การออกแบบระบบการแสดงผลและวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ ของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

THE DESIGN OF HEART RATE VARIABILITY MONITORING AND ANALYSIS SYSTEM IN FREQUENCY DOMAIN

วุฒิกร จิตรวุฒิโชติ
VUTIKORN JITVUTICHOT

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2545

ISBN 974-9546-83-0

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การออกแบบระบบการแสดงผลและวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

THE DESIGN OF HEART RATE VARIABILITY MONITORING AND ANALYSIS SYSTEM IN FREQUENCY DOMAIN

วุฒิกร จิตรวุฒิโชติ
VUTIKORN JITVUTICHOT

เลขหมู่..........
เลขทะเบียน 47656
วัน, เดือน, ปี 21 ส.ค. 2546

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2545

ISBN 974-9546-83-0

THE DESIGN OF HEART RATE VARIABILITY MONITORING AND ANALYSIS SYSTEM IN FREQUENCY DOMAIN

VUTIKORN JITVUTICHOT

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2002

ISBN 974-9546-83-0

COPYRIGHT 2002

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบระบบการแสดงผลและวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ
ชื่อนักศึกษา	นาย วุฒิกร จิตรวุฒิโชติ
รหัสประจำตัว	41061030
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
พ.ศ.	2545
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ดร. กิติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นของหัวใจ เป็นตัวบ่งชี้ที่สำคัญอย่างหนึ่งต่อการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติซึ่งควบคุมกลไกการทำงานของอวัยวะภายในร่างกายมนุษย์โดยเฉพาะอย่างยิ่งการทำงานของหัวใจ วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอระบบการวัดและวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นของหัวใจ โดยอัตราการเต้นของหัวใจได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วนำมาวิเคราะห์ทางอิเล็กทรอนิกส์ ผลการวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นของหัวใจจะแสดงในแกนเวลาและความถี่ รวมทั้งนำเสนอการวิเคราะห์แบบเวลา-ความถี่ด้วย และสุดท้ายจะได้กล่าวถึงการนำระบบที่ออกแบบขึ้นไปประยุกต์ทางคลินิก

Thesis Title	The Design of Heart Rate Variability Monitoring and Analysis System in Frequency Domain
Student	Mr. Vutikorn Jitvutichot
Student ID.	41061030
Dregree	Master of Engineering
Programme	Electrical Engineering
Year	2002
Thesis Advisor	Dr. Kitiphon Chitsakul

ABSTRACT

Heart rate variability has an important role to determine the function of the autonomic nervous system especially the neurocadiac function. The heart rate variability analysis system proposed in this thesis is based on electrocardiogram measurement by which the heart rate is electronically determined. The results are figured in time and frequency domains including time-frequency domain. The clinical applications finally will be discussed.

กิตติกรรมประกาศ

การทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีอุปสรรคอยู่หลายประการด้วยกัน แต่สุดท้ายก็สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ทั้งนี้อันเนื่องมาจากการได้รับความช่วยเหลือจากบุคคลหลายฝ่าย โอกาสนี้กระผมจึงขอกราบขอบพระคุณบุคคลต่างๆ ดังนี้

1. ดร. กิติพล ชิตสกุล ที่ให้คำปรึกษาและสนับสนุนในงานวิจัยนี้มาตลอดเวลา

2. รศ. ดร. มนัส สังวรศิลป์ ที่สนับสนุนในการทำวิจัย

3. ผศ. ประภากร สุวรรณะ ผู้ให้คำปรึกษาทางด้าน Hardware

4. ผศ. ดร. วัฒนา วัฒนาภา คณะแพทย์ศาสตร์ โรงพยาบาลศิริราช ที่ให้ข้อมูลทางการแพทย์

5. คุณ อภินัย ฤกษ์รัตน์ คุณ รังสรรค์ เมืองเหลือ คุณ ประพัศ ชุ่มชัยรัตน์ และ subject ทุกคนที่ช่วยเป็นตัวอย่างในการทดสอบเครื่องต้นแบบ

สุดท้ายขอขอบคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง และคณาจารย์ทุกท่านที่ได้ประสิทธิประสาทวิชาความรู้ต่างๆ จนกระทั่งทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จได้ คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้แด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

วุฒิกร จิตรวุฒิโชติ

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ... I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ... II

กิตติกรรมประกาศ ... III

สารบัญ ... IV

สารบัญตาราง ... VII

สารบัญรูป ... VIII

บทที่ 1 บทนำ ... 1

1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย ... 1

1.2 วัตถุประสงค์และขอบเขตงานวิจัย ... 2

1.3 โครงร่างวิทยานิพนธ์ ... 3

บทที่ 2 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ ... 4

2.1 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ ... 4

2.2 ลักษณะสมบัติของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ. ... 5

2.3 ความสัมพันธ์ของระบบประสาทอัตโนมัติกับสัญญาณ HRV ... 6

2.4 วิธีทดสอบการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติด้วยอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ ... 8

2.4.1 ผลตอบสนองของอัตราการเต้นหัวใจต่อการทดสอบในสภาวะ Standing Up ... 8

2.4.2 ผลตอบสนองของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจขณะทดสอบสภาวะ Deep Breathing ... 8

2.4.3 ผลตอบสนองของอัตราการเต้นหัวใจต่อสภาวะ Valsalva Manoeuvre ... 8

บทที่3 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่ ... 10

3.1 การแปลงฟูเรียร์อย่างเร็ว ... 10

3.2 ปัญหาทั่วไปที่อาจเกิดขึ้นในขั้นตอนการแปลงฟูเรียร์และการแก้ไขเบื้องต้น ... 11

3.3 การประมาณค่าสเปกตรัมด้วยพาราเมตริกซ์ ... 16

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

3.3.1 ออโตรีเกรสซีพโมเดล ………………………………………………….16

3.3.2 พิจารณาออโตรีเกรสซีพโมเดลอันดับที่ 1 …………………………….. …19

3.3.3 ออโตรีเกรสซีพอันดับที่ 2 …………………………………………….. 25

3.3.4 ออโตรีเกรสซีพ p อันดับ ……………………………………..…… 30

บทที่ 4 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา – ความถี่ ……..……………………………...35

4.1 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา-ความถี่ ……………………………………..35

4.2 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา- ความถี่

ด้วย วิธี Short-Time Fourier Transform ………………………………………… 36

4.3 การกระจายสเปกตรัมพลังงานบนระนาบเวลา-ความถี่

ด้วย Wigner Distribution ……………………………………………………… 38

บทที่ 5 การออกแบบระบบวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ ………..………….... 43

5.1 การออกแบบทางด้าน Hardware ………………………………………………….. 43

5.1.1 วงจรขยายสัญญาณ ECG ………………..… …………………………..43

5.1.2 วงจรปรับศูนย์ …………………………………………………………… 44

5.1.3 วงจรกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ………………………………………. 45

5.1.4 วงจรแยกสัญญาณ QRS ……………………………………………… …. .46

5.1.5 วงจรตรวจจับยอดสัญญาณและวงจรปรับรูปคลื่นสัญญาณ …… …. ...….46

5.1.6 ไมโครคอลโทรลเลอร์ ……………………………………………………..47

5.2 การออกแบบส่วนโปรแกรม ……………………………………………………..48

บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง ……………….……………………………………..54

6.1 อุปกรณ์การทดลอง ………………………………………………………………..54

6.2 การปรับเทียบและทดสอบระบบวัดและวิเคราะห์

อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ ….…………………………………………..55

6.2.1 การปรับเทียบและทดสอบตัวบันทึกสัญญาณ ……………………… … .55

6.2.2 การปรับเทียบและทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณ …………… ..….58

6.3 ผลการทดลอง …………………………………………………………………….60

สารบัญ(ต่อ)

บทที่ 7 สรุปและวิจารณ์ 69

บรรณานุกรม..70

บทความเกี่ยวข้องที่ได้รับการตีพิมพ์..71

ภาคผนวก ก. สัญญาณตำแหน่งต่างๆ ของตัวบันทึกสัญญาณ HRV...................................72

ภาคผนวก ข. ภาพถ่ายเครื่องต้นแบบ...76

ประวัติผู้เขียน..78

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

2.1 ผลตอบสนองของ HRV ต่อการทดสอบในแต่ละสภาวะ.. ..8
3.1 แสดงค่า $e(n)$ เมื่อ $\phi_{1,1}$ มีค่าเท่ากับ 0.5 20
3.2 แสดงค่า Sum Square Error ที่ $\phi_{1,1}$ ค่าต่างๆ 21

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

2.1 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ……………………………………………………………4

2.2 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ……..……………………………………………..…….5

2.3 ตัวอย่างของสัญญาณ HRV ในคนปกติ ..…………………………….……………….....…5

(ก) สัญญาณ HRV ในโดเมนเวลา……....….……………………………………………….5

(ข) สัญญาณ HRV ในโดเมนความถี่………....…………………………………………….5

2.4 แสดงความสัมพันธ์ของระบบประสาทอัตโนมัติกับ
การทำงานของระบบต่างๆ ในร่างกาย ………………………….………………………..6

2.5 แสดงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ HRV ในโดเมนเวลา
และโดเมนความถี่ขณะยืนและนอน ……………..…………………………………………7

(ก) สัญญาณในโดเมนเวลาขณะผู้ป่วยนอน………………………..…………………………..7

(ข) สัญญาณในโดเมนความถี่ขณะผู้ป่วยนอน……... ……………………………………….7

(ค) สัญญาณในโดเมนเวลาขณะผู้ป่วยลุกขึ้นยืน ……...……………………………………..7

(ง) สัญญาณในโดเมนความถี่ขณะผู้ป่วยลุกขึ้นยืน ……..……………………………….....7

3.1 (ก) แสดงสัญญาณซายน์ก่อนสุ่มค่า …………..…………………………………………11

(ข) แสดงสัญญาณซายน์หลังจากการสุ่มค่า………..…………. ……………………………11

3.2 (ก) แสดงสัญญาณซายน์ ……………………………….……………………………….12

(ข) แสดงสเปกตรัมของสัญญาณซายน์ในอุดมคติ …………..……………………………12

(ค) แสดงสัญญาณซายน์หลังจากทำกรอบหน้าต่าง…………………………………..………….12

(ง) สเปกตรัมของสัญญาณซายน์หลังทำกรอบหน้าต่าง……………..………………………..12

3.3 แสดงสภาวะการมองผ่านรั้วไม้ที่เกิดจากการสุ่มสัญญาณ…………………………………13

3.4 แสดงกรอบหน้าต่างรูปแบบต่างๆ ………...………………………………………………14

(ก) กรอบหน้าต่างสี่เหลี่ยม ……………………………………………………………..14

(ข) กรอบหน้าต่างสามเหลี่ยม…………………………………………………….……..14

(ค) กรอบหน้าต่าง Hann ………………………………………… … …… … ………..…14

(ง) กรอบหน้าต่าง Hamming …………………………………………………………...14

3.5 (ก) แสดงสเปกตรัมของสัญญาณซายน์ที่ซ้อนอยู่บนค่าคงที่….. ……………………………..15

(ข) แสดงสเปกตรัมของสัญญาณหลังจากแยกค่าคงที่ออก……………………………………...15

3.6 สเปกตรัมของสัญญาณก่อนและหลังเติมจุดศูนย์ต่อท้ายข้อมูล ………………………………...16

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ หน้า

3.7 แสดงบล็อคไดอะแกรมของออโตรีเกรสซีพ p อันดับ …………………… …… …..…….. .18

3.8 Histogram ของค่า Autocorrelation Coefficient เมื่อ $\phi_{1,1} = 0.6$ ……………………..…….23

3.9 บล็อคไดอะแกรมของ Moving Average p อันดับ..……………………………. ……..…33

3.10 แสดงสเปกตรัมของสัญญาณซายน์บริสุทธิ์ที่วิเคราะห์ด้วย FFT กับ AR…………………..34

(ก) วิเคราะห์ด้วย AR (Parametric) ...……………………………………………………….34

(ข) วิเคราะห์ด้วย FFT (Nonparametric)..…………………………………………… . …34

3.11 แสดงสเปกตรัมของสัญญาณซายน์สองความถี่ที่วิเคราะห์ด้วย FFT กับ AR ……………… 34

(ก) วิเคราะห์ด้วย AR (Parametric).……………………………………………………….34

(ข) วิเคราะห์ด้วย FFT (Nonparametric)…..………………………………………………34

4.1 แสดงสัญญาณทางความถี่ (FM) มอดูเลท บนโดเมนต่างๆ…...……………………………..36

(ก) สัญญาณบนโดเมนเวลา ……..…………………………………………………………..36

(ข) สเปกตรัมของสัญญาณที่วิเคราะห์ด้วยวิธี Nonparametric.…… ………………………..36

(ค) สเปกตรัมของสัญญาณที่วิเคราะห์ด้วยวิธี Parametric……..……………………………..36

(ง) สเปกตรัมของสัญญาณบนโดเมนเวลา-ความถี่…………..…………………………….36

4.2 แสดงการทำกรอบหน้าต่างกับสัญญาณในโดเมนเวลา…... …...……………………………36

4.3 แสดงการกระจายสเปกตรัมกำลังบนระนาบเวลา-ความถี่……...……………………………37

4.4 ความสัมพันธ์ระหว่าง Wigner Distribution กับ Ambiguity Function ……………………..39

4.5 สัญญาณ $z(t) = x(t) + y(t)$ ในโดเมนเวลา …………………………...……………...40

4.6 Wigner Distribution ของสัญญาณตามรูปที่ 4.5 ….……………………………………..40

4.7 แสดง CWD ของสัญญาณตามรูปที่ 4.5 ……………..…………………………………...42

5.1 วงจรขยายสัญญาณ ECG……..……………………………..……………………….44

5.2 วงจรปรับศูนย์……...………………………………………..……………………..45

5.3 วงจรกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz……..……………...………...……………………45

5.4 วงจรแยกสัญญาณ QRS …..……………………………………..…………………...46

5.5 วงจรตรวจจับยอดคลื่น………..………………………………...…………………47

5.6 วงจรปรับรูปคลื่นสัญญาณ (Monostable)……..……………………..………………...47

5.7 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอลโทรลเลอร์กับหน่วยความจำ…..…..………………...48

5.8 แสดง Flow Chart ของโปรแกรมโหลดข้อมูล.……..…………………...……………….49

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ หน้า

5.9 แสดงหน้าจอของโปรแกรมโหลดข้อมูล…………………………………………………50

5.10 แสดงหน้าจอหลักของโปรแกรมประมวลผลสัญญาณ………………………………50

5.11 แสดงหน้าจอหลังจากกดปุ่ม ENTER ในรูปที่ 5.9……………………………………51

5.12 แสดงหน้าจอหลังจากการกดปุ่ม File เพื่อโหลดแฟ้มข้อมูลของผู้ป่วย…………………52

5.13 แสดงภาพหน้าจอหลังจาก RUN m-file ของผู้ป่วย……………………………………52

5.14 แสดงหน้าจอที่ได้จากการกดปุ่ม Time ในรูปที่ 5.13…………………………………53

6.1 แสดงสัญญาณที่ได้จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์……………………………………………54

6.2 สัญญาณ ECG และตำแหน่งที่เกิดสัญญาณพัลส์…………………………………………55

6.3 แสดงสัญญาณที่บันทึกได้จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์……………………………………56

(ก) ระยะเวลาระหว่าง R-R มีค่าเป็น 1 sec…………………………………………………56

(ข) ระยะเวลาระหว่าง R-R มีค่าเป็น 0.75 sec………………………………………………56

(ค) ระยะเวลาระหว่าง R-R มีค่าเป็น 0.5 sec ………………………………………………56

6.4 สัญญาณที่บันทึกได้จาก ECG Simulator…………………………………………………56

6.5 แสดงการทดสอบตัวบันทึกสัญญาณเมื่ออินพุทเป็นสัญญาณ FM Modulated……………56

6.6 สัญญาณที่บันทึกได้จาก FM มอดูเลท……………………………………………………57

(ก) เมื่ออินพุทมีค่าเป็น 0.05 Hz……………………………………………………………57

(ข) เมื่ออินพุทมีค่าเป็น 0.1 Hz………………………………………………………………57

(ค) เมื่ออินพุทมีค่าเป็น 0.2 Hz………………………………………………………………57

6.7 เปรียบเทียบผลที่ได้จากวิธีที่นำเสนอกับฐานข้อมูลของ MIT ………………………………58

(ก) ฐานข้อมูล MIT …………………………………………………………………………58

(ข) วิธีที่นำเสนอ………………………………………………………………………………58

6.8 แสดงผลของโปรแกรมประมาณค่าสเปกตรัมที่ความถี่ต่างๆ…………………………………59

(ก) ความถี่ 0.05 Hz …………………………………………………………………………59

(ข) ความถี่ 0.1 Hz……………………………………………………………………………59

(ค) ความถี่ 0.2 Hz …………………………………………………………………………59

(ง) ความถี่ 0.3 Hz …………………………………………………………………………59

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ หน้า

6.9 แสดงผลการทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณบนโดเมนเวลา-ความถี่ เมื่ออินพุทเป็นสัญญาณซายน์ที่ความถี่ต่างๆ……60

(ก) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.05 Hz…… .60

(ข) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.1 Hz……60

(ค) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.2 Hz…… 60

(ง) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.3 Hz……60

6.10 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 1 ……61

(ก) โดเมนเวลา……61

(ข) โดเมนความถี่……61

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่……61

6.11 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 1 ต่อสภาวะ Deep Breathing……61

(ก) โดเมนเวลา……61

(ข) โดเมนความถี่……61

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่……61

6.12 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของPatient 1 ต่อการทดสอบ Valsalva ……62

(ก) โดเมนเวลา……62

(ข) โดเมนความถี่……62

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่……62

6.13 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 2 ต่อสภาวะ Deep Breathing ……62

(ก) โดเมนเวลา……62

(ข) โดเมนความถี่……62

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่……62

6.14 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างต่อการทดสอบ Valsalva ……63

(ก) โดเมนเวลา……63

(ข) โดเมนความถี่……63

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่……63

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ หน้า

6.15 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 3 ……………………………………………….63

(ก) โดเมนเวลา……………………………………………………………………………...63

(ข) โดเมนความถี่……………………………………………………...………………63

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่……..……………………………………………………………....63

6.16 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 3 ต่อสภาวะ Deep Breathing………………..64

(ก) โดเมนเวลา……………………………………………………………………………...64

(ข) โดเมนความถี่……………………………………………………………………...64

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่…...……………………...……………………………………..…64

6.17 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 4……………………………………………...64

(ก) โดเมนเวลา……………………..………………………………………………………..64

(ข) โดเมนความถี่……………………………………………………………………...64

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่………………………...…………………………………………64

6.18 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 5………………………………………….…..65

(ก) โดเมนเวลา…………………………………………………………………………….. 65

(ข) โดเมนความถี่………………………………………………………………….. 65

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่…...……………………………………………………………65

6.19 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 6……………………………………………...65

(ก) โดเมนเวลา……………………………...………………………………………………65

(ข) โดเมนความถี่……………………………………………………………………...65

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่..…………………………………………………………………65

6.20 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 7 ……………………………………………..66

(ก) โดเมนเวลา……………………………..……………………………………………..66

(ข) โดเมนความถี่……………………………………………………………..…….66

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่..……………………………………………………………....66

6.21 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 7 ต่อสภาวะ Deep Breathing . ……………...66

(ก) โดเมนเวลา……………………………………..……………………………………..66

(ข) โดเมนความถี่…………………….………………………….………………………..66

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่..…………………………………………….……………...66

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ หน้า

6.22 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient8……………………………………………….…………….....67

(ก) โดเมนเวลา…………………………………………..………………………………………..67

(ข) โดเมนความถี่………………………………………………………………….………..67

(ค) โดเมนเวลา-ความถี่..………………………………………………………..…..67

6.23 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ HRV ในคนปกติกับผู้ป่วยโรคหัวใจ…………………67

6.24 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ HRV ในคนปกติกับผู้ป่วยโรคหัวใจ
ต่อสภาวะ Deep Breathing……………………………………………………………………..68

ก.1 สัญญาณตำแหน่ง TP1…………………………………………………………………….71

ก.2 สัญญาณตำแหน่ง TP2…………………………………………………………………….71

ก.3 สัญญาณตำแหน่ง TP3…………………………………………………………………….71

ก.4 สัญญาณตำแหน่ง TP4…………………………………………………………………….72

ก.5 สัญญาณตำแหน่ง TP5…………………………………………………………………….72

ก.6 สัญญาณตำแหน่ง TP6…………………………………………………………………….72

ก.7 เปรียบเทียบสัญญาณระหว่าง TP4 กับ TP5 …..…………………………………………….73

ก.8 เปรียบเทียบสัญญาณระหว่าง TP5 กับ TP6 …..…………………………………………….73

ก.9 เปรียบเทียบสัญญาณระหว่าง TP2 กับ TP6 …..…………………………………………….73

ข.1 แสดงภาพถ่ายของเครื่องต้นแบบบันทึกค่าอัตราการเต้นหัวใจ……………………………….77

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

การวินิจฉัยโรคที่เกิดขึ้นจากความผิดปกติของระบบประสาทด้วยสัญญาณคลื่นสมอง (Electroencephalogram) เป็นวิธีที่ใช้อย่างแพร่หลายในวงการแพทย์ปัจจุบัน แต่การออกแบบระบบวัดและวิเคราะห์ดังกล่าวทำได้ยากและยังต้องอาศัยวิศวกรผู้ออกแบบที่มีความชำนาญสูง เพราะสัญญาณคลื่นสมองมีขนาดเล็กมาก (อยู่ในระดับไมโครโวลท์) จึงทำให้กระบวนการในการออกแบบระบบทางด้าน Hardware ซับซ้อน อีกทั้งระบบที่ออกแบบอาจถูกรบกวนจากสัญญาณภายนอกได้ง่าย ทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณคลื่นสมองมีค่าต่ำกว่าสัญญาณรบกวนมาก เราสามารถลดผลของสัญญาณรบกวนได้หลายวิธีด้วยกัน เช่น ออกแบบให้ภาคอินพุทของระบบมีค่า CMRR สูง หรือ ใช้วงจรกรองความถี่เพื่อกำจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการออกไป เป็นต้น แต่การแก้ไขด้วยวิธีเหล่านี้ทำได้ยาก และต้องเสียค่าใช้จ่ายมาก เพราะการออกแบบระบบให้มีค่า CMRR สูงๆ นั้นจำเป็นต้องนำอุปกรณ์ที่มีคุณภาพมาใช้ อุปกรณ์ที่ใช้ยิ่งมีคุณภาพดีเท่าไรราคาก็จะสูงขึ้นตาม ส่วนการแก้ไขโดยใช้วงจรกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการทิ้งจะทำให้สัญญาณที่ได้ผิดเพี้ยนไปจากความเป็นจริง ซึ่งอาจทำให้เกิดความผิดพลาดในการวินิจฉัยโรคได้ เพื่อแก้ไขปัญหาต่างๆ ที่กล่าวมา วิทยานิพนธ์นี้จึงได้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์ความผิดปกติที่เกิดขึ้นจากการทำงานของระบบประสาทด้วยอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ (Heart Rate Variability :HRV) วิธีการนี้เป็นการนำค่าเวลาระหว่าง R ถึง R ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocadiogram : ECG) มาพิจารณา จึงช่วยแก้ปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นได้ เพราะขนาดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าสูงกว่าสัญญาณคลื่นสมองมาก (อยู่ในระดับมิลลิโวลท์) อีกทั้งงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในบ้านเราก็มีมานานมากแล้ว จึงทำให้กระบวนการในการออกแบบและแก้ไขระบบง่ายขึ้น ส่วนความผิดเพี้ยนที่เกิดขึ้นจากวงจรกรองก็มีผลต่อระบบน้อยมาก เพราะการวิเคราะห์โดยวิธีนี้ไม่ได้นำสัญญาณทั้งหมดที่วัดได้มาวิเคราะห์ แต่เป็นเพียงการพิจารณาระยะเวลาระหว่าง R ถึง R ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเท่านั้น การวัดค่าเวลาระหว่าง R ถึง R เพื่อนำมาแปลงเป็นค่าอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate : HR) อาจใช้วิธีการอื่นที่ไม่ได้มาจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจก็ได้ เช่น วัดจากการไหลเวียนของโลหิตที่ปลายนิ้ว หรือใบหู เป็นต้น ทั้งนี้ก็ขึ้นอยู่กับความเหมาะสมในการประยุกต์ใช้งาน ด้วยเหตุผลต่างๆ ที่กล่าวมาจึงทำให้ระบบที่ออกแบบขึ้นนี้เป็นประโยชน์ต่อการวิจัยทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาท และเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ขึ้นมาใช้ในประเทศเองต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์และขอบเขตงานวิจัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจกับระบบประสาทอัตโนมัติ และนำเสนอการออกแบบระบบวัดและวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ ในโดเมนต่างๆ เพื่อเป็นเครื่องมือให้สำหรับแพทย์ใช้ในการตรวจสอบความผิดปกติที่เกิดขึ้นจากการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System : ANS) และตรวจสอบการเต้นไม่เป็นจังหวะของหัวใจ (Arrhythmia) โครงสร้างของระบบที่ออกแบบขึ้นประกอบด้วย 2 ส่วนด้วยกัน คือ วงจรหรือชุดเก็บข้อมูล (Hardware) และส่วนโปรแกรมวิเคราะห์ (Program) ส่วนของวงจรทำหน้าที่วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วคำนวณค่าเวลาระหว่าง R ถึง R ของสัญญาณ ECG จากนั้นใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจแล้วบันทึกค่า HR ลงในหน่วยความจำ (Electrical Erasable Programmable Read Only Memory:EEPROM) ระบบที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้เป็นระบบที่พัฒนาขึ้นใหม่ เพื่อให้อัตราการกินพลังงานไฟฟ้าต่ำและมีขนาดเล็ก จึงสามารถพกติดตัวและบันทึกค่าอัตราการเต้นหัวใจของคนไข้ได้ ส่วนของโปรแกรมจะทำหน้าที่หลัก 2 ประการด้วยกัน คือ อย่างแรกทำหน้าที่ดึงข้อมูลจากหน่วยความจำของชุดเก็บข้อมูลมาบันทึกลงใน Hard Disk และเพื่อความสะดวกต่อการใช้งานวิทยานิพนธ์นี้จึงนำเสนอการส่งข้อมูลผ่านทางพอร์ทขนาน (พรินท์เตอร์พอร์ท) โดยใช้โปรแกรมภาษาซีพัฒนา การออกแบบโปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณได้นำสัญญาณ HRV ไปทดสอบกับวิธีการวิเคราะห์ต่างๆ เช่น การแปลงฟูเรียร์อย่างเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) ออโตรีเกรสซีพ (Autoregressive: AR) เป็นต้น เพื่อให้แน่ใจว่าวิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์ที่เป็นกระบวนการวิเคราะห์ที่เหมาะสมกับสัญญาณ HRV ที่สุด และออกแบบให้สามารถวิเคราะห์สัญญาณ HRV ในโดเมนเวลา โดเมนความถี่ และโดเมนเวลา-ความถี่ ซึ่งใช้โปรแกรม MATLAB ที่พัฒนาขึ้นมาเป็นตัววิเคราะห์ ในโดเมนเวลาจะแสดงความสัมพันธ์ของ HRV ในเชิงสถิติ ส่วนองค์ประกอบทางความถี่ของสัญญาณ HRV จะแสดงในโดเมนความถี่และโดเมนเวลา-ความถี่ จากนั้นจะนำระบบที่ออกแบบไปประยุกต์ในงานทางการแพทย์และสรุปผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองว่าระบบที่ออกแบบขึ้นสามารถนำไปใช้งานได้หรือไม่

1.3 โครงร่างของวิทยานิพนธ์

องค์ประกอบของวิทยานิพนธ์ประกอบด้วยเนื้อหาต่างๆ เหล่านี้ คือ

บทที่ 1 บทนำ

กล่าวถึงความเป็นมา ขอบเขต และ วัตถุประสงค์ของการวิจัย

บทที่ 2 ความสัมพันธ์ของสัญญาณ HRV กับระบบต่างๆ ในร่างกาย

กล่าวถึงความสัมพันธ์ของระบบประสาท Parasympathetic และ Sympathetic กับระบบต่างๆ ในร่างกาย จากนั้นพูดถึงที่มาและความสัมพันธ์ของระบบประสาททั้งสองกับสัญญาณ HRV

บทที่ 3 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่

กล่าวถึงทฤษฎีการวิเคราะห์สัญญาณใดๆ ในโดเมนความถี่ด้วยการแปลงฟูเรียร์อย่างเร็วกับวิธีออโตรีเกรสซีฟ และเปรียบเทียบให้เห็นข้อดีข้อเสียของการวิเคราะห์ในแต่ละวิธี จากนั้นนำข้อสรุปที่ได้จากการเปรียบเทียบ ไปใช้วิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

บทที่ 4 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา - ความถี่

พูดถึงทฤษฎีการวิเคราะห์สัญญาณใดๆ ในโดเมนเวลา-ความถี่ ด้วยวิธี Short Time Fourier Transform (STFT) Wigner Distribution (WD) และ Choi-William Distribution (CWD) แล้วสรุปว่าวิธีการใดที่เหมาะสมกับการวิเคราะห์ในโดเมนเวลา-ความถี่ที่สุด จากนั้นนำวิธีดังกล่าวไปวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

บทที่ 5 การออกแบบระบบวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

กล่าวถึงการออกแบบและการปรับเทียบระบบ

บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง

นำเสนอผลการทดลองที่ได้จากการนำระบบที่ออกแบบไปประยุกต์ใช้งานจริง

บทที่ 7 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

สรุปผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองและกล่าวถึงปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นในขณะทำการวิจัย จากนั้นเสนอข้อคิดในการพัฒนาระบบที่ออกแบบขึ้น

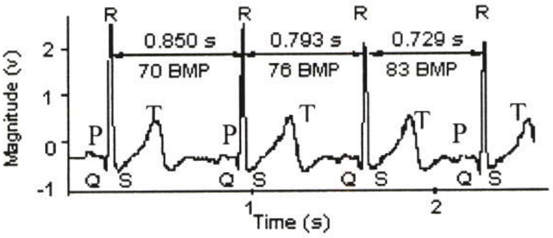
ส่วนสุดท้ายของวิทยานิพนธ์นี้เป็น ภาคผนวก บรรณานุกรม ประวัติของผู้เขียน และบทความเกี่ยวของที่ได้รับการตีพิมพ์

บทที่ 2
อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

ในบทนี้เป็นการนำเสนอที่มาและหลักการรวมถึงความสัมพันธ์ ระหว่างอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจกับระบบต่างๆในร่างกายที่ส่งผลมายังระบบประสาทอัตโนมัติ จากนั้นจะกล่าวถึงวิธีการทดสอบการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติด้วยอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจในสภาวะต่างๆ เช่น Valsalva Manoeuver, Standing Up และ Deep Breathing ฯลฯ แต่ละวิธีจะมีเงื่อนไขในการทดสอบที่ต่างกันซึ่งรายละเอียดทั้งหมดได้เสนอไว้ในบทนี้

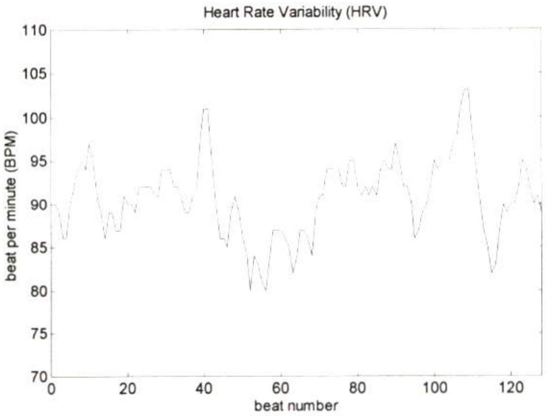
2.1 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ (Heart Rate Variability: HRV)

" อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจในวิทยานิพนธ์นี้ได้จากการนำช่วงเวลาระหว่าง R-R ของสัญญาณ ECG ในแต่ละรูปคลื่นมาแปลงเป็นอัตราการเต้นหัวใจจากนั้นนำมาพล็อตต่อกันในโดเมนเวลา [9] "



รูปที่ 2.1 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

พิจารณารูปที่ 2.1 เป็นสัญญาณ ECG ของคนปกติซึ่งประกอบด้วยคลื่นสัญญาณ P, Q, R, S และ T สัญญาณเหล่านี้เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีต้นกำเนิดของสัญญาณอยู่ที่ Sinoatrial (SA) Node และส่วนของรูปคลื่น Q, R และ S จะเรียกว่า QRS Complex ส่วนอัตราการเต้นหัวใจจะได้จากการนำค่าเวลาระหว่าง R-wave จากรูปคลื่นที่1 ไปยัง R-wave ของรูปคลื่นที่ 2 (R-R interval) มาแปลงเป็นอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate) สำหรับการแปลงค่าเวลาระหว่าง R-wave ที่วัดได้เป็นอัตราการเต้นหัวใจก็สามารถทำได้ง่ายๆโดยนำค่า 60 วินาที ตั้งจากนั้นหารด้วยค่าเวลาที่วัดได้ในหน่วยวินาที กรณีนี้ค่าเวลาระหว่าง R-R ในช่วงแรกมีค่าเป็น 0.850 วินาที เพราะฉะนั้นอัตราการเต้นหัวใจมีค่าเป็น 60/0.850 หรือก็คือ 70 ครั้งต่อนาที จากนั้นจะคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจในช่วงเวลาต่อๆไป ก็คือ 60/0.793 = 76 ครั้งต่อนาที และ 60/0.729= 83 ครั้งต่อนาที แล้วจึงนำค่าเหล่านี้มาพล็อตต่อกันในแกนเวลา ดังรูปที่ 2.2 โดยในแกนตั้งแทนด้วยค่าอัตราการเต้นหัวใจมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที และแกนนอนจะเป็นจำนวนครั้งที่บันทึกค่ามีหน่วยเป็นครั้ง

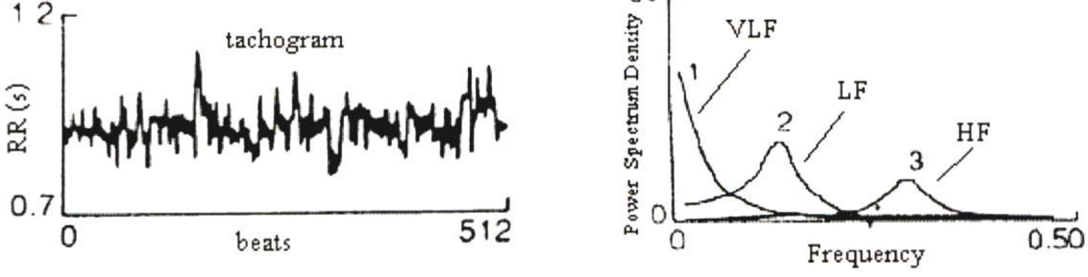


รูปที่ 2.2 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

นอกจากการตรวจจับค่าอัตราการเต้นหัวใจจากสัญญาณ ECG แล้วยังสามารถทำได้จากวิธีอื่นได้อีกเช่น วัดเวลาระหว่างพัลส์ที่เกิดจากการสูบฉีดโลหิตไปยังปลายนิ้วหรือใบหูจากนั้นนำค่าที่ได้มาคำนวณเป็นอัตราการเต้นหัวใจ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความเหมาะสม แต่การวัดด้วยวิธีนี้มีข้อเสียบางประการเนื่องจากอุณหภูมิจะมีผลต่อการสูบฉีดโลหิตภายในร่างกาย และการวัดด้วยวิธีนี้จะเกิดสัญญาณรบกวนขึ้นได้ง่ายกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการตรวจจับค่าจากสัญญาณ QRS นอกจากนี้ขณะทำการวัดผู้ป่วยก็ไม่สามารถนำมือข้างที่ทำการตรวจจับสัญญาณไปทำกิจกรรมอื่นๆ ได้ ดังนั้นการวัดค่าด้วยวิธีนี้จึงไม่เหมาะสำหรับการบันทึกค่าเป็นช่วงเวลานานๆ ในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้เลือกวิธีการตรวจวัดจาก QRS มาใช้งาน

2.2 ลักษณะสมบัติของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

พิจารณารูปที่ 2.3 (ก) และ 2.3(ข) จะเห็นว่าสัญญาณ HRV ในโดเมนเวลามีการเปลี่ยนแปลงอย่างไม่ซ้ำคาบ ดังนั้นสัญญาณ HRV จึงจัดเป็นสัญญาณ Random แต่ถ้านำมาวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ จะเห็นว่าสัญญาณนั้นประกอบด้วยความถี่หลักๆ 3 ความถี่ด้วยกัน [8] คือ ที่



(ก) (ข)

รูปที่ 2.3 ตัวอย่างสัญญาณ HRV ของคนปกติ

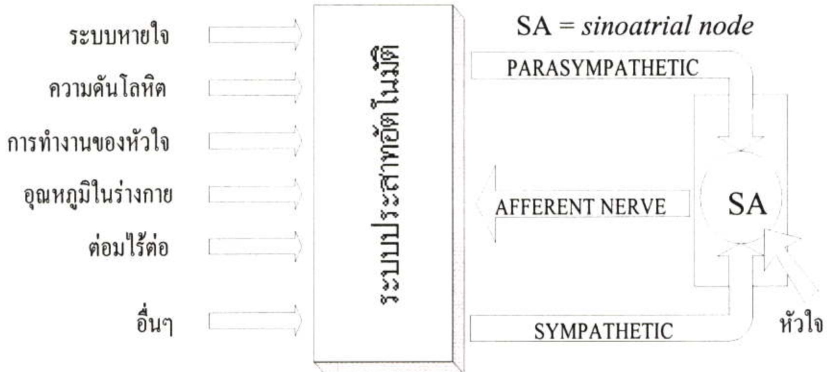
(ก) ในโดเมนเวลา

(ข) ในโดเมนความถี่

ความถี่สูง (High Frequency: HF) มีขนาดของสัญญาณสูงสุดที่ความถี่ประมาณ 0.2 Hz ที่ความถี่ต่ำ (Low Frequency: LF) มีขนาดของสัญญาณสูงสุดที่ความถี่ประมาณ 0.1 Hz และที่ความถี่ต่ำมากๆ (Very Low Frequency: VLF) องค์ประกอบทางความถี่จะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่ต่ำลงในบางครั้งเราอาจเรียกความถี่นี้ว่า 1/f

2. 3 ระบบประสาทอัตโนมัติ

ระบบประสาทอัตโนมัติ ประกอบด้วยสองส่วนด้วยกัน [10] คือ ระบบประสาทซิมพาเทคติค (Sympathetic Nervous System) และ ระบบประสาทพาราซิมพาเทคติค (Parasympathetic Nervous System) นอกจากนี้ยังมีระบบประสาทอีกส่วนหนึ่งที่เกี่ยวข้องก็คือ ระบบประสาทเอนเทอริค (Enteric Nervous System) แต่จะกล่าวถึง สองระบบแรกซึ่งมีความเกี่ยวข้องกับอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจเท่านั้น

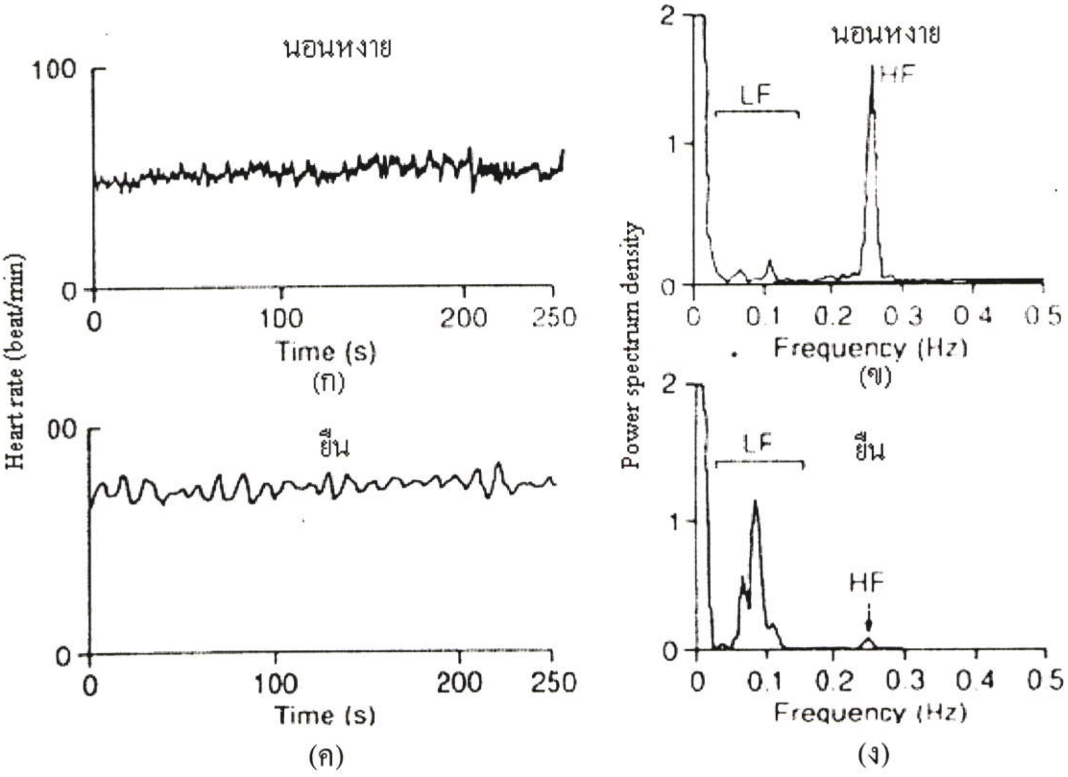


รูปที่ 2.4 แสดงความสัมพันธ์ของระบบประสาทอัตโนมัติกับการทำงานของระบบต่างๆ ในร่างกาย

รูปที่ 2.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติกับระบบการทำงานต่างๆ ในร่างกาย การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติจะได้รับอิทธิพลโดยตรงจากการทำงานของระบบการหายใจ ความดันโลหิต การทำงานของหัวใจ อุณหภูมิในร่างกาย ต่อมไร้ท่อรวมถึงระบบอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องซึ่งการเปลี่ยนแปลงนี้จะส่งผลให้ระบบประสาทอัตโนมัติเกิดการเปลี่ยนแปลงตาม ระบบประสาทที่พูดถึงนี้ก็คือ ระบบประสาทซิมพาเทคติค ซึ่งเป็นตัวกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจทำงาน (กล้ามเนื้อขยายตัว) และระบบประสาทพาราซิมพาเทคติค จะยับยั้งการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ (ทำให้กล้ามเนื้อหัวใจหดตัว) ในกรณีที่อัตราการเต้นหัวใจมีค่าต่ำกว่าปกติจะมีกระแสประสาทจากระบบประสาทซิมพาเทคติคส่งมากระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจทำงาน ผลที่ตามมาคืออัตราการเต้นหัวใจจะมีค่าสูงขึ้น เช่นกันถ้าอัตราการเต้นหัวใจมีค่าสูงกว่าปกติระบบประสาทพาราซิมพาเทคติคก็จะส่งกระแสประสาทมายังหัวใจเพื่อให้หัวใจทำงานช้าลง และปกติแล้วระบบประสาททั้งสองนี้จะทำงานสัมพันธ์กัน ถ้ามีระบบประสาทตัวใดผิดปกติก็จะทำให้อัตราการเต้น

หัวใจนั้นเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ด้วยเหตุนี้เองจึงทำให้เราสามารถตรวจสอบความผิดปกติที่เกิดขึ้นจากการทำงานของระบบประสาททั้งสองนี้ได้จากอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

จากหัวข้อ 2.2 ได้กล่าวถึงลักษณะสมบัติของสัญญาณ HRV ในโดเมนความถี่ไว้ ในตอนนี้เราจะอธิบายความสัมพันธ์ระหว่างความถี่เหล่านั้นกับการทำงานของระบบต่างๆ ในร่างกาย เริ่มที่ช่วงความถี่ต่ำมากๆ (VLF) ก่อน ในช่วงความถี่นี้จะแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงที่ทำให้เส้นเลือดหดและขยายตัว (Vasomotor) รวมถึงการทำงานของต่อมไร้ท่อ ส่วนช่วงความถี่ต่ำ (LF) จะบอกถึงการทำงานของระบบความดันโลหิตและปฏิกริยาตอบกลับที่เกิดจากความกดดัน (Baroreflex) และช่วงสุดท้ายคือ ความถี่สูง(HF) จะบอกถึงการทำงานของระบบการหายใจ ดังนั้นช่วงความถี่สูง จะสัมพันธ์กับระบบประสาทพาราซิมพาเทคติคโดยตรง ในขณะที่ช่วงความถี่ต่ำจะสัมพันธ์กับระบบประสาททั้งสองส่วนคือ พาราซิมพาเทคติคและซิมพาเทคติค ส่วนความถี่ต่ำมากๆ จะแสดงการทำงานของระบบประสาทซิมพาเทคติค รูปที่ 2.5[10] แสดงการเปลี่ยนแปลงของความถี่ในช่วงความถี่ต่ำและความถี่สูง เมื่อให้ผู้ป่วยนอนและลุกขึ้นยืน เมื่อผู้ป่วยนอนจะมีความถี่สูงเกิดขึ้น แต่เมื่อผู้ป่วยลุกขึ้นยืนขนาดของสัญญาณ ณ ตำแหน่งความถี่สูงจะมีค่าลดลง ในขณะที่องค์ประกอบของความถี่ต่ำมีค่าสูงขึ้น



รูปที่ 2.5 แสดงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ HRV ในขณะยืนและนอน

(ก) สัญญาณในโดเมนเวลาขณะนอน (ข) สัญญาณในโดเมนความถี่ขณะนอน

(ค) สัญญาณในโดเมนเวลาขณะลุกขึ้นยืน (ง) สัญญาณในโดเมนความถี่ขณะลุกขึ้นยืน

2.4 วิธีทดสอบการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติด้วยอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

จากการทดสอบการทำงานอัตโนมัติของระบบไหลเวียนเลือด ทั้ง 3 วิธี [10] กับคนจำนวนมากจึงได้ช่วงของสัญญาณในคนปกติและผิดปกติออกมาตามตารางที่ 2.1

2.4.1 ผลตอบสนองของอัตราการเต้นหัวใจต่อการทดสอบในสภาวะลุกขึ้นยืน

การทดสอบด้วยวิธีนี้เริ่มแรกจะต้องให้ผู้ป่วยนอนนิ่งอยู่บนเตียงในแนวราบประมาณ 5 นาที จากนั้นให้ผู้ป่วยลุกขึ้นยืนอย่างรวดเร็ว ผลการเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นหัวใจที่เกิดขึ้นจะต้องมีอัตราส่วนอยู่ที่ประมาณ 30:15 (นอน:ยืน) โดยอัตราส่วนของสัญญาณที่มากกว่าจะเกิดขึ้นในสภาวะนอนและมีค่าลดลงหลังจากที่ผู้ป่วยลุกขึ้นยืน

2.4.2 ผลตอบสนองของอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจขณะทดสอบสภาวะหายใจลึก

การทดสอบในสภาวะนี้ต้องให้ผู้ป่วยนั่งนิ่งๆ แล้ว หายใจเข้าลึกๆ โดยมีความถี่การหายใจอยู่ที่ประมาณ 6 รอบการหายใจต่อนาที (หายใจเข้า 5 วินาที หายใจออก 5 วินาที) ผลต่างระหว่างค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของอัตราการเต้นหัวใจในแต่ละ 1 รอบการหายใจ นี้จะถูกนำมาพิจารณา

2.4.3 ผลตอบสนองของอัตราการเต้นหัวใจต่อสภาวะ Valsalva Manoeuvre

การทดสอบในสภาวะนี้เริ่มแรกต้องให้ผู้ป่วยนั่งผ่อนคลายประมาณ 5-10 นาที จากนั้นให้ผู้ป่วยเป่าลมเข้าไปยังมิเตอร์วัดความดัน (Pressure Gauge) ให้เกิดความดันขึ้นที่ Pressure Gauge 40 มิลลิปรอท (mm Hg) นาน 15 วินาที อัตราการเต้นหัวใจที่เกิดขึ้นในสภาวะนี้กับค่าที่ได้หลังจากให้ผู้ป่วยหยุดเป่าลมไปยัง Pressure Gauge จะเป็นตัวบอกถึงความผิดปกติที่เกิดขึ้น

ตารางที่ 2.1 ผลตอบสนองของ HRV ต่อการทดสอบในแต่ละสภาวะ

วิธีทดสอบ	ปกติ	ก้ำกึ่ง	ผิดปกติ
Valsalva Manoeuvre (ก่อนเป่าลม:หลังเป่าลม)	1.21 หรือ มากกว่า	-	1.20 หรือ น้อยกว่า
Deep Breathing (ค่าสูงสุดของ HR – ค่าต่ำสุดของ HR)	15 ครั้งต่อนาที หรือ มากกว่า	11-14 ครั้งต่อนาที	10 ครั้งต่อนาที หรือน้อยกว่า
Standing Up (นอน:ยืน)	1.04 หรือมากกว่า	1.01-1.03	1.00 หรือน้อยกว่า

การทดสอบการทำงานของระบบประสาทด้วยวิธีทั้งสามนี้เป็นตัวช่วยให้แพทย์ วินิจฉัยโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาททั้งสองได้ แต่อย่างไรก็ดียังต้องนำวิธีการทดสอบหรือการวินิจฉัยอื่นมาเป็นองค์ประกอบในการวิเคราะห์ความผิดปกติที่เกิดขึ้นด้วย

บทที่ 3
การวิเคราะห์สัญญาณ HRV ในโดเมนความถี่

การวิเคราะห์สัญญาณใดๆ สัญญาณนั้นจะถูกนำมาวิเคราะห์ในโดเมนเวลาเป็นโดเมนแรก เพื่อหา ขนาด คาบเวลา ความถี่ ฯลฯ และถ้าข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์เป็นสัญญาณซายน์บริสุทธิ์ที่มีองค์ประกอบของสัญญาณเพียงความถี่เดียว ก็จะทำให้การวิเคราะห์หาข้อมูลเหล่านั้นทำได้ง่าย แต่ในความเป็นจริงข้อมูลส่วนใหญ่จะประกอบด้วยความถี่ซับซ้อนปนกันอยู่มากมาย เมื่อเราสนใจและต้องการพิจารณาถึงลักษณะของความถี่เหล่านั้น จึงทำได้ยาก เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์จึงต้องย้ายสัญญาณไปวิเคราะห์ยังโดเมนอื่น ในบทนี้เป็นการนำสัญญาณมาวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ การวิเคราะห์ในโดเมนความถี่นี้เราเรียกว่า การวิเคราะห์สเปกตรัม และเพราะว่าเราไม่สามารถนำข้อมูลทั้งหมดของสัญญาณจริง (ข้อมูลจากโดเมนเวลา) มาวิเคราะห์ได้ แต่เป็นเพียงการนำข้อมูลบางส่วนของสัญญาณที่ได้จากการสุ่มค่ามาวิเคราะห์ ฉะนั้นค่าสเปกตรัมที่ได้จึงเป็นเพียงค่าประมาณ (Estimate) และอาจมีความผิดพลาดไปบ้าง นอกจากนี้ยังมีสาเหตุพื้นฐานอื่นที่ทำให้สเปกตรัมผิดพลาดไปได้ เช่น สาเหตุที่มาจากขั้นตอนการแปลงฟูเรียร์ ซึ่งแต่เดิมจะอาศัยการปรับปรุงข้อมูลโดยใช้กรอบหน้าต่างหรือตัวถ่วงน้ำหนักไปกระทำกับข้อมูลก่อนแปลงฟูเรียร์ หรือการเพิ่มจุดศูนย์ต่อท้ายข้อมูลเพื่อเพิ่มความละเอียดของสเปกตรัม แต่การแก้ไขเหล่านั้นยังไม่เพียงพอกับการวิเคราะห์ที่ต้องการความละเอียดสูง ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงขอเสนอวิธีการประมาณค่าสเปกตรัมวิธีหนึ่งที่ให้รายละเอียดข้อมูลของสัญญาณสูงและใกล้เคียงกับความเป็นจริงมาก วิธีนี้เรียกว่าวิธีออโตรีเกรสซีพ ในส่วนแรกของบทนี้จะพูดถึงการประมาณค่าสเปกตรัมในวิธีเดิมที่เรียกว่า Non-Parametric Method ก่อน จากนั้นในส่วนท้ายจะเป็นการนำเสนอวิธีการประมาณค่าแบบใหม่ที่เรียกว่า Parametric Method และเปรียบเทียบให้เห็นผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์ของทั้งสองวิธีนี้

3.1 การแปลงฟูเรียร์อย่างเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT)

ในการแปลงฟูเรียร์ข้อมูลที่ต้องการวิเคราะห์จะได้มาจากการสุ่มค่า จากสัญญาณใดๆ โดยกำหนดให้อัตราการสุ่มเป็น

$$f_s = \frac{samples}{second} \tag{3.1}$$

หลังจากการสุ่มค่าจะได้ข้อมูลที่ต่อเนื่องเป็นค่าที่ไม่ต่อเนื่องคือ $x_0, x_1, \ldots, x_{N-1}$ จำนวน N ตัวอย่าง แต่ละตัวอย่างข้อมูลจะถูกแบ่งออกเป็นช่วงเวลาเท่าๆ กัน และหลังจากการสุ่มค่าการ

แปลงฟูเรียร์จะถูกนำมาใช้เพื่อแปลงข้อมูลจากโดเมนของเวลาโดยมีจำนวน N ตัวอย่าง ไปสู่โดเมนของความถี่ $X_0, X_1, \ldots, X_{N-1}$ ด้วยสมการที่ (3.2)

$$X_n(f) = \Delta t \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-2\pi jfn\Delta t} \tag{3.2}$$

โดยที่ $\Delta t = \frac{1}{f_s}$

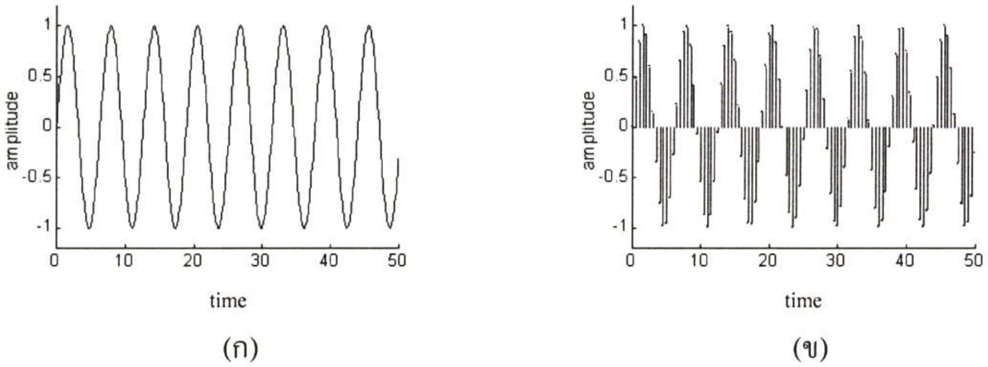
f_s อัตราการสุ่มข้อมูล

X_n ข้อมูลในโดเมนเวลาที่ได้จากการสุ่มตัวอย่าง

n จำนวนครั้งของการสุ่มตัวอย่าง

$X_n(f)$ สัญญาณในโดเมนความถี่

โดยที่ความถี่ $f(Hz)$ กำหนดให้อยู่ในช่วง $-\frac{1}{2} \leq f \leq \frac{1}{2}$ ในกรณี Normalize



รูปที่ 3.1 (ก) แสดงสัญญาณซายน์ก่อนสุ่มค่า

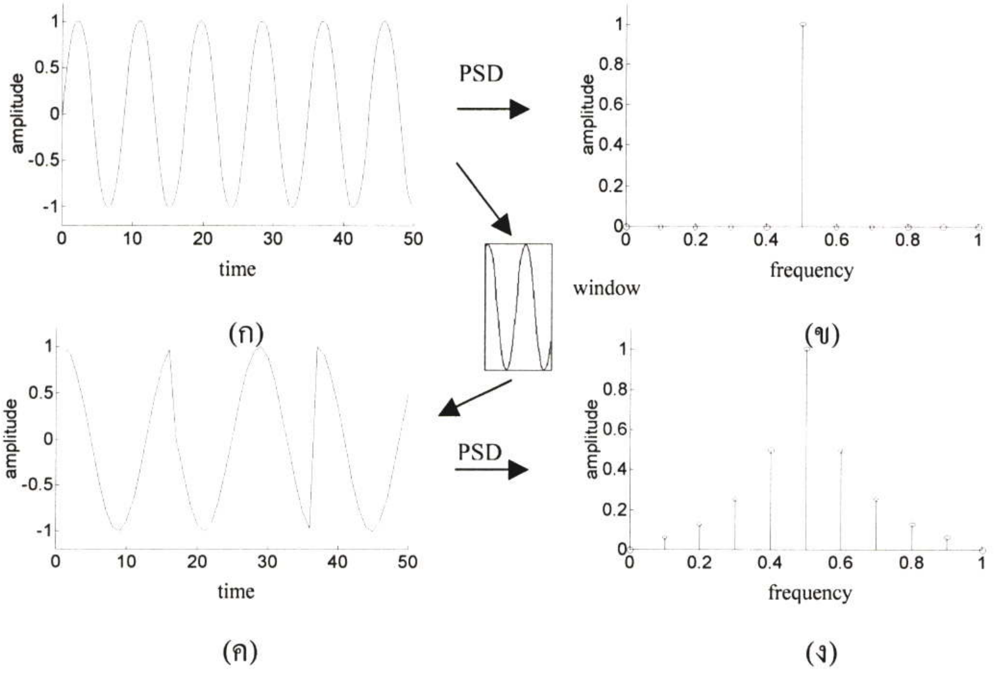
(ข) แสดงสัญญาณซายน์หลังจากการสุ่มค่า

3.2 ปัญหาทั่วไปที่อาจเกิดขึ้นในขั้นตอนการแปลงฟูเรียร์และการแก้ไขเบื้องต้น

เมื่อทำการสุ่มสัญญาณที่มีความต่อเนื่อง ข้อมูลบางช่วงที่อยู่ระหว่างจุดสุ่มสัญญาณก็จะสูญหายและถ้าเพิ่มอัตราการสุ่มสัญญาณให้สูงขึ้น ข้อมูลที่ได้จะให้รายละเอียดของสัญญาณได้มากขึ้น ซึ่งตามทฤษฎีของ Nyquist กล่าวว่า ถ้าต้องการได้ข้อมูลข่าวสารของสัญญาณอย่างถูกต้อง แล้วจะต้องให้อัตราการสุ่มสัญญาณอย่างน้อยที่สุดมีค่าเป็น 2 เท่าของความถี่สูงสุดของสัญญาณ ถ้าไม่เป็นไปตามเงื่อนไขนี้ก็จะทำให้เกิด Aliasing ขึ้น การเกิด Aliasing ก็คือ การไม่สามารถแยกได้อย่างชัดเจนของสัญญาณจริงเนื่องจากการซ้อนทับของสเปกตรัมของสัญญาณที่ถูกสุ่ม แต่ปัญหานี้สามารถแก้ไขได้ด้วยการเพิ่มวงจรกรอง เพื่อช่วยในการป้องกันมิให้ความถี่ของสัญญาณที่มีค่าเกินครึ่งของอัตราการสุ่มข้อมูลเข้าไปกวนทำให้เกิด Aliasing ปัญหาต่อมาที่เป็นปัญหาสำคัญก็คือการรั่ว (Leakage) ของสเปกตรัม และสภาวะเสมือน การมองผ่านรั้วไม้ (Picket-Fence Effect)

การรั่ว (Leakage) เกิดจากการแปลง FFT นั้นเป็นการนำข้อมูลบางส่วนจากสัญญาณจริงมาวิเคราะห์ โดยวิธีการนำข้อมูลบางช่วงมาพิจารณาเรียกว่า การทำกรอบหน้าต่าง (Windowing) และเพื่อให้สัญญาณที่ได้มีความต่อเนื่องจึงนำสัญญาณภายในกรอบหน้าต่างมาทำการต่อกันและทำซ้ำไปเรื่อยๆ จนเป็นสัญญาณต่อเนื่องขึ้นดังรูปที่ 3.2 (ค) ภายใต้เงื่อนไขการทำกรอบหน้าต่างนี้เป็นไปได้ยากมากที่จะได้สัญญาณมีค่าถูกต้องเหมือนสัญญาณต้นแบบ ส่วนใหญ่จะพบว่าสัญญาณที่นำมาต่อกันนี้ไม่ได้มีความต่อเนื่องกันอย่างแท้จริง มีการบั่นทอนสัญญาณจากช่วงรอยต่อระหว่างกรอบหน้าต่าง ซึ่งถ้านำสัญญาณนี้ไปพิจารณาหาความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังก็จะทำให้เกิดกลุ่มของสเปกตรัม (Side Lobe) เล็กๆ ที่อยู่รอบๆ ของสเปกตรัมหลัก (Main Lobe)

ปัญหาที่สำคัญต่อมาก็คือ สภาวะเสมือนการมองผ่านรั้วไม้ (Picket-Fance Effect) หรือ Scalloping ซึ่งเกิดขึ้นใน DFT อยู่แล้วนั่นคือ ในแต่ละจุดของข้อมูลที่ไม่ต่อเนื่องกันเมื่อแปลงไปอยู่ในรูปของสเปกตรัมจะเกิดแถบสเปกตรัมขึ้น ซึ่งอาจต่อเนื่องหรือไม่ต่อเนื่องก็ได้ขึ้นอยู่กับจำนวนจุดของข้อมูล ทีนี้ถ้าสมมุติว่าความถี่ของข้อมูลตกอยู่ระหว่างกลางของช่วงสเปกตรัมพอดี ความถี่นั้นๆ เราก็ไม่สามารถมองเห็นได้จากการคำนวณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectrum Density : PSD)



รูปที่ 3.2 (ก) แสดงสัญญาณซายน์

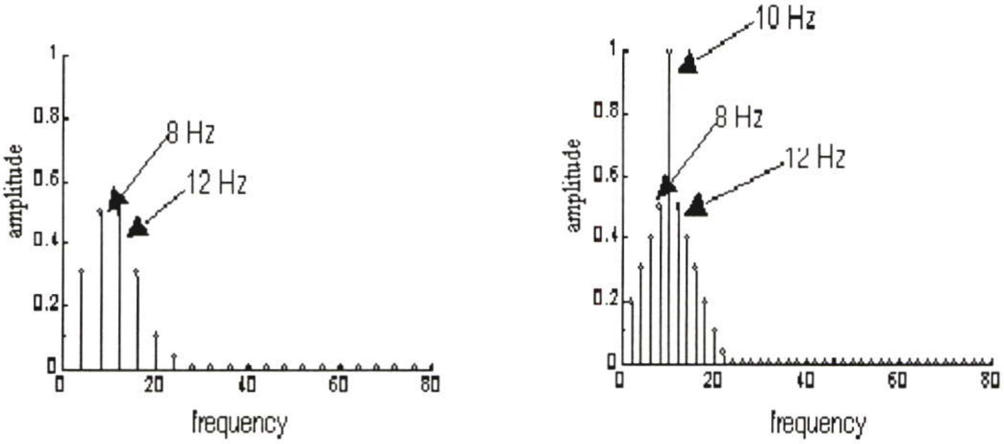
(ข) แสดงสเปกตรัมของสัญญาณซายน์ในอุดมคติ

(ค) แสดงสัญญาณซายน์หลังจากทำกรอบหน้าต่าง

(ง) สเปกตรัมของสัญญาณซายน์หลังทำกรอบหน้าต่าง

เพื่อที่จะมองปัญหาให้ชัดขึ้นลองพิจารณาตัวอย่างนี้ สมมุติให้สัญญาณซายน์ในอุดมคติความถี่ 10 Hz ถูกสุ่มด้วยอัตราความถี่ 2048 Hz จากนั้นผ่านการแปลง FFT ขนาด 256 จุด ก็จะได้

