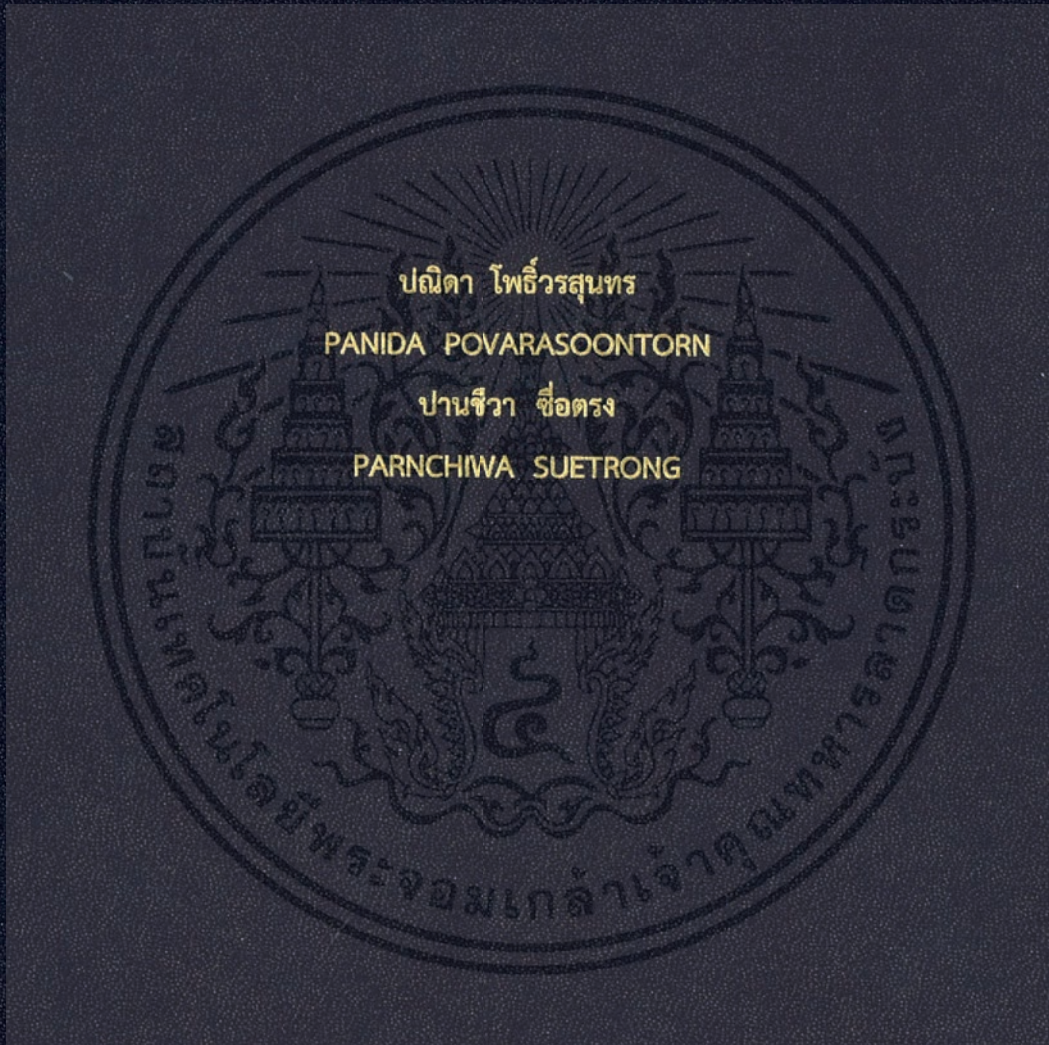


ระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือ

NEUROFEEDBACK SYSTEM



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2561

ระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือ

NEUROFEEDBACK SYSTEM



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

NEUROFEEDBACK SYSTEM



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR BACHELOR OF ENGINEERING IN
BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2018

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ ปีการศึกษา 2561
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะ วิศวกรรมศาสตร์
เรื่อง สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือ
 NEUROFEEDBACK SYSTEM
ผู้จัดทำ นางสาวปณิตา โพธิ์วรรณ รหัสประจำตัว 58010718
 นางสาวปานชีวา ชี้อตรง รหัสประจำตัว 58010777



รายงานนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ

(รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|-------------------------------|--|
| หัวข้อปริญญาานิพนธ์ | ระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือ |
| นักศึกษา | นางสาวปณิดา โพธิ์วรสุนทร รหัสประจำตัว 58010718 |
| | นางสาวปานชีวา ชื่อตรง รหัสประจำตัว 58010777 |
| ปริญญา | วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต |
| สาขาวิชา | วิศวกรรมชีวการแพทย์ |
| ปีการศึกษา | 2561 |
| อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ | รศ. ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ |

บทคัดย่อ

ทุกวันนี้เราปฏิเสธไม่ได้ว่าการอ่านเป็นกุญแจสำคัญสู่การเรียนรู้สิ่งต่างๆ มากมาย แต่ในปัจจุบันเรายังประสบปัญหาเกี่ยวกับการอ่านหนังสือที่ไม่มีประสิทธิภาพ ส่งผลให้สูญเสียเวลาและไม่ได้เข้าใจในเนื้อหานั้นๆอย่างที่เราควรจะเป็น การอ่านที่มีประสิทธิภาพจำเป็นต้องอาศัยสมาธิ ซึ่งการที่จะสามารถควบคุมสมาธิของตนเองได้นั้นจำเป็นต้องผ่านการฝึกฝนอย่างสม่ำเสมอ ดังนั้นเราจึงได้นำหลักการนิวโรฟีดแบค (Neurofeedback) มาประยุกต์ใช้ในการทำโปรเจค ซึ่งใช้นิวโรสกายมายเซตตรวจวัดสัญญาณ EEG เพื่อนำมาประเมินระดับความมีสมาธิของผู้ใช้ โดยเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์เข้ากับบอร์ดอาร์ดูโน เมื่อพบว่าผู้ใช้มีระดับสมาธิต่ำกว่าระดับที่ตั้งไว้ คอมพิวเตอร์จะส่งแสงลง เพื่อให้ผู้ใช้รับรู้และพยายามกลับเข้าสู่สภาวะที่มีสมาธิ เมื่อมีสมาธิจดจ่อมากพอจึงจะทำให้คอมพิวเตอร์กลับมาสว่างอีกครั้ง นอกจากนี้แล้วแอนดรอยแอพพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือจะแสดงกราฟระดับสมาธิของผู้ใช้ในขณะนั้นด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|----------------|--|
| Thesis Title | Neurofeedback System |
| Student | Miss Panida Povarasontorn Student ID. 58010718 Miss Parnchiwa Suetrong Student ID. 58010777 |
| Degree | Bachelor of Engineering |
| Major | Biomedical Engineering |
| Year | 2018 |
| Thesis Advisor | Assoc. Prof. Dr. Chuchart Pintavirooj |

ABSTRACT

Nowadays, we cannot deny that reading is the key success to learnings. However, we have confronted the problem so far about inefficient reading, causing a waste of time and incomplete informational reception. A good reading skill needs a good concentration which is resulted from regular practice, so we consider applying the neuro-feedback principle to this project with the aim of leading the way for those who want to improve their concentration. Firstly, a NeuroSky headset was used for data acquisition, giving out the attention value. The data was then processed and evaluated on Arduino board. Connected with the LED strip, Arduino board controlled the brightness of the lamp according to the attention value. The brightness of the lamp will be reduced when the subject has a bad concentration while reading the books. To make the lamp regain its original brightness, one is forced to concentrate more on reading in the right way. Also, the attention value was displayed and graphed on an android smart phone in real time.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ. ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่คอยให้ความช่วยเหลือ คำปรึกษา และชี้แนะแนวทางสำหรับการแก้ไขปัญหาต่างๆ

ขอขอบคุณผู้เข้าร่วมการทดลองทุกท่านที่ได้สละเวลาส่วนตัวเข้าร่วมทำการทดลองในครั้งนี้ แม้ว่าจะให้เวลาในเก็บข้อมูลนาน แต่ทุกคนก็พยายามหาเวลาว่างมา และมาช่วยด้วยความตั้งใจจริง

ขอขอบคุณเพื่อนผู้ร่วมทำปริญญาานิพนธ์ ที่ฝ่าฟันอุปสรรคต่างๆ มาด้วยกันตลอดระยะเวลา 1 ปีการศึกษา ปริญญาานิพนธ์เล่มนี้จะสำเร็จมิได้ หากขาดคนใดคนหนึ่งไป ทุกคนล้วนมีความสำคัญ และเป็นส่วนหนึ่งของความทรงจำดีๆ ในรั้ววังโขแห่งนี้

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบหัวข้อและโครงร่างปริญญาานิพนธ์ทุกท่าน ที่ให้ความกรุณาแนะนำและชี้แนะแนวทางจนทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

คุณงามความดีอันใดที่เกิดจากปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้แก่บิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทความรู้วิชาความรู้ และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ผู้จัดทำ

สารบัญ

| | หน้า |
|--|------|
| บทคัดย่อภาษาไทย..... | I |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ..... | II |
| กิตติกรรมประกาศ..... | III |
| สารบัญ..... | IV |
| สารบัญตาราง..... | IV |
| สารบัญรูป..... | IV |
| บทที่ 1 บทนำ..... | 1 |
| 1.1 ความเป็นมาของปัญหา..... | 1 |
| 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา..... | 1 |
| 1.3 สมมติฐานของการศึกษา..... | 1 |
| 1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย..... | 1 |
| 1.5 ขอบเขตของงานวิจัย..... | 2 |
| 1.6 แผนการดำเนินงาน..... | 2 |
| 1.7 ขั้นตอนของการศึกษา..... | 2 |
| 1.8 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ..... | 3 |
| บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... | 4 |
| 2.1 ประวัติและความเป็นมาของการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง..... | 4 |
| 2.2 การวัดสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสมอง..... | 5 |
| 2.3 คลื่นไฟฟ้าสมองปกติและตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าสมองที่ผิดปกติ..... | 8 |
| 2.3.1 คลื่นไฟฟ้าสมองปกติ..... | 8 |
| 2.3.2 คลื่นไฟฟ้าสมองผิดปกติ..... | 9 |
| 2.4 ข้อมูลคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสมอง..... | 11 |
| 2.5 การจำแนกชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง..... | 12 |
| 2.6 สมารถกับหลักฐานทางวิทยาศาสตร์..... | 16 |
| 2.7 สมารถกับการวิจัยทางวิทยาศาสตร์..... | 17 |
| 2.7.1 สมารถที่มีผลต่อระบบหายใจ..... | 17 |
| 2.7.2 สมารถที่มีผลต่อการเรียน..... | 17 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

| | หน้า |
|---|------|
| 2.7.3 การทำงานของสมองในขณะนั่งสมาธิ..... | 18 |
| 2.8 นิวโรสกายมายด์เวฟ..... | 18 |
| 2.8.1 บลูทูธอินเตอร์เฟส (Bluetooth Interface)..... | 19 |
| 2.8.2 ข้อมูลจากจิงเกียร์ (ThinkGear Data Values)..... | 19 |
| 2.8.3 โครงสร้างแพ็กเก็ต (Packet Structure)..... | 20 |
| 2.9 ความสามารถในการเปลี่ยนแปลงของสมอง (Neuroplasticity)..... | 22 |
| 2.9.1 การเปลี่ยนแปลงของสมองโดยการสร้างเซลล์ประสาทใหม่ (Synaptic Plasticity)..... | 23 |
| 2.9.2 การสร้างเซลล์ประสาท (Neurogenesis)..... | 23 |
| 2.10 ไบโอฟีดแบค (Biofeedback)..... | 24 |
| 2.11 นิวโรฟีดแบค (Neurofeedback)..... | 27 |
| 2.11.1 การทำงานของนิวโรฟีดแบค..... | 28 |
| 2.11.2 การใช้นิวโรฟีดแบครักษาโรคทางสมอง..... | 29 |
| 2.12 บอร์ดอาร์ดูโน (Arduino Board)..... | 29 |
| 2.12.1 ส่วนประกอบของบอร์ดอาร์ดูโน..... | 30 |
| 2.12.2 โปรแกรมสำหรับบอร์ดอาร์ดูโน..... | 31 |
| 2.13 HC05..... | 32 |
| 2.13.1 การต่อวงจรตั้งค่า..... | 33 |
| 2.13.2 การใช้คำสั่ง AT..... | 33 |
| 2.14 ทรานซิสเตอร์บีดี 139 (NPN power transistor BD139)..... | 35 |
| 2.14.1 คุณสมบัติของทรานซิสเตอร์บีดี 139..... | 35 |
| 2.14.2 การใช้ทรานซิสเตอร์บีดี 139 หรือความสว่างของแอลอีดีสตริปด้วย อาร์ดูโน..... | 36 |
| 2.15 แมทแลป (Matlab)..... | 36 |
| 2.16 Receiver operating characteristic (ROC)..... | 37 |
| บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย..... | 39 |
| 3.1 การวิเคราะห์สัญญาณโดยใช้แมทแลป..... | 39 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

| | หน้า |
|--|------|
| 3.2 การทดสอบการทำงานของนิวโรสกายมายด์เวฟ..... | 42 |
| 3.3 การรับสัญญาณและควบคุมความสว่างของโคมไฟโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน..... | 42 |
| 3.3.1 การรับสัญญาณโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน..... | 42 |
| 3.3.2 การปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณ..... | 43 |
| 3.3.3 การควบคุมความสว่างของโคมไฟโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน..... | 44 |
| 3.4 การคำนวณหาค่าเริ่มต้นสมาธิ (Threshold level)..... | 45 |
| 3.4.1 Binary Classification..... | 46 |
| 3.4.2 ROC Curve..... | 47 |
| 3.5 นิวโรแอป (NeuroApp)..... | 47 |
| 3.6 การเก็บข้อมูลกลุ่มตัวอย่าง..... | 50 |
| บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล..... | 52 |
| 4.1 การทดสอบการทำงานของนิวโรสกายมายด์เวฟ..... | 52 |
| 4.2 การควบคุมความสว่างของโคมไฟ..... | 52 |
| 4.3 การวิเคราะห์ข้อมูล..... | 54 |
| 4.3.1 การหาค่าเริ่มต้นสมาธิ (Threshold level)..... | 54 |
| 4.3.2 การหาค่าเฉลี่ยของกราฟ Attention..... | 55 |
| 4.3.3 การวิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีการทางสถิติ..... | 58 |
| 4.3.3.1 Friedman Test..... | 58 |
| 4.3.3.2 Wilcoxon Signed Rank Test..... | 61 |
| บทที่ 5 บทสรุป..... | 63 |
| 5.1 สรุป..... | 63 |
| 5.2 ข้อเสนอแนะ..... | 63 |
| บรรณานุกรม..... | 64 |
| ภาคผนวก ก..... | 67 |
| ภาคผนวก ข..... | 76 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

| ตารางที่ | หน้า |
|--|------|
| 1. แสดงแผนการทำงานตั้งแต่เดือนสิงหาคม 2561 – เมษายน 2562..... | 2 |
| 2. แสดงค่าพยากรณ์..... | 38 |
| 3. แสดงการดำเนินการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างเป็นเวลา 20 วัน..... | 50 |
| 4.1 ตารางแสดงค่าเริ่มต้นสมมติ (Threshold level) และค่าความถูกต้อง (Accuracy) ของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด 10 คน..... | 55 |
| 4.2 ตารางแสดงค่า Attentionเฉลี่ยของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด 10 คนในแต่ละครั้งที่ทำการทดลอง..... | 59 |
| 4.3 ตารางแสดงลำดับข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 10 คน (ข้อมูลทีน้อยที่สุดของแต่ละคนมีค่าเป็น 1 และข้อมูลทีมากที่สุดของแต่ละคนมีค่าเป็น 11)..... | 59 |
| 4.4 ตารางแสดงค่าวิกฤตไคสแควร์ (ที่ $P=0.05$ และ $V=k-1=10$)..... | 60 |
| 4.5 ตารางแสดงผลต่างของข้อมูลจากการทดลองครั้งต่างๆ กับข้อมูลชุดคอนโทรล..... | 61 |
| 4.6 ตารางแสดงลำดับของผลต่างระหว่างข้อมูลจากการทดลองครั้งต่างๆ กับคอนโทรลแบบมีเครื่องหมาย..... | 61 |
| 4.7 ตารางแสดงค่าวิกฤตของวิลคอกซัน (ที่ $P=0.05$ และ $n=10$)..... | 62 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 2.1 แสดงตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าจากสมองเมื่อถูกกระตุ้นด้วยสัญญาณ Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) ในขณะตื่น..... | 5 |
| 2.2 (ซ้ายบน) 275-channel Omega-275 (VSM MedTech Ltd., Coquitlam, BC, Canada) whole-head MEG system ที่ University of California-San Francisco..... | 6 |
| 2.3 แสดงการวางตำแหน่งอิเล็กโทรดในระบบ 10 - 20 system: FP = prefrontal, F = frontal, C = central, P = parietal, O = occipital..... | 7 |
| 2.4 แสดงคลื่นอัลฟา และเบตา..... | 9 |
| 2.5 แสดงคลื่นช้า (slow wave) | 9 |
| 2.6 แสดงคลื่นที่มีลักษณะเร็ว และแหลมสูงในผู้ป่วยโรคลมชักชนิดเฉพาะที่..... | 10 |
| 2.7 แสดงคลื่นที่มีลักษณะเร็ว และแหลมสูง (spike) ในผู้ป่วยลมชักชนิดทั่วไป..... | 10 |
| 2.8 แสดงการหายไปของคลื่นสมอง ในภาวะสมองตาย..... | 11 |
| 2.9 แสดงประเภทของคลื่นสมองทั้ง 4 ประเภท..... | 15 |
| 2.10 นิวโรสกายมายด์เวฟที่ใช้ในการทำโครงการงาน..... | 18 |
| 2.11 แสดงตัวอย่างคำสั่งที่ใช้ในการจัดการกับบิท เพื่อให้ได้ข้อมูลคลื่นสมองที่สมบูรณ์ เมื่อ Value[0] คือบิทอันดับสูง และ Value[1] คือบิทอันดับต่ำ..... | 19 |
| 2.12 แสดงโครงสร้างแพ็กเก็ต..... | 20 |
| 2.13 แสดงส่วนประกอบของแพ็กเก็ตเฮดเดอร์..... | 20 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|---|------|
| 2.14 แสดงรูปแบบของดาตาโรว (DataRow Format)..... | 21 |
| 2.15 แสดงรายละเอียดของแพ็กเก็ต..... | 21 |
| 2.16 แสดงโครงสร้างของระบบประสาท..... | 23 |
| 2.17 แผนผังแสดงหลักการของทฤษฎีการเรียนรู้กลุ่มพฤติกรรมเรื่องการวางเงื่อนไขด้วยการกระทำ..... | 27 |
| 2.18 แสดงบอร์ดอาร์ดูโนโอโนที่ใช้ในโครงงาน..... | 30 |
| 2.19 แสดงขาและปุ่มต่างๆ บนบอร์ดอาร์ดูโน..... | 30 |
| 2.20 แสดงไอคอนของโปรแกรมอาร์ดูโน IDE..... | 31 |
| 2.21 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมอาร์ดูโน IDE..... | 32 |
| 2.22 แสดงด้านหน้าและด้านหลังของโมดูล HC05..... | 32 |
| 2.23 แสดงการต่อวงจรเพื่อตั้งค่า HC05..... | 33 |
| 2.24 แสดงโค้ดที่ใช้ในการตั้งค่าโมดูล HC05..... | 34 |
| 2.25 แสดงการเปิดซีเรียลมอนิเตอร์ในโปรแกรม Arduino IDE..... | 34 |
| 2.26 แสดงการปรับค่าซีเรียลมอนิเตอร์ในโปรแกรม Arduino IDE..... | 35 |
| 2.27 แสดงรูปทรานซิสเตอร์ปีดี 139..... | 35 |
| 2.28 แสดงการต่อวงจรควบคุมความสว่างของหลอดไฟด้วยอาร์ดูโน..... | 36 |
| 2.29 แสดงคำสั่งของอาร์ดูโน..... | 36 |
| 2.30 แสดงโลโก้ของโปรแกรมแมทแลปรุ่น R2016b..... | 37 |
| 3.1 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมแมทแลปรุ่น R2017a ที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ..... | 39 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 3.2 แสดงการเชื่อมต่อบลูทูธระหว่างโน้ตบุ๊กและมายด์เวฟ..... | 40 |
| 3.3 แสดงตำแหน่งการสวมใส่มายด์เวฟ..... | 40 |
| 3.4 แสดงสัญญาณสมองที่วัดได้ในโดเมนของเวลาเป็นเวลา 20 นาที..... | 41 |
| 3.5 แสดงขนาดของสัญญาณในโดเมนของความถี่ซึ่งได้มาจากการหาผลการแปลงฟูเรียร์..... | 41 |
| 3.6 แสดงพลังงานของสัญญาณในโดเมนของความถี่..... | 41 |
| 3.7 แสดงการทดสอบการทำงานของนิวโรสกายมายด์เวฟ..... | 42 |
| 3.8 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างโมดูลบลูทูธ HC05 และบอร์ดอาร์ดูโน..... | 42 |
| 3.9 แสดงซีเรียลมอนิเตอร์ที่ปรากฏโดยแสดงค่า Poor Quality และ Attention..... | 43 |
| 3.10 แสดงซีเรียลพล็อตเตอร์ที่ปรากฏโดยแสดงกราฟค่า Poor Quality (สีน้ำเงิน) และ Attention (สีแดง)..... | 43 |
| 3.11 แสดงซีเรียลพล็อตเตอร์ของค่า Attention ที่ผ่านการทำมูฟวิงเอเวอเรจ 100 จุดแล้ว..... | 44 |
| 3.12 แผนผังวงจรการเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธ HC05 และ BD139 เข้ากับบอร์ดอาร์ดูโนและแอลอีดีสตริป..... | 44 |
| 3.13 แสดงการเชื่อมต่อ BD139 เข้ากับบอร์ดอาร์ดูโน..... | 45 |
| 3.14 แสดงการเชื่อมต่อโคมไฟเข้ากับกล่องวงจร..... | 45 |
| 3.15 แสดง Confusion Matrix ที่ใช้ในการคำนวณหา ROC curve..... | 46 |
| 3.16 สมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า True Positive Rate (TPR)..... | 47 |
| 3.17 สมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า False Positive Rate (FPR)..... | 47 |
| 3.18 สมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า Accuracy (Acc)..... | 47 |
| 3.19 แสดงรูปโลโก้ของนิวโรแอฟ..... | 48 |
| 3.20 แสดงอินเตอร์เฟซหน้าแรกของนิวโรแอฟ..... | 48 |
| 3.21 แสดงหน้าอินเตอร์เฟซของนิวโรแอฟในโหมดแคลิเบรชัน..... | 49 |
| 3.22 แสดงหน้าอินเตอร์เฟซของนิวโรแอฟในโหมดการอ่าน..... | 49 |
| 3.23 แสดงการเก็บข้อมูลขณะผู้ทำการทดลองอ่านหนังสือโดยใช้ระบบนิวโรฟีดแบค..... | 51 |
| 4.1 กราฟแสดงผลการทดสอบการทำงานของนิวโรสกายมายด์เวฟ..... | 52 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 4.2 แสดงความสว่างของแอลอีดีสตริปขณะค่า Attention มีค่าสูงกว่าค่า Threshold..... | 53 |
| 4.3 แสดงความสว่างของแอลอีดีสตริปขณะค่า Attention มีค่าต่ำกว่าค่า Threshold..... | 53 |
| 4.4 แสดงฮิสโตแกรมของข้อมูลสองชนิดคือค่า Attention ขณะมีสมาธิ (ฟ้าอ่อน) และค่า Attention ขณะไม่มีสมาธิ (น้ำเงิน) (ซ้าย) และ ROC curve ที่มีค่า Threshold level เท่ากับ 52.5 ที่ความถูกต้อง (Accuracy) 100% (ขวา) ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 1..... | 54 |
| 4.5 แสดงฮิสโตแกรม (ซ้าย) และ ROC curve ที่มีค่า Threshold level เท่ากับ 51 ที่ความถูกต้อง 96.67% (ขวา) ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 4..... | 54 |
| 4.6 กราฟแสดงค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 6 โดยมี Threshold level ที่ 53.... | 56 |
| 4.7 กราฟแสดงค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 7 โดยมี Threshold level ที่ 42.... | 57 |
| 4.8 กราฟแสดงค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 9 โดยมี Threshold level ที่ 50.5 | 58 |
| 4.9 แสดงสมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า χ^2 โดย n คือจำนวนผู้เข้าร่วมการทดลอง k คือจำนวนการทดลอง และ R _i คือ ผลรวมของลำดับข้อมูลทั้งหมดในการทดลองที่ t..... | 60 |

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การอ่านถือเป็นทางลัดสู่การเรียนรู้วิถีหนึ่ง โดยที่เราไม่จำเป็นต้องลงมือลองผิดลองถูกด้วยตัวเอง ซึ่งในปัจจุบันเราพบว่าปัญหาของการอ่านหนังสือแล้วไม่เข้าใจนั้นมีสาเหตุมาจากหลายปัจจัย

จากงานวิจัยของริชาร์ด เดวิดสัน (Richard Davidson Ph.D) พบว่าสมองคนเรามีความสามารถที่จะเปลี่ยนแปลงในเชิงโครงสร้างและการทำงาน ซึ่งเขาเรียกปรากฏการณ์นี้ว่า Neuroplasticity หรือ ความยืดหยุ่นของสมอง คนเรานั้นสามารถพัฒนาสมองได้ตลอดเวลาโดยการฝึกสมาธิ การที่เรามีสมาธิจะช่วยทำให้สมองสร้างเซลล์ใหม่ๆ มากขึ้น การทำงานดีขึ้น ส่งผลให้คลื่นสมองสม่ำเสมอ จึงทำให้เราอ่านหนังสือได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งการควบคุมให้สมองเข้าสู่สมาธินั้น ต้องอาศัยการฝึกฝนอย่างสม่ำเสมอ

ด้วยเหตุนี้คณะผู้จัดทำได้เล็งเห็นความสำคัญของการฝึกสมาธิด้วยตนเอง (mind training) จึงได้จัดทำโครงการเรื่องระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือ (Neurofeedback System) เพื่อแก้ปัญหาการอ่านหนังสือให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น ระบบนี้จะช่วยให้ผู้อ่านสามารถควบคุมตนเองให้อยู่ในสภาวะที่มีสมาธิด้านานขึ้น เมื่อมีสมาธิก็จะส่งผลให้เข้าใจเนื้อหาที่อ่าน เป็นการช่วยลดปัญหาการเสียเวลาโดยเปล่าประโยชน์จากการอ่านที่ไร้ประสิทธิภาพ

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 เพื่อทราบถึงสภาวะสมาธิ (Attention) ขณะอ่านหนังสือ

1.2.2 เพื่อฝึกฝนการเข้าสู่สภาวะการมีสมาธิ (Attention) ด้วยตนเอง

1.2.3 เพื่อสามารถควบคุมตัวเองให้อยู่ในสภาวะมีสมาธิด้านานขึ้น

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

เราสามารถควบคุมสมองให้อยู่ในสภาวะที่มีสมาธิได้ โดยการฝึกฝนอยู่เป็นประจำ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้หลักการนิวโรฟีดแบค (Neurofeedback) เพื่อช่วยฝึกสมองให้สามารถปรับตัวเข้าสู่สภาวะจดจ่อหรือมีสมาธิได้อย่างถูกต้องในขณะที่อ่านหนังสือโดยใช้คอมพิวเตอร์เป็นสิ่งเร้าในการกระตุ้นสมอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

ศึกษาสัญญาณไฟฟ้าจากสมอง (EEG) และการฝึกควบคุมสมาธิด้วยตนเอง (mind training) โดยเริ่มทำการศึกษาดังแต่วันที่ 10 สิงหาคม 2561 – 14 พฤศจิกายน 2561

1.6 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 1 แสดงแผนการทำงานตั้งแต่เดือนสิงหาคม 2561 – เมษายน 2562

| การดำเนินงาน | ระยะเวลาในการดำเนินงาน | | | | | | | | | |
|---|------------------------|---------|--------|-----------|---------|--------|------------|--------|--------|--|
| | สิงหาคม | กันยายน | ตุลาคม | พฤศจิกายน | ธันวาคม | มกราคม | กุมภาพันธ์ | มีนาคม | เมษายน | |
| 1. วางแผนการทำงานทั้งหมดคร่าวๆ | ■ | | | | | | | | | |
| 2. จัดซื้อวัสดุอุปกรณ์ ในการทำโครงการ | ■ | | | | | | | | | |
| 3. ทดลองใช้ไม่วิโรสกายมายด์เซตโดยใช้แอปพลิเคชันสำเร็จรูป | | | | | | | | | | |
| 4. นำสัญญาณ EEG เข้าบอร์ดอาร์ดูโน | | | | | | | | | | |
| 5. ทดสอบความแม่นยำในการวัดของไม่วิโรสกายมายด์เซต | | ■ | | | | | | | | |
| 6. ออกแบบโคมโไฟ | | | | | | | | | | |
| 7. นำสัญญาณ EEG ไปควบคุมแอลอีดีสีชมพู | | | | | | | | | | |
| 8. เขียนคำสั่งในแมทแล็บ เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล | | | | | | | | | | |
| 9. เขียนแอปแอนดรอยด์ให้เชื่อมต่อกับบอร์ดอาร์ดูโนเพื่อควบคุมการทำงานของแอลอีดี | | | | | | | | | | |
| 10. เขียนฟังก์ชันต่างๆ การทำงานในแอปพลิเคชันให้เสร็จสมบูรณ์ | | | | | | | | | | |
| 11. ประกอบโคมโไฟ บัดกรีวงจร ให้พร้อมสำหรับการใช้งาน | | | | | | | | | | |
| 12. ทำการทดลอง และเก็บบันทึกข้อมูล | | | | | | | | | | |
| 13. นำข้อมูลที่ได้นำวิเคราะห์ และสรุปผล | | | | | | | | | | |
| 14. จัดทำรูปเล่ม และสื่อในการนำเสนอ | | | | | | | | | | |
| 15. นำเสนอโครงการ | | | | | | | | | | |

1.7 ขั้นตอนของการศึกษา

1.7.1 ทดสอบการใช้งานไม่วิโรสกายมายด์เวฟ

1.7.2 นำสัญญาณเข้าบอร์ดอาร์ดูโน

1.7.3 ควบคุมความสว่างของโคมโไฟโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1.7.4 การเขียนแอนดรอยแอปพลิเคชัน และเชื่อมต่ออุปกรณ์ทั้งหมดในระบบให้พร้อมใช้งาน
- 1.7.5 ทำการเก็บบันทึกข้อมูล
- 1.7.6 นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ หาความสัมพันธ์ และสรุปผล

1.8 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.8.1 ช่วยให้การอ่านหนังสือเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ
- 1.8.2 ควบคุมสมองให้เข้าสู่สภาวะมีสมาธิได้ด้วยตนเอง และสามารถคงอยู่อยู่ในสภาวะนี้ได้ยาวนานยิ่งขึ้น
- 1.8.3 มีการปรับตัวในทางที่ดีขึ้น เมื่อมีสิ่งเร้ามากระตุ้นที่เป็นผลในเชิงลบมากระตุ้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อ เรียงตามลำดับ ดังนี้

2.1 ประวัติและความเป็นมาของการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง

จุดเริ่มต้นของการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง เริ่มในปี พ.ศ. 2418 โดยนักสรีรวิทยาชาวอังกฤษชื่อ ริชาร์ด คาร์ตัน ได้ศึกษาคุณสมบัติของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของสมองในสัตว์ทดลอง โดยใช้ขั้วไฟฟ้าชนิดขั้วเดี่ยววางบนเปลือกสมอง (cerebral cortex) และกะโหลกศีรษะ และวัดศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นโดยใช้เครื่องวัดกระแสไฟฟ้า (galvanometer) เขาพบว่าศักย์ไฟฟ้าจะเพิ่มขึ้นในสัตว์หลับ และจะลดลงจนหายไปหลังจากที่สัตว์ตาย และต่อมาเขาได้ตีพิมพ์ผลงานนี้ออกสู่สาธารณชนเป็นครั้งแรก หลังจากนั้น 15 ปีต่อมา นักสรีรวิทยาชาวโปแลนด์ชื่อ อะดอล์ฟ เบค ได้ค้นพบศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของเปลือกสมอง (cerebral cortex) ของสุนัขและกระต่าย โดยมีรูปแบบของศักย์ไฟฟ้าที่สม่ำเสมอ

ต่อมาในปี พ.ศ. 2445 ได้มีการประดิษฐ์เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดอินโทเฟน (Einthoven Electrocardiograph) มีนักวิทยาศาสตร์หลายท่านได้พยายามประยุกต์เครื่องมือดังกล่าวมาใช้ในการศึกษาค้นคว้าคลื่นไฟฟ้าสมอง จนกระทั่งในปี พ.ศ. 2457 Natoleon Cybulski และ S. Jalenska Macieszyna สามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองในขณะที่สุนัขมีอาการชักได้เป็นผลสำเร็จ ต่อมาได้มีการพัฒนาอุปกรณ์ที่ช่วยขยายสัญญาณไฟฟ้าปริมาณน้อยๆ ที่เกิดจากการทำงานของสมองทำให้สามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองได้ดียิ่งขึ้น

