

การวิเคราะห์ผลของการออกกำลังกายต่อความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ
สำหรับกรณีศึกษาสภาวะความเครียดของหนูทดลอง

THE EFFECT OF EXERCISE ON HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS
CASE STUDY: STRESS IN RAT

พิมพ์พร เหมยน้อย
PIMPORN MUAYNOI

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2556

KMITL-2013-EN-M-045-116

THE EFFECT OF EXERCISE ON HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS
CASE STUDY: STRESS IN RAT

PIMPORN MUAYNOI

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2013
KMITL-2013-EN-M-045-116

COPYRIGHT 2013

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์ผลการออกกำลังกายต่อความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจสำหรับบริบทศึกษาสถานะความเครียดในหนูทดลอง
นักศึกษา	นางสาวพิมพ์พร เหมยน้อย
รหัสประจำตัว	53612107
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2556
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์

บทคัดย่อ

การวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจเป็นวิธีการที่ได้รับการยอมรับอย่างแพร่หลาย เพื่อที่ประเมินความสมดุลของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ โดยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้วิเคราะห์ผลของการออกกำลังกายต่อความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate Variability: HRV) สำหรับบริบทศึกษาสถานะความเครียดของหนูทดลอง โดยวิเคราะห์จากข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากผลการทดลองที่ถูกควบคุมที่แตกต่างกัน นอกจากนี้ได้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์ HRV ที่เหมาะสมซึ่งได้ประกอบไปด้วย ขั้นตอนการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจเบื้องต้น ขั้นตอนการวิเคราะห์ HRV ทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ และขั้นตอนการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแต่ละการทดลองด้วยวิธีการทางสถิติ

ผลการวิเคราะห์ HRV ของผลการทดลองจากหนูที่ออกกำลังกายและไม่ออกกำลังกาย โดยการเปรียบเทียบทั้ง 4 กลุ่มต่างๆดังนั้น กลุ่มที่ 1 คือกลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกายและไม่ถูกกระตุ้นด้วยความเครียด กลุ่มที่ 2 คือกลุ่มที่ออกกำลังกายและไม่ถูกกระตุ้นด้วยความเครียด กลุ่มที่ 3 คือกลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกายและถูกกระตุ้นด้วยความเครียดแบบจำกัดการเคลื่อนไหว และกลุ่มที่ 4 คือกลุ่มที่ออกกำลังกายและถูกกระตุ้นด้วยความเครียดแบบจำกัดการเคลื่อนไหว ผลที่ได้จากการวิเคราะห์พบว่ากลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกายมีอัตราการเต้นของหัวใจที่มากกว่าและรุนแรงกว่ากลุ่มที่ออกกำลังกาย โดยสังเกตจากค่าเฉลี่ยของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ (meanRR) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ปกติ (SDNN) ค่าร้อยละของสัดส่วนจำนวนคู่ของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่ต่างกันมากกว่า 6 มิลลิวินาที กับจำนวนของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์รวมทั้งหมด (pNN6) และค่าอัตราส่วนระหว่างช่วงความถี่ต่ำและช่วงความถี่สูง (LH Ratio) ที่มีค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าความชันของแต่ละช่วงเวลา ซึ่งมีค่าน้อยกว่ากลุ่มที่ออกกำลังกายที่เกิดขึ้นทั้งในสภาวะปกติและสภาวะที่ถูกกระตุ้นด้วยความเครียด และความสัมพันธ์ระหว่างสภาวะปกติและสภาวะความเครียดนั้นพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) และยังพบว่าในการเปลี่ยนแปลงจากสภาวะหนึ่งไปยังอีกสภาวะหนึ่งมีการเกิดความเครียดแบบ Acute stress ช่วงเวลาที่แรกของการเปลี่ยนแปลงนั้นๆ นอกจากนี้ผลการวิเคราะห์ดังกล่าวสามารถนำไปประยุกต์ใช้และเป็นข้อมูลเพื่อสามารถพัฒนาทางด้านงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับสรีรวิทยาของมนุษย์ต่อไปได้

Thesis	The effect of exercise on Heart Rate Variability Analysis case study: stress in rat
Student	Miss Pimporn Muaynoi
Student ID.	53612107
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2013
Thesis Advisor	Dr.Suradej Tretriluxana

ABSTRACT

Analysis of heart rate variability is the least invasive method to evaluate the Sympathovagal balance on the sino-atrial level. This thesis develop for analysis in case study stress in rat Data information is Electrocardiogram from Stress experiments were performed on rat. the signal processing of the Heart Rate Variability (HRV) data analysis on both temporal and spectral domains. This thesis was explains step by step converted into autonomic quantitative measures. The overall process included R-wave detection, R-R interval (RRI) construction and time-to-frequency domain data transformation.

The HRV analysis from the experiment of rat that exercised and rat that did not exercise by comparing all the four groups; categorized as Group 1 Control: Rat that did not exercise and were not stimulated with stress, Group 2- Rat that exercised and were not stimulated with stress, Group 3- Rat that did not exercised and were stimulated with stress by limiting their movement or Restraint, and Group 4- Rat that exercised and were stimulated with stress by restraint. The analysis result shows that the non-exercised mice have higher and more rapid heartbeat rate than the exercised mice as indicated by values of meanRR, SDNN, pNN6 and LH Ratio having the mean, standard deviation, gradient at each time interval values less than those of the exercised rat of both in normal condition and those stimulated with stress. Additionally, a significant relationship between normal condition and under stress stimulation had been denoted ($p < 0.05$) and also found that acute stress occurred change of one condition to the other in the first 1-3 minute. In addition, the above analysis result is the knowledge that can be further applied to the development of research in the field of human physiology.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้อย่างดี ด้วยคำแนะนำ และคำปรึกษาจาก ดร.สรุเดช ตรีไต้ลักษณะ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษา ข้าพเจ้ารู้สึกขอยซึ่งในความอนุเคราะห์จากท่านอาจารย์และขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล หัวหน้าภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ได้ให้ความรู้ คำปรึกษา ตลอดจนคำแนะนำต่างๆ ซึ่งทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จได้

ขอกราบขอบพระคุณ ดร.สุคนธา งามประมวญ อาจารย์ประจำศูนย์วิจัยประสาทวิทยาศาสตร์ สถาบันชีววิทยาศาสตร์โมเลกุล มหาวิทยาลัยมหิดล ศาลายา จ.นครปฐม และทีมงานที่ให้ข้อมูลผลการทดลองทั้งหมด คอยให้คำปรึกษาและชี้แนวทางวิเคราะห์ตลอดจนแนวทางการนำไปใช้ประโยชน์ต่อไปของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว และคณาจารย์สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่าน ที่คอยให้คำปรึกษาและชี้แนวทางการเขียนวิทยานิพนธ์ พร้อมทั้งกำลังใจต่างๆ ซึ่งทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางการแพทย์ (Biomedical Measurement and Computing Laboratory: BMCL) คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง และเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ทุกคนในห้องปฏิบัติการที่คอยให้ความช่วยเหลือ สนับสนุนสถานที่ ตลอดจนเครื่องอุปกรณ์ต่างๆ ในการทำงานวิจัยเสมอมา

ขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ในวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกคน ที่ได้คำแนะนำต่างๆ และคอยให้กำลังใจเสมอมา

สุดท้ายต้องขอกราขอบพระคุณ บิดา มารดาของข้าพเจ้า ที่เป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนในทุกๆ เรื่อง ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่พึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนผู้มีพระคุณทุกท่าน

พิมพ์พร เหมยน้อย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	V
สารบัญรูป.....	VI
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญของวิทยานิพนธ์.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในวิทยานิพนธ์.....	3
1.5 ขอบเขตงานวิทยานิพนธ์.....	3
1.6 โครงร่างของวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 ความเครียด.....	5
2.1.1 ความหมายของความเครียด.....	5
2.2 การออกกำลังกาย.....	8
2.3 การทำงานของระบบประสาทเบื้องต้น.....	10
2.3.1 ระบบประสาท.....	10
2.4 สรีรวิทยาและทำงานของหัวใจเบื้องต้น.....	13
2.4.1 สรีรวิทยาของหัวใจและการทำงานของหัวใจ.....	13
2.4.2 อัตราการเต้นของหัวใจ.....	15
2.4.3 ความแปรปรวนอัตราการเต้นหัวใจ.....	16
บทที่ 3 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ.....	17
3.1 นิยาม ที่มาและความสำคัญของความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ.....	19
3.1.1 สำหรับการประยุกต์ใช้การวิเคราะห์ HRV ในสาขาวิชาต่างๆ.....	19
3.2 ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจในหนู.....	20
3.3 กระบวนการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	20
3.3.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	21
3.3.2 ขั้นตอนตรวจจับคลื่น QRS.....	22

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.4 การคำนวณช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์.....	27
3.5 การวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ.....	28
3.5.1 การวิเคราะห์ HRV รูปแบบของโดเมนเวลา.....	28
3.5.2 การวิเคราะห์ HRV รูปแบบของความถี่.....	29
บทที่ 4 การออกแบบการทดลองและวิธีการวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	32
4.1 ขั้นตอนของงานวิจัย.....	32
4.1.1 ขั้นตอนการทดลองและเก็บข้อมูลสัญญาณ ECG.....	32
4.2 ขั้นตอนประมวลผลเบื้องต้น.....	36
4.2.1 องค์ประกอบของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของหนู.....	36
4.2.2 การออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS.....	36
4.3 ขั้นตอนการออกแบบการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ.....	42
บทที่ 5 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	46
5.1 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจในโดเมนเวลา.....	47
5.1.1 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่าพารามิเตอร์ meanRR ของหนูทดลอง ทั้งหมดในแต่ละการทดลอง.....	48
5.1.2 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่าพารามิเตอร์ SDNN ของหนูทดลอง ทั้งหมดในแต่ละการทดลอง.....	50
5.1.3 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่าพารามิเตอร์ pNN6 ของหนูทดลอง ทั้งหมดในแต่ละการทดลอง.....	52
5.2 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจในโดเมนความถี่.....	52
5.2.1 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความถี่ค่าพารามิเตอร์ LH Ratio ของหนูทดลอง ทั้งหมดในแต่ละการทดลอง.....	55
5.3 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์การวิเคราะห์ HRV ระหว่าง กลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง.....	52
5.3.1 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า meanRR ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับ การออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง.....	55
5.3.2 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า SDNN ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับ การออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง.....	56
5.3.3 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า pNN6 ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับ การออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง.....	57
5.3.4 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า LH Ratio ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับ การออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง.....	59

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
5.4 ผลการวิเคราะห์การหาความสัมพันธ์ของแต่ละพารามิเตอร์ HRV ในแต่ละสภาวะของ การทดลองที่ 3 และการทดลองที่ 4.....	62
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	64
6.1 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	64
เอกสารอ้างอิง.....	66
ภาคผนวก.....	72
ประวัติผู้เขียน.....	72

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ตารางช่วงความถี่ของการวิเคราะห์ HRV โดเมนความถี่ในการศึกษาของหนูทดลองที่ผ่านมา.....	21
5.1 ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน และค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลาของแต่ละพารามิเตอร์ของ HRV ในกลุ่มทดลองที่ 1 และกลุ่มทดลองที่ 2.....	60
5.2 ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน และค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลาของแต่ละพารามิเตอร์ของ HRV ในกลุ่มทดลองที่ 3.....	61
5.3 ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน และค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลาของแต่ละพารามิเตอร์ของ HRV ในกลุ่มทดลองที่ 4.....	61
5.4 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของแต่ละพารามิเตอร์ HRV ในแต่ละสภาวะของการทดลองที่ 3 และการทดลองที่ 4.....	62

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 การเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาซึ่งผลมาจากความเครียด.....	8
2.2 แผนผังองค์ประกอบของระบบประสาทของร่างกาย.....	11
2.3 การควบคุมการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ตำแหน่งของระบบประสาทซิมพาเทติก(ขวา) และระบบประสาทพาราซิมพาเทติก (ซ้าย) และอวัยวะที่ถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติ.....	13
2.4 กายวิภาคศาสตร์ของหัวใจ.....	14
2.5 รูปแบบของสัญญาณ ECG สำหรับจังหวะการเต้นของหัวใจครั้งเดียว.....	15
2.6 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ในช่วงเวลาหนึ่ง.....	16
2.7 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ.....	16
3.1 ช่วงความถี่ของคลื่นต่างๆภายในสัญญาณ ECG และสัญญาณรบกวน.....	22
3.2 ไดอะแกรมขั้นตอนตรวจจับคลื่น QRS ด้วยวิธีการของ Hamilton และ Tompkins.....	23
3.3 ผลตอบสนองความถี่วงจรกรองอูคมคิตี.....	24
3.4 บล็อกไดอะแกรมฟังก์ชันถ่ายโอน.....	26
3.5 บล็อกไดอะแกรมระบบอนุพันธ์แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา.....	26
3.6 บล็อกไดอะแกรมของการหาค่าเฉลี่ย.....	27
3.7 วิธีการแก้ไขการคลื่นอาร์ทีฟิคิตี.....	28
4.1 รูปแบบและขั้นตอนของงานวิจัย.....	32
4.2 กล่องพลาสติกใสขนาด 43x27x25 เซนติเมตร และบรรจุวงล้อสำหรับวิ่งขนาด 31.8x10 เซนติเมตร.....	33
4.3 การวัดสัญญาณ ECG และการเคลื่อนไหวของหนูทดลองด้วยระบบ Biotelemetry system.....	34
4.4 restrainter ที่เป็นท่อพลาสติกขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 ซม. ยาว 20 ซม.....	35
4.5 ช่วงระยะเวลาขณะทำการทดลองของหนูกลุ่มที่ 1 และหนูกลุ่มที่ 2.....	35
4.6 ช่วงระยะเวลาขณะทำการทดลองของหนูกลุ่มที่ 3 และหนูกลุ่มที่ 4.....	35
4.7 สัญญาณ ECG ที่ได้จากหนูทดลองช่วงเวลา 30 วินาที(ด้านบน) พลังงานสเปกตรัมของสัญญาณ ECG ด้วยวิธีการฟูเรียร์ (ด้านล่าง).....	37
4.8 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองแบบ FIR แบบวินโดว์สี่เหลี่ยม จากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab [®]	38
4.9 สัญญาณ ECG ที่มีสัญญาณรบกวนปนอยู่ (บน), สัญญาณ ECG ที่ผ่านกระบวนการกรอง FIR มีวินโดว์แบบสี่เหลี่ยม (ล่าง).....	38
4.10 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองแบบ FIR แบบวินโดว์แฮมมิง จากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab [®]	39
4.11 สัญญาณ ECG ที่มีสัญญาณรบกวนปนอยู่ (บน), สัญญาณ ECG ที่ผ่านกระบวนการกรอง FIR มีวินโดว์แบบแฮมมิง (ล่าง).....	39

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่

หน้า






4.12	ขั้นตอนการออกแบบขั้นตอนการตรวจจับคลื่น QRS ตามวิธีการของ Pan and Tompkinsสัญญาณ ECG ที่ได้จากการบันทึกและสัญญาณรบกวน (1), สัญญาณ ECG ที่ผ่านตัวกรองแถบความถี่ผ่าน (2), สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากระบบอนุพันธ์ (3), สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากระบบยกกำลังสอง (4), สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากระบบหาค่าเฉลี่ย (5), และสัญญาณ ECG ที่ระบุตำแหน่งของคลื่นอาร์ (6), RR tachogram(7).....	41
4.13	ช่วงของข้อมูลที่ใช้ในขั้นตอนการวิเคราะห์ ของการทดลองหนูกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2.....	42
4.14	ช่วงของข้อมูลที่ใช้ในขั้นตอนการวิเคราะห์ ของการทดลองหนูกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4.....	42
4.15	ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ RR Tachogram (บน) ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่ได้สร้างตัวอย่างสุ่มใหม่ (ล่าง).....	43
4.16	ช่วงความถี่ในแต่ละย่านที่ใช้ในการวิเคราะห์ HRV.....	43
4.17	สัญญาณอัตราการหายใจ(บน) สัญญาณการหายใจ (ล่าง).....	44
4.18	ตำแหน่งของสเปกตรัมความถี่ของสัญญาณการหายใจ.....	44
5.1	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า meanRRI ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 1.....	46
5.2	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า meanRRI ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 2.....	47
5.3	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า meanRRI ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 3.....	47
5.4	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า meanRRI ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 4.....	48
5.5	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 1.....	48
5.6	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 2.....	49
5.7	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 3.....	49
5.8	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 4.....	50
5.9	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 1.....	50
5.10	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 2.....	51
5.11	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 3.....	51
5.12	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 4.....	52
5.13	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า LH Ratio ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 1.....	53
5.14	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า LH Ratio ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 2.....	53
5.15	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า LH Ratio ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 3.....	54
5.16	ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลาค่า LH Ratio ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 4.....	54
5.17	กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า meanRR ของกลุ่มทดลองที่ 1 และกลุ่มที่ 2.....	55
5.18	กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า meanRR ของกลุ่มทดลองที่ 3 และกลุ่มที่ 4.....	

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
ในสภาวะ Resting, สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case.....	56
5.19 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า SDNN ของกลุ่มทดลองที่ 1 และกลุ่มที่ 2.....	56
5.20 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า SDNN ของกลุ่มทดลองที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ในสภาวะ Resting, สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case.....	57
5.21 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า pNN6 ของกลุ่มทดลองที่ 1 และกลุ่มที่ 2.....	58
5.22 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า pNN6 ของกลุ่มทดลองที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ในสภาวะ Resting, สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case.....	58
5.23 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า LH Ratio ของกลุ่มทดลองที่ 1 และกลุ่มที่ 2.....	59
5.24 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า LH Ratio ของกลุ่มทดลองที่ 3 และกลุ่มที่ 4ในสภาวะ Resting, สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case.....	60

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวิเคราะห์ผลของการออกกำลังกายต่อความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจสำหรับ
กรณีศึกษาสภาวะความเครียดของหนูทดลอง
Thesis Title Effect of exercise on Heart Rate Variability Analysis Case Study : Stress in Rat
นักศึกษา นางสาวพิมพ์พร เหมยน้อย
รหัสประจำตัว 53612107
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2013-EN-M-045-116

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.สุรพันธุ์	เอื้อไพบูลย์	
ผศ.ดร.สุพันธุ์	ตั้งจิตกุลสมัน	
ดร.สุคนธา	งามประมวญ	
ผศ.ดร.กิติพล	ชิตสกุล	
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณ์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันพุธที่ 22 พฤษภาคม พ.ศ. 2556 เวลา 10.00-12.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว


(ศาสตราจารย์ ดร.สุขชีวีร์ สุวรรณสวัสดิ์)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์
วันที่ 22 พฤษภาคม พ.ศ. 2556

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์ ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

1.1 ที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์

ในการดำรงชีวิตประจำวันนั้นไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้สำหรับการเผชิญหน้าปัญหาที่เกิดขึ้นรอบตัว ซึ่งจะมีผลก่อให้เกิดความไม่สบายทางอารมณ์และจิตใจ เป็นสาเหตุหนึ่งของการเกิดโรคเครียด โรคเครียดนั้นเป็นอาการป่วยทางจิตในระยะเริ่มแรกที่สามารถเกิดได้กับกลุ่มคนทุกเพศทุกวัย เป็นปฏิกิริยาที่ตอบสนองเชิงลบที่มีผลกระทบต่อร่างกายก่อให้เกิดโรคอื่น ๆ ตามมา โดยเฉพาะอย่างยิ่งผลกระทบต่อระบบหัวใจและหลอดเลือด เมื่อร่างกายถูกกระตุ้นให้เกิด ความเครียด นั้นสมองส่วนไฮโปทาลามัสจะกระตุ้นให้ร่างกายหลั่งสารอะดรีนาลีนออกมามากกว่าปกติ ทำให้เกิดระบบการทำงานของร่างกายเสียสมดุล นอกจากนี้ยังกระตุ้นให้หัวใจมีอัตราการเต้นที่เร็วขึ้น ทำให้เกิดการเต้นที่ผิดปกติ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า อัตราการเสี่ยงต่อการเสียชีวิตของผู้ป่วยที่มีสภาวะความเครียดสูงจะมีปัจจัยการเสี่ยงต่อการเสียชีวิตในระดับที่สูง ดังนั้นความเครียดจึงเป็นอันตรายที่สามารถทำให้เสียชีวิตโดยไม่รู้ตัว ความเครียดมีหลายสาเหตุและหลายรูปแบบ จากรายงานทางด้านสถิติพบว่าประชากรในประเทศไทย หลังจากเหตุการณ์ทางการเมืองปี 2553 มีผู้ป่วยที่มีความวิตกกังวลและเป็นโรคเครียดเพิ่มมากถึงร้อยละ 60 ของประชากรทั้งหมด และมีจำนวนผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจที่เพิ่มขึ้นเนื่องจากความเครียดจากสถานการณ์นั้น จึงทำให้นักวิจัย นักวิทยาศาสตร์และแพทย์ผู้เชี่ยวชาญให้ความสนใจเกี่ยวกับลักษณะกลไก สาเหตุ ผลกระทบจากความเครียด ยังให้ความสำคัญต่อแนวทางการป้องกัน และแนวทางการลดปริมาณความเครียดลงอีกด้วย

การออกกำลังกายเป็นประจำเป็นอีกแนวทางหนึ่ง que เลือกนำมาใช้เป็นแนวทางสำหรับการช่วยป้องกัน ลดปริมาณของโรคเครียด ความวิตกกังวลลงได้ และยังช่วยลดสาเหตุการเกิดโรค หัวใจและหลอดเลือดได้อีกด้วย กล่าวได้ว่า การออกกำลังกาย นั้นทำให้ระบบกล้ามเนื้อได้รับการเคลื่อนไหวมีทั้งหดและคลายตัวในช่วงเวลาเดียวกัน ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานที่เกี่ยวข้องกับสมรรถภาพของร่างกาย มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงในทางที่ดีขึ้นของระบบต่างๆ ซึ่งรวมถึงระบบ หัวใจและหลอดเลือด ระบบฮอร์โมนต่างๆ และยังสามารช่วยลดอัตราการเปลี่ยนแปลงของระบบหัวใจและหลอดเลือดที่ผิดปกติ อันเกิดจากการกระตุ้นโดยความเครียด และยังเพิ่มการทำงานของระบบภูมิคุ้มกันของร่างกายได้อีกด้วย

ความแปรปรวนอัตราการเต้นหัวใจที่เป็นวิธีการหนึ่งสำหรับประเมินความสมดุลการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ซึ่งได้จากการคำนวณระยะห่างระหว่างจุดสูงสุดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อยู่ติดกัน หรือช่วงเวลาระหว่างจังหวะการเต้นของหัวใจ จากหลักฐานทางการแพทย์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจเป็นที่นิยมและยอมรับใช้สำหรับการวินิจฉัยโรคต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับระบบหัวใจและหลอดเลือด

อย่างแพร่หลายซึ่งจะการบ่งบอกลักษณะของพฤติกรรมของกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวัน และลักษณะของการแสดงออกทางอารมณ์ต่างๆของมนุษย์ เป็นต้น โดย วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำวิธีการดังกล่าวมาใช้สำหรับการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการทดลอง “ผลของการออกกำลังกายที่มีผลต่อความเครียดซึ่งเป็นการทดลองในหนูทดลอง ” โดยผลการวิเคราะห์สามารถบ่งบอกความสมดุลของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติในแต่ละกลุ่มการทดลอง โดยมีจุดประสงค์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของร่างกายที่อยู่ในสภาวะความเครียด และหาความสัมพันธ์ของผลของการออกกำลังกายที่มีต่อการลดปริมาณความเครียด นอกจากนี้ข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ดังกล่าวเพื่อนำไปเป็นข้อมูลสำหรับอ้างอิงและนำไปประยุกต์ในวินิจัยทางการทำงานของร่างกายทางประสาทวิทยาต่อไป

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

จุดประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปได้เป็นข้อๆ ดังนี้

1. เพื่อศึกษาความสำคัญ ขั้นตอน วิธีการต่างๆ ของการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ
2. เพื่อนำเสนอวิธีการ ขั้นตอนที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจสำหรับการศึกษาในสภาวะความเครียดในหนูทดลอง
3. เพื่อนำไปประยุกต์ใช้สำหรับการประเมินการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ในสภาวะความเครียด
4. เพื่อให้ทราบถึงผลของการออกกำลังกายที่สามารถช่วยป้องกันและลดอัตราการเสี่ยงต่อการเกิดโรคหัวใจที่สาเหตุมาจากความเครียด
5. เพื่อนำข้อมูลดังกล่าวไปเป็นความรู้สำหรับการเชื่อมโยงไปยังการทำงานของร่างกายมนุษย์ และเพื่อนำไปเป็นข้อมูลสำหรับการแนะนำการออกกำลังกายที่ถูกต้องสำหรับการลดปริมาณความเครียด

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

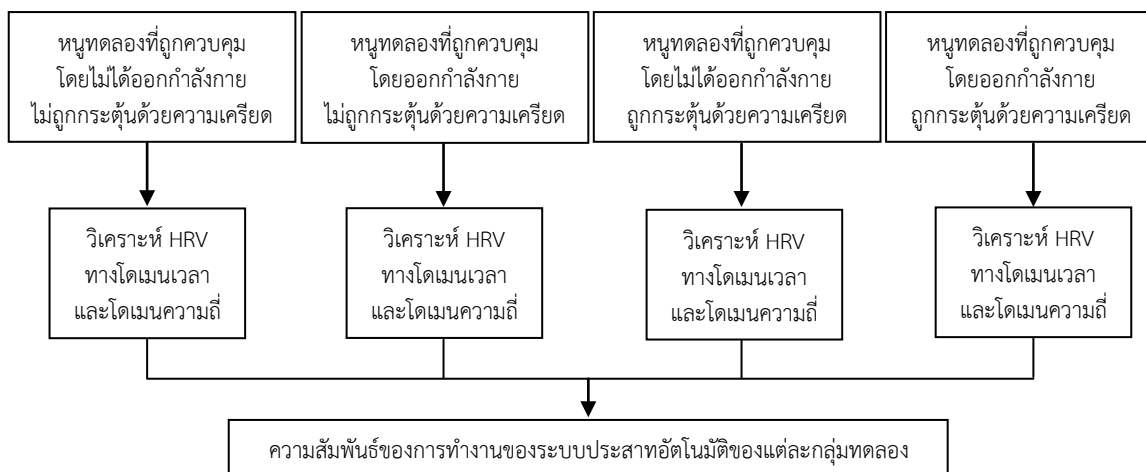
สภาวะความเครียดนั้นจะกระตุ้นอารมณ์ในสมอง โดยจะสั่งการให้กระตุ้นการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติให้ทำงานมากขึ้นจนเกิดอาการต่างๆ เช่น ระบบการย่อยอาหารหลังกรดมากผิดปกติ ระบบกล้ามเนื้อมีการเกร็งหดตัว ระบบการทำงานของหัวใจและหลอดเลือดทำงานมากเกินไป เป็นต้น สำหรับการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจเป็นวิธีการประเมินความสมดุลของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ซึ่งสามารถประเมินการทำงานของร่างกายในสภาวะความเครียด และสามารถประเมินผลการออกกำลังกายที่มีต่อสภาวะความเครียด โดยสังเกตจากความสมดุลของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติได้ นอกจากนี้ยังสามารถนำไปเป็นข้อมูลเพื่ออ้างอิงถึงผลของการออกกำลังกายที่มีต่อการลดปริมาณความเครียด และได้แสดงวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจที่มีความเหมาะสมและมีประสิทธิภาพสำหรับการทดลองดังกล่าว

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

จากสมมุติฐานดังกล่าวข้างต้น ในงานวิจัยได้นำทฤษฎีและแนวคิดของการประมวลผลสัญญาณในรูปแบบต่างๆ มาใช้เพื่อหาวิธีการที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ของการทดลองในสภาวะความเครียดและการหาความสัมพันธ์ของผลการวิเคราะห์โดยอาศัยองค์ความรู้ทางด้านสถิติ

1.5 ขอบเขตงานวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ โดยอาศัยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณทั้งทางโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ เพื่อนำไปวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งได้มาจากการทดลอง “ผลของการออกกำลังกายที่มีผลต่อความเครียดในหนูทดลอง” โดยวิธีการเก็บสัญญาณเป็นแบบการส่งสัญญาณสื่อสารทางชีวภาพและเก็บข้อมูลเอาไว้ในคอมพิวเตอร์ในรูปแบบของฐานข้อมูล สำหรับการประมวลผลในแต่ละขั้นตอนของวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจต่างๆจะอาศัยโปรแกรม Matlab[®] เป็นเครื่องมือสำหรับการศึกษาของงานวิจัยนี้ และการศึกษาผลกระทบของความเครียดที่มีผลต่อระบบประสาทอัตโนมัติ และการศึกษาผลของการออกกำลังกายเพื่อลดปริมาณความเครียดที่มีผลต่อความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ ในแต่ละกลุ่มทดลองจะวิเคราะห์โดยใช้ความรู้ทางสถิติ ขอบเขตงานวิทยานิพนธ์มีกรอบความคิดดังนี้



1.6 โครงร่างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ โดยประยุกต์ใช้กับการศึกษาผลของการออกกำลังกายที่มีต่อสภาวะการถูกกระตุ้นด้วยความเครียด โดยได้อธิบายรายละเอียดเกี่ยวกับทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง การออกแบบการทดลอง ขั้นตอนการวิเคราะห์ ผลการวิเคราะห์การทดลอง สรุปและข้อเสนอแนะเกี่ยวกับงานวิทยานิพนธ์ โดยจะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บทได้ดังนี้

บทที่ 1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์ ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้เนื้อหาจะกล่าวถึงทฤษฎีต่างๆลักษณะของผลกระทบ สาเหตุ และแนวทางแก้ไข ตลอดจนได้กล่าวถึงความสัมพันธ์ของการทำงานของร่างกายที่เกิดขึ้นในสภาวะความเครียด การทำงานของร่างกายในขณะที่ออกกำลังกาย และในบทนี้ได้อธิบายการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติเบื้องต้น การทำงานของหัวใจ การเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความหมายของความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจที่เป็นเครื่องมือสำหรับการประเมินความสมดุลของระบบประสาทอัตโนมัติและรวบรวมงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยชิ้นนี้

บทที่ 3 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ กล่าวถึงขั้นตอนการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ ทฤษฎีการคำนวณที่นำไปใช้ในขั้นตอนการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ วิธีการคำนวณในการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจทั้งทางโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ไว้โดยละเอียด

บทที่ 4 การออกแบบการทดลองและขั้นตอนการวิเคราะห์ผล

กล่าวถึงขั้นตอนการทดลองการวัดและการเก็บข้อมูลสัญญาณ ECG ในสัตว์ทดลอง ออกแบบขั้นตอนสำหรับการประมวลผลเบื้องต้น ขั้นตอนการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นใจ

บทที่ 5 ผลและอภิปรายผลการวิเคราะห์การทดลอง

กล่าวถึงผลและอภิปรายผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจของการทดลองในแต่ละกลุ่มการทดลองต่างๆ และผลการวิเคราะห์การเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของแต่ละกลุ่มทดลองด้วยวิธีการทางสถิติ

บทที่ 6 สรุปผลและข้อเสนอแนะของงานวิจัย

กล่าวถึงสรุปผลและข้อเสนอแนะสำหรับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ส่วนสุดท้ายของวิทยานิพนธ์นี้เป็น ภาคผนวก บรรณานุกรม ประวัติผู้เขียน และบทความที่ได้รับ การตีพิมพ์

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้ได้กล่าวถึงทฤษฎีต่างๆที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ซึ่งเนื้อหาจะประกอบไปด้วย ลักษณะ ผลกระทบ สาเหตุ และแนวทางแก้ไขตลอดจนได้กล่าวถึงความสัมพันธ์ของการทำงานของร่างกายที่เกิดขึ้นในสภาวะความเครียด การทำงานของร่างกายในขณะที่ออกกำลังกาย และในบทนี้ได้อธิบายการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติเบื้องต้น การทำงานของหัวใจ การเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความหมายของความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจที่เป็นเครื่องมือสำหรับการประเมินความสมดุลของระบบประสาทอัตโนมัติ และรวบรวมงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

2.1 ความเครียด

2.1.1 ความหมายของความเครียด

ความหมายของความเครียดหรือ Stress นักวิชาการหลายๆท่านได้ให้ความหมายที่หลากหลาย ดังนั้นกรมสุขภาพจิตและกระทรวงสาธารณสุขจึงสรุปได้ว่า ความเครียด เป็นสภาวะที่ร่างกาย และจิตใจ ถูกกระตุ้นเพื่อตอบสนองต่อความกดดัน การคุกคามหรือบีบคั้นทางด้านจิตใจ และร่างกาย จากเหตุการณ์ต่างๆ ตั้งแต่เหตุการณ์เล็กน้อยๆ ที่เป็นเหตุการณ์ในชีวิตประจำวัน จนถึงเหตุการณ์สำคัญหรือร้ายแรงที่เกิดขึ้น เพื่อปรับสมดุลร่างกายและจิตใจให้อยู่ในภาวะปกติ [2] จากการรายงานของสมาคมจิตวิทยาของอเมริกาพบว่าในคนอเมริกาประมาณร้อยละ 43 จะมีภาวะสุขภาพจิตไม่ดี ซึ่งเกิดจากผลของความเครียด สำหรับประเทศไทยพบว่าในสภาวะปกติคนทั่วไป จะมีความรู้สึกเครียดมีประมาณร้อยละ 20-30 ของประชากร แต่หลังจากภาวะวิกฤตเศรษฐกิจการเมือง (ปี 2553) จากการสำรวจประชากรทั่วไปไปมีความเครียดเพิ่มขึ้นเป็น ร้อยละ 40-60 ของประชากรทั้งหมด [3] จากข้อมูลดังกล่าวความเครียดนั้น มีผลกระทบต่อการดำเนินชีวิตของมนุษย์อย่างมากทั้งนี้ขึ้นอยู่กับสาเหตุของความเครียดของแต่ละบุคคล โดยสาเหตุของความเครียดสามารถสรุปได้ดังนี้

1. สาเหตุทางร่างกาย เกิดจากความผิดปกติทางร่างกายของตนเอง เช่น ความพิการ ความผิดปกติในการทำงานของอวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย หรือป่วยด้วยโรคเรื้อรัง และโรคประจำตัวที่ไม่มีทางรักษาให้หายขาดได้ จึงทำให้เกิดความเครียดตลอดเวลา

2. สาเหตุทางสิ่งแวดล้อม สภาพเศรษฐกิจ และสังคม ทุกวันนี้มนุษย์จะได้รับการกดดันจากสภาพแวดล้อม สังคม และบุคคลรอบตัว เช่น การถูกกดดันจากครอบครัว การถูกกดดันจากการทำงาน สังคมส่วนใหญ่โดยเฉพาะสังคมเมืองจะถูกกดดันด้วยเวลาทำให้เกิดการแข่งขันกันบุคคลอื่นตลอดเวลา หลายคนต้องปรับตัวเองให้ได้มาตรฐานที่สังคมกำหนด โดยไม่พึงพอใจจึงทำให้เกิดความเครียด

3. สาเหตุทางจิตใจ เกิดจากสภาพจิตใจและลักษณะนิสัยของแต่ละบุคคล เช่น ความวิตกกังวล คิดมาก มีความคับข้องใจในสิ่งที่ไม่สมหวัง ทำให้ไม่มีความสุขในชีวิต บุคคลเหล่านี้จะมีความเครียดจนทำให้นอนไม่หลับ หงุดหงิด ซึมเศร้า อ่อนเพลีย

ประเภทของความเครียดนั้นมีหลาย [4] ขึ้นอยู่กับระดับความรุนแรงของความเครียด โดยความเครียดในระดับต่ำ (Mild stress) หมายถึงภาวะความเครียดขนาดน้อยและหายไปในระยะเวลาอันสั้น เป็นความเครียดที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน ความเครียดในระดับนี้ไม่คุกคามต่อการดำเนินชีวิต บุคคลมีการปรับตัวได้อย่างอัตโนมัติ เป็นการปรับตัวด้วยความเคยชินและการปรับตัวต้องการพลังงานเพียงเล็กน้อยเพื่อเข้าสู่ภาวะที่ร่างกายผ่อนคลาย ความเครียดระดับปานกลาง (Moderate stress) หมายถึงความเครียดที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน เนื่องจากมีสิ่งคุกคาม หรือพบเหตุการณ์สำคัญๆ ในสังคม บุคคลจะมีปฏิกิริยาตอบสนอง อาจแสดงออกมาในลักษณะความวิตกกังวล ความกลัว เป็นต้น ถือว่าอยู่เกณฑ์ปกติทั่วไปไม่รุนแรงก่อให้เกิดอันตรายแก่ร่างกาย เป็นระดับความเครียดที่ทำให้บุคคลเกิดความกระตือรือร้น ความเครียดในระดับสูง (High stress) เป็นระดับความเครียดที่ทำให้บุคคลได้รับเหตุการณ์ที่ก่อให้เกิดความเครียดสูงเป็นเวลานาน และไม่สามารถปรับตัวได้ในเวลาอันรวดเร็ว ถือว่าอยู่ในเกณฑ์อันตราย หากไม่ได้รับการบรรเทาจะนำไปสู่ความเครียดเรื้อรังเกิดโรคร้ายต่างๆ ตามมาได้ ความเครียดในระดับรุนแรง (Severe stress) เป็นความเครียดระดับสูงที่ดำเนินติดต่อกันมาอย่างต่อเนื่อง จนทำให้บุคคลมีความล้มเหลวในการปรับตัวจนเกิดความเบื่อหน่าย ท้อแท้หมดแรง ควบคุมตัวเองไม่ได้ และอาจจะทำให้เกิดอาการหรือโรคร้ายต่างๆ ตามมาได้ง่าย ความเครียดนั้นหากเกิดขึ้นจนกระทั่งเป็นความเครียดที่เรื้อรังจะก่อให้เกิดอันตรายอย่างมากไม่ว่าจะเป็นผลกระทบต่อจิตใจหรือร่างกาย

สำหรับการแบ่งประเภทความเครียดอีกแบบหนึ่งคือการแบ่งตามระยะเวลาการตอบสนองต่อความเครียด โดยสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทดังนี้

