

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การแยกลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สำหรับใช้ระบุบุคคล
ECG FEATURES EXTRACTION FOR HUMAN IDENTIFICATION



T110357



กพ.
26/527
2553

ตงหนุ.....
เลขทะเบียน.....**110357**
วัน,เดือน,ปี.....**- 1 พ.ย. 2553**

b.....**12263230**
i.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2553

KMITL-2010-EN-M-045-077

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ECG FEATURES EXTRACTION FOR HUMAN IDENTIFICATION



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ELECTRONICS
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2010
KMITL-2010-EN-M-045-077**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การแยกลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับใช้ระบุบุคคล
นักศึกษา	นายณที เลขะวิจิตเลิศ
รหัสนักศึกษา	51061406
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2553
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการนำเสนอถึงความสามารถของการนำเอาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาใช้ในการระบุบุคคล ซึ่งรูปแบบของงานจะถูกจัดให้อยู่ในส่วนของงานประเภทการเรียนรู้รูปแบบ (Pattern Recognition) และการแบ่งแยกข้อมูล (Classification) จากการนำเอาค่าที่มีความแตกต่างกันที่เกิดจากกระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัม 2 ประเภท คือ กระบวนการออโต้คอรีเลชันและการแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง (Autocorrelation and Discrete Cosine Transform: AC/DCT) และกระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Estimation: PSEs) ซึ่งเป็นกระบวนการที่เกิดการคัดแปลงและประยุกต์ใช้เพื่อหาลักษณะเด่น โดยลักษณะเด่นที่ได้จะถูกนำมาใช้สำหรับการทดลองด้วยวิธีการโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อหาประสิทธิภาพของค่าความถูกต้องในแต่ละกระบวนการ สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้ในการทดลอง คือ สัญญาณที่นำมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH และสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงด้วยเครื่องวัดที่ทำกรวัดจากกลุ่มตัวอย่าง ผลที่ได้ คือ กระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลังนั้นมีประสิทธิภาพของค่าความถูกต้องที่สูงกว่า ซึ่งมีความเหมาะสมกับการนำไปประยุกต์ใช้สำหรับการระบุบุคคล

Thesis Title	ECG Features Extraction for Human Identification
Student	Mr. Natee Lekhawijitlert
Student ID.	51061406
Degree	Master of Engineering
Programme	Biomedical Electronics
Year	2010
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Surapan Airphaiboon

ABSTRACT

The ability of bringing an electrocardiogram (ECG) signal for individual person identification is presented in this thesis. The main model will be provided into two stages, pattern classification and pattern recognition. Firstly, the two types of feature vector called, Autocorrelation and Discrete Cosine Transform (AC/DCT), and Power Spectral Estimation (PSEs) are performed. The feature can be used for test by the Artificial Neural Network (ANN) which can find the accuracy in recognition process. In experiments, the ECG signals from MIT-BIH database and the ECG signals from the actual measurement are implemented.

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องด้วยคำแนะนำ แรงสนับสนุน คำปรึกษา และกำลังใจจากบุคคลหลายฝ่าย อาทิ เช่น

ขอขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ และครอบครัวที่คอยให้การสนับสนุนในทุกๆ ด้าน ทั้งกำลังกาย กำลังใจ รวมถึงกำลังเงิน ด้วยดีมาตลอด

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูลย์ ในฐานะอาจารย์ที่ปรึกษา ที่คอยให้แนวความคิด คำแนะนำ และคำปรึกษาในการแก้ไขปัญหาต่างๆ

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านที่คอยอบรม สั่งสอน และให้ความรู้มาโดยตลอด

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (BMCL LAB) ที่เอื้อเพื่ออำนวยความสะดวกสำหรับการใช้อุปกรณ์เครื่องมือ

ขอขอบคุณ พี่สมสะนุก ปะทุมวัน ที่ได้ให้คำแนะนำ และออกความคิดเห็นในงานวิจัยนี้ รวมถึงขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ทุกคนที่คอยให้คำแนะนำ และให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบคุณบัณฑิตศึกษาและบัณฑิตวิทยาลัย คณะวิศวกรรมศาสตร์ที่ให้ความช่วยเหลือในเรื่องต่างๆ

นที เถชะวิจิตเลิศ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและจุดประสงค์ของงานวิจัย.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตงานวิจัย.....	2
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ลักษณะทางกายวิภาคของหัวใจ.....	4
2.1.1 เยื่อหุ้มหัวใจ.....	4
2.1.2 หลอดเลือดหัวใจ.....	5
2.1.3 กล้ามเนื้อหัวใจ.....	5
2.1.4 ลิ้นหัวใจ และผนังกันห้องหัวใจ.....	5
2.2 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ.....	5
2.3 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ.....	6
2.4 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.4.1 กระบวนการโพลาไรซ์.....	9
2.4.2 กระบวนการดีโพลาไรซ์.....	9
2.4.3 กระบวนการรีโพลาไรซ์.....	9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อ IV ศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.5 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.5.1 Sino-Atrial Node.....	9
2.5.2 Internodal Pathway.....	9
2.5.2.1 Anterior Internodal Tract.....	9
2.5.2.2 Middle Internodal Tract.....	10
2.5.2.3 Posterior Internodal Tract.....	10
2.5.3 Atrioventricular Node.....	10
2.5.4 Bundle of His.....	10
2.5.5 Bundle Branch.....	10
2.5.5.1 Right Bundle Branch.....	10
2.5.5.2 Left Bundle Branch.....	10
2.5.5.3 Purkinje Fiber.....	10
2.6 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10
2.7 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	11
2.7.1 คลื่น P (P Wave).....	12
2.7.2 คลื่น QRS (QRS Complex).....	12
2.7.3 คลื่น T (T Wave).....	13
2.8 เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย.....	13
2.8.1 คลื่น P.....	14
2.8.2 ระยะห่างคลื่น P-R.....	14
2.8.3 คลื่น QRS Complex.....	14
2.8.4 คลื่น T.....	16
2.8.5 คลื่น U.....	16
2.9 วิธีการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	16
2.9.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Biopolar Limb Lead).....	17
2.9.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead).....	18
2.9.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead).....	19
2.10 การมอนิเตอร์ลีด.....	20
2.11 ระบบไบโอเมตริกซ์.....	21

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.11.1 ประเภทของระบบไบโอเมตริกซ์.....	21
2.11.2 กระบวนการในการตรวจสอบ.....	23
2.11.3 ข้อดี และข้อเสียของระบบไบโอเมตริกซ์.....	23
2.11.4 การนำระบบไบโอเมตริกซ์มาประยุกต์ใช้.....	24
2.12 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	24
บทที่ 3 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....	29
3.1 การระบุบุคคลโดยอาศัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ลีด.....	29
3.2 การเตรียมข้อมูล.....	29
3.2.1 การประมวลผลเบื้องต้น.....	29
3.2.2 การนอร์มอลไลซ์ทางความยาว และการตรวจจับคาบสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	30
3.3 การดึง และแยกลักษณะเด่นออกมาสำหรับใช้งาน.....	30
3.3.1 การคอร์ริเลชันของสัญญาณดิสครีตไทม์.....	30
3.3.2 การแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง.....	32
3.3.3 กระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง.....	33
3.4 ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับงานรู้จำ.....	34
3.4.1 โครงข่ายประสาทชีวภาพ.....	34
3.4.2 โครงข่ายประสาทเทียม.....	35
3.5 การเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม.....	37
3.5.1 การเรียนรู้แบบควบคุม.....	38
3.5.2 การเรียนรู้แบบไม่มีการควบคุม.....	38
3.6 สถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาทเทียม.....	38
3.6.1 โครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว.....	39
3.6.2 โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น.....	39
3.7 อัลกอริทึมของโครงข่ายประสาทเทียม.....	40
3.7.1 โครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ.....	41
3.7.2 ขั้นตอนการฝึกสอนของโครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ.....	41

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.7.2.1 ขั้นตอนของการป้อนไปข้างหน้า.....	41
3.7.2.2 ขั้นตอนของแพร์ค่าย้อนกลับของค่าที่มีความผิดพลาดที่เกี่ยวข้อง.....	43
3.7.2.3 ขั้นตอนของการปรับค่าถ่วงน้ำหนักและค่าไบแอส.....	44
3.8 คุณสมบัติ ลักษณะปัญหาที่เหมาะสม และการประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเทียม....	46
3.8.1 คุณสมบัติและความสามารถของโครงข่ายประสาทเทียม.....	46
3.8.2 ลักษณะของปัญหาที่เหมาะสมกับ โครงข่ายประสาทเทียม.....	46
บทที่ 4 การระบุบุคคลจากสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ.....	47
4.1 กล่าวนำ.....	47
4.2 ลักษณะของสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ.....	48
4.3 การออกแบบวิธีการวิเคราะห์สัญญาณ.....	55
4.3.1 กระบวนการถอดคอร์ดและ การแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง.....	55
4.3.2 กระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง.....	57
4.4 การระบุบุคคลด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียม.....	59
บทที่ 5 ผลการทดลอง.....	60
5.1 สัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ.....	60
5.2 การเก็บสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ.....	60
5.3 ผลการทดลอง.....	61
บทที่ 6 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	95
เอกสารอ้างอิง.....	97
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก.....	99
ภาคผนวก ข.....	115
ประวัติผู้เขียน และผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	117

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1	สรุปความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าของการวางอิเล็กทรอนิกส์แบบต่างๆ.....21
2.2	สรุปงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....28
5.1	แสดงผลการทดลองเพื่อหาจำนวนโหนดของนิวรอล
5.1 ก)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาจำนวนโหนดของนิวรอลที่มีค่าความถูกต้องต่างๆ ของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยชุดข้อมูลสำหรับการฝึกสอน.....86
5.1 ข)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาจำนวนโหนดของนิวรอลที่มีค่าความถูกต้องต่างๆ ของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยชุดข้อมูลสำหรับการทดสอบ.....87
5.2	แสดงผลที่ได้จากการนำเอาจำนวนโหนดที่ได้จากตารางที่ 5.1 มาเป็นจำนวนโหนดกำหนด
5.2 ก)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวน โหนด = 200 ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ AC/DCT.....88
5.2 ข)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวน โหนด = 200 ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ AC/DCT.....88
5.2 ค)	แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ AC/DCT.....89
5.2 ง)	แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ AC/DCT.....90
5.2 จ)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวน โหนด = 200 ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSEs.....91
5.2 ฉ)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวน โหนด = 200 ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSEs.....91
5.2 ช)	แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSEs.....92
5.2 ซ)	แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSEs.....93
5.3	แสดงผลที่ได้จากการนำเอาจำนวนโหนดที่ได้จากตารางที่ 5.1 มาเป็นจำนวนโหนดกำหนด
5.3 ก)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวน โหนดของนิวรอล = 200 ของข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSEs.....94
5.3 ข)	แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวน โหนดของนิวรอล = 200 ของข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSEs.....94

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
5.2 ก) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSEs.....	95
5.2 ง) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSEs.....	95



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ.....	7
2.2 แสดงกระบวนการเกิดดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์.....	9
2.3 แสดงความสัมพันธ์ของการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	11
2.4 แสดงระยะ และช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ.....	12
2.5 แสดงเส้นมาตรฐานที่เกิดระหว่างรอบคลื่น.....	13
2.6 แสดงความกว้างและระยะห่างคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	14
2.7 แสดงคลื่น QRS Complex ในหลากหลายรูปร่างลักษณะ.....	15
2.8 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Biopolar Limb Lead).....	17
2.9 แสดงลักษณะของสามเหลี่ยมไอโรเฟิน (Eindhoven's Triangle).....	18
2.10 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead.....	19
2.11 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead.....	20
2.12 แสดงตัวอย่างที่นำมาใช้งานทางระบบไบโอเมตริกซ์ชนิดต่างๆ.....	22
2.13 แสดงการกำหนดตำแหน่งต่างๆ บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	24
2.14 แสดงการกำหนดตำแหน่งข้อมูล 7 ตำแหน่งที่จะต้องทราบค่าหลักๆ.....	26
3.1 แสดงขั้นตอนของงานประเภทรู้จำ.....	29
3.2 แสดงแบบจำลองของเซลล์ประสาท.....	34
3.3 แสดงแบบจำลองของเซลล์ประสาทในคอมพิวเตอร์.....	35
3.4 แสดงลักษณะฟังก์ชันตัดสินใจแบบซิกมอยด์ฟังก์ชัน.....	37
3.5 แสดงโครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว.....	39
3.6 แสดงโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น.....	40
3.7 แสดงแบบจำลองโครงข่ายประสาทชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ.....	40
4.1 แสดงถึงรูปแบบ และขั้นตอนของงานวิจัย.....	47
4.2 แสดงลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	48
4.3 แสดงการกำจัดสัญญาณรบกวน.....	49
4.4 แสดงการปรับขนาดของสัญญาณ.....	49
4.5 แสดงขั้นตอนของการกำจัดสัญญาณรบกวนและการหาค่าตำแหน่งสูงสุด.....	50
4.6 แสดงตำแหน่งสัญญาณที่ถูกตรวจจับ.....	50
4.7 แสดงลักษณะของรอบคลื่นที่ถูกตัดออกมา.....	51
4.8 แสดงลักษณะของรอบคลื่นที่ผ่านการปรับให้มีขนาดที่เท่ากัน.....	51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.9 แสดงตัวอย่างของข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกตัดออกเป็นรอบคลื่นของสัญญาณ ที่นำมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH.....	52
4.10 แสดงการจัดเรียงสัญญาณในลักษณะ 3 มิติ ที่แบ่งเป็น 2 กลุ่มสำหรับใช้งาน.....	54
4.11 แสดงสัญญาณที่ผ่านกระบวนการออโตคอรีเลชัน.....	56
4.12 แสดงสัญญาณที่ถูกตัดหลังจากผ่านกระบวนการออโตคอรีเลชัน.....	56
4.13 แสดงสัญญาณที่ผ่านการแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง.....	57
4.14 แสดงผลของสเปกตรัมความหนาแน่นของกำลังที่เกิดจากการใช้คำสั่ง Pwelch.....	58
4.15 แสดงชุดค่าพลังงานที่เป็นค่าจำนวนจริง.....	58
5.1 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับทำการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	61
5.2 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 100.....	62
5.3 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 101.....	63
5.4 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 102.....	64
5.5 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 105.....	65
5.6 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 106.....	66
5.7 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 107.....	67
5.8 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 112.....	68
5.9 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 115.....	69
5.10 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 121.....	70
5.11 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 202.....	71
5.12 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 205.....	72
5.13 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 223.....	73
5.14 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 230.....	74
5.15 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 231.....	75
5.16 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 234.....	76
5.17 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 1.....	77
5.18 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 2.....	78
5.19 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 3.....	79
5.20 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 4.....	80
5.21 แสดงขั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 5.....	81

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.22 แสดงชั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 6.....	82
5.23 แสดงชั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 7.....	83
5.24 แสดงชั้นของการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณคนที่ 8.....	84
5.25 แสดงการหาจำนวนรอบของการฝึกสอน.....	85



บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันเรามีระบบรักษาความปลอดภัยและพิสูจน์บุคคลหลากหลายรูปแบบ เช่น การป้อนรหัส การตรวจสอบลายเซ็น ฯลฯ แต่การกระทำดังกล่าวนี้ไม่สามารถที่จะรักษาความปลอดภัยได้อย่างเพียงพอ เนื่องจากการเข้ารหัสนั้นก็ยังมีบุคคลอื่นที่สามารถจะถอดรหัสนี้ของเราได้ รวมถึงความสามารถของลายเซ็นที่มีการปลอมแปลงเกิดขึ้นได้ ซึ่งตัวอย่างทั้งสองนี้ก็เกิดขึ้นได้บ่อย ๆ ด้วยเหตุนี้เองจึงมีการนำเทคโนโลยีทางไบโอเมตริกซ์ (Biometrics) มาใช้ โดยอาศัยความแตกต่างในส่วนต่างๆ ของร่างกายที่มีความเฉพาะมาเป็นเครื่องบ่งชี้ว่าบุคคลนั้นเป็นใคร โดยที่อาศัยความแตกต่างของลักษณะทางกายภาพ และลักษณะทางพฤติกรรม นำมาใช้ในงานด้านนี้ เช่น ลายนิ้วมือ (Fingerprints) เยื่อเรตินา (Retina) ลายม่านตา (Iris) โครงสร้างของฝ่ามือ (Palm Geometry) รูปหน้า (Facial) เสียงพูด (Voice) จังหวะในการพิมพ์ (Keystroke Dynamics) ลักษณะทางการเดิน (Gait) และการลงลายมือชื่อ (Signature Dynamics) เป็นต้น ซึ่งแม้จะเป็นแผนที่มรูปร่างของใบหน้าที่มีความคล้ายคลึงกันมาก แต่ลักษณะของลายนิ้วมือ เรตินา รูม่านตา โครงสร้างฝ่ามือ หรือลักษณะของการกระทำ ก็ยังคงแตกต่างกันอยู่ แต่ก็ยังมีปัญหาตรงที่ ยังคงเกิดการปลอมแปลงข้อมูล และการใช้งานที่มีระบบที่ซับซ้อน รวมถึงราคาของอุปกรณ์ที่มีราคาสูง [13]

จากการศึกษาของลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) พบว่าลักษณะรูปร่างของสัญญาณอีซีจี ในแต่ละบุคคลมีลักษณะที่แตกต่างกัน ซึ่งขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ [13] เช่น เพศ อายุ รูปร่าง กิจกรรมทางร่างกาย ภาวะทางอารมณ์ ภาวะความเป็นโรคร้าย การได้รับสารจากยาบางชนิด ความร้อนของร่างกาย และความดันโลหิต เป็นต้น จากปัจจัยดังกล่าวจึงมีการเสนอถึงความเป็นไปได้ที่จะนำสัญญาณอีซีจี มาใช้งานทางระบบไบโอเมตริกซ์ เหตุผลที่สนับสนุนถึงการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในการระบุบุคคล คือ ความชัดเจนของตัวสัญญาณ และความแตกต่างกันตามลักษณะเฉพาะทางฟิสิกส์ โดยที่ลักษณะของคลื่นแต่ละคนจะมีความแตกต่างกัน ซึ่งเหมาะสำหรับตรวจหาสิ่งผิดปกติ และเหมาะที่จะนำมาใช้ในการวิเคราะห์เกี่ยวกับกิจกรรมที่ต้องมีการควบคุมทางฟิสิกส์ บันทึกข้อมูลด้านการแพทย์ และมีเอกสารประโยชน์อย่างมากทางด้านนิติวิทยา ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 ความมุ่งหมายและจุดประสงค์ของงานวิจัย

จุดประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปได้เป็นข้อๆ ดังนี้

1. เพื่อศึกษาวิธีการใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับงานทางไบโอเมตริกซ์
2. เพื่อนำเสนอวิธีการและแนวทางในการนำไปประยุกต์ สำหรับการตรวจสอบกลุ่มข้อมูลที่มีจำนวนมาก
3. เพื่อเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ที่ได้ สำหรับเป็นแนวทางในการใช้ ศึกษา และพัฒนาระบบให้ดีขึ้น

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย คือ การเลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาใช้ในระบบไบโอเมตริกซ์ เป็นเครื่องมือสำหรับการตรวจสอบ เพื่อยืนยันในความเป็นเอกลักษณ์ตัวคนที่แท้จริงของบุคคลในกรณีที่กลุ่มของข้อมูลมีจำนวนมาก ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้สามารถวัดได้จากการวัดเพียงลีด (Lead) เดียว

การแยกลักษณะเด่นถือว่าเป็นวิธีการที่สามารถแยกประเภทของกลุ่มข้อมูลของแต่ละสัญญาณได้รวมถึงเป็นวิธีการลดขนาดของข้อมูลให้มีขนาดที่เล็กลง โดยวิธีการที่นำมาใช้จะส่งผลให้เกิดมีความแตกต่างกันขึ้นอยู่กับแต่ละประเภท โดยที่ในขั้นตอนสุดท้ายจะเป็นการนำมาตรวจสอบเพื่อหาความมีประสิทธิภาพของแต่ละวิธีการ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้สร้างรูปแบบของการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีที่แตกต่างกัน แต่ละวิธีจะมีการนำคุณสมบัติเด่นต่างๆ ของสัญญาณมาใช้ และอาศัยความแตกต่างนั้นเองมาใช้ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลของแต่ละสัญญาณ

1.5 ขอบเขตงานวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับวิธีการในระบบไบโอเมตริกซ์ โดยอาศัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสัญญาณที่นำมาใช้ในการทดสอบสามารถดาวน์โหลดจากฐานข้อมูล MIT-BIH [12] และสัญญาณที่ได้จากการวัดจริง แล้วนำสัญญาณมาเก็บเอาไว้ในคอมพิวเตอร์ สำหรับใช้เป็นฐานข้อมูล สำหรับการทดลองเปรียบเทียบวิธีการแยกลักษณะเด่น และอาศัยวิธีโครงข่ายประสาทเทียมเป็นตัวแยกแยะกลุ่มข้อมูลของแต่ละสัญญาณ

การทดลองจะอาศัยโปรแกรม Matlab ในส่วนของการประมวลผล และใช้วิธี Neural Network ที่มีอยู่ในโปรแกรม Matlab เป็นตัวช่วยสำหรับทดลองทำการแยกแยะกลุ่มข้อมูลของแต่ละสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยได้ให้รายละเอียดของทฤษฎี การออกแบบ และการทดสอบ ซึ่งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บท ดังนี้

บทที่ 1 บทนำ

กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย และขอบเขตของการวิจัย

บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

กล่าวถึงทฤษฎีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่างๆ ที่มีความเกี่ยวข้องในงานวิจัย ซึ่งเนื้อหาจะประกอบไปด้วย ลักษณะทางกายวิภาคของหัวใจ คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ ลักษณะการทำงานของเซลล์ของหัวใจ การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย วิธีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การมอนิเตอร์โรค รวมถึงความหมายของไบโอเมตริกซ์ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทที่ 3 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องเกี่ยวกับงานวิจัยในด้านการเก็บข้อมูล การแยกลักษณะของข้อมูล การแปลงข้อมูลทางเวลาให้อยู่ในโดเมนของความถี่ที่จะนำไปใช้แยกลักษณะของข้อมูล การลดขนาดของกลุ่มข้อมูล และงานประเภทรู้จำ (Pattern Recognition)

บทที่ 4 การระบุบุคคลโดยอาศัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

กล่าวถึงการออกแบบในส่วนของขั้นตอนสำหรับการประมวลผลเบื้องต้น (Pre-processing) ขั้นตอนการแยกลักษณะของข้อมูล (Features Extraction) และขั้นตอนการระบุบุคคล (Identification) รวมถึงการออกแบบการทดลอง

บทที่ 5 ผลการทดลอง

กล่าวถึงผลการทดลองจากกระบวนการระบุบุคคลด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเปรียบเทียบผลการทดลอง

บทที่ 6 สรุปผลของงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

กล่าวถึงสรุปผลของงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่างๆ ที่มีความเกี่ยวข้องในงานวิจัย ซึ่งเนื้อหาจะประกอบไปด้วย ลักษณะทางกายวิภาคของหัวใจ [14] คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย วิธีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การมอนิเตอร์ที่ดี รวมถึงความหมายของไบโอเมตริกซ์ [15] และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ลักษณะทางกายวิภาคของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะแรกที่เกิดริบตีโตทำงานได้ตั้งแต่อยู่ในครรภ์ของมารดา และปรับเปลี่ยนมาจากหลอดเลือด จัดเป็นอวัยวะที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อ (Muscle Organ) ภายในกลวงมีขนาดโตกว่ากำมือเล็กน้อย กว้างประมาณ 3.5 นิ้ว ยาวประมาณ 5 นิ้ว ในวัยรุ่นชายจะมีน้ำหนักประมาณ 250-390 กรัม ในหญิงจะหนักประมาณ 200-275 กรัม ตั้งอยู่บริเวณกึ่งกลางของช่องอกระหว่างปอดทั้งสองข้าง ตรงบริเวณที่เรียกว่า Mediastinum มีลักษณะรูปร่างคล้ายกรวย (Cone-shaped) ที่มียอดแหลมยื่นลงมาทางด้านล่างเรียกว่า Apex ซึ่งอยู่ตรงระดับ Intercostals Space ที่ 5 และ 6 ในแนวเส้นดิ่งที่ลากจากจุดกึ่งกลางของความยาวกระดูกไหปลาร้า (Mid-clavicular line) หรือห่างจากแนวกึ่งกลางลำตัว (Midline) ไปทางซ้าย 3 นิ้ว ส่วนฐานของหัวใจจะอยู่ทางด้านบนเรียกว่า Base หัวใจเป็นกล้ามเนื้อที่มีลักษณะการทำงานที่อยู่นอกอำนาจของจิตใจ (Involuntary control) มีหน้าที่เหมือนปั๊ม (Pump) ที่ทำน้ำบีบ และคลายตัว ทำให้เลือดสามารถไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย แล้วกลับเข้าสู่หัวใจ พร้อมกับส่งและรับเลือดไปที่ปอด เพื่อทำการแลกเปลี่ยนแก๊สออกซิเจน และคาร์บอนไดออกไซด์

ซึ่งเราสามารถแบ่งหัวใจออกตามลักษณะ (กายวิภาค) และตามหน้าที่ดังนี้

2.1.1 เยื่อหุ้มหัวใจ

เยื่อหุ้มหัวใจมีลักษณะเป็นเยื่อบาง ใส ห่อหุ้มหัวใจเอาไว้ภายใน มีหน้าที่ป้องกันอันตรายที่อาจจะเกิดขึ้นกับหัวใจ ซึ่งจะอยู่ติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ที่เข้า และออกจากหัวใจ เยื่อหุ้มหัวใจจัดว่าเป็นอวัยวะที่สำคัญ แต่ไม่ถึงขั้นกับว่าจำเป็นถึงกับชีวิต เพราะในกรณีที่เป็น โรค อาจจะทำการผ่าตัดเพื่อเอาเยื่อหุ้มหัวใจทิ้งได้

2.1.2 หลอดเลือดหัวใจ

หลอดเลือดหัวใจจะอยู่บริเวณภายนอกหัวใจ ซึ่งมีหน้าที่ส่งแขนงเล็กๆ ลงไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ หลอดเลือดหัวใจที่มีขนาดใหญ่ ได้แก่ หลอดเลือดหัวใจฝั่งขวา (Right Coronary Artery) เลี้ยงหัวใจด้านขวา และหลอดเลือดหัวใจฝั่งซ้าย (Left Coronary Artery) เลี้ยงหัวใจด้านซ้าย ในส่วนของด้านซ้ายจะแตกแขนงออกเป็น 2 แขนงใหญ่ๆ คือ Left Anterior Descending Artery และ Left Circumflex Artery ซึ่งจะมีแขนงเล็กๆ แตกออกไปอีกมากมาย

2.1.3 กล้ามเนื้อหัวใจ

กล้ามเนื้อหัวใจทำหน้าที่ในการบีบตัวไล่เลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย และขยายตัวเพื่อรับเลือดกลับสู่หัวใจ จึงเป็นส่วนที่มีความสำคัญอย่างมาก หากกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัว หรือคลายตัวผิดปกติแล้ว ก็จะทำให้เกิดปัญหาต่างๆ ตามมามากมาย ซึ่งส่วนมากอาจจะไม่สามารถแก้ไขให้กลับเป็นปกติได้ กล้ามเนื้อหัวใจอาศัยพลังงานที่ได้จากการเผาผลาญสารอาหารที่ถูกนำมาโดยหลอดเลือดหัวใจ ดังนั้นโรคของหลอดเลือดหัวใจจึงมีผลต่อกล้ามเนื้อหัวใจโดยตรง

2.1.4 ลิ้นหัวใจ และผนังกันห้องหัวใจ

หัวใจคนเรามี 4 ห้อง แบ่งออกเป็น ข้างซ้าย-ขวา โดยผนังของกล้ามเนื้อหัวใจ และแบ่งห้องบน-ล่างโดยลิ้นหัวใจ เลือกระหว่างห้องซ้าย-ขวา จึงไม่ปะปนกัน ในบางครั้งการสร้างผนังกันห้องหัวใจไม่สมบูรณ์จะเกิดเป็นรูโหว่ขึ้นได้ เป็นชนิดหนึ่งของโรคหัวใจพิการแต่กำเนิด ลิ้นหัวใจทำหน้าที่ให้เลือดไหลผ่านและไม่ไหลย้อนกลับ ดังนั้นหากลิ้นหัวใจผิดปกติ เช่น ตีบ ฉีกขาด ปิดไม่สนิท(รั่ว) ก็ย่อมทำให้เกิดโรคต่างๆ ขึ้น โรคลิ้นหัวใจที่เป็นปัญหามากที่สุด คือ หัวใจพิการรูมาติก ซึ่งเป็นผลจากการติดเชื้อออกัสเสส

2.2 คุณสมบัติการทำงานของหัวใจ

หัวใจมีลักษณะการทำงานหลายอย่าง ซึ่งมีความเป็นพิเศษดังต่อไปนี้

1. การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจอยู่นอกเหนืออำนาจการสั่งงานของสมอง
2. การทำงานมีความต่อเนื่อง (Continuous) ซึ่งเป็นคุณสมบัติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจ เรียกว่า ซิสโตล (Systole) และคลายตัว เรียกว่า ไดแอสโตล (Diastole) ตามด้วยระยะพัก เกิดขึ้นสลับกันเป็นวงจรซ้ำไปเรื่อยๆ เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (Cardiac Cycle)
3. มีสภาพนำ (Conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อ และประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ เพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เอง แต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อประสาท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาท ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์อยู่ที่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดซุพีเรียร์เวนาคาวา (Superior Vena Cava) เรียกว่า ไชโนเอตเรียล โหนด (Sinoatrial Node: SA Node) ทำหน้าที่สร้างคลื่นไฟฟ้ากระตุ้น เพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบน และนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่าง (Right Ventricle) เรียกว่า เอตริโอเวนคูลาร์ โหนด (Atrioventricular Node: AV Node) โดยที่กลุ่มเซลล์นี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่า บันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่า เพอร์คินจี ไฟเบอร์ (Purkinje Fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวามาไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบสื่อนำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจี (Purkinje's System)

4. กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะคืออนาน ในระยะบีบตัวกล้ามเนื้อยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรส์ (Depolarized) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้น และรีโพลาไรซ์ (Repolarized) เป็นช่วงที่กลับคืนสู่สภาวะปกติ จึงยังไม่สนองต่อการกระตุ้นระยะนี้เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรีแฟรคทอรี (Absolute Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 วินาที แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีการตอบสนองต่อการกระตุ้น (Excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังคงอยู่ ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอ จึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟรคทอรี (Relative Refractory Period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 วินาที

2.3 ลักษณะการทำงานเชิงกลของหัวใจ (Mechanical Operation of Heart)

การทำงานของเลือดจากส่วนต่างๆ ของร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจผ่านหลอดเลือดดำ อินฟีเรียร์เวนาคาวา (Inferior Vena Cava) และซุพีเรียร์เวนาคาวา เข้าสู่หัวใจด้านบนขวา (Right Atrial, RA) จากนั้นหัวใจห้องบนขวาจะส่งเลือดให้ไหลลงสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle, RV) และถูกสูบฉีดออกไปสู่ปอด เพื่อทำการรับออกซิเจนให้เปลี่ยนเป็นเลือดดี แล้วส่งกลับเข้ามายังหัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrial, LA) ทางหลอดเลือดแดงพัลโมนารีเวน (Pulmonary Vein) และไหลผ่านลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle, LV) โดยการบีบตัวของหัวใจห้องบนซ้ายต่อจากนั้นเลือดแดง จะถูกสูบฉีดไปเลี้ยงร่างกายผ่านทางเส้นเลือดใหญ่ (Aorta) การทำงานของหัวใจได้แบ่งเป็นช่วงจังหวะต่างๆ ดังต่อไปนี้

1. ช่วงการบีบตัวส่งเลือดออกจากหัวใจสิ้นสุดลง และรอจังหวะการบีบตัวครั้งต่อไป สภาพหัวใจขณะนี้จะถือว่าเป็นสภาวะพัก (Resting State) ของหัวใจ
2. ช่วงที่เกิดหลังจากระยะพักเสร็จสิ้นลง ในช่วงนี้หัวใจห้องบน (Atrial) เริ่มหดตัวทำให้ความดันภายในหัวใจห้องบนเพิ่มขึ้นเล็กน้อย และด้วยความดันนี้จะทำให้เลือดไหลจากหัวใจห้องบนสู่หัวใจห้องล่าง (Ventricle)

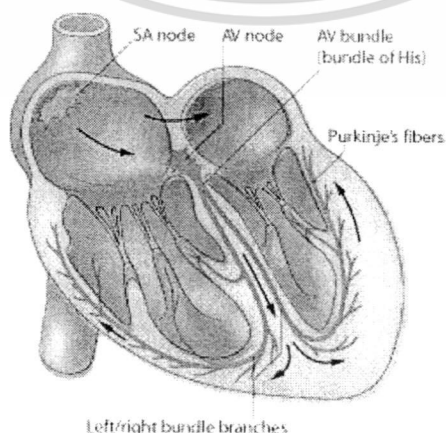
3. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่าง เพิ่มขึ้นจะทำให้ลิ้นหัวใจ (Valve) ที่กั้นระหว่างหัวใจบนกับล่างทั้งด้านขวา (Triaspid Valve) และด้านซ้าย (Mitral Valve) ปิด ดังนั้นปริมาณความดันห้องล่างจะไม่เปลี่ยนแปลง ในขณะที่หัวใจห้องล่างซ้ายเริ่มหดตัว ความดันในเส้นเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวา (Pulmonary Artery) เท่ากับ 7 มิลลิเมตรปรอท ขณะที่ในเส้นเลือดแดงใหญ่ซึ่งนำเลือดจากหัวใจห้องล่างซ้ายส่งไปยังร่างกายมีความดันเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท ลิ้นปิดเปิดของเส้นเลือดแดงใหญ่ (Aorta Valve) และเส้นเลือดดำใหญ่ (Pulmonary Valve) จะปิดอยู่จนกระทั่งความดันเพิ่มขึ้นจนเพียงพอ

4. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจนมากกว่าความดันเลือดแดงใหญ่ลิ้นหัวใจของเส้นเลือดแดงใหญ่จะเปิด และหัวใจห้องล่างซ้ายจะสูบฉีดเลือดผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เข้าสู่ระบบเลี้ยงร่างกาย ความดันจะขึ้นถึงจุดสูงสุดประมาณ 125 มิลลิเมตรปรอท หลังจากเลือดส่วนใหญ่ออกไปสู่อวัยวะแล้ว กล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่างซ้ายจะหดตัวลง ความดันในหัวใจห้องล่างและในเส้นเลือดแดงใหญ่จะเริ่มตกลง

5. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนถึงค่าหนึ่งๆ ความดันในเส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่จะมากกว่าความดันในห้องหัวใจ (Chambers) ลิ้นปิดเปิดของหลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำจะปิด จุดนี้จะสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจ ทำให้ความดันมีค่าตกลงเรื่อยๆ

6. เมื่อความดันในหัวใจห้องล่างตกลงจนต่ำกว่าความดันในหัวใจห้องบน ลิ้นหัวใจจะเปิด และเลือดจะเริ่มไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างอย่างรวดเร็ว และจะช้าลงเมื่อหัวใจห้องล่างเพิ่มขนาดจนสูงสุด ซึ่งจะเข้าสู่ระยะพักของหัวใจ เป็นการทำงานที่ครบวงจรการเต้นของหัวใจ และจะกลับมาทำงานใหม่ เรียกว่า วัฏจักรการทำงานของหัวใจ ใน 1 รอบการทำงานที่มีการบีบตัว (System) 1 ครั้ง และคลายตัว (Diastole) 1 ครั้ง จะได้กราฟ PQRST-Wave ซึ่งกล่าวในส่วนต่อไป

2.4 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



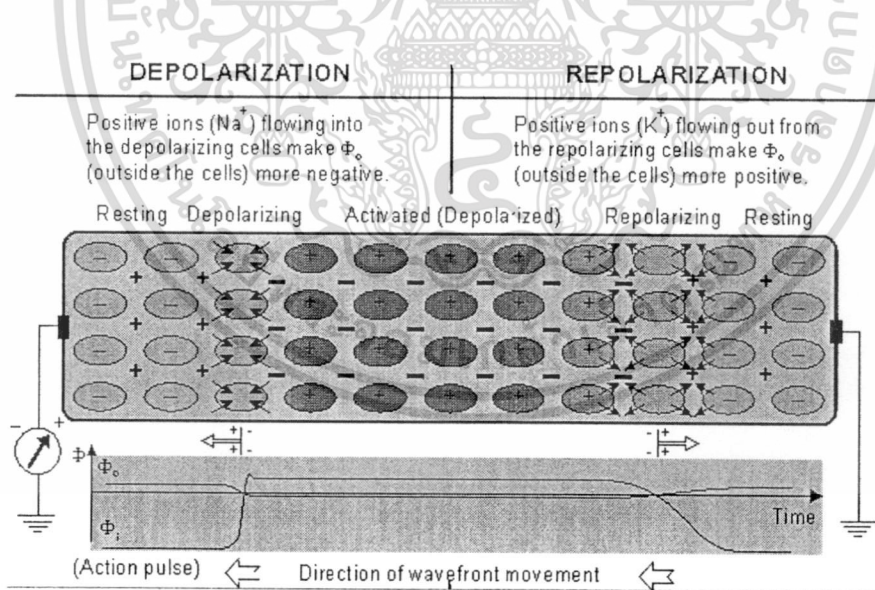
รูปที่ 2.1 แสดงระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า (ที่มา: http://cardiac-blog.blogspot.com/2009/08/blog-post_4923.html)

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเต้นของหัวใจที่ปกติ จะเริ่มจากตำแหน่ง SA Node ภายในหัวใจห้องบนขวา แสดงในรูปที่ 2.1 โดยเกิดสัญญาณไฟฟ้าเป็นจังหวะ และจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้ง 2 ห้อง ทำให้หัวใจห้องบนหดตัว และบีบเลือดเข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ห้อง หลังจากนั้นสัญญาณจะเคลื่อนไปที่ตำแหน่ง AV Node ซึ่งอยู่ที่ฐานหัวใจด้านล่างข้าง ความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง AV จะช้ามาก ทำให้เกิดการหน่วงของเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่าง

สัญญาณที่ออกจากตำแหน่ง AV จะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) และกลุ่มเส้นใยเพอร์คินจี (Purkinje Fibers) ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยที่นำคลื่นไฟฟ้าแยกไปตามส่วนต่างๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในผู้ใหญ่ขณะอยู่นิ่งตำแหน่ง SA จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าออกมาด้วยอัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง SA ถึงตำแหน่ง AV โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที ผันจากเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่สามารถทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ และภายในเซลล์มีความแตกต่างกันได้ โดยการที่ศักย์ไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากการแลกเปลี่ยนเกลือแร่ (Na^+ และ K^+) ระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ ดังรูปที่ 2.2 ซึ่งกระบวนการเกิดสามารถแบ่งได้ดังนี้



รูปที่ 2.2 แสดงกระบวนการเกิดดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์

(ที่มา: <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/15/15.htm>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1 กระบวนการโพลาไรซ์ (Polarization)

กระบวนการโพลาไรซ์เกิดขณะเซลล์อยู่ในระยะพักตัว โดยปกติภายในเซลล์จะมีปริมาณโซเดียมไอออนสูง และโพแทสเซียมไอออนต่ำ ซึ่งตรงข้ามกับภายนอกเซลล์ ภายใต้อิทธิพลของศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะต่างกันประมาณ -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ ศักย์ไฟฟ้าภายนอกจะสูงกว่าและมีค่าเป็นบวกแต่ยังไม่มีการแลกเปลี่ยนไอออนระหว่างภายในและภายนอกเซลล์

2.4.2 กระบวนการดีโพลาไรซ์ (Depolarization)

กระบวนการดีโพลาไรซ์เกิดขึ้นเมื่อเซลล์ที่อยู่ในสภาวะโพลาไรซ์ได้รับการกระตุ้นเนื่องจากธรรมชาติ หรือการกระตุ้นเทียม ทำให้ Na^+ ภายนอกเซลล์ซึ่งมีปริมาณมากกว่า เกิดการถ่ายเทเข้ามาภายในเซลล์ ซึ่งส่งผลทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในสูงขึ้นประมาณ +20 มิลลิโวลต์ และทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ลดลง

2.4.3 กระบวนการรีโพลาไรซ์ (Repolarization)

กระบวนการรีโพลาไรซ์เกิดขึ้นเมื่อเซลล์ที่อยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูง ทำให้โพแทสเซียมไอออนที่มีจำนวนมากสามารถแทรกซึมออกไปยังนอกเซลล์ได้ โดยที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ก็จะค่อยๆ ลดลง และกลับเข้าสู่สภาวะโพลาไรซ์

2.5 ระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การที่หัวใจสามารถคงสภาพของการทำงานอยู่ได้เป็นอย่างดีนั้น จำต้องอาศัยระบบการนำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้ คือ

2.5.1 Sino-Atrial Node (SA Node, Pacemaker) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกิ่งเซลล์ประสาทและกล้ามเนื้อ ตั้งอยู่ส่วนบนทางด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เชื่อว่าเป็นตัวเริ่มกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60-100 ครั้งต่อนาที ซึ่งเร็วกว่าจุดอื่นๆ ของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที AV Node และ Bundle of His 20-40 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะของการเต้นของหัวใจจะขึ้นอยู่กับจุดกำเนิดสัญญาณ

2.5.2 Internodal Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่าสัญญาณไฟฟ้าผ่านจาก AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อพิจารณาทางกายวิภาคของหัวใจห้องบน ก็จะมีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ด้านใหญ่ๆ ได้แก่

2.5.2.1 Anterior Internodal Tract (Bachmann's Bundle) เริ่มจาก SA Node มาตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งเป็น 2 ทาง คือ ทางหนึ่งอ้อมมาทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสอง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกตรงผนังกันหัวใจห้องบนทั้งสองลงมาด้านบนของ AV Node

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.2.2 Middle Internodal Tract (Wenckebach) เริ่มจากด้านหน้า SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือดซุพีเรียเวนาคาวาลงคู่ผนังกั้นหัวใจห้องบนของ AV Node

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

2.5.3 Atrioventricular Node (AV Node) เป็นเซลล์กึ่งกล้ามเนื้อและประสาท อยู่ปลายบนของผนังกั้นหัวใจ ห้องล่างอยู่ก่อนมาทางหัวใจห้องบนขวา และอยู่หน้าช่องเปิดของโคโรนารีไซน์ัส (Coronary Sinus)

2.5.4 Bundle of His เป็นส่วนที่แยกออกมาจาก AV Node โดยตรง ยาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ทางด้านขวาของผนังกั้น

2.5.5 Bundle Branch เป็นส่วนที่แยกออกมาจากเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจมีลักษณะเป็นแขนงซ้ายและขวาลงมาตามผนังกั้นห้องหัวใจห้องล่าง ดังนี้

2.5.5.1 Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกั้นห้องหัวใจห้องล่างก่อนมาทางด้านขวา โดยแทรกตัวเข้ามาอยู่ในเยื่อหัวใจ

2.5.5.2 Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกั้นหัวใจห้องล่างก่อนมาทางด้านซ้าย และแยกออกเป็น 2 แขนง คือ แขนงด้านหน้า และแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

2.5.5.3 Purkinje Fiber เป็นส่วนหนึ่งที่ต่อมาจาก Bundle Branch แยกแขนงแทรกตัวไปตามเยื่อหัวใจ และแผ่กระจายไปทั่วหัวใจห้องล่างทั้งสอง

2.6 ความสัมพันธ์ของหัวใจกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก มีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายใน สามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแผ่กระจายทั่วหัวใจเกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือด และหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้ ซึ่งเซลล์ของหัวใจ สามารถแบ่งตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้าได้เป็น 3 ประเภท ดังนี้

ประเภทที่ 1 ตัวกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นของหัวใจ เป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

