

การวัดและการวิเคราะห์ความเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกดดันโดยวิธี
วิเคราะห์สเปกตรัม

MEASUREMENT AND ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY
UNDER STRESS USING SPECTRAL TECHNIQUE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2561
KMITL-2018-EN-M-045-011

การวัดและการวิเคราะห์ความเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกดดันโดยวิธี
วิเคราะห์สเปกตรัม

MEASUREMENT AND ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY
UNDER STRESS USING SPECTRAL TECHNIQUE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2561

KMITL-2018-EN-M-045-011

MEASUREMENT AND ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY UNDER
STRESS USING SPECTRAL TECHNIQUE



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2018
KMUTL-2017- EN-M-045-011



COPYRIGHT 2018

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวัดและการวิเคราะห์ความเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกดดัน
โดยวิธีวิเคราะห์สเปกตรัม

Thesis Title Measurement and Analysis of Electroencephalography under Stress using
Spectral Technique

นักศึกษา นางสาวนิภาวรรณ พาโคกทม

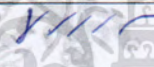

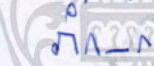

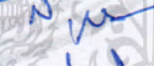
รหัสประจำตัว 56601190

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ดร.สุรเดช ตริไตรลักษณ์

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2018-EN-M-045-011

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
รศ.ดร.มนัส สัจวารศิลป์	
รศ.ดร.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์	
รศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ	
รศ.ดร.สมศักดิ์ ชุมช่วย	
ดร.สุรเดช ตริไตรลักษณ์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 19 มีนาคม พ.ศ. 2561 เวลา 10.00-12.00 น.
สถานที่สอบ ณ ห้องประชุม 3 ชั้น 5 อาคาร A

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์
วันที่ 19 มีนาคม พ.ศ. 2561

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวัดและการวิเคราะห์ความเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิด สภาวะกอดตันโดยวิธีวิเคราะห์สเปกตรัม
นักศึกษา	นางสาวนิภาวรรณ พาโคกทม
รหัสประจำตัว	56601190
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2561
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณ์

บทคัดย่อ

การวัดการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นปัจจัยสำคัญอีกอย่างหนึ่งในการประเมินทางกายภาพทางการแพทย์ เป็นตัวบ่งชี้ที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองที่บ่งบอกถึงความเปลี่ยนแปลงทางการแพทย์นั้นค่อนข้างมีปริมาณที่จำกัดและผู้เชี่ยวชาญในการวัดวิเคราะห์ค่อนข้างน้อย สำหรับการนำเสนอออกแบบการทดลองและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกอดตัน ของกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยนั้น โดยมีขั้นตอนการวิเคราะห์ หาค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองทางความถี่ และทำการเลือกช่วงความถี่ที่เหมาะสมเพื่อนำมาหา ปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อเปรียบเทียบเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของคลื่นอัลฟาช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดันกับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน เพื่อนำไปวิเคราะห์ทางสถิติต่อไป

ผลการวิเคราะห์ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองหลังจากเกิดสภาวะกอดตันโดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดแรงกระตุ้น โดยเปรียบเทียบความเปลี่ยนแปลงทางปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟา ซึ่งจะแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นทั้งหมด 2 ช่วงคือ เปรียบเทียบช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 5 นาที กับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 1-5 นาทีและเปรียบเทียบช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 5 นาที กับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 5-10 นาที พบว่าอัตราส่วนของการเปลี่ยนแปลงพื้นที่ใต้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟาพบว่าเกิดความเปลี่ยนแปลง 54เปอร์เซ็นต์ในช่วงสถานะการหลังเกิดสภาวะกอดตัน 1-5นาทีแรกในการพักและ67 เปอร์เซ็นต์ในช่วงสถานะการหลังเกิดสภาวะกอดตัน 5-10นาทีหลัง นั้นพบว่าข้อมูลทางสถิตินั้นมีความน่าเชื่อถือและพบว่าสภาวะกอดตันมีผลต่อคลื่นไฟฟ้าสมองของมนุษย์ นอกจากนี้จากผลการวิเคราะห์ยังสามารถใช้เป็นข้อมูลในการพัฒนาหาวิธีการลดสภาวะกอดตันที่ผลต่อคลื่นอัลฟาในมนุษย์ต่อไป

Thesis Measurement And Analysis Of Electroencephalography Under Stress
Using Spectral Technique
Student Miss. Nipawan Pakoktom
Student ID. 56601190
Degree Master of Engineering
Program Biomedical Engineering
Year 2018
Thesis Advisor Dr.Suradej Tretriluxana

ABSTRACT

Measurement of value Electroencephalography is very important for assessment in physical of medical. At present the Electroencephalography analysis as well as the concerned knowledge is quite limited and Likewise, experts in this area is at the situation of shortage. This project present a design and analysis of brain waves of groups research participants when pressure stage. The process for analysis the spectral of density to detect differentiation in frequency of the brain waves. And then select rang of the brain waves to find capacity of the spectral of density. For compare the alpha wave between before situation creates the pressure and after situation creates the pressure for analysis of statistical in next step.

The resulted brain wave after situation creates the pressure induce the pressure by the principle of mathematical and the trier social stress test. By comparing alpha wave to detect differentiation to find capacity of the spectral of density. And then divided into two group for compare, group 1 compare between ranges of before situation creates the pressure (relax and close eyes) in 5 minute and ranges of after situation creates the pressure (relax and close eyes) in 1-5 minute and group 2 compare between ranges of before situation creates the pressure (relax and close eyes) in 5 minute and ranges of after situation creates the pressure (relax and close eyes) in the 5-10 minute .This found a ratio of change of area under the spectral density curve of the alpha brain wave. Before situation creates the pressure and ranges of after situation creates the pressure in 1-5 minute this change 54 percent. Before situation creates the pressure and ranges of after situation creates the pressure in the 5-10 minute this change 67 percent. The statics of data have a reliability in pressure conditions affect to alpha wave. In the further development for find process to reduce the impact of alpha waves on humans .

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ รวมถึงเครื่องมือ อุปกรณ์ที่ใช้ในการทำงานวิจัย ตลอดจนให้ความรู้แก่ข้าพเจ้าในครั้งนี้

ขอขอบพระคุณ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ ที่ได้ให้คำปรึกษา ความรู้ คำแนะนำ และการช่วยเหลือทั้งทางด้านเอกสารและอุปกรณ์ภายในห้องปฏิบัติการชีวการแพทย์ ทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จได้อย่างดี

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล ที่ได้ให้คำปรึกษาทางด้านกระบวนการวิธีการคิดเพื่อใช้ในการค้นคว้าวิจัยให้สำเร็จไปได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.วรสิทธิ์ ศิริพรพาณิชย์ ที่ได้คำปรึกษาและแนะนำแนวทางเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าของสมอง รวมถึงกระบวนการวิธีการดำเนินการทางด้านสมองต่างๆ

ขอขอบพระคุณ ดร.สุครธา งามประมวญ ที่ชี้แนะและให้คำปรึกษาทางด้านกระบวนการทดลองของงานวิจัยในครั้งนี้

ขอขอบคุณสมาชิกและผู้เข้าร่วมวิจัยของห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (BMCL Lab) ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่าน ที่ให้ความร่วมมือในทุกด้านเป็นอย่างดีมาตลอด รวมถึงให้คำปรึกษาและชี้แนะแนวทางตลอดการศึกษาในครั้งนี้

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ ครอบครัวของข้าพเจ้าที่ช่วยเหลือและให้การสนับสนุนเป็นอย่างดีมาโดยตลอด ทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถบรรลุสำเร็จไปได้ด้วยดี

นิภาวรรณ พาโคกทม

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
สารบัญกราฟ.....	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตงานวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนในการศึกษา.....	3
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....	4
2.1 ความเครียด.....	4
2.1.1 นิยามความเครียด.....	4
2.1.2 ประเภทของความเครียด.....	4
2.1.3 ปฏิกริยาตอบสนองต่อความเครียด.....	5
2.1.4 ผลของความเครียด.....	6
2.1.5 การคลายความเครียด.....	6
2.2 ระบบสมองส่วนกลาง.....	7
2.2.1 ระบบสมองส่วนกลาง.....	7
2.2.2 ปฏิกริยาตอบสนองของสมองต่อความเครียด.....	8
2.2.3 ฝึกสมองต่อความเครียด.....	10
2.2.3.1 การฝึกสมองทางงานวิจัย.....	11
2.2.3.2 การฝึกสมองทางการแพทย์ในประเทศไทย.....	11
2.3 คลื่นไฟฟ้าสมอง.....	12
2.3.1 ที่มาและความสำคัญ.....	12
2.3.2 การทำงานของระบบประสาท.....	12
2.3.3 สร้างศักดิไฟฟ้า.....	14

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.3.4 ชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง	16
2.3.5 การบันทึกและการวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง	19
2.3.5.1 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด	20
2.3.5.2 ขั้นตอนในการวางอิเล็กโทรด.....	22
2.3.6 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อวางอิเล็กโทรด.....	28
2.3.6.1 สัญญาณรบกวน	28
2.3.6.2 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองปกติ	30
2.1.6.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองไม่ปกติ.....	31
บทที่ 3 การออกแบบการทดลอง.....	32
3.1 กระบวนการสำหรับการทดลอง	32
3.2 กระบวนการก่อนกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน	33
3.3 กระบวนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน	34
3.3.1 การสร้างสถานการณ์การกดดันจากสังคม.....	34
3.3.2 การสร้างสถานการณ์การทางคณิตศาสตร์.....	35
3.4 กระบวนการหลังการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน	36
3.5 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด.....	37
3.5.1 จุดอ้างอิงของสมองกลีบหน้ากับจุดอ้างอิงของจุดกึ่งกลาง(Fz-Cz)	37
3.6 การสร้างสถานการณ์การทางคณิตศาสตร์.....	38
3.6.1 การวัดและบันทึกข้อมูล โดยใช้ Biopac TM system MP 36.....	38
3.6.2 สายที่ใช้เชื่อมต่อกับอิเล็กโทรด(SHIELDED ELECTRODE ADAPTER)	40
3.6.3 อิเล็กโทรด	40
3.7 อุปกรณ์เชื่อมต่อสัญญาณอิเล็กโทรด.....	41
3.7.1 กาวนำสัญญาณเท็น20(Ten20)	41
3.8 ผู้เข้าร่วมกระบวนการสำหรับการทดลอง	42
3.8.1 กรรมการที่ใช้ในกระบวนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน.....	42
3.8.2 ผู้เข้าร่วมการทดสอบ	42
3.9 สรุป	42
บทที่ 4 การทดสอบกระบวนการ	43
4.1 การทดสอบกระบวนการกับ BiopacTM system MP36	43
4.1.1 ขั้นตอนการเตรียมตัวของผู้เข้าร่วมงานวิจัย	43
4.1.2 ขั้นตอนก่อนการทดลอง.....	43
4.1.3 ขั้นตอนการทดลอง.....	47
4.1.4 ขั้นตอนหลังการทดลอง	50

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.2 ขั้นตอนการประมวลผล.....	51
4.3 สรุป.....	54
บทที่ 5 ผลการทดสอบ.....	55
5.1 การทดลอง.....	55
5.2 ผลการทดลอง.....	55
5.2.1 ผลการทดลองจากโปรแกรม Biopac Student Lab.....	55
5.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	56
5.3.1 วิเคราะห์หาความหนาแน่นของสเปกตรัม.....	56
5.3.2 วิเคราะห์หาปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัม.....	62
5.3.3 วิเคราะห์หาเปอร์เซ็นต์ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟา.....	65
5.4 สรุป.....	67
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	68
6.1 บทสรุปงานวิจัย.....	68
6.2 วิจาร์ณและข้อเสนอแนะ.....	69
เอกสารอ้างอิง.....	70
ภาคผนวกผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	74
ประวัติผู้เขียน.....	79

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 1 การทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติกและระบบประสาทพาราซิมพาเทติก.....	5
ตารางที่ 2 ตารางแสดงรายละเอียดของระบบ10-20.....	21
ตารางที่ 3 แสดงข้อกำหนดในการออกแบบ montage (montage design convention).....	27
ตารางที่ 3 แสดงข้อกำหนดในการออกแบบ montage (montage design convention) (ต่อ).....	28
ตารางที่ 4 แสดงข้อมูลจำเพาะเครื่อง MP36.....	39
ตารางที่ 5 ตารางแสดงค่าความหนาแน่นสเปกตรัมของคลื่นอัลฟาที่ความถี่8-13 Hz มีหน่วยเป็นไมโครโวลท์กำลังสอง (μv^2) ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา.....	60
ตารางที่ 5 ตารางแสดงค่าความหนาแน่นสเปกตรัมของคลื่นอัลฟาที่ความถี่8-13 Hz มีหน่วยเป็นไมโครโวลท์กำลังสอง (μv^2) ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา(ต่อ).....	61
ตารางที่ 6 ตารางแสดงปริมาตรของพื้นที่ได้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟาที่ความถี่8-13 Hzมีหน่วย $\mu v^2.H_z$ ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา.....	63
ตารางที่ 6 ตารางแสดงปริมาตรของพื้นที่ได้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟาที่ความถี่8-13 Hzมีหน่วย $\mu v^2.H_z$ ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา(ต่อ).....	64
ตารางที่ 6 แสดงอัตราส่วนของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของพื้นที่ได้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟา ทั้ง2ช่วงเวลามีหน่วยเป็นเปอร์เซ็นต์.....	65

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงระบบสมองส่วนกลาง	7
2.2 ปฏิกริยาสนองต่อความเครียด	10
2.3 การวัดศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์ในเซลล์ประสาท.....	13
2.4 การเปลี่ยนแปลงของเยื่อหุ้มเซลล์และการไหลของกระแส.....	14
2.5 การเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์.....	15
2.6 การเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์.....	16
2.7 คลื่นสมองทั้ง 4 แบบเรียงจากความถี่สูงไปยังความถี่ต่ำ	18
2.8 การสร้างภาพที่วัดสนามแม่เหล็ก	19
2.9 สร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็กของกระบวนการฝึกระบบประสาทด้วยภาษา	20
2.10 แสดงตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดของระบบ10-20 สำหรับอิเล็กโทรดทั้งหมด 21 ขั้ว	21
2.11 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดของระบบ10-20 ทางด้านข้าง	22
2.12 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดของระบบ10-20 จากโครงกระดูก.....	22
2.13 การวัดเพื่อหาจุด Cz.....	23
2.14 การวัดเพื่อหาจุด T3,C3,Cz,C4,T4	24
2.15 การวัดเพื่อหาจุด Fpz, Fz, Cz, Pz, Oz.....	25
2.16 การวัดเพื่อหาจุด Fp1, F7, T3, T5, O1, Oz.....	25
2.17 การวัดเพื่อหาจุด F3 และF4	26
2.18 แสดงจุด M2	27
2.19 สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของลูกตา.....	29
2.20 สัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ.....	29
2.21 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองปกติ	30
2.22 ความไม่สมดุลของคลื่นอัลฟาในผู้ป่วยสมองซีกซ้ายขาดเลือดฉบับปล้น.....	31
3.1 กระบวนการการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกอดตัน	32
3.2 กระบวนการก่อนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกอดตัน	33
3.3 ผู้ทำการทดลองนักพักและหลับตาเป็นเวลา 5 นาที.....	33
3.4 กระบวนการการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกอดตัน	34
3.5 กรรมกรให้โจทย์แก่ผู้ทำการทดลอง	34
3.6 แสดงตัวอย่างโจทย์ทางคณิตศาสตร์.....	35
3.7 แสดงการสร้างสถานการณ์การทางคณิตศาสตร์.....	36
3.8 กระบวนการหลังการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกอดตัน.....	36
3.9 แสดงสถานการณ์หลังการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกอดตัน	37
3.10 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด	37
3.11 อุปกรณ์วัดและบันทึกข้อมูลรุ่น ตรีอักษร Biopac รุ่น MP 36	38
3.12 แสดงภาพด้านหน้าของอุปกรณ์ ตรีอักษร Biopac รุ่น MP 36	38
3.13 ภาพด้านหลังของอุปกรณ์ ตรีอักษร Biopac รุ่น MP 36	39

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.14 ภาพสายเชื่อมต่ออิเล็กทรอนิกส์.....	40
3.15 ภาพอิเล็กทรอนิกส์.....	40
3.16 กาวนำสัญญาณเท็น20.....	41
4.1 กาวนำสัญญาณตราอักษร Ten20.....	44
4.2 การแยกกาวที่จะนำมาใช้ในการทดลอง.....	44
4.3 แสดงการทำความสะดวกบนบริเวณศรีษะที่จะวางอิเล็กทรอนิกส์.....	45
4.4 แสดงการวัดบริเวณศรีษะตามระบบ10-20.....	45
4.5 แสดงการใส่กาวที่อิเล็กทรอนิกส์.....	46
4.6 การวางอิเล็กทรอนิกส์บริเวณที่ทำสัญลักษณ์ไว้.....	47
4.7 การต่ออุปกรณ์ทั้งหมดเข้ากับเครื่อง BiopacTM system MP36 เพื่อทำการทดสอบ.....	47
4.8 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองขณะพัก.....	48
4.9 การให้โจทย์จากการทดลองสร้างสถานการณ์กดดันจากสังคม.....	48
4.10 การนำเสนอการตอบคำถามเป็นเวลา 5 นาที.....	49
4.11 การตอบคำถามทางคณิตศาสตร์เป็นเวลา 5 นาที.....	50
4.12 คลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากโปรแกรม Biopac Student Lab.....	52
5.1 การทดสอบสภาวะแรงกดดัน.....	55
5.2 แสดงข้อมูลที่ได้จากโปรแกรม Biopac Student Lab.....	56
5.3 ตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่1 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18.....	57
5.4 ตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่2 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18.....	57
5.5 ตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่3 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18.....	58
5.6 ตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่4-1 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18.....	58
5.7 ตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่4-2 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18.....	59
5.8 ตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่ 1 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18.....	62
5.9 แสดงความเปลี่ยนแปลงพลังงานค่าเฉลี่ยของคลื่นอัลฟา.....	66

สารบัญแนผนฝ้ง

แผนฝ้ง	หน้า
2.1 ระเบวนการของความเครียต.....	6
2.2 ปฎีกิรียาตอบสนองของสมองต่อความเครียต.....	9



บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ความเครียด คือการตอบสนองทางสรีรวิทยา (physiological) และทางจิตวิทยา (psychological) ต่อการเปลี่ยนแปลงที่มีความสำคัญหรือสิ่งที่ไม่คาดคิดในการดำรงชีวิต ซึ่งเกิดได้จากปัจจัยภายนอกและปัจจัยภายในร่างกายประเภทของความเครียด แบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ

1) ความเครียดเฉียบพลัน (acute stress) เป็นความเครียดที่เกิดขึ้นกะทันหัน เช่น การตกใจจากเสียงดัง ร่างกายพบสภาพแวดล้อมที่เปลี่ยนไป ได้แก่ ความร้อน ความเย็น ความเครียดประเภทนี้ร่างกายจะค่อยๆ ปรับให้เข้าสู่ภาวะปกติได้เอง ซึ่งเป็นการรักษาดุลยภาพ (homeostasis) ของร่างกายมนุษย์ให้อยู่ในภาวะปกติ

2) ความเครียดเรื้อรัง (chronic stress) เป็นความเครียดที่สะสมเป็นระยะเวลานาน เช่น ปัญหาจากการเรียน ปัญหาในการทำงาน ความเครียดประเภทนี้ขจัดออกได้ยากหากปล่อยทิ้งไว้นานมักจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางร่างกาย เนื่องจากร่างกายไม่สามารถรักษาดุลยภาพให้อยู่ในภาวะปกติเองได้ รวมทั้งมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านอารมณ์และบุคลิกภาพ อาการของความเครียดนี้จะรุนแรงกว่าความเครียดชนิดที่ 1 หากเป็นมากต้องเข้าพบนักจิตวิทยาหรือจิตแพทย์เพื่อขอคำปรึกษา

ความเครียดนั้นยังมีผลต่อสมองส่วนไฮโปทาลามัสจะกระตุ้นประสาทซิมพาเทติกทำให้ต่อมหมวกไตส่วนใน (adrenal medulla) หลั่งเอพิเนฟริน (epinephrine) และนอร์เอพิเนฟริน (norepinephrine) ออกมา ทั้งนี้ปลายเส้นใยประสาทซิมพาเทติกเองยังหลั่งนอร์เอพิเนฟรินด้วย ทำให้ร่างกายเกิดการเปลี่ยนแปลง เช่น หายใจเร็วขึ้น ม่านตาขยาย อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น แรงดันเลือดสูงขึ้น เลือดไปเลี้ยงที่กล้ามเนื้อคลายมากขึ้น แต่หากความเครียดนั้นเกิดสะสมอยู่เป็นระยะเวลานานสมองส่วนไฮโปทาลามัสจะหลั่งฮอร์โมนคอร์ติโคโทรปิน รีลีสซิ่ง (corticotropin-releasing hormone (CRH)) ไปกระตุ้นต่อมใต้สมองส่วนหน้าให้หลั่งฮอร์โมนอะดรีโนคอร์ติโคโทรฟิก (adrenocorticotrophic hormone (ACTH)) ออกมา โดยฮอร์โมนนี้จะกระตุ้นต่อมหมวกไตส่วนนอก (adrenal cortex) ให้หลั่งคอร์ติซอล (cortisol) เพิ่มขึ้น ส่งผลให้ร่างกายค่อยๆ ปรับตัวเพื่อรักษาสภาพของร่างกายให้เป็นปกติโดยต่อต้านต่อความเครียด ส่งผลให้ร่างกายเปลี่ยนแปลง เช่น มีความดันเลือดสูงขึ้น กรดอะมิโนในเลือดมีความเข้มข้นมากขึ้น ร่างกายปล่อยกรดไขมันเพิ่มขึ้น สร้างกลูโคสจากสารที่ไม่ใช่กลุ่มคาร์โบไฮเดรตเพิ่มขึ้น ภูมิคุ้มกันในร่างกายลดลงจึงเจ็บป่วยได้ง่าย และหากมีคอร์ติซอลในปริมาณมากจะทำให้เพิ่มความเครียดต่อภาวะหลอดเลือดตีบ และเป็นอีกหลายสาเหตุที่ทำให้เกิดโรคอื่นๆ ได้

การวัดความเครียดในปัจจุบันจะวัดจากการความแปรปรวนอัตราการเต้นของหัวใจ, การหลั่งคอร์ติซอลจากน้ำลาย และการตอบสนองของต่อมเหงื่อบนผิวหนัง ถึงแม้ว่าวิธีนี้จะให้ผลการวัดโดยตรง ซึ่งถูกต้องแม่นยำ แต่มักใช้เฉพาะในกรณีผู้ป่วยที่มีปัญหาความเครียดเรื้อรังหรือผู้ป่วยทางจิตเท่านั้น กระบวนการเหล่านี้ค่อนข้างที่ยุงยากในการวัดสำหรับบุคคลทั่วไปที่ต้องการทราบถึงสภาวะความเครียดเบื้องต้น ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเสนอการวัดความเครียดจากคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อประเมินการทำงานของระบบการทำงานของคลื่น

สมอง โดยวิเคราะห์จากตำแหน่งด้านหน้าของสมอง ซึ่งมีผลต่อค่าอัลฟาที่ใช้ประเมินเมื่อบุคคลนั้นอยู่ในสภาวะ กตัตัน โดยผลการวิเคราะห์สามารถบ่งบอกความสมดุลของการทำงานของคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อหา ความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของคลื่นสมองที่อยู่ในสภาวะก่อนถูกกตัตัน และในสภาวะหลังถูกกตัตัน จากนั้น ข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ดังกล่าวจะนำไปประยุกต์ในการวินิจฉัยทางการทำงานของร่างกายทางประสาท ภายวิภาคต่อไป

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปได้ดังนี้

- 1.2.1 เพื่อศึกษากระบวนการวิเคราะห์ ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมอง เมื่ออยู่ในสภาวะถูก กตัตัน
- 1.2.2 เพื่อให้ทราบผลความกตัตันของคลื่นไฟฟ้าสมอง
- 1.2.3 สามารถนำมาประยุกต์ในการคาดการณ์การทำงานของคลื่นไฟฟ้าสมองได้
- 1.2.4 ศึกษาการวัดตำแหน่งของคลื่นไฟฟ้าสมอง เมื่ออยู่ในสภาวะถูกกตัตัน

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ในสภาวะที่มนุษย์เกิดแรงกตัตันจากภายนอกสิ่งเหล่านี้จะกระตุ้นอารมณ์ในสมอง โดยจะสั่งการให้ กระตุ้นการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติมากกว่าในสภาวะปกติ สำหรับการทดลองเพื่อนำข้อมูลเพื่อ วิเคราะห์หาการเปลี่ยนแปลงระหว่างการทำงานของคลื่นสมองที่อยู่ในสภาวะก่อนถูกกตัตันกับสภาวะหลังถูก กตัตัน จากนั้นนำข้อมูลที่ได้มา ประเมินการทำงานของคลื่นสมองกำลังอยู่ในสภาวะกตัตันอยู่ และ กระบวนการที่ใช้ในการทดลองสามารถนำมาอ้างอิงเพื่อวิเคราะห์หากระบวนการการลดความเครียดหลังจาก เกิดแรงกตัตัน โดยวิเคราะห์หาการเกิดสมดุลของการทำงานในคลื่นไฟฟ้าสมองได้ และแสดงวิธีการวิเคราะห์ ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองที่เหมาะสมสำหรับการทดลองนี้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

จากสมมติฐานดังกล่าวข้างต้น ในงานวิจัยได้นำทฤษฎีและแนวความคิดการสร้างแรงกตัตันทางสังคม และการสร้างแรงกตัตันทางคณิตศาสตร์ เพื่อนำมาข้อมูลที่ได้มาประมวลผลสัญญาณในรูปแบบต่างๆมาใช้เพื่อ หาวิธีการที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลดังกล่าวและหาความสัมพันธ์ของผลการวิเคราะห์หาความ เปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟา

1.5 ขอบเขตงานวิจัย

ออกแบบระบบกระบวนการการทดลองและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองไฟฟ้าเมื่อได้รับแรงกตัตัน ทาง สังคมและการสร้างแรงกตัตันทางคณิตศาสตร์ จากนั้นประเมินผลของระบบโดยวัดสัญญาณคลื่นสมองไฟฟ้า บริเวณหนังศีรษะ แล้วนำข้อมูลที่ได้ประเมินผลของกระบวนการการทดสอบที่ได้ออกแบบไว้เพื่อนำไป ประยุกต์ใช้งานได้จริงในทางการแพทย์

1.6 ขั้นตอนในการศึกษา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาวิเคราะห์ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมอง โดยอาศัยวิธีการวิเคราะห์สัญญาณทั้งทางโดเมนความถี่ เพื่อนำไปวิเคราะห์หาคำอธิบายที่ได้จากการทดลอง ซึ่งจะเก็บสัญญาณเป็นแบบการส่งสัญญาณทางชีวภาพจากนั้นเก็บข้อมูลไว้ในคอมพิวเตอร์ในรูปแบบของฐานข้อมูล สำหรับการประมวลผลในแต่ละขั้นตอนของการวิเคราะห์ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองโดยอาศัยโปรแกรมเมทแล็บในการวิเคราะห์ข้อมูลทั้งหมด จากนั้นศึกษาผลกระทบของสภาวะแรงกดดันที่มีผลต่อระบบประสาทอัตโนมัติ และศึกษาผลของการลดความเครียดหลังจากเกิดแรงกดดันที่มีผลกระทบต่อคลื่นสมองในแต่ละกลุ่มการทดลองโดยใช้ความรู้ทางสถิติต่อไป

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ผลการศึกษาและวิจัยได้นำมาเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้โดยทำการแบ่งเนื้อหาเป็นบทดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและขั้นตอนในการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงเนื้อหาเกี่ยวกับโครงสร้างและระบบที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย โดยแบ่งออกเป็น นิยามของความเครียด และทฤษฎีที่เกี่ยวข้องระบบประสาทส่วนกลาง

บทที่ 3 กล่าวถึงหลักการในการออกแบบการทดลองการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองหลังจากเกิดสภาวะกดดันโดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดแรงกระตุ้น

บทที่ 4 กล่าวถึงการทดสอบกระบวนการของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองหลังจากเกิดสภาวะกดดันโดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดแรงกระตุ้น

บทที่ 5 กล่าวถึงผลการทดสอบกระบวนการของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ก่อน-หลังการเกิดสภาวะกดดัน จากนั้นนำผลมาวิเคราะห์ผลเพื่อหาการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

บทที่ 6 กล่าวถึงบทสรุปและข้อเสนอแนะของวิทยานิพนธ์เล่มนี้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

เนื้อหาในบทนี้จะเป็นการนำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย เช่น ปฏิกริยาตอบสนองต่อความเครียด ระบบสมองส่วนกลาง และการฝึกสมองต่อความเครียด รวมถึงทฤษฎีในการออกแบบงานวิจัย นอกจากนี้ในส่วนสุดท้ายของบทนี้จะกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ความเครียด(Stress)

2.1.1 นิยามความเครียด(Stress)

ความเครียด[1] ตามนิยามของกรมสุขภาพจิต กระทรวงสาธารณสุข ความเครียดเป็นเรื่องของร่างกายและจิตใจ ที่เกิดจากการตื่นตัวเตรียมรับกับเหตุการณ์ใดเหตุการณ์หนึ่ง ซึ่งเราคิดว่าไม่น่าพอใจเป็นเรื่องที่หนักหนาสาหัสเกินกำลังทรัพยากรที่เรามีอยู่ หรือเกินความสามารถของเราที่จะแก้ไขได้ ทำให้รู้สึกหนักใจ เป็นทุกข์ และพลอยทำให้เกิดอาการผิดปกติของร่างกายและพฤติกรรมตามไปด้วย จากผลการสำรวจสุขภาพจิตของคนไทย[2] จากโดยสำนักงานสถิติแห่งชาติ สรุปได้ว่าการสำรวจเดือนกรกฎาคม 2558 พบประชากรอายุ 15 ปีขึ้นไปมีคะแนนสุขภาพจิตเฉลี่ยร้อยละ 31.38 เมื่อเปรียบเทียบผลการสำรวจครั้งที่ผ่านมาในเดือนพฤษภาคม 2558 พบว่าในเดือนกรกฎาคม 2558 คนไทยมีคะแนนเฉลี่ยสุขภาพจิตลดลงร้อยละ 0.13 หากพิจารณาข้อมูลดังกล่าวจะพบว่าปัจจัยที่ทำให้คนไทยเกิดความเครียดได้มากขึ้นจากสถานการณ์ภัยพิบัติและสภาวะเศรษฐกิจของประเทศไทย จากข้อมูลทางสถิติดังกล่าวความเครียดนั้นส่งผลต่อการดำรงชีวิตของประชากรโลกอย่างมาก โดยสาเหตุสำคัญที่เป็นสาเหตุทำให้เกิดความเครียดมี 2 ประการคือ

1. สภาพปัญหาที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน เช่น ปัญหาการเงิน ปัญหาครอบครัว ปัญหาการเรียน ปัญหาสุขภาพ ปัญหาหมาลูกว่ะ ปัญหาครอบครัว ปัญหาการเรียน ปัญหาความขัดแย้งระหว่างบุคคล ฯลฯ ปัญหาเหล่านี้จะเป็นตัวกระตุ้นให้คนเราเกิดความเครียดขึ้นมาได้

2. การคิดและการประเมินสถานการณ์ของบุคคล เราจะสังเกตได้หรือไม่ว่าคนที่มองโลกในแง่ดี มีอารมณ์ขันใจเย็น จะมีความเครียดน้อยกว่าคนมองโลกในแง่ร้ายเอาจริงเอาจังกับชีวิต และใจร้อน นอกจากนี้คนที่รู้สึกว่าตัวเองมีคนคอยให้ความช่วยเหลือเมื่อมีปัญหา เช่น มีคู่สมรส มีพ่อแม่ ญาติพี่น้อง มีเพื่อนสนิทที่รักใคร่ และไว้วางใจกันได้ ก็จะมีเครียดได้น้อยกว่าคนที่อยู่โดดเดี่ยวตามลำพังด้วย

2.1.2 ประเภทของความเครียด

ประเภทของความเครียด[3]แบ่งออกได้หลายประเภท ขึ้นอยู่กับตัวแปรที่ส่งผลกระทบต่อร่างกาย ความเครียด แบ่งออกได้ 2 ประเภทดังนี้

1. ความเครียดเฉียบพลัน (perfect acute) เกิดจากสถานการณ์ที่ทำให้เกิดความเครียดแบบเฉียบพลัน,การเกิดภัยคุกคามในระยะเวลานั้น,การตอบสนองในระยะเวลานั้น โดยคนส่วนใหญ่เมื่อได้รับความเครียดแบบเฉียบพลันภายในระยะเวลา 5-30 นาที ความเครียดก็ยังคงอยู่ในขณะที่เกิดเหตุการณ์นั้นๆ แต่เมื่อหลังจากเกิดเหตุการณ์ร่างกายจะสามารถฟื้นตัวจากความเครียดได้อย่างรวดเร็ว

2. ความเครียดเรื้อรัง (perfect chronic) สถานการณ์ในปัจจุบันทำให้คนเราเกิดความเครียดเรื้อรังมากที่สุด โดยความเครียดเรื้อรังจะประกอบไปด้วยเหตุการณ์ที่มาจากความเครียดเฉียบพลันและสถานการณ์ของความเครียดเรื้อรัง เช่น การเกิดภัยพิบัติ บุคคลที่ประสบเหตุการณ์เหล่านี้จะแสดงอาการเรื้อรัง

โดยจะมีผลต่อ เอนไซม์นอร์อิพิเนพริน,เอพิเนพริน,ฮอร์โมนคอร์ติซอล,อัตราการเต้นของหัวใจ,ความดันโลหิต และการทำงานของระบบภูมิคุ้มกันที่ลดลง

