8 แสดงการกรอกรายละเอียดของบุคคลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัด

ในการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลนั้น ในแต่ละช่วงเวลา และแต่ละวันจะมีลักษณะคลื่นที่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม แต่ยังคงลักษณะของสัญญาณเดิมอยู่ จากการเปลี่ยนแปลงนี้จะทำให้การบ่งชี้ตัวบุคคลเกิดความผิดพลาดได้ง่าย เพราะฉะนั้นในแต่ละบุคคลจะต้องทำการวัดสัญญาณหลายครั้ง เพื่อให้ตัวโครงข่ายประสาทเทียมได้เรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลได้หลายหลากขึ้น ทำให้การบ่งชี้มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้นนั่นเอง

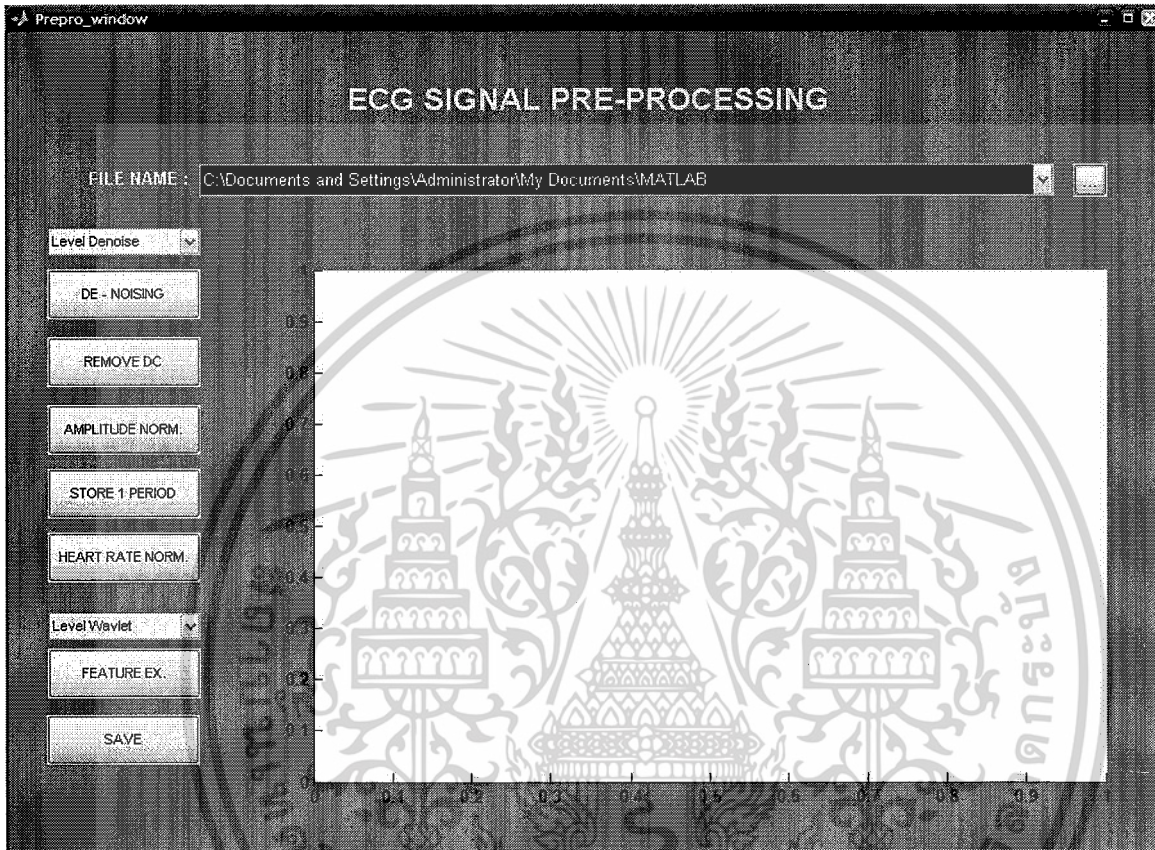
ในการทดลองได้ทำการตรวจวัดสัญญาณจากผู้กระบบจำนวน 3 คนด้วยกัน โดยแบ่งการเก็บข้อมูลเป็น 2 ช่วง ได้แก่ ช่วงเช้า ทำการวัดสัญญาณคนละ 2 สัญญาณ และ ช่วงเย็น ทำการวัดสัญญาณอีกคนละ 2 สัญญาณ เก็บข้อมูลคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเป็นจำนวน 4 วัน ทำให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะใช้ในการป้อนเข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียมเท่ากับคนละ 16 สัญญาณ เพราะฉะนั้นตัวโครงข่ายประสาทเทียมจะต้องทำการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 คนรวมเป็น 48 สัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.2 ส่วนการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( ECG signal Training )

### 4.2.1 จัดเตรียมสัญญาณ ( Pre-processing )

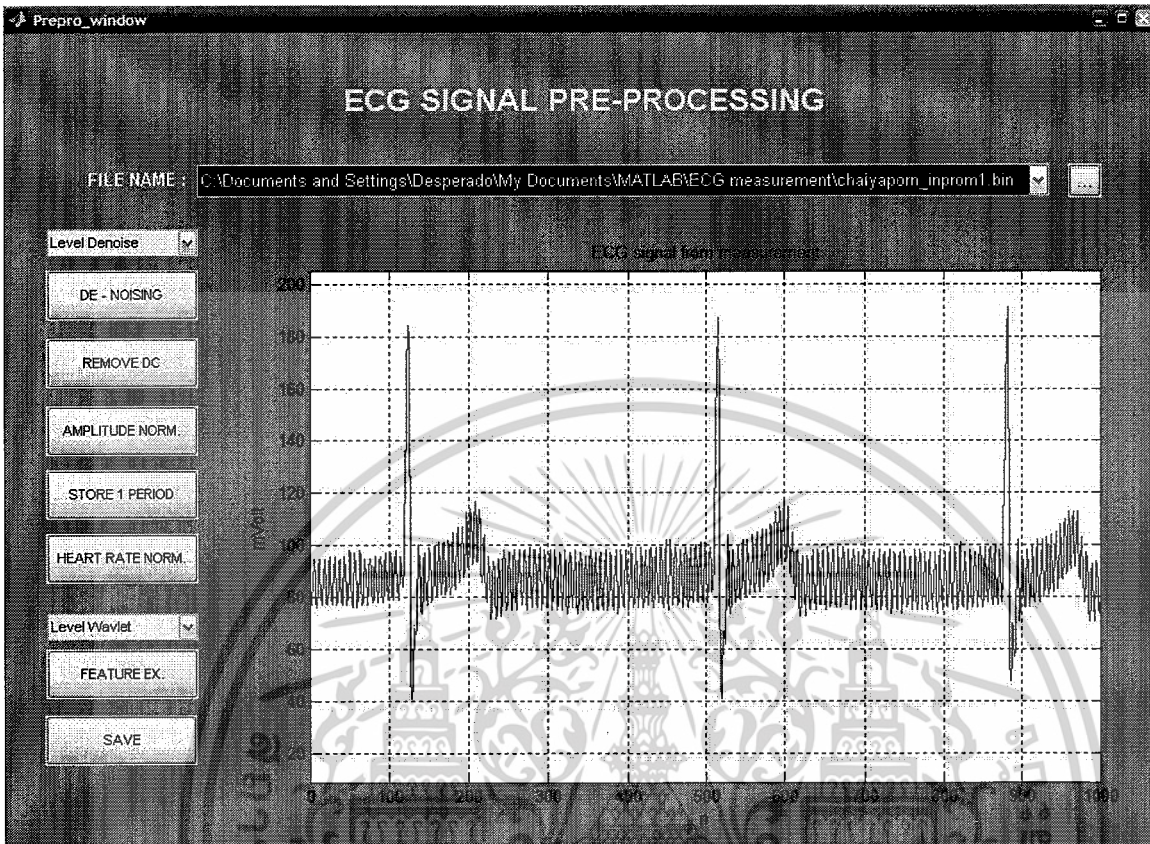
4.2.1.1 กดปุ่ม Pre-Processing จากหน้าต่าง Identify\_window เพื่อทำการเตรียมสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนขั้นตอนการเรียนรู้



รูปที่ 4-9 หน้าต่างโปรแกรมส่วนของ Pre-Processing

จากรูปแสดงหน้าต่างโปรแกรมส่วนของ Pre-Processing ในส่วนนี้จะทำการเตรียมสัญญาณก่อนเข้าสู่กระบวนการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม โดยสัญญาณที่จะนำมาเข้าสู่ส่วนการเตรียมสัญญาณ คือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากขั้นตอนที่แล้วทั้งหมด 48 สัญญาณ

#### 4.2.1.2 กดปุ่ม browse เพื่อเลือกสัญญาณที่ได้จากขั้นตอนการวัดก่อนหน้านี้

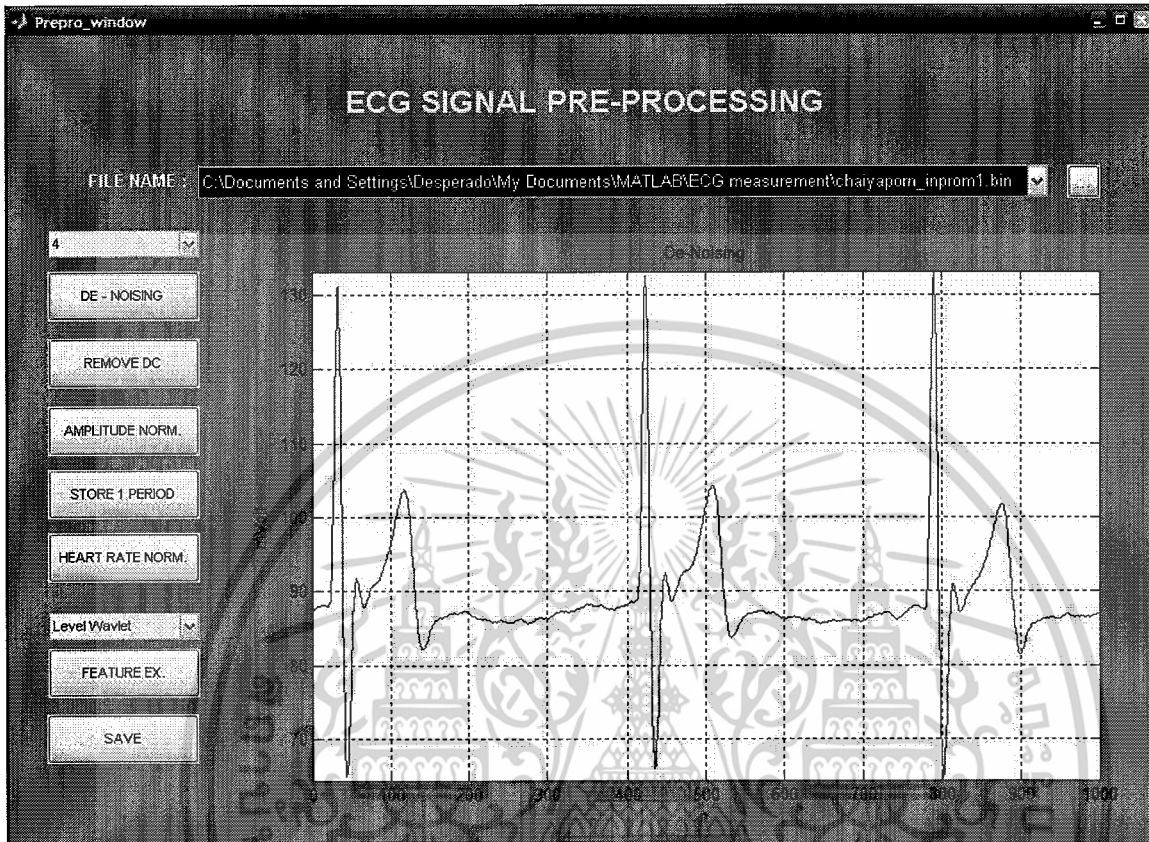


รูปที่ 4-10 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เลือกมาเข้ากระบวนการเตรียมสัญญาณ

เมื่อทำการเลือกสัญญาณแล้วจะปรากฏรูปสัญญาณที่หน้าโปรแกรม แสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสัญญาณรบกวนปนอยู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

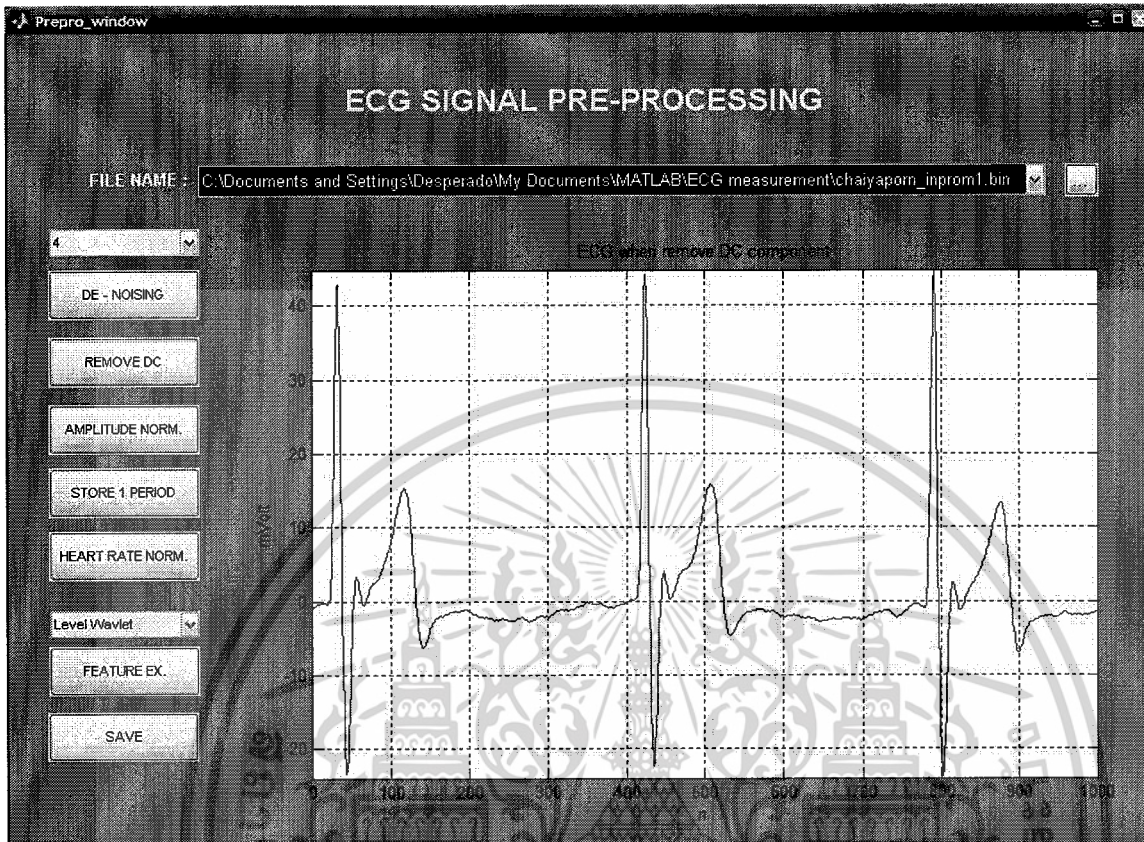
#### 4.2.1.3 การกำจัดสัญญาณรบกวน ( De-noising ) ด้วย Filter ชนิด Butterworth ที่ Order 4 จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4-11



รูปที่ 4-11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกกำจัดสัญญาณรบกวน

จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัด ทำการเลือกระดับการกำจัดสัญญาณรบกวนที่ระดับ 4 แล้วกดปุ่ม De-noising จะเห็นได้ว่าสัญญาณรบกวนจะหายไป ทำให้เห็นลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชัดเจนขึ้น

