

การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด
สำหรับหุ่นจำลองผู้ป่วย

ECG MODELING WITH LEAST SQUARES TECHNIQUE
FOR HUMAN PATIENT SIMULATOR

อนูวัตน์ ศรีสงวน
ANUWAT SRISANGUAN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2551

KMITL.-2003-EN-M-045-014

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

**การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด
สำหรับหุ่นจำลองผู้ป่วย**

**ECG MODELING WITH LEAST SQUARES TECHNIQUE
FOR HUMAN PATIENT SIMULATOR**

**อนุวัฒน์ ศรีสงวน
ANUWAT SRISANGUAN**

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... **79839**
วัน,เดือน,ปี..... **18** เม.ย. **2557**

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2551

KMITL-2008-EN-M-045-014

**ECG MODELING WITH LEAST SQUARE TECHNIQUES
FOR HUMAN PATIENT SIMULATOR**

ANUWAT SRISANGUAN

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ELECTRONICS ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2008

KMITL-2008-EN-M-045-014

COPYRIGHT 2008

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดสำหรับหุ่นจำลองผู้ป่วย
นักศึกษา	นายอนุวัฒน์ ศรีสงวน
รหัสประจำตัว	48061405
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2551
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ. ดร. กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการออกแบบจำลองผู้ป่วยพร้อมทั้งแสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG: Electrocardiogram) ทั้ง 12 ลีด เพื่อฝึกการใช้งานการวัดสัญญาณดังกล่าวสำหรับแพทย์ฝึกหัดหรือผู้ที่สนใจ โดยได้มีการใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมา โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Least Square) มาประยุกต์ใช้พร้อมทั้งหาค่าเปอร์เซ็นต์ของรากที่สองของผลต่างกำลังสองของค่าความผิดพลาด (Percent Root Mean Square Difference ,PRD) ในการหาค่าความคลาดเคลื่อน โดยภายในหุ่นจำลองผู้ป่วยจะมีสวิตซ์เซนเซอร์ซึ่งจะติดต่อกับพีซอกไมโครคอนโทรลเลอร์ (Programmable System on Chip, PSoC) เพื่อทำหน้าที่ในการตัดสินใจว่าผู้รับการฝึกกับหุ่นจำลองวางตำแหน่งการวัดสัญญาณได้ถูกต้องหรือไม่ แล้วนำแบบจำลองของคลื่นหัวใจไฟฟ้าผ่านหุ่นจำลองของผู้ป่วยโดยใช้โปรแกรม เดลฟี (Delphi) ในการออกแบบโปรแกรมแสดงผล

Thesis Title	ECG Modeling with Least Squares Technique for Human Patient Simulator
Student	Mr. Anuwat Srisanguan
Student ID.	48061405
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Electronics Engineering
Year	2008
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr. Kitipol Chitsakul

ABSTRACT

The Electrocardiogram (ECG) has been an area of interest for doctors, scientist, and other medical personals who work closely with patients. Recent idea of human patient simulation has been developed and represented for the medical students who want to study about how to measure the ECG leads. The correct positions around the patient body are the key to monitor the exact ECG leads. This thesis presents a development of patient simulation with the normal 12 leads ECG and PCG, model from the real ECG database using the Least-Square technique. The structural body of human patient is built from resin plastic with the shape of portrait, and sensing switches are placed throughout the surface of the body of the human model. The microprocessor name PSoC (Programmable System on Chip) is used as the processing machine and communicates with the computer to show the ECG leads, corresponds to the trainees who place the electrodes on correct positions. The result of this work is satisfactory for the testers who have had hand-on experience and trained with it.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือจากบุคคลหลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆท่านดังนี้

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. กิติพล ชิตสกุล ผู้ให้คำปรึกษา วางแนวทาง ตลอดจนชี้แนะให้งานวิจัยนี้บรรลุเป้าหมายและติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา

ขอขอบพระคุณ ครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีอันเป็นคุณประโยชน์แก่ผู้วิจัย

ขอขอบคุณ พี่ๆ น้องๆ ในห้องปฏิบัติการที่เป็นกำลังใจ ให้ข้อคิด ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้บิดามารดา ผู้เป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้อบรม สอนสั่งและมอบวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

อนุวัฒน์ ศรีสงวน

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 การเปรียบเทียบระหว่างวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการแบบพื้นฐาน.....	2
1.6 ขอบเขตของงานวิจัย.....	3
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 กายวิภาคและสรีรวิทยาของหัวใจ.....	5
2.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.2.1 เซลล์เพชเมเกอร์.....	8
2.2.1.1 Sino-Atrial Node.....	8
2.2.1.2 Atrio-Ventricular Node.....	8
2.2.2 เซลล์พิเศษ.....	8
2.2.2.1 Internodal Atrial Pathway.....	8
2.2.2.2 Bundle of His.....	9
2.2.2.3 Bundle Branch.....	9
2.2.3 เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ.....	9
2.3 ขบวนการรีโพลาริเซชันและดีโพลาริเซชันที่เกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	14
2.4.1 คลื่น P (P wave).....	14
2.4.2 กลุ่มคลื่น QRS (QRS complex).....	14
2.4.3 คลื่น T (T wave)	15
2.4.4 กลุ่มคลื่นU (U wave).....	15
2.5 ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ.....	15
2.5.1 รายละเอียดตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
2.5.2 การวัดแบบอิล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ	18
2.5.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ.....	19
2.6 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	19
2.7 เทคนิคการประมาณค่า Least Square.....	24
2.8 การคำนวณหาค่า PRD (Percent Root-Mean-Square-Difference).....	27
2.9 การแปลงคลื่นหัวใจไฟฟ้าให้อยู่ในรูปแบบสเปกตรัม.....	28
บทที่ 3 การออกแบบ.....	35
3.1 การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	37
3.2 การสร้างสมการคณิตศาสตร์แบบไม่ต่อเนื่อง.....	38
3.3 การออกแบบ Hardware.....	46
3.4 การออกแบบ Software	57
บทที่ 4 ผลการทดลอง	59
4.1 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database	63
4.2 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database	77
4.3 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database.....	95

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.4 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database.....	107
4.5 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MIT-BIH Arrhythmia Database.....	119
บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	131
5.1 สรุปผลการทดลอง	131
5.2 ข้อเสนอแนะ	131
เอกสารอ้างอิง.....	132
ภาคผนวก.....	134
ประวัติผู้เขียน.....	173

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงระยะปกติในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	16
2.2 แสดงการเขียนลำดับของสัญญาณขาเข้า.....	35
3.1 แสดงค่า PRD ERROR ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงกับแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คน ที่แบ่งช่อง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็น 3 ช่วง.....	41
3.2 แสดงค่า PRD ERROR ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงกับแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คน ที่แบ่งช่อง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็น 7 ช่วง.....	44
4.1 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและค่าคิกริในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/) ในแต่ละข้อมูล.....	77
4.2 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/) ในแต่ละข้อมูล.....	78
4.3 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและค่าคิกริในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/svdb/) ในแต่ละข้อมูล.....	95
4.4 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/svdb/) ในแต่ละข้อมูล.....	96
4.5 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและค่าคิกริในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/vfdb/) ในแต่ละข้อมูล.....	107
4.6 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้า The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/vfdb/) ในแต่ละข้อมูล.....	108
4.7 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและค่าคิกริในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/afdb/) ในแต่ละข้อมูล.....	117

สารบัญตาราง(ต่อ)

ตารางที่	หน้า
4.8 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database(http://www.physionet.org/physiobank/database/afdb/) ในแต่ละข้อมูล	118
4.9 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและคำอธิบายในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MIT-BIH Arrhythmia Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/) ในแต่ละข้อมูล	129
4.10 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและคำอธิบายในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MIT-BIH Arrhythmia Database (http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/) ในแต่ละข้อมูล	130

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก.....	5
2.2 แสดงกายวิภาคศาสตร์ของหัวใจ.....	6
2.3 แสดงระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจปกติ.....	7
2.4 แสดงกระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันซึ่งแสดงการแลกเปลี่ยนไอเดียมและโปแตสเซียม.....	10
2.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น.....	12
2.6 แสดงช่วงคลื่นความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อใช้ในงานต่างๆ.....	13
2.7 แสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	14
2.8 แสดงระยะและความสูงของคลื่นต่างๆ เพื่อการคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	15
2.9 แสดงระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ 25 มม./วินาที และที่สเกลวัด โวลต์เตจปกติ (10 mm/mV).....	18
2.10 แสดงลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน – ซิลเวอร์คลอไรด์.....	19
2.11 แสดงการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่.....	20
2.12 แสดงความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกที่บริเวณแขนขากับบริเวณส่วนกลาง.....	21
2.13 แสดงการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หน้าอกทั้ง 6 จุด (Unipolar Chest Leads).....	22
2.14 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้น ที่มีลักษณะปกติ.....	23
2.15 แสดงตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฟียร์วัง.....	23
2.16 แสดงเส้นของโพลีโนเมียลคิริสูงจะมีความ สามารถโค้งงอได้มากกว่าโพลีโนเมียลคิริต่ำ.....	26
2.17 แสดงการกระจายการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด.....	32
2.18 แสดงการกระจายการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูรีเยร์แบบหลังจากใช้คุณสมบัติของความสมมาตร.....	33
2.19 แผนภาพรวมของการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบรวดเร็ว 8 จุด.....	33
3.1 แสดง Block Diagram ของระบบ.....	35
3.2 แสดงขั้นตอนในการทำงานวิจัย.....	36
3.3 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	37
3.4 แสดงการออกแบบการแบ่งช่วงคลื่นหัวใจไฟฟ้าโดยแบ่งตามช่วงของคลื่น.....	38

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.5 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง P-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 3 ช่วง.....	40
3.6 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง QRS-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 3 ช่วง.....	40
3.7 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง T-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 3 ช่วง.....	41
3.8 แสดงรูปการแทนค่าลงในสมการ โพลีโนเมียลของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แบ่งออกเป็น 3 ช่วง.....	42
3.9 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง P-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 7 ช่วง.....	43
3.10 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง QRS-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 7 ช่วง.....	43
3.11 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง T-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 7 ช่วง.....	44
3.12 แสดงรูปการแทนค่าลงในสมการ โพลีโนเมียลของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แบ่งออกเป็น 7 ช่วง.....	45
3.13 แสดงรูปจำลองการวางโมดูลต่าง ลงในไอซี PSoC.....	47
3.14 แสดงบล็อกไดอะแกรมของPSoC.....	47
3.15 แสดงส่วนหลักของ PSoC Designer.....	48
3.16 แสดงขั้นตอนการออกแบบ PSoC Designer.....	48
3.17 แสดงหน้าต่างในส่วนของ Digital Interconnect View ของ PSoC Designer.....	49
3.18 แสดงบล็อกไดอะแกรมของโมดูล UART.....	50
3.19 แสดงส่วนประกอบหลักในระบบสื่อสารไร้สาย โดยการใช้คลื่นวิทยุในการรับ-ส่งสัญญาณ.....	52
3.20 แสดงวงจร RS232 to RF-Wireless 2.4 GHz.....	53
3.21 แสดงรูปการออกแบบหุ่นจำลองผู้ป่วยโรคหัวใจ.....	54
3.22 แสดงรูปการออกแบบหุ่นจำลองผู้ป่วยโรคหัวใจ.....	54
3.23 แสดงรูปสวิตช์อินฟาเรดที่ติดตั้งตามตำแหน่งต่างของหุ่นจำลองผู้ป่วย.....	55
3.24 แสดงรูปเครื่องคอมพิวเตอร์แสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	55

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
3.25 แสดงรูปสายวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	55
3.26 แสดงรูปเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย.....	56
3.27 แสดงรูป Hardware รวมของระบบการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีกำลังสอง น้อยที่สุดสำหรับหุ่นจำลองผู้ป่วย.....	56
3.28 แสดงรูปการออกแบบโปรแกรม คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Monitor.....	58
3.29 แสดงรูปการขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลิตส์ต่างๆ.....	58
4.1 แสดงผลการทดลอง Hardware และอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	60
4.2 แสดงผลการทดลอง Hardware และอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	60
4.3 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16265	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16265	63
4.4 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16272	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16272	64
4.5 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16273	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16273	65
4.6 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16420	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16420	66
4.7 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16483	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16483	67

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.8 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16539	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16539.....	68
4.9 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16773	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16773	69
4.10 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16786	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16786	70
4.11 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16795	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16795	71
4.12 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17052	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17052	72
4.13 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17453	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17453	73
4.14 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 18177	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 18177	74

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.15 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 800 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 800	77
4.16 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 802 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 802	78
4.17 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 803 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 803	79
4.18 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 804 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 804	80
4.19 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 805 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 805	81
4.20 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 806 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 806	82
4.21 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 807 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 807	83

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.22 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 808	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 808.....	84
4.23 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 809	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 809.....	85
4.24 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 810	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 810.....	86
4.25 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 812	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 812.....	87
4.26 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 820	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 820.....	88
4.27 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 821	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 821.....	89
4.28 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 822	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 822.....	90

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.29 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 823	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 823	91
4.30 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 824	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 824	92
4.31 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 418	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 418	95
4.32 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 419	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 419	96
4.33 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 419	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 420	97
4.34 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 421	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 421	98
4.35 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 422	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 422	99

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.36 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 423	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 423.....	100
4.37 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 424	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 424.....	101
4.38 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 425	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 425.....	102
4.39 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 426	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 426.....	103
4.40 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 429	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 429.....	104
4.41 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04015	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04015.....	107
4.42 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04043	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04043.....	105

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.43 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04908	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04908	109
4.44 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04936	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04936	110
4.45 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 05121	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 05121	111
4.46 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06453	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06453	112
4.47 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06486	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06486	113
4.48 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06995	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06995	114
4.49 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 07910	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 07910	115

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.50 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 8215	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 08215.....	116
4.51 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 100	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 100.....	119
4.52 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 101	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 101.....	120
4.53 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 102	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 102.....	121
4.54 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 103	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 103.....	122
4.55 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 104	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 104.....	123
4.56 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 105	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 105.....	124

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.57 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 106	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 106.....	125
4.58 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 107	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 107.....	126
4.59 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 109	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 109.....	127
4.60 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 111	
(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 111.....	128

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันแพทย์จะอาศัยการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเป็นวิธีการแพร่หลายในวงการแพทย์ โดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นได้จากการทำงานของหัวใจโดยรูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะแสดงให้เห็นถึงการบีบตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งเมื่อสถานะที่หัวใจทำงานเป็นปกติสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีรูปร่างลักษณะเป็นมาตรฐานเฉพาะตัว เมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้มีลักษณะผิดไปจากรูปแบบมาตรฐานนั้นหมายถึงการทำงานผิดปกติของหัวใจด้วย ซึ่งจะเห็นได้ว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสิ่งที่จำเป็นต่อการวินิจฉัยอาการผิดปกติเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยได้หลายรูปแบบ เช่น 3 ลีด, 6 ลีด, หรือครบทั้ง 12 ลีด เป็นต้น แต่หุนจำลองผู้ป่วยที่ใช้ในการฝึกหัดแพทย์หรือผู้ที่สนใจศึกษาการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีราคาแพงและมีความยุ่งยากในการจัดซื้อหรือนำเข้ามาจากต่างประเทศ

ดังนั้นผู้วิจัยจึงจัดทำวิทยานิพนธ์นี้ขึ้นมาเพื่อนำเสนอการจำลองผู้ป่วยโรคหัวใจ พร้อมทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้จัดทำขึ้นเพื่อเป็นประโยชน์ต่อนักศึกษาแพทย์หรือผู้ที่สนใจในการศึกษาผู้ป่วยโรคหัวใจในแบบต่างๆ โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้จะใช้วิธีการประมาณค่า Least Square ในการหาสมการในรูปแบบพหุนาม (Polynomial) เพื่อเป็นแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจและจะทำการสร้างข้อมูลใหม่ที่มีค่าใกล้เคียงกับข้อมูลเดิมมากที่สุด ความถูกต้องของฟังก์ชันจะขึ้นอยู่กับดีกรีของพหุนามเพื่อลดจำนวนของข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำให้ประหยัดพื้นที่ในหน่วยความจำ [1, 2, 9, 10] และทำการเปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเดิมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่โดยแสดงความผิดพลาดเป็นค่า PRD (Percent Root Mean Square Difference)

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้วิธี Discrete Least Square Estimate เพื่อลดข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จำเป็นต้องจัดเก็บให้เหลือจำนวนน้อยที่สุด โดยเมื่อนำกลับมาสร่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่จะต้องให้สัญญาณที่มีความผิดเพี้ยนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่ำเพื่อนำไปใช้ในการจำลองผู้ป่วยโรคหัวใจพร้อมทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้จัดทำขึ้นเพื่อเป็นประโยชน์ในการศึกษาของนักศึกษาแพทย์หรือผู้ที่สนใจในการศึกษาผู้ป่วยโรคหัวใจในแบบต่างๆ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

จากการศึกษาพบว่าในปัจจุบันมีประชากรป่วยเป็นโรคหัวใจเป็นจำนวนมาก โดยมีปัจจัยในการเสี่ยงโรคหัวใจอยู่หลายอย่าง เช่น อายุ พันธุกรรม การสูบบุหรี่ ไขมัน โคเลสเตอรอล ความเครียด เบาหวาน แต่จำนวนแพทย์โรคหัวใจยังมีจำนวนน้อย ทำให้ผู้ป่วยโรคหัวใจเสียเงินไปกับการหาแพทย์ต่างชาติหรือการเดินทางมาพบแพทย์ในโรงพยาบาลใหญ่ทำให้เสียค่าใช้จ่ายเป็นจำนวนมาก ในการรักษาผู้ป่วยโรคหัวใจหรือการมาพบแพทย์ไม่ทันทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตจากโรคหัวใจมากขึ้น เพื่อรักษาผู้ป่วยโรคหัวใจได้ทันเวลา จึงเกิดงานวิจัยนี้ขึ้นมาเพื่อประโยชน์ในการศึกษาของนักศึกษาแพทย์ในการผลิตแพทย์ที่มีความชำนาญในด้านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้วิธี Discrete Least Square Estimate นั้นจะใช้วิธีสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสมการคณิตศาสตร์แบบไม่ต่อเนื่องแทนวิธีเดิม ซึ่งกราฟที่เกิดจากสมการแบบใหม่ที่น่าเสนอนี้จะมีความถูกต้องเที่ยงตรงสูง เนื่องจากจะมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดต่ำ และนอกจากนี้ยังใช้พื้นที่หน่วยความจำที่น้อยกว่าวิธีการแบบเดิมอีกด้วยและมีการประมวลผลที่เร็วขึ้นอีกด้วย

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

นำเสนอวิธีสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสมการคณิตศาสตร์แบบไม่ต่อเนื่องโดยใช้วิธีของการ Discrete Least Square Estimate นั้นจะใช้วิธีสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากสมการคณิตศาสตร์มาประยุกต์ใช้ในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของสมการสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการหาสมการสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการแบ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกเป็นส่วนๆ จากนั้นจะใช้วิธี Discrete Least Squares Estimate หาสัมประสิทธิ์ของสมการและทดลองสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจใหม่ และนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณเดิมมาหาค่า PRD (Percent Root Mean Square Difference)

1.5 การเปรียบเทียบระหว่างวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการแบบพื้นฐาน

การวิจัยนี้ได้นำเสนอหลักการจำลองการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยวิธีวิธีประมาณค่า Least Square Estimate ในการหาสมการในรูปแบบพหุนามและจะทำการสร้างข้อมูลใหม่ที่มีค่าใกล้เคียงกับข้อมูลเดิมมากที่สุด ความถูกต้องของฟังก์ชันจะขึ้นอยู่กับการออกแบบดีกรีของพหุนามและออกแบบการแบ่งช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อลดข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จำเป็นต้องจัดเก็บให้เหลือจำนวนน้อยที่สุด โดยเมื่อนำกลับมาสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นใหม่จะต้องให้สัญญาณที่มีความผิดเพี้ยนของสัญญาณต่ำรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นจากสมการคณิตศาสตร์แบบไม่ต่อเนื่องนี้มีความถูกต้องสูงเนื่องจากจะมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดต่ำ นอกจากนี้ยังใช้พื้นที่หน่วยความจำน้อยกว่าหลักการเดิม

1.6 ขอบเขตการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้กำหนดขอบเขต ในการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ 12 ลีดของคนปกติพร้อมทั้งผู้ป่วยในภาวะการเต้นผิดปกติของหัวใจ (Cardiac Arrhythmia) หาสัมประสิทธิ์ของสมการคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี Discrete Least Squares Estimate และสามารถสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีความผิดพลาดของสัญญาณต่ำ หรือค่า PRD ERROR ต่ำในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้แบ่งขั้นตอนการทำงานออกเป็นหัวข้อต่างๆ ดังนี้

1. ศึกษาสรีรวิทยาของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ศึกษาวิธี Discrete Least Squares Estimate
3. หาสัมประสิทธิ์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี Discrete Least Squares Estimate
4. หาค่าความผิดพลาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นใหม่เปรียบเทียบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นฉบับ โดยแสดงเป็นค่า PRD ERROR
5. ออกแบบ Hardware
6. ออกแบบ Software

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บทด้วยกัน คือ

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาของงานวิจัย ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ สมมติฐานทฤษฎีที่ใช้ ขอบเขตของการวิจัย และขั้นตอนการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในการวิจัย ซึ่งจะประกอบด้วยทฤษฎีของกายวิภาคและสรีรวิทยาของหัวใจ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วิธี Discrete Least Squares Estimate การคำนวณหาค่า PRD (Percent Root-Mean-Square Difference) การแปลงคลื่นหัวใจไฟฟ้าให้อยู่ในรูปแบบสเปกตรัม (Spectrum)

บทที่ 3 กล่าวถึงการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การออกแบบการสร้างสมการคณิตศาสตร์จากวิธี Discrete Least Squares Estimate ทั้ง 12 ลีด พร้อมทั้งการออกแบบ Hardware และการออกแบบ Software

บทที่ 4 กล่าวถึงรูปผลการทดลองที่ได้จากแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก Discrete Least Squares Estimate และการเปรียบเทียบสเปกตรัม ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมทั้งแสดงตารางการออกแบบคิรีของสัมประสิทธิ์ของแต่ละช่วงคลื่นหัวใจไฟฟ้าและการคำนวณหาค่า PRD

บทที่ 5 กล่าวถึงบทสรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

ภาคผนวก ซึ่งอยู่ด้านหลังของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ประกอบด้วย การหาข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ของคนปรกติและผู้ป่วยในภาวะการเต้นผิดจังหวะของหัวใจ (Cardiac Arrhythmia) [3, 4, 5] และ
โปรแกรมที่ใช้ใน MATLAB ในการจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวิธี Discrete Least Squares
Estimate อธิบายฟังก์ชัน Polyfit [17] ที่ใช้ในการหาสัมประสิทธิ์จากวิธี Discrete Least Squares
Estimate และฟังก์ชัน Polyval [18] ที่นำสัมประสิทธิ์จากฟังก์ชัน Polyfit มาสร้างสัญญาณ และ
เนื้อหาเพิ่มเติมบางส่วนเพื่อให้ผู้อ่านเกิดความเข้าใจมากขึ้นและแบบสอบถามการเปรียบเทียบ
คุณลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง

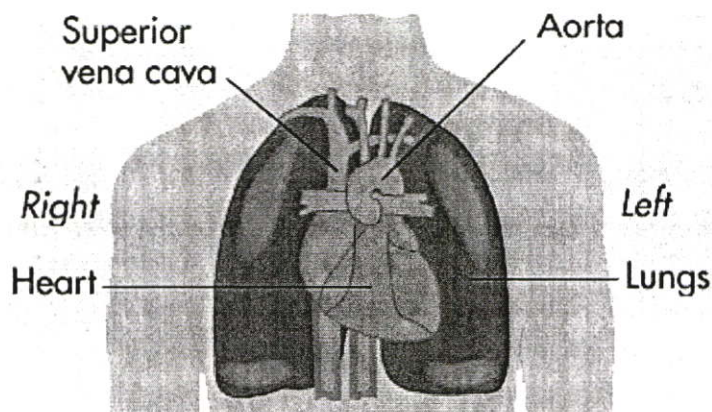
บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

บทนี้จะกล่าวถึงกายวิภาคสรีรวิทยาของหัวใจ โครงสร้างความสัมพันธ์ของหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจวิธีการวัดและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แนวแกนไฟฟ้านอกจากนั้นในบทที่ 2 นี้จะกล่าวถึงทฤษฎี Least Square และ Percent Root-Mean-Square Difference (PRD) ด้วย และการแปลงคลื่นหัวใจไฟฟ้าให้อยู่ในรูปแบบสเปกตรัม

2.1 กายวิภาคและสรีรวิทยาของหัวใจ (Anatomy and Physiology of the Heart)

หัวใจประกอบด้วยกล้ามเนื้อรูปโคนขนาดโตเท่ากำปั้น ยาวประมาณ 12 เซนติเมตรกว้างสูงสุด 9 เซนติเมตรหนาประมาณ 6 เซนติเมตรหนักประมาณ 350 กรัมอยู่ในช่องเยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardial Cavity) ด้านหลังกระดูกอก (Sternum) ส่วนยอด (Apex) อยู่ด้านล่างก่อนไปทางซ้ายของหน้าอกในระดับกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 5 - 6 ส่วนฐาน (Base) อยู่ด้านในก่อนไปทางขวาในระดับกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 2 ขอบล่างติดกับกระบังลมต่ำจากรอยต่อระหว่างกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 6 และกระดูกอกทางด้านขวา [11, 12]

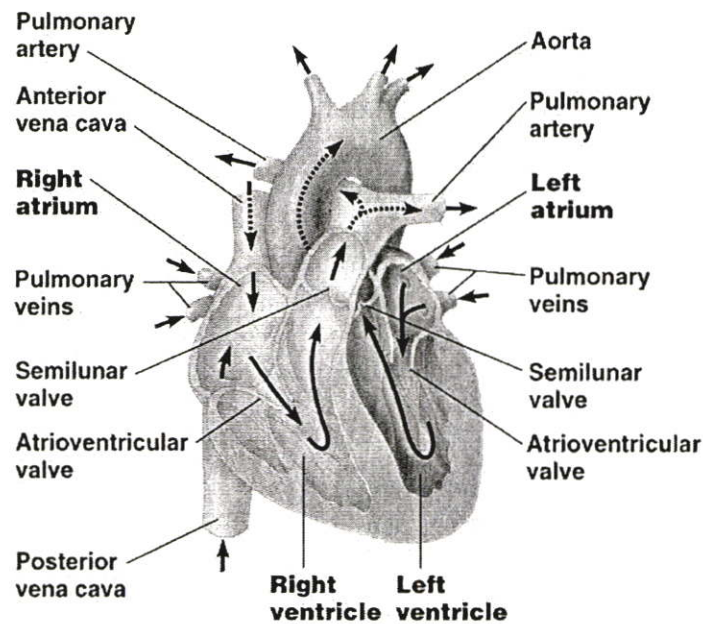


รูปที่ 2.1 แสดงตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก

ห้องหัวใจมีทั้งหมด 4 ห้อง โดยที่มีหัวใจห้องบน 2 ห้อง (Right and Left Atrium) คือห้องบนขวาได้รับเลือดจากส่วนต่างๆ ของร่างกายส่วนห้องบนซ้ายรับเลือดจากปอด หัวใจห้องล่าง 2 ห้อง (Right and Left Ventricles) ห้องล่างขวากับเลือดจากห้องบนขวาไปฟอกที่ปอด ส่วนห้องล่างซ้ายรับเลือดจากห้องบนซ้ายไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย

เยื่อหุ้มหัวใจ ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ 3 ชั้นได้แก่ เยื่อหุ้มหัวใจชั้นนอก (Pericardium) เยื่อหุ้มหัวใจชั้นกลาง (Myocardium) เยื่อหุ้มหัวใจชั้นใน (Endocardium)

ลิ้นหัวใจมีด้วยกันทั้งหมด 4 ลิ้นประกอบไปด้วย ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง (Atrioventricular Valve : AV Valves) 2 ลิ้น คือ ลิ้นที่กั้นระหว่าง ห้องบนขวาและหัวใจห้องล่างขวาเรียกว่า ลิ้นไตรคัสปิก (Tricuspid Valve) ส่วนลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องล่างซ้ายเรียกว่า ลิ้นไบคัสปิกหรือไมตรัล (Bicuspid or Mitral Valve) ส่วนอีก 2 ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างกับหลอดเลือดใหญ่เรียกว่า ลิ้นเซมิลูนาร์ (Semilunar valve) ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างขวากับหลอดเลือดแดงปอดเรียกว่า ลิ้นพัลโมนารี (Pulmonary Valve) และลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายกับหลอดเลือดแดงใหญ่เอออร์ตาเรียกว่าลิ้นเออर्टิค (Aortic Valve)



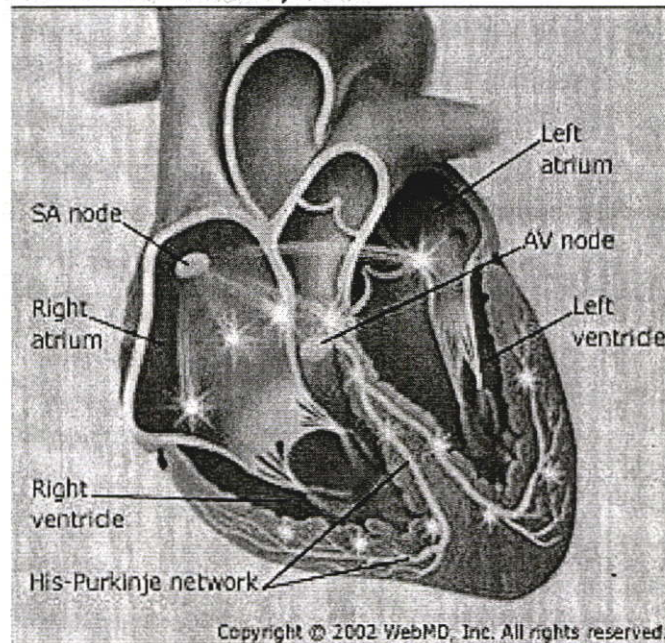
รูปที่ 2.2 แสดงกายวิภาคศาสตร์ของหัวใจ

2.2 ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กมีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าอยู่ภายในหัวใจ ซึ่งเซลล์พิเศษดังกล่าวสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแพร่กระจายไปทั่วหัวใจเกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้กระบวนการทางไฟฟ้านี้จะกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจเกิดการหดและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ได้รับการกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถคลายตัวรับโลหิตและหดตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ทั่วร่างกายได้ โดยที่เลือดจะไหลเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) จากนั้นเลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะเข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ผ่านลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) โดยที่ลิ้นไตรคัสปิด จะปิดเพื่อไม่ให้เลือดไหลย้อนกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนขวาแล้ว หัวใจห้องล่างขวาจะสูบฉีดเลือดไปที่ปอดเพื่อเพิ่มออกซิเจนพร้อมกำจัดคาร์บอนไดออกไซด์ในเม็ดเลือดแดงที่สะสมตัวขณะไหลเวียนในร่างกายออกไป จากนั้นเลือดที่มีออกซิเจนสูงจะเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrium) ผ่านลิ้นไมตรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) จากนั้นหัวใจห้องล่างซ้ายจะบีบตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา (Aorta Artery) โดยที่ลิ้นเอออร์ตา (Aortic Valve) จะปิดลงเพื่อป้องกันเลือดไหลย้อนกลับเข้าสู่หัวใจ

เซลล์ที่เกี่ยวข้องกับหัวใจแบ่งออกได้ 3 ประเภท ตามคุณสมบัติทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) ซึ่งได้แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.3 โดยมีรายละเอียดดังนี้ [3, 4, 5]

Heart Electrical System



รูปที่ 2.3 แสดงระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจปกติ

2.2.1 เซลล์เพซเมเกอร์ (Pacemaker Cell)

ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นหัวใจ โดยเป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อันได้แก่

2.2.1.1 Sino-Atrial Node (SA Node/Sinus Node/SAN) เป็นจุดเริ่มต้นระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้าที่มีตำแหน่งอยู่ตรงที่ด้านขวาของรู Superior Venacava เปิดเข้าไปในเส้นเลือดเอเทรียมขวา เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทกึ่งเซลล์กล้ามเนื้อ ตั้งอยู่ตรงส่วนบนด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เซลล์ดังกล่าวทำหน้าที่เป็นตัวกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60 – 100 ครั้งต่อนาทีซึ่งเร็วกว่าจุดอื่นๆ ของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที, AV Node และ Bundle of HIS 20 – 40 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะการทำงานของหัวใจจะขึ้นอยู่กับจุดที่กำเนิดสัญญาณได้เร็วที่สุด

2.2.1.2 Atrio-Ventricular Node (AV Node/NA) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะเหมือนเซลล์ประสาทผสมกับเซลล์กล้ามเนื้อซึ่งอยู่ปลายบนของผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนลงมาทางหัวใจห้องบนขวาใกล้ผนังกันระหว่างเอเทรียมทั้งสองข้าง ตรงบริเวณเหนือลิ้นหัวใจ Tricuspid Valve และอยู่ด้านหน้าแต่ต่ำกว่าช่องเปิดของ Coronary Sinus

2.2.2 เซลล์พิเศษ

ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้แพร่กระจายไปทั่วหัวใจอันได้แก่

2.2.2.1 Internodal Atrial Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน จากปม SA Node ไป AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อพิจารณาลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของหัวใจห้องบนแล้วจะพบว่า Internodal Pathway มีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

1. Anterior Internodal Track (Bachmann's Bundle) เริ่มจากจุด SA Node แล้วไปตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งออกเป็น 2 ทาง คือทางหนึ่งอ้อมมาจากทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกลงตรงผนังกันหัวใจห้องบนทั้ง 2 ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

2. Middle Internodal Track (Wenckebach) เริ่มจากทางด้านหลัง SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือด Superior Venacava ลงมาสู่ผนังกันหัวใจห้องบน ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

3. Posterior Internodal Track (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังหัวใจห้องบนขวาลงมาสู่ AV Node

2.2.2.2 Bundle of His เป็นส่วนที่ต่อออกมาจาก AV Node โดยตรงยาวประมาณ 2 cm อยู่ทางด้านขวาของผนังกั้นระหว่างหัวใจส่วนเอตริยม (Atrium) ทั้ง 2 ข้างและอยู่บนผนังกั้นระหว่างหัวใจส่วนเวนตริเคิล (Ventricle) ทั้ง 2 ข้าง

2.2.2.3 Bundle Branch จะแยกเป็น 2 แขนงคือ Right Bundle Branch และ Left Bundle Branch

1. Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกั้นหัวใจห้องล่างก่อนลงมาทางด้านขวา โดยแทรกตัวเข้าไปอยู่ในเยื่อหุ้มหัวใจ

2. Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกั้นหัวใจห้องล่างก่อนมาทางซ้ายและแยกออกเป็น 2 แขนงได้แก่แขนงด้านหน้าและแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

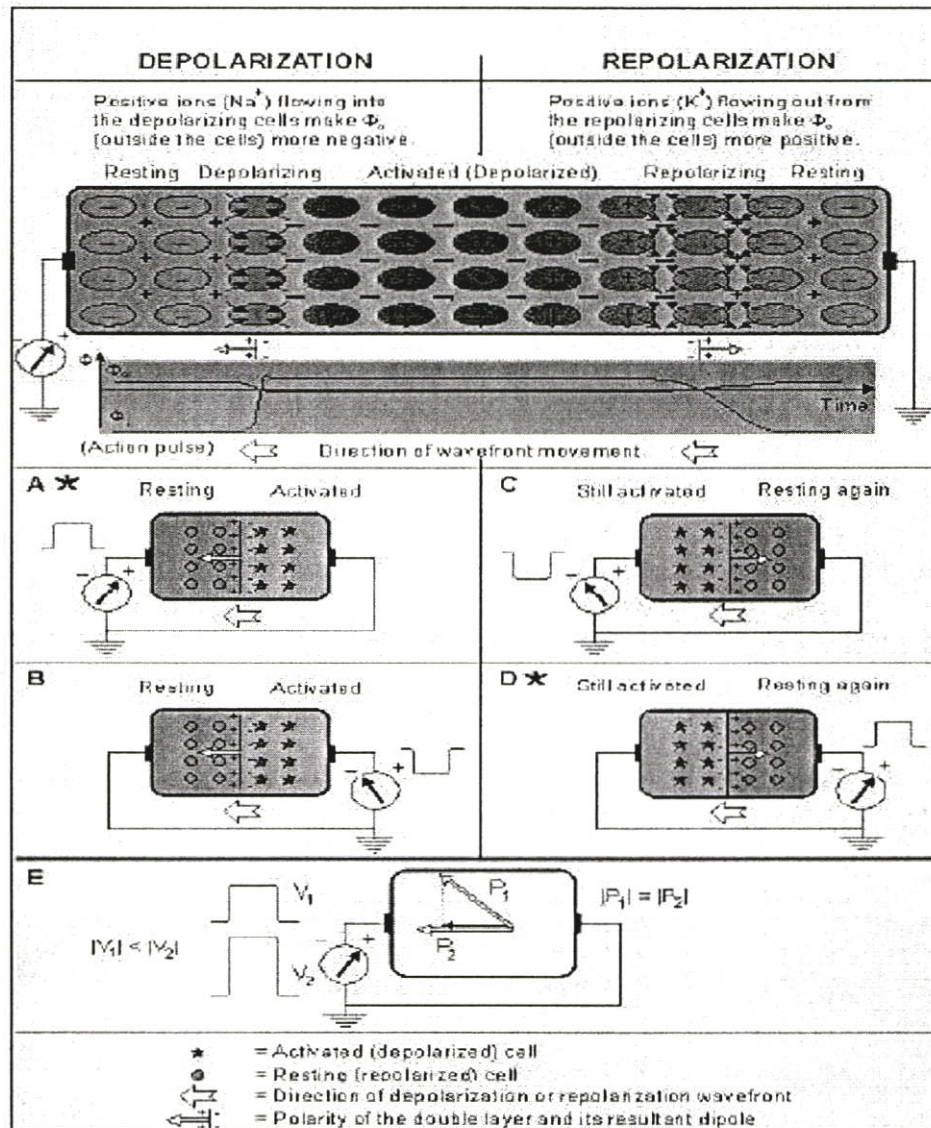
2.2.2.4 Purkinje System เป็นส่วนปลายสุดของระบบเหนี่ยวนำด้วยไฟฟ้าซึ่งอยู่ได้เยื่อหุ้มหัวใจ (Endocardium) ลงไปแล้วแผ่กระจายไปทั่วเวนตริเคิลขวาและซ้าย

2.2.3 เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้น ส่วนผนังหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนั้นมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกและภายในเซลล์ต่างกัน คือความเข้มข้นไอออน Na^+ , K^+ และ Ca^{++} ที่ต่างกัน

ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจขณะพักตัว (Φ_0) อยู่ที่ระดับ -85 mV ถึง -95 mV ในขณะที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เส้นใยพิเศษสำหรับนำศักย์ไฟฟ้าขณะพักตัว (Φ'_0) อยู่ที่ระดับ -90 mV ถึง -100 mV เมื่อเซลล์เกิดการกระตุ้น (Depolarize) แล้วศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะเกิดการ Overshoot ออกมาเป็นศักย์กระตุ้น (Action Potential) ถึงระดับ +20 mV ซึ่งแสดงให้เห็นใน รูปที่ 2.2 ซึ่งแสดงให้เห็นเส้นทางการนำไฟฟ้าและการใช้ขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว วัดการนำไฟฟ้าวางตรงข้ามกัน ซึ่งแบ่งได้ 4 กรณีตามชนิดของคลื่นและขั้วไฟฟ้าและกรณีที่หน้าคลื่นไม่ไปตามทิศทางเดียวกันกับขั้วไฟฟ้า

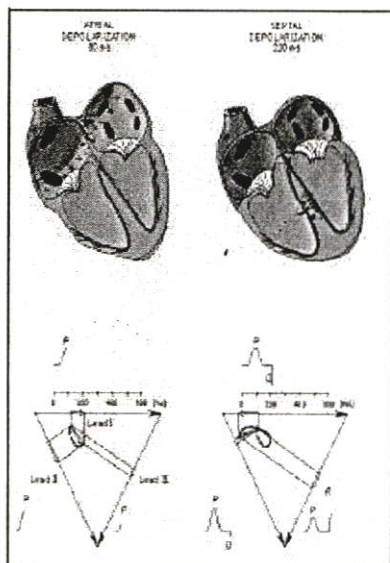
2.3 กระบวนการรีโพลาริเซชันและดีโพลาริเซชันที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



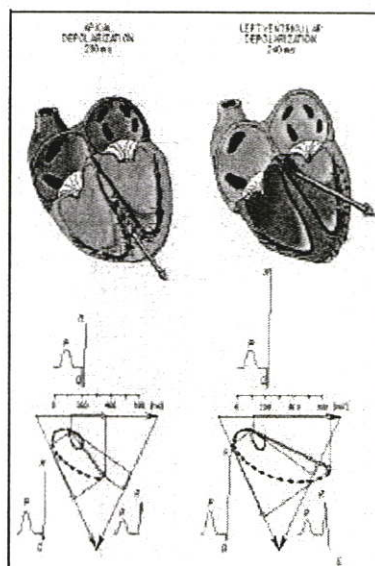
รูปที่ 2.4 แสดงกระบวนการดีโพลาริเซชันและรีโพลาริเซชันซึ่งแสดงการแลกเปลี่ยนประจุไอออนเดียวและไปแตสเซียม [11, 12]

- หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาริเซชันพุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง (หัวข้อ A)
- หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาริเซชันพุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ (หัวข้อ B)
- หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาริเซชันพุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ (หัวข้อ C)
- หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาริเซชันพุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง (หัวข้อ D)
- เมื่อน้ำคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะแปรผันตามความเร็วในทิศทางของขั้วไฟฟ้า (หัวข้อ E)

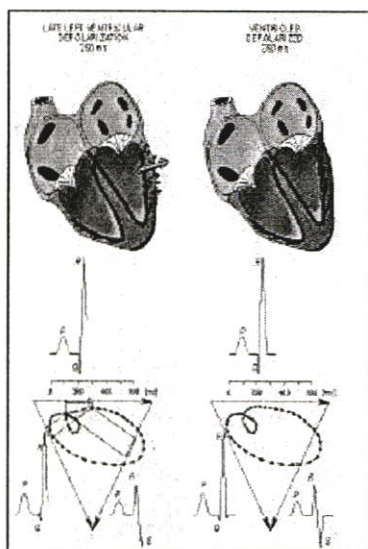
ศักย์กระตุ้นนั้นเกิดจากความเข้มข้นที่แตกต่างกันของไอออนภายในและภายนอกเซลล์ เช่น โซเดียมไอออน (Na^+) และโปแตสเซียมไอออน (K^+) ตามปกติแล้ว ภายในเซลล์หัวใจโซเดียมไอออนจะมีความเข้มข้นต่ำเมื่อเทียบกับโปแตสเซียมไอออนที่มีความเข้มข้นสูงกว่า แต่ภายนอกเซลล์กลับเนื้อหัวใจโซเดียมไอออนจะมีความเข้มข้นสูงเมื่อเทียบกับโปแตสเซียมไอออนที่มีความเข้มข้นต่ำกว่า ไอออนเหล่านี้มีการซึมผ่านเข้าออกจากเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองการกระตุ้นโดยการเปิดให้โซเดียมไอออนจากภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว จากนั้นศักย์ไฟฟ้างี้ก็จะค่อยๆ ลดลงเพราะโปแตสเซียมไอออนซึมออกจากเซลล์ ตามด้วยการที่เซลล์ขับโซเดียมไอออนออกไปในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองการกระตุ้นได้อีกปรากฏการณ์เหล่านี้เกิดขึ้นซ้ำเป็นจังหวะต่อเนื่อง ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่นที่สามารถบันทึกได้เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) โดยที่การเกิดคลื่น P จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.5 (ก) ส่วนการเกิดคลื่นสัญญาณ QRS จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.5 (ข) การสิ้นสุดคลื่น QRS จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.5 (ค) และการเกิดคลื่น T จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.5 (ง)



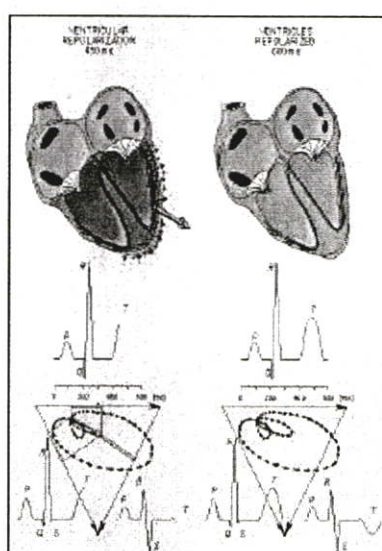
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

รูปที่ 2.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น

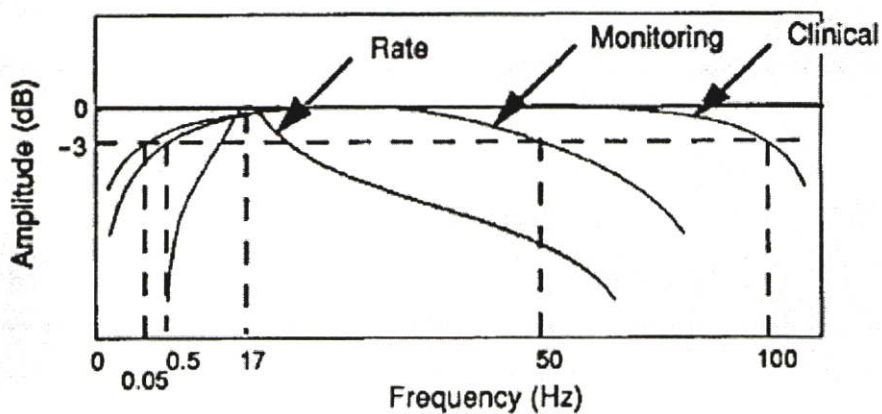
(ก) การเกิดคลื่น P โดยดีโพลาไรเซชันที่ Atrial และ Septal

(ข) การเกิดคลื่น Q และการเริ่มต้นคลื่น R โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Atrial และ Left Ventricle

(ค) การสิ้นสุดคลื่น QRS โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Left Ventricle

(ง) การเกิดคลื่น T โดยการรีโพลาไรเซชัน ที่ Left Ventricle

ช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเหล่านี้ เป็นตัวแปรสำคัญในการออกแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้เหมาะสมต่อความต้องการโดยทั่วไปแล้วช่วงความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการวินิจฉัยโรค (Clinical ECG) อยู่ในช่วง $0.05 - 100 \text{ Hz}$ ในขณะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อการเฝ้าระวัง (Monitoring ECG) อยู่ใน ช่วง $0.5 - 50 \text{ Hz}$ ขณะที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อวัดอัตราการเต้นหัวใจจะมีช่วงคลื่นแคบ และมีขอบคลื่นที่ 17 Hz ดังที่แสดงในรูปที่ 2.6

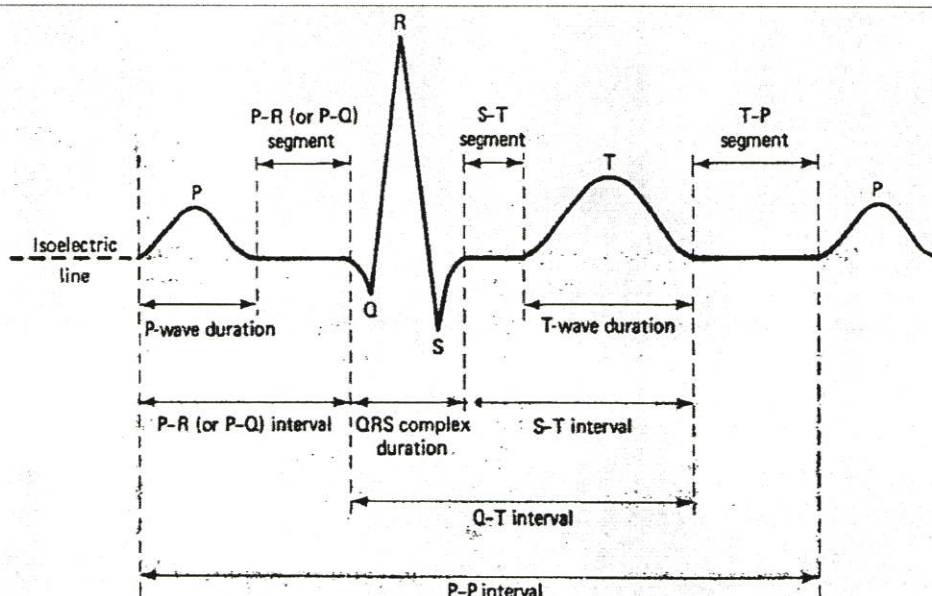


รูปที่ 2.6 แสดงช่วงคลื่นความถี่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อใช้งานต่างๆ

- (ก) เพื่อการวินิจฉัยโรค (Clinical)
- (ข) เพื่อการเฝ้าระวัง (Monitoring)
- (ค) เพื่อการวัดชีพจร (Rate)

2.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบไปด้วยคลื่นตามที่แสดงในรูปที่ 2.5 ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้ [3, 4, 5]



รูปที่ 2.7 แสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.4.1 คลื่น P (P wave)

แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา (Depolarization of The Right and Left Atria) ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนมีการบีบตัว โดยปกติแล้วคลื่น P จะหัวตั้งเว้นแต่คลื่น aVR ที่คลื่น P จะหัวกลับและคลื่น P จะมีขนาดใหญ่ที่สุดเมื่อใช้ขั้วไฟฟ้า Lead II วัด

2.4.2 กลุ่มคลื่น QRS (QRS Complex)

แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างซ้ายและหัวใจห้องล่างขวา (Right and Left Ventricular Depolarization) ทำให้กล้ามเนื้อบีบตัวส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ภายในร่างกาย จุดที่เกิดการหักเหไปทางลง จุดแรกเรียกว่าคลื่น Q จุดที่หักเหขึ้นเรียกว่าคลื่น R และจุดหักเหซึ่งตามหลังคลื่น R เรียกว่าคลื่น S ในกรณีที่ไม่มีคลื่น R ให้เรียกว่า QS Complex และในกรณีที่มีคลื่น R ตามหลังคลื่น S นั้น ให้เรียกว่าคลื่น R' ถ้านำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย (Lead II) จะได้สัญญาณ R ที่ใหญ่ที่สุดเนื่องจากผลรวมศักย์ไฟฟ้าของเซลล์มีจำนวนมาก สำหรับคลื่น Q ซึ่งมักพบใน lead I, aVL, aVF, V4, V5, V6, นั้นเกิดจากการกระตุ้น Ventricular Septum

2.4.3 คลื่น T (T wave)

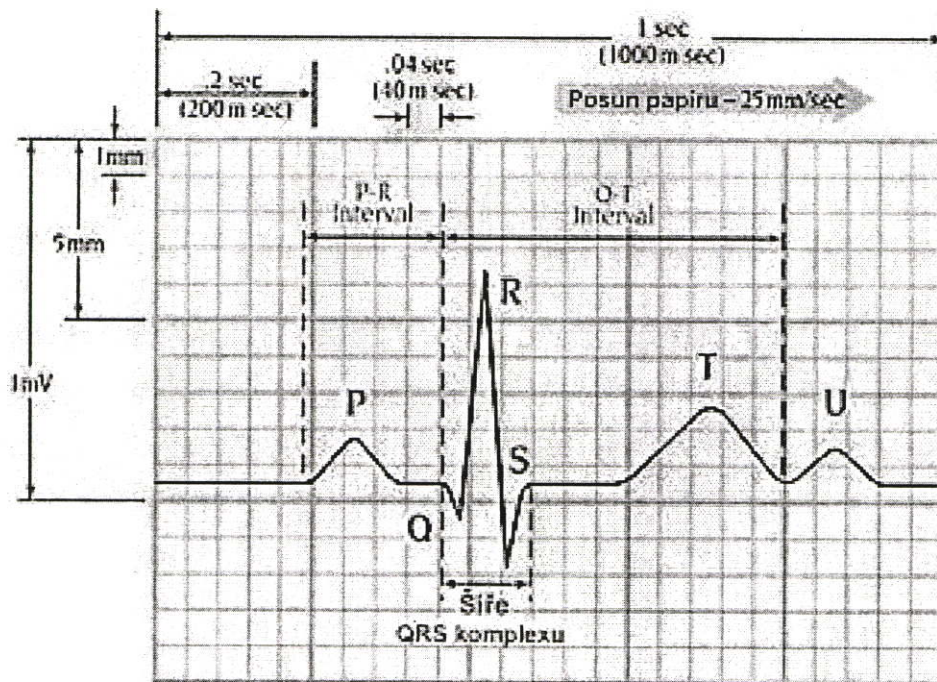
แสดงการรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างและมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งค่อนข้างสมมาตร โดยที่ด้าน Ascending จะชันน้อยกว่าด้าน Descending เล็กน้อย ในกรณีที่ใช้ lead I, II, V3-V6 วัดและได้คลื่น T หัวกลับในกรณีการวัดโดยใช้ Lead aVR หรือคลื่น T หัวตั้งหรือหัวกลับในกรณี Lead อื่นๆ

2.4.4 คลื่น U (U wave)

มีจุดกำเนิดไม่แน่ชัดแต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาไรเซชันของเส้นใย Purkinje ก็ได้ มักเกิดกับ Lead V4-V5 คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV

2.5 ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ

แพทย์มักนิยมวิเคราะห์โดยการวัดความกว้างของคลื่น ขนาดช่วงคลื่นและระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นตัวแปรร่วมเพื่อวินิจฉัยอาการทางหัวใจที่แสดงในรูปที่ 2.8 [3, 4, 5]



รูปที่ 2.8 แสดงระยะและความสูงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของช่วงคลื่นต่างๆ

ส่วนระยะที่เป็นปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นดังที่แสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงระยะปกติในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ระยะปกติ
P Wave Interval	0.06 วินาที ถึง 0.11-0.12 วินาที และ หัวตั้งในกรณี V4,V5, V6
P Wave Amplitude	น้อยกว่า 0.25 mV
PR Interval	0.12 – 0.20 วินาที
QRS Interval	0.06-0.10 วินาที
Q Wave Amplitude	ไม่เกิน 0.1 mV หรือ ไม่เกิน ¼ ของความสูงคลื่น R
Q Wave Interval	ไม่เกิน 0.04 วินาที
Q Wave Amplitude	น้อยกว่า ¼ ของคลื่น R (นับจาก Isoelectric Level) หรือ ≈ 0.2 mV
(ST Segment Deviation)	ไม่เกิน 0.1 mV เมื่อเทียบกับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ณ 0.08 วินาทีหลังจุดสิ้นสุดคลื่น QRS
QT Interval	ผู้ชายไม่เกิน 0.40 วินาที ผู้หญิงไม่เกิน 0.44 วินาที

2.5.1 รายละเอียดตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รายละเอียดเกี่ยวกับตัวแปรร่วมเพื่อใช้วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีรายละเอียดดังนี้

1. ความกว้างคลื่น P เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเอเตรียมเพื่อบีบตัว
2. ความสูงของคลื่น P ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก SA Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น P
3. ความกว้างคลื่น QRS เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเวนทริเคิลซึ่งทำให้อก้ามเนื้อหัวใจส่วนเวนทริเคิลเกิดการบีบตัวและนับจากจุดเริ่มต้นของคลื่น R ในกรณีทั่วไปหรือจุดเริ่มต้นของคลื่น Q ในกรณีที่มีคลื่น Q จนถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS ที่จุดสิ้นสุดคลื่น
4. ความสูงของคลื่น QRS ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก AV Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น QRS
5. ความกว้างคลื่น T เป็นระยะเวลาการรีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเวนทริเคิล ซึ่งเป็นช่วงเวลาที่หัวใจส่วนเวนทริเคิลคลายตัว
6. ความสูงของคลื่น T ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาขณะที่หัวใจส่วนเวนทริเคิลกำลังคลายตัว ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น T

7. ช่วง QT (QT Interval) ช่วงเวลาดังแต่กล้ามเนื้อหัวใจเวนตริเคิลเกิดการดีโพลาไรเซชันถึงจุดสิ้นสุดการรีโพลาไรเซชันที่กล้ามเนื้อหัวใจเวนตริเคิล ซึ่งจะตรงกับจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS จนถึงจุดสิ้นสุดคลื่น T และช่วงคลื่น QT เป็นช่วงคลื่นที่ยาวที่สุด ประกอบด้วยความยาวคลื่น 2 ช่วง ได้แก่ คลื่น QRS กับ คลื่น T และส่วน ST Segment โดยทั่วไปแล้วระยะ QT จะขึ้นกับระยะ RR ตามสมการของ Bazette ในสมการที่ 2.1

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (2.1)$$

8. ช่วง RR (RR Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเวนตริเคิล ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องล่างซึ่งเป็นอัตราการเต้นหัวใจหลัก

9. ช่วง PP (PP Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเอเตรียล (หัวใจห้องบน) ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องบน โดยทั่วไประยะ PP และระยะ RR จะมีขนาดที่เท่ากัน เว้นแต่ในกรณีที่เกิดความผิดปกติของหัวใจห้องบนและห้องล่างเดินไม่พร้อมกัน ค่าทั้ง 2 จึงจะมีขนาดต่างกัน

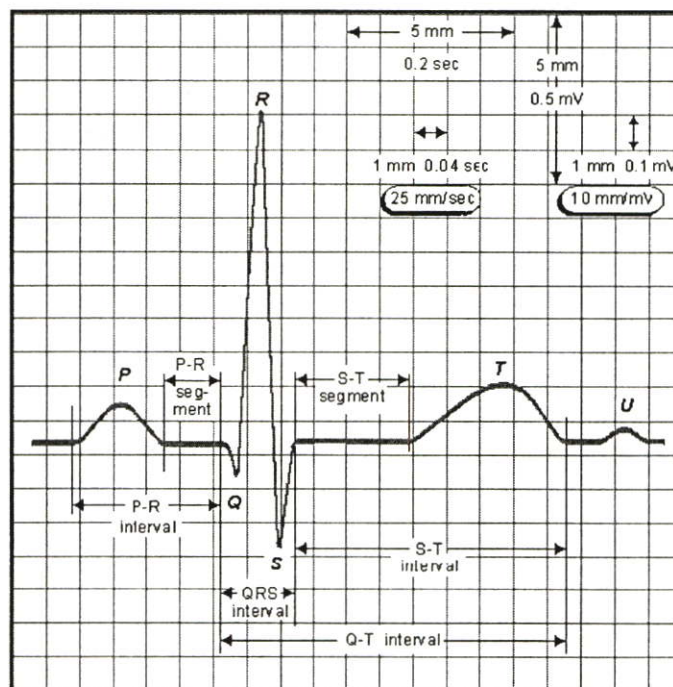
10. ส่วน PR (PR Segment) ช่วงเวลาดังแต่เริ่มการดีโพลาไรเซชันหัวใจห้องบนซึ่งเวลาที่ SA Node ได้รับการกระตุ้น (จุดเริ่มต้นคลื่น P) ถึงสิ้นสุดการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างหรือจุดที่สัญญาณจาก SA Node ไปถึง AV Node (จุดเริ่มต้นคลื่น R ในกรณีทั่วไป หรือจุดเริ่มต้นคลื่น Q ในกรณีที่มีคลื่น Q ดังนั้นจึงมีการเรียกช่วงนี้ว่าระยะ PQ โดยทั่วไปแล้วจะไม่ค่อยมีการวัด เว้นแต่จะมีการเลื่อนขึ้นลงจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level)

11. ส่วน ST (ST Segment) ซึ่งเป็นช่วงระหว่างที่หัวใจส่วนเวนตริเคิลดีโพลาไรซ์เซชันถึงช่วงหัวใจส่วนเวนตริเคิลรีโพลาไรซ์เซชัน ซึ่งการเปลี่ยนแปลงระดับของ ST Segment นั้นมีความสำคัญอย่างยิ่งในการวินิจฉัยอาการโรคหัวใจเพราะการเลื่อนขึ้นลงของส่วน ST เมื่อเทียบกับระดับเส้นมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่ามีความผิดปกติในกล้ามเนื้อหัวใจ เช่น กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction) หรือกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อเส้นเลือดแดงโคโรนารีที่นำออกซิเจนและสารอาหารไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ เกิดการตีบหรืออุดตันทำให้กล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เส้นเลือดโคโรนารีเกิดการตีบตันไม่มีอาหารและออกซิเจนไปเลี้ยงทำให้กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนดังกล่าวขาดเลือดหรือตายได้

2.5.2 การวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์โทรคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph - ECG)

คือการวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวกเตอร์ความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใดๆ เมื่อเทียบกับเวลา ซึ่งวิธีการวัดแบบนี้เป็นที่นิยมกันมากเนื่องจากใช้หัววัดไม่มาก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดไม่ยุ่งยากซับซ้อนและสามารถเลือกสัญญาณวัดเพื่อการวินิจฉัยได้หลายเส้นตามที่ต้องการการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในที่นี้จะเป็นการวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์โทรคาร์ดิโอกราฟ รายละเอียดในการวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์โทรคาร์ดิโอกราฟ จะแสดงในรูปที่ 2.9

การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักจะอยู่ในรูปกระดาษกราฟซึ่งมีระดับสเกลที่ใช้เทียบกับผลที่แสดงบนจอภาพออสซิลโลสโคปได้ กระดาษมีสเกลดังกล่าว 1 ช่องใหญ่จะมีขนาด 5 mm และ 1 ช่องเล็กจะมีขนาด 1 mm โดยทั่วไปแพทย์จะตั้งระดับความเร็วปกติในการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟไว้ที่ 25 mm/sec และระดับสเกลศักย์ไฟฟ้าปกติที่ระดับ 1 mm/cm (หรือ 10 mm/mV) ดังที่แสดงในรูปที่ 2.8 แต่ในบางกรณีที่เช่นการวัดระยะ QT นั้น ต้องมีการปรับสเกลเป็น 0.5 mV/cm (หรือ 20 mm/mV) และความเร็วในการแสดงผลที่ 50 mm/sec เนื่องจากการหาจุดสิ้นสุดของคลื่น T ที่สเกลปกตินั้นทำได้ยาก



รูปที่ 2.9 แสดงระยะต่างๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ 25 มม./วินาทีและที่ สเกลวัดโวลต์ตรงปกติ (10 mm/mV)