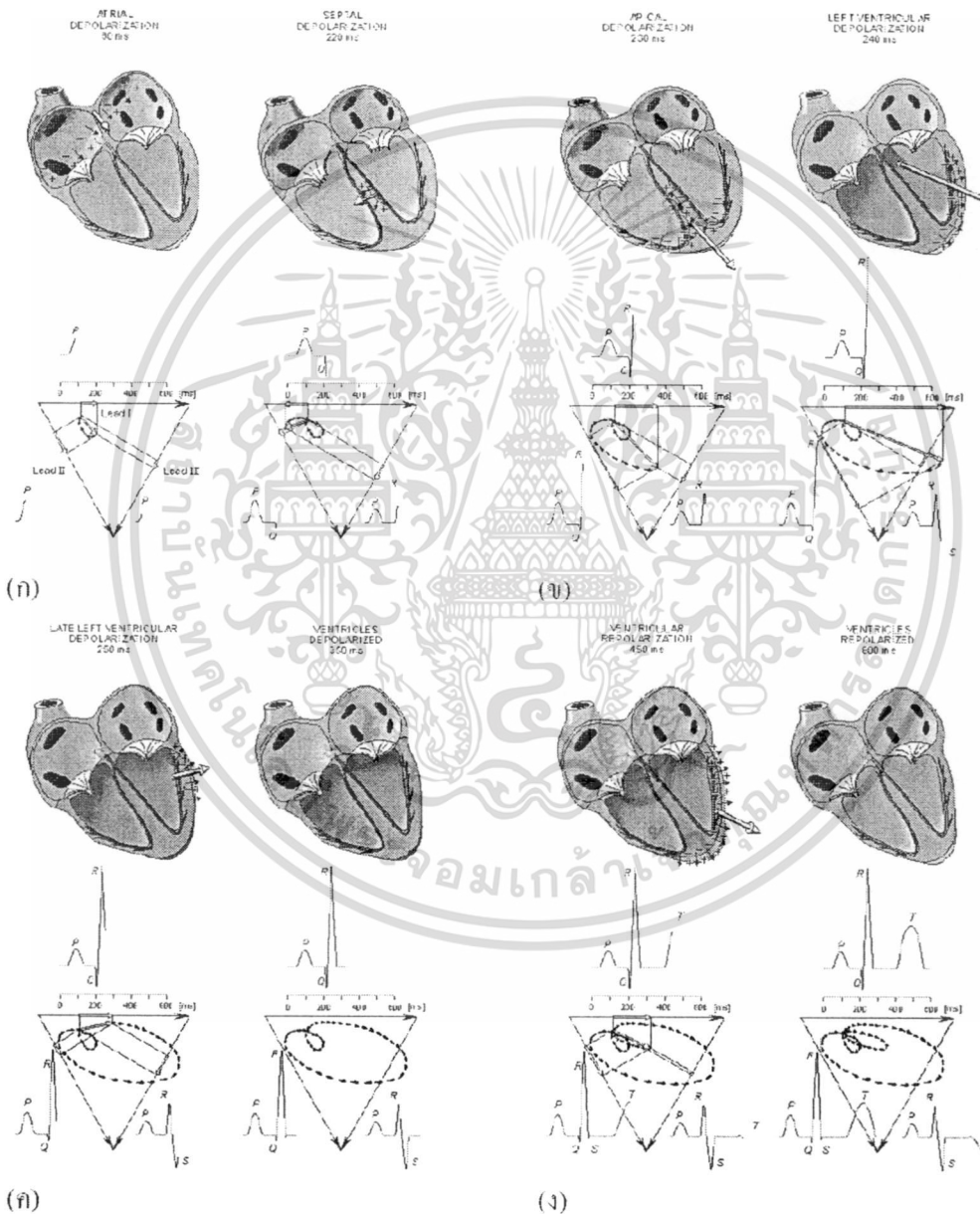
ประเภทที่ 2 เป็นเซลล์พิเศษ ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้แผ่กระจายไปทั่วหัวใจ

ประเภทที่ 3 เป็นเซลล์กล้ามเนื้อ ทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ การบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจ ซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจ ไปจนกระทั่งมีการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง โดยเป็นเส้นทางของกระแสไฟฟ้าไหลผ่านจากเซลล์หนึ่งไปยังอีกเซลล์หนึ่ง ทำให้เกิดศักย์กระตุ้นในแต่ละส่วน ซึ่งสามารถแสดงความสัมพันธ์ของการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 แสดงความสัมพันธ์ของการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

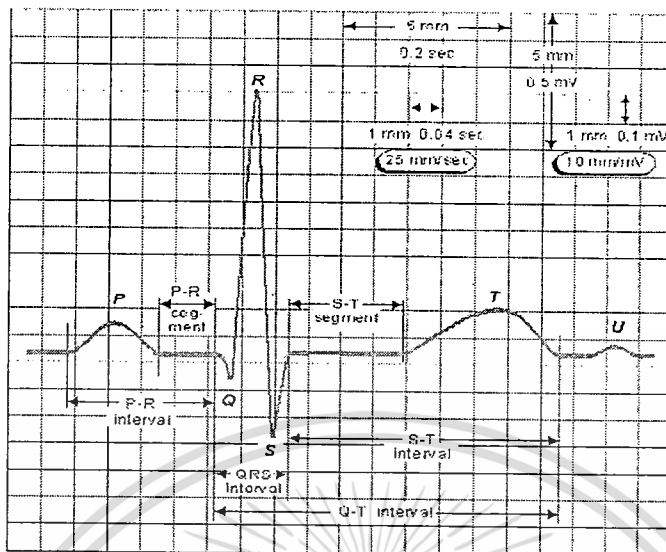
(ก.)แสดงการเกิดคลื่น P (ข.)แสดงการเริ่มต้นคลื่น QRS Complex

(ค.)แสดงการสิ้นสุดคลื่น QRS Complex

(ง.)แสดงการเกิดคลื่น T ใช้ประโยชน์ด้านการค้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสถาบันวิจัยและพัฒนาสุขภาพภาคใต้ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตปัตตานี ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แสดงระยะ และช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ

กราฟที่ได้จากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะดังรูปที่ 2.4 มีความถี่เท่ากับอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่น ดังนี้

2.7.1 คลื่น P (P Wave)

การเกิดคลื่น P เป็นผลที่เกิดจากการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้าย และหัวใจห้องบนขวา ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนมีการหดตัว ทั่วคลื่น P จะเป็นคลื่นหัวตั้ง (เว้นแต่ใน ลีด aVR) คลื่นนี้จะมีขนาดใหญ่ และเห็น ได้ชัดที่สุดเมื่ออยู่ใน ลีด II มากกว่า ลีด อื่นๆ

2.7.2 คลื่น QRS (QRS Complex)

การเกิดคลื่น QRS Complex เป็นผลที่เกิดจากการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องซ้ายล่าง และหัวใจห้องขวาล่าง ส่งผลให้กล้ามเนื้อหดตัวส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ภายในร่างกาย และประกอบขึ้นเป็นคลื่น Q คลื่น R และคลื่น S ในคนปกติคลื่น Q จะเป็นคลื่นลบเล็กๆ ที่เกิดจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของผนังกันเวทริเคิลด้านซ้าย และวิ่งจากทางด้านขวา เนื่องจากผนังกันเวทริเคิลด้านซ้ายหนากว่าด้านขวาทำให้เราได้คลื่นบวก R สูงและชัดเจนเมื่อวางขั้วไฟฟ้าที่บริเวณเวทริเคิลซ้าย ถ้าวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่บริเวณเวทริเคิลขวาคลื่นที่บันทึกได้จะแสดงให้เห็นคลื่น R ที่เล็กและเตี้ย แต่คลื่น S จะมีลักษณะที่แหลมและลึก

คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังพบคลื่น P

คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังพบคลื่น Q

คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังพบคลื่น R

ในการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ บางลีดจะสามารถบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS เอกสแต่จะเรียกรวมกันว่า QRS Complex ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

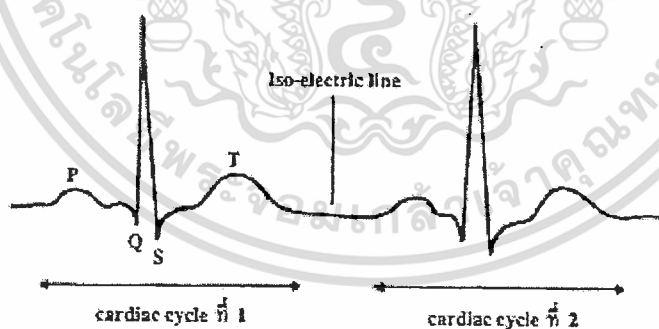
2.7.3 คลื่น T (T Wave)

การเกิดคลื่น T เป็นผลที่เกิดจากการรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง มีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งไม่ค่อยสมมาตร ซึ่งทางด้านขาขึ้น (Ascending) ชันน้อยกว่าด้านขาลง (Descending) เล็กน้อย ซึ่งจะได้คลื่น T หัวตั้งในกรณีวัดโดยใช้ลีด I, II, V₃-V₆ และจะได้คลื่น T หัวกลับในกรณีวัดโดยใช้ลีด aVR

นอกจากนี้ยังมีคลื่น U ซึ่งมีจุดกำเนิดที่ไม่แน่ชัดแต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาไรเซชันของเส้นใย Purkinje และระยะที่เกิดคลื่น U จะตรงกับระยะพักตัวของเวนทริเคิล

2.8 เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย

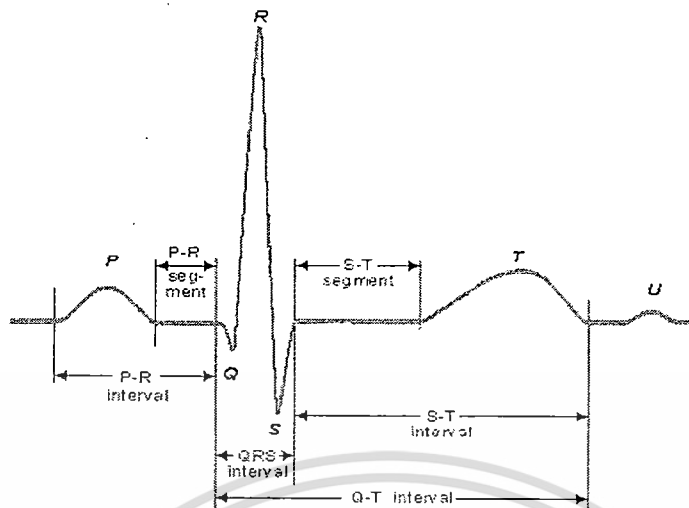
ในการทำงานแต่ละครั้งของหัวใจ จะเริ่มตั้งแต่การหดตัวจนไปถึงการคลายตัวซึ่งจะทำงานเป็นวงรอบหรือเรียกว่า หนึ่งรอบคลื่น ดังนั้นการทำงานของหัวใจจึงมีวงรอบทางไฟฟ้าอย่างสมบูรณ์ และจะแยกจากกันด้วยเส้นมาตรฐาน (Baseline หรือ ISO-Electric Line) คลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหลายจะเกิดขึ้นเหนือหรือใต้เส้นมาตรฐานทั้งสิ้น โดยทั่วไปคลื่นที่อยู่เหนือเส้นมาตรฐานเรียกว่า คลื่นบวกหรือคลื่นหัวตั้ง ซึ่งได้แก่คลื่น P คลื่น QRS Complex และคลื่น T เป็นต้น ส่วนคลื่นที่อยู่ใต้เส้นมาตรฐานเรียกว่าคลื่นลบหรือคลื่นหัวกลับ ซึ่งได้แก่คลื่น Q และคลื่น S ดังแสดงในรูปที่ 2.5 แต่อย่างไรก็ตามคลื่นสามารถเปลี่ยนรูปคลื่นไปตามอาการหรือระบบการทำงานของหัวใจที่ผิดปกติ ส่งผลให้คลื่นเกิดการเปลี่ยนแปลง เช่น การเกิดคลื่น P หรือคลื่น T หัวกลับ



รูปที่ 2.5 แสดงเส้นมาตรฐานที่เกิดระหว่างรอบคลื่น

ในแต่ละรูปคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแยกจากกันด้วยช่องว่างคลื่น (Segment) และเมื่อรวมช่องว่างคลื่นกับความยาวคลื่นจะเรียกว่าระยะห่างคลื่นยกตัวอย่างเช่น ระยะห่างคลื่น ST เป็นการรวมกันระหว่างช่องว่างคลื่น ST (ตั้งแต่ตำแหน่งสิ้นสุดคลื่น S ไปจนถึงตำแหน่งเริ่มต้นคลื่น T) บวกกับความยาวคลื่น T (ตำแหน่งเริ่มต้นคลื่น T ไปจนถึงตำแหน่งสิ้นสุดคลื่น T) ดังแสดงในรูปที่ 2.6 ซึ่งสามารถจำแนกรายละเอียดการแบ่งและพารามิเตอร์ต่างๆ ได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงความกว้างและระยะห่างคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.8.1 คลื่น P

คลื่น P จะพบเห็นมากในลีด II และต้องเป็นหัวตั้งเสมอจึงจะถือว่าปกติ ส่วนใน V_1 และ V_2 อาจจะเป็นทั้งหัวตั้งและหัวกลับก็ได้ ซึ่งคลื่นลบต้องมีขนาดไม่น้อยกว่าหรือเท่ากับขนาดด้านบวกจึงจะถือว่าปกติ โดยทั่วไปคลื่น P ต้องมีความกว้างไม่เกิน 0.08-0.12 วินาที และความสูงไม่เกิน 2.5 มิลลิเมตร

2.8.2 ระยะห่างคลื่น P-R

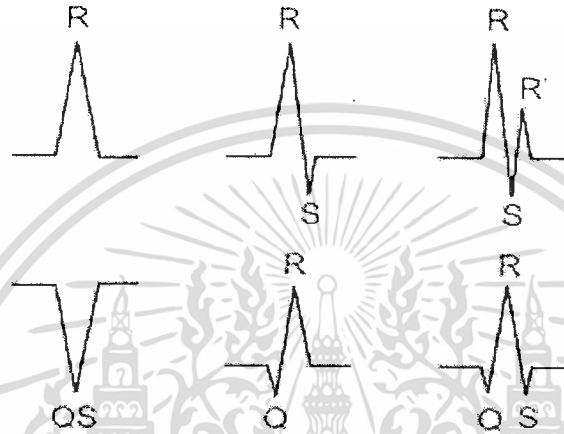
ระยะห่างคลื่น P-R เป็นระยะจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS Complex ถ้า QRS Complex มีคลื่น Q อยู่ด้วย ระยะคลื่น P-R จะวัดโดยเริ่มจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น Q แต่ถ้า QRS Complex ไม่มีคลื่น Q ระยะคลื่น P-R จะเริ่มวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น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

2.8.3 คลื่น QRS Complex

คลื่น QRS Complex ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่น Q คือ คลื่นลบอันแรกในหนึ่งรอบคลื่น และเป็นส่วนเริ่มต้นของ QRS Complex ดังนั้นถ้าในลีดใดมีคลื่น Q อยู่ ตำแหน่งของคลื่น Q นั้น จะอยู่ระหว่างคลื่น 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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางปฏิบัติแล้วเวลาอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อพูดถึง QRS Complex อาจจะหมายความรวมๆ กันไป คือ อาจจะมีคลื่น Q หรือคลื่น S ด้วยหรือไม่ก็ได้ แต่เมื่อต้องการแยกรายละเอียดวิธีปฏิบัติที่ยึดถือตามหลักสากลนิยมคือการใช้อักษรภาษาอังกฤษตัวเล็กในคลื่นขนาดเล็ก ใช้อักษรตัวใหญ่ในคลื่นขนาดใหญ่ และถ้ามีคลื่นที่เป็นบวกหรือลบมากกว่า 1 คลื่นจะใช้สัญลักษณ์ R R' และ R'' แทนจำนวนคลื่นที่เกิดดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แสดงคลื่น QRS Complex ในหลากหลายรูปร่างลักษณะ

1. คลื่น Q มีความกว้างน้อยกว่า 0.04 วินาที หรือ 1 ช่องเล็ก และมีความลึกน้อยกว่า 1 ใน 4 ของขนาดคลื่น R คลื่น Q ที่ปกตินั้นมักจะพบได้ในลีด I, aV2, aVF, V₄, V₅ และ V₆
2. ระยะเวลาคลื่น Q-T คือระยะตั้งแต่เริ่มต้นคลื่น Q ไปจนถึงสิ้นสุดคลื่น T โดยระยะคลื่น QT จะเป็นระยะคลื่นที่ยาวที่สุดในบรรดาระยะเวลาคลื่นที่มี ซึ่งได้รวมความยาวของคลื่น QRS Complex ช่องห่างคลื่น ST และความยาวคลื่น T เข้าด้วยกัน ค่าของ Q-T จะแตกต่างกันไปตามอายุ เพศ วัยและอัตราการเต้นของหัวใจ
3. ระยะเวลาคลื่น R-R คือ ระยะระหว่างยอดของคลื่น R แรกไป R ลูกต่อไป
4. ระยะเวลาคลื่น S-T เริ่มตั้งแต่สิ้นสุดตำแหน่งคลื่น S ไปจนถึงสิ้นสุดตำแหน่งคลื่น T
5. ความกว้างคลื่น QRS Complex คือ การรวมกันของคลื่นสามคลื่นเริ่มตั้งแต่ส่วนแรกสุดของความกว้างคลื่น QRS Complex คือที่คลื่น Q ในคนปกติจะเป็นคลื่นลบขนาดเล็ก จากนั้นจะตามด้วยคลื่นที่มีขนาดใหญ่และเห็นได้ชัดที่สุดนั่นคือคลื่น R ในคนปกติจะเป็นคลื่นบวกและสุดท้ายคลื่น S ในคนปกติจะเป็นคลื่นลบที่มีขนาดเล็กแต่มีความลึกสุดท้ายตามปกติจะอยู่ที่ระหว่าง 0.06–0.10 วินาที โดยปกติมักใช้ลีด II ในการหาระยะคลื่น QRS Complex และระยะห่างคลื่น P-R

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.4 คลื่น T

คลื่น T รูปร่างของคลื่น T ปกติจะไม่ค่อยสมมาตร โดยทั่วไปแล้วคลื่น T ในลิมิต จะไปทิศทางเดียวกับคลื่น QRS Complex ที่อยู่ในลีดเดียวกันเสมอ กล่าวคือ ถ้าคลื่น QRS Complex ส่วนใหญ่หัวตั้ง คลื่น T ก็จะหัวตั้งตาม เป็นต้น ดังนั้นคลื่น T จะหัวตั้งเสมอในลีด I และ II และจะหัวกลับเสมอในลีด aVR ในการบอกถึงความปกติหรือผิดปกติของคลื่น T รูปร่างลักษณะคลื่นเพียงอย่างเดียวไม่เพียงพอ แต่ต้องอาศัยการหาแกนไฟฟ้าประกอบด้วย ความสูงและความกว้างของคลื่น T นั้น ไม่มีมาตรฐานที่แน่นอนว่าควรจะเป็นเท่าใดเหมือน คลื่น P ความสูงของคลื่น T จะแตกต่างกันได้มากในแต่ละบุคคล และในคนๆ เดียวกันคลื่น T ยังอาจจะแตกต่างกันไปได้ในเวลาที่แตกต่างกัน

2.8.5 คลื่น U

คลื่น U ตามธรรมชาติคลื่น U จะไม่มีในคลื่นไฟฟ้าหัวใจทุกลีด แต่จะเห็นได้ชัดที่สุดในแบบเซตลีด V_4, V_5 คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 มิลลิโวลต์ มักจะเป็นคลื่นเล็กๆ เกิดขึ้นหลังคลื่น T และอยู่ก่อนคลื่น P ในรอบคลื่นถัดไป

อัตราการเต้นของหัวใจ ในคนปกติจะอยู่ในช่วง 60-100 ครั้งต่อนาที ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 60 ครั้งต่อนาที เป็นความผิดปกติที่เรียกว่าภาวะหัวใจเต้นช้า (Brady Arrhythmia) และถ้าหัวใจเต้นเร็วเกินกว่า 100 ครั้งต่อนาที เป็นความผิดปกติที่เรียกว่าภาวะหัวใจเต้นเร็ว (Tachy Arrhythmia) หน่วยที่ใช้วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แก่ มิลลิโวลต์ต่อวินาที และบันทึกลงในกระดาษบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้อัตราความเร็วของแถบบันทึก 25 มิลลิเมตร/วินาที เป็นผลให้ช่วงห่างในแนวยาว 1 ช่องเล็กเท่ากับ 0.04 วินาที ช่วงห่าง 5 ช่องเล็กหรือ 1 ช่องใหญ่เท่ากับ 0.20 วินาทีดังในรูปที่ 2-5 วิธีการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจมีหลายวิธี อาจจะนับช่วง P-P หรือ R-R ที่อยู่ติดกันก็ได้ วิธีที่ง่ายที่สุดคือเอา 300 ตั้งหารด้วยจำนวนช่องใหญ่ที่อยู่ระหว่างขีดของหัวใจที่ติดกันในลีดก็ได้ที่ชัดเจน (เหมาะสำหรับกรณีที่อัตราการเต้นค่อนข้างสม่ำเสมอ) ได้อัตราเป็นจำนวนครั้งต่อนาที

2.9 วิธีการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระบบการติดลีด (lead) บันทึกสำหรับการตรวจวัดสัญญาณนั้นมีความสำคัญมาก เพราะการเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรดจะทำให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกเปลี่ยนแปลงไป โดยในทางการวินิจฉัยโรค สัญญาณที่สมบูรณ์จะประกอบด้วย 12 ลีด โดยแต่ละลีดจะเกิดจากการวางอิเล็กโทรด ซึ่งเป็นขั้วบวก และขั้วลบบนตำแหน่งต่างๆ ของร่างกาย แต่โดยหลักปฏิบัติสากลกำหนดให้เรียกชื่อ 12 ลีด ดังนี้ I, II, III, aVR, aVL, aVF และ V_1-V_6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับลีด I, II, III, aVR, aVL, aVF เป็นลีดที่วางอยู่ในด้านหน้าของร่างกาย หรือ หัวใจ ส่วนลีด V_1 - V_6 จะวางอยู่ในส่วนตามแนวนอนของร่างกาย ซึ่งวิธีการวัด และบันทึก แบ่งออกได้ เป็น 3 วิธี คือ Standard Limb Lead, Unipolar Limb Lead และ Unipolar Chest Lead

2.9.1 วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead (Biopolar Limb Lead)

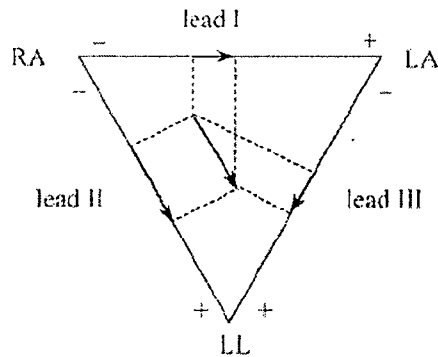
วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead มีต้นแบบของการติดขั้วอิเล็กโทรดจาก วิลเลียม ไอธอฟิน (Williams Eindhoven, ค.ศ. 1860-1927) ซึ่งเป็นศาสตราจารย์ทางด้านสรีรวิทยาได้ทำการทดลองติดขั้วอิเล็กโทรดตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย และพบว่าบริเวณสำหรับการติดขั้วอิเล็กโทรดที่ทำให้ได้คลื่นไฟฟ้ามีขนาดสูงพอที่จะบันทึกได้นั้น จะต้องติดอิเล็กโทรดในตำแหน่ง ไหล่ขวา ไหล่ซ้าย และบริเวณกระดูกหัวเหน่า เมื่อลากเส้นตรงผ่านจุดทั้ง 3 นี้จะได้ในรูปสามเหลี่ยม และได้มีการเรียกสามเหลี่ยมนี้ว่า สามเหลี่ยมไอธอฟิน แต่เพื่อความสะดวกจะใช้การติดที่ตำแหน่งของแขนขวาแทนไหล่ขวา แขนซ้ายแทนไหล่ซ้าย และขาซ้ายแทนบริเวณกระดูกหัวเหน่า โดยใช้อิเล็กโทรดติดที่ขาขวาเพื่อต่อกับสายดิน คลื่นไฟฟ้าที่ได้นี้เป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างขั้วทั้งสองของขั้วตามจุดต่างๆ จากวิธีการวัดเช่นนี้ทำให้เราได้คลื่นไฟฟ้า 3 ลีด คือ

- ลีด I ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย
- ลีด II ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย
- ลีด III ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายและขาซ้าย

จะเห็นได้ว่า Bipolar Lead นี้เป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุดด้วยกัน และขั้วไฟฟ้าที่อีกจุดหนึ่งเป็นขั้วลบ ดังนั้น จึงอาจเรียกลีดที่ได้จากการวางขั้วไฟฟ้าว่า Bipolar Lead แต่เนื่องจากลีดที่ว่าเป็น Limb Lead ดังแสดงในรูปที่ 2.8 บางครั้งจึงนิยมเรียกรวมว่าเป็น Bipolar Limb Lead เพื่อให้แตกต่างจาก Unipolar Limb Lead



รูปที่ 2.8 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Bipolar Limb Lead)



รูปที่ 2.9 แสดงลักษณะของสามเหลี่ยมไอโรเฟิน (Einthoven's Triangle)

ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากทั้ง 3 ลีดในทางปริมาณเวกเตอร์ คือ มีทั้งขนาด และ ทิศทาง เมื่อนำเอาเวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้าของลีดทั้ง 3 วางเรียงเข้าด้วยกัน จะได้เป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่าดังรูปที่ 2.9 ซึ่งมีความสัมพันธ์ดังนี้ คือ

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

จากความสัมพันธ์ดังกล่าวทำให้การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่จำเป็นต้องตรวจวัดทุกลีด สามารถเลือกวัดเพียง 2 ลีด แล้วคำนวณหาลีดที่เหลือได้

2.9.2 วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

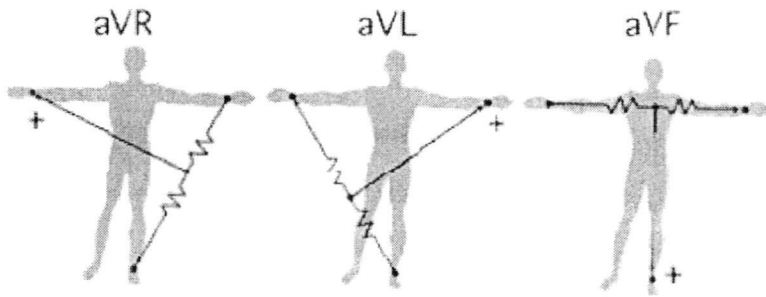
วิธีการวัดแบบ Unipolar Limb Lead เกิดจากรางขั้วไฟฟ้าที่เป็นขั้วบวกไว้ตามตำแหน่งมาตรฐานต่างๆ ส่วนขั้วไฟฟ้าอีกขั้วหนึ่งต่อเข้ากับ Galvanometer ทำให้มีค่าขั้วลบเป็นศูนย์คือเป็น Zero Potential หรือเรียกว่าเป็นการปรับขั้วไฟฟ้าให้เป็นกลาง (Indifferent Electrode) ซึ่งก็อยู่ที่ตัวเครื่องมือนั่นเอง การวางขั้วไฟฟ้านี้ทำให้เราสามารถวัดกระแสที่เกิดขึ้นจริง ได้ขั้วไฟฟ้าขั้วบวกตามตำแหน่งต่างๆ ที่เราต้องการทราบโดยเราสามารถเคลื่อนย้ายขั้วไฟฟ้าขั้วบวกไปตามตำแหน่งที่ต้องการ เช่น หัวไหล่ขวา หัวไหล่ซ้าย และขาซ้าย แต่เนื่องจากกราฟ หรือคลื่นที่ได้จากการทำเช่นนี้มักจะมีขนาดเล็กไม่สะดวกแก่การอ่านและการแปลผลจึงได้มีการดัดแปลง เพื่อเพิ่มขนาดรูปคลื่นแต่รูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงโดยการเพิ่มระดับแรงดัน (Augmented Voltage) แต่ในทางปฏิบัติแล้ว จะต้องมีการปรับสมดุลค่าความต้านทานอินพุท โดยการต่อตัวต้านทานเข้ากับขั้วบวก และขั้วลบของวงจรขยายดังแสดงในรูปที่ 2.10 ดังนั้นจึงเรียก ลีด ทั้ง 3 ดังต่อไปนี้

ลีด aVL หัวไหล่ขวาซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนขวาในการทำ Standard Lead

ลีด aVR หัวไหล่ซ้ายอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนซ้าย

ลีด aVF เท้าซ้ายซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับขาซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการสงวนสิทธิ์ในเนื้อหาบางส่วน ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

โดยที่ค่าในแต่ละลีดสามารถหาได้จากความสัมพันธ์ดังนี้

$$aVL = LA - I / 2 (RA + LL) \quad (2.2)$$

$$aVR = RA - I / 2 (LA + LL) \quad (2.3)$$

$$aVF = LL - I / 2 (LA + RA) \quad (2.4)$$

เมื่อ อักษร a หมายถึง Augmented ซึ่งการใช้ระบบนี้คือ ตัดขั้วลบออกทำให้ ค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้มีแอมพลิจูดสูงขึ้นถึง 50 เปอร์เซ็นต์

อักษร V หมายถึง ปริมาณเวกเตอร์ (Vector) หรือ ค่าศักย์ไฟฟ้า (Voltage)

อักษร R หมายถึง แขนขวา

อักษร L หมายถึง แขนซ้าย

อักษร F หมายถึง ขาซ้าย

2.9.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead (Unipolar Percordial Lead)

วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างตำแหน่งต่างๆ บนหน้าอกรอบหัวใจตามแบบมาตรฐานสากลซึ่งมีการวางตำแหน่งด้วยกัน 6 ตำแหน่ง หรือใช้ตัวย่อว่า V ลีด ตามตำแหน่งต่างๆ ของขั้วไฟฟ้าที่วางอยู่บนหน้าอก แสดงได้ในรูปที่ 2.11 ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

1. ลีด V_1 วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาติดกับขอบกระดูกหน้าอก
2. ลีด V_2 วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก
3. ลีด V_3 วางขั้วไฟฟ้าไว้ยู่กึ่งกลางระหว่าง V_2 และ V_4 พอดี
4. ลีด V_4 วางขั้วไฟฟ้าไว้บนตำแหน่งเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้า (Mid-Clavicular Line) ในช่องว่างระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. ลีด V_5 วางขั้วไฟฟ้าไว้อยู่บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น Anterior Axiillary กับเส้นขนาน (Horizontal Line) ที่ลากจาก V_4

6. ลีด V_6 วางขั้วไฟฟ้าไว้บนจุดที่ตัดกันระหว่างเส้น Mid-Axiillary line กับเส้นขนานที่ลากจาก V_4 ไป

โดยทั่วไป ลีด 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 ซึ่งแบ่งเป็นเวทริกเคิลขวา และเวทริกเคิลซ้ายออกจากกัน ดังนั้น Chest Lead นี้จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับกล้ามเนื้อหัวใจในแต่ละตำแหน่งได้ดีกว่าลีดชนิดอื่น เพราะขั้วไฟฟ้าวางอยู่บนหัวใจส่วนต่างๆ ดังที่กล่าวมา



รูปที่ 2.11 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Chest Lead

2.10 การมอนิเตอร์ลีด (Monitoring Lead)

การมอนิเตอร์ลีดใช้ในกรณีที่ต้องการแสดงการตรวจสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดเวลา (ECG Monitoring) โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดอิเล็กโทรดเป็นขั้วบวก และลบ เปรียบเทียบกับสายดิน วางอิเล็กโทรดที่ตำแหน่งผิวหนังบริเวณทรวงอก แทนการติดที่บริเวณแขน ขา เหมือนในแบบ Standard Limb Lead ดังนั้นจึงเป็นการปรับเปลี่ยนเพื่อให้เกิดความเหมาะสมกับการมอนิเตอร์ โดยที่นิยมใช้กัน คือ แบบ MCL1 และแบบ MCR5

MCL1 (M=Modified, C=Chest Position สำหรับขั้วบวก, L=Left Arm สำหรับขั้วลบ) หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V_1 คือ ระหว่างตำแหน่งกระดูกซี่โครงที่ 4 และ 5 ซิดกระดูกหน้าอกด้านขวา วางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วลบไว้ใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย

ส่วนขั้วที่ติดสายดินมักวางใต้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ปรึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MCR5 หมายถึง การวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกไว้ตำแหน่งเดียวกับ V_5 วางอิเล็กโทรดที่ขั้วลบไว้ได้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนขั้วที่ต่อสายดินมักวางไว้ได้กระดูกไหปลาร้าซ้าย ส่วนในกรณีที่ใช้เครื่อง Ambulatory ECG หรือใช้ระบบทางไกล (Telemetry) ซึ่งอาจจะปรับตำแหน่งของอิเล็กโทรด เพื่อลดสัญญาณแทรกจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยวางอิเล็กโทรดที่ติดขั้วบวกตรงเกือบปลายกระดูกหน้าอก (Xiphisternum) และขั้วลบตรงกระดูกหน้าอกส่วนบน (Manubrium)

ดังนั้นความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่มีต่อกันในทางการวางอิเล็กโทรดแบบต่างๆ สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 สรุปความสัมพันธ์ทางไฟฟ้าของการวางอิเล็กโทรดแบบต่างๆ

$$\begin{aligned}
 \text{Lead I} &= LA - RA \\
 \text{Lead II} &= LL - RA \\
 \text{Lead III} &= LL - LA \\
 \text{Lead aVL} &= LA - 1/2(RA + LL) \\
 \text{Lead aVR} &= RA - 1/2(LA + LL) \\
 \text{Lead aVF} &= LL - 1/2(LA + RA) \\
 V_n &= 1/3(RA + LA + LL) - C_n; \text{ เมื่อ } n = 1, 2, \dots, 6
 \end{aligned}$$

2.11 ระบบไบโอเมตริกซ์

ระบบไบโอเมตริกซ์ ถือว่าเป็นการผสมผสานเทคโนโลยีทางด้านชีวภาพและทางการแพทย์ กับเทคโนโลยีทางคอมพิวเตอร์เข้าด้วยกัน โดยเป็นลักษณะเฉพาะของแต่ละบุคคลมาใช้ในการระบุเอกลักษณ์ แล้วนำสิ่งเหล่านั้นมาเปรียบเทียบกับคุณลักษณะที่ได้มีการบันทึกไว้ในฐานข้อมูลก่อนหน้านี้ เพื่อใช้แยกแยะบุคคลนั้นจากบุคคลอื่น หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือ เป็นเทคโนโลยีที่สำหรับยืนยันตัวตนบุคคลด้วยการเปรียบเทียบรูปแบบทางกายภาพ หรือพฤติกรรมของมนุษย์ด้วยคอมพิวเตอร์

2.11.1 ประเภทของระบบไบโอเมตริกซ์

ระบบไบโอเมตริกซ์สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ คือ การใช้ลักษณะทางกายภาพ และการใช้ลักษณะทางพฤติกรรม สำหรับการระบุบุคคล

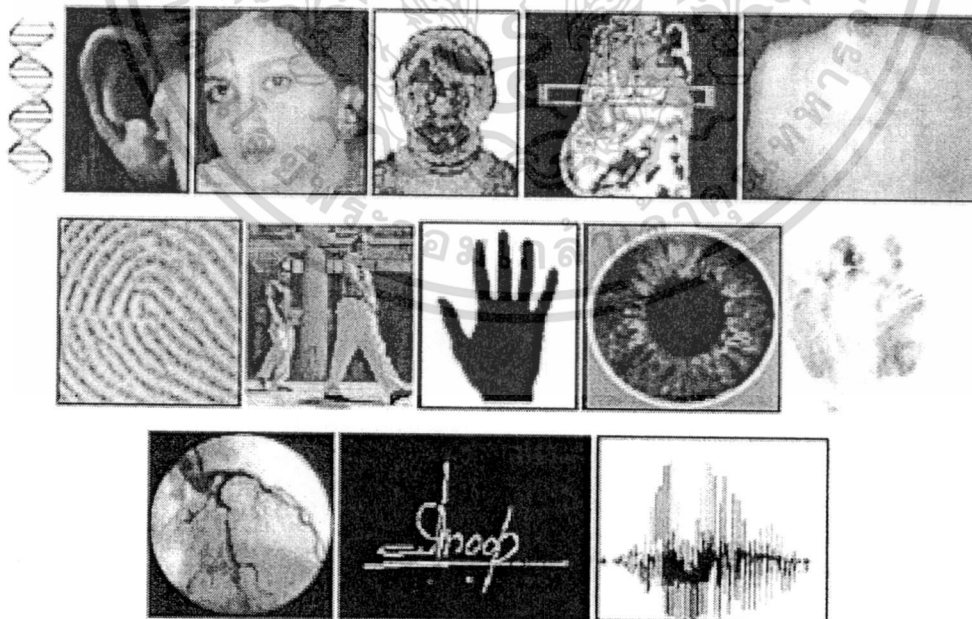
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะทางกายภาพ (Physiological Biometrics)

- ลายนิ้วมือ (Fingerprint)
- ลักษณะใบหน้า (Facial Recognition)
- ลักษณะของมือ (Hand Geometry)
- ลักษณะของนิ้วมือ (Finger Geometry)
- ลักษณะใบหู (Ear Shape)
- อวัยวะที่อยู่ภายในดวงตา เช่น ม่านตา (Iris) และเยื่อเรตินา (Retina)
- กลิ่นเฉพาะตัวของแต่ละบุคคล (Human Scent)
- ลักษณะทางพันธุกรรม (DNA)
- ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Signal)

ลักษณะทางพฤติกรรม (Behavioral Biometrics)

- จังหวะในการพิมพ์ (Keystroke Dynamics)
- ลักษณะการเดิน (Gait Recognition)
- การจดจำของเสียง (Voice Recognition)
- วิธีการเซ็นชื่อ (Signature)



รูปที่ 2.12 แสดงตัวอย่างที่นำมาใช้งานทางระบบไบโอเมตริกซ์ชนิดต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11.2 กระบวนการในการตรวจสอบ

กระบวนการในการตรวจสอบ หรือระบุเอกลักษณ์ของบุคคลทางไบโอเมตริกซ์ไม่ว่าจะเป็นการใช้ลักษณะเฉพาะแบบใดก็ตาม จะมีขั้นตอนเหมือนกันดังต่อไปนี้

1. ผู้ใช้ระบบต้องทำการให้ตัวอย่าง (Samples) ของลักษณะทางไบโอเมตริกซ์ที่จะใช้หรือเป็นการลงทะเบียนเริ่มต้นก่อนที่จะทำการใช้ระบบ

2. ตัวอย่างทางไบโอเมตริกซ์ที่ถูกเก็บมาในขั้นตอนแรก จะถูกทำการแปลงและจัดเก็บให้เป็นแม่แบบ (Template) ที่จะใช้ในการเปรียบเทียบ

3. การใช้งานในระบบจะถูกตรวจสอบ หรือถูกระบุนั้น จะต้องมีการเก็บตัวอย่างทางไบโอเมตริกซ์ของผู้ใช้ และทำการเปรียบเทียบกับแม่แบบ (Template) ที่ถูกเก็บไว้ เพื่อทำการตรวจสอบความเหมือนของตัวอย่างกับแม่แบบ หลังจากนั้นจึงทำการประมวลผลเพื่อ อนุญาตหรือปฏิเสธ การเข้ามาใช้งานระบบของผู้ใช้

เราเรียกขั้นตอนที่ 1 และ 2 ว่าเป็นขั้นตอนของการลงทะเบียน (Enrolment) ซึ่งจะเป็นการทำเพียงครั้งเดียว ก่อนการที่จะเริ่มใช้งาน ส่วนขั้นตอนที่ 3 เป็นกระบวนการตรวจสอบ (Authentication) หรือ ระบุเอกลักษณ์ (Identification)

2.11.3 ข้อดี และข้อเสียของระบบไบโอเมตริกซ์

ข้อดี

1. ระบบไบโอเมตริกซ์ ง่ายต่อการจดจำ ใช้งานง่าย สะดวกและรวดเร็ว อีกทั้งยังเป็นการเพิ่มความปลอดภัย ต่อการลักลอบนำเอารหัสผ่านไปใช้
2. ระบบไบโอเมตริกซ์ ยากต่อการปลอมแปลง และลักลอบนำไปใช้
3. ระบบไบโอเมตริกซ์ ทำให้ผู้ใช้ไม่สามารถปฏิเสธความรับผิดชอบได้ ในกรณีของการอ้างว่ารหัสผ่านหรือบัตรถูกผู้อื่นลักลอบนำไปใช้
4. ระบบเริ่มได้รับความนิยมกันอย่างแพร่หลาย

ข้อเสีย

1. อุปกรณ์ที่ใช้มีราคาแพง
2. ระบบมีความซับซ้อนสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

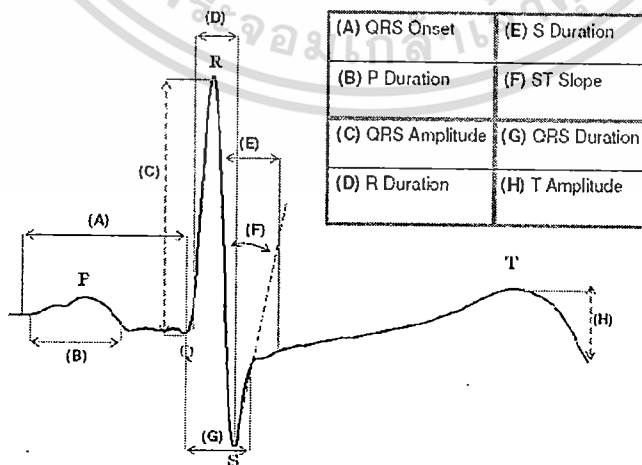
2.11.4 การนำระบบไบโอเมตริกซ์มาประยุกต์ใช้

ระบบไบโอเมตริกซ์ถือว่ามีส่วนช่วยอย่างมาก สำหรับงานที่มีความต้องการอย่างสูง สำหรับในทางการตรวจสอบ และระบุเอกลักษณ์ อีกนัยหนึ่งคือเป็นงานที่ต้องมีความมั่นใจว่า บุคคลที่เข้ามาใช้งานนั้นเป็นบุคคลที่ผู้นั้นระบุว่าตนเองเป็น รวมถึงงานที่มีความต้องการด้าน ความสะดวก และรวดเร็วในการระบุตัวบุคคล ซึ่งถือว่ามีเหมาะสมที่จะนำไปใช้ทั้งในส่วน ของภาครัฐ และภาคเอกชน เช่น การควบคุมการเข้าออกของสถานที่ การตรวจสอบเวลาทำงาน การใช้งานเครื่องคอมพิวเตอร์ และระบบเครือข่าย การใช้งานของสถาบันการเงิน และการระบุตัว อาชญากร เป็นต้น ซึ่งเป็นเพียงส่วนหนึ่ง โดยที่ระบบนี้สามารถนำไปใช้ให้เกิดประโยชน์ได้กับ งานทุกประเภทที่มีความจำเป็นในการระบุบุคคล

2.12 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ช่วงระยะเวลากว่า 2 ทศวรรษที่ผ่านมา การค้นคว้าวิจัยในส่วนของ การวิเคราะห์สัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มถูกนำมาใช้มากขึ้น โดยเฉพาะด้านที่เกี่ยวข้องกับการรักษาโรคที่ส่วนมากจะ เกี่ยวข้องกับอุปกรณ์ทางการแพทย์เสียเป็นส่วนใหญ่ แต่ประโยชน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่ได้ มีเพียงแค่ทางด้านการแพทย์เท่านั้น ยังมีอีกด้านหนึ่งที่เห็นได้เด่นชัด คือ ทางด้านไบโอเมตริกซ์ ซึ่งในปัจจุบันกำลังได้รับความนิยมเป็นอย่างมาก

วิธีการนำเอาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปใช้งาน จะมีรูปแบบชนิดของการวิเคราะห์ที่แบ่ง ได้เป็น 2 กลุ่ม คือ การวิเคราะห์แบบที่ต้องการทราบตำแหน่งของข้อมูล (เช่น ตำแหน่งคลื่น P, QRS และ T ดังรูปที่ 2.13) และการวิเคราะห์แบบที่ไม่ต้องการทราบตำแหน่งของข้อมูล โดยที่แต่ละรูปแบบจะมีลักษณะของการนำไปใช้ที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับแต่ละบุคคล และวิธีการ



รูปที่ 2.13 แสดงการกำหนดตำแหน่งต่างๆ บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นทางผู้จัดทำจึงได้รวบรวมและทำการสรุปบทความงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ที่มีความเกี่ยวข้องในด้านของการศึกษานี้ไว้ดังนี้