#### 4.2.1.4 กำจัดองค์ประกอบไฟตรง ( Remove DC component ) จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4-12

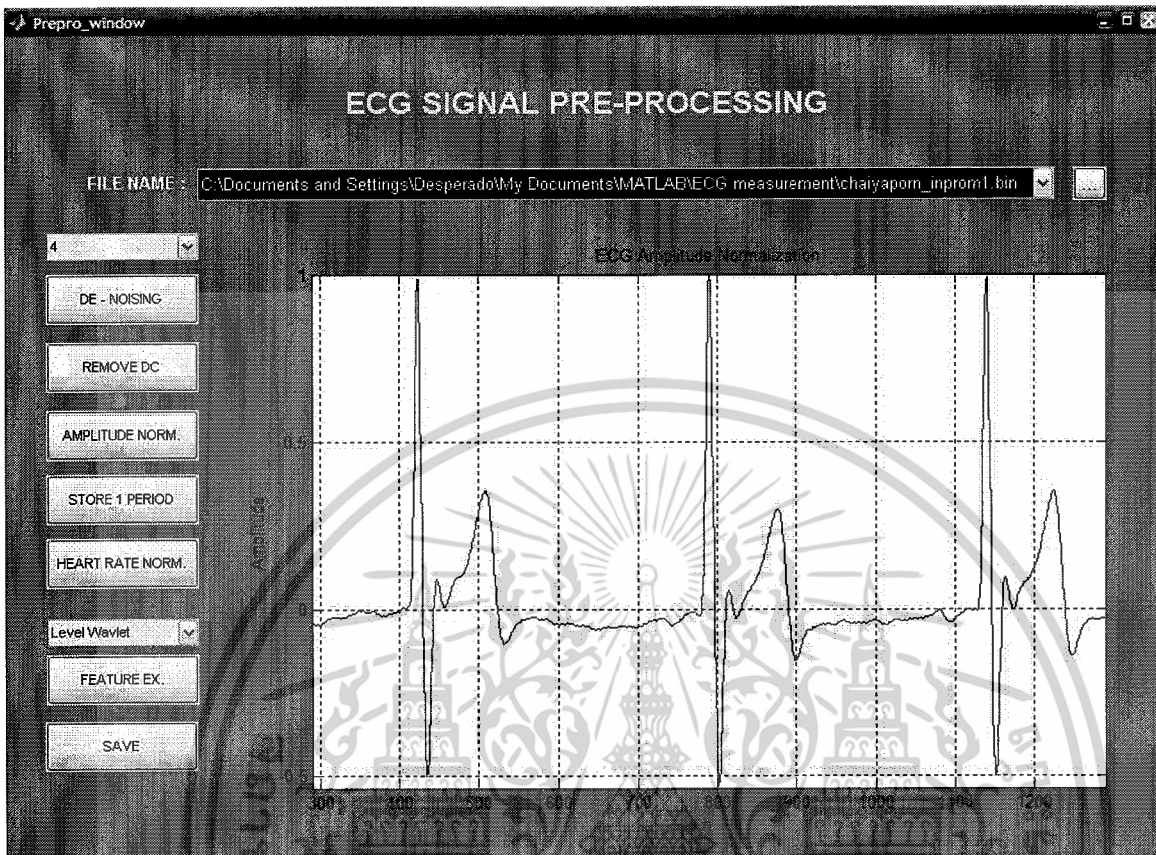


รูปที่ 4-12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังทำการกำจัดองค์ประกอบไฟตรง

เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจจะมีองค์ประกอบไฟตรงปนมากับสัญญาณ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะไม่ได้อยู่ในระดับที่เหมาะสม ดังนั้นจึงต้องทำการกำจัดองค์ประกอบไฟตรง ก่อนจะทำการเตรียมสัญญาณในขั้นตอนต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.1.5 การปรับขนาดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Amplitude Normalization) จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4-13



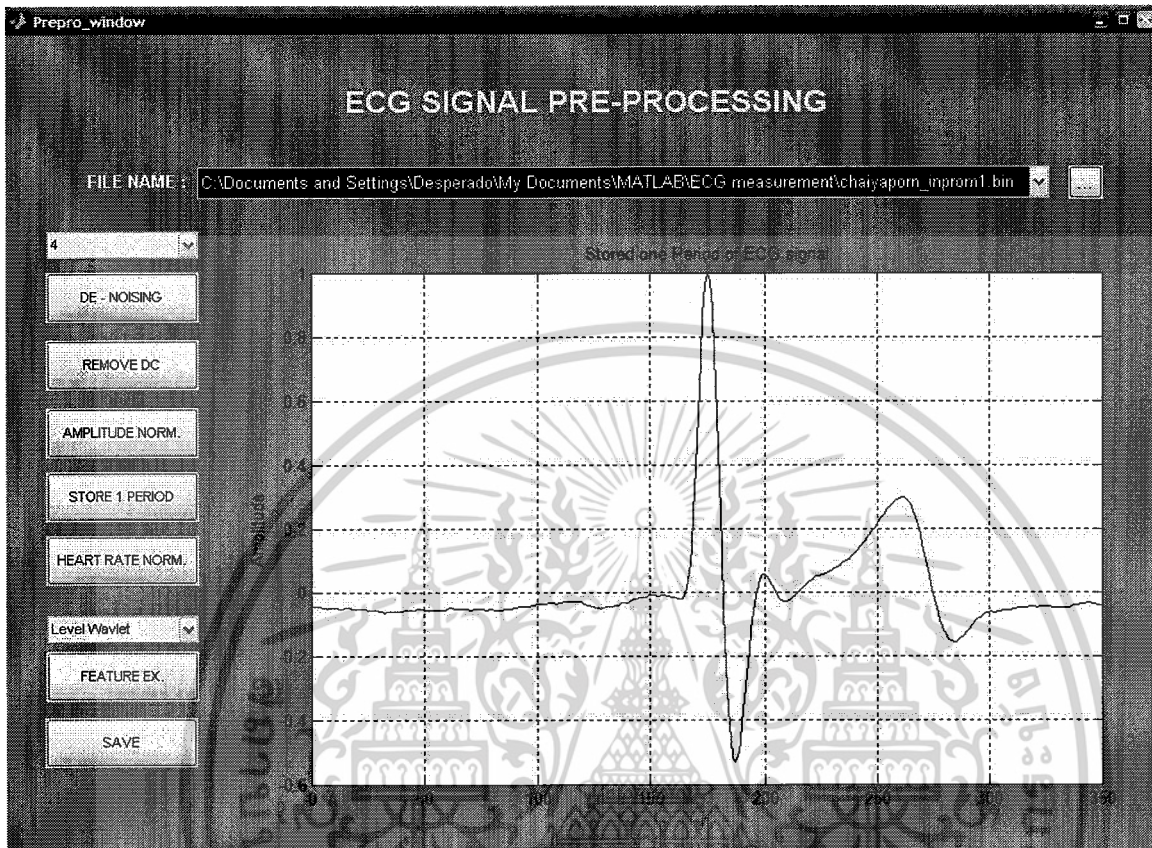
รูปที่ 4-13 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังทำการปรับขนาด

การปรับขนาดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือการทำให้สัญญาณที่มีขนาดต่างกันหรือในบางครั้งแตกต่างกันมาก ๆ มีขอบเขตเดียวกัน นั่นก็คือสัญญาณมีค่าขนาดสูงสุดอยู่เท่ากับ 1 เพื่อให้การวิเคราะห์สัญญาณง่ายขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.1.6 การเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ (Store 1 period ECG signal)

แสดงผลดังรูปที่ 4-14

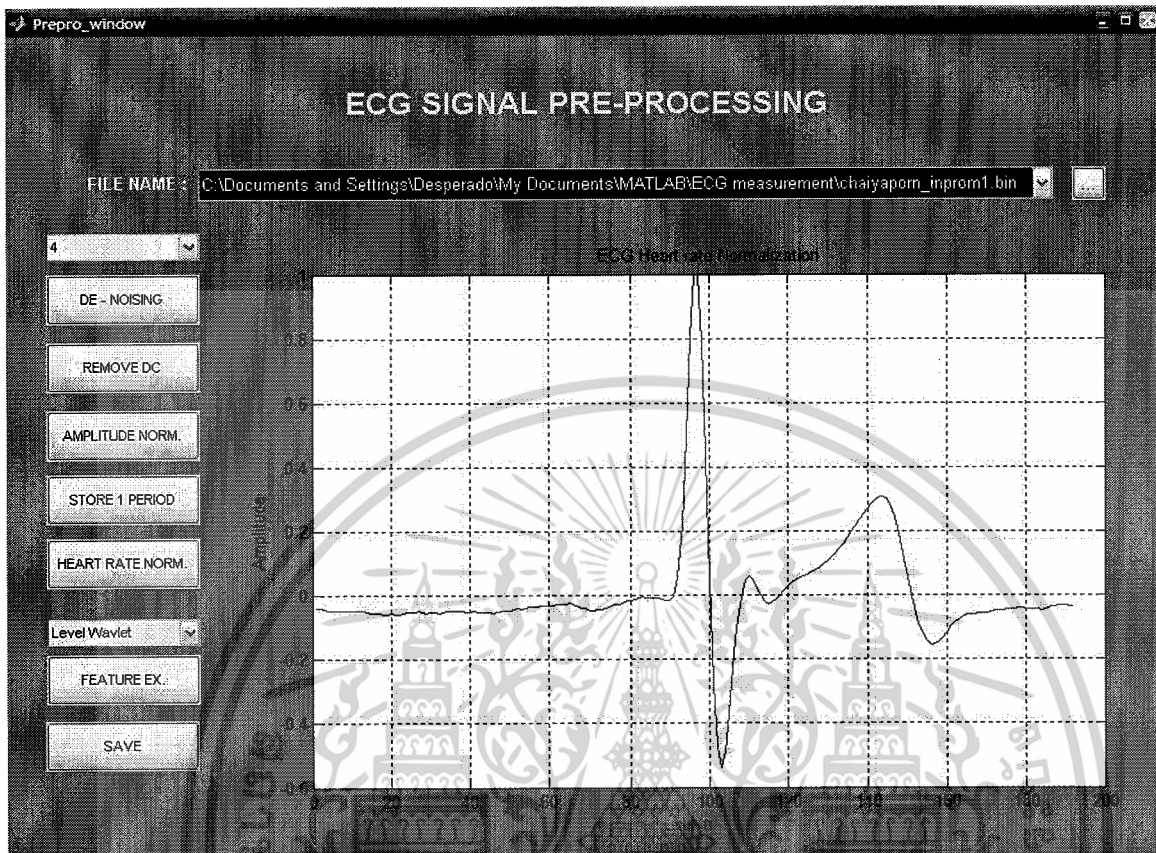


รูปที่ 4-14 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบสัญญาณ

เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการวัดจะมีลักษณะคลื่นในแต่ละคาบที่เหมือนกันหรือคล้ายกัน ดังนั้นจึงจะนำมาวิเคราะห์สัญญาณเพียง 1 คาบเท่านั้น ซึ่งก็แสดงดังรูป โดยรูปสัญญาณที่ได้คือรูปสัญญาณในคาบของคลื่นที่มีขนาดสูงสุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.1.7 การปรับอัตราการเต้นหัวใจ ( Heart Rate Normalization ) แสดงผลดังรูปที่ 4-15

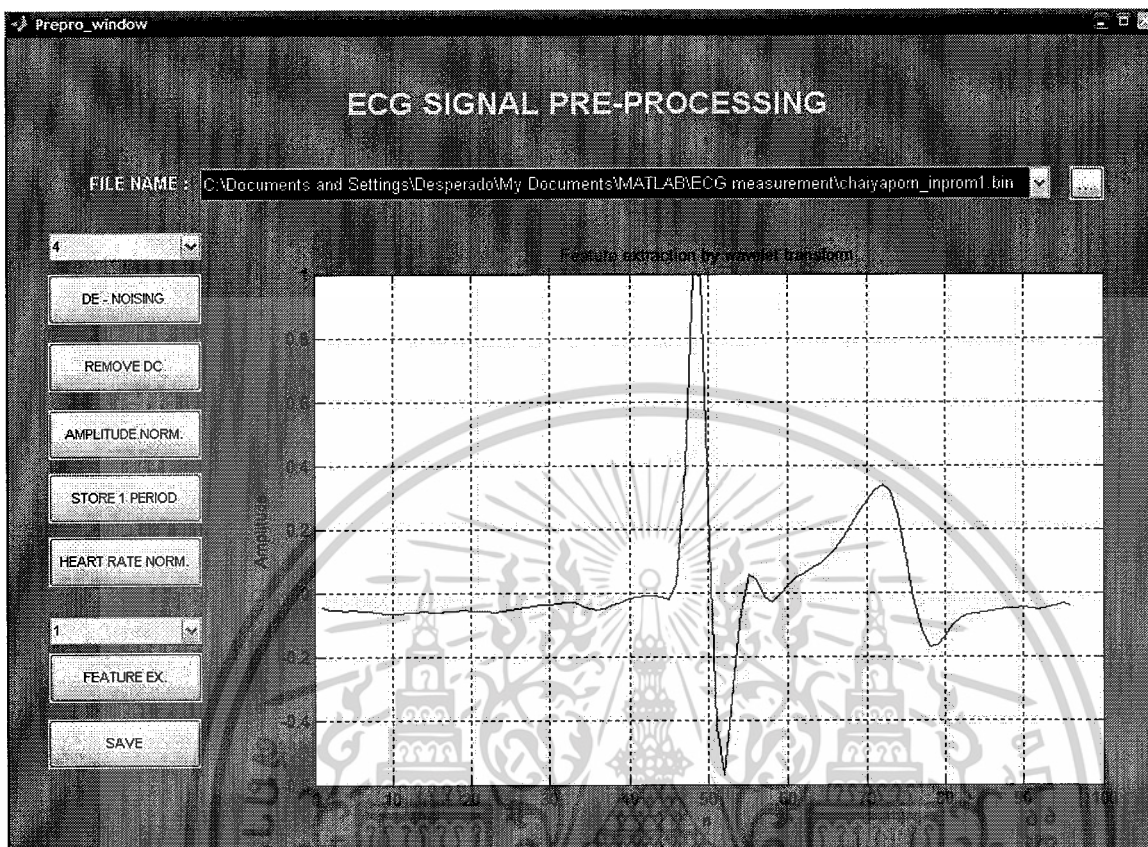


รูปที่ 4-15 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังการปรับอัตราการเต้นของหัวใจ

เนื่องจากอัตราการเต้นของสัญญาณแต่ละสัญญาณมีอัตราการเต้นของหัวใจหรือความถี่ในการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงต้องทำการปรับให้เป็นมาตรฐานเดียวกันเสียก่อน เพื่อให้ได้จำนวนข้อมูลใน 1 คาบสัญญาณที่เท่ากัน จะเห็นได้ว่าสัญญาณก่อนการปรับจะอยู่ที่ 256 จุด แต่เมื่อทำการปรับอัตราการเต้นของหัวใจแล้วจะมีจำนวนจุดเท่ากับ 192 จุด ( จำนวนจุดของอัตราการเต้นหัวใจ 80 ครั้ง/นาที )

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.1.8 การดึงลักษณะเด่นของสัญญาณ โดยการแปลงเวฟเลทระดับ 1 แสดงผลดังรูปที่ 4-16



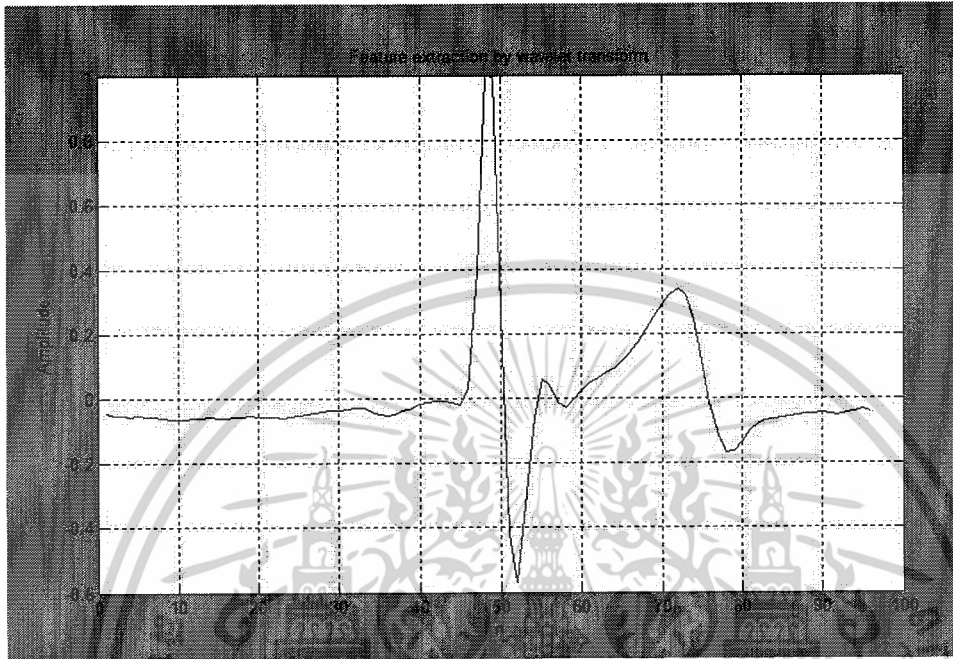
รูปที่ 4-16 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังทำการดึงลักษณะเด่นออกมา

จากรูปแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านการดึงลักษณะเด่นด้วยการแปลงเวฟเลทที่ระดับ 1 สังเกตได้ว่ารูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังคงลักษณะสัญญาณเดิมอยู่ แต่มีขนาดของข้อมูลลดลงเป็นจำนวนครึ่งหนึ่งหรือ 96 จุด ทำให้การนำสัญญาณไปประมวลผลง่ายยิ่งขึ้น

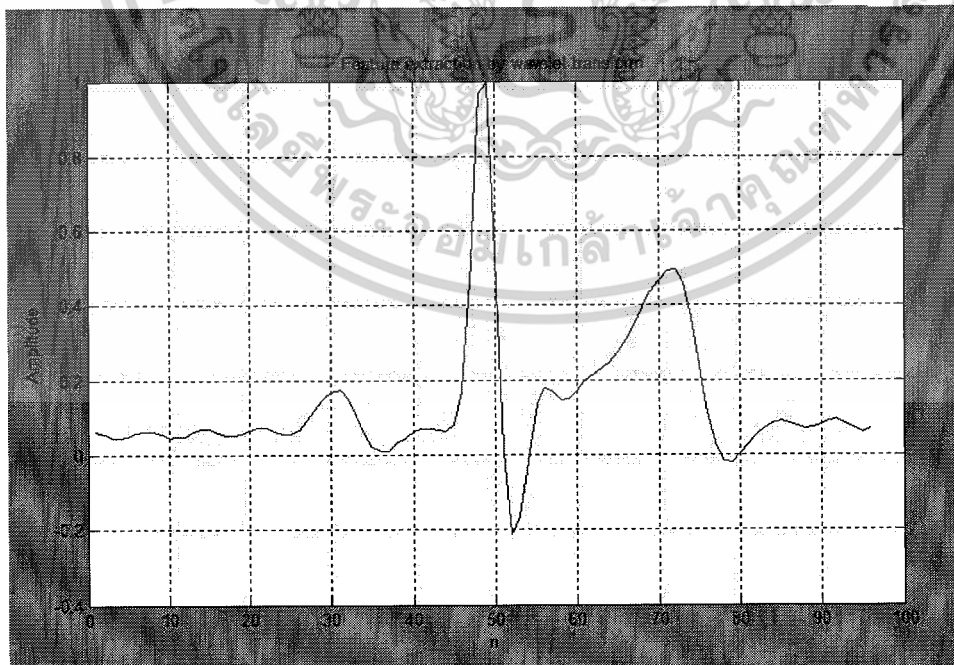
จากที่กล่าวไว้ในส่วนของการวัดและเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่า ในการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลนั้น ในแต่ละช่วงเวลา และแต่ละวันจะมีลักษณะคลื่นที่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม แต่ยังคงลักษณะของสัญญาณเดิมอยู่ เพื่อให้เห็นภาพที่ชัดเจนยิ่งขึ้น จึงได้นำตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 บุคคล คนละ 3 สัญญาณจากคนละ 16 สัญญาณมาเป็นตัวอย่าง เพื่อดูลักษณะสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงไป อีกทั้งเป็นการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการแปลงเวฟเลทในระดับ 1 และ 2 อีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

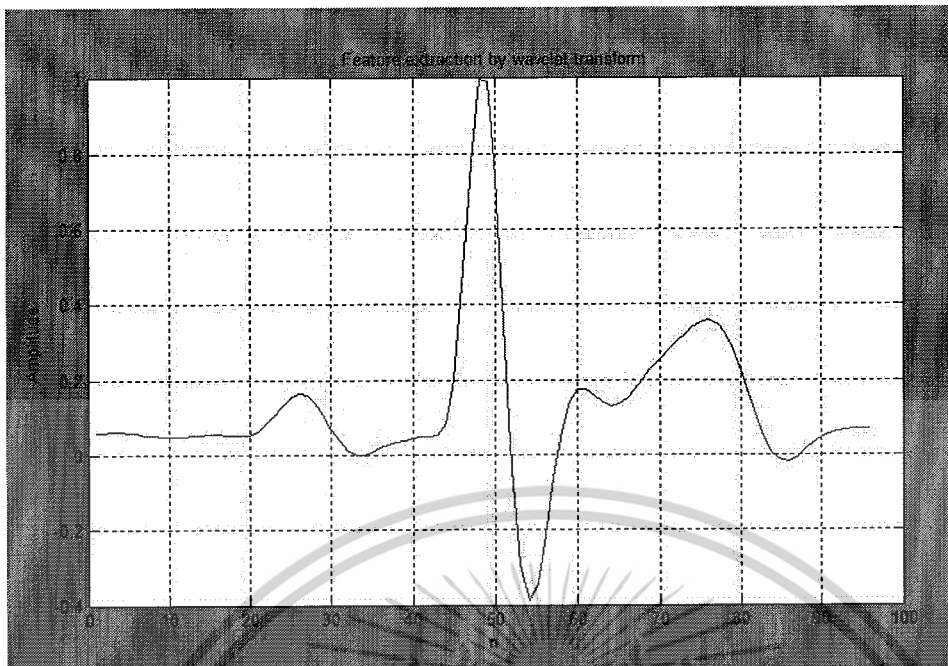
รูปแสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลาที่ต่างกันของแต่ละบุคคลโดยใช้การแปลงเวฟเลขที่  
ระดับ 1



(ก) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom 1 ที่การแปลงเวฟเลขที่ระดับ 1

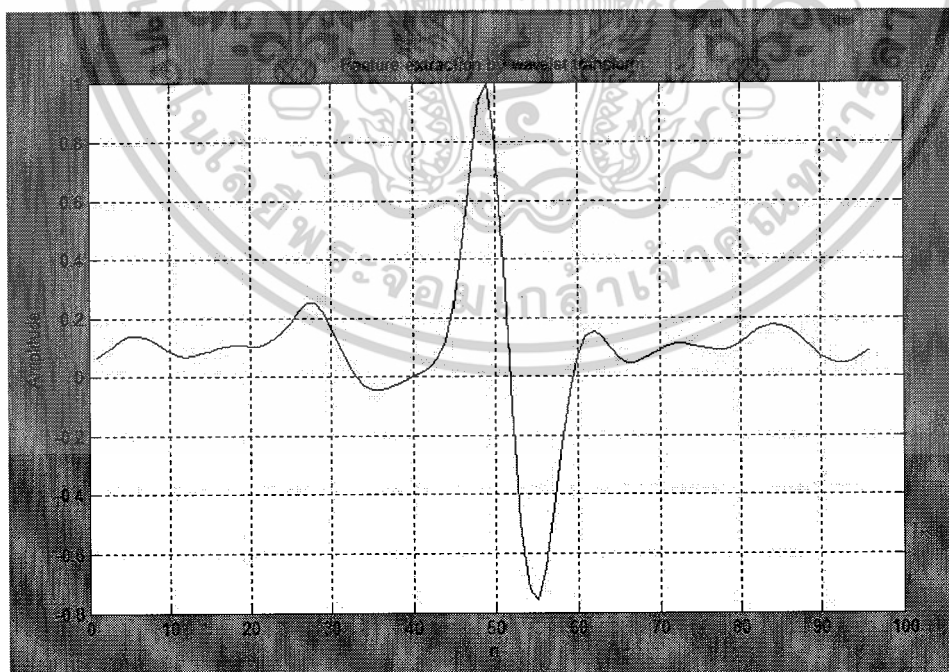


(ข) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom 2 ที่การแปลงเวฟเลขที่ระดับ 1  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่หรือใช้  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



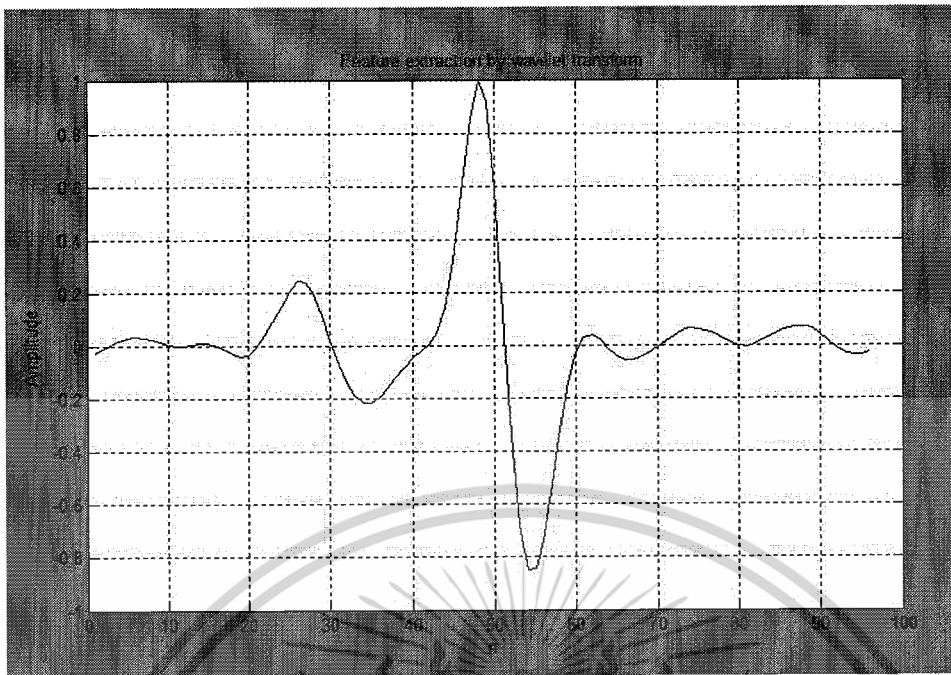
(ค) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom 3 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

รูปที่ 4-17 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

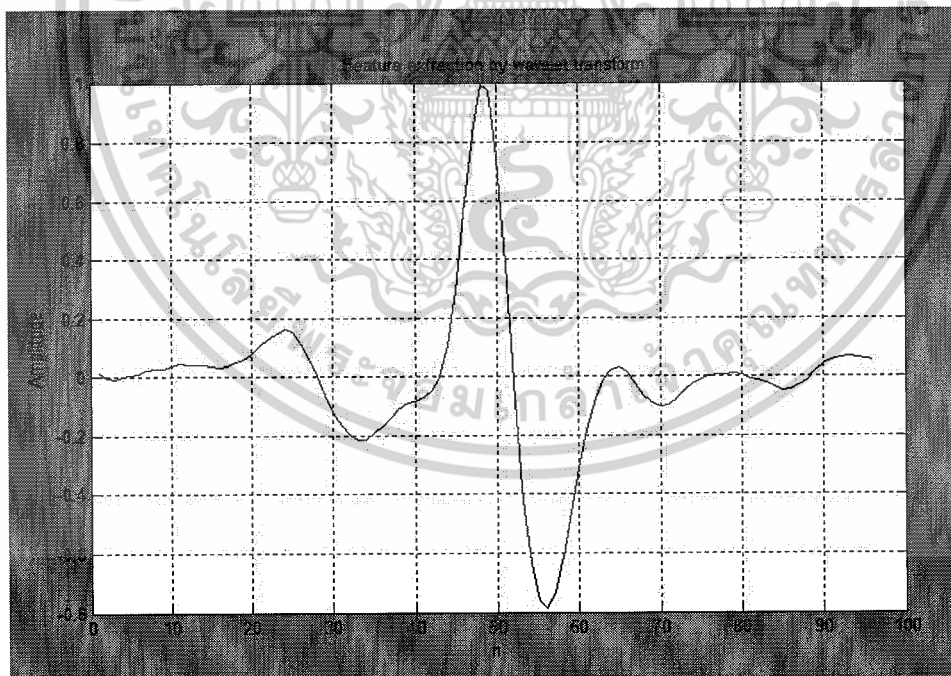


(ก) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote 1 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



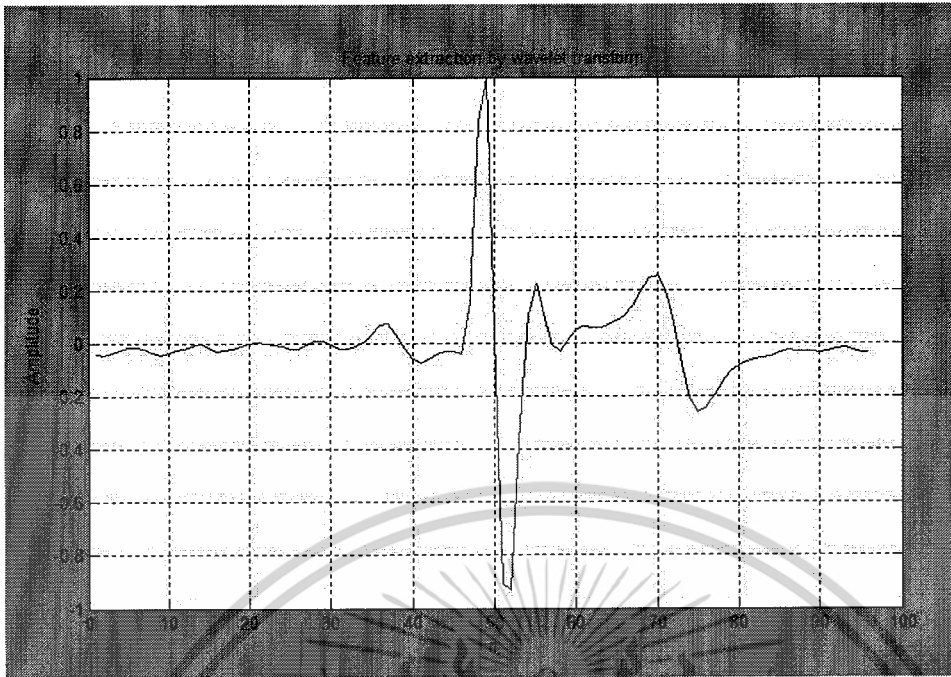
(ข) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote 2 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1



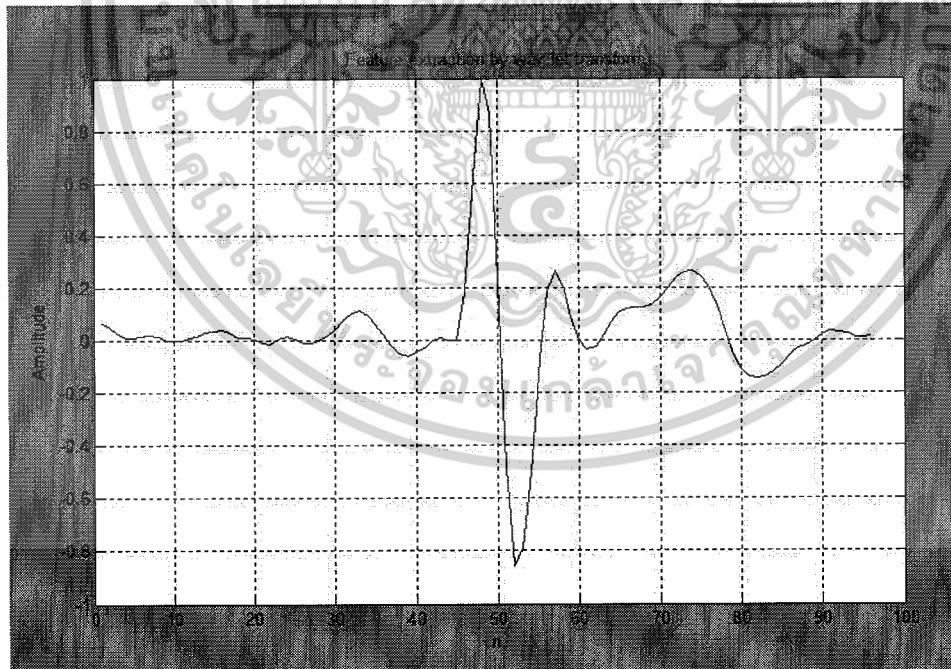
(ค) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote 3 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

รูปที่ 4-18 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain nontakote ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