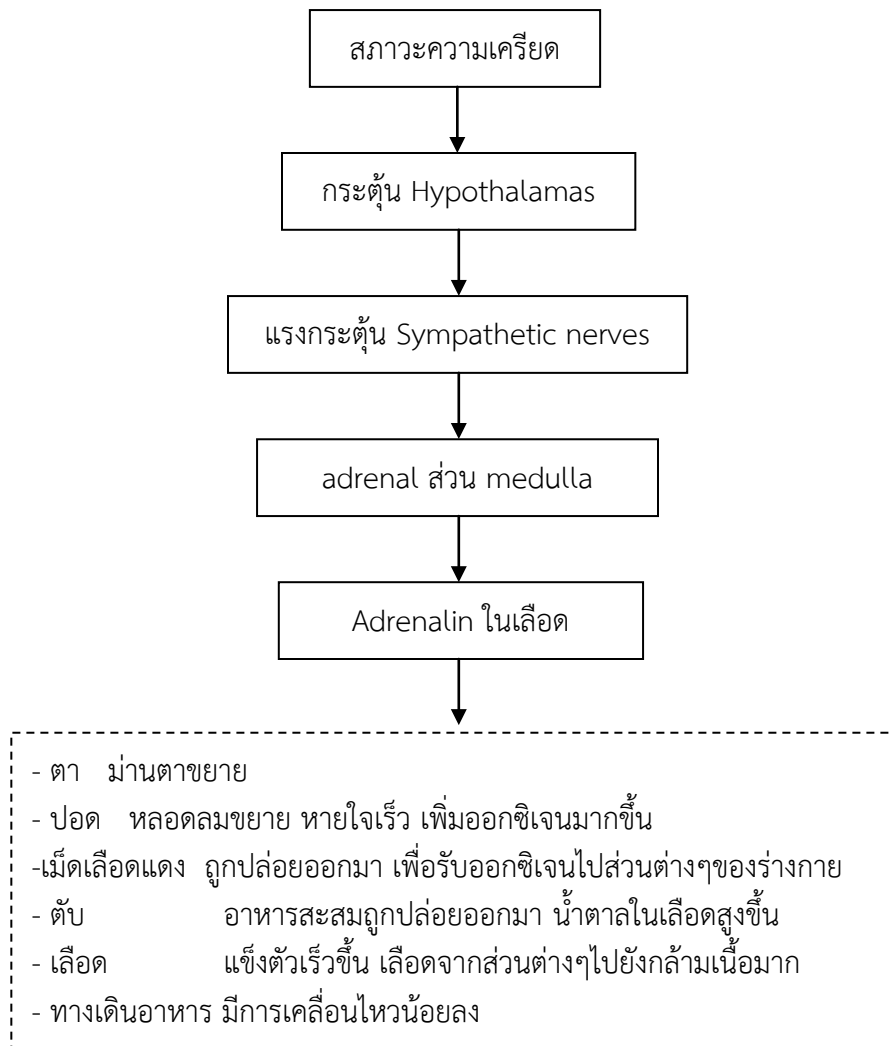
1. ความเครียดแบบฉับพลันทันที (Acute Stress) ร่างกายจะตอบสนองต่อความเครียดทันทีเมื่อถูกกระตุ้นจากสภาวะความเครียด โดยจะมีอาการตื่นเต้น วิตกกังวล ใจสั่น มือสั่น ตัวเย็น โดยสามารถเกิดได้กับคนส่วนใหญ่ทั่วไป โดยเฉพาะสถานการณ์แบบไม่ทันเตรียมตัว

2. ความเครียดสะสม (Chronic Stress) เป็นความเครียดที่ไม่สามารถตอบสนองได้อย่างทันทีโดยปกติจะเกิดจากความเครียดในชีวิตประจำวัน หรือจากการทำงานแต่ละวันสะสมไปโดยไม่มีเวลาผ่อนคลายอย่างสมดุลง ความเครียดนี้จะถูกสะสมไปเรื่อยๆ จนกระทั่งเป็นความเครียดเรื้อรังในที่สุด

ในปัจจุบันมีการศึกษาว่าความเครียดส่งผลกระทบต่อสุขภาพโดยตรง ทั้งทางร่างกาย จิตใจ และพฤติกรรม ความเครียดนั้นเกิดจากระบบต่างๆ ของร่างกายโดยรวมเสียสมดุลไป โดยเฉพาะอย่างการทำงานของระบบควบคุมต่างๆ ในร่างกาย เช่น ระบบประสาท ระบบหัวใจและหลอดเลือด และระบบต่อมไร้ท่อ เป็นต้น เมื่อเกิดสภาวะความเครียดขึ้นร่างกายก็จะเกิดปฏิกิริยาทางร่างกายเพื่อปรับตัว โดยมี 3 ขั้นตอนคือ ขั้นตอนแรกร่างกายจะเกิดอาการบอกเหตุโดยตัวกระตุ้นจะกระตุ้นให้เกิดความเครียด ปฏิกิริยาการตอบสนองจะเกิดโดยผ่านระบบประสาทและต่อมไร้ท่อ เช่น ต่อมพิทูอิทารี (Pituitary) จะหลั่งฮอร์โมนออกมา ทำให้อวัยวะสามารถต่อต้านต่อตัวเร่งความเครียด และปรับร่างกายให้อยู่ในสภาวะสมดุล ต่อมาขั้นตอนที่สองร่างกายจะแสดงอาการต่อต้านในระหว่างช่วงนี้การเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยาจะเกิดขึ้นเพื่อรักษาสภาวะต่อต้านของสิ่งมีชีวิตต่อตัวกระตุ้นความเครียด ในบางสถานการณ์ทำให้เกิดการเสียระดับการสมดุลทางสรีรวิทยาเกิดขึ้น ทำให้ระบบต่างๆ ในร่างกายทำงานไม่ประสานสอดคล้องกัน มีการเปลี่ยนแปลงการทำงานหลายอย่างในระบบร่างกาย ที่สำคัญคือระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic nervous system) เมื่อเกิดการกระตุ้นความเครียดการทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติก

(Sympathetic) จะกระตุ้นให้ต่อมหมวกไตส่วนเมดูลลา (Medulla) หลั่งฮอว์โมนอะดรีนาลิน (Adrenalin) ออกมามากกว่าปกติฮอว์โมนชนิดนี้จะทำให้ร่างกายมีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา ดังรูปที่ 1 และนอกจากนั้นการทำงานของส่วนซิมพาเทติกจะส่งผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจ หัวใจจะเต้นเร็วและแรงขึ้น เส้นเลือดตามผิวหนังหดตัว อวัยวะตามร่างกายจะมีเลือดไปเลี้ยงมากขึ้นซึ่งเป็นการเตรียมพร้อมต่อการต่อต้าน ขั้นตอนสุดท้ายขึ้นหยุดการทำงาน ถ้าเกิดสภาวะความเครียดระยะเวลานานๆ ระบบพาราซิมพาเทติก (Parasympathetic) จะเข้ามามีบทบาทส่งผลให้มีอาการเหงื่อออก ลำไส้ปั่นป่วน กรดในกระเพาะอาหารหลั่งออกมามาก ซึ่งทั้งสองรูปแบบของระบบประสาทอัตโนมัติจะทำงานแบบสลับและหนีต่างก็เป็นการเตรียมสภาพร่างกายให้พร้อม แต่ถ้าเป็นเช่นอยู่นานๆ ร่างกายจะทนไม่ไหวและเกิดความเสียหายตามมา ทำให้อวัยวะมีความอ่อนแอ เช่น อาจเกิดความดันโลหิตสูง หัวใจขาดเลือด ปวดหัวไมเกรน กระเพาะอาหารเป็นแผล เป็นต้น หากความต้านทานไม่สามารถที่จะทำให้ร่างกายยังรักษาสภาพคงที่ไว้ได้ และความเครียดยังคงมีอยู่ต่อไป อาจเกิดอันตรายถึงเสียชีวิตได้ เพราะร่างกายจะหยุดการทำงาน จากหลักฐานทางโรคระบาดวิทยาและจิตวิทยาแสดงให้เห็นว่า เมื่อเกิดสภาวะความเครียดจะทำให้เกิดการอุดตันของเส้นเลือดเนื่องจากความเครียดทำให้หลอดเลือดทั่วร่างกายตีบตัน หากเกิดกับหัวใจจะเป็นผลให้กล้ามเนื้อหัวใจตายและเพิ่มความเสี่ยงต่อการตายอย่าง ฉับพลัน[5] นอกจากนี้ผลกระทบของความเครียดยังเป็นปัจจัยที่หนึ่งทำให้เป็นสาเหตุหนึ่งของการนำไปสู่ความเสี่ยงของอัตราการตายที่เพิ่มสูงขึ้นของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง[6] สำหรับในสัตว์นั้นความเครียดมีอิทธิพลต่อระบบหัวใจและหลอดเลือด ระบบต่อมไร้ท่อ และระบบภูมิคุ้มกันของร่างกายเช่นกัน [7] ดังนั้นจะเห็นได้ว่าความเครียดส่งผลกระทบต่อสิ่งมีชีวิตไม่ว่าจะเป็นมนุษย์หรือสัตว์ จึงเป็นสาเหตุทำให้ให้นักวิจัย นักวิทยาศาสตร์และแพทย์จำนวนมากให้ความสนใจเกี่ยวกับผลกระทบของความเครียด

สำหรับความสัมพันธ์ระหว่างความเครียดและระบบประสาทอัตโนมัติ สมองจะกระตุ้นระบบประสาทอัตโนมัติให้ทำงานที่เพิ่มมากขึ้นตามที่กล่าวไว้ข้างต้น จากการศึกษาความสัมพันธ์ของความเครียดและการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจนั้นเห็นได้ชัดเจนทั้งการประเมินในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ซึ่งในทางโดเมนเวลาความเครียดจะเห็นได้อย่างชัดเจนในรูปแบบของการเปลี่ยนแปลงที่เพิ่มของอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงเวลาที่เกิดสภาวะความเครียด ซึ่งในมนุษย์อัตราการเต้นของหัวใจจะสูงขึ้น 2-3 เท่าของอัตราการเต้นหัวใจปกติ ซึ่งเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลให้เกิดสภาวะหัวใจล้มเหลวฉับพลันสำหรับการวิเคราะห์ HRV ในทางโดเมนความถี่ Walter Cannon เป็นนักวิจัยที่มีความสนใจเกี่ยวกับงานวิจัยความเครียดที่เน้นการตอบสนองจากระบบประสาทอัตโนมัติ ได้ศึกษาโดยใช้ยับยั้งการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติส่วนของพาราซิมพาเทติกเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ของ HRV ต่อมาได้มีการนำไป วิเคราะห์ โดยใช้อัตราส่วนระหว่างค่า ความหนาแน่น พลังงาน ช่วงความถี่ต่ำและค่า พลังงานความหนาแน่นช่วงความถี่สูง [8] สำหรับการทดลองนั้นสรุปได้ว่าในขณะเกิดสภาวะความเครียดระบบซิมพาเทติกจะทำงานเป็นหลักและนอกจากนั้นยังมีงานวิจัยที่ใช้การวิเคราะห์ HRV เพื่อวิเคราะห์ผลกระทบของความเครียดซึ่งสามารถเน้นย้ำข้อเท็จจริงที่กล่าวว่า ขณะที่เกิดความเครียดเกิดขึ้นนั้นการทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติกจะมีการควบคุมให้อัตราการเต้นของหัวใจจะเพิ่มขึ้นและขณะเดียวกันระบบประสาทพาราซิมพาเทติกก็ทำงานในทิศทางที่ตรงกันข้ามโดยจะมีค่าลดลง[9]



รูปที่ 2.1 การเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาซึ่งผลมาจากความเครียด

จากผลกระทบที่ตามมาจากความเครียดนั้นจะเห็นได้ว่ามีมากมายซึ่งล้วนแต่ส่งผลเสียต่อร่างกายและจิตใจ สำหรับการจัดการกับความเครียดจึงเป็นสิ่งจำเป็นมาก ดังนั้นแนวทางการจัดการความเครียดจึงมีนักวิชาการนำเสนอหลากหลายวิธี เช่น วิธีการทำสมาธิ การพักผ่อนที่เพียงพอ การรับประทานอาหารและวิธีการออกกำลังกาย เป็นต้น นอกจากนี้นักวิชาการยังแสดงความคิดเห็นและอธิบายว่า การจัดการกับความเครียดด้วยการผ่อนคลายกล้ามเนื้อนั้นเป็นวิธีการที่ดีที่สุด ซึ่งการผ่อนคลายกล้ามเนื้อนี้จะเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย เพราะเมื่อมีการเคลื่อนไหวของร่างกายกล้ามเนื้อที่ทำงานเป็นคู่กล้ามเนื้อส่วนหนึ่งเกร็งตัวและกล้ามเนื้ออีกส่วนหนึ่งคลายตัว[10] ดังนั้นการออกกำลังกายจึงเป็นแนวทางหนึ่งที่วิทยานิพนธ์นี้ให้ความสนใจสำหรับนำไปจัดการกับสภาวะการถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด

2.2 การออกกำลังกาย

จากผลกระทบของความเครียดข้างต้นนั้น การออกกำลังกายเป็นทางออกอย่างหนึ่งสำหรับการจัดการกับความเครียด ความเครียดเป็นต้นเหตุสำคัญของการเกิดโรคหัวใจและหลอดเลือด ซึ่งขณะออก

กำลังกายก็สามารถลดความเครียดได้ ดังนั้นจึงเป็นผลของการออกกำลังกายที่เป็นประจำทำให้มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงที่ดีขึ้นของระดับฮอร์โมน ระบบหลอดเลือดและหัวใจของทั้งมนุษย์และสัตว์ทดลอง การออกกำลังกายยังช่วยฟื้นฟูสภาพร่างกายของผู้ป่วยที่เป็นโรคเกี่ยวกับหัวใจ [11] เพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของหัวใจ เพิ่มการหมุนเวียนของโลหิต และลดปัจจัยเสี่ยงต่อการเป็นโรคหลอดเลือดหัวใจ [12] นอกจากนี้การออกกำลังกายยังเป็นแนวทางหนึ่งที่จะคงไว้ร่างกายที่สมบูรณ์แข็งแรง และสามารถช่วยรักษาลักษณะโรคต่างๆที่เกิดจากการทำงานที่ผิดปกติของร่างกายเช่น ช่วยรักษาความสมดุลของการทำงานของระบบย่อยอาหารและขับถ่ายให้มีลักษณะการทำงานที่เป็นปกติ ช่วยรักษาโรคอ้วนโดยระดับการเผาผลาญพลังงานของระบบร่างกายดีขึ้น การออกกำลังกายในทางสรีรวิทยาช่วยเพิ่มระดับของสารเคมีในสมอง หรือสารสื่อประสาทที่ปรับอารมณ์ เช่น สารเอนโดर्फิน (Endorphin) เป็นสารที่ช่วยให้คลายการทำงานกล้ามเนื้อส่วนต่างๆ มีผลให้จิตใจสงบขึ้น และช่วยทำให้ระดับการนอนมีความสม่ำเสมอ สารเคมีชนิดนี้ยังช่วยลดระดับฮอร์โมนความเครียดลงได้ [13] จากประโยชน์ของการออกกำลังกายที่กล่าวมานั้นจึงเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้แนวโน้มจำนวนของประชากรเพิ่มขึ้น ในปัจจุบันส่วนใหญ่ประชากรจะให้ความสนใจกับการออกกำลังกายเพื่อดูแลรักษาสุขภาพให้มีคุณภาพชีวิตที่ดี ซึ่งจากข้อมูล สำนักงานสถิติแห่งชาติปี 2553 สํารวจจำนวนของผู้ที่ออกกำลังกาย 3-5 วันต่อสัปดาห์เพิ่มขึ้นจากปี 2550 ร้อยละ 6.8 ของประชากรทั้งหมด

ความหมายของการออกกำลังกายนั้นนักวิชาการหลายคนได้นิยามไว้มากมาย สามารถสรุปได้ดังนี้ การออกกำลังกายคือ การเคลื่อนไหวของการร่างกายโดยเป็นการเคลื่อนไหวของกระดูกและกล้ามเนื้อ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของพลังงานและเกี่ยวข้องกับการเพิ่มสมรรถภาพของร่างกาย การออกกำลังกายขึ้นอยู่กับชนิดของการเคลื่อนไหว ความแรงของการเคลื่อนไหว ความถี่ ความสม่ำเสมอและรวมถึงช่วงระยะเวลาของการเคลื่อนไหวในแต่ละครั้งด้วย[14]

การออกกำลังกายที่ส่งผลต่อการทำงานของระบบประสาทสามารถกล่าวได้ว่า ขณะที่ออกกำลังกายนั้นการเคลื่อนไหวในระยะต้นเป็นการเคลื่อนไหวที่อยู่ใต้อำนาจจิตใจ เริ่มต้นที่สมองส่วนซีรีบิลคอร์เทกซ์ แต่เมื่อได้เริ่มต้นการเคลื่อนไหวแล้ว อัตราเร็ว แรง ช่วงการเคลื่อนไหว ทิศทาง และการสิ้นสุดการเคลื่อนไหว จะต้องถูกปรับและควบคุมถึงแม้ว่าการเคลื่อนไหวนั้นจะเริ่มด้วยการเคลื่อนไหวที่อยู่ใต้อำนาจจิตใจ แต่รายละเอียดของการเคลื่อนไหวนั้นส่วนใหญ่จะถูกควบคุมอยู่ที่ระดับนอกเหนือจิตใจ การควบคุมที่ระดับนอกอำนาจจิตใจนั้นเกิดขึ้นที่ก้านสมองและไขสันหลัง ดังนั้น การเคลื่อนไหวทั้งหมดจึงเป็นการทำงานร่วมกันของสมอง ทั้งที่อยู่ใต้อำนาจจิตใจและนอกอำนาจจิตใจเพื่อให้ได้การตอบสนองตามต้องการ โดยจะแบ่งลักษณะความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของสมองส่วนต่างๆกับการออกกำลังกายมีความสัมพันธ์ดังนี้

1. สมองส่วนซีรีบิลคอร์เทกซ์และการควบคุมการเคลื่อนไหว

เมื่อมีการเรียนรู้กิจกรรมทางด้านทักษะเช่น การเล่นเทนนิสผู้เรียนจะเริ่มด้วยการตระหนักถึงการเคลื่อนไหวที่ถูกต้องและไม่ถูกต้อง การตระหนักนี้เกิดขึ้นเมื่อได้มีการปฏิบัติซ้ำๆกัน และมีการสร้างแบบฉบับของการเคลื่อนไหวที่ถูกต้องไว้ในบริเวณที่เก็บความจำของสมอง ในการตีเทนนิสแต่ละครั้ง คำสั่งที่อยู่ภายใต้อำนาจจิตใจจะส่งออกจากสมองส่วนซีรีบิลคอเทกซ์ แล้วข้อมูลป้อนกลับจาก ตัวรับที่รับความรู้สึก จะช่วยปรับการตอบสนองการเคลื่อนไหวที่เข้ากันได้กับความจำที่เก็บไว้

2. สมองส่วนซีรีเบลลัมและการควบคุมการเคลื่อนไหว

ซีรีเบลลัมจะทำหน้าที่ป้องกันแขนขาไม่ให้เคลื่อนไหวมากเกินไปเกินต้องการ เช่น ในการตีเทนนิสในท่าโฟร์แฮนด์ เมื่อมีการเริ่มตี อินพุทที่ส่งไปยังซีรีเบลลัม จะคาดการณ์ถึงตำแหน่งของแขนขา เมื่อมีการเคลื่อนไหวไปข้างหน้า เพื่อที่จะให้ได้การเคลื่อนไหวตามต้องการ ซีรีเบลลัมจะต้องเริ่มส่งสัญญาณที่ทำให้มีการยับยั้งของกล้ามเนื้อเดี่ยวกัน (Agonists) และช่วยเร่งกล้ามเนื้อตรงข้าม (Antagonists) เพื่อให้การเคลื่อนไหวหยุดลงเมื่อถึงเป้าหมาย การเคลื่อนไหวที่เกี่ยวข้องกับการสมดุลและการทรงตัวนั้น จะต้องทำงานร่วมกันอย่างใกล้ชิดกับ ตัวรับที่ทำหน้าที่รับความรู้สึกเกี่ยวกับการทรงตัวและซีรีเบลลัมด้วย จึงจะช่วยให้การเคลื่อนไหวถึงเป้าหมายถูกต้องและหยุดได้โดยไม่เคลื่อนที่มากเกินไป

3. ความสัมพันธ์ระหว่างประสาท อัตโนมิติ และระบบประสาทโ ซมาติกในการควบคุมการเคลื่อนไหว การหดตัวของกล้ามเนื้อในการออกกำลังกายนั้น เป็นผลจากการทำงานของระบบประสาทโ ซมาติกแล้วจึงมีผลไปกระตุ้นกล้ามเนื้อและข้อต่อ เส้นประสาทจะส่งขึ้นไปยังระบบประสาท อัตโนมิติเพื่อกระตุ้นการหายใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และความดันเลือด นอกจากนี้ระบบประสาท อัตโนมิติยังถูกกระตุ้นโดยซีรีบริลคอคเทกซ์ ก่อนที่จะเริ่มออกกำลังกายคือ เพียงแต่คาดคิดว่าจะมีการเคลื่อนไหว จะมีสัญญาณประสาทส่งลงมายังระบบการหายใจและระบบการไหลเวียนเลือด เพื่อเตรียมการให้พร้อม และเมื่อกกล้ามเนื้อได้เริ่มมีการทำงานแล้วระบบประสาทออโตโนมิคจึงถูกกระตุ้นมากขึ้นจากกล้ามเนื้อโดยตรง ดังนั้นการออกกำลังกายที่จะมีผลในการป้องกันโรคหัวใจจึงขึ้นอยู่กับ ตัวกระตุ้น และวิธีการออกกำลังกายด้วยการใช้สัตว์ทดลองเพื่อศึกษาประโยชน์ของการออกกำลังกายจะขึ้นอยู่กับระยะเวลาของการกระตุ้น เช่นระยะเวลาของการออกกำลังกายซึ่งมี 2 ระยะ คือ การออกกำลังแบบไม่ต่อเนื่องและการออกกำลังกายแบบต่อเนื่อง ส่วนรูปแบบของการออกกำลังกาย เช่นการวิ่งวงล้อ และการวิ่งบนสายพาน ผลของการศึกษาการออกกำลังกายในหนูทดลองพบว่า การวิ่งวงล้อทำให้เกิดการหลั่งของ ฮอโรโมน ในสมองเพิ่มขึ้นเป็นผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของความเครียด [15] พฤติกรรมประสิทธิภาพของความจำ การทำงานของระบบหัวใจและหลอดเลือด มีการเปลี่ยนแปลงไปในทิศทางที่ดีขึ้น [14] นอกจากนี้ยังสามารถลดอาการต่างๆที่เกิดจากความเครียด และเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของระบบภูมิคุ้มกันอีกด้วย รวมทั้งลดอัตราการเปลี่ยนแปลงของระบบหัวใจและหลอดเลือดที่ผิดปกติจากการการกระตุ้นความเครียดได้อีกด้วย

2.3 การทำงานของระบบประสาทเบื้องต้น

ระบบประสาทของร่างกายมนุษย์เป็นระบบที่ควบคุมการทำงานของร่างกาย ในการตอบสนองต่อสิ่งเร้าที่มาจากภายนอกทั้งหมด ซึ่งจะเกี่ยวข้องกับความรูสึกจากบริเวณต่างๆของร่างกาย และส่งคำสั่งให้กล้ามเนื้อทำงาน และยังทำงานร่วมกับต่อมไร้ท่ออีกด้วย ระบบประสาทได้ชื่อว่าเป็นระบบที่ซับซ้อนมากที่สุด ไม่มีสิ่งใดในโลกนี้จะซับซ้อนเท่ากับระบบประสาทของมนุษย์ ระบบประสาทอาจเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า ณะประสานงาน (Communication network)

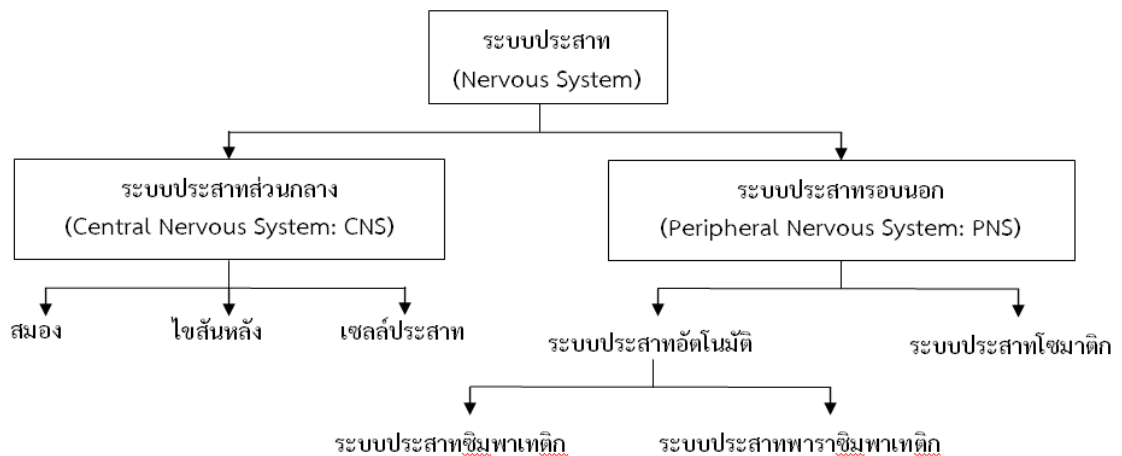
2.3.1ระบบประสาท (Nervous System) ของมนุษย์สามารถแบ่งได้เป็นสองส่วนดังรูปที่ 2.2 คือ ระบบประสาทส่วนกลาง และระบบประสาทรอบนอก

1.ระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System)

เป็นศูนย์ที่ควบคุมการทำงานของร่างกาย ซึ่งพร้อมทำงานทั้งในด้านกลไกและทางเคมีภายใต้ อำนาจจิตใจ ซึ่งประกอบด้วยสมองและไขสันหลังโดยเส้นประสาทหลายล้านเส้นจากทั่วร่างกายจะส่ง ข้อมูลในรูปกระแสประสาทจากบริเวณศูนย์กลางซึ่งมีหารทำงานดังนี้

1. สมอง (Brain) เป็นส่วนที่ใหญ่กว่าส่วนอื่นๆของระบบประสาทส่วนกลางทำหน้าที่ ควบคุมการทำงานทั้งหมดของร่างกายเป็นอวัยวะชนิดเดียวที่แสดงความสามารถด้านสติปัญญา การ ทำกิจกรรมหรือการแสดงออกต่างๆ สมองของสัตว์มีกระดูกสันหลังจะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ เซรีบรัม เฮมิสเฟียร์(Cerebrum Hemisphrer) หรือสมองส่วนหน้า ที่ควบคุมพฤติกรรมที่ซับซ้อนเกี่ยวกับ ความรู้สึก อารมณ์ ควบคุมความคิด ความจำ และความเฉลียวฉลาด เชื่อมโยงความรู้สึกต่างๆ ส่วนที่สองคือ เมดัลลา ออบลองกาตา (Medulla Oblongata) หรือสมองส่วนที่อยู่ติดกับไขสันหลัง ควบคุมการทำงานของระบบ ประสาทอัตโนมัติเช่น การหายใจ การเต้นของหัวใจ การไอ การจาม การกระพริบตา ความดันเลือด เป็นต้น และสมองส่วนเซรีบลัม (Cerebellum) หรือสมองส่วนท้าย เป็นส่วนที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของ กล้ามเนื้อและการทรงตัว ช่วยให้เคลื่อนไหวได้อย่างแม่นยำ

2. ไขสันหลัง (Spinal Cord)เป็นเนื้อเยื่อประสาทที่ทอดยาวจากสมองไปภายในโพรง กระดูกสันหลัง กระแสประสาทจากส่วนต่างๆของร่างกายจะผ่านไขสันหลัง มีทั้งกระแสประสาทเข้าและ กระแสประสาทออกจากสมองและกระแสประสาทที่ต่อกับไขสันหลังโดยตรง



รูปที่ 2.2 แผนผังองค์ประกอบของระบบประสาทของร่างกาย

3. เซลล์ประสาท(Neuron) เป็นหน่วยที่เล็กที่สุดของระบบประสาท เซลล์ประสาทมีเยื่อหุ้มเซลล์ ไซโทพลาสซึมและนิวเคลียส เหมือนเซลล์อื่นๆ แต่มีรูปร่างลักษณะแตกต่างออกไป เซลล์ประสาทประกอบด้วยตัวเซลล์ และเส้นใยประสาทที่มี 2 แบบคือ เดนไดรต์ (Dendrite) ทำหน้าที่นำกระแสประสาทเข้าสู่ตัวเซลล์ และแอกซอน (Axon) ทำหน้าที่นำกระแสประสาทออกจากตัวเซลล์ไปยังเซลล์ประสาทอื่นๆ

การทำงานของระบบประสาทส่วนกลางมีลักษณะการทำงานคือ เมื่อมีสิ่งเร้าหรือสิ่งกระตุ้นจากภายนอกจัดว่าเป็นส่วนของข้อมูลเข้า หรือทางระบบประสาทจะเรียกว่า กระแสประสาท เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่นำไปสู่เซลล์ประสาททางด้านเดนไดรต์ และเดินทางออกอย่างรวดเร็วทางด้านแอกซอน กระแสประสาทจะเคลื่อนที่ได้ด้วยปฏิกิริยาทางไฟฟ้าเคมี (Electrochemical reaction) ซึ่งจะหลั่งสารสื่อประสาท (Neurohormone) เพื่อพากระแสประสาทให้ข้ามผ่านไปได้

2. ระบบประสาทรอบนอก (Peripheral Nervous System)

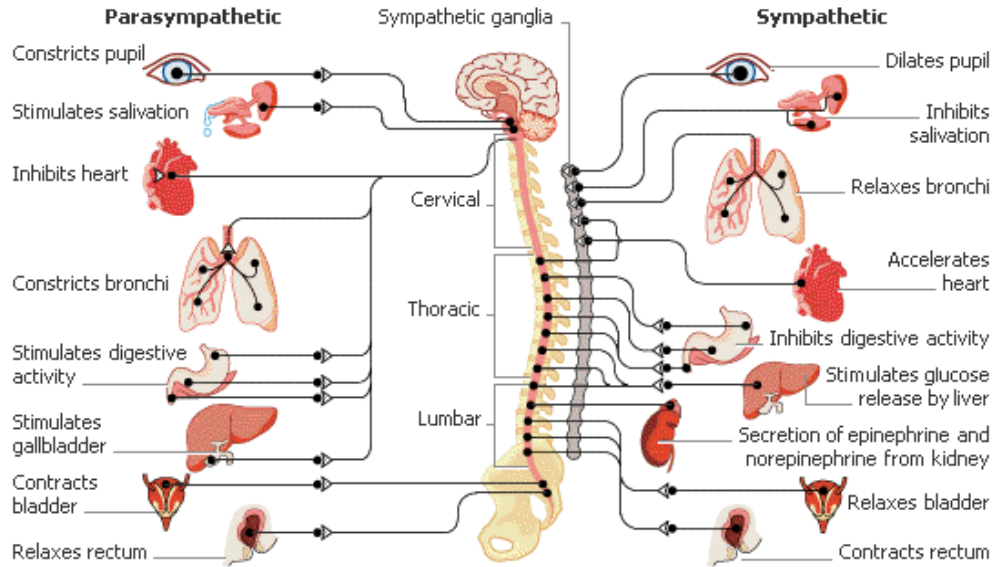
เป็นระบบประสาทที่เชื่อมต่อกับส่วนต่างๆ ของสมองและไขสันหลัง ไปยังส่วนต่างๆของร่างกาย ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วนคือ

1.ระบบประสาทโซมาติก (Somatic Nervous System)หรือระบบประสาทภายใต้ อำนาจของจิตใจ มีหน้าที่ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อลาย การเคลื่อนไหวของร่างกาย และตอบสนอง สิ่งเร้าต่างๆ จากภายนอกร่างกาย

2.ระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System) หรือระบบประสาทนอก อำนาจจิตใจ ระบบประสาทชนิดนี้มีศูนย์กลางควบคุมอยู่ภายในกระดุกสันหลัง แกนสมอง และไฮโปธาลามัส (Hypothalamas) จะทำงานอิสระอยู่นอกเหนืออำนาจจิตใจ ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของ อวัยวะภายในร่างกาย ควบคุมการไหลเวียนของโลหิต การย่อยอาหาร การหายใจ การกำจัดของเสียออกจากร่างกาย และควบคุมการทำงานของต่อมไร้ท่อ ต่อมไร้ท่อที่ส่วนต่างๆของร่างกาย ทำให้ร่างกาย สามารถดำเนินชีวิตได้อย่างปกติ ลักษณะการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติจะประกอบด้วย 2 ส่วน โดยจะมีการทำงานที่มีทิศทางตรงกันข้ามกัน ดังนี้

ระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic Nervous System)เป็นระบบประสาททำหน้าที่ ภายใต้อำนาจกระตุ้น เพื่อให้ร่างกายตอบสนองในการต่อสู้ เป็นระบบที่มีการทำงานเกิดขึ้นในแบบทันทีทันใด เช่น ในขณะที่ตื่นเต้น ประสพสภาวะฉุกเฉิน หรือในระยยะเจ็บป่วย โดยจะทำให้หัวใจเต้นเร็ว รุ่มาตา ขยาย เพื่อเป็นการเตรียมพร้อมของร่างกายไม่ให้งานมากเกินไป ในระบบซิมพาเทติกมีศูนย์กลางอยู่ บริเวณไขสันหลังประกอบด้วย เส้นประสาทที่ออกจากบริเวณไขสันหลัง ตั้งแต่บริเวณอกจนถึงเอว ดังรูป ที่ 2.3

ระบบประสาท พาราซิมพาเทติก ซึ่งเป็นระบบที่มีศูนย์กลางอยู่ที่ก้านสมองและไฮโปธาลามัส เส้นประสาทแยกออกจากกระดุกไขสันหลังบริเวณกระเนบเหน็บ ก้นกบ ดังรูปที่ 2.3 โดยระบบนี้จะ ทำงานควบคู่กับระบบประสาทซิมพาเทติก เมื่อระบบประสาทซิมพาเทติกสิ้นสุดลงร่างกายพ้นจากสภาวะ ฉุกเฉิน ระบบประสาทนี้จะช่วยทำให้ร่างกายกลับคืนสู่สภาวะปกติ นอกจากนี้ยังทำหน้าที่ควบคุมการ ทำงานของอวัยวะภายในร่างกาย การควบคุมการสะสมพลังงาน เส้นเลือดและต่อมต่างๆ เช่น ทำให้หัวใจเต้นช้าลง รุ่มาตาหดตัว เส้นเลือดขยายตัว เป็นต้น

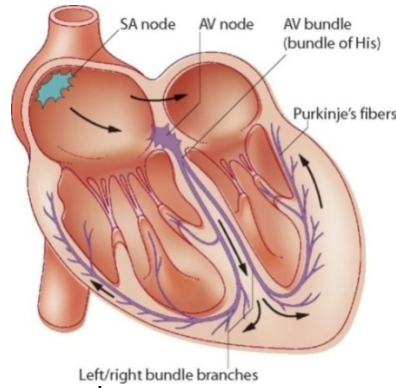


รูปที่ 2.3 การควบคุมการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ ตำแหน่งของระบบประสาทซิมพาเทติก (ขวา) และระบบประสาทพาราซิมพาเทติก (ซ้าย) และอวัยวะที่ถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติ (ที่มา http://www.becomehealthynow.com/popups/sympth_parasympth.html)

2.4 สรีรวิทยาและทำงานของหัวใจเบื้องต้น

2.4.1 สรีรวิทยาของหัวใจและการทำงานของหัวใจ

หัวใจ (Heart) ถือเป็นอวัยวะที่สำคัญที่สุดของร่างกายมนุษย์ ซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อหัวใจ (Muscle Organ) ที่มีอยู่ตำแหน่งเดียวในร่างกาย ภายในหัวใจมีลักษณะกลวงมีขนาดโตกว่ากำมือ เล็กน้อยน้ำหนักประมาณ 200 กรัม กว้างประมาณ 3.5 นิ้ว ยาวประมาณ 5 นิ้ว ตั้งอยู่บริเวณกึ่งกลางของช่องอกระหว่างปอดทั้งสองข้าง การทำงานของหัวใจนั้นจะทำงานเป็นจังหวะๆ ซึ่งจะถูกควบคุมสัญญาณกระแสไฟฟ้าเริ่มจาก SA node ภายในหัวใจห้องบนขวา และจะกระจายไปยังหัวใจห้องบนทั้ง 2 ห้อง หลังจากนั้นสัญญาณจะเคลื่อนไปที่ตำแหน่ง AV Node ซึ่งจะอยู่ที่ฐานหัวใจด้านล่าง ความเร็วในการเคลื่อนที่ของสัญญาณผ่านตำแหน่ง AV จะช้ามาก ทำให้เกิดการหน่วงของเวลาก่อนที่สัญญาณจะไปถึงหัวใจห้องล่างจากรูปที่ 2.4 สัญญาณที่ออกจากตำแหน่ง AV จะเคลื่อนที่ไปตามเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจ (Bundle of His) และกลุ่มในเส้นในเพอร์คินจี้ ซึ่งเป็นแขนงเส้นใยนำคลื่นไฟฟ้าแยะไปตามส่วนต่างๆของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิดการหดตัวสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย ในผู้ใหญ่ขณะอยู่หนึ่งตำแหน่ง SA จะให้กำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่ง SA ถึงตำแหน่ง AV โดยทั่วไปมีค่า 0.12-0.22 วินาที ผนังจากเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่สามารถทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์มีความแตกต่างได้ โดยการที่ศักย์ไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงเกลือแร่ (Na⁺ และ K⁺) ระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ซึ่งจะกระบวนการเกิดสามารถแบ่งได้ดังนี้



รูปที่ 2.4 กายวิภาคศาสตร์ของหัวใจ

(ที่มา <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com>)

1. กระบวนการโพลาไรซ์ (Polarization) กระบวนการโพลาไรซ์เกิดขณะเซลล์อยู่ในระยะพักตัว โดยปกติภายในเซลล์จะมีปริมาณโซเดียมไอออนสูง และโพแทสเซียมไอออนต่ำ ซึ่งตรงข้ามกับภายนอกเซลล์ ระยะนี้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะต่างกันประมาณ -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ ศักย์ไฟฟ้าภายนอกจะสูงกว่าและมีค่าเป็นลบแต่ยังไม่มีการเปลี่ยนแปลงไอออนระหว่างภายในและภายนอกเซลล์

2. กระบวนการดีโพลาไรซ์ (Depolarization) กระบวนการดีโพลาไรซ์เกิดขึ้นเมื่อเซลล์อยู่ในสภาวะโพลาไรซ์ได้รับการกระตุ้นเนื่องจากธรรมชาติหรือการกระตุ้นเทียม ทำให้ Na^+ ภายนอกเซลล์ซึ่งมีปริมาณมากกว่า เกิดการถ่ายเทเข้ามาภายในเซลล์ ซึ่งส่งผลทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในสูงขึ้นประมาณ $+20$ มิลลิโวลต์ และทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ลดลง

3. กระบวนการรีโพลาไรซ์ (Repolarization) กระบวนการรีโพลาไรซ์เกิดขึ้นเมื่อเซลล์ที่อยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูงทำให้โพแทสเซียมไอออนที่มีจำนวนมากสามารถแทรกซึมออกไย้นอกเซลล์ได้ โดยที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ก็จะค่อยๆ ลดลงและกลับเข้าสู่สภาวะโพลาไรซ์

สำหรับการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คือการบันทึกหน้าที่การทำงานของหัวใจซึ่งสามารถบันทึกได้ตั้งแต่ก่อนการบีบตัวของหัวใจ ไปจนกระทั่งมีการคลายตัวของหัวใจในแต่ละครั้ง โดยเป็นเส้นทางของกระแสไฟฟ้าไหลผ่านจากเซลล์หนึ่งไปยังอีกเซลล์หนึ่ง ทำให้เกิดศักย์กระตุ้นในแต่ละส่วน

สัญญาณคลื่นหัวใจจากกราฟรูปที่ 2.5 ที่ ได้จากการบันทึกจะเกิดขึ้นเป็นจังหวะ ซึ่งจะประกอบด้วยคลื่นย่อย 3 คลื่นดังนี้

คลื่น P (P Wave)

การเกิดคลื่น P เป็นผลที่เกิดจากการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนมีการหดตัวทั่ว คลื่น P จะเป็นคลื่นหัวตั้ง

คลื่น QRS (QRS complex)