2.1.3 ปฏิกริยาตอบสนองต่อความเครียด

ระบบประสาทส่วนปลาย (peripheral nervous system - PNS) [4] แบ่งออกเป็น 2 ระบบ คือ ระบบประสาทโซมาติกเป็นเซลล์ประสาทสั่งการและจะใช้เพียง 1 เซลล์จะสื่อสัญญาณจากระบบประสาทกลาง (central nervous system - CNS) ตามลำดับหลังจากนั้นสมองจะประมวลผลแล้วส่งกระแสประสาทกลับไปให้กล้ามเนื้อลายเพื่อเกิดการตอบสนอง และระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System- ANS) ควบคุมการทำงานของอวัยวะที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อเรียบหรือกล้ามเนื้อหัวใจ และต่อมต่างๆ

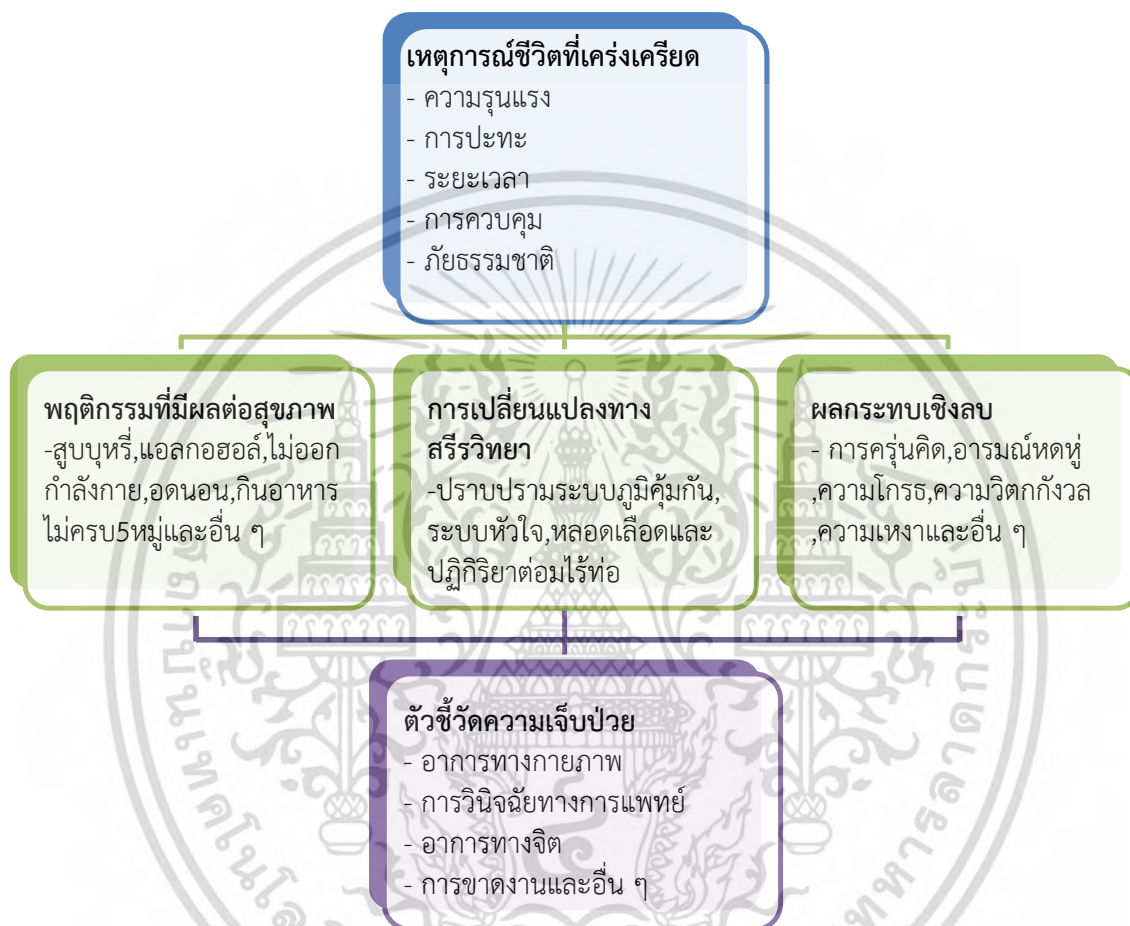
ระบบประสาทอัตโนมัติแบ่งออกเป็น 2 ระบบ คือ ระบบประสาทซิมพาเทติก (sympathetic nervous system) จะตอบสนองต่อสิ่งเร้าที่เป็นอันตรายหรือสถานการณ์ที่ตึงเครียด และระบบประสาทพาราซิมพาเทติก (parasympathetic nervous system) จะทำงานเมื่อร่างกายรู้สึกผ่อนคลายหรือกำลังพัก ทั้ง 2 ระบบนี้จะเกี่ยวข้องกับกระบวนการการตอบสนองความเครียดของมนุษย์ซึ่งจะอธิบายตามตารางที่ 1

ตารางที่ 1 การทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติกและระบบประสาทพาราซิมพาเทติก

อวัยวะ	ระบบประสาทซิมพาเทติก	ระบบประสาทพาราซิมพาเทติก
รูม่านตา	ขยาย	หด
ต่อมน้ำตา	กระตุ้นการหลั่งมากกว่าปกติ	กระตุ้นการหลั่งปกติ
ต่อมน้ำลาย	ยับยั้งการหลั่งน้ำลาย	มีการหลั่งมาก
หัวใจ	อัตราการเต้นของหัวใจเพิ่มขึ้น	อัตราการเต้นของหัวใจลดลง
	การหดตัวเพิ่มขึ้น	การเผาผลาญพลังงานลดลง
	อัตราการเต้นของหัวใจในเวนตริเคิล เพิ่มขึ้น	
ผิวหนังและเนื้อเยื่อ	หด	
กล้ามเนื้อลาย	ขยาย	
อวัยวะภายในช่องท้อง	ส่วนมากจะหด	
ปอด: หลอดลม	ขยาย	หด
ต่อมเหงื่อ	เกิดการกระตุ้น	ไม่เกิดการกระตุ้น
ตับ	กระบวนการเปลี่ยนแป้ง ไกลโคเจน ไปเป็น น้ำตาล กลูโคส	ขับน้ำดี
ม้าม	เม็ดเลือดแดงในเลือดสูง	
ต่อมหมวกไต	หลั่งอะดรีนาลีนและนอร์อิพิเนพริน	
ระบบทางเดินอาหาร	ยับยั้งการย่อยอาหาร	เพิ่มการย่อยอาหาร
ต่อมหมวกไต	ลดการบีบตัว	เพิ่มการบีบตัว
ไต	ปัสสาวะลดลง	
	อาการชุนลุก	

2.1.4 ผลของความเครียด

ความเครียดเป็นระบบเตือนภัยของร่างกาย ให้เตรียมพร้อมที่กระทำสิ่งใดสิ่งหนึ่ง การมีความเครียดน้อยเกินไปและมากเกินไปไม่เป็นผลดีต่อสุขภาพ ส่วนใหญ่เข้าใจว่าความเครียดเป็นสิ่งไม่ดีที่มันก่อให้เกิดปัญหาต่างๆตามมาดังแสดงในแผนภาพ[5]ดังนี้



แผนผังที่ 2.1 กระบวนการของความเครียด

2.1.5 การคลายความเครียด

การคลายเครียด[1]มีหลายวิธีแต่วิธีที่เป็นที่นิยมทางการแพทย์และนักวิชาการหลายท่านมักใช้ในงานวิจัย มี 6 วิธีดังนี้

1. ผ่อนคลายกล้ามเนื้อ ให้ผู้ที่ประสบความเครียดไปนั่งบริเวณที่เงียบสงบหลังจากเกิดสภาวะกดดันมาแล้ว จากนั้นให้นั่งท่าที่ผ่อนคลายที่สุด พยายามปลดเสื้อผ้าให้หลวม ถอดรองเท้า จากนั้นหลับตา ทำใจให้สงบและตั้งสมาธิไปที่กล้ามเนื้อส่วนต่างๆเพื่อบริหารกล้ามเนื้อส่วนนั้นเพื่อคลายความเครียดไปที่หละจุด อาทิเช่น การกำมือแล้วคลาย เป็นต้น ใช้ระยะเวลาประมาณ 10-15 วินาที

2. ฝึกหายใจ ผู้ที่ประสบปัญหาจากความเครียดนั้นการหายใจมักจะไม่ปกติ ดังนั้นต้องให้ผู้ที่ประสบความเครียดไปนั่งบริเวณที่เงียบสงบหลังจากเกิดสภาวะกดดันมาแล้ว จากนั้นให้นั่งท่าที่ผ่อนคลายที่สุด

ฝึกหายใจเข้า-ออกช้าๆเช่น นับ1-5หายใจเข้า จากนั้นนับ1-5หายใจออก เป็นต้น ใช้ระยะเวลาประมาณ 4ครั้ง เพื่อทำการเพิ่มออกซิเจน และสามารถปลดปล่อยความเครียดได้ในที่สุด

3. ทำสมาธิ เป็นอีกวิธีที่เข้าใจง่ายและทุกคนสามารถทำได้เพื่อคลายความเครียด หลักการคือการจดจ่ออย่างใดอย่างหนึ่ง โดยละทิ้งสิ่งที่เป็นกังวลอยู่ข้างหน้า โดยผู้ที่ประสบปัญหาจากความเครียด นั่งทำที่ผ่อนคลายบริเวณที่เงียบสงบ จากนั้นนำมือประสานกันแล้วหลับตาเพื่อทำสมาธิ เช่นนับ 1 หายใจเข้า นับ 2 หายใจออก นับไปเรื่อยๆจนกว่าเราจะออกจากสมาธิ เป็นต้น วิธีนี้จะทำให้จิตใจสงบและใจเย็นขึ้น

4. จินตนาการ วิธีนี้ใช้หลักการ รูป รส กลิ่น เสียง ในการผ่อนคลายความเครียด เป็นการคลายเครียดได้เพียงชั่วขณะเพื่อเบี่ยงเบนความเครียดในขณะนั้น เช่น การนั่งฟังเพลงเมื่อเกิดความเครียด เป็นต้น วิธีนี้อาจจะทำให้ผู้ประสบความเครียดสามารถคลายเครียดได้เพียงระยะสั้นเท่านั้น

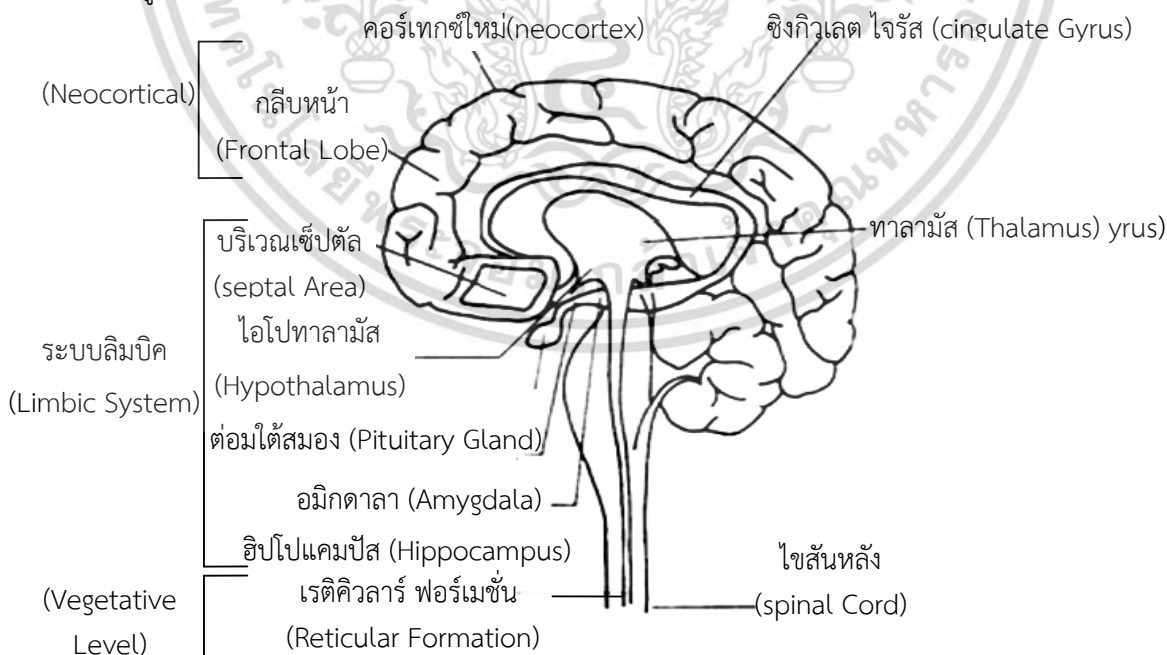
5. จากใจสู่กาย วิธีนี้เหมือนการสะกดจิต โดยผู้ทำวิธีนี้ต้องมีพื้นฐานการฝึกการหายใจก่อน ซึ่งผู้ปฏิบัติต้องหายใจเข้าออกเพื่อผ่อนคลายความเครียดก่อน จากนั้นจินตนาการถึงอวัยวะต่างๆของร่างกายแล้วค่อยๆพูดว่า แขนฉันอุ่น ซ้ำกัน 3 ครั้ง จากนั้นค่อยไปที่ส่วนอื่นๆ

6. การนวด เป็นการคลายกล้ามเนื้ออย่างหนึ่งเหมาะสำหรับผู้ที่มีการปวด เกร็งตามอวัยวะต่างๆ ซึ่งอาการเหล่านี้ก็มาจากการเกร็งกล้ามเนื้อขณะเครียด การนวดในปัจจุบันมีหลายแบบ ซึ่งผู้ที่ประสบปัญหาดังกล่าวสามารถใช้วิธีนี้คลายเครียดได้

2.2 ระบบสมองส่วนกลาง(Central nervous system-CNS)

2.2.1 ระบบสมองส่วนกลาง(Central nervous system-CNS)

ระบบประสาทส่วนกลางประกอบ[4]ไปด้วยระบบสมองและเส้นประสาทไขสันหลัง นายแพทย์พอลแมคคลีน (Paul Maclean) ให้นิยามระบบสมองเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า สมองสามระบบ (Triune brain) 3 ระดับ ตามรูป 2.1



รูปที่2.1 แสดงระบบสมองส่วนกลาง

คอร์เทกซ์ใหม่ (neocortex) ชั้นบนสุดของระบบสมองและสมองส่วนนี้มีความซับซ้อนมากที่สุด มีหน้าที่หลายอย่างอาทิ เช่น ถอดรหัสและตีความจากสัญญาณของประสาทสัมผัส, การสื่อสารและควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (กระดูกและกล้ามเนื้อ) ส่วนบริเวณกลีบหน้า(Frontal Lobe) หน้าที่หลักของสองส่วนนี้เกี่ยวกับจินตนาการ, ตรรก, การตัดสินใจ, ความจำ, การแก้ปัญหา, การวางแผนและการทำความเข้าใจ ระบบลิมบิก (Limbic System) เป็นสมองลำดับที่สองของสมองสามระบบ (Triune brain) สมองส่วนลิมบิกนี้เป็นส่วนที่มีความเกี่ยวข้องกับความคิดเพราะสมองส่วนนี้เป็นศูนย์กลางในการควบคุมอารมณ์ของระบบสมองมนุษย์ประกอบด้วยโครงสร้างประสาทหลายอย่างอาทิเช่น ไฮโปทาลามัส(Hypothalamus), ฮิปโปแคมปัส (Hippocampus) และบริเวณเซ็ปตัล (septal Area) เป็นต้น ส่วน ต่อมใต้สมอง (Pituitary Gland) เป็นระบบที่มีบทบาทสำคัญอีกต่อมหนึ่งเพราะมีผลกับกับต่อมไร้ท่อ

ส่วนสุดท้ายของระบบสมองสามระบบ (Triune brain) เป็นส่วนที่อยู่ล่างสุดของสมอง หน้าที่สำคัญของระบบนี้คือดำรงซึ่งเซลล์ต่างๆ (การเต้นของหัวใจ, หายใจ, หน้าที่ต่างๆของหลอดเลือด) และทำหน้าที่นำแรงกระตุ้นผ่านเส้นใยต่างๆและเป็นศูนย์กลางในการถ่ายทอดของทาลามัส (Thalamus) เพื่อไปยังจุดบนสุดของระบบสมอง ส่วนเส้นประสาทไขสันหลังเป็นศูนย์กลางของเซลล์ประสาทเพื่อนำสัญญาณไปและกลับจากสมอง นอกจากนี้ยังมีส่วนเกี่ยวข้องกับการตอบสนองที่ได้รับการควบคุมโดยอัตโนมัติ

2.2.2 ปฏิกริยาตอบสนองของสมองต่อความคิด

ในผู้ที่มีสุขภาพปกติที่ไม่ประสบปัญหาต่อความคิด[6] คนเหล่านี้จะมีความสมดุลระหว่างซิมพาเทติก และซิมพาเทติก ของระบบประสาทอัตโนมัติ และมีความยืดหยุ่นในการที่จากสนองเหตุการณ์เหล่านั้น อย่างไรก็ตามตามแผนผังที่ 2.2 และรูปที่ 2.2 แสดงถึงการสัมผัสกับสถานการณ์ที่ทำให้รู้สึกเกิดสภาวะคุกคาม การตอบสนองโดยสู้หรือหนี หรือ การตอบสนองแบบสู้หรือหนี (fight-or-flight response) โดยอารมณ์และความหวาดระแวงจะถูกกระตุ้นในทันที แม้ว่าความคิดในปัจจุบันส่วนใหญ่จะมาจากปัญหาสังคมต่างๆแต่ก็ไม่ก่อให้เกิดความรู้สึกถึงชีวิต การสร้างสถานการณ์การตอบสนองแบบสู้หรือหนี (fight-or-flight response) ใช้ในการสร้างสถานการณ์ หรือการทดลองเมื่อให้พูดอย่างกะทันหัน อีกทั้งยังมีผู้ศึกษารูปแบบการทำงานของสมองภายใต้แรงกดดันโดยมุ่งเป้าหมายในการสร้างความเครียดโดยใช้คำพูด, การทำแบบทดสอบ, เสียง และการประเมินทางจิตวิทยา

ลักษณะงานวิจัยของประสาทสรีรวิทยาจะเน้นไปทางไปในเฉพาะสมองซีกเกี่ยวกับความกังวลทางอารมณ์[6] ในขณะที่สมองซีกซ้ายก็มีผลในการประมวลอารมณ์ด้านบวกและเกี่ยวกับพฤติกรรม ส่วนสมองซีกขวามีส่วนเกี่ยวข้องกับการประมวลอารมณ์ด้านลบและพฤติกรรมแยกตนเองหรือถอยหนี (Withdrawal behavior) ความแตกต่างเหล่านี้จะแสดงในรูปแบบทางด้านอารมณ์ซึ่งสมองส่วนที่มีบทบาทสำคัญก็คือสมองส่วนหน้า(frontal cortex) สิ่งสำคัญของการศึกษารูปแบบในครั้งนี้คือการศึกษาความไม่สมมาตรของคลื่นอัลฟาของสมอง

จากผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าผลกระทบเชิงลบจะทำให้เกิดการกระตุ้นการทำงานของคอร์เทกซ์กลีบหน้าผากส่วนหน้าซีกขวา, อมิกดาลา (Amygdala) และสมองกลีบอินซูลา (insular lobe) และ ส่วนคอร์เทกซ์กลีบหน้าผากส่วนหน้าซีกซ้ายมีผลต่ออารมณ์เชิงบวก



แผนผังที่ 2.2 ปฏิกริยาตอบสนองของสมองต่อความเครียด

เหตุการณ์



รูปที่ 2.2 ปฏิกิริยาสนองต่อความเครียด

2.2.3 ฝึกสมองต่อความเครียด

ผลข้างเคียงและความลำบากในการใช้ยาในการบำบัดเป็นระยะเวลานานผู้ที่ได้รับการรักษาสามารถได้รับทางเลือกวิธีในการบำบัดอื่นๆและควบคุมการรักษาสุขภาพได้ด้วยตนเอง การบำบัดความเครียดนั้นมีหลายวิธีเช่น เล่นโยคะ,การทำสมาธิ และชี่กง สิ่งเหล่านี้เป็นวิธีที่ใช้กำจัดความเครียดอย่างแพร่หลาย การบำบัดเหล่านี้จะทำให้ผ่อนคลายหรือลดแรงกระตุ้นทางจิตโดยลดการทำงานของระบบซิมพาเทติก อีกวิธีหนึ่งที่ใช้ในการรักษานั้นก็คือการฝึกให้ผู้ป่วยสามารถควบคุมร่างกายของตนเองเพื่อสร้างสมดุลภายในร่างกายทำให้มีสุขภาพที่ดีขึ้นซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญในการควบคุมระบบอัตโนมัติ เช่นอัตราการเต้นของหัวใจ,ความดันเลือด,ความตึงเครียดในชั้นผิวหนัง และอุณหภูมิ การรักษานั้นก็คือการฝึกให้ผู้ป่วยสามารถควบคุมร่างกายของตนเองนั้นมักนำมาใช้กับผู้ป่วยทางจิต เช่น โรคหวาดระแวงและโรคซึมเศร้า และโรคจิตสรีระแปรปรวนเช่น โรคไมเกรนและอาการปวดหัวจากความตึงเครียด เป็นต้น ส่วนวิธีการฝึกสมองคือการ[6]ฝึกให้ผู้ป่วยสามารถควบคุมร่างกายของตนเองโดยใช้คลื่นสมองและสิ่งเหล่านี้นำมาประยุกต์ใช้กับโรคทางสมองและอาการอื่นๆที่เกี่ยวข้องได้อีกด้วย ในปัจจุบันมีการศึกษาวิธีวิธีการฝึกสมองกันอย่างแพร่หลายเกี่ยวกับประโยชน์ในการรักษาทางคลินิกทางการแพทย์ เจื่อนไขสำหรับการฝึกสมองนั้นส่วนใหญ่ใช้กับผู้ป่วย เช่น โรคพิษสุราเรื้อรัง,โรคชักกระตุก,โรคสมาธิสั้น,ผู้ที่มีการบาดเจ็บที่ศีรษะ และผู้ที่มีความผิดปกติทางด้านอารมณ์ วิธีการฝึกสมองที่คนส่วนใหญ่มักจะใช้นั้นจึงเป็นวิธีที่เน้นการพัฒนาสมาธิ,ความจำ และดนตรี

บุคคลที่ได้รับการฝึกสมองโดยมีความพยายามจะควบคุมคลื่นสมองของผู้ที่ได้รับการฝึก โดยการตรวจสอบสัญญาณจะแสดงจากบุคคลที่ทำการฝึกในรูปแบบที่จัดทำขึ้น การตอบสนองตามเงื่อนไขนี้จะช่วยความสะดวกให้แก่ผู้ที่ได้การฝึกเพื่อนำคลื่นสมองที่ต้องการมาใช้ในการ การฝึกสมองนี้มุ่งเน้นไปที่องค์ประกอบของสเปกตรัมคลื่นสมองนำข้อมูลมาเชื่อมโยงระหว่างคลื่นเบต้าและคลื่นอัลฟา คลื่นอัลฟาบ่งบอกถึงความสงบ,

โล่งและสมดุลของสถานะทางจิตวิ้งในขณะที่อยู่ในสถานการณ์เครียดนั้นคลื่นอัลฟาจะลดน้อยลง ดังนั้นการพยายามฝึกคลื่นอัลฟาเพื่อบรรเทาความเครียดนั้นต้องกระตุ้นให้ร่างกายอยู่ในสภาวะที่ผ่อนคลายสิ่งเหล่านี้จะช่วยลดนิสัยที่ทำให้เกิดการลดการตอบสนองต่อความตึงเครียดและความวิตกกังวล

คลื่นเบต้าเป็นคลื่นที่เกี่ยวกับความจดจ่อ, ความคิด และการฟังความสัมพันธ์ของคลื่นเบต่านี้อยู่สะท้อนถึงความสนใจหรือการรับรู้และสติในขณะที่ไม่มีการทำกิจกรรมเคลื่อนไหวอย่างอื่น ความสัมพันธ์ของความถี่ต่ำ(เดลต้าและเทต้า)สะท้อนถึงระดับการรับรู้ขณะไม่มีสติในทางตรงกันข้ามที่ความถี่สูงคลื่นเบต้าและคลื่นอัลฟาสะท้อนถึงการรับรู้ที่ยังมีสติอยู่ การฝึกคลื่นเบต่านี้นั้นจะเพิ่มจุดสนใจ, การจดจ่อ, ระดับความสามารถ และความแน่นอนทางจิต การฝึกคลื่นเบต้าและคลื่นอัลฟาเป็นการฝึกอีกอย่างหนึ่งและสามารถใช้ในการจัดการกับความเครียดได้ การฝึกสมองเป็นวิธีที่ไม่เป็นอันตรายซึ่งมีประสิทธิภาพในการลดความเครียดอีกด้วย อย่างไรก็ตามสิ่งเหล่านี้จะมีประโยชน์อย่างมากเมื่อการฝึกสมองใช้ในทางการแพทย์เพราะวิธีเหล่านี้มีบทบาทในการช่วยกำจัดความเครียดออกไปได้

2.2.3.1 การฝึกสมองทางงานวิจัย

1. การเพิ่มประสิทธิภาพให้แก่หน่วยความจำ เพื่อเพิ่มคลื่นเทต้า[7]ในการออกแบบการทดลองนี้จะทำการบันทึกคลื่นสมองโดย จะเน้นผู้ร่วมการทดลองจะต้องดูรูปภาพทั้งหมด 30 ภาพ(อาทิเช่น รูปประตู, รูปช้อน, ค้อน, ใบไม้)

2. การฝึกสมองเพื่อรับมือการอยากอาหาร(การทนต่อความเครียดได้ดีขึ้นในระหว่างความวิตกกังวล) หรือการด้วยการฝึกคลื่นสมองเบต้าและคลื่นอัลฟา[8]โดยผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้นั่งในท่าที่สบายหลับตาและใช้การฟังเสียงที่มีผลต่อคลื่นเบต้าและคลื่นอัลฟา

3. การฝึกสมองซีกหน้าเพื่อลดความวิตกกังวล [9] เพื่อเพิ่มคลื่นอัลฟาซึ่งเป็นคลื่นที่สัมพันธ์กับความผ่อนคลายโดยในการทำการทดลองจะมีนักจิตวิทยาเพื่อประเมินทางการแพทย์ในขั้นต้น จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมวิจัยนั่งบนเก้าอี้ที่สบายอยู่ในห้องที่เก็บเสียงจากนั้นดำเนินการประเมินผลทางจิตสรีรวิทยาและทำแบบสอบถามด้านจิตวิทยาจากนั้นก็ทำการพักสมองอีกรอบ

2.2.3.2 การฝึกสมองทางการแพทย์ในประเทศไทย

1. ฝึกคลื่นสมองโดยใช้เกมเพื่อรักษาผู้ป่วยอัลไซเมอร์ [10] หรือเรียกว่านวัตกรรมเกมคลื่นสมอง ที่ทำขึ้นมาโดย ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ(NECTEC) ร่ว ม กั บ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เป็นเกมที่ใช้การฝึกฝนของสัญญาณคลื่นสมองด้วยการเล่นเกมทั้งหมด 6 เกมด้วยกัน ซึ่งผู้ที่ใช้เกมนี้อาจเป็นผู้สูงวัยประโยชน์ที่ได้จากการฝึกในครั้งนี้จะเน้นไปที่การจดจ่อและความทรงจำระยะสั้น

2. สถาบันฝึกสมองในประเทศไทย [11] ในประเทศไทยก็มีการฝึกสมองเพื่อรักษาโรคต่างอยู่หลายที่อาทิเช่น ศูนย์ฝึกสมองเชียงใหม่(Chiang Mai Neurofeedback Center) ส่วนใหญ่ในไทยนั้นการฝึกสมองจะฝึกตามอาการของโรคที่เป็นตามความผิดปกติในแต่ละบุคคล ซึ่งจะมีโปรแกรมการฝึกอย่างชัดเจนและเวลาที่แน่นอนเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่สอดคล้องกับเป้าหมายตามอาการของสมอง

2.3 คลื่นไฟฟ้าสมอง(electroencephalogram-EEG)

กิจกรรมของสมองมนุษย์โดยทั่วไปเริ่มพัฒนาระหว่าง 17 สัปดาห์และ 23 สัปดาห์ตั้งแต่อยู่ในครรภ์ เริ่มแรกเชื่อว่าสิ่งเหล่านี้เป็นจุดเริ่มต้นของสิ่งต่างๆและที่เกิดขึ้นตลอดชีวิตมาจากสัญญาณไฟฟ้าที่ถูกสร้างขึ้นมาโดยสมองไม่ใช่เพียงแค่การทำงานของงานของสมองเท่านั้นแต่ยังมีผลต่อร่างกายมนุษย์อีกด้วย สมมติฐานเหล่านี้ เป็นสิ่งสำคัญในการสร้างแรงจูงใจในการพัฒนาวิธีการประมวลผลสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าสมอง (electroencephalogram-EEG) โดยวัดจากสมองของมนุษย์ จากสิ่งต่างๆเหล่านี้จึงนำมาซึ่งองค์ความรู้ต่างๆที่มนุษย์ได้พัฒนาขึ้นจากอดีตสู่ปัจจุบันและอนาคต

2.3.1 ที่มาและความสำคัญ

ปี1811-1868 ,ปี 1818-1896 [12] Carlo Matteucci และ Emil Du Bois-Reymond ตามลำดับ เป็นกลุ่มคนแรกที่บันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่ปล่อยมาจากเส้นประสาทกล้ามเนื้อโดยใช้เครื่องวัดกระแสไฟฟ้าและสร้างแนวคิดระบบประสาทสรีรวิทยา

ปี 1842 Richard Caton นักวิทยาศาสตร์จากเมืองลิเวอร์พูลประเทศอังกฤษได้ใช้เครื่องวัดกระแสไฟฟ้าและขั้วไฟฟ้า2ขั้ววางบนหนังศีรษะของผู้ที่ทำการทดลองและบันทึกการทำงานของสมองจากสัญญาณไฟฟ้า

ปี 1832-1927,ปี1838-1907 Fritsch และ Hitzig ได้ค้นพบสามารถใช้ไฟฟ้าในการกระตุ้นสมองของมนุษย์ได้

ปี 1873-1941 Hans Berger ค้นพบสัญญาณไฟฟ้าคลื่นสมองเป็นบุคคลแรกที่สามารถบันทึกคลื่นสมองของมนุษย์ในระยะเวลา 1-3 นาทีลงบนกระดาษภาพถ่ายในการบันทึกครั้งนี้ใช้เพียงช่องสัญญาณเดียนั้นก็คือส่วนหน้า-ส่วนท้ายทอย จากนั้นได้รวบรวมข้อมูลช่วงคลื่นอัลฟาเพื่อใช้เป็นองค์ประกอบหลักของสัญญาณคลื่นไฟฟ้า และการตอบสนองของสมองในช่วงอัลฟา ในปี1930 Berger ได้ค้นพบผลกระทบของมนุษย์เมื่อขาดออกซิเจนด้วยเหตุผลที่เกิดจากลักษณะความผิดปกติของสมองจึงนำมาซึ่งการค้นพบโรคลมชัก ซึ่ง Berger ให้ความสำคัญไปที่ตำแหน่งของสมองและความผิดปกติในตำแหน่งของเนื้องอกในสมองมนุษย์ นอกจากนี้ Berge ยังพบความเชื่อมโยงระหว่างสัมพันธ์ทางจิตใจกับความเปลี่ยนแปลงในคลื่นไฟฟ้าสมองอีกด้วย

ปี 1960 มีการวิเคราะห์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยเริ่มต้นจากทารกที่มีอายุครรภ์ปกติและทารกที่คลอดก่อนกำหนด เพื่อเป็นจุดเริ่มต้นนำไปพัฒนาต่อไป

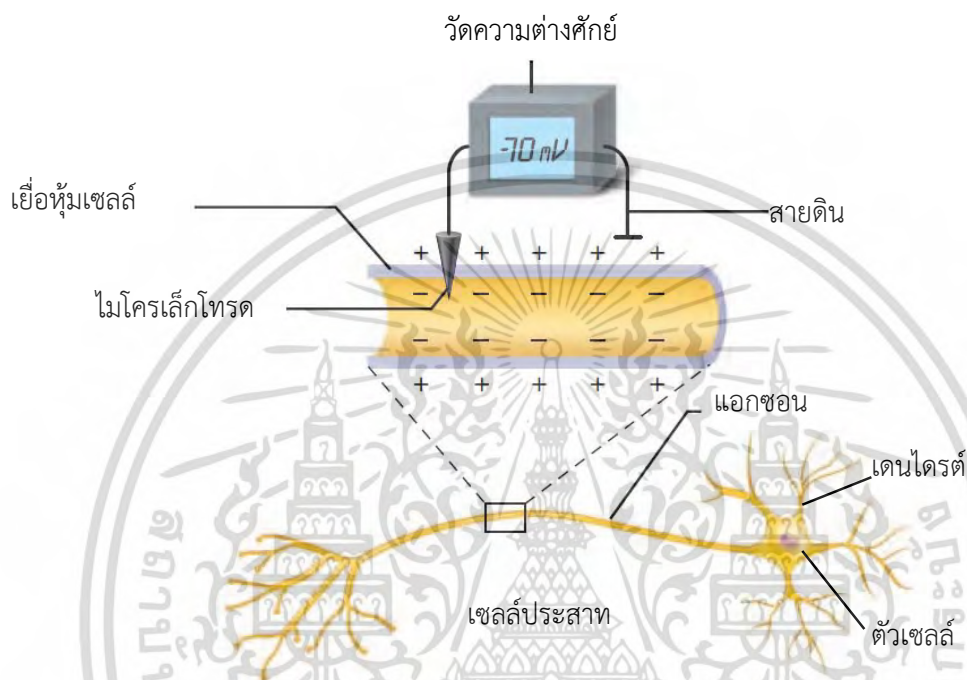
ปี 1970 มีการวิจัยด้วยระบบตรวจการตอบสนองทางไฟฟ้าของระบบประสาท evoked potentials (EPs) ที่คิดค้นมาเฉพาะเพื่อใช้ตรวจสอบผู้ที่อาการเจ็บป่วยทางจิต

อย่างไรก็ตามการค้นคว้าและวิจัยเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันล้วนมีประโยชน์ในทางการแพทย์เป็นอย่างมาก อาทิเช่น การรักษาผู้ป่วยโรคลมชัก,ผู้ป่วยทางจิต หรือใช้กับคนปกติเพื่อหาแนวโน้มที่อาจจะเป็นโรคต่างๆในอนาคตได้