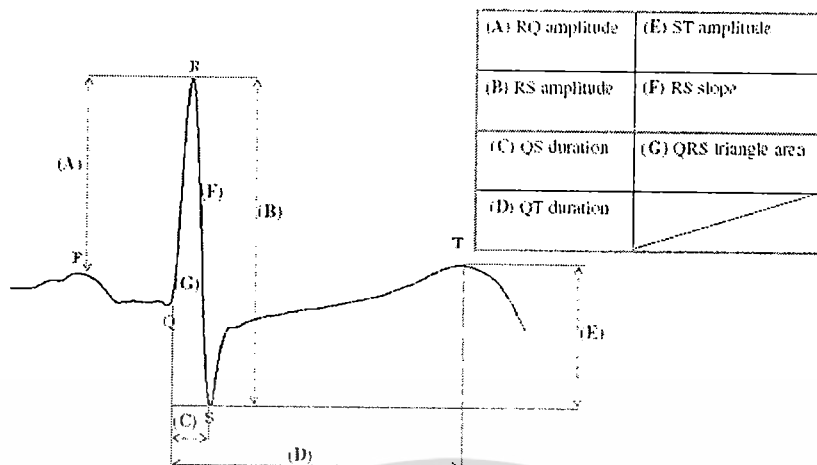
Biel et al. [1] ถือว่าเป็นกลุ่มคณะแรกที่ได้มีการนำเสนอรูปแบบของการนำเอาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาใช้ให้เกิดประโยชน์ โดยอาศัยรูปร่างลักษณะที่มีความแตกต่างกันโดยชัดเจนของแต่ละบุคคล เขาได้นำเสนอขั้นตอนวิธีการดึงลักษณะเด่นออกจากข้อมูลที่ต้องการทราบตำแหน่ง ชั้นแรกของการเก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณจะใช้วิธีการเก็บจากระบบพื้นฐานแบบ 12 ลีด ในที่นี้ได้ทำการบันทึกสัญญาณจากกลุ่มเป้าหมายทั้งหมด 20 สัญญาณ ที่ซึ่งยังไม่ได้มีการกำหนดช่วงของอายุที่แน่นอน สำหรับผลจากการเก็บสัญญาณที่ได้ นั้น ผลจะขึ้นอยู่กับตำแหน่งของการจัดวางตัวของขั้วอิเล็กโทรด หลังจากนั้นจึงนำสัญญาณที่ได้เข้าสู่กระบวนการหาตำแหน่งของข้อมูล และได้อาศัยวิธีการ SIMCA (soft independent modeling of class analogy) สำหรับทำการแยกกลุ่มของบุคคล ซึ่งวิธีการจะเป็นการเปรียบเทียบลักษณะที่มีความคล้ายกันของพฤติกรรมระหว่างกลุ่มที่ใช้ทำการทดสอบ กับกลุ่มข้อมูล

งานวิจัยนี้ถือได้ว่าเป็นการแนะนำถึงความเป็นไปได้ของการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาใช้สำหรับการระบุเอกลักษณ์

หลังจากที่ *Biel et al.* ได้นำเสนอผลงานของตนเองเอาไว้ *Israel et al.* [2] ก็ได้อาศัยคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความแตกต่างกันมาใช้ โดยได้นำเสนอเป็นรูปแบบเบื้องต้นของการวิเคราะห์ทั้งกระบวนการ ประกอบด้วย 3 ขั้นตอน คือ การกรองสัญญาณ (Filtering) การแยกลักษณะเด่น (Feature Extraction) และการแบ่งกลุ่ม (Classification) รวมไปถึงได้ทำการวิเคราะห์ลักษณะเด่นของข้อมูลที่ต้องการทราบตำแหน่งทางเวลาภายใต้สภาวะกระตุ้นที่แตกต่างกัน

ในปี 2002 *Shen et al.* [3] ได้ทำการศึกษาวิธีการจดจำรูปแบบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อาศัยข้อมูลของตำแหน่ง 7 ตำแหน่งที่จะต้องทราบค่าหลักๆ ตำแหน่งส่วนใหญ่จะมีความสัมพันธ์ขึ้นกับตำแหน่ง QRS บนคลื่นสัญญาณ ดังรูปที่ 2.14

ขั้นแรกจะใช้วิธีการตรวจสอบความสัมพันธ์กันของข้อมูลกับรูปแบบที่เก็บเอาไว้ (Template Matching) ซึ่งจะเป็นการคำนวณค่าจากการหาความสัมพันธ์กันของตำแหน่ง QRS เงื่อนไขของค่าความสัมพันธ์ที่สามารถยอมรับได้ต้องมีค่ามากกว่า 0.85 หลังจากนั้นจะอาศัยขั้นตอนที่ใช้รูปแบบการตัดสินใจแบบโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network) สำหรับทำการระบุเอกลักษณ์



รูปที่ 2.14 แสดงการกำหนดตำแหน่งข้อมูล 7 ตำแหน่งที่จะต้องทราบค่าหลักๆ

Wubbeler *et al.* [4] ได้ทำการศึกษาวิธีการจัดจำรูปแบบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยอาศัยการดึงลักษณะเด่นร่วมกันจากลีดที่ I, II และ III ซึ่งถือว่าการนำเอาประโยชน์จากลักษณะทางเวกเตอร์ของสัญญาณมาใช้สำหรับการดึงลักษณะเด่น โดยที่ไม่ต้องอาศัยตำแหน่ง QRS

Wang *et al.* [5] ได้ทำการค้นคว้าหาวิธีการตรวจจับตำแหน่ง QRS แบบ ECGPUWAVE เมื่อทำการตรวจจับตำแหน่งได้เป็นที่เรียบร้อย จึงได้ทำการดึงลักษณะเด่นออกมา ร่วมกันกับใช้วิธีการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principle Component Analysis: PCA) เป็นตัวลดขนาดของกลุ่มข้อมูล และทำการเปรียบเทียบหากกลุ่มของชุดที่นำมาทดสอบด้วยวิธีหาระยะห่างของกลุ่มข้อมูลที่ใกล้ที่สุดแบบการหาระยะของยูคลีเดียน (Euclidean distance)

ในปี 2004 Palaniappan *et al.* [6] ได้ทำการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเฉพาะลีดที่ I ที่ซึ่งสามารถดาวน์โหลดสัญญาณที่ต้องการได้จากฐานข้อมูล MIT-BIH และทำแยกรูปแบบของกลุ่มที่จะทำการคัดแยกกลุ่มที่มีความเกี่ยวข้องของคลื่นต่างๆ เช่น ช่วงระยะ R-R, ค่าแอมพลิจูด R, ช่วงระยะ QRS เป็นต้น รวมถึงมีการนำรูปแบบการตัดสินใจแบบโครงข่ายประสาทเทียมประเภทแบคพร็อกโทเกชันมา (Back-propagation) ใช้งานด้วย

Kyoso *et al.* [7] ได้ทำการศึกษาวิธีการเปรียบเทียบทางความสามารถของลักษณะเด่นในตำแหน่งต่างๆ ของคลื่น เช่น ตำแหน่ง P และ PQ, QRS, QT ซึ่งในขั้นตอนต่างๆ จะมีการให้ความสำคัญต่อของมูลที่ต้องทราบตำแหน่ง ส่วนวิธีการวัดระยะทางจะเป็นการประยุกต์ใช้วิธีการเอกรวัดที่วัดคล้ายกันระหว่างเวกเตอร์ของลักษณะข้อมูลศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Ogawa et al. [8] ได้นำเสนอระบบการระบุเอกลักษณ์ด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ถูกประยุกต์ใช้จากการตรวจวัดทั่วไป ซึ่งจะผ่านกระบวนการแปลงทางเวฟเลต (Wavelet Transform) และใช้สัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงเวฟเลตในขั้นที่ 2 เพื่อทำการลดจำนวนข้อมูลให้เล็กลงและสามารถที่จะนำไปใช้เป็นตัวอินพุทของระบบโครงข่ายประสาทเทียม

Chan et al. [9] ได้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ที่มีผลร่วมกัน (Correlation Coefficient) ระหว่าง 2 สัญญาณ และใช้จำนวนขั้นตอนของการแปลงเวฟเลตเป็นตัววัด หลังจากนั้นได้ทำการเปรียบเทียบค่าที่ส่งผลต่อการระบุเอกลักษณ์ที่มีค่ามากที่สุดสำหรับวิธีการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ที่มีผลร่วมกัน และค่าน้อยที่สุดสำหรับจำนวนขั้นตอนของการแปลงเวฟเลต

Plataniotis et al. [10] ได้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยวิธีการออโตคอรเรชัน (Autocorrelation: AC) สำหรับการดึงลักษณะเด่นออกมา และวิธีการประยุกต์ใช้กระบวนการแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Cosine Transform: DCT) สำหรับการลดขนาดของข้อมูล ซึ่งวิธีการนี้เป็นวิธีการที่ไม่ได้สนใจถึงข้อมูลที่ต้องการทราบตำแหน่ง

Ghongade et al. [11] ได้นำเสนอวิธีการแยกประเภทของความผิดปกติ โดยอาศัยกระบวนการแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง การวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบหลัง และการแปลงเวฟเลตแบบไม่ต่อเนื่อง ร่วมกัน

Wang et al. [12] ได้นำเสนอวิธีการทำออโตคอรเรชัน และดีสครีต โคไซน์ทรานฟอร์ม เพื่อทำการเลือกลักษณะเด่นของช่วงสัญญาณที่สนใจ หลังจากนั้นจึงนำมาแยกกลุ่มของลักษณะข้อมูลสำหรับระบุบุคคล ด้วยวิธีการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบหลัก

ตารางที่ 2.2 สรุปงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ผู้ทำงานวิจัย	หัวข้อเรื่อง
Biel <i>et. al</i> [1]	Use a SIEMENS ECG apparatus to record medical diagnostic features for classification
Israel <i>et. al</i> [2]	Analyze fiducial based temporal features under various stress conditions
Shen <i>et. al</i> [3]	Use template matching and neural networks to classify QRS complex relate characteristic
Wubbeier <i>et. al</i> [4]	Utilize the characteristic vector of the electrocardiogram for fiducial based feature extraction out of the QRS complex
Wang <i>et. al</i> [5]	Merge and compose analytic and appearance based features for classification
Palaniappan <i>et. al</i> [6]	Use two different neural network architectures for classification of six QRS wave related features
Kyoso <i>et. al</i> [7]	Analyzed four fiducial based features from heart beats, to determine those with greater impact on the identification performance
Ogawa <i>et. al</i> [8]	Acquire ECG data from a bathtub and analyze them using wavelets
Chan <i>et. al</i> [9]	Use the correlation coefficient and a wavelet distance measure as a feature vector
Plataniotis <i>et. al</i> [10]	Analyze the autocorrelation of ECGs for feature extraction and apply DCT for dimensionality reduction
Ghongade <i>et. al</i> [11]	A Brief Performance Evaluation of ECG Feature Extraction Techniques for Artificial Neural Network Based Classification
Wang <i>et. al</i> [12]	Compare fiducial based and non-fiducial methodologies for ECG identification

บทที่ 3

ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องเกี่ยวกับงานวิจัยในด้านการเก็บข้อมูลการแยกลักษณะของข้อมูล การแปลงข้อมูลทางเวลาให้อยู่ในโดเมนของความถี่ที่จะนำไปใช้แยกลักษณะของข้อมูล การลดขนาดของกลุ่มข้อมูล และงานประเภทรูจำ (Pattern Recognition)

3.1 การระบุบุคคลโดยอาศัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ลีด



รูปที่ 3.1 แสดงขั้นตอนของงานประเภทรูจำ

ในการระบุบุคคลโดยอาศัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนมากงานประเภทรูจำจะถูกจัดอยู่ในงานประเภทรูจำ ที่มีรูปแบบพื้นฐานของระบบเป็นดังรูปที่ 3.1 จะประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอน คือ - ขั้นตอนการประมวลผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเบื้องต้น (Pre-processing) - ขั้นตอนการดึง และแยกลักษณะของข้อมูลออกมาสำหรับใช้งาน (Feature Extraction) - ขั้นตอนการแยกกลุ่มสำหรับทำการระบุบุคคล (Classification)

3.2 การเตรียมข้อมูล

ขั้นตอนที่สำคัญอย่างยิ่งสำหรับการแยกประเภทของข้อมูล หรือการรู้จำรูปแบบ คือ ขั้นตอนของการเตรียมข้อมูล เนื่องจากข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกเก็บหรือนำมาใช้นั้นมีปริมาณที่มาก และยังไม่พร้อมสำหรับใช้งาน จึงมีความจำเป็นที่จะต้องผ่านกระบวนการ การประมวลผลเบื้องต้น และกระบวนการแยกลักษณะ เพื่อปรับข้อมูลให้มีความเหมาะสมกับการใช้งาน ที่จะช่วยให้การรู้จำรูปแบบเกิดประสิทธิภาพที่สูงขึ้น

3.2.1 การประมวลผลเบื้องต้น

ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไป ในส่วนมากจะเป็นการนำเอาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากกลุ่มนักวิชาการที่ทำการศึกษาด้านนี้ทำการเก็บสัญญาณไว้เป็นฐานข้อมูลจนเป็นที่ได้รับการยอมรับ โดยสามารถดาวน์โหลดจากฐานข้อมูล MIT-BIH [12] หรืออีกวิธีการหนึ่ง คือ การเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าด้วยวิธีการวัดลีดต่างๆ เอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 การนอร์มอลไลซ์ทางความยาว และการตรวจจับคาบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเลือกนำสัญญาณมาใช้ในแต่ละครั้งจะอาศัยวิธีการตรวจจับตำแหน่งสูงสุดจากจุด R แรก ถึง จุด R ถัดไป (R-R peak detection) เพื่อทำการแบ่งรอบคลื่นของสัญญาณ หลังจากนั้นจึงตัดสัญญาณออกเป็นรอบคลื่น (Beat) ซึ่งจะพบว่าลักษณะของตัวสัญญาณหลายจะให้ความยาวที่ไม่เท่ากัน ดังนั้นเพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์จึงเกิดขึ้นตอนของการทำการนอร์มอลไลซ์ขนาดของสัญญาณ เพื่อให้สัญญาณมีขนาดความยาวที่เท่ากัน คือ การเติมค่าศูนย์ (Zero padding) เพิ่มเข้าไปให้ได้ขนาดความยาวมากที่สุดในแต่ละสัญญาณ

3.3 การดึง และแยกลักษณะของข้อมูลออกมาสำหรับใช้งาน

การดึง และแยกลักษณะเด่น ถือว่าเป็นขั้นตอนที่มีความสำคัญขั้นตอนหนึ่ง เพราะกระบวนการต่างๆ จะถูกนำมาประยุกต์ขึ้น เพื่อให้หาลักษณะที่มีความแตกต่าง โดยวิธีการนั้นจะมีด้วยกันหลายวิธี ทั้งที่อยู่ในโดเมนเวลา หรือ โดเมนความถี่ ซึ่งผลที่ได้ก็จะแตกต่างกันไปในแต่ละวิธี

3.3.1 การคอรีเลชันของสัญญาณดิสครีตไทม์ (Correlation of Discrete-Time Signals)

กระบวนการทางคณิตศาสตร์ที่เป็นการกระทำกันระหว่างสัญญาณสองซีเคิร์น มีวัตถุประสงค์ คือ การทำเพื่อวัดความเหมือนกันระหว่างสัญญาณ 2 สัญญาณ โดยสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานด้านต่างๆ เช่น เรดาร์ตรวจจับ โซนาร์ การสื่อสารทางดิจิทัล ภูมิศาสตร์ และสาขาอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับวิทยาศาสตร์และวิศวกรรม

ในเริ่มต้น สมมติว่าสัญญาณ 2 สัญญาณ คือ $x(n)$ และ $y(n)$ ที่ต้องการเปรียบเทียบเป็นการประยุกต์ใช้งานด้านเรดาร์ $x(n)$ คือ สัญญาณที่ส่งออกไปที่ได้รับการสุ่ม และ $y(n)$ คือ สัญญาณที่ได้รับที่เออร์ทพุทของตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ถ้าเป้าหมายถูกค้นหาสัญญาณอินพุทก็คือสัญญาณอินพุทที่ได้รับการหน่วงเวลาไป ซึ่งสามารถเขียนได้ดังสมการ

$$y(n) = \delta x(n - D) + w(n) \quad (3.1)$$

เมื่อ δ คือค่าแฟกเตอร์ของการลดทอน ซึ่งแสดงให้เห็นว่ามีการสูญเสียที่เกิดขึ้น เมื่อสัญญาณ $x(n)$ เดินทางไปแล้ว

D คือ ค่าการหน่วงเวลา

$w(n)$ คือ สัญญาณรบกวนที่รับได้จากเสาอากาศหรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ หรือ ภาวขยายสัญญาณที่ส่วนหน้าของภาครับ ในทางกลับกันถ้าไม่มีเป้าที่จะตรวจจับอยู่ในพื้นที่การตรวจจับสัญญาณที่รับได้จะประกอบด้วยสัญญาณรบกวนแต่เพียงอย่างเดียว

แต่ถ้าสิ่งที่เราให้ความสนใจอยู่นั้นเป็นการวัดค่าความสัมพันธ์กันระหว่างสัญญาณตัวเอง กับสัญญาณของตัวเองนั้น จะเป็นการวัดความเหมือนกันระหว่างสัญญาณ 2 สัญญาณ เช่น การกำหนดสถานะระยะของสัญญาณ โดยที่ระยะสามารถหาได้จากการคำนวณการสะท้อนไปกลับของเสียง หรือระบุความถี่พื้นฐานของสัญญาณที่มีส่วนความถี่อื่นรบกวนปนอยู่ได้ ซึ่งเราจะเรียกว่าเป็นการทำออโตคอริเลชัน (Autocorrelation)

ในทางสถิติ การทำออโตคอริเลชันของชุดเวลาที่ไม่ต่อเนื่อง จะเป็นเพียงการหาความสัมพันธ์ของกระบวนการที่มีความแตกต่างกันทางเวลา ดังสมการ

$$R(k) = \frac{E[(X_i - \mu)(X_{i+k} - \mu)]}{\sigma^2} \quad (3.2)$$

เมื่อ ค่า E คือ ค่าคาดหวัง

ค่า k คือ ค่าการเปลี่ยนแปลงทางเวลา

ค่า μ คือ ค่าเฉลี่ยของสัญญาณ

ค่า σ^2 คือ ค่าความแปรปรวน

การพิจารณาฟังก์ชันนี้ ส่วนมากจะกำหนดให้อยู่ในช่วง $[-1, 1]$ โดยที่ ค่าเท่ากับ 1 แสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณที่ทับซ้อนเมื่อเวลาเลื่อนไปยังตำแหน่งเวลา k แบบสมมาตรแบบ และค่าเท่ากับ -1 แสดงความแตกต่างกันของสัญญาณแบบสมมาตรแบบ

การประมวลผลทางสัญญาณจะไม่ได้กำหนดความหมายเอาไว้ตามค่าเฉลี่ยของสัญญาณ และค่าความแปรปรวน แต่จะกำหนดให้เป็นสัญญาณฟังก์ชัน $f(t)$ ที่มีการทำออโตคอริเลชันแบบต่อเนื่องอยู่ในรูป $Rf(\tau)$ นั่นก็คือ การทำครอสคอริเลชันของฟังก์ชัน $f(t)$ กับสัญญาณของตัวเอง ที่มีช่วงความห่าง τ แบบล่าหลัง ดังสมการ

$$\begin{aligned} Rf(\tau) &= f^*(-\tau) \circ f(\tau) \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f(t+\tau) f^*(t) dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f(t) f^*(t-\tau) dt \end{aligned} \quad (3.3)$$

เมื่อ f^* คือ ค่าการรวมกันที่ซับซ้อน

○ คือ การทำคอนโวลูชันกันสำหรับฟังก์ชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับในกรณีของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถหาได้จาก อัตราค่าของการทำอ-
โตคอรีเลชัน $\hat{R}_{xx}[m]$ ดังสมการ

$$\hat{R}_{xx}[k] = \frac{\sum_{i=0}^{n-k} (X_i - \mu)(X_{i+k} - \mu)}{(n-k)\sigma^2} \quad (3.4)$$

เมื่อ $(X_i - \mu)$ คือ ชุดของสัญญาณ ECG เริ่มจากเวลา $0, 1, \dots, (n-k)$

$(X_{i+k} - \mu)$ คือ ชุดของสัญญาณ ECG ที่มีการเลื่อนออกไปของเวลา

3.3.2 การแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Cosine Transform)

การแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง (DCT) เป็นการแปลงออร์ทogonal ที่เป็นจำนวนจริง และมีฟังก์ชันโคไซน์ เป็นฐาน มีทั้งหมด 8 ชนิด คือ DCT-1 ถึง DCT-4 ความยาวคู่ (หรือ DCT-IE ถึง DCT-IVE) และ DCT-5 ถึง DCT-8 ความยาวคี่ (หรือ DCT-IO ถึง DCT-IVO)

การแปลงโคไซน์ ที่รู้จักกันมากที่สุด คือ DCT ชนิดที่สองความยาวคู่ ซึ่งมักจะเรียกสั้นๆ ว่า “การแปลง DCT” และ เรียกการแปลงกลับ ซึ่งเท่ากับการแปลง DCT-III ว่า “การแปลงกลับ DCT” หรือ “IDCT (Inverse DCT)”

หลักการสำคัญของกระบวนการนี้ คือ การลดขนาดของข้อมูลเป็นการละเลย องค์ประกอบข้อมูลที่มีค่าเข้าใกล้ 0 ซึ่งจะส่งผลต่อชุดค่าข้อมูลที่ทำกรวิเคราะห์ ดังนั้นจึงถือว่าการแปลงนี้จะเป็นการควบคุมระดับของค่าพลังงานให้มีขนาดที่กะทัดรัดขึ้น ลดขนาดชุดสัญญาณ ให้มีขนาดเล็กลง เพื่อให้่ายต่อการจัดเก็บข้อมูล อัตราค่าความถี่สามารถคำนวณหาได้จาก

$$Z[u] = G[u] \sum_{i=0}^{M-1} z[i] \frac{\pi \cos(2i+1)u}{2M} \quad (3.5)$$

$$G[u] = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{M}} & , u = 0 \\ \sqrt{\frac{2}{M}} & , 1 \leq u \leq M-1 \end{cases} \quad (3.6)$$

เมื่อ $z[i]$ คือ ค่าที่เกิดจากการทำอโตคอรีเลชันตามสมการที่ 3.4

M คือ ความยาวของสัญญาณ $z[i]$

$G[u]$ คือ เงื่อนไขสำหรับระยะเวลาต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 กระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Estimation)

กระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง คือ การแสดงค่าความแข็งแรงของรูปแบบที่อยู่ในรูปของความถี่ มีหน่วยเป็นพลังงานต่อความถี่หรือสเปกตรัมของสัญญาณ ซึ่งสัญญาณมีลักษณะเป็นคลื่น ดังนั้นเมื่อนำความหนาแน่นของคลื่นคูณด้วยค่าปัจจัยที่เหมาะสม จะทำให้พลังงานเกิดการรองรับเป็นคลื่นต่อหน่วย ที่เรียกว่า สเปกตรัมความหนาแน่นของพลังงาน โดยจะมีหน่วยเป็น วัตต์ต่อเฮิรตซ์

ค่าสเปกตรัมความหนาแน่นของพลังงาน สามารถหาได้จาก

$$S_{xx}(f) = |X(f)|^2 \quad (3.7)$$

เมื่อ $X(f)$ คือ สัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูเรียร์จาก $x_a(t)$

แต่ถ้าสเปกตรัมถูกคูณด้วยประเภทของการตัดข้อมูล (ฟังก์ชันวินโดว์) จะมีค่าเป็น

$$S_{\tilde{x}\tilde{x}}(f) = |\tilde{X}(f)|^2 = \left| \sum_{n=0}^{N-1} \tilde{x}(n) e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (3.8)$$

เมื่อ $\tilde{x}(n)$ คือ ค่าประมาณของสเปกตรัมที่แท้จริงของซีเควิน $x(n)$

สำหรับสเปกตรัมในสมการที่ 3.8 จะสามารถคำนวณได้โดยใช้ DFT ซึ่งจะเป็นการประมาณสเปกตรัมของกำลังได้ดังนี้

$$P_{xx}(f_k) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi f_k n} \right|^2 = \frac{1}{N} |X(f)|^2 \quad (3.9)$$

เมื่อ f_k คือ ตำแหน่งของความถี่ มีค่าเท่ากับ k/N

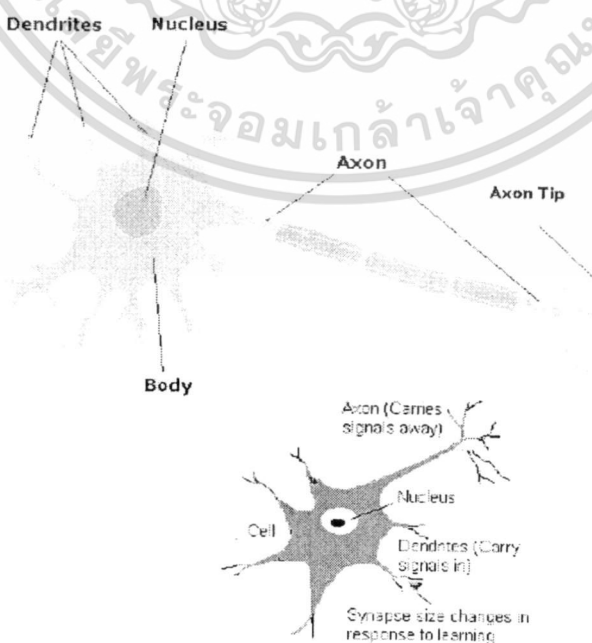
การประมาณค่าสเปกตรัมความหนาแน่นของกำลังในลักษณะนี้จะรู้จักกันดีในชื่อของ Periodogram ซึ่งการใช้สเปกตรัมพลังงานของสัญญาณนี้จะถือว่าเป็นพื้นฐานในงานทางวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ โดยเฉพาะในระบบการสื่อสารอิเล็กทรอนิกส์ที่จำเป็นอย่างยิ่ง ที่จะต้องใช้การวิเคราะห์สเปกตรัม เพื่อช่วยงานวิศวกรอิเล็กทรอนิกส์ ในการสังเกตและการวัดสเปกตรัมพลังงานของสัญญาณ

3.4 ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับงานรู้จำ (Pattern Recognition)

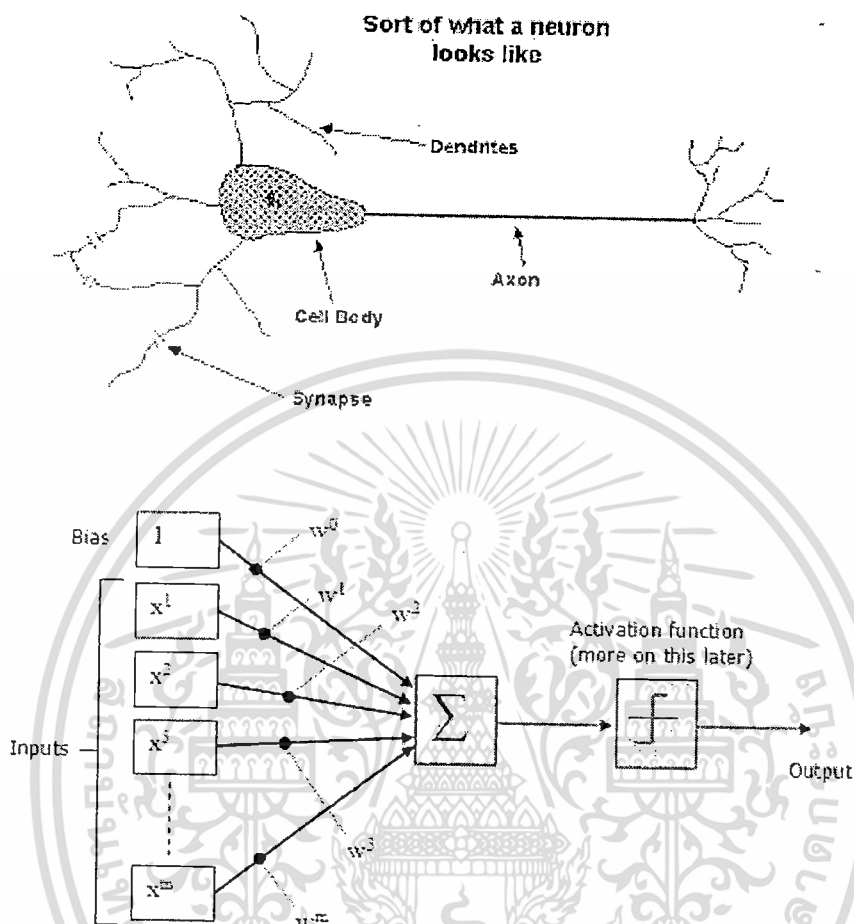
ปัจจุบันได้มีการตื่นตัวทางด้านงานวิจัยและพัฒนาเกี่ยวกับโครงข่ายประสาทเทียมทั้งทางด้านทฤษฎีและการนำมาประยุกต์ใช้งาน จนกระทั่งมีการปรับนำมาใช้งานร่วมกับอุปกรณ์เครื่องใช้ชนิดต่างๆ มากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะการใช้งานร่วมกับคอมพิวเตอร์ เพราะถึงแม้คอมพิวเตอร์จะถูกนำมาใช้งาน แต่ประสิทธิภาพและความสามารถยังคงมีข้อจำกัด เมื่อเปรียบเทียบกับการทำงานของสมองมนุษย์ ที่ซึ่งมนุษย์สามารถที่จะจดจำ เรียนรู้ และปรับใช้กับเหตุการณ์ต่างๆ ได้ ดังนั้นจึงมีการศึกษาลักษณะการทำงานของสมอง และทำการเลียนแบบลักษณะการทำงานของสมองชีวภาพ เพื่อกำหนดแนวทางสำหรับการสร้างแบบจำลองขึ้นมา ในลักษณะโครงข่ายประสาทชีวภาพ (Artificial Neural) โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) และศึกษากระบวนการเรียนรู้ (Learning Algorithm) แล้วพยายามสมมติฐานลักษณะการทำงานของแบบจำลองเป็นโมเดลทางคณิตศาสตร์เพื่อนำมาประยุกต์ใช้กับคอมพิวเตอร์

3.4.1 โครงข่ายประสาทชีวภาพ

สมองมนุษย์ประกอบไปด้วยเซลล์ประสาท (Neuron) จำนวนมาก ที่มีการเชื่อมโยงต่อกันอย่างหนาแน่น แต่ละเซลล์ประสาทประกอบด้วยเดนไดรต์ (Dendrites) ทำหน้าที่รับรู้ความรู้สึกจากเส้นใยประสาทโดยส่งข้อมูลเป็นสัญญาณไฟฟ้า (Electrical Signals) มาที่เดนไดรต์ และเดนไดรต์แต่ละกิ่งจะรับได้ด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight) ที่แตกต่างกันและจะมีการแทนค่าถ่วงน้ำหนักด้วยความแข็งแรง (Strength) ของแต่ละไซแนปส์ (Synapse) จากนั้นจะส่งข้อมูลที่ได้อให้ตัวเซลล์ (Cell body) ซึ่งทำหน้าที่รวบรวมสิ่งที่ได้แล้วส่งต่อไปที่แอกซอน (Axon) ซึ่งแอกซอนจะเป็นตัวส่งสัญญาณออกไป โดยสัญญาณที่ส่งออกมาจะเป็นฟังก์ชันของผลรวมของสิ่งที่ได้รับรู้จากตัวเซลล์ โดยที่เซลล์ประสาทมียลักษณะดังรูปที่ 3.2



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานวิจัยเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 3.2 แสดงแบบจำลองของเซลล์ประสาท
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงแบบจำลองของเซลล์ประสาทในคอมพิวเตอร์

3.4.2 โครงข่ายประสาทเทียม

นักวิจัยส่วนใหญ่ในปัจจุบันเห็นตรงกันว่าโครงข่ายประสาทเทียมมีโครงสร้างแตกต่างจากโครงข่ายในสมอง แต่ก็ยังเหมือนสมองตรงที่โครงข่ายประสาทเทียม คือ การรวมกลุ่มแบบขนานของหน่วยประมวลผลย่อยๆ และการเชื่อมต่อนี้เป็นส่วนสำคัญที่ทำให้เกิดสติปัญญาของโครงข่าย เมื่อพิจารณาขนาดแล้วสมองมีขนาดใหญ่กว่าโครงข่ายประสาทเทียมอย่างมาก รวมทั้งเซลล์ประสาทยังมีความซับซ้อนกว่าหน่วยย่อยของโครงข่าย อย่างไรก็ตามสิ่งที่สำคัญๆของสมอง เช่น การเรียนรู้ยังคงสามารถถูกจำลองขึ้นอย่างง่ายด้วยโครงข่ายประสาทนี้ดังรูปที่ 3.3

ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าโครงข่ายประสาทเทียมเป็นอัลกอริทึมที่เลียนแบบการเรียนรู้ของสมองมนุษย์ โดยองค์ประกอบของโครงสร้างพื้นฐานที่สำคัญจะประกอบไปด้วย ยูนิท (Unit), ตัวแปรอินพุท (Input), ตัวแปรเอาต์พุท (Output), และค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight Value) ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งสามารถสรุปความสัมพันธ์ระหว่างเซลล์ประสาทกับเซลล์ประสาทเทียมได้ดังนี้

เซลล์ประสาท	เซลล์ประสาทเทียม
- ตัวเซลล์ (Cell body)	- ยูนิต (Unit)
- เดนไดรต์ (Dendrite)	- ตัวแปรอินพุท (Input Layer)
- แอกซอน (Axon)	- ตัวแปรเอาต์พุท (Output Layer)
- ซิแนปส์ (Synapse)	- ค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight Value)

สำหรับในคอมพิวเตอร์ การจำลองเซลล์ประสาทประกอบด้วยค่าอินพุท X_1, X_2, \dots, X_n จะถูกป้อนเข้ามายังเซลล์ประสาท ซึ่งเปรียบเทียบกับได้กับสัญญาณไฟฟ้าเคมีเข้ามายังไซแนปส์ของเซลล์ประสาท ค่าอินพุทเหล่านี้จะคูณด้วยค่าถ่วงน้ำหนักที่มีค่าตั้งแต่ 0.0-1.0 ผลรวมของสัญญาณทั้งหมด (NET) จะเป็นไปตามสมการที่ 3.10

$$\begin{aligned} NET &= X_1W_1 + X_2W_2 + \dots + X_nW_n \\ &= \sum (X_iW_i) \end{aligned} \quad (3.10)$$

จากนั้นจะถูกตัดสินใจโดยหน่วยเซลล์ด้วยฟังก์ชันการตัดสินใจ และได้ค่าเอาต์พุท (OUT) ตามสมการที่ 3.11

$$OUT = F(NET) \quad (3.11)$$

ฟังก์ชันตัดสินใจของนิวรอน กรณี Hard linear function จะมีเงื่อนไขตามสมการที่ 3.12

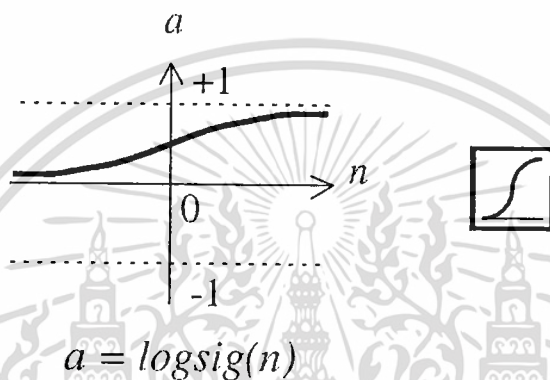
$$OUT = \begin{cases} 1 & \text{if } NET > T \\ 0 & \text{if } NET \leq T \end{cases} \quad (3.12)$$

เมื่อค่า T คือ ค่าขีดเริ่ม (Threshold) หรืออาจเป็นฟังก์ชันอื่นๆ ที่เลียนแบบคุณสมบัติไม่คงที่ของเซลล์ประสาทได้ดีกว่า และใช้เป็นฟังก์ชันให้กับโครงข่ายทั่วไปได้ ฟังก์ชันตัดสินใจที่นิยมใช้กันทั่วไป คือ ซิกมอยด์ฟังก์ชัน (Sigmoid Function) เนื่องจากเป็นฟังก์ชันที่มีการเพิ่มค่าของข้อมูลขึ้นอย่างสม่ำเสมอ ซึ่งสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 3.13

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (3.13)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การใช้ซิกมอยด์ฟังก์ชันจะทำให้ค่าขีดแบ่งฟังก์ชันมีลักษณะไม่เป็นเชิงเส้น (Non Linear Function) ทำให้ค่าอินพุตที่ไวต่อสัญญาณขนาดเล็กๆ และเฉลี่ยต่อสัญญาณแรงๆ คือ สัญญาณไปทางบวกเล็กน้อยก็จะมีค่าเอาต์พุตใกล้เคียง “1” และสัญญาณเป็นลบค่าต่างๆ ใกล้เคียง “0” ขณะเดียวกันสัญญาณบวกขนาดใหญ่ๆ ก็ยังให้ค่าเอาต์พุตใกล้เคียง “1” และสัญญาณลบค่ามากๆ ก็ยังคงให้ค่าเอาต์พุตใกล้เคียง “0” ได้ คือ มีคุณสมบัติ Non Linear Gain นั้นเอง ซึ่งกรอสเบิร์ก (Grossberg, 1973) ได้ทำการค้นพบว่าวิธีนี้สามารถแก้ปัญหา Noise Saturation Dilemma ได้ และทำให้เซลล์ประสาทเทียมสามารถใช้งานได้กว้างขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 แสดงลักษณะฟังก์ชันตัดสินใจแบบซิกมอยด์ฟังก์ชัน

โครงข่ายประสาทเทียมอาจพิจารณาให้เป็นขั้นตอนวิธีทางคณิตศาสตร์ของโครงข่ายประสาทชีวภาพโดยตั้งบนพื้นฐานดังนี้

- 1 หน่วยประมวลผลที่เรียกว่า นิวรอล จะทำการส่งผ่านข้อมูลระหว่างนิวรอลโดยการเชื่อมโยงระหว่างนิวรอล
- 2 การเชื่อมโยงแต่ละส่วนนี้จะขึ้นอยู่กับค่าเชื่อมโยงหรือค่าถ่วงน้ำหนัก
- 3 ข้อมูลเอาต์พุตจะถูกกำหนดด้วยฟังก์ชันกระตุ้น ซึ่งปกติความสัมพันธ์ระหว่างผลรวมของข้อมูลอินพุตที่คูณด้วยค่าการเชื่อมโยงกับข้อมูลเอาต์พุตจะเป็นความสัมพันธ์แบบไม่เป็นเชิงเส้น

3.5 การเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม

การเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียมจะมีประสิทธิภาพเพียงใดนั้น ขึ้นอยู่กับค่าถ่วงน้ำหนักของโครงข่ายประสาทเทียม ซึ่งการสอนโครงข่ายประสาทเทียมก็คือการหาค่าถ่วงน้ำหนักที่เหมาะสมให้แก่โครงข่ายนั้นๆ ซึ่งโครงข่ายประสาทเทียมสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทตามลักษณะการเรียนรู้ คือ การเรียนรู้แบบควบคุม (Supervised Learning) และการเรียนรู้ไม่มีการ

ควบคุม (Unsupervised Learning) การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.1 การเรียนรู้แบบควบคุม (Supervised Learning)

การเรียนรู้วิธีนี้จะมีการกำหนดคู่ของการฝึกสอนระหว่างอินพุตกับเอาต์พุตที่ต้องการให้ โครงข่ายประสาทเทียม ที่เรียกว่า เทรนนิ่งแพร์ (Training Pairs) โครงข่ายประสาทเทียมจะถูกฝึกสอนไปสอนตามจำนวนของคู่ที่ป้อน (จำนวนคู่ของอินพุตกับเอาต์พุตที่ต้องการให้ โครงข่ายประสาทเทียมรู้จัก) เอาต์พุตที่คำนวณได้จากโครงข่ายประสาทเทียมจะถูกเปรียบเทียบกับ สอดคล้องกับเป้าหมายค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้น และจะถูกป้อนกลับไปยังโครงข่ายประสาทเทียมและเปลี่ยนแปลงค่าถ่วงน้ำหนักให้สอดคล้องกับอัลกอริทึม ที่ทำให้แนวโน้มของข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นระหว่างเอาต์พุตกับเป้าหมายโดยเฉลี่ยมีค่าต่ำลง หลังจากการฝึกสอน โครงข่ายประสาทเทียมจะถูกทดสอบ โดยให้เฉพาะค่าอินพุต แต่ไม่ให้ค่าเอาต์พุตที่ต้องการและจะพิจารณาเอาต์พุตที่ได้จากโครงข่ายประสาทเทียมใกล้เคียงกับค่าเอาต์พุตที่ต้องการหรือไม่ โครงข่ายประสาทเทียมประเภทนี้จะแบ่งออกเป็น Feed-Forward Neural Networks และ Radial Basis Function Networks ซึ่งสองชนิดนี้นิยมใช้กับการแก้ปัญหาลักษณะการประมาณค่าฟังก์ชัน (Function Approximation)

3.5.2 การเรียนรู้แบบไม่มีการควบคุม (Unsupervised Learning)

การเรียนรู้โดยวิธีนี้จะป้อนข้อมูลอินพุตเข้าสู่โครงข่าย ภายในโครงข่ายจะมีโหนดเอาต์พุตจำนวนหลายโหนดด้วยกัน โดยแต่ละโหนดจะแทนกลุ่มของข้อมูลที่มีคุณสมบัติเหมือนกัน เมื่อป้อนข้อมูลอินพุตเข้าสู่โครงข่าย โครงข่ายจะคำนวณค่าความสัมพันธ์ที่มีอยู่ภายในขอบเขตของอินพุต โดยที่จะอาศัยค่าน้ำหนักเป็นตัวแยกความแตกต่างของข้อมูลอินพุตไปเก็บไว้ในโหนดเอาต์พุตของโครงข่าย การสอนโดยวิธีนี้จะไม่สามารถระบุได้ว่าข้อมูลเอาต์พุตโหนดใดเป็นข้อมูลของกลุ่มไหน ผู้ใช้จะต้องกำหนดเอง ซึ่งแตกต่างจากการเรียนรู้แบบควบคุมที่โครงข่ายสามารถระบุกลุ่มของข้อมูลเอาต์พุตได้อย่างแน่นอน โครงข่ายประสาทเทียมประเภทนี้จะแบ่งออกเป็น Kohonen Networks ซึ่งนิยมใช้ในการแก้ปัญหาลักษณะของการแยกแยะ (Classification Problem) และ Hopfield Networks ซึ่งนิยมใช้ในการแก้ปัญหาลักษณะการหาค่าที่เหมาะสม

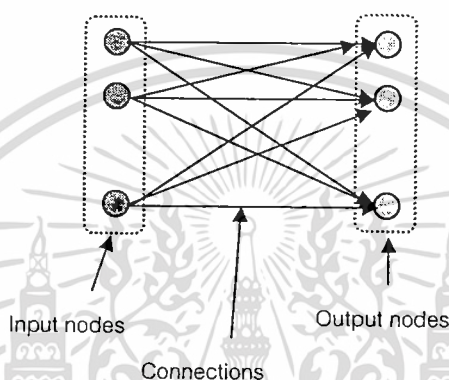
3.6 สถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาทเทียม (Architectures of Network)

การสร้างโครงข่ายประสาทเทียมเพียงหนึ่งเซลล์ ที่อาศัยแนวความคิดจากเซลล์ประสาทชีวภาพ แปลงเป็นเซลล์ประสาทเทียมได้นั้นจำเป็นจะต้องใช้เซลล์ประสาทที่มีคุณลักษณะต่างกัน (ค่าถ่วงน้ำหนัก) มาเชื่อมต่อเซลล์ประสาทหลายๆ ตัวเข้าด้วยกัน ให้เกิดเป็นลักษณะของโครงข่ายเป็นชั้นๆ หรือที่เรียกว่า เลเยอร์ (Layer) ซึ่งเซลล์ประสาทแต่ละตัวที่อยู่ในชั้นเดียวกันจะ ไม่มีการเชื่อมต่อถึงกัน ประเภทของโครงข่ายการเชื่อมต่อโครงข่ายประสาทเทียมสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 แบบ คือ โครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว (Single Layer Neural Network) และโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น (Multi Layer Neural Network) ซึ่งแต่ละชนิดจะมีเอกลักษณ์ที่เด่นแตกต่างกันไป

การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6.1 โครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว (Single Layer Neural Network)

จะเป็นโครงข่ายที่ประกอบไปด้วยเซลล์ประสาทที่จัดเรียงตัวอยู่ในชั้นต่างกัน ได้แก่ ชั้นอินพุตและชั้นเอาต์พุต สาเหตุที่จัดโครงสร้างแบบชั้นเดียว เนื่องจากเรานับชั้นเอาต์พุตเพียงชั้นเดียวเท่านั้นว่าเป็นชั้นของเซลล์ประสาท สำหรับชั้นอินพุตเราไม่พิจารณาว่าเป็นชั้นของเซลล์ประสาทก็เพราะเป็นชั้นที่ไม่มีการประมวลใดๆ จะทำหน้าที่เพียงแคร์ับข้อมูลอินพุตเข้ามาและส่งต่อให้กับชั้นถัดไปเท่านั้น ทำให้มีความสามารถในการขอบเขตที่จำกัด คือ ใช้ตัดสินใจกับปัญหาที่เป็นเชิงเส้นเท่านั้น ดังรูปที่ 3.5