การเกิดคลื่น QRS Complex เป็นผลที่เกิดจากการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างซ้ายและหัวใจห้องล่างซ้าย ส่งผลให้กล้ามเนื้อหดตัวส่งโลหิตไฟเลี้ยงส่วนต่างๆ ภายในร่างกาย และประกอบขึ้นเป็นคลื่น Q คลื่น R และคลื่น S ในคนปกติคลื่น Q จะเป็นคลื่นลบเล็กๆ ที่เกิดจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของ

ผนังกันเวทริเคิลด้านซ้าย และวิ่งจากทางด้านขวา เนื่องจากผนังกันเวทริเคิลด้านซ้ายหนากว่าด้านขวา ทำให้เราได้คลื่นบวก R สูงและชัดเจนเมื่อวางขั้วไฟฟ้าที่บริเวณเวทริเคิลซ้าย ถ้าวางขั้วไฟฟ้าที่บริเวณเวทริเคิลขวาคลื่นที่บันทึกได้จะแสดงให้เห็นคลื่น R ที่เล็กและเตี้ย แต่คลื่น S จะมีลักษณะที่แหลมและลึก

คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังพบคลื่น P

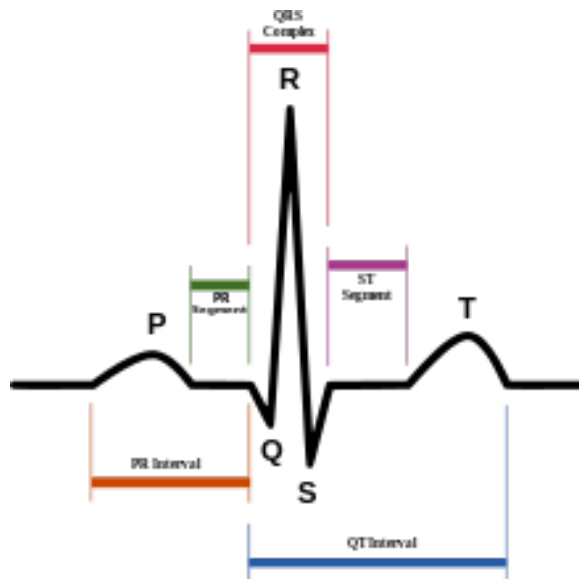
คลื่น R หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังพบคลื่น Q

คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังพบคลื่น R

ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ บางครั้งสามารถบันทึกได้เพียง QR, R หรือ RS แต่จะเรียกรวมกันว่า QRS complex

คลื่น T (T Wave)

การเกิดคลื่น T เป็นผลที่เกิดจากการรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งไม่ค่อยสมมาตร ซึ่งทางด้านขวาขาขึ้นชันน้อยกว่าขาลงเล็กน้อย

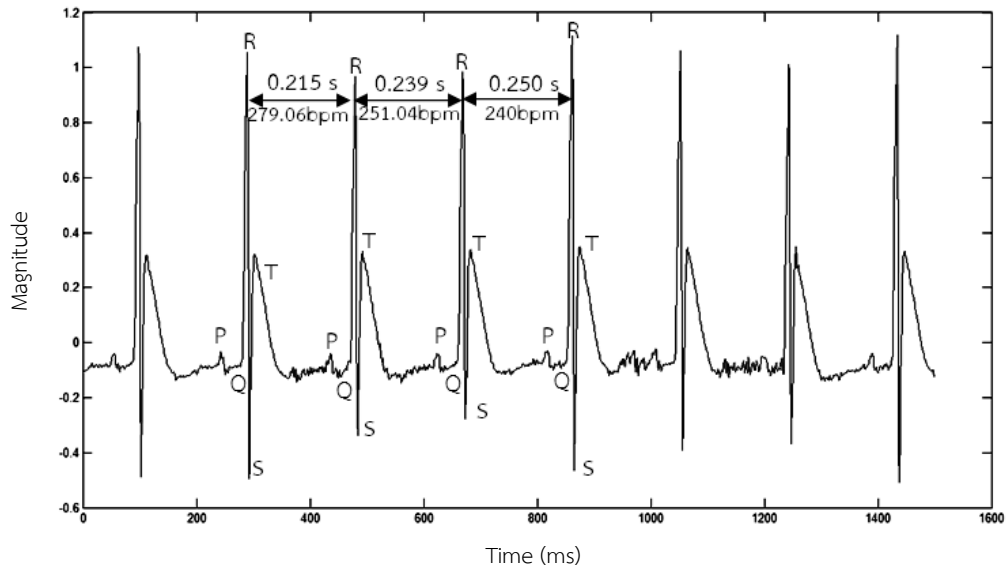


รูปที่ 2.5 รูปแบบของสัญญาณ ECG สำหรับจังหวะการเต้นของหัวใจครั้งเดียว
(ที่มา:<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com>)

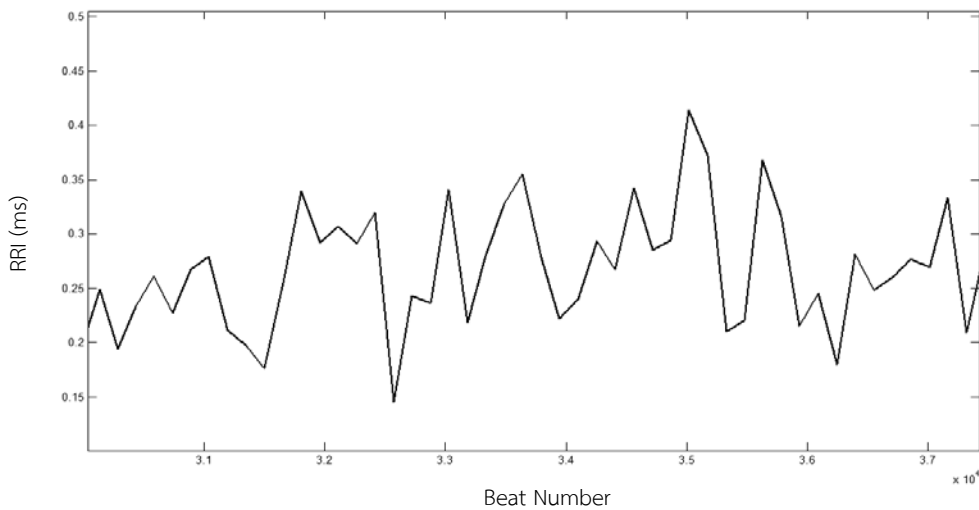
2.4.2 อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate)

อัตราการเต้นของหัวใจได้จากการนำค่าระยะห่างของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ (R-R interval หรือ RRI) หรือจุดยอดสูงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากรูปคลื่นหนึ่งไปยังอีกรูปคลื่นหนึ่งที่อยู่ถัดไป มีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที ซึ่งคำนวณจากการนำค่า 60 วินาทีหารด้วยค่าเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่วัดได้ ดังรูป ที่ 2.6 กรณีนี้ค่าเวลาระหว่าง R-R ของสัญญาณ ECG ที่ได้จากการสัตว์ทดลอง (หนู หรือ Rat) ในช่วงแรกมีค่าเป็น 0.215 วินาที เพราะฉะนั้นอัตราการเต้นหัวใจมีค่าเป็น $60/0.215$ หรือก็คือ 279 ครั้งต่อนาที จากนั้นจะคำนวณค่าอัตราการเต้นหัวใจในเวลาต่อไปคือ $60/0.239 = 251$ ครั้งต่อนาที และ $60/0.240 = 240$

ครั้งต่อหน้าที่ แล้วจึงนำค่าเหล่านี้มาพล็อตต่อกันในแกนเวลา ดังรูปที่ 2.7 โดยในแกนตั้งแทนด้วยค่าอัตราการเต้นหัวใจมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที และแกนนอนจะเป็นจำนวนครั้งที่บันทึกค่ามีหน่วยเป็นครั้ง ระยะห่างระหว่าง R-to-R หรืออัตราการเต้นของหัวใจ ค่าเฉลี่ยจะมีค่าประมาณ 265 ครั้งต่อนาที และจากรูปจะเห็นว่ามีความถี่ที่เพิ่มขึ้นและลดลงอัตราการเต้นประมาณ 210 - 320 ครั้งต่อนาที แต่สำหรับค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของมนุษย์ที่วัดได้ในสภาวะปกติจะมีค่าเฉลี่ยประมาณ 72 ครั้งต่อนาที และจะมีความถี่เพิ่มลดประมาณ 60-70 ครั้งต่อนาที ซึ่งความต่างของค่าเวลาเหล่านั้นเรียกว่า ความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ



รูปที่ 2.6 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ในช่วงเวลาหนึ่ง



รูปที่ 2.7 อัตราการเปลี่ยนแปลงการเต้นหัวใจ

2.4.3 ความแปรปรวนอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate Variability หรือ HRV)

จากคำอธิบายข้างต้นแล้วอัตราการเต้นของหัวใจ (HR) จะบ่งบอกให้ทราบว่าหัวใจกำลังทำงานในแต่ละช่วงเวลา นั้น ๆ ในขณะที่ค่าความแปรปรวน ของอัตราเต้นหัวใจที่คำนวณจากความแตกต่างของแต่ละรอบเวลาการเต้นของหัวใจเป็นค่าที่บ่งบอกถึงคุณภาพจังหวะการเต้นของหัวใจหากหัวใจมีการเต้นในระดับจังหวะเดียวกันอยู่เสมอค่า HRV ก็จะทำตรงกันข้ามหากหัวใจมีการเปลี่ยนจังหวะการเต้นไปมา เดี่ยวซ้ำเดี่ยวเร็วดังรูปที่ 2.7 ค่า HRV ก็สูง ดังนั้นความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจเป็นปรากฏการณ์ทางสรีรวิทยาที่สามารถอธิบายในรูปแบบของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ (RR interval) หรือช่วงเวลา ระหว่างจังหวะการเต้นของไซนัสปกติ (Normal-normal interval: NNinterval) การวิเคราะห์ HRV จึงชี้ให้เห็นภาวะ ความสมดุลการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ การวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตรา การเต้นหัวใจนั้นจะประเมินด้วยวิธีการเชิงเส้นที่จะประกอบด้วย รูปแบบของโดเมนเวลาและโดเมน ความถี่ สำหรับพารามิเตอร์ทางโดเมนเวลานั้นจะเป็นวิธีการคำนวณทางสถิติอย่างง่าย พารามิเตอร์ที่ใช้กัน ทั่วไปมักจะใช้ ค่าเฉลี่ยของค่าช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ในช่วงเวลาหนึ่งๆ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ของช่วงเวลาทั้งหมดที่สนใจซึ่งเป็นวิธีการที่ใช้ในการประเมิน HRV ของการ ทำงานของร่างกายในช่วงเวลาทั้งหมด และพารามิเตอร์ตัวอื่นๆ สำหรับการวิเคราะห์รูปแบบของความถี่ เกิดขึ้นเมื่อ 1981 Akselrod และคณะได้นำเสนอการวิเคราะห์กำลังงานของสเปกตรัมของอัตราการเต้น ของหัวใจในการประเมินการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ [16] โดยวิธีการมาตรฐานที่ใช้ในการ วิเคราะห์สเปกตรัมประกอบด้วย การแปลงฟูเรียร์(Fourier Transform)

ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจและระบบประสาทคือ จากการทำงานของระบบ ประสาทอัตโนมัติได้กล่าวว่า ระบบประสาทพาราซิมพาเทติกจะมีลักษณะโดยเริ่มต้นจากการรับคำสั่งจาก สมองส่วนเมดูลาออบลองกาตาที่จะส่งคำสั่งไปเส้นใยประสาทเวกัสเวกัส (Vagus Nerve) :ซึ่งเป็นเส้นใย ประสาทพื้นฐานของระบบประสาท ANS เส้นใยประสาทนี้จะไปเลี้ยงที่ส่วนของ SA และ AV node การ กระตุ้นเส้นประสาท SA node ซ้ำลง จะกระตุ้นให้หลังสาร การหลังสาร acetylcholine เช่น เอ็นโดฟิน ทำให้การเต้นของหัวใจช้าลง และในทางตรงกันข้ามการกระตุ้นระบบประสาท sympathetic จะทำให้หลัง สารนอนเอ็นโดฟินซึ่งทำให้การเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น เพราะฉะนั้น HRV ลดลงจะบ่งบอกถึงการทำงานของ การเต้นของหัวใจที่มีการทำงาน ลดลงซึ่งมีความสัมพันธ์โดยนัย [17] ในขณะที่พักผ่อนร่างกายจะมีอัตรา การเต้นของหัวใจที่สม่ำเสมอและต่อเนื่อง การทำงานระบบประสาทพาราซิมพาเทติกจะทำงานเป็นหลัก และในขณะที่ทำกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวันส่วนของระบบประสาทซิมพาเทติกจะทำงานเพิ่มขึ้นและ อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นด้วยเช่นกัน[18]

นอกจากนี้ความเปลี่ยนแปลงของค่า HRV มีความสอดคล้องสัมพันธ์กับภาวะทางสรีรวิทยาและ พยาธิวิทยาตัวอย่างเช่น ผู้ที่เพิ่งผ่านการผ่าตัดเปลี่ยนถ่ายหัวใจมาใหม่ๆจะมีค่า HRV ต่ำมากเมื่อเทียบกับ ค่า HRV ของคนปกติทั่วไปเราจึงอาจจะนำค่า HRV มาใช้ติดตามพยากรณ์ภาวะโรคบางอย่างได้เช่นใช้ พยากรณ์ภาวะความรุนแรงของอาการกล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลัน (Myocardial Infarction prognosis) ใช้วินิจฉัยความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardial dysfunction diagnosis) ใช้ วินิจฉัยอาการโรคความดันโลหิตสูง (Hypertension diagnosis) วินิจฉัยอาการทางประสาทของผู้ป่วย โรคเบาหวาน (Diabetic Neuropathy) ใช้ศึกษาวิจัยภาวะหลับผิดปกติ (Polysomnia study) [19] และมี

ความพยายามนำเอาการตรวจวิเคราะห์ค่า HRV มาใช้ศึกษาผลอันเนื่องมาจากการ ความเครียดด้วย เช่นกันสำหรับรายละเอียดหลักการ ที่มา ความสำคัญ การคำนวณการวิเคราะห์และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจกล่าวอย่างละเอียดในบทที่3

บทที่ 3

ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับ

การวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดที่เกี่ยวข้องกับความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งประกอบด้วย ที่มา หลักการ ความหมายคำจำกัดของความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ , การนำการวิเคราะห์ HRV ประยุกต์ใช้ในแขนงต่างๆ, ขั้นตอนการตรวจสอบสัญญาณ QRS ด้วยวิธีต่างๆ, การคำนวณระยะห่างระหว่างคลื่นอาร์, การคำนวณอัตราการเต้นหัวใจ และการวิเคราะห์ HRV ทั้งโดเมนของเวลาและโดเมนความถี่ สำหรับในส่วนสุดท้ายจะกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

3.1 นิยาม ที่มาและความสำคัญของความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ

ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจหรือ HRV ได้ถูกกล่าวถึงที่มาและความสำคัญมาแล้วบางส่วนในบทที่ 2 และในบทนี้จะอธิบายโดยละเอียด HRV ได้ถูกค้นพบและได้เริ่มต้นศึกษาทางด้านคลินิกครั้งแรกในปี 1965 เมื่อ Hon และ Lee[20] ได้ตั้งข้อสังเกตว่าความผิดปกติของเด็กทารกที่อยู่ในครรภ์สามารถตรวจสอบได้จากอัตราการเต้นของหัวใจและอีกประมาณ 20 ต่อมา Ewing และคณะได้ใช้ความต่างทางเวลาของคลื่นอาร์ในประเมินตรวจสอบระบบประสาทอัตโนมัติในผู้ป่วยโรคเบาหวาน [21] และในปี 1977 Wolf และคณะ ได้แสดงความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นที่สูงขึ้นเมื่อ HRV มีขนาดการลดลงเป็นครั้งแรก[22] และในปี 1981 Akselrod ได้นำเสนอการวิเคราะห์กำลังสเปกตรัมของความผันผวนอัตราการเต้นหัวใจเพื่อประเมินการควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจ [16] ความสำคัญของการวิเคราะห์ HRV ได้เป็นที่ยอมรับและนิยมอย่างมากในทางคลินิกเมื่อปลายทศวรรษที่ 1980 เมื่อ HRV ได้รับการยืนยันว่าสามารถทำนายการเสี่ยงต่อการเพิ่มการอัตราการตายของโรคกล้ามเนื้อหัวใจ

การวิเคราะห์ HRV ได้เป็นที่นิยมอย่างมากขึ้น แต่ความเข้าใจความหมาย และมาตรฐานของการวัดยังไม่สามารถที่จะระบุได้อย่างชัดเจน ยังมีข้อขัดแย้งกันเกิดขึ้นจึงทำให้เกิดการกลุ่ม Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology [23] ให้เป็นกลุ่มคณะที่ได้กำหนดมาตรฐานการวิเคราะห์ HRV และอธิบายความหมายเพื่อให้เข้าใจไปในทิศทางเดียวกันว่า "ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจหรือ HRV นั้นเป็นเครื่องมือชนิดหนึ่งที่ใช้บ่งบอกความสมดุลของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติโดยวิธีการวัดและประเมินเป็นวิธีแบบไม่ก่อให้เกิดการเจ็บตัว (Non-invasive) คำนวณได้จากช่วงเวลาของคลื่นอาร์ซึ่งมีพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ทั้งในโดเมนของเวลาและโดเมนของความถี่" นอกจากนี้ในวรรณกรรมได้อธิบายการนำไปวิเคราะห์ใช้ในทางคลินิกและถูกได้รับการยอมรับให้เป็นมาตรฐานที่ใช้อ้างอิงสำหรับการวัดและวิเคราะห์ HRV โดยจะครอบคลุมทุกสาขาวิชาที่มีความเกี่ยวข้องและสนใจเนื่องจากผู้กำหนดความหมาย มาตรฐานและคำจำกัดข้างต้น ประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญจากหลายๆสาขาวิชา อาทิเช่น

สาขาวิชาทางการแพทย์ สาขาวิชาทางด้านคณิตศาสตร์ สาขาวิชาทางด้านวิทยาศาสตร์ และสาขาวิชาทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ เป็นต้น

3.1.1 สำหรับการประยุกต์ใช้การวิเคราะห์ HRV ในสาขาวิชาต่างๆ

การประยุกต์ใช้ในสาขาวิชาทางการแพทย์ ตัวอย่างเช่น

Matsuura M และคณะ(1996)[24] ได้นำการวิเคราะห์ HRV นำไปวิเคราะห์ความผิดปกติของเด็กทารกที่อยู่ในครรภ์ของมารดา ทารกในครรภ์จะมีการตอบสนองต่อการกระตุ้นระบบประสาทอัตโนมัติ โดยมีการเปลี่ยนแปลง HRV หากไม่มีการเปลี่ยนแปลงถือว่ามีความผิดปกติเกิดขึ้นได้มีการศึกษาพบว่าการลดลงของHRV ของผู้ป่วยที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดพบว่ามีความสัมพันธ์โดยตรงต่อการเพิ่มอัตราการตาย

Reed M.J., Robertson C.E และ Addison P.S.[25] เสนอการใช้ HRV สำหรับการทำนายเหตุการณ์ก่อนการเกิดโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะหัวใจ ทำให้สามารถป้องกันและลดสถานะความเสี่ยงของการเพิ่มอัตราการตายอย่างฉับพลันจากโรคนี้

Ako M. and at el[26] นำเสนอการวิเคราะห์ HRV ที่นำไปประเมินลักษณะการนอนหลับ (Sleep stages) ที่ประมวลผลโดยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองซึ่งแสดงความสัมพันธ์ได้ว่า ระบบซิมพาเทติก จะทำงานโดดเด่นในช่วงการนอนที่เรียกว่า Rapid Eye moment :REM ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความถี่ในช่วงความถี่ต่ำจะเพิ่มขึ้นและช่วงความถี่สูงจะลดลง

การประยุกต์ใช้ทางด้านจิตวิทยา ตัวอย่างเช่น

อารมณ์ด้านบวก (Positive Emotions) มีความสัมพันธ์โดยนัยกับองค์ประกอบสเปกตรัมย่านความถี่สูง โดยมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้นและจะมีแนวโน้มลดลงเมื่อเกิดอารมณ์ด้านลบ (Negative Emotions)[27,28]

นอกจากการวิเคราะห์ HRV ที่ใช้ประโยชน์ในมนุษย์แล้วยังได้รับความสนใจสำหรับการวิเคราะห์ในสัตว์ด้วยเช่นกัน เมื่อประมาณ 15 ปีที่ผ่านมา ได้มีเริ่มศึกษาและมิจงานวิจัยที่ประยุกต์ใช้ในการประเมินพฤติกรรมของสัตว์ที่สามารถสังเกตได้จากความเปลี่ยนแปลงความสมดุลของระบบประสาทอัตโนมัติ เช่น ลักษณะอารมณ์ต่างๆซึ่งอารมณ์ด้านบวกจะมีความสัมพันธ์โดยนัยที่ทำให้องค์ประกอบพลังงานสเปกตรัมย่านความถี่สูงของการวิเคราะห์ HRV เพิ่มขึ้นและจะลดลงเมื่อเกิดอารมณ์ด้านลบพฤติกรรมที่มีลักษณะผิดปกติไปจากเดิมของสัตว์เป็นต้น ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการทดลองและการวิเคราะห์ HRV จากสัญญาณ ECG จากสัตว์ด้วยเช่นกัน

3.2 ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจในหนู

การศึกษาเกี่ยวกับระบบหัวใจของหนูได้เพิ่มมากขึ้นเนื่องจากสามารถดัดแปลงให้เป็นรูปแบบจำลองของระบบหัวใจและหลอดเลือดของมนุษย์ได้ แต่สำหรับการศึกษาการประเมิน HRV เพื่อศึกษาการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัตินั้นยังมีข้อจำกัด แต่อย่างไรก็ยังมีลักษณะพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ยังคงเหมือนกับการวิเคราะห์ HRV ในมนุษย์แต่อัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจจะเพิ่มเป็นประมาณ 15 เท่า[29] ในการศึกษาโดเมนความถี่นั้น มีหลายบทความที่ให้ความสนใจ ซึ่งช่วง

ความถี่ที่ใช้ในการวิเคราะห์จะมีช่วงความถี่ที่เปลี่ยนไปจากของมนุษย์เช่นกัน ตามตารางที่ 3.1 จะเห็นได้ว่ามีความแตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดของพันธุ์ ขนาดตัวของหนูทดลอง และความต่างระหว่างช่วงเวลาที่น่าไปวิเคราะห์

ตารางที่ 3.1 ตารางช่วงความถี่ของการวิเคราะห์ HRV โดเมนความถี่ในการศึกษาของหนูทดลองสำหรับจากงานวิจัยที่ผ่านมา

Authors	ย่านความถี่ต่ำ (ms^2)	ย่านความถี่สูง (ms^2)	ตัวแปร
Ishii <i>et al.</i> (1996)	0.1 - 1.0	0.1 - 5.0	RR
Uechi <i>et al.</i> (1998)	0.1 - 0.75	1.75 - 5.0	HR
Wickman <i>et al.</i> (1998)	0.4 - 1.5	1.75 - 5.0	RR
Gehrman <i>et al.</i> (2000)	0.4 - 1.5	1.5 - 5.0	RR
Just <i>et al.</i> (2000)	0.15 - 1.5	1.5 - 5.0	MBR,PI
Pelat <i>et al.</i> (2003)	0.4 - 1.5	1.5 - 5.0	BP
Williams <i>et al.</i> (2003)	0.4 - 1.5	1.5 - 4.0	BP,PI
Joaquim <i>et al.</i> (2004)	0.1 - 1.0	1.0 - 5.0	MBP,PI
Tankersley <i>et al.</i> (2004)	0.2 - 1.5	1.5 - 5.0	RR
Witte <i>et al.</i> (2004)	0.08 - 1.5	1.5 - 5.0	BP
JXue <i>et al.</i> (2004)	0.1 - 1.75	1.75 - 5.0	PI
Campen <i>et al.</i> (2005)	0.2 - 1.5	1.5 - 5.0	BP
Fazan <i>et al.</i> (2005)	0.1 - 1.0	1.0 - 5.0	BP,PI
Adachi <i>et al.</i> (2006)	0.15 - 1.5	1.5 - 5.5	RR
Farah <i>et al.</i> (2006)	0.1 - 1.0	1.0 - 5.0	BP
Baudrie <i>et al.</i> (2007)	0.15 - 0.6	2.5 - 5.0	BP,PI
Duan <i>et al.</i> (2007)	0.4 - 1.5	1.5 - 4.0	RR

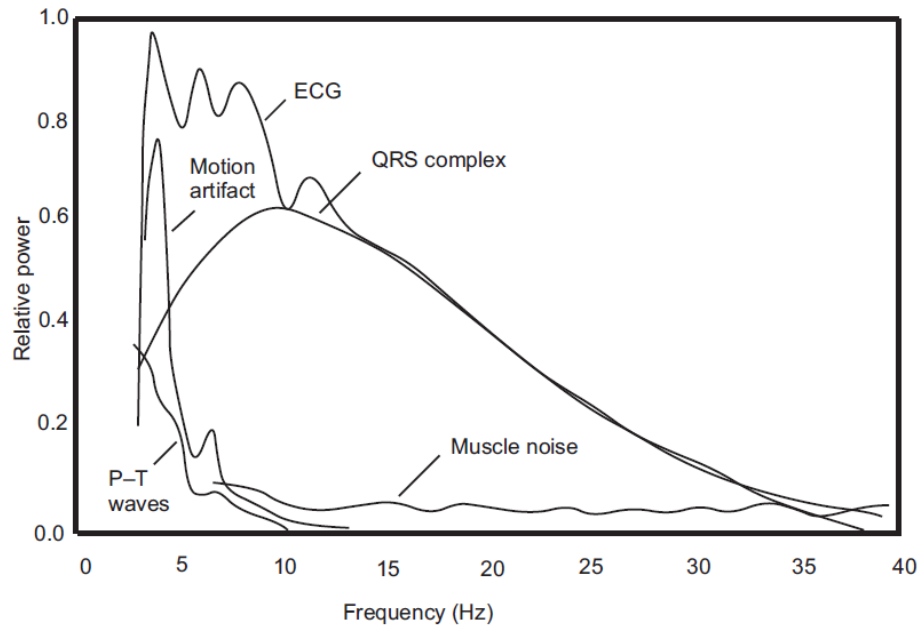
* **คำอธิบาย:** ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์(RR) ,อัตราการเต้นของหัวใจ(HR), ความดันหัวใจ (BP), ค่าเฉลี่ยของความดันหัวใจ(MBP) และช่วงเวลาระหว่างพัลส์(PI)

3.3 กระบวนการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.3.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography:ECG)

การตรวจวัดสัญญาณ ECG เป็นการบันทึกการทำงานของหัวใจ ซึ่งวิธีการการตรวจวัดสัญญาณนั้นสามารถแบ่งได้ 3 วิธีการคือ วิธีการวัดแบบ Standard Limb Lead, Unipolar Limb Lead และ Unipolar Chest Lead แต่ละวิธีการมีความแตกต่างกันตามตำแหน่งของการติดอิเล็กโทรดและขึ้นอยู่กับ การนำไปประยุกต์ใช้

จากรูปที่ 3.1 แสดงช่วงความถี่ของคลื่นต่างๆภายในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย ได้แยกช่วงความถี่ของแต่ละคลื่น ด้วยการคำนวณหาพลังงานสเปกตรัม จากวิธีแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) จะเห็นได้ว่าสัญญาณ ECG ประกอบด้วยคลื่น QRS ที่มีช่วงความถี่ 5-15เฮิร์ตซ์ โดยมีกำลังสูงสุดอยู่ที่ประมาณ 10 เฮิร์ตซ์ขณะที่คลื่น Pและคลื่น T อยู่ที่ช่วงความถี่ 3-11เฮิร์ตซ์ นอกจากนี้แสดงให้เห็นว่าสัญญาณ ECG มีสัญญาณรบกวนอื่นๆปนอยู่ เช่น สัญญาณรบกวนที่มาจากสัญญาณกล้ามเนื้อ สัญญาณรบกวนที่มาจากเครื่องเคลื่อนที่ เป็นต้น



รูปที่ 3.1 ช่วงความถี่ของคลื่นต่างๆภายในสัญญาณ ECG และสัญญาณรบกวน

3.3.2 ขั้นตอนตรวจจับคลื่น QRS

ขั้นตอนการตรวจจับคลื่น QRS ที่กล่าวถึงในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีจะกล่าวถึง 2 กระบวนการ ที่ถูกกล่าวถึงและนิยมนำไปใช้ประโยชน์มากที่สุดคือ

ในปี 1999 Friesen และคณะ[31] ได้ตีพิมพ์เปรียบเทียบขั้นตอนการตรวจจับคลื่น QRS ในอนุกรมของเวลา โดยวิธีการทั้งหมดนั้นจะเป็นวิธีการที่อยู่ภายใต้หาจากขนาดของแอมปริจูดในช่วงวินโดว์ (Window), การกำจัดสัญญาณรบกวนต่างๆระดับอ้างอิงและความต่างเชิงอนุพันธ์ทั้งอันดับหนึ่งและอันดับสองจากการทดสอบของ Friesen ข้อมูลที่ใช้เป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทางเวลามีได้แยกสัญญาณรบกวนต่างๆ ได้ดังนี้

1. สัญญาณแทรกสอดจากไฟฟ้ากระแสสลับ (Power line interference) สัญญาณรบกวนที่มีความถี่ 50 Hz ที่ปนอยู่ในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ มีขยายแอมปริจูดเพิ่มขึ้นร้อยละ 50 สัญญาณรบกวนจากอิเล็กทรอนิกส์หรือจากการติดต่ออิเล็กทรอนิกส์ เป็นสัญญาณรบกวนที่ทำให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเปลี่ยนแปลงรูปร่างไป สังเกตจากสัญญาณช่วงประมาณ 1 วินาทีก่อนสัญญาณ ECG และสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนที่ของผู้ป่วย ทำให้เกิดสัญญาณที่ผิดเพี้ยนได้เช่นกัน

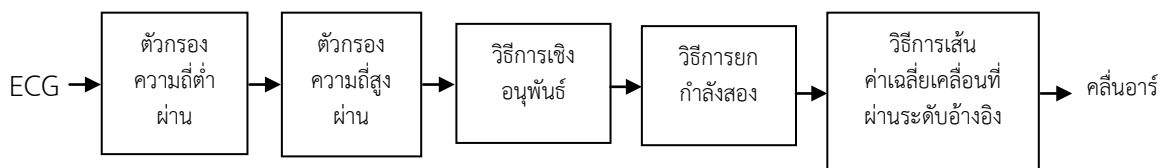
2. สัญญาณรบกวนจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเป็นสัญญาณที่มีค่าเฉลี่ยของการขยายแอมป์ริจูดร้อยละ 10 ของสัญญาณ ECG

3. Baseline drift มักเกิดจากการหายใจ (Respiration) ที่มีการขยายแอมป์ริจูดประมาณร้อยละ 15 ของสัญญาณ ECG ที่อยู่ในช่วงความถี่ 0.15-0.3 เฮิร์ตซ์

4. สัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุปกรณ์การวัด ซึ่งส่วนใหญ่แล้วมาจากอุปกรณ์ของเครื่องวัดและเครื่องสำหรับการประมวลผล

Engelese และ Zeelenberg[32] ได้ทำการทดลองการกำจัดสัญญาณแทรกสอดจากไฟฟ้ากระแสสลับ โดยวิธีการนอตช์ ฟิลเตอร์(Notch filter) ซึ่งสามารถแยกสัญญาณ ECG ออกได้ระดับหนึ่งแต่ยังมีความเปลี่ยนแปลงไม่มากนักเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการกรองตัวอื่น ผลสรุปของ Friesen และคณะได้แนะนำว่ากระบวนการนี้ยังมีความยืดหยุ่น ไม่คงที่และไวต่อการเปลี่ยนแปลง และหากนำวิธีการกรองแบบความถี่ต่ำผ่านหรือการกรองแบบความสูงผ่านน่าจะมีประสิทธิภาพในการกรองมากกว่าเดิม โดยจะกล่าวต่อไปในกระบวนการที่สองซึ่งเป็นการออกแบบการตรวจจับ QRS บนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับ การยอมรับมากและหลากหลายงานวิจัยนำไปประยุกต์ใช้กับงานวิจัย

กระบวนการก่อนการประมวลผล (Pre-processing) เป็นสัญญาณ ECG ที่เป็นอนุกรมทางเวลาที่ เกี่ยวข้องกับการกรองสัญญาณรบกวนทั้งแบบเชิงเส้นและไม่เชิงเส้นสามารถอธิบายได้ตามไดอะแกรม ดังรูปที่ 3.2 โดยแบ่งออกเป็น 4 ส่วนย่อยๆได้ดังนี้



รูปที่ 3.2 ไดอะแกรมขั้นตอนตรวจจับคลื่น QRS ด้วยวิธีการของ Hamilton และ Tompkins

จากไดอะแกรมรูปที่ 3.2 สามารถอธิบายได้ว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกส่งเข้าสู่ตัวกรองความถี่ผ่าน (Band pass filter) ช่วงย่านความถี่ 5-15 เฮิร์ตซ์ โดยตัวกรองความถี่ผ่านประกอบไปด้วยตัวกรองความถี่ต่ำผ่านจะกำจัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงออก เช่น สัญญาณรบกวนตามสาย และตามด้วยตัวกรองความถี่สูงผ่านซึ่งจะกรองสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ต่ำออก เช่น สัญญาณรบกวนที่มาจาก การหายใจ ขั้นตอนนี้จะเพื่อให้คลื่น QRS ผ่านเข้าสู่การประมวลผลต่อไป จากนั้นสัญญาณ ECG จะถูกส่งเข้าสู่ขั้นตอนการคำนวณอนุพันธ์เพื่อหาความชันของสัญญาณ QRS และผ่านเข้าสู่ขั้นตอนการยกกำลังสองและการคำนวณหาค่าเฉลี่ยตามลำดับ

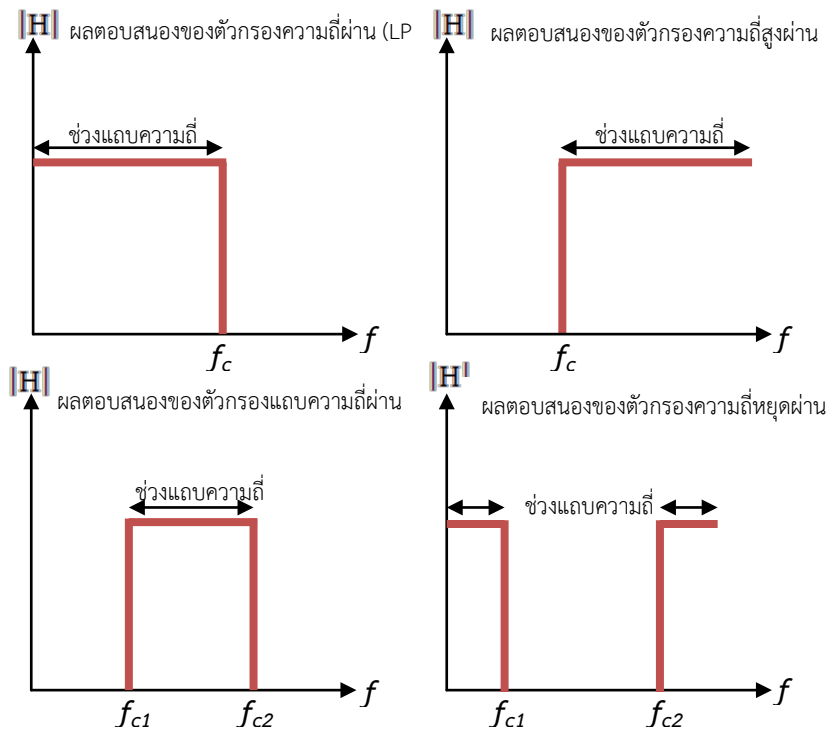
ส่วนที่สองจะเป็นกระบวนการหลังการประมวลผล (Post-processing) เป็นกระบวนการที่ พิจารณารายละเอียดถึงการจัดการกับตำแหน่งของคลื่นอาร์ในสัญญาณ ECG โดยเปรียบเทียบกับ ตำแหน่งของคลื่นอาร์จริงที่มาจากแฟ้มข้อมูลจาก MIT-BIH ซึ่งถูกระบุตำแหน่งโดยผู้เชี่ยวชาญ

สำหรับงานวิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้กระบวนการของ Hamilton และ Tompkins[33] ในการตรวจจับ คลื่นอาร์โดยมีวิธีขั้นตอนการคำนวณดังนี้

1.การออกแบบวงจรตัวกรองความถี่

วงจรตัวกรองความถี่เป็นวงจรที่มีความสำคัญมาก สำหรับเครื่องมือทางอิเล็กทรอนิกส์ไม่ว่าจะเป็น งานทางด้านสื่อสาร การควบคุม และทางด้านทางการแพทย์ วงจรตัวกรองความถี่แบ่งออกเป็นสองรูปแบบคือ วงจรตัวกรองความถี่แบบอนาล็อก (Analog filter) และวงจรตัวกรองความถี่แบบดิจิทัล (Digital filter)

วงจรตัวกรองความถี่ทำหน้าที่จำแนกความถี่ตามความต้องการของผู้ใช้ แบ่งตามคุณลักษณะของผลตอบสนองความถี่ (Frequency Response) ดังรูปที่ 3.3 ได้ 4 ชนิดด้วยกันคือ วงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter: LPF) วงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter: HPF) วงจรตัวกรองแถบความถี่ผ่าน (Band Pass Filter: BPF) และวงจรตัวกรองความถี่หยุดผ่าน (Band Stop Filter: BSF)



รูปที่ 3.3 ผลตอบสนองความถี่ตัวกรองอุดมคติ

จากผลตอบสนองความถี่ใน รูปที่ 3.3 เมื่อให้ H คือขนาดของแรงดัน ทางด้านเอาต์พุต คือขนาดของแรงดันทางด้านเอาต์พุต ตัวกรองความถี่ต่ำผ่านจะยอมให้ความถี่ตั้งแต่ 0 Hz. ถึงความถี่ f_c ผ่านไปยังขั้วเอาต์พุตของวงจรได้ ส่วน ตัวกรอง ความถี่ที่สูงกว่า f_c ความถี่จะไม่ผ่านไปยังเอาต์พุต ได้ สำหรับตัวกรองความถี่สูงผ่านจะยอมให้ความถี่สูงกว่าความถี่ f_c ผ่านไปยังเอาต์พุตได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ 0 Hz. ถึงความถี่ f_c จะไม่ผ่านไปยังเอาต์พุตได้ สำหรับวงจรตัวกรองแถบความถี่ผ่านจะยอมให้ความถี่ตั้งแต่ f_{c1} ถึงความถี่ f_{c2} ผ่านไปยังเอาต์พุตได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ 0Hz. ถึงความถี่ f_{c1} กับความถี่ที่สูงกว่า f_{c2} จะ

ไม่ผ่านไปยังเอาต์พุต และตัวกรองแถบความถี่หยุดผ่านจะไม่ยอมให้ช่วงความถี่ f_{c1} ถึงความถี่ f_{c2} ผ่านไป
ยังเอาต์พุต ส่วนความถี่อื่นๆ จะยอมให้ผ่านไปยังเอาต์พุตได้