2.5.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ

การวัดอัตราการเต้นหัวใจทำได้ 3 วิธีคือ

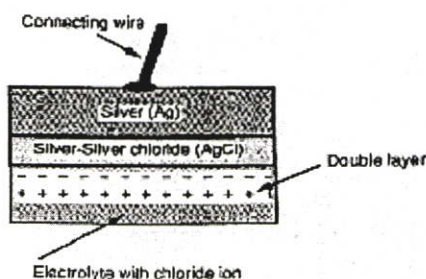
1. วัดระยะระหว่างขอดคลื่น R จำนวน 2 ลูก โดยวัดจากขอดคลื่น R ลูกแรกไปลูกคลื่น R ลูกที่ 2 เพื่อหาระยะ RR ออกมาโดยนับตามจำนวนช่องใหญ่ของกระดาษกราฟคลื่นแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการอัตราการเต้นหัวใจสม่ำเสมอ ไม่แตกต่างกันมากนัก

2. ในกรณีที่เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นใดเส้นหนึ่ง ที่ระยะเวลาตั้งแต่ 3 วินาทีขึ้นไป ให้นำนับตามจำนวนลูกคลื่น R ที่อยู่ในช่วง 15 ช่องใหญ่ (ระยะเวลา 3 วินาทีสำหรับกรณีความเร็วกระดาษที่ระดับ 25 mm/sec) แล้วคูณด้วย 20 เพื่อให้ได้อัตราการเต้นหัวใจต่อนาทีออกมาวิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการอัตราการเต้นหัวใจที่เกิดการผันผวน

3. ใช้ไม้บรรทัดพิเศษสำหรับการวัดอัตราการเต้นหัวใจ โดยเฉพาะซึ่งต้องใช้ลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4 ลูก โดยให้ขอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกแรกอยู่ที่จุดอ้างอิงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกที่ 4 จะอยู่ที่สเกลวัดอัตราการเต้นหัวใจ วัดได้เท่าไรก็ให้ถือว่าอัตราการเต้นหัวใจมีค่าเท่ากับที่แสดงในสเกลนั้น

2.6 การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะต้องมีการทำความสะอาดบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า (Electrodes) ซึ่งขั้วไฟฟ้างดกล่าวมีโครงสร้างที่แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.10 [3, 4, 5]



รูปที่ 2.10 แสดงลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน - ซิลเวอร์คลอไรด์

จากนั้นให้ทาเจล ณ จุดที่ติดขั้วไฟฟ้าเพื่อลดความต้านทานอิมพีแดนซ์ลงเพื่อให้สื่อไฟฟ้าได้ดีขึ้น ส่วนการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 เส้น จะมีการต่อสายที่แขนขาเพื่อรับสัญญาณจำนวน 6 เส้นโดยใช้สายต่อ 4 เส้นติดแขนขาและที่อกอีก 6 เส้นซึ่งสามารถจัดเป็นหมวดหมู่ได้ดังนี้

1. Three standard (bipolar) limb leads (lead I, II, III)

คำว่า ไบโพลาร์ (Bipolar) หมายถึง 2 ขั้ว โดยขั้วหนึ่งเป็นขั้วลบอีกขั้วหนึ่งเป็นขั้วบวก

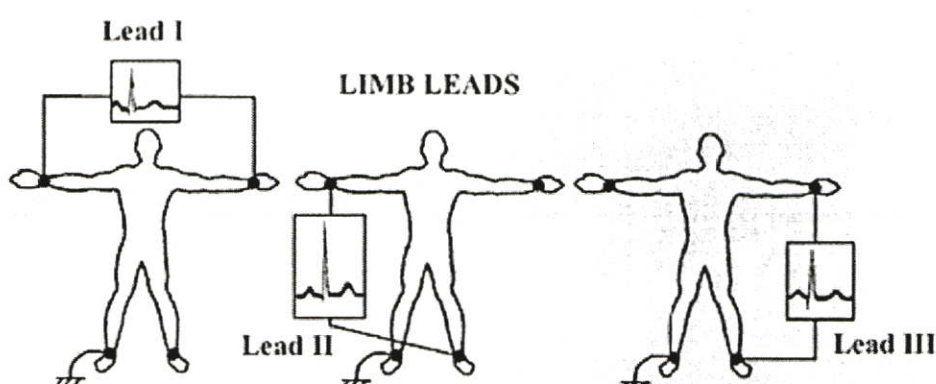
Lead I ขั้วลบอยู่แขนขวา ขั้วบวกอยู่แขนซ้าย

Lead II ขั้วลบอยู่แขนขวา ขั้วบวกอยู่ขาซ้าย

Lead III ขั้วลบอยู่แขนซ้าย ขั้วบวกอยู่ขาซ้าย

ความสัมพันธ์ระหว่าง Lead I, II, III ตามกฎของไอน์โธเวน (Einthoven's law) คือ

$$\text{Lead I} + \text{Lead III} = \text{Lead II}$$



รูปที่ 2.11 แสดงการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแขนขาขั้วคู่

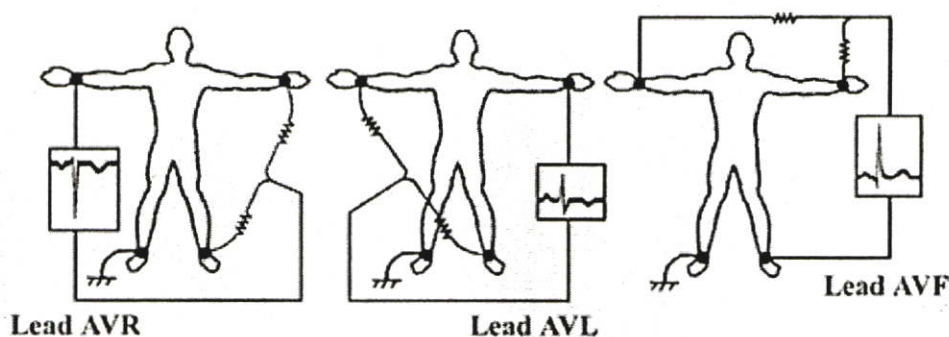
2. Three Augmented (Unipolar) Leads (Lead aVR, aVL, aVF)

คำว่ายูนิโพลาร์ (Unipolar) เป็นการรวมกระแสไฟฟ้าจากแผ่นโลหะนำไฟฟ้าที่แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย มาไว้บริเวณส่วนกลาง (Central Terminal: CT) ซึ่งมักจะมีค่าศักย์ไฟฟ้าเท่ากับศูนย์ ถ้าวางขั้วบวกที่แขนขวา Central Terminal คือ แขนซ้ายและขาซ้ายจะต่อกับขั้วลบ ถ้าวางขั้วบวกที่แขนซ้าย Central Terminal คือ แขนขวาและขาซ้ายจะต่อกับขั้วลบ ถ้าวางขั้วบวกที่แขนขวา Central Terminal คือ แขนซ้ายและแขนขวาจะต่อกับขั้วลบ Augmented (Unipolar) Lead เป็นการแสดงความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกที่บริเวณแขนขา กับบริเวณส่วนกลาง

R จาก aVR หมายถึง แขนขวา ขั้วบวกอยู่ที่แขนขวา

L จาก aVL หมายถึง แขนซ้าย ขั้วบวกอยู่ที่แขนซ้าย

F จาก aVF หมายถึง ขาซ้าย ขั้วบวกอยู่ที่ขาซ้าย



รูปที่ 2.12 แสดงความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกที่บริเวณแขนขา กับบริเวณส่วนกลาง

3. Six Precordials (Unipolar) Leads (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

Precordial Leads หรือ Unipolar Chest Leads เป็นการรวมกระแสไฟฟ้าจากแผ่นโลหะนำไฟฟ้าที่แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้ายมาไว้บริเวณกลาง (Central Terminal:CT) ซึ่งมักจะมีค่าศักย์ไฟฟ้าเท่ากับศูนย์เช่นเดียวกับ Augmented (Unipolar) Leads จะต่อขั้วบวกเข้ากับแผ่นโลหะไฟฟ้าตามตำแหน่งต่างๆ บนหน้าอก (V1 ถึง V6) และจะต่อ Central Terminal กับขั้วลบ (Precordial Leads) Chest Leads เป็นการแสดงความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกที่บริเวณหน้าอกกับบริเวณส่วนกลาง การติดแผ่นโลหะไฟฟ้านำไฟฟ้าตามตำแหน่งดังต่อไปนี้

V1 ที่ระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาติดกับขอบกระดูกหน้าอก

V2 ที่ระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก

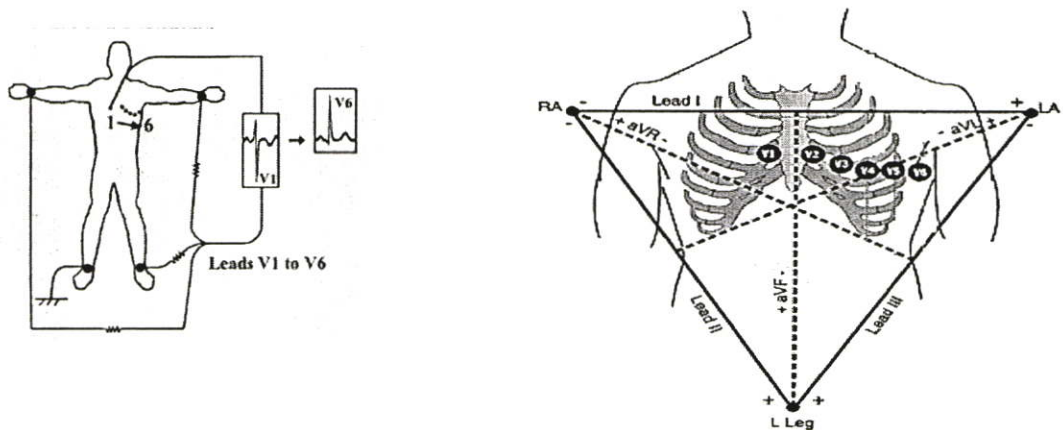
V3 ที่ระหว่าง V2 และ V4

V4 ที่เส้นกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าในช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5

V5 ที่จุดตัดกันระหว่างเส้นขนานที่ลากจาก V4 และเส้น Anterior Axillary Line

ตำแหน่งนี้สำคัญมากเพราะใช้ในการวินิจฉัยว่าผู้ป่วยมีอาการหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) หรือกล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction) V6 ที่จุดตัดกันระหว่างเส้นขนานที่ลากจาก V4 และ เส้น Mid-Axillary Line

โดยทั่วไปแล้ว Lead V1-V2 ถือว่าเป็น Right Precordial Lead, V5-V6 เป็น Left Precordial Lead และให้ขั้ว V3-V4 จะอยู่ตรง Interventricular Septum ที่แบ่งเวนตริเคิลซ้ายและขวาออกจากกันตำแหน่งที่ใช้ในการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หน้าอกทั้ง 6 จุด

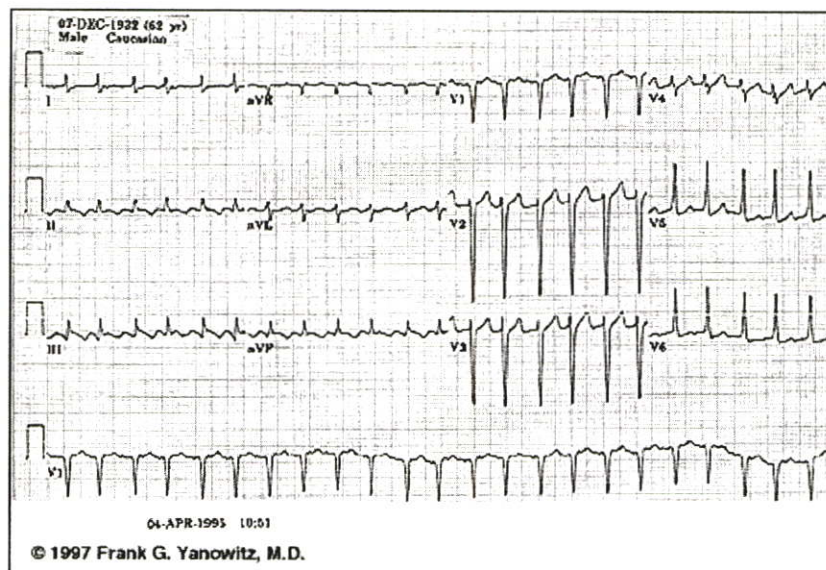


รูปที่ 2.13 แสดงการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หน้าอกทั้ง 6 จุด (Unipolar Chest Leads)

ในทางปฏิบัติการสร้างสัญญาณ 12 เส้นนั้นจะได้จากสัญญาณ 8 เส้น คือสายจากแขนขา 2 เส้น และสายวัดจากอก 6 เส้น ส่วนอีก 4 เส้นนั้นได้จากการบวกลบสัญญาณใน Lead I และ Lead II ที่คลื่น R มีขนาดใหญ่ที่สุดเป็นหลักซึ่งจะเป็นไปตามสมการที่ 2.2 ที่แสดงให้เห็นดังต่อไปนี้

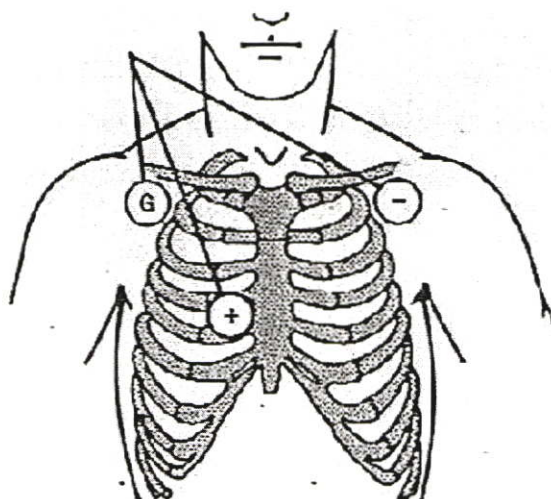
$$\begin{aligned}
 \text{III} &= \text{II} - \text{I} \\
 aVR &= \frac{\text{I} + \text{II}}{2} \\
 aVL &= \frac{\text{I} - \text{II}}{2} \\
 aVF &= \frac{\text{I} + 2\text{II}}{2}
 \end{aligned}
 \tag{2.2}$$

ผลที่ได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้นพร้อมกันจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.14 โดยในภาพดังกล่าวจะมีการแสดงพัลส์อ้างอิงขนาด 1 mV มาร่วมแสดงด้วย



รูปที่ 2.14 แสดง คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 12 เส้น ที่มีลักษณะปกติ

การติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฝ้าระวัง (Monitor Lead) มีวัตถุประสงค์เพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในกรณีผู้ป่วยในห้องฉุกเฉินหรือผู้ป่วยที่มีการเคลื่อนไหวบ่อยๆ ซึ่งจะเน้นการวัดอัตราการเต้นหัวใจเป็นหลัก ดังนั้นจึงต้องติด Lead ให้ได้ขนาดสัญญาณ R ที่แรงเพื่อยกระดับอัตราส่วนกำลังสัญญาณต่อกำลังสัญญาณรบกวนสูงขึ้น เพื่อให้ง่ายต่อการวัดและวินิจฉัยอัตราการเต้นหัวใจ โดยให้ติดสายบันทึกสัญญาณขั้วบวกที่ตำแหน่ง V1 ส่วนขั้วลบให้ติดไว้ที่ตำแหน่งใกล้ไหล่ซ้ายตรงตำแหน่ง Lead II ส่วนขั้วไฟฟ้าอ้างอิงให้ติดไว้ที่ตำแหน่งใดๆ บนหน้าอก ดังที่แสดงในรูปที่ 2.15 และผลที่ได้จะใกล้เคียงกับ V1 ของ Unipolar Chest Lead



รูปที่ 2.15 แสดงตำแหน่งการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อเฝ้าระวัง

2.7 เทคนิคประมาณค่า Least Square

เทคนิคประมาณค่า Least Square เป็นวิธีการประมาณค่าฟังก์ชัน โดยฟังก์ชันที่สร้างขึ้นใหม่นี้ จะอยู่ในรูปสมการ โพลีโนเมียล และจะทำการสร้างข้อมูลใหม่ที่มีค่าใกล้เคียงกับข้อมูลเดิมมากที่สุด ความถูกต้องของฟังก์ชันจะขึ้นอยู่กับดีกรีของโพลีโนเมียล [9, 10]

1. การประมาณค่า Least Square เป็นเทคนิคที่ใช้ได้หลากหลาย ในขั้นต้นจะกล่าวถึง การประมาณค่า Continuous Least Square ซึ่งจะประมาณค่า $f \in C[a, b]$ ในรูปแบบพื้นฐานจะหาค่าประมาณโพลีโนเมียล Π_n นั่นคือจะหาค่า $p \in \Pi_n$

$$\|f - p\|_2^2 = \int_a^b (f(x) - p(x))^2 dx \quad (2.3)$$

เขียน p ในรูปแบบพื้นฐานได้

$$p(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (2.4)$$

จากนั้นหาค่าสัมประสิทธิ์ a_0, a_1, \dots, a_n ได้จาก

$$F(a_0, a_1, \dots, a_n) = \int_a^b (f(x) - a_0 - a_1x - \dots - a_nx^n)^2 dx \quad (2.5)$$

จากนั้นทำการหาอนุพันธ์เทียบกับ a_i แสดงได้ดังสมการที่ 2.6

$$\frac{\partial F}{\partial a_i} = -2 \int_a^b x^i (f(x) - a_0 - a_1x - \dots - a_nx^n) dx \quad (2.6)$$

จากสมการที่ 2.6 F จะมีค่าน้อยที่สุดเมื่อ $\frac{\partial F}{\partial a_i} = 0$ สำหรับทุก i และสามารถจัดให้อยู่ในรูปได้ดังสมการที่ 2.7 และอยู่ในรูปเมตริกได้ดังสมการที่ 2.8

$$a_0 \int_a^b x^i dx + a_1 \int_a^b x^{i+1} dx + \dots + a_n \int_a^b x^{i+n} dx = \int_a^b x^i f(x) dx \quad (2.7)$$

$$xa = f \quad (2.8)$$

จากสมการที่ 2.8 เมตริก X และเวกเตอร์ข้างขวาของ f มีองค์ประกอบดังสมการที่ 2.9

$$x_{ij} = \int_a^b x^{i+j-2} dx \quad f_i = \int_a^b x^{i-1} f(x) dx \quad (2.9)$$

2. เทคนิคประมาณค่า Discrete Least Square เป็นการประมาณค่า Least Square ชนิดหนึ่ง โดยที่ข้อมูลเดิมจะเป็นข้อมูลไม่ต่อเนื่อง ซึ่งการประมาณค่าจะจัดให้อยู่ในรูปของ โพลีโนเมียล $p \in \Pi_n$ ที่ดีกรี n ที่มากที่สุดที่จะทำให้ผลรวมกำลังสองของน้ำหนักของค่าผิดพลาดมีค่าน้อยที่สุด แสดงได้ดังสมการที่ 2.13

$$\sum_{i=0}^N w_i (f(x) - p(x_i))^2 = \sum_{i=0}^N w_i (f(x_i) - a_0 - a_1 x_1 - \dots - a_n x_i^n)^2 \quad (2.10)$$

เมื่อ x_0, x_1, \dots, x_n เป็นข้อมูลไม่ต่อเนื่อง และ w_0, w_1, \dots, w_i ซึ่งเกี่ยวข้องกับน้ำหนักของข้อมูลสมมติว่า $N > n$ ฉะนั้นค่าความผิดพลาดสามารถกำหนดให้เป็นศูนย์ โดยการใส่การแก้สมการ โพลีโนเมียล ในกรณีนี้จำนวนของข้อมูลไม่ต่อเนื่องจะสำคัญมากกว่าดีกรีของการประมาณค่า สำหรับกรณีที่เป็นข้อมูลแบบต่อเนื่อง สามารถแยกแยะความแตกต่างของสมการที่ 2.10 ที่มีความเกี่ยวข้องกับสัมประสิทธิ์แต่ละตัวที่มาจากสมการทั่วไป

$$a_0 \sum_{i=0}^N w_i x_i^j + a_1 \sum_{i=0}^N w_i x_i^{j+1} + \dots + a_n \sum_{i=0}^N w_i x_i^{j+n} = \sum_{i=0}^N w_i x_i^j f(x_i) \quad (2.11)$$

เมื่อ $j = 0, 1, \dots, n$ หรือ

$$\text{เมื่อ } j=0 \quad a_0 \sum_{i=0}^N w_i x_i^0 + a_1 \sum_{i=0}^N w_i x_i^1 + \dots + a_n \sum_{i=0}^N w_i x_i^n = \sum_{i=0}^N w_i x_i^0 f(x_i) \quad (2.12)$$

$$\text{เมื่อ } j=1 \quad a_0 \sum_{i=0}^N w_i x_i^1 + a_1 \sum_{i=0}^N w_i x_i^2 + \dots + a_n \sum_{i=0}^N w_i x_i^{n+1} = \sum_{i=0}^N w_i x_i^1 f(x_i) \quad (2.13)$$

$$\text{เมื่อ } j=n \quad a_0 \sum_{i=0}^N w_i x_i^n + a_1 \sum_{i=0}^N w_i x_i^{n+1} + \dots + a_n \sum_{i=0}^N w_i x_i^{2n} = \sum_{i=0}^N w_i x_i^n f(x_i) \quad (2.14)$$

ซึ่งอยู่ในรูปของสมการ โพลีโนเมียลดังสมการที่ 2.18

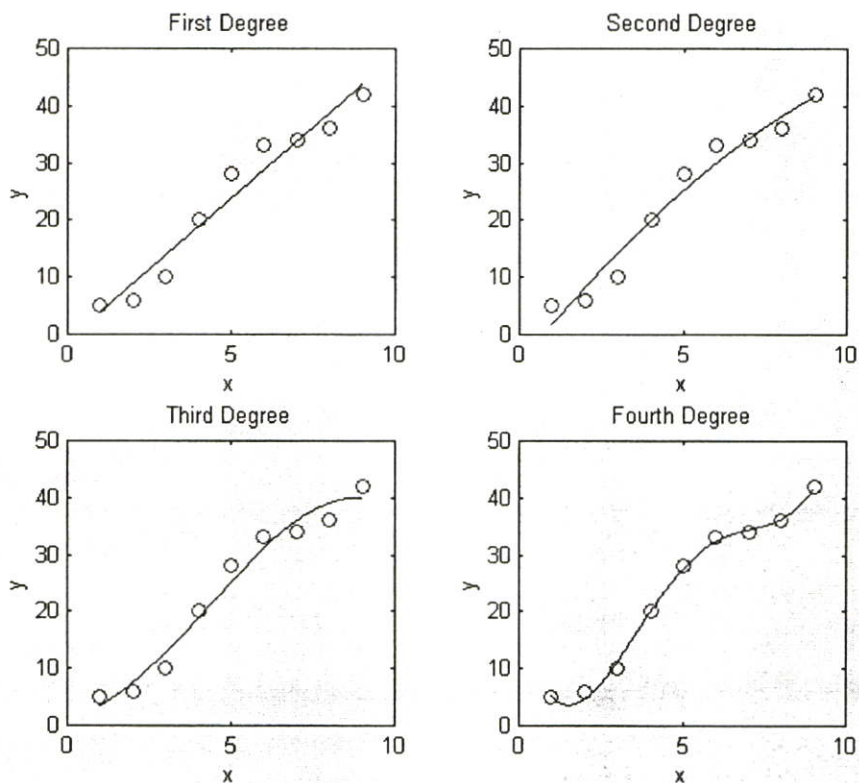
$$f(x) = a_0 + a_1 x + \dots + a_n x^n \quad (2.15)$$

สามารถเขียนสมการที่ 2.17 ให้อยู่ในรูปของเมตริกได้

$$xa = f \quad (2.16)$$

ซึ่งเมตริก X และ f เมื่อนำหนักของข้อมูลมีค่าเท่ากันทั้งหมด ($w_i = 1$) คือ

$$\begin{bmatrix} \sum_{i=1}^m x_{ki}^0 & \sum_{i=1}^m x_{ki}^1 & \sum_{i=1}^m x_{ki}^2 & \cdots & \sum_{i=1}^m x_{ki}^n \\ \sum_{i=1}^m x_{ki}^1 & \sum_{i=1}^m x_{ki}^2 & \sum_{i=1}^m x_{ki}^3 & \cdots & \sum_{i=1}^m x_{ki}^{n+1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{i=1}^m x_{ki}^n & \sum_{i=1}^m x_{ki}^{n+1} & \sum_{i=1}^m x_{ki}^{n+2} & \cdots & \sum_{i=1}^m x_{ki}^{2n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^m y_{ki} x_{ki}^0 \\ \sum_{i=1}^m y_{ki} x_{ki}^1 \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^m y_{ki} x_{ki}^n \end{bmatrix} \quad (2.17)$$



รูปที่ 2.16 แสดงเส้นของโพลิโนเมียลดีกรีสูง จะมีความ สามารถโค้งงอได้มากกว่าโพลิโนเมียล ดีกรีต่ำ

วิธีการที่ใช้สามารถลดจำนวนของข้อมูลได้จริงจะต้องแสดงข้อมูลที่น่าเชื่อถือได้ ในการลด ข้อมูลทางการแพทย์

2.8 การคำนวณค่า PRD (Percent Root-Mean-Square Difference)

โดยทั่วไปกระบวนการจัดเก็บข้อมูลและการใช้คอมพิวเตอร์คำนวณข้อมูลทางการแพทย์ที่ได้มานั้นมีจำนวนมาก หากที่จะจัดเก็บและส่งต่อข้อมูล ดังนั้นจึงต้องหาวิธีการที่จะลดเนื้อที่ในการจัดเก็บข้อมูล ในขณะที่ต้องคงฐานข้อมูลที่สำคัญทางการแพทย์ไว้เพื่อนำมาสร้างขึ้นมาใหม่ ในการนำมาประยุกต์ใช้นั้นกระบวนการของการลดพื้นที่และสร้างขึ้นมาใหม่นั้นต้องการการติดตามฐานเวลาจริง (Real-Time Performance) (Jalaliddine et al.,1988)

วิธีการลดข้อมูลต้องการหาตัวเลขของจำนวนจัดเก็บบิตที่น้อยที่สุดโดยการลดจำนวนตัวเลขที่ซ้ำกันที่แสดงอยู่ในฐานข้อมูลเดิม ทั้งนี้การรวบรวมทำได้โดยเปรียบเทียบสัดส่วนโดยการหารจำนวนของบิตกับจำนวนของตัวเลขในฐานเดิม ซึ่งนำมาจากตัวเองที่เก็บย่อไว้ โดยทั่วไปแล้วต้องการอัตราส่วนการลดข้อมูลที่สูง วิธีการลดข้อมูลยังต้องการการแสดงผลข้อมูลที่เป็นที่เชื่อถือได้ แต่ต้องระวังการใช้ ตัวแปร โดยต้องใช้ฐานข้อมูลเดียวกันในการเปรียบเทียบระหว่างกระบวนการลดข้อมูล ตัวประกอบเช่น แบนด์วิด ความถี่สุ่ม และความถูกต้องแม่นยำของข้อมูลเดิม จะมีผลกระทบต่ออัตราส่วนการลดข้อมูลด้วย

อัลกอริทึมที่ใช้ลดข้อมูลจะต้องแสดงผลข้อมูลที่นำเชื่อถือได้ ในการลดข้อมูลทางการแพทย์โดยปกติแล้วจะตัดสินใจยอมรับโดยการตรวจสอบอย่างละเอียดด้วยตา ซึ่งเราอาจจะต้องวัดส่วนที่เหลือด้วย ซึ่งเป็นความแตกต่างระหว่างข้อมูลที่ถูกสร้างขึ้นใหม่กับข้อมูลเดิม จำนวนที่ตัวเลขที่แสดงออกมาเพื่อการวัดนี้คือ Percent root-mean-square difference (PRD) แสดงได้ดังสมการที่ 2.18

$$PRD = \left\{ \frac{\sum_{i=1}^n [x_{org}(i) - x_{rge}(i)]^2}{\sum_{i=1}^n [x_{org}(i)]^2} \right\}^{0.5} \times 100\% \quad (2.18)$$

เมื่อ

n คือ จำนวนของตัวอย่าง

X_{org} คือ ค่าแอมพลิจูดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสร้างขึ้นใหม่จากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

X_{rge} คือ ค่าแอมพลิจูดของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ

ข้อมูลส่วนที่หายจากระบบของการลดข้อมูลไปจะถูกกำหนดให้เป็นศูนย์ และข้อมูลที่สร้างขึ้นมาใหม่จะถูกทำซ้ำขึ้นใหม่ที่ข้อมูลเดิม อย่างไรก็ตามคุณภาพที่ยอมรับได้มีสองอย่างคือให้มีค่าใกล้เคียงศูนย์ หรือซิดามาไว้ (Moody et al., 1988) ตัวอย่างเช่น อัลกอริทึมของการลดข้อมูลสำหรับการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกำจัดสัญญาณที่แอมพลิจูดเล็กๆ ทั้งในกรณีนี้ สิ่งที่เหลืออยู่จะประกอบด้วยข้อมูลทางการแพทย์ที่สำคัญ ดังนั้นข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกสร้างขึ้นมาใหม่จึงเป็นสิ่งที่เชื่อถือได้

2.9 การแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปแบบสเปกตรัม

การวิจัยด้านการประมวลผลสัญญาณจะใช้หลักการของฟูรีเยร์ในการแก้ไข เพราะฟูรีเยร์จะช่วยในการสร้างรูปแบบสำหรับสัญญาณของระบบเชิงเส้นที่เป็นคาบเวลา หรือการสุ่มของสัญญาณที่แปรตามเวลา โดยทั่วไปสเปกตรัม (Spectrum) ของสัญญาณที่ออกมาจะอยู่ในรูปของผลตอบสนองทางด้านความถี่ ดังนั้นจึงสามารถคาดเดาได้ว่า สเปกตรัมของเอาต์พุตจะสะท้อนให้เห็นถึงคุณสมบัติจากองค์ประกอบด้านความถี่ของสัญญาณ การแปลงฟูรีเยร์อย่างรวดเร็วหรือ Fast Fourier Transform (FFT) จึงถูกเลือกใช้ในงานวิจัยในครั้งนี้ เนื่องจากช่วยลดการคำนวณลงจากการคำนวณแบบ Discrete Fourier Transform (DFT) ถึง $N/\log_2 N$ เท่า (DFT ต้องคำนวณเลขเชิงซ้อน $N*N$ ครั้ง ส่วน FFT ใช้การคูณเชิงซ้อนเพียง $N \log_2 N$ ครั้ง)

1. การแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วย (Discrete Fourier Transform: DFT)

การแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องเป็นการแปลงสัญญาณจากสัญญาณในเชิงเวลาไปเป็นสัญญาณในเชิงความถี่ หรือทำการแปลงย้อนกลับจากสัญญาณในเชิงความถี่ไปเป็นสัญญาณในเชิงเวลา ดังนั้นการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง จะมีทั้งสัญญาณในเชิงเวลา และในเชิงความถี่เป็นแบบไม่ต่อเนื่อง ซึ่งจุดนี้เป็นจุดที่สำคัญมาก เพราะเป็นจุดที่บ่งบอกว่า สามารถที่จะทำการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องได้โดยใช้การคำนวณ การคูณและการบวก ทางดิจิทัลได้ ซึ่งสามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้อย่างสะดวกในคอมพิวเตอร์ หรือในฮาร์ดแวร์โดยตรง

การแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง มีความหมายเหมือนกับ อนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier Series : DFS) มาก ทั้งการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง และอนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องจะมีสมการที่ใช้งานเหมือนกัน จุดที่ต่างกันก็คือ ที่มาและความหมายของทั้งสองอนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องคือ การใช้งานในกรณีที่สัญญาณในเชิงเวลาเป็นแบบไม่ต่อเนื่อง และเป็นคาบ ซึ่งก็จะได้สัญญาณในเชิงความถี่เป็นแบบไม่ต่อเนื่อง และเป็นคาบเช่นเดียวกัน ส่วนการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องนั้นเป็นการเอาความจริงที่เกิดขึ้นจากอนุกรมฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องมาใช้ คือสัญญาณที่ได้จากการแปลงทั้งสัญญาณในเชิงเวลา และสัญญาณในเชิงความถี่เป็นแบบไม่ต่อเนื่อง รวมทั้งสัญญาณที่ได้จะเป็นรายคาบทั้งในเชิงเวลา และในเชิงความถี่

ดังนั้นการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง ก็คือ อนุกรมฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่องเพียงคาบเดียวเท่านั้น ซึ่งสัญญาณในเชิงเวลาเป็นสัญญาณไม่ต่อเนื่องมีความยาวจำกัดเท่ากับ N และเป็นสัญญาณที่มีรูปร่างใด ๆ ก็ตาม เมื่อทำการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่องแล้ว จะได้สัญญาณในเชิงความถี่เป็นสัญญาณไม่ต่อเนื่อง และมีความยาวจำกัดเท่ากับ N เท่ากัน สมมติให้ $x(n)$ เป็นสัญญาณในเชิงเวลา และ $X(k)$ เป็นสัญญาณในเชิงความถี่ที่เกิดจากการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง โดย k แทนตัวชี้ลำดับของสัญญาณทางด้านความถี่ ทั้งสองสัญญาณมีความยาวเท่ากันคือ N ทำให้เขียนสัญลักษณ์ได้ว่า

$$\begin{aligned} & DFT; N \\ x(n) & \longleftrightarrow X(k) \end{aligned}$$

ซึ่งจะได้รับความสัมพันธ์กันของ $x(n)$ และ $X(k)$ ดังนี้

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi kn/N} \quad (2.19)$$

เพื่อจัดรูปสมการให้ง่ายขึ้นจึงนิยามให้ $W_N = e^{-j2\pi/N}$ เป็นค่าที่ขึ้นกับ N เท่านั้น สำหรับในการแปลงครั้งหนึ่ง ๆ N จะมีค่าคงที่ ดังนั้น W_N จึงเสมือนเป็นค่าคงที่ สามารถเขียนการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง ได้เป็น

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn} \quad \text{โดยที่ } W_N = e^{-j2\pi/N} \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2.20)$$

หรือเขียนในรูปของเมตริกซ์ได้เป็น

$$\begin{bmatrix} X(0) \\ X(1) \\ \vdots \\ X(N-1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} W_N^0 & W_N^0 & W_N^0 & \dots & W_N^0 \\ W_N^0 & W_N^{1 \times 1} & W_N^{1 \times 2} & \dots & W_N^{1 \times (N-1)} \\ W_N^0 & W_N^{2 \times 1} & W_N^{2 \times 2} & \dots & W_N^{2 \times (N-1)} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ W_N^0 & W_N^{(N-1) \times 1} & W_N^{(N-1) \times 2} & \dots & W_N^{(N-1) \times (N-1)} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x(0) \\ x(1) \\ \vdots \\ x(N-1) \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

2. การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT)

เนื่องจากการแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วย มีประโยชน์ในการใช้งานเป็นอย่างมาก จึงได้มีการพยายามคิดค้นหาวิธีที่จะคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่องให้เร็วขึ้น และมีประสิทธิภาพมากขึ้น ดังนั้นการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว ก็คือชื่อที่ใช้เรียก วิธีการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วยอย่างรวดเร็วว่าการคิดปกตินั่นเอง เพราะฉะนั้นเมื่อก้าวถึงการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วโดยหลักการแล้วก็คือ การแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วยนั่นเอง และการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วก็ไม่ใช่ว่าการแปลงชนิดใหม่แต่อย่างใด

ปัจจุบันมีการคิดค้นวิธีการคำนวณ การแปลงฟูรีเยร์แบบเต็มหน่วยอย่างรวดเร็วได้หลายวิธี ดังนั้นคำว่า การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว จึงเป็นชื่อกลาง ๆ ไม่ได้บ่งบอกว่าเป็นวิธีไหน แต่ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้เลือกใช้ การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว วิธีระบบฐาน 2 (Radix-2) แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลา (Decimation In Time: DIT) มาเป็นพื้นฐานในการออกแบบ ซึ่งวิธีระบบฐาน 2 แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลานี้ ได้มี

การนำไปใช้งานกันอย่างหลากหลาย เช่น การนำไปประยุกต์ใช้ในเครื่องมือวัดแบบ Real-Time Spectrum Analysis เป็นการออกแบบมาเพื่อรองรับการคำนวณข้อมูลจำนวน 256 จุดแบบจำนวนเชิงซ้อน และสามารถคำนวณข้อมูลทั้งหมดให้เสร็จได้ภายในเวลา 102.4 ไมโครวินาที ไม่คิดเวลาช่วงที่มีการรับ และส่งข้อมูลจากภายนอก โดยสามารถทำงานที่ความถี่นาฬิกาสูงสุดเท่ากับ 40 เมกะเฮิร์ตซ์ เนื่องจากโครงสร้างการคำนวณทางคณิตศาสตร์ของการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว วิธีระบบฐาน 2 แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลา มีความซับซ้อนไม่มากนัก รวมทั้งตัวแปรต่าง ๆ มีจำนวนน้อย ทำให้ง่ายต่อการนำมาออกแบบ เมื่อเทียบกับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ววิธีอื่น ๆ ด้วยเหตุนี้จึงสามารถออกแบบให้มีโครงสร้างการทำงานที่มีขนาดเล็ก และใช้พลังงานต่ำได้สามารถอธิบายการคำนวณของการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว วิธีระบบฐาน 2 แบบแตกเป็นส่วนย่อยทางฝั่งเวลา ได้ดังนี้

จากการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง ในสมการที่ 2.20

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn} \quad \text{โดยที่} \quad W_N = e^{-j2\pi/N} \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

ถ้าให้ N เป็นเลขคู่ ทำให้สามารถกระจาย $X(k)$ ให้อยู่ในรูปของผลบวกของเทอมที่ n เป็นคู่ และเทอมที่ n เป็นคี่ได้

$$X(k) = \sum_{n=0}^{\frac{N-1}{2}} x(2n)W_N^{2kn} + \sum_{n=0}^{\frac{N-1}{2}} x(2n+1)W_N^{(2k+1)n} \quad (2.22)$$

เทอมคู่ เทอมคี่

$$X(k) = \sum_{n=0}^{\frac{N-1}{2}} x(2n)W_N^{2kn} + \sum_{n=0}^{\frac{N-1}{2}} x(2n)W_N^{2kn}W_N^k \quad (2.23)$$

พิจารณาเทอม w_n^{ab} ที่มี a และ b เป็นจำนวนใด ๆ ที่ไม่เท่ากับ 0 จะพบว่า สามารถย้ายด้วยกำลังของ W ไปเป็นตัวหารของ N ได้ดังนี้

$$W_N^{ab} = e^{-j\frac{2\pi}{N}ab} = e^{-j\frac{2\pi}{N/b}a} = W_{n/b}^a \quad (2.24)$$

จึงใช้ความจริงข้อนี้ แทนค่าเทอม w_N^{2nk} ด้วย $w_{N/2}^{nk}$ ในสมการที่ 2.23 จะได้

$$X(k) = \sum_{n=0}^{\frac{N-1}{2}} x(2n)W_{N/2}^{kn} + \sum_{n=0}^{\frac{N-1}{2}} x(2n+1)W_{N/2}^{nk}xW_N^k \quad (2.25)$$

จะเห็นได้ว่า X(k) ได้กลายเป็นผลบวกของสองเทอม แต่ละเทอมเป็นรูปแบบของการคำนวณการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง N/2 จุด โดยเทอมแรกกระทำกับสัญญาณ $x(0), x(2), \dots, x(N-2)$ และเทอมที่สองกระทำกับสัญญาณ $x(1), x(3), \dots, x(N-1)$ โดยที่ค่า w_N^k จะเป็นค่าสัมประสิทธิ์ที่ใช้สำหรับคูณเทอมคี่ซึ่งถ้าทำการแตกเทอมของการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง N/2 จุดที่อยู่ในสมการที่ 2.25 ต่อไป แต่ละเทอมก็จะสามารถกระจายให้กลายเป็นผลบวกของการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง N/4 จุดสองเทอม และสามารถกระจายเช่นนี้ต่อไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งทุกตัวอยู่ในรูปของการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 2 จุด ซึ่งการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 2 จุดสามารถคำนวณได้ดังนี้

สมมติให้ $x(n)$ ยาว 2 จุด จะได้

$$X(k) = \sum_{n=0}^1 x(n)W_2^{nk} \quad (2.26)$$

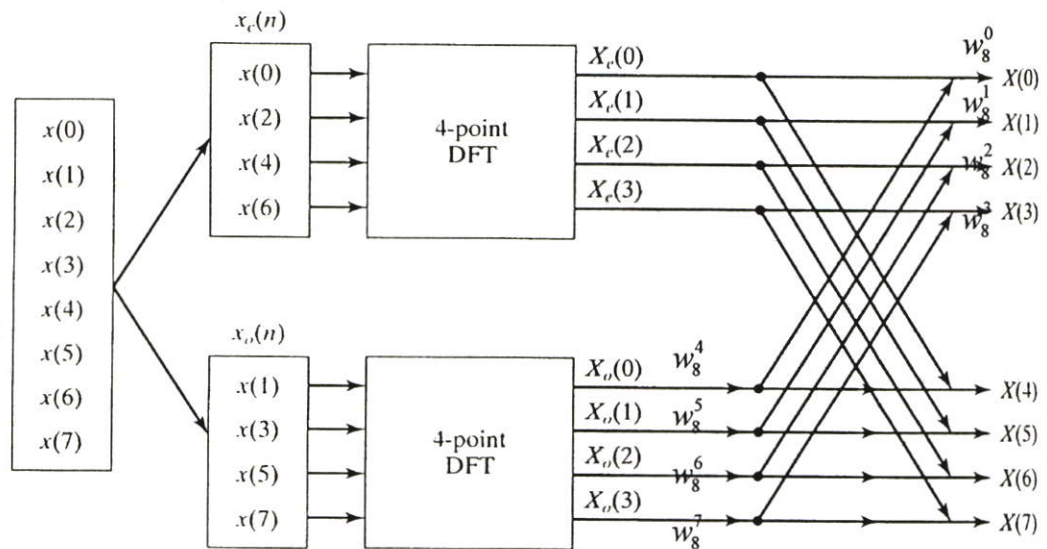
อาศัยความจริงที่ว่า $W_2^0 = 1$ และ $W_2^1 = e^{-j\pi} = -1$ จะได้ว่า

$$X(0) = x(0) + x(1)$$

$$X(1) = x(0) - x(1) \quad (2.27)$$

ขั้นตอนที่อธิบายทั้งหมดนี้รวมเรียกว่า การแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว โดยทั่วไปนิยมเขียนการคำนวณการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว โดยใช้แผนภาพที่เรียกว่า แผนภาพผีเสื้อ (butterfly diagram) แสดงขั้นตอนการคิดแผนภาพผีเสื้อสำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว เมื่อ $N = 8$

เริ่มจากการกระจายการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด ให้อยู่ในรูปของการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด สองเทอมบวกกัน สามารถเขียนเป็นแผนภาพแสดงในรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 แสดงการกระจายการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูรีเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด

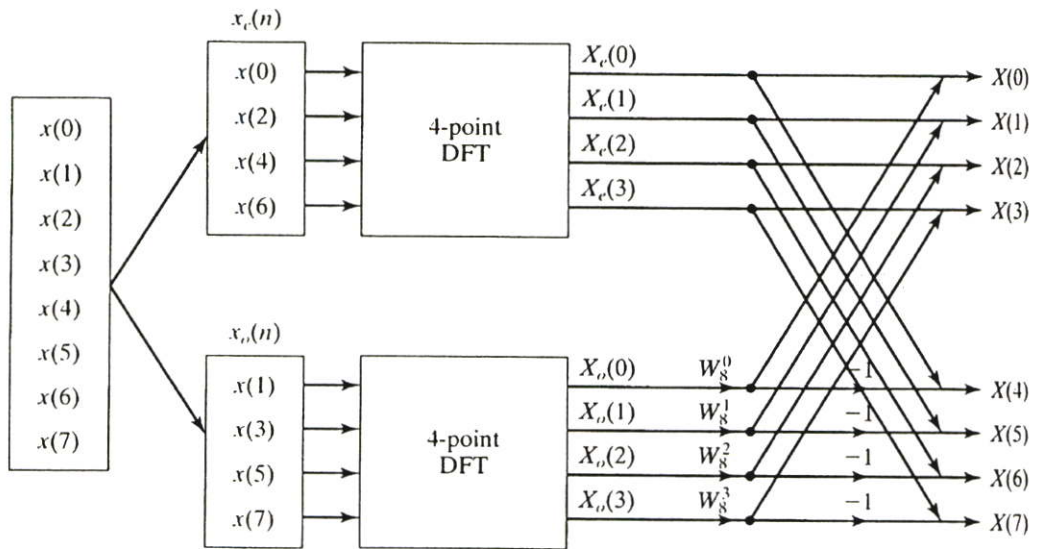
จากรูปที่ 2.17 สามารถทำค่าสัมประสิทธิ์ที่คูณอยู่ในแผนภาพให้ง่ายลงได้ โดยใช้คุณสมบัติความสมมาตรของ w_n ดังนี้

$$W_N^{k+N/2} = W_N^k W_N^{N/2} = W_N^k (-1) = -W_N^k \quad (2.28)$$

ใช้คุณสมบัติตามสมการที่ 2.28 จะได้ว่า

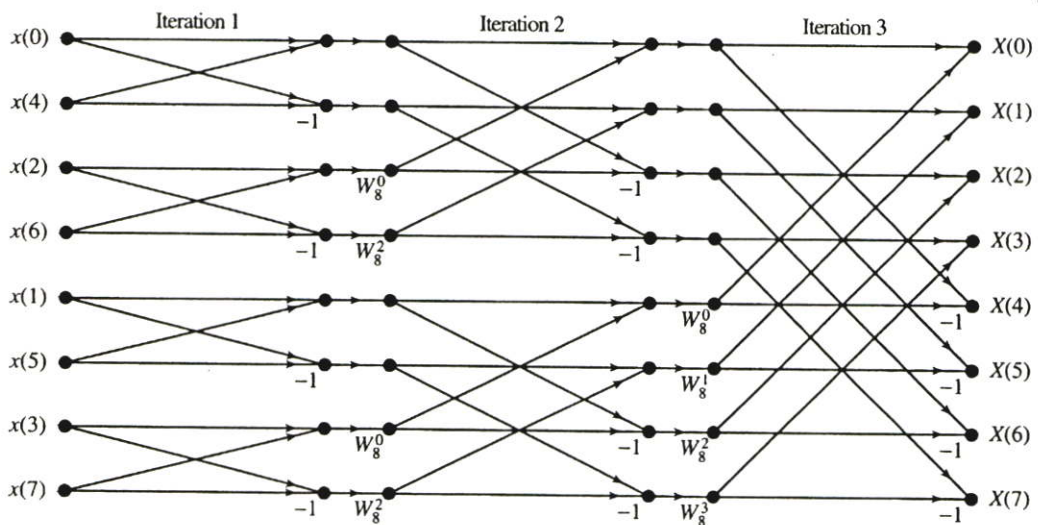
$$W_8^4 = W_8^0, W_8^5 = W_8^1, W_8^6 = -W_8^2 \quad \text{และ} \quad W_8^7 = -W_8^3 \quad (2.29)$$

แทนค่าทั้งหมดลงในแผนภาพรูปที่ 2.17 จะได้แผนภาพ แสดงในรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 แสดงการกระจายการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 8 จุด เป็นการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง 4 จุด หลังจากใช้คุณสมบัติของความสมมาตร

เมื่อรวมผลลัพธ์ของแต่ละส่วนเข้าเป็นแผนภาพเดียวกัน แสดงในรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 แผนภาพรวมของการคำนวณการแปลงฟูริเยร์แบบรวดเร็ว 8 จุด

จากรูปที่ 2.19 สามารถนำแผนภาพของการคำนวณการแปลงฟูริเยร์แบบรวดเร็ว 8 จุดไปใช้เป็นแนวทางในการเขียนแผนภาพสำหรับการแปลงฟูริเยร์แบบรวดเร็ว N จุดใด ๆ ได้ รวมทั้งใช้เป็นแนวทางในการเขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณการแปลงฟูริเยร์แบบรวดเร็ว N จุดใด ๆ ได้ด้วยเช่นกัน ข้อสังเกตจากแผนภาพนี้คือของการคำนวณการแปลงฟูริเยร์แบบรวดเร็ว มีดังนี้คือ

1. ถ้าต้องการได้ผลลัพธ์ในเชิงความถี่เรียงตามลำดับจาก $X(0), X(1), \dots, X(7)$ ต้องทำการเรียงลำดับสัญญาณขาเข้าใหม่เป็น $x(0), x(4), x(2), x(6), x(1), x(5), x(3)$ และ $x(7)$ แสดงการเขียนของลำดับเหล่านี้ในเลขฐานสอง แสดงในตารางที่ 2.1 จะเห็นได้ว่าลำดับของสัญญาณใหม่เกิดจากการเรียงลำดับบิตจากหลัง ไปหน้าของลำดับสัญญาณปกติ (bit reversed order) ซึ่งพบว่าเป็นจริงสำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วที่จำนวน N จุดใด ๆ ด้วย

ตารางที่ 2.2 แสดงการเขียนลำดับของสัญญาณขาเข้า

ลำดับใหม่ฐานสิบ	ลำดับใหม่ฐานสอง	ลำดับปกติฐานสิบ	ลำดับปกติฐานสอง
0	000	0	000
4	100	1	001
2	010	2	010
6	110	3	011
1	001	4	100
5	101	5	101
3	011	6	110
7	111	7	111

2. ค่าสัมประสิทธิ์ W ซึ่งเป็นค่าคงที่ที่ใช้คูณกับเทอมก็ สามารถเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของ W_{8k} ที่ค่า k ต่าง ๆ ได้ โดยการคูณตัวห้อย และด้วยกำลังด้วยค่าเดียวกัน ดังนี้

$$W_4^0 \rightarrow W_8^0 \quad \text{และ} \quad W_4^1 \rightarrow W_8^2 \quad (2.30)$$

ทำให้สามารถใช้ W_{8k} แทนค่าได้ทั้งหมด ซึ่งสามารถคำนวณค่า w_k^k ที่ค่า k ต่าง ๆ นี้ไว้ล่วงหน้าได้ และใช้เสมือนเป็นค่าคงที่สำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็ว 8 จุด ซึ่งก็เป็นจริงเช่นกันสำหรับการแปลงฟูรีเยร์แบบเร็วที่จำนวน N จุดใด ๆ

3. วิธีระบบฐาน 2 นี้จะใช้ได้ก็ต่อเมื่อค่า N เท่ากับ 2^b โดย b เป็นจำนวนเต็มบวกใด ๆ ซึ่งข้อนี้ไม่เป็นปัญหา เนื่องจากถ้าไม่สามารถแบ่งสัญญาณให้มีความยาวเท่ากับ 2^b ได้ ก็ใช้วิธีเติมศูนย์เพิ่ม (Zero Padding) เข้าไปในสัญญาณให้มีความยาวตามที่ต้องการ

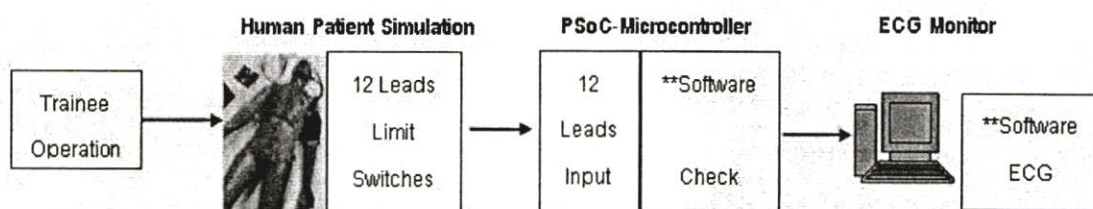
บทที่ 3

การออกแบบ

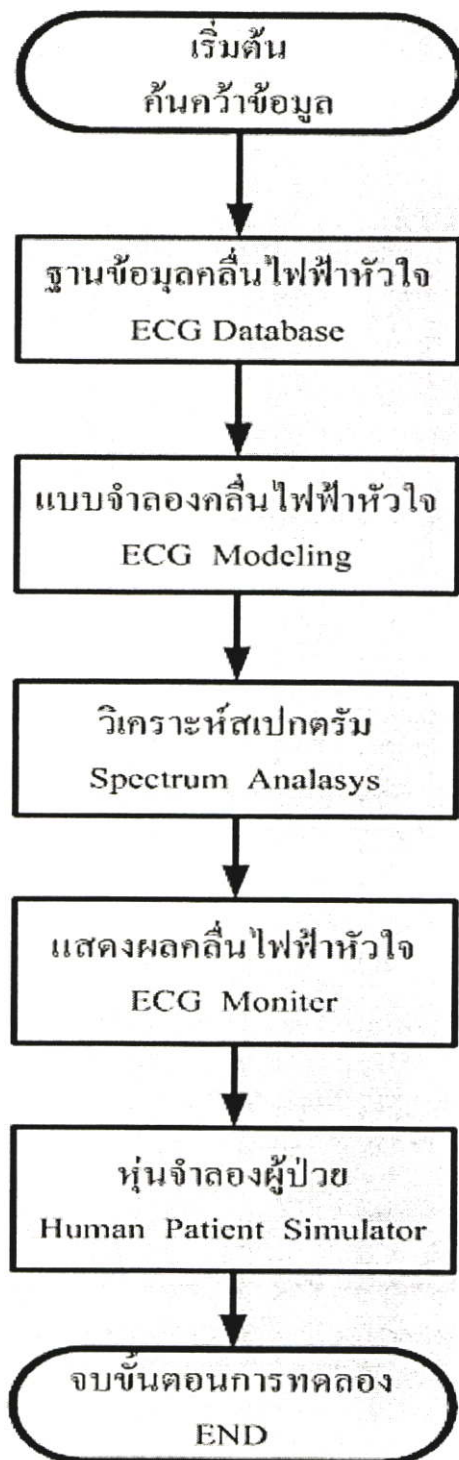
ในบทนี้จะกล่าวถึงในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีเก็บข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การหาสัมประสิทธิ์ของสมการคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การออกแบบ Software และการออกแบบ Hardware

การออกแบบการแบ่งช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ของสมการคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละช่วงโดยใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่ต่อเนื่องและการหาค่าความคลาดเคลื่อนโดยใช้วิธีค่าเปอร์เซ็นต์รากที่สองยกกำลังสองของค่าความผิดพลาดเพื่อใช้เป็นต้นแบบในการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการออกแบบโปรแกรมแสดงคลื่นหัวใจไฟฟ้า 12 ลีดส์โดยใช้โปรแกรม Delphi (ภาษา Pascal) เป็นตัวเขียน โปรแกรมซึ่งสามารถใช้กับระบบปฏิบัติการ Window 98 ขึ้นไปเป็นตัวเขียนโปรแกรม

ส่วนออกแบบ Hardware หุ่นจำลองของมนุษย์โดยหุ่นจำลองจะติดตั้งเซ็นเซอร์สวิตช์เมื่อกำหนดการการตำแหน่งอิเล็กโทรดในแต่ละลีดส์ทั้ง 12 ลีดส์ โดยที่จะติดต่อกับคอมพิวเตอร์ทางพอร์ตอนุกรมกับอุปกรณ์ PSoC แล้วนำอุปกรณ์ PSoC ติดต่อกับตัวหุ่นจำลองอีกทีหนึ่งโดยที่หุ่นจำลองนี้จะเป็นตัวอย่างชุดสาธิตสำหรับการศึกษาการวัดสัญญาณคลื่นหัวใจไฟฟ้าอีกทีหนึ่ง



รูปที่ 3.1 แสดง Block Diagram ของระบบ



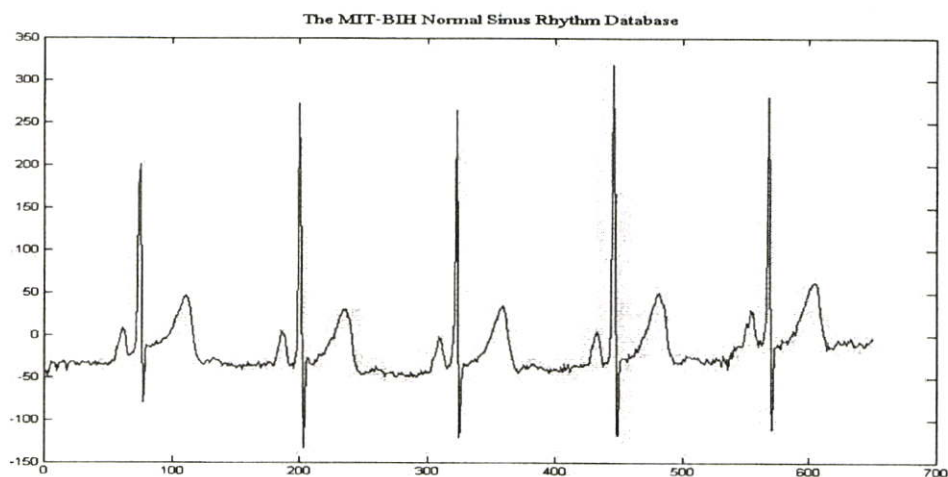
รูปที่ 3.2 แสดงขั้นตอนในการทำงานวิจัย

3.1 การเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ฐานข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของฟิสิโอเน็ต [16] (คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Database in Physionet) เป็นฐานข้อมูลแบบเปิดสำหรับการศึกษาศัญญาณทางชีวภาพมีอยู่หลายแห่งแต่ที่นิยมนำมาใช้ในงานวิจัยกัน คือที่ฟิสิโอเน็ต (<http://www.physionet.org>) ซึ่งจัดทำโดยสถาบันเทคโนโลยีแมสซาชูเซตส์ เนื่องจากฐานข้อมูลดังกล่าวเป็นแหล่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าทางชีวภาพที่เปิดให้ใช้โดยไม่คิดมูลค่าฐานข้อมูลดังกล่าวได้เพิ่มข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากร่างกายจากแหล่งข้อมูลเพื่อใช้ในการวิจัยที่สำคัญไม่ต่ำกว่า 30 แห่ง การอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงไว้ในภาคผนวก ก.



