

การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา  
สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

ธงชัย จินาพันธ์

ดุษฎีนิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาตรี  
สาขาวิชาการวิจัยและสถิติทางวิทยาการปัญญา  
วิทยาลัยวิทยาการวิจัยและวิทยาการปัญญา มหาวิทยาลัยบูรพา  
กรกฎาคม 2559  
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยบูรพา

คณะกรรมการควบคุมดัชนีพนธ์และคณะกรรมการสอบดัชนีพนธ์ได้พิจารณา  
ดัชนีพนธ์ของ ธงชัย จินาพันธ์ ฉบับนี้แล้ว เห็นสมควรรับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาการวิจัยและสถิติทางวิทยาการปัญญา ของมหาวิทยาลัยบูรพาได้

คณะกรรมการควบคุมดัชนีพนธ์

.....  
.....อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาติา กรเพชรปानी)

คณะกรรมการสอบดัชนีพนธ์

.....  
.....ประธาน  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ยศชนัน วงศ์สวัสดิ์)

.....  
.....กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.เสรี ชัดรัมย์)

.....  
.....กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาติา กรเพชรปानी)

.....  
.....กรรมการ  
(ดร.เฉลิมภัณฑ์ ฟองสมุทร)

วิทยาลัยวิทยาการวิจัยและวิทยาการปัญญาอนุมัติให้รับดัชนีพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง  
ของการศึกษาตามหลักสูตรปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาการวิจัยและสถิติทางวิทยาการปัญญา  
ของมหาวิทยาลัยบูรพา

.....  
.....คณบดีวิทยาลัยวิทยาการวิจัย  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาติา กรเพชรปानी) และวิทยาการปัญญา  
วันที่.....เดือน.....พ.ศ.2559

การวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทบัณฑิตศึกษา  
จากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ  
ประจำปีงบประมาณ 2558

## ประกาศคุณูปการ

ดุษฎีนิพนธ์ เรื่องการประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวฉบับนี้ สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลือจากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาดา กรเพชรปาณี อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก ที่กรุณาให้คำปรึกษาแนะนำแนวทางที่ถูกต้อง ตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ด้วยความละเอียดถี่ถ้วนและเอาใจใส่ ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งเป็นอย่างยิ่ง จึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ดุษฎีนิพนธ์ฉบับนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ประจำปีการศึกษา 2558 ซึ่งต้องกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้

กราบขอบพระคุณ ดร.ปรัชญา แก้วแก่น สำหรับคำแนะนำ และข้อเสนอแนะการค้นคว้าข้อมูลในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าสมองและการสนับสนุนจากเพื่อน ๆ นิสิตวิทยาลัยวิทยาการวิจัยและวิทยาการปัญญาทุกคนที่เป็นกำลังใจด้วยดีมาโดยตลอด

กราบขอบพระคุณผู้ทรงคุณวุฒิทุกท่านที่สละเวลาอันมีค่า กรุณาให้ความอนุเคราะห์ในการตรวจสอบความตรงของเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยรวมทั้งข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์

กราบขอบพระคุณผู้อำนวยการ ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพคนงานประจำภาคตะวันออกเฉียง (จังหวัดระยอง) ผู้อำนวยการโรงเรียนอาชีวพระมหาไถ่ พัทยา และอาสาสมัครทุกท่านที่สละเวลาอันมีค่าให้ความร่วมมือในการทำวิจัย รวมทั้งข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์

สุดท้ายนี้ ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ และขอบคุณครอบครัวที่คอยให้ความช่วยเหลือเป็นกำลังใจตลอดมา ประโยชน์ของดุษฎีนิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบเป็นกตัญญูแก่เวทิตาแต่ บพภการี บุรพจารย์ ผู้มีพระคุณทุกท่านทั้งในอดีตและปัจจุบัน ที่ทำให้ข้าพเจ้าเป็นผู้มีการศึกษาและประสบความสำเร็จมาจนตราบเท่าทุกวันนี้

ธงชัย จินาพันธ์

52810246: สาขาวิชา: การวิจัยและสถิติทางวิทยาการปัญญา

ปร.ด. (การวิจัยและสถิติทางวิทยาการปัญญา)

คำสำคัญ: การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์/ ระบบติดตามดวงตา/ คลื่นไฟฟ้าสมอง/  
การพิมพ์ด้วยระบบลูกผสม

ธงชัย จินาพันธ์: การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว (APPLICATION OF A HYBRID THAI TYPING COMBINING EEG – BASED BRAIN COMPUTER INTERFACE AND VIDEO BASED EYE - TRACKING FOR THE USERS WITH MOTOR DISABILITIES) คณะกรรมการควบคุมดุขงู๊นินพนธ์: สุชาดา กรเพชรปानी, Ph.D. 157 หน้า, ปี พ.ศ. 2559

งานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อพัฒนาเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวกทางการสื่อสารที่ ออกแบบขึ้นสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวหรือผู้ป่วยที่เป็นอัมพาต ไม่สามารถเคลื่อนไหวมือ แขน หรือขา ยกเว้นสมองและดวงตายังคงสามารถทำงานได้เป็นปกติ

ระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวทำหน้าที่ถ่ายภาพเคลื่อนไหว ของดวงตาและส่งต่อไปสู่คอมพิวเตอร์เพื่อทำหน้าที่ประมวลผลทิศทางการเคลื่อนไหวของดวงตาและ แปลผลไปควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์และระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ ประกอบด้วย เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองทำหน้าที่บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง ประมวลผลและ แปลผลไปจำลองการกดปุ่มซ้ายของเมาส์โดยระบบติดตามดวงตาที่พัฒนาขึ้น ในการวิจัยนี้เลือกใช้ วิธีการบันทึกภาพด้วยกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวและระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ ใช้วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบไม่รุกราน (Non Invasive) การออกแบบเครื่องต้นแบบ ให้สามารถใช้งานง่ายผ่านทางสัญลักษณ์หรือภาพ ผ่านแป้นพิมพ์บนจอภาพสำหรับผู้พิการทาง การเคลื่อนไหว ในการศึกษาได้ทดสอบกับอาสาสมัครผู้พิการทางการเคลื่อนไหว จำนวน 4 คน

ผลการทดสอบปรากฏว่า มีค่าเฉลี่ยความเร็วในการพิมพ์เท่ากับ 10.09 อักษรต่อนาที และ มีค่าผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยร้อยละ 13.19

52810246: MAJOR: RESEARCH AND STATISTICS IN COGNITIVE SCIENCE;  
Ph.D. (RESEARCH AND STATISTICS IN COGNITIVE SCIENCE)

KEYWORDS: BRAIN COMPUTER INTERFACE/ EYE TRACKING SYSTEM/  
ELECTROENCEPHAROGRAM/ HYBRID THAI TYPING SYSTEM

TONGCHAI JINAPHUNT: APPLICATION OF A HYBRID THAI TYPING COMBINING  
EEG – BASED BRAIN COMPUTER INTERFACE AND VIDEO BASED EYE - TRACKING FOR  
THE USERS WITH MOTOR DISABILITIES. ADVISORY COMMITTEE: SUCHADA  
KORNPETPANEE, Ph.D., 157 P. 2016.

The objectives of this research were to develop the alternative communication tools designed for the paralyzed or physically impaired people who were unable to move parts of their body but eye movements and brain were active.

The main system consisted of a camera with a computer and an EEG head set. The camera captured eye movement images. The images were sent to the computer that interpreted the data and controlled the mouse movement functions, whereas, the EEG head set was recording the brain signal and interpreted the data to control the mouse left click function. The eye tracking system in this research focused on a camera-based gaze tracking and non invasive EEG-based brain computer interfaces. The design of the prototype was to perform simple tasks and provide graphical user interfaces on screen keyboard in order that the paralyzed or physically impaired persons could easily use it. Four participants with motor disabilities for typing evaluation were recruited in the study.

The result showed that an average typing speed of the developed EEG – based brain computer interface and video based eye-tracking system were 10.09 characters per minute, and the typing error rate were 13.19 %.

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	จ
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ซ
สารบัญภาพ.....	ฅ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
กรอบแนวคิดในการวิจัย.....	5
สมมติฐานของการวิจัย.....	6
ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย.....	7
ขอบเขตของการวิจัย.....	7
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	8
2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	10
ตอนที่ 1 การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface).....	10
ตอนที่ 2 คลื่นไฟฟ้าสมองและเทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	18
ตอนที่ 3 ระบบการมองเห็นของดวงตาและระบบติดตามดวงตา.....	53
3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	71
ขั้นตอนการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Move).....	72
ขั้นตอนการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองสำหรับ จำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation).....	77
ขั้นตอนการพัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard).....	81
วิธีดำเนินการทดลอง .....	95

## สารบัญ

บทที่	หน้า
4 ผลการวิจัย.....	101
ตอนที่ 1 ผลของการพัฒนาฮาร์ดแวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย.....	102
ตอนที่ 2 ผลของการนำฮาร์ดแวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว.....	113
5 สรุปและอภิปรายผล.....	124
สรุปผลการวิจัย.....	125
อภิปรายผลการวิจัย.....	127
ข้อเสนอแนะ.....	130
บรรณานุกรม.....	132
ภาคผนวก.....	139
ภาคผนวก ก รายงานผู้ทรงคุณวุฒิที่ตรวจสอบเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยแบบรายงานผลการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ หนังสือขอความอนุเคราะห์ในการเก็บรวบรวมข้อมูลเพื่อการวิจัย มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา และ ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพคนงานประจำภาคตะวันออกเฉียง (จังหวัดระยอง).....	140
ภาคผนวก ข ภาพอาสาสมัครขณะทดลอง ผลของการพัฒนาซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation).....	145
ภาคผนวก ค ภาพเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย แบบประเมินความพึงพอใจในการใช้ Hardware และ Software สำหรับคนพิการในการสื่อสารกับผู้อื่น (Device Assessment for the Users with Motor Disabilities) ตามมาตรฐาน ISO 9241-9: 2000.....	150
ภาคผนวก ง ผลการวิเคราะห์ค่าสถิติโดยใช้โปรแกรม SPSS.....	154
ประวัติย่อของผู้วิจัย.....	157



## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1 คุณสมบัติของวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่าง ๆ.....	35
2 ชื่อของเปลือกสมองและตำแหน่งวางขั้วไฟฟ้าตามระบบ 10-20 System.....	38
3 ผลการทดสอบการพิมพ์อักษรด้วยระบบติดตามดวงตา.....	88
4 ผลการทดสอบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	89
5 ความถี่และความเร็วในการทดสอบการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ในการคัดเล็อกกลุ่มตัวอย่าง.....	92
6 ผลการทดสอบการพิมพ์อักษรบนแป้นพิมพ์จำลอง (EGT+EEG Single Characters) โดยอาสาสมัครที่เป็นคนปกติ.....	99
7 ผลการทดสอบความเร็วและความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครคนปกติ.....	113
8 ลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่เป็นผู้พิการทางการเคลื่อนไหว.....	115
9 ผลการพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว.....	116
10 ผลการทดสอบความเร็วในการพิมพ์อักษร.....	118
11 ผลการทดสอบความผิดพลาดในการพิมพ์อักษร.....	119

## สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
1 กรอบแนวคิดในการวิจัย.....	6
2 องค์ประกอบเบื้องต้นของระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ .....	12
3 บริเวณของไขสันหลังที่ได้รับบาดเจ็บ (Complete Cord Injury).....	14
4 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท P300.....	15
5 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP.....	15
6 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภทจินตนาการการเคลื่อนไหวแขนซ้าย แขนขวา ปรบมือและขยับเท้า.....	16
7 รูปแบบการพิมพ์แบบ Hex-o-Spell.....	17
8 Transmission of Neurons Signal.....	18
9 พื้นที่บนสมองที่ควบคุมกล้ามเนื้อส่วนต่าง ๆ ของร่างกายหรือ Homunculus.....	19
10 ย่านความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	20
11 รูปแบบของคลื่นสมองที่เกี่ยวกับกิจกรรมทางสมอง สัญญาณที่ใช้สำหรับงานด้านการสื่อสาร ระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ .....	22
12 ภาพของสัญญาณ P300.....	23
13 ภาพของสัญญาณ SSVEP .....	24
14 พื้นที่สมองที่ควบคุมการเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย.....	29
15 ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้า ERD และ ERS .....	30
16 สัญญาณ ERD และ ERS.....	30
17 เทคนิคการติดตั้งขั้วไฟฟ้าชนิดต่าง ๆ.....	31
18 เทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง จากการเชื่อมต่อขั้ววัดสัญญาณโดยตรงกับเนื้อ สมอง.....	32
19 แบบจำลองการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองภายนอกหนังศีรษะ.....	32
20 ความละเอียดเชิงเวลาและเชิงพื้นที่ของเทคนิคการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่าง ๆ.....	35
21 EEG Cap.....	36
22 ระบบ 10-20 System.....	37
23 Bipolar Montage .....	39
24 Common Reference Montage.....	40
25 Average Reference Montage.....	41

## สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
26 ตัวอย่างของสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากการกระพริบตาที่ป้อนมาในสัญญาณ EEG.....	43
27 รูปแบบของกระบวนการผสมสัญญาณเบื้องต้น.....	45
28 องค์ประกอบของสัญญาณสี่เหลี่ยมที่เกิดจากการรวมกันของคลื่นไซน์หลาย ๆ ความถี่.....	47
29 ตัวอย่างของการแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลาเป็นโดเมนความถี่ด้วยอัลกอริธึม FFT.....	48
30 ผลการจำแนกลักษณะของสัญญาณด้วย LDA.....	49
31 การแปลงข้อมูลอินพุตให้ไปอยู่ในอีกไฮเปอร์เพลน (Hyperplane).....	50
32 ตัวอย่าง SVM ใน 2 มิติ.....	50
33 โครงสร้างของดวงตา.....	54
34 การเปรียบเทียบภาพ Vector เมื่อมีการขยายขนาด.....	55
35 การแสดงจุด Pixel เมื่อมีการขยายภาพแบบ Bitmap.....	56
36 รูปภาพ bitmap ชนิด Line-Art.....	56
37 ภาพ Bitmap ชนิด Gray-Scale.....	57
38 ภาพ Bitmap ชนิด Multitone.....	58
39 ภาพ Bitmap ชนิด Full Color.....	58
40 การผสมของสีหลัก.....	59
41 ลูกบาศก์สีของแบบจำลองสี RGB.....	60
42 แบบสี Subtractive Color.....	60
43 แบบจำลองสี HSV.....	61
44 ภาพแบบ Binary หรือภาพขาว-ดำ.....	62
45 ภาพแบบ Grayscale Image.....	63
46 ภาพแบบ RGB.....	63
47 การเปลี่ยนระบบสีของภาพให้เป็น Indexed color mode.....	64
48 Scleral search coils ติดตั้งอยู่กับคอนแทคเลนส์.....	65
49 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากดวงตาด้วยขั้วไฟฟ้า Electro Oculography.....	65
50 การบันทึกสัญญาณแสงอินฟราเรดจากดวงตา (Infrared Oculography) .....	66
51 การบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (Video Oculography: VOG)....	67
52 ระบบติดตามดวงตาแบบระยะไกล (Remote Based Eye Tracker) .....	67

## สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า	
53	ภาพที่ประกอบด้วยระบบติดตามดวงตาและคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	68
54	ระบบติดตามดวงตาที่ประดิษฐ์.....	69
55	โปรแกรม EyeGaze.....	70
56	ผังการไหลและผังโครงสร้างของระบบการติดตามดวงตา.....	73
57	ผังของโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์.....	74
58	ผังของกระบวนการทดสอบคุณภาพของเครื่องมือ.....	75
59	โครงสร้างของระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI).....	77
60	โครงสร้างของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์สำหรับ จำลองการกดปุ่มเมาส์.....	78
61	ผังการไหลของการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองสำหรับ จำลองการกดปุ่มเมาส์.....	79
62	ค่า $R^2$ ของการเคลื่อนไหวแขนขาที่สัมพันธ์กับตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าและความถี่ของ คลื่นไฟฟ้าสมอง.....	80
63	ความถี่และตำแหน่งของขั้วไฟฟ้า (Channel) ที่ตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวแขนขา.....	80
64	ตำแหน่งของพื้นที่สมอง F3 ที่ตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวแขนขา.....	81
65	กระบวนการการพิมพ์ผ่านโปรแกรมการทํานายอักษร.....	82
66	พื้นหลังอักษรปกติ.....	83
67	ผังกระบวนการการพิมพ์ที่ใช้ในการวิจัย.....	84
68	โครงสร้างของการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม (Hybrid System) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System) .....	85
69	ระบบการสื่อสารการพิมพ์ภาษาไทย ด้วยลูกผสม (Hybrid System) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System).....	86
70	เมนูหลักของซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารการพิมพ์ภาษาไทย (Spelling Interface).....	87
71	เมนูย่อยของซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารการพิมพ์ภาษาไทยแบบแป้นพิมพ์จำลอง.....	87
72	แบบการทดลองเบื้องต้น แผนการทดลองชนิด Posttest design.....	90
73	อาสาสมัครขณะทดลอง.....	95
74	การติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	96

## สารบัญภาพ

ภาพที่		หน้า
75	Stimulus สำหรับฝึกจินตนาการเคลื่อนไหวแขนขาด้วยโปรแกรม BCI 2000.....	97
76	โปรแกรมการพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์จำลอง (Virtual Keyboard) .....	98
77	โครงสร้างของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุม การเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์คอมพิวเตอร์.....	103
78	ภาพผังการทำงานของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์.....	105
79	หน้าจอแรกโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) .....	109
80	หน้าจอหลักโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker).....	110
81	กล่องข้อความพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์จำลอง.....	110
82	กล่องข้อความพิมพ์ประโยคสำเร็จรูป.....	111
83	ผังการบูรณาการ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ร่วมกับโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย.....	112
84	ผลการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาโดย ผู้พิการทางการเคลื่อนไหว.....	117
85	ผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย โดยผู้พิการทางการ เคลื่อนไหว.....	120

# บทที่ 1

## บทนำ

### ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ความสามารถในการสื่อสารและมีปฏิสัมพันธ์กับบุคคลรอบข้างเป็นความต้องการขั้นพื้นฐานของมนุษย์ และเป็นหนึ่งในปัจจัยหลักที่ทำให้ชีวิตของมนุษย์มีความสุข (D’Albis, 2012, p. 1) การติดต่อสื่อสารเป็นกระบวนการรับและการถ่ายทอดข้อมูลเนื้อหาสาระต่าง ๆ ที่บุคคลต้องการหรือเกี่ยวข้องกันจากบุคคลหนึ่งไปสู่บุคคลหนึ่งเพื่อสร้างความเข้าใจการจูงใจมุ่งให้ความรู้ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในการกระทำอย่างหนึ่งอย่างใดตามที่ประสงค์ การสื่อสารที่ดีสามารถทำให้เกิดการร่วมแรงร่วมใจกันเกิดประโยชน์แก่หน่วยงานและสังคม โดยที่ช่องทางที่ใช้ในการติดต่อสื่อสารสามารถแบ่งประเภทตามวิธีการต่าง ๆ ดังนี้ คือ การติดต่อสื่อสารทางลายลักษณ์อักษร การติดต่อสื่อสารทางวาจา และการติดต่อสื่อสารที่เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีซึ่งต้องใช้คอมพิวเตอร์เป็นตัวกลางนำสารไปสู่ผู้รับสารนั้น ข้อมูลการสื่อสารที่อยู่ในรูปแบบต่าง ๆ ได้แก่ ข้อความ รูปภาพ หรือสัญลักษณ์จะถูกนำเข้าสู่คอมพิวเตอร์ด้วยอุปกรณ์รับข้อมูลเข้ามาตรฐาน (Standard Input Devices) ได้แก่ เมาส์แป้นพิมพ์ อุปกรณ์ควบคุมระยะไกล หรืออุปกรณ์รับข้อมูลเข้าชนิดอื่น

การพิมพ์ข้อความ การนำรูปภาพหรือสัญลักษณ์เข้าสู่คอมพิวเตอร์สำหรับคนปกติกระทำโดยการพิมพ์ด้วยแป้นพิมพ์มาตรฐาน (Standard Keyboard) และแป้นพิมพ์จำลอง (Virtual Keyboard) ที่ทำการพิมพ์ด้วยเมาส์ซึ่งในการพิมพ์อักษรด้วยเมาส์บนแป้นพิมพ์จำลองนั้นประกอบด้วย กระบวนการเคลื่อนเมาส์ให้ชี้ไปที่อักษรที่ต้องการ (Point) และการกดปุ่มซ้ายของเมาส์ (Click) เพื่อนำอักษรที่เลือกส่งไปยังหน้าจอแสดงผล กระบวนการนี้เรียกว่า Point and Click (Pradeep, 2011, p. 158) ส่วนผู้ที่ไม่สามารถทำการพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์หรือเมาส์ได้ เช่น ผู้พิการประเภทต่าง ๆ จำเป็นต้องพิมพ์โดยผ่านอุปกรณ์การพิมพ์ด้วยวิธีการอื่นแทน ด้วยการใช้อุปกรณ์เทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก (Assistive Technology Devices) ซึ่งเป็นฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่ช่วยให้ผู้พิการเข้าถึงและใช้งานอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ได้ เช่น ผู้พิการทางการมองเห็นต้องการอุปกรณ์เพื่อทดแทนการมองเห็นเพื่อช่วยในการสื่อสาร ได้แก่ เครื่องคอมพิวเตอร์สำหรับคนตาบอดเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยให้คนตาบอดสามารถใช้คอมพิวเตอร์ได้ โดยมีลักษณะพิเศษเช่น แป้นพิมพ์ เป็นแป้นพิมพ์รหัสเบรลล์ (เบญจา ชลธารันนท์, 2554, หน้า 7)

สำหรับผู้พิการที่สูญเสียความสามารถในการเคลื่อนไหวร่างกาย (Locked - in Syndrome) เช่น ผู้ป่วยที่เป็นอัมพาต ผู้ป่วยที่เป็นโรค Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS)

ผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บที่ไขสันหลัง (Spinal Cord Injury) หรือระบบประสาทเสียหายอย่างรุนแรง คนกลุ่มนี้จะมีขีดจำกัดในการเคลื่อนไหวมือ แขนหรือขา ยกเว้นสมองและดวงต่ายังคงสามารถทำงานได้เป็นปกติ (Cardwell, 2013, p. 1) ผู้พิการกลุ่มนี้จะพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์หรือเมาส์ไม่ได้ และวิธีการที่จะทำให้ผู้พิการกลุ่มนี้สามารถพิมพ์อักษรได้ คือเทคโนโลยีการสื่อสารที่ส่งงานจากสมองสู่คอมพิวเตอร์ โดยเทคโนโลยีด้านการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface: BCI) เป็นหนึ่งในความพยายามของมนุษย์ที่จะสร้างเทคโนโลยีสำหรับควบคุมคอมพิวเตอร์ ด้วยวิธีการส่งการจากสมองโดยตรงไปยังเครื่องมือหรืออุปกรณ์ภายนอกด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram) โดยไม่ผ่านช่องทางปกติจากสมองสู่กล้ามเนื้อ เช่น การพิมพ์อักษร การควบคุมการทำงานของอวัยวะเทียม เพื่อทำหน้าที่ทดแทนการทำงานของ มือ แขน หรือขา อันเนื่องมาจากความสามารถที่สูญเสียไปของอวัยวะเหล่านี้ ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ และเป็นการยกระดับคุณภาพชีวิตของคนกลุ่มนี้ให้ดีขึ้น โดยมีการประมาณการว่ามีผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ที่มีโอกาสจะได้รับประโยชน์จากเทคโนโลยี การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์นี้มากถึงประมาณ 2 ล้านคนในประเทศสหรัฐอเมริกาและมากกว่านั้นทั่วโลก (Fok, Schwartz, Wronkiewicz, Holmes, Zhang, Somers, & Leuthardt, 2011, p. 6277)

จากการศึกษาเทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์โดย McFarland และ Wolpaw. (2011, pp. 60-63) อธิบายว่า การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI) แบ่งออกเป็นสองระบบใหญ่ ๆ ตามลักษณะการเกิดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองได้แก่ 1) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการควบคุมการสร้างจากตัวผู้ใช้งานเอง (Endogenous Tasks BCI Systems or Self-Placed Systems BCI) ลักษณะเด่นที่ตอบสนองจากระบบนี้คือ Event Related Synchronization และ Event Related De-Synchronization (ERS และ ERD) 2) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการกระตุ้นจากรีหรือกิจกรรมจากภายนอก (Exogenous Tasks BCI Systems หรือ External Supported Task BCI) ลักษณะเด่นที่ได้คือ P300 (คลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดในช่วงเวลาที่ 300 ถึง 400 มิลลิวินาที) Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP) (McFarland & Wolpaw, 2011, pp. 60-63)

การประยุกต์เทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ ด้วยรูปแบบการควบคุมการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากตัวผู้ใช้งาน (Endogenous Tasks BCI Systems) เพื่อควบคุมอุปกรณ์ภายนอกด้วยคอมพิวเตอร์ จึงเป็นระบบที่ผู้พิการทางการเคลื่อนไหวมีความเป็นอิสระในการควบคุมสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยไม่ขึ้นอยู่กับสิ่งเร้า

ข้อจำกัดของเทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI) มีอยู่ด้วยกันหลายประการโดยจากการศึกษาของ Gneo, Severini, Conforto, Schmid และ D'Alessio (2011, p. 44) อธิบายว่า ความแรงของสัญญาณต่ำอยู่ในระดับไมโครโวลต์ ( $\mu\text{V}$ ) ทำให้มีความต้านทานต่อสัญญาณรบกวนต่ำ (Low Signal to Noise Ratio) อัตราการสื่อสารข้อมูลที่ต่ำ ความเร็วในการตอบสนองต่อคำสั่งที่

ซับซ้อนต่ำ อัตราความผิดพลาดในการรับส่งข้อมูลสูง ทำให้การประยุกต์เทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์เพียงอย่างเดียว ในการควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอร์ เช่นการพิมพ์อักษร ยังคงมีขีดจำกัดในประสิทธิภาพของระบบที่ต่ำ โดยแนวทางในการแก้ปัญหาดังกล่าวจึงมุ่งไปที่วิธีการที่ตอบสนองประสิทธิภาพที่ดีกว่า เช่น ระบบติดตามดวงตา (Eye Tracker Systems: EGTs)

เทคโนโลยีระบบติดตามดวงตา (Eye Tracker Systems: EGTs) ซึ่งเป็นอีกหนึ่งในนวัตกรรมที่ใช้เทคนิคการบันทึกการเคลื่อนไหวของตาของมนุษย์ ด้วยวิธีการต่าง ๆ ผ่านกระบวนการประมวลผลข้อมูลภาพ สักดลักษณะเด่นที่ต้องการ แปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analogue to Digital Converter) เป็นคำสั่งสำหรับควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอร์ เช่น การควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์สำหรับการพิมพ์อักษร เกมส์คอมพิวเตอร์ รถเข็นไฟฟ้า เป็นต้น

ในการพัฒนาเทคโนโลยีระบบติดตามดวงตาสำหรับการควบคุมการเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์คอมพิวเตอร์ โดยจากการศึกษาของ Zander, Gaertner, Kothe และ Vilimek (2010, pp. 42-43) ใช้วิธีการตรวจจับการเคลื่อนไหวของดวงตา ที่เคลื่อนที่ไปในทิศทางต่าง ๆ และจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) เพื่อเลือกคำสั่งที่ต้องการด้วยการตั้งเวลาให้เมาส์เคอร์เซอร์หยุดอยู่กับที่ (Dwell Time) ข้อดีของระบบติดตามดวงตา (Eye Tracker) ได้แก่ อัตราการสื่อสารข้อมูลสูงกว่าเทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ และระยะเวลาในการเตรียมการใช้งานสั้น (Short Preparation Time) สำหรับข้อจำกัดของเทคโนโลยีระบบติดตามดวงตาจากรายงานการวิจัยของ Yong, Fatourech, Ward และ Birch, (2011, p. 592) ซึ่งประกอบด้วย 1) การใช้วิธีการจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Activate The Mouse Click) ด้วยวิธีการตั้งเวลา (Dwell Time) จะต้องควบคุมเมาส์เคอร์เซอร์ให้หยุดอยู่กับที่ตรงตำแหน่งที่ต้องการเมื่อถึงเวลาที่กำหนด ถ้าระยะเวลาสั้นเกินไปจะเกิดความผิดพลาดในการพิมพ์โดยไม่ได้ตั้งใจ (False Positive) แต่ถ้านานเกินไป ผู้ใช้งานจะเกิดความเครียด ความเบื่อหน่ายจากการจ่ออยู่กับเมาส์เคอร์เซอร์ และไม่เกิดการจูงใจให้ใช้งานระบบ 2) ถ้ามีสิ่งรบกวนขวางรบกวนจะทำให้ความสนใจถูกเบี่ยงเบนไป ดวงตาจะมองไปยังสิ่งรบกวนหน้าจอภาพ ทำให้เมาส์เคอร์เซอร์เคลื่อนที่ออกจากตำแหน่งที่เป็นเป้าหมาย ผลการพิมพ์ที่ได้ก็จะไม่ถูกต้อง และ 3) ระยะเวลาการเคลื่อนไหวดวงตาระหว่างจุดกึ่งกลางดวงตาไปซ้าย ขวา บน และล่างของแต่ละคนไม่เท่ากันทำให้ความแม่นยำของการพิมพ์ต่ำลง (Yong, Fatourech, Ward, & Birch, 2011, pp. 591-592)

โดยสรุปเทคโนโลยีระบบติดตามดวงตา สามารถทำการพิมพ์อักษรได้เร็วกว่าเทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ แต่มีข้อจำกัดเรื่องการตั้งเวลาเพื่อกดปุ่มเมาส์ การรบกวนจากสิ่งรบกวนทางการมองเห็น ทำให้เกิดการพิมพ์ผิดโดยไม่ตั้งใจ ทำให้ความแม่นยำในการพิมพ์ลดลง



แนวทางการแก้ปัญหา ความผิดพลาดในการพิมพ์โดยไม่ได้ตั้งใจ จึงต้องใช้วิธีการจำลองการกดปุ่มเมาส์ที่ไม่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวดวงตา ผู้วิจัยจึงสนใจการประยุกต์ข้อดีของระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI) เลือกใช้ลักษณะเด่นประเภท ERD (Event Related De Synchronization) โดยบันทึกสัญญาณนี้ในขณะที่สมองเกิดกิจกรรมการวางแผนการเคลื่อนไหวร่างกาย เช่น แขนหรือขา (Fok, 2011, p. 6279) เพื่อใช้เป็นสัญญาณในการจำลองการกดปุ่มเมาส์คอมพิวเตอร์ เพื่อเลือกอักขระ และใช้วิธีการออกแบบซอฟต์แวร์ ให้การเคลื่อนที่ของเมาส์ทั้งสี่ทิศทางให้เป็นไปตามการเคลื่อนไหวดวงตาในแนวแกน X และ Y โดยการเคลื่อนที่เคอร์เซอร์ของเมาส์จะถูกควบคุมด้วยสัญญาณการเคลื่อนไหวของดวงตา (Eye Movement)

### วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย โดยมีรายละเอียดดังนี้

1.1 พัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) โดยฮาร์ดแวร์ระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหว และแผงวงจรไฟฟ้าที่ควบคุมสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณการเคลื่อนไหวของดวงตา เป็นสัญญาณควบคุมการเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์ ที่มีความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยสูงกว่าการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง

1.2 พัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) โดยฮาร์ดแวร์ประกอบด้วย เครื่องบันทึกและประมวลผล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ส่งสัญญาณการประมวลผลแบบไร้สาย แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ และซอฟต์แวร์ประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณควบคุมการกดปุ่มเมาส์ ที่มีความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยต่ำกว่าการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตา

1.3 พัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker )

2. เพื่อนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและ ระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว เพื่อการสื่อสารกับบุคคลอื่นได้

### กรอบแนวคิดในการวิจัย

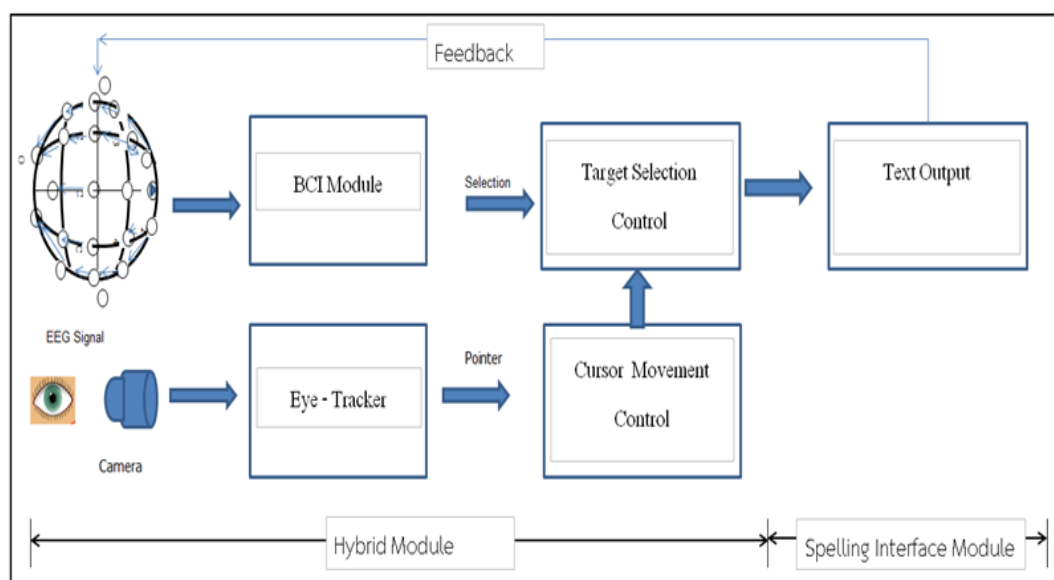
การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง (Development of Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว เป็นการออกแบบและพัฒนาวิธีการสำหรับควบคุมอุปกรณ์รับข้อมูลเข้า (Input Device) เช่น เม้าส์หรือแป้นพิมพ์เพื่อให้การใช้งานคอมพิวเตอร์ให้เป็นไปตามหลักการของศาสตร์ที่เรียกว่า การปฏิสัมพันธ์ระหว่างคอมพิวเตอร์กับมนุษย์ (Human Computer Interaction: HCI) HCI คือ ระบบที่ ใช้ง่าย (Usable) ใช้ได้ทุกคน (Accessible) และไม่เกิดความเครียดขณะใช้งาน ไม่ใช่เพียงแค่ระบบที่ใช้ได้ (Useful) เท่านั้นโดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว การออกแบบระบบยังต้องคำนึงถึงความปลอดภัย ความสะดวกในการใช้งานรวมทั้งต้องสอดคล้องเหมาะสมกับลักษณะทางกายภาพของผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

ในการศึกษาโครงสร้างของกระบวนการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ในการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ผู้วิจัยเลือกใช้การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขณะที่สมองเกิดกิจกรรมการวางแผนการเคลื่อนไหวแขนขวา ด้วยเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) แบบเวลาจริง (Real Time) ขยายและประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อวิเคราะห์องค์ประกอบของสัญญาณด้าน Frequency Domain ขจัดสัญญาณรบกวนต่าง ๆ รวมถึงองค์ประกอบของสัญญาณที่ไม่ต้องการออกและจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณที่ต้องการเพื่อนำไปถอดรหัส ไปกำหนดเป็นคำสั่งให้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ทำงานในการจำลองกดปุ่มเม้าส์ (Mouse Click Simulation)

การพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบติดตามดวงตา (Eye -Tracker System Development) ทำการศึกษาข้อดีและข้อด้อยของฮาร์ดแวร์ระบบติดตามดวงตาที่ใช้วิธีการตรวจจับการเคลื่อนไหวดวงตาด้วยวิธีการต่าง ๆ ได้แก่ วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากดวงตา (Scleral Search Coil Method) การบันทึกสัญญาณแสงอินฟราเรดจากดวงตา (Infrared Occulography: IROG) หรือการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากดวงตาด้วยขั้วไฟฟ้า (Electro-Occlulography: EOG) ตลอดจนวิธีการบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (Video Occulography: VOG) ซึ่งเป็นวิธีการที่ผู้วิจัยเลือกที่จะพัฒนาเพราะสามารถใช้งานได้ทั้งแบบติดตั้งบนศีรษะ (Head Mounted System) และชนิดที่บันทึกด้วยกล้องถ่ายภาพระยะไกล (Remote Eye Tracker) โดยการเคลื่อนไหวของดวงตาจะถูกบันทึกด้วยกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหว ผ่านกระบวนการ

ประมวลผลข้อมูลภาพแบบเวลาจริง (Real Time Image Processing) วิเคราะห์สัญญาณภาพเคลื่อนไหวดวงตาเพื่อสกัดลักษณะเด่นจากรูม่านตา และแปลงสัญญาณที่ได้จากอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analogue to Digital Converter) เพื่อนำไปแปลงเป็นคำสั่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ (Drewes, 2010, pp. 8-27)

กระบวนการออกแบบแป้นพิมพ์จำลอง ที่ใช้สำหรับควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองร่วมกับระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวโดยวิธีการพิมพ์กระทำโดยวิธีการเลือกพิมพ์อักษรบนแป้นพิมพ์จำลอง เลือกพิมพ์ข้อความด้วยวิธีการพิมพ์ผ่านรหัสตัวเลข และเลือกพิมพ์ข้อความด้วยวิธีการพิมพ์ผ่านรูปภาพ กรอบแนวคิดของการวิจัยดังกล่าวแสดงภาพที่ 1



ภาพที่ 1 กรอบแนวคิดของการวิจัย

## สมมติฐานของการวิจัย

1. ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) ประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวดวงตา แผงวงจรไฟฟ้าเพื่อประมวลผลทิศทางการเคลื่อนไหวของดวงตา Microcontroller และโปรแกรม ถอดรหัสทิศทางการเคลื่อนไหวดวงตา เป็นสัญญาณควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ ที่พัฒนาขึ้นมามีความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทย สูงกว่าการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง

2. ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) ประกอบด้วย เครื่องบันทึกและประมวลผล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ส่งสัญญาณการประมวลผลแบบไร้สาย แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ และโปรแกรม คอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณควบคุมการกดปุ่มเมาส์ ที่พัฒนาขึ้น มีความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทย ต่ำกว่าการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตา

3. โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุม การพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye -Tracker) สำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) มีประสิทธิภาพสำหรับการพิมพ์ภาษาไทยที่ พิมพ์ด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

4. ผู้พิการทางการเคลื่อนไหวสามารถพิมพ์ภาษาไทย ด้วยฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบ ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ที่ พัฒนาขึ้นมา เพื่อการสื่อสารกับบุคคลอื่นได้ และมีความพึงพอใจในการใช้งาน

## ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย

การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวผลการวิจัยที่ได้จะก่อให้เกิดประโยชน์ ดังนี้

1. ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์สำหรับการพิมพ์ภาษาไทยระบบลูกผสม (Hybrid System) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System) สามารถตอบสนองใ้ งานด้านการพิมพ์ภาษาไทยเพื่อการสื่อสารกับบุคคลอื่นได้ และมีความพึงพอใจในการใช้งาน

2. ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์แบบลูกผสม (Hybrid System) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และ ระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System) สามารถใช้งานควบคุมโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทั่วไป ได้ เช่น เกมอินเตอร์เน็ต และสามารถนำไปประยุกต์สำหรับงานควบคุมเครื่องมือที่ขับเคลื่อนด้วย พลังงานไฟฟ้าได้ เช่น ควบคุมรถเข็นไฟฟ้า ควบคุมอวัยวะเทียม ควบคุมแขนกล สำหรับผู้พิการ ทางการเคลื่อนไหวได้

## ขอบเขตของการวิจัย

การพัฒนาการพิมพ์อักษรภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ด้วยการประยุกต์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI Based on Motor Imagery Paradigm) การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) สกัดลักษณะเด่นของการจินตนาการ

เคลื่อนไหว (Motor Imagery) แขนข้างขวา ร่วมกับระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System) ที่ประยุกต์วิธีการประมวลผลภาพ (Image Processing) และสกัดลักษณะเด่นของการเคลื่อนไหวรูม่านตา (Pupil) ซึ่งงานวิจัยนี้ได้กำหนดขอบเขตการวิจัยไว้ ดังนี้

1. การพัฒนาซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ด้วยเทคนิคจินตนาการเคลื่อนไหว (Motor Imagery) เลือกบันทึกและประมวลผลลักษณะเด่น (Feature) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการจินตนาการ การเคลื่อนไหวของแขนข้างขวา (Right Hand Motor Imagery) สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) เพื่อเลือกพิมพ์อักษร รหัสหรือรูปภาพบนแป้นพิมพ์จำลอง

2. ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Move) เพื่อเลือกพิมพ์ อักษร รหัสหรือรูปภาพบนแป้นพิมพ์จำลอง พัฒนาระบบการติดตามดวงตา (Eye Tracker System) ด้วยวิธีการบันทึกภาพการเคลื่อนไหวดวงตา (Video/Photo Oculography: VOG) ประมวลผลภาพ (Image Processing) เพื่อจำแนกลักษณะเด่นของการเคลื่อนไหวรูม่านตา (Pupil) สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ (Mouse Cursor Move)

3. อาสาสมัครในการทดลองใช้ระบบที่พัฒนาขึ้น แบ่งออกเป็นสองกลุ่มคือ 1) กลุ่มคนปกติ เป็นนักศึกษามหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา จำนวน 30 คน อายุระหว่าง 18-25 ปี เพศชาย 10 คน เพศหญิง 20 คน และ 2) กลุ่มผู้พิการทางการเคลื่อนไหวจำนวน 4 คน จากศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพคนงานประจำภาคตะวันออกเฉียง (จังหวัดระยอง) จำนวน 2 คน เป็นเพศชาย 1 คน เพศหญิง 1 คน และจากโรงเรียนอาชีวะพระมหาไถ่ (พัทยา) เป็นเพศชาย จำนวน 2 คน

## นิยามศัพท์เฉพาะ

การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) หมายถึง ระบบการสื่อสาร และการควบคุมโดยไม่วิ่งขึ้นอยู่กับช่องทางปกติจากสมองผ่านระบบประสาทสู่การทำงานของกล้ามเนื้อ เป็นศาสตร์ที่ทำงานร่วมกันระหว่างความรู้เกี่ยวกับ คอมพิวเตอร์ อิเล็กทรอนิกส์ ไฟฟ้าเคมี ระบบประสาท ระบบสมองและสรีรวิทยา เข้าไว้ด้วยกัน ทำให้มนุษย์กับอุปกรณ์ อิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Devices) เชื่อมประสานกันและสื่อสารกันได้

คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography) หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากร่างกายมนุษย์ โดยรูปแบบของสัญญาณอาจอยู่ในลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหรือ สัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

คลื่นไฟฟ้าสมองจากกิจกรรมภายใน (Endogenous Tasks BCI Systems) หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการกระตุ้น โดยการจินตนาการที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวอวัยวะส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย (Motor Imagery)

การจินตนาการเคลื่อนไหว (Motor Imagery) หมายถึง การคิดสร้างภาพขึ้นในสมองด้วยการเคลื่อนที่ของส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น การเคลื่อนไหวมือ เท้า โดยที่ไม่มีการเคลื่อนไหวจริงของร่างกายในส่วนนั้น ๆ

Event Related De-Synchronization (ERD) หมายถึง ปรากฏการณ์ของการลดระดับลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ขณะที่มีการวางแผนหรือจินตนาการการเคลื่อนไหว จะส่งผลให้เกิดการลดระดับความสูงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองในย่านความถี่ Mu-Rhythm (10-12 Hz.) ในบริเวณพื้นที่สมองส่วนที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว หรือการวางแผนการเคลื่อนไหว

ระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking Systems) หมายถึง การวัดความเคลื่อนไหวของตาจากการมองที่จุดหนึ่งไปยังอีกจุด ด้วยการใช้กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวความละเอียดสูง (HD Camera) ตรวจสอบการเคลื่อนไหวของดวงตา และแปลงสัญญาณไปควบคุมอุปกรณ์ขาเข้าของคอมพิวเตอร์ (Input Devices) เช่น เมาส์หรือแป้นพิมพ์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

ผู้พิการทางการเคลื่อนไหว (Physical Disability) หมายถึง การที่บุคคลมีข้อจำกัดในการปฏิบัติกิจกรรมในชีวิตประจำวัน หรือการเข้าไปมีส่วนร่วมในกิจกรรมทางสังคม ซึ่งเป็นผลมาจากการมีความบกพร่อง หรือการสูญเสียความสามารถของอวัยวะในการเคลื่อนไหว ได้แก่ มือ เท้า แขน ขา อาจมาจากสาเหตุอัมพาต แขน ขา อ่อนแรง แขนขาด ขาขาด หรือภาวะเจ็บป่วยเรื้อรังจนมีผลกระทบต่อการทำงานมือ เท้า แขน ขา (พระราชบัญญัติส่งเสริมและพัฒนาคุณภาพชีวิตคนพิการ พ.ศ. 2550)

## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อพัฒนาระบบการพิมพ์อักษรภาษาไทยแบบไม่สัมผัส (Touchless) แทนวิธีการพิมพ์แบบปกติด้วยเมาส์หรือแป้นพิมพ์ โดยการรวมความสามารถของเทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI) และเทคโนโลยีระบบติดตามดวงตา (Eye Tracker Systems) เข้าไว้ด้วยกัน กลุ่มเป้าหมายที่จะได้รับประโยชน์โดยตรงจากการวิจัยนี้คือบุคคลที่สูญเสียความสามารถ ในการเคลื่อนไหวร่างกาย การนำเสนอเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง แบ่งออกเป็น 3 ตอน ได้แก่

#### ตอนที่ 1 การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface)

- 1.1 องค์ประกอบขั้นพื้นฐานของการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์
- 1.2 ประวัติของการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองในมนุษย์
- 1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพิมพ์อักษรด้วยระบบสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์

#### ตอนที่ 2 คลื่นไฟฟ้าสมองและเทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

- 2.1 คลื่นไฟฟ้าสมอง
- 2.2 เทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง
- 2.3 เทคนิคการประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง
- 2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