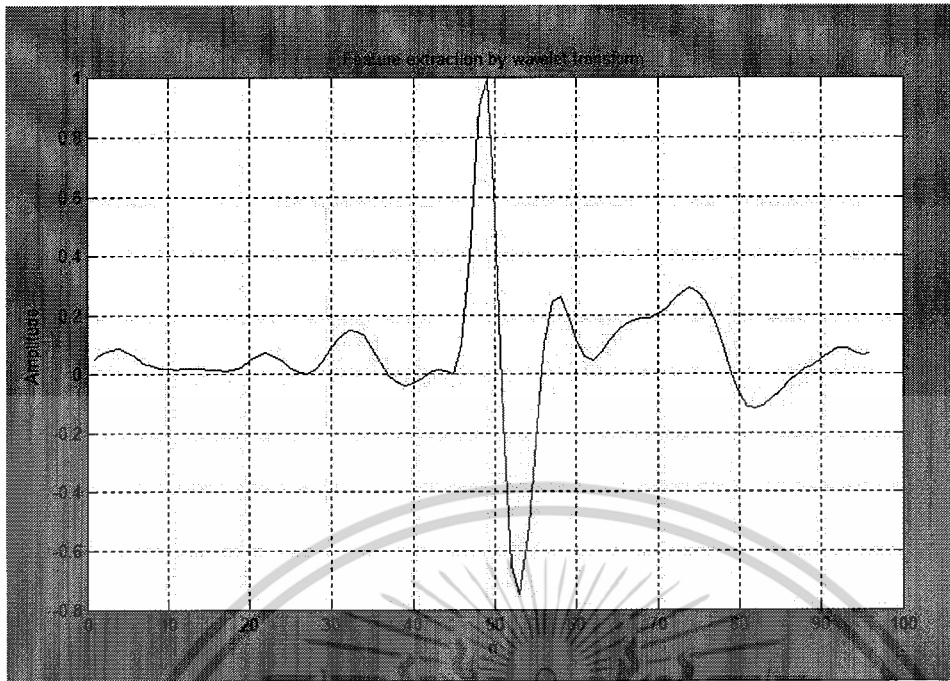


(ก) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak 1 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1



(ข) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak 2 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



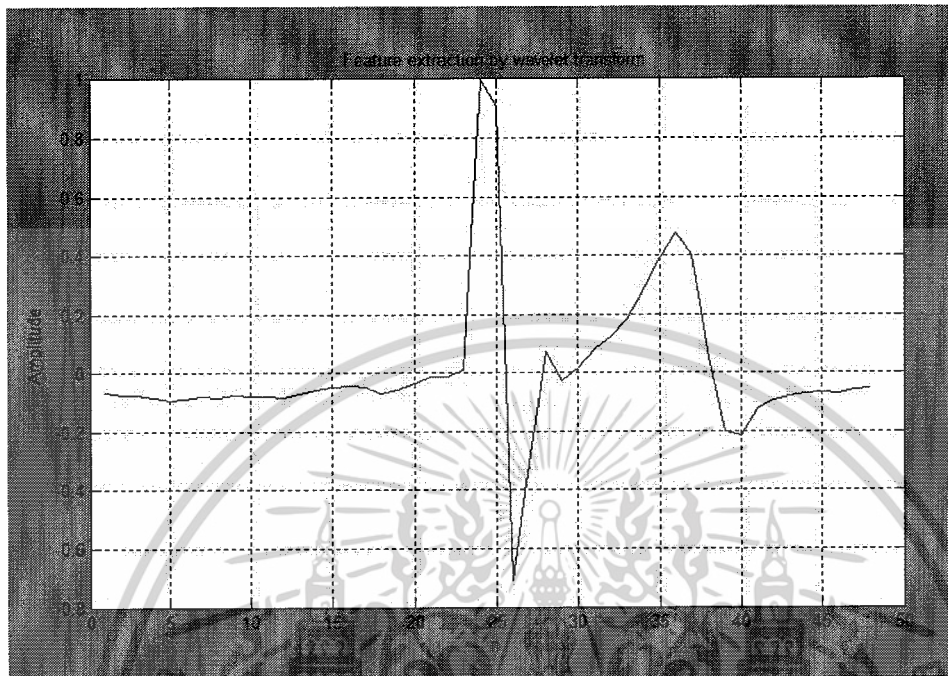
(ค) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak 3 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

รูปที่ 4-19 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 1

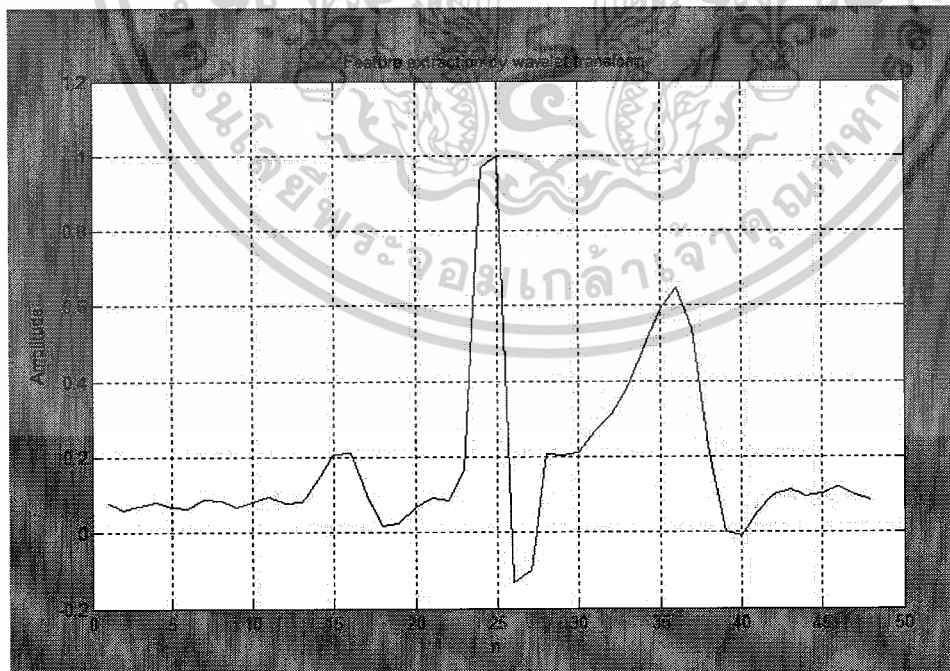
สังเกตได้ว่าลักษณะคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ช่วงเวลาต่างกันจะมีลักษณะที่เปลี่ยนไปเล็กน้อย แต่ยังคงความเป็นสัญญาณของบุคคลนั้นอยู่

จากสัญญาณที่ได้ในข้างต้นนี้เป็นการใช้การแปลงเวฟเลตที่ระดับ 1 ต่อไปจะทำทดสอบการแปลงเวฟเลตในระดับ 2 เพื่อสังเกตสัญญาณที่ได้ว่าจะยังคงลักษณะสัญญาณเดิมหรือไม่

รูปแสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลาที่ต่างกันของแต่ละบุคคลโดยใช้การแปลงเวฟเลตที่  
ระดับ 2

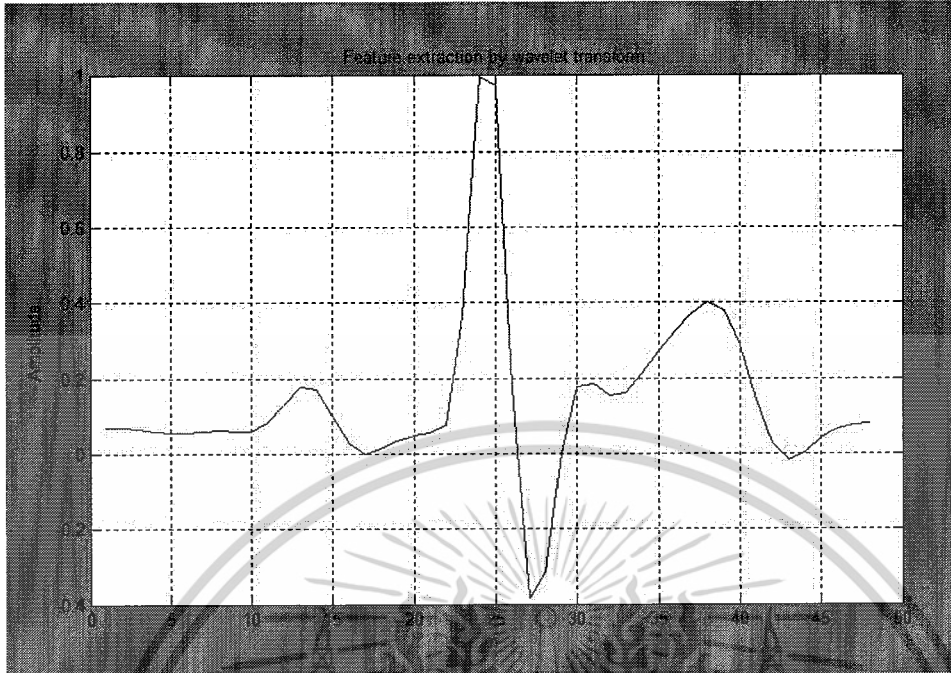


(ก) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom 1 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2



(ข) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom 2 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



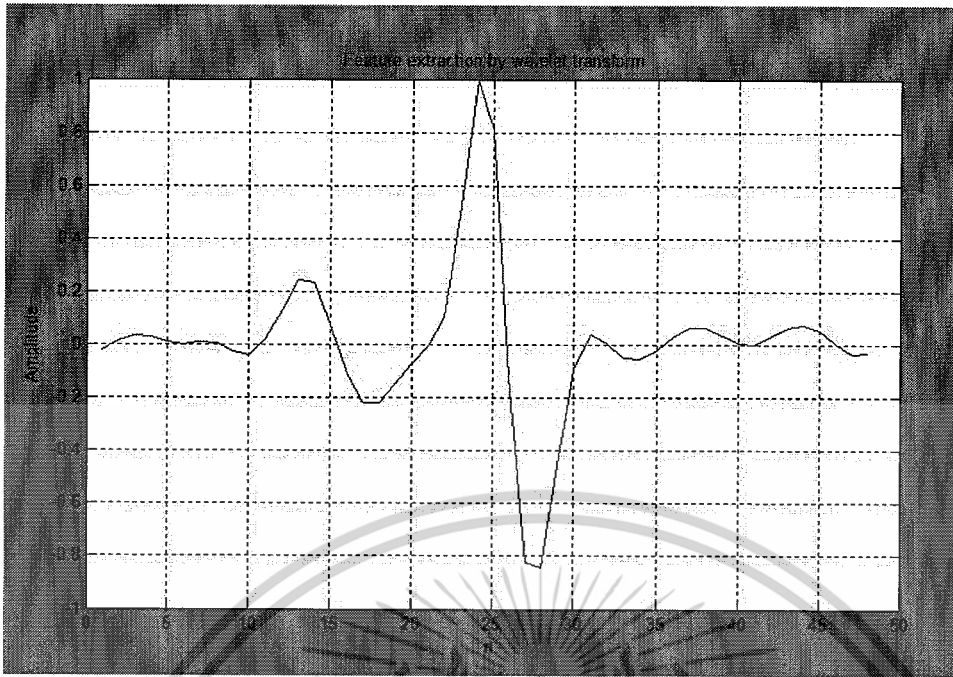
(ค) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom 3 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

รูปที่ 4-20 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Chaiyaphon Inprom ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

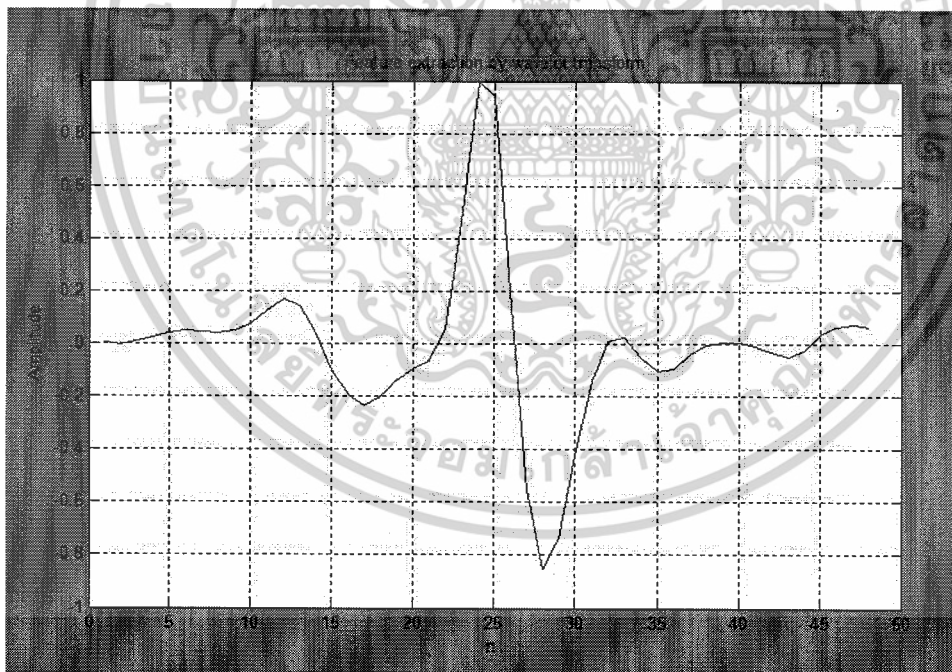


(ก) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote 1 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



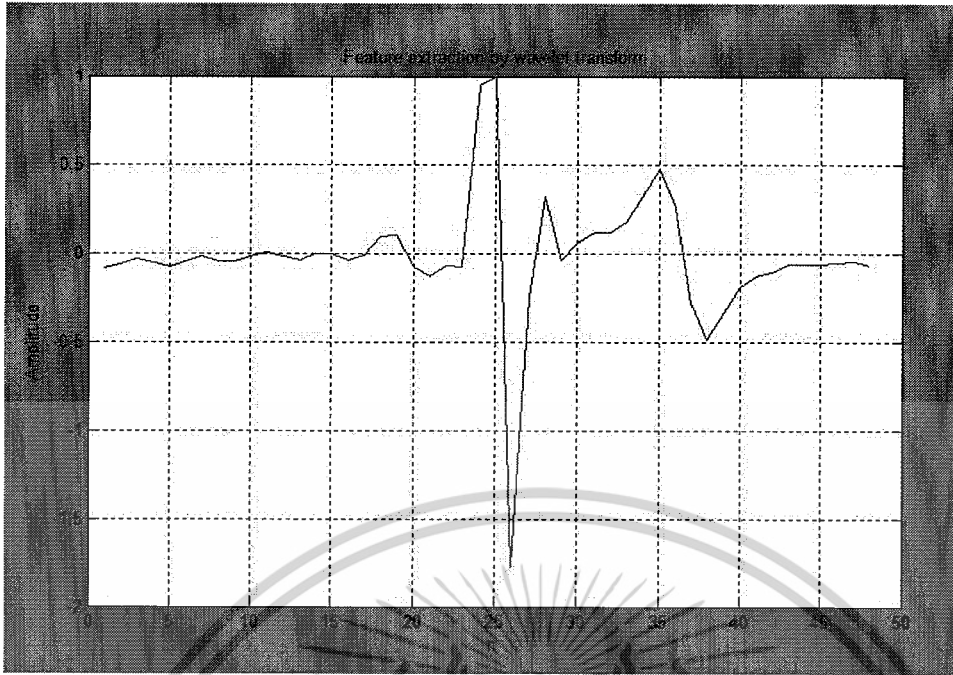
(ข) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote 2 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2



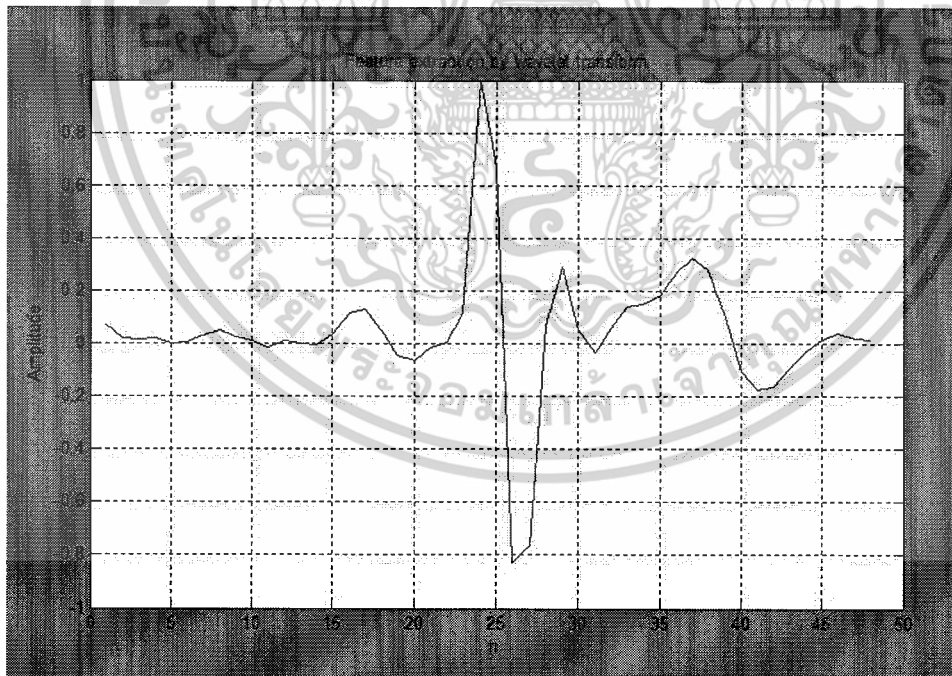
(ค) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote 3 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