(ก)



(ข)

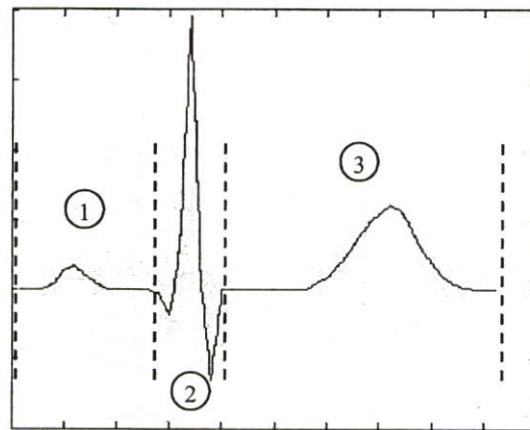
รูปที่ 3.3 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ก) แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากฟิสิโอเน็ต [16]

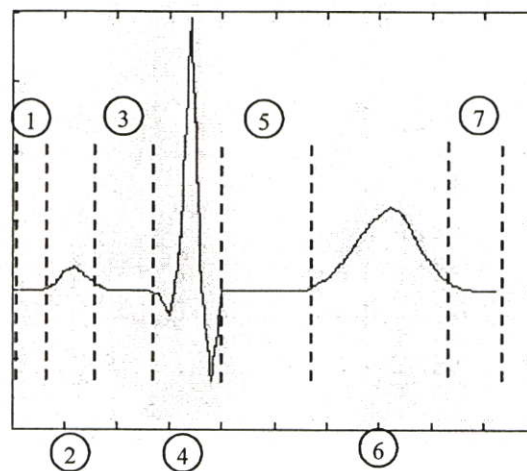
(ข) แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้โดยใช้โปรแกรม Matlab

3.2 การสร้างสมการคณิตศาสตร์แบบไม่ต่อเนื่อง

การใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่ต่อเนื่องกับสัญญาณทั้งหมดจะทำให้สัญญาณที่สร้างใหม่ไม่เหมือนกับของเดิม จึงจำเป็นต้องแบ่งสัญญาณเป็นออกช่วงๆ โดยการแบ่งสัญญาณจะพิจารณาจากลักษณะของสัญญาณที่มีลักษณะของสัญญาณเปลี่ยนไป หากช่วงที่แบ่งมีความละเอียดมากก็จะทำให้สัญญาณที่สร้างใหม่มีความผิดพลาดน้อย แต่ก็จะทำให้ข้อมูลที่ต้องจัดเก็บเพิ่มขึ้นตามช่วงที่แบ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้ แบ่งออกเป็น 3 ช่วง และ 7 ช่วง เพื่อใช้ในการในการวิเคราะห์และออกแบบการแบ่งช่วงคลื่นหัวใจไฟฟ้าดังแสดงดังรูปที่ 3.3



(ก)



(ข)

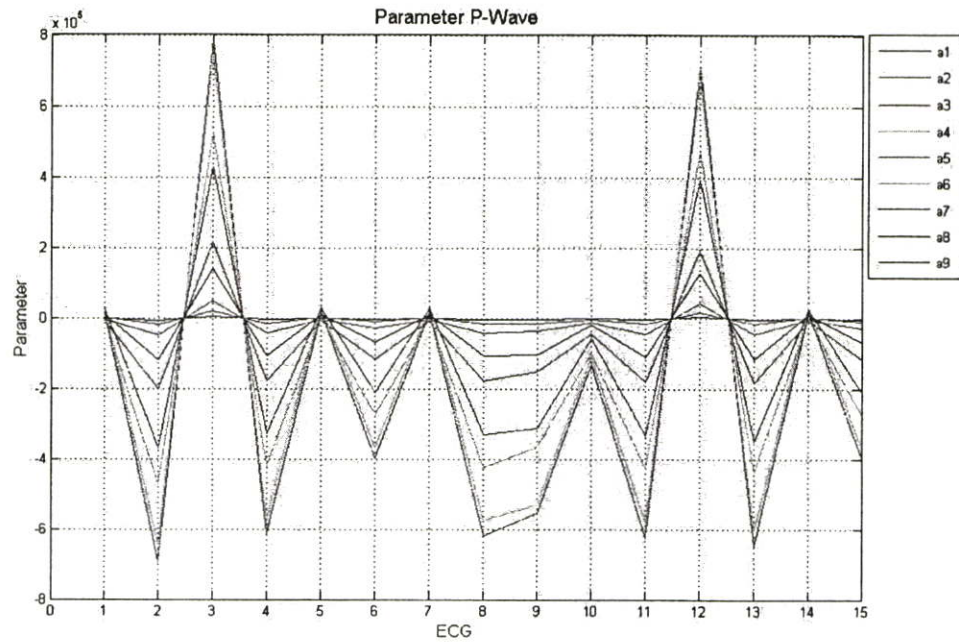
รูปที่ 3.4 แสดงการออกแบบการแบ่งช่วงคลื่นหัวใจไฟฟ้าโดยแบ่งตามช่วงของคลื่น

(ก) แสดงการออกแบบการแบ่งช่วงคลื่นหัวใจไฟฟ้าโดยแบ่งเป็น 3 ช่วง

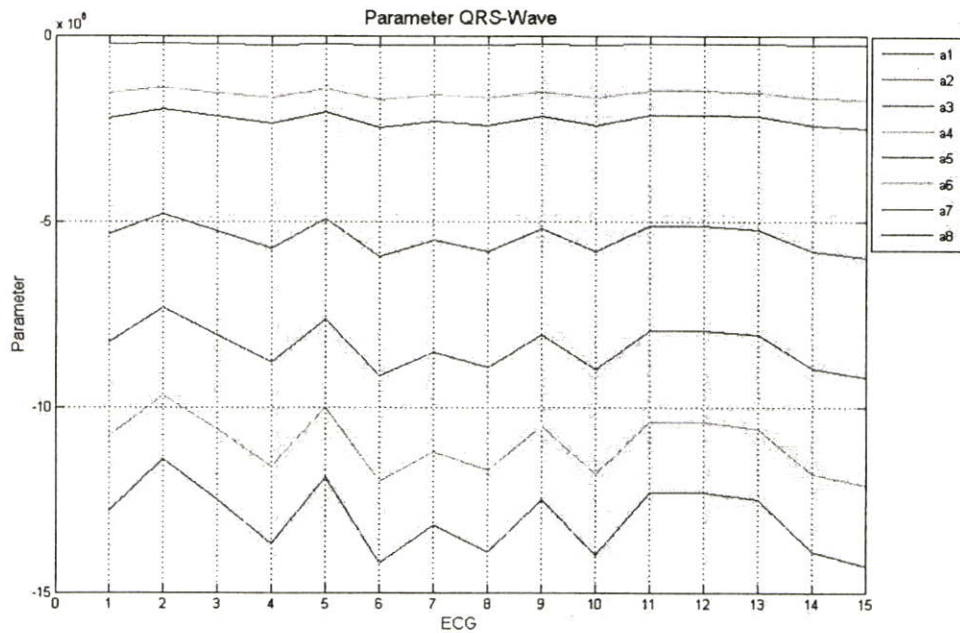
(ข) แสดงการออกแบบการแบ่งช่วงคลื่นหัวใจไฟฟ้าโดยแบ่งเป็น 7 ช่วง

ตารางที่ 3.1 แสดงค่าเปอร์เซ็นต์รากที่สองยกกำลังสอง ของค่าความผิดพลาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
จริงกับแบบจำลองคลื่นหัวใจไฟฟ้าของคนปกติ 15 คนที่แบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
เป็น 3 ช่วง

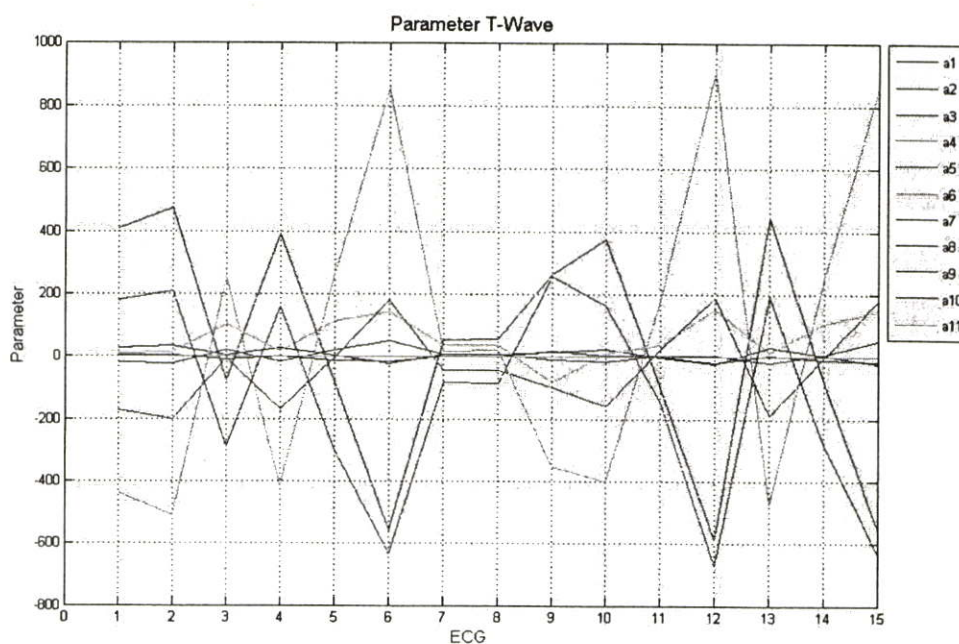
ECG	PRD ERROR	DEGREE		
		ช่วงที่ 1	ช่วงที่ 2	ช่วงที่ 3
ECG(1)	2.9051222	8	7	8
ECG(2)	3.1201558	8	7	8
ECG(3)	3.0086187	8	7	8
ECG(4)	2.8337174	8	7	8
ECG(5)	3.4389216	8	7	8
ECG(6)	2.9901752	8	7	8
ECG(7)	3.4150068	8	7	8
ECG(8)	3.2954248	8	7	8
ECG(9)	4.6049844	8	7	8
ECG(10)	2.5364466	8	7	8
ECG(11)	3.7331724	8	7	8
ECG(12)	3.9394966	8	7	8
ECG(13)	3.900134	8	7	8
ECG(14)	3.2518495	8	7	8
ECG(15)	2.9966992	8	7	8



รูปที่ 3.5 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คน ที่ของช่วง P-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 3 ช่วง



รูปที่ 3.6 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คน ที่ของช่วง QES-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 3 ช่วง



รูปที่ 3.7 แสดงค่าพารามิเตอร์ของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง T-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 3 ช่วง

จากค่าพารามิเตอร์ที่เราได้นั้นเราหาค่ากลางในแต่ละช่วงแล้วนำมาสร้างเป็นแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยในช่วง P-wave จะได้ดังสมการที่ 3.1 ในช่วงของ QRS – wave จะได้ดังสมการที่ 3.2 และในช่วง T-wave จะได้ดังสมการที่ 3.3

ช่วงที่ 1

$$5.1927239e^3x^8 + 5.1215612e^4x^7 + 2.1860255e^5x^6 + 5.272098e^5x^5 + 7.855274e^5x^4 + 7.4032189e^5x^3 + 4.309405e^5x^2 + 1.4165793e^5x^1 + 2.0134688$$

(3.1)

ช่วงที่ 2

$$-2.1664494e^6x^7 - 8.0400920e^6x^6 - 1.2528280e^7x^5 - 1.0606855e^7x^4 - 5.2600989e^6x^3 - 1.5253710e^6x^2 - 2.3915931e^5x^1 - 1.5323558e^4$$

(3.2)

ช่วงที่ 3

$$9.0537831e^0x^8 - 6.3928951e^1x^7 + 1.660497e^2x^6 - 1.876099e^2x^5 + 7.311619e^1x^4 + 1.1461318e^1x^3 - 6.8174675e^0x^2 - 4.5522849e^{-2}x^1 - 3.4646084e^{-1}$$

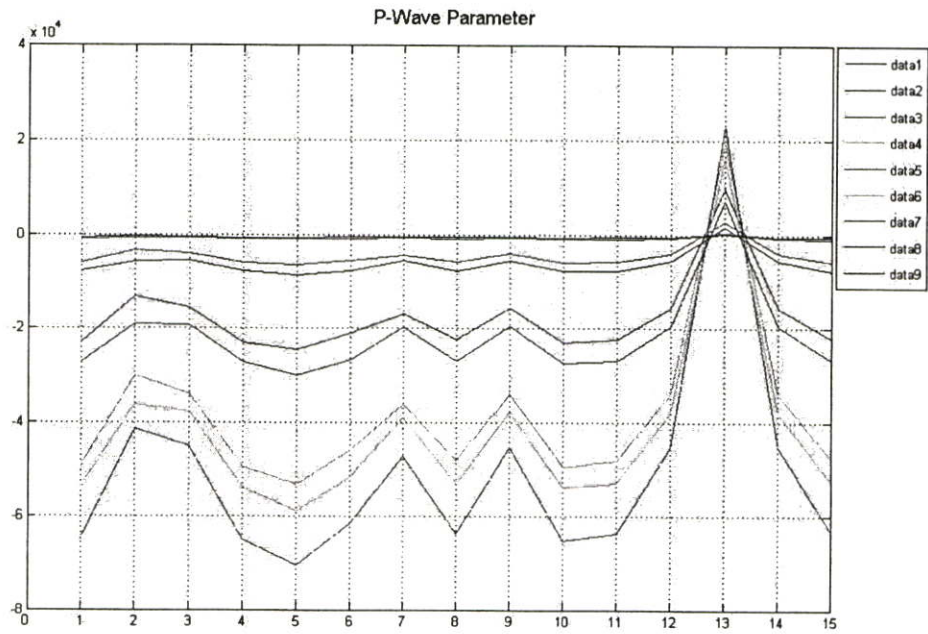
(3.3)



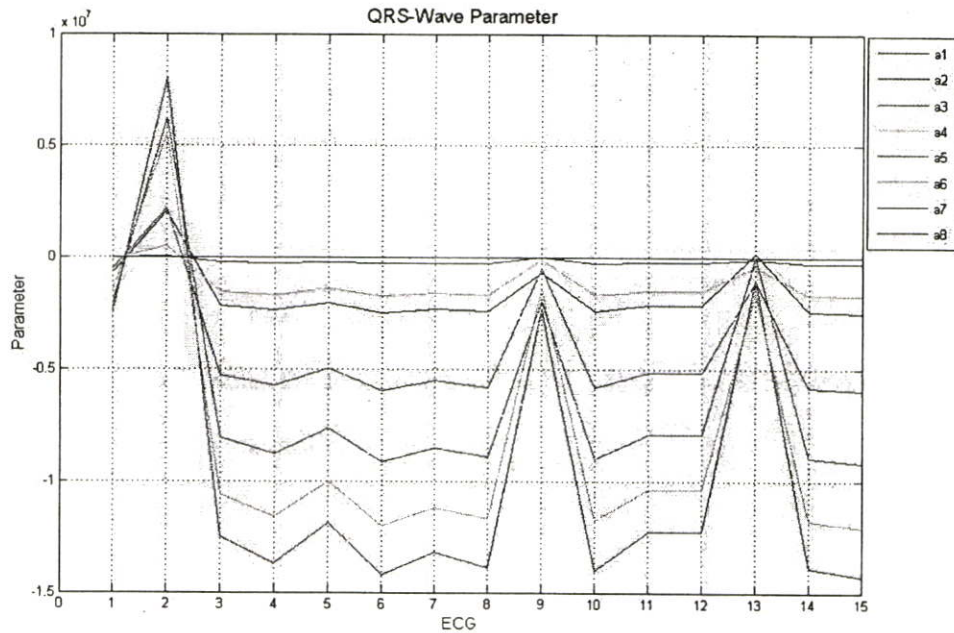
รูปที่ 3.8 แสดงรูปการแทนค่าลงในสมการ โพลีโนเมียลของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แบ่งออกเป็น 3 ช่วง

ตารางที่ 3.2 แสดงค่าเปอร์เซ็นต์รากที่สองยกกำลังสอง ของค่าความผิดพลาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงกับแบบจำลองคลื่นหัวใจไฟฟ้าของคนปกติ 15 คน ที่แบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เป็น 7 ช่วง

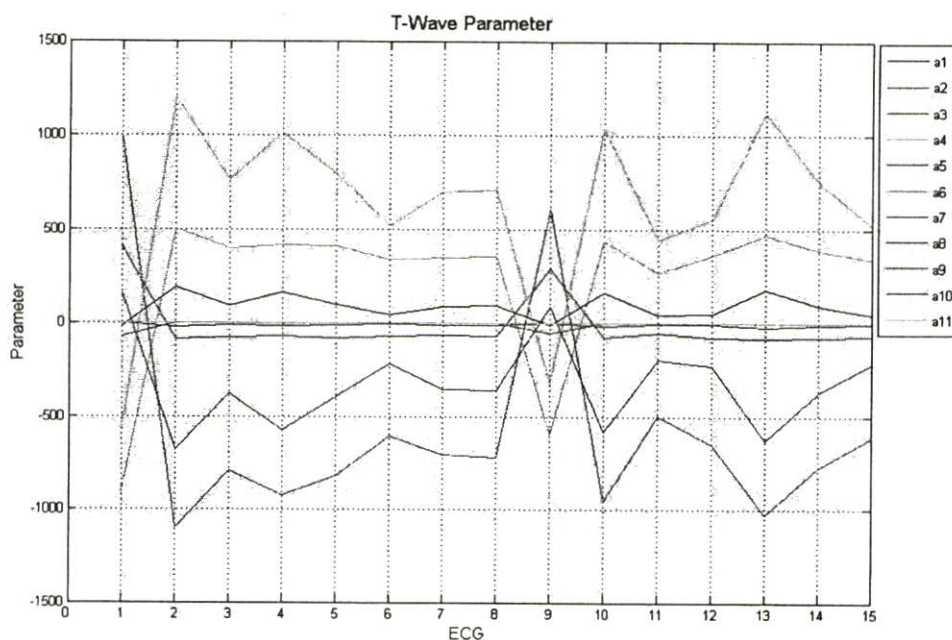
ECG	PRD ERROR	DEGREE						
		ช่วงที่ 1	ช่วงที่ 2	ช่วงที่ 3	ช่วงที่ 4	ช่วงที่ 5	ช่วงที่ 6	ช่วงที่ 7
ECG(1)	2.5413363	1	4	1	6	1	6	1
ECG(2)	3.008687	1	4	1	7	1	6	1
ECG(3)	2.9378339	1	4	1	7	1	6	1
ECG(4)	2.759309	1	4	1	7	1	6	1
ECG(5)	2.7351274	1	4	1	7	1	6	1
ECG(6)	2.990175	1	4	1	7	1	6	1
ECG(7)	2.5851957	1	4	1	7	1	6	1
ECG(8)	2.643961	1	4	1	7	1	6	1
ECG(9)	3.577419	1	4	1	6	1	6	1
ECG(10)	2.395668	1	4	1	7	1	6	1
ECG(11)	3.733172	1	4	1	7	1	6	1
ECG(12)	3.478077	1	4	1	7	1	6	1
ECG(13)	4.155209	1	4	1	7	1	6	1
ECG(14)	2.5863406	1	4	1	6	1	6	1
ECG(15)	2.996992	1	4	1	7	1	6	1



รูปที่ 3.9 แสดงค่าพารามิเตอร์ของคลื่นแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง P-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 7 ช่วง โดยรวมใช้ช่วงที่ 1, 2 และ 3 เข้าด้วยกัน



รูปที่ 3.10 แสดงค่าพารามิเตอร์ของคลื่นแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง QRS-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 7 ช่วง



รูปที่ 3.11 แสดงค่าพารามิเตอร์ของคลื่นแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ 15 คนที่ของช่วง T-Wave ที่ทำการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 7 ช่วง โดยรวมในช่วงที่ 5, 6 และ 7 เข้าด้วยกัน

จากค่าพารามิเตอร์ที่เราได้นั้นเราหาค่ากลางในแต่ละช่วงแล้วนำมาสร้างเป็นแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยในช่วง P-wave จะได้ดังสมการที่ 3.4, 3.5 และ 3.6 ในช่วงของ QRS – wave จะได้ดังสมการที่ 3.7 และในช่วง T-wave จะได้ดังสมการที่ 3.8, 3.9 และ 3.10

ช่วงที่ 1

$$-7.0862020e^{-17}x^1 - 4.1965581e^{-1}$$

(3.4)

ช่วงที่ 2

$$-2.8816931e^1x^3 - 1.204341e^2x^2 - 1.6501935e^2x^1 - 7.4356723e^1$$

(3.5)

ช่วงที่ 3

$$-2.7787754e^1x^3 - 7.4084256e^1x^2 - 6.5532787e^1x^1 - 1.9652540e^1$$

(3.6)

ช่วงที่ 4

$$-2.166494e^6x^7 - 8.0400920e^6x^6 - 1.2528280e^7x^5 - 1.0606855e^7x^4 - 5.2600989e^6x^3 - 1.5253710e^6x^2 - 2.391591e^5x^1 - 1.562355e^4$$

(3.7)

ช่วงที่ 5

$$2.3980179e^{-15}x^3 + 1.0148203e^{-15}x^2 - 1.0358150e^{-16}x^1 - 4.1965581e^{-1}$$

(3.8)

ช่วงที่ 6

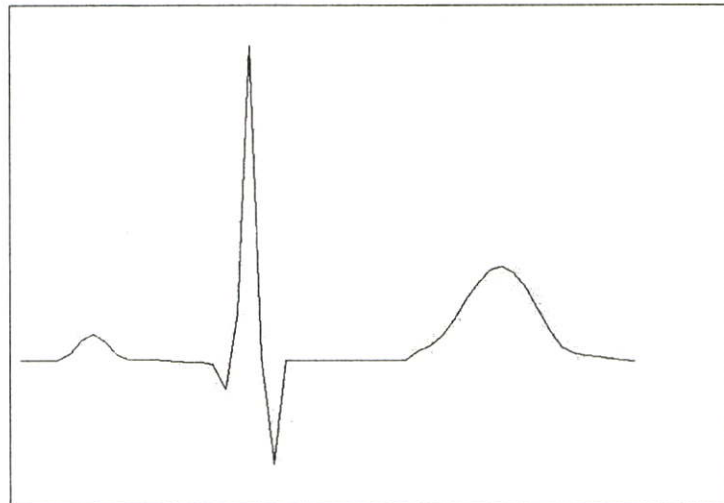
$$-7.7473422e^1x^6 + 3.9816536e^2x^5 - 7.9102528e^2x^4 + 7.6407033e^2x^3 - 3.7491405e^2x^2$$

$$9.1189909e^1x^1 - 9.0590905$$

(3.9)

ช่วงที่ 7

$$2.0702187x^2 - 6.66289^1 + 4.9343779 \quad (3.10)$$



รูปที่ 3.12 แสดงรูปการแทนค่าลงในสมการโพลิโนเมียลของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
ที่แบ่งออกเป็น 7 ช่วง

3.3 การออกแบบ Hardware

3.3.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC [6], [7]

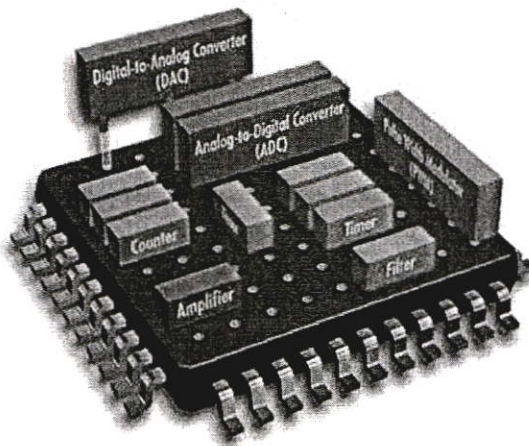
PSoC Microcontroller เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ของค่าย Cypress Microsystems โดยเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีการประมวลผลแบบ 8 บิตเหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ 8 บิตทั่วไป แต่มีคุณสมบัติที่แตกต่างไปจากไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลอื่นๆ ก็คือ PSoC MCU จะรวมเอาการออกแบบทั้งทางด้านดิจิทัลและอนาล็อก มาไว้ด้วยกันทำให้การออกแบบที่ต้องมีการยุ่งกันกันระหว่างอุปกรณ์ทางด้านดิจิทัลและอนาล็อกสามารถทำได้โดยง่ายและสะดวกสบายขึ้นอีกทั้งทำให้ขนาดของการออกแบบเล็กลงด้วยโดยเฉพาะวงจรทางด้านอนาล็อก ซึ่งมักมีขนาดค่อนข้างใหญ่ อีกทั้งการทำงานของ PSoC ยังมีความคล่องตัวสูงทั้งเรื่องแหล่งกำเนิดสัญญาณนาฬิกาที่หลากหลายนอกจากนั้นยังมีฟังก์ชัน In-System Serial Programming (ISSP) ที่สามารถทำการโปรแกรมซอร์สโค้ดที่ได้ออกแบบลงในหน่วยความจำโปรแกรม (Flash Memory) ภายในตัวชิปได้ ซึ่งช่วยให้การพัฒนาโปรแกรมให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์มีความสะดวกสบายยิ่งขึ้น

จุดเด่นของ PSoC MCU เมื่อเทียบกับไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวอื่นๆ

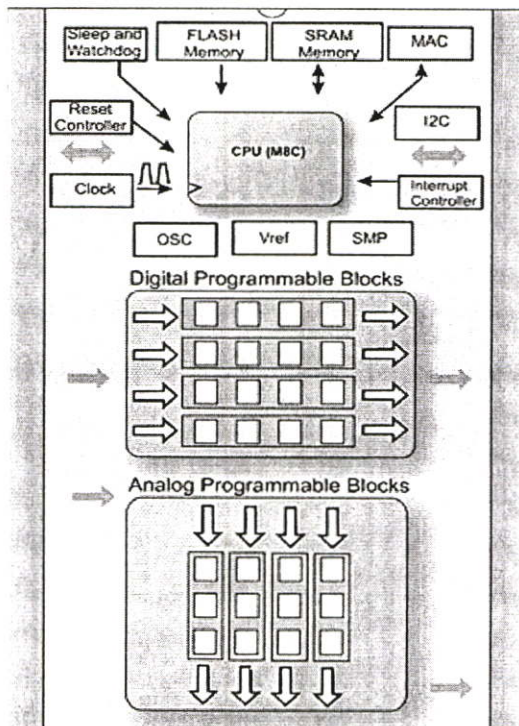
1. User Modules: สามารถเลือกใช้ทรัพยากรของระบบได้ตามต้องการทั้งอนาล็อกและดิจิทัลจะไม่ถูกจำกัดด้วยโครงสร้างของฮาร์ดแวร์เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวอื่นๆ
2. API(Application Programming Interface): สนับสนุนการพัฒนาโปรแกรมด้วยฟังก์ชัน API ช่วยให้ผู้พัฒนาโปรแกรมสามารถเขียนโปรแกรมได้โดยง่าย
3. ISR(Interrupt Service Routines) สนับสนุนและรองรับการทำงานแบบอินเตอร์รัพท์
4. Interconnect Device Interface: สามารถทำการเชื่อมต่อสัญญาณต่างๆ ได้อย่างอิสระไม่ถูกกำหนดตามตัวของฮาร์ดแวร์เหมือนกับไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวอื่นๆ

ไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC จะสนับสนุนระบบการทำงานทั้งทางด้านดิจิทัลและอนาล็อกโดยในระบบของดิจิทัล (Digital System) และ อนาล็อก (Analog System) จะถูกออกแบบเป็นบล็อกโมดูลซึ่งจะเรียกว่าบล็อกดิจิทัล (Digital Blocks) และบล็อกอนาล็อก (Analog Blocks) โดยบล็อกเหล่านี้จะรองรับการนำเอาโมดูลต่างๆ มาใช้งาน เปรียบเสมือนเป็นพื้นที่ว่างๆ สำหรับต่อจิ๊กซอว์ โดยชิ้นส่วนของจิ๊กซอว์ก็คือ โมดูลต่างๆ เช่น ADC , DAC, 12C , PWM ,UART, และ SPI เป็นต้น ดังรูปที่ 3.12

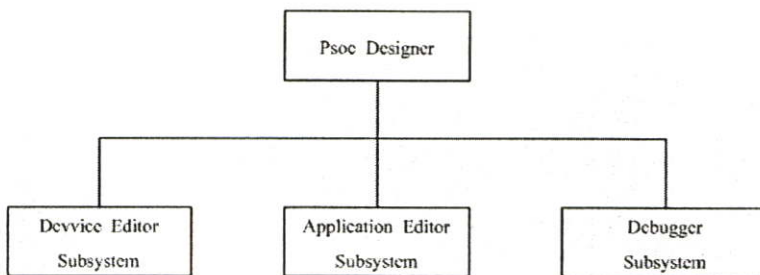
CY8C27443 เป็นเบอร์ของไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC ที่ใช้ใน PSoC education board มีหน่วยความจำแฟลช 16 กิโลไบต์ แรม 256 ไบต์ มีพอร์ต 3 พอร์ตคือ พอร์ต 0-2 พอร์ตละ 8 ขา รวม 24 ขา สามารถกำหนดเป็นดิจิตอลอินพุตเอาต์พุตได้ทั้ง 24 ขา หรือกำหนดเป็นอะนาลอกอินพุตได้ 12 ขา หรือเป็นอะนาลอกเอาต์พุตได้ 4 ขา ส่วนในวงจรรวมภายใน มีบล็อกวงจรอะนาลอก 12 บล็อกและบล็อกวงจรดิจิตอล 8 บล็อก



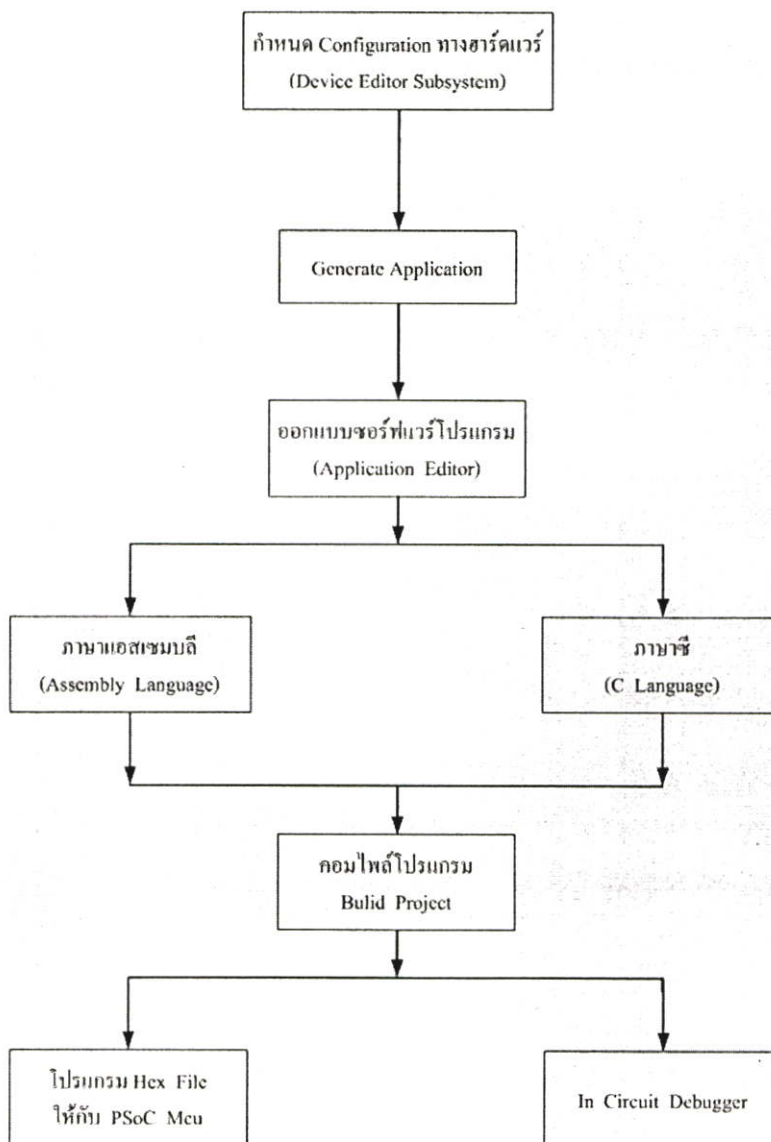
รูปที่ 3.13 แสดงรูปจำลองการวางโมดูลต่าง ลงในไอซี PSoC



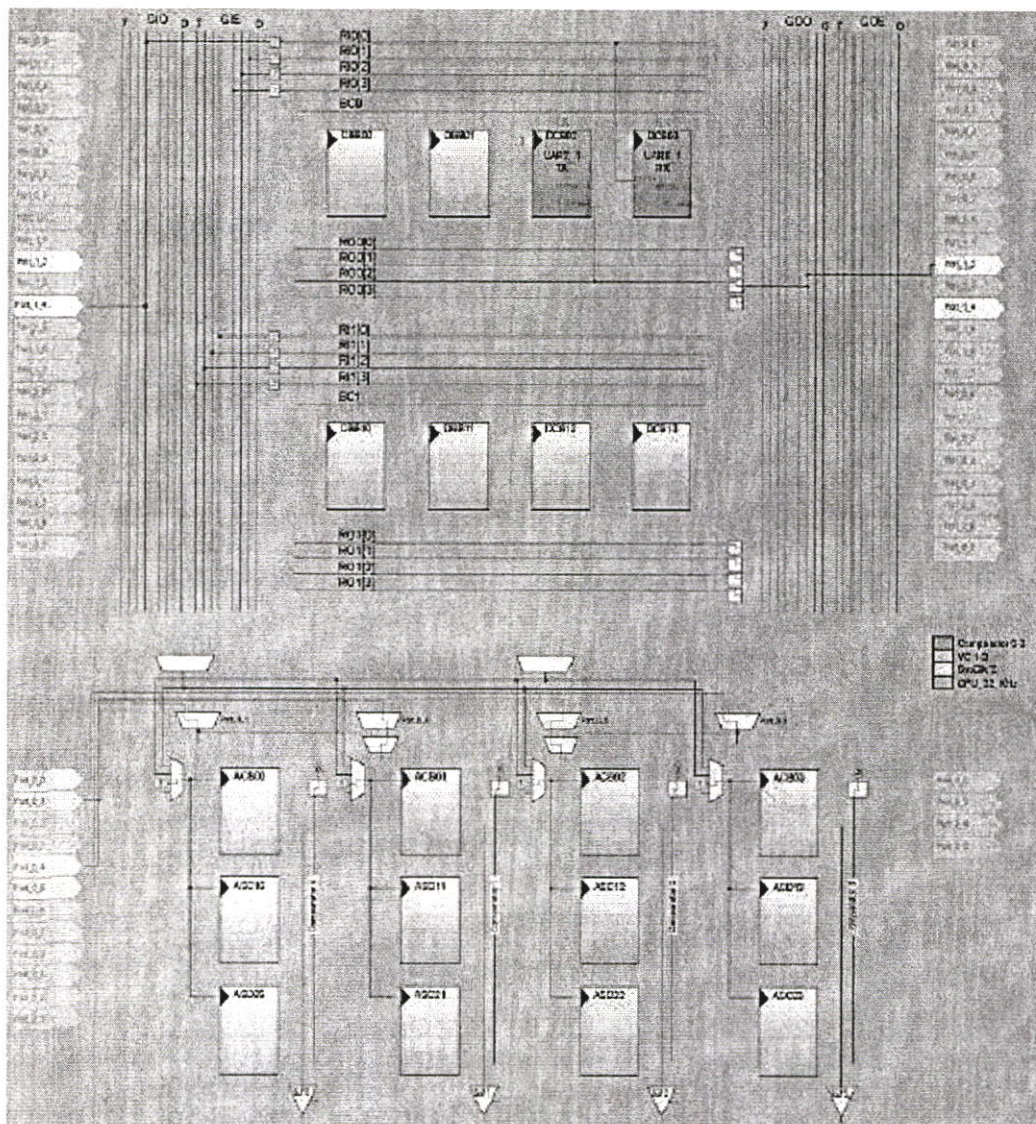
รูปที่ 3.14 แสดงบล็อกไดอะแกรมของ PSoC



รูปที่ 3.15 แสดงส่วนหลักของ PSoC Designer



รูปที่ 3.16 แสดงขั้นตอนการออกแบบ PSoC Designer

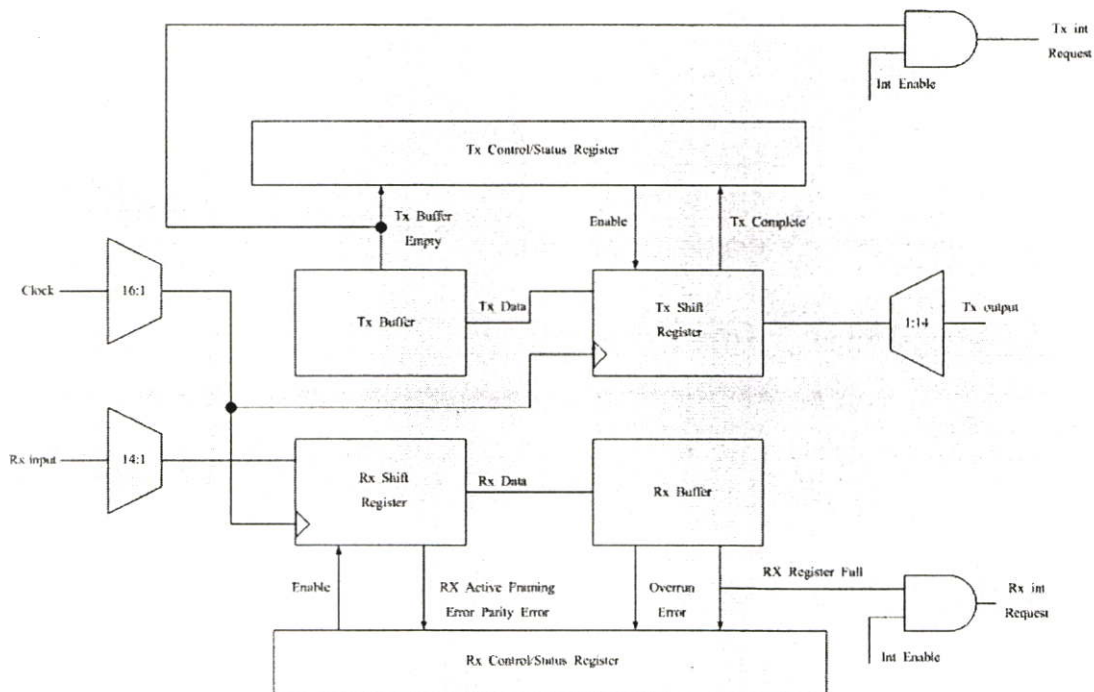


รูปที่ 3.17 แสดงหน้าต่างในส่วนของ Digital Interconnect View ของ PSoC Designer

การใช้งานโมดูล UART ซึ่งเป็นโมดูลที่ใช้ในการสื่อสารแบบอซิงโครนัส 8 บิตข้อมูล รูปแบบของการส่งข้อมูลจะเป็นแบบ RS-232 ภายในแฟรมข้อมูลจะประกอบไปด้วย บิต, Start, Data, parity และ บิต Stop สามารถกำหนดความเร็วในการรับส่งข้อมูลได้โดยการกำหนดความเร็วของสัญญาณนาฬิกาที่ขาสัญญาณ Clock ของโมดูลส่วนการใช้งานสามารถทำได้ไม่ยากโดยผ่านฟังก์ชัน API ใช้งาน โดยเขียนโปรแกรมบางส่วนเท่านั้น โดยมีฟังก์ชันต่างๆ มากมาย

คุณสมบัติของโมดูล UART

- รับส่งข้อมูลอนุกรมแบบ อซิงโครนัส (Asynchronous)
- รูปแบบมาตรฐานข้อมูลเดียวกันกับ RS-232
- รับส่งข้อมูลด้วยอัตราความเร็วสูงถึง 6 M bit/sec
- ภายในแฟรมข้อมูลจะประกอบไปด้วย Start , Parity(Optional) และ Stop bit
- การสื่อสารแบบอนุกรม RS-232 สามารถเลือก Parity Mode ได้คือ Even , Odd หรือ Parity
- สามารถกำเนิดสัญญาณอินเตอร์รัพท์ได้ หากบัฟเฟอร์ของการส่งว่าง
- สามารถตรวจสอบความผิดพลาดของ พาริตี , โอเวอร์รัน และเฟรมของข้อมูลได้



รูปที่ 3.18 แสดงบล็อกไดอะแกรมของโมดูล UART

3.3.2 การรับส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [8]

การรับ-ส่งสัญญาณโดยใช้คลื่นวิทยุเป็นตัวส่งคลื่นคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังคอมพิวเตอร์แสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมา

เป้าหมายหลักของการใช้คลื่นวิทยุในการรับ-ส่งข้อมูลก็คือ การส่งข้อมูลจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งโดยใช้คลื่นวิทยุ ซึ่งไม่จำเป็นต้องเดินสายเชื่อมต่อระหว่าง 2 จุดนั้นและเราต้องการอุปกรณ์หลักอยู่ 3 ประการ คือ เครื่องส่ง เสาอากาศ และเครื่องรับ

1. เครื่องส่งสัญญาณวิทยุ(Transmitter)

เมื่อเราต้องการส่งสัญญาณเสียง เพลง หรือข้อมูลที่เป็นดิจิทัลก็ต้องป้อนข้อมูลนี้ให้กับเครื่องส่งสัญญาณ หลังจากนั้นข้อมูลก็จะถูกโมดูเลตเข้ากับคลื่นพาหะซึ่งเป็นคลื่นวิทยุที่ใช้สำหรับนำทางข้อมูลจากต้นทางไปยังปลายทาง หลังจากโมดูเลตเสร็จแล้วเราก็จะได้ส่งสัญญาณวิทยุ ซึ่งเราก็จะนำไปผ่านวงจรขยายเพื่อเร่งความแรงของสัญญาณเพื่อส่งออกไปในอากาศได้ในระยะไกลๆ สัญญาณวิทยุก็จะถูกส่งไปยังเสาอากาศ โดยผ่านสายนำสัญญาณเพื่อออกอากาศต่อไป

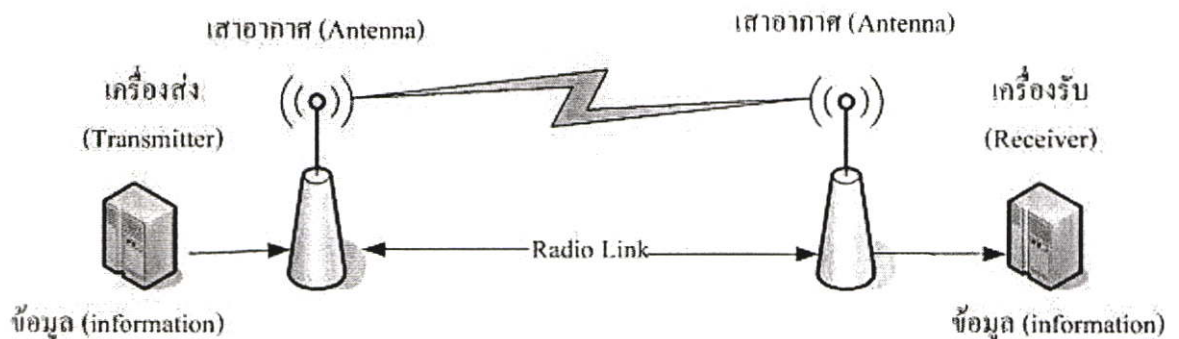
2. เสาอากาศ(Antenna)

หน้าที่หลักของเสาของอากาศก็คือ การแปลงสัญญาณวิทยุไปเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อส่งอากาศยังภาคส่งคลื่นวิทยุ และทำหน้าที่ในการแปลงคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่อยู่ในอากาศเป็นสัญญาณวิทยุเพื่อส่งให้ ภาครับทำการดีโมดูเลตข้อมูลออกจากสัญญาณวิทยุต่อไป

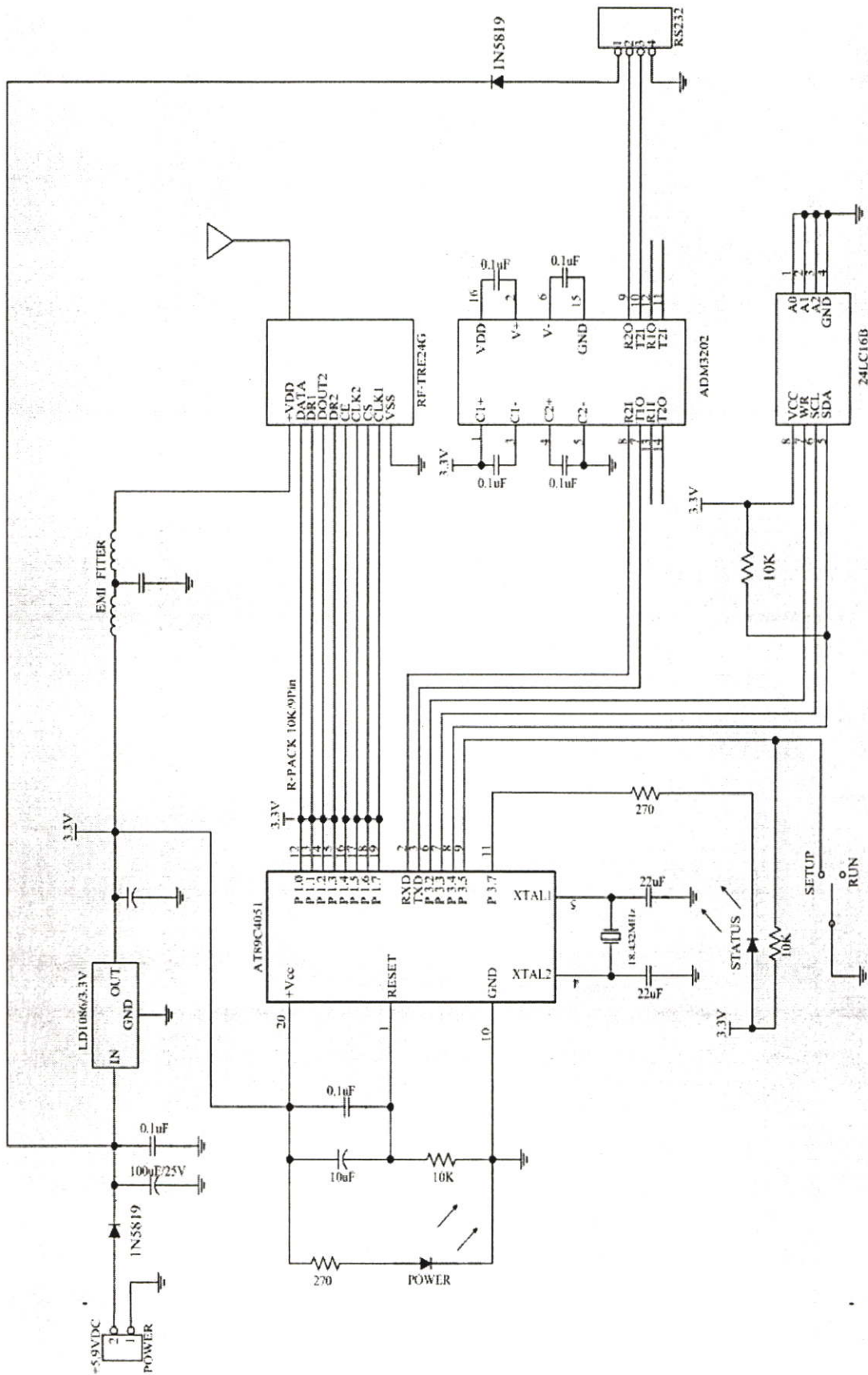
เสาอากาศจัดเป็นอุปกรณ์ชนิดหนึ่งที่สำคัญมาก ถ้าเสาอากาศไม่มีคุณภาพก็จะส่งสัญญาณไม่ออกหรือไม่สามารถรับสัญญาณได้เลยซึ่งมีตัวแปรหลายๆ ค่าที่ใช้บอกคุณสมบัติของเสาอากาศ เช่น เกน (Gain) หรืออัตราขยายเป็นตัวบอกว่าเสาอากาศนี้มีคุณสมบัติในการแปลงคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามาเป็นสัญญาณไฟฟ้าได้ดีเพียงใด ค่าบีมวิท (Beamwidth) ซึ่งบอกรูปร่างหรือลักษณะของการกระจายว่าเป็นรูปแบบไหนการเลือกเสาอากาศที่มีทิศทางจะช่วยกำหนดรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นได้ดีกว่า และค่า SWR เป็นตัวเลขที่บอกถึงคลื่นที่สะท้อนกลับมาเมื่อเราส่งสัญญาณออกอากาศไป หากค่า SWR มีค่าสูงมากๆ ก็อาจทำให้เครื่องส่งพังได้

3. เครื่องรับสัญญาณวิทยุ (Receiver)

หลังจากมีสัญญาณออกอากาศมาก็จะมีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากระจายออกไปในระบบ เครื่องรับวิทยุก็จะใช้เสาอากาศเป็นตัวแปลงคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านี้มาเป็นสัญญาณไฟฟ้า หลังจากนั้น ก็ทำการขยายสัญญาณให้มีความแรงเพิ่มขึ้น สัญญาณนี้ก็จะถูกทำการดีโมดูเลทข้อมูลออกจากคลื่น พาหะข้อมูลที่ได้ก็จะถูกนำไปใช้งานนั้นเป็นจุดสิ้นสุดกระบวนการรับและส่งคลื่นวิทยุภาครับนั้น เป็นส่วนที่สำคัญมากเพราะเป็นส่วนที่แยกข้อมูลออกจากคลื่นพาหะหากมีประสิทธิภาพดีก็จะ สามารถแยกคลื่นที่มีความแรงน้อยมากๆ ออกจากสัญญาณรบกวนได้ค่านี้นับว่าส่วนใหญ่จะรู้จักในชื่อ ของ “ความไวของเครื่องรับ (Sensitivity)” ในสภาวะความเป็นจริงจะมีคลื่นความถี่วิทยุใกล้เคียงอยู่มากมายเครื่องรับที่ดีต้องมีความสามารถในการแยกแยะสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณความถี่ ข้างเคียงค่านี้นี้เรามักจะเรียกว่า “ความสามารถในการแยกแยะสัญญาณ (Selectivity)”



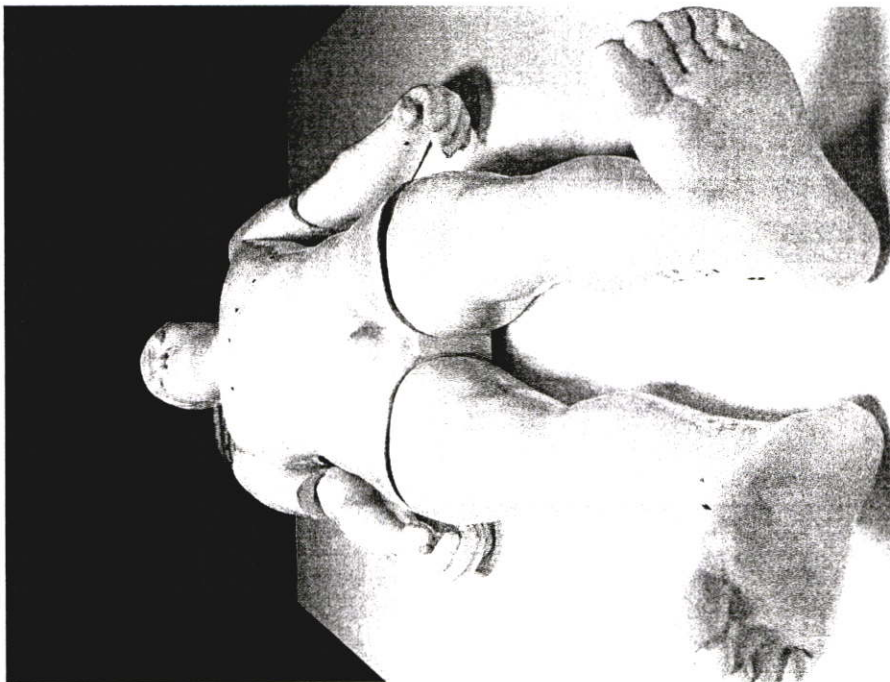
รูปที่ 3.19 แสดงส่วนประกอบหลักในระบบสื่อสารไร้สาย โดยการใช้คลื่นวิทยุในการรับ-ส่ง สัญญาณ



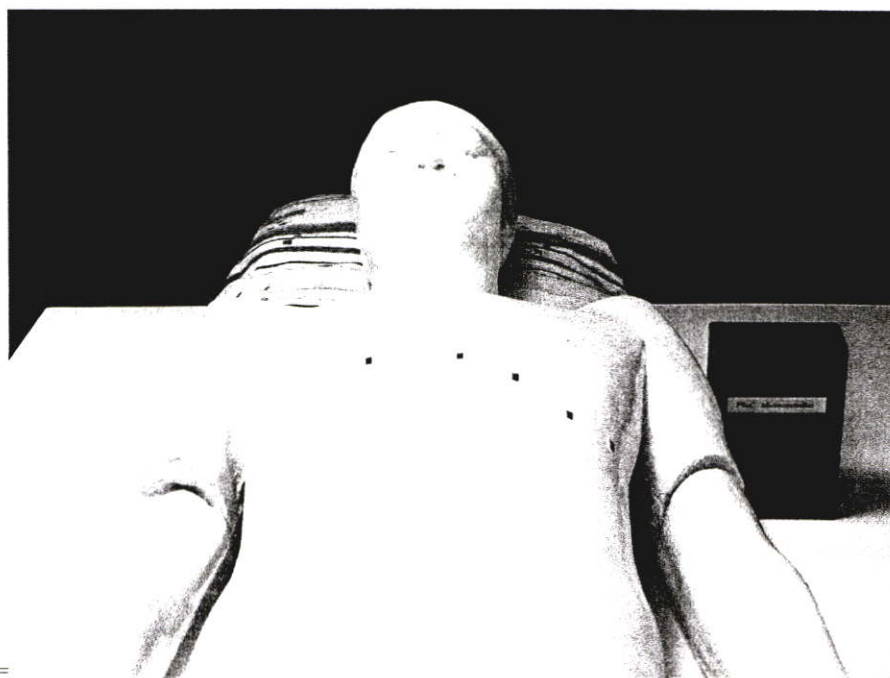
รูปที่ 3.20 แสดงวงจร RS232 to RF -Wireless 2.4GHz

3.3.3 หุ่นจำลองผู้ป่วย (Human Patient Simulator)

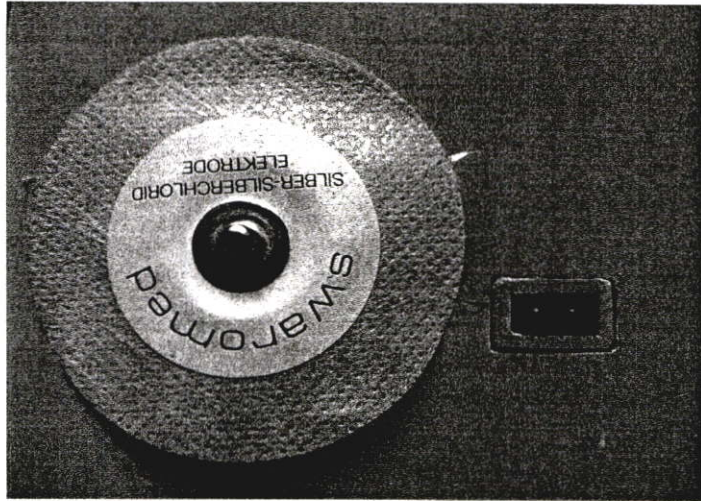
เป็นการออกการติดตั้งตำแหน่งสวิตช์ตามส่วนต่างๆ ของหุ่นจำลองผู้ป่วยที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีด ดังรูปที่



รูปที่ 3.21 แสดงรูปการออกแบบหุ่นจำลองผู้ป่วยโรคหัวใจ



รูปที่ 3.22 แสดงหุ่นจำลองผู้ป่วยโรคหัวใจและ PSoC Microcontroller ภายในตัวหุ่นจำลอง



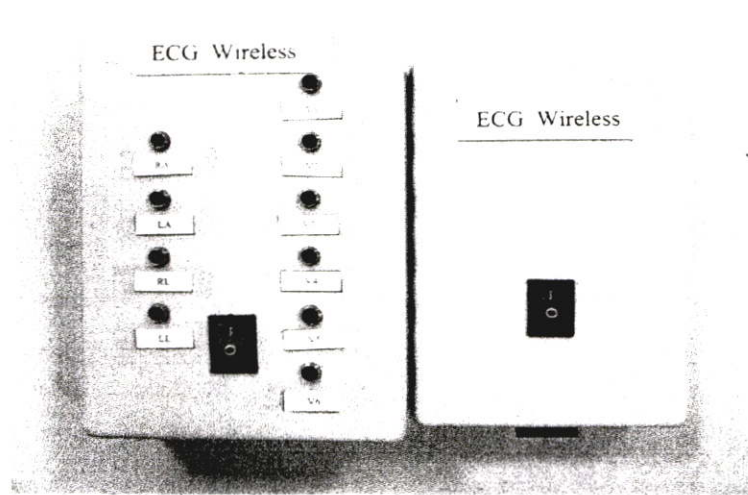
รูปที่ 3.23 แสดงรูปสวิตซ์อินฟราเรดที่ติดตั้งตามตำแหน่งต่างของหุ่นจำลองผู้ป่วย



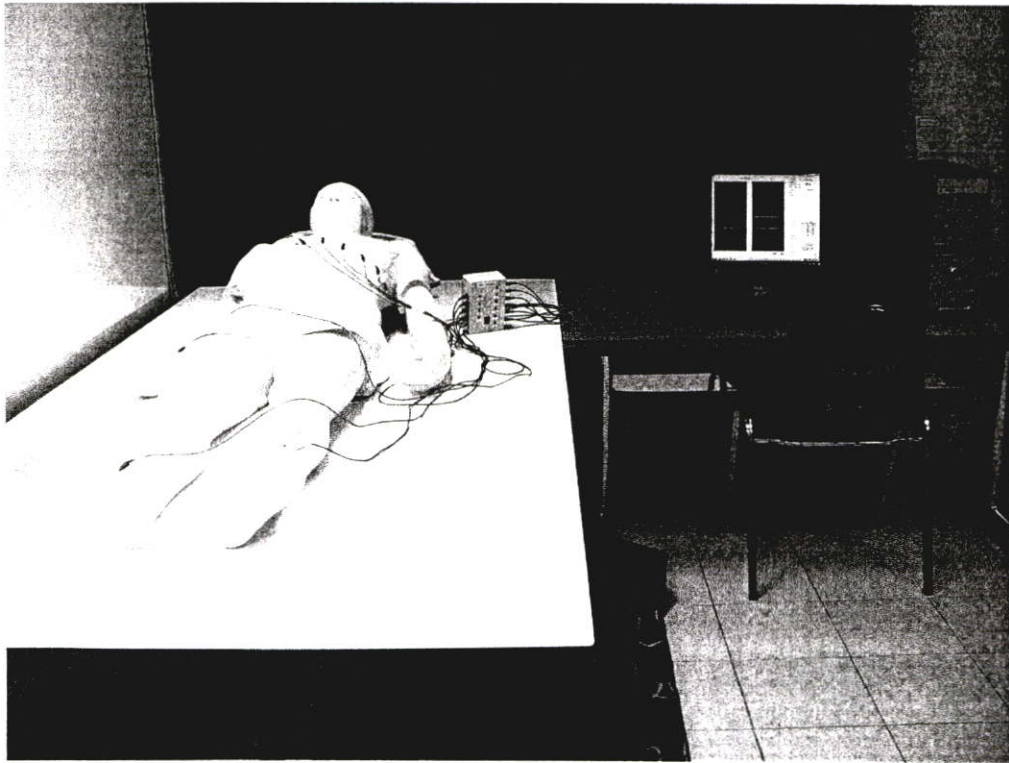
รูปที่ 3.24 แสดงรูปเครื่องคอมพิวเตอร์แสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.25 แสดงรูปสายวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.26 แสดงรูปเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย



รูปที่ 3.27 แสดงรูป Hardware รวมของระบบการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดสำหรับหุ่นจำลองผู้ป่วย

3.4 การออกแบบ Software

3.4.1 การออกแบบโปรแกรมแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

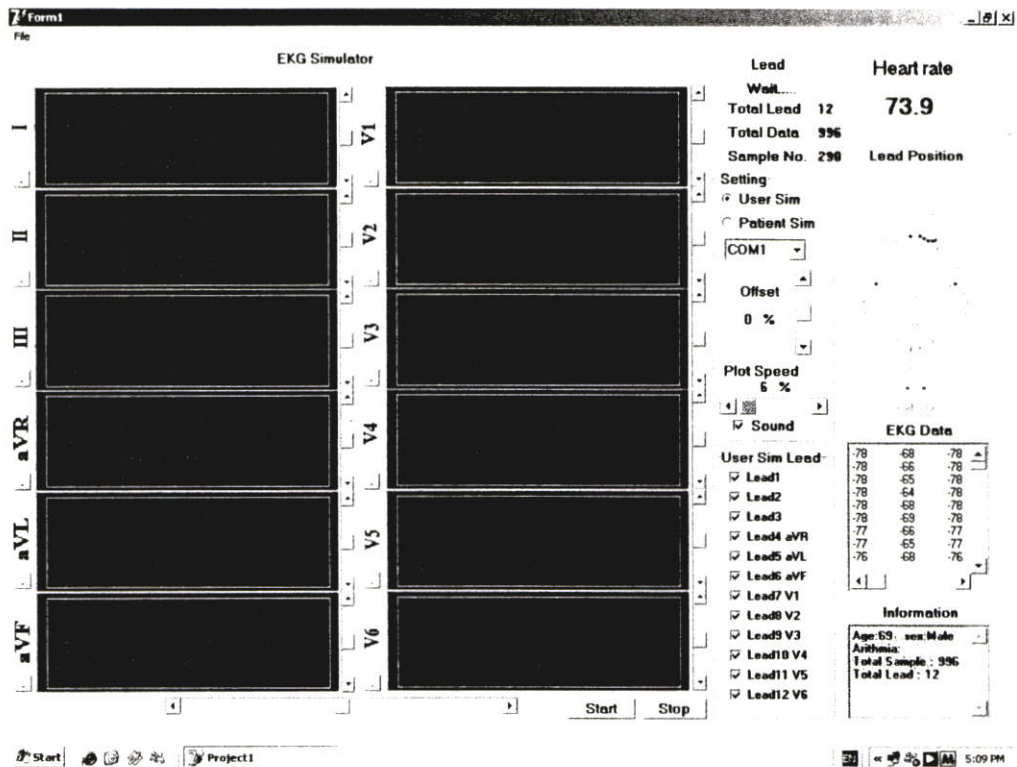
เป็นการออกแบบโปรแกรมแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคอมพิวเตอร์โดยใช้โปรแกรม Delphi (ภาษา Pascal) เป็นตัวเขียนโปรแกรมซึ่งสามารถใช้กับระบบปฏิบัติการกับ Window98 ขึ้นไปเป็นตัวเขียนโปรแกรม [13]

Delphi คือเครื่องที่ใช้ในการพัฒนาและเขียนโปรแกรมและสร้างแอปพลิเคชันทำได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด ทั้งนี้เพราะความสามารถในการเขียนโปรแกรมเป็นเรื่องง่ายขณะที่ใช้ภาษาออบเจกต์ปาสคาล ซึ่งเป็นภาษาหลักที่ใช้ในการเขียนโปรแกรมงาน นอกจากนี้ Delphi ยังสนับสนุนการพัฒนาโปรแกรมแบบ Visual Programming ที่ผู้พัฒนาสามารถเลือกคอมโพเนนต์ที่ต้องการมาวางบนแบบฟอร์มแล้วกำหนดคุณสมบัติบางอย่างคอมโพเนนต์เหล่านั้น รวมทั้งอาจจะมีการเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานของคอมโพเนนต์เหล่านั้นด้วย

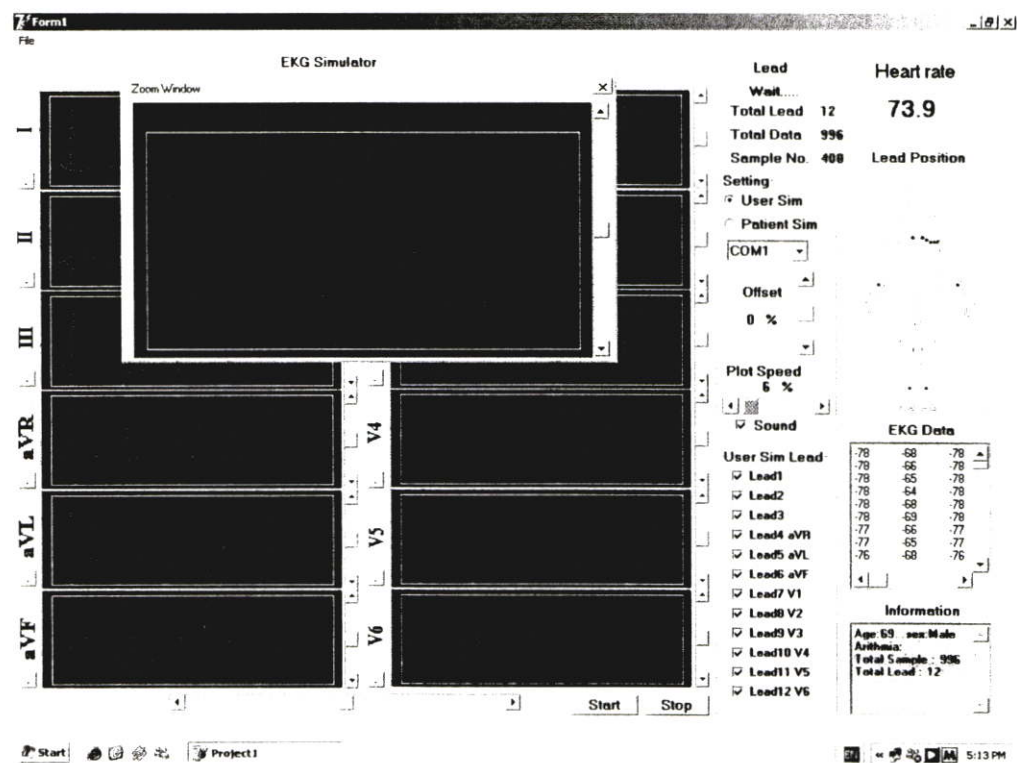
3.4.2 การออกแบบหาค่าสัมประสิทธิ์โพลีโนเมียลคลื่นหัวใจไฟฟ้า