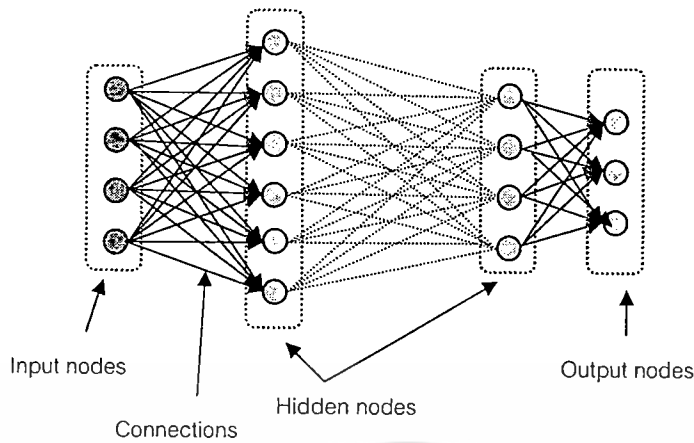


รูปที่ 3.5 แสดง โครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียว

3.6.2 โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น (Multi Layer Neural Network)

เนื่องด้วยข้อจำกัดที่ไม่สามารถนำมาใช้แก้ปัญหาในบางกรณีได้ จึงได้มีการเสนออีกหนึ่งรูปแบบ คือ โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น ซึ่งจะเป็นโครงข่ายที่เกิดจากการจัดเรียงตัวของเซลล์ประสาทตั้งแต่ 2 ชั้นขึ้นไป หรือคือ มีการเรียงตัวของโครงข่ายประสาทเทียมแบบชั้นเดียวหลายๆ ตัวต่อในลำดับชั้นที่ลดหลั่นกันลงไป โดยอยู่ในรูปของการทำงานที่ป้อนไปข้างหน้า (Feed Forward) ซึ่งชั้นที่อยู่ระหว่างชั้นอินพุตและชั้นเอาต์พุตเรียกว่า ชั้นซ่อน (Hidden Layer) ซึ่งชั้นนี้เองที่เป็นตัวเพิ่มประสิทธิภาพให้แก่โครงข่าย โดยที่จำนวนของชั้นซ่อนสามารถมีได้มากกว่า 1 ชั้น แต่ละชั้นจะมีค่าไม่คงที่ขึ้นอยู่กับการใช้งาน เอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่าความผิดพลาดกับค่าเอาต์พุตที่ต้องการ (Target Output) ซึ่งค่าความผิดพลาดนี้เองจะนำไปคำนวณและปรับค่าถ่วงน้ำหนักให้เปลี่ยนไปในทางที่ถูกต้องมากขึ้น ดังรูปที่ 3.6

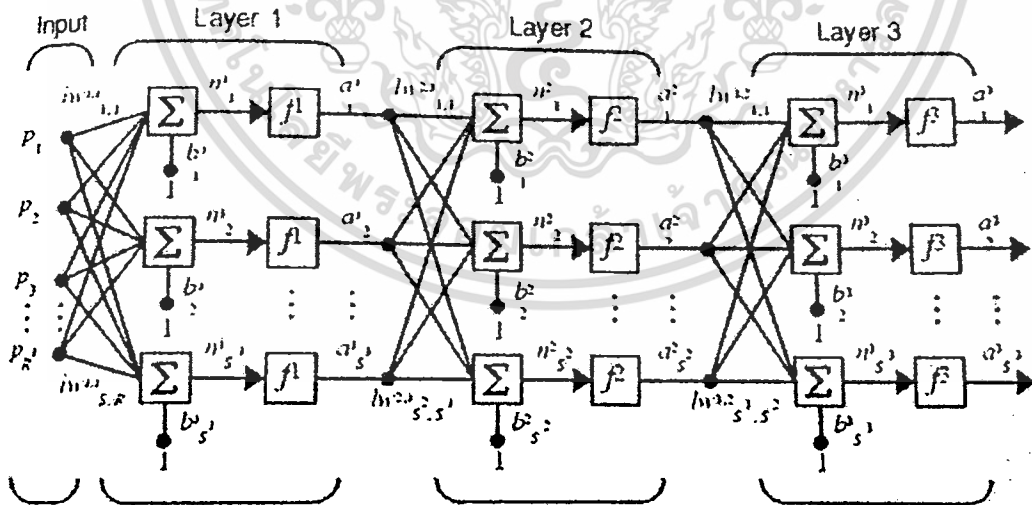
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 แสดงโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น

3.7 อัลกอริธึมของโครงข่ายประสาทเทียม (Algorithm of Neural Network)

ลักษณะของงานวิจัยส่วนมากนี้จะมีการนำรูปแบบโครงข่ายประสาทเทียมมาใช้ ซึ่งขึ้นอยู่กับประเภทของงานที่นำมาวิเคราะห์ที่ต้องการผลที่แตกต่างกัน ดังนั้นจึงกล่าวถึงรายละเอียดเฉพาะที่นำมาใช้กับงานวิจัยนี้ คือ โครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ (Back-propagation Neural Network) โดยที่ชนิดของโครงข่ายประสาทเทียมที่นำมาใช้อยู่ในโปรแกรม Matlab/ Neural Network Toolbox



$$a^1 = f^1(iw^{1,1}p + b^1) \quad a^2 = f^2(lw^{2,1}a^1 + b^2) \quad a^3 = f^3(lw^{3,2}a^2 + b^3)$$

$$a^3 = f^3(lw^{3,2}f^2(lw^{2,1}f^1(iw^{1,1}p + b^1) + b^2) + b^3)$$

รูปที่ 3.7 แสดงแบบจำลองโครงข่ายประสาทชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7.1 โครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ

โครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับเป็นชนิดของโครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้ในการเรียนรู้วิธีหนึ่งที่นิยมใช้ในโครงข่ายประสาทเทียมที่ประกอบด้วยหลายชั้น (Multi-layer perceptron) ที่ประกอบด้วย นิวรอลเซลล์ที่เรียงกันอยู่มากกว่า 2 ชั้น ซึ่งประกอบด้วยชั้นอินพุท ชั้นซ่อน และชั้นเอาต์พุท ลักษณะของโครงข่ายชนิดนี้เป็นแบบป้อนไปข้างหน้า โดยมีเงื่อนไขการเชื่อมโยงแบบต่อกันหมด เพื่อทำหน้าที่คำนวณค่า และปรับค่าน้ำหนักในเส้นเชื่อมโยงต่อระหว่างชั้นให้มีค่าที่เหมาะสม โดยการปรับค่านี้อาศัยความแตกต่างของค่าเอาต์พุทที่คำนวณได้กับค่าเอาต์พุทที่ต้องการ ดังรูปที่ 3.7

จากรูปที่ 3.7 แสดงโครงข่ายประสาทเทียมที่มี 2 ชั้นซ่อน มีอินพุท R ชุด นิวรอลในชั้นที่ 1 และ 2 เท่ากับ S^1 และ S^2 และมีเอาต์พุท S^3 ชุด สมาชิกของอินพุทเวกเตอร์ P แต่ละตัวจะถูกเชื่อมเข้ากับนิวรอลแต่ละนิวรอลในชั้นซ่อนที่ 1 ด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก W^1 (เรียกว่า Input Weight, $IW^{1,1}$) ซึ่งเป็นเมทริกซ์ขนาด $S^1 \times R$ และเวกเตอร์ a^1 ซึ่งผลลัพธ์ของชั้นซ่อนที่ 1 และขนาด S^1 จะเป็นอินพุทของชั้นซ่อนที่ 2 ด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก W^2 (เรียกว่า Layer Weight, $LW^{2,1}$) ซึ่งเป็นเมทริกซ์ขนาด $S^2 \times S^1$ เช่นเดียวกับชั้นซ่อนที่ 1 เวกเตอร์ a^2 ซึ่งผลลัพธ์ของชั้นซ่อนที่ 2 และขนาด S^2 จะเป็นอินพุทของชั้นข้อมูลเอาต์พุท สมาชิกแต่ละตัวของเวกเตอร์ a^2 จะถูกเชื่อมเข้ากับนิวรอลแต่ละตัวชั้นข้อมูลเอาต์พุทด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก W^3 (เรียกว่า $LW^{3,2}$) ซึ่งเป็นเมทริกซ์ขนาด $S^3 \times S^2$ โดยที่เวกเตอร์ a^3 เป็นเมทริกซ์ขนาด S^3 ซึ่งจะเป็นผลลัพธ์ของโครงข่ายประสาทเทียม

3.7.2 ขั้นตอนการฝึกสอนของโครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ

ขั้นตอนการฝึกสอนของโครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับจะสามารถแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน คือ ขั้นตอนของการป้อนข้อมูลอินพุทไปข้างหน้า (Forward Propagation) ขั้นตอนของการแพร่ค่าย้อนกลับของค่าที่มีความผิดพลาดที่เกี่ยวข้อง (Backward Propagation) และขั้นตอนของการปรับค่าถ่วงน้ำหนักและค่าไบแอส (Weight and Bias)

3.7.2.1 ขั้นตอนของการป้อนไปข้างหน้า

เริ่มต้นด้วยการนำค่าอินพุทที่ได้รับจากชั้นอินพุทมาคำนวณหาผลรวมที่ได้รับในแต่ละนิวรอล แล้วส่งผลลัพธ์ที่ได้ส่งต่อไปยังชั้นซ่อนที่ 1 แต่ละนิวรอลในชั้นซ่อนที่ 1 จะทำการคำนวณด้วยฟังก์ชันกระตุ้นในชั้นนั้นแล้วจึงส่งผลลัพธ์ที่ได้ส่งไปยังชั้นซ่อนชั้นถัดไป ในชั้นถัดไปนั้นจะมีการคำนวณด้วยกระบวนการเช่นเดิมจนถึงขั้นตอนสุดท้ายที่แต่ละนิวรอลในชั้นเอาต์พุทจะทำการคำนวณด้วยฟังก์ชันกระตุ้นในชั้นเอาต์พุท เพื่อหาคำตอบหรือผลตอบสนองของโครงข่ายสำหรับแต่ละรูปแบบข้อมูลที่ป้อนให้ ทิศทางการไหลของข้อมูลเหล่านี้จะเป็นลักษณะเคลื่อนไปข้างหน้าจากชั้นอินพุทผ่านชั้นของนิวรอล เซลล์ภายในไปสู่ชั้นเอาต์พุท

เมื่อข้อมูลอินพุตปรากฏบนชั้นอินพุต ($P_R; R=1, \dots, R$) สัญญาณจากชั้นอินพุตทั้งหมดจะถูกส่งตามสายเชื่อมโยงไปยังนิวรอนเซลล์ในชั้นถัดไป แต่นิวรอนในชั้นซ่อนที่ 1 จะถูกเชื่อมโยงด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก ($iw_{s_1, R}^{1,1} = S_1=1, \dots, S_1$) จะทำการคำนวณสัญญาณอินพุตของนิวรอนเซลล์ในชั้นซ่อนที่ 1 ดังสมการ

$$net_{s_1} = b_{s_1}^1 + \sum_{R=1}^R iw_{S_1, R}^{1,1} P_R \quad (3.14)$$

ใช้ฟังก์ชันกระตุ้นเพื่อคำนวณสัญญาณเอาต์พุต (a^1) ในชั้นซ่อนที่ 1

$$a^1 = f(net_{s_1}) \quad (3.15)$$

เมื่อสัญญาณเอาต์พุต (a^1) ในชั้นซ่อนที่ 1 ได้ส่งต่อไปยังชั้นซ่อนที่ 2 โดยแต่ละนิวรอนในชั้นซ่อนที่ 2 ถูกเชื่อมโยงด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก ($lw_{s_2, s_1}^{2,1} = S^2=1, \dots, S^2$) จะทำการคำนวณสัญญาณอินพุตของนิวรอนเซลล์ในชั้นซ่อนที่ 2 ได้จากสมการ

$$net_{s_2} = b_{s_2}^2 + \sum_{S^1=1}^{S^1} lw_{S^2, S^1}^{2,1} a^1 \quad (3.16)$$

ใช้ฟังก์ชันกระตุ้นเพื่อคำนวณสัญญาณเอาต์พุต (a^2) ในชั้นซ่อนที่ 2

$$a^2 = f(net_{s_2}) \quad (3.17)$$

เมื่อสัญญาณเอาต์พุต (a^2) ในชั้นซ่อนที่ 2 ได้ส่งต่อไปยังแต่ละนิวรอนในชั้นเอาต์พุต ถูกเชื่อมโยงด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก ($lw_{s_3, s_2}^{3,1} = S^3=1, \dots, S^3$) จะทำการคำนวณสัญญาณอินพุตของนิวรอนเซลล์ในชั้นซ่อนที่ 3 ได้จากสมการ

$$net_{s_3} = b_{s_3}^3 + \sum_{S^2=1}^{S^2} lw_{S^3, S^2}^{3,1} a^2 \quad (3.18)$$

ใช้ฟังก์ชันกระตุ้นเพื่อคำนวณสัญญาณเอาต์พุต (a^3) ในชั้นซ่อนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งาน $a^3 = f(net_{s_3})$ นั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า (3.19) ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7.2.2 ขั้นตอนของแพร่ค่าย้อนกลับของค่าที่มีความผิดพลาดที่เกี่ยวข้อง

เป็นการนำผลลัพธ์ที่ได้จากเอาต์พุตของโครงข่ายมาเปรียบเทียบกับเอาต์พุตเป้าหมายเพื่อคำนวณค่าผิดพลาดที่เกี่ยวข้อง แล้วค่าผลต่างระหว่างเอาต์พุตของโครงข่ายกับเอาต์พุตเป้าหมายเพื่อคำนวณค่าผิดพลาดที่เกี่ยวข้อง แล้วค่าผลต่างระหว่างเอาต์พุตของโครงข่ายกับเอาต์พุตเป้าหมายที่ได้จากโครงข่ายจะถูกส่งถอยหลังกลับมายังชั้นซ่อนที่ 2 และส่งต่อไปยังนิเวรอลต่างๆ ภายในชั้นซ่อนที่ 2 ซึ่งแต่ละโหนดจะได้รับค่าผิดพลาดเพียงบางส่วนขึ้นอยู่กับว่านิเวรอลเซลล์นั้นเป็นตัวส่งผลมาก-น้อยไปสู่เอาต์พุตนั้น เพื่อปรับค่าถ่วงน้ำหนักระหว่างชั้นเอาต์พุตกับชั้นซ่อนที่ 2 กระบวนการของการส่งค่าความผิดพลาดกลับมานั้นจะซ้ำกับชั้นถัดลงมาอีกจนกระทั่งทุกโหนดในโครงข่ายได้รับส่วนแบ่งค่าความผิดพลาดนั้น ค่าผิดพลาดของโครงข่ายประสาทเทียมจะเป็นผลต่างระหว่างเอาต์พุตเป้าหมายกับเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียม $t^3 - a^3$ ค่าผิดพลาดที่ได้จะถูกส่งกลับเข้ามายังโครงข่ายประสาทเทียม ในรูปสัญญาณค่าผิดพลาด (Error Signal) การหาสัญญาณค่าผิดพลาดที่ชั้นเอาต์พุตได้จากสมการ

$$\delta^3 = (t^3 - a^3) f'(net_{s^3}) \quad (3.20)$$

เมื่อ t^3 คือ ค่าผิดพลาดของเอาต์พุตเป้าหมายที่เกิดจากโครงข่ายประสาทเทียมชั้นที่ 3

a^3 คือ ค่าผิดพลาดของเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมชั้นที่ 3

ค่าถ่วงน้ำหนักที่เกี่ยวข้อง (สำหรับใช้ปรับปรุงค่าถ่วงน้ำหนัก $w_{s^3,s^2}^{3,1}$)

โดยที่ α คือ อัตราการเรียนรู้ (Learning Rate)

$$\Delta w_{s^3,s^2}^{3,2} = \alpha \delta^3 a^2 \quad (3.21)$$

คำนวณค่าไบแอส (Bias) ที่เกี่ยวข้อง (สำหรับใช้ปรับปรุง $b_{s^3}^3$)

$$\Delta b_{s^3}^3 = \alpha \delta^3 \quad (3.22)$$

และส่ง δ^3 ไปที่ชั้นซ่อนที่ 2 โดยแต่ละนิเวรอลของชั้นซ่อนที่ 2 การหาสัญญาณค่าผิดพลาดที่ชั้นซ่อนที่ 2 หาได้จากสมการ

$$\delta^2 = \sum_{s^3=1}^{S^3} \delta^3 w_{s^3,s^2}^{3,2} f'(net_{s^2}) \quad (3.23)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าถ่วงน้ำหนักที่เกี่ยวข้อง (สำหรับใช้ปรับปรุงค่าถ่วงน้ำหนัก $lw_{s^2,s^1}^{2,1}$)

$$\Delta lw_{s^2,s^1}^{2,1} = \alpha \delta^2 a^1 \quad (3.24)$$

ค่านวนค่าไบแอส (Bias) ที่เกี่ยวข้อง (สำหรับใช้ปรับปรุง $b_{s^2}^2$)

$$\Delta b_{s^2}^2 = \alpha \delta^2 \quad (3.25)$$

และส่ง δ^2 ไปที่ชั้นซ่อนที่ 1 โดยแต่ละนิวรอนของชั้นซ่อนที่ 2 การหาสัญญาณค่าผิดพลาดที่ชั้นซ่อนที่ 1 หาได้จากสมการ

$$\delta^1 = \sum_{S^2=1}^{S^2} \delta^2 lw_{S^2,S^1}^{2,1} f'(net_{S^1}) \quad (3.26)$$

ค่าถ่วงน้ำหนักที่เกี่ยวข้อง (สำหรับใช้ปรับปรุงค่าถ่วงน้ำหนัก $lw_{s^1,s^1}^{1,1}$)

$$\Delta lw_{s^1,s^1}^{1,1} = \alpha \delta^1 P_R \quad (3.27)$$

ค่านวนค่าไบแอส (Bias) ที่เกี่ยวข้อง (สำหรับใช้ปรับปรุง $b_{s^1}^1$)

$$\Delta b_{s^1}^1 = \alpha \delta^1 \quad (3.28)$$

3.7.2.3 ขั้นตอนของการปรับค่าถ่วงน้ำหนักและค่าไบแอส

เป็นการนำค่าผิดพลาดที่ได้มาใช้ในการปรับค่าถ่วงน้ำหนัก ซึ่งค่าถ่วงน้ำหนักจะเปลี่ยนไปมาก-น้อยขึ้นอยู่กับปริมาณของค่าความผิดพลาดที่ได้รับ กระบวนการจะกลับไปทำซ้ำในขั้นตอนแรกจนกระทั่งค่าความผิดพลาดที่ได้มีค่าผิดพลาดต่ำที่สุดที่กำหนดไว้ โดยการปรับน้ำหนักสำหรับแต่ละนิวรอนในชั้นเอาต์พุตสามารถคำนวณได้จาก

$$lw_{S^3,S^2}^{3,2} = lw_{S^3,S^2}^{3,2} + \Delta lw_{S^3,S^2}^{3,2} \quad (3.29)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนการปรับค่าถ่วงน้ำหนักของชั้นซ่อนที่ 2 การทำงานจะเป็นเช่นเดียวกับสมการที่ (3.29) แต่ตัวแปรต่างๆ จะเป็นของชั้นซ่อนอยู่ สำหรับแต่ละนิวรอนในชั้นซ่อนที่ 2 ซึ่งสามารถหาได้จาก

$$lw_{S^2, S^1_{(new)}}^{2,1} = lw_{S^2, S^1_{(old)}}^{2,1} + \Delta lw_{S^2, S^1}^{2,1} \quad (3.30)$$

สำหรับแต่ละนิวรอนในชั้นซ่อนที่ 1 สามารถหาได้จาก

$$iw_{S^1, R_{(new)}}^{1,1} = iw_{S^1, R_{(old)}}^{1,1} + \Delta iw_{S^1, R}^{1,1} \quad (3.31)$$

การปรับค่าถ่วงน้ำหนักจะปรับทีละชั้นจากชั้นเอาต์พุตไปยังชั้นอินพุต เมื่อเสร็จขั้นตอนการคำนวณจะกลับสู่ส่วนของการป้อนไปข้างหน้าอีกครั้ง เพื่อหาค่าเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมใหม่ สำหรับเปรียบเทียบกับค่าเอาต์พุตเป้าหมาย และดำเนินการปรับค่าถ่วงน้ำหนักในส่วนของการแพร่ค่าย้อนกลับ การทำในส่วนของขั้นตอนนี้จะคำนวณปรับค่าความผิดพลาด และปรับน้ำหนักจะคงดำเนินต่อไปจนกระทั่งค่าความผิดพลาดต่ำกว่าค่าที่กำหนดเอาไว้ค่าหนึ่งแล้วจึงหยุดกระบวนการ ค่าคำตอบที่ได้จะเป็นค่าที่เหมาะสมที่เกิดจากการคำนวณหาความผิดพลาดรวมของตัวอย่าง ซึ่งหาได้จากค่าเฉลี่ยของค่าผิดพลาดยกกำลังสอง (Mean Square Error, MSE) ระหว่างคำตอบที่แท้จริง (t_i^3) กับผลลัพธ์ของโครงข่ายประสาทเทียม (a_i^3) ดังสมการ

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (t_i^3 - a_i^3)^2 \quad (3.32)$$

เมื่อ N คือจำนวนชุดข้อมูลที่ใช้สำหรับทำการฝึกสอน

ในขั้นตอนการปรับค่าน้ำหนักที่กล่าวมาแล้วข้างต้น เป็นหลักการพื้นฐานแต่ละลำดับขั้นตอนของการปรับค่าถ่วงน้ำหนักและค่าไบแอสของการฝึกสอนโครงข่ายประสาทเทียมชนิด Feed Forward Neural Network โดยใช้ Neural Network Toolbox นั้นมีหลายวิธี แต่ละวิธีจะมีประสิทธิภาพและความรวดเร็วในการฝึกสอนที่แตกต่างกัน ส่วนวิธีการที่เลือกมาใช้สำหรับการฝึกสอนข้อมูล คือ การปรับน้ำหนักแบบ Scaled Conjugate Gradient เพราะเป็นรูปแบบที่มีความเหมาะสมสำหรับการใช้งานประเภท Pattern Recognition ที่ต้องอาศัยจำนวนค่าน้ำหนัก และ โหนดในแต่ละชั้นจำนวนมาก อีกทั้งยังใช้หน่วยความจำที่น้อยกว่า และได้ความถูกต้องที่มากกว่าอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.8 คุณสมบัติ และลักษณะปัญหาที่เหมาะสมกับโครงข่ายประสาทเทียม

3.8.1 คุณสมบัติและความสามารถของโครงข่ายประสาทเทียม

คุณสมบัติและความสามารถของโครงข่ายประสาทเทียม สามารถสรุปได้ดังนี้

1. โครงข่ายประสาทเทียมไม่ใช่โปรแกรมคอมพิวเตอร์ แต่โครงข่ายจะเรียนรู้จากตัวอย่าง

2. มีความยืดหยุ่นสูงจนสามารถจำลองกระบวนการของปัญหาได้

3. มีความสามารถในการจำชุดของค่าอินพุต และเอาต์พุตที่มีความซับซ้อนมากจนไม่สามารถจำลองแบบในเชิงความน่าจะเป็นได้

4. มีความสามารถในการปรับตัวเข้ากับการเปลี่ยนแปลงของสิ่งแวดล้อม

5. มีความสามารถในการตอบสนองต่อข้อมูลที่ไม่เคยเห็น

6. ความรู้กระจายอยู่ทั่วโครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียม

3.8.2 ลักษณะของปัญหาที่เหมาะสมกับโครงข่ายประสาทเทียม

ลักษณะของปัญหาที่เหมาะสมกับโครงข่ายประสาทเทียมมีดังนี้

1. ตัวอย่างของข้อมูลสำหรับการฝึกสอนประกอบด้วยองค์ประกอบหลายๆ ค่า

2. เอาต์พุตที่ต้องการสามารถเป็นค่าจำนวนเต็ม หรือจำนวนจริงหรือเป็นเวกเตอร์ของจำนวนเต็มหรือจำนวนจริงก็ได้

3. ตัวอย่างของข้อมูลสามารถมีความผิดพลาดปะปนอยู่ได้

4. ไม่มีปัญหากับขั้นตอนการฝึกหัดซึ่งอาจใช้เวลานาน

5. ต้องการประเมินผลเอาต์พุตอย่างรวดเร็ว

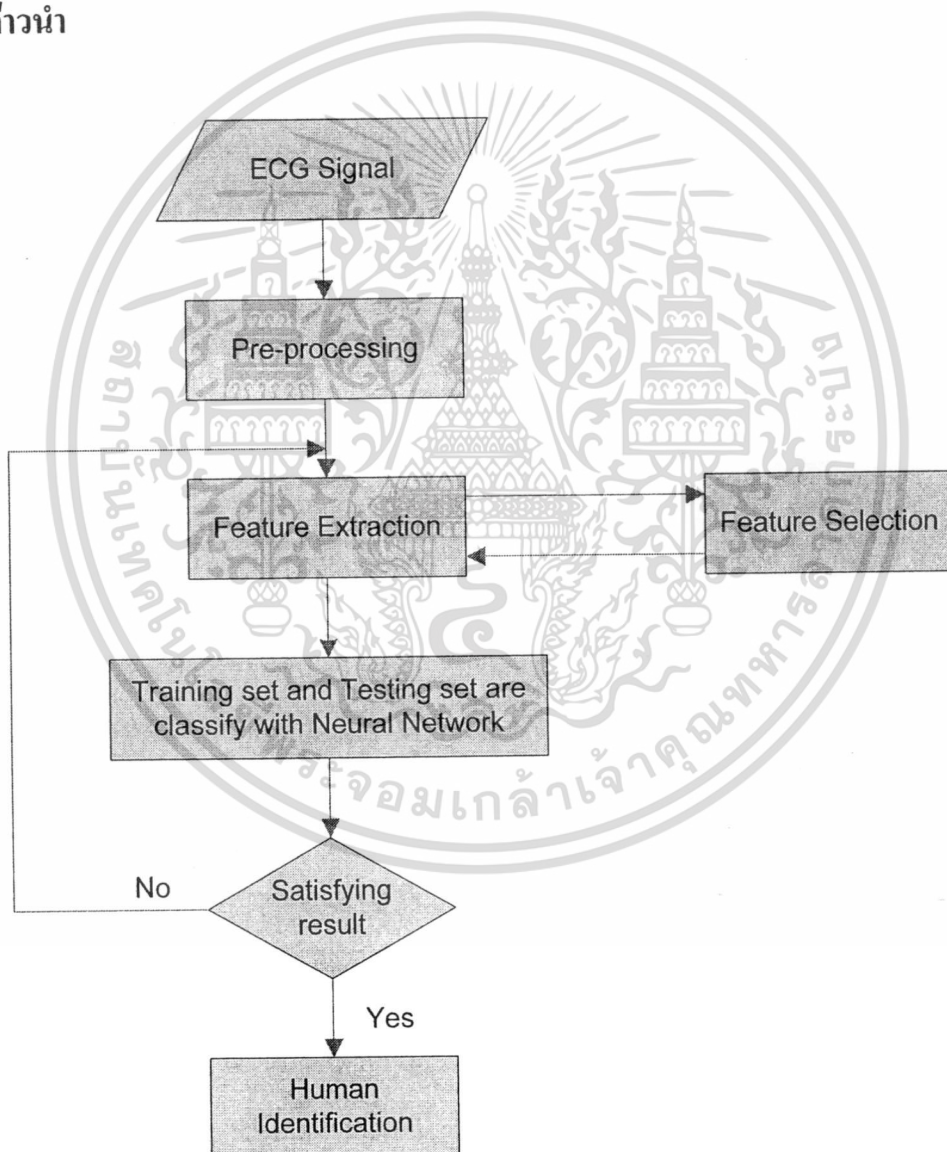
6. ไม่ต้องการเข้าใจวิธีการแก้ปัญห ต้องการให้ปัญหาได้รับการแก้ไขเท่านั้น

บทที่ 4

การระบุบุคคลจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบส่วนของขั้นตอนของการประมวลผลเบื้องต้น (Pre-processing) ขั้นตอนของการแยกลักษณะของข้อมูล (Features Extraction) และขั้นตอนของการระบุบุคคล (Identification) รวมถึงการออกแบบการทดลอง

4.1 กล่าวนำ



รูปที่ 4.1 แสดงถึงรูปแบบ และขั้นตอนของงานวิจัย

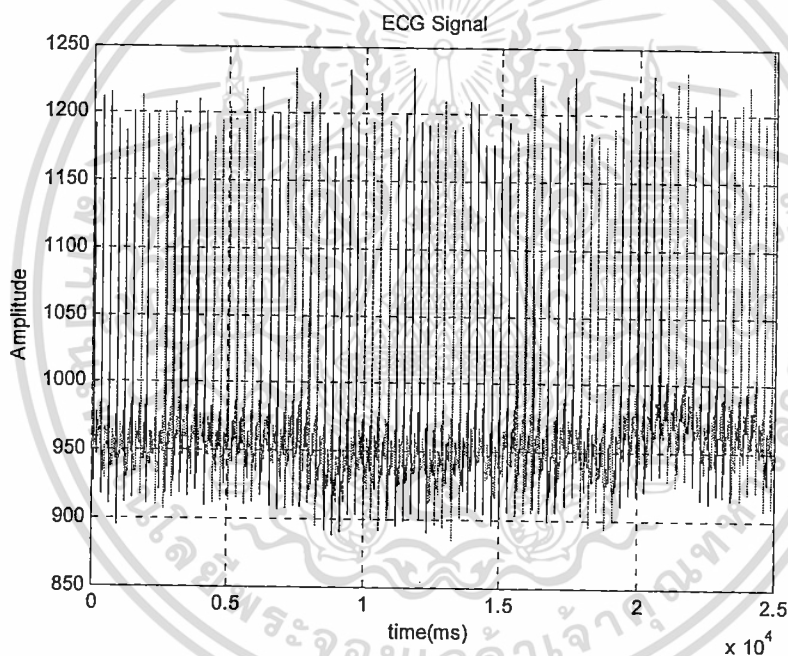
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.1 เป็นการแสดงถึงรูปแบบ และขั้นตอนของงานวิจัย ซึ่งสามารถแบ่งเป็นขั้นตอนการทำงานหลักๆ ได้ดังนี้

- ขั้นตอนของการประมวลผลเบื้องต้น (Pre-processing)
- ขั้นตอนการดึง และแยกลักษณะของข้อมูลออกมาสำหรับใช้งาน (Feature Extraction)
- ขั้นตอนการประมวลผลด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียม และนำค่าที่ได้มาใช้สำหรับทำการระบุบุคคล (Neural Network and decision for Human Identification)

4.2 ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

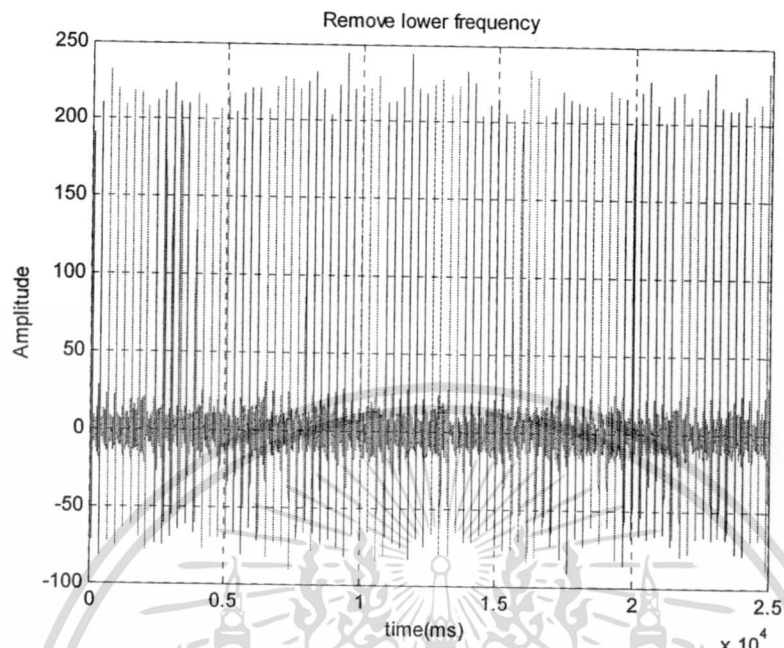
งานวิจัยนี้ได้นำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกเก็บบันทึกจากการวัดแบบไบโพลาร์ลีด II เนื่องจากเป็นการวัดที่ให้ค่าของขนาดสัญญาณที่มีความชัดเจน ง่ายต่อการนำไปใช้วิเคราะห์ ซึ่งลักษณะของสัญญาณจะเป็นดังรูปที่ 4.2



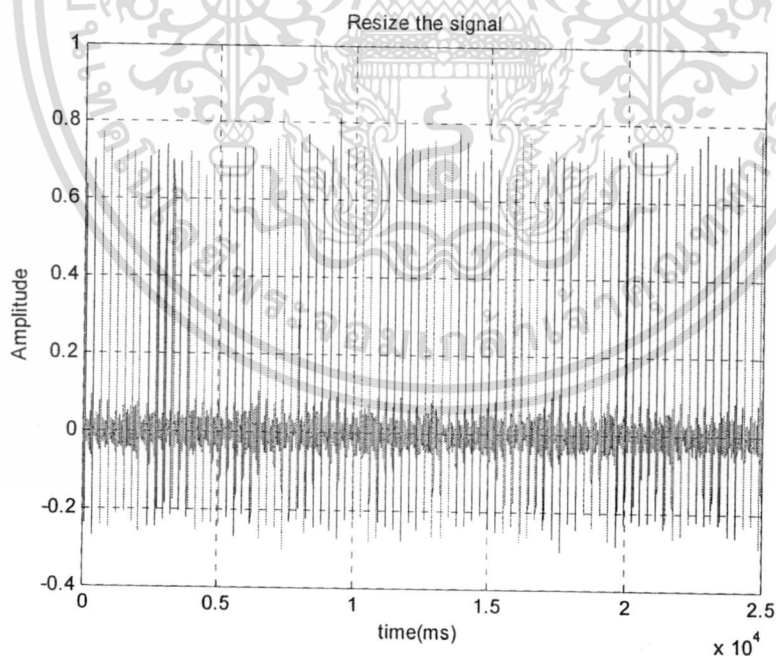
รูปที่ 4.2 แสดงลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณที่ถูกบันทึกปกติจะมีสัญญาณรบกวนอยู่ และมีจุดเริ่มต้นของสัญญาณที่ไม่ตรงกัน จึงมีการกำจัดสัญญาณรบกวน และทำการนอร์มอลไลซ์สัญญาณทางความยาว และตรวจจับรอบคลื่นสำหรับการแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นสัญญาณแบบต่อเนื่องออกเป็นแต่ละรอบคลื่น ดังรูปที่ 4.3 ถึง 4.8 แสดงการกำจัดสัญญาณรบกวน การปรับขนาดของสัญญาณ การหาค่าแห่งสูงสุด ตำแหน่งสัญญาณที่ถูกตรวจจับ ลักษณะของรอบคลื่นที่ถูกตัดออกมา และลักษณะของรอบคลื่นที่ผ่านการปรับให้มีขนาดที่เท่ากัน ตามลำดับ ซึ่งเป็นขั้นตอนสำหรับการเก็บ เพื่อใช้เป็นชุดข้อมูลในกระบวนการแยกลักษณะของข้อมูลออกมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

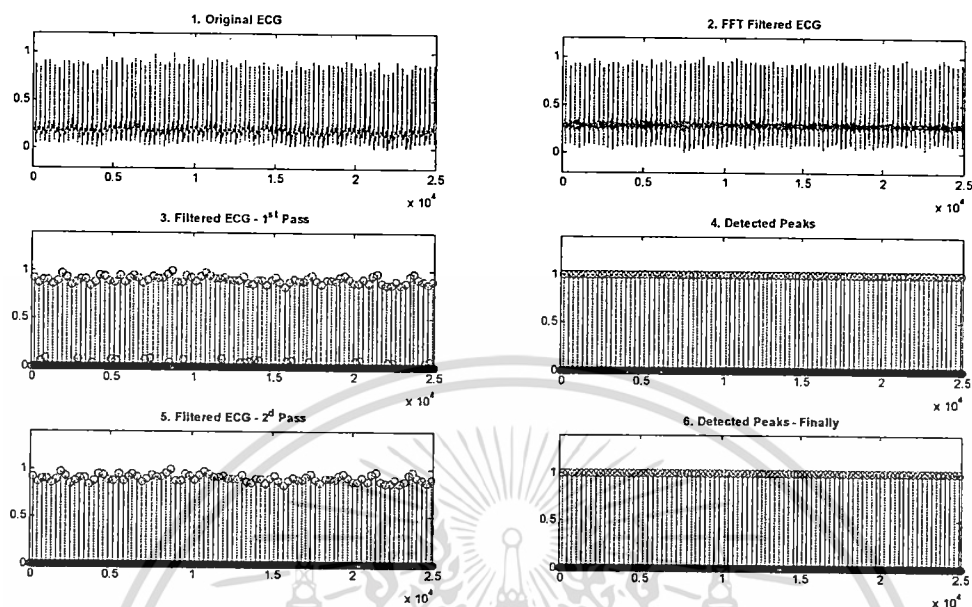


รูปที่ 4.3 แสดงการกำจัดสัญญาณรบกวน

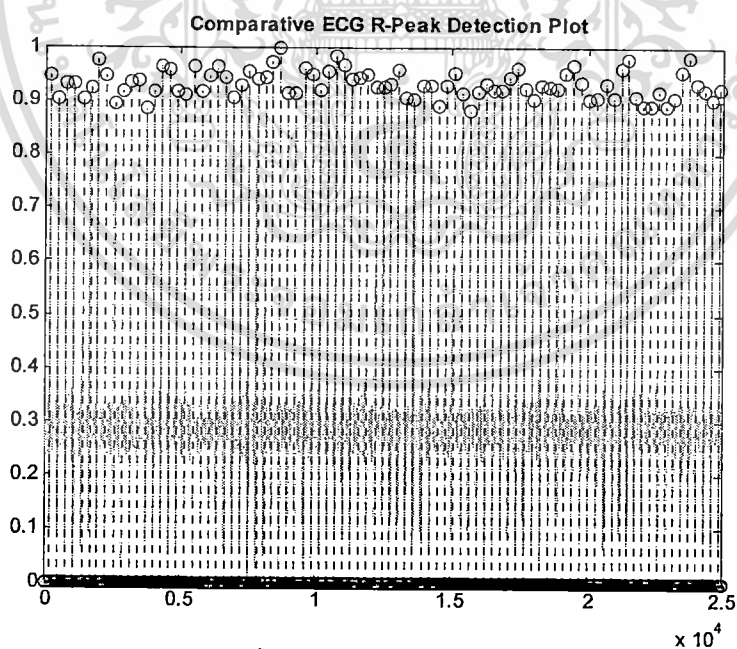


รูปที่ 4.4 แสดงการปรับขนาดของสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

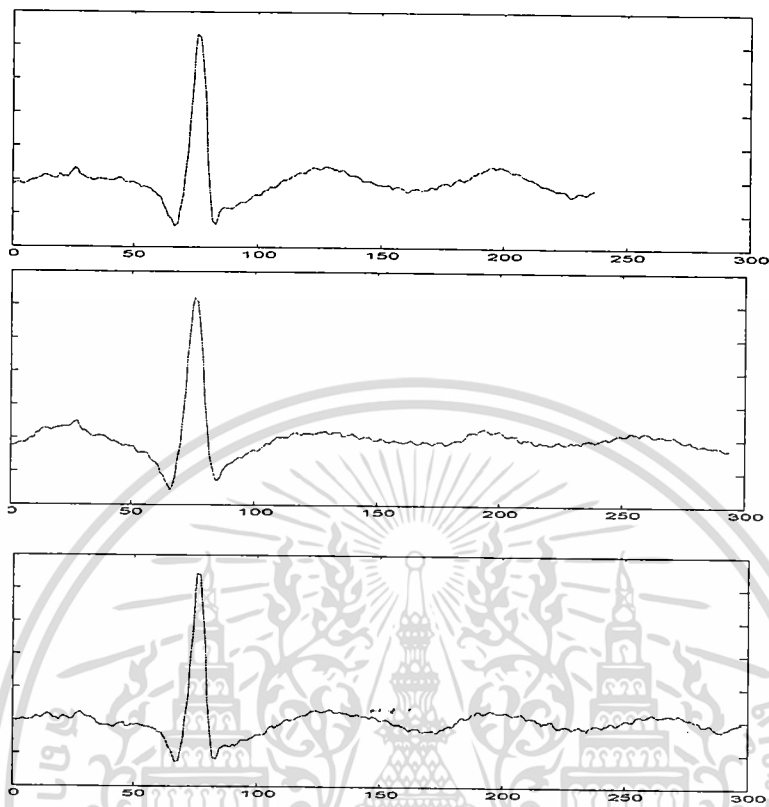


รูปที่ 4.5 แสดงขั้นตอนของการกำจัดสัญญาณรบกวนและการหาตำแหน่งสูงสุด

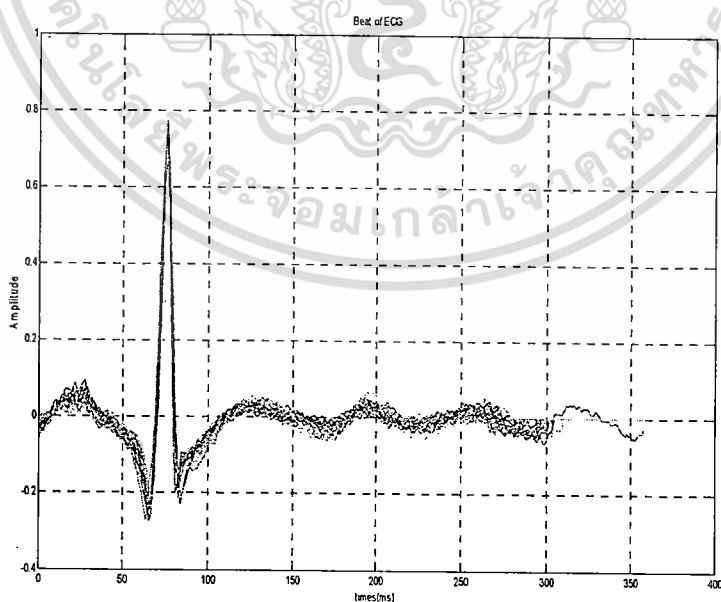


รูปที่ 4.6 แสดงตำแหน่งสัญญาณที่ถูกตรวจจับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



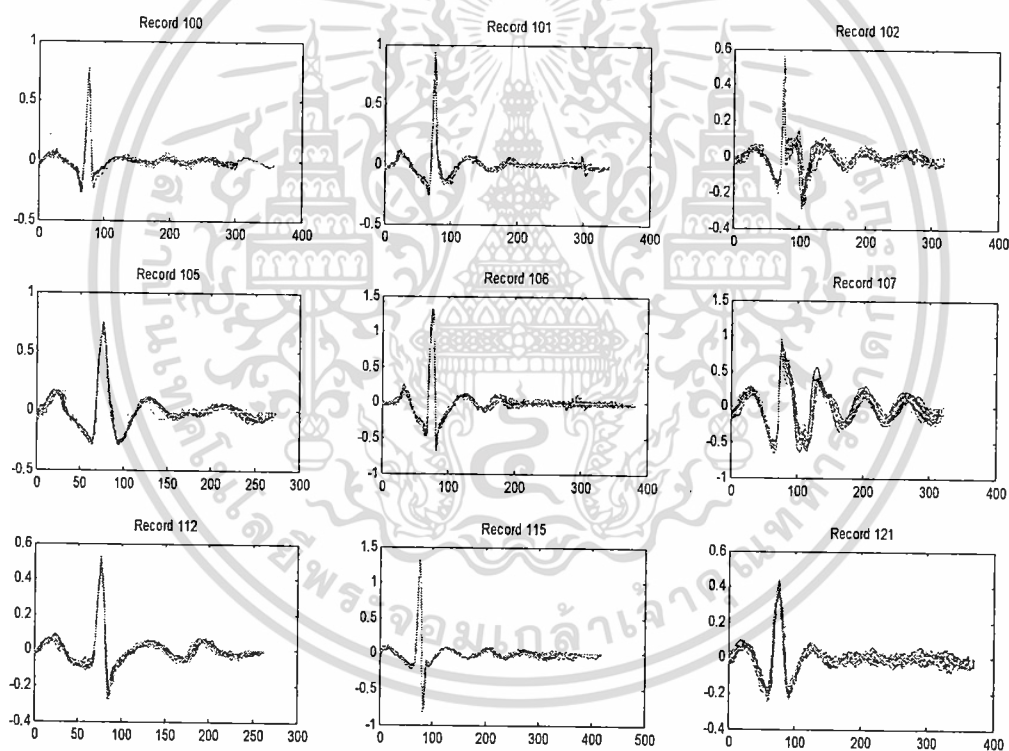
รูปที่ 4.7 แสดงลักษณะของรอบคลื่นที่ถูกตัดออกมา



