



การพัฒนาระบบตรวจสอบการจับหลักอัตโนมัติด้วยสัญญาณชีวการแพทย์



โดย

นางสาวชिरาภรณ์ เอี่ยมกลิ่น

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ แผน ก แบบ ก 2 ระดับปริญญามหาบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศิลปากร

ปีการศึกษา 2564

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศิลปากร

การพัฒนาระบบตรวจสอบการจับหลักอัตโนมัติด้วยสัญญาณชีวการแพทย์



โดย
นางสาวชราภรณ์ เอี่ยมกลิ่น

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ แผน ก แบบ ก 2 ระดับปริญญาโทมหาบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศิลปากร

ปีการศึกษา 2564

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศิลปากร

DEVELOPMENT OF AUTOMATIC POWER NAP MONITORING SYSTEM BASED
ON BIOMEDICAL SIGNALS



By
MISS Wachiraporn AIAMKLIN

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for Master of Engineering (ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING)

Department of ELECTRICAL ENGINEERING

Graduate School, Silpakorn University

Academic Year 2021

Copyright of Silpakorn University

61407207 : วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ แผน ก แบบ ก 2 ระดับปริญญามหาบัณฑิต

คำสำคัญ : สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ, สัญญาณไฟฟ้าสมอง, ระยะเวลาการนอนหลับ
ระยะที่ 2, จีบหลับ

นางสาว วชิราภรณ์ เอี่ยมกลิ่น: การพัฒนาระบบตรวจสอบการจีบหลับอัตโนมัติด้วย
สัญญาณชีวการแพทย์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยุทธนา เจวจินดา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสนอการพัฒนาการตรวจจับระยะเวลาการนอนหลับอัตโนมัติโดยใช้สัญญาณ
ทางสรีรวิทยา เรามุ่งหวังที่จะพัฒนาแอปพลิเคชันเพื่อช่วยเหลือผู้ขับขี่หลังจากตรวจพบอาการง่วง
นอนหรือเมื่อยล้าด้วยระบบเฝ้าระวังผู้ขับขี่ วิธีการที่นำเสนอนี้ใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)
และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG) สำหรับการตรวจจับระยะเวลาการนอนหลับ เราตรวจสอบตำแหน่งของ
กล้ามเนื้อ และคุณสมบัติของ EMG จากระยะเวลาการนอนหลับระยะที่ 2 เพื่อตรวจสอบการจีบ
หลับ ผลการวิจัยพบว่าการใช้สัญญาณ EMG แบบไบโโพลาร์เพียงหนึ่งช่องสัญญาณจากกล้ามเนื้อทรา
พีเซียสส่วนบนที่ MDF สามารถบรรลุความแม่นยำถึง 84% เราใช้เซ็นเซอร์กล้ามเนื้อ MyoWare กับ
อุปกรณ์ตรวจสอบการจีบหลับที่เสนอ ผลการวิจัยพบว่า ระบบที่เสนอนี้เป็นไปได้สำหรับการตรวจจับ
ระยะเวลาการนอนหลับและการปลุกจากการจีบหลับ การรวมกันของสัญญาณ EMG และคลื่นไฟฟ้าสมอง
(EEG) อาจให้ประสิทธิภาพของระบบสูงสำหรับระบบตรวจสอบการจีบหลับและระบบเตือนภัย เราจะ
สร้างต้นแบบอุปกรณ์พกพาเพื่อเชื่อมต่อแอปพลิเคชันกับสมาร์ทโฟนและทดสอบกับกลุ่มเป้าหมาย
เช่น คนขับรถบรรทุกและแพทย์

61407207 : Major (ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING)

Keyword : Electromyography, Electrocardiogram, Electroencephalogram, Light Sleep, Napping

MISS WACHIRAPORN AIAMKLIN : DEVELOPMENT OF AUTOMATIC POWER NAP MONITORING SYSTEM BASED ON BIOMEDICAL SIGNALS THESIS ADVISOR : ASSISTANT PROFESSOR YUTANA JEWAJINDA, Ph.D.

This thesis present the development of automatic sleep stage detection by using physiological signals. We aim to develop an application to assist drivers after drowsiness or fatigue detection by a commercial driver vigilance system. The proposed method used a low-cost surface electromyography (EMG) and electrocardiogram (ECG) device for sleep stage detection. We investigate skeletal muscle location and EMG features from sleep stage 2 to provide an EMG-based nap monitoring system. The results showed that using only one channel of a bipolar EMG signal from an upper trapezius muscle with median power frequency can achieve 84% accuracy. We implement a MyoWare muscle sensor into the proposed nap monitoring device. The results showed that the proposed system is feasible for detecting sleep stages and waking up the napper. A combination of EMG and electroencephalogram (EEG) signals might be yield a high system performance for nap monitoring and alarm system. We will prototype a portable device to connect the application to a smartphone and test with a target group, such as truck drivers and physicians.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้นั้น ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยุทธนา เจวจินดา และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยรรยงค์ พันธุ์สวัสดิ์ ที่กรุณาให้คำปรึกษาและข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์ เพื่อการปรับปรุงแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้เหมาะสม มีความถูกต้อง สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณบุคลากรและคณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยศิลปากรทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทความรู้ บุคลากรประจำภาควิชาทุกท่านที่ให้คำแนะนำและความช่วยเหลือในการดำเนินการต่าง ๆ เช่น การให้ความอำนวยความสะดวกทางด้านอุปกรณ์และทุนสำหรับวิจัยในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ รวมถึงบุคคลกรทางบัณฑิตวิทยาลัยที่คอยดูแลและแก้ปัญหาเกี่ยวกับการลงทะเบียน วิชาเรียนหรือปัญหาที่เกี่ยวข้องต่าง ๆ อย่างดียิ่ง

อนึ่งผู้วิจัยหวังว่างานวิจัยฉบับนี้จะมีประโยชน์อยู่ไม่น้อย จึงขอมอบส่วนดีทั้งหมดนี้ให้แก่เหล่าคณาจารย์ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาจนทำให้การวิจัยในครั้งนี้ประสบผลสำเร็จและเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่เกี่ยวข้อง สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดาและครอบครัว รวมถึงบุคคลรอบข้างทุกคนที่คอยช่วยเหลือ ให้กำลังใจและการสนับสนุนและช่วยเหลือในทุก ๆ ด้านมาโดยตลอด หากมีข้อผิดพลาดหรือข้อบกพร่องประการใด ผู้วิจัยขออภัยมา ณ ที่นี้ด้วยและยินดีที่จะรับฟังคำแนะนำจากทุกท่านที่ได้เข้ามาศึกษาเพื่อเป็นประโยชน์ในการพัฒนางานวิจัยต่อไป

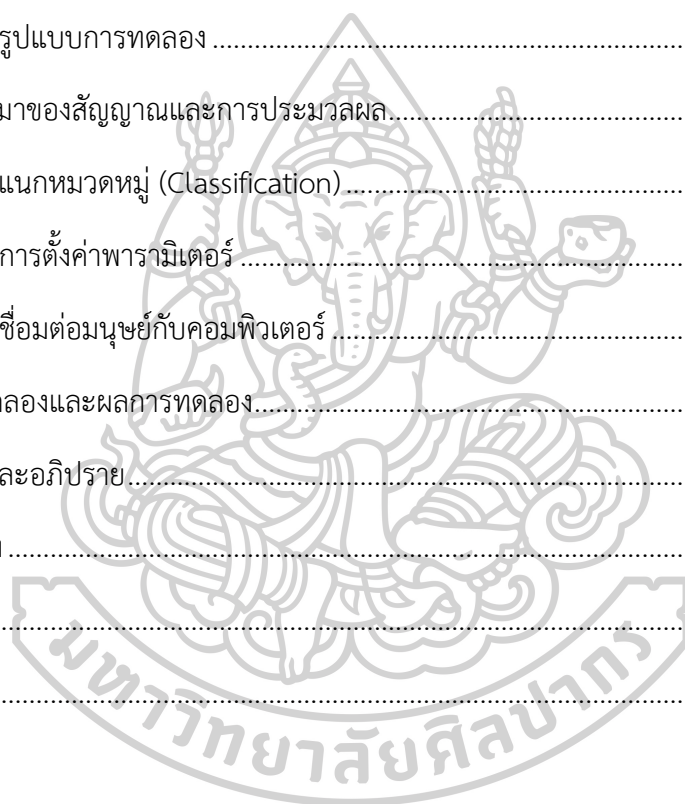
นางสาว วชิราภรณ์ เอี่ยมกลิ่น

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	2
1.3 สมมติฐานการวิจัย	2
1.4 ขอบเขตการวิจัย	2
1.5 กรอบแนวความคิดของการวิจัย	3
1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ	3
1.7 นิยามศัพท์	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการนอนหลับ.....	5
2.1.1 ความสำคัญการนอนหลับ	5
2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับระยะการนอนหลับ	7
2.2.1 ช่วงหลับธรรมดา (NON-RAPID EYE MOVEMENT SLEEP หรือ NON- REM SLEEP).....	7
2.2.2 ช่วงหลับฝัน (RAPID EYE MOVEMENT SLEEP หรือ REM SLEEP)	7
2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการงีบหลับ.....	7
2.3.1 ประเภทของการงีบหลับ	8
2.3.2 ข้อดีของการงีบหลับ	8

2.3.3 การจับหลักอย่างถูกต้อง	9
2.4 ระบบการตรวจการนอนหลับ (Polysomnography : PSG).....	10
2.4.1 ประโยชน์ของการตรวจการนอนหลับ (Sleep Test)	10
2.4.2 ระดับการตรวจการนอนหลับ	10
2.4.3 วิธีการตรวจวัดการนอนหลับ (Sleep test)	11
2.4.4 สัญญาณที่ใช้ในการตรวจการนอนหลับ.....	12
2.5 สัญญาณชีวการแพทย์ (Biomedical Signals)	13
2.5.1 คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography; EEG).....	13
2.5.2 สัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี(electromyography)	18
2.5.3 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	23
2.5.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram; EKG หรือ ECG).....	26
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	38
2.6.1 DeepSleepNet: A Model for Automatic Sleep Stage Scoring Based on Raw Single-Channel EEG	38
2.6.2 Automatic Sleep Stage Classification using EEG and EMG signal	39
2.6.3 Automatic Sleep Stage Classification Based on ECG and EEG Features for Day Time Short Nap Evaluation	40
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย	42
3.1 การตรวจเอกสาร	42
3.2 ภาพรวมระบบการทำงานที่น่าเสนอ.....	42
3.3 การวัดและบันทึกสัญญาณชีวการแพทย์.....	43
3.3.1 การวัดและบันทึกสัญญาณสมอง.....	43
3.3.2 การวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ	44
3.3.3 การวัดและบันทึกสัญญาณหัวใจ	44

3.4 การสกัดคุณลักษณะของสัญญาณ	45
3.5 การคัดแยก SVM	46
3.6 ศึกษาสัญญาณที่ได้จากการวัดจากการจับกลับ	46
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	48
4.1 ภาพรวมระบบการทำงานที่น่าเสนอ.....	48
4.2 ออกแบบวิธีในการเก็บสัญญาณ	49
4.2.1 รูปแบบการทดลอง	49
4.3 การได้มาของสัญญาณและการประมวลผล.....	51
4.4 การจำแนกหมวดหมู่ (Classification).....	53
4.4.1 การตั้งค่าพารามิเตอร์	54
4.5 ระบบเชื่อมต่อนมนุษย์กับคอมพิวเตอร์	57
4.6 การทดลองและผลการทดลอง.....	59
บทที่ 5 สรุปและอภิปราย.....	63
รายการอ้างอิง	65
ภาคผนวก.....	68
ประวัติผู้เขียน.....	78



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

การนอนหลับพักผ่อนอย่างเพียงพอมีความสำคัญ ซึ่งมีความสัมพันธ์กับสุขภาพกายและจิตใจ การนอนหลับเพียงพอและเหมาะสมจะอยู่ในเวลา 6 ถึง 8 ชั่วโมง [1, 2] การนอนหลับพักผ่อนไม่เพียงพออาจส่งผลกระทบต่อการทำงานประจำวันได้ เกิดอาการเหนื่อยล้า ความสามารถในการจำ และการรับรู้ลดลง [3-5] นอกจากนี้ยังเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดโรคหัวใจเบาหวาน และโรคอ้วน ปัจจุบันมีการพัฒนาเทคโนโลยีเฝ้าติดตามและตรวจสอบคุณภาพการนอนหลับกันอย่างแพร่หลาย เช่น การใช้เซ็นเซอร์วัดพฤติกรรมการนอนหลับผ่านอุปกรณ์และแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์เคลื่อนที่ [6] อย่างไรก็ตามระบบยังมีประสิทธิภาพไม่สูงมาก เมื่อเทียบกับการตรวจทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Polysomnography, PSG) โดยเฉพาะคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography, EEG) [7] ที่สามารถระบุระยะการนอนหลับได้อย่างชัดเจน [8] จึงมีงานวิจัยจำนวนมากที่ใช้คลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อการตรวจประสิทธิภาพการนอนหลับ และนำไปประยุกต์ใช้งานด้านต่างๆ การงีบหลับเป็นการนอนหลับในระยะเวลาที่สั้นไม่เกิน 20 นาที จะช่วยให้สมองกลับมาสดชื่นเมื่อหลับอยู่ในช่วงระยะที่สอง [9] จากผลการวิจัยที่ผ่านมาได้กล่าวประโยชน์ของการงีบหลับไว้ดังนี้ การงีบจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานได้ถึง 34% และทำให้ตื่นตัวได้ถึง 100% การงีบหลับที่ดีจะช่วยป้องกันภาวะทางจิตใจได้ นอกจากนี้การงีบหลับยังช่วยในการปรับปรุงความสามารถในการจดจำข้อมูล และส่งผลกระทบต่อการเรียนรู้ เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพจากการงีบหลับ จึงมีแนวคิดในการสร้างระบบใช้ตรวจสอบการงีบขึ้น ซึ่งคลื่นไฟฟ้าสมองน่าจะไปทางเลือกที่ดีในการนำมาใช้งาน อย่างไรก็ตามอุปกรณ์และเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าสมองนั้นมีความซับซ้อนต่อการใช้งาน และมีราคาสูง

งานวิจัยนี้ได้เสนอแนวทางการพัฒนาระบบตรวจสอบระยะการนอนหลับแบบอัตโนมัติด้วยคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG) ร่วมกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography, ECG) ที่ง่ายต่อการติดตั้งและใช้งาน เพื่อช่วยปลุกผู้ที่งีบหลับในระยะเวลาสั้น ๆ ให้ตื่นในช่วงเวลาที่เหมาะสม เพื่อลดอาการง่วงเงียที่อาจจะเกิดขึ้นหลังการงีบหลับ ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานในระหว่างวัน และลดโอกาสการเกิดข้อผิดพลาดและอุบัติเหตุ ซึ่งสามารถนำไปใช้ได้กับผู้ที่ต้องการงีบ

หลักในเวลาสั้นๆ เช่น พนักงานขับรถ พยาบาล และพนักงานต้อนรับบินเครื่องบิน [10] เป็นต้น ซึ่งงานวิจัยนี้จะพัฒนาให้ระบบมีการใช้งานง่ายและมีประสิทธิภาพสำหรับการช่วยปลุกการงีบหลับ

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาสัญญาณชีวการแพทย์ด้วยการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และคลื่นไฟฟ้าสมองขณะนอนหลับในระยะที่หนึ่ง และระยะที่สอง

1.2.2 เพื่อพัฒนาระบบตรวจสอบการงีบหลับหลับอัตโนมัติด้วยสัญญาณชีวการแพทย์ ด้วยการผสมผสานระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อการปลุก และวิเคราะห์ประสิทธิภาพการงีบหลับ

1.2.3 สร้างระบบตรวจสอบการงีบหลับหลับอัตโนมัติด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่ใช้งานได้ง่าย และสามารถระบุประสิทธิภาพการงีบหลับได้ ช่วยลดการเกิดอุบัติเหตุอันเกิดจากความเหนื่อยล้า และเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของบุคคลในชีวิตประจำวัน

1.2.4 ส่งเสริมให้มีการงีบหลับระหว่างวันอย่าง เพื่อให้เกิดการตื่นตัวทั้งด้านสมอง และร่างกาย ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงาน

1.3 สมมติฐานการวิจัย

1.3.1 คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อสามารถใช้ตรวจสอบระยะการนอนหลับ

1.3.2 ใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจร่วมกับคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อสร้างระบบตรวจสอบการงีบหลับหลับอัตโนมัติ สามารถตรวจระยะการนอนหลับ และรายงานประสิทธิภาพการงีบหลับได้ใกล้เคียงกับการใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง

1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ศึกษาขอบเขตตรวจสอบระยะของการนอนหลับแบบอัตโนมัติด้วยสัญญาณชีวการแพทย์ ได้แก่คลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และคลื่นไฟฟ้าสมอง

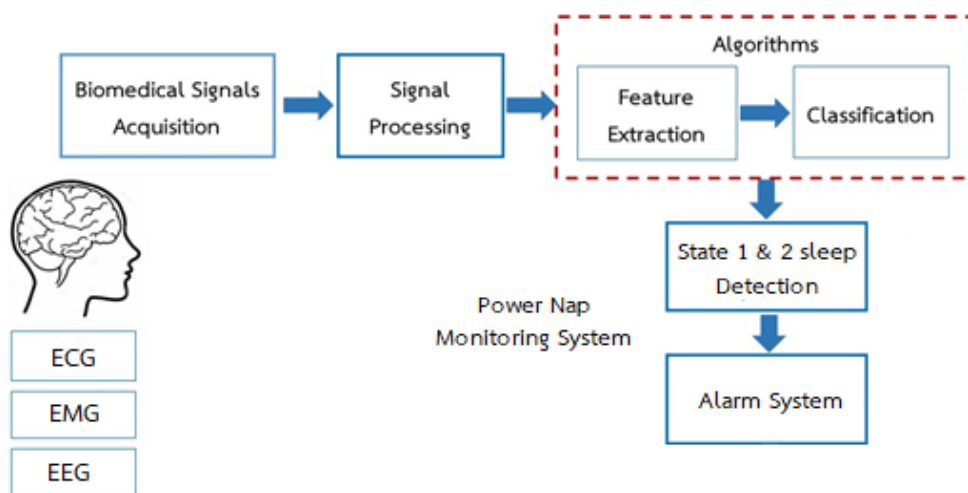
1.4.2 ออกแบบและสร้างระบบตรวจสอบการนอนหลับในระยะที่สองแบบอัตโนมัติเพื่อใช้สร้างอุปกรณ์สำหรับงีบหลับด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อการงีบหลับในช่วงระยะเวลาสั้นๆ

1.4.3 สร้างอัลกอริทึมที่สามารถใช้ตรวจสอบการนอนหลับระยะที่สอง ระบุลักษณะเด่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

1.4.4 ทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของระบบตรวจสอบการนอนหลับในระยะที่สองแบบอัตโนมัติเพื่อใช้ตรวจสอบการงีบหลับด้วยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อการงีบหลับในช่วงระยะเวลาสั้นๆ

1.5 กรอบแนวความคิดของการวิจัย

การศึกษาวิจัยเรื่อง “การพัฒนาาระบบตรวจสอบการงีบหลับอัตโนมัติด้วยสัญญาณชีวการแพทย์” งานวิจัยนี้ได้กรอบแนวความคิดในการพัฒนา ดังนี้



รูปที่ 1.1 กรอบแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ

1.6.1 องค์ความรู้เกี่ยวกับสรีรวิทยาทางไฟฟ้าของสมอง กล้ามเนื้อ และหัวใจของมนุษย์เมื่อตรวจจับระยะการนอนหลับ

1.6.2 ระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อ สัญญาณหัวใจ และสัญญาณสมอง เพื่อช่วยตรวจจับระยะการนอนหลับ และควบคุมอุปกรณ์สิ่งอำนวยความสะดวก

1.7 นิยามศัพท์

ในการวิจัยครั้งนี้ เพื่อให้เกิดความเข้าใจตรงกัน ผู้ศึกษาวิจัยได้กำหนดความหมายของคำศัพท์ที่ใช้เฉพาะในการศึกษาวิจัยครั้งนี้เท่านั้น ดังอธิบายได้ดังต่อไปนี้

1.7.1 สัญญาณกล้ามเนื้อ Electromyography (EMG) คือการวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากการหดเกร็งของกล้ามเนื้อโดยเกิดขึ้นทั้งสมัครใจและไม่สมัครใจ

1.7.2 การเชื่อมต่อนมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ (Human computer interaction: HCI) เป็นสาขาวิชาสาขาวิชาที่เน้นการออกแบบเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์และโดยเฉพาะการปฏิสัมพันธ์ระหว่างมนุษย์กับผู้ใช้คอมพิวเตอร์

1.7.3 สัญญาณสมอง Electroencephalogram (EEG) คือการทดสอบที่ใช้ในการประเมินกิจกรรมทางไฟฟ้าในสมอง เซลล์สมองสื่อสารกันผ่านแรงกระตุ้นทางไฟฟ้า สามารถใช้ EEG เพื่อช่วยตรวจหาปัญหาที่อาจเกิดขึ้น EEG ติดตามและบันทึกรูปแบบคลื่นสมอง แผ่นโลหะแบนขนาดเล็กที่เรียกว่าอิเล็กโทรดจะถูกแนบกับหนังศีรษะด้วยสายไฟ อิเล็กโทรดวิเคราะห์แรงกระตุ้นทางไฟฟ้าในสมองและส่งสัญญาณไปยังคอมพิวเตอร์ที่บันทึกผลลัพธ์

1.7.4 สัญญาณหัวใจ Electrocardiography (ECG หรือ EKG) คือการตรวจหาการแพทย์อย่างหนึ่งเพื่อดูกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจตลอดช่วงระยะเวลาหนึ่งด้วยการรับสัญญาณไฟฟ้าผ่านขั้วไฟฟ้าที่ติดบนผิวหนัง บันทึกหรือแสดงบนจอภาพด้วยอุปกรณ์ที่อยู่ภายนอกร่างกาย โดยไม่ต้องเจาะทะลุผิวหนังหรือเข้าไปภายในร่างกาย

บทที่ 2

ทฤษฎีและผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทนี้นำเสนอการศึกษา แนวคิด ทฤษฎีเกี่ยวกับการอำพรางข้อมูล และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยาการอำพรางข้อมูล ซึ่งผู้วิจัยได้แบ่งทฤษฎีและผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องออกเป็นส่วนๆ ดังนี้

2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการนอนหลับ

การนอนหลับ หมายถึง กระบวนการทางสรีรวิทยาพื้นฐานที่ซับซ้อนทั้งด้านสรีรวิทยา จิตวิทยา พฤติกรรม โดยมีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาของอวัยวะต่างๆ ไปในทางผ่อนคลาย ระดับความรู้สึกตัวและการตอบสนองต่อสิ่งเร้าลดลง แสดงพฤติกรรมออกมาในลักษณะสงบนิ่ง เป็นภาวะที่เกิดขึ้นเป็นเพียงชั่วคราวสามารถปลุกให้ตื่นได้โดยการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าที่เหมาะสม

2.1.1 ความสำคัญการนอนหลับ

2.1.1.1 การซ่อมแซมร่างกายส่วนที่สึกหรอ

ในระหว่างการนอนหลับช่วงที่ไม่มีกรลออกตาอย่างรวดเร็ว อุณหภูมิร่างกายจะลดลงต่ำกว่าปกติ เป็นการประหยัดพลังงานไม่ให้สูญเสียไปอัตราการเผาผลาญต่างๆ ภายในร่างกายก็จะอยู่ในสภาพต่ำสุดทำให้มีการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อในอวัยวะต่างๆ และรวบรวมสะสมพลังงานเพื่อที่จะทำงานในวันถัดไป การนอนหลับเป็นช่วงเวลาของการบำรุงกำลัง ซึ่งมีอำนาจในการซ่อมแซมภายในร่างกาย กระบวนการหายของแผลจะเกิดขึ้นในขณะหลับ

2.1.1.2 ส่งเสริมการเจริญเติบโต

เนื่องจากฮอร์โมนที่ควบคุมการเจริญเติบโตจากต่อมใต้สมอง จะถูกหลั่งออกมามากที่สุดขณะนอนหลับ การหลั่งของโกรทฮอร์โมนจากต่อมใต้สมองมีความสัมพันธ์กับช่วงการหลับลึก จะหลั่งสูงสุดช่วงคลื่นเดลต้า ในขณะที่ฮอร์โมนโคติคอสเตียรอยด์ (Corticosteroids) และ catecholamines (Catecholamines) ต่ำมากในช่วงที่ไม่มีกรลออกตาอย่างรวดเร็วระยะที่ 3 และ 4 ฮอร์โมนชนิดนี้มีความสำคัญในการกระตุ้นให้เกิดการเจริญเติบโต เป็นกระบวนการส่งเสริมความเป็นหนุ่มเป็นสาวของร่างกายและจิตใจ

2.1.1.3 ส่งเสริมระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย และพลังงาน

โดยเฉพาะจากเชื้อไวรัสในระยะเวลาที่มีการนอนนี้จะมีสารต่างๆ ซึ่งควบคุมความต้านทานของร่างกายหลั่งออกมา มีข้อมูลให้เห็นอย่างชัดเจนว่าถ้าคนนอนไม่พอความต้านทาน ต่อการติดเชื้อก็จะลดลง เช่น จะเป็นหวัดได้ง่าย

2.1.1.4 ทำหน้าที่ในการจำ

ขณะหลับเซลล์สมองเริ่มทำงานโดยจัดเก็บข้อมูลที่ได้สะสมไว้ตลอดทั้งวัน ซึ่งมีความสำคัญต่อการเรียนรู้สิ่งใหม่ๆ เพราะในช่วงการนอนหลับที่มีการเคลื่อนไหวของลูกตาอย่างรวดเร็ว มีการเปลี่ยนแปลงในสมอง ซึ่งคล้ายกับภาวะตื่นตัว เซลล์สมองจะหยุดใช้สารซีโรโตนิน และมีการสร้างสารนอร์อิพิเนพรินขึ้นมาชดเชยส่วนที่ถูกใช้ไปในตอนกลางวันเพื่อที่จะได้เก็บไว้ใช้ในวันต่อไป ในตอนกลางวันขณะที่ใช้ความคิดและความจำจะมีการใช้สารเคมีในสมองทั้งนอร์อิพิเนพรินและซีโรโตนิน ผู้ที่มีการใช้สมองหรือใช้ความจำอย่างมากจะมีการนอนช่วงนี้มากกว่าธรรมดา ทำนองเดียวกันถ้าหากว่าการนอนไม่พอ โดยเฉพาะผู้ที่เตรียมตัวสอบถ้าขาดการนอนช่วงนี้จะทำให้จำอะไรไม่ได้ ไม่สามารถทำการสอบในวันรุ่งขึ้นได้ดีเท่าที่ควร นอกจากเก็บบันทึกความจำใหม่ๆ ลงไปแล้ว การจัดความจำให้เข้าสู่ระบบก็มีความสำคัญในการทำให้จำได้ในระยะยาว ถ้านอนไม่พอจะขาดการนอนช่วงที่มีการเคลื่อนไหวของลูกตาอย่างรวดเร็ว ทำให้มีผลเสียต่อการเรียนรู้ การใช้ความคิด ความจำ และไม่สามารถปฏิบัติงานอย่างมีประสิทธิภาพได้ในวันถัดมาคิดและการทำหน้าที่ของร่างกายดีขึ้นภายหลังการนอนหลับ การนอนหลับไม่เพียงพอมีผลกระทบต่อการเรียนรู้

2.1.1.5 การนอนหลับเป็นการพักผ่อนร่างกาย

การนอนหลับทำให้ร่างกายหายจากการเหน็ดเหนื่อยความเคร่งเครียดที่เกิดเมื่อขณะตื่น และผลการทำงานของก้านสมองและเรติคูลาฟอรัมเมชันทำงานพร้อมกันโดย พบว่า เมื่อใดที่ก้านสมองทำงานมากกว่าเรติคูลาฟอรัมเมชันจะมีอาการง่วง และตามมาด้วยการนอนหลับช่วยลดความเครียด ความวิตกกังวล และซ่อมแซมอารมณ์ ทำให้สดชื่น เป็นการเริ่มต้นในวันใหม่มีความสำคัญอย่างยิ่งสำหรับการเตรียมจิตใจและสมองให้มีประสิทธิภาพในการทำงานอย่างดียเยี่ยมในวันต่อมาจะเห็นได้ว่าการนอนหลับมีความสำคัญ และมีประโยชน์ต่อการดำรงชีวิต เช่นเดียวกับความต้องการที่จำเป็นด้านร่างกายอื่น ๆ โดยปรากฏการณ์การนอนหลับถือเป็นวงจรทางชีวภาพแบบหนึ่งที่มีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาเกิดขึ้นภายในร่างกายของสิ่งมีชีวิต และเกิดขึ้นซ้ำในรอบ 1 วัน หรือทุก 24 ชั่วโมง การจำกัดเวลานอนหรือการอดนอนเรื้อรัง และการนอนไม่พอจนเป็นหนี้สะสมมีความสัมพันธ์กับปัญหาสุขภาพ คนที่นอนน้อยกว่า 6 ชั่วโมง หรือมากกว่า 9 ชั่วโมงต่อคืน มีผลต่ออัตราการตายที่สูงขึ้น การที่ถูกจำกัดเวลานอนในตารางเวลาให้น้อยกว่า 4 ชั่วโมงต่อคืน ติดต่อกัน 6 คืน พบว่ามี การเปลี่ยนแปลงการเผาผลาญกลูโคส มีการขัดขวางการใช้อินซูลิน มีผลสนับสนุนให้เกิดโรคอ้วน โรคเบาหวานและโรคเรื้อรังอื่น

2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับระยะการนอนหลับ

2.2.1 ช่วงหลับธรรมดา (NON-RAPID EYE MOVEMENT SLEEP หรือ NON-REM SLEEP)

เป็นช่วงการหลับที่จะลึกลงไปเรื่อยๆ แบ่งออกเป็น 4 ระยะ ตั้งแต่หลับตื้นไปจนถึงหลับลึกระยะที่ 1 (เริ่มมีความง่วง) : เป็นช่วงเริ่มหลับที่เปลี่ยนจากการตื่นไปสู่การนอน ในคนปกติทั่วไปมักใช้เวลาตั้งแต่ 30 วินาที - 7 นาทีเป็นสภาพที่แม้จะได้รับการกระตุ้นเพียงเล็กน้อยก็จะตื่นระยะที่ 2 (หลับตื้น) : การหลับในช่วงต้น เป็นสภาพที่ไม่ได้ยินเสียงรบกวนจากภายนอก เป็นระยะแรกที่มีการหลับอย่างแท้จริง แต่ยังไม่มีการฝันระยะที่ 3 (หลับปานกลาง) : ทั้งคลื่นสมองและชีพจรจะเต้นช้าลง ความรู้สึกตัวจะหายไป การเคลื่อนไหวของตาจะหยุดลง แม้ได้รับสิ่งเร้าจากภายนอกก็ยังไม่ตื่นโดยง่าย ปรกติขั้นนี้จะกินเวลาประมาณ 20 - 30 นาทีระยะที่ 4 (หลับลึก) : เป็นช่วงหลับสนิทที่สุดของการนอน กินเวลาประมาณ 30 - 50 นาที ถ้านอนหลับโดยปราศจากขั้นนี้ เราอาจมีการนอนละเมอหรือฝันร้ายได้ ช่วงระยะนี้อุณหภูมิร่างกายและความดันโลหิตจะลดลง อัตราการเต้นของหัวใจลดลงเหลือประมาณ 60 ครั้งต่อนาที โกรทฮอร์โมน (Growth hormone) จะมีการหลั่งในระยะนี้