หากใช้เทคนิคการประมาณ Discrete Least Square กับสัญญาณทั้งหมดจะทำให้สัญญาณที่สร้างใหม่ไม่เหมือนกับของเดิม จึงจำเป็นต้องแบ่งสัญญาณเป็นออกช่วงๆ โดยการแบ่งสัญญาณจะพิจารณาจากลักษณะของสัญญาณที่มีลักษณะของสัญญาณเปลี่ยนไป หากช่วงที่แบ่งมีความละเอียดมากก็จะทำให้สัญญาณที่สร้างใหม่มีความผิดพลาดน้อย แต่ก็จะทำให้ข้อมูลที่ต้องจัดเก็บเพิ่มขึ้นตามช่วงที่แบ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การหาค่าสัมประสิทธิ์โพลีโนเมียลของการแบ่งช่วงคลื่นหัวใจไฟฟ้าจะใช้โปรแกรม MATLAB เป็นตัวคำนวณหาสัมประสิทธิ์โพลีโนเมียลที่ช่วงต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยโปรแกรมที่พัฒนาสามารถอ่านได้จากภาคผนวก ข. ส่วนผลการทดลองจะแสดงในบทที่ 4



รูปที่ 3.28 แสดงรูปการออกแบบโปรแกรม คลื่นไฟฟ้าหัวใจ Monitor



รูปที่ 3.29 แสดงรูปการขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจในลิตส์ต่างๆ

บทที่ 4

ผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงการใช้เทคนิค Discrete Least Square ในการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติและผู้ป่วยโรคหัวใจในแบบต่างๆ (<http://www.physionet.org>) [16] พร้อมทั้งแสดงรูปผลการทดลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง (Curve Original), Curve Fitting และ Curve Fitting บวกสัญญาณรบกวนเข้าไปพร้อมทั้งพิจารณาในส่วนขององค์ประกอบความถี่ พร้อมทั้งตารางแสดงการเปรียบเทียบค่า PRD ERROR ระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนไข้จริงกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการ Curve Fitting ออกมาดังนี้

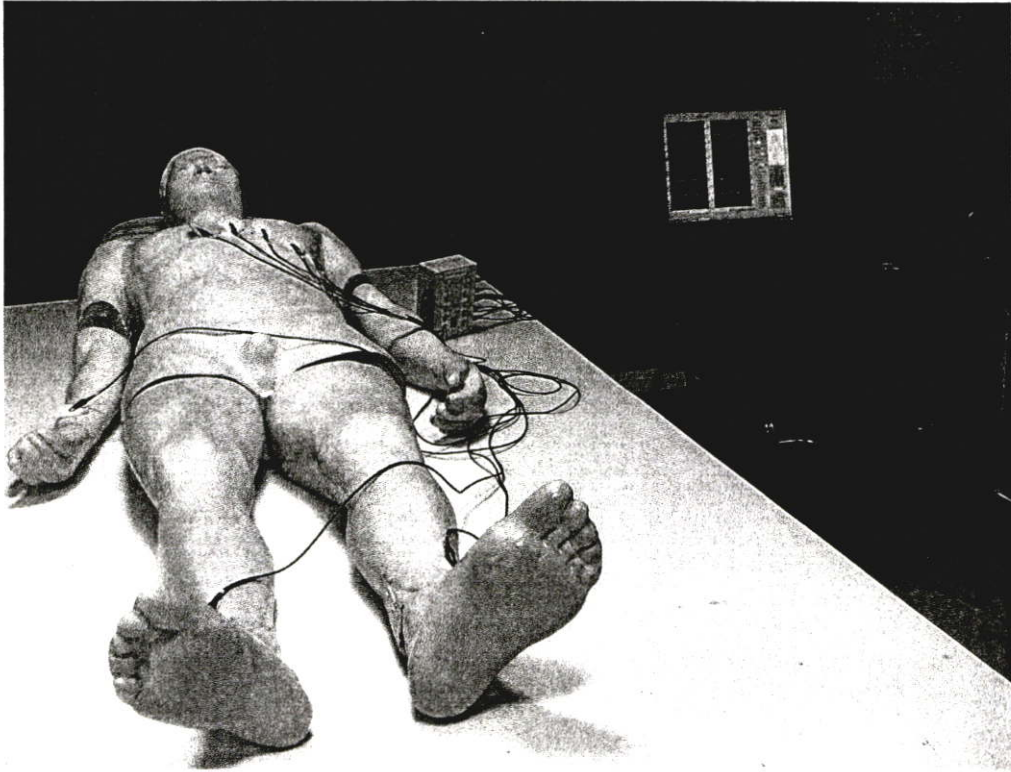
4.1 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

4.2 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database

4.3 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database

4.4 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้า The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database

4.5 แสดงการจำลองการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MIT-BIH Arrhythmia Database



รูปที่ 4.1 แสดงผลการทดลอง Hardware และอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 4.2 แสดงผลการทดลอง Hardware และอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac Arrhythmia หรือ Dysrhythmia) [7, 8, 9] หมายถึงสภาวะที่การกำเนิดกระแสไฟฟ้าหัวใจและการนำกระแสไฟฟ้าหัวใจผิดไปจากภาวะหัวใจเต้นปกติ (Normal Sinus Rhythm: NSR) ความผิดปกติของกระแสไฟฟ้าเกิดขึ้นบริเวณใดก็ได้ กลไกการเกิดภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ เพื่อความเข้าใจสามารถแบ่งออกได้ดังนี้

1. ความผิดปกติของการกำเนิดไฟฟ้า (Impulse Formation) ซึ่งแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ

- แบบ Automaticity ตัวอย่าง เช่น Sinus Node ที่ทำงานเร็วกว่าปกติ (Sinus Tachycardia) หรือช้ากว่าปกติ (Sinus Bradycardia) ส่วน Premature Beat อาจเกิดได้จากระดับเอเตรียม A-V Node หรือเวนทริเคิล

- แบบ Reentry อาจเกิดได้จากระดับ Sinus Node อาจเกิดได้จากระดับเอเตรียม A-V Node หรือ Conducting System ของเวนทริเคิล เช่น ภาวะ Premature Ventricular Beat , Atrial Tachycardia , Ventricular Tachycardia

2. ความผิดปกติเกี่ยวกับการนำกระแส เช่น A-V Block การนำกระแสไฟฟ้าผ่านทาง Anomalous Pathway

3. ความผิดปกติของการกำเนิดไฟฟ้าร่วมกับ ความผิดปกติของการนำกระแสไฟฟ้า เช่น ภาวะ Atrial Flutter with 3:1 A-V Block

ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะพบได้บ่อยมากทางคลินิก ภาวะนี้อาจไม่มีอาการหรือมีอาการก็ได้ เช่น ใจสั่น หน้ามืด เป็นลม ชัก เจ็บหน้าอก หรือเสียชีวิตก็ได้จึงเป็นหน้าที่ของผู้เกี่ยวข้องที่ต้องวินิจฉัยให้ได้ว่ามีหรือไม่มีความสำคัญทางคลินิก ต้องการรักษาที่เหมาะสมอย่างไร

โดยทั่วไปการใช้ 12 lead ECG โดยเฉพาะอย่างยิ่งดู P wave ซึ่งจะชัดเจนใน lead I และ V1 มักจะให้ประโยชน์ในการวินิจฉัยว่าเป็นภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะชนิดใด

วิธีจำแนกภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะทางคลินิกมีหลายวิธีแต่วิธีที่สะดวกและง่ายต่อการเข้าใจคือ จำแนกตามตำแหน่งความผิดปกติเป็น 3 ชนิดได้แก่

1. Supraventricular Arrhythmia

- Sinus arrhythmia
- Sinus tachycardia
- Sinus bradycardia
- Sinus arrest
- Sinoatrial block
- Junctional rhythm
- Junctional escape
- Supraventricular ectopic beat
- Multifocal atrial tachycardia
- Supraventricular tachycardia
- Atrial fibrillation
- Atrial flutter

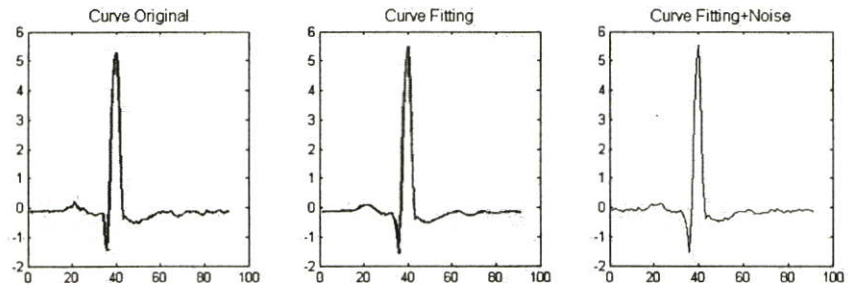
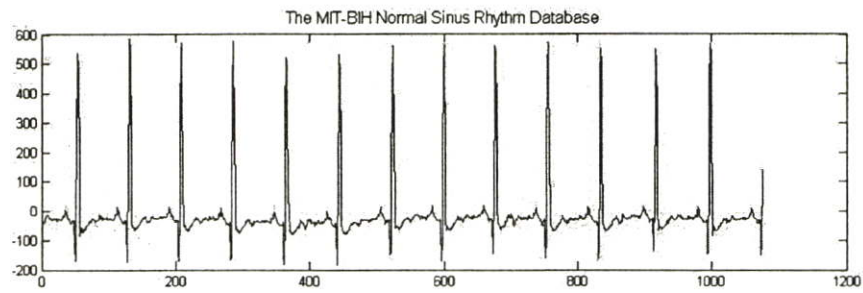
2. Ventricular Arrhythmia

- Ventricular ectopic beat
- Ventricular tachycardia
- Ventricular parasystole
- Ventricular flutter
- Ventricular asystole
- Ventricular fibrillation
- Idioventricular rhythm

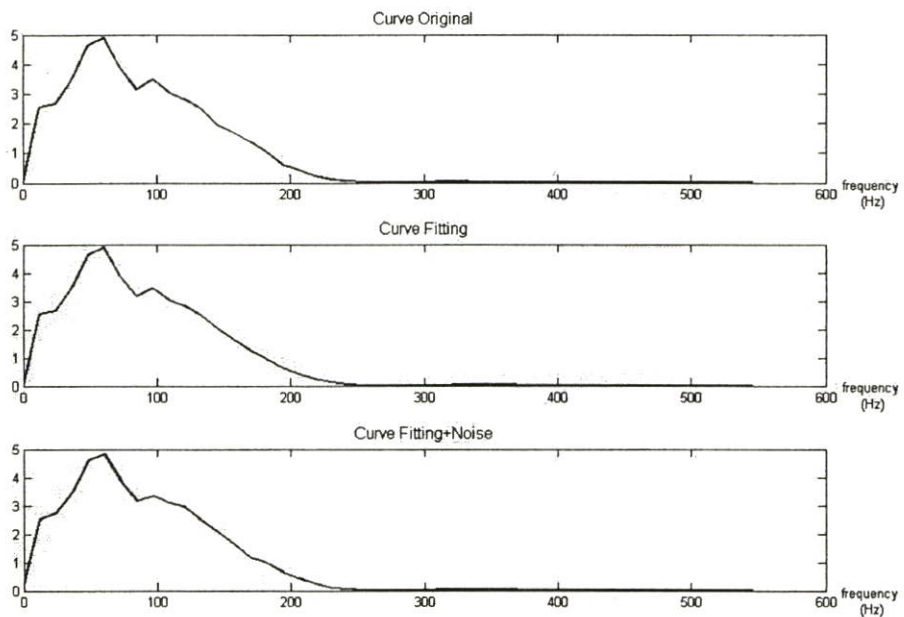
3. A-V Conduction abnormalities and A-V block

- Right and left bundle branch block
- Left anterior and left posterior hemiblock
- First, second and third degree A-V block
- Wolff-Parkinson – White syndrome

4.1 The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

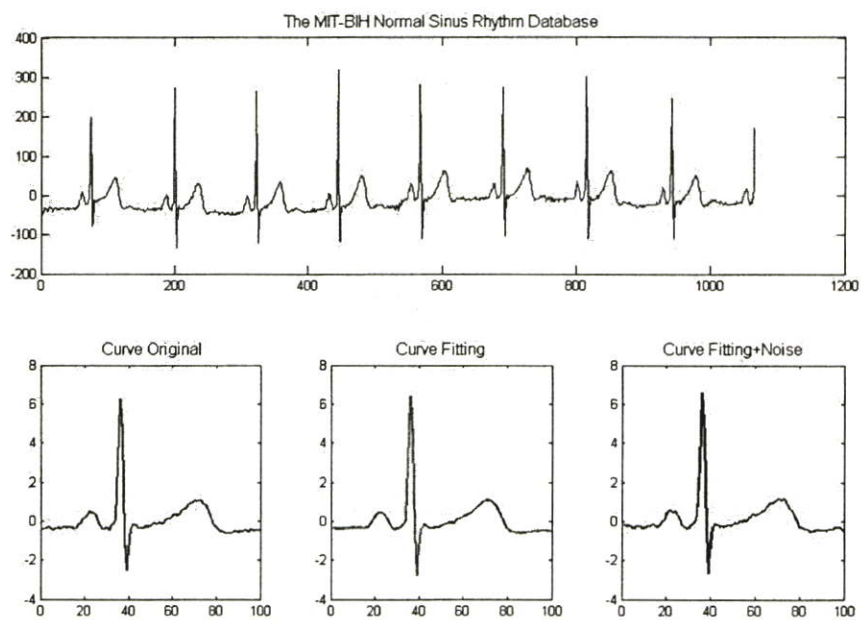


(ก)

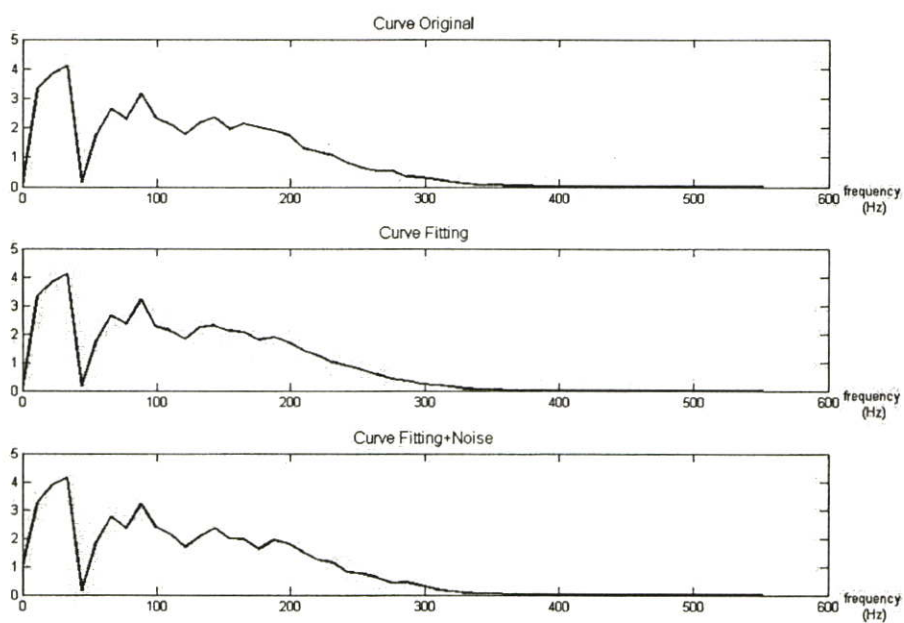


(ข)

รูปที่ 4.3 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16265
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16265



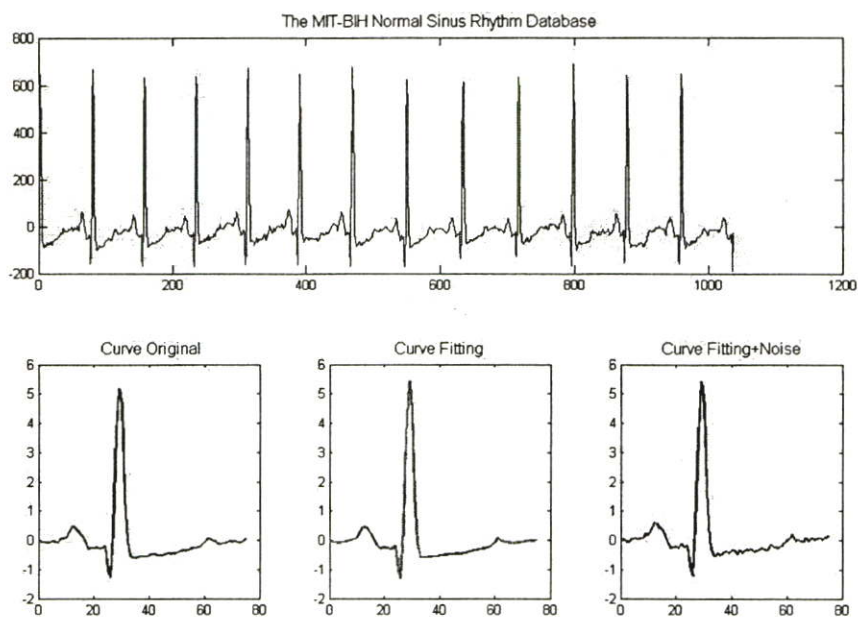
(ก)



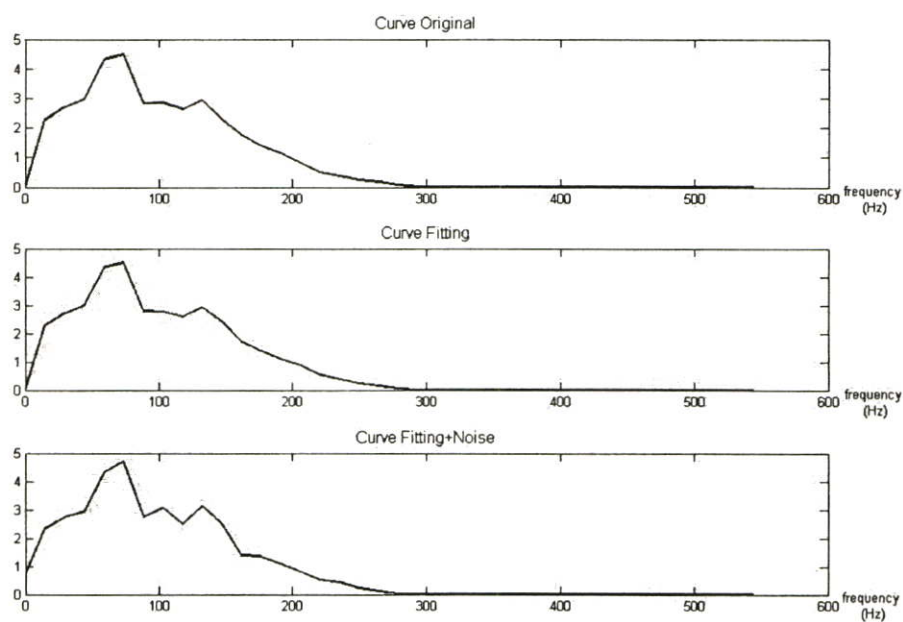
(ข)

รูปที่ 4.4 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16272

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16272

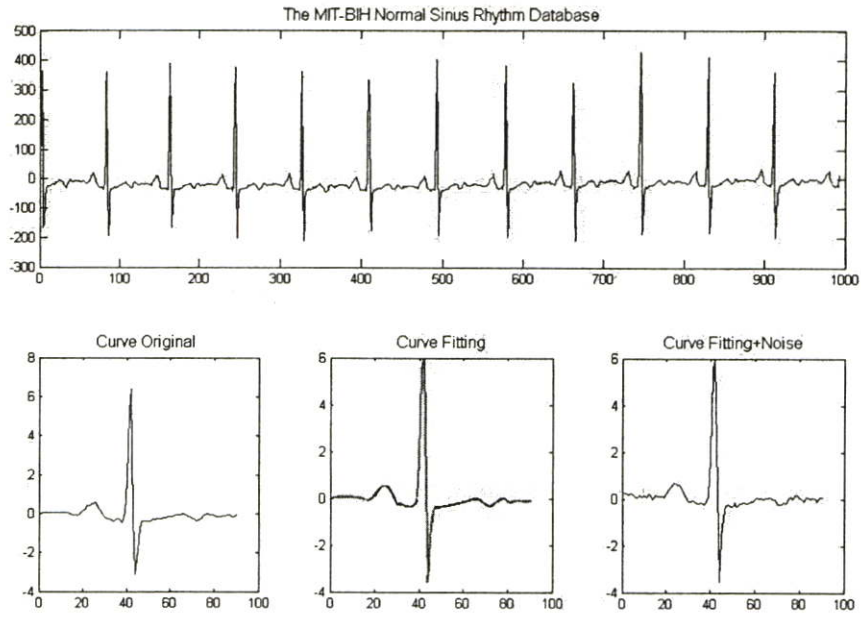


(ก)

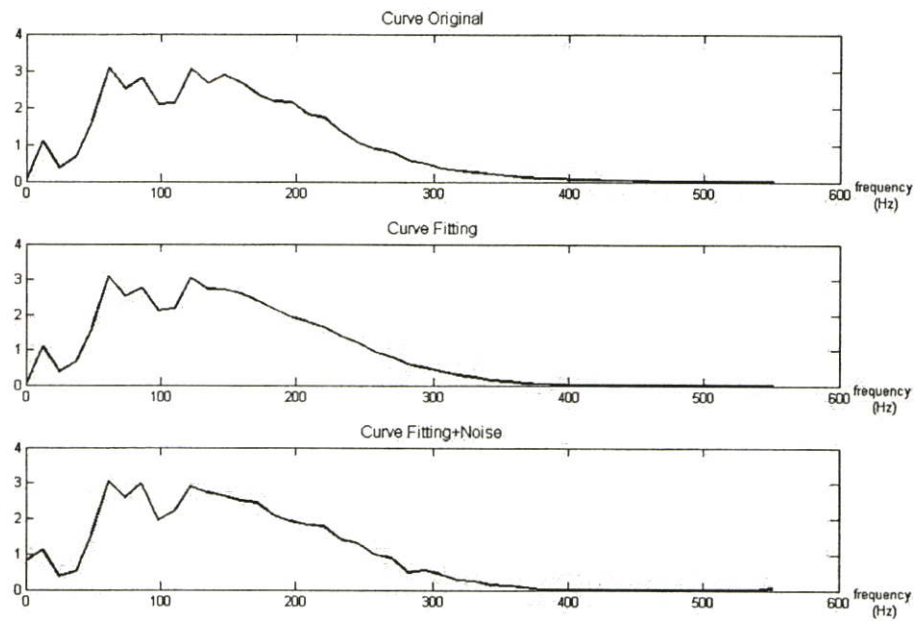


(ข)

- รูปที่ 4.5** (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16273
- (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16273



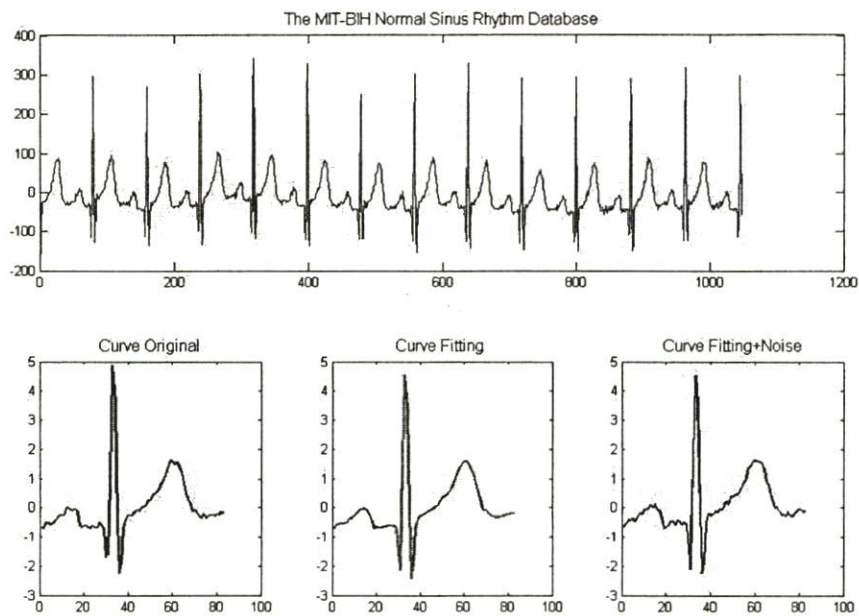
(ก)



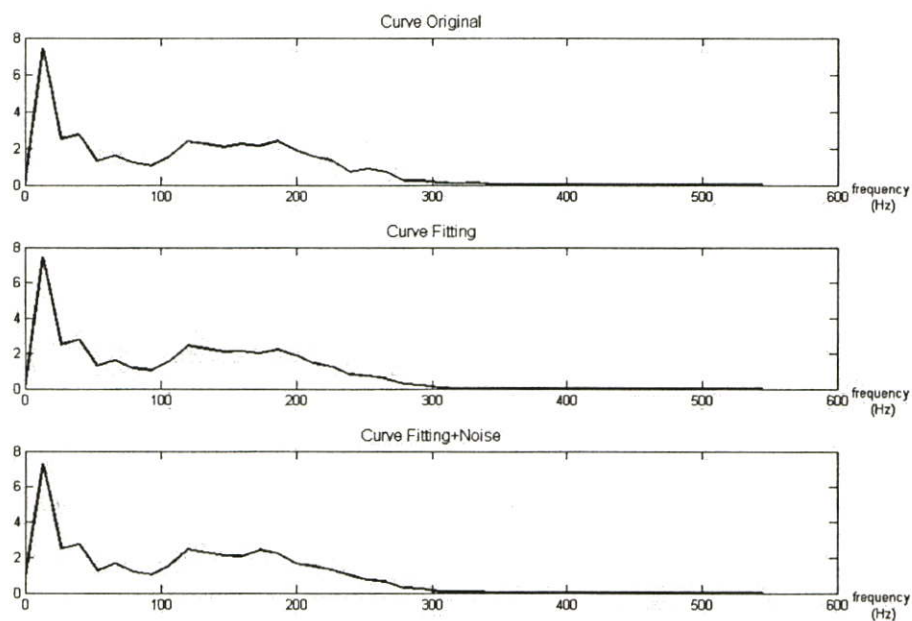
(ข)

รูปที่ 4.6 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16420

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16420

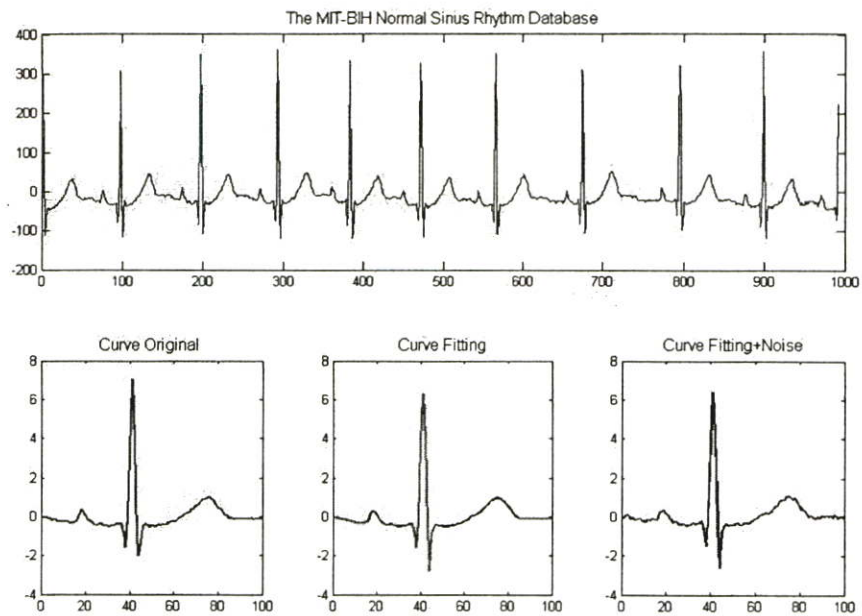


(ก)

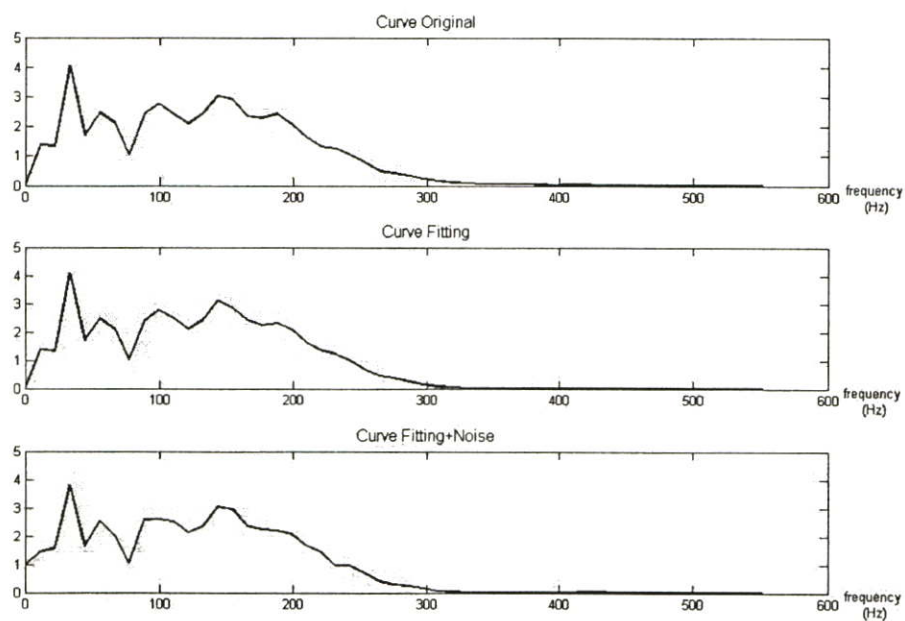


(ข)

- รูปที่ 4.7** (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16483
- (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16483



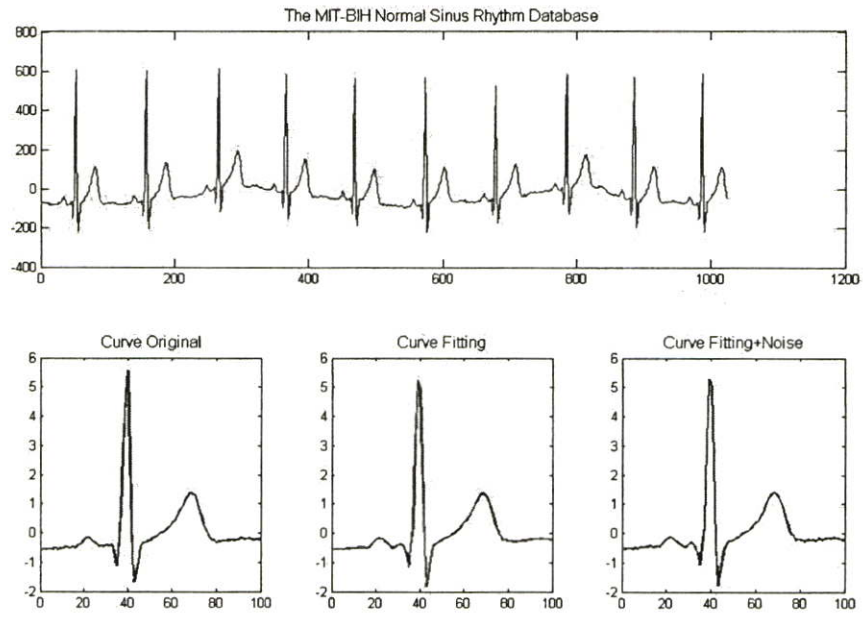
(ก)



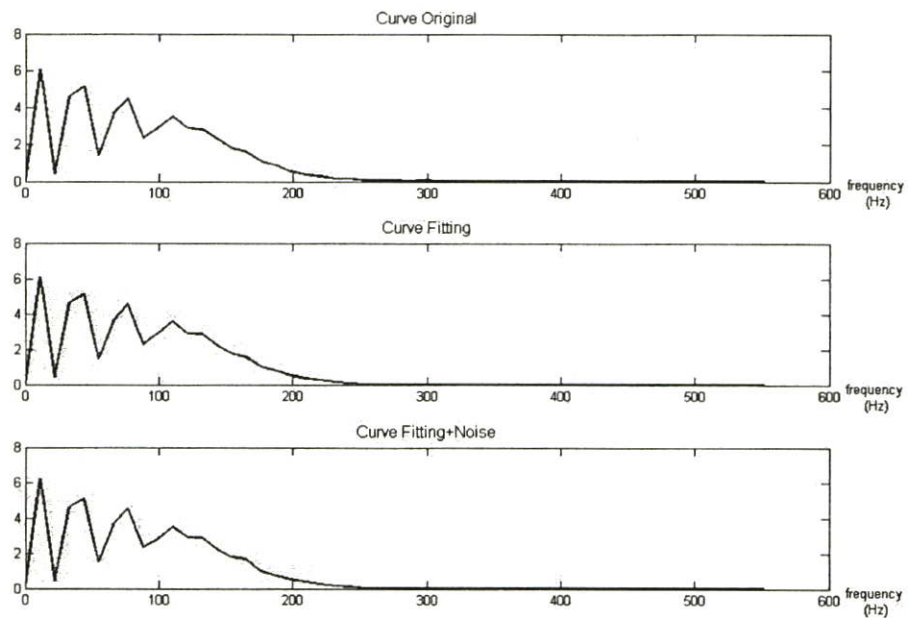
(ข)

รูปที่ 4.8 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16539

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16539



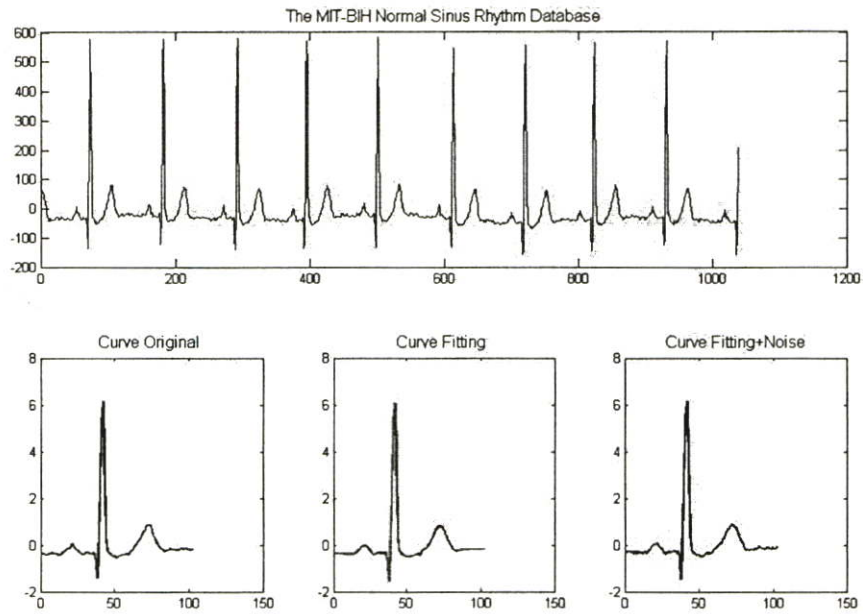
(ก)



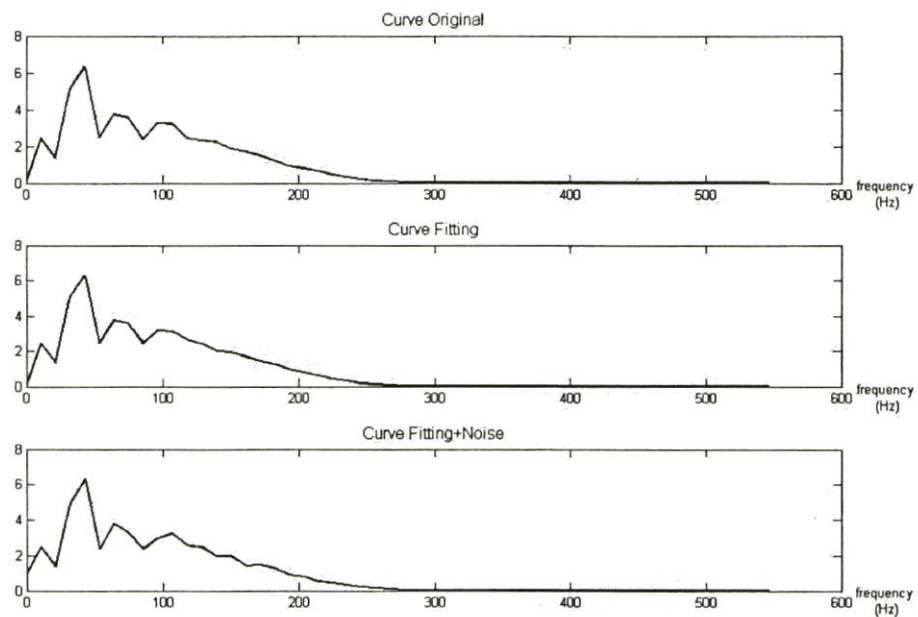
(ข)

รูปที่ 4.9 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16773

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16773



(ก)



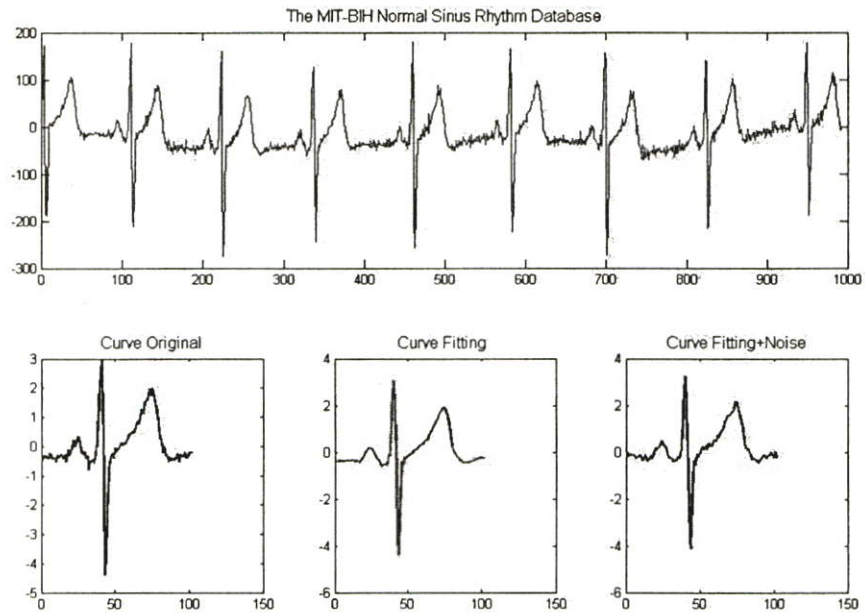
(ข)

รูปที่ 4.10 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus

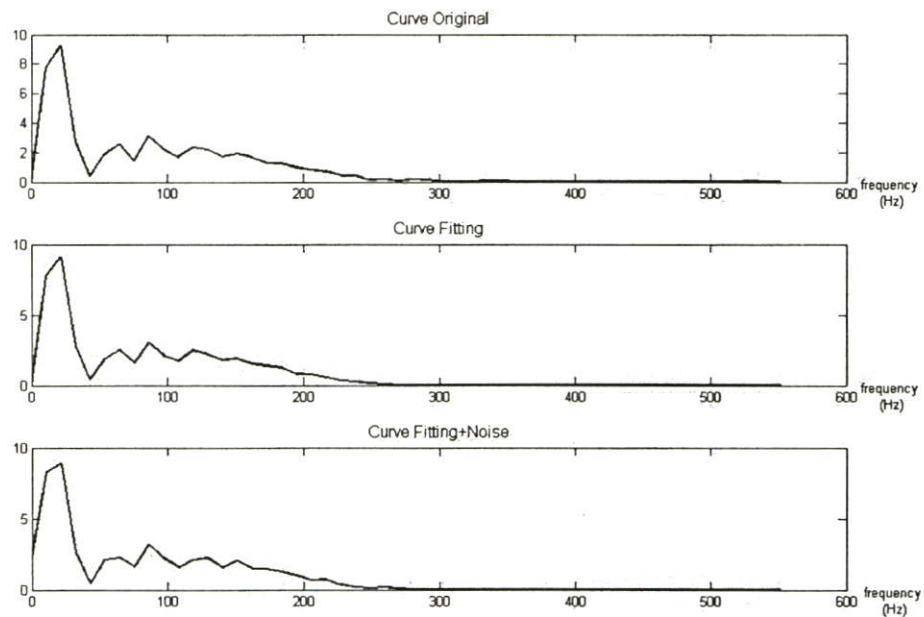
Rhythm Database ข้อมูลที่ 16786

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal

Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16786



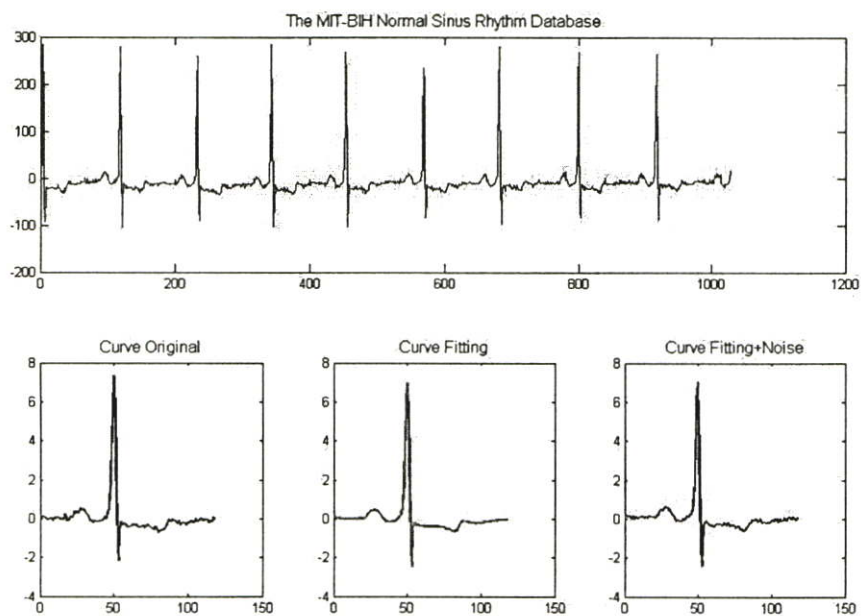
(ก)



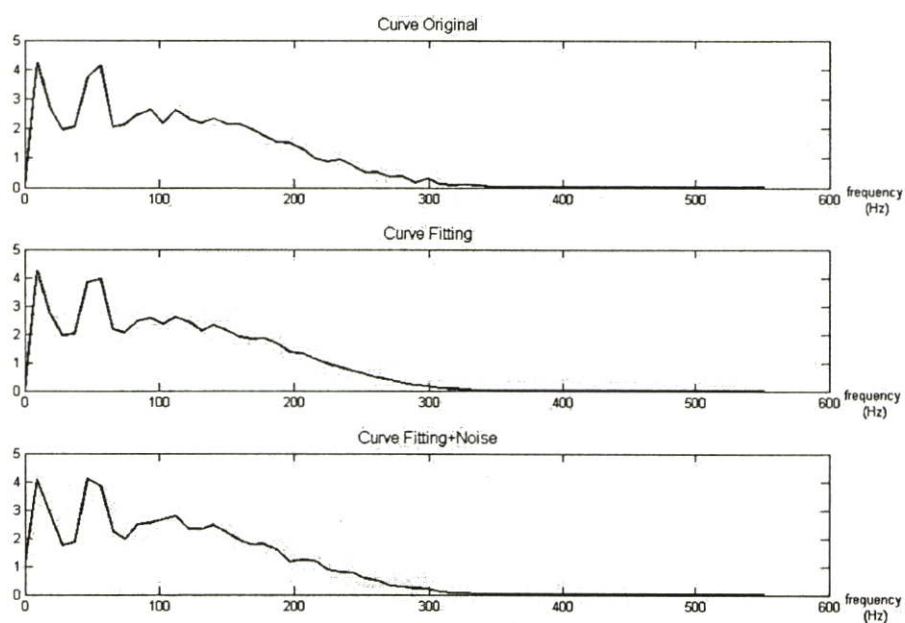
(ข)

รูปที่ 4.11 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16795

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 16795



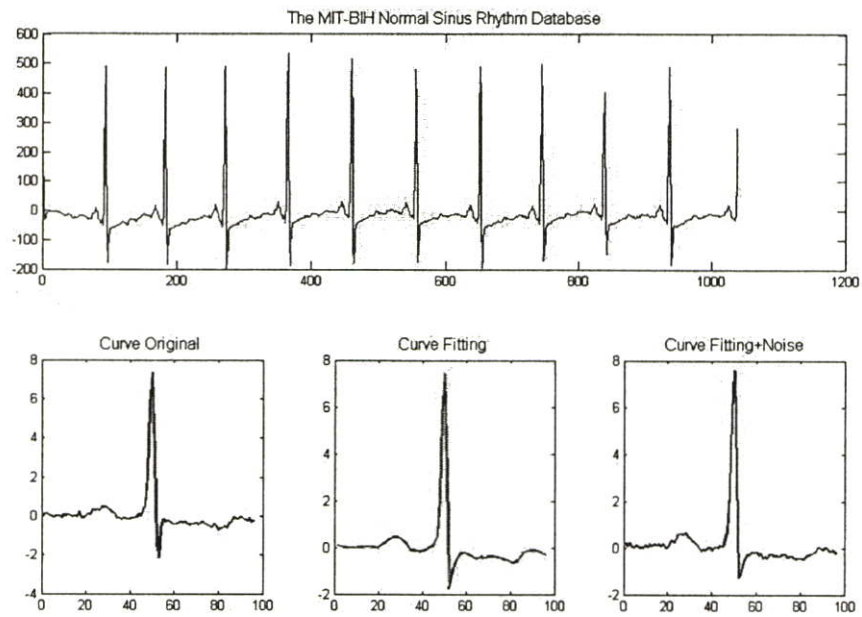
(ก)



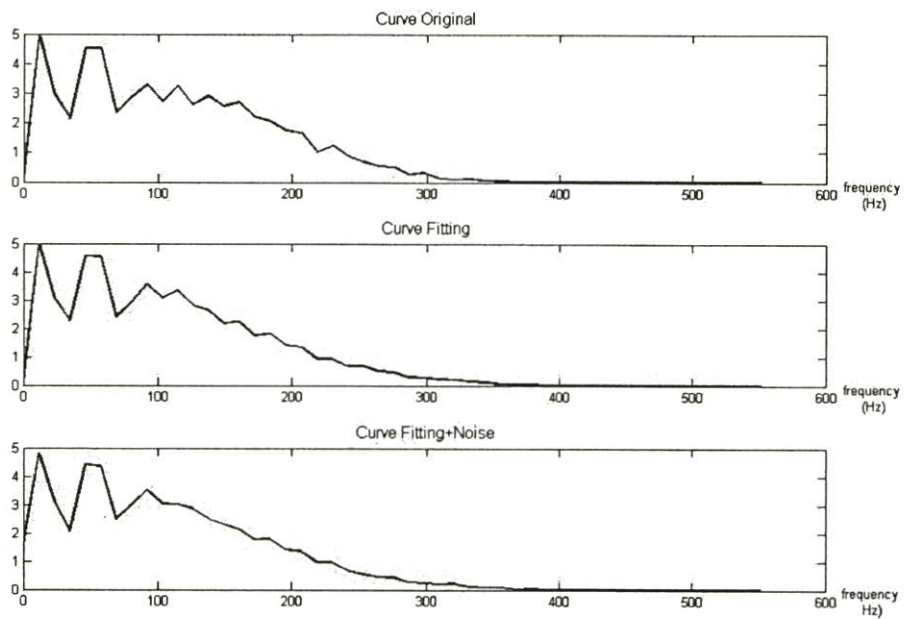
(ข)

รูปที่ 4.12 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17502

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17502



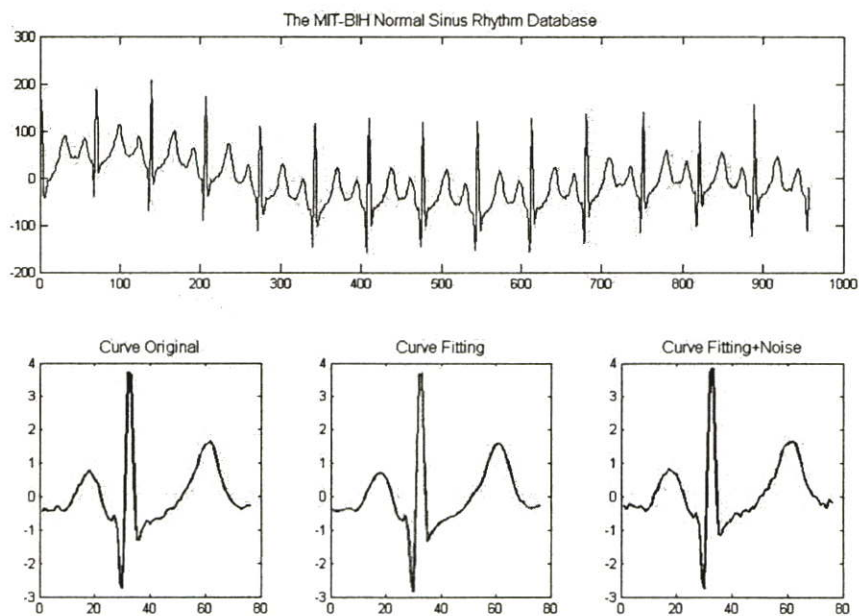
(ก)



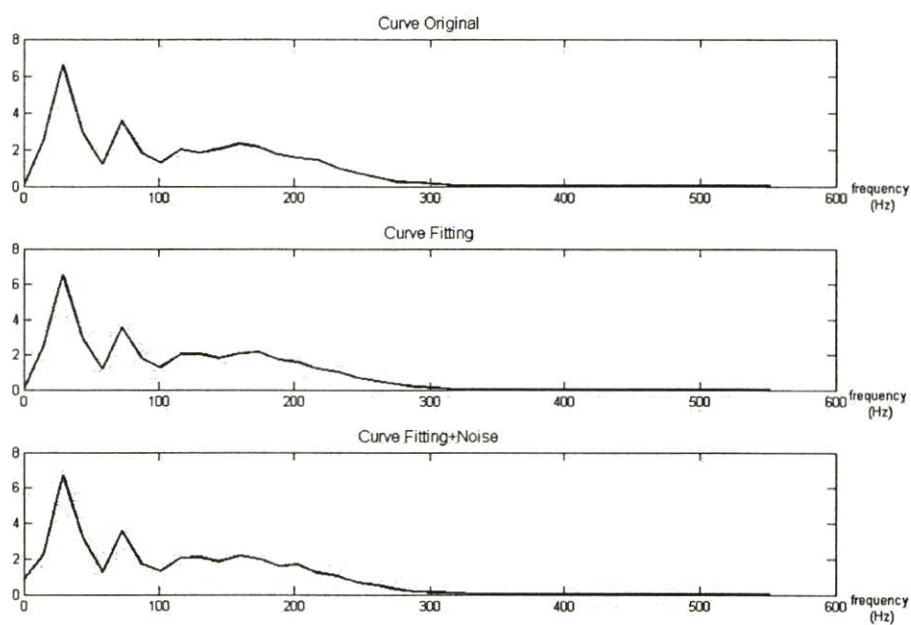
(ข)

รูปที่ 4.13 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17453

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 17453



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.14 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 18177

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database ข้อมูลที่ 18177

ตารางที่ 4.1 แสดงข้อมูลผู้ป่วย และค่าดีกรีในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/nsrdb/>) ในแต่ละข้อมูล

ECG	Age	Sex	PRD ERROR	DEGREE						
				Interval 1	Interval 2	Interval 3	Interval 4	Interval 5	Interval 6	Interval 7
16265	32	M	6.1568852	3	4	3	7	3	6	3
16272	20	F	7.8020687	3	4	3	7	3	6	3
16273	28	F	5.3325608	3	4	3	7	3	6	3
16420	38	F	11.0827247	3	4	3	7	3	6	3
16483	42	M	11.2939667	3	4	3	7	3	6	3
16539	35	F	11.4807490	3	4	3	8	3	6	3
16773	26	M	11.1271182	3	4	3	7	3	6	3
16786	32	F	5.4402438	3	4	3	7	3	6	3
16795	20	F	11.7520467	3	4	3	7	3	6	3
17052	45	F	8.8798730	3	4	3	7	3	6	3
17453	32	F	11.1434506	3	4	3	7	3	6	3
18177	26	F	5.2683095	3	4	3	7	3	6	3

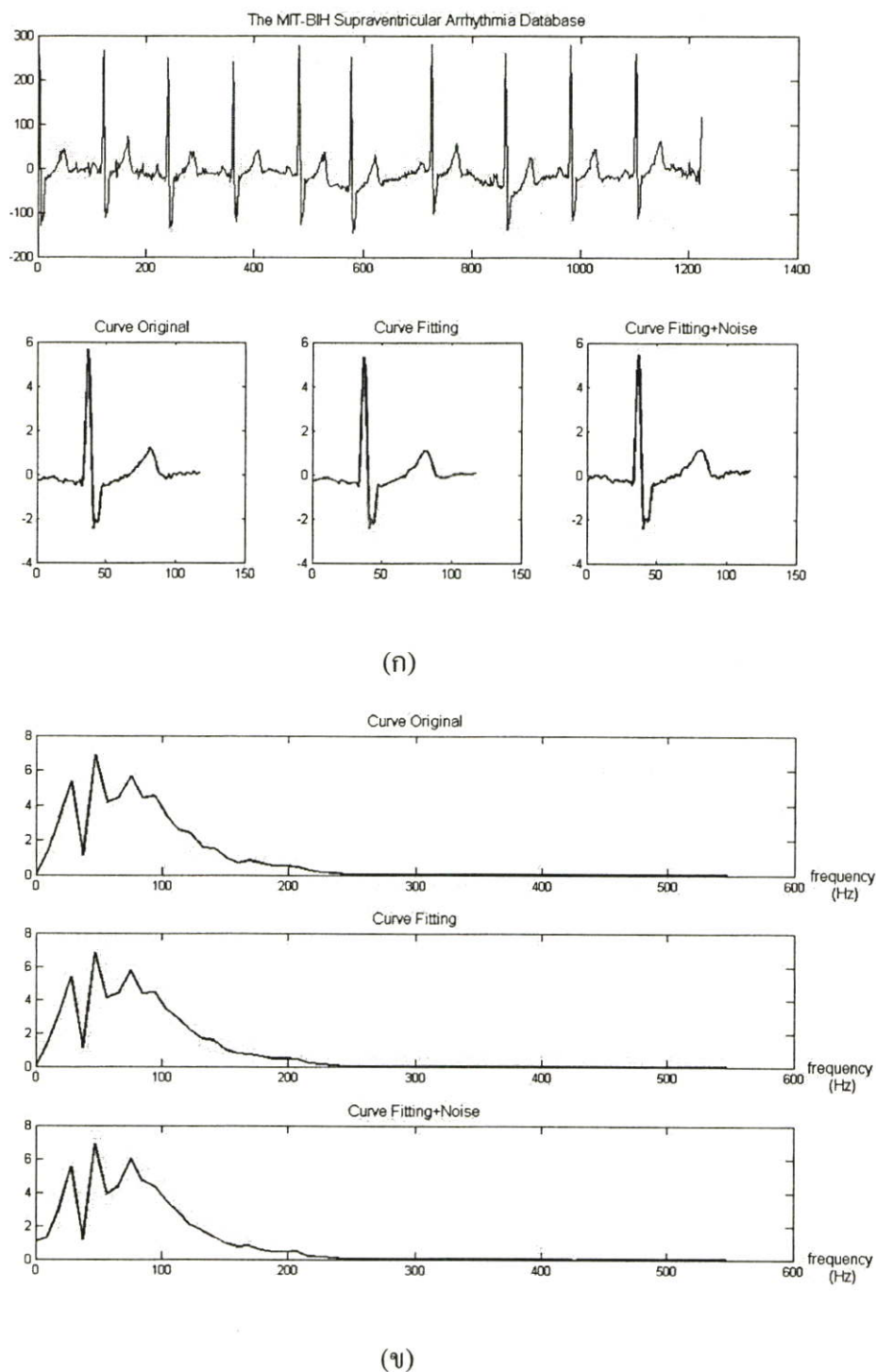
ตารางที่ 4.2 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/nsrdb/>) ในแต่ละข้อมูล

ECG	Start time	End Time	Start Sample#	End Sample#	Type	
16265	10:45:00.007	10:45:08.320	1	1075	N	Signal 0
16272	10:45:00.007	10:45:08.320	1	1065	N	Signal 0
16273	08:00:00.070	08:00:08.156	9	1044	N	Signal 0
16420	09:55:00.531	09:55:08.281	68	1060	N	Signal 0
16483	09:54:00.140	09:54:08.304	18	1063	N	Signal 0
16539	08:40:00.562	08:40:08.304	72	1063	N	Signal 0
16773	09:50:00.007	09:50:08.000	1	1024	N	Signal 0
16786	11:48:00.125	11:48:08.218	16	1052	N	Signal 0
16795	11:15:00.085	11:15:07.828	11	1002	N	Signal 0
17052	11:06:00.273	11:06:08.296	35	1062	N	Signal 0
17453	09:20:00.007	09:20:08.109	1	1038	N	Signal 0
18177	11:30:00.421	11:30:07.882	54	1009	N	Signal 0

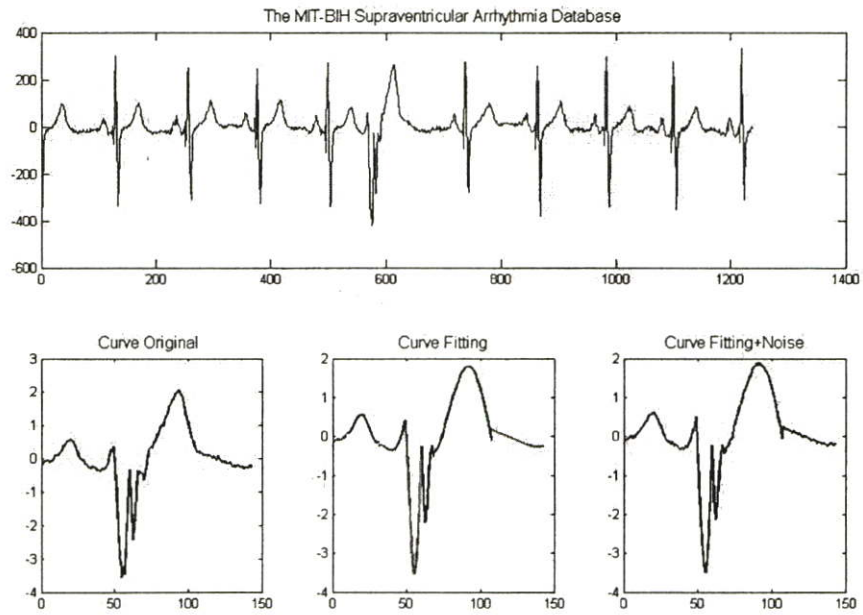
หมายเหตุ*

N = Normal beat

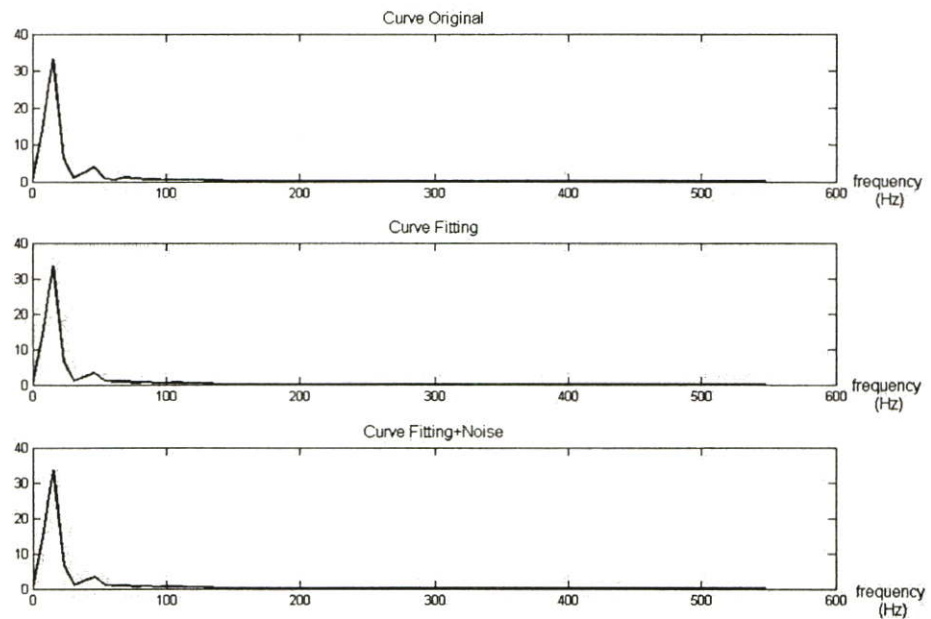
4.2 The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database



รูปที่ 4.15 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 800
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 800



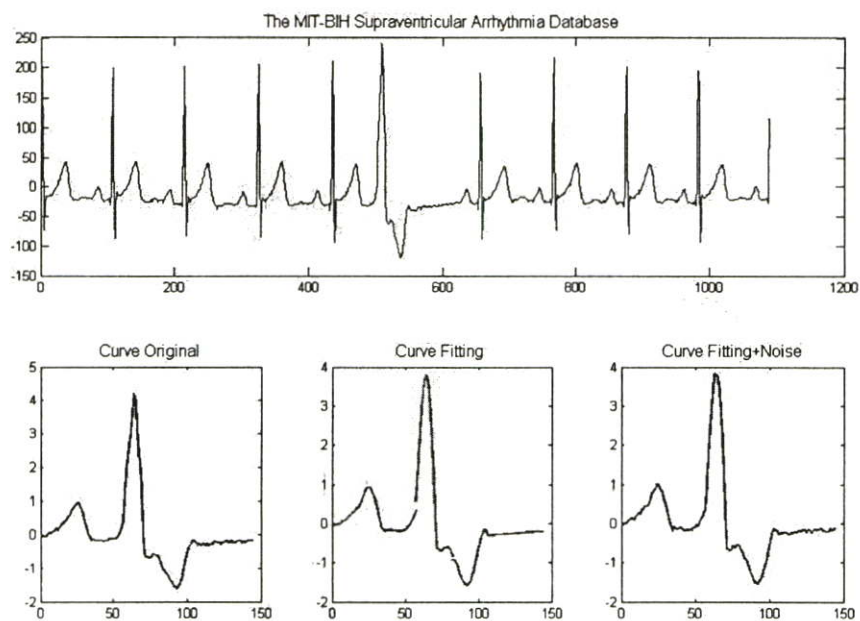
(ก)