#### ตอนที่ 3 ระบบการมองเห็นของดวงตาและระบบติดตามดวงตา

- 3.1 ระบบการมองเห็นของดวงตา
- 3.2 ประเภทของภาพ
- 3.3 แบบจำลองระบบสี
- 3.4 การประมวลผลภาพ
- 3.5 วิธีการบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา
- 3.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับระบบติดตามดวงตาและแป้นพิมพ์จำลอง

#### ตอนที่ 1 การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface)

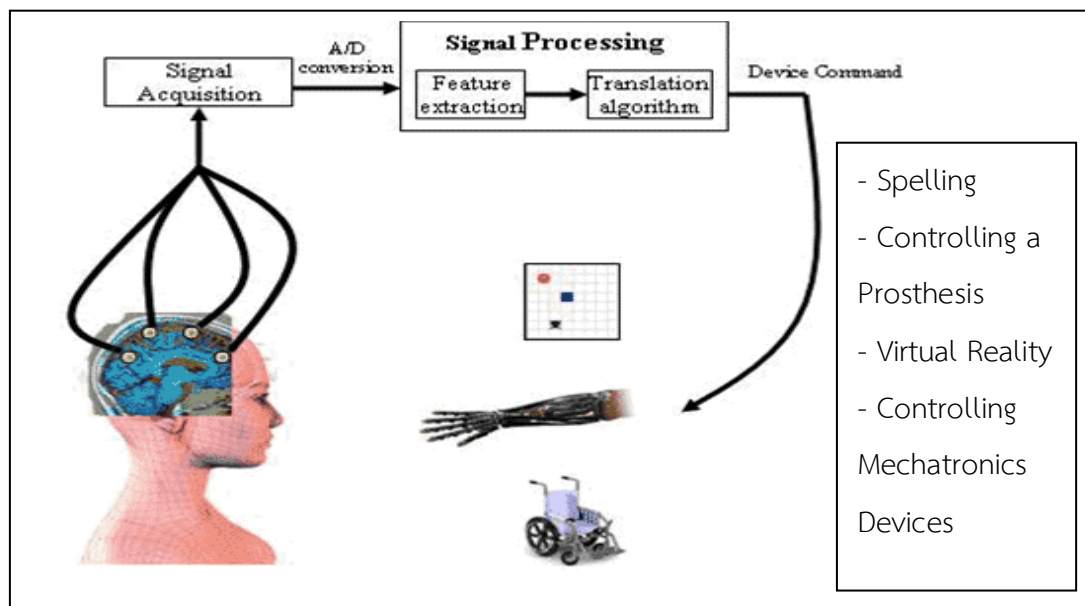
ความหมายของการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain-Computer Interface: BCI) คือ ระบบการสื่อสารที่ส่งผ่านข้อความหรือคำสั่งจากสมองไปสู่โลกภายนอกโดยไม่ผ่านเส้นทางปกติของสมองสู่ปลายทางของเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ (McFarland, & Wolpaw, 2011, p. 60) ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (ภาพที่ 2) ประกอบด้วยเส้นทางการนำเข้าสู่สัญญาณคลื่นสมอง

ด้วยวิธีการต่าง ๆ การประมวลผลสัญญาณโดยการสกัดลักษณะเด่นของสัญญาณที่ต้องการแยกออกจากสัญญาณอื่น ๆ ที่ถูกบันทึกมาด้วยกันและการแปลผลของสัญญาณ เพื่อนำเอาสัญญาณที่ต้องการไปกำหนดเป็นคำสั่งเพื่อการสื่อสาร หรือควบคุมอุปกรณ์ภายนอกและการป้อนกลับของสัญญาณเพื่อยืนยันความสำเร็จ หรือล้มเหลวของคำสั่ง

### 1. องค์ประกอบขั้นพื้นฐานของการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์

การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI) มีองค์ประกอบอยู่สองส่วนหลัก ๆ คือ นำเข้าสัญญาณมาทำการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Signal Acquisition) และนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้มาแปลผลเป็นคำสั่งที่ถูกกำหนดไว้ตามกระบวนการที่ออกแบบไว้แล้ว ส่งสัญญาณออกไปควบคุมอุปกรณ์ภายนอก สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจะถูกบันทึกโดยเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ซึ่งประกอบด้วยขั้ววัดสัญญาณไฟฟ้าที่ติดตั้งอยู่บนศีรษะของมนุษย์ ระยะห่างของแต่ละขั้วสัญญาณถูกกำหนดด้วยระบบมาตรฐานนานาชาติ 10 - 20 (International 10 – 20 System) ขณะที่ความต้านทานไฟฟ้าของขั้วสัญญาณต้องไม่เกิน 5 K Ohm (D'Albis, 2012, pp. 27-28) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จะถูกขยายให้มีความแรงขึ้น มีอัตราการสุ่มสัญญาณ เช่น 128 Hz มีการกรองความถี่ที่ต้องการ เพื่อนำเอาเฉพาะสัญญาณที่ต้องการซึ่งอยู่ในย่านความถี่ 0.2 – 30 Hz. มาใช้สำหรับการวิเคราะห์ขั้วจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการออกไปนำเอาสัญญาณที่ต้องการนำมาคัดกรองส่งเข้าสู่กระบวนการแยกคุณลักษณะของสัญญาณ (Feature Extraction) เพื่อนำเอารูปแบบของคุณลักษณะที่ต้องการของสัญญาณเข้าสู่หน่วยประมวลผลเพื่อสร้างโปรแกรมหรือคำสั่งการใช้งาน (Devices Control) โดยการนำเอาสัญญาณที่คัดเลือกแล้วมากำหนดรูปแบบของคำสั่งกระบวนการและวิธีการควบคุมอุปกรณ์ภายนอกด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ต่อไป (Shih, Krusienski, & Wolpaw, 2012, pp. 270-272)





ภาพที่ 2 องค์ประกอบเบื้องต้นของระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์

ที่มา: <https://www.emaze.com/@AOWLTRRZ/Presentation-Name>

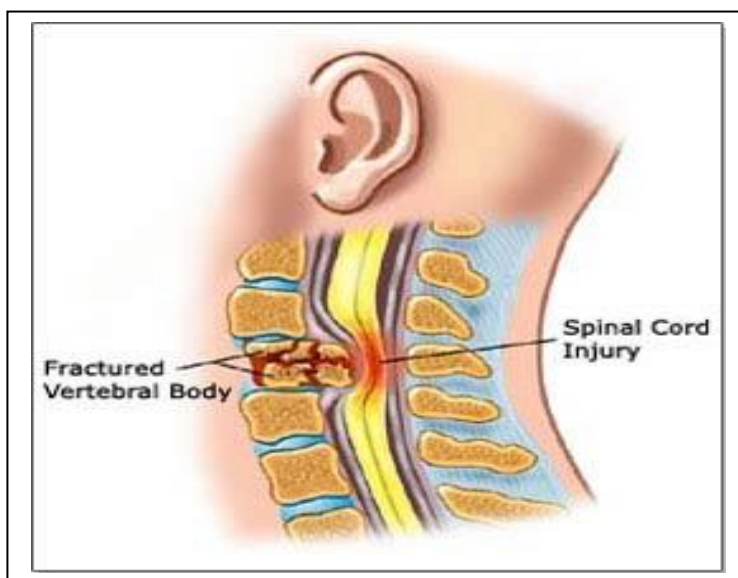
## 2. ประวัติของการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองในมนุษย์

การตรวจและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองในมนุษย์ในปี 1924 Hans Berger จิตแพทย์ชาวออสเตรียได้ใช้เครื่องวัดกระแสไฟฟ้าชนิดชนิดอินโธเฟน (Einthoven String Galvanometer) บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองมนุษย์เป็นครั้งแรกโดยบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองในลูกชายของเขาเองและตีพิมพ์ในวารสารทางด้านจิตแพทย์ในอีก 5 ปีต่อมา Berger ค้นพบคลื่นอัลฟา (Alpha Rhythm) เป็นคนแรกเขาพบว่าคลื่นนี้จะหายไปเมื่อผู้ป่วยลืมนตา (ปาริฉัตต์ คังชนะนนท์, 2549, หน้า 16)

ประวัติของการใช้งานการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ในมนุษย์ (The History of Human BCI Implementation) ได้เริ่มต้นขึ้นเมื่อ ค.ศ 2003 โดยนักวิจัยชาวเยอรมันภายใต้ การนำของ Pfurtscheller เป็นกลุ่มของนักวิจัยและห้องปฏิบัติการกลุ่มแรก ๆ ที่พัฒนาและนำเสนอผลงานจากการค้นพบคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นในขณะที่มนุษย์เกิดจินตนาการ หรือวางแผนการเคลื่อนไหวร่างกาย (Motor Imagery) โดยคลื่นสมองที่ค้นพบเป็นการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นมีระดับพลังงานลดต่ำลงในขณะที่เกิดจินตนาการเคลื่อนไหวส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายเมื่อเทียบกับเส้นฐาน (Base Line) และ จะมีระดับความต่างศักย์ไฟฟ้าที่สูงขึ้นเมื่อเคลื่อนไหวไปแล้ว (Huang, Qian, Oxenham, Fei, & Bai, 2011, pp. 1-2)

งานวิจัยด้าน BCI ที่ประยุกต์กับใช้มนุษย์โดยเฉพาะกับบุคคลที่สูญเสียความสามารถในการเคลื่อนไหวถูกใช้ครั้งแรกเมื่อปี ค.ศ. 2001 เมื่อ Matt Nagle โดนมีดยาว 8 นิ้ว แทงที่ต้นคอ คมมีดเฉือนผ่านไขสันหลังขาดต้องนั่งรถเข็นและใช้เครื่องช่วยหายใจ ปี ค.ศ. 2004 ต่อมาทีมนักวิจัยนำโดย John Donoghue แห่งมหาวิทยาลัย Brown ได้ทำการติดตั้งไมโครชิพ บนเนื้อสมองส่วนที่ใช้ในการบังคับแขน (Motor Imagery Cortex) เป็นแผ่นสี่เหลี่ยมจัตุรัส 4x4 มิลลิเมตร ข้างใต้มีเข็มอิเล็กโทรด 100 เข็ม เรียงกันเป็นแถวแต่ละเข็มยาว 1 มิลลิเมตรและมีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดเล็กกว่าเส้นผม ระบบทำงานโดยตัวไมโครชิพจะรับสัญญาณไฟฟ้าจากเซลล์ประสาท ส่งสัญญาณต่อออกมาตามสายแฉงไฟเส้นเล็ก ๆ ซึ่งทำด้วยทองคำ ซึ่งเป็นครั้งแรกที่มนุษย์ประสบความสำเร็จในการสื่อสารระหว่างสัญญาณสมองของมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ โดยวิธีการที่เรียกว่า Invasive Brain Computer Interface หรือ Implant Technique ทำให้ Matt Nagle สามารถควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์คอมพิวเตอร์ได้ด้วยสมอง (Guardian, 2015, pp. 231-245)

งานวิจัยด้าน BCI ในปัจจุบันมีเป้าหมายอยู่ที่การสร้างนวัตกรรมเพื่อบุคคลที่สูญเสียความสามารถการเคลื่อนไหวร่างกายหรือ Lock in Syndrome ได้แก่ ผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตเคลื่อนไหวไม่ได้ ผู้ป่วยที่เป็นโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงเอแอลเอส (Amyotrophic Lateral Sclerosis: ALS) ผู้ป่วยโรคของเซลล์ประสาทนำคำสั่ง (Motor Neuron Disease: MND) ผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บที่ไขสันหลัง (Spinal Cord Injury) ซึ่งได้แก่ ผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บที่บริเวณคอ โดยอาจมีสาเหตุมาจากรถชน ตกจากที่สูง ถูกยิง ถูกแทง อาจทำให้ประสาทไขสันหลังได้รับบาดเจ็บ เป็นเหตุให้ผู้ป่วยอาจมีอาการอัมพาตตั้งแต่ แขน ขา ถ้าบาดเจ็บตรงระดับเอว ขาทั้งสองข้างมักจะเคลื่อนไหวไม่ได้ ถ้ายับสภาวะและอุจจาระเองไม่ได้ ถ้าบาดเจ็บตรงระดับคอจะทำให้แขนทั้งสองข้างสูญเสียความรู้สึก และถ้าระบบควบคุมการหายใจถูกกระทบกระเทือนหรือถูกทำลายจะทำให้ผู้ป่วยหายใจไม่ได้และอาจตายในเวลารวดเร็ว จากสถิติในสหรัฐอเมริกา พบว่ามีกระดูกสันหลังหักเคลื่อนประมาณ 50,000 รายต่อปี และ 10,000 รายมีปัญหาการกดทับของไขสันหลัง ในจำนวนนี้ประมาณ 40% เป็นอุบัติเหตุต่อกระดูกสันหลังส่วนคอ กระดูกสันหลังหักหรือเคลื่อน กลุ่มคนเหล่านี้จะได้รับประโยชน์มากจากเทคโนโลยีใหม่นี้ โดยส่วนใหญ่เป็นเพราะว่า ผู้คนเหล่านี้มีวิธีการหรือช่องทางอื่น ๆ สำหรับการสื่อสารและปฏิสัมพันธ์กับผู้อื่นที่น้อยมาก สำหรับคนปกติยังไม่มีความจำเป็นต้องใช้เทคโนโลยี หรือนวัตกรรมทางด้านนี้



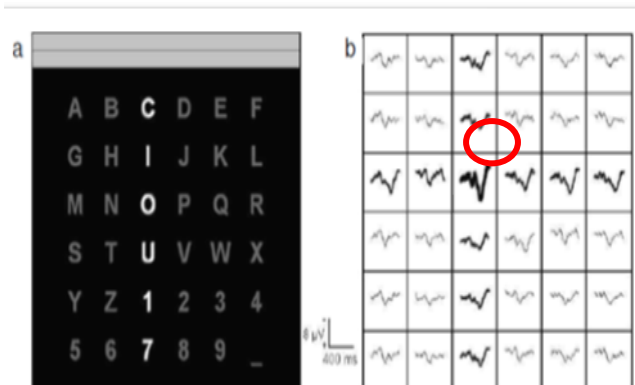
ภาพที่ 3 บริเวณของไขสันหลังที่ได้รับบาดเจ็บ (Complete Cord Injury)

ที่มา: [http://aaclinic.com.a17.readyplanet.net/index.php?lay=show & ac=article&id=539249125](http://aaclinic.com.a17.readyplanet.net/index.php?lay=show&ac=article&id=539249125)

### 3. งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพิมพ์อักษรด้วยระบบสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์

วิธีการประยุกต์การพิมพ์อักษรภายใต้ฐานความคิด การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Spelling with Brain Computer Interface) ในปัจจุบันถูกแบ่งออกตามการประยุกต์ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ใช้ควบคุมการพิมพ์อักษร (EEG Classification for Spelling Control Signal) ได้แก่ คลื่นไฟฟ้าสมองที่สัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event Related Potential: ERP) เช่น P300 คลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นขณะที่ได้รับการกระตุ้นจากการมองเห็นภาพ ในขณะที่จดจ่ออยู่กับตัวกระตุ้นตัวใดตัวหนึ่งที่มีความถี่ต่างกัน (Steady State Visual Evoked Potential: SSVEP) และคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นจากการจินตนาการการเคลื่อนไหว (Motor Imagery) โดยที่กระบวนการของการพิมพ์หรือการได้มาของตัวอักษร (Spelling Paradigm) จะแตกต่างกันไปตามชนิดของลักษณะเด่นที่เลือกใช้ดังนี้

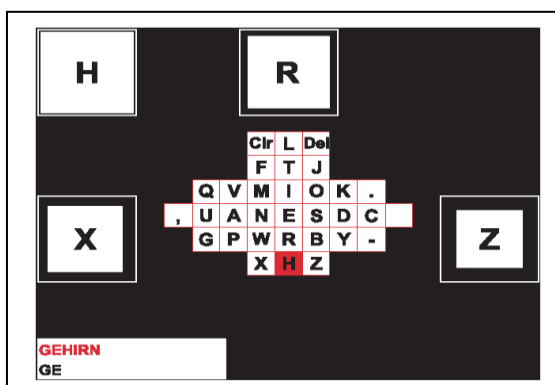
Ozgen (2010, pp. 4-7) อธิบายว่า Farwell และ Donchin เป็นนักวิจัยกลุ่มแรกที่น่าเสนอกระบวนการของการพิมพ์อักษรภาษาอังกฤษ ด้วยวิธีการบันทึกลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองประเภท P300 จากการจ้องมองการกระพริบของตัวอักษรเป็นแถวและคอลัมน์ในการควบคุมการพิมพ์อักษร (Row/ Column Paradigm) ดังภาพที่ 4



ภาพที่ 4 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท P300 (Ozgen, 2010, p. 5)

จากภาพที่ 4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของอักษรเป้าหมายที่ถูกจ้องมอง จะมีระดับความแรงของสัญญาณสูงกว่าตำแหน่งอื่น ด้วยวิธีการดังกล่าวประสิทธิภาพของการพิมพ์จะอยู่ระหว่าง 5-10 อักษรต่อนาที ใช้เวลาในการฝึกฝนความชำนาญหรือทดลองระบบประมาณ 10 นาที (Cecotti, 2010, p. 219) และการพิมพ์ด้วยวิธีการนี้เป็นวิธีการแรก และเป็นจุดเริ่มต้นของการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง

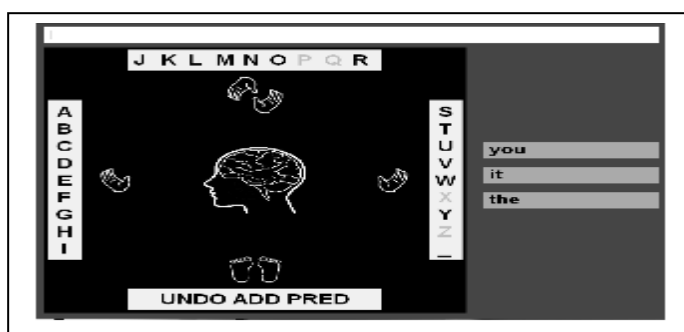
Volosyak (2010, p. 4) แห่งมหาวิทยาลัยเบรเมน ประเทศเยอรมนี นำเสนอกระบวนการทัศน์ของการพิมพ์อักษรภาษาอังกฤษโดยใช้ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นขณะที่ได้รับการกระตุ้นจากการมองเห็นภาพ ในขณะที่จดจ่ออยู่กับตัวกระตุ้นตัวใดตัวหนึ่งที่มีความถี่ต่างกัน (Steady State Visual Evoked Potential: SSVEP)



ภาพที่ 5 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP (Volosyak, 2010, p. 4)

การทำงานของโปรแกรมจะใช้วิธีการเคลื่อนย้ายเคอร์เซอร์ (สีแดง) ไปยังอักษรที่ต้องการด้วยการจัดจ้องที่สิ่งเร้าที่ตำแหน่ง “X” ถ้าต้องการเคลื่อนเคอร์เซอร์ (สีแดง) ไปทางซ้ายจัดจ้องที่สิ่งเร้าที่ตำแหน่ง “Z” ถ้าต้องการเคลื่อนเคอร์เซอร์ (สีแดง) ไปทางขวาจัดจ้องที่สิ่งเร้าที่ตำแหน่ง “R” ถ้าต้องการเคลื่อนเคอร์เซอร์ (สีแดง) ไปด้านบน และจัดจ้องที่สิ่งเร้าตำแหน่ง “H” ถ้าต้องการเลือกตัวอักษรที่ตำแหน่งของเคอร์เซอร์วางอยู่ ด้วยวิธีการนี้สามารถเลือกตัวอักษรที่ต้องการได้อยู่ที่ประมาณ 5-10 อักษรต่อนาทีและมีอัตราความผิดพลาดต่ำ

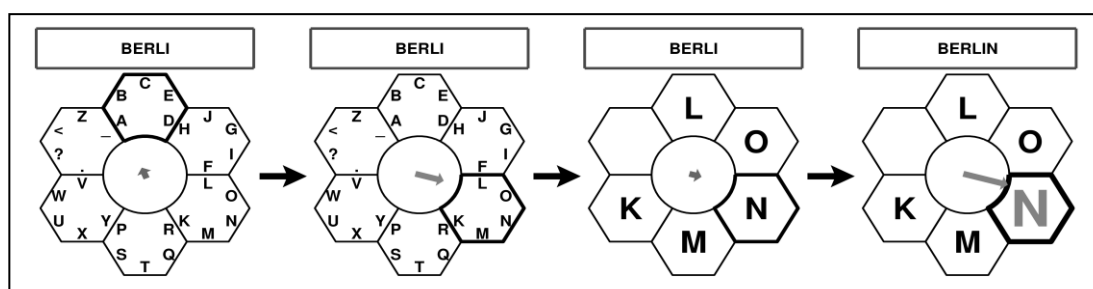
D’Albis (2012, p. 46) จาก AIRLab-BCI GUI แห่ง Technical University of Milan ประเทศอิตาลี นำเสนอกระบวนการทัศน์ของการพิมพ์อักษรภาษาอังกฤษ โดยใช้ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่เกิดขึ้นของการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่เรียกว่า AIRLab-BCI GUI โดยกลยุทธ์ในการพิมพ์อักษร จะใช้วิธีการจินตนาการการเคลื่อนไหวแขนซ้าย แขนขวา ปรบมือและขยับเท้า เพื่อเคลื่อนย้ายเมาส์ไปที่เป้าหมายในสี่ทิศทางเพื่อเลือกตัวอักษรภาษาอังกฤษในการประสมอักษรที่มีทั้งหมด 27 ตัวอักษร ในแนวนอน 1 แถวและแนวตั้ง 1 แถว โดยมีแถวคำสั่งพิเศษ 1 แถว แสดงดังภาพที่ 6



ภาพที่ 6 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภทจินตนาการ การเคลื่อนไหวแขนซ้าย แขนขวา ปรบมือและขยับเท้า (D’Albis, 2012, p. 46)

ความเร็วของการพิมพ์ภายใต้แนวความคิดนี้ สามารถทำได้ที่ 3 อักษรต่อนาที (3 cpm.) ซึ่งวิธีการนี้ยังคงตอบสนองความเร็วในการพิมพ์ที่ต่ำและใช้สัญญาณในการควบคุมการสั่งการทางด้านสัญญาณคลื่นสมองทางขาเข้า (Input Control Brain Signal) ที่มาจากหลากหลายช่องทางของกิจกรรมการเคลื่อนไหว คือ มือซ้าย มือขวา สองมือพร้อมกันและเท้าซึ่งในทางปฏิบัติเป็นเรื่องยากที่จะควบคุมคลื่นไฟฟ้าสมองให้เกิดความแม่นยำในการควบคุมทิศทางจากผู้ใช้งาน (User) และอาจเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดความเครียดกับผู้ใช้งาน

Treder, Schmidt, and Blankertz (2010, pp. 11-12) เป็นกลุ่มของนักวิจัยจาก Fraunhofer FIRST (IDA) Berlin Germany ได้นำเสนอกระบวนการพิมพ์อักษรภาษาอังกฤษ โดยใช้ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการจินตนาการ การเคลื่อนไหว ที่เรียกว่า Hex-o-Spell, Berlin Brain-Computer Interface โดยวิธีนี้จะใช้สัญญาณในการควบคุมจากสัญญาณคลื่นสมอง ทางขาเข้า (Input Control Brain Signal) เพียงสองทาง คือ การจินตนาการการเคลื่อนไหว มือขวาและเท้า โดยบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการเคลื่อนไหวมือ ไปควบคุมให้ลูกศรเคลื่อนที่ไปตามเข็มนาฬิกา ซึ่งหัวลูกศรชี้ไปยังพื้นที่หกเหลี่ยมจำนวนหกชุด แต่ละชุด บรรจุตัวอักษรภาษาอังกฤษจำนวนห้าตัวอักษร ในขณะที่การจินตนาการ การเคลื่อนไหวเท้า ทำหน้าที่หยุดการเคลื่อนที่ของลูกศร เพื่อเลือกพื้นที่หกเหลี่ยมที่บรรจุตัวอักษรเป้าหมาย โดยทำหน้าที่เหมือนกับปุ่ม Enter ของ Keyboard คอมพิวเตอร์



ภาพที่ 7 รูปแบบการพิมพ์แบบ Hex-o-Spell (Treder, Schmidt, & Blankertz, 2010, p. 12)

ความเร็วของการพิมพ์ภายใต้แนวความคิดนี้อยู่ระหว่าง 2.3–7.6 อักษรต่อนาที (2.3 –7.6 cpm.) ซึ่งทำการวัดภายใต้เงื่อนไขของการแก้คำผิด (Error) โดยใช้คำสั่ง Backspace สั่งการทำงานโดยใช้คลื่นสมอง วิธีนี้สามารถตอบสนองอัตราการพิมพ์สูงขึ้นกว่าวิธี AirLab-BCI GUI และใช้สัญญาณ ในการควบคุมการสั่งการทางด้านสัญญาณคลื่นสมองทางขาเข้า (Input Control Brain Signal) น้อยกว่า

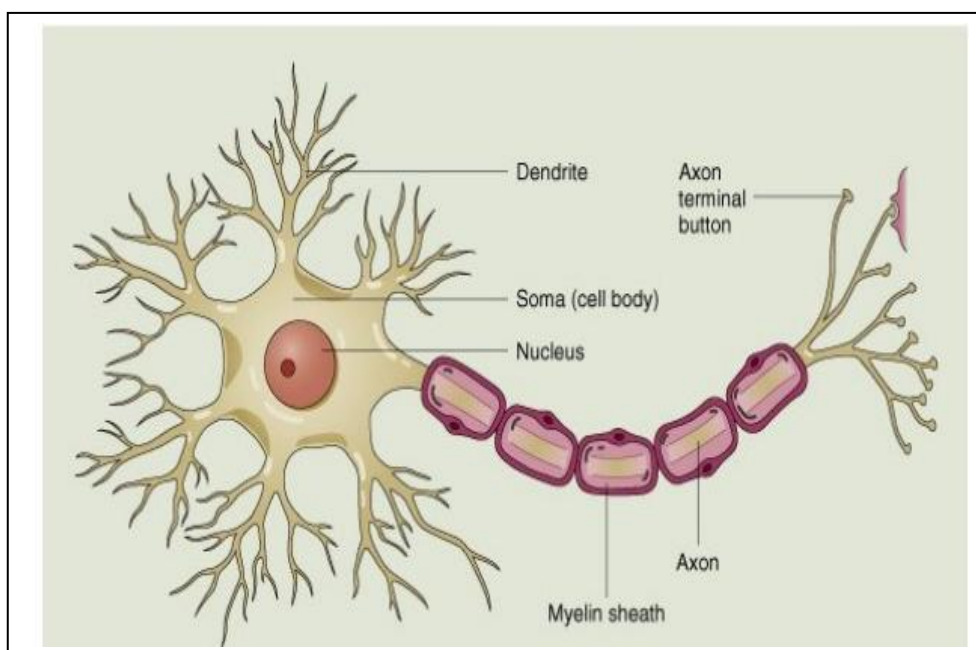
จากรายงานผลการวิจัยดังกล่าว สามารถสรุปให้เห็นได้ว่าการพิมพ์อักษรด้วยการประยุกต์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI) เพียงอย่างเดียวมีประสิทธิภาพต่ำมาก โดยมีความเร็วในการพิมพ์อยู่ระหว่าง 2.3 ถึง 10 อักษรต่อนาทีและยังมีข้อจำกัดในเรื่องอัตราความผิดพลาดสูงและใช้เวลานานในการสร้างความชำนาญในการใช้งาน (Long Training Time)

## ตอนที่ 2 คลื่นไฟฟ้าสมองและเทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

### 1. คลื่นไฟฟ้าสมอง

คลื่นไฟฟ้าสมองเกิดจาก Dendritic Activity ของ Pyramidal Cell ที่แทงผ่านขึ้นมาถึงบริเวณนอกสุดของสมอง ซึ่งถูกกระตุ้นโดยเซลล์ให้จังหวะพร้อม ๆ กันเป็นบริเวณกว้างเมื่อรวม Excitatory และ Inhibitory Postsynaptic Potential จากเซลล์เหล่านี้เข้าด้วยกันจึงมีสนามไฟฟ้าขนาดใหญ่ ผ่านเยื่อหุ้มสมอง น้ำไขสันหลัง กะโหลกและหนังศีรษะ ไปปรากฏเป็นคลื่นไฟฟ้าสมอง

เทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง สามารถกระทำได้ทั้งในขณะที่รู้สึกและไม่รู้สึกตัว โดยการวัดและวิเคราะห์สัญญาณ ขณะที่เกิดกิจกรรมทางสมองมีอยู่ด้วยกันหลายวิธีซึ่งคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นทั้งหมดเริ่มต้นจากองค์ประกอบที่เป็นพื้นฐานของสมองนั้น คือ เซลล์ประสาท (D'Albis, 2012, p. 19)

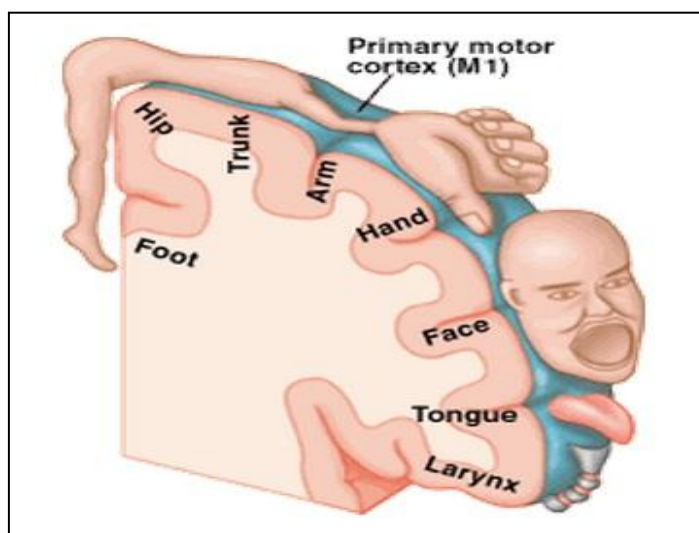


ภาพที่ 8 Transmission of Neurons Signal (Hoffmann, 2010, p. 2)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Brain Wave) เป็นรูปแบบหนึ่งของสัญญาณที่วัดได้จากร่างกายมนุษย์ซึ่งเรียกว่า Biomedical Signal โดยรูปแบบของสัญญาณอาจอยู่ในลักษณะของสัญญาณไฟฟ้า สัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า หรืออยู่ในลักษณะของรูปภาพและภาพเคลื่อนไหวโดยปกติแล้วร่างกายมนุษย์จะเคลื่อนไหวหรือทำกิจกรรมใด ๆ จะต้องมีการสั่งการมาจากสมองโดยสมองจะส่งข้อมูลในรูปแบบสัญญาณไฟฟ้าผ่านทางเซลล์ประสาท เพื่อมากระตุ้นกล้ามเนื้อให้เคลื่อนไหวตามที่ต้องการ ซึ่งสัญญาณที่

สมองส่งออกมานี้สามารถทำการตรวจจับและแปลงออกมาในรูปของสัญญาณไฟฟ้า สัญญาณที่ตรวจได้นี้ ในด้านเทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองและคอมพิวเตอร์ (BCI) เรียกว่า สัญญาณคลื่นสมอง (Brainwave) คลื่นสมองจะครอบคลุมความถี่ในย่านต่าง ๆ ตั้งแต่ประมาณ 0–30 รอบต่อวินาที ตามลักษณะการตอบสนองต่อความนึกคิดของสมองต่อการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ จึงถูกเรียกว่า Brain Body Signal และสัญญาณที่วัดได้จะมีขนาดแรงดันต่ำอยู่ในระดับไมโครโวลต์ ทำให้อ่อนไหวต่อสัญญาณรบกวนและตอบสนองอัตราการส่งผ่านข้อมูลที่ต่ำ (Gneo et al., 2011, p. 44)

พื้นที่สมองแบ่งออกเป็นส่วนเล็ก ๆ ซึ่งทำหน้าที่แตกต่างกัน เช่น Visual Cortex ทำหน้าที่ในกระบวนการทางด้านการมองเห็น Temporal Lobe ทำหน้าที่ทางด้านความจำ เช่น การจัดเก็บความจำ และ Motor Cortex ทำหน้าที่ในการวางแผนการเคลื่อนไหว ซึ่งในความเป็นจริงแล้ว Motor Cortex จะแบ่งพื้นที่ของการเคลื่อนไหวออกเป็นส่วนของมือ เท้าและส่วนอื่น ๆ ของร่างกาย เนื่องจากอวัยวะส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมีการเคลื่อนไหวอย่างอิสระในจินตนาการในสมองก็จะแปลความหมายของร่างกายที่บิดเบี้ยวตามลักษณะของการเคลื่อนไหวของร่างกาย สำหรับการเคลื่อนไหวมือและแขน สมองต้องการใช้พื้นที่ในการควบคุมการเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมากกว่าการเคลื่อนไหวสะโพก เนื่องจากการเคลื่อนไหวมือและแขน มีความละเอียดซับซ้อนในการใช้สมองมากกว่า แสดงได้ดังภาพที่ 9



ภาพที่ 9 พื้นที่บนสมองที่ควบคุมกล้ามเนื้อส่วนต่าง ๆ ของร่างกายหรือ Homunculus

ที่มา: <http://brainconnection.com>

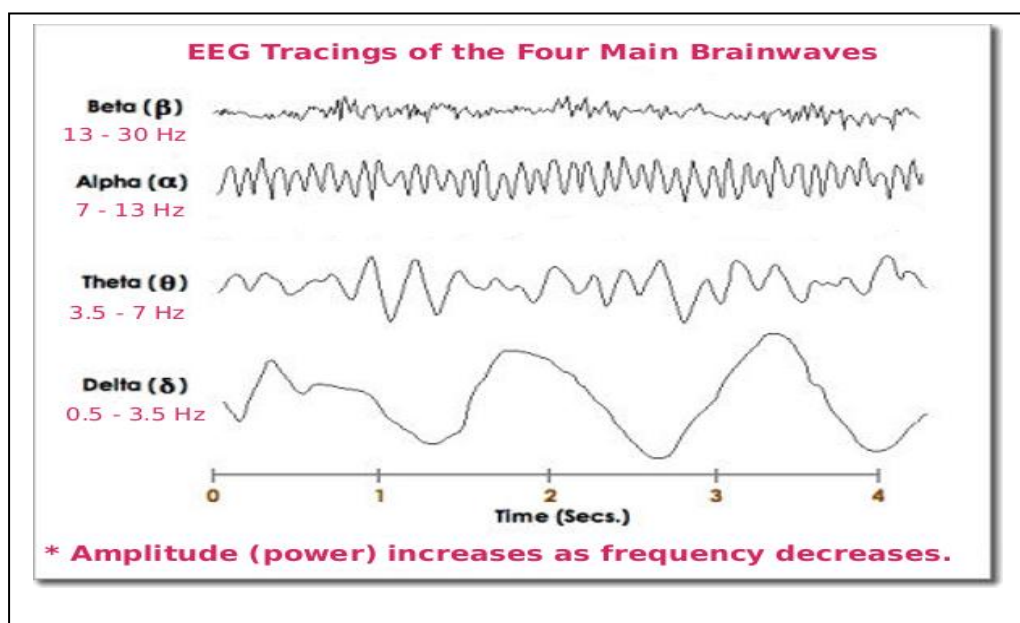
ความถี่และตำแหน่งของสมองที่ใช้สำหรับประเมินว่าสมองกำลังทำงาน ซึ่งขึ้นอยู่กับความละเอียดในการวัดค่าที่ได้มา ความเป็นไปได้ที่จะแยกไม่เฉพาะระหว่างความแตกต่างของกิจกรรมเท่านั้น



เช่น สิ่งที่เกิดกับการเคลื่อนไหว การเคลื่อนไหวที่เฉพาะส่วนและประเภททั่วไปของความคิด ไม่รู้แน่นอนได้ว่าคนนั้นคิดอะไร แต่ด้วยวิธีการที่แน่นอนสามารถทำการเคลื่อนไหวได้อย่างแม่นยำซึ่งเป็นพื้นฐานของระบบการเชื่อมต่อระหว่างสมองและเครื่องจักร (Brain Machine Interfaces)

การแบ่งประเภทของคลื่นสมองนอกจากจะแบ่งตามวิธีการตรวจวัดแล้ว ทางด้านประสาทวิทยาได้ศึกษาค้นสมองในย่านความถี่ที่สัมพันธ์กับกิจกรรมของร่างกายมนุษย์ (Brain Frequencies Activity) ความแตกต่างของคลื่นสมอง (Brain Wave) จะเกิดขึ้นในลักษณะกิจกรรมที่แตกต่างกันในแต่ละกิจกรรม

Ramadan, Refat, Elshahed and Ali (2015, pp. 37-38) อธิบายว่า ในการวัดและแบ่งคลื่นสมองของมนุษย์ตามระดับความตื่นตัวหรือความถี่ ได้เป็น 5 กลุ่มใหญ่ ๆ ได้แก่ คลื่น Alpha, Beta, Delta, Theta, และ Gamma



ภาพที่ 10 ย่านความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

ที่มา: <http://www.meditation-mp3.org/brainwave-entrainment/>

1. คลื่นเบต้า (Beta Brainwave) มีความถี่ประมาณ 14-21 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นช่วงคลื่นสมองที่เร็วที่สุด เกิดขึ้นในขณะที่สมองอยู่ในภาวะของการทำงานและควบคุมจิตได้สำนึก (Conscious Mind) ในขณะที่ตื่นและรู้ตัว เช่น การนั่ง ยืน เดิน ทำงาน หรือกิจกรรมต่าง ๆ ในกรณีที่จิตมีความคิดมากมายหลายอย่างจากภารกิจประจำวัน วุ่นวายใจ สับสนหรือฟุ้งซ่าน และสั่งการสมองอย่างไม่เป็น

ระเปียบความถี่ของคลื่นช่วงนี้อาจสูงขึ้นไปได้ถึง 40 Hz โดยเฉพาะคนในที่มีความเครียดมากอยู่ในภาวะเร่งรีบบีบคั้น ตื่นเต้นตกใจ อารมณ์ไม่ดี โกรธหรือดีใจมาก ๆ สมองจะมีการทำงานในช่วงคลื่นเบต้ามากเกินไป

2. คลื่นอัลฟา (Alpha Brainwave) มีความถี่ประมาณ 7-14 รอบต่อวินาที (Hz) ความถี่ของคลื่นที่ต่ำลงมานี้ ก็คือเป็นคลื่นสมองที่ปรากฏบ่อยในเด็กที่มีความสุขและในผู้ใหญ่ที่มีการฝึกฝนตนเองให้สงบนิ่งมากขึ้นอาจหมายถึง สภาวะที่จิตสมคุดอยู่ในสภาวะสบาย ๆ มีการซ้าลงด้วยการไคร่ครวญไม่ด่วนตอบสนองต่อสิ่งร้้าด้วยอารมณ์อันรวดเร็ว เวลาที่ความถี่น้อยลง หมายถึงว่า จะคิดซ้าลง เป็นจ้งหะเป็นท่วงทำนอง คมซัด ให้เวลาแก่จิตในการไตร่ตรองและมีความคิดเป็นระบบขึ้น สภาวะที่สมองทำงานอยู่ในคลื่นอัลฟา ยังพบอยู่ในหลายรูปแบบ เช่น ขณะที่กำลังหลับหรือร่างกายผ่อนคลาย ช่วงเวลาที่ง่วงนอน ก่อนหลับหรือหลับใหม่ ๆ เวลาทำอะไรเพลิน ๆ จนลืมสิ่งรอบตัว เวลาสบายใจ เวลาอ่านหนังสือ หรือจดจ่อกับกิจกรรมอย่างต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่งและการเข้าสมาธิในระดับว่างค์ที่ไม่ลึกมาก

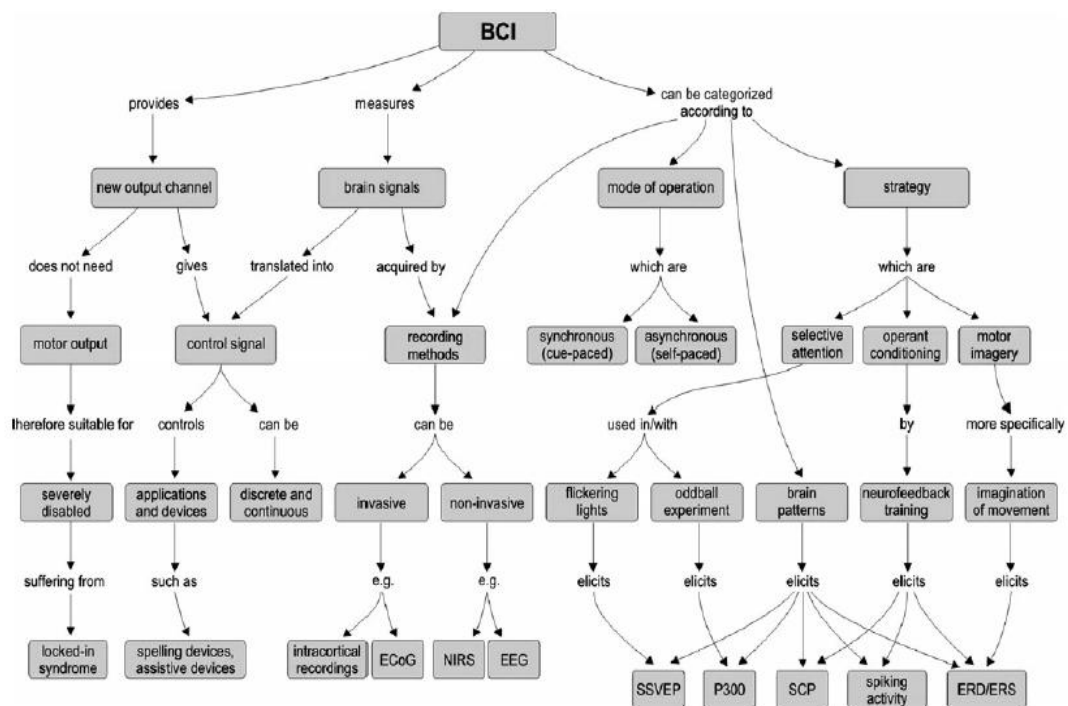
3. คลื่นเธต้า (Theta Brainwaves) มีคลื่นความถี่ประมาณ 4 - 11 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นช่วงคลื่นที่สมองทำงานซ้าลงมากพบเป็นปกติในช่วงที่คนหลับ หรือมีความผ่อนคลายอย่างสูง แต่ในภาวะที่ไม่หลับคลื่นนี้ สามารถเกิดขึ้นได้เช่นกัน เช่น ขณะอยู่ในการภาวนาสมาธิที่ลึกในระดับหนึ่ง การเข้าสู่สภาวะนี้ ใกล้เคียงกับคลื่นสมองในสภาวะอัลฟาคือ มีความสุข ลืมความทุกข์ แต่จะมีความพิติสุขมากกว่าสภาวะนี้มีความเชื่อมโยงกับการเห็นภาพต่าง ๆ สมองในช่วงคลื่นเธต้า เปรียบเสมือนแหล่งเก็บแรงบันดาลใจ ความคิดสร้างสรรค์ที่อยู่ในจิตใจส่วนลึกของเราจึงเป็นคลื่นสมองที่สะท้อนการทำงานของจิตใต้สำนึก (Subconscious Mind) อันเป็นการทำงานของเนื้อสมองส่วนใหญ่ของมนุษย์ ระดับพฤติกรรมภายใต้ความถี่ของคลื่นเธต้าเป็นลักษณะที่บุคคลคิดค้านึงเพื่อแก้ปัญหา พบได้ทั้งลักษณะที่รู้สำนึก และไร้สำนึก ปรากฏออกมาเป็นความคิดสร้างสรรค์ เกิดความคิดหยั่งเห็น (Insight) มีความสงบทางจิตและมองโลกในแง่ดีเกิดสมาธิแน่วแน่มและเกิดปัญญาญาณ มีศักยภาพสำหรับความจำระยะยาวและการระลึกรู้

4. คลื่นเดลต้า (Delta Brainwaves) มีความถี่ประมาณ 0 – 4 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นคลื่นสมองที่ซ้าลงที่สุด สภาวะนี้จะทำให้ร่างกายเกิดความผ่อนคลาย ในระดับที่สูงมากเป็นคลื่นสมองที่ทำงานเชื่อมต่อกับส่วนที่เป็นจิตไร้สำนึก (Unconscious Mind) เช่น ในขณะที่ร่างกายหลับลึกโดยไม่มีการฝันหรือ เกิดจากการเข้าสมาธิลึก ๆ ในระดับฌานในช่วงนี้คลื่นสมองแสดงให้เห็นว่า ร่างกายกำลังตีม่ด้ากับการพักผ่อนลงลึกอย่างเต็มที่ เปรียบได้กับการประจุพลังงานเข้าสู่ร่างกายใหม่ผู้ที่ผ่านการหลับลึก ในช่วงเวลาที่พอเหมาะพอดีจะรู้สึกได้ถึงความสุขขึ้นกระปรี้กระเปร่ามากเป็นพิเศษ เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ที่นอนหลับไม่ค่อยสนิท และสำหรับผู้ที่ทำสมาธิอยู่ในระดับฌานลึก ๆ เมื่อออกจากสมาธิแล้ว ก็ยังคงติดรสแห่งพิติสุข ทำให้เกิดความสุขใจมีใบหน้าผ่องใสเต็มอิม ไปด้วย ความสุขสดชื่นเช่นเดียวกัน

5. คลื่นแกมมา (Gamma) ความถี่ประมาณ 30 -100+ เฮิรตซ์เป็นคลื่นสมองที่มีความถี่อยู่ในช่วงสูงสุด เกิดขึ้นบริเวณสมองส่วนที่ทำหน้าที่รับความรู้สึก (Somatosensory Cortex) คลื่นแกมมา จะเกี่ยวข้องกับด้านความคิดและจิตใจ เช่น ความกลัว การแก้ไขปัญหา การเรียนรู้ การมีสติรู้จ้กคิด

ผู้เจริญเมตตาภาวนาต่อเนื่องจะมีคลื่นแกมมา (ความถี่สูงสุด) สูงกว่าคนปกติ คนที่ฝึกสมาธิเมตตาภาวนาต่อเนื่องจะมีการเปลี่ยนแปลงของสมองแบบถาวรในเชิงบวก เช่น ความสงบ ความอึดเอิบ การมองโลกในแง่ดี