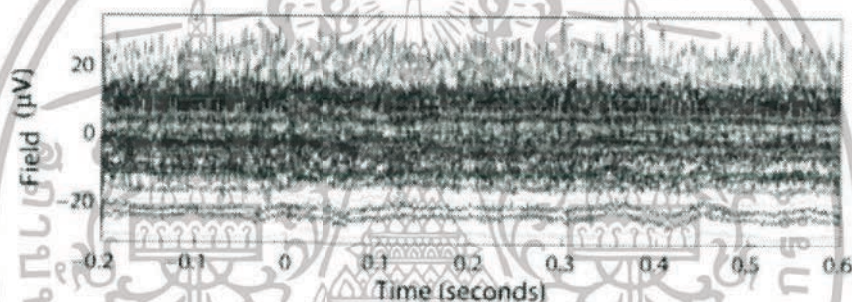
สำหรับการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองในมนุษย์ในปี พ.ศ. 2467 ฮานส์ เบร์เกอร์ จิตแพทย์ชาวเยอรมันได้ใช้เครื่องวัดกระแสไฟฟ้าชนิดอินโทเฟน บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองมนุษย์เป็นครั้งแรก โดยบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองในลูกชายของเขา และตีพิมพ์ในวารสารด้านจิตแพทย์ ในอีก 5 ปีต่อมา เบร์เกอร์ค้นพบคลื่นอัลฟา (Alpha rhythm) เป็นคนแรก เขาพบว่าคลื่นนี้จะหายไปเมื่อผู้ป่วยล้มตา หรือใช้สมาธิในการคำนวณ ผลการศึกษาดังกล่าวเป็นพื้นฐานที่สำคัญในการตรวจและแปลผลคลื่นไฟฟ้าสมองในปัจจุบัน

เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองในปัจจุบันได้มีการพัฒนาก้าวหน้ามากขึ้น มีการนำระบบคอมพิวเตอร์มาใช้ในการตรวจและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าสมองได้ละเอียดแม่นยำกว่าในอดีต อย่างไรก็ตามการแปลผลยังต้องอาศัยแพทย์ที่มีประสบการณ์และความชำนาญเฉพาะทางเพื่อให้การวินิจฉัยมีความถูกต้องมากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 การวัดสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสมอง

ตุลยา ลิมปิติ กล่าวว่า เครื่องบันทึกคลื่นความต่างศักย์ไฟฟ้าสมองหรือเรียกสั้นๆ ว่า เครื่อง EEG มีใช้กันค่อนข้างแพร่หลายและมีประวัติความเป็นมาที่ยาวนานเริ่มต้นมาตั้งแต่ปี ค.ศ 1924 โดยนายแพทย์ฮานส์เบอร์เกอร์ (Hans Berger) ชาวเยอรมัน โดยเครื่อง EEG นี้สร้างจากกลุ่มอิเล็กโทรดขนาดเล็ก ซึ่งอาจใช้การทากาวติดบนหนังศีรษะโดยตรง หรือติดไว้บนหมวกอีลาสติกที่ใช้ครอบลงบนศีรษะเพื่อความสะดวกรวดเร็ว อุปกรณ์นี้มีราคาไม่แพงนัก และนิยมใช้จำนวนของอิเล็กโทรดตั้งแต่ 10 - 300 ตัว สัญญาณ EEG หรือ ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้ จะมีขนาดอยู่ในหลักสิบไมโครโวลต์ ค่าศักย์ไฟฟ้าบนหนังศีรษะที่วัดได้นี้ ถูกนำมาช่วยในการวิเคราะห์ทางการแพทย์ เช่น ในคนไข้โรคลมชักจะสามารถมองเห็นคลื่นไฟฟ้าที่มีความผิดปกติได้อย่างชัดเจน ในขณะที่คนไข้เกิดอาการชัก เป็นต้น



รูปที่ 2.1 แสดงตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าจากสมองเมื่อถูกกระตุ้นด้วยสัญญาณ Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) ในขณะตื่น

ในทางตรงข้ามการประยุกต์ใช้คลื่นแม่เหล็กจากสมองเพิ่งเริ่มเป็นที่รู้จักเมื่อไม่กี่ทศวรรษมานี้ ส่วนหนึ่งเป็นเพราะขนาดของสัญญาณ MEG มีขนาดต่ำมากจนแทบจะวัดไม่ได้ อยู่ในหลักเฟมโตเทสลา (femtotesla) เท่านั้น ดังนั้นเครื่องมือที่ใช้วัดสัญญาณคลื่นแม่เหล็กสมองจึงต้องมีความซับซ้อนมากพอที่จะกำจัดสัญญาณรบกวนทั้งจากสนามแม่เหล็กโลกซึ่งมีขนาดในระดับไมโครเทสลา หรือจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อื่นๆ อุปกรณ์วัดสัญญาณดังกล่าวเรียกว่า SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) ซึ่งถูกคิดค้นโดย จิมเมอร์แมน (J.E. Zimmerman) ในช่วงปี ค.ศ. 1960 เครื่องมือนี้ประกอบด้วยหมวกเซนเซอร์ครอบศีรษะซึ่งทำจากขดลวดแกรดิโอมิเตอร์ (gradiometer) ซึ่งวัดการเปลี่ยนแปลงของฟลักซ์ (flux) แม่เหล็กในสิ่งแวดล้อมแบบตัวนำยิ่งยวด และโคมบรจูฮีเลียมเหลวสำหรับลดอุณหภูมิขดลวดเพื่อให้สัญญาณรบกวนน้อยลง นอกจากนี้การลดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูง เช่น คลื่นวิทยุ สามารถทำได้โดยติดตั้งเครื่องวัดในห้องป้องกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ เรียกว่าชิลด์รูม (shielded room) ที่สร้างด้วยผนังโลหะหลายชั้น ในปัจจุบันเมืองไทยมีเครื่อง EEG อยู่ในโรงพยาบาล และห้องวิจัยหลายแห่ง แต่ยังมีเครื่อง MEG ซึ่งมีราคาแพงมากนี้เลย



รูปที่ 2.2 แสดง 275-channel Omega-275 (VSM MedTech Ltd., Coquitlam, BC, Canada) whole-head MEG system ที่ University of California-San Francisco, USA

สมภพ สุขพิพัฒนามงคล ได้กล่าวในปริญญานิพนธ์เรื่อง ระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง ว่า เซลล์ที่มีชีวิตทั้งหลายล้วนแต่แสดงคุณสมบัติทางชีววิทยาไฟฟ้า โดยเฉพาะเนื้อเยื่อของซีรีบรัลคอร์เทกซ์มีการจัดองค์การของนิวตรอน และเซลล์เกลียเป็นระบบระเบียบมาก ซึ่งแสดงให้เห็นโดยมีการสร้างศักย์ไฟฟ้าเองอย่างเป็นจังหวะต่อเนื่องกัน (spontaneous rhythm) นอกจากนี้ ยังสามารถมีการตอบสนองด้วยศักย์ไฟฟ้าขนาดใหญ่เกิดขึ้นเฉพาะที่ เสมือนเป็นผลของการกระตุ้นรีเซปเตอร์จำเพาะอีกด้วย (evoked potentials) แม้จะได้มีการค้นพบตั้งแต่ศตวรรษที่ 19 แล้วว่าสามารถบันทึกศักย์ไฟฟ้า ที่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดอย่างเป็นจังหวะนี้ได้จากสมองของสัตว์ที่วางยาสลบอยู่ แต่ฮานส์ เบร์เกอร์ (ค.ศ. 1924) เป็นคนแรกที่ทำให้มีการวิเคราะห์ “คลื่นสมอง” เหล่านี้อย่างเป็นระบบ และบัญญัติศัพท์คำว่า electroencephalogram (EEG) หรือคลื่นไฟฟ้าสมอง (อี.อี.จี) ขึ้น โดยหมายความถึง การบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากส่วนต่างๆ ของสมอง การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองนี้ทำได้โดยวางอิเล็กโทรดบนหนังศีรษะ หรือวางอิเล็กโทรดบน pial surface ของซีรีบรัลคอร์เทกซ์โดยตรงเลย ในกรณีหลังนี้เราอาจเรียกว่า electrocorticogram (ECOG) ซึ่งจะได้คลื่นสมองขนาดใหญ่กว่า EEG ประมาณ 10 เท่า EEG นี้ให้ข้อมูลที่มีประโยชน์ โดยบ่งชี้สภาพการทำงานของสมองระหว่างกิจกรรมต่างๆ เช่น ระหว่างสภาวะหลับและการตื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง ได้กลายมาเป็นการตรวจที่กระทำกันเป็นประจำ ในการวินิจฉัยโรคทางระบบประสาทแม้จะไม่ใช่เครื่องบ่งชี้ที่เชื่อถือได้มากที่สุด แต่ก็จัดว่าช่วยในการสนับสนุนการวิจัยได้มาก อย่างไรก็ตามเพื่อให้สามารถใช้เปรียบเทียบกันได้ ตำแหน่งของอิเล็กโทรดที่ใช้บันทึก และสภาวะอารมณ์ของการบันทึก (เช่น ความเร็วของกระดาศที่ใช้บันทึก, frequency response ของเครื่องกรองสัญญาณในระบบขยายสัญญาณ) จะต้องเป็นไปตามมาตรฐานสากล

เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองสมัยใหม่ มักมีหน่วยขยายสัญญาณแยกจากกันต่างหาก 8 – 16 หน่วย เพื่อให้สามารถบันทึกค่าจากหนังศีรษะหลายๆ จุดได้พร้อมๆ กัน คลื่นไฟฟ้าที่ขยายแล้วต้องแรงพอจะทำให้ปากกาบันทึกเคลื่อนที่ได้ โดยทำให้เกิดคลื่นซึ่งมีความถี่ 0.5 – 30 Hz (รอบต่อวินาที) บนกระดาศซึ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร็วมาตรฐาน คือ 3 เซนติเมตร/วินาที EEG ที่ได้ (หรือกราฟระหว่าง voltage และเวลา) จะปรากฏออกมาเป็นแถวขนานกัน จำนวนเท่ากับหน่วยขยายสัญญาณ หรือแขนแนลที่มีอิเล็กโทรดมักใช้เป็น silver-silver chloride disk ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 เซนติเมตร วางติดกับหนังศีรษะได้โดยไม่ต้องโกนผม ใช้ electrode paste (electrode cream) ทาให้อิเล็กโทรดเพื่อให้สัมผัสกับหนังศีรษะได้ดียิ่งขึ้น และช่วยในการนำไฟฟ้า โดยทั่วไปมักใช้อิเล็กโทรดจำนวน 16 อัน หรือ 8 คู่ วางในรูปแบบซึ่งสามารถสวมตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ารอบความโค้งของสมองได้ ตามมาตรฐานสากลใช้ระบบการวางอิเล็กโทรดที่เรียกว่า 10 - 20 electrode placement system



รูปที่ 2.3 แสดงการวางตำแหน่งอิเล็กโทรดในระบบ 10 - 20 system: FP = prefrontal, F = frontal, C = central, P = parietal, O = occipital

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยแบ่งศีรษะออกเป็น 3 ส่วน คือ frontal pole (FP), frontal (F), central (C), parietal (P), temporal (T) และ occipital (O) การบันทึกที่นิยมทำกันเป็นประจำมักบันทึกจากส่วนต่างๆ เหล่านี้รวมทั้ง basal และ cerebellar areas ระยะจากตั้งจมูกถึงปุ่มท้ายทอย (inion) ถูกแบ่งออกเป็นส่วนๆ ส่วนละ 10% และ 20% ของระยะทั้งหมด แล้ววางอิเล็กโทรดบนศีรษะส่วนที่เป็นเส้นแบ่งนั้นจะมาติดกัน ขั้วไฟฟ้าคู่หนึ่งเรียกว่า ลีด (lead) ลีดทางซ้ายมือของศีรษะจะมีชื่อเป็นเลขคี่ ส่วนลีดทางขวามือมีชื่อเป็นเลขคู่ การเรียกชื่อลีดในส่วนใดส่วนหนึ่งจะไม่เรียงกัน ทั้งนี้เพราะถ้าต้องการเพิ่มลีด ที่จะบันทึกได้มากกว่าเดิมจะสามารถเรียกชื่อลีดใหม่ตามตัวเลขที่กระโดดข้ามไปนั้นได้

การบันทึก EEG อาจจะทำให้ได้ 2 วิธีคือ บันทึกแบบ 2 ขั้ว (bipolar recording) และแบบขั้วเดียว (monopolar หรือ unipolar recording) การบันทึกแบบ 2 ขั้วเป็นการบันทึกความต่างศักย์ระหว่างอิเล็กโทรด 2 อันบนหนังศีรษะหรือ scalp surface ส่วนการบันทึกแบบขั้วเดียวเป็นการบันทึกความต่างศักย์ระหว่างอิเล็กโทรดอันหนึ่งบนหนังศีรษะ หรือ scalp surface กับ indifferent หรือ reference หรือ stable electrode ที่วางอยู่ไกลออกไป ปกตินิยมวาง reference electrode นี้ที่ติงหู (A1 และ A2) และกลางกะหม่อม (vertex) ของกะโหลกศีรษะ (Cz) อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติการจะทำให้เกิด reference electrode ที่แท้จริงหรือเชื่อถือได้จริงๆ สำหรับการบันทึกแบบขั้วเดียวนั้นทำได้ยาก จึงนิยมใช้แบบ 2 ขั้วมากกว่า

วิธีการต่างๆ ไปในการบันทึก EEG จากสมองคน การประเมินผล EEG ทำได้โดยการพิจารณาเกี่ยวกับความถี่ แอมพลิจูด รูปแบบการเปลี่ยนแปลงอื่นๆ ลงๆ การกระจายของคลื่นและตำแหน่ง ปกติที่มักพบคลื่นชนิดต่างๆ การประเมินผลนี้อาจทำได้โดยใช้สายตาผู้เชี่ยวชาญ หรือโดยคอมพิวเตอร์ที่ได้ติดตั้งโปรแกรมไว้เพื่อการวิเคราะห์ผลเหล่านั้น

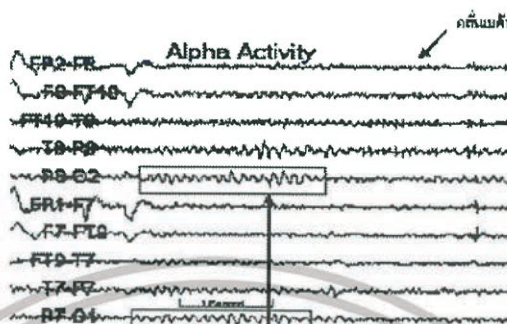
2.3 คลื่นไฟฟ้าสมองปกติและตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าสมองที่ผิดปกติ

2.3.1 คลื่นไฟฟ้าสมองปกติ

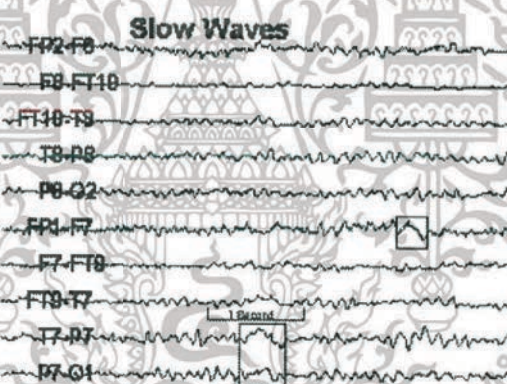
1. ความถี่ ความสูง และรูปร่างของคลื่นสมอง บนสมองสองข้างในตำแหน่งเดียวกันควรมีรูปแบบเท่าๆ กันหรือใกล้เคียงกัน ไม่ว่าในขณะหลับหรือตื่น
 2. ในผู้ป่วยที่รู้สึกตัวและอยู่ในขณะตื่น คลื่นสมองควรเป็นคลื่นอัลฟาและเบตา
- ดังรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ต้องตรวจไม่พบคลื่นสมองที่มีความถี่ช้า (Snow wave) คือ คลื่นที่มีความถี่ช้ากว่า 8รอบ/วินาที ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.4 แสดงคลื่นอัลฟา และเบตา



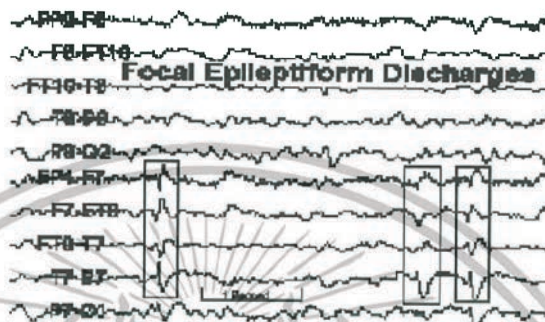
รูปที่ 2.5 แสดงคลื่นช้า (slow wave)

2.3.2 คลื่นไฟฟ้าสมองผิดปกติ

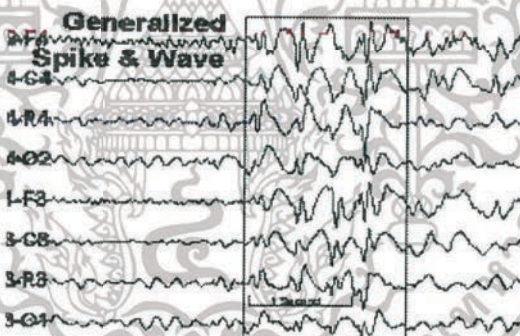
1. มีความแตกต่างของความถี่และ/หรือความสูง และ/หรือรูปร่างของคลื่นสมองสองข้างในตำแหน่งเดียวกัน
2. ตรวจพบคลื่นที่อาจบ่งบอกถึงพยาธิสภาพในสมอง

คลื่นสมองที่บ่งชี้ว่าเป็นโรคลมชัก คือ คลื่นที่มีลักษณะเร็วและแหลมสูงเรียกว่า Spike หรือ Sharp wave ในโรคลมชักชนิดมีจุดกำเนิดคลื่นชักของเนื้อสมองเฉพาะที่ (Focal Seizure) จะตรวจพบคลื่นเฉพาะบางบริเวณเท่านั้น รูปที่ 2.6 ในขณะที่โรคลมชักชนิดมีจุด

กำเนิดคลื่นชักของเนื้อสมองทั่วไป (Generalized Seizure) จะตรวจพบคลื่นดังกล่าวในทุกบริเวณของสมอง รูปที่ 2.7 ถ้าตรวจพบคลื่นดังกล่าวในบางบริเวณขณะที่ผู้ป่วยไม่ได้เกิดอาการชักอาจช่วยบ่งชี้ว่าสมองบริเวณหนึ่งบริเวณใดหรือทั้งหมดเป็นจุดกำเนิดการชัก



รูปที่ 2.6 แสดงคลื่นที่มีลักษณะเร็ว และแหลมสูงในผู้ป่วยโรคลมชักชนิดเฉพาะที่

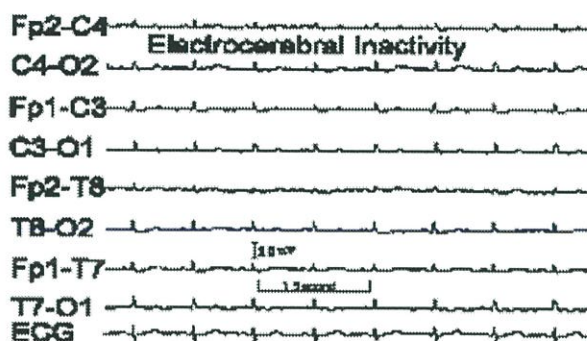


รูปที่ 2.7 แสดงคลื่นที่มีลักษณะเร็ว และแหลมสูง (spike) ในผู้ป่วยลมชักชนิดทั่วไป

โรคเนื้องอกใน สมองฝึ ในสมองคลื่นไฟฟ้าผิดปกติที่พบได้เสมอ คือ คลื่นเดลตาเฉพาะที่ แต่ไม่มีลักษณะพิเศษจำเพาะ

ผู้ป่วยมีความรู้สึกเปลี่ยนแปลง หรือซึม หรือโคม่า ไม่ว่าจะจากสาเหตุใดๆ หากพยาธิสภาพขนาดใหญ่จะตรวจพบคลื่นสมองช้าๆ ทั่วไป ถ้าพยาธิสภาพมีขนาดเล็กจะทำให้ผู้ป่วยไม่ค่อยรู้สึกตัวเพราะจะทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าสมองผิดปกติเฉพาะที่ได้

คลื่นสมองหายไปซึ่งพบได้ในผู้ป่วยที่มีภาวะสมองตาย (Brain death) รูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงการหายไปของคลื่นสมอง ในภาวะสมองตาย

2.4 ข้อมูลคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสมอง

ศุลยา ลิมปิติ กล่าวว่า การใช้กลุ่มเซนเซอร์ที่อยู่ตามตำแหน่งต่างๆ รอบศีรษะในการตรวจวัดสัญญาณ ทำให้ข้อมูลคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสมอง เป็นข้อมูลที่เรียกว่าข้อมูลเชิงมิติสัมพันธ์ (spatial-temporal data) ข้อมูลส่วนแรกเป็นข้อมูลเชิงพื้นที่ (spatial information) โดยสัญญาณที่วัดได้จากเซนเซอร์ ณ ตำแหน่งต่างๆ บนศีรษะจะมีค่าแตกต่างกันออกไป ความสัมพันธ์ที่เชื่อมโยงกิจกรรมจากเซลล์ประสาทกลุ่มใดกลุ่มหนึ่งภายในสมองมาเป็นสัญญาณที่วัดได้บนมิติของเซนเซอร์ ไม่ได้เป็นในลักษณะหนึ่งต่อหนึ่ง กล่าวคือ สัญญาณที่เซนเซอร์ตัวใดตัวหนึ่งเป็นผลของกิจกรรมภายในสมองมากกว่าหนึ่งบริเวณ ส่วนข้อมูลด้านที่สองเป็นข้อมูลเชิงเวลา (temporal information) โดยการวัดสัญญาณโดยทั่วไปจะวัดอย่างต่อเนื่องในระดับมิลลิวินาที การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่สังเกตได้จึงมีหน่วยย่อยเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงเชิงเวลาของกิจกรรมที่เกิดขึ้นจริงๆ ของเซลล์ประสาท

ข้อมูล EEG และ MEG เป็นข้อมูลที่เกี่ยวพันกันโดยตรง เนื่องจากความจริงแล้วข้อมูลทั้งสองส่วนเกิดจากการเหนี่ยวนำ ของกระแสไฟฟ้าอันเกิดจากกิจกรรมทางประสาทแหล่งเดียวกัน และเป็นข้อมูลเพียงสองประเภทที่มีความสัมพันธ์ โดยตรงกับการทำงานของเซลล์ประสาท นอกจากนี้ EEG และ MEG ยังมีข้อได้เปรียบกว่าสัญญาณสมองประเภทอื่นๆ ที่เห็นได้ชัดเจนคือ

1. การเก็บข้อมูลคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสมองสามารถกระทำได้โดยไม่จำเป็นต้องรูกล้าเข้าไป

ในสมองหรือ ใช้สารเคมีและรังสีกับร่างกายในการวัดดังเช่นข้อมูลประเภทอื่น

2. ความละเอียดเชิงเวลา (temporal resolution) ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสมองอยู่ในระดับเดียวกับกระบวนการทางประสาทที่เราต้องการศึกษา

อย่างไรก็ตามภาพกิจกรรมภายในสมองที่สร้างได้จากข้อมูลคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ายังมีความละเอียดน้อยกว่าภาพที่ได้จาก PET หรือ fMRI ซึ่งปัญหานี้ เป็นหนึ่งในปัญหาที่งานวิจัยต่างๆ พยายามหาคำตอบอยู่เช่นกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 การจำแนกชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง

ปาริฉัตต์ คังชนะนนท์ กล่าวว่า การทำงานของสมอง คือการรับส่งข้อมูลเป็นสัญญาณไฟฟ้า และการเคลื่อนไหวของพลังงานเหล่านี้ทำให้เกิดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า หรือคลื่นสมอง (brainwave) โดยนักวิทยาศาสตร์ใช้เครื่องมือ Electroencephalogram (EEG) จับภาพสัญญาณไฟฟ้าบริเวณสมองและแบ่งคลื่นสมองออกได้เป็น 4 กลุ่มดังนี้

1. คลื่นเบตา (Beta brainwave)

มีความถี่ประมาณ 14 - 21 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นช่วง คลื่นสมองที่เร็วที่สุด เกิดขึ้นในขณะที่สมองอยู่ใน ภาวะของการทำงาน และควบคุมจิตใจสำนึก (conscious mind) ในขณะตื่นและรู้ตัว เช่น การนั่ง ยืน เดิน ทำงาน หรือกิจกรรมต่างๆ ในกรณีที่จิตมีความคิดมากมายหลายอย่างจากภารกิจประจำวัน วุ่นวายใจ สับสน หรือฟุ้งซ่าน และสั่งการสมองอย่างไม่เป็นระเบียบ ความถี่ของคลื่นช่วงนี้อาจสูงขึ้นได้ถึง 40 Hz โดยเฉพาะในคนที่มีความเครียดสูง อยู่ในภาวะเร่งรีบบีบคั้น ตื่นเต้นตกใจ อารมณ์ไม่ดี โกรธหรือดีใจมากๆ สมองจะมีการทำงานในช่วงคลื่นเบตามากเกินไป ในขณะที่หากไม่มีคลื่นเบตาเกิดขึ้นเลย มนุษย์จะไม่สามารถเรียนรู้หรือทำหน้าที่ได้อย่างสมบูรณ์

ในโลกภายนอกปกติสมองคนเรา จะมีเส้นทางอัตโนมัติ ในการรับรู้ความรู้สึก ที่ทำให้สั่งการได้ โดยไม่ต้องใช้เวลาในการใคร่ครวญมากนัก ความเป็นอัตโนมัตินี้ส่วนใหญ่จะมีประโยชน์อยู่ในระดับหนึ่ง ช่วยย่นย่อ จดจำ เรื่องราวที่ต้องทำซ้ำๆ เป็นประจำให้ดำเนินไปได้ บางส่วนเป็นไปเพื่อประโยชน์ต่อการรอดพ้นจากอันตรายในสถานการณ์คับขัน เช่น การดึงมือออกทันที เมื่อบังเอิญไปสัมผัสของร้อนจัด แต่สิ่งที่น่าสนใจ คือ “อารมณ์ของมนุษย์” ก็มีเส้นทางอัตโนมัติเช่นเดียวกัน แต่คนส่วนใหญ่ มักจะไม่ได้ควบคุม และปล่อยให้ความเป็นอัตโนมัตินี้ทำงานมากเกินไป จากความเคยชินในการป้อนข้อมูลซ้ำๆ ของเราเอง โดยมากเป็นความอัตโนมัติในทางลบที่มีมากเกินไป ทำให้ข้อมูลเหล่านี้ ถูกส่งผ่านเข้าไปสู่การทำงานของส่วนรับความรู้สึกในสมอง ที่เรียกว่า “อะมิกดาลา” (Amygdala) ซึ่งเป็น สมองชั้นกลาง ใกล้กับก้านสมอง และมีความสามารถในการเก็บข้อมูลด้านอารมณ์จำนวนมากๆ ไว้ ดังนั้นจึงขึ้นอยู่กับว่า เราใส่ข้อมูลด้านบวกหรือลบ มากน้อยแค่ไหน ก็จะทำให้สมองจดจำ และ ตอบสนองในทิศทางนั้น หากเราปล่อยให้ความอัตโนมัตินี้ ทำงานตามลำพัง โดยไม่ฝึกกำหนดรู้ ก็จะทำให้เราติดกับดักของอารมณ์ที่ไม่ดี อยู่ตลอดเวลา สมองของเราจะทำงานอยู่แค่ในเฉพาะช่วงคลื่นเบตา ซึ่งในโหมดนี้ถือว่าเป็นโหมดปกป้อง มีทั้งเบตาอ่อน และแก่ เบตาแก่หมายถึงความถี่สูง มีผลให้ความคิดถดถอยจากสภาวะปกติ และทำงานอยู่ในฐานความกลัว มีลักษณะด้านทานความเปลี่ยนแปลง บางคนจะหยุด และปิดการเรียนรู้ เพราะเกิดความเครียด สภาวะนี้สมองจะหลั่งฮอโมนด้านลบออกมามากเกินไป นำไปสู่ปฏิกิริยาเคมีที่ทำร้ายส่วนอื่น ๆ ของร่างกายเป็นลูกโซ่ต่อไปเรื่อยๆ เช่น อะดรีนาลีน คอร์ติซอล เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. คลื่นอัลฟา (Alpha brainwave)

มีความถี่ประมาณ 7 - 14 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นคลื่นสมองที่ปรากฏบ่อย ในเด็กที่มีความสุข และในผู้ใหญ่ที่มีการฝึกฝนตนเองให้สงบนิ่งมากขึ้น อาจหมายถึงสภาวะที่จิตสมดุล อยู่ในสภาวะสบายๆ ไม่ด่วนตอบสนองต่อสิ่งเร้าด้วยอารมณ์อันรวดเร็ว เวลาที่คลื่นสมองมีความถี่น้อยลง หมายถึงเราจะคิดช้าลง เป็นจิ่งหวะ เป็นท่วงทำนอง คมชัด ให้ความแก่จิตในการไตร่ตรองและมีความคิดเป็นระบบขึ้น สภาวะที่สมองทำงาน อยู่ในคลื่นอัลฟายังพบอยู่ในหลายๆ รูปแบบ เช่น ขณะที่กำลังหลับหรือร่างกายอ่อนคลาย ช่วงเวลาที่ง่วงนอน ก่อนหลับหรือหลับใหม่ๆ เวลาทำอะไรเพลินๆ จนลืมสิ่งรอบตัว เวลาสบายใจ เวลาอ่านหนังสือ หรือ จดจ่อกับกิจกรรมใดๆ อย่างต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่ง และการเข้าสมาธิในระดับภวังค์ที่ไม่ลึกมาก

จากลักษณะดังกล่าว ช่วงคลื่นอัลฟาจะเป็นประตูไปสู่การทำสมาธิในระดับลึก และถือว่าเป็นช่วงที่ดีที่สุด ในการป้อนข้อมูลให้แก่อจิตใต้สำนึก สมองสามารถเปิดรับข้อมูลได้อย่างเต็มที่ และเรียนรู้ได้อย่างรวดเร็ว มีความคิดสร้างสรรค์ เป็นสภาวะที่จิตมีประสิทธิภาพสูง ในทางการแพทย์และจิตศาสตร์ถือว่า สภาวะนี้เป็น หัวใจของการสะกดจิตเพื่อการบำบัดโรค ในคนทั่วไปควรฝึกฝนตนเองให้สมองทำงานอยู่ในช่วงคลื่นอัลฟาเป็นประจำเช่นเดียวกัน เพราะจะช่วยสร้างความผ่อนคลาย ร่างกายจะไม่ทำงานอยู่บนฐานแห่งความกลัว หรือ วิดกกังวล แต่จะมองชีวิตอย่างสนุกสนาน มีความรู้สึกอยากเรียนรู้สิ่งใหม่ๆ หรืออยากสำรวจโลกแบบเด็กๆ แต่คนส่วนใหญ่มักจะขาดการฝึกฝนให้ตนเองมีคลื่นสมองชนิดนี้ และมักปล่อยให้อารมณ์อัตโนมัติตอบสนองต่อสิ่งเร้าต่างๆ อย่างรวดเร็ว ขาดการคิดใคร่ครวญด้วยระยะเวลาอันเหมาะสมก่อน หากเรามีการฝึกฝนจิตให้ตื่นรู้เช่นเดียวกันกับแนวทางการปฏิบัติธรรมในพุทธศาสนา คลื่นอัลฟานี้จะถูกบ่มเพาะให้เข้มแข็งขึ้นได้

3. คลื่นธีตา (Theta brainwaves)

มีคลื่นความถี่ประมาณ 4 - 11 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นช่วงคลื่นที่สมองทำงานช้าลงมาก พบเป็นปกติในช่วงที่คนเราหลับ หรือมีความผ่อนคลายอย่างสูง แต่ในภาวะที่ไม่หลับคลื่นชนิดนี้ก็เกิดขึ้นได้เช่นกัน เช่น ขณะอยู่ในการภาวนาสมาธิที่ลึกในระดับหนึ่ง การเข้าสู่สภาวะนี้จะใกล้เคียงกับ คลื่นสมองในสภาวะอัลฟา คือ มีความสุข สบาย ลืมความทุกข์ แต่จะมีความมึนงงมากกว่า สมองในช่วงคลื่นธีตาจะเปรียบเสมือน แหล่งเก็บแรงบันดาลใจ ความคิดสร้างสรรค์ที่อยู่ในความจิตใจส่วนลึกของเรา จึงเป็นคลื่นสมองที่สะท้อนการทำงานของจิตใต้สำนึก (subconscious mind) อันเป็นการทำงาน ของเนื้อสมองส่วนใหญ่ของมนุษย์ ระดับพฤติกรรมภายใต้ความถี่ของของคลื่นธีตา เป็นลักษณะที่บุคคลคิดคำนึงเพื่อแก้ปัญหา พบได้ทั้งลักษณะที่รู้สำนึก และไร้สำนึก ปรากฏออกมาเป็นความคิดสร้างสรรค์ เกิดความคิดหยั่งเห็น (insight) มีความสงบทางจิต และมองโลกในแง่ดี เกิดสมาธิแน่นแน่ว และเกิดปัญญาญาณ มีศักยภาพสำหรับความจำระยะยาว และการระลึกรู้

4. คลื่นเดลตา (Delta brainwaves)