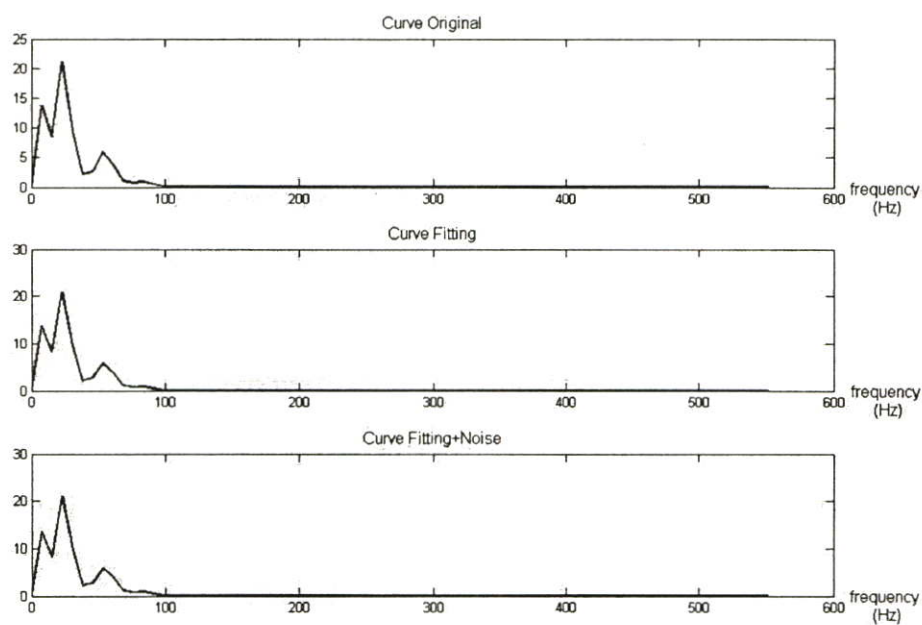
(ข)

รูปที่ 4.16 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 802

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 802



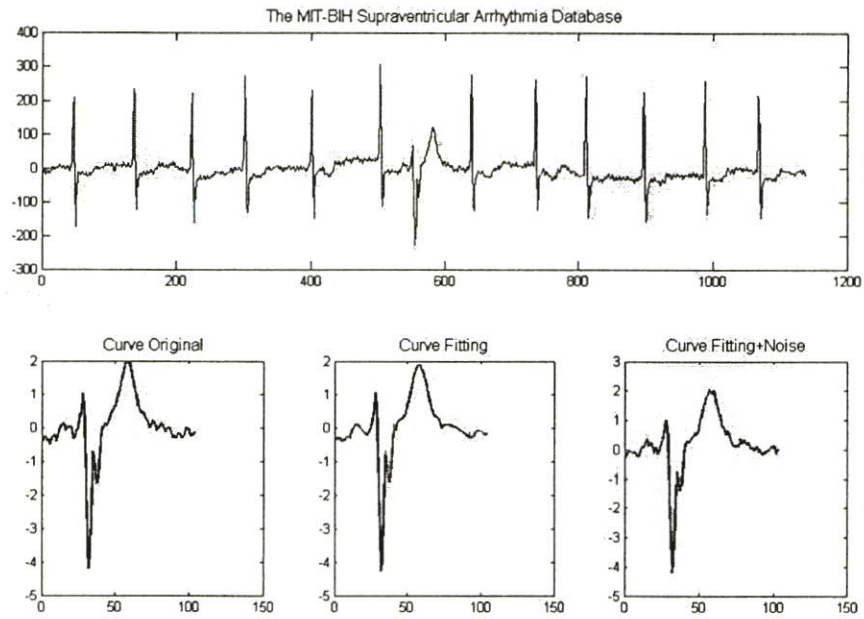
(ก)



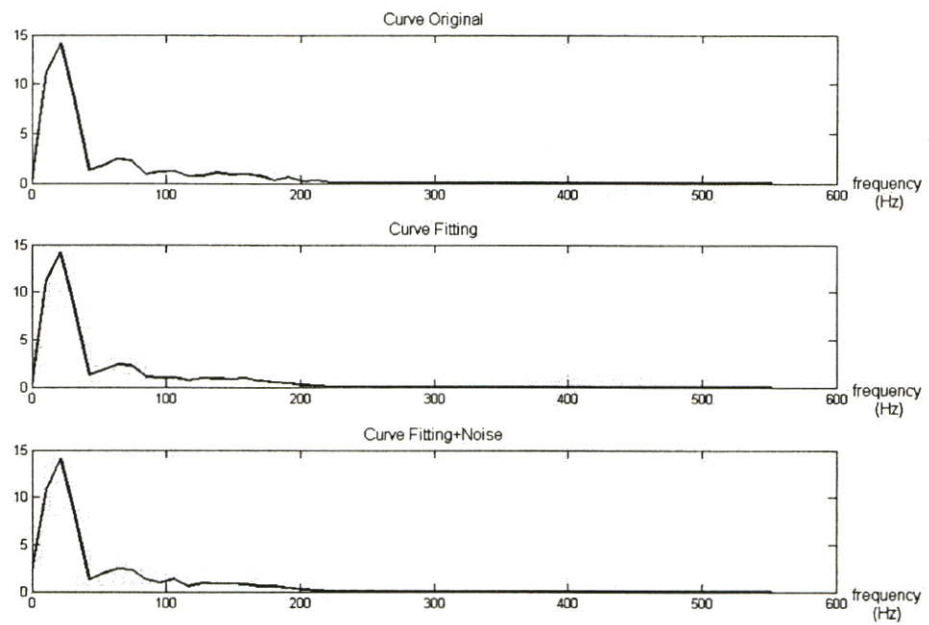
(ข)

รูปที่ 4.17 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 803

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 803



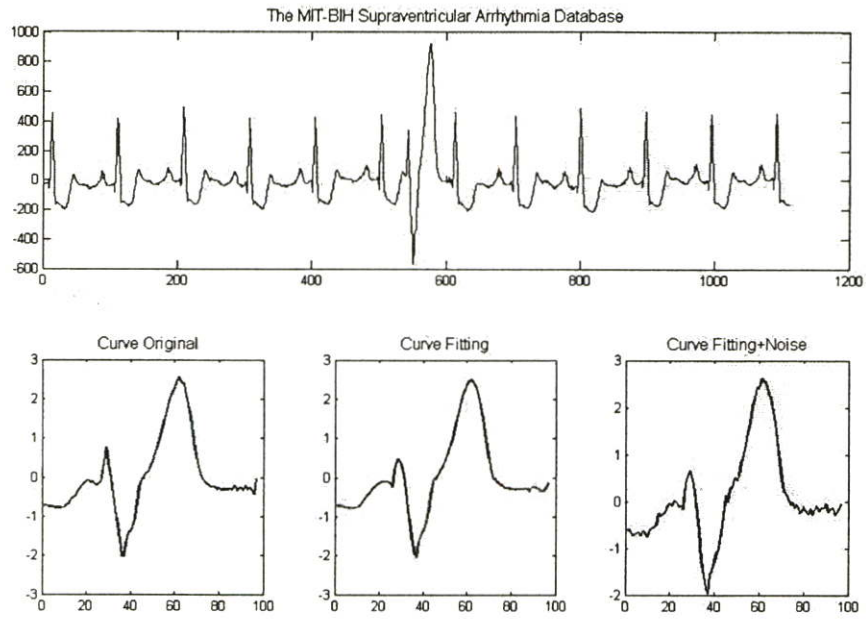
(ก)



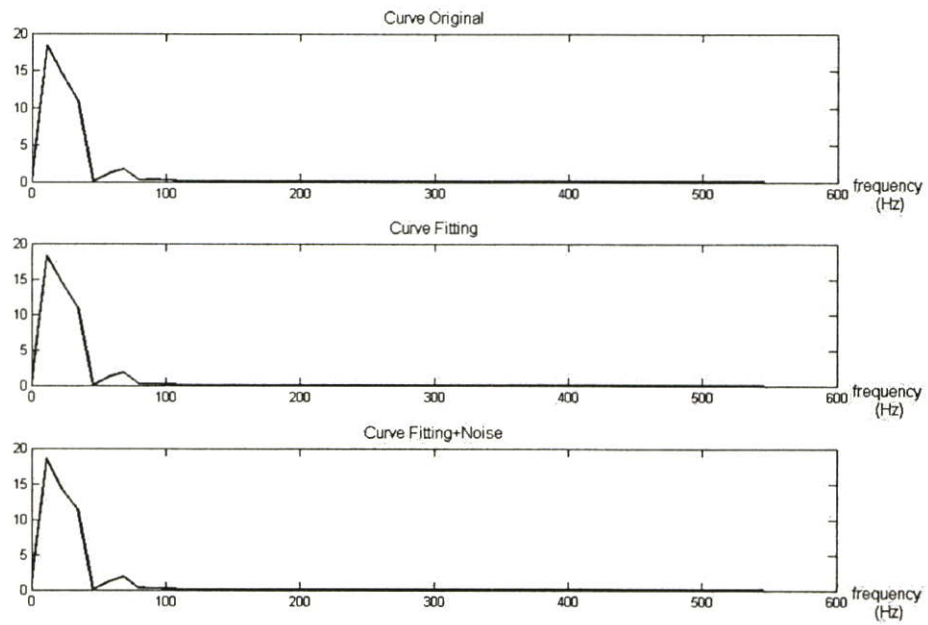
(ข)

รูปที่ 4.18 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 804

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 804



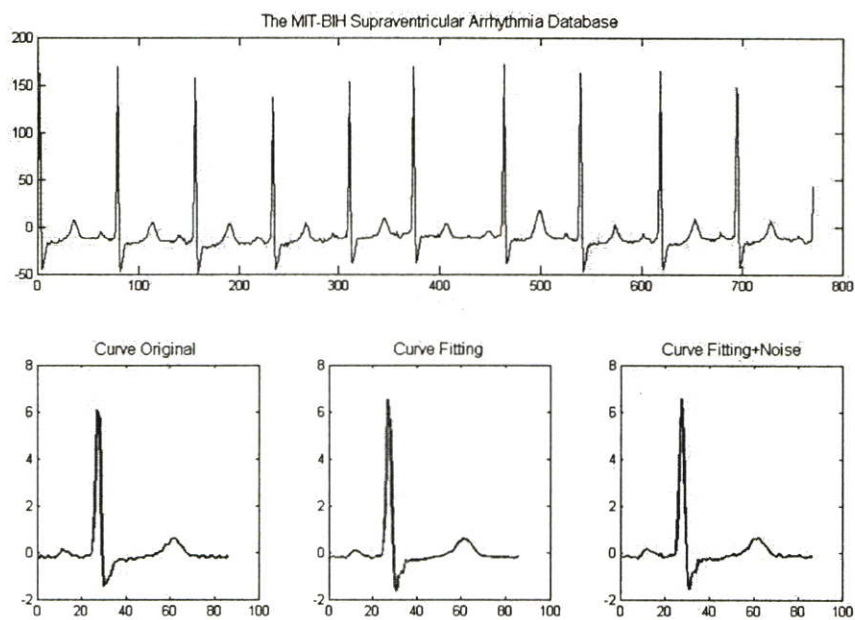
(ก)



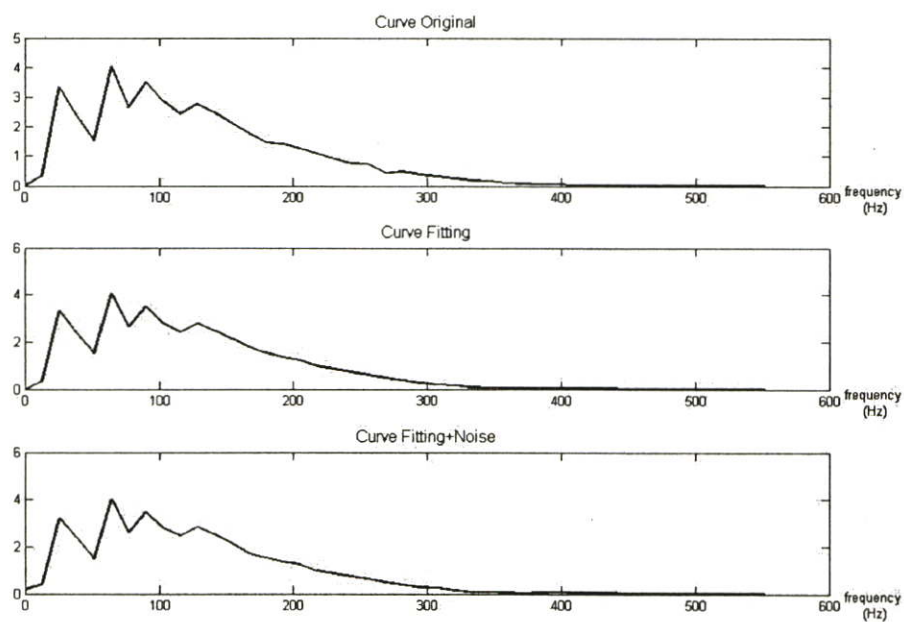
(ข)

รูปที่ 4.19 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 805

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 805

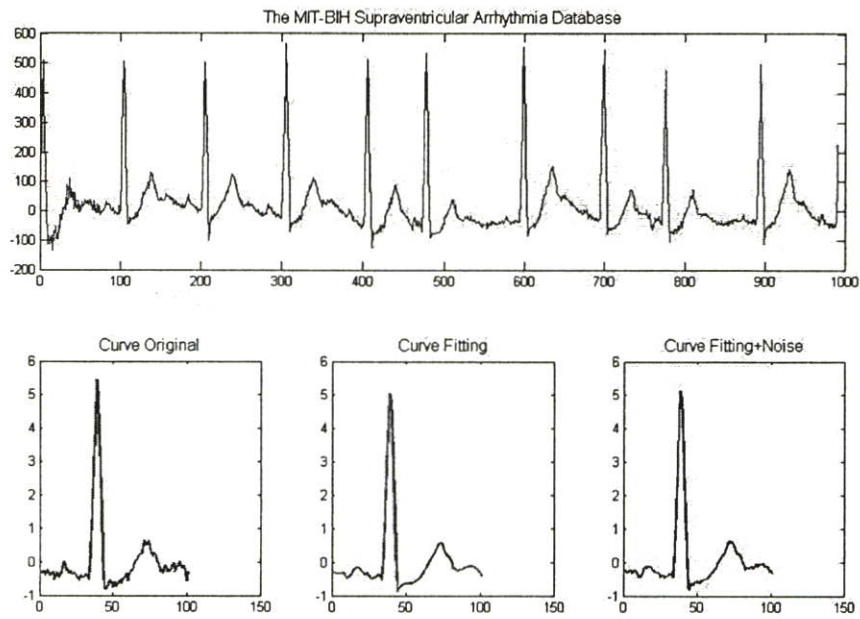


(ก)

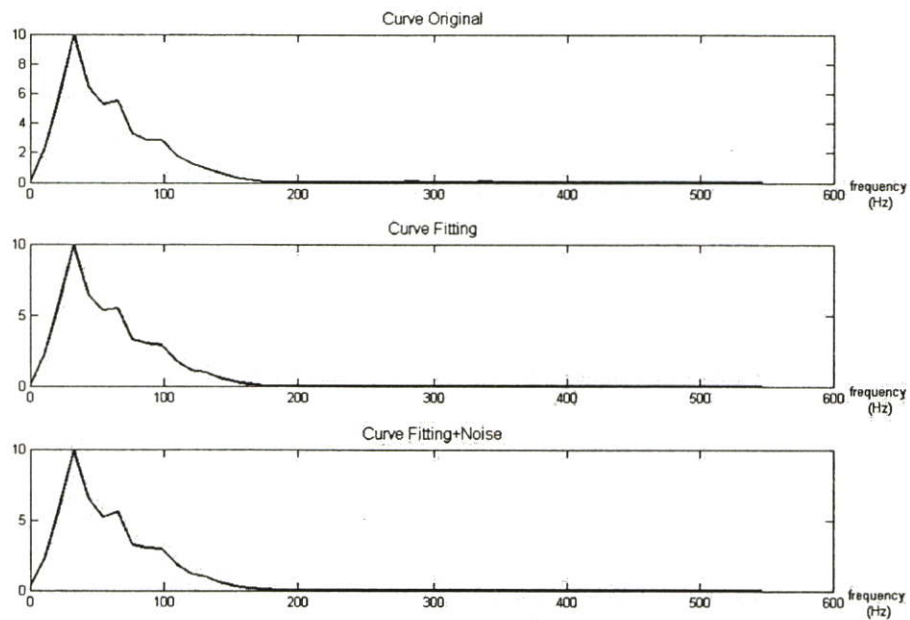


(ข)

- รูปที่ 4.20** (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 806
- (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 806



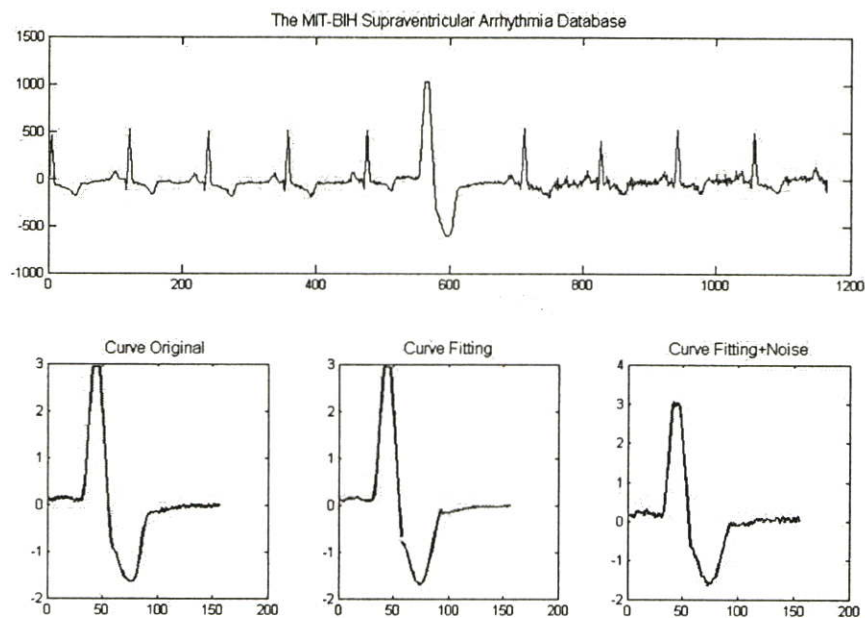
(ก)



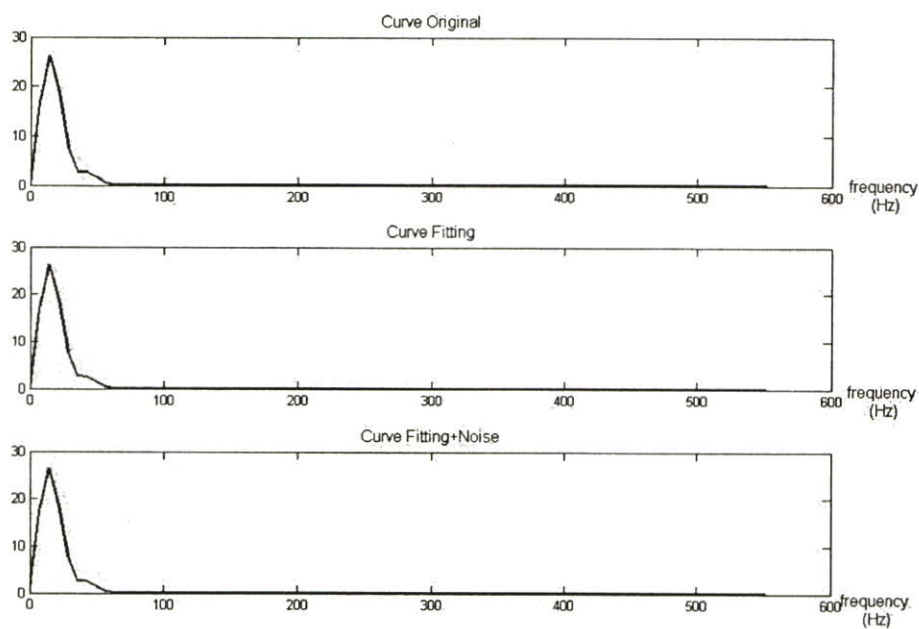
(ข)

รูปที่ 4.21 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 807

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 807

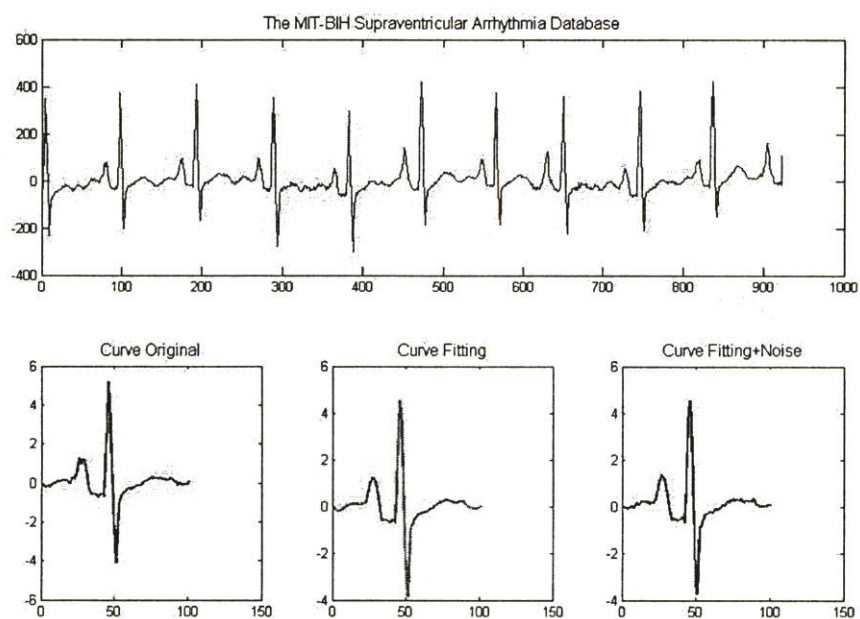


(ก)

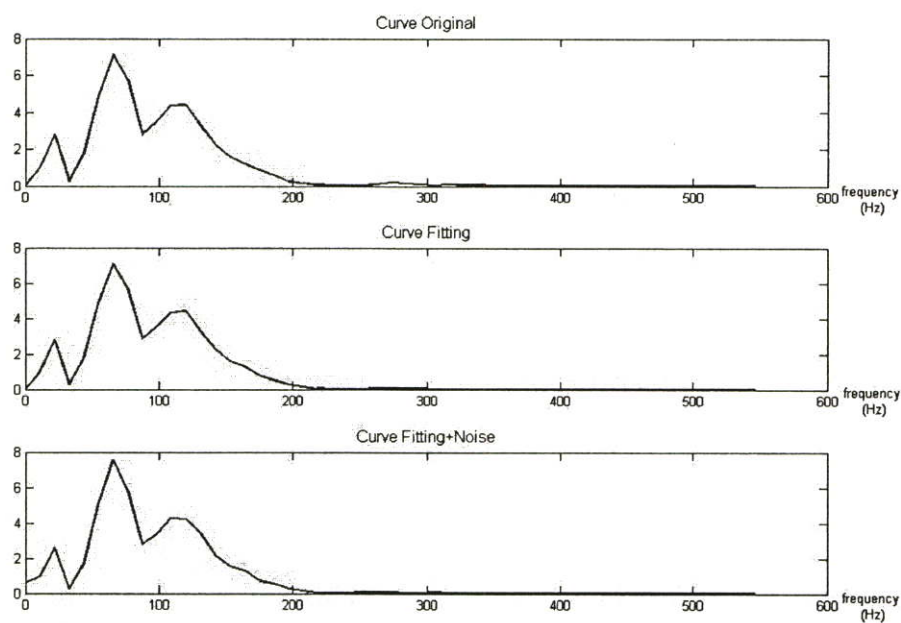


(ข)

รูปที่ 4.22 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 808
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 808

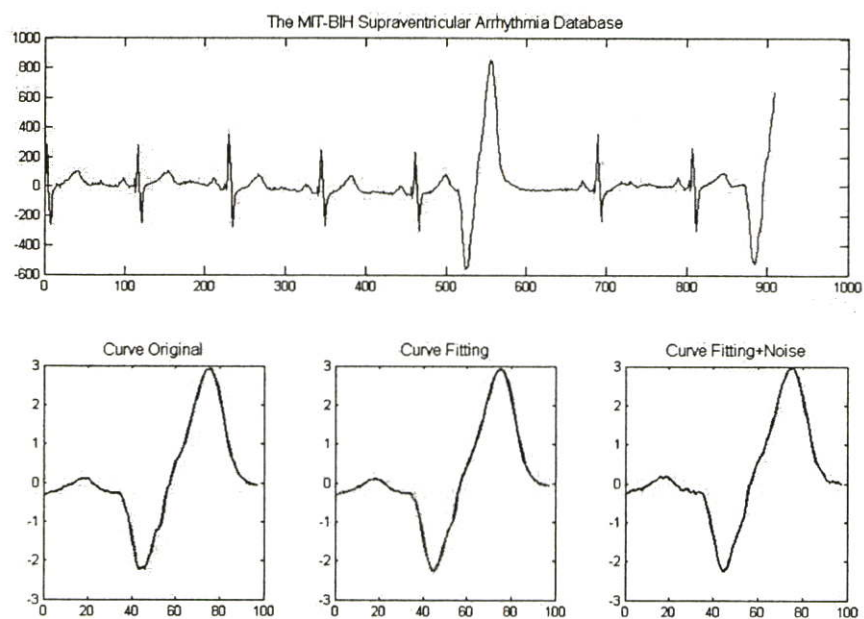


(ก)

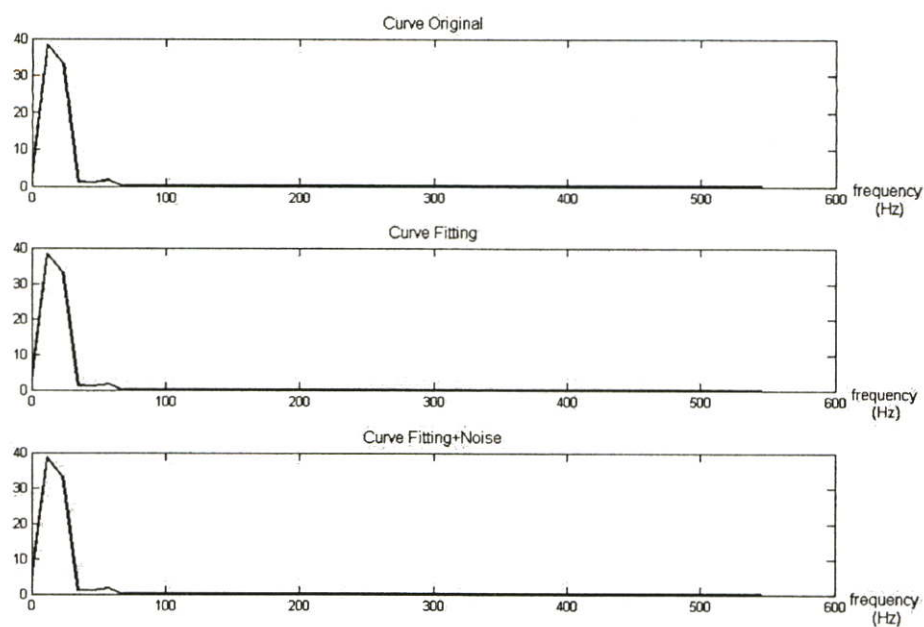


(ข)

รูปที่ 4.23 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 809
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 809

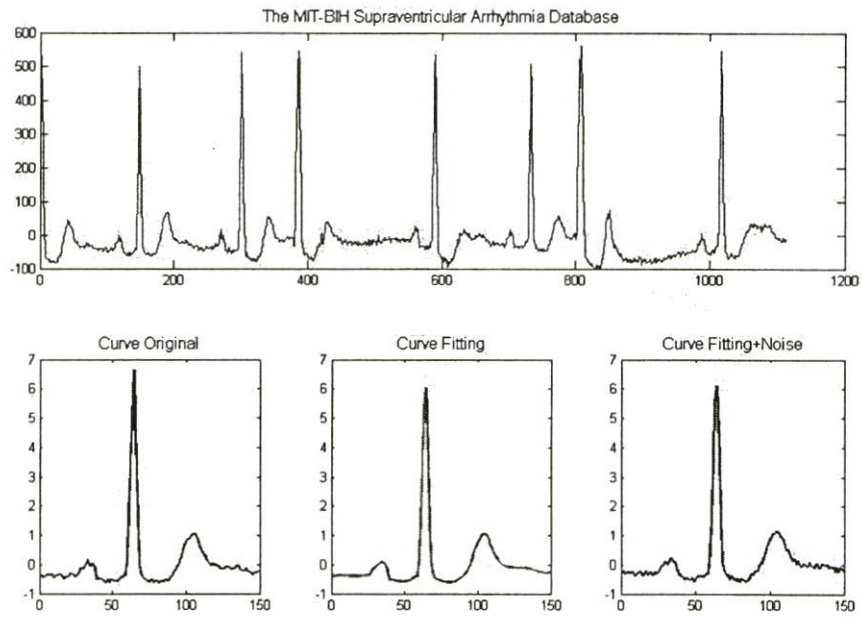


(ก)

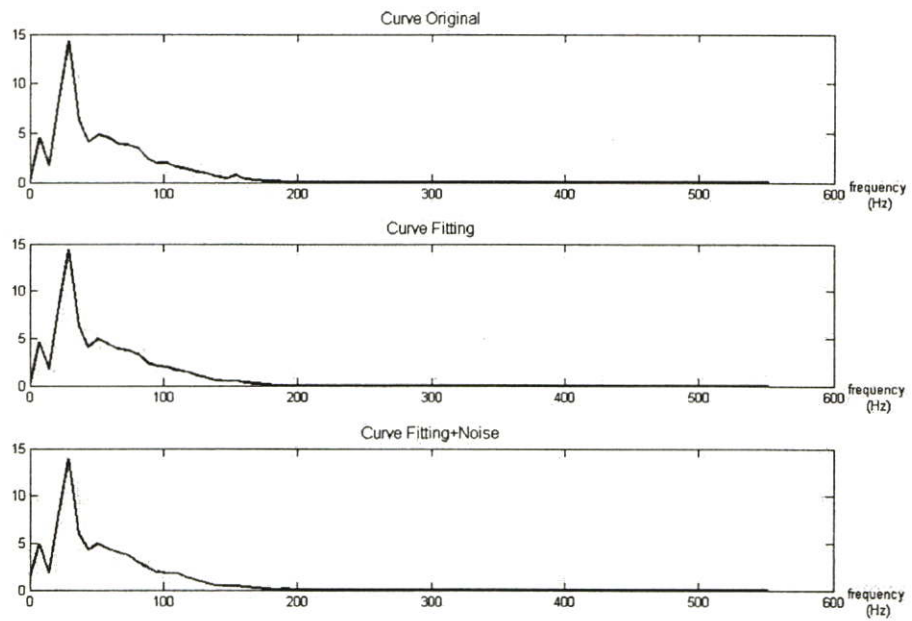


(ข)

รูปที่ 4.24 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 810
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 810



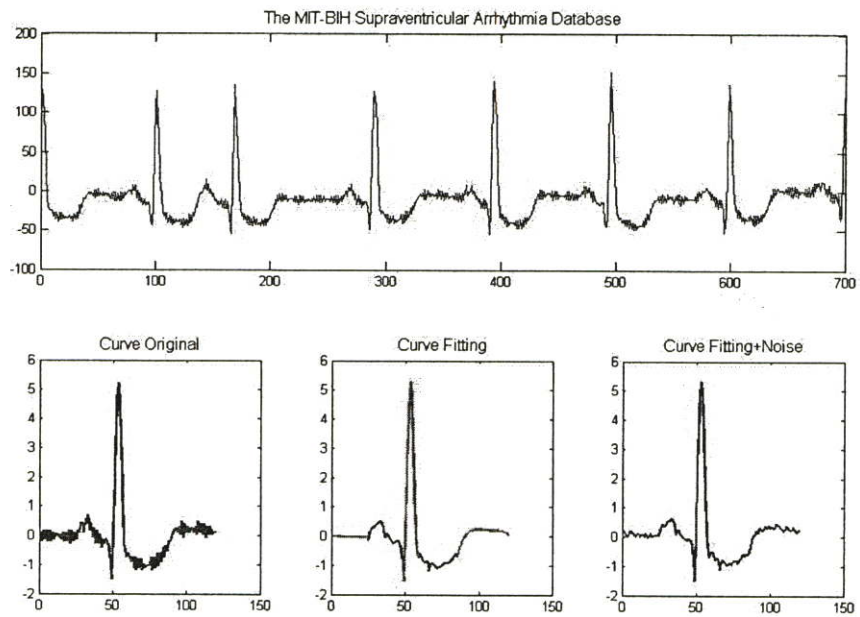
(ก)



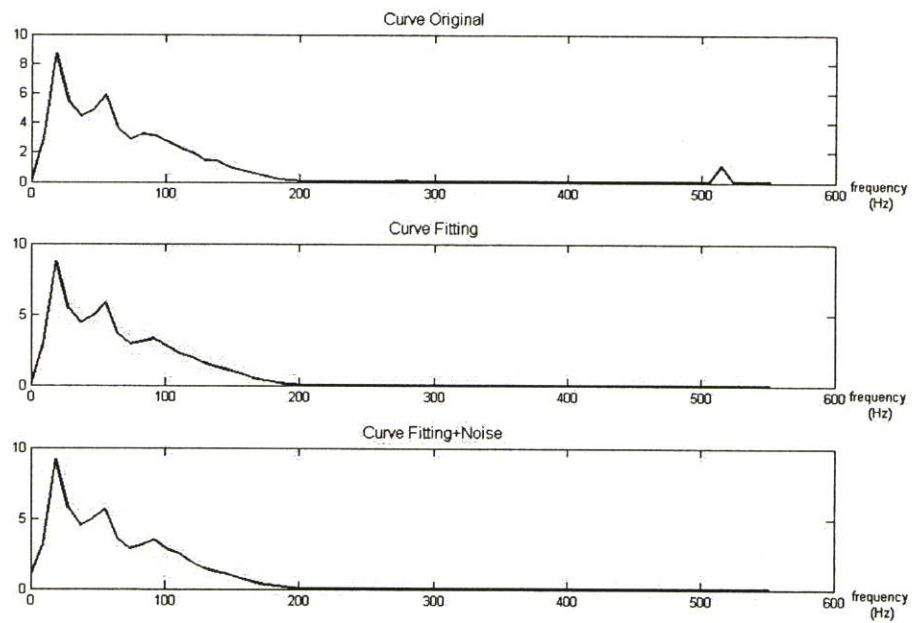
(ข)

รูปที่ 4.25 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 812

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 812



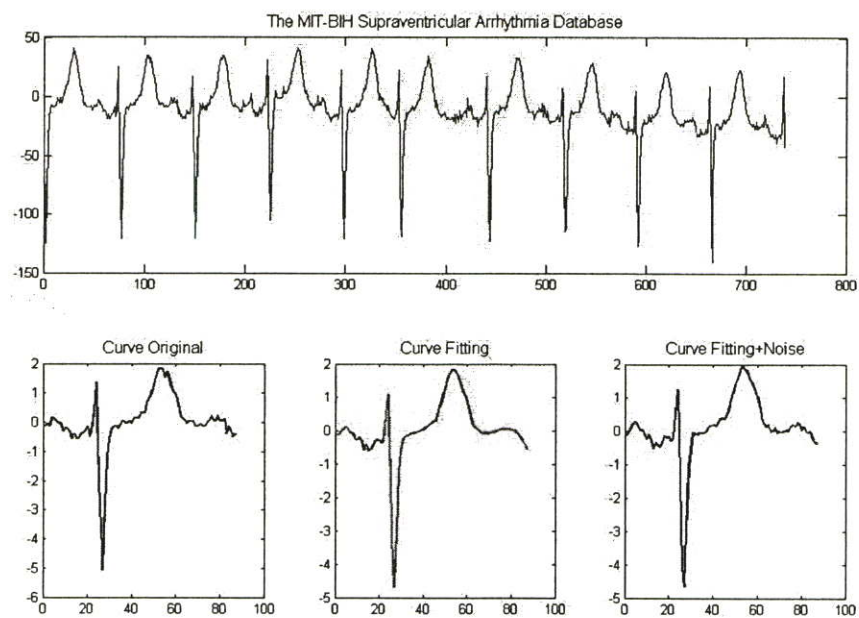
(ก)



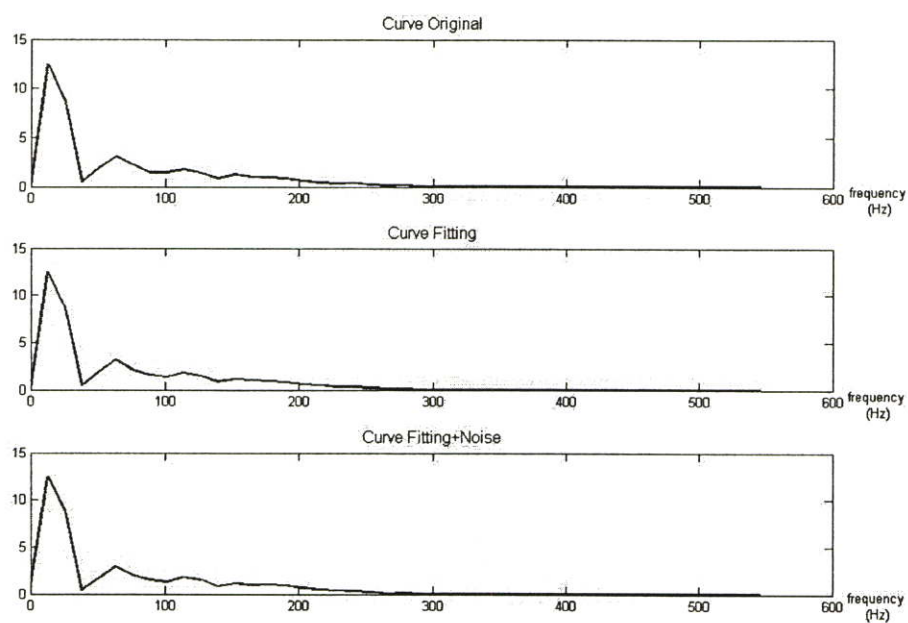
(ข)

รูปที่ 4.26 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 820

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 820

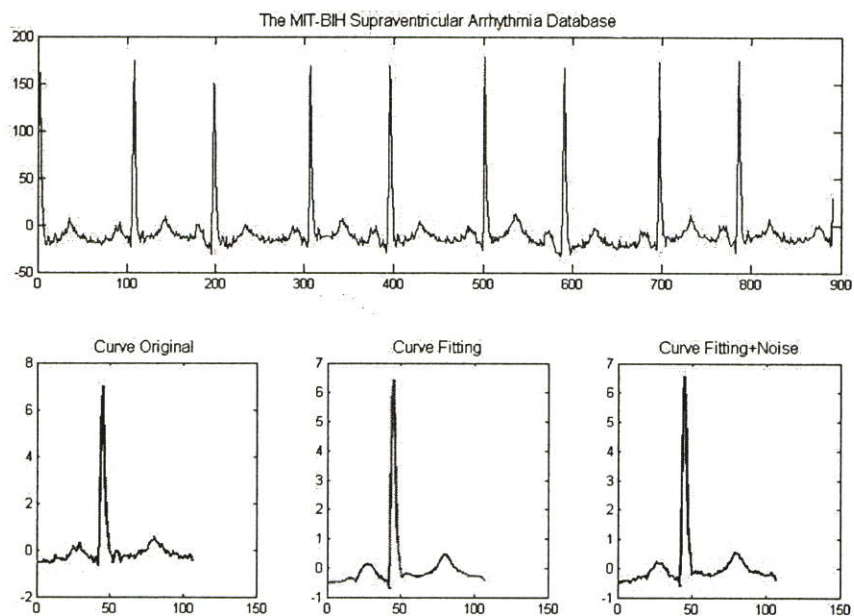


(ก)

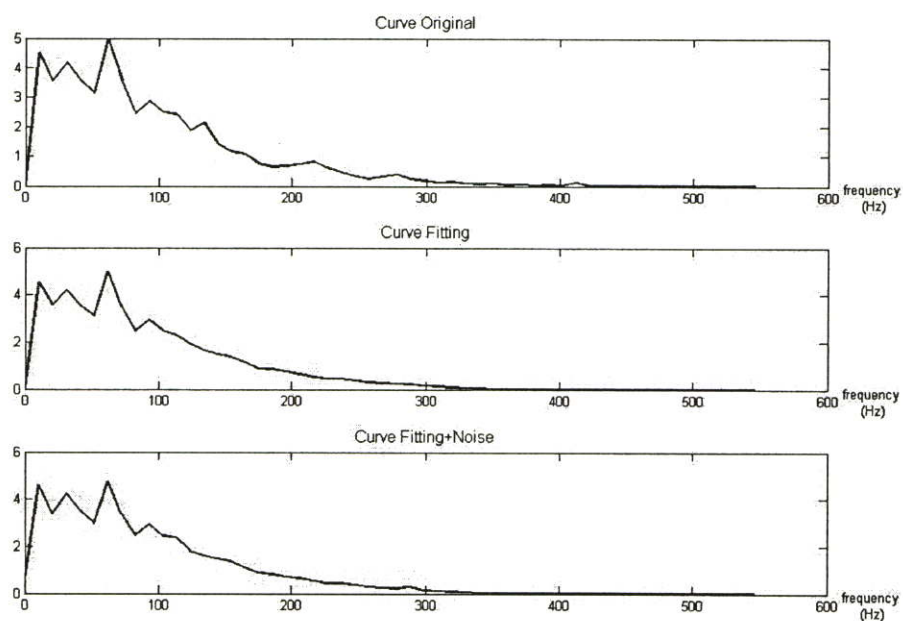


(ข)

รูปที่ 4.27 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 821
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 821

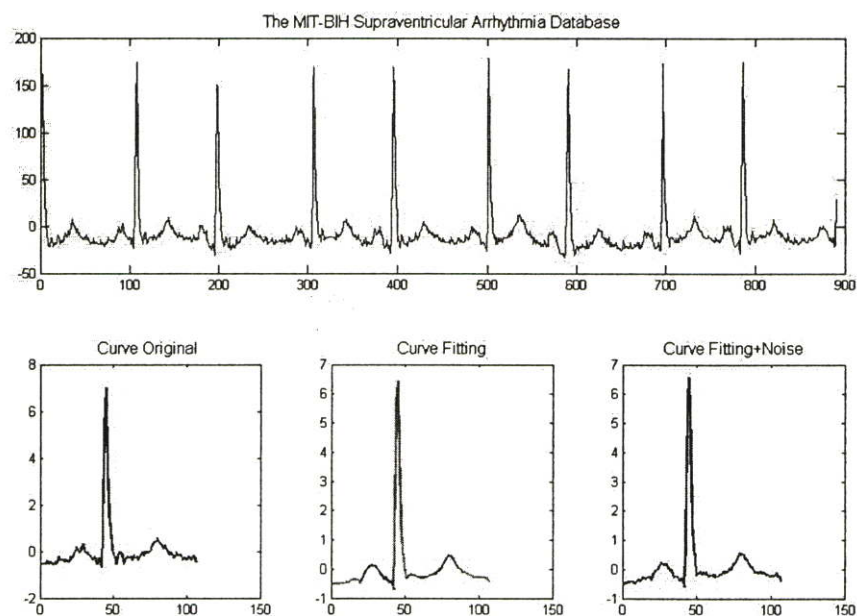


(ก)

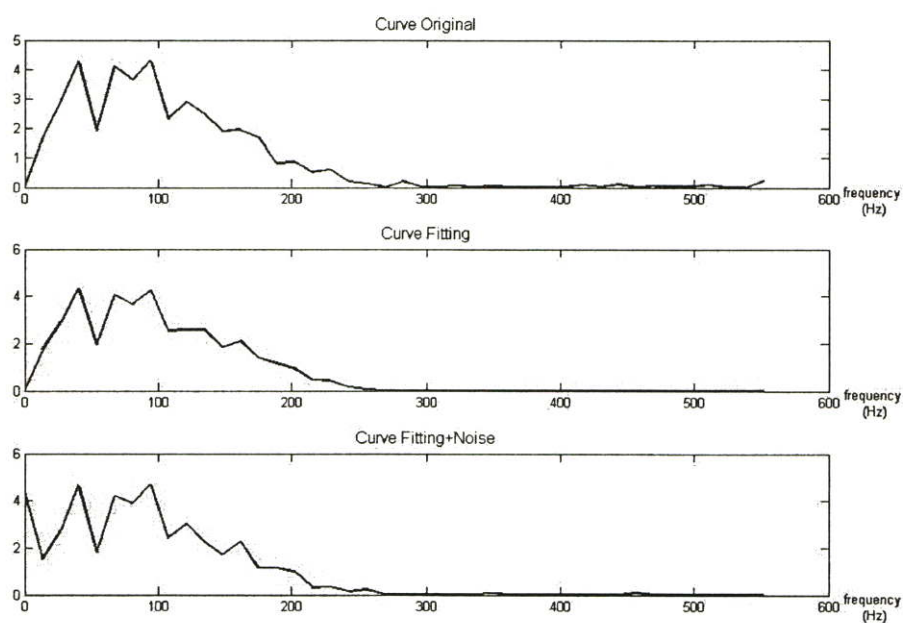


(ข)

รูปที่ 4.28 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 822
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 822



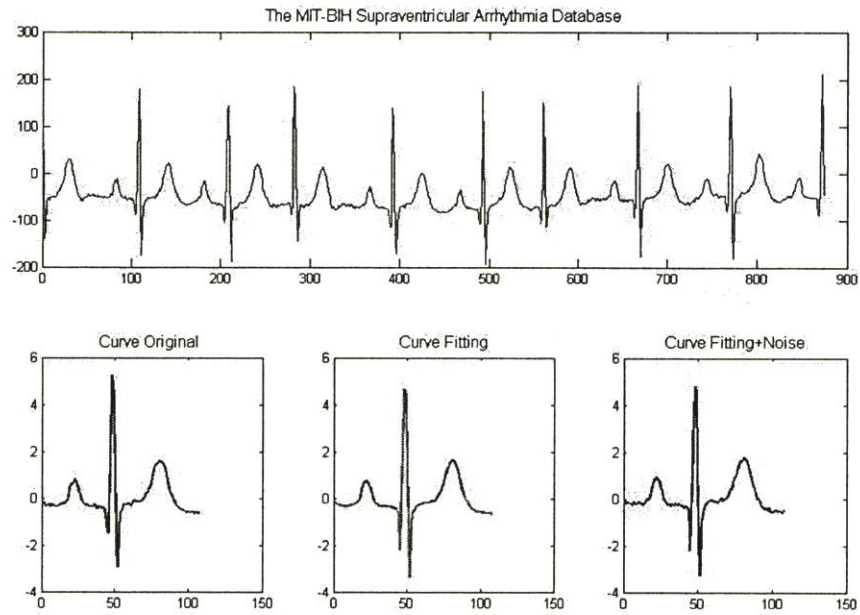
(ก)



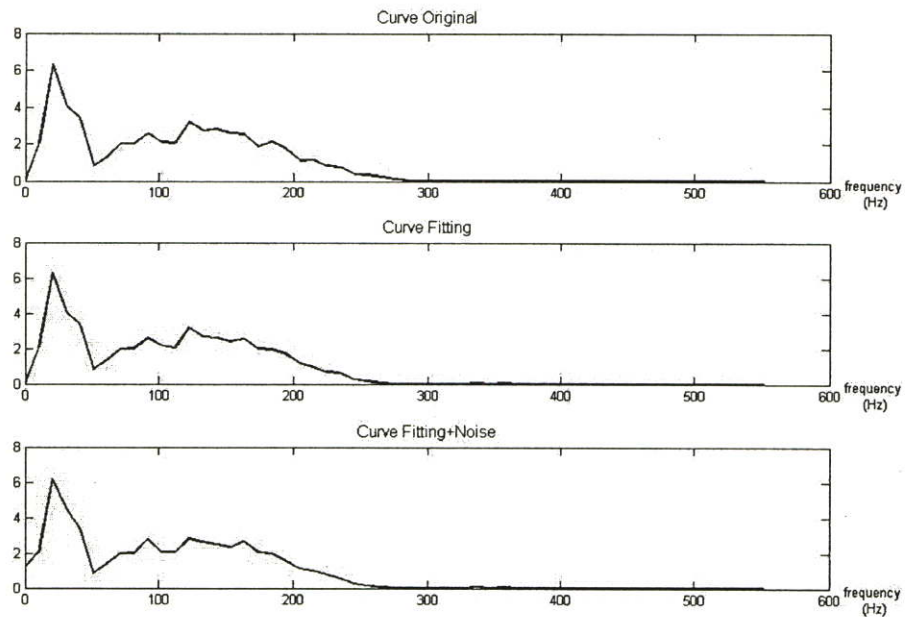
(ข)

รูปที่ 4.29 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 823

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 823



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.30 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 824
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 824

ตารางที่ 4.3 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและค่าดีกรีในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/svdb/>) ในแต่ละข้อมูล

ECG	PRD ERROR	DEGREE						
		Interval1	Interval2	Interval3	Interval4	Interval5	Interval6	Interval7
800	7.484989	4	4	4	6	4	5	4
802	8.511155	4	4	4	5	4	5	4
803	8.219747	3	4	3	4	3	4	3
804	9.754448	4	4	4	4	6	4	4
805	4.190672	3	3	7	5	5	3	3
806	9.158582	4	5	4	7	4	6	4
807	9.5042241	3	4	3	8	4	6	4
808	3.733204	4	4	6	3	4	4	4
809	11.1335463	3	4	3	8	3	6	3
810	2.701771	3	4	3	8	3	6	3
812	8.0974361	3	4	3	7	3	6	3
820	15.741285	3	4	3	7	3	6	3
821	12.408116	3	4	3	7	3	6	3
822	12.637047	3	4	3	7	3	6	3
823	16.43399	3	4	3	7	3	6	3
824.	13.577727	3	4	3	7	3	6	3

ตารางที่ 4.4 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/svdb/>) ในแต่ละข้อมูล

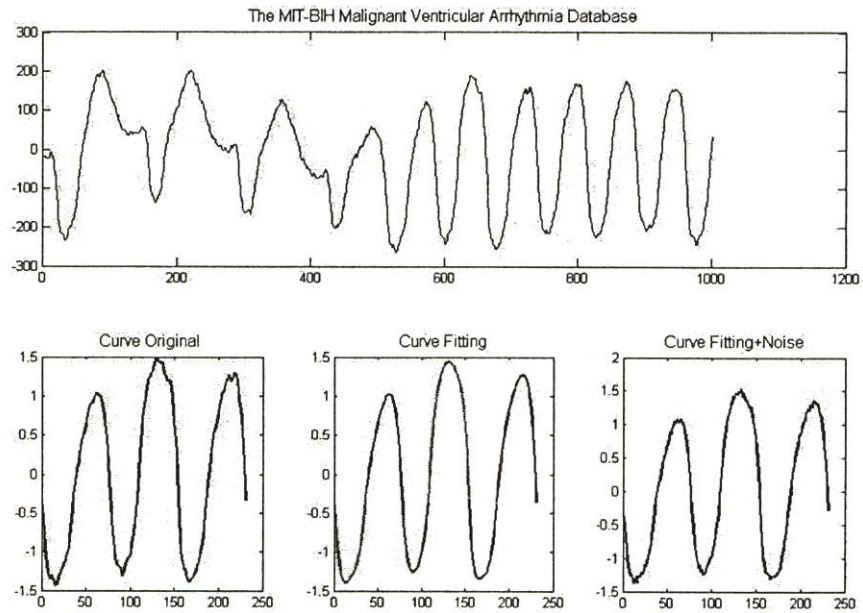
ECG	Start time	End Time	Start Sample#	End Sample#	Type	
800	0:46.093	0:55.632	5900	7121	S	Signal 0
802	0:17.687	0:27.242	2264	3487	V	Signal 0
803	0:24.796	0:33.296	3174	4262	V	Signal 0
804	0:06.531	0:13.171	836	1686	V	Signal 0
805	0:06.601	0:12.750	747	1632	V	Signal 0
806	2:07.898	2:13.906	16371	17140	S	Signal 0
807	0:27.007	0:34.742	3457	4447	S	Signal 0
808	13:49.234	13:58.328	106142	107306	V	Signal 0
809	13:55.398	14:02.601	106931	107853	S	Signal 0
810	0:32.750	0:39.843	4192	5100	V	Signal 0
812	0:00.750	0:09.820	96	1257	V	Signal 0
820	0:00.382	0:05.843	49	748	S	Signal 0
821	0:00.968	0:06.726	124	861	S	Signal 0
822	0:00.367	0:07.312	47	936	S	Signal 0
823	0:08.304	0:13.671	1063	1750	S	Signal 0
824	0:00.460	0:07.281	59	932	S	Signal 0

หมายเหตุ*

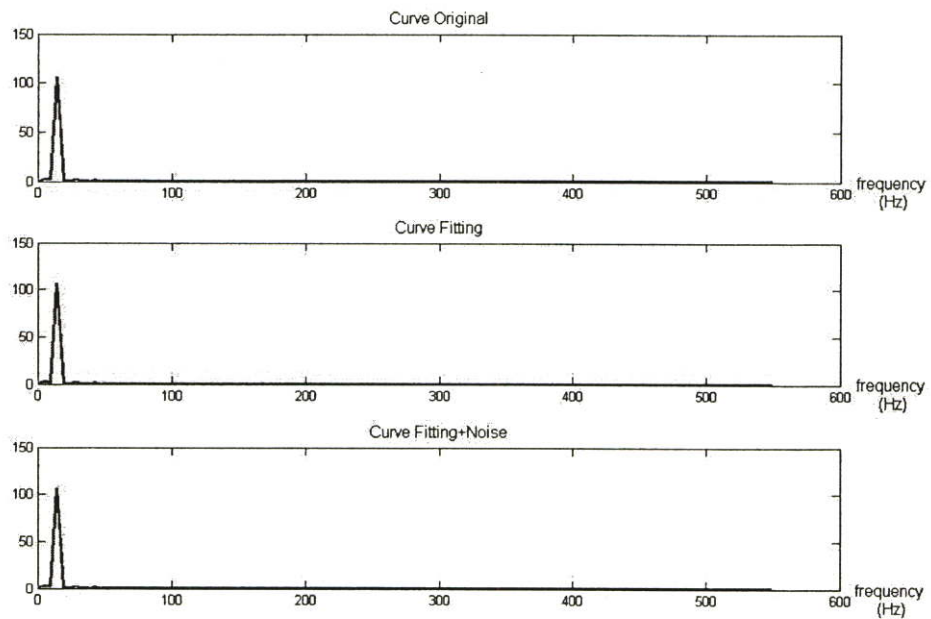
S = Supraventricular premature or ectopic beat (atrial or nodal)

V = Premature ventricular contraction

4.3 The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database



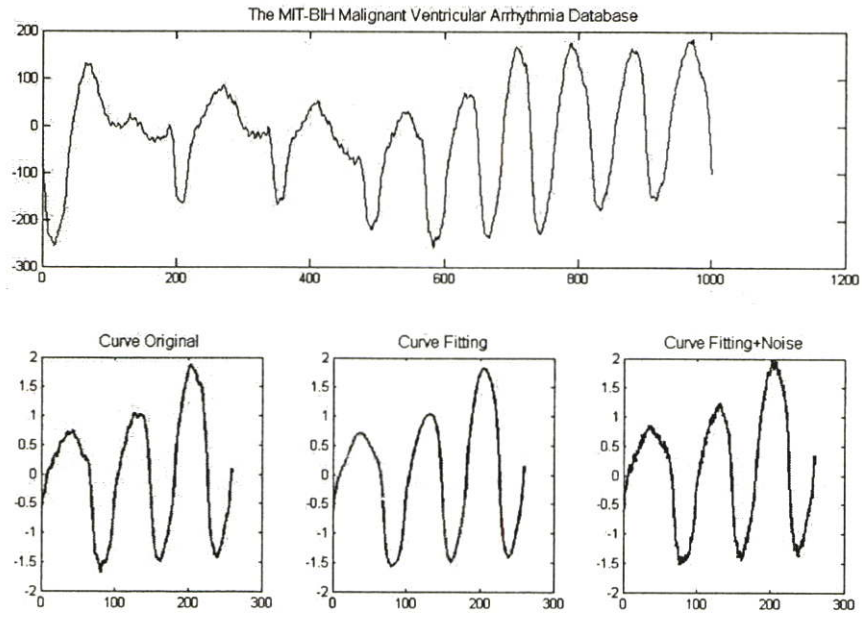
(ก)



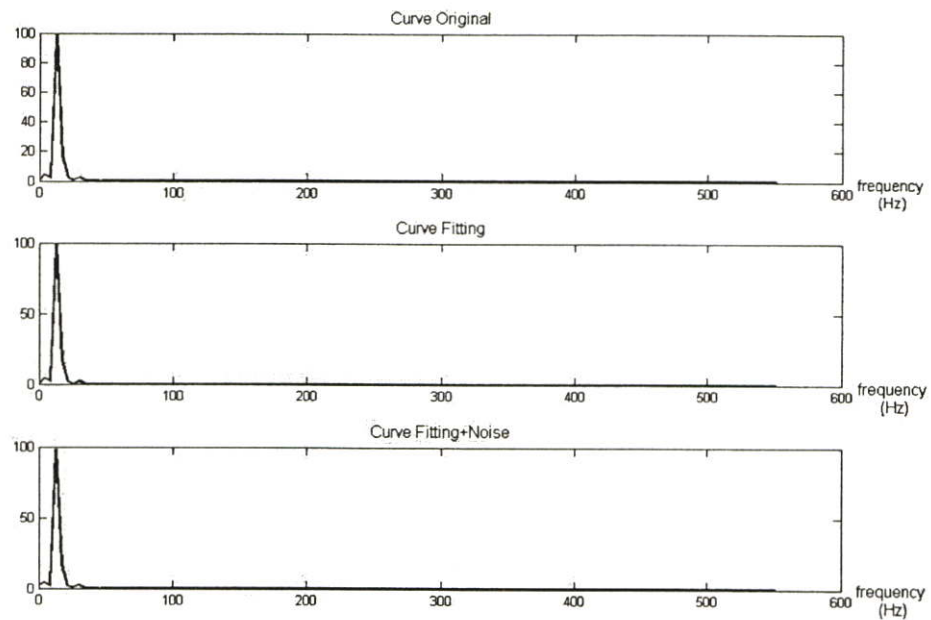
(ข)

รูปที่ 4.31 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 418

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 418



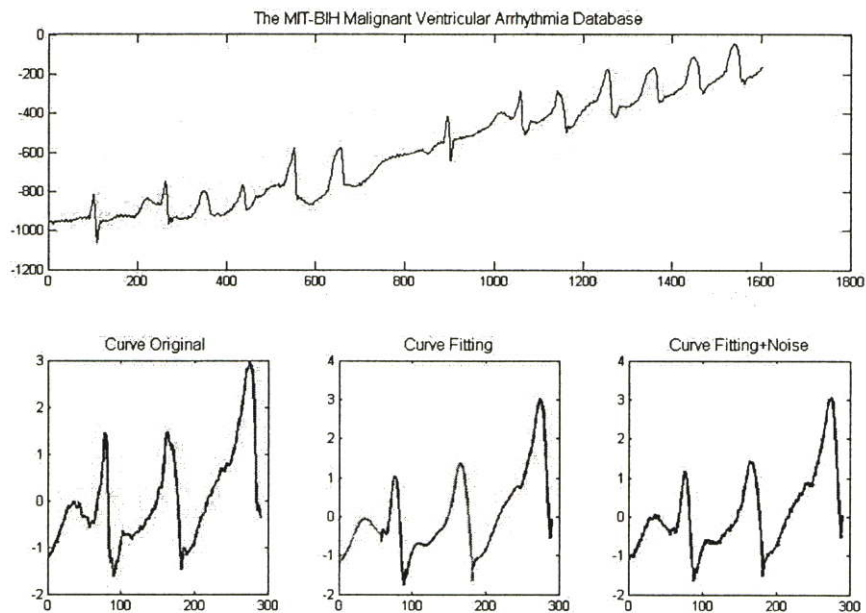
(ก)



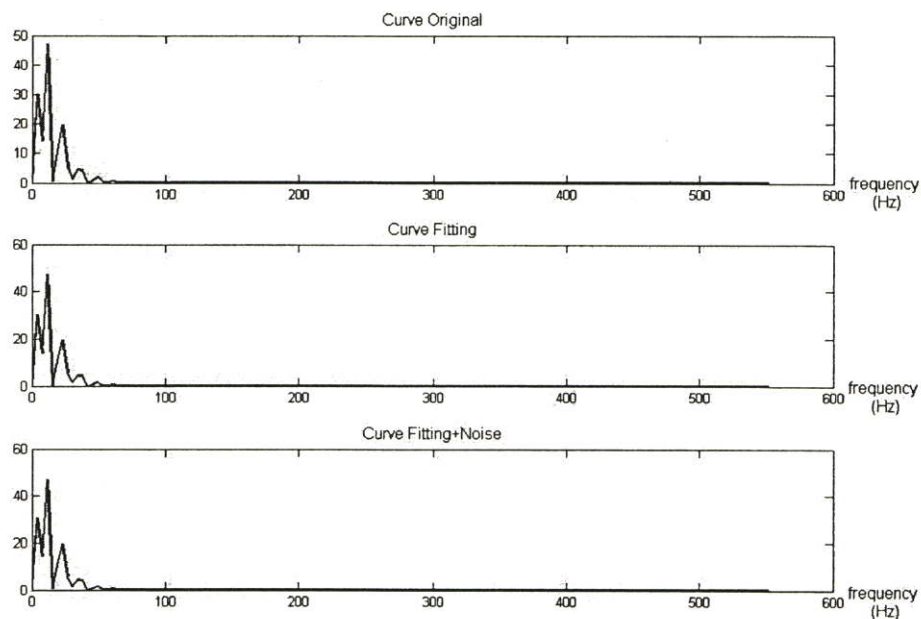
(ข)