**รูปที่ 4-21** แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Kachain Nontakote ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

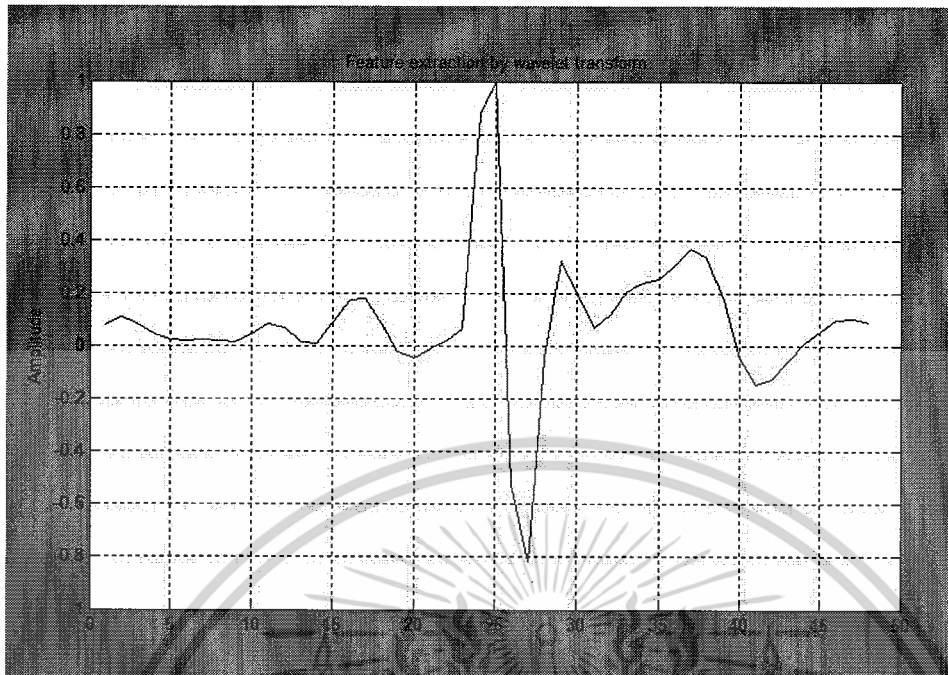


(ก) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak 1 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2



(ข) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak 2 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

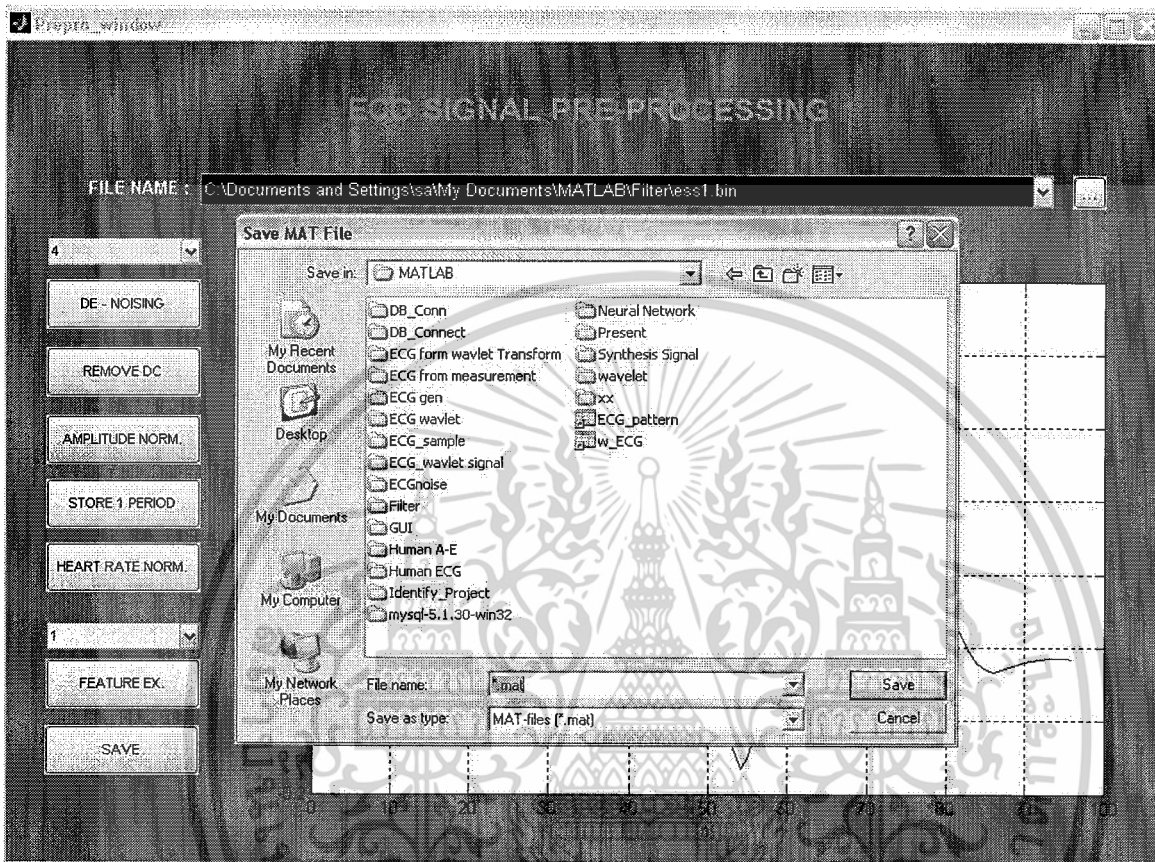


(ค) ภาพสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak 1 ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

รูปที่ 4-22 แสดงตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Sattra Sarasak ที่การแปลงเวฟเลตระดับ 2

จากรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการดึงลักษณะเด่นสัญญาณ โดยการแปลงเวฟเลตในระดับที่ 1 และ 2 จะเห็นได้ว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการดึงลักษณะเด่นสัญญาณ โดยการแปลงเวฟเลตในระดับที่ 1 คงความเป็นสัญญาณเดิมมากที่สุดเมื่อเทียบกับการดึงลักษณะเด่นสัญญาณ โดยการแปลงเวฟเลตในระดับที่ 2 ดังนั้นในการนำไปใช้งานจะใช้อะไรในการดึงลักษณะเด่นสัญญาณ โดยการแปลงเวฟเลตในระดับที่ 1 เท่านั้น

4.2.1.9 ทำการบันทึกผลลัพธ์ของสัญญาณที่ผ่านการแปลงเวฟเลท โดยการกดปุ่ม save แล้วตั้งชื่อไฟล์เก็บไว้เพื่อนำไปใช้ในกระบวนการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม



รูปที่ 4-23 ทำการบันทึกสัญญาณที่ได้หลังจากกระบวนการจัดเตรียมสัญญาณ

เมื่อได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการแปลงเวฟเลทระดับ 1 แล้ว ทำเก็บสัญญาณที่ได้เพื่อจะใช้ในกระบวนการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม โดยการเก็บสัญญาณนี้ก็จะต้องมีทั้งหมด 48 สัญญาณ เพื่อให้โครงข่ายประสาทเทียมทำการเรียนรู้

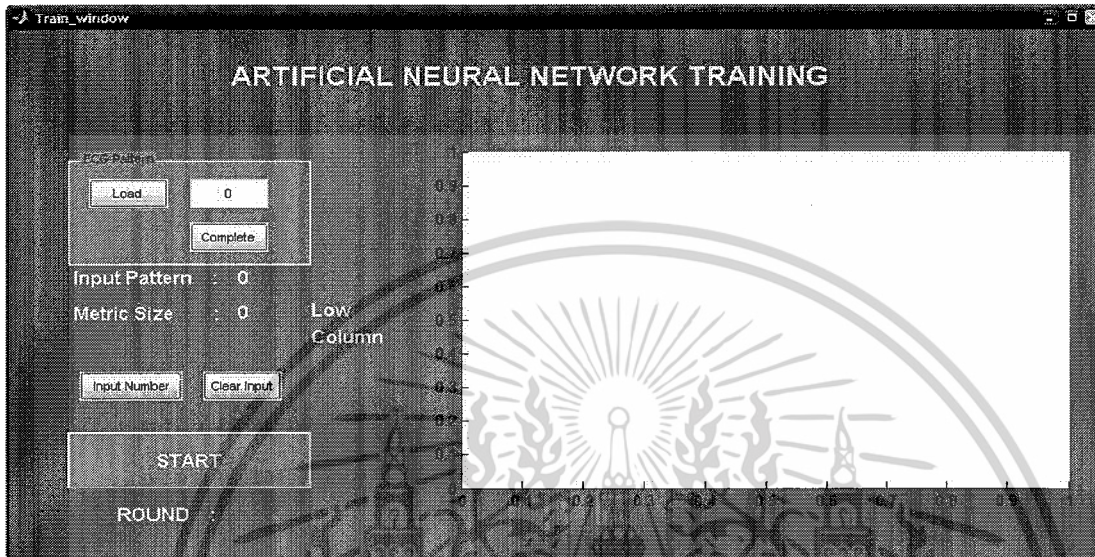
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.2.2 การเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยโครงข่ายประสาทเทียม

### ( ECG signal Training by Artificial Neural Network )

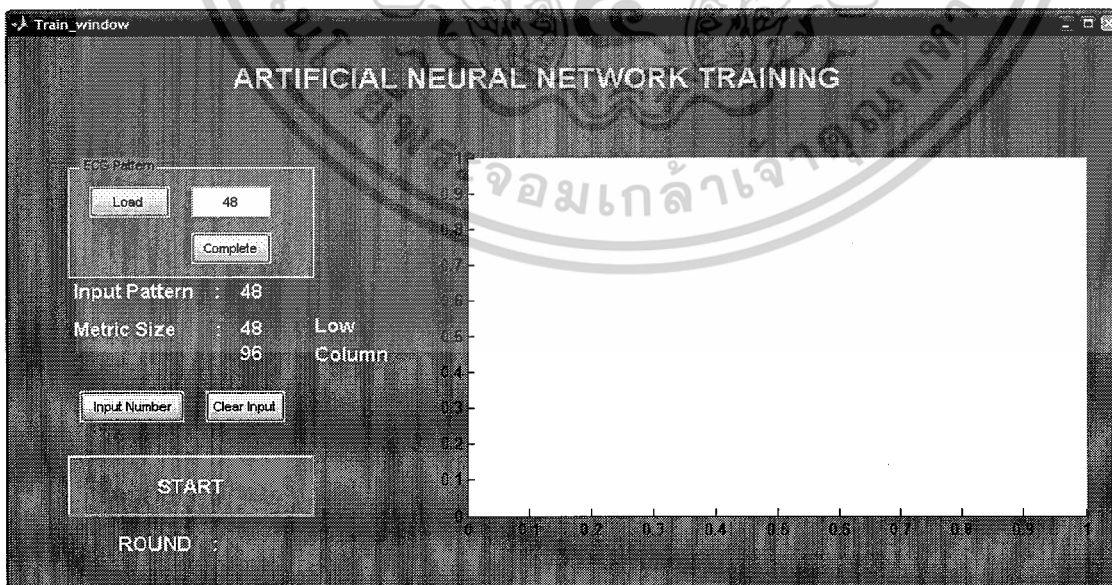
#### 4.2.2.1 กดปุ่ม ANN Train จากหน้าต่างโปรแกรม Identify\_window จะปรากฏหน้าต่าง

Train\_window



รูปที่ 4-24 แสดงหน้าต่างโปรแกรมที่ใช้ในการ Training สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแก่โครงข่ายประสาทเทียม

4.2.2.2 ทำการ load สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการแปลงเวฟเลขที่ save ไว้ จำนวน 48 สัญญาณเข้ามาเป็น Input pattern โดยต้องเรียงตามลำดับก่อนหลังให้ถูกต้อง

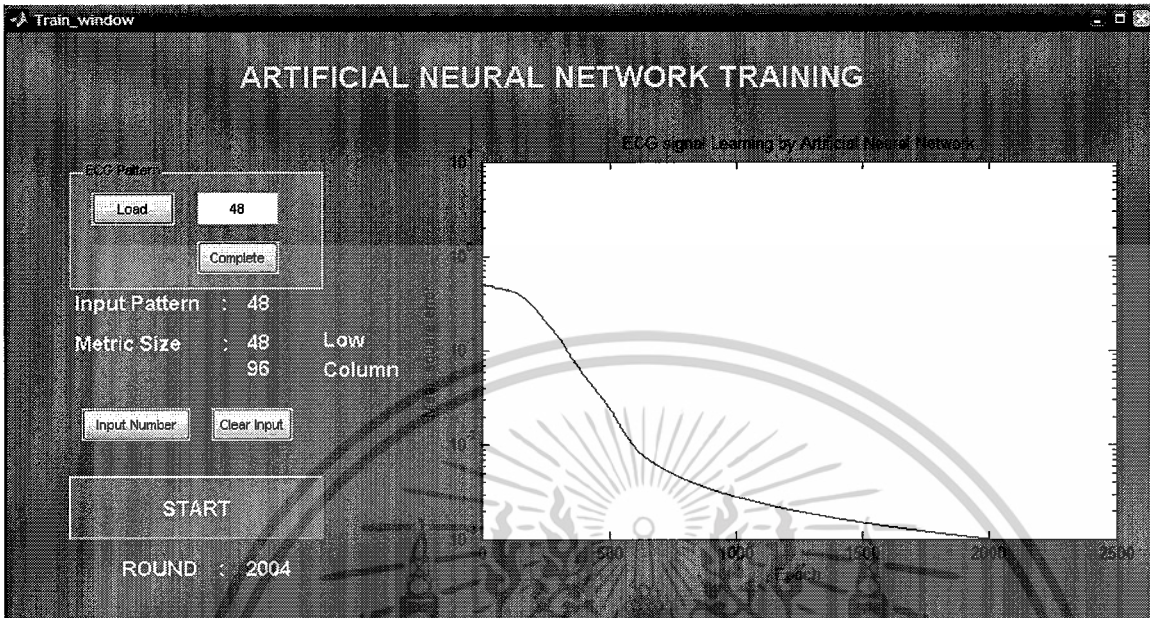


รูปที่ 4-25 แสดงการ Load ข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น Input Pattern

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.2.3 เมื่อทำการ Load สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเสร็จแล้ว ก็เข้าสู่ขั้นตอนการ Training โดยการกด

ปุ่ม Start



รูปที่ 4-26 แสดงการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม

ในการฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียม ตัวแปรที่จะทำให้ทราบว่าโครงข่ายสามารถเรียนรู้ได้สำเร็จคือค่าผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสอง (MSE: Mean Square Error) เมื่อโครงข่ายทำการเรียนรู้ข้อมูลได้มากขึ้น ค่า MSE ของระบบจะลดลงเรื่อยๆ จนค่าเข้าใกล้ศูนย์มาก ๆ จึงจบการเรียนรู้ ซึ่งในการฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียมให้รู้จักอินพุตที่เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจนสำเร็จ สามารถแสดงเป็นความสัมพันธ์ระหว่างค่า MSE กับจำนวนรอบ (Iteration) ที่ทำการฝึกสอน ดังรูปที่ 4-26 โดยแสดงรอบการเรียนรู้อยู่ที่ 2004 รอบ หมายถึง ค่า  $MSE < 0.001$  ใช้การเรียนรู้ 2004 รอบ เมื่อสิ้นสุดการเรียนรู้แล้วโครงข่ายประสาทเทียมจะทำการเก็บค่าน้ำหนักสุดท้ายที่ได้จากการเรียนรู้ เพื่อนำไปใช้ในการบ่งชี้ตัวบุคคลต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3 ส่วนการบ่งชี้ตัวบุคคล ( Human Identification )