ตัวกรองความถี่ที่ใช้งานกันอยู่ทั่วไป มักนิยมใช้ ในวงจรกรองความถี่แบบแอนาล็อก ซึ่ง
ประกอบไปด้วย ตัวความต้านทาน, ตัวเก็บประจุ, ตัวเหนี่ยวนำ และอุปกรณ์กึ่งตัวนำ เช่น ออปแอมป์
ข้อดีคือออกแบบได้ง่าย ราคาถูก แต่มีข้อเสียที่วงจรขาดเสถียรภาพ(stability) ความถี่ที่ต้องการมีความ
คลาดเคลื่อนสูง แต่ในปัจจุบันได้หันมานิยมใช้วงจรกรองความถี่แบบดิจิทัลกันมาก เพราะมีเสถียรภาพที่
ดีกว่า ความถี่ที่ต้องการมีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า แต่มีข้อเสียคือ การออกแบบทำได้ยากกว่า และมี
ราคาสูงกว่า สำหรับวิทยานิพนธ์นี้กล่าวถึงการออกแบบวงจรตัวกรองความถี่แบบดิจิทัลเพียงอย่างเดียว

การแบ่งประเภทของวงจรตัวกรองความถี่แบบดิจิทัล จะแบ่งตามผลตอบสนองอิมพัลส์
ของระบบตามรูปที่ 3.3 คือผลตอบสนองอิมพัลส์จำนวนจำกัด(Finite Impulse Response: FIR) กับ
ผลตอบสนองอิมพัลส์จำนวนไม่จำกัด(Infinite Impulse Response: IIR) แต่ในที่นี้ขอยกตัวอย่างการ
ออกแบบวงจรตัวกรองความถี่แบบดิจิทัลที่มีผลตอบสนองอิมพัลส์จำนวนจำกัดหรือ FIR เหมาะสำหรับการ
พัฒนาเครื่องมือวัดทางด้านการแพทย์และวิทยานิพนธ์นี้ใช้ในการออกแบบการตรวจจับคลื่นอาร์

ตัวกรองแบบ FIR มีฟังก์ชันการถ่ายโอน (Transfer Function) มีคุณสมบัติดังสมการ

$$y(n) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)x(n-k) \quad (3.1)$$

เขียนให้อยู่ในรูปแซดโดเมน (z-domain) ได้ตามสมการ

$$Y(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)x(z)z^{-k} \quad (3.2)$$

หรือจะเขียนให้อยู่ในรูปของฟังก์ชันถ่ายโอนจะได้

$$H(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)z^{-k} \quad (3.3)$$

$$Y(z) = h(0)x(z) + h(1)x(z)z^{-1} + h(2)x(z)z^{-2} + \dots + h(k)x(z)z^{-k} \quad (3.4)$$

การออกแบบตัวกรองแบบ FIR จะใช้วิธีฟูเรียร์ซีรีส์รี (Fourier Series) มาออกแบบการพิจารณา

2.ระบบอนุพันธ์

กำหนดให้ $X_1(t)$ เป็นอินพุตที่ต่อเข้ากับระบบอนุพันธ์และ $X_2(t)$ เป็นเอาต์พุต
ความสัมพันธ์ระหว่าง $X_1(t)$ และ แทนได้ดังสมการ

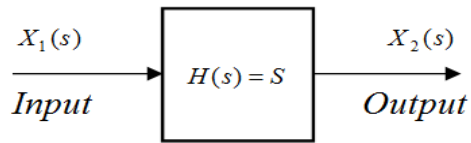
$$X_2(s) = \frac{dX_1(t)}{dt} \quad (3.5)$$

ทำการแปลงลาปลาซจะได้สมการ

$$X_2(s) = sX_1(s) \quad (3.6)$$

จากสมการที่ จะได้ฟังก์ชันถ่ายโอนดังสมการที่ 3.7 และสมการแสดงบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 3.4

$$H(s) = \frac{X_2(s)}{X_1(s)} = S \quad (3.7)$$

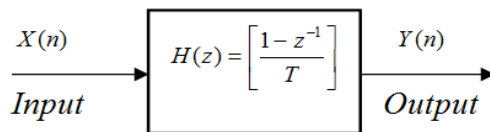


รูปที่ 3.4 บล็อกไดอะแกรมฟังก์ชันถ่ายโอน

สำหรับการสร้างระบบอนุพันธ์ที่เป็นระบบต่อเนื่องทางเวลาให้เป็นระบบที่ไม่ต่อเนื่องทางเวลา ทำให้ได้ระบบอนุพันธ์แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลาตามสมการที่หรือในบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 3.5

$$X_2(z) = \left[\frac{1 - z^{-1}}{T} \right] X_1(z) \quad (3.8)$$

$$H(z) = \frac{X_2(z)}{X_1(z)} = \frac{1 - z^{-1}}{T} \quad (3.9)$$



รูปที่ 3.5 บล็อกไดอะแกรมระบบอนุพันธ์แบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา

เมื่อนำไปเขียนสมการผลต่างได้ดังสมการ

$$X_2(n) = \frac{X_1(n) - X_1(n-1)}{T} \quad (3.9)$$

3. ระบบกำลังสอง

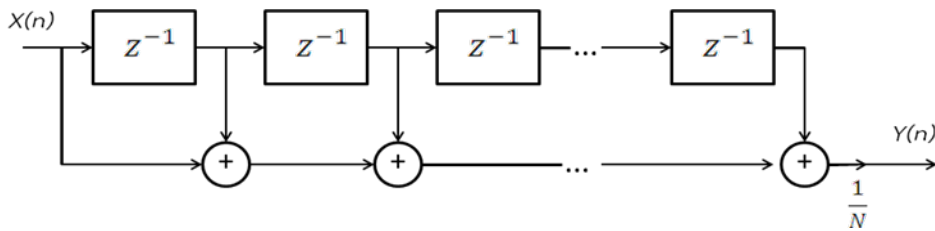
การยกกำลังสองสามารถกระทำดังสมการ

$$y(n) = (y(n))^2 \quad (3.10)$$

4. ระบบการหาค่าเฉลี่ย

การหาค่าเฉลี่ยสามารถกระทำดังสมการที่ เป็นไปตามสมการตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.6

$$y(n) = \frac{1}{T} \sum_{k=0}^{N-1} x(n-k) \quad (3.11)$$



รูปที่ 3.6 บล็อกไดอะแกรมของการหาค่าเฉลี่ย

3.4 การคำนวณช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์

การวิเคราะห์ HRV ในวิทยานิพนธ์นี้ได้จากการนำช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ $RR(i)$ ของสัญญาณ ECG จากรูปคลื่นหนึ่งไปยังอีกรูปคลื่นที่อยู่ถัดไปในรูปของเวลา $t(i)$, ($i = 1, 2, 3, \dots, n$) ดังสมการ

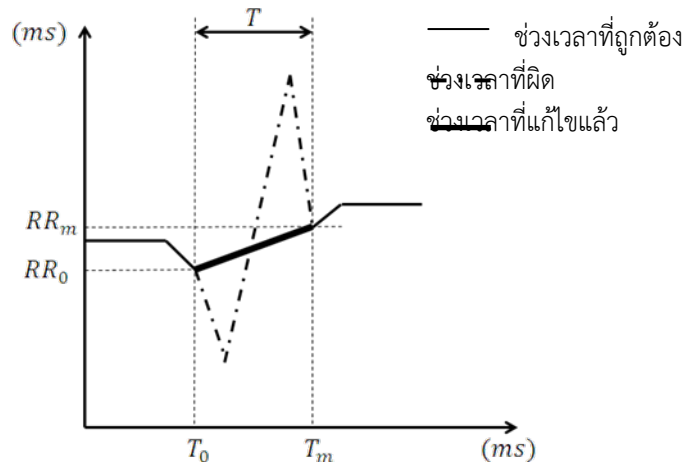
$$RR(i) = t(i) - t(i-1) \quad (3.12)$$

การวิเคราะห์ HRV เป็นการวิเคราะห์จังหวะการเต้นของหัวใจที่เกิดจากโหนดไซนัสปกติ หากเกิดจังหวะการเต้นที่ผิดปกติทำให้การวิเคราะห์ HRV ผิดพลาดทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ สำหรับในมนุษย์สามารถแก้ไขได้ง่ายกว่าในสัตว์เนื่องจากมีเจ้าหน้าที่ที่ตรวจสอบแก้ไข แต่สำหรับการวิเคราะห์ในสัตว์ไม่สามารถทำได้เนื่องจากการบันทึกสัญญาณในระยะยาว ดังนั้นขั้นตอนวิธีการ Ectopic Rejection จึงนำมาใช้ในการปรับแก้ไข จากสมการ 4.13

จากรูปที่ 3.7 สมมติให้จังหวะการเต้นที่ผิดปกติ (Ectopic Beat) อยู่ในช่วงเวลา T , ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่แก้ไขแล้ว RR_m คำนวณได้จากช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่ถูกต้องบวกกับผลลัพธ์ของ

ตำแหน่งของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่ถูกตัดออกไปก่อนที่จะเกิด Ectopic beat T_m ลบด้วยตำแหน่งของช่วงเวลาที่ถูกต้องก่อนหน้าที่จะเกิด Ectopic beat T_0 หารด้วยช่วงเวลา T ดังสมการ

$$RR_m = RR_0 + \frac{(T_m - T_0)}{T} \quad (3.13)$$



รูปที่ 3.7 วิธีการแก้ไขการคลื่นอาร์ที่ผิดปกติ Ectopic beat

3.5 การวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ

HRV เป็นการวัดตัวความเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นของหัวใจ ที่ได้รับการเสนอโดยแบ่งในโดเมนเวลา โดเมนความถี่

3.5.1 การวิเคราะห์ HRV รูปแบบของโดเมนเวลา

โดเมนเวลา เป็นวิธีการประเมินที่มีพารามิเตอร์ง่ายที่สุดในการคำนวณ [23] ซึ่งจะขึ้นอยู่กับช่วงการเต้นหรือช่วง NN ซึ่งมีพารามิเตอร์ทางสถิติดังนี้

meanRR ค่าเฉลี่ยของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ เป็นพารามิเตอร์ที่บ่งชี้ถึงการแสดงผลของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติทั้งหมดตลอดช่วงเวลาที่วัด โดยคำนวณได้จากสมการ

$$meanRR = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N RR_n \quad (3.14)$$

SDNN (Standard derivation of all NN interval) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของช่วงเวลา NN ที่ถูกคำนวณเป็นระยะเวลากว่า 24 ชั่วโมง และทำให้ครอบคลุมทั้งรูปแบบทั้งหมดของ HRV เป็นพารามิเตอร์ เพียงชนิดเดียวที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการวัดระยะยาว

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}} \quad (3.15)$$

SDANN (Standard deviation of averages of NN interval) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยของช่วง NN จำนวนช่วงสั้นๆ มักจะประมาณ 5 นาทีเป็นการประมาณการเปลี่ยนแปลงอัตราการเต้นของหัวใจที่มีรอบนานกว่า 5 นาที

SDNN index (Standard deviation of all NN interval index) เป็นดัชนีเฉลี่ยของช่วงเบี่ยงเบนมาตรฐานช่วงเวลาระหว่าง NN ระยะเวลา 5 นาที ที่คำนวณมากกว่า 24 ชั่วโมง

RMSSD (Square root of the mean of sum of the square of the difference between adjacent NN interval) รากที่สองของค่าความต่างยกกำลังสองของค่าเฉลี่ยของช่วงเวลา NN ของผลบวกของช่วงเวลาระหว่าง NN กำลังสอง

NN50 (Number of pair of adjacent NN differing by more than 50 ms) จำนวนของคู่ NN ที่มีความระยะมากกว่า 50 มิลลิวินาที

pNN50 (Percentage of adjacent NN differing by more than 50 ms) ร้อยละของสัดส่วนของจำนวนคู่ของ NN ที่มีระยะห่างต่างกันมากกว่า 50 มิลลิวินาที กับจำนวนรวมของความต่างของ NN ทั้งหมด เป็นพารามิเตอร์ที่บ่งชี้การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติในส่วนของพาราซิมพาเทติกในช่วงทั้งหมดของช่วงเวลานั้นๆ

3.5.2 การวิเคราะห์ HRV รูปแบบของความถี่

โดเมนความถี่ เป็นโดเมนที่เกี่ยวข้องกับอัตราการเต้นหัวใจที่ทราบความแปรปรวนที่ช่วงความถี่ บางความถี่ที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการทางสรีรวิทยาที่เฉพาะเจาะจง โดยพารามิเตอร์สำหรับการวิเคราะห์โดเมนความถี่จะประเมินจากพลังงานความหนาแน่นของสเปกตรัมจากการวิเคราะห์ Tachogram ของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ โดยพลังงานความหนาแน่นของสเปกตรัม (Power Spectrum Density: PSD) ซึ่งให้ข้อมูลพื้นฐานของวิธีการทางพลังงานของความถี่ เป็นวิธีการที่ใช้ในการคำนวณหาพลังงานสเปกตรัมในทางวิศวกรรมศาสตร์นั้นเป็นเพียงการประมาณของสัญญาณจริงทั้งหมด โดยมีขั้นตอนทางคณิตศาสตร์ ซึ่งมีทั้งวิธีการประเมินค่าสเปกตรัมทั้งวิธีการแบบไม่อ้างอิงพารามิเตอร์ (Non-Parametric) และวิธีการอ้างอิงพารามิเตอร์ (Parametric) สำหรับการแบ่งช่วงของค่าพลังงานความหนาแน่นของสเปกตรัมในช่วงที่เกี่ยวข้องกับการประเมินการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ สำหรับในมนุษย์สามารถแบ่ง ของช่วงความถี่ต่างๆ ได้ดังนี้

ช่วงความถี่ต่ำมาก	(Vary low frequency: VLF) อยู่ในช่วง 0.0033-0.04 เฮิร์ตซ์
ช่วงความถี่ต่ำ	(Low frequency: LF) อยู่ที่ช่วง 0.04-0.15 เฮิร์ตซ์
ช่วงความถี่สูง	(High frequency: HF) อยู่ที่ช่วงความถี่ 0.15-0.5 เฮิร์ตซ์
การวิเคราะห์	HRV จะต้องทำการเหมือนนอร์มอไลซ์พลังงาน (Normalized) ด้วยช่วงความถี่ต่ำและช่วงความถี่สูง ให้อยู่ในรูปหน่วยปกติ(Unit Norm) ได้ตามสมการดังนี้

$$LF_{norm} = \frac{LF}{LF + HF} \quad (3.16)$$

$$HF_{norm} = \frac{HF}{LF + HF} \quad (3.17)$$

การวิเคราะห์สัญญาณใดๆ สัญญาณนั้นจะถูกนำมาวิเคราะห์ในโดเมนเวลา ก่อน เพื่อหาขนาด คาบเวลา ความถี่ ฯลฯ และถ้าข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์เป็นสัญญาณซายน์บริสุทธิ์ที่มีองค์ประกอบของ สัญญาณเพียงความถี่เดียว ก็จะทำให้การวิเคราะห์หาข้อมูลเหล่านั้นทำได้ง่าย แต่ในข้อมูลจริงส่วนใหญ่จะ ประกอบด้วยความถี่ซับซ้อนปนกันอยู่มากมาย เมื่อต้องการพิจารณาถึงลักษณะของความถี่เหล่านั้น เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์จึงต้องเปลี่ยนมาวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ การวิเคราะห์ในโดเมนความถี่นี้เรา เรียกว่า การวิเคราะห์สเปกตรัม เพราะไม่สามารถนำข้อมูลทั้งหมดของสัญญาณจริงมาวิเคราะห์ได้ แต่เป็น เพียงการนำข้อมูลบางส่วนของสัญญาณที่ได้จากการสุ่มค่ามาวิเคราะห์เท่านั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เน้นการ คำนวณหาพลังงานสเปกตรัมโดยใช้วิธีการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว และวิธีการการประมาณค่าสเปกตรัม แบบ Non-Parametric Method ด้วยวิธีการเวลล์ (Welch)[34] มาใช้ในการวิเคราะห์ HRV ดังนั้นวิธีการอื่นๆ จึงขอกกล่าวอย่างคร่าวๆ

การแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว

ในการแปลงฟูเรียร์ของข้อมูลที่ต้องการวิเคราะห์จะได้มาจากการสุ่ม จากสัญญาณใดๆ โดย กำหนดให้อัตราการสุ่มเป็น

$$f_s = \frac{\text{samples}}{\text{second}} \quad (3.18)$$

หลังจากการสุ่มค่าจะได้ข้อมูลที่มาต้องเป็นข้อมูลที่ต่อเนื่องเป็นค่าที่ต่อเนื่องคือ x_0, x_1, \dots, x_{N-1} จำนวน N ตัวอย่าง แต่ละตัวอย่างได้ข้อมูลจะถูกแบ่งออกเป็นช่วงเวลาเท่าๆกัน และหลังจากการสุ่มค่า การแปลงฟูเรียร์จะถูกนำมาใช้เพื่อการแปลงข้อมูลจากโดเมนของเวลามีจำนวน N ตัวอย่างไปสู่โดเมนของ ความถี่ x_0, x_1, \dots, x_{N-1} ด้วยสมการ

$$X_n(f) = \Delta t \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{2\pi f n \Delta t} \quad (3.19)$$

โดยที่ $\Delta t = \frac{1}{f_s}$

- f_s คือ อัตราการสุ่ม
- X_n คือ ข้อมูลในโดเมนเวลาที่ได้จากการสุ่มตัวอย่าง
- n คือจำนวนครั้งของการสุ่มตัวอย่าง

$X_n(f)$ คือสัญญาณในโดเมนความถี่

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

ปัญหาทั่วไปที่เกิดขึ้นในการแปลงฟูเรียร์และการแก้ไขเบื้องต้น

เมื่อทำการสุ่มสัญญาณที่มีความต่อเนื่อง ข้อมูลบางช่วงที่อยู่ระหว่างจุดสุ่มสัญญาณก็จะสูญหาย และถ้าเพิ่มอัตราการสุ่มให้สูงขึ้น ข้อมูลที่ได้จะได้รายละเอียดของสัญญาณได้มากขึ้น ซึ่งตามทฤษฎีของไนควิสต์ (Nyquist) กล่าวว่า ถ้าต้องการได้ข้อมูลข่าวสารของสัญญาณอย่างถูกต้อง แล้วจะต้องให้อัตราการสุ่มสัญญาณอย่างน้อยที่สุดมีค่าเป็น 2 เท่าของความถี่สูงสุดของสัญญาณ ถ้าไม่เป็นไปตามเงื่อนไขนี้ก็จะทำให้เกิดอเลียสซิ่ง (Aliasing) ขึ้น การเกิด Aliasing คือ การไม่สามารถแยกความถี่ได้อย่างชัดเจนของสัญญาณจริงเนื่องจากการซ้อนทับของสเปกตรัมของสัญญาณที่ถูกสุ่ม แต่ปัญหานี้สามารถแก้ไขด้วยวิธีการรั่ว (Leakage) ของสเปกตรัม ซึ่งขั้นตอนนี้เกิดจากการแปลง FFT ที่นำข้อมูลบางส่วนจากสัญญาณจริงมาวิเคราะห์ โดยวิธีการนำข้อมูลบางส่วนมาพิจารณาเรียกว่า การทำกรอบหน้าต่าง (Windowing) และเพื่อให้สัญญาณที่ได้มีความต่อเนื่องจึงนำสัญญาณภายในกรอบหน้าต่างมาทำการต่อกันและทำซ้ำไปเรื่อยๆ เพื่อให้เกิดความต่อเนื่องและลดปัญหาการรั่วของสัญญาณ

สำหรับค่า Power Spectrum Density คือ รูปแบบการกระจายในแกนความถี่ขนาดของสัมประสิทธิ์ x_n ยกกำลังสอง $|x_n|^2$ นั่นเอง

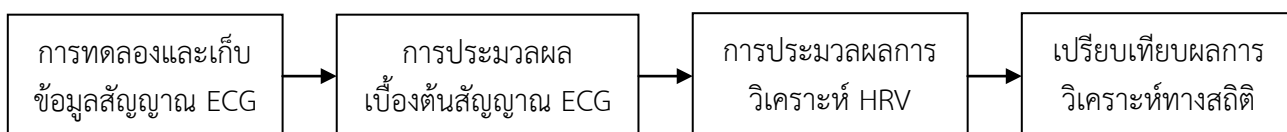
$$S_n(f) = \sum_{n=0}^{N-1} |X_n|^2 \quad (3.20)$$

บทที่ 4

การออกแบบการทดลองและวิธีการวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในบทที่ 3 ได้กล่าวถึงการวิธีการต่างๆและงานวิจัยที่ใช้ในการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ แต่อย่างไรก็ดีวิธีการแต่ละวิธีการจะมีความเหมาะสมในแต่ละงานวิจัยที่แตกต่างกันออกไป และในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบการวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจที่มีความเหมาะสมกับงานวิจัยขั้นนี้ ซึ่งเนื้อหาจะประกอบไปด้วย การทดลองการเก็บข้อมูลสัญญาณ ECG ที่ได้รับการวัดของหนู ในแต่ละการทดลอง ขั้นตอนการกำจัดสัญญาณรบกวนที่ได้จากการทดลอง ขั้นตอนตรวจจับสัญญาณคลื่นอาร์การตรวจสอบความผิดปกติของการตรวจจับคลื่นอาร์ การคำนวณช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ และกล่าวถึงการออกแบบขั้นตอนของการวิเคราะห์ HRV ในทางโดเมนเวลา และทางโดเมนความถี่

4.1 ขั้นตอนของงานวิจัย



รูปที่ 4.1 รูปแบบและขั้นตอนของงานวิจัย

จากรูปที่ 4.1 เป็นการแสดงถึงรูปแบบและขั้นตอนของงานวิจัย ซึ่งสามารถแบ่งเป็น ขั้นตอนการทำงานหลักๆได้ดังนี้

- ขั้นตอนการทดลองและเก็บข้อมูลสัญญาณ ECG
- ขั้นตอนการประมวลผลเบื้องต้น (Pre-processing)
- ขั้นตอนการวิเคราะห์ HRV
- ขั้นตอนการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ของแต่ละการทดลอง

4.1.1 ขั้นตอนการทดลองและเก็บข้อมูลสัญญาณ ECG

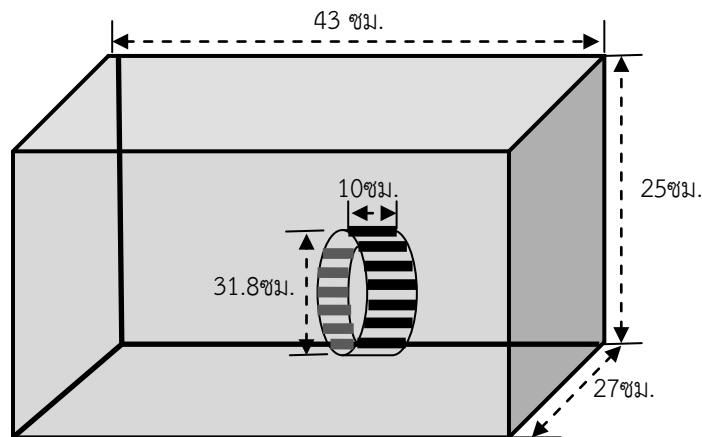
สำหรับการทดลองกับสัตว์โดยสถานที่ทดลองเก็บข้อมูลคือ ศูนย์วิจัยประสาทวิทยาศาสตร์ สถาบันชีววิทยาศาสตร์โมเลกุล มหาวิทยาลัยมหิดล ศาลายา จังหวัดนครปฐม สัตว์ที่ใช้ในการทดลองคือ หนูทดลองพันธุ์ Wistar เพศผู้ อายุ 8 สัปดาห์ น้ำหนักเฉลี่ยประมาณ 250-300 กรัม สำหรับการทดลองเป็นการศึกษาผลของการออกกำลังกายเพื่อป้องกันการตอบสนองที่ผิดปกติของการเต้นของหัวใจที่ถูกกระตุ้นจากความเครียดในกลุ่มของหนูที่ออกกำลังกายอย่างต่อเนื่องและกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย ซึ่งสามารถแบ่งเป็น 4 กลุ่มทดลองได้ดังนี้

กลุ่มที่ 1 กลุ่มควบคุม คือหนูทดลองที่ไม่ได้การออกกำลังกายและไม่ได้ถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด (C=Control)

กลุ่มที่ 2 คือ หนูทดลองที่การออกกำลังกายมีการงล้อเพื่อฝึกให้ออกกำลังกายและไม่ได้ถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด (wheel running exercise + Non Stress = WRE + Non Stress)

กลุ่มที่ 3 คือ หนูทดลองที่ไม่ได้การออกกำลังกายและได้ถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียดโดยการจำกัดการเคลื่อนไหว (Non wheel running exercise + stress= Non WRE+ Stress)

กลุ่มที่ 4 หนูทดลองที่การออกกำลังกายและได้ถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียดโดยการจำกัดการเคลื่อนไหว (wheel running exercise + Stress = WRE + Stress)



รูปที่ 4.2 กล่องพลาสติกใสขนาด 43x27x25 เซนติเมตร และบรรจวงล้อสำหรับวิ่งขนาด 31.8x10 เซนติเมตร

การออกกำลังกายของหนูทดลองทั้ง 2 กลุ่ม จะอยู่ในกล่องพลาสติกใสขนาด 43 x27x25 เซนติเมตรกรงละ 1 ตัว โดยจะวางกล่องชิดกันทำให้หนูสามารถมองเห็นกันได้ โดยในกล่องพลาสติกแต่ละกล่องจะบรรจุวงล้อสำหรับวิ่งขนาด 31.8x10 เซนติเมตร ดังรูปที่ 4.2 ให้อิสระสำหรับหนูกับการวิ่ง แต่ละตัวจะต้องวิ่งอย่างน้อย 3 กิโลเมตรต่อวัน ระยะทางของการวิ่งจะถูกนับโดยเครื่องนับอัตโนมัติที่ติดอยู่กับตัวเครื่องหนู ถ้าหนูทดลองตัวใดวิ่งไม่ถึง 3 กิโลเมตรต่อวัน จะถูกคัดออกจากการทดลองและเปลี่ยนตัวใหม่แทน จำนวนการวิ่งของวงล้อต่อชั่วโมงจะถูกบันทึกโดย Vital Viewer Data Acquisition System สำหรับหนูในกลุ่มไม่ได้ออกกำลังกายจะอยู่ในกรงพลาสติกมาตรฐานขนาด 43 x27x25เซนติเมตรแบบแยกเดี่ยวเช่นกัน แต่ไม่มีวงล้อสำหรับวิ่ง ควบคุมอุณหภูมิห้องที่ประมาณ 25 ถึง 26 องศาเซลเซียส มีการควบคุมความมืดและความสว่างในอัตรา 12:12 ชั่วโมง หนูทดลองทุกตัวจะได้รับอาหารหนูและน้ำจากขวดน้ำแบบดูดอย่างพอเพียง หลังจาก 5 ถึง 6 สัปดาห์ หนูทั้ง 4 กลุ่มจะถูกนำมาผ่าตัด เพื่อใส่เครื่องมือที่วัดอัตราการเต้นของหัวใจคือ Telemetry transmitters เข้าไปอยู่ใต้กระดูกหน้าอก ตามวิธีการของ Sgoifo [35] และถูกนำมาพักฟื้นจำนวน 7 วันเพื่อรอทำการทดลองต่อไป สำหรับ หนูในกลุ่มออกกำลังกายจะถูกนำมาใส่ในกรงที่มีวงล้อสำหรับวิ่งอีกครั้ง โดยจะทำการวิ่งต่อไปอีก 4 ถึง 5 สัปดาห์ โดยสรุป

แล้วหนูในกลุ่ม ออกกำลังกาย ทั้งหมดจะออกกำลังกายแบบวิ่งวงล้อด้วยตัวเองเป็นระยะเวลาทั้งหมด 10 สัปดาห์ (Chronic wheel running exercise)

การวัดสัญญาณ ECG และการเคลื่อนไหวของหนูทดลองจะถูกวัดด้วยระบบ Biotelemetry system (Dataquest IV, Data Science, USA) และวิธีการผ่าตัดเพื่อใส่เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยการนำหนูทดลองที่ต้องการใส่เครื่องมือชนิดนี้มาวางยาสลบ โดย Telemetric ECG radio transmitters จะถูกนำมาใส่ในช่องท้องตรงกลางลำตัวและนำหนูทดลองกลับมาห้องพักฟื้น 7 วันเพื่อรอการทำการทดลอง ข้อมูลของการเต้นของหัวใจจะถูกป้อนเข้าไปทุก 1 นาทีในตัวควบคุม peripheral processor ซึ่งต่อกับเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ ในระบบนี้การเปลี่ยนแปลงของกิจกรรมต่างๆจะถูกบันทึก โดยการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง ตัวส่งสัญญาณ กับตัวควบคุม สายอากาศการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ แต่ละครั้งจะถูกบันทึกอยู่ในรูปแบบ ดิจิตอล การเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง transmitter สามารถจับสัญญาณ ได้เที่ยงตรงประมาณร้อยละ 95 ถึง 99 ของการเต้นหัวใจปกติ [35]

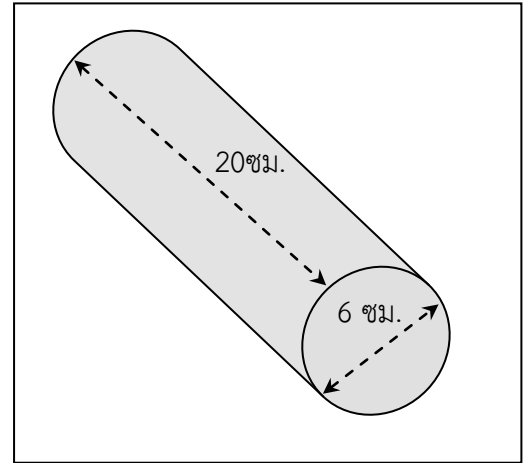
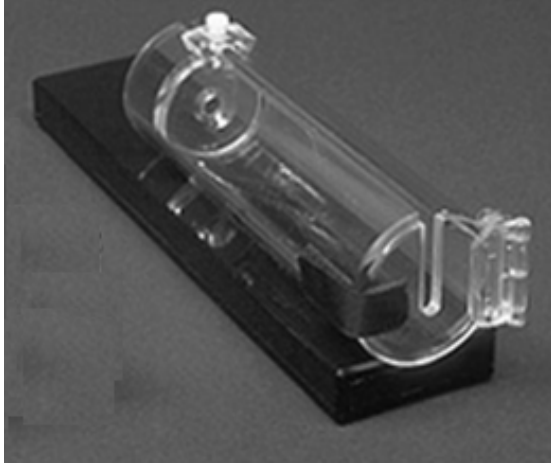


รูปที่ 4.3 การวัดสัญญาณ ECG และการเคลื่อนไหวของหนูทดลองด้วยระบบ Biotelemetry system

วิธีการทำให้เกิดความเครียด

การทดลองนี้ต้องการศึกษาความเครียดที่กระตุ้นให้อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ดังนั้นการทดลองนี้จะใช้วิธีการทำให้เกิดความเครียด คือการจำกัดการเคลื่อนไหว (Immobilization Restrainter)

Immobilization Restrainter คือ ท่อพลาสติกขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง เส้นผ่าศูนย์กลาง 6 ซม. ยาว 20 ซม. ดังรูปที่ 4.4 [36] เมื่อหนูเข้ามาอยู่ในท่อนี้ก็จะถูกจำกัดการเคลื่อนไหว โดยจะให้หนูอยู่ในท่อนี้เป็นเวลา 60 นาที เพื่อกระตุ้นให้หนูเกิดความเครียด และหลังจากนั้นจะย้ายหนูกับเข้ากรงเดิม



รูปที่ 4.4 restrainer ที่เป็นท่อพลาสติกขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง เส้นผ่าศูนย์กลาง 6 ซม. ยาว 20 ซม.

ขั้นตอนการทดลอง

การวัดสัญญาณ ECG ที่ได้จากเพื่อนำไปวิเคราะห์ HRV และทำการเปรียบเทียบทั้ง 4 กลุ่มการทดลองโดยจะนำหนูที่ต้องการทดลองในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ออกมาจากกล่องที่อยู่และเปิดสวิทช์ Telemetry Transmitter ตัวส่งสัญญาณ จะส่งสัญญาณแบบไร้สายมาที่กล่องรับสัญญาณ และทำการบันทึกสัญญาณ ECG ขณะที่หนูถูกทำการทดลองโดยผ่านจอมอนิเตอร์หนูทดลองจะถูกพักอยู่ในกล่องพักเป็นเวลา 60 นาทีเพื่อสัญญาณ ECG ในลักษณะที่ปกติของหนูเพื่อเปรียบเทียบลักษณะการทำงานของร่างกายระหว่างกลุ่มที่ ออกกำลังกายและไม่ได้ออกกำลังกาย ดังรูปที่ 4.5 สำหรับกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 เป็นการทดลองในสภาวะความเครียดโดยจะทำการวัดสัญญาณ ECG ขณะพัก (Resting) 60 นาที หนูจะมีการเคลื่อนไหวอย่างอิสระขณะที่อยู่ในกล่องพักนั้น และจะจับหนูให้ได้รับการถูกกระตุ้นให้เกิดความเครียดโดยวิธีการจำกัดการเคลื่อนไหว (Restraint) เป็นเวลา 60 นาที หลังจากนั้นหนูจะถูกนำกลับมาไว้ในกล่องพักอีก 60 นาทีดังรูปที่ 4.6 การทดลอง การวัดสัญญาณ ECG จะถูกวัดอย่างต่อเนื่อง ตั้งแต่เริ่มทดลองจนกระทั่งสิ้นสุดการทดลอง หนูจะถูกปิดสวิทช์ Telemetry transmitter ก่อนนำกลับไปเก็บในกล่องเดิมการทดลองจะถูกทำซ้ำอีกครั้งใน 7 วัน



รูปที่ 4.5 ช่วงระยะเวลาขณะทำการทดลองของหนูกลุ่มที่ 1 และหนูกลุ่มที่ 2



รูปที่ 4.6 ช่วงระยะเวลาขณะทำการทดลองของหนูกลุ่มที่ 3 และหนูกลุ่มที่ 4

4.2 ขั้นตอนประมวลผลเบื้องต้น

4.2.1 องค์ประกอบของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของหนู

สัญญาณ ECG ที่ได้มายังคงมีสัญญาณรบกวนปนอยู่ดังนี้ ซึ่งสัญญาณรบกวนที่ปนมากับสัญญาณ ECG ของหนูจะถูกคำนวณหาพลังงานสเปกตรัมโดยใช้วิธีการแปลงฟูเรียร์ในการประเมิน สัญญาณรบกวน และสัญญาณ ECG ดังรูปที่ 4.7 จะได้ว่าสัญญาณ ECG ของหัวใจหนูจะอยู่ในย่านความถี่ที่ 5-40 เฮิร์ตซ์ ซึ่งตรงมีความสอดคล้องกับอัตราการเต้นของหัวใจหนูที่มีอัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ยที่ 360 ครั้งต่อนาที สัญญาณรบกวนที่มีความถี่ต่ำกว่า 3 เฮิร์ตซ์ ประกอบด้วย Baseline wander ของสัญญาณ ECG แต่ในสัญญาณ ECG ยังคงมีสัญญาณรบกวนปนอยู่ไม่ว่าจะเป็นสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว สัญญาณรบกวนจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ แต่สัญญาณ ECG การบ่งบอกสัญญาณ ECG ของหนูนั้นจะคำนวณได้จากสมการ

$$ECG_{index} = \frac{Power > 1Hz}{TotalPower(1 - 200Hz)} \quad (4.1)$$

จะได้สัญญาณ ECG จะมีค่าพลังงานสเปกตรัมที่มีจุดยอดที่สูงที่สุดอยู่ที่ 5 เฮิร์ตซ์ อัตราการเต้นของหัวใจหนูที่มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 300 ครั้งต่อนาที

4.2.2 การออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS

การออกแบบการตรวจจับคลื่น QRS บนสัญญาณ ECG ด้วยวิธีการ Hamilton และ บนสัญญาณ ECG ด้วยวิธีการ Hamilton และ Tompkins ดังรูปที่ 3.2 โดยมีวิธีการออกแบบดังนี้

1. การออกแบบระบบตัวกรองแถบความถี่ผ่าน

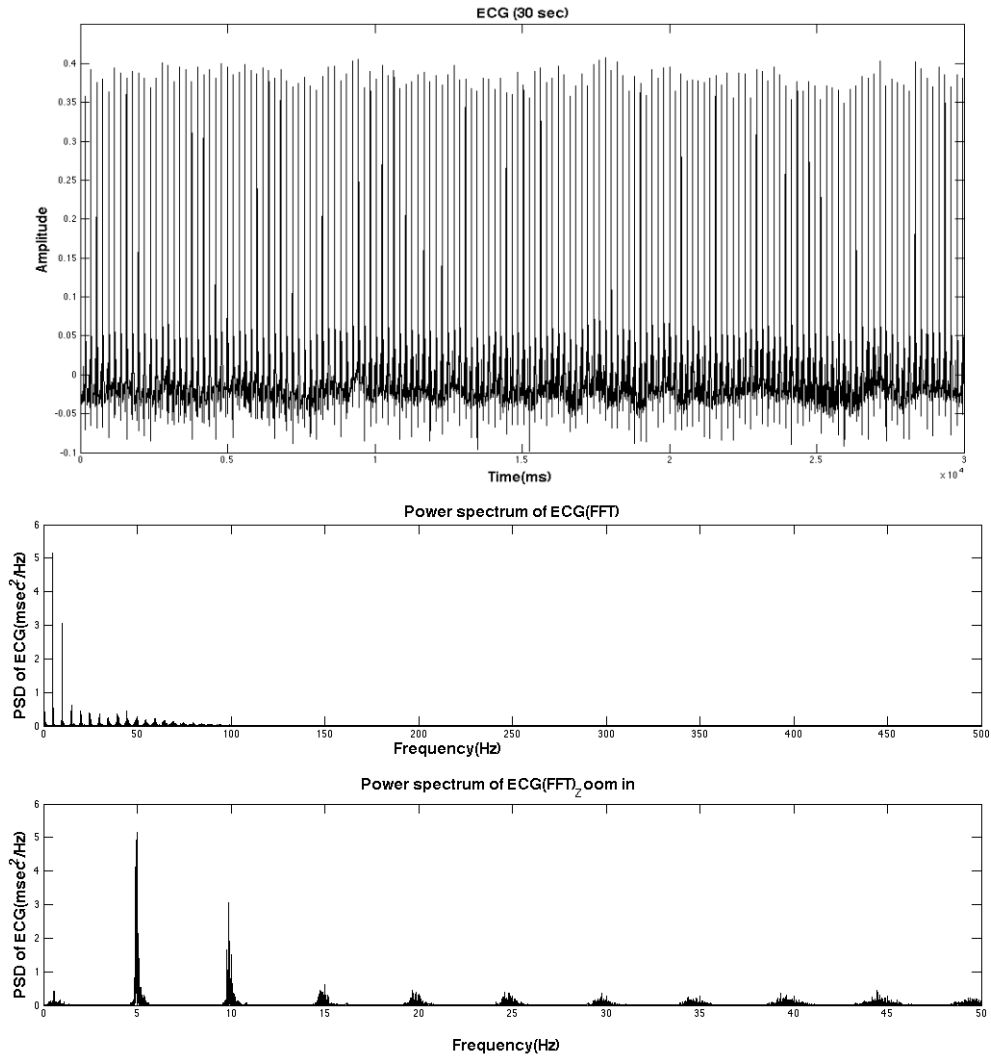
ขั้นตอนการออกแบบตัวกรองการออกแบบตัวกรองแถบความถี่ผ่านโดยใช้ตัวกรอง FIR แบบวินโดว์สี่เหลี่ยมและหน้าต่างแบบแฮมมิงเพื่อเลือกตัวกรองที่เหมาะสมกับการกรองสัญญาณ QRS