2.3.2 การทำงานของระบบประสาท

ระบบประสาทกลางประกอบด้วยเซลล์ประสาทและเซลล์เกลีย ซึ่งสิ่งเหล่านี้อยู่พบอยู่ที่เซลล์ประสาท และเซลล์ประสาทแต่ละเซลล์ประกอบด้วยแอกซอน (Axon),เดนไดรต์ (Dendrite) และตัวเซลล์ (Cell body) แสดงตามรูปที่ 2.3 เซลล์ประสาทมีการตอบสนองต่อสิ่งเร้าและส่งผ่านสัญญาณในระยะไกล ในแต่ละตัวเซลล์ประสาท (Cell body) จะประกอบไปด้วยนิวเคลียส 1 ชิ้นและส่วนใหญ่ประกอบด้วยเมแทบอลิ

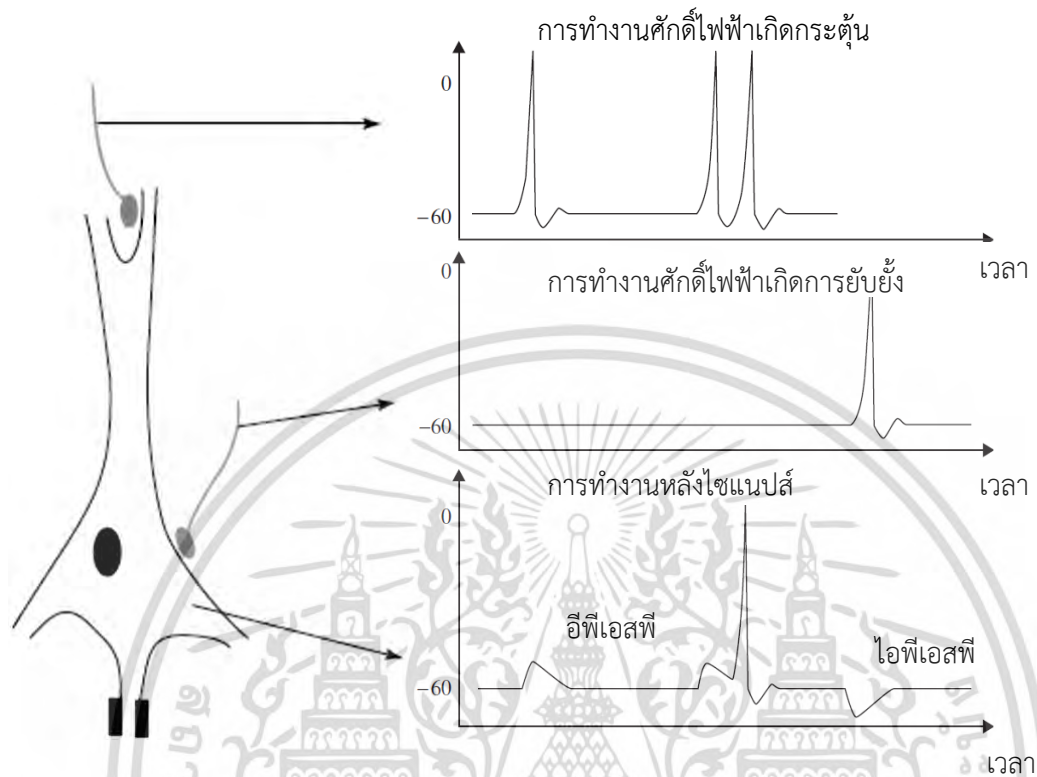
ซึมของเซลล์ประสาทโดยมีความสำคัญในการสร้างพลังงาน สังเคราะห์โปรตีนที่เป็นสารสื่อประสาท ส่วนการสร้างโปรตีนในตัวเซลล์จะถูกส่งไปยังส่วนต่างๆของเซลล์ประสาท แอกซอนจะมีลักษณะเป็นทรงกระบอกยาว ซึ่งทำหน้าที่นำสัญญาณทางไฟฟ้าออกจากตัวเซลล์และมีความยาวหลายเมตร โดยอกซอนจะทำหน้าที่เป็นระบบลำเลียงโปรตีนไปยังเซลล์ปลายทางและระบบลำเลียงนี้เรียกได้ว่าเป็นโมเลกุลของการขับเคลื่อน



รูปที่ 2.3 การวัดศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์ในเซลล์ประสาท[13]

การทำงานในระบบประสาทกลางมีความสัมพันธ์ในการถ่ายเทกระแสกับซินแนปส์ (synapse) ระหว่างจุดเชื่อมต่อ(เซลล์ซินแนปส์)ของแอกซอน และเดนไดรต์ มีค่าศักย์ไฟฟ้า-60 ถึง -70 มิลลิโวลท์ ที่บันทึกได้ของเซลล์เมมเบรนเหล่านี้เปลี่ยนไปตามรูปแบบของการทำงานของซินแนปส์ เมื่อมีการสร้างศักดีไฟฟ้าเคลื่อนที่ไปตามเส้นใยและสิ้นสุดลงที่ซินแนปส์กระตุ้น (excitatory synapse) ศักดีไฟฟ้าในระดับนี้เรียกว่า ศักดีไฟฟ้าของการกระตุ้นใยประสาทหลังซินแนปส์หรืออีพีเอสพี (excitatory postsynaptic potential : EPSP) หากเส้นใยปลายประสาทเป็นชนิดยับยั้ง จะทำให้เกิดกรณีของไฮเปอร์โพลาไรเซชันที่เยื่อหุ้มปลายประสาทหลังซินแนปส์ศักดีไฟฟ้าในระดับนี้เรียกว่าอินฮิบิทอรี โปสซินแนปติก โปเทนเชียล หรือ ไอพีเอสพี (inhibitory postsynaptic potential : IPSP)ตามรูปที่ 2.4 การเกิดไอพีเอสพีคือการที่ประจุบวกของเซลล์ประสาทมีการสร้างมากเกินไป หรือ การที่ประจุบวกไหลเข้ามาในเซลล์ประสาท ด้วยเหตุผลเหล่านี้จึงทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าในเซลล์ประสาท โดยเบื้องต้นมีการสร้างกระแสที่เนื้อเยื่อจากนั้นจะมีกระแสที่เยื่อหุ้มเซลล์ทั้งพื้นที่ภายในและภายนอกเซลล์ ส่วนกระแสเหล่านี้จะไหลผ่านพื้นที่นอกเซลล์เพื่อไปสร้างศักย์ไฟฟ้า ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้จะมีความถี่น้อยกว่า 100 เฮิร์ตซ์ เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าสมอง เมื่อไม่มีการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณและไฟฟ้า ถ้ามีการส่งสัญญาณที่ลดลงซึ่งนั่นคือคลื่นสมองที่เกิดขึ้นจริง การรวมกันของคลื่นไฟฟ้า

สมองและไฟฟ้ากระแสตรงมักเป็นข้อสงสัยเหตุว่าสมองนั้นต้องเกิดความผิดปกติอะไรสักอย่าง อาทิเช่น การขาดอากาศหายใจ



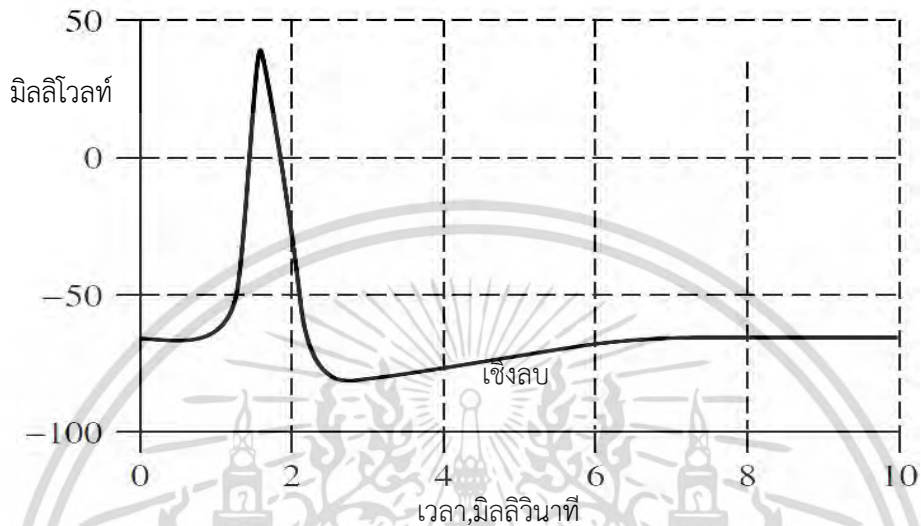
รูปที่ 2.4 การเปลี่ยนแปลงของเยื่อหุ้มเซลล์และการไหลของกระแสในระหว่างการเกิดการกระตุ้นศักย์ไฟฟ้าและการยับยั้งศักย์ไฟฟ้า[12]

2.3.3 สร้างศักย์ไฟฟ้า(Action Potentials)

ข้อมูลที่ถูกส่งผ่านเส้นประสาทเรียกว่า สร้างศักย์ไฟฟ้า(Action Potentials) [12] เกิดจากการแลกเปลี่ยนของไอออนระหว่างเยื่อหุ้มเซลล์ประสาท และศักยะงานที่เกิดการเปลี่ยนแปลงชั่วขณะที่ศักย์ไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์จากนั้นก็ถูกส่งไปยังแอกซอน โดยจะเริ่มต้นจากตัวเซลล์และโดยปกติจะเคลื่อนตัวไปทิศทางเดียว การเกิดศักย์ไฟฟ้าที่เยื่อหุ้มเซลล์(ให้ผลเป็นบวก) การสร้างการยับยั้งหลังจากจุดสูงสุดของการยับยั้งเยื่อหุ้มเซลล์(ให้ผลเป็นลบ) ศักย์ไฟฟ้าที่เป็นลบมีค่ามากกว่าศักย์ไฟฟ้าในขณะพักจากนั้นจะกลับมาสู่สภาวะปกติ ศักยะงานของส่วนใหญ่ของเซลล์ประสาทอยู่ในช่วง 5 และ 10 วินาที ตามรูปที่ 2.5

ความเร็วของกระแสไฟฟ้าของอยู่ระหว่าง 1 ถึง 10 เมตรต่อวินาที การก่อให้เกิดศักย์ไฟฟ้าโดยสิ่งเร้าจากประสาทสัมผัสหลายแบบ หรือสิ่งเร้าจากอย่างอื่น อาทิเช่น สารเคมี,แสง,กระแสไฟฟ้า,แรงกดดัน,การสัมผัสเป็นต้น ในทางกลับกันเส้นประสาทในระบบประสาทส่วนกลาง(สมองและไขสันหลัง)ส่วนใหญ่มักจะถูกกระตุ้นจากสารเคมีที่ซินแนปส์

การกระตุ้นต้องอยู่เหนือเกณฑ์สร้างศักดีไฟฟ้าที่กำหนดไว้ การกระตุ้นที่น้อยเกินไปอาจจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงเพียงน้อยนิดแต่ไม่ก่อให้เกิดปรากฏการณ์การสร้างศักดีไฟฟ้า ในขณะที่เดียวกันการกระตุ้นที่ให้ค่ามากกว่าเกณฑ์จะให้เกิดการสร้างศักดีไฟฟ้าและมีการเคลื่อนที่ไปยังเส้นประสาท



รูปที่ 2.5 ตัวอย่างสร้างศักดีไฟฟ้า

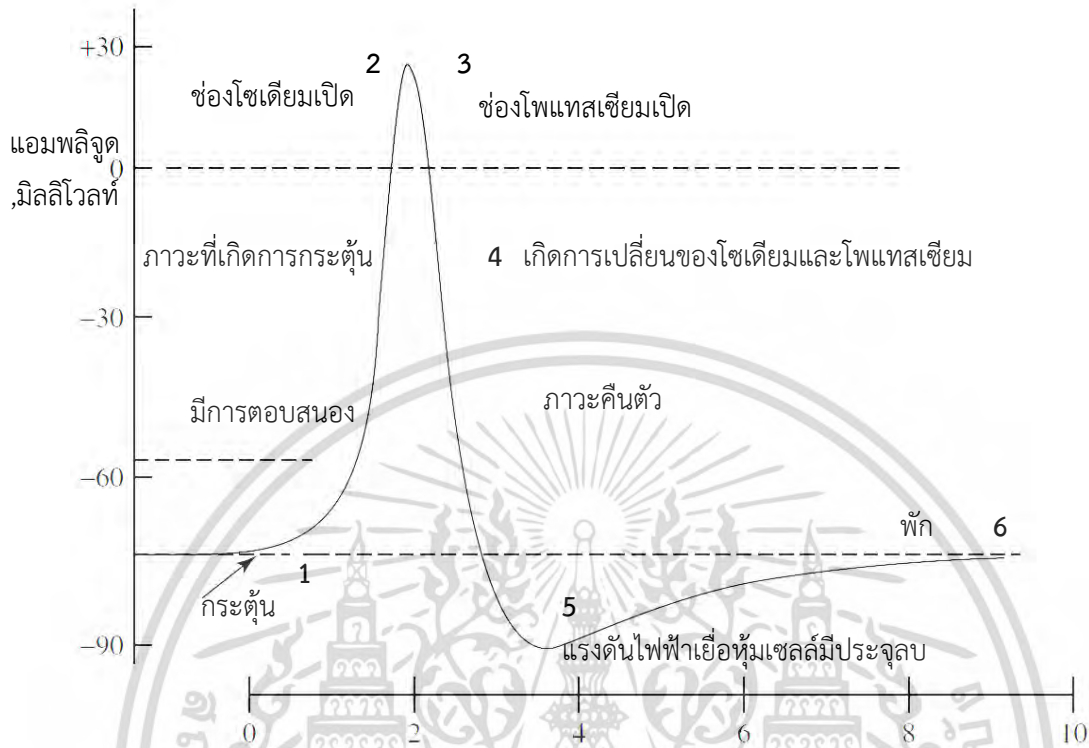
การเพิ่มของการสร้างศักดีไฟฟ้าส่วนเกิดจากการที่ช่องสัญญาณโซเดียมเปิด เกิดการผลิตโพแทสเซียมทำให้เกิดประจุโซเดียมและโพแทสเซียม ทั้งสองสิ่งนี้ในการสร้างการเกิดศักดีไฟฟ้าโดยโซเดียมภายนอกเซลล์จะมีค่าสูงส่วนภายในมีค่าต่ำ ลักษณะจำเพาะของเซลล์ที่ถูกกระตุ้นที่ช่องโซเดียมและโพแทสเซียมตรงช่องจะมีการเปิดและปิดเมื่อมีการตอบสนองของแรงดันไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์(ช่อง แรงดัน-ประจุ) เมื่อมีการเปิดของช่องประจุโซเดียมจะทำให้โซเดียมมีการวิ่งกลับเข้าไปในเซลล์ทำให้เกิดประจุบวกภายใน จึงทำให้ศักดีไฟฟ้าที่เยื่อหุ้มเซลล์มีค่าเป็นบวก(ภาวะที่เกิดการกระตุ้น) ตามรูปที่ 2.6 แสดงถึงกระบวนการระหว่างขั้นตอนการเกิดการสร้างศักดีไฟฟ้า สำหรับมนุษย์ค่านี้จะอยู่ระหว่าง -60 มิลลิโวลต์ ไปจนถึง 10 มิลลิโวลต์ โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. เมื่อเดนไดรต์ของเซลล์ประสาทเกิดการกระตุ้นช่องโซเดียมจะทำการเปิด ถ้าถูกกระตุ้นอย่างเพียงพอต่อการกระตุ้นศักดีไฟฟ้าจะเกิดการเปลี่ยนแปลงจาก -70 มิลลิโวลต์ ไปจนถึง 55 มิลลิโวลต์ จากนั้น

2. ในขณะเดียวกันค่าระดับกัน(threshold) มาถึงระดับที่ ช่องโซเดียมเปิด ประจุโซเดียมมีการไหลเข้าไปในเยื่อหุ้มเซลล์โดยมีค่าประมาณ +30 มิลลิโวลต์ ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนที่เรียกว่าภาวะที่เกิดการกระตุ้น

3. จากนั้นช่องประจุโซเดียมจะปิดและช่องประจุโพแทสเซียมจะเปิด นับตั้งแต่ช่องประจุโพแทสเซียมที่เริ่มเปิดจะถือว่าเป็นภาวะที่เกิดการกระตุ้นโดยสมบูรณ์ ทั้งสองช่องนี้จะเปิดในเวลาเดียวกันเพื่อให้ระบบได้ดำเนินต่อไปและจะเกิดการสร้างศักดีไฟฟ้า

4. ช่องประจุโพแทสเซียมเปิด เยื่อหุ้มเซลล์จะเริ่มคืนตัวกลับไปสู่การพัก



รูปที่ 2.6 การเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์

5. จากสภาวะคืนตัวไปสู่สภาวะพักจะมีค่าศักย์ไฟฟ้าที่ -90 มิลลิโวลต์ เรียกเหตุการณ์นี้ว่า แรงดันไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์มีประจุลบ การที่แรงดันไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์มีประจุลบเพื่อป้องกันเซลล์ประสาทจากการกระตุ้นจากสิ่งอื่นในเวลาหรืออย่างน้อยก็เป็นเป็นเกณฑ์ก่อนที่จะมีการเกิดการกระตุ้นใหม่ ความสำคัญในส่วนนี้เป็นการ ป้องกันจากการกระตุ้นต่อสิ่งเร้าอื่นๆ เมื่อกระบวนการเสร็จเรียบร้อยแล้วสัญญาณจะถูกส่งขึ้นไปยัง แอ็กซอนจากการสร้างศักย์ไฟฟ้าในทิศทางตรงกันข้าม

6. หลังจากเกิดแรงดันไฟฟ้าเยื่อหุ้มเซลล์มีประจุลบ โซเดียมและโพแทสเซียมมีค่าสูงขึ้นเยื่อหุ้มเซลล์จะกลับไปสู่สภาวะพัก โดยค่าทางไฟฟ้าจะอยู่ที่ -70 มิลลิโวลต์

เซลล์ประสาทที่ถูกกระตุ้นที่บริเวณเดิมเป็นครั้งที่ 2 แต่ไม่มีการตอบสนองในระหว่างนี้ถ้าไม่มีการสร้างศักย์ไฟฟ้า จะเรียกว่าระยะดื้อ (Refractory Period)

2.3.4 ชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง(Brain Rhythms)

ความผิดปกติของสมองจำนวนมากถูกวินิจฉัยโดยการตรวจจับคลื่นสัญญาณสมองไฟฟ้า ผู้เชี่ยวชาญทางคลินิกในสาขาที่มีความเกี่ยวข้องได้แสดงเกี่ยวกับชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง(Brain Rhythms) ในรูปแบบของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าสมองในผู้ใหญ่ที่มีความผิดปกติทางร่างกาย จะมีแอมพลิจูดและความถี่ของ

สัญญาณดังกล่าวเปลี่ยนจากสถานะหนึ่งไปอีกสถานะหนึ่ง อาทิเช่น เกิดสถานะตื่นตัวและการนอนหลับ ลักษณะที่สำคัญของคลื่นสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามอายุของมนุษย์อีกด้วย สิ่งที่ใช้เป็นเกณฑ์หลักในการบ่งบอกถึงลักษณะเด่นคลื่นของสมองด้วยความต่างของช่วงคลื่นความถี่ ย่านความถี่เหล่านี้เรียงจากความถี่ต่ำไปสูงจะมีชื่อเรียกที่แตกต่างกันดังนี้ คลื่นอัลฟา(α),คลื่นเทต้า(θ),คลื่นเบต้า(β),คลื่นเดลต้า(δ)และคลื่นเกรมมา(Y)

คลื่นอัลฟา(α)และคลื่นเบต้า(β) ถูกค้นพบโดย Berger ในปี 1929 ส่วนคลื่นเกรมมา(Y) ถูกค้นพบโดย Jasper และ Andrews ในปี 1938 ซึ่งคลื่นเกรมมาจะมีค่ามากกว่า 30 เฮิร์ต ส่วนคลื่นเดลต้า(δ) ถูกค้นพบโดย Walter ในปี 1936 และยังคงค้นพบคลื่นเทต้า(θ) ซึ่งมีความถี่ในช่วง 4-7.5 เฮิร์ต โดยแต่ละคลื่นความถี่จะมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1.คลื่นเดลต้าอยู่ในย่านความถี่ 0.5-4 เฮิร์ต โดยคลื่นนี้จะมีบ่งบอกถึงสถานะการหลับลึกและรวมไปถึงบ่งบอกถึงสถานะการตื่นนอน เป็นเรื่องที่น่าสนใจเพราะกล้ามเนื้อบริเวณลำคอและกรามมีการตอบสนองต่อคลื่นเดลต้า เพราะกล้ามเนื้อบริเวณผิวหนังจะผลิตสัญญาณขนาดใหญ่ในขณะที่สัญญาณที่น่าสนใจมาจากส่วนที่อยู่ส่วนลึกของสมองและต้องผ่านส่วนกะโหลก อย่างไรก็ตามสามารถประยุกต์วิธีการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขั้นต้น ซึ่งง่ายต่อการตรวจสอบการตอบสนอง

2.คลื่นเทต้าอยู่ในย่านความถี่ 4-7.5 เฮิร์ต ในส่วนของคลื่นเทต้าบ่งบอกถึงสถานะอาการกึ่งหลับกึ่งตื่น คลื่นเทต้ายังเกี่ยวข้องกับการไม่ได้สติ,การสร้างการหายใจเข้า และการทำสมาธิขั้นลึก คลื่นนี้มักพบมีความเกี่ยวข้องกับอารมณ์ คลื่นเทต้าจะมีบทบาทสำคัญในวัยเด็ก ส่วนในผู้ใหญ่คลื่นนี้จะสามารถจำแนกผู้ที่มีความผิดปกติที่เกิดจากปัญหาทางพยาธิสภาพ การเปลี่ยนแปลงของคลื่นเทต้าจะใช้ตรวจสอบเกี่ยวกับภาวะเจริญเติบโตและอารมณ์

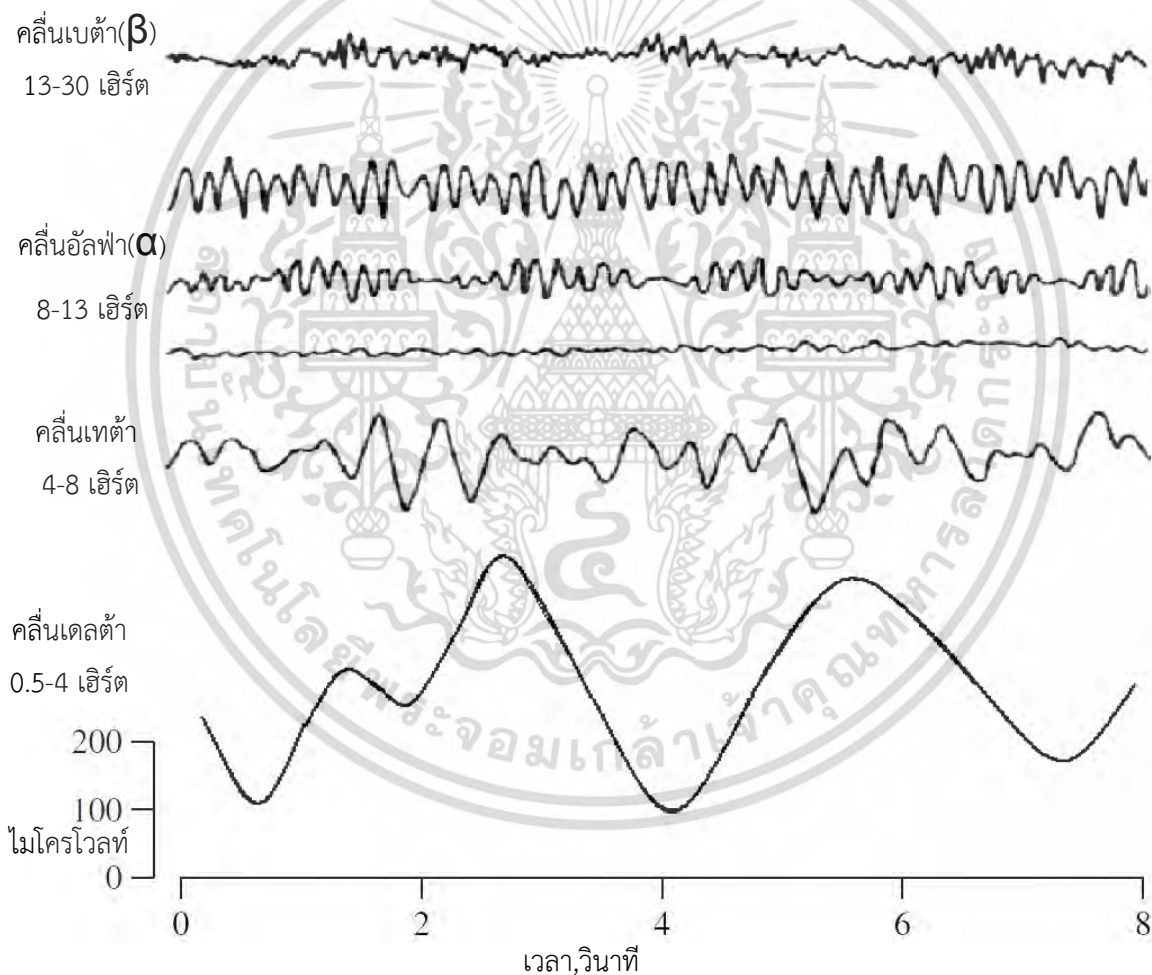
3.คลื่นอัลฟาส่วนใหญ่จะปรากฏที่บริเวณหลังศีรษะและพบในบริเวณท้ายทอยของสมอง คลื่นอัลฟาอยู่ในย่านความถี่ 8-13 เฮิร์ต และมักจะปรากฏเป็นรูปคลื่นสัญญาณแบบไซน์ อย่างไรก็ตามในบางกรณีก็ปรากฏในรูปคลื่นสามเหลี่ยม(V wave)[14]มักจะพบในคลื่นสมองไฟฟ้าในขณะหลับ อย่างไรก็ตามในกรณีที่ให้ค่าเป็นเชิงลบก็อาจจะเป็นรูปคลื่นสามเหลี่ยม(V wave)และคลื่นที่มีลักษณะโค้งมนมีค่าเป็นบวกหรือไปคล้ายกับคลื่นของโรคมะเร็งจะเรียกคลื่นนี้ว่ามิวริทึม(μ , Mu -rhythm) คลื่นอัลฟาจะบ่งชี้ถึงสภาวะผ่อนคลายโดยไม่คำนึงถึงความกดดันหรือความจดจ่อ คลื่นอัลฟาถือเป็นคลื่นที่มีความโดดเด่นที่สุดในคลื่นทั้งหมดของสมองและอาจจะเป็นช่วงความถี่ที่ดีกว่าก่อนหน้านี้โดยส่วนใหญ่สามารถสร้างคลื่นอัลฟาได้โดยการหลับตาซึ่งส่วนใหญ่ใช้ในการรื้อฟื้นขณะที่จัดทำรูปแบบของสมอง เป็นการลดหรือการกำจัดสิ่งรบกวนที่เกิดจากการมองเห็น,การได้ยินเสียง,ความวิตกกังวลหรือความสนใจอย่างใดอย่างหนึ่งAlbert Einsteinสามารถแก้ปัญหาทางคณิตศาสตร์ในขณะที่อยู่ในสถานะคลื่นอัลฟาแม้ว่าคลื่นเหล่านี้ยังคงจะมีคลื่นเบต้าและเทต้าอยู่ คลื่นอัลฟาเป็นคลื่นที่มีแอมพลิจูดที่เหนือที่บริเวณท้ายทอยและมีแอมพลิจูดไม่น้อยกว่า 50 ไมโครโวลต์

4.คลื่นเบต้าอยู่ในย่านความถี่ 14-26 เฮิร์ต มักพบได้ในเวลาที่ตื่นปกติโดยคลื่นนี้จะพบในการทำกิจกรรมเกี่ยวกับการคิด,การจดจ่อ,การมองที่ใดที่หนึ่งไปข้างนอก,การแก้ปัญหาต่างๆ ส่วนมากคลื่นนี้จะพบในวัยผู้ใหญ่ คลื่นเบต้าเป็นคลื่นจะมีค่าสูงเมื่อมนุษย์อยู่ในสภาวะตื่นตกใจ คลื่นนี้มักจะพบได้บริเวณส่วนหน้าและ

กลางศรีษะ และที่สำคัญคลื่นเบต้าส่วนกลางศรีษะยังมีความสำคัญกับโรคลมชักและสามารถควบคุมด้วยการเคลื่อนไหวการกระตุ้นโดยการสัมผัส ปกติคลื่นเบต้าจะมีค่าแอมพลิจูดที่ 30 ไมโครโวลท์ คล้ายกับมิมิวิริทิม

5. ความถี่ที่สูงกว่า 30 เฮิร์ต ไปจนถึง 45 เฮิร์ต จะเป็นช่วงคลื่นแกมมา แม้ว่าแอมพลิจูดในช่วงนี้จะต่ำมากและสามารถตรวจจับยากแต่คลื่นนี้ก็สมารถใช้ในการวินิจฉัยโรคทางสมองได้เช่นกัน บริเวณที่มีความถี่ของคลื่นไฟฟ้าสมองสูงและมีอัตราการไหลเวียนของเลือดที่สูงนั้นมันจะอยู่ตรงบริเวณตรงกึ่งกลางหน้าผาก

คลื่นแกมมาใช้ในการทำข้อมูลเกี่ยวกับการเกิดศักย์ไฟฟ้าของสมองที่มีความสัมพันธ์กับเหตุการณ์ภายนอกที่มากระตุ้น (Event-Related Potential: ERPs) และใช้บ่งชี้ถึงการเคลื่อนไหวของนิ้วข้างซ้ายหรือขวา, นิ้วเท้าขวา และการเคลื่อนไหวของลิ้น ซึ่งจะชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง(Brain Rhythms)ดังภาพที่ 2.7



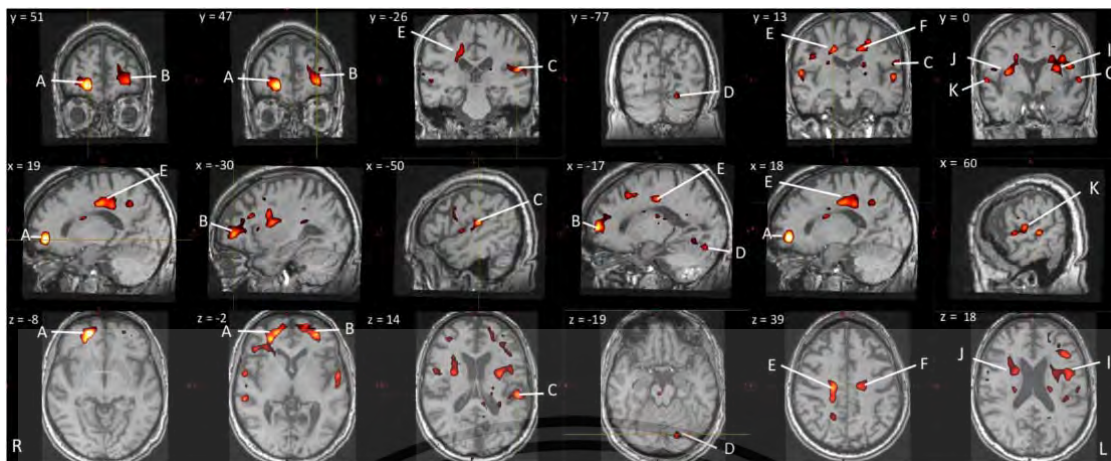
รูปที่ 2.7 คลื่นสมองทั้ง 4 แบบเรียงจากความถี่สูงไปยังความถี่ต่ำ[12]

2.3.5 การบันทึกและการวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง

การทำงานและการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาภายในสมองด้วยเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง อาทิ เช่น การสร้างภาพที่วัดสนามแม่เหล็ก (magnetoencephalogram-MEG) หรือการสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (functional magnetic resonance imaging-fMRI) อย่างไรก็ตามการใช้การสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็กก็มีขีดจำกัดในการเปรียบเทียบการวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง หรือการสร้างภาพที่วัดสนามแม่เหล็กก็ตาม ตามรูปที่ 2.8 และ 2.9 ตามลำดับ อย่างไรก็ตามทการวัดที่ได้กล่าวมาข้างต้นล้วนแล้วแต่มีข้อจำกัดดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.8 แสดงการสร้างภาพที่วัดสนามแม่เหล็ก สามารถช่วยตรวจสอบการตอบสนองของสมองบริเวณกะโหลกศีรษะ เครื่องสามารถบันทึกค่าของเซลล์ประสาทผ่านเปลือกสมอง ยกตัวอย่าง รูปด้านขวาล่างมีการเปลี่ยนแปลงในบริเวณกลีบหน้าผาก(ตามลูกศร) โดยมีความค่าความถี่ที่ 10 เฮิร์ต(เป็นส่วนหนึ่งของคลื่นระกลูอัลฟา) [15]



รูปที่ 2.9 แสดงสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็กของกระบวนการสื่อสารระบบประสาทด้วยภาษา[15]

1. ความละเอียดในการลำดับภาพของการสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็กมีประสิทธิภาพค่อนข้างต่ำ(ประมาณ2เฟรมต่อวินาที) ในขณะที่การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง หรือการสร้างภาพที่วัดสนามแม่เหล็ก สามารถดูสัญญาณได้เลย

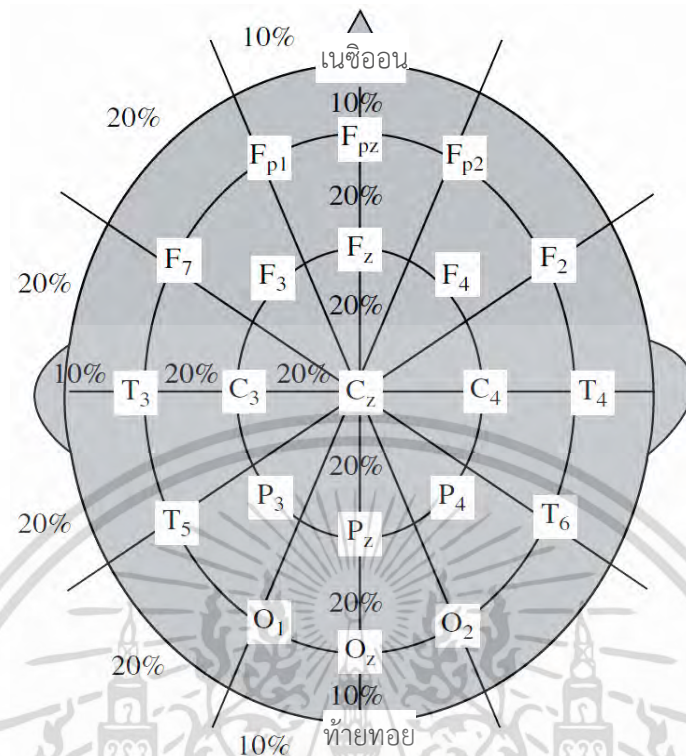
2. พฤติกรรมทางจิตหลายประเภท,ความผิดปกติทางสมอง และการทำงานที่ผิดปกติของสมองไม่สามารถบันทึกได้ด้วยตัวการสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็กเนื่องจากจะทำให้เกิดผลกระทบต่อการไหลเวียนของออกซิเจนในเลือดต่ำ

3. การสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็กมีค่อนข้างจำกัดและมีราคาแพง

4. การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองก็มีความจำกัดด้วยจำนวนของอิเล็กโทรดในการตรวจ(สำหรับการสร้างภาพที่วัดสนามแม่เหล็กก็เป็นจำนวนขดลวด)

2.3.5.1 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด

สหพันธ์นานาชาติของสมาคมการวินิจฉัยทางไฟฟ้าและประสาทกายวิภาคทางคลินิก (The International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology) ได้ทำการจัดระบบตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด(เรียกว่าระบบ 10-20) สำหรับอิเล็กโทรด 21 ชิ้น (ไม่รวมอิเล็กโทรดที่ติดบริเวณหู) ตามรูปที่ 2.10 โดยบริเวณขั้วไฟฟ้าตรงหุ้มชื่อเรียก A1 และ A2 เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิง ระบบ10-20 หลักเสียงในการวางตำแหน่งลูกตาทั้งสองข้างและการจัดวางมีระยะห่างที่คงที่ด้วยการใช้ลักษณะจำเพาะทางกายวิภาคด้วยการวัดโดยใช้ระยะห่าง 10เปอร์เซ็นต์หรือ20เปอร์เซ็นต์ในการกำหนดระยะห่าง โดยขั้วไฟฟ้าเลขคี่จะอยู่ด้านซ้ายส่วนขั้วไฟฟ้าเลขคู่จะอยู่ด้านขวา สำหรับการตั้งค่าอิเล็กโทรดจำนวนมากนั้นจะใช้ระบบในการวางซึ่งจะวางอิเล็กโทรดที่ด้านบนศีรษะจะมีระยะห่างที่เท่าๆกัน



รูปที่ 2.10 แสดงตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดของระบบ 10-20 สำหรับอิเล็กโทรดทั้งหมด 21 ขั้ว

ตัวอักษรที่แสดงที่ระบบ 10-20 ล้วนแล้วแต่มีความสำคัญทั้งสิ้น ดังจะแสดงดังตารางที่ 2

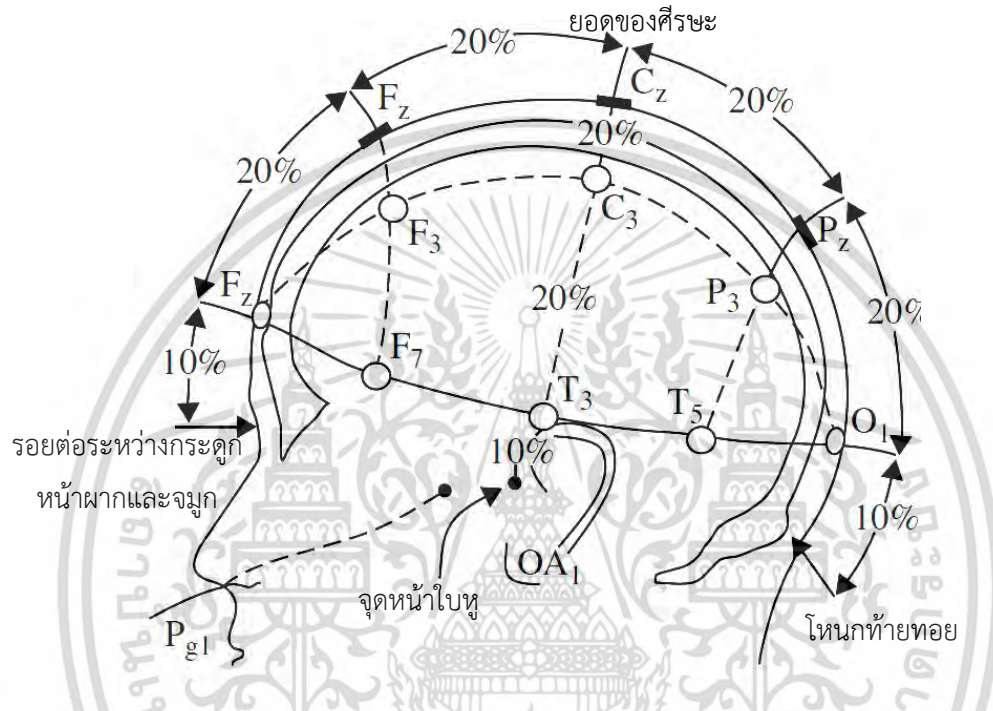
ต่อไปนี้

ตารางที่ 2 ตารางแสดงรายละเอียดของระบบ 10-20 [17]

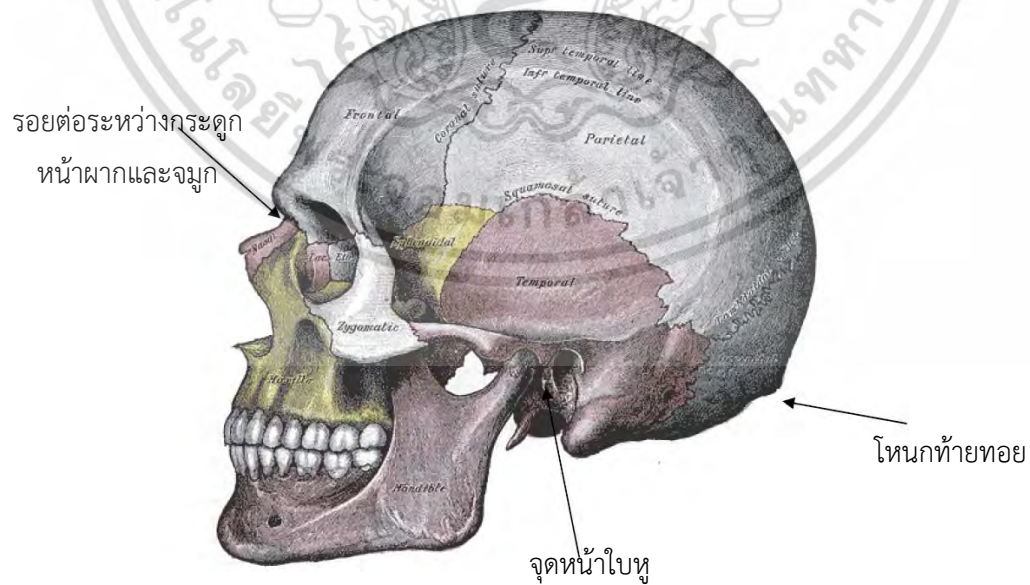
อิเล็กโทรด	ตำแหน่งของสมอง
F	Frontal(สมองกลีบหน้า)
T	Temporal(สมองกลีบขมับ)
C	Central(จุดกึ่งกลาง)
P	Parietal(สมองกลีบข้าง)
O	Occipital(สมองกลีบท้ายทอย)
Z(Zero)	เป็นจุดอ้างอิงในการแบ่ง
เลขคู่(2,4,6)	สมองซีกขวา
เลขคี่(1,3,5)	สมองซีกซ้าย

2.3.5.2 ขั้นตอนในการวางอิเล็กโทรด

อันดับแรกต้องรู้ลักษณะโครงสร้างของกะโหลกเพื่อที่จะกำหนดจุดได้อย่างถูกต้อง โดยจะแสดงรูปกะโหลกทางด้านตามรูปที่ 2.11 เพื่อให้เห็นระบบ10-20ได้อย่างชัดเจนมากยิ่งขึ้น จากนั้นเราต้องรู้ตำแหน่งที่ชัดเจนด้วยการศึกษาทางสรีระวิทยาจากรูปโครงสร้างกระดูกตามรูปที่ 2.12 เพื่อให้ได้จุดที่จะวางอิเล็กโทรดได้อย่างแม่นยำก่อนวัดสัญญาณคลื่นสมอง



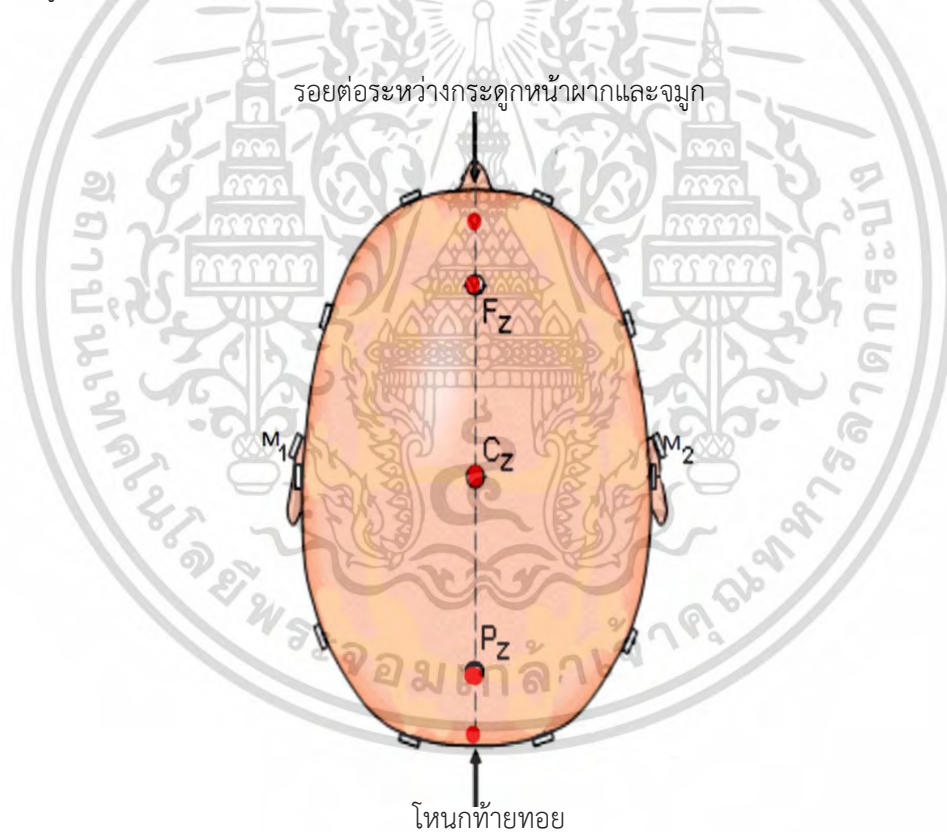
รูปที่ 2.11 แสดงตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดของระบบ10-20 ทางด้านข้าง[12]



รูปที่ 2.12 แสดงตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดของระบบ10-20 จากโครงสร้างกระดูก[18]

ตำแหน่งที่เป็นจุดสังเกตที่ใช้เป็นจุดสำคัญในการวางอิเล็กโทรดคือ จุดที่เป็นรอยต่อระหว่างกระดูกหน้าผาก และกระดูกจมูก (Nasion) ของกะโหลกศีรษะมนุษย์ สังเกตได้ชัดเจนคือเป็นรอยเว้าที่อยู่ระหว่างตาทั้งสองข้างและด้านบนดั้งจมูก ต่อไปก็เป็นจุดโหนกท้ายทอย (Inion) เป็นจุดท้ายสุดที่โผล่ออกมาจากกะโหลก และจุดสุดท้ายเป็นจุดบริเวณหน้าใบหูด้านซ้าย(Left Pre-auricular point)และจุดบริเวณหน้าใบหูด้านขวา(Right Pre-auricular point) เมื่อเรารู้ตำแหน่งจุดสำคัญของกะโหลกแล้วจากนั้นจะต้องทำการวัดกะโหลกโดยมีขั้นตอน[18]ดังนี้

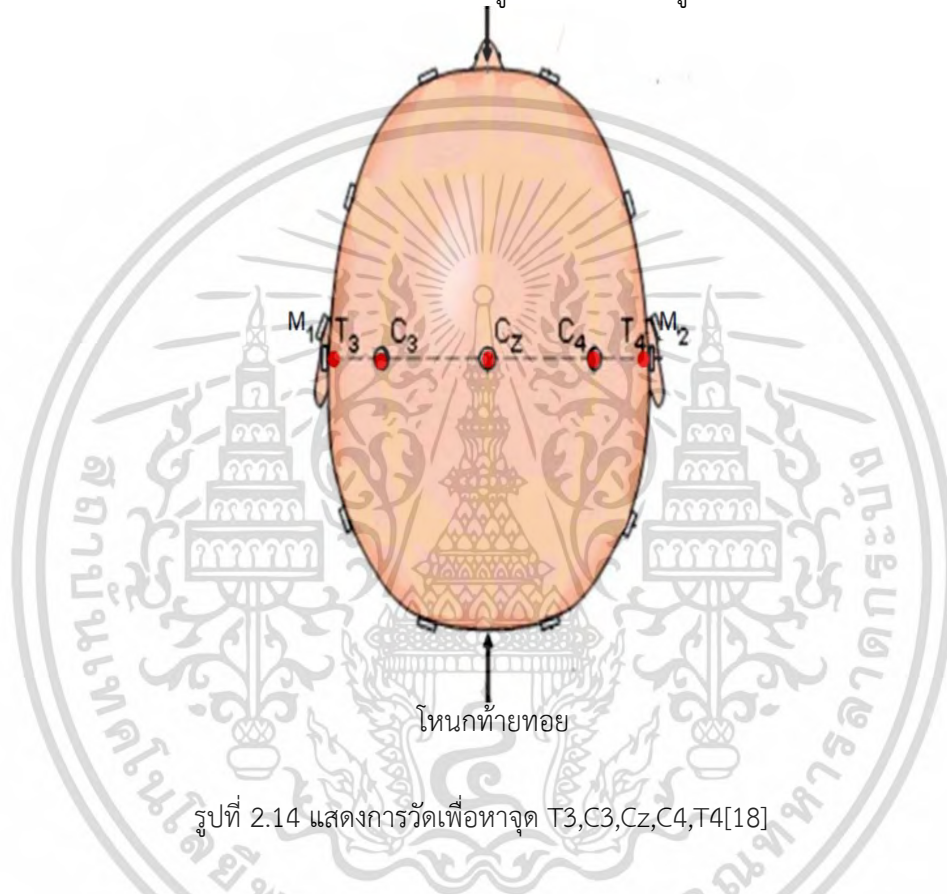
1. การหาจุด Cz ต้องวัดระยะจากจุดบริเวณหน้าใบหูด้านซ้ายไปจุดบริเวณหน้าใบหูด้านขวา จากนั้นคำนวณ 50 เปอร์เซ็นต์จากระยะที่ได้แล้วทำเครื่องหมายบริเวณกะโหลกเพื่อใช้เป็นจุดกึ่งกลางตามแกนแนวนอน ทำการวัดระยะซ้ำจากจุดที่เป็นรอยต่อระหว่างกระดูกหน้าผาก และกระดูกจมูกของกะโหลกศีรษะมนุษย์ ไปยังจุดโหนกท้ายทอยเพื่อให้ได้จุดกึ่งกลางตามแกนแนวตั้ง จะได้จุด Cz ตามที่เราต้องการตามรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 แสดงการวัดเพื่อหาจุด Cz[18]

2. การหาจุด T3, C3, Cz, C4, T4 ทำตามขั้นตอนที่ 1 เพื่อหาจุด Cz เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในหาจุดอื่นๆ จากนั้นคำนวณหาจุดจาก M1 ไป T3 ระยะทาง 10 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก T3 ไป C3 ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก C3 ไป Cz ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก M2 ไป T4 ระยะทาง 10 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก T4 ไป C4 ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก C4 ไป Cz ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากแนวนอนทั้งหมด โดยแสดงดังรูปที่ 2.14

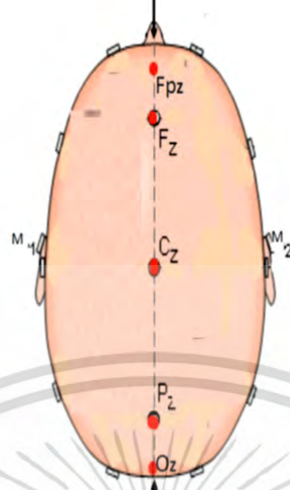
รอยต่อระหว่างกระดูกหน้าผากและจมูก



รูปที่ 2.14 แสดงการวัดเพื่อหาจุด T3, C3, Cz, C4, T4 [18]

3. การหาจุด Fpz, Fz, Cz, Pz, Oz ทำการวัดเพื่อหาจุดกึ่งกลางอีกครั้งโดยวัดจุดที่เป็นรอยต่อระหว่างกระดูกหน้าผาก และกระดูกจมูกของกะโหลกศีรษะมนุษย์ ไปยังจุดโหนกท้ายทอย จากนั้นคำนวณหาจุดจาก รอยต่อระหว่างกระดูกหน้าผากและจมูก ไป Fpz ระยะทาง 10 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก Fpz ไป Fz ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก Fz ไป Cz ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก โหนกท้ายทอย ไป Oz ระยะทาง 10 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก Oz ไป Pz ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก Pz ไป Cz ระยะทาง 20 เพอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด โดยแสดงดังรูปที่ 2.15

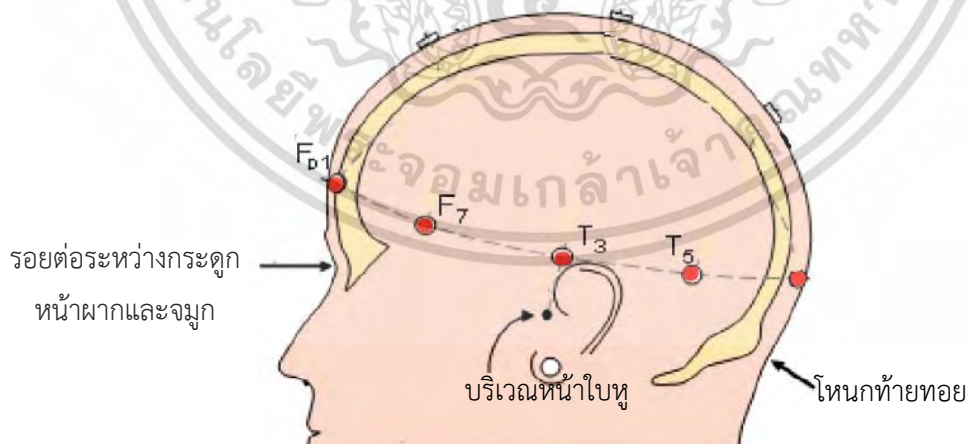
รอยต่อระหว่างกระดูกหน้าผากและจมูก



โหนกท้ายทอย

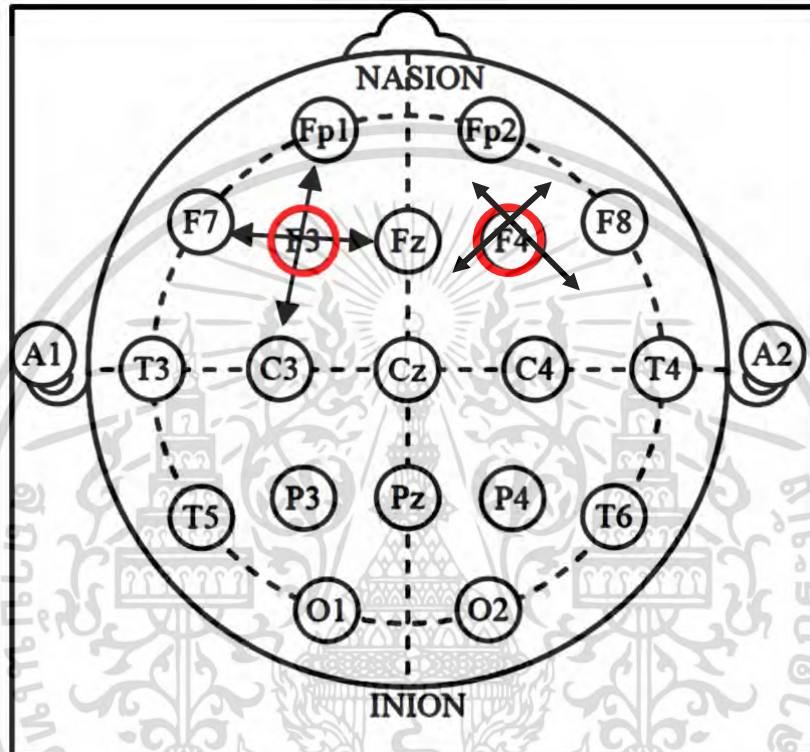
รูปที่ 2.15 แสดงการวัดเพื่อหาจุด Fpz, Fz, Cz, Pz, Oz[18]

4. การหาจุด Fp1, F7, T3, T5, O1, Oz ทำการวัดระยะทางทั้งหมดจากจุด Fpz ไปยัง Oz จากนั้นคำนวณหาจุดจาก Fpz ไป Fp1 ระยะทาง 10 เปอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก Fp1 ไป F7 ระยะทาง 20 เปอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก F7 ไป T3 ระยะทาง 20 เปอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก Oz ไป O1 ระยะทาง 10 เปอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก O1 ไป T5 ระยะทาง 20 เปอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด, จาก T5 ไป T3 ระยะทาง 20 เปอร์เซ็นต์จากระยะทั้งหมด โดยแสดงดังรูปที่ 2.16 และจากจุด T3 ไปจุด บริเวณหน้าใบหู ระยะทาง 10 เปอร์เซ็นต์จากระยะแนวนอนทั้งหมด(จากจุด Fp2, F4, T4, T6, O2,) ก็ทำเช่นเดียวกัน



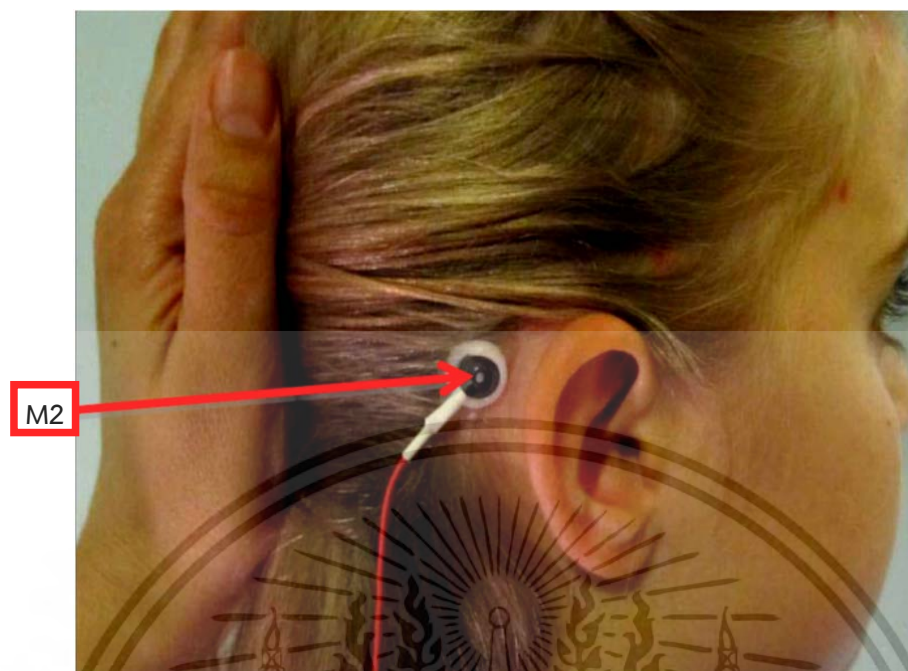
รูปที่ 2.16 แสดงการวัดเพื่อหาจุด Fp1, F7, T3, T5, O1, Oz[18]

5. การหาจุด F3 และ F4 ทำการวัดระยะหาจุดกึ่งกลางระหว่างจากจุด Fp1 ไปยังจุด C3 แล้วทำเครื่องหมายไว้ จากนั้น ทำการวัดระยะหาจุดกึ่งกลางระหว่างจากจุด Fz ไปยังจุด F7 แล้วทำเครื่องหมายไว้ จากนั้นเราก็ได้จุด F3 ส่วนจุด F4 ทำการวัดระยะหาจุดกึ่งกลางระหว่างจากจุด Fp2 ไปยังจุด C4 แล้วทำเครื่องหมายไว้ จากนั้น ทำการวัดระยะหาจุดกึ่งกลางระหว่างจากจุด Fz ไปยังจุด F8 แล้วทำเครื่องหมายไว้ จากนั้นเราก็ได้จุด F4 ดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 แสดงการวัดเพื่อหาจุด F3 และ F4 [18]

6. การหาจุด M1 และ M2 โดยจุดนี้ใช้เป็นจุดอ้างอิงของอิเล็กโทรดในการทำการวัด ซึ่งจุด M1 และ M2 จะอยู่บริเวณหลังหูซึ่งแต่ละคนจุดนี้ก็จะอยู่ในตำแหน่งที่ไม่เหมือนกัน ดังนั้นเราต้องใช้ทักษะในการติดพอสสมควรเพื่อคลำหากระดูกในส่วนนี้ ดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 แสดงจุด M2[18]

จากที่ได้กล่าวมาข้างต้นในเรื่องของการวางอิเล็กโทรดนั้นสามารถสร้างความเชื่อมโยงได้ด้วยการจัดวางอิเล็กโทรดจากด้านหน้าไปด้านหลัง(longitudinal bipolar montage) หรือวางตามแนวขวาง (Transverse bipolar montage) จากการออกแบบต่างๆได้เกิดข้อตกลงในการออกแบบการวางอิเล็กโทรดซึ่งกำหนดโดย American Clinical Neurophysiology society ดังแสดงตามตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงข้อกำหนดในการออกแบบ montage (montage design convention)

ช่อง	LB	TB	CER	Ave	WAR	LR
1	Fp1-F7	F7-Fp	F7-Cz	F7-Ave	F7-WAR	F7-LR
2	F7-T3	Fp1-Fp2	T3-Cz	T3-Ave	T3-WAR	T3-LR
3	T3-T5	Fp-F8	T5-Cz	T5-Ave	T5-WAR	T5-LR
4	T5-O1	F7-F3	Fp1-A1	Fp1-Ave	Fp1-WAR	Fp1-LR
5	Fp1-F3	F3-Fz	F3-A1	F3-Ave	F3-WAR	F3-LR
6	F3-C3	Fz-F4	C3-A1	C3-Ave	C3-WAR	C3-LR
7	C3-P3	F4-F8	P3-A1	P3-Ave	P3-WAR	P3-LR
8	P3-O1	A1-T3	O1-A1	O1-Ave	O1-WAR	O1-LR
9	Fz-Cz	T3-C3	Fz-A2	Fz-Ave	Fz-WAR	Fz-LR
10	Cz-Pz	C3-Cz	Cz-A2	Cz-Ave	Cz-WAR	Cz-LR
11	Fp2-F4	Cz-C4	Pz-A2	Pz-Ave	Pz-WAR	Pz-LR
12	F4-C4	C4-T4	Fp2-A2	Fp2-Ave	Fp2-WAR	Fp2-LR
13	C4-P4	T4-A2	F4-A2	F4-Ave	F4-WAR	F4-LR

ตารางที่ 3 แสดงข้อกำหนดในการออกแบบ montage (montage design convention)(ต่อ)

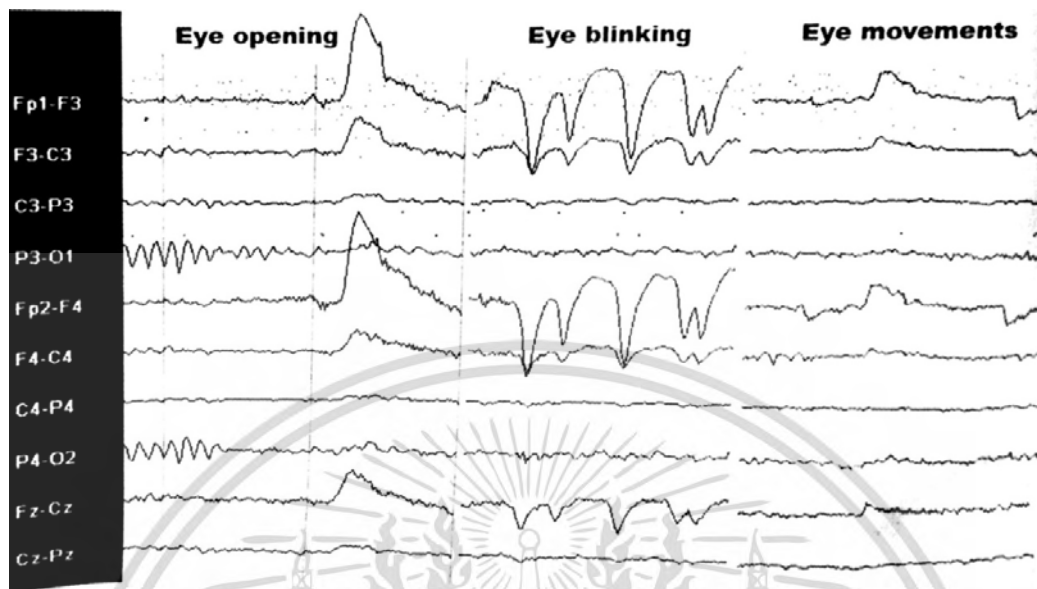
ช่อง	LB	TB	CER	Ave	WAR	LR
14	P4-O2	T54-P3	C4-A2	C4-Ave	C4-WAR	C4-LR
15	Fp2-F8	P3-Pz	P4-A2	P4-Ave	P4-WAR	P4-LR
16	F8-T4	Pz-P4	O2-A2	O2-Ave	O2-WAR	O2-LR
17	T4-T6	P4-T6	F8-A2	F8-Ave	F8-WAR	F8-LR
18	T6-O2	T5-O1	T4-A2	T4-Ave	T4-WAR	T4-LR
19		O1-O2	T6-A2	T6-Ave	T6-WAR	T6-LR
20		O2-T6				

2.3.6 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อวางอิเล็กโทรด

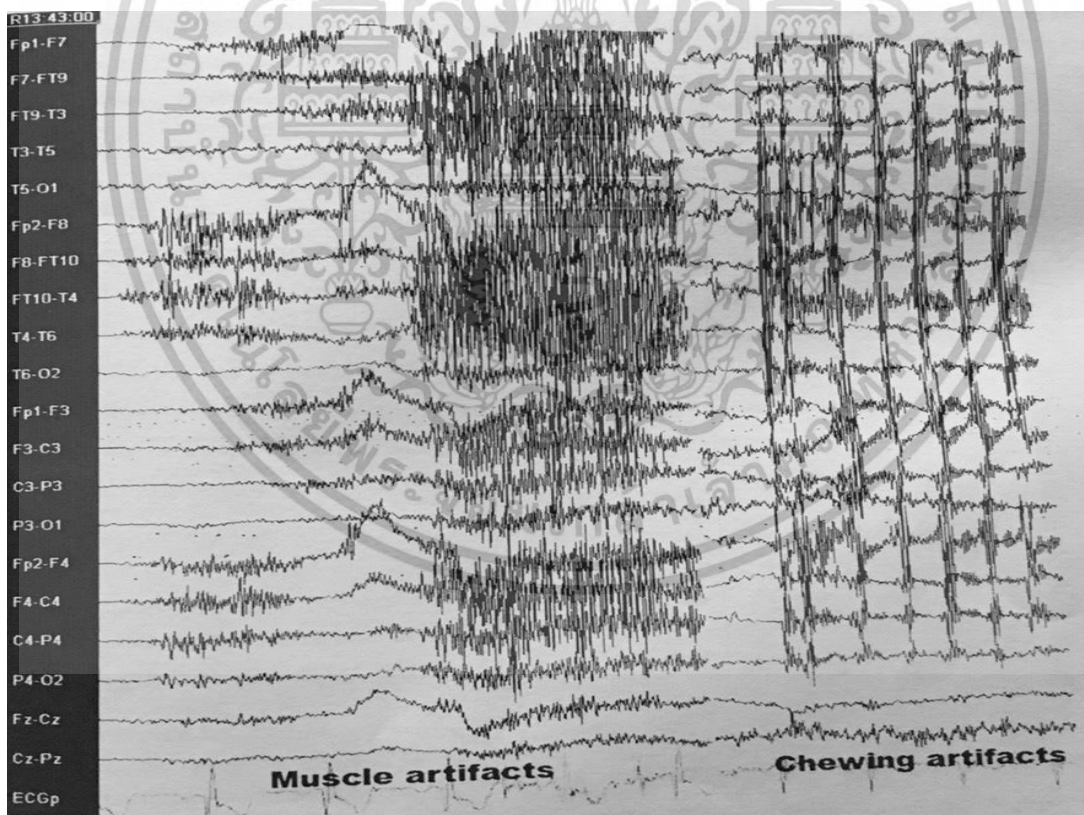
2.3.6.1 สัญญาณรบกวน (Artifacts)

การบันทึกค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองนั้นคลื่นมักจะมีขนาดที่เล็กมากในระหว่างที่เรา กำลังทำการทดลองก็มักจะมีสัญญาณรบกวนในรูปแบบต่างๆ โดยสัญญาณรบกวนสามารถแบ่งออกได้ 2 แบบ ดังต่อไปนี้

1. สัญญาณรบกวนที่มาจากร่างกาย อาทิเช่น การเคลื่อนไหวของศีรษะของผู้เข้าร่วมวิจัย, การเคลื่อนไหวของลูกตา(ตามรูปที่ 2.19) และการทำงานของกล้ามเนื้อที่มีความเกี่ยวข้อง(ตามรูปที่ 2.20) เป็นต้น
2. สัญญาณรบกวนที่มาจากเครื่องมือได้มาจากร่างกาย อาทิเช่น สัญญาณจากเครื่องใช้ไฟฟ้า บริเวณใกล้เคียงขณะทำการทดลอง และวงจรไฟฟ้าที่ไม่เสถียรที่อยู่ภายในห้อง เป็นต้น