มีความถี่ประมาณ 0 – 4 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นคลื่นสมองที่ช้าที่สุด สภาวะนี้จะทำให้ร่างกายเกิดความผ่อนคลายในระดับที่สูงมาก เป็นคลื่นสมองที่ทำงานเชื่อมต่อกับส่วนที่เป็นจิตไร้สำนึก (unconscious mind) เช่น ในขณะที่ร่างกายหลับลึกโดยไม่มีฝัน หรือเกิดจากการเข้าสมาธิลึกๆ ในระดับฌาน ในช่วงนี้คลื่นสมองแสดงให้เห็นว่าร่างกายกำลังตีความการพักผ่อนลงลึกอย่างเต็มที่ ผู้ที่ผ่านการหลับลึกในช่วงเวลาที่พอเหมาะพอดี จะรู้สึกได้ถึงความสะดวกสบายที่ประหลาดมากเป็นพิเศษ เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ที่นอนหลับไม่ค่อยสนิท และสำหรับผู้ที่ทำสมาธิอยู่ในระดับฌานลึกๆ เมื่อออกจากสมาธิแล้วก็จะยังคงตรึงสติตรองแห่งปิติสุข ทำให้เกิดความสุขใจ มีใบหน้าผ่องใสเต็มอิ่ม ไปด้วยความสุขสดชื่นเช่นเดียวกัน

สมภพ สุขพิพัฒนามงคล (2532: 2-9 – 2-12) ได้กล่าวไว้ในปริญญาบัตรเรื่องระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง มีใจความว่า เมื่อวางลิตบนหนังศีรษะได้อย่างเหมาะสมแล้ว จะสามารถบันทึกได้ศักย์ไฟฟ้าเล็กๆ ไม่สม่าเสมอ frontal, parietal, temporal และ occipital ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้มีขนาดเป็นเพียงไมโครโวลต์ (mV) เท่านั้น EEG ปกติประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่และความถี่ต่างๆ กัน

อย่างไรก็ตามระหว่างสภาวะการณีสภาวะการณหนึ่งทางสรีรวิทยา เราจะพบว่ามีความถี่หนึ่งเด่นขึ้นมา คุณสมบัตินี้สำคัญมากกว่าขนาดของคลื่นแต่ละคลื่นในการแปลผล EEG ดังนั้นจึงมีการจำแนกชนิดและเรียกชื่อแบบแผนของคลื่น EEG ตามความถี่ของคลื่น EEG ที่เด่น โดยเรียกความถี่เหล่านี้ตามอักษรกรีก ดังนี้

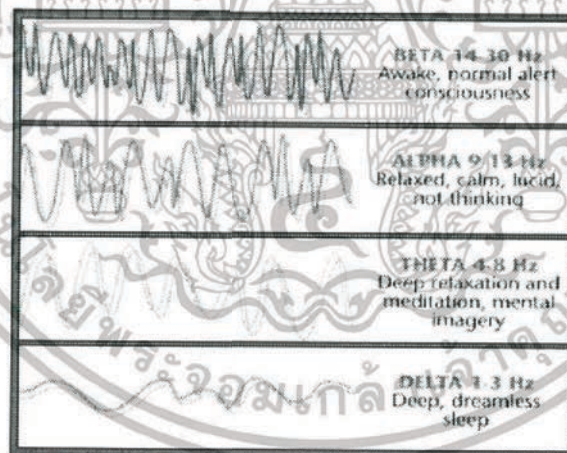
1. คลื่นอัลฟา หรือ จังหวะอัลฟา (Alpha Rhythm) คือ คลื่น EEG ที่มีความถี่เด่นอยู่ระหว่าง 3 - 13 Hz คลื่นรูปแบบนี้มักบันทึกได้บนหนังศีรษะของคนผู้ใหญ่ที่อยู่ในในภาวะตื่นแต่หลับตาและจิตใจผ่อนคลายสบายๆ ขนาดของคลื่นที่บันทึกได้จะเฉลี่ยประมาณ 50 ไมโครโวลต์ โดยพบเด่นชัดบริเวณท้ายทอย และ parieto-occipital คลื่นอัลฟานี้มักปรากฏให้เห็นจากตำแหน่งต่างๆ มากมายทั้งสมองซีกซ้ายและขวาด้วยรูปแบบเหมือนกัน (แอมพลิจูด, ความถี่, เฟส) ด้วยเหตุนี้การบันทึกที่ได้มักเรียกว่า synchronized EEG อย่างไรก็ตามถ้าพบรูปแบบไม่เหมือนกันเป็นเวลาจะเป็นข้อเสนอนแนะว่าอาจมีพยาธิสภาพของสมอง

2. คลื่นเบตา หรือ จังหวะเบตา (Beta Rhythm) คือ คลื่นที่มีขนาดความถี่เด่นอยู่ระหว่าง 14 - 30 Hz ปกติไม่ค่อยพบขนาดมากกว่า 20 ไมโครโวลต์ พบเด่นในส่วนหน้า (frontal) และมักมีขนาดใหญ่เหนือบริเวณ precentral และ postcentral gyri การบันทึกที่ได้จากสมองซีกซ้ายและขวามักไม่เหมือนกัน โดยทั่วไปคลื่นนี้มักเกิดร่วมกับภาวะของการกระตุ้นเร้า (activation) และความตึงเครียด

3. คลื่นธีตา หรือ จังหวะธีตา (Theta Rhythm) คือ ความถี่ขนาดคลื่นเด่นอยู่ในช่วง 4 - 7 Hz มักเป็นคลื่นขนาดใหญ่ สม่่าเสมอ พบในส่วนหน้าผาก และส่วนขมับ (temporal) ของเด็กปกติ และอาจเกิดระหว่างความตึงเครียดทางอารมณ์ในผู้ใหญ่บางราย โดยเฉพาะระหว่างความรู้สึกผิดหวัง และคับข้องใจนอกจากนี้ยังเกิดในส่วนฮิปโปแคมปัสของสัตว์ทดลอง ในภาวะปกติคลื่นนี้ในสมองซีกซ้าย และขวาจะเหมือนกันแต่ถ้าไม่เหมือนกันเป็นข้อเสนอนะว่าอาจมีพยาธิสภาพของสมอง

4. คลื่นเดลตา หรือ จังหวะเดลตา (Delta Rhythm) คือ ความถี่ของคลื่นเด่นนั้นน้อยกว่า 4 Hz (1-3.5 Hz) คลื่นนี้มักใหญ่ ช้า และไม่สม่ำเสมอ พบได้ในเด็ก ไม่พบในคนผู้ใหญ่ที่กำลังตื่น แต่เกิดขึ้นระหว่างระยะหลับลึก (deep sleep) และอาจร่วมกับการมีพยาธิสภาพในตำแหน่งลึกๆ เช่น midline thalamus อย่างไรก็ตามคลื่นชนิดนี้เกิดได้ในสัตว์ที่ตัดโครงสร้างใต้คอร์เทกซ์เพื่อแยกซีรีบรัลคอร์เทกซ์ออกจากทาลามัส เพราะฉะนั้นคลื่นเดลตาสามารถเกิดในคอร์เทกซ์ได้โดยไม่ขึ้นกับการทำงานของโครงสร้างในสมองส่วนล่าง

โดยทั่วไปแล้วแอมพลิจูดของคลื่นเหล่านี้ทั้งหมดเป็นสัดส่วนกับความถี่ของมัน คลื่นที่มีความถี่สูงมักเรียกว่า fast activity และคลื่นที่มีความถี่ต่ำเรียกว่า slow activity



รูปที่ 2.9 แสดงประเภทของคลื่นสมองทั้ง 4 ประเภท

ปรีชา ตั้งเกรียงกิจ (Tangkraingij P., 2015: 103-113) ได้กล่าวในงานวิจัยเรื่อง การใช้ตำแหน่ง 2 ตำแหน่งในการพิสูจน์ตัวตนโดยใช้สัญญาณคลื่นสมองช่วงเดลต้า ว่า EEG ถูกใช้ในทางการแพทย์เพื่อศึกษาถึงหน้าที่ของบริเวณต่างๆ ของสมอง นอกจากนี้ยังถูกใช้ศึกษาเกี่ยวกับกลไกพื้นฐานของจิตใจและวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับความผิดปกติของสมอง ปัจจุบัน EEG ยังถูกใช้มากในการวิจัยในเรื่อง Brain computer interface (BCI) คลื่นสมองถูกแบ่งตามความถี่เป็น 5 ช่วงความถี่ดังนี้ คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. คลื่นเดลต้า (Delta wave) มีความถี่ต่ำกว่า 4 เฮิร์ตซ์
2. คลื่นธีต้า (Theta wave) ความถี่ประมาณ 4-8เฮิร์ตซ์
3. คลื่นอัลฟา (Alpha wave) ความถี่ประมาณ8-12เฮิร์ตซ์
4. คลื่นเบต้า (Beta wave) ความถี่ประมาณ 12-30เฮิร์ตซ์
5. คลื่นแกมมา (Gamma wave) ความถี่ประมาณ 30-100เฮิร์ตซ์

2.6 สมานธิกับหลักฐานทางวิทยาศาสตร์

ในอดีตการใช้สมาธิรักษาโรครายังเป็นเรื่องใหม่สำหรับผู้วงการแพทย์ โดยเฉพาะวงการแพทย์ตะวันตก เพราะการแพทย์ตะวันตก การรักษาผู้ป่วยทุกขั้นตอนต้องผ่านการทดลองบนพื้นฐานของวิทยาศาสตร์ ขณะที่การรักษาโรคด้วยการทำสมาธิยังไม่มีผลการพิสูจน์ชัดเจนอย่างเป็นวิทยาศาสตร์

ในพระพุทธศาสนา ถึงแม้จะพูดเรื่องอานิสงส์ของการทำสมาธิว่าทำให้ผ่อนคลาย ทำให้อารมณ์ดี จิตใจแจ่มใส เบิกบาน ผิพรรณผ่องใส อายุยืนก็ตาม แต่ก็ไม่มีผลการพิสูจน์ออกมาทางวิทยาศาสตร์เลย ต่อมาวิทยาศาสตร์ได้ค้นพบว่าผลของการฝึกสมาธิมีผลต่อร่างกายและจิตใจจริง ทำให้ร่างกายมีภูมิคุ้มกันโรคมมากขึ้น และเมื่อวัดคลื่นสมองพบว่าสมาธิทำให้สมองผ่อนคลายและคลายเครียดลง

และเนื่องจากสมาธิเป็นเรื่องของธรรมชาติที่เป็นการปฏิบัติต่อจิตใจซึ่งบางส่วนสามารถวัดหรือพิสูจน์ได้ด้วยวิธีการทางวิทยาศาสตร์ ดังนั้นจึงได้มีนักค้นคว้าและนักวิจัยหลายคนได้ทำการศึกษาค้นคว้าโดยวิธีที่เป็นวิทยาศาสตร์

การศึกษาสมาธิด้วยวิธีการทางวิทยาศาสตร์ได้เริ่มขึ้นตั้งแต่ พ.ศ. 2503 เป็นต้นมา ผู้ที่ศึกษาเรื่องสมาธิกับวิทยาศาสตร์นี้ไว้มากคือ ดร.เฮอร์เบิร์ต เบนสัน (Herbert Benson M.D.) ผู้ช่วยศาสตราจารย์ทางอายุรศาสตร์แห่งโรงเรียนแพทย์ มหาวิทยาลัยฮาร์วาร์ด ได้ศึกษาเรื่องนี้มากกว่า 30 ปีท่านได้สร้างทีมงานและสถาบันวิจัยทางการแพทย์เกี่ยวกับร่างกายและจิตใจ (Mind-Body medical institute) ในฮาร์วาร์ด สถาบันแห่งนี้ได้สร้างองค์ความรู้ทางด้านกายและจิตไว้เป็นจำนวนมาก ซึ่งเป็นที่ใช้อ้างอิงกันทั่วไปนับว่าเป็นผู้บุกเบิกความรู้ทางด้านนี้อย่างมาก

ดร.เบนสัน นอกจากเป็นนักวิทยาศาสตร์แล้ว ยังมีความรู้ทางพระพุทธศาสนาอย่างดี เขาได้เดินทางไปศึกษาพระพุทธศาสนาในประเทศอินเดียและอินเดีย โดยเฉพาะในเรื่องสมาธิและโยคะ

ช่วงแรกดร. เบนสัน ได้นำอสาสมัครที่ฝึกสมาธิแบบ ที.เอ็ม. (Transcendental Meditation, TM) โดยให้อสาสมัครทำสมาธิ แล้ววัดความดันอัตราการเต้นของหัวใจ อัตราการหายใจ คลื่นสมอง คลื่นหัวใจ เจาะเลือดดูกรดแลคติก ผลการวิจัยพบว่า ในคนที่จิตเป็นสมาธิ ความดันจะลดลง อัตราการหายใจลดลง หัวใจเต้นช้าลง คลื่นสมองช้าและเป็นระเบียบขึ้น การเผาผลาญอาหารในร่างกายลดลง ความตึงตัวของกล้ามเนื้อลดลง เขาเรียกปรากฏการณ์ที่ค้นพบนี้ว่า ผลของความผ่อนคลาย (Relaxation Responses) การค้นพบครั้งนี้เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พื้นฐานสำคัญของงานวิจัยที่ทำติดต่อกันมาเป็นเวลา 30 ปี และทำให้นักวิทยาศาสตร์การแพทย์สมัยใหม่ยอมรับเรื่องจิตใจมีผลต่อร่างกาย ดังนั้น การรักษาโรคทางกายก็รักษาได้โดยการทำให้เป็นสมาธิ มีความผ่อนคลาย ซึ่งเป็นทางเลือกอีกทางหนึ่ง

จะเห็นว่า ผลของความผ่อนคลาย ที่กล่าวมานี้จะตรงกันข้ามกับผลที่เกิดจากความเครียด กล่าวคือ ในเวลาที่เราเครียด ความดันจะสูงขึ้น การหายใจจะเร็วขึ้น ซีพจรจะเร็วขึ้น กล้ามเนื้อจะตึงตัวมากขึ้น อัตราการเผาผลาญสารอาหารในร่างกายมากขึ้น ร่างกายใช้ออกซิเจนมากขึ้น คลื่นสมองมีความถี่สูงขึ้น ที่สำคัญ ความเครียดจะเป็นสาเหตุทำให้เกิดโรคต่างๆ อีกมากมายด้วย

2.7 สมาธิกับการวิจัยทางวิทยาศาสตร์

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่า การศึกษาสมาธิด้วยวิธีการทางวิทยาศาสตร์ได้เริ่มมีขึ้นตั้งแต่ พ.ศ. 2503 เป็นต้นมา ต่อไปนี้จะเป็นรายงานการค้นคว้าทางวิทยาศาสตร์จากประเทศต่างๆ ที่ได้พิมพ์ออกมาเป็นเอกสารทางวิชาการ เช่น The American Journal of Philosophy, International Journal of Neuroscience, Psychosomatic medicine, American Psychologist, India Journal of medical Research ดังนี้

2.7.1 สมาธิที่มีผลต่อระบบการหายใจ

ค.ศ. 1961 ศาสตราจารย์บี.เค.อนันต์ แห่งสถาบันวิทยาศาสตร์การแพทย์ฮอลล์ อินเดีย ได้ทำการทดลองกับโยคี ชื่อ ศรี รามนันท์ โดยได้ให้โยคีเข้าไปนั่งทำสมาธิอยู่ในที่ขนาดกว้าง 4 ฟุต ยาว 6 ฟุต และลึก 4 ฟุต ปิดที่บออากาศเข้าออกไม่ได้ ครั้งหนึ่งนาน 8 ชั่วโมง และอีกครั้ง 10 ชั่วโมง โดยไม่ปรากฏอันตรายอย่างใดแก่โยคี ผลการวิจัยพบว่า

1. โยคีใช้ออกซิเจนน้อยกว่าธรรมดาร้อยละ 33-50
2. อัตราซีพจรลดลงจาก 84 ครั้งต่อนาที คงเหลือเพียง 60-70 ครั้งต่อนาที
3. การหายใจมีความเร็วเกือบคงที่ระหว่างการทำสมาธิ
4. คลื่นสมองมีลักษณะคล้ายกับเวลานอน หลับๆ ตื่นๆ

2.7.2 สมาธิที่มีต่อการเรียน

พ.ศ. 2513-2514 ในประเทศไทย ได้มีนักวิทยาศาสตร์ ได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับเรื่องจิต คือ ศาสตราจารย์นายแพทย์โรจน์ สุวรรณสุทธิ และคณะทำงานแห่งคณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล ได้ทำการทดลองให้นักศึกษาแพทย์ชาย หญิง 32 คน อายุระหว่าง 19-23 ปี ฝึกสมาธิแบบสมถกรรมฐาน สัปดาห์ละ 5 วันตลอดเวลา 20 สัปดาห์ และประเมินผลเกี่ยวกับการศึกษาและความนึกคิดโดยวิธีการต่างๆ ผลการวิจัยพบว่า

1. นักศึกษามีความตั้งใจเรียนมากขึ้น 62 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. รักการเรียนมากขึ้น 31 เปอร์เซ็นต์
3. มีความเห็นว่าการฝึกสมาธิมีประโยชน์กับการเรียน 64 เปอร์เซ็นต์
4. ทำให้ความจำดีขึ้นและการทำงานคล่องแคล่ว
5. การบันทึกคลื่นสมองไฟฟ้าพบว่าในระหว่างการทำสมาธิคลื่นสมองมีความราบเรียบมากต่างจากบุคคลธรรมดาทั่วไป

2.7.3 การทำงานของสมองในขณะนั่งสมาธิ

พ.ศ. 2540 นักประสาทวิทยาคนหนึ่งชื่อ แอนดรู นิวเบิร์ก จากมหาวิทยาลัยเพนซิลเวเนีย ได้ทำการทดสอบชาวพุทธที่นั่งสมาธิกลุ่มหนึ่ง โดยใช้เครื่อง LVS ซึ่งมีสีย้อมกัมมันตรังสีเกิดแสงในสมองที่ส่องให้เห็นทิศทางการไหลของเลือดในสมองและเห็นส่วนต่างๆ ที่สมองทำงานมากที่สุด แอนดรู สามารถจับจุดสูงสุดของสมาธิได้ คือ ตอนย้ายกลุ่มทดลองไปนั่งสมาธิห้องข้างๆ เขาใช้เชือกพันรอบนิ้วปลายเชือกอีกข้างหนึ่งสอดใต้ประตู วางไว้ใกล้ๆ คนนั่งสมาธิ เมื่อนั่งจนใจเป็นสมาธิแล้ว คนนั่งก็จะดึงเชือก แอนดรูจะปล่อยสีย้อมเข้าไปในแขนของคนนั่ง ผลการวิจัยพบว่า สมองไม่ได้ปิด แต่กลับไม่ไหวเรื่องราวต่างๆ เข้ามาในสมองส่วนกลางขณะนั่งสมาธิ

2.8 นิวโรสกายมายด์เวฟ (NeuroSky Mindwave)

บริษัทนิวโรสกาย จำกัด (NeuroSky Inc., 2558: 6-12) นิวโรสกายมายด์เวฟเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยให้เราสามารถเข้าถึงคลื่นสมองของผู้ใช้และนำไปต่อยอดใช้ประโยชน์ต่างๆ ได้ โดยใช้เทคโนโลยีที่เรียกว่า “จิงเกียร์” (ThinkGear) ซึ่งประกอบไปด้วยเซนเซอร์ที่สัมผัสบริเวณหน้าผากของผู้ใช้ มีจุดอ้างอิงหรือกราวด์หนีบอยู่บริเวณติงหู และชิพจิงเกียร์ (ThinkGear Chip) ซึ่งทำหน้าที่ประมวลสัญญาณและส่งข้อมูลไปยังซอฟต์แวร์ และแอปพลิเคชันต่างๆ ในรูปสัญญาณดิจิทัล ซึ่งเราสามารถเชื่อมต่อกับชิพนี้เพื่อนำสัญญาณมาใช้ได้โดยผ่านทางบลูทูธ



รูปที่ 2.10 นิวโรสกายมายด์เวฟที่ใช้ในการทำโครงการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.1 บลูทูธอินเตอร์เฟส (Bluetooth Interface)

มายด์เวฟจะส่งข้อมูลชนิดไบต์ผ่านทางพอร์ตอนุกรม (Serial Port) ซึ่งมีอัตราบอด (Baud Rate) เท่ากับ 57600 และรหัสคือ 0000

2.8.2 ข้อมูลจากริงเกียร์ (ThinkGear Data Values)

1. POOR_SIGNAL Quality เป็นค่าที่บอกถึงคุณภาพของสัญญาณคลื่นสมองที่ริงเกียร์วัดได้ โดยมีค่าระหว่าง 0 ถึง 200 หากคุณภาพสัญญาณไม่ดีหรือมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้น ตัวเลขนี้จะมีค่ามาก และหากมีค่าถึง 200 อาจหมายถึงเซนเซอร์ไม่สัมผัสกับหน้าผากของผู้ใช้ โดยสัญญาณรบกวนเหล่านี้ อาจเกิดขึ้นจากกราวด์ไม่สัมผัสกับผิวของผู้ใช้ ตำแหน่งของเซนเซอร์ไม่ถูกต้อง มีการขยับศีรษะมากเกินไป มีสัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์หรือเกิดการรบกวนจากสัญญาณไฟฟ้าทางชีวภาพเช่น EMG, ECG และ EOG โดยมายด์เวฟจะทำการส่งข้อมูลนี้ทุกๆ หนึ่งวินาที

2. eSense Meters ประกอบด้วยค่า Attention และ Meditation โดยค่า Attention นั้นบอกถึงสภาวะการตั้งใจจดจ่อของผู้ใช้หรือการมีสมาธิในการทำสิ่งใดสิ่งหนึ่ง ส่วนค่า Meditation บอกถึงสภาวะจิตใจที่สงบและผ่อนคลาย โดยทั้งสองค่าจะมีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง 100 ซึ่งค่าในสภาวะปกติจะอยู่ระหว่าง 40 ถึง 60 และข้อมูล eSense Meters นี้จะถูกส่งทุกๆ หนึ่งวินาที

3. RAW Wave Value เป็นข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองที่ประกอบด้วยสองไบต์ที่มีค่าอยู่ระหว่าง -32768 ถึง 32767 โดยค่าของไบต์แรกนั้นจะแสดงถึงบิตอันดับสูง (high-order bits) ส่วนไบต์ที่สองจะแสดงบิตอันดับต่ำ (low-order bits) ดังนั้นการที่จะได้สัญญาณคลื่นสมองที่ครบถ้วนนั้นต้องทำการเลื่อนไบต์แรกไปทางซ้าย 8 บิตและนำไบต์ที่สองมาต่อ ซึ่งมายด์เวฟจะแสดงค่าสัญญาณเฉพาะในช่วงระหว่าง -2048 ถึง 2047 เท่านั้น โดยข้อมูลนี้จะถูกส่งทุกๆ 2 มิลลิวินาที

```
short raw = (Value[0] <<8) | Value[1];
```

รูปที่ 2.11 แสดงตัวอย่างคำสั่งที่ใช้ในการจัดการกับบิต เพื่อให้ได้ข้อมูลคลื่นสมองที่สมบูรณ์ เมื่อ Value[0] คือบิตอันดับสูง และ Value[1] คือบิตอันดับต่ำ

4. ACIS_EEG_POWER แสดงข้อมูล EEG ในช่วงความถี่ 8 ช่วงตามลำดับได้แก่ delta (0.5 - 2.75Hz), theta (3.5 - 6.75Hz), low-alpha (7.5 - 9.25Hz), high-alpha (10 - 11.75Hz), low-beta (13 - 16.75Hz), high-beta (18 - 29.75Hz), low-gamma (31 - 39.75Hz) และ mid-gamma (41 - 49.75Hz) โดยข้อมูลเหล่านี้ไม่มีหน่วย และจะมีความหมายก็ต่อเมื่อใช้เปรียบเทียบกันหรือ

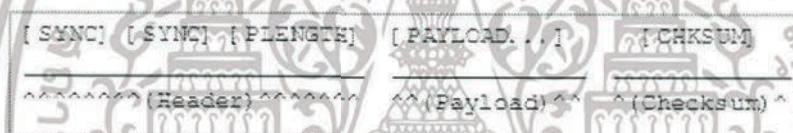
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปรียบเทียบกับตัวเองเท่านั้น ซึ่งแต่ละช่วงความถี่จะมีขนาด 3 ไบต์ และมายด์เวฟจะส่งข้อมูลเหล่านี้ทุกๆ หนึ่งวินาที

5. Blink Strength เป็นข้อมูลขนาดหนึ่งไบต์ บอกถึงความแรงในการกระพริบตาของผู้ใช้โดยมีค่าอยู่ระหว่าง 1 ถึง 255 และเป็นค่าสัมพัทธ์จึงไม่มีหน่วย โดยมายด์เวฟจะส่งข้อมูลนี้เมื่อตรวจจับได้ว่าผู้ใช้ทำการกระพริบตา

2.8.3 โครงสร้างแพ็กเก็ต (Packet Structure)

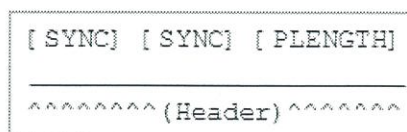
มายด์เวฟจะทำการส่งแพ็กเก็ตเป็นสตรีมไบต์ (Stream of bytes) ผ่านทางการสื่อสารอนุกรมแบบอะซิงโครนัส (Asynchronous serial communication) โดยตัวกลางที่ใช้ส่งสารอาจเป็น UART, serial COM, USB, bluetooth หรือไฟล์ (file) โดยแต่ละแพ็กเก็ตจะเริ่มต้นด้วยเฮดเดอร์ (Header) ตามด้วยดาตาเพย์โหลด (Data Payload) และลงท้ายด้วยเช็คซัมของเพย์โหลด (Payload's Checksum) ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.12 แสดงโครงสร้างแพ็กเก็ต

Payload สามารถมีความยาวได้ถึง 169 ไบต์ โดย SYNC, PLENGTH และ CHKSUM มีขนาดหนึ่งไบต์ ดังนั้นในหนึ่งแพ็กเก็ตจะต้องมีความยาวอย่างน้อยที่สุดคือ 4 ไบต์ (กรณีที่ Payload ไม่มีข้อมูล) และมีความยาวอย่างมากที่สุดคือ 173 ไบต์ (กรณีที่ Payload มีความยาวมากที่สุด คือ 169 ไบต์) โครงสร้างแพ็กเก็ตประกอบด้วย

แพ็กเก็ตเฮดเดอร์ (Packet Header) ซึ่งเฮดเดอร์ของแพ็กเก็ตประกอบไปด้วย 3 ไบต์ ได้แก่ ซิงค์ไบต์ หรือ [SYNC] ขนาด 2 ไบต์ คือ 0xAA 0xAA และตามด้วยไบต์ความยาวของเพย์โหลด หรือ [PLENGTH]



รูปที่ 2.13 แสดงส่วนประกอบของแพ็กเก็ตเฮดเดอร์

[SYNC] ทั้งสองไบต์ใช้เพื่อบอกถึงจุดเริ่มต้นของแพ็กเก็ตที่เพิ่งรับเข้ามาใหม่ และมีค่า 0xAA (เลขฐานสิบคือ 170) การที่ซิงค์ไบต์มีขนาด 2 ไบต์แทนที่จะเป็นเพียงแค่หนึ่งไบต์นั้น เพื่อป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นในกรณีที่มีข้อมูลเป็น 0xAA อยู่ในแพ็กเก็ต จะทำให้ถูกตีความว่าเป็นจุดเริ่มต้นของแพ็กเก็ตใหม่ได้ซึ่งไม่ถูกต้อง ดังนั้นซิงค์ไบต์จึงมีขนาด 2 ไบต์และมีค่า 0xAA ติดต่อกันเพื่อช่วยลดโอกาสผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นจากการณ้ดังกล่าว นอกจากนี้แล้ว [PLENGTH] และ [CHKSUM] ช่วยตรวจสอบอีกชั้นในกรณีที่มีข้อมูลในแพ็กเก็ตเป็น 0xAA ติดต่อกันทั้งสองไบต์

[PLENGTH] เป็นไบต์ที่บอกถึงความยาวดาตาเพย์โหลดของแพ็กเก็ต (Packet's Data Payload) หรือส่วน [PAYLOAD...] ซึ่งไม่ใช่ความยาวของแพ็กเก็ตทั้งหมด

ดาตาเพย์โหลด (Data Payload) ดาตาเพย์โหลดของแพ็กเก็ตเป็นอนุกรมของไบต์ ซึ่งความยาวของดาตาเพย์โหลดจะถูกบอกด้วย [PLENGTH] ในส่วนเฮดเตอร์ โดยดาตาเพย์โหลดนั้นจะประกอบไปด้วยดาตาไรว (DataRow) อนุกรมกันอย่างต่อเนื่อง ซึ่งในแต่ละดาตาไรวจะประกอบด้วยค่าบ่งชี้ข้อมูล ความยาวของข้อมูล และค่าของข้อมูล

| | | | |
|-------------------------|----------------|---------------|---------------|
| [[EXCODE] ...] | [CODE] | [[VLENGTH]] | [VALUE ...] |
| ^^^^ (Value Type) ^^^^^ | ^^ (length) ^^ | ^^ (value) ^^ | |

รูปที่ 2.14 แสดงรูปแบบของดาตาไรว (DataRow Format)

```

[ 0]: 0xAA // [SYNC]
[ 1]: 0xAA // [SYNC]
[ 2]: 0x20 // [PLENGTH] (payload length) of 32 bytes
[ 3]: 0x02 // [POOR_SIGNAL] Possible
[ 4]: 0x00 // No poor signal detected (0/100)
[ 5]: 0x00 // [ASIC_RESET] None
[ 6]: 0x16 // [PLENGTH] 24 bytes
[ 7]: 0x00 // (0/3) Begin Delta bytes
[ 8]: 0x00 // (0/3)
[ 9]: 0x94 // (3/3) End Delta bytes
[10]: 0x00 // (1/3) Begin I-theta bytes
[11]: 0x00 // (2/3)
[12]: 0x42 // (2/3) End I-theta bytes
[13]: 0x00 // (1/3) Begin Low-alpha bytes
[14]: 0x00 // (2/3)
[15]: 0x00 // (3/3) End Low-alpha bytes
[16]: 0x00 // (1/3) Begin High-alpha bytes
[17]: 0x00 // (2/3)
[18]: 0x64 // (3/3) End High-alpha bytes
[19]: 0x00 // (1/3) Begin Low-beta bytes
[20]: 0x00 // (2/3)
[21]: 0x4D // (3/3) End Low-beta bytes
[22]: 0x00 // (1/3) Begin High-beta bytes
[23]: 0x00 // (2/3)
[24]: 0x3D // (3/3) End High-beta bytes
[25]: 0x00 // (1/3) Begin Low-gamma bytes
[26]: 0x00 // (2/3)
[27]: 0x07 // (3/3) End Low-gamma bytes
[28]: 0x00 // (1/3) Begin Mid-gamma bytes
[29]: 0x00 // (2/3)
[30]: 0x05 // (3/3) End Mid-gamma bytes
[31]: 0x24 // [ATTENTION] eSense
[32]: 0x0D // eSense Attention level of 13
[33]: 0x06 // [MEDITATION] eSense
[34]: 0x2D // eSense Meditation level of 61
[35]: 0x34 // [CHKSUM] (1's comp inverse of 8-bit Payload sum of 0x0B)

```

รูปที่ 2.15 แสดงรายละเอียดของแพ็กเก็ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.9 ความสามารถในการเปลี่ยนแปลงของสมอง (Neuroplasticity)

Brain Plasticity หมายถึงความสามารถของสมองที่สามารถเปลี่ยนแปลงได้ตลอดชีวิตโดยการสร้างเซลล์ประสาทใหม่เรียกว่า Brain Plasticity หรือ Neuroplasticity คือการที่สมองสามารถฟื้นตัวและปรับโครงสร้างตัวเองได้หลังจากอาการบาดเจ็บหรือการเสื่อม เช่น โรควาร์กินสัน (Parkinson's Disease) การเสื่อมสภาพของทักษะการคิด (Cognitive deterioration) โรคอัลไซเมอร์ (Alzheimer's disease) การบกพร่องทางการอ่าน (Dyslexia) สมาธิสั้น (ADHD) เป็นต้น

สมัยก่อนมีความเชื่อว่าเมื่อคนเราแก่ตัวขึ้น การเชื่อมต่อระหว่างเซลล์ประสาทจะมีจำนวนคงที่ ไม่สามารถทำให้เพิ่มได้ แต่ผลจากการวิจัยพบว่านั่นเป็นความเข้าใจผิด ส่วนที่ทำหน้าที่เชื่อมต่อระหว่างเซลล์ประสาทไม่เคยหยุดนิ่งมีการสร้างเพิ่มได้ ซึ่งได้รับการยืนยันจากการศึกษา สามารถทำให้มีการเปลี่ยนแปลงได้ การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นเราเรียกว่า “Plasticity”

Plasticity จึงมีความหมายว่า สมองของคนเราสามารถเปลี่ยนแปลงได้ด้วยการเรียนรู้ (Learning) และการเปลี่ยนแปลงที่ว่ามันจะเกิดขึ้นตรงบริเวณเชื่อมต่อระหว่างเซลล์ประสาทสมองนั่นเอง และเมื่อส่วนเชื่อมต่อถูกสร้างขึ้นใหม่ โครงสร้างภายใน เช่นบริเวณจุดประสานประสาท (Synapse) ก็มีการเปลี่ยนแปลงพร้อมกันไปด้วย