2.2.2 ช่วงหลับฝัน (RAPID EYE MOVEMENT SLEEP หรือ REM SLEEP)

ระยะของการนอนชนิดนี้ กินระยะเวลาประมาณ 20-25 % ของเวลาการนอนทั้งหมด [11-13] ในช่วงระยะนี้จะมีลักษณะคือ มีการทำงานของสมองแบบสูงมาก และกระจายไปทั่วทั้งสมอง (Generalized Heightened Brain Activity) มีการกรอกของลูกตาโดยกล้ามเนื้อตาอย่างแรงเป็นระยะๆ (Periodic Intense Eye Movement) ความฝันจะเกิดในระยะนี้ ในระยะนี้ก็จะเกิดความปรวนแปรของระบบการหายใจ และระบบหัวใจ และหลอดเลือดได้อย่างมาก (ภาวะนี้อาจจะเกิดจากการที่ ระยะการนอนชนิดนี้มีการทำงานของสมองอย่างมาก หรืออาจจะเกิดเพราะกำลังฝันก็ได้)ระยะการนอนนี้ในบางครั้งเราเรียกว่า Active Sleep หรือ Paradoxical Sleep ในระยะนี้การตอบสนองต่อสิ่งเร้าภายนอกเช่น เสียงดัง หรือสิ่งเร้าภายใน เช่น ภาวะการขาดออกซิเจน จะน้อยมากเมื่อเทียบกับระยะ NREM กำลังและการตั้งตัวของกล้ามเนื้อลายทั่วทั้งตัวจะลดลงอย่างมาก คล้ายภาวะที่เรียกว่าการเป็น Paralysis ก้านสมองตำแหน่งที่เรียกว่า Pons ก่อให้เกิดการ ลดการตั้งตัวของกล้ามเนื้อลายในระยะการนอนชนิดนี้

2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการงีบหลับ

การงีบหลับ คือการหลับในระยะเวลานั้น ๆ ในตอนกลางวันเพื่อชดเชยเวลานอนตอนกลางคืน

2.3.1 ประเภทของการงีบหลับ

2.3.1.1 การวางแผนก่อนจะหลับในสถานการณ์ต่างๆ เช่น เราคิดว่าวันนี้จะงีบหลังเลิกงาน หรือจะงีบก่อนออกไปเที่ยวกลางคืน

2.3.1.2 การผล็อยหลับโดยไม่ได้ตั้งใจ ซึ่งจะเกิดขึ้นเมื่อไหร่ก็ได้หากคุณเพลียมากๆ จนหากไม่งีบหลับ คุณจะไม่สามารถทำงานให้เสร็จได้เลย

2.3.1.3 การงีบประจำวัน โดยหลับในเวลาเดียวกันทุกวันจนเป็นนิสัย ซึ่งการงีบหลับแบบนี้ที่เราแนะนำ เพราะเป็นการฟื้นฟูร่างกายและตั้งสติสำหรับการทำงานที่เหลือของวันนั้น โดยการงีบหลับที่ดีที่สุด คือ “การนอนเอาแรง” ประมาณ 20-30 นาที ซึ่งจะช่วยให้เราสดชื่น ไม่เพลีย และไม่รบกวนการนอนตอนกลางคืน

2.3.2 ข้อดีของการงีบหลับ

2.3.2.1 การงีบหลับทำให้คุณทำงานอย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น

การงีบหลับสามารถฟื้นฟูการตื่นตัวของสมองและจิตใจ ปรับปรุงการทำงาน และช่วยลดโอกาสในการเกิดข้อผิดพลาดและอุบัติเหตุได้ จากการศึกษาขององค์การนาซา (NASA) ซึ่งทำการศึกษามนุษย์อวกาศและทหารอากาศพบว่า การงีบหลับเป็นเวลา 40 นาที จะช่วยปรับปรุงการทำงานได้มากขึ้นถึง 34% รวมทั้งทำให้เกิดการตื่นตัวได้ถึง 100%

2.3.2.2 การงีบหลับช่วยผ่อนคลายความเครียด

การงีบหลับที่ดี และต่อเนื่อง จะช่วยป้องกันอาการ ‘หมดไฟ’ หรือ ‘หมดแรง’ และยังช่วยลดความเครียดได้อีกด้วย จากการศึกษาในรัฐแมสซาชูเซตส์พบว่า การงีบหลับสามารถช่วยให้สมองได้เกิดการฟื้นฟูจากการรับข้อมูลมากเกินไป นอกจากนี้ การงีบหลับยังช่วยในการปรับปรุงความสามารถในการจดจำข้อมูล เนื่องจากการงีบหลับจะทำการส่งข้อมูลที่เพิ่งได้รับการเรียนรู้จากสมองส่วนฮิปโปแคมปัส (Hippocampus) ซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้ลืมได้อย่างง่ายดาย ไปยังสมองส่วนนีโอคอร์เท็กซ์ (Neocortex) ที่ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลไว้ได้อย่างถาวร อีกทั้งยังช่วยในการฟื้นฟูจากอาการเจ็บป่วยทางสภาพจิตใจอีกด้วย

2.3.2.3 การงีบหลับดีต่อหัวใจของคุณ

นักวิจัยได้ทำการศึกษาวงรีกรประมาณ 24,000 คนเป็นระยะเวลา 6 ปี พบว่า ผู้ที่ทำการงีบหลับเป็นระยะเวลา 30 นาที จำนวน 3 ครั้งต่อสัปดาห์ จะมีความเสี่ยงในการเสียชีวิตจากโรคหัวใจลดลง 37%

2.3.3 การงีบหลับอย่างถูกต้อง

การงีบหลับโดยไม่จำเป็น หรือไม่ได้ทำการวางแผนมาก่อน จะส่งผลทำให้เกิดผลเสียข้างเคียงตามมา เช่น ปัญหาการนอนหลับในเวลากลางคืน นอกจากนี้ การงีบหลับในช่วงเวลากลางวัน จะส่งผลทำให้เกิดโรคนอนไม่หลับ หรือทำให้คุณภาพของการนอนหลับในเวลากลางคืนลดลงอีกด้วย อาการงัวเงีย (Sleep inertia) เป็นเรื่องธรรมดาที่จะรู้สึกงัวเงีย หรืองุนงงหลังจากเพิ่งตื่นจากการงีบหลับ แต่อย่างไรก็ตาม มีวิธีการที่ทำให้คุณได้รับผลดีจากการงีบหลับได้โดย

2.3.3.1 ตั้งเวลา

ระยะเวลาในการงีบหลับที่ดีที่สุดจะอยู่ระหว่าง 10 – 30 นาที จากการศึกษาซึ่งถูกตีพิมพ์ในวารสารงานวิจัยที่มีชื่อว่า “Sleep” เมื่อไม่นานมานี้ รายงานว่า การงีบหลับเป็นเวลา 10 นาที จะมีประโยชน์เป็นอย่างมาก เนื่องจากจะช่วยลดความเมื่อยล้า และปรับปรุงความสามารถในการเรียนรู้ แต่การงีบหลับมากกว่า 30 นาที จะส่งผลทำให้เกิดอาการงัวเงียตามมานั่นเอง [14-16]

2.3.3.2 งีบหลับในช่วงบ่าย

ช่วงเวลาในการงีบหลับที่ดีที่สุดคือ ระหว่างเวลา บ่าย 2 โมง ถึงบ่าย 3 โมง เนื่องจากเป็นช่วงเวลาครึ่งหนึ่งของวัน และเป็นช่วงเวลาที่คนวัยทำงานส่วนใหญ่ต้องเผชิญกับอาการง่วงหลังจากการรับประทานอาหารกลางวัน ซึ่งจะส่งผลเสียต่อการตื่นตัวในช่วงบ่ายนั่นเอง ดังนั้น การงีบหลับในช่วงเวลานี้ จะเป็นผลดี เนื่องจากมันจะมีโอกาสไปรบกวนการนอนหลับในเวลากลางคืนเพียงเล็กน้อยนั่นเอง แต่อย่างไรก็ตาม ช่วงเวลาในการงีบหลับก็ยิ่งขึ้นกับช่วงเวลาทำงาน และปัจจัยส่วนบุคคลอีกด้วย ดังนั้นการงีบหลับในช่วงเวลาอื่น ก็สามารถก่อให้เกิดผลดีได้เช่นเดียวกัน สิ่งสำคัญคือ พยายามวางแผนงีบหลับในช่วงเวลาครึ่งหนึ่งของระยะเวลาที่คุณตื่นอยู่

2.3.3.3 สร้างสิ่งแวดล้อมที่ถูกต้องเหมาะสม

เมื่อคุณต้องการการงีบหลับเพื่อการฟื้นฟูร่างกายของคุณ คุณจะต้องจริงจังกับการงีบหลับนั้นด้วย ซึ่งนั่นหมายถึง คุณจะต้องหลีกเลี่ยงสิ่งรบกวนในห้อง ปรับอุณหภูมิในห้องให้ลดลง และปิดม่าน เพื่อให้ห้องนั้นมีมืดและสบายที่สุด นอกจากนี้ ยังหมายถึงการทำให้เกิดความเงียบ และบรรยากาศที่เหมาะสมแก่การพักผ่อน รวมถึงการจัดการกับเสียงกรนที่จะรบกวนบรรยากาศในการงีบหลับด้วยเช่นกัน

2.4 ระบบการตรวจการนอนหลับ (Polysomnography : PSG)

การตรวจการนอนหลับ หรือ sleep test (บางครั้งเรียกว่า sleep study หรือ Polysomnography :PSG) เป็นการตรวจสำคัญที่ใช้เพื่อวิเคราะห์การทำงานของระบบต่าง ๆ ของร่างกายระหว่างการนอนหลับ เช่น ระบบการหายใจ ระดับออกซิเจนในเลือด การทำงานของคลื่นไฟฟ้าสมอง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ และกล้ามเนื้อ รวมถึง ศึกษาพฤติกรรมบางอย่างที่เกิดขึ้นขณะหลับด้วย [17-20]ปัจจุบันถือว่าการตรวจมาตรฐานสากล (gold standard) สำหรับการวินิจฉัยโรคต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับ โดยเฉพาะอย่างยิ่งโรคหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้น (Obstructive Sleep Apnea; OSA) รวมถึงการกระตุกของกล้ามเนื้อต่างๆ และพฤติกรรมที่ผิดปกติระหว่างการนอนหลับ เป็นต้น

2.4.1 ประโยชน์ของการตรวจการนอนหลับ (Sleep Test)

เป็นการตรวจที่เป็นมาตรฐาน (standard investigation) ที่ใช้ในการวินิจฉัยและประเมินระดับความรุนแรงของโรค ภาวะหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้น (Obstructive Sleep Apnea; OSA) ซึ่งจะมีผลต่อการวางแผนและการตัดสินใจทางเลือกในการรักษา เช่น อาจใช้ในการตั้งค่าความดันลม (Pressure titration) ในกรณีการรักษาโรคด้วยเครื่องเป่าความดันลมบวกเพื่อขยายช่องทางเดินหายใจ (Continuous positive airway pressure; CPAP), การปรับระดับของเครื่องมือในช่องปาก (oral appliances), นอกจากนี้ยังใช้พิจารณาเลือกวิธีการผ่าตัดทางเดินหายใจและใช้ติดตามผลการรักษา ตลอดจนช่วยในการวินิจฉัยโรคความผิดปกติอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการนอนได้อีกด้วย

2.4.2 ระดับการตรวจการนอนหลับ

การตรวจการนอนหลับ หรือ sleep test (บางครั้งเรียกว่า sleep study หรือ Polysomnography) สามารถแบ่งออกได้ เป็น 4 ระดับ ตามความละเอียดของข้อมูลที่ตรวจ โดยใช้ตามนิยามของสมาคมเวชศาสตร์การนอนหลับของสหรัฐอเมริกา (American Academy of Sleep Medicine หรือ AASM) ซึ่งเป็นที่ยอมรับในระดับสากลดังนี้

ระดับที่ 1 การตรวจสุขภาพการนอนแบบสมบูรณ์โดยมีเจ้าหน้าที่เฝ้าตลอดคืน (Comprehensive technician-attended polysomnography) การตรวจแบบนี้จะประกอบด้วย การวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อลูกตา ไตคาง และขา คลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจวัดระดับออกซิเจนในเลือด และการตรวจวัดลมหายใจ เป็นอย่างน้อย โดยอาจทำภายในห้องตรวจเฉพาะของสถานพยาบาล หรือนอกสถานที่ แต่มีเจ้าหน้าที่เฝ้าสังเกตอาการตลอดทั้งคืนที่ตรวจ

ระดับที่ 2 การตรวจสุขภาพการนอนหลับแบบสมบูรณ์ โดยไม่มีเจ้าหน้าที่เฝ้าตลอดทั้งคืน (Comprehensive-unattended portable polysomnography) การตรวจวิธีนี้อาจตรวจตามบ้าน ในห้องนอนของผู้รับการตรวจเองซึ่งเป็นสภาพแวดล้อมที่คุ้นเคย หรือ ตามสถานที่พักต่างๆ ทำให้คล้ายกับการนอนในชีวิตประจำวันมากกว่า โดยจะมีเจ้าหน้าที่เข้าไปติดตั้งอุปกรณ์ให้แต่ไม่ได้เฝ้าระหว่างเวลาที่ตรวจ ลักษณะของการตรวจแบบนี้มีส่วนประกอบและข้อมูลที่มีความน่าเชื่อถือได้ใกล้เคียงกับ การตรวจระดับ 1 แต่มีข้อดี เช่น ค่าใช้จ่ายในการตรวจที่ถูกกว่า เนื่องจากไม่มีค่าใช้จ่ายเพิ่มในเรื่องค่าห้องของโรงพยาบาลรวมถึง ประหยัดค่าใช้จ่ายและเวลาในการเดินทาง นอกจากนี้ยังใช้เวลาในการรอคิวตรวจน้อยกว่า โดยผู้ที่เหมาะสำหรับการตรวจวิธีนี้ ได้แก่ ผู้ที่เคลื่อนไหวและเดินทางไม่สะดวก หรือผู้ที่มีอาการมากและต้องการรักษาอย่างรวดเร็ว แต่ต้องรอคิวตรวจในโรงพยาบาลนานมาก เป็นต้น

ระดับที่ 3 การตรวจสุขภาพการนอนหลับแบบจำกัดข้อมูล (Limited channel portable sleep test) การตรวจนี้ จะมีเพียงการตรวจ ลมหายใจ การเคลื่อนไหวของหน้าอกและท้อง การวัดระดับออกซิเจนในเลือด การวัดระดับเสียงกรน บางครั้งอาจมีการวัดคลื่นหัวใจร่วมด้วย หรือการตรวจการนอนหลับจากระบบหลอดเลือดและประสาทอัตโนมัติ เป็นต้น การตรวจแบบนี้อาจมีค่าใช้จ่ายน้อยกว่าระดับ 1 และ 2 อย่างไรก็ตาม ผลการตรวจมักได้ค่าความรุนแรงต่ำกว่าความเป็นจริง เนื่องจากไม่ได้วัดคลื่นสมอง จึงไม่สามารถประเมิน ประสิทธิภาพในการนอน รวมถึงระยะความลึกของการนอน ทำให้ผลตรวจมีความแม่นยำน้อยกว่า

ระดับที่ 4 การตรวจระดับออกซิเจนในเลือด และหรือ วัดลมหายใจขณะหลับ (Single or dual channel portable sleep test) เป็นการตรวจเพียงบางส่วน และได้ข้อมูลไม่เกิน 3 อย่างเท่านั้น จึงเลือกใช้เฉพาะกรณีที่ไม่สามารถตรวจในแบบต่างๆ ที่กล่าวมาแล้วได้เท่านั้น เนื่องจากข้อมูลที่ตรวจได้มักจะไม่มีความน่าเชื่อถือมากพอที่จะนำมาใช้ยืนยันการวินิจฉัยภาวะอุดกั้นทางเดินหายใจขณะหลับได้

2.4.3 วิธีการตรวจวัดการนอนหลับ (Sleep test)

การตรวจสุขภาพการนอนหลับจะเริ่มต้นในช่วงหัวค่ำ (ประมาณ 20.00 น ทั้งนี้ตามความเหมาะสมของแต่ละราย) ก่อนเริ่มการตรวจเจ้าหน้าที่จะสอบถามข้อมูลเกี่ยวกับการนอน หรืออาจให้กรอกแบบสอบถาม และเอกสารความยินยอมของผู้รับการตรวจ หลังจากนั้นจะอธิบายลักษณะเกี่ยวกับอุปกรณ์ และการปฏิบัติตัวต่างๆ ระหว่างการตรวจ ในกรณีที่ต้องการตรวจสุขภาพการนอนหลับ ระดับที่ 1 ผู้รับการตรวจส่วนมากจะได้รับการทดลองใส่หน้ากากของเครื่องเป่าความดันลมบวก

(CPAP mask) เพื่อปรับตัวก่อนในกรณีที่มีภาวะหยุดหายใจระดับรุนแรง ซึ่งเจ้าหน้าที่จะให้รักษาโดยเครื่องดังกล่าวภายในคืนที่ตรวจเลย เมื่อผู้รับการตรวจพร้อมที่จะเข้านอน หลังจากชำระร่างกายสะอาดแล้ว เจ้าหน้าที่จะเริ่มทำการติดสายวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง รวมถึงกล้ามเนื้อลูกตา กล้ามเนื้อใต้คาง และขา รวมถึงการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นผู้รับการตรวจจะมีอุปกรณ์ต่างๆ และสายติดที่บริเวณศีรษะ ใบหน้า คาง หน้าอกและขาทั้ง 2 ข้าง นอกจากนี้ยังมีการตรวจระบบหายใจโดยมี สายวัดบริเวณจมูก สายรัดหน้าอก และบริเวณท้อง รวมถึงจะมีเครื่องวัดระดับออกซิเจนที่ปลายนิ้ว และอาจมีเครื่องวัดระดับเสียงกรน หรือการตรวจพิเศษอื่น ๆ เช่น การบันทึกภาพจากกล้องโทรทัศน์วงจรปิด ตามความจำเป็น สำหรับการตรวจระดับที่ 1 จะมีเจ้าหน้าที่ที่อยู่ในห้องควบคุมภายนอกห้องนอนของผู้รับการตรวจ ซึ่งจะดูแลระหว่างการตรวจ ส่วนการตรวจระดับที่ 2 จะไม่มีเจ้าหน้าที่เฝ้า แต่จะให้นอนหลับอย่างต่อเนื่องตลอดทั้งคืน



รูปที่ 2.1 การตรวจวัดการนอนหลับ

(ที่มา : <http://www.nksleepcenter.com/sleep-test/>)

2.4.4 สัญญาณที่ใช้ในการตรวจการนอนหลับ

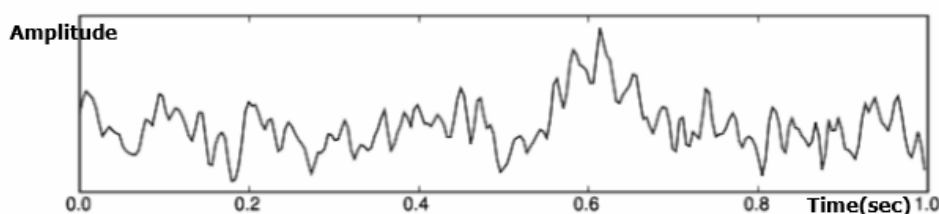
สัญญาณที่ใช้ในการแบ่งระยะของการนอนหลับโดยการใช้เครื่องมือทางวิทยาศาสตร์ในห้องปฏิบัติการนอนหลับโพลีซอมโนกราฟฟี (Polysomnography) ประกอบด้วย

- 1) การสังเกตการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram: EEG)
- 2) การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อตา (Electrooculogram: EOG)
- 3) ความตึงตัวของกล้ามเนื้อ (Electromyogram: EMG)
- 4) เครื่องมือที่ใช้วัดการทำงานของระบบการหายใจ

2.5 สัญญาณชีวการแพทย์ (Biomedical Signals)

2.5.1 คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography; EEG)

สัญญาณนี้ได้จากการวัดด้วยวิธีที่เรียกว่า อิเล็กโทรเอนเซฟาโลกราฟี (Electroencephalography) วิธีนี้จะเป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากบริเวณหนังศีรษะหรือจากผิวสมองภายในกะโหลกศีรษะ สัญญาณอีอีจีที่ตรวจวัดได้จะมีความสัมพันธ์เกี่ยวข้องกับสมองหรือเส้นประสาทในบริเวณที่ตรวจวัด สัญญาณอีอีจีจะครอบคลุมความถี่ในย่านประมาณ 5–30 เฮิร์ตซ์ (Hertz) เนื่องจากย่านความถี่นี้ตอบสนองต่อทั้งความนึกคิดของสมองและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ จึงถูกเรียกว่าสัญญาณสมองและร่างกาย (Brain Body Signal) และสัญญาณที่วัดมาจากหนังศีรษะนี้จะมีขนาดแรงดันต่ำอยู่ในระดับมิลลิโวลต์ (Millivolt) อีกทั้งอีอีจีเป็นสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลาและมีหลายองค์ประกอบปะปนกันอยู่จึงทำให้ยากต่อการตรวจจับและวิเคราะห์อีกด้วย



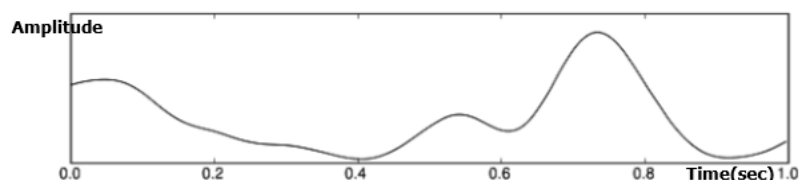
รูปที่ 2.2 สัญญาณ EEG

(ที่มา : <https://www.firstclassmed.com/articles/2017/eeg-waves>)

2.5.1.1 การแบ่งคลื่นสมองในย่านของความถี่

ทางด้านประสาทวิทยาจะศึกษาคลื่นสมองในแง่ของย่านความถี่ที่สัมพันธ์กับกิจกรรมของร่างกายมนุษย์ดังนี้

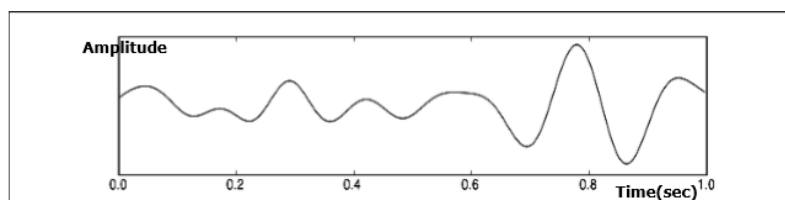
1) คลื่นเดลต้า (Delta) ความถี่ต่ำกว่า 4 เฮิร์ตซ์ จะใช้ในการศึกษาการทำงานของสมองขณะนอนหลับลึก และการศึกษาอาการบกพร่องทางสมอง



รูปที่ 2.3 สัญญาณคลื่นเดลต้า (Delta)

(ที่มา : <https://www.firstclassmed.com/articles/2017/eeg-waves>)

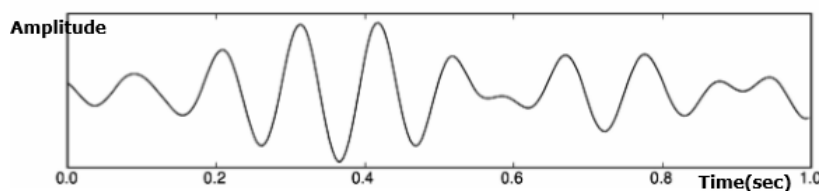
2) คลื่นเธต้า (Theta) ความถี่ประมาณ 4-8 เฮิร์ตซ์ จะสัมพันธ์กับร่างกายขณะหลับ ไม่ลึกลับ หรือขณะสะลึมสะลือ



รูปที่ 2.4 สัญญาณคลื่นเธต้า (Theta)

(ที่มา : <https://www.firstclassmed.com/articles/2017/eeg-waves>)

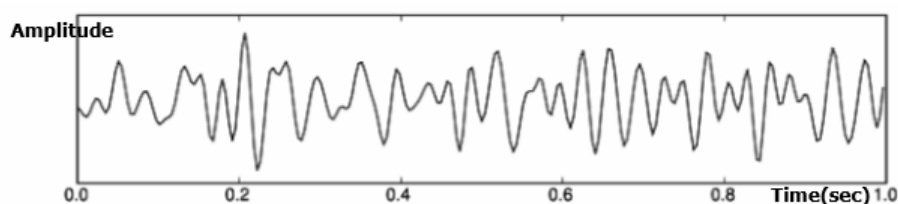
3) คลื่นอัลฟา (Alpha) ความถี่ประมาณ 8-12 เฮิร์ตซ์ สัญญาณนี้จะวัดได้ง่ายเมื่อหลับตา และทำจิตใจให้ผ่อนคลาย สัญญาณในช่วงความถี่นี้จะคล้ายกับสัญญาณอีอีจี (EEG) ประเภทหนึ่งที่เรียกว่ามิวริทึม (Mu, μ -rhythm) ซึ่งเป็นสัญญาณที่เกี่ยวข้องกับการสั่งการเคลื่อนไหว ของมือและแขนจากสมองส่วนที่เรียกว่ามอเตอร์คอร์เทกซ์ (motor cortex) เมื่อสมองคิดอยากจะทำ เคลื่อนไหว อย่ายะจะทำให้สัญญาณนี้มีแรงดันไฟฟ้าสูงขึ้น และแรงดันจะลดลงเมื่อเกิดเคลื่อนไหว ไปแล้ว



รูปที่ 2.5 สัญญาณคลื่นอัลฟา (Alpha)

(ที่มา : <https://www.firstclassmed.com/articles/2017/eeg-waves>)

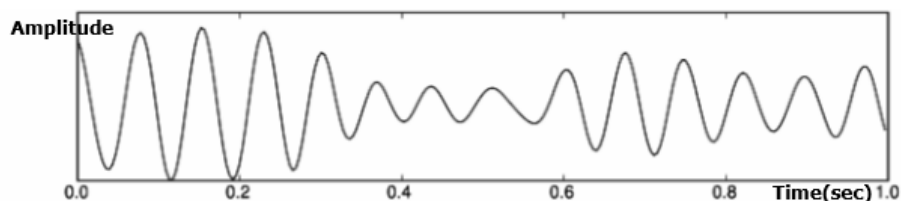
4) คลื่นเบต้า (Beta) ความถี่ย่านที่สูงกว่า 12 เฮิร์ตซ์ขึ้นไป เป็นคลื่นที่สัมพันธ์กับกิจกรรมหลายๆ อย่างที่เกิดขึ้นในขณะที่รู้สึกตัว ปัจจัยหลายอย่างเช่นการวิตกกังวล การรับ สารเคมี หรือยา สามารถมีผลทำให้คลื่นเบต้า (Beta) มีลักษณะเปลี่ยนแปลงไปได้



รูปที่ 2.6 สัญญาณคลื่นเบต้า (Beta)

(ที่มา : <https://www.firstclassmed.com/articles/2017/eeg-waves>)

5) คลื่นเอสเอ็มอาร์ (Sensorimotor,SMR) ความถี่ประมาณ 12-16 เฮิร์ตซ์
เกี่ยวกับ การรู้สึกตัว การมีสติ การรับรู้ของร่างกายในขณะนั้น

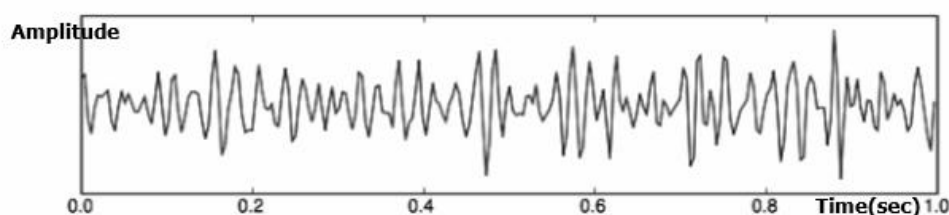


รูปที่ 2.7 สัญญาณคลื่นเอสเอ็มอาร์ (SMR)

(ที่มา : <https://www.firstclassmed.com/articles/2017/eeg-waves>)

6) คลื่นแกมมา (Gamma) ความถี่ประมาณ 26-100 เฮิร์ตซ์ จะเกี่ยวกับด้าน
ความคิดและจิตใจ เช่น ความกลัว การแก้ไขปัญหา การเรียนรู้ การมีสติรู้จักคิดเป็นต้น

7) ชนิดของสัญญาณคลื่นสมองที่แบ่งตามความถี่



รูปที่ 2.8 สัญญาณคลื่นแกมมา (Gamma)

(ที่มา : <https://www.firstclassmed.com/articles/2017/eeg-waves>)

ตารางที่ 2.1 ชนิดของสัญญาณคลื่นสมองที่แบ่งตามความถี่

ชนิด	ความถี่ (HZ)	ความสัมพันธ์กับกิจกรรมของสมอง
แกมมา (Gamma)	> 30	เกี่ยวกับจิตใจ การรับรู้ การแยกแยะความถูกต้อง
เบต้า (Beta)	13-30	เกี่ยวกับกิจกรรมของสมองตอนที่ร่างกายตื่นอยู่หรือกำลัง ถูกกระตุ้นจากสิ่งเร้าต่างๆ
อัลฟา (Alpha)	8-12	เกิดในช่วงที่สมองรู้สึกผ่อนคลายหรือขณะฝัน
เธต้า (Theta)	4-7	เกิดในช่วงกำลังจินตนาการ ใจจดใจจ่อ การหลับ ตื้นๆ
เดลต้า (delta)	0.5-3	เกิดในช่วงหลับลึก

2.5.1.2 เทคนิคการตรวจจับและจัดเก็บสัญญาณคลื่นสมองอีอีจี (EEG)

ขั้นตอนการจัดเก็บสัญญาณอีอีจีขั้นตอนแรก คือใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่าขั้ววัดสัญญาณ (Electrode) ตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากบริเวณหนังศีรษะของผู้ใช้ทดลอง ขั้ววัดดังกล่าวจะมี หลายแบบทั้งแบบที่เป็นแผ่นแปะ (Plate) และแบบหมวกครอบศีรษะ (Cap) ที่เห็นในภาพ 2-9 จะเป็นแบบหมวกซึ่งมีขั้ววัดหลายๆ อันอยู่ภายในหมวกทำให้วัดสัญญาณได้พร้อมกันหลายจุด สัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากขั้ววัดจะมีขนาดแรงดันต่ำมากในระดับมิลลิโวลต์ จึงต้องขยายสัญญาณ ก่อนด้วยเครื่องขยายเฉพาะที่เรียกว่าไบโอแอมพลิฟายเออร์ (Bio Amplifier) ซึ่งจะมีคุณสมบัติใน การป้องกันและกำจัดสัญญาณรบกวนที่ดีและขยายสัญญาณในย่านความถี่ต่ำๆ เช่นคลื่นสมองได้ดี จากนั้นจะแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลด้วยเครื่องดิจิตาไลเซอร์ (Digitizer) และสัญญาณดิจิตอลจะถูก บันทึกไว้โดยคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปใช้งานต่อไป การส่งสัญญาณดิจิตอลระหว่างดิจิตาไลเซอร์และ คอมพิวเตอร์นั้น จะต้องทำมีวงจรไฟฟ้าแยกจากกันเพื่อป้องกันกระแสไฟฟ้าจากคอมพิวเตอร์ไหล ย้อนกลับมายังขั้ววัดซึ่งจะเป็นอันตรายต่อผู้ใช้งานได้ ซึ่งการแยกวงจรไฟฟ้าออกจากกันอาจทำได้ โดยใช้สื่อนำแสงแทน สื่อนำไฟฟ้า โดยทำการแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นแสงก่อนส่งและแสงจะถูก แปลงกลับเป็นสัญญาณไฟฟ้าทางด้านตัวรับ