รูปที่ 4.8 แสดงลักษณะของรอบคลื่นที่ผ่านการปรับให้มีขนาดที่เท่ากัน

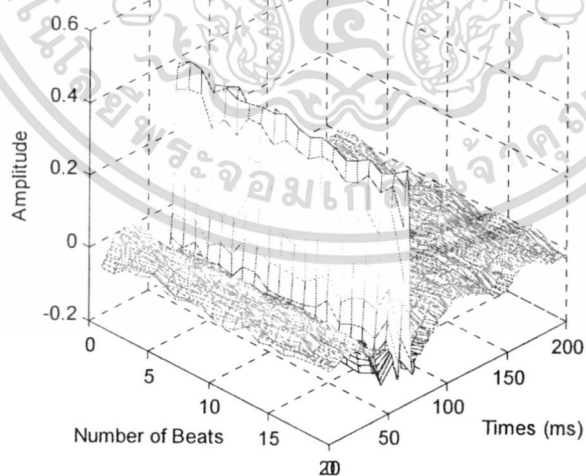
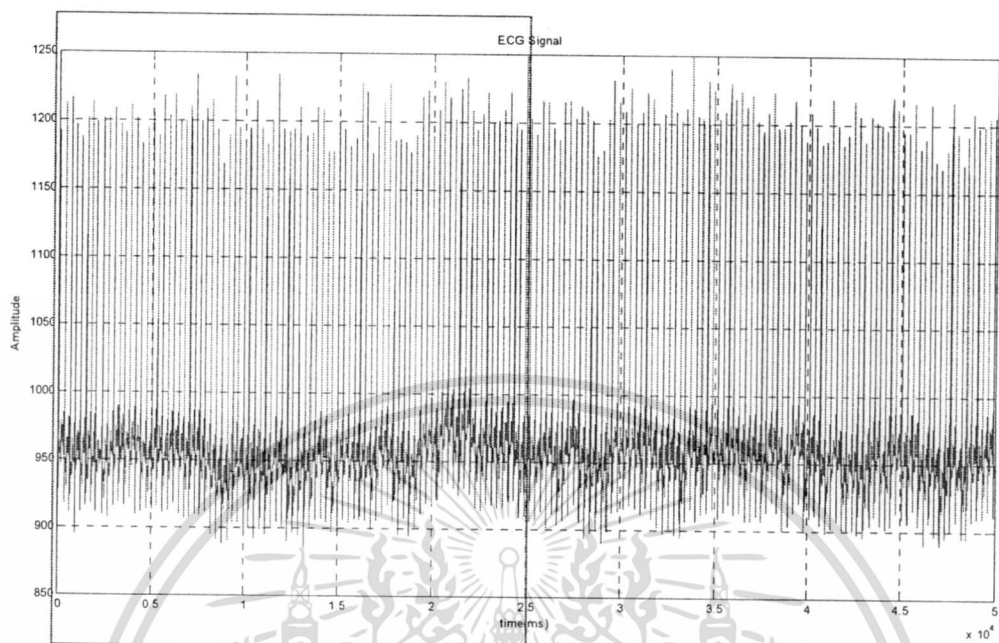
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกตัดออกเป็นรอบคลื่นแล้วมีความคล้ายคลึงกัน แต่ก็มีส่วนที่แตกต่างเราจึงนำความแตกต่างนี้มาใช้ เพื่อนำมาใช้สำหรับทำการระบุบุคคล ในงานวิจัยนี้จะนำข้อมูลมาจากรฐานข้อมูล MIT-BIH ทั้งสิ้น 15 สัญญาณ ซึ่งประกอบไปด้วย Record 100, Record 101, Record 102, Record 105, Record 106, Record 107, Record 112, Record 115, Record 121, Record 202, Record 205, Record 223, Record 230, Record 231 และ Record 234 ส่วนสัญญาณทดสอบอีกกลุ่มได้ใช้สัญญาณที่ได้จากการวัดจริงด้วยเครื่องวัดที่ทำการวัดจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 8 คน ที่มีอายุอยู่ในช่วง 18-25 ปี ระหว่างการเก็บข้อมูลจะมีการควบคุมพารามิเตอร์ในส่วนที่สำคัญ ที่จะส่งผลกระทบต่อลักษณะของสัญญาณ เมื่อได้กลุ่มข้อมูลแล้วจึงทำการศึกษาถึงความสามารถในการระบุบุคคลที่เป็นเจ้าของสัญญาณนั้น



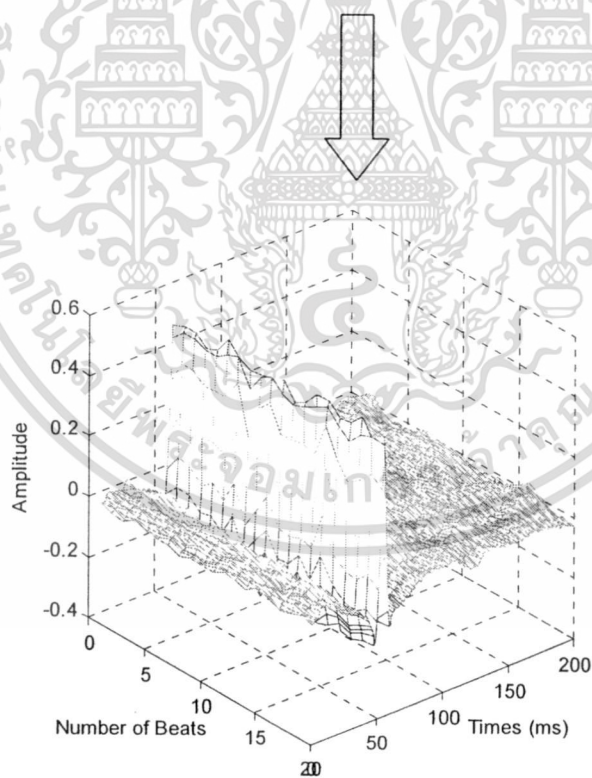
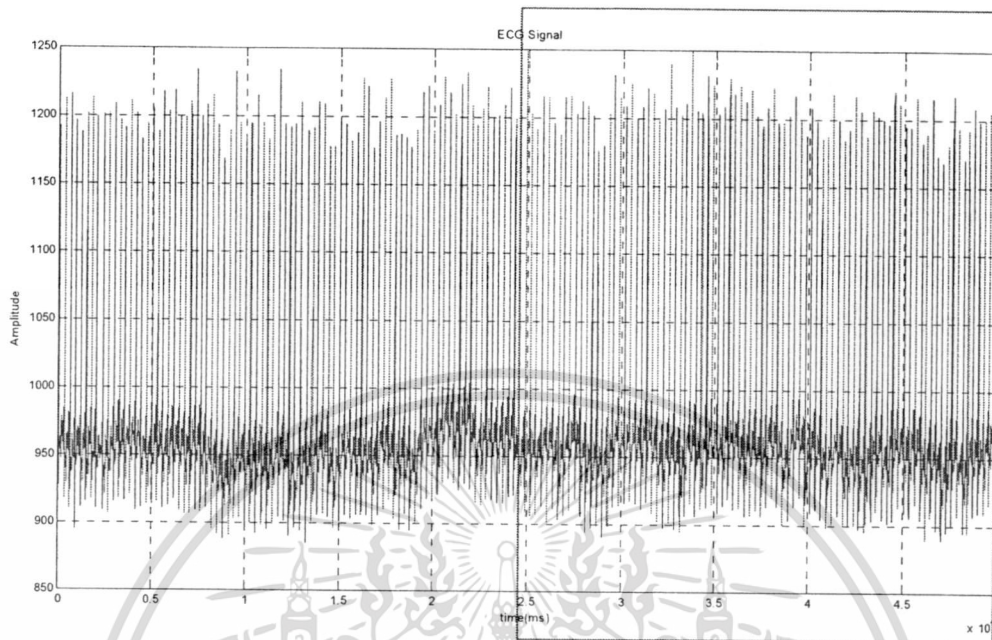
รูปที่ 4.9 แสดงตัวอย่างของข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกตัดออกเป็นรอบคลื่นของสัญญาณที่นำมาจากรฐานข้อมูล MIT-BIH

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก) ชุดฝึกสอน
เริ่มต้นเวลาที่ 1-25000 มิลลิวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ข) ชุดทดสอบ

เริ่มต้นเวลาที่ 25001-50000 มิลลิวินาที

รูปที่ 4.10 แสดงการจัดเรียงสัญญาณในลักษณะ 3 มิติ ที่แบ่งเป็น 2 กลุ่มสำหรับใช้งาน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.10 แสดงการจัดเรียงสัญญาณในลักษณะ 3 มิติ ที่ถูกแบ่งเป็น 2 กลุ่มสำหรับใช้งาน ที่เป็นการตัดสัญญาณทีละสัญญาณ แล้วนำมาเรียงต่อกัน เพื่อนำข้อมูลนั้นมาทำการทดลองต่อไป ซึ่งจากรูปจะเป็นการยกตัวอย่างเพื่อเลือกช่วงของสัญญาณ โดยจะแบ่งกลุ่มข้อมูลที่อยู่ในขอบเขตของช่วงเวลา 1-50000 มิลลิวินาที โดยแบ่งช่วงเวลาตั้งแต่ 1-25000 มิลลิวินาที เป็นช่วงเวลาสำหรับผ่านกระบวนการตัดรอบคลื่นของชุดฝึกสอน (Training Set) ช่วงเวลาตั้งแต่ 25001-50000 มิลลิวินาที เป็นช่วงเวลาสำหรับผ่านกระบวนการตัดรอบคลื่นของชุดทดสอบ (Testing Set) แต่สำหรับรอบสัญญาณที่นำมาใช้ทดลองนั้น จะเกิดจากการสุ่มสัญญาณที่อยู่ในแต่ละกลุ่มมาใช้

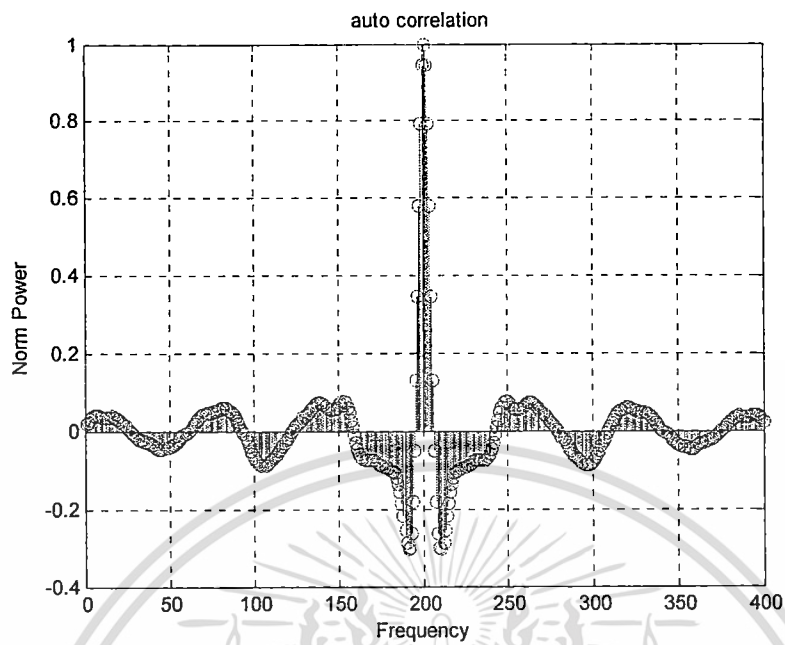
ในแต่ละกลุ่มเมื่อผ่านกระบวนการตัดรอบคลื่น จะได้จำนวนรอบคลื่นที่มีจำนวนมากเพียงพอ และรอบคลื่นอาจจะได้จำนวนที่ไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับอัตราการเดินของหัวใจ เราจึงเลือกรอบคลื่นของสัญญาณที่ตัดได้นั้น มากกลุ่มสัญญาณละ 20 รอบคลื่น สำหรับจัดเป็นชุดสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณในกระบวนการถัดไป

4.3 การออกแบบวิธีการวิเคราะห์สัญญาณ

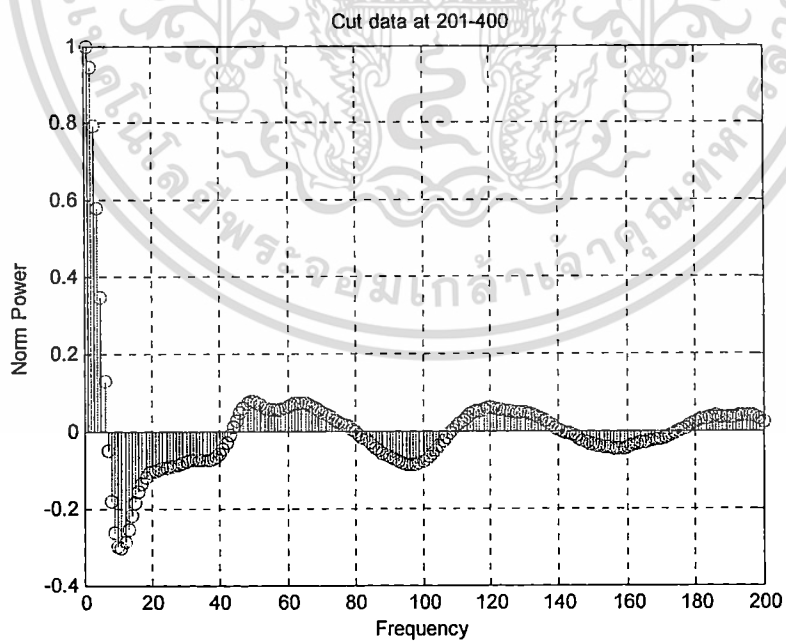
ขั้นตอนในส่วนของการวิเคราะห์สัญญาณ คือ การดึงและแยกลักษณะเด่นออกมา ในที่นี้จะรวมถึงการลดขนาดของข้อมูลให้มีขนาดเล็กกลง โดยวิธีการที่ใช้ในการวิเคราะห์นี้จะนำเสนอใน 2 รูปแบบ คือ กระบวนการทำอโตคอรี่เลชันและการแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง และกระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง แล้วนำลักษณะเด่นที่ได้แต่ละวิธีการมาทำการศึกษาและทำการทดลองเปรียบเทียบประสิทธิภาพของผลที่ได้

4.3.1 กระบวนการอโตคอรี่เลชันและการแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง

กระบวนการอโตคอรี่เลชัน จะมีประโยชน์ตรงที่ ถ้าหากตำแหน่งของสัญญาณที่นำมาใช้เกิดมีสัญญาณรบกวนที่ไม่สามารถกำจัดออกได้ และขนาดมีการผิดเพี้ยน จะอาศัยวิธีการนี้เป็นกระบวนการหาดำแหน่งของข้อมูล ดังรูปที่ 4.11 เมื่อผ่านกระบวนการนี้จะส่งผลให้ขนาดของข้อมูลเพิ่มขึ้นเป็น 2 เท่า แต่ก็ยังทราบตำแหน่งข้อมูลที่แท้จริง โดยเริ่มจากตำแหน่งที่มีค่าสูงสุดเป็นตัวแบ่ง (กำหนดจุดสำหรับทำการตัดข้อมูล) หลังจากนั้นจะทำการเลือกข้อมูลที่อยู่ในตำแหน่งที่ 201-400 เพื่อทำการวิเคราะห์ต่อไป ดังรูปที่ 4.12



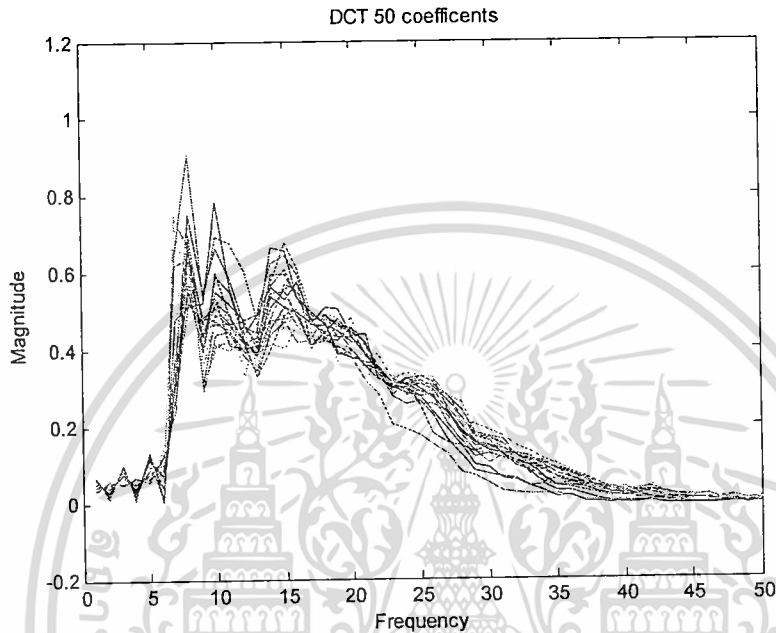
รูปที่ 4.11 แสดงสัญญาณที่ผ่านกระบวนการออโตคอร์เรลชัน



รูปที่ 4.12 แสดงสัญญาณที่ถูกตัดหลังจากผ่านกระบวนการออโตคอร์เรลชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง เป็นการนำมาประยุกต์ใช้ต่อหลังจากการทำออดิโอได้คือ รีเลชั่น หลักการสำคัญของกระบวนการนี้ คือ การลดขนาดของข้อมูลเป็นการละเลยองค์ประกอบ ข้อมูลที่มีค่าเข้าใกล้ 0 ซึ่งจะไม่ส่งผลกระทบต่อชุดค่าข้อมูลที่ทำการวิเคราะห์ ดังนั้นจึงถือว่าการแปลงนี้ จะเป็นการควบคุมระดับของค่าพลังงานให้มีขนาดที่กะทัดรัดขึ้น ลดขนาดชุดสัญญาณให้มีขนาด เล็กลง เพื่อให้ง่ายต่อการจัดเก็บข้อมูล และนำไปวิเคราะห์ข้อมูลต่อไป ดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 แสดงสัญญาณที่ผ่านการแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง

4.3.2 กระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง

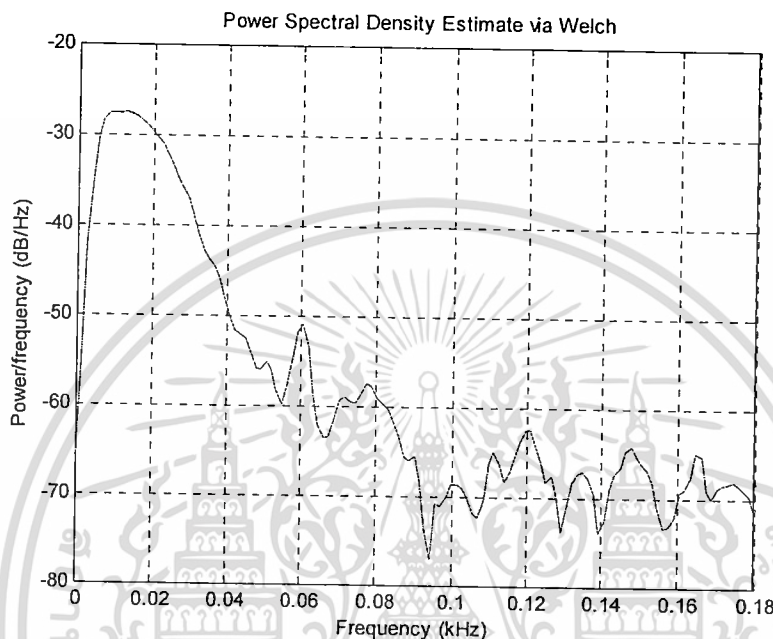
วิธีการประมาณสเปกตรัมกำลังของสัญญาณที่อยู่ในช่วงเวลาที่จำกัด จะส่งผลกระทบต่อคุณภาพของสเปกตรัมที่ประมาณได้ โดยความยาวของสัญญาณจะแปรผันตรงกับคุณภาพของสเปกตรัมที่ประมาณได้ ซึ่งพลังงานจำกัดจะหาได้จากแปลงฟูเรียร์ และคุณลักษณะในโดเมนความถี่จะหาได้จากการแปลงสเปกตรัมความหนาแน่นของพลังงาน

สำหรับวิธีการประมาณสเปกตรัมของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นแบบ Non-parametric นั่นคือไม่มีการคาดเดาข้อมูลเกี่ยวกับสัญญาณที่จะถูกสร้างขึ้น ดังนั้นการประมาณจึงขึ้นกับจำนวนข้อมูลที่มีจำกัด รีโซลูชันที่ดีที่สุดจะเท่ากับความกว้างทางสเปกตรัมของฟังก์ชันวินโดว์รูปสี่เหลี่ยมความยาว N ซึ่งโดยประมาณเท่ากับ $1/N$

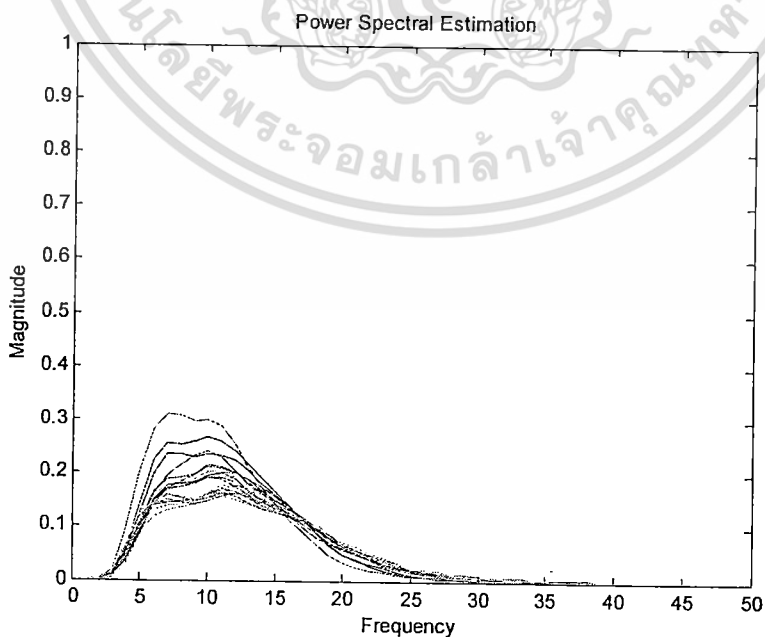
ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วิธีการประมาณสเปกตรัมแบบของเวลช์ (Welch: Average Modified Periodogram) ซึ่งใช้สำหรับการประมาณค่าพลังงานของสัญญาณกับความถี่ โดยวิธีการจะขึ้นอยู่กับการใช้แนวคิดของ Periodograms โดยมีข้อดีตรงที่ว่า วิธีการนี้ยอมให้ข้อมูลที่ใช่แบ่งสามารถมีการซ้อนทับกันได้ และในขณะที่ทำการคำนวณหาค่า Periodogram สามารถนำค่าที่ได้มาทำการคูณด้วยฟังก์ชันวินโดว์ก่อนการคำนวณได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งในโปรแกรม Matlab สามารถใช้คำสั่ง Pwelch ลงใน m-function เพื่อใช้หาสเปกตรัมความหนาแน่นของกำลังได้ [16] โดยจะส่งผลให้เกิดดังรูปที่ 4.14 ซึ่งค่าที่ได้เป็นค่าเฉลี่ยที่ได้จากการประเมินแบบเงา และเพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์เราได้ดึงเอาชุดค่าพลังงานที่เป็นค่าการกระจายของพลังงานต่อหน่วยความถี่มาใช้ ซึ่งมีลักษณะดังรูปที่ 4.15 มาใช้งาน



รูปที่ 4-14 แสดงผลของสเปกตรัมความหนาแน่นของกำลังที่เกิดจากการใช้คำสั่ง Pwelch



รูปที่ 4-15 แสดงชุดค่าพลังงานต่อหน่วยความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การประมาณสเปกตรัมกำลังโดยใช้ Pwelch จะมีรูปแบบคำสั่งการใช้ดังนี้

$$P_{xx} = pwelch(x, window, noverlap, nfft, f_s)$$

พารามิเตอร์ window จะเป็นการระบุขนาดความกว้างที่ใช้ตัดข้อมูล โดยปกติจะเลือกใช้ วินโดว์ประเภท hanning เพราะเป็นประเภทที่มีความเหมาะสมต่อการใช้งานกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สำหรับการระบุจำนวนของข้อมูลให้มีการซ้อนทับอยู่ที่ 50% จะถือว่าเป็นค่าที่ดีที่สุด เนื่องจากการตัดข้อมูลจะไม่ทำให้เกิดการตกหล่นในการนำสัญญาณแต่ละช่วงมาวิเคราะห์

4.4 การระบุบุคคลด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียม

ภายหลังจากกระบวนการวิเคราะห์สัญญาณออกมาแล้ว จะเป็นส่วนของขั้นตอนที่จะทำการฝึกสอนให้กับกลุ่มของข้อมูล ตามที่ได้นำเสนอมาแล้วในส่วนของบทที่ 3 ซึ่งชนิดของโครงข่ายประสาทเทียมที่นำมาใช้ คือ Feed Forward Back-Propagation ทำการฝึกสอนข้อมูลด้วยวิธีการปรับน้ำหนักแบบ Scaled Conjugate Gradient เพราะเป็นรูปแบบที่มีความเหมาะสมสำหรับการใช้งานประเภท Pattern Recognition ที่ต้องอาศัยจำนวนค่าน้ำหนัก และ โหนดในแต่ละชั้นจำนวนมาก อีกทั้งยังใช้หน่วยความจำที่น้อยกว่า และ ได้รับความถูกต้องที่มากกว่าอีกด้วย

เนื่องด้วยจำนวนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาทดลองนี้มีจำนวนสัญญาณของสัญญาณที่มาก ดังนั้นการฝึกสอนกลุ่มของข้อมูลจึงแบ่งการทดลองออกเป็น 2 กลุ่ม คือ สัญญาณที่นำมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH และกลุ่มที่ 2 สัญญาณมาจากสัญญาณที่ได้จากการบันทึกจริงที่ทำการวัดจากกลุ่มตัวอย่าง โดยในแต่ละกลุ่มจะทำการแบ่งสัญญาณออกเป็นอีก 2 กลุ่ม เพื่อใช้สำหรับเป็นชุดฝึกสอน และชุดทดสอบ (สำหรับสัญญาณที่ได้จากการบันทึกจริงจะทำการเก็บสัญญาณในช่วงระยะเวลาที่ต่างกันในแต่ละสัญญาณ เพื่อให้เกิดความหลากหลายของข้อมูลและความเปลี่ยนแปลงที่มีผลต่อการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ)

การทดลองจะเป็นการนำข้อมูลในแต่ละกลุ่มมาทำการแยกลักษณะด้วยวิธีการที่ต่างกัน หลังจากนั้นก็นำชุดข้อมูลที่ได้ออกมาเป็นอินพุตสำหรับการทดลอง โดยอินพุตเริ่มต้นจะเป็นจำนวนรอบคลื่นของสัญญาณที่ได้จากการสุ่มเลือกมาจำนวน 20 รอบคลื่นในแต่ละสัญญาณ (อินพุตมากเพราะต้องการความหลากหลายของข้อมูล) หลังจากนั้นจะผ่านการคำนวณหาค่าความผิดพลาด และค่าเทรสโรว์ในระดับที่ต้องการ จึงจะสามารถบอกของค่าเอาต์พุตตามจำนวนของกลุ่มสัญญาณอินพุตได้ หลังจากนั้นเมื่อต้องการทำการทดลองจะมีการรับค่าสัญญาณอีกชุดหนึ่งเข้ามาเพื่อทำการทดสอบเข้ากับระบบข้างต้น ซึ่งวิธีโครงข่ายประสาทเทียมจะมีการกำหนดให้ค่าเป้าหมายที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากับ “1” เมื่อระบบถูกฝึกสอนและทดลองด้วยกลุ่มของลักษณะสัญญาณนั้นตรงกัน และให้ค่าเป้าหมายที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากับ “0” เมื่อระบบถูกฝึกสอนและทดลองด้วยกลุ่ม

ของลักษณะสัญญาณที่ไม่ตรงกับลักษณะสัญญาณนั้นๆ เช่นนั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

ผลการทดลอง

ในบทนี้จะอธิบายถึงผลการทดลอง ที่เกิดจากการออกแบบกระบวนการระบุบุคคลโดยอาศัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีส่วนของขั้นตอนสำหรับการประมวลผลเบื้องต้น (Pre-processing) ขั้นตอนการแยกลักษณะของข้อมูล (Features Extraction) และขั้นตอนการระบุบุคคล (Identification) รวมถึงการออกแบบการทดลอง

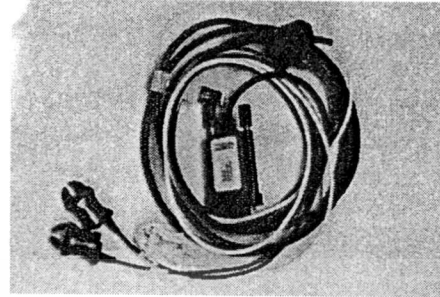
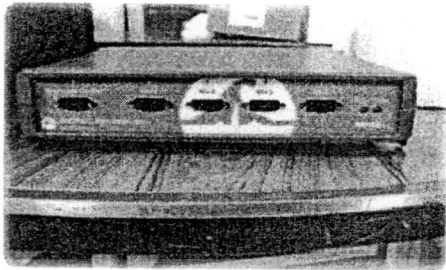
5.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ทดสอบในงานวิจัยนี้ แบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน คือ กลุ่มที่นำข้อมูลมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH ทั้งสิ้น 15 สัญญาณ ซึ่งประกอบไปด้วย Record 100, Record 101, Record 102, Record 105, Record 106, Record 107, Record 112, Record 115, Record 121, Record 202, Record 205, Record 223, Record 230, Record 231 และ Record 234 และกลุ่มที่นำสัญญาณมาจากสัญญาณที่ได้จากการบันทึกจริงด้วยเครื่องวัดที่ทำการวัดจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 8 คน ที่มีอายุอยู่ในช่วง 18-25 ปี ระหว่างการเก็บข้อมูลจะมีการควบคุมพารามิเตอร์ในส่วนที่สำคัญ ที่จะส่งผลกระทบต่อลักษณะของสัญญาณ นั่นคือ การวัดจะอยู่ในสภาวะผ่อนคลาย และตำแหน่งของการติดอิเล็กโทรด เป็นต้น

5.2 การเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

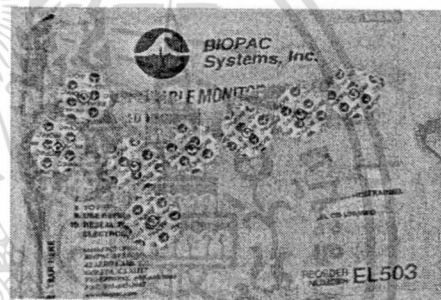
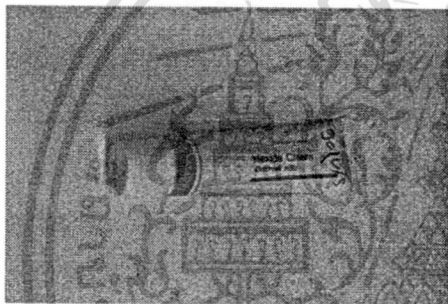
การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะเป็นการเชื่อมต่อระหว่างเครื่องวัดสัญญาณผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะได้จากการติดขั้วอิเล็กโทรด (Electrode) ที่ผิวหนังผ่านเจล (Jell) เพื่อลดค่าความต้านทานที่ผิวหนัง สัญญาณจะถูกวัดผ่านเครื่อง Biopac MP 36 ค่าที่วัดได้จะถูกนำไปประมวลผลร่วมกับโปรแกรมเฉพาะ และแสดงผลออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งสามารถที่จะเก็บและดึงข้อมูลออกมาได้ อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับบันทึกจะมีลักษณะดังรูปที่ 5.1

สำหรับวิธีการวัดจะทำการวัดแบบ Standard Limb Lead ซึ่งเป็นการวัดแบบลีด II หรือการวัดจากตำแหน่งต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย สาเหตุที่ทำการวัดลีด II เพราะว่าการวัดลักษณะนี้จะให้ผลของขนาดสัญญาณที่สูง มีความชัดเจน เหมาะแก่การนำมาประยุกต์ใช้เพื่อทำการระบุบุคคล



ก) ตัวเครื่อง Biopac MP 36

ข) สายสำหรับทำการวัด



ค) เจลสำหรับลดค่าความต้านทาน

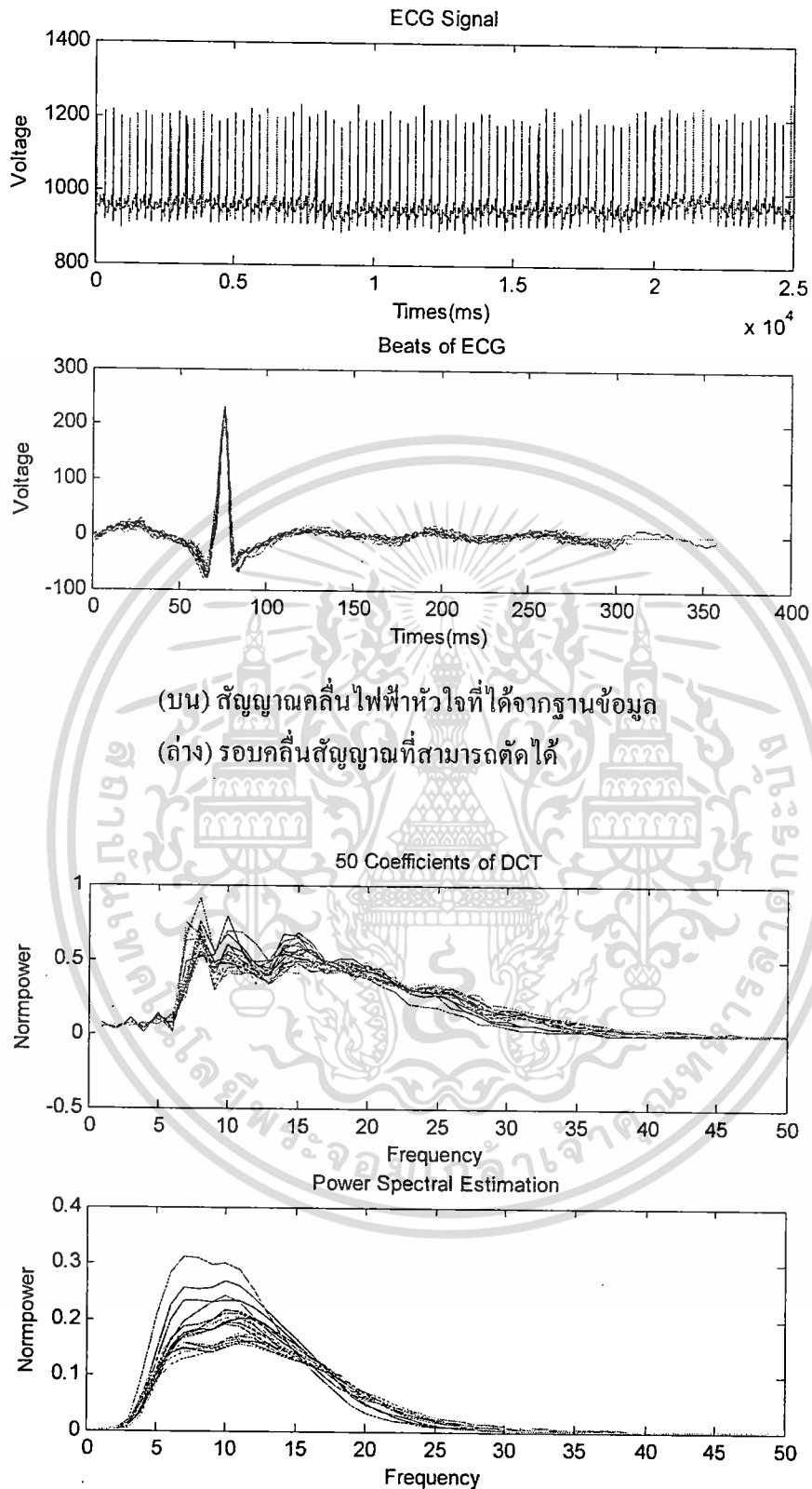
ง) แผ่นขั้วอิเล็กโทรด

รูปที่ 5.1 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5.3 ผลการทดลอง

ลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้เพื่อทำการระบุบุคคลแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มที่นำข้อมูลมาจากรูปร่างข้อมูล MIT-BIH และกลุ่มที่นำสัญญาณมาจากสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงที่ทำการวัดจากกลุ่มตัวอย่าง แต่ละกลุ่มสัญญาณจะมีลักษณะขึ้นของการประมวลผลสัญญาณแสดงดังรูปที่ 5.2 ถึงรูปที่ 5.24 ซึ่งในการทดลองนี้จะใช้รูปแบบการวิเคราะห์ที่เหมือนกัน ทั้งในชุดสำหรับการฝึกสอน และชุดสำหรับการทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

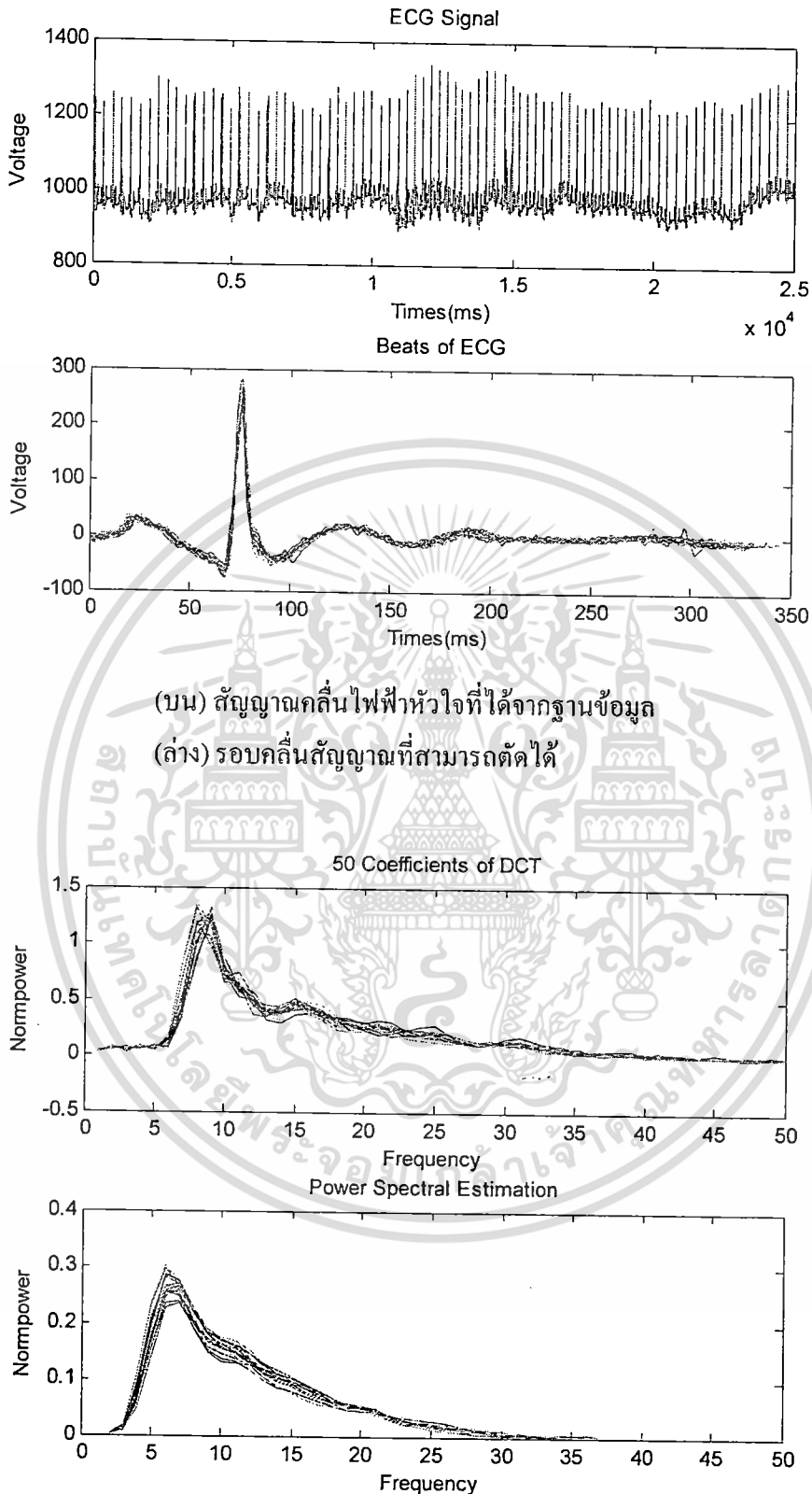


(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

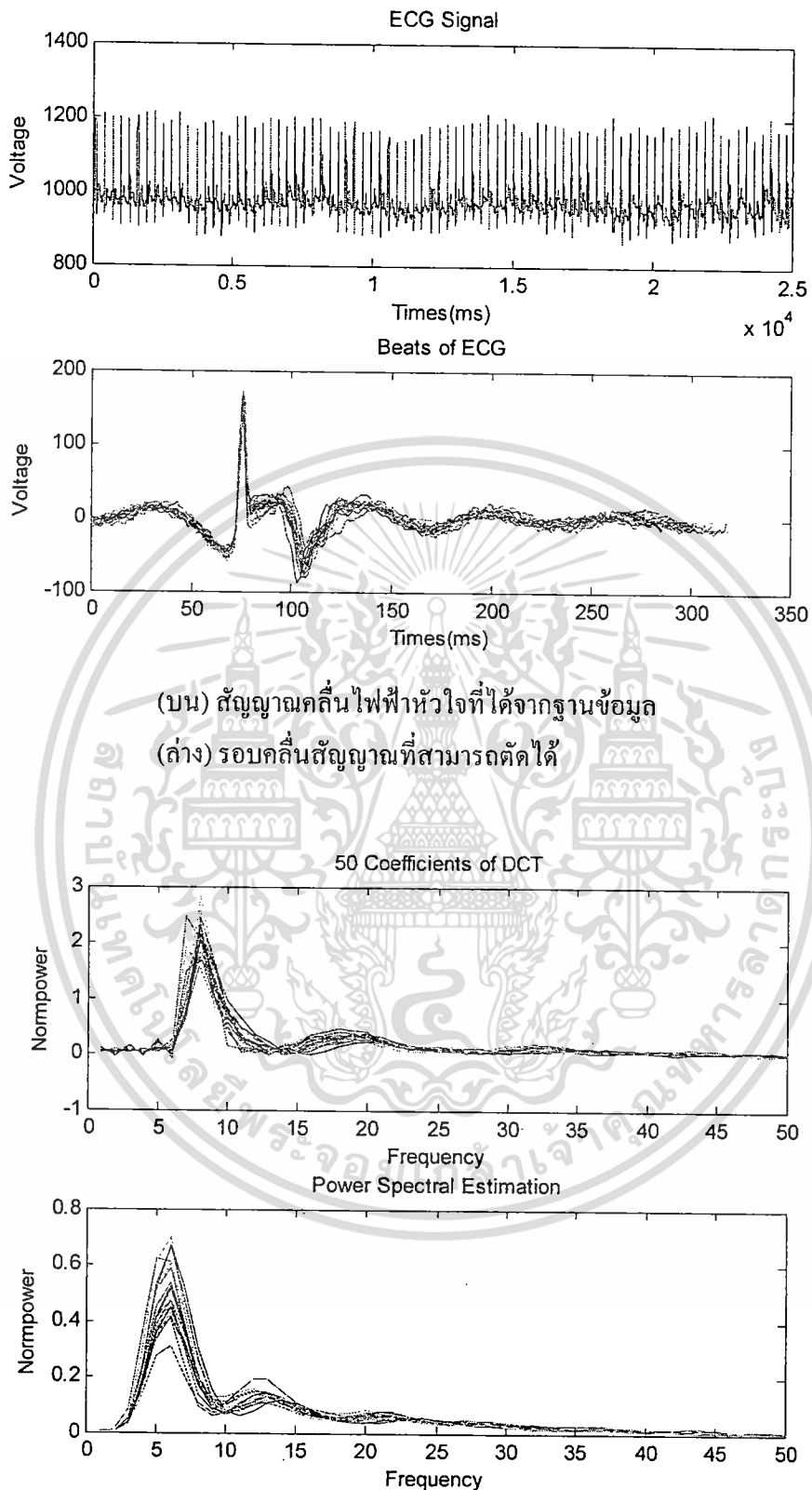
(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