สเปกตรัมมีช่วงความถี่ขนาด 4 Hz ณ ความถี่ 10Hz ค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังจุดนี้จะไม่ปรากฏให้เห็นได้ เนื่องจากสัญญาณที่วิเคราะห์มีความถี่ตกอยู่ระหว่างช่องความถี่ 8 และ 12 Hz เปรียบเสมือนการมองผ่านรั้วไม้ ซึ่งจะมองไม่เห็นความถี่ที่อยู่ระหว่างช่วงที่ไม่ต่อเนื่องนั่นเอง แต่ถ้าเพิ่มอัตราการสุ่มตัวอย่างให้สูงขึ้นก็จะสามารถมองเห็นสเปกตรัมของความถี่นั้นได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.3



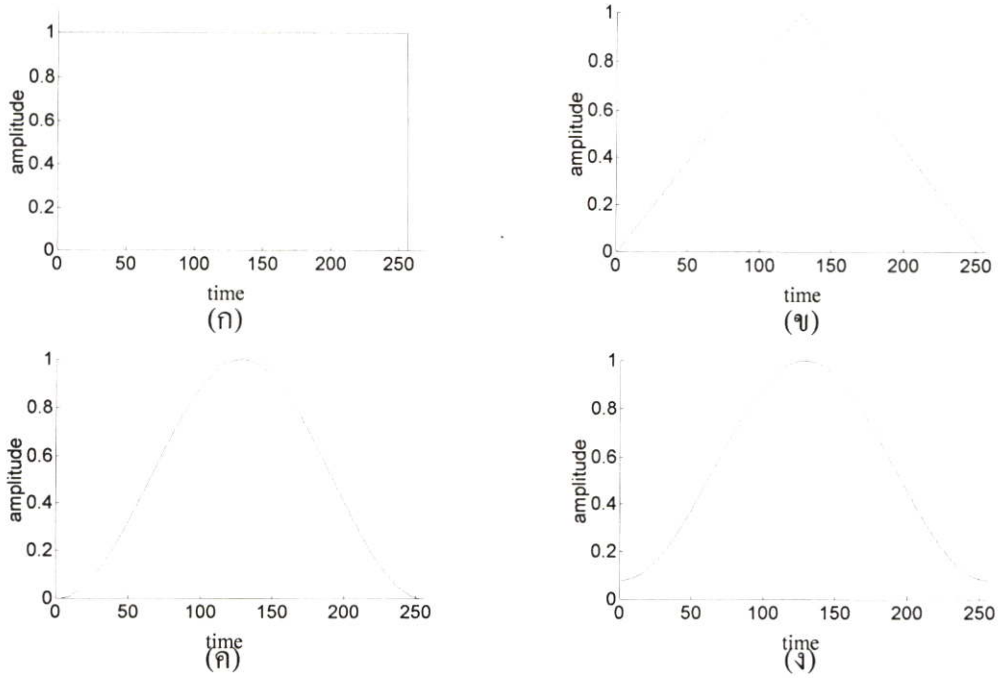
รูปที่ 3.3 แสดงสภาวะการมองผ่านรั้วไม้ที่เกิดจากการสุ่มสัญญาณ

ปัญหาที่เกิดจากการรั่วของสเปกตรัมสามารถแก้ไขได้ด้วยการออกแบบกรอบหน้าต่างชนิดต่างๆ เพื่อลดขนาดของแอมปลิจูดของข้อมูลที่อยู่ทางขอบทั้งสองข้างของกรอบหน้าต่าง ขณะเดียวกันก็เพิ่มความสำคัญของข้อมูลที่อยู่ตรงกลางของหน้าต่างให้มากขึ้น การกระทำเช่นนี้มีผลในการช่วยลดขนาดของ Side Lobe และทำให้ข้อมูลที่นำมาต่อกันนั้นเป็นสัญญาณที่มีความต่อเนื่องกันมากขึ้น ฉะนั้นการเลือกใช้กรอบหน้าต่างที่เป็นสี่เหลี่ยมแล้วจะมีผลในการเพิ่มแบนวิทธ์ของสเปกตรัมที่ได้ และช่วยลดความผิดพลาดในสภาวะเสมือนการมองผ่านรั้วไม้

สำหรับคุณสมบัติของกรอบหน้าต่าง บางแบบแสดงให้เห็นในรูปที่ 3.4 หน้าที่หลักของกรอบหน้าต่างก็คือ เป็นตัวกำเนิดค่าตัวถ่วงน้ำหนักจำนวน N ค่า ตั้งแต่ $w_0, w_1, \ldots, w_{N-1}$ ให้กับข้อมูลที่จะวิเคราะห์ ซึ่งจะนำมากระทำกับข้อมูลโดยการคูณกันแบบจุดต่อจุดก่อนจะทำการแปลง FFT ตามสมการที่ 3.3

$$X(f) = \Delta t \sum_{n=0}^{N-1} w_n x_n e^{-2\pi j f n \Delta t} \qquad (3.3)$$

โดยที่ w_n เป็นตัวถ่วงน้ำหนักที่ไปกระทำกับข้อมูลในแต่ละจุด



รูปที่ 3.4 แสดงกรอบหน้าต่างรูปแบบต่างๆ

(ก) กรอบหน้าต่างสี่เหลี่ยม (ข) กรอบหน้าต่างสามเหลี่ยม

(ค) กรอบหน้าต่าง Hann (ง) กรอบหน้าต่าง Hamming

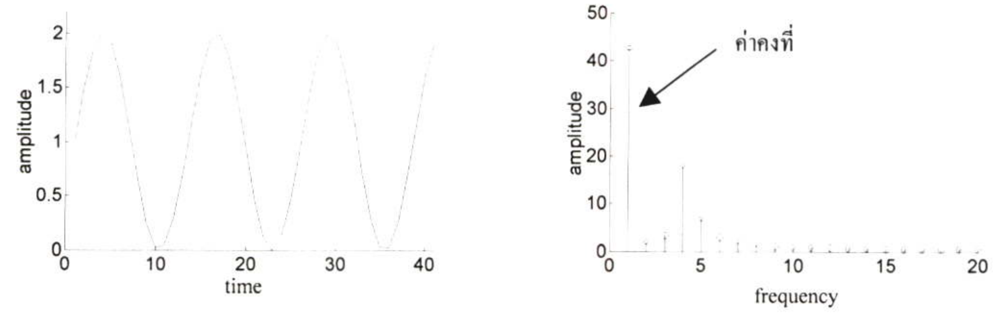
การนำกรอบหน้าต่างแต่ละชนิดไปใช้กับสัญญาณจะให้ผลลัพธ์ที่ต่างกันออกไป ดังนั้น การใช้งานจึงจำเป็นต้องเลือกกรอบหน้าต่างให้เหมาะสมกับสัญญาณที่จะวิเคราะห์ เพื่อให้เห็นภาพชัดเจนยิ่งขึ้น ขอยกตัวอย่าง สัญญาณประเภททรานเซี้ยน (Transiant) กรอบหน้าต่างที่เหมาะสมกับการวิเคราะห์สัญญาณประเภทนี้ก็คือ กรอบหน้าต่างแบบสี่เหลี่ยม เนื่องจากสัญญาณทรานเซี้ยนเริ่มต้นจะมีค่าเป็นศูนย์ และหลังจากสัญญาณผ่านพ้นไปแล้วก็จะกลับมาเป็นศูนย์อีกครั้ง ดังนั้นเมื่อนำข้อมูลที่ได้จากกรอบหน้าต่างมาต่อกันก็จะได้สัญญาณที่มีความต่อเนื่องอย่างสมบูรณ์ที่สุด ไม่ต้องมีการปรุงแต่งเพื่อแก้ไขสัญญาณแต่อย่างใด และยังให้ความละเอียดสูงปราศจากการรั่ว

สำหรับปัญหาอื่นๆ เช่นการที่สัญญาณซึ่งเป็นข้อมูลนั้นซ้อนอยู่บนค่าคงที่ หรืออยู่บนสัญญาณไซน์ที่ความแรงสูงๆ กรณีเช่นนี้เราจำเป็นต้องกำจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการทิ้งไปก่อนที่จะประมาณค่าสเปกตรัม โดยนำข้อมูลที่มีอยู่ทุกๆ ข้อมูลลบด้วยค่าเฉลี่ยของข้อมูลทั้งหมด ค่าเฉลี่ยของข้อมูลหาได้จากสมการที่ (3.4)

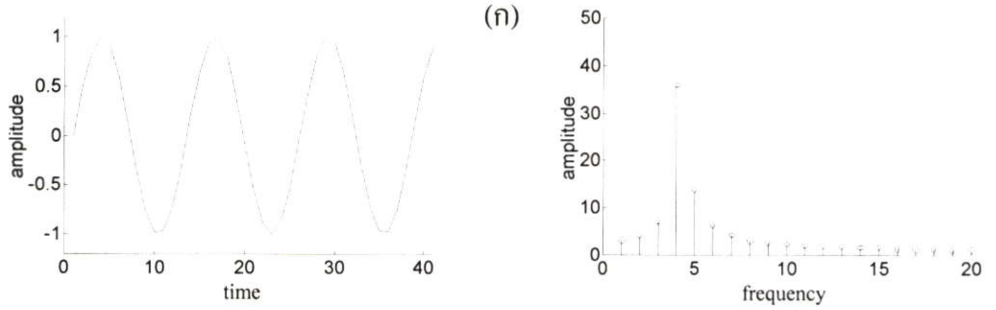
$$\overline{x} = \frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} x_n \qquad (3.4)$$

$\overline{x}$ เป็นค่าเฉลี่ยของข้อมูลที่ได้จากการสุ่ม

เมื่อเรานำข้อมูลทั้งหมดที่ได้จากการสุ่มค่ามาลบด้วยค่าเฉลี่ย เราจะได้สัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงเท่านั้น ผลของการประมาณค่าสเปกตรัมสัญญาณที่ไม่ได้ลบค่าคงที่ออกก่อนแสดงดังรูปที่ 3.5



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.5 (ก) แสดงเสปกตรัมของสัญญาณซายน์ที่ซ้อนอยู่บนค่าคงที่

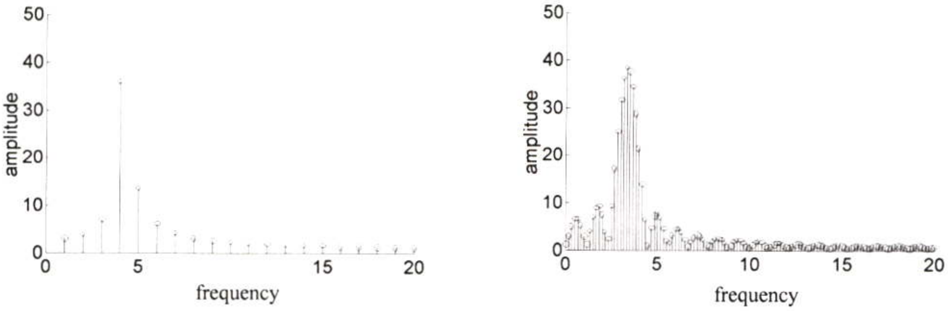
(ข) แสดงสเปกตรัมของสัญญาณหลังจากแยกค่าคงที่ออก

การลบค่าคงที่ของข้อมูลก่อนวิเคราะห์เป็นสิ่งจำเป็นมากเพราะในบางกรณีถ้าสัญญาณที่จะวิเคราะห์มีระดับของค่าคงที่ที่สูงมากๆ มันจะทำให้ไม่สามารถมองเห็นสเปกตรัมของสัญญาณจริงแต่จะมองเห็นเพียงสเปกตรัมของค่าคงที่ ที่เกิดขึ้นเท่านั้น นอกจากการปรับปรุงแก้ไขรูปสัญญาณด้วยการใช้กรอบหน้าต่างหรือด้วยวิธีการลบค่าเฉลี่ยออกแล้วยังมีวิธีอื่นๆ ที่ช่วยในการประมาณค่าสเปกตรัมกำลังเช่น

- การเติมจุดศูนย์ต่อท้ายข้อมูล (Zero-Padding)

คุณสมบัติที่น่าสนใจอีกประการหนึ่งของการแปลงฟูเรียร์ FFT อย่างง่ายๆ ก็คือ การเติมข้อมูลศูนย์เข้าไปต่อท้ายข้อมูลที่มีอยู่ เช่น ถ้าข้อมูลมีค่าเป็น $x_0, x_1, \ldots, x_n$ แล้วหลังจากเติมศูนย์ต่อท้ายข้อมูลจะมีค่าเป็น $x_0, x_1, \ldots, x_n, 0, \ldots, 0$ การเติมจุด 0 ต่อท้ายให้เท่ากับจำนวนของข้อมูลจะทำให้ข้อมูลมีขนาดยาวขึ้นเป็น 2 เท่า จากค่าเดิม และเมื่อนำไปแปลง FFT จะได้ข้อมูลที่ละเอียดขึ้นดังสมการที่ (3.5) ซึ่งแสดงตัวอย่างผลลัพธ์ในรูปที่ 3.6

$$X(f) = \Delta t \sum_{n=0}^{2N-1} x_n e^{-2\pi jfn\Delta t} \quad (3.5)$$



รูปที่ 3.6 สเปกตรัมของสัญญาณก่อนและหลังเติมจุดศูนย์ต่อท้ายข้อมูล

3.3 การประมาณค่าสเปกตรัมด้วยพาราเมตริกซ์

การแปลงฟูเรียร์อย่างเร็วเป็นวิธีการประมาณค่าสเปกตรัมแบบ NONPARAMETRIC จึงทำให้เกิดการรั่วของสเปกตรัม อันเป็นผลมาจากความไม่ต่อเนื่องของข้อมูลที่ส่งผลมาจากการทำกรอบหน้าต่างดังที่ได้กล่าวมาแล้วในข้างต้น ไม่ว่าจะออกแบบกรอบหน้าต่างเพื่อเน้นข้อมูลที่อยู่ตรงกลางหรือกระทั่งการเพิ่มข้อมูลด้วยการเติมศูนย์ต่อท้าย การรั่วของสเปกตรัมก็ยังปรากฏอยู่ เพื่อลดผลที่เกิดจากการรั่วเราจึงนำวิธีการประมาณค่าสเปกตรัมแบบ PARAMETRIC มาใช้ วิธีนี้จะให้รายละเอียดสเปกตรัมของสัญญาณสูงเพราะข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์จะมีความต่อเนื่อง สัญญาณอินพุทที่นำมาวิเคราะห์จะได้จากการทำกรอบหน้าต่างกับข้อมูลแล้วนำข้อมูลภายในกรอบหน้าต่างมาสร้างโมเดลสัญญาณโดยอาศัยข้อมูลทางสถิติต่างๆ เช่น ค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน เป็นต้น การสร้างโมเดลสัญญาณทำได้หลายอย่างด้วยกัน เช่น Autoregressive(AR), Moving Average(MA) หรือ Autoregressive-Moving Average(ARMA) แต่ในวิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอวิธีการสร้างโมเดลสัญญาณ HRV ด้วย AR เหตุผลที่เลือกวิธีนี้ก็เนื่องจาก AR หรือ All-Pole Model เหมาะสำหรับการประมาณค่าสเปกตรัมที่มี Peak แคบๆ ซึ่งก็ตรงกับลักษณะสมบัติของสัญญาณ HRV ส่วน MA หรือ All-Zero Model เหมาะสำหรับการสร้างโมเดลสัญญาณที่มีสเปกตรัมกว้างๆ แต่ที่จริงแล้วสามารถนำ MA หรือ ARMA มาสร้างโมเดลสัญญาณ HRV ก็ได้ แต่จะต้องกำหนดให้อันดับ (Order) ของโมเดลมีค่ามากๆ ผลที่ตามมาคือต้องใช้เวลาในการคำนวณเพิ่มขึ้น

3.3.1 ออโตรีเกรสซีพโมเดล

ขอพูดถึงโมเดลแรกก่อน คือ Autoregressive Model ความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ของวิธีการประมาณค่าแบบออโตรีเกสซีพ แสดงด้วยสมการที่ (3.6) [3]

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

$$x(n) = \sum_{i=1}^{p} \phi_{p,i} x(n-i) + e(n) \quad (3.6)$$

เมื่อ $x(n)$ เป็นลำดับของข้อมูลเอาท์พุทที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างไม่ซ้ำคาบ (Random) (เนื่องจากข้อมูลอินพุทที่นำมาสร้างโมเดลเป็นสัญญาณ Random ดังนั้นข้อมูลที่ได้จากโมเดลนี้จึงเป็น Random ด้วย) $\phi_{p,i}$, $i = 1,\ldots,p = 1,\ldots,$ $\phi_{p,p} \neq 0$ เป็นสัมประสิทธิ์จากการประมาณค่าหรือก็คือค่า $h_1,\ldots,h_p$ ในรูปที่ 3.7 เช่น $\phi_{2,1}$ หมายถึง สัมประสิทธิ์ของ AR อันดับที่ 2 ตัวที่ 1 หรือก็คือค่า h_1 ในรูปที่ 3.7 ส่วน $e(n)$ เป็นลำดับของอินพุทที่เป็น Random (หมายถึงข้อมูลอินพุทที่ต้องการนำมาสร้างโมเดล) และมีคุณสมบัติการกระจายพลังงานแบบ Zero-Mean Gaussian คุณสมบัติของการกระจายพลังงานแบบ Zero-Mean Gaussian แสดงได้ด้วยสมการคณิตศาสตร์ตามสมการที่ (3.7(ก)), (3.7(ข)) และ (3.7(ค)) [3]

$$E\{e(n)\} = 0 \quad (3.7(ก))$$

$E\{e(n)\}$ หมายถึง ค่าเฉลี่ยของ $e(n)$

โดยที่ $E\{e(n)\} = \mu_{e(n)} = \sum_{n=1}^{i} e(n)_i \, P(X = x_i)$

$P(X = x_i)$ หมายถึง Probability Mass Function (สามารถดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้จาก [3])

$$E\{e(n)\ e(j)\} = \begin{cases} \sigma_N^2 & n = j \\ 0 & n \neq j \end{cases} \quad (3.7(ข))$$

โดยที่ $e(n)$ หมายถึง ข้อมูลของอินพุทที่ไม่ซ้ำคาบตำแหน่งที่ n

$e(j)$ หมายถึง ข้อมูลของอินพุทที่ไม่ซ้ำคาบตำแหน่งที่ j

σ_N^2 หมายถึง ค่าความแปรปรวนของอินพุท หรือ สเปกตรัม [3]

$$f_{e(n)}(\lambda) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_N} \exp\left\{-\frac{\lambda^2}{2\sigma_N^2}\right\} \quad (3.7(ค))$$

โดยที่ $f_{e(n)}(\lambda)$ หมายถึง สเปกตรัมสัญญาณในโดเมนความถี่

λ มีค่าเป็น $e(n) - \mu_{e(n)}$

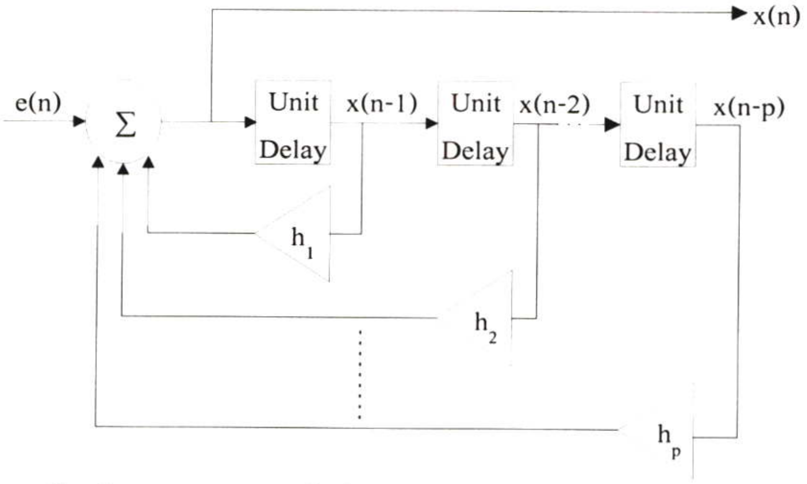
เราจะเรียก $e(n)$ ในสมการ (3.6) ว่า White Gaussian Noise ดังนั้น AR Process จะมีชื่อเรียกง่ายๆ อีกอย่างว่า Linear Difference Equation โมเดล เมื่ออินพุทหรือ Forcing Function เป็น White Gaussian Noise นอกจากนี้ถ้า Difference Equation มีอันดับเป็น p $(\phi_{p,i} \neq 0)$แล้วเราก็จะเรียกโมเดลนี้ว่า AR p อันดับ ลำดับต่อไปจะเป็นการศึกษารายละเอียดของโมเดลเพื่อนำไปประยุกต์ใช้งาน ลองพิจารณาสมการที่ (3.6) สามารถนำมาเขียนใหม่เพื่อให้เข้าใจได้ง่ายตามสมการที่ (3.8)

$$X(n) = \Phi X(n-1) + E(n) \tag{3.8}$$

บ่อยครั้งโมเดลตามสมการที่ (3.6) จะเรียกว่า Recursive Digital Filter ในกรณีของ Recursive Filter สัมประสิทธ์ $\phi_{p,i}$ จะแทนด้วย h_i ซึ่งเป็นเทอมของ Unit Impulse Response ถ้าแทนสัมประสิทธ์ $\phi_{p,i}$ ด้วย h_i สมการที่ (3.6) จะกลายเป็น

$$x(n) = \sum_{i=1}^{p} h_i \; x(n-i) + e(n) \tag{3.9}$$

และบล็อคไดอะแกรมทั่วไปของโมเดลแสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 แสดงบล็อคไดอะแกรมของออโตรีเกรสซีพ p อันดับ

จากบล็อคไดอะแกรมของออโตรีเกรสซีพ p อันดับ สามารถหาฟังก์ชันการโอนย้ายของระบบได้เป็น

$$H(f) = \frac{1}{1 - \sum \phi_{p,i} \exp(-j2\pi fi)}, \quad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.10}$$

ขยายความสมการ (3.10) จากสมการ (3.9) จะได้ $e(n)$ เป็น

$$e(n) = x(n) - \sum_{i=1}^{p} \phi_{p,i} x(n-i)$$

$$H(f) = \frac{x(n)}{e(n)}$$

$$= \frac{x(n)}{x(n) - \sum_{i=1}^{p} \phi_{p,i} x(n-i)}$$

และ $x(n)$ มีค่าเป็น Complex Exponential $e^{j2\pi nf}$ ดังนั้น $H(f)$ มีค่าเป็น

$$H(f) = \frac{e^{j2\pi nf}}{e^{j2\pi nf} - \sum_{i=1}^{p} \phi_{p,i} e^{j2\pi(n-i)f}}$$

$$= \frac{1}{1 - \sum_{i=1}^{p} \phi_{p,i} e^{-j2\pi fi}}$$

3.3.2 พิจารณาออโตรีเกรสซีพโมเดลอันดับที่ 1

$$x(n) = \phi_{1,1} x(n-1) + e(n) \tag{3.11}$$

เมื่อ $e(n)$ เป็น White Noise ที่มีการกระจายพลังงานแบบ Zero-Mean Gaussian ส่วน $x(n)$ เป็นค่าประเมินที่ได้จาก Markov Process [3] แต่ในที่นี้จะไม่ขอกล่าวถึงกระบวนการของ Markov เนื่องจากในวิทยานิพนธ์นี้ ค่า $x(n)$ ได้จากข้อมูลจริงหรือก็คือค่าอัตราการเต้นของหัวใจนั่นเอง แต่ Markov Process เป็นกระบวนการที่ใช้กำเนิดข้อมูล $x(n)$ ที่เป็น Random ขึ้นมาเอง

จากสมการที่ (3.11) เรามาดูว่าค่าต่างๆ เหล่านั้นหาได้มาจากไหน เริ่มที่ $\phi_{p,i}$ เพื่อให้ง่ายต่อการอธิบายขอใช้ข้อมูลตามตารางที่ 3.1 แทนอัตราการเต้นหัวใจในการวิเคราะห์ จากโมเดลตามสมการที่ (3.6) หา $e(n)$ ได้จาก

$$e(n) = x(n) - \phi_{p,i} x(n-1) \tag{3.12}$$

ทำการแทนค่า $\phi_{p,i}$ ด้วยค่าต่างๆ ในที่นี้แทนค่าตั้งแต่ –0.5 ถึง 0.8 แล้วหาผลของ Sum Square Error ว่า $\phi_{p,i}$ ค่าใดให้ค่า Error น้อยที่สุด โดยสมมุติให้ $e(0) = 0$ จากนั้นนำค่านั้นไปแทนในโมเดล จากตารางที่ 3.2 จะเห็นว่า $\phi_{p,i}$ =0.6 ทำให้ค่า Sum Square Error มีค่าน้อยที่สุด ดังนั้นจึงนำค่านี้ไปแทนในโมเดล

ตารางที่ 3.1 แสดงค่า $e(n)$ เมื่อ $\phi_{1,1}$ มีค่าเท่ากับ 0.5

n	$x(n)$	$e(n) = x(n) - 0.6x(n-1)$
0	0	0
1	0.5	0.5
2	0.99	0.69
3	-0.48	-1.07
4	-0.20	0.08
5	-1.31	-1.19
6	0.81	1.59
7	1.82	1.33
8	2.46	1.36
9	1.07	-0.4

ตารางที่ 3.2 แสดงค่า Sum Square Error ที่ $\phi_{1,1}$ ค่าต่างๆ

$\phi_{1,1}$	-0.5	-0.4	-0.3	-0.2	-0.1	0	0.1
$\sum_{i=1}^{10} e^2(n)$	25.6	22.8	20.2	18	16	14.4	12.8
$\phi_{1,1}$	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8
$\sum_{i=1}^{10} e^2(n)$	11.7	10.8	10.13	9.8	9.6	9.8	10.1

จากโมเดลสามารถหาค่าเฉลี่ยของข้อมูล (ข้อมูลอินพุทที่ต้องการสร้างโมเดล) ได้จาก สมการ (3.13)

$$\mu_x = E\{x(n)\} = E\{\phi_{1,1} x(n-1) + e(n)\}$$

$$= \phi_{1,1} E\{x(n-1)\} + E\{e(n)\} \qquad (3.13)$$

โดยที่ μ_x หมายถึง ค่าเฉลี่ยของ x

เนื่องจาก $e(n)$ มีฟังก์ชันการกระจายพลังงานแบบ Zero-Mean Gaussian ดังนั้นเทอมของ $E\{e(n)\}$ จึงมีค่าเป็น 0 สมการที่ (3.13) จึงกลายเป็น

$$\mu_x = \phi_{1,1}\mu_x + 0 \qquad (3.14)$$

ซึ่งสมการที่ (3.14) จะเป็นจริงได้เมื่อ $\mu_x = 0$ ส่วนค่าความแปรปรวน (Variance) ของ $x(n)$ เป็น

$$\sigma_x^2 = E\{x(n)^2\}$$

$$= E\{\phi_{1,1}^2 x^2(n-1) + e^2(n) + 2\,\phi_{1,1} x(n-1)\; e(n)\}$$

$$= E\{\phi_{1,1}^2 x^2(n-1)\} + E\{e^2(n)\} + E\{2\phi_{1,1} x(n-1)e(n)\}$$

$$= \phi_{1,1}^2 E\{x^2(n-1)\} + E\{e^2(n)\} + 2\phi_{1,1} E\{x(n-1)\}E\{e(n)\}$$

นำคุณสมบัติของ $E\{e(n)\}$ ตามสมการ (3.7(ก)) มาใช้จะได้

$$\sigma_x^2 = \phi_{1,1}^2 E\{(x-\mu_x)^2(n-1)\} + E\{(e-\mu_e)^2(n)\} + 0$$

$$= \phi_{1,1}^2\ \sigma_x^2 + \sigma_N^2 \tag{3.15}$$

ดังนั้น

$$\sigma_x^2 = \frac{\sigma_N^2}{1-\phi_{1,1}^2} \tag{3.16}$$

โดยที่ σ_x^2 หมายถึง ค่าความแปรปรวนของ $x(n)$

σ_N^2 หมายถึง ค่าความแปรปรวนของ $e(n)$

ซึ่งค่า σ_x^2 จะมีค่าจำกัดและไม่เป็นลบ เมื่อ $\phi_{1,1}$ มีค่าอยู่ในช่วง –1 ถึง 1 ส่วนค่า Autocorrelation Function ของ First-Order Autoregressive หาได้โดย

$$R_{xx}(m) = E\{x(n)\,x(n-m)\}, \qquad m \geq 1$$

$$= E\{(\phi_{1,1} x(n-1) + e(n))\,(x(n-m))\}$$

$$= E\{\phi_{1,1} x(n-1)x(n-m)\}$$

$$= \phi_{1,1}\ R_{xx}(m-1), \qquad m \geq 1 \tag{3.17}$$

(m เป็นตำแหน่งของข้อมูลอินพุทตำแหน่งที่ m)

ด้วยเหตุนี้ ค่า $R_{xx}(m)$ จึงเป็นผลเฉลยของ First-Order Linear Homogeneous Difference Equation นั่นก็คือ

$$R_{xx}(m) = \phi_{1,1}^{m} R_{xx}(0) = \phi_{1,1}^{m} \sigma_x^2 \qquad m \geq 0 \qquad (3.18)$$

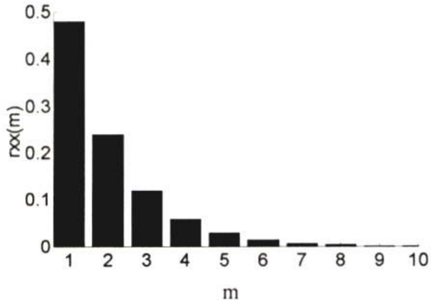
Autocorrelation Coefficient ของโมเดลคือ

$$r_{xx}(m) = \frac{R_{xx}(m)}{R_{xx}(0)} = \phi_{1,1}^{m} \qquad m \geq 0 \qquad (3.19)$$

Histogram ของค่า Autocorrelation Coefficient สำหรับค่า $\phi_{1,1} = 0.6$ แสดงอยู่ในรูปที่ 3.8 สุดท้ายจะหาค่า Power Spectral Density ด้วยสมการ

$$S_{xx}(f) = |H(f)|^2 S_{ee}(f) \qquad (3.20)$$

โดยที่ $S_{xx}(f)$ หมายถึง สเปกตรัมของ $x(n)$
$S_{ee}(f)$ หมายถึง สเปกตรัมของ $e(n)$



รูปที่ 3.8 Histogram ของค่า Autocorrelation Coefficient เมื่อ $\phi_{1,1} = 0.6$

จากนิยามของ $e(n)$ [3] ตามสมการ (3.7) จึงทำให้

$$S_{ee}(f) = \sigma_N^2 \qquad (3.21)$$

ฟังก์ชันการโอนย้ายตามสมการที่ (3.10) เมื่อนำมาพิจารณาใน First-Order AR จะได้

$$H(f) = \frac{1}{1-\phi_{1,1}\exp(-j2\pi f)}, \quad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.22}$$

