



การพัฒนาอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รุกรานสำหรับวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ
THE DEVELOPMENT OF A NONINVASIVE DATA-LOGGER
FOR EVALUATING SLEEP QUALITY

ดารณี ศรีสุชินวงศ์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2563

การพัฒนาอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รูกล้าสำหรับวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ



ดารณี ศรีสุชินวงศ์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

THE DEVELOPMENT OF A NONINVASIVE DATA-LOGGER
FOR EVALUATING SLEEP QUALITY



DARANEE SRISUCHINWONG

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF ENGINEERING
(M.Eng. (Biomedical Engineering))
Faculty of Engineering, Srinakharinwirot University

2020

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญาานิพนธ์
เรื่อง
การพัฒนาอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รูกำลังสำหรับวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ
ของ
ดาร์ณี ศรีสุขินวงศ์

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญาานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก
(อาจารย์ ดร.ธีระศักดิ์ จันทร์วิเมลียง)

..... ประธาน
(อาจารย์ ดร.วัชรินทร์ ตั้งสุขสันต์)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาดา ตันติสถิระพงษ์)

ชื่อเรื่อง	การพัฒนาอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รุกรานสำหรับวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ
ผู้วิจัย	ดารณี ศรีสุชินวงศ์
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2563
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร. วีระศักดิ์ จันทรวินเมลิอง

คุณภาพการนอนหลับเป็นหนึ่งในปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความเป็นอยู่ของมนุษย์ ช่วยให้ร่างกายและสมองได้พักผ่อน บำรุงและซ่อมแซมส่วนที่สึกหรอเพื่อให้ง่ายกายมีประสิทธิภาพที่ดีในการทำงานวันถัดไป แต่ปัญหาคุณภาพการนอนหลับสามารถเกิดขึ้นได้ทุกเพศทุกวัย เช่น ในเด็กทารก เสียงและอุณหภูมิที่ไม่เหมาะสมอาจส่งผลกระทบต่อกรนอนหลับและพัฒนาการของทารก ในผู้ใหญ่และผู้สูงอายุ การกรนและปัญหาทางด้านทางเดินหายใจสามารถรบกวนคุณภาพการนอนหลับได้ ซึ่งสามารถส่งผลกระทบต่อโรคไม่ติดต่อ เช่น โรคเบาหวาน หลอดเลือดสมองและความดันโลหิตสูง ดังนั้นการวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับจึงมีความสำคัญเป็นอย่างมากเพราะทำให้ทราบถึงสภาวะของร่างกายและจิตใจ การวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับในปัจจุบันสามารถตรวจวินิจฉัยการนอนหลับผ่านอุปกรณ์ในการตรวจวัดการนอนหลับ (Polysomnography) แต่ก็มีคามยุ่งยากในการตรวจวัด ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์ในการพัฒนาระบบบันทึกสัญญาณแบบไม่รุกรานสำหรับนำมาประเมินการนอนหลับ ประกอบด้วย 6 สัญญาณ ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram), สัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือด (Photoplethysmogram), อุณหภูมิของร่างกาย (Temperature), การเคลื่อนไหวร่างกายขณะนอนหลับ (Acceleration), ปริมาณออกซิเจนในเลือด, และเสียงที่ได้จากการนอนหลับ (Ambient sound) และหาอัลกอริทึมในการวิเคราะห์ระยะการนอนหลับที่เชื่อมโยงกับคลื่นสมองจากเครื่อง EEG มาตรฐาน โดยสัญญาณทั้ง 6 จะถูกประมวลผลผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 เพื่อบันทึกข้อมูล ทำการทดลองกับกลุ่มตัวอย่าง 31 คน ระยะเวลาในการนอน 95 นาที พร้อมบันทึกสัญญาณชีวภาพทั้ง 6 สัญญาณจากอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รุกรานที่พัฒนา พร้อมกับใช้อุปกรณ์วัดคลื่นสมอง (Electroencephalogram) เพื่อใช้เป็นสัญญาณอ้างอิงในการวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ ทำการวิเคราะห์สัญญาณทั้งหมดในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่และหาความสัมพันธ์กับคลื่นไฟฟ้าสมอง ผลที่ได้พบว่ามี 2 ตัวชี้วัด คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยในช่วง NN intervals (Standard deviation of normal to normal: sdnn) และ ผลรวมของพลังงานความถี่ต่ำ (The low-frequency power of pulse rate variability: LF) ที่มีความสัมพันธ์ในระดับสูงกับคลื่นสมองเบต้า อัลฟา ธีต้า และ เดลต้า ซึ่งแสดงถึงระดับการนอนหลับทั้ง 5 ระดับ แสดงให้เห็นว่าตัวชี้วัดที่ได้จากอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รุกรานสามารถประมาณระยะการนอนหลับโดยไม่สร้างความรำคาญแก่ผู้สวมใส่ ดังนั้นระบบที่ออกแบบสามารถใช้เพื่อประเมินคุณภาพการนอนหลับได้อย่างมีประสิทธิภาพและนำไปใช้จริงได้

คำสำคัญ : ระดับการนอนหลับ, คุณภาพการนอน, คลื่นไฟฟ้าหัวใจ, คลื่นไฟฟ้าสมอง, สัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือด

Title	THE DEVELOPMENT OF A NONINVASIVE DATA-LOGGER FOR EVALUATING SLEEP QUALITY
Author	DARANEE SRISUCHINWONG
Degree	MASTER OF ENGINEERING
Academic Year	2020
Thesis Advisor	Dr. Theerasak Chanwimalueng

Sleep quality is one of important factors which affects human well-being, especially in terms of rest and restoration. However, the problem of sleep quality affects people of all ages. In babies, noise and inappropriate temperature can affect their sleep and development. In adults and the elderly, snoring and air pathway disorders directly disturb sleep quality. They may cause fatigue, muscle weakness, depression, and this could lead to non-communicable diseases (NCDs), such as diabetes, stroke, and hypertension. The analysis of sleep quality is important that helps to understand the state of the body and pathology. Polysomnography (PSG) is normally used to record sleep-related signals. However, the PSG is an unobtrusive and clumsy method to measure sleep data. Therefore, this research aims to develop a noninvasive datalogger for quantitatively evaluating sleep quality. There were six bio-related signals: Electrocardiogram, Photoplethysmogram, body temperature, acceleration, ambient sound, and SpO₂ were selected for recordings. The relationships in the time and frequency domains calculated from recorded signals were investigated. The results were then compared to the standard electroencephalogram (EEG) measurements for interpreting sleep stages. Such signals were acquired to the ESP32 microcontroller responsible as a data logger. There were 95-min sleep experiments with 31 subjects and recorded six bio-signals using our data logger. Then, the simultaneous measurement of the EEG subjects as reference signals for analyzing sleep stages was performed. Then, all of the recorded signals, in terms of the time and frequency domains, were analyzed and found a strong correlation between the six signals and brain waves. The two calculated metrics (standard deviation of normal to normal: sign and the low-frequency power of pulse rate variability: LF) showed a strong correlation with the four EEG frequency bands: beta, alpha, theta, and delta, representing five sleep stages. This proves that the calculated metrics are able to estimate sleep stages unobtrusively from the development of a non-invasive data logger. The designed system can be used to effectively assess sleep quality and employed for further real-life scenarios.

Keyword : Sleep stage, Sleep quality, Electrocardiogram, Photoplethysmogram, Electroencephalogram

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความสะดวกตากรุณาช่วยเหลือ และเอาใจใส่เป็นอย่างดี ตลอดจนคำแนะนำและข้อคิดเห็นที่เป็นประโยชน์สำหรับการแก้ไขข้อบกพร่อง จากคณะกรรมการผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์ ดร.ธีระศักดิ์ จันทรวินเมลิอง อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ที่ได้ให้ความเมตตากรุณาเสียสละเวลาอันมีค่าเพื่อให้คำปรึกษาและให้ความช่วยเหลือชี้แนะแนวทางที่เป็นประโยชน์ในการศึกษาและแก้ไขปัญหาในการทำปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ด้วยความเอาใจใส่เป็นอย่างยิ่ง

รวมทั้ง คณาจารย์และกรรมการบริหารหลักสูตรวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้เพื่อเป็นแนวทางในการทำงานวิจัยและข้อเสนอแนะเพิ่มเติมแก่ผู้วิจัย ทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณทุนสนับสนุนการวิจัยจากบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่ทำให้งานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกท่านที่ รวมถึงบุคคลอีกหลายท่านที่ไม่ได้กล่าวนามไว้ ณ ที่นี้ ที่คอยช่วยเหลือและเป็นกำลังใจให้ผู้วิจัยเสมอมา

ท้ายที่สุดนี้ ผู้วิจัยขอขอบพระคุณบิดามารดาและครูบาอาจารย์ทุกท่านที่ได้อบรมสั่งสอนให้การสนับสนุน และเป็นกำลังใจให้ผู้วิจัยด้วยดีตลอดมา ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าปริญญาานิพนธ์นี้จะเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่สนใจนำไปศึกษาไม่มากก็น้อยต่อไป ความดีและประโยชน์ใดๆ จากโครงการวิศวกรรมนี้ ขอมอบให้กับ ผู้มีพระคุณทุกท่านที่ได้กล่าวมาทั้งหมด

ดารณี ศรีสุขชินวงศ์

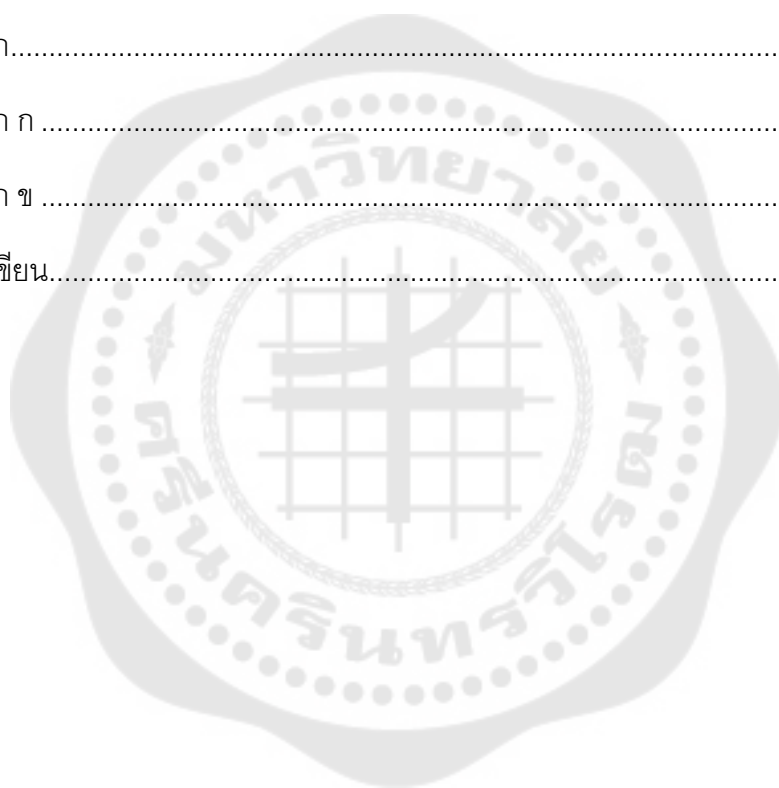
สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ฎ
สารบัญรูปภาพ	ฐ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 ขอบเขตของการศึกษา	3
บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรมและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ทบทวนวรรณกรรม	4
2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	8
2.2.1 การนอนหลับ	8
2.2.1.1 ระยะของการนอนหลับ	8
2.2.1.2 ปัจจัยในการนอนหลับ	11
2.2.2 การตรวจการนอนหลับ	14
2.2.2.1 ระดับของการตรวจการนอนหลับ (Sleep test).....	14
2.2.2.2 วิธีการตรวจ Sleep test	15
2.2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	16
2.2.4 สัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด	17

2.2.5 ความผันผวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate variability: HRV หรือ Pulse rate variability: PRV) กับการนอนหลับ	18
2.2.6 คุณหมุมิร่างกายขณะนอนหลับ	21
2.2.7 การเคลื่อนไหวของร่างกายขณะนอนหลับ	22
2.2.8 เสียงกับการนอนหลับ	23
2.2.9 สัญญาณสมองกับการนอนหลับ	24
2.2.10 ความหนาแน่นของสเปกตรัมเชิงกำลัง	27
2.2.10.1 อัลกอริทึมการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT).....	27
2.2.10.2 วิธีการของเวลช์ (Welch method)	28
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย.....	29
3.1 วิธีการดำเนินงาน.....	29
ระยะที่ 1.....	30
3.1.1 การออกแบบระบบฮาร์ดแวร์.....	30
3.1.2 การออกแบบระบบซอฟต์แวร์.....	32
3.1.3 ตรวจสอบความถูกต้องของอุปกรณ์โดยเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ที่ได้มาตรฐาน	38
ระยะที่ 2.....	38
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการพัฒนา.....	41
3.2.1 M5Stack-fire.....	41
3.2.2 โมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG sensor module, AD8232).....	42
3.2.3 โมดูลพัลส์ออกซิมิเตอร์ (Pulse oximeter module, MAX30102).....	43
3.2.4 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าสมอง, Neuroelectrics Enobio 20	44
3.2.5 กล้องบันทึกวิดีโอ Dahua IPC-C35.....	45
3.2.6 เครื่องติดตามสัญญาณชีพชนิดข้างเตียง (Bedside monitor).....	46

บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน	47
4.1 การทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว.....	47
4.1.1 อุปกรณ์และขั้นตอนการติดอุปกรณ์ก่อนการสอบเทียบอุปกรณ์	47
4.1.2 กระบวนการทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว	47
4.1.3 ผลการทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว .	48
4.1.3.1 ผลการสอบเทียบค่าความถูกต้องของอัตราการเต้นของหัวใจ	48
4.1.3.2 ผลการสอบเทียบค่าความถูกต้องของความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด ..	49
4.1.3.3 ผลการสอบเทียบค่าความถูกต้องของอุณหภูมิร่างกาย	50
4.2. การทดลองการทำงานและการทดลองใช้งานจริง	51
4.2.1 อุปกรณ์และขั้นตอนการติดอุปกรณ์การวัดการนอนหลับ	51
4.2.2 กระบวนการทดลองวัดการนอนหลับ	54
4.2.3 ขั้นตอนการใช้งานอุปกรณ์.....	55
4.2.4 ผลการทดลองการเก็บผลการนอนหลับจากเครื่องมือวัดสัญญาณสมองที่มีมาตรฐาน	60
4.2.5 การวิเคราะห์ระดับการนอนหลับจากเครื่องมือวัดสัญญาณสมอง	64
4.2.6 ผลการทดลองอุปกรณ์ที่พัฒนาจากการทดลองเก็บผลการนอนหลับ	68
4.2.6.1 การประมวลสัญญาณจากการเก็บผลการทดลอง.....	68
4.2.6.2 ผลการคำนวณค่าตัววัดต่างๆจากสัญญาณที่วัดได้จากการทดลอง.....	71
4.2.7 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์.....	87
4.2.7.1. การหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่กับค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดที่ใช้วัด.....	88
4.2.7.2. วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างตัวชี้วัดจากการวัดกับคลื่นสมองในแต่ละความถี่ของระดับการนอนหลับ	92

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	102
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	102
5.2 อภิปรายผล	105
5.3 ปัญหาที่พบ	107
5.4 ข้อเสนอแนะ.....	108
บรรณานุกรม	109
ภาคผนวก.....	117
ภาคผนวก ก	118
ภาคผนวก ข	123
ประวัติผู้เขียน.....	128



สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 เทคโนโลยีในการวัดการนอนในปัจจุบัน.....	6
ตาราง 2 ความสัมพันธ์ระหว่างกลไกการทำงานของร่างกายกับช่วงตื่น (Awake) ช่วงนอนหลับลึก (NREM) ช่วงนอนหลับตื้น (REM)	21
ตาราง 3 ตารางแสดงเสียงในแต่ละระดับที่มีผลต่อการนอนหลับ	24
ตาราง 4 รายละเอียดตำแหน่งการต่อไฟเลี้ยง และสัญญาณอินพุตกับอุปกรณ์	42
ตาราง 5 แสดงค่าความผิดพลาดของการอัตราการเต้นของหัวใจจากอุปกรณ์กับเครื่องมอนิเตอร์มาตรฐาน	48
ตาราง 6 แสดงค่าความผิดพลาดของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจากอุปกรณ์กับเครื่องมอนิเตอร์มาตรฐาน	49
ตาราง 7 แสดงค่าความผิดพลาดของอุณหภูมิร่างกายจากอุปกรณ์กับเครื่องมอนิเตอร์มาตรฐาน	50
ตาราง 8 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของคลื่นสมองเบต้า อัลฟา ธีต้า และเดลต้า ทั้ง 19 ช่วง	60
ตาราง 9 ค่า power spectrum ในความถี่ต่างๆ ที่ผ่านการ Normalization	66
ตาราง 10 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ PPG ทั้ง 19 ช่วง	72
ตาราง 11 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ PPG ทั้ง 19 ช่วง	73
ตาราง 12 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ ECG ทั้ง 19 ช่วง	74
ตาราง 13 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ ECG ทั้ง 19 ช่วง	75
ตาราง 14 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avTEMP, avSpO2, avACC, avJERK และ avMIC ทั้ง 19 ช่วง	76
ตาราง 15 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ PPG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization	81
ตาราง 16 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ PPG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization	83

ตาราง 17 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ ECG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization..... 84

ตาราง 18 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ ECG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization 85

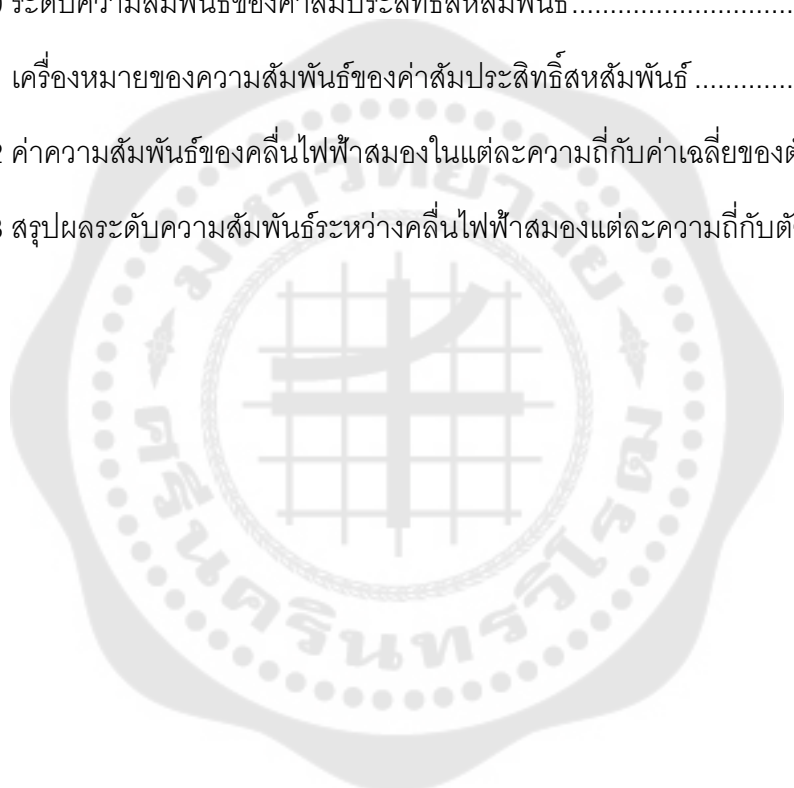
ตาราง 19 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avTEMP, avSpO2, avACC, avJERK และ avMIC ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization 86

ตาราง 20 ระดับความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์..... 87

ตาราง 21 เครื่องหมายของความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ 88

ตาราง 22 ค่าความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่กับค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดต่างๆ 88

ตาราง 23 สรุปผลระดับความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้าสมองแต่ละความถี่กับตัวชี้วัดต่างๆ ... 103



สารบัญรูปร่างภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 วงจรการนอนหลับของคนปกติ เริ่มจากสภาวะการนอนแบบ REM ไปยัง N1, N2, N3 ตามลำดับ.....	10
ภาพประกอบ 2 การแบ่งระยะการนอนหลับโดยใช้ Hypnogram ซึ่งเป็นสภาวะการนอนในหนึ่งคืน แบ่งเป็น 5 ระดับคือ ช่วงการตื่น (Awake) ช่วงการหลับตื้น (REM) ช่วงการหลับลึก (NREM) แบบ N1, N2, N3 ซึ่งเป็นตัวแทนหนึ่งวงรอบย่อยการนอน เส้นสีแดงแสดงการนอนครบ 1 รอบย่อย ดังกล่าว.....	11
ภาพประกอบ 3 แสดงค่าของฮอร์โมนเมลาโทนินที่เกี่ยวข้องกับการนอน โดยฮอร์โมนเมลาโทนินจะหลังมากขึ้นเมื่ออยู่ในช่วง 2-3 ทุ่มและหลังมากที่สุดในช่วงตี 2-3 และลดลงในช่วง 7-8 โมงเช้า..	12
ภาพประกอบ 4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของจังหวะวงจรเซอคาเดียน (Circadian Rhythm) และแรงกดดันให้เข้านอน (Sleep pressure) โดยทั้งสองปัจจัยจะทำงานควบคู่กันไป เมื่อเริ่มนอน Sleep pressure จะลดลงและเพิ่มขึ้นเรื่อยๆตั้งแต่มีการตื่นจนไปถึงการหลับในคืนถัดไป ในขณะที่จังหวะวงจรเซอคาเดียนจะมีมากที่สุดเมื่อไม่มีแสงอาทิตย์และจะลดลงเรื่อยๆเมื่อเริ่มมีแสงอาทิตย์	13
ภาพประกอบ 5 การติดอุปกรณ์ในขณะทำการทดสอบ Polysomnography โดยมีการวัดอัตราการหายใจ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณการกรอกลูกตา คลื่นสมอง คลื่นหัวใจ และสัญญาณอื่นๆ ซึ่งมีความยุ่งยากในการติดตั้งและอาจเป็นอุปสรรคในการนอนหลับ.....	16
ภาพประกอบ 6 รูปร่างและตำแหน่งของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ P, QRS, T	17
ภาพประกอบ 7 ระบบวัดสัญญาณ Photoplethysmogram ซึ่งประกอบไปด้วย (ก) ตัวตรวจวัดแสง (PD) ที่ถูกติดตั้งด้านเดียวกับไดโอดเปล่งแสง (LED) (ข) ตัวตรวจวัดแสง (PD) ที่ถูกติดตั้งอยู่ตรงข้ามกับไดโอดเปล่งแสง (LED).....	18
ภาพประกอบ 8 สเปกตรัมกำลังของสัญญาณ HRV โดยช่วงความถี่ต่ำจะสะท้อนการทำงานของระบบซิมพาเทติกและช่วงความถี่สูงจะสะท้อนการทำงานของระบบพาราซิมพาเทติก	19
ภาพประกอบ 9 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) และสัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด (Photoplethysmogram: PPG) และการสร้างสัญญาณ	

ความผันผวนของอัตราการเต้นของหัวใจจากระยะห่างระหว่างจุดยอดของ R peak (HRV) และ Pulse peak (PRV) ตามลำดับ	20
ภาพประกอบ 10 สัญญาณที่ได้จาก Acceleration ในแกน x, y และ z	23
ภาพประกอบ 11 ชนิดคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่ ซึ่งประกอบด้วย (ก) คลื่นแกมมาที่ความถี่ 31-120 Hz (ข) คลื่นเบต้าที่ความถี่ 13-33 Hz (ค) คลื่นอัลฟาที่ความถี่ 8-12 Hz (ง) คลื่นธีต้าที่ความถี่ 4-7 Hz และ (จ) คลื่นเดลต้าที่ความถี่ 0.5-3 Hz.....	25
ภาพประกอบ 12 ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับแบ่งเป็น 5 ลักษณะแก่ (ก) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการตื่น (Awake) (ข) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับที่ 1 (Stage1) (ค) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับที่ 2 (Stage2) (ง) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับที่ 3 (Stage3) (จ) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับตื้น (REM)	26
ภาพประกอบ 13 ผังกระบวนการการออกแบบอุปกรณ์และการทำการทดลอง โดยแบ่งเป็นสองระยะคือ ระยะที่ 1 เป็นการออกแบบระบบซอฟต์แวร์และฮาร์ดแวร์ในการเก็บสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ และตรวจสอบค่าความถูกต้องของอุปกรณ์เปรียบเทียบกับอุปกรณ์ที่ได้มาตรฐาน ระยะที่ 2 เป็นการนำอุปกรณ์ที่ผ่านการตรวจสอบและปรับปรุงมาทดลองเก็บผลการนอนหลับกับกลุ่มตัวอย่างจำนวน 31 คน และนำผลที่ได้มาวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับ	29
ภาพประกอบ 14 ผังการทำงานของอุปกรณ์ที่พัฒนาเพื่อวิเคราะห์การนอนหลับ ประกอบด้วย โมดูล MAX30102 สำหรับวัด PPG และอุณหภูมิร่างกาย โมดูล AD8232 สำหรับวัด ECG และ โมดูล M5Stack สำหรับวัดการเคลื่อนไหวของร่างกายและเสียงและเป็นส่วนการควบคุมการทำงานและเก็บข้อมูลลง SD card และทำการประมวลผลผ่านโปรแกรมในคอมพิวเตอร์	30
ภาพประกอบ 15 ผังการต่ออุปกรณ์กับเครื่องมือที่ใช้วัดการนอนหลับ	32
ภาพประกอบ 16 ขั้นตอนการใช้งานอุปกรณ์วัดสัญญาณชีพ เริ่มจากเชื่อมต่ออุปกรณ์วัด (Connect device) เข้าหน้าเมนูเพื่อเลือกฟังก์ชัน (Function) การใช้งานจาก 3 ฟังก์ชัน โดย ฟังก์ชันแรกเป็นการเก็บข้อมูลผ่านโปรแกรมแมทแล็บ (PC Interface mode) ฟังก์ชันสองเป็นการแสดงสัญญาณของอุปกรณ์ก่อนการบันทึก (Data monitoring mode) โดยสามารถเลื่อนดูสัญญาณ ทั้ง 6 สัญญาณได้ผ่านปุ่มควบคุม (Control buttons) และฟังก์ชันที่สามเป็นการเก็บ	

ข้อมูลผ่านเครื่อง M5Stack (Data logger mode) โดยสามารถตั้งเวลาในการเก็บข้อมูลและเก็บข้อมูลลงใน SD card 33

ภาพประกอบ 17 ผังการทำงานของซอฟต์แวร์ภายในเครื่อง M5Stack ประกอบด้วยส่วนการทำงานหลัก (Mainprocessor Task1) ทำหน้าที่รับค่าของเสียงที่ความถี่ 22,000 Hz กับ ECG ที่ความถี่ 100 Hz และเก็บข้อมูลของเสียงกับค่าตัวชี้วัดจากอุปกรณ์ทุกตัวจากทั้ง 2 ส่วนการทำงาน และส่วนการทำงานรอง (Microprocessor Task2) ทำหน้าที่รับค่าของ PPG, อุณหภูมิ และ ACC ที่ความถี่ 100 Hz..... 34

ภาพประกอบ 18 ขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลและคำนวณตัวชี้วัดจากเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นจำนวน 13 ตัวชี้วัด ได้แก่ Heart rate (HR), avnn, sdn, rmssd, pnn50, powLF, powHF, LF/HF, ACC, JERK, SpO2, Body temperature, Ambient sound และตัวชี้วัดจากเครื่อง EEG มาตรฐานจำนวน 4 ตัวชี้วัด ได้แก่ Beta, Alpha, Theta, และ Delta 36

ภาพประกอบ 19 โปรโตคอลการทดลองวัดสัญญาณชีวภาพการนอนหลับ 39

ภาพประกอบ 20 ขั้นตอนการวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับ 40

ภาพประกอบ 21 M5Stack-fire (Commercial product) 41

ภาพประกอบ 22 โมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ AD8232 (Commercial product) 42

ภาพประกอบ 23 โมดูลพัลส์ออกซิเมเตอร์และการทำงานของตัวส่งและตัวรับแสงในโมดูล (Commercial product) 43

ภาพประกอบ 24 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าสมอง Neuroelectrics Enobio 20 (Commercial product) 44

ภาพประกอบ 25 กล้องบันทึกวีดีโอ Dahua IPC-C35 (Commercial product) 45

ภาพประกอบ 26 เครื่องติดตามสัญญาณชีพชนิดข้างเตียง (Bedside monitor) ที่ใช้ในการเทียบค่าของอุปกรณ์ (Commercial product) 46

ภาพประกอบ 27 ขั้นตอนการทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเตียง..... 48

ภาพประกอบ 28 อุปกรณ์และโมดูลที่ออกแบบเพื่อใช้ในการทดลอง ประกอบด้วย เครื่อง M5Stack, โมดูล MAX30102 เซนเซอร์วัดสัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือด (PPG), โมดูล AD8232 โมดูลสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ, แผ่นอิเล็กทรอนิกส์และสายต่ออิเล็กทรอนิกส์.....	52
ภาพประกอบ 29 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดของ ECG แบบ lead 1 โดยติดที่บริเวณใต้ไหปลาร้า ทั้ง 2 ฝั่งและบริเวณที่โครงด้านขวาที่สุดท้าย	53
ภาพประกอบ 30 ตำแหน่งการติด PPG แบบสวมใส่ โดยสวมอุปกรณ์บริเวณนิ้วชี้ข้างซ้ายและตัวเซนเซอร์แสงจะอยู่ด้านเดียวกับผิวหนัง	53
ภาพประกอบ 31 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนศีรษะโดยติดที่ตำแหน่งของสมองส่วนหน้า ด้านขวา (F4), สมองส่วนกลางด้านขวา (C4), สมองส่วนหลังด้านขวา (O2) และ ดึงหูซ้าย (M1).....	54
ภาพประกอบ 32 การติดตั้งอุปกรณ์ในการเก็บผลการทดลอง ซึ่งประกอบไปด้วย เครื่อง EEG กล้องอัดวิดีโอ และอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น	55
ภาพประกอบ 33 การเก็บผลการทดลองการนอนหลับ จากเครื่องวัด EEG ภาพวิดีโอจากกล้องวิดีโอและสัญญาณชีวภาพของร่างกายจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น.....	55
ภาพประกอบ 34 หน้าจอแสดงค่าเตือน (ก) เมื่อไม่ได้ใส่ SD card (ข) เมื่อไม่ได้เชื่อมต่ออุปกรณ์.....	56
ภาพประกอบ 35 หน้าฟังก์ชันสำหรับการใช้งาน ซึ่งประกอบไปด้วย 3 โหมดฟังก์ชัน คือ โหมดที่ 1 การเก็บข้อมูลผ่านโปรแกรมแมทแล็บ (PC Interface mode) โหมดที่ 2 การแสดงสัญญาณของอุปกรณ์ก่อนการบันทึก (Data monitoring mode) โหมดที่ 3 การเก็บข้อมูลผ่านเครื่อง M5Stack (Data logger mode)	57
ภาพประกอบ 36 หน้าจอแสดงการเก็บผลผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์	57
ภาพประกอบ 37 ตัวอย่างสัญญาณของ ECG และ ไมโครโฟน.....	58
ภาพประกอบ 38 ตัวอย่างสัญญาณของ PPG ในช่วงแสงสีเขียวและสีแดง	58
ภาพประกอบ 39 ตัวอย่างหน้าจอแสดงผลของอุณหภูมิร่างกายและตัวอย่างสัญญาณการเคลื่อนไหวร่างกายขณะนอนหลับ	59
ภาพประกอบ 40 แสดงหน้าต่างสำหรับตั้งเวลาในการเก็บข้อมูลในหน่วยวินาที โดยสามารถตั้งค่าสูงสุดที่ 18,000 วินาที และต่ำสุดที่ 120 วินาที.....	59

ภาพประกอบ 41 แสดงกราฟการประมาณค่าอันดับพหุนามในอันดับต่างๆ (ก) อันดับพหุนามลำดับที่ 1 (ข) อันดับพหุนามลำดับที่ 2.....	61
ภาพประกอบ 42 แสดงกราฟการประมาณค่าของอันดับพหุนามในลำดับต่างๆ (ก) อันดับพหุนามลำดับที่ 3 (ข) อันดับพหุนามลำดับที่ 4 (ค) อันดับพหุนามลำดับที่ 5 (ง) อันดับพหุนามลำดับที่ 6 (จ) อันดับพหุนามลำดับที่ 8 (ฉ) อันดับพหุนามลำดับที่ 9 (หมายเหตุ: พหุนามลำดับที่ 7 ได้กราฟการประมาณค่าเหมือนกับพหุนามลำดับที่ 8).....	62
ภาพประกอบ 43 ค่า PSD ของคลื่น Beta และ Alpha ที่ได้จากสัญญาณ EEG	63
ภาพประกอบ 44 ค่า PSD ของคลื่น Theta และ Delta ที่ได้จากสัญญาณ EEG.....	63
ภาพประกอบ 45 ขั้นตอนในการวิเคราะห์ระดับการนอนหลับจากเครื่องวัดสัญญาณสมอง.....	64
ภาพประกอบ 46 กราฟ Hypnogram ที่ได้จากการวิเคราะห์ของคลื่น EEG.....	67
ภาพประกอบ 47 กราฟแสดงระดับการนอนหลับที่ได้จากการทดลองที่ได้จากการประมาณค่าแบบโพลีโนเมียลอันดับ 5 ของ EEG-based Hypnogram.....	67
ภาพประกอบ 48 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟตัวชี้วัดของ ECG ในช่วงเวลา 30 วินาที (n.u ย่อมาจาก normalized unit).....	69
ภาพประกอบ 49 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของ PPG ในช่วงเวลา 30 วินาที (n.u ย่อมาจาก normalized unit).....	69
ภาพประกอบ 50 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของ Acceleration และ jerk ในช่วงเวลา 30 วินาที.....	70
ภาพประกอบ 51 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของไมโครโฟนในช่วงเวลา 30 วินาที.....	70
ภาพประกอบ 52 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของทุกตัวชี้วัดในช่วง 30 วินาที.....	71
ภาพประกอบ 53 กราฟแสดงอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยจากสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา).....	77
ภาพประกอบ 54 กราฟแสดงค่า avnn เฉลี่ยที่วัดได้จากสัญญาณ ECG (ซ้าย) PPG (ขวา)	77
ภาพประกอบ 55 กราฟแสดงค่า sdnm เฉลี่ยที่วัดได้จากสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)	78
ภาพประกอบ 56 กราฟแสดงค่า rmssd เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)	78

ภาพประกอบ 57 กราฟแสดงค่า pnn50 เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)..... 78

ภาพประกอบ 58 กราฟแสดงค่าพลังงาน HF เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา) . 79

ภาพประกอบที่ 59 กราฟแสดงค่าพลังงาน LF เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)79

ภาพประกอบ 60 กราฟแสดงค่าพลังงาน LF/HF เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)
..... 79

ภาพประกอบ 61 กราฟแสดงค่า Temperature เฉลี่ย และค่า SpO2 เฉลี่ยที่ได้จากสัญญาณ PPG
..... 80

ภาพประกอบ 62 กราฟแสดงค่าเฉลี่ย Accelerometer (ซ้าย) ที่วัดได้จากเครื่อง M5Stack และค่า Accelerometer ที่ผ่านการ normalization (ขวา) 80

ภาพประกอบ 63 กราฟแสดงค่า JERK เฉลี่ย (ซ้าย) วัดได้จากเครื่อง M5Stack และค่า Accelerometer ที่ผ่านการ normalization (ขวา) 80

ภาพประกอบ 64 กราฟเสียงเฉลี่ยจากเครื่อง M5Stack (หมายเหตุ: เสียงเฉลี่ยทำการตัดช่วงเวลาสุดท้ายออกเนื่องจากเป็นช่วงที่กลุ่มตัวอย่างตื่นนอนซึ่งจะมีเสียงรบกวนที่ไม่ใช่เสียงจากการนอน)
..... 81

ภาพประกอบ 65 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง (ก) คลื่นเบต้ากับค่าพลังงาน LF โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.833 ในทิศทางข้ามกับคลื่นสมองเบต้า (ข)คลื่นอัลฟ่ากับค่าพลังงาน LF มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.816 และมีความสัมพันธ์ในทิศทางข้ามกับคลื่นสมองอัลฟ่า 93

ภาพประกอบ 66 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง (ก) ค่าพลังงาน LF กับคลื่นสมองบีต้า โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.733 ในทิศทางข้ามกับคลื่นสมองบีต้า (ข) ค่า LF/HF กับคลื่นเดลต้า มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.858 ในทิศทางข้ามกับคลื่นสมองเดลต้า..... 94

ภาพประกอบ 67 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง rmssd กับผลต่างของคลื่นอัลฟ่า โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.764 ในทิศทางข้ามกับค่าผลต่างของคลื่นอัลฟ่า 94

ภาพประกอบ 68 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นเบต้ากับ (ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.829 ในทิศทางข้ามกับคลื่นเบต้า

(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.833 ในทิศทางตรงข้ามกับคลื่นเบต้า96

ภาพประกอบ 69 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟากับ

(ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.779 ในทิศทางตรงข้ามกับคลื่นอัลฟา

(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.816 ในทิศทางตรงข้ามกับคลื่นอัลฟา.... 97

ภาพประกอบ 70 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นอีต้ากับ

(ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.687 ในทิศทางตรงข้ามกับคลื่นอีต้า

(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.733 ในทิศทางตรงข้ามกับคลื่นอีต้า..... 98

ภาพประกอบ 71 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นเดลต้ากับ

(ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.836 ในทิศเดียวกันกับคลื่นเดลต้า

(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.857 ในทิศเดียวกันกับคลื่นเดลต้า... 99

ภาพประกอบ 72 ความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของผลต่างของคลื่นอัลฟากับ

(ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.621 ในทิศทางตรงข้ามกับผลต่างของคลื่นอัลฟา

(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.625 ในทิศทางตรงข้ามกับผลต่างของคลื่นอัลฟา 100

ภาพประกอบ 73 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของระดับการนอนหลับกับ (ก) ค่าพลังงาน LF ของ PPG (ข) ค่า sdn ของ PPG..... 101

ภาพประกอบ 74 กราฟแสดงความสัมพันธ์ในการแยกกระยะการนอนหลับระหว่างกราฟระยะการนอนหลับกับแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdn โดยเมื่อกราฟระยะการนอนหลับอยู่ในช่วงตื่นไประยะหลับลึก (ระดับคะแนนที่ 5, 3, 2, 1) กราฟแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdn มีค่าลดลง ในขณะที่เมื่อระยะการนอนหลับอยู่ในช่วงหลับตื่น (ระดับคะแนนที่ 4) กราฟแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdn มีการเพิ่มขึ้น 107

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

การนอนหลับเป็นสิ่งจำเป็นพื้นฐานต่อร่างกายมนุษย์ เป็นส่วนสำคัญของชีวิตที่มักจะถูก
ละเลย การนอนหลับช่วยให้ร่างกายและสมองได้พักผ่อนหลังจากการทำกิจกรรมตลอดทั้งวัน
บำรุงและซ่อมแซมส่วนต่างๆให้ดีขึ้นเพื่อให้ร่างกายมีประสิทธิภาพที่ดีในการทำงานในวันถัดไป
การนอนหลับที่เพียงพอจึงมีความสำคัญต่อคุณภาพชีวิตที่ดี ดังนั้นหากการนอนหลับไม่เพียงพอ
หรือมีคุณภาพการนอนหลับที่ไม่ดี (1) ย่อมส่งผลเสียต่อร่างกาย เช่น ทำให้การตอบสนองช้าลง
หงุดหงิดง่าย ขาดสมาธิ อารมณ์แปรปรวน อ่อนล้า เหนื่อยง่าย ทำให้กระบวนการเรียนรู้ช้าลง ลด
ประสิทธิภาพการทำงาน ความสามารถในการเข้าสังคม การจัดการปัญหาต่างๆ นอกจากนี้ยัง
ส่งผลต่อ คุณภาพความจำที่ลดลง ซึ่งอาจส่งผลต่อการใช้ชีวิตประจำวันได้ (2) ในเด็กทารกหาก
ระดับเสียงที่ดังเกินเกณฑ์มาตรฐานจะส่งผลเสียต่อทารกโดยกระตุ้นให้เกิดความเครียดและ
เปลี่ยนแปลงจากระดับเป็นตื่นหรือร้องไห้ (3) รวมทั้งอาจจะส่งผลกระทบต่อทารกเกิด
ก่อนกำหนดในด้านพัฒนาการต่างๆ เช่น สูญเสียการได้ยิน เกิดปัญหาด้านการเรียนรู้ การจดจำ
การพูดและการใช้ภาษาในระยะต่อมา เป็นต้น (4) สำหรับผู้ใหญ่และผู้สูงอายุการนอนหลับไม่
เพียงพอทำให้ร่างกายและสมองไม่ได้มีโอกาสในการซ่อมแซมตัวเองหรือซ่อมแซมได้น้อยลง
นอกจากนี้ในผู้สูงอายุส่วนใหญ่มักจะตื่นตอนกลางคืนและนอนหลับได้ไม่สนิทย่อมส่งผลต่อ
สุขภาพและนำไปสู่โรคไม่ติดต่อ (Noncommunicable diseases: NCDs) เช่น โรคเบาหวาน โรค
หลอดเลือดสมอง และโรคความดัน (5)

ในการประเมินคุณภาพการนอนหลับสามารถประเมินได้ผ่านการทำแบบสอบถามแต่
เนื่องจากวิธีนี้ตัวผู้ทดสอบต้องเป็นผู้ทำเอง ดังนั้นอาจเกิดอคติ (Bias) ในการทำแบบทดสอบ เช่น
ข้อมูลส่วนตัวต่างๆ ซึ่งในปัจจุบันสามารถตรวจวินิจฉัยการนอนหลับผ่านทางห้องปฏิบัติการเป็น
การตรวจการนอนหลับ (Sleep test) หรือเรียกว่าการตรวจโพลีซอมโนกราฟี
(Polysomnography: PSG) ในการตรวจนั้นจะติดอุปกรณ์ในขณะที่ทำการนอนซึ่งจะทำการตรวจ
คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography: EEG) การตรวจการทำงานของกล้ามเนื้อ
(Electromyography: EMG) การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography: ECG) การบันทึก
การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อลูกตา (Electrooculography: EOG) การตรวจวัดความอิ่มตัวของ
ระดับออกซิเจน (Oxygen saturation: SpO2) การบันทึกการเคลื่อนไหวของหน้าอกและหน้าท้อง
การวัดลมหายใจที่ผ่านทางจมูกและช่องปาก (Air flow) โดยทำการติด EEG บริเวณศีรษะ การติด

เครื่องช่วยหายใจบริเวณจมูกและปาก การติดการวัดการเคลื่อนไหวของแขนและขา เป็นต้น การติดอุปกรณ์ที่มีจำนวนมากเหล่านี้ส่งผลต่อลักษณะการนอนหลับของผู้ทำการทดสอบ การเคลื่อนไหวในการนอนมีจำกัดมากขึ้น และมักสร้างความรำคาญให้กับผู้ทำการทดสอบ นอกจากนี้ต้องเก็บผลในโรงพยาบาล ซึ่งส่งผลต่อการนอนหลับเนื่องจากสภาพแวดล้อมที่ไม่คุ้นเคยอาจทำให้ผู้ทดลองนอนหลับได้ไม่เหมือนปกติและอาจเกิดข้อผิดพลาดในการวินิจฉัยการนอนได้ (6-9) จึงมีการพัฒนาอุปกรณ์สามารถวัดการนอนหลับโดยลดจำนวนการใช้เครื่องมือในการวัด เป็นอุปกรณ์ที่สามารถเข้าถึงได้ง่ายและเป็นที่ยอมรับในปัจจุบัน ได้แก่ นาฬิกาอัจฉริยะ หรือสมาร์ทวอตช์ (Smart Watch) และเครื่องมือจับการเคลื่อนไหวร่างกายขณะหลับ (Actigraphy: ACT) โดยหลักการทำงาน คือ จะวัดการเคลื่อนไหวของร่างกายและอัตราเต้นของหัวใจเพื่อนำมาวิเคราะห์ระดับการนอนหลับ ซึ่งอุปกรณ์เหล่านี้มีความแม่นยำถึง 87% เมื่อเทียบกับเครื่อง PSG อย่างไรก็ตามการใช้อุปกรณ์ดังกล่าวมักประเมินเวลาในการนอนสูงเกินกว่าความเป็นจริงและประเมินเวลาดื่นต่ำกว่าความเป็นจริง เนื่องจากหากผู้ทดสอบมีการขยับตัวในตอนนอนมากเกินไปย่อมทำให้เครื่องมือวัดตีความว่ายังตื่นอยู่ การวัดการเคลื่อนไหวในขณะนอนหลับเพียงอย่างเดียวอาจไม่เพียงพอสำหรับนำมาวิเคราะห์การนอนหลับ นอกจากนี้อุปกรณ์เหล่านี้ยังไม่สามารถวัดการนอนหลับในเวลากลางวันได้ เนื่องจากระยะเวลาในการนอนกลางวันอาจสั้นเกินไปสำหรับตรวจจับการนอนหลับจากอุปกรณ์ทั้งสองอย่างนี้ (10-12)

จากประเด็นที่ได้กล่าวมานั้น งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาเครื่องบันทึกข้อมูลแบบไม่รุกรานสำหรับวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับเชิงปริมาณ ทำการบันทึกสัญญาณชีพภาพ 6 สัญญาณ ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG), สัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด (Photoplethysmogram: PPG), อุณหภูมิของร่างกาย (Body temperature), การเคลื่อนไหวร่างกายขณะนอนหลับ (Acceleration) เปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO2) และเสียงในการทดลองขณะนอนหลับ (Ambient sound) ในการวิเคราะห์สัญญาณจะคำนวณค่าโดเมนเวลา (Time domain) และโดเมนความถี่ (Frequency domain) จากนั้นนำผลลัพธ์มาเปรียบเทียบกับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าสมองจากเครื่องมือมาตรฐานสำหรับตีความระยะการนอนหลับ

1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อสร้างระบบที่ไม่รุกรานสำหรับประเมินการนอนหลับ ซึ่งประกอบด้วย

1. เครื่องมือสามารถเก็บสัญญาณ 6 สัญญาณ ได้แก่ ECG, PPG, อุณหภูมิร่างกาย, acceleration, SpO2, และเสียงขณะนอนหลับ

2. อัลกอริทึมในการวิเคราะห์ระยะการนอนหลับ (Sleep stages) ตามโดเมนเวลา และโดเมนความถี่ที่เชื่อมโยงกับการบันทึก EEG จากเครื่องมาตรฐาน

1.3 ขอบเขตของการศึกษา

1. ในการทดลองใช้ผู้ทดลองจำนวน 31 คน ที่มีสุขภาพดี อายุ 20-30 ปี
2. สร้างอุปกรณ์วัดสัญญาณชีวภาพเพื่อใช้ประเมินระดับการนอนหลับจาก 6 สัญญาณ ได้แก่ ECG, PPG, อุณหภูมิ, acceleration, SpO2, และเสียงขณะนอนหลับ และสามารถบันทึกสัญญาณชีวภาพทั้ง 6 ชนิดลงใน SD card
3. แบ่งระยะการนอนหลับเป็น 5 ระยะคือ ระยะตื่น (Awake), ระยะหลับไม่สนิท (Rapid eye movement: REM), ระยะหลับลึก (Non-rapid eye movement: NREM) ระยะที่ 1 (N1), ระยะที่ 2 (N2) และ ระยะที่ 3 (N3)
4. ได้ขอจริยธรรมกับทางสถาบันยุทธและขอเสนอผ่านการรับรองเรียบร้อยแล้ว โดยหมายเลขใบรับรอง คือ SWUEC/F-381/2563

บทที่ 2

บททวนวรรณกรรมและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในงานวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และนำเสนอตามหัวข้อดังต่อไปนี้

1. บททวนวรรณกรรม
2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 บททวนวรรณกรรม

ในการตรวจทางคลินิกมักจะใช้การตรวจการนอนหลับ (Polysomnography: PSG) เพื่อประเมินคุณภาพการนอนหลับเชิงปริมาณ ในการตรวจนั้นจะติดอุปกรณ์ในขณะที่ทำการนอนซึ่งจะใช้การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography: EEG) การตรวจการทำงานของกล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography: ECG) การบันทึกการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อลูกตา (Electrooculography: EOG) การตรวจวัดความอิ่มตัวของระดับออกซิเจน (Oxygen saturation) การบันทึกการเคลื่อนไหวของหน้าอกและหน้าท้อง การวัดลมหายใจที่ผ่านทางจมูกและช่องปาก (Air flow) จากการศึกษางานวิจัยที่ (11, 13) พบว่าการใช้ PSG ไม่สะดวกต่อการใช้งาน เนื่องจากเครื่อง PSG นั้นต้องใช้สายเคเบิล การเชื่อมต่อ และตัวเซ็นเซอร์จำนวนมากเพื่อรับสัญญาณจากผู้ทดสอบตลอด ยิ่งไปกว่านั้นยังมีราคาแพงและเข้าถึงได้ยากเนื่องจากต้องใช้ในโรงพยาบาลหรือคลินิกตรวจการนอนหลับและบุคลากรต้องผ่านการอบรมเท่านั้น ดังนั้นในปัจจุบันจึงได้มีการพัฒนาอุปกรณ์ที่ไม่สร้างความรำคาญและสามารถสวมใส่ได้ง่ายสำหรับใช้ในการรวบรวมสัญญาณทางสรีรวิทยา เพื่อง่ายต่อการเข้าถึงและสามารถใช้ในบ้านได้

จากการศึกษาวิจัยที่ (14) โดยทำการจำแนกระดับการนอนหลับเป็น 4 ขั้นตอน ได้แก่ ระยะเวลาตื่น (Wake) ระยะเวลาหลับแบบเคลื่อนไหวลูกตา (REM) ระยะเวลาหลับตื้น (Light sleep) และระยะเวลาหลับลึก (Deep sleep) ในการวิเคราะห์การนอนหลับทำการคำนวณความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate variability: HRV) จากการบันทึก ECG และ Respiratory inductance plethysmograph (RIP) ค่าของ HRV จะถูกวิเคราะห์ในรูปของความถี่ต่ำ (Low frequency: LF) ซึ่งมีความถี่อยู่ระหว่าง 0.04 ถึง 0.15 Hz และความถี่สูง (High frequency: HF) ซึ่งมีความถี่ระหว่าง 0.15 ถึง 0.4 Hz ผลที่ได้คือมีค่าความถูกต้อง 69% จากงานวิจัยที่ (15) ทำการแบ่งระยะเวลาการนอนหลับเป็น 3 ช่วงคือ ตื่น (Awake) หลับตื้น (REM) และระยะเวลาหลับลึก (NREM) โดยใช้เครื่อง

จับการเคลื่อนไหวร่างกายขณะหลับ (Actigraphy: ACT) เครื่องวัด ECG และ PPG ผลจากการศึกษาสามารถวัดความถูกต้องของระยะการตื่น การหลับตื่น และหลับลึกได้เป็น 72.8% 77.4% และ 80.3% ตามลำดับ จากงานศึกษาที่ (16) ได้ใช้การวัดสัญญาณ ECG เพื่อประเมินการนอนหลับของโรคภาวะหายใจผิดปกติ (Sleep-disordered breathing: SDB) ในการศึกษาที่ใช้ค่าสเปกตรัมของ LF และ HF ในการจำแนกระยะการนอนหลับ 4 ระยะ ได้แก่ Awake, REM, Light sleep (NREM ระยะที่ 1,2) และ Deep sleep (NREM ระยะที่ 3,4) ในการศึกษาใช้ EEG ในการวิเคราะห์ภาวะโรคทางเดินหายใจอุดกั้น (Obstructive Sleep Apnea: OSA) โดยใช้การหาค่าสเปกตรัม ด้วยวิธี The multitaper (MT) spectral และ การแปลงฟูเรียทรานฟอม (Fast Fourier Transform: FFT) เพื่อใช้ในการประมาณสเปกตรัมของ EEG สำหรับหากราฟฮิปโนแกรม (Hypnogram) (17). จากงานวิจัยที่ (18-23) สัญญาณของ ECG, PPG และ EEG จะถูกคำนวณหา ระยะการนอนหลับและวิเคราะห์คุณภาพการนอนโดยอาศัยวิธีต่างๆ ได้แก่ Support Vector Machine: SVM, Decision Tree Based Support Vector Machine (DTB-SVM), Rotational Support Vector Machine (Rot-SVM), และ K-nearest neighbors (KNN) ซึ่งผลในการวิเคราะห์พบว่า DTB-SVM และ Rot-SVM มีความแม่นยำมากกว่าวิธี KNN และ SVM

จากการศึกษาวิจัยที่ (24) พบว่างานวิจัยนี้ใช้ความเร่ง (Acceleration: ACC) จำนวน 3 ชนิดคือ Equivital, Sensewear และ Actiwatch โดยในการทดลองจะใช้ร่วมกับ ECG และการวัดการหายใจ (Respiration) เพื่อใช้สำหรับทำนายระยะการนอนหลับ ซึ่งผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าเมื่อนำ ACC จาก Equivital มาใช้ร่วมกับ ECG มีความแม่นยำในการจำแนกการนอนหลับได้มากถึง 80% การเคลื่อนไหวร่างกายในการงานวิจัยที่ (25) ACC สามารถใช้ในการวิเคราะห์การนอนหลับได้ โดยการเคลื่อนไหวร่างกายมักจะเกิดขึ้นเมื่อมีการเปลี่ยนระดับการนอนหลับจากระดับ REM เป็น NREM ในส่วนของเสียงสิ่งแวดล้อมในขณะนอนหลับจากการศึกษาที่ (26) ทำการแบ่งระยะการนอนหลับเป็น 3 ระยะคือ Wake, REM และ NREM ซึ่งทำการบันทึกเสียงลมหายใจในขณะนอนหลับและเสียงการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยใช้ไมโครโฟนและใช้วิธี macro-sleep stage (MSS) ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าการใช้การวิเคราะห์ระยะการนอนหลับจากเสียงนั้นมีความสะดวกสบายและไม่สร้างความรำคาญเมื่อเทียบกับการใช้ PSG และยังสามารถจำแนกระยะการนอนหลับได้ทั้ง 3 ระยะอย่างมีประสิทธิภาพ

งานวิจัยที่ (27) เกี่ยวกับเทคโนโลยีสำหรับตรวจจับการนอนหลับในปัจจุบันซึ่งมีหลายรูปแบบเช่น เซ็นเซอร์ติดเตียง (Bed sensor), อุปกรณ์สำหรับสวมใส่ (Wearable Devices), ระบบติดตามดูแลสุขภาพผ่านอุปกรณ์สื่อสารเคลื่อนที่ (Mobile health), EEG ไร้สาย (Wireless EEG),

และเครื่องอัลตราซาวด์ (Ultrasound) พบว่าจากตาราง 1 เครื่อง PSG มีความแม่นยำในการหา ระยะการนอนหลับและวิเคราะห์การนอนหลับ แต่ไม่เหมาะสมที่จะใช้วัดการนอนหลับในชีวิตประจำวัน ในขณะที่เซ็นเซอร์สำหรับติดเตียงและนาฬิกาสามารถทวอทที่ไม่สร้างความรำคาญในการใช้งาน นอกจากนี้ Smartwatches และ Actigraphy (ACT) ยังเป็นอุปกรณ์ที่ได้รับความนิยมในการวัดการนอนหลับเนื่องจากสะดวกในการใช้งานและราคาไม่แพง ซึ่งอุปกรณ์เหล่านี้ใช้การเก็บข้อมูลการนอนหลับจากการเคลื่อนไหวร่างกายและอัตราการเต้นของหัวใจเพื่อวิเคราะห์ระยะการนอนหลับ ในงานวิจัยที่ (28) ทำการเปรียบเทียบอุปกรณ์สำหรับวัดการนอนหลับ (Fitbit, Jawbone, OURA ring, and Polar) และ PSG ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าประสิทธิภาพการวิเคราะห์และการตีความระยะการนอนหลับมีความคลาดเคลื่อนในการวิเคราะห์ผลบางอย่าง เนื่องจากอุปกรณ์เหล่านี้มักจะประเมินระยะการนอนหลับที่สูงเกินไปและประเมินระยะเวลาการตื่นต่ำเกินไป เพราะเป็นการวัดการเคลื่อนไหวร่างกายเป็นหลัก เมื่อการนอนมีการเคลื่อนไหวมากเกินไป อุปกรณ์จะไม่สามารถตรวจการนอนได้ทำให้มีผลต่อการประมวลผลข้อมูลส่งผลให้การตีความการนอนหลับที่เชื่อถือได้ต่ำ นอกจากนี้ยังไม่เหมาะกับการเก็บผลการนอนหลับในเวลากลางวัน เนื่องจากระยะในการเก็บผลสั้นเกินไป

ตาราง 1 เทคโนโลยีในการวัดการนอนในปัจจุบัน

Technological device	Sleep metric				scalability	Usability
	Sleep Time	Sleep Quality	Sleep Stages	Sleep Disorders		
Polysomnography (PSG)	A	B	A	B	D	D
Wearable Devices	B	C	C	C	A	A
Bed sensor	B	B	B	B	B	A
Videosomnography	B	B	C	B	C	D
Mobile Health	D	C	D	D	A	A
Sleep Diaries	D	C	None	D	A	C

A = ดีมาก, B = ดี, C = ปานกลาง, D = ต่ำ

ตัดแปลงจาก: (27) Perez-Pozuelo I, Zhai B, Palotti J, Mall R, Aupetit M, Garcia-Gomez JM, et al. The future of sleep health: a data-driven revolution in sleep science and medicine. npj Digital Medicine. 2020;3(1):42.