สัญญาณทางประสาทที่มหาวิทยาลัยที่ใช้สำหรับขับเคลื่อนระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Neurophysiological Signals Used to Drive BCI Systems) ในการศึกษาเกี่ยวกับคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับกิจกรรมทางสมองสัญญาณที่ใช้สำหรับงานด้านการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ นั้นมีการศึกษาอยู่ด้วยกันสองกลุ่มใหญ่ ๆ ดังนี้



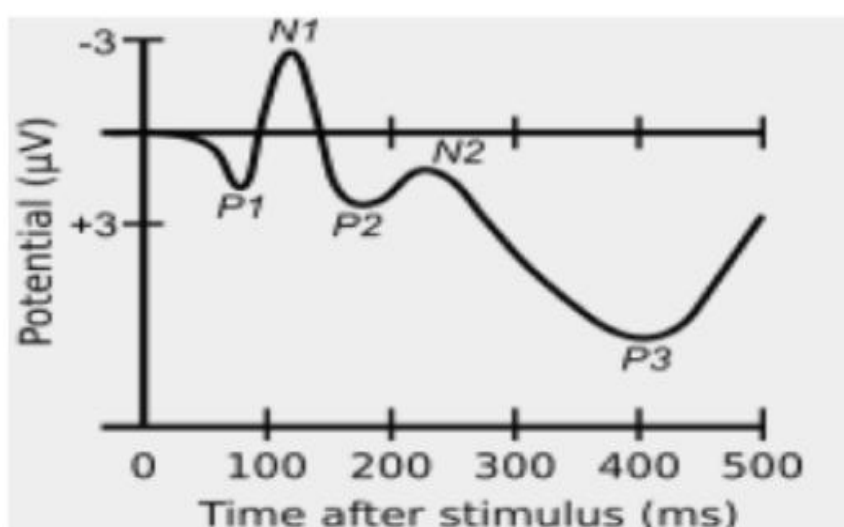
ภาพที่ 11 รูปแบบของคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับกิจกรรมทางสมอง สัญญาณที่ใช้สำหรับงานด้านการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Grimann, Allison, & Pfurtscheller, 2010, p. 23)

### 1. สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการกระตุ้นจากปัจจัยหรือกิจกรรมภายนอก

(Exogenous Tasks BCI Systems หรือ External Supported Task หรือ Event Related Potential: ERP หรือ Selective Attention เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการใช้ตัวกระตุ้นเกี่ยวข้องกับระบบรับรู้ความรู้สึก (Sensory System) และเมื่อสมองได้รับการกระตุ้นจากสิ่งเร้าต่าง ๆ ก็จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าของสมองที่มีความสัมพันธ์กับเหตุการณ์ภายนอกที่มากระตุ้น (Event-Related Potential: ERPs) โดยจะแสดงผลออกมาในรูปแบบกราฟ ทำให้ทราบถึงเวลาที่สมองใช้ตอบสนองต่อสิ่งเร้าและส่วนของสมองที่ถูก

กระตุ้นในการตรวจวัดสัญญาณ Event – Related Potential (ERPs) เป็นการตรวจคลื่นสมองคล้าย EEG (Electroencephalogram) แต่จะมีสิ่งเร้า (Stimulus) จากทางการได้ยิน (Auditory Stimulus) การเห็น (Visual Stimulus) หรือทางผิวหนัง (Somatosensory Stimulus) เป็นตัวกระตุ้นเมื่อทำซ้ำ ๆ แล้วนำกราฟที่ได้มาเฉลี่ย ผลที่ออกมาจะเป็นกราฟอีกอันที่แสดงลักษณะการทำงานของสมอง ที่ถูกกรองสัญญาณรบกวนออกไป คลื่นสมองชนิดนี้จะมีลักษณะเฉพาะตัวสำหรับสิ่งเร้านั้น ๆ Peak (สูงสุด) และ Trough (ต่ำสุด) ที่เกิดขึ้นจะมีลักษณะเฉพาะตัวเกิดขึ้นตาม Time Sequence ที่แน่นอน การประเมินผล จะใช้วิธีการดูค่าความต่างศักย์ทางไฟฟ้า ซึ่งมีค่าในระดับไมโครโวลต์ ตัวอย่างเช่น Amplitude ของ Trough ที่เกิดขึ้นในเวลา 100 Millisecond จาก Base Line ไปสู่ค่าสูงสุดในทางลบนั้นเราจะเรียกว่า N1 Amplitude นอกจากนี้ยังมีรูปแบบของสัญญาณชนิดอื่นอีก ได้แก่

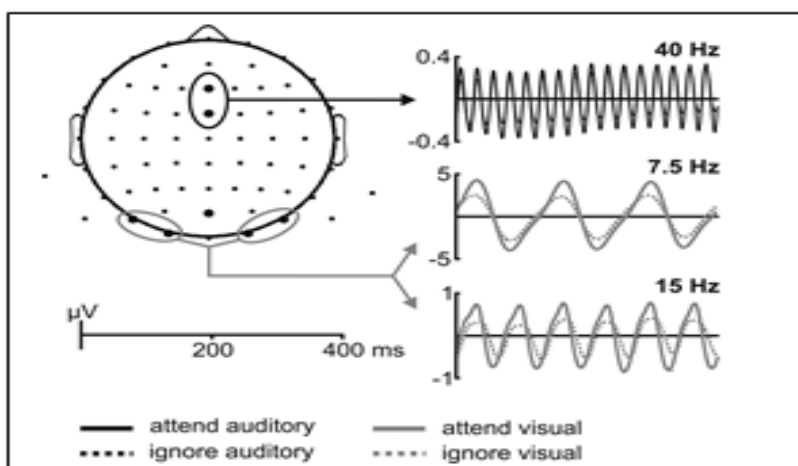
P300 (P3) หมายถึง สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นหลังจากมีการกระตุ้นจากสิ่งเร้าไม่ว่าจะเป็นแสง สี เสียง หรือภาพ ของเหตุการณ์ (Event-Related Brain Potentials) ที่เวลาประมาณ 300-600 มิลลิวินาที หลังจากการกระตุ้นระดับแรงดันไฟฟ้าเทียบกับระยะพัก (กนก พานทอง, เสรี ชัดแจ่ม, และ กาญจนา พิทักษ์วัฒนานนท์, 2554, หน้า 55)



ภาพที่ 12 ภาพของสัญญาณ P300

ที่มา: [http://en.wikipedia.org/wiki/Event-related\\_potential](http://en.wikipedia.org/wiki/Event-related_potential)

Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP) เป็นการกระตุ้นให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าสมองจากการมองเห็นด้วยสิ่งเร้า (แสงและสี) ที่มีความถี่ที่กำหนดไว้



ภาพที่ 13 ภาพของสัญญาณ SSVEP

ที่มา: [http://c431376.r76.cf2.rackcdn.com/688/fnhum-03-058/image\\_m/fnhum-03-058-g002.jpg](http://c431376.r76.cf2.rackcdn.com/688/fnhum-03-058/image_m/fnhum-03-058-g002.jpg)

2. สัญญาณไฟฟ้าสมองที่เกิดจากกิจกรรมการควบคุมการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากตัวผู้ใช้งานเอง (Endogenous Tasks BCI Systems หรือ Internal Supported Task หรือ Motor Imagery) เป็นการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ซึ่งเกิดจากกิจกรรมที่เกิดขึ้นสร้างขึ้นเองจากตัวผู้ใช้งาน โดยไม่ต้องอาศัยการกระตุ้นหรือตัวกระตุ้นให้เกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากภายนอก (External Stimulus) เช่น คลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นจากกิจกรรมการเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ของร่างกายซึ่งจะเกิดขึ้นเมื่อสมองสั่งให้แขนหรือขามีการเคลื่อนไหว สัญญาณจากบริเวณสมองสั่งการก็จะนำลงไปสู่กล้ามเนื้อประสาท และนำไปสู่การเคลื่อนไหวแขนและขา โดยเป็นที่รู้จักกันดีในรูปแบบของสัญญาณที่เรียกว่า Motor Imagery และ Sensory Motor Rhythm

พัชรี คุณคำชู (2555, หน้า 102-228) กล่าวถึง การเคลื่อนไหวในขณะที่มนุษย์ดำเนินกิจกรรมต่าง ๆ ในชีวิตประจำวันไว้ว่า เมื่อเกิดการเคลื่อนไหวอวัยวะต่าง ๆ ของร่างกาย การเคลื่อนไหวในร่างกายทุกชนิดไม่จำเป็นที่จะเป็นการเคลื่อนไหวแบบง่ายที่ไม่ต้องอาศัยการประสานสัมพันธ์ (Coordination) ของสมองหลายส่วน เช่น การยืน การเดิน การนั่ง ไปจนถึงการเคลื่อนไหวที่ต้องอาศัยประสานสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของสมองหลายส่วน รวมไปถึงการเคลื่อนไหวที่ต้องอาศัยทักษะขั้นสูง เช่น การวิ่ง หลบคู่ต่อสู้ การเดินบิลเลต การเล่นสกีหรือแม้กระทั่งการเล่นยิมนาสติก ล้วนแต่ต้องอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อหลาย ๆ มัด โดยอาศัยพื้นฐานการทำงานจากการหดตัวของกล้ามเนื้อมัดที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว ทั้งที่เกิดขึ้นจากการควบคุมการทำงานของสมองหรือภายใต้การควบคุมการทำงานของรีเฟล็กซ์ (Voluntary or Reflex)

การควบคุมการทำงานของสมอง (Motor Control) ประกอบด้วย การทำงานในระดับล่างสุดของระบบประสาท คือ เซลล์ประสาทสั่งการ (Motor Neuron) ในไขสันหลังที่จัดว่าเป็น Lower Motor Neuron และถือว่าเป็น Final Common Pathway ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกาย การควบคุมการเคลื่อนไหวที่มีความซับซ้อนยุ่งยากและมีหลายระบบเข้ามาเกี่ยวข้องมากขึ้น จะอาศัยการทำงานของสมองชั้นสูงขึ้นไป (Higher Brain) เช่นการทำงานของสมองส่วน Cerebral Cortex สมองส่วน Cerebellum และสมองส่วน Basal Ganglia ดังนั้นเมื่อรูปแบบในการเคลื่อนไหวมีความสลับซับซ้อนมากขึ้น ข้อมูลที่ได้รับจากระบบ Sensory ที่มาจากอวัยวะต่าง ๆ ในร่างกายก็ย่อมมีความสำคัญต่อการควบคุมการเคลื่อนไหวมากขึ้น เพื่อให้สามารถปรับแต่งการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นให้การตอบสนองที่เหมาะสมราบรื่นและเป็นไปอย่างที่ต้องการ (Goal-Directed Movement)

### **การจัดรูปแบบในการควบคุมการเคลื่อนไหว (Organization of Motor Control)**

โดยทั่วไปแล้วนั้น การควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกาย ประกอบด้วย 4 ขั้นตอนหลัก คือ 1) แรงจูงใจในการเคลื่อนไหว (Motivation) 2) ความคิดที่ต้องการเคลื่อนไหว (Ideation) 3) การวางแผนการเคลื่อนไหว (Programming) และ 4) การลงมือเคลื่อนไหว (Execution)

จากขั้นตอนทั้ง 4 ขั้นนี้แสดงให้เห็นความสัมพันธ์ในการทำงานของระบบประสาทในแต่ละส่วนที่มีการสั่งการลงมา จนกระทั่งเกิดการเคลื่อนไหวที่ต้องการ การทำงานที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นได้ดีมากน้อยเพียงใดขึ้นอยู่กับข้อมูลที่สมองได้รับเข้ามาจาก Sensorimotor System และ Limbic System

Sensorimotor System เป็นระบบที่เกี่ยวข้องกับการรับรู้ต่าง ๆ (Sensory) และการสั่งการในการเคลื่อนไหวส่วน Limbic System จะมีการทำงานที่เชื่อมโยงไปหาสมองส่วน Midbrain และก้านสมอง ซึ่งทำหน้าที่ควบคุมระบบที่สำคัญต่อการดำรงชีวิต (Vital Functions) เช่นความหิว กระหายน้ำ การเต้นของหัวใจ ความดันโลหิต และอุณหภูมิของร่างกาย เป็นต้น ดังนั้นหากทุกระบบมีการส่งข้อมูลเข้ามายังสมองมากพอ จะทำให้ Motor Cortex สามารถสั่งการเคลื่อนไหวกลับมาได้อย่างเหมาะสมและมีประสิทธิภาพมากที่สุด

นอกจากนี้ Limbic System ยังทำหน้าที่เกี่ยวกับการควบคุมอารมณ์และความต้องการพื้นฐานในร่างกายมนุษย์ (Basic Biological Drives) รวมไปถึงการเรียนรู้และความจำ (Learning and Memory) ข้อมูลจากการเรียนรู้และความจำในอดีตมีผลต่อการเคลื่อนไหวที่จะเกิดขึ้นในแต่ละครั้งด้วยเช่นกัน โดยแรงจูงใจที่อยากจะเคลื่อนไหว (Motivation) ที่เกิดขึ้นใน Limbic System จะถูกถ่ายทอดเป็นความคิด (Idea) และถูกส่งต่อไปยัง Associated Cortex ใน Cerebral Cortex ไม่ว่าจะเป็น Frontal Parietal Temporal และ Occipital Lobe หลังจากนั้นจะเกิดการวางแผน (Motor Program) ขึ้นใน Associated Cortex เหล่านี้เพื่อเป็นการจัดลำดับขั้นตอนในการทำงานของกล้ามเนื้อก่อนหลัง ตามความต้องการในการเคลื่อนไหว ก่อนที่จะถูกส่งต่อไปยัง Primary Motor

Cortex (Area 4) และสั่งการผ่านสมองแต่ละส่วนลงมาจนถึงไขสันหลัง เพื่อควบคุมให้กล้ามเนื้อสามารถทำงานตามที่ประสาทส่วนกลางได้เตรียมการเอาไว้

การหดตัวของกล้ามเนื้อจะทำให้เกิดการทำงานใน 2 รูปแบบคือ การเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ (Voluntary Movement) และการปรับท่าทาง (Postural Adjustment) เพื่อให้ร่างกายบางส่วนอยู่นิ่งและมีความมั่นคงพอที่จะช่วยให้การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นดำเนินต่อไปได้ จนกระทั่งเสร็จสิ้นลง ในระหว่างที่กล้ามเนื้อมีการหดตัวทำงานอยู่นั้น ตัวรับรู้ต่าง ๆ ทั้งจากตัวกล้ามเนื้อ เอ็นกล้ามเนื้อ ข้อต่อและผิวหนัง จะส่งข้อมูลย้อนกลับคืน (Feedback Information) ไปที่สมอง เพื่อให้สมองมีการปรับแต่งการเคลื่อนไหวให้ราบรื่น และเป็นไปอย่างที่ต้องการ การส่งข้อมูลย้อนกลับคืนไปที่สมองในลักษณะนี้เป็นการควบคุมแบบวงจรรปิด (Closed-Loop Control) แต่หากไม่มีการส่ง Sensory Input กลับไปที่สมอง จะเรียกรูปแบบการควบคุมในลักษณะนี้ว่าเป็นการควบคุมแบบวงจรรเปิด (Opened-Loop Control) การศึกษาการควบคุมการทำงานของระบบสั่งการ แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ การควบคุมการทำงานของศูนย์สั่งการส่วนล่าง (Lower Centers) และการควบคุมการทำงานของศูนย์สั่งการส่วนบน (Higher Centers) ซึ่งมีรูปแบบการทำงานและอวัยวะที่ทำหน้าที่แตกต่างกันออกไป

### **การควบคุมการทำงานของสมองชั้นสูง (Higher Brain Functions)**

การควบคุมการทำงานของสมองชั้นสูง จะประกอบไปด้วยการควบคุมการทำงานของสมองส่วน Cerebral Cortex, Basal Ganglia และ Cerebellum ทั้งนี้เพราะการเคลื่อนไหวในรูปแบบต่าง ๆ ล้วนแต่เป็นการทำงานที่มีความสลับซับซ้อนและต้องอาศัยการประสานงานของกล้ามเนื้อหลายมัด รวมถึงการควบคุมการทำงานผ่านทางสมองหลาย ๆ ส่วนเพื่อให้การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นมีความเหมาะสมและเกิดข้อผิดพลาดน้อยที่สุด

แม้ว่ากลไกในการควบคุมการเคลื่อนไหวของสมองจะยังไม่สามารถศึกษาและอธิบายได้หมด รูปแบบการทำงานบางชนิด ก็สร้างความพิศวงให้แก่นักวิทยาศาสตร์เป็นอย่างมาก โดยเฉพาะการใช้มือในการเคลื่อนไหว หยิบ จับหรือทำงานที่ต้องอาศัยความละเอียดในการเคลื่อนไหว การทำงานประเภทนี้จัดว่าเป็นการทำงานแบบ Fine Motor Movement และพบเฉพาะในมนุษย์เท่านั้น ในขณะที่สัตว์ประเภทอื่นยังไม่สามารถที่จะทำได้

นอกจากนี้พบว่า การทำงานของสมองหลายส่วนอย่าง Basal Ganglia และ Cerebellum ก็มีส่วนสำคัญในการควบคุมการเคลื่อนไหวแม้ว่าสมองทั้งสองส่วนจะไม่มีส่วนส่งข้อมูลโดยตรงไปที่ไขสันหลัง แต่กลับสามารถควบคุมการเคลื่อนไหวได้เป็นอย่างดี ดังนั้นการเกิดความเสียหายของสมองทั้ง 2 ส่วนนี้ ผู้ป่วยจะยังสามารถเคลื่อนไหว หรือทำงานได้ แต่รูปแบบการทำงานที่เกิดขึ้นจะมีลักษณะไม่เหมือนคนปกติทั่วไป เพราะการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น อาจช้าหรือเร็วกว่าปกติ มีจังหวะไม่

สม่ำเสมอ เช่น อาจช้าหรือเร็วเกินไปหรืออาจเกิดปัญหาอาการกระตุกของกล้ามเนื้อหรือแขน-ขาในระหว่างที่มีการเคลื่อนไหว เป็นต้น

ขณะที่การควบคุมการเคลื่อนไหวของ Cerebral Cortex เป็นการควบคุมการทำงานของไขสันหลังโดยตรง โดยจะมีการสั่งการควบคุมการเคลื่อนไหวผ่านทาง Lateral Corticospinal Tract ทำให้สมองสามารถควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้โดยตรง ดังนั้นหากสมองส่วนนี้เกิดความเสียหายจะส่งผลให้ผู้ป่วยเกิดการอ่อนแรงของร่างกายในซีกตรงข้ามกับสมองและไม่สามารถที่จะเคลื่อนไหวร่างกายส่วนนั้น ๆ ได้ ในบางครั้งจะเรียกระบบประสาทที่ทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหวโดยตรงนี้ว่า Pyramidal System เนื่องจากเซลล์ประสาทที่ส่งข้อมูลลงมาจาก Cerebral Cortex ทาง Lateral Corticospinal Tract จะเป็นเซลล์ประสาทที่มีลักษณะเป็นรูปสามเหลี่ยมคล้ายพีระมิด จึงเรียกเซลล์นี้ว่า Pyramidal Cells และตั้งชื่อทางเดินประสาทตามลักษณะของเซลล์ต้นกำเนิดที่มีการส่งกระแสประสาท

นอกจากนี้ยังพบว่าสมองทั้ง 2 ด้านจะต่อกันด้วยใยประสาทขนาดใหญ่ที่มีชื่อว่า Corpus Callosum ทำให้สมองทั้ง 2 ด้านมีการส่งผ่านข้อมูลเข้าหากันตลอดเวลา ดังนั้นจึงทำให้การทำงานของร่างกายทั้ง 2 ด้านมีลักษณะที่สอดคล้องกัน หากเกิดความเสียหาย เช่น เกิดการฉีกขาดหรือผ่า Corpus Colossus ออกจากกันทั้งหมด จะทำให้เกิดบุคลิกภาพ 2 แบบในตัวคนนั้น เนื่องจากสมองไม่สามารถที่จะทำงานประสานกันได้ ส่วนการควบคุมการทำงานของระบบประสาทในลักษณะของการทำงานในรูปแบบของ การประสานสัมพันธ์ข้อมูล จะถูกปรับแต่งกระแสประสาทจาก Cerebellum หรือ Basal Ganglia ทำให้สามารถควบคุมคุณภาพของการเคลื่อนไหวได้อย่างมีประสิทธิภาพ เรียกการทำงานของระบบประสาทในกลุ่มหลังนี้ว่า เป็นการทำงานของระบบ Extrapyrmidal System

### สมองส่วน Motor Cortex

Cerebral cortex ของมนุษย์เป็นสมองที่มีวิวัฒนาการที่สูงที่สุด เมื่อเทียบกับสิ่งมีชีวิตอื่นบนโลกใบนี้ โดยจัดว่าเป็นสมองใหม่ (Endbrain) เนื่องจากมีการจัดเรียงตัวของเซลล์ประสาทในการทำงานถึง 6 ชั้น ในขณะที่สมองเก่า (Pale Brain) ในสัตว์หรือแม้แต่ในส่วนของ Hippocampus ของมนุษย์พบว่า มีการจัดเรียงตัวของเซลล์ในชั้นต่าง ๆ อยู่เพียงแค่ 3 ชั้นเท่านั้น การที่มีจำนวนชั้นของเซลล์ประสาทมากขึ้น ทำให้เซลล์สามารถทำงานที่มีความยุ่งยากและซับซ้อนได้มากขึ้น ทำให้มนุษย์มีความคิดและสามารถที่จะทำอะไรได้หลายอย่างมากกว่าสัตว์ชนิดอื่น ๆ

โครงสร้างการทำงานของเนื้อสมองใน Cerebral Cortex ที่เกี่ยวข้องข้อกับประสาทสั่งการ (Motor System) สามารถแบ่งออกได้เป็น Primary Motor Area (M 1 หรือ Area 4) Premotor Area (PM หรือ Area 6 ทางด้านนอก) และ Supplementary Motor Area (SMA หรือ Area 6 ทางด้านใน) ปัจจุบันเพิ่งมีการค้นพบ Motor Areas ใหม่ที่อยู่ใน Cingulated Gyrus (Area 24)



2 ส่วน คือ Rostal Cingulated Motor Area (rCMA) และ Caudal Cingulated Motor Area (cCMA)

การศึกษาตำแหน่งที่ควบคุมการเคลื่อนไหว Penfield ได้จัดทำ Motor Cortex Map ขึ้นจากการแบ่งสมองบริเวณ Precentral Gyrus (Motor Cortex) ออกทำให้ได้ Human Motor Homunculus ขึ้น โดยมีการแบ่งส่วนต่าง ๆ ของร่างกายที่ปรากฏบน Motor Cortex จากด้านในออกไปทางด้านนอก ดังนี้ บริเวณช่วงล่างตั้งแต่ขาลงไปถึงเท้าจะอยู่ทาง Medial Wall และร่องในสมอง ถัดออกมาจะเป็น ลำตัวและแขน บริเวณที่อยู่ทางด้านนอกสุดจะเป็นตำแหน่งของใบหน้า ซึ่งพื้นที่ของมือและใบหน้าจะมีบริเวณค้อย่างกว้าง เมื่อเทียบกับส่วนอื่น ๆ ของร่างกาย

### สมองส่วน Primary Motor Cortex

สมองส่วน Primary Motor Cortex ที่อยู่บริเวณด้านหน้าต่อ Central Sulcus ทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมการเคลื่อนไหว ที่อยู่ภายใต้อำนาจจิตใจของทุกประเภท (Voluntary Movement) โดยจะควบคุมการทำงานของร่างกายด้านตรงข้ามกับสมอง โดยเฉพาะอย่างยิ่งการใช้งานของมือในการเคลื่อนไหว (Fine Motor Movement) โดย 60% ของข้อมูลที่ Primary Motor Cortex ได้รับจะมาจากข้อมูลของ Proprioception และ 30% จะมาจาก Cutaneous Sensory Input ที่มาจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เซลล์ประสาทที่รับข้อมูลเกี่ยวข้องกั Proprioception จะถูกกระตุ้นเมื่อความเร็วและแรงในการหดตัวของกล้ามเนื้อเกิดการเปลี่ยนแปลง ส่วนเซลล์ประสาทที่รับพวก Tactile Senses จะถูกกระตุ้นในระหว่างที่มีการเคลื่อนไหวที่ต้องอาศัยการปรับเปลี่ยนแรง เช่น ในขณะที่หยิบหรือจับวัตถุ เป็นต้น

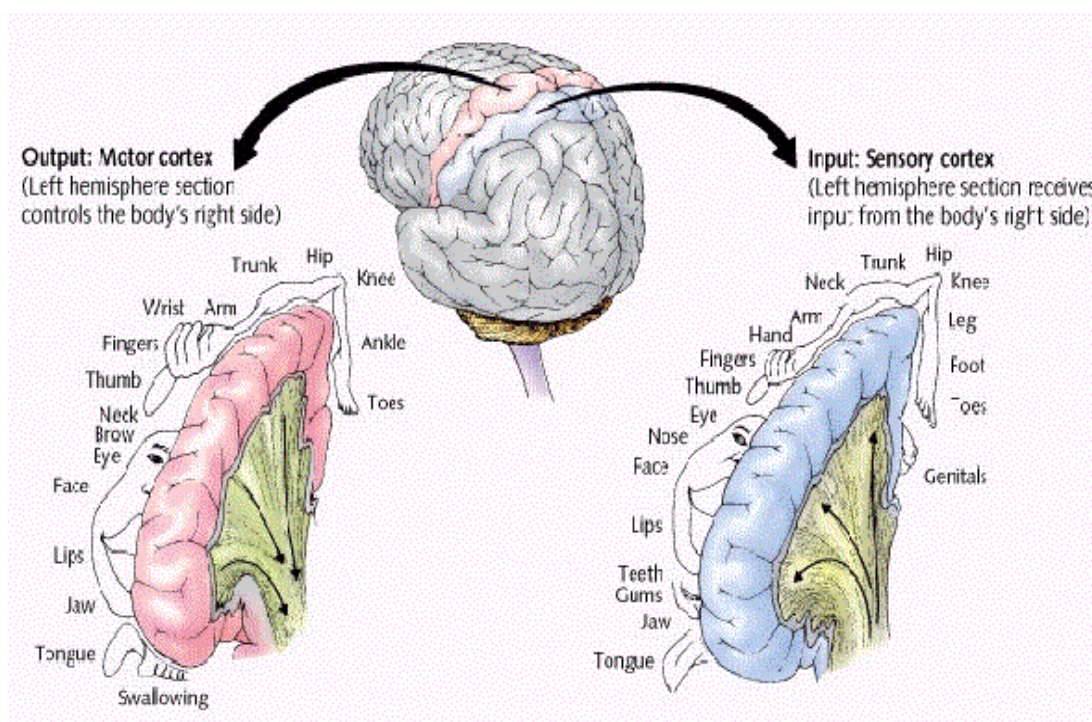
### สมองส่วน Supplementary Motor Cortex

สมองส่วน Supplementary Motor Cortex อยู่บริเวณด้านหน้าต่อ Primary Motor Cortex โดยจะอยู่ทางด้านในของสมอง ทำหน้าที่เกี่ยวกับการวางแผนการเคลื่อนไหว (Motor Planning) ซึ่งมีความสำคัญอย่างมากต่อการเริ่มต้นในการเคลื่อนไหว (Initiation of Movement) การเริ่มต้นการเคลื่อนไหวของตาและศีรษะ (Orientation of Eyes and Head) รวมไปถึงการวางแผนลำดับขั้นในการเคลื่อนไหว (Sequential Movements)

เซลล์ประสาทใน Supplementary Motor Cortex จะถูกกระตุ้นให้ทำงานก่อนที่กล้ามเนื้อจะหดตัว ซึ่งจะทำงานมากขึ้นเมื่อเกิดความตั้งใจในการเคลื่อนไหวและหากมีการฝึกจำ (memory) เข้ามาเกี่ยวข้องด้วยจะกระตุ้นให้เซลล์ประสาทมีการทำงานมากขึ้น โดยเฉพาะข้อมูลที่ได้จากการมองเห็นหรือได้ยิน จะมีผลต่อการเคลื่อนไหวมากกว่าที่จะเป็นข้อมูลจาก Proprioception หรือ Tactile Inputs ทำให้แหล่งข้อมูลที่ได้รับมีความแตกต่างจากของ Primary Motor Cortex

### สมองส่วน Premotor cortex

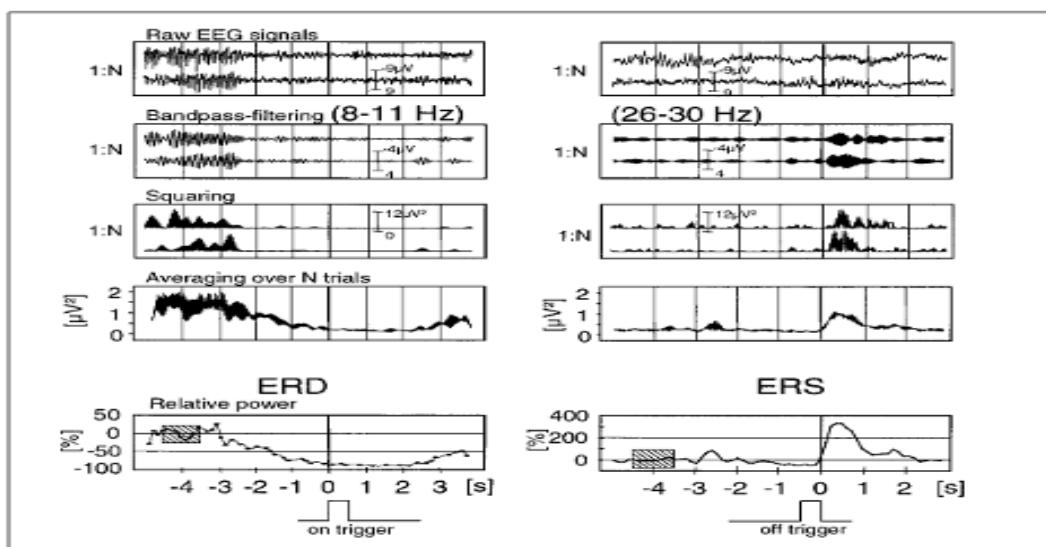
สมองส่วน Premotor Cortex อยู่บริเวณด้านหน้าต่อ Primary Motor Cortex โดยจะอยู่ทางด้านปลีกนอกของสมอง ยังไม่ทราบหน้าที่การทำงานที่แน่ชัด แต่อาจเกี่ยวข้องกับการควบคุมการทำงานบริเวณหัวไหล่หรือสะโพก (Girdle Muscles) นอกจากนี้ยังพบว่า เซลล์ประสาทใน Premotor Area จะถูกกระตุ้นให้ทำงานในการเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่อง (Series of Movement) แต่หากกล้ามเนื้อทำงานที่ละมัด เซลล์ประสาทในส่วนนี้จะไม่ถูกกระตุ้นให้ทำงาน และยังพบว่าในขณะวางแผนการเคลื่อนไหว เซลล์ประสาทบางส่วนจะถูกกระตุ้นให้ทำงาน เหมือนที่พบใน Supplementary Motor Area การควบคุมการเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ของร่างกายมนุษย์ เริ่มขึ้นจากสมองส่วนที่ทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหว ส่งสัญญาณวางแผนการเคลื่อนไหว ส่งผลให้คลื่นไฟฟ้าสมองที่ความถี่ 8-12 Hz หรือ Mu Rhythm จะลดระดับพลังงานลง เรียกลักษณะเด่นจากการลดระดับพลังงานลงนี้เรียกว่า Event-Related De-synchronization หรือ ERD



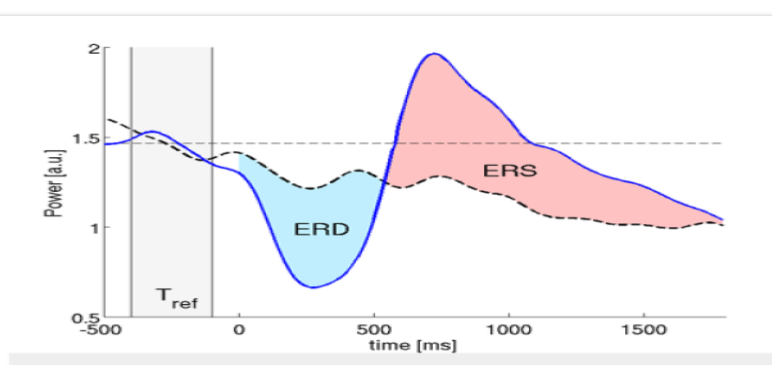
ภาพที่ 14 พื้นที่สมองที่ควบคุมการเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

ที่มา: <http://brainmind.com/LeftHemisphere.html>

โดยจะพบสัญญาณนี้ที่สมองส่วนที่อยู่ด้านตรงข้ามกับร่างกาย ในส่วนที่จะเกิดการเคลื่อนไหว โดยเฉพาะแขน ในทางกลับกันสัญญาณคลื่นสมองจะกลับมาสูงขึ้นอีกครั้ง หลังจากเกิดการเคลื่อนไหวร่างกายไปแล้ว พบได้ในย่านความถี่ที่เรียกว่า Beta-Frequency Band (26–30 Hz.) เรียกลักษณะเด่นนี้ว่า Event-Related Synchronization (ERS) หรือ Beta Rebound ดังแสดงในภาพที่ 15 และ คลื่นสมองที่เกิดลักษณะเด่น ERD/ ERS ไม่จำเป็นต้องเกิดการเคลื่อนไหวจริงของร่างกาย โดยที่สามารถเกิดขึ้นได้ด้วยการจินตนาการการเคลื่อนไหว (Motor Imagery) โดยลักษณะเด่น ERD และ ERS สามารถตอบสนองต่อพัฒนาทางด้าน BCI ได้ (Huang, Qian, Oxenham, Fei, & Bai, 2011, pp. 1-8)



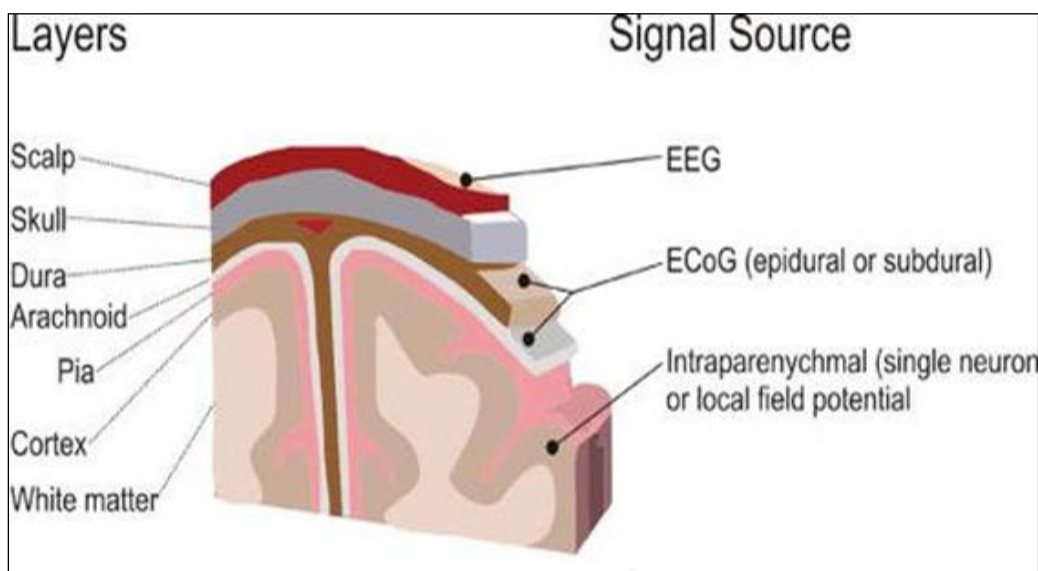
ภาพที่ 15 แสดงลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้า ERD และ ERS (Hoffmann, 2010, p. 14)



ภาพที่ 16 สัญญาณ ERD และ ERS (Lemm, Müller, & Curio, 2009, p. 6)

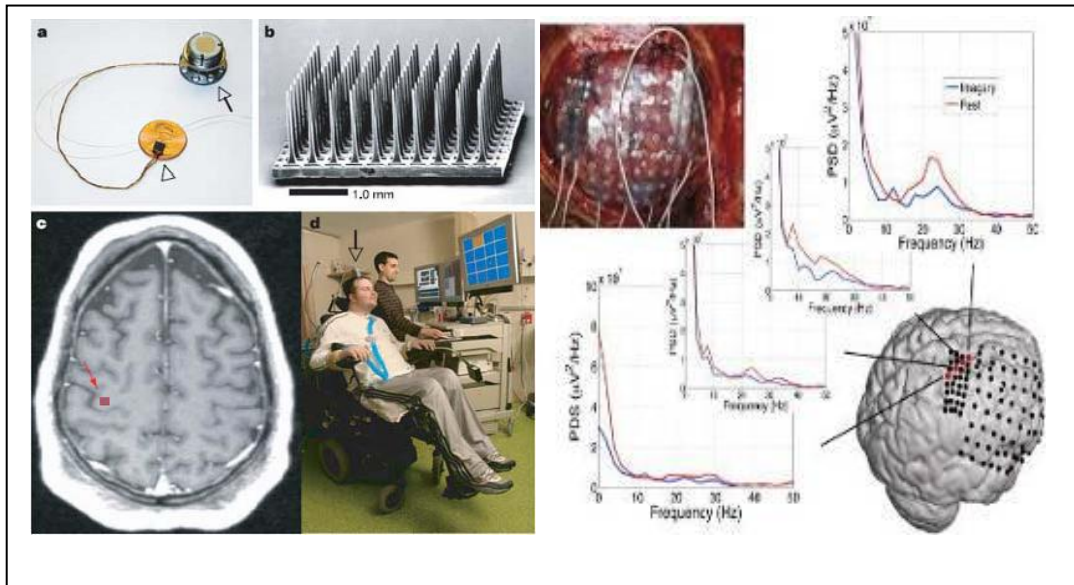
## 2. เทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

เทคโนโลยีในการบันทึกสัญญาณซึ่งเกิดจากกิจกรรมในสมองมีอยู่หลายวิธี แต่ละวิธีนอกจากจะมีวิธีที่แตกต่างกันแล้ว ความแม่นยำในการวัดก็จะแตกต่างกัน รวมถึงการนำผลการวัดไปใช้งาน วิธีการวัดคลื่นสมองในปัจจุบันนิยมนำไปประยุกต์ใช้งานมีดังนี้



ภาพที่ 17 เทคนิคการติดตั้งขั้วไฟฟ้าชนิดต่าง ๆ (Shih, Krusienski, & Wolpaw, 2012, p. 272)

1. เทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบรุกราน (Invasive BCIs หรือ Implant Technique) เป็นวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) โดยใช้ขั้วไฟฟ้า (Electrode Plate) ฝังลงไปภายในเนื้อสมอง (Invasive) ต้องผ่าตัดเพื่อฝังขั้วไฟฟ้าไว้ที่เนื้อสมอง ซึ่งต้องกระทำโดยศัลยแพทย์เท่านั้น โดยวิธีนี้สัญญาณที่ได้จะมีความแม่นยำสูง แต่จะมีความเสี่ยงและอันตรายกับอาสาสมัคร จะมีโอกาสติดเชื้อได้ง่าย ไม่สามารถทำการทดลองนอกห้องทดลองได้ ส่วนใหญ่ใช้ในทางการแพทย์เป็นหลัก เพื่อใช้ตรวจสอบหาอาการผิดปกติต่าง ๆ ที่เกี่ยวกับการทำงานของสมอง เครื่องมือหรือเทคโนโลยีที่ใช้เรียกว่า Electrocorticography หรือ ECoG เป็นวิธีการที่ใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากกิจกรรมทางสมองด้วยขั้วไฟฟ้าติดตั้งที่เยื่อหุ้มสมอง มีความโดดเด่นในเรื่องความละเอียดในการวัดเชิงพื้นที่ เนื่องจากไม่มีสัญญาณรบกวนและผลจากการแยกกันของกะโหลกศีรษะกับขั้วไฟฟ้า แต่มีข้อเสีย เนื่องจากการวัดแบบ Invasive Measurement นั้นคือต้องเปิดกะโหลกศีรษะเพื่อฝังเข็มหรือวางขั้วไฟฟ้าเพื่อวัดสัญญาณไฟฟ้าจากสมองโดยตรง ทำให้มีโอกาสเกิดอันตรายกับคนไข้ได้และต้องกระทำเฉพาะในห้องทดลองเท่านั้น



ภาพที่ 18 เทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง จากการเชื่อมต่อขั้ววัดสัญญาณโดยตรงกับเนื้อสมอง (Invasive Method Brain computer Interface) (Lal et al., 2004, p. 738)

2. เทคนิคการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบไม่รุกราน (Non Invasive BCIs) เป็นวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) โดยติดตั้งขั้วไฟฟ้า (Electrode Plate) ไว้ที่หนังศีรษะ



ภาพที่ 19 แบบจำลองการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองภายนอกหนังศีรษะ (Millan, Ferrez, & Buttfeld, 2005, p. 17)

วิธีบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ด้วยการติดตั้งขั้วไฟฟ้าภายนอกสมอง (Non Invasive EEG Signal Recording Method) เป็นวิธีที่นิยมใช้กับงานทดลองทางด้าน BCI เนื่องจากทำได้ง่ายและไม่อันตราย แตกต่างจากการเชื่อมต่อแบบรุกราน (Invasive BCIs) ซึ่งจะต้องใช้ความเข้มงวดอย่างมากในเรื่องของความปลอดภัยของอาสาสมัคร โดยที่เทคโนโลยีที่ใช้สำหรับการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบไม่รุกราน (Non Invasive BCIs) มีดังนี้

1. Electroencephalogram หรือ EEG เป็นเทคนิคการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนศีรษะ โดยใช้เครื่องมือที่เรียกว่า Electroencephalogram หรือ EEG หลักการก็คือการวัดค่าความต่างศักย์ของคลื่นไฟฟ้าสมอง โดยผ่านขั้วไฟฟ้าที่ติดลงบนผิวหนังของศีรษะ ตามจุดต่าง ๆ ที่กำหนดไว้ โดยเครื่อง EEG จะให้รายละเอียดของสัญญาณเชิงเวลาที่สูง และไม่ต้องเจาะลึกลงไปเนื้อสมอง (การผ่าตัด) หรือใช้เข็มขนาดเล็กวัดโดยตรงภายในเนื้อสมอง ทำให้เกิดความปลอดภัยแก่อาสาสมัคร และเป็นที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในวงการแพทย์ ในการวินิจฉัยโรคลมชัก ความผิดปกติในการนอนหลับ ใช้แยกเซลล์สมองที่ผิดปกติ หรือเซลล์สมองที่ตายแล้ว อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดของ EEG ก็คือ จะตอบสนองสัญญาณที่เกิดจากกิจกรรมของสมองเป็นบริเวณพื้นที่ที่แบ่งเป็นส่วน ๆ ไม่สามารถแสดงรายละเอียดเฉพาะจุดของเซลล์สมองที่เกิดจากการทำกิจกรรมได้ EEG สามารถตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงเวลา (Temporal Resolution) ที่สูงถึง 0.01 sec. แต่ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงพื้นที่ (Spatial Resolution) ต่ำที่ 10 mm. เครื่องมือใช้งานง่ายราคาไม่แพง

2. Functional Magnetic Resonance Imaging หรือ fMRI เป็นการใช้นาฬิกาแม่เหล็กที่ซับซ้อนเพื่อสร้างภาพสามมิติภายในสมอง พื้นที่สมองที่มีการทำงานของระบบประสาท จะมีการใช้ออกซิเจนจนหมดและเพื่อที่จะเติมออกซิเจนลงไปตำแหน่งนี้ ก็จะมีการไหลของโลหิตเพิ่มขึ้นในตำแหน่งนั้น ๆ และมีฮีโมโกลบินก็จะนำเอาออกซิเจนในเลือดมาเติมให้สมองส่วนนั้น ตรวจสอบโดยการใช้เครื่อง fMRI (ปรัชญา แก้วแก่น, 2555, หน้า 15) fMRI ให้ผลการวัดที่ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงพื้นที่ (Spatial Resolution) สูงที่ระดับ 1 mm. แต่ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงเวลา (Temporal Resolution) ต่ำที่ 5 sec. ใช้เวลามากในการที่เลือดนำออกซิเจนไปเพิ่มให้สมอง เครื่องมือ fMRI มีราคาแพงมาก มีข้อจำกัดในการใช้งานมาก

3. Magneto-Encephalography หรือ MEG เป็นการวัดกิจกรรม ที่มีลักษณะคล้ายกับ EEG แต่จะใช้นาฬิกาแม่เหล็กไฟฟ้าจากกระแสไฟฟ้า เครื่อง MEG ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงพื้นที่ (Spatial Resolution) ต่ำที่ 10 mm. แต่ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงเวลา (Temporal Resolution) สูงที่ 0.01 sec. แต่จะไม่เหมือน EEG ตรงที่มีความเป็นอิสระของศีรษะ ประหยัดเวลาในการ Setup และ การบันทึกสัญญาณ ข้อจำกัดของ MEG คือ จะต้องทำการวัดในสถานที่ที่ปลอดภัยแม่เหล็กบริเวณ ในห้องที่ควบคุมสนามแม่เหล็กเป็นพิเศษ