ดังนั้น

$$|H(f)|^2 = \frac{1}{1-2\phi_{1,1}\cos 2\pi f + \phi_{1,1}^2}, \quad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.23}$$

ขยายความสมการที่ (3.23) จาก (3.22)

$$|H(f)|^2 = \frac{1^2}{(1-\phi_{1,1}\exp(-j2\pi f))^2}$$

$$= \frac{1}{(1-2\phi_{1,1}\exp(-j2\pi f) + \phi^2{}_{1,1}\exp^2(-j2\pi r))}$$

$$= \frac{1}{(1-2\phi_{1,1}(\cos(2\pi f) - j\sin(2\pi f)) + \phi_{1,1}^2(\cos(2\pi f) - j\sin(2\pi f)))^2)}$$

ค่า Normalize ของ $(\cos 2\pi f - j\sin 2\pi f)^2$ มีค่าเท่ากับ 1 ดังนั้น

$$|H(f)|^2 = \frac{1}{1-2\phi_{1,1}\cos 2\pi f + \phi_{1,1}^2}, \quad |f| \langle \frac{1}{2}$$

จากนั้นนำ $|H(f)|^2$ และ ค่า $S_{ee}(f)$ ในสมการที่ (3.23) สมการที่ (3.21) และ สมการ (3.16) ไปแทนในสมการ (3.20) จะได้

$$S_{xx}(f) = \frac{\sigma_x^2(1-\phi_{1,1}^2)}{1-2\phi_{1,1}\cos 2\pi f + \phi_{1,1}^2} \quad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.24}$$

ถ้าเรากำหนดให้ z^{-1} เป็น Backshift หรือ Delay Operator แล้ว นั่นแสดงว่า

$$z^{-1}[x(n)] = x(n-1); \qquad z^{-1}[e(n)] = e(n-1)$$

$$z^{-k}[x(n)] = x(n-k); \qquad z^{-k}[e(n)] = e(n-k) \tag{3.25}$$

จึงทำให้สมการที่ (3.6) ในกรณีที่เป็นอันดับหนึ่งมีค่าเป็น

$$x(n) = \phi_{1,1} z^{-1}[x(n)] + e(n) \tag{3.26}$$

หรือ

$$x(n) = \frac{e(n)}{1-\phi_{1,1} z^{-1}} \tag{3.27}$$

และถ้า $|\phi_{1,1}|$ มีค่าน้อยกว่า 1 แล้ว

$$x(n) = \left[\sum_{i=0}^{\infty} \phi_{1,1}^{i} z^{-i}\right] e(n) = \sum_{i=0}^{\infty} \phi_{1,1}^{i}\, e(n-i) \tag{3.28}$$

จากสมการที่ (3.28) เห็นได้ว่าเราสามารถพิจารณา First-Order Autoregressive ให้อยู่ในรูปผลรวมของ White Noise ที่มีจำนวนเป็น Infinite ได้

3.3.3 ออโตรีเกรสซีพอันดับที่ 2

จากสมการของออโตรีเกรสซีพ p อันดับ เมื่อ p หรืออันดับของโมเดลมีค่าเท่ากับ 2 สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของ Second-Order Autoregressive Model ได้เป็น

$$x(n) = \phi_{2,1} x(n-1) + \phi_{2,2} x(n-2) + e(n) \tag{3.29}$$

โมเดลตามสมการที่ (3.29) สามารถหาความสัมพันธ์ทางสถิติได้เช่นเดียวกับ First-Order Autoregressive เริ่มแรกขอพิจารณาการหาค่าเฉลี่ยของโมเดลก่อน จากสมการที่แสดงความสัมพันธ์ของโมเดลตามสมการที่ (3.29) สามารถหาค่าเฉลี่ยได้เป็น

$$E[x(n)] = \phi_{2,1}E[x(n-1)] + \phi_{2,2}E[x(n-2)] + E[e(n)] \tag{3.30}$$

นำคุณสมบัติการกระจายพลังงานแบบ Zero-Mean Gaussian ของ $e(n)$ มาใช้ จึงยุบสมการที่ (3.30) ได้เป็น

$$\mu_x = \phi_{2,1}\,\mu_x + \phi_{2,2}\,\mu_x \tag{3.31}$$

สมการที่ (3.31) เป็นจริงได้เมื่อ $\mu_x = 0$ และ ถ้าผลรวมของ $\phi_{2,1}$ และ $\phi_{2,2}$ มีค่าไม่เท่ากับ 1 แล้วจะทำให้ค่าความแปรปรวนคำนวณได้จาก

$$\sigma_x^2 = E\{x(n)x(n)\}$$

$$= E\{\phi_{2,1}x(n)x(n-1) + \phi_{2,2}x(n)x(n-2) + x(n)e(n)\}$$

$$= \phi_{2,1}R_{xx}(1) + \phi_{2,2}R_{xx}(2) + \sigma_N^2 \tag{3.32}$$

แทนค่า $R_{xx}(k) = \sigma_x^2\, r_{xx}(k)$ จาก $\sigma_x^2 = \dfrac{R_{xx}(k)}{r_{xx}(k)}$ [3] ลงในสมการที่ (3.32) จะได้ค่า σ_x^2 เป็น

$$\sigma_x^2 = \phi_{2,1}\sigma_x^2 r_{xx}(1) + \phi_{2,2}\sigma_x^2 r_{xx}(2) + \sigma_N^2$$

$$\sigma_x^2(1 - \phi_{2,1}r_{xx}(1) - \phi_{2,2}r_{xx}(2)) = \sigma_N^2$$

$$\sigma_x^2 = \frac{\sigma_N^2}{1 - \phi_{2,1}\,r_{xx}(1) - \phi_{2,2}\,r_{xx}(2)} \tag{3.33}$$

จากสมการข้างบน ถ้าพิจารณาให้ σ_x^2 มีค่าเป็นบวกและเป็นปริมาณที่จำกัดหรือมีขอบเขต ส่วนของสมการที่ (3.33) จะมีค่าเป็น

$$\phi_{2,1}\,r_{xx}(1) + \phi_{2,2}\,r_{xx}(2) \rangle 1 \tag{3.34}$$

ค่า Autocolleration Function สามารถหาได้ถ้า $m \geq 1$ และเมื่อนำเงื่อนไขนี้มาใช้จะได้

$$R_{xx}(m) = E\{x(n-m)x(n)\}$$

$$= E\{\phi_{2,1}\, x(n-1)\; x(n-m) + \phi_{2,2}\; x(n-2)x(n-m) + x(n-m)\; e(n)\} \quad (3.35)$$

หรือ

$$R_{xx}(m) = \phi_{2,1}R_{xx}(m-1) + \phi_{2,2}R_{xx}(m-2) \quad (3.36)$$

สมการนี้จัดอยู่ในรูปของ Second-Order Linear Homogeneous Difference Equation ซึ่งมีผลเฉลยของสมการเป็น

$$R_{xx}(m) = A_1\, \lambda_1^m + A_2\, \lambda_2^m \qquad \text{ถ้า } \lambda_1 \neq \lambda_2$$

$$= B_1\, \lambda^m + B_2\, m\lambda^m \qquad \text{ถ้า } \lambda_1 = \lambda_2 = \lambda \quad (3.37)$$

เมื่อ λ_1 และ λ_2 เป็นรากของสมการโดยหาได้จาก การสมมุติให้ $R_{xx}(m) = \lambda^m$ และ $m \geq 1$ นำข้อสมมุติฐานนี้ไปแทนในสมการ (3.36) จะได้

$$\lambda^2 - \phi_{2,1}\, \lambda - \phi_{2,2} = 0 \quad (3.38)$$

สมการที่ (3.38) เป็นสมการกำลังสอง ดังนั้นคำตอบของสมการหรือ λ จึงมีค่าเป็น

$$\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda = \frac{\phi_{2,1} \pm \sqrt{\phi_{2,1}^2 + 4\,\phi_{2,2}}}{2} \quad (3.39)$$

สัมประสิทธิ์ A_1 และ A_2 หาได้โดยกำหนดเงื่อนไขเริ่มต้น (Initial Condition) เป็น

$$R_{xx}(0) = \sigma_x^2 \quad (3.40)$$

และ

$$R_{xx}(1) = \phi_{2,1} R_{xx}(0) + \phi_{2,2} R_{xx}(-1) \tag{3.41}$$

นอกจากนี้ $R_{xx}(-1)$ จะต้องมีค่าเท่ากับ $R_{xx}(1)$ ดังนั้น

$$R_{xx}(1) = \frac{\phi_{2,1}}{1-\phi_{2,2}} \sigma_x^2 \tag{3.42}$$

ถ้า λ_1 และ λ_2 มีค่าแตกต่างกันแล้ว

$$A_1 + A_2 = \sigma_x^2 = R_{xx}(0) \tag{3.43}$$

$$A_1 \lambda_1 + A_2 \lambda_2 = \frac{\phi_{2,1}}{1-\phi_{2,2}} \sigma_x^2 = R_{xx}(1) \tag{3.44}$$

ดังนั้น $R_{xx}(m)$ จึงสามารถหาได้จากเทอมของ σ_x^2, $\phi_{2,1}$ และ $\phi_{2,2}$ เมื่อทราบค่า Autocorrelation Function แล้วจึงสามารถคำนวณหาค่า Correlation Coefficient ได้จาก

$$r_{xx}(m) = \frac{R_{xx}(m)}{\sigma_x^2} = a_1 \lambda_1^m + a_2 \lambda_2^m \tag{3.45(ก)}$$

เมื่อ

$$a_i = \frac{A_i}{\sigma_x^2}, \qquad i = 1,2 \tag{3.45(ข)}$$

ใช้สมการที่ (3.42) และ สมการที่ (3.24(ก)) จะได้ค่า $r_{xx}(1)$ เป็น

$$r_{xx}(1) = \frac{\phi_{2,1}}{1-\phi_{2,2}} \tag{3.46}$$

ตอนนี้เราจะหาค่า $r_{xx}(2)$ จากสมการที่ (3.36) โดยการแทนค่า m=2 เข้าไปจะได้

$$r_{xx}(2) = \frac{\phi_{2,1}^2}{1-\phi_{2,2}} + \phi_{2,2} \tag{3.47}$$

แทนค่าสมการที่ (3.46) และสมการที่ (3.47) ลงในสมการที่ (3.33) จะได้ผลลัพธ์เป็น

$$\sigma_x^2 = \frac{\sigma_N^2 \left(1-\phi_{2,2}\right)}{\left(1+\phi_{2,2}\right)\left(1-\phi_{2,1}-\phi_{2,2}\right)\left(1+\phi_{2,1}-\phi_{2,2}\right)} \tag{3.48}$$

σ_x^2 จะมีค่าจำกัดได้ก็ต่อเมื่อ

$$\phi_{2,2} \neq -1 \tag{3.49 (ก)}$$

$$\phi_{2,1} + \phi_{2,2} \neq 1 \tag{3.49 (ข)}$$

$$\phi_{2,2} - \phi_{2,1} \neq 1 \tag{3.49(ค)}$$

นอกจากนี้ σ_x^2 จะมีค่าเป็นบวกถ้า

$$-1 \langle \ \phi_{2,2} \langle \ 1 \tag{3.50 (ก)}$$

$$\phi_{2,1} + \phi_{2,2} \langle 1 \tag{3.50(ข)}$$

$$-\phi_{2,1} + \phi_{2,2} \langle 1 \tag{3.50(ค)}$$

ค่า PSD ของ Second -Order หาได้เช่นเดียวกับ First-Order คือ

$$S_{xx}(f) = \left|H(f)\right|^2 \sigma_N^2, \qquad |f| \ \langle \ \frac{1}{2} \tag{3.51}$$

เมื่อฟังก์ชันการโอนย้ายของระบบมีค่าเป็น

$$H(f) = \frac{1}{1 - \phi_{2,1}\exp(-j2\pi f) - \phi_{2,2}\exp(-j4\pi f)}, \qquad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.52}$$

ดังนั้น

$$S_{xx}(f) = \frac{\sigma_N^2}{\left|1 - \phi_{2,1}\exp(-j2\pi f) - \phi_{2,2}\exp(-j4\pi f)\right|^2}, \qquad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.53}$$

ค่า PSD สามารถหาได้จากอีกวิธีหนึ่งโดยการทำ Fourier Transform $R_{xx}(m)$ ในสมการที่ (3.37) ผลลัพธ์ที่ได้จากการ Transform แสดงในสมการที่ (3.54)

$$S_{xx}(f) = \frac{A_1(1-\lambda_1)^2}{1 - 2\lambda_1\cos 2\pi f + \lambda_1^2} + \frac{A_2(1-\lambda_2)^2}{1 - 2\lambda_2\cos 2\pi f + \lambda_2^2}, \qquad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.54}$$

3.3.4 โมเดลทั่วไปของ Autoregressive p อันดับ

$$x(n) = \sum_{i=1}^{p} \phi_{p,i}\, x(n-i) + e(n) \tag{3.55}$$

ถ้าเรากระทำ Backshift Operator กับสมการที่ (3.55) โมเดลของระบบจะกลายเป็น

$$x(n) = \sum_{i=1}^{p} \phi_{p,i}\, z^{-1}[x(n)] + e(n) \tag{3.56}$$

จากโมเดลเราสามารถหาค่าเฉลี่ย, ความแปรปรวน, Autocorrelation Function, Autocorrelation Coefficient และ Power Spectral Density ได้ถ้าเราทำให้ค่าเฉลี่ยของมันมีค่าเป็นศูนย์

$$\mu_x = 0 \tag{3.57}$$

จากนั้นหาค่าความแปรปรวน

$$\sigma_x^2 = E\{x(n)\,x(n)\} = E\left\{x(n)\sum_{i=1}^{p}\phi_{p,i}\,x(n-i) + x(n)\,e(n)\right\}$$
$$= \phi_{p,i}\sum_{i=1}^{p} x(n)\,x(n-i) + x(n)\,e\;(n)$$
$$= \sum_{i=1}^{p}\phi_{p,i}R_{xx}(i) + \sigma_N^2 \qquad (3.58)$$

หาค่า Autocorrelation Coefficient จาก

$$r_{xx}(k) = \frac{R_{xx}(k)}{\sigma_x^2} = \frac{E\,\{X\,(n-k)x\,(n)\,\}}{\sigma_x^2} \qquad (3.59)$$

นำค่า $x(n)$ จากสมการที่ (3.56) มาแทนในสมการข้างบนได้ $r_{xx}(k)$ เป็น

$$r_{xx}(k) = \sum_{i=1}^{p}\phi_{p,i}\;r_{xx}(k-i), \qquad k \geq 1 \qquad (3.60)$$

สมการที่ (3.60) เขียนให้อยู่ในรูป AR อันดับที่ P ในรูปของ Matrix ได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} r_{xx}(1) \\ r_{xx}(2) \\ \vdots \\ r_{xx}(p) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & r_{xx}(1) & r_{xx}(2) & \cdots & & r_{xx}(p-1) \\ r_{xx}(1) & 1 & r_{xx}(1) & r_{xx}(2) & \cdots & r_{xx}(p-2) \\ \vdots & & \vdots & & & \vdots \\ r_{xx}(p-1) & r_{xx}(p-2) & \cdot & \cdot & \cdot & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_{p,1} \\ \phi_{p,2} \\ \vdots \\ \phi_{p,p} \end{bmatrix} \qquad 3.61(\text{ก})$$

$$\mathbf{r}_{xx} = \mathbf{R\Phi} \qquad 3.61(\text{ข})$$

เมื่อ $\mathbf{R}$ เป็น Correlation Coefficient Matrix ส่วน $\mathbf{r}_{xx}$ เป็นเวกเตอร์ของ Correlation Coefficient และ $\mathbf{\Phi}$ เป็นเวกเตอร์ของ Autoregressive Coefficient เมตริกซ์นี้จะถูกเรียกว่า Yule-Walker

$$\mathbf{\Phi} = \mathbf{R}^{-1}\mathbf{r}_{xx} \qquad (3.62)$$

สมการที่ (3.62) สามารถใช้ประมาณค่าพารามิเตอร์ $\phi_{p,i}$ ของโมเดล ได้จากการประมาณค่า ของ Correlation Coefficient $r_{xx}(k)$ และพารามิเตอร์นี้ก็เป็นพารามิเตอร์สำคัญในการวิเคราะห์ข้อมูล สุดท้าย PSD ของระบบประมาณได้จากสมการ

$$S_{xx}(f) = S_{ee}(f)\,|H(f)|^2$$

$$= \frac{\sigma_N^2}{\left|1-\sum_{i=1}^{p}\phi_{p,i}\exp(-j2\pi f i)\right|}, \qquad |f| \langle \frac{1}{2} \tag{3.63}$$

Power Spectral Density ตามสมการที่ (3.63) บางครั้งจะเรียกว่า All-Pole โมเดล

3.3.5 Moving Average โมเดล

ความสัมพันธ์ของ Moving Average (MA) Model สามารถแสดงได้ด้วยสมการคณิตศาสตร์สมการตามสมการที่ (3.64)

$$x(n) = \theta_0\, e(n) + \theta_1\, e(n-1) + \theta_2\, e(n-2) + \cdots + \theta_k\, e(n-k) \tag{3.64}$$

θ_i เป็นสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการประมาณค่าเช่นเดียวกับ $\phi_{p,i}$ ของ AR $\sum\theta_i = 1$ และ $\theta_i \geq 0$ จะเป็นการ Moving Average ของสัญญาณอินพุท $e(n)$ เราจะเปลี่ยนพารามิเตอร์นี้ไปเล็กน้อย และเขียนสมการนี้ใหม่ได้เป็น

$$x(n) = \sum_{i=1}^{q}\theta_{p,i}e(n-i) + e(n) = \sum_{i=0}^{q}\theta_{q,i}z^{-1}(e(n)) \tag{3.65}$$

เมื่อ $\theta_{q,0} = 1$ และ $\theta_{q,q} \neq 0$ โมเดลตามสมการที่ (3.65) สามารถแสดงด้วยบล็อคไดอะแกรมตามรูปที่ 3.9 และมี Transfer Function เป็น

$$H(f) = 1 + \sum_{i=1}^{q}\theta_{q,i}\exp(-j2\pi f i) \tag{3.66}$$

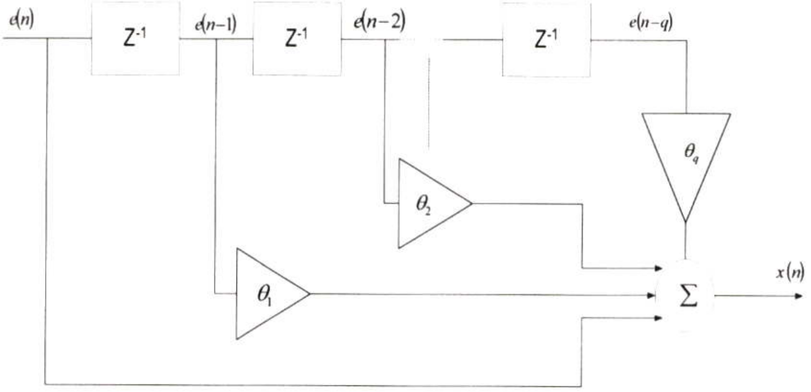
ขยายความสมการที่ 3.66 เมื่อ $e(n) = e^{j2\pi nf}$

$$H(f)=\frac{x(n)}{e(n)}$$

$$=\frac{e(n)+\sum_{i=1}^{q}\theta_{p,i}e(n-i)}{e(n)}$$

$$=\frac{e^{j2\pi nf}\left(1+\sum_{i=1}^{q}\theta_{p,i}e^{-j2\pi fi}\right)}{e^{j2\pi nf}}$$

$$=1+\sum_{i=1}^{q}\theta_{q,i}\exp(-j2\pi f i)$$



รูปที่ 3.9 บล็อคไดอะแกรมของ Moving Average p อันดับ

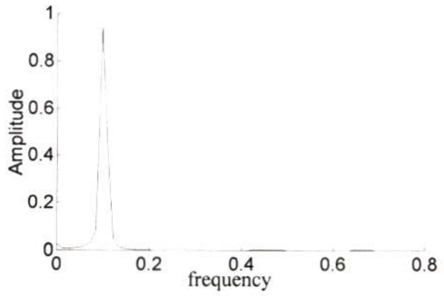
สังเกตุว่าฟังก์ชันการโอนย้ายของโมเดลจะไม่มี Pole อยู่เลย แต่จะมีเฉพาะ Zero เท่านั้น ดังนั้นในบางครั้งโมเดลนี้จะถูกเรียกว่า All-Zero Model เราสามารถสรุปความสัมพันธ์ข้างบนให้อยู่ในรูป First-Order Moving Average Second-Order Moving Average และ p-Order Moving Average ได้เป็นไปตามสมการที่ (3.67) สมการที่ (3.68) และสมการที่ (3.69) ตามลำดับ

$$x(n)=\theta_{1,1}\,e(n-1)+e(n) \tag{3.67}$$

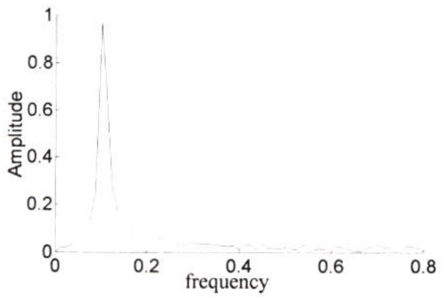
$$x(n)=\theta_{2,1}\;e(n-1)+\theta_{2,2}\;e(n-2)+e(n) \tag{3.68}$$

$$x(n) = \sum_{i=1}^{q} \theta_{q,i} \ e(n-i) + e(n) \qquad (3.69)$$

ส่วนค่าอื่นๆ เช่น R_{xx}, r_{xx} และ PSD หาได้เช่นเดียวกับกรณีของ AR ในที่นี้จะไม่ขอกล่าวถึง ลำดับต่อไปจะนำสัญญาณ Sine มาทดสอบกับการประมาณค่าสเปกตรัมแบบ Parametric และ Nonparamrtric เพื่อแสดงให้เห็นว่า การประมาณค่าความหนาแน่นสเปกตรัมด้วยวิธี Parametric ให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าวิธี Nonparametric

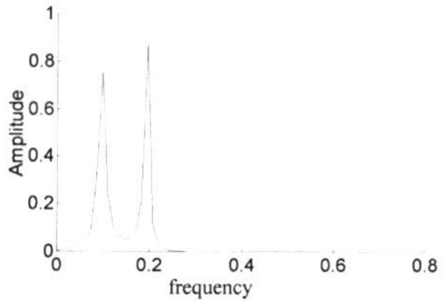


(ก)

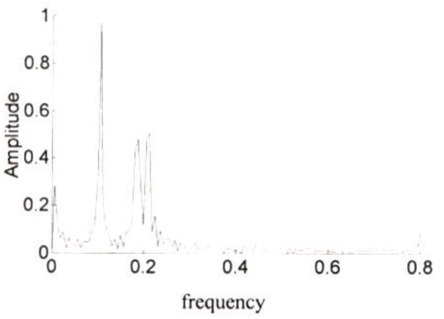


(ข)

รูปที่ 3.10 แสดงสเปกตรัมของสัญญาณซายน์บริสุทธิ์ที่วิเคราะห์ด้วย FFT กับ AR
(ก) วิเคราะห์ด้วย AR (Parametric) (ข) วิเคราะห์ด้วย FFT (Nonparametric)



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.11 แสดงสเปกตรัมของสัญญาณซายน์สองความถี่ที่วิเคราะห์ด้วย FFT กับ AR
(ก) วิเคราะห์ด้วย AR (Parametric) (ข) วิเคราะห์ด้วย FFT (Nonparametric)

จากรูป 3.10 และ 3.11 เห็นได้อย่างชัดเจนว่าการวิเคราะห์ด้วย AR จะให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าการวิเคราะห์ด้วย FFT การรั่วของสเปกตรัมที่เกิดขึ้นจากการวิเคราะห์ AR จะมีค่าน้อยกว่า FFT ด้วยเหตุนี้เองในวิทยานิพนธ์นี้จึงขอนำการประมาณค่าสเปกตรัมสัญญาณด้วย AR มาใช้กับสัญญาณ HRV

บทที่ 4

การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา – ความถี่

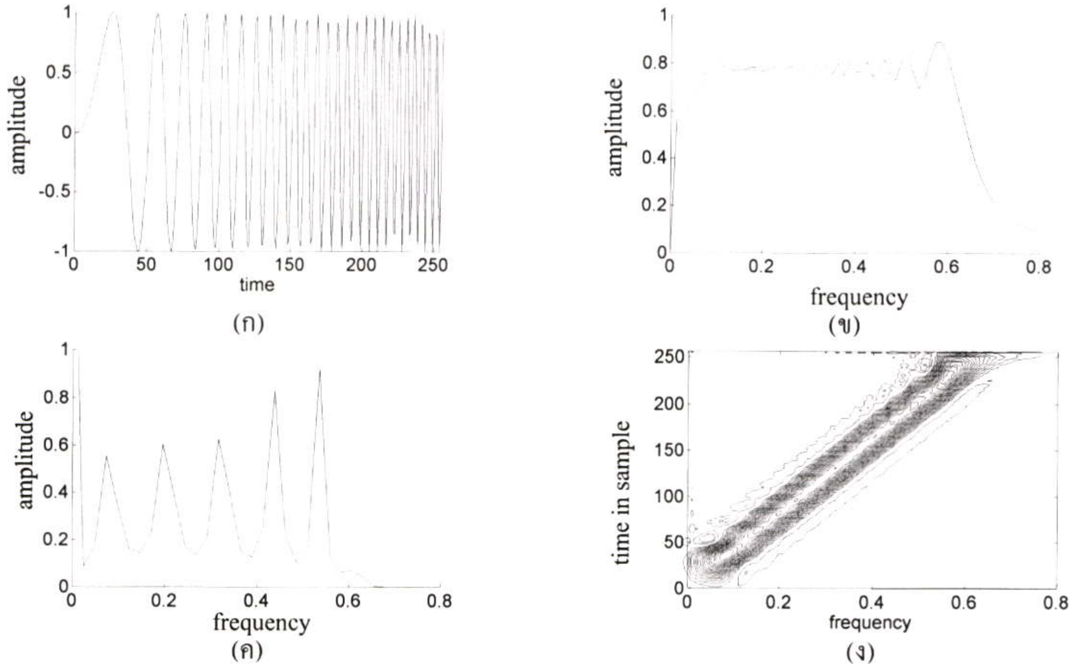
ถึงแม้ว่าการประมาณค่าสเปกตรัมสัญญาณในโดเมนความถี่จะบอกถึงองค์ประกอบในเชิงความถี่ของสัญญาณได้ แต่การวิเคราะห์โดยวิธีนี้เหมาะกับสัญญาณที่เป็นรายคาบ แต่ยังไม่เพียงพอต่อสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา (สัญญาณที่ไม่เป็นรายคาบ) เนื่องจากผลลัพธ์ที่ได้จะแสดงเพียงแค่องค์ประกอบทางความถี่ของข้อมูลทั้งหมดแต่ไม่บอกถึงเวลาที่เกิดความถี่เหล่านั้น สัญญาณ HRV เป็นสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา (การที่สามารถระบุความถี่ของการเปลี่ยนแปลงของ HRV ณ เวลาใด ในช่วงการทดสอบจะเป็นข้อมูลที่สำคัญอย่างหนึ่งในการช่วยวินิจฉัยทางการแพทย์อีกด้วย) การวิเคราะห์รายละเอียดของข้อมูลทั้งเวลาและความถี่ได้ในเวลาเดียวกัน เรียกว่า การวิเคราะห์โดเมนเวลา-ความถี่ (Time-Frequency Analysis)

ใจความสำคัญในบทนี้จะกล่าวถึงการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา-ความถี่ ด้วยวิธีพื้นฐานที่เรียกว่า Short-Time Fourier Transform (STFT) จากนั้นจะอธิบายการวิเคราะห์สัญญาณด้วย Wigner Distribution และ ฟังก์ชัน Kernal ที่ใช้ลดผลของ Cross Term หรือ Interference Term แล้วนำวิธีเหล่านี้ไปวิเคราะห์กับสัญญาณ จากนั้นจะสรุปว่าวิธีการใดเหมาะกับสัญญาณ HRV มากที่สุด

4.1 การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา- ความถี่

ปัญหาพื้นฐานของการวิเคราะห์สัญญาณใดๆ ก็คือ การหาสเปกตรัมของสัญญาณ และวิเคราะห์ว่าความถี่เหล่านั้นเกิดขึ้น ณ เวลาใด ดูรูปที่ 4.1

ถ้านำสัญญาณในโดเมนเวลา (รูปที่ 4.1(ก)) ไปคำนวณหาความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงานในโดเมนความถี่ ไม่ว่าจะเป็นวิธี Nonparametric หรือ Parametric ก็ตาม ผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์จะรู้เพียงแค่ความถี่ที่เป็นองค์ประกอบของสัญญาณดังแสดงในรูปที่ 4.1(ข) และ (ค) ตามลำดับ แต่จะไม่รู้ช่วงเวลาที่เกิดความถี่นั้นๆ ถ้านำสัญญาณเดียวกันนี้มาวิเคราะห์ยังโดเมนเวลา-ความถี่ เราจะทราบค่าความถี่ที่เกิดขึ้นในแต่ละเวลา ตามรูปที่ 4.1(ง) การวิเคราะห์สัญญาณบนระนาบเวลา-ความถี่ มีอยู่หลายวิธีด้วยกัน แต่ในเบื้องต้นจะขอพูดถึงการวิเคราะห์สัญญาณบนโดเมนเวลา-ความถี่ด้วย Short-Time Fourier Transform (STFT) ก่อน



รูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณทางความถี่ (FM) มอดูเลท บนโดเมนต่างๆ

(ก) สัญญาณบนโดเมนเวลา

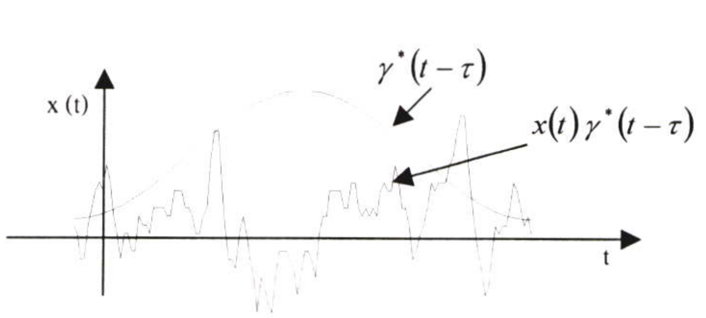
(ข) สเปกตรัมของสัญญาณที่วิเคราะห์ด้วยวิธี Nonparametric

(ค) สเปกตรัมของสัญญาณที่วิเคราะห์ด้วยวิธี Parametric

(ง) สเปกตรัมของสัญญาณบนโดเมนเวลา-ความถี่

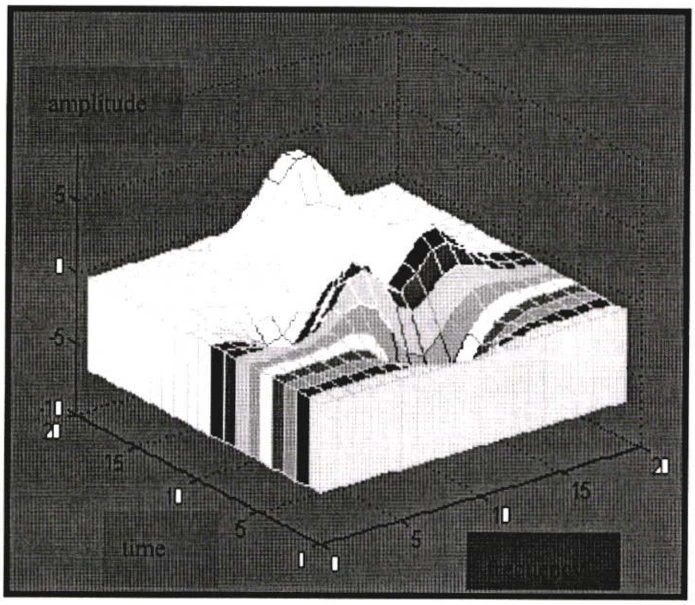
4.2 การวิเคราะห์สัญญาณบนโดเมนเวลา- ความถี่ ด้วย วิธี Short-Time Fourier Transform