จากงานวิจัยที่ (29, 30) มีการพัฒนาอุปกรณ์วัดการนอนหลับเชิงปริมาณ เช่น เสื้อกั๊กสำหรับวัดการนอนหลับ โดยมีการติดเครื่องวัด ECG, อุณหภูมิร่างกาย เครื่องมือวัดความเร่งที่เสื้อกั๊ก เพื่อวัดสัญญาณชีวภาพในขณะที่นอน แต่ยังคงต้องพัฒนาในด้านการเชื่อมต่อให้สามารถกันการกระแทกจากการนอนให้ดีขึ้น ในการออกแบบอุปกรณ์วัดการนอนหลับแบบเข็มขัดสำหรับวัดการนอนหลับแบบเรียลไทม์ (31) โดยประกอบด้วยอิเล็กทรอนิกส์แบบแห้ง 3 ตัวและเครื่องวัดความเร่งแบบสองแกนที่เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ซึ่งสามารถส่งสัญญาณการนอนหลับไปยังคอมพิวเตอร์ได้ แต่เนื่องจากจำเป็นต้องรัดเข็มขัดให้แน่นในขณะที่วัดเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่จะเกิดขึ้นซึ่งส่งผลต่อการนอนหลับทำให้นอนหลับไม่สนิท นอกจากนี้มีการพัฒนาเครื่องติดตามการนอนหลับบริเวณข้อมือ (32) โดยใช้เซ็นเซอร์ 4 ตัว ได้แก่ PPG, Accelerometer, อุณหภูมิ และไมโครโฟน เชื่อมต่อกับบอร์ด Adafruit circuit playground express (CPE) เพื่อเป็นตัวประมวลผลหลัก

จากงานวิจัยที่ผ่านมา มีการเก็บข้อมูลผ่านการบันทึกจาก PSG โดยใช้ ECG แบบ lead II และ RIP โดยในการใช้ ECG จะทำการหาค่า LF, HF และอัตราส่วนของ LF ต่อ HF เพื่อวิเคราะห์หา HRV ในส่วนของ RIP จะใช้ค่าความแปรปรวนของการหายใจเข้าสูดและออกสูด เพื่อหาค่า LF, HF และอัตราส่วนของ LF ต่อ HF ทำการวิเคราะห์หา HRV เช่นกัน โดย RIP, PPG, ECG สามารถใช้ในการประมาณระยะการนอนหลับได้อย่างแม่นยำและในบางงานวิจัยจะใช้ค่าของการเคลื่อนไหวของร่างกาย หรือ Acceleration สำหรับวิเคราะห์การนอนหลับ พบว่าการเคลื่อนไหวของร่างกายนั้นสอดคล้องกับระยะ NREM ผลลัพธ์ของการใช้ ECG, RIP และ Acceleration ร่วมกันในการเก็บผลนั้นให้ความแม่นยำสูงกว่าเมื่อเทียบกับการใช้อุปกรณ์อย่างใดอย่างหนึ่งเพียงอย่างเดียว ในการวิเคราะห์ระยะการนอนหลับ FFT, DTB-SVM, SVM, Rot-SVM และ KNN ถูกใช้เพื่อจำแนกระยะการนอนหลับและกำหนดคุณภาพการนอนหลับ โดย DTB-SVM และ Rot-SVM มีความแม่นยำสูงกว่าวิธีอื่นๆ นอกจากนี้เทคโนโลยีในการตรวจจับการนอนหลับในปัจจุบันถูกพัฒนาให้อยู่ในรูปแบบของ เซ็นเซอร์ติดเตียง (Bed sensor) นาฬิกาสมาร์ทวอตช์ (Smartwatches) ระบบติดตามดูแลสุขภาพผ่านอุปกรณ์สื่อสารเคลื่อนที่ (Mobile health) EEG ไร้สาย (Wireless EEG) และเครื่องอัลตราซาวด์ (Ultrasound) โดย Smartwatches และ Actigraphy (ACT) เป็น

อุปกรณ์ยอตนิยมสำหรับการตรวจสอบการนอนหลับ แต่อุปกรณ์เหล่านี้มักจะประเมินเวลานอนหลับสูงเกินไปและประเมินเวลาตื่นต่ำเกินไป

เราสามารถสรุปได้ว่าเครื่อง Polysomnography เป็นวิธีมาตรฐานในการวิเคราะห์การนอนหลับโดยอาศัยสัญญาณ EEG ซึ่งเป็นสัญญาณสำคัญในการจำแนกระยะการนอนหลับ อย่างไรก็ตามจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าสัญญาณทางสรีรวิทยาอื่นๆ เช่น ECG, PPG, การเคลื่อนไหวร่างกาย อุณหภูมิร่างกาย และเสียงขณะนอนหลับสามารถนำมาวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับได้ โดยสัญญาณเหล่านี้สามารถหาได้จากการสวมใส่อุปกรณ์ที่ไม่ก่อให้เกิดความรำคาญในขณะสวมใส่ แม้ว่าอุปกรณ์ต่างๆจะมีศักยภาพในการตรวจวัดการนอนหลับ แต่ก็ยังอยู่ระหว่างการตรวจสอบความแม่นยำและประสิทธิภาพในการตรวจการนอนหลับ ในด้านของการวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ FFT, SVM, DTB-SVM, Rot-SVM และ KNN สามารถจำแนกระยะการนอนหลับได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นจุดมุ่งหมายของงานวิจัยนี้มุ่งที่จะพัฒนาเครื่องบันทึกข้อมูลแบบไม่รบกวนสำหรับวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับโดยใช้สัญญาณ 6 สัญญาณ ได้แก่ ECG, PPG, ACC, อุณหภูมิของร่างกายและเสียงขณะนอนหลับและวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ เราจะบันทึกสัญญาณ EEG สำหรับเป็นสัญญาณอ้างอิง โดยบันทึกพร้อมกับอุปกรณ์ที่นำเสนอ และวิเคราะห์ระยะการนอนจากการวิเคราะห์สเปกตรัม (Power Spectrum Density: PSD) ที่ได้กล่าวมาในข้างต้นเพื่อจำแนกและวิเคราะห์ระยะการนอนหลับ

2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.2.1 การนอนหลับ

2.2.1.1 ระยะของการนอนหลับ

โดยปกติระยะการหลับมี 2 ระยะคือ 1.ระยะหลับตื่นหรือหลับไม่สนิท (Rapid eye movement: REM or active sleep) และ 2.ระยะหลับลึกหรือหลับเงียบ (Non-rapid eye movement: NREM or quiet sleep) โดยมีรายละเอียดของแต่ละช่วงดังนี้

1. ระยะหลับตื่นหรือหลับไม่สนิท (Rapid eye movement: REM or active sleep)

เป็นช่วงเวลาที่ร่างกายหลับแต่สมองยังคงทำงานอยู่ เมื่อทำการตรวจคลื่นสมองจะพบว่าลักษณะคลื่นจะคล้ายกับคลื่นสมองในขณะตื่น จะมีการเคลื่อนไหวของลูกตา โดยลูกตาจะยังมีการกรอกไปมา เมื่อมีการปลุกหรือมีการกระตุ้นจากภายนอกจะตื่นได้ง่าย ซึ่งการนอนในระยะนี้สามารถเกิดขึ้นได้ครั้งในขณะนอนหลับ และยังสามารถเกิดการฝันได้ นอกจากนี้การนอนหลับในระยะหลับตื่นยังมีผลต่อการประมวลผลความจำและการเรียนรู้

2. ระยะหลับลึกหรือหลับเงียบ (Non-rapid eye movement-NREM or quiet sleep)

โดยระยะนี้ร่างกายจะได้รับการพักผ่อนมากที่สุด ในคนปกติจะใช้เวลาในการนอนในระยะเวลา NREM ประมาณ 75-80 เปอร์เซ็นต์ ของการนอนหลับในแต่ละคืน โดยสามารถแบ่งเป็น 3 ระยะ ดังนี้

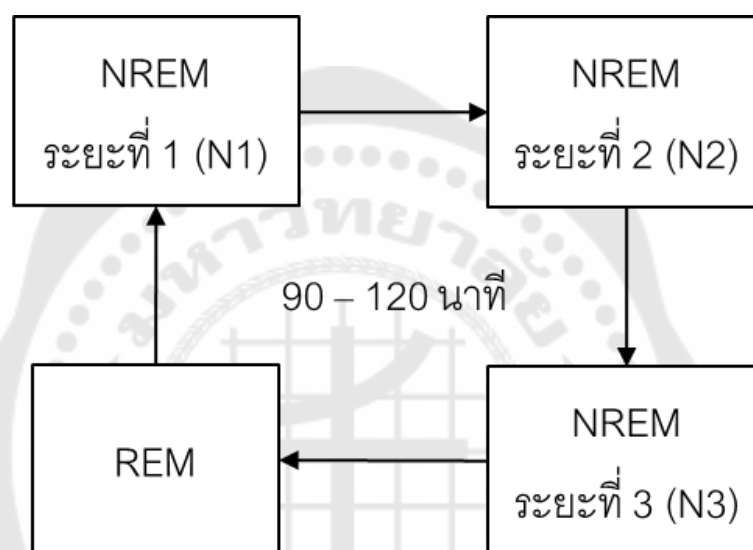
(1) ระยะที่หนึ่ง (N1) เป็นช่วงที่เริ่มง่วง เริ่มมีการผ่อนคลายของกล้ามเนื้อบางส่วน สมองเริ่มทำงานช้าลง สามารถมีการกรอกลูกตาไปมาแบบช้าๆ และยังเป็นช่วงที่สามารถปลุกให้ตื่นได้โดยไม่มีอาการงัวเงียหรือในบางครั้งอาจรู้สึกว่ายังไม่ได้นอน โดยทั่วไปการนอนในระยะเวลานี้จะเกิดขึ้นเป็นช่วงสั้นๆ ประมาณ 4-5 เปอร์เซ็นต์ของการนอนหลับในช่วง NREM การนอนหลับในระยะที่หนึ่งจะยังไม่ส่งผลต่อร่างกายมากนัก

(2) ระยะที่สอง (N2) เป็นช่วงที่มีอุณหภูมิร่างกายต่ำลง หัวใจเริ่มต้นช้าลง เกิดคลื่นความถี่เคคอมเพล็กซ์ (K complex) และช่วงหลับแบบสปินเดิล (Sleep spindles) ซึ่งคลื่นเคคอมเพล็กซ์จะมีความถี่สูงกว่าและเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว ในระยะนี้จะเกิดขึ้นประมาณ 40-55 เปอร์เซ็นต์ของการนอนหลับในช่วง NREM นอกจากนี้การนอนในระยะที่สองสามารถส่งผลต่อความจำและเพิ่มสมาธิได้

(3) ระยะที่สาม (N3) เป็นระยะที่ร่างกายหลับลึก มีคลื่นความถี่สูง และมีการหลั่งฮอร์โมนในการเจริญเติบโต (Growth hormone) โดยเฉพาะในเด็ก เป็นสภาวะที่ร่างกายสามารถพักผ่อนได้อย่างเต็มที่เพื่อฟื้นฟูร่างกาย ปลุกให้ตื่นได้ยากหรือเมื่อตื่นจะมีอาการงัวเงียและมักเกิดในขั้นในช่วงแรกของการนอน ระยะนี้จะเกิดขึ้นประมาณ 5-20 เปอร์เซ็นต์ของการนอนหลับในระยะ NREM

ในการนอนจะแบ่งเป็นช่วงของ NREM ที่ระยะที่ 1 และเลื่อนไปที่ระยะที่ 2 และ 3 ตามลำดับและจะย้อนกลับขึ้นมาที่ระยะที่ 3, 2, 1 จากนั้นจึงเข้าสู่ระยะของ REM และวนกลับมาที่ระยะ NREM ที่ระยะที่ 1, 2, 3 อีกครั้งซึ่งเป็นการเริ่มรอบของการหลับใหม่ โดยจากระยะ REM รอบแรกถึง REM รอบที่ 2 จะเรียกเป็น 1 รอบการหลับ (1 Sleep cycle) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 90 นาที คือ NREM ประมาณ 80 นาที และ REM ประมาณ 10 นาที โดยในการนอนหนึ่งรอบจะมีอยู่ประมาณ 3-6 รอบ เหมือนวงจรการนอนหลับในภาพประกอบ 1 ยิ่งรอบของการนอนหลับดำเนินไปมากเท่าไร ระยะเวลาในช่วงของการหลับลึก คือ คลื่นสมองที่เปลี่ยนแปลงอย่างช้าๆ ในขณะหลับ (Slow wave sleep) หรือช่วง N3 จะยิ่งสั้นลง ตรงกันข้ามกับช่วงการนอนหลับตื่นหรือ REM Sleep ที่จะยาวนานขึ้นเรื่อยๆ เมื่อเทียบกับรอบการนอนหลับช่วงแรก ซึ่งคลื่นไฟฟ้าสมองสามารถแสดงให้เห็นว่าการนอนหลับประกอบด้วยห้าขั้นตอน โดยเราจะหลับครบทั้งสี่ระยะ

การนอนในช่วงแรงของการหลับ ส่วนช่วงใกล้ตื่นอาจเหลือเพียง NREM ระยะ N1 เมื่อวงจรการนอนหลับอยู่ในช่วงการนอนหลับลึกหรือ NREM ลูกตาจะไม่มีอาการเคลื่อนไหวจนร่างกายจะอยู่ในระยะการหลับตื่นหรือ REM เป็นช่วงที่ลูกตาสามารถมีการกรอกไปมา เป็นช่วงที่จะมีความฝันได้ ระยะเวลาในช่วงนี้ประมาณ 5-35 นาที (33) โดยหาระยะการนอนหลับซึ่งประกอบด้วย Awake, REM, NREM ระยะที่ 1, 2 และ 3 สามารถนำมาวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับได้

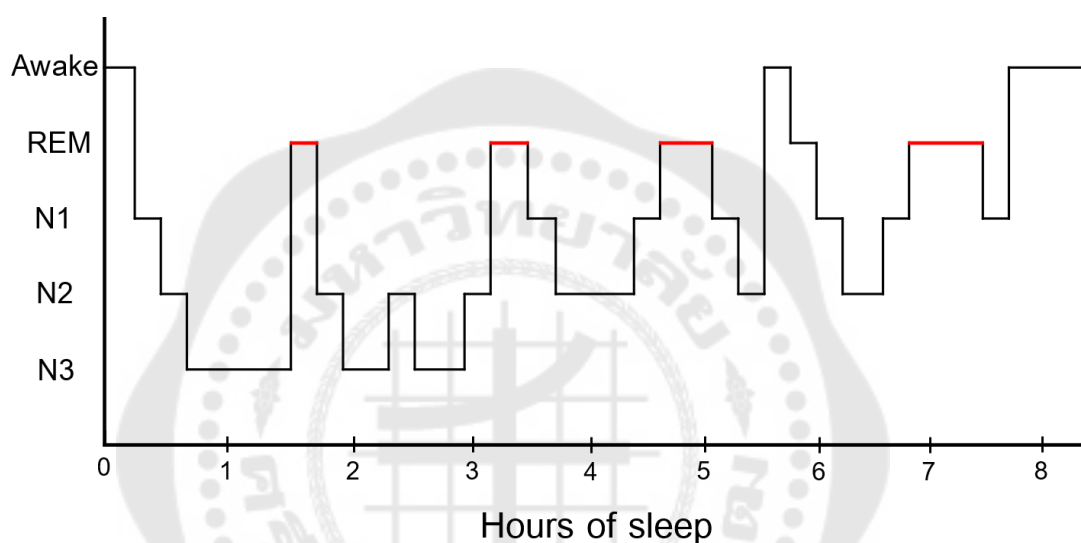


ภาพประกอบ 1 วงจรการนอนหลับของคนปกติ เริ่มจากสภาวะการนอนแบบ REM ไปยัง N1, N2, N3 ตามลำดับ

ดัดแปลงจาก: (34) dreamstime. sleep cycle stages [cited 20.09. 2020. Available from: <https://www.dreamstime.com/four-stages-sleep-cycle-sleep-cycle-stages-image-102727808>.

ในการวิเคราะห์การนอนหลับสามารถนำข้อมูลจากการวิเคราะห์มาสรุปเป็นกราฟการแบ่งระยะการนอนหลับได้โดยเรียกว่ากราฟรอบของระดับการนอนหลับตามแกนเวลา หรือ Hypnogram ซึ่งเป็นการแสดงช่วงการนอนหลับในช่วงเวลาต่างๆ ประโยชน์ของกราฟนี้จะเป็นการอธิบายและแสดงขั้นการนอนหลับ โดยใช้ระยะของคลื่นสมองในช่วงเวลาต่างๆมาพิจารณาระยะการนอนหลับในแต่ละช่วงและนำมาแสดงผ่านรูปแบบของกราฟโดยเป็นการประเมินแบบไบโอเมตริก (Biometric) หรือ เป็นวิธีการใช้ข้อมูลทางชีวภาพทั้งจากลักษณะทาง

กายภาพและทางพฤติกรรมเพื่อนำมาใช้ประเมินในแต่ละบุคคล ลักษณะของกราฟ Hypnogram มีแกนแนวนอนหรือแกน x เป็นแกนของเวลาโดยจะไล่ตั้งแต่เริ่มต้นจนกระทั่งตื่นจากซ้ายไปขวา และแกนแนวตั้งหรือแกน y แสดงระยะการนอนหลับ ในการอ่าน Hypnogram ตำแหน่งสูงสุดบน แกน y เป็นระยะ Awake ถัดไปด้านล่างคือการนอนหลับแบบ REM, NREM ระยะที่ 1 ระยะที่ 2 และระยะที่ 3 ตามลำดับ เริ่มตั้งแต่ตื่นไปจนหลับในระยะใดในช่วงเวลานั้น กราฟจะแสดงตำแหน่งของการนอนหลับ ดังที่แสดงในภาพประกอบ 2 (35)



ภาพประกอบ 2 การแบ่งระยะการนอนหลับโดยใช้ Hypnogram ซึ่งเป็นสภาวะการนอนในหนึ่งคืน แบ่งเป็น 5 ระดับคือ ช่วงการตื่น (Awake) ช่วงการหลับตื้น (REM) ช่วงการหลับลึก (NREM) แบบ N1, N2, N3 ซึ่งเป็นตัวแทนหนึ่งวงรอบย่อยการนอน เส้นสีแดงแสดงการนอนครบ 1 รอบย่อย ดังกล่าว

ดัดแปลงจาก : (36) Key N. Sleep-wake disorders 2017 [Available from: <https://nursekey.com/sleep-wake-disorders/>].

2.2.1.2 ปัจจัยในการนอนหลับ

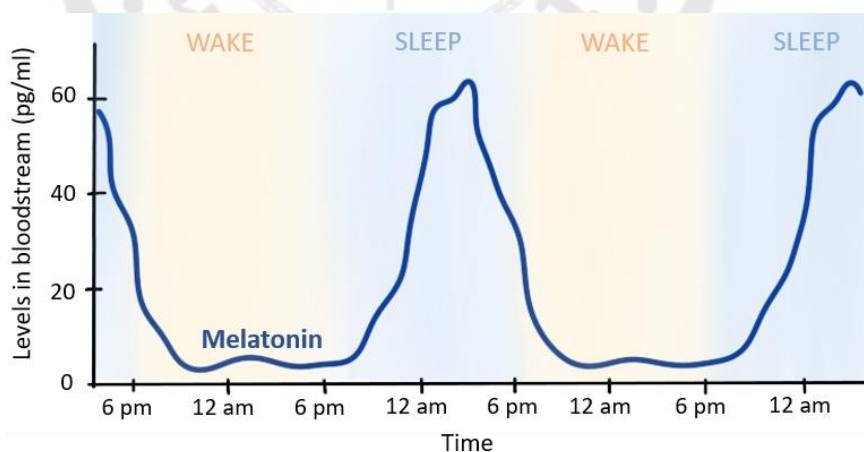
โดยปัจจัยในการนอนหลับประกอบไปด้วย 2 ปัจจัย ดังนี้

1. จังหวะรอบวัน (Circadian Rhythm)

จังหวะรอบวัน หรือ จังหวะวงจรเซอคาเดียน (Circadian Rhythm) คือ วงจรการทำงานของสิ่งมีชีวิตที่มีความเกี่ยวข้องกับช่วงเวลาตลอด 24 ชั่วโมงทั้งเวลากลางวันและกลางคืน เช่น การทำงานของร่างกายในแต่ละวัน การผลิตฮอร์โมนแต่ละชนิดในแต่ละช่วงเวลา

การร่งวงนอนและการเกิดวงจรการนอนหลับ เป็นต้น โดยวงจรเซอคาเดียนเกี่ยวข้องกับนาฬิกาชีวภาพหรือที่นิยมเรียกว่านาฬิกาชีวิต (Biological clock) ซึ่งถูกควบคุมจากกลุ่มเซลล์ประสาทที่รวมตัวกันเรียกว่า นิวเคลียสซูพราไคแอสมาติก (Suprachiasmatic Nucleus: SCN) อยู่ในสมองส่วนไฮโปทาลามัส (Hypothalamus)

ในการทำงานของวงจรเซอคาเดียนจะเริ่มจากกลุ่มเซลล์ประสาท SCN ส่งสัญญาณให้กับต่อมไพเนียล (Pineal Gland) ทำหน้าที่หลั่งฮอร์โมนเมลาโทนิน (Melatonin) ซึ่งระดับเมลาโทนินของร่างกายจะเป็นตัวบอกเวลาให้แก่เซลล์ย่อยๆ ของร่างกายเพื่อให้แต่ละเซลล์มีวงจรเซอคาเดียนเดียวกัน โดยระดับเมลาโทนินจะเพิ่มและลดตามช่วงเวลาต่างๆ เช่น สัตว์ที่นอนหลับในเวลากลางคืนฮอร์โมนเมลาโทนินจะหลั่งมากในเวลากลางคืนเพื่อให้เซลล์รู้ว่า เป็นช่วงเวลากลางคืน เป็นต้น โดย SCN จะสามารถส่งสัญญาณควบคุมการหลั่งเมลาโทนินได้ด้วยตัวเองโดยไม่ต้องพึ่งปัจจัยภายนอก แต่เนื่องจากรอบการทำงานของ SCN จะครบรอบทุกๆ 24.2 ชั่วโมง ทำให้วงจรเซอคาเดียนในหนึ่งรอบวนช้าลงเรื่อยๆ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องอาศัยปัจจัยภายนอกอื่นๆ คือ แสงอาทิตย์ เพื่อเป็นการรีเซ็ตวงจรการทำงานของ SCN ให้ทำงานตามเวลาได้ถูกต้อง โดยแสงจะเข้าไปกระทบเซลล์รับแสง (Photoreceptor) และส่งสัญญาณไปยัง SCN ที่อยู่ติดกับด้านบนของส่วนไข้วประสาทตา (Optic chiasm) ให้ลดการหลั่งเมลาโทนินทำให้ร่างกายรู้ว่าเป็นตอนกลางวัน ดังภาพประกอบ 3



ภาพประกอบ 3 แสดงค่าของฮอร์โมนเมลาโทนินที่เกี่ยวข้องกับการนอน โดยฮอร์โมนเมลาโทนินจะหลั่งมากขึ้นเมื่ออยู่ในช่วง 2-3 ทุ่มและหลั่งมากที่สุดในช่วงตี 2-3 และลดลงในช่วง 7-8 โมงเช้า

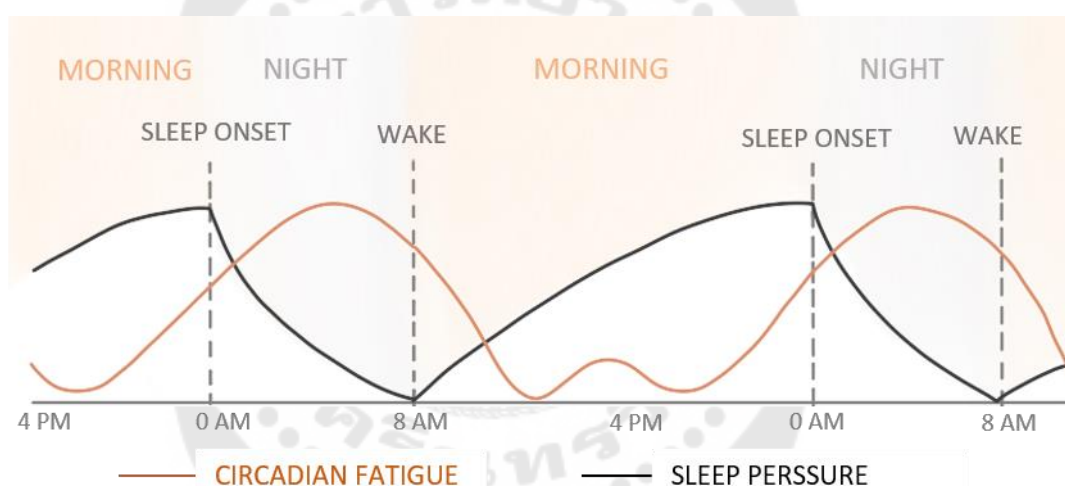
ดัดแปลงจาก: (37) mind To. ทำไมเราจึงง่วงนอน? 2019 [cited 2021. 07.07].

Available from: <https://www.theobservingmind.co/what-makes-you-sleepy/>.

2. แรงกดดันให้เข้านอน (Sleep Pressure)

แรงกดดันให้เข้านอน (Sleep Pressure) คือ การที่ร่างกายตอบสนองกับการนอน ซึ่งแรงกดดันการนอนนี้จะแปรผันตรงกับระยะเวลาในการตื่น เช่น การอดนอน เมื่อไม่ได้นอนหลับเป็นเวลานานร่างกายจะยังมีแรงกดดันให้เกิดความอยากนอนมากขึ้น

โดย sleep pressure เกิดจากสารอะดีโนซีน (Adenosine) ที่เพิ่มมากขึ้นในสมองเมื่อมีการตื่น ในภาวะปกติเมื่อร่างกายมีการทำงานจะมีการใช้พลังงานอะดีโนซีนไตรฟอสเฟต (Adenosine triphosphate: ATP) ซึ่งสารอะดีโนซีนคือของเสียจากการใช้พลังงาน ATP ของร่างกาย ซึ่งจะถูกสร้างและเก็บไว้ในสมอง เมื่อมีการสะสมมากขึ้นจนถึงจุดหนึ่ง (เมื่อตื่นนอนมาแล้ว 12-16 ชั่วโมง) ทำให้ร่างกายเกิดอาการง่วงนอนมากขึ้น โดยสารอะดีโนซีนนี้จะถูกกำจัดออกไปเมื่อมีการนอนและจะถูกกำจัดออกไปได้หมดเมื่อนอนไปครบ 8 ชั่วโมง



ภาพประกอบ 4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของจังหวะวงจรเซอคาเดียน (Circadian Rhythm) และแรงกดดันให้เข้านอน (Sleep pressure) โดยทั้งสองปัจจัยจะทำงานควบคู่กันไป เมื่อเริ่มนอน Sleep pressure จะลดลงและเพิ่มขึ้นเรื่อยๆตั้งแต่มีการตื่นจนถึงการหลับในคืนถัดไป ในขณะที่จังหวะวงจรเซอคาเดียนจะมีมากที่สุดเมื่อไม่มีแสงอาทิตย์และจะลดลงเรื่อยๆเมื่อเริ่มมีแสงอาทิตย์

ดัดแปลงจาก: (38) dreem D. Why do I feel tired? Sleep pressure 2018 [cited 2021. 07.07]. Available from: <https://blog.dreem.com/en/why-do-i-feel-tired/>.

การทำงานของปัจจัยทั้ง 2 ปัจจัยนี้จะทำงานควบคู่กันไป โดยเริ่มจากการตื่นนอน sleep pressure และเมลาโทนินจะลดลงต่ำสุดและค่อยๆเพิ่มขึ้น โดยฮอร์โมนเมลาโทนินจะเริ่ม

มากขึ้นเมื่อไม่มีแสงอาทิตย์และเมื่อปัจจัยทั้ง 2 เพิ่มมากที่สุดจะทำให้เกิดการง่วงนอน ดังภาพประกอบ 4 ในขณะที่หากมีการอดนอน sleep pressure จะถูกสะสมมากขึ้นแต่เมื่อถึงช่วงเช้า ความง่วงจะลดลงเนื่องจากวงจรเซอคาเดียนในช่วงเช้ามีฮอร์โมนเมลาโทนินที่ลดลง และเมื่อเวลาผ่านไปฮอร์โมนเมลาโทนินจะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆร่วมกับ sleep pressure ที่ถูกสะสมไว้ส่งผลให้เกิดอาการง่วงนอนมากขึ้น (37-39)

2.2.2 การตรวจการนอนหลับ

การตรวจการนอนหลับ (Polysomnography: PSG) หรือเรียกว่าการตรวจ Sleep test หรือ Sleep study เป็นการตรวจเพื่อวิเคราะห์การทำงานของระบบต่างๆของร่างกายขณะนอนหลับ ใช้การบันทึกคลื่นสัญญาณของร่างกายผ่านการติดอุปกรณ์ในขณะที่ทำการนอนซึ่งจะ ใช้การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography: EEG) การตรวจการทำงานของกล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography: ECG) การบันทึกการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อลูกตา (Electrooculography: EOG) การตรวจวัดความอิ่มตัวของระดับออกซิเจน (Oxygen saturation) การบันทึกการเคลื่อนไหวของหน้าอกและหน้าท้อง การวัดลมหายใจที่ผ่านทางจมูกและช่องปาก (Air flow) เสียงกรนและเสียงรบกวนอื่นๆที่อาจจะเกิดเมื่อนอนหลับ มักทดสอบกับบุคคลที่มีความเสี่ยงต่อโรคหรือความผิดปกติที่เกิดขึ้นขณะนอนหลับ เช่น โรคหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้น (Obstructive sleep apnea: OSA) การกระตุกของกล้ามเนื้อต่างๆ อาการนอนไม่หลับ หรือผู้ที่มีอาการนอนกรนผิดปกติ ซึ่งประโยชน์ของการตรวจ PSG จะเป็นตัวช่วยวินิจฉัยและประเมินระดับความรุนแรงของโรค หรือความผิดปกติอื่นๆ (7, 40).

2.2.2.1 ระดับของการตรวจการนอนหลับ (Sleep test)

สามารถแบ่งการตรวจเป็น 4 ระดับ ตามความละเอียดของข้อมูลที่ทำกรตรวจ ดังนี้

ระดับที่ 1 การตรวจการนอนหลับแบบสมบูรณ์โดยมีเจ้าหน้าที่เฝ้าตลอดคืน (Comprehensive technician-attended polysomnography) โดยการเก็บผลจะประกอบไปด้วย การวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อลูกตา กล้ามเนื้อใต้คาง และกล้ามเนื้อขา การวัดระดับออกซิเจนภายในเลือด วัดลมหายใจ การเคลื่อนไหวของหน้าอกและหน้าท้องเป็นพื้นฐานและอาจมีการตรวจอย่างอื่นเพิ่มเติม ในระดับนี้มักจะตรวจภายในห้องที่จัดเฉพาะภายในโรงพยาบาล และต้องมีเจ้าหน้าที่คอยเฝ้าดูอาการตลอดทั้งการตรวจ

ระดับที่ 2 การตรวจการนอนหลับแบบสมบูรณ์โดยไม่มีเจ้าหน้าที่เฝ้าตลอดคืน (Comprehensive-unattended portable polysomnography) การเก็บผลจะเหมือนกับระดับ

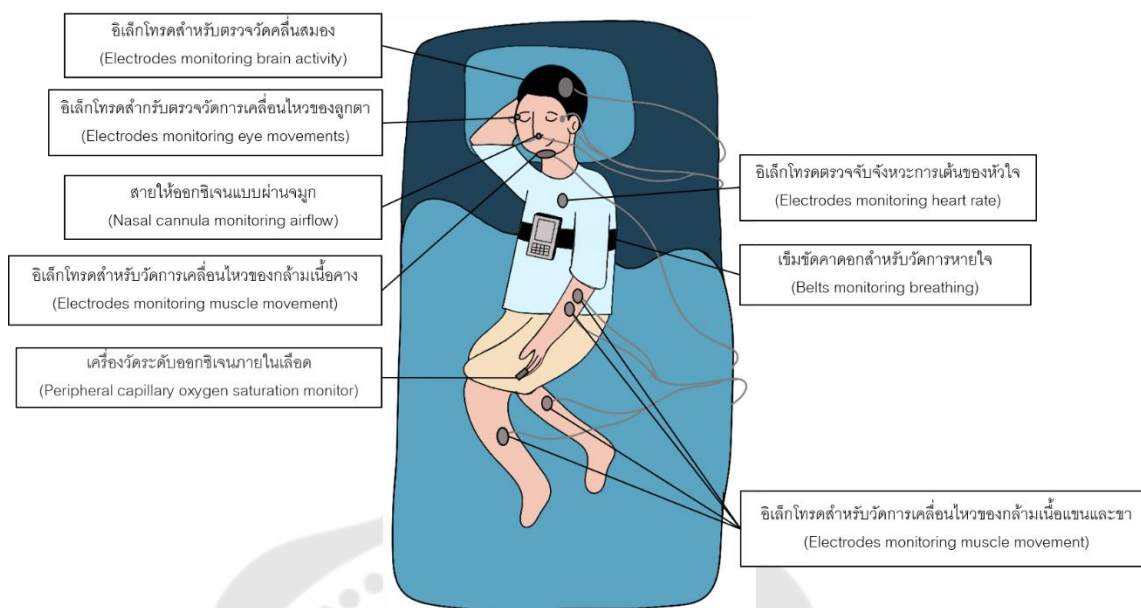
ที่ 1 เพียงแต่สามารถตรวจที่บ้านได้ อยู่ในสภาพแวดล้อมที่คุ้นเคย การนอนหลับจะคล้ายกับการนอนในชีวิตประจำวันมากกว่า มีเจ้าหน้าที่ทำการติดตั้งอุปกรณ์แต่ไม่มีการเฝ้าสังเกตการณ์ในการตรวจ

ระดับที่ 3 การตรวจการนอนหลับแบบจำกัดข้อมูล (Limited channel portable sleep test) โดยการเก็บผลจะเก็บแค่การตรวจลมหายใจ การเคลื่อนไหวของหน้าอกและหน้าท้อง ระดับออกซิเจนในเลือด วัดระดับเสียงกรน อาจมีการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจร่วมด้วย มักได้ผลการตรวจที่ต่ำกว่าความเป็นจริงมีความแม่นยำน้อยกว่า 2 ระดับแรก เนื่องจากไม่มีการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง

ระดับที่ 4 การตรวจออกซิเจนในเลือด หรือวัดระดับลมหายใจขณะนอนหลับ (Single or dual channel portable sleep test) เป็นการเก็บข้อมูลจากการนอนไม่เกิน 3 อย่างเท่านั้น ในระดับนี้ใช้เฉพาะกลุ่มที่ไม่สามารถตรวจการนอนหลับจากทั้ง 3 ระดับแรกได้ ซึ่งผลที่ได้มักมีความน่าเชื่อถือไม่มากพอ (41)

2.2.2.2 วิธีการตรวจ Sleep test

โดยในการตรวจการนอนหลับนั้นจะให้ผู้นอนหลับในช่วงเวลาประมาณ 20.00 น. ก่อนการเริ่มเก็บผลเจ้าหน้าที่จะสอบถามข้อมูลการนอนหลับหรือแบบสำรวจการนอนหลับ และอธิบายขั้นตอนการติดอุปกรณ์และการปฏิบัติตัวระหว่างการตรวจ จากนั้นให้ผู้ทำการทดลองอาบน้ำชำระร่างกายและทำการติดอุปกรณ์ให้ผู้ทำการทดลอง โดยติดเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เครื่องวัดกล้ามเนื้อลูกตา ใต้คาง และขาทั้ง 2 ข้าง นอกจากนี้จะมีการติดสายวัดบริเวณจมูกเพื่อตรวจระบบหายใจ สายวัดหน้าอกและท้องเพื่อวัดการเคลื่อนไหว และเครื่องวัดระดับออกซิเจนในเลือดบริเวณปลายนิ้ว ในบางครั้งอาจมีการเก็บเสียงจากการนอนกรนและเครื่องวัดอัตราการหายใจตามความจำเป็น เมื่อติดอุปกรณ์ครบแล้วให้ผู้ทำการทดลองเข้านอนโดยถ้าตรวจในระดับที่ 1 จะมีการสวมหน้ากากของเครื่องเป่าความดันบวก (CPAP mask) เพื่อให้ได้ปรับตัวก่อนหากมีภาวะการหยุดหายใจขณะนอนหลับระดับรุนแรง



ภาพประกอบ 5 การติดอุปกรณ์ในขณะที่ทำการทดสอบ Polysomnography โดยมีการวัดอัตราการหายใจ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณการกรอกลูกตา คลื่นสมอง คลื่นหัวใจ และสัญญาณอื่นๆ ซึ่งมีความยุ่งยากในการติดตั้งและอาจเป็นอุปสรรคในการนอนหลับ

ดัดแปลงจาก (42) Brandon P, Caitilin K. What Is an overnight Sleep Study (Polysomnogram) 2020 [cited 2021. 19.07]. Available from: <https://www.verywellhealth.com/what-to-expect-in-a-sleep-study-3015121>.

2.2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Elektrokardiogram: EKG หรือ Electrocardiogram: ECG) คือ การตรวจคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจในแต่ละจังหวะของการเต้นของหัวใจ เพื่อดูการทำงานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดปกติจะสามารถแสดงถึงความผิดปกติของร่างกายได้ โดยกระแสไฟฟ้าหัวใจนี้จะถูกปล่อยออกมาจากไซโนเอเทรียลโนด (Sinoatrial node: SA node) แล้วถูกส่งผ่านไปทั่วหัวใจทำให้เกิดการบีบคลายของกล้ามเนื้อบริเวณหัวใจส่งผลให้มีการสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย ซึ่งการปล่อยคลื่นสัญญาณหัวใจนี้จะสามารถแสดงผ่านมอนิเตอร์ได้ โดยใน 1 ช่วงการบีบคลายจะประกอบด้วยคลื่นต่างๆ ดังนี้ (43)

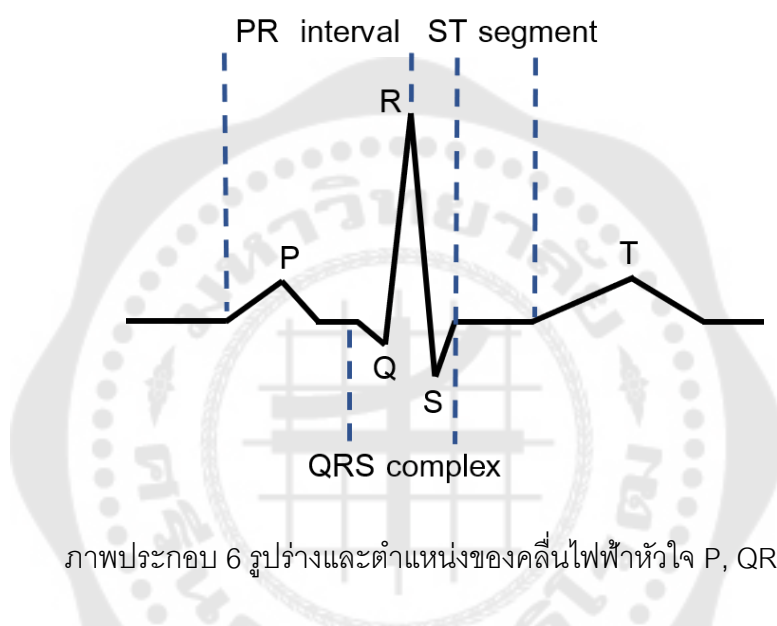
P wave: แสดงถึงช่วงที่หัวใจห้องบนกำลังคลายความเป็นขั้ว (Atrial Depolarization)

QRS complex: แสดงถึงกลุ่มของคลื่นซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนใหญ่จะเห็นอยู่ตรงกลางของชุดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเห็นได้เด่นชัดที่สุด

T wave: แสดงถึงสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการคลายตัวของหัวใจห้องล่าง

PR interval: แสดงถึงระยะเวลาที่วัดได้จากคลื่น T wave ถึงจุดเริ่มต้นของ QRS complex

ST segment: แสดงถึงช่วงที่หัวใจห้องล่างกำลังคลายความเป็นขั้ว



ภาพประกอบ 6 รูปร่างและตำแหน่งของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ P, QRS, T

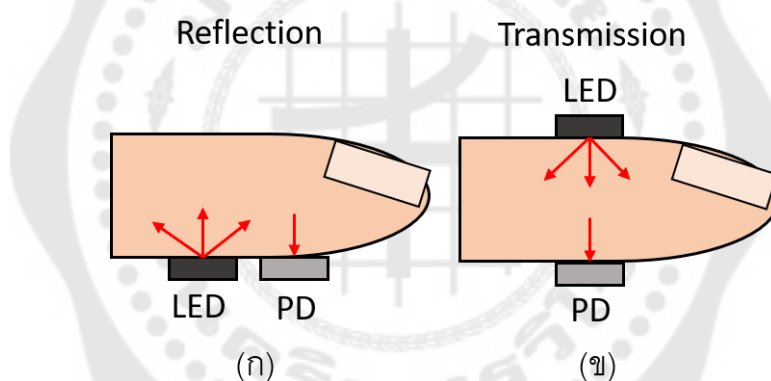
ดัดแปลงจาก : (44) DSI. ECG Research 2009 [cited 2020 20.09]. Available from: <https://www.datasci.com/solutions/cardiovascular/ecg-research>.

2.2.4 สัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด

สัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด (Photoplethysmogram: PPG) เป็นการวัดสัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือดเพื่อนำมาคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งเราสามารถทำการวัดได้ที่ ดิ่งหู แขน นิ้ว ข้อมือ หรือแม้กระทั่งสมอง (45)

1. ลักษณะสัญญาณที่ตรวจวัดได้นั้น มีหลายรูปแบบ ขึ้นกับสถานะในการตรวจวัดในขณะนั้น เช่น ภาวะที่มีการเคลื่อนไหวระหว่างการวัด ภาวะที่มีการรบกวนจากความถี่ 50 หรือ 60 เฮิรตซ์ อันเป็นผลมาจากระบบสายส่งไฟฟ้ารวมไปถึงสถานะผิดปกติของผู้ถูกวัดที่มีการไหลเวียนเลือดลดลงทำให้สัญญาณที่วัดได้มีลักษณะเปลี่ยนไป

2. หลักการทำงานของสัญญาณ การวัดปริมาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือดโดยใช้แสงส่องเข้าสู่ผิวหนังส่วนใหญ่มักจะถูกดูดซึมโดยเนื้อเยื่อของร่างกาย แต่บางส่วนจะสะท้อนออกมา ปริมาณของแสงสะท้อนขึ้นอยู่กับหลายปัจจัยซึ่งหนึ่งในนั้นคือปริมาตรของเส้นเลือดที่อยู่ใกล้ผิว เลือดในหลอดเลือดแดงจะดูดซับแสงได้ดีกว่าเนื้อเยื่อของร่างกายโดยรอบ ดังนั้นหลอดเลือดแดงจะหดตัวและพองตัวเมื่อตอบสนองต่อความดันโลหิตที่เร้าอารมณ์ ความเข้มของแสงสะท้อนก็จะเพิ่มขึ้นและลดลง โดย PPG เช่นเซอร์จะใช้ไดโอดเปล่งแสง (LEDs) ผ่านแสงสีนิยมใช้แสงสีเขียวและสีแดงที่มีความยาวคลื่น 525 และ 660 นาโนเมตรตามลำดับเข้าไปในเนื้อเยื่อ (บริเวณปลายนิ้ว) และตรวจวัดความแตกต่างของแสงที่ทะลุผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อ หรือสะท้อนออกจากเนื้อเยื่อโดยตัวตรวจวัดแสง (Photodiode: PD) ที่ถูกติดตั้ง ซึ่งการติดตั้งสามารถติดตั้งได้ 2 รูปแบบ คือ อยู่ด้านเดียวกับไดโอดเปล่งแสง (Reflection) ดังภาพประกอบ 7 (ก) และอยู่ด้านตรงข้ามกับไดโอดเปล่งแสง (Transmission) ดังภาพประกอบ 7 (ข) (45)



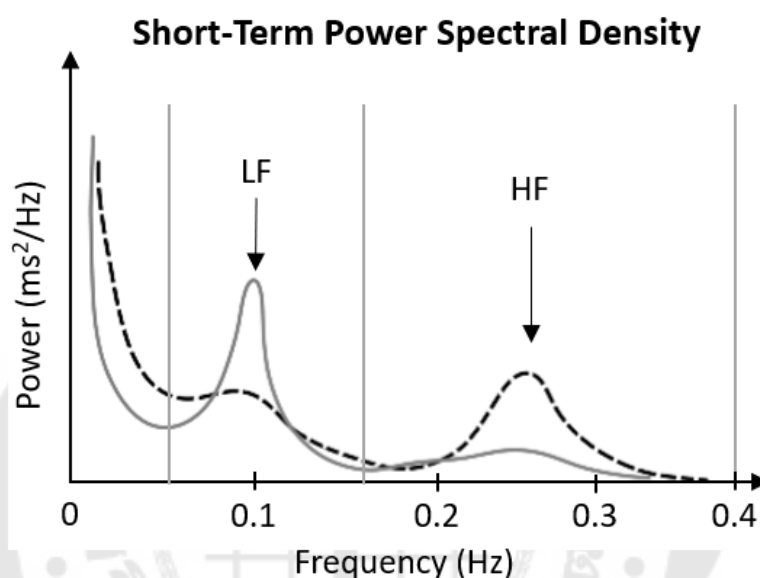
ภาพประกอบ 7 ระบบวัดสัญญาณ Photoplethysmogram ซึ่งประกอบไปด้วย (ก) ตัวตรวจวัดแสง (PD) ที่ถูกติดตั้งด้านเดียวกับไดโอดเปล่งแสง (LED) (ข) ตัวตรวจวัดแสง (PD) ที่ถูกติดตั้งอยู่ตรงข้ามกับไดโอดเปล่งแสง (LED)

ดัดแปลงจาก: (46) Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M. Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. Electronics. 2014;3(2).