รูปที่ 4.32 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 419

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 419



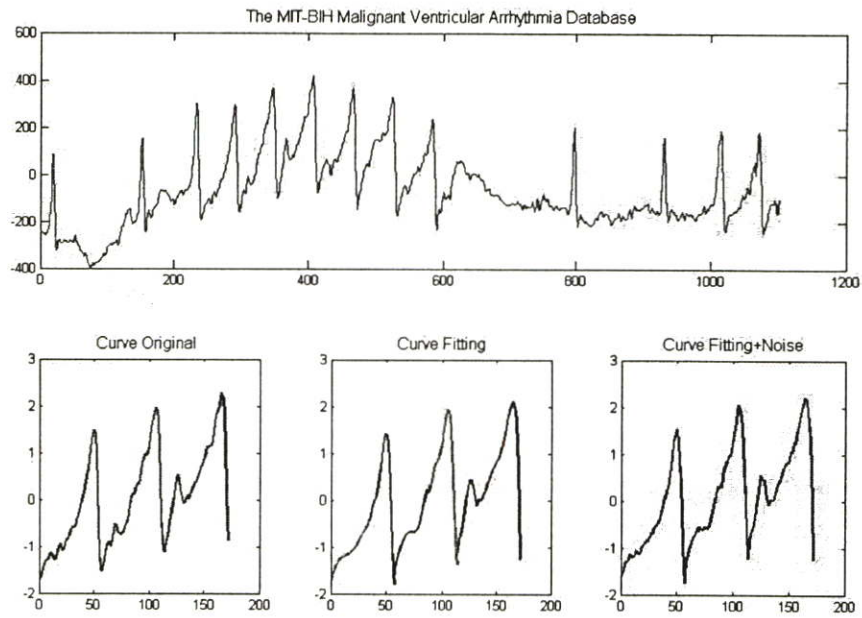
(ก)



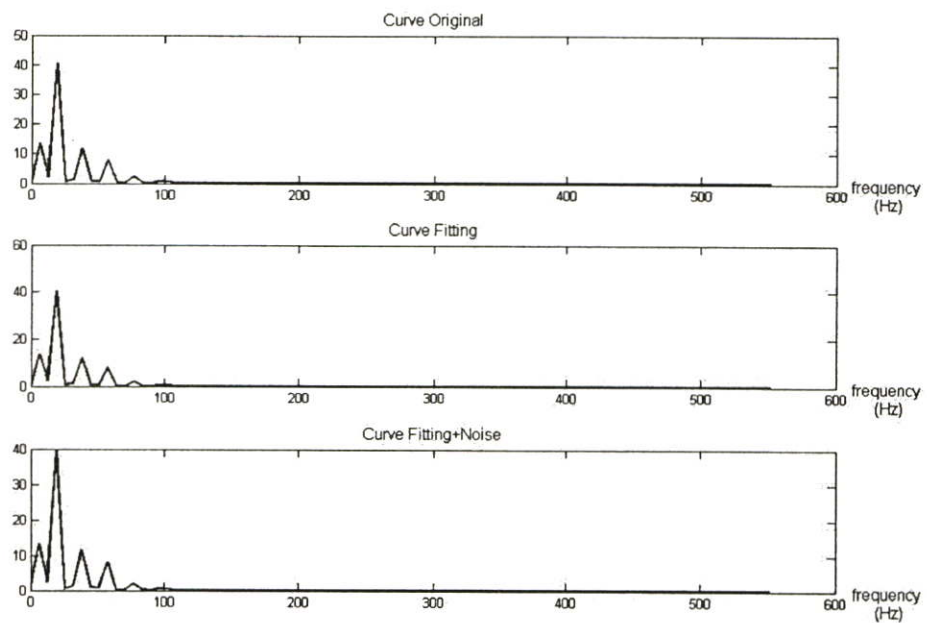
(ข)

รูปที่ 4.33 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 420

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 420



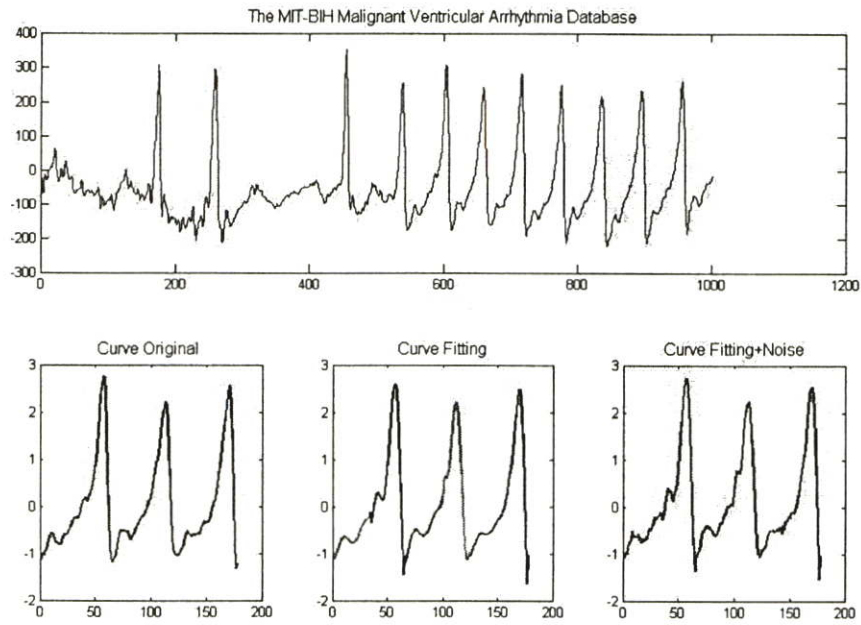
(ก)



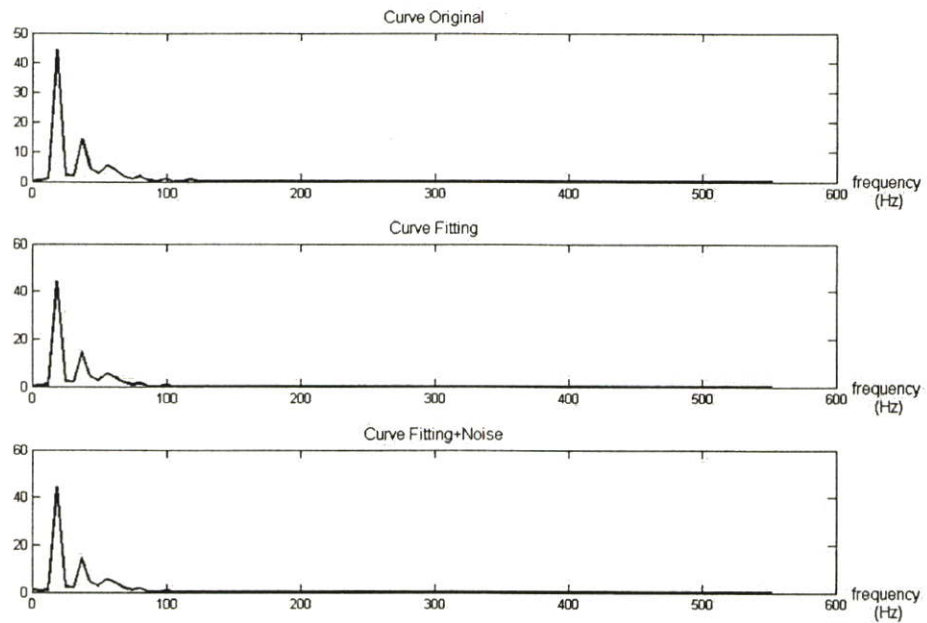
(ข)

รูปที่ 4.34 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 421

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 421



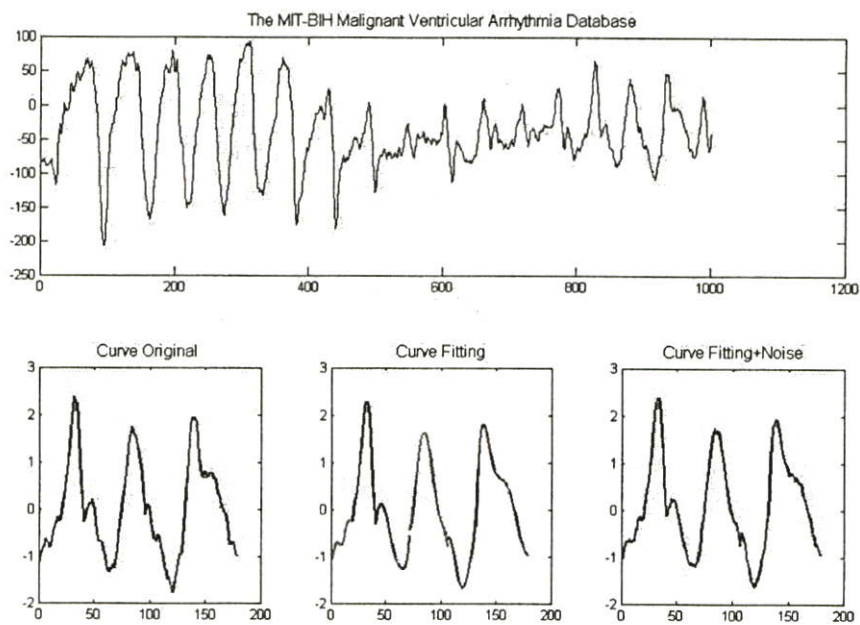
(ก)



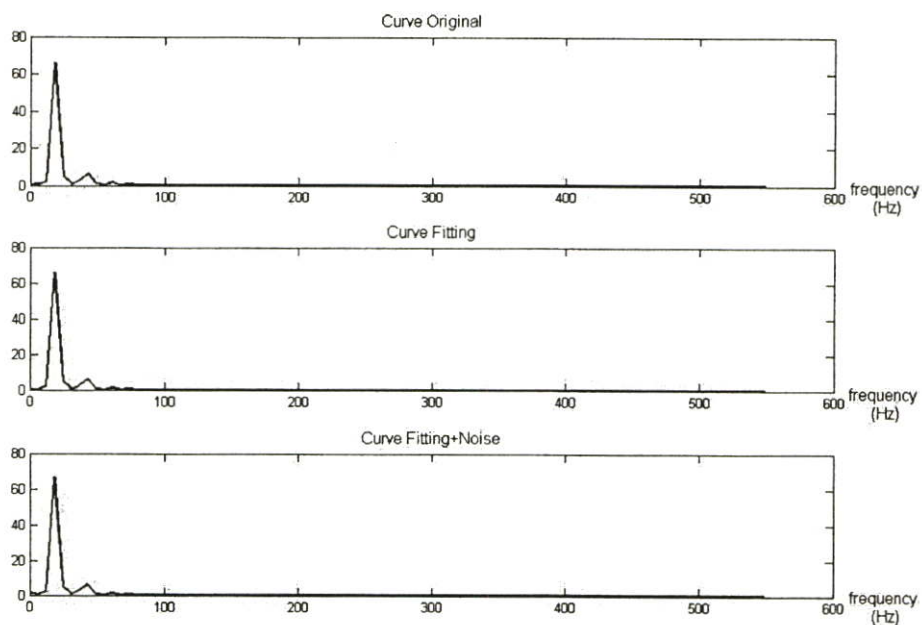
(ข)

รูปที่ 4.35 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 422

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 422



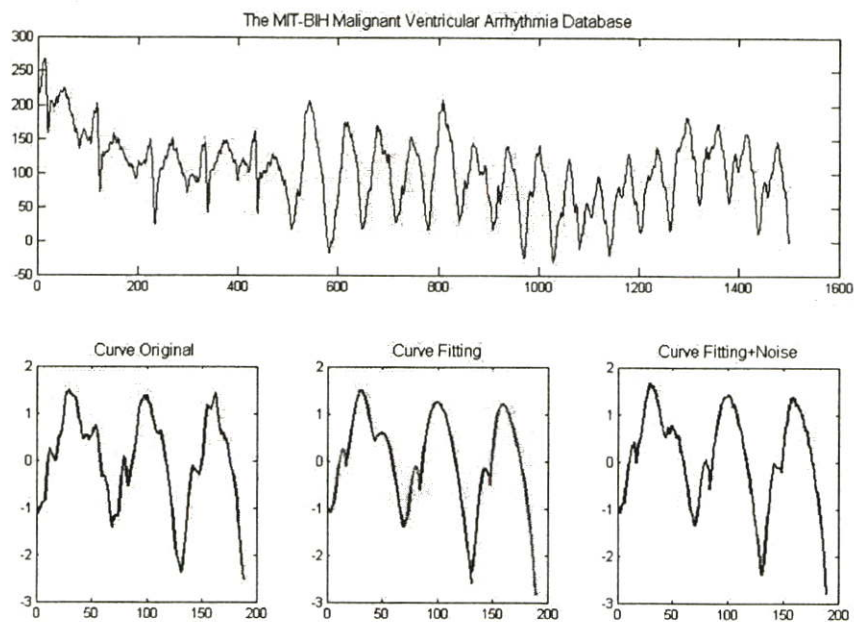
(ก)



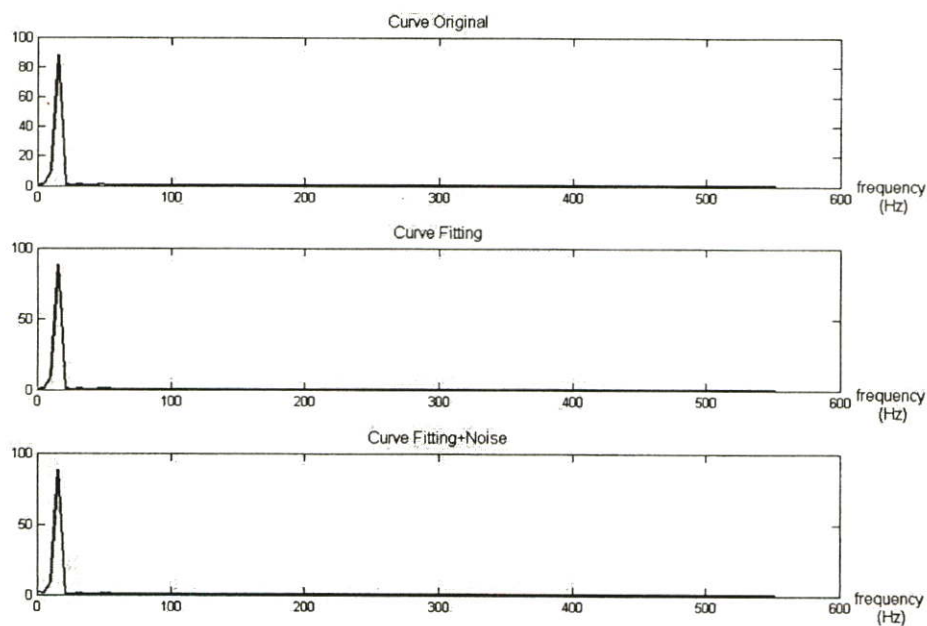
(ข)

รูปที่ 4.36 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 423

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 423



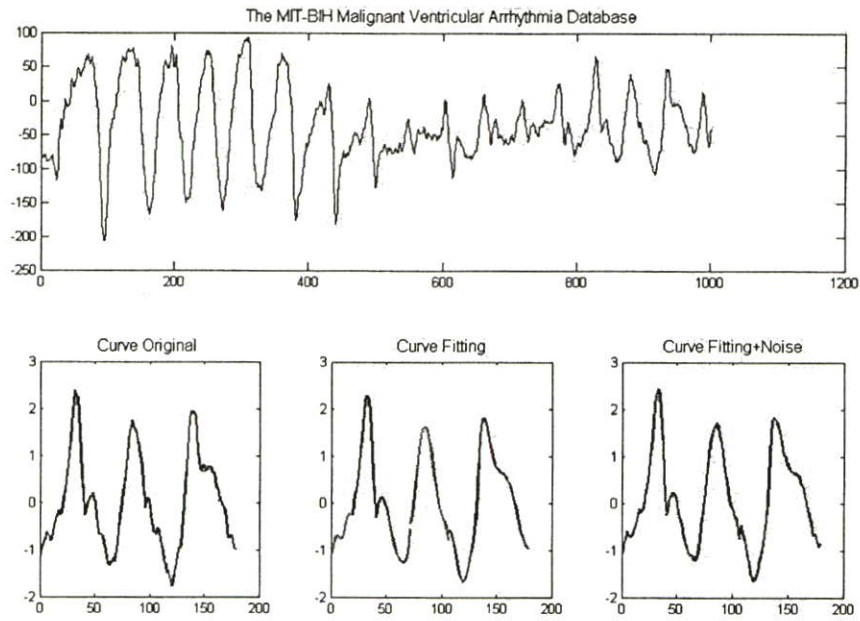
(ก)



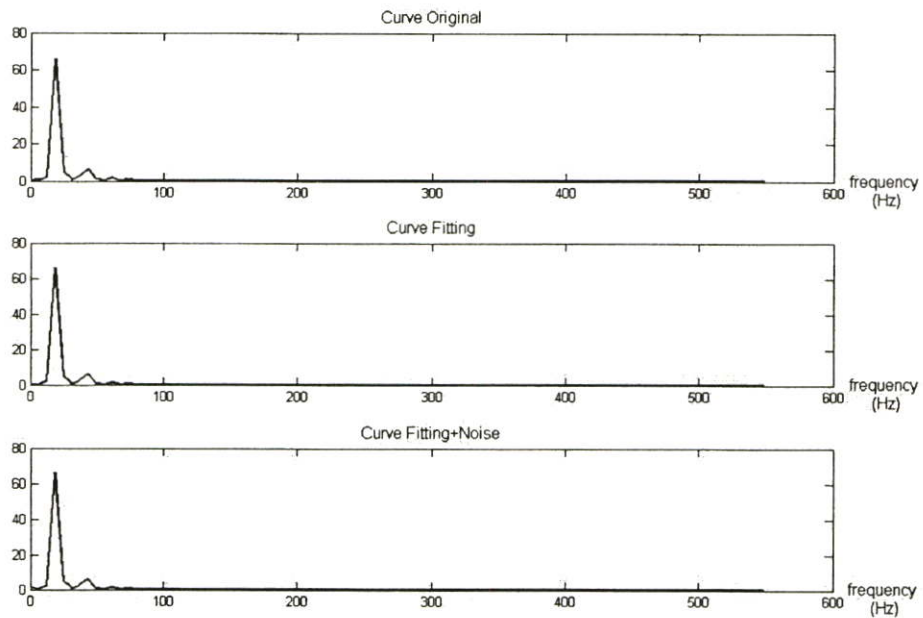
(ข)

รูปที่ 4.37 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 424

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 424



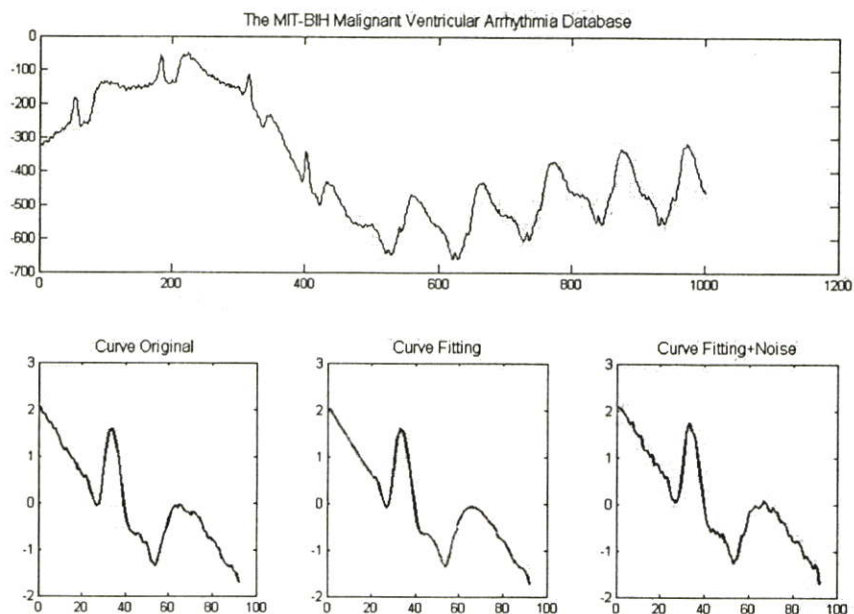
(ก)



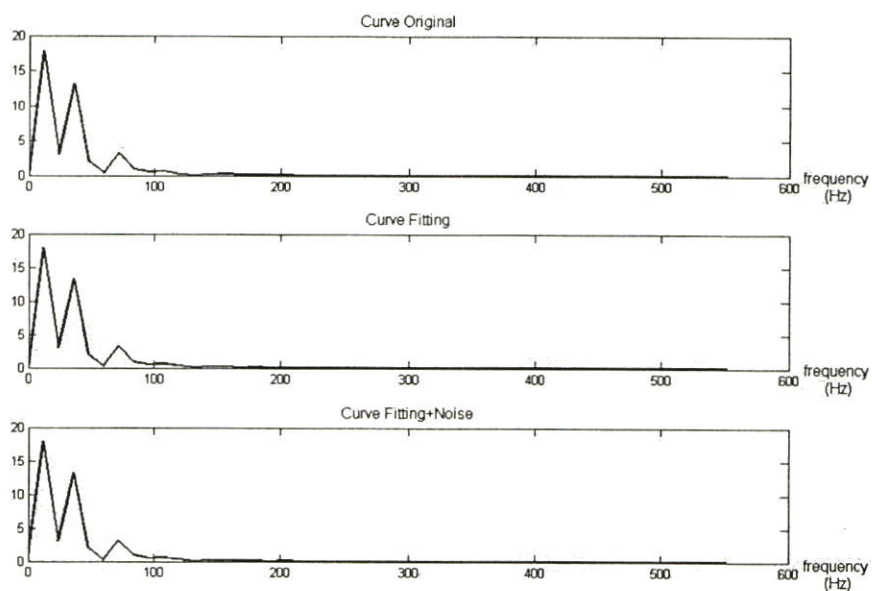
(ข)

รูปที่ 4.38 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 425

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 425



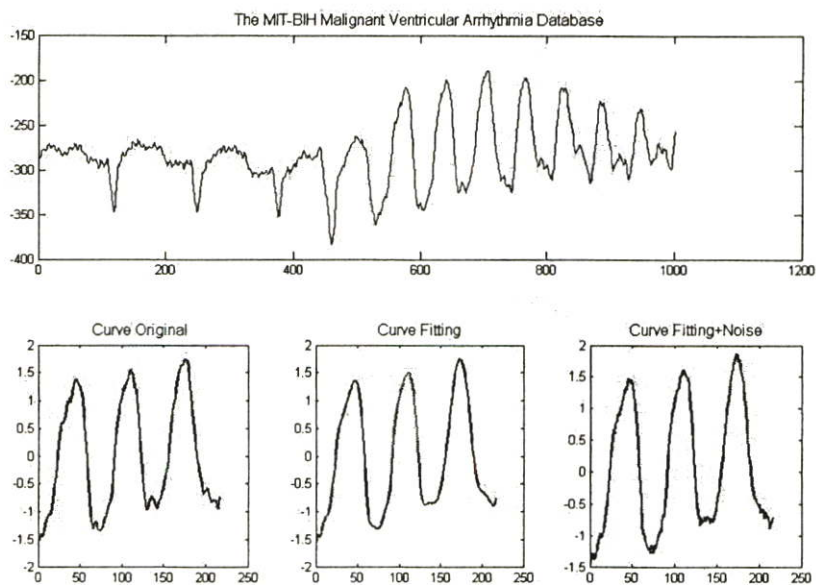
(ก)



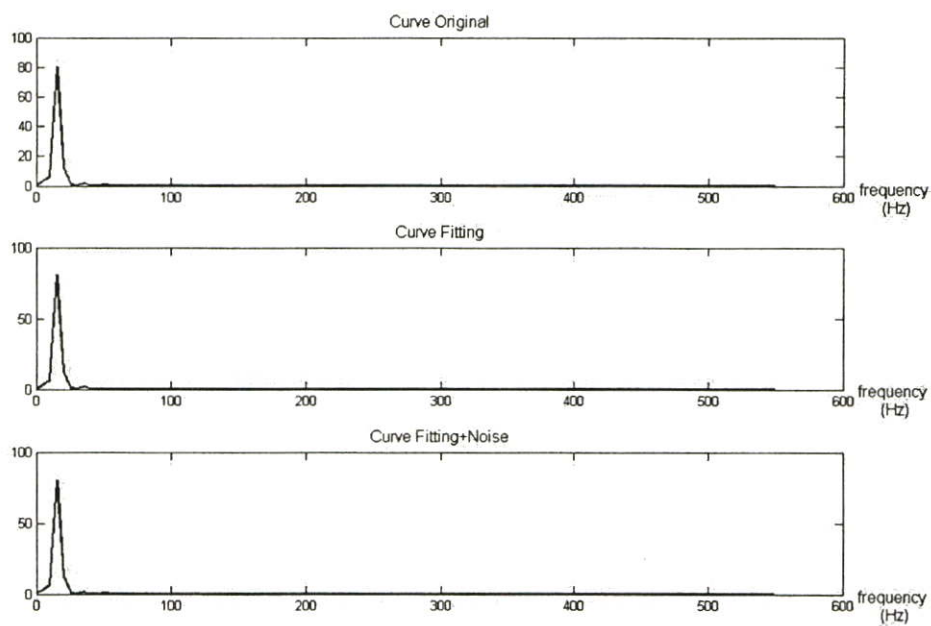
(ข)

รูปที่ 4.39 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 426

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 426



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.40 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 429

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 429

ตารางที่ 4.5 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและค่าดีกรีในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Databas(<http://www.physionet.org/physiobank/database/vfdb/>) ในแต่ละข้อมูล

ECG	PRD	DEGREE						
	ERROR	Interval1	Interval2	Interval3	Interval4	Interval5	Interval6	Interval7
418.dat	3.132220	6	6	6	6	6	6	
419.dat	8.1374136	6	6	6	6	6	6	
420.dat	12.609196	6	6	6	6	6	6	
421.dat	7.183294	6	6	6	6	6	6	
422.dat	10.676053	6	6	6	6	6	6	
423.dat	10.284851	6	6	6	6	6	6	
424.dat	9.804890	4	4	4	7	7	4	4
425.dat	10.284851	6	6	6	6	6	6	
426.dat	7.592192	6	6	6	6	6	6	
429.dat	1.6159887	6	6	6	6	6	6	

ตารางที่ 4.6 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Databas(<http://www.physionet.org/physiobank/database/vfdb/>) ในแต่ละข้อมูล

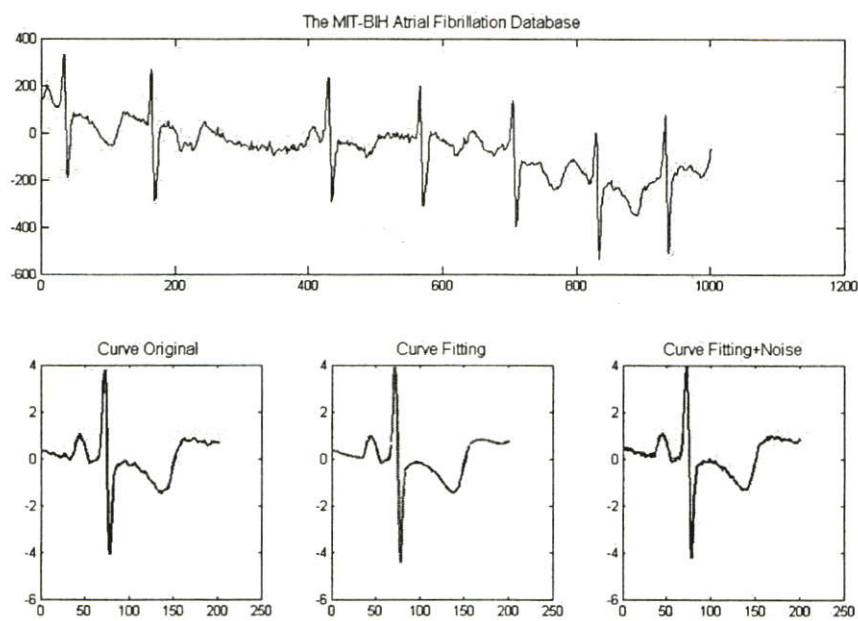
ECG	Start time	End time	Start Sample#	End Sample#	Type	
418.dat	6:38.496	-	99124	100124	VFL	Signal 0
419.dat	0:40.804	-	9701	10701	VFL	Signal 0
420.dat	23:50.152	-	356853	357853	VT	Signal 0
421.dat	15:17.304	-	229926	230826	VT	Signal 0
422.dat	22:12.844	-	332711	333711	VT	Signal 0
423.dat	14:58.460	-	224115	225115	VT	Signal 0
424.dat	24:35.844	-	398461	369461	VFL	Signal 0
425.dat	15:29.612	-	231903	232903	VT	Signal 0
426.dat	27:47.844	-	416461	417461	VT	Signal 0
429.dat	6:42.536	-	100134	101134	VT	Signal 0

หมายเหตุ*

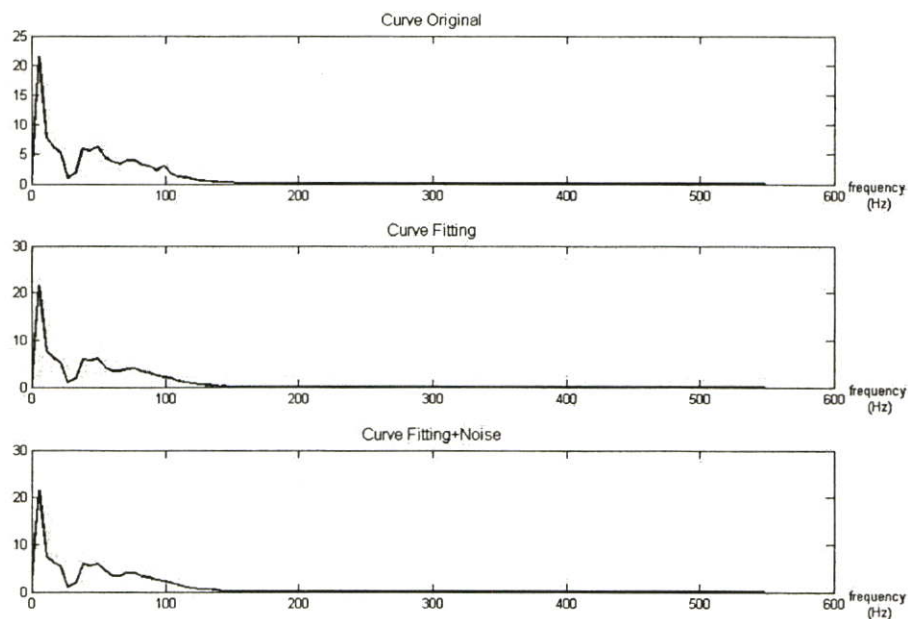
VT = Ventricular tachycardia

VFL = Ventricular flutter

4.4 The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database



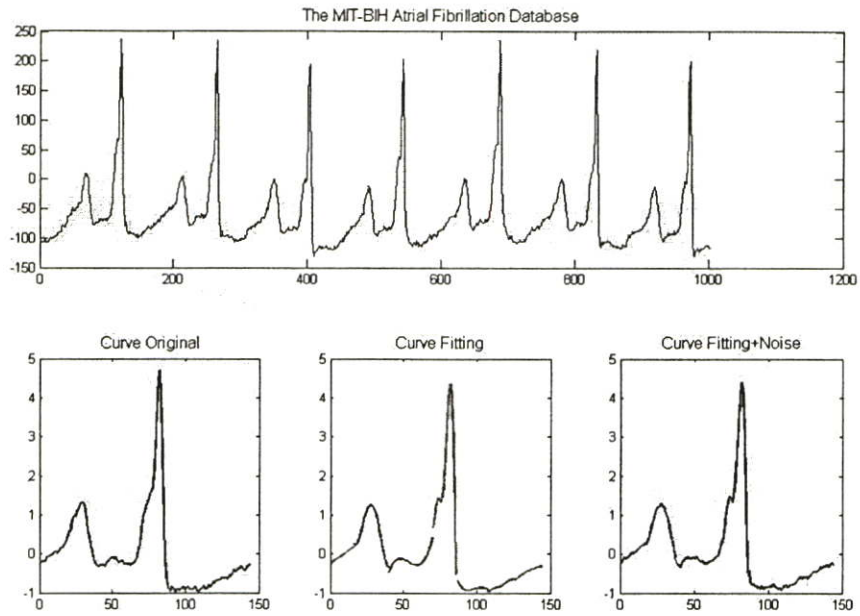
(ก)



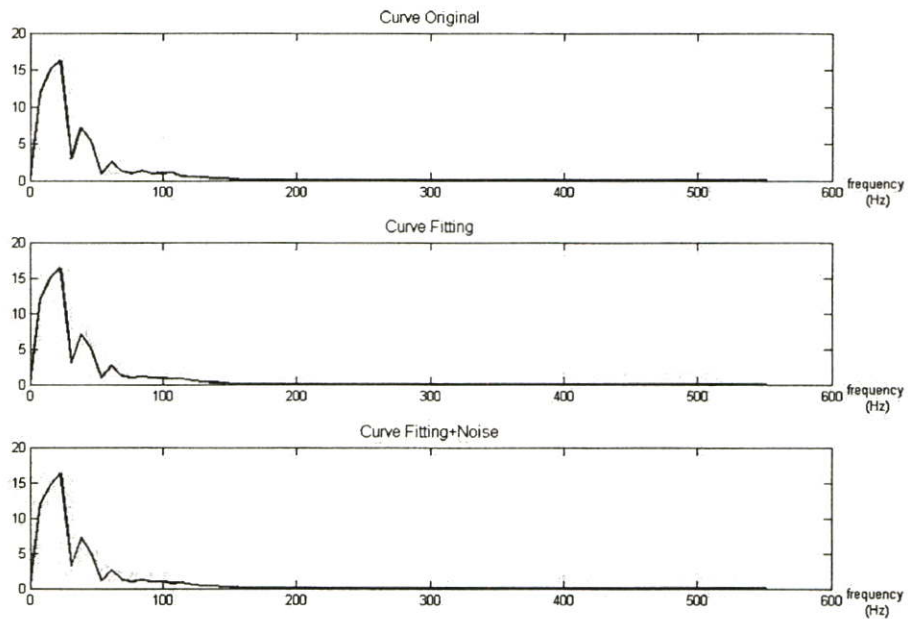
(ข)

รูปที่ 4.41 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04015

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04015



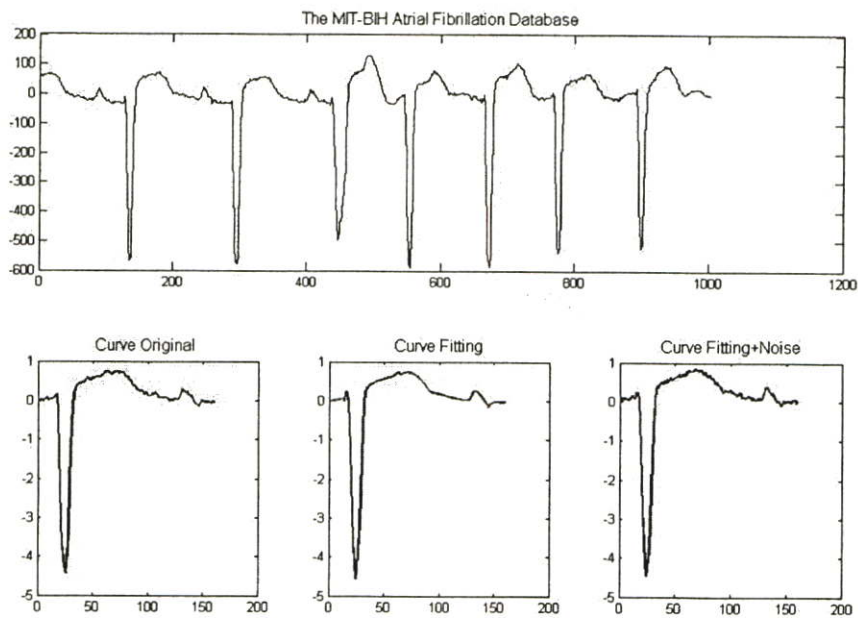
(ก)



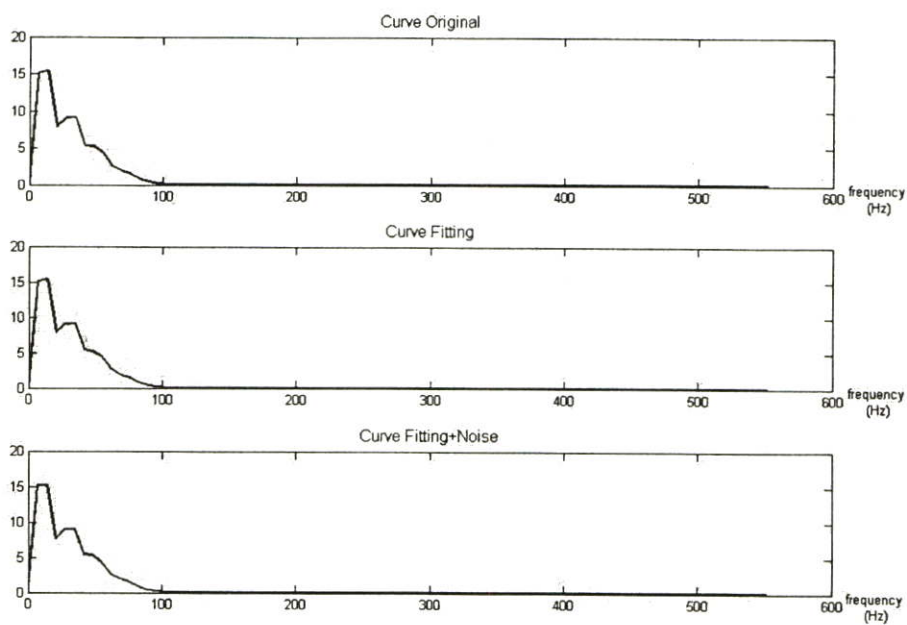
(ข)

รูปที่ 4.42 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04043

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04043

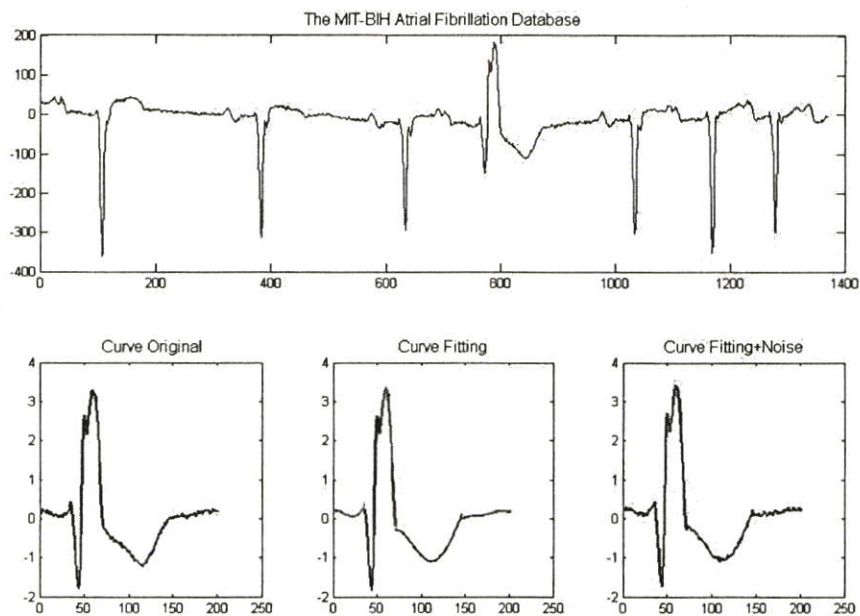


(ก)

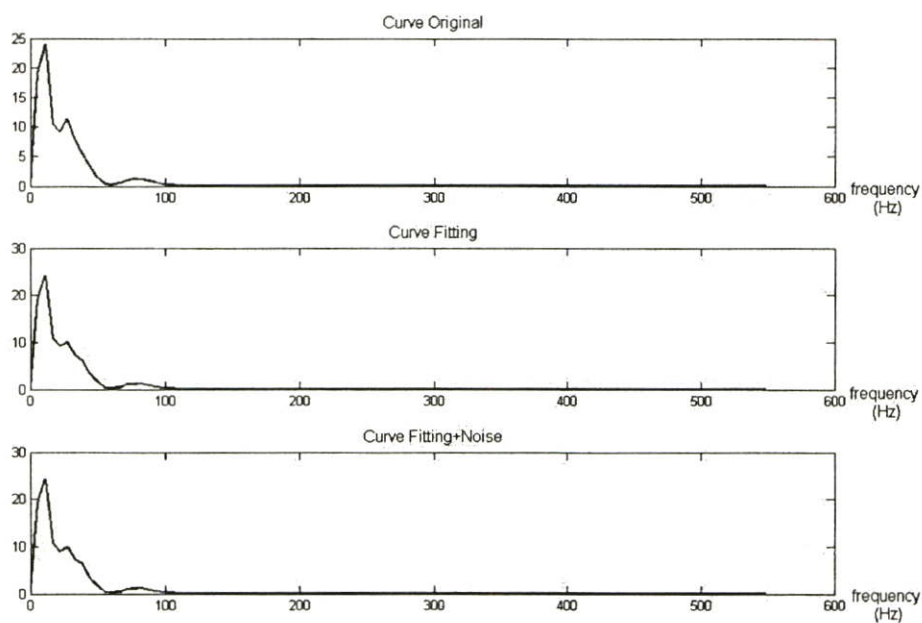


(ข)

รูปที่ 4.43 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04908
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04908

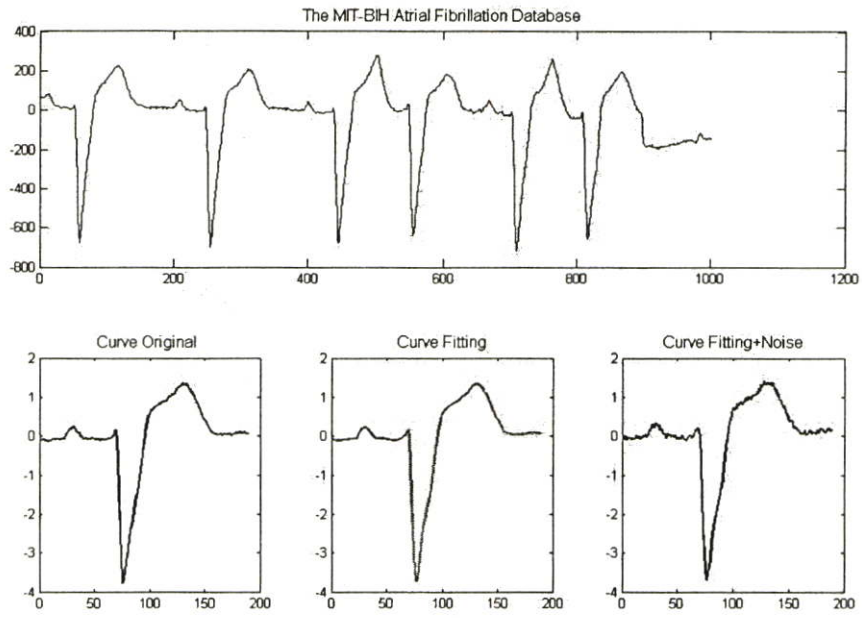


(ก)

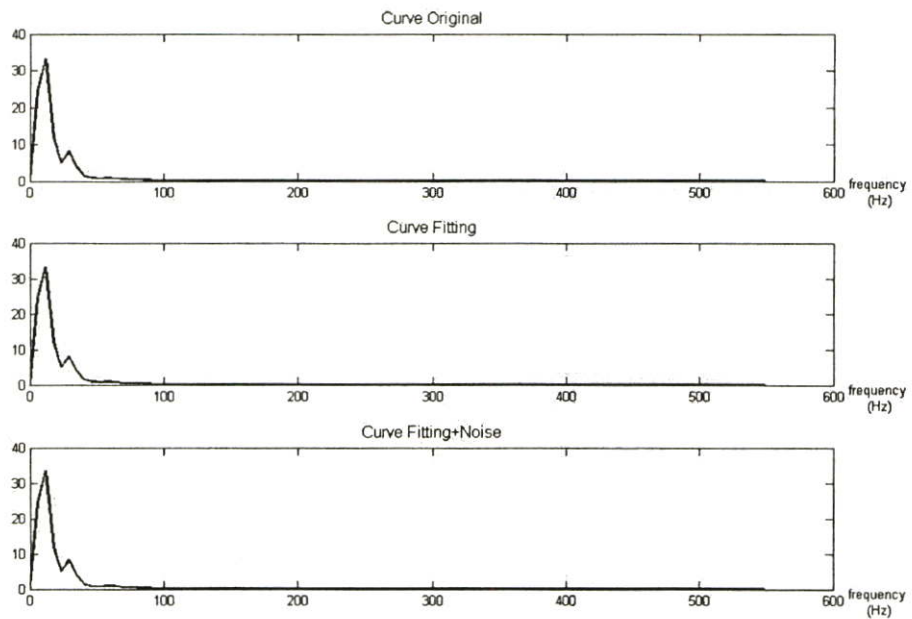


(ข)

รูปที่ 4.44 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04936
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 04936



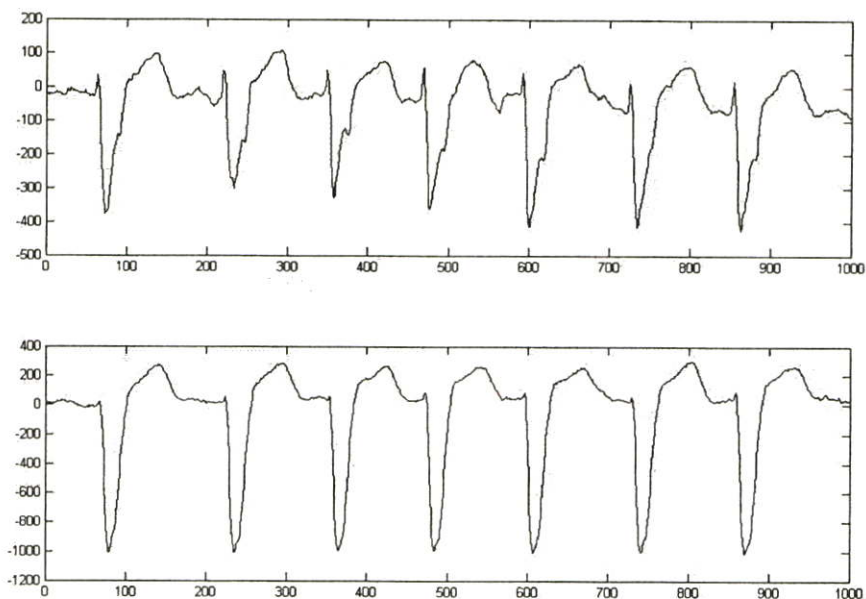
(ก)



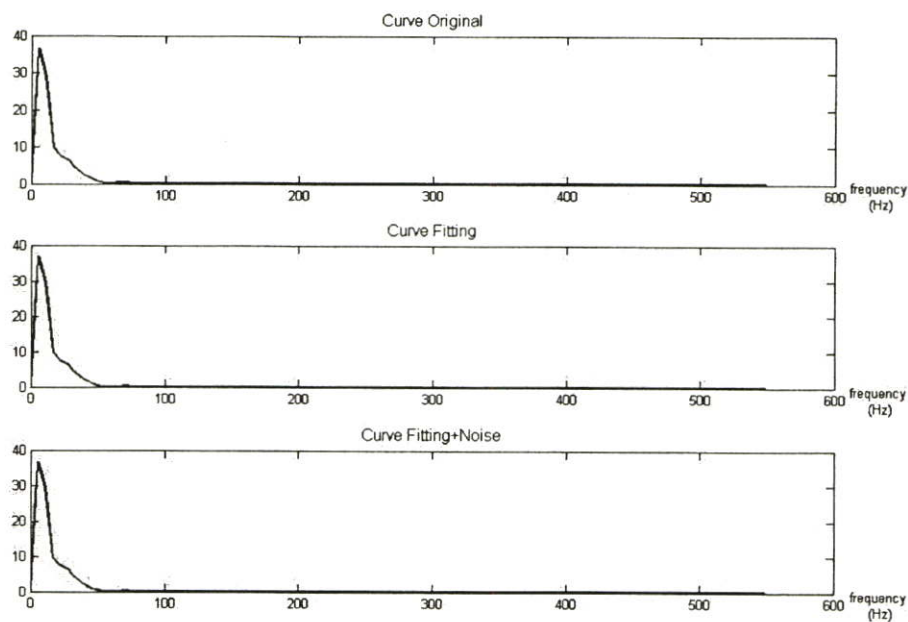
(ข)

รูปที่ 4.45 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 05121

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 05121



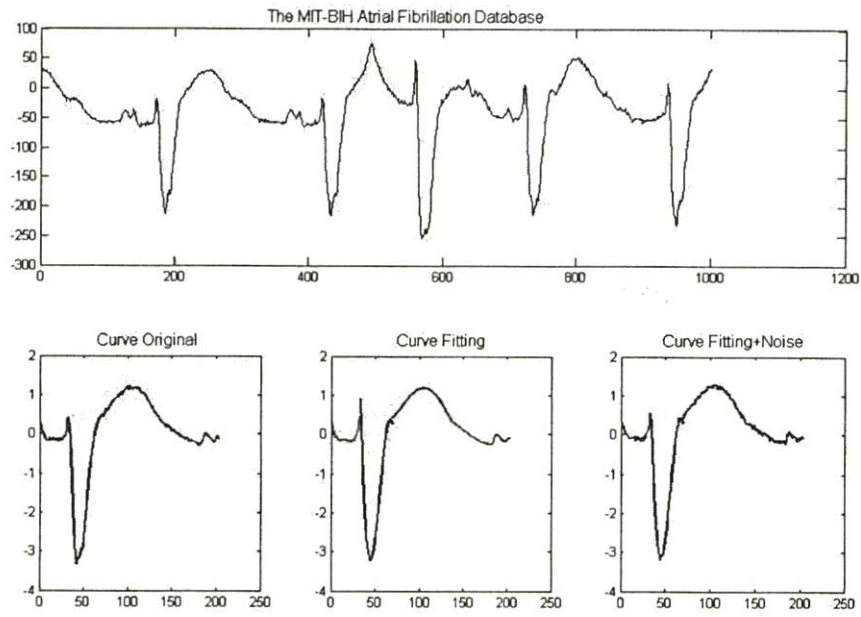
(ก)



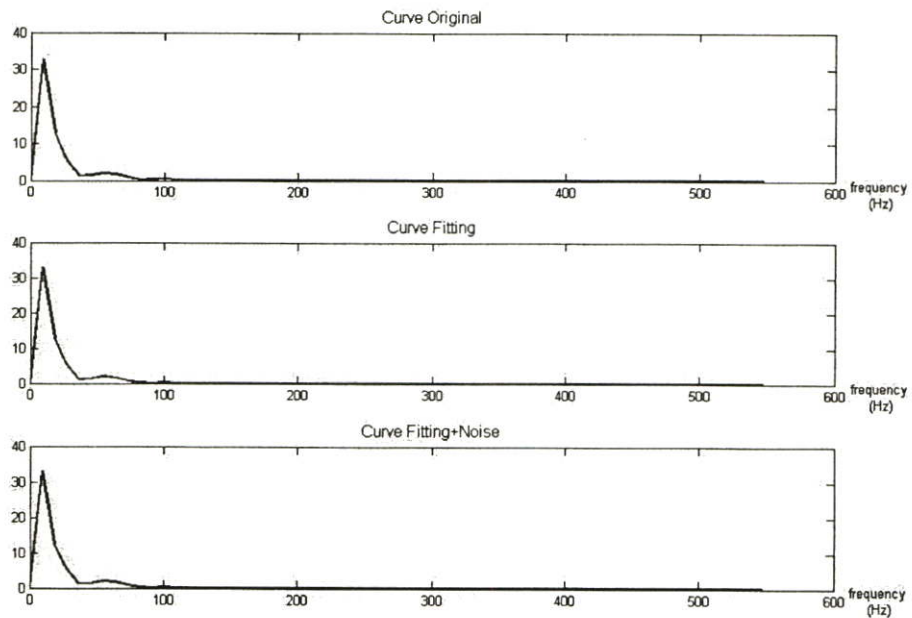
(ข)

รูปที่ 4.46 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06426

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06426

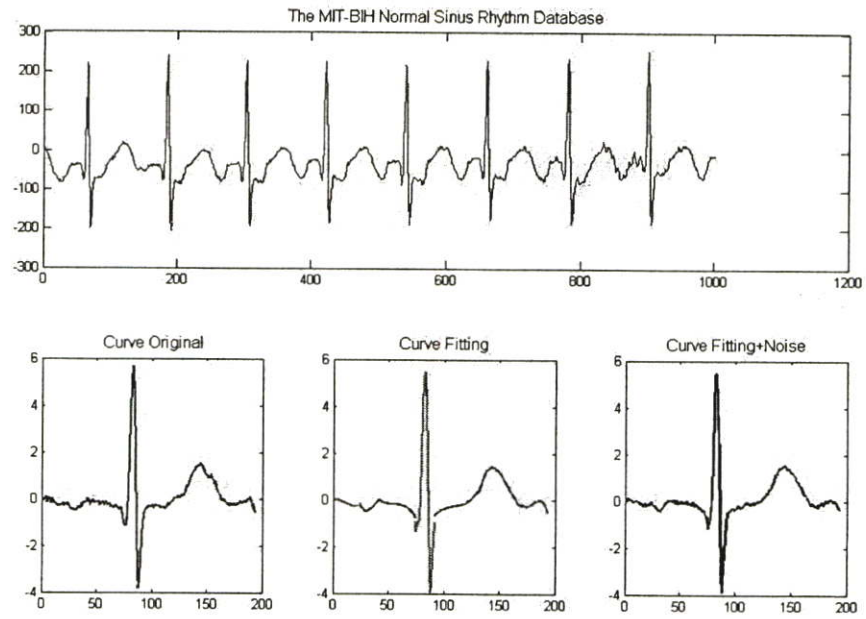


(ก)

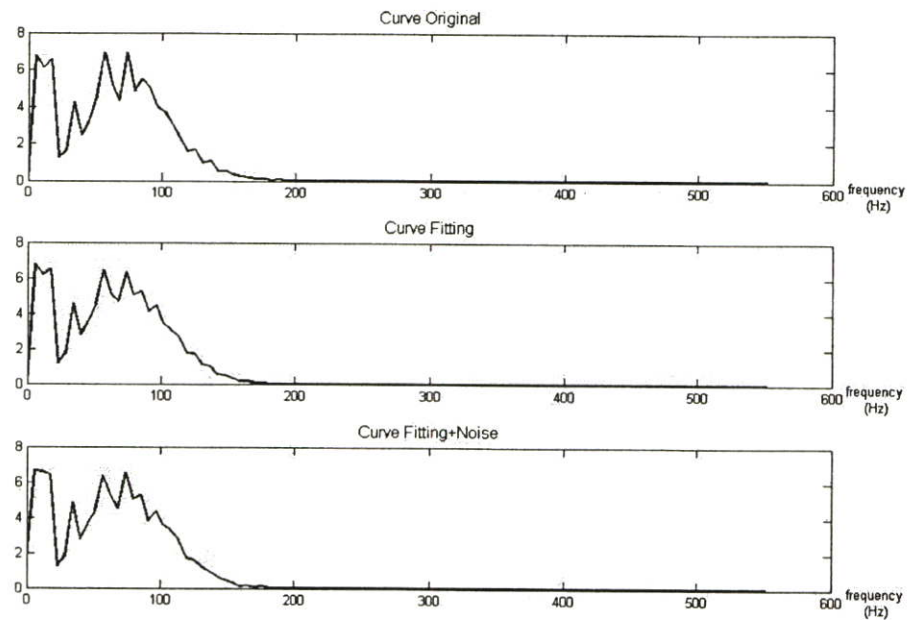


(ข)

รูปที่ 4.47 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06453
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06453



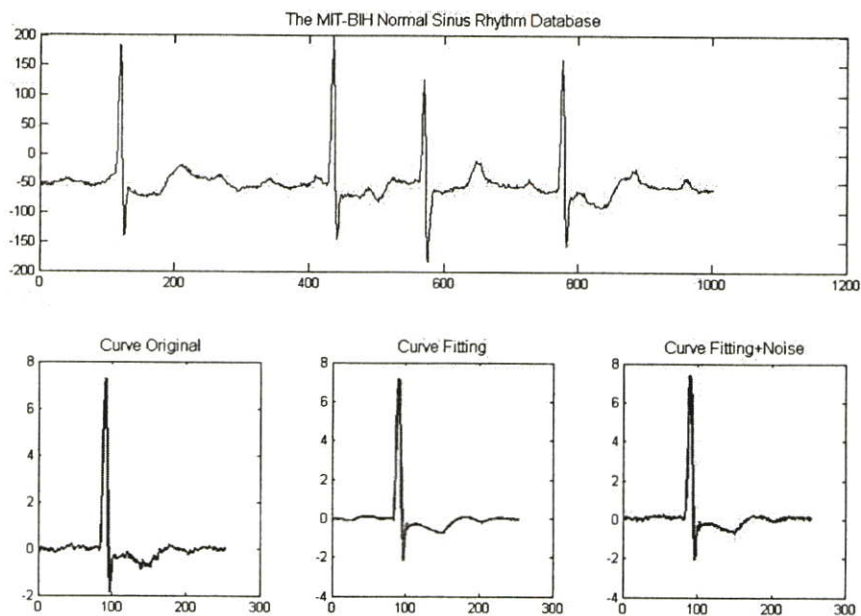
(ก)



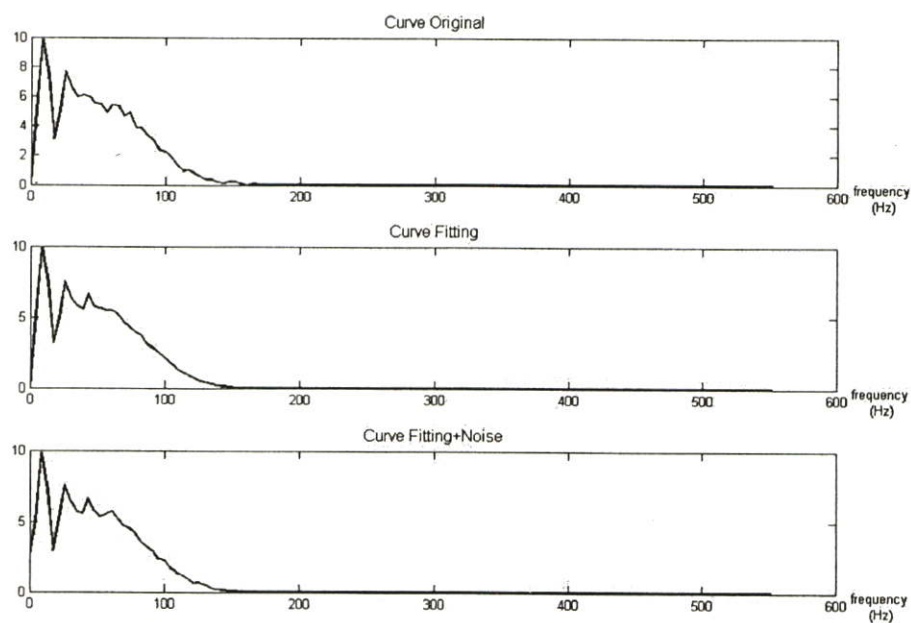
(ข)

รูปที่ 4.48 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06995

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 06995

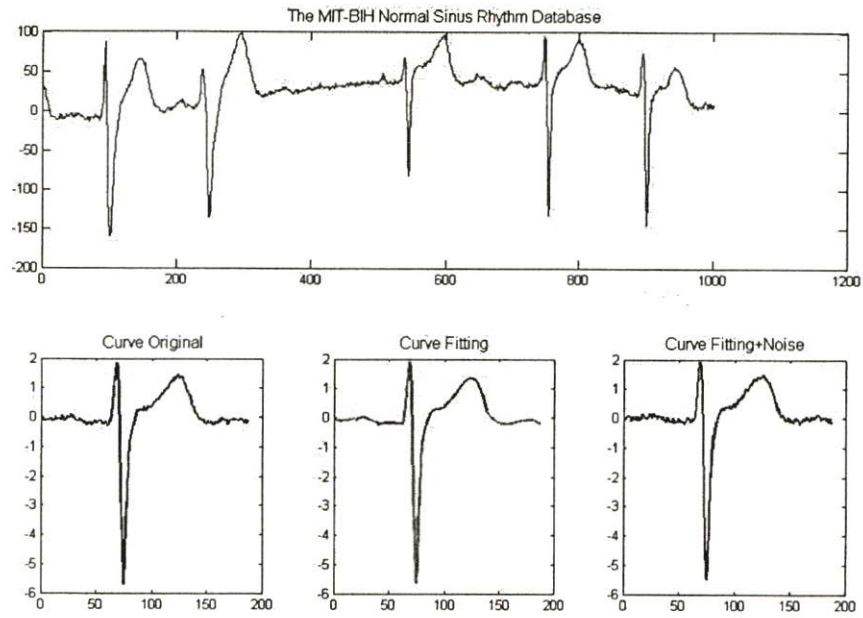


(ก)

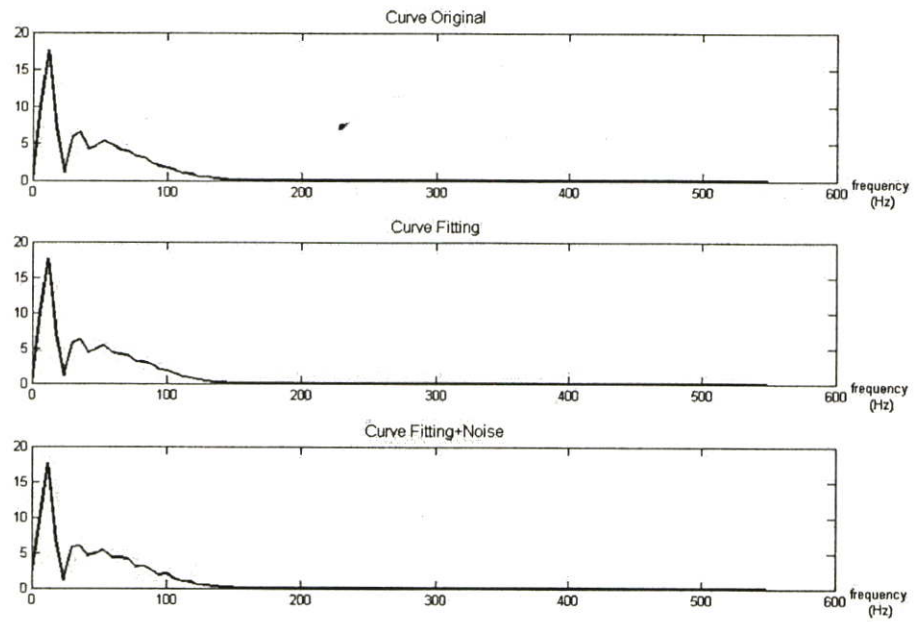


(ข)

รูปที่ 4.49 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 07910
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 07910



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.50 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 08215

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database ข้อมูลที่ 08215

ตารางที่ 4.7 แสดงข้อมูลผู้ป่วยและค่าดีกรีในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/afdb/>) ในแต่ละข้อมูล