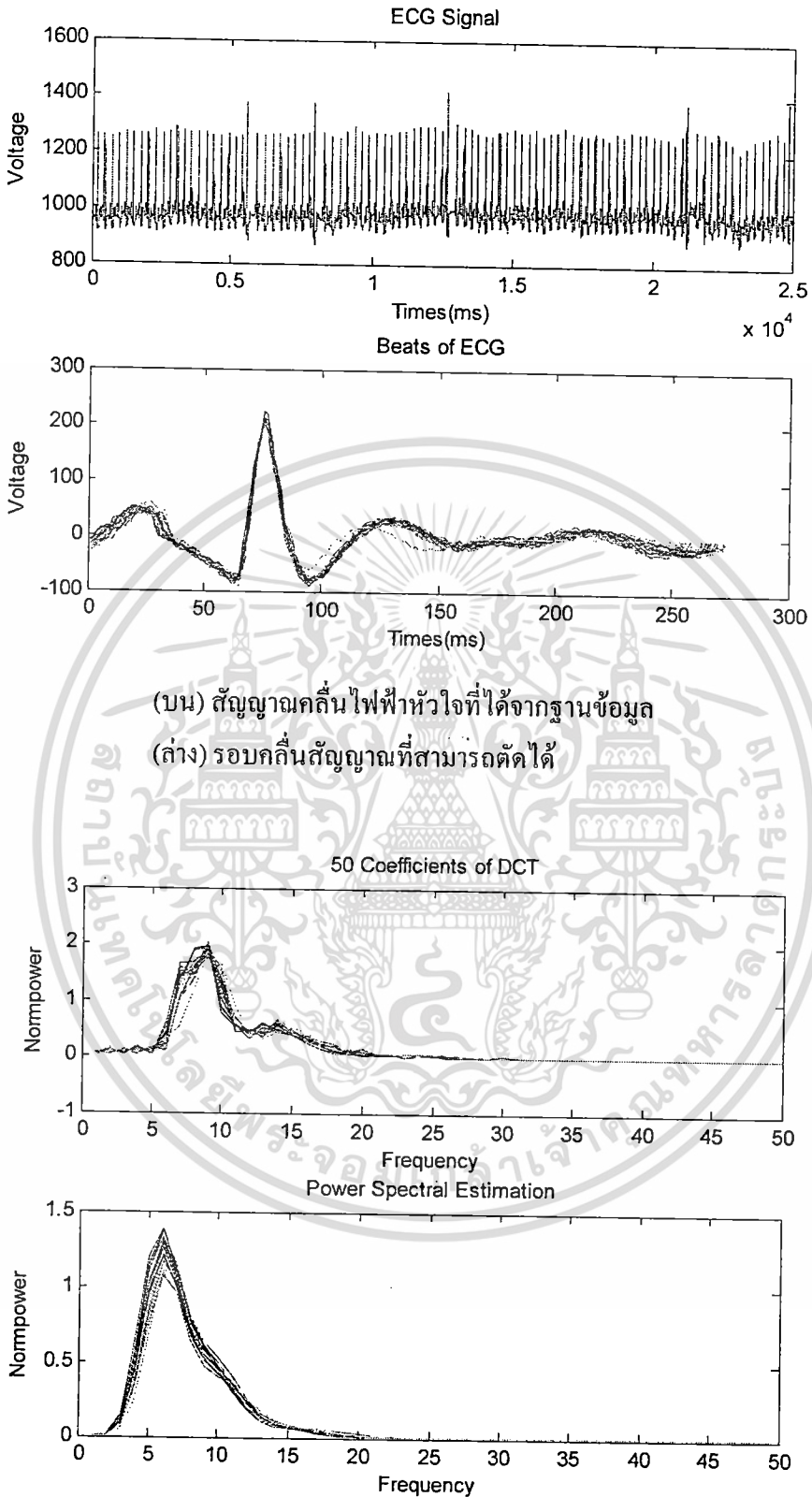
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

50 Coefficients of DCT

Power Spectral Estimation

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

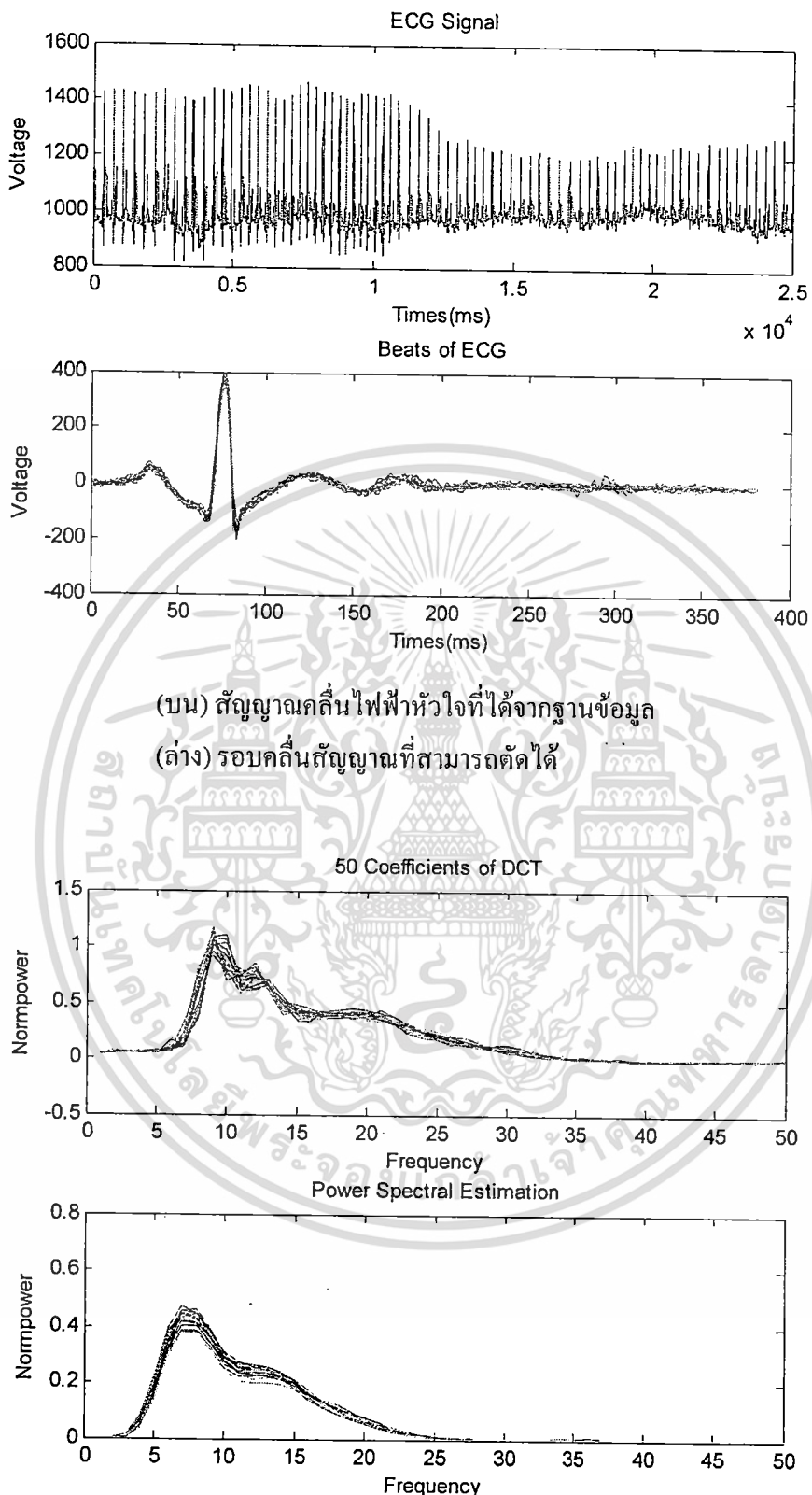
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
 (ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

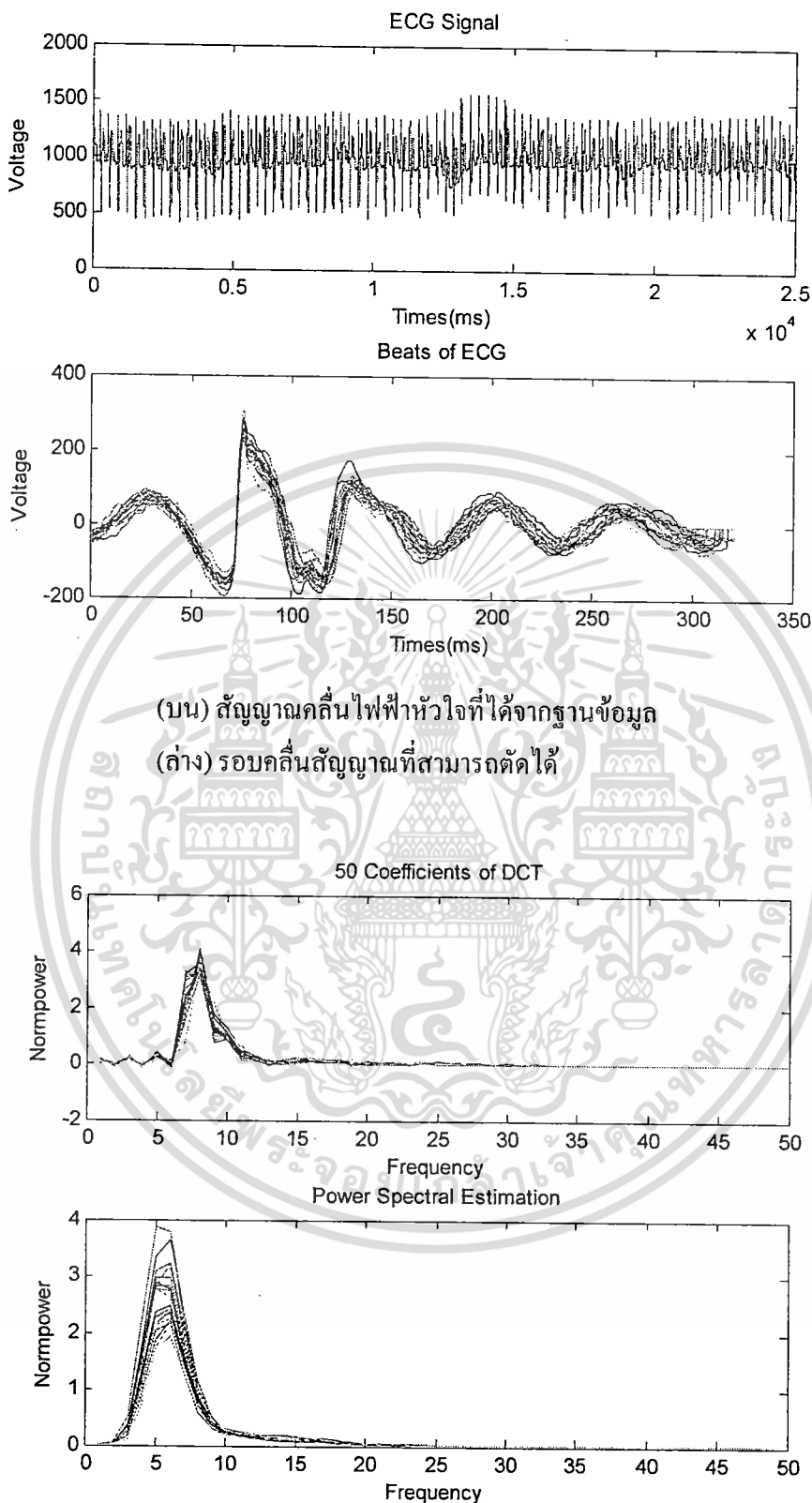
(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
 (ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของศูนย์วิจัยการสื่อสารและข้อมูล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 5.5 แสดงขั้นตอนของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 105
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

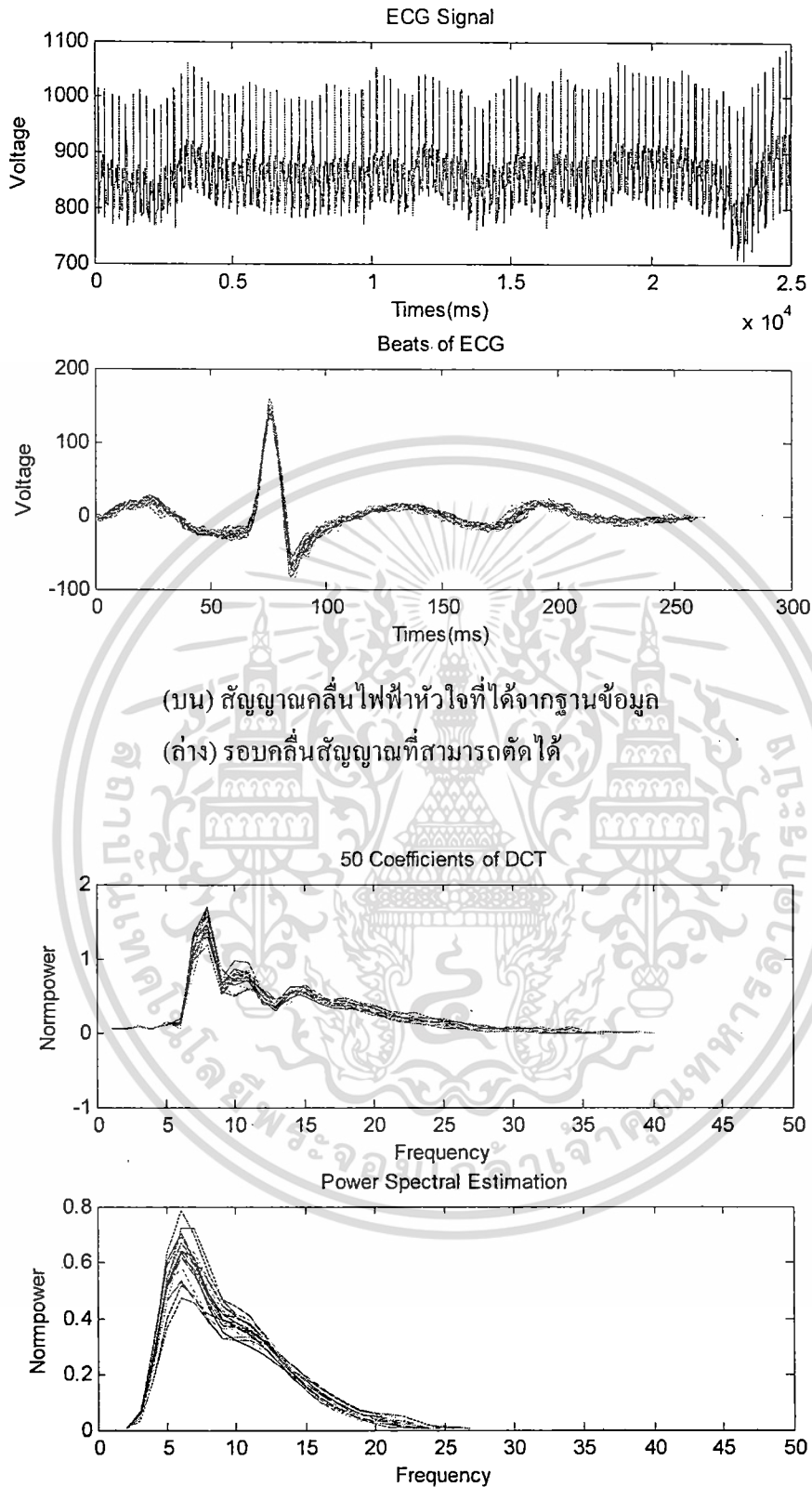
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

50 Coefficients of DCT

Power Spectral Estimation

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

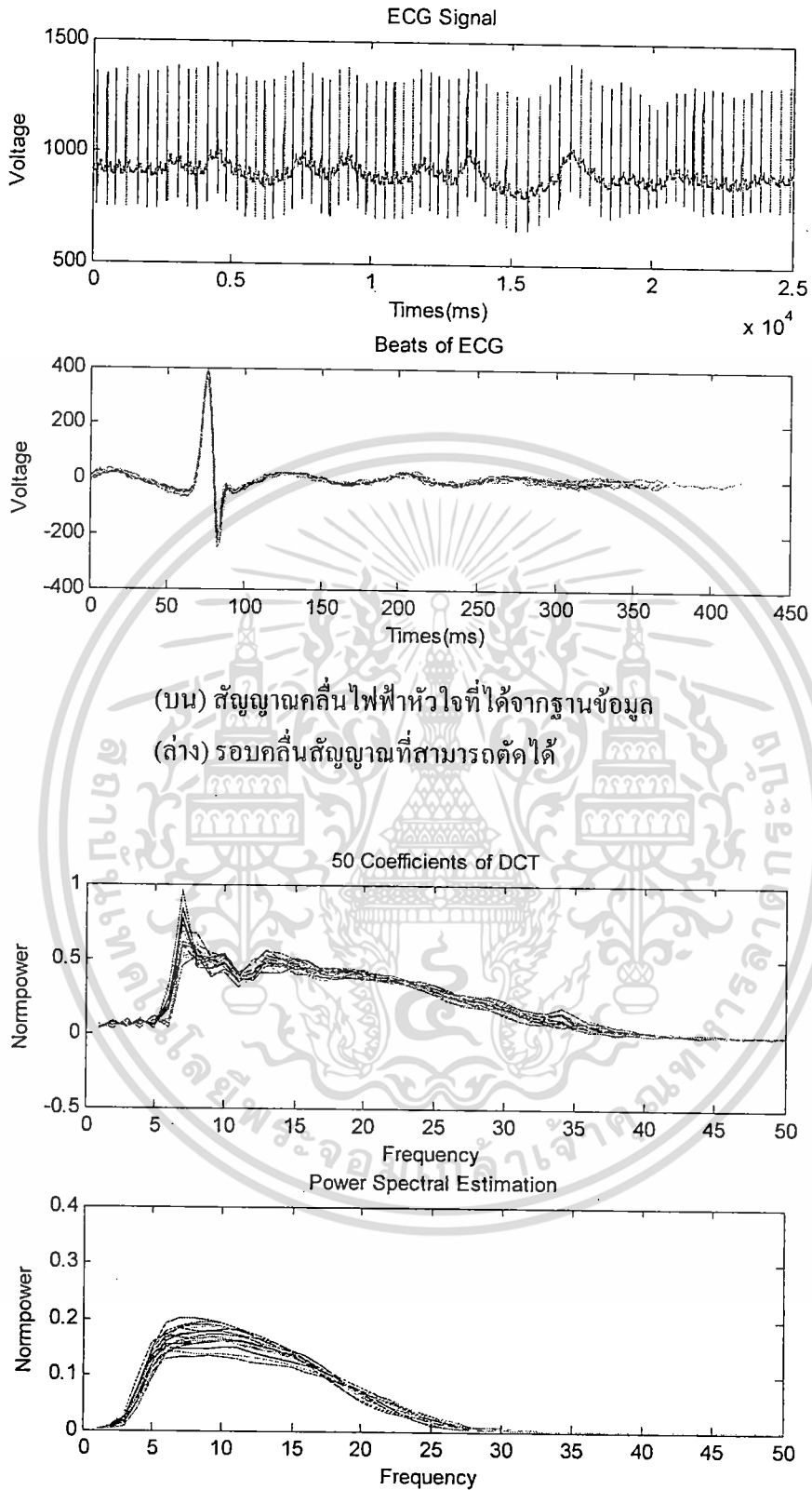
50 Coefficients of DCT

Power Spectral Estimation

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

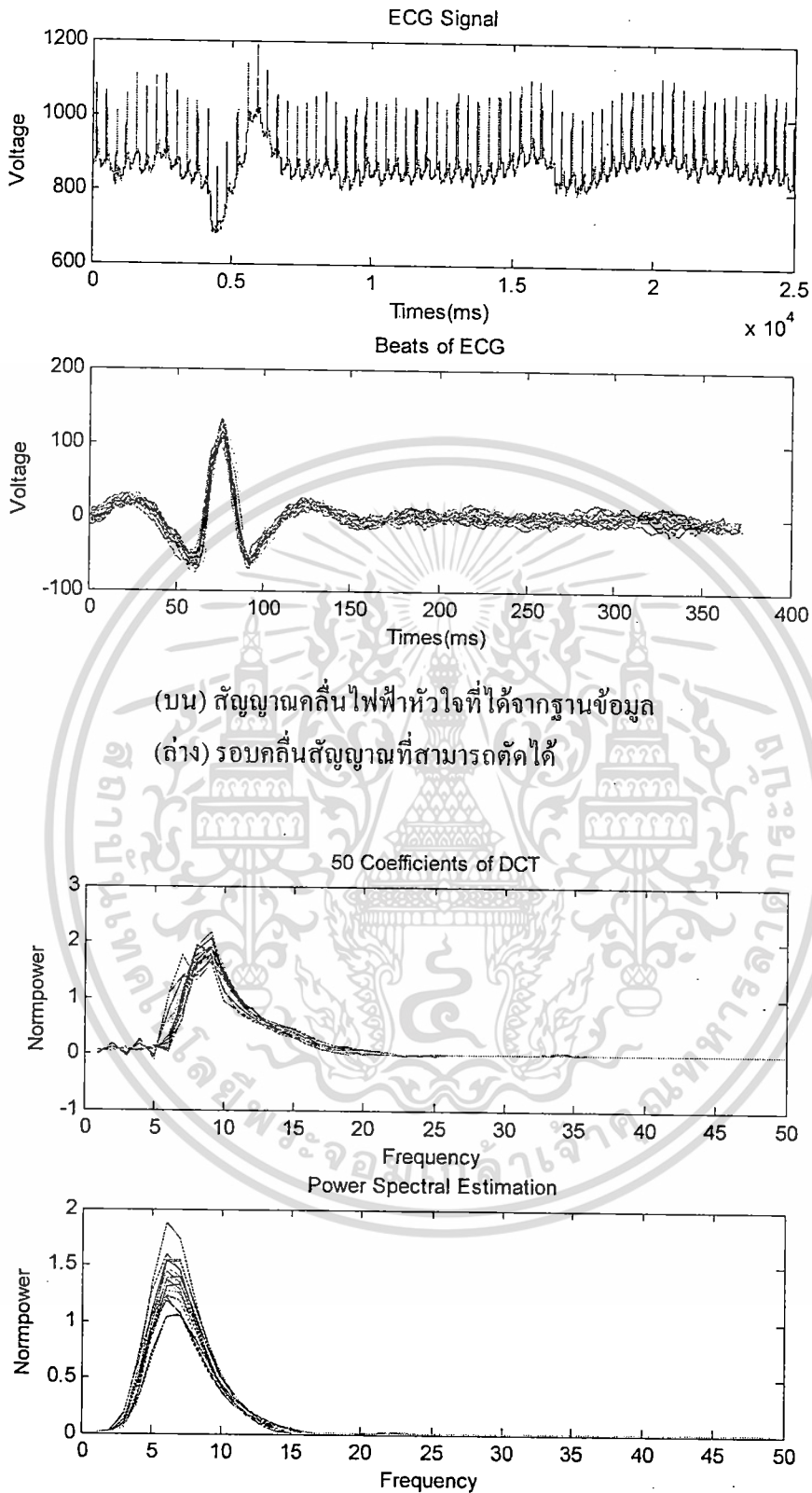
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี หากนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



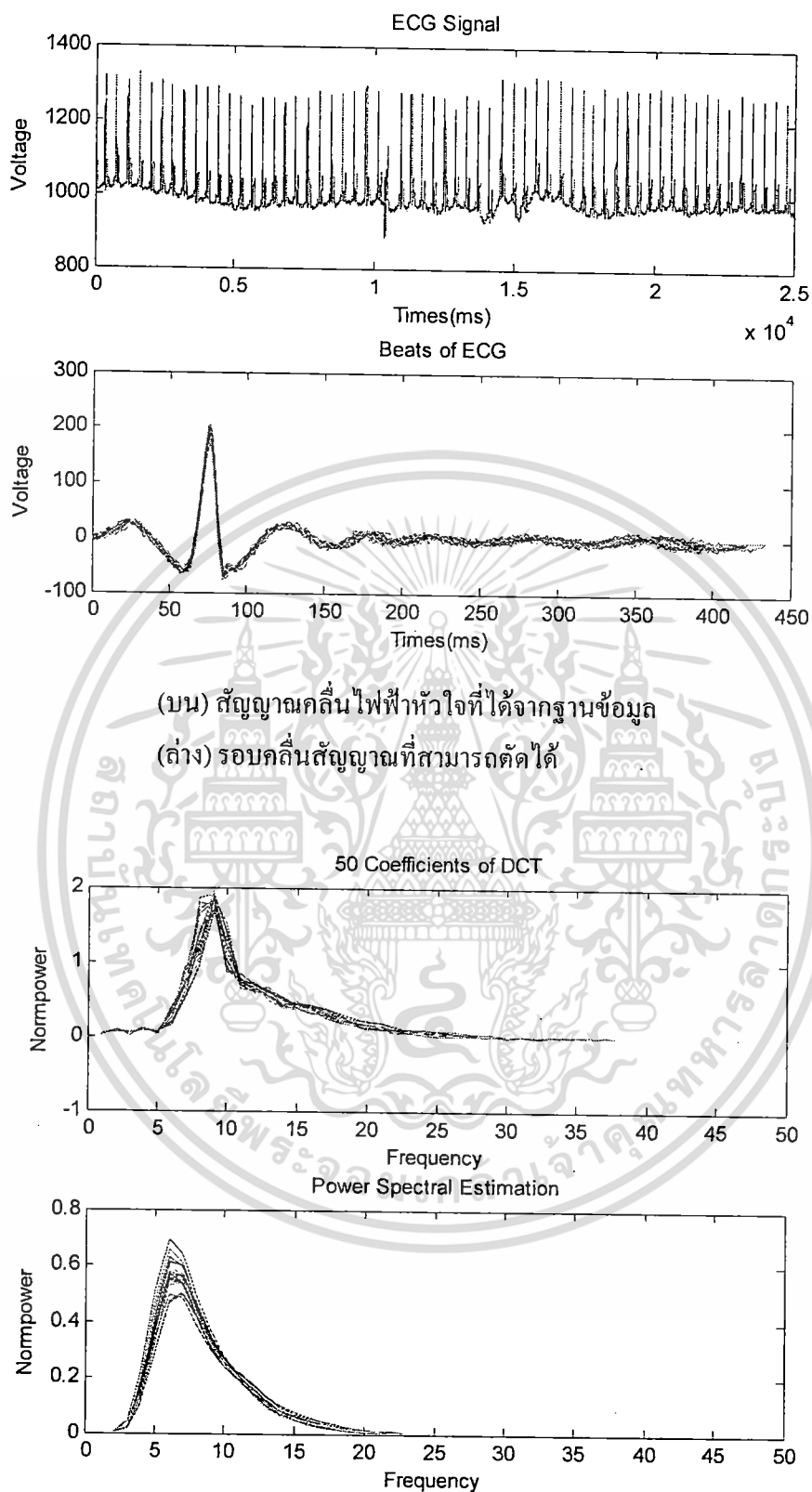
(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
 (ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
 (ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

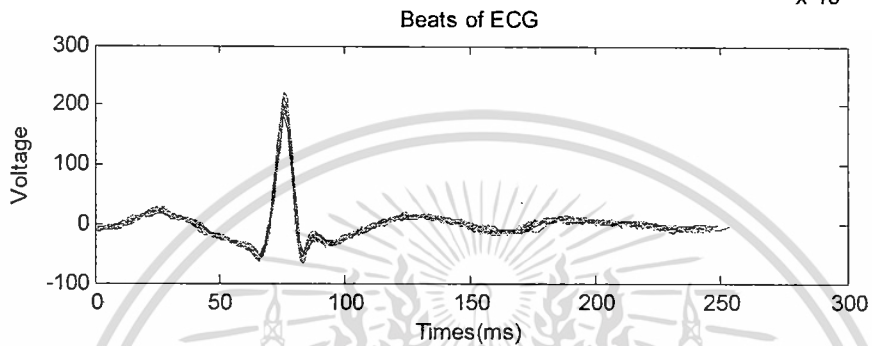
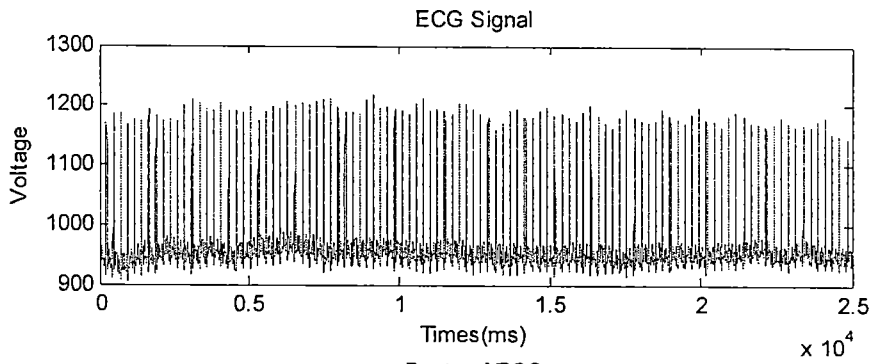
(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



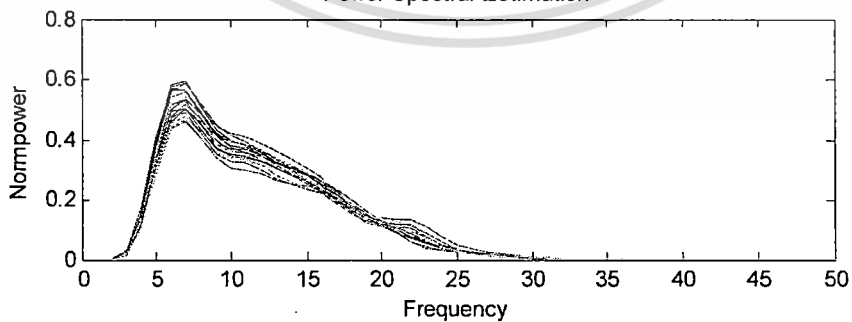
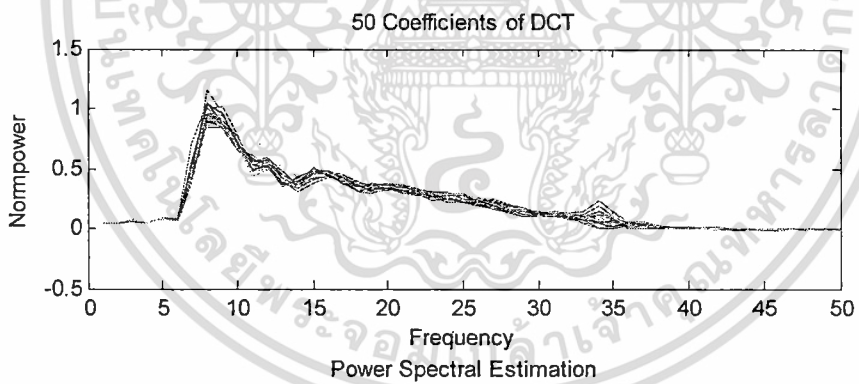
(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs

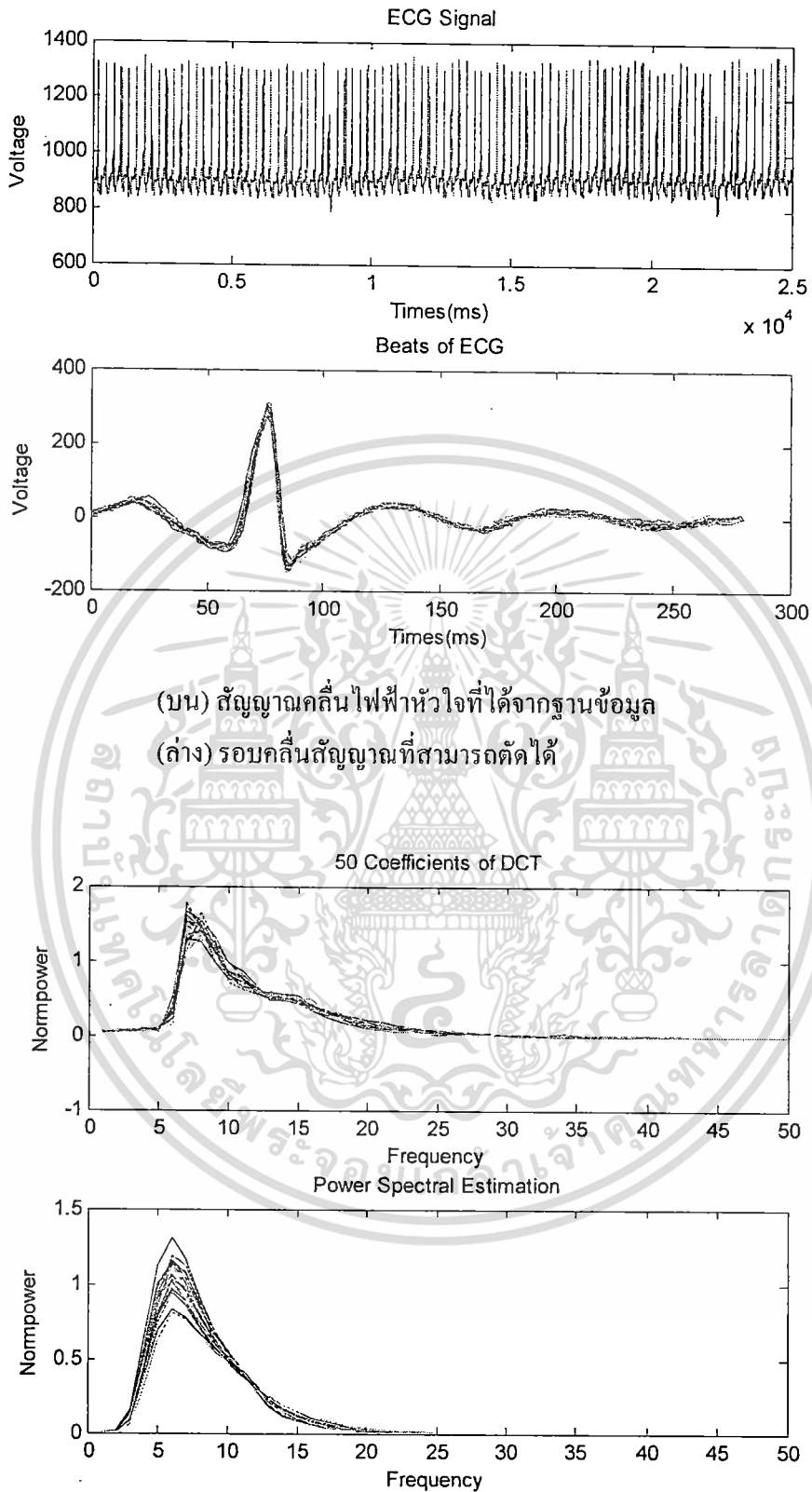
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่รูปที่ 5.11 แสดงขึ้นของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 202 ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้



(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

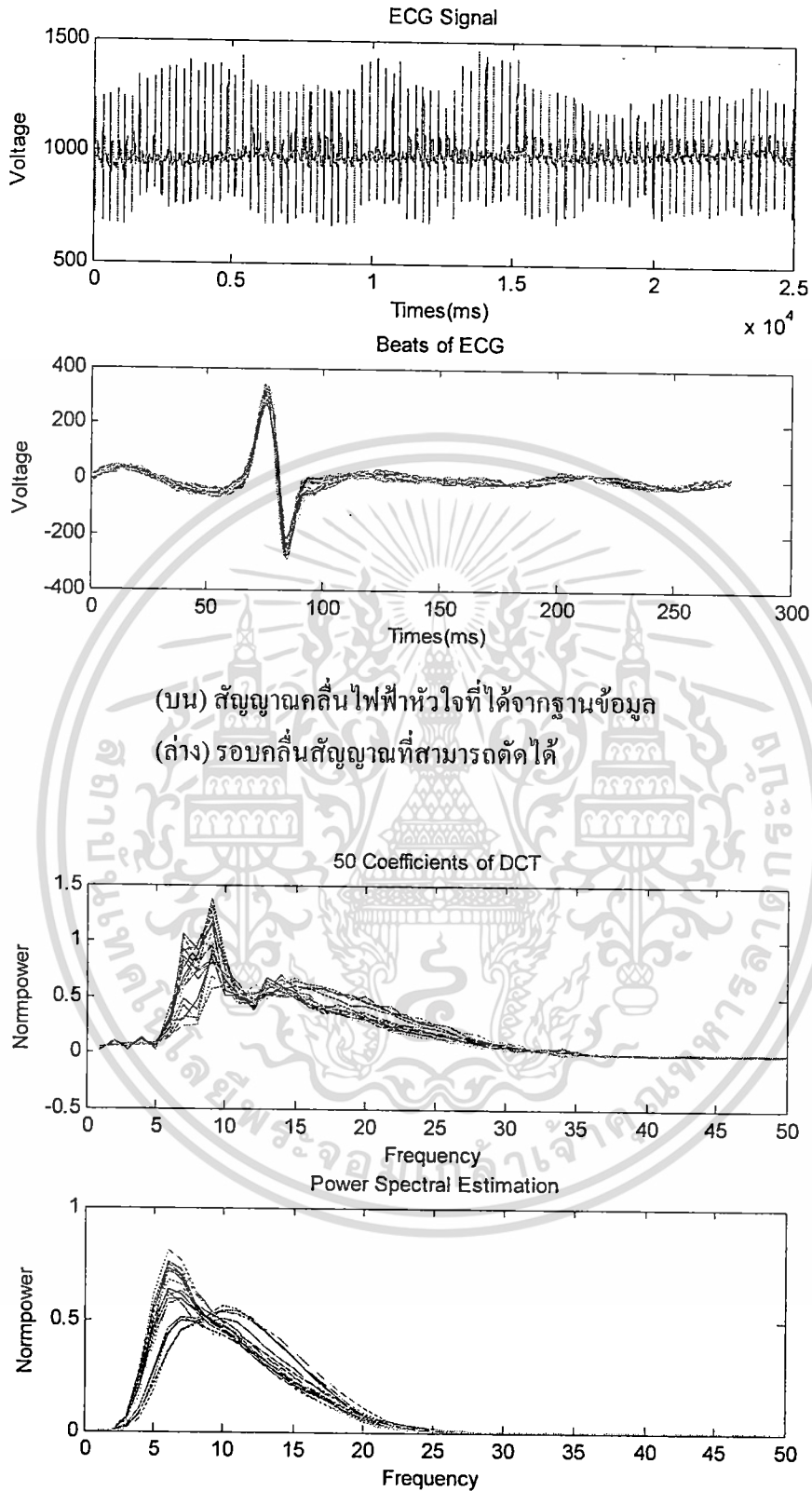
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

50 Coefficients of DCT

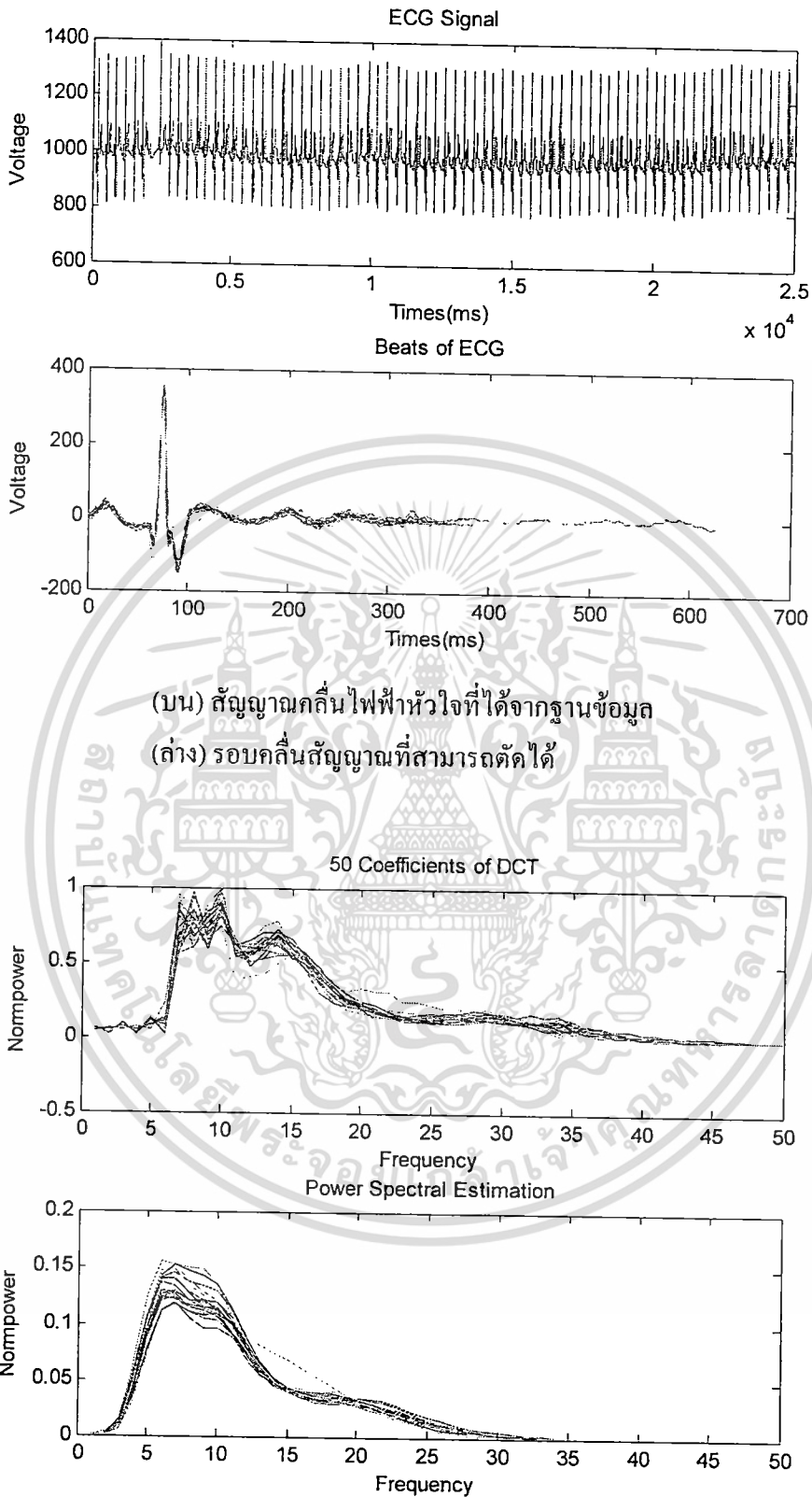
Power Spectral Estimation

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs

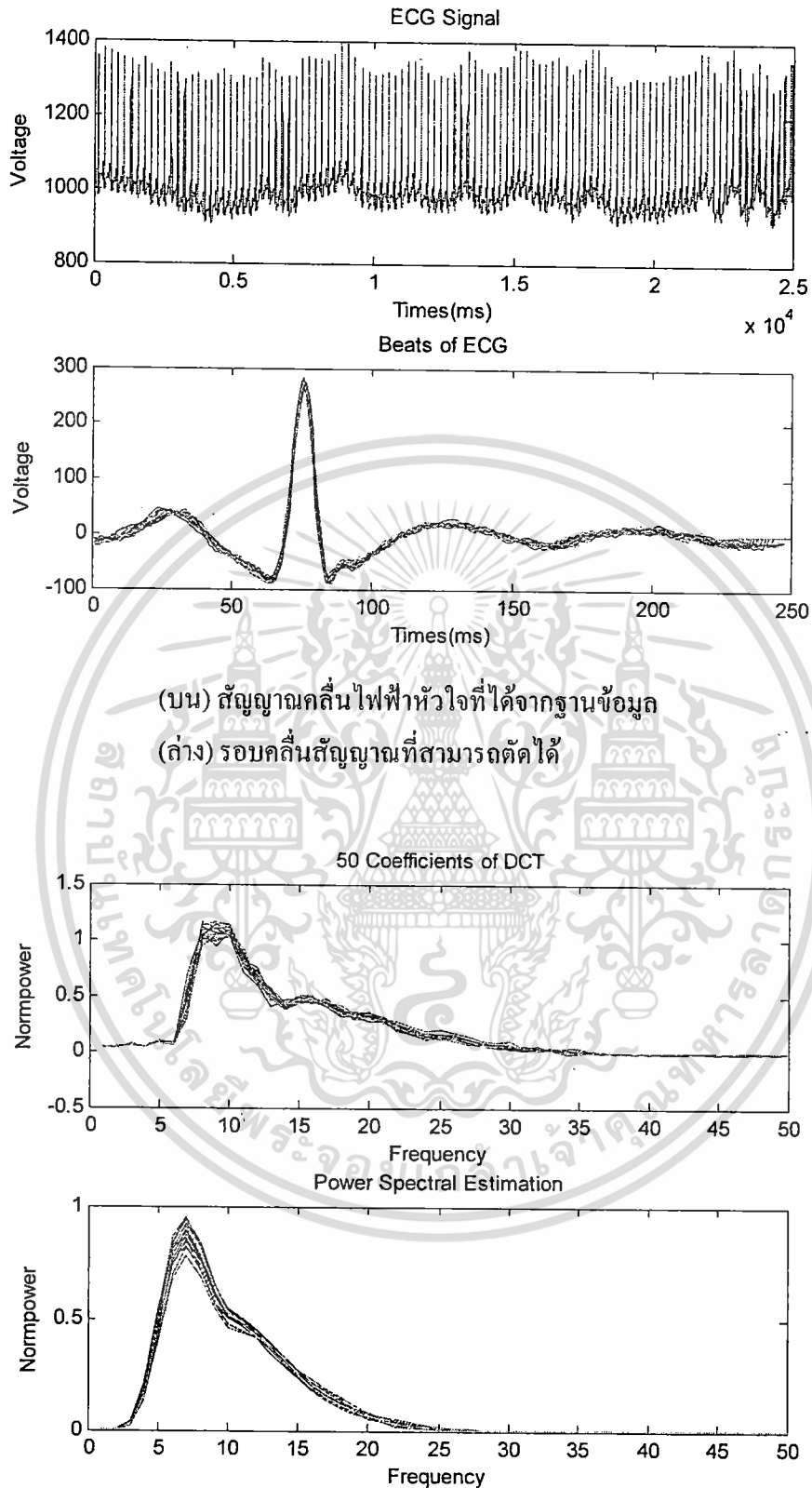


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในวงการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 5.14 แสดงขั้นตอนของการประมวลผลสัญญาณ MIT-BIH 230
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