2.2.5 ความผันผวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate variability: HRV หรือ Pulse rate variability: PRV) กับการนอนหลับ

ความผันผวนของอัตราการเต้นของหัวใจ เป็นสัญญาณการเปลี่ยนแปลงของเวลา ระหว่างการเต้นของหัวใจ ใช้ในการประเมินประสิทธิภาพของหัวใจ พยากรณ์โรคหรือพยาธิสภาพ

ของร่างกายได้ นอกจากนี้ยังสามารถนำมาใช้วิเคราะห์การนอนหลับได้ด้วย โดยทำการวิเคราะห์ความถี่ของช่วง R-R interval ของคลื่น ECG หรือความถี่ของช่วง P-P interval ของคลื่น PPG การหาค่าของ HRV ประกอบไปด้วยความถี่ 3 ตัว คือ ค่าพลังงานความถี่ต่ำ (Low-frequency power: LF) ค่าพลังงานความถี่สูง (High-frequency power: HF) และอัตราส่วนของค่าพลังงานความถี่ต่ำต่อค่าพลังงานความถี่สูง (Low frequency/High frequency ratio: LF/HF)

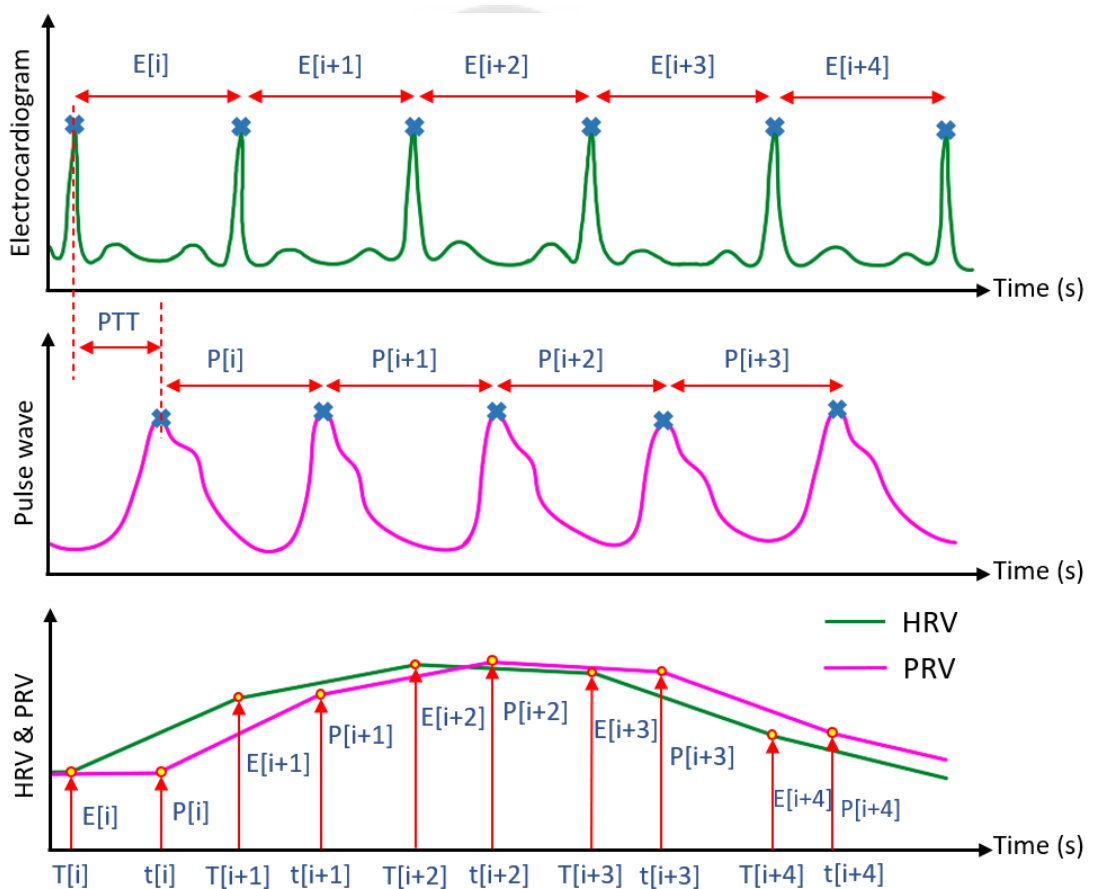


ภาพประกอบ 8 สเปกตรัมกำลังของสัญญาณ HRV โดยช่วงความถี่ต่ำจะสะท้อนการทำงานของระบบซิมพาเทติกและช่วงความถี่สูงจะสะท้อนการทำงานของระบบพาราซิมพาเทติก

ดัดแปลงจาก: (47) A. Günther. Autonomic Dysfunction and Risk Stratification Assessed from Heart Rate Pattern. 2010.

ความถี่ LF มีช่วงความถี่อยู่ระหว่าง 0.04-0.15 Hz โดยค่าจะค่อยๆลดลงเมื่อเริ่มมีการนอนหลับจนถึงช่วงการนอนแบบ NREM ระยะที่ 3 และเพิ่มขึ้นอีกครั้งเมื่อระดับการนอนอยู่ในช่วงของ REM ความถี่ LF นี้เชื่อมโยงกับค่าของซิมพาเทติก (Sympathetic) ในขณะที่ความถี่ HF มีช่วงความถี่ระหว่าง 0.15-0.4 Hz ซึ่งเกี่ยวข้องกับค่าของพาราซิมพาเทติก (Parasympathetic) เมื่อเริ่มมีการนอนหลับค่าของ LF และ LF/HF มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญแสดงให้เห็นถึงระยะการนอนหลับแบบไม่มีการเคลื่อนไหวของลูกตา (NREM) หรือการนอนหลับลึกในระดับ N1 N2 และ N3 และจะเพิ่มขึ้นในช่วงของ REM ในทางกลับกันช่วงความถี่ HF จะมีค่าสูงขึ้นเมื่อเป็นช่วงการนอนแบบ NREM และลดลงในช่วงของการนอนแบบ REM (48)

หลักการหาสัญญาณความผันผวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate variability: HRV หรือ Pulse rate variability: PRV) ซึ่งโดยปกติ HRV จะถูกประมวลผลและสร้างความผันผวนมาจาก QRS complex ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยคำนวณความผันผวนจากระยะเวลาระหว่าง R wave ของการเต้นหัวใจแต่ละครั้ง (RR interval) ในขณะที่ PRV จะถูกประมวลผลและสร้างมาจากการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือดโดยคำนวณความผันผวนจากระยะเวลาของจุดยอดของชีพจร (Pulse peak) ของการเต้นหัวใจแต่ละครั้ง (Interbeat interval: IBI) ในขั้นตอนการหาค่าเราจะหาได้จากระยะห่างระหว่าง R wave หรือ P wave ดังแสดงในภาพประกอบ 9



ภาพประกอบ 9 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) และสัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด (Photoplethysmogram: PPG) และการสร้างสัญญาณความผันผวนของอัตราการเต้นของหัวใจจากระยะห่างระหว่างจุดยอดของ R peak (HRV) และ Pulse peak (PRV) ตามลำดับ

$E[i]$ และ $P[i]$ คือระยะห่างระหว่าง R wave และ P wave ที่ตำแหน่ง i ใดๆ บนแกนเวลาและผลต่างระหว่าง $E[i]$ และ $P[i]$ เช่น $E[i+1] - E[i]$ ต่อเนื่องกันไป คือ ค่าความผกผันของอัตราการเต้นของหัวใจ (ดังนั้นอาจเรียก HRV ว่า RR interval หากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น สัญญาณในการสร้าง HRV), $P[i+1] - P[i]$ ต่อเนื่องกันไป คือ ค่าความผกผันของอัตราการเต้นของหัวใจ (ดังนั้นอาจเรียก PRV ว่า IBI หากสัญญาณอัตราการเต้นของชีพจรเป็นสัญญาณในการสร้าง PRV) ซึ่งการตรวจจับคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือดในช่วงเวลาเดียวกัน จะมีความเหลื่อมกันของคลื่นเล็กน้อยโดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเกิดขึ้นก่อนเนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการตรวจจับที่หัวใจโดยตรง จึงทำให้เกิดความต่างกันระหว่าง R peak ของ ECG และ P peak ของ PPG เรียกพารามิเตอร์นี้ว่า ค่าการเคลื่อนที่ของชีพจรที่เริ่มต้นจากการบีบตัวของหัวใจจนถึงส่วนปลายนิ้ว (Pulse transit time: PTT) ซึ่งสามารถนำมาเทียบเคียงค่าความดันเลือด (Blood Pressure: BP) ได้ (49)

2.2.6 อุณหภูมิร่างกายขณะนอนหลับ

ความเกี่ยวข้องระหว่างอุณหภูมิร่างกายและการนอนหลับ คือ อุณหภูมิของร่างกายเริ่มลดลงเมื่อหลับและจะต่ำสุดในเวลาเช้า โดยเมื่อเริ่มเข้าสู่สภาวะการนอนหลับแบบ NREM ในช่วงระยะ N1 จะเป็นช่วงที่เปลี่ยนระหว่างการตื่นและการหลับ ผู้ที่นอนหลับจะสามารถรับรู้ถึงอุณหภูมิของสภาพแวดล้อมปกติ และเริ่มรู้สึกผ่อนคลายโดยอุณหภูมิของร่างกายจะลดลงจากปกติเมื่อเริ่มเข้าสู่การนอนหลับหรือเรียกได้ว่าในระยะการนอนหลับแบบ NREM จะเป็นช่วงที่อุณหภูมิร่างกายมีการลดลง แต่เมื่อเข้าสู่ระยะ REM ซึ่งเป็นช่วงที่ความผันการควบคุมอุณหภูมิของร่างกายจะจำกัด อุณหภูมิของร่างกายจะมีทั้งขึ้นและลง (50) ตามตาราง 2

ตาราง 2 ความสัมพันธ์ระหว่างกลไกการทำงานของร่างกายกับช่วงตื่น (Awake) ช่วงนอนหลับลึก (NREM) ช่วงนอนหลับตื้น (REM)

การทำงานของร่างกาย	Wake	NREM	REM
ปริมาณเลือดไปเลี้ยงสมอง	ปกติ	ลดลง	เพิ่มขึ้น
ความดันเลือด	ปกติ	ลดลง	ไม่นิ่ง
อุณหภูมิร่างกาย	ปกติ	ลดลง	ไม่นิ่ง
ความถี่ของคลื่นสมอง	ปกติ	ลดลง	เพิ่มขึ้น
อัตราการเต้นของหัวใจ	ปกติ	ลดลง	ไม่นิ่ง

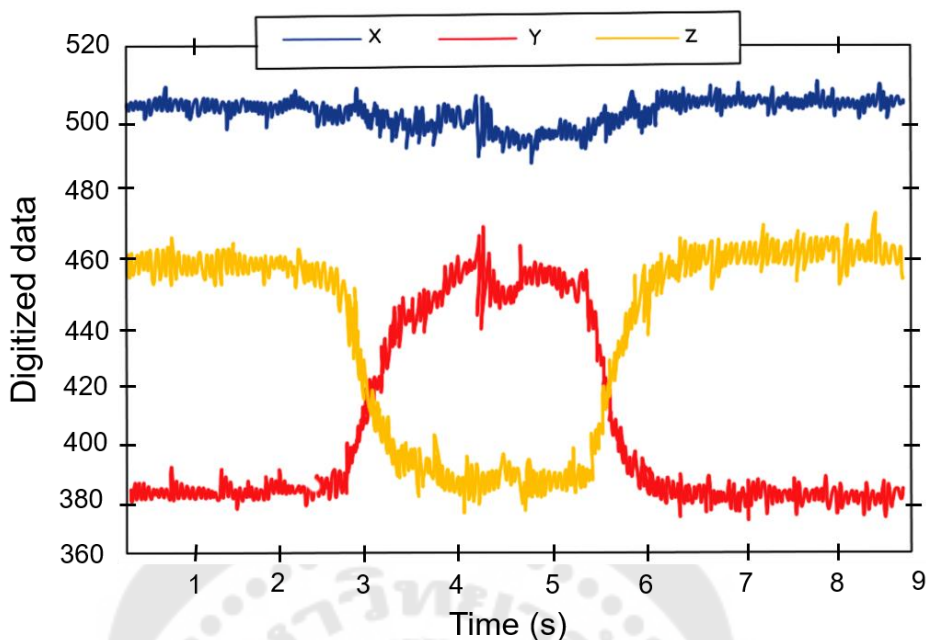
ตาราง 2 (ต่อ)

การทำงานของร่างกาย	Wake	NREM	REM
ลักษณะกล้ามเนื้อ	ปกติ	ปกติ	ลดลง
อัตราการหายใจ	ปกติ	ลดลง	ไม่นิ่ง
อารมณ์ทางเพศ	ปกติ	ไม่เกิด	เพิ่มขึ้น
การทำงานของระบบประสาท	ปกติ	ลดลง	เพิ่มขึ้นสูง

ดัดแปลงจาก: (50) team o. Stages of Sleep: Your Complete Guide 2020 [cited 2020.19.09]. Available from: <https://blog.ouraring.com/sleep-stages/>.

2.2.7 การเคลื่อนไหวของร่างกายขณะนอนหลับ

เมื่อเข้าสู่การนอนหลับในระยะหลับตื้นกล้ามเนื้อของร่างกายยังไม่ผ่อนคลายเต็มที่ จึงทำให้ร่างกายเกิดการตื่นตัวอยู่ตลอดเวลา สามารถพบการขยับร่างกายบ่อยหรืออาการร่างกายกระตุกได้ในการนอนหลับระดับนี้เนื่องจากระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system: CNS) ยังคงถูกกระตุ้นและมีโอกาสตื่นได้บ่อย แต่เมื่อเข้าสู่ระยะหลับลึกร่างกายจะมีการผ่อนคลายกล้ามเนื้อมากขึ้นทำให้มีการเคลื่อนไหวของร่างกายลดน้อยลงแต่ยังคงพบการเคลื่อนไหวระยะสั้นในทุกะดับของการนอนหลับ อีกทั้งการเคลื่อนไหวของร่างกายยังมีความสัมพันธ์กับอายุ โดยในวัยเด็กหรือผู้ใหญ่จะพบการเคลื่อนไหวของร่างกายขณะนอนหลับมากกว่าวัยสูงอายุ ในการวัดการเคลื่อนไหวของร่างกายสามารถอาศัย ตัววัดความเร่งเชิงเส้น (Accelerometer) ที่เป็นเซนเซอร์วัดความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) เพื่อหาค่าของความเร่ง (Acceleration) สำหรับตรวจจับการเปลี่ยนแปลงความเร่งขึ้นกับเวลา (Jerk) สามารถดูการเคลื่อนไหวของวัตถุที่สัมพันธ์กับสิ่งแวดล้อม การสั่นสะเทือน หรือแรงกระแทกที่เกิดขึ้นได้ โดยโครงสร้างของตัววัดความเร่งเชิงเส้น ประกอบด้วยสปริงและลูกตุ้มน้ำหนัก เมื่อมีการเคลื่อนที่ด้วยความเร่ง ลูกตุ้มน้ำหนักถูกดันไปฝั่งตรงข้ามกับการเคลื่อนที่ โดยมีสปริงทำหน้าที่ดึงลูกตุ้มกลับเข้าเมื่อหยุดการเคลื่อนที่ การเคลื่อนที่ด้วยความเร็วคงที่คือความเร่งเท่ากับศูนย์ ค่าที่วัดได้จะไม่เปลี่ยนแปลง (51).



ภาพประกอบ 10 สัญญาณที่ได้จาก Acceleration ในแกน x, y และ z

ดัดแปลงจาก: (51) Mijailovic N, Peulic A, Filipovic N, Jovanov E. Implementation of wireless sensor system in rehabilitation after back spine surgery. Serbian Journal of Electrical Engineering. 2012;9:63-70.

2.2.8 เสียงกับการนอนหลับ

เสียงที่ดังเกินไปสามารถส่งผลกระทบต่อสุขภาพของมนุษย์ โดยเฉพาะเสียงที่เป็นเสียงรบกวนซึ่งสามารถรบกวนวงจรการนอนหลับ ส่งผลให้นอนหลับไม่เพียงพอ ลดคุณภาพการนอนหลับ ส่งผลกระทบต่อสุขภาพและทำให้เกิดโรคตามมา โดยเสียงรบกวนที่เกิดขึ้นสามารถเกิดขึ้นได้ในทุกสภาพแวดล้อม เช่น เสียงจากการจราจร เสียงเครื่องบิน เสียงจากการทำงานของเครื่องจักร เสียงรถไฟ เสียงจากคนคุยกัน เป็นต้น หากได้ยินเสียงจากสภาพแวดล้อมเหล่านี้เป็นเวลานานสามารถส่งผลกระทบต่อระดับการนอนหลับ นอกจากนี้ในฝั่งยุโรปมีคนเสียชีวิตมากขึ้นจากการนอนหลับไม่เพียงพอและทำให้เกิดโรคตามมาซึ่งมีผลมาจากเสียงในสภาพแวดล้อมที่อยู่ ทำให้องค์การอนามัยโลกจึงจำเป็นต้องกำหนดนโยบายเกี่ยวกับระดับเสียงที่สามารถเป็นอันตรายต่อมนุษย์ โดยสามารถแบ่งระดับเสียงที่มีผลกระทบต่อการนอนหลับได้ดังตาราง 3

เสียงส่วนใหญ่สามารถปลุกให้มนุษย์ตื่นได้และมักจะทำให้ตื่นในขณะนอนหลับอยู่ในช่วงที่ 2 ของวงจรการนอน เสียงที่จะส่งผลกระทบต่อการนอนหลับของแต่ละคนจะไม่เท่ากัน

เนื่องจากขึ้นกับความไวต่อเสียงส่วนบุคคลโดยผู้ที่มีความไวต่อเสียงมากย่อมมีผลกระทบต่อการนอนหลับที่มากขึ้น รวมถึงอายุก็เป็นปัจจัยสำคัญเนื่องจากเด็กและผู้สูงอายุจะมีความไวต่อเสียงรบกวนมากที่สุด โดยอ้างอิงจาก American Speech-Language-Hearing Association (52, 53)

ตาราง 3 ตารางแสดงเสียงในแต่ละระดับที่มีผลต่อการนอนหลับ

ระดับเดซิเบล	ตัวอย่างเสียงที่เกี่ยวข้อง	ผลกระทบกับการนอน
ต่ำกว่า 30 เดซิเบล	เสียงหายใจ เสียงกระซิบ เสียงนาฬิกาเดิน เสียงห้องสมุดและเสียงขานเมืองที่เงียบสงบ	ไม่มีผลต่อคนส่วนใหญ่
30 – 40 เดซิเบล	เสียงกระซิบภายในห้องที่เงียบๆ เสียงนกร้อง	เกิดการกระตุ้นให้ตื่นได้ และมีผลกระทบกับเด็กและคนแก่ที่มีอาการป่วย
40 – 55 เดซิเบล	เสียงฝนตกหนัก เสียงแอร์หรือตู้เย็น	มีผลต่อคนส่วนใหญ่ ซึ่งอาจจะต้องมีดูแลเรื่องสุขภาพอย่างใกล้ชิด
มากกว่า 55 เดซิเบล	เสียงพูดคุยปกติ เสียงเพลง เสียงเครื่องซักผ้าที่ดัง	ส่งผลกระทบต่อการนอนหลับสูงมาก เพิ่มความเสี่ยงที่จะเป็นโรคหัวใจและหลอดเลือด

ที่มา: (52) MaiKron. เสียงส่งผลกระทบต่อวงจรการนอนหลับได้อย่างไร 2016 [cited 2021. 25.06]. Available from: <https://www.maikron.co.th/p34/>.

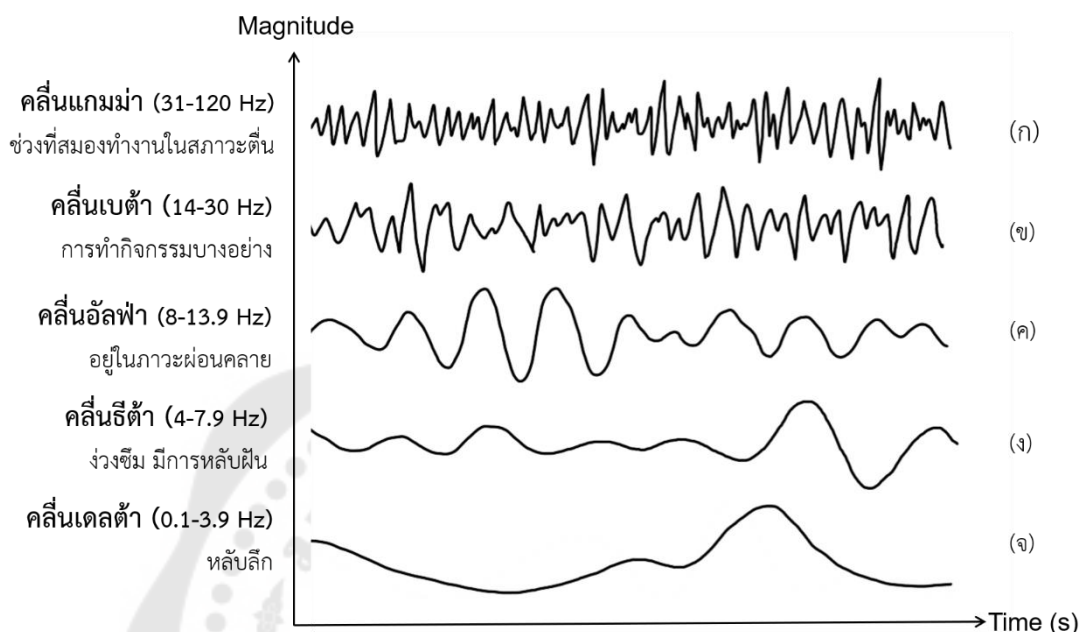
2.2.9 สัญญาณสมองกับการนอนหลับ

2.2.9.1. คลื่นสมองสามารถแบ่งได้เป็น 4 ประเภทดังนี้

1. คลื่นสมองระดับเบต้า (Beta brainwave) คือ คลื่นสมองในช่วงความถี่ระหว่าง 14 - 30 Hz เป็นคลื่นสมองที่เร็วที่สุด เกี่ยวข้องกับการทำกิจกรรมต่างๆ และมีผลต่อความทรงจำระยะสั้น

2. คลื่นสมองระดับอัลฟา (Alpha brainwave) คือ คลื่นสมองในช่วงความถี่ระหว่าง 8 - 13.9 Hz เกิดขึ้นในขณะที่พักผ่อนร่างกายและจิตใจมีความสงบ (Relaxation) มาขึ้น แต่ขณะเดียวกันก็ยังมีสติรู้ตัวอยู่ เมื่อคลื่นสมองอยู่ในระดับอัลฟาจะสามารถรับข้อมูลต่างๆ ได้ดีที่สุด ทำให้สามารถเรียนรู้ได้ดี (Super learning) สามารถเรียกความทรงจำมาใช้ได้อย่างรวดเร็ว

มักพบในเด็กที่มีความสุข ผู้ใหญ่ที่มีจิตสมดุล ผู้ที่ฝึกสมาธิเป็นประจำ หรือสภาวะผ่อนคลาย ก่อนการนอนหลับ



ภาพประกอบ 11 ชนิดคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่ ซึ่งประกอบด้วย (ก) คลื่นแกมมาที่ความถี่ 31-120 Hz (ข) คลื่นเบต้าที่ความถี่ 13-33 Hz (ค) คลื่นอัลฟาที่ความถี่ 8-12 Hz (ง) คลื่นธีต้าที่ความถี่ 4-7 Hz และ (จ) คลื่นเดลต้าที่ความถี่ 0.5-3 Hz

ดัดแปลงจาก : (54) Psychic 2014 [cited 2020.20.09]. Available from: <http://www.horonomber.com/blog-2442>

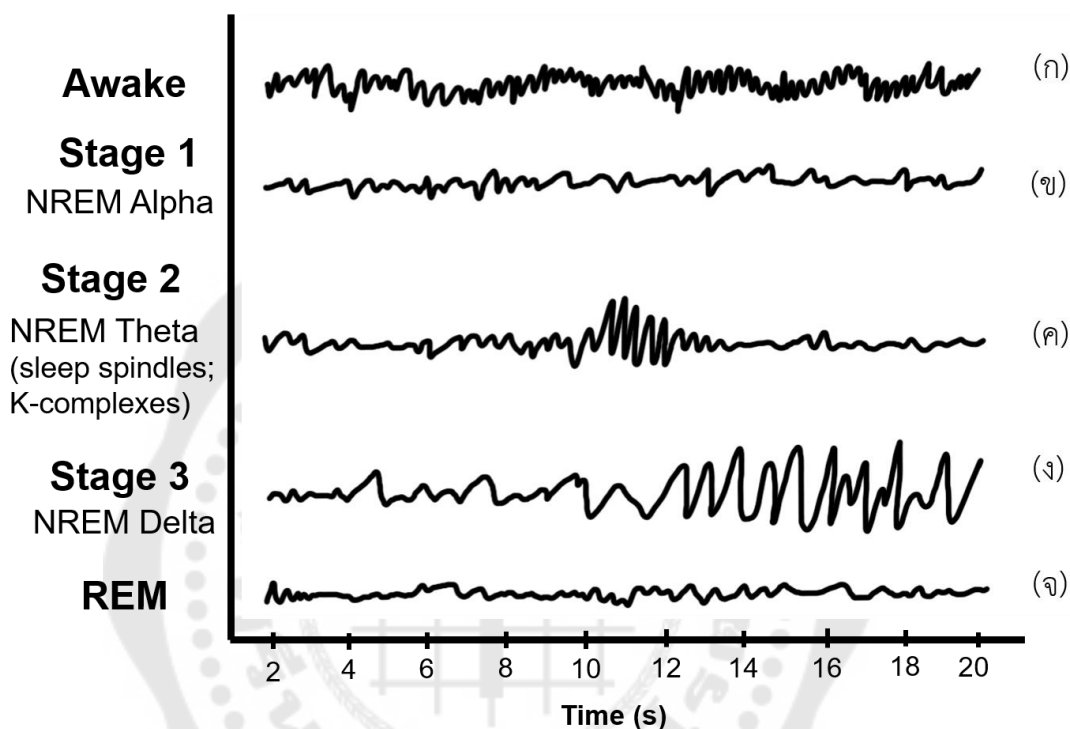
3. คลื่นสมองระดับธีต้า (Theta brainwave) คือ คลื่นสมองในช่วงความถี่ระหว่าง 4 – 7.9 Hz เป็นคลื่นที่จะเกิดเมื่อร่างกายมีการผ่อนคลายระดับลึก เมื่อเกิดคลื่นสมองในช่วงนี้จะสามารถ เป็นคลื่นสมองที่ทำให้เกิดความคิดสร้างสรรค์ (Inspiration) เป็นคลื่นสมองที่มักจะถูกเรียกว่าคลื่นปัญญาญาณเนื่องจากเป็นคลื่นที่มักเกิดเมื่อมีสมาธิในระดับลึก (Mediation) ทำให้เรียกความทรงจำในระยะยาวได้ดี คลื่นสมองสภาวะนี้เป็นคลื่นสมองที่สามารถสะท้อนการทำงานของจิตใต้สำนึก (Subconscious mind) และดึงข้อมูลจากจิตใต้สำนึกมาใช้ได้

4. คลื่นสมองระดับเดลต้า (Delta brainwave) คือ คลื่นสมองในช่วงความถี่ระหว่าง 0.1 – 3.9 Hz เป็นคลื่นสมองที่ช้าที่สุดเกิดขึ้นในขณะนอนหลับลึก โดยสมองทำงานจะทำงานช้าลงและทำงานตามความจำเป็นเท่านั้น ในขณะที่กระบวนการของจิตใต้สำนึกยังมีการ

ทำงานและเก็บข้อมูลอยู่ คลื่นสมองในสภาวะนี้เป็นช่วงที่ร่างกายจะได้พักผ่อนอย่างเต็มที่โดยจะ
ไม่มีความฝันและเมื่อตื่นนอนจะรู้สึกสดชื่นมากที่สุด (55)

2.2.9.2. คลื่นสมองในแต่ละระดับการนอนหลับ

สามารถแบ่งระดับการนอนหลับได้ 5 ระดับ ดังนี้



ภาพประกอบ 12 ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับแบ่งเป็น 5 ลักษณะแก่ (ก) ลักษณะ
คลื่นที่เกี่ยวข้องกับการตื่น (Awake) (ข) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับลึก (NREM)
ระดับที่ 1 (Stage1) (ค) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับที่ 2 (Stage2)
(ง) ลักษณะคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับที่ 3 (Stage3) (จ) ลักษณะคลื่นที่
เกี่ยวข้องกับการนอนหลับตื่น (REM)

ดัดแปลงจาก: (56) Jocelyn Zakri MPH R, RPSGT, RST. Stages of Sleep and Sleep
Cycles. 2020 [cited 2020 20/09]. Available from: <https://www.tuck.com/stages/>.

1. Awake หรือช่วงตื่นเป็นช่วงที่ยังรู้สึกตัว มีการทำกิจกรรมอยู่ หรือเป็นช่วงที่มี
ความคิดซับซ้อน ซึ่งจะปรากฏคลื่นสมอง Beta, Alpha และ สามารถมีคลื่น Delta เกิดขึ้นได้

2. NREM (Non-rapid eyes movement) ระดับที่ 1 (N1) เป็นช่วงที่เราเริ่มมีการหลับ โดยทั่วไปจะเป็นช่วงสั้นๆ ประมาณ 5-10 นาที หลังจากหลับตาลง ในช่วงนี้สมองจะเริ่มสั่งการช้าลง เมื่อถูกปลุกจะยังไม่มีอาการงัวเงียหรืออาจรู้สึกว่ายังไม่ได้นอน ซึ่งระยะนี้จะประกอบด้วยคลื่นสมอง Alpha และ Theta ถูกตามีการกลอกไปมาแบบช้าๆ การนอนในระดับนี้เป็นช่วงที่สามารถตกใจตื่น (Hypnic jerk) หรือสะดุ้งตื่นจากความรู้สึกเหมือนกำลังตกจากที่สูงได้

3. NREM ระยะที่ 2 (N2) เป็นช่วงรอยต่อระหว่างการเริ่มหลับไปยังหลับลึก คลื่นสมองทำงานเร็วขึ้น เกี่ยวข้องกับคลื่นชนิด Alpha และ Theta นอกจากนี้จะมีคลื่น K-complex และ Spindle wave ร่วมด้วย อุณหภูมิในร่างกายจะเริ่มลดลงเล็กน้อย โดยช่วงนี้จะใช้เวลาประมาณ 20 นาที

4. NREM ระยะที่ 3 (N3) คือ ช่วงการนอนหลับลึก การตอบสนองของร่างกายลดลง เมื่อมีการรบกวนหรือถูกปลุกจะรู้สึกงัวเงียมากที่สุด ซึ่งคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องคือ คลื่น Delta เป็นช่วงที่ร่างกายได้พักผ่อนเต็มที่ มีการหลั่งโกรทฮอร์โมน (Growth hormone: GH) เพื่อซ่อมแซมส่วนที่สึกหรอ

5. REM (Rapid eyes movement) คือ ช่วงการนอนหลับที่ลูกตามีการเคลื่อนไหวไปมาอย่างรวดเร็ว ในช่วงนี้สมองจะทำงานใกล้เคียงกับตอนตื่น มักเกิดความฝันมากกว่าช่วงการนอนหลับระยะอื่น ในสภาวะนี้จะปรากฏคลื่นสมอง Alpha และอาจเกิดในช่วงของการเปลี่ยนคลื่นจากระยะ N3 ไป N1 ได้เช่นกัน (57)

2.2.10 ความหนาแน่นของสเปกตรัมเชิงกำลัง

ความหนาแน่นของสเปกตรัมเชิงกำลัง (Power spectral density: PSD) คือ การกระจายตัวของพลังงานสเปกตรัมที่สามารถพบได้ต่อหนึ่งหน่วยเวลา หากช่วงความถี่ใดมีความหนาแน่นของสเปกตรัมสูงเส้นกราฟที่ได้จะมีค่าสูง นิยมใช้กับการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier transform: DFT) ที่ทราบความถี่ในการสุ่มตัวอย่างในหน่วยของเฮิรตซ์ (Hz) โดยเปลี่ยนโดเมนเวลาเป็นโดเมนความถี่ โดยสามารถใช้อัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์ในการช่วยหาค่า PSD ของสัญญาณไม่ต่อเนื่องทางเวลาได้ ดังนี้ (58-60)

2.2.10.1 อัลกอริทึมการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT)

เป็นอัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์เพื่อคำนวณการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง เพื่อหาความหนาแน่นของสเปกตรัม ซึ่งวิธีการแปลงฟูเรียร์แบบเร็วเป็นการหาจากการหาพื้นที่ใต้กราฟของสัญญาณในแต่ละช่วงความถี่โดยแปลงข้อมูลที่ได้ให้อยู่ในโดเมนความถี่ มักแสดงในรูปแบบของขนาดของจำนวนเชิงซ้อนและมุมที่เปลี่ยนไป ได้สมการที่ 2.1 และ 2.2

$$\bar{X}[k] = \frac{1}{N} \sum_{t=t_0}^{t_{N-1}} x[n] e^{-jk\Omega_0 t} \quad (2.1)$$

$$PSD[k] = |\bar{X}[k]|^2 \quad (2.2)$$

โดยที่ $\bar{X}[k]$ คือ ค่าเฉลี่ยหรือความหนาแน่นของการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่องของสัญญาณไม่ต่อเนื่องตามเวลา

$x[n]$ คือ สัญญาณไม่ต่อเนื่องตามเวลา

N คือ จำนวนจุดทั้งหมด

t_{N-1} คือ จุดของเวลาที่มากที่สุดของสัญญาณที่ทำการสุ่ม

$PSD[k]$ คือ ความหนาแน่นสเปกตรัมเชิงกำลังของสัญญาณไม่ต่อเนื่อง

กำหนดให้ค่า $k = \left\{ \frac{-(N-1)}{2}, \frac{N-1}{2} \right\}$ และคำนวณหาค่าของความถี่มูลฐาน (Ω_0) ได้จากสมการ $\Omega_0 = 2\pi/t_{N-1}$ (61)

2.2.10.2 วิธีการของเวลช์ (Welch method)

เป็นหนึ่งในวิธีการประมาณค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อประเมินค่าความหนาแน่นในแต่ละช่วงความถี่ของสัญญาณ วิธีนี้เป็นการพัฒนาและปรับปรุงวิธีการประมาณค่าจากการใช้ปริทัศน์ (Periodogram) มาตรฐานและวิธีของบาร์ตเล็ต (Bartlett method) โดยทำการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาให้เป็นโดเมนความถี่และลดสัญญาณรบกวนที่อาจจะเกิดขึ้นในสเปกตรัมพลังงาน วิธีการหาค่าประกอบด้วยกัน 2 ขั้นตอน

1. สัญญาณจะถูกแบ่งออกเป็นส่วนที่ทับซ้อนกันและส่วนข้อมูลเดิม โดยจะแบ่งออกเป็นข้อมูล L ที่ความยาว M และมีความซ้อนทับกันที่จุด D โดยถ้าค่าของ D เท่ากับ $M/2$ เรียกว่าทับเกี่ยวกัน 50% แต่ถ้าค่า D เท่ากับ 0 การซ้อนทับมีค่าเป็น 0%

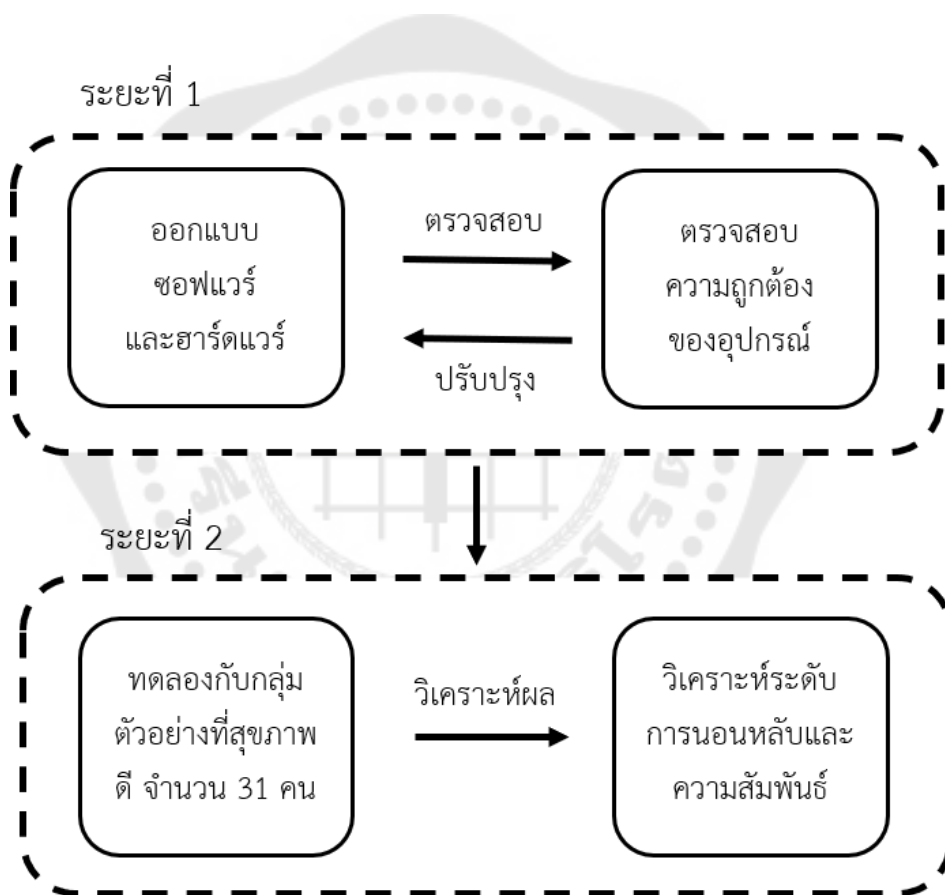
2. เมื่อแบ่งช่วงการซ้อนทับกันแล้วข้อมูลจะถูกเก็บข้อมูล โดยข้อมูล L จะมีหน้าต่างรายงานผลเกี่ยวกับข้อมูลเหล่านั้นในโดเมนเวลา

หลังจากนั้นทำการคำนวณการแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง การใช้วิธีการประมาณความหนาแน่นของสเปกตรัมด้วยวิธีนี้สามารถลดความแปรปรวนของ PSD นอกจากนี้สามารถนำมาใช้คำนวณความหนาแน่นผ่าน FFT ได้อย่างมีประสิทธิภาพ และเป็นวิธีที่นิยมใช้ในการประมาณค่า PSD มากที่สุด (62)

บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย

3.1 วิธีการดำเนินงาน

ในขั้นตอนการดำเนินงานสามารถแบ่งออกเป็น 2 ระยะ คือ ระยะที่ 1 เป็นการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ในส่วนของซอฟต์แวร์และฮาร์ดแวร์ และระยะที่ 2 เป็นการนำอุปกรณ์มาใช้ในการวัดการนอนหลับและนำมาวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับและคุณภาพการนอนหลับ ดังภาพประกอบ 13



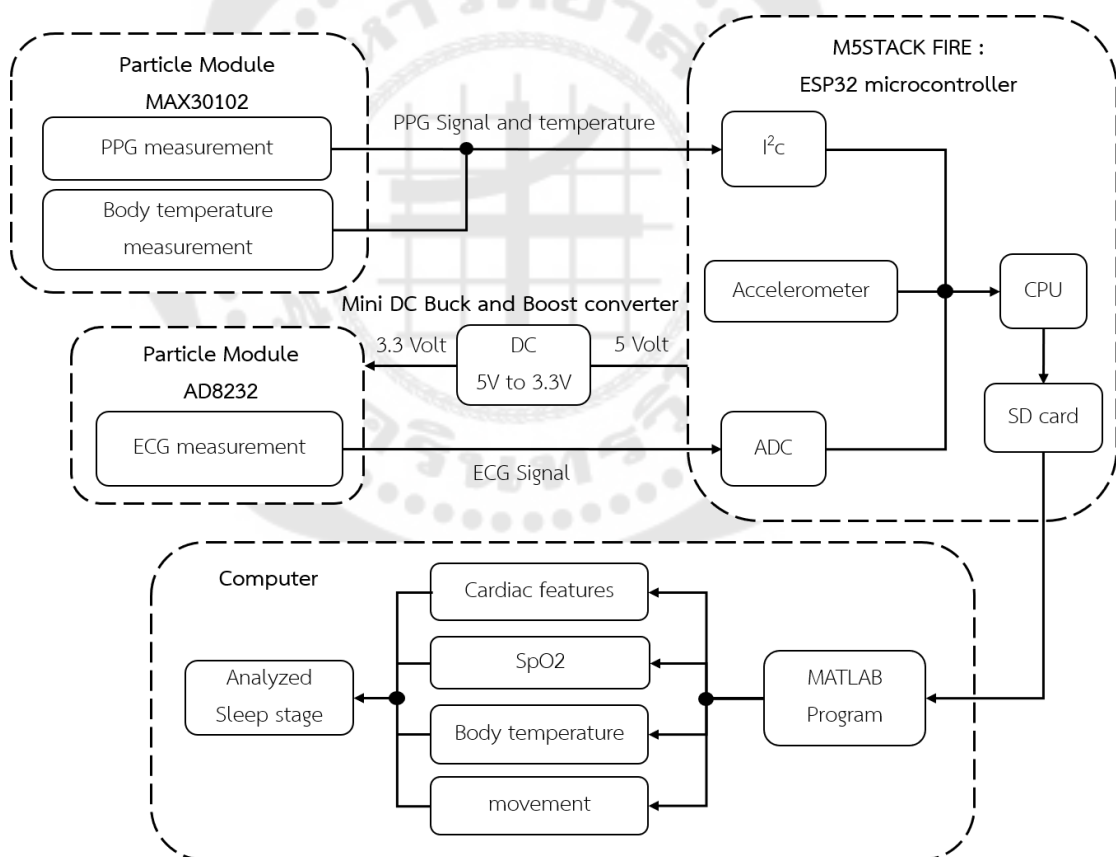
ภาพประกอบ 13 ผังกระบวนการการออกแบบอุปกรณ์และการทำการทดลอง โดยแบ่งเป็นสองระยะคือ ระยะที่ 1 เป็นการออกแบบระบบซอฟต์แวร์และฮาร์ดแวร์ในการเก็บสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ และตรวจสอบค่าความถูกต้องของอุปกรณ์เปรียบเทียบกับอุปกรณ์ที่ได้มาตรฐาน ระยะที่ 2 เป็นการนำอุปกรณ์ที่ผ่านการตรวจสอบและปรับปรุงมาทดลองเก็บผลการนอนหลับกับกลุ่มตัวอย่างจำนวน 31 คน และนำผลที่ได้มาวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับ

ระยะที่ 1

ระยะที่ 1 เป็นการออกแบบอุปกรณ์และตรวจสอบความถูกต้องในส่วนของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ เพื่อวัดระดับของการนอนหลับผ่านสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ ตามตัวชี้วัดที่ต้องการ คือ ECG, PPG คุณณหภูมิของร่างกาย การเคลื่อนไหวของร่างกายขณะนอนหลับ ความอึดมตัวของออกซิเจนในเลือดและเสียงของสิ่งแวดล้อม และตรวจสอบค่าความถูกต้องของอุปกรณ์เปรียบเทียบกับอุปกรณ์ที่ได้มาตรฐาน

3.1.1 การออกแบบระบบฮาร์ดแวร์

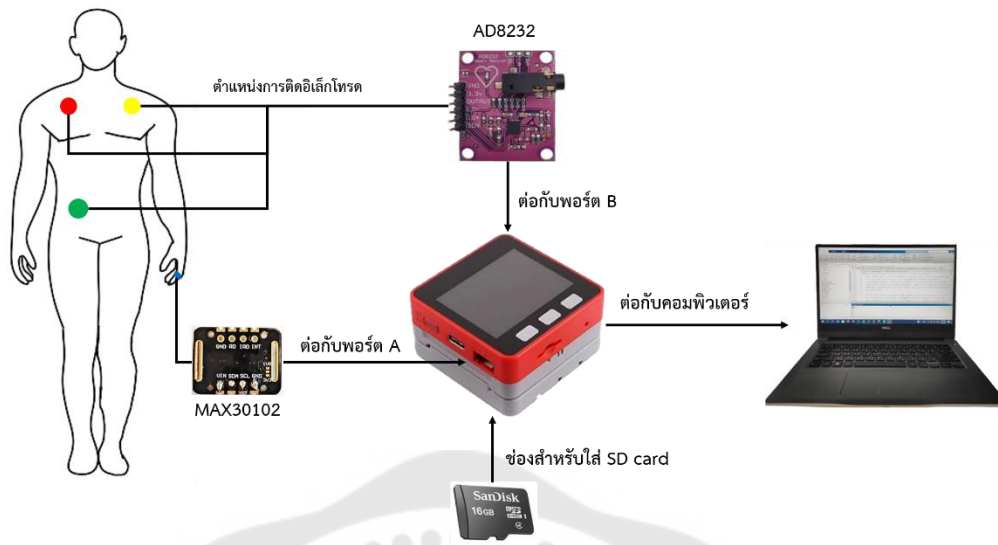
ในการออกแบบส่วนของฮาร์ดแวร์สำหรับวัดสัญญาณชีวภาพ อินพุตที่ใช้ประกอบด้วยกัน 3 โมดูล คือ โมดูล MAX30102, AD8232 และ M5Stack โดยรายละเอียดของแต่ละโมดูลมีดังนี้



ภาพประกอบ 14 ฝั่งการทำงานของอุปกรณ์ที่พัฒนาเพื่อวิเคราะห์การนอนหลับ ประกอบด้วย โมดูล MAX30102 สำหรับวัด PPG และอุณหภูมิร่างกาย โมดูล AD8232 สำหรับวัด ECG และ โมดูล M5Stack สำหรับวัดการเคลื่อนไหวของร่างกายและเสียงและเป็นส่วนการควบคุมการทำงานและเก็บข้อมูลลง SD card และทำการประมวลผลผ่านโปรแกรมในคอมพิวเตอร์

โมดูลตัวที่ 1 คือ โมดูล MAX30102 ให้ข้อมูลแบบ 18-bit ADC ซึ่งเป็นเซนเซอร์ตรวจจับสัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือด สำหรับวัดอัตราการเต้นของหัวใจผ่านการบีบตัวของหลอดเลือด ค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนภายในเลือด และอุณหภูมิร่างกาย โมดูลนี้จะต่อเข้ากับ $^{\circ}\text{C}$ สำหรับรับส่งสัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือดผ่านสายสัญญาณในการรับส่งข้อมูลแบบอนุกรม (Serial Data Line: SDA) และสายสัญญาณนาฬิกา (Serial Clock Line: SCL) โมดูลตัวที่ 2 คือ โมดูล AD8232 เป็นโมดูลสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ต่อกับตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล แบบ 12-bit ADC (Analog to Digital Converter: ADC) เพื่อแปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลก่อนส่งไปประมวลผลและทำการวิเคราะห์ ซึ่งโมดูลนี้ต้องใช้ไฟเลี้ยงที่ 3.3 โวลต์ แต่การจ่ายไฟจากเครื่อง M5Stack จะจ่ายไฟที่ 5 โวลต์ จึงจำเป็นต้องใช้วงจรลดแรงดัน (DC converter) จาก 5 โวลต์ เป็น 3.3 โวลต์ เพื่อไม่ให้เกิดความเสียหายกับบอร์ดโมดูล AD8232 และโมดูลตัวที่ 3 คือ โมดูล M5Stack ภายในมีตัววัดค่าตัวชี้วัดของความเร่ง 3 แกน สำหรับการเคลื่อนไหวของร่างกายขณะนอนหลับและเสียงในขณะนอนหลับ โมดูลทั้ง 3 ตัวจะถูกเชื่อมต่อเข้ากับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 ซึ่งบรรจุอยู่ในเครื่อง M5Stack เป็นส่วนการควบคุมการทำงานผ่าน CPU โดยทั้ง 3 โมดูลใช้ความถี่ในการสุ่มข้อมูล (Sampling frequency: fs) ที่ 100 Hz ซึ่งเพียงพอต่อความถี่ที่ใช้ในการประมวลผล ในขณะที่เสียงจะใช้ความถี่ในการสุ่มข้อมูลที่ 22,000 Hz ส่วนการเก็บข้อมูลจะถูกจัดเก็บลงบน SD card และเชื่อมต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อนำข้อมูลที่เก็บมาประมวลผลผ่านโปรแกรมแมทแล็บ (MATLAB) ดังภาพประกอบ 14

จากการออกแบบระบบฮาร์ดแวร์สำหรับสัญญาณชีวภาพสามารถออกแบบการต่ออุปกรณ์วัดกับเครื่อง M5Stack โดยทำการต่อโมดูล AD8232 กับพอร์ต B ซึ่งเป็นพอร์ตที่มีการแปลงสัญญาณแบบ ADC และโมดูล MAX30102 กับพอร์ต A ซึ่งเป็นพอร์ตของ $^{\circ}\text{C}$ รวมทั้งใส่ SD card ในเครื่องและต่ออุปกรณ์เข้ากับคอมพิวเตอร์ ดังภาพประกอบ 15