การเปลี่ยนแปลงในสมองพบได้ในวัยต่างๆ 3 วัย ดังนี้

1. ในวัยแรกเกิด/วัยเด็ก เป็นช่วงที่สมองมีการพัฒนาการ เปลี่ยนแปลงเองตามวัยและธรรมชาติ
2. ในวัยที่สมองได้รับบาดเจ็บ เซลล์ประสาทจะทำหน้าที่เชื่อมโยงเข้าหากัน ชดเชยสมองส่วนที่ขาดหาย และช่วยพุงให้สมองทำหน้าที่ให้ได้ปกติ (สมองที่ได้รับบาดเจ็บในเด็กจะยิ่งรักษาได้ง่ายขึ้น)
3. ในวัยผู้ใหญ่เปลี่ยนแปลงไปตามประสบการณ์และการเรียนรู้ หมายความว่าทักษะต่างๆ ในชีวิตช่วยเสริมให้เซลล์ประสาทเชื่อมโยงเข้าหากัน ไม่ว่าจะเรียนภาษา เรียนเต้น เรียนดนตรี หรือเรียนทำอาหาร อ่านหนังสือ เป็นต้น

หลายคนไม่ทราบว่า สมองที่ได้รับบาดเจ็บ สามารถฟื้นตัวกลับมาได้ ด้วยความสามารถด้านการยืดหยุ่น และการปรับตัวของสมอง ผู้ป่วยเด็กจำนวนหนึ่งบางคน ได้ผ่านการผ่าตัดสมองซีกหนึ่งออก แม้สมองซีกซ้ายจะหายไป และหลายคนคาดว่าคงจะใช้ชีวิตอย่างปกติไม่ได้ ผลลัพธ์กลับพบว่าสมองที่ยังมีอยู่ (สมองซีกขวา) ช่วยประสานให้สมองซีกที่หายไป (สมองซีกซ้าย) เชื่อมต่อกันได้ แม้ปริมาณสมองจะไม่เท่าเดิม แต่ความสามารถก็ยังไม่แยหรือใช้การไม่ได้ไปเลยทีเดียว กล่าวสรุปคือเมื่อสมองถูกทำลาย สมองส่วนที่ติจะช่วยชดเชยสมองส่วนที่ขาดหายโดยการเชื่อมต่อ (connect) และประสานให้กลับมาใหม่ (reconnect) ระหว่างเซลล์

นอกจากนี้แล้วงานวิจัยสมองของคนขับแท็กซี่ในลอนดอน (Maguire, Woollett, & Spiers, 2006) ยังพบว่า สมองคนขับแท็กซี่มีสมองส่วนฮิปโปแคมปัส (hippocampus) ด้านหลังที่ใหญ่กว่าปกติ เพราะสมอง

ส่วนนี้ทำหน้าที่เกี่ยวกับข้อมูลเชิงสถานที่ (เช่น ทิศทาง แผนที่) เพราะคนขับแท็กซี่ต้องจดจำทิศทาง และรู้สถานที่ต่างๆ ทำให้สมองส่วนนี้ได้รับการกระตุ้นมากกว่าปกติ

2.9.1 การเปลี่ยนแปลงของสมองโดยการสร้างเซลล์ประสาทใหม่ (Synaptic Plasticity)

เมื่อเราเรียนรู้ หรือมีการจดจำสิ่งใหม่ๆ สมองจะเกิดการเปลี่ยนแปลงโดยการสร้างเซลล์ประสาทขึ้นใหม่ โดยความแข็งแรงของเส้นใยนี้จะขึ้นอยู่กับการศึกษาฝึกฝนในชีวิตประจำวัน ยิ่งฝึกฝนมาก เซลล์ประสาทก็จะยิ่งแข็งแรง เซลล์ประสาทจะเชื่อมต่อกันด้วย synapse หรือที่เรียกว่า จุดประสานประสาท การที่เราฝึกบ่อยๆ จะยิ่งทำให้การเชื่อมต่อของเซลล์ประสาทแข็งแรงขึ้น และการเชื่อมต่อที่แข็งแรงขึ้นก็จะทำให้ประจุไฟฟ้าเคลื่อนที่ได้มีประสิทธิภาพ ตัวอย่างการเรียนรู้ของสมอง เช่น เมื่อเราเห็นนกชนิดหนึ่งที่ไม่เคยเห็น แล้วเราพยายามจะจำลักษณะของมัน จะเป็นช่วงที่การเชื่อมต่อของเซลล์ประสาทที่มีความจำเพาะเริ่มสร้างขึ้น เช่น เซลล์ประสาทที่ทำหน้าที่จดจำสีของนก เซลล์ประสาทด้านการฟังก็จะพยายามฟังเสียงนก และเซลล์อีกประเภทหนึ่งก็จะนึกชื่อชนิดของนก เพื่อที่จะสามารถบ่งบอกได้ว่าเป็นนกอะไร โดยการดูจากลักษณะ สี และเสียง และฝึกท่องจำชื่อชนิดของนกซ้ำๆ



รูปที่ 2.16 แสดงโครงสร้างของระบบประสาท

2.9.2 การสร้างเซลล์ประสาท (Neurogenesis)

Neurogenesis คือการสร้างและการแบ่งตัวของเซลล์ประสาทใหม่ ในอดีตเชื่อว่าเมื่อคนเราโตขึ้นสมองจะหยุดการเจริญเติบโต จะไม่มีการสร้างเซลล์ประสาทขึ้นมาทดแทน แต่อย่างไรก็ตาม ปัจจุบันนี้วิทยาศาสตร์ให้คำตอบที่แน่ชัดแล้วว่าโครงสร้างและการทำงานของสมองคนเราไม่ได้คงที่ หากแต่มีความสามารถในการปรับเปลี่ยนตลอดเวลาตามการเรียนรู้และพฤติกรรมที่เราสร้างขึ้น เรียกว่า ความยืดหยุ่นของสมอง (brain plasticity) กระบวนการสร้างเซลล์ประสาทกำเนิดมาจาก stem cell ซึ่งพบมากในบริเวณ เดนต์เดจไรส์ (Dentate gyrus) ของสมองส่วนฮิปโปแคมปัส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Hippocampus) และสมองส่วนหน้า พรีฟรอนทัล คอร์เท็กซ์ (Pre-frontal cortex) โดย stem cell จะแบ่งตัวเป็น 2 ส่วน stem cell และเซลล์ที่จะกลายเป็นเซลล์ประสาทจะเคลื่อนตัวไปยังตำแหน่งที่จำเพาะและเจริญพัฒนาไปเป็นเซลล์ประสาทที่สามารถทำงานเชื่อมต่อกับกลุ่มเซลล์ประสาทที่มีอยู่เดิม เรียกว่า การสร้างเซลล์ประสาทใหม่ (Neurogenesis) ซึ่งทำให้เซลล์ประสาทหลายพันเซลล์เกิดขึ้นใหม่ในบริเวณสมองเป็นประจำทุกวัน

2.10 ไบโอฟีดแบค (Biofeedback)

Biofeedback คือ การฝึกให้ผู้ป่วยสามารถควบคุมร่างกายของตนเองเพื่อสร้างสมดุลภายในร่างกายทำให้มีสุขภาพที่ดีขึ้น โดยการใช้เครื่อง Biofeedback จะทำให้เราสามารถเห็นความเปลี่ยนแปลงภายในร่างกายที่ปกติเราจะไม่สามารถมองเห็นหรือควบคุมได้ เช่น การตึงตัวของกล้ามเนื้อ อุณหภูมิร่างกาย ความดันโลหิต อัตราชีพจรและคลื่นสมองและทำให้เราสามารถเรียนรู้ที่จะควบคุมความเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ เหล่านี้ได้

การฝึกไบโอฟีดแบค (Biofeedback Training) จึงเป็นกระบวนการเรียนรู้เทคนิคต่างๆ ในการติดตามสภาพและควบคุมสิ่งที่เรียกกันว่า การทำงานตามหน้าที่โดยอัตโนมัติของร่างกาย เช่น ความดันโลหิต อัตราการเต้นของหัวใจ การหมุนเวียนโลหิต-น้ำเหลือง การย่อยอาหาร หรือเหงื่อ โดยใช้ข้อมูลจากอุปกรณ์ที่มีชื่อเรียกว่า เครื่องไบโอฟีดแบค (Biofeedback machine) โดยการใช้อุปกรณ์ไบโอฟีดแบคชนิดต่างๆ มากมาย ผู้สอนจะสอนให้แก่ผู้เข้ารับการฝึกที่มีวัตถุประสงค์นี้โดยเฉพาะ ภาวะของร่างกาย เช่น ระดับความตึงของกล้ามเนื้อ อุณหภูมิที่ผิวหนัง ปริมาณเหงื่อที่ผิวหนัง การทำงานของคลื่นสมอง และภาวะทางร่างกายอื่นๆ สามารถวัดได้ด้วยอุปกรณ์ไบโอฟีดแบค โดยการใช้ขั้วไฟฟ้าชนิดพิเศษติดแปะไว้กับส่วนต่างๆ ของร่างกายตามที่ต้องการ อุปกรณ์ไบโอฟีดแบคมีการตอบสนองทั้งที่เป็นภาพและเสียง ข้อมูลที่ได้จากขั้วไฟฟ้าจะถูกส่งไปถึงผู้ใช้โดยผ่านทางเกจ์วัดแสง เสียง และอื่นๆ การป้อนข้อมูลกลับจากการใช้อุปกรณ์นี้จะทำให้ผู้ใช้ได้รู้ถึงกระบวนการของร่างกาย/ความคิดต่างๆ ที่นอกเหนือไปจากสัมผัสทั้ง 5 คือ รูป รส กลิ่น เสียง และสัมผัส ตามปกติหรืออาจกล่าวได้อีกอย่างหนึ่งว่า สามารถทำให้เราได้ข้อมูลเกี่ยวกับการทำงานทางสรีรวิทยาของตนเอง ซึ่งเป็นการทำงานที่จิตสำนึกของเรายังไม่ถึง

ในสมัยต้นทศวรรษที่ 1900 คนที่คิดว่าฟีดแบคนี้ขึ้นมาเป็นผู้ที่บุกเบิกด้านวิทยุ ส่วนคำว่า “ไบโอฟีดแบค” (biofeedback) คิดขึ้นมาในทศวรรษที่ 1960 เพื่อบรรยายถึงกระบวนการในห้องแล็บ เพื่อทดลองฝึกเจ้าหน้าที่วิจัยในตอนนั้น ในปี ค.ศ. 1970 นักคณิตศาสตร์และบิดาผู้ก่อตั้งการวิจัยเรื่องการป้อนกลับทางชีววิทยาหรือไบโอฟีดแบค ที่ชื่อ นอร์เบิร์ต ไวนเนอร์ (Norbert Wiener) ได้อ้าง

ไว้ในนิตยสารไซแอนติฟิก อเมริกัน (Scientific American) และให้คำนิยามไว้ว่า เป็นวิธีการควบคุมระบบใดระบบหนึ่งด้วยการนำเอาผลลัพธ์ของการปฏิบัติงานที่ผ่านมาใส่กลับเข้าไปใหม่

ไบโอฟีดแบ็คมีใช้ของใหม่ ซึ่งในช่วงศตวรรษที่ 18 ในอินเดียสมัยที่ยังเป็นอาณานิคมของอังกฤษ มีแพทย์ในกองทัพและข้าราชการหลายคนที่ยืนยันว่า พวกเขาสามารถควบคุมการทำงานของร่างกายชนิดที่เรียกกันว่า “อยู่นอกเหนือการควบคุม” ได้ เช่น ควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจและความเจ็บปวดจนสามารถนอนบนเตียงตาปูได้ ความสามารถนี้พวกเขาอ้างว่า ได้มาจากการฝึกควบคุมความคิด ร่างกายและอารมณ์

ในทศวรรษที่ 1950 ได้มีการค้นพบว่า เราสามารถหัดควบคุมกระบวนการทางสรีระบางอย่างได้อย่างรวดเร็วโดยอาศัยข้อมูลที่ได้จากเครื่องมือที่ใช้สำหรับวัดกระบวนการทางด้านสรีรวิทยา โดยคามิยา (Kamiya) บราวน์ (Brown) และ กรีน (Green) ขณะที่คามิยากำลังทำงานวิจัยเรื่องการหลับและฝัน เพื่อเปลี่ยนภาวะของความคิด ผู้เข้าร่วมการทดลองของเขาก็กู้ใช้ข้อมูลที่ได้จากเครื่องวัดคลื่นสมอง (electroencephalograph หรือ EEG) โดยพวกเขาสามารถบรรลุถึงภาวะอัลฟา (alpha) หรือภาวะที่สมองผ่อนคลายมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ในขณะที่ยังตื่นอยู่ ซึ่งปกติแล้วจะเกิดขึ้นในขณะที่หลับสนิท คามิยา ได้สร้างอุปกรณ์ต้นแบบซึ่งได้กลายมาเป็นมาตรฐานสำหรับอุปกรณ์ฝึกสร้างภาวะอัลฟาทั่วไปในปัจจุบันหลังจากที่ย้ายมาทำงานวิจัยต่อที่ศูนย์การแพทย์ของมหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนีย ในซานฟรานซิสโก ผู้ที่รับการทดลองจะได้ยินเสียงชนิดพิเศษเวลาที่ตนบรรลุถึงภาวะอัลฟาเมื่อต่อสายเชื่อมเข้ากับอุปกรณ์นี้แล้ว คามิยาสังเกตว่าคนเหล่านี้จะมีความสามารถในการรักษาภาวะอัลฟาเอาไว้ได้หลังจากที่ได้ฝึกฝนแล้ว

ปลายทศวรรษที่ 1960 นักวิทยาศาสตร์ที่มหาวิทยาลัยร็อกกีเฟลเลอร์ในนิวยอร์ก ชื่อ ดร. นีล มิลเลอร์ (Neal Miller) สามารถสอนหนูในห้องแล็บให้ควบคุมการไหลเวียนของโลหิตได้ในขณะที่เป็นอัมพาตเพราะยาผ่อนคลายกล้ามเนื้อ ซึ่งในขณะเดียวกัน ดร.เอลเมอร์ กรีน (Elmer Green) กับอลิซ (Alyce) ที่เป็นทั้งภรรยาและเพื่อนร่วมงานของเขาก็ได้ทำงานทดลองเรื่องไบโอฟีดแบ็ค เพื่อสอนคนทำให้มือของตัวเองอุ่น อยู่ที่มูลนิธิเมนนิงเกอร์ (Menninger Foundation) ในโทพีคา รัฐแคนซัส ก่อนการทดลองเหล่านี้เคยคิดกันว่า ระบบประสาทแบ่งหน้าที่การทำงานออกเป็นการทำงานที่อยู่ในความควบคุม กับที่อยู่นอกเหนือการควบคุม เคยเชื่อว่า หน้าที่สำคัญๆ อย่างเช่น การเต้นของหัวใจ การหายใจและการไหลเวียนของโลหิตเป็นการทำงานนอกเหนือจิตสำนึก โดยไม่มีการควบคุม ในขณะที่การเดิน คุยหรือเขียน ควบคุมได้ตามใจปรารถนา

ความคิดที่อยู่เบื้องหลังไบโอฟีดแบ็คนี้เป็นสิ่งง่าย ๆ ซึ่งคนส่วนใหญ่คงจะเข้าใจกันอยู่แล้วโดยไม่รู้ตัว เช่น เมื่อวัตถุอุณหภูมิของร่างกาย หรือชั่งน้ำหนักก็เท่ากับได้ใช้หลักนี้แล้ว โดยเทอร์โมมิเตอร์จะบอกให้เราได้ว่า เรามีไข้ และตาชั่งก็จะบอกว่าเรามีน้ำหนักเพิ่มขึ้นหรือไม่ ซึ่งอุปกรณ์ทั้งสองนี้จะ

ป้อนกลับข้อมูลเกี่ยวกับภาวะร่างกายของเรา เมื่อมีข้อมูลนี้แล้วเราก็สามารถดำเนินขั้นตอนต่างๆ เพื่อปรับปรุงภาวะของเราได้

ในร่างกายจะมีระบบการป้อนกลับมาตั้งแต่กำเนิด ทำให้เราสามารถดำรงชีวิตได้อย่างปลอดภัยและสะดวกสบายภายในสิ่งแวดล้อมของเรา ด้วยการให้สัญญาณขอระบบในร่างกายของเราว่า เมื่อไรควรจะทำงาน และเมื่อไรควรจะหยุดทำงาน ทำให้เราสามารถปรับตัวให้เข้ากับภาวะที่มีการเปลี่ยนแปลงของสิ่งแวดล้อมได้ด้วยระบบการป้อนกลับตามธรรมชาติพวกนี้

การป้อนกลับทางชีววิทยา หรือป้อนกลับข้อมูลในแง่ชีววิทยา หรือไบโอฟีดแบ็คมีประโยชน์ในการใช้ได้หลายอย่าง ทั้งในด้านการแพทย์ พฤติกรรมศาสตร์และการเชื่อมโยงร่างกายกับความคิดจิตใจเข้าด้วยกัน เพื่อประโยชน์ในการรักษาโรคและรักษาสุขภาพ ผู้ที่เส้นโลหิตแตกในสมองสามารถเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อที่เป็นอัมพาตไปแล้วได้ใหม่ด้วยนักกายภาพบำบัดที่ใช้ไบโอฟีดแบ็คในการรักษา ผู้ที่กระวนกระวายและเครียดก็ได้หัดผ่อนคลายจากที่นักจิตวิทยาใช้ไบโอฟีดแบ็คเข้าช่วย ผู้เชี่ยวชาญในสาขาต่างๆ มากมาย ได้ช่วยคนไข้ของตนเอาชนะความเจ็บปวดด้วยการใช้ไบโอฟีดแบ็ค

เป็นที่เห็นพ้องต้องกันโดยทั่วไปว่า ความเครียดและความตึงที่ขังอยู่ในร่างกาย ไม่ถูกอนามัยและเกื้อหนุนให้เกิดความผิดปกติที่เกี่ยวข้องกับความเครียด เช่น ความดันโลหิตสูง แผลในกระเพาะอาหาร หัวใจวาย และปวดศีรษะแบบไมเกรน เนื่องจากคนส่วนใหญ่มักไม่รู้ตัวเองว่าอยู่ในภาวะเครียดตอนไหน ไบโอฟีดแบ็ค จึงให้วิธีการที่จะมองเห็นในสิ่งที่โดยปกติแล้วไม่มีทางทราบได้ ดังนั้นการตรวจหาความเครียดจึงเป็นไบโอฟีดแบ็คแขนงที่มีค่ามากอย่างหนึ่ง

อุปกรณ์ไบโอฟีดแบ็คมีใช้อุปกรณ์ปฏิกิริยาที่จะเอามาเสียบเข้ากับตัวคนแล้วก็หายจากโรคได้ แต่มันมุ่งหมายเพื่อเอื้ออำนวยความสะดวกในการเรียนรู้ที่จะแก้ไขปัญหาที่อยู่ในร่างกายของเราเอง ทำให้เราเข้ารับผิดชอบต่อสุขภาพของเราเองแทนที่จะมองหาทางรักษาจากแหล่งภายนอก

การชี้แนะและช่วยเหลือผู้รับการฝึกในการตีความข้อมูลจากอุปกรณ์ไบโอฟีดแบ็คคือบทบาทของผู้ฝึกสอนไบโอฟีดแบ็ค โดยผู้รับการฝึกจะระบุได้ว่าอะไรกำลังเกิดขึ้นในร่างกายของตนในขณะที่ตนกำลังเครียด เช่น คนที่ปวดศีรษะเพราะเครียดก็จะได้ค้นพบว่า กล้ามเนื้อส่วนไหนของตนกำลังหดบีบรัดตัวจนทำให้เกิดความปวด การฝึกเทคนิคการผ่อนคลายในขณะที่ใช้อุปกรณ์ไบโอฟีดแบ็คสามารถช่วยแก้ไขหรือบรรเทาความเจ็บปวดได้ การฝึกโดยได้รับการช่วยเหลือจากผู้ฝึกหัดหลายๆ ครั้งจะทำให้สามารถเรียนรู้วิธีที่จะบรรลุถึงภาวะการผ่อนคลายตามที่ปรารถนาได้ การเรียนรู้ภาวะผ่อนคลายได้เป็นอย่างดีจนไม่จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เป็นเป้าหมายสูงสุดของไบโอฟีดแบ็ค โดยผู้ที่ได้ฝึกไบโอฟีดแบ็คมาแล้ว เมื่อประสบกับสถานการณ์ที่ไม่สบายใจขึ้นมา ก็จะสามารถรู้ได้ด้วยตัวเองว่ารู้สึกเครียดขึ้นมาตอนไหน และสามารถที่จะขจัดความเครียดนั้นออกไปได้

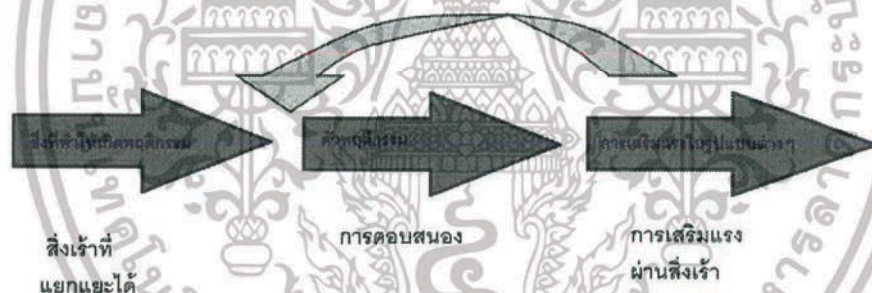
คลินิกไบโอฟีดแบ็คในปัจจุบัน มีอุปกรณ์สำหรับการฝึกหลายชนิดกว้างขวาง จนทำให้สามารถนำไปใช้ฝึกตามที่ต่างๆ ได้ รวมทั้งตามสถานที่อย่างเช่น คลินิกของนักจิตวิทยา โรงพยาบาล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ศูนย์ผู้ป่วยนอกและอื่นๆ เพื่อบำบัดรักษาอาการต่างๆ ที่มากขึ้นเรื่อยๆ รวมทั้งอาการปวดศีรษะแบบไมเกรน ปวดศีรษะเพราะเครียด ความเจ็บปวดชนิดต่างๆ ความผิดปกติที่กระเพาะอาหารและลำไส้ อาการปลายนิ้วมือนิ้วเท้าเย็น ความดันโลหิตสูงและต่ำ จังหวะการเต้นของหัวใจผิดปกติ ลมบ้าหมู อัมพาตและความผิดปกติที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวอื่นๆ สามารถนำเทคนิคของไบโอฟีดแบคมาใช้ได้อย่างกว้างขวาง

2.11 นิวโรฟีดแบค (Neurofeedback)

มายด์เบรนคลินิก (mind brain clinic, 2554) กล่าวว่า Neurofeedback หรืออาจเรียกว่า EEG Biofeedback, Neurotherapy เป็นทางเลือกในการส่งเสริมศักยภาพทางสมองให้ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยใช้เทคโนโลยีทางด้านวิทยาศาสตร์ผสมผสาน กับหลักการแบบเดียวกับทฤษฎีการเรียนรู้กลุ่มพฤติกรรมเรื่องการวางเงื่อนไขด้วยการกระทำ คือการสอนให้สมองทำงานอย่างเหมาะสมผ่านการให้แรงจูงใจเมื่อทำตามจุดมุ่งหมายได้ และการให้แรงเสริมด้านลบเมื่อทำได้ไม่ตามเป้าประสงค์



รูปที่ 2.17 แผนผังแสดงหลักการของทฤษฎีการเรียนรู้กลุ่มพฤติกรรมเรื่องการวางเงื่อนไขด้วยการกระทำ

สมองนั้นมีความจำเป็นต้องปรับตัวตลอดเวลา สมองที่สามารถปรับตัวได้ดีจะสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ในทางตรงข้ามสมองที่มีปัญหาจะไม่สามารถปรับตัวได้ และจะสูญเสียการทำงานเมื่อเผชิญสิ่งเร้าต่างๆ จึงเป็นที่มาของอาการทางจิตที่เกิดขึ้นเมื่อสมองทำงานมากเกินไปหรือน้อยเกินไป ได้แก่ ภาวะสมาธิสั้น ความจำระยะสั้น โรควิตกกังวล โรควิตกกังวล การขาดความยับยั้งชั่งใจ การควบคุมทางอารมณ์ อาการนอนไม่หลับ อาการปวดศีรษะไมเกรน โรคลมชัก ปัญหาพฤติกรรมในเด็กออทิสติก เป็นต้น

สมองสามารถเรียนรู้ได้ไปจนวันตาย แม้ว่าเราจะอยู่ในวัยชรา เราก็ยังสามารถเรียนรู้อะไรใหม่ๆ ได้มากมาย ดังนั้นเมื่อสมองสามารถเรียนรู้ที่จะควบคุมตัวเองได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้นก็จะทำให้สามารถดำรงชีวิตอยู่ได้อย่างมีคุณภาพดีขึ้นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นิวโรฟีดแบคจึงจัดเป็นเป็นเทคโนโลยีใหม่ที่เปลี่ยนแปลงรูปแบบการรักษาโรคทางสมองแบบเดิมอย่างสิ้นเชิง เนื่องจากนิวโรฟีดแบคปรับการทำงานของสมองโดยใช้ข้อมูลคลื่นสมองของตัวสมองเอง เมื่อทำซ้ำๆ จะเป็นการสร้างเงื่อนไขให้สมองปรับตัวไปสู่การทำงานที่ดีขึ้น นิวโรฟีดแบคจัดว่าเป็นวิธีการที่ปลอดภัยมาก และเกิดผลดีในการรักษาปัญหาทางสมองได้หลากหลาย

ในประเทศตะวันตก นิวโรฟีดแบคถูกนำมาใช้เกี่ยวกับความผิดปกติในการใช้ชีวิต ประจำวัน และความเครียด ได้แก่ ปวดหัวไมเกรน ซึมเศร้า วิตกกังวล การเสพติดของบางอย่าง โรคนอนไม่หลับ และอื่นๆ ความก้าวหน้าทางวิทยาศาสตร์ทำให้เราสามารถเห็นการทำงานของสมอง โดยคอมพิวเตอร์สามารถวิเคราะห์คลื่นกิจกรรมต่างๆ และสามารถตอบสนองได้อย่างทันทีทันใด โดยการใช้นิวโรฟีดแบคทางการแพทย์เริ่มต้นขึ้นครั้งแรกเมื่อช่วงปี พ.ศ. 2493 เพื่อรักษาอาการของโรคลมชัก หลังจากนั้นนิวโรฟีดแบคได้เริ่มมามีบทบาทมากขึ้นในการรักษาโรคสมาธิสั้น จนมาถึงปี พ.ศ. 2555 สมาคมกุมารเวชศาสตร์อเมริกันได้ยอมรับ ให้นิวโรฟีดแบคเป็นการรักษาเบื้องต้นของอาการสมาธิสั้นที่ดีที่สุด โดยออทิสซึม คือ อาการผิดปกติในกลุ่มเดียวกับโรคสมาธิสั้น และความบกพร่องทางการเรียนรู้ (LD) เกิดขึ้นเมื่อเซลล์สมองไม่สามารถเชื่อมต่อสื่อสารกันได้อย่างปกติ เมื่อนิวโรฟีดแบคทำงานร่วมกับสมองโดยตรง เซลล์สมองจะทำการหาวิธีการปรับปรุงความบกพร่องเองโดยธรรมชาติ

2.11.1 การทำงานของนิวโรฟีดแบค

เริ่มจากการติดอิเล็กโทรดขนาดเล็กเพื่อวัดคลื่นสมอง คลื่นที่วัดได้จะผ่านการวิเคราะห์แยกแยะความถี่และปริมาณของคลื่นในแต่ละช่วงโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ซึ่งทำงานได้อย่างรวดเร็วมาก จนเราสามารถเห็นการทำงานของสมองแต่ละขณะๆตามที่เป็นจริง คลื่นสมองที่วัดได้บางช่วงคลื่นเป็นคลื่นที่ดีคือทำให้ผู้ป่วยมีระดับการตื่นตัวที่เหมาะสม รู้สึกผ่อนคลาย มีสมาธิ พร้อมต่อการเรียนรู้ แต่คลื่นสมองบางช่วงจะเป็นคลื่นที่ก่อปัญหาคือทำให้สมองต้องทำงานมากเกินไป ข้อมูลของคลื่นที่ได้จะถูกนำเสนอในรูปแบบของวิดีโอเกมส์ ความสำเร็จของเกมส์คือการเพิ่มขึ้นของคลื่นสมองที่เราต้องการและยับยั้งคลื่นสมองที่เราไม่ต้องการ สมองจะเป็นผู้เล่นเกมส์ผ่านโปรแกรมเมื่อสมองบรรลุเป้าหมายที่ต้องการฝึก โดยที่เจ้าตัวจะรู้เพียงว่าได้เห็นภาพ ที่อาจเป็นเกมส์รถแข่ง เกมส์จรวดบินผ่านด้านต่างๆ ได้ยินเสียงดนตรีที่สนุกสนานหรือผ่อนคลาย และสัมผัสกับการสั่นของตุ๊กตา โดยนัยนี้จึงหมายความว่าสมองเรียนรู้และปรับการทำงานได้ด้วยตัวสมองเอง

การปรับการทำงานของสมองนี้จะกระทำในตำแหน่งของสมองส่วนที่ทำหน้าที่นั้นๆ เช่นสมองส่วนหน้าด้านซ้ายเกี่ยวกับ สมาธิจดจ่อ ความจำ อารมณ์ ขณะที่สมองส่วนหน้าด้านขวาจะเกี่ยวกับการเกิดแรงจูงใจ ความรู้สึกเป็นสุข อารมณ์สุนทรีย์ะ สมองส่วนด้านหลังด้านขวาจะเกี่ยวกับการรู้สึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เกี่ยวกับร่างกาย อาการเกร็งและอาการปวดที่ไม่ทราบสาเหตุ ในขณะที่การฝึกที่สมองสองข้างพร้อมกันจะช่วยให้สมองเกิดความสงบ จิตใจมั่นคง อารมณ์คงตัว ไม่แกว่ง

2.11.2 การใช้นิวโรฟีดแบ็ครักษาโรคทางสมอง

จากที่กล่าวมาแล้วว่านิวโรฟีดแบ็คนั้นเป็นการไปปรับความสามารถของสมองในการปรับตัวให้สามารถทำงานในหน้าที่ต่างๆได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น ซึ่งจะมีผลช่วยลดอาการบางอย่างของผู้ป่วยทางสมองได้ แต่ Neurofeedback ไม่ได้มุ่งหมายให้ใช้รักษาโรคทางสมองให้หายโดยตรง

การฝึกสมองด้วยนิวโรฟีดแบ็คช่วยลดอาการเรื้อรังทางสมองได้ อาการเหล่านี้อาจเกิดจากการป่วยด้วยสาเหตุใดก็ตาม เมื่อสมองป่วยติดต่อกันเป็นเวลานานย่อมมีผลให้สมองสูญเสียการปรับตัวอย่างเหมาะสมไป นิวโรฟีดแบ็คจึงเข้ามามีบทบาทในการช่วยเหลือ โดยที่พบว่านิวโรฟีดแบ็คสามารถลดอาการได้ได้แก่ โรคลมชักที่ยังคุมอาการได้ไม่ดี พฤติกรรมแปรปรวนใน Conduct disorder และ Bipolar disorder ภาวะสมองบาดเจ็บหลังคลอด (Cerebral palsy) ภาวะหลังสมองบาดเจ็บจากอุบัติเหตุต่างๆ ปัญหาการนอน เช่น นอนไม่หลับ ปัสสาวะรดที่นอน การละเมอพูด ละเมอเดิน สะดุ้งกรี๊ดร้องตอนกลางคืน นอนกัดฟัน ผื่นร้าย เป็นต้น ปัญหาในวัยรุ่น เช่น อารมณ์เปลี่ยนแปลงง่าย อารมณ์เศร้า วิดกกังวล การใช้สารเสพติด ปัญหาทางจิตในวัยผู้ใหญ่ ปัญหาความเครียดเรื้อรัง อาการ panic อาการย้ำคิดย้ำทำ อารมณ์หงุดหงิดง่ายที่สัมพันธ์กับรอบเดือน อารมณ์แปรปรวน อาการหลงลืมง่าย อารมณ์เปลี่ยนแปลงง่าย