รูปที่ 2.9 ลำดับขั้นตอนในการจัดเก็บสัญญาณอีอีจี

(ที่มา : <http://www.gits.kmutnb.ac.th/ethesis/data/4670283383.pdf>)

รูปแบบของการวัดด้วยขั้ววัด (Electrode) โดยทั่วไปแล้วการใช้ขั้ววัด (Electrode Plate) เพื่อตรวจจับสัญญาณอีอีจี (EEG) จะแบ่งได้สองวิธีคือ

1) แบบฝังภายใน (Invasive) ที่ต้องผ่าตัดเพื่อฝังขั้ววัดไว้ที่ผิวสมองภายใน กะโหลกศีรษะซึ่งต้องทำโดยศัลยแพทย์เท่านั้น โดยวิธีนี้จะใช้ในทางการแพทย์เป็นหลักเพื่อใช้ตรวจสอบหาอาการผิดปกติต่างๆ ที่เกี่ยวกับการทำงานของสมอง

2) แบบแปะภายนอก (Non Invasive) วิธีนี้มักใช้กับงานทดลองทางด้านบีซีไอ (BCI) เป็นส่วนมากเนื่องจากสามารถใช้ขั้ววัดแปะไว้ที่หนังศีรษะได้เลย ซึ่งสามารถทำได้ง่ายและไม่อันตราย อีกทั้งในปัจจุบันขั้ววัดยังมีแบบที่เป็นหมวกครอบศีรษะซึ่งใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้น

ซึ่งเทคนิคและวิธีการการตรวจวัดและ จัดเก็บสัญญาณอีอีจีสามารถส่งผลกระทบต่อปัจจัยดังต่อไปนี้

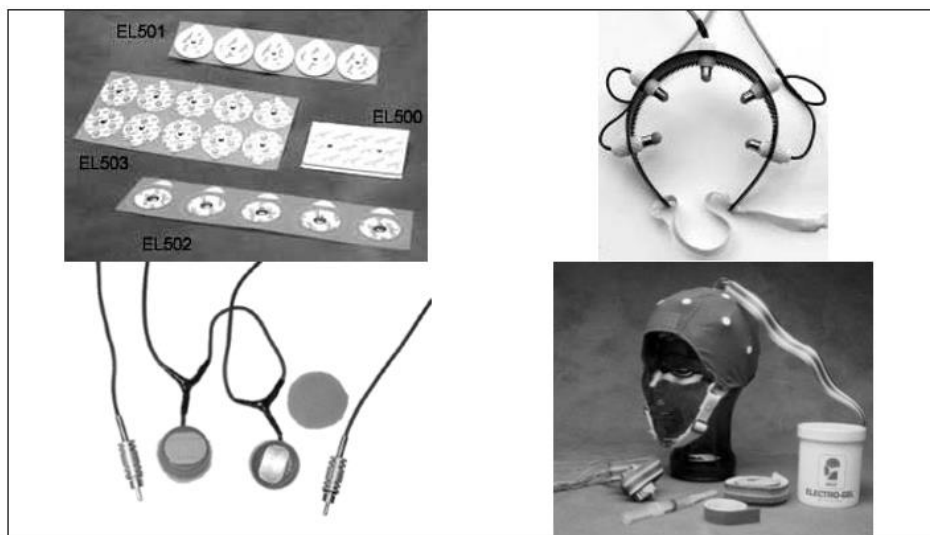
1) การเลือกตำแหน่งของจุดที่วัดสัญญาณบนศีรษะ เนื่องจากสมองแต่ละส่วนจะมีหน้าที่หรือความสัมพันธ์กับกิจกรรมของร่างกายแตกต่างกัน ดังนั้นหากเลือกตำแหน่งที่ไม่เหมาะสมก็จะทำให้สัญญาณที่ได้มีองค์ประกอบที่ไม่ต้องการเยอะกว่าองค์ประกอบที่ต้องการ สำหรับในการวิจัยนี้ได้ข้อมูลของคลื่นสมองที่ค่อนข้างละเอียดมาก คือวัดจากตำแหน่งต่างๆ ถึง 64 จุดทั่วศีรษะ ทำให้สามารถเลือกใช้งานสัญญาณในตำแหน่งที่ต้องการได้เกือบทุกตำแหน่ง

2) ช่วงความถี่ของสัญญาณอีอีจี (EEG) ที่สามารถวัดได้ เนื่องจากสัญญาณที่ตรวจวัด ได้จากขั้ววัดจะมีขนาดแรงดันไฟฟ้าที่ต่ำมาก ก่อนที่จะนำมาแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลจะต้องผ่าน การขยายโดยเครื่องขยายสัญญาณก่อน ซึ่งถ้าเครื่องขยายออกแบบมาไม่ดีก็จะทำให้สูญเสีย รายละเอียดของความถี่บางความถี่ได้ รวมทั้งอาจมีสัญญาณรบกวนแปลกปลอมแทรกเข้ามาใน สัญญาณคลื่นสมองอีกด้วย

3) สัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และขั้วตรวจวัดที่ไม่มีประสิทธิภาพและการไม่ได้ทำความสะอาดหนังศีรษะก่อนแปะขั้ววัดในกรณีที่ใช้ขั้ววัดแบบพาสซีฟ (Passive) ซึ่งเป็นขั้ววัดที่ไม่มีวงจรขยายสัญญาณในตัวเอง สิ่งต่างๆ เหล่านี้จะเป็นตัวบั่นทอน คุณภาพของสัญญาณที่วัดได้ไปบางส่วน ขั้ววัดที่แสดงในภาพที่ 2-10 จะเป็นขั้ววัดแบบพาสซีฟ

4) อัตราความถี่สุ่ม (Sampling Rate) ที่ใช้ในการแปลงสัญญาณไฟฟ้าจากสัญญาณ อนุalogไปเป็นดิจิทัล (Digitizing) ถ้าหากใช้ความถี่สุ่มต่ำไปก็จะทำให้สูญเสียรายละเอียดของ สัญญาณที่ความถี่สูงๆ ได้ โดยปกติแล้วความถี่สุ่มที่ใช้ในการแปลงสัญญาณอนุalogเป็นดิจิทัล

ในงานบีซีไอ (BCI) จะอยู่ที่ประมาณ 200-300 เฮิร์ตซ์ เนื่องจากย่านความถี่ของคลื่นสมองที่สามารถนำมาใช้วิเคราะห์ได้จะอยู่ในช่วง 0-100 เฮิร์ตซ์เท่านั้น



รูปที่ 2.10 ภาพของขั้ววัดแบบต่างๆ

(ที่มา : <http://www.gits.kmutnb.ac.th/ethesis/data/4670283383.pdf>)

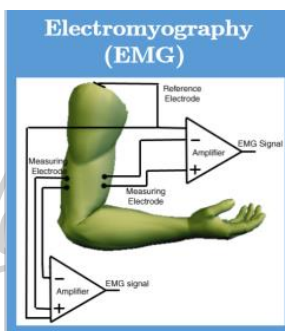
2.5.2 สัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี (electromyography)

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หมายถึง ระดับความตึงตัวของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการกระตุ้นอย่าง รุนแรง กล้ามเนื้อประกอบไปด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเหมือนเส้นด้ายจำนวนมากหลายล้านเส้น เมื่อเส้นใยกล้ามเนื้อเกิดการเกร็งนั้น เกิดจากการกระทำของเซลล์ประสาททางกลไก (Motor neuron) ที่ส่งกระแสประสาทไปยังเส้นใยกล้ามเนื้อนั้น ๆ ไม่ว่าจะเวลาใดก็ตามที่เส้นใยกล้ามเนื้อ 2-3 เส้นที่อยู่ในขณะพักตัวซึ่งดูเหมือนจะมีการเกร็งอยู่ภายใต้สภาวะปกติ การกระตุ้นที่เกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อจะถูกกระตุ้นจนกระทั่งเกิดการตอบสนองทั้งหมด หรืออาจจะเพียงบางส่วนของกล้ามเนื้อ รวมเข้าด้วยกันเพื่อทำให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อทั้งชิ้น สัญญาณอีเอ็มจีจะครอบคลุมความถี่ในย่านประมาณ 2-10,000 เฮิร์ตซ์ (Hertz)

การเปลี่ยนแปลงอย่างเห็นได้ชัดในการส่งกระแสไฟฟ้ามาที่พื้นผิวด้านนอกของผิวหนัง ไม่ใช่จะถูกวัดได้ในทุกสภาวะอารมณ์ และความรู้สึกที่เกิดขึ้นจากจิตใจ กิจกรรมของกล้ามเนื้อ ระดับพื้นผิวนี้สามารถวัดได้ด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เรียกว่า Electromyography (EMG) ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของกิจกรรมทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อในขณะที่กล้ามเนื้อเกิดการเกร็ง



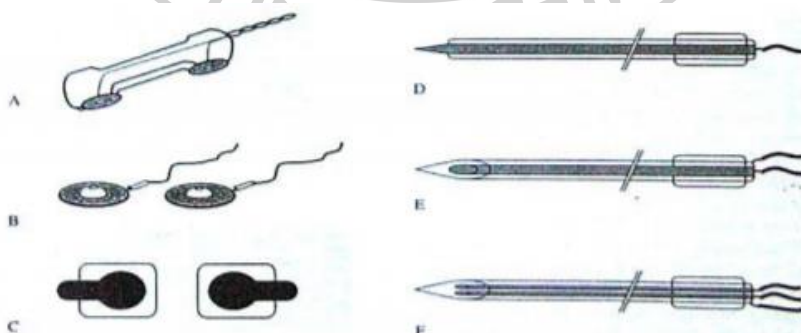
รูปที่ 2.11 การปรับสัญญาณ EMG จาก Raw EMG signal มาเป็น Integrated EMG signal (ที่มา : http://digital_collect.lib.buu.ac.th/dcms/files/54910007/chapter2.pdf)



รูปที่ 2.12 การกำเนิด EMG จากการหดและคลายตัวของกล้ามเนื้อ (ที่มา : <https://theerawitw.wordpress.com/2017/01/20/emg/>)

2.5.2.1 เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดคลื่นกล้ามเนื้อEMG

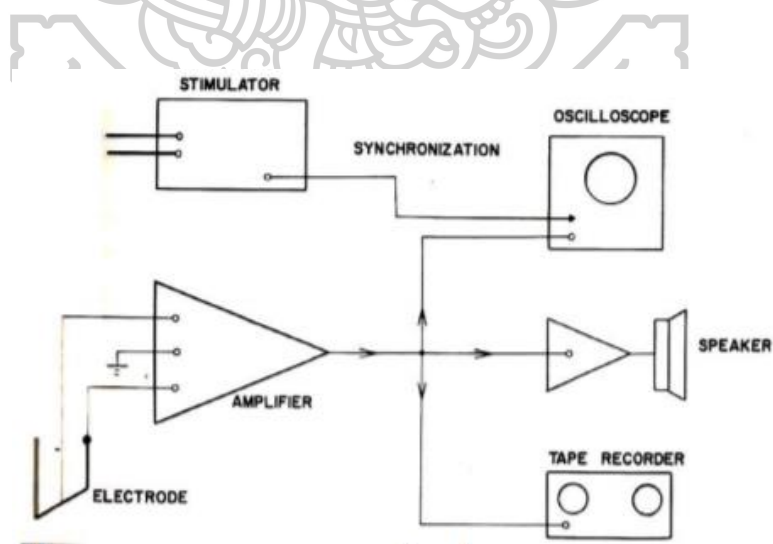
เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับการตรวจคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจี ประกอบด้วยตัวเครื่องและอิเล็กโทรดบันทึก สัญญาณเข้า ตัวเครื่องมักมีอุปกรณ์/วงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่กรองขยายสัญญาณและส่วนแสดงผล



รูปที่ 2.13 ลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณอีเอ็มจี A:ชนิดสองขั้วยึดติดกัน B:ชนิดโลหะกลม C: ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป D:ชนิดเข็มแบบขั้วเดียว E:แบบเข็มฉีดยาปลายตัดแกนเดียวF:เข็มฉีดยาปลายตัดสองแกน

(ที่มา : ดัดแปลงจาก Robinson AJ and Snyder-Mackler L, 2008)

อิเล็กโทรด (Electrode) อิเล็กโทรดหรือขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออีเอ็มจี นั้นแบ่งเป็นสองชนิด คือ 1. ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้น และ 2. ขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้า ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้นมักจะเป็นตัวกระตุ้นขนาดเล็กและเป็นชนิดสองขั้ว (bipolar electrode) ยึดติดกัน ส่วนอิเล็กโทรดสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้านั้น แบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ 1) อิเล็กโทรดแบบเข็ม (needle electrode) มักใช้แทงเข้าไปในกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกสัญญาณ/ ศักย์ไฟฟ้าที่ใยกล้ามเนื้อโดยตรงใช้สำหรับวินิจฉัยโรคทางคลินิก และ 2) อิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนัง (surface electrode) เป็นแผ่นขั้วไฟฟ้าที่วางบนผิวหนังบริเวณที่วัด มักนิยมใช้บันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อแสดงถึงความหนักเบาของการหดตัวของกล้ามเนื้อ นอกจากนั้นยังใช้สำหรับการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเพื่อเปรียบเทียบความเร็วของการนำสัญญาณประสาท (nerve conduction velocity) อิเล็กโทรดแบบเข็มที่นิยมใช้กันมากได้แก่ อิเล็กโทรดแบบแกนเดี่ยว (single coaxial needle electrode หรือ concentric needle electrode) มักมีลักษณะคล้ายเข็มฉีดยา(ที่มีรู)ปลายตัด เป็นปลอกและมีแกนลวดโลหะ(แพลตินัมหรือทองแดง)หุ้มฉนวนไนลอนออกมาพอดีกับปลายเข็ม เพื่อวัดศักย์ไฟฟ้าระหว่างสองจุด (จุดหนึ่งคือตัวเข็ม อีกจุดคือแกน ลวดโลหะ) มีขนาดเล็กกว่า 1 มิลลิเมตร นอกจากนั้น ยังมีอิเล็กโทรดอีกชนิดเป็นแบบสองแกน (double coaxial needle หรือ bipolar needle electrode) ซึ่งใช้ลวดโลหะสองเส้นสอดเข้าไปในเข็มฉีดยา อิเล็กโทรดชนิดนี้สามารถตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณประสาทได้แคบกว่า มักใช้สำหรับตรวจเฉพาะรายมากกว่าใช้ตรวจประจำ



รูปที่ 2.14 แผนผังอุปกรณ์เครื่องตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีเครื่องหนึ่ง

(ที่มา : ดัดแปลงจาก Goodgold J and Eberstein A,1972)

ตารางที่ 2.2 การเปรียบเทียบอิเล็กโทรดแบบวางบนผิวหนังและอิเล็กโทรดแบบเข็ม

	อิเล็กโทรดแบบวางบนผิวหนัง	อิเล็กโทรดแบบเข็ม
ข้อดี	1. ง่ายต่อการใช้งาน	1. สามารถตรวจวัด MUAP
	2. ไม่รุกราน	2. มีความเลือกสรรที่ดีกว่า
	3. บันทึกผลได้ในบริเวณกว้าง	3. อัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนสูง
	4. ปลอดภัยมากกว่า	
	5. ไม่ขัดขวางการเคลื่อนไหว	
ข้อเสีย	1. วัดได้เฉพาะ EMG ที่กล้ามเนื้อใบหน้า	2. ใ้ยาก
	2. อัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนต่ำ	2. รุกราน
	3. ความเลือกสรรต่ำ	3. ขัดขวางการเคลื่อนไหว
	4. สิ่งแปลกปลอม	4. เป็นอันตราย
การใช้งาน	1. บันทึกผลในกล้ามเนื้อขนาดใหญ่	1. การบันทึกผลที่หน่วยเคลื่อนที่หน่วยเดียวหรือที่กล้ามเนื้อขนาดเล็ก
	2. ต้องใช้แรงมาก	2. บันทึกผลในกล้ามเนื้อที่ลึกลงไป

ส่วนขยายสัญญาณ (amplifier) เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ มีปริมาณน้อยและขนาดไม่มาก ดังนั้นที่ตัวเครื่องมักมีส่วนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ ให้มีขนาดโตพอสำหรับการพิจารณา ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ดี มีกำลังขยายที่สูงพอและสม่ำเสมอตลอดช่วงศักย์ไฟฟ้าในย่านที่ตรวจวัด และสามารถกรองสัญญาณ หรือไม่ขยาย/ตัดสัญญาณไฟฟ้ารบกวนที่ไม่ได้ใช้ออก

ส่วนแสดงและบันทึกผล เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ หรือคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจี มีความถี่ที่ตอบสนองค่อนข้าง สูง เมื่อเทียบกับสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ และสมอง (ตารางที่1) จึงไม่นิยมใช้แสดงผลด้วยการบันทึกลงบนแผ่นกระดาษ (tracing) เพราะจะทำให้ได้คลื่นไฟฟ้าผิดรูปร่าง แต่มักจะแสดงผ่านจอภาพออสซิลโลสโคป (ตอบสนองต่อความถี่ได้สูง) และผ่านสัญญาณเสียง (คลื่นอีเอ็มจี อยู่ในย่านความถี่เสียง) ทำให้การแปลผลมีความเที่ยงตรงมากขึ้นและลด

ความเมื่อยล้าจากสัญญาณไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปด้วยสายตา นอกจากนั้นในปัจจุบันยังสามารถบันทึกผลออกมาเป็น ไฟล์ข้อมูล รูปภาพและค่าเฉลี่ยของขนาดของคลื่นไฟฟ้าได้อีกด้วย

การเลือกและการจัดวางอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดเป็นอินเตอร์เฟซที่สำคัญระหว่างร่างกายของมนุษย์และเครื่องมือวัดผล ซึ่งสามารถวัดศักย์ไฟฟ้าชีวภาพหรือกระแสไฟฟ้าในร่างกายของมนุษย์ ในการทดสอบทางคลินิก มักใช้อิเล็กโทรด 2 ชนิดในการวัดสัญญาณ EMG คือ อิเล็กโทรดแบบวางบนผิวหนังและอิเล็กโทรดแบบเข็ม อิเล็กโทรดแบบเข็มมีความไวต่อกล้ามเนื้อและอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนที่ดี จึงถูกนำมาใช้ในการตรวจวินิจฉัยทางคลินิกกันอย่างกว้างขวาง ในทางตรงกันข้าม สัญญาณ EMG บนพื้นผิวมักประกอบด้วยสัญญาณแทรกสอดข้าม (crosstalk signal) ที่เกิดจากกล้ามเนื้อโดยรอบ ดังนั้น จึงเป็นการยากที่จะวิเคราะห์กล้ามเนื้อบริเวณเล็กๆ โดยใช้สัญญาณ EMG บนพื้นผิว แต่สัญญาณ EMG บนพื้นผิวนั้น ปลอดภัยและใช้ได้ง่ายกว่ามาก ในการใช้ fEMG นั้นประเด็นด้านความปลอดภัยมีความสำคัญมากกว่าความถูกต้อง คนส่วนใหญ่จึงเลือกใช้ อิเล็กโทรดแบบวางบนผิวหนังซึ่งเป็นการวัดผล การจัดวางอิเล็กโทรดจะส่งผลต่อแอมพลิจูดและสเปกตรัมของสัญญาณ fEMG เราต้องวางอิเล็กโทรดเอาไว้ในตำแหน่งที่เหมาะสม เพื่อให้ได้สัญญาณ fEMG ที่ถูกต้อง ตำแหน่งที่ดีที่สุดของอิเล็กโทรดอยู่ที่เส้นกึ่งกลางของกล้ามเนื้อท้อง แต่อย่างไรก็ตาม เส้นใยกล้ามเนื้อใบหน้ามีบางมาก และอยู่ใกล้กับเส้นเอ็นของใบหน้า ดังนั้น การหาตำแหน่งอิเล็กโทรดที่ถูกต้องจึงไม่ใช่เรื่องง่าย ซึ่งเป็นสาเหตุให้แอมพลิจูดของ fEMG นั้นอ่อนมาก Lapati และคณะ กล่าวว่าเราสามารถหาตำแหน่งกล้ามเนื้อได้โดยการสัมผัสการหดตัวของกล้ามเนื้อ

2.5.2.2 วิธีการตรวจวัดอีเอ็มจี

จัดทำให้ผู้ถูกวัดนอนในท่าที่ผ่อนคลาย ทำความสะอาดผิวหนังและกล้ามเนื้อ บริเวณที่ต้องการวัดด้วยแอลกอฮอล์ identified กล้ามเนื้อที่ต้องการวัด จุดเกาะต้น จุดเกาะปลาย และลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อนั้นๆ กรณีที่ใช้ขั้วบันทึกแบบเข็มมักนิยมใช้ concentric needle electrode ก็แทงเข็มเข้ากล้ามเนื้อนั้น โดยสุ่มหาความผิดปกติภายในกล้ามเนื้อนั้นในที่หลายแห่งให้มากพอ หากต้องการวัดโดยใช้ขั้วติดที่ผิวหนัง (surface electrode) มักนิยมติดตรงกับตำแหน่งของจุดมอเตอร์และสัญญาณอีเอ็มจีที่บันทึกได้จะมีลักษณะเป็นการทำงานของกลุ่มกล้ามเนื้อ มิใช่ใยกล้ามเนื้อเหมือนกับการบันทึกจากขั้วบันทึกแบบเข็ม

2.5.2.3 การนำไปใช้งาน

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography หรือ Electromyogram) คือ เครื่องที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของ Motor unit ซึ่ง Motor unit

นั่นก็คือ การหดตัวของกล้ามเนื้อ ถูกควบคุมโดยเซลล์ประสาทสั่งการ (Motor neuron) ซึ่งจะอยู่ที่ไขสันหลัง สำหรับกล้ามเนื้อแขน ขา ลำตัว และจะอยู่ที่ก้านสมอง สำหรับกล้ามเนื้อศีรษะและคอ 1 Motor unit คือ เซลล์ประสาท 1 ตัวกับ Muscle fiber จำนวนหนึ่งที่เซลล์ประสาทตัวนั้นไปเลี้ยงกล้ามเนื้อที่ทำงานละเอียดจะมี Motor unit ขนาดเล็ก เช่น กล้ามเนื้อมือ การทำลาย Motor neuron ทำให้เกิด อาการอัมพาต และผลที่ได้จากการบันทึก เรียกว่า Electromyography หรือที่เรียกกันโดยย่อว่า EMG นั่นเอง การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี (Electromyography) เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่า สมอง เส้นประสาท และกล้ามเนื้อเป็นเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้า สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าและส่งผ่านสัญญาณ เมื่อถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าดังกล่าวไปตามเส้นประสาทใยกล้ามเนื้อ การตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรืออีเอ็มจี เป็นเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อโดยตรง ซึ่งคล้ายกับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าสมอง แตกต่างเฉพาะขนาดของความถี่และศักย์ไฟฟ้า ดังตาราง

ตารางที่ 2.3 ชนิดศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ

ชนิดของสัญญาณไฟฟ้า	ศักย์ไฟฟ้า (mV)	ความถี่ตอบสนอง (Hz)
สมอง (EEG)	0.001-0.10	0.02-100
หัวใจ(ECG,EKG)	0.02-3.0	0.1-30
กล้ามเนื้อ(EMG)	0.003-5.0	2-10,000

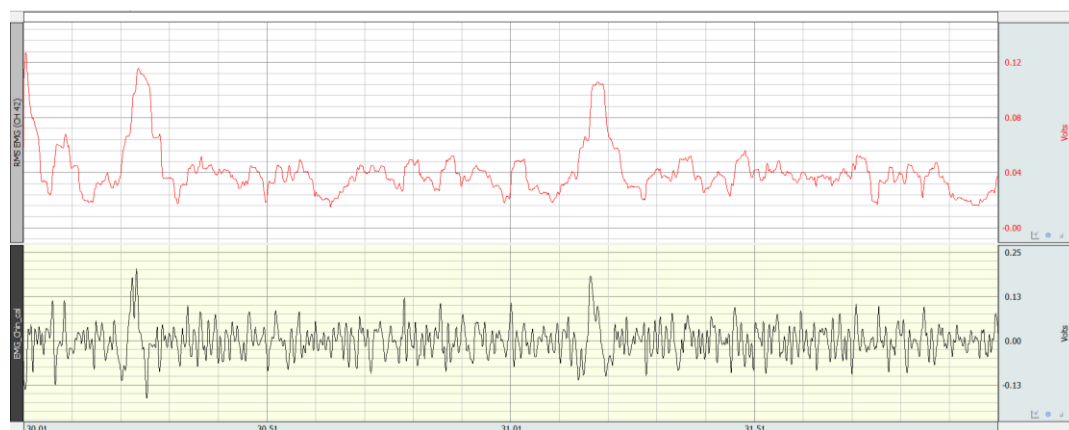
2.5.3 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มี 3 ประเภท

2.5.3.1 Amplitude Analysis

ความกว้างของสัญญาณ EMG ณ เวลาใด ๆ ในเวลานั้นเป็นแบบสุ่มหรือแบบสุ่ม อย่างไรก็ตามในกรณีส่วนใหญ่การตรวจสอบสัญญาณ EMG โดยรวมจะแสดงให้เห็นว่าความกว้างของคลื่นเป็นสัดส่วนกับแรงที่กล้ามเนื้อต้นแบบกระทำ ความสัมพันธ์นี้สามารถพิจารณาได้ง่ายโดยการดูสัญญาณ EMG ในเวลาจริงขณะที่ความเข้มของการหดตัวของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น มีการคำนวณจำนวนมากที่ให้ข้อมูลเชิงลึกเกี่ยวกับความกว้างของสัญญาณ EMG Root mean-square (RMS) จะถูกพิจารณาให้มีความหมายมากที่สุดเนื่องจากเป็นตัววัดกำลังของสัญญาณ มีหลายสาเหตุที่ทำให้ความกว้างของสัญญาณ EMG ที่มาจากกล้ามเนื้อนั้นไม่สัมพันธ์โดยตรงกับแรงที่เกิดจากกล้ามเนื้อนั้น ซึ่งรวมถึงปัจจัยทางกายวิภาค, ทางสรีรวิทยา, การตรวจจับ และการคำนวณที่ซับซ้อนแม้ว่าจะไม่มี

สมการอย่างง่าย ในความสัมพันธ์ของแรงกล้ามเนื้อกับความกว้างของสัญญาณ EMG แต่ความสัมพันธ์เชิงคุณภาพระหว่างแรงกล้ามเนื้อกับความกว้างของสัญญาณ EMG ได้รับการพิสูจน์ว่ามีประโยชน์ในหลาย ๆ สถานการณ์ นี้รวมถึงการประยุกต์ใช้งานทางชีวภาพเพื่อใช้ในการฝึกกล้ามเนื้อโดยเฉพาะ การประเมินตามหลักสรีรศาสตร์ที่กำหนดระดับการหดตัวของกล้ามเนื้อหรือการผ่อนคลาย การตรวจสอบชีวกลศาสตร์ที่กำหนดถึงบทบาทของกล้ามเนื้อแต่ละส่วนในการมีส่วนร่วมกับแรงบิดร่วม เช่นเดียวกับการใช้งานอื่น ๆ อีกมากมาย



รูปที่ 2.15 ความสัมพันธ์ของแรงกล้ามเนื้อกับความกว้างของสัญญาณ EMG

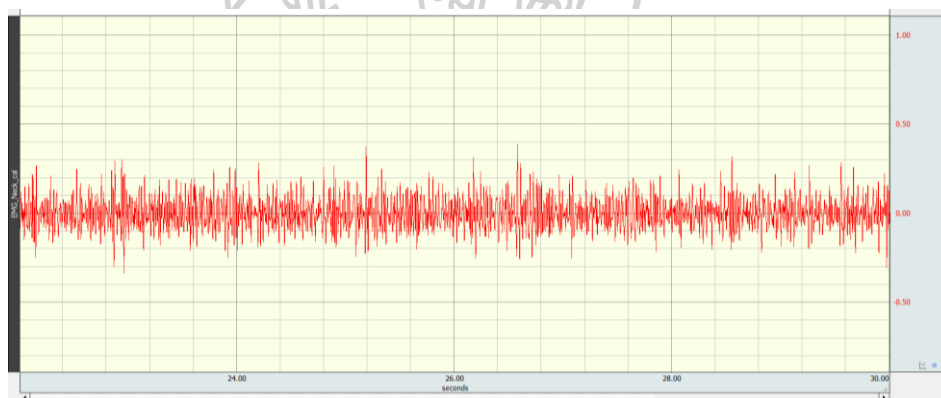
2.5.3.2 Timing Analysis

ความสามารถในการวัดความกว้างของ EMG กับกำลังของกล้ามเนื้อช่วยให้สามารถระบุว่ากล้ามเนื้อไม่มีการเคลื่อนไหวหรือไม่ (เมื่อแอมพลิจูดมีค่าเท่ากับ 0) หรือกล้ามเนื้อมีการเคลื่อนไหว (เมื่อแอมพลิจูดมีค่ามากกว่า 0) ด้วยการวิเคราะห์กลุ่มของกล้ามเนื้อด้วยวิธีนี้จะสามารถสร้างรูปแบบการคาดการณ์ของกล้ามเนื้อสำหรับการเคลื่อนไหวแบบไดนามิกได้ ซึ่งจะช่วยให้เข้าใจอย่างมากในวิธีการที่กล้ามเนื้อได้รับคัดเลือกและถูกควบคุมเพื่อให้บรรลุการเคลื่อนไหวที่เฉพาะเจาะจง การวิเคราะห์การเดิน คือการตั้งค่าที่การวิเคราะห์เวลาให้เป็นประโยชน์ การคำนวณเกณฑ์จะถูกใช้ในการกำหนดระยะเวลาการใช้งานสำหรับกล้ามเนื้อในแต่ละส่วนซึ่งการศึกษาระยะเวลาของช่วงเวลาการใช้งานจะช่วยให้สามารถรับข้อมูลได้เป็นอย่างดี ช่วงการใช้งานจะเป็นประโยชน์ไม่ใช่เพียงเพราะระบุเส้นแบ่งเขตของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของแต่ละการหดตัวอย่างชัดเจนเช่นเดียวกับตัวอย่างการเดิน แต่จะช่วยให้การวิเคราะห์เชิงปริมาณมีความซับซ้อนมากขึ้น ความยาวของการหดตัวหรือคลายตัวสามารถเฉลี่ยสำหรับความยาวของการบันทึกและความแปรปรวนที่สามารถตรวจสอบได้ สถิติสามารถเปรียบเทียบระหว่างการบันทึกที่แตกต่างกันและผู้ที่ได้รับการทดลองที่แตกต่างกัน การดำเนินการทางคณิตศาสตร์สามารถดำเนินการเป็นคู่หรือกลุ่มของ