ภาพประกอบ 15 ผังการต่ออุปกรณ์กับเครื่องมือที่ใช้วัดการนอนหลับ

3.1.2 การออกแบบระบบซอฟต์แวร์

(1) ซอฟต์แวร์การสั่งการทำงานของเครื่อง M5Stack

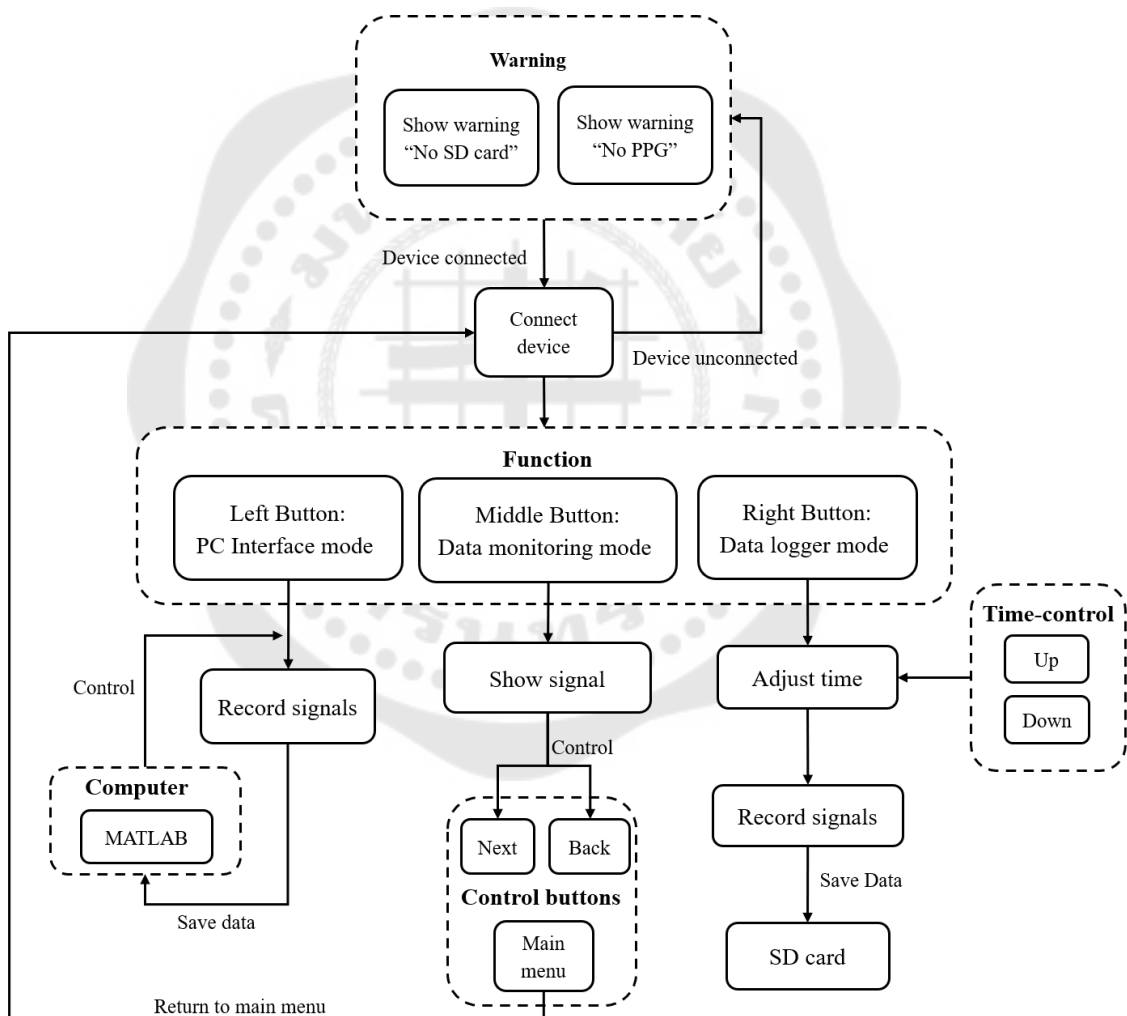
ออกแบบการทำงานของเครื่อง M5Stack ผ่านการเขียนโค้ดในโปรแกรม Arduino โดยเริ่มจากให้อุปกรณ์ค้นหา SD card และ โมดูล MAX30102 เพื่อทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์และโมดูล หากไม่มีการเชื่อมต่ออุปกรณ์ระบบจะแจ้งเตือนบนหน้าจอแสดงผลและไม่สามารถดำเนินการขั้นต่อไปได้ ดังภาพประกอบ 16 เมื่อมีการเชื่อมต่ออุปกรณ์เป็นที่เรียบร้อยระบบจะเข้าสู่หน้าจอหลัก (Main menu) สำหรับเลือกโหมดคำสั่งในการทำงาน โดยจะมีโหมดคำสั่งให้เลือก 3 โหมดคำสั่ง ในแต่ละคำสั่งจะมีขั้นตอนการทำงานแตกต่างกัน ดังนี้

- โหมดที่ 1 โหมดการเก็บข้อมูลผ่านโปรแกรมแมทแด้บ (PC Interface mode) เป็นการเก็บข้อมูลผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์ ใช้โปรแกรมแมทแด้บในการควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ในการเก็บผล โดยข้อมูลที่ได้จากการเก็บผลจะถูกเก็บลงในทั้งคอมพิวเตอร์และ SD card

- โหมดที่ 2 โหมดการแสดงผลสัญญาณของอุปกรณ์ก่อนการบันทึกข้อมูล (Monitoring mode) เป็นการแสดงกราฟของสัญญาณต่างๆก่อนการเก็บผล เพื่อตรวจสอบสัญญาณที่ได้หลังจากการติดอุปกรณ์กับกลุ่มตัวอย่าง สัญญาณที่แสดงผ่านหน้าจอของอุปกรณ์ประกอบด้วย 6 สัญญาณ คือ คลื่น ECG, ไมโครโฟน, คลื่น PPG ชนิด red, คลื่น PPG ชนิด IR, อุณหภูมิร่างกาย และการเคลื่อนไหวของร่างกาย ตามลำดับ โดยสามารถเช็คคลื่นสัญญาณแต่ละชนิดได้ผ่านการกดปุ่ม next เพื่อเปิดคลื่นสัญญาณชนิดถัดไป หรือ กดปุ่ม back เพื่อย้อนกลับไป

เปิดคลื่นสัญญาณก่อนหน้า และปุ่ม Main menu สำหรับออกจากหน้าต่างการแสดงกราฟ สัญญาณกลับไปหน้าจอหลักเพื่อเลือกโหมดการใช้งานใหม่อีกครั้ง

- โหมดที่ 3 โหมดการเก็บข้อมูลผ่านเครื่อง M5Stack (Data logger mode) เป็นการเก็บข้อมูลลงใน SD card เท่านั้น ก่อนการเก็บข้อมูลจำเป็นต้องกำหนดระยะเวลาในการวัดการนอนหลับซึ่งสามารถปรับเวลาผ่านปุ่มเพิ่มและลดเวลาบนอุปกรณ์ M5Stack ได้โดยตรง เมื่อเก็บผลครบกำหนดเวลาที่ตั้งไว้ข้อมูลจะถูกบันทึกลงใน SD card สำหรับนำข้อมูลไปวิเคราะห์ผลต่อไป



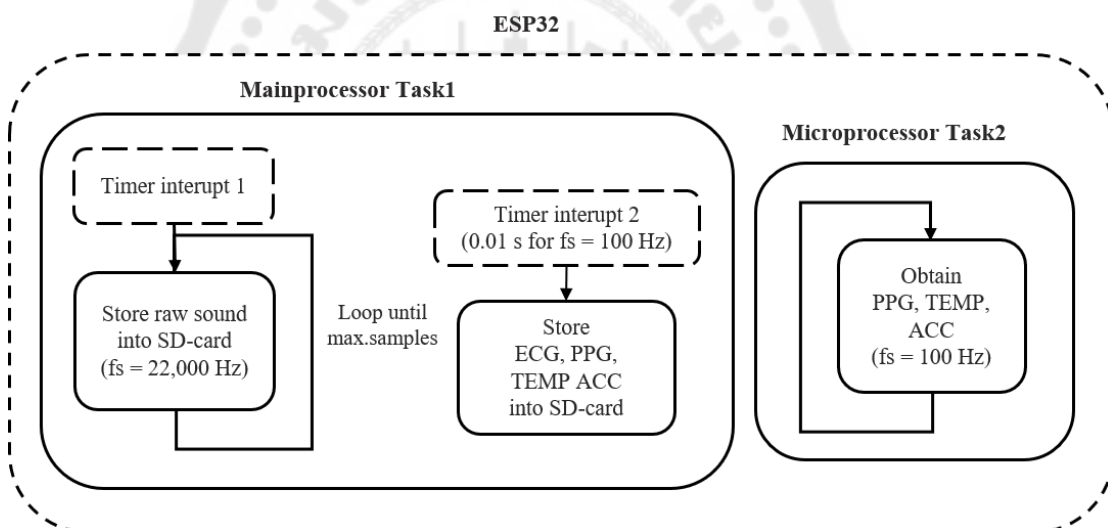
ภาพประกอบ 16 ขั้นตอนการใช้งานอุปกรณ์วัดสัญญาณชีพ เริ่มจากเชื่อมต่ออุปกรณ์วัด (Connect device) เข้าสู่เมนูเพื่อเลือกฟังก์ชัน (Function) การใช้งานจาก 3 ฟังก์ชัน โดยฟังก์ชันแรกเป็นการเก็บข้อมูลผ่านโปรแกรมแมทแล็บ (PC Interface mode) ฟังก์ชันสองเป็นการแสดงสัญญาณของอุปกรณ์ก่อนการบันทึก (Data monitoring mode) โดยสามารถเลื่อนดู

สัญญาณ ทั้ง 6 สัญญาณได้ผ่านปุ่มควบคุม (Control buttons) และฟังก์ชันที่สามเป็นการเก็บข้อมูลผ่านเครื่อง M5Stack (Data logger mode) โดยสามารถตั้งเวลาในการเก็บข้อมูลและเก็บข้อมูลลงใน SD card

(2) ซอฟต์แวร์การทำงานของเครื่อง M5Stack

ในการทำงานของระบบเมื่อมีการสั่งการทำงาน ประกอบไปด้วย 2 ส่วนการทำงานคือ

1. ส่วนการทำงานหลัก (Mainprocessor Task1) ทำการรับค่าของเสียง และ ECG และทำการเก็บข้อมูลของเสียงกับค่าตัวชี้วัดของอุปกรณ์ทุกตัวจากทั้ง 2 ส่วนการทำงาน
2. ส่วนการทำงานรอง (Microprocessor Task2) ทำการรับค่าของ PPG, อุณหภูมิ และ ACC ที่ความถี่ 100 Hz



ภาพประกอบ 17 ผังการทำงานของซอฟต์แวร์ภายในเครื่อง M5Stack ประกอบด้วยส่วนการทำงานหลัก (Mainprocessor Task1) ทำหน้ารับค่าของเสียงที่ความถี่ 22,000 Hz กับ ECG ที่ความถี่ 100 Hz และเก็บข้อมูลของเสียงกับค่าตัวชี้วัดจากอุปกรณ์ทุกตัวจากทั้ง 2 ส่วนการทำงาน และส่วนการทำงานรอง (Microprocessor Task2) ทำหน้าที่รับค่าของ PPG, อุณหภูมิ และ ACC ที่ความถี่ 100 Hz

ทั้ง 2 ส่วนการทำงานนี้จะทำงานควบคู่กันไปในการเก็บข้อมูลจะอาศัยตัวจับเวลาขัดจังหวะ (Timer interrupt) ในการควบคุมการเก็บข้อมูลของค่าตัวชี้วัดเสียง, ECG, PPG, อุณหภูมิ, และ ACC โดยเมื่อ Timer interrupt 1 เริ่มทำงานจะเก็บข้อมูลของเสียงลงใน SD-card

เมื่อครบเวลา ที่ได้เซตข้อมูลไว้ ระบบจะเข้ามาเก็บข้อมูลของ ECG ที่ได้จากการส่วนการทำงานหลักและ PPG, อุณหภูมิ, และ ACC ที่ได้จากการรับข้อมูลจากส่วนการทำงานรอง โดยมี Timer interrupt 2 ในการควบคุมระยะเวลาในการเก็บข้อมูล ดังภาพประกอบ 17

(3) ระบบซอฟต์แวร์ในการเก็บผลการเก็บผลการนอนหลับ

เมื่ออุปกรณ์เก็บข้อมูลของสัญญาณทั้งหมดไว้ใน SD card เรียบร้อยแล้ว นำข้อมูลออกมาประมวลผลผ่านโปรแกรมแมทแลป (MATLAB) ในการประมวลผลจะใช้สัญญาณ 3 สัญญาณจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น คือ ECG, PPG, M5Stack และข้อมูลจากเครื่อง EEG มาตรฐาน โดยนำข้อมูลเข้าโปรแกรมเพื่อนำไปประมวลผล ประกอบด้วย 5 ขั้นตอน ดังนี้

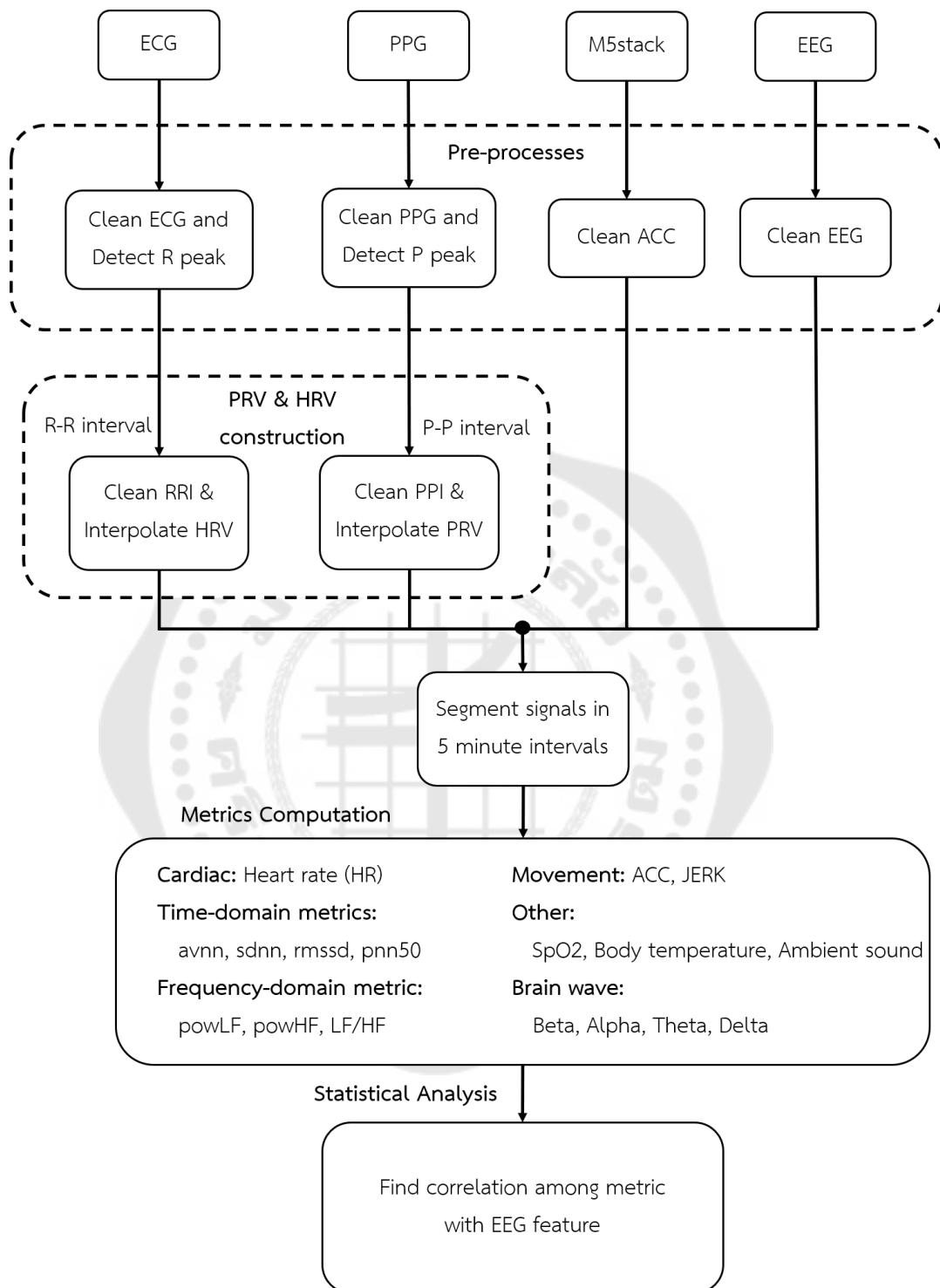
ขั้นที่ 1 Pre-processes เป็นการจัดการกับสัญญาณทุกสัญญาณ เนื่องจากสัญญาณดิบที่ได้มักจะมีคลื่นรบกวนจากภายนอกส่งผลต่อการวิเคราะห์สัญญาณ โดยทำการกรองสัญญาณผ่านตัวกรองสัญญาณแบบความถี่ต่ำ (Low pass filter) เพื่อกรองความถี่สูงที่เป็นสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ PPG และ ACC ในขณะที่สัญญาณ ECG และ EEG ทำการกรองสัญญาณแบบช่วงความถี่ (Band pass filter) โดยกำหนดช่วงความถี่ที่ต้องการและทำการกรองสัญญาณความถี่ที่นอกเหนือจากความถี่ที่ต้องการออก เพื่อให้ได้สัญญาณที่ต้องการและมีความชัดเจน จากนั้นทำการตรวจจับหายอดคลื่นของสัญญาณ ECG และ PPG

ขั้นที่ 2 PRV and HRV construction เมื่อตรวจจับหายอดคลื่นของ ECG และ PPG จะได้ตำแหน่งของยอดคลื่นทุกจุดบนกราฟ ทำการวัดระยะห่างระหว่างจุดยอด 2 จุดในทุกช่วง เรียกระยะห่างนี้ว่า R-R interval สำหรับคลื่น ECG และ P-P interval สำหรับคลื่น PPG จากนั้นโปรแกรมจะสร้างกราฟสัญญาณความแปรผันของอัตราการเต้นของหัวใจ หรือ HRV และอัตราการเต้นของชีพจร หรือ PRV

ขั้นที่ 3 Segmentation เป็นการแบ่งช่วงของทุกสัญญาณเป็นช่วงละ 5 นาที เพื่อให้ง่ายต่อการประมวลผลและลดความผิดพลาดของข้อมูล โดยในการแบ่งช่วงสัญญาณทุก 5 นาทีนั้นอ้างอิงมาจากการวิจัยของ Jeen-Shing Wang ในปี 2012 โดยแบ่งช่วงสัญญาณทุกๆ 5 นาที เพื่อจำแนกระยะการนอนหลับจากสัญญาณ ECG ของผู้ที่เป็นโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับ (63)

ขั้นที่ 4 Metric computation เป็นการประมวลผลจากสัญญาณที่ได้ เพื่อนำไปวิเคราะห์ระดับสภาวะของร่างกายในขณะนอนหลับ ประกอบด้วย 6 กลุ่ม ดังนี้

1) อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) ค่าที่ได้จะเป็นค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จาก ECG และ PPG



ภาพประกอบ 18 ขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลและคำนวณตัวชี้วัดจากเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นจำนวน 13 ตัวชี้วัด ได้แก่ Heart rate (HR), avnn, sdn, rssid, pnn50, powLF, powHF, LF/HF, ACC, JERK, SpO2, Body temperature, Ambient sound และตัวชี้วัดจากเครื่อง EEG มาตรฐาน จำนวน 4 ตัวชี้วัด ได้แก่ Beta, Alpha, Theta, และ Delta

2) โดเมนเวลา (Time-domain) เป็นช่วงการพิจารณากราฟของ NN interval ที่มีความสัมพันธ์กับเวลาและใช้เทคนิคที่แตกต่างกันในการหาค่าความแปรปรวน โดยมีค่าต่างๆ ดังนี้

- Average of all NN intervals (avnn) คือ ค่าที่ได้จากค่าเฉลี่ยของช่วง NN interval

- Standard deviation of all NN intervals (sdnn) คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยช่วง NN interval

- Square root of the mean of the squares of successive NN interval differences (rmsd) คือ ค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของค่าความต่างของ NN interval ที่อยู่ติดกัน ยกกำลังสอง

- Percentage of differences between adjacent NN intervals (pnn50) คือ ค่าร้อยละความต่างของ NN interval ตัวที่ติดกันมากกว่า 50 ms

3) โดเมนความถี่ (Frequency-domain) เป็นการวิเคราะห์ความหนาแน่นของเส้นสเปกตรัมผ่านค่าความแปรปรวนของ NN interval ที่มีความสัมพันธ์กับความถี่ มีค่าตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้องของดังนี้

- High Frequency (powHF) คือ ค่าสมบรูณ์ของพลังงานของย่านความถี่สูง มีค่าสเปกตรัมที่ความถี่ 0.15-0.4 Hz

- Low Frequency (powLF) คือ ค่าสมบรูณ์ของพลังงานของย่านความถี่ต่ำ มีค่า สเปกตรัมที่ความถี่ 0.04-0.15 Hz

- LF/HF ratio (LF/HF) คือ ค่าอัตราส่วนระหว่าง powLF ต่อ powHF

4) การเคลื่อนไหวร่างกาย (Movement) เป็นการวิเคราะห์ค่าจากเครื่องวัดความเร่ง 3 แกน โดยจะได้ค่า ดังนี้

- Average Acceleration (avACC) คือ ค่าที่ได้จากการวัดความเร่งเชิงเส้น

- Average Jerk (avJERK) คือ อัตราที่วัตถุเร่งมีการเปลี่ยนแปลงซึ่งเกี่ยวข้องกับเวลา

5) ค่าตัวชี้วัดตัวอื่นๆ คือ SpO2 เป็นค่าปริมาณออกซิเจนในเลือด body temperature เป็นอุณหภูมิร่างกายในขณะที่ทำการทดลอง และเสียงในขณะนอนหลับ

6) คลื่นไฟฟ้าสมอง (Brain wave) เป็นค่าความหนาแน่นของพลังงานในแต่ละช่วงความถี่ สามารถแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ ดังนี้

- Power Spectrum Density Beta (PSD beta) เป็นค่าความหนาแน่นของพลังงานในช่วงความถี่ 14-30 Hz

- Power Spectrum Density Alpha (PSD alpha) เป็นค่าความหนาแน่นของพลังงานในช่วงความถี่ 8-13.9 Hz

- Power Spectrum Density Theta (PSD theta) เป็นค่าความหนาแน่นของพลังงานในช่วงความถี่ 4-7.9 Hz

- Power Spectrum Density Delta (PSD delta) เป็นค่าความหนาแน่นของพลังงานในช่วงความถี่ 0.1-3.9 Hz

ขั้นที่ 5 การวิเคราะห์ในทางสถิติ (Statistical Analysis) เป็นขั้นที่คำนวณหาความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าสมองกับตัวชี้วัดที่ได้จากขั้นที่ 4 ในขั้นนี้จะมีการวิเคราะห์กราฟ Hypnogram สำหรับหาระดับการนอนหลับ นำมาหาความสัมพันธ์ของคลื่นสมองในแต่ละลพความถี่กับตัวชี้วัดต่างๆ ที่ทำการวัดในขณะหลับและเปรียบเทียบหาระดับการนอนหลับ เพื่อวัดคุณภาพการนอนหลับ ดังภาพประกอบ 18

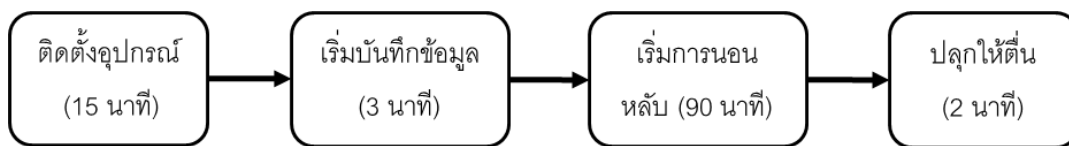
3.1.3 ตรวจสอบความถูกต้องของอุปกรณ์โดยเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ที่ได้มาตรฐาน

พัฒนาและแก้ไขอุปกรณ์เพิ่มเติมทั้งในส่วนของฮาร์ดแวร์ ซอฟต์แวร์และทำการทดสอบการใช้งานของอุปกรณ์ โดยการสอบเทียบข้อมูลที่ได้ทำการเก็บผลจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 10 คน ใช้เวลาในการทดลองคนละ 5 นาที และทำการเปรียบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเตียงที่ได้มาตรฐาน เพื่อทดสอบความถูกต้องและแม่นยำของเครื่องมือที่พัฒนาขึ้น

ระยะที่ 2

หลังจากผ่านการสอบเทียบความถูกต้องในการวัดเรียบร้อยแล้ว นำเครื่องมือมาเก็บผลการนอนหลับโดยทำการทดลองดังนี้

1. ทดลองเก็บข้อมูลการนอนหลับกับกลุ่มตัวอย่างที่มีสุขภาพดี จำนวน 31 คน อายุอยู่ในช่วง 20-30 ปี โดยผู้จัดทำได้ออกแบบระยะเวลาการทดลองเป็น 4 ขั้นตอน ที่ได้แสดงในภาพประกอบ 19



ภาพประกอบ 19 โปรโตคอลการทดลองวัดสัญญาณชีวภาพการนอนหลับ

ช่วงที่ 1 ติดตั้งอุปกรณ์ (Set up) คือ ช่วงการติดตั้งอุปกรณ์กับกลุ่มตัวอย่างซึ่งประกอบด้วย การติดอิเล็กโทรดของ ECG การสวมใส่อุปกรณ์ PPG ด้วยปลอกนิ้ว การสวมหมวกเพื่อวัด EEG และการติดตั้งกล่องวีดีโอสำหรับบันทึกวีดีโอการนอนหลับ ใช้เวลาทั้งสิ้น 15 นาที ซึ่งช่วงนี้ยังไม่มีการบันทึกข้อมูล

ช่วงที่ 2 เริ่มบันทึกข้อมูล (Pre-performance) คือ ช่วงที่เริ่มบันทึกสัญญาณชีวภาพ ในช่วงการทดลองนี้จะมีการสัมภาษณ์ถึงลักษณะนิสัยการนอนในชีวิตประจำวันของกลุ่มตัวอย่างโดยอ้างอิงจากแบบสอบถามได้มาตรฐาน และหลังจากสัมภาษณ์เสร็จให้กลุ่มตัวอย่างนั่งนิ่งๆ รวมระยะเวลา 3 นาที

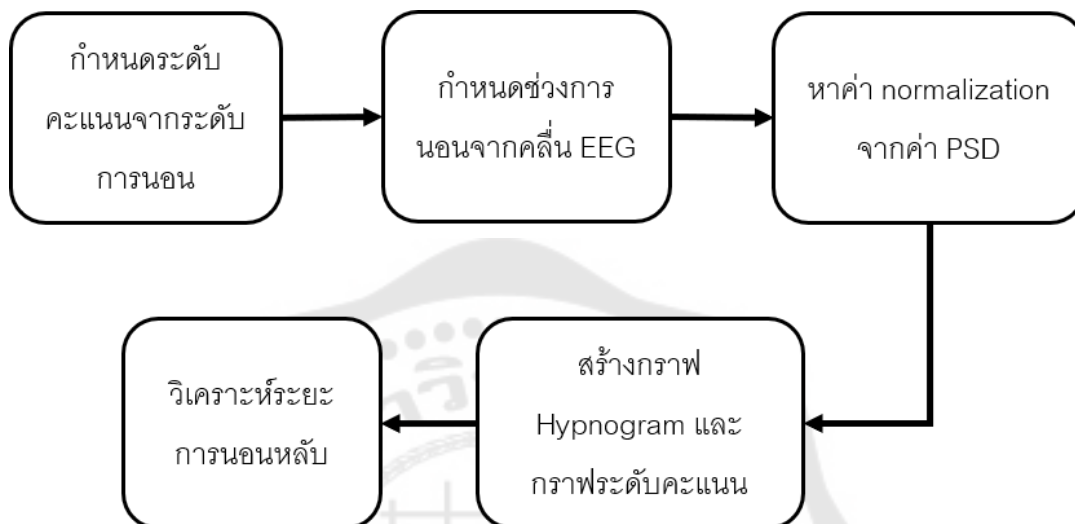
ช่วงที่ 3 เริ่มการนอนหลับ (Performance) คือ ช่วงการทดลองเพื่อวัดระดับการนอนหลับผ่านสัญญาณชีวภาพ โดยให้กลุ่มตัวอย่างนอนหลับเป็นระยะเวลา 1 ชั่วโมง 30 นาที พร้อมทั้งมีการจดบันทึกข้อมูลลักษณะการนอนหลับของกลุ่มตัวอย่าง เช่น การขยับตัว การนอนกรน การขยับลูกตา เป็นต้น เพื่อเป็นข้อมูลในการทำการวิเคราะห์ผล

ช่วงที่ 4 ปลุกให้ตื่น (Post-performance) คือ ช่วงการปลุกกลุ่มตัวอย่างหลังจากนอนครบเวลาที่กำหนด และหลังจากปลุกแล้วให้กลุ่มตัวอย่างนั่งนิ่งๆ เป็นระยะเวลา 2 นาที หลังจากครบเวลาจะมีการสอบถามอาการและความรู้สึกหลังจากนอนหลับ เพื่อเป็นข้อมูลอ้างอิงในการวิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

2. เมื่อทำการทดลองเสร็จเรียบร้อยแล้ว นำข้อมูลที่ได้จากการวัดสัญญาณการนอนหลับมาแบ่งช่วง (ช่วงละ 5 นาที) เพื่อทำการหา R-peak สำหรับนำมาวิเคราะห์ HRV, time domain, frequency domain, body movement, SpO2, temperature, และเสียงในการนอนหลับ และประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองที่เก็บจากอุปกรณ์มาตรฐานและหากราฟของความหนาแน่นสเปกตรัม (Power spectral density: PSD) ของ HRV

3. ในการวิเคราะห์ระดับการนอนหลับ ขั้นที่ 1 ทำการกำหนดระดับคะแนนระยะการนอนหลับจากการทดสอบ เพื่อใช้ในการวิเคราะห์กราฟ Hypnogram ขั้นที่ 2 ทำการปรับข้อมูลให้อยู่ในเกณฑ์เดียวกันโดยทำการ Normalization เพื่อลดความผิดพลาดของข้อมูล ขั้นที่ 3 ประเมิน

ค่าสูงสุดที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับจากเครื่องวัดสัญญาณสมอง เพื่อนำมาสร้างกราฟ Hypnogram ในขั้นต่อไป ขั้นที่ 4 ทำการแปลงผลที่ได้จากขั้นที่ 3 มาเป็นระดับคะแนนและสร้างกราฟ Hypnogram และวิเคราะห์ระดับการนอนและคุณภาพการนอนหลับ ดังภาพประกอบ 20



ภาพประกอบ 20 ขั้นตอนการวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับ

4. หาค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าของตัวชี้วัดที่ใช้วัดกับคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่เพื่อหาความสัมพันธ์ของข้อมูลที่ได้จากการทดลองและนำมาวิเคราะห์หาค่าตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้องกับการนอนมากที่สุด

3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการพัฒนา

3.2.1 M5Stack-fire

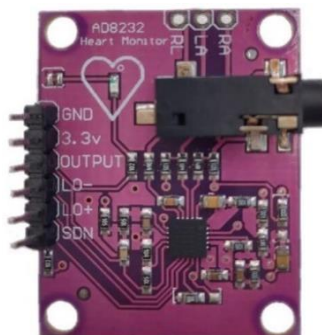


ภาพประกอบ 21 M5Stack-fire (Commercial product)

ที่มา: (64) amazon.com. M5Stack-fire. Retrieved from <https://www.amazon.com/MakerFocus-Development-Microphone-Micropython-Programming/dp/B07DY9VC3X>

M5Stack เป็นชุดคิทที่ถูกพัฒนาขึ้น โดยอาศัยบอร์ด ESP32 (Wi-Fi + Bluetooth) เป็นโมดูลหลักเพื่อประมวลผลและสื่อสาร โดยขนาดกล่องอยู่ที่ 5 x 5 Cm. ESP32 WIFI chip โดยจะมี TFT LCD ขนาด 2x2 cm จะมีความละเอียดหน้าจอขนาด 320 x 240-pixel มี Interface button 3 ปุ่ม และมีลำโพงในตัว โดย M5Stack เป็นระบบ Stackable ซึ่งประกอบด้วยโมดูลหลักและโมดูลอื่นๆ ซึ่งโมดูลหลักจะมีหน้าที่ทำงานเป็นตัวควบคุม ใช้ระบบการควบคุมพื้นฐานของ Arduino โดย M5Stack จะมีระบบ HMI (Human machine interface) อยู่ในด้านบนสุด ซึ่งจะทำให้การตั้งค่าใน หน้า UI (User interface) สำหรับการสร้างโปรเจกต์เป็นเรื่องง่าย โดยสามารถเรียก API บางตัวภายในไลบรารีของ M5 นอกจากนี้ภายนอกของ M5Stack ยังมีการออกแบบที่มีเสถียรภาพมากขึ้นและปลอดภัย ภายในของ M5Stack Fire มีตัวตรวจจับความเร่งและไจโรแบบ 3 แกน มีไมโครโฟนในตัว และสามารถรองรับการบันทึกข้อมูลด้วย Micro SD card ได้สูงสุด 32 GB ซึ่งในโครงการนี้ได้ใช้ฟังก์ชันดังกล่าวในการออกแบบระบบวัดสัญญาณชีพภาพ (65, 66)

3.2.2 โมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG sensor module, AD8232)



ภาพประกอบ 22 โมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ AD8232 (Commercial product)

ที่มา: (67) Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232 (Sparkfun) 2019 [cited 2021.02.07]. Available from: <https://www.arduitronics.com/product/755/single-lead-heart-rate-monitor-ad8232-sparkfun>.

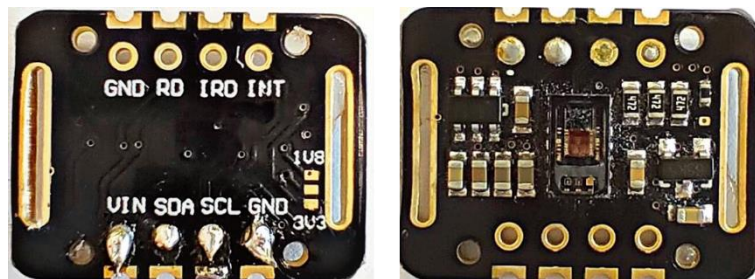
โมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG sensor module, AD8232) เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรวมถึงอัตราการเต้นของหัวใจ โดยในวงจรประกอบด้วย ตัวขยายแบบอินสตรูเมนต์แอมป์รีไฟเออร์ และตัวกรองความถี่เพื่อจำกัดช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (68).

ตาราง 4 รายละเอียดตำแหน่งการต่อไฟเลี้ยง และสัญญาณอินพุตกับอุปกรณ์

Board label	Pin function
GND	Ground
3.3V	แหล่งจ่ายไฟ (Power supply) 3.3 V
OUTPUT	Output signal
L0-	Lead - off Detect -
L0+	Lead - off Detect +
SDN	Shutdown

ที่มา: (69) ArduitrionicS. Electrocardiogram (ECG) Heart Rate Monitor Kit AD8232 2019 [cited 2020.19.09]. Available from: <https://www.arduitronics.com/product/1326/electrocardiogram-ecg-heart-rate-monitor-kit-ad8232>.

3.2.3 โมดูลพัลส์ออกซิมิเตอร์ (Pulse oximeter module, MAX30102)



ภาพประกอบ 23 โมดูลพัลส์ออกซิมิเตอร์และการทำงานของตัวส่งและตัวรับแสงในโมดูล
(Commercial product)

ที่มา: (70) MakerPortal. MAX30102 Heart Rate and Pulse Oximeter Sensor.
<https://makersportal.com/shop/max30102-heart-rate-and-pulse-oximeter-sensor>

เซ็นเซอร์วัดค่าออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ มีไดโอดเปล่งแสง (Light emitting diode: LED) 2 ตัว ที่ใช้ในการส่งแสงในการวัดค่าสัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือด ตัวตรวจจับแสง (Photodetector) และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อื่นๆ สามารถประมวลผลสัญญาณจากอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (ADC) สามารถวัดอุณหภูมิในช่วง -40°C ถึง $+85^{\circ}\text{C}$ โดยโมดูลจะทำงานจากแหล่งจ่ายไฟ 1.8 โวลต์ และ 5.0 โวลต์ ให้ความละเอียด 18 บิต มีการส่งออกข้อมูลอย่างรวดเร็วและตั้งค่าอัตราตัวอย่าง (Sample rates) ได้ตั้งแต่ 50-3200 sps โดยสัญญาณแสงที่มีความยาวคลื่นแสงสีแดง (660 nm) และคลื่นอินฟราเรด (940 nm) จะทะลุผ่านเนื้อเยื่อหลอดเลือดและฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ในเลือดแดงจะดูดซับคลื่นบางส่วนทำให้คลื่นที่เหลือตกลงไปยังส่วนอ่านค่า อาศัยความจำเพาะในการดูดซับแสงที่ต่างกันของฮีโมโกลบิน เพื่อแยกชนิดของฮีโมโกลบินแต่ละชนิด ในการวัดต้องนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกันระหว่างเลือดแดง เนื้อเยื่อ และเลือดดำ (ส่วนที่มีชีพจร) กับเฉพาะเลือดดำกับเนื้อเยื่อเท่านั้น (ส่วนที่ไม่มีชีพจร) เพื่อสามารถบอกค่าที่วัดให้เป็นค่าที่ได้จากเลือดแดงเท่านั้น ทั้งนี้ MAX30102 มีระบบการทำงานที่สมบูรณ์และมีความสะดวกสบายสำหรับการนำมาใช้ในอุปกรณ์มือถือหรืออุปกรณ์สวมใส่ เนื่องจากโมดูลมีขนาดเล็กคือ 14-Pin (5.3 มิลลิเมตร x 3.3 มิลลิเมตร x 1.55 มิลลิเมตร) (71).

3.2.4 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าสมอง, Neuroelectrics Enobio 20



ภาพประกอบ 24 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าสมอง Neuroelectrics Enobio 20
(Commercial product)

ที่มา: (72) group, V. 20-channel EEG cap ENOBIO 20. <https://www.medical-expo.com/prod/neuroelectrics/product-94093-870540.html>

อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าสมอง ซึ่งอาศัยเซนเซอร์สำหรับตรวจทางสรีรวิทยา (Electrophysiology sensor) แบบไร้สาย สามารถบันทึกข้อมูลของคลื่นสมองได้ผ่านซอฟต์แวร์ และจัดเก็บข้อมูลแบบออนไลน์ผ่าน Micro SD card สามารถกำหนดตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนหนังศีรษะได้ 21 ตำแหน่ง มีแบตเตอรี่ในตัว ใช้อัตราการสุ่ม (Sampling rate) ที่ 500 Samples/second สัญญาณที่ถูกบันทึกจะถูกเก็บในหน่วยของนาโนโวลต์ (nV) (73) อิเล็กโทรดที่นิยมใช้กับอุปกรณ์ ได้แก่ อิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Gelrode: The standard EEG electrode) โดยต้องอาศัยเจลอิเล็กโทรดสำหรับนำไฟฟ้าเพื่อลดความต้านทานเพื่อให้ได้สัญญาณที่ชัดเจน, อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dryrode: The dry EEG electrode) เป็นอิเล็กโทรดที่ไม่จำเป็นต้องใช้เจลอิเล็กโทรดซึ่งจะมีความสะดวกในการใช้มากกว่าแบบมาตรฐาน (74)

3.2.5 กล้องบันทึกวิดีโอ Dahua IPC-C35



ภาพประกอบ 25 กล้องบันทึกวิดีโอ Dahua IPC-C35 (Commercial product)

ที่มา: (75) technology d. DSDH-IPC-C35 [cited 2020.16.09]. Available from: <https://www.gvscolumbia.com/assets/recursos/DSDH-IPC-C35N.pdf>.

กล้องบันทึกวิดีโอของยี่ห้อ Dahua รุ่น DH-IPC-C35 3MP C Series Wi-Fi Network Camera ความชัดกล้องที่ 3 Megapixel progressive CMOS อัตราเฟรมเรตที่ 20fps@3M (2304×1296) & 25/30fps@2M (1920×1080) สามารถปรับมุมมองของกล้องได้ 120° กล้องเป็นแบบ IR ในระยะ 10 เมตร และมีช่องสำหรับใส่ Micro SD card มากสุดถึง 128 GB เพื่อใช้สำหรับบันทึกการนอนหลับตลอดช่วงการทดลอง และดูการขยับตัวหรือพลิกตัวตลอดช่วงการนอนหลับ สามารถดูการนอนหลับได้ผ่านระบบอินเทอร์เน็ต และดูวิดีโอที่กำลังบันทึกได้ตามเวลาจริงผ่านหน้าจอโทรศัพท์ (75)

3.2.6 เครื่องติดตามสัญญาณชีพชนิดข้างเตียง (Bedside monitor)



ภาพประกอบ 26 เครื่องติดตามสัญญาณชีพชนิดข้างเตียง (Bedside monitor) ที่ใช้ในการเทียบ
ค่าของอุปกรณ์ (Commercial product)

ที่มา: (76) SCHILLER. SCHILLER ARGUS LSM, Multi-Parameter Patient Monitor [cited 2021.13.03]. Available from: file:///D:/Users/Desktop/Argus%20LSM-Brosur.pdf.

เครื่องติดตามสัญญาณชีพชนิดข้างเตียงยี่ห้อ SCHILLER[™] รุ่น ARGUS LSM หน้าจอ 15 นิ้ว ความละเอียดสูง ซึ่งอุปกรณ์นี้เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการเฝ้าระวังและติดตามการทำงานของหัวใจโดยอาศัยการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG), อัตราการเต้นหัวใจ (Pulse oximeter), อัตราการหายใจ (RESP), วัดความดันโลหิต (NIBP), ปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO₂), และอุณหภูมิร่างกาย (TEMP) และสามารถตั้งสัญญาณเตือนเมื่อเกิดความผิดปกติเพื่อให้สามารถตอบสนองต่อความผิดปกติได้อย่างทันเวลา (76)

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

การวิจัยเพื่อให้ได้มาซึ่งการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับ ผู้วิจัยได้ดำเนินการวิจัยโดยการศึกษิตตามขอบเขตการและขั้นตอนต่างๆ จนกระทั่งประเมินประสิทธิภาพของระบบที่สร้างขึ้นและให้เป็นไปตามวัตถุประสงค์ที่ได้กำหนดไว้ ได้ดังนี้

1. การทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว
2. การทดสอบการทำงานและการทดลองใช้งานจริง

4.1 การทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว

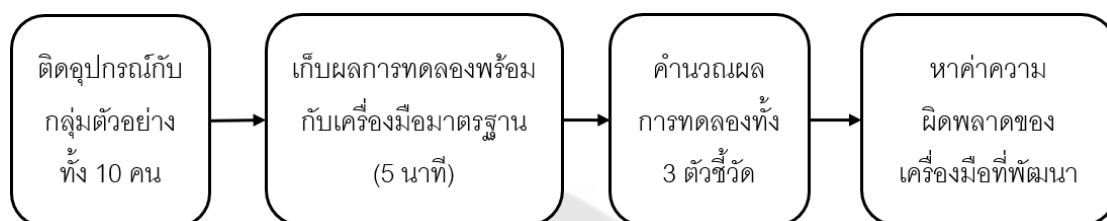
4.1.1 อุปกรณ์และขั้นตอนการติดอุปกรณ์ก่อนการสอบเทียบอุปกรณ์

ในการทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบอุปกรณ์สำหรับวัดการนอนหลับที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวเพื่อวัดประสิทธิภาพของการวัดสัญญาณของเครื่องมือวัดที่พัฒนาขึ้น โดยทำการติดเครื่องมือจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นซึ่งประกอบด้วย 1. โมดูล AD8232 สำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำการติดแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ตำแหน่งท้องแขนทั้ง 2 ข้างและบริเวณต้นขาขวาเหนือหัวเข่า สำหรับเป็นตัวเชื่อมระหว่างร่างกายของกลุ่มตัวอย่างกับโมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการติดแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ต้องทำการเช็ดแอลกอฮอล์ที่ผิวหนังบริเวณที่จะทำการติดอิเล็กทรอนิกส์เพื่อลดความต้านทานที่อาจจะส่งผลต่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 2. โมดูล MAX30102 สำหรับวัดคลื่นการเปลี่ยนแปลงของหลอดเลือด ปริมาณความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดและอุณหภูมิของร่างกายโดยทำการสวมที่นิ้วชี้ จากนั้นติดอุปกรณ์จากเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวโดยสวมอุปกรณ์ตรวจวัด (Probe) ที่นิ้วชี้ของมืออีกข้างหนึ่งและติดตัววัดอุณหภูมิร่างกาย

4.1.2 กระบวนการทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว

ทำการทดลองการใช้งานของอุปกรณ์โดยทำการสอบเทียบข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ โดยทำการเก็บผลจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 10 คน ทำการติดอุปกรณ์จากเครื่องที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวกับกลุ่มตัวอย่าง และทำการเก็บผลการทดลองพร้อมกันกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวที่ได้มาตรฐานโดยใช้เวลาในการทดลองคนละ 5 นาที เมื่อได้ผลจากการทดลองเรียบร้อยแล้วทำการคำนวณหาค่าอัตราการเดินทางของหัวใจ ความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดและอุณหภูมิของร่างกาย จากนั้นทำการเปรียบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวที่ได้มาตรฐาน ดังภาพประกอบ 27 เพื่อทดสอบความถูกต้องและแม่นยำของเครื่องมือ

ที่พัฒนาขึ้น โดยค่าที่จะนำมาเปรียบเทียบ คือ อัตราการเต้นของหัวใจ ความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด และอุณหภูมิของร่างกาย ในส่วนของการสอบเทียบค่าของการเคลื่อนไหว (Acceleration) และเสียงในการนอน (Ambient sound) ของอุปกรณ์ ผู้จัดทำไม่ได้ทำการสอบเทียบเนื่องจากทั้งสองค่านี้ถูกสอบเทียบมาจากโรงงานแล้ว



ภาพประกอบ 27 ขั้นตอนการทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว

4.1.3 ผลการทดลองอุปกรณ์จากการสอบเทียบกับเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียว

เดียว

4.1.3.1 ผลการสอบเทียบค่าความถูกต้องของอัตราการเต้นของหัวใจ

จากการทดลองความถูกต้องของอุปกรณ์โดยทำการเปรียบเทียบค่าของอัตราการเต้นของหัวใจที่บันทึกได้จากเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวกับข้อมูลที่ได้จากการวัด ECG จากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น โดยทำการเก็บตัวอย่างจำนวน 10 คน ใช้เวลาในการทดลองคนละ 5 นาที โดยค่าที่ได้จากการวัดมีค่าตามตาราง 5 สามารถหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของอัตราการเต้นของหัวใจได้เป็น 0.432% สามารถคิดเป็นค่าความแม่นยำของอุปกรณ์ได้เท่ากับ 99.57%

ตาราง 5 แสดงค่าความผิดพลาดของการอัตราการเต้นของหัวใจจากอุปกรณ์กับเครื่องมือมาตรฐาน

ผู้ทดลอง	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)		ร้อยละความผิดพลาด (%)
	อุปกรณ์ที่พัฒนา (mean ± sd)	เครื่องมือมาตรฐาน (mean ± sd)	
1	68.64 ± 1.43	68.17 ± 1.93	0.69
2	86.75 ± 2.13	86.62 ± 2.16	0.15
3	78.96 ± 2.49	78.86 ± 2.26	0.13

ตาราง 5 (ต่อ)

ผู้ทดลอง	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)		ร้อยละความผิดพลาด (%)
	อุปกรณ์ที่พัฒนา (mean ± sd)	เครื่องมือมาตรฐาน (mean ± sd)	
4	84.26 ± 4.04	83.95 ± 3.77	0.37
5	97.66 ± 3.89	96.96 ± 3.12	0.31
6	70.42 ± 2.89	70.13 ± 1.20	0.41
7	86.05 ± 1.95	85.26 ± 1.84	0.93
8	100.55 ± 3.42	100.09 ± 2.79	0.46
9	71.53 ± 2.94	71.16 ± 8.41	0.52
10	98.14 ± 8.94	97.8 ± 4.86	0.35
ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดรวมของกลุ่มตัวอย่าง			0.432

4.1.3.2 ผลการสอบเทียบค่าความถูกต้องของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

จากการทดลองความถูกต้องของอุปกรณ์โดยเปรียบเทียบค่าของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ได้จากเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวกับค่าที่ได้จากการบันทึกจากเซ็นเซอร์ตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือด (SpO₂ module: MAX30102) โดยทำการเก็บค่าจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 10 คน ใช้เวลาในการทดลองคนละ 5 นาที ค่าที่ได้จากการเก็บผลแสดงดังตาราง 6 สามารถหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้เท่ากับ 1.368% คิดเป็นค่าความแม่นยำของอุปกรณ์ได้เป็น 98.63%

ตาราง 6 แสดงค่าความผิดพลาดของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดจากอุปกรณ์กับเครื่องมือมาตรฐาน

ผู้ทดลอง	SpO ₂ (%)		ร้อยละความผิดพลาด (%)
	อุปกรณ์ที่พัฒนา (mean ± sd)	เครื่องมือมาตรฐาน (mean ± sd)	
1	98.33 ± 0.57	100.00 ± 0.00	1.67
2	96.87 ± 1.21	98.02 ± 0.03	1.17

ตาราง 6 (ต่อ)

ผู้ทดลอง	SpO2 (%)		ร้อยละความผิดพลาด (%)
	อุปกรณ์ที่พัฒนา (mean ± sd)	เครื่องมือมาตรฐาน (mean ± sd)	
3	97.4 ± 1.64	99.33 ± 0.58	1.94
4	98.38 ± 0.003	100.00 ± 0.00	1.62
5	98.38 ± 0.0005	98.50 ± 0.53	0.12
6	96.76 ± 0.009	98.00 ± 0.67	1.27
7	98.06 ± 0.002	100.00 ± 0.00	1.94
8	97.39 ± 0.003	99.33 ± 0.48	1.95
9	97.95 ± 0.006	99 ± 0.82	1.06
10	96.34 ± 0.002	97.25 ± 0.5	0.93
ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดรวมของกลุ่มตัวอย่าง			1.368