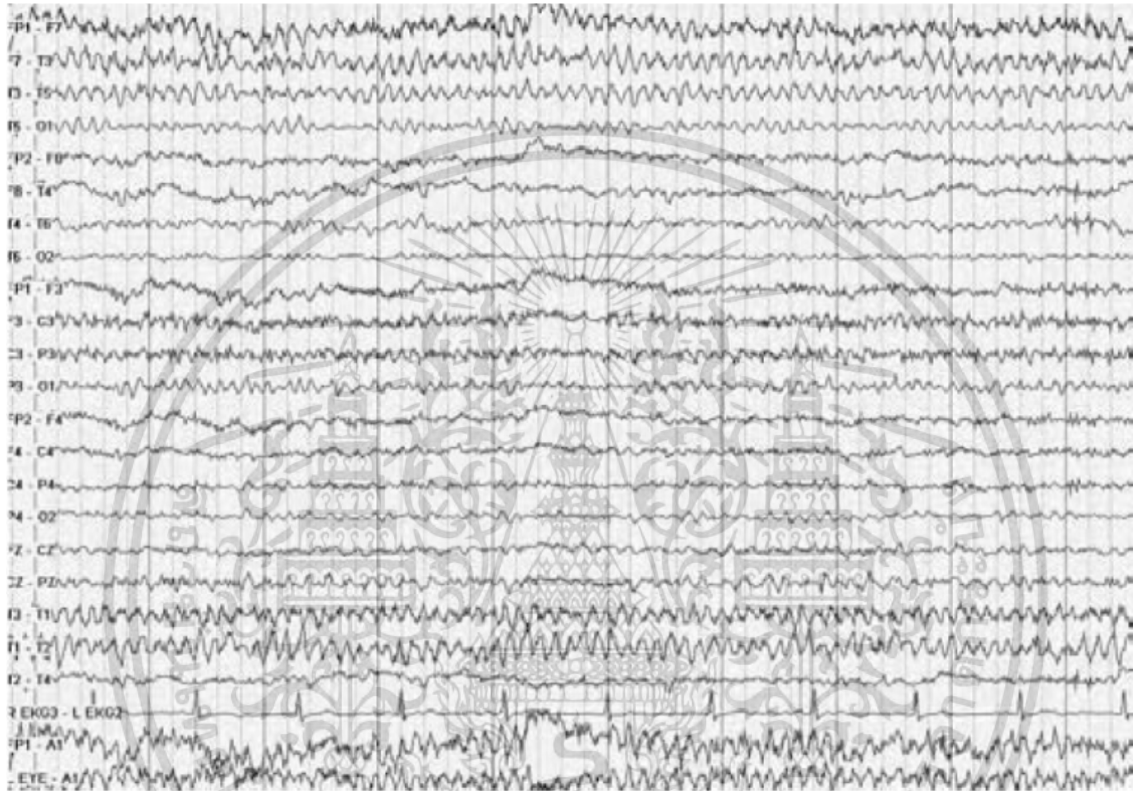
รูปที่ 2.19 รูปแสดงสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของลูกตา(ลืมตา, กระพริบตา, กรอกตา) [14]



รูปที่ 2.20 รูปแสดงสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ(กล้ามเนื้อ, การเคี้ยว) [14]

2.3.6.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองไม่ปกติ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ไม่ปกติแสดงตัวอย่างตามรูปที่ 2.22[19] นั้นบ่งบอกถึงการทำงานของฟังก์ชันของสมองที่แปลกไปจากเดิม อาจจะไม่จำเพาะเจาะจงว่าเป็นต้นกำเนิดของการเกิดโรคและอาจจะเห็นได้ด้วยจากความเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาที่อาจจะส่งผลกับสมอง บริเวณ, ลักษณะทางสัณฐานวิทยา, ความเป็นอยู่และการเกิดปฏิกิริยาที่ไม่ดีนั้นก็สามารบ่งบองถึงโครงสร้างที่ทำให้เกิดความแตกต่างได้



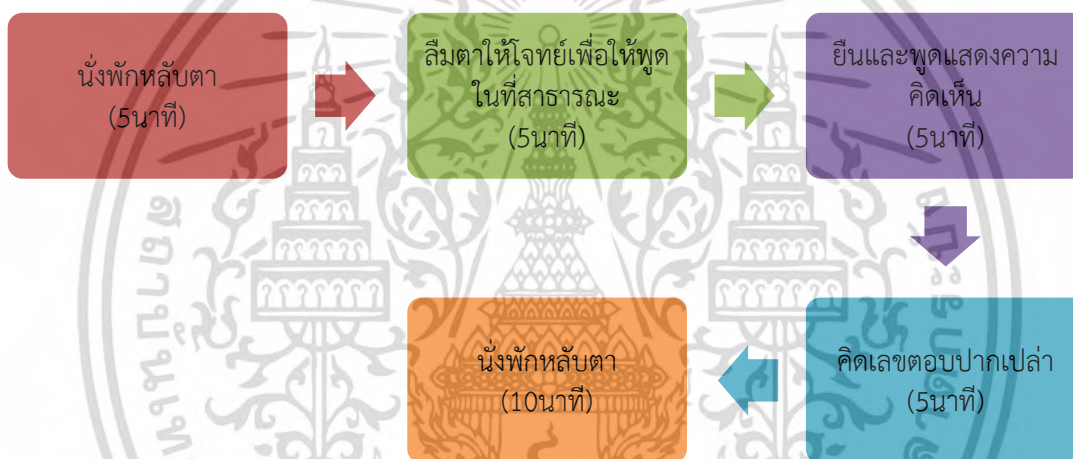
รูปที่ 2.22 รูปแสดงความไม่สมดุลของคลื่นอัลฟาในผู้ป่วยสมองซีกซ้ายขาดเลือดฉับพลัน[19]

บทที่ 3

การออกแบบการทดลอง

ในบทนี้กล่าวถึงการออกแบบการทดลองการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองหลังจากเกิดสภาวะกดดันโดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดแรงกระตุ้น โดยบันทึกข้อมูลผ่านเครื่องวัดสัญญาณทางชีวภาพสำหรับห้องปฏิบัติการ(BiopacTM system MP36) เพื่อนำมาวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรมทางคณิตศาสตร์ (Matlab) นำมาซึ่งข้อสรุปทางการทดลอง

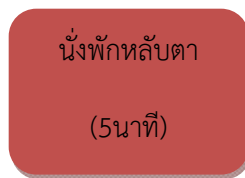
3.1 กระบวนการสำหรับการทดลอง



รูปที่ 3.1 กระบวนการการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน

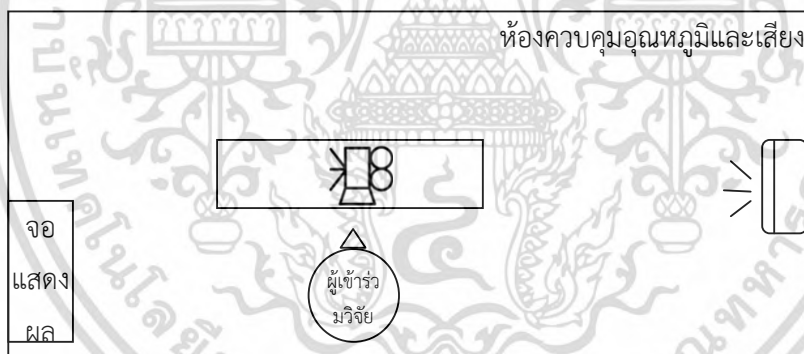
กระบวนการการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดันออกแบบขึ้นมาแสดงในรูปที่ 3.1 ระบบใช้หลักการของความเครียดกล่าวไว้ในบทที่ 2 โดยสัญญาณที่ได้จากเครื่องวัดสัญญาณทางชีวภาพสำหรับห้องปฏิบัติการ (BiopacTM system MP36) จากนั้นนำมาประมวลผลและวิเคราะห์ผ่านคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรมทางคณิตศาสตร์ (Matlab)

3.2 กระบวนการก่อนกระตุ้นให้เกิดสภาวะกีดกัน



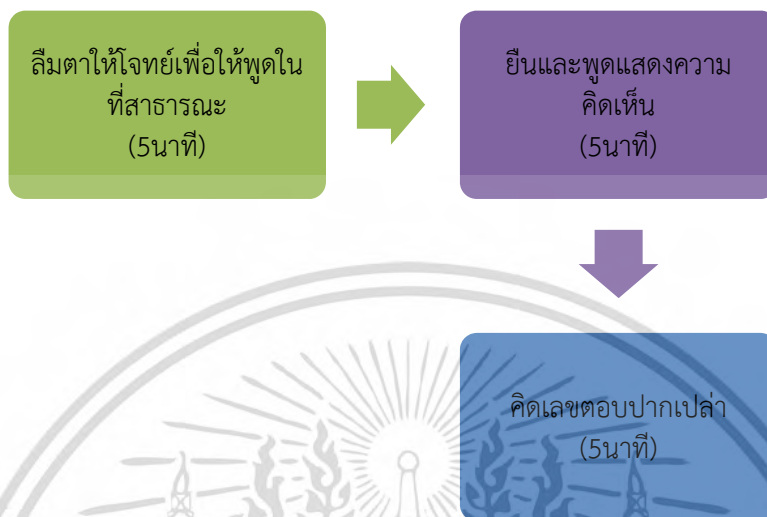
รูปที่ 3.2 กระบวนการก่อนกระตุ้นให้เกิดสภาวะกีดกัน

จากรูปที่ 3.2 ก่อนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกีดกันจะให้ผู้ที่เข้าร่วมการทดลองนั่งพักเป็นเวลา 5[20] นาที เพื่อสร้างบรรทัดฐานในการทำทดลองในแต่ละครั้ง เรียกขั้นตอนนี้ว่าการพักของคลื่นไฟฟ้าสมอง ในขณะที่ทำกระบวนการนี้ผู้เข้าร่วมทดลองต้องห้ามหลับและนั่งบนเก้าอี้ที่สบายที่สุด ในห้องที่มี[21]อุณหภูมิที่เหมาะสมไม่ร้อนไม่หนาวจนเกินไป ตามรูปที่ 3.3 ในระหว่างที่เก็บผลคลื่นไฟฟ้าสมอง ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องผ่อนคลายมากที่สุด เพื่อให้ผู้ทดลองพร้อมที่จะได้รับแรงกีดกันต่อไปในกระบวนการถัดไป การใช้ระยะเวลา 5 นาทีนั้นได้พัฒนามาจากการทดลองต่างๆ บางการทดลองใช้ระยะเวลาพัก เป็นเวลา 2 นาทีซึ่งเป็นเวลาที่น้อยเกินไป เพราะระบบประสาทและระบบต่างๆในร่างกายยังไม่ได้รับการพักผ่อนอย่างเต็มที่ จึงใช้ระยะเวลาที่ 5 นาที ถ้าใช้ระยะเวลามากกว่านี้ผู้เข้าร่วมวิจัยอาจจะหลับได้ ซึ่งจะไม่เป็นผลดีต่อคลื่นไฟฟ้าสมองที่จะนำมาวิเคราะห์



รูปที่ 3.3 ผู้เข้าร่วมวิจัยนั่งพักและหลับตาเป็นเวลา 5 นาที

3.3 กระบวนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน



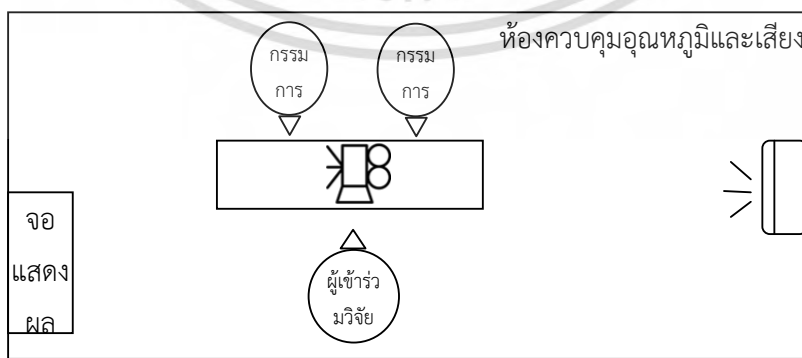
รูปที่ 3.4 กระบวนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน

จากรูปที่ 3.4 ในสภาวะการกระตุ้นให้เกิดแรงกดดันนั้นสามารถแบ่งออกเป็น 2 ช่วงที่ทำให้ผู้ทดลองเกิดแรงกระตุ้นดังนี้

3.3.1 การสร้างสถานการณ์การกดดันจากสังคม

การทดสอบการสร้างความคิดจากความเครียดจากสังคม โดยหลักการที่ใช้ในการออกแบบอ้างอิงจากการทดลองจุลชีววิทยาของความเครียด[22] โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. เมื่อผู้เข้าร่วมวิจัยลืมนตาและยังนั่งอยู่บนเก้าอี้ กรรมการจะนำกระดาษโจทย์ให้ 1 ใบ แก่ผู้เข้าร่วมวิจัยโดยที่ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องใช้มือที่ไม่ถนัดจับกระดาษโจทย์ไว้ในห้องจะให้โจทย์ และอีกทั้งกรรมการจะทำการอ่านทวนโจทย์เพื่อทำความเข้าใจกับผู้เข้าร่วมวิจัยเมื่อผู้เข้าร่วมวิจัยเข้าใจแล้ว กรรมการทุกท่านจะออกจากห้องทดลอง เพื่อให้ผู้เข้าร่วมวิจัยได้คิด วิเคราะห์โจทย์ที่ให้ไป ตามรูปที่ 3.5 จากนั้นจะนำไปสู่กระบวนการถัดไป



รูปที่ 3.5 กรรมการให้โจทย์แก่ผู้ทำการทดลอง

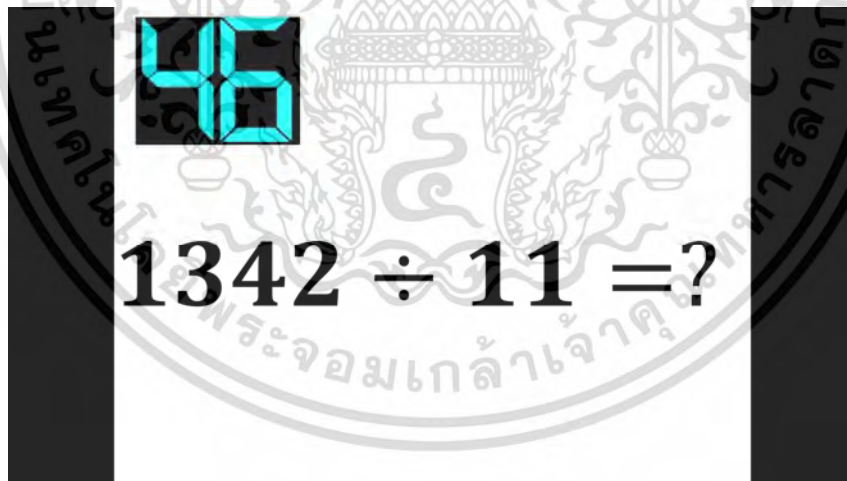
2.จากนั้นจะให้ผู้ที่ทำการทดลองนั่งเตรียมตัวคิดหาคำตอบคนเดียวเป็นเวลา 5 นาที[23] ในระหว่างนี้จะต้องมีผู้ใดมารบกวนผู้ที่ทำการทดลองเด็ดขาด เพราะจะได้สร้างสถานการณ์ให้เกิดความกดดันและผู้เข้าร่วมวิจัยก็ไม่อาจถามคำถามใดๆได้อีกเมื่อเกิดความสงสัยในโจทย์ที่ให้ไป และผู้เข้าร่วมวิจัยต้องเตรียมสิ่งที่จะพูดให้ได้ 5 นาที เมื่อครบ 5 นาทีในการเตรียมตัวจะมีเสียงเตือนจากนั้นกรรมการจะเข้ามาในห้องควบคุมอุณหภูมิและเสียง เพื่อนำไปสู่กระบวนการขั้นต่อไป

3.จากนั้นที่ทำการทดลองต้องยื่นและคืนโจทย์ที่อยู่ในมือ ณ ตอนนี้อยู่ที่ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่มีสิทธิ์ถามแล้วต้องจำโจทย์ที่ให้ไปให้ได้เพื่อบรรยายเป็นเวลา 5 นาที ในระหว่างที่ทำการบรรยายถ้าผู้ที่ทำการทดลองนั่งหรือเงียบ กรรมการจะกระตุ้นให้เกิดความกดดันเป็นระยะ เพื่อให้ผู้เข้าร่วมวิจัยได้พยายามพูดโดยใช้ระยะเวลา 5 นาทีนั้นได้อย่างคุ้มค่าที่สุด หรือถ้าเมื่อไหร่ผู้เข้าร่วมวิจัยพูดออกนอกเรื่องกรรมการก็ต้องเตือนให้ผู้เข้าร่วมวิจัยพูดในโจทย์ที่ให้ไปเมื่อเสร็จขั้นตอนนี้ก็เป็นอันเสร็จของการสร้างสถานการณ์การกดดันจากสังคม

3.3.2 การสร้างสถานการณ์การทางคณิตศาสตร์

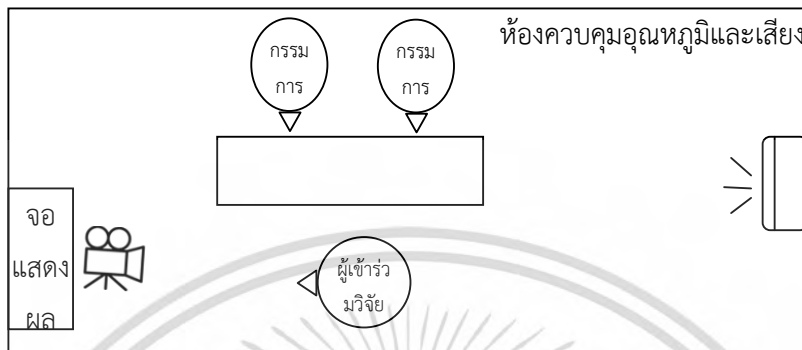
หลังจากเสร็จกระบวนการการสร้างสถานการณ์การกดดันจากสังคม ก็จะทำการเริ่มกระบวนการทางคณิตศาสตร์ทันที[24]เพื่อให้ผู้เข้าร่วมวิจัยเกิดความกดดันอย่างต่อเนื่อง กรรมการจะอธิบายวิธีการคำนวณก่อนที่จะทำการคิดเลขตรงโดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

- 1.กรรมการจะอธิบายการทำคณิตศาสตร์ก่อนการทำการทดลองจริงเพื่อให้ผู้เข้าร่วมวิจัยเข้าใจ
- 2.จากนั้นจะทำการฉายโจทย์ให้แก่ผู้เข้าร่วมวิจัยได้คิด โดยผู้เข้าร่วมวิจัยต้องคิดเลขในใจและพยายามตอบให้ได้อย่างน้อยข้อละ 1 ครั้ง โจทย์ที่ให้ไปจะเป็นโจทย์การหารที่ใช้เลขทั้งหมด 4 หลัก หารด้วยเลข 2 หลัก และในแต่ละข้อจะมีนาฬิกาจับเวลาเพื่อสร้างแรงกดดันให้แก่ผู้เข้าร่วมวิจัยดังแสดงตามรูปที่ 3.6



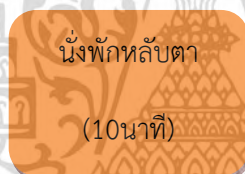
รูปที่ 3.6 แสดงตัวอย่างโจทย์ทางคณิตศาสตร์

3. ผู้เข้าร่วมวิจัยจะต้องทำเลขให้ครบเป็นเวลาทั้งหมด 5 นาที ในแต่ละข้อมีเวลาให้ทั้งหมด 60 วินาที ถ้าทำเสร็จก่อนจะเปลี่ยนเป็นข้อถัดไปทันที ทางกรรมการจะเตรียมโทจทย์ทางคณิตศาสตร์ไว้ทั้งหมด 20 ชุดเพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ทำการทดสอบนำโจทย์ไปบอกผู้ทำการทดสอบอื่นๆ จากนั้นกระบวนการทางคณิตศาสตร์ก็ถือว่าเป็นอันเสร็จสิ้น



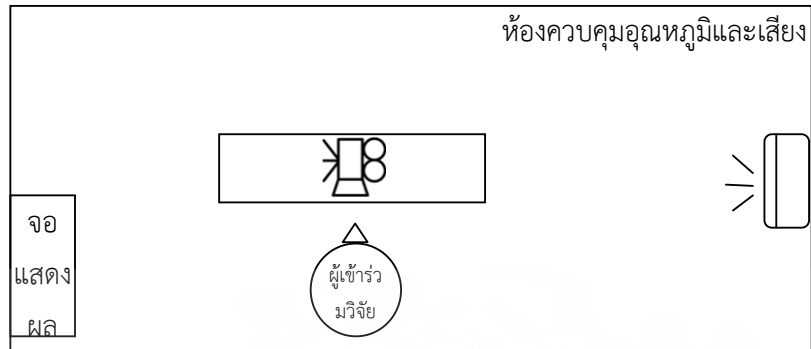
รูปที่ 3.7 แสดงการสร้างสถานการณ์การทางคณิตศาสตร์

3.4 กระบวนการหลังการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน



รูปที่ 3.8 กระบวนการหลังการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน

หลังจากเสร็จกระบวนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดันแล้ว ให้ผู้ที่เข้าร่วมการทดลองนั่งพักเป็นเวลา 10[25] นาที เพื่อให้ผู้เข้าร่วมวิจัยรู้สึกผ่อนคลาย เรียกขั้นตอนนี้ว่าการฟื้นฟูสภาวะร่างกายให้กลับสู่สภาวะปกติ ไม่มีผู้รบกวนใดๆอยู่เพียงลำพังในห้องควบคุม ในขณะที่ทำกระบวนการนี้ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องห้ามหลับและนั่งบนเก้าอี้ที่สบายที่สุด ในห้องที่มี[21]อุณหภูมิที่เหมาะสมไม่ร้อนไม่หนาวจนเกินไป ในระหว่างที่เก็บผลจะทำคลื่นไฟฟ้าสมองของผู้เข้าร่วมวิจัยได้ผ่อนคลายมากที่สุด เพื่อให้กระบวนการทางสรีระวิทยาของผู้ทดลองกลับมาสู่สภาวะปกติ โดยใช้ระยะเวลา 10 นาที ในการทดลองครั้งนี้ ถึงแม้ว่าการใช้ระยะเวลา 10 นาที นี้จะไม่สามารถทำให้กระบวนการทางสรีระวิทยากลับมาได้ 100 เปอร์เซ็นต์แต่ก็สามารถช่วยให้ ผู้เข้าร่วมวิจัยรู้สึกผ่อนคลายขึ้นมาระดับหนึ่ง ถ้าใช้ระยะเวลามากกว่านี้ผู้เข้าร่วมวิจัยอาจจะหลับได้ ซึ่งจะไม่เป็นผลดีต่อคลื่นไฟฟ้าสมองที่จะนำมาวิเคราะห์ ภาพจำลองสถานการณ์ภายในห้องตามรูปที่ 3.9

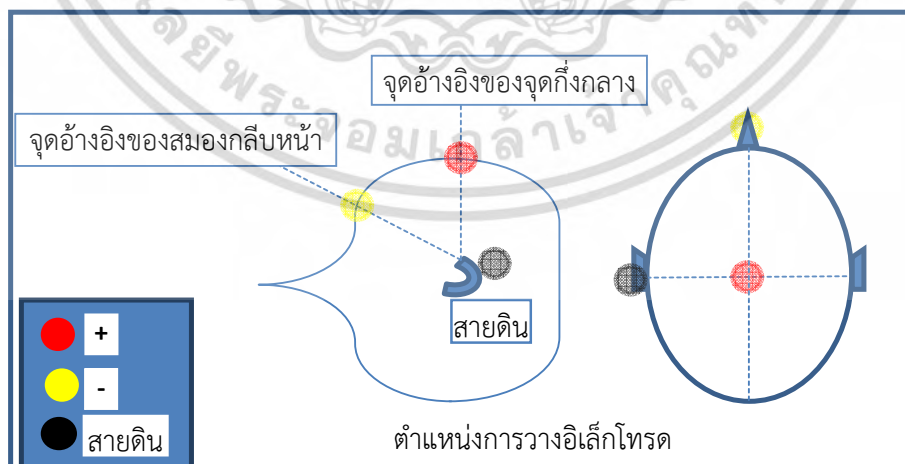


รูปที่ 3.9 แสดงสถานการณ์หลังการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน

3.5 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด

3.5.1 จุดอ้างอิงของสมองกลีบหน้ากับจุดอ้างอิงของจุดกึ่งกลาง(Fz-Cz)

จากทฤษฎีระบบคลื่นไฟฟ้าสมอง 10-20 ในบทที่ 2 ที่กล่าวข้างต้นมาแล้ว ได้มีการออกแบบการใช้การวางอิเล็กโทรด เพื่ออ่านผลของคลื่นไฟฟ้าสมอง โดยคลื่นไฟฟ้านั้นต้องสามารถบ่งบอกสัญญาณ ณ จุดใดจุดหนึ่งเมื่อเกิดสถานการณ์ต่างๆที่แตกต่างกันออกไปได้และสามารถระบุถึงความเปลี่ยนแปลงของสมองได้ในการทดลองในครั้งนี้ได้ออกแบบการทดลองโดยใช้ จุดอ้างอิงของสมองกลีบหน้ากับจุดอ้างอิงของจุดกึ่งกลาง (Fz-Cz) เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการทำการทดลองโดยได้ตัดแปลงจากการทดลอง [26] [27] [28] ซึ่งในทางทฤษฎีนั้นจุด Pz จะเป็นจุดที่เห็นคลื่นอัลฟาได้ชัดเจน แต่เมื่อเราได้ทำการทดสอบอยู่หลายครั้งนั้น จึงสรุปได้ว่า จุดอ้างอิงของสมองกลีบหน้ากับจุดอ้างอิงของจุดกึ่งกลาง(Fz-Cz) สามารถบอกคลื่นอัลฟาได้ชัดเจนกว่า สำหรับตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดนี้แสดงตามภาพ ที่ 3.10



รูปที่ 3.10 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด

3.6 ระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้อง

3.6.1 การวัดและบันทึกข้อมูล โดยใช้ Biopac TM system MP 36



รูปที่ 3.11 แสดงอุปกรณ์วัดและบันทึกข้อมูลรุ่น ตราอักษร Biopac รุ่น MP 36[29]

เครื่องบันทึก Biopac TM system MP 36 [29] ตามรูปที่ 3.11 เป็นหัวใจสำคัญวัดและบันทึกข้อมูล ทั้งหมด และในการทดสอบกำหนดค่า $F_s=2000$ ครั้ง/วินาทีโดยมี ไมโครโปรเซสเซอร์ภายในเพื่อควบคุมการรับข้อมูลและการสื่อสารกับคอมพิวเตอร์ ซึ่ง จะรับสัญญาณขาเข้าและแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลที่สามารถประมวลผลได้ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ และมีช่องสัญญาณอนาล็อก (สี่ช่องในรุ่น MP36) เพื่อเชื่อมต่อกับอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ นอกจากนี้ยังมีขั้วไฟฟ้า อุปกรณ์แปลงสัญญาณ และอุปกรณ์อินพุต/เอาต์พุต ต่างๆที่จะในตัวข้อถัดไป

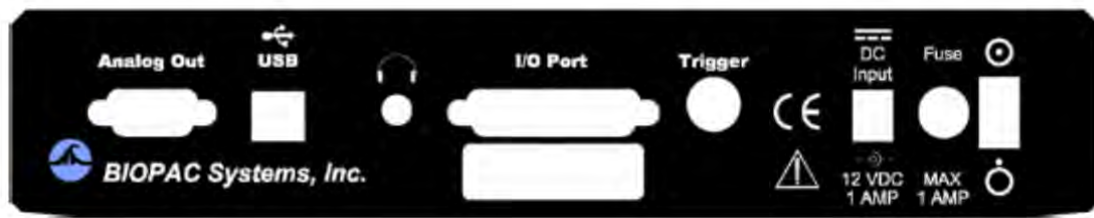


รูปที่ 3.12 [29] แสดงภาพด้านหน้าของอุปกรณ์ ตราอักษร Biopac รุ่น MP 36

จากรูปที่ 3.12ช่องสัญญาณตรวจสอบอิเล็กโทรด (Electrode Check) ใช้ในการตรวจสอบอิเล็กโทรด เป็นเครื่องมือวินิจฉัยที่ใช้กับซอฟต์แวร์ BSL PRO เพื่อตรวจสอบว่าขั้วไฟฟ้าติดอยู่กับวัตถุหรือไม่ ตัวตรวจวัดอิเล็กโทรดแบบสแตนด์อโลนเพื่อวัดการการเชื่อมต่อระหว่าง ของขั้วไฟฟ้า / ผิวหนัง

ช่องสัญญาณ 1,2,3 และ4 (CH 1, CH 2, CH 3 และ CH 4) เป็นพอร์ตอินพุตแบบอะนาล็อก 9 ขา ในหน่วยเก็บข้อมูล MP จะเรียกเป็นช่องสัญญาณ โดยมีสี่ช่องที่ด้านหน้าของเครื่อง MP36

ตัวบ่งชี้สถานะต่างๆ สถานะไม่ว่าง(Busy) จะติดเมื่อเครื่อง MP36 กำลังได้รับข้อมูลและในช่วงต้นหลังจากเปิดเครื่องเพื่อแสดงว่ากำลังดำเนินการทดสอบตัวเอง เมื่อผ่านขั้นตอนการทดสอบแล้ว ไฟสถานะไม่ว่างจะดับลง สถานะเปิดเครื่อง(Power) ไฟแสดงสถานะสว่างขึ้นเมื่อเปิดเครื่อง MP36 และสถานะพร้อมทำงาน(Ready) จะสว่างขึ้นเมื่อเครื่อง MP45 เสียบบลั๊กไฟ และเชื่อมต่อพอร์ตสื่อสารแล้ว



รูปที่ 3.13 แสดงภาพด้านหลังของอุปกรณ์ ทรานซ์มิเตอร์ Biopac รุ่น MP 36[29]

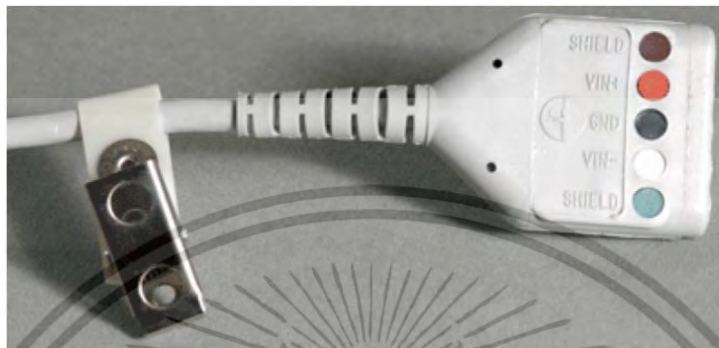
จากรูปที่ 3.13 ช่องสัญญาณยูเอสบี (USB) โดยช่องนี้ใช้เชื่อมต่อระหว่างเครื่อง MP36 กับคอมพิวเตอร์ผ่าน ช่องสัญญาณยูเอสบี ซึ่งอยู่ที่สัญลักษณ์ USB (ใช้ขั้วต่อช่องสัญญาณยูเอสบีมาตรฐาน) และควรใช้เชื่อมต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์เท่านั้น

ตารางที่ 4 แสดงข้อมูลจำเพาะเครื่อง MP36

อินพุตแบบอนาล็อก	แผงด้านหน้า DSUB 9f มีข้อความว่า "CH #"
จำนวนช่องสัญญาณ	4 ช่อง สัญญาณ
D ความละเอียดในการสุ่มตัวอย่าง	24 บิต
อัตราขยาย	5 เท่าไปจนถึง 50,000 เท่า
ช่วงแรงดันไฟฟ้าขาเข้า	สามารถปรับได้ตั้งแต่ $\pm 200 \mu\text{V}$ ถึง $\pm 2 \text{ V}$
อัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน	มากกว่า 89 dB min
ตัวกรองซอฟต์แวร์	สามตัวกรองแบบดิจิทัล (IIR) ผู้ใช้สามารถเลือกปรับค่าหรือสั่งทำงานในโหมดอัตโนมัติ
ตัวกรองฮาร์ดแวร์	กรองความถี่ต่ำ - 20 กิโลเฮิร์ต
	กรองความถี่สูง - ไฟฟ้ากระแสตรง, 0.05 เฮิร์ต, 0.5 เฮิร์ต, 5 เฮิร์ต
ค่าความละเอียด	100,000 ตัวอย่าง / วินาทีในแต่ละช่องสัญญาณ

3.6.2 สายที่ใช้เชื่อมต่อกับอิเล็กโทรด(SHIELDED ELECTRODE ADAPTER)

เป็นตัวเชื่อมต่อกับอิเล็กโทรดตามรูปที่ 3.14 แบบมีฉนวนช่วยให้สามารถบันทึกสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพได้ในระดับสูง สายอะแดปเตอร์มีขนาด 3 เมตรรับขั้วต่อ Touchproof มาตรฐาน แยกประเภทตามการใช้งานได้ดังนี้



รูปที่ 3.14 [29] แสดงภาพสายเชื่อมต่อกับอิเล็กโทรด

3.6.3 อิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดเป็นอุปกรณ์ที่มีความสำคัญในการนำสัญญาณประจุไฟฟ้าจากจุดต่าง ๆ ของสมองผ่านออกมาทางหนังศีรษะ โดยใช้แผ่นอิเล็กโทรด สัมผัสกับหนังศีรษะเพื่อนำสัญญาณมาบันทึก โดยตัวอิเล็กโทรดที่นำมาใช้มีลักษณะดังภาพที่ 3.15 และมีการจำแนกประเภทอิเล็กโทรดดังนี้



รูปที่ 3.15 แสดงภาพอิเล็กโทรด[29]

1.EL254 อิเล็กโทรด Ag-AgCl แบบไม่หุ้มฉนวน(Unshielded Electrode) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7.2 มิลลิเมตร พื้นที่สัมผัส 4 มิลลิเมตร ประกอบด้วยปลั๊กอุปกรณ์ยาว 1 เมตร พร้อมซ็อกเก็ตตัวเมียแบบ Touchproof ขนาด 1.5 มิลลิเมตร สำหรับเชื่อมต่อกับ SS1L