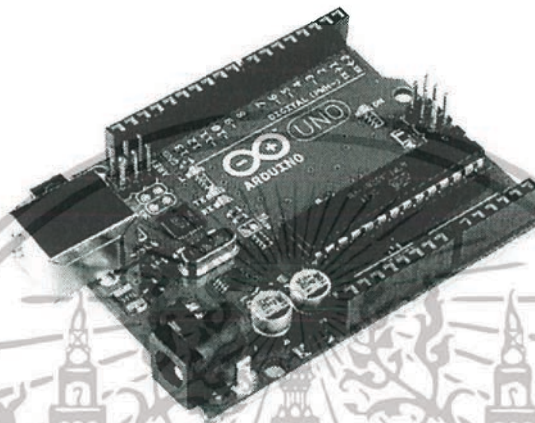
ถ้าเป็นปัญหาเกี่ยวข้องกับปรับตัวของสมอง การใช้นิวโรฟีดแบ็คจะช่วยให้เกิดผลดีที่คั่งนานเนื่องจากสมองได้เรียนรู้รูปแบบที่จะปรับตัวได้ดีขึ้นกว่าเดิม การทำนิวโรฟีดแบ็คจึงไม่เหมือนกับการกินยาเพียงเพื่อบรรเทาอาการ แต่การฝึกนิวโรฟีดแบ็คคือการเพิ่มสมรรถภาพสมองที่จะปรับตัวให้ดียิ่งขึ้นจึงเกิดผลทางบวกที่ยั่งยืนกว่า แต่การทำ Neurofeedback จะมีข้อจำกัดในรายที่มีปัญหาการเสื่อมของสมอง เช่น โรคสมองเสื่อม โรคพาร์กินสัน เพราะสมรรถภาพสมองในภาพรวมลดลงมากแล้ว การฝึกจึงอาจช่วยไม่ได้มาก และในกรณีที่มีภาวะหรือโรคที่คุกคามการทำงานของสมอง เช่น โรคติดเชื้อ ภาวะน้ำในโพรงสมองมากเกินไป (Hydrocephalus) จำเป็นต้องได้รับการรักษาที่เป็นการเฉพาะกับโรคนั้นๆก่อน

2.12 บอร์ดอาร์ดูโน (Arduino Board)

อาร์ดูโนเป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบโอเพนซอร์ส (open source) คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้านฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ตัวบอร์ดอาร์ดูโนถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ดังนั้น

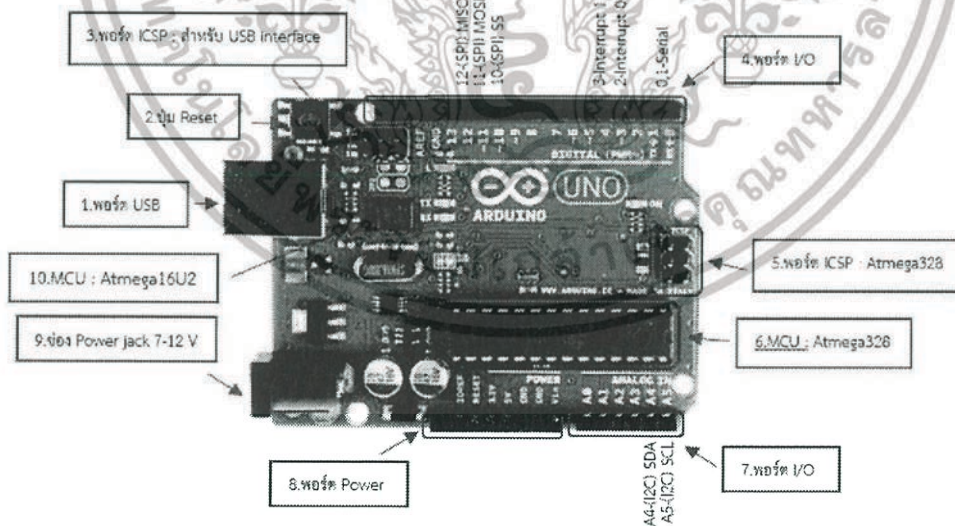
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ทั้งนี้ผู้ใช้งานยังสามารถดัดแปลง เพิ่มเติม พัฒนาต่อยอดทั้งตัวบอร์ด หรือ โปรแกรมต่อได้อีกด้วย โดยความง่ายของบอร์ดอาร์ดูโนในการต่ออุปกรณ์เสริมต่างๆ คือผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้าที่ขาอินพุตหรือเอาต์พุตของบอร์ด หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริมประเภทต่างๆแล้วเขียนโปรแกรมพัฒนาต่อได้



รูปที่ 2.18 แสดงบอร์ดอาร์ดูโนที่ใช้ในโครงงาน

2.12.1 ส่วนประกอบของบอร์ดอาร์ดูโน



รูปที่ 2.19 แสดงขาและปุ่มต่างๆ บนบอร์ดอาร์ดูโน

จากรูปที่ 2.19 สามารถอธิบายส่วนประกอบต่างๆของบอร์ดอาร์ดูโนได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเลข 1 คือ USBPort ใช้สำหรับต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่ออัปโหลดโปรแกรมเข้า MCU และจ่ายไฟให้กับบอร์ด

หมายเลข 2 คือ Reset Button เป็นปุ่ม Reset ใช้กดเมื่อต้องการให้ MCU เริ่มการทำงานใหม่

หมายเลข 3 คือ ICSP Port ของ Atmega16U2 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Visual Com port บน Atmega16U2

หมายเลข 4 คือ I/O Port เป็น Digital I/O ตั้งแต่ขา D0 ถึง D13 นอกจากนี้ บาง Pin จะทำหน้าที่อื่นๆ เพิ่มเติมด้วย เช่น Pin0,1 เป็นขา Tx, Rx Serial, Pin3,5,6,9,10 และ 11 เป็นขา PWM

หมายเลข 5 คือ ICSP Port ของ Atmega328 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Bootloader

หมายเลข 6 คือ MCU หรือ Atmega328 เป็น MCU ที่ใช้บนบอร์ด Arduino

หมายเลข 7 คือ I/O Port เป็นพอร์ตสำหรับ Digital I/O และเป็นช่องรับสัญญาณนาฬิกา ตั้งแต่ขา A0-A5

หมายเลข 8 คือ Power Port เป็นพอร์ตสำหรับไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอก ประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง -3.3 V, +5V, GND, V_{in}

หมายเลข 9 คือ Power Jack ใช้รับไฟจาก Adapter โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 V

หมายเลข 10 คือ MCU ของ Atmega16U2 เป็น MCU ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial โดย Atmega328 จะติดต่อกับ Computer ผ่าน Atmega16U2

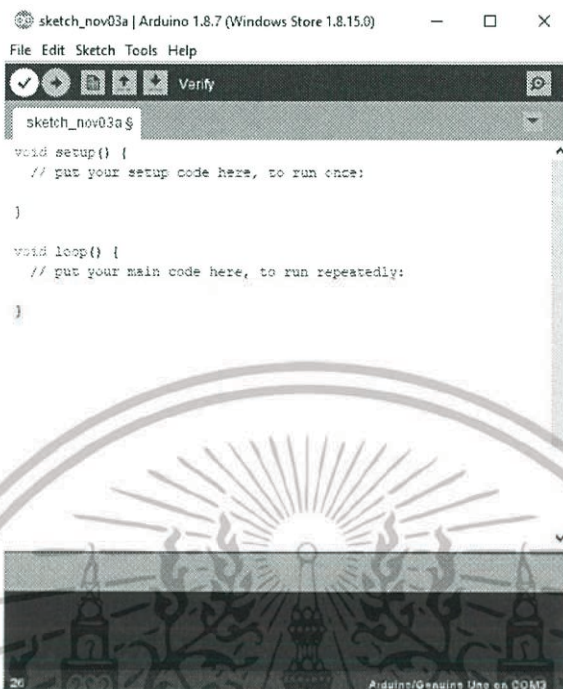
2.12.2 โปรแกรมสำหรับบอร์ดอาร์ดูโน

อาร์ดูโนได้พัฒนาส่วนของระบบการเขียนโปรแกรม หรือที่เรียกว่า IDE (Integrated Development Environment) ซึ่งจะช่วยให้เราฝังคำสั่งลงในบอร์ดอาร์ดูโนชนิดต่างๆ ได้ ซึ่งในส่วน ofซอฟต์แวร์นี้ เรายังสามารถดาวโหลดไลบรารี (library) เพิ่มเติมจากอินเทอร์เน็ตซึ่งทำให้เราเขียนโปรแกรมกับคอนโทรลเลอร์ชนิดอื่นๆ ไม่จำกัดเฉพาะแค่บอร์ดอาร์ดูโนอีกด้วย



รูปที่ 2.20 แสดงไอคอนของโปรแกรมอาร์ดูโน IDE

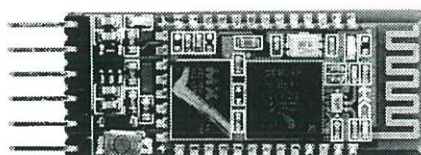
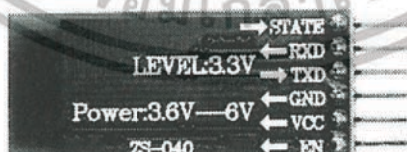
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.21 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมอาร์ดูโน IDE

2.13 HC05

HC05 เป็นโมดูลบลูทูธ (Bluetooth) ที่ใช้งานในการเชื่อมต่อกับสมาร์ตดีไวซ์ (smart device) ต่างๆ ให้สมาร์ตดีไวซ์สามารถสื่อสารกับไมโครคอนโทรลเลอร์ (Arduino AVR PIC etc.) ได้ผ่านซีเรียลพอร์ท (serial port) โดยโมดูลรุ่น HC05 สามารถตั้งให้ใช้งานเป็นได้ทั้งโหมด Master (ให้อุปกรณ์อื่นมาเชื่อมต่อ) และโหมด Slave (เชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่น) การตั้งค่าต่างๆ เช่น ชื่ออุปกรณ์ รหัสผ่าน ทำได้ผ่าน AT Command ซึ่งจะต้องมีการต่อขาพิเศษเพื่อให้โมดูลเข้าโหมดการตั้งค่า หรือกดปุ่มบนโมดูลค้างไว้



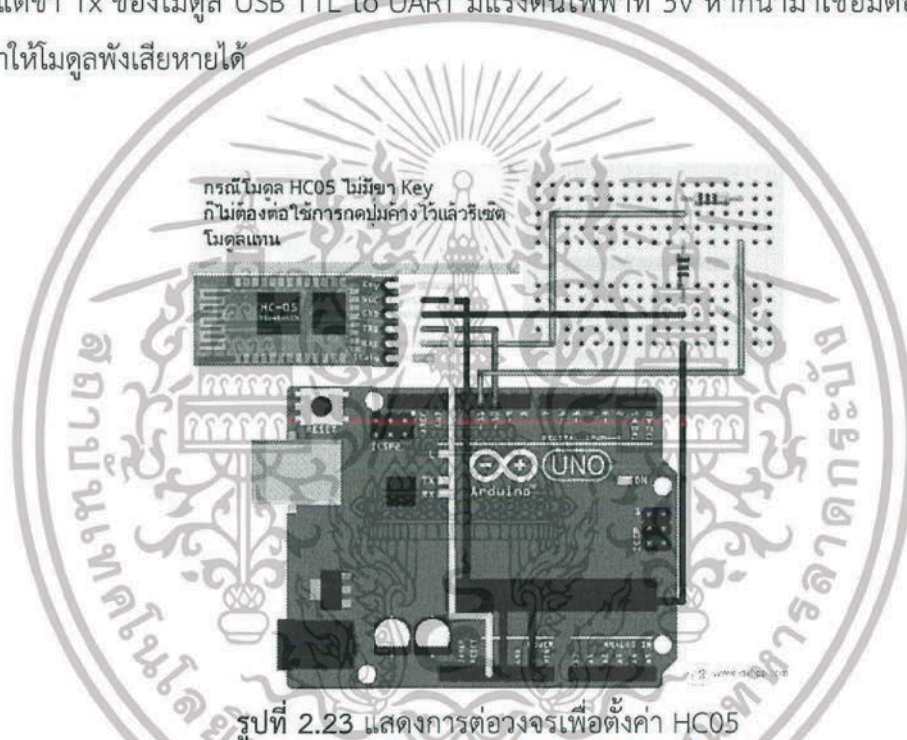
รูปที่ 2.22 แสดงด้านหน้าและด้านหลังของโมดูล HC05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

HC05 รองรับกับอุปกรณ์ส่วนใหญ่ในปัจจุบันได้ มีเพียงไอโฟน (iPhone) ที่ไม่สามารถใช้งานได้ เนื่องจากไอโฟนใช้บลูทูธเวอร์ชัน 4.0 จึงต้องใช้งานโมดูล HM-10 แทนซึ่งเป็นโมดูลบลูทูธ 4.0 จึงสามารถนำมาใช้งานกับไอโฟนได้

2.13.1 การต่อวงจรตั้งค่า

โมดูล HC05 ใช้การสื่อสารผ่าน Serial port กรณีที่มีโมดูล USB TTL to UART อยู่แล้ว สามารถนำมาต่อใช้งานเข้ากับโมดูลได้เลย โดยโมดูลใช้แหล่งจ่ายไฟที่ 5V แต่ขา Tx ของโมดูล USB TTL to UART จะต้องมีการต่อวงจรเพื่อดรอปแรงดันลง เนื่องจากโมดูล HC05 ทำงานที่แรงดันไฟฟ้า 3.3V แต่ขา Tx ของโมดูล USB TTL to UART มีแรงดันไฟฟ้าที่ 5V หากนำมาเชื่อมต่อกันโดยตรง อาจทำให้โมดูลพังเสียหายได้



2.13.2 การใช้คำสั่ง AT

หลังจากต่อวงจรตามรูปที่ 2.18 เรียบร้อยแล้ว ให้อัปโหลดโค้ดตั้งรูปที่ 2.19 ลงบอร์ดอาร์ดูโน จากนั้นเปิดซีเรียลมอนิเตอร์ในโปรแกรม Arduino IDE ขึ้นมาตั้งรูปที่ 2.20 และปรับค่าตามรูปที่ 2.21 หลังจากนั้นพิมพ์คำว่า AT ลงไปที่ซีเรียลมอนิเตอร์ หากขึ้นว่า OK แสดงว่าโมดูลอยู่ในโหมดพร้อมรับคำสั่งตั้งค่าแล้ว

```

1 /*
2  Software serial multiple serial test
3  */
4  Received from the hardware serial, sends to software serial.
5  Receives from software serial, sends to hardware serial.
6  */
7  The circuit:
8  * RX is digital pin 10 (connect to TX of other device)
9  * TX is digital pin 11 (connect to RX of other device)
10
11 Note:
12 Not all pins on the Mega and Mega 2560 support change interrupts,
13 so only the following can be used for RX:
14 10, 11, 12, 13, 50, 51, 52, 53, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69
15
16 Not all pins on the Leonardo support change interrupts,
17 so only the following can be used for RX:
18 8, 9, 10, 11, 14 (MISO), 15 (SCK), 16 (MOSI),
19
20 created back in the mists of time
21 modified 25 May 2012
22 by Tom Igoe
23 based on Nikolai Mart's example
24
25 This example code is in the public domain.
26
27 */
28 #include <SoftwareSerial.h>
29
30 SoftwareSerial mySerial(10, 11); // RX, TX
31
32 void setup()
33 {
34   Serial.begin(38400);
35   while (!Serial);
36   mySerial.begin(38400);
37 }
38
39 void loop()
40 {
41   if (mySerial.available())
42     Serial.write(mySerial.read());
43   if (Serial.available())
44     mySerial.write(Serial.read());
45 }

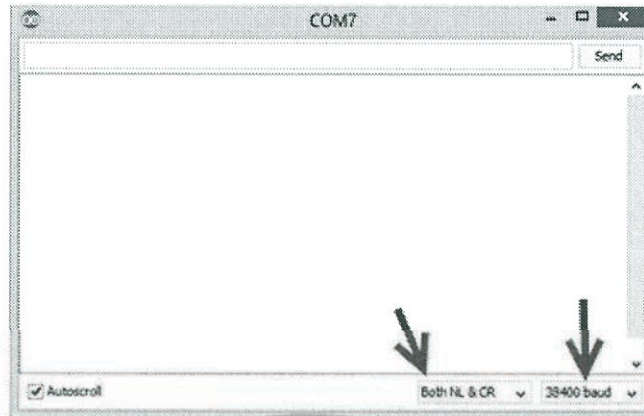
```



รูปที่ 2.24 แสดงโค้ดที่ใช้ในการตั้งค่าโมดูล HC05

รูปที่ 2.25 แสดงการเปิดซีเรียลมอนิเตอร์ในโปรแกรม Arduino IDE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.26 แสดงการปรับค่าซีเรียลมอนิเตอร์ในโปรแกรม Arduino IDE

2.14 ทรานซิสเตอร์บีดี 139 (NPN power transistor BD139)

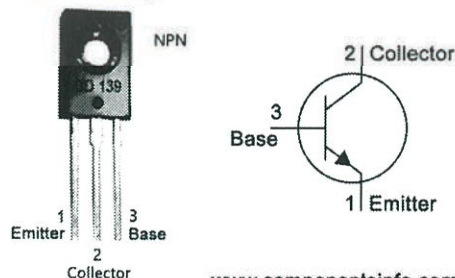
ทรานซิสเตอร์บีดี 139 เป็นชนิด NPN ราคาถูก สามารถใช้งานร่วมกับ Arduino เพื่อสร้างวงจรต่างๆ ทนกระแส Collector Current (DC) ได้ 1.5 A เหมาะแก่การนำไปทำสวิตช์เปิด-ปิดไฟ DC นำไปขับมอเตอร์ที่กินกระแสต่ำ หรือจะนำไปขับ Relay เพื่อเป็น Drive ให้กับ Relay เป็นต้น

2.14.1 คุณสมบัติของทรานซิสเตอร์บีดี 139

- Collector-Emitter Volt (V_{ce0}): 80V
- Collector-Base Volt (V_{cbo}): 100V
- Collector Current (I_c): 1.5A
- h_{fe} : 40-250 @ 150mA
- Power Dissipation (P_{tot}): 1.25W
- Type: NPN

BD139 Transistor Pinout

TO - 126 Package



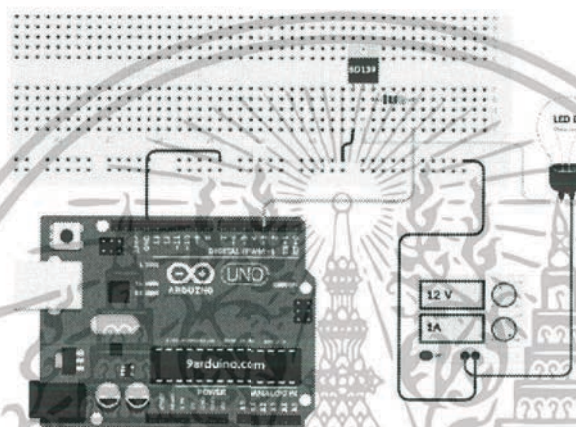
www.componentsinfo.com
Electronics Components Uses, Features, Pinouts, Equivalents,
Applications & More...

รูปที่ 2.27 แสดงรูปทรานซิสเตอร์บีดี 139

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.14.2 การใช้ทรานซิสเตอร์พีดี 139 หรือความสว่างของแอลอีดีสตริปด้วยอาร์ดูโน

เป็นการใช้ PWM ส่งไปทรานซิสเตอร์พีดี 139 เพื่อทำการเปิด-ปิดไฟ หรือไฟตามที่ต้องการ เช่น หากทำการส่ง ค่า PWM ไปที่ 255 หลอดไฟจะสว่างสูงสุด การกินกระแสของหลอดไฟก็จะเยอะที่สุด (เปรียบเสมือนการเปิดก๊อกน้ำให้แรงสุด น้ำก็จะไหลได้เร็ว และเยอะที่สุด) หากเราส่งค่า PWM ไปที่ 10 หลอดไฟจะสว่างน้อยมาก การกินกระแสก็จะน้อยตามลงไป หากส่งค่า PWM ไปที่ 0 หลอดไฟก็จะไม่สว่าง



รูปที่ 2.28 แสดงการต่อวงจรควบคุมความสว่างของหลอดไฟด้วยอาร์ดูโน

```
const int analogOutPin = 3; //กำหนดใช้ขา 3 ของ Arduino
void setup() {
}

void loop() {
  analogWrite(analogOutPin, 255); //เลขสีแดงเราสามารถกำหนดค่าที่ต้องการได้ 0-255
}
```

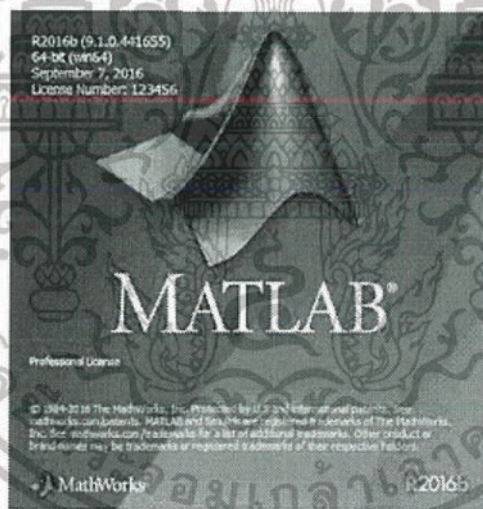
รูปที่ 2.29 แสดงคำสั่งของอาร์ดูโน

2.15 แมทแลป (Matlab)

แมทแลปเป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงที่มาพร้อมด้วยสภาพแวดล้อมการทำงานเชิงโต้ตอบ (คล้ายเครื่องคิดเลข) ซึ่งสามารถคำนวณคณิตศาสตร์ที่ซับซ้อนได้อย่างรวดเร็วมากกว่าภาษาคอมพิวเตอร์สมัยก่อน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เช่น ภาษา C, C++ หรือ Fortran โดยแมทแลบจะใช้สำหรับคำนวณเชิงตัวเลข แสดงผลกราฟฟิก และเขียน แอปพลิเคชัน ทำให้เราสามารถคำนวณผลลัพธ์ พัฒนาอัลกอริทึม สร้างแบบจำลอง และแอปพลิเคชันได้ง่าย และรวดเร็วมาก ซึ่งภายในตัวแมทแลบจะประกอบด้วยภาษาคอมพิวเตอร์ทุลบอกซ์ (toolbox) หรือกลุ่ม ฟังก์ชันสำเร็จรูปในแต่ละสาขาวิชาและฟังก์ชันพื้นฐานจำนวนมาก ทำให้การวิเคราะห์ทำได้หลากหลายวิธี พร้อมกับได้คำตอบที่รวดเร็วกว่าโปรแกรมตารางคำนวณ (spreadsheet) หรือภาษาคอมพิวเตอร์สมัยก่อน เช่น C, C++, Fortran, Java และอื่นๆ

แมทแลบสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลายสาขามากทั้งการประมวลผลสัญญาณ (signal processing) การสื่อสาร (communication) การประมวลผลภาพและวิดีโอ (image and video processing) ระบบควบคุม (control system) การวัดและควบคุม (instruments and control) การคำนวณทาง เศรษฐศาสตร์ (Economic) การคำนวณทางชีววิทยา (Biology) และอื่นๆ โดยมีนักวิทยาศาสตร์และวิศวกร หลายล้านคนทั้งในแวดวงการศึกษาและอุตสาหกรรมที่ใช้โปรแกรมในการคำนวณเชิงตัวเลข



รูปที่ 2.30 แสดงโลโก้ของโปรแกรมแมทแลปรุ่น R2016b

2.16 Receiver operating characteristic (ROC)

กราฟ ROC เป็นกราฟที่แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของ binary classification ซึ่งตัวแปรตาม (y) เป็นตัวแปรเชิงคุณภาพแบ่งออกเป็น 2 กรณีคือ $y = 1$ เมื่อเกิดเหตุการณ์ที่สนใจหรือผลการทดสอบเป็นบวก และ $y = 0$ เมื่อเกิดเหตุการณ์ที่ไม่ได้สนใจหรือผลการทดสอบเป็นลบจุดตัด (Cut-off point) หมายถึงจุดที่ใช้ จำแนกเหตุการณ์ออกเป็นเหตุการณ์ที่สนใจกับเหตุการณ์ที่ไม่ได้สนใจพบว่าสามารถแบ่งกรณีการเปรียบเทียบ ระหว่างค่าพยากรณ์และค่าสังเกตออกเป็น 4 กรณีดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | | ค่าสังเกต | |
|------------|----------|---------------------|---------------------|
| | | Positive | Negative |
| ค่าพยากรณ์ | Positive | True positive (TP) | False positive (FP) |
| | Negative | False negative (FN) | True negative (TN) |

ตารางที่ 2 แสดงค่าพยากรณ์

True positive (TP) คือ จำนวนเหตุการณ์ที่สนใจมีผลเป็นบวกและมีผลจากการพยากรณ์เป็นบวก

False positive (FP) คือ จำนวนเหตุการณ์ที่สนใจมีผลเป็นลบแต่มีผลจากการพยากรณ์เป็นบวก

False negative (FN) คือ จำนวนเหตุการณ์ที่สนใจมีผลเป็นบวกและมีผลจากการพยากรณ์เป็นลบ

True negative (TN) คือ จำนวนเหตุการณ์ที่สนใจมีผลเป็นลบและมีผลจากการพยากรณ์เป็นลบ

ตัวสถิติที่ใช้วัดความถูกต้องของการพยากรณ์ซึ่งผลที่เกิดจากการพยากรณ์มีเพียง 2 ค่าคือ Sensitivity or True positive rate (TPR) และ Specificity or True negative rate (TNR)

Sensitivity or True positive rate (TPR) คืออัตราส่วนของจำนวนค่าพยากรณ์ที่มีผลเป็นบวกที่ทำนายถูกต้องต่อจำนวนเหตุการณ์ที่สนใจที่มีผลเป็นบวก จะได้ $sensitivity = \frac{TP}{TP + FN}$

Specificity or True negative rate (TNR) คืออัตราส่วนของจำนวนค่าพยากรณ์ที่มีผลเป็นลบที่ทำนายถูกต้องต่อจำนวนเหตุการณ์ที่สนใจที่มีผลเป็นลบจะได้ $specificity = \frac{TN}{FP + TN}$

Empirical ROC Curve หรือ ROC curve เป็นกราฟที่พล็อตระหว่างค่า Sensitivity และ 1-specificity โดยแกน y แทน Sensitivity และแกน x แทน 1-specificity ที่จุดตัดต่างๆ เพื่อแบ่งผลลัพธ์ของการพยากรณ์ออกเป็น 2 กลุ่มคือกลุ่มที่เกิดเหตุการณ์ $P(Y=1) \geq$ จุดตัด และกลุ่มที่ไม่เกิดเหตุการณ์ $P(Y=1) <$ จุดตัด พื้นที่ใต้โค้ง ROC เป็นดัชนีที่ใช้ในการบ่งชี้ความถูกต้อง หรือความน่าเชื่อถือของตัวแบบ โดยตัวแบบใดที่มีพื้นที่ใต้โค้ง ROC มากที่สุดจะถือว่าเป็นตัวแบบที่ดีที่สุด

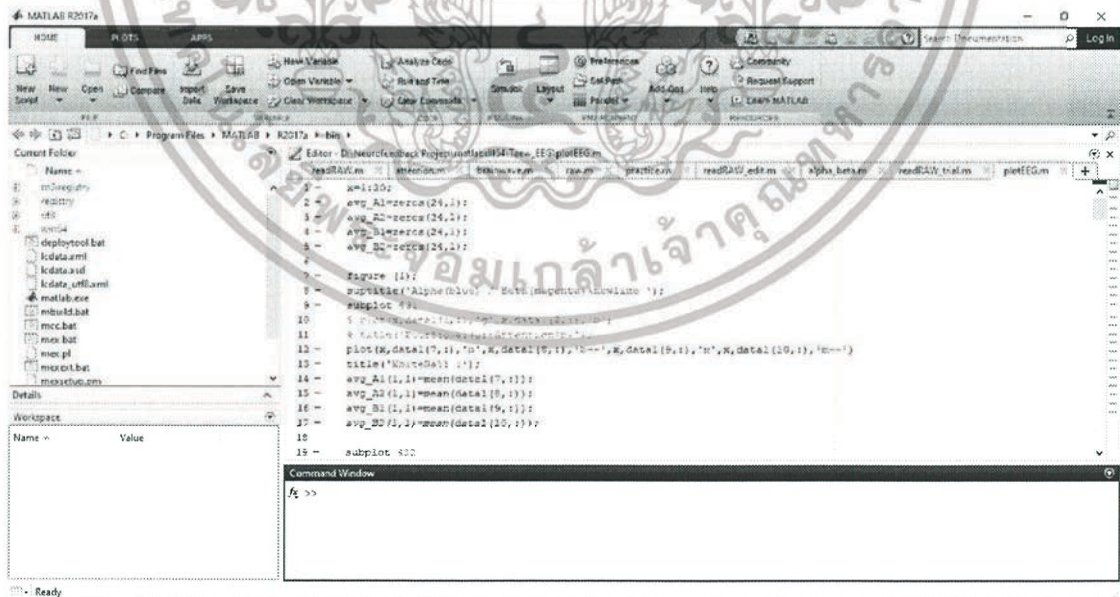
บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

โครงการนี้เป็นการทำระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือโดยสอนให้สมองทำงานอย่างเหมาะสมผ่านการให้แรงจูงใจเมื่อทำตามจุดมุ่งหมายได้ และการให้แรงเสริมด้านลบเมื่อทำไม่ได้ตามเป้าประสงค์ โดยในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดต่างๆ ของระบบ ได้แก่ การวิเคราะห์สัญญาณโดยใช้โปรแกรมแมทแลป การทดสอบการทำงานของนิวโรสกายมายด์เวฟ การรับสัญญาณและควบคุมความสว่างของโคมไฟโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน การคำนวณหาค่าเริ่มต้นสมาธิ นิวโรแอฟ และการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่าง

3.1 การวิเคราะห์สัญญาณโดยใช้โปรแกรมแมทแลป

ก่อนจะนำสัญญาณที่วัดได้จากสมองไปใช้ทำประโยชน์ต่างๆ นั้น เราจำเป็นต้องทราบให้แน่ชัดก่อนว่าสัญญาณที่ได้จากการวัดนั้นเป็นสัญญาณสมองที่เราต้องการอย่างแท้จริง ดังนั้นขั้นตอนแรกที่ต้องทำคือการวิเคราะห์คุณสมบัติของสัญญาณที่ได้จากการวัด โดยในที่นี้ผู้จัดทำเลือกใช้โปรแกรมแมทแลปช่วยในการวิเคราะห์สัญญาณ



รูปที่ 3.1 แสดงหน้าต่างของโปรแกรมแมทแลปรุ่น R2017a ที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เริ่มแรกต้องทำการเชื่อมต่อบลูทูธระหว่างเน็ตบุ๊กกับมายด์เวฟ และเขียนโค้ดให้โปรแกรมแมทแลปดึงค่าสัญญาณจากมายด์เวฟมาเก็บไว้ในตัวแปรฯหนึ่งเพื่อนำไปวิเคราะห์ขั้นต่อไป



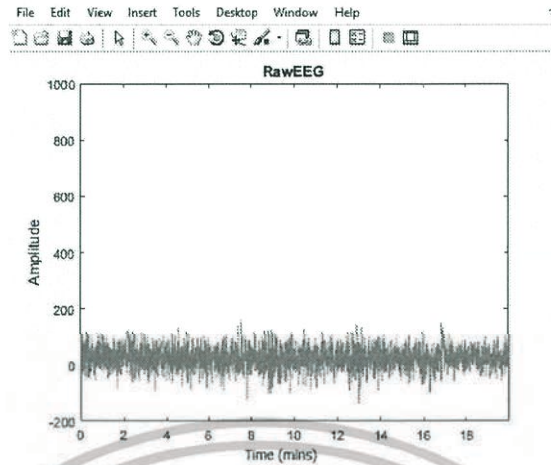
รูปที่ 3.2 แสดงการเชื่อมต่อบลูทูธระหว่างเน็ตบุ๊กและมายด์เวฟ

หลังจากเก็บค่าสัญญาณจากสมองได้แล้วนั้น ต่อไปจะทำการเปลี่ยนสัญญาณจากโดเมนของเวลาเป็นโดเมนของความถี่โดยการทำการแปลงฟูเรียร์เพื่อวิเคราะห์หองค์ประกอบความถี่ของสัญญาณที่วัดได้

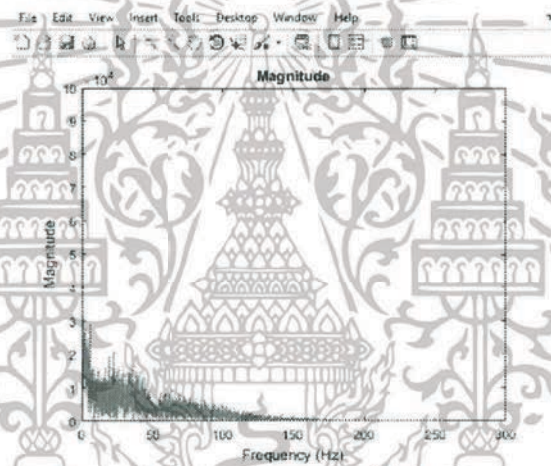


รูปที่ 3.3 แสดงตำแหน่งการสวมใส่มายด์เวฟ

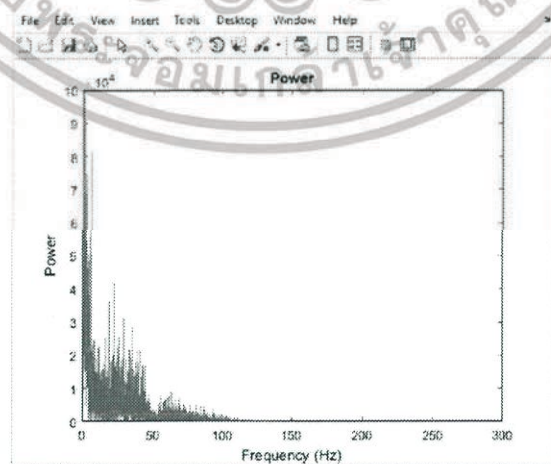
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 แสดงสัญญาณสมองที่วัดได้ในโดเมนของเวลาเป็นเวลา 20 นาที