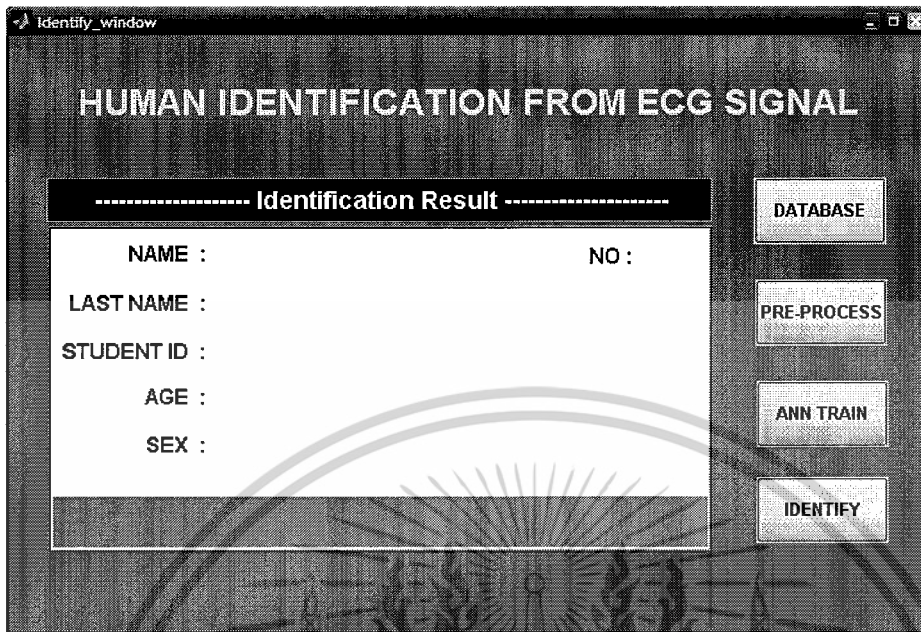
หลังจาก โครงข่ายประสาทเทียมทำการเรียนรู้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 24 สัญญาณแล้ว จะเข้าสู่ การใช้งานในการบ่งชี้ตัวบุคคล โดยการบ่งชี้จะอ้างอิงกับ Database ที่มีอยู่ ดังแสดงในรูปที่ 4-27

Id	Firstname	Lastname	Idnumber	Age	Sex	signal_1	code
17	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
18	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
19	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
20	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
21	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
22	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
23	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
24	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
25	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
26	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
27	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
28	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
29	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
30	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
31	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
32	Kachain	Nontakote	49015004	23	M	<MEMO>	1
33	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
34	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
35	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
36	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
37	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
38	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
39	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
40	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
41	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
42	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2
43	Chaiyaphon	Inprom	49015006	23	M	<MEMO>	2

รูปที่ 4-27 แสดงข้อมูลใน Database

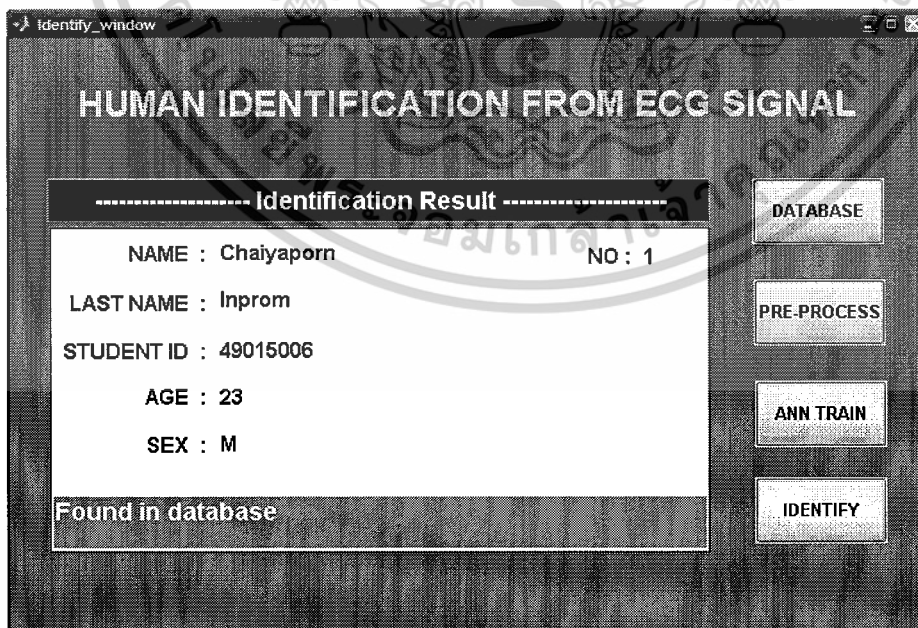
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.3.1 ทำการเรียกใช้โปรแกรม Identify\_window



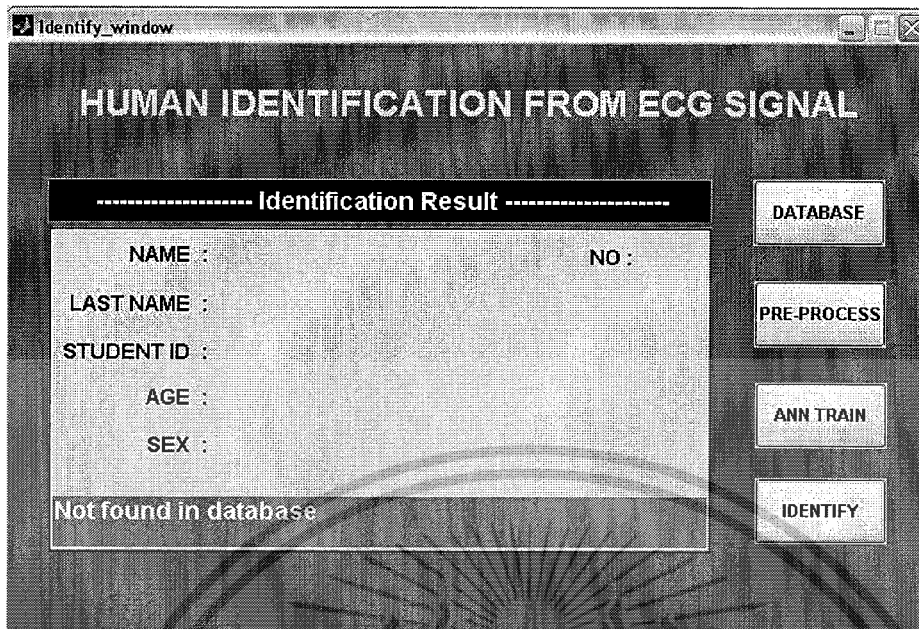
รูปที่ 4-28 แสดงหน้าต่าง โปรแกรมที่ใช้ในการแสดงผลการบ่งชี้ตัวบุคคล

4.3.2 ทำการเลือกสัญญาณที่จะใช้ทดสอบการบ่งชี้โดยการกดปุ่ม Identify เมื่อเลือกสัญญาณเสร็จแล้ว ตัวโปรแกรมจะทำการประมวลผลและบ่งชี้ผลที่ได้ดังรูปที่ 4-29



(ก) แสดงข้อมูลของบุคคลที่ได้จากการบ่งชี้ของโรงพยาบาลประสาทเทียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(จ) แสดงข้อความ Not found in database เมื่อไม่พบกับข้อมูลใน Database

รูปที่ 4-29 การแสดงผลการบ่งชี้ตัวบุคคลของระบบ

ขั้นตอนในการบ่งชี้ตัวบุคคลคือ เมื่อทำการเลือกสัญญาณที่จะใช้ทดสอบการบ่งชี้แล้ว โครงข่ายประสาทเทียมจะทำการบ่งชี้บุคคลเป็น code ของบุคคลนั้น และจะนำ code ที่ได้ไปค้นหาในฐานข้อมูล ซึ่งถ้า code ตรงกับบุคคลใด โปรแกรมก็จะทำการดึงข้อมูลของบุคคลนั้น ๆ ออกมาแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4-1 ผลการทดสอบระบบบ่งชี้ตัวบุคคลโดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ใช้ทดสอบการบ่งชี้ตัวบุคคล	ผลการบ่งชี้ตัวบุคคล (แปลงเวฟเลขที่ระดับ 1 )	ผลการบ่งชี้ตัวบุคคล (แปลงเวฟเลขที่ระดับ 2 )
CHAIYAPHON	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
CHAIYAPHON	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
CHAIYAPHON	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
CHAIYAPHON	Not found	Not found
CHAIYAPHON	CHAIYAPHON	Not found
CHAIYAPHON	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
CHAIYAPHON	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
SATTRA	KACHAIN	KACHAIN
SATTRA	Not found	Not found
SATTRA	SATTRA	SATTRA
SATTRA	SATTRA	SATTRA
SATTRA	SATTRA	SATTRA
SATTRA	Not found	Not found
SATTRA	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
KACHAIN	KACHAIN	KACHAIN
KACHAIN	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
KACHAIN	SATTRA	SATTRA
KACHAIN	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
KACHAIN	Not found	Not found
KACHAIN	KACHAIN	KACHAIN
KACHAIN	KACHAIN	KACHAIN
ARIYATHIRANG	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON
NOPPANON	Not found	Not found
SANER	SATTRA	CHAIYAPHON
KANOKWALEE	CHAIYAPHON	CHAIYAPHON

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดลองจะเห็นได้ว่า ผลการบ่งชี้ตัวบุคคลเมื่อใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการแปลงเวฟเลขที่ระดับ 1 จะมีความถูกต้องเท่ากับ  $\frac{13}{25} \times 100\% = 52\%$  ส่วนผลการบ่งชี้ตัวบุคคลเมื่อใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการแปลงเวฟเลขที่ระดับ 2 จะมีความถูกต้องเท่ากับ  $\frac{12}{25} \times 100\% = 48\%$  สรุปได้ว่าการใช้งานเวฟเลขในการเก็บลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ระดับ 1 และระดับที่ 2 มีผลใกล้เคียงกัน แต่เมื่อเทียบลักษณะสัญญาณแล้ว สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการดึงลักษณะเด่นโดยการแปลงเวฟเลขที่ระดับที่ 1 จะคงความเป็นสัญญาณเดิมมากที่สุด ดังนั้นในการนำไปใช้งานจะนำการดึงลักษณะเด่นโดยการแปลงเวฟเลขที่ระดับที่ 1

จากค่าความถูกต้องที่เมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์แล้วจะเห็นว่ามีความต่ำมาก เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีปัจจัยหลายอย่างที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงสัญญาณ เช่น สัญญาณรบกวนสูง สัญญาณมีระดับไม่แน่นอน สัญญาณเกิดความเปลี่ยนแปลงเนื่องจากสภาพร่างกาย หรือจุดที่ใช้ในการวัดสัญญาณมีความแรงของสัญญาณไม่เท่ากัน เป็นต้น เป็นสาเหตุที่ทำให้ความถูกต้องของการบ่งชี้ตัวบุคคลมีค่าต่ำมาก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลองและวิจารณ์

#### 5.1 บทสรุป

- สามารถดูลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ บันทึกค่า ขณะทำการวัดจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้
- หากเพิ่มจำนวนการเรียนรู้คลื่นไฟฟ้าหัวใจจากคนคนเดียวกับหลายๆรูปแบบ จะเพิ่มประสิทธิภาพการของโครงข่ายประสาทเทียมได้
- ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นในด้านการประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถทำการบ่งชี้บุคคลได้ ถูกต้องในระดับหนึ่ง
- ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นในด้านการดึงคุณลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลท สามารถทำการลดข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลังผ่านกระบวนการเตรียมสัญญาณได้
- ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นในการติดต่อกับระบบฐานข้อมูล สามารถติดต่อกับฐานข้อมูลได้
- การรวมการทำงานของซอฟต์แวร์แต่ละส่วนเข้าด้วยกันสามารถทำงานร่วมกันได้

#### 5.2 บทวิจารณ์

โครงการนี้ ทำให้ทราบถึงทฤษฎีและขั้นตอนการทำงานในส่วนต่างๆ เพื่อใช้ในการประมวลผลสัญญาณ ทั้งการกำจัดสัญญาณรบกวน การปรับอัตราการเดินของหัวใจ การดึงคุณลักษณะเด่นของสัญญาณ ตลอดจนกระบวนการทำงานของโครงข่ายประสาทเทียม การทำงานร่วมกันของซอฟต์แวร์แต่ละส่วน ทำให้บรรลุตามวัตถุประสงค์ที่ได้ตั้งไว้ในขอบเขตของโครงการและสามารถนำไปพัฒนาต่อให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้นได้

#### 5.3 ปัญหาและอุปสรรคที่พบ

- ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ นั้น ผู้ที่ทำการวัด ต้องมีความเชี่ยวชาญในการใช้เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในบางครั้งมีความไม่แน่นอนของสัญญาณเกิดขึ้น สัญญาณมีความแรงไม่เท่ากัน ระดับของสัญญาณขึ้นลงตลอดเวลา
- เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความไวต่อการวัดสัญญาณมาก และอาจเกิดจากสัญญาณรบกวนภายนอก ทำให้การวัดสัญญาณเกิดการเปลี่ยนแปลงได้ง่าย
- ปัญหาในการดึงสัญญาณออกมาเพียง 1 คาบ มีสาเหตุเกิดจาก
  - สัญญาณรบกวนที่กำจัดออกไม่หมดทำให้คลื่นช่วง T มีระดับสูงกว่าระดับอ้างอิง ทำให้เกิดความผิดพลาดในการตัดสินใจของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ช่วงคลื่น R ในพิกที่อยู่ถัดมาจากพิกที่สูงที่สุด (Max) มีระดับต่ำกว่าระดับอ้างอิง ทำให้เกิดความผิดพลาดในการตัดสินใจของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นมา
  - สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ช่วงคลื่น R ซึ่งเป็นพิกที่สูงที่สุด (Max) ไปเกิดที่ตำแหน่งคลื่นลูกสุดท้าย ทำให้ไม่สามารถคำนวณหา ช่วงคลื่น R ซึ่งเป็น พิก (Peak) ของคลื่นถัดมาได้
- ในบางครั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของแต่ละบุคคลมีความคล้ายคลึงกัน ทำให้เกิดข้อผิดพลาดในการบ่งชี้ตัวบุคคล

#### 5.4 แนวทางการแก้ไข

- เมื่อทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วไม่พบสัญญาณหรือมีสัญญาณรบกวนมากเกินไปสามารถแก้ไขได้โดย
  - ทำการเปลี่ยนจุดที่ทำการวัดสัญญาณใหม่ เพราะหน้าสัมผัสของตัววัดสัญญาณอาจจะไม่พบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบริเวณนั้น
  - ทำความสะอาดหน้าสัมผัสของตัววัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 4 เพราะอาจจะมีคราบไขมันจากผิวหนังเคลือบอยู่
  - ในขณะที่วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้องอยู่ในท่าที่ผ่อนคลาย ไม่เกร็ง และจะต้องนิ่ง มีสมาธิกับการวัดสัญญาณ
- ในการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คาบ ควรเก็บสัญญาณที่ไม่ใช่สัญญาณช่วงแรกกับสัญญาณช่วงสุดท้าย เพราะจะทำให้การตรวจเช็คยอดคลื่นเพื่อเก็บสัญญาณ 1 คาบเกิดความผิดพลาดขึ้นได้
- ในการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ควรจะให้ มีสัญญาณรบกวนน้อยที่สุด เพื่อให้กระบวนการต่าง ๆ ภายในระบบให้ผลลัพธ์ที่ดีแก่การนำไปใช้งาน