วิธีการพื้นฐานที่ใช้แสดงการกระจายความหนาแน่นสเปกตรัมพลังของสัญญาณบนระนาบเวลา-ความถี่ (Time-Frequency Plane) ถูกเรียกว่า Short-Time Fourier Transform (STFT) หลักการง่ายๆ ของการทำ STFT กับสัญญาณใดๆ [2](สมมุติให้สัญญาณใดๆ คือ $x(t)$) คือ นำสัญญาณ $x(t)$ ที่ต้องการวิเคราะห์คูณกับกรอบหน้าต่าง $\gamma^*(t-\tau)$ จากนั้นทำ Fourier Transform



รูปที่ 4.2 แสดงการทำกรอบหน้าต่างกับสัญญาณในโดเมนเวลา

ของสัญญาณที่อยู่ภายใต้กรอบหน้าต่าง ณ ตำแหน่งนั้น แล้วเลื่อนกรอบหน้าต่าง $\gamma^*(t-\tau)$ ไปกระทำกับข้อมูลถัดไปตามรูปที่ 4.2 แล้วแปลงฟูเรียร์ของข้อมูล โดยกระทำซ้ำเช่นนี้ไปเรื่อยๆ จากนั้นนำข้อมูลที่ได้จากการ Transform ในแต่ละครั้งมาพล็อตต่อกันบน ระนาบเวลา-ความถี่ ตามรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 แสดงการกระจายสเปกตรัมกำลังบนระนาบเวลา-ความถี่

จากรูปที่ 4.3 ระดับเทาที่แตกต่างกันหมายถึงการทรานฟอร์มข้อมูลในแต่ละครั้ง โดยสมการที่ (4.1) [4] เป็นสมการที่ใช้ในการ Transform ข้อมูล

$$F_x^{\gamma}(\tau,\omega)=\int_{-\infty}^{\infty} x(t)\,\gamma^*(t-\tau)\,e^{-j\omega t}\,dt \tag{4.1}$$

โดยที่ $F_x^{\gamma}(\tau,\omega)$ หมายถึง การกระจายพลังงานบนระนาบเวลา-ความถี่

$x(t)$ หมายถึง สัญญาณใดๆ ที่ต้องการวิเคราะห์

$\gamma^*(t-\tau)$ หมายถึง กรอบหน้าต่างหรือตัวถ่วงน้ำหนักบนระนาบเวลา-ความถี่

แต่การแสดงความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงานด้วยวิธี STFT ยังให้รายละเอียดของข้อมูลที่วิเคราะห์ได้ไม่เพียงพอ ทั้งนี้เป็นผลมาจากหลักความไม่แน่นอนของการวิเคราะห์ (Uncertainly Principle) [4] ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้นำเสนอการวิเคราะห์สัญญาณที่ให้รายละเอียดข้อมูลที่ดีกว่า คือ การวิเคราะห์ด้วย Wigner Distribution

4.3 การกระจายสเปกตรัมพลังงานบนระนาบเวลา-ความถี่ ด้วย Wigner Distribution

จากหัวข้อก่อนหน้าเป็นการวิเคราะห์สัญญาณบนระนาบเวลา-ความถี่ด้วย Spectrograms ผลลัพธ์ที่ได้จากการกระจายพลังงานจะได้จากฟิลเตอร์ชนิดที่เป็นเชิงเส้นและแสดงอยู่ในรูปกำลังสองของขนาด ส่วนในหัวข้อนี้เป็นการวิเคราะห์สัญญาณในระนาบเวลา-ความถี่ด้วยวิธีการที่ต่างจาก Spectrograms ไป ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะไม่ถูกจำกัดโดยหลักการของ Uncertainty การวิเคราะห์ด้วยวิธีนี้เรียกว่า Wigner Distribution (WD) ความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ของการกระจายพลังงานบนระนาบ-ความถี่ด้วย WD สามารถแสดงได้ด้วยสมการที่ 4.2 [4]

$$W_{xx}(t,\omega) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} A_{xx}(\nu,\tau)e^{-j\nu t}e^{-j\omega\tau}\,d\nu d\tau \qquad (4.2)$$

โดยที่ $W_{xx}(t,\omega)$ คือ ฟังก์ชันการกระจายของ WD

$A_{xx}(\nu,\tau)$ คือ ฟังก์ชันสองนัย (Ambiguity Function)

ν คือ ความถี่ของการกระจาย

τ คือ ช่วงเวลาที่เลื่อนไป

เมื่อนำ $A_{xx}(\nu,\tau)$ หรือ ฟังก์ชันสองนัยตามสมการที่ (4.2) มาพิจารณาในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่จะมีค่าเป็นไปตามสมการที่ (4.3) และ (4.4) ตามลำดับ

$$A_{xx}(\nu,\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x^*\left(t-\frac{\tau}{2}\right)x\left(t+\frac{\tau}{2}\right)e^{j\nu t}\,dt \qquad (4.3)$$

$$A_{xx}(\nu,\tau) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} X\left(\omega-\frac{\nu}{2}\right)X^*\left(\omega+\frac{\nu}{2}\right)e^{j\omega\tau}\,d\omega \qquad (4.4)$$

โดยเราสามารถหา Correlation ได้จากการแทนค่า $\nu = 0$ ในสมการ (4.3) หรือแทนค่า $\tau = 0$ ในสมการที่ (4.4) ส่วนความหนาแน่นสเปกตรัมจะได้จากการทำ Fourier Transform กับ Correlation ที่ได้จากการแทนค่าทั้งสอง ซึ่งสามารถแสดงได้ด้วยสมการที่ (4.5) และ (4.6)

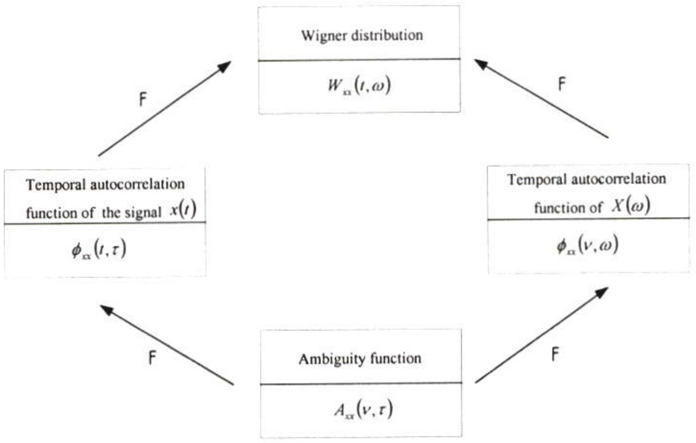
$$S_{xx}^{E}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} r_{xx}^{E}(\tau)e^{-j\omega\tau}\,d\tau$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} A_{xx}(0,\tau)\,e^{-j\omega\tau}\,d\tau \qquad (4.5)$$

$$s_{xx}^{E}(t)=\frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty}\rho_{xx}^{E}(\nu)\,e^{-j\nu t}\,d\nu$$

$$=\frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty}A(\nu,0)\,e^{-j\nu t}\,d\nu \qquad (4.6)$$

ส่วน Wigner Distribution จะได้จากการทำฟูเรียร์ทรานฟอร์มกับสมการที่(4.5) หรือ (4.6) อีกหนึ่งครั้ง ผลลัพธ์ที่ได้เป็นไปตามสมการที่ (4.2) โดยสามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ด้วยรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ความสัมพันธ์ระหว่าง Wigner Distribution กับ Ambiguity Function

จากรูปที่ 4.4 จะเห็นว่า Wigner Distribution ก็คือการทำ One-Dimension กับ Ambiguity Function ต่อกันสองครั้ง แต่การทำ WD กับสัญญาณจะทำให้เกิดผลเสียบางประการตามมาถ้าสัญญาณอินพุทที่นำมาวิเคราะห์เกิดจากการรวมกันระหว่างสัญญาณสองสัญญาณตามสมการ (4.7)

$$z(t)=x(t)+y(t) \qquad (4.7)$$

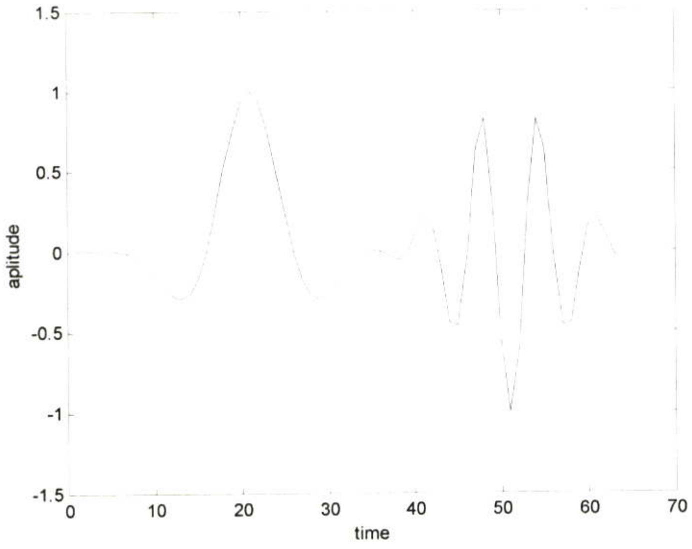
และถ้านำสมการที่ (4.7) (รูปที่ 4.5) ไปหาการกระจายพลังงานด้วย Wigner Distribution จะได้ผลลัพธ์เป็นไปตาม สมการที่ (4.8)

$$W_{zz}(t,\omega)=W_{xx}(t,\omega)+2\Re\{W_{y,x}(t,\omega)\}+W_{yy}(t,\omega) \qquad (4.8)$$

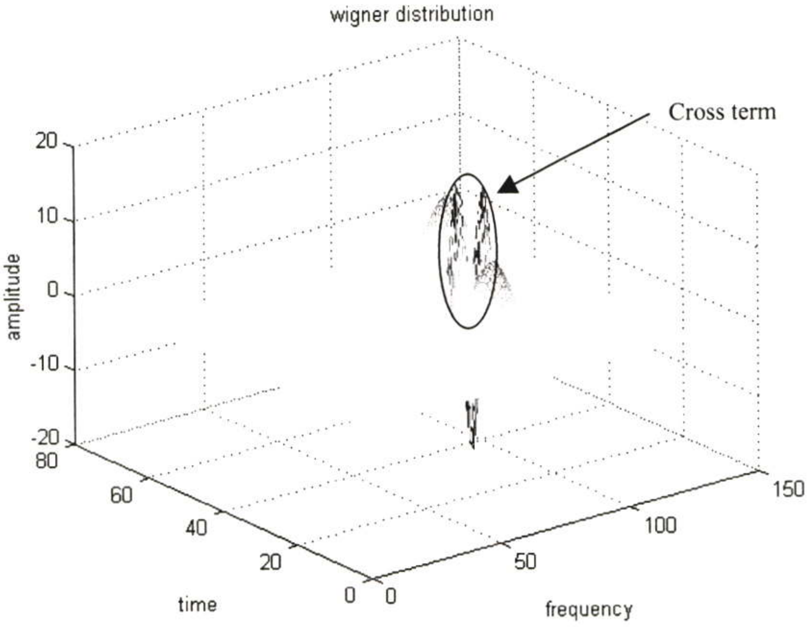
โดยที่ $W_{xx}(t,\omega)$ คือ WD ของ $x(t)$

$W_{yy}(t,\omega)$ คือ WD ของ $y(t)$

$2\Re\{W_{y,x}(t,\omega)\}$ คือ Cross Term หรือ Interference Term ที่เกิดขึ้น



รูปที่ 4.5 สัญญาณ $z(t) = x(t) + y(t)$ ในโดเมนเวลา



รูปที่ 4.6 Wigner Distribution ของสัญญาณตามรูปที่ 4.5

เราสามารถลดผลของ Cross Term หรือ Interference Term ได้โดยนำฟังก์ชันตัวหนึ่งเข้าไปกระทำ โดยฟังก์ชันตัวนี้มีชื่อเรียกว่า Kernal Function ฟังก์ชัน Kernal ที่นำมากระทำกับสัญญาณจะต้องมีคุณสมบัติเป็นไปตามสมการที่ (4.9) และ (4.10)

$$g(0,\tau)=0 \qquad (4.9)$$

$$g(\nu,0)=0 \qquad (4.10)$$

ฟังก์ชัน Kernal ที่นำมาใช้เพื่อลดผลของ Cross Term ในวิทยานิพนธ์นี้ได้เลือกใช้ Kernal ของ Choi-William ซึ่งมีค่าเป็นไปตามสมการที่ (4.11)

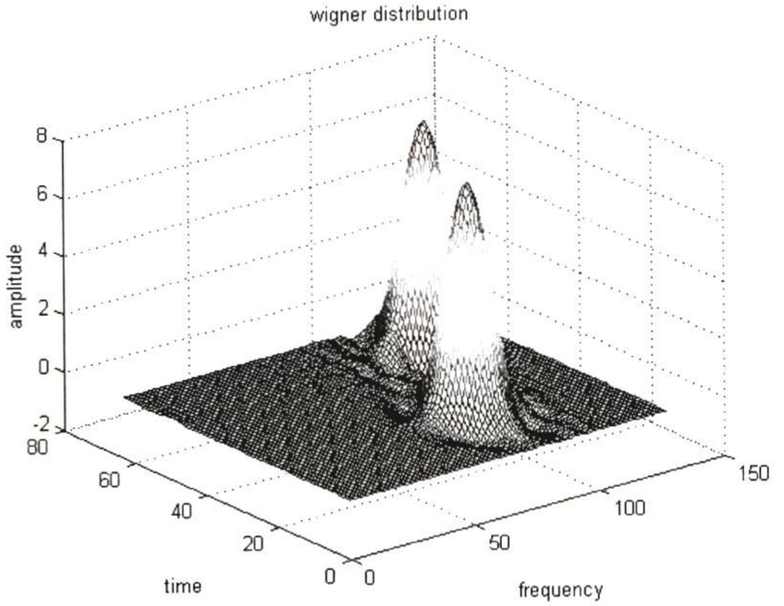
$$g(\nu,\tau)=e^{-\nu^2\tau^2/(4\pi^2\sigma)}, \quad \sigma > 0 \qquad (4.11)$$

และเมื่อนำ Kernal ตามสมการที่ (4.11) ไปแทนในฟังก์ชันการกระจายบนระนาบเวลาความถี่ตามสมการที่ (4.12) [4] เราจะได้การกระจายพลังงานของ Choi-William Distribution (CWD) เป็นไปตามสมการที่ (4.13)

$$T_{xx}(t,\omega)=\frac{1}{2\pi}\iint g(\nu,\tau)A_{xx}(\nu,\tau)e^{-j\nu\tau}e^{-j\omega\tau}\,d\nu\,d\tau \qquad (4.12)$$

$$T_{xx}^{(CW)}(t,\omega)=\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\sqrt{\frac{\pi\sigma}{\tau^2}}\;e^{-\pi^2\sigma(u-t)^2/\tau^2}x^*\left(u-\frac{\tau}{2}\right)x\left(u+\frac{\tau}{2}\right)e^{-j\omega\tau}\,du\,d\tau \qquad (4.13)$$

และถ้านำสัญญาณ $z(t)$ ตามรูปที่ 4.5 มาหาการกระจายพลังงานด้วย CWD จะได้ผลลัพธ์เป็นไปตามรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 แสดง CWD ของสัญญาณตามรูปที่ 4.5

จากการนำสัญญาณมาทดสอบตามรูปที่ 4.6 และ 4.7 แสดงให้เห็นอย่างชัดเจนว่าฟังก์ชัน Kernal ที่นำมาใช้สามารถลดผลของ Cross Term ที่เกิดขึ้นระหว่างสัญญาณสองสัญญาณได้ จริงๆ แล้วเราได้นำสัญญาณมาทดสอบกับ Kernal หลายชนิดด้วยกันแต่ผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วย Choi-William สามารถแสดงรายละเอียดของสัญญาณบนโดเมนเวลา-ความถี่ได้ดีที่สุด ทั้งนี้ก็เนื่องจาก kernal ของ Choi-William มีการกระจายพลังงานเป็นแบบ Gaussian อีกทั้งยังมี Free Parameter อีกหนึ่งตัวซึ่งเป็นตัวเน้นข้อมูลตรงตำแหน่งที่เราต้องการพิจารณาได้ ด้วยเหตุนี้เองในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้เลือก Kernal ของ Choi-William มาใช้สำหรับวิเคราะห์สัญญาณ HRV

บทที่ 5
การออกแบบระบบวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

จากบทก่อนๆหน้าที่กล่าวมาเป็นทฤษฎีทั้งหมดที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ ส่วนบทนี้จะพูดถึงการออกแบบระบบเพื่อนำไปใช้งาน โดยในส่วนของตัวบันทึกสัญญาณจะอาศัยพื้นฐานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [1]

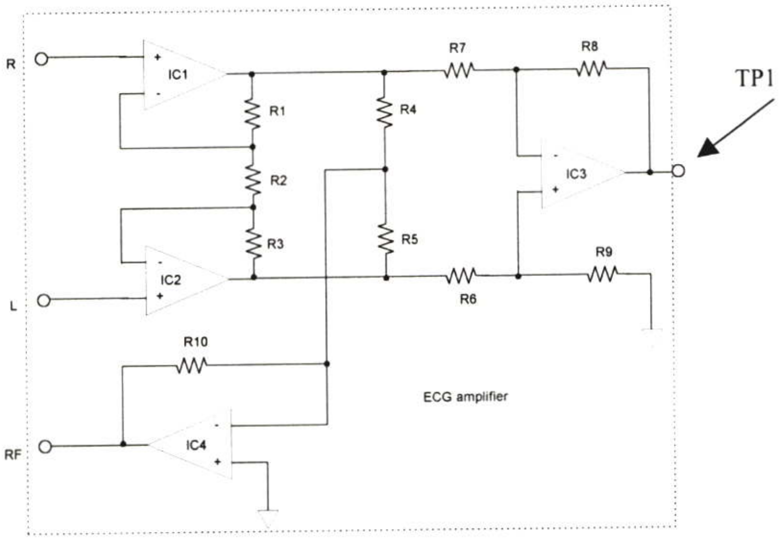
5.1 การออกแบบทางด้าน Hardware

เริ่มต้นจะกล่าวถึงเงื่อนไขในการออกแบบระบบก่อน สำหรับงานวิจัยนี้การออกแบบส่วนวงจร (Hardware) มีสิ่งสำคัญ 2 ประการที่ต้องคำนึงถึง คือ ขนาดและอัตราการสิ้นเปลืองพลังงาน เนื่องจากการใช้งานจริงตัวบันทึกสัญญาณจะต้องพกติดกับผู้ป่วยได้ จึงจำเป็นต้องออกแบบให้มีขนาดเล็กและมีอัตราการสิ้นเปลืองพลังงานต่ำ การออกแบบจะอาศัยพื้นฐานของเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่จะบันทึกเพียงค่าอัตราการเต้นหัวใจเท่านั้น เหตุผลก็เนื่องจากถ้าเราบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่ในช่วงประมาณ 0.5-200Hz และต้องการนำสัญญาณนั้นมาแสดงค่าอีกครั้ง (Reconstruct) ได้อย่างถูกต้องแล้วจะต้องกำหนดให้อัตราการสุ่มตัวอย่างมีค่าสูงมาก ผลที่ตามมาคือต้องใช้หน่วยความจำที่มีขนาดใหญ่ถึงจะสามารถเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้เป็นช่วงเวลานานๆ เพื่อลดขนาดของหน่วยความจำลงในงานวิจัยนี้จะบันทึกเพียงแค่ค่าอัตราการเต้นหัวใจเท่านั้น นั่นหมายความว่าในหนึ่งรูปคลื่นสัญญาณจะบันทึกค่าอัตราการเต้นหัวใจเพียงหนึ่งครั้ง จากการคำนวณจะพบว่าเราสามารถใช้หน่วยความจำขนาด 256 Kbyte เท่านั้นก็สามารถบันทึกค่าอัตราการเต้นหัวใจได้ตลอด 24 ช.ม. ลำดับต่อมาจะขอกล่าวถึงการออกแบบวงจรในส่วนต่างๆ เริ่มแรกมาดูส่วนของอินพุทก่อน

5.1.1 วงจรขยายสัญญาณ ECG

ภาคอินพุทของระบบเป็นส่วนสำคัญที่สุด ยิ่งทำให้ค่า Common Mode Rejection Ratio (CMRR) สูงเท่าไรความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนก็จะมากตาม ดังนั้นวงจรขยายในส่วนอินพุทจึงจัดให้อยู่ในรูปแบบ Instrumentation Amplifier เพื่อทำให้ค่า CMRR มีค่าสูง ส่วนออปแอมป์ที่นำมาใช้ในระบบนี้ คือ เบอร์ LM4250 เหตุผลที่เลือกเบอร์นี้มาใช้งานก็เนื่องจาก LM4250 เป็น Programmable OP-AMP ซึ่งสามารถกำหนดค่าอัตราการกินพลังงานได้จากค่าความต้านทานที่นำมาต่อร่วม โดยใน Datasheet ได้ระบุว่า LM 4250 สามารถกำหนดค่าอัตราการสิ้นเปลืองกระแสได้ ต่ำถึง 0.1 ไมโครโวลท์ที่ไฟเลี้ยง $\pm 1.5 \quad V$ ซึ่งเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับ OP-AMP ทั่วๆ ไปจะเห็นว่ามีอัตราการกินพลังงานต่ำกว่าเป็น 1000 เท่า แต่การกำหนดค่าอัตราสิ้นเปลืองพลังงานให้มีค่าต่ำก็จะมีผลเสียอื่นๆ ตามมาเช่น ผลตอบสนองทางความถี่ อัตรา Slew Rate ลดลง

แต่อย่างไรก็ดีข้อเสียนี้จะมีผลต่อระบบที่ออกแบบขึ้นน้อยมากเพราะสัญญาณ ECG มีความถี่ต่ำมาก ไม่เพียงแต่ออปแอมป์ที่นำมาต่อเป็นอินสตรูเมนต์แอมป์ที่มีความสำคัญต่อ CMRR เท่านั้น ยังมีอุปกรณ์อีกตัวหนึ่งที่ควรคำนึงถึงก็คือค่าความต้านทานที่นำมาต่อร่วม จริงอยู่การนำค่าความต้านทานค่าสูงๆ เข้ามาต่อร่วมกับวงจรจะทำให้อัตราการสิ้นเปลืองพลังงานของระบบนั้นต่ำกว่าการใช้ความต้านทานที่มีค่าต่ำ แต่การทำเช่นนี้จะทำให้เกิดสัญญาณ รบกวนมาก ค่าความต้านทานยิ่งสูงเท่าไร สัญญาณรบกวนก็จะสูงตามเท่านั้น สัญญาณรบกวนที่เกิดจากค่าความต้านทานนี้เรียกว่า Thermal Noise

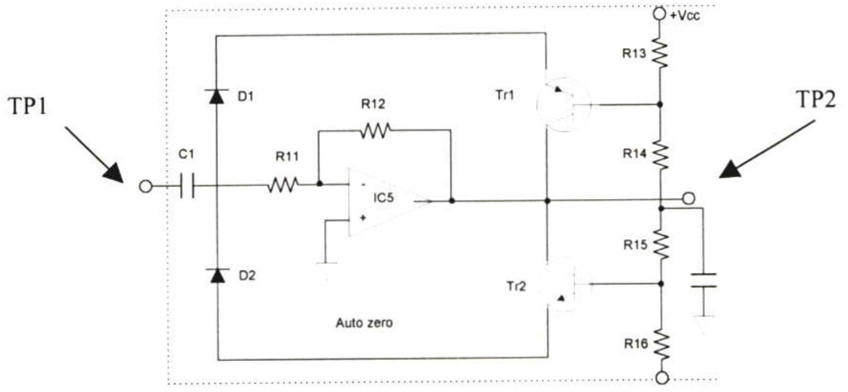


รูปที่ 5.1 วงจรขยายสัญญาณ ECG

วงจรในรูปที่ 5.1 ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ ECG ที่ได้จากผู้ป่วย โดย IC1 และ IC2 เป็นตัวทำให้อินพุทอิมพิแดนซ์ของวงจรมีขนาดสูงขึ้น จากนั้นสัญญาณจะถูกขยายโดย IC3 ซึ่งจัดวงจรแบบ Difference Amp ซึ่งจะขยายสัญญาณที่ได้จากความแตกต่างระหว่างขาอินพุททั้งสอง โดยมี R6, R7, R8 และ R9 กำหนดค่าอัตราขยาย และ IC4 ทำหน้าที่เป็น Guard Amp

5.1.2 วงจรปรับศูนย์

หลังจากสัญญาณถูกขยายแล้วจะป้อนไปยังวงจรปรับศูนย์ เพื่อป้องกันการเลื่อนของเส้นฐานอ้างอิง (Base Line) อันเป็นผลมาจากการเคลื่อนตัวของอิเล็กโตรดออกจากผิวหนัง หลักการง่ายๆ ของวงจรนี้ก็คือ ทำให้ค่าเวลาคงตัว (Time Constant) ของวงจรมีค่าต่ำลงเมื่อมีระดับ ดี.ซี. เข้ามา วงจรในส่วนนี้แสดงตามรูปที่ 5.2 พิจารณาในกรณียังไม่มีระดับ DC ที่เกิดจากการขยับตัวของอิเล็กโตรด ค่าเวลาคงตัวของวงจรในขณะนี้จะมีค่าเท่ากับผลคูณระหว่าง C1 กับ R11 และถ้ามีระดับแรงดัน DC ที่มีค่ามากกว่าแรงดันขีดเริ่มของ D1 กับ V_{BE} ของทรานซิสเตอร์ Tr1 หรือ D2 กับ V_{BE} ของทรานซิสเตอร์ Tr2 ซึ่งมีค่าประมาณ 1.2 โวลท์แล้ว ก็จะทำให้กระแสไหลผ่าน D1 มายัง Tr1 และ

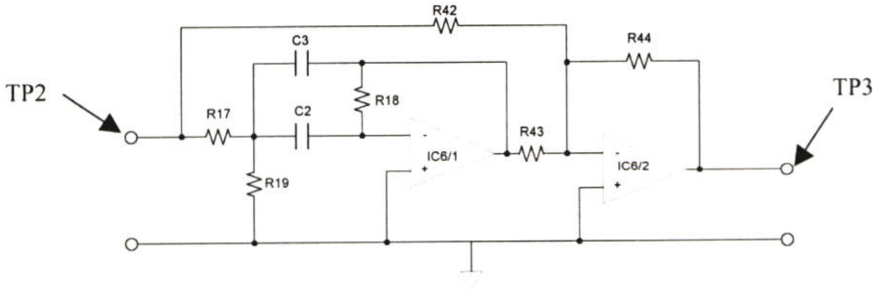


รูปที่ 5.2 วงจรปรับศูนย์

ครบวงจรที่กราวด์ ในกรณีที่มีแรงดันออฟเซทมากกว่า +1.2โวลท์ และ ถ้าแรงดันออฟเซทมีค่าน้อยกว่า –1.2 โวลท์ ก็จะมีกระแสไหลผ่าน D2 มายังทรานซิสเตอร์ตัวที่ 2 แทนซึ่งค่าเวลาคงตัวของวงจรจะมีค่าต่ำลงมากเนื่องจาก Time Constant ในสภาวะนี้เกิดจากผลคูณระหว่าง C1 กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ในสภาวะนำกระแส ส่วน IC5 ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแรงดันแบบกลับเฟส โดยมีอัตราขยายของวงจรมีค่าเป็น R12/R11

5.1.3 วงจรกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz

เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนที่เกิดจากไฟบ้านจึงต้องมีวงจรกรองสัญญาณ 50 Hz ทิ้งไป วงจรที่นำมาใช้นี้เป็นวงจร Notch Filter ที่ความถี่ 50 Hz การออกแบบวงจรในส่วนนี้มีสิ่งสำคัญอย่างหนึ่งที่ต้องคำนึงถึงคือ ค่าแบนวิดท์ ถ้ากำหนดให้ แบนวิดท์ของวงจรมีค่าแคบเกินไป อาจทำให้ความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนไม่ดีเท่าที่ควร เพื่อให้เห็นภาพชัดเจนยิ่งขึ้นลองพิจารณาตัวอย่างต่อไปนี้ ถ้าเราออกแบบให้วงจร Notch Filter กำจัดสัญญาณที่ความถี่ 50 Hz และกำหนดให้แบนด์วิดท์ของระบบมีค่าเพียง 1 Hz การกำหนดเงื่อนไขเช่นนี้เป็นไปได้ว่า ความถี่ของ Notch อาจ

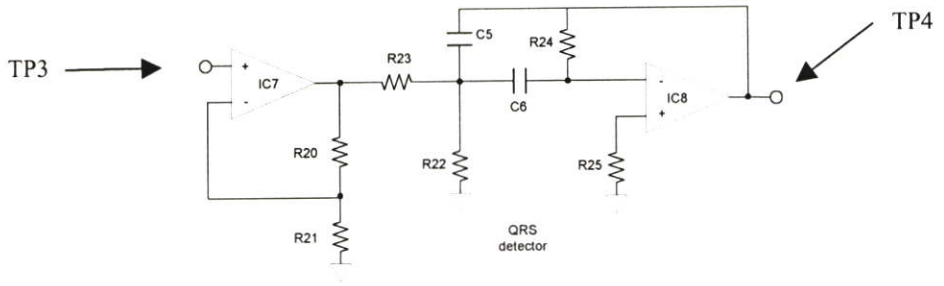


รูปที่ 5.3 วงจรกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz

เลื่อนไปจาก 50 Hz ทั้งนี้ก็เนื่องมาจากความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์ที่นำมาใช้ สมมุติว่าความถี่เลื่อนไปเพียง +5 Hz คืออยู่ที่ 55 Hz ก็จะทำให้ความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนนั้นลดลง เพราะแบนวิดท์ของระบบมีค่าเพียง 1 Hz คืออยู่ในช่วง 54.5-55.5 Hz เท่านั้น แต่ถ้ากำหนดให้แบนวิดท์ของวงจรมีค่ากว้างๆ ก็จะทำให้เกิดการบั่นทอนสัญญาณที่ความถี่อื่นๆ ซึ่งเป็นสาเหตุให้สัญญาณ ECG ผิดเพี้ยนไป แต่อย่างไรก็ดีในงานวิจัยนี้ เราไม่ได้นำสัญญาณ ECG มาวิเคราะห์ จึงทำให้ความกว้างของแบนวิดท์ผลต่อระบบน้อยมาก

5.1.4 วงจรแยกสัญญาณ QRS

เมื่อขยายสัญญาณ ECG และกำจัดสัญญาณรบกวนออกไปหมดแล้วลำดับต่อมาจะเป็นการแยกส่วน QRS ออกจากสัญญาณ ECG ซึ่งประกอบด้วยรูปคลื่น P,Q,R,S และ T วงจรในส่วนนี้ใช้หลักการง่ายๆ คือ เรารู้อยู่แล้วว่าช่วงความถี่ของสัญญาณ QRS อยู่ที่ประมาณ 17 Hz เพราะฉะนั้นถ้าต้องการแยก QRS ออกมาก็เพียงแค่นำสัญญาณ ECG ไปผ่านวงจรกรองสัญญาณผ่านบางช่วงหรือ Band Pass ที่ความถี่ศูนย์กลางอยู่ที่ 17 Hz เท่านั้น ก็จะได้สัญญาณ QRS ออกมา รูปที่ 5.4 เป็นวงจรแบนพาสฟิลเตอร์ที่มีความถี่ศูนย์กลางอยู่ที่ประมาณ 17 Hz โดยจะมี IC 7 ทำหน้าที่ขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสและทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ ก่อนที่จะป้อนไปยังวงจรแบนพาส