2.EL254S อิเล็กโทรด Ag-AgCl แบบหุ้มฉนวน(Shielded Electrode) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7.2 มิลลิเมตร พื้นที่สัมผัส 4 มิลลิเมตร ประกอบด้วยปลั๊กอุปกรณ์ยาว 1 เมตร พร้อมซ็อกเก็ตตัวเมียแบบ Touchproof ขนาด 1.5 มิลลิเมตร สำหรับเชื่อมต่อกับ SS1L หัวปลั๊กสีเทาสำหรับขั้ว Electrode ปลั๊กขาวสีดำสำหรับฉนวน

3.EL258 อิเล็กโทรด Ag-AgCl แบบไม่หุ้มฉนวน(Unshielded Electrode) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12.5 มิลลิเมตร พื้นที่สัมผัส 8 มิลลิเมตร ประกอบด้วยปลั๊กอุปกรณ์ยาว 1 เมตร พร้อมซ็อกเก็ตตัวเมียแบบ Touchproof ขนาด 1.5 มิลลิเมตร สำหรับเชื่อมต่อกับ SS1L

4.EL258S อิเล็กโทรด Ag-AgCl แบบหุ้มฉนวน(Shielded Electrode) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12.5 มิลลิเมตร พื้นที่สัมผัส 8 มิลลิเมตร ประกอบด้วยปลั๊กอุปกรณ์ยาว 1 เมตร พร้อมซ็อกเก็ตตัวเมียแบบ Touchproof ขนาด 1.5 มิลลิเมตร สำหรับเชื่อมต่อกับ SS1L หัวปลั๊กสีเทาสำหรับขั้ว Electrode ปลั๊กขาสีดำสำหรับฉนวน

3.7 อุปกรณ์เชื่อมต่อสัญญาณอิเล็กโทรด

3.7.1 กาวนำสัญญาณเท็น20(Ten20)

เท็น20 ตามรูปที่ 3.16 ประกอบด้วย: โพลีออกซีอีทิลีน 20, ซีทิล อีเทอร์, น้ำ, กลีเซอริน, แคลเซียมคาร์บอเนต, 1,2 โพรเพนโพลีไฮดรอกซีเมทิลแอลกอฮอล์, เจลสีขาว, โซเดียมคลอไรด์, โพลีออกซีอีทิลีน 20 ซอร์บิทอล, เมทิลพาราเบน, โฟซิลพาราเบน มีประโยชน์ในการในกระบวนการตรวจสอบวินิจฉัยระบบประสาทร่วมกับอุปกรณ์อิเล็กโทรด ยกตัวอย่างเช่น การทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง, กระบวนการกระตุ้นศักยภาพทางสมองต่างๆ โดยป้ายติดสาร เท็น20 ในปริมาณที่พอเหมาะลงบนอุปกรณ์อิเล็กโทรด ห้ามป้ายบนศีรษะผู้ทดลอง ทั้งนี้ ขนาดพื้นที่และตำแหน่งติดจะมีผลต่อประสิทธิภาพการวัดสัญญาณของอุปกรณ์อิเล็กโทรด โดยปกติ คุณภาพสารติดสื่อนำไฟฟ้า เท็น20 มักจะเพียงพอสำหรับติดขั้วอิเล็กโทรดกับผิวหนัง และให้ค่าการนำไฟฟ้าในการตรวจวินิจฉัยระบบประสาท โดยเริ่มจาก ขัดผิวผู้ทดลองด้วยผลิตภัณฑ์ขัดผิว และใช้อิเล็กโทรดรูปถ้วยระฆังแบบที่มีรูอยู่ตรงกลาง โดยป้ายติดสารสื่อนำไฟฟ้าในอิเล็กโทรด รูปถ้วยในปริมาณที่เหมาะสม ติดลงบนผิวผู้ทดลองโดยใช้แรงกดที่พอเหมาะ โดยจะมีสารติดสื่อนำไฟฟ้าล้นออกมาบริเวณรูตรงกลาง ให้ผู้ทดสอบทำการติดตามและเทปลงบนขั้วอิเล็กโทรด ถ้าจุดติดขั้วอิเล็กโทรดมีเส้นผมรอบๆ ให้ตัดเทปให้มีขนาดพอดีกับจุดติดอุปกรณ์ ทั้งนี้ ถ้าติดอุปกรณ์ไม่อยู่ ผู้ทดสอบสามารถป้ายติดสารเพิ่มลงบนเทปตาข่ายและติดทับบนขั้วอิเล็กโทรดได้ ในกรณีที่จุดติดขั้วอิเล็กโทรดไม่มีเส้นผม ให้ทำการติดโดยการพันเทปตาข่ายขนาด 1 นิ้ว หรือ 4 เซนติเมตร ทับลงบนขั้วอิเล็กโทรด โดยส่วนมาก จุดที่ติดแบบนี้จะติดที่จุด Fp1, Fp2 และ กราวด์ของขั้วอิเล็กโทรด หรือถ้าผู้ทดลองมีศีรษะล้านก็สามารถติดแบบนี้ได้



รูปที่ 3.16 แสดงภาพสื่อนำสัญญาณเท็น20[30]

3.8 ผู้เข้าร่วมกระบวนการสำหรับการทดลอง

3.8.1 ธรรมเนียมที่ใช้ในกระบวนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดัน

เกณฑ์ในการเลือกกรรมการที่มาใช้ในกระบวนการกระตุ้นให้เกิดสภาวะกดดันจากทางสังคม มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1. ต้องเป็นบุคคลที่บุคลิกภาพที่น่าเกรงขาม สุขุม และมีสีหน้าที่เคร่งเครียดตลอดเวลา สิ่งที่สำคัญจะต้องเป็นบุคคลที่ผู้เข้าร่วมในการทำการทดสอบไม่รู้จัก

2. กรรมการจะต้องแต่งกายสุภาพทุกครั้งในกระบวนการทดสอบ

3.8.2 ผู้เข้าร่วมการทดสอบ

เกณฑ์ในการเลือกผู้เข้าร่วมการทดสอบที่มาใช้ในการทดลองมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1. เพศหญิงและชาย มีอายุอยู่ที่ 20-21ปี เป็นนักศึกษาปริญญาตรีปีที่ 3 คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง จำนวน 39 คน

2. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยพักผ่อนนอนหลับให้เพียงพอ ประมาณ 6-8 ชั่วโมงก่อนวันที่จะทำการทดสอบ

3. งดเครื่องดื่มที่มีส่วนผสมของแอลกอฮอล์และคาเฟอีนทุกประเภทในวันที่ต้องมีการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง

3.9 สรุป

ในบทนี้เป็นการออกแบบการทดลองการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองหลังจากเกิดสภาวะกดดันได้พัฒนาขึ้นโดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 4 ช่วงระยะเวลาของการทดลอง จากการออกแบบการทดลองสามารถสรุปได้ว่า การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าสมองที่ตำแหน่ง Fz-Cz ด้วยเครื่องบันทึก Biopac TM system MP 36, อิเล็กโทรดและกาวนำสัญญาณเห็น นั้นมีความไวในการตรวจจับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง และเหมาะที่จะมีการนำไปใช้และทดสอบจริงในการวัดการเกิดสภาวะกดดันโดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดแรงกระตุ้น ซึ่งเหมาะที่จะมีการนำไปใช้และทดสอบจริงในการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองในมนุษย์ ซึ่งจะกล่าวในบทต่อไป

บทที่ 4

การทดสอบกระบวนการ

ในบทนี้กล่าวถึงการทดสอบกระบวนการของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองหลังจากเกิดสภาวะกดดัน โดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดแรงกระตุ้นที่พัฒนาขึ้น ในการทดสอบกระบวนการดังกล่าวเป็นการทดสอบเพื่อยืนยันถึงความน่าเชื่อถือถึงจุดอ้างอิงมีวางอิเล็กทรอนิกส์ที่เราได้เลือกใช้ในการทดลองในครั้งนี้ จากนั้นนำสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าสมองมาเปรียบเทียบโดยใช้โปรแกรมทางคณิตศาสตร์ในการคำนวณต่อไป

4.1 การทดสอบกระบวนการกับ Biopac™ system MP36

สำหรับการทดลองในครั้งนี้จะทดลองในครั้งนี้จะทดลองกับนักศึกษาชั้นปีที่ 3 จำนวน 39 ราย จากสาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง สำหรับการทดลองเป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกดดัน โดยในการทำการทดลองแต่ละครั้งใช้เวลาทั้งหมด 45 นาที รวมระยะเวลาตั้งแต่การติดตั้งอุปกรณ์, การทำการทดลอง และรวมไปถึงการถอดการติดตั้งการทดลองกับผู้ทำการทดลอง รวมระยะเวลาในการทำการทดลองทั้งหมด 3 สัปดาห์

4.1.1 ขั้นตอนการเตรียมตัวของผู้เข้าร่วมงานวิจัย

ผู้เข้าร่วมงานวิจัยจะได้รับคำแนะนำเกี่ยวกับการเตรียมตัวก่อนการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองตั้งแต่วันที่ถึงวันที่ทำการทดลอง โดยจะแนะนำให้ผู้เข้าร่วมงานวิจัยปฏิบัติดังนี้

- 1.พักผ่อนนอนหลับให้เพียงพอ ประมาณ 6-8 ชั่วโมงก่อนวันที่จะทำการตรวจ เพื่อให้ผู้เข้าร่วมงานวิจัยมีความตื่นตัวตลอดเวลาขณะตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง
- 2.งดเครื่องดื่มที่มีส่วนผสมของแอลกอฮอล์และคาเฟอีนทุกประเภทในวันที่ต้องมีการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง นอกจากนี้
- 3.หากผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นผู้หญิงที่กำลังมีรอบเดือน จะต้องเลื่อนนัดวันทำการทดลองเป็นภายหลังพ้นช่วงรอบเดือนไปแล้ว
- 4.ผู้เข้าร่วมวิจัยต้องสระผมไม่เกินกว่า 24 ชั่วโมงก่อนวันที่จะทำการวัด เพื่อความสะดวกต่อการติดอุปกรณ์ที่บริเวณศีรษะ

4.1.2 ขั้นตอนก่อนการทดลอง

ผู้เข้าร่วมงานวิจัยทุกคนจะรับการชี้แจงการวิจัยอย่างละเอียดอีกครั้งในแต่ละขั้นตอน จากนั้นคณะผู้วิจัยจะทำการใส่อุปกรณ์ ได้แก่ อุปกรณ์รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองชนิดอิเล็กโทรดอื่น บริเวณศีรษะของผู้เข้าร่วมงานวิจัย และทำการใส่กาวนำสัญญาณจากอิเล็กโทรด มีวิธีการดังต่อไปนี้

- 1.เลือกใช้กาวที่มีคุณสมบัตินำสัญญาณคลื่นสมองได้ดีโดยเลือกใช้กาว Ten20 ตามรูปที่ 4.1 ซึ่งคุณสมบัติดังกล่าวได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3



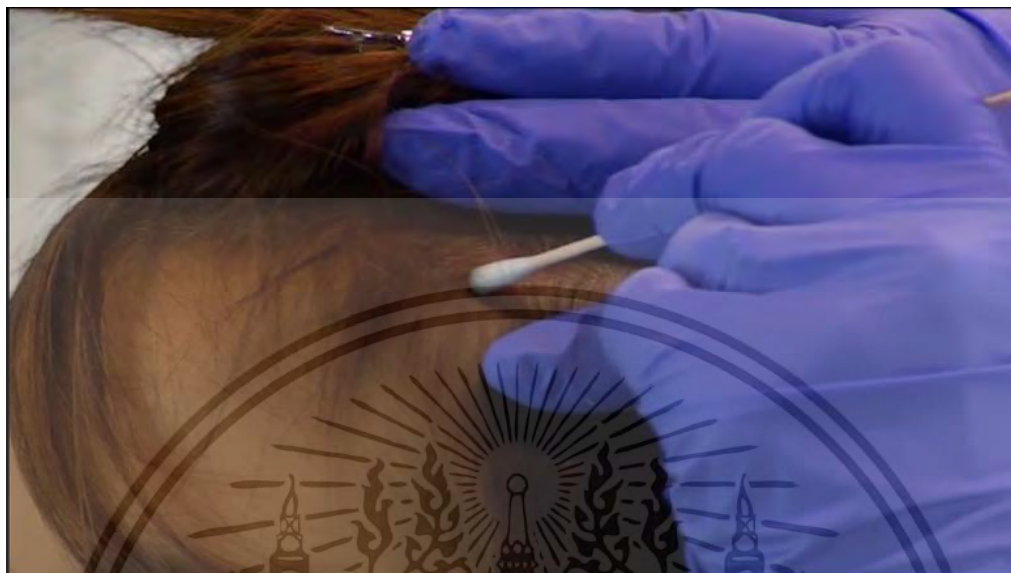
รูปที่ 4.1 สื่อนำสัญญาณตราอักษร Ten20

2. ก่อนทำการทดลองทุกครั้งให้ตัดกาวมาจำนวนหนึ่งแยกออกมาเพื่อไม่ให้กาวส่วนที่เหลือสัมผัสอากาศมากเกินไป ซึ่งจะเป็นสาเหตุให้กาวเสื่อมประสิทธิภาพในระยะยาว ตามรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 แสดงการแยกกาวที่จะนำมาใช้ในการทดลอง

3.ทำความสะอาดบริเวณหนังศีรษะเพื่อลดไขมันที่เกาะบนชั้นผิวหนังเพื่อให้สามารถเกาะติดได้ดีที่หนังศีรษะ โดยใช้แอลกอฮอล์เช็ดบริเวณหนังศีรษะจนสะอาด ตามรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 แสดงการทำความสะอาดบนบริเวณหนังศีรษะที่จะวางอิเล็กโทรด

4.ทำการวัดบริเวณหนังศีรษะตามระบบ10-20 โดยใช้ที่สายวัดรอบเอววัดเพราะมีความยืดหยุ่นในการวัดบริเวณหนังศีรษะ จากนั้นทำสัญลักษณ์ที่ตรงบริเวณที่ต้องการติดคือจุด Fz-Cz ส่วนจุดอ้างอิงนั้นในการทดลองในครั้งนี้ใช้กระดูกบริเวณหลังหู ตามรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 แสดงการวัดบริเวณหนังศีรษะตามระบบ10-20

4.นำกาวเหนียว20 มาใส่อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้วัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าสมอง โดยใช้กาวในปริมาณที่เหมาะสมตามรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 แสดงการใส่กาวที่อิเล็กทรอนิกส์

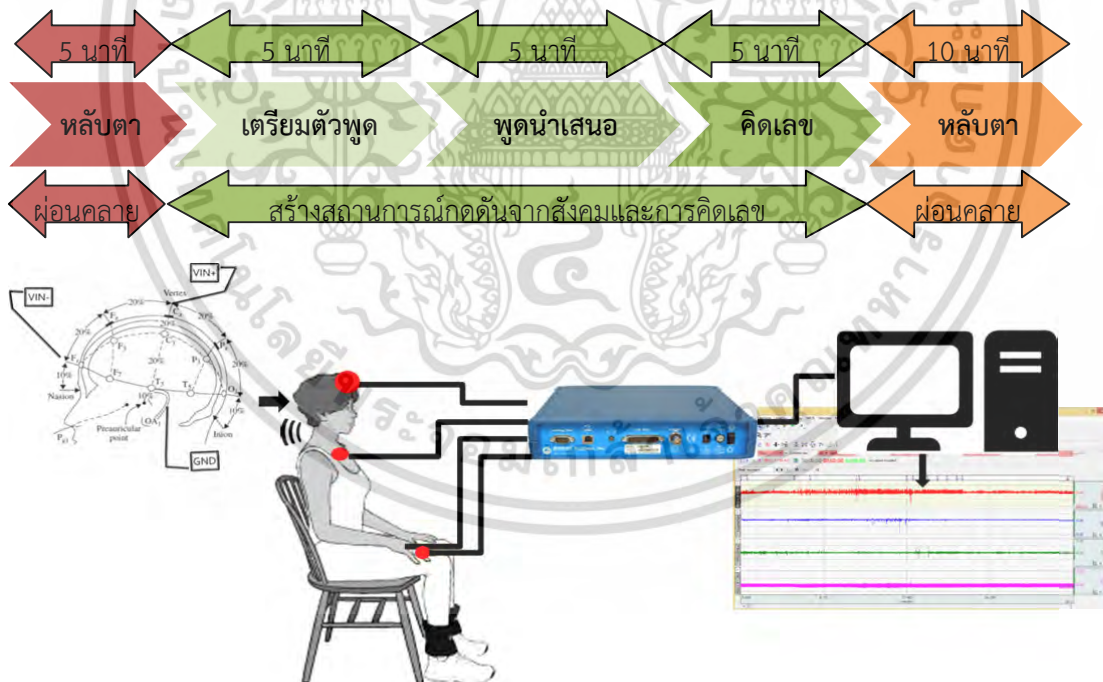
4. วางอิเล็กโทรดทั้ง 3 จุด บริเวณหนังศีรษะที่ได้ทำสัญลักษณ์ไว้ เพื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง
ในขั้นตอนต่อไป ตามรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 แสดงการวางอิเล็กโทรดบริเวณหนังศีรษะที่ได้ทำสัญลักษณ์ไว้

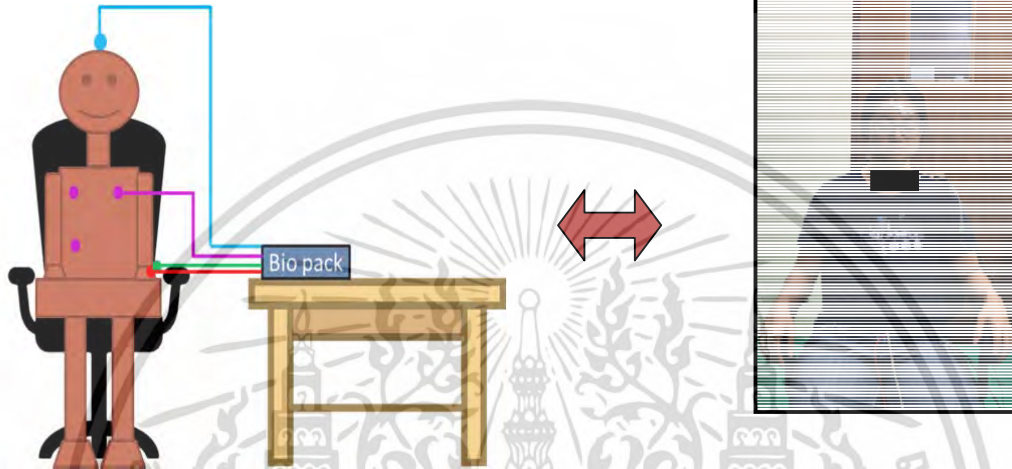
4.1.3 ขั้นตอนการทดลอง

1. ต่ออุปกรณ์ทั้งหมดเข้ากับเครื่อง BiopacTM system MP36 เพื่อทำการบันทึกค่าในระหว่าง
การทำทดลองดังภาพที่ 4.7



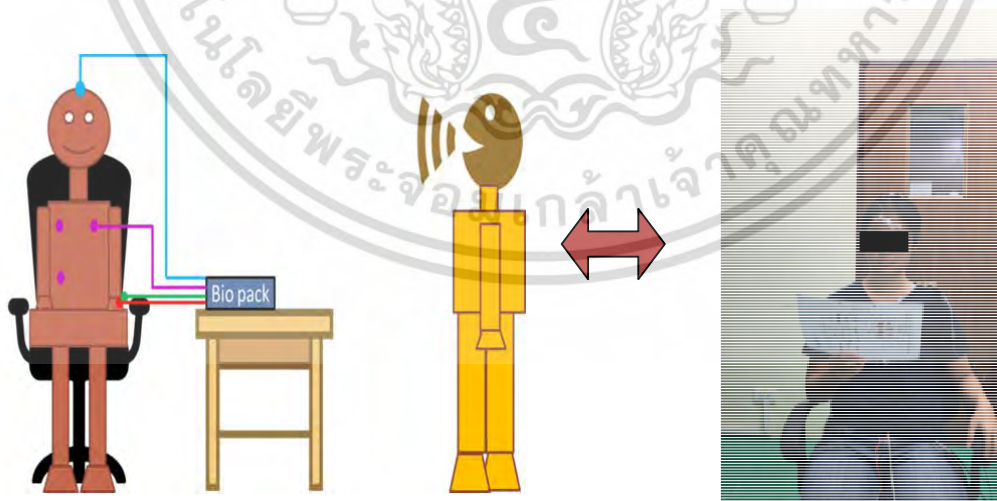
รูปที่ 4.7 แสดงการต่ออุปกรณ์ทั้งหมดเข้ากับเครื่อง BiopacTM system MP36 เพื่อทำการทดสอบ

2. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยจะถูกบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองขณะพัก (resting EEG recording) ใช้ระยะเวลา 5 นาที ผู้เข้าร่วมงานวิจัยหลับตา 5 นาที เพื่อประเมินลักษณะคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในขณะพักโดยไม่มีสิ่งกระตุ้น ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าสมองในขณะพักจะถูกนำไปวิเคราะห์ต่อ ซึ่งจะกล่าวถึงในขั้นตอนถัดไป ในขณะที่ทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง ผู้เข้าร่วมวิจัยจะถูกร้องขอให้นั่งในท่าที่สบาย เพื่อลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อ อีกทั้งหลีกเลี่ยงการขยับตัว กระพริบตา และกรอกตา ซึ่งจะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนคลื่นไฟฟ้าสมอง ตามรูปที่ 4.8



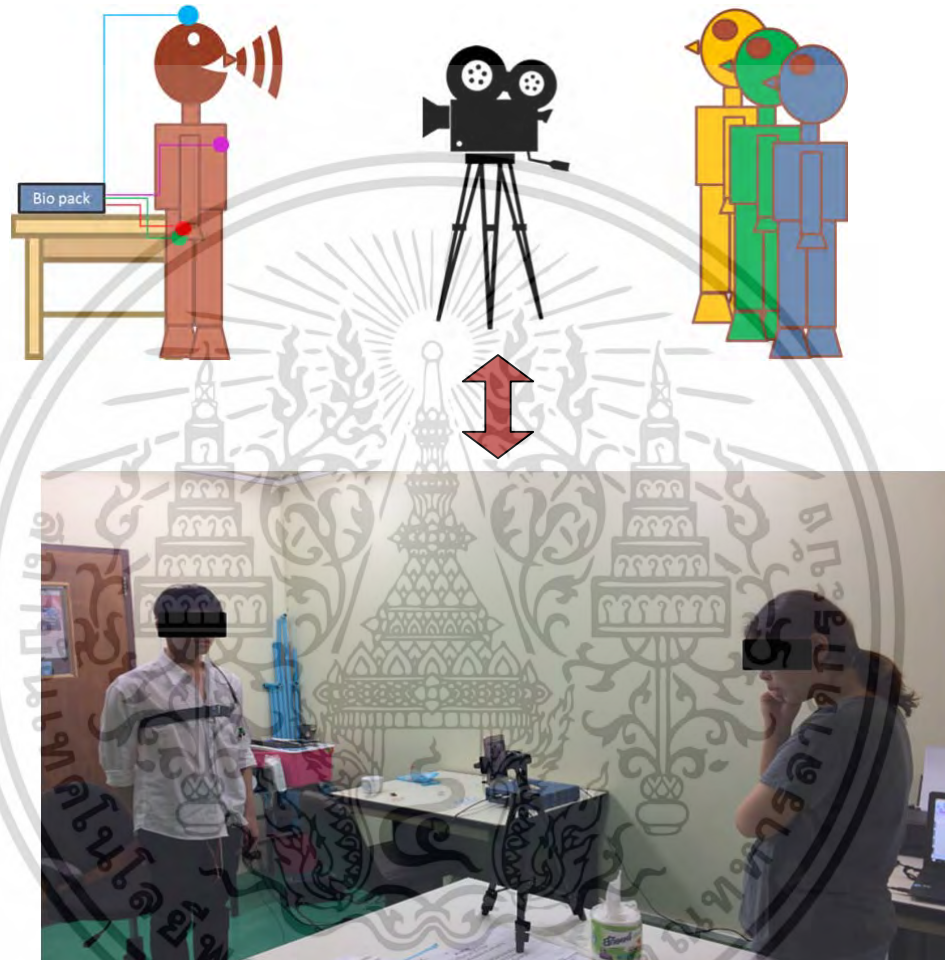
รูปที่ 4.8 แสดงการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองขณะพัก

3. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยลืมตาเพื่อฟังโจทย์ที่จะให้ในการทำการทดลองสร้างสถานการณ์กีดกันจากสังคม จากคณะกรรมการที่อยู่ภายในห้อง จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมวิจัยคิด วิเคราะห์เพื่อหาคำตอบจากโจทย์ที่ให้ไปเป็นเวลา 5 นาที เพื่อนำเสนอในขั้นตอนต่อไป ตามรูปที่ 4.9



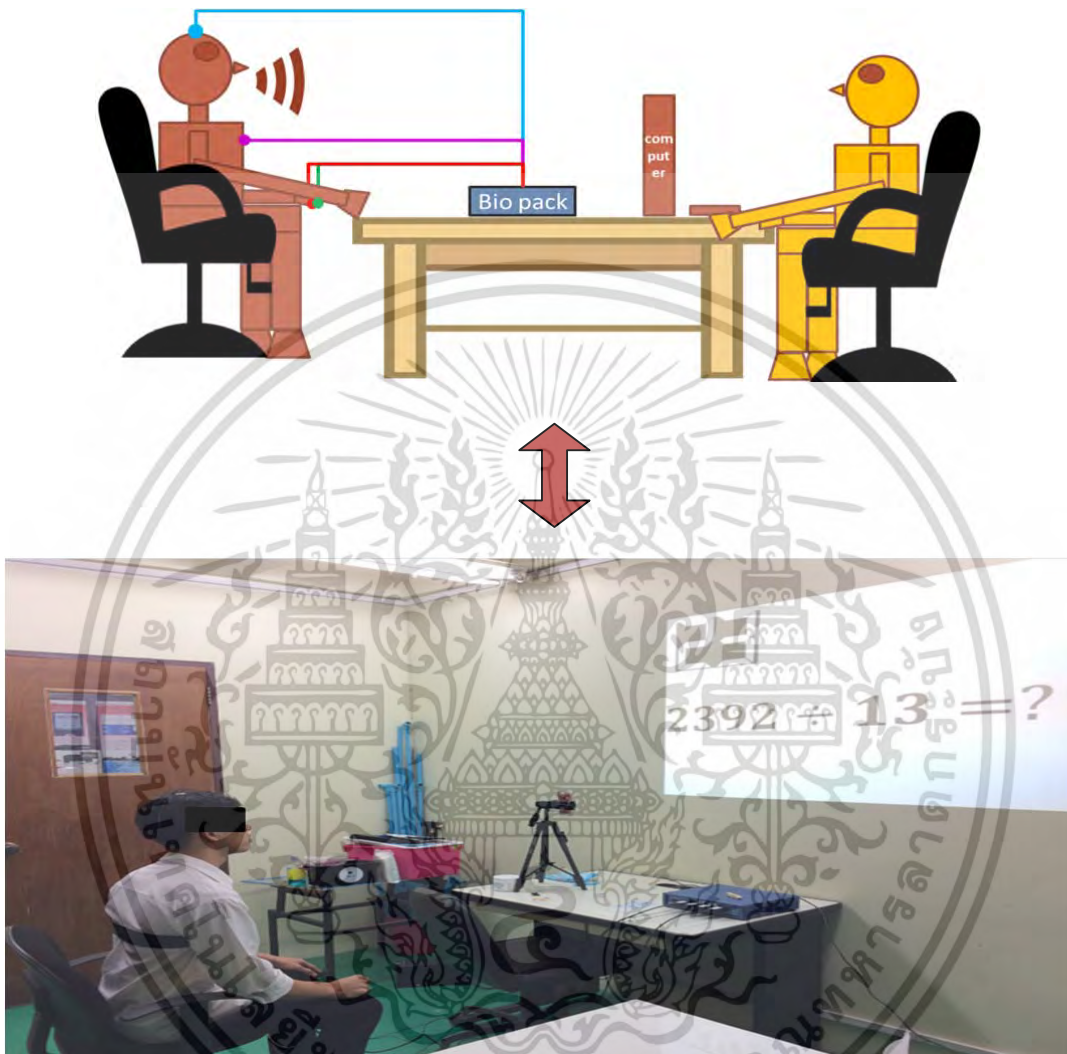
รูปที่ 4.9 แสดงการให้โจทย์จากการทดลองสร้างสถานการณ์กีดกันจากสังคม

4. ผู้เข้าร่วมงานวิจัยลืมนตาและยืนขึ้นเพื่ออภิปรายความเข้าใจในโจทย์ที่จะให้ไปเป็นเวลา 5 นาที ต่อหน้าคณะกรรมการที่อยู่ภายในห้องระหว่างการทดลองกรรมการจะต้องกระตุ้นผู้เข้าร่วมงานวิจัยให้เกิดความกดดันตลอดเวลา อาทิเช่น การกระตุ้นให้พูดให้ครบ 5 นาที, การซักถามเพื่อให้เกิดความกดดัน เป็นต้น ตามรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แสดงการนำเสนอการตอบคำถามเป็นเวลา 5 นาที

5. จากนั้นผู้เข้าร่วมงานวิจัยนั่งลงเพื่อคิดโจทย์ทางคณิตศาสตร์และตอบปากเปล่าเป็นเวลา 5 นาที ในแต่ละข้อมีเวลาให้ทั้งหมด 60 วินาที ในการคิด ตามรูปที่4.11



รูปที่ 4.11 แสดงการตอบคำถามทางคณิตศาสตร์เป็นเวลา 5 นาที

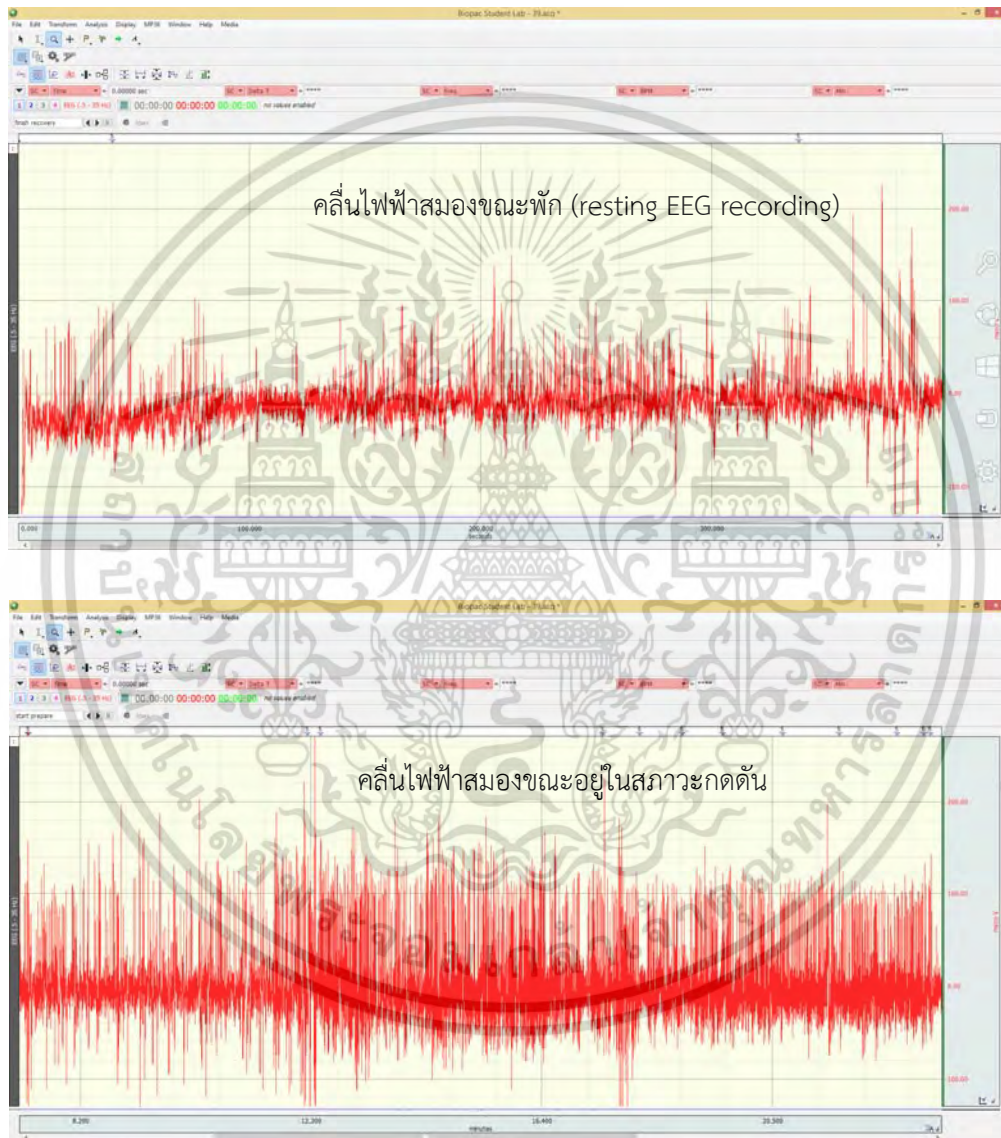
4.1.4 ขั้นตอนหลังการทดลอง

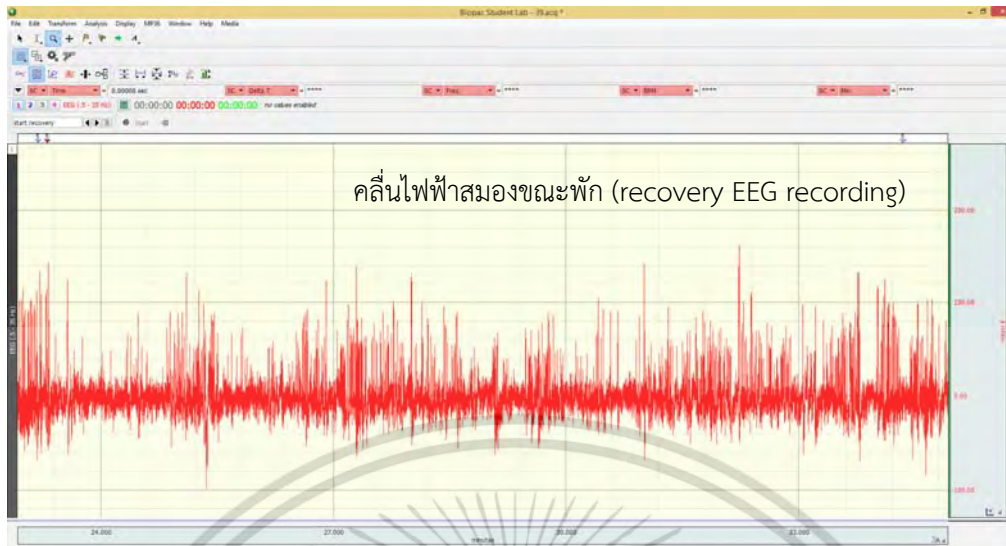
หลังจากกระบวนการสร้างสถานการณ์การกดดันทางสังคมและทางคณิตศาสตร์เสร็จเรียบร้อยแล้วผู้เข้าร่วมงานวิจัยจะถูกบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองในขณะที่พัก (recovery EEG recording) ใช้ระยะเวลา 5 นาที ผู้เข้าร่วมงานวิจัยหลับตา 5 นาที เพื่อประเมินลักษณะคลื่นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในขณะที่พักโดยไม่มีสิ่งกระตุ้นว่ามีลักษณะผิดปกติร่วมด้วยหรือไม่ ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าสมองในขณะที่พักจะถูกนำไปวิเคราะห์ต่อ ในขณะที่ทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง ผู้เข้าร่วมงานวิจัยจะถูกร้องขอให้นั่งในท่าที่สบาย เพื่อลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อ อีกทั้งหลีกเลี่ยงการขยับตัว กระพริบตา และกรอกตา ซึ่งจะก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนคลื่นไฟฟ้าสมอง