4.1.3.3 ผลการสอบเทียบค่าความถูกต้องของอุณหภูมิร่างกาย

จากการทดลองความถูกต้องของอุปกรณ์โดยเปรียบเทียบค่าอุณหภูมิร่างกายที่ได้ทำการบันทึกจากเครื่องติดตามสัญญาณชีพข้างเดียวกับค่าอุณหภูมิที่ทำการบันทึกจากเซ็นเซอร์วัดอุณหภูมิร่างกาย (Body Temperature Module: MAX30102) โดยทำการบันทึกข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 10 คน ใช้เวลาในการทดลองคนละ 5 นาที ค่าที่ได้จากการเก็บผลแสดงดังตาราง 7 โดยสามารถคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของอุณหภูมิร่างกายได้เป็น 0.891% คิดเป็นค่าความแม่นยำของอุปกรณ์ได้เป็น 99.11%

ตาราง 7 แสดงค่าความผิดพลาดของอุณหภูมิร่างกายจากอุปกรณ์กับเครื่องมือมาตรฐาน

ผู้ทดลอง	อุณหภูมิร่างกาย (°C)		ร้อยละความผิดพลาด (%)
	อุปกรณ์ที่พัฒนา (mean ± sd)	เครื่องมือมาตรฐาน (mean ± sd)	
1	33.4 ± 1.54	33.07 ± 1.71	1.00
2	33.63 ± 1.87	33.77 ± 2.16	0.41
3	35.31 ± 0.49	35.20 ± 0.082	0.31

ตาราง 7 (ต่อ)

ผู้ทดลอง	อุณหภูมิร่างกาย (°C)		ร้อยละความผิดพลาด (%)
	อุปกรณ์ที่พัฒนา (mean ± sd)	เครื่องมือมาตรฐาน (mean ± sd)	
4	35.23 ± 0.63	35.23 ± 0.096	0.00
5	29.433 ± 0.37	29.70 ± 0.18	0.90
6	34.72 ± 0.65	35.75 ± 0.053	2.88
7	35.24 ± 0.05	35.20 ± 0.047	0.10
8	29.04 ± 0.36	29.15 ± 0.082	0.39
9	35.23 ± 0.57	35.85 ± 0.071	1.73
10	35.45 ± 0.48	35.03 ± 0.17	1.19
ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดรวมของกลุ่มตัวอย่าง			0.891

4.2. การทดลองการทำงานและการทดลองใช้งานจริง

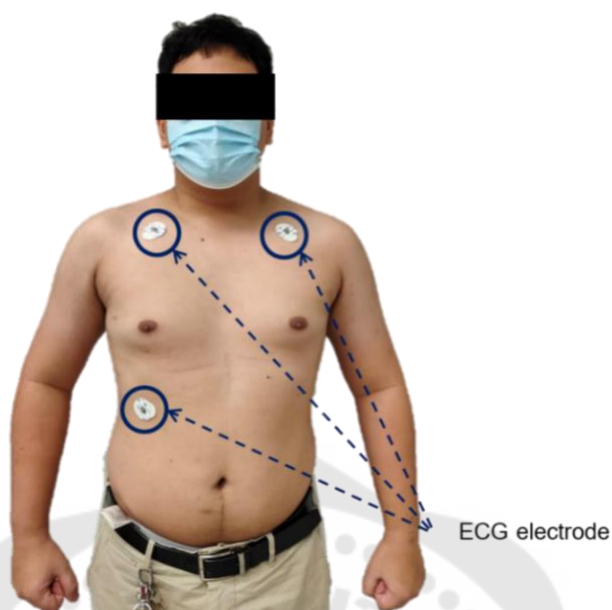
4.2.1 อุปกรณ์และขั้นตอนการติดอุปกรณ์การวัดการนอนหลับ

การใช้อุปกรณ์สำหรับวัดการนอนหลับนั้นจะประกอบไปด้วย เครื่อง M5Stack สำหรับวัดความเคลื่อนไหวของร่างกายในขณะที่นอนหลับ ไมโคร AD8232 สำหรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งต้องอาศัยแผ่นอิเล็กทรอนิกส์โทรด แผ่นอิเล็กทรอนิกส์โทรดใช้สำหรับเป็นตัวเชื่อมระหว่างร่างกายของกลุ่มตัวอย่างกับไมโครวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยในการติดอิเล็กทรอนิกส์โทรดต้องทำการเช็ดแอลกอฮอล์ที่ผิวหนังบริเวณที่จะติดอิเล็กทรอนิกส์โทรดเพื่อลดความต้านทานของคราบเหงื่อไคลหรือโลชั่นทาผิวของกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งสามารถส่งผลกระทบต่อคลื่นสัญญาณที่เก็บได้ หากไม่เช็ดอาจทำให้สัญญาณที่ได้ไม่ชัดเจน ในบางรายจะไม่สามารถเก็บผลได้เนื่องจากมีคลื่นสัญญาณแทรกมากจนมองทำให้ไม่เห็นสัญญาณที่ต้องการ ในอิเล็กทรอนิกส์โทรดบางยี่ห้อจะมีเจลสำหรับเป็นตัวกลางช่วยให้สามารถรับสัญญาณได้ดีมากยิ่งขึ้นทำให้ไม่จำเป็นต้องใส่เจลเพิ่ม แต่ในบางยี่ห้อจะไม่มีเจลมาให้จึงจำเป็นต้องใส่เจลที่แผ่นอิเล็กทรอนิกส์โทรดก่อนการติดลงบนผิวของกลุ่มตัวอย่าง และไมโคร MAX30102 สำหรับวัดคลื่นการเปลี่ยนแปลงของหลอดเลือด ปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือด และอุณหภูมิร่างกาย ทั้ง 2 ไมโครนี้จะเชื่อมเข้ากับเครื่อง M5Stack ซึ่งภายในมีไมโคร ESP32 สำหรับเป็นตัวควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ทั้งหมด ดังภาพประกอบ 28



ภาพประกอบ 28 อุปกรณ์และโมดูลที่ออกแบบเพื่อใช้ในการทดลอง ประกอบด้วย เครื่อง M5Stack, โมดูล MAX30102 เซนเซอร์วัดสัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือด (PPG), โมดูล AD8232 โมดูลสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ, แผ่นอิเล็กโทรดและสายต่ออิเล็กโทรด

ในการติดแผ่นอิเล็กโทรดของ ECG จะติดที่ตำแหน่งท้องแขนทั้ง 2 ข้างและบริเวณต้นขาขวาเหนือหัวเข่า แต่เนื่องจากการติดทั้ง 3 ตำแหน่งนี้ค่อนข้างเกะกะไม่เหมาะกับการนอน ผู้จัดทำจึงได้ทำการเปลี่ยนตำแหน่งการติดเป็นบริเวณใต้ไหปลาร้าทั้ง 2 ฝั่งและบริเวณซี่โครงด้านขวาที่สุดท้าย ดังภาพประกอบ 29 ก่อนการติดอิเล็กโทรดต้องทำการทำความสะอาดผิวหนังด้วยการเช็ดด้วยแอลกอฮอล์เพื่อลดค่าความต้านทานจากคราบเหงื่อหรือครีมของกลุ่มตัวอย่างซึ่งทำให้สัญญาณที่ได้ชัดเจนขึ้น



ภาพประกอบ 29 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดของ ECG แบบ lead 1 โดยติดที่บริเวณใต้ไหปลาร้า ทั้ง 2 ฝั่งและบริเวณซี่โครงด้านขวาที่สุดท้าย

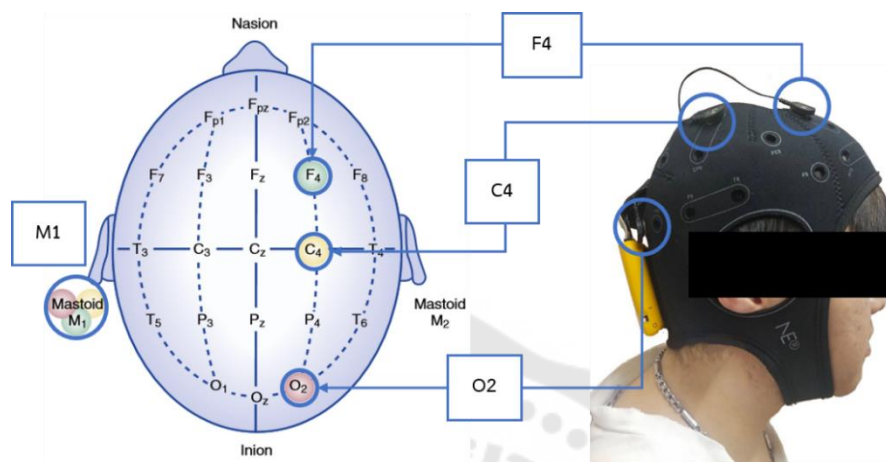
สวม PPG บริเวณนิ้วชี้ข้างซ้ายทำการรัดสายให้พอดีกับนิ้วมือของผู้ใช้งานเพื่อให้ สัญญาณที่ได้ชัดเจนและไม่ให้เลื่อนหลุดขณะนอนหลับ ดังภาพประกอบ 30



ภาพประกอบ 30 ตำแหน่งการติด PPG แบบสวมใส่ โดยสวมอุปกรณ์บริเวณนิ้วชี้ข้างซ้ายและ ตัวเซนเซอร์แสงจะอยู่ด้านเดียวกับผิวหนัง

ติดอิเล็กโทรดแบบแห้งบริเวณศีรษะ โดยทำการติดอิเล็กโทรดจำนวน 4 ตำแหน่ง คือ ตำแหน่งสมองส่วนหน้าด้านขวา (F4), สมองส่วนกลางด้านขวา (C4), สมองส่วนหลังด้านขวา

(O2) และ ตีงหูซ้าย (M1) โดยตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดสำหรับวัดการนอนหลับนี้อ้างอิงมาจาก American Academy of Sleep Medicine (AASM) (31) แสดงดังภาพประกอบ 31



ภาพประกอบ 31 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนศีรษะโดยติดที่ตำแหน่งของสมองส่วนหน้า ด้านขวา (F4), สมองส่วนกลางด้านขวา (C4), สมองส่วนหลังด้านขวา (O2) และ ตีงหูซ้าย (M1)

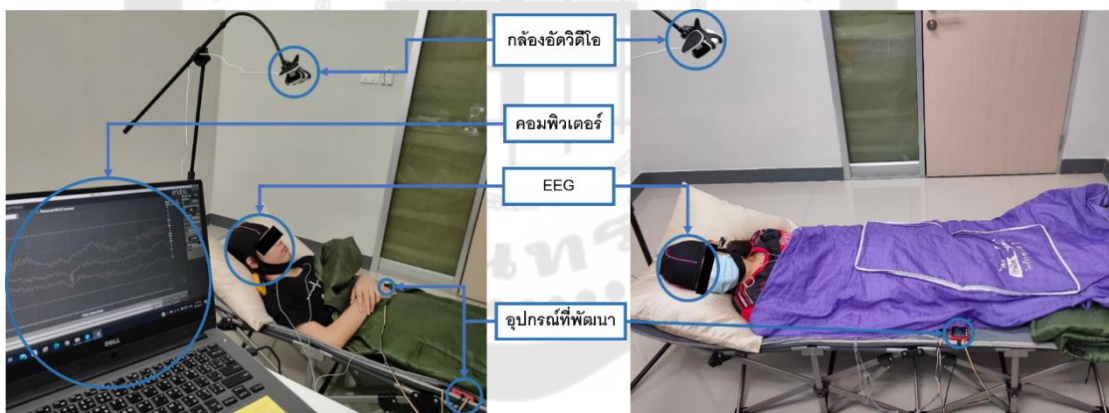
4.2.2 กระบวนการทดลองวัดการนอนหลับ

ในการทดลองเตรียมอุปกรณ์ในการทดลอง ทำการเช็คความพร้อมของอุปกรณ์ อุณหภูมิในห้อง ตั้งกล้องวิดีโอสำหรับเก็บวิดีโอการนอนหลับของกลุ่มตัวอย่างโดยตั้งที่ตำแหน่งหัวนอนเพื่อให้เห็นการเคลื่อนไหวของดวงตาและร่างกาย จากนั้นติดอุปกรณ์เข้ากับร่างกายของกลุ่มตัวอย่าง เช็คสัญญาณที่ได้บนหน้าจอแสดงผลของอุปกรณ์ ดังภาพประกอบ 32 กระบวนการนี้จะอยู่ในช่วงที่ 1 การติดตั้งอุปกรณ์ (Set up)

เมื่อเช็คความพร้อมเรียบร้อยแล้วทำการเก็บผลการทดลอง เริ่มจากให้กลุ่มตัวอย่างตอบแบบสอบถามเกี่ยวกับการนอนหลับประมาณ 2 นาที จากนั้นให้กลุ่มตัวอย่างนั่งนิ่งๆ ประมาณ 3 นาที และให้นอนหลับเป็นเวลา 90 นาที ดังภาพประกอบ 33 ในระหว่างนี้จะมีการสังเกตการณ์และจดบันทึกข้อมูลในการนอนว่ากลุ่มตัวอย่างมีลักษณะการนอนอย่างไรเพื่อเป็นข้อมูลประกอบการวิเคราะห์ เมื่อครบกำหนดเวลาทำการปลุกกลุ่มตัวอย่างและให้กลุ่มตัวอย่างนั่งนิ่งๆ อีกครั้งเป็นเวลา 2 นาที และขั้นสุดท้ายให้กลุ่มตัวอย่างทำแบบสอบถามสถานะการนอนหลับของกลุ่มตัวอย่างอีกครั้ง เป็นอันเสร็จกระบวนการในการทดลอง



ภาพประกอบ 32 การติดตั้งอุปกรณ์ในการเก็บผลการทดลอง ซึ่งประกอบไปด้วย เครื่อง EEG กล้องอัดวิดีโอ และอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น



ภาพประกอบ 33 การเก็บผลการทดลองการนอนหลับ จากเครื่องวัด EEG ภาพวิดีโอจากกล้องวิดีโอและสัญญาณชีวภาพของร่างกายจากอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น

4.2.3 ขั้นตอนการใช้งานอุปกรณ์

ก่อนการใช้งานต้องใส่ SD card ที่ช่องใส่ SD card ที่อยู่บริเวณข้างใต้ของเครื่อง M5-Stack จากนั้นทำการต่อโมดูล ECG ที่พอร์ต B บริเวณด้านบนของเครื่อง M5 และโมดูล PPG ที่พอร์ต A บริเวณด้านซ้ายของเครื่อง M5Stack หลังจากนั้นเปิดเครื่องที่ปุ่มเปิด-ปิดเครื่องที่บริเวณด้านซ้ายฝั่งเดียวกับช่องต่อพอร์ต A โดยทำการกด 1 ครั้งเพื่อเปิดเครื่อง แต่หากต้องการปิดเครื่อง

ให้กดที่ปุ่มเดิม 2 ครั้งเครื่องจะหยุดการทำงาน และหากต้องการชาร์จแบตเตอรี่ให้กับเครื่อง M5Stack ให้ต่อสายชาร์จชนิดไทป์ซีบริเวณที่เสียบสายชาร์จซึ่งอยู่ระหว่างพอร์ต A และปุ่มเปิด-ปิดเครื่อง ในการใช้งานสามารถชาร์จแบตเตอรี่ให้เต็มแล้วนำมาใช้ หรือชาร์จแบตเตอรี่ไปและใช้งานไปพร้อมๆกันได้

หากต่ออุปกรณ์ไม่ครบเมื่อเปิดเครื่องหน้าจอจะแสดงคำเตือนว่าขาดการต่ออุปกรณ์ใดและไม่สามารถไปหน้าถัดไปได้ ต้องทำการต่ออุปกรณ์ให้ครบ ดังที่แสดงในภาพประกอบ 34 (ก) และ (ข) โดยทำการกดที่ปุ่มเปิด-ปิดเครื่อง 2 ครั้งเพื่อปิดเครื่องและต่ออุปกรณ์ที่ขาดไปให้ครบเมื่อต่อครบแล้วให้กดปุ่มเปิดเครื่องอีกครั้ง



(ก)

(ข)

ภาพประกอบ 34 หน้าจอแสดงคำเตือน (ก) เมื่อไม่ได้ใส่ SD card (ข) เมื่อไม่ได้เชื่อมต่ออุปกรณ์

เมื่อต่ออุปกรณ์ครบและเปิดเครื่องเรียบร้อยแล้ว เครื่องจะแสดงผลว่าเชื่อมต่ออุปกรณ์ครบและสามารถไปหน้าถัดไปได้ โดยเครื่องจะขึ้นให้เลือกฟังก์ชันการใช้งานจำนวน 3 ฟังก์ชันการใช้งานตามภาพประกอบ 35 ฟังก์ชันการใช้งานมี ดังนี้



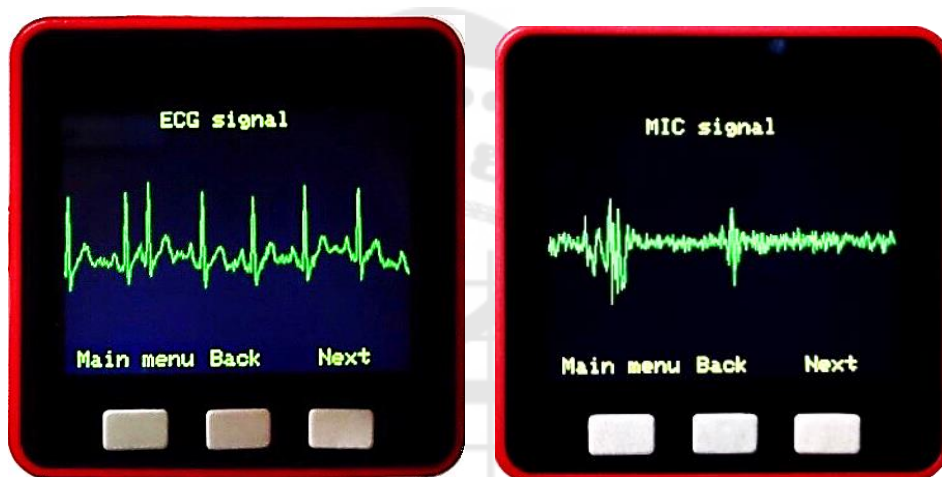
ภาพประกอบ 35 หน้าฟังก์ชันสำหรับการใช้งาน ซึ่งประกอบไปด้วย 3 โหมดฟังก์ชัน คือ โหมดที่ 1 การเก็บข้อมูลผ่านโปรแกรมแมทแล็บ (PC Interface mode) โหมดที่ 2 การแสดงสัญญาณของอุปกรณ์ก่อนการบันทึก (Data monitoring mode) โหมดที่ 3 การเก็บข้อมูลผ่านเครื่อง M5Stack (Data logger mode)

ปุ่มที่ 1 (ปุ่มแรกจากทางซ้าย) เป็นการเก็บข้อมูลผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์โดยต้องตั้งเวลาในการเก็บข้อมูลผ่านโปรแกรมในคอมพิวเตอร์ ซึ่งจำเป็นต้องต่ออุปกรณ์เข้ากับคอมพิวเตอร์ ในขณะที่เก็บข้อมูล เมื่อเลือกฟังก์ชันนี้ระบบจะให้ทำการกดตกลงเพื่อรอการสั่งการทำงานผ่านคอมพิวเตอร์

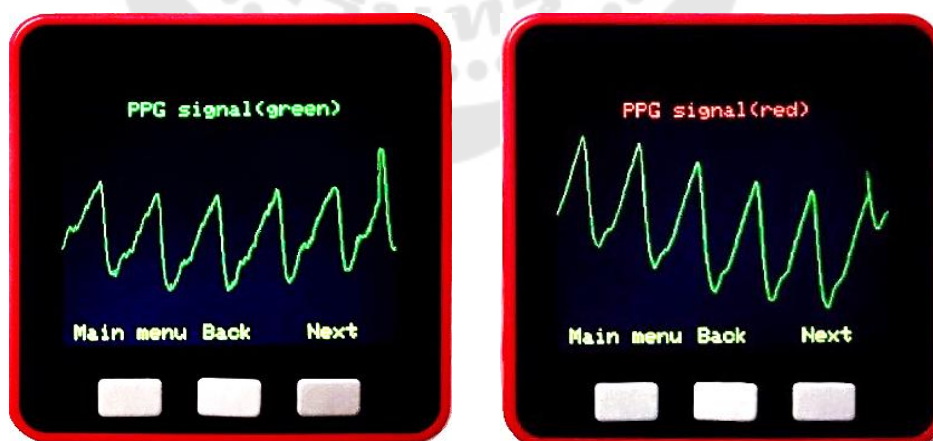


ภาพประกอบ 36 หน้าจอแสดงการเก็บผลผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์

ปุ่มที่ 2 (ปุ่มกลาง) เป็นการแสดงกราฟของค่าตัวชี้วัดต่างๆ เพื่อเช็คการทำงานของอุปกรณ์ก่อนการเก็บข้อมูล เมื่อกดปุ่มนี้ระบบจะโชว์กราฟจากอุปกรณ์โดยเริ่มแสดงตั้งแต่กราฟ ECG, ไมโครโฟน, PPG ในช่วงแสงสีเขียวและสีแดง, อุณหภูมิของร่างกาย และ กราฟ Acceleration ดังที่แสดงในภาพประกอบ 37-39 ซึ่งเราสามารถเลื่อนดูกราฟต่างๆได้โดยการกดปุ่ม Next (ปุ่มที่ 3) หากต้องย้อนกลับไปทีกราฟรูปก่อนให้กดปุ่ม Back (ปุ่มที่ 2) และหากต้องการกลับไปหน้าฟังก์ชันหลักให้กดปุ่ม Main menu (ปุ่มที่ 1) จอแสดงผลจะกลับไปในหน้าต่างแรกของการทำงาน



ภาพประกอบ 37 ตัวอย่างสัญญาณของ ECG และ ไมโครโฟน



ภาพประกอบ 38 ตัวอย่างสัญญาณของ PPG ในช่วงแสงสีเขียวและสีแดง



ภาพประกอบ 39 ตัวอย่างหน้าจอแสดงผลของอุณหภูมิร่างกายและตัวอย่างสัญญาณการเคลื่อนไหวร่างกายขณะนอนหลับ

ปุ่มที่ 3 เป็นการเก็บข้อมูลผ่าน SD card สามารถตั้งเวลาในการเก็บข้อมูลได้บนหน้าจอแสดงผล เมื่อกดปุ่มนี้จะขึ้นให้เราปรับเวลาในการเก็บค่า หากต้องการเพิ่มเวลาให้กด ปุ่มที่ 1 (ปุ่มด้านขวา) กด 1 ครั้งจะเพิ่มเวลา 180 วินาที หากต้องการลดเวลาให้กดที่ปุ่ม 3 (ปุ่มด้านซ้าย) ดังภาพประกอบ 40 และกดปุ่มกลางเพื่อเริ่มการบันทึกข้อมูล



ภาพประกอบ 40 แสดงหน้าต่างสำหรับตั้งเวลาในการเก็บข้อมูลในหน่วยวินาที โดยสามารถตั้งค่าสูงสุดที่ 18,000 วินาที และต่ำสุดที่ 120 วินาที

เมื่อเครื่องบันทึกข้อมูลเสร็จเรียบร้อยจะขึ้นหน้า record done ให้กดปุ่มเปิด-ปิดเครื่อง 2 ครั้ง เพื่อทำการปิดอุปกรณ์และนำ SD card ออก นำข้อมูลจากการวัดเอามาทำการโหลดเข้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์และทำการประมวลผลในโปรแกรมแมทแล็บต่อไป

4.2.4 ผลการทดลองการเก็บผลการนอนหลับจากเครื่องมือวัดสัญญาณสมองที่มีมาตรฐาน

หลังจากเก็บข้อมูลการนอนหลับเรียบร้อยแล้ว ทำการประมวลผลคลื่นสมองที่ได้จากเครื่อง EEG มาตรฐาน ที่ทำการเก็บผลเป็นเวลา 95 นาที ประมวลผลทุกๆ 5 นาที รวมทั้งสิ้น 19 ช่วง ได้ค่าตัวชี้วัดจำนวน 4 ตัวชี้วัด คือ Power spectrum Beta, Alpha, Theta และ Delta ทำการหาค่าเฉลี่ย (mean: \bar{X}) จากกลุ่มตัวอย่างทั้ง 31 คน และหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation: SD) บันทึกค่าในตารางแบบ ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ได้ค่าตามตาราง 8 ดังนี้

ตาราง 8 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของคลื่นสมองเบต้า อัลฟา ธีต้า และเดลต้า ทั้ง 19 ช่วง

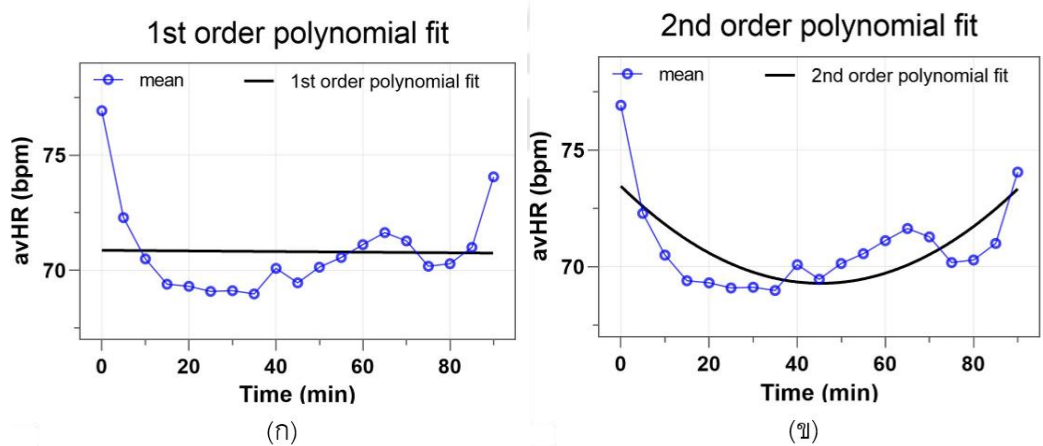
time (min)	metrics			
	PSD Beta mean \pm sd	PSD Alpha mean \pm sd	PSD Theta mean \pm sd	PSD Delta mean \pm sd
0 - 5	0.36 \pm 0.35	0.76 \pm 0.73	1.44 \pm 0.78	3.61 \pm 1.85
5 - 10	0.55 \pm 0.37	1.33 \pm 0.87	1.81 \pm 0.83	2.12 \pm 1.54
10 - 15	0.58 \pm 0.38	1.16 \pm 0.71	1.89 \pm 0.85	2.06 \pm 1.49
15 - 20	0.53 \pm 0.36	1.06 \pm 0.58	1.92 \pm 0.75	2.26 \pm 1.56
20 - 25	0.49 \pm 0.33	0.95 \pm 0.52	1.91 \pm 0.83	2.21 \pm 1.42
25 - 30	0.46 \pm 0.32	0.90 \pm 0.52	1.84 \pm 0.77	2.43 \pm 1.54
30 - 35	0.52 \pm 0.33	1.06 \pm 0.58	1.90 \pm 0.68	2.31 \pm 1.38
35 - 40	0.51 \pm 0.35	1.02 \pm 0.61	1.91 \pm 0.77	2.18 \pm 1.28
40 - 45	0.44 \pm 0.36	0.99 \pm 0.72	1.75 \pm 0.72	2.66 \pm 1.51
45 - 50	0.53 \pm 0.36	1.13 \pm 0.68	1.94 \pm 0.66	2.39 \pm 1.45
50 - 55	0.41 \pm 0.31	0.98 \pm 0.69	1.74 \pm 0.78	2.91 \pm 1.57
55 - 60	0.38 \pm 0.34	0.90 \pm 0.78	1.53 \pm 0.87	3.00 \pm 1.87
60 - 65	0.52 \pm 0.40	1.08 \pm 0.71	1.80 \pm 0.75	2.54 \pm 1.60
65 - 70	0.48 \pm 0.36	1.06 \pm 0.74	1.70 \pm 0.77	2.85 \pm 1.77

ตาราง 8 (ต่อ)

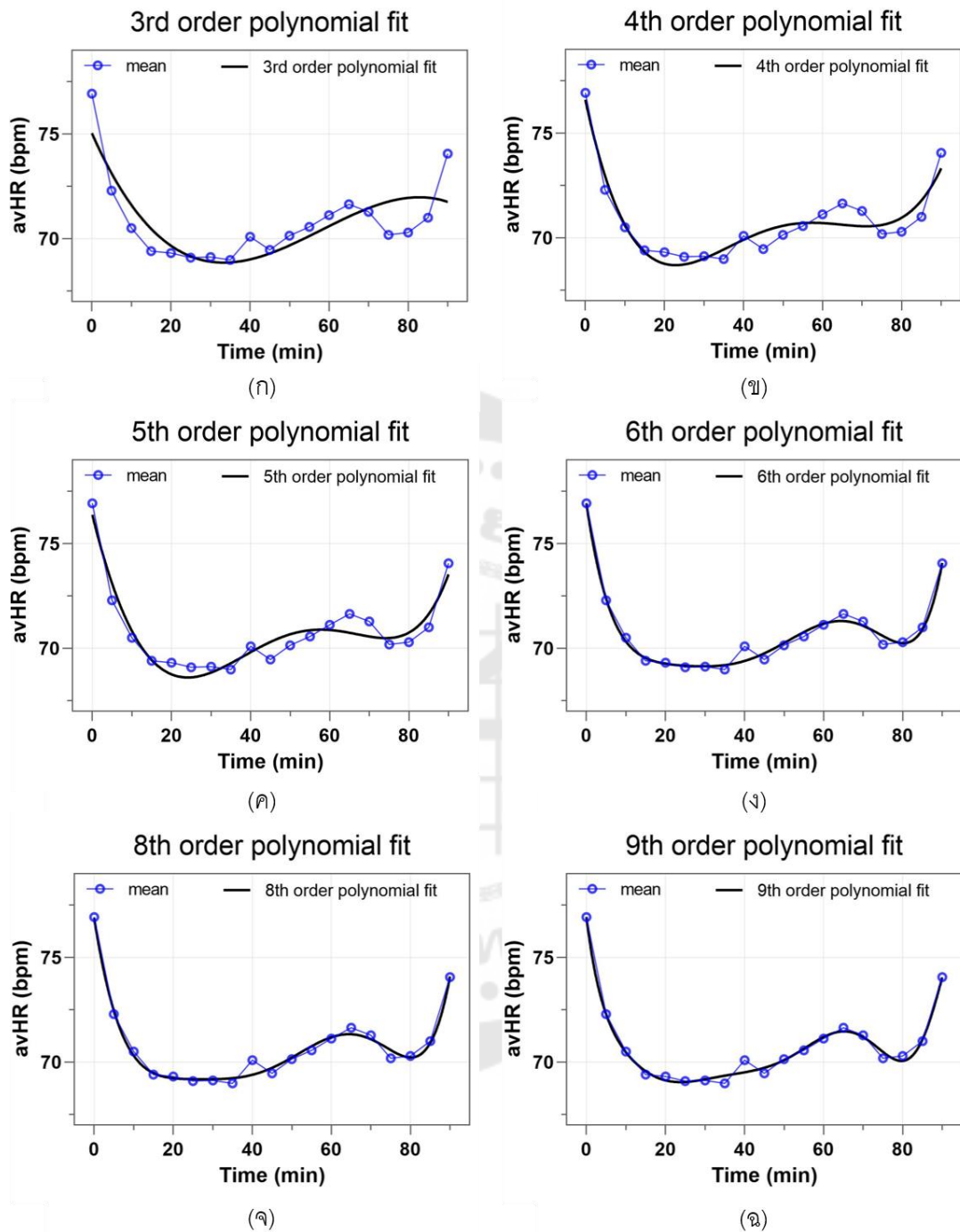
time (min)	metrics			
	PSD Beta	PSD Alpha	PSD Theta	PSD Delta
	mean \pm sd	mean \pm sd	mean \pm sd	mean \pm sd
70 - 75	0.49 \pm 0.35	1.07 \pm 0.70	1.79 \pm 0.79	2.71 \pm 1.83
75 - 80	0.48 \pm 0.32	1.07 \pm 0.70	1.81 \pm 0.78	2.62 \pm 1.60
80 - 85	0.41 \pm 0.370	0.86 \pm 0.63	1.66 \pm 0.86	2.95 \pm 1.78
85 - 90	0.50 \pm 0.33	1.14 \pm 0.76	1.88 \pm 0.78	2.37 \pm 1.51
90 - 95	0.27 \pm 0.26	0.59 \pm 0.49	1.42 \pm 0.78	3.81 \pm 1.63

หมายเหตุ: หน่วยของ PSD Beta, PSD Alpha, PSD Theta, PSD Delta คือ มิลลิโวลต์กำลัง 2 ต่อ เฮิรตซ์ (Milli volt square/Hertz: mV^2/Hz)

และสามารถสร้างกราฟระหว่างเวลากับค่าเฉลี่ยของ Power spectrum density ของ Beta, Alpha, Theta และ Delta ของเครื่อง EEG โดยในการพล็อตกราฟจะใช้การประมาณค่าอันดับพหุนามลำดับที่ 6 (6th order polynomial curve fitting) เพื่อแสดงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลาของแต่ละตัวชี้วัด โดยจากการทดลองพล็อตอันดับพหุนามในแต่ละลำดับสามารถแสดงได้ดังภาพประกอบ 41 และ 42

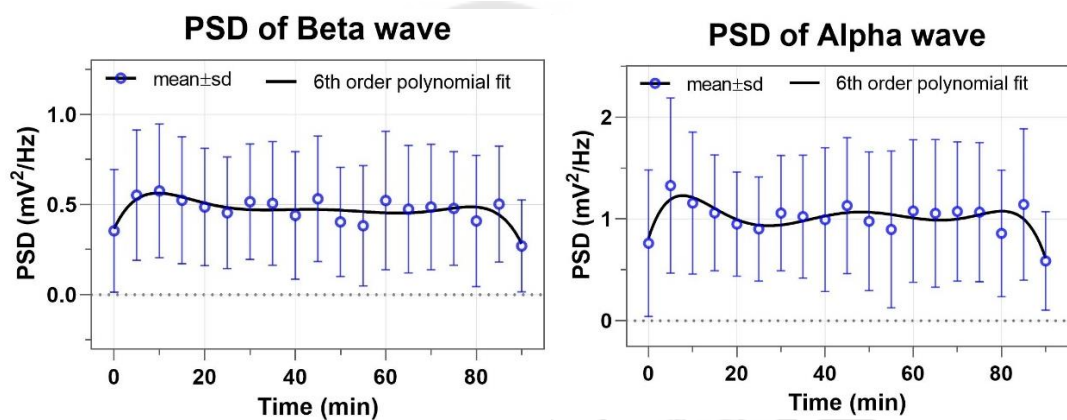


ภาพประกอบ 41 แสดงกราฟการประมาณค่าอันดับพหุนามในอันดับต่างๆ (ก) อันดับพหุนามลำดับที่ 1 (ข) อันดับพหุนามลำดับที่ 2

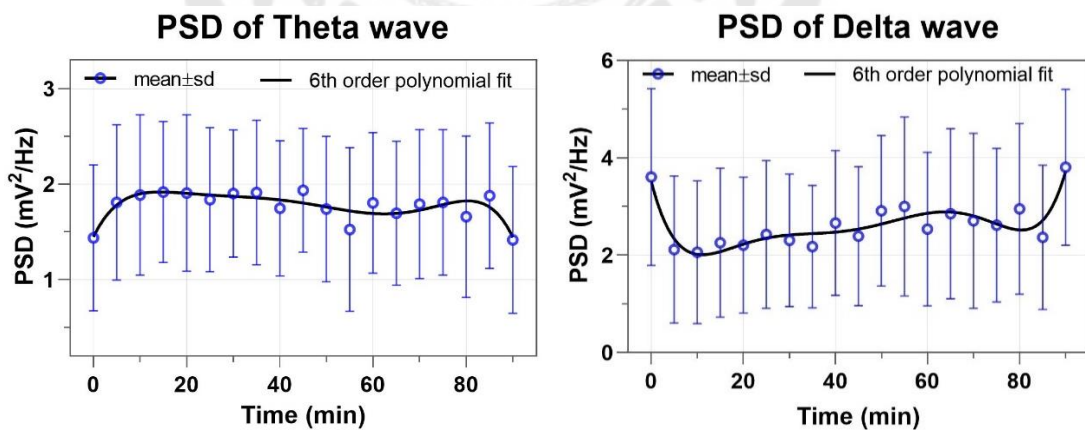


ภาพประกอบ 42 แสดงกราฟการประมาณค่าของอันดับพหุนามในลำดับต่างๆ (ก) อันดับพหุนามลำดับที่ 3 (ข) อันดับพหุนามลำดับที่ 4 (ค) อันดับพหุนามลำดับที่ 5 (ง) อันดับพหุนามลำดับที่ 6 (จ) อันดับพหุนามลำดับที่ 8 (ฉ) อันดับพหุนามลำดับที่ 9 (หมายเหตุ: พหุนามลำดับที่ 7 ได้กราฟการประมาณค่าเหมือนกับพหุนามลำดับที่ 8)

พบว่าการใช้พหุนามลำดับที่ 6 สามารถแสดงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลได้เหมาะสมเนื่องจากหากใช้พหุนามที่ลำดับต่ำจะไม่สามารถแสดงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงได้ และหากใช้พหุนามลำดับสูงโอกาสที่จะพล็อตค่าของข้อมูลอาจมีการพล็อตค่าที่ผิดปกติ (outlier) ซึ่งจะทำให้การวิเคราะห์ผลคาดเคลื่อนได้ ดังนั้นจึงเลือกพหุนามลำดับที่ 6 ในการแสดงกราฟแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของตัวชี้วัดแต่ละตัว เมื่อเลือกอันดับพหุนามที่เหมาะสมในการหาแนวโน้มของการเปลี่ยนแปลงของแต่ละตัวชี้วัดแล้วทำการพล็อตข้อมูลของคลื่นสมองแต่ละชนิด แสดงดังภาพประกอบ 43-44



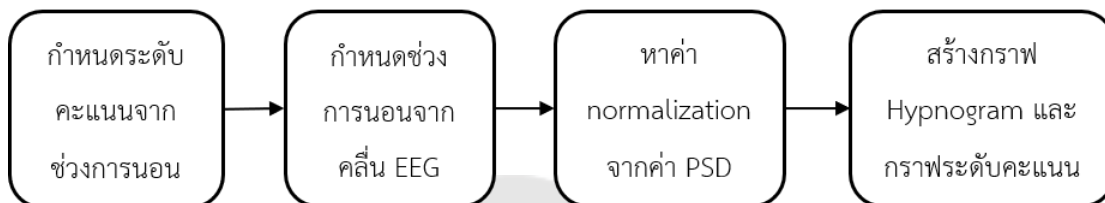
ภาพประกอบ 43 ค่า PSD ของคลื่น Beta และ Alpha ที่ได้จากสัญญาณ EEG



ภาพประกอบ 44 ค่า PSD ของคลื่น Theta และ Delta ที่ได้จากสัญญาณ EEG

4.2.5 การวิเคราะห์ระดับการนอนหลับจากเครื่องวัดสัญญาณสมอง

แล้วทำการวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับ อาศัยกราฟ Hypnogram สำหรับช่วยแสดงระดับการนอนหลับและง่ายต่อการวิเคราะห์ระดับการนอนหลับ ดังภาพประกอบ 45 โดยมีขั้นตอนในการวิเคราะห์ ดังนี้



ภาพประกอบ 45 ขั้นตอนในการวิเคราะห์ระดับการนอนหลับจากเครื่องวัดสัญญาณสมอง

1. ทำการกำหนดระดับคะแนนระยะการนอนหลับจากการทดลอง โดยแบ่งตามช่วงการนอนหลับ สามารถเปรียบเทียบเป็นคะแนนในเชิงปริมาณได้ ดังนี้

- คะแนน 5 (Score 5) คือ ระยะเวลาตื่น (Awake)
- คะแนน 4 (Score 4) คือ ระยะเวลาหลับตื้น (REM)
- คะแนน 3 (Score 3) คือ ระยะเวลาหลับลึก (NREM) ช่วง N1
- คะแนน 2 (Score 2) คือ ระยะเวลาหลับลึก (NREM) ช่วง N2
- คะแนน 1 (Score 1) คือ ระยะเวลาหลับลึก (NREM) ช่วง N3

2. ทำการแบ่งช่วงการหลับตามชนิดของคลื่นไฟฟ้าดังนี้

- ระดับการตื่น (Awake) อยู่ในช่วง beta, alpha, และ delta
- ระดับการนอนหลับลึก (NREM) แบบ N1 อยู่ในช่วงคลื่น alpha และ theta
- ระดับการนอนหลับลึก (NREM) แบบ N2 อยู่ในช่วงคลื่น alpha และ theta
- ระดับการนอนหลับลึก (NREM) แบบ N3 อยู่ในช่วงคลื่น delta
- ระดับการนอนหลับตื้น (REM) อยู่ในช่วง ผลต่างพลังงานเชิงความถี่ของคลื่น alpha และช่วงเปลี่ยนจาก N3 ไป N1

โดยการแบ่งระดับการนอนหลับจากคลื่นสมองอ้างอิงตาม EEG feature extraction for classification of sleep stages (57), Slow-Wave and Rapid-Eye-Movement Sleep at Different Brain Areas in Rats (77) และหนังสือการตรวจทางห้องปฏิบัติการที่เกี่ยวข้องกับเวชศาสตร์การหลับ (78) ในการหาระดับการนอนหลับในช่วง REM เรายนำเสนอวิธีการหาช่วงการนอนหลับแบบ REM ในรูปของสมการผลต่างพลังงานเชิงความถี่ของคลื่นสมอง ตามสมการที่ 4.1

เนื่องจากการหลับในระยะ REM มีอัตราการเกิดคลื่นสปินเดิล (Spindle) ซึ่งเป็นคลื่นที่เกิดในช่วงความถี่ของคลื่นอัลฟาแต่ก็มักเกิดเป็นระยะๆ ดังนั้นการหาอัตราการเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟาจึงน่าจะใช้เป็นตัวแทนการเกิดคลื่นสปินเดิลได้

$$PSD_alpha_REM_n = PSD_alpha_n - PSD_alpha_{n-1} \quad (4.1)$$

โดยที่ $PSD_alpha_REM_n$ ค่าพลังงานเชิงความถี่ของคลื่น alpha ของช่วงการนอนหลับแบบ REM ในช่วงเวลานั้นๆ

PSD_alpha_n ค่าของคลื่น alpha ในช่วงเวลานั้นๆ

PSD_alpha_{n-1} ค่าของคลื่น alpha ในช่วงเวลาถัดไป

3. นำค่าของ PSD of Brain wave ของคลื่น EEG ในตารางที่ 8 มาทำการปรับข้อมูลให้อยู่ในบรรทัดฐานเดียวกัน (Normalization) ด้วยวิธี Z-score normalization เพื่อลดค่าความผิดพลาดของข้อมูล ซึ่งวิธี Z-score นี้จะเป็นการให้ค่าเฉลี่ยเท่ากับศูนย์และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเป็นหนึ่ง ทำการหาค่า Z-score ได้จากสมการที่ 4.2 (79)

$$Z = \frac{x - \bar{x}}{\sigma} \quad (4.2)$$

โดยที่ Z แทน ค่าของ PSD of Brain wave มาตรฐานของชนิดคลื่นนั้นๆ

x แทน ค่าของ PSD of Brain wave ของชนิดคลื่นนั้นๆ

\bar{x} แทน ค่าเฉลี่ยของ PSD of Brain wave ของชนิดคลื่นนั้นๆ

σ แทน ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของชนิดคลื่นนั้นๆ

ถ้าค่า Z-Score ที่ได้มีค่าเข้าใกล้ศูนย์แสดงให้เห็นว่ามีค่าเข้าใกล้กับค่าเฉลี่ย ในขณะที่หากค่าติดลบแสดงว่าค่าที่ได้มีค่าน้อยกว่าค่าเฉลี่ยและหากค่าเป็นบวกแสดงว่าค่าที่ได้มากกว่าค่าเฉลี่ย หลังจากนั้นทำการเลือกคลื่นสมองที่มีค่ามากที่สุดในแต่ละช่วงเวลา ทำการสร้างกราฟ Hypnogram แบ่งช่วงการนอนหลับ เพื่อให้ง่ายต่อการดูช่วงการนอน ได้ข้อมูลดังที่แสดงไว้ในตารางที่ 9

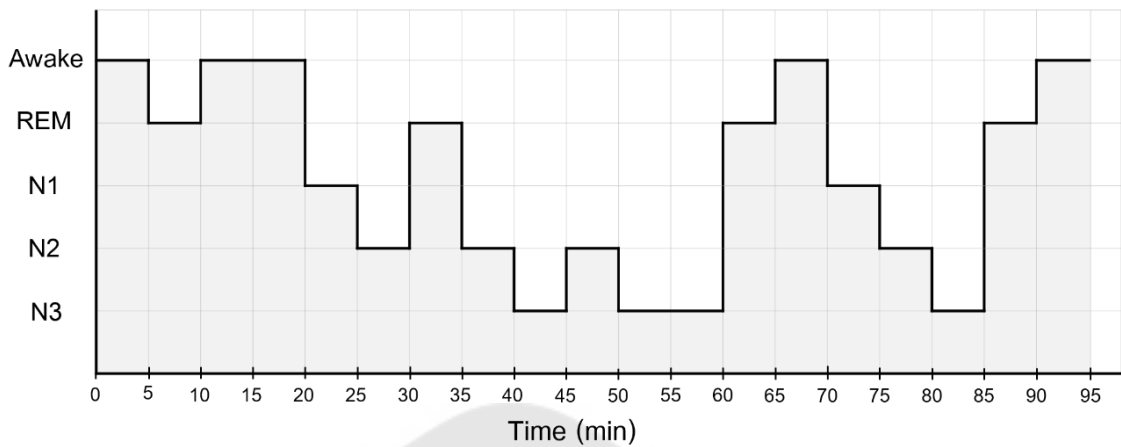
ตาราง 9 ค่า power spectrum ในความถี่ต่างๆ ที่ผ่านการ Normalization

time (min)	metrics				
	PSD Beta	PSD Alpha	PSD Theta	PSD Delta	ผลต่าง Alpha
0 - 5	-1.47	-1.51	-2.01	1.98	-
5 - 10	1.09	1.65	0.35	-1.02	2.49
10 - 15	1.43	0.92	0.65	-1.14	-0.70
15 - 20	0.74	0.43	0.65	-0.74	-0.38
20 - 25	0.25	-0.23	0.56	-0.85	-0.44
25 - 30	-0.15	-0.52	0.10	-0.40	-0.16
30 - 35	0.63	0.47	0.66	-0.67	0.71
35 - 40	0.51	0.22	0.67	-0.93	-0.10
40 - 45	-0.34	-0.12	-0.33	0.06	-0.09
45 - 50	0.85	0.74	1.02	-0.48	0.64
50 - 55	-0.81	-0.31	-0.24	0.58	-0.62
55 - 60	-1.09	-0.71	-1.40	0.74	-0.31
60 - 65	0.71	0.42	0.35	-0.18	0.83
65 - 70	0.10	0.22	-0.38	0.45	-0.06
70 - 75	0.26	0.34	0.31	0.14	0.12
75 - 80	0.15	0.25	0.32	-0.02	0.01
80 - 85	-0.75	-0.78	-0.56	0.66	-0.86
85 - 90	0.46	0.93	0.96	-0.54	1.27
90 - 95	-2.56	-2.40	-1.67	2.34	-2.35

หมายเหตุ: ตัวหนาแสดงค่า Power spectrum ที่มีมากที่สุดในแต่ละช่วง

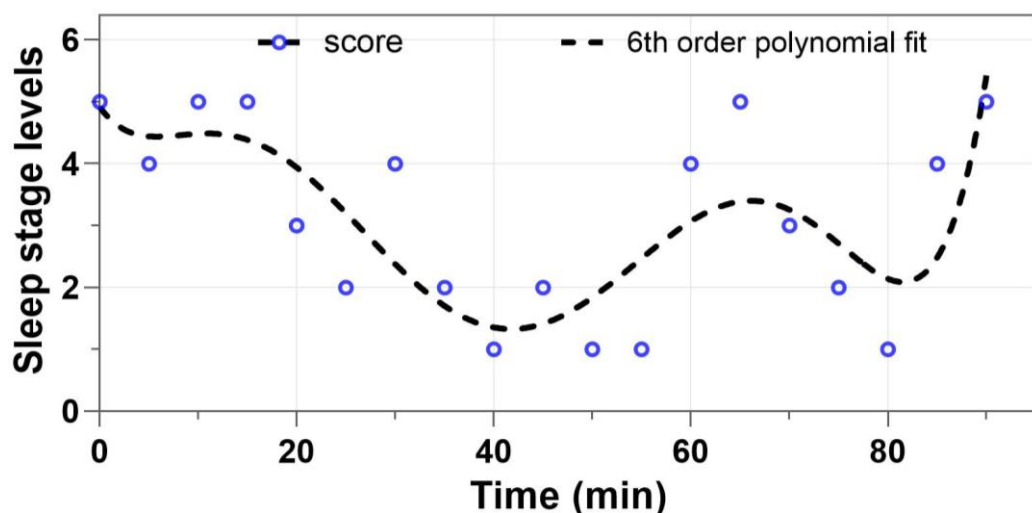
4. สร้างกราฟ Hypnogram โดยทำการเลือกคลื่นสมองที่มีค่ามากที่สุดในแต่ละช่วงเวลา และจำแนกช่วงการนอนหลับจากการแบ่งช่วงการหลับตามชนิดของคลื่นไฟฟ้าในข้อที่ 2 ซึ่งจะเห็นว่าคลื่นสมองบางชนิดสามารถอยู่ในช่วงการนอนหลับที่มากกว่า 1 ช่วง ดังนั้นจึงจำเป็นต้องอ้างอิงทฤษฎีของ Sleep cycle ควบคู่กันไปในการจำแนกระดับการนอนหลับ โดยที่ 1 รอบในการนอนหลับใช้เวลาประมาณ 90 นาที แบ่งเป็นช่วง NREM ประมาณ 80 นาที และ REM ประมาณ 10 นาที (80) ได้กราฟ Hypnogram ดังภาพประกอบ 46

EEG-based Hypnogram



ภาพประกอบ 46 กราฟ Hypnogram ที่ได้จากการวิเคราะห์ของคลื่น EEG

EEG-based Hypnogram



ภาพประกอบ 47 กราฟแสดงระดับการนอนหลับที่ได้จากการทดลองที่ได้จากการประมาณค่าแบบโพลีโนเมียลอันดับ 5 ของ EEG-based Hypnogram