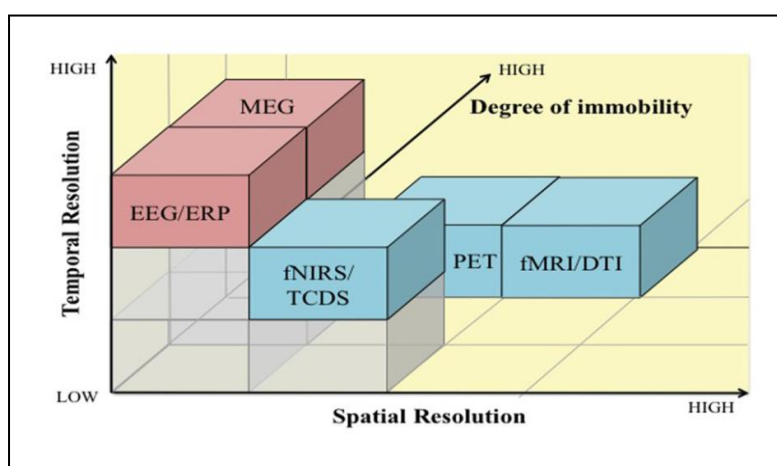
4. Positron Emission Tomography หรือ PET เป็นเทคนิคการสร้างภาพทางการแพทย์ แสดงผลเป็นภาพสามมิติหรือภาพกระบวนการทำงานภายในร่างกาย เทคนิคนี้จะสามารถใช้เพื่อตรวจ ความผิดปกติของกระบวนการต่าง ๆ ในร่างกายมีความแม่นยำในระดับโมเลกุล การบันทึกสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าสมองด้วยวิธีนี้ได้ นั้น ต้องอาศัยโมเลกุลที่ติดกับกัมมันตรังสี หรือเรียกว่า Radio Tracer โดยโมเลกุลที่ใช้นั้นต้องมีความเฉพาะเจาะจงต่อเอนไซม์ที่ต้องการศึกษา เมื่อฉีด Radio Tracer เข้าสู่ ร่างกาย Tracer จะกระจายไปสู่อวัยวะหรือส่วนของร่างกายที่มีเอนไซม์ที่จับ Tracer ได้ดี ส่วนของ กัมมันตรังสีที่ไม่เสถียรจะสลายตัวและปลดปล่อยโพซิตรอนออกมา โพซิตรอนจะเดินทางได้ไม่กี่ มิลลิเมตร (ขึ้นอยู่กับพลังงาน) จะไปชนและรวมตัวกับอิเล็กตรอน (Annihilation) ได้รังสีแกมมา 2 โฟตอนที่มีพลังงาน 511 keV ในทิศทางตรงกันข้าม เครื่องตรวจจับรังสีแกมมาที่รายล้อมอยู่ จะได้รับ สัญญาณนั้น ส่งไปที่คอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลเป็นภาพสามมิติ PET ให้ผลการวัดที่ตอบสนอง รายละเอียดของสัญญาณเชิงพื้นที่ (Spatial Resolution) สูงกว่า EEG และ MEG ที่ระดับ  $5 \times 5 \times 10$  mm. แต่ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงเวลา (Temporal Resolution) ต่ำที่ 100 sec. แต่มีข้อด้อย คือ ราคาแพงมากและมีข้อจำกัดในการใช้งานมาก

5. Functional Near-Infrared Spectroscopy หรือ FNIRs เป็นการตรวจจับ วิเคราะห์ การหมุนเวียนของเลือดและความเปลี่ยนแปลงภายในสมองขณะเกิดกิจกรรมทางสมอง โดยหลักการ คือ การใช้วิธีการยิงลำแสงอินฟราเรดจากตัวส่งลำแสงไปยังพื้นที่สมองที่เป็นเป้าหมาย ลำแสงอินฟราเรดจะไป กระแทกกับฮีโมโกลบินในเม็ดเลือด และถูกดูดซับลำแสงไปบางส่วนตามปริมาณของกระแสเลือดในขณะนั้น แล้วสะท้อนกลับมายังอินฟราเรดเซ็นเซอร์ซึ่งทำหน้าที่รับสัญญาณลำแสงอินฟราเรดที่สะท้อนกลับมา ซึ่ง ลักษณะของลำแสงอินฟราเรดที่สะท้อนกลับมา จะสามารถแสดงความแตกต่างของสมองในภาวะแตกต่างกัน FNIRs ให้ผลการวัดที่ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงพื้นที่ (Spatial Resolution) สูงกว่า EEG และ MEG ที่ระดับ  $1 \times 1 \times 5$  mm. ใกล้เคียงกับ fMRI แต่ตอบสนองรายละเอียดของสัญญาณเชิงเวลา (Temporal Resolution) ต่ำมากที่ 200 sec. โดยสามารถสรุปรายละเอียด คุณสมบัติ และข้อเสีย ของวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่าง ๆ แสดงในตารางที่ 1



ตารางที่ 1 คุณสมบัติของวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่าง ๆ

Technique	Spatial Resolution (mm)	Temporal Resolution (Seconds)	Comments
EEG	10	.01	Functional Only; Inexpensive
MEG	10	.01	Poor Resolution For Deep Structures
fNIRs	1x1x5	200	Blood Flow in Brain Function
fMRI	1	5	Expensive; Limited to Activation Studies
PET	5x5x10	100	Very expensive; Need Access to Cyclotron



ภาพที่ 20 ความละเอียดเชิงเวลาและเชิงพื้นที่ของเทคนิคการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบต่าง ๆ (Mehta & Parasuraman, 2013, p. 2)

ลักษณะที่สำคัญของการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ คือ ต้องสามารถแบ่งแยกลำดับขั้นการทำงานของสมองได้ (Brain State) และสามารถตรวจจับสัญญาณได้แบบเวลาจริง (Real Time) วิธีการต่าง ๆ หลายวิธีได้ถูกนำมาใช้เพื่อสังเกต (Monitor) ดูการทำงานของสมอง ตัวอย่างเช่น เทคนิคของการตรวจจับและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองอีอีจี (Electro-Encephalography: EEG) การตรวจวัด



สัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าจากร่างกายมนุษย์ (Magneto-Encephalography: MEG) การวิเคราะห์ภาพถ่าย  
 อุกมฤมิจากร่างกาย (Positron Emission Tomography: PET) และการวิเคราะห์ภาพถ่ายคลื่น  
 แม่เหล็กไฟฟ้าจากร่างกาย (Functional Magnetic Resonance Imaging: fMRI) เป็นต้น ซึ่งสามวิธีหลัง  
 นี้เป็นวิธีที่ค่อนข้างยุ่งยากและมีค่าใช้จ่ายสูง ดังนั้นวิธีวิเคราะห์คลื่นสมองด้วยเครื่อง อีอีจี (EEG) จึงเป็นวิธีที่  
 เหมาะสมที่จะนำมาใช้สำหรับการทดลองเกี่ยวกับบีซีไอ (BCI) มากที่สุดสำหรับการวิจัยนี้



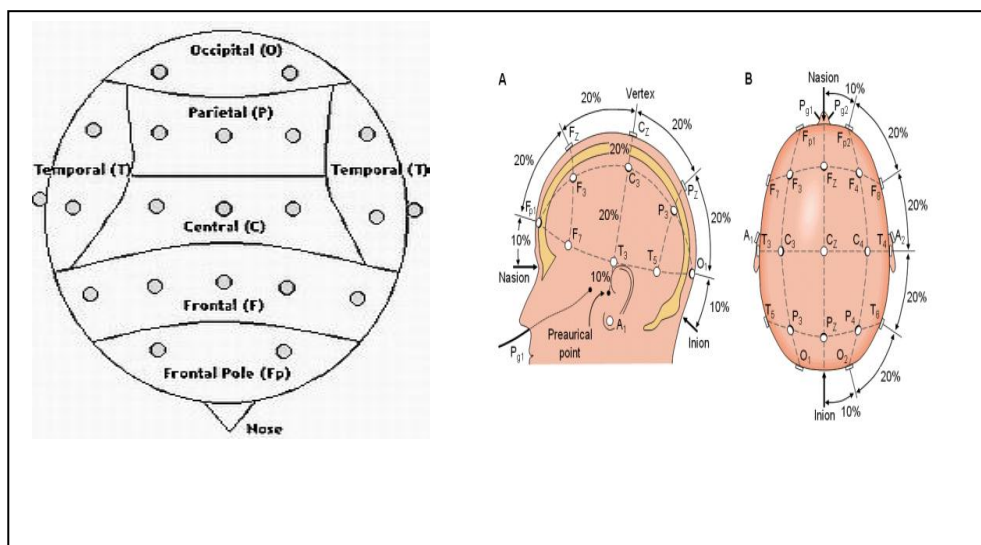
ภาพที่ 21 EEG Cap (Millan, Ferrez, & Butfield, 2005, p. 14)

### วิธีการติดตั้งขั้วไฟฟ้าการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electrode Placement)

การติดตั้งขั้วไฟฟ้าบนศีรษะเป็นเรื่องสำคัญ เพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่มี  
 องค์กรประกอบของคุณสมบัติที่ต้องการอย่างถูกต้อง และมีคุณภาพ เพราะสมองแต่ละส่วนแต่ละพื้นที่จะ  
 ตอบสนองต่อกิจกรรมที่แตกต่างกัน โดยทั่วไปการติดตั้งขั้วไฟฟ้าจะเป็นไปตาม มาตรฐานนานาชาติ  
 ในการกำหนดตำแหน่งการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบ 10–20 (Grimann et al., 2010, p. 8)  
 ระบบ 10-20 System เป็นมาตรฐานเกี่ยวกับวิธีการกำหนดตำแหน่งในการติดตั้งขั้วไฟฟ้า (Electrode)  
 ลงบนหนังศีรษะ เพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) โดยตำแหน่งที่ติดตั้งขั้วไฟฟ้า จะต้องสัมพันธ์กับ  
 กายภาพของจุดเส้นประสาทและสมองส่วนต่าง ๆ ซึ่งในแต่ละบริเวณจะถูกกำกับด้วยตัวอักษรและตัวเลข  
 เพื่อบ่งบอกถึงพื้นที่สมอง (Lobe) แต่ละส่วน ตัวอักษรที่ใช้กำกับจุดต่าง ๆ มีดังนี้

- F - Frontal Lobe สมองส่วนหน้า
- FP - Frontal Pole สมองส่วนหน้าบริเวณหน้าผาก
- T - Temporal Lobe สมองส่วนขมับ
- C - Central Lobe สมองส่วนกลาง
- P - Parietal Lobe สมองส่วนบน
- O - Occipital Lobe สมองส่วนท้ายทอย

สมองส่วนกลาง (Central, C) เป็นส่วนที่ไม่ได้อยู่ติดกับกะโหลกชั้นนอก (Cerebral Cortex) ดังนั้นจึงใช้ขั้ววัดตรวจจับจากหนังศีรษะได้ไม่ตื้นนัก จุด C จึงใช้อ้างอิงถึงในบางวัตถุประสงค์เท่านั้น ส่วนตัวเลขที่ใช้กำกับจะแบ่งเป็นเลขคู่และเลขคี่ โดยที่เลขคู่ เช่น 2 4 6 8 จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งบนศีรษะซีกขวา ส่วนเลขคี่ เช่น 1 3 5 7 9 จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งที่อยู่บนศีรษะซีกซ้าย และตัวอักษร Z จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งที่อยู่ในแนวแกนตรงกลางศีรษะ จุดเอฟพี (FP) อยู่ตรงบริเวณด้านหน้าของศีรษะ ส่วนจุดที่เรียกว่า Nasion เป็นจุด 20 ระหว่าง หน้าผากและจมูก และ Inion คือ ส่วนที่นูนออกมาของกะโหลกทางด้านหลังศีรษะตามภาพที่ 22 (ซ้าย) แสดงดังภาพที่ 22



ภาพที่ 22 ระบบ 10-20 System (Abdulkader, Atia, & Mostafa, 2015, p. 222)

ส่วนเลข 10 และ 20 ในชื่อของระบบนี้จะหมายถึง ระยะห่างระหว่างขั้ววัดแต่ละอัน จะมีระยะทางเป็น 10 หรือ 20 เปอร์เซ็นต์ของระยะห่างระหว่างกะโหลกด้านหน้าถึงด้านหลัง หรือจากจุด Nasion ถึงจุด Inion ในแนวแกนตั้ง ถ้าดูจากภาพที่ 22 (A) และเป็น 10 หรือ 20 เปอร์เซ็นต์ของระยะห่างระหว่างหูซ้ายและหูขวา สำหรับแนวแกนนอน ถ้าหากต้องการกำหนดตำแหน่งเพิ่มเพื่อความละเอียดในการวัด ก็จะกำหนดตำแหน่งที่เป็นจุดกึ่งกลางระหว่างจุดเดิมที่มีอยู่แทรกเข้าไป เมื่อต้องทำการบันทึกรายละเอียดของสัญญาณอีอีจี (EEG) ด้วยขั้วไฟฟ้าหลายอัน ตำแหน่งที่วางขั้วไฟฟ้าควรจะต้องอยู่ตามตำแหน่งอ้างอิงที่กล่าวถึงมาข้างต้น

Brodmann's area เป็นการแบ่งพื้นที่สมองตามหน้าที่ โดยแบ่งพื้นที่ต่าง ๆ ตามหน้าที่ ออกเป็น 52 พื้นที่ ได้แก่ พื้นที่ที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการมองเห็น พื้นที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการได้ยิน พื้นที่

ทำหน้าที่เกี่ยวกับความรู้สึกของร่างกาย พื้นที่เกี่ยวกับการสั่งการ พื้นที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของตา พื้นที่เกี่ยวกับการพูด

ตารางที่ 2 ชื่อของเปลือกสมองและตำแหน่งวางขั้วไฟฟ้าตามระบบ 10-20 System

Brain Area	Brodmann Areas	Left Hemisphere	Midline	Right Hemisphere
Frontal Lobe	10	Fp1		Fp2
Frontal Lobe	8	F3		F4
Inferior Frontal	47	F7		F8
Mid-Frontal	8L		FZ	
Anterior Temporal		T1		T2
Mid-Temporal	42	T3		T4
Posterior Temporal	37	T5		T6
Central	2	C3		C4
Vertex or Mid-Central	5L		CZ	
Parietal	39	P3		P4
Mid-Parietal	7R		PZ	
Occipital	18	O1		O2
Cerebellar		Cb1		Cb2
Auricular		A1		A2
Nasopharyngeal		Pg1		Pg2

จากตารางที่ 2 อธิบายถึง ชื่อตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่ติดตั้งอยู่ตามตำแหน่งต่าง ๆ บนศีรษะ ตัวอย่างเช่น ตำแหน่งขั้วไฟฟ้า FP1 คือ ตำแหน่งที่ขั้วไฟฟ้าที่ติดตั้งอยู่ที่บริเวณเขตของเปลือกสมองหรือ Brodmann Area ที่ 10 บนพื้นที่สมองส่วนหน้า ด้านซีกซ้ายหรือ Frontal Lobe (Koessler, Maillard, Benhadid, Vignal, Felblinger, Vespignani, & Braun, 2009, pp. 68-71)

รูปแบบการติดตั้งขั้วไฟฟ้า (EEG-Electrode Montages) เนื่องจากแรงดันของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเกิดจากการเปรียบเทียบความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าสองขั้วและการแสดงผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองการสร้างและแสดงการกระจายของสัญญาณบนหนังศีรษะ (Distribution of the Electrical Signal over the Scalp) และเนื่องจากวิธีการวัดของ EEG Amplifier นั้นเป็นการเปรียบเทียบ

Grid 1 และ Grid 2 และสัญญาณอาจเข้ามาได้ทั้งสองขั้วดังนั้นจึงต้องอาศัยการจัดรูปแบบการติดตั้งขั้วไฟฟ้าเพื่อนำข้อมูลจากคลื่นไฟฟ้าสมองหลาย ๆ ช่องมาพิจารณาร่วมกัน เพื่อประมาณการกระจายของสัญญาณบนหนังศีรษะโดยมีการจัด Montage เป็นสองกลุ่มใหญ่ ๆ คือ

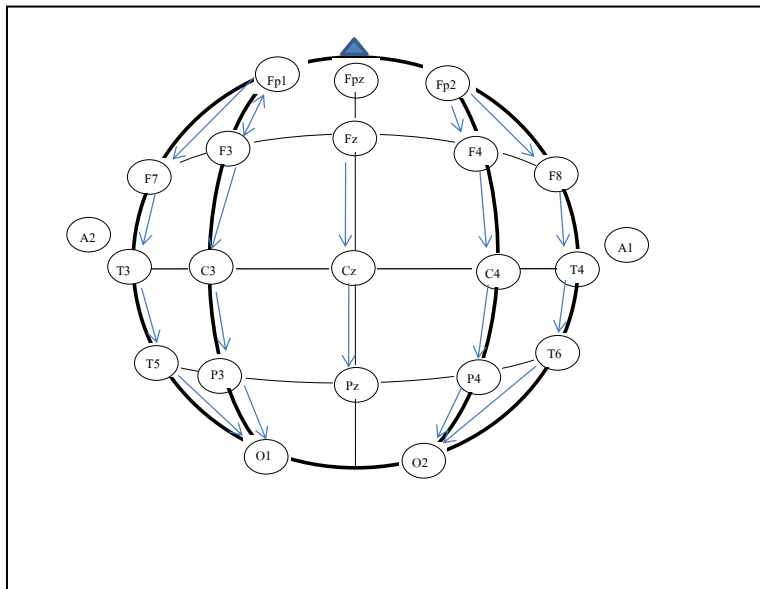
1. Bipolar Montage สร้างโดยเชื่อมโยงขั้วไฟฟ้าในแต่ละช่องที่อยู่ติดกันเข้าเป็นแนวและสามารถจัดขั้วไฟฟ้าเป็นแนวหน้าไปหลัง (16-Longitudinal Bipolar Montage) เช่น

Channel 1 = FP1-F3	Channel 5 = FP2-F4
Channel 2 = F3-C3	Channel 6 = F4 - C4
Channel 3 = C3-P3	Channel 7 = C4-P4
Channel 4= P3-O1	Channel 8 = P4-O2

หรือเป็นแนวขวาง (16 – Transverse Bipolar Montage) เช่น

Channel 1 = FP1- FP2	Channel 3 = F3-Fz
Channel 2 = F7-F3	Channel 4 = Fz-F4
Channel 5 = F4-F8 เป็นต้น	

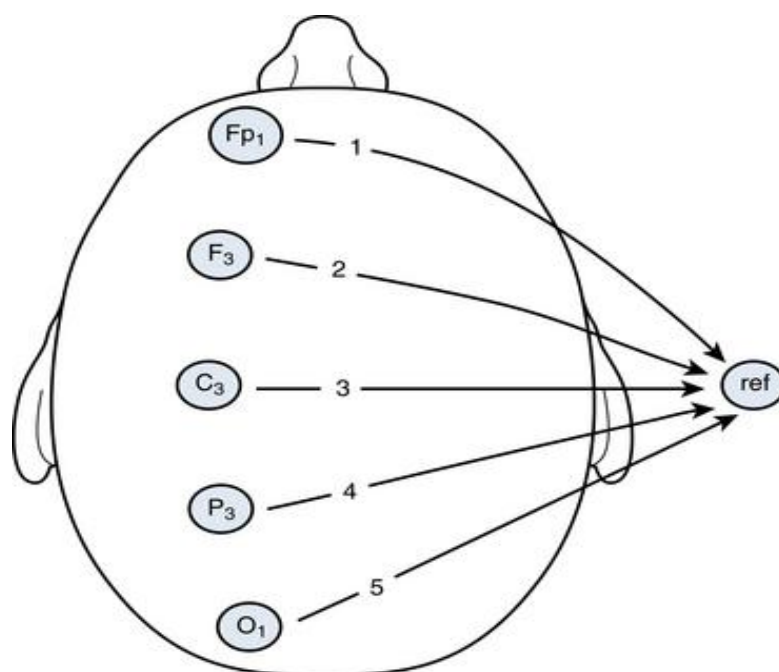
ข้อตกลงในการจัดวาง Montage ตามมาตรฐาน American Clinical Neurophysiology Society (ACNS) ประกอบด้วย 1) จัดวางขั้วไฟฟ้าจากซ้ายไปขวา 2) จัดวางขั้วไฟฟ้าจากหน้าไปหลัง และ 3) จัดวางขั้วไฟฟ้าให้เป็นไปตามหลักกายวิภาค



ภาพที่ 23 Bipolar Montages (Millan, Ferrez, & Buttfield, 2005, p. 14)

2. Reference Montage สร้างโดยเชื่อมโยงขั้วไฟฟ้าหลาย ๆ ขั้วมารวมกันที่ขั้วไฟฟ้าเดียวเป็นจุดร่วม (Common Electrode Reference Montage) การแสดงผลนี้ช่วยให้การเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดเป็นบริเวณกว้างเห็นเด่นชัดขึ้น สิ่งที่ต้องระวังคืออาจมีสัญญาณเข้าที่ขั้ว Reference ไปปรากฏที่ทุกช่องสัญญาณเรียกว่า Reference Contamination โดยที่ Referential Montage แบ่งออกเป็นสองประเภท ตามลักษณะของการเชื่อมต่อขั้วไฟฟ้าที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงสัญญาณไฟฟ้า คือ

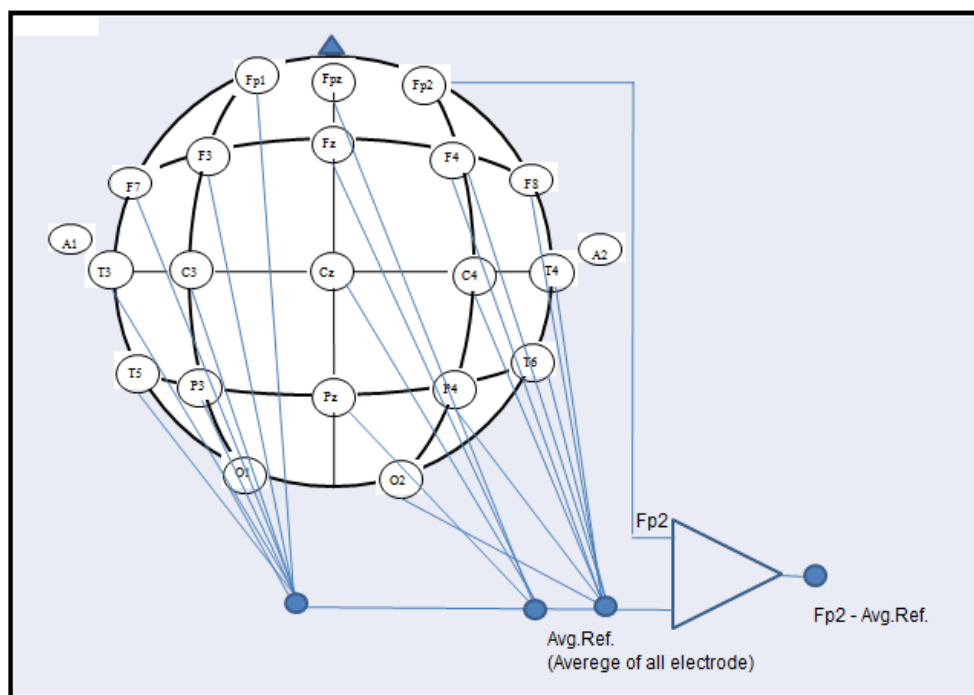
2.1 Common Reference Montage เป็นวิธีที่นำเอาสัญญาณจากขั้วไฟฟ้าที่บริเวณอิเล็กโทรดที่บันทึกจากตำแหน่งที่เป็นจุดอ้างอิง (ขั้วไฟฟ้าที่ติดกับติงหู หรือด้านหลังของใบหู) เป็นตำแหน่งที่นิยมใช้บ่อย มารวมกันแล้วหาค่าเฉลี่ย ดังภาพที่ 24



ภาพที่ 24 Common Reference Montage

ที่มา: <http://clinicalgate.com/electroencephalographic-electrodes-channels-And-montages-and-how-they-are-chosen/>

2.2 Average Reference Montage เป็นการนำเอา Output ของคลื่นไฟฟ้าสมองทั้งหมดที่วัดและขยายสัญญาณแล้ว มารวมกันแล้วหาค่าเฉลี่ย และนำสัญญาณนี้ไปใช้เป็นสัญญาณอ้างอิงของแต่ละช่องสัญญาณ ดังตัวอย่างในภาพที่ 25



ภาพที่ 25 Average Reference Montage (Lemos & Fisch, 1991, p. 365)

### 3. เทคนิคการประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจะถูกส่งผ่านมาจากขั้วไฟฟ้า ที่ต่ออยู่บนศีรษะ มีย่านความถี่อยู่ระหว่าง 0 – 30 Hz. ประกอบด้วยความหลากหลายของสัญญาณทั้งที่ต้องการและไม่ต้องการ ตลอดจนความผิดพลาดของสัญญาณ ดังนั้นจึงต้องมีการปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณได้แก่ อัตราส่วนระหว่างสัญญาณที่ต้องการต่อสัญญาณรบกวน (Signal-to-Noise Ratio หรือ SNR) โดยที่ค่า SNR ยิ่งมากยิ่งขึ้นสามารถกระทำได้โดยประยุกต์วงจรกรองสัญญาณเพื่อลดสัญญาณรบกวนและขยายสัญญาณที่ต้องการให้มีความแรงขึ้นและขจัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหรือจากร่างกายมนุษย์ออกไป การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง Signal Processing เป็นการประมวลผลเบื้องต้นเพื่อปรับเปลี่ยนลักษณะรูปแบบบางอย่างของข้อมูล Input ทั้งนี้เพื่อปรับ Input ให้มีความเหมาะสมและตรงตามที่ระบบต้องการ เช่น การปรับขนาด (Resize) การกำจัดสัญญาณไฟฟ้รบกวน จากการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อ (EMG Artifact) หรือจากการเคลื่อนไหวดวงตา (EOG) เพื่อที่จะนำข้อมูลดิบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองไปใช้งานจะต้องนำสัญญาณไปประมวลผล ซึ่งมีอยู่ด้วยกันหลายวิธีและวิธีการหนึ่งที่นิยมใช้ เรียกว่า การวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ หรือ Independent Component Analysis (ICA)

การขยายและการถอดรหัสสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Amplification & A/D - Converter) เครื่องขยายสัญญาณ (Amplifiers) จะทำหน้าที่สองอย่างคือ คัดเลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้า

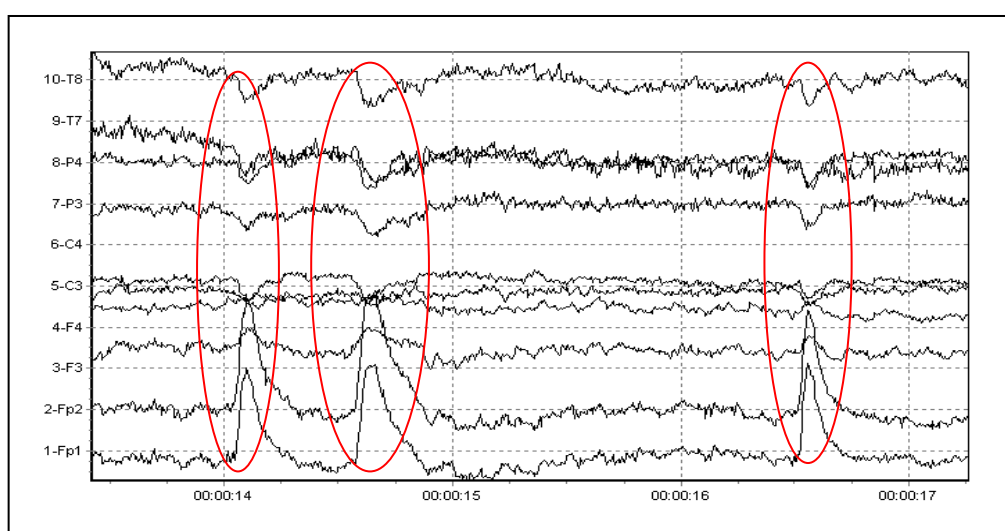
สมองออกจากสัญญาณรบกวน และขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมีระดับความแรงของสัญญาณที่ต่ำมาก ดังนั้นก่อนที่จะนำไปผ่านกระบวนการวิเคราะห์และแยกสัญญาณ จะต้องนำไปทำการขยายสัญญาณให้มีความแรงเพียงพอ และไม่มีผลผิดเพี้ยนไปจากคุณลักษณะเดิม ก่อนที่จะส่งไปประมวลผลต่อไป หลังจากผ่านกระบวนการขยายสัญญาณแล้ว ก็จะถูกส่งไปผ่านกระบวนการแปลงรูปแบบของสัญญาณจากอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล โดยเรียกกระบวนการนี้ว่า กระบวนการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล (A/D-Converter)

การแปลงสัญญาณและการแสดงผลในเครื่อง Digital EEG (Analog to Digital Converter) เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าสมองในปัจจุบันได้พัฒนาจากระบบดั้งเดิมมาเป็นการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในการบันทึกและแสดงผลคลื่นไฟฟ้าสมอง ข้อแตกต่างที่สำคัญของ Digital EEG และ EEG ดั้งเดิม (Analog EEG) คือ Digital EEG ใช้การบันทึกสัญญาณจากทุก ๆ ช่วงไฟฟ้าพร้อมกันโดยเทียบกับจุดอ้างอิงเดียวกัน แล้วจึงนำสัญญาณไปจัดรูปแบบการแสดงผล (Montage) ที่ต้องการในภายหลัง ดังนั้นจึงสามารถปรับขนาดการแสดงผล (Montage Filters) และนำไปวิเคราะห์ภายหลังได้สะดวก สิ่งที่ต้องคำนึงถึงการแปลงสัญญาณจาก Analog ไปเป็น Digital คืออัตราการสุ่มวัดสัญญาณ (Sampling Rate) ต้องทำได้อย่างน้อยเป็นสองเท่าของความถี่สูงสุด จึงจะสามารถทำให้การแสดงผลคงสภาพรูปสัญญาณดั้งเดิมได้อย่างถูกต้อง ถ้าสัญญาณที่แสดงผลผิดเพี้ยนไป เช่น เป็นคลื่นความถี่ที่ต่ำกว่าความเป็นจริง ปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นเรียกว่า Aliasing ในทำนองเดียวกันเมื่อ Sampling Rate สูงพอจะทำให้ได้สัญญาณที่ถูกต้อง ค่าการหน่วงเวลาหรือ Dwell time จะต่ำใกล้เคียงกับสัญญาณเดิม ตามปกติ EEG จะถูกสุ่มที่ 200 Hz. จะมี Dwell time = 5 ms. ความละเอียดของสัญญาณที่วัดได้แต่ละค่า (Bit Number) ในทางปฏิบัติกำหนดให้มีการสุ่มสัญญาณอย่างน้อย 2 ยกกำลัง 12 = 4096 ระดับ สัญญาณที่ขยายแล้ว จะต้องไม่มีการสูญเสียของสัญญาณ การแสดงผลของสัญญาณในเครื่อง Digital EEG ใช้การคำนวณเพื่อสร้างรูปคลื่นตามรูปแบบของการแสดงผลที่เราต้องการ (Montage Reformatting) เนื่องจาก Digital EEG เก็บสัญญาณในรูปแบบที่ให้ Grid ของทุกช่องขยายต่อเชื่อมกับขั้ววัดไฟฟ้าตำแหน่งเดียวกัน (Common Electrode Reference) เราจึงสามารถแสดงผลตามรูปแบบที่ต้องการได้โดยไม่จำกัด

กระบวนการกรองสัญญาณความถี่ที่ต้องการ (Band Pass Filter) เครื่องกรองสัญญาณ (Filters) จะทำหน้าที่ขจัดสัญญาณที่มีความถี่ตรงกับที่ระบุไว้ (ความถี่ที่ไม่ต้องการ) ออกไป เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าสมองโดยเฉลี่ยมีความถี่อยู่ในช่วง 1-30 Hz. ยกเว้น Spike หรือ Sharp Wave ที่มีความถี่สูงกว่าเครื่องกรองสัญญาณสามารถสร้างด้วยการใช้อุปกรณ์ไฟฟ้า เพื่อกรองสัญญาณจริงเรียกว่า Analog Filter ส่วนการสร้างด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อกรองสัญญาณที่ถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณ Digital แล้ว เรียกว่า Digital Filter

### สัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากร่างกายมนุษย์ (Artifacts)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยปกติจะไม่สมบูรณ์แบบที่สุด โดยมักจะมีสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากร่างกายมนุษย์ เช่น เกิดจากการเคลื่อนไหว ส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น กล้ามเนื้อลูกตา ลิ้น แขน หรือความไม่คงที่ของความต้านทานผิวหนังที่ติดตั้งขั้วไฟฟ้า หรือแหล่งกำเนิดสัญญาณที่มาจากภายนอก หรือความหลากหลายของความต้านทานของขั้วไฟฟ้า ปัญหาเหล่านี้มีอิทธิพลต่อข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่บันทึกมา สัญญาณต่าง ๆ เหล่านี้ถือเป็นสิ่งรบกวนที่จะทำให้ผลการวิเคราะห์สัญญาณอีจี (EEG) เกิดความผิดพลาดได้ และในทางทฤษฎีต้องขจัดออกให้สมบูรณ์



ภาพที่ 26 ตัวอย่างของสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากการกระพริบตาที่ป้อนมาในสัญญาณ EEG (Jung et al., 1998, p. 72)

จากภาพที่ 26 สัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากการกระพริบตา หรือ Electrooculography (EOG) โดยเกิดขึ้น 3 ครั้ง ในช่วงเวลา 14 และ 15 วินาทีหลังจากการเริ่มต้นบันทึกข้อมูล และเกิดกระพริบตาอีกครั้งในวินาทีที่ 16.5 วิธีการขจัดสัญญาณรบกวนชนิดนี้ ซึ่งเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจากร่างกายมนุษย์ชนิดหนึ่ง ที่นิยมใช้กันในปัจจุบันได้แก่ การใช้เครื่องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าที่เรียกว่าเครื่อง EOG โดยใช้วิธีการตรวจจับสัญญาณที่เกิดขึ้น แล้วขจัดออกไปก่อนที่จะบันทึกสัญญาณ EEG ซึ่งวิธีดังกล่าวเป็นการใช้เครื่องมือทางด้านวิทยาศาสตร์ ในการคัดแยกสัญญาณในขณะที่วิธีการที่มีประสิทธิภาพอีกวิธีหนึ่ง คือ วิธีการทางสถิติเป็นวิธีหนึ่งที่น่าสนใจในการขจัดหรือแยกสิ่งรบกวนเหล่านี้ ออกไป สถิติที่นิยมใช้ในปัจจุบัน คือ วิธีการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระที่เรียกว่า Independent Components Analysis หรือ ICA



การวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ เป็นเครื่องมือทางคณิตศาสตร์สถิติที่มีประโยชน์อย่างมาก สำหรับการแยกสัญญาณในรูปแบบต่าง ๆ การตัดสัญญาณรบกวนและการวิเคราะห์สัญญาณ EEG ขั้นสูง เพื่อจัดสัญญาณรบกวนหรือค้นหาตำแหน่งที่ใกล้เคียงของศูนย์กลางประมวลผลการทำงานในสมอง ICA เป็นรูปแบบของการวิเคราะห์และแยกสัญญาณทางสถิติที่พยายามจะแยกสัญญาณ (ที่คาบเกี่ยวกัน) ที่ตั้งอยู่บนสมมติฐานของการเป็นอิสระในทางสถิติตัวอย่าง เช่น ถ้าไมโครโฟนสองตัวในห้องบันทึกเสียงตัวแรกที่เป็นของคนที่ห้องบทธละครเช็คสเปียร์ ขณะที่ตัวที่สองเป็นของคนที่กำลังเล่นเครื่องดนตรีแบนโจ การบันทึกสัญญาณเสียงจะบันทึกสัญญาณทั้งเสียงไมโครโฟนตัวแรกและไมโครโฟนตัวที่สอง ถ้าแทนสัญญาณที่ไมโครโฟนตัวแรกผลิตขึ้นมาด้วย  $X_1(t)$  และแทนสัญญาณของไมโครโฟนตัวที่สองด้วย  $X_2(t)$  โดยที่  $X_1$  และ  $X_2$  คือ ขนาดของแอมพลิจูด (Amplitude) หรือแรงดันไฟฟ้าไมโครโฟนตัวแรกและไมโครโฟนตัวที่สองตามลำดับ และ  $t$  คือ เวลาและแทนสัญญาณเสียงของคนในห้องบทธละครเช็คสเปียร์ และคนที่กำลังเล่นเครื่องดนตรีแบนโจ ในตำแหน่งที่แต่ละคนยืนอยู่ด้วย  $S_1(t)$  และ  $S_2(t)$  ตามลำดับ แล้วสามารถแสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณเสียงและสัญญาณไฟฟ้าจากไมโครโฟนได้ด้วย สมการดังต่อไปนี้

$$X_1(t) = a_{11} S_1 + a_{12} S_2 \quad (1)$$

$$X_2(t) = a_{21} S_1 + a_{22} S_2 \quad (2)$$

โดยที่  $a_{11}$   $a_{12}$   $a_{21}$  และ  $a_{22}$  คือพารามิเตอร์ที่มีค่าขึ้นอยู่กับระยะห่างระหว่างไมโครโฟนถึงคนที่ห้องบทธละครเช็คสเปียร์ และคนที่กำลังเล่นเครื่องดนตรีแบนโจ โดยจะเป็นประโยชน์อย่างมากถ้าหากสามารถสร้าง (Reconstruction) สัญญาณเสียงของผู้พูดทั้งสอง ( $S_1$  และ  $S_2$ ) กลับคืนมาจากสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากไมโครโฟนทั้งสองตัว ( $X_1$  และ  $X_2$ ) แต่ปัญหาคือสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากไมโครโฟนเกิดจากการผสมกันของสัญญาณเสียงสองแหล่งที่มีระยะห่างระหว่างต้นกำเนิดและจุดรับต่างกันซึ่งปัญหาแบบนี้ถูกเรียกว่า Cocktail Party Problem หลังจากที่มีการดำเนินการนำสัญญาณเสียงที่บันทึกมาผ่านกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (ICA) ก็จะได้มาซึ่งสัญญาณที่ถูกแยกออกมาอย่างชัดเจน โดยที่ทางหนึ่งเป็นสัญญาณของเสียงของการห้องบทธละครเช็คสเปียร์ และอีกทางหนึ่งเป็นเสียงเครื่องดนตรีแบนโจ

จากสมการ (1) และ (2) ถ้าตัดเรื่องของเวลา ( $t$ ) ในสมการออกไปและสมมติว่ามีจำนวนขององค์ประกอบที่อิสระจากกัน  $n$  องค์ประกอบและให้  $S_n$  เป็นตัวแปรสุ่ม (Random Variable) จะได้สมการใหม่ดังนี้

$$X_j = a_{j1}S_1 + a_{j2}S_2 + \dots + a_{jn}S_n, \text{ for all } j \quad (3)$$

เมื่อเขียนสมการ (3) ในรูปของเวกเตอร์เมตริก (Vector-Matrix) จะได้ดังนี้

$$X = AS \quad (4)$$

โดยที่  $A$  เป็นเมตริกของสมาชิก  $a_{ij}$  และ  $X$  เป็น Random Vector ที่มีสมาชิกเป็น สัญญาณผสม  $X_1, \dots, X_n$  และ  $S$  เป็นเวกเตอร์ที่มีสมาชิกเป็น  $S_1, \dots, S_n$  โดยทั้งหมดจะเป็นคอลัมน์เวกเตอร์ในแนวตั้ง (Column Vector) สมการ (4) จะถูกเรียกว่า ICA Model

โดยที่  $X$  คือ เมตริกซ์ของสัญญาณจากแหล่งกำเนิดที่มาผสมกัน

$A$  เป็นเมตริกซ์ผสมซึ่งบ่งบอกถึงสภาพแวดล้อมที่สัญญาณผ่านมา

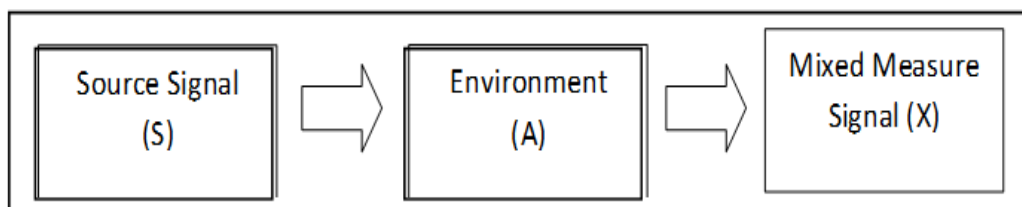
$S$  เป็นเมตริกซ์ของแหล่งกำเนิดสัญญาณ

$X$  และ  $S$  มีขนาด  $n * m$ , เมื่อ  $n$  คือจำนวนของแหล่งกำเนิดสัญญาณและ  $m$  เป็นความยาวของระเบียบในในกลุ่มตัวอย่าง

เมตริกซ์ผสม  $A$  บอกลักษณะของ  $n * n$  โดยที่  $n$  คือจำนวนของแหล่งกำเนิดสัญญาณ

เราสมมติจำนวนขององค์ประกอบและสัญญาณที่วัดไม่จำเป็นต้องเหมือนกันโดยที่

องค์ประกอบของกระบวนการผสมสัญญาณเบื้องต้น แสดงในภาพที่ 27



ภาพที่ 27 รูปแบบของกระบวนการผสมสัญญาณเบื้องต้น

จากกระบวนการดังกล่าวสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$S = A^{-1} X = WX \quad (5)$$

ขณะที่เมตริกซ์  $W$  คือเมตริกซ์ผกผันกับเมตริกซ์  $A$  การประมาณค่าเมตริกซ์  $W$  เทียบเท่ากับการค้นหาขององค์ประกอบ

ผลของกระบวนการนี้ คือ ชุดขององค์ประกอบที่มีอิสระและการรวมกันเชิงเส้นของตัวแปรหรือคลื่นไฟฟ้าสมองเทียบเท่ากับสัญญาณ  $X$  เดิม

ข้อจำกัดของการประยุกต์ ICA สำหรับการประมวลผล มีดังนี้

1. สัญญาณที่ผสมกันมาจากแหล่งที่มาของสัญญาณต้องเท่ากับจำนวนขององค์ประกอบที่เป็นอิสระ เช่น ไมโครโฟนสองตัวบันทึกเสียงหรือแหล่งกำเนิดเสียงสองประเภท
2. สัญญาณจะต้องมีองค์ประกอบที่เป็นอิสระต่อกันทางสถิติ (สัญญาณมีความสัมพันธ์กันสูงไม่สามารถแยกออกได้อย่างมีประสิทธิภาพ)
3. องค์ประกอบของสัญญาณจะต้องมีการกระจายที่เหมือนกันไม่มีความเป็น Gaussian หรือเป็นน้อยที่สุด
4. สัญญาณการผสมจะต้องเป็นค่าคงที่ มีค่าเป็นเชิงเส้น
5. แหล่งที่มาของสัญญาณจะต้องมีองค์ประกอบของสัญญาณที่คงที่

### **การวิเคราะห์คุณลักษณะที่สำคัญและกระบวนการแปลผล (Signal Analysis and Translation Algorithm)**

การวิเคราะห์คุณลักษณะที่สำคัญ และกระบวนการแปลผลสัญญาณ EEG เป็นสัญญาณดิจิทัล เป็นการสกัดย่านความถี่ที่เลือก และความสูงของสัญญาณที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณอ้างอิงของระดับการวัดลักษณะโดยทั่วไปองค์ประกอบความถี่จะถูกคำนวณโดยใช้ระบบการแปลงสัญญาณการแยกประเภทของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่นิยมใช้กันทั่วไป เช่น Fast Fourier Transform (FFT) ส่วนวิธีการแปลงสัญญาณเป็นองค์ประกอบหลักของระบบ BCI การทำงานของอัลกอริธึมการแปลงสัญญาณ คือ การแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อส่งออกอุปกรณ์ควบคุมอุปกรณ์ภายนอก และมีความสามารถในการจำแนกคุณลักษณะของสัญญาณที่ต้องการนำไปใช้งาน

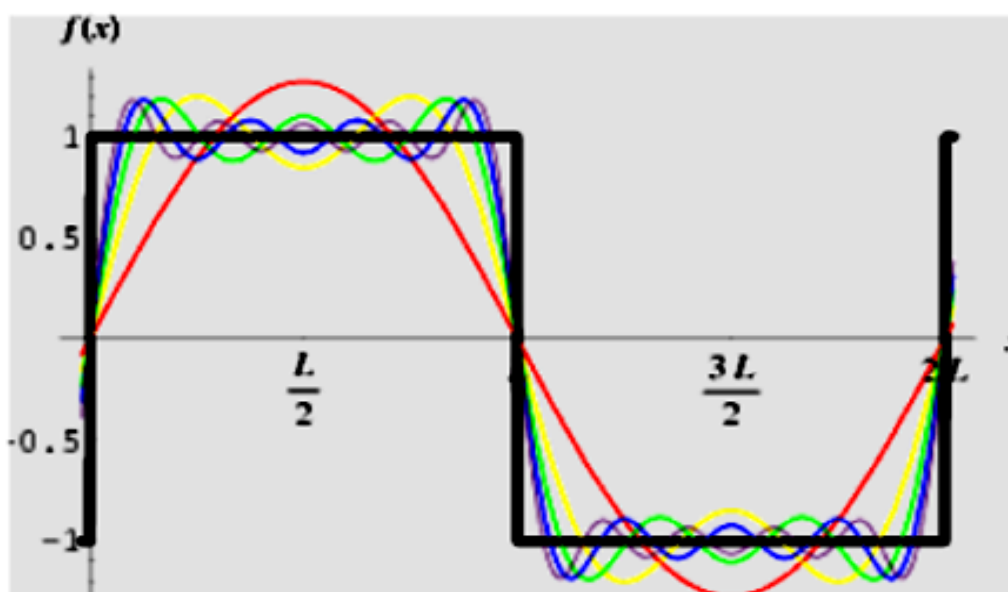
#### **การสกัดลักษณะสำคัญ (Feature Extraction)**

การสกัดลักษณะสำคัญ เป็นการดึงเอาโครงสร้างพื้นฐานที่สำคัญของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองนั้นออกมาโดยโครงสร้างพื้นฐานที่ว่าจะต้องมีการกำหนดไว้ก่อนว่าจะมีอะไรบ้าง มีการนิยามอย่างไร (Protocol)

Feature Extraction เป็นขั้นตอนของการสกัดเอาลักษณะเฉพาะของแต่ละ Input ออกมาเป็นเวกเตอร์ เพื่อนำไปใช้เป็น Input ในการฝึกฝนระบบและทดสอบระบบ โดยที่การสกัดลักษณะสำคัญ (Feature Extraction) สามารถทำได้โดยใช้เครื่องมือต่าง ๆ ดังนี้ 1) Fast Fourier Transform (FFT) และ 2) Discrete Fourier Transform (DFT)

1. วิธีการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform: FFT) เป็นกระบวนการทางคณิตศาสตร์ที่ทำการแปลงจากโดเมนของเวลา หรือ Waveform มาอยู่ในรูปของโดเมนความถี่ หรือ Spectrum การแปลงฟูเรียร์เต็มหน่วย (Discrete Fourier Transform: DFT) นับเป็นวิธีการที่สำคัญในการวิเคราะห์การออกแบบและการสร้างแบบในการประมวลสัญญาณเต็มหน่วย มีการวิเคราะห์และการประมวลสัญญาณจำนวนมากที่กระทำภายใต้แวล้อมทางความถี่หรือโดเมนฟูเรียร์ (Frequency