## เอกสารอ้างอิง

1. ชาญณรงค์ รอดระหงษ์, ปริญา เคนถาวร, สรณคมน์ นาคะเสถียร, ระบบจำแนกชนิดยานพาหนะจากแผ่นป้ายทะเบียนโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2550
2. วิสชุด พลสิทธิ์, การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวลาจริงโดยการแปลงเวฟเล็ตแพ็ก, วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์, ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, 2547.
3. ณรงค์ศักดิ์ วิริยะนันทศักดิ์, การวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตและโครงข่ายประสาทเทียม, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยขอนแก่น, 2545.
4. วรรัตน์ ภัทรอมรกุล, การลดขนาดข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีพื้นฐานอยู่บนเวฟเล็ตแพ็กเก็ต, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2544.
5. มนัส สังวรศิลป์, วรรัตน์ ภัทรอมรกุล, คู่มือการใช้ Matlab ฉบับสมบูรณ์, พิมพ์ครั้งที่ 1 นนทบุรี: อินโฟเพรส, 2543
6. เวชิต กุสธิตศิริพันธุ์, การวิเคราะห์หาคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, 2549.
7. สุขรักษ์ แซ่เจี่ย, ระบบจำแนกบุคคลโดยโดเมนความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2550.
8. Michel Misiti, Yves Misiti, Georges Oppenheim, Jean - Michel Poggi, Wavelet Toolbox For Use with MATLAB, The MATH WORK Inc, 1996.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## SOURCE CODE ส่วนของฟังก์ชันสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและข้อมูลบันทึกสถานะข้อมูล

```
function varargout = main(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn', @main_OpeningFcn, ...
    'gui_OutputFcn', @main_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [], ...
    'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function main_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
initialize_gui(hObject, handles, true);
function varargout = main_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

function noise_rev_Callback(hObject, eventdata, handles)
noise_rev = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(noise_rev)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number', 'Error');
end
handles.metricdata.noise_rev = noise_rev;
guidata(hObject, handles)

function noise_rev_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'), get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function hrmean_Callback(hObject, eventdata, handles)
hrmean = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(hrmean)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.hrmean = hrmean;
guidata(hObject,handles)
function hrmean_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function ti_P_Callback(hObject, eventdata, handles)
ti_P = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(ti_P)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.ti_P = ti_P;
guidata(hObject,handles)
function ti_P_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function ai_P_Callback(hObject, eventdata, handles)
ai_P = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(ai_P)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.ai_P = ai_P;
guidata(hObject,handles)
function ai_P_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function bi_P_Callback(hObject, eventdata, handles)
bi_P = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(bi_P)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.bi_P = bi_P;
guidata(hObject,handles)
function bi_P_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function synthesis_Callback(hObject, eventdata, handles)
%===== Synthesis Main =====
Anoise = handles.metricdata.noise_rev
hrmean = handles.metricdata.hrmean
ti_P = handles.metricdata.ti_P
ti_Q = handles.metricdata.ti_Q
ti_R = handles.metricdata.ti_R
ti_S = handles.metricdata.ti_S
ti_T = handles.metricdata.ti_T
bi_P = handles.metricdata.bi_P
bi_Q = handles.metricdata.bi_Q
bi_R = handles.metricdata.bi_R
bi_S = handles.metricdata.bi_S
bi_T = handles.metricdata.bi_T
ai_P = handles.metricdata.ai_P
ai_Q = handles.metricdata.ai_Q
ai_R = handles.metricdata.ai_R
ai_S = handles.metricdata.ai_S
ai_T = handles.metricdata.ai_T
sfecg=256;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

N=9;
hrstd=1;
lfhfratio = 0.5;
sfint = 256;
%function [s, sfecg] = ecgsyn(sfecg,N,Anoise,hrmean,hrstd,lfhfratio,sfint,ti_P,ai_P,bi_P)
% P Q R S T
%NORMAL ti = [-70 -15 0 15 100];
ti = [-1*ti_P -1*ti_Q ti_R ti_S ti_T];
% convert to radians
ti = ti*pi/180;
% z position of attractor
% P Q R S T
% NORMAL ai = [1.2 -5 30 -7.5 0.75];
ai = [ai_P -1*ai_Q ai_R -1*ai_S ai_T];
% Gaussian width of each attractor
% P Q R S T
% NORMAL bi = [0.25 0.1 0.1 0.1 0.4];
bi = [bi_P bi_Q bi_R bi_S bi_T];
% adjust extrema parameters for mean heart rate
hrfact = sqrt(hrmean/60);
hrfact2 = sqrt(hrfact);
bi = hrfact*bi;
ti = [hrfact2 hrfact 1 hrfact hrfact2].*ti;
% check that sfint is an integer multiple of sfecg
q = round(sfint/256);
qd = sfint/sfecg;
if q ~= qd
    error(['Internal sampling frequency (sfint) must be an integer multiple ' ...
'of the ECG sampling frequency (sfecg). Your current choices are: ' ...
'sfecg = ' int2str(sfecg) ' and sfint = ' int2str(sfint) '!']);
end
% define frequency parameters for rr process
% flo and fhi correspond to the Mayer waves and respiratory rate respectively
flo = 0.1;
fhi = 0.25;
flostd = 0.01;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

fhstd = 0.01;
fid = 1;
fprintf(fid,'ECG sampled at %d Hz\n',sfecg);
fprintf(fid,'Approximate number of heart beats: %d\n',N);
fprintf(fid,'Measurement noise amplitude: %d \n',Anoise);
fprintf(fid,'Heart rate mean: %d bpm\n',hrmean);
fprintf(fid,'Heart rate std: %d bpm\n',hrstd);
fprintf(fid,'LF/HF ratio: %g\n',lfhfratio);
fprintf(fid,'Internal sampling frequency: %g\n',sfint);
fprintf(fid,' P Q R S T\n');
fprintf(fid,'ti = [%g %g %g %g %g] radians\n',ti(1),ti(2),ti(3),ti(4),ti(5));
fprintf(fid,'ai = [%g %g %g %g %g]\n',ai(1),ai(2),ai(3),ai(4),ai(5));
fprintf(fid,'bi = [%g %g %g %g %g]\n',bi(1),bi(2),bi(3),bi(4),bi(5));
% calculate time scales for rr and total output
sampfreqrr = 1;
trr = 1/sampfreqrr;
tstep = 1/sfecg;
rrmean = (60/hrmean);
Nrr = 2^(ceil(log2(N*rrmean/trr)));
% compute rr process
rr0 = rrprocess(flo,fhi,flostd,fhstd,lfhfratio,hrmean,hrstd,sampfreqrr,Nrr);
% upsample rr time series from 1 Hz to sfint Hz
rr = interp(rr0,sfint);
% make the rrn time series
dt = 1/sfint;
rrn = zeros(length(rr),1);
tecg=0;
i = 1;
while i <= length(rr)
    tecg = tecg+rr(i);
    ip = round(tecg/dt);
    rrn(i:ip) = rr(i);
    i = ip+1;
end
Nt = ip;
% integrate system using fourth order Runge-Kutta

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

fprintf(fid,'Integrating dynamical system\n');
x0 = [1,0,0.04];
Tspan = [0:dt:(Nt-1)*dt];
[T,X0] = ode45('derivsecgsyn',Tspan,x0,[],rm,sfint,ti,ai,bi);
% downsample to required sfecg
X = X0(1:q:end,:);
% extract R-peaks times
ipeaks = detectpeaks(X, ti, sfecg);
% Scale signal to lie between -0.4 and 1.2 mV
z = X(:,3);
zmin = min(z);
zmax = max(z);
zrange = zmax - zmin;
z = (z - zmin)*(1.6)/zrange - 0.4;
% include additive uniformly distributed measurement noise
eta = 2*rand(length(z),1)-1;
s = z + Anoise*eta;
x=s';
s=x(1:length(x)/2)
axes(handles.axes1);
plot(s);axis([0 1000 -0.5 1.2]);grid;
title('ECG Synthesis');
xlabel('n');ylabel('mVolt');
handles.metricdata.s=s;
guidata(hObject,handles);

function rr = rprocess(flo, fhi, flostd, fhstd, lfhratio, hrmean, hrstd, sfr, n)
w1 = 2*pi*flo;
w2 = 2*pi*fhi;
c1 = 2*pi*flostd;
c2 = 2*pi*fhstd;
sig2 = 1;
sig1 = lfhratio;
rrmean = 60/hrmean;
rrstd = 60*hrstd/(hrmean*hrmean);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

df = sfrf/n;
w = [0:n-1]*2*pi*df;
dw1 = w-w1;
dw2 = w-w2;

Hw1 = sig1*exp(-0.5*(dw1/c1).^2)/sqrt(2*pi*c1^2);
Hw2 = sig2*exp(-0.5*(dw2/c2).^2)/sqrt(2*pi*c2^2);
Hw = Hw1 + Hw2;
Hw0 = [Hw(1:n/2); Hw(n/2:-1:1)];
Sw = (sfrf/2)*sqrt(Hw0);

```

```

ph0 = 2*pi*rand(n/2-1,1);
ph = [ 0; ph0; 0; -flipud(ph0) ];
SwC = Sw .* exp(j*ph);
x = (1/n)*real(iff(SwC));

```

```

xstd = std(x);
ratio = rrstd/xstd;
rr = rmean + x*ratio;

```

```

function ind = detectpeaks(X, thetap, sfecg)
N = length(X);
irpeaks = zeros(N,1);
theta = atan2(X(:,2),X(:,1));
ind0 = zeros(N,1);
for i=1:N-1
    a = ( (theta(i) <= thetap & (thetap <= theta(i+1))) );
    j = find(a==1);
    if ~isempty(j)
        d1 = thetap(j) - theta(i);
        d2 = theta(i+1) - thetap(j);
        if d1 < d2
            ind0(i) = j;
        else
            ind0(i+1) = j;
        end
    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

end
end

d = ceil(sfecg/64);
d = max([2 d])
ind = zeros(N,1);
z = X(:,3);
zmin = min(z);
zmax = max(z);
zext = [zmin zmax zmin zmax zmin];
sext = [1 -1 1 -1 1];
for i=1:5
    clear ind1 Z k vmax imax iext;
    ind1 = find(ind0==i);
    n = length(ind1);
    Z = ones(n,2*d+1)*zext(i)*sext(i);
    for j=-d:d
        k = find( (1 <= ind1+j) & (ind1+j <= N) );
        Z(k,d+j+1) = z(ind1(k)+j)*sext(i);
    end
    [vmax, ivmax] = max(Z,[],2);
    iext = ind1 + ivmax-d-1;
    ind(iext) = i;
end

function save_file_Callback(hObject, eventdata, handles)
    s=handles.metricdata.s
    s='
    [filename, pathname]=uiputfile('*.mat','Save MAT File');
    if filename~=0
        save([pathname filename],'s');
    end

function initialize_gui(fig_handle, handles, isreset)
    if isfield(handles, 'metricdata') && ~isreset
        return;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

end

```
set(handles.noise_rev, 'String', 0.1);
set(handles.ai_P, 'String', 1.2);
set(handles.ai_Q, 'String', 5);
set(handles.ai_R, 'String', 30);
set(handles.ai_S, 'String', 7.5);
set(handles.ai_T, 'String', 0.75);
set(handles.bi_P, 'String', 0.25);
set(handles.bi_Q, 'String', 0.1);
set(handles.bi_R, 'String', 0.1);
set(handles.bi_S, 'String', 0.1);
set(handles.bi_T, 'String', 0.4);
set(handles.ti_P, 'String', 70);
set(handles.ti_Q, 'String', 15);
set(handles.ti_R, 'String', 0);
set(handles.ti_S, 'String', 15);
set(handles.ti_T, 'String', 100);
set(handles.hrmean, 'String', 60);
handles.metricdata.noise_rev=0.1;
handles.metricdata.hrmean=60;
handles.metricdata.ti_P=70;
handles.metricdata.ti_Q=15;
handles.metricdata.ti_R=0;
handles.metricdata.ti_S=15;
handles.metricdata.ti_T=100;
handles.metricdata.bi_P=0.25;
handles.metricdata.bi_Q=0.1;
handles.metricdata.bi_R=0.1;
handles.metricdata.bi_S=0.1;
handles.metricdata.bi_T=0.4;
handles.metricdata.ai_P=1.2;
handles.metricdata.ai_Q=5;
handles.metricdata.ai_R=30;
handles.metricdata.ai_S=7.5;
handles.metricdata.ai_T=0.75;
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
guidata(handles.figure1, handles);
```

```
function ti_S_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
ti_S = str2double(get(hObject, 'String'));
```

```
if isnan(ti_S)
```

```
    set(hObject, 'String', 0);
```

```
    errordlg('Input must be a number','Error');
```

```
end
```

```
handles.metricdata.ti_S = ti_S;
```

```
guidata(hObject,handles)
```

```
function ti_S_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

```
function ti_T_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
ti_T = str2double(get(hObject, 'String'));
```

```
if isnan(ti_T)
```

```
    set(hObject, 'String', 0);
```

```
    errordlg('Input must be a number','Error');
```

```
end
```

```
handles.metricdata.ti_T = ti_T;
```

```
guidata(hObject,handles)
```

```
function ti_T_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

```
function ti_R_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
ti_R = str2double(get(hObject, 'String'));
```

```
if isnan(ti_R)
```

```
    set(hObject, 'String', 0);
```

```
    errordlg('Input must be a number','Error');
```

```
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

handles.metricdata.ti_R = ti_R;
guidata(hObject,handles)
function ti_R_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function ti_Q_Callback(hObject, eventdata, handles)
ti_Q = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(ti_Q)
    set(hObject, 'String', 0);
    errorlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.ti_Q = ti_Q;
guidata(hObject,handles)

```

```

function ti_Q_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function ai_Q_Callback(hObject, eventdata, handles)
ai_Q = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(ai_Q)
    set(hObject, 'String', 0);
    errorlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.ai_Q = ai_Q;
guidata(hObject,handles)

```

```

function ai_Q_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function ai_R_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ai_R = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(ai_R)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.ai_R = ai_R;
guidata(hObject,handles)

function ai_R_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function ai_T_Callback(hObject, eventdata, handles)
ai_T = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(ai_T)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.ai_T = ai_T;
guidata(hObject,handles)

function ai_T_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function bi_T_Callback(hObject, eventdata, handles)
bi_T = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(bi_T)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.bi_T = bi_T;
guidata(hObject,handles)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
function bi_T_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```

```
function bi_S_Callback(hObject, eventdata, handles)
bi_S = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(bi_S)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.bi_S = bi_S;
guidata(hObject,handles)
```

```
function bi_S_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```

```
function bi_R_Callback(hObject, eventdata, handles)
bi_R = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(bi_R)
    set(hObject, 'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.bi_R = bi_R;
guidata(hObject,handles)
```

```
function bi_R_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```

```
function bi_Q_Callback(hObject, eventdata, handles)
bi_Q = str2double(get(hObject, 'String'));
if isnan(bi_Q)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

set(hObject,'String', 0);
errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.bi_Q = bi_Q;
guidata(hObject,handles)

function bi_Q_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function ai_S_Callback(hObject, eventdata, handles)
ai_S = str2double(get(hObject,'String'));
if isnan(ai_S)
    set(hObject,'String', 0);
    errordlg('Input must be a number','Error');
end
handles.metricdata.ai_S = ai_S;
guidata(hObject,handles)

function ai_S_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function order_ex_Callback(hObject, eventdata, handles)
function order_ex_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit19_Callback(hObject, eventdata, handles)
function edit19_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
function name_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
name = get(hObject, 'String');
```

```
if isnan(name)
```

```
    set(hObject, 'String', 'Name');
```

```
end
```

```
handles.metricdata.name = name;
```

```
guidata(hObject,handles)
```

```
function name_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

```
function last_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
last = get(hObject, 'String');
```

```
if isnan(last)
```

```
    set(hObject, 'String', 'Lastname');
```

```
end
```

```
handles.metricdata.last = last;
```

```
guidata(hObject,handles)
```

```
function last_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

```
function edit22_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function edit22_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

```
function age_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
age = get(hObject, 'String');
```

```
if isnan(age)
```

```
    set(hObject, 'String', 'Age');
```

```
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
handles.metricdata.age = age;
```

```
guidata(hObject,handles)
```

```
function age_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

```
function sex_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
sex = get(hObject, 'String');
```

```
if isnan(sex)
```

```
    set(hObject, 'String', 'Sex');
```

```
end
```

```
handles.metricdata.sex = sex;
```

```
guidata(hObject,handles)
```

```
function sex_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

```
function submit_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
s=handles.metricdata.s;
```

```
s=s';
```

```
size(s)
```

```
s=mat2str(s);
```

```
name=handles.metricdata.name
```

```
last=handles.metricdata.last
```

```
age=handles.metricdata.age
```

```
sex=handles.metricdata.sex
```

```
code=handles.metricdata.code
```

```
st_id=handles.metricdata.st_id
```

```
run('C:\Documents and Settings\sai\My Documents\MATLAB\DB_Conn\dbConnection.m');
```