รูปที่ 3.5 แสดงขนาดของสัญญาณในโดเมนของความถี่ซึ่งได้มาจากการหาผลการแปลงฟูเรียร์



รูปที่ 3.6 แสดงพลังงานของสัญญาณในโดเมนของความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.5 และ 3.6 พบว่าองค์ประกอบความถี่ของสัญญาณที่วัดได้นั้นอยู่ระหว่าง 0 ถึง 100 Hz สรุปได้ว่าสัญญาณที่วัดได้นั้นเป็นสัญญาณสมองจริง และสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในขั้นต่อไปได้

3.2 การทดสอบการทำงานของนิวโรสกายมายด์เวฟ

ให้ผู้เข้าร่วมทำการทดสอบดูคลิปวิดีโอด้วยความตั้งใจ ซึ่งผู้เข้าร่วมการทดสอบนั้นจะไม่ทราบล่วงหน้าว่าระหว่างการทดลองจะถูกรบกวนสมาธิโดยสิ่งเร้าต่างๆภายนอก เช่น เสียงรบกวน การเปิดปิดสวิตซ์หลอดไฟห้อง เป็นต้น และไม่ทราบว่า จะถูกรบกวนในช่วงเวลาใด

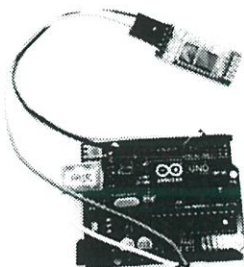


รูปที่ 3.7 แสดงการทดสอบการทำงานของนิวโรสกายมายด์เวฟ

3.3 การรับสัญญาณและควบคุมความสว่างของโคมไฟโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน

3.3.1 การรับสัญญาณโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน

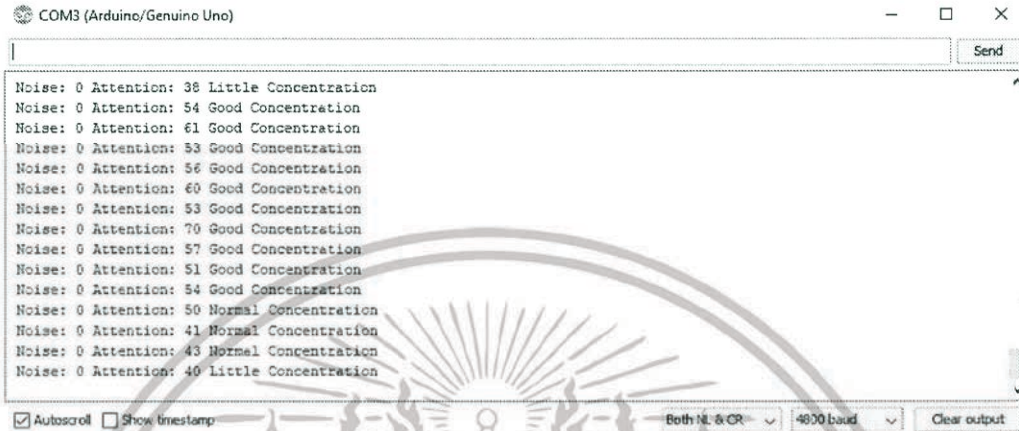
การที่บอร์ดอาร์ดูโนจะสามารถรับสัญญาณจากมายด์เวฟได้นั้นจำเป็นต้องอาศัยโมดูลบลูทูธ ซึ่งทางคณะผู้จัดทำโครงการได้เลือกใช้โมดูลบลูทูธ HC05 โดยทำการเชื่อมต่อเข้ากับบอร์ดอาร์ดูโน ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างโมดูลบลูทูธ HC05 และบอร์ดอาร์ดูโน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากนั้นทำการอัปโหลดโค้ดเพื่อเชื่อมต่อบอร์ดอาร์ดูโนกับมายด์เวฟและรับสัญญาณมาแสดงที่ซีเรียลมอนิเตอร์และซีเรียลพล็อตเตอร์



```

COM3 (Arduino/Genuino Uno)
Send
Noise: 0 Attention: 38 Little Concentration
Noise: 0 Attention: 54 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 61 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 53 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 56 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 60 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 53 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 70 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 57 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 51 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 54 Good Concentration
Noise: 0 Attention: 50 Normal Concentration
Noise: 0 Attention: 41 Normal Concentration
Noise: 0 Attention: 43 Normal Concentration
Noise: 0 Attention: 40 Little Concentration
Autoscroll Show timestamp Baud rate & CR 4800 baud Clear output

```

รูปที่ 3.9 แสดงซีเรียลมอนิเตอร์ที่ปรากฏโดยแสดงค่า Poor Quality และ Attention

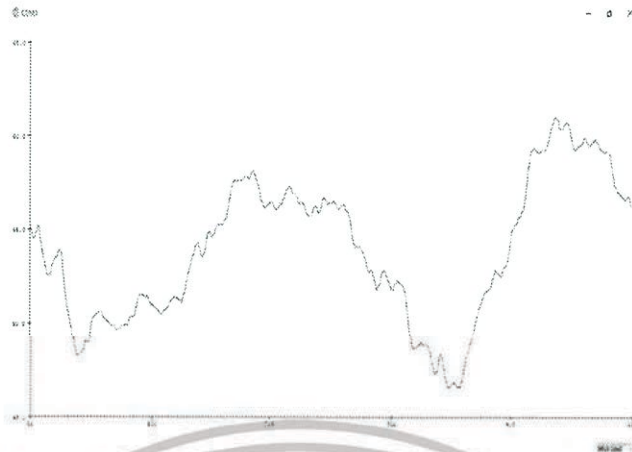


รูปที่ 3.10 แสดงซีเรียลพล็อตเตอร์ที่ปรากฏโดยแสดงกราฟค่า Poor Quality (สีน้ำเงิน) และ Attention (สีแดง)

3.3.2 การปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณ

จากรูปที่ 3.10 พบว่าค่า Attention ที่ได้จากมายด์เวฟนั้นมีค่าขยับขึ้นลงอยู่ตลอดเวลาจึง ยากที่จะนำไปใช้ประโยชน์ เราจึงทำการปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณโดยใช้ฟิลเตอร์มูฟวิงเอเวอเรจ 100 จุด (100-Points Moving Average) เพื่อทำให้สัญญาณนิ่งมากขึ้น และเห็นแนวโน้มการ เปลี่ยนแปลงของสัญญาณชัดเจนมากยิ่งขึ้น ดังรูปที่ 3.11

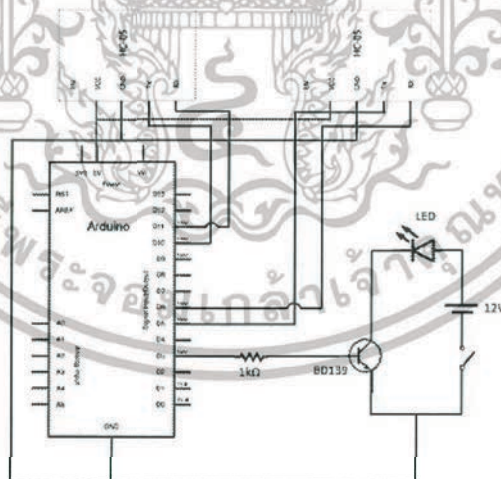
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 แสดงซีเรียลพล็อตเตอร์ของค่า Attention ที่ผ่านการทำมูฟวิงเอเวอเรจ 100 จุดแล้ว

3.3.3 ควบคุมความสว่างของโคมไฟโดยใช้บอร์ดอาร์ดูโน

หลังจากบอร์ดอาร์ดูโนได้รับสัญญาณจากนิเวศกายมวด์เวฟและทำการปรับปรุงสัญญาณเรียบร้อยแล้วนั้น ขั้นตอนต่อไปคือการนำค่า Attention ที่ได้ไปควบคุมความสว่างของแอลอีดีสตริปโดยสามารถทำได้โดยใช้ทรานซิสเตอร์ BD139 เชื่อมต่อเข้ากับบอร์ดอาร์ดูโน

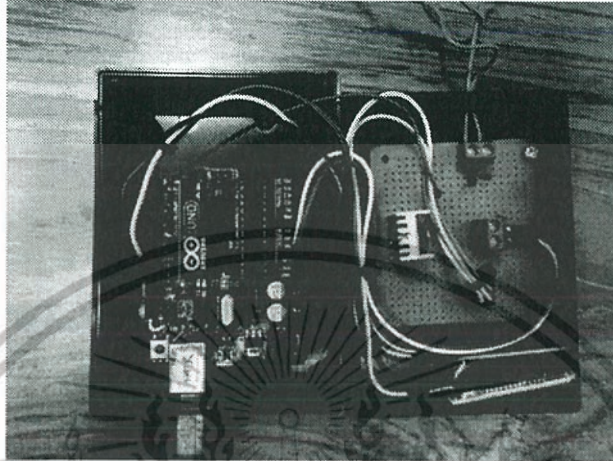


รูปที่ 3.12 แผนผังวงจรการเชื่อมต่อโมดูลบลูทูธ HC05 และ BD139 เข้ากับบอร์ดอาร์ดูโนและแอลอีดีสตริป

จากนั้นทำการต่อแอลอีดีสตริปเข้ากับ BD139 ดังรูปที่ 3.11 และอัปโหลดโค้ดลงบอร์ดอาร์ดูโนเพื่อควบคุมความสว่างของแอลอีดีสตริป โดยบอร์ดอาร์ดูโนนั้นจะจ่ายสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pulse Width Modulation (PWM) ไปควบคุมการทำงานของ BD139 ดังนั้นเมื่อค่า Attention เปลี่ยนไปจะทำให้ความสว่างของแอลอีดีสตริปเปลี่ยนไปด้วย



รูปที่ 3.13 แสดงการเชื่อมต่อ BD139 เข้ากับบอร์ดอาร์ดูโน



รูปที่ 3.14 แสดงการเชื่อมต่อโคมไฟเข้ากับกล่องวงจร

3.4 การคำนวณหาค่าเริ่มต้นสมาธิ (Threshold level)

ก่อนที่จะใช้งานระบบ เราจำเป็นต้องทราบค่าเริ่มต้นสมาธิหรือ Threshold level ซึ่งเป็นค่าต่ำสุดที่ทำให้โคมไฟสว่างมากที่สุด หากผู้ใช้มีค่า Attention ต่ำกว่า Threshold level จะทำให้โคมไฟลดความสว่างลง โดยวิธีการคำนวณหา Threshold level นั้นทำได้โดยการใช้ Binary Classification และพิจารณาเลือก Threshold level จากค่า Accuracy ที่ดีที่สุดของ ROC curve (Receiver operating characteristic curve)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1 Binary Classification

ในที่นี้จะทำการแบ่งข้อมูลออกเป็นสองประเภทด้วยกันคือค่า Attention ขณะที่มีสมาธิ (Positive) และค่า Attention ขณะที่ไม่มีความสนใจ (Negative) จากนั้นทำการเก็บค่า Attention ทั้งสองกรณีดังกล่าวจากผู้ใช้นำมาทำการสอนโมเดล (Classification model) โดยกรณีแรกจะทำการเก็บค่า Attention ของผู้ใช้งานขณะทำการฟังสมาธิเป็นเวลา 3 นาที โดยไม่มีสิ่งรบกวนใดๆ ส่วนในกรณีที่สองจะเก็บค่า Attention ขณะที่ใช้ถูกรบกวนสมาธิโดยสิ่งเร้าต่างๆ เช่นเดียวกับที่กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.2 เป็นเวลา 3 นาทีเช่นกัน ซึ่งจะได้จำนวนข้อมูลในแต่ละกรณีคือ 180 ข้อมูล จากนั้นนำข้อมูลทั้งสองประเภทมารวมกัน และเรียงลำดับข้อมูลจากน้อยไปมากทั้งหมด 300 ข้อมูล และทำการคำนวณหาค่า True Positive (TP) False Positive (FS) False Negative (FN) และ True Negative (TN) ตาม Confusion Matrix ดังรูปที่ 3.14

| | | ข้อมูลจริง (True/Actual class) | |
|--------------------------------------|----------|--------------------------------|----------------|
| | | มีสมาธิ (P) | ไม่มีสมาธิ (N) |
| ข้อมูลจากการคาดเดา (Predicted class) | จริง (T) | TP | FP |
| | เท็จ (F) | FN | TN |

รูปที่ 3.15 แสดง Confusion Matrix ที่ใช้ในการคำนวณหา ROC curve

จาก Confusion matrix ในรูปที่ 3.14 กำหนดให้ Positive คือข้อมูลที่มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ Threshold level และ Negative คือข้อมูลที่มีค่าน้อยกว่า Threshold level ดังนั้น TP FP FN และ TN ใน Confusion matrix สามารถอธิบายได้ดังนี้

TP (True Positive) คือข้อมูลที่มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ Threshold level และถูกคาดเดาว่ามีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ Threshold level ด้วยเช่นกัน

FP (False Positive) คือข้อมูลที่มีค่าน้อยกว่า Threshold level แต่ถูกคาดเดาว่ามีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ Threshold level

FN (False Negative) คือข้อมูลที่มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ Threshold level แต่ถูกคาดเดาว่ามีค่าน้อยกว่า Threshold level

TN (True Negative) คือข้อมูลที่มีค่าน้อยกว่า Threshold level และถูกคาดเดาว่ามีค่าน้อยกว่า Threshold level ด้วยเช่นกัน

3.4.2 ROC Curve

เราจะทำการหา ROC curve โดยทำการเปลี่ยนค่า Threshold level จาก 0 ถึง 100 และคำนวณค่า True Positive Rate (TPR) และ False Positive Rate (FPR) ตามสมการดังรูปที่ 3.15 และ 3.16

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN}$$

รูปที่ 3.16 สมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า True Positive Rate (TPR)

$$FPR = \frac{FP}{TN + FP}$$

รูปที่ 3.17 สมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า False Positive Rate (FPR)

เมื่อเราทำการพล็อตค่าระหว่าง FPR (แกนนอน) และ TPR (แกนตั้ง) จะได้ ROC curve โดยค่า Threshold level นั้นสามารถเลือกได้โดยพิจารณาจากค่าที่ทำให้ ROC curve มี Accuracy มาก ที่สุด โดย Accuracy สามารถคำนวณได้จากสมการดังรูปที่ 3.17

$$Acc = \frac{TP + TN}{TP + FP + FN + TN}$$

รูปที่ 3.18 สมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า Accuracy (Acc)

3.5 นิวโรแอป (NeuroApp)

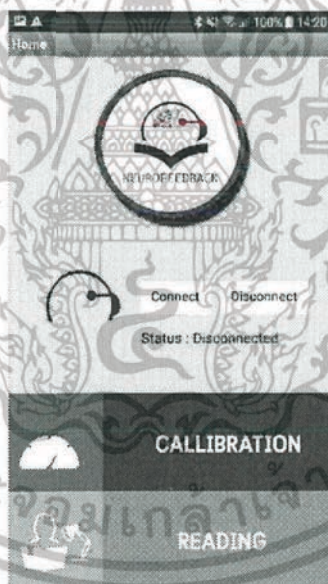
นอกจากระบบนิวโรฟิตแบบจะประกอบไปด้วยส่วนที่เป็นอิเล็กทรอนิกส์ ได้แก่ มายด์เวฟ โคมไฟและวงจรควบคุมความสว่างแล้วนั้น ระบบนี้ยังมีแอปพลิเคชันบนมือถือที่ชื่อว่า นิวโรแอป (NeuroApp) ซึ่งช่วยให้ผู้ใช้สามารถใช้งานระบบได้ง่ายขึ้นและสามารถรับรู้ระดับความมีสมาธิของ

ตนเองได้อย่างทันทีทันใด โดยผู้จัดทำโครงการได้เลือกใช้โปรแกรมแอปอินเวนเตอร์ (App inventor) ในการเขียนแอนดรอยด์แอปพลิเคชัน เนื่องจากสามารถใช้งานได้ง่ายและเป็นที่ยอมรับในระดับสากล



รูปที่ 3.19 แสดงรูปโลโก้ของนิโรแอฟ

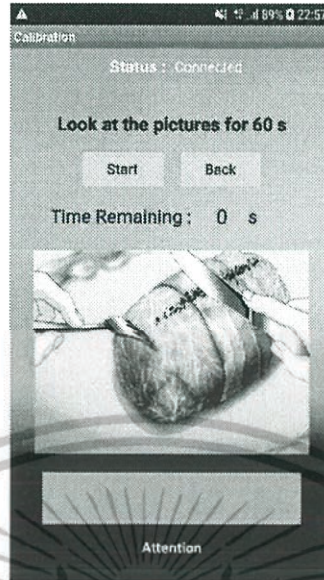
นิโรแอฟประกอบไปด้วย 2 โหมดด้วยกันคือ โหมดแคลิเบรชัน (Calibration) และ โหมดการอ่าน (Reading) โดยมีหน้าอินเทอร์เฟซดังรูปที่ 3.19 โดยเริ่มแรกผู้ใช้ต้องทำการเชื่อมต่อนิโรแอฟเข้ากับมายด์เวฟโดยกดที่ปุ่ม Connect จากนั้นจึงจะสามารถใช้งานโหมดต่างๆของนิโรแอฟได้



รูปที่ 3.20 แสดงอินเตอร์เฟซหน้าแรกของนิโรแอฟ

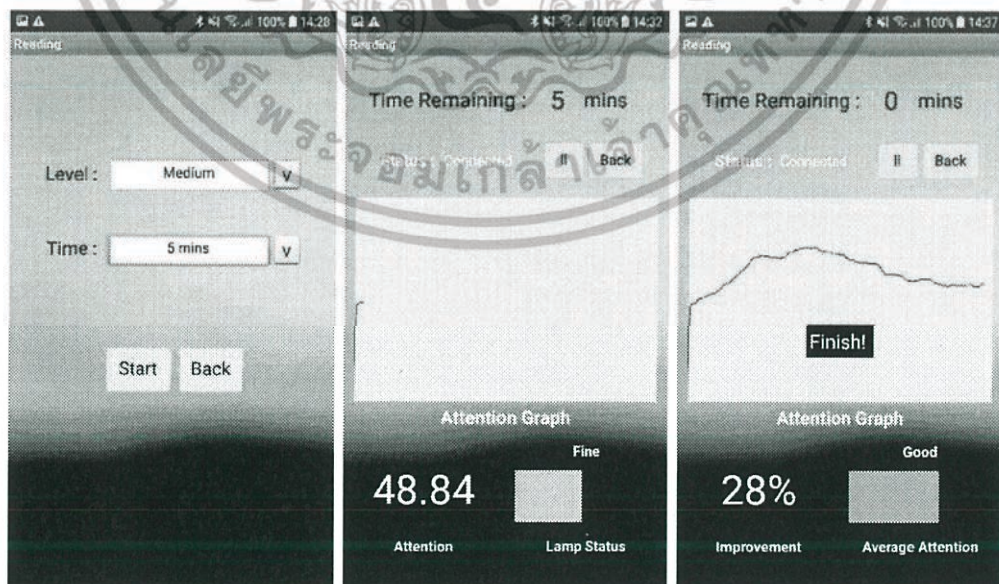
หลังจากเชื่อมต่อนิโรแอฟเข้ากับมายด์เวฟแล้วนั้น บอร์ดอาร์ดูโนจะทำการส่งค่า Attention ที่วัดได้จากมายด์เวฟมายังนิโรแอฟ โดยเริ่มแรกผู้ใช้สามารถเลือกใช้งานโหมดแคลิเบรชันเพื่อทำการหาค่าเริ่มต้นสมาธิ (Threshold level) ของตนเองได้ดังรูปที่ 3.20 หรือเลือกใช้งานโหมดการอ่านเพื่อทำการฝึกฝนการอ่านดังรูปที่ 3.21 ถึง 3.23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.21 แสดงหน้าอินเตอร์เฟซของนิวโรแอฟในโหมดแคลิเบรชัน

ในโหมดแคลิเบรชันจะเป็นการเก็บค่า Attention เพื่อนำไปคำนวณหา Threshold level โดยใช้วิธีคำนวณดังที่กล่าวไปแล้วในหัวข้อ 3.3 โดยผู้ใช้งานจะต้องทำการเพ่งรูปบนหน้าจอแอปพลิเคชันเป็นเวลา 1 นาที และหลังจากนั้นให้ทำการเหม่ออีกเป็นเวลา 1 นาที โดยนิวโรแอฟจะทำการคำนวณหาค่า Threshold level และบอกเป็นระดับสมาธิของผู้ใช้งานคือ ต่ำ (Low) ปานกลาง (Medium) และสูง (High)



รูปที่ 3.22 แสดงหน้าอินเตอร์เฟซของนิวโรแอฟในโหมดการอ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในโหมดการอ่านจะเป็นการเก็บค่า Attention ของผู้ใช้ทำการอ่านหนังสือโดยจะใช้งานควบคู่ไปกับคอมพิวเตอร์ โดยเริ่มแรกผู้ใช้จะต้องเลือกระดับสมาธิของตนเองและเวลาที่ต้องการฝึกฝน ดังรูปที่ 3.21 จากนั้นให้ผู้ใช้ทำการอ่านหนังสือจนกว่าจะครบเวลาที่กำหนด โดยขณะที่ผู้ใช้ทำการอ่านหนังสือ นั้น บนหน้าจอของนิวโรแอฟจะมีการแสดงค่า Attention ทั้งในรูปแบบตัวเลขและกราฟ พร้อมกับเวลาที่เหลืออยู่และสถานะของคอมพิวเตอร์ในขณะนั้นด้วย ดังรูปที่ 3.22 นอกจากนี้แล้วนิวโรแอฟจะมีการสั่นและแจ้งเตือนผู้ใช้เมื่อค่า Attention ของผู้ใช้ลดต่ำลงมากจนถึงระดับหนึ่ง และเมื่อครบเวลาที่กำหนดนิวโรแอฟจะทำการคำนวณค่าสมาธิเฉลี่ยของผู้ใช้และแสดงเปอร์เซ็นต์พัฒนาการ (Improvement) ของผู้ใช้โดยเทียบกับค่าสมาธิเริ่มต้น (Threshold level) ดังรูปที่ 3.23

3.6 การเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่าง

ทำการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างจำนวนทั้งหมด 10 คน โดยในวันแรกจะทำการเก็บข้อมูลเพื่อหาค่าเริ่มต้นสมาธิ (Threshold level) ของแต่ละคน โดยทำการเก็บค่าขณะผู้ทำการทดลองฟังสมาธิเป็นเวลา 3 นาที จากนั้นเก็บค่าขณะผู้ทำการทดลองถูกรบกวนเป็นเวลา 3 นาทีเช่นกันโดยยังไม่ใช้คอมพิวเตอร์ แล้วทำการคำนวณหาค่าเริ่มต้นสมาธิของแต่ละคน จากนั้นวันต่อมาให้ผู้ใช้ทำการทดลองทำการอ่านหนังสือเล่มเดียวกัน ครั้งละ 10 นาทีต่อวันโดยใช้คอมพิวเตอร์และนิวโรแอฟประกอบในการอ่านด้วย ดังรูปที่ 3.24 โดยจะเก็บผลทั้งหมด 10 ครั้ง ใช้เวลาทั้งหมด 20 วัน (เก็บผลการทดลองวันเว้นวัน) ดังตารางที่ 3.1

| วันที่ | เก็บผลครั้งที่ | กิจกรรม | เวลา (นาที) |
|--------|----------------|--------------------------------|-------------|
| 1 | | หาค่าเริ่มต้นของสมาธิ | 6 |
| 2 | 1 | อ่านหนังสือ (ไม่มีคอมพิวเตอร์) | 10 |
| 3 | | | |
| 4 | 2 | อ่านหนังสือ | 10 |
| 5 | | | |
| 6 | 3 | อ่านหนังสือ | 10 |
| 7 | | | |
| 8 | 4 | อ่านหนังสือ | 10 |
| 9 | | | |
| 10 | 5 | อ่านหนังสือ | 10 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | | | |
|----|----|-------------|----|
| 11 | | | |
| 12 | 6 | อ่านหนังสือ | 10 |
| 13 | | | |
| 14 | 7 | อ่านหนังสือ | 10 |
| 15 | | | |
| 16 | 8 | อ่านหนังสือ | 10 |
| 17 | | | |
| 18 | 9 | อ่านหนังสือ | 10 |
| 19 | | | |
| 20 | 10 | อ่านหนังสือ | 10 |

ตารางที่ 3.1 แสดงการดำเนินการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างเป็นเวลา 20 วัน



รูปที่ 3.23 แสดงการเก็บข้อมูลขณะผู้ทำการทดลองอ่านหนังสือโดยใช้ระบบนิรโฟดแบค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลองและอภิปรายผล

หลังจากนำสัญญาณสมองเข้าโปรแกรมแมทแลปและตรวจสอบได้แล้วว่าสัญญาณที่วัดได้เป็นสัญญาณสมองจริง เราจะนำค่า Attention ที่วัดได้นั้นไปทำการศึกษาทดสอบต่อไปและนำไปประยุกต์ใช้ประโยชน์ โดยในบทนี้จะกล่าวถึงการทดสอบการทำงานของนิโรสกายมายด์เวฟ การควบคุมความสว่างของโคมไฟและการวิเคราะห์ข้อมูล

4.1 การทดสอบการทำงานของนิโรสกายมายด์เวฟ

ผลจากการทดสอบการทำงานของนิโรสกายมายด์เวฟพบว่า เมื่อมีการรบกวนผู้เข้าร่วมการทดลองในขณะที่ดูคลิปวิดีโอ ค่า Attention จะลดลง และเพิ่มขึ้นอีกครั้งเมื่อหยุดการรบกวน ดังรูปที่ 4.1 จึงสรุปได้ว่านิโรสกายมายด์เวฟสามารถตรวจวัดความจดจ่อหรือ Attention ได้จริง

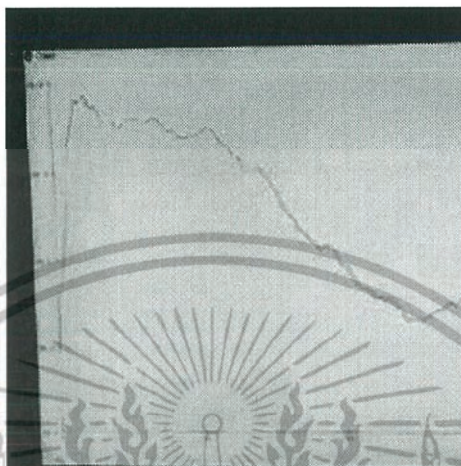


รูปที่ 4.1 กราฟแสดงผลการทดสอบการทำงานของนิโรสกายมายด์เวฟ

4.2 การควบคุมความสว่างของโคมไฟ

หลังจากเชื่อมต่อบลูทูธระหว่างมายด์เวฟและบอร์ดอาร์ดูโน และเชื่อมต่อ BD139 และแอลอีดีสตริปเข้ากับบอร์ดอาร์ดูโนแล้วนั้น ขั้นตอนต่อไปคือการนำค่า Attention ที่วัดได้จากมายด์เวฟนั้นไปควบคุมความสว่างของแอลอีดีสตริป โดยค่า Attention จะบอกถึงสถานะการตั้งใจจดจ่อในการทำอะไรสิ่งหนึ่ง เมื่อค่า Attention มีค่ามากกว่าค่า Threshold level จะทำให้แอลอีดีสตริป

สว่าง ในทางกลับกันหากค่า Attention ลดลงต่ำกว่า Threshold level ก็จะทำให้แอลอีดีสตริปสว่าง น้อยลงตามลำดับด้วย ดังรูปที่ 4.2 และ 4.3



รูปที่ 4.2 แสดงความสว่างของแอลอีดีสตริปขณะค่า Attention มีค่าสูงกว่าค่า Threshold



รูปที่ 4.3 แสดงความสว่างของแอลอีดีสตริปขณะค่า Attention มีค่าต่ำกว่าค่า Threshold

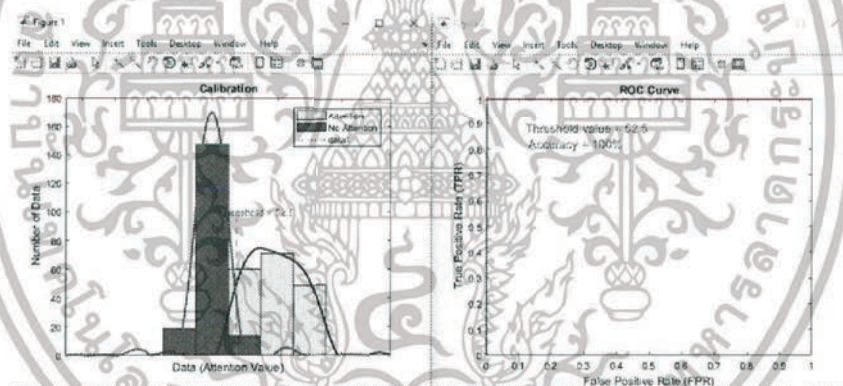
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การวิเคราะห์ข้อมูล

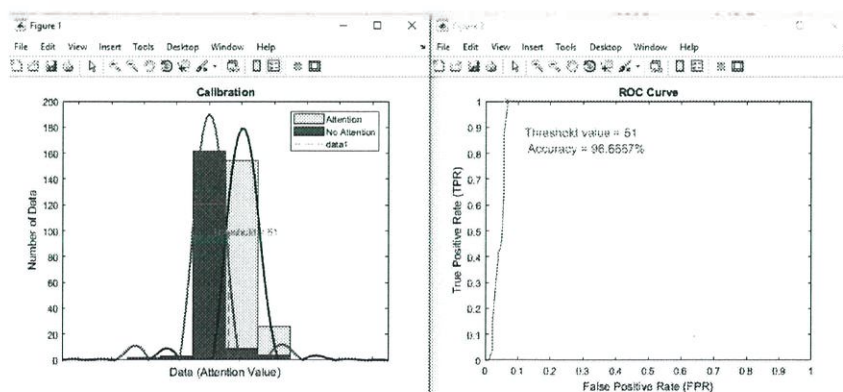
หลังจากทำการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 10 คนแล้ว เราจะทำการวิเคราะห์ข้อมูลเหล่านั้นโดยแยกการวิเคราะห์ออกเป็นสามส่วนด้วยกันคือการหาค่าเริ่มต้นสมาธิ (Threshold level) การหาค่าเฉลี่ยของกราฟ Attention และการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีการทางสถิติ

4.3.1 การหาค่าเริ่มต้นสมาธิ (Threshold level)

หลังจากเก็บข้อมูลค่า Attention ของผู้ใช้ขณะมีสมาธิและไม่มีสมาธิแล้วนั้น เราสามารถคำนวณหาค่า Threshold level ของผู้ใช้แต่ละคนได้โดยใช้ Confusion matrix และ ROC curve ตามหัวข้อที่ 3.3 ซึ่งในที่นี้ผู้จัดทำโครงการงานได้ใช้โปรแกรมแมทแลบในการวิเคราะห์ข้อมูลโดยทำการพล็อตฮิสโตแกรมของข้อมูลทั้งสองชนิดดังรูปที่ 4.4 (ซ้าย) และพล็อต ROC curve ของค่า Threshold level ต่างๆดังรูปที่ 4.4 (ขวา) โดยตารางที่ 4.1 นั้นจะแสดงค่า Threshold level และ Accuracy ของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมดที่คำนวณได้



รูปที่ 4.4 แสดงฮิสโตแกรมของข้อมูลสองชนิดคือค่า Attention ขณะมีสมาธิ (ฟ้าอ่อน) และค่า Attention ขณะไม่มีสมาธิ (น้ำเงิน) (ซ้าย) และ ROC curve ที่มีค่า Threshold level เท่ากับ 52.5 ที่ความถูกต้อง (Accuracy) 100% (ขวา) ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 1



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.5 แสดงฮิสโตแกรม (ซ้าย) และ ROC curve ที่มีค่า Threshold level เท่ากับ 51 ที่ความถูกต้อง 96.67% (ขวา) ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 4

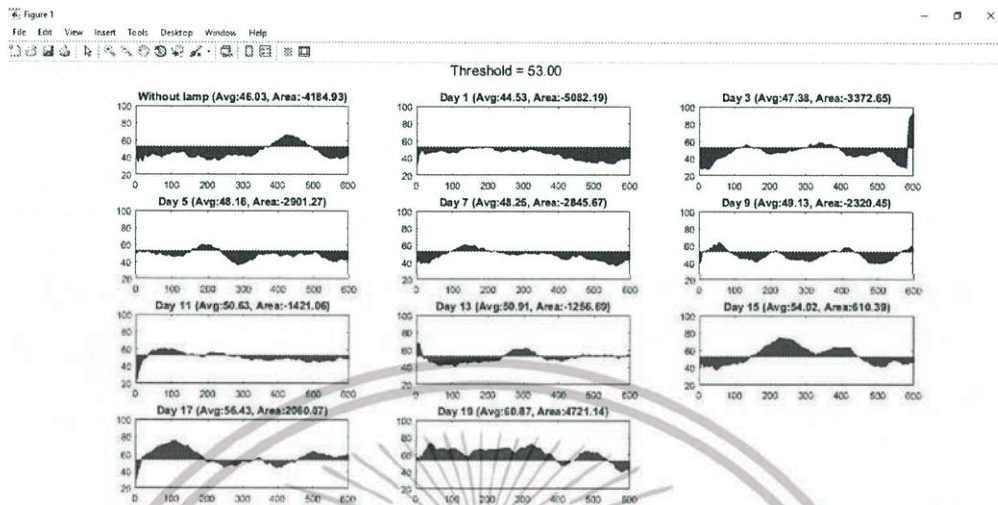
| ผู้เข้าร่วมการทดลองที่ | ค่าเริ่มต้นสมมติ (Threshold level) [100] | ค่าความถูกต้อง (Accuracy) [%] |
|------------------------|--|-------------------------------|
| 1 | 52.5 | 100 |
| 2 | 61.5 | 100 |
| 3 | 56 | 100 |
| 4 | 51 | 96.67 |
| 5 | 51 | 100 |
| 6 | 53 | 98.89 |
| 7 | 42 | 100 |
| 8 | 53 | 97.78 |
| 9 | 50.5 | 100 |
| 10 | 48.5 | 100 |