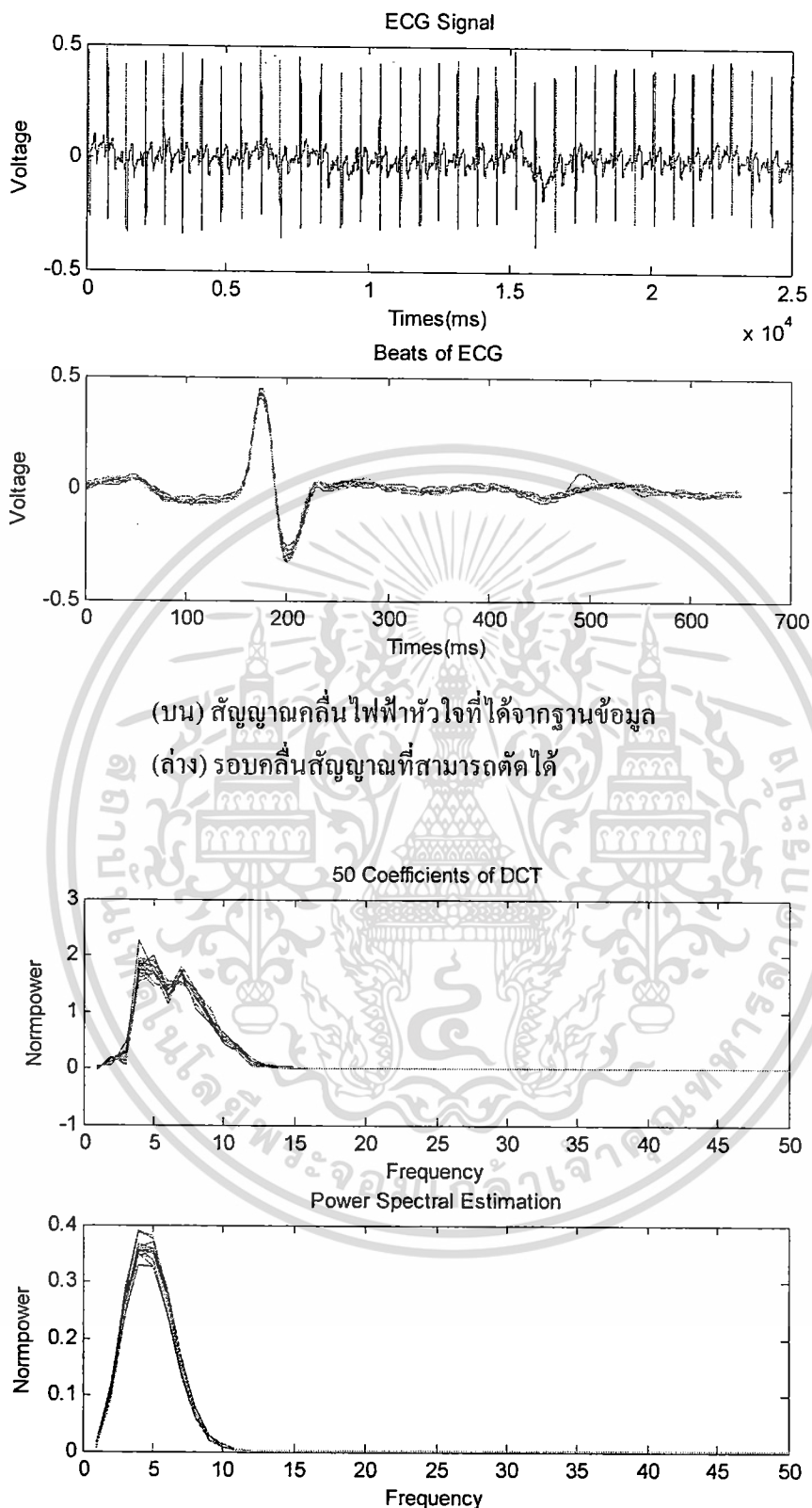
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

50 Coefficients of DCT

Power Spectral Estimation

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

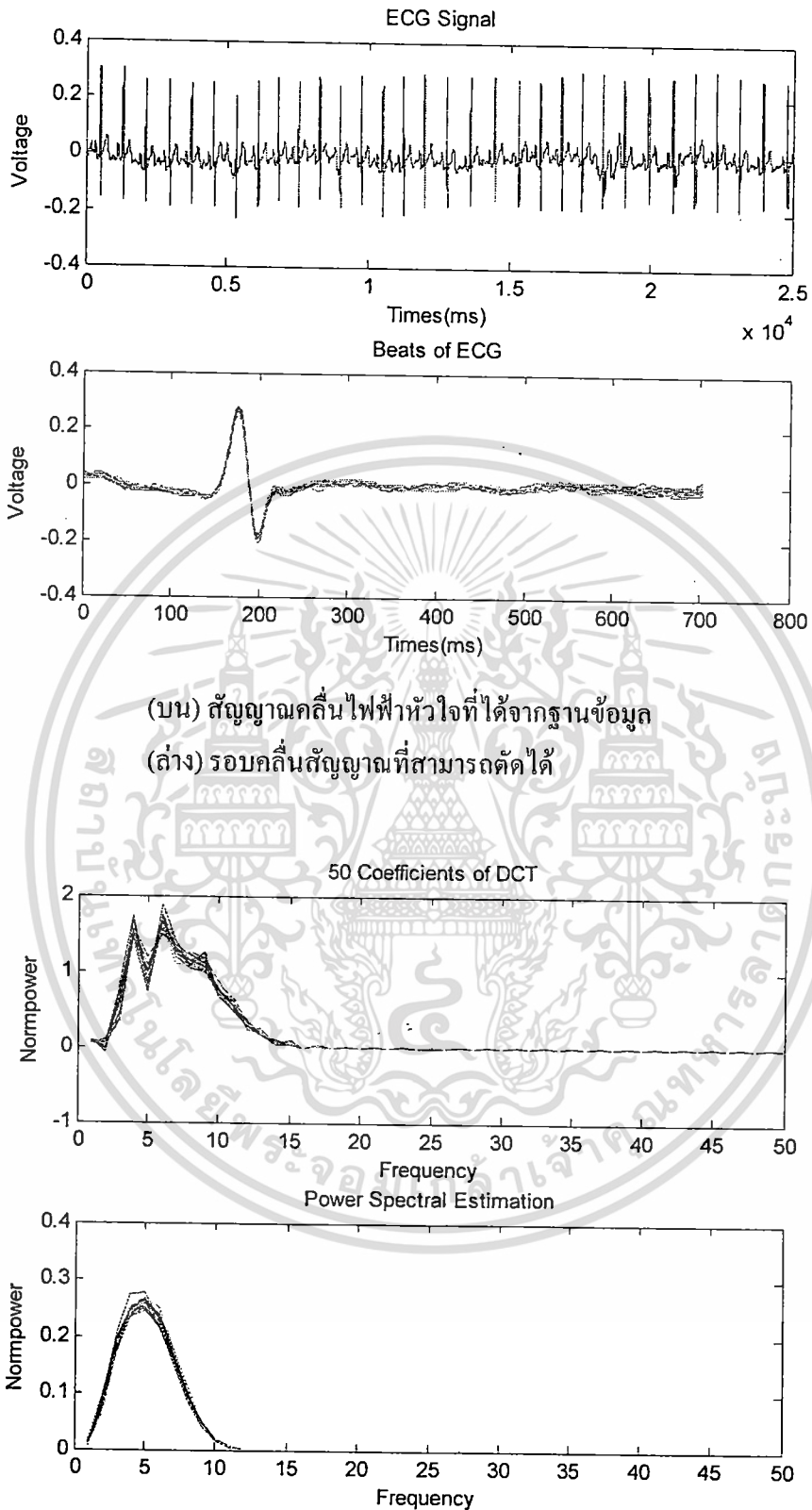
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

50 Coefficients of DCT

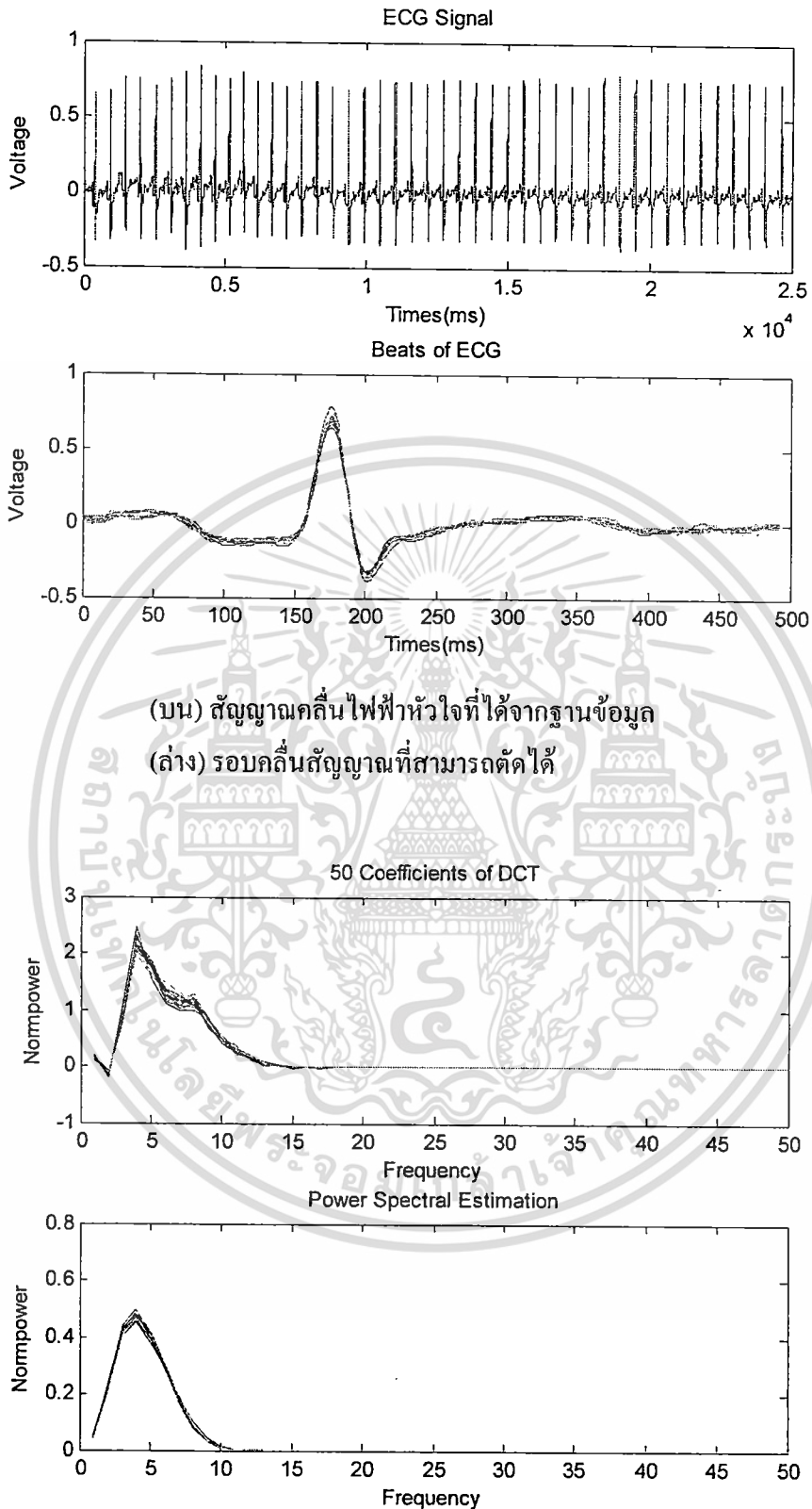
Power Spectral Estimation

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

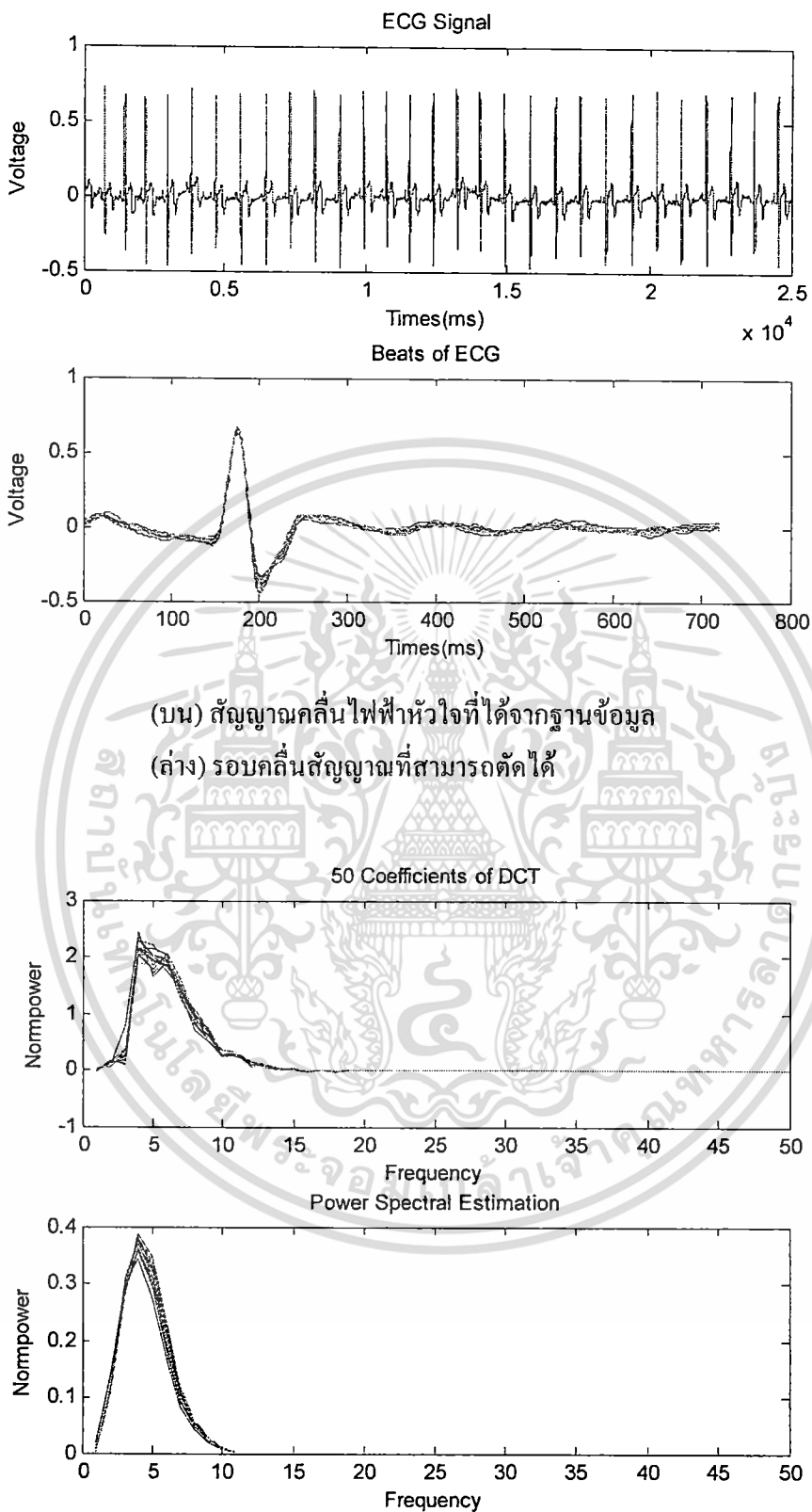
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เผยแพร่เพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 5.18 แสดงขั้นตอนของการประมวลผลสัญญาณจากการวัดจริงคนที่ 2
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

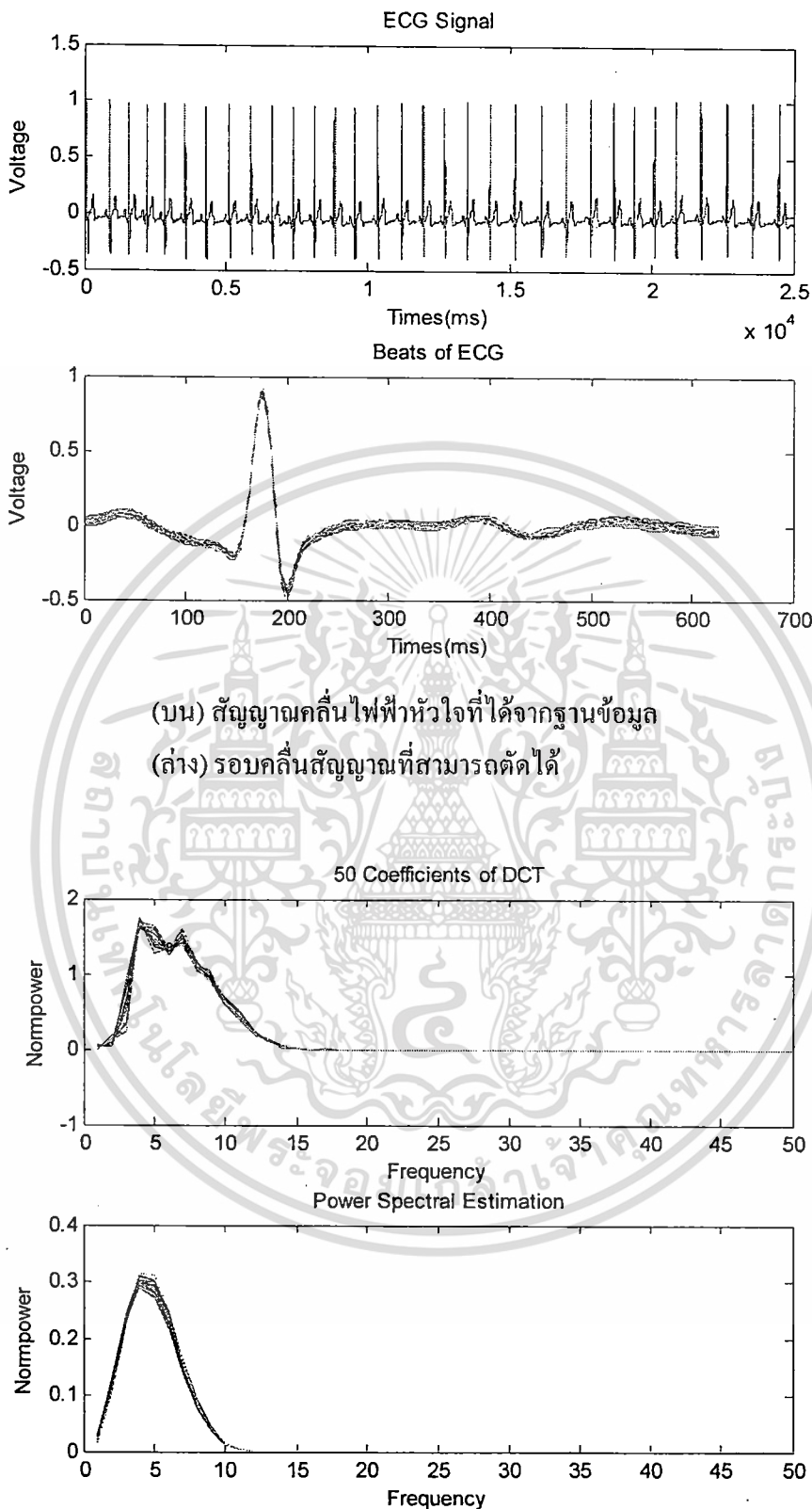


(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ห้ด้วย AC/DCT

(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ห้ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล

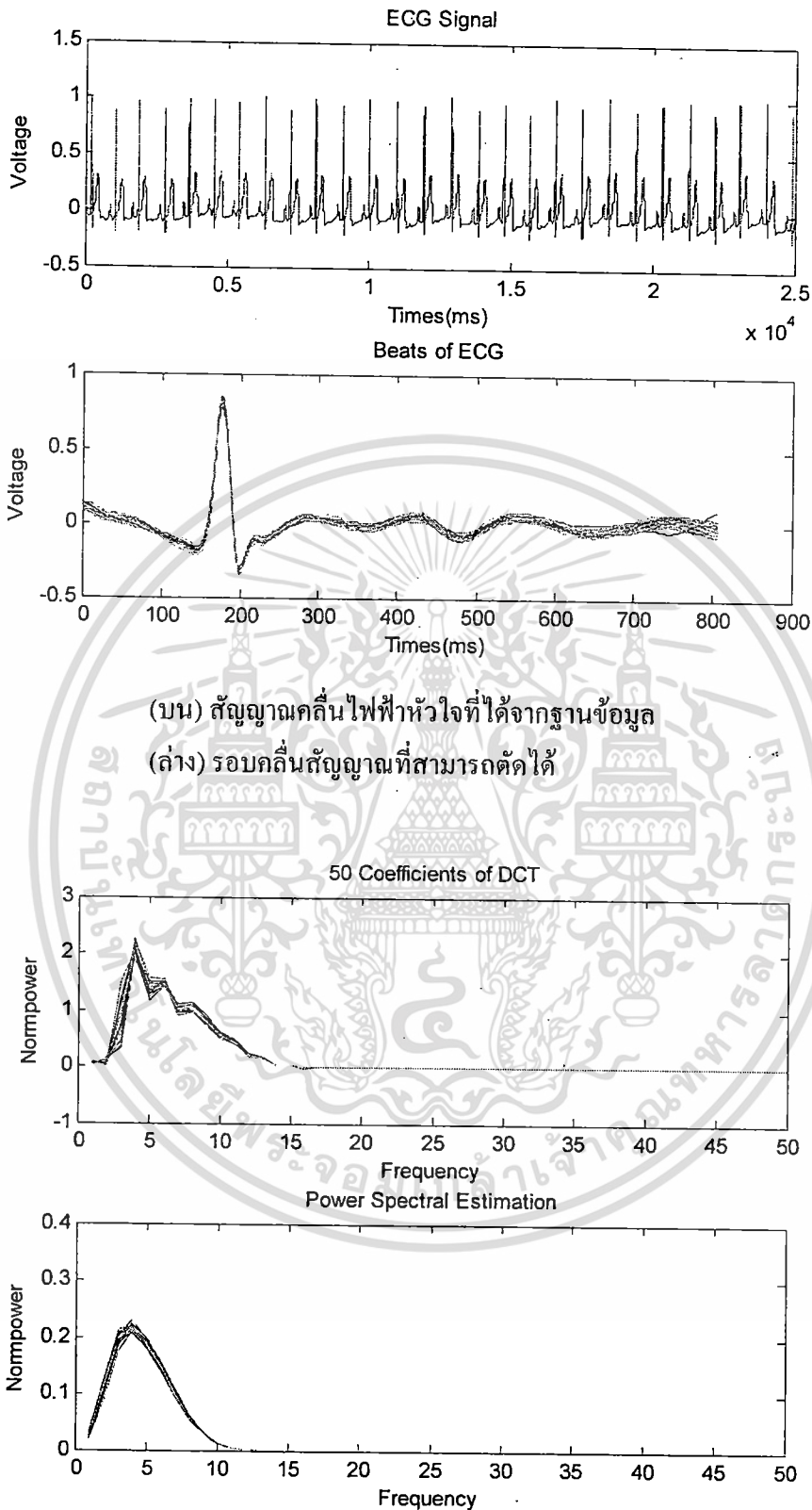
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

50 Coefficients of DCT

Power Spectral Estimation

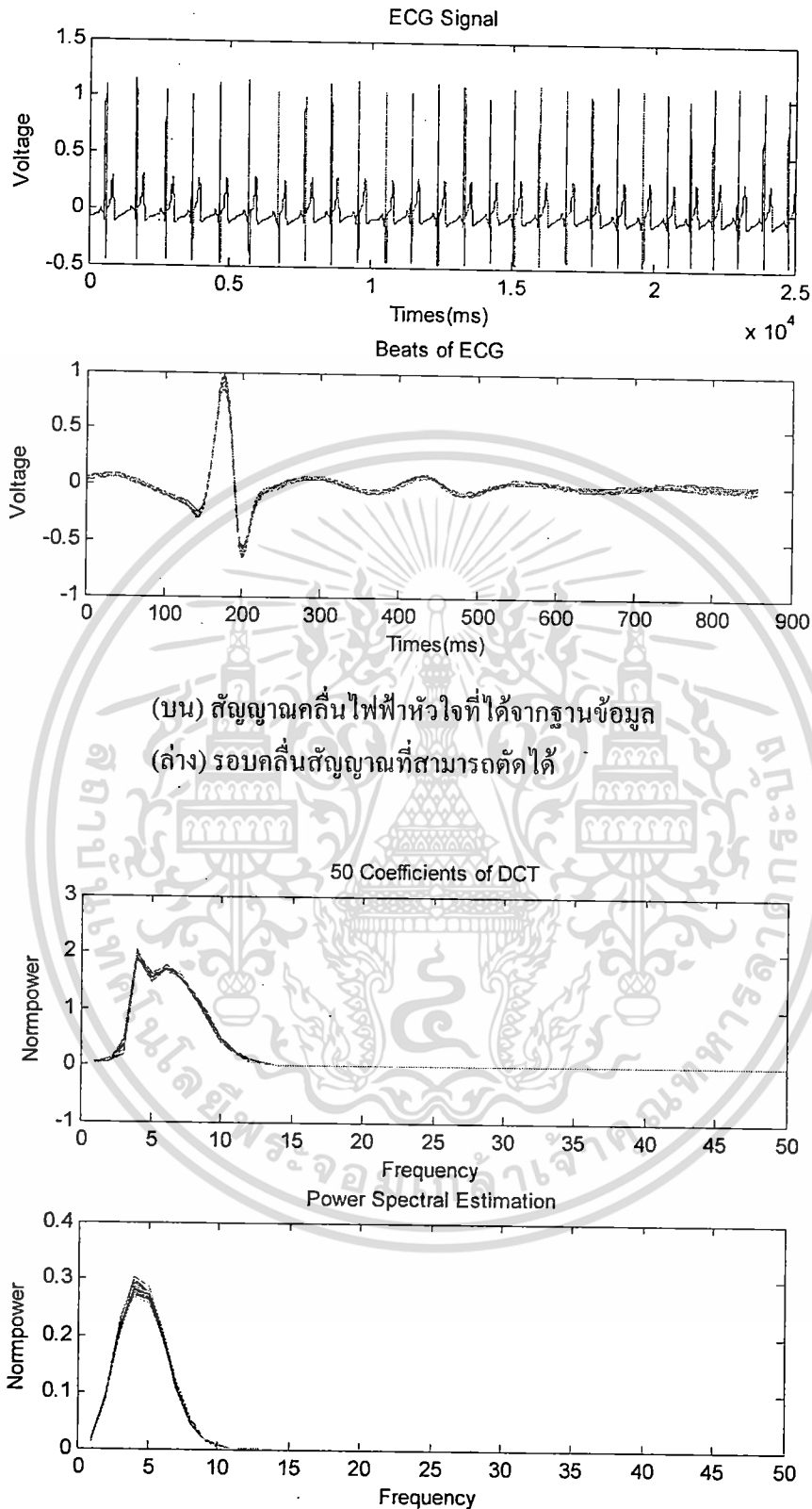
(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



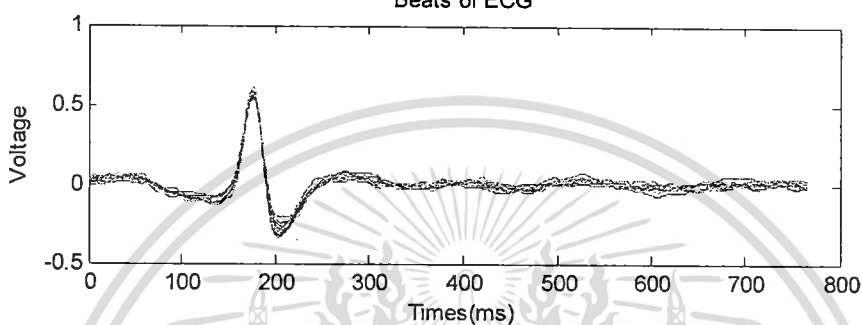
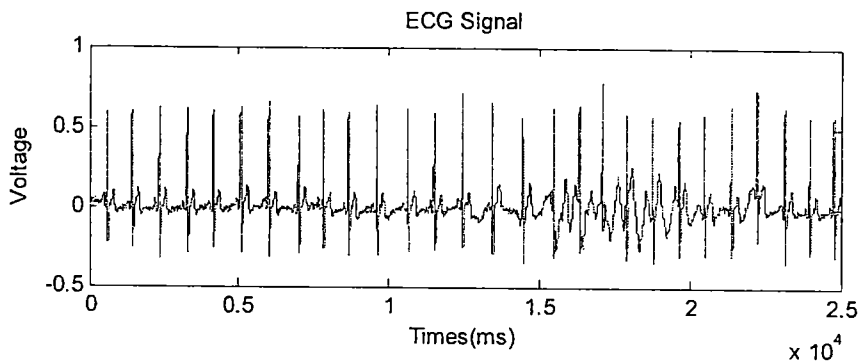
(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้

(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs

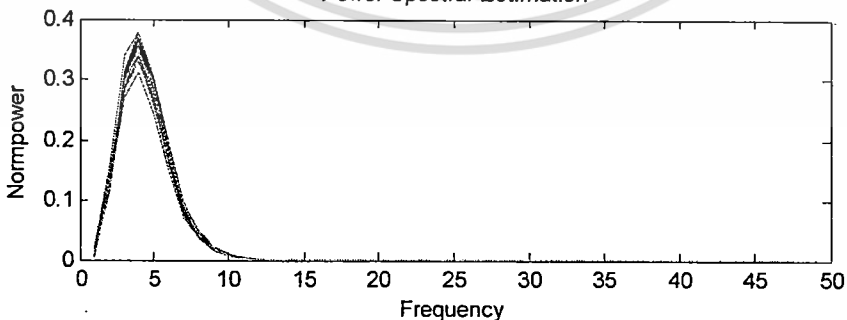
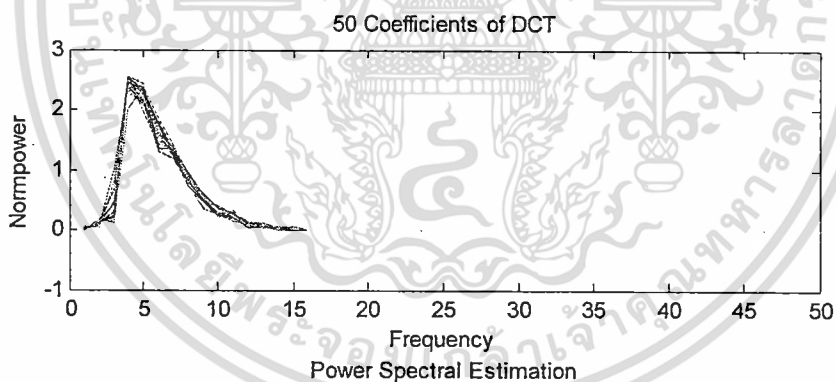


(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT

(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs



(บน) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฐานข้อมูล
(ล่าง) รอบคลื่นสัญญาณที่สามารถตัดได้



(บน) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย AC/DCT
(ล่าง) สัญญาณที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วย PSEs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 5.24 แสดงขั้นตอนของการประมวลผลสัญญาณ จากการวัดจริงคนที่ 8
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดลองด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียมชนิดแพร่ค่าย้อนกลับ จะเป็นการหาค่าความถูกต้องของกลุ่มสัญญาณที่นำมาทดสอบ ซึ่งในการทดลองนี้ได้แยกการทดสอบเป็นกลุ่ม คือ กลุ่มของสัญญาณที่อยู่ในชุดฝึกสอน และชุดทดสอบ

การหาค่าความถูกต้องของการทดลอง สามารถวัดได้จากการกำหนดให้ค่าเป้าหมายที่เกิดจากการฝึกสอนมีค่าเท่ากับ “1” เมื่อระบบถูกฝึกสอนด้วยกลุ่มของลักษณะสัญญาณนั้นๆ และให้ค่าเป้าหมายมีค่าเท่ากับ “0” เมื่อระบบถูกฝึกสอนด้วยกลุ่มของลักษณะสัญญาณที่ไม่ตรงกับลักษณะสัญญาณนั้นๆ

โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ดังต่อไปนี้

ชนิดของของการเรียนรู้ = Scaled Conjugate Gradient

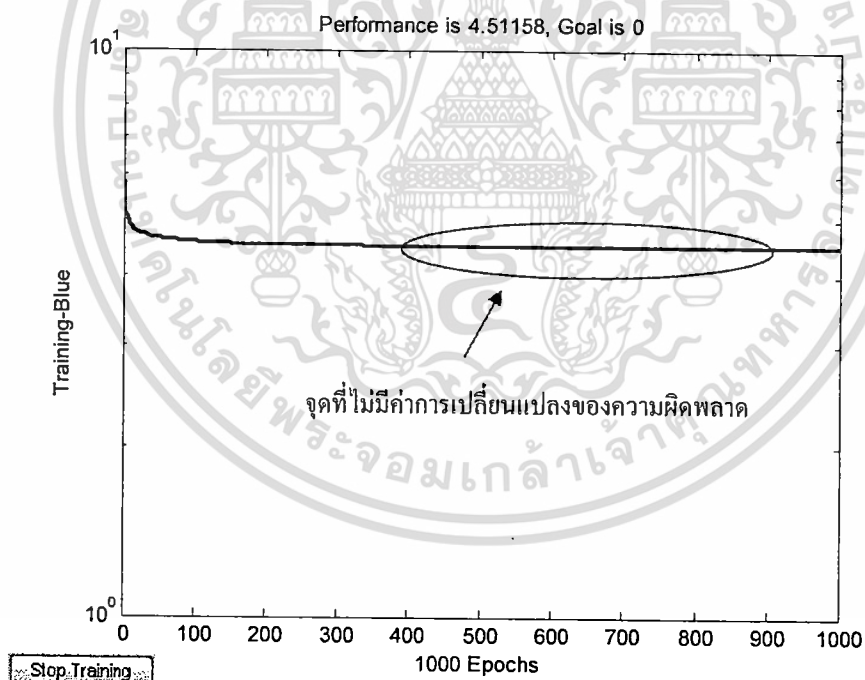
ชนิดของฟังก์ชันกระตุ้น = Tan Sigmoid

จำนวนชั้นซ่อน = 1 ชั้น

จำนวนรอบของการฝึกสอน = 500 ครั้ง

จำนวนอินพุทฝึกสอน = 20 รอบคลื่น: 1 สัญญาณ

จำนวนอินพุททดสอบ = 20 รอบคลื่น: 1 สัญญาณ



รูปที่ 5.25 แสดงการหาจำนวนรอบของการฝึกสอน

รูปที่ 5.25 แสดงการหาจำนวนรอบของการฝึกสอน จะเห็นได้ว่าจำนวนรอบของการฝึกสอนที่ตำแหน่งประมาณ 400 ครั้งเป็นต้นไป จะไม่มีค่าการเปลี่ยนแปลงของความผิดพลาด ดังนั้นในการทดลองจึงได้เลือกจำนวนรอบของการฝึกสอนที่ตำแหน่งประมาณ 500 ครั้งมาใช้ ซึ่งจะส่งผลต่อความถูกต้องสำหรับการนำชุดข้อมูลไปทำการฝึกสอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนเวลาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองของสัญญาณที่นำมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH และจากการวัดสัญญาณจริง ตารางที่ 5.1 เป็นการแสดงผลการทดลองเพื่อหาจำนวน โหนดของนิวรอลที่มีค่าความถูกต้องต่างๆของสัญญาณด้วยชุดข้อมูลสำหรับการฝึกสอน และการทดสอบ โดยจะทดลองที่จำนวน โหนดของนิวรอลค่าต่างๆ ดังนี้ คือ 100, 150, 200 และ 250

ตารางที่ 5.2 เป็นการแสดงผลที่ได้จากการทดลองนำเอาจำนวน โหนดที่ได้จากตารางที่ 5.1 มาเป็นจำนวน โหนดกำหนดสำหรับหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องของสัญญาณที่มาจากฐานข้อมูล MIT-BIH จำนวน 15 สัญญาณ

เงื่อนไขสำหรับการทดสอบค่าความถูกต้อง คือ การนำชุดข้อมูลในแต่ละกลุ่มมาใช้ สัญญาณแต่ละสัญญาณจะถูกนำมา 20 รอบคลื่นเพื่อนำมาทำการทดลอง ซึ่งได้จากการสุ่มข้อมูล

ตารางที่ 5.1 ก) แสดงผลการทดลองเพื่อหาจำนวน โหนดของนิวรอลที่มีค่าความถูกต้องต่างๆของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยชุดข้อมูลสำหรับการฝึกสอน

Training Set

สัญญาณ	จำนวน โหนดของนิวรอลที่วิธีการต่างๆ							
	100		150		200		250	
	ac/dct	psd	ac/dct	psd	ac/dct	psd	ac/dct	psd
100	80.65	81.71	77.02	78.49	81.69	82.22	81.24	81.91
101	94.64	96.19	92.40	93.81	96.35	96.81	95.50	96.29
102	99.91	99.98	99.85	99.95	98.94	99.98	98.96	99.98
105	99.68	99.27	99.19	98.96	98.65	99.26	98.60	99.21
106	99.95	99.42	99.35	99.26	99.77	99.54	98.81	99.46
107	99.98	99.94	99.88	99.93	99.97	99.98	99.97	99.98
112	99.77	99.28	99.73	98.71	99.82	99.38	99.83	99.29
115	99.67	99.07	99.61	98.66	99.78	99.22	99.81	99.08
121	99.84	99.80	99.78	99.73	96.88	99.81	99.91	99.85
202	99.76	99.85	99.48	99.76	99.87	99.90	99.83	99.91
205	99.62	99.87	99.62	99.82	99.74	99.87	99.73	99.87
223	99.90	99.77	99.56	99.53	99.68	99.70	99.83	99.73
230	99.80	99.83	97.00	99.85	99.79	99.97	99.81	100.00
231	99.83	99.28	99.76	99.14	99.88	99.51	99.92	99.50
234	99.89	99.86	99.69	100.00	99.85	99.82	99.84	99.85
ค่าเฉลี่ย	98.19	98.21	97.46	97.71	98.04	98.33	98.11	98.26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 ข) แสดงผลการทดลองเพื่อหาจำนวนโหนดของนิวรอลที่มีค่าความถูกต้องต่างๆ
ของสัญญาณจากฐานข้อมูล MIT-BIH ด้วยชุดข้อมูลสำหรับทำการทดสอบ

Testing Set

สัญญาณ	จำนวนโหนดของนิวรอลที่วิธีการต่างๆ							
	100		150		200		250	
	ac/dct	psd	ac/dct	psd	ac/dct	psd	ac/dct	psd
100	84.04	84.97	80.06	83.08	87.35	87.71	86.21	87.50
101	97.63	97.10	96.73	94.70	97.94	97.52	97.58	96.88
102	94.55	98.77	88.86	99.18	93.20	97.18	92.01	97.81
105	99.72	99.24	99.28	99.01	99.69	99.36	99.66	99.27
106	95.97	98.95	97.82	98.81	98.14	99.01	98.01	98.97
107	99.98	99.93	99.88	99.91	99.97	99.98	99.91	99.98
112	99.16	98.66	98.58	97.91	99.03	99.14	98.83	98.90
115	99.51	99.25	99.35	98.99	99.66	99.44	99.56	99.36
121	99.77	99.82	99.80	99.76	99.87	99.85	99.30	98.88
202	99.78	99.87	99.51	99.78	99.89	99.92	99.84	99.84
205	99.41	99.73	99.51	99.61	99.53	99.69	99.59	99.52
223	99.92	99.80	99.67	99.70	99.85	99.75	98.81	99.80
230	96.57	99.69	99.24	99.79	96.25	99.96	98.49	99.80
231	99.89	99.75	99.89	99.61	99.97	99.82	99.97	99.82
234	99.73	99.94	99.39	100.00	99.63	99.85	99.67	99.92
ค่าเฉลี่ย	97.71	98.37	97.17	97.99	98.00	98.55	97.83	98.42

จากผลการทดลองข้างต้นนี้ จะเป็นการหาจำนวนโหนดของนิวรอลที่ส่งผลให้ได้รับค่าความถูกต้องที่สูงที่สุด ซึ่งจะดูผลของค่าความถูกต้องที่ได้ในแต่ละวิธีการ ที่ใช้จำนวนโหนดที่เท่ากัน โดยที่จำนวนโหนดของนิวรอลที่ให้ค่ามากที่สุดมีค่าเท่ากับ 200 โหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 ก) แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวนโหนดของนิวรอล = 200
ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ AC/DCT

Training Set					
สัญญาณ	จำนวนครั้ง				ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	
100	81.81	80.11	80.32	81.90	81.03
101	97.25	96.26	96.24	94.29	96.01
102	99.95	99.92	99.93	99.94	99.94
105	98.73	98.57	98.59	98.56	98.61
106	98.88	98.77	98.78	98.78	98.80
107	99.96	99.94	99.97	99.98	99.96
112	98.83	98.79	98.80	98.81	98.81
115	99.06	99.12	99.24	99.74	99.29
121	99.89	99.89	99.90	99.96	99.91
202	99.78	99.73	99.78	99.78	99.77
205	99.68	99.70	99.66	99.70	99.68
223	99.86	99.83	99.88	99.86	99.86
230	99.81	99.75	99.81	99.82	99.80
231	99.91	99.86	99.87	99.88	99.88
234	99.82	99.83	99.88	99.88	99.86
					98.08

ตารางที่ 5.2 ข) แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวนโหนดของนิวรอล = 200
ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ AC/DCT

Testing Set					
สัญญาณ	จำนวนครั้ง				ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	
100	82.43	83.21	82.13	81.53	82.32
101	95.21	96.37	95.97	96.35	95.97
102	97.43	91.38	95.59	96.84	95.31
105	99.76	99.60	99.58	99.66	99.65
106	99.17	98.54	96.67	98.32	98.18
107	99.96	99.94	99.95	99.97	99.96
112	99.62	98.58	98.93	99.47	99.15
115	99.59	99.54	99.77	99.62	99.63
121	99.86	99.90	99.90	99.96	99.91
202	99.81	99.79	99.80	99.84	99.81
205	99.50	99.52	99.44	99.44	99.48
223	99.85	99.40	99.83	99.92	99.75
230	97.92	98.03	98.57	98.97	98.37
231	99.98	99.96	99.94	99.96	99.96
234	99.69	99.64	99.75	99.70	99.69

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อาจนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 ค) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH
จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ AC/DCT