Domain or Fourier Domain) การแปลงฟูเรียร์นี้สามารถที่จะคำนวณโดยทางตรงหรือใช้ขั้นตอนวิธีการคำนวณแบบเร็วฟูเรียร์ทรานสฟอร์มถูกใช้งานอย่างกว้างขวางในการแก้โจทย์ปัญหาทางวิทยาศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์ เช่น งานวิเคราะห์ระบบเชิงเส้น (Linear System Analysis) แสง (Optics) แบบจำลองแบบสุ่ม (Random Process Modeling) ทฤษฎีความน่าจะเป็นฟิสิกส์อะตอม (Quantum Physics) และปัญหาที่เกี่ยวกับค่าขอบเขต (Boundary-Value) เป็นต้นในหลายแขนงของงานทางด้านวิทยาศาสตร์ และคณิตศาสตร์ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มถือเป็นเครื่องมือสำคัญที่ใช้สำหรับแก้ปัญหาเหล่านั้น

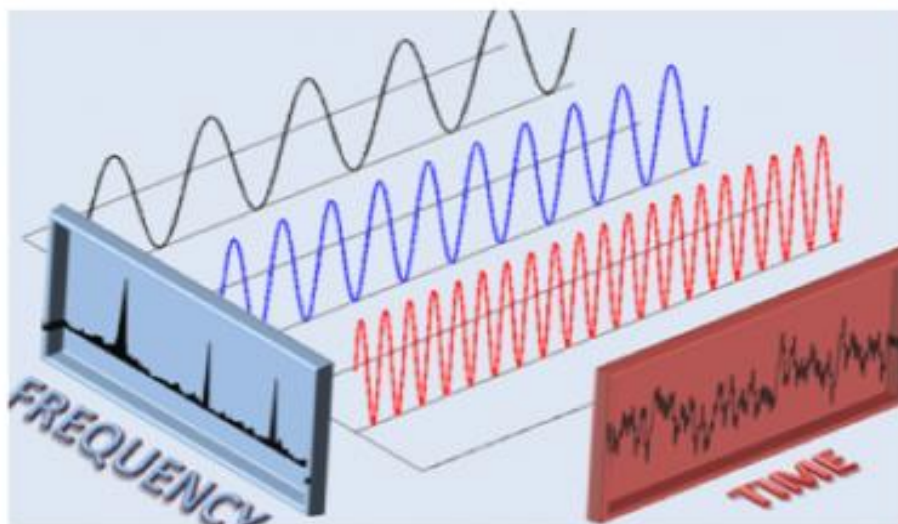


ภาพที่ 28 องค์ประกอบของสัญญาณสี่เหลี่ยมที่เกิดจากการรวมกันของคลื่นไซน์หลาย ๆ ความถี่ (Suslov, 2002, p. 290)

ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มเป็นหลักการที่ใช้สำหรับแตกสมการ หรือฟังก์ชันของสัญญาณต่อเนื่องใดให้อยู่ในรูปแบบของสมการผลบวกของรูปคลื่นที่เป็นคาบเวลา (Sinusoid) ที่มีความถี่ (Frequency) และขนาด (Amplitudes) ต่าง ๆ กันซึ่งวิธีการที่ใช้แยกสัญญาณก็คือ การอินทิกรัล (Integral) สัญญาณซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปของสมการอนุกรมฟูเรียร์ (Fourier Series)

2. ดิสครีตฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม (Discrete Fourier Transform: DFT) เนื่องจากคอมพิวเตอร์ทำงานกับข้อมูลที่มีลักษณะเป็นตัวเลข หรือเป็นลักษณะของค่าสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่อง (Discrete) ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องมีการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นข้อมูลทางตัวเลข เพื่อให้สามารถใช้คอมพิวเตอร์มาคำนวณได้ ส่วน FFT เป็นวิธีการทำ DFT แบบหนึ่ง พัฒนาโดย Tukey and Cooley ในปี ค.ศ. 1965

ช่วยลดจำนวนครั้งของการคำนวณลำดับของฟังก์ชันของ DFT ซึ่ง Fast Fourier Transform เป็น Algorithm การทำ Discrete Fourier Transform ที่ Complexity ลดลง โดยผลลัพธ์การทำ FFT ที่ได้จะ ตรงกับการทำ DFT ทุกประการแต่เร็วกว่าในแง่ของความซับซ้อน (Complexity) โดย FFT ก็ไม่ได้ หมายถึง Algorithm ใด Algorithm หนึ่ง



ภาพที่ 29 ตัวอย่างของการแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลาเป็นโดเมนความถี่ด้วยอัลกอริธึม FFT (Schneider, 2012, p. 13)

### การเลือกคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG Feature Selection)

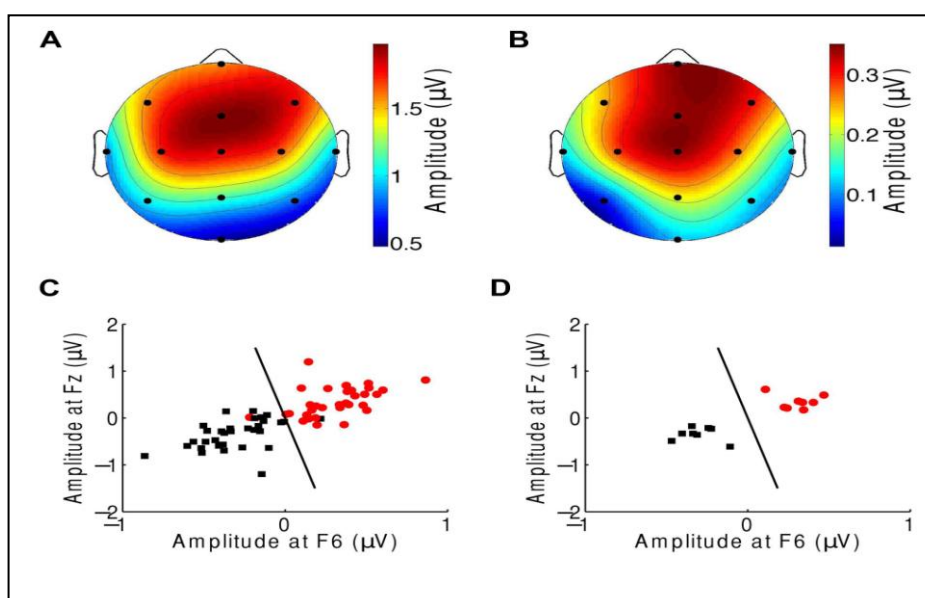
การลดขนาดข้อมูล (Data Reduction) จัดเป็นกระบวนการหนึ่งในขั้นตอนการเตรียมข้อมูล นั่นคือ การทำให้ข้อมูลตั้งต้นมีขนาดลดลงโดยสูญเสียลักษณะสำคัญของข้อมูลน้อยที่สุด และสูญเสียความถูกต้องของผลลัพธ์น้อยที่สุด เนื่องจากคุณลักษณะของความคิดเห็นแต่ละตัวจะมีความสำคัญต่อการจำแนกไม่เท่ากัน ดังนั้นด้วยเทคนิคการเลือกข้อมูลที่ดี จะทำให้สามารถเลือกข้อมูลที่มีความสำคัญและสามารถใช้เป็นตัวแทนของข้อมูลส่วนใหญ่ได้ และในความเป็นจริงมักจะเกิดเหตุการณ์ที่เรียกกันว่าปัญหาของมิติข้อมูล (Curse of Dimensionality) ขึ้นเสมอ นั้นหมายความว่าจำเป็นต้องลดขนาดมิติของข้อมูลลง (Dimensionality Reduction) เพื่อให้ตัวจำแนกประเภทสามารถทำงานได้ถูกต้องมากขึ้น

### การจำแนกคุณลักษณะของสัญญาณ (EEG Feature Classification)

Feature Classification เป็นขั้นตอนในการจำแนกและตัดสินใจว่า Input ที่เข้ามานั้นเป็นคลื่นไฟฟ้าสมองจากตำแหน่งใด โดยในขั้นตอนนี้มีหลายวิธีการด้วยกัน เช่น การเปรียบเทียบ Input กับ

โครงสร้างของคลื่นไฟฟ้าสมองในฐานข้อมูล การเปรียบเทียบ Input กับกฎเพื่อการตัดสินใจการใช้  
โครงข่ายประสาทเทียม หรือการใช้ตัวแบบฮิดเดนมาร์คอฟและอีกหลายวิธีดังนี้

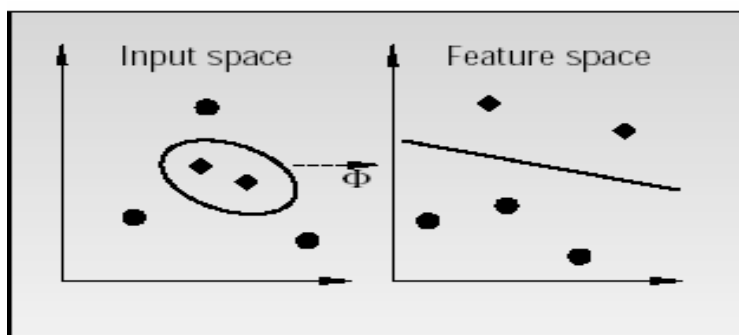
1. Linear Discriminant Analysis (LDA) เป็นอัลกอริธึมเหมือนข้อมูลชนิดหนึ่งที่ใช้กันอย่าง  
กว้างขวางในการวิเคราะห์จำแนกกลุ่มตั้งแต่สองกลุ่มขึ้นไป จากตัวแปรตาม 1 ตัว และตัวแปรอิสระ  
ตั้งแต่ 1 ตัวขึ้นไป การวิเคราะห์ด้วยวิธีนี้ นอกจากจะสามารถจำแนกความแตกต่างระหว่างกลุ่มได้แล้ว  
ยังสามารถบอกประสิทธิภาพหรือน้ำหนักในการจำแนกของตัวแปรเหล่านั้น การวิเคราะห์จำแนกกลุ่มเป็น  
การใช้ตัวแปรพยากรณ์หรือตัวแปรอิสระที่ร่วมกันพยากรณ์ตัวแปรตาม เช่น บอกได้ว่าตัวแปรใดจำแนกได้  
ดีมาน้อยกว่ากัน



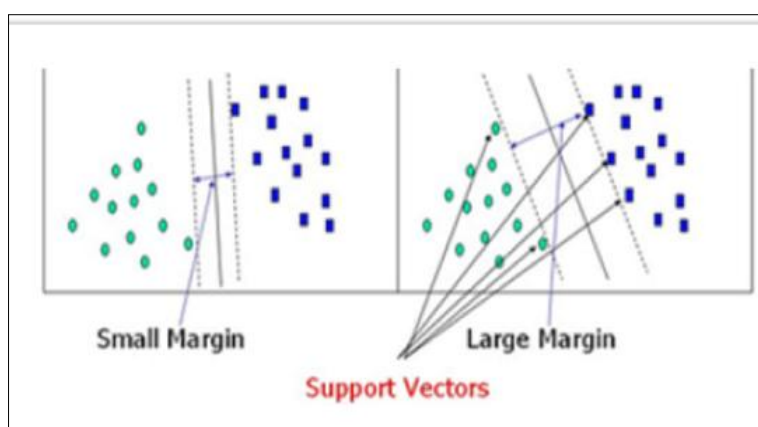
ภาพที่ 30 ผลการจำแนกคุณลักษณะของสัญญาณด้วย LDA (Meltzer, Reichenbach, Braiman, Hudspeth, & Reichenbach, 2015, p. 7)

2. Support Vector Machine (SVM) โดยแนวคิดหลักของวิธีการนี้ใช้เพื่อหาระนาบ  
การตัดสินใจในการแบ่งข้อมูลออกเป็นสองส่วน โดยจะพยายามสร้างเส้นแบ่งตรงกึ่งกลางระหว่างกลุ่มให้มี  
ระยะห่างระหว่างขอบเขตของทั้งสองกลุ่มมากที่สุด SVM จะใช้ฟังก์ชันแม่ปสำหรับย้ายข้อมูลจาก Input  
Space ไปยัง Feature Space และสร้างฟังก์ชันวัดความคล้ายที่เรียกว่า เคอร์เนลฟังก์ชัน (Kernel  
Function) บน Feature Space เหมาะใช้สำหรับข้อมูลที่มีมิติของข้อมูลสูง (SVM) เป็นวิธีหนึ่งที่ทำให้  
คอมพิวเตอร์สามารถเรียนรู้และการจำแนกลักษณะเด่น (Feature Classification) ของกลุ่มข้อมูลที่มี  
ลักษณะเป็นเวกเตอร์ (Vector) หรือเป็นข้อมูลหลายตัวแปรได้

สำหรับวิธี SVM มีขั้นตอนหลักอยู่สองอย่างคือการแปลง (Mapping) ข้อมูลที่ไม่เป็นเชิงเส้น (Non-Linear) จากโดเมนเดิมไปเป็นข้อมูลในอีกโดเมนหนึ่งซึ่งเรียกว่า Feature Space และทำให้ข้อมูลที่อยู่ในโดเมนใหม่นี้มีแกนกลาง (Margin) ของแต่ละกลุ่มห่างออกจากกันมาก ๆ จากนั้นจะใช้เทคนิคการแยกกลุ่มกับข้อมูลที่อยู่ในสเปซใหม่นั้น โดยทั่วไปหากเป็นการแบ่งแยกกลุ่มสองกลุ่มก็จะใช้ฟังก์ชันชายน์ (Sign) เป็นฟังก์ชันตัดสินใจ (Decision Function) ว่าข้อมูลนั้นควรจัดอยู่ในกลุ่มไหน การ Mapping ข้อมูลไปอยู่ในฟีเจอร์สเปซ (Feature Space) โดยใช้เคอร์เนลฟังก์ชัน (Kernel Function) ในขั้นตอนแรก of วิธี SVM คือ ต้องแปลงหรือแมป (Map) ข้อมูลไปอยู่ในอีกไฮเปอร์เพลน (Hyper Plane) หนึ่งที่เรียกว่า ฟีเจอร์สเปซ (Feature Space) ดังภาพที่ 31



ภาพที่ 31 การแปลงข้อมูลอินพุตให้ไปอยู่ในอีกไฮเปอร์เพลน (Hyperplane) (Khemchandani & Chandra, 2007, p. 906)



ภาพที่ 32 ตัวอย่าง SVM ใน 2 มิติ (Khemchandani & Chandra, 2007, p. 906)

สมมติว่า ต้องการตัดแยกอินพุตออกเป็น 2 กลุ่ม โดยใช้ไฮเปอร์เพลน ที่เป็นเส้นตรงจะเห็นว่า มีเส้นตรงจำนวนมากที่สามารถตัดแยกได้ แต่เส้นตรงเส้นไหนที่ดีที่สุด (Optimal Line) ภาพที่ 32 แสดง ตัวอย่างของเส้นตรง 2 เส้น เราจะนิยาม Margin เป็นผลรวมระยะห่างของเส้นตรงที่เป็น ไฮเปอร์เพลน (เส้นทึบ) ถึงเส้นตรงที่ผ่าน Input ที่ใกล้ที่สุดและขนานกับไฮเปอร์เพลนของทั้งสองกลุ่ม (เส้นทึบใน) ระยะดังกล่าวอาจมองเป็นเวกเตอร์และมีชื่อว่าซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machine) อัลกอริทึม SVM จะเลือกไฮเปอร์เพลนที่ให้ค่า Margin มีค่าสูงสุด

### การควบคุมอุปกรณ์ภายนอก (External Devices Control)

ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ถูกคัดกรองจากกระบวนการที่ผ่านมาก่อนหน้านี้ จะถูกนำไปแปลผลเป็นสัญญาณขาเข้าของโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ในการควบคุมกระบวนการจำลอง การกดปุ่มซ้ายของเมาส์ ตัวอย่างเช่น การเลือกพิมพ์ตัวอักษรบนแป้นพิมพ์จำลองบนจอภาพ ด้วยการใช้ คลื่นไฟฟ้าสมองจำลองการกดปุ่มซ้ายของเมาส์ แทนวิธีการเดิมที่กดปุ่มซ้ายของเมาส์ด้วยนิ้วชี้ อย่างไรก็ตาม ถ้าการแยกประเภทของสัญญาณไม่เกิดขึ้นหรือไม่เกิดสัญญาณ ERD มากกระตุ้น กระบวนการจำลอง การกดปุ่มซ้ายของเมาส์ก็จะไม่มีการกระทำใด ๆ เกิดขึ้น

### การป้อนกลับข้อมูล (Feedback)

การป้อนกลับข้อมูลหรือผลสะท้อนที่ได้รับจากการปฏิบัติงาน ในที่นี้หมายถึง กระบวนการ แสดงผลลัพธ์เพื่อยืนยันผลของการพิมพ์อักษร ซึ่งอาจอยู่ในรูปแบบของภาพหรือเสียงเพื่อให้ผู้ใช้งานทราบว่าผลของการพิมพ์อักษร (ซึ่งก็คือการจำลองการกดปุ่มซ้ายของเมาส์) สัมฤทธิ์ผลตามที่ต้องการหรือไม่

จากแนวคิดและทฤษฎีข้างต้น สามารถสรุปได้ว่า คลื่นไฟฟ้าสมองแบ่งออกเป็น 5 ประเภทตาม ความถี่ของคลื่น ได้แก่ Gamma (30–100Hz.) Beta (15–30Hz.) Alpha (7– 4Hz.) Theta (4–7Hz.) และ Delta (0.5–4Hz.) เทคนิคการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ แบบรุกราน (Invasive Method) ซึ่งต้องทำการผ่ากะโหลกศีรษะเพื่อติดตั้งขั้วไฟฟ้า และแบบไม่รุกราน (Non Invasive Method) เป็นวิธีการที่ติดตั้งขั้วไฟฟ้าบนหนังศีรษะ วิธีการบันทึกสัญญาณด้วยเครื่อง Electroencephalogram (EEG) เป็นวิธีการที่นิยมประยุกต์กับงานด้าน BCI โดยสามารถตอบสนอง รายละเอียดของสัญญาณเชิงเวลา (Temporal Resolution) ที่สูง เครื่องมือใช้งานง่ายราคาไม่แพง มาตรฐานการติดตั้งขั้วไฟฟ้าจะใช้วิธีการตามมาตรฐาน 10–20 International System การอ้างอิงขั้ว สัญญาณแบ่งออกเป็น 2 ประเภทคือ Bipolar Montage และ Reference Montage สัญญาณคลื่นไฟฟ้า สมองที่บันทึกได้ จะถูกส่งผ่านกระบวนการประมวลผลสัญญาณเบื้องต้นเพื่อปรับปรุงคุณภาพสัญญาณ ขยายสัญญาณให้มีความแรง ก่อนที่จะแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล กรองสัญญาณที่ต้องการขจัดสัญญาณที่ ไม่ต้องการ ด้วยวิธีการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis) สกัลลักษณะสำคัญที่ต้องการด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform) การเลือก คุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG Feature Selection) จำแนกคุณลักษณะของสัญญาณ



(EEG Feature Classification) ด้วยกระบวนการทางสถิติ เช่น Linear Discriminant Analysis, Support Vector Machine การควบคุมอุปกรณ์ภายนอก (External Devices Control) และเข้าสู่กระบวนการป้อนกลับเพื่อยืนยันประสิทธิภาพของระบบ

#### 4. งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับคลื่นไฟฟ้าสมองและเทคนิคการบันทึกสัญญาณ

##### คลื่นไฟฟ้าสมอง

McFarland, Sarnacki, and Wolpaw (2010, pp. 1-6) ศึกษาการควบคุมการเคลื่อนที่ของ mouse cursor ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง โดยกำหนดทิศทางการเคลื่อนที่ของ mouse cursor ในแนวตั้งด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากขั้วไฟฟ้า Cz และ CPz กำหนดทิศทางการเคลื่อนที่ของ mouse cursor ในแนวนอน ด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากขั้วไฟฟ้า C3 และ C4 ที่อยู่ในย่าน Mu (8–12 Hz.) และ Beta rhythm (13–28 Hz.) ซึ่งเป็นสัญญาณที่เกี่ยวกับการสั่งการเคลื่อนไหวของมือและแขนจากสมองส่วนที่เรียกว่า ไพรมารีมอเตอร์คอร์เทกซ์ (Primary Motor Cortex) เมื่อสมองจินตนาการ เคลื่อนไหวมือหรือแขน (Motor Imagery) จะทำให้สัญญาณนี้มีแรงดันไฟฟ้าต่ำลง (Event Related Desynchronization) และจะเปลี่ยนเป็นสูงขึ้นเมื่อเกิดการเคลื่อนไหวไปแล้ว (Event Related Synchronization) ด้วยวิธีการนี้จึงมีความจำเป็นต้องเปรียบเทียบสัญญาณที่ต้องการนำไปใช้งานกับ base line และผลการวิจัยถูกนำเสนอให้ประยุกต์กับการควบคุม Cursor ของ Mouse การควบคุมหุ่นยนต์ และการควบคุมอวัยวะเทียม (Neuroprostheses Devices) ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง

Huang, Qian, Oxenham, Fei, and Bai (2011, pp. 151-153) ศึกษาการลดและเพิ่มระดับความแรงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (ERD/ ERS) โดยทำการทดลองกับกลุ่มตัวอย่างที่มีสุขภาพแข็งแรงและกลุ่มตัวอย่างที่ป่วยเป็นโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง ด้วยวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขณะที่ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหวจริงและบันทึกขณะที่เกิดจินตนาการเคลื่อนไหวพบว่าทั้งลักษณะเด่น ERD และ ERS จะเกิดขึ้นในขณะที่ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหวจริงและขณะที่เกิดจินตนาการเคลื่อนไหวแต่ระดับความแรงของลักษณะเด่น ERD และ ERS ในสภาวะของการจินตนาการเคลื่อนไหว จะมีระดับต่ำกว่าสภาวะที่ร่างกายเคลื่อนไหวจริง ในขณะที่ระดับความแรงของลักษณะเด่น ERD และ ERS ด้วยกันเองมีความต่างศักย์กันสูงกว่าเมื่อเทียบกับสภาวะหยุดนิ่งหรือเบสไลน์ โดยคุณลักษณะนี้เกิดขึ้นเหมือนกันทั้งกลุ่มตัวอย่างที่มีสุขภาพแข็งแรงและกลุ่มตัวอย่างที่ป่วยเป็นโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง

Ahmadian, Cagnoni and Ascari (2013, pp. 4-5) นำเสนอผลงานวิจัยที่ประยุกต์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากบริเวณพื้นที่สมองในส่วนกลีบข้างด้านหลัง (Posterior Parietal Cortex: PPC) ซึ่งอยู่ในบริเวณ Brodmann Area ที่ 39/ 40 สมองส่วนกลีบข้างด้านหลังเกี่ยวข้องโดยตรงในส่วนการควบคุมการเคลื่อนไหว การมองเห็น การเคลื่อนไหวจากการมองเห็น และสร้างการเคลื่อนไหวไปสู่เป้าหมายของการมอง สืบเนื่องจากบทบาทในการวางแผนการเคลื่อนไหวของสมองส่วนข้าง อาจเตรียมการอีกด้านหนึ่งที่จะถอดรหัสสัญญาณทิศทางการเคลื่อนไหว ซึ่งมีความเป็นไปได้สูงที่สามารถนำไป

ประยุกต์กับงานด้าน BCI ผลการวิจัย ชี้ให้เห็นว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองในบริเวณพื้นที่สมองในส่วน กลีบข้างด้านหลัง (PPC) ที่เกิดขึ้นในขณะที่สมองเกิดการวางแผนการเคลื่อนไหวไปทางซ้ายและขวา มีความถูกต้องของการจำแนกคุณลักษณะของสัญญาณถึง 80.25 %

จากงานวิจัยดังกล่าวสามารถสรุปได้ว่า ลักษณะเด่นของคลื่นไฟฟ้าสมองประเภท ERD/ ERS ที่เกิดจากการจินตนาการเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น มือหรือแขน สามารถบันทึกได้จากพื้นที่ของสมองในบริเวณ Primary Motor Cortex เช่น ที่ตำแหน่งขั้วไฟฟ้า C3 หรือ C4 ซึ่งสามารถนำสัญญาณที่ได้ไปควบคุมการทำงานของเมาส์คอมพิวเตอร์หรืออวัยวะเทียม อย่างไรก็ตามด้วยอัตราการส่งผ่านข้อมูลที่ต่ำ 10 – 25 bit/ min. ทำให้การใช้งานสามารถกระทำได้เฉพาะการสื่อสารขั้นพื้นฐานเท่านั้น และจากงานวิจัยในเวลาต่อมาพบว่า การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองประเภท ERD/ ERS ยังสามารถบันทึกได้ที่พื้นที่สมองบริเวณที่เกี่ยวกับการวางแผนการเคลื่อนไหว

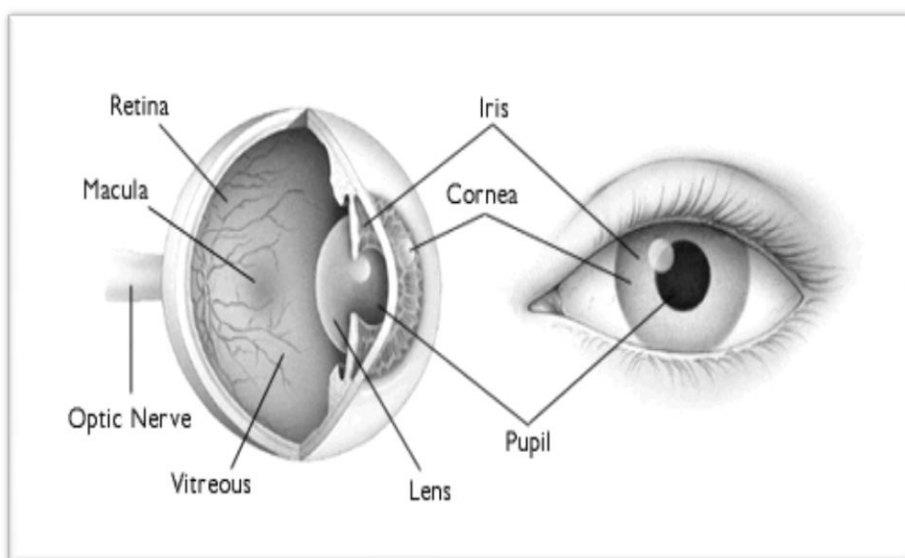
### ตอนที่ 3 ระบบการมองเห็นของดวงตาและระบบติดตามดวงตา

การศึกษาเกี่ยวกับการติดตามดวงตามีมานานอย่างต่อเนื่องในช่วงระยะเวลาที่ผ่านมาโดยมีวัตถุประสงค์ที่แตกต่างกันออกไป โดยมีเป้าหมายของการศึกษาเพื่อที่จะทำความเข้าใจเกี่ยวกับระบบและกระบวนการการมองเห็นของมนุษย์ การรับรู้จากการมองเห็นเป็นความสามารถของมนุษย์ที่จะแปลผลข้อมูลจากแสงที่ตามองเห็น และผลของการรับรู้คือภาพ ระบบการมองเห็นเป็นส่วนหนึ่งของระบบประสาทที่เปิดโอกาสให้สิ่งมีชีวิตได้เห็น โดยดวงตาเป็นกลไกทางชีวภาพที่สามารถเทียบได้กับกล้องถ่ายภาพ และมีหลักการทำงานที่คล้ายคลึงกัน ระบบการติดตามดวงตาเป็นกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับการวัดตำแหน่งที่ถูกจ้องมองหรือวัดความเคลื่อนไหวของดวงตาที่สัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของศีรษะ การเก็บข้อมูลเกี่ยวกับกิจกรรมต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของดวงตา การวิเคราะห์ข้อมูลเชิงสถิติ การเลือกรูปแบบและเวลาที่ดวงตาอยู่กับที่ และกวาดสายตาไปตามส่วนต่าง ๆ ของจอภาพ (Drewes, 2010, p. 14) โดยองค์ประกอบของระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย ระบบการเห็นของดวงตา (Eye Vision System) ภาพและระบบการบันทึกสัญญาณภาพ (Image and Image Recording System) แบบจำลองระบบสี (Color Model System) การประมวลผลภาพ (Image Processing) วิธีการบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา (Eye Movement Measurement Methodologies)

#### 1. ระบบการเห็นของดวงตา

กระบวนการมองเห็นที่ชัดเจนมีประสิทธิภาพของสายตามนุษย์ เริ่มต้นจากแสงที่สะท้อนจากภาพที่มองเดินทางผ่านเข้าไปในลูกตา โดยการผ่านไปยังส่วนประกอบต่าง ๆ ของดวงตาได้แก่ กระจกตา (Cornea) เลนส์แก้วตา (Lens) จากนั้นภาพที่ผ่านเข้ามาจะไปตกที่จอประสาทตา (Retina) ซึ่งประกอบไปด้วยเซลล์ประสาทตาจำนวนมาก จากนั้นสัญญาณภาพที่ได้จะถูกส่งผ่านทางเส้นประสาทตา (Optic Nerve) ส่งไปยังสมอง เพื่อแปลผลสัญญาณเป็นภาพที่มองเห็น ทำให้มนุษย์สามารถรับรู้ความหมายของ

ภาพที่รับเข้ามา ในขณะที่ม่านตา (Iris) ซึ่งมีลักษณะเป็นสีต่าง ๆ เช่น สีดำ สีน้ำตาล สีฟ้า หรือสีอื่น ๆ ตามลักษณะที่แตกต่างกันไปของของมนุษย์ในแต่ละเชื้อชาติ ทำหน้าที่ควบคุมปริมาณแสงให้พอเหมาะที่จะผ่านไปสู่เลนส์ตา ม่านตาสามารถเปิดกว้างมากน้อยตามความสว่างของแสง ถ้าแสงสว่างมากม่านตาจะเปิดน้อย แสงสว่างน้อยม่านตาจะเปิดกว้าง และรูม่านตา (Pupil) เป็นสีดำอยู่บริเวณตรงกลางนัยน์ตา ทำหน้าที่เป็นช่องให้แสงผ่านไปสู่เลนส์ตา แสดงดังภาพที่ 33



ภาพที่ 33 โครงสร้างของดวงตา

ที่มา: <http://www.eyesightresearch.org/background.htm>

## 2. ประเภทของภาพ

ในการใช้คอมพิวเตอร์สำหรับเก็บข้อมูล โดยเฉพาะภาพกราฟิกที่บันทึกจากกล้องถ่ายภาพ เคลื่อนไหวสำหรับการประมวลผล เพื่อนำไปใช้กับระบบติดตามดวงตา จะมีวิธีการบันทึกสัญญาณภาพอยู่หลายรูปแบบ โดยขึ้นอยู่กับแต่ละวัตถุประสงค์ของการทำงานโดยมีรายละเอียดดังนี้

2.1 ภาพแบบ Vector เป็นภาพประเภท Resolution-Independent มีลักษณะของการสร้างให้แต่ละส่วนเป็นอิสระต่อกัน โดยแยกชิ้นส่วนของภาพทั้งหมดออกเป็นเส้นตรง รูปทรงหรือส่วนโค้ง โดยอ้างอิงตามความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์หรือการคำนวณเป็นตัวสร้างภาพเป็นการรวมเอา Object เช่น วงกลม เส้นตรง ทรงกลม ลูกบาศก์และอื่น ๆ เรียกว่า รูปทรงพื้นฐานต่างชนิดมาผสมกัน มีทิศทางการลากเส้นไปในแนวต่าง ๆ เพื่อสร้างภาพที่แตกต่างกันโดยใช้คำสั่งง่าย ๆ จึงเรียกภาพประเภทนี้ว่า Vector Graphic หรือ Object Oriented

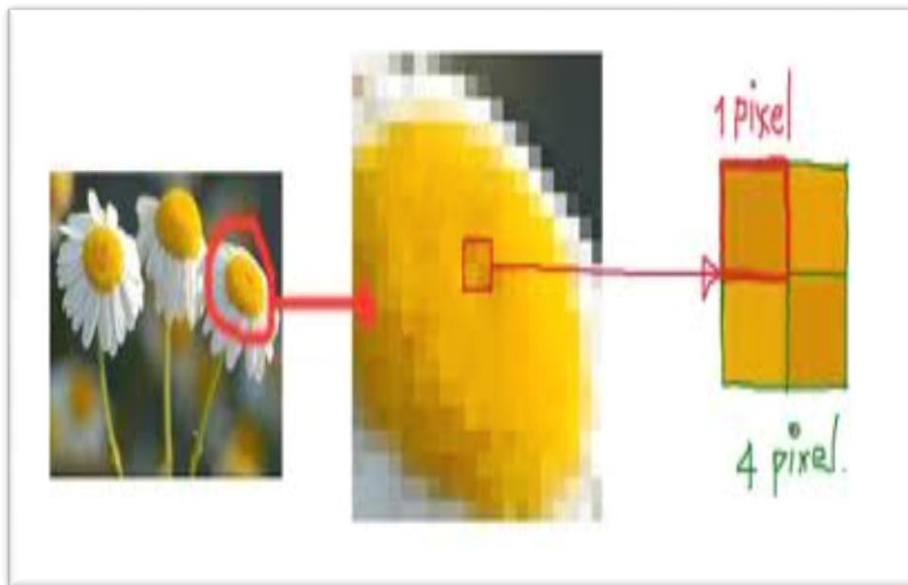
ลักษณะเด่นของ Vector คือ สามารถยืดหรือหดภาพเท่าใดก็ได้ โดยที่ภาพจะไม่แตก ความละเอียดของภาพไม่เปลี่ยนแปลง คงคุณภาพของภาพไว้ได้เหมือนเดิมและยังสามารถขยายเฉพาะความกว้างหรือความสูง เพื่อให้มองเห็นเป็นภาพพอมหรืออ้วน กว่าภาพเดิมได้ด้วยและไฟล์มีขนาดเล็กกว่าภาพ Bitmap ภาพแบบ Vector จึงเหมาะสำหรับงานแบบวาง Layout งานพิมพ์ตัวอักษร Line Art หรือ Illustration โดยไฟล์รูปภาพแบบ Vector ในระบบวินโดวส์ คือ ไฟล์ที่มีนามสกุล \*. EPD, \*.WMF, \*. CDR, \*. AI, \*. CGM, \*. DRW หรือ \*. PLT เป็นต้น โดยมีโปรแกรมประเภทวาดรูป (Drawing Program) เช่น CorelDraw หรือ AutoCAD เป็นต้น



ภาพที่ 34 เปรียบเทียบภาพ Vector เมื่อมีการขยายขนาด

ที่มา: <http://suphatsara365.wordpress.com/2010/10/12/rastervsvector/>

2.2 ภาพแบบ Bitmap หรือเรียกว่าภาพแบบ Raster เป็นภาพกราฟิกที่เกิดจากการเรียงตัวกันของจุดสีเหลี่ยมเล็ก ๆ หลากหลายสี ซึ่งเรียกจุดสีเหลี่ยมเล็ก ๆ นี้ว่า พิกเซล ในการสร้างภาพกราฟิก จะต้องกำหนดจำนวนของพิกเซลให้กับภาพที่ต้องการสร้าง ถ้ากำหนดจำนวนพิกเซลน้อย เมื่อขยายภาพให้มีขนาดใหญ่ขึ้นจะทำให้มองเห็นภาพเป็นจุดสีเหลี่ยมเล็ก ๆ หรือถ้ากำหนดจำนวนพิกเซลมาก ก็จะทำให้เห็นภาพมีขนาดใหญ่



ภาพที่ 35 การแสดงจุด Pixel เมื่อมีการขยายภาพแบบ Bitmap

ที่มา: <http://guru-photoshop.com/login/index.php>

รูปแบบของภาพแบบ Bitmap จำแนกความแตกต่างได้เป็น 4 รูปแบบ คือ

1. ภาพ Bitmap แบบ Line – Art

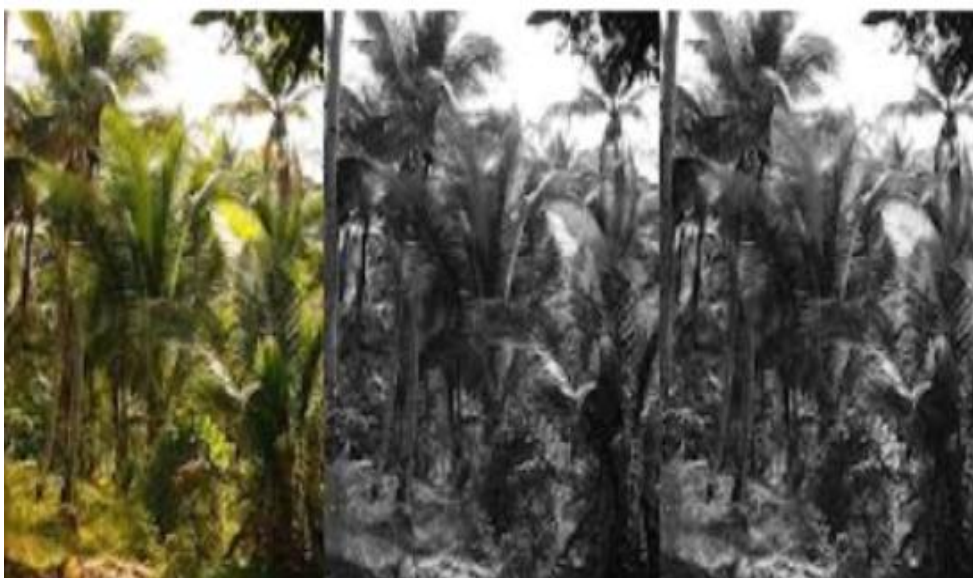


ภาพที่ 36 แสดงรูปภาพ bitmap ชนิด Line-Art

ที่มา: <http://inkscape.org/archive.php?lang=en&year=2007&month=04>

คุณลักษณะของภาพชนิดนี้ประกอบด้วยสีเพียงสองสี คือ สีดำและสีขาวเท่านั้นในบางที่ภาพจะถูกอ้างอิงเป็น Bitmap เพราะคอมพิวเตอร์ใช้เพียง 1 บิตเท่านั้น ในการนิยามแต่ละพิกเซล

2. ภาพ Bitmap แบบ Gray-Scale ภาพชนิดนี้มีองค์ประกอบของภาพในแต่ละพิกเซลจะประกอบด้วยเฉดสีของระดับสีเทา ประกอบด้วยสีดำ และ สีขาวเพียงสองสีเท่านั้นแต่มีระดับความเข้มสีที่แตกต่างกัน



ภาพที่ 37 ภาพ Bitmap ชนิด Gray-Scale

ที่มา: <http://www.pict4all.com>

3. ภาพ Bitmap แบบ Multitude หรือภาพหลายระดับสีโดยคุณลักษณะของภาพชนิดนี้จะประกอบด้วยเฉดสี 2 เฉดสีหรือมากกว่า ภาพชนิด Multitude ที่นิยมจะเป็นแบบ Duotone คือ มีเพียงเฉด ส่วนใหญ่จะประกอบด้วยสีดำและสีอื่น ๆ ดังภาพที่ 38



ภาพที่ 38 ภาพ Bitmap ชนิด Multitone

ที่มา: [http://frostmeblog.blogspot.com/2010\\_04\\_01\\_archive.html](http://frostmeblog.blogspot.com/2010_04_01_archive.html)

4. ภาพ Bitmap แบบ Full Color เป็นภาพที่ใช้บรรยายขอบเขตของเฉดสีทั้งหมด ได้แก่ RGB, CMYK, BMP เป็นรูปแบบแฟ้มข้อมูลแบบกราฟิก (Graphic File) ของโปรแกรมไมโครซอฟต์วินโดวส์ ซึ่งเก็บในรูปแบบของ ดีไอบี (Device Independent Bitmap Format: DIB) เพื่อสามารถแสดงผลได้กับจอภาพที่มีรายละเอียดระดับ VGA, SVGA, Monochrome โดยการตั้งโปรแกรมวินโดวส์ นามสกุลแฟ้มข้อมูลชนิด ดีไอบี คือ BMP



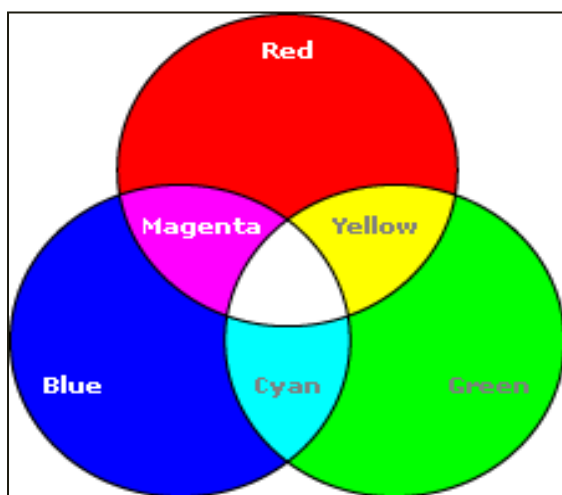
ภาพที่ 39 ภาพ Bitmap ชนิด Full Color

ที่มา: <http://www.spiegel.de/international/a-901524.html>



### 3. แบบจำลองระบบสี

แบบจำลองระบบสี (Color Model System) เป็นรูปแบบทางคณิตศาสตร์ที่ใช้อธิบายค่าสีให้สามารถนำมาใช้เพื่อแสดงผลในคอมพิวเตอร์ เป็นการผสมผสานระหว่างแม่สี ในสัดส่วนที่แตกต่างกัน เพื่อเป็นการสร้างสีใหม่ เรียกว่า สีผสม ระบบสีของคอมพิวเตอร์จะเกี่ยวข้องกับการแสดงผลของแสง ที่แสดงบนจอคอมพิวเตอร์ โดยมีลักษณะการแสดงผลคือ ถ้าไม่มีแสดงผลสีใดเลยบนจอภาพ จะแสดงเป็น "สีดำ" หากสีทุกสีแสดงผลพร้อมกันจะเห็นสีบนจอภาพเป็น "สีขาว" ส่วนสีอื่น ๆ เกิดจากการแสดงสีหลาย ๆ สี แต่มีค่าแตกต่างกัน การแสดงผลลักษณะนี้เรียกว่า การแสดงสีระบบ Additive สีในระบบ Additive ประกอบด้วยสีหลัก 3 สี (เช่นเดียวกับแม่สี) คือ สีแดง (Red) สีเขียว (Green) และสีน้ำเงิน (Blue) เรียกกรวมกันว่า RGB ซึ่งมีรูปแบบการผสมสีของ RGB ดังภาพที่ 40



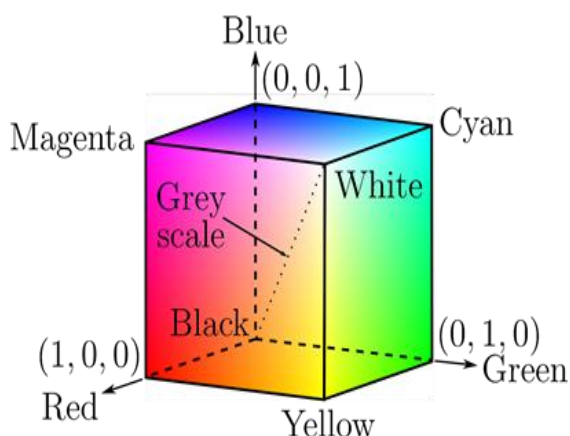
ภาพที่ 40 การผสมของสีหลัก

ที่มา: <http://afterschool-teatime-9q18q22.blogspot.com/>

แบบจำลองระบบสี มีหลายลักษณะหลายรูปแบบ ดังต่อไปนี้

1. แบบจำลองสี Red Green Blue (RGB Color Model) เป็นแบบจำลองสีที่เกิดจากการผสมของแสงสีต่าง ๆ ที่นำไปใช้ในสีบนจอคอมพิวเตอร์หรือกล้องวิดีโอทั่วไป ซึ่งลักษณะของแบบจำลองจะเกิดจากการผสมสีปฐมภูมิ 3 สี คือ แดง เขียวและน้ำเงิน โดยค่ามาตรฐานของแบบจำลองสี RGB แสดงตามภาพที่ 41

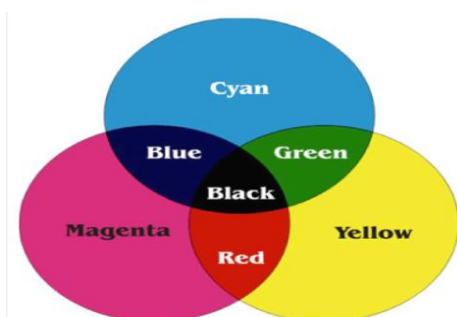




ภาพที่ 41 ลูกบาศก์สีของแบบจำลองสี RGB (Watts & Park, 2002, P. 665)

โดยจากภาพที่ 41 แสดงให้เห็นว่า ค่าทั้งหมดของ R, G, B จะมีค่าอยู่ในช่วง  $[0, 1]$  ซึ่งสำหรับการแทนภาพด้วยแบบจำลองสี RGB จะทำงานในระบบ 8 bit ต่อสี คือ แม่สีแต่ละสีมีน้ำหนักแตกต่างกันได้เท่ากับ  $2^8 = 256$  น้ำหนักสี หรือ 0-255 โดย 0 คือมืดสนิท ส่วน 255 คือสว่างเต็มที่ สำหรับภาพสีขนาด 24 บิตนั้น แสดงว่า จำนวนสีทั้งหมดที่เป็นไปได้บนภาพเท่ากับ  $(2^8)^3 = 2^{24}$  คือ R = 8 บิต, G = 8 บิต และ B = 8 บิต เมื่อนำแม่สีมาผสมกันทั้งสามแล้วได้เท่ากับ  $256 \times 256 \times 256 = 16,777,216$  เฉดสี หรือ 16.7 ล้านสี

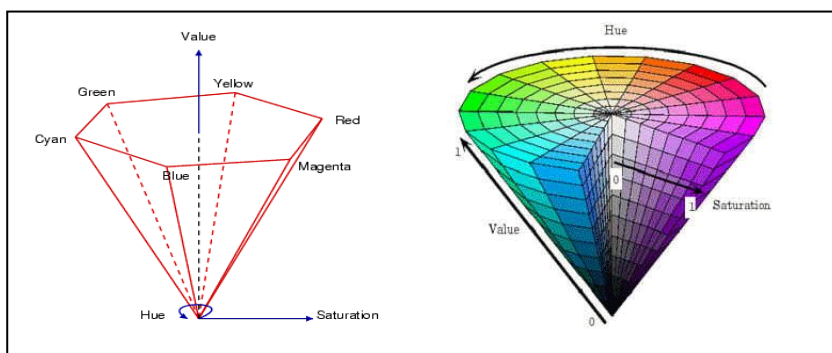
2. แบบจำลองสี CMYK (CMYK Color Model) เป็นแบบจำลองสีที่เกิดจากการผสมของแม่สีในเชิงวัตถุ โดยที่แม่สีในเชิงวัตถุจะประกอบด้วย สีม่วง แดง สีน้ำเงินและสีเหลือง ซึ่งเป็นสีแบบ Subtractive Color แสดงตามภาพที่ 42 ส่วน สีดำ (Black) จะต้องใช้ สีทั้ง 3 สีรวมกัน แต่เนื่องจากเมื่อนำมาพิมพ์จริงแล้ว สีจะไม่ดำสนิท ดังนั้นในแบบจำลองสีนี้จะรวมสีดำเข้าไปด้วยเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการพิมพ์