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงค่าเริ่มต้นสมมติ (Threshold level) และค่าความถูกต้อง (Accuracy) ของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด 10 คน

4.3.2 การหาค่าเฉลี่ยของกราฟ Attention

หลังจากรู้ค่า Threshold level จากหัวข้อที่ 4.3.1 แล้วนั้น เราจะนำค่า Threshold level นี้ไปใช้เปรียบเทียบกับค่า Attention ที่วัดได้จากมายด์เวฟเพื่อกำหนดระดับความสว่างของโคมไฟในระบบนิวโรฟิตแบค โดยในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงทำการวิเคราะห์ข้อมูลค่า Attention ที่ได้มาจากการเก็บข้อมูลขณะผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนทำการอ่านหนังสือเป็นเวลา 10 นาทีต่อวัน โดยเก็บผลวันเว้นวันทั้งหมด 11 ครั้ง (ครั้งที่ 1 เป็นการเก็บค่าโดยไม่ใช้ระบบนิวโรฟิตแบค) ซึ่งเราจะใช้โปรแกรมแมทแลบทำการพล็อตกราฟค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนพร้อมกับคำนวณหาค่า Attention เฉลี่ยและพื้นที่ใต้กราฟ โดยในรูปที่ 4.6 ถึง 4.8 จะเป็นแสดงตัวอย่างกราฟค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 6 7 และ 9 ตามลำดับ พร้อมทั้งอธิบายและตีความกราฟ

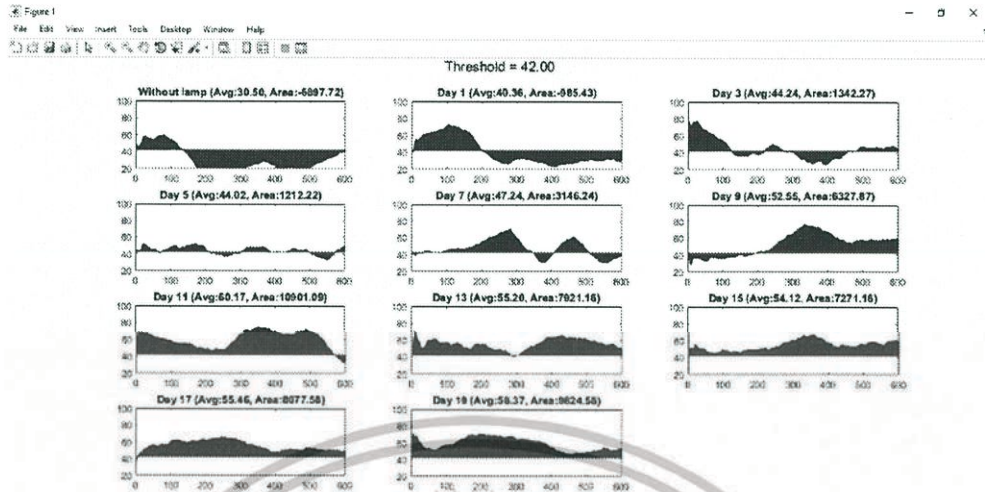
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 6 โดยมี Threshold level ที่ 53

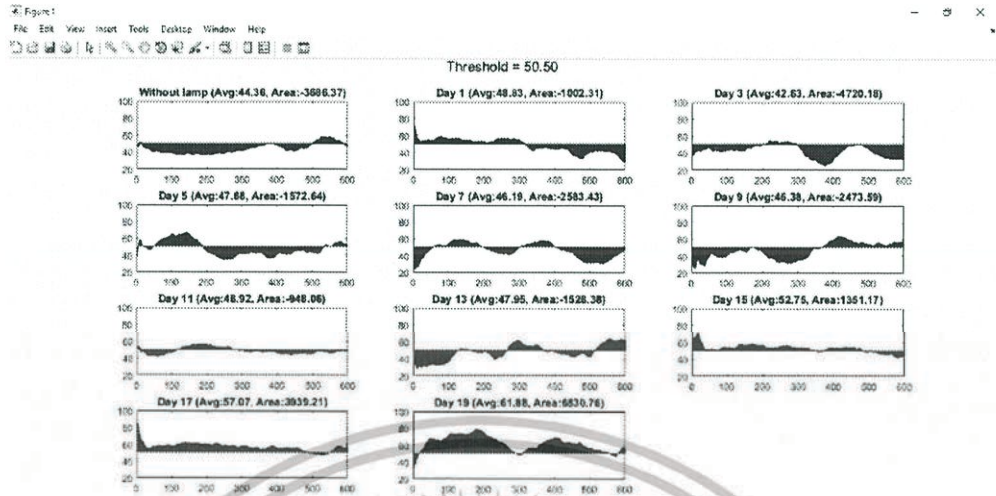
จากรูปที่ 4.6 พบว่าก่อนใช้ระบบนิเวศโรฟิดแบค (กราฟ Without lamp) ผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 6 มีค่า Attention เฉลี่ยอยู่ที่ 46.03 ซึ่งต่ำกว่า Threshold level และมีพื้นที่ใต้กราฟรวมเท่ากับ -4184.93 (พื้นที่เหนือ Threshold level มีค่าเป็นบวกและพื้นที่ใต้ Threshold level มีค่าเป็นลบ) ซึ่งการที่มีค่า Attention เฉลี่ยต่ำกว่า Threshold level และมีพื้นที่ใต้กราฟรวมเป็นลบนั้น แสดงว่าผู้เข้าร่วมการทดลองนั้นไม่มีความจดจ่อในการอ่านเท่าที่ควรทำให้เกิดการอ่านที่ไม่มีประสิทธิภาพ แต่เมื่อนำระบบนิเวศโรฟิดแบคเข้ามาช่วยในการฝึกฝนพบว่าค่า Attention เฉลี่ยในแต่ละวันมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น และในวันสุดท้ายของการฝึกฝน (กราฟ Day 19) พื้นที่ใต้กราฟรวมมีค่าเป็นบวกคือ 4721.14 และค่า Attention เฉลี่ยนั้นอยู่ที่ 60.87 ซึ่งมีความมากกว่า Threshold level และมีค่าเพิ่มขึ้นจากเดิม 32.24%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 7 โดยมี Threshold level ที่ 42

จากกราฟ Day 19 ของรูปที่ 4.7 พบว่าค่า Attention เฉลี่ยของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 7 นั้นมีค่ามากกว่า Threshold level และเพิ่มขึ้นจากวันแรกถึง 91.38% นอกจากนี้แล้วจากกราฟ Day 3 Day 5 และ Day 7 พบว่ามีการแกว่งของค่า Attention ขึ้นลงระหว่างค่า Threshold level ซึ่งสามารถตีความได้ว่าการมีคอมพิวเตอร์บอกสถานะนั้นทำให้ผู้เข้าร่วมการทดลองรับรู้ถึงสภาวะความมีสมาธิของตนในขณะที่อ่านหนังสือ โดยเมื่อค่า Attention ลดลงต่ำกว่า Threshold level จะทำให้คอมพิวเตอร์ความสว่างลงเรื่อยๆ ทำให้ผู้เข้าร่วมการทดลองพยายามกลับเข้าสู่สภาวะมีสมาธิอีกครั้งเพื่อทำให้คอมพิวเตอร์กลับมาสว่างอีกครั้ง จึงทำให้กราฟ Attention กลับมาสูงกว่า Threshold level ทุกครั้งหลังจากมีค่าลดต่ำลง ซึ่งต่างจากกราฟ Without lamp ที่ไม่มีการเพิ่มขึ้นของค่า Attention หลังจากกราฟมีค่าต่ำลงเนื่องจากผู้เข้าร่วมการทดลองนั้นไม่ทราบถึงสภาวะความมีสมาธิของตนในขณะนั้น



รูปที่ 4.8 กราฟแสดงค่า Attention ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 9 โดยมี Threshold level ที่ 50.5

จากกราฟ Day 19 ของรูปที่ 4.8 พบว่าค่า Attention เฉลี่ยของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 9 นั้นมีค่ามากกว่า Threshold level และเพิ่มขึ้นจากวันแรก 39.50% นอกจากนี้แล้วจากกราฟ Day 1 จะพบว่าค่า Attention มีค่าลดลงเมื่อเวลาผ่านไปโดยไม่มีแนวโน้มจะเพิ่มสูงขึ้น อาจเป็นเพราะผู้เข้าร่วมการทดลองยังไม่คุ้นชินกับระบบดีทำให้เป็นการรบกวนความมีสมาธิจดจ่อขณะอ่านหนังสือได้ ส่วนกราฟ Day 1 Day 3 และ Day 5 Day 11 และ Day 13 พบว่าแนวโน้มของค่า Attention เฉลี่ยในแต่ละวันเทียบกับวันถัดไปนั้นมีค่าลดลง โดยอาจเกิดจากปัจจัยอื่นๆทั้งภายในและภายนอกซึ่งส่งผลกระทบต่อสภาพร่างกายและจิตใจของผู้เข้าร่วมการทดลอง เช่น สภาพอากาศ การพักผ่อน การดื่มกาแฟ อารมณ์และความเครียด เป็นต้น

4.3.3 การวิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีการทางสถิติ

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการใช่วิธีการทางสถิติ ได้แก่ การทดสอบของฟรีดแมน (Friedman Test) และการทดสอบของวิลคอกซ์ซิกเนดแรนค (Wilcoxon Signed Rank Test) ในการวิเคราะห์ข้อมูลค่า Attention เพื่อบอกถึงประสิทธิภาพของระบบนิวโรฟิตแบค

4.3.3.1 Friedman Test

เราจะใช้ Friedman Test ในการพิจารณาว่าข้อมูล Attention เฉลี่ยในแต่ละวันของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด 10 คนนั้นมีความแตกต่างกันในทางสถิติหรือไม่ โดยใช้โปรแกรมแมทแลบในการคำนวณ ได้ผลตามตารางที่ 4.2 และ 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| ผู้เข้าร่วม ทดลองที่ | ไม่ใช่ คอมพิวเตอร์ | ครั้งที่ ที่1 | ครั้งที่ ที่2 | ครั้งที่ ที่3 | ครั้งที่ ที่4 | ครั้งที่ ที่5 | ครั้งที่ ที่6 | ครั้งที่ ที่7 | ครั้งที่ ที่8 | ครั้งที่ ที่9 | ครั้งที่ ที่10 |
|-------------------------|-----------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|-------------------|
| 1 | 46.98 | 48.58 | 49.55 | 54.81 | 57.32 | 58.00 | 58.88 | 62.51 | 62.87 | 67.31 | 68.05 |
| 2 | 47.66 | 50.94 | 50.94 | 51.21 | 51.61 | 55.87 | 58.94 | 64.46 | 66.15 | 62.41 | 66.25 |
| 3 | 43.94 | 46.69 | 52.95 | 51.94 | 47.91 | 56.37 | 54.81 | 54.42 | 59.48 | 64.87 | 68.57 |
| 4 | 38.04 | 49.86 | 51.49 | 52.66 | 56.06 | 51.22 | 52.59 | 56.97 | 58.91 | 64.66 | 58.20 |
| 5 | 43.81 | 41.99 | 48.16 | 45.79 | 54.97 | 57.09 | 55.94 | 58.03 | 60.95 | 61.78 | 67.46 |
| 6 | 46.03 | 44.53 | 47.38 | 48.16 | 48.26 | 49.13 | 50.63 | 50.91 | 54.02 | 56.43 | 60.87 |
| 7 | 30.50 | 40.36 | 44.24 | 44.02 | 47.24 | 52.55 | 60.17 | 55.20 | 54.12 | 55.46 | 58.37 |
| 8 | 45.18 | 41.98 | 47.79 | 44.94 | 46.30 | 48.17 | 50.19 | 50.93 | 51.43 | 52.68 | 59.75 |
| 9 | 44.36 | 48.83 | 42.63 | 47.88 | 46.19 | 46.38 | 48.92 | 47.95 | 52.75 | 57.07 | 61.88 |
| 10 | 44.81 | 42.96 | 43.86 | 51.31 | 44.37 | 47.51 | 47.70 | 48.36 | 49.72 | 57.70 | 60.71 |

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงค่า Attention เฉลี่ยของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด 10 คนในแต่ละครั้งที่ทำการทดลอง

| ผู้เข้าร่วม ทดลองที่ | ลำดับข้อมูล (Rank) | | | | | | | | | | |
|-------------------------|-----------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|-------------------|
| | ไม่ใช่ คอมพิวเตอร์ | ครั้งที่ ที่1 | ครั้งที่ ที่2 | ครั้งที่ ที่3 | ครั้งที่ ที่4 | ครั้งที่ ที่5 | ครั้งที่ ที่6 | ครั้งที่ ที่7 | ครั้งที่ ที่8 | ครั้งที่ ที่9 | ครั้งที่ ที่10 |
| 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 |
| 2 | 1 | 2.5 | 2.5 | 4 | 5 | 6 | 7 | 9 | 10 | 8 | 11 |
| 3 | 1 | 2 | 5 | 4 | 3 | 8 | 7 | 6 | 9 | 10 | 11 |
| 4 | 1 | 2 | 4 | 6 | 7 | 3 | 5 | 8 | 10 | 11 | 9 |
| 5 | 2 | 1 | 4 | 3 | 5 | 7 | 6 | 8 | 9 | 10 | 11 |
| 6 | 2 | 1 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 |
| 7 | 1 | 2 | 4 | 3 | 5 | 6 | 11 | 8 | 7 | 9 | 10 |
| 8 | 3 | 1 | 5 | 2 | 4 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 |
| 9 | 2 | 7 | 1 | 5 | 3 | 4 | 8 | 6 | 9 | 10 | 11 |
| 10 | 4 | 1 | 2 | 9 | 3 | 5 | 6 | 7 | 8 | 10 | 11 |
| รวม (R) | 18 | 21.5 | 33.5 | 44 | 45 | 57 | 71 | 76 | 89 | 98 | 107 |

ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงลำดับข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 10 คน (ข้อมูลที่น้อยที่สุดของแต่ละคนมีค่าเป็น 1 และข้อมูลที่มากที่สุดของแต่ละคนมีค่าเป็น 11)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 4.3 สามารถนำไปคำนวณหาค่า χ_r^2 (Friedman's statistic) ได้โดยใช้สมการดังรูปที่ 4.9 โดยใช้ n เท่ากับ 10 และ k เท่ากับ 11 ซึ่งพบว่าสามารถคำนวณหา χ_r^2 ได้เท่ากับ 84.63

$$\chi_r^2 = \frac{S}{nk(k+1)/12} = \frac{12 \sum [R_t - n(k+1)/2]^2}{nk(k+1)}$$

$$= \frac{12}{nk(k+1)} \sum R_t^2 - 3n(k+1)$$

รูปที่ 4.9 แสดงสมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่า χ_r^2 โดย n คือจำนวนผู้เข้าร่วมการทดลอง k คือจำนวนการทดลอง และ R_t คือ ผลรวมของลำดับข้อมูลทั้งหมดในการทดลองที่ t

จากนั้นทำการเปรียบเทียบค่า χ_r^2 ที่คำนวณได้กับค่าวิกฤตของฟริตแมน (Critical values for Friedman) แต่ในที่นี้เนื่องจากมีจำนวนข้อมูลมาก (k มากกว่า 5 หรือ n มากกว่า 13) จึงสามารถทำการเทียบค่า χ_r^2 กับค่าวิกฤตไคสแควร์ได้ (Critical values of chi-square distribution)

■ TABLE 5-5. Critical Values for the χ^2 Distribution

| v | Probability of Greater Value P | | | | | | | |
|----|--------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | .50 | .25 | .10 | .05 | .025 | .01 | .005 | .001 |
| 1 | .455 | 1.323 | 2.706 | 3.841 | 5.024 | 6.635 | 7.879 | 10.828 |
| 2 | 1.386 | 2.773 | 4.605 | 5.991 | 7.378 | 9.210 | 10.597 | 13.816 |
| 3 | 2.366 | 4.108 | 6.251 | 7.815 | 9.348 | 11.345 | 12.838 | 16.266 |
| 4 | 3.357 | 5.385 | 7.779 | 9.488 | 11.143 | 13.277 | 14.860 | 18.467 |
| 5 | 4.351 | 6.626 | 9.236 | 11.070 | 12.833 | 15.086 | 16.750 | 20.515 |
| 6 | 5.348 | 7.841 | 10.645 | 12.592 | 14.449 | 16.812 | 18.548 | 22.458 |
| 7 | 6.346 | 9.037 | 12.017 | 14.067 | 16.013 | 18.475 | 20.278 | 24.322 |
| 8 | 7.344 | 10.219 | 13.362 | 15.507 | 17.535 | 20.090 | 21.955 | 26.124 |
| 9 | 8.343 | 11.389 | 14.684 | 16.919 | 19.023 | 21.666 | 23.589 | 27.877 |
| 10 | 9.342 | 12.549 | 15.987 | 18.307 | 20.483 | 23.209 | 25.188 | 29.588 |
| 11 | 10.341 | 13.701 | 17.275 | 19.675 | 21.920 | 24.725 | 26.757 | 31.264 |
| 12 | 11.340 | 14.845 | 18.549 | 21.026 | 23.337 | 26.217 | 28.300 | 32.909 |
| 13 | 12.340 | 15.984 | 19.812 | 22.362 | 24.736 | 27.688 | 29.819 | 34.528 |
| 14 | 13.339 | 17.117 | 21.064 | 23.685 | 26.119 | 29.141 | 31.319 | 36.123 |
| 15 | 14.339 | 18.245 | 22.307 | 24.996 | 27.488 | 30.578 | 32.801 | 37.697 |
| 16 | 15.338 | 19.369 | 23.542 | 26.296 | 28.845 | 32.000 | 34.267 | 39.252 |
| 17 | 16.338 | 20.489 | 24.769 | 27.587 | 30.191 | 33.409 | 35.718 | 40.790 |
| 18 | 17.338 | 21.605 | 25.989 | 28.869 | 31.526 | 34.805 | 37.156 | 42.312 |
| 19 | 18.338 | 22.718 | 27.204 | 30.144 | 32.852 | 36.191 | 38.582 | 43.820 |
| 20 | 19.337 | 23.828 | 28.412 | 31.410 | 34.170 | 37.566 | 39.997 | 45.315 |

ตารางที่ 4.4 ตารางแสดงค่าวิกฤตไคสแควร์ (ที่ P=0.05 และ v=k-1=10)

จากตารางที่ 4.4 พบว่า ที่ค่า P=0.05 ค่า χ_r^2 ที่คำนวณได้ (84.63) มีค่ามากกว่า χ^2 (18.307) จึงสรุปได้ว่า ที่ค่า P=0.05 ข้อมูล Attention เฉลี่ยในแต่ละวันของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด 10 คนนั้นมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในเชิงสถิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3.2 Wilcoxon Signed Rank Test

หลังจากทราบแน่ชัดแล้วว่าข้อมูล Attention เฉลี่ยในแต่ละวันนั้นมีความแตกต่างกันในทางสถิติ สิ่งที่ต้องทราบต่อไปคือข้อมูลในครั้งใดบ้างที่มีความแตกต่างกับคอนโทรลหรือข้อมูล Attention ขณะที่ยังไม่มีการนำระบบนิรพีตแบคมาใช้ และมีความแตกต่างในเชิงบวกหรือลบ โดยเราจะใช้ Wilcoxon Signed Rank Test ในจับคู่เปรียบเทียบข้อมูลจากการทดลองครั้งที่ 1 ถึง 10 เทียบกับข้อมูลชุดคอนโทรล ซึ่งได้ผลดังตารางที่ 4.5 และ 4.6

| ผู้ร่วมทดลองที่ | ข้อมูลจากการทดลองครั้งที่ i - ข้อมูลชุดคอนโทรล (ยังไม่ใช่โคมไฟ) | | | | | | | | | |
|-----------------|---|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | i=1 | i=2 | i=3 | i=4 | i=5 | i=6 | i=7 | i=8 | i=9 | i=10 |
| 1 | 1.60 | 2.57 | 7.83 | 10.34 | 11.02 | 11.90 | 15.53 | 15.89 | 20.33 | 21.07 |
| 2 | 3.28 | 3.28 | 3.55 | 3.95 | 8.21 | 11.28 | 16.80 | 18.49 | 14.75 | 18.59 |
| 3 | 2.75 | 9.01 | 8.00 | 3.97 | 12.43 | 10.87 | 10.48 | 15.54 | 20.93 | 24.63 |
| 4 | 11.82 | 13.45 | 14.62 | 18.02 | 13.18 | 14.55 | 18.93 | 20.87 | 26.62 | 20.16 |
| 5 | -1.82 | 4.35 | 1.98 | 11.16 | 13.28 | 12.13 | 14.22 | 17.14 | 17.97 | 23.65 |
| 6 | -1.50 | 1.35 | 2.13 | 2.23 | 3.10 | 4.60 | 4.88 | 7.99 | 10.40 | 14.84 |
| 7 | 9.86 | 13.74 | 13.52 | 16.74 | 22.05 | 29.67 | 24.70 | 23.62 | 24.96 | 27.87 |
| 8 | -3.20 | 2.61 | -0.24 | 1.12 | 2.99 | 5.01 | 5.75 | 6.25 | 7.50 | 14.57 |
| 9 | 4.47 | -1.73 | 3.52 | 1.83 | 2.02 | 4.56 | 3.59 | 8.39 | 12.71 | 17.52 |
| 10 | -1.85 | -0.95 | 6.50 | -0.44 | 2.70 | 2.89 | 3.55 | 4.91 | 12.89 | 15.90 |

ตารางที่ 4.5 ตารางแสดงผลต่างของข้อมูลจากการทดลองครั้งต่างๆ กับข้อมูลชุดคอนโทรล

| ผู้ร่วมทดลองที่ | ลำดับของผลต่างระหว่างข้อมูลจากการทดลองครั้งที่ i กับคอนโทรลแบบมีเครื่องหมาย | | | | | | | | | |
|-----------------|---|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|
| | i=1 | i=2 | i=3 | i=4 | i=5 | i=6 | i=7 | i=8 | i=9 | i=10 |
| 1 | 2 | 4 | 7 | 7 | 6 | 7 | 7 | 6 | 7 | 7 |
| 2 | 7 | 6 | 5 | 5 | 5 | 6 | 8 | 8 | 5 | 5 |
| 3 | 5 | 8 | 8 | 6 | 7 | 5 | 5 | 5 | 8 | 9 |
| 4 | 10 | 9 | 10 | 10 | 8 | 9 | 9 | 9 | 10 | 6 |
| 5 | -3 | 7 | 2 | 8 | 9 | 8 | 6 | 7 | 6 | 8 |
| 6 | -1 | 2 | 3 | 4 | 4 | 3 | 3 | 3 | 2 | 2 |
| 7 | 9 | 10 | 9 | 9 | 10 | 10 | 10 | 10 | 9 | 10 |
| 8 | -6 | 5 | -1 | 2 | 3 | 4 | 4 | 2 | 1 | 1 |
| 9 | 8 | -3 | 4 | 3 | 1 | 2 | 2 | 4 | 3 | 4 |
| 10 | -4 | -1 | 6 | -1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 4 | 3 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | | | | | | | | | | |
|---------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| รวม (W) | 27 | 47 | 53 | 53 | 55 | 55 | 55 | 55 | 55 | 55 |
|---------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|

ตารางที่ 4.6 ตารางแสดงลำดับของผลต่างระหว่างข้อมูลจากการทดลองครั้งต่างๆกับคอนโทรลแบบมีเครื่องหมาย

TABLE 8 Critical Values and P-Values of W_s for the Wilcoxon Signed-Rank Test

Note: Because the Wilcoxon Signed-Rank test null distribution is discrete, this table provides selected values of the test statistic W_s in bold type and corresponding P-values for a non-directional alternative in italics. Directional P-values are found by dividing the numbers in italics in half.

| n | 0.20 | 0.10 | 0.05 | 0.02 | 0.01 | 0.002 | 0.001 |
|-----|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1 | | | | | | | |
| 2 | | | | | | | |
| 3 | | | | | | | |
| 4 | 10 <i>0.125</i> | | | | | | |
| 5 | 13 <i>0.188</i> | 15 <i>0.163</i> | | | | | |
| 6 | 18 <i>0.156</i> | 19 <i>0.093</i> | 21 <i>0.031</i> | | | | |
| 7 | 23 <i>0.156</i> | 25 <i>0.078</i> | 26 <i>0.047</i> | 28 <i>0.019</i> | | | |
| 8 | 28 <i>0.193</i> | 31 <i>0.078</i> | 33 <i>0.039</i> | 35 <i>0.016</i> | 36 <i>0.0078</i> | | |
| 9 | 35 <i>0.164</i> | 37 <i>0.093</i> | 38 <i>0.039</i> | 42 <i>0.020</i> | 44 <i>0.0078</i> | | |
| 10 | 41 <i>0.193</i> | 45 <i>0.084</i> | 47 <i>0.049</i> | 50 <i>0.039</i> | 52 <i>0.0098</i> | 55 <i>0.0020</i> | |
| 11 | 49 <i>0.175</i> | 53 <i>0.083</i> | 56 <i>0.042</i> | 59 <i>0.019</i> | 61 <i>0.0098</i> | 65 <i>0.0020</i> | 66 <i>0.0010</i> |
| 12 | 57 <i>0.176</i> | 61 <i>0.092</i> | 65 <i>0.042</i> | 69 <i>0.020</i> | 71 <i>0.0093</i> | 76 <i>0.0015</i> | 77 <i>0.0010</i> |
| 13 | 65 <i>0.191</i> | 70 <i>0.094</i> | 74 <i>0.048</i> | 79 <i>0.027</i> | 82 <i>0.0081</i> | 87 <i>0.0017</i> | 89 <i>0.0007</i> |
| 14 | 74 <i>0.194</i> | 80 <i>0.091</i> | 84 <i>0.049</i> | 90 <i>0.027</i> | 93 <i>0.0085</i> | 99 <i>0.0017</i> | 101 <i>0.0009</i> |
| 15 | 84 <i>0.188</i> | 90 <i>0.095</i> | 95 <i>0.048</i> | 101 <i>0.018</i> | 105 <i>0.0084</i> | 112 <i>0.0015</i> | 114 <i>0.0009</i> |
| 16 | 94 <i>0.193</i> | 101 <i>0.093</i> | 107 <i>0.044</i> | 113 <i>0.018</i> | 117 <i>0.0092</i> | 125 <i>0.0017</i> | 128 <i>0.0008</i> |
| 17 | 105 <i>0.190</i> | 112 <i>0.098</i> | 119 <i>0.045</i> | 126 <i>0.017</i> | 130 <i>0.0093</i> | 139 <i>0.0017</i> | 142 <i>0.0008</i> |
| 18 | 116 <i>0.196</i> | 124 <i>0.099</i> | 131 <i>0.048</i> | 139 <i>0.018</i> | 144 <i>0.0090</i> | 153 <i>0.0019</i> | 157 <i>0.0008</i> |
| 19 | 128 <i>0.196</i> | 137 <i>0.099</i> | 144 <i>0.049</i> | 153 <i>0.018</i> | 158 <i>0.0094</i> | 169 <i>0.0017</i> | 172 <i>0.0010</i> |
| 20 | 141 <i>0.189</i> | 150 <i>0.097</i> | 158 <i>0.045</i> | 167 <i>0.019</i> | 173 <i>0.0094</i> | 184 <i>0.0020</i> | 189 <i>0.0009</i> |
| 21 | 154 <i>0.191</i> | 164 <i>0.096</i> | 173 <i>0.046</i> | 179 <i>0.019</i> | 189 <i>0.0090</i> | 201 <i>0.0019</i> | 206 <i>0.0009</i> |
| 22 | 167 <i>0.198</i> | 178 <i>0.094</i> | 188 <i>0.046</i> | 198 <i>0.019</i> | 205 <i>0.0093</i> | 218 <i>0.0019</i> | 223 <i>0.0009</i> |
| 23 | 182 <i>0.190</i> | 193 <i>0.098</i> | 203 <i>0.048</i> | 214 <i>0.020</i> | 222 <i>0.0091</i> | 236 <i>0.0019</i> | 241 <i>0.0010</i> |
| 24 | 196 <i>0.197</i> | 209 <i>0.095</i> | 219 <i>0.046</i> | 231 <i>0.019</i> | 239 <i>0.0096</i> | 255 <i>0.0018</i> | 260 <i>0.0010</i> |
| 25 | 212 <i>0.191</i> | 225 <i>0.096</i> | 236 <i>0.045</i> | 249 <i>0.019</i> | 257 <i>0.0096</i> | 274 <i>0.0018</i> | 280 <i>0.0009</i> |
| 26 | 227 <i>0.199</i> | 241 <i>0.099</i> | 253 <i>0.046</i> | 267 <i>0.018</i> | 276 <i>0.0094</i> | 293 <i>0.0020</i> | 300 <i>0.0009</i> |
| 27 | 244 <i>0.194</i> | 259 <i>0.095</i> | 271 <i>0.049</i> | 286 <i>0.019</i> | 295 <i>0.0096</i> | 314 <i>0.0019</i> | 321 <i>0.0009</i> |
| 28 | 261 <i>0.194</i> | 276 <i>0.099</i> | 290 <i>0.048</i> | 305 <i>0.019</i> | 315 <i>0.0095</i> | 335 <i>0.0019</i> | 342 <i>0.0010</i> |
| 29 | 278 <i>0.198</i> | 295 <i>0.096</i> | 309 <i>0.048</i> | 325 <i>0.019</i> | 335 <i>0.0099</i> | 356 <i>0.0020</i> | 364 <i>0.0010</i> |
| 30 | 296 <i>0.198</i> | 314 <i>0.096</i> | 328 <i>0.050</i> | 345 <i>0.020</i> | 356 <i>0.0099</i> | 379 <i>0.0019</i> | 387 <i>0.0010</i> |
| 31 | 315 <i>0.195</i> | 333 <i>0.098</i> | 349 <i>0.048</i> | 366 <i>0.020</i> | 378 <i>0.0097</i> | 402 <i>0.0019</i> | 410 <i>0.0010</i> |

ตารางที่ 4.7 ตารางแสดงค่าวิกฤตของวิลคอกซัน (ที่ $P=0.05$ และ $n=10$)

จากตารางที่ 4.7 พบว่า ที่ค่า $P=0.05$ ค่าวิกฤตของวิลคอกซันมีค่าเท่ากับ 47 ซึ่งค่า W ที่คำนวณได้จากการเปรียบเทียบข้อมูลการทดลองครั้งที่ 2 ถึง 10 กับคอนโทรลนั้นมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับค่าวิกฤต ในขณะที่ค่า W จากการเปรียบเทียบข้อมูลการทดลองครั้งที่ 1 กับคอนโทรลมีค่าน้อยกว่าค่าวิกฤต จึงสรุปได้ว่า ที่ค่า $P=0.05$ ข้อมูล Attention เฉลี่ยในครั้งที่ 2 ถึง 10 นั้นมีความแตกต่างกับข้อมูลชุดคอนโทรลอย่างมีนัยสำคัญในเชิงสถิติ และเนื่องจาก W มีค่าเป็นบวก จึงบอกได้ด้วยว่าเป็นการเปลี่ยนแปลงในทางบวกหรือดีขึ้น ส่วนข้อมูล Attention เฉลี่ยในครั้งที่ 1 นั้นไม่มีความแตกต่างกับข้อมูลชุดคอนโทรลในทางสถิติ

ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าระบบนิเวศบำบัดแบบนั้นช่วยพัฒนาให้ผู้ใช้มีค่า Attention เฉลี่ยที่เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญในเชิงสถิติเมื่อทำการใช้ระบบตั้งแต่สองครั้งขึ้นไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

บทสรุป

5.1 สรุป

ระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือนั้นอาศัยหลักการนิวโรฟิตแบคเพื่อช่วยฝึกฝนให้ผู้อ่านสามารถควบคุมตนเองให้เข้าสู่สภาวะการมีสมาธิได้อย่างถูกต้องวิธี ทำให้สามารถอ่านหนังสือได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น โดยระบบนี้จะประกอบไปด้วยนิวโรสกายมายด์เวฟ กล้องวงจร โคมไฟ และแอนดรอย แอปพลิเคชัน เมื่อค่า Attention จากมายด์เวฟลดลงจนต่ำกว่า Threshold level จะทำให้โคมไฟลดความสว่างลงและแอปพลิเคชันทำการแจ้งเตือนที่หน้าจอโทรศัพท์มือถือ จึงทำให้ผู้ใช้รับรู้ได้ถึงระดับสมาธิของตนเองในขณะนั้นและพยายามควบคุมตนเองให้กลับเข้าสู่สภาวะการมีสมาธิอีกครั้งหนึ่งเพื่อทำให้โคมไฟเพิ่มความสว่างขึ้น นอกจากนี้แล้วคณะผู้จัดทำยังได้ทำการทดลองใช้งานระบบนี้กับกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 10 คน โดยทำการเก็บค่า Attention ของแต่ละคนขณะอ่านหนังสือ จากนั้นจึงนำข้อมูลที่ได้ไปคำนวณหาค่าเฉลี่ยและทำการวิเคราะห์ทางสถิติ ซึ่งจากการวิเคราะห์ข้อมูลพบว่า ระบบฝึกการทำงานของสมองขณะอ่านหนังสือนั้นสามารถช่วยพัฒนาการอ่านได้จริง

5.2 ข้อเสนอแนะ

หากต้องการทราบถึงประสิทธิภาพที่แน่นอนของระบบ ควรทำการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างจำนวนมากขึ้นและเก็บผลเป็นระยะเวลาสั้นขึ้น นอกจากนี้แล้วควรศึกษาปัจจัยอื่นๆที่มีผลต่อค่า Attention ทั้งภายในและภายนอกเพื่อนำมาพัฒนาปรับปรุงระบบให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น และเนื่องจากนิวโรสกายมายด์เวฟเป็นอุปกรณ์ที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์แบบแห้งในการตรวจวัดสัญญาณบริเวณหน้าผากจึงทำให้เกิดสัญญาณรบกวนได้ง่าย ดังนั้นอาจพิจารณาเลือกใช้อิเล็กทรอนิกส์แบบอื่นเพื่อลดสัญญาณรบกวนลงและทำให้ได้ค่าสัญญาณสมองที่ถูกต้องมากยิ่งขึ้น และในส่วนแอปพลิเคชันนั้นอาจเพิ่มฟังก์ชันอื่นๆ เช่น โหมดตรวจวัดความง่วง หรือโหมดช่วยเพิ่มสมาธิโดยใช้โบนารอลบิท (Binaural beat) เป็นต้น

บรรณานุกรม

ไข่มุก แมควิลลา มาลานี. (12 มีนาคม 2559). การเรียนรู้ เปลี่ยนแปลงสภาพสมองได้อย่างไร?.