4.2 ขั้นตอนการประมวลผล

การประมวลผลจะแบ่งออกเป็น 2 ช่วงนั่นก็คือช่วงก่อนเกิดการกระตุ้นสถานการณ์กักตั้นและช่วงหลังจากเกิดการกระตุ้นสถานการณ์กักตั้น โดยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จะถูกนำมาวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์โดยใช้โปรแกรม Matlab โดยมีขั้นตอนการออกแบบดังนี้

1. จากรูปที่ 4.12 เป็นอย่างคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากโปรแกรม Biopac Student Lab มีหน้าตาเป็นเวลามีหน่วยเป็นนาที่และแรงดันเป็นหน่วยไมโครโวลท์ ซึ่งจากรูปนั้น คลื่นสัญญาณยังไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ได้





รูปที่ 4.12 แสดงคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากโปรแกรม Biopac Student Lab

2. กรองความถี่ความถี่ที่ใช้ได้โดยใช้วิธี Parks-McClellan optimal FIR filter design [31] เพื่อกรองความถี่ที่จำเป็นต่อการวิเคราะห์ข้อมูล มีเวกเตอร์ b เป็นค่าสัมประสิทธิ์ของแซดโดเมน (Z-transform) ที่ในกรองความถี่ $H(z)$ โดยมีรูปแบบฟังก์ชันดังนี้

$$H(z) = b(1) + b(2)z^{-1} + b(3)z^{-2} + \dots + b(n+1)z^{-n} \quad (3.1)$$

3. นำมาวิเคราะห์หาค่าพลังงานความหนาแน่นสเปกตรัมโดยใช้วิธีของ Welch [32][33] โดยมีขั้นตอนดังนี้ แบ่งช่วงของข้อมูล

$$x[0], x[1], \dots, x[N-1] \quad (3.2)$$

โดยมีค่า K เป็นค่ากลุ่มของข้อมูล

$$\text{Segment 1 : } x[0], x[1], \dots, x[M-1] \quad (3.3)$$

$$\text{Segment 2 : } x[S], x[S+1], \dots, x[M+S-1] \quad (3.4)$$

$$\text{Segment K : } x[N-M], x[N-M+1], \dots, x[N-1] \quad (3.5)$$

โดยที่

M = จำนวนของขนาดของกลุ่ม

S = จำนวนของกลุ่มที่คลาดเคลื่อน

K = จำนวนของกลุ่ม

ในแต่ละกลุ่ม ($K = 1$ ถึง K) คำนวณโดยการแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง (discrete Fourier transform-DFT) ที่ความถี่บางจุด

$$v = i/M \quad (3.6)$$

โดยที่

$$-\left(\frac{M}{2} - 1\right) \leq i \leq \frac{m}{2} \quad (3.7)$$

สมการการแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง

$$X_k(v) = \sum_m x[m]w[m]\exp(-j2\pi vm) \quad (3.8)$$

โดยที่

$$m = (k-1)S, \dots, M + (k-1)S - 1 \quad (3.9)$$

$$w[m] = \text{the window function} \quad (3.10)$$

ในแต่ละกลุ่ม ($K = 1$ ถึง K) จากการแปลงค่าเพอริโอดแกรม $P_k(f)$ จากการแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง

$$P_k(v) = \frac{1}{W} |X_k(v)|^2 \quad (3.11)$$

โดยที่

$$W = \sum_{m=0}^M w^2[m] \quad (3.12)$$

จากนั้นหาค่าเฉลี่ยของค่าเพอริโอดแกรมก็จะได้อัตราค่าของพลังงานความหนาแน่นสเปกตรัมโดยใช้วิธีของ welch

$$S_x(v) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K P_k(v) \quad (3.13)$$

4. นำมาวิเคราะห์หาปริมาตรพื้นที่ใต้กราฟของค่าพลังงานความหนาแน่นสเปกตรัมโดยใช้วิธีของ Trapezoidal method มีสมการดังนี้

$$\int_a^b f(x)dx \approx \frac{b-a}{2N} \sum_{n=1}^N (f(x_n) + f(x_{n+1})) \quad (3.14)$$

$$\int_a^b f(x)dx = \frac{b-a}{2N} [f(x_1) + 2f(x_2) + \dots + 2f(x_N) + f(x_{N+1})] \quad (3.15)$$

โดยมีระยะห่างระหว่างแต่ละจุดมีค่า $\frac{b-a}{N}$ แต่ถ้าระยะห่างแต่ละจุดไม่คงที่จะมีสมการดังนี้

$$\int_a^b f(x)dx \approx \frac{1}{2} \sum_{m=0}^M (X_{n+1} - X_n)[f(x_n) + f(x_{n+1})] \quad (3.16)$$

โดยที่มีค่า $(X_{n+1} - X_n)$ เป็นระยะห่างระหว่างจุดเชื่อมต่อในแต่ละจุดสองจุด

4.3 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงการทดสอบกระบวนการของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองหลังจากเกิดสภาวะกดดัน โดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะ เพื่อนำไปประมวลผลหาค่าการเปลี่ยนแปลงจากค่าทางเวลาและแรงดัน ไปสู่การวิเคราะห์หาคความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองทางความถี่ และทำการเลือกช่วงความถี่ที่เหมาะสมเพื่อนำมาหา ปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัม ที่จะใช้ในการวิเคราะห์กระบวนการทั้งหมด ซึ่งจะกล่าวในบทต่อไป



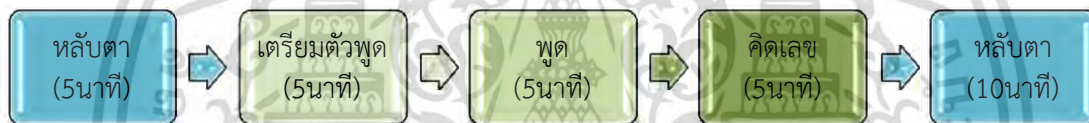
บทที่ 5

ผลการทดสอบ

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดสอบกระบวนการของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองที่ตำแหน่ง Fz-Cz หลังจากเกิดสภาวะกดดันโดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะ เพื่อนำสัญญาณมาวิเคราะห์และเปรียบเทียบหาเปลี่ยนแปลงระหว่างสภาวะก่อนเกิดแรงกระตุ้นและสภาวะหลังเกิดแรงกระตุ้น โดยการใช้อุปกรณ์ Biopac™ system MP36 ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในห้องปฏิบัติการ เพื่อวิเคราะห์หาค่าประชากรเสปรกตรัมของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

5.1 การทดลอง

ทดลองเพื่อศึกษาสังเกตการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองหลังที่ตำแหน่ง Fz-Cz จากเกิดสภาวะกดดัน โดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะ ณ เวลาที่เกิดสภาวะก่อนเกิดแรงกระตุ้นและสภาวะหลังเกิดแรงกระตุ้น โดยทำการทดลองกับอาสาสมัครทั้งหมด 39 คน ใช้ระยะเวลารวมทั้งหมดต่อคน 45 นาที(รวมระยะเวลาติดตั้งและถอดอุปกรณ์)



รูปที่ 5.1 แสดงการทดสอบสภาวะแรงกดดัน

5.2 ผลการทดลอง

5.2.1 ผลการทดลองจากโปรแกรม Biopac Student Lab

จากรูปที่ 5.2 แสดงหน้าต่างของค่าที่ได้จากโปรแกรม Biopac Student Lab ซึ่งมีแกน x เป็นเวลามีหน่วยเป็นวินาที(ใน 1 วินาทีมีการเก็บข้อมูล 2,000 ค่า) และแกน y เป็นแรงดันมีหน่วยเป็นไมโครโวลต์ โดยแบ่งข้อมูลออกเป็น 4 ช่วงดังนี้



รูปที่ 5.2 แสดงข้อมูลที่ได้จากโปรแกรม Biopac Student Lab

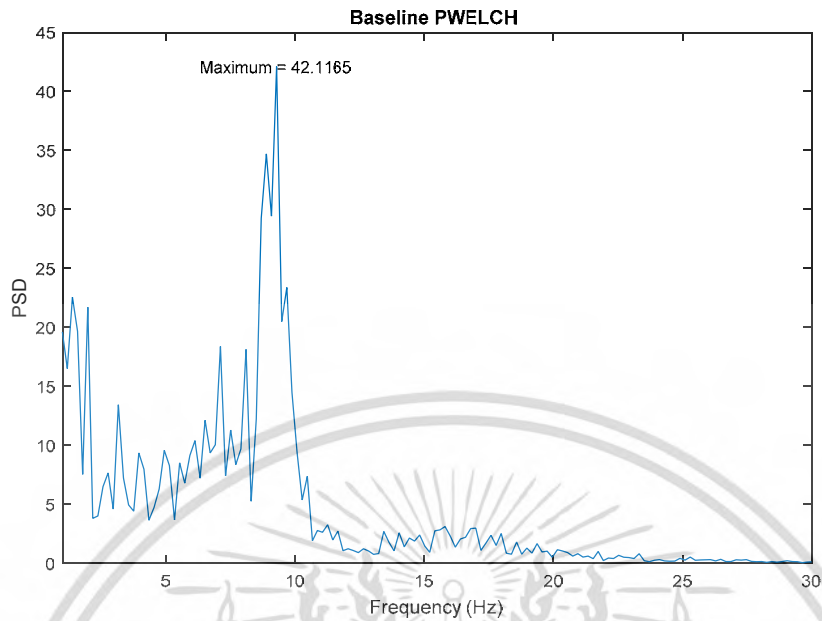
1. ช่วงที่ผู้เข้าร่วมวิจัยหลับตาและนั่งเพื่อผ่อนคลายเป็นเวลา 5 นาที โดยจะใช้จุดที่ทำเครื่องหมายไว้ในโปรแกรม Biopac Student Lab มาทำการคำนวณ ยกตัวอย่าง ผู้เข้าร่วมวิจัยเริ่มหลับตาที่ 178 วินาที วินาทีถึง 582 วินาที และทำการตัดช่วงของจุดนั้นๆเพื่อมาวิเคราะห์ในขั้นถัดไป
2. ช่วงที่ผู้เข้าร่วมวิจัยลืมตาและยืนเพื่อทำการปราคัยในที่สาธารณะเป็นเวลา 5 นาที โดยจะใช้จุดที่ทำเครื่องหมายไว้ในโปรแกรม Biopac Student Lab มาทำการคำนวณ และทำการตัดช่วงของจุดนั้นๆเพื่อมาวิเคราะห์ในขั้นถัดไป
3. ช่วงที่ผู้เข้าร่วมวิจัยลืมตาและนั่งลงเพื่อทำคิตเลขเป็นเวลา 5 นาที(แต่ละข้อใช้เวลา 1 นาที) แต่ละข้อที่ทำเลขนั้นมีการทำเครื่องหมายไว้ในโปรแกรม Biopac Student Lab ทุกจุด จากนั้นทำการตัดช่วง 5 นาที นั้นเพื่อมาวิเคราะห์ในขั้นถัดไป
4. ช่วงที่ผู้เข้าร่วมวิจัยหลับตาและนั่งเพื่อผ่อนคลายเป็นเวลา 10 นาที โดยจะใช้จุดที่ทำเครื่องหมายไว้ในโปรแกรม Biopac Student Lab มาทำการคำนวณ และทำการตัดช่วงของจุดนั้นๆทุกๆ 5 นาที เพื่อมาวิเคราะห์ในขั้นถัดไป(ขั้นตอนนี้จะวิเคราะห์แยกออกเป็น 2 ช่วง)

5.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

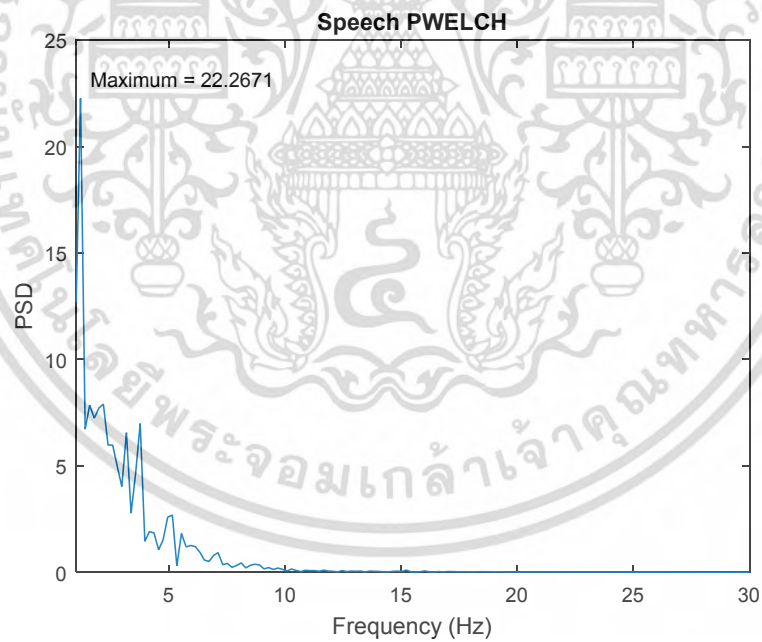
5.3.1 วิเคราะห์หาความหนาแน่นของสเปกตรัม

จากรูปที่ 5.3-5.7 เป็นตัวอย่างที่แสดงการวิเคราะห์หาค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมด้วยวิธีของ welch ซึ่งจะแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นทั้งหมด 5 ช่วงคือ

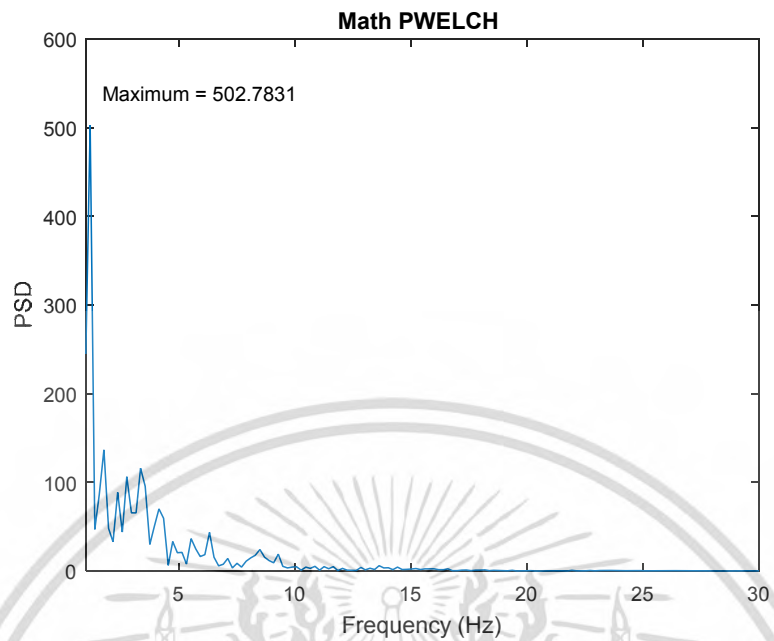
1. ช่วงพัก 5 นาทีเพื่อนำมาเป็นฐานข้อมูลเพื่อเปรียบเทียบ
2. ช่วงพูดจำลองสภาวะกดดัน 5 นาที
3. ช่วงคิดเลขจับเวลาจำลองสภาวะกดดัน 5 นาที
4. ช่วงพักเพื่อดูความเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกดดัน ใน 5 นาทีแรก
5. ช่วงพักเพื่อดูความเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกดดัน ใน 5 นาทีหลัง



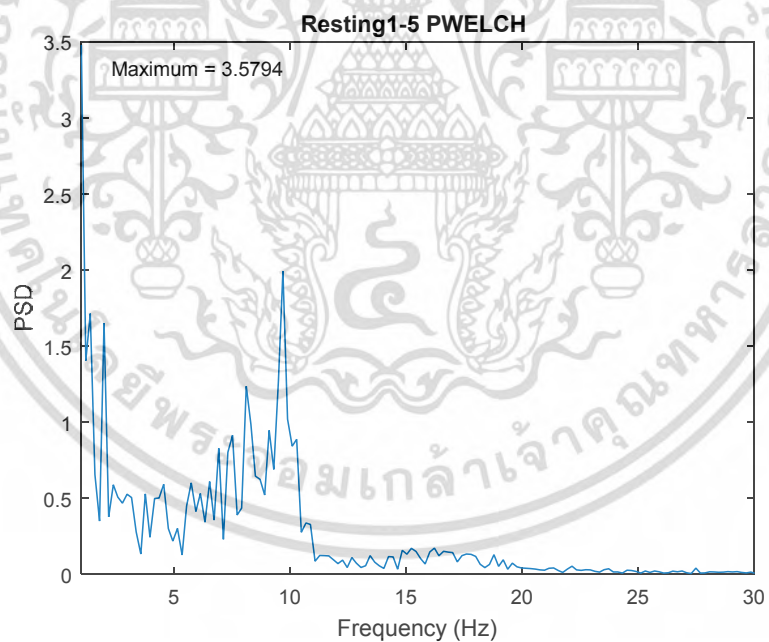
รูปที่ 5.3 แสดงตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่1 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18



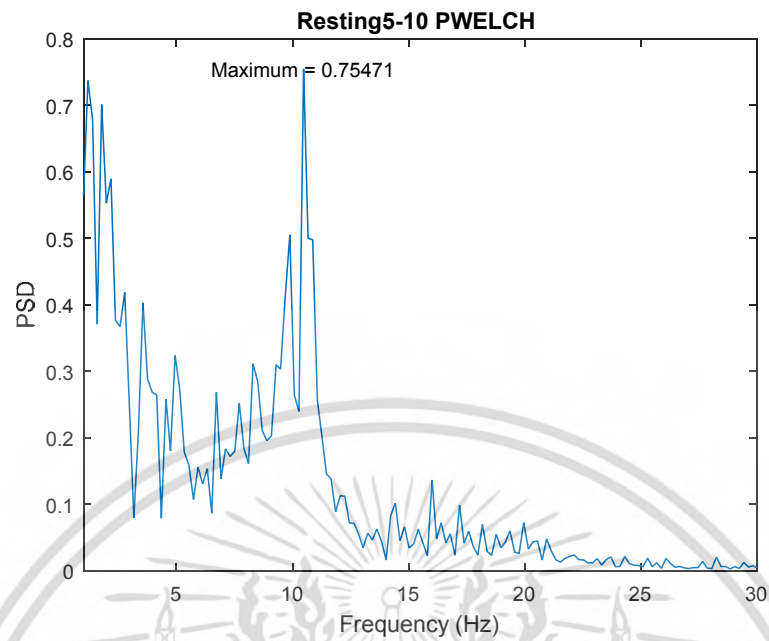
รูปที่ 5.4 แสดงตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่2 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18



รูปที่ 5.5 แสดงแสดงตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่3 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18



รูปที่ 5.6 แสดงแสดงตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่4-1 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18



รูปที่ 5.7 แสดงตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่4-2 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18 จากการวิเคราะห์ขั้นต้นนั้นสามารถสรุปเป็นตารางได้ดังนี้

ตารางที่ 5 ตารางแสดงค่าความหนาแน่นสเปกตรัมของคลื่นอัลตราความถี่ 8-13 Hz มีหน่วยเป็นไมโครโวลท์กำลังสอง (μV^2) ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา

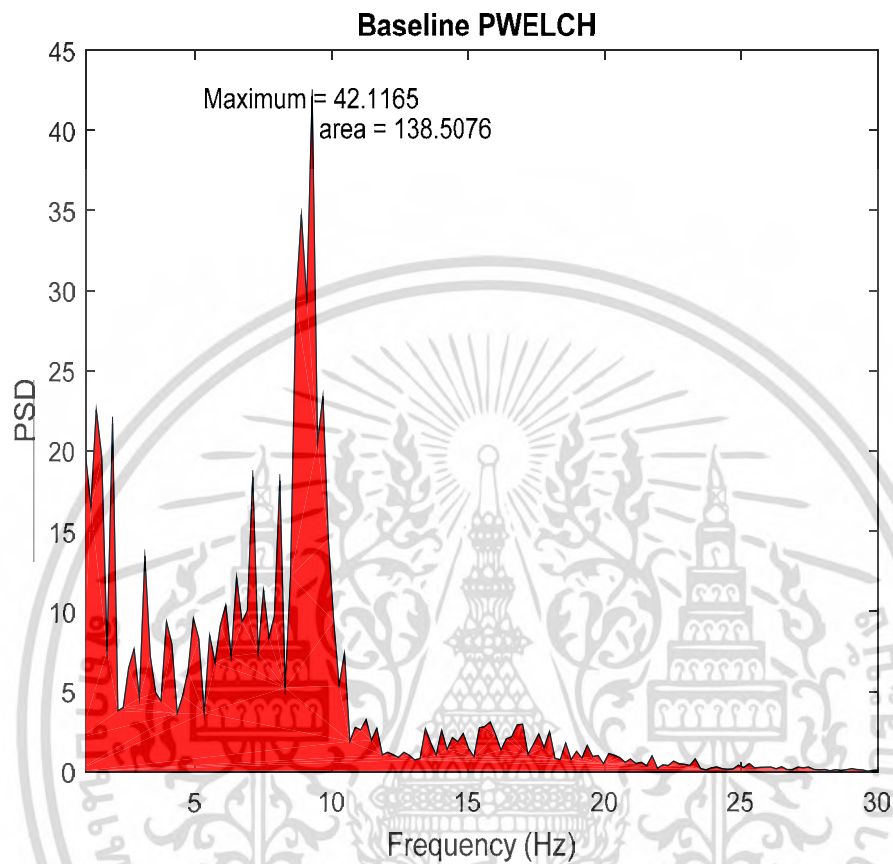
คนที่	หลับตา	พูด	คิดเลข	พัก1-5	พัก5-10
1	6.4155	20.1972	27.1691	8.4546	4.0842
2	53.7572	19.6719	20.6732	6.8827	3.3193
3	19.2923	25.6203	17.1115	16.6446	11.9686
4	50.0995	34.1749	14.6222	9.688	9.269
5	8.8068	22.7682	18.9944	6.4043	6.0653
6	15.7383	6.3832	8.0209	21.5504	16.3633
7	3.9344	83.5242	47.6568	6.767	5.1246
8	11.6389	19.3825	25.8903	28.8949	17.2031
9	5.8386	26.8781	27.9202	5.2414	4.1365
10	0.17164	2.5652	1.2128	4.5742	0.48548
11	1.608	10.9676	35.1139	1.5436	0.64261
12	2.1529	1.278	406325	1.0701	0.2821
13	14.935	5.649	7.1144	1.9424	6.3436
14	17.5822	20.4389	14.8388	3.4107	3.6214
15	4.6175	283731	23.8664	5.1401	5.0917
16	1.4002	2.6984	3.2062	3.4909	1.8271
17	0.6674	0.56239	24.2454	1.9801	8.1826
18	35.0391	0.4086	20.2213	1.6868	0.78413
19	2.9338	7.8125	10.4999	1.9613	0.6141
20	3.3808	7.9693	1.4101	0.077935	0.31474
21	37.3346	23.4919	16.5859	11.394	19.2287
22	8.5751	21.7031	11.5359	13.1973	13.1776
23	2.1528	5.0268	3.0072	7.4716	18.6608
24	5.0592	37.3902	46.0913	46.0913	4.2593
25	99.7027	25.1463	25.0895	67.9007	88.572
26	15.4344	41.3786	23.2816	21.0789	22.5013
27	4.5111	45.4825	74.1662	5.7284	3.3039

ตารางที่ 5 ตารางแสดงค่าความหนาแน่นสเปกตรัมของคลื่นอัลตราความถี่ 8-13 Hz มีหน่วยเป็นไมโครโวลท์กำลังสอง (μV^2) ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา (ต่อ)

คนที่	หลับตา	พูด	คิดเลข	พัก1-5	พัก5-10
28	4.7353	48.1443	69.6704	5.5081	3.0415
29	3.7963	51.092	38.899	5.4332	3.2066
30	12.3546	49.7324	88.114	23.8884	9.3185
31	40.797	26.8816	16.4146	50.2299	52.5953
32	3.4847	25.1824	18.4785	5.0067	3.9764
33	9.9258	23.1652	15.7312	16.7568	22.8464
34	17.0638	20.6036	10.8707	17.0844	8.0315
35	59.4266	14.8156	22.8116	36.3612	17.4633
36	15.6604	46.2126	25.3972	14.1952	7.623
37	16.4927	24.7773	32.285	8.829	4.9254
38	11.5002	18.2246	13.9428	11.3174	13.7548
39	5.5305	6.7533	5.6974	6.2641	5.7157

5.3.2 วิเคราะห์หาปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัม

จากรูปที่ 5.8 เป็นตัวอย่างที่แสดงการวิเคราะห์หาปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมด้วยวิธี Trapezoidal ซึ่งจะแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นทั้งหมด 5 ช่วงที่กล่าวมาแล้วข้างต้น



รูปที่ 5.8 แสดงตัวอย่างค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมช่วงที่ 1 ของผู้ร่วมวิจัยคนที่ 18

จากการวิเคราะห์ขั้นต้นนั้นสามารถสรุปเป็นตารางที่ 6 ได้ดังนี้

ตารางที่ 6 ตารางแสดงปริมาณของพื้นที่ได้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลตราไวโอเล็ต 8-13 Hz มีหน่วย $\mu\text{V}^2 \cdot \text{Hz}$ ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา

คนที่	หลับตา	พูด	คิดเลข	พัก1-5	พัก5-10
1	10.3755	39.3083	39.5027	14.1304	8.4989
2	95.6772	48.9998	42.9544	15.5087	9.6725
3	30.9731	39.1388	40.8596	26.8968	25.869
4	82.3606	69.1975	27.9827	17.4709	6.1082
5	18.816	46.0045	34.7106	15.9987	11.7303
6	32.0265	14.2158	13.8251	33.253	28.7201
7	11.4352	121.4542	87.0559	16.7617	11.2047
8	19.3536	40.83	64.4908	24.4827	24.7337
9	10.1327	44.7565	51.2834	11.8891	9.5984
10	0.36516	3.9011	1.9482	5.4088	0.62426
11	3.1311	20.9694	47.2597	2.8793	1.3253
12	1.877	1.1606	1.6431	1.2374	0.71181
13	30.5807	10.3935	12.7041	3.4394	9.2664
14	32.3745	35.6807	23.0066	6.7592	6.3777
15	9.1161	52.3378	40.2265	8.7523	8.1052
16	3.1591	4.3097	4.9927	5.7383	4.5888
17	1.2318	0.98005	46.7705	3.4382	16.4789
18	48.7911	0.5832	25.7925	2.2555	1.1826
19	4.5527	11.0347	17.4342	2.6628	1.0052
20	5.3591	14.9491	2.268	0.17909	0.58927
21	45.8519	35.295	31.5747	15.4191	19.1292
22	12.8837	27.7801	18.1324	15.1688	15.6165
23	3.895	9.7581	6.6609	12.5337	19.0497
24	8.1345	58.7356	91.997	91.997	10.5059
25	54.664	54.3547	50.4704	46.1304	45.2523
26	31.09	70.9354	54.7595	29.5975	31.8994
27	9.2943	59.68	63.9767	10.0194	7.0164

ตารางที่ 6 ตารางแสดงปริมาณของพื้นที่ได้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลตราไวโอเล็ต 8-13 Hz มีหน่วย $\mu\text{V}^2 \cdot \text{Hz}$ ในร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน แบ่งออกเป็น 5 ช่วงเวลา

คนที่	หลับตา	พูด	คิดเลข	พัก1-5	พัก5-10
28	9.907	73.6512	128.7226	8.5315	7.0177
29	5.3569	92.0312	91.6774	7.6994	6.9075
30	13.4284	74.5812	125.9795	22.6077	12.7534
31	31.3068	37.9274	35.5216	50.8358	45.9006
32	7.2599	44.9948	38.4038	8.2626	6.5418
33	18.1113	36.9321	30.0256	25.5058	24.5968
34	28.0993	36.918	20.1636	24.8196	14.4756
35	50.8315	29.3208	33.438	37.748	32.2607
36	21.391	61.1005	53.2194	19.0168	12.6834
37	19.6742	38.9196	69.8133	16.3275	11.69
38	23.2461	34.0938	28.3651	23.5817	24.186
39	10.097	15.29	12.5794	9.8211	10.5829

5.3.3 วิเคราะห์หาเปอร์เซ็นต์ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟา

จากรูปที่ 6.9 วิเคราะห์หาเปอร์เซ็นต์ความเปลี่ยนแปลงปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟา ซึ่งจะแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นทั้งหมด 2 ช่วงคือ

1.เปรียบเทียบช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 5 นาที กับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 1-5 นาที

2.เปรียบเทียบช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 5 นาที กับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน(พักหลับตา) 5-10 นาที

ตารางที่ 6 แสดงอัตราส่วนของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟา ทั้ง 2 ช่วงเวลามีหน่วยเป็นเปอร์เซ็นต์

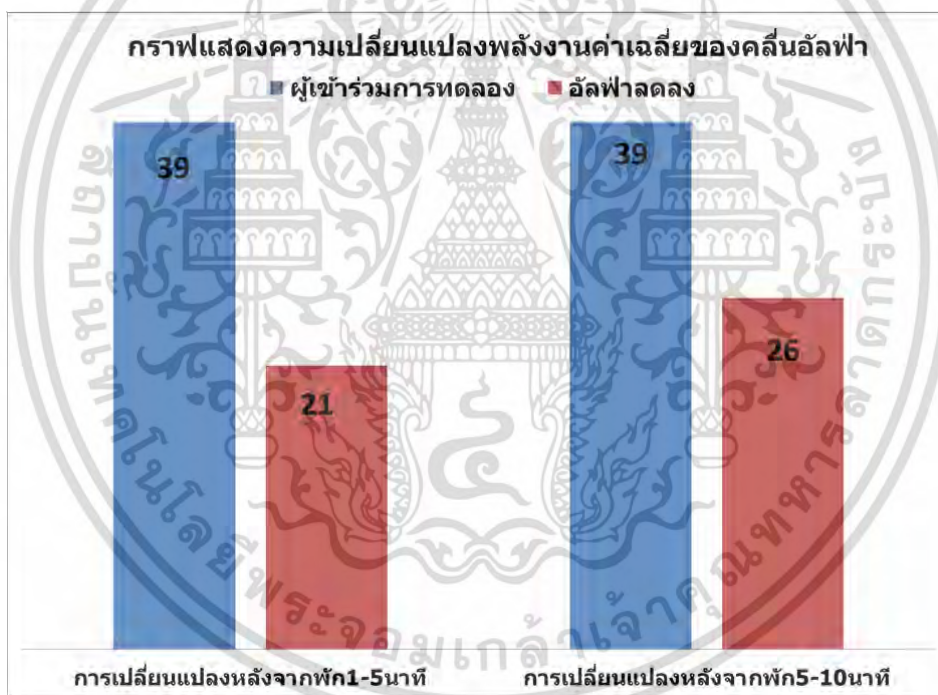
ผู้ร่วมทดลอง	1-5นาที	5-10นาที	ผู้ร่วมทดลอง	1-5นาที	5-10นาที
1	36.19006313	-18.08683919	21	-66.37194969	-58.28046384
2	-83.79060006	-89.89048593	22	17.73636455	21.211298
3	-13.160775	-16.47913835	23	221.7894737	389.0808729
4	-78.78730849	-92.58358973	24	1030.94843	29.15237568
5	-14.97289541	-37.65784439	25	-15.61100541	-17.21736426
6	3.829641078	-10.32395048	26	-4.800578964	2.603409456
7	46.57985868	-2.015705891	27	7.801555792	-24.50856977
8	26.50204613	27.79896247	28	-13.88412234	-29.16422731
9	17.33397811	-5.273026933	29	43.72864903	28.94584554
10	1381.213715	70.95519772	30	68.35736201	-5.026659915
11	-8.041902207	-57.67302226	31	62.37941917	46.61543179
12	-65.74766096	-80.29646238	32	13.81148501	-9.891320817
13	-88.75303705	-69.69853535	33	40.82810179	35.80913573
14	-79.12183972	-80.3002363	34	-11.67182101	-48.48412594
15	-3.990741655	-11.0891719	35	-25.73896108	-36.53403893
16	81.64350606	45.25656041	36	-11.09906035	-40.70683932
17	179.119987	1237.790226	37	-17.01060272	-40.58208212
18	-95.37723068	-97.5761973	38	1.443683026	4.043258869
19	-41.51163046	-77.92079425	39	-2.7324948	4.812320491
20	-96.65820753	-89.00431043			

จากตารางที่ 6 จะเห็นได้ว่าอัตราส่วนของการเปลี่ยนแปลงปริมาณของพื้นที่ใต้กราฟค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟา ทั้ง 2 ช่วงเวลาสามารถสรุปได้ดังรูป