การออกแบบตัวกรองแถบความถี่ผ่านโดยใช้ตัวกรอง FIR แบบวินโดว์สี่เหลี่ยม ที่มีลำดับเท่ากับ 53 ช่วงความถี่ผ่าน 5-40 เฮิร์ตซ์ ที่มีอัตราการสุ่ม 1000 เฮิร์ตซ์ f_1 มีค่า 5 เฮิร์ตซ์ f_h มีค่า 40 เฮิร์ตซ์ มีฟังก์ชันถ่ายโอนแสดงได้ดังสมการ

$$H(z) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)z^{-k} \quad (4.2)$$

$$Y(z) = h(0)x(z) + h(1)x(z)z^{-1} + h(2)x(z)z^{-2} + \dots + h(k)x(z)z^{-k} \quad (4.3)$$

$$f_1 = \frac{f_c}{f_s} = \frac{5Hz}{1000Hz} = 0.005 \quad (4.4)$$

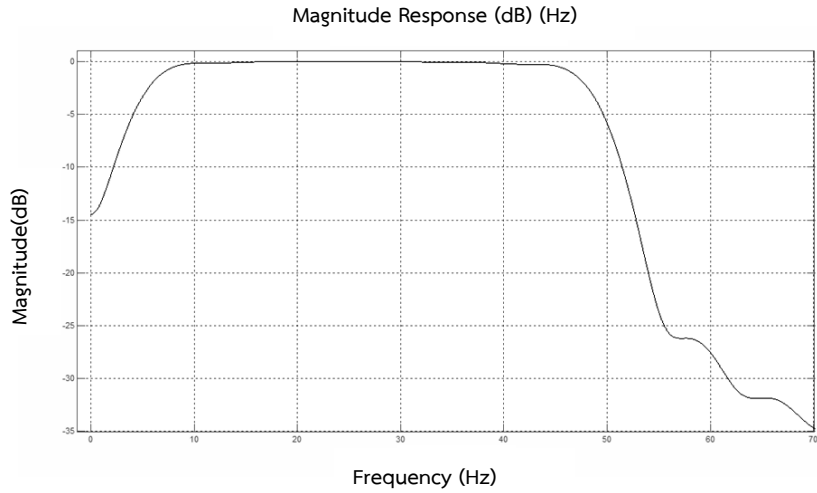


รูปที่ 4.7 สัญญาณ ECG ที่ได้จากหนุทดลองช่วงเวลา 30 วินาที (บน)พลังงานสเปกตรัมของสัญญาณ ECG ด้วยวิธีการฟูเรียร์ (ล่าง)

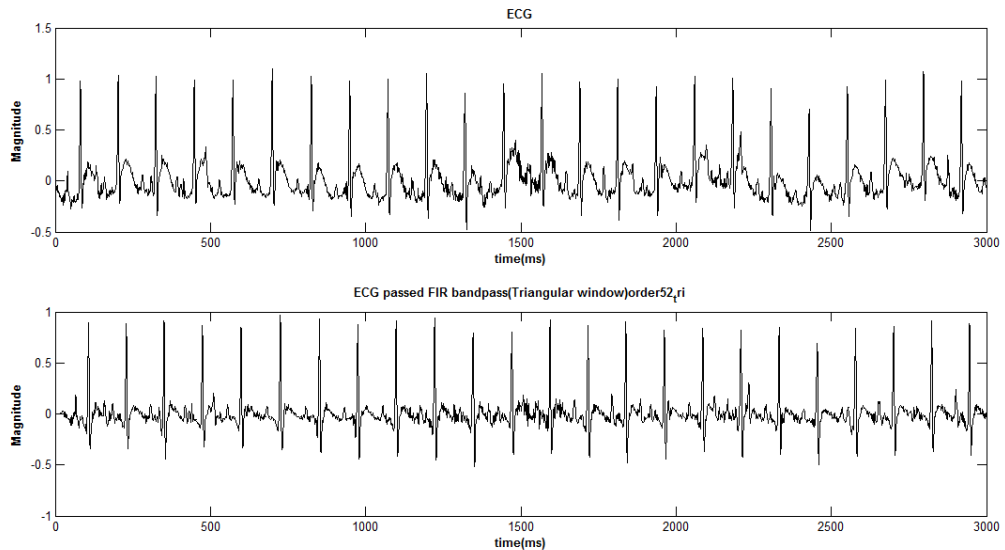
จะได้

$$f_2 = \frac{f_c}{f_s} = \frac{40\text{Hz}}{1000\text{Hz}} = 0.040 \quad (4.5)$$

ออกแบบโดยใช้กล่องเครื่องมือจากโปรแกรม Matlab[®] การออกแบบผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองแบบ FIR โดยคำนวณด้วยโปรแกรม Matlab[®] ผลตอบสนองความถี่ดังนี้



รูปที่ 4.8 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองแบบ FIR แบบวินโดว์สี่เหลี่ยม จากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab®



รูปที่ 4.9 สัญญาณ ECG ที่มีสัญญาณรบกวนปนอยู่ (บน), สัญญาณ ECG ที่ผ่านกระบวนการกรอง FIR มีวินโดว์แบบสี่เหลี่ยม (ล่าง)

การออกแบบตัวกรองแถบความถี่ผ่านโดยใช้ตัวกรอง FIR แบบวินโดว์แฮมมิง ที่มีลำดับ 51 ช่วงความถี่ผ่าน 5-40 เฮิรตซ์ ที่มีอัตราการสุ่ม 1000 เฮิรตซ์ f_1 มีค่า 5 เฮิรตซ์ f_h มีค่า 40 เฮิรตซ์ มีฟังก์ชันถ่ายโอนแสดงได้ดังสมการ

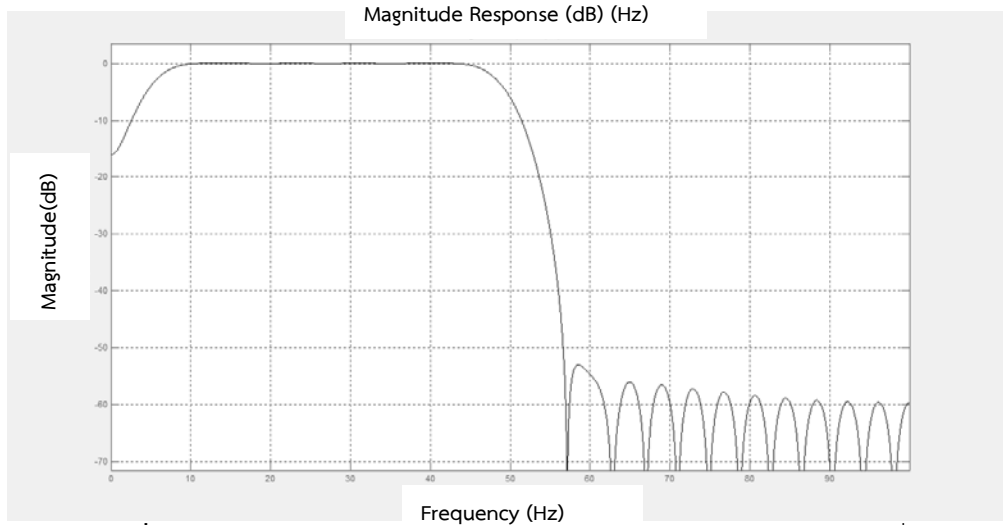
ออกแบบโดยใช้กล่องเครื่องมือจากโปรแกรม Matlab® เช่นเดียวกัน โดยมีค่า $f_1 = 0.005$ เฮิรตซ์ และ $f_2 = 0.04$ เฮิรตซ์ เพราะฉะนั้นสัมประสิทธิ์และผลการตอบสนองทางขนาดเท่ากับจากสมการ

$$h(n) = h_D(n) \cdot w(n) \quad (4.6)$$

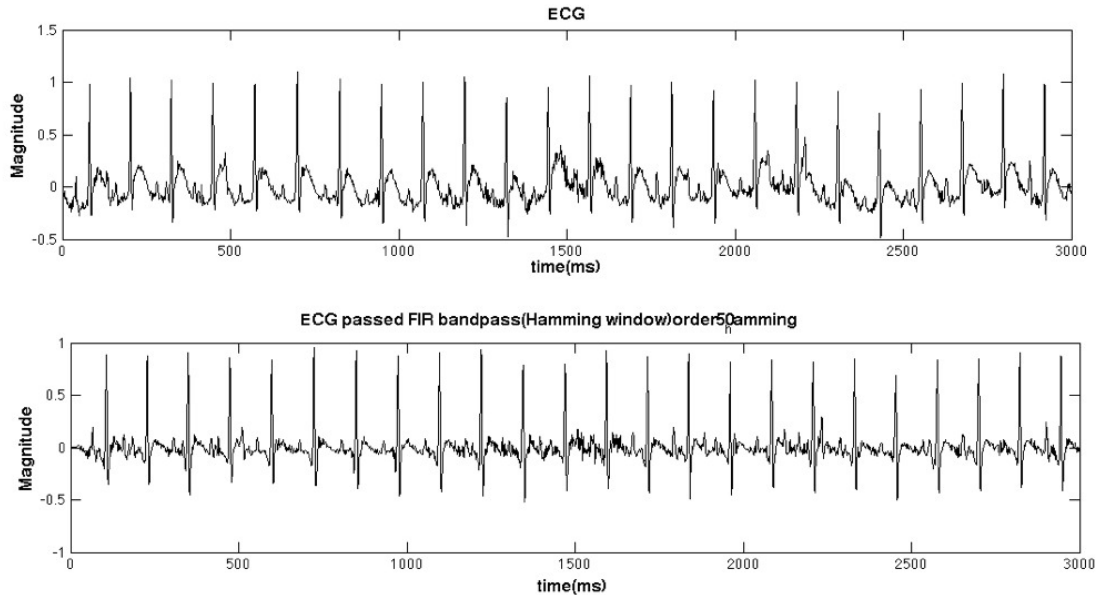
เนื่องจากหน้าต่างแบบแฮมมิงมีค่า $w(n)$ เท่ากับ

$$w(n) = 0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \quad (4.7)$$

ออกแบบโดยใช้กล่องเครื่องมือจากโปรแกรม Matlab[®] การออกแบบผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองแบบ FIR โดยคำนวณด้วยโปรแกรม Matlab[®] ผลตอบสนองความถี่ดังนี้



รูปที่ 4.10 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองแบบ FIR แบบวินโดว์แฮมมิงจากการจำลองด้วยโปรแกรม Matlab[®]



รูปที่ 4.11 สัญญาณ ECG ที่มีสัญญาณรบกวนปนอยู่ (บน), สัญญาณ ECG ที่ผ่านกระบวนการกรอง FIR มีวินโดว์แบบแฮมมิง (ล่าง)

2. การออกแบบระบบอนุพันธ์

การออกแบบระบบอนุพันธ์อาศัยความสัมพันธ์ระหว่าง s-domain กับ z-domain ซึ่งสมการผลต่าง (Difference Equation) แสดงได้ดังสมการ

$$y_d = \frac{y_f(n) - y_f(n-1)}{T} \quad (4.8)$$

y_f คือ สัญญาณที่ผ่านตัวกรองแบบ FIR แบบแถบความถี่ผ่าน

y_d คือ สัญญาณที่ผ่านระบบอนุพันธ์

3. การออกแบบระบบยกกำลังสอง

หลังจากทำการผ่านวงจรมยกกำลังสองสัญญาณจะได้สมการเอาท์พุท ดังสมการที่

$$y_s(n) = (y_d(n))^2 \quad (4.9)$$

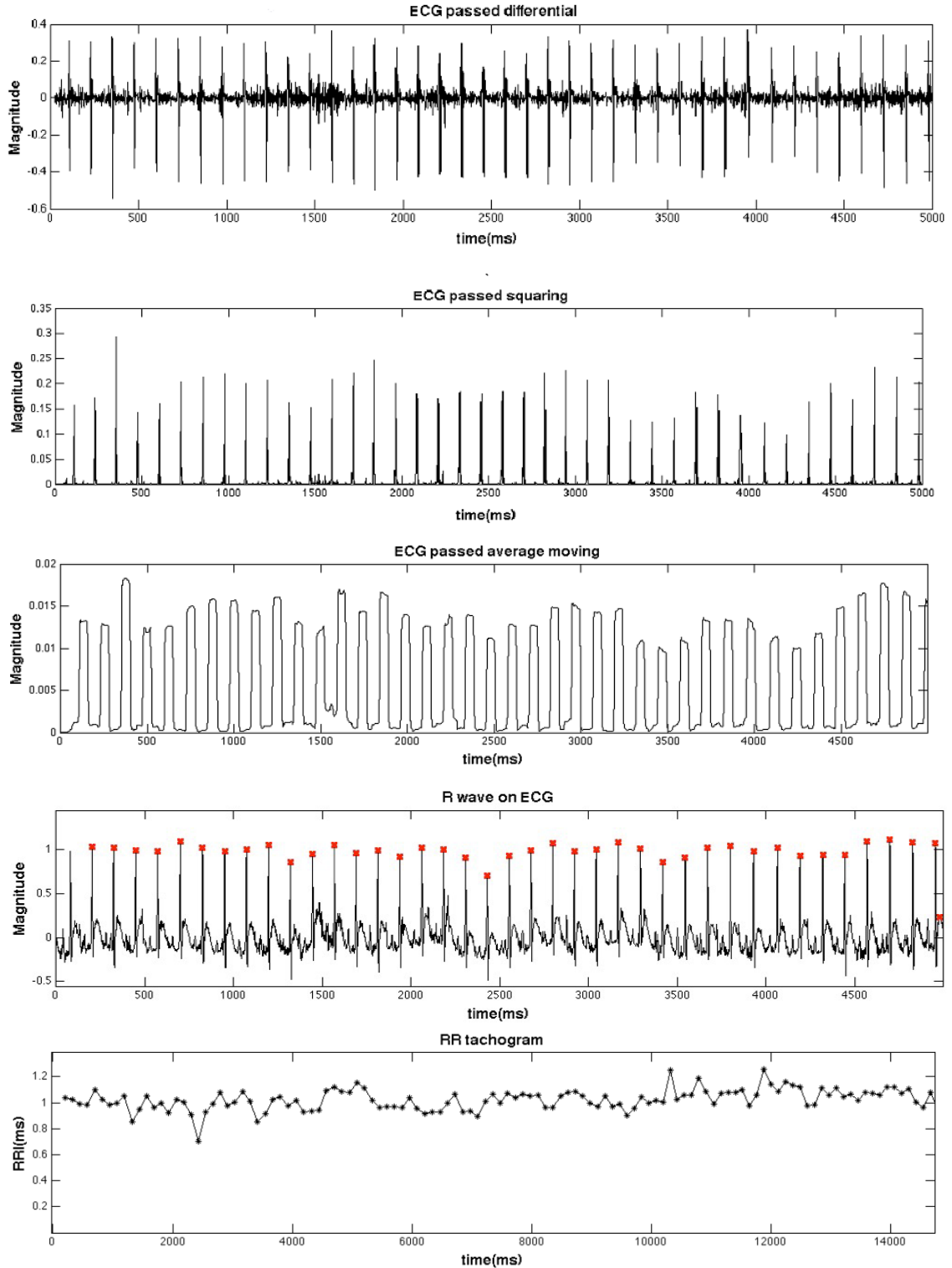
y_s คือ สัญญาณที่ผ่านระบบยกกำลังสอง

4. การออกแบบระบบการหาค่าเฉลี่ย

การหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณที่ผ่านระบบยกกำลังสอง ซึ่งสมการเอาท์พุทของการหาค่าเฉลี่ยสามารถแสดงได้ดังสมการที่ สำหรับการทดสอบนี้ใช้อัตราการสุ่ม 1000 Hz และเลือกใช้ค่า $N=150$ ถ้าค่า N มีค่ามากเกินไปก็จะทำให้ผลการรวมคลื่นได้คลื่น T เข้ามารวมด้วย แต่ถ้าน้อยเกินไปจะทำให้ผลการรวมได้มากกว่าสัญญาณสูงสุดที่มากกว่า 1 สัญญาณ

$$y(n) = \frac{1}{N} (y_s(n) + y_s(n-1) + y_s(n-2) + \dots + y_s(n-N)) \quad (4.10)$$

สำหรับวิธีการของ Pan and Tompkins และวิธีใช้อ้างอิงระดับ (Threshold) สำหรับการตรวจสอบคลื่นอาร์ เพื่อเลือกพิสัยที่มีความมีประสิทธิภาพและความแม่นยำของวิธีการ Pan and Tompkins ซึ่งได้ทดสอบว่ามีความผิดพลาดน้อยกว่าวิธีการอ้างอิงระดับสัญญาณ [37] ดังนั้นจึงสามารถนำไปใช้สำหรับสัญญาณ ECG ของหนูทดลองได้อย่างมีประสิทธิภาพ



รูปที่ 4.12 ขั้นตอนการออกแบบขั้นตอนการตรวจจับคลื่น QRS ตามวิธีการของ Pan and Tompkins สัญญาณ ECG ที่ได้จากการบันทึก (1), สัญญาณ ECG ที่ผ่านตัวกรองแถบความถี่ผ่าน (2), สัญญาณที่ได้จากระบบอนุพันธ์ (3), สัญญาณเอาร์ทพุตที่ได้จากระบบยกกำลังสอง (4), สัญญาณเอาร์ทพุตที่ได้จากการหาค่าเฉลี่ย (5), และสัญญาณ ECG ที่ระบุตำแหน่งของคลื่นอาร์ (6), และ RR Tachogram (7)

4.3 ขั้นตอนการออกแบบการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ

การออกแบบการวิเคราะห์สัญญาณ ECG ที่ได้จากการทดลองในแต่ละกลุ่มการทดลอง โดยช่วงเวลาที่นำมาวิเคราะห์จะแบ่งออกเป็นช่วง (Segment) ช่วงละ 30 วินาทีโดยจะมีลักษณะการแบ่งดังนี้ กลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 จะแบ่งออกเป็นช่วง ช่วงละ 30 วินาที โดยจะคัดเลือกสัญญาณ ECG ที่มีลักษณะคงที่อย่างต่อเนื่องของช่วงการทดลอง 15 นาที รวมทั้งหมด 30 ช่วง ดังรูปที่ 4.13

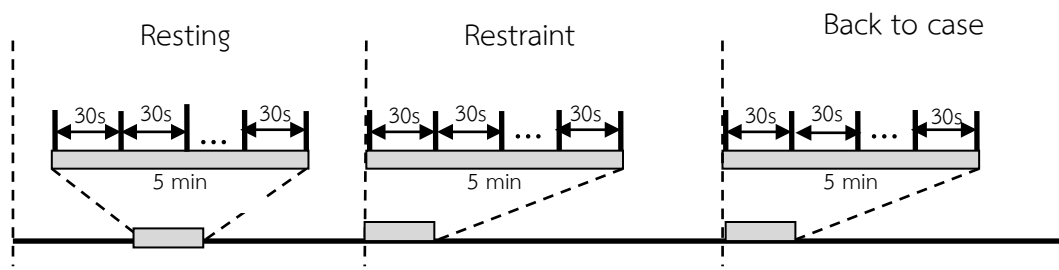
กลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ช่วงพัก จะแบ่งช่วง ช่วงละ 30 วินาทีโดยจะเลือกช่วงที่สัญญาณ ECG มีลักษณะคงที่ จำนวน 10 นาทีทั้งหมด 10 ช่วง, ช่วงสภาวะความเครียดและช่วงกลับสู่สภาวะปกติ จะนำสัญญาณช่วง 5 นาทีแรกของการทดลองมาใช้ในการวิเคราะห์โดยจะแบ่งช่วง ช่วงละ 30 วินาทีรวมทั้งหมด 10 ช่วงเวลา เนื่องจากการทดลองช่วงนี้จะเห็นสภาวะความเครียดที่ชัดเจนดังรูปที่ 4.14

การวิเคราะห์ในทางโดเมนเวลา จะมีค่าตัวแปรสำหรับการวิเคราะห์ 6 ค่า ประกอบด้วย meanRR, SDNN, pNN6 ของสัญญาณ RR Tachogram ช่วงเวลาการบันทึก 30 วินาที การวิเคราะห์ในทางโดเมนเวลา

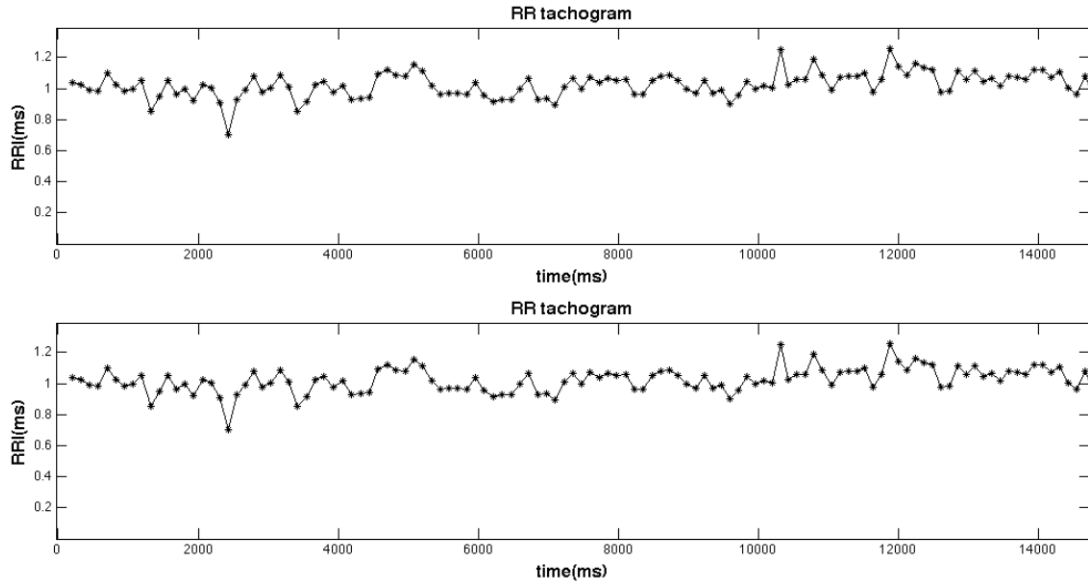
การวิเคราะห์ในทางโดเมนความถี่ด้วยวิธีการคำนวณหาพลังงานสเปกตรัมด้วยวิธีการของ FFT และวิธีการเวลล์(Welch) ของสัญญาณ RR Tachogram ช่วงเวลาการบันทึก 30 วินาทีแต่ก่อนที่จะคำนวณทางโดเมนความถี่จะต้องสร้างตัวอย่างการสุ่มใหม่ (Re-sampling) ของสัญญาณทางเวลาก่อน เนื่องจากการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความเวลานั้น สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณจากการหาช่วงเวลา ระหว่างคลื่นอาร์เป็นสัญญาณรูปแบบ Tachogram มีความไม่สม่ำเสมอทางเวลา (Uneven) ไม่สามารถคำนวณ FFT ได้ จึงวิธีการแก้ไขโดยการสร้างตัวอย่างสุ่มใหม่ด้วยวิธีการลดตัวอย่างสุ่มเป็น 20 เฮิร์ตซ์ และแทรกสอดสัญญาณ(Interpolation) ด้วยวิธีคิวบิกสไปน์ ดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.13 ช่วงของข้อมูลที่ใช้ในขั้นตอนการวิเคราะห์ ของการทดลองหนูกกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2

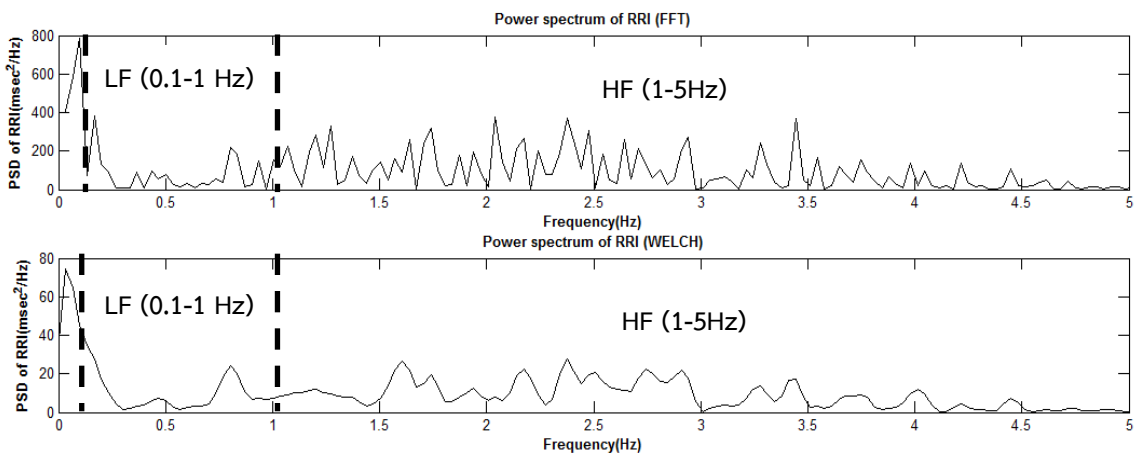


รูปที่ 4.14 ช่วงของข้อมูลที่ใช้ในขั้นตอนการวิเคราะห์ ของการทดลองหนูกกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4

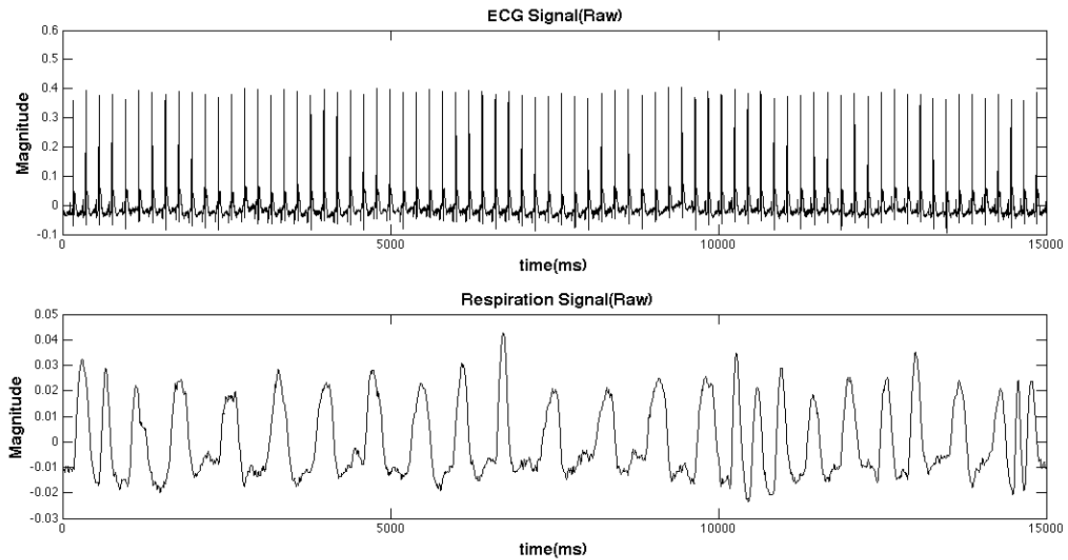


รูปที่ 4.15 ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ RR Tachogram(บน)
ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่ได้สร้างตัวอย่างสุ่มใหม่ (ล่าง)

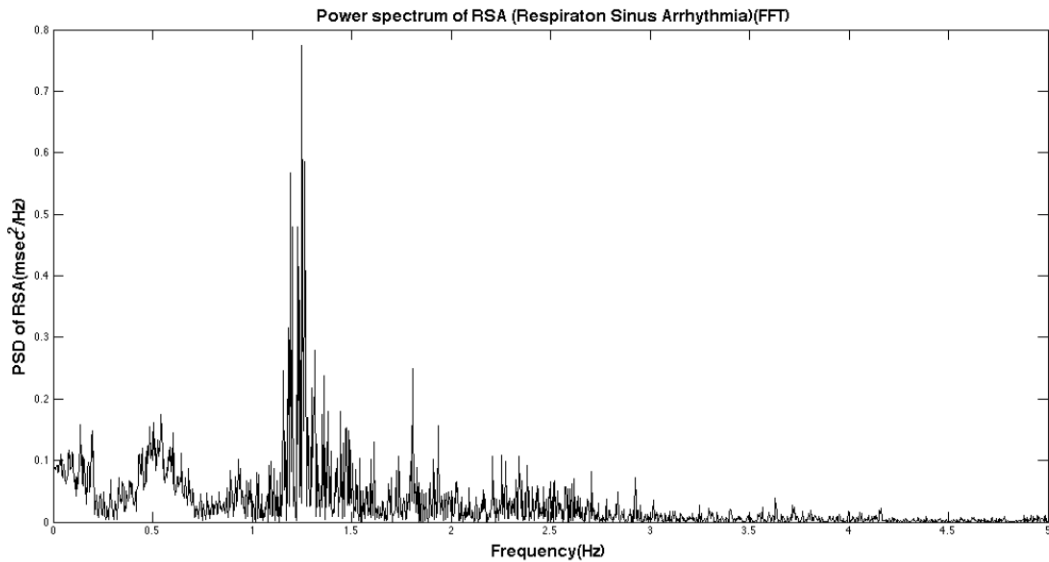
สำหรับการออกแบบเลือกช่วงย่านความถี่ที่ใช้ในการวิเคราะห์ของช่วงความถี่ต่ำและช่วงความถี่สูงซึ่งตามตารางที่ 3 มีหลายค่า ดังนั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ใช้วิธีการเลือกตามวิธีการ RSA ซึ่งเป็นวิธีการที่สัญญาณอัตราการหายใจมาเกี่ยวข้องซึ่งความถี่ของอัตราการหายใจจะบ่งบอกถึงการทำงานของระบบพาราซิมพาเทติก [38] เมื่อคำนวณหาค่าพลังงานสเปกตรัมจากวิธีการ FFT จะได้จุดยอดสูงสุดอยู่ที่ตำแหน่งความถี่ 1.3 เฮิร์ตซ์ดังรูปที่ 4.15 โดยจะมีความสัมพันธ์กับช่วงความถี่ สูงของการวิเคราะห์ HRV เพราะฉะนั้นงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงเลือกช่วงย่านความถี่ของ Ishell และคณะ ตามตารางที่3 โดยมีช่วงความถี่ต่ำอยู่ที่ย่านความถี่ช่วง 0.1-1 เฮิร์ตซ์ ช่วงความถี่สูงอยู่ที่ย่านความถี่ช่วง 1-5 เฮิร์ตซ์ เพื่อใช้ในการประเมินความสมดุลของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ



รูปที่ 4.16 ช่วงความถี่ในแต่ละย่านที่ใช้ในการวิเคราะห์ HRV



รูปที่ 4.17 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(บน) สัญญาณการหายใจ (ล่าง)



รูปที่ 4.18 ตำแหน่งของสเปกตรัมความถี่ของสัญญาณอัตราการหายใจ

สำหรับตัวแปรการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจโดเมนความถี่คือ อัตราส่วนระหว่างความถี่ต่ำและความถี่สูง (Low/High ratio : LH Ratio)

การหาความสัมพันธ์ระหว่างกลุ่มการทดลองจะใช้การวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางสถิติ โดยนำผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจของกลุ่มทดลองแต่ละกลุ่ม มาทดสอบดังนี้

1. การวิเคราะห์เพื่อหาความแตกต่างของการเปลี่ยนแปลงของระบบการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกายและกลุ่มที่ออกกำลังกาย ทั้งในระยะพักและระยะความเครียด โดยคำนวณหาค่าเฉลี่ยของแต่ละช่วงเวลาเพื่อเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจ

คำนวณหาค่าความแปรปรวน และคำนวณค่าความชันของแต่ละช่วงเวลาเพื่อเปรียบเทียบความรุนแรงของอัตราการเต้นของหัวใจของระหว่างกลุ่มที่ออกกำลังกายและกลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกาย ทั้งสภาวะปกติและสภาวะถูกกระตุ้นด้วยความเครียด

2. การวิเคราะห์หาความแตกต่างระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติในสภาวะปกติและสภาวะความเครียด ของกลุ่มการทดลองกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 โดยมีการเปรียบเทียบระหว่างสภาวะ ดังนี้ การเปรียบเทียบระหว่างสภาวะพัก (Resting) และสภาวะถูกกระตุ้นด้วยความเครียด (Restraint) การเปรียบเทียบระหว่างสภาวะถูกกระตุ้นด้วยความเครียด (Restraint) และสภาวะกลับสู่สภาวะปกติ (Back to case) และเปรียบเทียบระหว่างสภาวะพัก (Resting) และสภาวะกลับสู่สภาวะปกติ (Back to case) โดยใช้วิธีการทดสอบสมมติฐานเชิงสถิติแบบการทดสอบความแตกต่างค่าเฉลี่ยเมื่อตัวอย่างไม่เป็นอิสระ (Pair T-test) ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างข้อมูลสองชุด ว่าทั้งสองข้อมูลมีความแตกต่างกันหรือไม่ โดยตั้งสมมติฐานหลัก (H_0) ว่าข้อมูลทั้งสองไม่มีความแตกต่างกัน และตั้งสมมติฐานรอง H_a ซึ่งกำหนดให้ระดับนัยสำคัญ (α) 0.05 และเลือกใช้วิธีการทดสอบ T-test เนื่องจากข้อมูลมีจำนวนน้อยกว่า 30 ข้อมูล และสามารถสรุปผลได้โดยหาค่า t อยู่ในขอบเขตของ H_0 แสดงว่าผลการทดสอบยอมรับสมมติฐาน H_0 และค่า t อยู่ในขอบเขตของ H_a แสดงว่าผลการทดสอบปฏิเสธสมมติฐาน H_0 สำหรับการทดสอบสมมติฐานเกี่ยวข้องกับค่าความแปรปรวนของข้อมูล

บทที่ 5

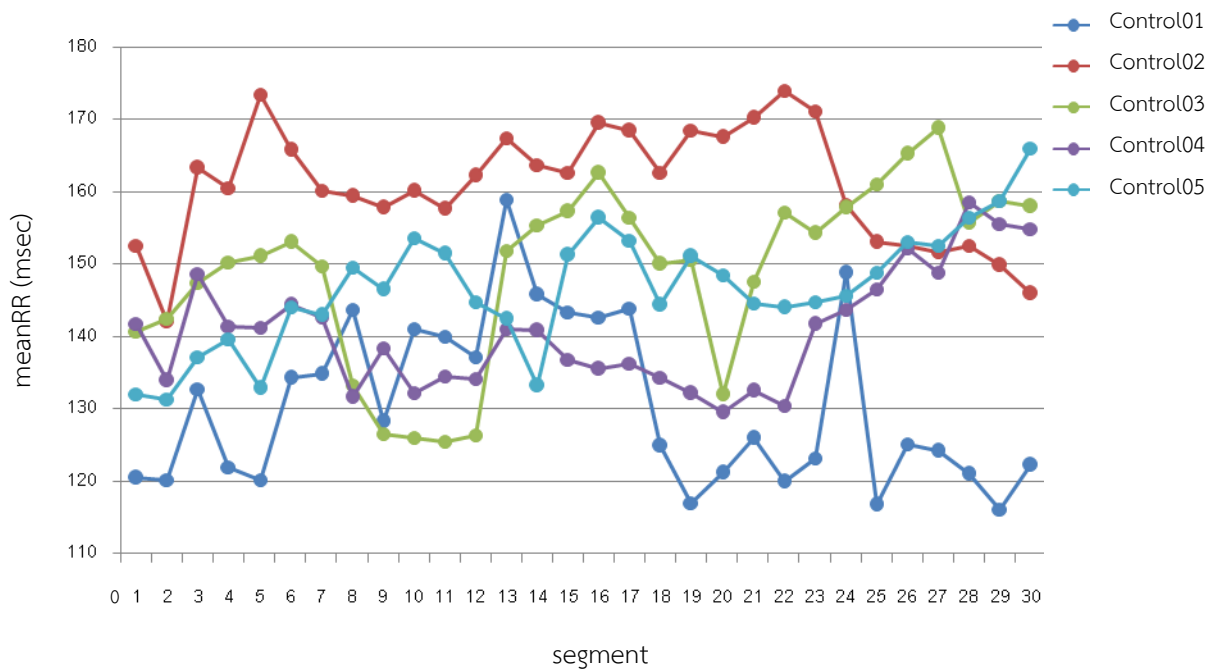
ผลและการอภิปรายผลการวิเคราะห์ข้อมูล

กล่าวถึงผลและการอภิปรายผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ และผลของการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ของแต่ละกลุ่มการทดลอง

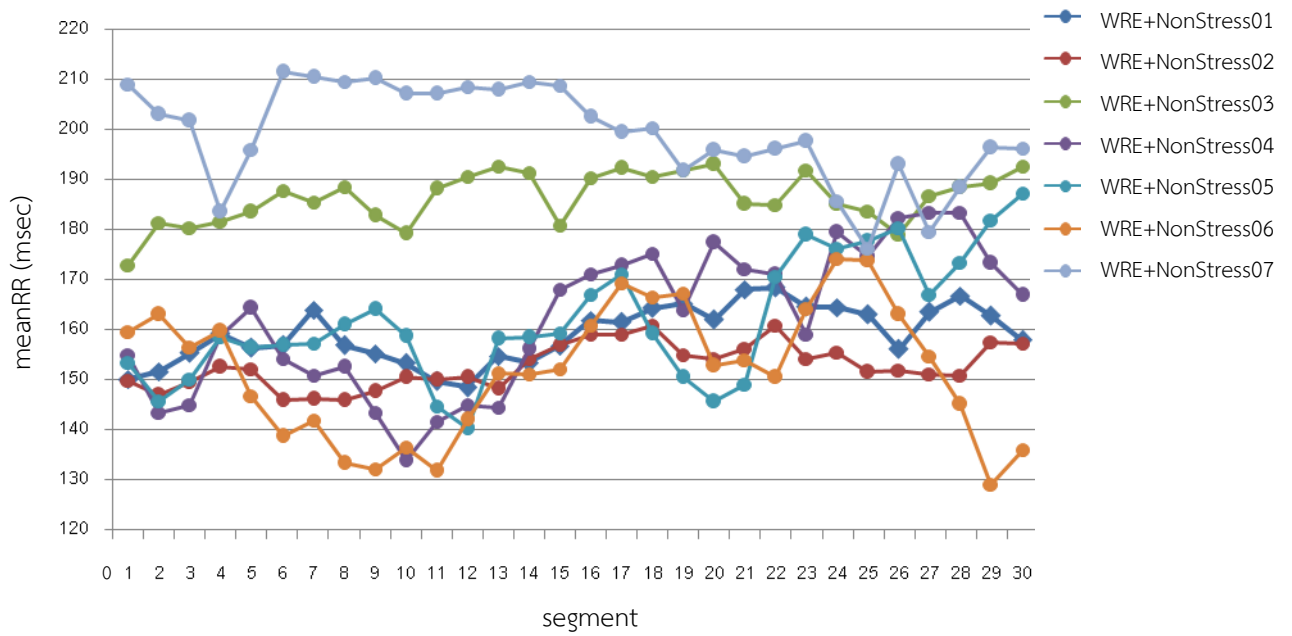
5.1 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจในโดเมนเวลา

ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ของสัญญาณ RR Tachogram ช่วงเวลาการบันทึก 30 วินาที ของหนูทดลองทั้งหมดในแต่ละกลุ่มการทดลองโดยมีค่าตัวแปรคือ meanRR, SDNN และ pNN6

5.1.1 ผลการวิเคราะห์ HRV โดเมนเวลาของค่า meanRR ของหนูทดลองทั้งหมดในแต่ละการทดลอง