จากภาพประกอบ 46 แสดงให้เห็นว่าในช่วง 5 นาทีแรกกลุ่มตัวอย่างอยู่ในสภาวะการตื่น (Awake) ซึ่งอยู่ในระดับคะแนนที่ 5 และมีการเคลิ้มหลับในระยะ REM ซึ่งอยู่ในช่วงระดับคะแนนที่ 4 ในช่วงเวลา 5-10 นาที หลังจากนั้นมีการสะดุ้งตื่นในช่วงเวลา 10-20 นาที ทำให้ช่วงการนอนหลับกลับมาอยู่ที่ช่วง Awake อีกครั้ง และเริ่มมีการหลับในระยะ N1, N2 และเข้าสู่สภาวะหลับตื้นในช่วง REM ซึ่งสามารถมีอาการฝันเกิดขึ้นได้เมื่อผ่านไป 35-40 นาทีเริ่มกลับมาอยู่ในสภาวะ NREM อีกครั้งในช่วงการนอนแบบ N2 และ N3 ซึ่งมีระดับคะแนนอยู่ที่ 2 และ 1 ตามลำดับ

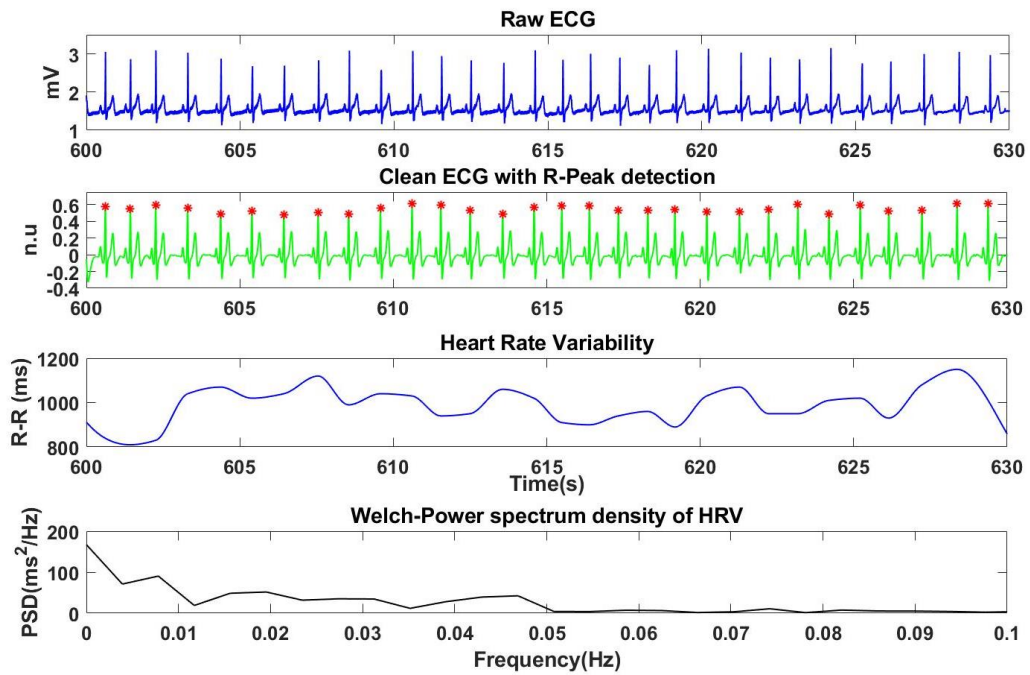
และเมื่อเวลาผ่านไปอีก 60 นาทีช่วงการนอนหลับวนกลับมาที่ REM อีกครั้ง และมีอาการสะดุ้งตื่น หลังจากนั้นจึงเริ่มมีการนอนหลับอีกครั้งในช่วงของ NREM ระยะ N1 N2 และ N3 ตามลำดับและมีการวนกลับมาที่ REM ในช่วงเวลา 85-90 นาที จากนั้นทำการปลุกกลุ่มตัวอย่างให้ตื่นขึ้นในช่วงเวลา 90-95 นาทีสุดท้าย ซึ่งตรงกับช่วง Awake

และจากการกำหนดระดับคะแนนในแต่ละช่วงการนอนหลับในข้อที่ 1 สามารถพล็อตกราฟระดับการนอนหลับจากระดับคะแนนได้โดยการเปลี่ยนค่าแกน y จากระดับการนอนหลับเป็นระดับคะแนนที่กล่าวในข้อที่ 1 ในการพล็อตกราฟจะใช้การประมาณค่าด้วยโพลีโนเมียลอันดับที่ 5 เพื่อให้เห็นแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลา ซึ่งจะได้กราฟดังภาพประกอบ 47 การพล็อตระดับการนอนหลับแบบระดับคะแนนนั้นเพื่อใช้สำหรับการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของการนอนหลับกับตัวชี้วัดที่ได้จากการคำนวณ

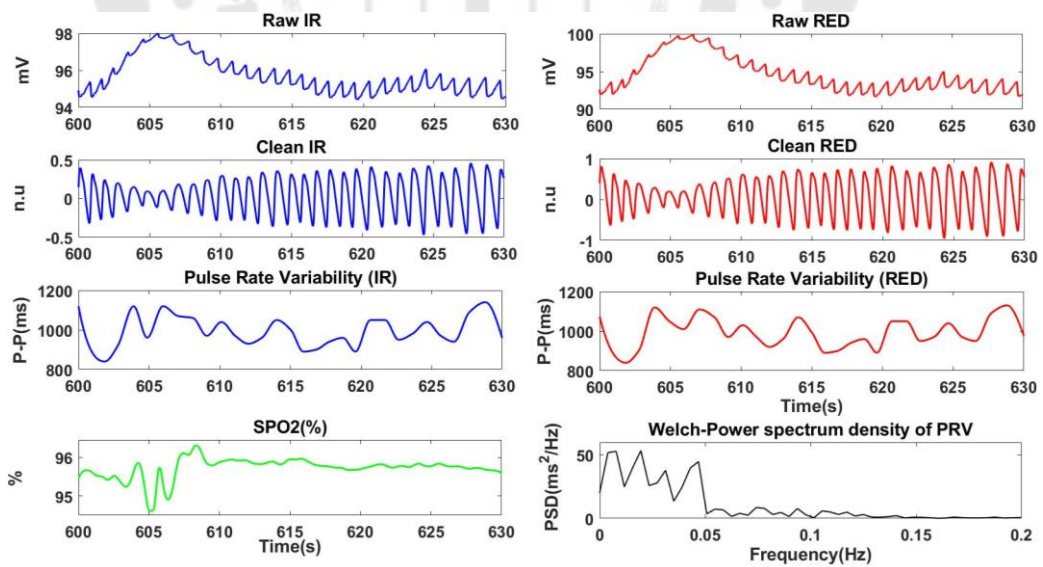
4.2.6 ผลการทดลองอุปกรณ์ที่พัฒนาจากการทดลองเก็บผลการนอนหลับ

4.2.6.1 การประมวลสัญญาณจากการเก็บผลการทดลอง

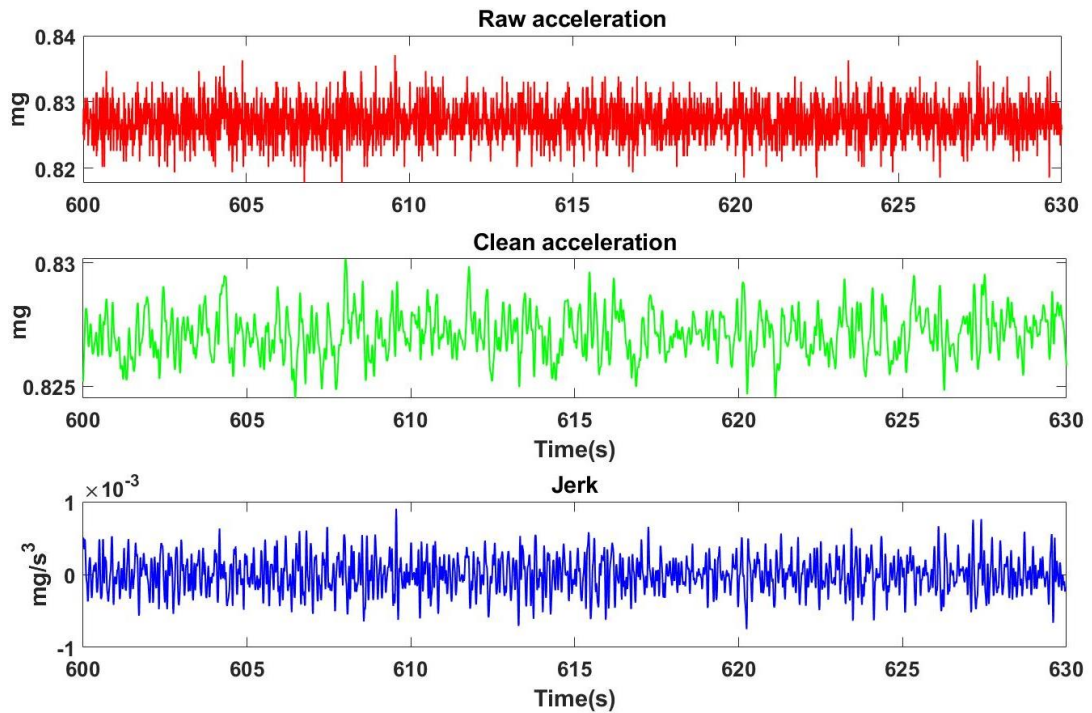
ในการทดลองกลุ่มตัวอย่างจำนวน 31 คน จากเก็บค่าการนอนหลับเรียบร้อยแล้ว นำข้อมูลที่ได้จากการทดลองมาประมวลผลในโปรแกรมแมทแล็บ ทำการกรองสัญญาณของ ECG และ PPG หาค่าของ R-R interval, P-P interval และค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจ (HRV) เพื่อนำค่าที่ได้มาคำนวณหาตัวชี้วัด (Metrics) สำหรับการนำมาหาความสัมพันธ์กับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าสมอง EEG โดยทำการแบ่งช่วงการวิเคราะห์ข้อมูลเป็นช่วงช่วงละ 5 นาที อ้างอิงจากงานวิจัยของ (Jeen-Shing Wang, 2012) ทำการแบ่งประเภทการนอนหลับด้วยสัญญาณ ECG เพื่อหาความผิดปกติขณะนอนหลับซึ่งทำการแบ่งช่วงการวิเคราะห์ข้อมูลช่วงละ 5 นาที ตามที่ Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology ได้คำนวณการบันทึกข้อมูลระยะสั้นสำหรับข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับตัวชี้วัดของ HRV และงานวิจัยนี้มีเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องอยู่ที่ 73.5% (63) หลังจากแบ่งช่วงข้อมูลในการประมวลผลแล้วโปรแกรมจะแสดงผลรูปสัญญาณจาก PPG, ECG, Acceleration, อุณหภูมิ, เปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวในเลือด, เสียงในขณะนอนหลับ และแสดงกราฟของตัวชี้วัดต่างๆทางหน้าจอโปรแกรม ดังภาพประกอบ 49-52



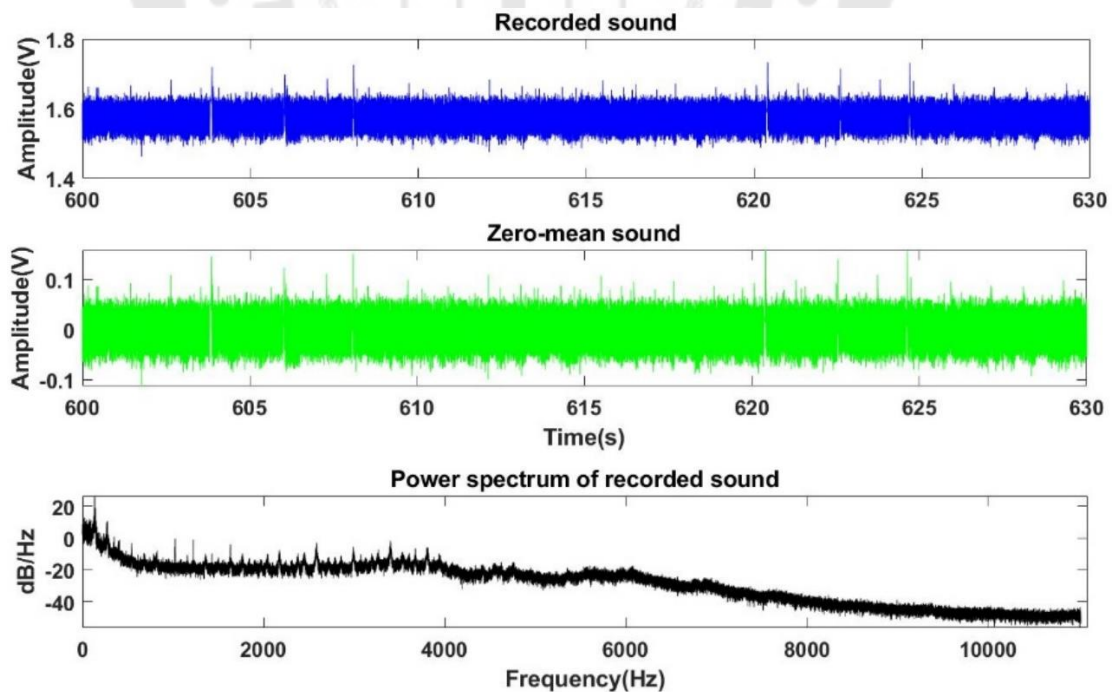
ภาพประกอบ 48 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟตัวชี้วัดของ ECG ในช่วงเวลา 30 วินาที
(n.u. ย่อมาจาก normalized unit)



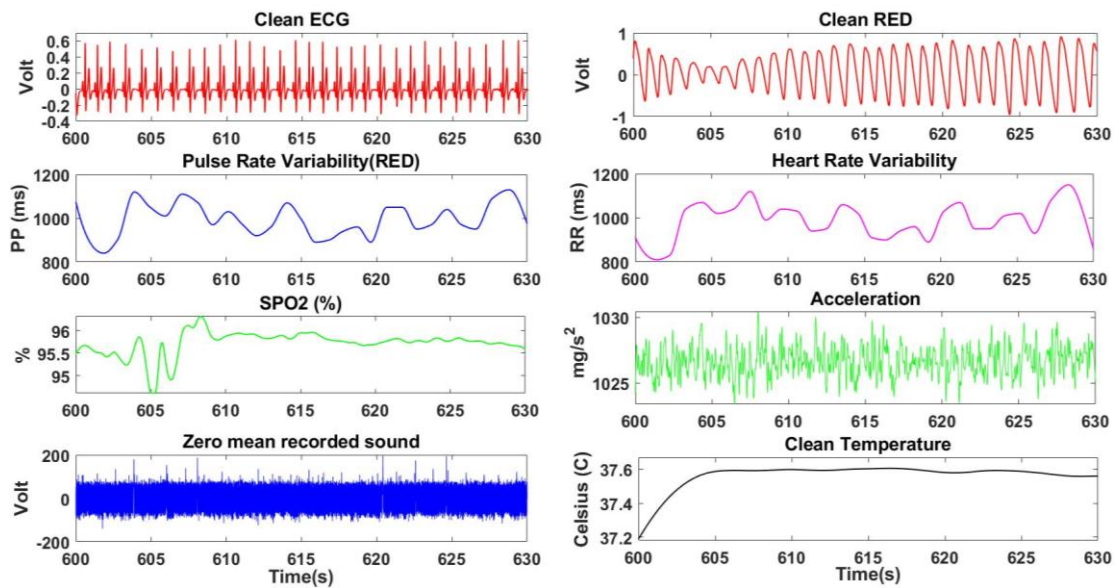
ภาพประกอบ 49 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของ PPG ในช่วงเวลา 30 วินาที
(n.u. ย่อมาจาก normalized unit)



ภาพประกอบ 50 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของ Acceleration และ jerk ในช่วงเวลา 30 วินาที



ภาพประกอบ 51 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของไมโครโฟนในช่วงเวลา 30 วินาที



ภาพประกอบ 52 ตัวอย่างหน้าต่างแสดงกราฟของทุกตัวชี้วัดในช่วง 30 วินาที

4.2.6.2 ผลการคำนวณค่าตัววัดต่างๆจากสัญญาณที่วัดได้จากการทดลอง

(1) ตารางแสดงผลค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดจากการทดลอง

หลังจากทำการทดลองเรียบร้อยแล้ว ทำการคำนวณ 13 ตัวชี้วัด (Metrics) ที่ได้จากข้อมูลดิบของทุกตัวชี้วัดจากการวัดผลการนอนหลับ วัดค่าที่เกิดขึ้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจด้วยแสง และคลื่นไฟฟ้าสมองผ่านอุปกรณ์วัดระดับการนอนหลับ ที่ได้ทำการบันทึกผลเป็นเวลา 95 นาที ทำการประมวลผลทุกๆ 5 นาที จนครบ 95 นาที รวมทั้งสิ้น 19 ช่วง ค่าตัวชี้วัดที่ได้จากเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นมีด้วยกัน 13 ตัวชี้วัด คือ avHR, avnn, sdn, rssid, pnn50, powLF, powHF, LF/HF ของทั้ง ECG และ PPG, avACC, acJERK, avSpO2, avTEMP, และ avMIC หาค่าเฉลี่ย (Mean: \bar{X}) ที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างทั้ง 31 คน และทำการหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation: SD) ซึ่งค่าที่บันทึกในตารางจะบันทึกในรูปแบบ ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ได้ค่าตามตาราง 10-14 ดังนี้

ตาราง 10 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ PPG ทั้ง 19 ช่วง

time (min)	metrics			
	cardiac		time-domain	
	avHR_PPG	avnn_PPG	sdnn_PPG	rmssd_PPG
	mean ± sd	mean ± sd	mean ± sd	mean ± sd
0 - 5	76.94 ± 7.85	806.01 ± 84.97	108.19 ± 58.80	121.62 ± 87.07
5 - 10	72.30 ± 7.28	845.09 ± 91.05	70.56 ± 38.86	74.65 ± 55.11
10 - 15	70.50 ± 7.92	869.77 ± 104.32	78.12 ± 39.21	86.99 ± 61.66
15 - 20	69.41 ± 7.85	883.85 ± 106.58	80.06 ± 42.85	88.19 ± 62.83
20 - 25	69.31 ± 8.54	887.04 ± 117.64	80.16 ± 32.75	90.34 ± 51.04
25 - 30	69.09 ± 8.63	891.46 ± 120.26	83.39 ± 41.29	96.41 ± 67.53
30 - 35	69.12 ± 9.37	894.69 ± 131.76	87.76 ± 47.66	107.81 ± 80.38
35 - 40	68.98 ± 9.25	897.24 ± 131.66	91.19 ± 62.13	109.70 ± 100.49
40 - 45	70.10 ± 8.89	881.32 ± 116.23	93.69 ± 56.81	106.61 ± 88.15
45 - 50	69.47 ± 9.98	891.30 ± 132.34	85.94 ± 50.16	100.71 ± 79.77
50 - 55	70.14 ± 9.49	884.51 ± 127.07	98.27 ± 59.18	113.27 ± 97.70
55 - 60	70.57 ± 9.15	877.38 ± 115.55	102.66 ± 53.24	114.74 ± 84.80
60 - 65	71.12 ± 9.00	867.50 ± 111.49	93.43 ± 45.17	101.10 ± 75.83
65 - 70	71.64 ± 9.26	863.05 ± 112.82	97.77 ± 49.01	102.58 ± 68.40
70 - 75	71.28 ± 9.73	866.43 ± 121.56	85.21 ± 39.97	91.98 ± 57.01
75 - 80	70.18 ± 9.69	880.29 ± 121.68	88.58 ± 39.74	97.61 ± 56.38
80 - 85	70.30 ± 9.36	879.89 ± 114.58	97.71 ± 47.80	108.01 ± 63.99
85 - 90	71.00 ± 8.41	869.59 ± 106.54	99.63 ± 53.79	111.19 ± 82.73
90 - 95	74.06 ± 8.55	849.31 ± 104.00	154.55 ± 59.82	172.77 ± 95.22

หมายเหตุ: หน่วยของ avHR คือ ครั้งต่อนาที (Beat per minute: BPM)

หน่วยของ avnn, sdn และ rmssd คือ มิลลิวินาที (millisecond: ms)

ตาราง 11 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ PPG ทั้ง 19 ช่วง

time (min)	metrics			
	time-domain		frequency-domain	
	pnn50_PPG	powHF_PPG	powLF_PPG	LF/HF_PPG
	mean \pm sd	mean \pm sd	mean \pm sd	mean \pm sd
0 - 5	15.81 \pm 11.73	221.99 \pm 251.69	1131.66 \pm 864.36	6.58 \pm 2.34
5 - 10	14.35 \pm 9.91	109.25 \pm 281.18	579.08 \pm 733.28	8.79 \pm 3.54
10 - 15	16.36 \pm 10.55	70.91 \pm 68.98	551.96 \pm 377.10	9.17 \pm 3.20
15 - 20	17.27 \pm 10.49	76.48 \pm 60.45	559.96 \pm 361.04	8.30 \pm 2.92
20 - 25	17.20 \pm 9.52	74.44 \pm 50.69	566.46 \pm 275.47	8.77 \pm 3.34
25 - 30	17.77 \pm 10.02	89.99 \pm 86.48	621.72 \pm 411.13	8.34 \pm 3.16
30 - 35	17.90 \pm 11.51	100.97 \pm 92.84	690.80 \pm 501.39	7.98 \pm 2.93
35 - 40	18.11 \pm 12.07	94.00 \pm 100.95	683.62 \pm 594.29	8.44 \pm 2.84
40 - 45	17.84 \pm 12.23	93.04 \pm 77.86	683.32 \pm 538.55	8.11 \pm 2.80
45 - 50	17.84 \pm 11.94	81.30 \pm 70.58	640.24 \pm 468.92	8.92 \pm 3.03
50 - 55	17.98 \pm 12.68	113.04 \pm 101.33	740.60 \pm 596.40	7.50 \pm 2.86
55 - 60	17.97 \pm 11.41	100.74 \pm 84.06	740.86 \pm 510.72	8.21 \pm 2.47
60 - 65	15.87 \pm 11.32	92.15 \pm 76.43	660.36 \pm 464.01	8.38 \pm 3.02
65 - 70	15.20 \pm 10.53	105.63 \pm 72.86	679.17 \pm 410.89	6.97 \pm 2.14
70 - 75	15.12 \pm 11.17	94.98 \pm 71.01	615.98 \pm 359.18	7.76 \pm 2.80
75 - 80	16.41 \pm 10.64	85.98 \pm 48.56	632.04 \pm 329.82	7.98 \pm 2.52
80 - 85	16.82 \pm 10.35	147.88 \pm 279.72	855.92 \pm 1010.56	8.08 \pm 3.11
85 - 90	16.30 \pm 10.96	125.00 \pm 111.94	745.49 \pm 531.48	7.32 \pm 2.84
90 - 95	20.30 \pm 10.65	246.39 \pm 168.44	1244.23 \pm 675.34	5.54 \pm 1.52

หมายเหตุ: หน่วยของ pnn50 คือ เปอร์เซ็นต์ (Percent: %)

หน่วยของ powHF และ powLF คือ มิลลิวินาทีกำลังสองต่อเฮิรตซ์

(Milli second square/Hertz: ms²/Hz)

ตาราง 12 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ ECG ทั้ง 19 ช่วง

time (min)	metrics			
	cardiac		time-domain	
	avHR_ECG mean \pm sd	avnn_ECG mean \pm sd	sdnn_ECG mean \pm sd	rmssd_ECG mean \pm sd
0 - 5	76.74 \pm 7.17	797.77 \pm 78.64	82.71 \pm 34.68	76.20 \pm 48.94
5 - 10	72.45 \pm 6.61	841.65 \pm 80.09	68.93 \pm 34.02	69.61 \pm 39.04
10 - 15	70.81 \pm 7.42	864.63 \pm 95.21	74.86 \pm 33.89	77.11 \pm 43.63
15 - 20	70.20 \pm 6.92	872.65 \pm 89.19	81.33 \pm 43.06	84.12 \pm 54.89
20 - 25	70.24 \pm 7.60	873.86 \pm 97.38	80.58 \pm 45.53	84.58 \pm 58.50
25 - 30	69.72 \pm 7.66	881.05 \pm 100.84	82.91 \pm 45.50	86.98 \pm 56.77
30 - 35	69.99 \pm 8.00	879.29 \pm 104.62	84.47 \pm 49.71	91.86 \pm 63.39
35 - 40	70.00 \pm 8.07	879.41 \pm 106.99	83.83 \pm 49.64	86.87 \pm 60.41
40 - 45	70.37 \pm 8.25	873.98 \pm 105.73	82.69 \pm 38.24	82.66 \pm 41.27
45 - 50	69.86 \pm 9.24	882.76 \pm 119.32	76.52 \pm 44.07	78.99 \pm 50.82
50 - 55	70.33 \pm 8.88	877.17 \pm 114.99	85.69 \pm 41.83	84.95 \pm 48.73
55 - 60	70.64 \pm 8.79	872.37 \pm 109.29	88.11 \pm 36.81	84.08 \pm 42.30
60 - 65	71.13 \pm 8.82	863.96 \pm 106.41	77.76 \pm 31.89	72.65 \pm 38.45
65 - 70	71.71 \pm 8.66	858.78 \pm 103.00	86.94 \pm 43.67	80.29 \pm 48.53
70 - 75	71.41 \pm 9.06	862.68 \pm 110.72	81.76 \pm 40.09	82.05 \pm 49.31
75 - 80	70.66 \pm 8.94	872.82 \pm 109.85	87.56 \pm 41.85	90.04 \pm 52.90
80 - 85	70.51 \pm 8.53	874.87 \pm 104.80	92.93 \pm 42.66	95.01 \pm 50.24
85 - 90	71.12 \pm 7.71	864.19 \pm 96.21	88.17 \pm 36.73	83.88 \pm 47.02
90 - 95	73.32 \pm 7.78	846.41 \pm 90.77	122.80 \pm 37.33	116.95 \pm 45.97

หมายเหตุ: หน่วยของ avHR คือ ครั้งต่อนาที (Beat per minute: BPM)

หน่วยของ avnn, sdn และ rmssd คือ มิลลิวินาที (millisecond: ms)

ตาราง 13 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ ECG ทั้ง 19 ช่วง

time (min)	metrics			
	time-domain		frequency-domain	
	pnn50_ECG mean ± sd	powHF_ECG mean ± sd	powLF_ECG mean ± sd	LF/HF_ECG mean ± sd
0 - 5	10.92 ± 8.19	115.63 ± 97.22	696.29 ± 470.31	6.75 ± 1.84
5 - 10	14.07 ± 8.77	66.79 ± 51.66	471.76 ± 264.36	7.96 ± 2.37
10 - 15	16.00 ± 9.20	66.54 ± 50.27	506.76 ± 287.98	8.79 ± 3.07
15 - 20	17.51 ± 9.83	79.13 ± 56.20	553.10 ± 348.62	7.85 ± 2.72
20 - 25	16.71 ± 9.75	79.93 ± 71.14	543.58 ± 390.01	7.75 ± 2.46
25 - 30	16.79 ± 9.61	82.05 ± 67.28	564.86 ± 353.13	7.55 ± 2.17
30 - 35	16.26 ± 10.34	93.56 ± 68.02	620.96 ± 402.41	7.42 ± 3.02
35 - 40	16.64 ± 10.48	77.54 ± 60.33	560.20 ± 364.97	7.85 ± 2.49
40 - 45	15.43 ± 10.33	80.47 ± 44.02	555.25 ± 274.94	7.42 ± 2.36
45 - 50	14.63 ± 9.24	74.95 ± 52.64	522.84 ± 313.59	7.60 ± 2.58
50 - 55	14.94 ± 9.76	83.97 ± 51.55	556.43 ± 296.13	7.61 ± 3.23
55 - 60	14.65 ± 9.32	81.29 ± 49.91	554.51 ± 267.57	7.59 ± 2.38
60 - 65	12.96 ± 8.87	64.93 ± 38.53	471.56 ± 246.45	8.49 ± 3.67
65 - 70	13.40 ± 9.70	73.88 ± 43.12	526.18 ± 308.50	7.67 ± 2.47
70 - 75	13.83 ± 10.02	79.54 ± 48.65	552.29 ± 313.26	7.62 ± 2.75
75 - 80	15.38 ± 10.76	95.77 ± 56.70	607.05 ± 338.44	6.88 ± 2.29
80 - 85	15.11 ± 9.31	103.04 ± 73.54	665.50 ± 362.87	7.09 ± 2.36
85 - 90	14.34 ± 9.15	83.40 ± 50.54	576.91 ± 327.77	7.27 ± 1.65
90 - 95	15.21 ± 8.27	123.71 ± 44.57	812.47 ± 302.94	6.68 ± 1.54

หมายเหตุ: หน่วยของ pnn50 คือ เปอร์เซ็นต์ (Percent: %)

หน่วยของ powHF และ powLF คือ มิลลิวินาทีกำลังสองต่อเฮิรตซ์

(Milli second square/Hertz: ms²/Hz)

ตาราง 14 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avTEMP, avSpO2, avACC, avJERK และ avMIC ทั้ง 19 ช่วง

time (min)	metrics				
	Time-domain		Movement		sound
	avTEMP	avSpO2	avACC	avJERK	avMIC
	mean ± sd	mean ± sd	mean ± sd	mean ± sd	mean ± sd
0 - 5	33.44±2.05	96.57±1.06	1002.60±185.82	-0.000021±0.00044	-1.34E+07±1.17E+06
5 - 10	34.65±2.12	96.76±1.02	1002.47±186.08	-0.000015±0.00017	-2.83E+07±2.27E+06
10 - 15	35.06±2.10	96.52±0.82	1002.17±186.02	0.000031±0.00018	-2.87E+07±2.10E+06
15 - 20	34.98±2.32	96.45±0.76	1001.95±185.98	0.000056±0.00022	-2.88E+07±2.03E+06
20 - 25	35.06±2.27	96.55±0.82	1001.41±185.89	-0.000079±0.00016	-2.87E+07±1.97E+06
25 - 30	35.05±2.45	96.51±0.74	1001.30±185.87	-0.000008±0.00015	-2.87E+07±1.86E+06
30 - 35	35.03±2.49	96.52±0.80	1001.40±185.88	-0.000031±0.00018	-2.95E+07±1.87E+06
35 - 40	35.17±2.34	96.47±0.94	1001.19±185.84	0.000025±0.00019	-2.92E+07±1.87E+06
40 - 45	35.11±2.40	96.55±0.97	1000.87±185.78	-0.000006±0.00019	-2.90E+07±2.01E+06
45 - 50	35.40±2.48	96.57±0.98	1000.61±185.74	0.000002±0.00019	-2.94E+07±1.92E+06
50 - 55	35.42±2.34	96.50±0.89	1000.50±185.72	-0.000003±0.00019	-2.92E+07±2.02E+06
55 - 60	35.45±2.56	96.50±0.91	1000.57±185.73	0.000003±0.00024	-2.90E+07±1.73E+06
60 - 65	35.63±2.55	96.54±0.88	1000.46±185.72	-0.000033±0.00016	-2.88E+07±1.91E+06
65 - 70	35.64±2.66	96.63±0.71	1000.26±185.68	0.000008±0.00015	-2.90E+07±1.90E+06
70 - 75	35.55±2.72	96.70±0.74	1000.13±185.66	0.000070±0.00021	-2.94E+07±1.82E+06
75 - 80	35.52±2.69	96.67±0.70	1000.05±185.65	-0.000081±0.00020	-2.90E+07±1.92E+06
80 - 85	35.51±2.64	96.55±1.16	1000.22±185.68	0.000012±0.00016	-2.92E+07±1.99E+06
85 - 90	35.54±2.56	96.59±0.98	1000.43±185.72	0.000013±0.00018	-2.91E+07±1.87E+06
90 - 95	35.33±2.42	96.22±0.80	1000.09±185.33	0.000087±0.00052	2.01E+08±8.74E+07

หมายเหตุ: หน่วยของ TEMP คือ องศาเซลเซียส (Degree Celsius: °C)

หน่วยของ SpO2 คือ เปอร์เซ็นต์ (Percent: %)

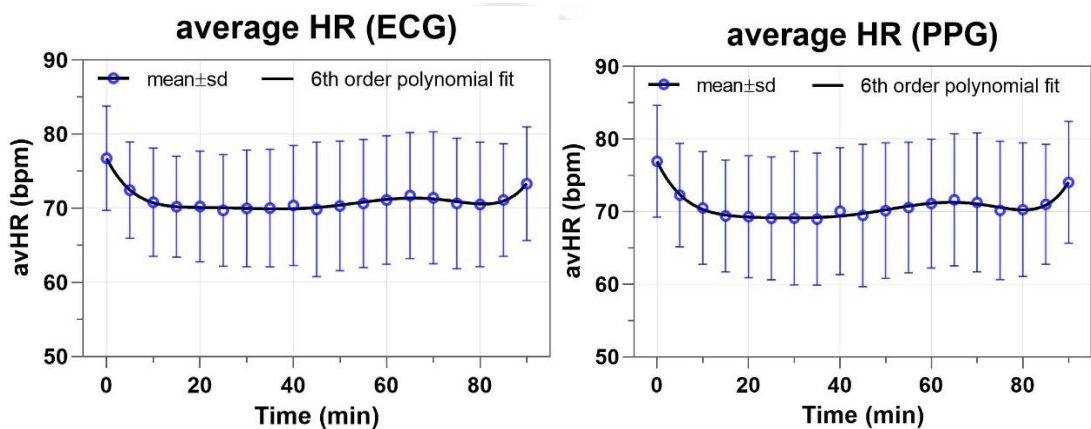
หน่วยของ avACC และ avJERK คือ มิลลิแรงโน้มถ่วงโลกต่อวินาทีกำลังสอง

(mili g-force/Second square: mg/s²)

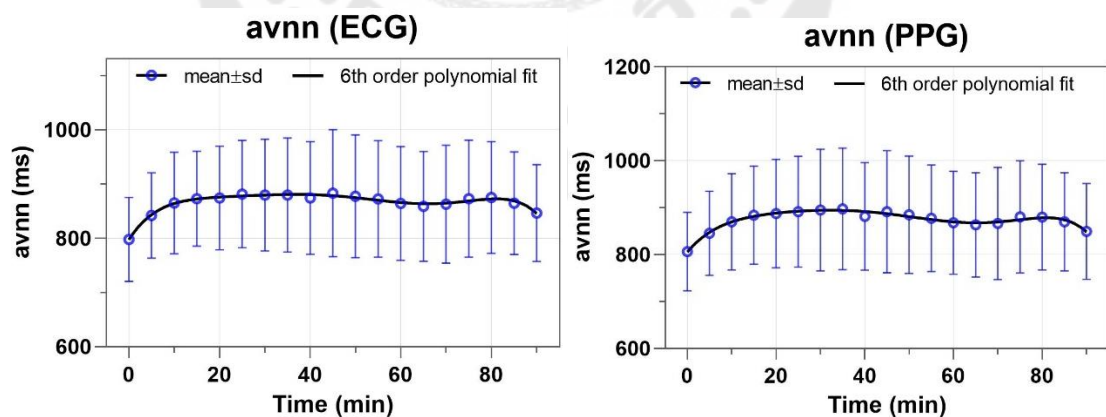
หน่วยของ avMIC คือ เดซิเบลต่อเฮิรตซ์ (Decibel/Hertz: dB/Hz)

(2) กราฟแสดงค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดจากการทดลอง

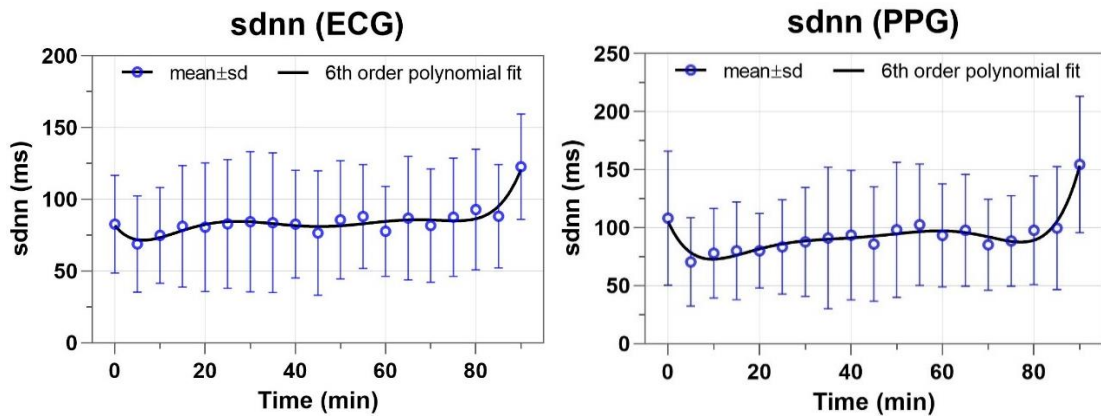
จากข้อที่ (1) สามารถนำมาสร้างกราฟระหว่างเวลากับค่าเฉลี่ยของ avHR, avnn, sdn, rssid, pnn50, powHF, powLF, LF/HF ของ ECG และ PPG, avACC, avJERK, avSpO₂, avTEMP, avMIC จากอุปกรณ์ของคณะผู้จัดทำ เพื่อแสดงกราฟที่ได้จากการพล็อตค่าของข้อมูลสำหรับนำมาเปรียบเทียบความสัมพันธ์กับ Hypnogram ของการนอน โดยในการพล็อตกราฟจะใช้การประมาณค่าอันดับพหุนามลำดับที่ 6 (6th order polynomial curve fitting) เพื่อให้เห็นแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงในแต่ละช่วงเวลาของแต่ละตัววัด ดังภาพประกอบ 53-64



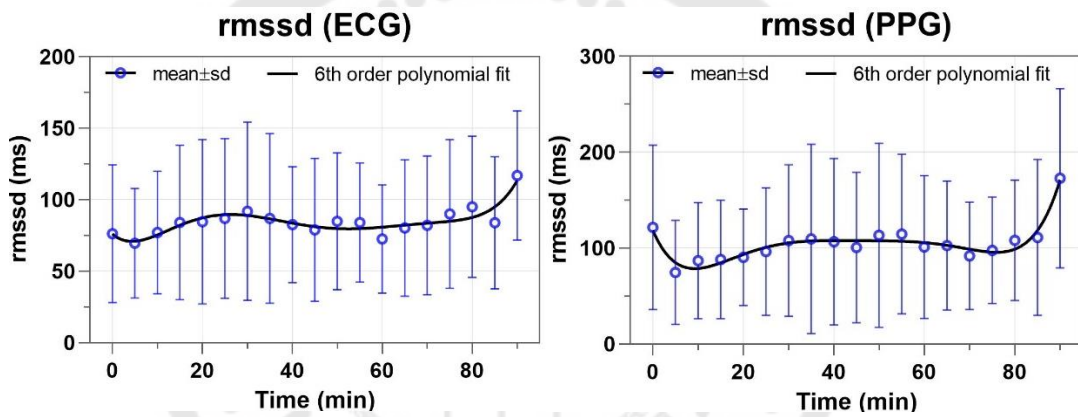
ภาพประกอบ 53 กราฟแสดงอัตราการเต้นหัวใจเฉลี่ยจากสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)



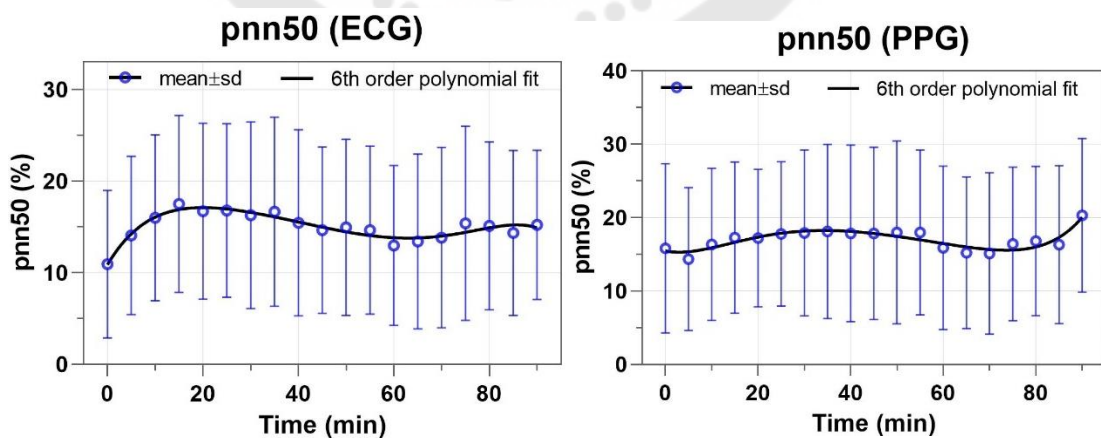
ภาพประกอบ 54 กราฟแสดงค่า avnn เฉลี่ยที่วัดได้จากสัญญาณ ECG (ซ้าย) PPG (ขวา)



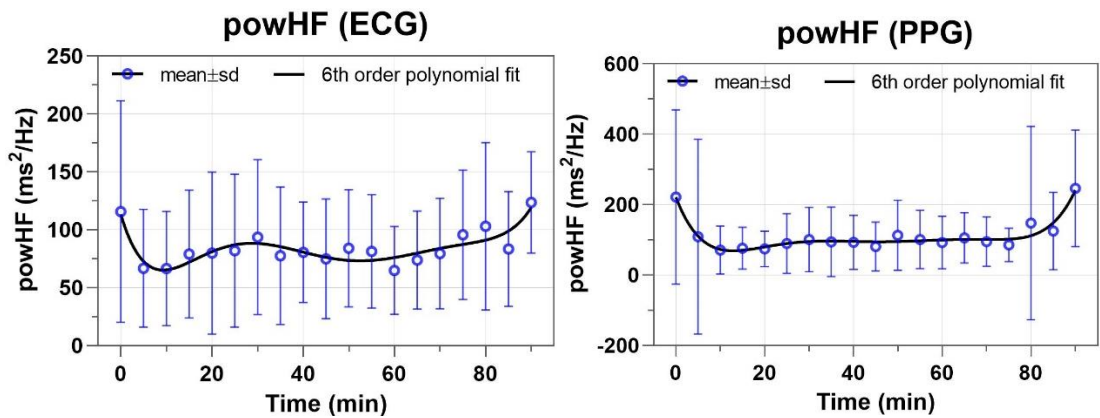
ภาพประกอบ 55 กราฟแสดงค่า sdnn เฉลี่ยที่วัดได้จากสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)



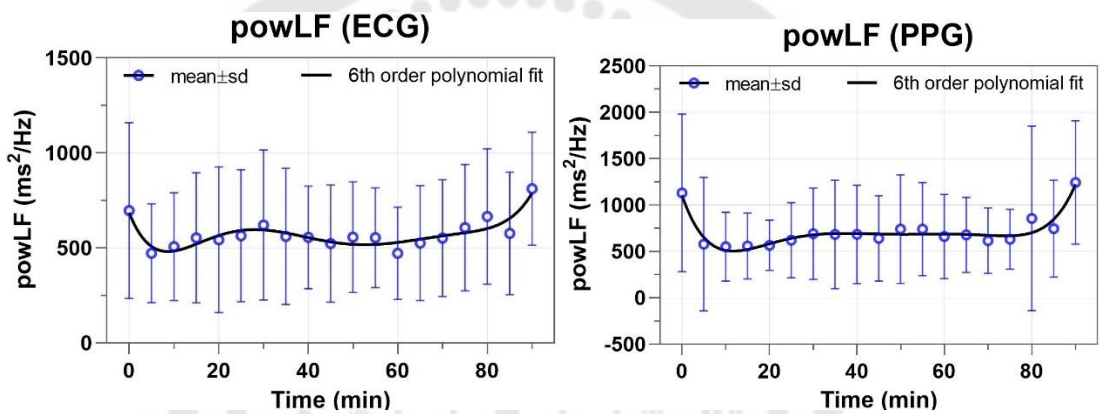
ภาพประกอบ 56 กราฟแสดงค่า rmssd เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)



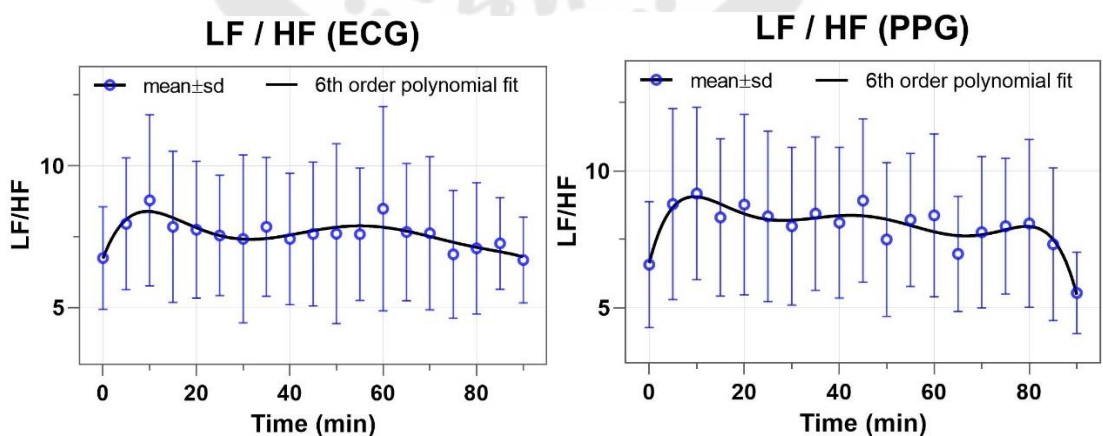
ภาพประกอบ 57 กราฟแสดงค่า pnn50 เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ซ้าย) และ PPG (ขวา)



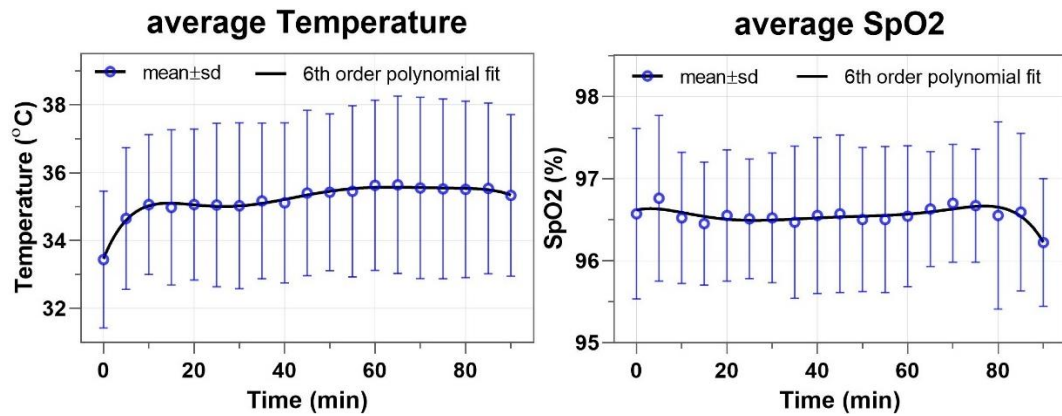
ภาพประกอบ 58 กราฟแสดงค่าพลังงาน HF เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ชาย) และ PPG (ขวา)



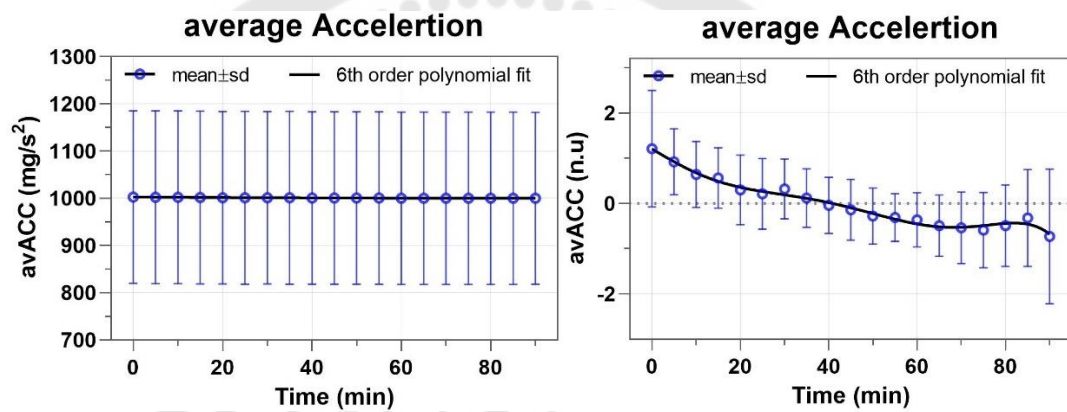
ภาพประกอบที่ 59 กราฟแสดงค่าพลังงาน LF เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ชาย) และ PPG (ขวา)



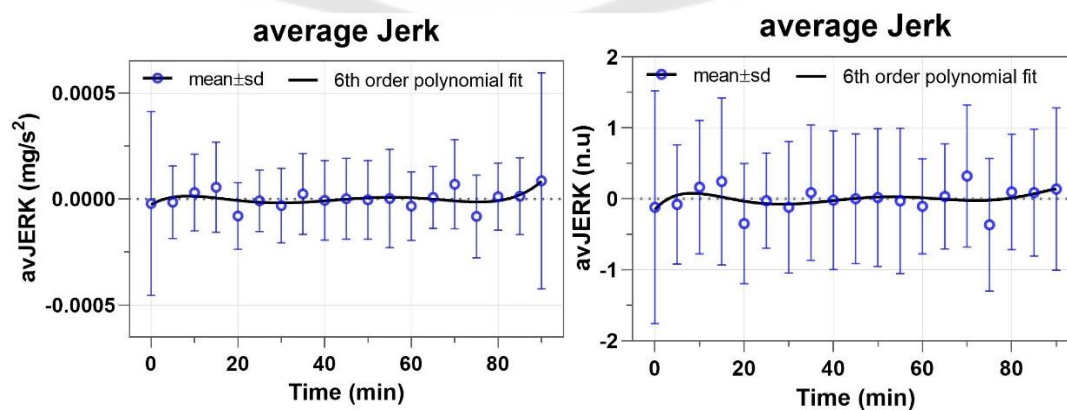
ภาพประกอบ 60 กราฟแสดงค่าพลังงาน LF/HF เฉลี่ยของสัญญาณ ECG (ชาย) และ PPG (ขวา)



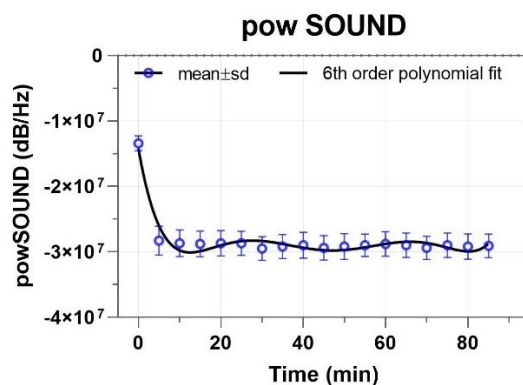
ภาพประกอบ 61 กราฟแสดงค่า Temperature เฉลี่ย และค่า SpO2 เฉลี่ยที่ได้จากสัญญาณ PPG



ภาพประกอบ 62 กราฟแสดงค่าเฉลี่ย Accelerometer (ซ้าย) ที่วัดได้จากเครื่อง M5Stack และค่า Accelerometer ที่ผ่านการ normalization (ขวา)



ภาพประกอบ 63 กราฟแสดงค่า JERK เฉลี่ย (ซ้าย) วัดได้จากเครื่อง M5Stack และค่า Accelerometer ที่ผ่านการ normalization (ขวา)