ภาพที่ 42 แบบสี Subtractive Color

ที่มา: <http://www.punyisa.com/photoshop/graphic/graphic4.html>

3. แบบจำลองสี HSV (HSV Color Model) ใช้หลักการแยกความสว่างออกจากเนื้อสีของจุดภาพ โดยปริภูมิสี HSV นั้นแทนค่าด้วยเวกเตอร์สามมิติ ซึ่งประกอบด้วย H แทนค่าเนื้อสี (Hue), S แทนค่าความอิ่มตัวของสี (Saturation) และ V แทนค่าความสว่างของแสง (Value) ซึ่งปริภูมิสี HSV จะมีลักษณะเป็นรูปกรวย แสดงตามภาพที่ 43



ภาพที่ 43 แบบจำลองสี HSV

ที่มา: <http://scien.stanford.edu/pages/labsite/2002/psych221/projects/02/sojeong/>

จากภาพที่ 43 จะเห็นว่าค่าสีสัน (Hue) จะแสดงไว้ที่หน้าตัดของกรวยโดยจากค่า 0 ถึง 1 ซึ่งจะเริ่มจากสีแดง เหลือง เขียว ฟ้า น้ำเงิน ชมพูและกลับไปที สีแดง แสดงว่าค่า 0 และ 1 เป็นสีแดงเหมือนกัน สำหรับค่าอิ่มตัวของสี (Saturation) โดยจะเริ่มจากหน้าตัดกรวยด้านในออกไปด้านนอก มีค่าจาก 0 ถึง 1 ซึ่งค่า 0 หมายความว่า ไม่มีความอิ่มตัวของสี ซึ่งก็คือสีเทาขอบด้านนอกกรวยที่มีค่าความอิ่มตัวมากที่สุด ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ 1 สุดท้ายคือค่าความสว่างจะมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 1 เช่นเดียวกัน โดยค่า 0 คือ ไม่มีความสว่างที่ด้านล่างของกรวยจะเป็นสีดำ และ ค่าความสว่างมากที่สุดคือค่า 1 และจากกรวยแสดงค่าสีนี้ โดยที่ค่าระดับสีเทาจะอยู่ในแกนกลางของกรวย และจะไล่ระดับความสว่างที่จุดกลางสุดจะเป็นสีดำ และจุดกลางหน้าตัดกรวยจะเป็นสีขาว

#### 4. การประมวลผลภาพ

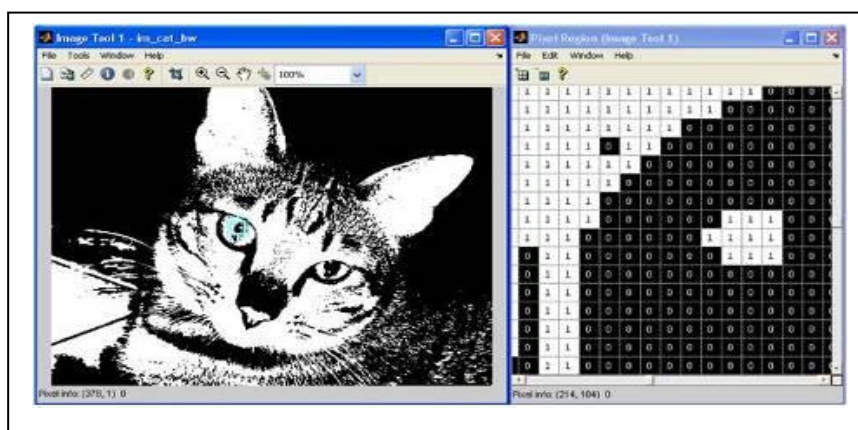
การประมวลผลภาพ (Image Processing) คือ วิธีการประยุกต์การใช้งานคอมพิวเตอร์ในการประมวลผลสัญญาณบนสัญญาณ 2 มิติ เช่น ภาพนิ่ง (ภาพถ่าย) หรือภาพวีดิทัศน์ (วิดีโอ) และยั้งรวมถึงสัญญาณ 2 มิติอื่น ๆ ที่ไม่ใช่ภาพด้วยเพื่อให้ เพื่อให้ทราบภาพนั้นคือภาพอะไร หรือมีสิ่งที่น่าสนใจอยู่ในภาพหรือไม่ โดยที่ไม่ต้องใช้สายตาของคนมาช่วยตัดสินใจ การคิด คำนวณนั้นมีหลายวิธี ซึ่งแต่ละวิธีก็มีประโยชน์แตกต่างกันไป ไม่ว่าจะเป็นการนำเอาสีแต่ละจุด (Pixel) มาคำนวณเป็นบริเวณหลาย ๆ จุดรวมกัน (Area) เช่น การดูพื้นผิว (Texture) การดูรูปแบบ (Pattern) การวิเคราะห์หารูปปร่าง (Shape) หรือ

การวิเคราะห์แบบอื่น ๆ เพื่อหาค่าที่ตรงกับคุณลักษณะที่ต้องการนำไปใช้งานซึ่งกระบวนการต่าง ๆ มีอยู่ด้วยกันหลายอย่าง เช่น

1. การแปลงข้อมูลรูปภาพ (Image Transformation)
2. การนิยามภาพ (Image Description)
3. การกรองภาพ (Image Filters)
4. การคืนภาพ (Image Restoration)
5. การปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image Enhancement)
6. การแบ่งภาพและการหาขอบภาพในวัตถุ (Image Segmentation and Edge Detection)
7. การบีบอัดข้อมูลภาพ (Image Compression)

ภาพดิจิทัล ที่ได้จะมีรูปแบบการเก็บเป็นเมทริกซ์ ซึ่งจะมีการจัดเก็บภาพแต่ละชนิดต่างกัน ขึ้นอยู่กับระบบสีของภาพดังกล่าว โดยแบ่งชนิดของภาพได้ดังนี้

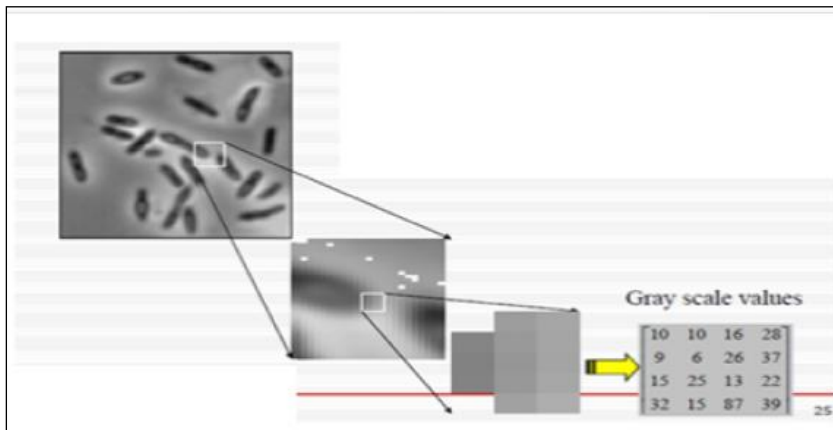
1. Binary Image หรือภาพขาว-ดำ เป็นรูปที่ใช้เนื้อที่เพียง 1 บิต ต่อ จุดภาพ โดยค่าสีจะมีแค่สองค่า คือ 0 หรือสีดำ และ 1 หรือสีขาว



ภาพที่ 44 ภาพแบบ Binary หรือภาพขาว-ดำ

ที่มา: <http://www.bloggang.com/viewblog.php?id=hin-kmitnb&date=24-04-2010&group=1&gblog=4>

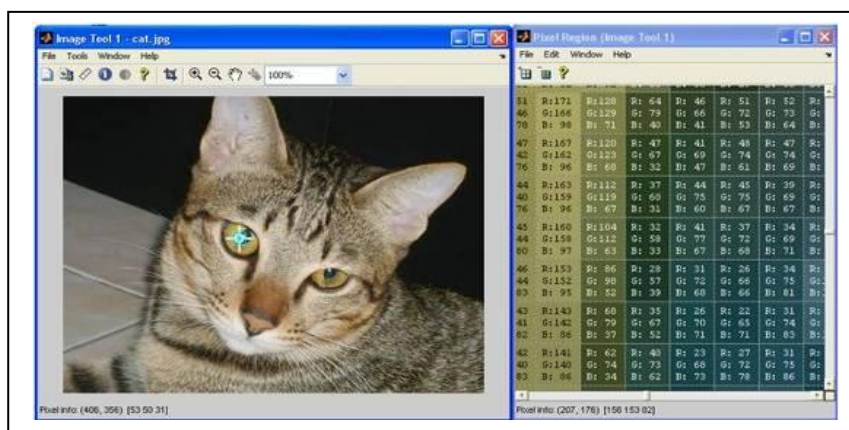
2. Grayscale Image เป็นรูปที่เก็บโดยใช้รูปแบบของอาร์เรย์ 2 มิติ โดยค่าที่เก็บจะมีค่าอยู่ในช่วง ๆ หนึ่ง ซึ่งระดับของสีขึ้นอยู่กับขนาดของบิตที่ใช้เก็บค่าสี



ภาพที่ 45 ภาพแบบ Grayscale Image

ที่มา: <http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/images/>

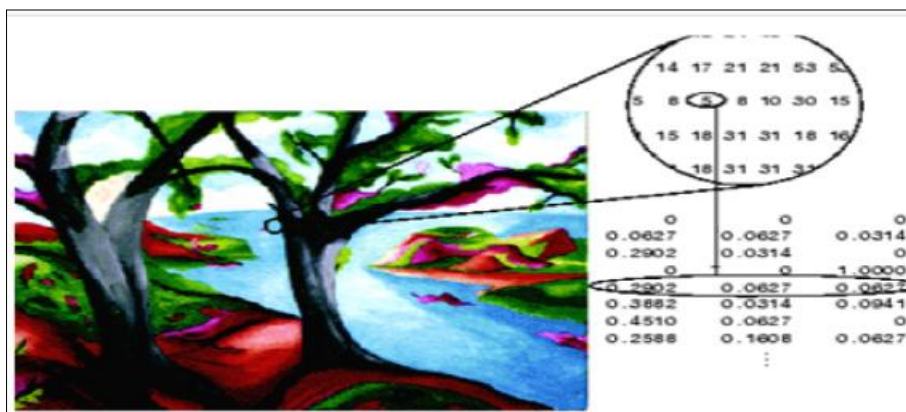
3. RGB Image หรือ True Color Image เป็นรูปที่เก็บโดยใช้อาร์เรย์ 3 มิติ ขนาด  $m \times n \times 3$  โดยที่  $m$  คือความยาวและ  $n$  คือความกว้างของภาพในหน่วยจุดภาพ ส่วนมิติสุดท้ายนั้น ในแต่ละมิติจะเก็บค่าสีแยกกัน คือสีแดง (Red) สีเขียว (Green) และ สีน้ำเงิน (Blue) โดยภาพสีในระบบ RGB จะมีจำนวนบิตต่อพิกเซล คือ 24 บิต หมายความว่าสามารถแสดงสีได้ถึง 16,777,216 สี สีแดง 8 bit สีเขียว 8 bit และสีน้ำเงิน 8 bit รวมสี RGB=24 bit



ภาพที่ 46 ภาพแบบ RGB

ที่มา: <http://www.bloggang.com/data/h/hin-kmitnb/picture/1272050783.jpg>

4. ระบบสีแบบ Indexed Color เป็นระบบการจัดเก็บสี โดยกำหนดให้ 1 ภาพ จะมีสีเพียง 256 เฉดสี เท่านั้น โดยการสร้างตารางดัชนี (Indexed Color) ขึ้นมาจัดเก็บสีในภาพ โดยสีอื่น ๆ ในภาพที่อยู่นอกเหนือจาก 256 ในตารางดัชนีสี โปรแกรมจะหาสีที่ใกล้เคียงจากสีทั้ง 256 สีที่เก็บเอาไว้มาแทนที่มีเดิม



ภาพที่ 47 การเปลี่ยนระบบสีของภาพให้เป็น Indexed Color Mode

ที่มา: <http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/images/>

### 5. วิธีการบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา

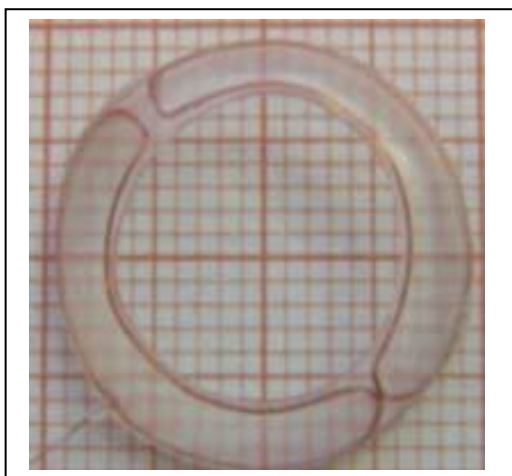
การบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตาเริ่มต้นขึ้นเมื่อปี 1982 โดย Bolt. (1982)

ในโครงการ “Eyes as Output” โดยระบบจะเป็นการควบคุมการเคลื่อนไหวของเคอร์เซอร์ของเมาส์คอมพิวเตอร์และ การกดปุ่มเมาส์เพื่อเลือกคำสั่งที่ต้องการด้วยการเคลื่อนไหวดวงตา และถูกพัฒนาประสิทธิภาพมากขึ้นในเวลาต่อมาซึ่งประสิทธิภาพจากการควบคุมการเคลื่อนไหวของเคอร์เซอร์เมาส์ด้วยดวงตาได้ผลลัพธ์เป็นที่น่าพอใจ แต่ยังเป็นการยากที่จะหาเทคโนโลยีหรือวิธีการที่มีประสิทธิภาพแทนการกดปุ่มเมาส์ด้วยมือเพื่อเลือกคำสั่งที่ต้องการ โดยวิธีที่นิยมใช้มากที่สุดในปัจจุบัน คือ การควบคุมเมาส์เคอร์เซอร์ให้หยุดอยู่กับที่ตรงตำแหน่งที่ต้องการ เมื่อถึงเวลาที่กำหนด (Dwell Time) สัญญาณกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click) จะทำงานเพื่อเลือกคำสั่งที่ต้องการ (Zander, Gaertner, Kothe, & Vilimek, 2010, pp. 42-44)

Drewes (2010, pp. 18-19) อธิบายว่า เทคโนโลยีที่ใช้สำหรับการบันทึกการติดตามการเคลื่อนไหวดวงตาในปัจจุบันมีอยู่ 4 วิธี ซึ่งประกอบด้วย

#### 1. วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากดวงตา (Scleral Search Coil Method)

วิธีการนี้ใช้หลักการบันทึกสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากการเคลื่อนไหวดวงตา กระทำโดยการติดตั้งเซ็นเซอร์ตรวจจับความเคลื่อนไหวดวงตาที่คอนแทคเลนส์ ดังภาพที่ 48



ภาพที่ 48 แสดง Scleral Search Coils ติดตั้งอยู่กับคอนแทคเลนส์ (Frens & Van der Geest, 2002, P. 695)

ข้อดีของวิธีการนี้ คือ การตอบสนองของสัญญาณมีความแม่นยำมีความละเอียดสูง แต่มีข้อเสีย คือ อันตรายและไม่สะดวกในการติดตั้งและการใช้งาน จึงเหมาะสำหรับงานวิจัยทางการแพทย์เท่านั้น

2. การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากดวงตาด้วยขั้วไฟฟ้า (Electro-Oculography: EOG)  
วิธีการนี้เป็นวิธีการวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากการเคลื่อนไหวดวงตา ด้วยขั้วไฟฟ้าที่ติดตั้งอยู่ที่บริเวณรอบ ๆ ดวงตา

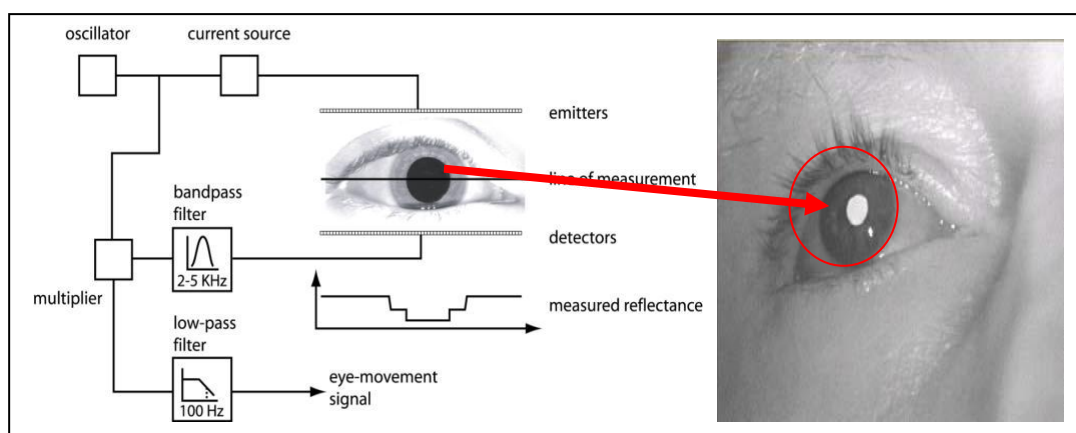


ภาพที่ 49 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากดวงตาด้วยขั้วไฟฟ้า EOG (Deng, Hsu, Lin, Tuan, & Chang, 2010, p. 3339)



ข้อดีของวิธีการนี้ คือ การตอบสนองของสัญญาณมีความแม่นยำสูงถึงแม้ว่าการเคลื่อนไหวของดวงตาเกิดขึ้นขณะที่หลับตาหรือนอนหลับ แต่วิธีการนี้ก็ยังมีคามยุ่งยากในการติดตั้งขั้วไฟฟ้า วิธีการนี้จึงเหมาะสำหรับงานวิจัยทางการแพทย์เท่านั้น

3. การบันทึกสัญญาณแสงอินฟราเรดที่สะท้อนจากดวงตา (Infrared Oculography: IROG) วิธีการนี้กระทำโดยฉายแสงอินฟราเรดไปที่ดวงตาวัดและบันทึกปริมาณแสงอินฟราเรดที่สะท้อนออกมาจากตาดำ ในปริมาณที่แตกต่างกันไปตามการเคลื่อนไหวของตาดำ



ภาพที่ 50 การบันทึกสัญญาณแสงอินฟราเรดจากดวงตา (Infrared Oculography) (Singh et al., 2012)

ข้อดีของวิธีการนี้ คือ การตอบสนองของสัญญาณมีความแม่นยำสูงในแนวนอน เนื่องจากระยะการเคลื่อนไหวของดวงตาทางแนวนอนที่กว้าง แต่มีข้อจำกัดในการตอบสนองสัญญาณในแนวตั้ง และความแม่นยำในการตอบสนองต่อสัญญาณขาออกยังต้องขึ้นอยู่กับตำแหน่งการติดตั้งอุปกรณ์ฉายแสงและรับแสงอินฟราเรด

4. การบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (Video-Oculography: VOG) เป็นวิธีการถ่ายภาพการเคลื่อนที่ของดวงตาด้วยกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหว แล้วทำการประมวลผลและแปลงสัญญาณภาพตำแหน่งหรือลักษณะเด่นของดวงตาที่เลือกใช้เป็นคำสั่งของโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อประยุกต์ใช้งานในรูปแบบต่าง ๆ โดยมีการแบ่งชนิดของเครื่องมือสำหรับบันทึกสัญญาณภาพออกเป็นสองประเภทคือ ชนิดที่ติดตั้งกล้องบันทึกสัญญาณภาพเคลื่อนไหวดวงตาบนศีรษะของผู้ใช้งาน (Head Mounted) หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า ระบบติดตามดวงตาแบบเคลื่อนที่ (Mobile Based Eye Tracker) ดังแสดงในภาพที่ 51



ภาพที่ 51 การบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (Video Oculography: VOG)  
(Newman-Toker, 2013, p. 1159)

ส่วนระบบติดตามดวงตา อีกประเภทหนึ่งมีชื่อว่าระบบติดตามดวงตาแบบระยะไกล (Remote Based Eye Tracker) มีลักษณะของตัวเครื่องที่ไม่มีส่วนหนึ่งส่วนใดติดตั้งอยู่กับร่างกาย ตัวกล้องถ่ายภาพดวงตาจะแยกออกห่างจากร่างกายติดตั้งในระยะห่างตามที่ถูกกำหนดไว้ในคู่มือการใช้งาน มีลักษณะคล้ายกับกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหว บางรุ่นจะติดตั้งอยู่ด้วยกันกับจอแสดงผล ดังภาพที่ 52



ภาพที่ 52 ระบบติดตามดวงตาแบบระยะไกล (Remote Based Eye Tracker) (Yamazoe, Utsumi,  
Yonezawa, & Abe, 2008, p. 247)



ข้อดีของระบบนี้ คือ สามารถตอบสนองความสะดวกสบายให้กับผู้ใช้งาน แต่มีราคาแพง เนื่องจากต้องใช้เครื่องมืออุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่มีเทคโนโลยีขั้นสูง

สรุปได้ว่า ระบบติดตามดวงตาเป็นกระบวนการบันทึกพฤติกรรมและการเคลื่อนไหวของดวงตาซึ่งมีอยู่ด้วยกันหลายวิธี และโดยที่วิธีการบันทึกการเคลื่อนไหวของดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (Video-Based Eye Trackers) เป็นวิธีที่มีความปลอดภัย มีความสะดวกในการติดตั้งและใช้งาน ระบบจะเริ่มจากการนำภาพเคลื่อนไหวของดวงตามาผ่านกระบวนการประมวลผลภาพ (Image Processing) เพื่อสกัดเอาลักษณะเด่นที่อยู่ในรูปแบบของภาพขาว ดำ (Gray Scale Image) เพื่อนำไปใช้สำหรับควบคุมอุปกรณ์ภายนอก เช่น Keyboard, Computer Mouse, Sensor, Actuator, Prosthesis Devices.

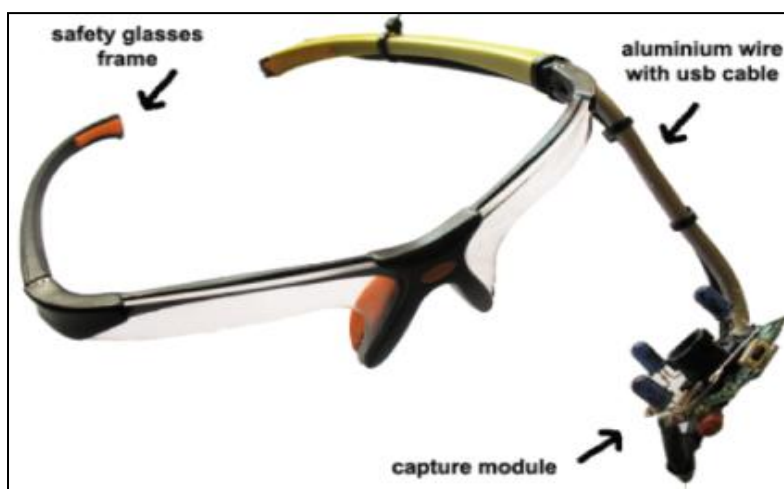
#### 6. งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับระบบติดตามดวงตา

Valbuena, Volosyak, Malechka, and Graser (2011, pp. 74-75) ได้นำเสนอระบบการพิมพ์แบบลูกผสมระบบติดตามดวงตาและคลื่นไฟฟ้าสมองจากลักษณะเด่น SSVEP โดยโครงสร้างของระบบประกอบด้วยหมวกซึ่งติดตั้งขั้วไฟฟ้า สำหรับบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจำนวน 22 ขั้วไฟฟ้า ซึ่งครอบคลุมพื้นที่สมองบริเวณที่ทำหน้าที่ในส่วนของการมองเห็นและการเคลื่อนไหว (Visual and Motor Cortex) ติดตั้งกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวสำหรับระบบติดตามดวงตา จำนวน 2 ตัว เพื่อประยุกต์สำหรับการทำงานด้านการพิมพ์อักษร โดยระบบติดตามดวงตาทำหน้าที่ในการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ และคลื่นไฟฟ้าสมองทำหน้าที่เลือกอักษรที่ต้องการผลการทดลองจากอาสาสมัคร 27 คน ทดสอบด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองรูปแบบ SSVEP ค่าเฉลี่ยของความแม่นยำ อยู่ที่ 97.8 % โดยไม่ต้องฝึกการใช้งาน งานวิจัยเรื่องนี้ถึงแม้ว่าจะมีค่าเฉลี่ยของความแม่นยำสูง แต่การใช้ลักษณะเด่นคลื่นไฟฟ้าสมองประเภท SSVEP ซึ่งต้องใช้สิ่งเร้าที่เป็นแสงที่มีค่าความถี่ต่าง ๆ ทำให้เกิดการเมื่อยล้า ระคายเคืองสายตา



ภาพที่ 53 หมวกที่ประกอบด้วยระบบติดตามดวงตาและคลื่นไฟฟ้าสมอง (Valbuena et al., 2011, p.

Mantiuk, Kowalik, Nowosielski, and Bazyluk (2012, pp. 118-123) ประดิษฐ์เครื่องติดตามดวงตาราคาถูกชนิดสวมศีรษะ (Head Set) โดยพัฒนาฮาร์ดแวร์จากกล้อง Microsoft Lifecam VX-1000 และใช้โปรแกรมสำเร็จรูปที่ชื่อว่า ITU Gaze Tracker ของ IT University of Copenhagen ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้ควบคุมฮาร์ดแวร์สามารถดาวน์โหลดมาใช้ได้โดยไม่มีค่าใช้จ่าย และใช้เทคนิคการตรวจจับการเคลื่อนไหวของรูม่านตา (Pupil Detection Technique) ไปแปรผลเป็นสัญญาณในการควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์คอมพิวเตอร์

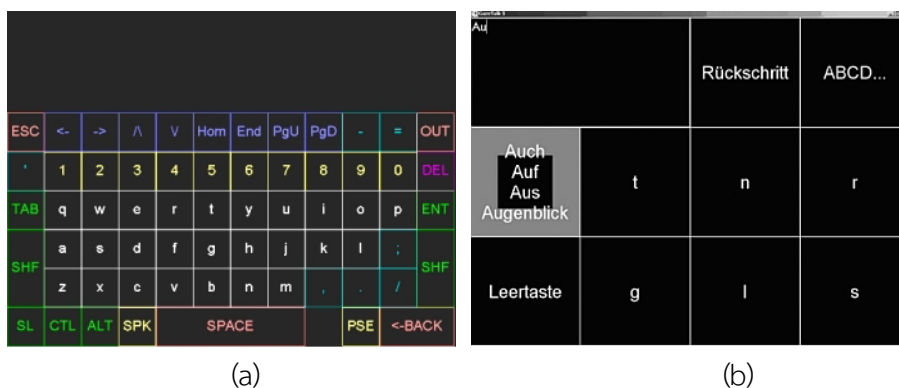


ภาพที่ 54 ระบบติดตามดวงตาที่ประดิษฐ์ขึ้น (Kovalic, 2011, p. 54)

จากการทดสอบการเคลื่อนที่เมาส์คอมพิวเตอร์ไปสู่เป้าหมายที่ ระยะห่างระหว่างหน้าจอคอมพิวเตอร์กับอาสาสมัครที่ระยะ 70, 50 และ 30 เซนติเมตร ผลการทดลองใช้เครื่องมือนี้ พบว่าความแม่นยำ ที่ทำได้ดีที่สุดในการเคลื่อนที่เมาส์คอมพิวเตอร์ไปสู่เป้าหมายคือที่ระยะ 70 เซนติเมตร รองลงมา คือ 50 เซนติเมตร และความแม่นยำต่ำสุดอยู่ที่ระยะ 30 เซนติเมตร ข้อดีของระบบนี้ คือ ราคาถูกใช้งานง่าย ข้อเสีย คือ ความแม่นยำต่ำอัตราความผิดพลาดสูง (High Error Rate)

Pannasch, Helmert, Malischke, Storch, and Velichkovsky (2008, pp. 1-8) ได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพการพิมพ์อักษรโดยเปรียบเทียบความเร็วและความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรระหว่างโปรแกรม Eye Graz ซึ่งเป็นโปรแกรมการพิมพ์อักษรที่มีรูปแบบ GUI คล้ายกับโปรแกรมการพิมพ์บนจอภาพที่มีการวางรูปแบบอักษรตามแบบมาตรฐานแป้นพิมพ์ QWERTY ที่พบในคอมพิวเตอร์ทั่วไป และโปรแกรม Graz Talk ซึ่งเป็นโปรแกรมการพิมพ์อักษรที่มีรูปแบบโครงสร้างการแสดงรายการอักษรเรียงคำ เป็นลำดับขั้น มี Function ทำนายคำและอักษร (Word Prediction) โดยอาสาสมัครจำนวน 4 คนเป็นชาย 3 คนหญิง 1 คน อายุระหว่าง 47-79 ปี (อายุ เฉลี่ย 59 ปี) เป็นผู้ป่วยโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง

ALS ระบบติดตามดวงตาที่ใช้ในการทดสอบคือ Binocular Eyegaze Analysis System (LC Technologies, VA,USA ) Sampling Rate=120 Hz ความละเอียด 0.45 องศา



ภาพที่ 55 โปรแกรม Eye Gaze (a) และ GazeTalk (b) (Pannasch et al., 2008, p. 6)

ผลการวิจัยพบว่าความเร็วเฉลี่ยในการพิมพ์อักษรด้วยโปรแกรม Eye Gaze เท่ากับ 17 อักษรต่อนาที ในขณะที่ความเร็วเฉลี่ยในการพิมพ์อักษรด้วยโปรแกรม Gaze Talk เท่ากับ 6.8 อักษรต่อนาที อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรด้วยโปรแกรม Eye Gaze เท่ากับ 10.9 % ในขณะที่อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรด้วยโปรแกรม Gaze Talk เท่ากับ 22.42 %

จากงานวิจัยระบบติดตามดวงตาที่ผ่านมาพบว่า การควบคุมเมาส์เคอร์เซอร์ให้หยุดอยู่กับที่ตรงตำแหน่งที่ต้องการเมื่อถึงเวลาที่กำหนด (Dwell Time) จะต้องออกแบบให้มีระยะเวลาที่สั้นที่สุด ซึ่งเป็นการยากที่จะตั้งเวลาการส่งสัญญาณ การกดปุ่มเมาส์ที่เหมาะสมซึ่งถ้าสั้นเกินไปอาจได้ผลลัพธ์ของการกดที่ไม่ถูกต้อง เกิดความผิดพลาด แต่ถ้านานเกินไปผู้ป่วยจะเกิดความเครียดจากการจ่ออยู่กับเคอร์เซอร์และไม่เกิดการจูงใจให้ใช้งานระบบ หรือถ้ามีสิ่งรบกวนข้างรบกวนจะทำให้ความสนใจถูกเบี่ยงเบนไป และเมาส์เคอร์เซอร์จะเคลื่อนที่ออกจากตำแหน่งเป้าหมายคำสั่งที่ได้ก็จะไม่ถูกต้อง (False Positive) ส่วนโปรแกรมการพิมพ์อักษรที่ออกแบบสำหรับสนับสนุนระบบติดตามดวงตาที่มีประสิทธิภาพในปัจจุบันคือโปรแกรมที่มีการวางอักษรแบบมาตรฐานแป้นพิมพ์แบบ QWERTY ซึ่งได้แก่โปรแกรม Eye Gaze

## บทที่ 3

### วิธีดำเนินการวิจัย

การวิจัยนี้ใช้ระเบียบวิธีวิจัยเชิงทดลองแบบการทดลองเบื้องต้น (Pre-Experimental Study Design) เพื่อพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา สำหรับการควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Move) การพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ด้วยเทคนิคจินตนาการเคลื่อนไหว (Motor Imagery) สำหรับการจำลองกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) พัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard Development) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว การบูรณาการฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาร่วมกับ โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย ที่ทำการพิมพ์ด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว และฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวโดยมีวิธีดำเนินการวิจัยแบ่งออกเป็น 7 ขั้นตอน ดังนี้

1. ขั้นตอนการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Move)
2. ขั้นตอนการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองสำหรับจำลองกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation)
3. ขั้นตอนการพัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard)
4. การตรวจสอบคุณภาพเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย
5. วิธีดำเนินการทดลอง
6. การเก็บรวบรวมข้อมูล
7. การวิเคราะห์ข้อมูล

## 1. ขั้นตอนการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Move)

วิธีการบันทึก การติดตามการเคลื่อนไหวดวงตาจากรายงานการวิจัยของ Drewes. (2010, pp. 8-27) ปัจจุบันมีการพัฒนา 4 วิธี ประกอบด้วย

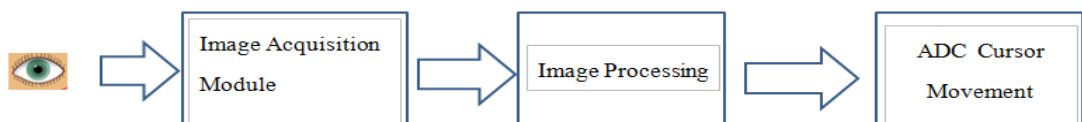
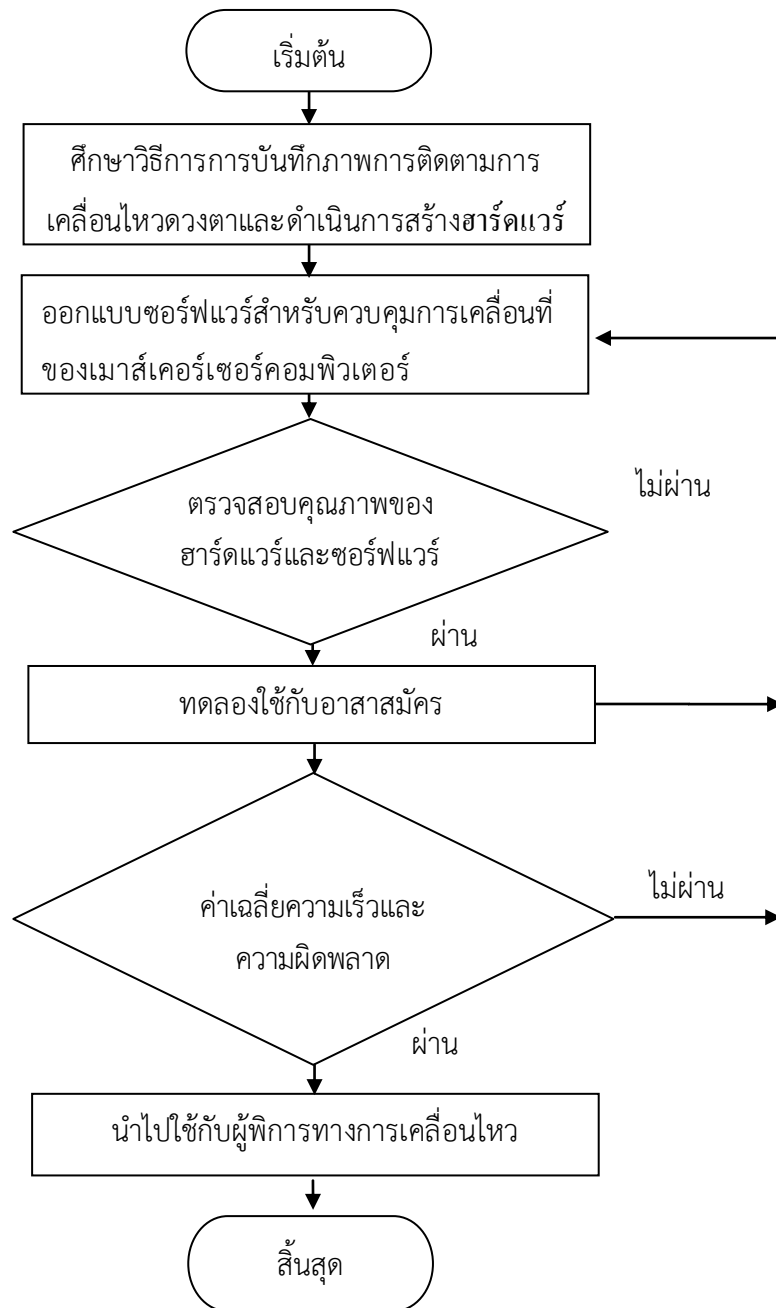
1. วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากดวงตา (Scleral Search Coil Method)
2. การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจากดวงตาด้วยขั้วไฟฟ้า (Electro-Oculography: EOG)
3. การบันทึกสัญญาณแสงอินฟราเรดที่สะท้อนจากดวงตา (Infrared Oculography: IROG)
4. การบันทึกสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (Video Oculography:

VOG)

การวิจัยนี้พัฒนาระบบติดตามดวงตาด้วยวิธีการบันทึกภาพเคลื่อนไหวดวงตาเนื่องจากเป็นวิธีที่มีข้อดีหลายประการ ได้แก่ 1) สามารถพัฒนาได้ทั้งแบบติดตั้งอยู่กับที่ (Stationary) และแบบเคลื่อนที่ได้ 2) ติดตั้งง่ายและไม่ต้องการสอบเทียบ (Calibration) และ 3) มีความปลอดภัยสูง เนื่องจากไม่มีตัว Sensor ใด ๆ ติดตั้งใกล้บริเวณดวงตา โดยมีขั้นตอนของการพัฒนาดังนี้

1. ศึกษาและคัดเลือกอุปกรณ์รับภาพ (Image Sensor) ที่มีคุณสมบัติเบื้องต้นดังต่อไปนี้
  - 1.1 VGA Resolution (640 x 480, 320 x 240)
  - 1.2 Frame Rate: 60 fps
  - 1.3 Output Format 8 Bit: RGB 565/ 555
  - 1.4 Support USB 2.0 Interface
2. ดำเนินการสร้างฮาร์ดแวร์เครื่องต้นแบบโดยฝังการไหลและฝังโครงสร้างของระบบการ

ติดตามดวงตาประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ดังภาพที่ 56

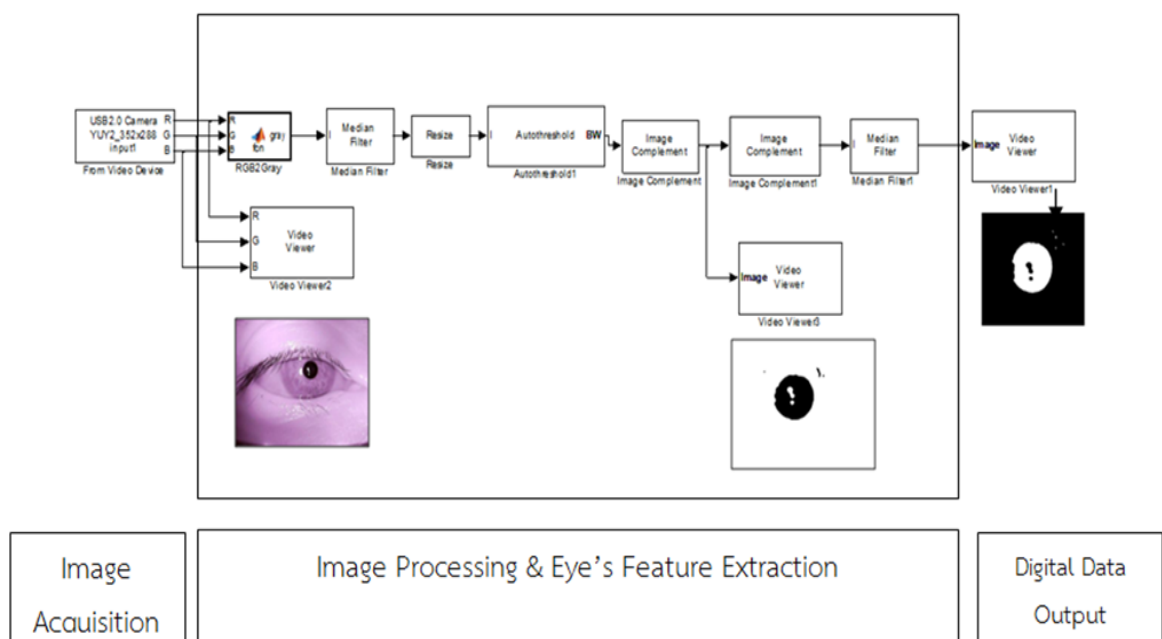


ภาพที่ 56 ผังการไหลและผังโครงสร้างของระบบการติดตามดวงตา

3. ออกแบบซอฟต์แวร์การประมวลผลสัญญาณภาพด้วยโปรแกรม MATLAB สำหรับการประมวลผลภาพ (Image Processing) ระบบการติดตามดวงตา

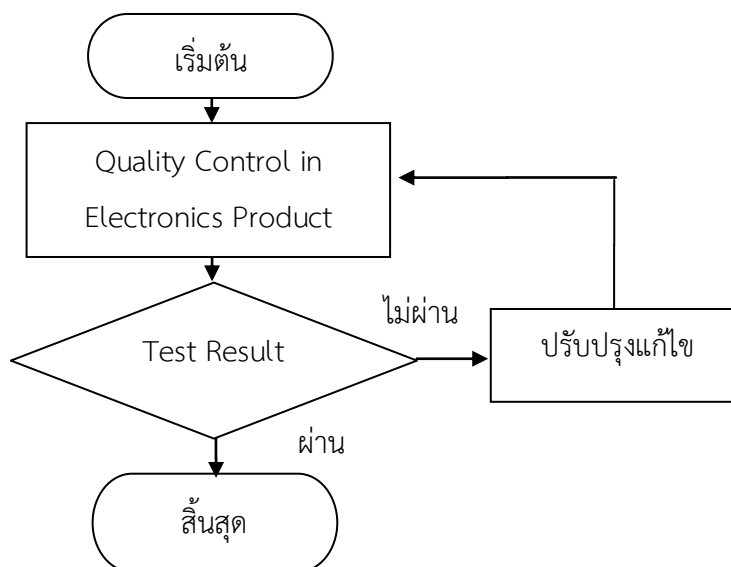
4. ออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) ด้วยโปรแกรม Visual C++

โครงสร้างของระบบการติดตามดวงตาประกอบด้วยสามส่วนหลัก ๆ ได้แก่ Image Acquisition Image Processing and Eye's Feature Extraction และ Digital Data Output กระบวนการทำงานของระบบเริ่มจากกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวจะบันทึกภาพการเคลื่อนไหวดวงตาของอาสาสมัคร จากนั้นจะถูกส่งผ่านไปยังภาค RGB to Gray เพื่อแปลงสัญญาณภาพสีเป็นขาวดำ จากนั้นส่งผ่านไปยังภาค Median Filter เพื่อกรองสัญญาณรบกวนออกจากระบบ เมื่อได้สัญญาณภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวนแล้ว สัญญาณจะถูกส่งไปผ่านกระบวนการปรับขนาดของภาพให้เหมาะสมที่ภาค Resize เมื่อได้ขนาดของภาพที่ต้องการแล้วสัญญาณภาพจะถูกส่งไปยังภาค Auto Threshold เพื่อแยกลักษณะเด่นของรูม่านตาออกจากองค์ประกอบอื่นของดวงตา และส่งไปภาค Image Complement เพื่อแปลงจากภาพสีดำเป็นสีขาว หรือจากสีขาวเป็นสีดำเพื่อนำภาพของรูม่านตาที่ผ่านการกรองสัญญาณรบกวนแล้ว แปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อนำไปควบคุมโปรแกรมเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ (Mouse Cursor) ซึ่งผังของโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ แสดงดังภาพที่ 57



ภาพที่ 57 ผังของโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์

5. ตรวจสอบคุณภาพของเครื่องมือด้วยห้องปฏิบัติการและผู้เชี่ยวชาญด้านฮาร์ดแวร์ 2 คน และซอฟต์แวร์ 1 คน (ภาคผนวก ก)



ภาพที่ 58 ผังของกระบวนการทดสอบคุณภาพของเครื่องมือ

ในการตรวจสอบคุณภาพเครื่องมือทำตามเงื่อนไขที่กำหนดโดยมาตรฐาน Quality Control in Electronics Product (O'Connor & Kleyner, 2011, pp. 333-361) โดยมีรายละเอียด และเกณฑ์การทดสอบดังนี้

1. ทดสอบอุณหภูมิสูง ต่ำแบบวนรอบ มีเงื่อนไขและเกณฑ์การทดสอบดังนี้
  - 1.1 อุณหภูมิขณะเครื่องทำงาน: 20 ถึง 40 °C
  - 1.2 อุณหภูมิขณะหยุดทำงานหรือจัดเก็บ: - 20 ถึง 60 °C
  - 1.3 ความชื้นสัมพัทธ์: เปลี่ยนแปลงได้
  - 1.4 ระยะเวลาการทดสอบ: 120 ชั่วโมง
  - 1.5 อัตราการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ: 20 °C ต่อชั่วโมง
2. ทดสอบความชื้นสัมพัทธ์ มีเงื่อนไขและเกณฑ์การทดสอบดังนี้
  - 2.1 ความชื้นสัมพัทธ์ขณะเครื่องทำงาน: 15% ถึง 80% RH ที่อุณหภูมิ 40 °C
  - 2.2 ความชื้นสัมพัทธ์ขณะเครื่องหยุดทำงาน: 85% RH ที่อุณหภูมิ 0 °C ถึง 60 °C
  - 2.3 ระยะเวลาการทดสอบ: 110 ชั่วโมง
  - 2.4 อัตราการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ: 20 °C ต่อชั่วโมง



3. ทดสอบการทำงานที่อุณหภูมิต่ำ มีเงื่อนไขและเกณฑ์การทดสอบดังนี้
    - 3.1 อุณหภูมิขณะทดสอบ: 0 °C
    - 3.2 ความชื้นสัมพัทธ์: เปลี่ยนแปลงได้
    - 3.3 ระยะเวลาการทดสอบ: 48 ชั่วโมง
  4. ทดสอบการตกกระแทกที่ ความสูงจากพื้น: 60 cm (ด้านล่างของบรรจุภัณฑ์และมุมทั้งสี่ของบรรจุภัณฑ์ ความสูงจากพื้น 50 cm)
  5. ทดสอบ Function การใช้งานและ ประเมินอายุการใช้งาน (Mean Time Between Failure: MTBF)
    - 5.1 อุณหภูมิที่ใช้ทดสอบ: 35 °C
    - 5.2 ความชื้นสัมพัทธ์: เปลี่ยนแปลงได้
    - 5.3 การเปิด ปิด เครื่องสลับกัน
    - 5.4 ระยะเวลาในการทดสอบ: 300 ชั่วโมง
- โดยการทดสอบเพื่อประเมินอายุการใช้งาน สามารถคำนวณได้จาก

$$MTBF = \frac{\text{Total Test Time for Lots (T)} \times \text{Acceleration Factor}}{\text{Confidence Level Factor}}$$

Total Test Time for Lots (T) = Qty Test Sets (Sets) x Duration for Test Days) x Running Time per Day (Hrs).