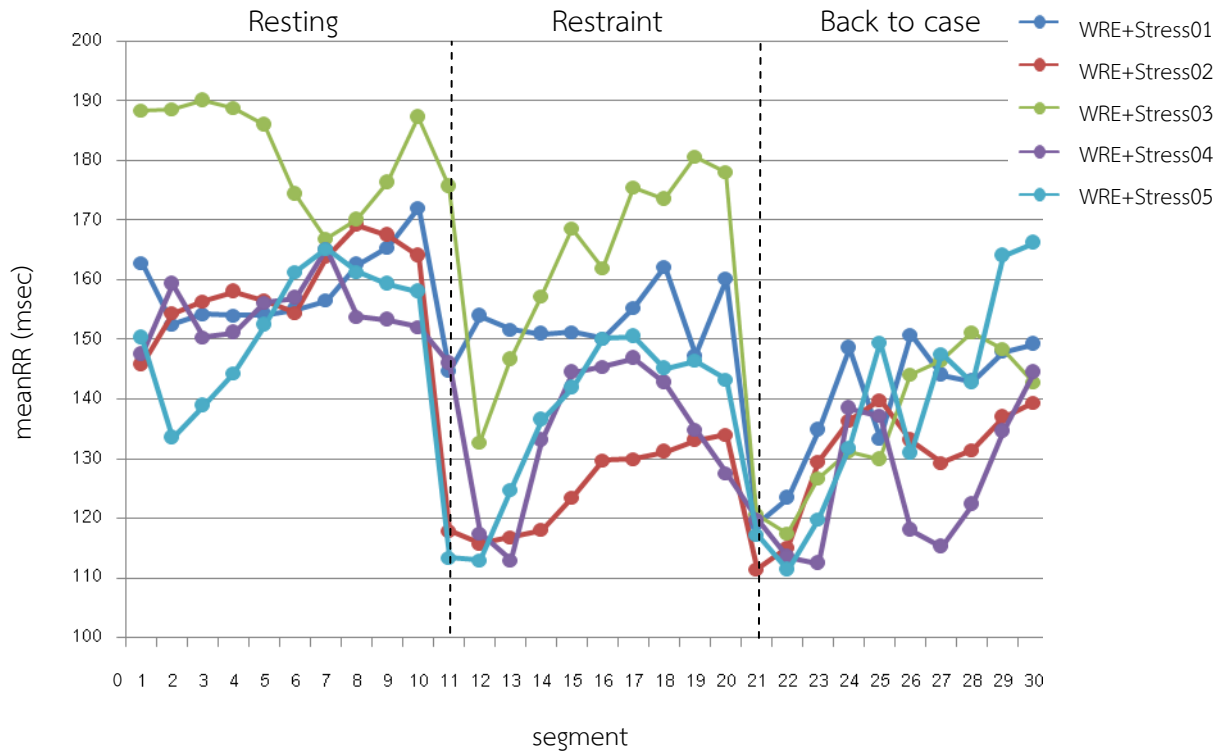
รูปที่ 5.1 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า meanRR ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 1



รูปที่ 5.2 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า meanRR ของหนุทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 2



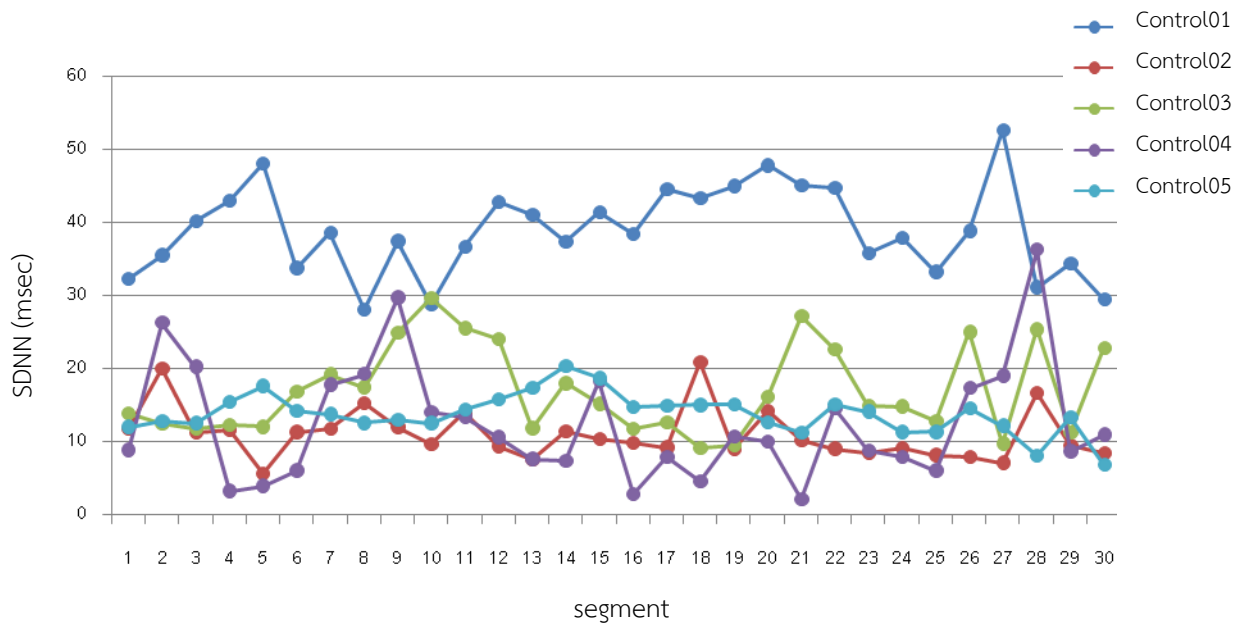
รูปที่ 5.3 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า meanRR ของหนุทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 3



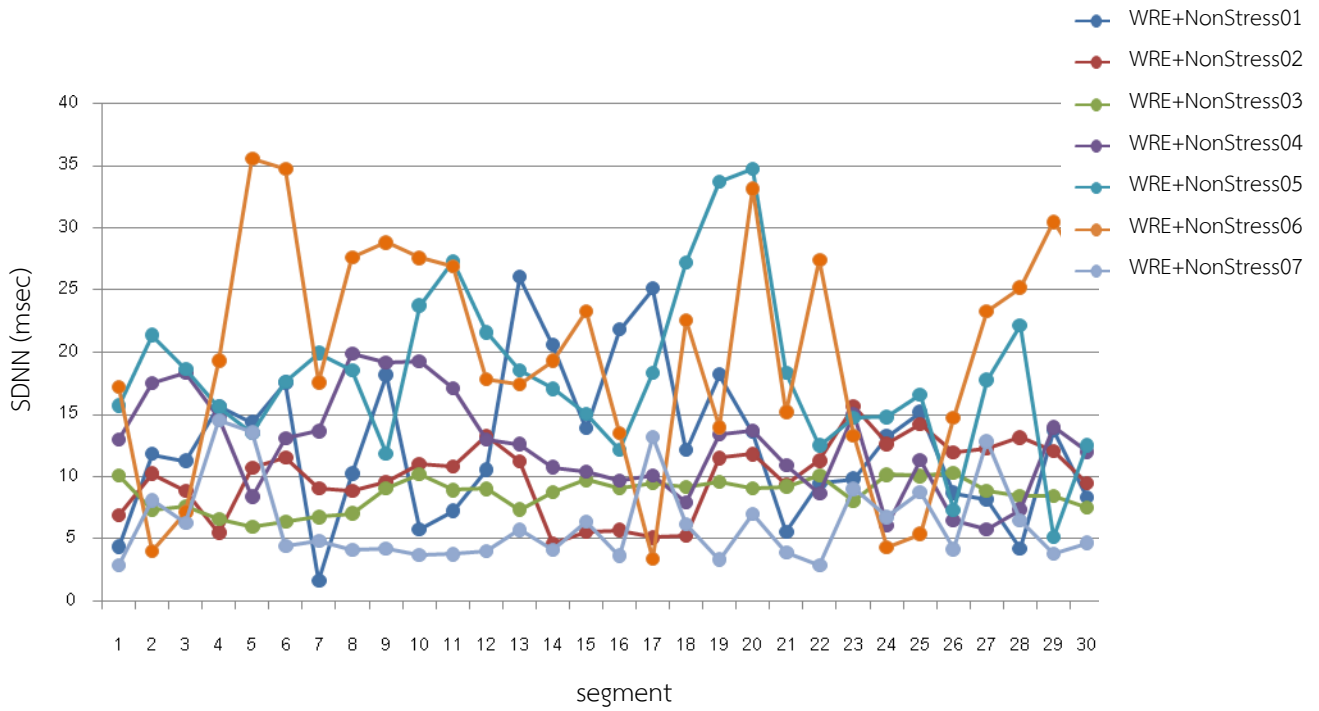
รูปที่ 5.4 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า meanRR ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 4

5.1.2 ผลการวิเคราะห์ HRV โดเมนเวลาของค่า SDNN ของหนูทดลองทั้งหมดในแต่ละการทดลอง

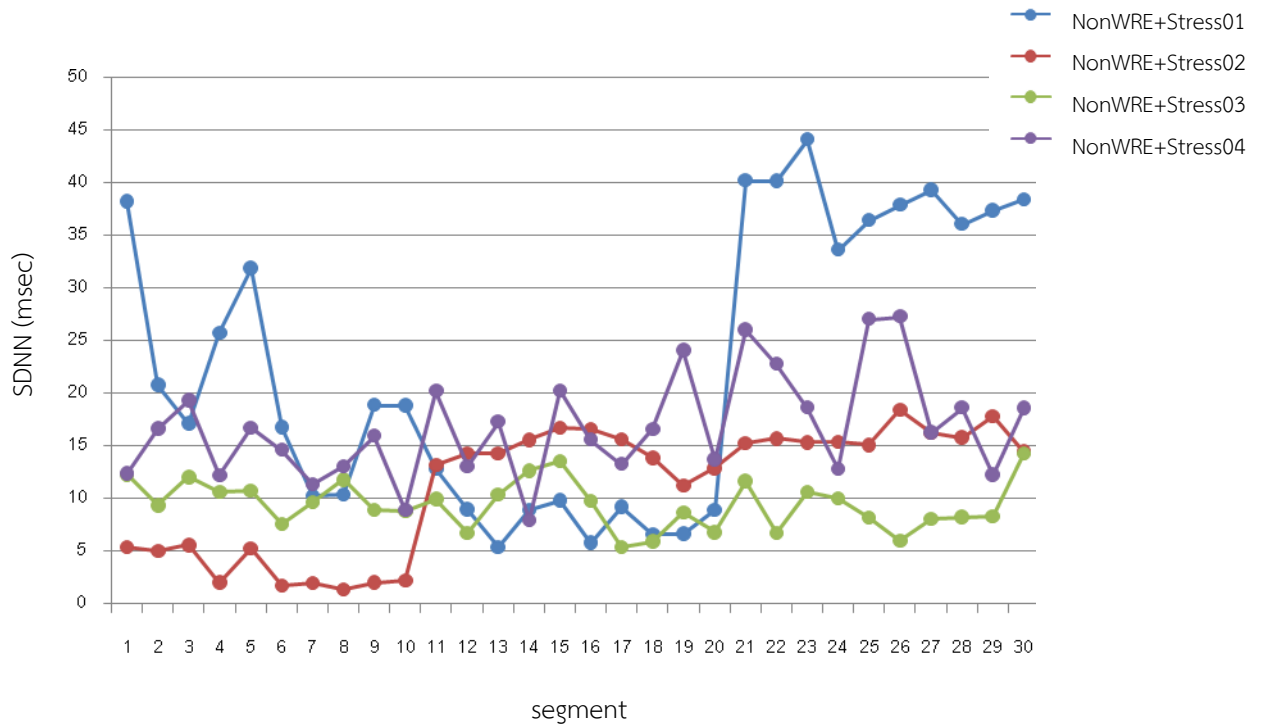
ทดลอง



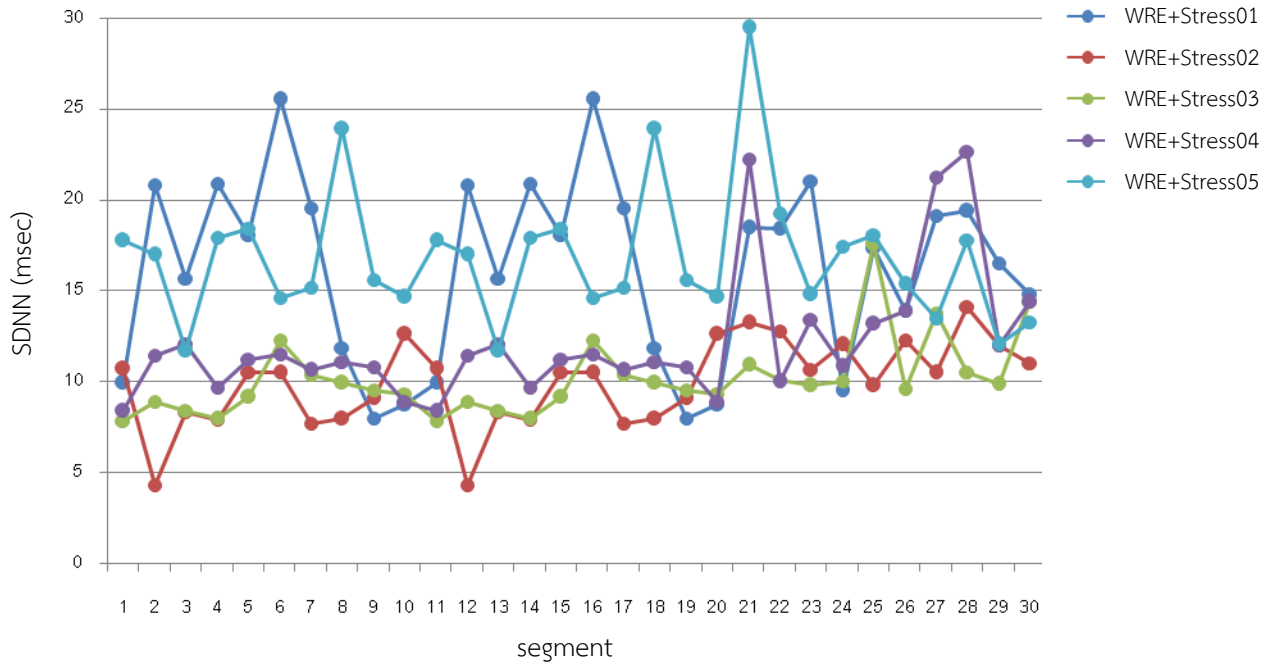
รูปที่ 5.5 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 1



รูปที่ 5.6 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 2

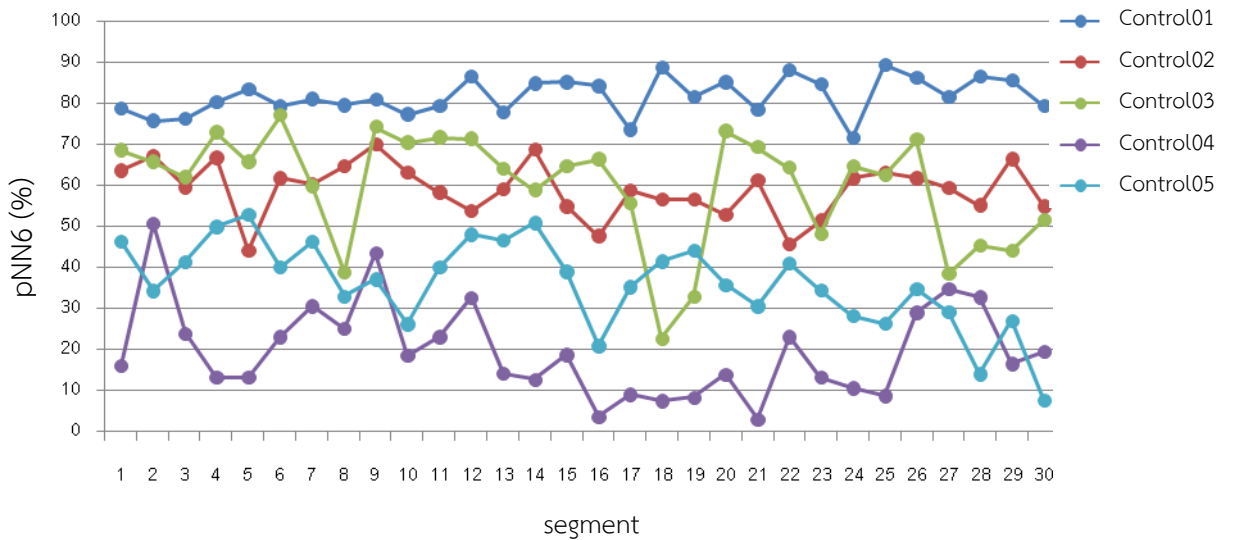


รูปที่ 5.7 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 3

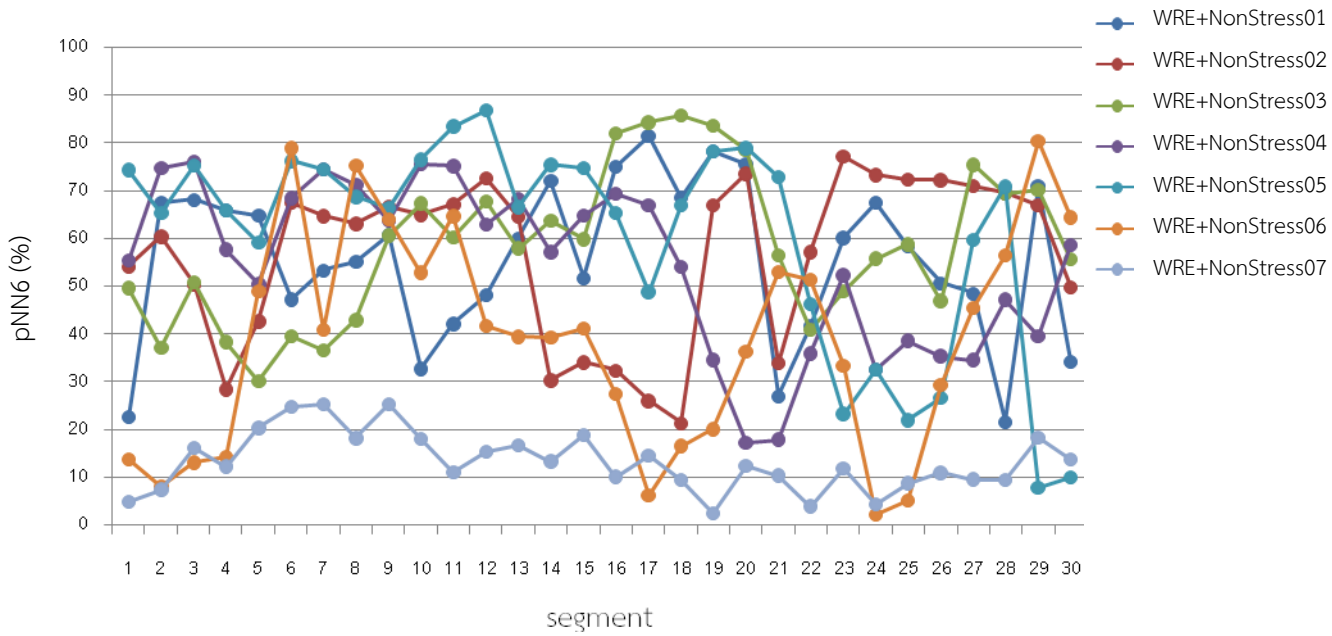


รูปที่ 5.8 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า SDNN ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 4

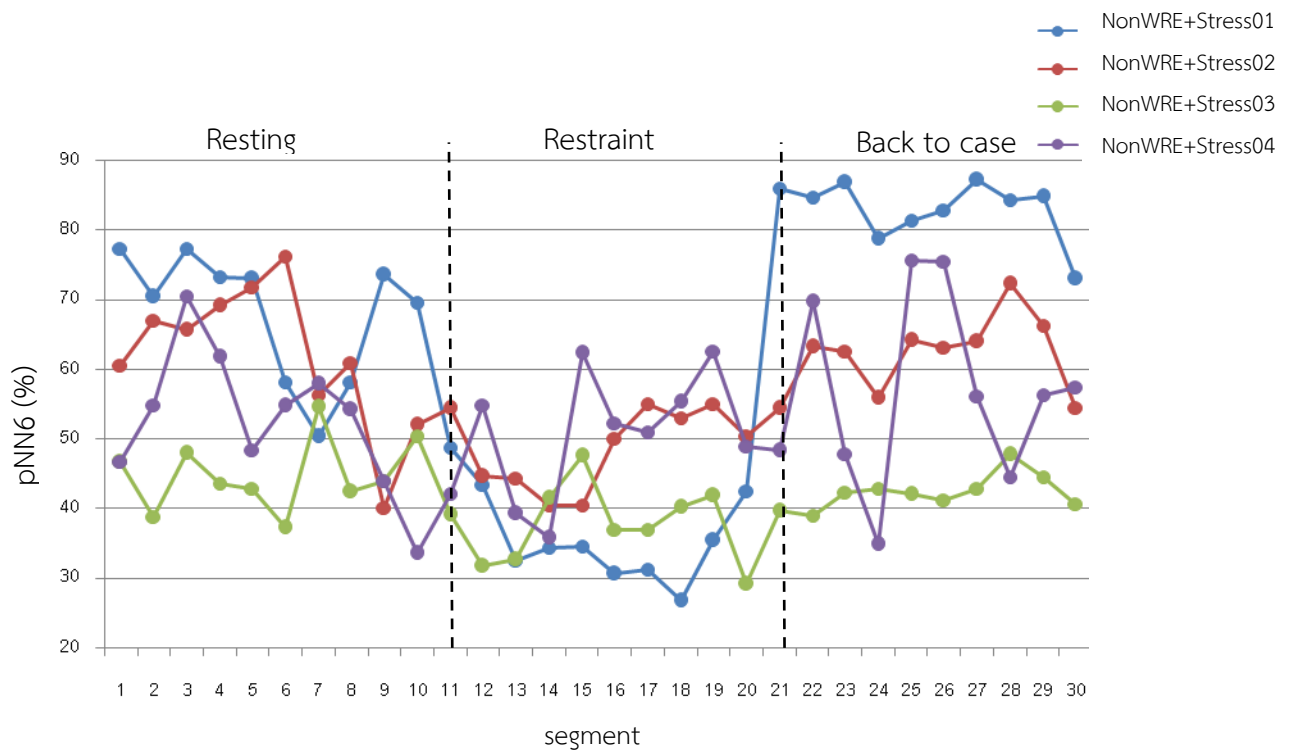
5.1.3 ผลการวิเคราะห์ HRV โดเมนเวลาของค่า pNN6 ของหนูทดลองทั้งหมดในแต่ละการทดลอง



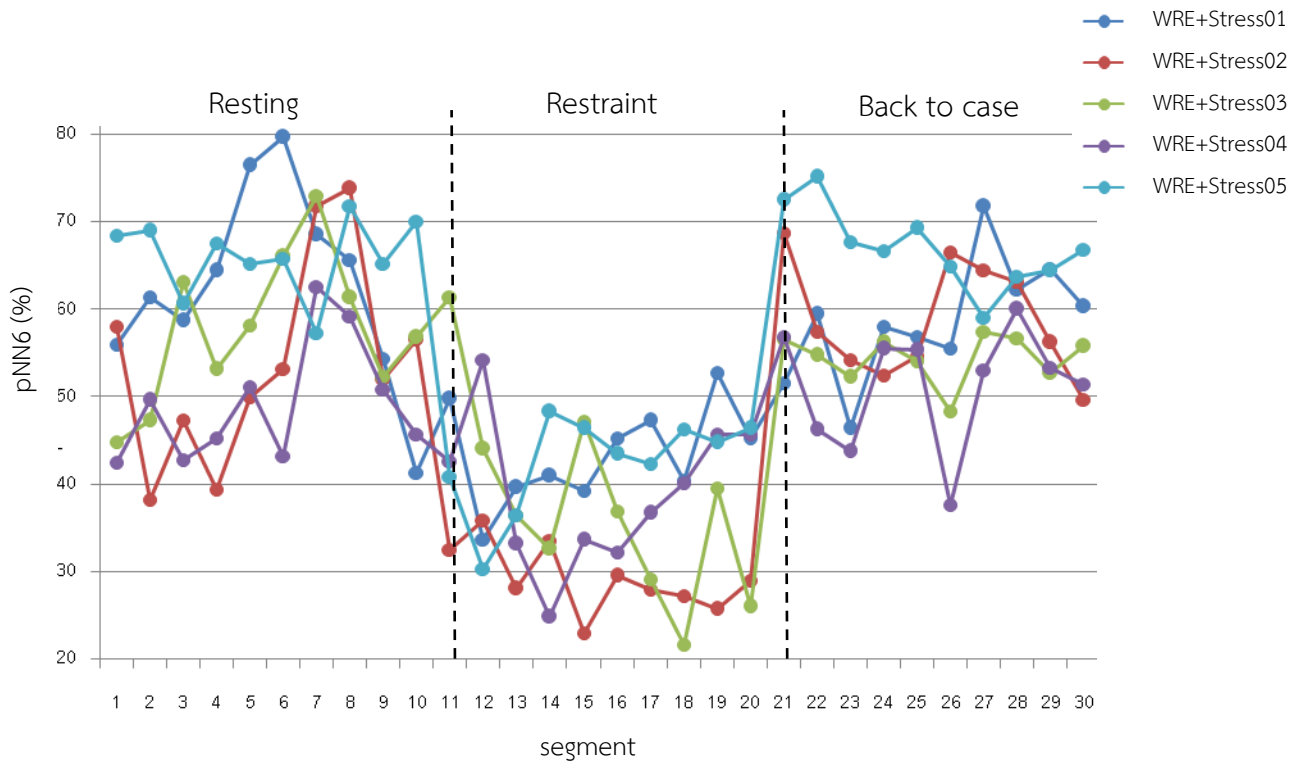
รูปที่ 5.9 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 1



รูปที่ 5.10 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 2



รูปที่ 5.11 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 3

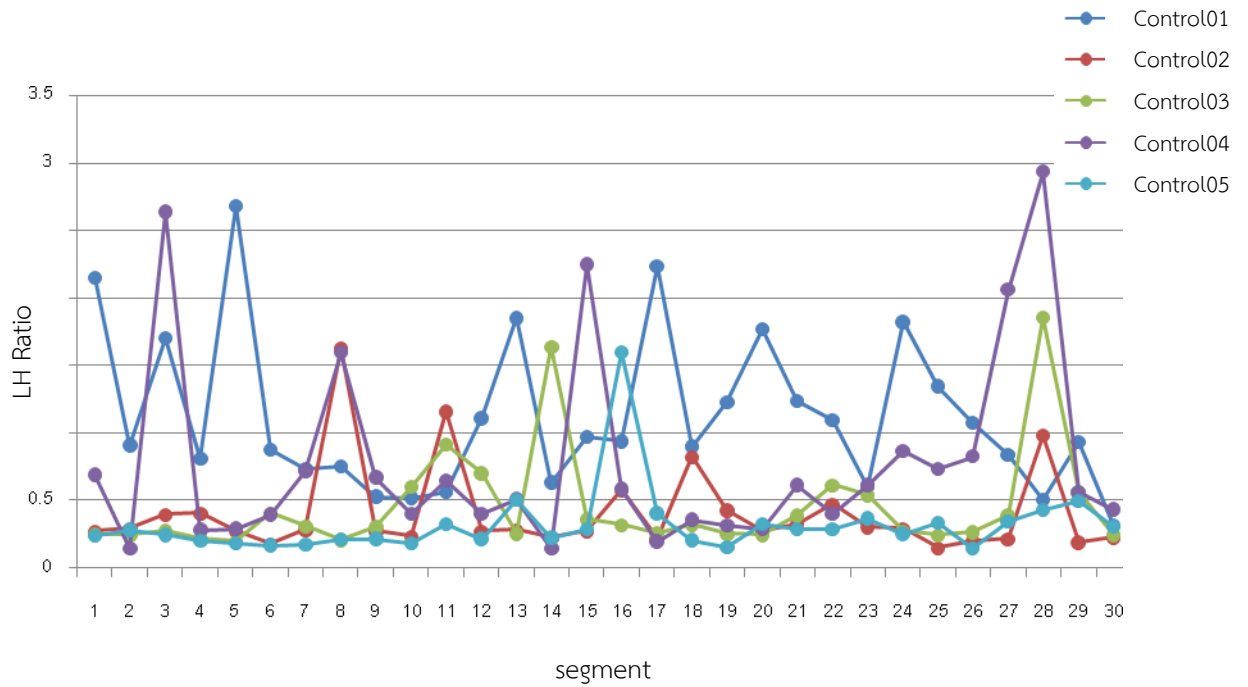


รูปที่ 5.12 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนเวลา ค่า pNN6 ของหนูทดลองแต่ละตัวของกลุ่มทดลองที่ 4

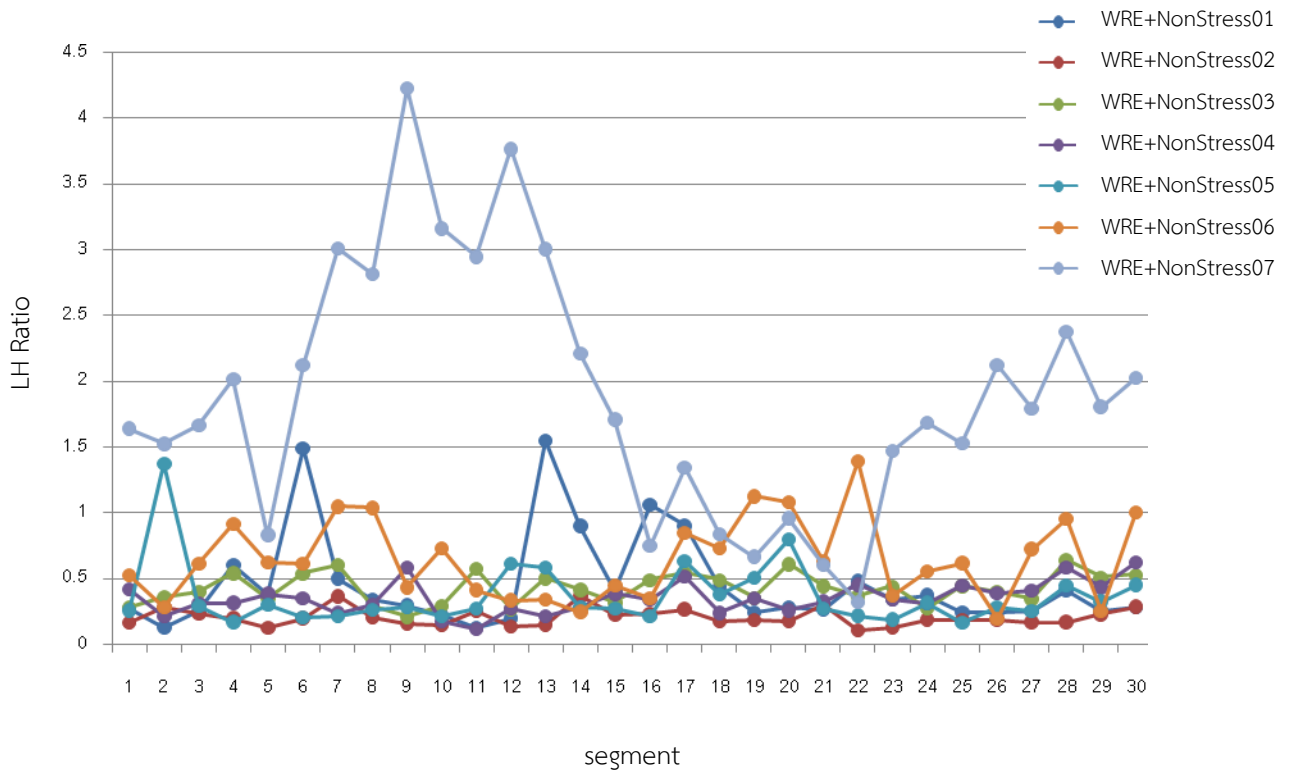
5.2 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจในโดเมนความถี่

ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความถี่ ของช่วงเวลาการบันทึก 30 วินาทีของแต่ละกลุ่มการทดลองโดยมีค่าตัวแปรคือ อัตราส่วนระหว่างช่วงความถี่ต่ำและช่วงความถี่สูง (Low/High Ration: LH Ratio)

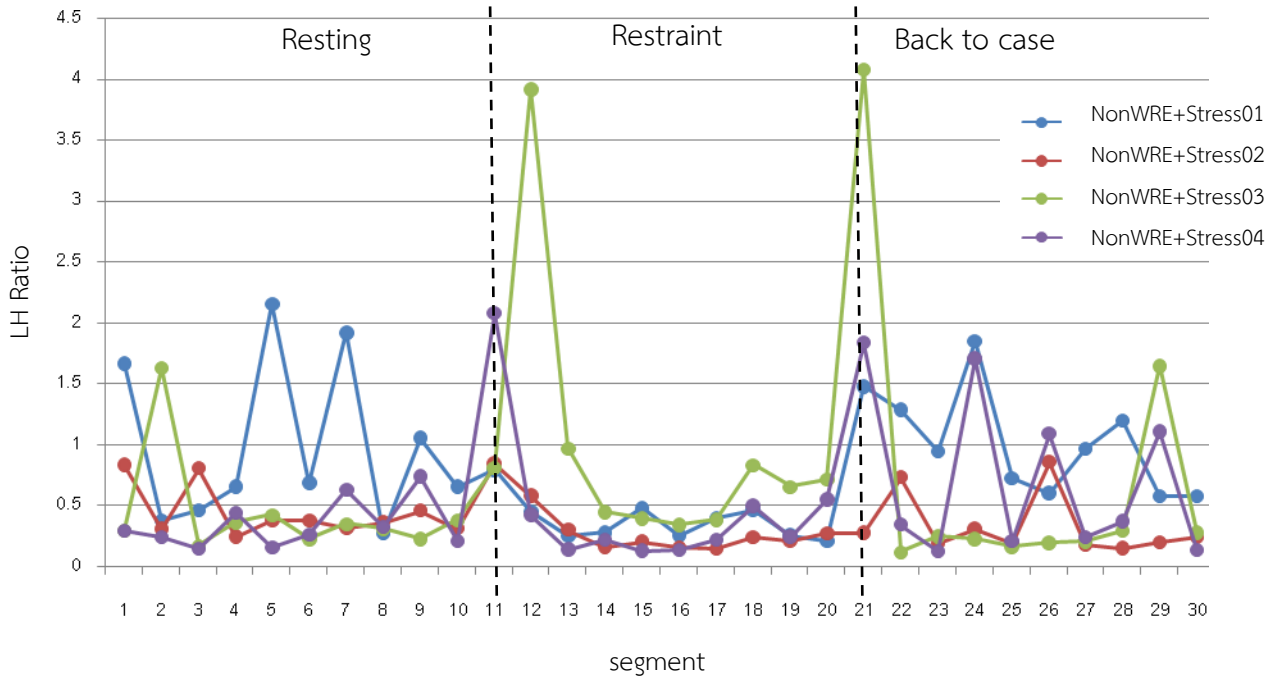
5.2.1 ผลการวิเคราะห์ HRV โดเมนความถี่ของค่า LH Ratio ของหนูทดลองทั้งหมดในแต่ละการทดลอง



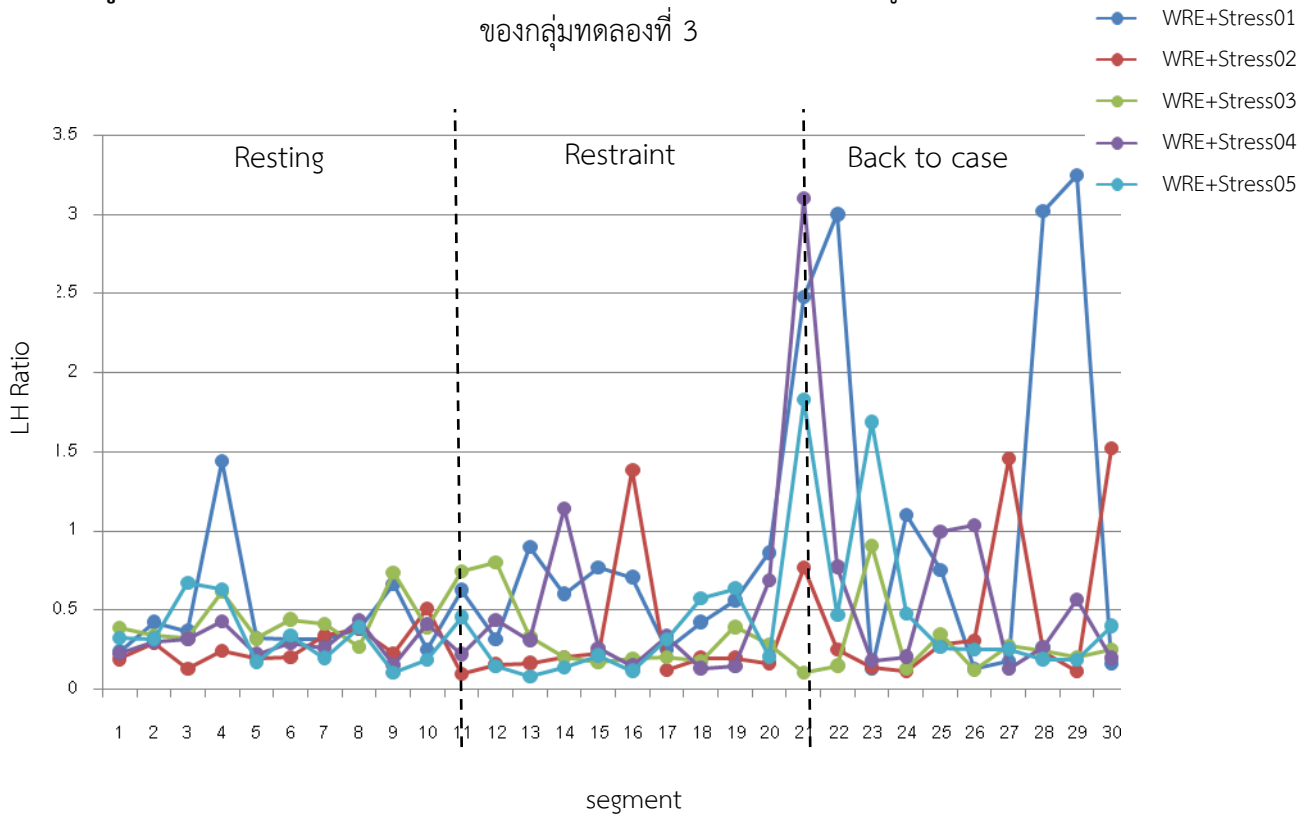
รูปที่ 5.13 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความถี่ ค่า LH Ratio ของหนุทดลองแต่ละตัว ของกลุ่มทดลองที่ 1



รูปที่ 5.14 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความถี่ ค่า LH Ratio ของหนุทดลองแต่ละตัว ของกลุ่มทดลองที่ 2



รูปที่ 5.15 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความถี่ ค่า LH Ratio ของหนูทดลองแต่ละตัว ของกลุ่มทดลองที่ 3