		Training Set															
Training Set	MIT-BIH	100	101	102	105	106	107	112	115	121	202	205	223	230	231	234	
		100	81.03	1.11	0.74	0.56	0.15	0.30	2.21	1.08	0.41	0.61	0.79	0.83	2.05	1.22	1.03
		101	0.59	96.01	0.18	0.83	0.40	0.39	0.59	0.82	0.51	0.63	4.00	0.37	0.51	0.34	1.12
		102	0.42	0.63	99.94	0.42	0.17	1.43	0.41	0.68	0.34	0.39	0.98	0.78	0.79	0.28	0.15
		105	0.65	0.83	0.56	98.61	0.80	0.54	0.64	0.37	0.41	2.08	0.87	0.98	0.51	0.55	0.68
		106	0.64	0.27	0.33	0.47	98.80	0.62	0.55	0.35	0.36	0.73	1.05	0.57	0.83	0.55	0.52
		107	0.31	0.31	0.62	0.59	0.74	99.96	0.36	0.42	0.55	0.26	0.82	0.37	0.81	0.44	0.56
		112	1.02	0.10	0.45	0.42	0.91	0.18	98.81	0.43	0.76	0.73	0.46	0.82	1.09	0.28	1.42
		115	1.08	0.65	0.55	0.29	0.58	0.45	0.83	99.29	0.87	0.55	1.54	0.73	1.21	1.13	1.58
		121	0.48	1.33	0.36	0.76	0.56	0.70	0.51	0.45	99.91	1.62	1.39	1.03	0.64	0.68	0.75
		202	0.69	0.91	0.48	1.95	0.85	0.91	0.61	0.61	1.26	99.77	1.20	0.61	0.38	0.28	1.10
		205	0.44	2.15	0.43	0.87	0.54	0.69	0.48	0.50	0.22	0.71	99.68	1.11	0.84	0.84	1.06
		223	0.46	0.61	0.55	0.89	0.60	0.62	0.76	0.47	0.59	0.63	0.67	99.86	1.22	0.35	0.88
		230	0.66	0.31	0.51	0.57	0.47	0.82	1.06	0.93	0.49	0.09	1.01	0.91	99.80	1.31	0.67
		231	0.48	0.49	0.25	0.33	0.41	0.30	0.84	0.82	0.32	0.55	2.47	0.34	1.52	99.88	0.56
		234	0.41	0.61	0.67	0.61	0.62	0.40	0.46	0.31	0.82	0.33	0.71	0.68	0.70	0.55	99.86

ตารางที่ 5.2 ง) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH
จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ AC/DCT

		Testing															
Training	MIT-BIH	100	101	102	105	106	107	112	115	121	202	205	223	230	231	234	
		100	82.32	2.43	1.26	1.10	6.27	1.58	7.48	16.02	2.44	3.89	3.14	3.33	16.61	6.99	9.52
		101	2.13	95.97	2.49	3.78	3.33	2.03	5.23	6.40	2.88	2.76	25.59	4.26	9.02	11.58	11.65
		102	20.65	13.93	95.31	10.01	11.21	10.48	21.42	20.58	18.32	13.08	15.92	28.85	4.09	15.09	17.23
		105	1.43	0.72	0.99	99.65	2.21	4.58	1.22	2.33	8.49	12.54	0.69	4.03	2.90	1.82	2.69
		106	6.46	2.79	1.56	9.17	98.18	3.56	12.90	5.10	9.77	24.97	9.05	15.79	14.60	12.75	18.27
		107	2.40	5.23	1.26	5.69	2.25	99.96	5.20	6.10	4.08	3.02	2.17	4.91	3.30	10.12	3.91
		112	17.53	5.47	1.55	2.58	4.36	2.38	99.15	9.86	2.12	6.33	21.31	19.73	11.14	6.10	8.07
		115	4.61	4.56	0.62	1.49	2.00	1.36	1.05	99.63	1.43	1.44	4.01	1.86	9.04	3.31	3.58
		121	1.74	8.13	2.16	10.83	4.70	6.84	2.39	2.67	99.91	22.44	4.35	11.68	3.11	4.03	3.02
		202	2.00	3.44	0.85	5.13	0.95	1.49	1.53	2.23	3.19	99.81	2.97	3.49	1.74	3.37	5.80
		205	2.34	11.56	1.46	1.84	3.68	1.37	1.12	11.80	2.15	1.20	99.48	1.99	2.87	3.58	6.83
		223	2.25	1.67	1.05	4.47	0.84	2.66	3.15	1.72	1.60	8.61	3.70	99.75	6.20	2.76	10.67
		230	15.29	7.74	4.37	10.73	12.11	6.93	12.59	9.02	6.38	12.66	50.29	6.42	98.37	14.69	29.40
		231	4.77	4.76	1.12	0.59	2.74	1.47	0.39	6.37	2.41	2.62	4.17	3.21	4.94	99.96	5.01
		234	3.61	3.96	0.95	4.67	21.18	1.13	4.75	2.55	2.32	1.80	13.34	2.93	2.53	3.64	99.69

ตารางที่ 5.2 จ) แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวนโน้ตของนิรอรธ = 200
ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSES

สัญญาณ	จำนวนครั้ง				ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	
100	82.68	81.41	81.47	81.32	81.72
101	96.12	95.69	95.50	95.49	95.70
102	99.99	99.96	99.98	99.98	99.98
105	99.25	99.18	99.16	99.28	99.22
106	99.54	99.41	99.39	99.45	99.45
107	99.98	99.97	99.97	99.96	99.97
112	99.42	99.17	99.16	99.37	99.28
115	99.16	98.96	99.09	99.13	99.08
121	99.85	99.77	99.84	99.82	99.82
202	99.92	99.88	99.88	99.91	99.90
205	99.87	99.86	99.84	99.88	99.86
223	99.78	99.70	99.65	99.71	99.71
230	99.70	99.72	99.56	99.73	99.68
231	99.47	99.49	99.37	99.51	99.46
234	99.86	99.80	99.78	99.83	99.82
					98.18

ตารางที่ 5.2 ฉ) แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวนโน้ตของนิรอรธ = 200

ของฐานข้อมูล MIT-BIH จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSES

สัญญาณ	จำนวนครั้ง				ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	
100	84.69	83.40	84.71	83.47	84.07
101	96.64	96.19	96.32	96.05	96.30
102	98.66	97.71	98.89	98.88	98.54
105	99.31	99.25	99.26	99.30	99.28
106	98.76	99.00	98.58	99.08	98.86
107	99.98	99.96	99.97	99.96	99.97
112	98.78	98.15	97.88	98.53	98.33
115	99.41	99.18	99.35	99.37	99.33
121	99.87	99.85	99.86	99.87	99.86
202	99.93	99.90	99.91	99.93	99.92
205	99.65	99.52	99.64	99.72	99.64
223	99.84	99.78	99.74	99.79	99.79
230	99.63	99.63	99.96	99.55	99.69
231	99.84	99.77	99.74	99.78	99.79
234	99.91	99.87	99.84	99.89	99.88
					98.22

ตารางที่ 5.2 ข) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH
จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSEs

		Training															
Training	MIT-BIH	100	101	102	105	106	107	112	115	121	202	205	223	230	231	234	
		100	81.72	0.67	0.36	0.68	1.89	0.47	6.47	10.93	0.78	1.59	0.70	1.51	0.51	2.64	0.77
		101	1.78	95.70	0.66	2.24	1.30	0.30	1.14	3.22	0.92	1.23	0.95	0.83	1.90	7.24	0.77
		102	0.42	0.51	99.98	0.29	0.24	0.18	0.86	0.78	0.39	1.15	0.98	0.37	0.67	0.27	0.64
		105	0.56	0.91	0.51	99.22	0.58	0.65	1.37	1.28	1.05	0.94	0.85	1.66	1.51	1.10	1.03
		106	2.06	0.67	0.22	0.79	99.45	0.69	1.42	0.61	0.66	0.93	0.85	1.02	1.54	0.96	0.71
		107	0.57	0.96	0.21	0.44	0.61	99.97	0.94	0.70	0.74	0.88	0.37	0.72	1.23	0.99	0.96
		112	0.80	0.89	0.60	1.58	2.55	0.46	99.28	1.55	1.57	1.88	0.90	1.11	3.77	2.64	1.79
		115	3.54	1.94	0.34	0.74	0.96	0.48	4.82	99.08	0.81	0.88	1.03	0.85	2.18	6.40	1.07
		121	0.50	0.94	0.25	0.53	0.85	0.44	1.15	0.66	99.82	1.59	2.03	2.54	0.88	0.74	1.53
		202	0.73	1.19	0.77	0.10	0.45	0.51	1.80	0.63	0.72	99.90	1.20	1.39	1.33	1.03	1.45
		205	0.93	0.88	0.45	0.41	0.37	0.52	0.55	0.92	0.63	0.88	99.86	0.49	5.39	0.80	2.01
		223	0.71	1.05	0.36	2.05	0.65	0.78	1.69	1.04	2.07	1.43	0.53	99.71	1.21	0.95	0.46
		230	0.44	0.97	0.54	1.34	1.08	0.91	2.96	1.20	1.09	1.76	3.76	2.23	99.68	1.38	5.59
		231	1.16	4.12	0.57	0.82	1.28	0.42	1.53	5.24	0.28	0.96	0.46	0.81	1.54	99.46	1.40
		234	0.38	0.74	0.16	0.59	0.47	0.92	0.90	0.88	0.69	0.88	1.72	0.89	11.22	0.90	99.82

ตารางที่ 5.2 ข) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลของฐานข้อมูล MIT-BIH
จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSEs

		Testing															
Training	MIT-BIH	100	101	102	105	106	107	112	115	121	202	205	223	230	231	234	
		100	84.07	13.88	2.57	8.60	15.65	2.99	3.67	15.62	3.40	21.74	10.91	9.86	11.98	9.18	24.93
		101	3.92	96.30	0.89	2.21	1.77	0.97	3.21	10.49	0.86	1.99	1.70	2.37	1.73	9.54	1.29
		102	4.39	10.69	98.54	7.60	12.27	3.42	16.95	11.04	12.05	9.51	7.08	12.16	12.24	13.86	8.13
		105	1.58	3.14	0.88	99.28	5.42	6.65	5.53	2.43	1.87	2.08	1.16	11.03	6.49	5.75	0.72
		106	4.02	6.00	1.42	9.03	98.86	3.45	4.67	4.48	3.81	13.92	5.08	2.58	9.27	9.88	5.53
		107	2.68	1.65	1.85	12.98	2.74	99.97	1.45	3.11	7.55	1.42	3.82	5.88	2.84	2.53	2.96
		112	2.89	5.36	1.59	15.97	18.31	1.36	98.33	2.50	4.42	6.25	0.69	7.92	27.39	6.99	15.16
		115	3.22	8.61	0.43	0.85	1.32	0.63	9.23	99.33	1.57	2.87	5.29	1.98	3.61	6.54	3.95
		121	1.45	1.56	0.24	7.31	2.20	1.18	4.76	2.14	99.86	2.42	1.62	7.45	1.87	1.56	3.73
		202	0.55	6.34	0.84	6.50	2.55	0.36	4.24	2.20	4.02	99.92	1.54	2.16	4.00	4.28	2.66
		205	1.25	0.58	1.25	1.09	3.54	1.19	6.02	8.31	1.51	1.18	99.64	3.53	3.79	4.34	7.69
		223	1.91	1.00	1.05	9.94	2.47	1.49	3.02	2.16	2.46	2.84	1.27	99.79	4.76	1.56	5.47
		230	9.09	7.50	1.16	11.28	10.10	6.36	16.49	11.46	9.18	5.54	41.91	12.10	99.69	9.96	24.58
		231	1.09	6.75	0.57	1.71	2.68	0.97	2.54	4.95	1.43	1.09	0.66	1.63	4.98	99.79	2.88
		234	2.27	2.67	0.71	1.35	7.51	0.51	6.65	4.56	2.13	3.71	4.97	9.20	7.45	3.99	99.88

การหาค่าเฉลี่ยของความถูกต้องที่จากชุดข้อมูลต่างๆ โดยจำนวนโหนดของนิวรอลที่ใช้มีค่าเท่ากับ 200 โหนด จะเห็นได้ว่ากระบวนการหาค่าสเปกตรัมกำลังให้ผลที่สูงกว่าอีกวิธีหนึ่ง ดังนั้นในการทดลองต่อไปจะเป็นการแสดงให้เห็นถึงความสามารถในการนำมาประยุกต์ใช้กับสัญญาณที่ได้จากการบันทึกจริงด้วยเครื่องวัดที่ทำการวัดจากกลุ่มตัวอย่าง ตารางที่ 5.3 จะเป็นการแสดงผลที่ได้จากการทดลองนำเอาจำนวน โหนดเดิมสำหรับหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องของสัญญาณที่ได้จากการวัดจริง 8 สัญญาณ

ตารางที่ 5.3 ก) แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวนโหนดของนิวรอล = 200 ของข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSEs

Training Set					
สัญญาณ	จำนวนครั้ง				ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	
A	94.45	97.11	95.56	96.26	95.84
B	99.93	99.98	99.95	99.95	99.95
C	99.90	99.96	99.97	99.96	99.95
D	99.31	99.63	99.57	99.55	99.52
E	99.56	99.88	99.79	99.87	99.78
F	99.72	99.93	99.90	99.88	99.86
G	99.68	99.89	99.88	99.92	99.84
H	99.71	99.86	99.80	99.88	99.81
					99.32

ตารางที่ 5.3 ข) แสดงผลการทดลองเพื่อหาค่าเฉลี่ยความถูกต้องที่จำนวนโหนดของนิวรอล = 200 ของข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSEs

Testing Set					
สัญญาณ	จำนวนครั้ง				ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	
A	93.96	98.54	97.84	98.78	97.28
B	99.92	99.98	99.96	99.97	99.96
C	97.51	97.81	98.70	98.47	98.12
D	97.88	97.71	97.19	97.33	97.53
E	89.69	93.17	90.07	93.47	91.60
F	99.12	99.80	99.70	99.22	99.46
G	98.93	99.49	99.45	99.44	99.33
H	99.74	99.93	99.89	99.92	99.87
					97.89

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.3 ก) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง
จากชุดข้อมูลทำการฝึกสอน ด้วยวิธีการ PSEs

		Training							
Training		A	B	C	D	E	F	G	H
	A	95.84	0.63	0.24	0.30	0.76	0.39	0.51	0.24
	B	0.74	99.95	0.57	0.86	0.22	0.62	0.49	0.76
	C	0.40	0.10	99.95	0.67	0.51	0.47	0.42	0.41
	D	0.17	0.23	0.12	99.52	0.85	0.66	1.14	1.65
	E	0.45	0.29	0.33	0.51	99.78	0.19	0.55	0.80
	F	0.28	0.35	0.35	0.18	0.43	99.86	0.56	0.66
	G	0.44	0.36	0.28	0.54	0.50	0.28	99.84	0.17
	H	0.34	0.08	0.23	1.78	0.88	0.91	0.62	99.81

ตารางที่ 5.3 ง) แสดงผลการทดลองความสามารถในการแยกกลุ่มข้อมูลที่ได้จากการวัดจริง
จากชุดข้อมูลทำการทดสอบ ด้วยวิธีการ PSEs

		Testing							
Training		A	B	C	D	E	F	G	H
	A	97.28	6.39	13.07	19.63	20.43	11.70	4.23	17.47
	B	11.19	99.96	27.44	17.31	2.10	9.20	16.70	21.16
	C	10.22	9.64	98.12	7.03	5.79	15.31	7.52	4.32
	D	4.58	2.52	6.85	97.53	10.06	6.68	6.13	6.91
	E	4.60	5.50	16.25	14.51	91.60	4.48	6.07	4.27
	F	4.33	1.06	2.91	5.02	15.96	99.46	2.48	4.73
	G	8.61	1.48	3.36	43.09	10.88	11.89	99.33	10.55
	H	4.10	2.30	5.67	22.85	14.81	7.23	4.32	99.87

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปผลการทดลอง และข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการนำเสนอถึงความสามารถของการนำเอาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาใช้สำหรับการระบุบุคคล เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหาของการปลอมแปลง ดัดแปลง และแก้ไขข้อมูลสำหรับนำมาใช้งาน รวมถึงลดปัญหาด้านความต้องการของระบบที่มีความซับซ้อนสูง ซึ่งการใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้นั้น รูปแบบของงานจะถูกจัดให้อยู่ในส่วนของงานประเภทการรู้จำรูปแบบ (Pattern Recognition) และการแบ่งแยกข้อมูล (Classification)

ส่วนการประมวลผลเบื้องต้น จะทำการกรองสัญญาณรบกวนออกก่อน หลังจากนั้นจึงตัดรอบคลื่นด้วยวิธีหาตำแหน่งจุดที่สูงที่สุดของข้อมูลจากการหายอดคลื่นถึงยอดคลื่นถัดไป (R-R peak detection) หลังจากนั้นได้ตำแหน่งที่สูงที่สุดแล้ว จะทำการตัดรอบคลื่นของสัญญาณ ซึ่งจะสังเกตได้ว่าในแต่ละบุคคลจะมีอัตราการเต้นของหัวใจที่ไม่เท่ากัน ทำให้ระยะเวลาของแต่ละรอบคลื่นมีการเปลี่ยนแปลง ดังนั้นจึงมีการปรับให้อยู่ในอัตราการเต้นของหัวใจเดียวกันก่อนที่จะทำการวิเคราะห์ข้อมูลต่อไป เพื่อความสะดวกต่อการประมวลผล

ส่วนของกระบวนการวิเคราะห์จะใช้วิธีการแบบไม่ต้องการทราบตำแหน่งต่างๆ บนตัวคลื่น (non-fiducial point) เนื่องจากต้องการลดค่าความเปลี่ยนแปลงของข้อมูลที่มีความสัมพันธ์กันทางเวลาและแอมพลิจูด จึงได้นำเสนอกระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัม 2 ประเภท คือ กระบวนการทำออโตคอรีเลชัน และการแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง (Autocorrelation and Discrete Cosine Transform: AC/DCT) และกระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Estimation: PSEs) ซึ่งเป็นกระบวนการที่เกิดการตัดแปลงและประยุกต์ใช้เพื่อหาลักษณะของข้อมูล ในขณะเดียวกันยังเป็นการลดขนาดของข้อมูลให้มีขนาดที่เล็กลง แต่จำนวนความสำคัญของข้อมูลไม่ได้สูญเสีย หลังจากนั้นจะนำมาทดลองด้วยวิธีการโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อหาประสิทธิภาพของค่าความถูกต้อง

สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้ในการทดลอง คือ สัญญาณที่นำมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH ซึ่งประกอบไปด้วย Record 100, Record 101, Record 102, Record 105, Record 106, Record 107, Record 112, Record 115, Record 121, Record 202, Record 205, Record 223, Record 230, Record 231 และ Record 234 และสัญญาณที่ได้จากการบันทึกจริงด้วยเครื่องวัดที่ทำการวัดจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 8 คน ที่มีอายุอยู่ในช่วง 18-25 ปี การทดลองนั้นประสิทธิภาพของค่าความถูกต้องที่ได้จากการทดสอบด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียมที่ค่าจำนวนโหนดของนิวรอลที่แตกต่างกันจะส่งผลต่อความถูกต้อง และเวลาที่ใช้ในการทดลอง ดังนั้นในการทดลองนี้ได้ทดลองเพื่อเลือกจำนวนโหนดของนิวรอลที่ส่งผลในระดับที่สามารถยอมรับได้ ซึ่งจำนวนโหนดเท่ากับ 200 โหนด จะส่งผลให้มีค่าประสิทธิภาพสูงสุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับผลการทดลองจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนตามกลุ่มสัญญาณที่นำมาใช้ คือ

1 สัญญาณที่นำมาจากฐานข้อมูล MIT-BIH

กระบวนการทำออคโตรีเลชันและการแปลงทางโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่องมีค่าความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 97.95% และกระบวนการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลังมีค่าความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 98.20%

2 สัญญาณที่ได้จากการบันทึกจริง

การเลือกรูปแบบของการวิเคราะห์ทางผู้วิจัยได้พิจารณาผลที่ได้จากการทดลองที่ 1 นั่นคือการเลือกกระบวนการวิเคราะห์ด้วยการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลังมาใช้งานสำหรับการทดลองที่จำนวนโหนดของนิวโรด ผลที่ได้ ค่าความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 98.61%

สรุปผลการทดลอง

การทดลองด้วยสัญญาณที่นำมาจากฐานข้อมูลเป็นการทดลองเพื่อตอบสนองความสามารถของกระบวนการที่นำเสนอด้วยวิธีการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลังที่แตกต่างกัน ค่าผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่ากระบวนการวิเคราะห์ด้วยการหาค่าประมาณสเปกตรัมกำลังนั้นเป็นวิธีการวิเคราะห์สัญญาณอีกวิธีหนึ่งที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้สำหรับการแยกลักษณะของข้อมูลได้ ซึ่งให้ประสิทธิภาพของค่าความถูกต้องที่สูงกว่าเมื่อนำมาใช้ร่วมกับวิธีโครงข่ายประสาทเทียม ทำให้มีความเหมาะสมต่อการนำไปใช้สำหรับการระบุบุคคล

ประโยชน์ของการระบุบุคคลที่นำเสนอนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับระบบรักษาความปลอดภัยเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพให้มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น เพื่อรองรับงานที่ต้องการความปลอดภัยสูงหรืออาจนำไปรวมกับวิธีการเดิมที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน เช่น เครื่องตรวจสอบลายนิ้วมือ เครื่องจำแนกลายฝ่ามือ เครื่องตรวจจับเสียง เครื่องตรวจสอบม่านตา และเครื่องตรวจจำแนกรูปหน้าของแต่ละบุคคล เป็นต้น

การทดลองนี้ได้ทำการทดลองด้วยโปรแกรม Matlab บนคอมพิวเตอร์แบบพกพา (Notebook) ที่มีระบบปฏิบัติการ Intel Core 2 Duo ความเร็วหน่วยในการประมวลผล 1.66 GHz และหน่วยความจำสำรอง (Ram) 1.5 GB

ข้อเสนอแนะ

1 สำหรับการทดลองนี้ได้เลือกใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการบันทึกจริง ในสภาวะการวัดที่ปกติ คือ อยู่ในท่าที่ผ่อนคลายเท่านั้น ซึ่งจะส่งผลให้เกิดข้อจำกัดสำหรับการนำไปใช้งาน ดังนั้นเพื่อให้ครอบคลุมต่อการใช้งาน จะต้องมีการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในสภาวะแวดล้อมลักษณะต่างๆ ด้วย

2 สำหรับงานด้านการระบุบุคคลโดยทั่วไปจะต้องมีการส่วนของการยอมรับ และปฏิเสธในส่วนของคุณภาพที่นำมาใช้ ซึ่งจะเป็นส่วนที่ต้องทำการพัฒนาเพิ่มเติมให้สมบูรณ์ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] L. Biel, O. Pettersson, L. Philipson, and P. Wide, “**ECG analysis: a new approach in human identification,**” *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 50, no. 3, pp. 808–812, 2001.
- [2] S. A. Israel, J. M. Irvine, A. Cheng, M. D. Wiederhold, and B. K. Wiederhold, “**ECG to identify individuals,**” *Pattern Recognition*, vol. 38, no. 1, pp. 133–142, 2005.
- [3] T. W. Shen, W. J. Tompkins, and Y. H. Hu, “**One-lead ECG for identity verification,**” in *Proc. of the 2nd Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Bio. Society and the Biomed. Eng. Society*, vol. 1, 2002, pp. 62–63.
- [4] G. Wubbeler, M. Stavridis, D. Kreiseler, R.-D. Bousseljot, and C. Elster, “**Verification of humans using the electrocardiogram,**” *Pattern Recogn. Lett.*, vol. 28, no. 10, pp. 1172–1175, 2007.
- [5] Y. Wang, K. N. Plataniotis, and D. Hatzinakos, “**Integrating analytic and appearance attributes for human identification from ECG signal,**” in *Proc. of Biometrics Symposiums (BSYM)*, Baltimore, Maryland, USA, September 2006.
- [6] R. Palaniappan and S. Krishnan, “**Identifying individuals using ECG beats,**” *Signal Processing and Communications, 2004. SPCOM '04. 2004 International Conference On*, pp. 569–572, 11–14 Dec. 2004.
- [7] M. Kyoso and A. Uchiyama, “**Development of an ECG identification system,**” *Proceedings of 23rd Annual EMBS International Conf.*, pp. 3721–3723, 2001.
- [8] M. Ogawa, Y. Kimura, T. Tamura, and T. Togawa, “**Fully automated ECG data acquisition in a bathtub,**” *Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1, pp. 55–56, 1996.
- [9] A. D. C. Chan, M. M. Hamdy, A. Badre, and V. Badee, “**Person identification using electrocardiograms,**” *Electrical and Computer Engineering, 2006. CCECE' 06. Canadian Conference on*, pp. 1–4, May 2006.
- [10] K. Plataniotis, D. Hatzinakos, and J. Lee, “**ECG biometric recognition without fiducial detection,**” in *Proc. of Biometrics Symposiums (BSYM)*, Baltimore, Maryland, USA, September 2006.

- [11] Y. Wang, F. Agraftoti, D. Hatzinakos, and K. N. Plataniotis, "Analysis of human electrocardiogram ECG for biometric recognition," EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, submitted May 2007, Accepted August 2007, In publication.
- [12] "The MIT-BIH arrhythmia database," www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/.
- [13] T. W. Shen, W.J. Tompkins, Y.H. Hu, "One-lead ECG for identity Verification," 2nd Joint EMBS/BMES Conference Houston, Tx, USA, Oct 23-26, 2002.
- [14] รำแพน พรเทพเกษมสันต์. 2541, ภายวิภาคศาสตร์ และสรีรวิทยาของมนุษย์, กรุงเทพฯ: ศิลปบรรณาการ
- [15] "Biometrics," <http://www.spu.ac.th/~bmetric/index.htm>
- [16] ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์. 2551. การประมวลผลสัญญาณดิจิทัลด้วย MATLAB. กรุงเทพฯ : คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

รายละเอียดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในการทดลอง (เฉพาะฐานข้อมูล MIT-BIH)

Record 100 (MLII, V5; male, age 69)

Medications: Aldomet, Inderal

Beats Before 5:00 After 5:00 Total

Normal	367	1872	2239
APC	4	29	33
PVC	-	1	1
Total	371	1902	2273

Supraventricular ectopy

- 33 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	70-89	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean	1	30:06
------------	---	-------

Points of interest:

11:03 Normal sinus rhythm

25:13 PVC

26:09 APCs

27:55 Normal sinus rhythm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 101 (MLII, V1; female, age 75)*Medications:* Diapres

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	342	1518	1860
APC	-	3	3
Unclassifiable	-	2	2
Total	342	1523	1865

Supraventricular ectopy

- 3 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	55-79	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean	3	30:01
Upper noisy	1	0:04
Unreadable	1	0:01

Points of interest:1:34 Normal sinus rhythm1:48 Noise5:13 Noise/artifact9:54 APC24:32 APC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 102 (V5, V2; female, age 84)*Medications:* Digoxin

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

Ventricular ectopy

- 4 isolated beats

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

Signal quality Episodes Duration

Both clean 1 30:06

Notes:

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

Points of interest:

0:55 Paced rhythm

1:12 Transition from paced to normal sinus rhythm

1:28 PVC

2:30 Normal sinus rhythm

4:51 Pacemaker fusion beats

9:35 PVC

16:12 Paced rhythm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 105 (MLII, V1; female, age 73)*Medications:* Digoxin, Nitropaste, Pronestyl

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	405	2121	2526
PVC	12	29	41
Unclassifiable	-	5	5
Total	417	2155	2572

Ventricular ectopy

- 41 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	78-102	1	30:06

Signal quality

Signal quality	Episodes	Duration
Both clean	31	22:18
Upper noisy	3	0:10
Lower noisy	28	3:27
Both noisy	23	4:06
Unreadable	4	0:04

Notes:

The PVCs are uniform. The predominant feature of this tape is high-grade noise and artifact.

Points of interest:5:27 Artifact7:57 PVC15:16 Normal sinus rhythm17:52 Artifacts22:02 Noise26:45 PVC27:27 Noise28:08 Noise29:07 Noise

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 106 (MLII, V1; female, age 24)*Medications:* Inderal

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

Ventricular ectopy

- 327 isolated beats
- 95 couplets
- 1 run of 3 beats

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

Signal quality	Episodes	Duration
Both clean	15	16:25
Lower noisy	15	13:41

Notes:

The PVCs are multiform.

Points of interest:

0:19 Normal sinus rhythm, noise in lower signal

1:37 Ventricular couplets

2:53 Ventricular tachycardia, 3 beats

4:23 PVC

7:57 Noise in lower signal

10:52 Noise in lower signal

12:27 Ventricular bigeminy (two types)

16:17 Multiform PVCs, ventricular couplet

25:13 Ventricular couplet

25:52 Ventricular couplets

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 107 (MLII, V1; male, age 63)*Medications:* Digoxin**Beats Before 5:00 After 5:00 Total**

PVC	2	57	59
Paced	351	1727	2078
Total	353	1784	2137

Ventricular ectopy

- 59 isolated beats

Rhythm Rate Episodes Duration

Paced rhythm 68-82 1 30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean 2 30:04

Lower noisy 1 0:02

Notes:

Complete heart block is present. The PVCs are multiform.

Points of interest:0:44 Paced rhythm12:30 PVC19:54 PVC20:38 Noise25:52 PVC

Record 112 (MLII, V1; male, age 54)*Medications:* Digoxin, Pronestyl

	Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	428	2109	2537	
APC	-	2	2	
Total	428	2111	2539	

Supraventricular ectopy

- 2 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	74-91	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean	6	29:11
Upper noisy	2	0:21
Lower noisy	3	0:33

Notes:

There is S-T segment depression in the upper channel.

Points of interest:

11:40 APC

12:30 Axis shift

12:49 APC, noise

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 115 (MLII, V1; female, age 39)*Medications:* None**Beats Before 5:00 After 5:00 Total**

Normal 316 1637 1953

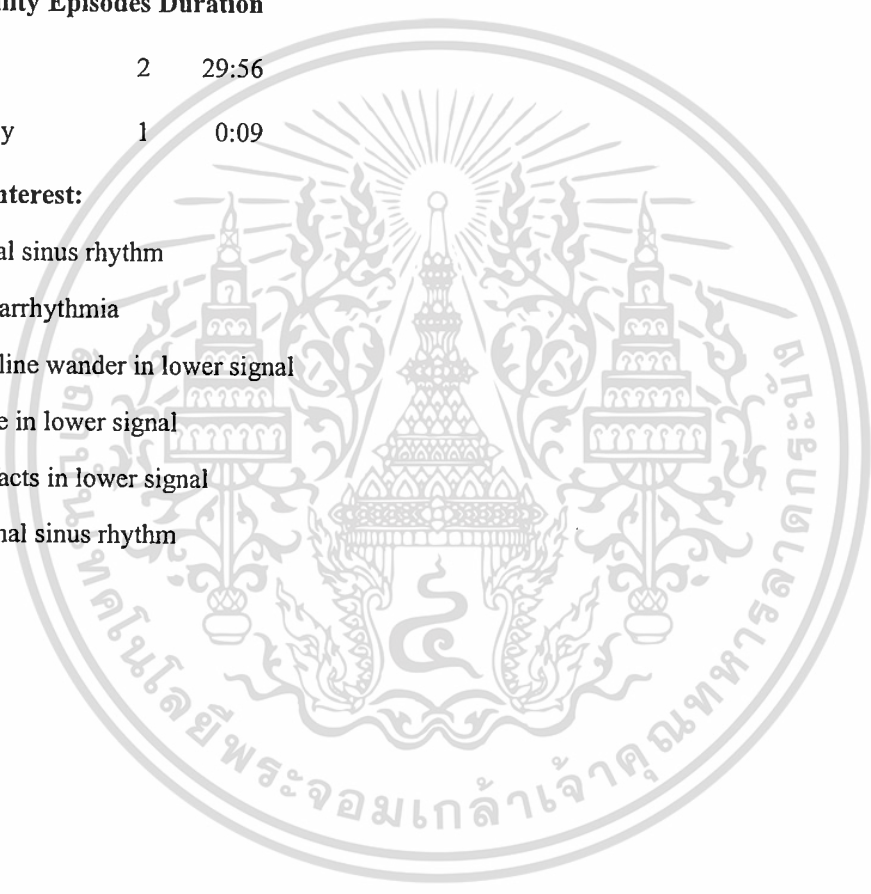
Total 316 1637 1953

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	50-84	1	30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean 2 29:56

Lower noisy 1 0:09

Points of interest:0:55 Normal sinus rhythm3:22 Sinus arrhythmia15:52 Baseline wander in lower signal21:28 Noise in lower signal27:05 Artifacts in lower signal28:42 Normal sinus rhythm

Record 121 (MLII, V1; female, age 83)*Medications:* Digoxin, Isordil, Nitropaste**Beats Before 5:00 After 5:00 Total**

Normal	303	1558	1861
APC	-	1	1
PVC	-	1	1
Total	303	1560	1863

Rhythm Rate Episodes Duration

Normal sinus rhythm 55-83 1 30:06

Signal quality Episodes Duration

Both clean 6 29:09

Upper noisy 3 0:16

Lower noisy 3 0:39

Both noisy 1 0:01

Points of interest:1:06 Normal sinus rhythm3:33 Noise in lower signal16:48 APC, PVC24:32 Noise26:01 Noise

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 202 (MLII, V1; male, age 68)*Medications:* Digoxin, Hydrochlorothiazide, Inderal, KCl

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

Supraventricular ectopy

- 26 isolated beats
- 13 couplets
- 1 run of 3 beats

Ventricular ectopy

- 20 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	49-69	3	19:31
Atrial flutter	101-143	1	0:48
Atrial fibrillation	60-148	4	9:46

Signal quality Episodes Duration

Both clean	1	30:06
------------	---	-------

Notes:

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

Points of interest:10:16 Normal sinus rhythm, PVCs21:10 Atrial fibrillation, PVC12:24 APCs, PVC21:26 End of atrial fibrillation12:41 Aberrated APCs, PVC22:13 Atrial fibrillation, aberrated beats18:22 Normal sinus rhythm, bradycardia25:58 Atrial flutter with 2:1 conduction18:45 Aberrated APCs27:55 Atrial fibrillation, aberrated beat18:59 Onset of atrial fibrillation with aberrated beats 29:35 Atrial fibrillation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับโรงพยาบาลที่ออกเอกสารนี้ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 205 (MLII, V1; male, age 59)*Medications:* Digoxin, Quinaglute

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	448	2123	2571
APC	1	2	3
PVC	6	65	71
Fusion PVC	-	11	11
Total	455	2201	2656

Supraventricular ectopy

- 3 isolated beats

Ventricular ectopy

- 33 isolated beats
- 2 runs of 3 beats
- 1 run of 8 beats
- 1 run of 10 beats
- 1 run of 12 beats
- 1 run of 13 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	80-99	7	29:43
Ventricular tachycardia	79-216	6	0:23

Signal quality Episodes Duration

Both clean	2	29:43
Lower noisy	1	0:23

Notes:

The PVCs are of two forms, one of which is much more common than the other.

Points of interest:

4:57 Ventricular tachycardia, 8 beats and 10 beats 19:57 PVC, APC

14:54 Noise in lower signal 24:18 Ventricular tachycardia, 12 beats, start of VR, 13 beats

15:22 Ventricular tachycardia, 3 beats

16:03 PVC 24:30 End of VR, 3-beat VT (continued from previous strip)

16:15 Fusion PVCs 27:57 PVCs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 223 (MLII, V1; male, age 73)*Medications:* None

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	373	1656	2029
APC	7	65	72
Aberrated APC	-	1	1
PVC	18	455	473
Fusion PVC	6	8	14
Atrial escape	2	14	16
Total	406	2199	2605

Supraventricular ectopy

- 57 isolated beats
- 8 couplets

Ventricular ectopy

- 252 isolated beats
- 27 couplets
- 4 runs of 3 beats
- 1 run of 5 beats
- 1 run of 67 beats
- 1 run of 97 beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	75-94	11	23:23
Ventricular bigeminy	74-106	7	4:19
Ventricular trigeminy	67-92	3	0:38
Ventricular tachycardia	76-118	7	1:46

Signal quality Episodes Duration

Both clean	5	28:41
Lower noisy	5	1:20
Both noisy	1	0:05

Notes:

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The PVCs are multiform. The two longest episodes of ventricular tachycardia are slow (100 to 105 bpm) and bidirectional.

Points of interest:

9:35 Bidirectional ventricular tachycardia

12:35 Noise in lower signal

13:39 Atrial couplet

13:51 Ventricular bigeminy

17:21 Bidirectional ventricular tachycardia

17:55 End of ventricular tachycardia

19:07 APC, ventricular couplet, atrial escape beat, aberrated APC

23:58 Ventricular tachycardia, 3 beats

25:47 Ventricular tachycardia, 5 beats

29:16 APCs, atrial escape beat, ventricular couplets

29:51 Multiform ventricular couplets



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 230 (MLII, V1; male, age 32)*Medications:* Dilantin**Beats Before 5:00 After 5:00 Total**

Normal	397	1858	2255
PVC	-	1	1
Total	397	1859	2256

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	63-99	104	17:45
Pre-excitation (WPW)	59-93	103	12:21

Signal quality Episodes Duration

Both clean	2	30:03
Lower noisy	1	0:03

Points of interest:0:00 Onset of pre-excitation0:12 End of pre-excitation (continued from previous strip)5:11 WPW9:26 Normal sinus rhythm29:04 PVC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Record 231 (MLII, V1; female, age 72)*Medications:* None

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	12	302	314
Right BBB	278	976	1254
APC	1	-	1
PVC	2	-	2
Blocked APC	2	-	2
Total	295	1278	1573

Ventricular ectopy

- 1 couplet

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	49-69	6	18:26
2° heart block	34-38	5	11:40

Signal quality

Episodes	Duration
Both clean	1 30:06

Notes:

AV conduction is quite abnormal with periods of 2:1 AV block, examples of Mobitz II block, and right bundle branch block which appears to be rate-related. The couplet is probably ventricular.

Points of interest:

0:02 Normal sinus rhythm, Mobitz II block, right bundle branch block

2:24 Blocked APCs, APC, ventricular couplet

20:11 2:1 heart block with right bundle branch block

21:10 Onset of 2:1 heart block

23:22 Transition from 2:1 block with normal conduction to NSR with RBBB

Record 234 (MLII, V1; female, age 56)*Medications:* None

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

Supraventricular ectopy

- 1 run of 50 beats

Ventricular ectopy

- 3 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	84-99	2	29:40
SVTA	91-147	1	0:26

Signal quality	Episodes	Duration
Both clean	4	28:40
Lower noisy	4	1:18
Both noisy	1	0:07

Notes:

The PVCs are uniform.

Points of interest:0:16 Normal sinus rhythm6:37 Noise14:01 Onset of junctional tachycardia14:26 End of junctional tachycardia17:02 PVC21:26 PVC23:17 Noise

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

อุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

SEARCH NEW PRODUCTS RESEARCH EDUCATION SUPPORT BIOPAC CORPORATION

BIOPAC Systems, Inc.
Registered to ISO 9001:2008

HIGHER EDUCATION

LOGIN SYSTEMS TRANSDUCERS GAS ANALYSIS STIMULATION ELECTRODES MORE

Cart 0 Items in cart
View Cart
My Account
Login

RESEARCH
Products
Applications
Demos

HIGHER EDUCATION
Products
Discipline
Curriculum
Demos

SECONDARY EDUCATION
Products
Discipline
Curriculum
Demos

NEW PRODUCTS
Head-Mounted Display

IN THE NEWS

- :: Biopac Science Lab free 14-day in class trials
- :: Trauma-related ICP report on MPMS100A
- :: fNIR and new stimulus solutions at CNS in Montreal
- :: Physiology and VR demos at Laval VR Booth ES
- :: NEW Tactile Stimulus Transducer released

Education :: Systems :: Upgrades

UPGRADE TO MP36 SYSTEM - WIN - MP36U-W

Add to Cart Request price

Upgrade your Windows Biopac Student Lab System to the new MP36 hardware and BSL 3.7.3 software.

Upgrade components:

- New MP36 data acquisition unit:
 - o Increased performance (24-bit A/D converter)
 - o Built-in Low Voltage Stimulator
 - o New stimulator and output control features
 - o New digital input & output capabilities
 - o Increased triggering options
 - o USB 2.0 High Speed compliant (10 times faster throughput to the computer)
 - o Additional x5 gain (± 2 Volts input range)
 - o Improved "Electrode Check" for electrode impedance (range extended to 1,000 K Ohm)
 - o Lower noise on input amplifiers
 - o Expanded amplifier settings

Mac OS X version also available.

SPECIFICATIONS RECOMMENDED ITEMS KNOWLEDGE BASE RESOURCES

You might also be interested in the following items:

Item	Description
MANBSL3S	BSL Manual v3 - English

Add to Cart

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MP3X SPECIFICATIONS

Specification - Front	MP36 Unit	MP35 Unit	MP30 Unit
ELECTRODE CHECK Resistance Range (Vin+ and Vin- to GND)	0-1 M Ω	0-100 K Ω	
ANALOG INPUTS	4 isolated channels (front panel CH 1-CH 4)		
SAMPLE RATE Max	4 CH @ 100K s/second	4 CH @ 100 K s/s aggregate 3 CH @ 100K s/second 4 CH @ 50K s/second	4 CH @ 2 K s/sec aggregate
Min	1 sample/second		
Trigger Input	Analog CH1-CH4 or Digital D1-D8		Analog CH 4 only
Threshold	Adjustable threshold level with Positive or Negative Trigger		
A/D resolution (before digital filtering)	24-bit		10-bit
Signal to noise ratio (tested at lowest Gain at 1,000 s/s with grounded front end)	> 89 dB (nominal)	> 84 dB (nominal)	> 80 dB
Voltage resolution (Gain dependent)	2.38 microvolts /bit (Gain 5) to 0.024 nanovolts /bit (Gain 50,000)	1.192 microvolts /bit (Gain 10) to 0.024 nanovolts /bit (Gain 50,000)	0.400 microvolts/bit (Gain 100) to 0.200 millivolts/bit (Gain 25,000)
Input voltage range (Gain dependent)	400 microvolts to 4.0 Volts p-p	400 microvolts to 2.0 Volts p-p	4.0 millivolts to 0.2 Volts p-p
Input protection	± 1 mA/V current limited		
Maximum Input Voltage (between Vin+ and Vin-)	4 V p-p	2 V p-p	130 mV p-p
Differential Input Impedance	2 M Ω (between Vin+ and Vin-)		
Filters	3 two-pole IIR digital filters per channel (automatic or user adjustable)		
Common Mode Input Impedance	(between Vin+/Vin- and GND) 11 M Ω 1,000 M Ω		
CMRR	110 dB minimum at 50/60 Hz		
Gain ranges (automatic preset or user adjustable)	5 - 50,000	10 - 50,000	100 - 50,000
Baseline adjustment (automatic or user adjustable)	Gain 5, 10, 20, 50: ± 100 mV 100, 200, 500: ± 10 mV 1,000 to 50,000: ± 4 mV	Gain 10, 20, 50: ± 100 mV 100, 200, 500: ± 10 mV 1,000 to 50,000: ± 4 mV	± 10 mV all Gains
Electrode offset potential tolerance	Gain 5, 10, 20, 50: ± 2 V 100, 200, 500: ± 200 mV 1,000 to 50,000: ± 80 mV	Gain 10, 20, 50: ± 2 V 100, 200, 500: ± 200 mV 1,000 to 50,000: ± 80 mV	± 70 mV all Gains
Specification - Back	MP36 Unit	MP35 Unit	MP30 Unit
ANALOG OUTPUT			
Number of channels	1	1	1
D/A resolution	16 bits	12 bits	8 bits
Accuracy	$\pm 0.01\%$ of FSR	$\pm 0.0125\%$ of FSR	$\pm 0.2\%$ of FSR
Headphones		N/A	N/A
Output impedance	50 Ω	50 Ω	50 Ω
Output voltage	-10 V to +10 V	0 - 4.096 V	0 - 5.000 V
Output drive current	5 mA max	± 10 mA max	± 100 mA max
SERIAL INTERFACE			
Transmission type	USB	USB	RS422-clocked asynchron.
Transmission rate	Type 2.0 high speed	Type 2.0 full speed	524,000 bits per sec. (KBPS)

Visit www.biopac.com for product updates and support

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นาย นที เลขะวิจิตเลิศ
วัน/เดือน/ปีเกิด	27 มกราคม 2529
ที่อยู่	1/2 ม.5 ต.บึงบา อ.หนองเสือ จ.ปทุมธานี 12170
ประวัติการศึกษา	ปีการศึกษา 2550 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วศ.บ.) สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า-กำลัง ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ องค์กรักษ์ จ.นครนายก

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

1. N. Lekhawijitert, S. Pathoumvanh, S. Airphaiboon, "ECG FEATURES EXTRACTION FOR HUMAN IDENTIFICATION," The 2nd Biomedical Engineering International Conference 2009 (BMEICON' 2009), Phuket, Thailand.