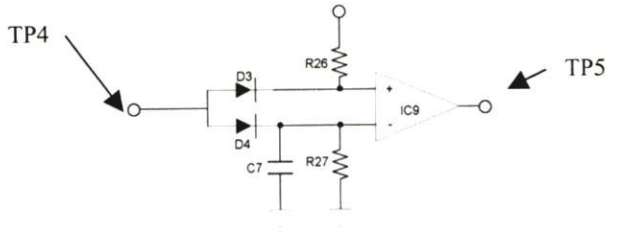


รูปที่ 5.4 วงจรแยกสัญญาณ QRS

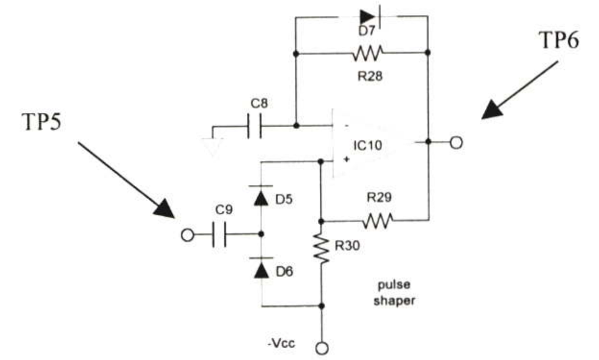
5.1.5 วงจรตรวจจับยอดสัญญาณและวงจรปรับรูปคลื่นสัญญาณ

วงจร Peak Detector ทำหน้าที่ตรวจจับยอดคลื่นของสัญญาณ QRS ที่ได้แยกออกมา จากนั้นแปลงเป็นสัญญาณ Pulse ที่ได้จาก Peak Detector ให้มีความกว้างของสัญญาณแน่นอน (กำหนดให้ค่าเวลา Ton ในแต่ละรูปคลื่นให้มีค่าคงที่) ซึ่งวงจรในส่วนนี้ก็คือวงจร Monostable นั้นเอง โดยในที่นี้กำหนดให้ Ton ของสัญญาณมีค่าประมาณ 200 มิลลิวินาที จากนั้นป้อนเข้าพอร์ทอินพุทของไมโครคอลโทรลเลอร์ เพื่อคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจออกมาแล้วเขียนลงหน่วยความจำ ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้หน่วยความจำแบบ EEPROM ในตระกูล ATMEL มาใช้ และเพื่อให้ตัว EEPROM มีขนาดเล็กจึงเลือกใช้การติดต่อข้อมูลสำหรับเขียน / อ่าน ในแบบอนุกรม ข้อดีของการใช้หน่วยความจำแบบนี้คือ ไม่ต้องใช้ไฟ Backup ข้อมูล ส่วนอัตราการกินพลังงานเมื่อเปรียบ

เทียบกับหน่วยความจำประเภทอื่นก็ไม่ได้ต่างกันเท่าไรนัก ขณะเขียนข้อมูลจะมีอัตราการสิ้นเปลืองกระแส 2.0 มิลลิแอมป์ ที่ไฟเลี้ยง 5 โวลท์ และยังสามารถบันทึกข้อมูลได้เป็นล้านครั้ง



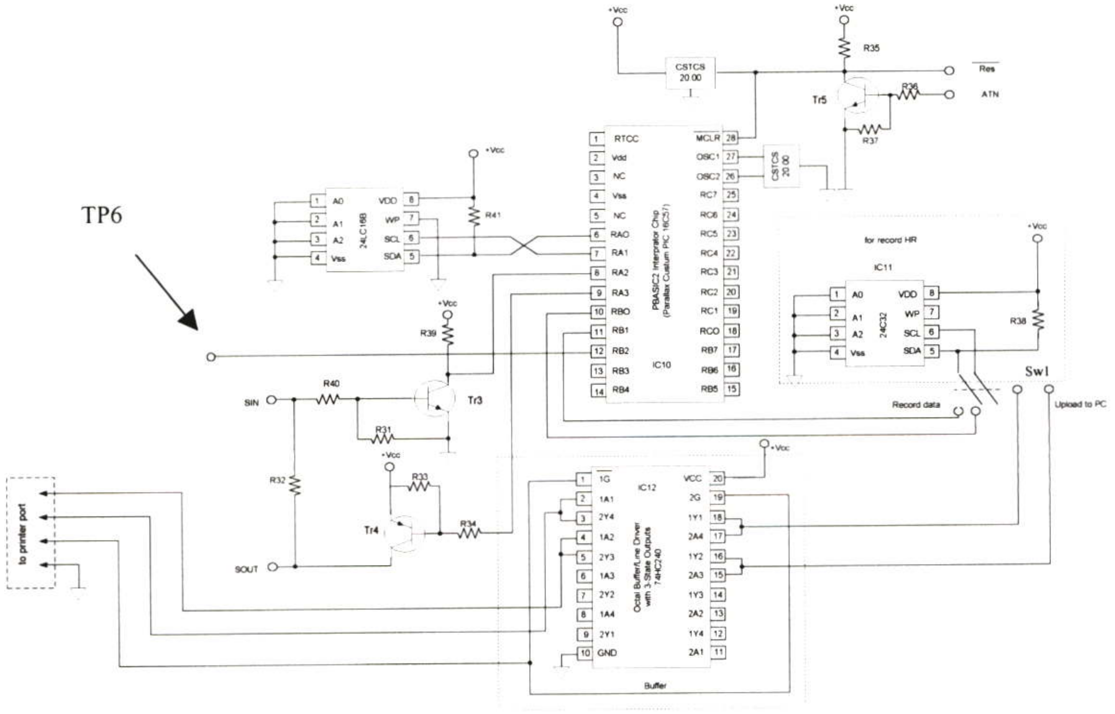
รูปที่ 5.5 วงจรตรวจจับยอดคลื่น



รูปที่ 5.6 วงจรปรับรูปคลื่นสัญญาณ (Monostable)

5.1.6 ไมโครคอลโทรลเลอร์

ในส่วนของไมโครคอลโทรลเลอร์ ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ได้เลือกไมโครคอลโทรลเลอร์ตระกูล PIC เบอร์ 16C57 มาใช้งาน โดยมี EEPROM เบอร์ 24LC16B ซึ่งมีหน่วยความจำขนาด 16 Kbyte ทำหน้าเป็นบันทึกโปรแกรมที่เขียนขึ้น ส่วนEEPROM เบอร์ 24C32 ทำหน้าที่บันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วย และมี 74HC240 เป็น Tri-State Buffer ทำหน้าที่ป้องกันการโหลดกระแสระหว่างพอร์ทขนานของคอมพิวเตอร์กับตัวบันทึกสัญญาณ และเมื่อต้องการบันทึกค่าอัตราการเต้นหัวใจลงในหน่วยความจำให้สลับ SW1 ไปยังตำแหน่ง Record Data ส่วนถ้าต้องการโหลดข้อมูลก็ให้สลับ SW1 ไปยังตำแหน่ง Upload To PC



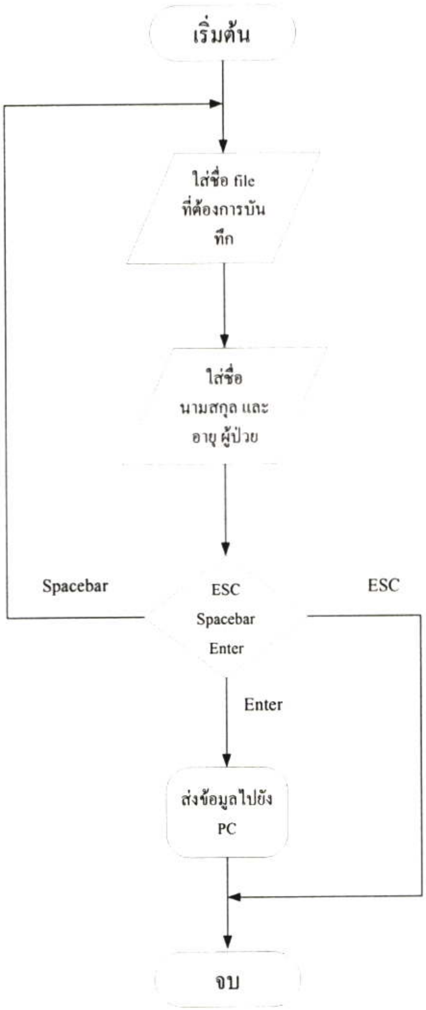
รูปที่ 5.7 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอลโทรลเลอร์กับหน่วยความจำ

5.2 การออกแบบส่วนโปรแกรม

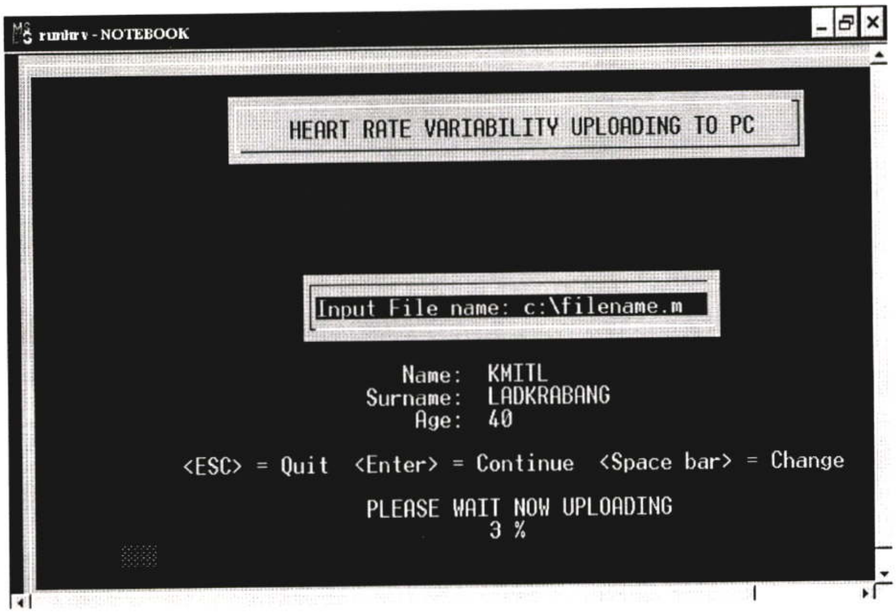
โปรแกรมที่ใช้ในระบบมี 2 ส่วนด้วยกัน คือ โปรแกรมสำหรับดึงข้อมูลจากตัวบันทึกค่าอัตราการเต้นหัวใจขึ้นมายังคอมพิวเตอร์ และโปแกรมวิเคราะห์สัญญาณ ในส่วนของโปรแกรมแรกนั้นหน้าที่หลักของมันคือติดต่อกับหน่วยความจำซึ่งอยู่ภายในตัวบันทึกสัญญาณและนำข้อมูลที่อยู่ภายในหน่วยความจำมาบันทึกในรูปของ m-file ก่อนนำไปวิเคราะห์ การส่งข้อมูลจากตัวบันทึกสัญญาณมายัง PC จะส่งผ่านพอร์ทขนานของคอมพิวเตอร์ (Printer Port) โปรแกรมในส่วนนี้จะเขียนด้วยภาษา C ซึ่ง C - Code ของโปรแกรมในส่วนนี้จะแสดงในส่วนของภาคผนวก ลำดับการทำงานของโปรแกรมในส่วนนี้แสดงได้ด้วย Flowchart ตามรูปที่ 5.8

เมื่อทำการรันโปรแกรมในส่วนนี้ เริ่มต้นจะต้องกำหนดชื่อแฟ้มข้อมูลสำหรับบันทึกอัตราการเต้นหัวใจก่อนซึ่งต้องกำหนดให้อยู่ในรูปของ m-file (เช่น c:\filename.m) และถ้าไม่กำหนด Directory ให้กับโปรแกรม ข้อมูลที่ทำการโหลดก็จะถูกบันทึกอยู่ใน Directory นอกสุดของไดร์ฟ C:\ แต่ถ้ากำหนด Directory ให้ ไฟล์ของข้อมูลก็จะถูกบันทึกอยู่ใน Directory นั้นๆ เมื่อกำหนดแฟ้มข้อมูลสำหรับบันทึกแล้วลำดับต่อไปก็จะเป็นการบันทึก ชื่อ นามสกุล และอายุของผู้ป่วย และถ้าต้องการแก้ไขข้อมูลที่ทำการบันทึกก็กดปุ่ม Spacebar หรือถ้าต้องการยกเลิกการบันทึกก็ให้กด ESC และถ้าต้องการบันทึกแฟ้มข้อมูลนั้นๆ ก็ให้กด ENTER หลังจากกด ENTER แล้วข้อมูลที่อยู่

ในหน่วยความจำของตัวบันทึกสัญญาณก็จะถูก Upload ขึ้นมายังเครื่องคอมพิวเตอร์ทันที กระบวนการนี้อาจใช้เวลาสักนิดหนึ่งซึ่งขณะทำการโหลดข้อมูลจะมีเปอร์เซนต์ ในการโหลดบอกกำกับอยู่โดยจะแสดงอยู่ในรูป ตัวเลข และ Bar ทางแนวนอน หลังจากโหลดข้อมูลครบ 100 เปอร์เซ็นต์แล้วจะเข้าสู่โปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณอย่างอัตโนมัติ ขั้นตอนนี้สามารถทำได้โดยการเขียน Bat-File โดยกำหนดให้ RUN โปรแกรมโหลดข้อมูลก่อนจากนั้นจึงทำงานในส่วนของโปรแกรมวิเคราะห์ต่อ ซึ่งเราสามารถกำหนดให้โปรแกรม MATLAB รันหน้าจอของโปรแกรมที่เราเขียนไว้ได้จากการแก้ File Matlabrc.m ซึ่งคล้ายกับ File Autoexec.bat ใน DOS นั่นเอง

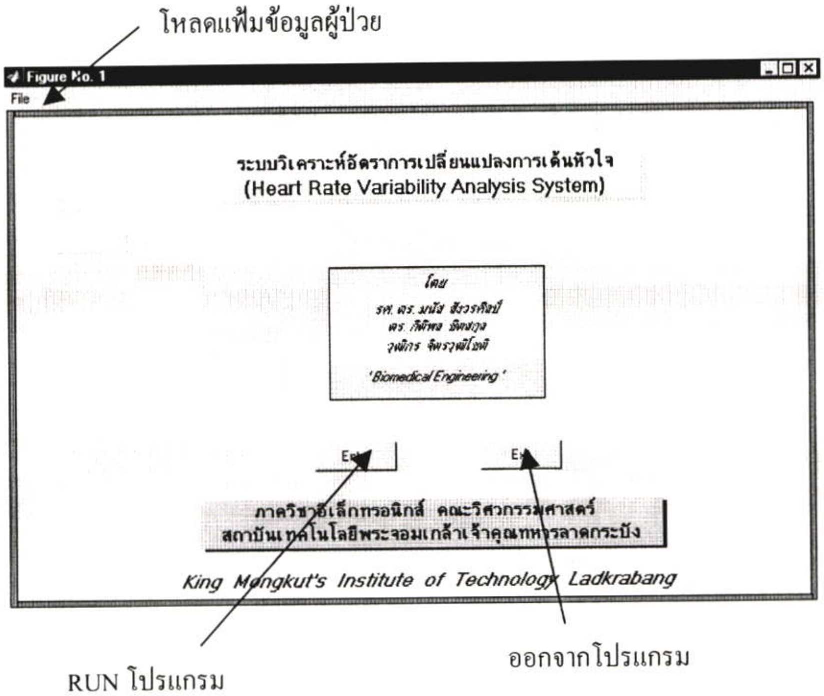


รูปที่ 5.8 แสดง Flow Chart ของโปรแกรมโหลดข้อมูล

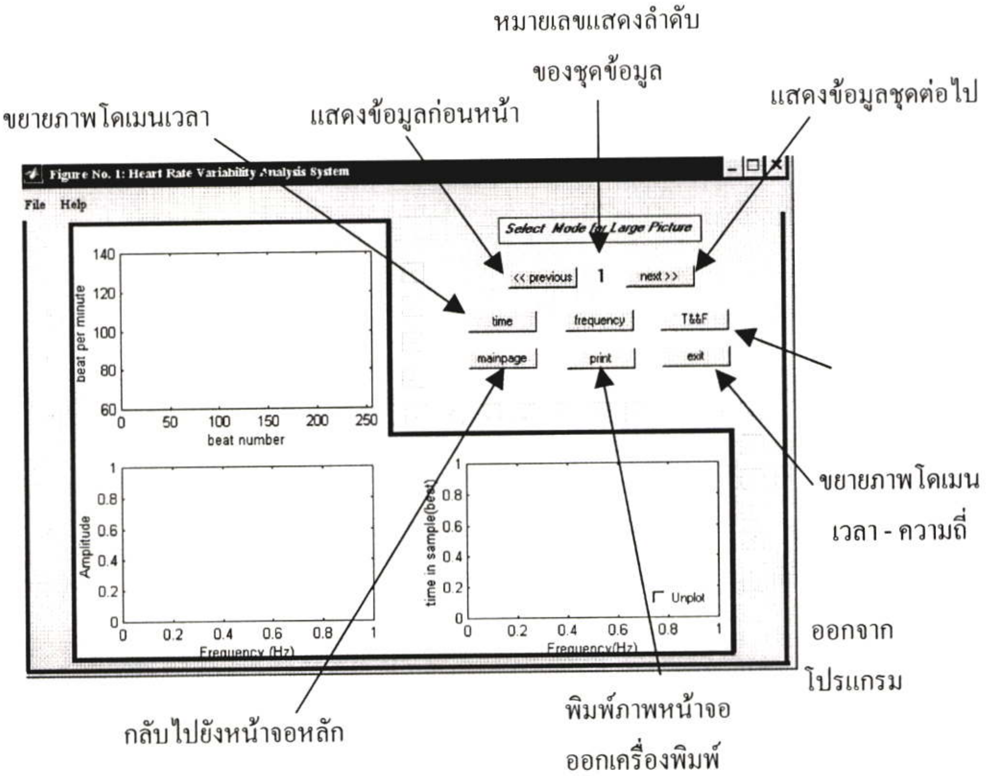


รูปที่ 5.9 แสดงหน้าจอของโปรแกรมโหลดข้อมูล

ในการประมวลสัญญาณ HRV วิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้โปรแกรม MATLAB ที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อใช้วิเคราะห์สัญญาณบนโดเมนต่างๆ โดยเขียนโปรแกรมให้อยู่ในรูปของ Graphic User Interface (GUI) เพื่อให้สามารถใช้งานได้สะดวก สำหรับโปรแกรมที่เขียนขึ้นมานี้แสดงอยู่ในรูปที่ 5.9 และหลังจากกดปุ่ม ENTER หน้าจอจะเป็นไปตามรูปที่ 5.10



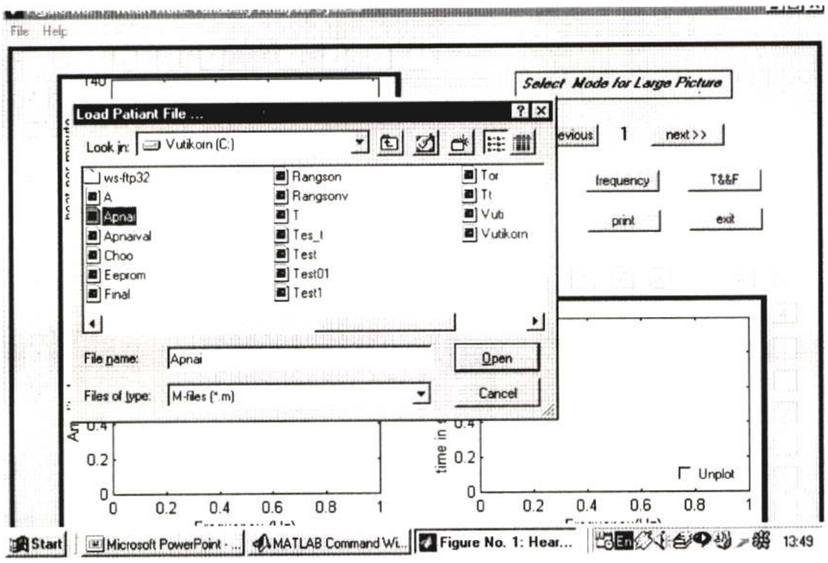
รูปที่ 5.10 แสดงหน้าจอหลักของโปรแกรมประมวลผลสัญญาณ



รูปที่ 5.11 แสดงหน้าจอหลังจากกดปุ่ม ENTER ในรูปที่ 5.9

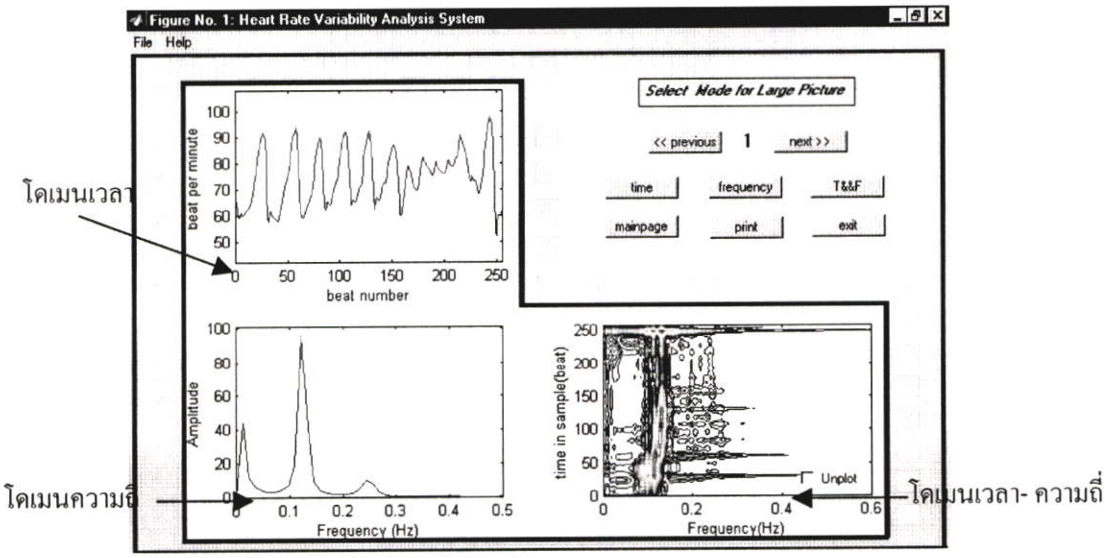
ฟังก์ชันการทำงานของปุ่มต่างในรูป 5.10 มีดังนี้

File	ใช้สำหรับโหลดแฟ้มข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้ทำการบันทึกไว้ก่อนหน้า
Next	แสดงชุดข้อมูล (สัญญาณ HRV) ชุดถัดไป
Previous	แสดงชุดข้อมูลก่อนหน้า
Time	ขยายภาพในโดเมนเวลาให้เต็มจอ พร้อมทั้งบอกข้อมูลทางสถิติของสัญญาณ
Frequency	ขยายสัญญาณในโดเมนความถี่ให้มีขนาดเต็มจอ
T&F	ขยายภาพบนโดเมนเวลา-ความถี่ เต็มจอ
Mainpage	กลับไปยังหน้าจอหลัก (รูปที่ 5.9)
Print	พิมพ์ภาพหน้าจอที่ปรากฏอยู่ออกไปยังเครื่องพิมพ์
Exit	ออกจากโปรแกรม

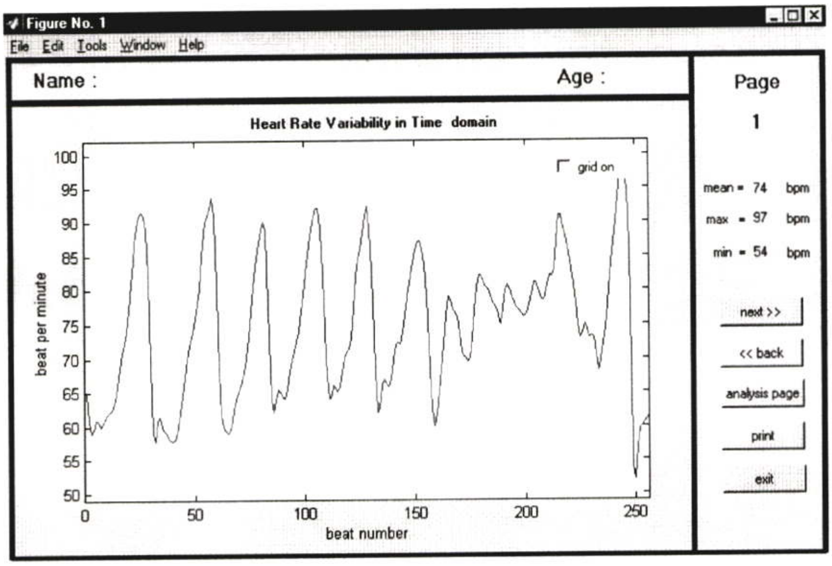


รูปที่ 5.12 แสดงหน้าจอหลังจากการกดปุ่ม File เพื่อโหลดแฟ้มข้อมูลของผู้ป่วย

หลังจากกดปุ่ม File แล้วจะปรากฏหน้าต่างอีกหน้าต่างหนึ่งเพื่อเลือกแฟ้มข้อมูลของผู้ป่วยที่ต้องการวิคเราะห์ การเลือกแฟ้มข้อมูลนี้สามารถควบคุมการทำงานได้จาก Mouse เหมือนกับการเปิดไฟล์ใน Microsoft Word ทุกประการ และหลังจากเลือกแฟ้มข้อมูลที่ต้องการแล้วให้กดปุ่ม Open จากนั้นโปรแกรมจะ RUN m-file ที่ท่านเลือก การ RUN ไฟล์ข้อมูลนี้อาจใช้เวลานานสักนิดนึงเนื่องจากข้อมูลที่ Load ขึ้นมานี้อยู่ในรูปของ Matrix ที่มีขนาดใหญ่ และหลังจาก RUN ไฟล์ข้อมูลเรียบร้อยแล้วก็จะได้ผลดังแสดงตามรูปที่ 5.13



รูปที่ 5.13 แสดงภาพหน้าจอหลังจาก RUN m-file ของผู้ป่วย



รูปที่ 5.14 แสดงหน้าจอที่ได้จากการกดปุ่ม Time ในรูปที่ 5.13

ถ้าต้องการขยายภาพสัญญาณของโดเมนใดก็ให้กดปุ่ม โดเมนนั้นๆ ซึ่งในที่นี้สมมุติให้ขยายสัญญาณในโดเมนเวลา ก็ให้กดปุ่ม Time และหลังจากกดปุ่มดังกล่าวแล้วหน้าจอจะแสดงตามรูปที่ 5.14

บทที่ 6

การทดลองและผลการทดลอง

6.1 อุปกรณ์การทดลอง

Personal Computer

CPU K6-II 500 MHz

SDRAM 64 MB

Hard Disk 8 GB

Mainboard GA-5AX (GIGABYTE)

Program Computer

MATLAB 5.3 Release 11

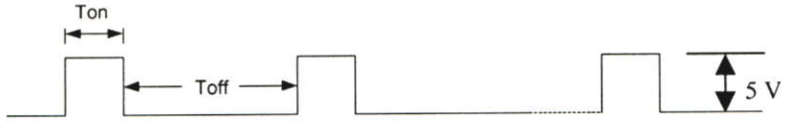
Boland C++ 3.0

PBASIC

6.2 การปรับเทียบและทดสอบระบบวัดและวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

6.2.1 การปรับเทียบและทดสอบตัวบันทึกสัญญาณ

การปรับเทียบตัวบันทึกสัญญาณที่ออกแบบขึ้นในเบื้องต้นได้ใช้ฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ที่สามารถปรับ Duty Cycle ของสัญญาณได้ ซึ่งได้ทดสอบกับฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ GOODWILL รุ่น GFG-8015G การนำฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์มาทดสอบก็เพื่อตรวจเช็คค่าที่ได้จากการคำนวณของไมโครคอลโทรลเรอร์ว่ามีความถูกต้องเพียงใด สัญญาณจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์นี้จะแทนสัญญาณ ณ ตำแหน่ง TP6 ในรูปที่ 5.7 ซึ่งต่ออยู่กับอินพุทพอร์ทของไมโครคอลโทรลเลอร์นั่นเอง

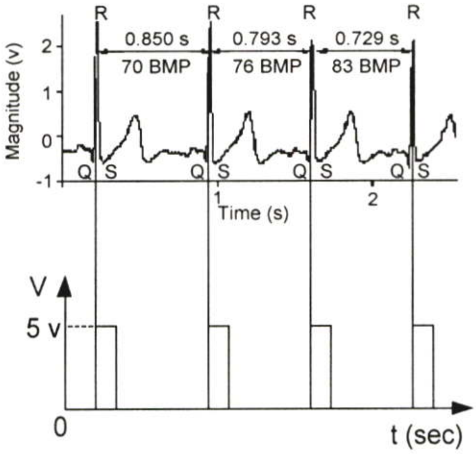


Ton : มีค่าคงที่

Toff : เปลี่ยนแปลง

รูปที่ 6.1 แสดงสัญญาณที่ได้จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์

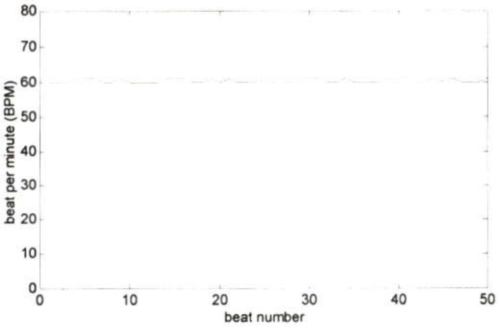
จากรูปที่ 6.1 ตำแหน่งสัญญาณที่มีค่าเป็น Ton จะแทนสัญญาณ ณ ตำแหน่งที่เกิดรูปคลื่น QRS ตามรูปที่ 6.2 ส่วนสัญญาณตำแหน่งอื่นๆ ของ ECG จะไม่ถูกนำมาพิจารณาจึงแทนด้วย Toff ช่วงเวลาทั้งสองสามารถปรับตั้งได้โดยตรงจาก Function Generator และขนาดของสัญญาณในตำแหน่ง Ton ต้องมีค่าเท่ากับ 5 โวลท์ เพื่อให้ไมโครคอลโทรลเลอร์สามารถแยกระดับลอจิก 0 หรือ 1 ได้อย่างถูกต้อง



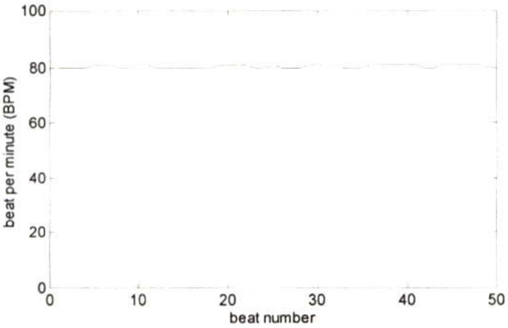
รูปที่ 6.2 สัญญาณ ECG และตำแหน่งที่เกิดสัญญาณพัลส์

จากการทดสอบโดยตั้งค่าเวลาของ Ton+Toff ไว้ที่ค่าเวลาต่างๆ ตัวบันทึกสัญญาณสามารถคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจได้อย่างถูกต้อง และได้ทดสอบเสถียรภาพของระบบโดยบันทึกค่าเป็นช่วงเวลานานๆ ผลลัพธ์ที่ได้แสดงอยู่ในรูปที่ 6.3