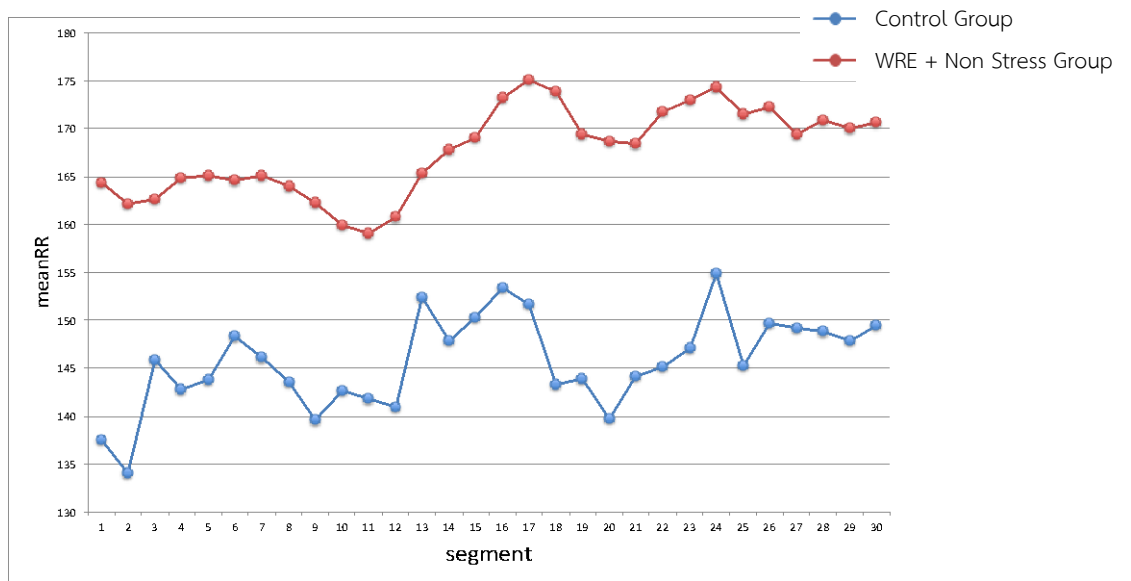


รูปที่ 5.16 ผลการวิเคราะห์ HRV ในโดเมนความถี่ ค่า LH Ratio ของหนูทดลองกลุ่มทดลองที่ 4

5.3 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ HRV ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง

5.3.1 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า meanRR ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง

ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ meanRR ระหว่างกลุ่มที่ 1 (Control Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย และกลุ่มที่ 2 (WRE + Non Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกาย เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่มในสภาวะปกติ (Resting)



รูปที่ 5.17 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า meanRR ของการทดลองกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2

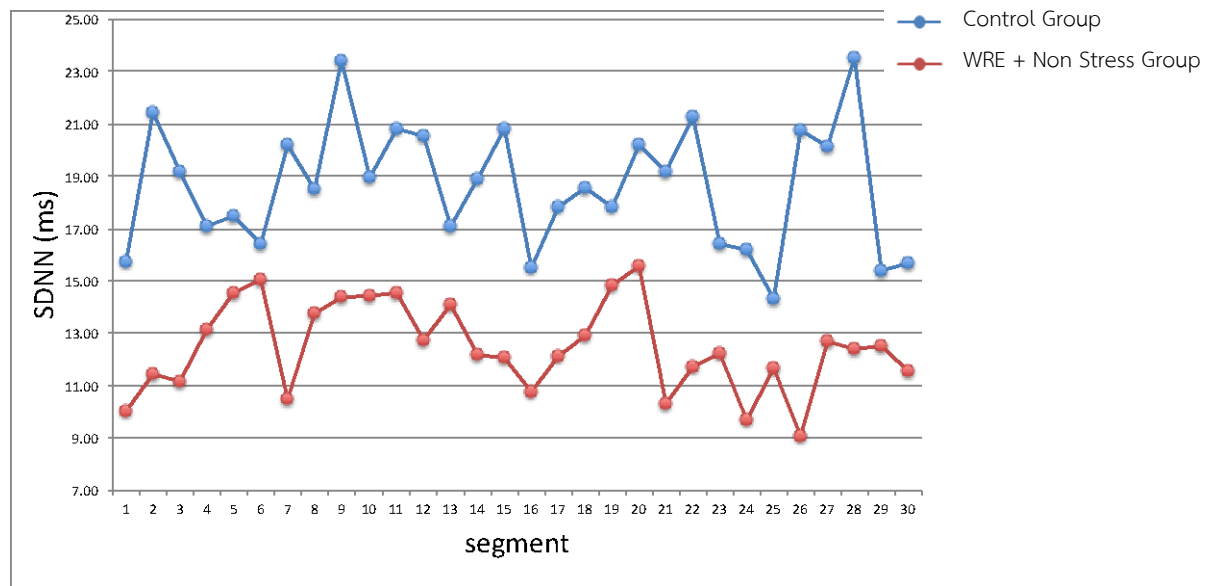
ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ meanRR ระหว่างกลุ่มที่ 3 (Non WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด และกลุ่มที่ 4 (WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่ม ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case



รูปที่ 5.18 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า meanRR ของการทดลองกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case

5.2.2 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า SDNN ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง

ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ SDNN ระหว่างกลุ่มที่ 1 (Control Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย และกลุ่มที่ 2 (WRE + Non Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกาย เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่มในสภาวะปกติ (Resting)



รูปที่ 5.19 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า SDNN ของการทดลองกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2

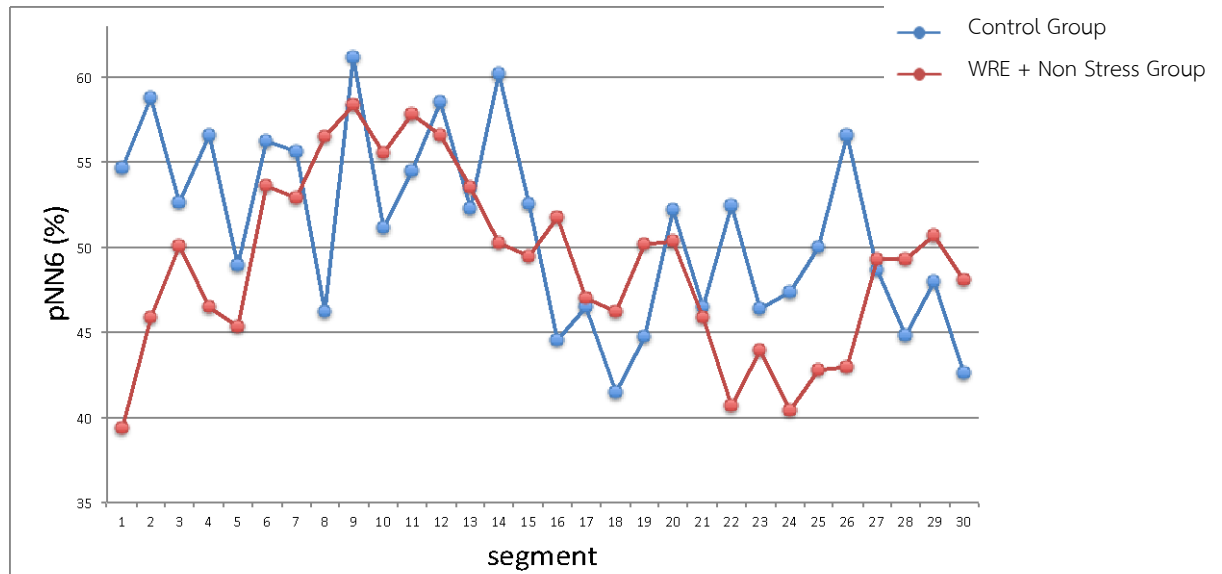
ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ SDNN ระหว่างกลุ่มที่ 3 (Non WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด และกลุ่มที่ 4 (WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่ม ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case



รูปที่ 5.20 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า SDNN ของการทดลองกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case

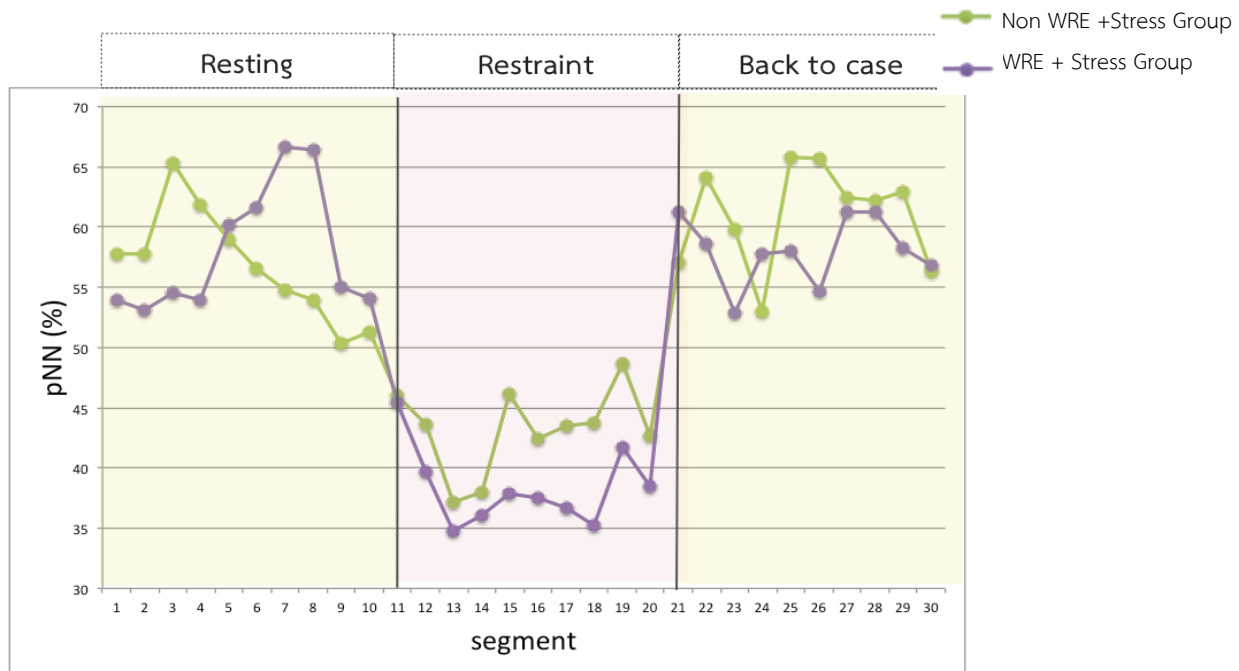
5.2.3 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า pNN6 ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละการทดลอง

ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ pNN6 ระหว่างกลุ่มที่ 1 (Control Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย และกลุ่มที่ 2 (WRE + Non Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกาย เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่มในสภาวะปกติ (Resting)



รูปที่ 5.21 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า pNN6 ของการทดลองกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2

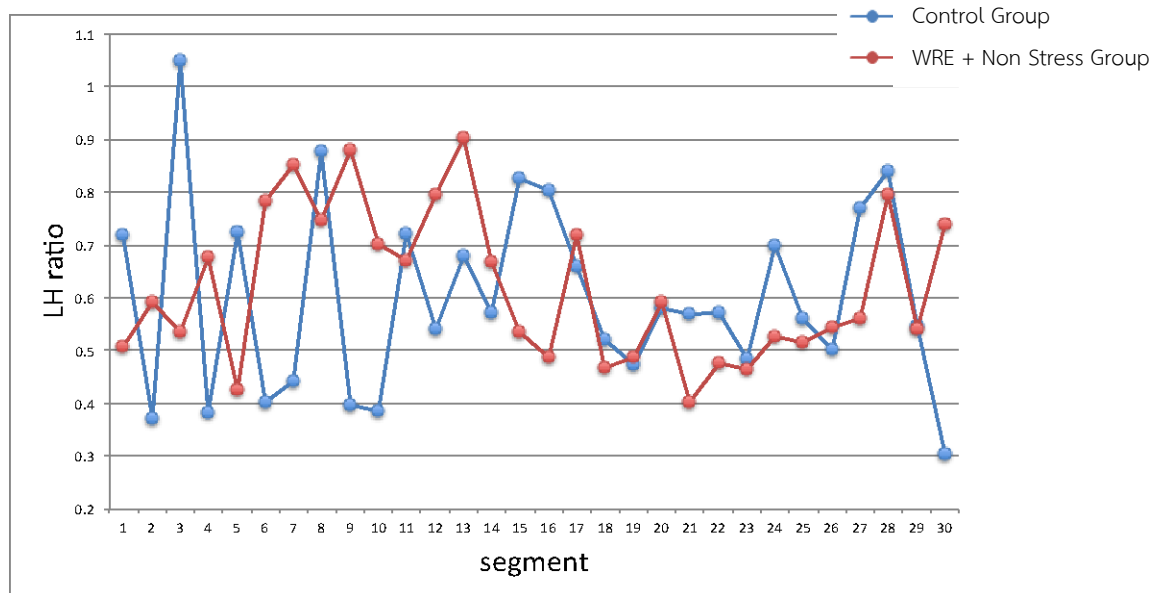
ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ pNN6 ระหว่างกลุ่มที่ 3 (Non WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด และกลุ่มที่ 4 (WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่ม ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case



รูปที่ 5.22 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า pNN6 ของการทดลองกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case

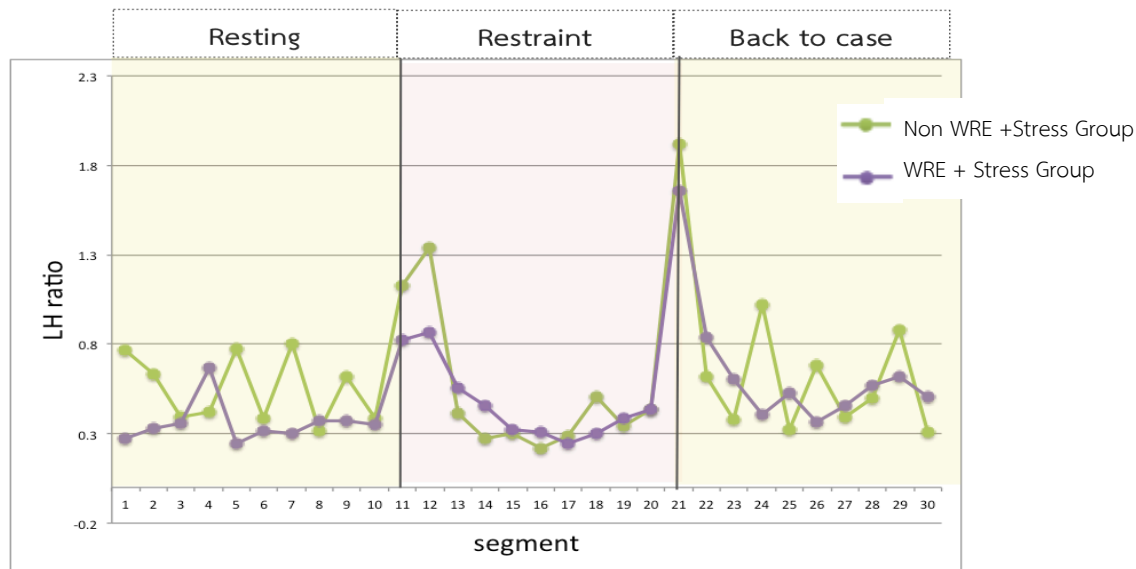
5.2.4 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่า LH Ratio ระหว่างกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย และกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายในแต่ละสภาวะการทดลอง

ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ LH Ratio ระหว่างกลุ่มที่ 1 (Control Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย และกลุ่มที่ 2 (WRE + Non Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกาย เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่มในสภาวะปกติ (Resting)



รูปที่ 5.23 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า LH Ratio ของการทดลองกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2

ผลการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV จากค่าพารามิเตอร์ pNN6 ระหว่างกลุ่มที่ 3 (Non WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด และกลุ่มที่ 4 (WRE + Stress Group) คือกลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายและถูกกระตุ้นให้ได้รับความเครียด เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติของทั้งสองกลุ่ม ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case



รูปที่ 5.24 กราฟเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ HRV ค่า LH Ratio ของการทดลองกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case

ตารางที่ 5.1 ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน และค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลา ของแต่ละพารามิเตอร์ของ HRV ในกลุ่มทดลองที่ 1 และกลุ่มทดลองที่ 2

พารามิเตอร์ของการวิเคราะห์ HRV	กลุ่มที่ 1 (Control Group)			กลุ่มที่ 2 (WRE + Non Stress Group)		
	ค่าเฉลี่ย	ค่าความแปรปรวน (σ)	ความชัน (m)	ค่าเฉลี่ย	ค่าความแปรปรวน (σ)	ความชัน (m)
MeanRR (ms)	145.68	4.71	3.67	167.64	4.52	1.7
SDNN (ms)	18.64	2.35	2.61	12.5	1.83	1.54
pNN6(%)	51.09	5.31	4.64	49.94	5.01	3.34
LH Ratio	0.59	0.17	0.21	0.61	0.14	0.13

จากตารางที่ 5.1 ค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ meanRR ของกลุ่มที่ 1 (Control Group) มีค่าน้อยกว่ากลุ่มที่ 2 (WRE + Non Stress) และสำหรับ ซึ่งจะแสดงให้เห็นได้ว่ากลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกายมีอัตราการเต้นของหัวใจที่เร็วกว่า นอกจากนี้ค่าความแปรปรวนและค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลา ของแต่ละพารามิเตอร์ (meanRR ,SDNN ,pNN6 และ LH Ratio) ของกลุ่มที่ 1 จะมีค่ามากกว่ากลุ่มที่ 2 แสดงให้เห็นว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายมีการเปลี่ยนแปลงการเต้นของหัวใจที่รุนแรงกว่ากลุ่มที่ออกกำลังกาย ดังนั้นการทดลองนี้จึงสามารถอธิบายได้ว่ากลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายนั้นสามารถ

ควบคุมการทำงานของการทำงานของหัวใจได้ดี และประสิทธิภาพการทำงานของหัวใจดีกว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย

ตารางที่ 5.2 ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน และค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลา ของแต่ละพารามิเตอร์ของ HRV ในกลุ่มทดลองที่ 3

พารามิเตอร์ ของการ วิเคราะห์ HRV	กลุ่มที่ 3 (Non WRE + Stress Group)								
	สภาวะ Resting			สภาวะ Restraint			สภาวะ Back to case		
	ค่าเฉลี่ย	ค่าความ แปรปรวน (σ)	ความ ชัน (m)	ค่าเฉลี่ย	ค่าความ แปรปรวน (σ)	ความ ชัน (m)	ค่าเฉลี่ย	ค่าความ แปรปรวน (σ)	ความ ชัน (m)
MeanRR (ms)	155.52	10.01	3.73	142.93	7.69	4.92	130.30	5.11	4.33
SDNN (ms)	12.07	2.78	2.42	11.94	1.45	1.90	20.85	1.59	1.93
pNN6(%)	56.85	4.31	3.12	43.21	3.35	3.78	60.94	4.05	4.66
LH Ratio	0.54	0.17	0.28	0.52	0.36	0.21	0.70	0.46	0.51

ตารางที่ 5.3 ตารางแสดงค่าเฉลี่ย ค่าความแปรปรวน และค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลา ของแต่ละพารามิเตอร์ของ HRV ในกลุ่มทดลองที่ 4

พารามิเตอร์ ของการ วิเคราะห์ HRV	กลุ่มที่ 4 (WRE + Stress Group)								
	สภาวะ Resting			สภาวะ Restraint			สภาวะ Back to case		
	ค่าเฉลี่ย	ค่าความ แปรปรวน (σ)	ความ ชัน (m)	ค่าเฉลี่ย	ค่าความ แปรปรวน (σ)	ความ ชัน (m)	ค่าเฉลี่ย	ค่าความ แปรปรวน (σ)	ความ ชัน (m)
MeanRR	161.37	2.87	1.32	147.86	8.24	4.33	133.88	10.41	2.38
SDNN	12.29	1.30	2.28	9.34	1.51	1.14	14.55	2.01	2.41
pNN6	57.97	4.07	2.62	38.34	3.08	2.92	58.09	2.65	3.10
LH Ratio	0.36	0.11	0.12	0.47	0.02	0.09	0.65	0.35	0.21

จากตารางที่ 5.2 และตารางที่ 5.3 ค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ meanRR ของกลุ่มที่ 1 (Control Group) มีค่าน้อยกว่ากลุ่มที่ 2 (WRE + Non Stress) ซึ่งจะแสดงให้เห็นได้ว่ากลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกายมีอัตราการเต้นของหัวใจที่เร็วกว่าทั้งในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case นอกจากนี้ค่าความแปรปรวนและค่าความชันของการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลาของแต่ละพารามิเตอร์ (meanRR ,SDNN ,pNN6 และ LH Ratio) ของกลุ่มที่ 3 จะมีค่ามากกว่ากลุ่มที่ 4 แสดงให้เห็นว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายมีการเปลี่ยนแปลงการเต้นของหัวใจที่รุนแรงกว่ากลุ่มที่ออกกำลังกายทั้งในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case ดังนั้นการทดลองนี้จึงสามารถอธิบายได้ว่ากลุ่มที่ได้รับการออกกำลังกายนั้นสามารถควบคุมการทำงานของหัวใจได้ดี และประสิทธิภาพการทำงานของหัวใจดีกว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกาย ทั้งในสภาวะ Resting ,สภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case

5.4 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของแต่ละพารามิเตอร์ HRV ในแต่ละสภาวะของการทดลองที่ 3 และการทดลองที่ 4

ตารางที่ 5.4 ตารางแสดงค่า P-value ด้วยวิธีการทดสอบสมมติฐานแบบ Pair T-test ในแต่ละสภาวะของกลุ่มการทดลองที่ 3 และกลุ่มการทดลองที่ 4

การเปรียบเทียบในแต่ละสภาวะ	กลุ่มที่ 3 (Non WRE + Stress Group)				กลุ่มที่ 4 (WRE + Stress Group)			
	MeanRR	SDNN	pNN6	LH Ratio	MeanRR	SDNN	pNN6	LH Ratio
สภาวะ Resting และ สภาวะ Restraint	0.0032	0.75	0.0079	0.013	0.0004	0.0012	0.0016	0.002
สภาวะ Restraint และ สภาวะ Back to case	0.004	0.006	0.0013	0.46	0.082	0.005	0.005	0.073
สภาวะ Resting และ สภาวะ Back to case	0.062	0.012	0.085	0.043	0.078	0.082	0.003	0.094

จากตารางที่ 5.4 จะพิจารณาตามค่าพารามิเตอร์ของการวิเคราะห์ HRV ซึ่งสามารถอธิบายผลการทดลองได้เป็นดังนี้

1. โดยค่าพารามิเตอร์ pNN6, meanRR และ LH ratio ในการเปรียบเทียบแต่ละสภาวะ จากตารางสามารถอธิบายได้ว่า การเปรียบเทียบกันระหว่าง สภาวะพัก (Resting) และสภาวะถูกกระตุ้นด้วยความเครียด (Restraint) และการเปรียบเทียบระหว่างสภาวะถูกกระตุ้นด้วยความเครียดและสภาวะกลับสู่สภาวะปกติ (Back to case) การเปรียบเทียบทั้งสองแบบมีค่า P-value < 0.05 แสดงว่าการเปรียบเทียบทั้งสองแบบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัย สำหรับการเปรียบเทียบสภาวะ Resting และสภาวะ Back to case มีค่า P-value > 0.05 แสดงว่าทั้งสองสภาวะมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัย และนอกจากนี้ผลการทดลองจากรูปที่ 5.18 และรูปที่ 5.25 เป็นผลการวิเคราะห์ของค่าพารามิเตอร์ meanRR และ LH Ratio ตามลำดับ ซึ่งจะสังเกตเห็นว่ากราฟช่วงเวลา 30 วินาที ถึง 3 นาทีแรก ของสภาวะ Restraint และสภาวะ Back to case กราฟทั้งสองสภาวะน่าจะมีความสัมพันธ์กัน ดังนั้นจึงได้ทดสอบสมมติฐานจากข้อมูลช่วงเวลาดังกล่าวและจะได้ค่า P-value > 0.05 (ค่าพารามิเตอร์ meanRR ของกลุ่ม Non-WRE+Stress มีค่า $p=0.062$ และกลุ่ม WRE+Stress มีค่า $p=0.079$,ค่าพารามิเตอร์ LH Ratio ของกลุ่ม Non-WRE+Stress มีค่า $p=0.37$ และ กลุ่ม WRE+Stress มีค่า $p=0.23$) แสดงว่าทั้งสองสภาวะของช่วงเวลาแรกมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัย ซึ่งสามารถกล่าวได้ว่าการเปลี่ยนแปลงจะสภาวะหนึ่งไปยังอีกสภาวะหนึ่ง ถึงแม้ว่าจะไม่ใช่วิธีการกระตุ้นความเครียดก็ตาม อาจก่อให้เกิดสภาวะความเครียดประเภท Acute Stress เกิดขึ้นได้ โดยที่ค่าพารามิเตอร์ meanRR และค่าพารามิเตอร์ LH Ratio มีค่าสูงในช่วงแรกและสภาวะ Back to case มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยกับสภาวะความเครียด

2. สำหรับค่าพารามิเตอร์ SDNN ในการเปรียบเทียบทุกๆสภาวะ มีความแตกต่างกันอย่างมีนัย (P-value < 0.05) แต่สังเกตจากรายได้ว่า กลุ่ม Non-WRE+Stress ของการเปรียบเทียบระหว่างสภาวะ Resting และสภาวะ Restraint มีค่า p-value > 0.05 กล่าวได้ว่าสองสภาวะมีความสัมพันธ์กัน ซึ่งอาจจะเกิดจากความแปรปรวนของข้อมูลจึงทำให้ทั้งสองสภาวะมีความสัมพันธ์กันดังนั้นจึงใช้วิธีการทดสอบสมมติฐานที่เกี่ยวข้องกับความแปรปรวนของข้อมูลแบบปกติ (F-test) โดยให้ H_0 เป็นสมมติฐานหลัก และ H_a เป็นสมมติฐานรอง กำหนดค่า $\alpha = 0.05$ และวิธีการทดสอบจะใช้แบบ F-test ซึ่งผลการทดสอบจะได้ $p=0.138$ ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าค่า p-value ที่ได้จากรายที่ 5.4 ของความสัมพันธ์ดังกล่าวมีความสัมพันธ์กัน เนื่องจากข้อมูลทั้งสองสภาวะของกลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายมีความแปรปรวนเหมือนกัน ซึ่งตรงกับผลการวิเคราะห์ของตาราง 5.1 ที่กล่าวว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการออกกำลังกายมีอัตราการเต้นของหัวใจที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างแปรปรวน

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 บทสรุปงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์นี้มุ่งเน้นการศึกษาและวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ เพื่อสามารถนำประยุกต์ใช้สำหรับประเมินการทำงานเบื้องต้นของระบบประสาทอัตโนมัติของกิจกรรมต่างๆ สำหรับการวิเคราะห์ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เป็นการวิเคราะห์ผลการทดลองของ "ผลของการออกกำลังกายที่มีผลต่อความเครียดซึ่งเป็นการทดลองในหนู" โดยผลการวิเคราะห์ดังกล่าวสามารถสรุปได้ดังนี้

1. การออกแบบขั้นตอนการวิเคราะห์ HRV สำหรับการทดลองนี้สามารถสรุปได้ว่า คลื่นหัวใจของหนูที่ใช้ทดลองซึ่งเป็นเพศผู้สายพันธุ์ Wistar มีย่านความถี่ช่วง 5-40 เฮิร์ตซ์ โดยองค์ประกอบของความถี่สูงสุดอยู่ที่ 5 เฮิร์ตซ์ อัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ย เท่ากับ 300 ครั้งต่อนาที โดยขั้นตอนเตรียมก่อนกระบวนการวิเคราะห์ (Pro- processing) จะประกอบไปด้วย วิธีการกำจัดสัญญาณรบกวน โดยใช้ตัวกรองสัญญาณแถบความถี่ผ่านแบบ FIR และใช้วินโดว์แฮมมิงในย่านความถี่ 5-40 เฮิร์ตซ์ ผ่านไปยังวิธีการตรวจจับคลื่น QRS ของ Pan และ Tompkins โดยจะผ่านสมการเชิงอนุพันธ์เพื่อหาความชันของคลื่น QRS ไปยังสมการยกกำลังสอง และเข้าสู่การคำนวณหาค่าเฉลี่ยและผ่านระดับอ้างอิง เพื่อหาตำแหน่งสูงสุด ตามลำดับ คลื่นอาร์ที่ได้อาจ ผิดพลาดเกิดสัญญาณที่ผิดปกติเนื่องจากเกิดการสูญหายของสัญญาณ จึงแก้ไขด้วยวิธีการ Ectopic beat ทำให้มีแม่นยำมากขึ้น สำหรับการคำนวณช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่ได้จะอยู่ในรูปแบบ Tachogram เพื่อนำไปเข้าสู่วิธีการพารามิเตอร์ต่างๆ ของ HRV ในโดเมนเวลา แต่การวิเคราะห์ในโดเมนความถี่นั้นไม่สามารถนำสัญญาณในรูปแบบดังกล่าวมาใช้ได้ เนื่องจากเป็นสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องทางเวลา ดังนั้นมีการแก้ไขสัญญาณก่อนด้วยวิธีการสุ่มสัญญาณใหม่ โดยการเพิ่มสัญญาณสุ่มด้วยวิธีการแทรกสอดแบบคิวบิกสไปน สัญญาณที่ได้จะเป็นสัญญาณที่ต่อเนื่องทางเวลา และสามารถนำไปคำนวณหาพลังงานสเปกตรัมด้วยวิธีการพาสฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มและวิธีการเวลล์ ช่วงความถี่ที่ใช้วิเคราะห์สำหรับวิทยานิพนธ์นี้คือ ช่วงความถี่ต่ำที่ 0.1-1 เฮิร์ตซ์ และช่วงความถี่สูงที่ 1-5 เฮิร์ตซ์ โดยเลือกโดยอ้างอิงจากวิธี RSA โดยนำอัตราการหายใจมาคำนวณหาองค์ประกอบความถี่ ได้ผลการทดลองว่า องค์ประกอบความถี่สูงสุดอยู่ที่ 1.3 เฮิร์ตซ์ ซึ่งเป็นการบ่งบอกถึงการทำงานของระบบพาราซิมพาเทติกสำหรับช่วงความถี่สูง

จากผลการวิเคราะห์ HRV พารามิเตอร์แต่ละพารามิเตอร์สามารถอธิบายได้ดังนี้ meanRR จะแปรผกผันกับอัตราการเต้นของหัวใจ สามารถบอกอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงเวลานั้นๆ ที่ทำการบันทึกผล โดยมีค่าต่ำแสดงว่ามีอัตราการเต้นของหัวใจที่สูงขึ้นซึ่งสามารถประเมินได้ว่า ช่วงเวลาดังกล่าวระบบประสาทซิมพาเทติกทำงานเป็นหลัก สำหรับพารามิเตอร์ pNN6 เป็นพารามิเตอร์ที่บ่งบอกการทำงานของระบบประสาทพาราซิมพาเทติกเนื่องจากเป็นพารามิเตอร์ที่นำช่วงเวลากลิ่นอาร์ระยะที่ห่างกันใช้คำนวณจากผลการวิเคราะห์ของวิทยานิพนธ์นี้ เป็นวิธีการที่สามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์กับการทดลองนี้ได้ อย่างเหมาะสม เนื่องจากสามารถสังเกตได้ว่าในแต่ละสภาวะมีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน โดยสภาวะที่ถูกกระตุ้นด้วยความเครียดระบบพาราซิมพาเทติกจะมีบทบาทการทำงานน้อย และสำหรับพารามิเตอร์

LH Ratio จะใช้ในการประเมินการทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติก ซึ่งจะมีค่าสูงในสภาวะที่ถูกกระตุ้นด้วยความเครียด ซึ่งเห็นได้อย่างชัดเจนในช่วงนาฬิกาของสภาวะที่ถูกกระตุ้นด้วยความเครียด และพารามิเตอร์ SDNN เป็นพารามิเตอร์ที่ไม่เหมาะสำหรับการนำมาใช้เปรียบเทียบในแต่สภาวะที่แตกต่างกันของการทดลองนี้ เนื่องจากการคำนวณค่าความแปรปรวนจำเป็นต้องใช้ข้อมูลจำนวนมากจึงสามารถแยกความต่างได้อย่างชัดเจน แต่สำหรับใช้การบ่งบอกความแปรปรวนของอัตราการเต้นในสภาวะเดียวกันได้ ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติและการออกกำลังกาย นั้นสรุปได้ว่า การออกกำลังกายสามารถเพิ่มการทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติก ซึ่งเป็นการผ่อนคลายการทำงานของร่างกาย โดยสังเกตได้จากค่าเฉลี่ยของ meanRR และ pNN6 ของกลุ่มที่ออกกำลังกายจะมีค่าสูงกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกาย และนอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่มที่ออกกำลังกายสามารถควบคุมการทำงานของร่างกายได้ดีกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ออกกำลังกายอีกด้วย สังเกตจากค่าความแปรปรวนและค่าความชันของแต่ละช่วงเวลาที่ยบ่งบอกความรุนแรงของการเต้นของหัวใจ สำหรับผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติในแต่ละสภาวะ พบว่าในสภาวะความเครียดและสภาวะปกติ การทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติมีการทำงานที่มีลักษณะแตกต่างกันอย่างมีนัย ($p < 0.05$) โดยสังเกตจากค่าการทดสอบของพารามิเตอร์ meanRR, pNN6 และ LH Ratio นอกจากนี้ยังผลการวิเคราะห์ดังกล่าวพบว่าช่วงระยะแรก (2-3 นาทีแรก) ของการเปลี่ยนแปลงจากสภาวะหนึ่งไปอีกสภาวะหนึ่งนั้น ทำให้เกิดสภาวะความเครียดประเภทฉับพลันหรือ ประเภท Acute Stress ได้เช่นกันโดยสังเกตจากกราฟผลการทดลองช่วงสภาวะ Restraint และสภาวะ Back to Case ของค่าพารามิเตอร์ meanRR และ LH Ratio ในช่วง 1-3 นาทีแรกมีความสัมพันธ์ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัย ($p > 0.05$) นอกจากนี้การนำผลการวิเคราะห์ดังกล่าว ที่ได้ใช้เป็นข้อมูลพื้นฐาน สำหรับการแสดงประโยชน์ของการออกกำลังกาย ที่สามารถช่วยลดและป้องกันอัตราเสี่ยงของการเกิดโรคหัวใจที่มีสาเหตุเกิดจากการถูกกระตุ้นด้วยความเครียดได้ และสามารถนำไปเป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับการพัฒนาและประยุกต์ใช้เพื่อการเชื่อมโยงไปยังการทำงานระบบประสาทของร่างกายมนุษย์ต่อไปได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Pignalberi C, Patti G, Chimenti C, Pasceri V, Maseri A **Role of different determinations of psychological distress in acute coronary syndromes.** J Am Coll Cardiol 32:613-619, 1998.
- [2] กรมสุขภาพจิตกระทรวงสาธารณสุข. (2541).คู่มือการดำเนินงานในคลินิกคลายเครียด. (พิมพ์ครั้งที่ 3). นนทบุรี: กรมสุขภาพจิตกระทรวงสาธารณสุข
- [3] สำนักงานพัฒนาระบบข้อมูลข่าวสารสุขภาพ ข้อมูลทางสถิติสำหรับประชากรไทย เข้าได้จาก <http://www.hiso.or.th>
- [4] กรมควบคุมการเกิดโรค กระทรวงสาธารณสุข.ความเครียด[ออนไลน์]เข้าได้จาก <http://www.morh.go.th/>
- [5] Rozanski A, Blumenthal JA, Kaplan J, **Impact of psychological factors on the pathogenesis of cardiovascular disease and implications for therapy.** Circulation 1999:2192-2217
- [6] Gustav N Kristensen, **The effect of stress on the risk of death from stroke.** Int J Integr Care. Volume 11, 1 August 2011
- [7] Bernatova I, Puzseroca A.ans at el. **Crowding-Induced Alterations in Vascular System of WistarKyoto Rats: Role of Nitric Oxide.** Physiol. Res. 56: 667-669, 2007
- [8] Cannon, W.B. (1928) **The mechanism of emotional disturbance of bodily functions.** New England Journal of Medicine, 198, 877-884.
- [9] Eberhard von Borell and at el. **Heart rate variability as a measure of autonomic regulation of cardiac activity for assessing stress and welfare in farm animals.** A review Physiology & Behavior, Vol 92, pp293-316, 2007.
- [10] Fletcher GF, Balady GJ, Amsterdam EA, Chaitman B, Eckel R, Fleg J, et al. **Exercise standards for testing and training: A statement for healthcare professionals from the American Heart Association.** Circulation. Vol 104: pp 1694 - 1740. 2001.
- [11] Balady GJ, Fletcher BS, Froelicher ES, Hartley LH, KraussRM, Oberman A, et al. **Cardiac rehabilitation programs. Astatement for health care professionals from the AmericanHeart Association.** Circulation ,90: 1602-10. 1994.
- [12] ดุจใจชัยวานิชศิริ. **ฟื้นฟูหัวใจเวชศาสตร์ฟื้นฟูสารจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย** 2554; 21(2): 37-42
- [13] Pignalberi C, Patti G, Chimenti C, Pasceri V, Maseri A **Role of different determinations of psychological distress in acute coronary syndromes.** J Am Coll Cardiol 32:613-619. 1998

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [14] Dishman RK, Berthoud HR, and al. **Neurobiology of exercise**. Obesity (Silver Spring) ,14:345-356, 2006.
- [15] Greenwood, B. N., Foley, T. E., Day, H. E. W., et al. **Freewheel running prevents learned helplessness/behavioral depression: role of dorsal raphe serotonergic neurons**. *J Neurosci*.23: 2889–2898. 2003.
- [16] Akselrod S., Gordon D., Ubel F.A., Shannon D.C.,Barger A.C. Cohen R.J.: **Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quatative probe of beat to beat cardiovascular control**, Science, 213:220-222, 1981.
- [17] Kleiger RE, Stein PK, Bosner MS, Rottman JN. **Time domain measurements of heart rate variability**. In: Malik M, Camm AJ, editors. **Heart rate variability**. Armonk, N.Y.: Futura Publ. Comp., Inc.; 1995. p. 33–45.
- [18] Hainsworth R. **The control and physiological importance of heart rate**. In: Malik M, Camm AJ, editors. **Heart rate variability**. Armonk, N.Y.: Futura Publ. Comp., Inc.; 1995. p. 3–19.
- [19] Scholz UJ, Bianchi AM, Cerutti S, Kubicki S. **Vegetative background of sleep: spectral analysis of the heart rate variability**. *Physiol Behav*. 1997 Nov;62(5):1037-43.
- [20] Hon EH & Lee ST (1965). **Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death**. *Am J Obstret Gynecol* 87, 814–826.
- [21] Ewing DJ, Neilson JM, Shapiro CM, Stewart TJ & Reid W (1991). **Twenty-four hour heart rate variability: effects of posture, sleep and time of the day in healthy controls and comparison with bedside tests of autonomic function in diabetic patients**. *Br Heart J* 65, 239–244.
- [22] Wolf MM, Varigos GA, Hunt D, Sloman JG. **Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction**. *Med J Aust*. 1978;2:52-53.
- [23] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology **Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use**. *Circulation* 93,1043–1065. 1996.
- [24] Matsuura M, Murata Y, Hirano T. **The effects of developing autonomous nervous system on FHR variabilities determined by the power spectral analysis**. *Am J Obstet Gynecol* 1996;174:380-3.