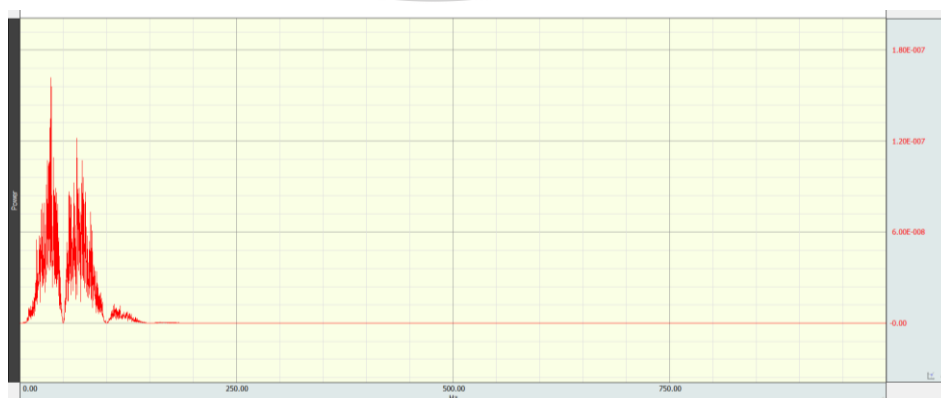
ช่วงการใช้งานเพื่อกำหนดช่วงเวลาของการทำงานร่วมกันของกล้ามเนื้อและช่วงเวลาที่เหลือโดยรวม การตั้งค่าอื่น ๆ ที่การวิเคราะห์เวลาได้รับการพิสูจน์แล้วว่าเป็นประโยชน์รวมถึงการประเมินทางชีวกล วิทยาศาสตร์ การทำงานร่วมกันของกล้ามเนื้อทางวิทยาศาสตร์การกีฬา และการบำบัดทางกายภาพ เพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อ

2.5.3.3 Spectral Analysis

ประเภทที่สามของการวิเคราะห์สัญญาณ EMG ขึ้นอยู่กับโดเมนความถี่ สัญญาณ ใด ๆ ที่สามารถถอดรหัสทางคณิตศาสตร์ในชุดของคลื่นไซน์ที่มีความถี่ที่แตกต่างกันโดยใช้การ ดำเนินการที่เรียกว่า Fourier Transform ผลที่ตามมาเป็นหลักให้การประเมินผลของสิ่งที่มีส่วนร่วม แต่ละความถี่ที่อยู่ในสัญญาณเดิม เพื่อให้ได้ข้อมูลที่มีความหมายจากการคำนวณประเภทนี้ ข้อมูลที่ กำลังศึกษาจะต้องเป็นนิ่งซึ่งหมายความว่าสถิติของสัญญาณจะไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลา วิธีที่ง่ายที่สุด ในการทำให้มั่นใจในสัญญาณ EMG ว่ามีความนิ่ง คือการ จำกัดกล้ามเนื้อเพื่อดำเนินการ constant force, isometric contraction



รูปที่ 2.16 ส่วนประกอบความถี่สำหรับความยาวทั้งหมดของข้อมูล EMG



รูปที่ 2.17 การวิเคราะห์สเปกตรัมของ EMG

PSD ที่แสดงไว้ด้านบนจะสรุปส่วนประกอบความถี่สำหรับความยาวทั้งหมดของข้อมูล EMG อีกส่วนหนึ่งที่สำคัญของการวิเคราะห์สเปกตรัมอาศัยการศึกษาว่าส่วนประกอบความถี่มีความแตกต่างกันตามเวลาอย่างไร การประเมินเชิงคุณภาพสามารถทำได้โดยการคำนวณ PSD สำหรับแต่ละส่วนของข้อมูลและเปรียบเทียบกับข้อมูลเหล่านั้น การประเมินเชิงปริมาณสามารถทำได้โดยการคำนวณ mean frequency หรือ median frequency ของ PSD ตามลำดับสำหรับช่วงข้อมูลของสัญญาณ EMG การวิเคราะห์สเปกตรัมที่สำคัญที่สุดคือการศึกษาความถี่ของกล้ามเนื้อ ได้แสดงให้เห็นว่าความถี่เฉลี่ยและความถี่พื้นฐานของสัญญาณ EMG ลดลงตามเวลาในระหว่างงานที่เหนียวทำให้เกิดความเมื่อยล้า

2.5.4 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram; EKG หรือ ECG)

EKG หรือ ECG มีความหมายเดียวกัน นั่นคือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งตัว K นั้นเป็นภาษาเยอรมัน มาจากคำว่า Kardiac แปลว่า หัวใจ เหมือนกับตัว C ในภาษาอังกฤษ คือ Cardiac จึงใช้ได้ในความหมายเหมือนกัน การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือการทำ EKG คือ การตรวจการทำงานของด้านไฟฟ้าของหัวใจ (electrical activity) โดยบันทึกการเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าที่ผิวของร่างกาย (Surface area) ซึ่งเกิดจาก depolarization และ repolarization ของหัวใจบนแผ่นกระดาษบันทึกการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรืออีเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม (ECG) นั้นเป็นการทดสอบจังหวะการเต้นและกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ มีการติดเซนเซอร์บนผิวหนังเพื่อตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าที่มาจาก การเต้นของหัวใจในแต่ละครั้ง สัญญาณเหล่านี้จะถูกบันทึกโดยเครื่องจักรที่ซึ่งมีแพทย์ผู้ชำนาญคอยสอดส่องหาความผิดปกติ โดยผู้เข้ารับการตรวจ ECG อาจถูกส่งมาจากแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญด้านหัวใจ (นักหทัยวิทยา) เพื่อยืนยันข้อสงสัยว่าหัวใจของผู้ป่วยมีปัญหาหรือไม่ การทดสอบส่วนใหญ่เกิดขึ้นตามโรงพยาบาลหรือคลินิกของแพทย์เฉพาะทาง หรืออาจมีขึ้นตามห้องผ่าตัดทั่วไปก็ได้ ชื่อเรียกของการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรืออีเล็กโทรคาร์ดิโอแกรมนั้นจะคล้ายคลึงกับการใช้คลื่นสะท้อนหัวใจ หรือเอคโคคาร์ดิโอแกรม แต่ทั้งสองนั้นเป็นกระบวนการที่แตกต่างกันอย่างสิ้นเชิง

2.5.4.1 การใช้งาน ECG

มักถูกใช้ร่วมกับการทดสอบอื่น ๆ เพื่อช่วยวินิจฉัยและสอดส่องสภาวะหัวใจของผู้ป่วย เพื่อตรวจสอบอาการที่เกี่ยวข้องกับปัญหาทางหัวใจอย่างอาการเจ็บหน้าอก เวียนศีรษะ หายใจสั้น หรือใจสั่น เป็นต้น ECG สามารถตรวจจับสภาวะดังนี้ได้:

- 1) โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ: ที่ซึ่งอัตราการเต้นหัวใจเข้าเกินไป เร็วเกินไป หรือผิดปกติ

2) โรคหลอดเลือดหัวใจ: ที่ซึ่งหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจเกิดการอุดตันหรือถูกขัดจากการสะสมกันของ สารจำพวกไขมัน

3) โรคหัวใจ: ที่ซึ่งไม่มีเลือดไปเลี้ยงหัวใจอย่างเฉียบพลัน

4) โรคกล้ามเนื้อหัวใจเสื่อม: ที่ซึ่งผนังหัวใจหนาหรือขยายขึ้นอีกทั้งการใช้ ECG นี้ จะช่วยในการสอดส่องอาการของผู้ป่วยที่มีภาวะทางหัวใจอยู่ก่อนแล้ว หรือใช้จับตามดูสภาพหัวใจของผู้ป่วยอื่น ๆ ที่ได้รับยาที่มีผลต่อหัวใจ

2.5.4.2 การดำเนินการใช้ ECG

การดำเนินการใช้ ECG มีอยู่หลากหลายวิธีการด้วยกัน โดยทั่วไปการทดสอบจะมีการใช้เซนเซอร์ขนาดเล็กหลายตัวที่เรียกว่าอิเล็กโทรดติดบนผิวหนังช่วงอก ขา และแขนผู้รับการทดสอบ เซนเซอร์เหล่านี้จะเชื่อมไปยังเครื่องบันทึกผล ECG อีก โดยไม่จำเป็นต้องเตรียมตัวอะไรก่อนเข้ารับการตรวจประเภทนี้ หมายความว่า คุณสามารถดื่มหรือรับประทานอาหารก่อนเข้าทดสอบได้ตามปกติ ก่อนที่จะติดตั้งปั๊มอิเล็กโทรด คุณต้องเปลื้องเสื้อผ้าส่วนบนออกและอาจมีการโกนขนบริเวณหน้าอกที่ต้องติดเซนเซอร์กับผิวหนัง หลังจากแพทย์ติดตั้งเซนเซอร์กับร่างกายผู้รับการตรวจแล้วคุณก็สามารถสวมใส่เสื้อผ้าคลุมยาวที่ทางโรงพยาบาลจัดมาให้ได้ การทดสอบประเภทนี้กินเวลาไม่กี่นาที ซึ่งคุณสามารถกลับบ้าน หรือกลับไปยังห้องพักฟื้นได้หลังจากการทดสอบเสร็จสิ้น

2.5.4.3 ประเภทของ ECG

ECG มีอยู่ 3 ประเภทหลัก ๆ คือ

1) ECG ขณะพัก เป็นการตรวจระหว่างที่คุณนอนอยู่ในท่าทางผ่อนคลาย
2) ECG ขณะออกกำลังกาย การทดสอบขณะที่คุณใช้ลู่วิ่งหรือจักรยานออกกำลังกายอยู่

3) การติดตั้ง ECG ตลอด 24 ชั่วโมง จะมีการติดตั้งเครื่องจักรขนาดพกพาที่เอวของคุณเพื่อให้มีการสอดส่องหัวใจของคุณตลอดเวลาที่อยู่ที่บ้าน การทดสอบนี้จะใช้เวลาหนึ่งถึงสองวัน

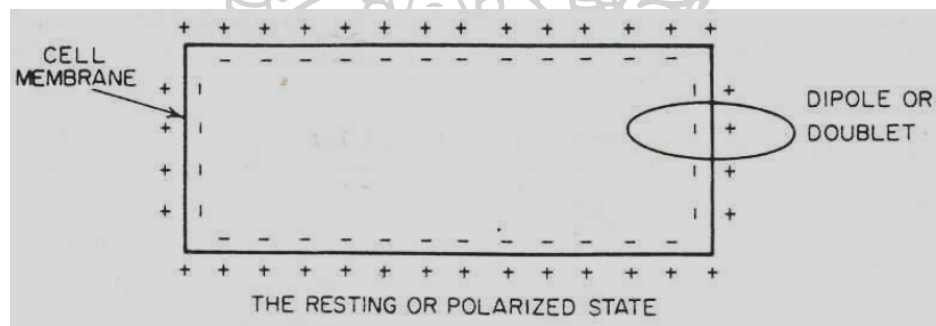
สำหรับประเภทที่เหมาะสมที่สุดนั้น แพทย์จะเป็นผู้ตัดสินใจเลือกให้เข้ากับอาการและปัญหาทางหัวใจของคุณเอง ยกตัวอย่างเช่น ECG ขณะออกกำลังกายนั้นอาจถูกใช้ก็ต่อเมื่ออาการทางหัวใจของคุณแสดงออกมาเมื่อมีกิจกรรมทางร่างกาย หรือเลือกใช้การติดตั้ง ECG ตลอด 24 ชั่วโมงหากไม่สามารถคาดการณ์เวลาที่หัวใจแสดงอาการออกมาได้ เป็นต้น

2.5.4.4 มีความเสี่ยงหรือผลข้างเคียงอะไรบ้าง?

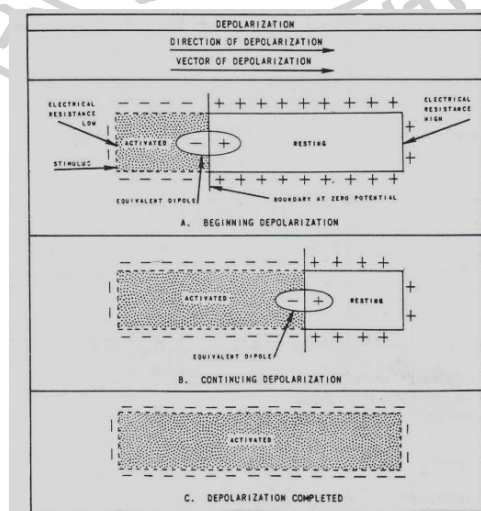
ECG นั้นเป็นการทดสอบที่รวดเร็ว ไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดใด ๆ และไม่มีการใช้กระแสไฟฟ้ากับร่างกายของคุณระหว่างการทำการตรวจ อาจมีความรู้สึกไม่สบายเนื้อสบายตัวเล็กน้อยจากการถอดอิเล็กโทรดออกจากผิวหนังของคุณ ซึ่งเหมือนกับการดึงพลาสติกหรือสติ๊กเกอร์ออก และบางคนอาจมีผื่นขึ้นตรงจุดที่ติดตั้งแผ่นอิเล็กโทรดก็เป็นได้ สำหรับการตรวจ ECG ขณะออกกำลังกายนั้นมีโอกาสที่จะส่งผลต่อหัวใจของคุณได้อย่างอาการเจ็บหน้าอก มีหัวใจเต้นผิดจังหวะ หรือแม้แต่การเกิดภาวะหัวใจขึ้นเฉียบพลัน ซึ่งส่วนใหญ่ไม่เกิดขึ้นเนื่องจากจะมีแพทย์คอยสอดส่องกิจกรรมหัวใจของคุณตลอดการทดสอบ ซึ่งจะยุติการทดสอบทันทีที่พวกเขาสังเกตเห็นความผิดปกติ

2.5.4.5 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

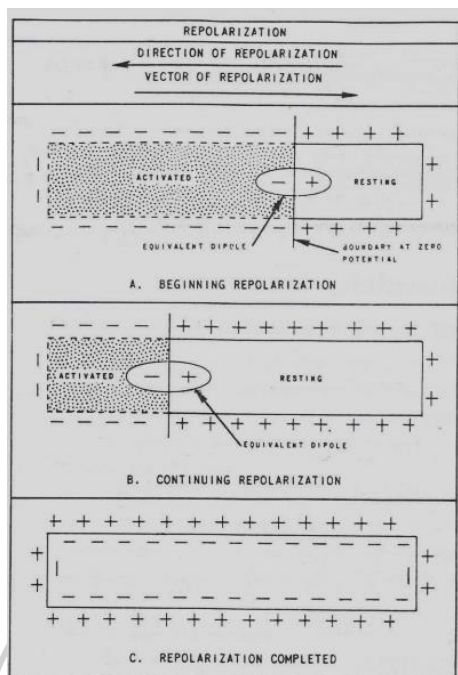
มี 3 ขั้นตอนดังนี้ 1) Polarization หรือ Polarized state 2) Depolarization หรือ Depolarized state และ 3) Repolarization หรือ Repolarized state



รูปที่ 2.18 ขั้นตอน Polarization



รูปที่ 2.19 ขั้นตอน Depolarization



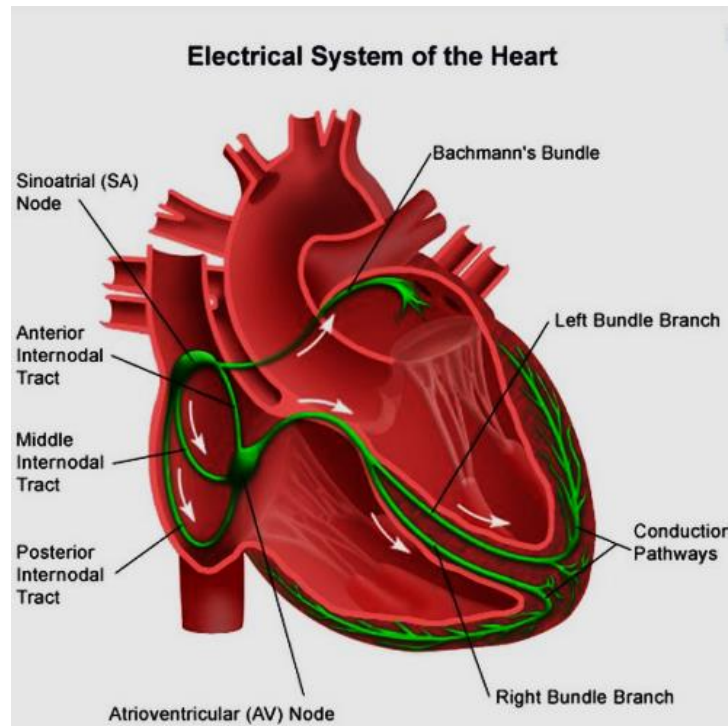
รูปที่ 2.20 ขั้นตอน Repolarization

2.5.4.6 Conduction System

Bundle of His เชื่อมต่อกับส่วนปลายของ AV Node ลักษณะเป็นทางยาวลงมา วัดได้ 20 mm. เส้นผ่าศูนย์กลางสูงสุด 4 mm. เริ่มจาก right atrial wall ทางด้าน anterior ผ่าน central fibrous body รับ เลือดจาก LAD และ PDA ต่อออกไป จาก AV node เข้าในเนื้อของผนัง กั้น ระหว่าง ventricle แยกเป็น 2 แขนง

Right bundle branch (RBB) เป็นเส้นเดี่ยวลงมาตามผนังกั้น ระหว่าง ventricle ด้านขวา ยาว 40-50 mm. อยู่ใกล้กับ endocardium ลึกถึงกล้ามเนื้อ หัวใจ - Left bundle branch (LBB) แยกเป็น 2 แขนง

Purkinje Fiber เป็นเส้นใยแยกออกจาก bundle branch ทั้งสองข้าง แผ่กระจาย ไปทั่ว ventricle แต่ละข้าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจลงมายัง ventricle apex มี automaticity rate 20-40 BPM ทำหน้าที่ back up pacemaker ใน กรณี pacemaker อื่นๆ เสีย LAD มาเลี้ยง



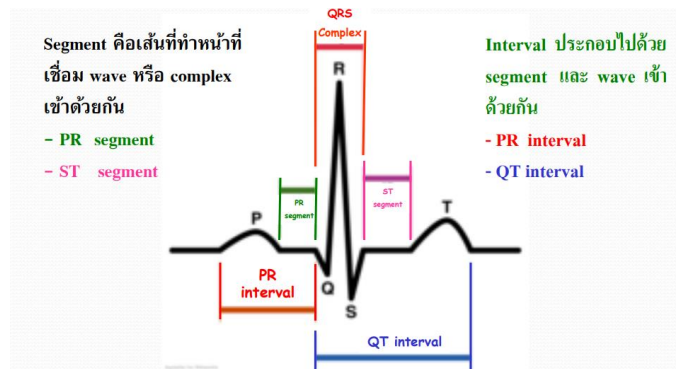
รูปที่ 2.21 ระบบไฟฟ้าหัวใจ

2.5.3.7 ประโยชน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

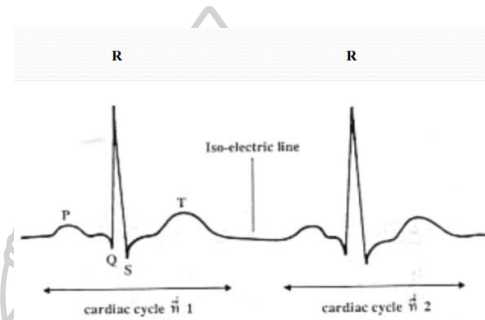
- 1) Acute Coronary Syndrome (Infarction/Ischemia)
- 2) Cardiac arrhythmia
- 3) Chamber enlargement (Atrial enlargement/Ventricular hypertrophy)
- 4) Electrolyte imbalance เช่น Hypo/hyperkalemia
- 5) ภาวะอื่นๆ เช่น เยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ
- 6) Drug intoxication เช่น digitalis
- 7) ตรวจสอบการทำงานของ pacemaker

2.5.3.8 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รูปแสดง cardiac cycle ที่เกิดขึ้น และเส้นมาตรฐานที่เกิดระหว่าง cycle (baseline หรือ iso-electric line)



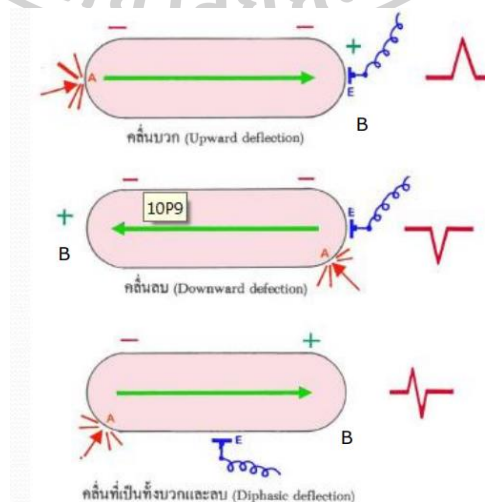
รูปที่ 2.22 ตำแหน่งกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.23 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Isoelectric หรือ isometric line คือ เส้นที่ทำหน้าที่ เชื่อม EKG 1 cycle ต่อกับอีก 1 cycle ดังนั้น 1 cycle ของ EKG = P wave + PR segment + QRS wave + ST segment + T wave

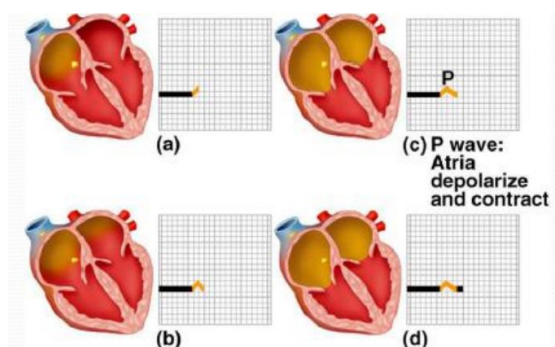
Deflection หมายถึง wave หรือ complex ที่เกิดขึ้นในภาพ EKG ถ้าอยู่เหนือ baseline ถือเป็นบวก อยู่ใต้ baseline ถือเป็นลบ



รูปที่ 2.24 การแสดงถึง Deflection

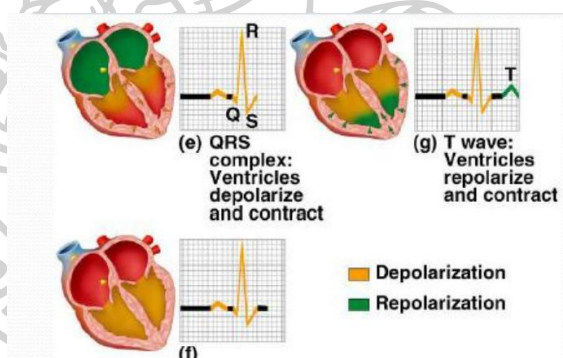
ประจุไฟฟ้าวิ่งเข้าหา electrode จะได้คลื่นบวก ประจุไฟฟ้าวิ่งออกจาก electrode จะได้คลื่นลบ ถ้าวาง electrode ตรงกลาง จะได้คลื่นบวกและลบ (Diphasic deflection)

2.5.3.9 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.25 การแสดงถึงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ P wave

1) P wave เกิดจาก SA node ส่งกระแสสมากระตุ้นที่ RA และ LA เกิด Depolarization ขึ้นที่ atrium ซ้ายและขวา เกิดก่อนที่ atrium ทั้งสองข้างจะบีบตัว



รูปที่ 2.26 การแสดงถึงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ QRS และ T wave

2) PR interval เป็นระยะทางที่เริ่มจาก SA node ส่งคลื่นไฟฟ้ามา กระตุ้นที่ atrium เกิด Depolarization จากนั้นลงสู่ AV node, Bundle of his, Bundle branch, Purkinje fiber

3) QRS complex เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก Depolarization ของ Ventricle ซ้ายและขวา เกิดก่อนที่ Ventricle ทั้งสองข้างจะบีบตัว

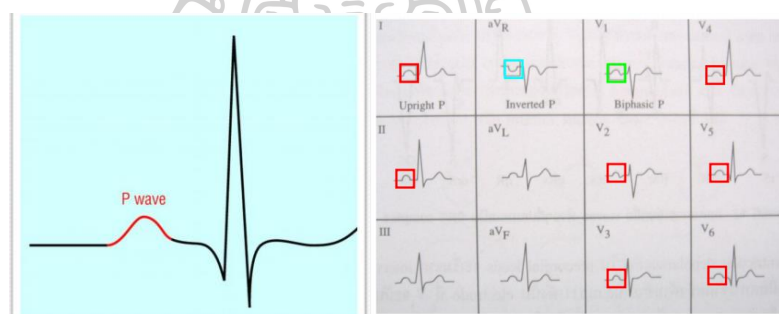
4) T wave เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก Repolarization ของ ventricle สำหรับ Repolarization ของ atrium มักไม่เห็น เพราะเกิดในช่วง Depolarization ของ ventricle จึงถูกบดบังไป

5) ST segment เป็นการเริ่ม ventricle repolarization นับจาก จุดสิ้นสุดของ QRS complex จุดต่อตรงนี้เรียกว่า j point ไปจนถึง จุดเริ่มต้น T wave

6) QT interval เป็นระยะเวลารวมทั้ง depolarization และ repolarization รวมกันวัดตั้งแต่เริ่ม QRS complex ไปจนถึง นิสสุด T wave

7) U wave มีขนาดเล็กโค้งกลมตามหลัง T wave ส่วนใหญ่ เห็นชัดใน lead V2 – V3 มีทิศทางไปทางเดียวกับ T wave

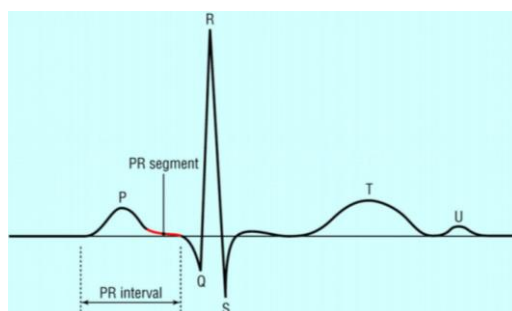
2.5.3.10 รายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 2.27 การแสดงถึงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบต่าง ๆ

1) P wave ปกติมีรูปร่างกลม และเรียบกว้างไม่เกิน 0.12 วินาที สูงไม่เกิน 2.5 mm. P wave ปกติที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าจาก SA node จะมีรูปร่าง upright ใน lead I, II และ Precordial leads ทั้งหมดยกเว้นที่ V1 ซึ่ง P wave อาจ upright, inverted หรือ biphasic ก็ได้ ส่วนใน aVR P wave ปกติที่มาจาก SA node จะต้องเป็น inverted P wave

2) P – R interval ค่าปกติอยู่ระหว่าง 0.12 ถึง 0.20 วินาที



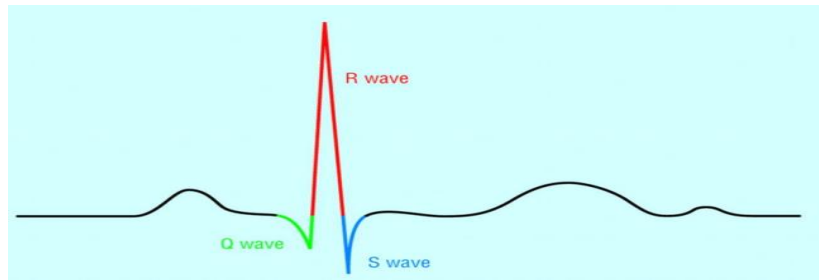
รูปที่ 2.28 กราฟแสดงคลื่น P

3) QRS complex ปกติกว้างไม่น้อยกว่า 0.06 วินาที ไม่เกิน 0.12 วินาที ความลึกของ Q wave น้อยกว่า 1/4 หรือ 1/3 ของขนาด R wave

Q wave คือ Negative wave แรกที่มาก่อน R wave

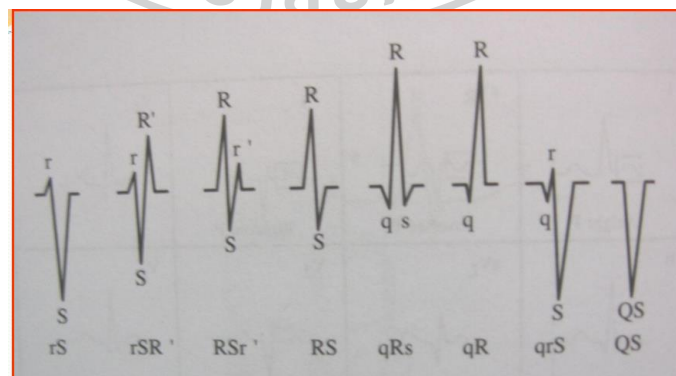
R wave คือ Positive wave แรกที่เกิดขึ้น

S wave คือ Negative wave ที่ตามหลัง R wave



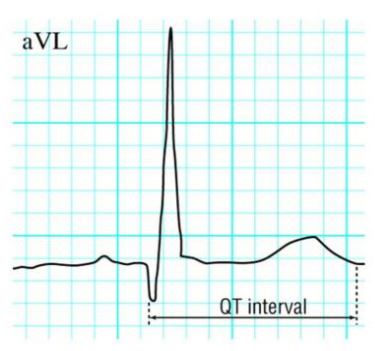
รูปที่ 2.29 กราฟแสดงคลื่น QRS

wave ถัด ๆ มาที่มีทิศทางขึ้นบนให้เรียกว่า R', R'',... ตามลำดับและ wave ถัด ๆ มาที่มีทิศทางลงล่างให้เรียกว่า S', S'', ตามลำดับ ส่วนขนาดของตัวอักษรใช้บอกขนาดของ wave สำหรับ wave ขนาดใหญ่ใช้อักษรตัวใหญ่ wave ขนาดเล็กใช้อักษรตัวเล็ก QRS complex เกิดจาก Ventricle Depolarization โดยมีทิศทาง จากผนังด้านซ้ายไปด้านขวา ดังนั้น electrode ที่ V1 จะบันทึกเป็น R wave ขนาดเล็ก electrode ที่ V5-6 จะบันทึกเป็น Q wave ขนาด เล็ก หลังจากนั้นเกิด Depolarization ของ LV และ RV เกือบ พร้อม ๆ กัน แต่เนื่องจาก LV มีมวลมากกว่าและสร้างไฟฟ้าได้ มากกว่า QRS complex ที่เกิดขึ้นจึงเป็นผลมาจาก LV เป็นส่วนใหญ่ จะพบว่า R wave ค่อยๆ สูงขึ้น เรียกว่า normal R wave progression



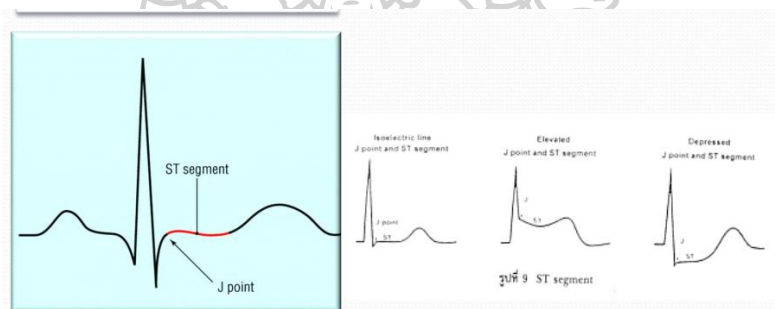
รูปที่ 2.30 การเรียกชื่อ wave ต่างๆที่ประกอบเป็น QRS complex