ภาพประกอบ 64 กราฟเสียงเฉลี่ยจากเครื่อง M5Stack

(หมายเหตุ: เสียงเฉลี่ยทำการตัดช่วงเวลาสุดท้ายออกเนื่องจากเป็นช่วงที่กลุ่มตัวอย่างตื่นนอนซึ่งจะมีเสียงรบกวนที่ไม่ใช่เสียงจากการนอน)

(3) ตารางแสดงผลค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดที่ทำการ normalization ข้อมูลเพื่อนำไปหาค่าความสัมพันธ์กับคลื่นสมองในความถี่ต่างๆ

จากตารางค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดในข้อที่ (1) ทำการปรับข้อมูลโดยใช้วิธี Z-score normalization ข้อมูลก่อนนำมาวิเคราะห์หาความสัมพันธ์กับคลื่นสมองในความถี่ต่างๆ เพื่อลดความซับซ้อนของข้อมูลให้ทุกตัวชี้วัดอยู่ในช่วงคะแนนเดียวกัน แสดงข้อมูลในตารางที่ 15-19

ตาราง 15 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ PPG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization

time (min)	metrics			
	cardiac		time-domain	
	avHR_PPG	avnn_PPG	sdnn_PPG	rmssd_PPG
0 - 5	1.57	-1.44	0.36	0.19
5 - 10	0.42	-0.54	-0.64	-0.63
10 - 15	-0.01	-0.08	-0.46	-0.31
15 - 20	-0.27	0.20	-0.30	-0.19
20 - 25	-0.26	0.21	-0.42	-0.22
25 - 30	-0.34	0.30	-0.35	-0.24

ตาราง 15 (ต่อ)

time (min)	metrics			
	cardiac		time-domain	
	avHR_PPG	avnn_PPG	sdnn_PPG	rmssd_PPG
30 - 35	-0.36	0.36	-0.27	-0.01
35 - 40	-0.41	0.40	-0.14	0.08
40 - 45	-0.16	0.16	-0.01	-0.01
45 - 50	-0.33	0.32	-0.24	-0.08
50 - 55	-0.17	0.20	0.09	0.07
55 - 60	-0.09	0.12	0.25	0.09
60 - 65	0.05	-0.08	0.06	-0.12
65 - 70	0.09	-0.11	0.18	-0.05
70 - 75	0.01	-0.07	-0.26	-0.33
75 - 80	-0.21	0.16	-0.06	-0.11
80 - 85	-0.18	0.20	0.10	0.02
85 - 90	-0.03	0.05	0.17	0.15
90 - 95	0.71	-0.35	1.95	1.68

หมายเหตุ: หน่วยของข้อมูลที่ผ่านมาการ normalize คือ normalized unit (n.u)

ตาราง 16 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ PPG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization

time (min)	metrics			
	time-domain		frequency-domain	
	pnn50_PPG	powHF_PPG	powLF_PPG	LF/HF_PPG
0 - 5	-0.30	1.01	0.97	-0.52
5 - 10	-0.34	-0.35	-0.49	0.29
10 - 15	0.09	-0.50	-0.39	0.50
15 - 20	0.15	-0.27	-0.24	0.21
20 - 25	0.03	-0.36	-0.29	0.30
25 - 30	0.11	-0.29	-0.32	0.13
30 - 35	0.06	-0.15	-0.10	0.10
35 - 40	0.16	-0.18	-0.08	0.22
40 - 45	0.08	-0.09	-0.09	0.04
45 - 50	0.20	-0.19	-0.16	0.35
50 - 55	0.16	0.02	0.00	-0.22
55 - 60	0.19	-0.15	-0.02	0.12
60 - 65	-0.27	-0.22	-0.19	0.13
65 - 70	-0.35	0.06	-0.06	-0.35
70 - 75	-0.31	-0.19	-0.30	-0.17
75 - 80	-0.14	-0.16	-0.15	0.02
80 - 85	-0.02	0.04	0.09	0.08
85 - 90	-0.13	0.16	0.10	-0.22
90 - 95	0.66	1.82	1.73	-1.01

หมายเหตุ: หน่วยของข้อมูลที่ผ่านการ normalize คือ normalized unit (n.u)

ตาราง 17 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avHR, avnn, sdn และ rmssd ของ ECG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization

time (min)	metrics			
	cardiac		time-domain	
	avHR_ECG	avnn_ECG	sdnn_ECG	rmssd_ECG
0 - 5	1.57	-1.47	-0.05	-0.52
5 - 10	0.40	-0.50	-0.67	-0.54
10 - 15	-0.04	-0.03	-0.33	-0.21
15 - 20	-0.22	0.19	-0.15	0.02
20 - 25	-0.20	0.17	-0.16	0.07
25 - 30	-0.34	0.32	-0.08	0.12
30 - 35	-0.27	0.29	-0.13	0.09
35 - 40	-0.29	0.28	-0.12	0.02
40 - 45	-0.18	0.14	-0.11	-0.05
45 - 50	-0.35	0.34	-0.40	-0.24
50 - 55	-0.21	0.23	0.00	-0.04
55 - 60	-0.13	0.14	0.16	-0.07
60 - 65	0.00	-0.06	-0.19	-0.37
65 - 70	0.10	-0.12	0.06	-0.13
70 - 75	0.03	-0.06	-0.08	0.03
75 - 80	-0.14	0.14	0.11	0.20
80 - 85	-0.20	0.26	0.33	0.31
85 - 90	-0.05	0.07	0.18	0.03
90 - 95	0.52	-0.32	1.65	1.27

หมายเหตุ: หน่วยของข้อมูลที่ผ่านการ normalize คือ normalized unit (n.u)

ตาราง 18 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ pnn50, powHF, powLF และ LF/HF ของ ECG ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization

time (min)	metrics			
	time-domain		frequency-domain	
	pnn50_ECG	powHF_ECG	powLF_ECG	LF/HF_ECG
0 - 5	0.35	0.48	0.35	-0.39
5 - 10	-0.50	-0.40	-0.50	0.14
10 - 15	-0.29	-0.46	-0.29	0.52
15 - 20	-0.09	-0.07	-0.09	0.17
20 - 25	-0.16	-0.18	-0.16	0.14
25 - 30	-0.02	-0.04	-0.02	0.03
30 - 35	0.13	0.22	0.13	-0.15
35 - 40	-0.04	-0.16	-0.04	0.08
40 - 45	-0.05	-0.11	-0.05	-0.06
45 - 50	-0.27	-0.25	-0.27	-0.02
50 - 55	-0.11	-0.02	-0.11	-0.19
55 - 60	-0.11	-0.03	-0.11	0.23
60 - 65	-0.46	-0.39	-0.46	0.31
65 - 70	-0.17	-0.21	-0.17	0.05
70 - 75	0.00	-0.10	0.00	-0.01
75 - 80	0.19	0.28	0.19	-0.19
80 - 85	0.34	0.34	0.34	-0.25
85 - 90	0.04	0.05	0.04	0.02
90 - 95	1.24	1.05	1.24	-0.43

หมายเหตุ: หน่วยของข้อมูลี่ผ่านการ normalize คือ normalized unit (n.u)

ตาราง 19 ค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดของ avTEMP, avSpO2, avACC, avJERK และ avMIC ทั้ง 19 ช่วงที่ผ่านการ Normalization

time (min)	metrics				
	Time-domain		Movement		sound
	avTEMP	avSpO2	avACC	avJERK	avMIC
0 - 5	-1.67	0.36	1.21	-0.12	0.83
5 - 10	-0.42	0.22	0.92	-0.08	-0.12
10 - 15	-0.03	-0.34	0.64	0.17	-0.18
15 - 20	-0.06	-0.33	0.56	0.25	-0.23
20 - 25	0.01	-0.16	0.30	-0.35	-0.20
25 - 30	-0.02	-0.14	0.21	-0.03	-0.20
30 - 35	-0.05	-0.10	0.32	-0.12	-0.29
35 - 40	0.03	-0.22	0.12	0.09	-0.25
40 - 45	-0.08	-0.07	-0.04	-0.02	-0.22
45 - 50	0.20	0.00	-0.14	0.00	-0.29
50 - 55	0.23	-0.10	-0.28	0.02	-0.28
55 - 60	0.25	-0.10	-0.31	-0.03	-0.22
60 - 65	0.38	0.10	-0.36	-0.10	-0.18
65 - 70	0.43	0.26	-0.49	0.03	-0.24
70 - 75	0.29	0.45	-0.54	0.32	-0.28
75 - 80	0.18	0.36	-0.59	-0.37	-0.22
80 - 85	0.20	0.12	-0.49	0.10	-0.28
85 - 90	0.14	0.29	-0.32	0.09	-0.27
90 - 95	0.02	-0.58	-0.73	0.14	3.12

หมายเหตุ: หน่วยของข้อมูลที่ผ่านการ normalize คือ normalized unit (n.u)

4.2.7 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์

ใช้การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่าตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับการทดลองการนอนหลับ เทียบกับสัญญาณสมองที่เกิดขึ้นด้วยการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson Correlation Coefficient) ตามสมการที่ 4.3

$$r = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 - \sum(y_i - \bar{y})^2}} \quad (4.3)$$

การบอกระดับหรือขนาดของความสัมพันธ์ อาศัยค่าของสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ โดยถ้าค่าเข้าใกล้ -1 หรือ 1 แสดงถึงความสัมพันธ์ของข้อมูลในระดับสูง แต่หากค่าเป็น 0 หรือเข้าใกล้ 0 แสดงถึงความสัมพันธ์ของข้อมูลในระดับต่ำหรือไม่มีความสัมพันธ์กันเลย เกณฑ์การพิจารณาค่าความสัมพันธ์แสดงในตารางที่ 20 นอกจากนี้การหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จำเป็นต้องสนใจเครื่องหมายหน้าค่าความสัมพันธ์ด้วย เนื่องจากเครื่องหมายบวกลบหน้าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ แสดงถึงทิศทางความสัมพันธ์ของข้อมูลตามตารางที่ 21 (81)

ตาราง 20 ระดับความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

ค่า r	ระดับของความสัมพันธ์
0.90 - 1.00	มีความสัมพันธ์ในระดับสูงมาก
0.70 - 0.90	มีความสัมพันธ์ในระดับสูง
0.50 - 0.70	มีความสัมพันธ์ในระดับปานกลาง
0.30 - 0.50	มีความสัมพันธ์ในระดับต่ำ
0.00 - 0.30	มีความสัมพันธ์ในระดับต่ำมาก

ตาราง 21 เครื่องหมายของความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์

เครื่องหมาย	ความหมาย
เครื่องหมาย +	มีความสัมพันธ์ในทิศทางเดียวกัน (ค่าหนึ่งสูง อีกค่าหนึ่งจะสูงด้วย)
เครื่องหมาย -	มีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงกันข้ามกัน (ค่าหนึ่งสูง อีกค่าหนึ่งจะต่ำ)

4.2.7.1. การหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่กับค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดที่เข้วัด

ในการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่กับค่าเฉลี่ยของแต่ละตัวชี้วัดที่เข้วัด เพื่อวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแต่ละชนิดที่เกี่ยวข้องกับการนอนกับตัวชี้วัดต่างๆได้ผลการวิเคราะห์ ดังตารางที่ 22

ตาราง 22 ค่าความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่กับค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดต่างๆ

metrics	Correlation of Brain wave (r)				
	PSD-Beta (Awake)	PSD-Alpha (light sleep: N1)	PSD-Theta (light sleep: N2)	PSD-Delta (deep sleep: N3)	ผลต่าง Alpha (REM)
avHR (ECG)	-0.451	-0.412	-0.663	0.622	-0.018
avHR (PPG)	-0.507	-0.455	-0.703	0.676	-0.103
avnn (ECG)	0.340	0.298	0.594	-0.526	-0.176
avnn (PPG)	0.352	0.300	0.608	-0.543	-0.142
sdnn (ECG)	-0.795	-0.777	-0.576	0.731	-0.722
sdnn (PPG)	-0.829	-0.779	-0.687	0.836	-0.621
rmssd (ECG)	-0.574	-0.604	-0.260	0.424	-0.764
rmssd (PPG)	-0.777	-0.766	-0.573	0.730	-0.661
pnn50 (ECG)	-0.791	-0.803	-0.589	0.737	-0.690
pnn50 (PPG)	-0.412	-0.482	-0.159	0.201	-0.700

ตาราง 22 (ต่อ)

metrics	Correlation of Brain wave (r)				
	PSD-Beta (Awake)	PSD-Alpha (light sleep: N1)	PSD-Theta (light sleep: N2)	PSD-Delta (deep sleep: N3)	ผลต่าง alpha (REM)
powHF (HRV)	-0.816	-0.799	-0.634	0.776	-0.596
powHF (PRV)	-0.820	-0.779	-0.723	0.861	-0.557
powLF (HRV)	-0.791	-0.803	-0.589	0.737	-0.690
powLF (PRV)	-0.833	-0.816	-0.733	0.857	-0.625
LF/HF (HRV)	0.711	0.631	0.519	-0.707	0.333
LF/HF (PRV)	0.795	0.696	0.682	-0.858	0.459
avACC	0.303	0.216	0.047	-0.291	0.406
avJERK	-0.002	0.015	0.014	0.064	-0.231
avSpO2	0.162	0.303	0.038	0.034	0.609
avTEMP	0.238	0.266	0.432	-0.297	-0.250
avMIC	-0.709	-0.717	-0.618	0.711	-0.570

หมายเหตุ: ไฮไลต์สีฟ้า แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่มากที่สุด 4 อันดับระหว่างค่าเฉลี่ยของแต่ละตัวชี้วัดกับคลื่นสมองความถี่ต่างๆ

ไฮไลต์สีส้ม แสดงตัวชี้วัดที่มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มากกว่า 0.6 กับทุกคลื่นสมอง

จากตารางค่าสหสัมพันธ์ แสดงให้เห็นความสอดคล้องกันระหว่างคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละความถี่กับค่าเฉลี่ยของตัวชี้วัดต่างๆจากการวัด โดยสามารถแบ่งความสัมพันธ์ได้เป็น 8 ความสัมพันธ์ ดังนี้

1. ค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับสูง (0.70-0.90) และค่าสอดคล้องกันในทางตรงข้าม (-) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

1.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเบต้า กับ sdn, HF, LF ของทั้ง ECG และ PPG, rmssd ของ PPG, pnn50 ของ ECG, และ avMIC

1.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองอัลฟา กับ sdn, HF, LF ของทั้ง ECG และ PPG, rmssd ของ PPG, pnn50 ของ ECG, และ avMIC

1.3. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองธีต้า กับ avHR, HF, และ LF ของ PPG

1.4. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเดลต้า กับ LH/HF ของทั้ง ECG และ PPG

1.5. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของคลื่นอัลฟา กับ sdn, rmssd, pnn50 ของ ECG

2. ค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับสูง (0.70-0.90) และค่าสอดคล้องกันในทิศทางเดียวกัน (+) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

2.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเบต้า กับ LF/HF ของทั้ง ECG และ PPG

2.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเดลต้า กับ sdn, HF, LF ของทั้ง ECG และ PPG, rmssd ของ PPG, pnn50 ของ ECG และ avMIC

3. ค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับปานกลาง (0.5-0.70) และค่าสอดคล้องกันในทางตรงข้าม (-) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

3.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเบต้า กับ avHR ของ PPG และ rmssd ของ ECG

3.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองอัลฟา กับ rmssd ของ ECG

3.3. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองธีต้า กับ avHR, pnn50, HF, LF ของ ECG, sdn ของทั้ง ECG และ PPG, rmssd ของ PPG, และ avMIC

3.4. ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเดลต้า กับ avnn ของทั้ง ECG และ PPG

3.5. ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของคลื่นอัลฟา กับ HF, LF ของทั้ง ECG และ PPG, sdn, rmssd ของ PPG, pnn50 ของ ECG และ avMIC

4. ค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับปานกลาง (0.5-0.70) และค่าสอดคล้องกันในทิศทางเดียวกัน (+) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

4.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองอัลฟา กับ LH/HF ของทั้ง ECG และ PPG

4.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองธีต้า กับ avnn, LF/HF ของทั้ง ECG และ PPG

4.3. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเดลต้า กับ avHR ของทั้ง ECG และ PPG

4.4. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของคลื่นอัลฟ่า กับ avSpO₂

5. ค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับต่ำ (0.30-0.50) และค่าสอดคล้องกันในทางตรงข้าม (-) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

5.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเบต้า กับ avHR ของ ECG และ pnn50 ของ PPG

5.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองอัลฟ่า กับ avHR ของทั้ง ECG และ PPG, pnn50 ของ PPG

6. ค่าความสัมพันธ์ระดับต่ำ (0.30-0.50) ค่าสอดคล้องในทิศทางเดียวกัน (+) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

6.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเบต้า กับ avnn ของทั้ง ECG และ PPG และ avACC

6.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองอัลฟ่า กับ avnn ของ PPG และ avSpO₂

6.3. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นธีต้า กับ avTEMP

6.4. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นเดลต้า กับ rmssd ของ ECG

6.5. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของคลื่นอัลฟ่า กับ LF/HF ของทั้ง ECG และ PPG, และ avACC

7. ค่าความสัมพันธ์อยู่ระดับต่ำมาก (0.00-0.30) และค่าสอดคล้องกันในทางตรงข้าม (-) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

7.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองเบต้า กับ avJERK

7.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นธีต้า กับ rmssd ของ ECG และ pnn50 ของ PPG

7.3. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นเดลต้า กับ avACC และ avTEMP

7.4. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของคลื่นอัลฟ่า กับ avHR, avnn ของทั้ง ECG และ PPG, avJERK และ avTEMP

8. ค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับต่ำมาก (0.00-0.30) และมีค่าสอดคล้องในทิศทางเดียวกัน (+) ตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง คือ

8.1. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นเบต้า กับ avSpO₂ และ avTEMP

8.2. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นอัลฟา กับ avACC, avJERK, และ avTEMP

8.3. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นบีต่า กับ avACC, avJERK, avSpO2

8.4. ค่าความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นเดลต้า กับ pnn50 ของ PPG, avJERK, และ avSpO2

4.2.7.2. วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างตัวชี้วัดจากการวัดกับคลื่นสมองในแต่ละความถี่ของระดับการนอนหลับ

ทำการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของตัวชี้วัดที่ได้จากการวัดกับคลื่นสมองแต่ละความถี่ โดยทำการวิเคราะห์ ดังนี้

ขั้นที่ 1 วิเคราะห์จากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่อยู่ในระดับสูง

จากตาราง 22 สามารถแสดงความสอดคล้องของค่าสหสัมพันธ์ที่มากที่สุด 4 อันดับระหว่างค่าเฉลี่ยของแต่ละตัวชี้วัดที่ได้จากการวัดกับคลื่นสมองในแต่ละความถี่ ดังนี้

- ตัวชี้วัดที่มีค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับสูงกับคลื่นเบต้า (เรียงจากตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์มากที่สุด) คือ powLF (PRV), sdnn (PPG), powHF (PRV), และ powHF (HRV)

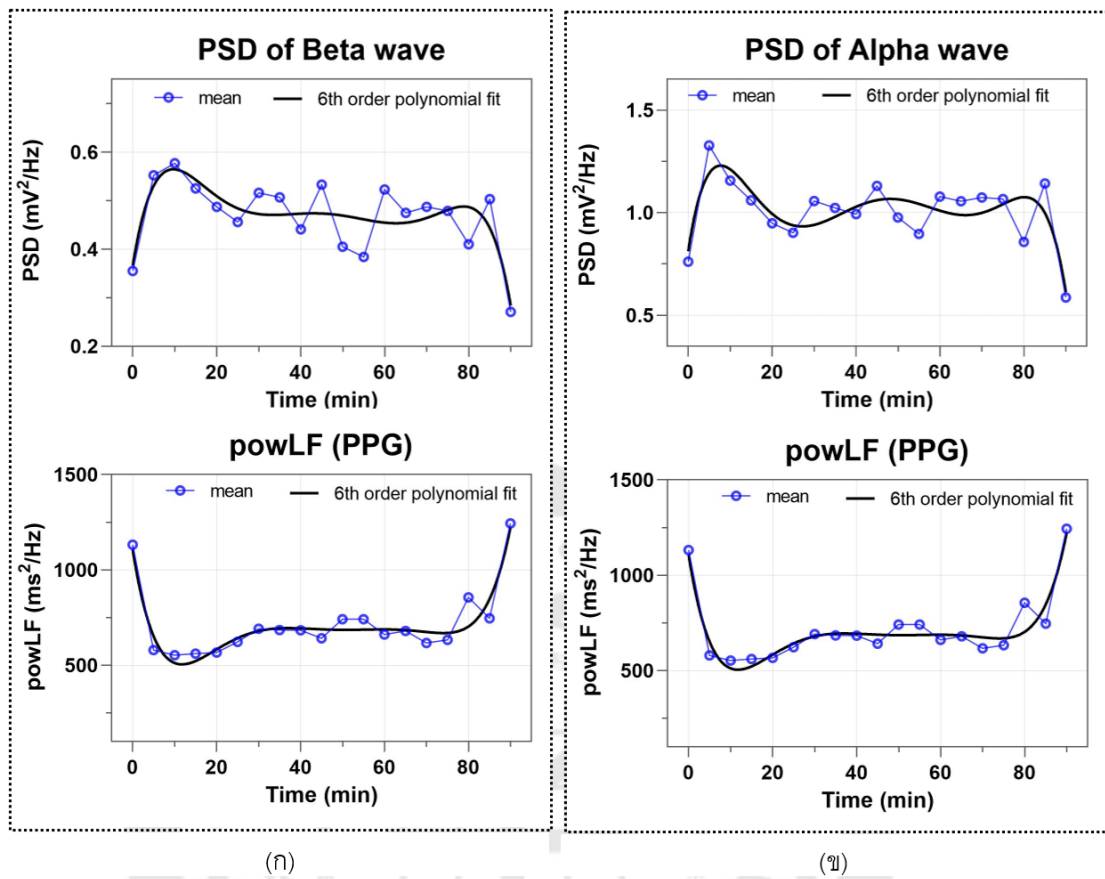
- ตัวชี้วัดที่มีค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับสูงกับคลื่นอัลฟา (เรียงจากตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์มากที่สุด) คือ powLF (PPG), pnn50 (ECG), powLF (HRV) และ sdnn (PPG)

- ตัวชี้วัดที่มีค่าความสัมพันธ์อยู่ในระดับสูงกับคลื่นบีต่า (เรียงจากตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์มากที่สุด) คือ powLF (PRV), powHF (PRV), avHR (PPG) และ sdnn (PPG)

- ตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์อยู่ในระดับสูงกับคลื่นเดลต้า (เรียงจากตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์มากที่สุด) คือ LF/HF (PRV), powHF (PRV), powLF (PRV) และ sdnn (PPG)

- ตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์อยู่ในระดับสูงกับผลต่างของคลื่นอัลฟา (เรียงจากตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์มากที่สุด) คือ rmssd (ECG), sdnn (ECG), pnn50 (PPG), pnn50 (ECG) และ powLF (HRV)

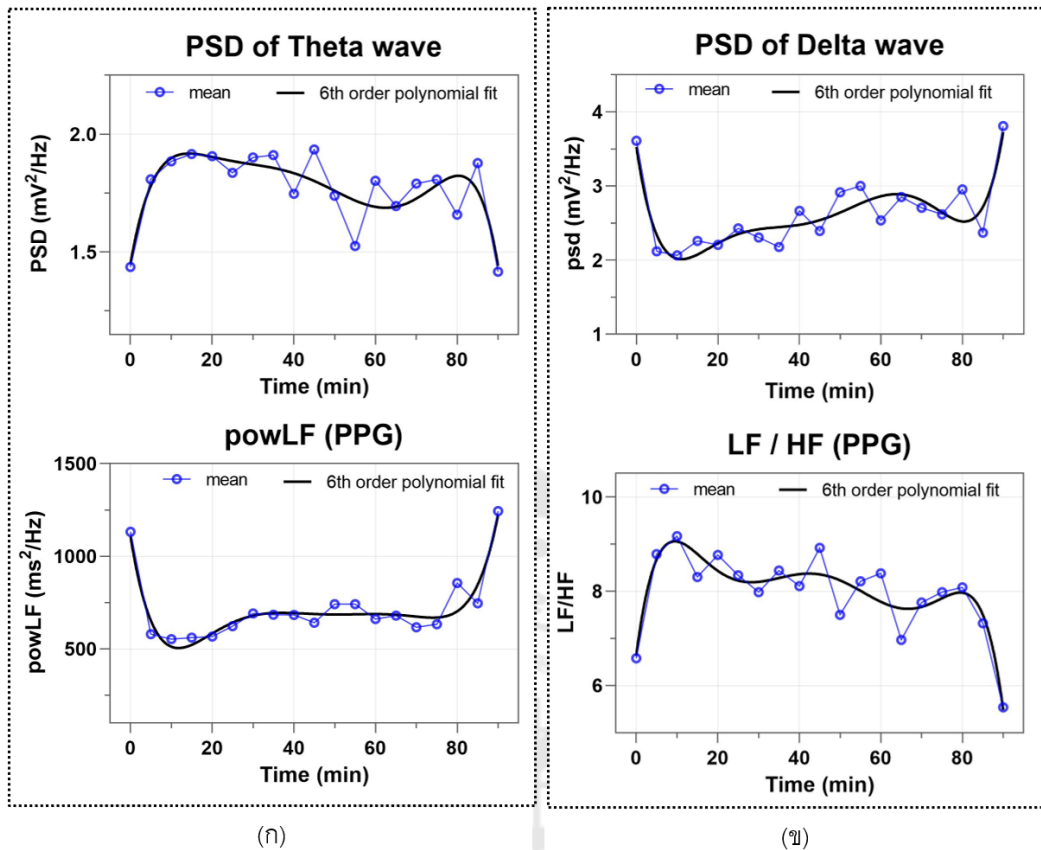
สามารถแสดงกราฟความสัมพันธ์ของตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์มากที่สุดกับคลื่นสมองต่างๆ ได้ดังภาพประกอบ 65-67



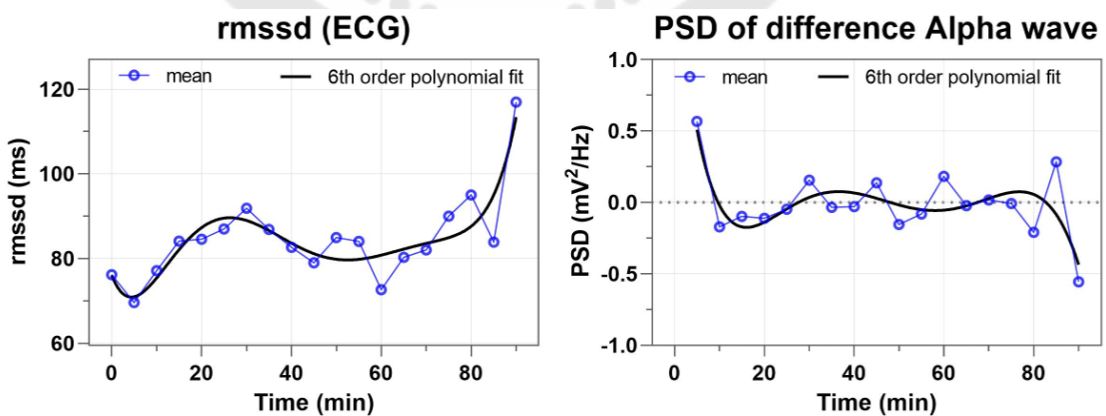
(ก)

(ข)

ภาพประกอบ 65 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง (ก) คลื่นเบต้ากับค่าพลังงาน LF โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.833 ในทิศทางข้ามกับคลื่นสมองเบต้า (ข)คลื่นอัลฟากับค่าพลังงาน LF มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.816 และมีความสัมพันธ์ในทิศทางข้ามกับคลื่นสมองอัลฟา



ภาพประกอบ 66 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง (ก) ค่าพลังงาน LF กับคลื่นสมองธีต้า โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.733 ในทิศทางตรงข้ามกับคลื่นสมองธีต้า (ข) ค่า LF/HF กับคลื่นเดลต้า มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.858 ในทิศทางข้ามกับคลื่นสมองเดลต้า



ภาพประกอบ 67 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง rmssd กับผลต่างของคลื่นอัลฟา โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.764 ในทิศทางข้ามกับค่าผลต่างของคลื่นอัลฟา

ขั้นที่ 2 วิเคราะห์จากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่มีค่าสูงกว่า 0.6

จากตาราง 22 สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยตัวชี้วัดต่างๆจากการวัดที่มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูงกว่า 0.6 ได้ดังนี้

- คลื่นเบต้ามีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์กับค่า sdnn (ECG), sdnn (PPG), rmssd (PPG), pnn50(ECG), powHF (HRV), powHF (PRV), powLF (HRV), powLF (PRV), LF/HF (HRV), LF/HF (PRV), avMIC

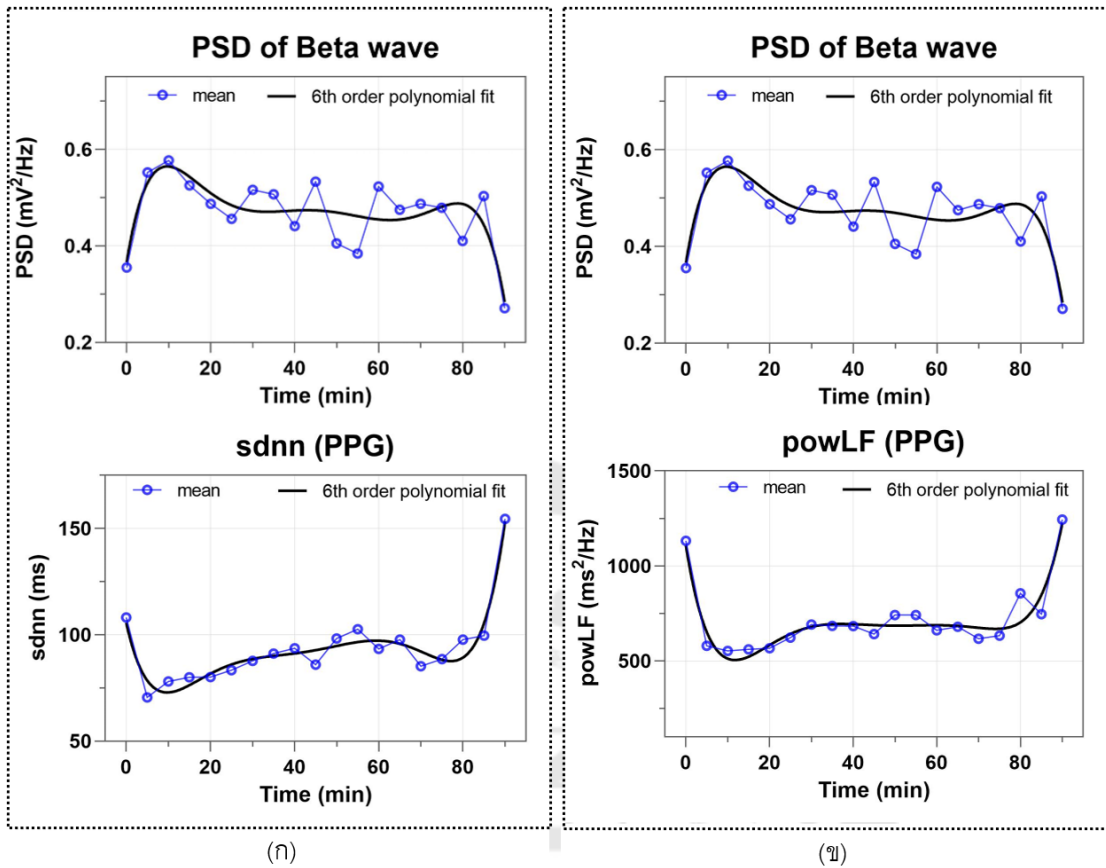
- คลื่นอัลฟามีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์กับ sdnn (ECG), sdnn (PPG), rmssd (ECG), rmssd (PPG), pnn50(ECG), powHF (HRV), powHF (PRV), powLF (HRV), powLF (PRV), LF/HF (HRV), LF/HF (PRV), avMIC

- คลื่นธีต้ามี่มีความสัมพันธ์ระดับสูงกับ avHR (ECG), avHR (PPG), avnn (PPG), powHF (HRV), powLF (PRV), LF/HF (PRV), avMIC

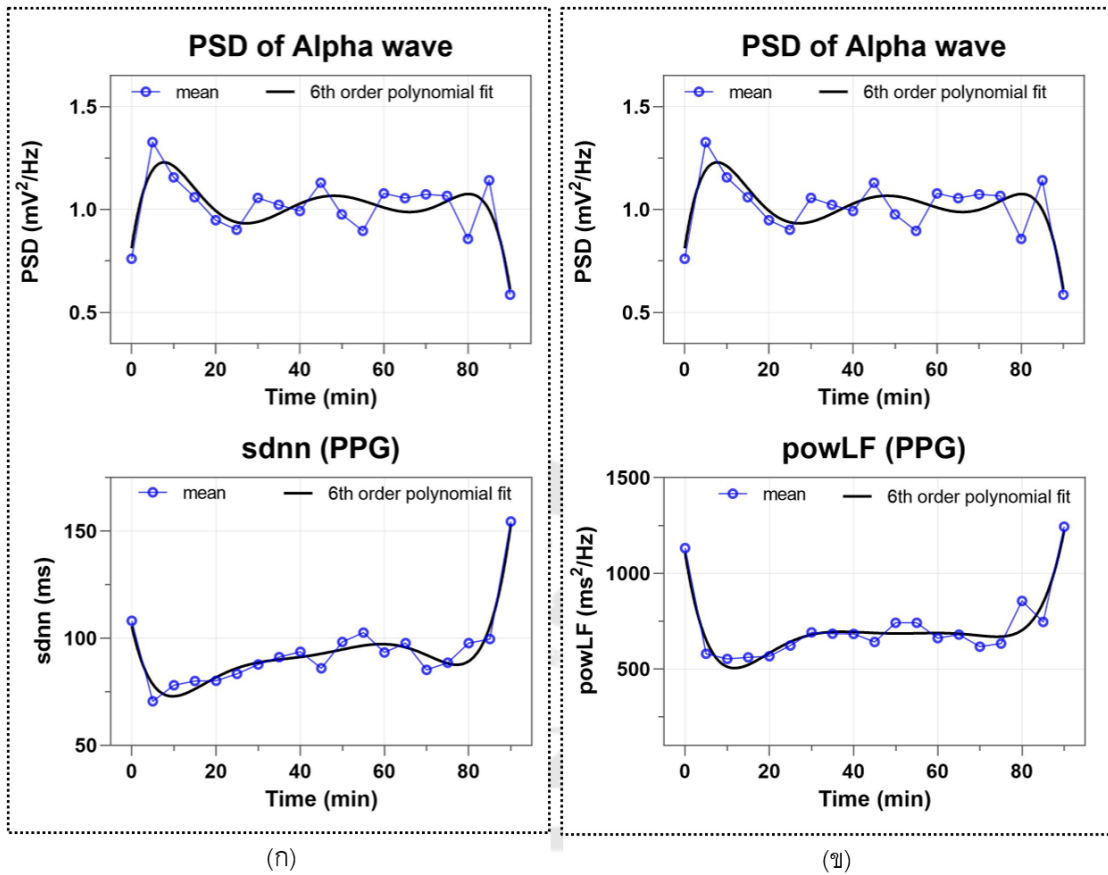
- คลื่นเดลต้ามีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์กับ avHR (ECG), avHR (PPG), sdnn (ECG), sdnn (PPG), rmssd (PPG), pnn50(ECG), powHF (HRV), powHF (PRV), powLF (HRV), powLF (PRV), LF/HF (HRV), LF/HF (PRV), avMIC

- ผลต่างของคลื่นอัลฟามีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์กับ sdnn (ECG), sdnn (PPG), rmssd (ECG), rmssd (PPG), pnn50(ECG), pnn50(PPG), powLF (HRV), powLF (PRV)

จะเห็นว่ามี 2 ตัวชี้วัดที่มีความเกี่ยวข้องกับทุกคลื่นไฟฟ้าสมอง คือ sdnn (PPG) และ powLF (PRV) เมื่อนำมาเทียบกับกราฟคลื่นสมองแต่ละความถี่และกราฟระดับการนอนหลับสามารถแสดงได้ดังภาพประกอบ 68-73



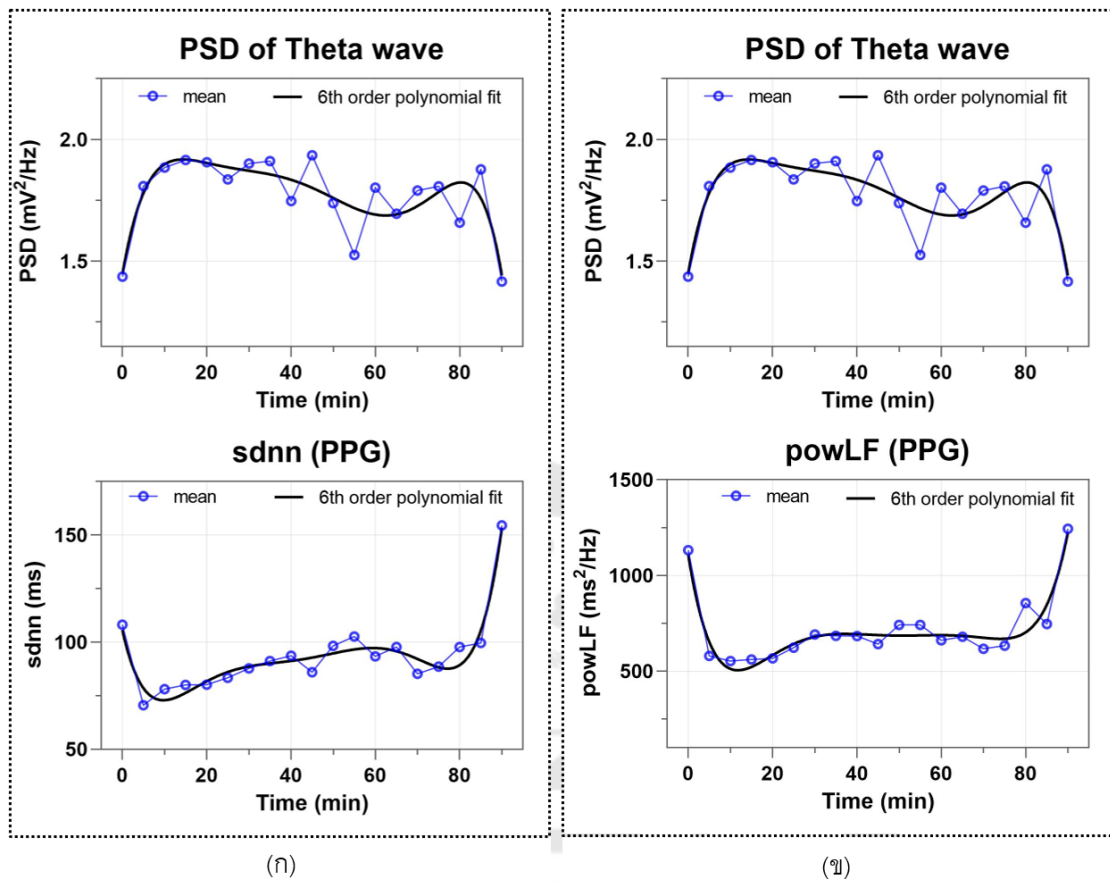
ภาพประกอบ 68 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นเบต้ากับ
 (ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.829 ในทิศทางข้ามกับคลื่นเบต้า
 (ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.833 ในทิศทางข้ามกับคลื่น
 เบต้า



ภาพประกอบ 69 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟากับ

(ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.779 ในทิศทางข้ามกับคลื่นอัลฟา

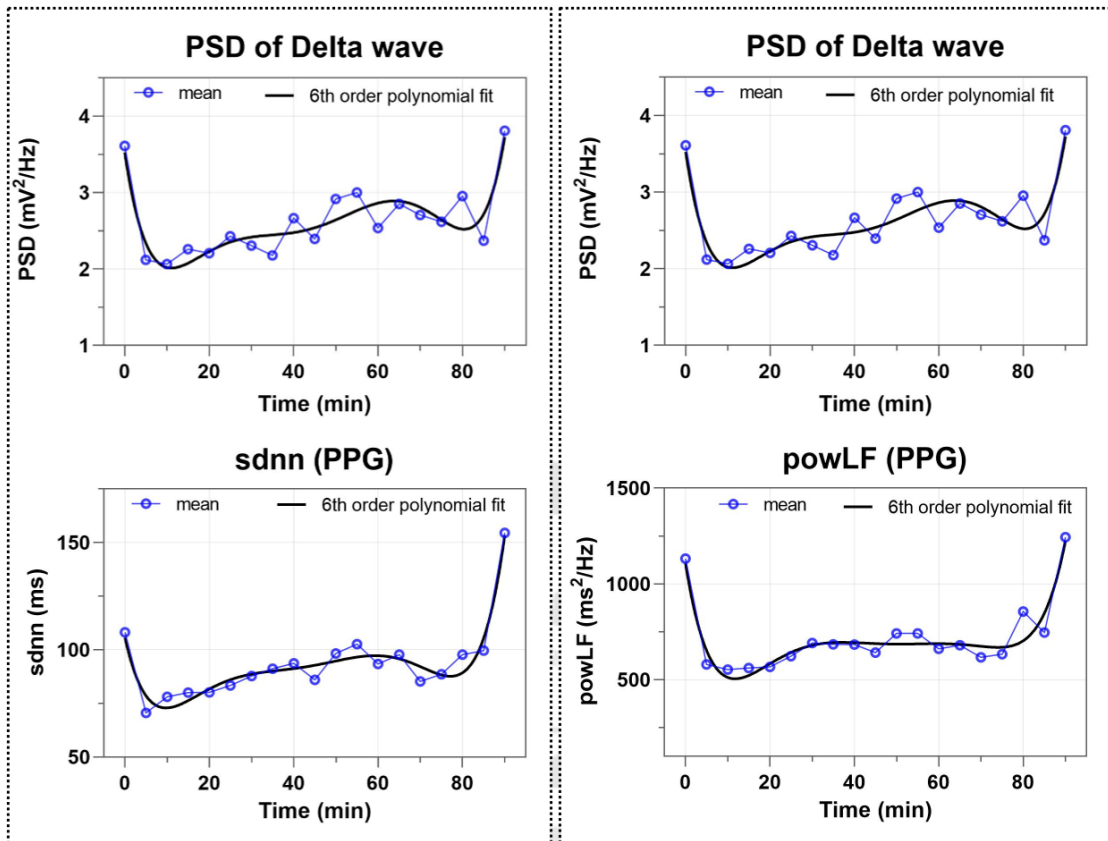
(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.816 ในทิศทางข้ามกับคลื่นอัลฟา



ภาพประกอบ 70 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นนี้ต่ำกับ

(ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.687 ในทิศทางข้ามกับคลื่นนี้ต่ำ

(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.733 ในทิศทางข้ามกับคลื่นนี้ต่ำ



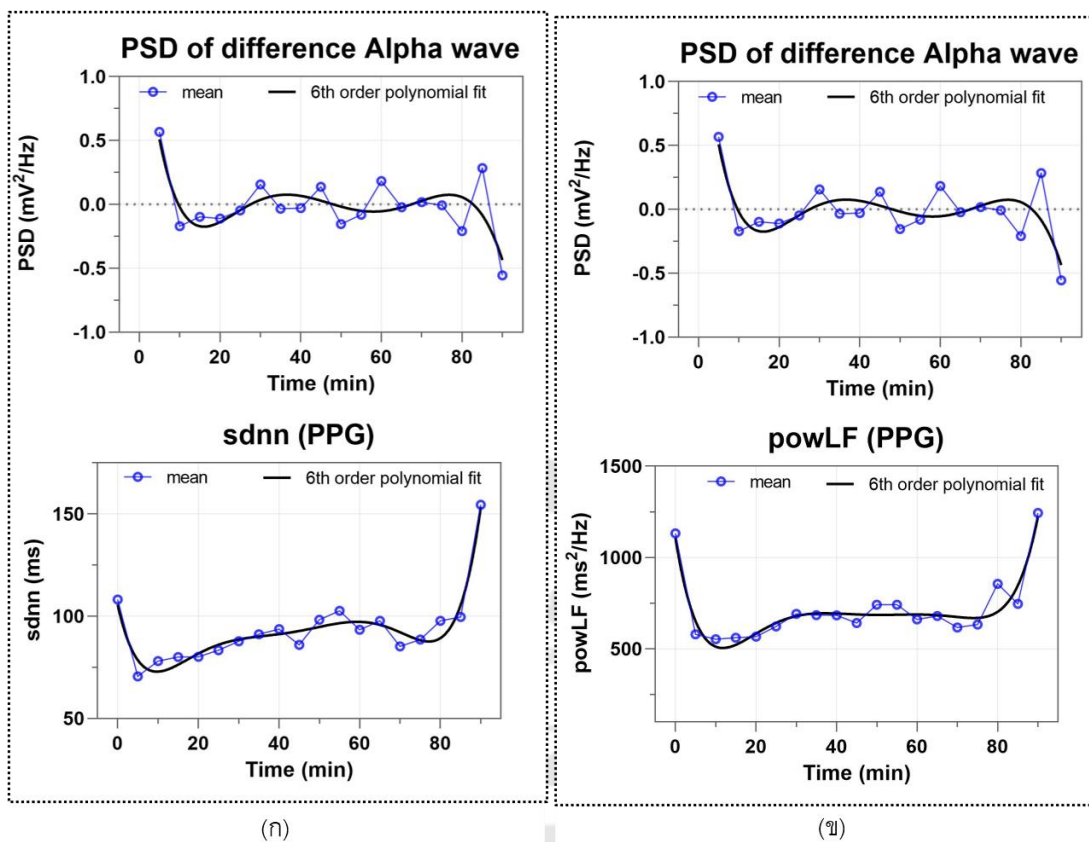
(ก)

(ข)

ภาพประกอบ 71 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของคลื่นเดลต้ากับ

(ก) ค่า sdnn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.836 ในทิศเดียวกันกับคลื่นเดลต้า

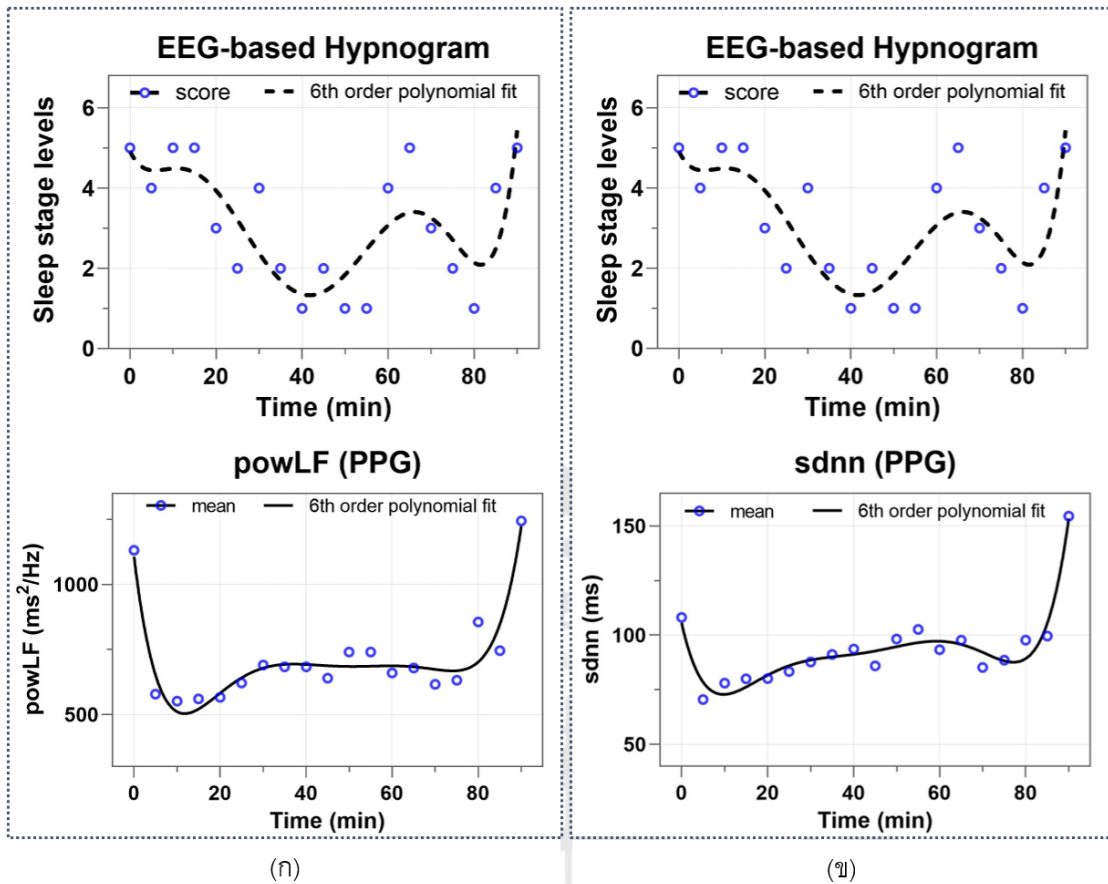
(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.857 ในทิศเดียวกันกับคลื่นเดลต้า



ภาพประกอบ 72 ความสัมพันธ์ระหว่างแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของผลต่างของคลื่นอัลฟากับ

(ก) ค่า sdn ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.621 ในทิศทางตรงข้ามกับผลต่างของคลื่นอัลฟา

(ข) ค่าพลังงาน LF ของ PPG โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.625 ในทิศทางตรงข้ามกับผลต่างของคลื่นอัลฟา



ภาพประกอบ 73 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของระดับการนอนหลับกับ (ก) ค่าพลังงาน LF ของ PPG (ข) ค่า sdn ของ PPG

โดยกราฟ LF และ sdn ของ PPG มีความเหมือนกับคลื่นเบต้า อัลฟา ธีต้า และ ผลต่างของอัลฟา แต่เนื่องจากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่าติดลบ ทำให้กราฟที่ได้มีทิศทางข้ามกัน ในขณะที่คลื่นของเดลต้ามีค่าความสัมพันธ์เป็นบวกจึงทำให้กราฟพล็อตได้มีทิศทางเดียวกัน และเมื่อเทียบกับกราฟระดับการนอนหลับก็มีทิศทางที่สอดคล้องกัน แสดงให้เห็นว่ากราฟทั้ง 2 ตัวชี้วัดนี้สามารถนำมาใช้วิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับได้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการพัฒนาอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รุกรานสำหรับประเมินคุณภาพการนอนหลับ โดยอาศัยสัญญาณชีวภาพของร่างกาย ได้แก่ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG), สัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด (Photoplethysmogram: PPG), อุณหภูมิของร่างกาย (Temperature), ปริมาณออกซิเจนในเลือด (SpO₂), เสียงในสภาพแวดล้อมขณะนอนหลับ (Ambient sound) และสัญญาณไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram: EEG) เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้าสมองกับตัวชี้วัดต่างๆที่ได้ในขณะนอนหลับ เมื่อทำการหาเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์ที่ได้จากการสอบเทียบเครื่องมือพบว่ามีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 5% ซึ่งอยู่ในค่าที่พอรับได้แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถนำมาใช้ในการวัดได้จริง (82)