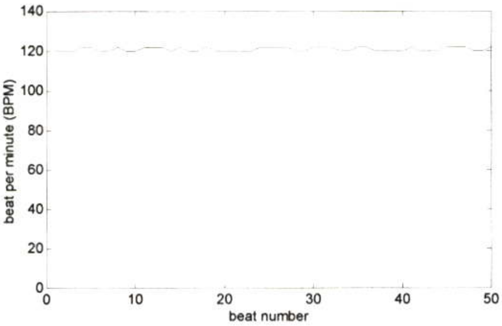
จากรูปที่ 6.3 สังเกตุว่าค่าอัตราการเต้นหัวใจที่ได้จากการคำนวณมีค่าไม่คงที่เท่าไรนัก ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากความไม่เที่ยงตรงของฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ที่นำมาทดสอบ ดังนั้นจึงได้นำ ECG Simulator ที่มีช่วงเวลาระหว่าง R-R คงที่มาทดสอบผลลัพธ์ที่ได้ แสดงในรูปที่ 6.4 ค่าอัตราการเต้นหัวใจจะมีค่าคงที่กว่าเมื่อเทียบกับการใช้ฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เป็นแหล่งกำเนิด และเพื่อให้แน่ใจว่าตัวบันทึกสัญญาณสามารถคำนวณค่าอัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจได้อย่างถูกต้อง จึงได้นำสัญญาณ Sine Wave จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ ไปมอดูเลททางความถี่ (FM MOD) จากนั้นนำสัญญาณ FM มอดูเลทที่ได้ไปป้อนเป็นอินพุทให้กับตัวบันทึกสัญญาณหรือก็คือป้อนให้กับอินพุทพอร์ทของไมโครคอลโทรลเรอร์นั่นเอง ด้วยเหตุนี้สัญญาณ Carrier ของ FM MOD จึงต้องเป็นสัญญาณ Square Wave การมอดูเลทนี้สามารถทำได้ง่ายๆ โดยนำสัญญาณ Sine wave ป้อนให้กับ Voltage Control Oscillator (VCO) ที่มีเอาท์พุท เป็น Square ในที่นี้ได้เลือกใช้ VCO ที่อยู่ภายใน IC เบอร์ 4046 ส่วนความถี่ของสัญญาณซายน์ที่นำมาทดสอบได้เลือกใช้ความถี่ที่เป็นองค์ประกอบของสัญญาณ HRV ผลจากการทดสอบสัญญาณแสดงดังรูปที่ 6.6



(ก)



(ข)



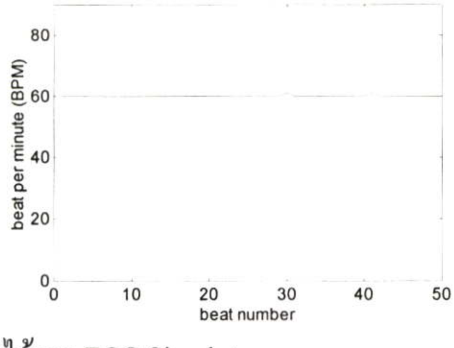
(ค)

รูปที่ 6.3 แสดงสัญญาณที่บันทึกได้จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์

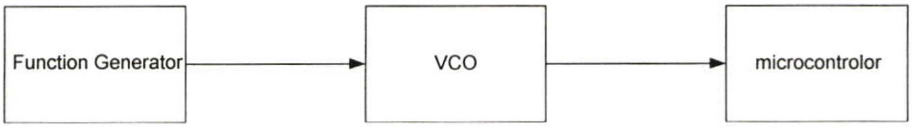
(ก) ระยะเวลาระหว่าง R-R มีค่าเป็น 1 sec

(ข) ระยะเวลาระหว่าง R-R มีค่าเป็น 0.75 sec

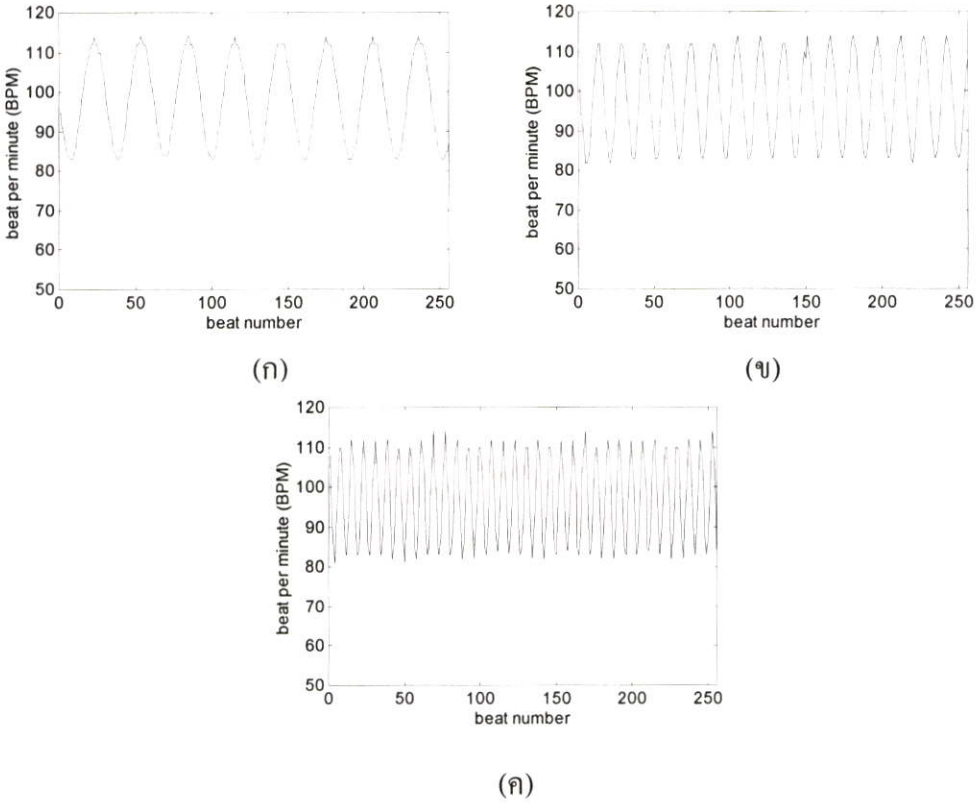
(ค) ระยะเวลาระหว่าง R-R มีค่าเป็น 0.5 sec



รูปที่ 6.4 สัญญาณที่บันทึกได้จาก ECG Simulator



รูปที่ 6.5 แสดงการทดสอบตัวบันทึกสัญญาณเมื่ออินพุทเป็นสัญญาณ FM Modulated



รูปที่ 6.6 สัญญาณที่บันทึกได้จาก FM มอดูเลท

(ก) เมื่ออินพุทมีค่าเป็น 0.05 Hz

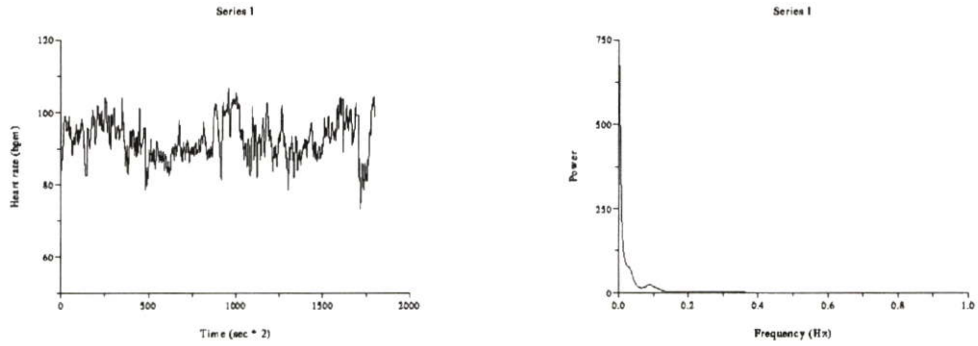
(ข) เมื่ออินพุทมีค่าเป็น 0.1 Hz

(ค) เมื่ออินพุทมีค่าเป็น 0.2 Hz

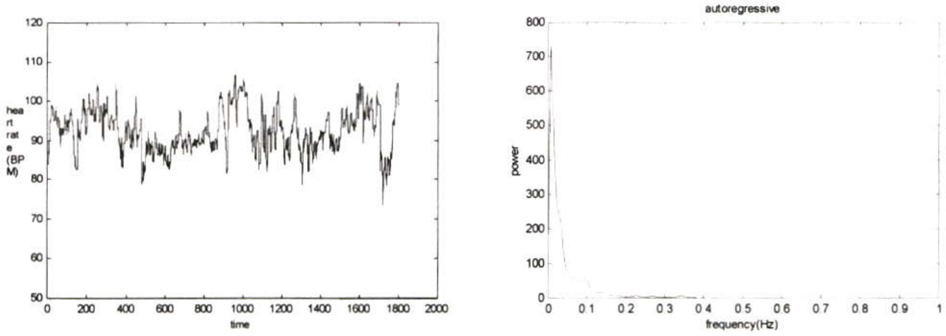
ผลลัพธ์ที่แสดงอยู่ในรูปด้านบนนี้เป็นตัวยืนยันได้ว่าตัวบันทึกสัญญาณที่ออกแบบขึ้นสามารถคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจได้อย่างถูกต้อง ในส่วนของการปรับเทียบและทดสอบตัวบันทึกสัญญาณจะขอกล่าวไว้เพียงเท่านี้ลำดับต่อไปจะพูดถึงการทดสอบโปรแกรมที่ใช้คำนวณค่า

6.2.2 การปรับเทียบและทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณ

ส่วนของการวิเคราะห์สัญญาณจะแบ่งเป็นสองโดเมนด้วยกัน คือ โดเมนความถี่ และโดเมนเวลา- ความถี่ ในโมนความถี่นั้นได้ปรับเทียบและทดสอบโปรแกรมกับฐานข้อมูลของ MIT การปรับเทียบนี้ก็เพื่อหา อันดับหรือ Order ที่เหมาะสมสำหรับการคำนวณสเปกตรัมด้วย AR ส่วนโดเมนเวลา-ความถี่ จะปรับเทียบเพื่อหาค่า ซึ่งเป็น Free Parameter ให้เหมาะสม



(ก)



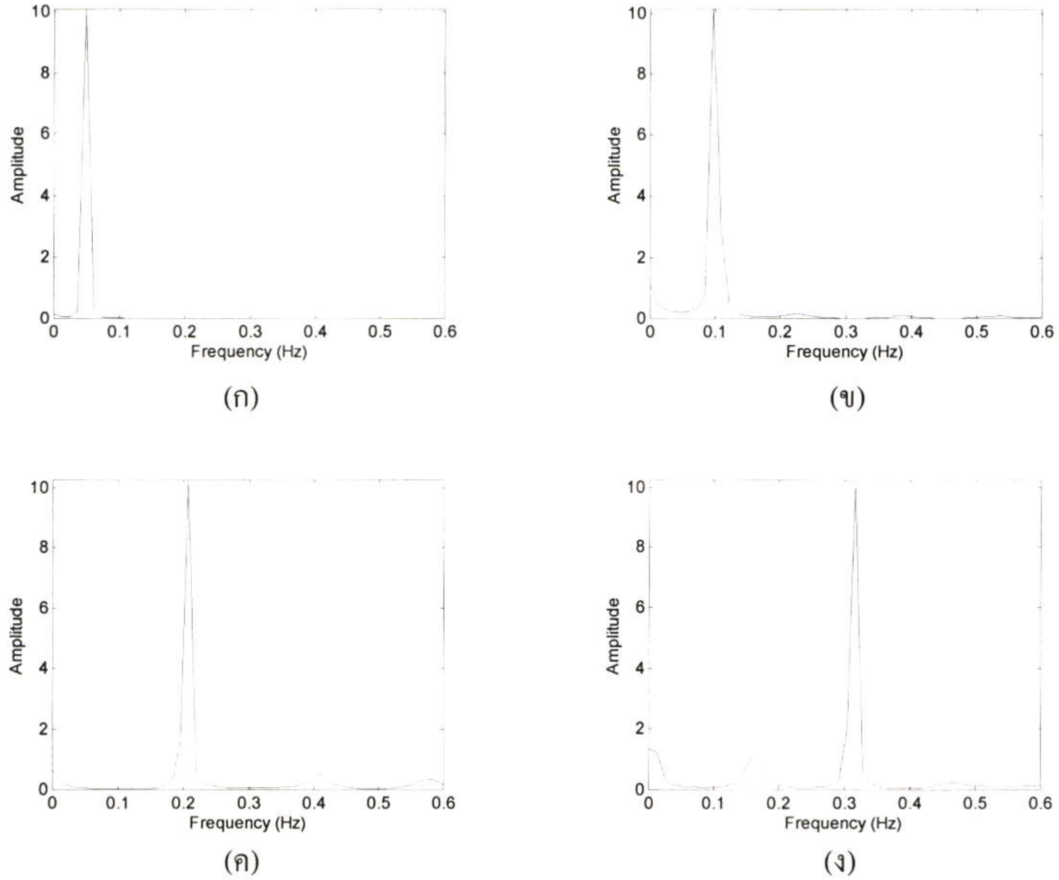
(ข)

รูปที่ 6.7 เปรียบเทียบผลที่ได้จากวิธีที่นำเสนอกับฐานข้อมูลของ MIT

(ก) ฐานข้อมูล MIT

(ข) วิธีที่นำเสนอ

หลังจากปรับเทียบระบบกับฐานของมูล MIT จนได้อันดับของ AR ที่เหมาะสมแล้ว (อันดับที่ 11) ผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูป 6.7 และเนื่องจากฐานข้อมูลของ HRV มีเพียงแค่สองสัญญาณจึงได้ทดสอบสัญญาณเพียงเท่านี้ จากนั้นเพื่อให้แน่ใจว่าโปรแกรมสามารถวิเคราะห์สัญญาณได้อย่างถูกต้อง จึงได้ทดสอบกับ Sine Wave ที่ความถี่ต่างๆ สเปกตรัมที่ได้จากการวิเคราะห์แสดงดังรูปที่ 6.8 สัญญาณซายน์ที่ทดสอบได้มาจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์โดยตรง ไม่ได้เป็นสัญญาณที่ Simulate จากโปรแกรมใดๆ ในที่นี้ได้ทดสอบกับความถี่ที่เป็นองค์ประกอบของ HRV เท่านั้น จากการทดสอบจะเห็นว่า การวิเคราะห์ด้วย AR ให้ผลของ Leakage Spectrum น้อยกว่า FFT มาก ผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูป 6.8

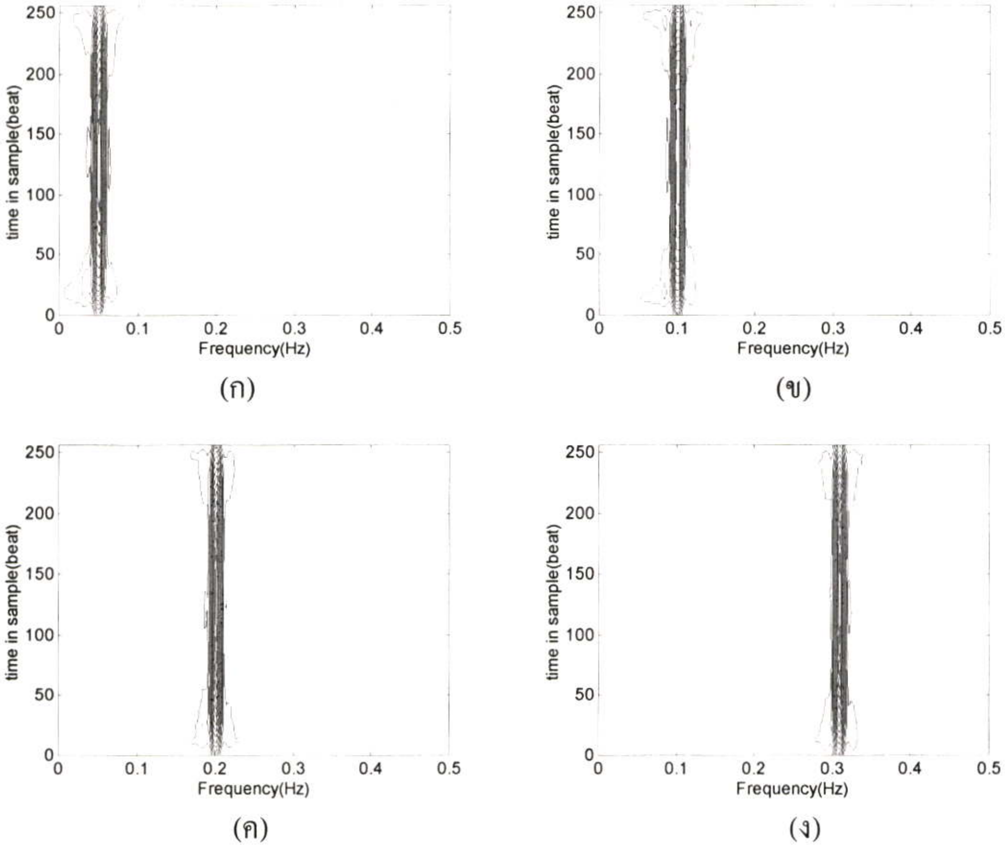


รูปที่ 6.8 แสดงผลของโปรแกรมประมาณค่าสเปกตรัมที่ความถี่ต่างๆ

(ก) ความถี่ 0.05 Hz (ข) ความถี่ 0.1 Hz

(ค) ความถี่ 0.2 Hz (ง) ความถี่ 0.3 Hz

ในโดเมนเวลา-ความถี่ ได้ทดสอบกับสัญญาณซายน์ที่ความถี่ต่างๆ เพื่อหาค่าสัมประสิทธ์ σ ซึ่งอยู่ใน kernal ของ Choi-William ที่เหมาะสมมาใช้งาน จากการทดสอบโดยแทน σ ที่ค่าต่างๆ เราจะได้ $\sigma = 0.5$ เป็นค่าที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ



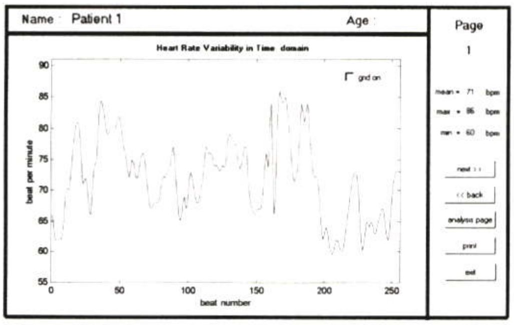
รูปที่ 6.9 แสดงผลการทดสอบโปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณบนโดเมนเวลา-ความถี่ เมื่ออินพุทเป็นสัญญาณซายน์ที่ความถี่ต่างๆ

(ก) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.05 Hz (ข) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.1 Hz

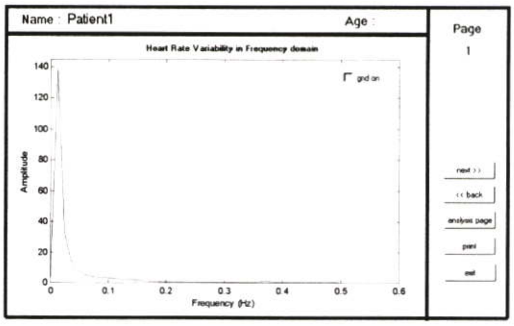
(ค) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.2 Hz (ง) สัญญาณซายน์ที่ความถี่ 0.3 Hz

6.3 ผลการทดลอง

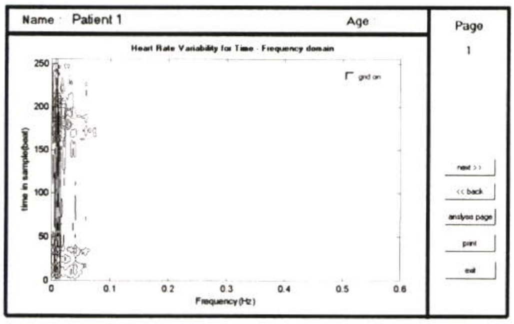
การทดลองนี้ได้นำเครื่องต้นแบบไปทดสอบกับคนจริงซึ่งเป็นทั้งผู้ป่วยและคนปกติ แต่เนื่องจากการทดสอบกับผู้ป่วยค่อนข้างทำได้ยาก ข้อมูลส่วนใหญ่ที่นำมาแสดงจะได้จากคนปกติเกือบทั้งสิ้นจะมีเพียงรายเดียวที่ได้บันทึกจากผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ โดยผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจนี้ได้บันทึกจากโรงพยาบาลศิริราช



(ก)



(ข)



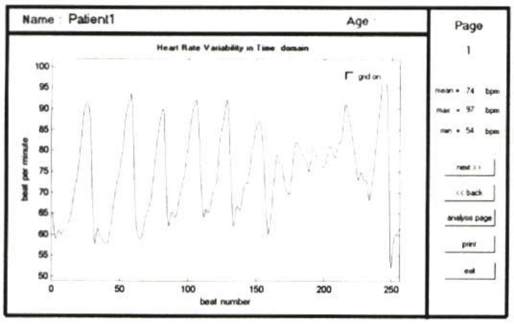
(ค)

Patient 1

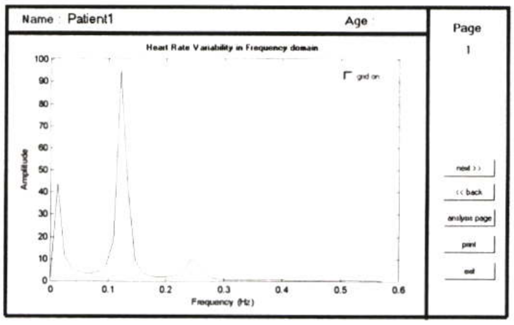
เพศชาย อายุ 27

รูปที่ 6.10 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 1

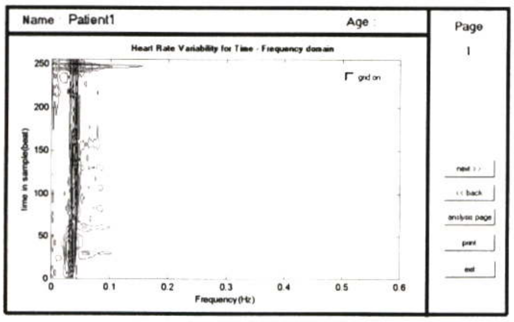
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



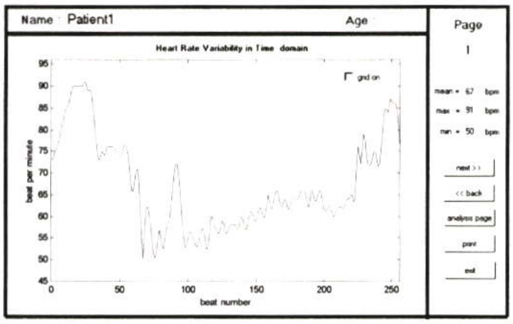
(ค)

Patient 1

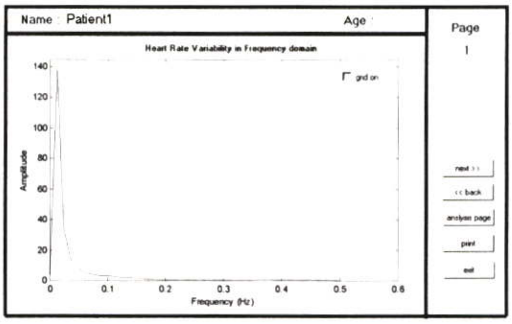
เพศชาย อายุ 27

รูปที่ 6.11 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 1 ต่อสภาวะ Deep Breathing

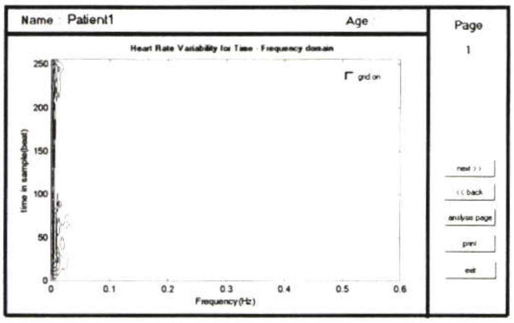
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



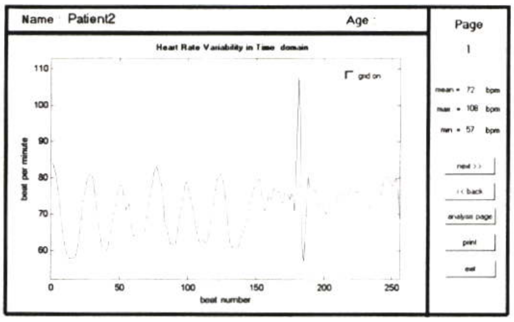
(ค)

Patient 1

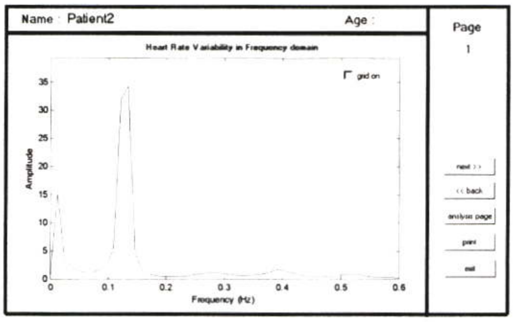
เพศชาย อายุ 27

รูปที่ 6.12 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 1 ต่อการทดสอบ Valsalva

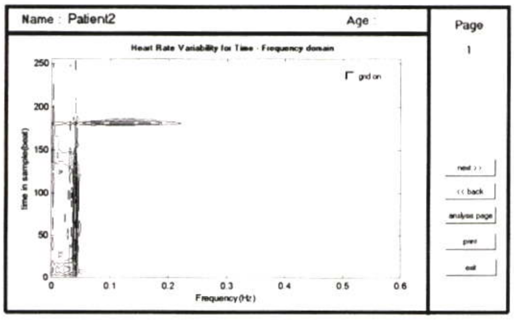
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



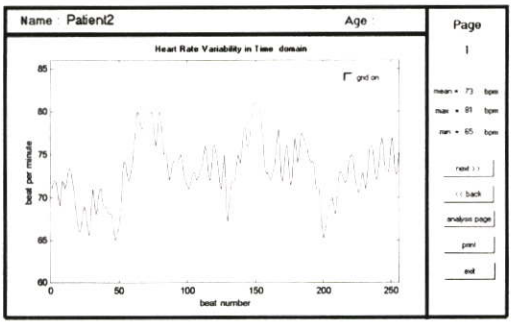
(ค)

Patient 2

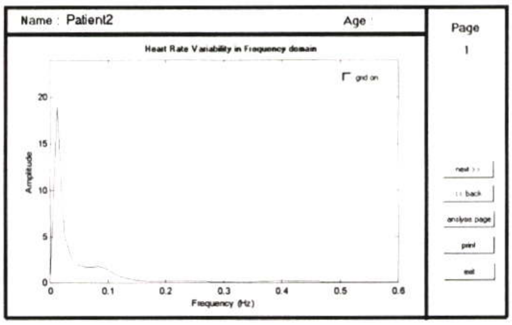
เพศชาย อายุ 31

รูปที่ 6.13 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 2 ต่อสภาวะ Deep Breathing

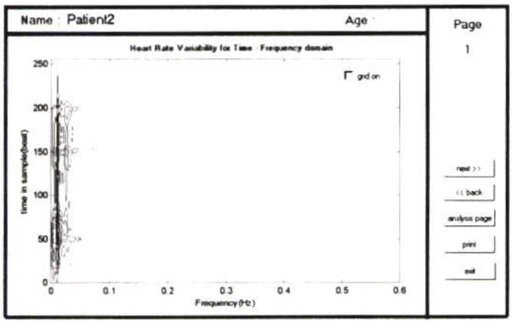
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



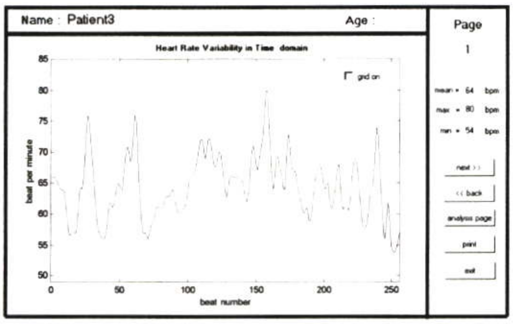
(ค)

Patient 2

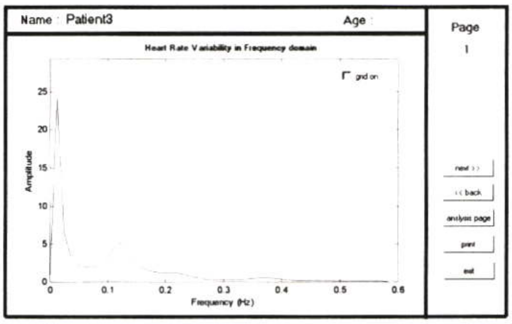
เพศชาย อายุ 31

รูปที่ 6.14 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างต่อการทดสอบ Valsalva

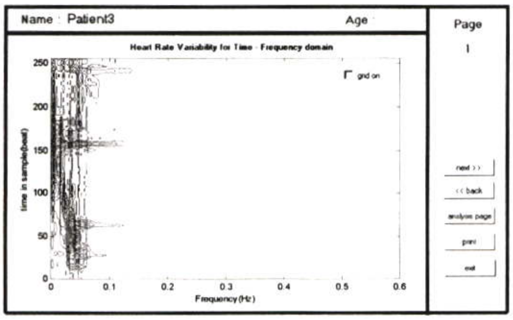
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



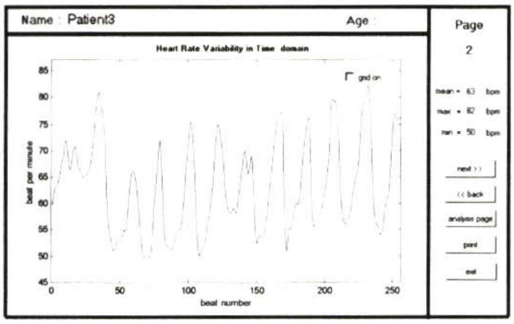
(ค)

Patient 3

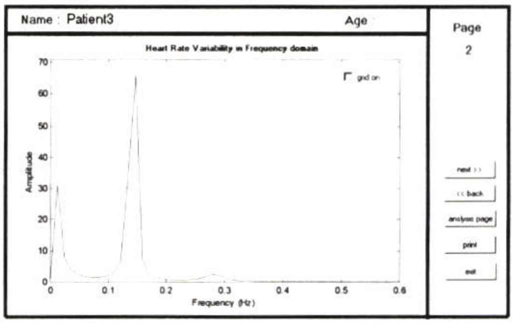
เพศชาย อายุ 25

รูปที่ 6.15 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 3

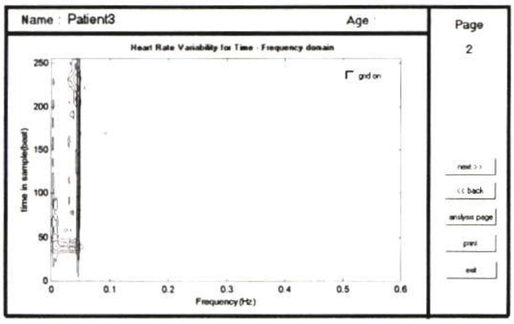
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