```
curs = exec(dbConn, 'select * from ecg_signal');
```

```
sqlquery = 'select * from profile';
```

```
curs = exec(dbConn,sqlquery);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

curs = fetch(curs);
R_DATA = curs.Data;
[R,C]=size(R_DATA);
exdata={name,last,st_id,age,sex,code,s}
colnames={'Firstname','Lastname','Idnumber','Age','Sex','code','signal_1'}
insert(dbConn, 'profile', colnames, exdata)

```

```

function code_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

code = get(hObject, 'String');
if isnan(code)
    set(hObject, 'String', 'Code');
end
handles.metricdata.code = code;
guidata(hObject,handles)

```

```

function code_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

```

```

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function st_id_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

st_id=get(hObject, 'String');
if isnan(st_id)
    set(hObject, 'String', 'Id Number');
end
handles.metricdata.st_id=st_id
guidata(hObject,handles)

```

```

function st_id_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

```

```

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## SOURCE CODE ส่วนของการเชื่อมต่อกับฐานข้อมูล

```
%Database Server
host='localhost';
%Database Username/Password
user='root';
password='1234';
%Database Name
dbName='MySQL ODBC';
%Creat the database connection object
dbConn = database(dbName,user,password);
```

## SOURCE CODE ส่วนของการจัดเตรียมสัญญาณ (Pre Processing)

```
function varargout = Prepro_window(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn', @Prepro_window_OpeningFcn, ...
    'gui_OutputFcn', @Prepro_window_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [], ...
    'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
```

```
function Prepro_window_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
```

```
handles.output = hObject;
```

```
guidata(hObject, handles);
```

```
function varargout = Prepro_window_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
varargout{1} = handles.output;
```

```
function togglebutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function Browse_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
[filename, pathname]=uigetfile('*.mat','Load MAT File');
```

```
if filename~=0
```

```
load([pathname filename]);
```

```
str=sprintf('%s',([pathname filename]));
```

```
set(handles.file_edit,'String',str);
```

```
axes(handles.plot_axes);
```

```
cla;
```

```
s=s';
```

```
plot(s);axis([1 1000 -0.5 1.2]);grid;
```

```
title('ECG signal from measurement');
```

```
xlabel('n');ylabel('mVolt');
```

```
handles.metricdata.s=s;
```

```
guidata(hObject,handles);
```

```
end
```

```
function Show_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function Denoise_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
s=handles.metricdata.s;
```

```
popup_sel_index = get(handles.lvdnoise, 'Value');
```

```
switch popup_sel_index
```

```
case 1
```

```
x_denoised=s;
```

```
case 2
```

```
x_denoised=wden(s,'heursure','s','one',1,'sym8');
```

```
case 3
```

```
x_denoised=wden(s,'heursure','s','one',2,'sym8');
```

```
case 4
```

```
x_denoised=wden(s,'heursure','s','one',3,'sym8');
```

```
case 5
```

```
x_denoised=wden(s,'heursure','s','one',4,'sym8');
```

```
end
```

```
axes(handles.plot_axes);
```

```
cla;
```

```
plot(x_denoised);axis([1 1000 -0.5 1.2]);grid;
```

```
title('De-Noising');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
xlabel('n');ylabel('mVolt');
handles.metricdata.x_denoised=x_denoised;
guidata(hObject,handles);
```

```
function DC_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
x_denoised=handles.metricdata.x_denoised;
x_dc=x_denoised-mean(x_denoised);
plot(x_dc);axis([1 1000 -0.5 1.2]);grid;
xlabel('n');ylabel('mVolt');
title('ECG when remove DC component');
handles.metricdata.x_dc=x_dc;
guidata(hObject,handles);
```

```
function Ampnorm_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
x_dc=handles.metricdata.x_dc;
[M,E]=max(x_dc(500:length(x_dc)));
E=E+500-1;
x_amp=x_dc/M;
plot(x_amp);axis([E-500 E+500 -0.5 1.2]);grid;
xlabel('n');ylabel('mVolt');
title('ECG Amplitude Normalization');
handles.metricdata.x_amp=x_amp;
handles.metricdata.M=M;
handles.metricdata.E=E;
guidata(hObject,handles);
```

```
function Oneperiod_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
x_amp=handles.metricdata.x_amp;
M=handles.metricdata.M;
E=handles.metricdata.E;
% ----- Period Part 1 -----
Start=E+1;
Point_St1=E+1;
while x_amp(Point_St1)>=0.7
    Point_St1=Point_St1+1;
end
Point_Sp1=Point_St1;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Period_part1 = Point_Sp1-Start -1;
% ----- Period Part 2 -----
Point_St2=Point_Sp1;
while x_amp(Point_St2)<0.7
    Point_St2=Point_St2+1;
end
Point_Sp2=Point_St2;
Period_part2 = Point_Sp2-Point_Sp1 -1;
% ----- Period Part 3 -----
Point_St3=Point_Sp2;
while x_amp(Point_St3)>=0.7&&(x_amp(Point_St3>Point_St3-1))
    Point_St3=Point_St3+1;
end
Point_Sp3=Point_St3;
Period_part3 = Point_Sp3 - Point_Sp2 -1;
% ----- One Period -----
Period = Period_part1 + Period_part2 + Period_part3;
x_period=x_amp((E-(Period/2)):(E+(Period/2)));
plot(x_period);title('Stored one Period of ECG signal');grid;
xlabel('n');ylabel('mvolts');
handles.metricdata.x_period=x_period;
guidata(hObject,handles);

function Heartrate_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
x_period=handles.metricdata.x_period;
X= fft(x_period);
N=length(X);
k=0:1:N-1;
fs=256;
Ts=1/fs;
K=k*(fs/N);
Nn=0.75*fs;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

alpha=Nn/N
t_index=[0:1:Nn-1];
Tn=t_index*(Ts/alpha);
y=0;

for i = 1:1:
    y = y+(abs(X(i))*(cos((2*pi*K(i)*Tn)+angle(X(i)))));
end
scale=max(y);
x_heart=y./scale;
axes(handles.plot_axes);
cla;
plot(x_heart);grid;
title('ECG Heart rate Normalization');
xlabel('n');ylabel('m Volt');

handles.metricdata.x_heart=x_heart;
guidata(hObject,handles);

function Wavelet_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
x_heart=handles.metricdata.x_heart;
popup_sel_index = get(handles.lvwevlet, 'Value');

switch popup_sel_index
case 1
    L=1;
case 2
    L=1;
case 3
    L=2;
case 4

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

L=3;
case 5
L=4;
end

cA=x_heart;
for i=1:L
    [cA,cD] = dwt(cA,'db1','mode','sym');
end
x_wavlet=cA;
x_wavlet=x_wavlet/max(x_wavlet);
plot(x_wavlet);grid;
title('Feature extraction by wavelet transform');
xlabel('n');ylabel('mVolt');
handles.metricdata.x_wavlet=x_wavlet;
guidata(hObject,handles);

function file_edit_Callback(hObject, eventdata, handles)

function file_edit_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function save_file_Callback(hObject, eventdata, handles)
x_wavlet=handles.metricdata.x_wavlet;
[filename, pathname]=uiputfile('*.*','Save MAT File');
if filename~=0
    save([pathname filename],'x_wavlet');
end

function lvdenoise_Callback(hObject, eventdata, handles)
function lvdenoise_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
end
```

```
function lvwevlet_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function lvwevlet_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```
end
```

## SOURCE CODE ส่วนของการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม

```
function varargout = Train_window(varargin)
```

```
gui_Singleton = 1;
```

```
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
```

```
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
```

```
    'gui_OpeningFcn', @Train_window_OpeningFcn, ...
```

```
    'gui_OutputFcn', @Train_window_OutputFcn, ...
```

```
    'gui_LayoutFcn', [] , ...
```

```
    'gui_Callback', []);
```

```
if nargin && ischar(varargin{1})
```

```
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
```

```
end
```

```
if nargin
```

```
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
```

```
else
```

```
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
```

```
end
```

```
function Train_window_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
```

```
handles.output = hObject;
```

```
guidata(hObject, handles);
```

```
initialize_gui(hObject, handles, true);
```

```
function varargout = Train_window_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
varargout{1} = handles.output;
```

```
function Start_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

load ECG_pattern.mat
[pat,ni]=size(x); % pat = จำนวน Input pattern
                % ni = จำนวน Input node

d=0.4;
nh=20;
no=pat; % จำนวน Output node
wh=rand(nh,ni)-0.5;
wo=rand(no,nh)-0.5;
bh=rand(1,nh);
bo=rand(1,no);
% สร้าง target
for i=1:pat
    tg(i,:)=zeros(1,pat);
    tg(i,i)=1;
end

error=[];
eo=1;
loop=0;
while eo>0.001
    loop=loop+1;
    eo=0;
    for i=1:pat
        er=0;
        for j=1:nh
            nodeh(j)=(x(i,:)*wh(j,:))'+bh(j);
            zh(j)=1/(1+exp(-nodeh(j)));
        end
        for k=1:no
            nodeo(k)=(zh*wo(k,:))'+bo(k);
            yo(k)=1/(1+exp(-nodeo(k)));
        end
        for k=1:no
            er=er+(0.5*(tg(i,k)-yo(k))^2);
            cfo(k)=yo(k)*(1-yo(k))*(tg(i,k)-yo(k));
        end
    end

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for j=1:nh
    ef_in=0;
    for k=1:no
        ef_in=ef_in+(efo(k)*wo(k,j));
    end
    efh(j)=zh(j)*(1-zh(j))*ef_in;
end
for k=1:no
    wo(k,:)=wo(k,:)+(d*efo(k)*zh);
    bo(k)=bo(k)+(d*efo(k));
end
for j=1:nh
    wh(j,:)=wh(j,:)+(d*efh(j)*x(i,:));
    bh(j)=bh(j)+(d*efh(j));
end
eo=eo+er;
cee(i)=er;
end
eee
error(loop)=eo/pat;
epoch(loop)=loop;
eo=eo/no;
fprintf('ROUND : %d\t\t%d\n',loop,eo);
end

set(handles.round_count, 'String', loop);
figure(1);semilogy(epoch,error);title('ECG signal Learning by Artificial Neural Network');
xlabel('Epoch');ylabel('Mean square error');
save('w_ECG.mat','no','nh','wh','wo','bh','bo');
guidata(hObject,handles);

```

```
function selectlow_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
selectlow = str2double(get(hObject, 'String'));
```

```
if isnan(selectlow)
```

```
    set(hObject, 'String', 0);
```

```
    errorDlg('Input must be a number','Error');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

end
handles.metricdata.selectlow = selectlow;
guidata(hObject,handles)

function selectlow_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function load_file_Callback(hObject, eventdata, handles)
[filename, pathname]=uigetfile('* .mat','Load MAT File');
if filename~=0
    load([pathname filename]);
end
handles.metricdata.x_wavlet=x_wavlet;
guidata(hObject,handles);

```

```

function Complete_Callback(hObject, eventdata, handles)
M=handles.metricdata.selectlow;
x_wavlet=handles.metricdata.x_wavlet;
load ECG_pattern.mat
x(M,:)= x_wavlet;
save('ECG_pattern.mat','x');
[R,C]=size(x);
set(handles.Pattern_count, 'String',R);
set(handles.metric_size, 'String', size(x));
handles.metricdata.selectlow=M;
guidata(hObject,handles);

```

```

function Clear_input_Callback(hObject, eventdata, handles)
openfig('Clear_window.fig');
run('C:\Documents and Settings\Desperado\My Documents\MATLAB\GUI\Clear_window.m');
function Input_number_Callback(hObject, eventdata, handles)
load ECG_pattern.mat
[R,C]=size(x);
set(handles.Pattern_count, 'String',R);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

set(handles.metric_size, 'String', size(x));
guidata(hObject,handles);

function initialize_gui(fig_handle, handles, isreset)
if isfield(handles, 'metricdata') && ~isreset
    return;
end
set(handles.Pattern_count, 'String', 0);
set(handles.metric_size, 'String', 0);
% Update handles structure
guidata(handles.figure1, handles);

```

### SOURCE CODE ส่วนของการบ่งชี้บุคคล

```

function varargout = Identify_window(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn', @Identify_window_OpeningFcn, ...
    'gui_OutputFcn', @Identify_window_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [], ...
    'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

function Identify_window_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);

function varargout = Identify_window_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

function Identify_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
[filename, pathname]=uigetfile('*.mat','Load MAT File');
if filename~=0
    load([pathname filename]);
end
s=s';
handles.metricdata.s=s;
% ----- Denoising -----
x_denoised=wden(s,'heursure','s','one',2,'sym8');
% ----- DC Detection -----
x_dc=x_denoised-mean(x_denoised);
% -----Amplitude Normalization-----
[M,E]=max(x_dc(500:length(x_dc)));
E=E+500-1;
x_amp=x_dc/M;
% -----One period ECG signal-----
% ----- Period Part 1 -----
Start=E+1;
Point_St1=E+1;
while x_amp(Point_St1)>=0.7
    Point_St1=Point_St1+1;
end
Point_Sp1=Point_St1;
Period_part1 = Point_Sp1-Start -1;
% ----- Period Part 2 -----
Point_St2=Point_Sp1;
while x_amp(Point_St2)<0.7
    Point_St2=Point_St2+1;
end
Point_Sp2=Point_St2;
Period_part2 = Point_Sp2-Point_Sp1 -1;
% ----- Period Part 3 -----
Point_St3=Point_Sp2;
while x_amp(Point_St3)>=0.7&&(x_amp(Point_St3)>Point_St3-1))
    Point_St3=Point_St3+1;
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Point_Sp3=Point_St3;
Period_part3 = Point_Sp3 - Point_Sp2 -1;

% ----- One Period -----
Period = Period_part1 + Period_part2 + Period_part3;
x_period=x_amp((E-(Period/2)):(E+(Period/2)));

```

```

% -----Heart Rate Normalization-----
X=fft(x_period);
N=length(X);

k=0:1:N-1;
fs=256;
Ts=1/fs;
K=k*(fs/N);

Nn=0.75*fs;
alpha=Nn/N;
t_index=[0:1:Nn-1];
Tn=t_index*(Ts/alpha);

y=0;
for i = 1:1:100
    y = y+(abs(X(i))*(cos((2*pi*K(i))*Tn)+angle(X(i)))));
end
scale=max(y);
x_heart=y./scale;

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% -----Wavelet Transform-----
L=2; % Level of wavelet
cA=x_heart;
for i=1:L
    [cA,cD] = dwt(cA,'dbl','mode','sym');
end
x_wavlet=cA;
x_wavlet=x_wavlet/max(x_wavlet);
% -----Artificial Neural Network Testing-----
load w_ECG.mat
run('C:\Documents and Settings\s\My Documents\MATLAB\GUI\dbConnection.m');
for j=1:nh
    node_h(j)=x_wavlet*wh(j,:)+bh(j);
    z_h(j)=1/(1+exp(-node_h(j)));
end
for k=1:no
    node_out=z_h*wo(k,:)+bo(k);
    y_out(k)=1/(1+exp(-node_out))
end
[M,E]=max(y_out);
num=ceil(E/3)
curs = exec(dbConn,'select * from ecg_signal');
sqlquery = 'select * from profile';
curs = exec(dbConn,sqlquery);
curs = fetch(curs);
R_DATA = curs.Data;
[R,C]=size(R_DATA);
if M<0.20
    str=sprintf('\nNot found in data base \n\n');
    set(handles.Identify_box,'String',str);
    set(handles.name,'String','');
    set(handles.lastname,'String','');
    set(handles.idnumber,'String','');
    set(handles.age,'String','');
    set(handles.sex,'String','');

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

set(handles.id_no,'String','');
set(handles.Identify_box,'String','Not found in database');
else
for i=1:1:R
if R_DATA{i,7}==num
R_DATA{i,2},R_DATA{i,3},R_DATA{i,4},R_DATA{i,5},R_DATA{i,6};
set(handles.name,'String',R_DATA{i,2});
set(handles.lastname,'String',R_DATA{i,3});
set(handles.idnumber,'String',R_DATA{i,4});
set(handles.age,'String',R_DATA{i,5});
set(handles.sex,'String',R_DATA{i,6});
set(handles.id_no,'String',R_DATA{i,7});
set(handles.Identify_box,'String','Found in database');
end
end
end
guidata(hObject,handles);

function Prepro_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
openfig('Prepro_window.fig');
run('C:\Documents and Settings\sai\My Documents\MATLAB\GUI\Prepro_window.m');

function Train_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
openfig('Train_window.fig');
run('C:\Documents and Settings\sai\My Documents\MATLAB\GUI\Train_window.m');
function Iden_text_Callback(hObject, eventdata, handles)
function Iden_text_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้