สืบค้นเมื่อ 13 พฤศจิกายน 2561. จาก <https://wonderfulminds.com/สมอง-พัฒนา-ออกกำลังกาย/>

ณรงค์ ขยันการนาวิ. (2013, มกราคม 14). ทรานซิสเตอร์ BD139. สืบค้นเมื่อ 7 เมษายน 2562.

จาก <http://elecuthai.ete29.com/forum/index.php?topic=82.0>.

ตุลยา ลิมปิติ. (ม.ป.ป). รู้จักกับสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสมอง สืบค้นเมื่อ 24 ตุลาคม 2561.

จาก: <http://www.ecti-thailand.org/emagazine/views/129>.

ไทยอีซีโอเล็ก. (2560, มีนาคม 11). บทความ Arduino คืออะไร? ตอนที่1 แนะนำเพื่อนใหม่ที่ชื่อ Arduino. สืบค้นเมื่อ 7 เมษายน 2562. จาก <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html>.

นายแพทย์สุรพงศ์ อัมพันวงษ์. (2557, กันยายน 21). 'เครื่องมือตรวจความสมดุลของร่างกาย' (Biofeedback). เดลินิวส์.

เบญจพร เอี่ยมประโคน และ ณัตติฤดี เจริญรักษ์. (2561, มิถุนายน 8). วิธีการเปรียบเทียบพื้นที่ใต้

โค้ง ROC สำหรับข้อมูลชุดเดียวกัน: กรณีศึกษาแบบจำลองคะแนนเครดิต. สืบค้นเมื่อ 7

เมษายน 2562. จาก <http://eprints.utcc.ac.th/6129/1/0072%20%E0%B9%80%E0%B8%9A%E0%B8%8D%E0%B8%88%E0%B8%9E%E0%B8%A3%20%E0%B9%80%E0%B8%AD%E0%B8%B5%E0%B9%88%E0%B8%A2%E0%B8%A1%E0%B8%98%E0%B8%A3%E0%B8%B0%E0%B9%82%E0%B8%84%E0%B8%99.pdf>

ปกรณ รัตนยิ่ง. (2560). หรีหลอดไฟ LED ด้วย Arduino ให้แสงสว่างและประหยัดพลังงานกัน

เถอะ. สืบค้นเมื่อ 15 พฤศจิกายน 2561. จาก <https://www.9arduino.com/article/37/>

หรีความสว่างหลอดไฟ-led-ด้วย-arduino-ให้แสงสว่างและประหยัดพลังงานกันเถอะ

ปาริฉัตร คังชนะนนท์. (2549). คลื่นสมองกับพลังพิเศษในตัวคุณ. สืบค้นเมื่อ 24 ตุลาคม 2561.

จาก http://www.dss.go.th/images/st-article/sti_11_2549_eeg.pdf.

สมภพ สุขพิพัฒนามงคล. (2532). ระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง (ปริญญาโท, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง).

สุวิษญ์ ปรัชญาปารมิตา. (2559). การฝึกไบโอฟีดแบ็ค(Biofeedback Training). สืบค้นเมื่อ 13 พฤศจิกายน 2561. จาก <http://www.healthcarethai.com/การฝึกไบโอฟีดแบ็ค>

ไอเอ็กซ์ฮอป. (2559). การใช้งาน Bluetooth module HC05 แบบละเอียด. สืบค้นเมื่อ 7 เมษายน 2562. จาก <https://www.ioxhop.com/article/26/%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B9%83%E0%B8%8A%E0%B9%89%E0%B8%87%E0%B8%B2%E0%B8%99-bluetooth-module-hc05%E0%B9%81%E0%B8%9A%E0%B8%9A%E0%B8%A5%E0%B8%B0%E0%B9%80%E0%B8%AD%E0%B8%B5%E0%B8%A2%E0%B8>

แอนดี้แมน (นามปากกา). (2552). MATLAB คืออะไร. สืบค้นเมื่อ 14 พฤศจิกายน 2561. จาก <http://vicomscience.blogspot.com/>

Alaa Tharwat. (2018, August 21). classification assessment methods. Retrieved 2018, November 9. From <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2210832718301546>.

Mind Brain Clinic. (2011, December 30). What is neurofeedback. Retrieved 2018, November 9, From <http://mindbrainclinicthai.blogspot.com/2011/04/neurofeedback.html>

Stanton A. Glantz, PhD. (2005). how to test for difference between group. Primer of Biostatistics. Primer. 27-44.

Richard J. Davidson. (2008, January). Buddha's Brain: Neuroplasticity and Meditation. IEEE Signaling Processing Magazine. 171-174.

RK Wallace, H Benson and AF Wilson. (1971, Sep 1). A wakeful hypometabolic physiologic state. The American Journal of Philosophy. 795-799.

Tangkraingij P., (2015). "Significant Frequency Range of Brain wave Signals for Authentication". Study in Computer Intelligence 612 (Software Engineering,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Artificial Intelligence, Networking and Parallel/Distributed Computing 2015).
103-113.

Wolfgang Klimesch. (1998, November 24). EEG alpha and theta oscillations
reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. Brain
Research Reviews 29 (1999). 169–195



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำสั่งอาร์ดูโนที่ใช้ในการควบคุมความสว่างของโคมไฟ

```
//s-e
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial mySerial(5, 6); // (RX, TX) 5->white,red, 6->black,brown
SoftwareSerial mySerial2(10, 11);

const int analogOutPin = 3;
byte payloadData[64] = {0};
byte checksum=0,generatedchecksum=0;
boolean brainwave = false;
int Att_Avg=0,payloadLength,Temp;
int k=0,j=0;
byte poorQuality = 0;
byte attention = 0;
byte meditation = 0;
int att[100]= {};
float att_avg;
int att_total = 0;
int count=1;

////////////////////
const int thrs = 50 ;
////////////////////

void setup()
{
  Serial.begin(9600);      // USB
  delay(500);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

mySerial2.begin(9600);      // USB
delay(500);
mySerial.begin(57600);
delay(500);
Serial.print("Communicating");
Serial.print("\n");
}

byte ReadOneByte()        // One Byte Read Function
{
  int ByteRead;
  while(!mySerial.available());
  ByteRead = mySerial.read();
  return ByteRead;
}

unsigned int delta_wave = 0;
unsigned int theta_wave = 0;
unsigned int low_alpha_wave = 0;
unsigned int high_alpha_wave = 0;
unsigned int low_beta_wave = 0;
unsigned int high_beta_wave = 0;
unsigned int low_gamma_wave = 0;
unsigned int mid_gamma_wave = 0;

void read_waves(int i) {
  delta_wave = read_3byte_int(i);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

i+=3;
theta_wave = read_3byte_int(i);
i+=3;
low_alpha_wave = read_3byte_int(i);
i+=3;
high_alpha_wave = read_3byte_int(i);
i+=3;
low_beta_wave = read_3byte_int(i);
i+=3;
high_beta_wave = read_3byte_int(i);
i+=3;
low_gamma_wave = read_3byte_int(i);
i+=3;
mid_gamma_wave = read_3byte_int(i);
}

int read_3byte_int(int i){
    return ((payloadData[i] << 16) + (payloadData[i+1] << 8) + payloadData[i+2]);
}

void loop() // Main Function
{
    while (1)
    {
        if(ReadOneByte() == 170) // AA 1 st Sync data
        {
            if(ReadOneByte() == 170) // AA 2 st Sync data
            {

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

payloadLength = ReadOneByte();
if(payloadLength == 32) // Big Packet
{
    generatedchecksum = 0;
    for(int i = 0; i < payloadLength; i++)
    {
        payloadData[i] = ReadOneByte(); //Read payload into memory
        generatedchecksum += payloadData[i];
    }
    generatedchecksum = 255 - generatedchecksum;
    checksum = ReadOneByte();

    if(checksum == generatedchecksum) // Verify Checksum
    {
        brainwave = false;
        for(int i = 0; i < payloadLength; i++) { // Parse the payload
            switch (payloadData[i]) {
            case 02:
                i++;
                poorQuality = payloadData[i];
                break;
            case 04:
                i++;
                attention = payloadData[i];
                break;
            case 05:
                i++;
                meditation = payloadData[i];

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    break;
case 0x80:
    i = i + 3;
    break;
case 0x83:                // ASIC EEG POWER INT
    i++;
    brainwave = true;
    byte vlen = payloadData[i];
    read_waves(i+1);
    i += vlen;
    break;
}                          // switch
}
if (poorQuality==0)
{
    if (brainwave & attention>0)
    {
        if (count==100)
        {
            att[count]=attention;

            att_total += att[count];
            att_avg = (float)att_total/100.0;

            att_total = att_total-att[1];

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
for (int m=1; m<100; m++)
{
    att[m]=att[m+1];
}

mySerial2.print("s");
mySerial2.print(att_avg);
mySerial2.println("e");
Serial.print("s");
Serial.print(att_avg);
Serial.println("e");
}
else
{
    att[count] = attention;
    att_total += attention;
    att_avg = (float)att_total/count*1.0;
    count++;

    mySerial2.print("s");
    mySerial2.print(att_avg);
    mySerial2.println("e");
    Serial.print("s");
    Serial.print(att_avg);
    Serial.println("e");
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if (att_avg >= thrs)
{
    analogWrite(analogOutPin, 255);

} else if (att_avg > (thrs-5))
{
    analogWrite(analogOutPin, 220);

} else if (att_avg > (thrs-10))
{
    analogWrite(analogOutPin, 190);

} else if (att_avg > (thrs-15))
{
    analogWrite(analogOutPin, 150);

} else if (att_avg > (thrs-20))
{
    analogWrite(analogOutPin, 120);

} else if (att_avg > (thrs-30))
{
    analogWrite(analogOutPin, 90);

} else
{
    analogWrite(analogOutPin, 50);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
}  
  
// Serial.println(attention);  
//Serial.println("/");  
//Serial.flush();  
}  
}  
}  
}  
}  
}  
}  
}  
}  
}
```

The seal of Rajabhat Buriram University is a circular emblem. It features a central five-tiered stupa with a sunburst above it. The stupa is flanked by two smaller three-tiered stupas. The entire emblem is surrounded by a decorative border with Thai script. The text at the top of the border reads 'มหาวิทยาลัยราชภัฏบุรีรัมย์' (Mahavithayalai Rajabhat Buriram) and the text at the bottom reads 'พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง' (Prachonkhae Chulalongkornrajavidyalaya).

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

App inventor

Screen1

The image displays the App Inventor interface for a mobile application named 'Screen1'. The top part shows a preview of the app's user interface, which includes a logo at the top, a 'Connect' button, a 'Status: Disconnected' label, a 'CALIBRATION' button, and a 'READING' button. Below the preview, the 'Non-visible components' section shows a 'BluetoothClient1' and a 'Clock1' timer.

The code blocks for Screen1 are as follows:

```

initialize global status to false

when Screen1.Initialize
do set global status to call BluetoothClient1.Connect
address "E8:0D:32:10:BC:19:NF"

when Button1.Click
do set global status to call BluetoothClient1.Connect
address "E8:0D:32:10:BC:19:NF"

when Button2.Click
do call BluetoothClient1.Disconnect
set global status to false
set Label2.Text to "Disconnected"
set Label2.TextColor to red
set VerticalArrangement2.Image to logo_red.JPG

when Button3.Click
do set Clock1.TimerEnabled to false
call BluetoothClient1.Disconnect
open another screen screenName "Screen4"

when Clock1.Timer
do if BluetoothClient1.IsConnected
then set Label2.Text to "Connected"
set Label2.TextColor to green
set VerticalArrangement2.Image to logo.JPG
else set Label2.Text to "Disconnected"
set Label2.TextColor to red
set VerticalArrangement2.Image to logo_red.JPG

when Button4.Click
do set Clock1.TimerEnabled to false
call BluetoothClient1.Disconnect
open another screen screenName "Screen2"

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Screen2

The screenshot shows an Android application interface titled "Reading". It features a "Level:" label with a text input field and a "V" button. Below it is a "Time:" label with a text input field and a "V" button. In the center, there is a graphic of a sun rising over a traditional Thai building, with "Start" and "Back" buttons overlaid on it. The interface is overlaid on a large circular watermark of a Thai university.

The logic bricks for the application are as follows:

- Initialize global status to** (Global Variable)
- when Screen2 Initialize**
 - do set global status to get start value
- when Button1 Click**
 - do set VerticalArrangement8 Visible to false
 - set HorizontalArrangement8 Visible to true
 - set ListView1 Visible to true
- when Button2 Click**
 - do set Button3 Visible to false
 - set HorizontalArrangement14 Visible to false
 - set Button4 Visible to false
 - set ListView2 Visible to true
- when ListView1 After Picking**
 - do set TextBox1 Text to ListView1 Selection
 - set TextBox1 TextColor to [Color]
 - set ListView1 Visible to false
 - set HorizontalArrangement8 Visible to false
 - set VerticalArrangement8 Visible to true
- when Button3 Click**
 - do open another screen with start value: screenName "Screen3"
 - startValue make a list: TextBox1 Text, TextBox2 Text
- when Button4 Click**
 - do open another screen screenName "Screen1"

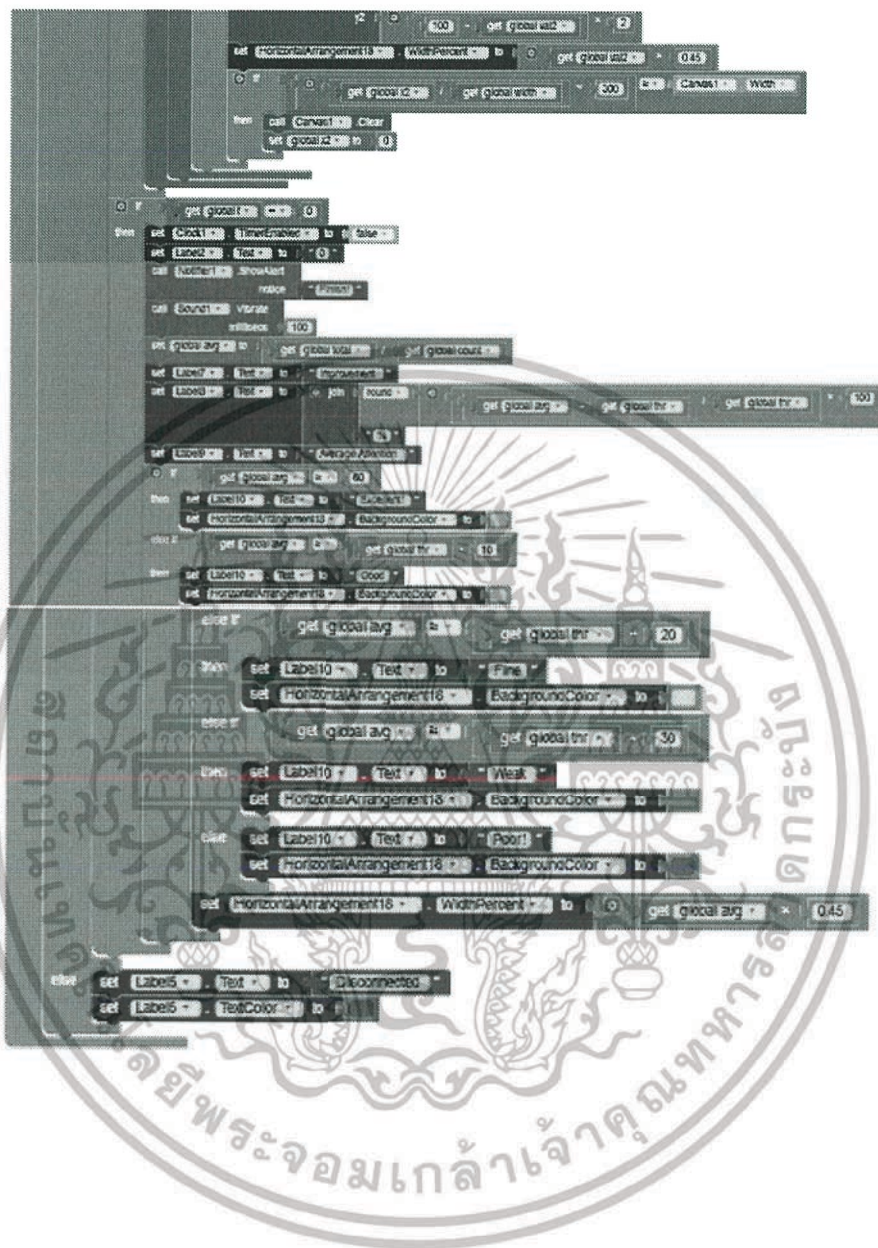
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

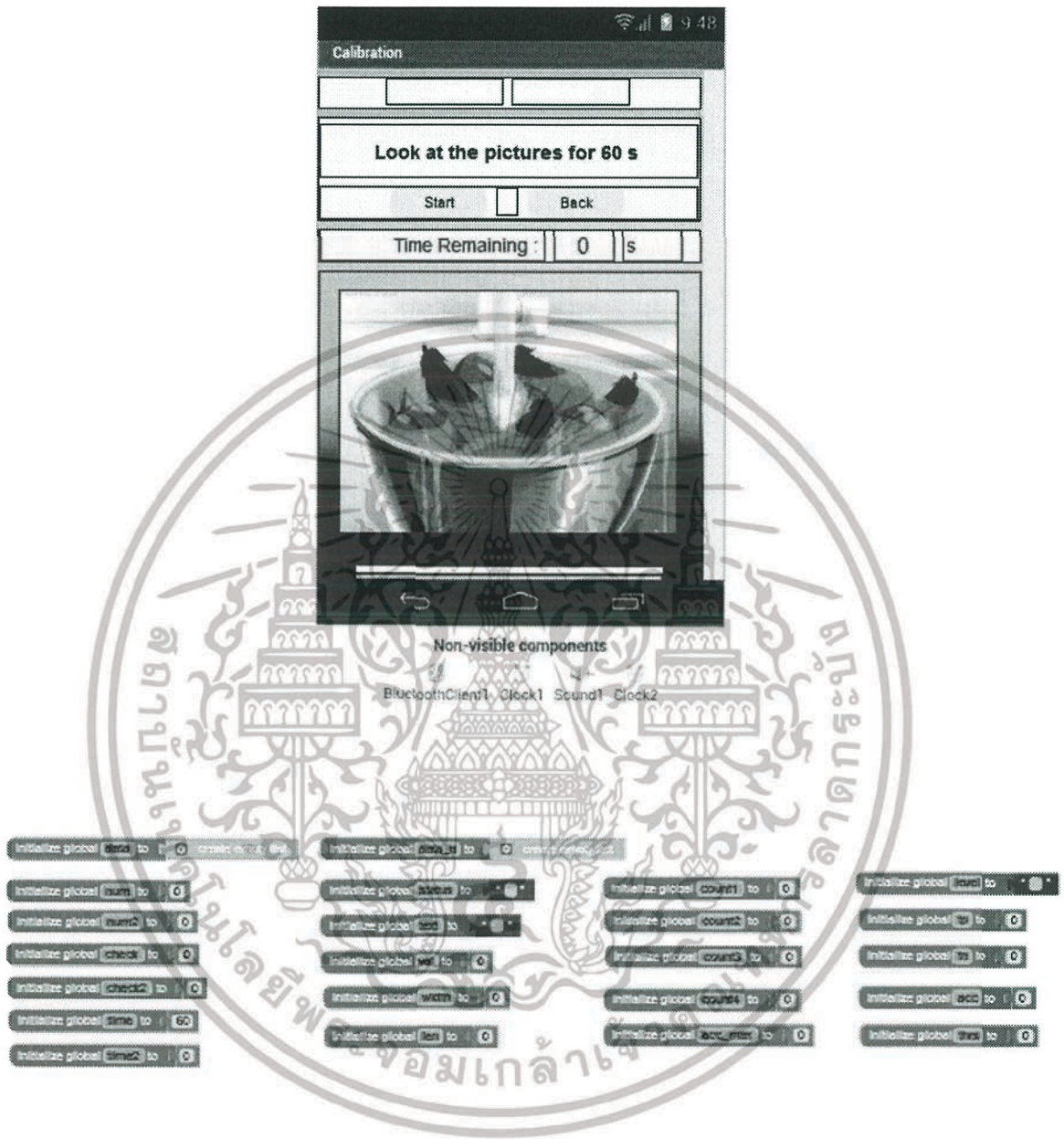
when Click1 -> T1:then
do
  if BluetoothClient1 -> isConnected =
  then
    set Label3 -> Text = Connected
    if call BluetoothClient1 -> BytesAvailableToReceive = 0
    then
      set global r1 = get global x2
      set global val1 = get global val2
      set global text = call BluetoothClient1 -> ReceiveText
      numberOfBytes = call BluetoothClient1 -> BytesAvailableToReceive
      if get global t = No limit
      then
        set Label2 -> Text = ceiling get global t / 60
        set global t = get global t - 1
      if contains text get global text and contains text get global text = true
      then
        initialize local t1 to starts at text get global text
        initialize local t2 to starts at text get global text
        in set global len1 to get t2
        if get global len1 = 0
        then
          set global val2 = segment text start get t1 + 1
          length get global len1
          set Label5 -> Text = get global val2
          set global count = get global count + 1
          set global total = get global total + get global val2
        if get global val2 = 0
        then
          set Label10 -> Text = Excellent
          set HorizontalArrangement18 -> BackgroundColor =
        else if get global val2 = 1
        then
          set Label10 -> Text = Very Good
          set HorizontalArrangement18 -> BackgroundColor =
        else if get global val2 = 2
        then
          set Label10 -> Text = Good
          set HorizontalArrangement18 -> BackgroundColor =
        else if get global val2 = 3
        then
          set Label10 -> Text = Fine
          set HorizontalArrangement18 -> BackgroundColor =
        else if get global val2 = 4
        then
          set Label10 -> Text = Weak
          set HorizontalArrangement18 -> BackgroundColor =
        else
          set Label10 -> Text = Poor
          set HorizontalArrangement18 -> BackgroundColor =
        call Sound1 -> Vibrate
        milliseconds = 500
      set global x2 = get global x2 + 1
      call Canvas1 -> DrawLine
      x1 = get global r1 / get global width = 300
      y1 = 100 - get global val1 * 2
      x2 = get global x2 / get global width = 300

```

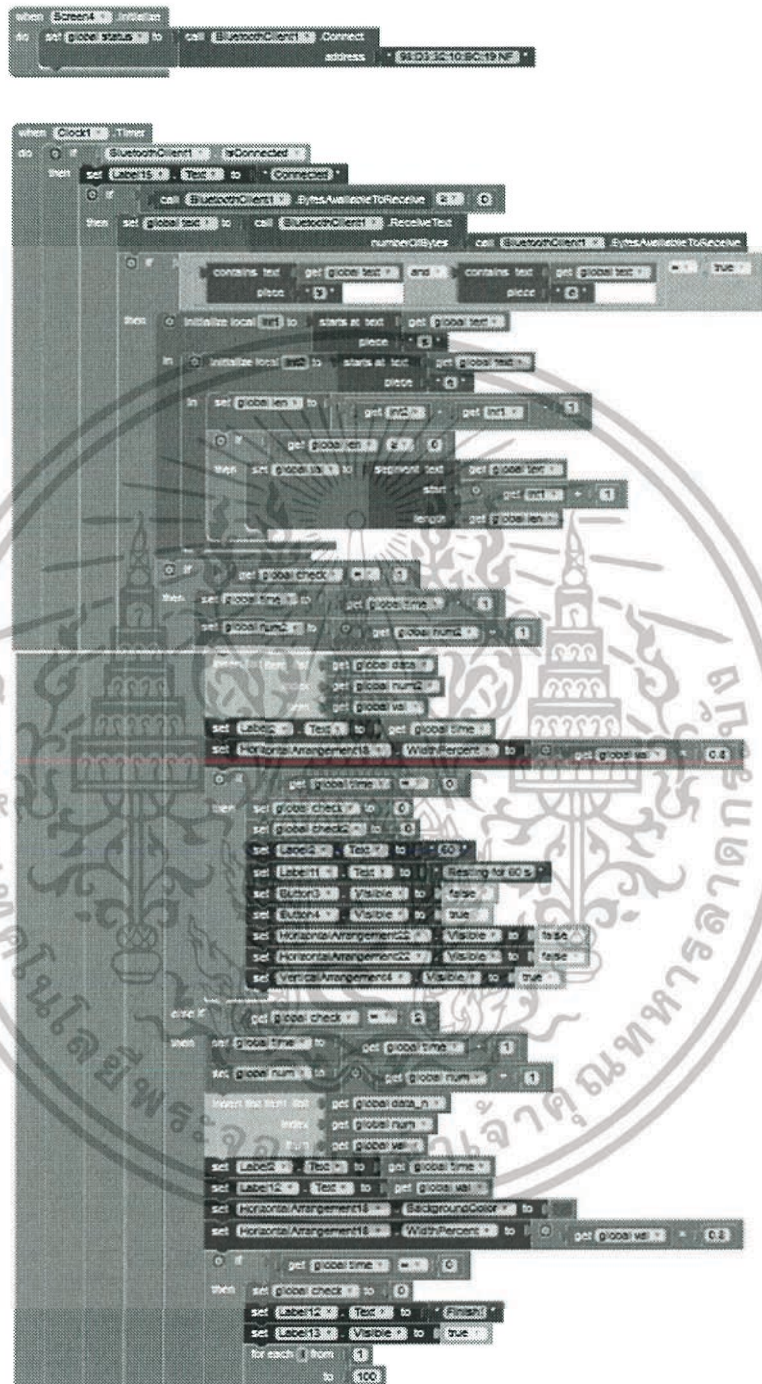
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



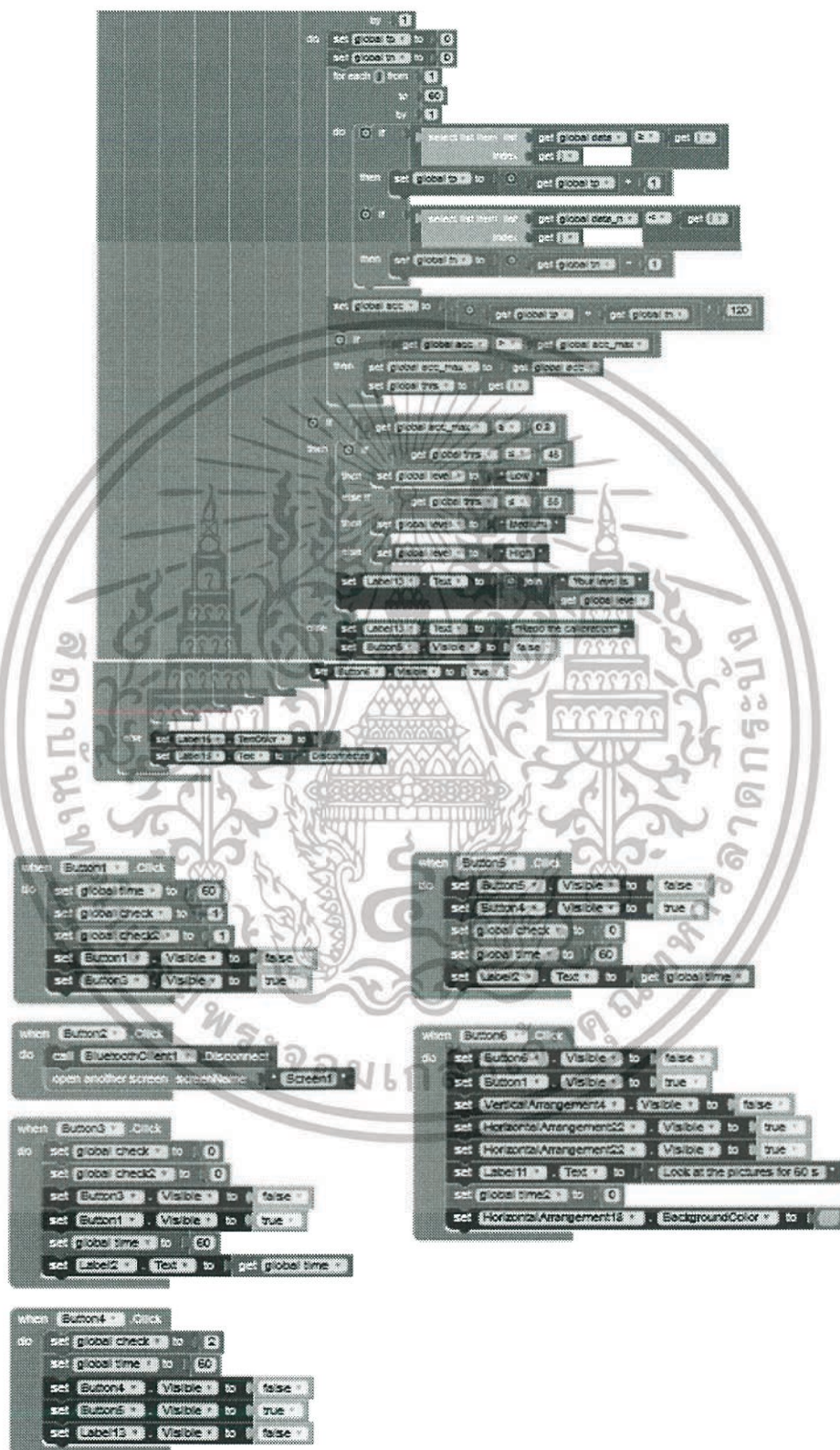
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



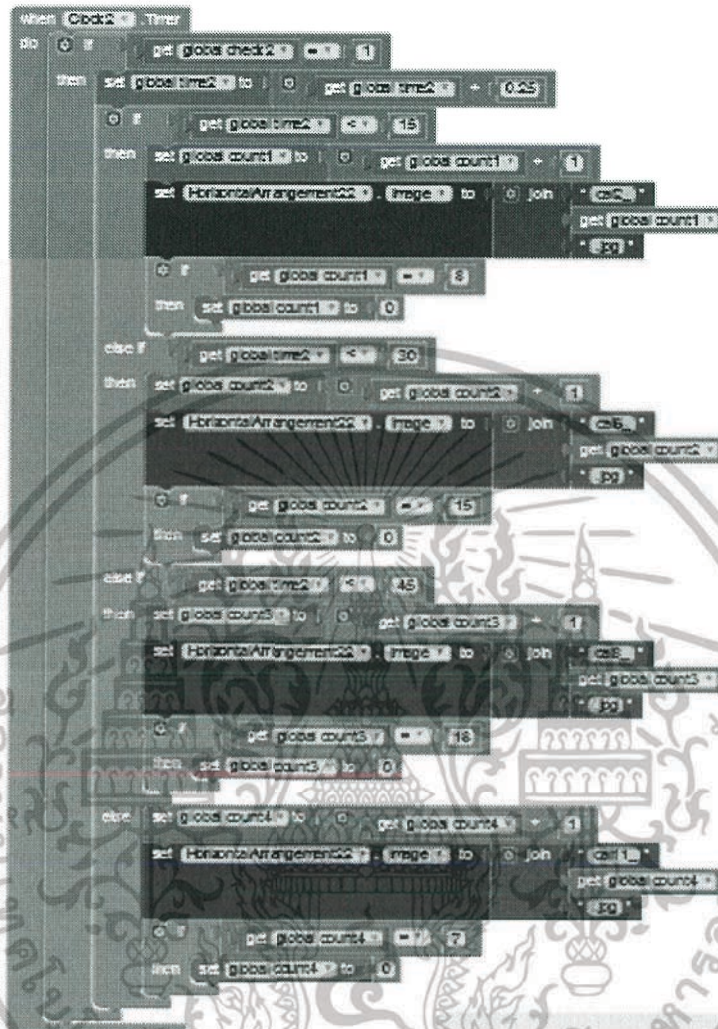
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้