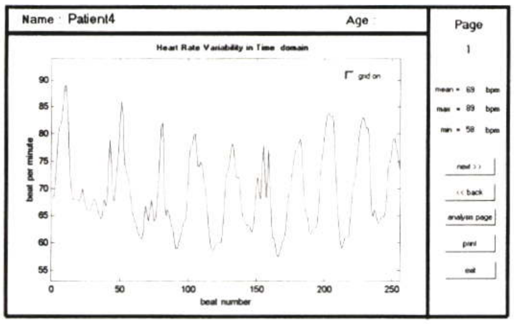
(ค)

Patient 3

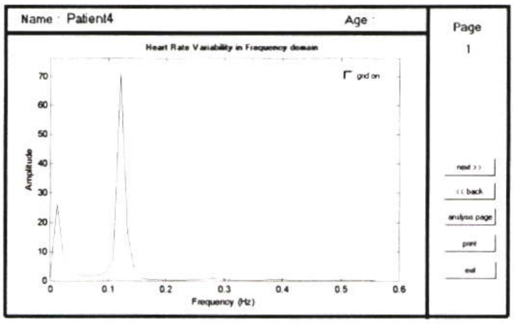
เพศชาย อายุ 25

รูปที่ 6.16 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 3 ต่อสภาวะ Deep Breathing

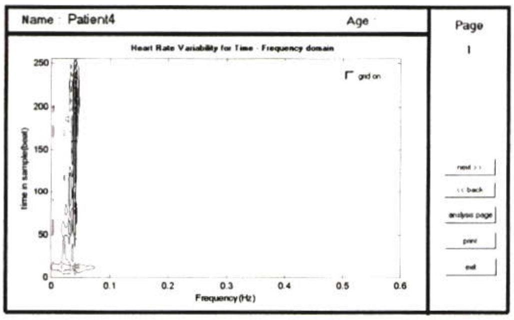
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



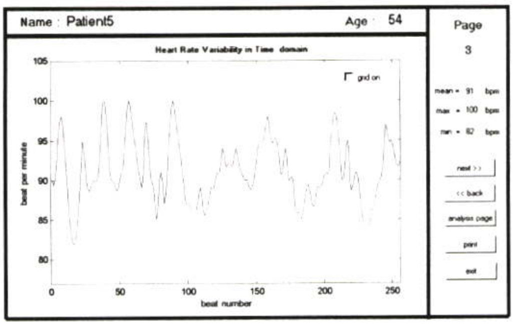
(ค)

Patient 4

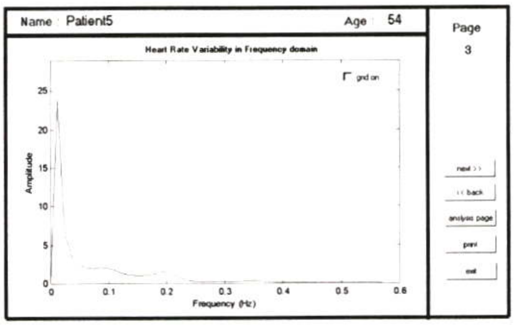
เพศชาย อายุ 24

รูปที่ 6.17 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 4

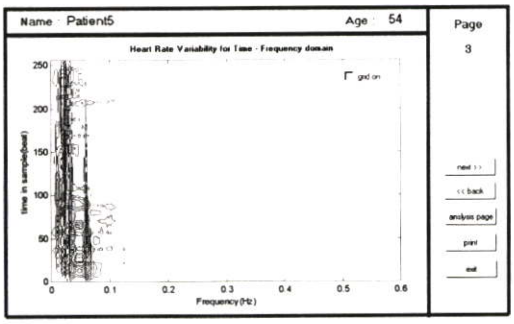
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



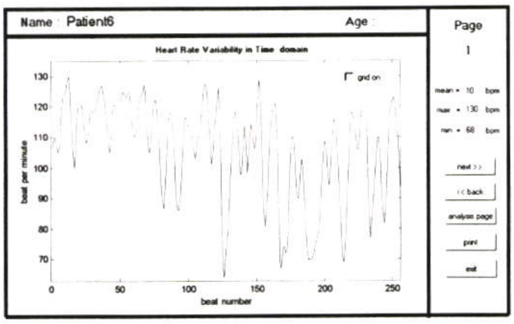
(ค)

Patient 5

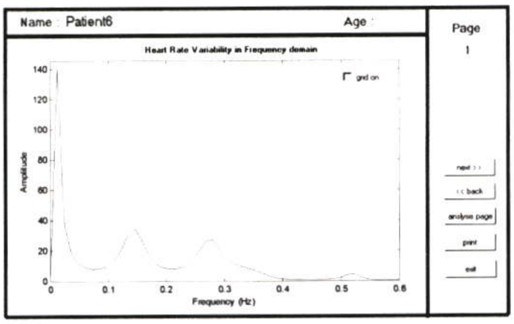
เพศชาย อายุ 54

รูปที่ 6.18 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 5

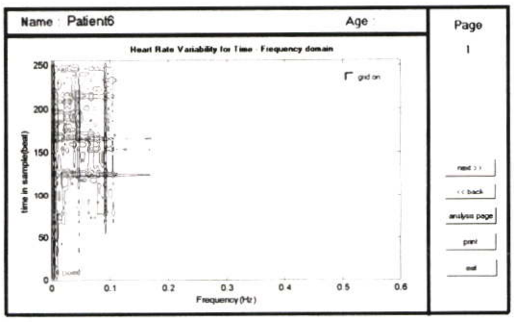
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



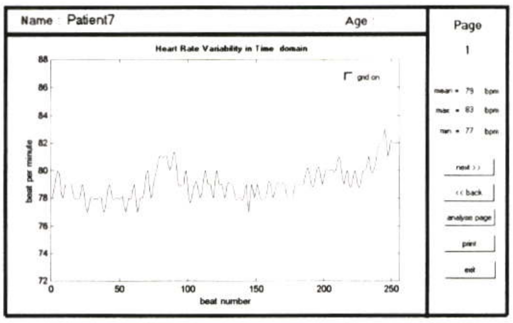
(ค)

Patient 6

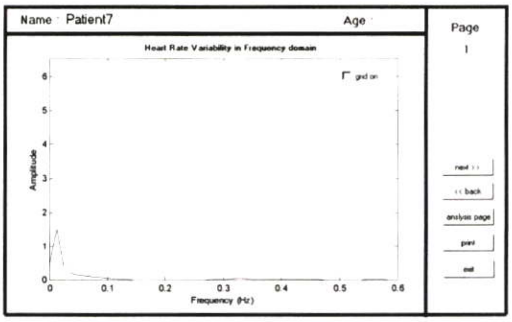
เพศชาย อายุ 4 ปี

รูปที่ 6.19 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 6

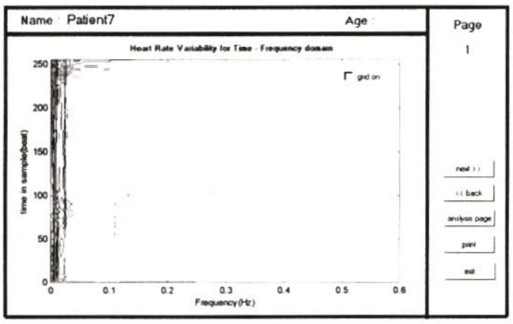
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



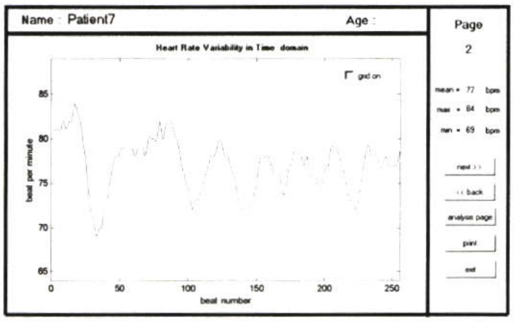
(ค)

Patient 7

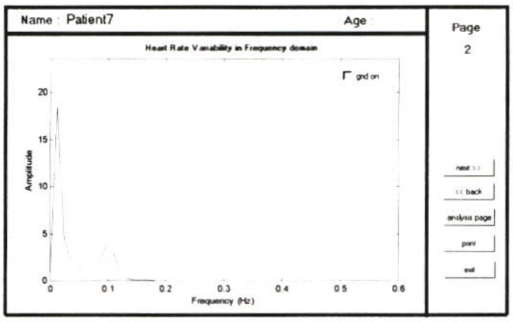
เพศชาย อายุ 45

รูปที่ 6.20 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 7

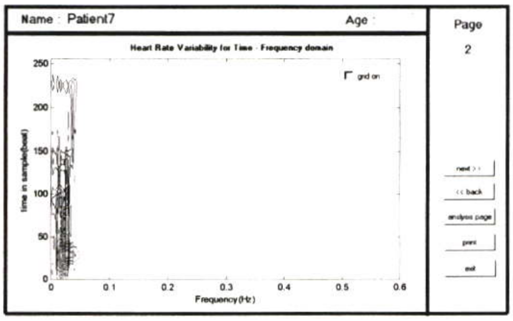
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



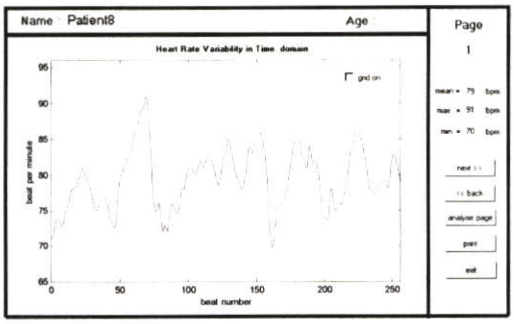
(ค)

Patient 7

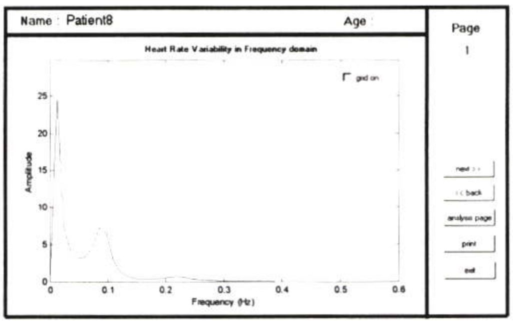
เพศชาย อายุ 45

รูปที่ 6.21 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient 7 ต่อสภาวะ Deep Breathing

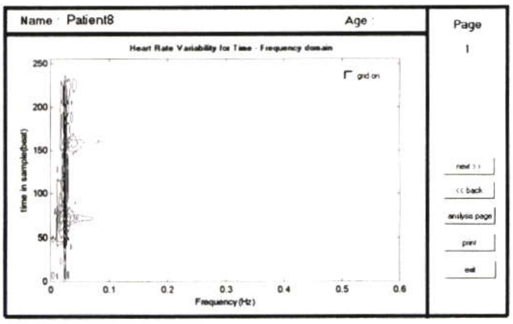
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่



(ก)



(ข)



(ค)

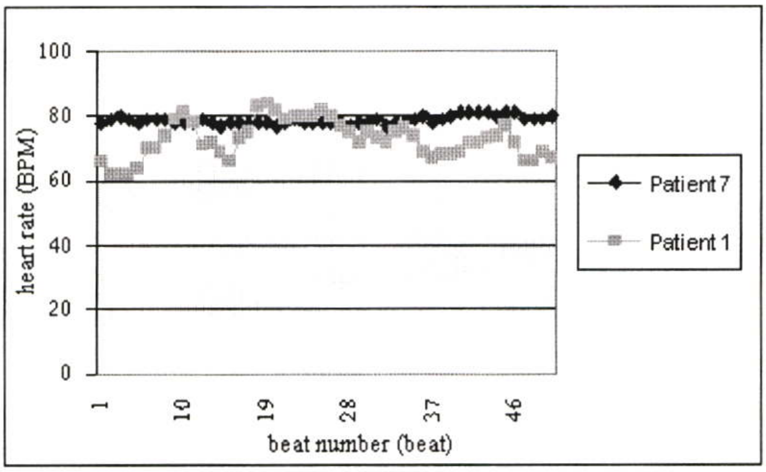
Patient 8

เพศชาย อายุ 26

รูปที่ 6.22 สัญญาณ HRV บนโดเมนต่างๆ ของ Patient8

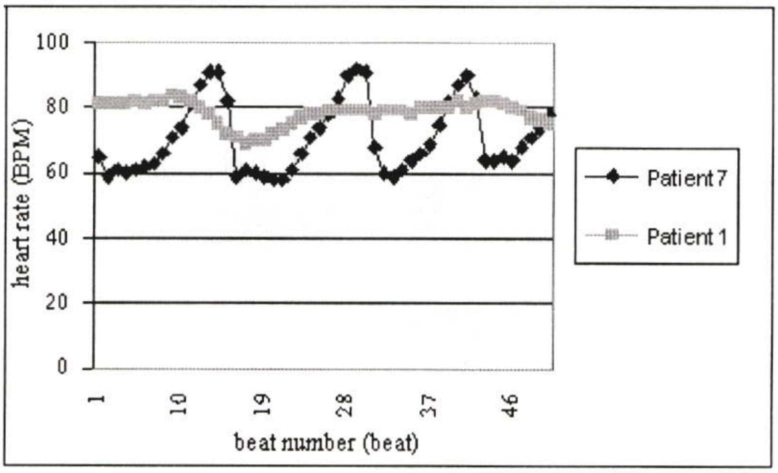
(ก) โดเมนเวลา (ข) โดเมนความถี่ (ค) โดเมนเวลา-ความถี่

รูปที่ 6.10 - รูปที่ 6.22 เป็นสัญญาณ HRV ของ Subject เพศชายที่อายุแตกต่างกัน ตั้งแต่เด็กจนถึงผู้สูงอายุ Subject7 ในรูปที่ 6.20 และ 6.21 เป็นสัญญาณ HRV ของผู้ป่วยที่มีอาการทางหัวใจ และเมื่อนำข้อมูลทั้งสองมาพล็อตอยู่บนแกนเดียวกันตามรูปที่ 6.23 Patient 1 เป็นคนปกติ และ Patient 7 ซึ่งเป็นผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจ สังเกตุได้อย่างชัดเจนว่าช่วงการเปลี่ยนแปลงของ



รูปที่ 6.23 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ HRV ในคนปกติกับผู้ป่วยโรคหัวใจ

สัญญาณในผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจมีการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่ามากเมื่อเทียบกับคนปกติ เช่นกันถ้าเปรียบเทียบ Patient1 และ Patient 7 ต่อการทดสอบสภาวะ Deep Breathing การเปลี่ยนแปลงของ HRV ในคนปกติก็มีค่ามากกว่าเช่นเดิม



รูปที่ 6.24 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณ HRV ในคนปกติกับผู้ป่วยโรคหัวใจต่อสภาวะ Deep Breathing

บทที่ 7
สรุปและวิจารณ์

จากการนำเครื่องต้นแบบไปทดสอบกับข้อมูลทางเทคนิค (ทดสอบกับฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์) และ กับคนจริง ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดสอบสัญญาณแสดงให้เห็นว่าตัวบันทึกสัญญาณสามารถบันทึกและคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจได้อย่างถูกต้อง โดยตัวบันทึกสัญญาณสามารถบันทึกการเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นหัวใจได้ในช่วง 20 – 160 ครั้งต่อนาที แต่ยังมีปัญหาอยู่บางประการที่ต้องคำนึงถึงในส่วนของการวิเคราะห์สัญญาณบนโดเมนความถี่คือ การเลือกอันดับของ AR ที่ใช้คำนวณจะมีผลต่อสเปกตรัม ถ้าอันดับที่นำมาวิเคราะห์ไม่เหมาะสม (ในวิทยานิพนธ์นี้ใช้ AR อันดับที่ 11 ปรับเทียบกับฟังก์ชันเจนฯ และฐานข้อมูลของ MIT ตามรูปที่ 6.7) จะทำให้สเปกตรัมผิดเพี้ยนไปจากความเป็นจริง ส่วนตัวบันทึกสัญญาณหลังจากนำไปทดสอบการทำงานแล้วสามารถบันทึกสัญญาณได้อย่างถูกต้อง ถ้าสัญญาณ ECG ที่วัดได้มีความสมบูรณ์แบบ ความผิดเพี้ยนของ ECG ส่วนใหญ่เกิดจากการไม่ติดแน่นของอิเล็กโตรด ซึ่งจะทำให้เกิดระดับแรงดัน DC รวมเข้าไปกับสัญญาณ ECG จึงทำให้เส้นฐานอ้างอิงของสัญญาณเลื่อนไป และอาจทำให้ข้อมูลที่วัดผิดพลาดได้ถ้าสัญญาณเกิดการอิ่มตัวเนื่องจากมีเอาท์พุทค่ามากกว่าแรงดันไฟเลี้ยงที่จ่ายให้กับตัวออปแอมป์ ปัญหานี้มักเกิดกับเครื่องวัดสัญญาณ ECG ทั่วไปอยู่แล้ว ทางแก้ไขที่ดีที่สุดก็ควรทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่ต้องการติดอิเล็กโตรดให้สะอาดก่อนและในขณะวัดไม่ควรให้ผู้ป่วยขยับเขยื้อนตัวถ้าไม่จำเป็น

ปัญหาสำคัญสำหรับงานวิจัยนี้ คือ ในประเทศเรางานวิจัยที่เกี่ยวกับการวิเคราะห์ความผิดปกติที่เกิดจากการทำงานของระบบประสาทด้วยสัญญาณ HRV ยังไม่มีการทำวิจัยอย่างแพร่หลาย จึงทำให้แพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทางด้านนี้มีน้อย จากการทำวิจัยได้พบว่า แพทย์ผู้วินิจฉัยโรคจะอาศัยเพียงข้อมูลสัญญาณ HRV ในโดเมนเวลามาวิเคราะห์เท่านั้น แต่ไม่ได้พิจารณาสัญญาณในโดเมนความถี่และเวลา-ความถี่ ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงมิได้นำข้อมูลบนโดเมนความถี่ และโดเมนเวลา- ความถี่มาพิจารณาทางการแพทย์ แต่จะเป็นเพียงการนำข้อมูลทางเทคนิคมาทดสอบเพื่อให้ทราบว่าโปรแกรมสามารถวิเคราะห์ความถี่ได้อย่างถูกต้องเท่านั้น

แนวทางการพัฒนางานวิจัย เนื่องจาก HRV เป็นเพียงส่วนหนึ่งของการทดสอบการทำงานของระบบประสาทเท่านั้น แต่ยังมีอีกสัญญาณหนึ่งที่ต้องนำมาวินิจฉัยประกอบด้วยคือ Blood Pressure Variability (BPV) ดังนั้นถ้าระบบที่ออกแบบขึ้นสามารถตรวจจับ BPV ได้ มันก็จะเป็นตัวช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้อย่างถูกต้อง

บรรณานุกรม

[1] พิชัย คูศิริวานิชกร, "การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่อง ไอ.ซี.ยู มอนิเตอร์." วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2529

[2] Boualem Boashash. Time-Frequency Analysis Method and Applications. Melboume : John Wiley & Sons, Inc. 1992

[3] K. Sam Shanmugan and A.M. Breipohl. Random Signals Detection, Estimation and Data Anslysis. Singapore: John Wiley & Sons, Inc. 1988

[4] Alfred Mertins. Signal Analysis Wavelets, Filter Banks, Time-Frequency Transforms and Applications. English: John Wiley & Sons, Ins. 1999

[5] J. Vila. et. al. "Time-Frequency Analysis of Heart-Rate Variability." IEEE Engineering in Medical and Biology, Oct. 1997. pp. 119-126

[6] U.Wiklund. et. al. "Short Term Analysis of Heart Rate Variability by Adapted Wavelet Transforms." IEEE Engineering in Medical and Biology, Sep. 1997. pp. 113-118

[7] Bilin Zhang and Shunsuke. "A Time-Frequency Dristribution of Cohen's Class with a Compound Kernal and its Application to speech Signal Processing." IEEE Transaction on Signal Processing., vol.42, Jan. 1994. pp.54-64

[8] Fusheng Yang and Wangcai Liao. "Modeling and Decomposition of HRV Signals with Wavelet Transforms." IEEE Engineering in Medicine and Biology., July 1997. pp. 17-22

[9] Saeid Reza Seydnejad. et. al. "Real-Time Heart Rate Variability Extraction Using the Kaiser Window." IEEE Transaction of Biomedical Engineering, vol. 44, 1997. pp. 990-1005

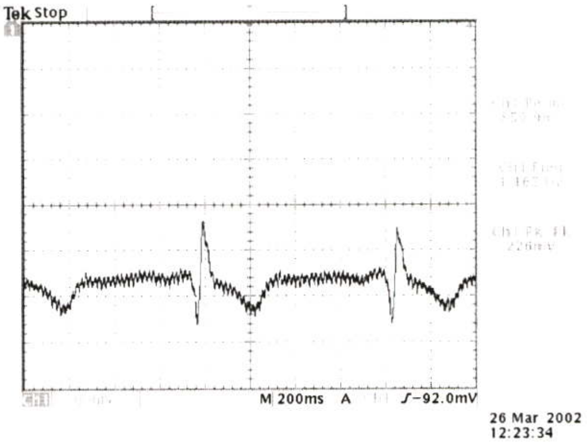
[10] Ken Umetani. et al. "Twenty-four Hour Time Domain Heart Rate Variability and Heart Rate Relation to Agegender Over Nine Decades", Journal of The American College of Cardiology, 1998. pp. 503-601

บทความ
เกี่ยวข้องที่ได้รับการตีพิมพ์

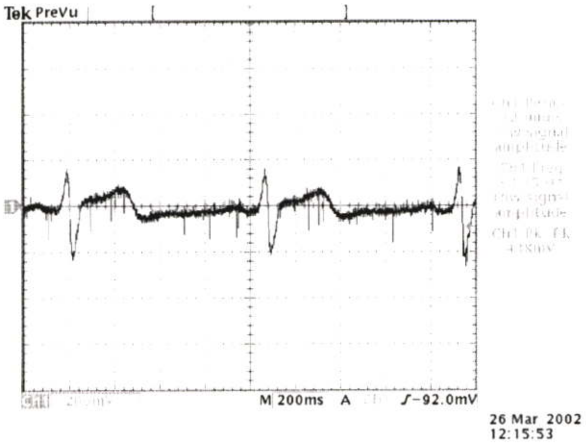
1. " ระบบวิเคราะห์อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นของหัวใจ ", The First National Meeting on Biomedical Engineering. , SEP. 2001. pp. 33
2. " Heart Rate Variability Analysis System " , First International Conference on Mechatronics – ICOM'01., FEB. 2001. pp.64-68

ภาคผนวก ก.

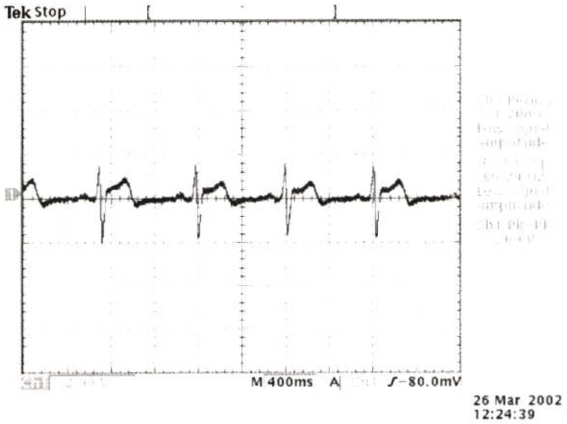
สัญญาณตำแหน่งต่างๆ ของตัวบันทึกสัญญาณ HRV



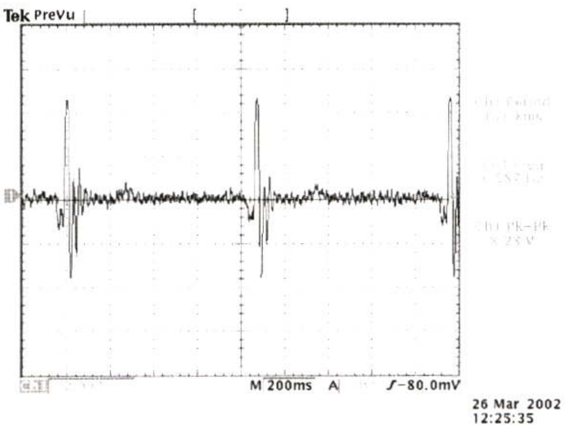
รูปที่ ก.1 สัญญาณตำแหน่ง TP1



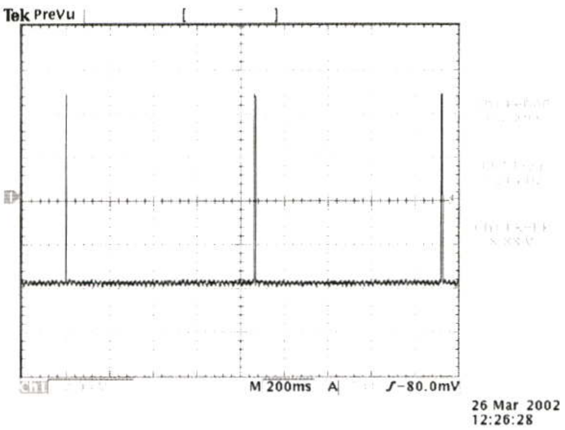
รูปที่ ก.2 สัญญาณตำแหน่ง TP2



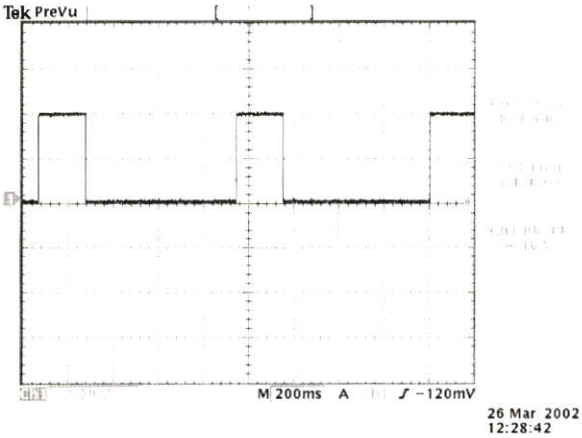
รูปที่ ก.3 สัญญาณตำแหน่ง TP3



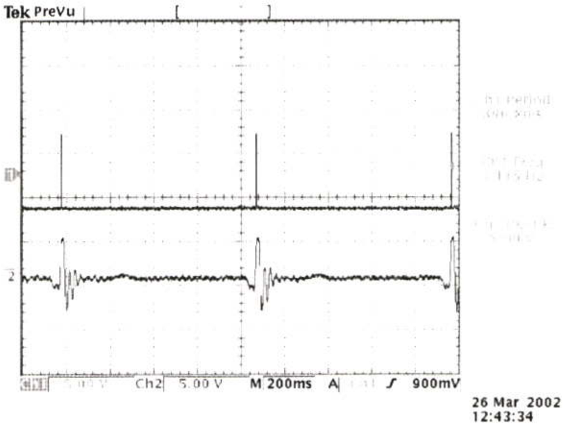
รูปที่ ก.4 สัญญาณตำแหน่ง TP4



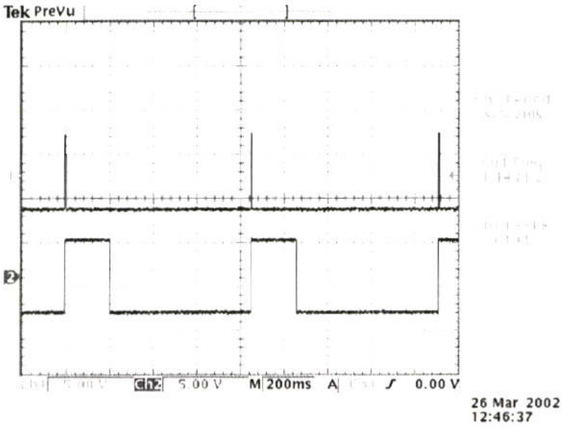
รูปที่ ก.5 สัญญาณตำแหน่ง TP5



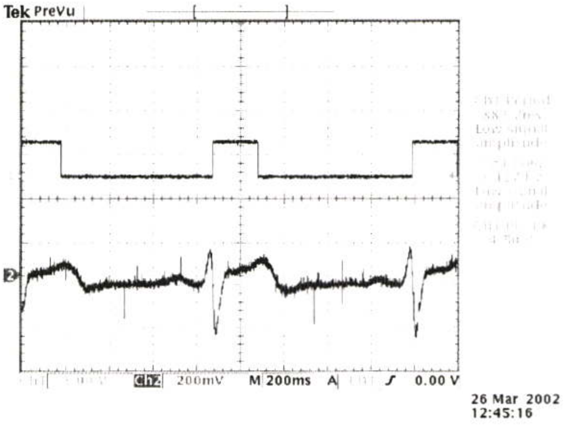
รูปที่ ก.6 สัญญาณตำแหน่ง TP6



รูปที่ ก.7 เปรียบเทียบสัญญาณตำแหน่ง TP4 กับ TP5



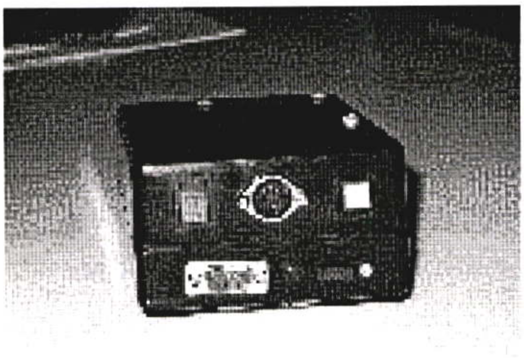
รูปที่ ก.8 เปรียบเทียบสัญญาณตำแหน่ง TP5 กับ TP6

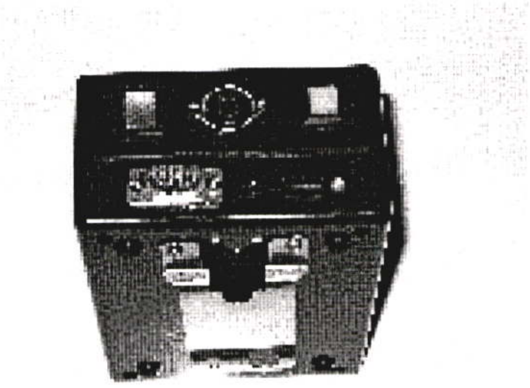


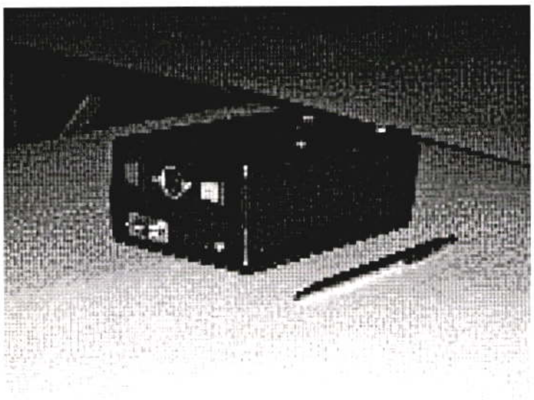
รูปที่ ก.9 เปรียบเทียบสัญญาณตำแหน่ง TP2 กับ TP6

ภาคผนวก ข.

ภาพถ่ายเครื่องต้นแบบ







รูปที่ ข.1 แสดงภาพถ่ายของเครื่องต้นแบบบันทึกค่าอัตราการเต้นหัวใจ

ประวัติผู้เขียน

นาย วุฒิกร จิตรวุฒิโชติ เกิดเมื่อวันที่ 25 กุมภาพันธ์ 2519 ที่จังหวัดกรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2540 ประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาอิเล็กทรอนิกส์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ประกาศนียบัตรวิชาชีพ จากโรงเรียนเทคโนโลยีสยาม มัธยมศึกษาตอนต้นและประถมศึกษาจากโรงเรียนอัสสัมชัญธนบุรี

ปี พ.ศ. 2539 เข้ารับราชการในตำแหน่งนายช่างอิเล็กทรอนิกส์ สังกัดภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จนถึงปัจจุบัน