ECG	PRD ERROR	DEGREE						
		Interval1	Interval2	Interval3	Interval4	Interval5	Interval6	Interval7
04015.dat	9.394565	3	4	3	7	3	6	3
04043.dat	9.026852	3	4	3	7	3	6	3
04908.dat	6.529886	3	7	3	3	3	4	3
04936.dat	9.2592047	4	4	4	4	4	4	4
05121.dat	4.1999401	3	4	3	7	3	6	3
06426.dat	4.0040615	4	4	7	4	4		
06453.dat	7.1955889	3	4	3	7	3	6	3
06995.dat	9.0676266	3	4	3	7	3	6	3
07910.dat	1.0394021	3	3	3	8	3	3	3
08215.dat	5.8767929	3	3	3	8	3	3	3

ตารางที่ 4.8 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/afdb/>) ในแต่ละข้อมูล

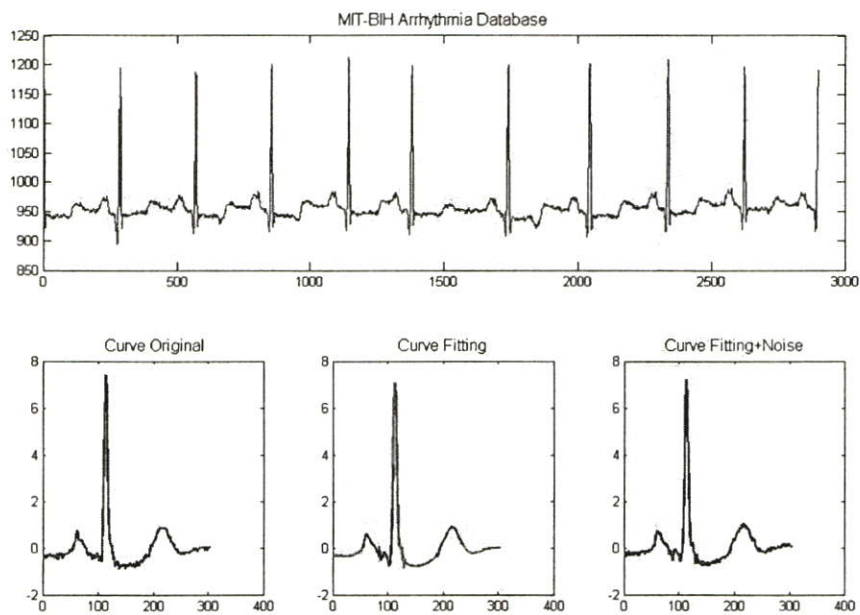
ECG	Start time	Start Sample#	End Sample#	Type	
04015	09:06:50.336	102084	103084	AFIB	Signal 0
04043	15:17:40.000	225998	226998	AFIB	Signal 0
04908	16:21:43.000	1226717	1227717	AFIB	Signal 0
04936	27:29.000	412591	413961	AFIB	Signal 0
05121	18:02:48.000	1842991	1843991	AFIB	Signal 0
06426	09:00:00.148	1	1000	AFIB	Signal 0
06453	20:50:50.000	763437	764437	AFIB	Signal 0
06995	13:32:01.000	1381607	1382607	AFL	Signal 0
07910	13:53:40.000	805884	805984	AFIB	Signal 0
08215	17:58:13.000	1774208	1775208	AFIB	Signal 0

หมายเหตุ*

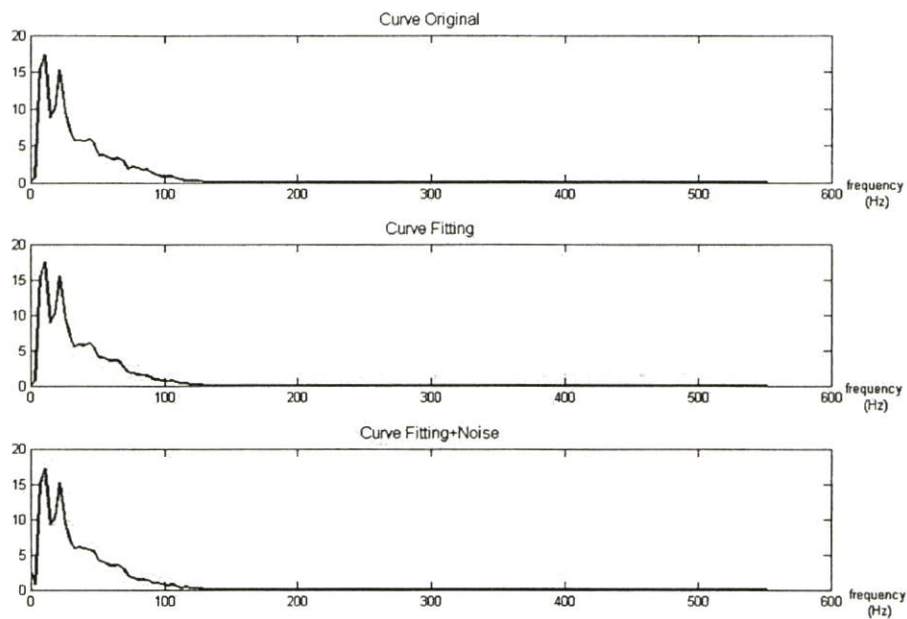
AFIB = Atrial fibrillation

AFL = Atrial flutter

4.5 MIT-BIH Arrhythmia Database



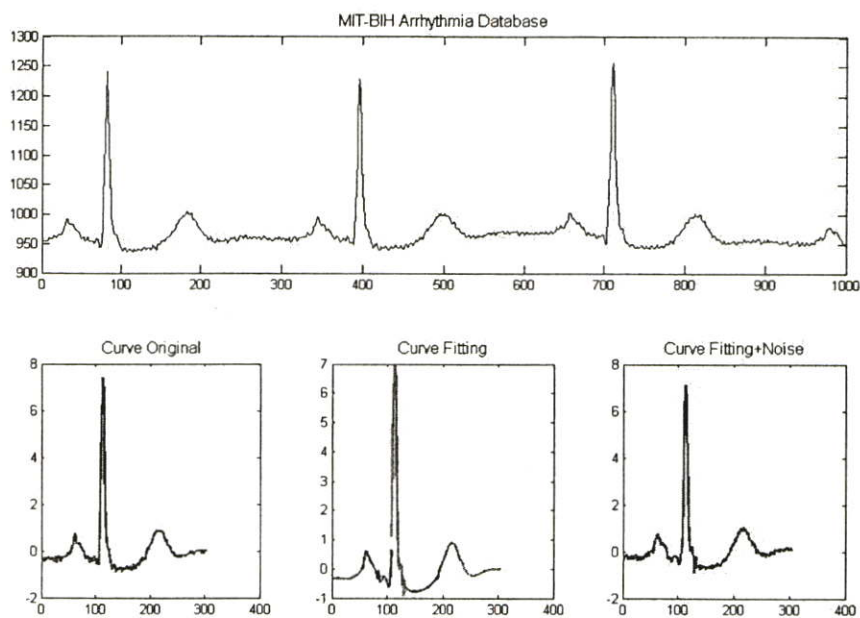
(ก)



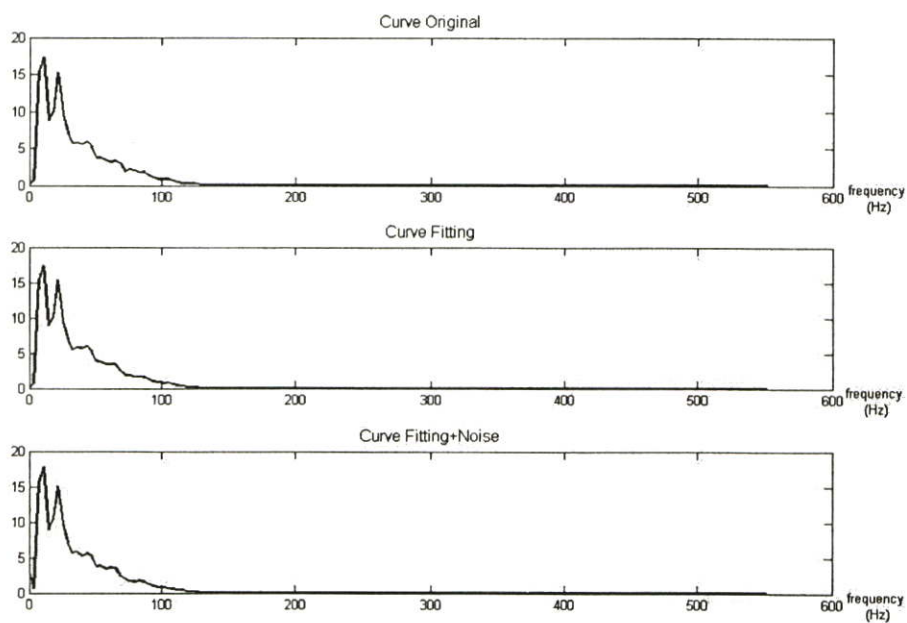
(ข)

รูปที่ 4.51 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 100

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 100

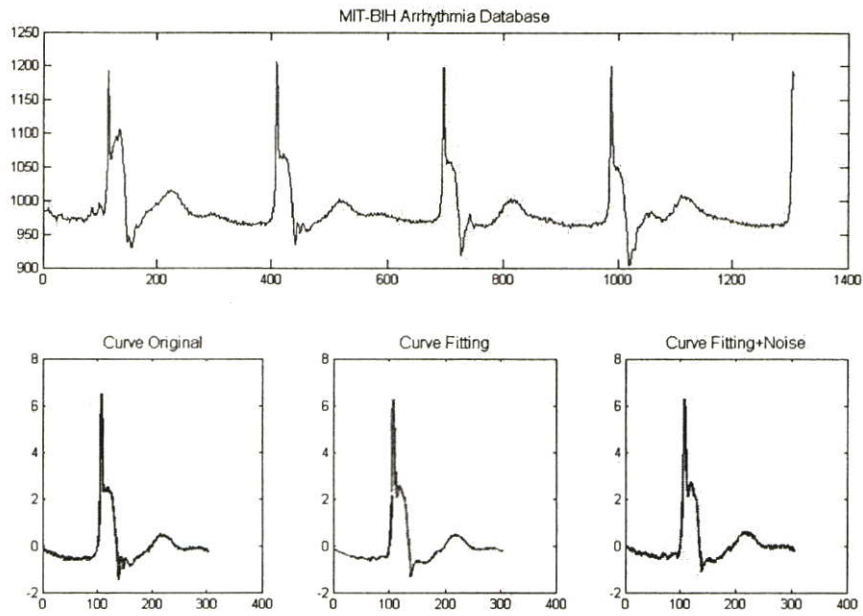


(ก)

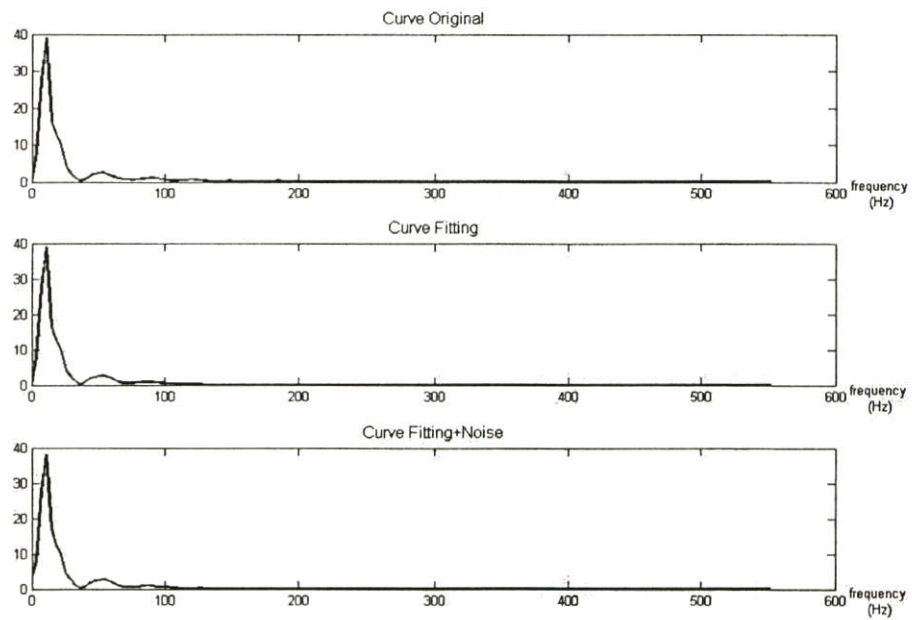


(ข)

รูปที่ 4.52 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 101
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 101



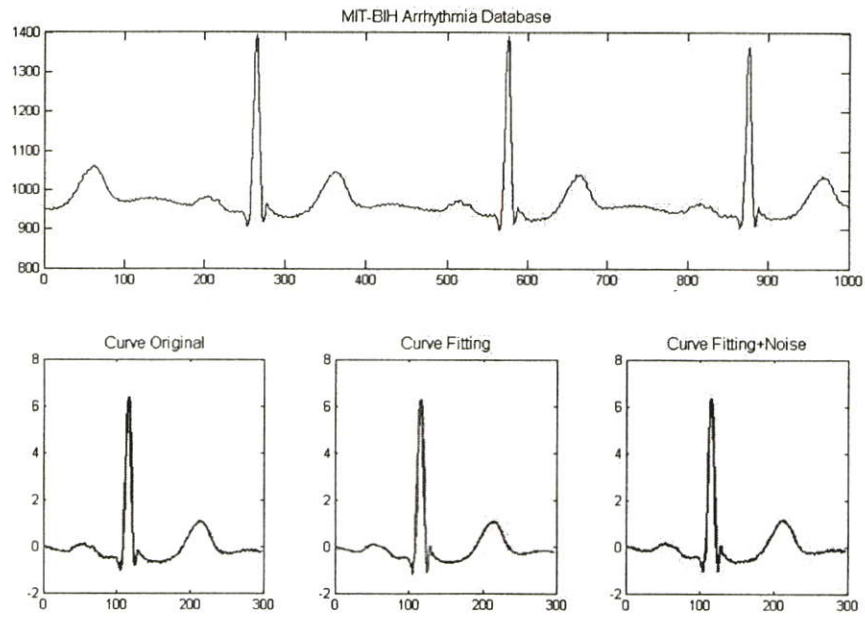
(ก)



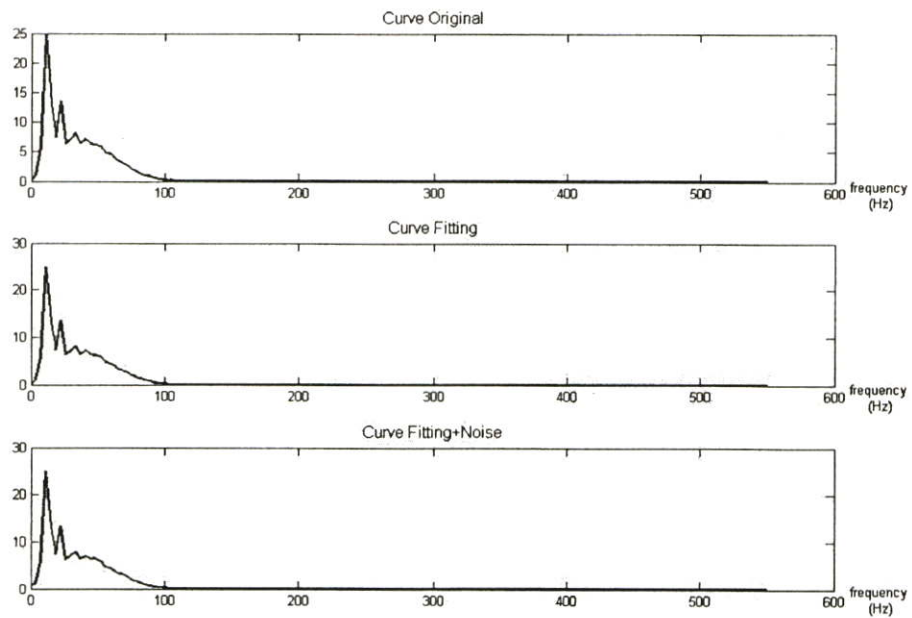
(ข)

รูปที่ 4.53 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 102

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 102



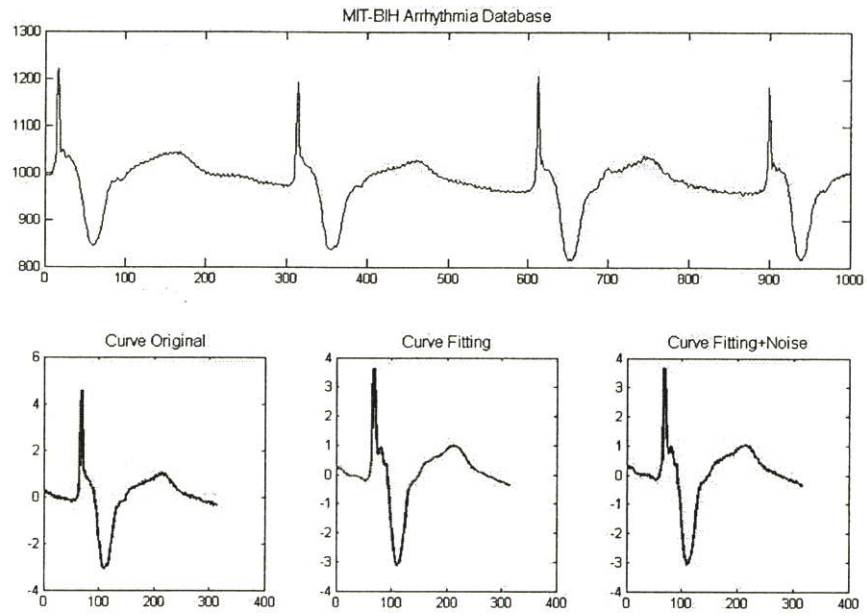
(ก)



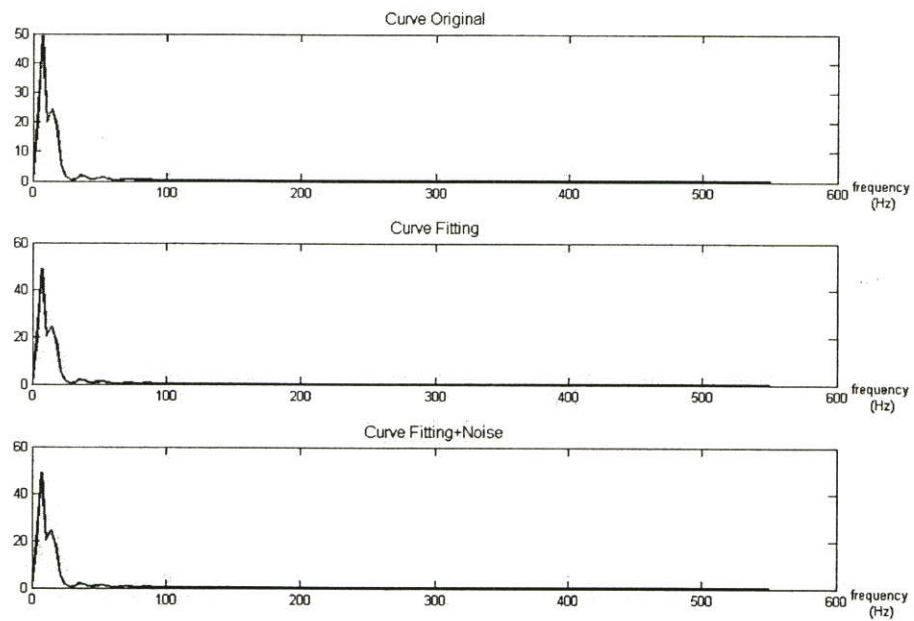
(ข)

รูปที่ 4.54 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 103

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 103



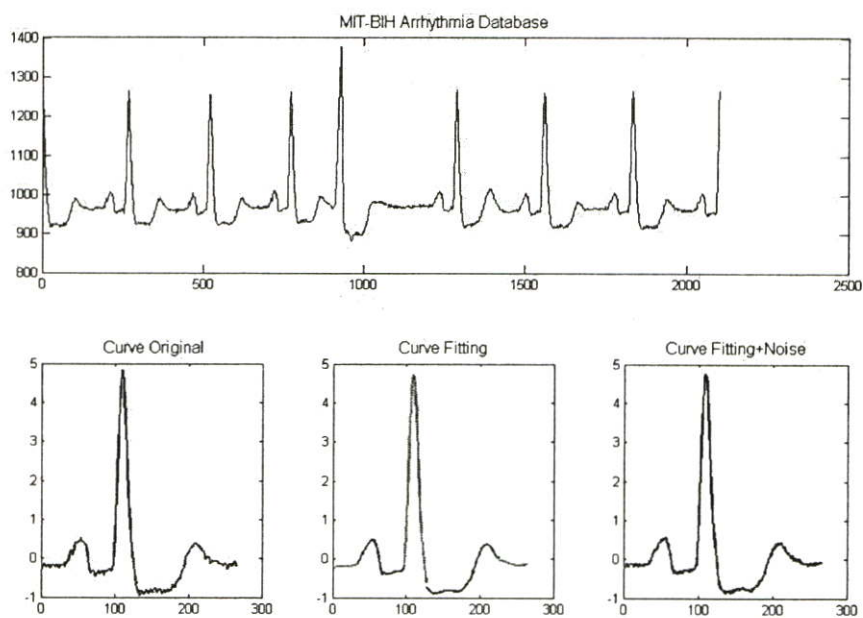
(ก)



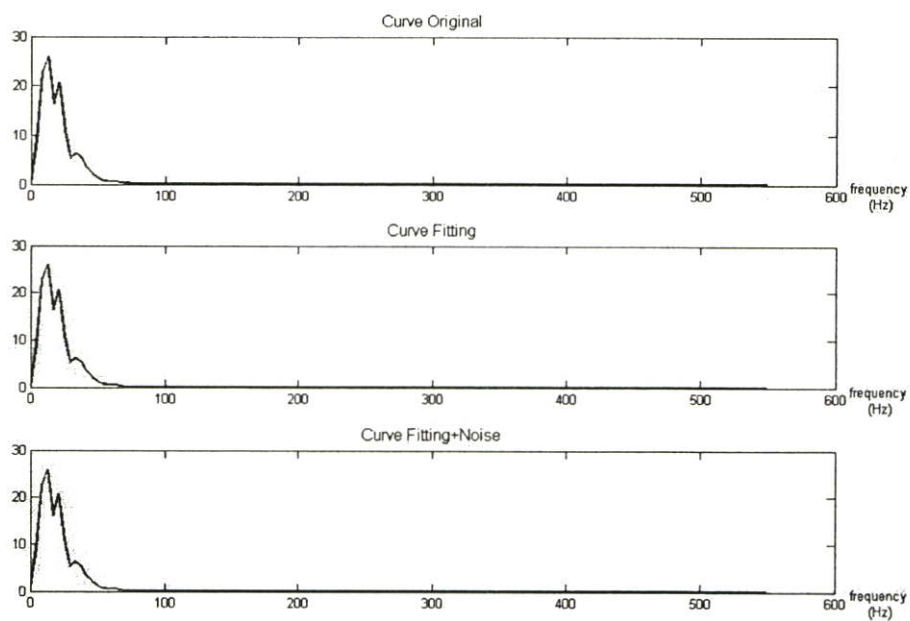
(ข)

รูปที่ 4.55 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 104

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 104

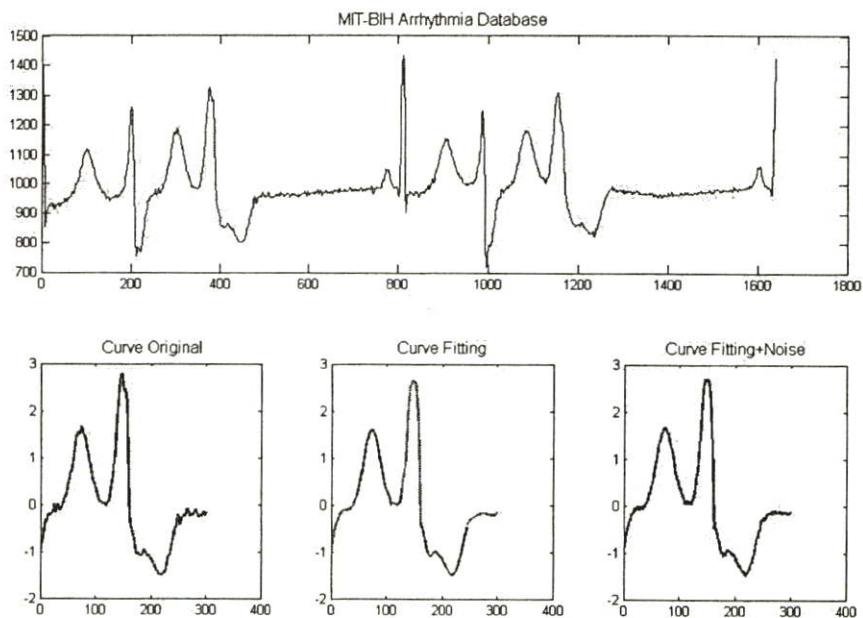


(ก)

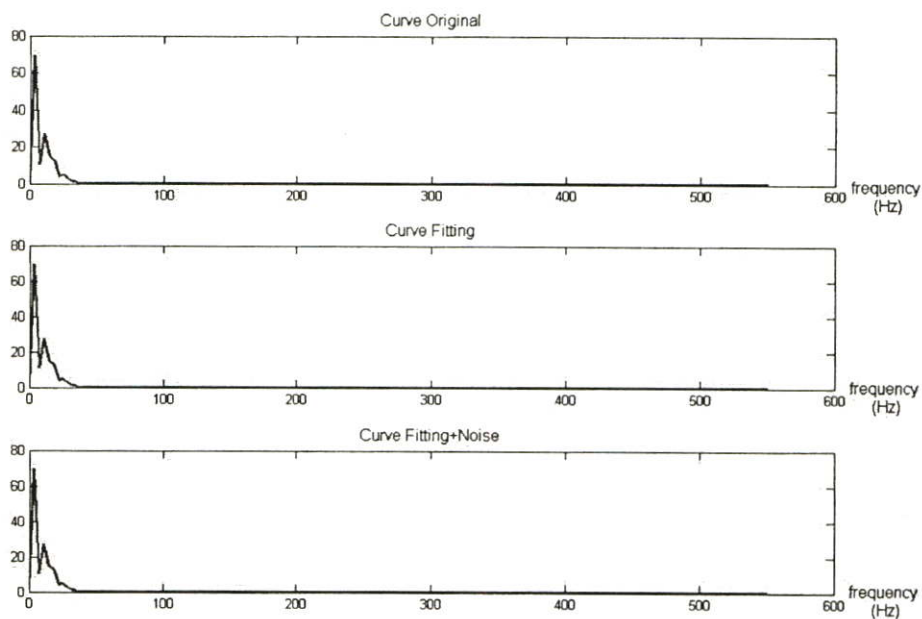


(ข)

รูปที่ 4.56 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 105
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 105

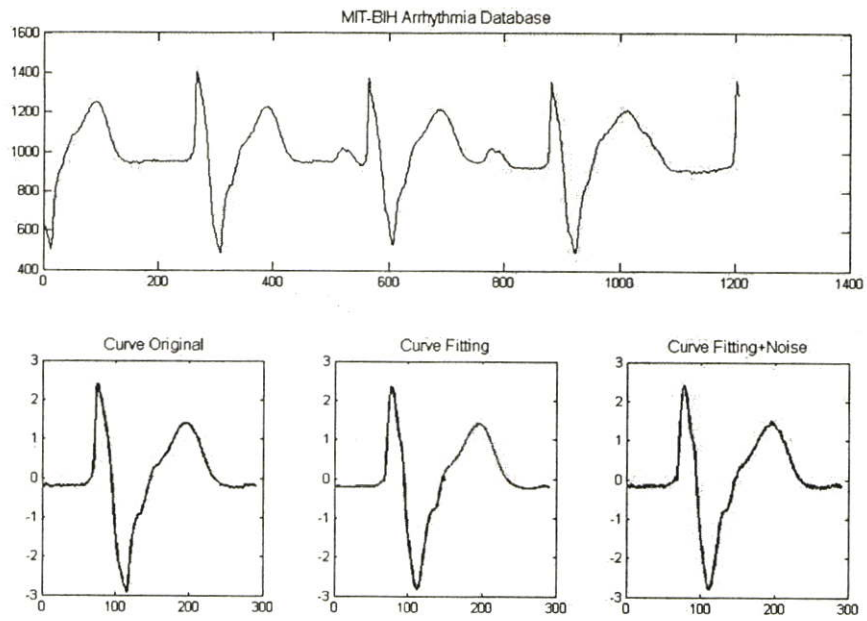


(ก)

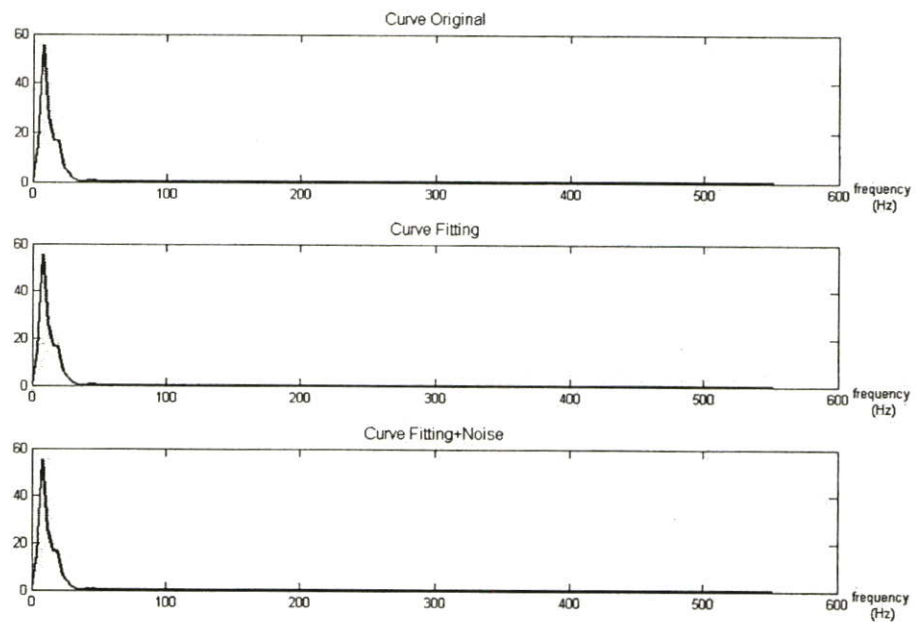


(ข)

รูปที่ 4.57 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 106
 (ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูล 106



(ก)

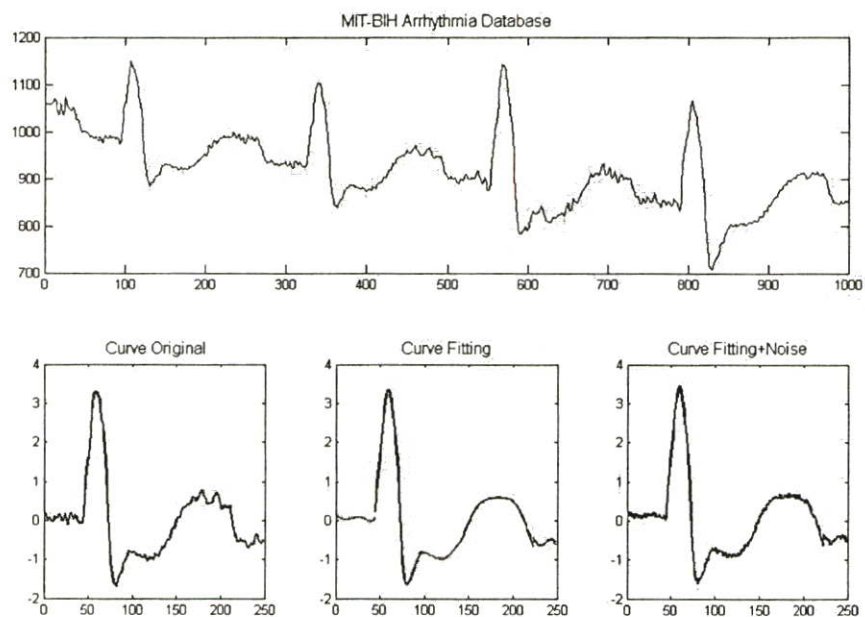


(ข)

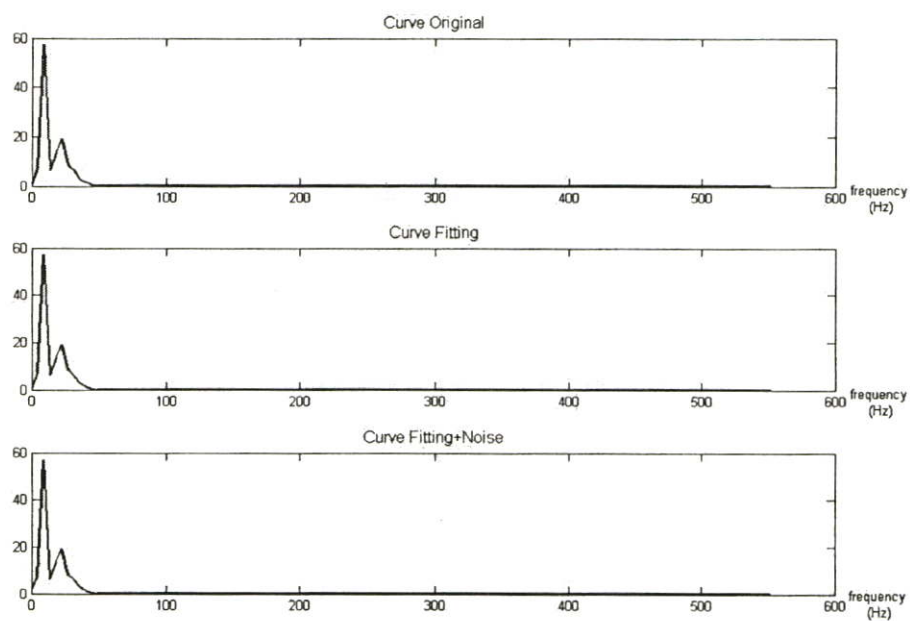
รูปที่ 4.58 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database

ข้อมูลที่ 107

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูล 107



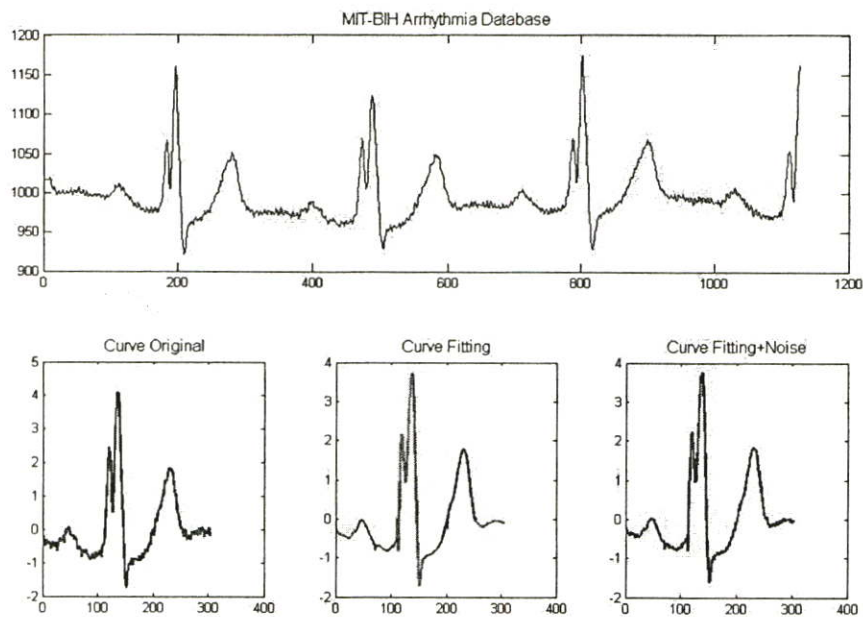
(ก)



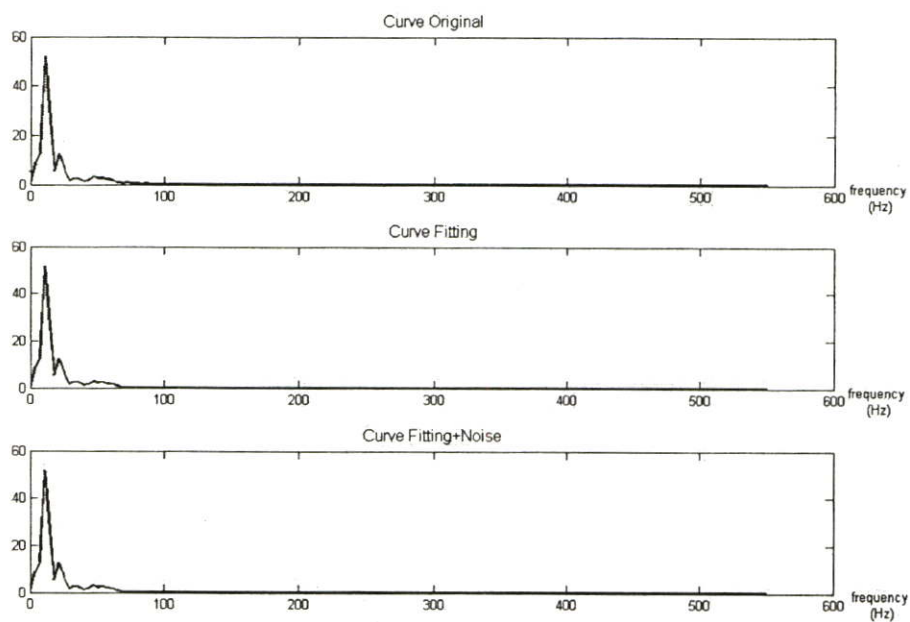
(ข)

รูปที่ 4.59 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูลที่ 109

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia Database ข้อมูล 109



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.60 (ก) แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบจำลองของ MIT-BIH Arrhythmia Database

ข้อมูลที่ 111

(ข) แสดง Fast Fourier Transform ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ MIT-BIH Arrhythmia

Database ข้อมูล 111

ตารางที่ 4.9 แสดงข้อมูลและค่าดีกรีในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MIT-BIH Arrhythmia Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>) ในแต่ละข้อมูล

ECG	Age	Sex	PRD ERROR	DEGREE						
				Interval1	Interval2	Interval3	Interval4	Interval5	Interval6	Interval7
100	69	M	9.802793	4	6	4	7	4	6	4
101	75	F	9.8164147	4	6	4	7	4	6	4
102	84	F	1.1300511	4	6	4	8	4	6	4
103	-	M	6.597477	4	6	4	7	4	6	4
104	66	F	1.300511	5	6	6	6	4	6	
105	73	F	4.247907	4	6	4	7	4	6	4
106	24	F	7.023103	4	6	4	7	4	6	4
107	63	M	7.2915608	5	5	7	6	5	6	4
109	64	M	7.8506694	5	6	5	7	6	4	
111	47	F	1.5554356	5	6	5	7	6	4	

ตารางที่ 4.10 แสดงข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ MIT-BIH Arrhythmia Database (<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>) ในแต่ละข้อมูล

ECG	Start time	End Time	Start Sample#	End Sample#	Type	
100	0:01.838	0:09.888	662	3560	A	ML II
101	0:00.000	0:02.866	1	1000	N	ML II
102	0:00.000	0:03.625	1	1305	P	V5
103	0:00.000	0:03.277	1	1180	N	ML II
104	0:00.000	0:03.300	1	1188	P	V5
105	0:12.875	0:18.711	4635	6736	V	ML II
106	1:30.741	1:35.291	32667	34305	V	ML II
107	0:00.000	0:03.350	1	1206	P	ML II 0
109	0:00.000	0:02.911	1	1048	L	ML II
111	0:00.000	0:03.130	1	1127	L	ML II

หมายเหตุ*

A = Atrial premature beat

N = Normal sinus rhythm

P = Paced rhythm

V = Premature ventricular contraction

L = Left bundle branch block beat

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองการออกแบบการจำลองผู้ป่วยพร้อมทั้งแสดงการตำแหน่งการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีด นี้ เพื่อฝึกการใช้งานการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในตำแหน่งการวางลีดต่างๆ สำหรับแพทย์ฝึกหัดหรือผู้ที่สนใจพบว่าการสร้างแบบจำลองของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์แบบไม่ต่อเนื่อง โดยใช้เทคนิคการประมาณค่ากำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่ต่อเนื่องพบว่าสามารถลดจำนวนของข้อมูลที่ต้องจัดเก็บได้เป็นอย่างดีและค่าสัมประสิทธิ์ของคนปรกติและคนไข้โรคหัวใจในแบบต่างๆ ของแต่ละคนที่ได้ออกมานั้นมีการเปลี่ยนแปลงที่คล้ายคลึงกันและมีความแตกต่างกันไม่มากนักต่างกันไม่มากนัก สามารถบอกได้ว่าเทคนิคการประมาณค่ากำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่ต่อเนื่องเป็นวิธีการที่ดีอีกวิธีหนึ่ง เราจึงนำค่าสัมประสิทธิ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละช่วงมาหาค่ากลางเพื่อใช้เป็นต้นแบบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละประเภทได้ แต่วิธีการนี้มีข้อเสียคือถ้าผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจที่ต้องมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเวลานานๆ ส่งผลให้การสร้างแบบจำลองคลื่นหัวใจไฟฟ้าจึงได้จำนวนของสัมประสิทธิ์เป็นจำนวนมากและจะมีค่าเปอร์เซ็นต์รากที่สองยกกำลังสองของค่าความผิดพลาดจะขึ้นอยู่กับจำนวนของข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับการแบ่งช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจและจำนวนค่าของคิกริที่ใช้ในการแบ่งซึ่งจำนวนค่าของคิกริสูงเท่าไรจะมีค่าเปอร์เซ็นต์รากที่สองยกกำลังสองของค่าความผิดพลาดต่ำลงด้วยแต่จำนวนค่าคิกริสูงเท่าไรก็จะใช้เวลาในการประมวลผลนานขึ้นตามไปด้วย

5.2 ข้อเสนอแนะ

การออกแบบหุ่นจำลองผู้ป่วยพร้อมทั้งแสดงตำแหน่งการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดนี้ เพื่อฝึกการใช้งานการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในตำแหน่งการวางลีดต่างๆ สำหรับแพทย์ฝึกหัดหรือผู้ที่สนใจ โดยใช้เทคนิคการประมาณค่ากำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่ต่อเนื่องมาใช้ในการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ยังสามารถนำไปใช้งานในลักษณะอื่นได้อีก เช่น นำไปปรับปรุงใช้กับเครื่อง ECG Simulator ได้และยังสามารถไปปรับปรุงในงานสื่อสารได้อีก คือการลดจำนวนข้อมูลที่ต้องส่งในการสื่อสารทำให้สามารถใช้บิตเรตที่ต่ำได้หรือ ลดขนาดข้อมูลที่ต้องจัดเก็บในสัญญาณอื่น

เอกสารอ้างอิง

- [1] กิติพล ชิตสกุล และคณะ. **หุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือด**. แบบเสนอโครงการวิจัย ประจำปีงบประมาณ 2544 โครงการอุทยานอุตสาหกรรม, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร.
- [2] Surapun Yimman, Mongkon Deedum, Jirawat Ittisariyanon, Somyot Junnapiya, Kobchai Dejhan. **“An Implementation of Discrete Mathematical Model for ECG Waveform”**. ICCAS, KINTEX, Gyeonggi-Do, Korea, June, 2005. Pp 852-856.
- [3] ชมพูนุช อ่อนจรีด. **คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก CLINICAL ECG**. พิมพ์ครั้งที่ 5. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 2543.
- [4] อัจฉรา เศษฤทธิพิทักษ์. **คู่มือการแปลผล EKG โดยสรุป**. กรุงเทพมหานคร : กรุงเทพมหานคร : กรุงเทพมหานคร พิมพ์ 2525.
- [5] ผ.ศ. ศิริวัลห์ วัฒนสินธุ์. **Basic Dysrhythmias : ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ หลักการอ่านการพยาบาลและแนวทางการรักษา**. กรุงเทพมหานคร : บริษัท พี.เพรส จำกัด. 2549.
- [6] นายวัชรินทร์ เคารพ. **เรียนรู้และเข้าใจ PSoC Microcontroller ด้วยภาษา Assembly และ ภาษา C**. กรุงเทพมหานคร: บริษัท ETT จำกัด. 2548.
- [7] อุกฤษฏ์ ต้นทสุทธานนท์และทีมงาน. **การเขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC ด้วยภาษา C**. กรุงเทพมหานคร: บริษัท MRT จำกัด.
- [8] อำนาจ มีมงคล, อรรณพ ชันธิ. **ออกแบบและติดตั้งเครือข่าย Wireless LAN**. กรุงเทพมหานคร: บริษัท ไอดีซี อินโฟ ดิสทริบิวเตอร์ เซ็นเตอร์ จำกัด, 2547.
- [9] ปราโมทย์ เศษอำไพ. **ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในงานวิศวกรรม (Numerical Methods In Engineering)**. พิมพ์ครั้งที่ 4. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย. 2546.
- [10] Buchanan James L., Turner Peter R. **Numerical Methods and Analysis**. McGRAWHILL International Editions. 1992.
- [11] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล. **สรีรวิทยา**. ครั้งที่ 3. กรุงเทพมหานคร : บริษัท เท็กแอนด์เจอร์นัลส์ พับลิเคชั่น จำกัด. 2545.
- [12] Esther M. Greisheimer and Mary P. Wiedeman. **Physiology & anatomy**. Philadelphia : J.B. Lippincott, c1972.

- [13] สัจจะ จรัสรุ่งรวีร , จักรพงษ์ สุขประเสริฐ. **เริ่มต้นอย่างมืออาชีพด้วย Delphi 7 ฉบับที่สมบูรณ์**. พิมพ์ครั้งที่ 1. บริษัท เอช เอ็น กรุ๊ป จำกัด. 2547.
- [14] John G. Webster. **Medical instrumentation: applications and design**, 3rd Edition, John Wiley & Sons, 1998.
- [15] http://www.kmitl.ac.th/~ktsupan/prin_biomed/handouts/howto_read_ecg.pdf
- [16] <http://www.physionet.org>
- [17] Mathwork. “polyfit (MATLAB Functions)” [Online]. Available :
<http://www.mathwork.com/access/helpdesk/help/techdoc/ref/polyfit.html>
- [18] Mathwork. “polyval (MATLAB Functions)” [Online]. Available :
<http://www.mathwork.com/access/helpdesk/help/techdoc/ref/polyval.html>

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.
การอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจใน MATLAB

How to read ECG into MATLAB [15]

You find several ECG databases with different types of ECG's at <http://www.physionet.org>. All these files are stored the so-called MIT-format. For each dataset, there are usually several files available (e.g. for a data-set called 'ecg', you might find the files *ecg.heg*, *ecg.dat*, *ecg.ann*, etc.). The most important files are *ecg.heg* (header file), and *ecg.dat* (data file). *ecg.heg* contains general information about the ECG, *ecg.dat* contains the actual data. You can view the file *ecg.heg* with any text-viewer (e.g. notepad).

Below you see a sample header file for a 2-lead ECG:

```
s20021 2 250 18975000 11:00:00 28/02/1984
s20021.dat 212 200/mV 12 0 6 -10121 0 V4
s20021.dat 212 200/mV 12 0 -2 -17799 0 MLIII
#Age: 55 Sex: M
#Comments:
# The patient demonstrates three salvos of ST elevation with
# T-wave peaking. Lead 1 demonstrates a U-wave, which inverts
.....
.....
```

In the header file you usually have some information about the patient from who the ECG was acquired. Also, you find the sampling rate, and which channels were acquired. You find these in the 2nd and 3rd line (for the 1st and 2nd lead):

```
s20021.dat 212 200/mV 12 0 6 -10121 0 V4
s20021.dat 212 200/mV 12 0 -2 -17799 0 MLIII
```

In this case, the sampling rate is 200 Hz, and the acquired leads are V4 and III.

To read a binary data file (e.g. *ecg.dat*) from within MATLAB, you can use the provided program *rdsign212* (use 'rdsign212.m' and 'rdsign212.dll' posted on the course homepage, http://www.kmitl.ac.th/~ktsupan/prin_biomed). Copy these two files into your MATLAB working directory. To read the first 10000 samples of a 2-lead ECG (file *ecg.dat*) and assign the data to a variable *ecg*, type the following in the MATLAB command window:

```
ecg = rdsign212('ecg.dat',2,1,1000)
```

You can get the syntax for the command *rdsign212* by typing 'help rdsign212'.

ภาคผนวก ข.

โครงสร้างฟังก์ชัน polyfit และ ฟังก์ชัน polyval

ฟังก์ชัน polyfit[XXX][17]

โพลีโนเมียล Curve Fitting

โครงสร้างฟังก์ชัน

$p = \text{polyfit}(x,y,n)$

$[p,s] = \text{polyfit}(x, y, n)$

$[p,S,mu] = \text{polyfit}(x,y,n)$

รายละเอียด

$p = \text{polyfit}(x,y,n)$ หาสัมประสิทธิ์ของสมการโพลีโนเมียล ที่ดีกรี n โดยข้อมูลเริ่มจาก $p(x_{(i)})$ กับ y_i ในรูปแบบ Least Square ผลลัพธ์ p อยู่ในรูปแบบเวกเตอร์แบบแถว มีความยาว $n+1$ ประกอบด้วยสัมประสิทธิ์ของสมการโพลีโนเมียลในลักษณะกำลังลดลง

$[p,s] = \text{polyfit}(x, y, n)$ ผลลัพธ์ p จะเป็นสัมประสิทธิ์ของสมการโพลีโนเมียล และสำหรับโครงสร้าง s ใช้กับฟังก์ชัน `polyval` เพื่อรวมค่าผิดพลาดจากการประมาณค่า หรือการทำนาย

โครงสร้าง s บรรจุด้วย R_{df} และ $normr$ โดย R คือปัจจัยสามส่วนของ X สำหรับ QR decomposition ในเมตริกของ Vandermonde df คือดีกรีที่เป็นอิสระ และ $normr$ คือค่าเฉลี่ยของ

$$\frac{R_{inv} \times R'_{inv} \times normr^2}{df}$$

เมื่อ $inv R$ คือ inverse ของ R

ถ้าค่าผิดพลาดของ y มีการเปลี่ยนแปลงแบบคงที่ ผลผิดพลาดจากฟังก์ชัน `polyval` จะมีค่าผิดพลาดน้อยกว่า 50% จากการประมาณค่า

$[p,S,mu] = \text{polyfit}(x,y,n)$ หาสัมประสิทธิ์ของสมการโพลีโนเมียลคงสมการนี้

$$\hat{x} = \frac{x - \mu_1}{\mu_2}$$

เมื่อ μ_1 คือ ค่าเฉลี่ยของ x

μ_2 คือ ค่า $std(x)$

โดย mu จะเป็นค่าของ μ_1 และ μ_2 จะอยู่ในรูป $[\mu_1 \mu_2]$

ฟังก์ชัน polyval[XXX][18]

การประมาณค่าสมการ โพลีโนเมียล

โครงสร้างฟังก์ชัน

$$y = \text{polyval}(p, x)$$

รายละเอียด

$y = \text{polyval}(p, x)$ ให้ค่าจากการประเมินสมการโพลีโนเมียลดีกรี n ที่ x p เป็นเวกเตอร์ความยาว $n + 1$ ซึ่งเป็นสัมประสิทธิ์ของสมการโพลีโนเมียลที่เรียงจากกำลังมากไปกำลังน้อย

$$y = p_1x^n + p_2x^{n-1} + \dots + p_nx + p_{n+1}$$

โดยที่ x สามารถเป็นได้ทั้งเมตริกหรือเวกเตอร์

$$y = \text{polyval}(p, x, \mu) \text{ แทนค่า } \hat{x} \text{ จากสมการนี้ } \hat{x} = \frac{x - \mu_1}{\mu_2}$$

$[y, \text{delta}] = \text{polyval}(p, x, S)$ และ $[y, \text{delta}] = \text{polyval}(p, x, S, \mu)$ โครงสร้างของ S ถูก

สร้างโดยฟังก์ชัน `polyfit` เพื่อประมาณค่าผิดพลาดจาก $y \pm \text{delta}$ ถ้าค่าผิดพลาดในอินพุตที่ให้กับ

ฟังก์ชัน `polyfit` มีการเปลี่ยนแปลงแบบคงที่ ค่า $y \pm \text{delta}$ จะคงที่อย่างน้อย 50%

Vandermonde Matrix[9, 10]

เรามักจะพบ Vandermonde matrix ในปัญหาดังต่อไปนี้

1. การสร้างพหุนามค่าสอดคล้อง (polynomial interpolation)
2. ปัญหาค่าเริ่มต้นของสมการเชิงอนุพันธ์ (differential equation initial value problem) และ
3. การสร้างลำดับโดยกำหนดจากความสัมพันธ์เวียนบังเกิด (recursively defined sequences)
4. ในที่นี้จะกล่าวถึงเพียงปัญหาทั้ง 3 อย่างที่กล่าวไว้แล้ว ข้างต้น และบทบาทของ Vandermonde matrix และเพื่อไม่ให้เกิดความสับสน จะเขียน V แทนด้วย $v(x_1, x_2, \dots, x_n)$

เมื่อเราเรียนพีชคณิตเชิงเส้น (linear algebra) เรามักจะพบเอกลักษณ์ที่เรียกว่า ในกรณีทั่วไป นิยามเมทริกซ์ที่เรียก Vandermonde matrix เป็น

$$v(x_1, x_2, \dots, x_n) = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & \cdots & 1 \\ x_1 & x_2 & x_3 & \cdots & x_n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_1^{n-1} & x_2^{n-1} & x_3^{n-1} & \cdots & x_n^{n-1} \end{bmatrix}$$

เมื่อพิจารณา Vandermonde matrix เพื่อหาค่า Vandermonde determinant จะได้ว่า

$$\det v(x_1, x_2, \dots, x_n) = \det \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & \cdots & 1 & 1 \\ x & x_1 & x_2 & \cdots & x_k & x_{k+1} \\ x^2 & x_1^2 & x_2^2 & \cdots & x_k^2 & x_{k+1}^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ x^{k-1} & x_1^{k-1} & x_2^{k-1} & \cdots & x_k^{k-1} & x_{k+1}^{k-1} \\ x^k & x_1^k & x_2^k & \cdots & x_k^k & x_{k+1}^k \end{bmatrix} \quad (1)$$

เมื่อกระจายตามหลักที่ 1 ค่าของ $\det V(x, \dots, x_k, x_{k+1})$ จะเป็นพหุนามดีกรี k ใน x และถ้าแทน x ด้วย จะเห็นว่า ค่าของตัวกำหนด (determinant) เป็นศูนย์ ดังนั้นสามารถเขียนได้ว่า

$$\det v(x, \dots, x_k, x_{k+1}) = A(x - x_2)(x - x_3) \dots (x - x_k)(x - x_{k+1}) \quad (2)$$

เมื่อ A เป็นค่าคงที่ จาก (2) จะเห็นว่า A เป็นสัมประสิทธิ์ของ x_k ดังนั้นจาก (1) ได้ว่า

$$\begin{aligned} A &= (-1)^k \begin{vmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 & 1 \\ x_2 & x_3 & \dots & x_k & x_{k+1} \\ \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots \\ x_2^{k-1} & x_3^{k-1} & \dots & x_k^{k-1} & x_{k+1}^{k-1} \end{vmatrix} \\ &= (-1)^k \det v(x_2, \dots, x_{k+1}) \\ &= (-1)^k \prod_{2 \leq i < j \leq k+1} (x_j - x_i) \end{aligned}$$

สรุปได้ว่า

$$\det v(x_1, \dots, x_k, x_{k+1}) = \left((-1)^k \prod_{2 \leq i < j \leq k+1} (x_j - x_i) \right) (x - x_2)(x - x_3) \dots (x - x_k)(x - x_{k+1})$$

เมื่อแทน x ด้วย x_1

$$\begin{aligned} \det v(x_1, \dots, x_k, x_{k+1}) &= \left((-1)^k \prod_{2 \leq i < j \leq k+1} (x_j - x_i) \right) (x - x_2)(x - x_3) \dots (x - x_k)(x - x_{k+1}) \\ &= \left(\prod_{2 \leq i < j \leq k+1} (x_j - x_i) \right) (x_2 - x)(x_3 - x) \dots (x_k - x)(x_{k+1} - x) \\ &= \left(\prod_{2 \leq i < j \leq k+1} (x_j - x_i) \right) \end{aligned}$$

โดยหลักการอุปนัยทางคณิตศาสตร์ ได้ว่า (3) เป็นจริงทุก ๆ n ที่เป็นสมาชิกของจำนวนเต็มบวกใด ๆ

$$\det \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ x_1 & x_2 & x_3 \\ x_1^2 & x_2^2 & x_3^2 \end{bmatrix} = (x_2 - x_1)(x_3 - x_1)(x_3 - x_2) \quad (3)$$

ระเบียบวิธีการแยกแบบแอลยู (LU Decomposition)[9, 10]

ระเบียบวิธีการแยกแบบแอลยู (LU Decomposition method)จะมีขบวนการคล้ายคลึงกับระเบียบวิธีการกำจัดแบบเกาส์ กล่าวคือจะให้สัมประสิทธิ์ต่างๆ ที่อยู่ในแถบด้านล่างซ้ายของเมตริกซ์มีค่าเท่ากับศูนย์ แต่มีส่วนที่แตกต่างกันอยู่ก็คือระเบียบวิธีการแยกแบบแอลยูจะทำการแยกเมตริกซ์สัมประสิทธิ์ออกจากสองเมตริกซ์แล้วคำนวณหาค่าย้อนกลับ เพื่อง่ายต่อการเข้าใจจะขออธิบายระเบียบวิธีการแยกแบบแอลยูดังนี้

$$\text{จากระบบ } [A][X] = [B] \quad (4)$$

ขั้นแรก ทำการแยกเมตริกซ์ $[A]$ ให้เป็นผลคูณระหว่างเมตริกซ์ $[L][U]$ โดยให้เมตริก $[L]$ มีค่าสัมประสิทธิ์ตลอดแถบบนขวาเป็นศูนย์หมดและเมตริก $[U]$ มีค่าสัมประสิทธิ์ตลอดแถบล่างซ้ายเป็นศูนย์หมดซึ่งมีรูปแบบดังนี้

$$[A]=[L][U] \quad (5)$$

เช่นเมตริกซ์ A มีขนาด 3×3 จะได้

$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_{11} & 0 & 0 \\ L_{21} & L_{22} & 0 \\ L_{31} & L_{32} & L_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & U_{12} & U_{13} \\ 0 & 1 & U_{23} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

แทนสมการที่ (5) ลงในสมการที่(6) จะได้

$$[L][U][X]=[B]$$

ให้ $[Y]=[U][X]$

ขั้นตอนที่สอง แก้ระบบสมการที่ (4) ด้วยการแทนค่าแบบไปข้างหน้าเพื่อหาเวกเตอร์ Y

ขั้นตอนที่สาม เมื่อทราบเวกเตอร์ Y ก็สามารถแก้สมการได้ด้วยการแทนค่าแบบย้อนกลับเพื่อหาค่าเวกเตอร์ X ซึ่งมีผลลัพธ์

ระเบียบวิธีการแยกแบบแอลยูนิยมมาใช้แก้แบบสมการเชิงเส้นสำหรับปัญหาทางค่านิวิศวกรรมและวิทยาศาสตร์ จากระบบที่อธิบายในข้างต้นจะพบว่าเวลาส่วนใหญ่ในการคำนวณมักจะเสียไปกับการแยกเมตริก A ให้อยู่ในรูปเมตริก U การจัดอยู่ในรูปแบบของเมตริก [L] และ [U] ในลักษณะแบบนี้เรียกว่าการจัดของคราท์ (Crout) หากสัมประสิทธิ์ตลอดแนวแกนเฉียงของเมตริก [L] มีค่าเท่ากับหนึ่งและหากสัมประสิทธิ์ตลอดแนวแกนเฉียงของเมตริก [U] เป็นค่าใดๆการจัดรูปแบบของเมตริกในลักษณะนี้เรียกว่า การจัดของคูลิตเติล(Doolittle) ดังนั้น โปรแกรม MATLAB จึงมีฟังก์ชันที่ใช้สำหรับการคำนวณหาค่าเมตริกแอลและเมตริกยู เพื่อนำไปใช้ในการปัญหาทางวิศวกรรมศาสตร์และวิทยาศาสตร์สาขาต่างๆ

ระเบียบวิธีการแยกแบบคิวอาร์ (QR Decomposition)[9, 10]

ระเบียบวิธีการแยกแบบคิวอาร์ (QR Decomposition Method) ได้พัฒนามาจากการแยกแบบแอลยูโดยจะทำการแยกเมตริก A ซึ่งเป็นเมตริกสัมประสิทธิ์ของระบบสมการเชิงเส้นออกเป็นสองเมตริกโดยเมตริกแรกเป็นเมตริกแบบ Orthonomal และเมตริกที่มีค่าสัมประสิทธิ์ตลอดแถบล่างซ้ายเป็นศูนย์ทั้งหมดระเบียบวิธีการแยกแบบคิวอาร์สามารถอธิบายดังนี้

$$\text{จากระบบ}[A][X]=[B] \quad (7)$$

ขั้นแรก ทำการแยกเมตริก [A] ให้เป็นผลคูณระหว่างเมตริก [Q][R] โดยให้เมตริก [Q] เป็นเมตริกแบบ Orthonomal ซึ่งก็คือ $Q^{-1} = Q^T$ หรือ $[Q][R] = I$ และเมตริก [R] เป็นเมตริกที่มีสัมประสิทธิ์ตลอดแถบล่างซ้ายเป็นศูนย์หมด ดังนั้น

$$[Q][R][X]=[B] \quad (8)$$

ให้ $Y=[R][X]$ ดังนั้นจะได้ว่า

$$[Q][Y]=[B] \quad (9)$$

ขั้นตอนสอง เมื่อ [Q] เป็นเมตริกแบบ Orthonomal นั่นคือ $Q^{-1} = Q^T$ หรือ $[Q][R] = I$ Q^{-1} ดังนั้นสมการ(9) คูณด้วย Q^T ทั้งสองด้านเพื่อหาค่า Y จะได้

$$[Q]^T [Q][Y] = [Q][Q]^T [Y] = [I][Y] = [Q]^T [B]$$

ขั้นตอนที่สาม เมื่อทราบเวกเตอร์ Y ก็สามารถแก้สมการ $[R][X]=[Y]$ ด้วยการแทนค่าแบบย้อนกลับ เพื่อหาค่าเวกเตอร์ X ซึ่งเป็นผลลัพธ์

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ 0 & r_{22} & r_{23} \\ 0 & 0 & r_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \end{bmatrix}$$

โปรแกรม MATLAB มีฟังก์ชันสำหรับหาค่า QR ของระเบียบวิธีการแยกแบบ QR ซึ่งนำมาใช้แก้แบบสมการเชิงเส้นเพื่อประยุกต์ใช้สำหรับปัญหาทางด้านวิศวกรรมและวิทยาศาสตร์

ภาคผนวก ค.