1. การเปลี่ยนแปลงหลังจากพักหลังจากกระตุ้นทางความเครียดในช่วง 1-5 นาทีแรก คลื่นอัลฟามีค่าลดลงจากผู้เข้าร่วมทำการทดลองทั้งหมด 39 คน มีผู้เข้าร่วมทำการทดลองที่มีคลื่นอัลฟาลดลงทั้งหมด 21 คน ซึ่งแสดงว่ามีผู้เข้าร่วมวิจัยเกิดความเครียดทั้งหมด 54 เปอร์เซ็นต์จากผู้เข้าร่วมทั้งหมด แต่ในช่วงนี้อาจจะมีความคลาดเคลื่อนอยู่เนื่องจากเพิ่งเปลี่ยนสถานะจากการกระตุ้นความเครียดไปสถานพักเพื่อผ่อนคลายในช่วง 1-5 นาที ค่าอัลฟาที่ได้อาจจะไม่เสถียร

2. การเปลี่ยนแปลงหลังจากพักหลังจากกระตุ้นทางความเครียดในช่วง 5-10 นาทีหลัง คลื่นอัลฟามีค่าลดลงจากผู้เข้าร่วมทำการทดลองทั้งหมด 39 คน มีผู้เข้าร่วมทำการทดลองที่มีคลื่นอัลฟาลดลงทั้งหมด 26 คน ซึ่งแสดงว่ามีผู้เข้าร่วมวิจัยเกิดความเครียดทั้งหมด 67 เปอร์เซ็นต์จากผู้เข้าร่วมทั้งหมด

3. จากการทดลองกระบวนการทางความเครียดนั้นจะเห็นได้ว่ากระบวนการนี้มีผลกระทบต่อความเครียดและจากการคำนวณเกิดการเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟาที่ลดลงซึ่งค่าอัลฟาที่ลดลงนั้นมีความสัมพันธ์กับความเครียดด้วยเช่นกัน



รูปที่ 5.9 แสดงความเปลี่ยนแปลงพลังงานค่าเฉลี่ยของคลื่นอัลฟา

5.4 สรุป

จากการทดลองวัดสัญญาณคลื่นสมองไฟฟ้าที่ตำแหน่ง Fz-Cz ด้วยการสร้างกระบวนการสภาวะกอดตัน โดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะ กับผู้เข้าร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คนโดยทดลองเหมือนกันทั้ง 39 ครั้งภายใต้เงื่อนไขเดียวกันคือ กระบวนการช่วงพัก 5 นาทีเพื่อจากนั้น พุดจำลองสภาวะกอดตัน 5 นาที ตามด้วยคิดเลขจับเวลาจำลองสภาวะกอดตัน 5 นาที และพักเพื่อดูความเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกอดตัน ใน 10 นาที จากนั้นนำมาหาค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้มาวิเคราะห์ หาค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองทางความถี่ และทำการเลือกช่วงความถี่ที่เหมาะสมเพื่อนำมาหา ปริมาตรของพื้นที่ได้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อเปรียบเทียบเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของคลื่นอัลฟาช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกอดตันกับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกอดตัน ซึ่งพบว่าอัตราส่วนของการเปลี่ยนแปลงพื้นที่ได้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟาพบว่าการเกิดความเปลี่ยนแปลง 54 เปอร์เซ็นต์และ 67 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับซึ่งจากการวิเคราะห์ในช่วง 1-5 นาทีแรกในการพักมีค่าทางสถิติค่อนข้างน้อยอาจจะเนื่องจากความไม่เสถียรของอุปกรณ์ขณะเปลี่ยนสถานการณ์หลังเกิดสภาวะกอดตันแต่ช่วง 5-10 นาทีนั้นพบว่าข้อมูลทางสถิตินั้นมีความน่าเชื่อถือมากกว่าและพบว่าสภาวะกอดตันมีผลต่อคลื่นไฟฟ้าสมอง(คลื่นอัลฟา)ของมนุษย์ วิธีนี้เป็นวิธีที่สะดวกที่ใช้ในการวัดและวิเคราะห์บุคคลโดยทั่วไป เพื่อพัฒนาหาวิธีการลดสภาวะกอดตันที่ผลต่อคลื่นอัลฟาต่อไป



บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 บทสรุปงานวิจัย

การทำงานของคลื่นไฟฟ้าสมองในปัจจุบันนี้ยังมีการศึกษาทางด้านการแพทย์ค่อนข้างน้อยเนื่องจากขีดจำกัดทางด้านเครื่องมือและกับศักยภาพของผู้วิเคราะห์ข้อมูลทางการแพทย์โดยส่วนใหญ่แล้วยังต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญอย่างสูงในการวิเคราะห์ข้อมูลนั้นๆ ซึ่งในการทำการวิจัยเกี่ยวกับคลื่นสมองไฟฟ้าในครั้งนี้งั้นเน้นไปที่คลื่นอัลฟาที่สามารถบ่งชี้ถึงกระบวนการการทำงานของสมองที่อาจจะมีความเสี่ยงที่ส่งผลเสียต่อการทำงานของสารเคมีในสมองที่อาจจะส่งผลให้เกิดโรคความผิดปกติต่างๆได้ในอนาคต ในการศึกษาของคลื่นสมองไฟฟ้านั้นสามารถรับรู้ถึงความผิดปกติต่างๆได้ก่อนที่ระบบต่างๆในร่างกายจะพบความผิดปกติได้ในอนาคต และจากการศึกษาค้นคว้าในครั้งนี้ได้ว่าเวลาในการพักสมองนั้นก็เป็อีกวิธีหนึ่งที่เป็นวิธีที่ดีสำหรับการบำบัดสมองเมื่อเกิดแรงกดดัน(ฝึกสมองต่อความเครียด)เพื่อลดแรงกระตุ้นเมื่อเราได้รับแรงกระตุ้นจากสภาวะการณ์จำลองต่างๆ

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการพัฒนากระบวนการวัดและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองไฟฟ้าแบบไม่รุกรานกันอย่าง ต่อเนื่อง และสามารถแสดงรูปสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าสมองที่ตำแหน่ง Fz-Cz ของบริเวณหนึ่งศรีษะ โดย ออกแบบให้มีวิธีการที่เหมาะสมกับการทดสอบกระบวนการของการเปลี่ยนแปลงของคลื่นสมองที่ตำแหน่ง Fz-Cz หลังจากเกิดสภาวะกดดันโดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์และการแสดงออกในที่สาธารณะ ซึ่ง ประกอบด้วย เครื่องบันทึก Biopac TM system MP 36,สายที่ใช้เชื่อมต่อกับอิเล็กโทรด(SHIELDED ELECTRODE ADAPTER) ,อิเล็กโทรดและกาวนำสัญญาณเห็น20 ซึ่งอุปกรณ์ที่กล่าวมานี้สามารถใช้ได้ง่ายมีความสะดวกในการติดตั้งอุปกรณ์ในการทดลองแต่ละครั้ง และสามารถส่งสัญญาณได้อย่างรวดเร็วแม่นยำ อุปกรณ์ดังกล่าวก็สามารถติดตั้งได้กับมนุษย์ได้อย่างปลอดภัยไม่มีอันตรายต่อผู้เข้าร่วมวิจัย จากนั้นแปลงค่าแรงดันให้เป็นสัญญาณดิจิตอลผ่านตัวแปลงเข้าสู่คอมพิวเตอร์ แล้วจึงนำสัญญาณที่วัดได้ไปวิเคราะห์หาค่าการเปลี่ยนแปลงจากค่าทางเวลาและแรงดัน ไปสู่การวิเคราะห์หาความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองทางความถี่ และทำการเลือกช่วงความถี่ที่เหมาะสมเพื่อนำมาหา ปริมาตรของพื้นที่ใต้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อเปรียบเทียบเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของคลื่นอัลฟาช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดันกับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน ในการวิเคราะห์ทั้งหมดนี้ผ่านโปรแกรมMATLAB® และ Microsoft Excel™

ในส่วนการทดสอบกระบวนการ โดยอาศัยการทำงานของ เครื่องบันทึก Biopac TM system MP 36, อิเล็กโทรดและกาวนำสัญญาณเห็น20 เป็นหลักโดยจะวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อดูความเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองของคลื่นอัลฟาช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดันกับช่วงหลังจากเกิดการ สร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน เพื่อทดสอบตำแหน่งความแม่นยำของอิเล็กโทรดที่เลือกใช้รวมไปถึง ประสิทธิภาพของของกาวนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองและการทำงานของเครื่องบันทึก Biopac TM system MP 36 ที่ใช้ในการบันทึกในแต่ละครั้ง จากนั้นหาความสัมพันธ์ของคลื่นอัลฟาของคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อใช้อ้างอิงในการตรวจจับสัญญาณ

การทดสอบกับมนุษย์โดยตรงทำการตรวจวัดจากผู้เข้าร่วมวิจัยทั้งหมด 39 คน เพื่อทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่บริเวณ Fz-Cz พร้อมกับจำลองสถานการณ์กดดัน มีกระบวนการช่วงพัก 5 นาทีเพื่อจากนั้น พุดจำลองสภาวะกดดัน 5 นาที ตามด้วยคิดเลขจับเวลาจำลองสภาวะกดดัน 5 นาที และพักเพื่อดูความ

เปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองเมื่อเกิดสภาวะกดดัน ใน 10 นาที จากการทดลองดังกล่าวนำมาวิเคราะห์หาปริมาตรของพื้นที่ได้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมเพื่อมาเปรียบเทียบหาเปอร์เซ็นต์ความเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลฟาช่วงก่อนเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน กับช่วงหลังจากเกิดการสร้างสถานการณ์สร้างแรงกดดัน สรุปได้ว่าคลื่นไฟฟ้าสมองของผู้เข้าร่วมวิจัย รวม 21 คน จากทั้งหมด 39 คน คลื่นอัลฟามีอัตราส่วนลดลงในช่วง1-5นาทีก่อนการพักหลังจากการเกิดสภาวะกดดัน และคลื่นไฟฟ้าสมองของผู้เข้าร่วมวิจัย รวม 26 จากทั้งหมด 39 คลื่นอัลฟามีอัตราส่วนลดลงในช่วง5-10 นาทีของการพักหลังจากการเกิดสภาวะกดดัน ซึ่งอัตราส่วนคลื่นอัลฟาที่ลดลงนั้นบ่งบอกถึงอัตราความเครียดที่เพิ่มขึ้น จากการวิเคราะห์อัตราส่วนของการเปลี่ยนแปลงพื้นที่ได้กราฟความหนาแน่นของสเปกตรัมของคลื่นอัลฟาพบว่าเกิดความเปลี่ยนแปลง 54 เปอร์เซ็นต์และ67 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับซึ่งจากการวิเคราะห์ในช่วง1-5นาทีก่อนการพักมีค่าทางสถิติค่อนข้างน้อยอาจจะเนื่องจากความไม่เสถียรของอุปกรณ์ขณะเปลี่ยนสถานะการหลังเกิดสภาวะกดดันแต่ช่วง 5-10นาทีนั้นพบว่าข้อมูลทางสถิติที่มีความน่าเชื่อถือมากกว่าและพบว่าสภาวะกดดันมีผลต่อคลื่นไฟฟ้าสมอง(คลื่นอัลฟา)ของมนุษย์ ซึ่งคลื่นอัลฟานี้เป็นตัวบ่งบอกถึงสภาวะที่สมองผ่อนคลาย และการเปลี่ยนแปลงนี้สามารถนำไปใช้ในการหาวิธีการในการฝึกสมองต่อความเครียด อาทิเช่น การนั่งพัก ,การฟังเพลง, การฝึกสมาธิ เป็นต้นได้ในอนาคต

6.2 วิจัยและข้อเสนอแนะ

จากระบบการวัดและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองไฟฟ้าแบบไม่รุกรานกันอย่างต่อเนื่อง และสามารถแสดงรูปสัญญาณของคลื่นไฟฟ้าสมองที่ตำแหน่ง Fz-Cz เพื่อ เพื่อนำมาวิเคราะห์วัดและกาวิเคราะห์นั้นได้พบปัญหาต่างๆ ดังนี้

6.2.1 ในการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองพบว่าแรงดันไฟฟ้ารบกวนค่อนข้างมีผลต่อการวัดคลื่นไฟฟ้าสมองในแต่ละครั้งอย่างมาก ดังนั้นจึงต้องหาวิธีในการลดแรงดันไฟฟ้ารบกวนรอบข้างตลอดการทดลอง และในการทำการทดลองใช้ระยะเวลาค่อนข้างนานและตัวเครื่องเครื่องบันทึก Biopac TM system MP 36 ไม่มีระบบสำรองไฟฟ้าจึงต้องหาระบบสำรองไฟมาเพิ่มในการทดลอง

6.2.2 ผมงของผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นปัญหาหลักในการทดลองในครั้งนี้เพราะทำให้คลื่นไฟฟ้าสมองไม่เสถียรและทำให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ไม่สามารถติดแนบกับหนังศีรษะเท่าที่ควรจะเป็นไปได้ ทำให้ส่งผลกระทบต่อคลื่นไฟฟ้าสมองในระหว่างทำการทดลอง และตลอดการทดลองต้องคอยสังเกตคลื่นไฟฟ้าสมองจากโปรแกรม Biopac Student Lab ว่าตัวอิเล็กทรอนิกส์ยังติดกับหนังศีรษะหรือไม่

6.2.3 กาวที่ใช้ในการเชื่อมต่อสัญญาณในการทำการทดลองนั้น กาวก็เป็นส่วนสำคัญในการนำสัญญาณซึ่งก่อนหน้านี้ได้ทดลองใช้กาวแบบเจลไม่สามารถนำสัญญาณได้เท่าที่ควรและไม่สามารถยึดเกาะกับหนังศีรษะได้ต้องใช้อุปกรณ์หลายชนิดในการช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของกาว จนกระทั่งมาเป็นกาวนำสัญญาณเห็น20 ที่เหมาะกับการทดลองครั้งนี้มากที่สุด

6.2.4 การลุก-นั่งและการล้มตาของผู้เข้าร่วมวิจัย ยังเป็นปัญหาอย่างมากที่ทำให้สัญญาณเกิดความไม่เสถียรเพราะทุกๆท่าทางทำนั้นย่อมมีผลต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเสมอ

6.2.5 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการบันทึกและวิเคราะห์ผลการทดสอบนั้นต้องใช้งานบนระบบปฏิบัติการ Windows 10 64 bit และคุณสมบัติของคอมพิวเตอร์ควรมี CPU มากกว่า 2.6 GHz RAM ไม่นต่ำกว่า 8 GB เพราะจะทำให้เกิดปัญหาการบันทึกข้อมูลในระหว่างการทดลองและเกิดปัญหาในการวิเคราะห์ข้อมูลอีกด้วย

เอกสารอ้างอิง

- [1] กรมสุขภาพจิต กระทรวงสาธารณสุข. 2555. **คู่มือคลายเครียด(ฉบับปรับปรุงใหม่)**. [Online]. เข้าได้จาก : <https://www.dmh.go.th/ebook/view.asp?id=345>.
- [2] สำนักงานสถิติแห่งชาติ. 2558. **การสำรวจสุขภาพจิต (ความสุข) คนไทยกรกฎาคม พ.ศ. 2558** . [Online]. เข้าได้จาก : http://service.nso.go.th/nso/nsopublish/themes/files/mental-healthm_jul_58.pdf.
- [3] Andrew Baum, Tracey A. Revenson, Jerome Singer. 2011. **Handbook of Health Psychology**. [Online]. เข้าได้จาก : <https://www.routledgehandbooks.com/doi/10.4324/9780203804100.ch3>.
- [4] Robert Boyle.2013. **A Clinical Guide to the Treatment of the Human Stress Response**. Springer Science+Business Media New York 2013.pp 17-51.
- [5] Arthur M. Nezu,Christine Maguth Nezu,Pamela A. Geller.2003. **HANDBOOK of PSYCHOLOGY**. John Wiley & Sons, Inc.pp50-72.
- [6] Sang-Hee Seo and Jung-Tae Lee.2010. **Convergence and Hybrid Information Technologies**.InTech.pp413-425.
- [7] Roman Rozengurt, Limor Shtoots, Aviv Sheriff, Ofir Sadka, Daniel A. Levy. **Enhancing early consolidation of human episodic memory by theta EEG neurofeedback**. *Neurobiology of Learning and Memory* 2017.pp165-171
- [8] Katarzyna Jurewicz, , Katarzyna Paluch, Ewa Kublik, Jacek Rogala, Mirosław Mikicin, Andrzej Wróbel. **EEG-neurofeedback training of beta band (12–22 Hz) affects alpha and beta frequencies – A controlled study of a healthy population**. *Neuropsychologia* 2018. pp 13– 24.
- [9] Rocco Mennella, Elisabetta Patron, Daniela Palomba. **Frontal alpha asymmetry neurofeedback for the reduction of negative affect and anxiety**. *Behaviour Research and Therapy* 2017.pp32-40.
- [10] ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ(NECTEC).2559.**เกมคลื่นสมองพิชิตอัลไซเมอร์**. สรรพสาร วงการแพทย์.ปีที่19 ฉบับที่ 464 ประจำเดือนธันวาคม พ.ศ.2559.หน้า20

- [11] สถาบันฝึกสมองในประเทศไทย. **นิวโรฟีดแบค**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.neurofeedback-chiangmai.com/neurofeedback.html#whatnuerofb>
- [12] Saeid Sanei and J.A. Chambers.2007. **EEG SIGNAL PROCESSING**. John Wiley & Sons Ltd. pp1-34.
- [13] Elaine N. Marieb, R.N., Ph.D., Katja Hoehn, M.D., Ph.D..2013. **Human Anatomy & Physiology Ninth Edition**.PEARSON.PP452-464.
- [14] กนกวรรณ บุญญพิสิฏฐ์.2549.**ตำราการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง**.สมาคมโรคลมชักแห่งประเทศไทย. หน้า1-53.
- [15] György Buzsáki.2006. **Rhythms of the Brain**. OXFORD UNIVERSITY PRESS.pp81-85.
- [16] Peter Mariéna, Kim van Duna, Johanna Van Dormael, Dorien Vandendorre, Stefanie Keulen, Mario Manto, Jo Verhoeven, Jubin Abutalebi. **Cerebellar induced differential polyglot aphasia: A neurolinguistic and fMRI study**. Brain and Language 2017. pp18-28.
- [17] Wanchai.2012.**10/20 System Positioning MANUAL**.Trans Cranial Techhologies Ltd. pp1-15.
- [18] Prof. Dr Athanasios G. Kaditis.2016. 10-20 system EEG Placement. enropean respiratory society. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.ers-education.org/lrmedia/2016/pdf/298830.pdf>
- [19] William O. Tatum IV, DO, Aatif M. Husain, MD, Selim R. Benbadis, MD, Peter W. Kaplan, MB, FRCP.2008. **Handbook of EEG INTERPRETATION**. the United States of America.pp61-69.
- [20] Dajeong Kim, Hyungseob Han, Sangjin Cho, Uipil Chong. **Detection of Drowsiness with eyes open using EEG Based Power Spectrum Analysis**.IEEE 2013.
- [21] Yoorim Choi, Minjung Kim, Chungyoon Chun. **Measurement of occupants' stress based on electroencephalograms (EEG) in twelve combined environments**. Building and Environment 88 2015.pp65-72.
- [22] Andrew P. Allen, Paul J. Kennedy, Samantha Dockra, John F. Cryan, Timothy G. Dinan, Gerard Clarke. **The Trier Social Stress Test: Principles and practice**. Neurobiology of Stress 2017.pp113-126.

- [23] Daniela Schoof, Oliver T. Wolf. **Are salivary gonadal steroid concentrations influenced by acute psychosocial stress? A study using the Trier Social Stress Test (TSST)**. International Journal of Psychophysiology 2011.pp36–43.
- [24] Fares Al-shargie, Tong Boon Tang, **Nasreen Badruddin**. **Simultaneous Measurement of EEG-fNIRS In Classifying and Localizing Brain Activation to Mental Stress**. IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications (ICSIPA)2015.
- [25] Jenny J.W. Liu, Natalie Ein, Katlyn Peck, Vivian Huang, Jens C. Pruessner, Kristin Vickers. **Sex differences in salivary cortisol reactivity to the Trier Social Stress Test(TSST): A meta- analysis**. Psychoneuroendocrinology 2017.pp26–37.
- [26] Mangesh J. Patil , Anjum Shaikh and Mukta G. **Dhopeswarkar**. **Novel Approach for Classification of Stress EEG Data using Statistical Techniques**. IEEE 2016 Proceedings of the SMART.
- [27] Norizam Sulaiman. **Intelligent System for Assessing Human Stress Using EEG Signals and Psychoanalysis Tests**. IEEE 2011 Third International Conference on Computational Intelligence, Communication Systems and Networks.
- [28] Reza Khosrowabadi, Chai Quek, Kai Keng Ang, Sau Wai Tung, and Michel Heijnen. **A Brain- Computer Interface for classifying EEG correlates of chronic mental stress**. IEEE 2011 Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks.
- [29] BIOPAC System.2015. **BSL HARDWARE GUIDE**. BIOPAC System, Inc..pp1-166
- [30] Weaver and Company. **Ten20® Conductive Paste**. [Online]. เข้าได้ จาก : <http://www.weaverandcompany.com/pdf/Ten20ENG.pdf>
- [31] The MathWorks, Inc.2016. **Signal Processing Toolbox™ User's Guide**. MathWorks. pp6-9-6- 31.
- [32] O tis M. Solom on, Jr.1991. **PSD Computations Using Welch’s Method**. Sandia National Laboratories Albuquerque.pp1-6.
- [33] PETER D. WELCH. **The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms**. IEEE TRANSACTIONS ON AUDIO AND ELECTROACOUSTICS 1967.



ภาคผนวก

ภาคผนวก
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

1. Nipawan Pakoktom, Suradej Tretriluxana, Kitiphol Chitsakul. Brainwave Spectrum Analysis during Paced Breathing Control: A Pilot Study. The 9th Biomedical Engineering International Conference (BMEICON); 7-9 December 2016; Louangphabang, Laos.



BME*i*CON 2016

Program and Abstracts

The 9th Biomedical Engineering
International Conference

December 7-9, 2016



Brainwave Spectrum Analysis during Paced Breathing Control: A Pilot Study

Nipawan Pakoktom
Biomedical Measurement and
Computation Laboratory, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Chalongkrung Rd. Ladkrabang, Bangkok Thailand 10520
56601190@kmitl.ac.th

Suradej Tretriluxana, Kitiphol Chitsakul
Biomedical Measurement and Computation Laboratory,
Department of Electronic Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Chalongkrung Rd. Ladkrabang, Bangkok Thailand 10520
{suradej.tr, kitiphol.ch}@kmitl.ac.th

Abstract— Investigation of Electroencephalogram (EEG) has been made during the spontaneous breathing and paced breathing control (9 breaths/minute) conditions in eight young healthy college students (Male=4, Female=4). Their selected 5-minute EEG segments were transformed into 3 frequency bands (Delta Wave: 0.5-4Hz, Theta Wave: 4-8Hz and Alpha Wave: 8-13Hz). The power in each band were compared between two conditions. Our statistical tests show no significant differences between the two conditions in all three spectrums. This pilot study needs to be further analyzed to make a firm conclusion and a larger sample size is suggested.

Index Terms— Brainwave; Electroencephalogram (EEG); Paced Breathing Control; Spectral Analysis; Spontaneous Breathing

I. INTRODUCTION

Respiration is known to be part of the cardiac circulation system. Regularly slow breathing can improve baroreflex sensitivity and lower blood pressure in hypertension [1]. Respiration is however controlled by a neural mechanism [2]. Neurons in medulla oblongata, part of the brain, play a key role in this vital system. This makes a linkage of brain, heart and lung. As part of our study on autonomic control system, we ask a question that if there is alteration in neural control when breathing pattern is changed. Answer to this question may lead us to understand how brain is modulated by respiration.

The nervous system is primary regulated by the brain. As the Central Processing Unit (CPU) of our body, signal from the brain can be detected by the brain wave called Electroencephalogram (EEG). Studies [3] show that EEG is the reflection of our brain activities. It is a valuable information for clinic and research. To obtain this bioelectrical signal noninvasively, a number of electrodes are attached on the scalp. The signal is sent to the amplifier and converter before it can be stored or displayed on the computer. The International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology has laid down the standard electrode placement 10-20 system since 1958 [4]. To date, it has been modified [5] as depicted in Fig.1. A costly machine and software are required to record this high resolution EEG. Our study however is focusing only

on the spectral analysis of EEG, a simple electrode placement is suggested.

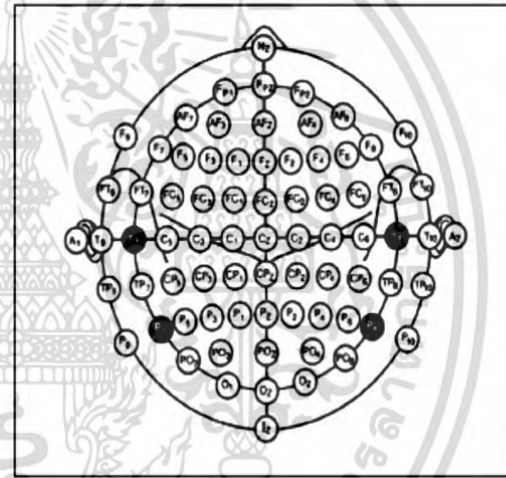


Fig. 1. A modified combinatorial nomenclature of 10-10 system (reprinted from [5])

II. METHODS

A. Experimental Setup

Eight healthy young college students (Male=4, Female=4) participated in the study. They were asked to sleep early and refrain from alcohol or caffeine beverage on a night before the experiment. No one reported about their physical or mental illness on the experiment day. During the test, they were sitting comfortably on a chair in a quiet, air-conditioned room. A participant was equipped with 4 biosignal sensors: (1) a bipolar lead electrode for Electroencephalogram (EEG) at Cz-Fz location according to the international standard 10-20 system (Fig 2), (2) a respiration excursion band was wrapped around

the chest to monitor the breathing pattern, (3) a lead-II electrode for Electrocardiogram (ECG) and (4) a photoplethmography optical sensor at a finger. The last two measures are not included in this analysis. All the sensor data were sampled at 2000Hz by an Analog-to-Digital (A/D) converter unit (Biopac MP36, California USA) before transmitted to and stored in the computer. Fig.3 illustrates a participant with a complete setup.

B. Experiment Protocol

For each participant, we were sequentially recording the biosignals in three phases as follow: (1) spontaneous breathing with eye closed for 7 minutes, (2) spontaneous breathing with eye opened for 7 minutes and (3) under the paced breathing control with eye closed for at least 10 minutes. During the paced breathing control condition, a participant was listening to a metronome sound generated by an application on the smart phone. They were asked to breathe regularly at 0.15Hz (around 9 breaths per minute). In each cycle, the ratio of inhalation and exhalation periods is 1:3. Their breathing patterns were monitored from the computer screen.

C. Spectral Analysis

The time series EEG signal was divided into three parts according to three phases of experiment. Two 5-minute segments were selected from the first and the last phases. They were transformed into the frequency domain and their powerspectrum were computed at three frequency bands: Delta Wave (0.5-4Hz), Theta Wave (4-8Hz) and Alpha Wave (8-13Hz). A nonparametric Welch method [6] was employed for the power spectral density calculation. These powers from both phases were later compared within a subject. All the computation was performed by MATLAB™ software.

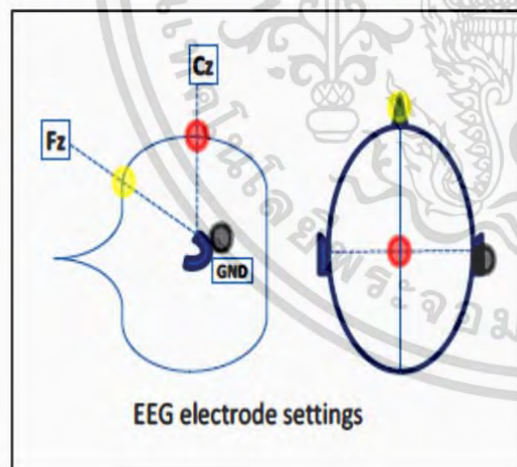


Fig. 2. Our EEG electrode placement (Cz-Fz), a picture from side view (left) and from the top view (right).

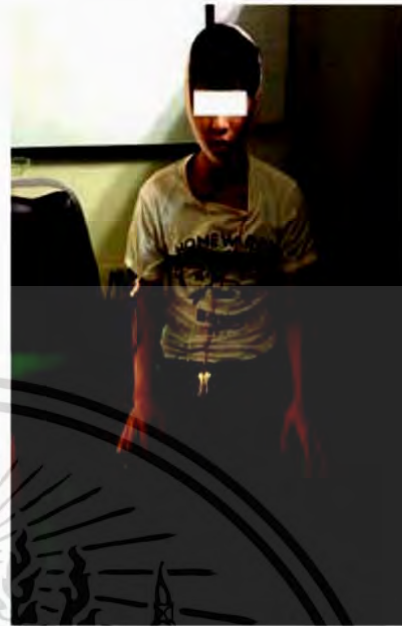


Fig. 3. A picture of participant equipped with 4 sensors; EEG (strapped on the head), Respiration (Excursion band wrapped around the chest), lead-II ECG (placed electrodes on four limbs) and photoplethmograph at the finger.

III. STATISTICAL TESTS AND RESULTS

Our EEG spectrum demonstrates the dominant power in low frequency from 0-15Hz as depicted in Fig.4. Since the brain activities are different over the three bands in this range, we decided to compare the powers between two eye-closed phases; (spontaneous breathing and under the paced breathing control) within the same subject. The data during the eye-opened phase is omitted to avoid the confounding outcome from visual stimulus. The computed powers from all participants in three frequency bands are tabulated in Table 1. The non-parametric Wilcoxon Signed-Rank tests were performed between two phases and reported no significant different on three spectrums.

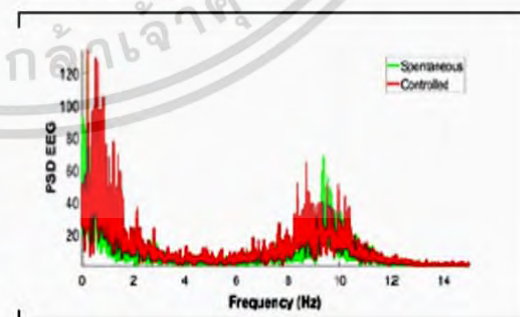


Fig. 4. A sample plot of EEG power spectrum from our study. The energy is distributed in low frequency (less than 15Hz).

TABLE I. THE SPECTRUM POWER (in μV^2) FROM EIGHT PARTICIPANTS DURING SPONTANEOUS BREATHING AND PACED BREATHING CONTROL PHASES

Participant No.	Delta Wave (0.5-4Hz)		Theta Wave (4-8Hz)		Alpha Wave (8-13Hz)	
	Spontaneous Breathing	Paced Breathing Control	Spontaneous Breathing	Paced Breathing Control	Spontaneous Breathing	Paced Breathing Control
1	4381.95	6736.47	2791.23	2853.36	3734.67	3021.13
2	4138.58	4933.16	961.91	980.23	1167.58	589.91
3	7692.46	4209.84	939.71	956.44	544.02	620.85
4	4152.67	8004.18	1623.10	2784.31	5358.06	7221.51
5	23061.39	2608.98	1095.68	739.17	1304.38	2646.30
6	460.48	17.04	21.37	3.48	10.50	3.22
7	1810.80	4447.49	295.64	476.61	216.34	301.10
8	27428.92	14093.66	1522.01	1688.22	693.93	711.27

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

Our spectrum plots revealed the EEG's energy distribution in low frequency (less than 15Hz). This turned our attention to examine the activity of three major oscillations in this range; Delta Wave (0.5-4Hz), Theta Wave (4-8Hz) and Alpha Wave (8-13Hz). In time domain, the discrepancy between the spontaneous breathing and paced breathing control is not clearly seen. In frequency domain the computed spectrum power were compared between two phases in three frequency bands. Statistically, our data did not show any differences between both conditions.

Some issues should be addressed here after the data analysis has been reviewed. First, the insignificant outcomes from statistical test may be influenced by the variation in the absolute values of spectrum power among subjects. This should be minimized by data normalization in the future. Secondly, literature [1] reported that autonomic control was changed when the respiratory rate was down to 6 breaths/minute. Our experiment with 9 breaths/minute during the control session might not be able to change the physiological stage. In addition, respiration rate during the spontaneous period was close to 9 breaths/minute in some cases. That is why the discrepancy is hardly unveiled. Lastly,

the conclusion could not be firmly made with the small sample size. More subjects will be recruited in the test to increase the statistical power.

REFERENCES

- [1] Joseph CN, Porta C, Casucci G, Casiraghi N, Maffei M, Rossi M, Bernardi L. "Slow Breathing Improves Arterial Baroreflex Sensitivity and Decreases Blood Pressure in Essential Hypertension" *Hypertension* vol.46, pp.714-718, 2005.
- [2] Marieb EN, Hoehn K. "Anatomy & Physiology", Pearson Education, 2008.
- [3] Sanei S., Chambers JA., "EEG Signal Processing", John Wiley & Sons, 2007.
- [4] Jasper HH., "The 10-20 electrode system of the International Federation", *Electroencephalogr. Clin Neurophysiol* vol.10, pp.367-380, 1958.
- [5] Acharya JN, Hani A, Cheek J, Thirumala P, Tsuchida TN., "American Clinical Neurophysiology Society Guideline 2: Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature" *J Clin Neurophysiol*, vol.33 no.4, pp.308-311, 2016.
- [6] Welch P., "The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms" *IEEE Trans Audio Electroacoust.*, vol.15 pp.70-73, 1967.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล	นางสาวนิภาวรรณ พาโคกทอม
วัน เดือน ปีเกิด	07 มกราคม พ.ศ.2532
สถานที่เกิด	สกลนคร
ที่อยู่ปัจจุบัน	40/33 ซ.จิตอารีย์ ถนนลาดพร้าว83 แขวงวังทองหลาง เขตวังทองหลาง กรุงเทพมหานคร รหัสไปรษณีย์ 10310 โทร.085-7557453 อีเมล nipawan.pakoktom@gmail.com
วุฒิการศึกษา	2553 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยี พระจอมเกล้าเจ้าคุณ ทหารลาดกระบัง