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [25] Reed MJ, Robertson CE, Addison PS. **Can heart rate variability measurements predict the onset of ventricular arrhythmias?**. Quarterly Journal of Medicine ,Vol50, pp87-95, 2005.
- [26] AKO M. and at el. **Correlation between electroencephalography and heart rate variability during sleep.**Psychiatry and Clinical Neurosciences ,Vol57, pp59-65, 2003.
- [27] McCraty R, Atkinson M, Tiller WA, Rein G, Watkins AD. **The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability.** Am. Journal Cardiology 76:1089-93, 1995.
- [28] Tiller WA, McCraty R, Atkinson M. **Cardiac coherence: a new, noninvasive measure of autonomic nervous system order.** Altern Ther Health Med 2:52-65, 1996.
- [29] Cerutti S, Gustin M, Paultre C, Lo M, Julien C, Vincent M, Sassard J. **Autonomic nervous system and cardiovascular variability in rats: a spectral analysis approach.** Am J Physiol H1292- H1299, 1991.
- [30] J. Thireau, B. L. Zhang, D. Poisson and D. Babuty **Heart rate variability in mice: a theoretical and practical guide.**Exp Physiol 93.1 pp 83-94.
- [31] Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T.: **A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol37, 1990.
- [32] Engelse W.A.H., Zeelenberg C. **A single scan algorithm for QRS-detection and feature extraction,**IEEE Comput. Card., Long Beach. IEEE Computer Society, pp37-42 1979.
- [33] Pan J, Tompkins WJ. **A real-time QRS detection algorithm.**IEEE Trans Biomed Eng. ,32th ,pp230-6, 1985.
- [34] Welch, P.D.: **The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms.** IEEE Trans. Audio Electroacoust. Vol. AU-15, Pgs. 70-73, June 1967.
- [35] Ngampramuan S, Baumert M, Beig MI, Kotchabhakdi N, Nalivaiko E. **Activation of 5-HT1 receptors attenuates tachycardia induced by restraint stress in rats.** *AmPhysiol* 94: R132-4, 2008.
- [36] McDougall, S. J., R. E. Widdop, et al. **Central autonomic integration of psychological stressors: focus on cardiovascular modulation.** Auton Neurosci 123(1-2): pp1-11,2005.

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [37] Gari D. Clifford, Francisco Azuaje, Patrick McSharry, **Advanced Methods And Tools for ECG Data Analysis**. Artech House Publishers, 1st edition, 2006.
- [38] Hye-Sue Song and Paul M. Lehrer. **The Effects of Specific Respiratory Rates on Heart Rate and Heart Rate Variability**. Applied Psychophysiology and Biofeedback, Vol. 28, No. 1, 2003.

ภาคผนวก
ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. Pimporn Muaynoi, Suradej Tretriluxana, Kitiphol Chitsakul. **Signal Processing for Heart Rate Variability Analysis Case Study: Ventricular Tachycardia condition.** The 2011 Biomedical Engineering Int. Conf. (BMEiCON-2011),pp 117-119,January 2012.
2. พิมพ์พร เหมยน้อย, สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ และ กิตติพล ชิตสกุล. **การเปรียบเทียบความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ ในสภาวะของการหายใจปกติและการกลั้นหายใจ.** The 33th Electrical Engineering Conference (EECON-33), 1-3 ธันวาคม 2553.เชียงใหม่.

การเปรียบเทียบความแปรปรวนของอัตราการการเต้นของหัวใจ ในสภาวะของการหายใจปกติและการกลั้นหายใจ

Comparison of Heart Rate Variability during normal breathing and breath holding

พิมพ์พร เหมยน้อย¹, สุรเดช ตรีไตรลักษณ์¹ และ กิตติพล ชิตสกุล¹

ห้องปฏิบัติการวัดและการประมวลผลทางชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 โทรศัพท์ : 0-2326-4550 E-mail: doo_hpim@gmail.com

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการเปรียบเทียบความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate variability :HRV) ในสภาวะที่หายใจปกติและกลั้นหายใจ การวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจนี้ได้มาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจวัดโดยการสร้างสัญญาณช่วงเวลาห่างยอดสูงสุดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือคลื่น R (R-to-R Interval) ซึ่งการวิเคราะห์โดยทั่วไปทำได้ใน 2 โดเมนคือ โดเมนเวลาและโดเมนของความถี่ ในการศึกษานี้เปรียบเทียบความแปรปรวนของการเต้นของหัวใจทางโดเมนทางเวลาโดยคำนวณดัชนีค่าเฉลี่ยช่วงเวลาระหว่างคลื่น R ซึ่งผลการวิเคราะห์เบื้องต้นพบข้อแตกต่างระหว่างเหตุการณ์ทั้งสอง ทำให้เรามีแผนจะขยายการศึกษานี้กับข้อมูลบันทึกขณะนอนหลับ (Polysomnogram) และตั้งสมมุติฐานว่าน่าจะเปิดเผยให้เห็นการตอบสนองของระบบประสาทที่พบในช่วงเหตุการณ์หยุดหายใจขณะนอนหลับ (Sleep Apnea)

คำสำคัญ: ความแปรปรวนของการเต้นของหัวใจ, สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, การหายใจ, การกลั้นหายใจ, การหยุดหายใจขณะนอนหลับ

Abstract

This article presents a Heart Rate Variability (HRV) analysis during the normal breathing and breath holding. HRV derived from Electrocardiogram (ECG) is represented by the R-to-R Interval (RRI) waveform. It can generally be analyzed in both time and frequency domains. This study computed the average of R-to-R Interval (RRI) index in time domain. The preliminary data showed the differences between the two conditions. Our further analysis will be performed in the polysomnogram data. We hypothesize that this could reveal the autonomic responses as found in the sleep apnea events.

Keywords: Heart Rate Variability (HRV), Electrocardiogram (ECG), Respiration, Breathing holding, Sleep Apnea

1. บทนำ

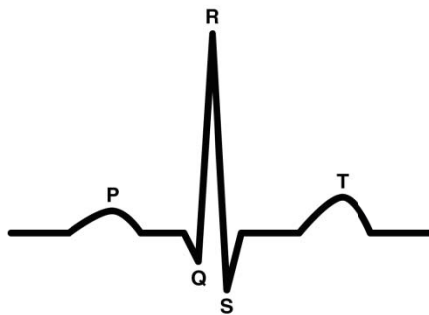
ในกลไกการทำงานของร่างกาย ระบบการหายใจเป็นระบบที่มีความสำคัญมากต่อการดำรงชีวิต และมีความสำคัญต่อส่วนต่างๆใน

ร่างกาย เมื่อมีการหายใจเข้าหรือหายใจออกจะมีการแลกเปลี่ยนของก๊าซระบบหายใจถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System) มีศูนย์กลางอยู่ที่สมองส่วนเมดัลลา (Medulla) การหายใจแต่ละครั้งจะมีอากาศที่ไหลเข้ารูจมูก ผ่านหลอดลมและเข้าสู่ปอดเกิดการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ถุงลม (Alveoli) ภายในปอด ซึ่งกระบวนการนี้จะสัมพันธ์กับระบบไหลเวียนโลหิต (Circulation System) ที่สามารถสังเกตได้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) ดังรูปที่ 1 การศึกษาที่ผ่านมาพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจจะสูงขึ้นขณะหายใจเข้าและลดลงในขณะหายใจออก [1,2] และมีการทดลองอีกหลายครั้ง [3,4] ที่ยืนยันความสัมพันธ์ระหว่างการหายใจและความเปลี่ยนแปลงอัตราการเต้นของหัวใจ ข้อมูลเหล่านี้เป็นสาเหตุที่เราสนใจนำค่าความแปรปรวนของการเต้นของหัวใจไปวิเคราะห์ความผิดปกติของกลไกการทำงานของร่างกาย

ความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจหรือ HRV ได้มีการศึกษาค้นคว้ากันอย่างแพร่หลาย เริ่มตั้งแต่ปี ค.ศ. 1965 โดย Lee and Hon [5] ได้มีการบันทึกอัตราการเต้นหัวใจของเด็กทารก และได้มีการพัฒนาอีกในปี ค.ศ. 1978 โดย Wolf et al. [6] ได้มีการเก็บตัวอย่างความแตกต่างของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ในผู้ป่วยโรคเบาหวาน ความแปรปรวนของการเต้นของหัวใจจะพิจารณาจากปฏิริยาตอบสนองของระบบประสาทอัตโนมัติทั้งในส่วนของ ซิมพาเทติกและพาราซิมพาเทติก เมื่อในปี ค.ศ. 1996 [7] มีการรวมตัวของกลุ่มวิจัยหทัยวิทยาของยุโรปและอเมริกาเหนือ ได้กำหนดมาตรฐานและวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจโดยแบ่งเป็น 2 โดเมนคือ

1. โดเมนของเวลา (Time Domain) ในการวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจจะวัดช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ที่เกิดจากสัญญาณ ECG การคำนวณจะกระทำโดยการคำนวณทางคณิตศาสตร์และทางสถิติ ตัวอย่างการคำนวณจะแสดงดังตารางที่ 1
2. โดเมนของความถี่ (Frequency Domain) การวัดจะใช้เทคนิคของความหนาแน่นกำลังของสเปกตรัม (Power spectrum density :PSD) ในการแยกความถี่ของความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งการวัดนี้ค้นพบโดยอาร์กเชลรอลในปี ค.ศ. 1981 [9] โดยใช้การคำนวณวิธีของฟาสฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์ม (FFT) ย่านความถี่ที่ใช้แยกมี 2-4 ย่านความถี่ ดังตารางที่ 2

การวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจนี้อาจนำไปวินิจฉัยความผิดปกติของระบบหายใจได้อย่างหลากหลาย ซึ่งในบทความนี้จะกล่าวถึง ความสัมพันธ์กับความผิดปกติของการหายใจที่เกิดขึ้นในระหว่างการนอน หรือ Sleep-Disordered Breathing [10] ซึ่งจากการศึกษาพบว่าชาวอเมริกา 12 ล้านคนประสบกับปัญหานี้ โดยแยกเป็นเพศชายประมาณ 4 % และเพศหญิง 2 % [11] ซึ่งความผิดปกตินี้โดยมากจะเกิดจากการอุดตันของทางเดินหายใจ (Obstructive Sleep Apnea) การหายใจในแต่ละครั้งร่างกายจะสั่งการให้ใช้แรงในการหายใจมากเพื่อเอาชนะทางเดินหายใจที่ตีบแคบ ความดันที่เป็นลบเพิ่มขึ้น ช่องคอตีบแคบก็จะกว้างขึ้น ทำให้มีการขาดจังหวะการหายใจได้บ่อยครั้งและแต่ละครั้งยาวนานกว่าคนปกติ ซึ่งแต่ละครั้งในขณะที่นอนหลับจะส่งผลทำให้ระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดน้อยลง ส่งผลให้สมองจะได้รับออกซิเจนลดน้อยลงด้วย เมื่อสมองขาดออกซิเจนก็จะค่อยๆ ปล่อยให้ผู้ป่วยตื่น เริ่มหายใจใหม่ แล้วเมื่อสมองได้รับปริมาณออกซิเจนที่เพียงพอผู้ป่วยก็สามารถหลับได้อีก ต่อมาการหายใจเริ่มคิดซ้ำอีก และจะเกิดเหตุเช่นนี้ตลอดทั้งคืน ทำให้ผู้ป่วยไม่ได้รับการพักผ่อนที่เต็มที่ และบางครั้งยังอาจจะทำให้หัวใจขาดออกซิเจนเป็นอันตรายถึงแก่ชีวิตได้ หากผู้ป่วยไม่ได้รับการรักษาเบื้องต้นหรือการตรวจพบ ก็จะส่งผลเสียที่ทำให้เกิดโรคแทรกซ้อนอื่นๆ อีก เช่น โรคความดันโลหิตสูง โรคหัวใจ โรคหลอดเลือดหัวใจ [7] เป็นต้น



รูปที่ 1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)

ตารางที่ 1 ตัวอย่างของพารามิเตอร์ของโดเมนเวลา

พารามิเตอร์	หน่วย	คำอธิบาย
meanNN	ms	ค่าเฉลี่ยของช่วงเวลาคลื่นอาร์ทั้งหมด
SDNN	ms	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ทั้งหมด
SDANN	ms	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ทั้งหมด
pNN	%	ค่าเปอร์เซ็นต์ของช่วงเวลาของคลื่นอาร์ที่มีค่ามากกว่า 50 ms

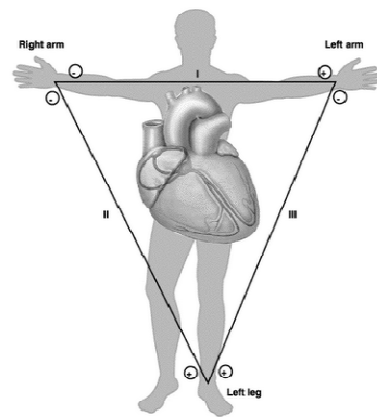
ตารางที่ 2 ตัวอย่างพารามิเตอร์ของโดเมนความถี่

พารามิเตอร์	หน่วย	ผลที่ได้
ULF(< 0.003Hz)	ms ²	ช่วงการไหลเวียนของวงจรและจังหวะของระบบประสาทและฮอร์โมน
VLF(0.003-0.04 Hz)	ms ²	พบตัวที่บ่งบอกการทำกิจกรรมของร่างกาย
VF(0.04 – 0.15 Hz)	ms ²	การปรับตัวของซิมพาเทติกและพาราซิมพาเทติก
HF(0.15-0.4 Hz)	ms ²	ใช้เป็นตัวบ่งบอกของการปรับตัวของพาราซิมพาเทติกในการหายใจ
LF/HF (or LHR)	ms ²	ใช้เป็นตัวชี้วัดของความสมดุลของซิมพาเทติกและพาราซิมพาเทติก

2. การทดลอง

2.1 กลุ่มตัวอย่าง

การรวบรวมข้อมูลของการทดลองคือ จำนวนกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัคร มีทั้งหมด 10 ตัวอย่าง แบ่งเป็นเพศชายจำนวน 5 ตัวอย่าง เพศหญิงจำนวน 5 คน มีอายุระหว่าง 17-22 ปี ทุกคนมีสุขภาพแข็งแรง ไม่มีความคิดผิดปกติทางด้านระบบหายใจ



รูปที่ 2 การวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 ขั้ว

2.2 เครื่องมือที่ใช้

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำกรวัดแบบ 3 ขั้วดังรูปที่ 2 โดยใช้เครื่องวัด BIOPAC Sytem, Inc (Model MP36) ณ ห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

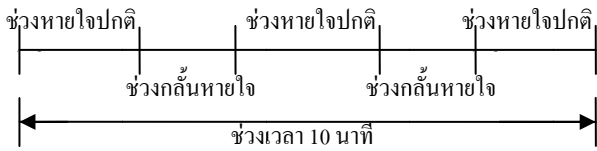
2.2 ออกแบบการทดลอง

ในการเก็บข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้เวลาทั้งหมด 10 นาทีซึ่งจะแบ่งออกเป็นช่วงๆ ดังรูปที่ 3 คือ ช่วงแรกเป็นการ

วัดการหายใจที่เป็นปกติ แล้วให้กลุ่มอาสาสมัครกั้นหายใจจนกระทั่ง
 หมดลมหายใจและกลับมาหายใจ หลังจากนั้นก็รอกันว่ากลุ่มอาสาสมัคร
 หายใจเป็นปกติแล้วทำการทดลองซ้ำอีกครั้ง ในช่วงเวลาที่กำหนด

การเปรียบเทียบความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ
 จะใช้การคำนวณของค่าเฉลี่ยของช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ดีงสมการ

$$\text{ค่าเฉลี่ยของ RRI} = \frac{\sum_{i=0}^n (RRI(i))}{N}$$



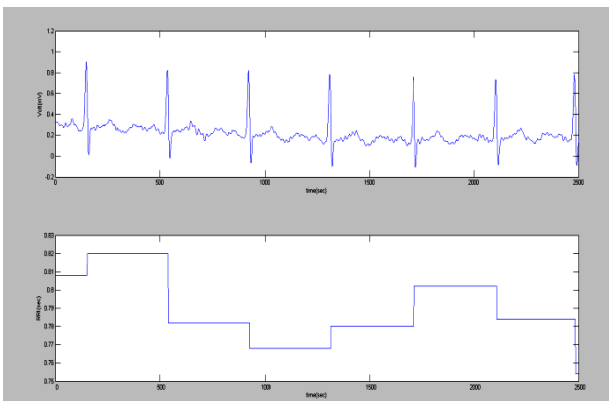
รูปที่ 3 การแบ่งช่วงเวลาในการทดลองของกลุ่มอาสาสมัครแต่ละคน

3. ผลการทดลอง

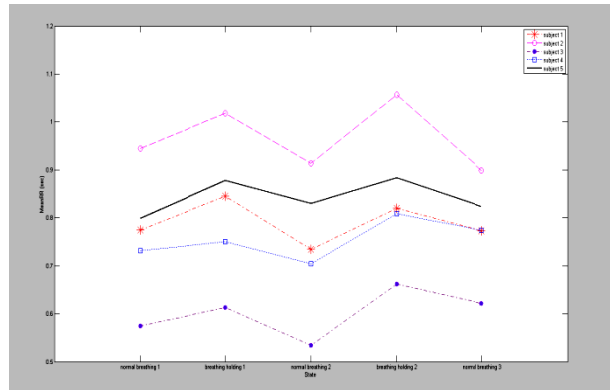
ในการทดลองใช้โปรแกรม MATLAB ในการประมวลผล
 การสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการวัดช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ (R-to-
 R Interval: RRI) ได้ผลการทดลองตามรูปที่ 3 ซึ่งค่า RRI นี้เป็นส่วนกลับ
 ของอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate: HR) และเก็บรวบรวมข้อมูลที่ได้
 จากการวัดแล้วทำการคำนวณโดยใช้ค่าเฉลี่ยของช่วงเวลาระหว่างคลื่น
 อาร์ (MeanRRI) ได้ผลการทดลองที่ได้ตามข้อมูลตารางที่ 3 จากนั้น
 เปรียบเทียบความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจในสภาวะการ
 หายใจปกติและสภาวะการกั้นหายใจโดยใช้การแสดงของค่าเฉลี่ย
 ช่วงเวลาระหว่างคลื่นอาร์ได้ดังรูปที่ 4 และรูปที่ 5

ตารางที่ 3 ตารางเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของคลื่นอาร์ในสภาวะการหายใจ
 และกั้นหายใจ

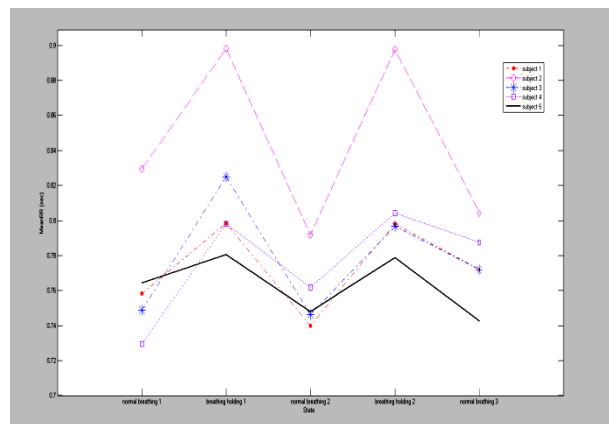
พารามิเตอร์	สภาวะหายใจปกติ	สภาวะกั้นหายใจ
MeanRRI (ชาย)	0.7622	0.8337
MeanRRI (หญิง)	0.7665	0.8176



รูปที่ 3 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และช่วงเวลา
 ระหว่างคลื่นอาร์ (RRI)



รูปที่ 4 กราฟการเปรียบเทียบในสภาวะหายใจปกติและสภาวะกั้น
 หายใจของกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครเพศชาย



รูปที่ 5 กราฟการเปรียบเทียบในสภาวะหายใจปกติและสภาวะกั้น
 หายใจของกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครเพศหญิง

4. สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

ผลการทดลองได้แสดงถึงความแตกต่างของค่า MeanRRI ทั้ง
 ในเพศชายและเพศหญิง โดยที่ตัวเลขชี้ไปในทิศทางเดียวกันคือค่า
 MeanRRI เพิ่มขึ้น (อัตราการเต้นของหัวใจลดลง) ในขณะที่กั้นหายใจ
 เมื่อเทียบกับขณะที่หายใจปกติ ซึ่งชี้ให้เห็นว่ามีความเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น
 ในกลไกควบคุมการทำงานของทั้งสองสถานะนี้ อย่างไรก็ตามเราก็ยังไม่อาจ
 สรุปได้ว่าเกิดจากระบบประสาทซิมพาเทติกหรือระบบประสาทพาราซิม
 พาเทติก หรือทั้งสองกรณี เพื่อที่จะตอบคำถามนี้เราจะต้องวิเคราะห์
 ข้อมูลในทางโดเมนความรู้ที่ได้มีผู้ได้ค้นพบว่าสามารถแยกให้เห็นการ
 ทำงานของสองระบบนี้ได้ การวิเคราะห์ดังกล่าวจะต้องปรับปรุงรูปแบบ
 การทดลองใหม่เพื่อให้เก็บข้อมูลที่มีขนาดเหมาะสม [5] และจะสามารถ
 นำไปเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่ได้จากข้อมูลที่บันทึกขณะนอน
 หลับและหยุดหายใจได้ และเราตั้งสมมติฐานว่าผลของการกั้นหายใจ
 น่าจะมีความใกล้เคียงกับผลของการหยุดหายใจขณะนอนหลับ

เอกสารอ้างอิง

- [1] C Heymans , E Neil “Reflexogenic Areas of the Cardiovascular System ,”JA Churchill, 1958.
- [2] A Melcher. “Respiration sinus arrhythmia in man : a study in heart rate regulating mechanisms ,”Acta Physiol Scand Suppl 1976 ; 435 :1-31
- [3] E Hering. “Uber eine reflectorische Beziehung zwischen Lunge and Herz,” Sitzber Akad Wiss Wien , 1871 ; 64 : 333-353.
- [5] FA Bainbridge. “The influence of venous filling upon the rate of the heart,”J Physiol, 1920;50:60-84.
- [6] EH Hon , ST. Lee , “Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death , further observations ,” Am J Obstet Gynec, Vol. 87 1965, pp. 814-826.
- [7] MM Wolf, GA Varigos , D Hunt , JG sloman , “Sinus arrhythmia in acute myocardial infaction ,”Med J Australia, Vol. 2 1978,
- [8] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of pacing and Electrophysiology , “Heart Rate variability Standard of measurement ,physiology interpretation and clinical use” , European Heart Journal 17,1996,pp.354-381
- [9] S Akselrod ,D Gordon , FA ubel, DC Shannon , AC Barger , RJ Cohen “Power spectrum analysis of heart rate fluctuation : a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control ,”Scienc ,Vol.213 1981 , pp. 220-222.
- [10] RS Lueung , TD Bradley “Sleep apnea and Cardiovascular disease,”J American journal of respiratory and critical care medicaine , 2001 , 2147-2165.
- [11] National Heart Lung and Blood Institute “Facts About:Sleep apnea,”US department of Health and human services ,NIH Publication No. 05-5680, 2005

ประวัติผู้เขียน



พิมพ์พร เหมน้อย

วศ.บ. วิศวกรรมโทรคมนาคม สจล.
กำลังศึกษา ปริญญาโท คณะ
วิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาชีวการแพทย์
สจล.



สุรเดช ตรีไตรลักษณะ สำเร็จการศึกษา
สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า (วศ.บ., วศ.ม.) จาก
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณ
ทหารลาดกระบัง (สจล.) และสาขา
วิศวกรรมชีวการแพทย์ (MSc, PhD.) จาก
University of Southern California (USC)
ประเทศสหรัฐอเมริกา มีงานวิจัยที่สนใจ
ด้านการศึกษาการนอนของมนุษย์
(Human Sleep Study), การวิเคราะห์และ
จำลองระบบทางสรีรวิทยา
(Physiological System Modeling) เป็นผู้
ร่วมก่อตั้งห้องปฏิบัติการวัดและ
ประมวลผลทางชีวการแพทย์ ปัจจุบัน
ดำรงตำแหน่งอาจารย์ประจำสาขา
วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะ
วิศวกรรมศาสตร์ สจล.



กิตติพล ชิตสกุล สำเร็จการศึกษาสาขา
วิศวกรรมไฟฟ้า (วศ.บ., วศ.ม.) จาก
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณ
ทหารลาดกระบัง (สจล.) และสาขา
วิศวกรรมชีวการแพทย์ (DEA.) จาก
University Technologie de Compiengne
ประเทศฝรั่งเศส มีงานวิจัยที่สนใจด้าน
การนำเทคโนโลยีในการผู้เหลือผู้ป่วย
(Assistive Technology), และเครื่องมือ
วัดทางการแพทย์ (Biomedical
instrument Mechanic) เป็นผู้ร่วมก่อตั้ง
ห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีว
การแพทย์ ปัจจุบันดำรงตำแหน่งผู้ช่วย
ศาสตราจารย์ประจำสาขาวิศวกรรม
อิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สจล.

Signal Processing for Heart Rate Variability Analysis Case Study: Ventricular Tachycardia condition

Pimporn Muaynoi¹ Suradej Tretriluxana¹ Kitiphol Chitsakul¹

¹ Biomedical Measurement and Computation Laboratory

Faculty of Engineering

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang Bangkok, Thailand

e-mail : doo_hpim@hotmail.com

Abstract— This article explains the signal processing of the Heart Rate Variability (HRV) data analysis on both temporal and spectral domains. Downloaded information of 35 Ventricular Tachycardia (VT) records, the Electrocardiogram (ECG) was step by step converted into autonomic quantitative measures. The overall process included R-wave detection, R-R interval (RRI) construction and time-to-frequency domain data transformation. Our study revealed that two short-term statistical indices are linearly decreasing immediately prior to the VT onset. This suggests that HRV analysis may be used to predict the VT occurrence. The future work is to recruit more local subjects in Thailand and analyze the long-term data prior the VT events.

Keywords- Heart Rate Variability; Heart rate Variability analysis; Ventricular Tachycardia.

I. INTRODUCTION

Heart Rate Variability (HRV) is the variation of time interval between adjacent heartbeats. It associates with cardiac autonomic function. Studies [1] show alterations in physiological and pathological process cause changes in sympathetic and parasympathetic activities. Influenced by epinephrine and norepinephrine via sympathetic nerve, cardiac contraction rate is increasing whereas the effect of acetylcholine released through the vagal (parasympathetic) nerve decreases the heart rate. In the spectral domain, sympathetic modulation exerts low frequency (0.04-0.15Hz) power on the heart. Vagal mediator on the other hand influences at faster rate (0.15-0.4Hz). The ratio of these two powers is the sympatho-vagal balance index.

In normal subjects, cardiac automaticity is inherently modulated by pacemaker tissues and fluctuates circadianly. This function is disturbed by physiological states i.e. standing, being under stress, exercise. Pathological conditions such as hypotension, cardiovascular and cerebrovascular diseases also affect the HRV. Studies in animals found that elevated sympathetic level induce ventricular tachy-arrhythmias (VT). Other studies [2] show that development of VT can be prevented by vagal stimulation. This demonstrates that VT occurrence is attributed to HRV characteristics. Our study aims to explore the HRV behaviors which can predict the risk of VT developing.

II. HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS

History of HRV can be dated back to 1965 [3] when fetal distress was found accompanying with alteration in beat-to-beat interval of fetal heart. Since then, HRV has been studied

widely with a number of physiological and pathological conditions e.g. myocardial infarction (MI), systemic hypertension, diabetic autonomic neuropathy. Measures in HRV can be mainly categorized in two domains. A time domain method is simple and has a lot of selections. Six of these indices are described in table 1. In 1981, Akselrod et al. discovered that some HRV frequency components are linking to autonomic modulation and introduced a method of HRV spectral analysis [4]. Because of its popularity in easy derivation, European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology in 1996 constituted measurement standards, physiological interpretation and clinical use [5]. The HRV fundamental signal processing is delineated in the next section.

III. SIGNAL PROCESSING

All HRV calculations begin with Electrocardiogram (ECG) cleaning process. Recorded ECG is always contaminated with artifacts. They are anything that is not produced by heart beats. The common artifacts are electrical interference by external sources, subject movement artifact and wide band noise from the electronic circuits. An ideal ECG signal is sketched in figure 1. Presented in order, there are five electrical waves; P, Q, R, S and T in each cycle. The acquired signal exemplified in figure 3.1 is mixed with interferences. To remove the wandering baseline (low frequency and DC components), the 10-30Hz band pass filter (BPF) is employed. The filtered ECG is given in figure 3.2. The highest positive deflection is called R wave. The distance between adjacent R waves is termed R-to-R interval (RRI). Constructing the RRI signal needs to detect the R waves over the entire ECG data. Several techniques have been proposed and one of these is presented in this work. Given a function of signal in figure 3.2, its derivative is computed (figure 3.3). The R waves are determined at the zero-crossing points. They are superimposed on the original ECG (figure 3.4). Finally, the RRI signal is generated from a series of the distances between adjacent R waves as depicted in figure 4.1 Heart Rate (HR) time series is also easily created in figure 4.2 from the fact that $HR=1/RRI$.

HRV time domain analysis can be performed directly on RRI or HR signal. Spectral analysis however requires more mathematical operations. Frequency components of RRI reveal the interaction between two autonomic pathways (sympathetic and parasympathetic). Their spectrum is usually computed by non-parametric method. The simple squared Fast Fourier Transform (FFT) of RRI, depicted in figure 5a gives a quick

look of the frequency distribution. Power Spectral Density (PSD) plot demonstrated in figure 5b is smoothing by Welch's method[6]. It is suggested [5] that the ECG data should be at least 2 minute long in order to extract Low Frequency Power (LFP) and High Frequency Power (HFP) information properly.



Figure 1. Electrocardiogram(ECG) include P, Q, R, S and T wave

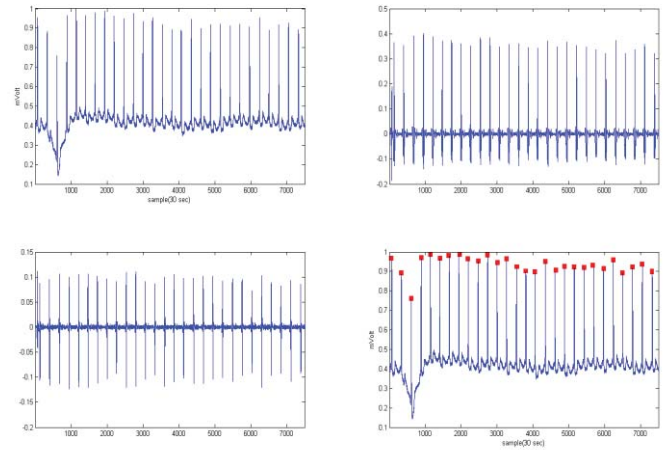


Figure 3. Raw Electrocardiogram(ECG) (1), ECG after pass bandpass filter at 20-30 Hz (2), pass one derivation algorithm (3) and position of R wave in ECG signal (4).

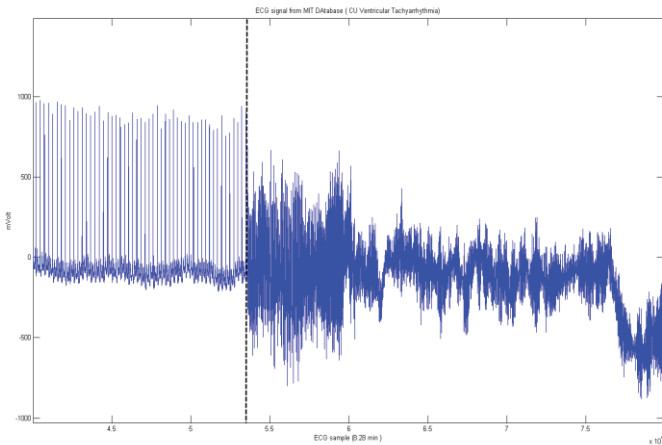


Figure 2. Raw Electrocardiogram(ECG) from PhysioNet's Ventricular Tachycardia in 8 min 30 sec and shown interval normal event before VT.

IV. VENTRICULAR TACHYCARDIA DATA

Thirty-five of 8-minute ECG recording of subjects who experienced episodes of sustained Ventricular Tachyarrhythmia were downloaded from www.physionet.org, a US National Institute of Health supported website. The data were digitized at 250 Hz sampling frequency with 12 bits resolution after passed through analog signal conditioning circuits. Each record was divided into two parts, a normal-ECG and followed by an arrhythmia portion as illustrated in figure2. Only the first part was included in our analysis and its length varied between 2.5 to 6 minutes.

V. EXPERIMENTS AND RESULTS

Since the ECG signals prior VT event were inadequately short for spectral analysis, two time domain indices, MeanRRI and pNN50 were selected. For each subject, they were calculated for every 30-second segments and plotted over time. Averaging all 35 plots provides the changing direction as shown in figure 6 and 7. It clearly shows that MeanRRI and pNN50 are linearly decreasing right before VT event with slopes of -0.0098 and -0.6 respectively.

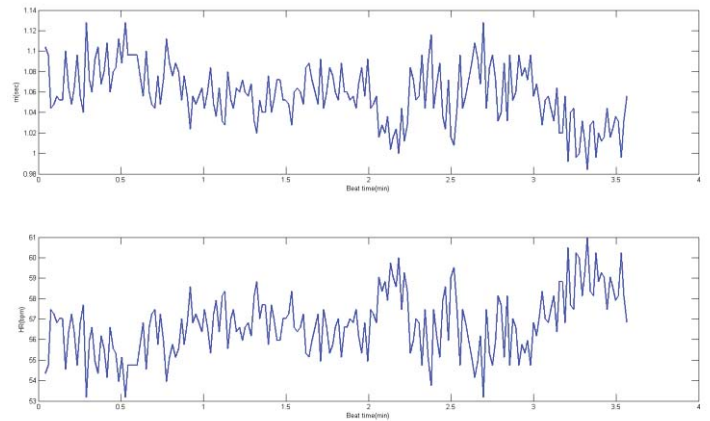


Figure 4. RR interval of pre-VT (1) and the Heart Rate form transform by RR interval (2).

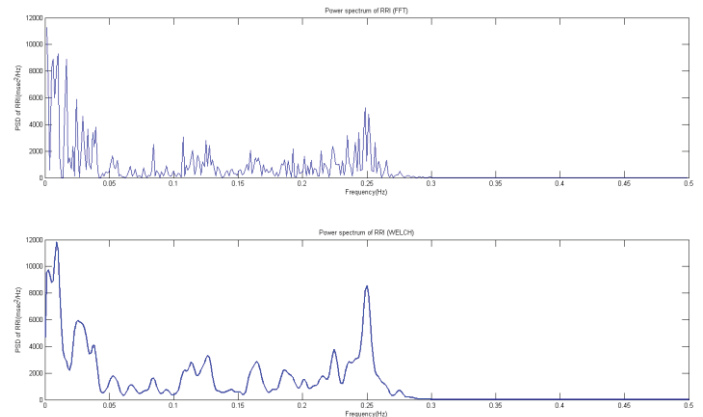


Figure 5. Power spectral density of usig FFT(1) and using Welch's periodogram (2).

VI. CONCLUSION AND DISCUSSION

HRV analysis is the non-invasive measure for quantifying autonomic function in several physiological and pathological conditions. It is a promising marker which can be derived from ECG signal in both temporal and spectral domains. Ventricular Tachyarrhythmia is the fast heart beating caused by rapid discharge of a ventricular ectopic focus. This could be a life-threatening risk because it may lead to ventricular fibrillation, asystole, and sudden death. This article gives an explanation of how to compute the HRV indices. Given the VT data from PhysioNet database, we demonstrated the calculation of two statistic HRV makers, MeanRRI and pNN50. They both showed linear decreasing trends before the VT onset. This may be a predictor for VT occurrence. To confirm this finding, a number of more subjects will be recruited (preferable local subjects in Thailand) as well as the longer data prior the VT events will be evaluated temporally and spectrally.

REFERENCES

- [1] Pomenz B, Macauley RJ, Caudill MA, et al. "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis" *Am J Physiol*, 248, pp H151-153, 1985
- [2] Hayashi H, Fujiki A, Tani M, Mizumaki, Shimono M and Inoue H. "Role of sympathovagal balance in the initiation of idiopathic Ventricular Tachycardia originating from Right Ventricular outflow tract" *Clin Electrophysiol*, 20, pp 2371-2377, 1997
- [3] Hon E.H. and Lee S.T. "Electronic Evaluation of the Fetal Heart Rate. Viii. Patterns Preceding Fetal Death, Further Observations" *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, 87, pp 841-826, 1965
- [4] Akesselrod S and et al. "Power spectrum analysis of Heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control" *Science*, 213, pp 220-222, 1981
- [5] Task force of the european society of cardiology and the North American society of Pacing and electrophysiology. Heart rate variability: Stand of measurement physiological interpretation, and clinical use. *Circular*. vol.39, no.5, 1043-1065, 1996
- [6] Rajendra A.U., Jasjit S, Jos A.E. and Krishnan S.M. "Advances in cardiac signal processing", Springer-Verlag Berlin Heidelberg, pp134-137, 2007

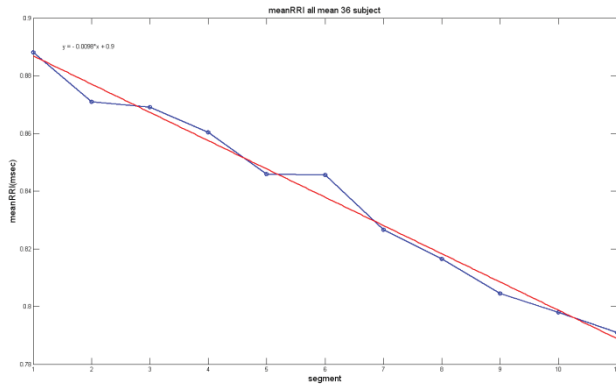


Figure 6. Mean RRI were calculated for every 30-second and plotted over time of averaging all 35 subject show in red line. Blue line that show linear equation of all.

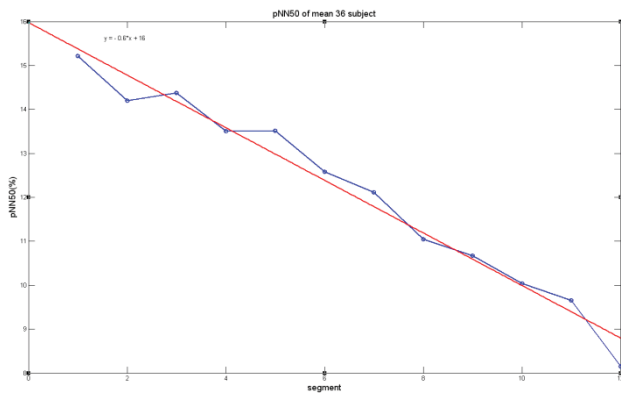


Figure 7. pNN50 were calculated for every 30-second and plotted over time of averaging all 35 subject show in red line. Blue line that show linear equation of all.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นางสาวพิมพ์พร เหมยน้อย
วัน เดือน ปีเกิด 28 มกราคม 2531 ที่เชียงใหม่
ที่อยู่ 71/1 หมู่ 6
ตำบลร้องวัวแดง อำเภอสันกำแพง เชียงใหม่ 50130
โทร.0-87179-1468 อีเมลล์ doohpim@gmail.com
ประวัติการศึกษา 2552 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ความชำนาญเฉพาะด้าน 1.) การวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณและภาพ
2.) เครื่องมือวัดและประมวลผลทางการแพทย์

ประสบการณ์การทำงานและผลงานวิจัย

- 2553 : Attend The 33th Electrical Engineering Conference (EECON33) in title " Comparison of Heart Rate Variability during normal breathing and breath holding " at Chiang Mai, Thailand.
- 2554 : Attend The 4th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCon2011) in title "Signal Processing for Heart Rate Variability Data Analysis Case study: Ventricular Tachycardia condition" at Chiang Mai, Thailand.
- 2555-ปัจจุบัน ตำแหน่งนักวิจัยศูนย์รังสีวินิจฉัยก้าวหน้า AIMC
คณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยมหิดล โรงพยาบาลรามาธิบดี
- โครงการสร้างแผนที่สมองของคนไทยด้วยภาพ MRI
- โครงการวิจัยการวินิจฉัยความผิดปกติของตับด้วยเทคโนโลยี MRI
- โครงการตรวจเลือดหัวใจโคโรนารีด้วยเครื่องเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ 64 สไลด์