**แบบสอบถามการเปรียบเทียบคุณลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการจำลอง
คลื่นไฟฟ้าหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง**

แบบสอบถาม

เรื่อง การเปรียบเทียบคุณลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับ
คลื่นไฟฟ้าหัวใจจริง

คำชี้แจง ทำเครื่องหมาย ลงในช่อง ของคำตอบ

ชื่อ.....

เพศ..... อายุ..... ปี

ตำแหน่ง.....

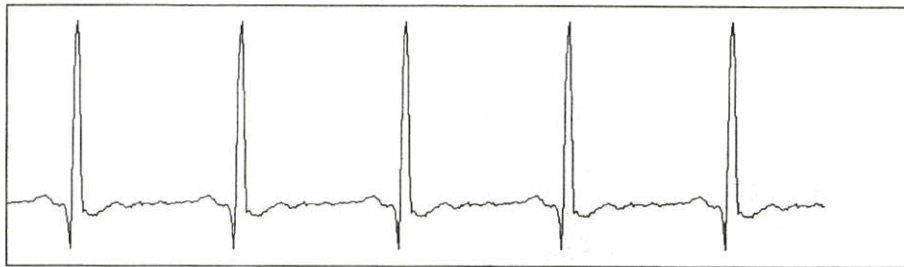
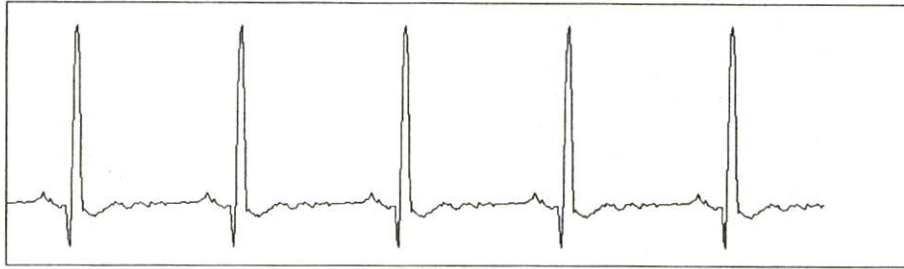
สถานที่ทำงาน

.....

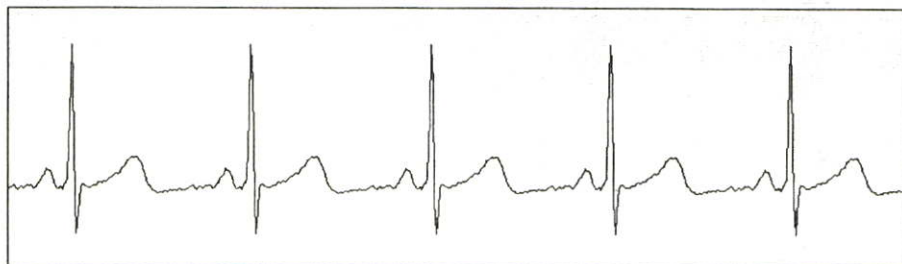
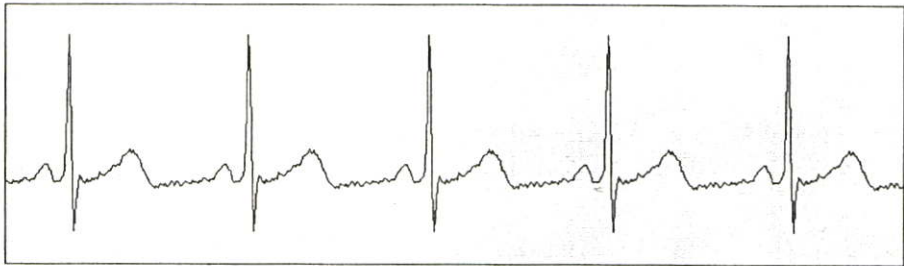
.....

.....

The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database



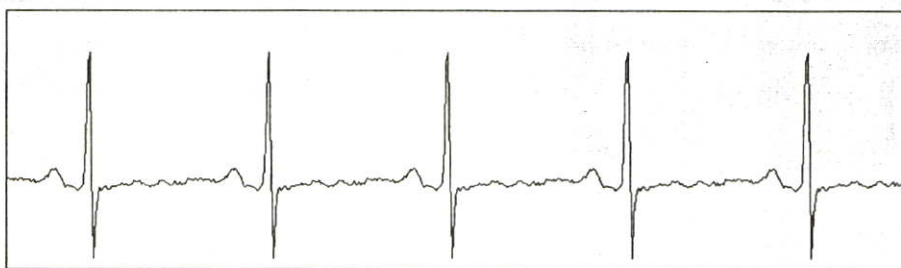
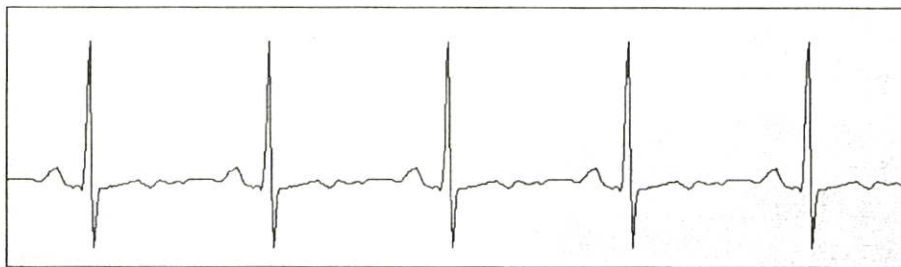
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



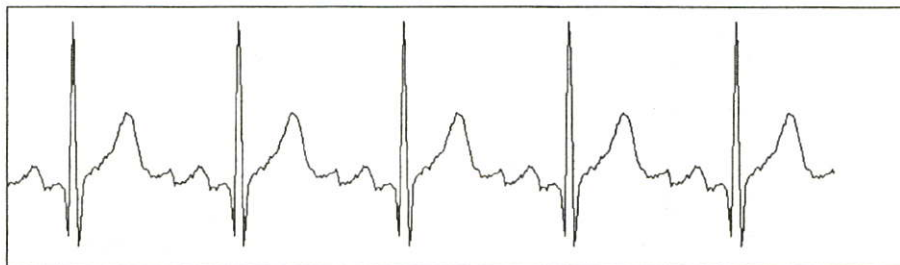
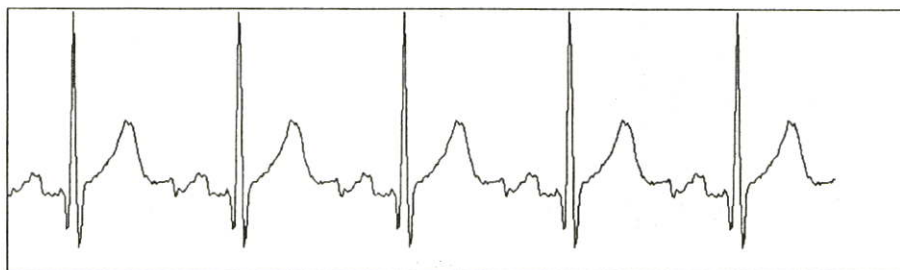
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



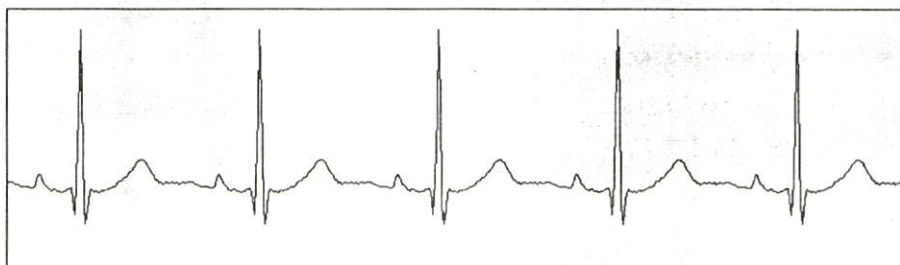
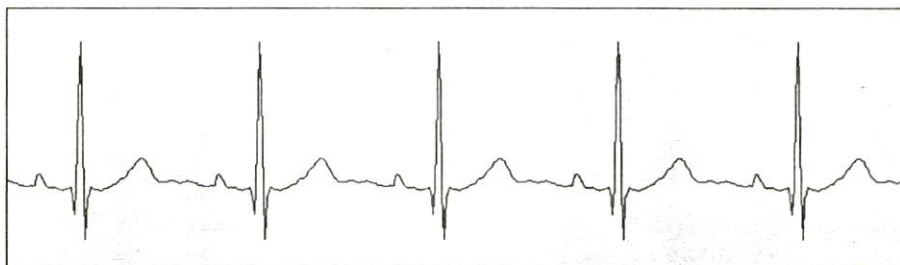
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



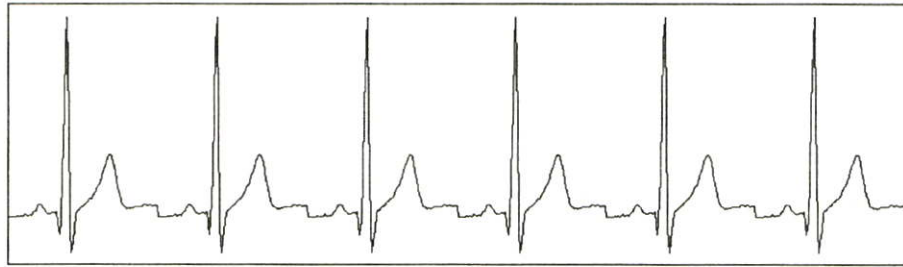
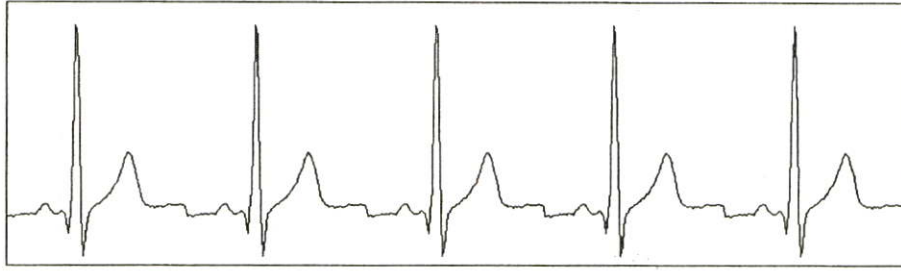
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



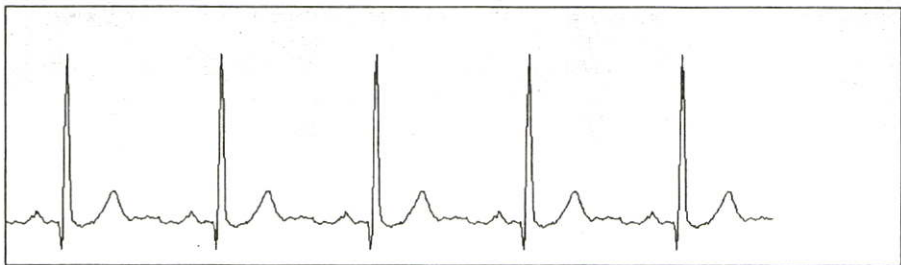
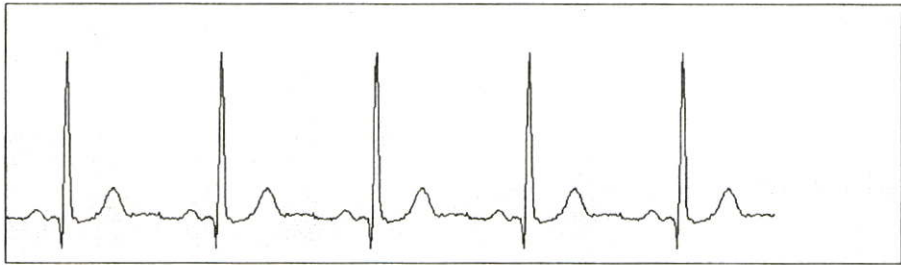
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



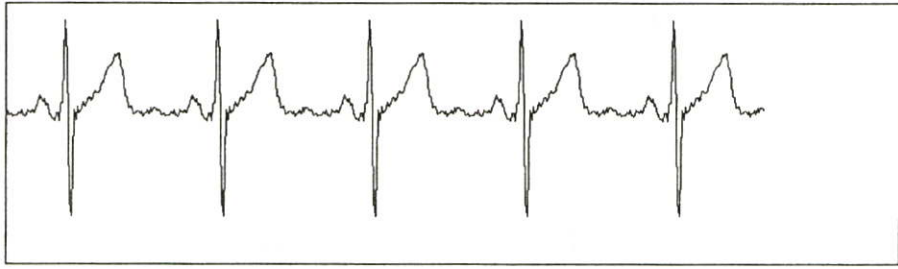
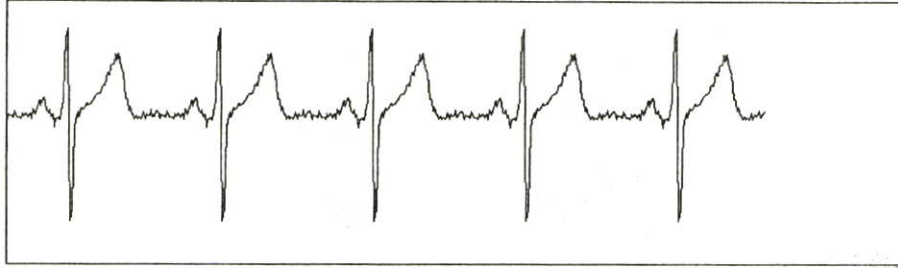
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



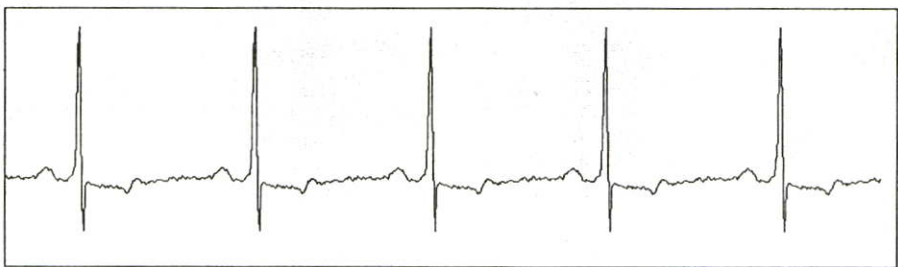
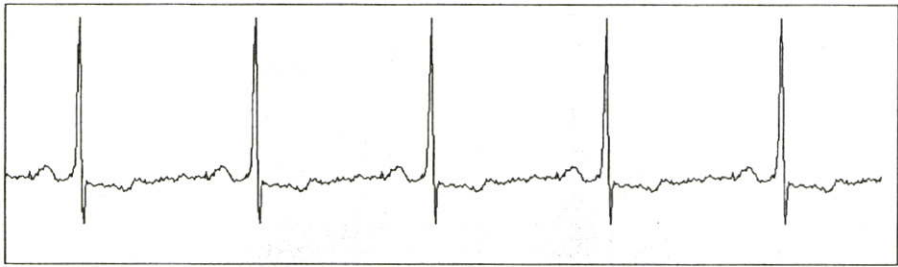
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด

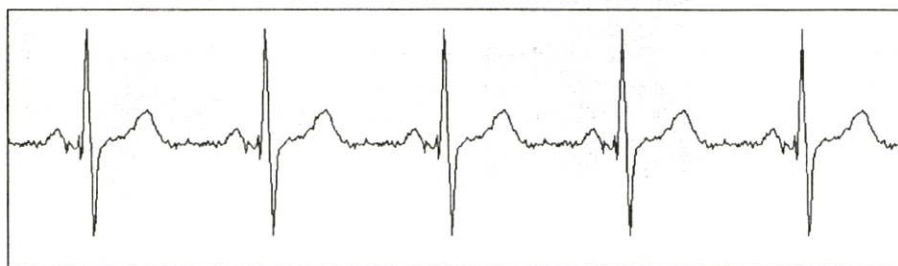


มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด

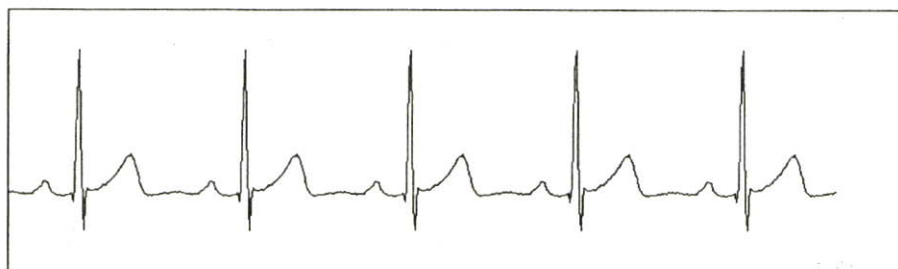
The MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database



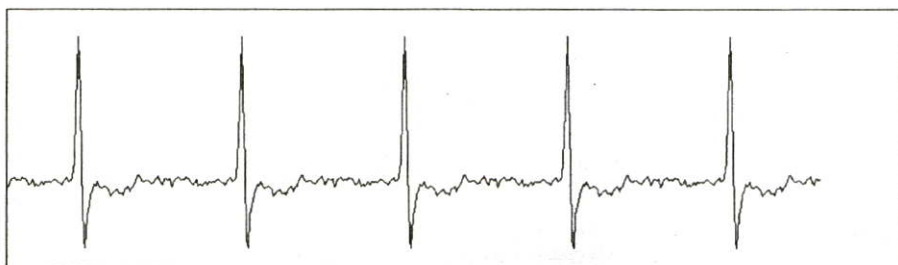
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



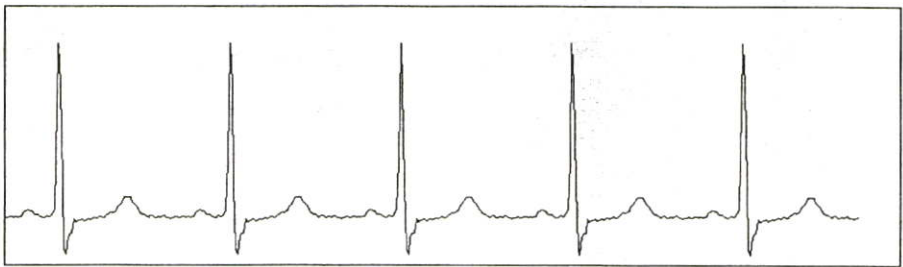
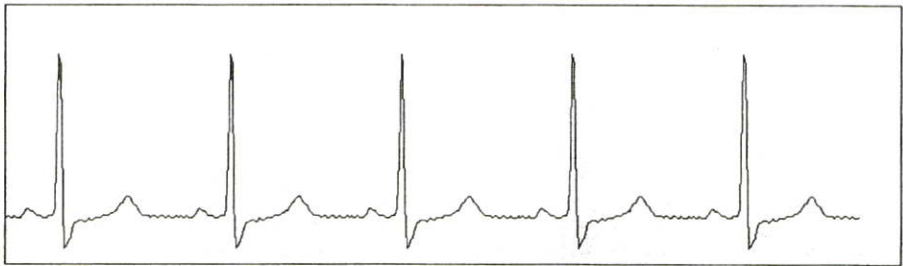
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



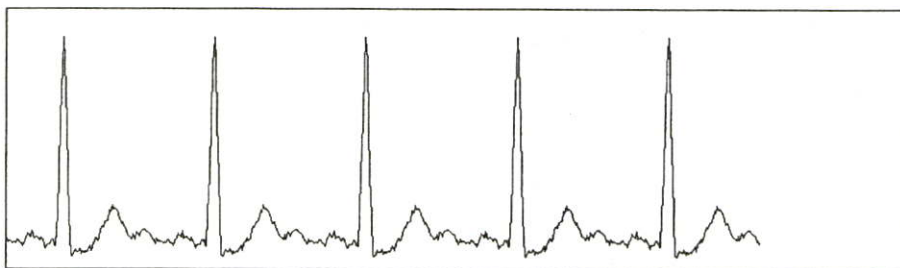
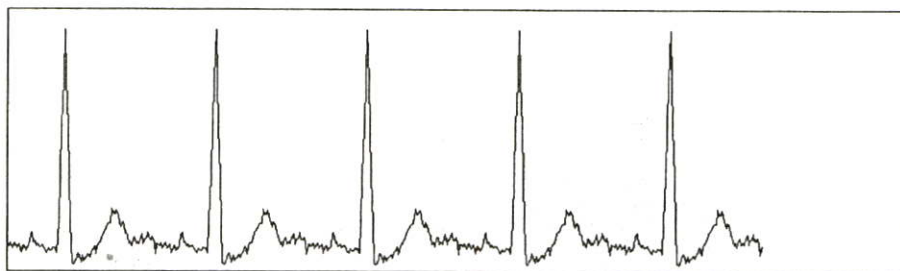
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



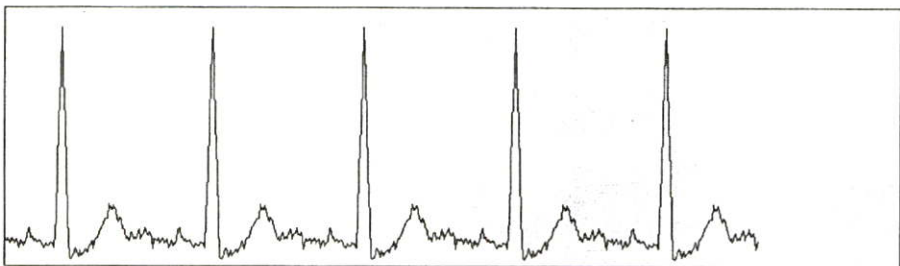
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



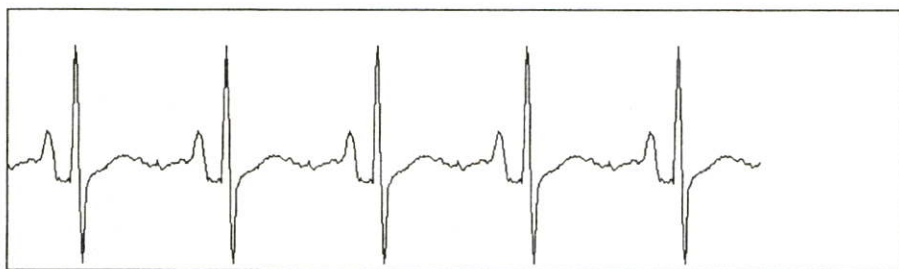
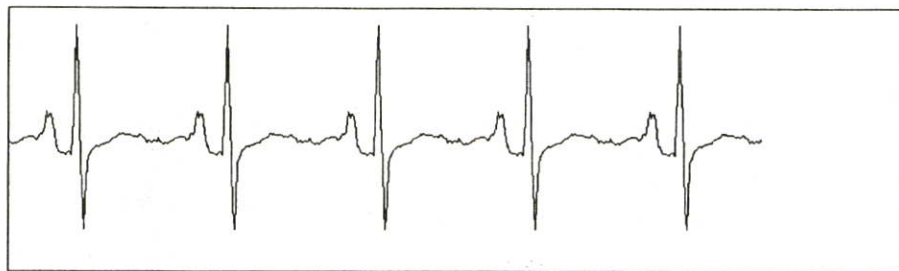
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



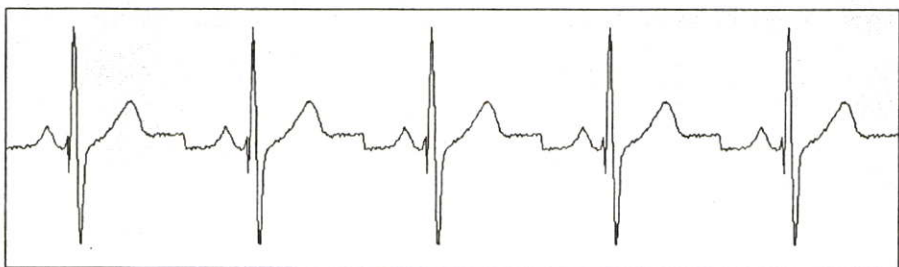
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด

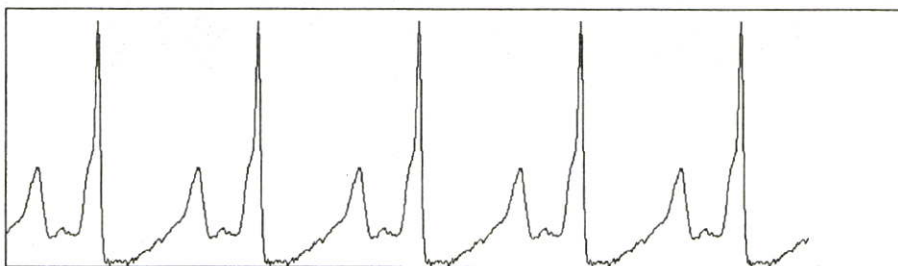
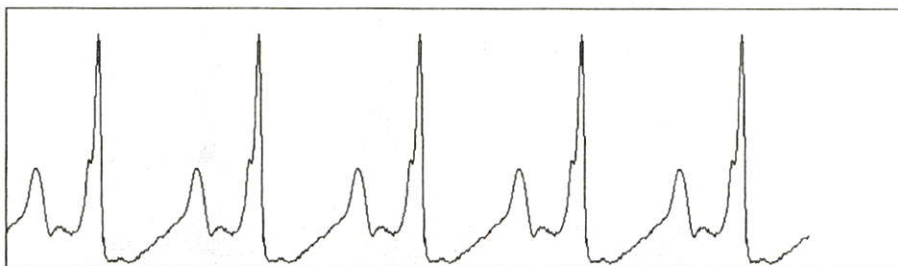


มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด

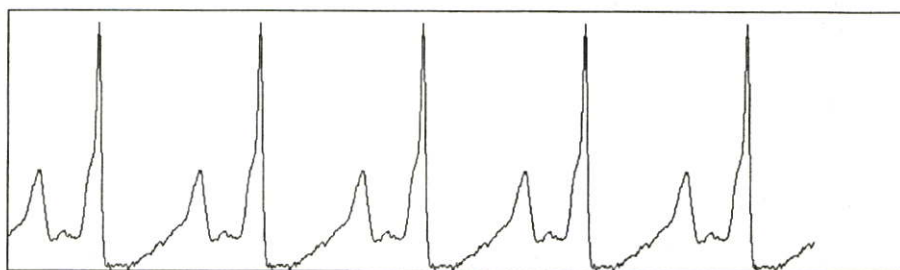
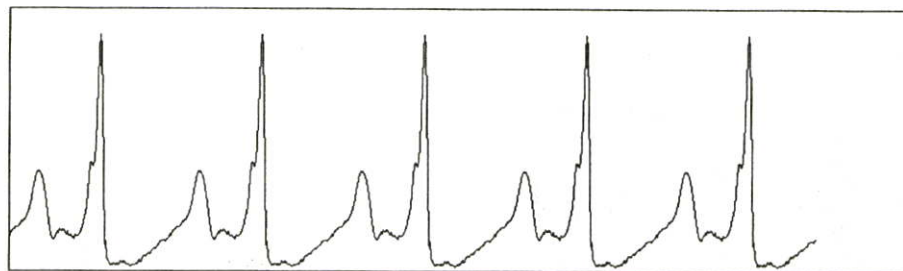
The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database



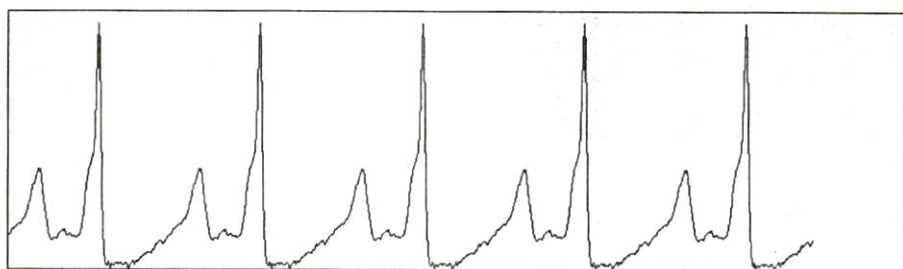
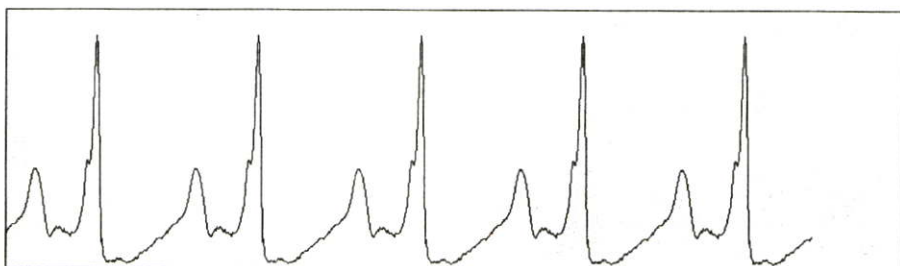
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



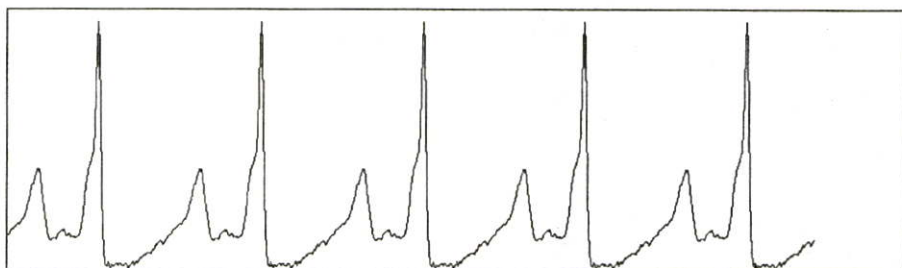
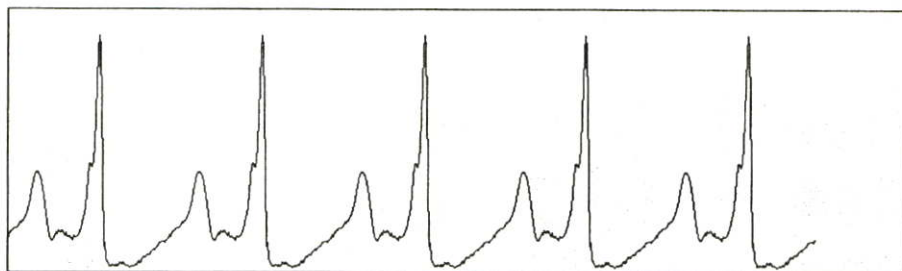
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



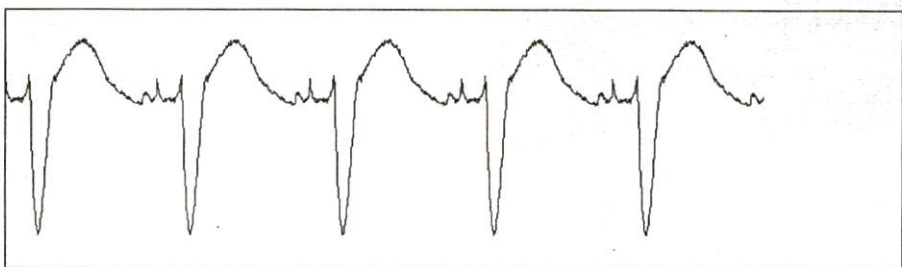
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



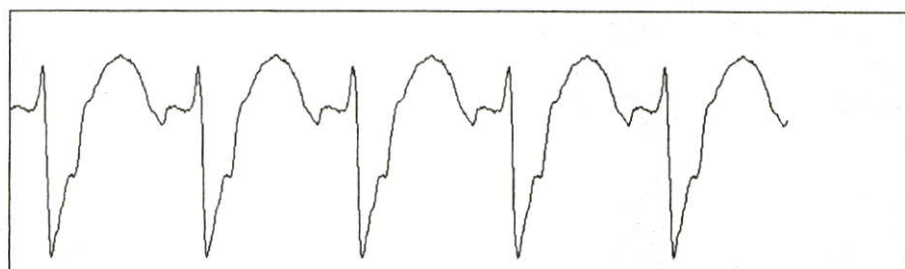
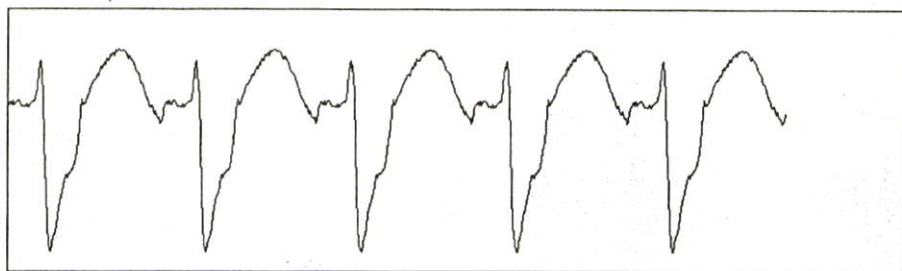
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



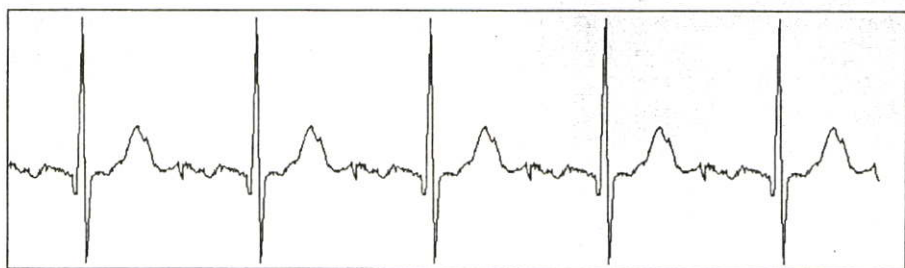
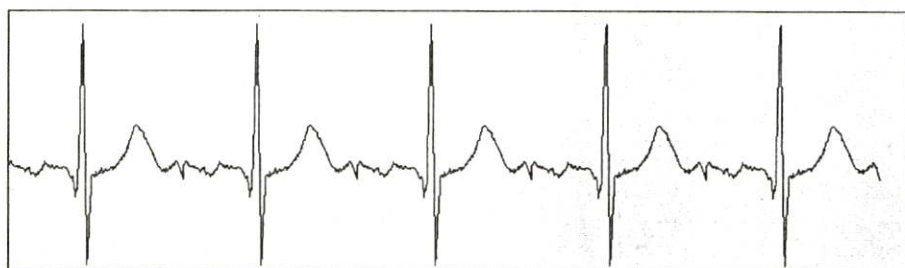
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



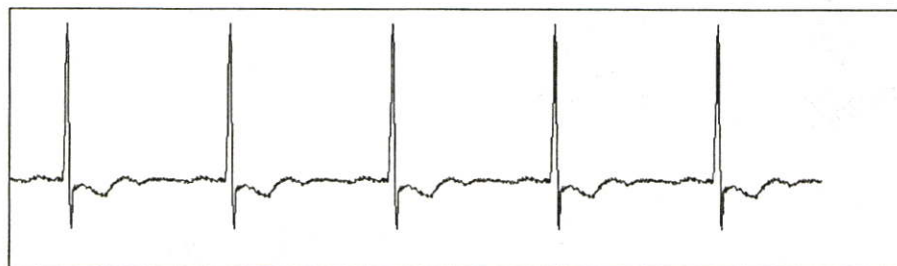
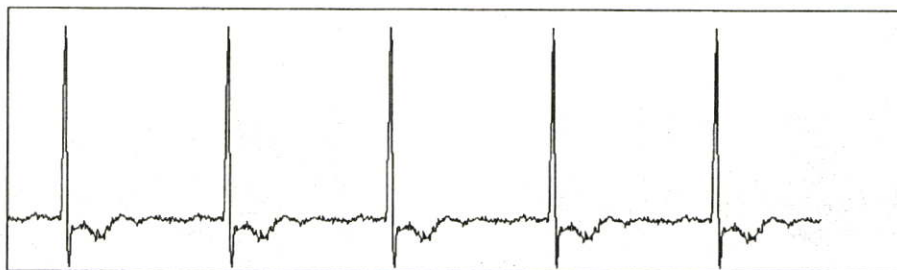
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



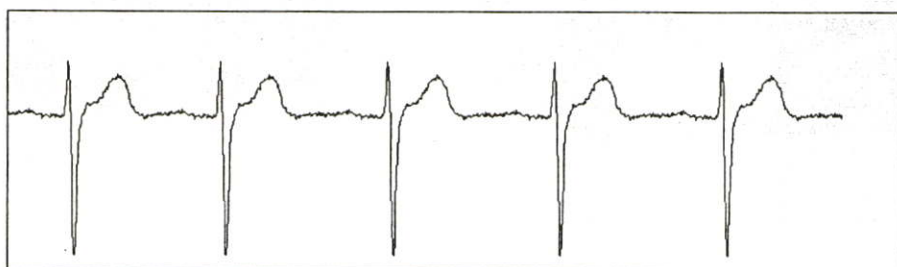
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด

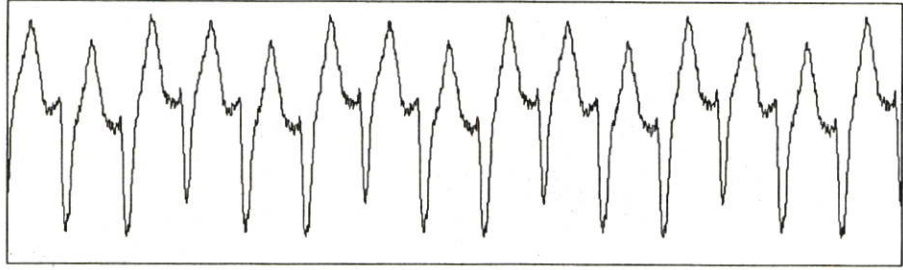


มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด

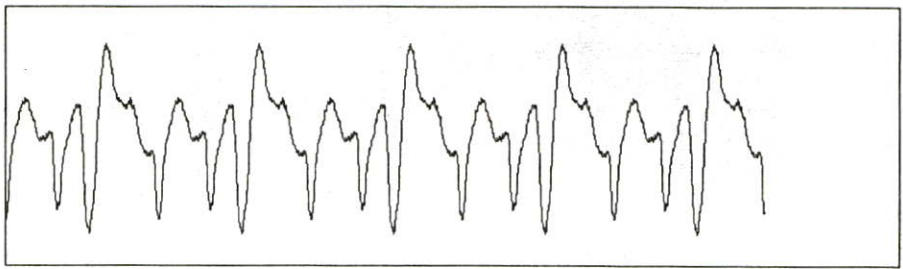
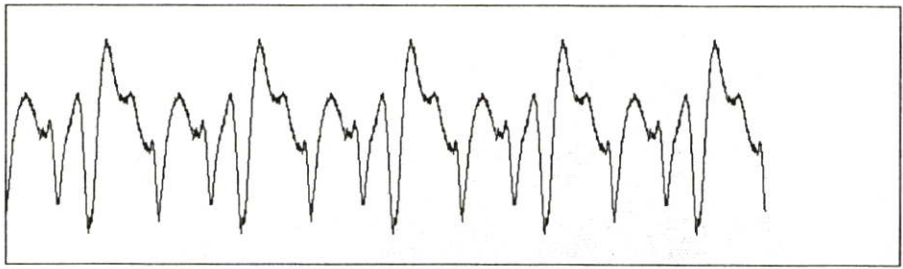


มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด

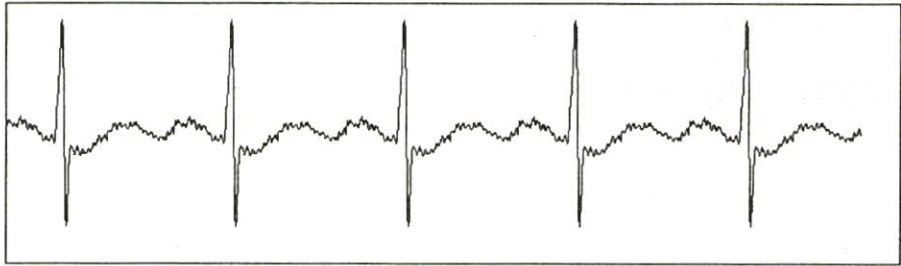
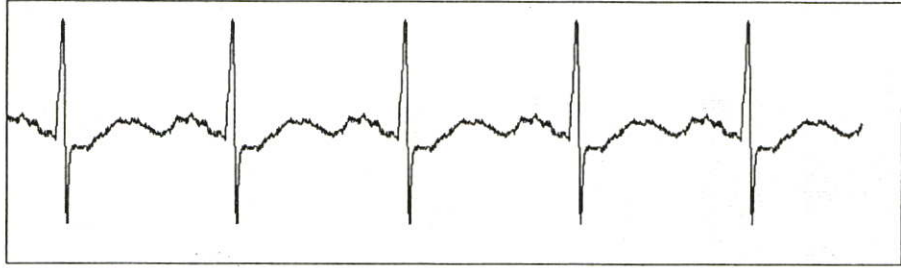
The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database



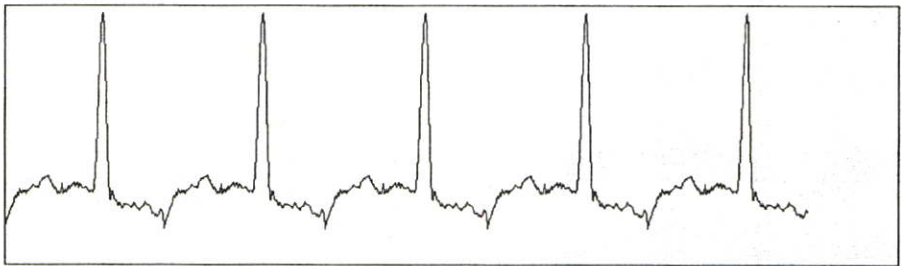
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



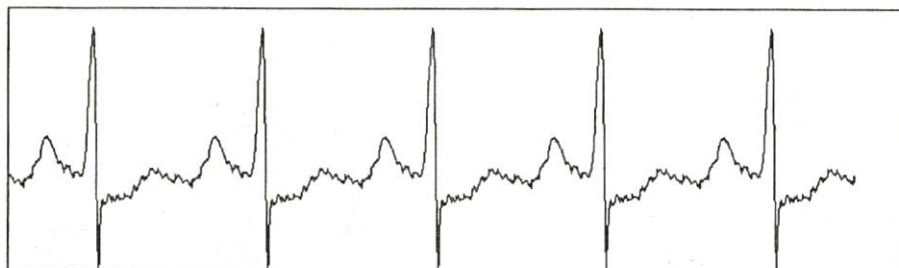
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



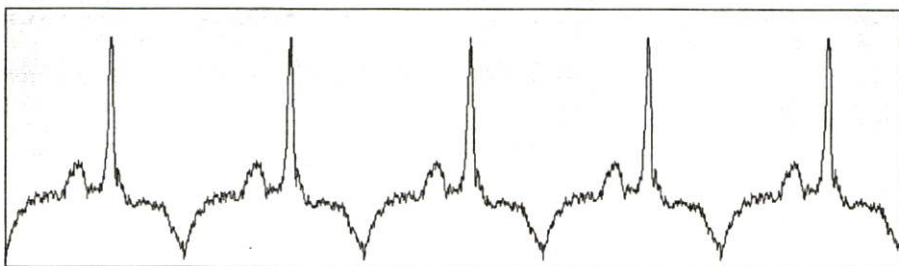
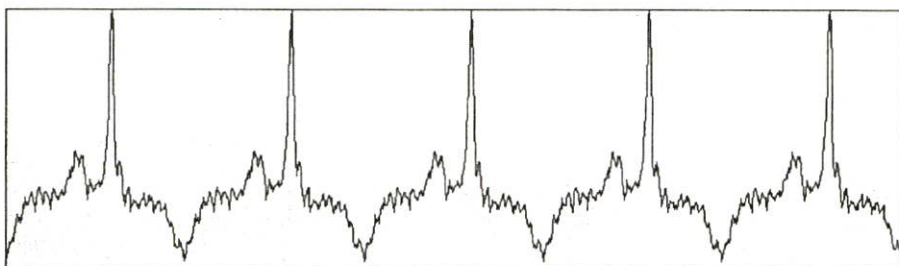
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



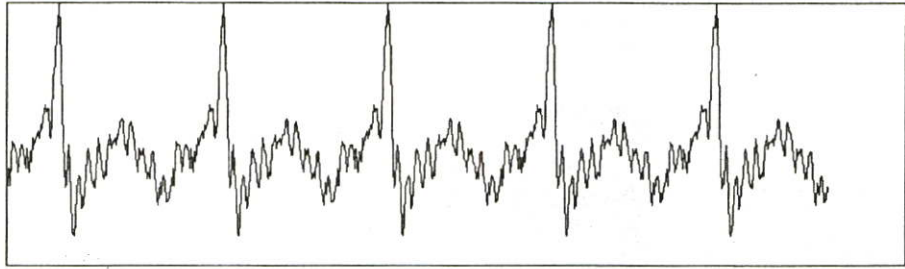
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



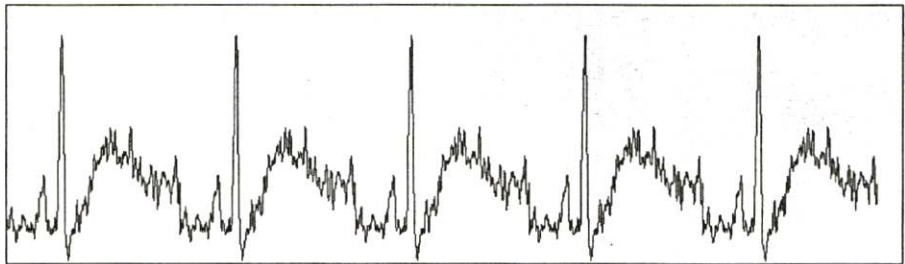
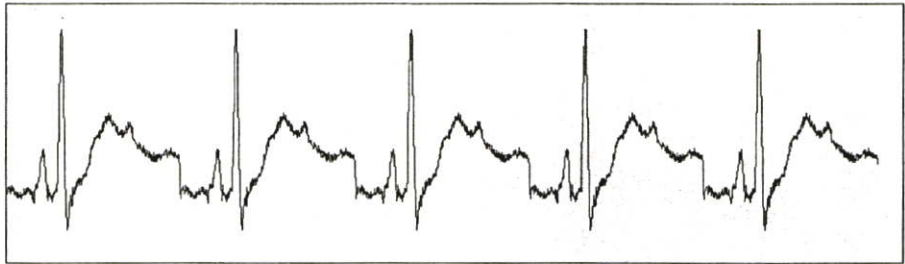
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



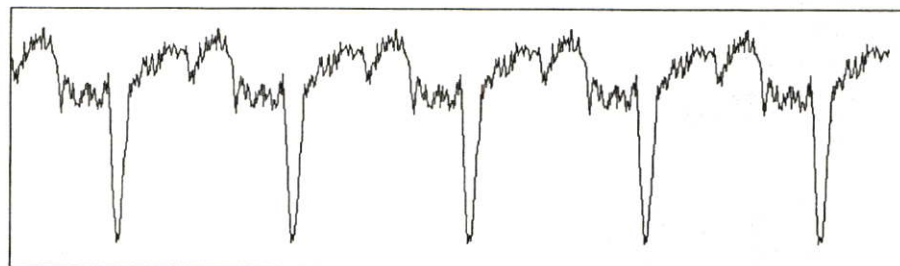
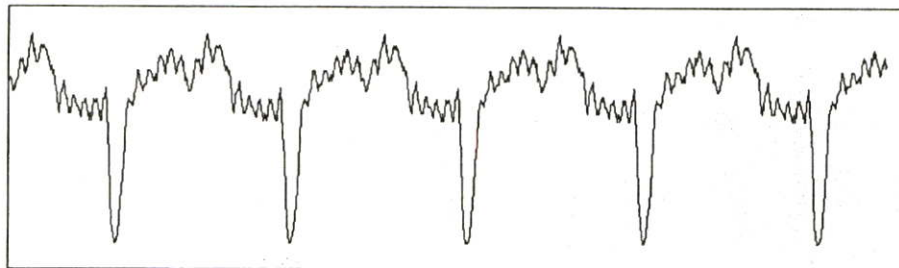
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



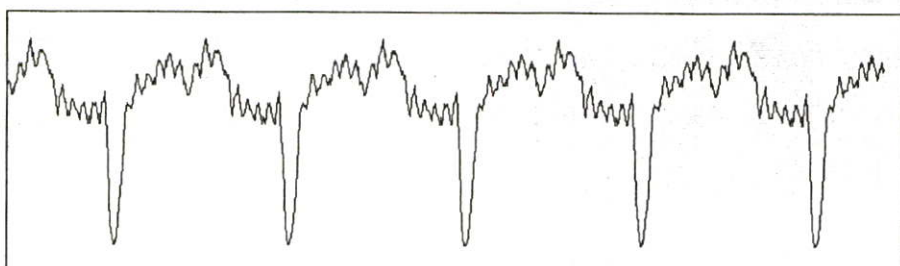
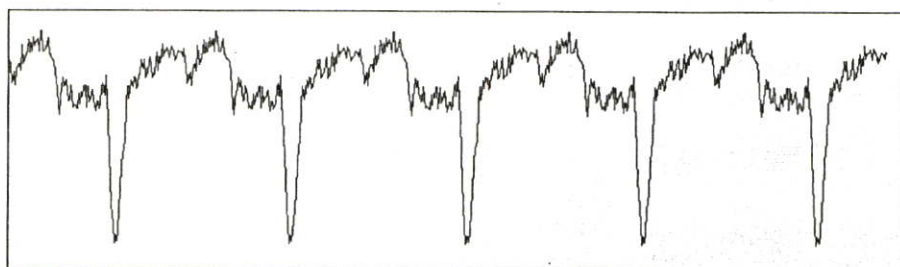
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด

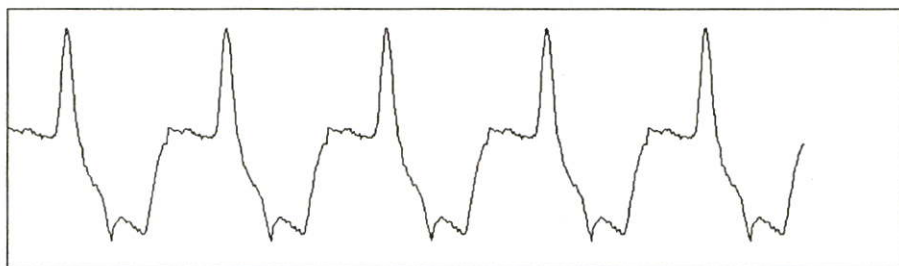


มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด

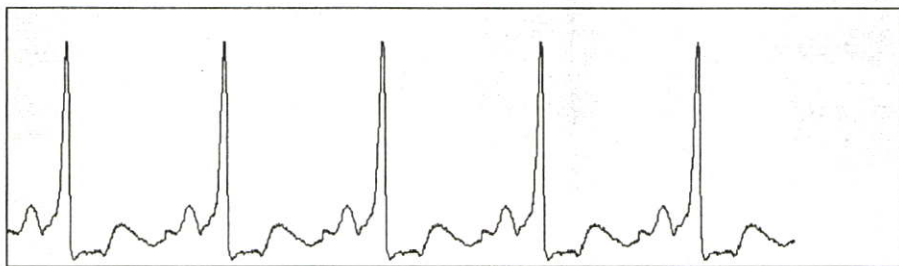
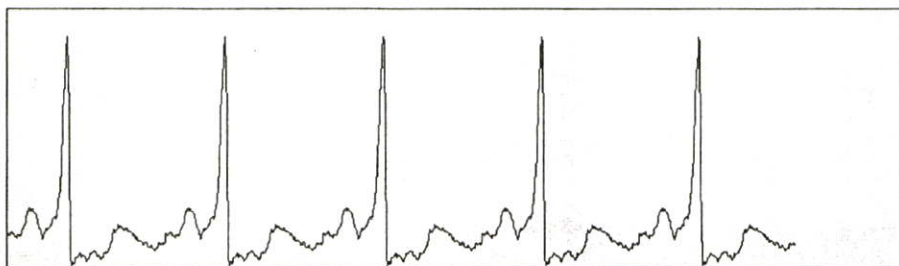


มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด

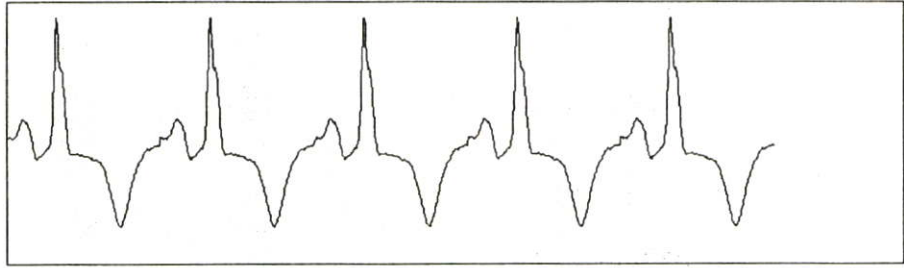
The Sudden Cardiac Death Holter Database



มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



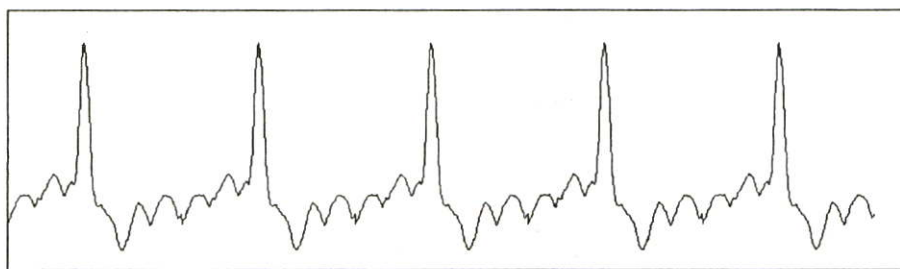
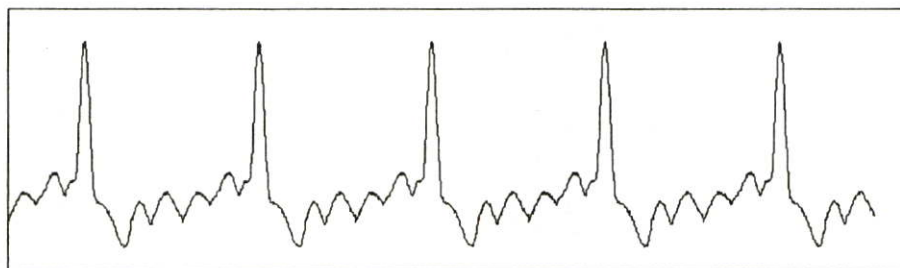
มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



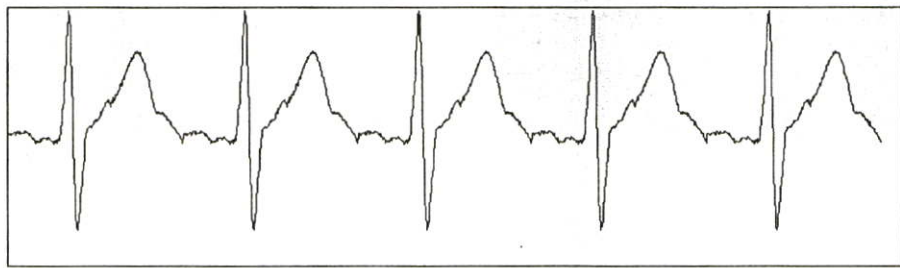
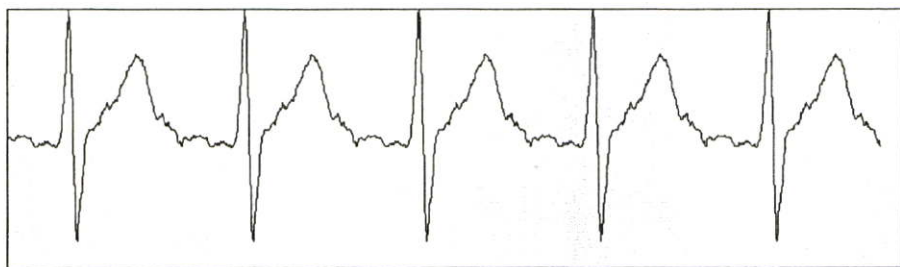
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



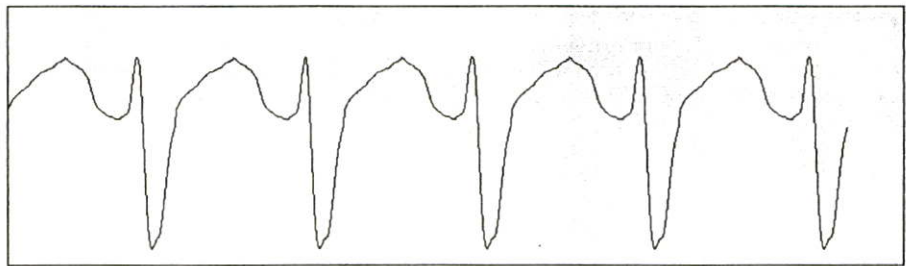
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



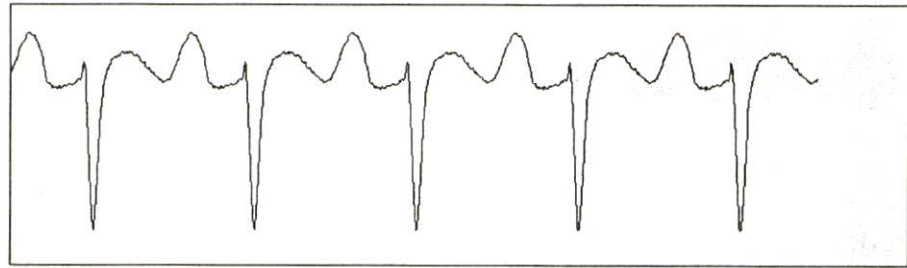
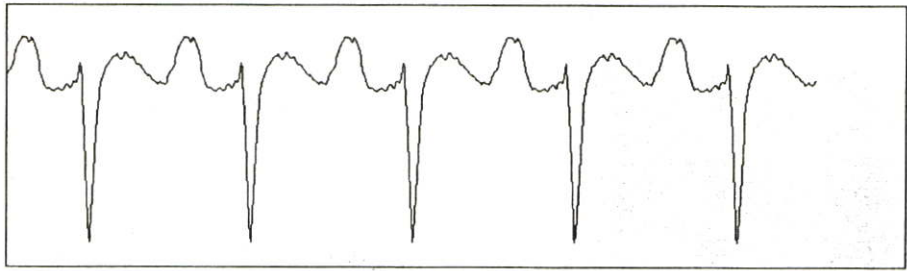
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



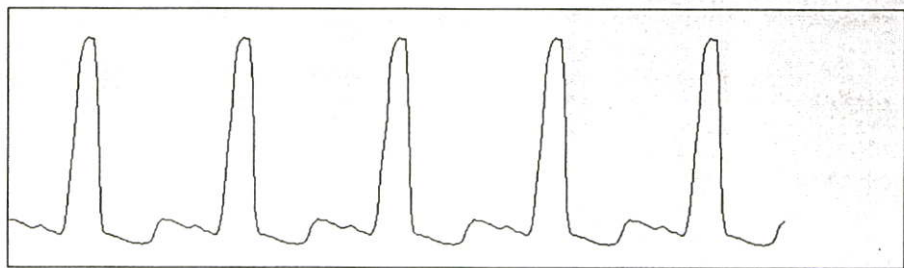
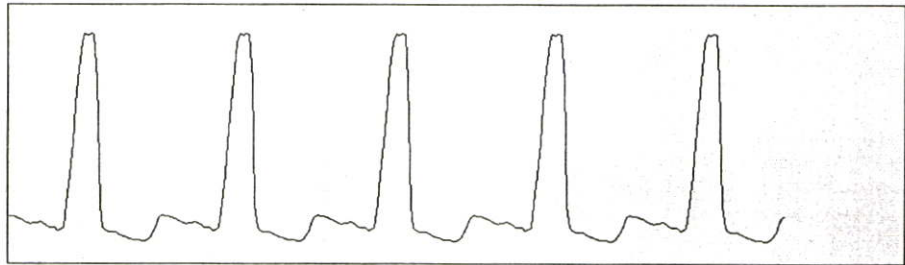
มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด มาก ปานกลาง น้อย น้อยที่สุด



มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด



มากที่สุด
 มาก
 ปานกลาง
 น้อย
 น้อยที่สุด

คำแนะนำ/ข้อเสนอแนะ

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ- นามสกุล	นายอนุวัฒน์ ศรีสงวน
วัน เดือน ปีเกิด	11 กันยายน พ.ศ. 2524
ที่อยู่	108 หมู่ 6 ต.บ้านหม้อ อ.พรหมบุรี จ.สิงห์บุรี 16120
ประวัติการศึกษา	2548 อดุสสาหกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาเทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์กำลัง สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ จ. กรุงเทพฯ 2545 ประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาไฟฟ้ากำลัง วิทยาลัยเทคนิคสิงห์บุรี

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] A. Srisangung, T. chanwimalueang, Y. Pittiteerapab, K. Chitsakul “ Simplified 12 leads ECG modeling with Least Square Techniques for Human Patient Simulation” ICEAST 2007, May 9-12, 2007.
- [2] อนุวัฒน์ ศรีสงวน, ชีระศักดิ์ จันทร์วิเมลือง, ยุทธนา ปิตติธีรภาพ, กิตติพล ชิตสกุล “ การสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดสำหรับหุ่นจำลองผู้ป่วย (ECG Modeling with Least Square Techniques for Human Patient Simulator)” การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 1 (The 1st Symposium on Thai Biomedical Engineering : ThaiBME2007) 20-21 ธันวาคม 2550.
- [3] กมสันต์ จันทร์ดา, กิตติพล ชิตสกุล, อนุวัฒน์ ศรีสงวน, ชีระศักดิ์ จันทร์วิเมลือง “เครื่องแสดงและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายขนาดพกพา (Wireless Portable EKG Monitor/Recorder)” การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ไทย ครั้งที่ 1 (The 1st Symposium on Thai Biomedical Engineering : ThaiBME2007) 20-21 ธันวาคม 2550.