4) QT interval ใช้เวลา 0.42 วินาทีถ้าหัวใจเต้น อยู่ระหว่าง 60-80ครั้ง/ นาที และขึ้นกับอัตราการเต้นของหัวใจ



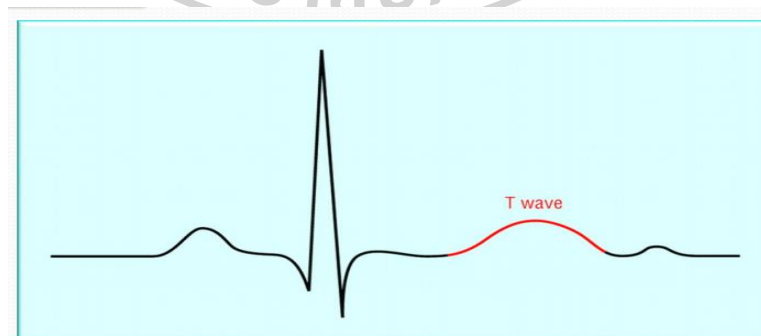
รูปที่ 2.31 ตำแหน่ง QT interval

5) ST segment ตำแหน่ง j point จะเริ่มนับจากจุดสิ้นสุดของ S wave และไปสิ้นสุดที่จุดเริ่มต้นของ T wave ปกติ j point จะอยู่ในเส้น Isoelectric



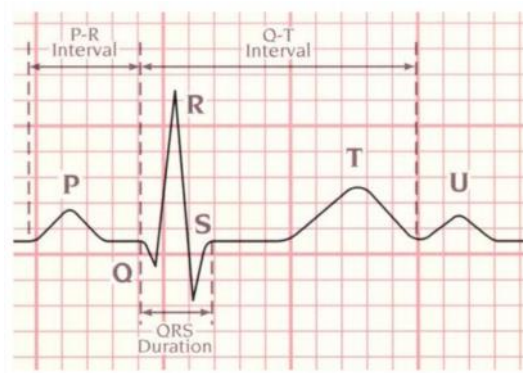
รูปที่ 2.32 ตำแหน่ง j point

6) T wave ปกติสูงไม่เกิน 5 mm. ใน limb lead ไม่เกิน 10 mm. ใน precordial lead



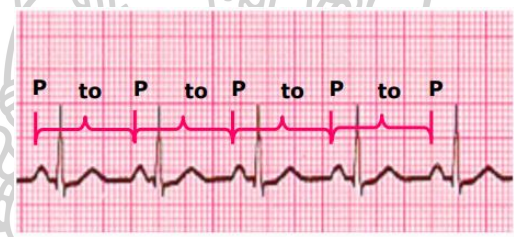
รูปที่ 2.33 ตำแหน่ง T wave

7) U wave เกิดตามหลัง T wave U wave ที่สูงกว่า 1 mm. ขึ้นไป ถือว่าเป็น prominent U wave ที่อาจพบได้ในภาวะ hypokalemia , bradycardia, Hyperthyroid, hypercalcemia



รูปที่ 2.34 Purkinje fibers repolarization

8) PP interval วัดจากจุดเริ่มต้นของ P ตัวหนึ่งไปยัง P ตัวถัดไป



รูปที่ 2.35 PP interval

9) RR interval วัดจากจุดเริ่มต้นของ QRS complex ตัวหนึ่งไป ยัง QRS complex ตัวถัดไป

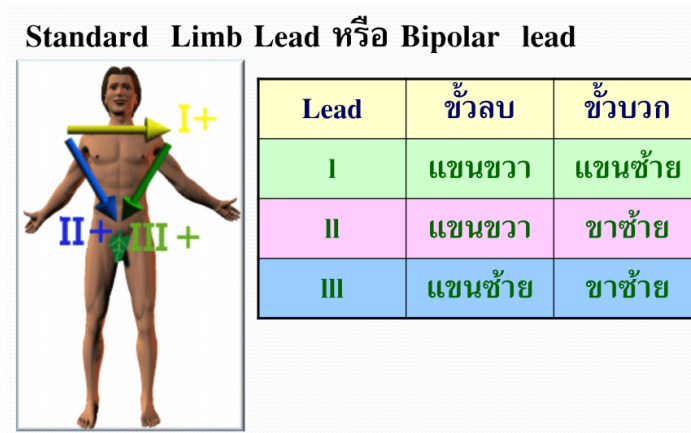


รูปที่ 2.36 PP interval

2.5.3.11 ระบบขั้วต่อ (Lead System)

การบันทึกศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากหัวใจจะใช้ระบบ ขั้วต่อชนิดสองขั้ว (bipolar lead) และขั้วต่อชนิดขั้วเดียว (unipolar lead)

1) Standard Limb Lead หรือ Bipolar lead



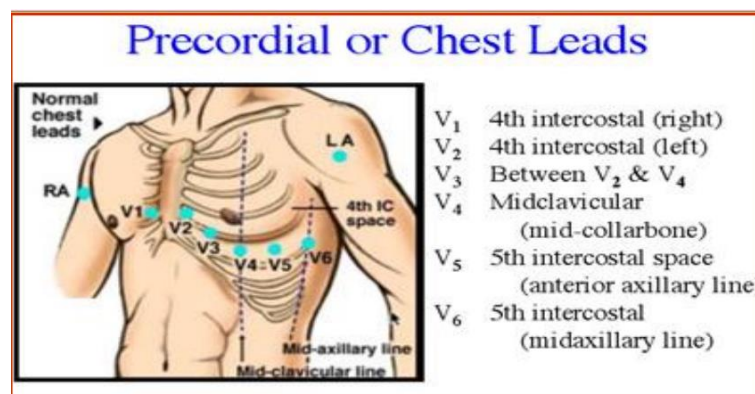
รูปที่ 2.37 การแสดงถึงระบบขั้วต่อ Bipolar lead

2) Unipolar Limb Lead



รูปที่ 2.38 การแสดงถึงระบบขั้วต่อ Unipolar Limb Lead

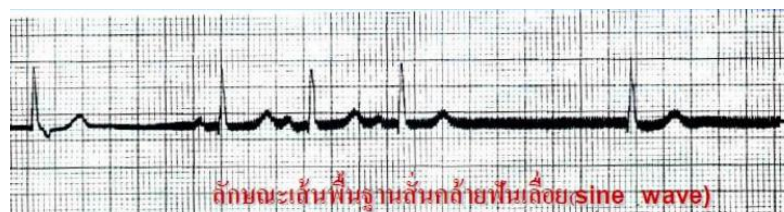
3) Precordial Lead หรือ Unipolar chest Lead



รูปที่ 2.39 การแสดงถึงระบบขั้วต่อ Unipolar chest Lead

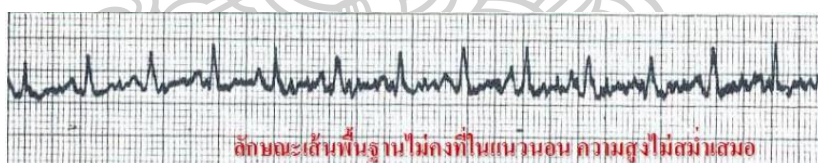
2.5.3.12 ลักษณะคลื่นแปลกปลอมรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1) จากกระแสไฟฟ้าสลับ AC interference (AC = Alternating current) ลักษณะเส้นพื้นฐานสั่นคล้ายฟันเลื่อย (sine wave) สาเหตุ 1) ความผิดปกติภายในเครื่อง 2) มีการรบกวนจากภายนอกเครื่อง เช่น ระบบสายดินไม่ทำงาน , จุดสัมผัสไม่ดี ,สาย electrode พันกัน ,มีสนามไฟฟ้าจากเครื่องใช้ไฟฟ้าที่มีความถี่สูงอยู่บริเวณใกล้เคียง



รูปที่ 2.40 ลักษณะเส้นพื้นฐานสั่นคล้ายฟันเลื่อย

2) จากการเกร็งของผู้ป่วย Somatic tremor ลักษณะเส้นพื้นฐานไม่คงที่ในแนวนอน ความสูงไม่สม่ำเสมอ สาเหตุจากการเกร็งของกล้ามเนื้อทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าจาก กล้ามเนื้อลายแผ่กระจายสู่ electrode การแก้ไข เตรียมผู้ป่วยก่อนตรวจให้ดี ทาครีมสื่อไฟฟ้าใต้ electrode ให้เพียงพอ และถ้ายังมีคลื่นรบกวน หมุนปุ่ม “Filter on” ก่อนการบันทึก



รูปที่ 2.41 ลักษณะเส้นพื้นฐานไม่คงที่ในแนวนอน ความสูงไม่สม่ำเสมอ

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.6.1 DeepSleepNet: A Model for Automatic Sleep Stage Scoring Based on Raw Single-Channel EEG

บทความนี้เสนอการเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะในระหว่างการนอนหลับโดยอัตโนมัติจาก EEG วิธีการที่มีอยู่ส่วนใหญ่อาศัยคุณสมบัติด้านการออกแบบด้วย hand-engineered ซึ่งต้องใช้ความรู้เกี่ยวกับการวิเคราะห์การนอนหลับ เช่นกฎ transition ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญสำหรับการระบุขั้นตอนการนอนหลับเพื่อแยกคุณลักษณะ ใช้ convolutional เครือข่ายประสาทเทียมเพื่อดึงคุณลักษณะที่เป็น time-invariant และ memory แบบ longirectional-longshort-term เพื่อเรียนรู้การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะในระหว่างการนอนหลับโดยอัตโนมัติจาก EEG ซึ่งในบทความนี้ใช้

อัลกอริทึมแบบสองขั้นตอน จัดการแบบจำลองที่ได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยใช้ EEG ช่องทางที่แตกต่างกันโดย (F4-EOG (ซ้าย), Fpz-Cz และ Pz-Oz) จากชุดข้อมูลการนอนหลับ 2 ชุดที่มีคุณสมบัติแตกต่างกัน(เช่นอัตราการสู่มตัวอย่าง) และมาตรฐานการให้คะแนน (AASM และ R & K) โดยวิธี DeepSleepNet เป็นแบบจำลองสำหรับการให้คะแนนระยะการนอนหลับแบบอัตโนมัติตาม raw single-channel EEG ซึ่งแตกต่างจากงานที่มีอยู่ที่พัฒนาอัลกอริทึมเพื่อสกัดข้อมูลจาก EEG ตามขั้นตอนของคุณลักษณะ hand-engineering ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าโมเดลโดยรวมมีความแม่นยำ และคะแนน F1 ของมาโคร (MASS: 86.2% -81.7, Sleep-EDF: 82.0% -76.9) เมื่อเทียบกับ state - of - the - art วิธีการ (MASS: 85.9% -80.5, Sleep-EDF: 78.9% -73.7) ในชุดข้อมูลทั้งสองแสดงให้เห็นว่าไม่ต้องเปลี่ยนคุณลักษณะของ model และการศึกษาอัลกอริทึม โมเดลสามารถเรียนรู้คุณลักษณะสำหรับการให้คะแนน sleep stage จากความแตกต่างของ raw single-channel EEGs จากชุดข้อมูลที่แตกต่างกันโดยไม่ใช้ประโยชน์ใด ๆ ของคุณลักษณะ hand-engineered โมเดลนี้สามารถเรียนรู้คุณลักษณะสำหรับการให้คะแนนใน sleep stage ได้โดยอัตโนมัติ EEG ที่ได้เป็นข้อมูลแบบดิบจากชุดข้อมูลสองชุด ที่มีคุณสมบัติแตกต่างกัน (เช่นอัตราการสู่มตัวอย่าง) และมาตรฐานการให้คะแนน (AASM และ R & K) ไม่ต้องใช้คุณลักษณะ hand-engineered [21]

2.6.2 Automatic Sleep Stage Classification using EEG and EMG signal

บทความนี้เสนอการจำแนกขั้นตอนการนอนหลับหลายระยะการนอนหลับ เนื่องจากมีความคล้ายคลึงกันของสัญญาณ EEG โดยเฉพาะ REM และ Non-REM1 (N1) stage เราขอเสนอให้ใช้สัญญาณ EMG นอกเหนือจากสัญญาณ EEG เพื่อปรับปรุงความถูกต้องของการจำแนกประเภทการนอนหลับ สัญญาณ EMG มีประโยชน์สำหรับการจำแนกขั้นตอน REM และ Non-REM ด้วยรูปแบบการเรียนรู้ด้วยเครื่องเวกเตอร์แบบรองรับ (SVM) โดยใช้สัญญาณ EEG และ EMG รูปแบบที่เสนอแสดงอัตราการจัดจำแนกระยะการนอนหลับที่สูงขึ้นสำหรับ REM และ N1 มากกว่า EEG เพียงอย่างเดียว โดยใช้สัญญาณ EEG เพื่อจำแนกระยะการนอนหลับอัตโนมัติ สัญญาณ EEG ประกอบด้วยข้อมูลที่แบ่งระยะการนอนหลับ แต่การใช้สัญญาณ EEG เพื่อจัดระยะการนอนหลับทั้งหมดเป็นเรื่องยากเนื่องจากมีข้อมูลไม่เพียงพอ ทำให้ยากที่จะจำแนกระยะการนอนหลับได้อย่างแม่นยำ ซึ่งสัญญาณที่ได้มีลักษณะคล้ายกัน สัญญาณ EEG ของ REM, N1 และ N2 ในระยะการนอนหลับมีความคล้ายคลึงกันมาก ขั้นตอน N1 สามารถจำแนกได้ว่าเป็น REM และ N2 สามารถจำแนกผิดเป็น REM ซึ่งจำเป็นต้องปรับปรุงความถูกต้องจากการจำแนกการนอนหลับโดยใช้ EEG เพียงชนิดเดียวจึงใช้สัญญาณ EMG นอกเหนือจากสัญญาณ EEG เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการจำแนกระยะการนอนหลับ

ได้ ขั้นตอน REM, N1 และ N2 เรายังใช้สัญญาณ EEG เพราะ EEG เป็นตัวบ่งชี้ที่สำคัญที่สุดสำหรับระยะการนอนหลับ การแยกระยะการนอนหลับของสัญญาณ EEG มีลักษณะแตกต่างกันที่แถบความถี่ในแต่ละระยะการนอนหลับ นอกจากนี้เรายังใช้สัญญาณ EMG เป็นอีกปัจจัยที่เหมาะสมสำหรับการจำแนกระยะ REM และ Non-REM ขั้นตอนจำแนก REM หรือ NonREM สามารถแยกจากกันได้ง่าย เนื่องจากความกว้างของสัญญาณ EMG ที่ REM stage มีขนาดเล็กกว่า N1 และ N2 ดังนั้นเราจึงใช้สัญญาณ EEG สัญญาณ EMG เพื่อปรับปรุงการจำแนกระดับการนอนหลับ เราปรับปรุงการนอนหลับให้ดีขึ้นโดยใช้ความถูกต้องจากการจำแนกตามระยะ N1, N2 และ REM ซึ่งการจำแนกระยะของการนอนหลับโดยใช้ สัญญาณ EMG และ EEG ใช้อัลกอริทึมของเครื่อง SVM จำแนกระยะการนอนหลับโดยอัตโนมัติ ซึ่งแสดงให้เห็นว่ารูปแบบที่เราเสนอให้จำแนกระยะการนอนหลับได้ดีขึ้นมากกว่าการใช้ EEG อย่างเดียวเท่านั้น ซึ่งรูปแบบที่ได้เสนอช่วยเพิ่มความถูกต้องของระยะ N1 จุดเด่น คือ โมเดลที่นำเสนอได้ปรับปรุงความถูกต้องของ N1 แต่ก็ยังไม่เพียงพอเมื่อเทียบกับความถูกต้องของระยะการนอนหลับอื่น ๆ ในอนาคตเราวางแผนที่จะสร้างแบบจำลองของ Convolutional Neural Network (CNN) เพื่อปรับปรุงความแม่นยำในแต่ละด้านของระยะการนอนหลับ ซึ่ง CNN เป็นเครือข่ายประสาทเทียมที่มีพีดีเจอร์ที่มีอยู่ [22]

2. 6. 3 Automatic Sleep Stage Classification Based on ECG and EEG Features for Day Time Short Nap Evaluation

บทความนี้เสนอการศึกษา Electrocardiogram หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และ Electroencephalogram หรือ คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) ที่บันทึกการจับหลับสั้นๆ ในระหว่างวัน จุดประสงค์ที่ดีที่สุดคือการหาคุณสมบัติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีประสิทธิภาพร่วมกับคุณสมบัติ EEG สำหรับการจำแนกระยะการจับหลับระหว่างช่วงเวลากลางวัน ด้วยวิธีการแรกคือประมวลผลข้อมูล ECG หลังจากได้รับการประมวลผลแล้วอนุพันธ์ลำดับที่สองของสัญญาณ ECG คือจำนวนและจัดกลุ่มเป็นสองชั้นโดยใช้วิธี K-means ซึ่งจะถูกรวบรวมตำแหน่งสูงสุดของคลื่น R วิธีที่สองคือหาความแปรปรวนของอัตราการเต้นหัวใจ (HRV) จำนวนตาม RR โดยวิธีการได้มาของข้อมูลเป็นไปตามมาตรฐานเป็นการตรวจวัด (PSG) และสัญญาณ ECG เป็นสัญญาณหลักและใช้สัญญาณอื่น ๆ เพื่อการอ้างอิง อัตราการสุ่มตัวอย่างสำหรับ ECG, EEG และ EOG คือ 100 Hz, EMG คือ 200 Hz สำหรับการวิเคราะห์การคำนวณ HRV ค่าแรกที่ได้มาและค่าที่สองของ ECG จำนวนตามวิธีสไลด์ทุกๆ เช็กชั้นของ ECG 30 วินาที คลื่น R คือคลื่นที่ชัดเจนที่สุดของคลื่นทั้งหมดในสัญญาณ ECG เพราะคลื่น R มีขนาดใหญ่ที่สุดและช่วงเวลาแคบที่สุด ค่าอนุพันธ์ถูกจัดกลุ่มเป็นสอง classes ในการจัดกลุ่ม Kmean

ได้ค่า 0 และ 1 เมื่อค่าเป็น 1 คือสำหรับจุดต่อเนื่อง เมื่อตรวจพบคลื่นสูงสุดของคลื่น R ในบริเวณที่สอดคล้องกับสัญญาณ ECG มาตรฐานช่วงเวลาของทั้งสองคลื่น R จะอยู่ติดกันไม่น้อยกว่า 200 มิลลิวินาที ซึ่งสามารถใช้สำหรับการลบคลื่นซ้ำซ้อน R ได้ และจำแนกตาม SVM ที่ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยนี้เพื่อจำแนกคุณสมบัติหลังการ reduction ซึ่งเป็นข้อมูลการทดสอบคุณสมบัติที่สกัดจาก HRV ของ ECG ร่วมกับคุณสมบัติ EEG รวมถึงคุณสมบัติ EOG ที่อัตราส่วนของ alpha คลื่น (8-13Hz) ผลรวมของ power 0.5-25Hz, อัตราส่วนของ theta (4-7Hz) power 0.5-25Hz ซึ่งผลการจัดหมวดหมู่ SVM โดยใช้คุณลักษณะ ECG เทียบกับคุณลักษณะ EEG เพียงเท่านั้นเพื่อที่จะประเมินประสิทธิภาพของคุณลักษณะ ECG ที่สกัดได้ จากการใช้เทคนิคการจำแนกการนอนหลับแบบอัตโนมัติ คุณสมบัติของ ECG และ EEG ประเมินการจับหลักสั้นๆ ในเวลากลางวันได้รับการพัฒนาคุณลักษณะที่เกี่ยวข้องกับระดับการเฝ้าระวัง / ระดับการนอนหลับที่ถูกแยกออกจาก HRV ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งได้เสนอวิธีการตรวจหาคลื่น R ได้ความแม่นยำในการตรวจจับสูงมั่นใจได้ว่าข้อมูล HRV ถูกต้องสำหรับการสกัดคุณลักษณะ วิเคราะห์ข้อมูลจากโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ คุณลักษณะซ้ำซ้อนที่มีความสัมพันธ์สูงกับคุณสมบัติอื่น ๆ ได้รับการยกเว้น สุดท้ายคุณลักษณะที่สกัดได้ของ HRV ของ ECG ถูกรวมเข้ากับเทคนิค EEG สำหรับการตรวจวัดระดับการนอนหลับ ผลการศึกษาพบว่าคุณลักษณะ ECG ที่สกัดได้มีประสิทธิภาพในการจำแนกระยะของการนอนหลับได้ สามารถใช้งานได้สำหรับการวิเคราะห์และประเมินผลจับหลักสั้นๆ ในเวลากลางวัน [7]



บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

ทำการทดลองเพื่อศึกษาสัญญาณกล้ามเนื้อ สัญญาณสมอง และสัญญาณหัวใจ ขณะจับหลัก เพื่อนำไปพัฒนาระบบเชื่อมต่อนุ้มนุ้กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อเพื่อปลูกผู้ที่ต้องการจับหลักในระยะเวลาด้านระหว่างวันให้ตื่นในช่วงเวลาที่เหมาะสม เพื่อลดอาการง่วงเงียที่จะตามมาหลังการจับหลัก หรือสามารถฟื้นฟูการตื่นตัวของสมองและจิตใจ เพิ่มประสิทธิภาพการทำงานในระหว่างวัน และช่วยลดโอกาสในการเกิดข้อผิดพลาดและอุบัติเหตุที่มีสาเหตุมาจากการพักผ่อนไม่เพียงพอ สร้างอัลกอริทึมในการจำแนกระยะการนอนหลับ สัญญาณกล้ามเนื้อ สัญญาณสมองและสัญญาณหัวใจ เพื่อสร้างระบบระบุระยะการนอนหลับสำหรับอุปกรณ์จับหลักมีลำดับการวิจัยดังต่อไปนี้

- 1) ศึกษาวิธีการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อและอ้างอิงตำแหน่งในการวัดสัญญาณ เพื่อออกแบบวิธี วัดสัญญาณและการปรับปรุงสัญญาณ
- 2) ออกแบบวิธีการวัดสัญญาณจากการจับหลัก
- 3) จำแนกระยะการนอนหลับ
- 4) ออกแบบระบบควบคุมอุปกรณ์โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- 5) ทดสอบระบบการควบคุม วิเคราะห์และสรุปผล
- 6) ออกแบบระบบควบคุมอุปกรณ์โดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

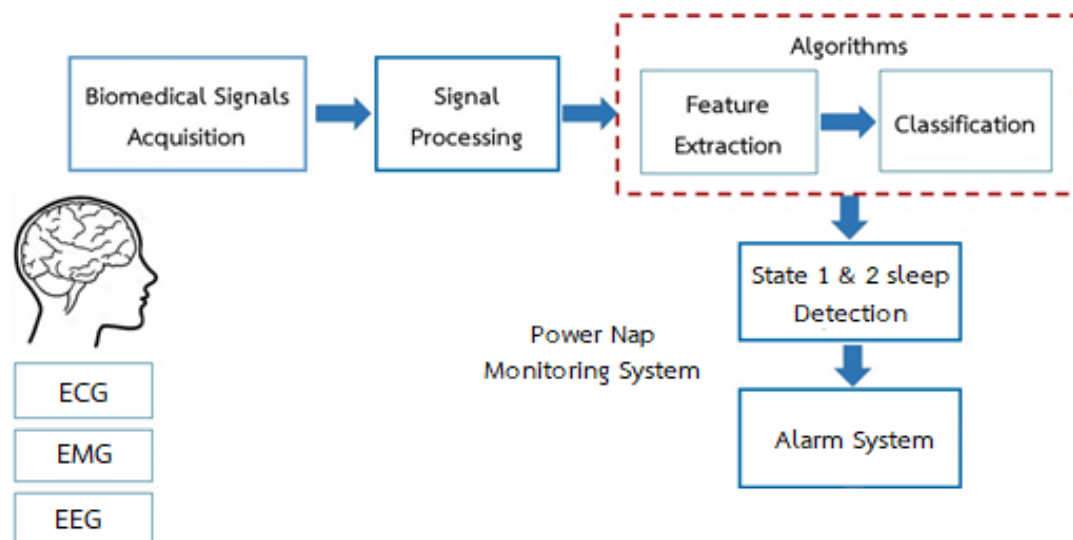
3.1 การตรวจเอกสาร

ศึกษาเกี่ยวกับวิธีการวัดสัญญาณสมอง กล้ามเนื้อ และหัวใจ และหาตำแหน่งในการวางขั้วไฟฟ้าจากหน้าที่ของกล้ามเนื้อ วิเคราะห์และปรับปรุงสัญญาณเมื่อเกิดการนอนหลับ วิธีการจำแนกหมวดหมู่เพื่อจำแนกระยะการนอนหลับ และวิธีการแปลงข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบของการควบคุมอุปกรณ์สำหรับอำนวยความสะดวก

3.2 ภาพรวมระบบการทำงานที่นำเสนอ

รูปที่ 3.1 แสดงการทำงานของระบบเชื่อมต่อนุ้มนุ้สัญญาณทางชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ โดยเริ่มต้นจะนำสัญญาณ EEG สัญญาณ EMG และสัญญาณ ECG ที่ได้จากวัดบริเวณต่างๆ มาผ่านอุปกรณ์ที่ใช้วัดสัญญาณทางไฟฟ้าจากร่างกายซึ่งในขั้นตอนนี้จะได้สัญญาณเป็นสัญญาณอนาล็อก จากนั้นจึงทำการแปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อเข้าสู่คอมพิวเตอร์โดย

ผ่านอุปกรณ์ DAC แล้วนำสัญญาณดิจิทัลต่อลงมาประมวลผลเข้าสู่โปรแกรม เพื่อนำสัญญาณที่ได้มาวิเคราะห์ต่อไป



รูปที่ 3.1 ภาพรวมการทำงานของระบบที่นำเสนอ

3.3 การวัดและบันทึกสัญญาณชีวการแพทย์

ในระบบระยะเวลาการนอนหลับสำหรับอุปกรณ์จับกับด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อได้ใช้สัญญาณชีวการแพทย์ คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography ; EEG) จะวัดสัญญาณไฟฟ้าจากบริเวณหนังศีรษะ ใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่าขั้ววัดสัญญาณ (Electrode) วัดที่บริเวณ T4 กับ C4 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography ; EMG) ใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่าขั้ววัดสัญญาณ (Electrode) วัดที่บริเวณกล้ามเนื้อบนใบหน้า และกล้ามเนื้อบริเวณคอ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph ; ECG หรือ EKG) ใช้วัดอัตราการเต้นชีพจรหัวใจ โดย PC-80B Easy ECG Monitor ซึ่งสัญญาณ EEG สามารถนำมาใช้ในการหาระยะการนอน ระยะที่สอง โดยการดูคลื่นความถี่ของสัญญาณ EEG ซึ่งจะพิจารณาคลื่น Theta ที่มีความถี่ 4-8 Hz โดยจะมีการใช้สัญญาณ EMG วัดบริเวณกล้ามเนื้อบนใบหน้า และคอ เพื่อหาการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ EMG ในระยะการนอนหลับระยะที่สอง

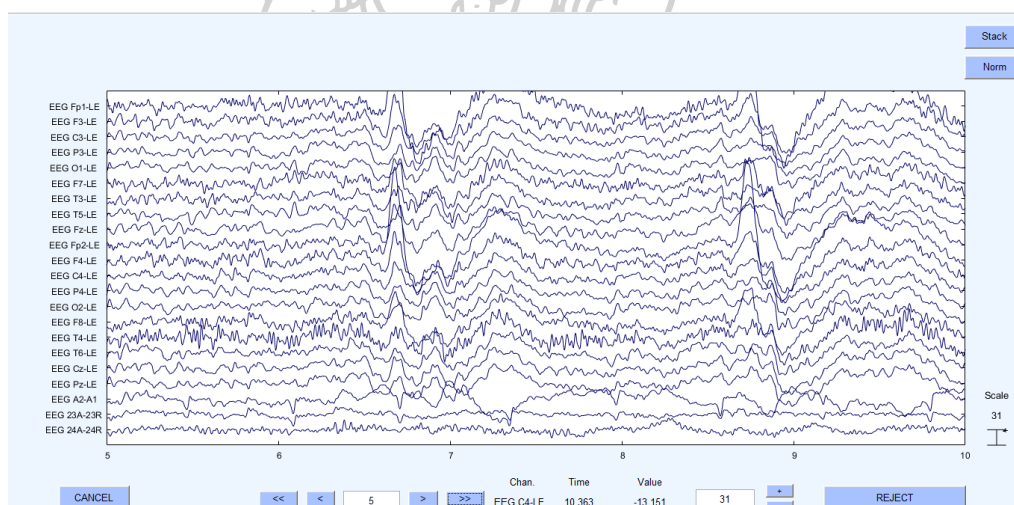
3.3.1 การวัดและบันทึกสัญญาณสมอง

สัญญาณสมองวัดโดยวางขั้วไฟฟ้าไว้บนหนังศีรษะอ้างอิงจากระบบ 10-20 ตำแหน่ง จะวางตามวิธีมาตรฐานสากลจากชุดวัดสัญญาณ Biopac™ system และวัดสัญญาณ EMG โดยวางขั้วไฟฟ้าบน Muscle of the neck และground บริเวณหลังหู ภายในชุดวัดจะมีการขยาย

สัญญาณไฟฟ้า 5.0 เท่าและกรองความถี่แบบอนาล็อกเฉพาะช่วง 35-50000 Hz จากนั้นสัญญาณที่ได้รับจะส่งไปที่ชุดแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ด้วยอัตราการสุ่ม sampling rate เท่ากับ 256 Hz และวัดสัญญาณ ECG โดย PC-80B Easy ECG Monitor เป็นตัววัดอัตราการเต้นชีพจรหัวใจ

3.3.2 การวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าวัดโดยวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งกล้ามเนื้อคอ(Splenius capitis) กล้ามเนื้อบนใบหน้า และ ground บริเวณกกหูฝั่งด้านขวาของใบหน้า ใช้ชุดวัดสัญญาณ Biopac™ system ขยายสัญญาณไฟฟ้าจากขั้ววัดไฟฟ้าด้วยอัตราขยาย 5000 เท่า แล้วผ่านการกรองความถี่แบบอนาล็อกเพื่อเก็บสัญญาณไว้เฉพาะช่วงความถี่ของกล้ามเนื้อ 2-1,000 Hz ด้วยการกรองแบบความถี่สูงผ่านและความถี่ต่ำผ่าน จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งไปยังชุดแปลงข้อมูลจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลเพื่อบันทึกและแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ มีอัตราการสุ่มสัญญาณ (sampling rate) เท่ากับ 1000 Hz กระบวนการสำหรับประมวลผลสัญญาณมีการใช้การกรองความถี่แบบดิจิทัลความถี่สูงผ่านที่ความถี่ 10 Hz เพื่อลดสัญญาณรบกวน Artifacts จากนั้นทำ smoothing ที่ half-width เท่ากับ 12 และกำหนดเก็บข้อมูลเป็นช่วง ช่วงละ5วินาที โดย resampling ของข้อมูลที่ทำการ smooth