จากการทดลองการนอนหลับจากกลุ่มตัวอย่างทั้ง 31 คน ในเวลา 95 นาที ผ่านการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และสัญญาณการบีบตัวของหลอดเลือด (PPG) โดยนำมาประมวลผลผ่านโปรแกรมแมทแล็บและแปรผลสัญญาณเป็นค่าตัวชี้วัดของตัววัด (Metrics) ต่างๆ ได้แก่ ค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจ (avHR) ค่าเฉลี่ยของช่วง NN intervals (avnn) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยของช่วง NN intervals (sdnn) ค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของ NN intervals ที่อยู่ติดกันยกกำลังสอง (rmssd) ค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างช่วงของ NN intervals ที่มากกว่า 50 มิลลิวินาที (pnn50) ผลรวมของพลังงานความถี่ต่ำ (LF) ผลรวมของพลังงานความถี่สูง (HF) อัตราส่วนของค่าความถี่ต่ำต่อความถี่สูง (LF/HF) ค่าเฉลี่ยของความถี่ของออกซิเจนในเลือด (avSpO₂) ค่าการเคลื่อนไหวของร่างกาย (avACC และ avJERK) ค่าเฉลี่ยของอุณหภูมิร่างกาย (avTEMP) และค่าเฉลี่ยเสียงของสภาพแวดล้อมในขณะนอนหลับ (avMIC) สรุปความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้าสมองแต่ละความถี่กับตัวชี้วัดต่างๆได้ ดังตาราง 23

ตาราง 23 สรุปผลระดับความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้าสมองแต่ละความถี่กับตัวชี้วัดต่างๆ

ระดับความ สัมพันธ์	ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองกับตัวชี้วัดแต่ละความถี่				
	เบต้า	อัลฟา	ธีต้า	เดลต้า	ผลต่าง ของอัลฟา
สูง (0.7-0.9)	sdnn	sdnn	avHR (PPG)	sdnn	sdnn (ECG)
	rmssd (PPG)	rmssd (PPG)	powHF (PRV)	rmssd (PPG)	rmssd (ECG)
	pnn50 (ECG)	pnn50 (ECG)	powLF (PRV)	Pnn50 (ECG)	pnn50 (PPG)
	powHF	powHF		powHF	
	powLF	powLF		powLF	
	LF/HF	avMIC		LF/HF	
ปานกลาง (0.5-0.7)	avHR (PPG)	rmssd (ECG)	avHR (ECG)	avHR	sdnn (PPG)
	rmssd (ECG)	LF/HF	avnn	avnn	rmssd (PPG)
			sdnn		Pnn50
			rmssd (PPG)		powHF
			pnn50 (ECG)		powLF
			powHF (HRV)		avSpO2
			powLF (HRV)		avMIC
			LF/HF		
			avMIC		
ต่ำ (0.0-0.5)	avHR (ECG)	avHR	rmssd (ECG)	rmssd (ECG)	avHR
	avnn	avnn	Pnn50 (PPG)	pnn50 (PPG)	avnn
	pnn50 (PPG)	pnn50 (PPG)	avACC	avACC	LF/HF
	avACC	avACC	avJERK	avJERK	avACC
	acJERK	avJERK	avSpO2	avSpO2	avJERK
	avSpO2	avSpO2	avTEMP	avTEMP	avTEMP
	avTEMP	avTEMP			avMIC

จากตารางสรุป 23 สามารถสรุปผลได้ว่าตัวชี้วัดที่ได้จากการวัดสามารถนำมาวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับแทนการใช้สัญญาณไฟฟ้าสมอง โดยสามารถสรุปการวิเคราะห์หะยะการนอนหลับได้ ดังนี้

1. การวิเคราะห์ช่วงการตื่น (Awake) สามารถพิจารณาตัวชี้วัดของ sdnn (PPG), powHF (HRV), powHF (PRV) และ powLF (PRV) ในการวิเคราะห์ช่วงการตื่นแทนการใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง เนื่องจากค่าสหสัมพันธ์ระหว่างตัวชี้วัดทั้ง 4 ตัวกับคลื่นสมองชนิดเบต้ามีความสัมพันธ์กันในระดับสูง

2. การวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับ N1 สามารถพิจารณาตัวชี้วัดของ pnn50 (ECG), sdnn (PPG), powLF (HRV) และ powLF (PPG) ในการวิเคราะห์ช่วงการนอนหลับลึกระดับ N1 แทนการใช้คลื่นไฟฟ้าสมองชนิดอัลฟาได้ เนื่องจากค่าสหสัมพันธ์ระหว่างตัวชี้วัดทั้ง 4 ค่ากับคลื่นอัลฟามีความสัมพันธ์กันในระดับสูง

3. การวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับ N2 สามารถพิจารณาตัวชี้วัดของ avHR (PPG), sdnn (PPG), powHF (PRV) และ powLF (PRV) ในการวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับแบบ N2 แทนการวิเคราะห์ผ่านคลื่นไฟฟ้าสมองชนิดบีตา เนื่องจากค่าสหสัมพันธ์มีความสัมพันธ์กันในระดับสูง

4. การวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับลึก (NREM) ระดับ N3 สามารถพิจารณาตัวชี้วัดของ sdnn (PPG), powHF (PRV), powLF (PRV) และ powLF/HF (PRV) แทนการวิเคราะห์ผ่านคลื่นไฟฟ้าสมองในการวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับแบบ N3 เนื่องจากค่าสหสัมพันธ์มีความสัมพันธ์กันในระดับสูง

5. การวิเคราะห์หาระดับการนอนหลับแบบหลับตื่น (REM) สามารถพิจารณาตัวชี้วัดของ sdnn (ECG), rmssd (ECG), pnn50 (ECG), pnn50 (PPG) และ powLF (HRV) แทนการวิเคราะห์ผ่านผลต่างของคลื่นสมองชนิดอัลฟา ในการหาระดับการนอนหลับแบบ REM เนื่องจากค่าสหสัมพันธ์มีความสัมพันธ์กันในระดับสูง

และจากการวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองกับตัวชี้วัดต่างๆ ที่มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูงกว่า 0.6 ค่าที่มีความเกี่ยวข้องกับทุกคลื่นสมอง คือ sdnn (PPG) และ powLF (PRV) ซึ่งสามารถนำมาใช้ในการหาช่วงระดับการนอนหลับได้ ในขณะที่ตัวชี้วัดของ avACC, avJERK, avSpO2 และ avTEMP มีค่าสหสัมพันธ์อยู่ในระดับต่ำแสดงให้เห็นว่าแทบจะไม่มีความสัมพันธ์กับคลื่นสมองใดๆ ดังนั้นจึงอาจจะไม่สามารถนำมาใช้วัดระดับการนอนหลับได้ ในขณะที่เมื่อนำตัวชี้วัด sdnn (PPG) และ powLF (PRV) ที่มีค่าความสัมพันธ์กับระดับการนอนหลับมากที่สุดมาเปรียบเทียบกราฟระดับการนอนหลับ จะเห็นว่ากราฟมีลักษณะใกล้เคียงกัน ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ในการวัดการนอนหลับที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปวัดค่าได้จริงและสามารถประเมินคุณภาพการนอนหลับผ่านสัญญาณชีวภาพร่างกายได้

5.2 อภิปรายผล

จากวัตถุประสงค์ของงานวิจัยเพื่อพัฒนาอุปกรณ์บันทึกข้อมูลแบบไม่รุกรานสำหรับประเมินคุณภาพการนอนหลับ โดยบันทึกสัญญาณชีวภาพที่ประกอบด้วย คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG), สัญญาณการเปลี่ยนแปลงการบีบตัวของหลอดเลือด (Photoplethysmogram: PPG), อุณหภูมิของร่างกาย (Body temperature), การเคลื่อนไหวของร่างกายขณะนอนหลับ (Acceleration), เปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO2) และเสียงขณะนอนหลับ (Ambient sound) โดยจากผลการทดสอบพบว่า

1. ค่าตัวชี้วัดที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณต่างๆ ได้แก่ ค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจ (avHR) ค่าเฉลี่ยของช่วง NN intervals (avnn) ค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของ NN interval ที่อยู่ติดกันยกกำลังสอง (rmssd) ค่าร้อยละของความแตกต่างระหว่างช่วงของ NN interval ที่มากกว่า 50 มิลลิวินาที (pnn50) ผลรวมของพลังงานเส้นสเปกตรัมที่ความถี่ต่ำ (LF) ผลรวมของพลังงานเส้นสเปกตรัมที่ความถี่สูง (HF) อัตราส่วนของค่า LF ต่อ HF (LF/HF) ค่าเฉลี่ยของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (avSpO2) ค่าเฉลี่ยของอุณหภูมิร่างกาย (avTEMP) ค่าเฉลี่ยของการเคลื่อนที่ของร่างกาย (avACC) และค่าเฉลี่ยของเสียงในขณะนอนหลับ (Ambient sound) ที่นำมาใช้วิเคราะห์มีการเปลี่ยนแปลงเมื่อร่างกายอยู่ในช่วงการนอนหลับระยะต่างๆ

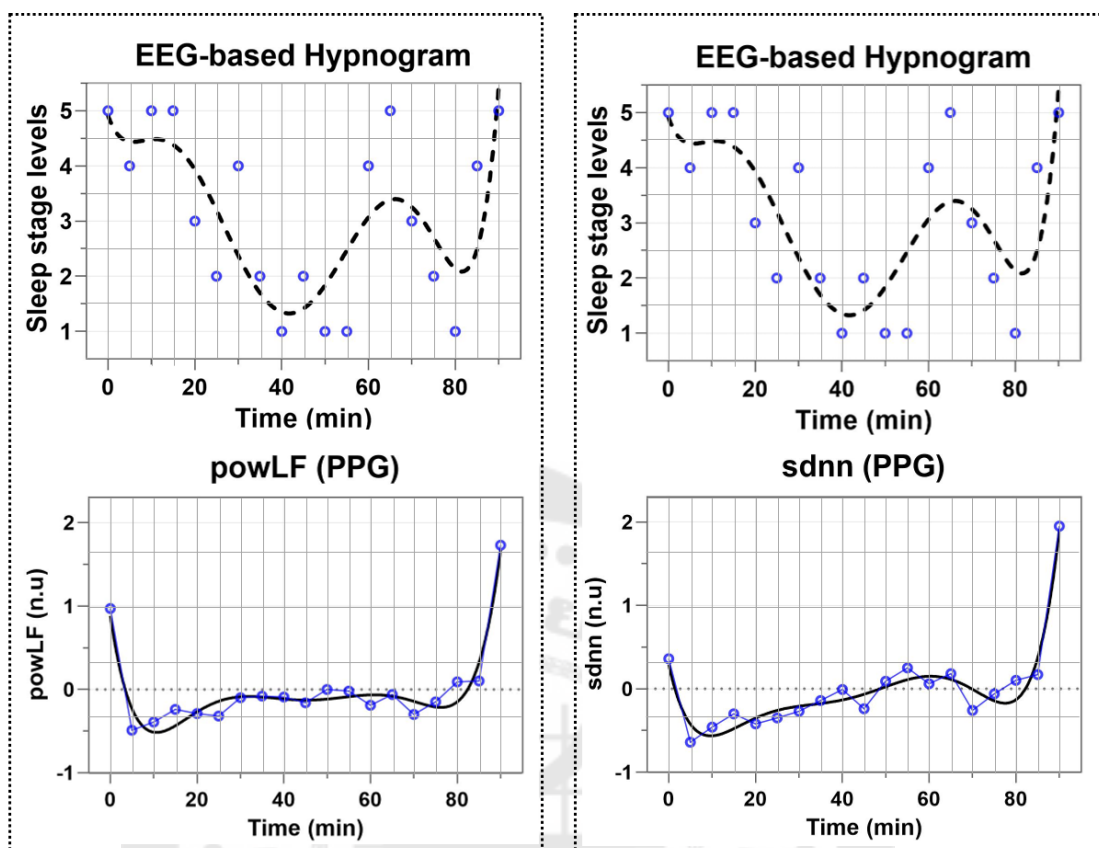
2. การวิเคราะห์ระดับการนอนหลับจากกราฟ Hypnogram ของคลื่นไฟฟ้าสมอง กราฟในช่วง 20 นาทีแรกอยู่ในช่วงการตื่น (Awake) และค่อยๆหลับเมื่อเวลาผ่านไป โดยในขณะนอนหลับมีการเข้าสู่ช่วงหลับลึก (NREM) ในระยะ N1 N2 N3 และช่วงหลับตื้น (REM) นอกเหนือจากนั้นมีการสะดุ้งตื่นในบางช่วง ซึ่งใกล้เคียงกับข้อมูลที่ได้จากการสัมภาษณ์กลุ่มตัวอย่างหลังเก็บผลการทดลอง โดยมีความรู้สึกเหมือนเคลิ้มหลับเมื่อเวลาผ่านไป 30 นาที มีอาการการฝันเกิดขึ้น ซึ่งเป็นลักษณะของการนอนหลับตื้น และมีอาการสะดุ้งตื่นในขณะทดลอง แต่โดยปกติลักษณะในการนอนหลับหนึ่งช่วงการนอนจะประกอบด้วยช่วงการนอนแบบ NREM ประมาณ 80 นาที และช่วงการนอนแบบ REM ประมาณ 10 นาที แสดงให้เห็นว่าในเก็บผลการนอนหลับกลุ่มตัวอย่างหลับไม่สนิทตลอดช่วงการนอน อาจเนื่องมาจากสภาพแวดล้อมที่ไม่คุ้นเคย เสียงภายนอกห้องทดลอง อุณหภูมิในขณะทดลอง

3. จากการวิเคราะห์หาระดับความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นสมองกับค่าตัวชี้วัด โดยการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ค่าตัวชี้วัดบางตัวที่มีความสัมพันธ์ในระดับสูงกับคลื่นสมองในแต่ละชนิด จึงสามารถนำตัวชี้วัดนั้นๆมาใช้แทนคลื่นสมองชนิดนั้นๆได้ เช่น หากต้องการดูช่วงของคลื่นสมอง

ชนิดเบต้าสามารถพิจารณาตัวชี้วัดของ sdnn (PPG), powHF (HRV), powHF (PRV) และ powLF (PRV) แทน และเนื่องจากคลื่นสมองแต่ละชนิดสามารถเป็นตัวแทนของระดับการนอนหลับในแต่ละช่วงการนอนได้ ดังนั้นจึงสามารถนำค่าตัวชี้วัดที่มีความสัมพันธ์กับชนิดคลื่นสมองมาแยกช่วงการนอนหลับคร่าวๆ และจากการหาความสัมพันธ์ระหว่างระดับการนอนหลับกับแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของตัวชี้วัดทำให้สามารถดูแนวโน้มการเปลี่ยนระยะการนอนคร่าวๆได้ แต่ในตัวชี้วัดบางชนิด เช่น การเคลื่อนไหวของร่างกาย อุณหภูมิร่างกาย และปริมาณออกซิเจนในเลือดแทบจะไม่มีความสัมพันธ์กับคลื่นสมองและกราฟระดับการนอนหลับ

4. การนำไปใช้ในการแยกระยะการนอนหลับ จากงานวิจัยที่ผ่านมา (48, 83, 84) ได้นำเสนอเกี่ยวกับการแบ่งระดับการนอนหลับจากการวิเคราะห์โดเมนเวลาและโดเมนความถี่ของคลื่น ECG มีความสัมพันธ์กับระยะการนอนหลับดังนี้คือ ช่วงขณะตื่น (Wake) ไปจนถึงหลับลึก (NREM) ทั้ง 3 ระยะค่าของโดเมนเวลาและความถี่จะค่อยๆลดลงตามลำดับและเมื่อหลับอยู่ในระยะหลับตื้น (REM) ค่าตัวชี้วัดต่างๆจะเพิ่มขึ้น ซึ่งจากการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์ระยะการนอนหลับจากเครื่อง EEG และตัวชี้วัดที่ได้จากเครื่องมือที่พัฒนาขึ้น นำตัวชี้วัดที่มีค่าสหสัมพันธ์สูงสุดมาพล็อตกราฟเพื่อเทียบกับกราฟระยะการนอนหลับ โดยในการพล็อตกราฟตัวชี้วัดใช้ข้อมูลที่ผ่านการ normalization เพื่อลดความผิดพลาดของข้อมูลลงและทำการเทียบที่ช่วงเวลาพบว่าในช่วงเวลาที่กลุ่มตัวอย่างอยู่ในระยะตื่นไปหลับลึก (ระดับคะแนนที่ 5, 3, 2, 1) กราฟแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdnn มีค่าลดลง ในขณะที่เมื่ออยู่ในช่วงการนอนหลับตื้น (ระดับคะแนนที่ 4) กราฟแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdnn มีการเพิ่มขึ้น ดังภาพประกอบ 74

ดังนั้นสามารถตั้งข้อสรุปได้ว่าตัวชี้วัดของพลังงาน LF และ sdnn ของ PPG น่าจะสามารถเป็นตัวแทนในการดูช่วงการนอนหลับ สามารถนำมาทำนายระยะการนอนหลับคร่าวๆและนำมาวิเคราะห์คุณภาพการนอนหลับได้ ในขณะที่ตัวชี้วัดตัวอื่นๆสามารถดูช่วงการนอนหลับได้เพียงบางช่วงเท่านั้น



ภาพประกอบ 74 กราฟแสดงความสัมพันธ์ในการแยกระยะการนอนหลับระหว่างกราฟระยะการนอนหลับกับแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdn โดยเมื่อกราฟระยะการนอนหลับอยู่ในช่วงตื่นไประยะหลับลึก (ระดับคะแนนที่ 5, 3, 2, 1) กราฟแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdn มีค่าลดลง ในขณะที่เมื่อระยะการนอนหลับอยู่ในช่วงหลับตื้น (ระดับคะแนนที่ 4) กราฟแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน LF และ sdn มีการเพิ่มขึ้น

5.3 ปัญหาที่พบ

- ความไม่เสถียรของสัญญาณไฟฟ้าสมองที่เกิดจากลักษณะศีรษะ ทรงผม และท่าทางการนอน เนื่องจากในบางท่าทางการนอนส่งผลต่อตัวอิเล็กโทรดแบบแห้งทำให้ไม่สัมผัสกับผิวหนัง ศีรษะส่งผลให้สัญญาณไฟฟ้าสมองที่ได้ไม่ติดและไม่ชัดเจน

- เนื่องจากลักษณะของอิเล็กโทรดแบบแห้งนั้นมีลักษณะเป็นแท่งเข็มที่สัมผัสกับผิวหนัง ศีรษะ เมื่อมีการนอนในตำแหน่งที่ทับตัวอิเล็กโทรดทำให้กลุ่มตัวอย่างบางรายมีอาการเจ็บศีรษะ ส่งผลให้นอนหลับไม่สนิท

- สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากระบบกราวที่ไม่ดี ทำให้มีสัญญาณรบกวนสัญญาณชีวภาพที่ทำการเก็บผลส่งผลให้เห็นสัญญาณที่ต้องการไม่ชัดเจน

- เสี่ยงรบกวนจากสภาพแวดล้อมภายนอกห้องทดลองทำให้กลุ่มตัวอย่างนอนหลับไม่สนิทและเกิดการสะดุ้งตื่นระหว่างเก็บผลการทดลอง

5.4 ข้อเสนอแนะ

- ควรควบคุมช่วงเวลาในการทดลองการนอนหลับให้ตรงกับเวลาการนอนของกลุ่มตัวอย่างเนื่องจากบางครั้งอาจเกิดปัญหาหากกลุ่มตัวอย่างนอนไม่หลับเนื่องจากเวลานอนหรือสภาพห้องนอนไม่คุ้นเคย

- ในอนาคตตอยากพัฒนาให้อุปกรณ์มีความสะดวกในการสวมใส่และใช้งานง่ายขึ้น เช่น ลดจำนวนอุปกรณ์ที่ใช้ โดยใช้เพียงแค่ PPG สวมใส่ที่นิ้ว

- อุปกรณ์ที่จะถูกพัฒนาในอนาคตจะสามารถประเมินระดับการนอนหลับแบบเป็นปัจจุบัน (Real time) และแสดงผลบนหน้าจอแสดงผล

- อุปกรณ์สามารถให้คำแนะนำและข้อควรปฏิบัติตัวขณะนอนหลับได้อย่างถูกต้อง เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถวัดสถานะการนอนหลับได้ด้วยตนเอง ได้อย่างสะดวก รวดเร็ว และถูกต้อง

บรรณานุกรม

1. health Dom. brain and sleep 2017 [cited 2020. 10.09]. Available from: <http://www.prdmh.com/เครือข่าย/ฐานข้อมูลประเด็นความเชี่ยวชาญของหน่วยงาน/212-เครือข่าย/ฐานข้อมูลประเด็นความเชี่ยวชาญของหน่วยงาน/909-สมองกับการนอน-3.html>. .
2. Yamma C, Lueboonthavatchai P. Sleep problems fatigue and work efficiency among registered nurse at king chulalongkorn memorial hospital. 2013;58(2):183-96.
3. Als H. Toward a synactive theory of development: promise for the assessment and support of infant individuality. Infant Mental Health Journal. 1982;3:229-43.
4. McMahon E, Wintermark P, Lahav A. Auditory brain development in premature infants: The importance of early experience. Annals of the New York Academy of Sciences. 2012;1252:17-24.
5. Jariyakosol S. Obstructive sleep apnea and ophthalmic conditions [Available from: <http://www.rcot.org/datafile/file/doctor/b89c4dd866e77a31669c737123f5c092.pdf>.
6. Whitehurst LN, Naji M, Mednick SC. Comparing the cardiac autonomic activity profile of daytime naps and nighttime sleep. Neurobiol Sleep Circadian Rhythms. 2018;5:52-7.
7. hospital I. Laboratory tests to diagnose insomnia [cited 2020. 14.09]. Available from: <https://www.bangkokinternationalhospital.com/th/health-articles/diseases-and-treatments/insomnia-sleep-lab-test>.
8. Kanlaya Panjapornpon, Chomnapa Kittisad, Watcharaporn Pumphothong, Sansanee Puangtawai, Oranee Thapwang. Polysomnography (PSG) 2016 [cited 2020. 19.09]. Available from: http://ccit.go.th/news/health_detail.php?post_id=442.
9. Nayana Ambardekar. Sleep Study (Polysomnography) 2019 [cited 2020. 26.09]. Available from: <https://www.webmd.com/sleep-disorders/polysomnogram>.
10. Grandner M, Rosenberger M. Chapter 12 - Actigraphic sleep tracking and wearables: Historical context, scientific applications and guidelines, limitations, and considerations for commercial sleep devices. In: Grandner MA, editor. Sleep and Health: Academic Press; 2019. p. 147-57.

11. Park KS, Choi SH. Smart technologies toward sleep monitoring at home. *Biomedical Engineering Letters*. 2019;9(1):73-85.
12. Roomkham S, Lovell D, Cheung J, Perrin D. Promises and Challenges in the Use of Consumer-Grade Devices for Sleep Monitoring. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2018;11:53-67.
13. Xue B, Deng B, Hong H, Wang Z, Zhu X, Feng DD. Non-Contact Sleep Stage Detection Using Canonical Correlation Analysis of Respiratory Sound. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2020;24(2):614-25.
14. Fonseca P, Long X, Radha M, Haakma R, Aarts RM, Rolink J. Sleep stage classification with ECG and respiratory effort. *Physiological Measurement*. 2015;36(10):2027-40.
15. Domingues A, Paiva T, Sanches JM. Hypnogram and Sleep Parameter Computation From Activity and Cardiovascular Data. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014;61(6):1711-9.
16. Kesper K, Canisius S, Penzel T, Ploch T, Cassel W. ECG signal analysis for the assessment of sleep-disordered breathing and sleep pattern. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2012;50(2):135-44.
17. Kang DY, DeYoung PN, Malhotra A, Owens RL, Coleman TP. A State Space and Density Estimation Framework for Sleep Staging in Obstructive Sleep Apnea. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2018;65(6):1201-12.
18. Widasari ER, Tanno K, Tamura H, editors. Automatic Sleep Quality Assessment for Obstructive Sleep Apnea Patients Based on HRV Spectrum Analysis. 2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC); 2019 6-9 Oct. 2019.
19. Rahimi A, Safari A, Mohebbi M, editors. Sleep Stage Classification Based on ECG-Derived Respiration and Heart Rate Variability of Single-Lead ECG Signal. 2019 26th National and 4th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME); 2019 27-28 Nov. 2019.

20. Widasari ER, Tanno K, Tamura H, editors. Automatic Sleep Stage Detection Based on HRV Spectrum Analysis. 2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC); 2018 7-10 Oct. 2018.
21. He D, Li M, Yang H, Kang W, Ou Y, editors. A Joint Classifier for Sleep Staging with Pulse Rate Variability Based on Automatic Weight Assignment. 2019 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA); 2019 4-7 Aug. 2019.
22. Alickovic E, Subasi A. Ensemble SVM Method for Automatic Sleep Stage Classification. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. 2018;67(6):1258-65.
23. Yi R, Enayati M, Keller JM, Popescu M, Skubic M, editors. Non-Invasive In-Home Sleep Stage Classification Using a Ballistocardiography Bed Sensor. 2019 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI); 2019 19-22 May 2019.
24. van Wouwe NC, Valk PJJ, Veenstra BJ. Sleep Monitoring: A Comparison Between Three Wearable Instruments. *Military Medicine*. 2011;176(7):811-6.
25. Muzet A, Naitoh P, Townsend RE, Johnson LC. Body movements during sleep as a predictor of stage change. *Psychonomic Science*. 1972;29(1):7-10.
26. Dafna E, Tarasiuk A, Zigel Y. Sleep staging using nocturnal sound analysis. *Scientific reports*. 2018;8(1):13474-.
27. Perez-Pozuelo I, Zhai B, Palotti J, Mall R, Aupetit M, Garcia-Gomez JM, et al. The future of sleep health: a data-driven revolution in sleep science and medicine. *npj Digital Medicine*. 2020;3(1):42.
28. de Zambotti M, Cellini N, Goldstone A, Colrain IM, Baker FC. Wearable Sleep Technology in Clinical and Research Settings. *Med Sci Sports Exerc*. 2019;51(7):1538-57.
29. Di Rienzo M, Vaini E, Lombardi P. Development of a smart garment for the assessment of cardiac mechanical performance and other vital signs during sleep in microgravity. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2018;274:19-27.
30. Karlen W, Mattiussi C, Floreano D. Sleep and Wake Classification With ECG and Respiratory Effort Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2009;3(2):71-8.

31. Muhlsteff J, Such O, Schmidt R, Perkuhn M, Reiter H, Lauter J, et al., editors. Wearable approach for continuous ECG - and activity patient-monitoring. The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2004 1-5 Sept. 2004.
32. Liao L-D, Wang Y, Tsao Y-C, Wang IJ, Jhang D-F, Chuang C-C, et al. Design and Implementation of a Multifunction Wearable Device to Monitor Sleep Physiological Signals. *Micromachines*. 2020;11:672.
33. Scherz W, Fritz D, Velicu O, Seepold R, Martínez Madrid N. Heart rate spectrum analysis for sleep quality detection. *EURASIP Journal on Embedded Systems*. 2017;2017:26.
34. dreamstime. sleep cycle stages [cited 20.09. 2020. Available from: <https://www.dreamstime.com/four-stages-sleep-cycle-sleep-cycle-stages-image102727808>.
35. Bahammam A. Sleep quality of patients with acute myocardial infarction outside the CCU environment: A preliminary study. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*. 2006;12:CR168-72.
36. Key N. Sleep-wake disorders 2017 [cited 2020. 20. 09]. Available from: <https://nursekey.com/sleep-wake-disorders/>.
37. mind To. why we are sleep 2019 [cited 2021. 07.07]. Available from: <https://www.theobservingmind.co/what-makes-you-sleepy/>.
38. dreem D. Why do I feel tired? Sleep pressure 2018 [cited 2021. 07.07]. Available from: <https://blog.dreem.com/en/why-do-i-feel-tired/>.
39. science and sleep 2018 [cited 2021. 07.07]. Available from: <https://www.nicotofit.com/ทำไมต้องนอน/>.
40. Polysomnography (sleep study) [cited 2020. 29.09]. Available from: <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/polysomnography/about/pac-20394877>.
41. Wish banhiraan. Sleep test 2556 [Available from: <https://www.si.mahidol.ac.th/sidoctor/e-pl/articledetail.asp?id=668>.

42. Brandon P, Caitilin K. What Is An Overnight Sleep Study (Polysomnogram) 2020 [Available from: <https://www.verywellhealth.com/what-to-expect-in-a-sleep-study-3015121>].
43. Whis is electrocardiogram 2018 [Available from: <https://www.honestdocs.co/whats-causing-this-cyst>].
44. DSI. ECG Research 2009 [Available from: <https://www.datasci.com/solutions/cardiovascular/ecg-research>].
45. Sports V. PPG technique 2017 [Available from: <https://www.vinasport.co.th/opticalhr-knowledge>].
46. Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M. Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. *Electronics*. 2014;3(2).
47. Günther A. Autonomic Dysfunction and Risk Stratification Assessed from Heart Rate Pattern. 2010.
48. Abdullah H, Holland G, Cosic I, Cvetkovic D, editors. Correlation of sleep EEG frequency bands and heart rate variability. 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2009 3-6 Sept. 2009.
49. Wang R, Jia W, Mao Z-H, Sciabassi RJ, Sun M. Cuff-Free Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time and Heart Rate. *Int Conf Signal Process Proc*. 2014;2014:115-8.
50. team o. Stages of Sleep: Your Complete Guide. 2020 [Available from: <https://blog.ouraring.com/sleep-stages/>].
51. Mijailović N, Peulic A, Filipovic N, Jovanov E. Implementation of wireless sensor system in rehabilitation after back spine surgery. *Serbian Journal of Electrical Engineering*. 2012;9:63-70.
52. MaiKron. Why the sound have affected the sleep. 2016 [cited 2021. 25.06]. Available from: <https://www.maikron.co.th/p34/>.
53. Hume KI, Brink M, Basner M. Effects of environmental noise on sleep. *Noise Health*. 2012;14(61):297-302.
54. Brain waves and psychic powers. 2014 [cited 2020. 20.09]. Available from: <http://www.magicboxaudio.com/brainwave-benefit/>.

55. Srimaharaj W, Chairsricharoen R, Chaising S, Sittiprapaporn P. Classification of human brain attention focused on meditation, effected by L-theanine acid in Oolong tea2018. 262-6 p.
56. Zakri. J. Stages of Sleep and Sleep Cycles. 2020 [cited 2020. 20. 09]. Available from: <https://www.tuck.com/stages/>.
57. Estrada E, Nazeran H, Nava P, Behbehani K, Burk J, Lucas E, editors. EEG feature extraction for classification of sleep stages. The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2004 1-5 Sept. 2004.
58. Petre Stoica, Randolph Moses. Spectral analysis of signals. 2004 [cited 2021. 24.07]. Available from: https://www.maths.lu.se/fileadmin/maths/personal_staff/Andreas_Jakobsson/StoicaM05.pdf.
59. บทที่ 5 Energy Power and Autocorrelation 2546 [cited 2564 17.07]. Available from: http://eng.sut.ac.th/tce/old/DC/ch5_comm.pdf.
60. Energy Power and Autocorrelation. 2003 [updated 25/09/2020; cited 2021. 17.07]. Available from: http://eng.sut.ac.th/tce/old/DC/ch5_comm.pdf.
61. Theerasak Chanwimuang. Fourier Transform.2020.
62. Welch method. [cited 2021. 24.07]. Available from: https://www.thwiki.press/wiki/Welch%27s_method.
63. Jeen-Shing W, Guan-Rong S, Wei-Chun C, editors. Sleep stage classification of sleep apnea patients using decision-tree-based support vector machines based on ECG parameters. Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics; 2012 5-7 Jan. 2012.
64. amazon.com. m5stack-fire [cited 2020. 15. 09]. Available from: <https://www.amazon.com/MakerFocus-Development-Microphone-Micropython-Programming/dp/B07DY9VC3X>.
65. m5stack. M5Stack Documentation Release 1.0.1. 2018.
66. m5stack. M5Stack FIRE IoT Development Kit (PSRAM 2.0) [cited 2020. 15. 9]. Available from: <https://m5stack.com/products/fire-iot-development-kit>.

67. Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232 (Sparkfun) 2019 [cited 2021. 02. 07]. Available from: <https://www.arduitronics.com/product/755/single-lead-heart-rate-monitor-ad8232-sparkfun>.
68. devices a. Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232 datasheet 2013. Available from: <https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=AD8232&sField=4>.
69. ArduitrionicS. Electrocardiogram (ECG) Heart Rate Monitor Kit AD8232 2019 [cited 2020. 19.09]. Available from: <https://www.arduitronics.com/product/1326/electrocardiogram-ecg-heart-rate-monitor-kit-ad8232>.
70. MakerPortal. MAX30102 Heart Rate and Pulse Oximeter Sensor. [cited 2020. 15. 09]. Available from: <https://makersportal.com/shop/max30102-heart-rate-and-pulse-oximeter-sensor>.
71. integrated m. MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health. 2015 [cited 2020. 19.09]. Available from: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/859400/MAXIM/MAX30102.html>.
72. group V. 20-channel EEG cap ENOBIO 20 [cited 2020. 15. 09]. Available from: <https://www.medicaexpo.com/prod/neuroelectrics/product-94093-870540.html>.
73. neuroelectrics N. P1.Enobio Neuroelectrics User Manual V2.0. 2016 [cited 2020. 15. 09]. Available from: <https://manualzz.com/doc/7354197/neuroelectrics-user-manual-v2.0>.
74. neuroelectrics N. P3.NIC. Neuroelectrics User Manual. 2016 [cited 2020 15.09]. 1-36]. Available from: https://www.neuroelectrics.com/api/downloads/NE_UM_P3_NIC2.0.11_1.0_EN.pdf.
75. technology d. DSDH-IPC-C35 [cited 2020. 16. 09]. Available from: <https://www.gvscolombia.com/assets/recursos/DSDH-IPC-C35N.pdf>.
76. SCHILLER. SCHILLER ARGUS LSM, Multi-Parameter Patient Monitor [cited 2021. 13. 03]. Available from: file:///D:/Users/Desktop/Argus%20LSM-Brosur.pdf.

77. Jing W, Wang Y, Fang G, Chen M, Xue M, Guo D, et al. EEG Bands of Wakeful Rest, Slow-Wave and Rapid-Eye-Movement Sleep at Different Brain Areas in Rats. *Front Comput Neurosci.* 2016;10:79-.
78. Theeradej Guptanon, Visakhasiri Tantrakul, Kalaya Panchapornphon, Naruecha Jirakanlasan. *Polysomnography and related procedures in sleep medicine.* Bangkok: Ruenkaew Printing.; 2016.
79. Ramzai J. Clearly explained: what, why and how of feature scaling-normalization & standardization 2020 [Available from: <https://towardsdatascience.com/clearly-explained-what-why-and-how-of-feature-scaling-normalization-standardization-e9207042d971>].
80. Tanupol Virunhagarun. *Sleep the right way to be healthy for life.* . Bangkok: Amarinbook; 2018.
81. Correlation Coefficient. [cited 2021. 19.09]. Available from: [http://www.elahs.ssrุ.ac.th/tammasak_sa/pluginfile.php/339/block_html/content/chapter7.pdf](http://www.elahs.ssrु.ac.th/tammasak_sa/pluginfile.php/339/block_html/content/chapter7.pdf).
82. mMedical engineering division. Calibration of medical standards equipment. [cited 2020. 17. 12]. Available from: <http://medi.moph.go.th/center4/files/mancal.pdf>.
83. Spiegelhalder KAI, Fuchs L, Ladwig J, Kyle SD, Nissen C, Voderholzer U, et al. Heart rate and heart rate variability in subjectively reported insomnia. *Journal of Sleep Research.* 2011;20(1pt2):137-45.
84. Mateos Salgado E, Ayala-Guerrero F, Pérez K, gutierrez chavez C. Comparison of light and deep sleep through heart rate variability. *Ciencias Psicológicas.* 2019;13:275-82.





แบบสอบถามเกี่ยวกับลักษณะการนอนในแต่ละวัน

ผู้เข้าร่วมโครงการคนที่ อายุ.....ปี เพศ หญิง ชาย วันที่.....

ข้อมูลเบื้องต้นเกี่ยวกับสภาวะการนอนของอาสาสมัคร

ท่านมีภาวะเจ็บป่วยหรืออาการเหล่านี้หรือไม่

1. โรคหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้น (Obstructive Sleep Apnea: OSA) มี ไม่มี
2. มีพฤติกรรมการละเมอ มี ไม่มี
3. จำเป็นต้องใช้ยานอนหลับเพื่อช่วยนอนหลับ มี ไม่มี
4. อยู่ในระหว่างการตั้งครรภ์ มี ไม่มี

ลักษณะการนอน

เวลานอนหลับ วันธรรมดา..... วันหยุด.....

เวลาตื่นนอน วันธรรมดา..... วันหยุด.....

เวลานอนรวมทั้งหมดในแต่ละคืน.....

มีการสะดุ้งตื่นกลางดึก มี ไม่มี ถ้ามี มีประมาณกี่ครั้งใน 1 คืน.....

หลังจากสะดุ้งตื่นแล้วสามารถหลับต่อได้หรือไม่ใช้เวลานานเท่าไร.....

เป็นบ่อยหรือไม่ บ่อย นานๆครั้ง

สภาพแวดล้อมในการนอน

ปกติสภาพแวดล้อมในการนอนต้องเป็นอย่างไร

หมอนสูง มีหมอนข้าง ต้องต้องโล่ง นอนคลุมโปง นอนคนเดียว นอนกับเพื่อน

อื่นๆ

อุณหภูมิในห้องนอน ร้อน เย็น ได้ทั้ง 2 แบบ

สภาพแสงภายในห้อง มีด สว่าง ได้ทั้ง 2 แบบ

เสียงภายในห้อง เงียบ มีเสียง ได้ทั้ง 2 แบบ

มี ไม่มี ก่อนนอนเล่นกับสัตว์

มี ไม่มี มีการดูโทรทัศน์ หรือเล่นโทรศัพท์มือถือก่อนนอน

มี ไม่มี อ่านหนังสือก่อนนอน

มี ไม่มี ทำงานหรือเรียนก่อนนอน

มี ไม่มี ดื่มแอลกอฮอล์ และ/หรือ สูบบุหรี่ก่อนนอน

มี ไม่มี กินอาหารหรือขนมก่อนนอน

ท่านมีปัญหาในการนอนหลับพักผ่อนอื่นๆ

มี ไม่มี อาการง่วงนอนระหว่างวัน

มี ไม่มี อาการนอนกรน

มี ไม่มี อาการนอนไม่ค่อยหลับ

อื่นๆ



แบบสอบถามหลังการทดลอง

1. แบบสอบถามอาการและความรู้สึกในขณะนอนหลับและหลังจากการนอนหลับ
 - ท่านรู้สึกว่าคุณตัวท่านเองนอนหลับหรือไม่ และท่านคิดว่าท่านใช้เวลาานแค่ไหนท่านถึงหลับ

.....

.....
 - ในขณะนอนหลับมีอาการฝันหรือไม่

.....

.....
 - ท่านรู้สึกอย่างไรในขณะนอนหลับ โปรดอธิบายอาการทั้งหมดที่เกิดขึ้นให้ชัดเจน (เช่น รู้สึกเกรงบริเวณที่ติดเครื่องมือ, ไม่กล้าพลิกตัว เป็นต้น)

.....

.....

.....
 - หลังจากที่ท่านตื่นนอนท่านรู้สึกอย่างไร โปรดอธิบายอาการทั้งหมดที่เกิดขึ้นให้ชัดเจน (เช่น รู้สึกสดชื่นหลังจากตื่นนอน, รู้สึกง่วงมากกว่าเดิม, มีอากาศจืดจางไม่สดชื่น, เมื่อยตัวเนื่องจากอาการเกรงกลัวอุปกรณ์หลุด เป็นต้น)

.....

.....

.....
 - ท่านตื่นก่อนการปลุกหรือไม่ (หากตื่นก่อนโปรดอธิบายว่าท่านคิดว่าอะไรเป็นสาเหตุให้ท่านตื่นก่อนการปลุก เช่น ราคาอุปกรณ์, กลัวอุปกรณ์ที่ติดหลุด, มีเสียงดังรบกวน, สถานที่ไม่คุ้นชิน, อุณหภูมิภายในห้องเย็นไป เป็นต้น)

.....

.....

.....



วงจรโมดูลตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Sensor module, AD8232)



Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End

Data Sheet

AD8232

FEATURES

Fully integrated single-lead ECG front end
 Low supply current: 170 μA (typical)
 Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)
 Two or three electrode configurations High signal gain ($G = 100$) with dc blocking capabilities 2-pole adjustable high-pass filter Accepts up to ± 300 mV of half-cell potential Fast restore feature improves filter settling
 Uncommitted op amp 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain
 Leads off detection: ac or dc options
 Integrated right leg drive (RLD) amplifier
 Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V
 Integrated reference buffer generates virtual ground
 Rail-to-rail output
 Internal RFI filter
 8 kV HBM ESD rating
 Shutdown pin
 20-lead 4 mm \times 4 mm LFCSP package

APPLICATIONS

Fitness and activity heart rate monitors
 Portable ECG
 Remote health monitors
 Gaming peripherals
 Biopotential signal acquisition

GENERAL DESCRIPTION

The **AD8232** is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

The **AD8232** can implement a two-pole high-pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

An uncommitted operational amplifier enables the **AD8232** to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

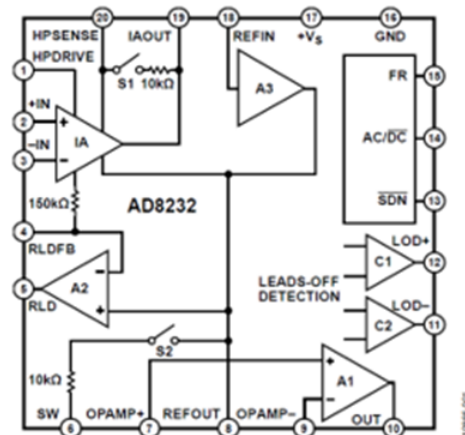


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the **AD8232** includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

The **AD8232** includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt signal change that rails the amplifier (such as a leads off condition), the **AD8232** automatically adjusts to a higher filter cutoff. This feature allows the **AD8232** to recover quickly, and therefore, to take valid measurements soon after connecting the electrodes to the subject.

The **AD8232** is available in a 4 mm \times 4 mm, 20-lead LFCSP package. Performance is specified from 0°C to 70°C and is operational from -40°C to +85°C.

วงจรโมดูลพัลส์ออกซิมิเตอร์ (Module Pulse Oximeter, MAX30102)

MAX30102

High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health

General Description

The MAX30102 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor module. It includes internal LEDs, photodetectors, optical elements, and low-noise electronics with ambient light rejection. The MAX30102 provides a complete system solution to ease the design-in process for mobile and wearable devices.

The MAX30102 operates on a single 1.8V power supply and a separate 5.0V power supply for the internal LEDs.

Communication is through a standard I²C-compatible interface. The module can be shut down through software with zero standby current, allowing the power rails to remain powered at all times.

Applications

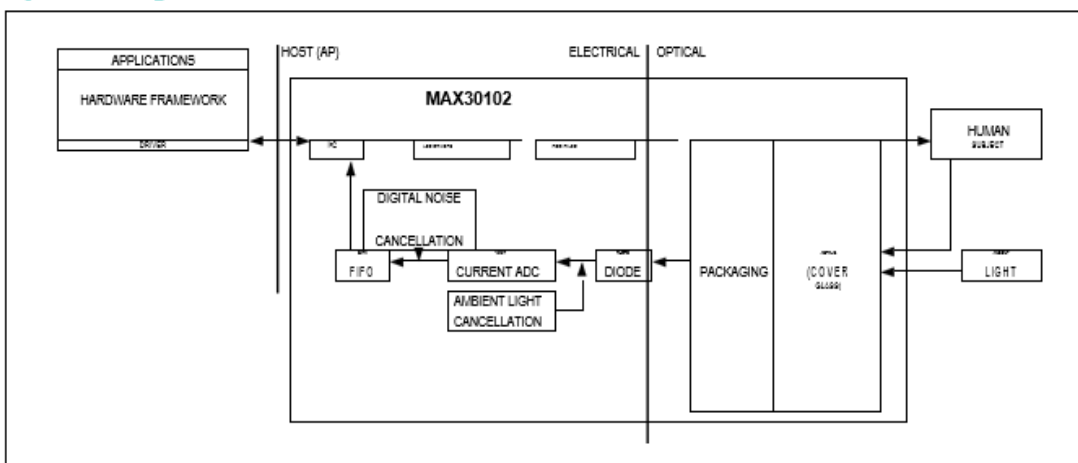
- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices

Benefits and Features

- Heart-Rate Monitor and Pulse Oximeter Sensor in LED Reflective Solution
- Tiny 5.6mm x 3.3mm x 1.55mm 14-Pin Optical Module
 - Integrated Cover Glass for Optimal, Robust Performance
- Ultra-Low Power Operation for Mobile Devices
 - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
 - Low-Power Heart-Rate Monitor (< 1mW)
 - Ultra-Low Shutdown Current (0.7µA, typ)
- Fast Data Output Capability
 - High Sample Rates
- Robust Motion Artifact Resilience
 - High SNR
- -40°C to +85°C Operating Temperature Range

Ordering Information appears at end of data sheet.

System Diagram



เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าสมอง neuroelectrics Enobio 20

IV.1

Technical Specifications

EEG functionality

- ▶ Number of channels: 8, 20 or 32
- ▶ Sampling rate: 500 SPS
- ▶ Bandwidth: 0 to 125 Hz (DC coupled)
- ▶ Resolution: 24 bits - 0.05 μ V
- ▶ Measurement noise: < 1 μ V RMS
- ▶ Common mode rejection ratio: -115 dB
- ▶ Input impedance: 1 G Ω

Other Technical Specifications

- ▶ Battery operating time: 16 hours (Enobio 8) / 15 hours (Enobio 20) / 14 hours (Enobio 32)
- ▶ Accelerometer: 3-axis
- ▶ Communication: Bluetooth® 3.0 and 2.1
- ▶ Output: EDF+ (16 bits), ASCII data files or tcp/ip raw data streaming
- ▶ OS compatibility: Windows (Vista / 7 / 8 / 10) and MAC OS X

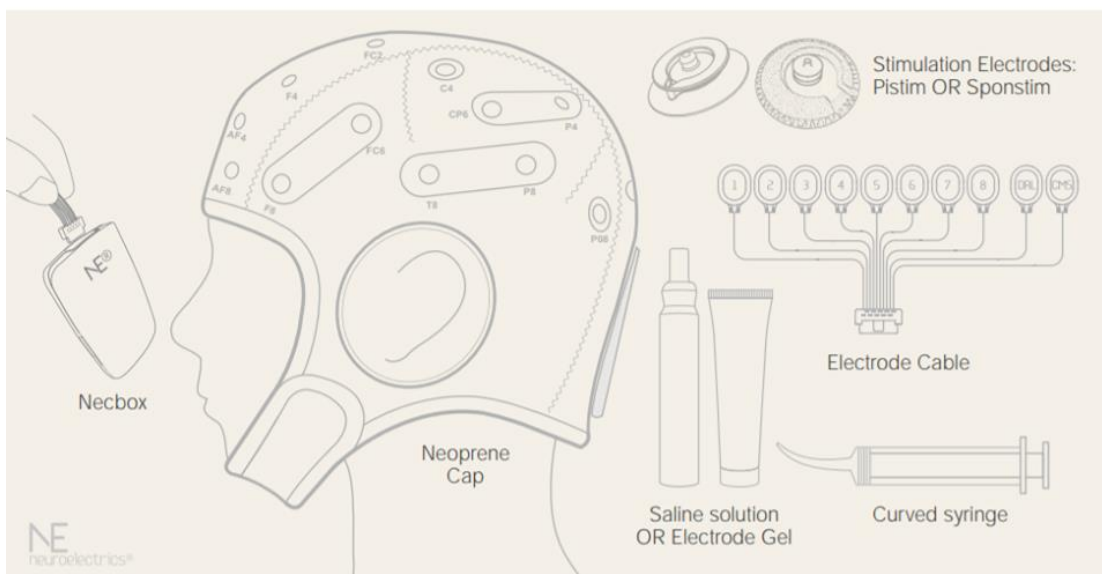
Minimum Computer Requirements

- ▶ Operating System: Windows Vista or MAC OS X Snow Leopard
- ▶ Processor: 1.3 GHz
- ▶ RAM: 2 GB
- ▶ Bluetooth®: 2.1

Wireless Information

Enobio is a wireless device. The Necbox connects through Bluetooth® to the Neuroelectrics Instrument Controller (NIC) software running on a computer. The EEG data is streamed through the standard Bluetooth® ISM band, and the standard Bluetooth® operating distance range is 10 meters. On the list below, you may find the technical specifications regarding the wireless bluetooth connection used by Necbox.

- ▶ Operating frequency range: (2400 ~ 2483.5) MHz
- ▶ Transmission power: Min: -11 ~ -9 dBm Max: +1 ~ +3 dBm
- ▶ RF frequency scheme: 2402 MHz ~ 2480 MHz; $f = 2402 + k$, $k = 0.78$
- ▶ Modulation: GFSK (1 Mbps) P/4 DQPSK (2Mbps)
- ▶ Data Rate: 12 - 48 KBps
- ▶ Data Flow: Bluetooth® retransmission mode
- ▶ Protocol: Bluetooth® SPP
- ▶ Security details: Bluetooth® standard



ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ดารณี ศรีสุชินวงศ์
วัน เดือน ปี เกิด	13 มิถุนายน 2541
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	พ.ศ. 2562 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	58/385 หมู่ 10 ถนนพระราม2 แขวงบางมด เขตจอมทอง จังหวัด กรุงเทพฯ 10150
รางวัลที่ได้รับ	- นำเสนองานวิจัยเรื่อง " Acquiring Unobtrusive sleep-related signals through an ESP32-based data logger" ในงานประชุมวิชาการ The 2021-13th International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST 2021) - นำเสนองานวิจัยเรื่อง "A Design of an Automatic Pulse Simulator for a Medical Training Model : an Artificial Central line for Practicing Catheter Insertion" ในงานประชุมวิชาการ The 7th International Symposium on Frontier Technology 2019 (ISFT 2019) - นำเสนองานวิจัยเรื่อง "การพัฒนาเครื่องการยภาพบำบัดหัวเข่า (Development Of The Continuous Passive Motion Device)" ในงานประชุมวิชาการ The 10th Biomedical Engineering Conference (BMECON-2018)