Confidence Level Factor=90% (Taken from "GEM" Table) =2.3026 if No Sets Fail

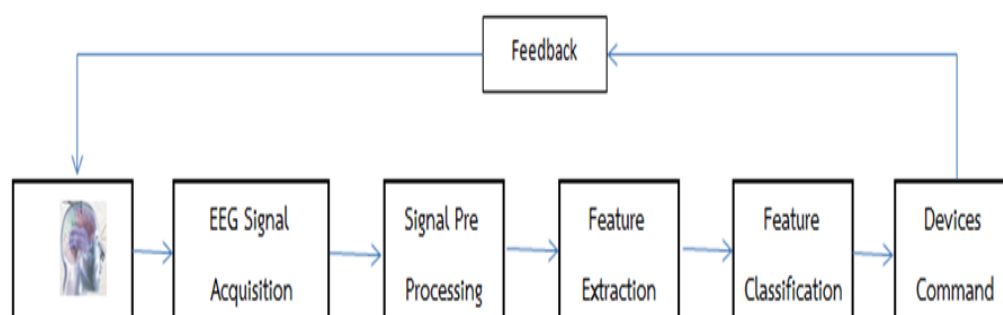
Acceleration Level Factor=2.108525 (Soaking Temperature = 40 °C, (20-85% RH)

6. ทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหลระหว่างตัวถังเครื่อง และ ลงจุดดินต้องน้อยกว่า 100  $\mu$ A และ กระแสรั่วเข้าไปในตัวผู้ป่วยน้อยกว่า 100  $\mu$ A (Khandpur, 2005, pp. 486-530).

7. เกณฑ์การประเมินผลอ้างอิงจาก Quality Control in Electronics Product โดย O'Connor et al. (2011, pp. 333-361) ต้องไม่พบอาการเสียใดๆจึงจะถือว่าผ่านการทดสอบ และสามารถลงกับอาสาสมัครได้ ถ้าไม่ผ่านการทดสอบต้องทำการวิเคราะห์หาสาเหตุ แนวทางการแก้ไข และป้องกันปัญหาแล้วทำการทดสอบใหม่

## 2. ขั้นตอนการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองสำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation)

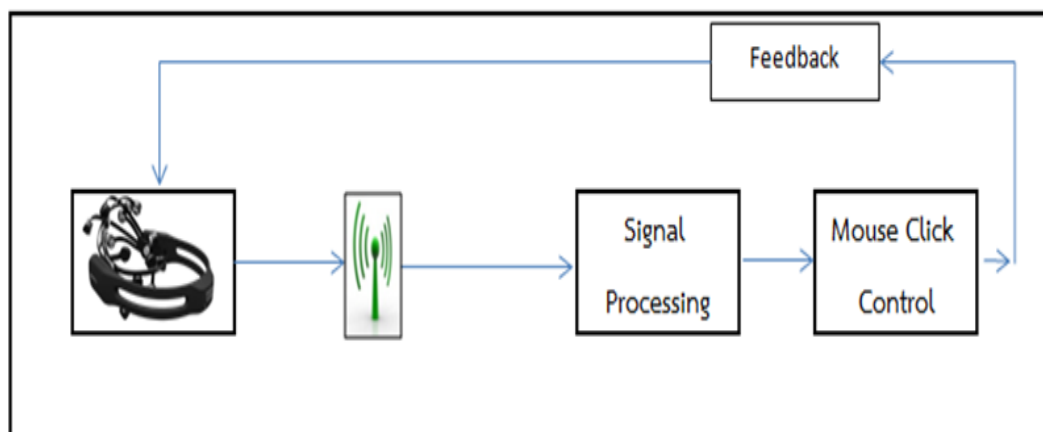
จากการศึกษาวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากรายงานการวิจัยของ McFarland et al. (2011, pp. 60-63) นำมาพัฒนากระบวนการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขณะที่เกิดจินตนาการเคลื่อนไหวแขนขวา เพื่อนำไปใช้สำหรับออกแบบฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ควบคุมการจำลองกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) โดยมีกระบวนการ ดังภาพที่ 59



ภาพที่ 59 โครงสร้างของระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BCI)

การพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ประกอบด้วยเครื่องบันทึกและประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ส่งสัญญาณการประมวลผลแบบไร้สาย ชุดแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ ประกอบด้วยแผงวงจรไฟฟ้าและโปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) โดยมีขั้นตอนของการพัฒนาดังนี้

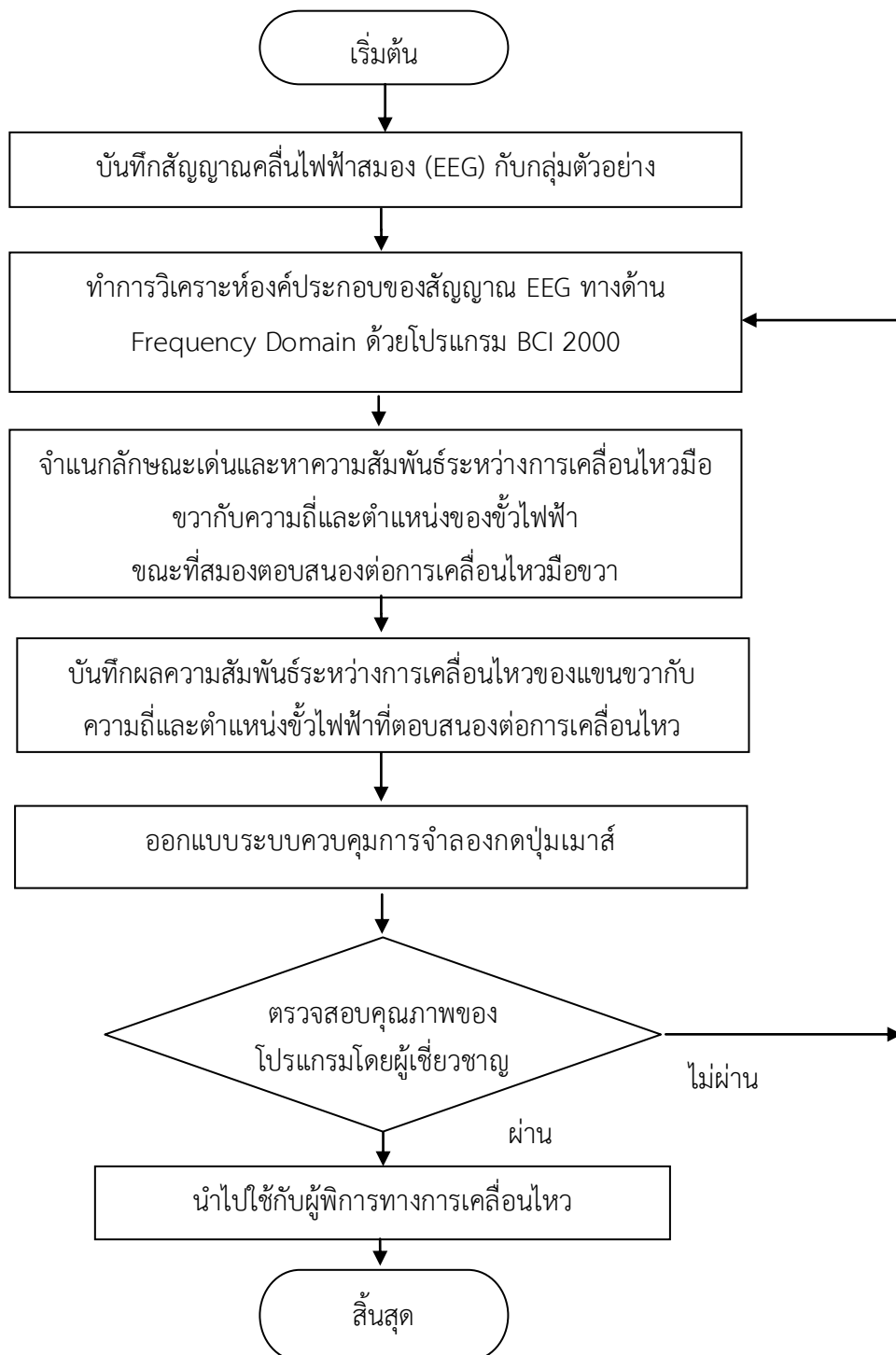
1. ศึกษาและคัดเลือกเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile) และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับพัฒนาฮาร์ดแวร์ประมวลผล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ประกอบด้วย แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองชนิดเคลื่อนที่ได้ (Mobile) Microcontroller Board Atmega 328 P-PU สำหรับประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ Module รับส่งสัญญาณแบบไร้สายโดยฝั่งโครงสร้างหลัก แสดงดังภาพที่ 60



ภาพที่ 60 โครงสร้างของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์

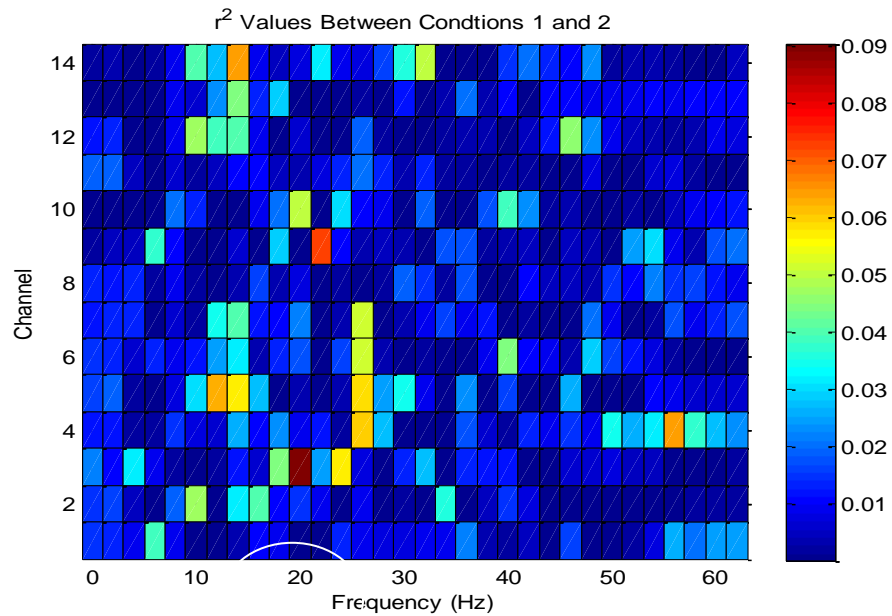
2. ออกแบบซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ ด้วยโปรแกรม Visual C++

โครงสร้างของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ประกอบด้วย 5 ส่วน ได้แก่ อุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ชนิดเคลื่อนที่ได้ Module รับส่งสัญญาณแบบไร้สาย ชุดประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Signal Processing) แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Control) ส่วนป้อนกลับสัญญาณเพื่อยืนยันผลการกดปุ่มเมาส์ (Feed Back) กระบวนการทำงานของระบบเริ่มจากเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง บันทึกสัญญาณไฟฟ้า ผ่านขั้วไฟฟ้าบนศีรษะของอาสาสมัคร จากนั้นจะถูกส่งผ่านไปยังภาค ประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้า สมองด้วย Module รับส่งสัญญาณแบบไร้สาย แปลงสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าสมองจาก Analogue เป็น Digital แล้วกรองข้อมูลลักษณะเด่นของคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการคิด สร้างภาพกดปุ่มเมาส์ด้วย นิ้วชี้มือขวา ไปยังหน่วยควบคุมการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Control) เพื่อนำไปแปลผลเป็นคำสั่ง ควบคุมโปรแกรมการกดปุ่มเมาส์โดย ผังการไหลของการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผล คลื่นไฟฟ้าสมองสำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ แสดงดังภาพที่ 61

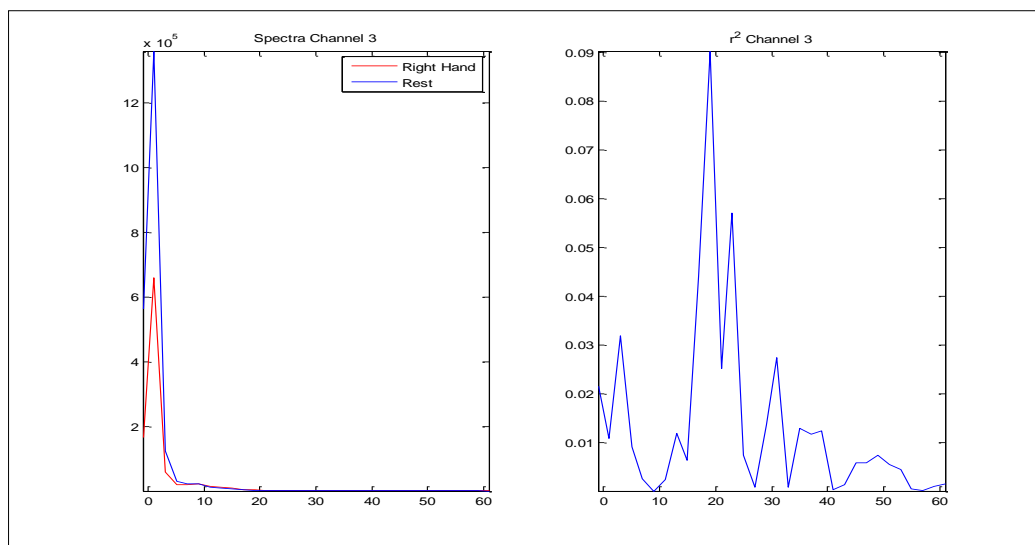


ภาพที่ 61 ผังการไหลของการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองสำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์

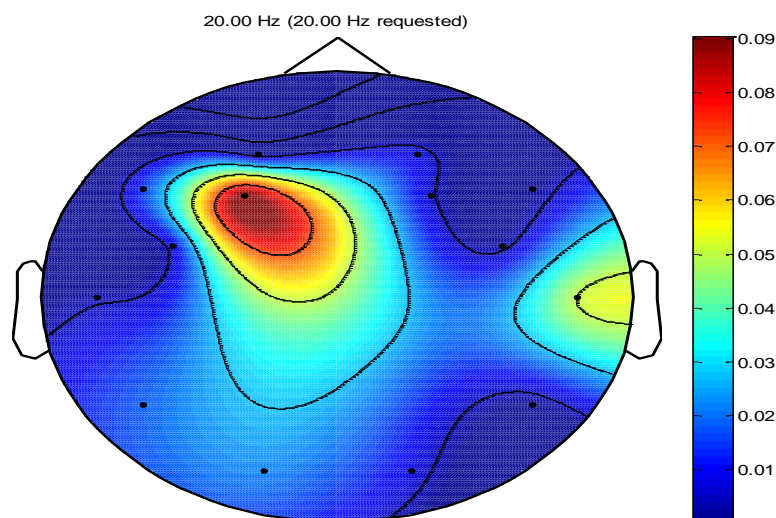
ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้า ประกอบด้วย Ch1=AF3, Ch2=F7, Ch3=F3, Ch4=FC5, Ch5=T7, Ch6=P7, Ch7=O1, Ch8=O2, Ch9=P8, Ch10=T8, Ch11=FC6, Ch12=F4, Ch13=F8, Ch14=AF4 แสดงดังภาพที่ 62



ภาพที่ 62 ค่า  $R^2$  ของการเคลื่อนไหวแขนขาที่สัมพันธ์กับตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าและความถี่ของคลื่นไฟฟ้าสมอง



ภาพที่ 63 ความถี่ และตำแหน่งของขั้วไฟฟ้า (Channel) ที่ตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวแขนขา



ภาพที่ 64 ตำแหน่งของพื้นที่สมอง F3 ที่ตอบสนองต่อการเคลื่อนไหวแขนขวา

3. นำค่าความถี่ และ ตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่มีค่า  $R^2$  สูงสุดที่ได้ไปออกแบบระบบควบคุมควบคุมการจำลองกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation)
4. ตรวจสอบคุณภาพของโปรแกรมโดยผู้เชี่ยวชาญฮาร์ดแวร์ 2 คน และซอฟต์แวร์ 1 คน (ภาคผนวก ก)

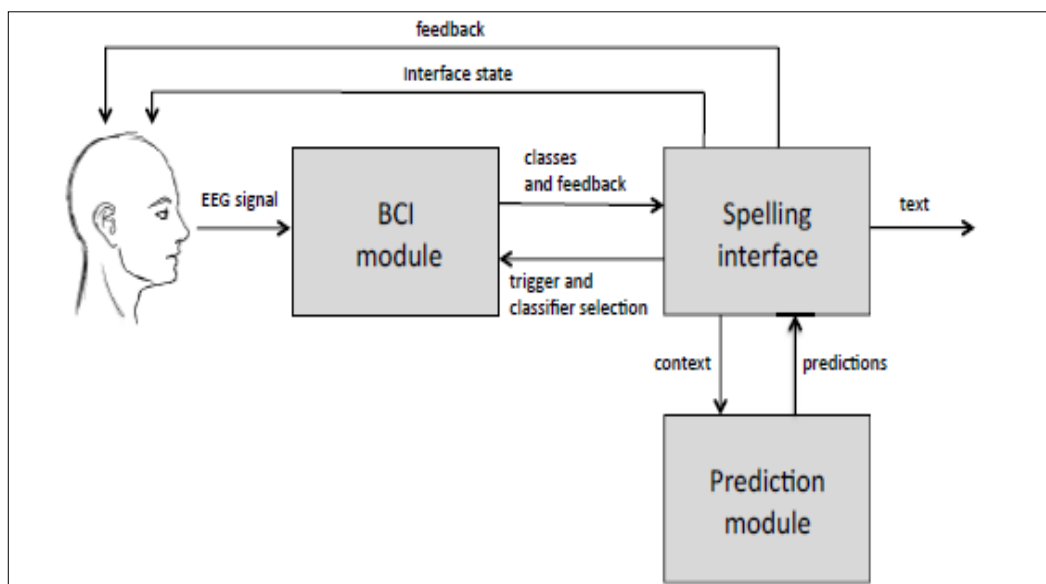
### 3. ขั้นตอนการพัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard)

การพัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย มีเป้าหมายเพื่อสร้างโปรแกรมโปรแกรมการพิมพ์ที่มีประสิทธิภาพและเป็นไปตามข้อกำหนดของมาตรฐานสากล ISO 9241-9: 2000 กระบวนการออกแบบโปรแกรมการพิมพ์แบ่งออกเป็นสองขั้นตอนคือ 1) ขั้นตอนการออกแบบแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย 2) การคัดเลือกคำที่ใช้บ่อยในการสื่อสารกับคนพิการจาก คู่มืออาสาสมัครเพื่อคนพิการซึ่งจัดทำโดย มูลนิธิพัฒนาคนพิการไทยกระทรวงการพัฒนาสังคมและความมั่นคงของมนุษย์

#### ขั้นตอนการออกแบบแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย

จากการศึกษาการพัฒนาแป้นพิมพ์จำลองสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวจากงานวิจัยก่อนหน้านี้โดย D'Albis et al. (2012, p. 43) ใช้วิธีการพิมพ์ด้วย ตา คลื่นสมอง เสียง รวมถึงลม

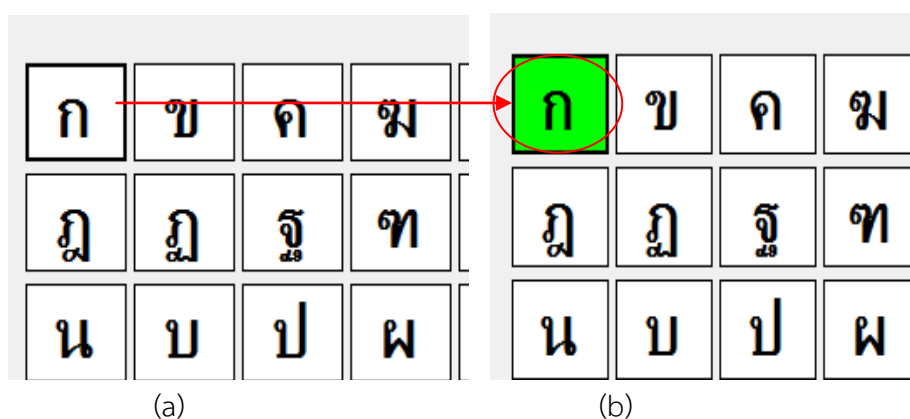
หายใจหรือใช้ลิ้น วิธีการพิมพ์ที่รวดเร็ว หรือพิมพ์ได้ครั้งละหลาย ๆ คำ โดยการออกแบบโปรแกรมการพิมพ์ร่วมกับโปรแกรมทำนายอักษรหรือคำ (Word Prediction) แสดงดังภาพที่ 65



ภาพที่ 65 กระบวนการการพิมพ์ผ่านโปรแกรมการทำนายอักษร (D'Albis et al., 2012, p. 43)

การวิจัยนี้ผู้วิจัยได้ออกแบบโปรแกรมการพิมพ์ไว้สองวิธีดังนี้

1. โปรแกรมการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยแป้นพิมพ์จำลอง เป็นโปรแกรมที่ใช้วิธีการพิมพ์ผสมอักษรเช่นเดียวกันกับการวิธีการพิมพ์ด้วยแป้นพิมพ์จำลองในคอมพิวเตอร์ โดยผู้วิจัยได้เพิ่มกระบวนการป้อนกลับโดยเมื่อเคอร์เซอร์เมาส์อยู่ในตำแหน่งที่เป็นอักษรเป้าหมาย พื้นหลังอักษรที่ต้องการพิมพ์จะเปลี่ยนเป็นสีเขียว เพื่อช่วยให้ผู้ใช้โปรแกรมเห็นความแตกต่างอย่างชัดเจนระหว่างอักษรที่ถูกเมาส์ชี้กับอักษรอื่นและช่วยในการตัดสินใจกดปุ่มเพื่อเลือกอักษร



ภาพที่ 66 พื้นหลังอักษรปกติ (a) และเปลี่ยนเป็นสีเขียวเมื่อเมาส์เคอร์เซอร์เคลื่อนที่มายู่ตรงพื้นที่บนปุ่มอักษร (b)

2. โปรแกรมการพิมพ์ประโยคสำเร็จรูปรหัสตัวเลขและรูปภาพ เป็นโปรแกรมที่ช่วยให้สามารถพิมพ์อักษรได้ครั้งละหลายคำหรือเป็นประโยค โดยผ่านรหัสตัวเลขและรูปภาพด้วยแป้นพิมพ์จำลองซึ่งออกแบบด้วยโปรแกรม Microsoft Visual Basic

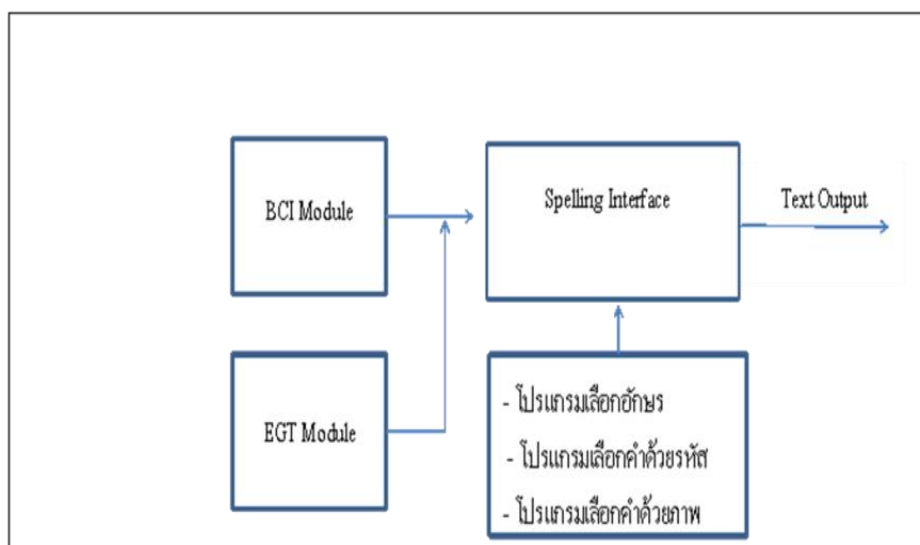
3. ตรวจสอบคุณภาพของโปรแกรมโดยผู้เชี่ยวชาญ 3 คน (ภาคผนวก ก) การทดสอบคุณภาพของโปรแกรมการพิมพ์ ดำเนินการตามข้อกำหนดของมาตรฐาน ISO 9241- 9: 2000 โดยมีรายละเอียดการตรวจสอบดังนี้

- 3.1 มีอักษรครบตามที่กำหนด
- 3.2 มีความถูกต้องของอักษรทุกตัวตรงตามแป้นพิมพ์
- 3.3 แป้นพิมพ์ตอบสนองการกดปกติทุกครั้งที่เกิดแป้นพิมพ์
- 3.4 มีความเสถียรไม่ค้างหรือแฮงค์
- 3.5 มีความเข้ากันได้ (Compatibility) เมื่อติดตั้งกับเครื่องคอมพิวเตอร์ต่างเครื่องกัน
- 3.6 สามารถพิมพ์ได้ด้วยเมาส์แบบทั่วไป

#### การคัดเลือกคำที่ใช้บ่อยในการสื่อสารกับคนพิการ

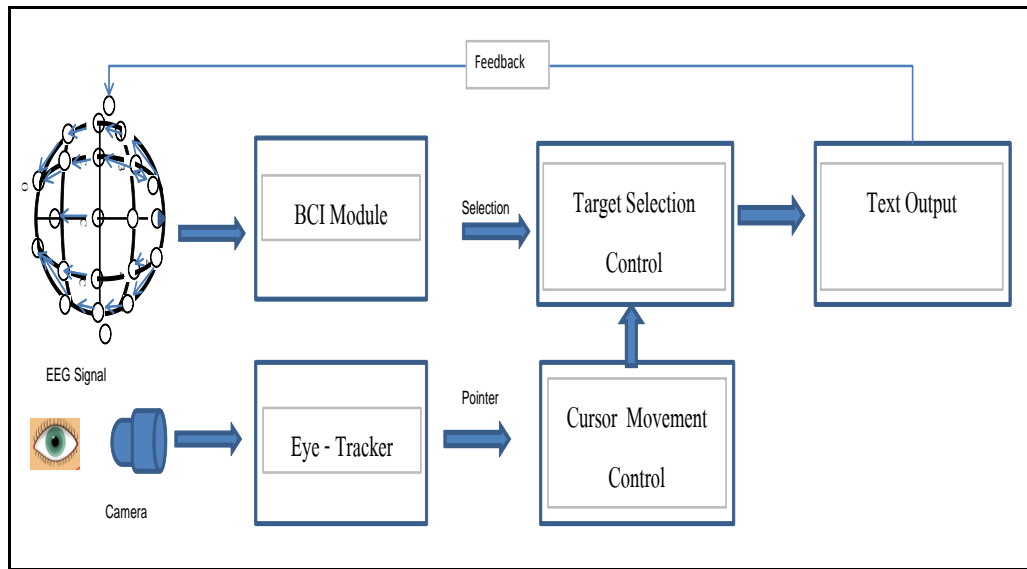
ขั้นตอนนี้เป็นการคัดเลือกคำที่ใช้บ่อยในการสื่อสารกับคนพิการ ใช้สำหรับเป็นฐานข้อมูลในการสร้างโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยผ่านรหัสตัวเลข และรูปภาพ ผู้วิจัยได้คัดเลือกคำที่ใช้บ่อยจากคู่มืออาสาสมัครเพื่อคนพิการซึ่งจัดทำโดย มูลนิธิพัฒนาคนพิการไทย มูลนิธิพัฒนาคนพิการไทย กระทรวงการพัฒนาสังคมและความมั่นคงของมนุษย์จำนวน 50 คำคัดเลือกคำที่ใช้ในชีวิตประจำวันจำนวน 5 คำเพื่อใช้สำหรับทดสอบประสิทธิภาพของระบบการพิมพ์ ได้แก่ น้ำ ข้าว หิว อิ่ม หวาน



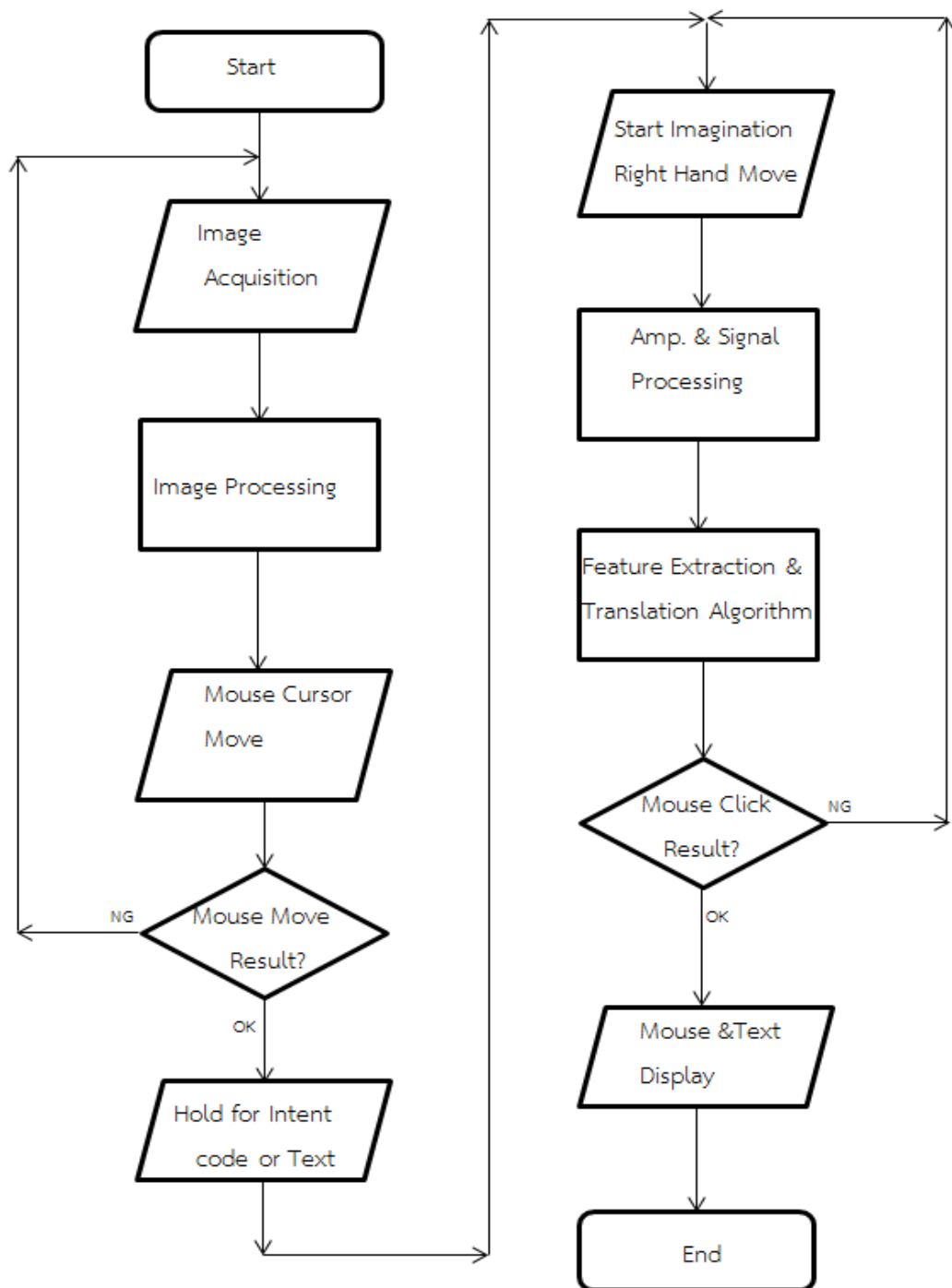


ภาพที่ 67 ผังกระบวนการการพิมพ์ที่ใช้ในการวิจัย

จากภาพที่ 67 แสดงโครงสร้างโดยสมบูรณ์ของการพิมพ์ภาษาไทยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา กระบวนการทำงานของซอฟต์แวร์และฮาร์ดแวร์ในการควบคุมการพิมพ์ภาษาไทยในแต่ละขั้นตอนแสดงอยู่ใน Flowchart แสดงดังภาพที่ 69 โดยการพิมพ์จะเริ่มจากกล้องถ่ายภาพจะทำการจับภาพการเคลื่อนไหวดวงตาของอาสาสมัคร จากนั้นจะถูกส่งไปยังกระบวนการประมวลผลสัญญาณภาพเพื่อสกัดเอาลักษณะเด่น และแปลผลสัญญาณเพื่อสั่งให้เมาส์เคอร์เซอร์ (Mouse Cursor) เคลื่อนที่และหยุดที่ตำแหน่งของอักษร ตัวเลขหรือภาพที่ต้องการเลือก จากนั้นทำการส่งสัญญาณการเลือกอักษร ด้วยการคิด สร้างภาพกดปุ่มเมาส์ด้วยนิ้วชี้มือขวา สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ถูกสกัดนำเอาลักษณะเด่น ส่งต่อไปยังหน่วยแปลผลสัญญาณเพื่อสั่งให้เกิดกระบวนการจำลองกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) เลือกวิธีการพิมพ์ภาษาไทยจากเมนูหลักของโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย ดังแสดงในภาพที่ 68 และเลือกวิธีการพิมพ์ภาษาไทยด้วยแบบแป้นพิมพ์จำลอง หรือแบบรหัสตัวเลขจากเมนูย่อยของ ซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารการพิมพ์ภาษาไทยดังภาพที่ 70



ภาพที่ 68 โครงสร้างของการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม (Hybrid System) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System)



ภาพที่ 69 ระบบการสื่อสารการพิมพ์ภาษาไทย ด้วยลูกผสม (Hybrid System) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System)



ภาพที่ 70 เมนูหลักของซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารการพิมพ์ภาษาไทย (Spelling Interface)



(a)

(b)

ภาพที่ 71 เมนูย่อยของซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารการพิมพ์ภาษาไทยแบบแป้นพิมพ์จำลอง (a) และแบบรหัสตัวเลข (b)

### การศึกษานำร่อง (Pilot Study)

เพื่อทดสอบความเข้ากันได้ (Compatibility Test) ของของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ การพิมพ์ภาษาไทยระบบลูกผสม (Hybrid System) คลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System) ผู้วิจัยได้ทำการศึกษานำร่องกับพนักงานจากนิคมอุตสาหกรรมอมตะนคร อำเภอมะเมือง จังหวัดชลบุรี จำนวน 10 คนเป็นชาย 5 คน หญิง 5 คน อายุระหว่าง 22-28 ปี (อายุเฉลี่ย 24 ปี) อาสาสมัครมีสถิติการใช้คอมพิวเตอร์ในแต่ละวัน 2-6 ชั่วโมง (ค่าเฉลี่ย 4 ชั่วโมงต่อวัน) อาสาสมัครยังไม่เคยใช้งานระบบติดตามดวงตาและเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมาก่อน มีสายตาปกติไม่สวมแว่นตาแต่สามารถใส่คอนแทคเลนส์ได้แบ่งการศึกษาเป็น 2 ขั้นตอน ได้แก่

ขั้นตอนการทดสอบระบบติดตามดวงตาและการทดสอบระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) โดยมีรายละเอียดการทดสอบดังนี้

1. ขั้นตอนการทดสอบระบบติดตามดวงตา

ขั้นตอนการทดสอบระบบติดตามดวงตา เป็นการทดสอบการเคลื่อนที่เมาส์เคอร์เซอร์ไปสู่อักษรเป้าหมายบนแป้นพิมพ์จำลองและเลือกอักษรที่ต้องการ ด้วยการกดปุ่มซ้ายของเมาส์โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

1.1 ให้อาสาสมัครทำการเคลื่อนไหวดวงตาไปทางซ้าย ขวา บน และ ล่าง เมาส์เคอร์เซอร์จะเคลื่อนที่ไปทิศทางเดียวกับทิศทางการเคลื่อนที่ของดวงตา เมื่อถึงอักษรเป้าหมายให้หยุดอยู่ตรงตำแหน่งของอักษรที่ต้องการพิมพ์

1.2 ให้อาสาสมัครกดปุ่มซ้ายของเมาส์เพื่อเลือกอักษรที่ต้องการ บันทึกเวลาที่ใช้ในการพิมพ์และจำนวนครั้งที่พิมพ์ผิด บันทึกตามตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ผลการทดสอบการพิมพ์อักษรด้วยระบบติดตามดวงตา

คนที่	ผลการทดสอบการพิมพ์อักษร									
	เวลาที่ใช้ในการพิมพ์เฉลี่ย					จำนวนครั้งที่พิมพ์ผิด				
	อักษรละ 5 ครั้ง (วินาที)									
	ก	ย	ล	ไ	เ	ก	ย	ล	ไ	เ
1	6.68	5.36	4.38	5.21	4.9	2	1	1	1	1
2	6.56	4.68	5.79	6.27	5.55	2	1	1	0	1
3	6.58	4.22	5.69	5.66	4.35	1	0	1	1	0
4	5.82	4.08	5.67	5.94	4.01	2	1	1	1	1
5	5.4	4.48	5.37	5.78	5.36	1	0	0	0	1
6	4.83	4.37	4.31	5.85	4.68	1	1	1	1	1
7	5.71	5.35	4.2	4.98	5.67	1	1	1	1	1
8	5.32	5.5	4.15	5.66	5.38	2	0	0	1	1
9	5.88	5.71	4.3	5.03	5.49	1	1	1	0	1
10	6.7	4.73	5.74	5.36	5.05	1	1	1	0	1
M	5.95	4.85	4.96	5.57	5.04	1.4	0.7	0.8	0.6	0.9
SD	0.62	0.55	0.70	0.40	0.53	0.49	0.46	0.4	0.49	0.3

2. การทดสอบระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ด้วยเทคนิคจินตนาการเคลื่อนไหว (Motor Imagery) ในการจำลองกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) โดยเริ่มจากการติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองให้อยู่ในสภาวะพร้อมใช้งานแล้วปฏิบัติตามขั้นตอนต่อไปนี้

2.1 ทดสอบการจำลองกดปุ่มเมาส์ทำการเลือกอักษรโดยเคลื่อนเมาส์ด้วยมือไปยังตำแหน่งของอักษรที่ต้องการพิมพ์

2.2 ส่งสัญญาณการกดปุ่มซ้ายของเมาส์ด้วยวิธีการคิด สร้างภาพกดปุ่มเมาส์ด้วยนิ้วชี้มือขวา และบันทึกเวลาที่ใช้ในการพิมพ์และจำนวนครั้งที่พิมพ์ผิด บันทึกตามตารางที่ 4

ตารางที่ 4 ผลการทดสอบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง

คนที่	ผลการทดสอบการพิมพ์อักษร									
	เวลาที่ใช้ในการพิมพ์เฉลี่ย อักษรละ 5 ครั้ง (วินาที)					จำนวนครั้งที่พิมพ์ผิด				
	ก	ย	ล	ไ	เ	ก	ย	ล	ไ	เ
1	9.50	7.84	8.75	10.53	7.72	0	0	0	0	0
2	9.30	7.76	9.32	9.12	9.18	0	0	0	0	0
3	8.25	7.21	8.17	9.73	7.63	0	0	0	0	0
4	11.15	8.76	8.16	9.64	7.88	0	0	0	0	0
5	9.59	8.28	9.86	12.12	7.64	0	0	0	0	0
6	12.2	7.89	8.29	10.78	8.63	0	0	0	0	0
7	9.12	8.15	6.37	8.68	7.14	0	0	0	0	0
8	11.95	7.45	7.15	9.73	7.47	0	0	0	0	0
9	7.70	6.94	6.84	8.59	10.43	0	0	0	0	0
10	8.38	7.75	6.76	8.83	8.68	0	0	0	0	0
M	9.71	7.80	7.97	9.78	8.24	0	0	0	0	0
SD	1.48	0.50	1.10	1.05	0.95	0	0	0	0	0

2.3 ตรวจสอบความถูกต้องของการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์และสัญญาณที่ได้จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองที่สัมพันธ์กับกิจกรรมการคิด สร้างภาพกดปุ่มเมาส์ด้วยนิ้วชี้มือขวา ทำการแก้ไขปรับปรุงระบบให้สมบูรณ์พร้อมสำหรับการนำไปใช้ในการทดลอง

จากการทดลองใช้ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์การพิมพ์ภาษาไทยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) และระบบการติดตามดวงตาดังกล่าวผู้วิจัยพบปัญหาและกำหนดแนวทางปรับปรุงก่อนนำไปใช้กับกลุ่มตัวอย่างดังนี้

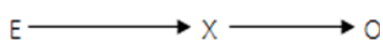
จากตารางที่ 3 และ 4 อัตราความเร็วในการพิมพ์ = จำนวนอักขระที่พิมพ์ ÷ ความเร็วเฉลี่ยของอักขระที่พิมพ์ × 60 มีหน่วยเป็น อักขระต่อนาที (Characters per Minute)

อัตราความเร็วเฉลี่ยในการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตาเบื้องต้นอยู่ที่ 9.30 อักขระต่อนาที ผู้วิจัยได้แก้ไขโปรแกรมในไมโครคอนโทรลเลอร์ของระบบติดตามดวงตาโดยการเพิ่มความเร็วในการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ในแกน x กับแกน y ของไมโครคอนโทรลเลอร์จาก 3 พิกเซล (Pixel) ต่อวินาที เป็น 5 พิกเซลต่อวินาที และมีค่าความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยอยู่ที่ร้อยละ 26.40 ซึ่งผู้วิจัยได้แก้ไขโดย 1) ปรับปรุงโปรแกรมแบ่นพิมพ์จำลองโดยเพิ่มขนาดของปุ่มพิมพ์อักษรไทยให้มีขนาดใหญ่ขึ้นจาก 68 x 59 Pixel เป็น 96 x 81 Pixel 2) เพิ่มหน้าต่างสำหรับแสดงผลจุดที่เมาส์เคอร์เซอร์หยุดเป็น 4 ตำแหน่งบนหน้าจอ และ 3) เพิ่มระยะเวลาในการฝึกของอาสาสมัครจากคนละ 15 นาที เป็น 30 นาที อัตราความเร็วเฉลี่ยในการพิมพ์หลังจากแก้ไขแล้วอยู่ที่ 11.39 อักขระต่อนาที และความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยอยู่ที่ร้อยละ 17.60 ผลการทดสอบการพิมพ์หลังจากปรับปรุงแก้ไขดังตารางที่ 3

อัตราความเร็วเฉลี่ยในการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองเบื้องต้นอยู่ที่ 2.84 อักขระต่อนาที ความผิดพลาดในการพิมพ์อยู่ที่ร้อยละ 10.25 ผู้วิจัยได้แก้ไขโดย 1) ปรับปรุงโปรแกรมแบ่นพิมพ์จำลอง โดยไม่ให้เมาส์พ้อยเตอร์เคลื่อนผ่านตัวอักษรที่ไม่ต้องการพิมพ์บนหน้าจอ โดยออกแบบให้ทางวิ่งของเมาส์ไม่มีอักษรอยู่และแบ่งอักษรออกเป็นหกกลุ่มแต่ละกลุ่มประกอบด้วยอักษรเรียงติดกันสองแถว 2) เพิ่มระยะเวลาในการฝึกของอาสาสมัครจากคนละ 10 นาทีเป็น 30 นาที ความเร็วเฉลี่ยในการพิมพ์หลังจากแก้ไขแล้วอยู่ที่ 6.93 อักขระต่อนาทีและ ไม่มีความผิดพลาดในการพิมพ์ (สำหรับการพิมพ์อักษรตัวอย่าง ก ย ล ไ และ ๖) โดยผลการทดสอบการพิมพ์หลังจากปรับปรุงแก้ไขดังตารางที่ 4

#### แบบแผนการทดลอง

เป็นการวิจัยเชิงทดลองแบบการทดลองเบื้องต้นแผนการทดลองชนิด Posttest Design (One-Group) หรือ one shot case study (Edmonds & Kennedy, 2012, p. 99) โดยแบบแผนการทดลองแสดงดังภาพที่ 72



ภาพที่ 72 แบบการทดลองเบื้องต้นแผนการทดลองชนิด Posttest Design

ความหมายของสัญลักษณ์

E หมายถึง กลุ่มทดลอง (Experiment Group) หมายถึง กลุ่มผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

X หมายถึง การทดลอง (Treatment) หมายถึง การพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสม

คลื่นไฟฟ้า สมองและระบบติดตามดวงตา

O หมายถึง การวัดผลหลังการทดลอง (Post-Observation) หมายถึง ผลการการพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาของอาสาสมัคร

การเลือกกลุ่มตัวอย่างแบ่งออกเป็นสองกลุ่มได้แก่

1. ผู้พิการทางการเคลื่อนไหว เป็นผู้ป่วยจากศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพคนงานประจำภาคตะวันออกเฉียง (จังหวัดระยอง) จำนวน 5 คน เพศชาย จำนวน 3 คน เพศหญิง จำนวน 2 คน โรงเรียนอาชีวะพระมหาไถ่ (พิทยา) เพศชาย จำนวน 3 คน รวมทั้งหมด 8 คน คัดเลือกแบบเจาะจง (Purposive Sampling) ใช้สำหรับการทดลองในขั้นตอนนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยมีเกณฑ์การคัดเลือกดังนี้

1.1 เป็นผู้ที่ไม่สามารถใช้มือ ในการหยิบ จับหรือใช้งานเมาส์ได้

1.2 มีประสบการณ์ในการใช้คอมพิวเตอร์ มีสายตาปกติ ไม่สวมแว่นตา สามารถใส่คอนแทคเลนส์ได้

1.3 ไม่มีประวัติการเจ็บป่วยทางจิตการใช้ยาทางจิตเวชหรือสารเสพติดที่มีผลต่อระบบประสาท

1.4 มีความเต็มใจเข้าร่วมการทดลองตามที่ผู้วิจัยกำหนด

ผลการคัดเลือกอาสาสมัครที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือก เป็นผู้ป่วยจากศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพคนงานประจำภาคตะวันออกเฉียง (จังหวัดระยอง) จำนวน 2 คน เพศชาย จำนวน 1 คน เพศหญิง จำนวน 1 คน โรงเรียนอาชีวะพระมหาไถ่ (พิทยา) เพศชาย จำนวน 2 คน รวม 4 คน

2. กลุ่มคนปกติเป็นนักศึกษามหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา เป็นชายจำนวน 10 คน เป็นหญิงจำนวน 20 คน อายุระหว่าง 18 – 25 ปี รวม 30 คน ใช้สำหรับการทดลองในขั้นตอนทดสอบความเร็วและความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรของ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาก่อนที่จะนำไปใช้จริงกับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยผู้วิจัยกำหนดวิธีการพิจารณาเลือกกลุ่มตัวอย่างสำหรับกลุ่มคนปกติตามเกณฑ์ดังนี้

2.1 ไม่มีประวัติการเจ็บป่วยทางจิตการใช้ยาทางจิตเวชหรือสารเสพติดที่มีผลต่อระบบประสาท

2.2 ไม่มีประวัติการบาดเจ็บอย่างรุนแรงที่ศีรษะหรือการเจ็บป่วยทางระบบประสาท



2.3 อาสาสมัครมีประสบการณ์ในการใช้คอมพิวเตอร์ มีสายตาศักดิ์ ไม่สวมแว่นตา สามารถใส่คอนแทคเลนส์ได้

2.4 มีความเต็มใจเข้าร่วมการทดลองตามที่ผู้วิจัยกำหนด

ขั้นตอนการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างเริ่มจากติดต่อประสานงานกับคณบดีคณะพาณิชยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา เพื่อขออนุญาตประชาสัมพันธ์ และรับสมัคร อาสาสมัครเป็นนักศึกษาชั้นปีที่ 1- 4 ที่มีคุณสมบัติตามเกณฑ์ที่กำหนดในขั้นต้นเข้าร่วม โครงการวิจัย จากนั้นดำเนินการทดสอบความสามารถด้าน ความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบ ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว เลือกพิมพ์คำว่า “ข้าว” เพื่อคัดกรองกลุ่มตัวอย่าง โดยนำผลการทดสอบมาประเมินความเร็วในการพิมพ์ของอาสาสมัคร จำนวน 49 คน จัดอันดับตำแหน่งเปอร์เซ็นต์ไทม์ ดังตารางที่ 5

ตารางที่ 5 ความถี่และความเร็วในการทดสอบการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้า สมองและระบบติดตามดวงตา ในการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ความเร็ว (วินาที)	ความถี่ (f)	ความถี่สะสม (cf)	$1/2f$	$cf - 1/2f$	เปอร์เซ็นต์ไทม์ $\left\{ \frac{100}{N}(cf-1/2f) \right\}$
65-70	1	49	0.50	48.50	98.98
60-65	9	48	4.50	43.50	88.78
56-60	9	39	4.50	34.50	70.41
50-55	10	30	5.00	25.00	51.02
46-50	8	20	4.00	16.00	32.65
41-45	3	12	1.50	10.50	21.43
36-40	8	9	4.00	5.00	10.20
30-35	1	1	0.50	0.50	1.02

จากตารางที่ 5 ความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบ ติดตามดวงตา เลือกพิมพ์คำว่า “ข้าว” ผู้วิจัยนำมาจัดตำแหน่งเปอร์เซ็นต์ไทม์ และคัดเลือกผู้ที่พิมพ์ได้ ความเร็วต่ำสุดขึ้นไปตามลำดับ จำนวน 30 คน ซึ่งตรงกับตำแหน่งเปอร์เซ็นต์ไทม์ที่ 51.02

## เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

### ส่วนที่ 1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองประกอบด้วย

1. ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์สำหรับการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์และกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหว แผงวงจรไฟฟ้าที่ควบคุมสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา พร้อมโปรแกรมสำหรับควบคุมการเคลื่อนไหวของ เคอร์เซอร์และโปรแกรมจำลองการกดปุ่มเมาส์คอมพิวเตอร์ที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นโดย เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองใช้ของ Emotiv รุ่น Epoc เป็นเครื่องมือที่ผลิตจากบริษัท Emotiv Inc. ประเทศออสเตรเลีย มีความสะดวกในการใช้งานทั้งภายในห้องปฏิบัติการและใช้ในการทดสอบกับอาสาสมัครนอกสถานที่เครื่องมือนี้มีความสามารถใช้งานได้กับงานด้านคอมพิวเตอร์ (Duvina et al., 2012, p. 5) โดยมีข้อมูลทางเทคนิคดังนี้

(1) Number of Channels: 14 (Plus CMS/ DRL References)

(2) Channel Names (Int. 10-20 locations): AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6, P3 (CMS), P4 (DRL), P7, P8, T7, T8, O1, O2

(3) Sampling Method: Sequential Sampling, Single ADC

(4) Sampling Rate: ~128Hz (2048Hz Internal)

(5) Resolution: 16 Bits (14 Bits Effective) 1 LSB = 0.51uv.