รูปที่ 3.2 ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าสมองและกล้ามเนื้อบนใบหน้า

3.3.3 การวัดและบันทึกสัญญาณหัวใจ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจวัดโดย PC-80B Easy ECG Monitor จากบริษัท Heal Force เครื่อง ECG สามารถรับและบันทึกสัญญาณได้อย่างต่อเนื่องในระยะยาว จากนั้นสัญญาณ ECG ที่บันทึกไว้สามารถกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจและค่า HRV ได้โดยใช้ซอฟต์แวร์วิเคราะห์ ผลลัพธ์ที่ได้แสดงบนหน้าจอ Dot-Matrix LCD รูปแบบคลื่น บันทึกค่าเพื่อการวิเคราะห์ ค่าที่บันทึกไว้จะเปิด

ขึ้นในโปรแกรม ECG Viewer Manager บนพีซี เพื่อตรวจสอบค่าที่บันทึกไว้สำหรับการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณในแต่ละระยะการนอนหลับ

3.4 การสกัดคุณลักษณะของสัญญาณ

ที่ได้จากการวัดทั้งหมด จะถูกแบ่งออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วง Baseline และช่วง Stage2 โดยช่วง Baseline ได้มาจากการวัดสัญญาณ EMG เทียบกับสัญญาณ EEG เทียบกับสัญญาณ ECG ในช่วงเวลาปกติก่อนการนอนหลับ และช่วง Stage2 หรือที่เรียกว่า หลับตื้น คือการนอนหลับในช่วงต้น เป็นสภาพที่ไม่ได้ยินเสียงรบกวนจากภายนอก เป็นระยะแรกที่มีการหลับอย่างแท้จริง แต่ยังไม่มีการฝัน โดยได้ทำการเก็บค่าของสัญญาณ EMG ในช่วง Baseline มาทั้งหมด 30 วินาที และช่วง Stage2 มาทั้งหมด 180 วินาที เพื่อนำมาสร้างพารามิเตอร์โดยเลือกวิธีการประมวลผลสัญญาณ EMG แบบ EMG Frequency Signal Analysis ซึ่งทำให้ได้ค่าพารามิเตอร์ทั้งหมด 5 ค่า ดังนี้ 1) Median Frequency 2) Mean Frequency 3) Peak Frequency 4) Mean Power 5) Total Power เลือกวิธีการประมวลผลสัญญาณ ECG โดยอัลกอริทึมจะขึ้นอยู่กับค่าอัตราการเต้นของหัวใจสำหรับระยะการนอนหลับแต่ละช่วง ค่าที่บันทึกไว้จะถูกบันทึกทุก ๆ 30 วินาที เวลาที่บันทึกไว้จะถูกเปรียบเทียบกับระยะเวลาการนอนหลับในแอปพลิเคชัน Pillow โดยจะเฉลี่ยค่าอัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละช่วงเวลา และหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราการเต้นของหัวใจโดยคำนวณจากสมการ

ค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณ EMG จะถูกนำมาวิเคราะห์และหาความสัมพันธ์กันระหว่างสัญญาณไฟฟ้า EMG ในช่วง Baseline กับสัญญาณไฟฟ้า EMG ในช่วงการนอนระยะที่สอง โดยการหาค่าเบี่ยงเบนความแตกต่างของสัญญาณไฟฟ้า EMG ในช่วง Baseline กับช่วงการนอนระยะที่สองและหาเบี่ยงเบนความถูกต้องระหว่างสัญญาณไฟฟ้า EMG ในช่วง Baseline กับ ช่วงการนอนระยะที่สอง ของกลุ่มผู้ทดลอง เพื่อนำค่าของข้อมูลที่ได้มาพิจารณาในการเลือกค่าพารามิเตอร์ที่จะนำไปใช้ซึ่งค่าพารามิเตอร์ที่จะนำไปใช้ คือ 1) ค่า Mean Frequency (MNF) และ 2) ค่า Mean Power (MNP) โดยมีสูตรพิจารณา ดังนี้

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (3.1)$$

$$MNP = \sum_{j=1}^M P_j / M \quad (3.2)$$

3.5 การตัดแยก SVM

SVM (Support Vector Machine) เป็นอัลกอริทึมในการตัดแยกในด้านการประมวลผลเป็นภาพดิจิทัล เป็นตัวแบบที่ใช้ในการระบุตัวบุคคลหรือ object โดย SVM จะทำการแบ่งชั้นของข้อมูลด้วยระนาบหลายมิติ โดยตัวแบบของ SVM เกี่ยวข้องกับเครือข่ายประสาทเทียม ตัวแบบของ SVM ใช้ Sigmoid Kernel Function ซึ่งมีค่าเท่ากับทั้ง 2 เลเยอร์ ตัวแบบของ SVM มีความคล้ายคลึงกับเพอร์เซพตรอนซึ่งเป็นข่ายงานประสาทเทียมแบบง่ายมีหน่วยเดียวที่จำลองลักษณะของเซลล์ประสาท ด้วยการใช้ Kernal Function โดยใน paper ที่ตีพิมพ์เกี่ยวกับ SVM นั้นจะเรียกตัวแปรในการตัดสินใจว่า คุณสมบัติและตัวแปรที่เปลี่ยนแปลงใช้ในการกำหนดระนาบหลายมิติ ซึ่งเรียกว่า โครงสร้าง (feature) ส่วนการเลือกที่มีความเหมาะสมที่สุดเรียกว่า โครงสร้างในการคัดเลือก (feature selection) จำนวนเซตของโครงสร้างที่ใช้อธิบายในกรณีหนึ่ง (เช่น แถวของการค่าที่เราคาดการณ์) เรียกว่า เวกเตอร์ (vector) ดังนั้นจุดมุ่งหมายของตัวแบบ SVM คือการประโยชน์สูงสุดจากระนาบหลายมิติที่แบ่งแยกกลุ่มของเวกเตอร์ในกรณีนี้ด้วยหนึ่งกลุ่มของตัวแปรเป้าหมายที่อยู่ข้างหนึ่งของระนาบ และกรณีของกลุ่มอื่นที่อยู่ทางระนาบต่างกัน ซึ่งเวกเตอร์ที่อยู่ข้างระนาบหลายมิติทั้งหมดนี้เราจะเรียกว่า ซัพพอร์ตเวกเตอร์ (Support Vectors)

3.6 ศึกษาสัญญาณที่ได้จากการวัดจากการจับหลับ

มีผู้ทดลองเป็นจำนวน 3 คน โดยทดลองคนละ 3 ครั้ง ด้วยเครื่องตรวจจับกล้ามเนื้อ Myoware muscle Sensor และ อิเล็กโทรด ซึ่งมีรายละเอียดดังตารางที่ 3.1, 3.2 และ 3.3

ตารางที่ 3.1 เวลาของการทดลองระหว่างเครื่องตรวจจับกล้ามเนื้อ Myoware muscle Sensor และ Biopac EEG100c56 ครั้งที่ 1

Subject	Myoware muscle Sensor		Biopac EEG100c		Level of Sleepiness (0-5)
	Start	End	Start	End	
1	13.00	13.15	13.00	13.20	3
2	14.46	14.55	14.46	15.03	4
3	16.10	16.24	16.10	16.17	3

ตารางที่ 3.2 เวลาของการทดลองระหว่างเครื่องตรวจจับกล้ามเนื้อ Myoware muscle Sensor และ Biopac EEG100c57 ครั้งที่ 2

Subject	Myoware muscle Sensor		Biopac EEG100c		Level of Sleepiness (0-5)
	Start	End	Start	End	
1	08.43	09.06	08.43	09.05	3
2	10.32	10.49	10.32	10.47	3
3	11.53	11.59	11.53	12.03	4

ตารางที่ 3.3 เวลาของการทดลองระหว่างเครื่องตรวจจับกล้ามเนื้อ Myoware muscle Sensor และ Biopac EEG100c57 ครั้งที่ 3

Subject	Myoware muscle Sensor		Biopac EEG100c		Level of Sleepiness (0-5)
	Start	End	Start	End	
1	18.15	18.29	18.15	18.25	4
2	13.59	14.06	13.59	14.09	4
3	15.12	15.37	15.12	15.44	2

จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่าผู้ทดลองคนที่ 1 Biopac EEG100c ปลุกก่อน 2 Myoware muscle Sensor เป็นจำนวน 2 ใน 3 ครั้ง ผู้ทดลองคนที่ 2 Myoware muscle Sensor มีการปลุกก่อน Biopac EEG100c เป็นจำนวน 2 ใน 3 ครั้ง ผู้ทดลองคนที่ 3 Myoware muscle Sensor มีการปลุกก่อน Biopac EEG100c เป็นจำนวน 2 ใน 3 ครั้ง ซึ่งระยะเวลาในการปลุกนั้นจะสัมพันธ์กับระดับความว่างของผู้ทดลองแต่ละคน ดังนั้นผลการทดลองในตารางจะเห็นได้ว่า Myoware muscle Sensor และ Biopac EEG100c มีประสิทธิภาพในการทดลองที่ใกล้เคียงกัน

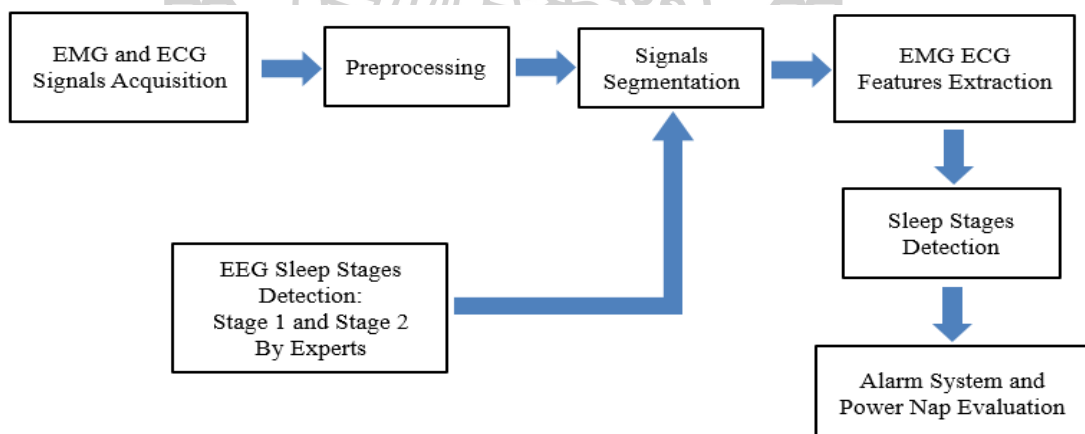
บทที่ 4

ผลการวิจัย

ทำการทดลองเพื่อศึกษาระบบตรวจสอบระยะการนอนหลับแบบอัตโนมัติด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพร้อมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเพื่อช่วยปลุกผู้ที่งีบหลับในระยะเวลานั้นๆ ให้ตื่นในช่วงเวลาที่เหมาะสม เพื่อลดอาการงัวเงียที่อาจจะเกิดขึ้นหลังการงีบหลับ ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานในระหว่างวัน และลดโอกาสการเกิดข้อผิดพลาดและอุบัติเหตุ ซึ่งสามารถนำไปใช้ได้กับผู้ที่ต้องการงีบหลับในเวลานั้นๆ ซึ่งงานวิจัยนี้จะพัฒนาให้ระบบมีการใช้งานง่ายและมีประสิทธิภาพสำหรับการช่วยปลุกการงีบหลับ

4.1 ภาพรวมระบบการทำงานที่น่าเสนอ

การทำงานของระบบ คือ เมื่อรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเปรียบเทียบกับสัญญาณไฟฟ้าสมองเพื่อบันทึกและปรับปรุงสัญญาณขณะนอนหลับ เมื่อได้สัญญาณข้อมูลตัวอย่างจะทำการสกัดคุณลักษณะเด่นและจำแนกระยะการนอนหลับ เมื่อจำแนกระยะการนอนหลับของข้อมูลได้แล้วจะนำข้อมูลที่ได้ไปแปลงเป็นชุดคำสั่งเพื่อนำไปปลุกผู้ที่งีบหลับในเวลานั้นๆ หรือประยุกต์เข้ากับอุปกรณ์



รูปที่ 4.1 ภาพรวมการทำงานของระบบการรับสัญญาณกล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

4.2 ออกแบบวิธีในการเก็บสัญญาณ

4.2.1 รูปแบบการทดลอง

4.2.1.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ตารางที่ 4.1 รูปแบบการทดลองของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Sleep Stages	EEG Features	Eye movements	Muscle contraction
1	- Low alpha wave (8-13 Hz) - High theta wave (3-7 Hz) - Vertex spiked waves	Slow and rolling fashion, and relaxation	Abrupt
2	- K-complexes sleep - Spindles (12-14 Hz)	Finish	Decreases
3	- Slow waves (< 2 Hz) - Delta sleep (20 - 50%)	Finish	Decreases
4	- Slow waves (< 2 Hz) - Delta sleep > 50%	Finish	Decreases
REM	- Low voltage - Sawtooth waves	Periodic intense eye movement	Paralysis

งานวิจัยก่อนหน้านี้ศึกษาสัญญาณชีวการแพทย์เพื่อตรวจจับระยะการนอนหลับ โดยใช้ ear-EEG สำหรับการตรวจจับระยะการนอนหลับที่บ้าน [23] Yu et al ได้สาธิตการใช้คุณลักษณะ ECG และ EEG สำหรับการจำแนกระยะการนอนหลับอัตโนมัติสำหรับการประเมินการงีบหลับสั้นในเวลากลางวัน [24] การงีบหลับส่งผลดีต่อคนที่ทำงานที่มีความกดดันสูง [25] สัญญาณทั้งสองที่รวมกันให้ความแม่นยำ 94.12% แต่ก็ยังมีข้อผิดพลาดเมื่อเคลื่อนไหวร่างกาย Salih et al ได้เสนอการผสมผสานของ EEG และสัญญาณชีวภาพอื่นๆ เช่น EOG และ EEG [26] เขานำเสนอคุณลักษณะ EEG ในโดเมนเวลา EOG ของตาขวาและซ้าย และสัญญาณ EMG ที่ค้างเพื่อสังเกตความสัมพันธ์ระหว่างคุณลักษณะโดเมนเวลาเหล่านี้และระยะการนอนหลับ คุณลักษณะที่เสนอนี้สามารถนำมาใช้เพื่อจำแนกระยะการนอนหลับได้อย่างง่าย นอกจากนี้ Hyungjik และผู้ร่วมงาน [27] เสนอการจำแนกระยะการนอนหลับอัตโนมัติโดยใช้ EEG และ EMG เพื่อปรับปรุงความแม่นยำโดยใช้วิธี support vector machine (SVM) เสนอการจำแนกระยะการนอนหลับในระยะ REM และระยะ N1 เพื่อช่วย

เพิ่มความแม่นยำ นอกจากนี้ Westgard และผู้ร่วมงาน [28] ใช้การแกว่งของความถี่ต่ำใน EMG ของกล้ามเนื้อ trapezius ด้านขวาและด้านซ้ายและอัตราการเต้นของหัวใจถูกบันทึกตลอด 24 ชั่วโมงจากผู้เข้ารับการทดลองที่มีสุขภาพดี 27 คน ค่าเฉลี่ย RMS ของสัญญาณ EMG ช่วงเวลาการตื่นของหัวใจคำนวณด้วยความละเอียดเวลา 0.2 วินาที ระหว่างการนอนหลับ EMG แสดงช่วงเวลาด้วยค่าเฉลี่ยแอมพลิจูดที่เสถียร ซึ่งมอดูเลตในช่วงความถี่ 0.05-0.2 Hz

4.2.1.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1) Wake



รูปที่ 4.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะตื่น

2) Stage 1, 2



รูปที่ 4.3 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะนอนหลับเข้าสู่ระยะการนอนระยะที่ 1 และ 2

3) Deep Sleep

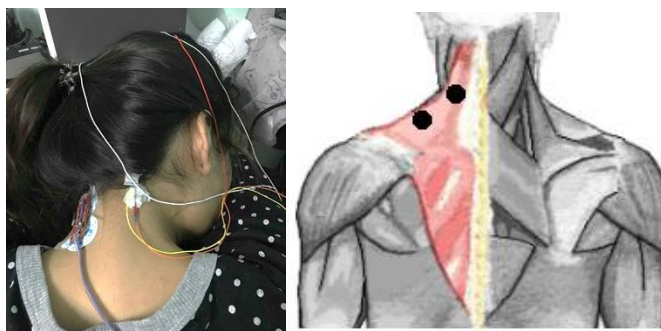


รูปที่ 4.4 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจขณะนอนหลับเข้าสู่ระยะการนอนหลับลึก

4.3 การได้มาของสัญญาณและการประมวลผล

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อวัดโดยใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่าขั้ววัดสัญญาณ (Electrode) วัดกล้ามเนื้อบริเวณคอ จำแนกกระยะการนอนหลับโดยเทียบจากสัญญาณ EEG (EEG100C) แอมพลิฟายเออร์ที่อัตราขยาย 50,000 และ สัญญาณ EMG (EMG100C) แอมพลิฟายเออร์ที่อัตราขยาย 2,000 เชื่อมต่อกับหน่วยเก็บข้อมูล MP100 จาก BIOPAC สำหรับการวัดและบันทึกสัญญาณ อัตราการสุ่มตัวอย่างคือ 2,000 Hz นำมาใช้ในการหาระยะการนอนระยะที่สอง โดยการดูคลื่นความถี่ของสัญญาณ EEG ซึ่งจะพิจารณาคลื่น Theta ที่มีความถี่ 4-8 Hz โดยจะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบริเวณคอด้วยเครื่อง Myoware muscle sensor สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณอนาล็อก จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งไปยังอุปกรณ์ DAQ NI USB-6009 เพื่อทำการแปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลแล้วนำเข้าสู่อุปกรณ์คอมพิวเตอร์

สำหรับการได้มาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ได้มีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ EMG โดยทำการติดอิเล็กโทรด 2 ตำแหน่งที่บริเวณกล้ามเนื้อแมสเซเตอร์และทราพีเซียสตั้งแสดงในรูปที่ 4.5 ใช้ฟิลเตอร์กรองความถี่สูงแบบบอานาล็อกที่มีความถี่คัตออฟ 10 เฮิรตซ์ เพื่อขจัดสัญญาณแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหว ตัวกรองแอนะล็อก 50 Hz เพื่อขจัดสัญญาณรบกวนในสายไฟ และมีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ EMG ด้วยเครื่องตรวจจับกล้ามเนื้อ Myoware muscle Sensor บริเวณกล้ามเนื้อมัดเดียวกันกับอิเล็กโทรดซึ่งอยู่อีกฝั่งหนึ่งของต้นคอ เพื่อเป็นการดูความแตกต่างกันของการทำงาน สัญญาณ EMG ที่บันทึกไว้ถูกจำแนกเป็นระยะการนอนหลับระยะ 1 ระยะการนอนหลับระยะ 2 และ ระยะการตื่นนอน ซึ่งจำแนกจากรูปแบบสัญญาณ EEG (ตรวจสอบด้วยสายตาโดยผู้เชี่ยวชาญด้านการนอนหลับ) โดยมีการให้ผู้ทดสอบทำการรีบิลด์ โดยทำการตั้งค่า Baseline ก่อนการทดสอบ และเมื่อค่า Median Frequency ของผู้ทดสอบแต่ละคน ในช่วงเวลา 5 วินาที เมื่อรีบิลด์จะเกิดความแตกต่างของสัญญาณไฟฟ้าในระหว่างช่วงปกติและช่วงระยะการนอนระยะที่สอง โดยมีสื่อกลางสำหรับการรับค่า คือ อิเล็กโทรดซึ่งเชื่อมต่อไปยังเครื่องรับสัญญาณที่จะได้สัญญาณอนาล็อกและผ่านการแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลโดย DAQ เพื่อให้สัญญาณสามารถเข้าสู่กระบวนการประมวลผลสัญญาณดิจิทัลในโปรแกรม LabVIEW แล้วทำการกรองสัญญาณเพื่อนำไปใช้ในระบบ แล้วนำระบบไปแสดงผลผ่านหน้า Graphic User Interface: GUI



รูปที่ 4.5 ตำแหน่งกล้ามเนื้อ upper trapezius muscleigure

สำหรับการได้มาของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจวัดโดยการจัดวางอิเล็กโทรดเพื่อรับสัญญาณโดยติดอิเล็กโทรด Lead II type: R-pole ระหว่างกระดูกไหปลาร้าและซี่โครงที่สองทางด้านขวา L-pole (reference) ติดระหว่างกระดูกไหปลาร้าและซี่โครงที่สองทางด้านซ้าย F-pole (ground) ติดระหว่างขอบกระดูกหน้าอกกับซี่โครงที่ 5 ดังแสดงในรูปที่ 4.6 บันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตลอดทั้งคืน จากนั้นค่าที่บันทึกไว้จะเปิดขึ้นในโปรแกรม ECG Viewer Manager บนพีซี เพื่อตรวจสอบค่าที่บันทึกไว้สำหรับการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณในแต่ละระยะการนอนหลับ

การตรวจสอบระยะการนอนหลับใช้คุณสมบัติ HR ร่วมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยบันทึกตลอดทั้งคืนด้วย PC-80B Easy ECG Monitor เทียบกับแอปพลิเคชัน Pillow sleep ซึ่งรับข้อมูลการนอนหลับจากสมาร์ตวอตช์เพื่อกำหนดการเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นของหัวใจเมื่อระยะการนอนหลับเปลี่ยนไป งานวิจัยนี้จะเน้นที่ระยะการนอนหลับระยะที่ 2 ซึ่งเป็นระยะที่เหมาะสมที่สุดที่จะตื่นขึ้นจากการงีบหลับ



รูปที่ 4.6 เครื่อง PC-80B Easy ECG Monitor สำหรับการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

4.4 การจำแนกหมวดหมู่ (Classification)

ระบบการวัดได้นำอุปกรณ์วัดสัญญาณ EMG และ สัญญาณ EEG มาประยุกต์การใช้งาน ซึ่งประกอบด้วยวงจรรขยายสัญญาณ Instrument Amplifier เพื่อขยายสัญญาณจากขั้วอิเล็กโทรดที่ อัตราขยาย 5000 เท่า ผ่านการกรองสัญญาณแบบอนาล็อกด้วย Band pass Filter ที่ 100-1000 Hz สำหรับสัญญาณ EMG และ Band pass Filter ที่ 0.02-100 Hz สำหรับสัญญาณ EEG และ Band stop filter ที่ 50 Hz, 100 Hz, 150 Hz, 200 Hz และ 250 Hz สำหรับสัญญาณ EMG สัญญาณดังกล่าวได้ผ่านการเทียบประสิทธิภาพกับอุปกรณ์ในห้องปฏิบัติการของบริษัท BIOPAC System สัญญาณที่ได้จากการวัด EMG และ EEG จะถูกส่งไปยังอุปกรณ์แปลงสัญญาณ Analog เป็นสัญญาณ Digital ด้วย Data Acquisition (DAQ) ด้วยอัตราความถี่การสุ่มสัญญาณที่ 2000 Hz เพื่อส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลผลสัญญาณที่ได้จากการวัดทั้งหมด จะถูกแบ่งออกเป็น 3 ช่วง คือ ช่วง Baseline ช่วง Stage1 และ ช่วง Stage2 โดยช่วง Baseline ได้มาจากการวัดสัญญาณ EMG เทียบกับสัญญาณ EEG ในช่วงเวลาปกติก่อนการนอนหลับ และช่วง Stage2 ได้มาจากการวัดสัญญาณ EMG เทียบกับสัญญาณ EEG ในช่วงการนอนหลับระยะที่ 2 หรือที่เรียกว่า หลับตื้น คือการนอนหลับในช่วงต้น เป็นสภาพที่ไม่ได้ยินเสียงรบกวนจากภายนอก เป็นระยะแรกที่มีการหลับอย่างแท้จริง แต่ยังไม่มีการฝัน โดยได้ทำการเก็บค่าของสัญญาณ EMG ในช่วง Baseline มาทั้งหมด 30 วินาที และช่วง Stage2 มาทั้งหมด 180 วินาที เพื่อนำมาสร้างพารามิเตอร์โดยเลือกวิธีการประมวลผลสัญญาณ EMG แบบ EMG Frequency Signal Analysis ซึ่งทำให้ได้ค่าพารามิเตอร์ทั้งหมด 5 ค่า ดังนี้ 1) Frequency Median 2) Frequency Mean 3) Frequency Peak 4) Power Mean 5) Total Power

ระบบตรวจสอบการจับหลับสัญญาณ EMG แบบเรียลไทม์ กล้ามเนื้อในแต่ละช่วงการนอนหลับสามารถเผยให้เห็นความแตกต่างในแต่ละระยะการนอนหลับได้ งานนี้ใช้ linear discriminant analysis (LDA) and support vector machine (SVM) เพื่อจำแนกระยะการนอนหลับของสัญญาณ EMG ออกเป็น 3 ระยะ (ระยะตื่นนอน ระยะการนอนหลับระยะที่ 1 และระยะการนอนหลับระยะที่ 2) เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของแต่ละคุณสมบัติและการเลือกสถิติ EMG โดย LDA เป็นเทคนิคที่ใช้ในการจำแนกแต่ละคุณสมบัติด้วยเมตริกซ์ความแปรปรวนร่วมกันโดย linear separating hyperplane. SVM จำแนกโดยใช้อัลกอริธึม พบค่าสัมประสิทธิ์และสร้างเส้นแบ่งข้อมูลอินพุตด้วยระบบเทรนนิ่ง

4.4.1 การตั้งค่าพารามิเตอร์

4.4.1.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการประมวลผลสัญญาณ EMG จะถูกนำมาวิเคราะห์และหาความสัมพันธ์คุณลักษณะโดเมนเวลาและความถี่ของสัญญาณ เพื่อตรวจจับกิจกรรมของกล้ามเนื้อ [28-30] โดยโดเมนเวลาจะใช้ตรวจจับในช่วงเวลา โดเมนความถี่ใช้ตรวจจับความถี่ของกล้ามเนื้อ เพื่อนำค่าของข้อมูลที่ได้มาพิจารณาเปรียบเทียบข้อมูลของการตื่นนอนและการนอนหลับ ในการเลือกค่าพารามิเตอร์ที่จะนำไปใช้ซึ่งค่าพารามิเตอร์ที่จะนำไปใช้ คือ 1) ค่า root mean square (RMS) 2) ค่า variance (VAR) 3) ค่า frequency mean (FMN) และ 4) ค่า frequency median (FMD) โดยมีสูตรพิจารณา ดังนี้

1) root mean square (RMS):

$$RMS_k = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4.1)$$

2) variance (VAR):

$$VAR_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (4.2)$$

3) frequency mean (FMN):

$$FMN = \frac{\sum_{i=1}^M f_i PSD_i}{\sum_{i=1}^M PSD_i} \quad (4.3)$$

4) frequency median (FMD):

$$FMD = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M PSD_i \quad (4.4)$$

ค่าพารามิเตอร์จำแนกได้ใน 3 ช่วง คือระยะการตื่นนอน ระยะการนอนหลับที่ 1 และ ระยะการนอนหลับที่ 2 ที่ระยะเวลาสี่และแปดวินาที และสร้างชุดข้อมูล 8 และ 16 ตัวอย่างคุณลักษณะแต่ละอย่างประกอบด้วยชุดข้อมูล 120 ชุด (40 ชุดข้อมูลในระยะตื่นนอน ชุดข้อมูล 40

ชุดในระยการนอนหลับที่ 1 และชุดข้อมูล 40 ชุดในระยการนอนหลับที่ 2) คุณสมบัติ EMG ที่ได้มา Pf คำนวณได้ดังนี้:

$$Pf = (Pf(1), Pf(2), Pf(3), \dots, Pf(N)) \quad (4.5)$$

4.4.1.2 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะหาความสัมพันธ์กับค่าอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงการนอนระยะที่สอง โดยค่าที่บันทึกไว้จะถูกบันทึกทุก ๆ 30 วินาที เวลาที่บันทึกไว้จะถูกเทียบกับระยะเวลาการนอนหลับในแอปพลิเคชัน Pillow โดยจะได้ค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละช่วงเวลา และจะหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราการเต้นของหัวใจโดยคำนวณจากสมการต่อไปนี้

$$HR_{avgStage} = \frac{\sum HR_{stage}}{n} \quad (4.6)$$

$$HRs.d_{Stage} = \sqrt{\frac{\sum (HR_{stage} - HR_{avgStage})^2}{n}} \quad (4.7)$$

$$\%From\ normal = \left(\frac{HR_{AvgStage} - HR_{AvgWake}}{HR_{AvgStage}} \right) \times 100 \quad (4.8)$$

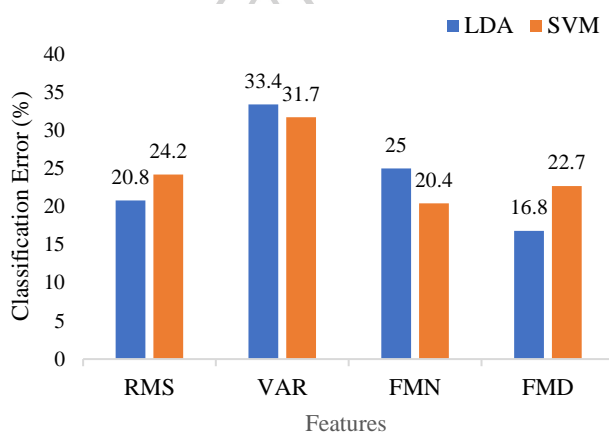
$$\%From\ Stage2 = \left(\frac{HR_{AvgDeep} - HR_{AvgStage2}}{HR_{AvgDeep}} \right) \times 100 \quad (4.9)$$

จากนั้นจะหาค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างการนอนหลับระยะที่สองและหลับลึกเทียบกับช่วงตื่นตัวปกติ คำนวณสมการที่ 4.8 ดังต่อไปนี้ และหาความเปลี่ยนแปลงระหว่างการนอนหลับระยะที่สองกับหลับลึก จากสมการที่ 4.9

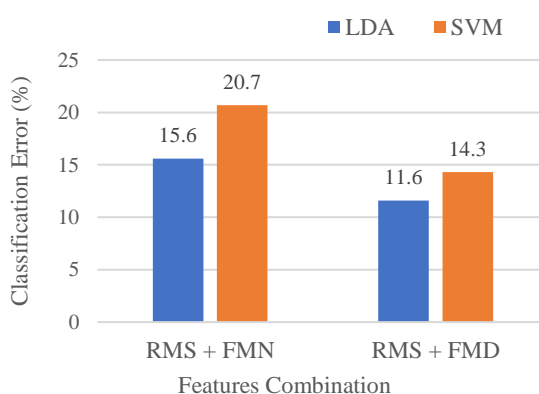
4.4.1.3 การจำแนกหมวดหมู่

การเตรียมระบบตรวจสอบการจับหลักโดย EMG แบบเรียลไทม์ กิจกรรมของกล้ามเนื้อในแต่ละระยะการนอนหลับสามารถเห็นความแตกต่างในการหดตัวของกล้ามเนื้อได้ ระบบนี้ใช้การวิเคราะห์ linear discriminant analysis (LDA) และ support vector machine (SVM) เพื่อกำหนดคุณลักษณะของ EMG ออกเป็น 3 ประเภทคือ การตื่นนอน ระยะการนอนหลับระยะที่ 1 และระยะการนอนหลับระยะที่ 2 เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของแต่ละคุณลักษณะและการเลือก lead

ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ LDA เป็นเทคนิคที่ใช้ในการจำแนกประเภทของแต่ละคุณลักษณะด้วย covariance matrix เดียวกันเพื่อแยกมันออกจากกันโดยไฮเปอร์เพลนแยกเชิงเส้น SVM จำแนกประเภทโดยใช้อัลกอริธึม การประเมินอัลกอริธึมการแยกคุณลักษณะจำแนกหมวดหมู่ อัตราข้อผิดพลาดของการจำแนกหมวดหมู่ สามารถใช้ LDA และ SVM คำนวณจากการทดสอบเพื่อตรวจสอบคุณสมบัติ ตำแหน่งของกล้ามเนื้อ ขนาดหน้าต่าง และจำแนกกระยะการนอนหลับระยะที่ 1 และ 2 จากตารางที่ 4.2 แสดงการประเมินคุณสมบัติและการจำแนกหมวดหมู่ ข้อผิดพลาดเฉลี่ยของหมวดหมู่อยู่ระหว่าง 14.8% ถึง 35.2% เราสามารถสังเกตได้ว่าข้อผิดพลาดขั้นต่ำ 14.8% จากคุณลักษณะ FMD กับ 4 วินาทีของหน้าต่างจากกล้ามเนื้อ trapezius สามารถทำได้โดยใช้ LDA



รูปที่ 4.7 ข้อผิดพลาดของการจำแนกหมวดหมู่จากกล้ามเนื้อ upper trapezius muscle.



รูปที่ 4.8 ข้อผิดพลาดของการจำแนกหมวดหมู่จากกล้ามเนื้อ upper trapezius muscle.

รูปที่ 4.7 แสดงการประเมินคุณสมบัติจากกล้ามเนื้อ upper trapezius ด้วยหน้าต่าง 4 วินาที ซึ่งจำแนกตามการจำแนกประเภท LDA เราสามารถสังเกตได้ว่าคุณสมบัติ FMD, RMS และ FMN สามารถส่งผลให้มีความแม่นยำมากกว่า 75% ดังนั้นเราจึงรวมคุณลักษณะต่างๆ เพื่อ

เปรียบเทียบประสิทธิภาพ และผลลัพธ์จะแสดงในรูปที่ 4.8 การรวมกันของ RMS และ FMD ทำให้เกิดความแม่นยำสูงถึง 88.4% เราพบว่าการจัดประเภท FMD ด้วยอัลกอริธึม LDA ทำงานได้ดีกว่าระบบ SVM จากผลการทดสอบ เราใช้ RMS, FMD แยกคุณลักษณะและ LDA สำหรับการจำแนกระยะการนอนหลับในระบบตรวจสอบการงีบหลับแบบเรียลไทม์ที่ใช้ EMG

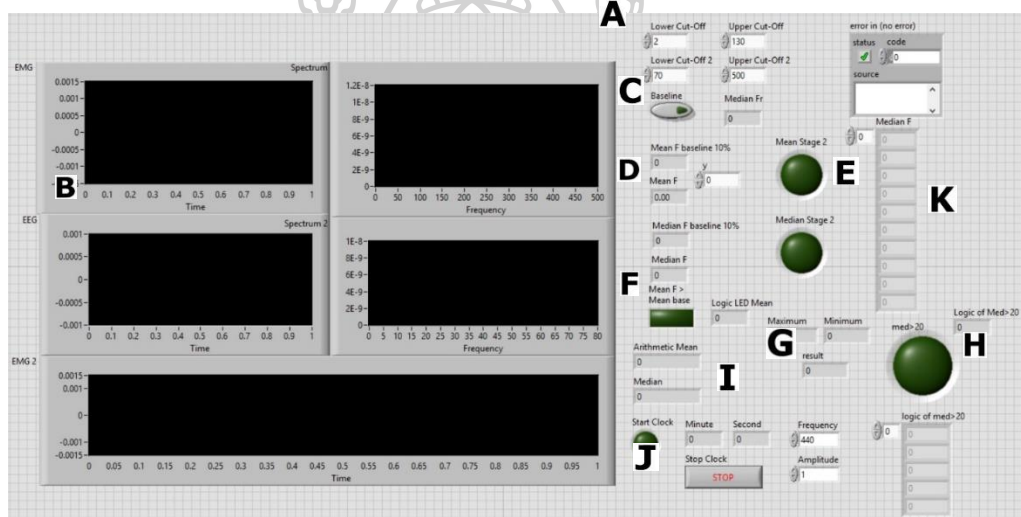
ตารางที่ 4.2 การประเมินคุณสมบัติและการจำแนกหมวดหมู่

EMG Features		Average classification error (%)			
		4 seconds		8 seconds	
		LDA	SVM	LDA	SVM
Masset er muscle	RMS	21.3	25.4	26.3	27.5
	VAR	28.1	32.5	34.3	30.8
	FMN	25.7	30.8	32.6	29.2
	FMD	21.3	22.6	23.9	20.1
Upper trapezi us muscle	RMS	20.8	24.2	26.8	33.7
	VAR	33.4	31.7	35.2	32.8
	FMN	25.0	20.4	26.3	27.6
	FMD	16.8	22.7	18.5	20.4
Mean		23.8	26.3	28.0	27.8

4.5 ระบบเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

การออกแบบ software สำหรับระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ หรือ Graphic User Interface จะใช้โปรแกรม LabVIEW ในการออกแบบ โดยโปรแกรม LabVIEW จะมี Front Panel ซึ่งเปรียบเสมือนกับสิ่งที่ผู้ใช้จะเห็นและควบคุมการทำงาน ผู้ใช้สามารถสร้างรูปแบบขึ้นเองได้อย่างรวดเร็วเพราะโปรแกรม LabVIEW มีส่วนประกอบต่างๆ ที่ใช้สำหรับออกแบบหน้าจอบนหน้าจอมากมาย เช่น จอแสดงผลแบบบอลิสโคโรบ ปุ่มหมุน (Dial) และ สวิตช์ เป็นต้น โดยโปรแกรม LabVIEW จะแสดงผลและควบคุมการทำงานผ่านทางคอมพิวเตอร์ พื้นที่ส่วนเขียน

โปรแกรมจะเรียกว่า Block Diagram เปรียบเสมือนกับ Hardware ภายในเครื่องมือวัด โดยโปรแกรม LabVIEW จะเขียนโปรแกรมโดยอาศัยรูปภาพในส่วนที่จะแสดงระบบนั้นคือส่วนของ Front Panel หรือหน้าปัด จะเป็นส่วนที่ใช้สื่อความกันระหว่างผู้ใช้กับโปรแกรม (หรือที่นิยมเรียก User Interface) โดยทั่วไปจะมีลักษณะเหมือนกับหน้าปัดของของเครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่ใช้งานด้านการวัดต่างๆ ไป โดยทั่วไปจะประกอบด้วย สวิตช์ปิดเปิด ปุ่มกด ปุ่มกด จอแสดงผลหรือแม้แต่ว่าที่ผู้ใช้สามารถกำหนด Front Panel นี้จะเปรียบเสมือนเป็น GUI ของโปรแกรมหรือ VI การออกแบบนั้นจะเป็นการออกแบบโปรแกรมเป็นแบบจอแสดงผล มีการใช้ฟังก์ชัน Boolean ในการสร้าง Square LED และ Boolean (TRUE or FALSE) เพื่อนำไปใช้เป็นส่วนของการแสดงสถานะของคำสั่งต่างๆที่ถูกแสดงในหน้าของ Front Panel



รูปที่ 4.9 Front Panel แสดงการรับสัญญาณ

การทำงานนั้นเริ่มจากการวัดค่า EMG จากผู้ทดลองโดยมีการกรองสัญญาณได้ที่ A สามารถดูกราฟของสัญญาณได้ที่ B เพื่อนำมาหาค่า Mean Frequency และ Median frequency โดยมีการตั้งค่า Mean Frequency Baseline 10% และ Median frequency Baseline 10% ได้ที่ C และดูค่าได้ที่ D เมื่อค่า Mean Frequency และ Median frequency มากกว่า ค่า Mean Frequency Baseline 10% และ Median frequency Baseline 10% ตามลำดับ ไฟ LED จะติดที่ E ใน K จะแสดงค่า Median frequency 1 ค่าในทุกวินาที จากนั้นทุกๆ 5 วินาที จึงมีการนำค่า Median frequency ที่ได้มาหาค่าสูงสุดและต่ำสุด แล้วจึงนำมาหาค่าผลต่าง ได้ที่ G เมื่อค่าผลต่างมากกว่าหรือเท่ากับ 20 ไฟ LED จะติดที่ H แล้วจึงทำการตรวจสอบค่า Mean Frequency ถ้า

มากกว่าหรือเท่ากับ Mean Frequency Baseline 10% ไฟ LED จะติดที่ F และไฟ LED จะติดที่ J เพื่อเป็นสัญญาณนาฬิกาเริ่มนับถอยหลังเป็นเวลา 5 นาทีที่ 1

4.6 การทดลองและผลการทดลอง

กระบวนการทดลองนี้มีอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี 12 คน (อายุเฉลี่ย 22 ± 1.5 ปี) ผู้ชาย 5 คนและผู้หญิง 7 คน ซึ่งรวมถึงอาสาสมัคร 6 คนจากการทดลองครั้งก่อน ได้เข้าร่วมในการตรวจสอบเพื่อประเมินประสิทธิภาพของระบบสำหรับการประมวลผลแบบเรียลไทม์ สัญญาณ EMG ถูกวัดจากกล้ามเนื้อ trapezius ส่วนบน โดยใช้ MyoWare muscle sensor ก่อนการทดสอบ ผู้เข้าร่วมจะตอบแบบสอบถามพฤติกรรมการนอนหลับ ผู้เข้าร่วมงีบหลับโดยใช้หมอนหนุนสำนักงานในท่านั่ง และได้รับการทดสอบในช่วงกลางวัน ระบบที่เสนอจะบันทึกระยะเวลาการนอนหลับระยะที่ 1 และระยะการนอนหลับระยะที่ 2 โดยอัตโนมัติพร้อมการบันทึกเวลา ระบบที่เสนอจะปลุกผู้เข้าร่วม 5 นาทีหลังจากตรวจพบระยะการนอนหลับที่ 2 นอกจากนี้เรายังถามถึงระดับความง่วงของพวกเขาหลังจากเสร็จสิ้นการทดสอบเพื่อตรวจสอบสมมติฐานของช่วงเวลานงีบหลับ 15 ถึง 20 นาที

ตารางที่ 4.3 แสดงผลของระบบตรวจสอบการงีบหลับตามเวลาจริงของ EMG เราสังเกตเห็นว่าระบบปลุกผู้เข้าร่วมแปดคนด้วยเวลานงีบหลับเฉลี่ยประมาณ 15 นาที เวลานงีบหลับสั้นที่สุดคือ 10.48 นาที เวลานงีบหลับอาจขึ้นอยู่กับระดับความง่วงก่อนการทดสอบจากชั่วโมงการนอนหลับเมื่อคืนนี้ของผู้เข้าร่วมแต่ละคน นอกจากนี้ ปัจจัยบางอย่าง เช่น ท่างีบและสภาพแวดล้อม (แสง เสียง และอุณหภูมิของห้องทดสอบ) อาจส่งผลต่อการงีบหลับ การวางตำแหน่งของ MyoWare muscle sensor อาจส่งผลต่อคุณภาพสัญญาณได้ง่าย อาสาสมัครสี่คนไม่หลับ และระบบระบุผู้เข้าร่วมสองคนที่นอนหลับเพียงพอเมื่อคืนนี้ สามารถจำแนกระยะการนอนหลับระยะที่ 2 ของผู้เข้าร่วมคนที่ 3 และ 6 อย่างถูกต้อง นอกจากนี้เรายังสอบถามเกี่ยวกับระดับความง่วงนอนหลังจากเสร็จสิ้นการทดสอบเพื่อตรวจสอบช่วงเวลานงีบหลับ 15 ถึง 20 นาที เราพบว่าผู้ร่วมทดลองมีความคิดเห็นที่สมเหตุสมผลหลังจากงีบหลับในช่วงเวลาที่แนะนำ ในการศึกษาครั้งนี้เราสังเกตเห็นว่า EMG สามารถใช้เป็นระบบตรวจสอบการงีบหลับได้ ซึ่งสามารถปรับปรุงประสิทธิภาพได้โดยใช้คุณลักษณะอื่นๆ วิธีการจำแนกประเภท และรวมสัญญาณชีวการแพทย์อื่นๆ เช่น สัญญาณ ECG และ EEG เพื่อให้ใช้งานได้ง่าย

ผลลัพธ์ของการคำนวณในตารางที่ 4.3 ถูกนำมาใช้เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจลดลงต่ำกว่า 3.705% จากปกติ (Awake stage) นานกว่า 3 นาที อัลกอริทึมจะตัดสินว่าเป็น Stage 1-2 หาก

อัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าสภาวะปกติ 1.257% จะตัดสินว่าเป็น Deep sleep เมื่อเปรียบเทียบกับอัตราการเต้นของหัวใจของระยะ stage1-2 ซึ่งสูงกว่า 2.360% นานกว่า 3 นาที อัลกอริทึมจะเริ่มตัดสินใจเข้าสู่ระยะ Deep Sleep อัลกอริทึมนี้ใช้เพื่อสร้างแอปพลิเคชันเพื่อปลุกให้ตื่นจากการงีบหลับเพื่อให้ผู้ใช้ตื่นตัวระหว่างขั้นตอนการนอนหลับระยะที่ 2

ตารางที่ 4.3 ประสิทธิภาพของระบบตรวจสอบการงีบหลับด้วย EMG

Sub.	Hours of Sleep last night	Level of sleepiness		Time: Start to stage 2 (minutes)
		Before	After	
1	5	Medium	No	13.28
2	6	A little	No	13.44
3	6	Medium	A little	-
4	4	Quite	No	12.41
5	6	Medium	No	11.29
6	6	A little	A little	-
7	5	Quite	No	10.48
8	8	No	No	-
9	5	A little	A little	21.33
10	7	A little	A little	15.52
11	7	Quite	A little	23.20
12	6	A little	No	-
Average time				15.16
Note: “-” is defined as did not fall a sleep				

ในการทดลองโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจหรือ ECG อาสาสมัครทุกคนเข้าร่วมในการทดลอง เราใช้ PC-80B Easy ECG Monitor จากบริษัท Heal Force เครื่อง ECG สามารถรับและบันทึกสัญญาณได้อย่างต่อเนื่องในระยะยาว จากนั้นสัญญาณ ECG ที่บันทึกไว้สามารถกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจและค่า HRV ได้โดยใช้ซอฟต์แวร์วิเคราะห์ สำหรับการจัดวางอิเล็กโทรดใช้เพื่อรับสัญญาณคุณภาพสูง ติดกับ Lead II type: R-pole ระหว่างกระดูกไหปลาร้าและซี่โครงที่สองทาง

ด้านขวา L-pole (reference) ถูกวางไว้ระหว่างกระดูกไหปลาร้าและซี่โครงที่สองทางด้านซ้าย และ F-pole (ground) ถูกวางระหว่างขอบกระดูกหน้าอกกับซี่โครงที่ 5 ECG ถูกบันทึกตลอดทั้งคืน

ตารางที่ 4.4 ค่าอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างกรนอนหลับด้วย ECG

Subject 1 Night 1									
Stage	Max HR	Min HR	SD HR	Avg. HR	%Max HR from normal	%Min HR from normal	%Avg.HR from normal	%Avg.HR from Light	Duration (min)
Awake	74	85	3.6094	60.85	0	0	0	-	10
Light Sleep	82	56	3.6582	60.482	9.756097561	-3.57142857	-0.608565737	0	42
Deep Sleep	70	60	2.039	63.32	-5.71428571	3.33333333	3.900821226	4.482110375	50
Subject 1 Night 2									
Stage	Max HR	Min HR	SD HR	Avg. HR	%Max HR from normal	%Min HR from normal	%Avg.HR from normal	%Avg.HR from Light	Duration (min)
Awake	100	60	6.0633	60.85	0	0	0	-	36
Light Sleep	73	57	2.7516	61.532	-36.9863014	-5.26315789	1.108781127	0	31
Deep Sleep	68	60	1.7385	63.333	-47.0588235	0	3.921052632	2.843803056	8
Subject 2 Night 1									
Stage	Max HR	Min HR	SD HR	Avg. HR	%Max HR from normal	%Min HR from normal	%Avg.HR from normal	%Avg.HR from Light	Duration (min)
Awake	94	58	7.6212	65.322	0	0	0	-	29
Light Sleep	62	59	0.8624	60.273	-51.6129032	1.694915254	-8.377431807	0	11
Deep Sleep	66	58	1.7577	61.722	-42.4242424	0	-5.832278143	2.34841666	10
Subject 2 Night 2									
Stage	Max HR	Min HR	SD HR	Avg. HR	%Max HR from normal	%Min HR from normal	%Avg.HR from normal	%Avg.HR from Light	Duration (min)
Awake	92	62	6.5374	66.923	0	0	0	-	20
Light Sleep	62	59	0.857	60.375	-48.3870968	-5.08474576	-10.84567606	0	12
Deep Sleep	74	57	2.0111	60.823	-24.3243243	-8.77192982	-10.02961659	0.736212279	39

จากนั้นค่าที่บันทึกไว้จะเปิดขึ้นในโปรแกรม ECG Viewer Manager บนพีซี เพื่อตรวจสอบค่าที่บันทึกไว้สำหรับการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณในแต่ละระยะการนอนหลับ. จากนั้นใช้อัลกอริทึมเพื่อหาระยะการนอนหลับระยะที่ 2 อัลกอริทึมจะขึ้นอยู่กับค่าอัตราการเต้นของหัวใจสำหรับระยะการนอนหลับแต่ละช่วง ค่าที่บันทึกไว้จะถูกบันทึกทุก ๆ 30 วินาที เวลาที่บันทึกไว้จะถูกเปรียบเทียบกับระยะเวลาการนอนหลับในแอปพลิเคชัน Pillow โดยจะเฉลี่ยค่าอัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละช่วงเวลาและหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราการเต้นของหัวใจจากสมการข้างต้น จากนั้น

เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของอัตราการเต้นของหัวใจเฉลี่ยระหว่างการนอนหลับตื่นและหลับลึกเมื่อเปรียบเทียบกับช่วงตื่นนอน และหาความเปลี่ยนแปลงระหว่างระยะการนอนหลับระยะที่ 2 และหลับลึกจากสมการที่ 4.8 ผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณดังแสดงในตารางที่ 4.4

จากผลลัพธ์ของการคำนวณในตารางที่ 4.5 ค่า HR หรืออัตราการเต้นของหัวใจ จะดึงค่าสูงสุด ต่ำสุดมาในแต่ละช่วงของการนอนหลับ แบ่งออกเป็น 3 ช่วง คือ Awake, Light Sleep (Stage1-2) และ Deep Sleep และมีค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละช่วง จะได้เปอร์เซ็นต์เทียบค่า HR ของช่วงการนอนหลับแต่ละช่วงกับตอนตื่นว่าแตกต่างกัน โดย $\% (HR_{\text{awake}} - HR_{\text{light}})$ เปรียบเทียบกับ Awake ทั้งคู่ $\% (HR_{\text{light}} - HR_{\text{deep}})$ เปรียบเทียบระหว่าง light sleep กับ deep sleep จากทฤษฎีอัตราการเต้นของหัวใจจะลดลงเมื่อเราเข้าสู่ช่วงการนอนหลับซึ่งผลการทดลองตรงกับทฤษฎีจากในตารางจะเห็นว่าช่วง light sleep ค่าที่ได้ต่ำกว่า deep sleep ซึ่งค่า HR ของ deep sleep จะขยับขึ้นมา ทำให้สามารถแยกช่วงการนอนหลับได้จาก HR เมื่อ light sleep และ deep sleep เทียบกับ awake จะเห็นได้ว่าค่า 3.71% จาก light sleep มีค่าความต่างมากกว่า 1.25% จาก deep sleep และเมื่อเปรียบเทียบกับอัตราการเต้นของหัวใจระหว่าง light sleep กับ deep sleep จะได้ค่าความแตกต่างที่ 2.36% ถ้า HR หรืออัตราการเต้นของหัวใจ เปลี่ยนไปตามเปอร์เซ็นต์ที่ระบุไว้ประมาณ 3 นาที อุปกรณ์จะตรวจจับระยะการนอนหลับได้ใหม่ อัลกอริทึมนี้ใช้เพื่อสร้างแอปพลิเคชันเพื่อปลูกให้ตื่นจากการงีบหลับในระยะการนอนหลับระยะที่ 2

ตารางที่ 4.5 ค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจด้วย ECG

	Stages		
	Awake	Light Sleep	Deep Sleep
Maximum	90.00	69.75	69.50
Minimum	59.50	57.75	58.75
Mean	63.04	60.79	62.25
S.D.	1.47	1.21	0.14
$\% (HR_{\text{awake}} - HR_{\text{light}})$	-	3.71	1.25
$\% (HR_{\text{light}} - HR_{\text{deep}})$	-	-	2.36

บทที่ 5

สรุปและอภิปราย

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ได้เสนอการสร้างระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ โดยการวิเคราะห์ค่าที่ตรวจวัดได้จากร่างกายของผู้ทดสอบ เพื่อช่วยในการปลูกผู้ที่ต้องการงีบหลับในระยะเวลาสั้นๆระหว่างวันให้ตื่นในช่วงระยะการนอนที่เหมาะสม เพื่อลดอาการงัวเงียที่จะตามมาหลังการงีบหลับ หรือสามารถฟื้นฟูการตื่นตัวของสมองและจิตใจ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานในระหว่างวัน และช่วยลดโอกาสในการเกิดข้อผิดพลาดและอุบัติเหตุที่มีสาเหตุมาจากการพักผ่อนไม่เพียงพอ ซึ่งเป็นการใช้ประโยชน์จากสัญญาณไฟฟ้าในร่างกาย โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เมื่องีบหลับจะเกิดความแตกต่างของสัญญาณไฟฟ้าในระหว่างช่วงปกติและช่วงระยะการนอนระยะที่สอง โดยมีสื่อกลางสำหรับการรับค่า คือ อิเล็กโทรดซึ่งเชื่อมต่อไปยังเครื่องรับสัญญาณ

จากผลการทดลองเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผลที่ได้จากการทดลองพบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้ประสิทธิภาพอยู่ในเกณฑ์ที่น่าพอใจ เราใช้โดเมนเวลาและความถี่เพื่อจำแนกคุณลักษณะของระยะการนอนหลับระยะที่ 1 และ 2 และพบว่า Combing FMD และ RMS สามารถให้ความแม่นยำในการจำแนกประเภทสูงการใช้คุณสมบัติและตัวแยกประเภท LDA ยังใช้การตรวจสอบการงีบหลับแบบ EMG เพื่อลดความเมื่อยล้าและป้องกันอุบัติเหตุแบบเรียลไทม์ จุดมุ่งหมายของระบบนี้คือการสร้างต้นแบบและอุปกรณ์ติดตามการงีบหลับ ฮาร์ดแวร์-ซอฟต์แวร์เพื่อรวบรวมคุณสมบัติของ EMG อัลกอริทึม LDA สำหรับการจำแนกประเภทการนอนหลับอัตโนมัติระยะที่ 1 และ 2 ให้ปลูกจากการให้งีบหลับ ผลการวิจัยพบว่าสัญญาณ EMG สามารถใช้กับระบบตรวจสอบการงีบหลับแบบเรียลไทม์ได้ โดยมีการแจ้งเตือนปลูกผู้ที่ต้องการงีบหลับในระยะเวลาสั้นๆ เมื่อเข้าสู่สภาวะระยะการนอนหลับระยะที่สองและผลการวิจัยนี้ตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เพื่อกำหนดความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนระยะการนอนหลับเป็น NREM 2 เราใช้แอปพลิเคชันมือถือเพื่อเปรียบเทียบ HR และ HRV เพื่อหาระยะการนอนหลับระยะที่ 2 เราพยายามแสดงให้เห็นว่า ECG สามารถใช้เป็นระบบติดตามการงีบหลับได้ เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานในแต่ละวัน ช่วยลดการเกิดอุบัติเหตุบนท้องถนน ลดภาระการทำงานหนักของหัวใจ ลดอัตราการเกิดภาวะหลอดเลือดหัวใจตีบตันเฉียบพลันได้ร้อยละ 30 ช่วยเพิ่มความสามารถทางปัญญา และช่วยในการลดการแปรปรวนของวงจรรนาฬิกาชีวิต คือมีการปลูกเมื่อถึง

ระยะการนอนที่เหมาะสมเพื่อไม่ให้เกิดการงีบหลับที่ยาวนานเกินไป ซึ่งอาจส่งผลให้เวลาที่ควรจะง่วง หรือ การนอนในตอนกลางคืน กลับไม่ง่วง และสามารถช่วยลดอาการง่วงเจีย ที่อาจจะเกิดขึ้นเมื่อตื่นใน ระยะการนอนที่ไม่เหมาะสม

จากการศึกษาค้นคว้าทดลองระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสานระหว่าง สัญญาณไฟฟ้าสมอง สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เพื่อการควบคุมอุปกรณ์สิ่งอำนวยความสะดวกในผู้ที่ต้องการงีบหลับให้ปลุกในเวลาที่เหมาะสมได้ เพื่อไม่ให้เกิดการงีบหลับที่ยาวนานเกินไป ซึ่งอาจส่งผลให้เวลาที่ควรจะง่วง หรือ การนอนในตอนกลางคืน กลับไม่ง่วง และสามารถช่วยลดอาการง่วงเจีย ที่อาจจะเกิดขึ้นเมื่อตื่นในระยะการนอนที่ไม่เหมาะสม จากผลการทดลองพบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ให้ประสิทธิภาพอยู่ในเกณฑ์ที่น่าพอใจสามารถใช้สร้างระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์เพื่อสร้างต้นแบบและอุปกรณ์ติดตามการงีบหลับ ฮาร์ดแวร์-ซอฟต์แวร์ประมวลผลแบบเรียลไทม์ ได้ อย่างไรก็ตามควรมีการปรับปรุงและทดลองเพิ่มในหลาย ๆ ส่วนบนพื้นฐานของระบบที่น่าเสนอ เช่น วิธีการสกัดคุณลักษณะ การควบคุมตัวแปรผลในการทดลองให้รัดกุมและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น การออกแบบระบบให้เสถียรขึ้น เป็นต้น ซึ่งเป็นเป้าหมายหลักของการพัฒนาเทคโนโลยีการเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ เพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ที่ต้องการงีบหลับให้ดีขึ้น



รายการอ้างอิง

1. R.H.e. al., “*Local Sleep and Learning*”, in *Nature*. 430-6995, pp. 78-81, 2004.
2. Schenck, M.W.M.a.C.H., “*REM Sleep Parasomnias*”, in *Principles and Practice of Sleep Medicine: Fifth Edition*. pp. 1083-1097, 2010.
3. R. A. Parslow, e.a., “*The Impact of Employee Level and Work Stress on Mental Health and GP Service Use: An Analysis of a Sample of Australian Government Employees*”, in *BMC Public Health*. vol.4-41, 2004.
4. Polo-Kantola, P.A.a.P., “*Sleep Deprivation: Impact on Cognitive Performance*”, in *Neuropsychiatric Disease and Treatment*. vol. 3-5, pp. 553-567, 2007.
5. Mander, B.A., “*Disturbed Sleep in Preclinical Cognitive Impairment: Cause and Effect?*”, in *Sleep*. vol. 36-9, pp. 1275-1276, 2013.
6. Mitsuo Hayashi, S.I.a.T.H., “*The effects of a 20-min nap at noon on sleepiness, performance and EEG activity*”, in *International Journal of Psychophysiology*. 1999.
7. Shanshan Yu, X.C., Bei Wang and Xingyu Wang, “*Automatic Sleep Stage Classification Based on ECG and EEG Features for Day Time Short Nap Evaluation*”, in *Proceedings of the 10th World Congress on Intelligent Control and Automation*. 2012.
8. Catalin Dumitrescu, I.M.C., Cosmin Karl Banica, Sabina Potlog, “*LabVIEW Brain Computer Interface for EEG Analysis During Sleep Stages*”, in *9th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE)*. 2015.
9. Cote, C.E.M.a.K.A., “*Benefits of Napping in Healthy Adults: Impact of Nap Length, Time of Day, Age, and Experience with Napping*”, in *Journal of Sleep Research*. vol. 18-2, pp. 272-281, 2009.
10. C. Sugden, e.a., “*What are Effects of Sleep Deprivation and Fatigue in Surgical Practice?*”, in *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*. vol. 24-3, pp. 166-175, 2012.

11. C.D.e. al., "LabVIEW Brain Computer Interface for EEG Analysis During Sleep Stages", in 2015 9th International Symposium on Advance Topics in Electrical Engineering (ATEE). pp. 285-288, 2015.
12. Dement, M.A.C.a.W.C., "Monitoring and Staging Human Sleep Chapter 2 – Normal Human Sleep: An Overview", in *Principles and Practice of Sleep Medicine 5th Edition*. pp. 16-26, 2011.
13. Moldofsky, H., "Sleep and Pain", in *Sleep Medicine Reviews*. vol. 5-5, pp. 385-396, 2001.
14. J. R. Goldschmied, e.a., "Napping to modulate frustration and impulsivity: A pilot study" in *Personality and Individual Differences* 86. pp.164-167,2015.
15. Lack, A.J.T.a.L.C., "The Short-Term Benefits of Brief and Long Naps Following Nocturnal Sleep Restriction", in *Sleep*. vol. 24-3, pp. 293-300, 2001.
16. Sohal, R.D.a.H., "Good Sleep, Bad Sleep! The Role of Daytime Naps in Healthy Adults", in *Current Opinion in Pulmonary Medicine*. vol. 12-6, pp. 379-382, 2006.
17. P.U.e. al., "Nap Sleep Spindle Correlates of Intelligence", in *Scientific Reports*. vol. 5, 2015.
18. M.M.S.e. al., "Diagnosis of Narcolepsy Sleep Disorder for Different Stages of Sleep Using Short Time Frequency Analysis of PSD Approach Applied on EEG Signal", in 2016 *International Conference on Computational Techniques in Information and Communication Technologies (ICCTICT)*. pp. 500-508, 2016.
19. Bhat, S.C.a.D., "Chapter 1 – Polysomnographic Recording Technique", in *Atlas of Sleep Medicine Second Edition*. pp. 1-25, 2014.
20. R.H.e. al., "Strong Correlation od Sleep Onset between EOG and EEG Sleep Stage 1 and 2", in 2012 *International Symposium on Computer, Consumer and Control*. pp. 614-617, 2012.
21. Akara Supratak, H.D., Chao Wu, and Yike Guo, "DeepSleepNet: A Model for Automatic Sleep Stage Scoring Based on Raw Single-Channal EEG" in *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. vol.2 5 , no.11,pp.1998-2008,Nov.2017

22. Choi, H.K.a.S., “Automatic Sleep Stage Classification Using EEG and EMG Signal”, in 2018 10th International Conference on Ubiquitous and Future Network (ICUFN). pp. 207-212, 2018.
23. M.S.e. al., “Chin EMG Analysis for REM Sleep Behavior Disorder”, in 2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC). pp 1-4, 2012.
24. A.S.e. al., “Automatic Sleep Stage Classification Using ear-EEG”, in Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. pp. 4751-4754, 2016.
25. S.Y.e. al., “Automatic Sleep Stage Classification based on ECG and EEG Features for Day Time Short Nap Evaluation”, in Proceedings of the 10th World Congress on Intelligent Control and Automation. pp. 4974-4977, 2012.
26. M.H.e. al., “The Effects of a 20 Min Nap in the Mid-Afternoon on Mood, Performance and EEG Activity”, in Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. vol. 110-2, pp. 272-279, 1999.
27. S.G.e. al., “Examining the Relevance with Sleep Stages of Time Domain Features of EEG, EOG, and Chin EMG Signals”, in 009 14th National Biomedical Engineering Meeting. pp. 1-4, 2009.
28. R.H.W.e. al., “Low-Frequency Oscillations (<0.3 Hz) in the Electromyographic (EMG) Activity of the Human Trapezius Muscle During Sleep”, in Journal of Neurophysiology. vol.88-3, pp.1177-1184, 2002.
29. E. J. Rechy-Ramirez and H, H., “Bio-signal based Control in Assistive Robots: A Survey”, in Digital Communications and Networks. vol. 1, pp. 85-101, 2015.
30. S. M. Khan, A.A.K.a.O.F., “Selection of Features and Classifiers for EMG-EEG-Based Upper Limb Assistive Devices—A Review”, in IEEE Reviews in Biomedical Engineering. vol. 13, pp. 248-260, 2020.





Light Sleep Detection based on Surface Electromyography Signals for Nap Monitoring

Author(s): Wachiraporn Alamklin, Yutana Jewajinda, Yunyong Punsawad

Abstract: This paper proposes the development of automatic sleep stage detection by using physiological signals. We aim to develop an application to assist drivers after drowsiness or fatigue detection by a commercial driver vigilance system. The proposed method used a low-cost surface electromyography (EMG) device for sleep stage detection. We investigate skeletal muscle location and EMG features from sleep stage 2 to provide an EMG-based nap monitoring system. The results showed that using only one channel of a bipolar EMG signal from an upper trapezius muscle with median power frequency can achieve 84% accuracy. We implement a MyoWare muscle sensor into the proposed nap monitoring device. The results showed that the proposed system is feasible for detecting sleep stages and waking up the napper. A combination of EMG and electroencephalogram (EEG) signals might be yield a high system performance for nap monitoring and alarm system. We will prototype a portable device to connect the application to a smartphone and test with a target group, such as truck drivers and physicians.

Pages: 140-145

DOI: 10.46300/91011.2022.16.18

International Journal of Biology and Biomedical Engineering, E-ISSN: 1998-4510, Volume 16, 2022, Art. #18

[PDF](#)[DOI](#)[XML](#)[Cite](#)[Certification](#)

CERTIFICATION for the PEER REVIEW PROCESS &
EVALUATION of the PEER REVIEW PROCESS &
CERTIFICATION for NON-EXISTENCE of ARTIFICIAL CITATIONS
and ANTI-PLAGIARISM CONTROL

Name: Yunyong Punsawad
Institution: Walailak University
City: Nakhon Si Thammarat
Country: Thailand
Phone: +66869091568
Academic Email: yunyong.pu@wu.ac.th

I declare, I confirm, I certify and I sign that I received substantial, important, line by line peer review with several and substantial comments, important remarks and hints from, at least, 3 Reviewers and the Assistant Editor for my paper:

Light Sleep Detection based on Surface Electromyography Signals for Nap Monitoring

With Authors: **Wachiraporn Aiamklin (wachi1498@gmail.com), Yutana Jewajinda (jewajinda_y@su.ac.th)**

I would like to thank all the reviewers for their thoughtful comments and efforts towards improving our manuscript. We revised the manuscript with special attention to the comments that we received from **Six (6)** reviewers that were experts, specialists in the area of my paper.

I declare, confirm, certify and sign that NAUN has checked my paper for possible plagiarism by Turnitin and my paper was found without plagiarism or self-plagiarism by Turnitin. I also declare, confirm, certify and sign that also that no Associate-Editor, no Editor-in-Chief, no member of the NAUN Secretariat forced me in this Journal to add references (citations) to any previous publications of the journal.

I also declare, confirm, certify and sign that I have made all the changes, modifications, additions, studies, corrections asked by the reviewers and I have fully complied with their instructions. I also understand that before the publication the 3 (or more than 3) reviewers will check my paper to see if all the changes, modifications, additions, studies, corrections etc have been done and I authorize the NAUN to publish my paper or to reject my paper even in the 2nd round of peer review or to continue with an additional round of peer review.

I also declare, I confirm, I certify and I sign that I will not publish this paper or an important part of the paper in any other Journal (inside or outside NAUN) Conference Proceedings (inside or outside NAUN), Book (inside or

outside NAUN), University Repository etc) without the written permission of the NAUN.

I also declare, I confirm, I certify and I sign that this paper or an important part of the paper has not been published other Journal (inside or outside NAUN) Conference Proceedings (inside or outside NAUN), Book (inside or outside NAUN), University Repository etc). In case of violation of the above terms, NAUN can reject any unpublished paper or even retract any published paper.

It was a great experience to have our paper published in the International Journal of Biology and Biomedical Engineering. The reviewing process was convenient and very professional, with essential and valuable comments from six reviewers. We have implemented the suggestions to the revised paper. Best regards.



Date: December 15, 2021

Light Sleep Detection based on Surface Electromyography Signals for Nap Monitoring

Wachiraporn Aiamklin¹, Yutana Jewajinda¹, Yunyong Punsawad^{2*}

¹Department of Electrical Engineering, Silpakorn University, Nakhon Pathom, 73000, Thailand

²School of Informatics, Walailak University, Nakhon Si Thammarat, 80160, Thailand

Received: July 2, 2021. Revised: December 3, 2021. Accepted: January 5, 2022. Published: January 7, 2022.

Abstract—This paper proposes the development of automatic sleep stage detection by using physiological signals. We aim to develop an application to assist drivers after drowsiness or fatigue detection by a commercial driver vigilance system. The proposed method used a low-cost surface electromyography (EMG) device for sleep stage detection. We investigate skeletal muscle location and EMG features from sleep stage 2 to provide an EMG-based nap monitoring system. The results showed that using only one channel of a bipolar EMG signal from an upper trapezius muscle with median power frequency can achieve 84% accuracy. We implement a MyoWare muscle sensor into the proposed nap monitoring device. The results showed that the proposed system is feasible for detecting sleep stages and waking up the napper. A combination of EMG and electroencephalogram (EEG) signals might be yield a high system performance for nap monitoring and alarm system. We will prototype a portable device to connect the application to a smartphone and test with a target group, such as truck drivers and physicians.

Keywords—Electromyography, Electroencephalogram, Light Sleep, Napping.

I. INTRODUCTION

THE growth of the global economy related to the manufacturing and transportation industry sectors is rapidly expanding. An employee is an essential part of a successful business. Therefore, physical and mental health should be considered. Good sleep quality can provide excellent physical and mental health. Workplace safety and the establishment of a healthy environment are generally managed by the occupational safety and health (OHA) department to prevent and reduce accidents. In addition, employees who work heavy workloads and overnight shifts, such as doctors, pilots, drivers, and factory workers, can experience fatigue and sleep deprivation that causes accidents in high-risk industries and severe medical profession errors [1]. Fatigue is one of the barriers to successful work. Mental

and physical exhaustion can

lead to a lack of energy and tiredness, reducing the ability to perform work safely and effectively [2-4]. To reduce fatigue, a 15 to 20-minute power nap can reach stage 2 sleep (light sleep) and refresh the body and brain to alleviate sleep deficits and fatigue [5].

One-third of human activities involve sleeping and resting at night. Sleep efficiency is related to physical and mental health. Sleep can help repair the body, aid in growth due to the secretion of growth hormones during deep sleep, stimulate the immune system and help with memory, including resting the body. Therefore, adequate sleep should be an average of 8 hours a day [6-7]. The sleep cycle oscillates between nonrapid eye movement (NREM) and REM sleep when classifying sleep and wakefulness. In NREM, a complete sleep cycle generally takes an average of 90 to 110 minutes following sleep pattern sequencing stages 1, 2, 3, and 4 and REM sleep. Each sleep stage takes between 5 to 15 minutes. Sleep stage 2 is light sleep. Moderate sleep occurs when the brain waves and pulse slow down, consciousness disappears, and eye movement stops. Stage 4 is the deepest sleep. This period lasts approximately 20-25% of the total sleep time. The eyes are rolling periodically. Dreams will occur at this stage [8-10]. Currently, medical technology can analyze efficiency and monitor sleep behavior to indicate sleep efficiency or sleep disorders. An electroencephalography (EEG) pattern is used to identify sleep stages. The physiological changes in each sleep stage are summarized in Table I.

For a career that requires working during sleep hours or for long periods, the practical guideline for reducing fatigue symptoms can involve taking a short time nap to refresh and awake the body and brain. It takes approximately 20-30 minutes for the body to rest to stage 2. A power nap can replace sleep for approximately two hours per time. In conjunction with 3 to 4 hours of sleep, a study of 200 flight attendants who worked 9 hours per day found that taking a 40-minute nap per day led to better alertness and productivity. Another study, which linked shifts with other volunteers, found that people who took a nap for 20 minutes a day had

better alertness performance, skill, and mood. The research journal Sleep has stated that the best nap interval for reducing fatigue and improving learning ability is between 10 and 30 minutes; a nap for more than 30 minutes will result in drowsiness symptoms [11-13]. Sleep efficiency is obtained by using the polysomnography (PSG) technique. This test must be performed at a hospital or sleep laboratory by using a range of equipment, including EEG, EMG, and ECG machines, blood oxygen level meters, snore sound meters, breathing monitoring devices that consist of probe on the nose, chest, and abdomen, and other devices, such as video recordings from CCTV cameras [14-17].

Table I. Physiological signs during each stage of sleep.

Sleep Stages	EEG Features	Eye movements	Muscle contraction
1	- Low alpha wave (8-13 Hz) - High theta wave (3-7 Hz) - Vertex spiked waves	Slow and rolling fashion, and relaxation	Abrupt
2	- K-complexes - Sleep spindles (12-14 Hz)	Finish	Decreases
3	- Slow waves (< 2 Hz) - Delta sleep (20 - 50%)	Finish	Decreases
4	- Slow waves (< 2 Hz) - Delta sleep (> 50%)	Finish	Decreases
REM	- Low voltage - Sawtooth waves	Periodic intense eye movement	Paralysis

Previous research has also used biomedical signals for sleep application and ear-EEG for sleep monitoring at home to accommodate the user [18]. The use of ECG and EEG features for automatic sleep stage classification for daytime short nap evaluation was demonstrated by Yu et al. [19]. A power nap also has positive effects on people working under high supervision and pressure [20]. The combined two signals provide an accuracy of 94.12%, but there is still an error when physically moving. A combination of EEG and other biosignals, such as EOG and EEG, was proposed by Salih et al. [21]. They presented time-domain EEG features, EOG of right and left eyes, and chin EMG signals to observe a correlation between these time-domain features and sleep stages. The proposed feature vector can be easily used to classify sleep stages. In addition, Hyungjik and collaborator [22] proposed automatic sleep stage classification using EEG and EMG to improve accuracy using the support vector machine (SVM) method. The model presented the classification rate in the REM stage and N1 stage. This model helps to increase accuracy. Furthermore, Westgaard et al. [23] used low-frequency oscillations in the EMG activity of the

human trapezius muscle during sleep. The surface EMG signals from right and left trapezius muscles and the heart rate were recorded over 24 hours from twenty-seven healthy subjects. The root-mean square (RMS) of EMG signals and the heartbeat interval time series were calculated with a time resolution of 0.2 seconds. During sleep, the EMG activity showed long periods with stable mean amplitude, modulated by rhythmic components in a frequency range of 0.05-0.2 Hz. According to previous research, we aim to observe the feasibility of using surface EMG signals for a nap monitoring system based on automatic sleep stage classification.

This work proposes an automatic power nap device using an EMG signal consisting of two main parts. The first part is an algorithm, and we verify skeletal muscle characteristics and EMG features during sleep stages 1 and 2. The second part is implements and tests a power nap device based on EMG, which can detect stage two sleep and wake the employee to reduce fatigue.

II. PROPOSED METHODS

The assumption is that EMG signals generate a difference in amplitude and frequency during awake and asleep periods. This work set up the experiment and recorded EMG signals to verify this assumption. Moreover, the extraction of EMG

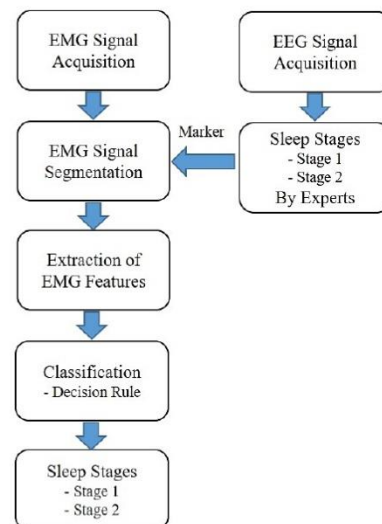


Figure 1. Process diagram of sleep stage classification based on EMG signals.

features and sleep stage classifications were proposed. The process shown in Fig. 1.

A. Signals Acquisition and Processing

Ten healthy subjects (mean age 22 ± 1.4 years) participated in the test. The test started at 12.30 a.m. Before sleeping, the EEG baseline in the resting and eyes closed states was recorded for 3 minutes. After that, the subject would fall asleep (for recording EEG and EMG signals during sleep stages 1 and 2). Sleep stages 1 and 2 were identified by EEG signals. An EEG amplifier (EEG100C) with a gain of 50,000 and an EMG amplifier (EMG100C) with a gain of 2,000 was connected to an MP100 data acquisition unit from a BIOPAC system data acquisition unit for measuring and recording signals. The sampling rate was 2000 Hz. For two bipolar-channel EEG signals, the electrodes were placed on T4, C4, and Fz as a reference by following the 10-20 international electrode placement. A 50 Hz analog filter filtrated power line noise, and a 1-35 Hz analog bandpass filter was engaged to record only the frequency range of the EEG signal. For EMG signals, two bipolar-channel EMG signals were recorded by placing surface electrodes around the masseter and trapezius muscles [23], as shown in Fig. 2(a) and 2(b). An analog high-pass filter with a cut-off frequency of 10 Hz was used for motion artifact removal. A 50 Hz analog filter was also used to remove power line noise. The recorded EMG signals were segmented into awake, sleep stage 1, and sleep stage 2 following the recommended intervals identified from EEG patterns (visual inspection) by sleep experts.

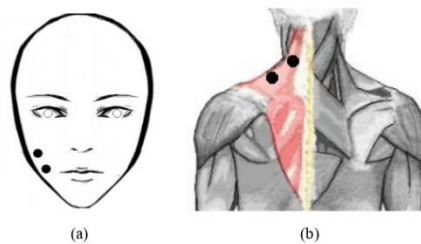


Figure 2. EMG signal acquisition, (a) masseter muscle location, (b) upper trapezius muscle figure.

B. Feature Extraction and Classification Algorithm

The recorded EMG signals were segmented into baseline (awake), sleep stage 1, and sleep stage 2 at four and eight seconds to generate feature parameters using time and frequency domain analysis. Four features were used to store data for sleep stage 1 and 2 classifications.

Extraction of EMG Features:

Traditional EMG time and frequency domain features were used for muscle activity detection [24-26]. EMG features in the time domain are typically used to detect action during an onset period. Features in the frequency domain can be used to detect muscle fatigue. We selected four EMG features by

comparing awake and sleep data. This is a simple computational implementation for a real-time system.

1) root mean square (RMS):

$$RMS_k = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (1)$$

2) variance (VAR):

$$VAR_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (2)$$

where x_i is the value of each part of the segment k.
N is the length of the segment (sampled data).
 \bar{x} is the mean value of the segment k.

3) frequency mean (FMN):

$$FMN = \frac{\sum_{i=1}^M f_i PSD_i}{\sum_{i=1}^M PSD_i} \quad (3)$$

4) frequency median (FMD):

$$FMD = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M PSD_i \quad (4)$$

where $f_i = i * (\text{numbers of sampling rate}) / (2 * M)$
M is the length of the power spectrum density.
 PSD_i is the i^{th} line of the power spectrum density.

Parameter setting:

The parameter is collated in three separate sleep stages: awake, sleep stages 1 and 2, with a duration of four and eight seconds, and a window size with 50% overlap to create 8 and 16 samples of data sets. Each feature contains 120 data sets (40 data sets in the awake stage, 40 data sets in sleep stage 1, and 40 data sets in sleep stage 2). The acquired EMG features, are the set of parameters, can be defined as follows:

$$P_r = (P_r(1), P_r(2), P_r(3), \dots, P_r(N)) \quad (5)$$

where r is the feature parameters: RMS , VAR , FMN , and FMD , N is the total number of samples, i.e., 8 and 16.

Classification:

To prepare a real-time EMG-based nap monitoring system, muscle activity during each sleep stage can reveal a difference in power contraction. This work employed linear discriminant analysis (LDA) and support vector machine (SVM) classifiers to direct EMG features into 3 classes (wake, sleep stage 1, and sleep stage 2) to verify the performance of each feature and EMG lead selections. LDA is a technique used to distribute each typical class property with the same covariance matrix to separate it from each other by a linear separating hyperplane. SVM is a classifier using a supervised learning algorithm.

SVM encounters coefficients and creates a line for dividing the data input with the training system.

C. Testing and results

The proposed feature extraction and classification algorithm were evaluated. Error rates of classification using LDA and SVM were calculated from training and test data sets to verify the features, muscle location, window size, and classifier for sleep stages 1 and 2.

Table II. shows the evaluation of the proposed features and classification. The average error of category ranged from 16.8% to 35.2%. We can observe that the minimum error of 16.8% from the FMD feature with 4 seconds of the window from the upper trapezius muscle can be achieved by using LDA.

Table II. The result of classification error of different features and classification algorithm.

EMG Features	Average classification error (%)				
	4 seconds		8 seconds		
	LDA	SVM	LDA	SVM	
Masseter muscle	RMS	21.3	25.4	26.3	27.5
	VAR	28.1	32.5	34.3	30.8
	FMN	25.7	30.8	32.6	29.2
Upper trapezius muscle	FMD	21.3	22.6	23.9	20.1
	RMS	20.8	24.2	26.8	33.7
	VAR	33.4	31.7	35.2	32.8
	FMN	25.0	20.4	26.3	27.6
	FMD	16.8	22.7	18.5	20.4
Mean		23.8	26.3	28.0	27.8

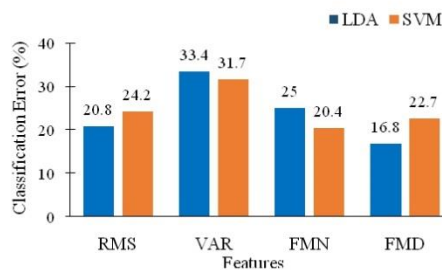


Figure 3. The classification error of each feature from the upper trapezius muscle.

Fig. 3 illustrates the evaluation of features from the upper trapezius muscle with a 4 second window, which is classified by LDA classification. We can observe that FMD, RMS, and FMN features can result in accuracies exceeding 75%.

Therefore, we combined different features to compare efficiency, and the results are shown in Fig. 4. The combination of RMS and FMD achieved a high accuracy of 88.4%. We found that FMD classification with the LDA algorithm works better than with the SVM system. According to the testing results, we employed RMS, FMD, and both for feature extraction and LDA for sleep stage classification in a real-time EMG-based power nap monitoring system.

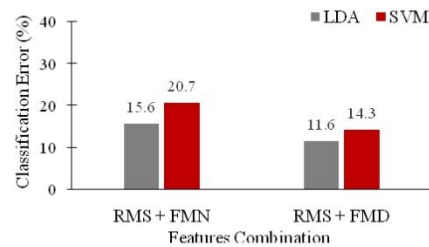


Figure 4. The classification error of combining features from the upper trapezius muscle.

III. EMG-BASED POWER NAP MONITORING SYSTEM

A. Proposed system and real-time processing

Following the offline testing results, we employed the EMG electrode configuration and the proposed feature extraction and classification algorithm to provide an EMG-based nap monitoring system, as shown in Fig. 5. We aim to create a nap monitoring device for workers who need to nap for fatigue reduction to prevent an accident. The system requirements are portability, reliability, and easy use. We tried to use only a single channel EMG from the upper trapezius muscle for the prototype using a MyoWare muscle sensor. We used an NI USB 6009 multifunction data acquisition device to convert the analog signal to a digital signal with a sampling rate of 1000 Hz. The proposed feature extraction and classification algorithm was implemented in the LabVIEW program, as outlined in section B of the proposed methods.

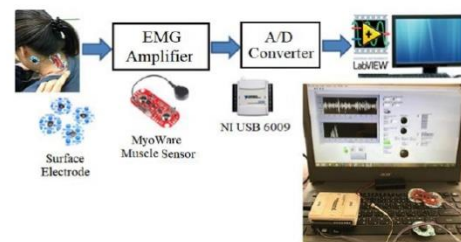


Figure 5. The proposed EMG-based power nap monitoring system.

B. Experimental results and Discussions

Twelve healthy volunteers (mean age 22 ± 1.5 years), including five males and seven females, with six volunteers from a previous experiment, participated in the investigation to evaluate system performance for real-time processing. EMG signals were measured from the upper trapezius muscle, as shown in Fig. 2(b), using a MyoWare muscle sensor. Before testing, participants responded to the sleep behavior questionnaires. The participant took a nap with an office nap pillow in a sitting posture and was tested during the daytime. The proposed system automatically recorded sleep stages 1 and 2 with a time stamp. The proposed system awakens the participant 5 minutes after sleep stage 2 is detected. We also asked about their sleepiness level after finishing the test to verify the assumption of a power nap period of 15 to 20 minutes.

Table III. The efficiency of the proposed EMG-based power nap monitoring system.

Sub.	Hours of Sleep last night	Level of sleepiness		Time: Start to stage 2 (minutes)
		Before	After	
1	5	Medium	No	13.28
2	6	A little	No	13.44
3	6	Medium	A little	-
4	4	Quite	No	12.41
5	6	Medium	No	11.29
6	6	A little	A little	-
7	5	Quite	No	10.48
8	8	No	No	-
9	5	A little	A little	21.33
10	7	A little	A little	15.52
11	7	Quite	A little	23.20
12	6	A little	No	-
Average time				15.16

Note: "- is defined as did not fall asleep

Table III. shows the results of the real-time EMG-based power nap monitoring system. We observed that the system awakened eight participants with an average napping time of approximately 15 minutes. The shortest napping time was 10.48 minutes. The nap time could depend on the sleepiness level before testing from hours of sleep last night for each participant. In addition, some factors, such as nap posture and environment (light, noise, and temperature of the testing room), could affect napping. MyoWare muscle sensors are not flexible to place on the skin, which can easily affect signal quality. Four subjects did not fall asleep, and the system correctly identified the two participants who slept enough last night but missed classifying sleep stage 2 of participants 3 and 6, who fell asleep. We also asked about the sleepiness level after finishing the test to verify that the power nap period was 15 to 20 minutes. We found that all subjects gave a reasonable opinion after taking a nap during the recommended time. In

this study, we observed that EMG can be used for a nap monitoring system. Nevertheless, the efficiency could be improved by utilizing other feature and classification methods and incorporating other biomedical signals, such as ECG and EEG signals, when practical.

IV. CONCLUSION

In this study, we propose a feasibility use of EMG signal for the automatic sleep stage classification for power nap monitoring. We offer time and frequency domain features to classify sleep stages 1 and 2. A combing FMD and RMS can yield a high classification accuracy. By utilizing the features and LDA classifier, we also implemented EMG-based power nap monitoring to reduce fatigue and prevent accidents in real-time. The aim of this system was to prototype and nap monitoring device. The hardware-software system was used to collect features of EMG to train LDA algorithms for the automated sleep stages 1 and 2 classifications to wake up the napper for fatigue reduction. The results show that EMG signals can use for a real-time nap monitoring system. In the future, a low-cost portable device of nap monitoring via EMG, ECG, and EEG signals will be making a prototype to connect with a smartphone application for nap quality evaluation.

ACKNOWLEDGMENT

This work is partially supported by Silpakorn University and Walailak University. This work involved a sleep study device and experimental setting provided by the Brain-Computer Interface Laboratory, Mahidol University, Thailand.

References

- [1] C. Sugden, et al., "What are Effects of Sleep Deprivation and Fatigue in Surgical Practice?", *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 24-3, pp. 166-175, 2012.
- [2] R. A. Parslow, et al., "The Impact of Employee Level and Work Stress on Mental Health and GP Service Use: An Analysis of a Sample of Australian Government Employees", *BMC Public Health*, vol.4-41, 2004.
- [3] P. Alhola and P. Polo-Kantola, "Sleep Deprivation: Impact on Cognitive Performance", *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, vol. 3-5, pp. 553-567, 2007
- [4] B. A. Mander, "Disturbed Sleep in Preclinical Cognitive Impairment: Cause and Effect?", *Sleep*, vol. 36-9, pp. 1275-1276, 2013
- [5] C. E. Milner and K. A. Cote, "Benefits of Napping in Healthy Adults: Impact of Nap Length, Time of Day, Age, and Experience with Napping", *Journal of Sleep Research*, vol. 18-2, pp. 272-281, 2009.
- [6] R. Huber et al., "Local Sleep and Learning", *Nature*, vol. 430-6995, pp. 78-81, 2004.
- [7] M. W. Mahowald and C. H. Schenck, "REM Sleep Parasomnias", in *Principles and Practice of Sleep Medicine: Fifth Edition*, pp. 1083-1097, 2010.
- [8] C. Dumitrescu et al., "LabVIEW Brain Computer Interface for EEG Analysis During Sleep Stages", 2015 9th International Symposium on Advance Topics in Electrical Engineering (ATEE), pp. 285-288, 2015.

- [9] M. A. Carskadon and W. C. Dement, "Monitoring and Staging Human Sleep Chapter 2 – Normal Human Sleep: An Overview", Principles and Practice of Sleep Medicine 5th Edition, pp. 16-26, 2011.
- [10] H. Moldofsky, "Sleep and Pain", Sleep Medicine Reviews, vol. 5-5, pp. 385-396, 2001.
- [11] J. R. Goldschmied, et al., "Napping to modulate frustration and impulsivity: A pilot study." Personality and Individual Differences 86, pp.164-167,2015.
- [12] A. J. Tietzel and L. C. Lack, "The Short-Term Benefits of Brief and Long Naps Following Nocturnal Sleep Restriction", Sleep, vol. 24-3, pp. 293-300, 2001.
- [13] R. Dhand and H. Sohal, "Good Sleep, Bad Sleep! The Role of Daytime Naps in Healthy Adults", Current Opinion in Pulmonary Medicine, vol. 12-6, pp. 379-382, 2006.
- [14] P. Ujma et al., "Nap Sleep Spindle Correlates of Intelligence", Scientific Reports, vol. 5, 2015.
- [15] M. M. Siddiqui et al., "Diagnosis of Narcolepsy Sleep Disorder for Different Stages of Sleep Using Short Time Frequency Analysis of PSD Approach Applied on EEG Signal" 2016 International Conference on Computational Techniques in Information and Communication Technologies (ICCTICT), pp. 500-508, 2016.
- [16] S. Chokroverty and D. Bhat, "Chapter 1 – Polysomnographic Recording Technique", Atlas of Sleep Medicine Second Edition, pp. 1-25, 2014.
- [17] R. Huang et al., "Strong Correlation of Sleep Onset between EOG and EEG Sleep Stage 1 and 2", 2012 International Symposium on Computer, Consumer and Control, pp. 614-617, 2012.
- [18] M. Shokrollahi et al., "Chin EMG Analysis for REM Sleep Behavior Disorder", 2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), pp 1-4, 2012.
- [19] A. Stochholm et al., Automatic Sleep Stage Classification Using ear-EEG, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 4751-4754, 2016.
- [20] S. Yu et al., Automatic Sleep Stage Classification based on ECG and EEG Features for Day Time Short Nap Evaluation, Proceedings of the 10th World Congress on Intelligent Control and Automation, pp. 4974-4977, 2012.
- [21] M. Hayashi et al., "The Effects of a 20 Min Nap in the Mid-Afternoon on Mood, Performance and EEG Activity", Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, vol. 110-2, pp. 272-279, 1999.
- [22] S. Gune et al., "Examining the Relevance with Sleep Stages of Time Domain Features of EEG, EOG, and Chin EMG Signals", 2009 14th National Biomedical Engineering Meeting, pp. 1-4, 2009.
- [23] H. Kim and S. Choi, "Automatic Sleep Stage Classification Using EEG and EMG Signal", 2018 10th International Conference on Ubiquitous and Future Network (ICUFN), pp. 207-212, 2018.
- [24] R. H. Westgaard et al., "Low-Frequency Oscillations (<0.3 Hz) in the Electromyographic (EMG) Activity of the Human Trapezius Muscle During Sleep", Journal of Neurophysiology, vol.88-3, pp.1177-1184, 2002.
- [25] E. J. Rechy-Ramirez and H. Hu, "Bio-signal based Control in Assistive Robots: A Survey", Digital Communications and Networks, vol. 1, pp. 85-101, 2015.
- [26] S. M. Khan, A. A. Khan and O. Farooq, "Selection of Features and Classifiers for EMG-EEG-Based Upper Limb Assistive Devices—A Review." IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 13, pp. 248-260, 2020.

Creative Commons Attribution License 4.0 (Attribution 4.0 International, CC BY 4.0)

This article is published under the terms of the Creative Commons Attribution License 4.0

https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.en_US

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	นางสาว วชิราภรณ์ เอี่ยมกลิ่น
วัน เดือน ปี เกิด	14 กันยายน 2538
สถานที่เกิด	ราชบุรี
วุฒิการศึกษา	ระดับปริญญาตรี ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร
ที่อยู่ปัจจุบัน	66 ซ.3 ถ.ขนานทางรถไฟ ต.โพธาราม อ.โพธาราม จ.ราชบุรี 70120
ผลงานตีพิมพ์	1) วชิราภรณ์ เอี่ยมกลิ่น, กัญญาพร งามสมพรพงศ์, เกศราภรณ์ ช่วยสุด และ ยรรยงค์ พันธุ์สวัสดิ์. (2561). “การพัฒนาระบบเฝ้าระวังและตรวจจับความถี่ของผู้ขับขีรถยนต์ด้วยสัญญาณชีวการแพทย์และตัวรับรู้” ใน Proceeding การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 41, อุบลราชธานี, ประเทศไทย. 21-23 พฤศจิกายน 2561. 2) วชิราภรณ์ เอี่ยมกลิ่น และ ยรรยงค์ พันธุ์สวัสดิ์ “การศึกษาคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะนอนหลับสำหรับการพัฒนาระบบตรวจสอบระยะการนอนหลับแบบอัตโนมัติ,” ใน Watailak Research 2019 Abstract book, การประชุมวิชาการระดับชาติ “วลัยลักษณ์วิจัย” ครั้งที่ 11, มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์, 27-28 มีนาคม 2562 3) Wachiraporn Aiamklin, Yutana Jewajinda, Yunyong Punsawad, "Light Sleep Detection based on Surface Electromyography Signals for Nap Monitoring," International Journal of Biology and Biomedical Engineering, vol. 16, pp. 140-145, 2022