(6) Bandwidth: 0.2 - 45Hz, Digital Notch Filters at 50Hz and 60Hz

(7) Dynamic Range (Input Referred): 256 MVpp

(8) Coupling Mode: AC coupled

(9) Connectivity: Proprietary Wireless, 2.4 GHz Band.

(10) Battery Type: Li-poly

(11) Battery Life (Typical): 12 hrs.

2. โปรแกรมการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยแป้นพิมพ์จำลองที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น

3. เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ประกอบด้วยโปรแกรม ไมโครซอฟท์วินโดวส์ 7 โปรแกรม

Microsoft Visual Studio 2010 Express โปรแกรม MATLAB R 2012 และโปรแกรม BCI 2000

ส่วนที่ 2 เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูลประกอบด้วย นาฬิกาจับเวลาชนิดบอกเวลาเป็นตัวเลข สิ่งเร้าสำหรับฝึกจินตนาการเคลื่อนไหวแขนขวาด้วยโปรแกรม BCI 2000 และ ประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

#### 4. การตรวจสอบคุณภาพเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในวิจัยได้แก่เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง Emotiv รุ่น Epoc เครื่องบันทึกสัญญาณระบบติดตามดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (VOG) และซอฟต์แวร์สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์คอมพิวเตอร์ โปรแกรมการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยแป้นพิมพ์จำลองที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น ผ่านการตรวจจากผู้เชี่ยวชาญด้านฮาร์ดแวร์ 2 คน และผู้เชี่ยวชาญด้านซอฟต์แวร์ 1 คน การตรวจสอบคุณภาพเครื่องมือทำตามเงื่อนไขที่กำหนดโดยมาตรฐาน Quality Control in Electronics Product (O'Connor et al., 2011, pp. 333-361) ตามกระบวนการและขั้นตอนต่าง ๆ ในหัวข้อ หัวข้อ 5 จากขั้นตอนการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์คอมพิวเตอร์ และผู้เชี่ยวชาญพิจารณาแล้วเห็นควรว่าสามารถใช้สำหรับพิมพ์ภาษาไทย ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ได้

การตรวจสอบคุณภาพของซอฟต์แวร์ใช้วิธีการทดสอบที่เรียกว่า Desk Check โดยเป็นเทคนิคที่นำมาใช้เพื่อตรวจสอบตรรกะอัลกอริทึม ทดสอบลำดับคำสั่งและผลลัพธ์ที่ได้ว่าถูกต้องหรือไม่ การทำ Desk Check สามารถช่วยตรวจสอบความถูกต้องของอัลกอริทึมก่อนนำไปแปลงเป็น Code ชุดคำสั่งจริง โดยตั้งอยู่บนสมมติฐานว่า หากทดสอบแล้วเกิดข้อผิดพลาดทางตรรกะขึ้นมา การรู้ก่อนแล้วแก้ไขที่ตัวอัลกอริทึม ย่อมง่ายกว่าการแก้ไขที่ตัวโปรแกรม

##### การเตรียมการทดลอง

1. อาสาสมัครจะต้องอยู่ในสภาวะที่สะดวกสบายและมั่นคงรักษาความสมดุลของร่างกาย โดยอย่างน้อยต้องไม่มีแนวโน้มที่จะเคลื่อนไหวส่วนหนึ่งส่วนใดของร่างกายซึ่งจะรบกวนการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองในระหว่างการทดลอง ก่อนทดลองควรให้ผู้ทดลองอยู่ในสภาวะผ่อนคลาย อาจจะให้เล่นเกม หรือดูสาระความบันเทิงประเภทใดประเภทหนึ่ง ทั้งคนปกติและผู้พิการทางการเคลื่อนไหว จากนั้นก็ให้เริ่มทดลอง

2. อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองจะต้องดูแลอย่างดีตัวเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมีความเปราะบาง ในขณะที่สวมเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจะต้องระมัดระวังความเสียหายที่อาจจะเกิดขึ้นได้กับตัวเครื่อง



ภาพที่ 73 อาสาสมัครขณะทดลอง

### 5. วิธีดำเนินการทดลอง

การดำเนินการทดลองแบ่งออกเป็น 2 ขั้นตอน คือ 1) ขั้นตอนการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบการติดตามดวงตา โดยคนปกติ 2) ขั้นตอนการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบการติดตามดวงตา โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว มีรายละเอียดดังนี้

1. ขั้นตอนการพิมพ์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบการติดตาม โดยคนปกติเริ่มจากการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างมีขั้นตอนดังนี้

1.1 ติดต่อประสานงานกับคณบดีคณะพาณิชยศาสตร์ วิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา เพื่อขออนุญาตประชาสัมพันธ์ และรับสมัครอาสาสมัครเป็นนักศึกษาชั้นปีที่ 1-4 ที่มีคุณสมบัติตามเกณฑ์ที่กำหนดในขั้นต้นเข้าร่วมโครงการวิจัย จากนั้นดำเนินการทดสอบความสามารถด้าน ความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตา เลือกพิมพ์คำว่า ข้าว เพื่อคัดกรองกลุ่มตัวอย่าง

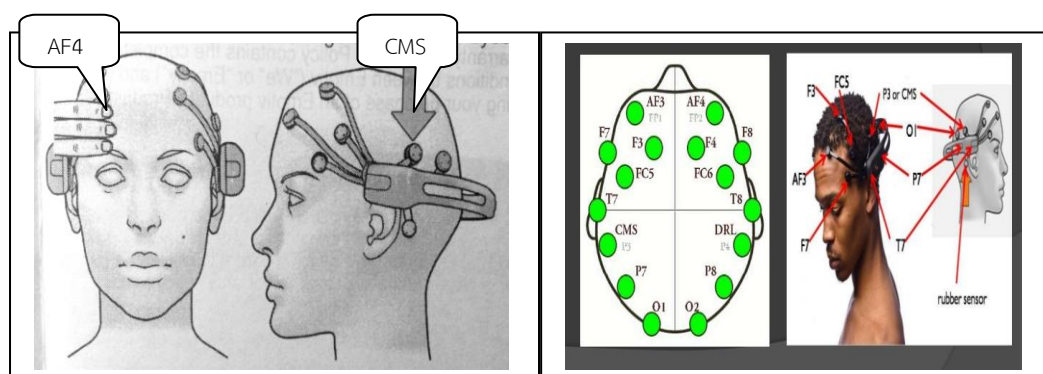
1.2 นำผลการทดสอบมาประเมินความเร็วในการพิมพ์ของอาสาสมัครจำนวน 49 คน มาคำนวณจัดตำแหน่งเปอร์เซ็นต์ไทล์ เพื่อคัดเลือกผู้ที่มีคะแนนน้อยที่สุดขึ้นไป จำนวน 30 คน เข้าเป็นกลุ่มตัวอย่างในการวิจัยครั้งนี้ ซึ่งตรงกับตำแหน่งเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 51.02

1.3 เมื่อได้กลุ่มตัวอย่างแล้ว ได้นัดหมายเพื่อชี้แจงวัตถุประสงค์และขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย พร้อมทั้งให้นักเรียนที่เป็นกลุ่มตัวอย่างกรอกข้อมูลลงในแบบฟอร์มยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย

1.4 กำหนดวัน เวลาให้กับกลุ่มตัวอย่างเพื่อบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง จากการจินตนาการการเคลื่อนไหวแขนขวา โดยมีขั้นตอนการดำเนินการดังนี้

1.4.1 ทำความสะอาดหนังศีรษะด้วยสาลีชุบแอลกอฮอล์ 75% เพื่อขจัดเซลล์ที่ตายแล้วออกไปและลดความต้านทานบริเวณหนังศีรษะ

1.4.2 ติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง บนศีรษะของอาสาสมัครโดยปรับแต่งขั้วไฟฟ้าให้ตรงกับตำแหน่งต่าง ๆ ที่กำหนดไว้ในคู่มือการใช้งาน เช่น ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้า AF4 จะต้องติดตั้งให้อยู่ที่ระยะเหนือหางคิ้วขวาประมาณสามนิ้วมือ และตำแหน่ง CMS หรือ P3 ต้องติดตั้งอยู่บริเวณขมับดังภาพที่ 74



ภาพที่ 74 การติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

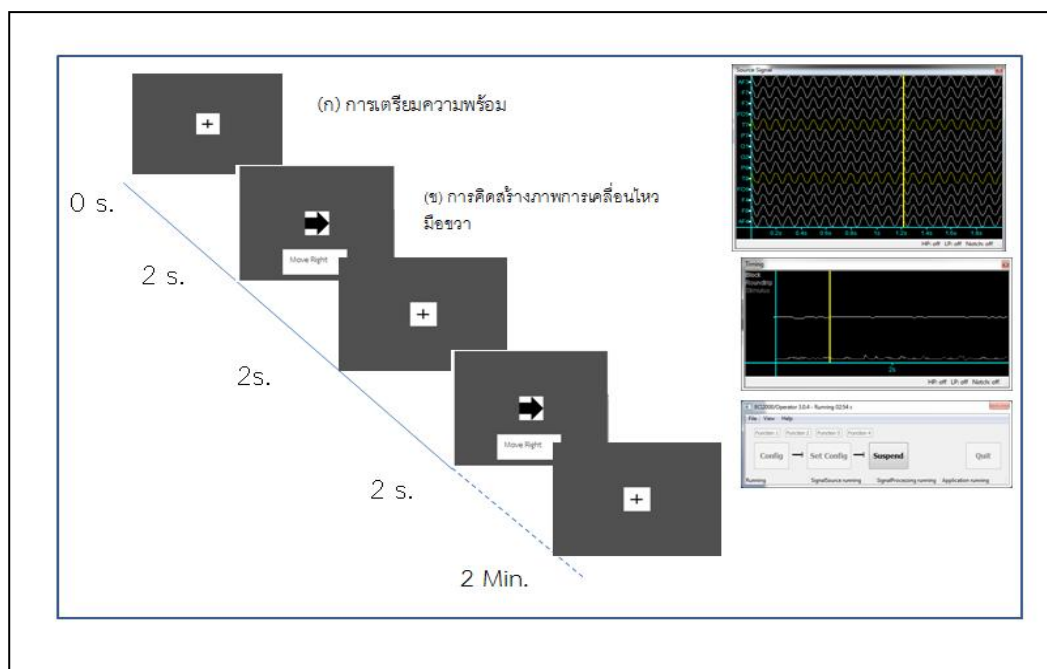
ที่มา: <http://www.slideshare.net/vipin55551/emotiv-epoc-final>

1.4.3 ให้กลุ่มตัวอย่างนั่งหน้าจอคอมพิวเตอร์บนเก้าอี้ในท่าที่สบาย โดยนั่งห่างจากหน้าจอคอมพิวเตอร์ประมาณ 80 เซนติเมตร ต่อสายจากทุกขั้วไฟฟ้าเข้ากับระบบบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองของ Emotiv Epoc เมื่อพร้อมแล้วให้ อาสาสมัครมาฝึกการควบคุมการสร้างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง จากการจินตนาการการเคลื่อนไหวแขนขวา โดยใช้เวลาคนละสามสิบนาทีโดยมีขั้นตอนต่าง ๆ ดังนี้

- (1) เปิดโปรแกรม BCI 2000 เลือกแฟ้มข้อมูล BCI2000 Launcher
- (2) เลือกเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองชื่อ Emotiv
- (3) เลือก Application: Stimulus Presentation
- (4) เลือก Parameter File: epocstim1
- (5) กด Icon Launch

เมื่อกด Icon Launch จะปรากฏหน้าจอดังภาพที่ 75 รูป (ก) ให้อาสาสมัครอยู่ในสภาวะเตรียมพร้อม หลังจากนั้น 2 วินาที ภาพถัดมาที่ปรากฏ คือ ภาพลูกศรชี้ไปทางขวามือจะแสดงและ

ค้างอยู่ 2 วินาที ให้อาสาสมัครสร้างภาพการเคลื่อนไหวแขนขวา และหยุดเมื่อภาพเตรียมความพร้อมปรากฏขึ้น และทำเช่นนี้ต่อเนื่องไปจนครบ 30 นาที



ภาพที่ 75 Stimulus สำหรับฝึกจินตนาการเคลื่อนไหวแขนขวาด้วยโปรแกรม BCI2000

1.4.4 บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขณะทำการฝึก เพื่อนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขณะเกิดจินตนาการการเคลื่อนไหวมือขวา ของอาสาสมัครไปทำการวิเคราะห์และจำแนกลักษณะเด่นที่ต้องการ ด้วยโปรแกรม BCI 2000 เพื่อเลือกความถี่และตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่สัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวแขนขวาไปควบคุมโปรแกรมการพิมพ์อักษรโดยพิจารณาจากค่า สัมประสิทธิ์การตัดสินใจ ( $R^2$ )

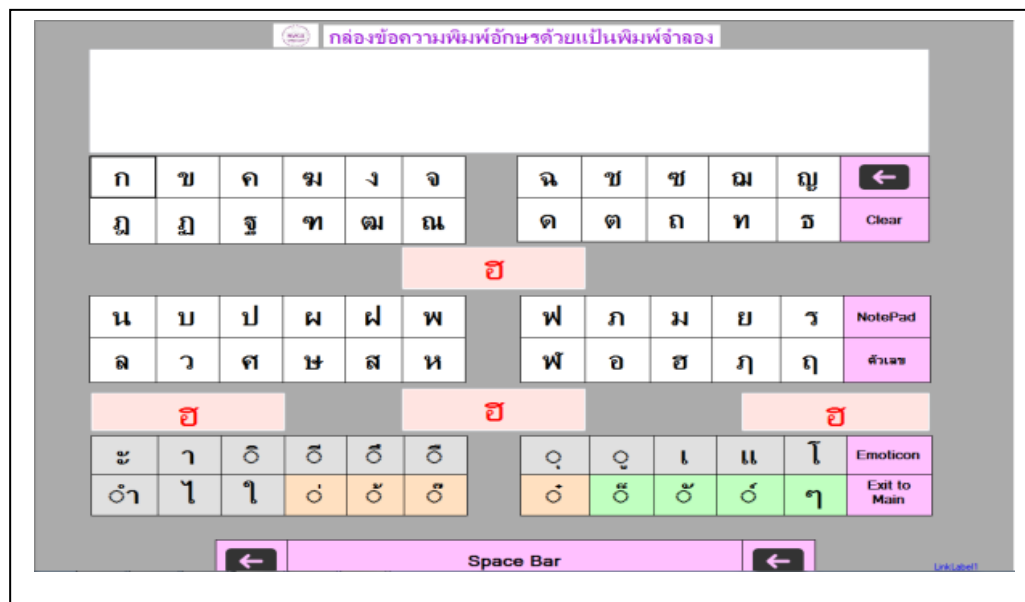
1.4.5 เมื่อเสร็จสิ้นการทดลอง ให้กลุ่มตัวอย่างทำความสะอาดศีรษะด้วยการสระผม ในสถานที่ที่จัดเตรียมไว้ให้

1.4.6 ทำความสะอาดเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ขั้วไฟฟ้าจะต้องทำความสะอาดด้วยแอลกอฮอล์ เพื่อเตรียมความพร้อมสำหรับการทดลองครั้งต่อไป

1.5. ขั้นตอนการพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ดำเนินการดังนี้

1.5.1 ติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองและเครื่องติดตามดวงตาเข้าด้วยกันและเตรียมการ ให้อยู่ในสภาวะพร้อมใช้งาน เปิดโปรแกรมการพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์

จำลอง (Virtual Keyboard) ที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นมาในข้อ 3 โดยโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นสำหรับ การพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา แสดง ดังภาพที่ 76



ภาพที่ 76 โปรแกรมการพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์จำลอง (Virtual Keyboard)

1.5.2 พิมพ์อักษรด้วยการเคลื่อนไหวดวงตาไปทาง ซ้าย ขวา บน และล่าง เมาส์ เคอร์เซอร์จะเคลื่อนที่ไปหาอักษรเป้าหมายและส่งคำสั่งเลือกอักษรด้วยการคิด จินตนาการเคลื่อนไหว และบันทึกค่าเวลาและจำนวนครั้งของการพิมพ์ที่ผิดพลาดลงในตารางที่ 6

ตารางที่ 6 ผลการทดสอบการพิมพ์อักษรบนแป้นพิมพ์จำลอง (EGT+EEG Single Characters) โดยอาสาสมัคร ที่เป็นคนปกติ

คนที่	ผลการทดสอบการพิมพ์อักษร									
	เวลาที่ใช้ในการพิมพ์ (วินาที)					จำนวนครั้งที่พิมพ์ผิด				
	ก	ย	ล	ไ	เ	ก	ย	ล	ไ	เ
1	10.77	5.98	3.76	6.64	5.39	1	0	1	2	1
2	10.18	8.17	3.95	6.52	5.20	1	1	1	0	1
3	7.08	6.68	3.41	7.49	7.16	1	0	1	1	0
4	8.23	5.98	4.38	7.87	5.57	1	1	2	1	1
5	7.26	5.33	4.70	9.35	5.36	2	0	1	0	1
6	5.48	9.63	6.25	7.94	4.39	1	1	1	1	0
7	12.03	6.51	4.20	9.07	4.99	1	0	1	0	1
8	5.60	7.66	4.16	6.94	3.12	0	0	0	1	0
9	5.94	8.99	5.58	7.39	3.73	1	0	1	0	1
10	9.76	6.68	4.98	6.26	4.53	1	1	1	0	1
<i>M</i>	8.23	7.16	4.54	7.55	4.94	1.00	0.40	1.00	0.60	0.70
<i>SD</i>	2.33	1.40	0.87	1.04	1.11	0.47	0.52	0.47	0.70	0.48

2. สำหรับขั้นตอนการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบการติดตามดวงตา โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว กระทำเช่นเดียวกันกับคนปกติตั้งแต่หัวข้อ 1.4.1 – 1.5.2

## 6. การเก็บรวบรวมข้อมูล

การศึกษานี้ เป็นการประยุกต์การพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยมีรายละเอียดขั้นตอนในการเก็บรวบรวมข้อมูล ดังนี้

ขั้นตอนการเก็บรวบรวมข้อมูลการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว มีรายละเอียดในการเก็บรวบรวมข้อมูล ดังนี้

1. ติดต่อประสานงานกับผู้อำนวยความสะดวก ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพคนงานประจำภาคตะวันออกเฉียง (จังหวัดระยอง) และโรงเรียนอาชีวะพระมหาไถ่ พัทยาเพื่อขอความอนุเคราะห์ในการคัดกรองผู้พิการ



ทางการเคลื่อนไหวสำหรับเป็นกลุ่มตัวอย่าง พร้อมทั้งกรอกข้อมูลส่วนบุคคล ตรวจสอบมองเห็นและการได้ยิน ประวัติการเจ็บป่วยและการใช้ยาทางจิตเวช

2. นำข้อมูลที่ได้มาคัดเลือกเฉพาะผู้ที่มีคุณสมบัติตามเกณฑ์ที่กำหนดได้แก่ 1) ไม่มีประวัติการเจ็บป่วยทางจิตการใช้ยาทางจิตเวชหรือสารเสพติดที่มีผลต่อระบบประสาท 2) อาสาสมัครมีประสบการณ์ในการใช้คอมพิวเตอร์ มีสายตาดปกติ ไม่สวมแว่นตา แต่ใส่คอนแทคเลนส์ได้ 4) มีความเต็มใจเข้าร่วมการทดลองตามที่ผู้วิจัยกำหนด นัดหมายผู้พิการทางการเคลื่อนไหว เพื่อชี้แจงขั้นตอนการดำเนินการทดลอง การเตรียมตัวก่อนเข้ารับการทดลอง และให้ลงนามในแบบฟอร์มแสดงความยินยอมในการเข้าร่วมวิจัย และจัดทำแผนการทดลองนอกสถานที่ตามความสะดวกสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

3. จัดเตรียมสถานที่สำหรับติดตั้ง ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บรวบรวมข้อมูล และทำการเก็บรวบรวมข้อมูลตามตารางนัดหมาย

4. นำข้อมูลที่ได้จากการทดสอบการพิมพ์อักษร ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา มาวิเคราะห์ประสิทธิภาพของการพิมพ์ ด้วยค่าเฉลี่ย ความเร็วในการพิมพ์ มีหน่วยเป็นอักษรต่อนาที (Letters per Minute) และ ความแม่นยำในการพิมพ์โดยวัดจากเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการพิมพ์ (Typing Error Rate)

## 7. การวิเคราะห์ข้อมูล

การวิจัยนี้มีขั้นตอนในการวิเคราะห์ข้อมูล ดังนี้

7.1 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่คลื่นไฟฟ้าสมอง ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้ากับการวางแผนการเคลื่อนไหวมือขวา ใช้โปรแกรม BCI 2000 โดยพิจารณาจากค่า  $R^2$

7.2 การวิเคราะห์ประสิทธิภาพของการพิมพ์ด้วยค่าสถิติแสดงผลข้อมูลดังนี้

7.2.1 วิเคราะห์ความเร็วในการพิมพ์ โดยวิธีการวัดค่าเฉลี่ยของอัตราเร็วในการพิมพ์ (Characters per Minute: CPM)

7.2.2 วิเคราะห์ความแม่นยำในการพิมพ์ โดยวิธีการวัดค่าเฉลี่ยของอัตราการพิมพ์ที่ผิดพลาด

7.3 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Signal Acquisition) การประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Signal Processing) การสกัดลักษณะสำคัญ (Feature Extraction) การจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG Feature Classification) ใช้โปรแกรม BCI 2000 และ โปรแกรม MATLAB

7.4 การบันทึกสัญญาณระบบการติดตามดวงตา (Eye-Tracker System) การประมวลผลสัญญาณจำแนกลักษณะเด่น จากภาพเคลื่อนไหวของรูม่านตา ใช้โปรแกรม MATLAB

## บทที่ 4

### ผลการวิจัย

การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ เพื่อพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยนำเสนอผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา แบ่งเป็น 2 ตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 ผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย โดย แบ่งเป็น 4 ข้อดังนี้

1.1 ผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Move) โดยฮาร์ดแวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหว และแผงวงจรไฟฟ้าที่ควบคุมสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา เป็นสัญญาณควบคุมการเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์ ที่มีความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยสูงกว่าการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง

1.2 ผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) โดยฮาร์ดแวร์ ประกอบด้วยเครื่องบันทึก และประมวลผล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ส่งสัญญาณประมวลผลแบบไร้สาย แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ และซอฟต์แวร์ประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณควบคุมการกดปุ่มเมาส์ ที่มีความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยต่ำกว่าการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตา

1.3 ผลของการพัฒนาโปรแกรม แป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker)

1.4 ผลการบูรณาการฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาร่วมกับ โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย ที่ทำการพิมพ์ด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

ตอนที่ 2 ผลของการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยแบ่งเป็น 2 ข้อ ดังนี้

2.1 ผลของการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปทดสอบใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับคนปกติ

2.2 ผลของการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

สัญลักษณ์และความหมายที่ใช้ในการนำเสนอผลการวิเคราะห์ข้อมูล ดังนี้

$n$  หมายถึง จำนวนกลุ่มตัวอย่าง

$Max$  หมายถึง ค่าสูงสุดของชุดข้อมูล

$Min$  หมายถึง ค่าต่ำสุดของชุดข้อมูล

$M$  หมายถึง ค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Mean)

$SD$  หมายถึง ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation)

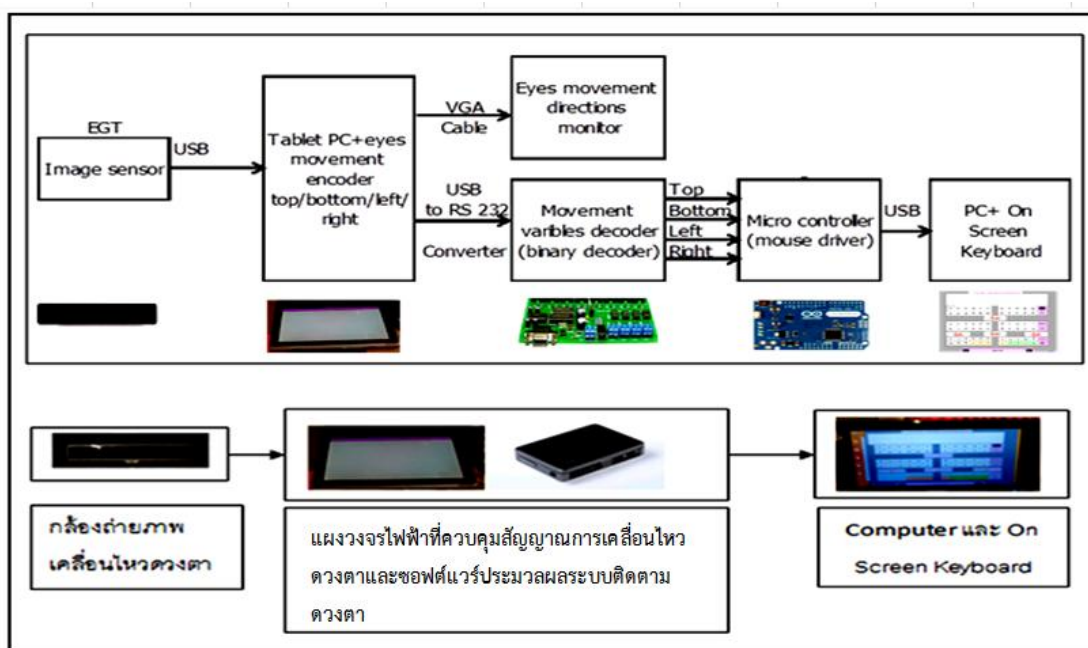
$p$  หมายถึง ค่าความน่าจะเป็น (Probability)

$df$  หมายถึง องศาอิสระ (Degrees of Freedom)

$t$  หมายถึง ค่าสถิติทดสอบ  $t$

**ตอนที่ 1 ผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย แบ่งเป็น 4 ข้อดังนี้**

1. ผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) โดยฮาร์ดแวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวดวงตา และแผงวงจรไฟฟ้าที่ควบคุมสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับแปลงสัญญาณการเคลื่อนไหวของดวงตา เป็นสัญญาณควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) โครงสร้างของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ แสดงดังภาพที่ 77



ภาพที่ 77 โครงสร้างของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์

จากภาพที่ 77 ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) โดยฮาร์ดแวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวดวงตา ทำหน้าที่ถ่ายภาพเคลื่อนไหวของดวงตา โดยคุณสมบัติเบื้องต้นของกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวจะต้องมีอัตราการแสดงภาพที่ความเร็วย่างต่ำ 60 ภาพต่อวินาที เนื่องจากภาพเคลื่อนไหวดวงตาเกิดมาจากภาพนิ่งหลายๆ ภาพต่อกัน ภายในระยะเวลา 1 วินาที เช่น 60 ภาพต่อวินาที ก็จะมีจำนวนภาพนิ่งประกอบอยู่ 60 ภาพ จำนวนภาพภาพภายในหนึ่งวินาทีมาก ภาพเคลื่อนไหวดวงตาจะดูลื่นไหลไม่สะดุด เพราะความละเอียดของการเคลื่อนไหวก็น่าจะมากขึ้นตามจำนวนภาพไปด้วย ถ้าจำนวนเฟรมภาพภายในหนึ่งวินาทีมีน้อย ภาพเคลื่อนไหวดวงตาก็จะดูข้ามไปข้ามมา ทำให้มีผลต่อความแม่นยำรวมถึงความลื่นไหลของเคอร์เซอร์ และเชื่อมต่อกับกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวไปยัง Tablet PC เพื่อประมวลผลภาพผ่านทางพอร์ต USB 3.0

ข้อมูลที่ถูกถ่ายโอนมาจากกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวดวงตาเป็นข้อมูลที่ของภาพที่มีความละเอียดสูง อัตราการแสดงภาพที่ความเร็ว 60 ภาพต่อวินาที ปริมาณข้อมูลมีขนาดใหญ่มาก จึงต้องใช้ระบบการถ่ายโอนข้อมูลที่สามารถรองรับข้อมูลขนาดใหญ่ เพื่อการประมวลผลข้อมูลที่รวดเร็ว

การโอนถ่ายข้อมูลด้วย USB 3.0 จึงเป็นวิธีการที่เลือกใช้ในการถ่ายโอนข้อมูลจากกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวดวงตา ไปยัง Tablet PC เพื่อประมวลผลภาพเคลื่อนไหวดวงตา USB 3.0 มีโหมดการถ่ายโอนข้อมูลแบบใหม่ที่เรียกว่า Super Speed ทำความเร็วในการถ่ายโอนข้อมูลได้สูงถึง 5 Gbps (Gigabit Per Second) มีความเร็วกว่าที่เป็น 10 เท่าเมื่อเทียบกับความเร็ว 480 Mbps (Megabit Per Second) ของ USB 2.0 มาตรฐาน USB 2.0 นั้นใช้เส้นทางเดียวกันทั้งการส่ง และรับข้อมูล แต่สำหรับ USB 3.0 แยกเส้นทางในการส่งและรับข้อมูลออกจากกัน ทำให้สามารถส่งและรับข้อมูลในขณะเดียวกันได้ และการเพิ่มช่องทางในการรับส่งข้อมูลนี้ ทำให้สายเคเบิล USB 3.0 มีจำนวน Pin มากกว่าสาย USB 2.0 (USB 3.0 มี 9 Pin ส่วน USB 2.0 มีเพียง 4 Pin) นอกจากนี้ USB 3.0 ยังมีระบบจัดการอุปกรณ์แบบใหม่ที่ลดการใช้พลังงาน และลดการถ่ายโอนข้อมูลโดยไม่จำเป็น ในกรณีนี้ที่ Host USB 3.0 เชื่อมต่ออยู่กับหลายอุปกรณ์ (ตัวอย่างเช่น คอมพิวเตอร์ที่เชื่อมต่ออยู่กับทั้งแฟลชไดรฟ์ สมาร์ทโฟน และเครื่องพิมพ์ผ่านพอร์ต USB 3.0) อุปกรณ์ที่ไม่ได้มีการถ่ายโอนข้อมูลในช่วงเวลาใด ๆ ก็สามารถปิดตัวเองเข้าสู่โหมดประหยัดพลังงานได้ ต่างจาก USB 2.0 ที่ไม่มีโหมดประหยัดพลังงานในรูปแบบนี้ อีกทั้งการจัดการอุปกรณ์รูปแบบใหม่นี้ยังช่วยลดการสื่อสารข้อมูลที่ไม่จำเป็นลง ทำให้การถ่ายโอนข้อมูลได้รวดเร็วขึ้น

ข้อมูลจากกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวดวงตาจะถูกส่งไปยัง Tablet PC เพื่อประมวลผลภาพเมื่อเปิดเครื่องคอมพิวเตอร์โปรแกรมจะสั่งให้ค้นหาดวงตา เมื่อพบดวงตาแล้วโปรแกรมจะบันทึกตำแหน่งของดวงตาไว้ ตำแหน่งของดวงตาจะถูกกำหนดให้อยู่ตรงกลางจอภาพของ Tablet PC โดยซอฟต์แวร์ควบคุมการเคลื่อนไหวดวงตา และทำหน้าที่สร้างรหัสสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่เมาส์เมื่อตรวจพบการเคลื่อนไหวดวงตาออกจากกลางจอภาพไปทาง ซ้าย ขวา บน หรือล่าง

กระบวนการเข้ารหัสทิศทางของการเคลื่อนไหวนั้นจะทำการสร้างตัวแปรที่เป็นตัวแทนของการเคลื่อนไหวของดวงตาทั้งสี่ทิศทางจำนวน 8 ตัวแปร โดยเป็นตัวแปรที่กำหนดให้เมาส์เคลื่อนที่จำนวน 4 ตัวแปรได้แก่ @1n1 เป็นรหัสที่กำหนดให้เมาส์เคลื่อนที่ไปทางซ้าย เมื่อดวงตาเคลื่อนไหวไปทางซ้าย @1n2 เป็นรหัสที่กำหนดให้เมาส์เคลื่อนที่ไปทางขวา เมื่อดวงตาเคลื่อนไหวไปทางขวา @1n3 เป็นรหัสที่กำหนดให้เมาส์เคลื่อนที่ไปทางด้านบนจอภาพ เมื่อดวงตาเคลื่อนไหวไปทางด้านบนของเปลือกตา และตัวแปร @1n4 เป็นรหัสที่กำหนดให้เมาส์เคลื่อนที่ไปทางด้านล่างจอภาพ เมื่อดวงตาเคลื่อนไหวไปทางด้านล่างของเปลือกตาและตัวแปรที่กำหนดให้เมาส์หยุดการเคลื่อนที่ จำนวน 4 ตัวแปรได้แก่ @1f1 เป็นรหัสที่กำหนดเพื่อให้เมาส์หยุดเคลื่อนที่ไปทางซ้าย เมื่อดวงตาหยุดการเคลื่อนไหวไปทางซ้าย @1f2 เป็นรหัสที่กำหนดให้เมาส์หยุดเคลื่อนที่ไปทางขวา เมื่อดวงตาหยุดการเคลื่อนไหวไปทางขวา @1f3 เป็นรหัสที่กำหนดให้เมาส์หยุดการเคลื่อนที่ไปทางด้านบนจอภาพ เมื่อดวงตาหยุดเคลื่อนไหวไปทางด้านบนของเปลือกตา และตัวแปร @1f4 เป็นรหัสที่กำหนดให้เมาส์หยุดเคลื่อนที่ไปทางด้านล่างจอภาพ เมื่อดวงตาหยุดการเคลื่อนไหวไปทางด้านล่างของเปลือกตา รหัส

เหล่านี้จะถูกส่งจาก Tablet PC ผ่านทางพอร์ต RS 232 ไปยังแผงวงจรไฟฟ้าที่เชื่อมต่ออยู่กับ Micro Controller เพื่อถอดรหัส และแปลผลไปควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์ในสี่ทิศทางคือ ซ้าย ขวา บน และล่าง โดยซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาและ ซอฟต์แวร์สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ แสดงในรูปของ Source Code ดังภาคผนวก ข.

2. ผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) โดยฮาร์ดแวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมอง ประกอบด้วยเครื่องบันทึก และประมวลผล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ส่งสัญญาณการประมวลผลแบบไร้สาย แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ และซอฟต์แวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณควบคุมการกดปุ่มเมาส์ โดยภาพฝั่งการทำงานของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์ แสดงได้ดังภาพ 78



ภาพที่ 78 ภาพฝั่งการทำงานของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์

จากภาพ 78 ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ประกอบด้วย 1) เครื่องบันทึกและประมวลผล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ส่งสัญญาณการประมวลผลแบบไร้สาย ทำหน้าที่บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากศีรษะของอาสาสมัคร ประมวลผล และถอดรหัสลักษณะเด่นของคลื่นไฟฟ้าสมอง ส่งไปยังแผงวงจรไฟฟ้าเพื่อแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ 2) แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ และซอฟต์แวร์ประมวลผลคลื่นไฟฟ้าสมองประกอบด้วย Micro Controller และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ทำหน้าที่ถอดรหัสสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ 3) ซอฟต์แวร์

แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ทำหน้าที่ แปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณควบคุมการกดปุ่มเมาส์ เพื่อเลือกอักขรบนแป้นพิมพ์จำลอง แสดงในรูปของ Source Code ดังภาพผนวก ข.

เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมีหลายประเภทตามวัตถุประสงค์ของการใช้งานทั้งแบบการใช้งานในเชิงพาณิชย์และทางการแพทย์ การวิจัยนี้เลือกเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองประเภทการใช้งานในเชิงพาณิชย์ เนื่องจากมีราคาไม่แพง หาซื้อง่าย มีชุดพัฒนาซอฟต์แวร์ที่สามารถเข้าถึงได้และพัฒนาได้ง่าย โดยเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองประเภทนี้มีให้เลือกทั้งแบบขั้วไฟฟ้าเดี่ยวและแบบขั้วไฟฟ้าหลายขั้วหลาย โดย เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบขั้วไฟฟ้าเดี่ยวได้แก่ Neurosky Mindwave, Neurosky Mindset ,Star Wars Force Trainer ซึ่งมีราคาไม่แพงและใช้งานง่าย อย่างไรก็ตามเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นสัญญาณไฟฟ้าสมองแบบขั้วไฟฟ้าเดี่ยว มีขั้วไฟฟ้าน้อยเกินไป การเลือกบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่บริเวณพื้นที่สมองที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวแขนขาจึงมีขีดจำกัด โดยตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่ตอบสนองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองสำหรับการวิจัยนี้ได้แก่ T7, P7, AF3, F3, FC5, และ C3 ดังนั้นการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยเครื่องบันทึกสัญญาณชนิดนี้อาจจะไม่ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีอัตราส่วนของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio) ที่ดีที่สุด เนื่องจากบันทึกสัญญาณได้เพียงตำแหน่งเดียวบนกะโหลกศีรษะ ดังนั้นการวิจัยนี้จึงพิจารณาเลือกเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบขั้วไฟฟ้าหลายขั้ว ซึ่งมีราคาแพงกว่า แต่มีข้อได้เปรียบที่สามารถบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองได้ครั้งละหลายขั้วสัญญาณ ทำให้มีทางเลือกมากขึ้นในการเลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีคุณภาพมากขึ้นมาประมวลผลนำไปใช้งาน โดยเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง Emotiv รุ่น EPOC เป็นตัวเลือกที่ใช้สำหรับการวิจัยนี้ เนื่องจากมีราคาไม่แพงมาก มีจำนวนขั้วไฟฟ้า 14 ขั้ว และสามารถทำงานร่วมกับโปรแกรม BCI2000 ได้

การทำงานของชุดควบคุมการกดปุ่มเมาส์ด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เริ่มต้นจากการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขณะเกิดการสร้างภาพเคลื่อนไหวแขนขาบนกะโหลกศีรษะ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่บันทึกได้จะถูกส่งเข้าไปยังหน่วยประมวลผลในคอมพิวเตอร์ กรองสัญญาณและนำเอาลักษณะเด่นที่ต้องการไปสร้างสัญญาณส่งออกไปควบคุมการกดปุ่มเมาส์

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่บันทึกจากกะโหลกศีรษะด้วยขั้วไฟฟ้าของเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง Emotiv รุ่น EPOC ที่ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้าจำนวน 14 ขั้ว ติดตั้งบนกะโหลกศีรษะบนตำแหน่งที่อ้างอิงตามมาตรฐานนานาชาติ 10-20 ได้แก่ AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 และ AF4 โดยใช้ขั้วอ้างอิง 2 ขั้ว ติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองให้ตรงกับตำแหน่งการทำงานของพื้นที่สมองแต่ละจุด กรองความถี่ที่ต้องการไปแปลงสัญญาณจาก

Analogue เป็น Digital โดยมีอัตราการสุ่มสัญญาณที่ 128Hz ส่งสัญญาณเข้าสู่คอมพิวเตอร์ด้วยระบบการสื่อสารไร้สาย

กระบวนการประมวลสัญญาณดำเนินการโดยโปรแกรม BCI2000 ซึ่งพัฒนามาจากโปรแกรม C++ และ MATLAB มีความสามารถในการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองอย่างรวดเร็ว ครอบคลุมความถี่คลื่นไฟฟ้าสมองที่ต้องการ คัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ต้องการนำไปใช้งาน การคัดแยกสัญญาณเริ่มจากการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองขณะที่อาสาสมัครสร้างภาพเคลื่อนไหวแขนขวา ตรวจสอบลักษณะเด่นของคลื่นไฟฟ้าสมองที่แตกต่างกันระหว่างสภาวะผ่อนคลาย และสภาวะสร้างภาพเคลื่อนไหวแขนขวา โดยสัญญาณนี้จะปรากฏขึ้นในลักษณะของพลังงานไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงบนตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่สัมพันธ์กับความถี่บริเวณที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวแขนขาระหว่างสภาวะผ่อนคลาย และสภาวะการสร้างภาพเคลื่อนไหวแขนขวา

Micro Controller และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทำหน้าที่ถอดรหัสสัญญาณการกดปุ่มเมาส์จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้รับการประมวลผล และแยกลักษณะเด่นของคลื่นไฟฟ้าสมองขณะเกิดการสร้างภาพเคลื่อนไหวแขนขวาดังตัวอย่างเช่น ในสภาวะผ่อนคลายของอาสาสมัคร พลังงานของขั้วไฟฟ้า F3 ที่ความถี่ 22Hz มีพลังงานอยู่ที่ระดับ 100 เมื่อมีการสร้างภาพเคลื่อนไหวแขนขวา พลังงานจะลดระดับลงมาจนถึงระดับ 0 กำหนดให้การลดระดับของพลังงานเป็นคำสั่งให้ Micro Controller ส่งสัญญาณ Logic High ไปที่ขา Digital Output ขาที่ 6 ของ Micro Controller จากนั้นสัญญาณที่ขา Digital Output ขาที่ 6 ซึ่งต่อเข้ากับขั้ว Input ของวงจรขับ Relay จะทำหน้าที่เปิดวงจร Relay และต่อขนาขั้วของ Relay ไปทำงานแทนปุ่มซ้ายของเมาส์เดิมซึ่งเป็นสวิตช์แบบกลไก เพื่อให้เกิดการกดปุ่มเมาส์ทุกครั้งที่มีการสร้างภาพการเคลื่อนไหวแขนขวา

3. ผลของการพัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker)

การพิมพ์ภาษาไทยด้วยเมาส์นั้นแป้นพิมพ์จำลองบนจอภาพ เป็นเครื่องมือที่สำคัญในการรับข้อมูลการพิมพ์ สู่หน่วยประมวลผลและแสดงผลบนจอภาพ โดย การพิมพ์ด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาของผู้พิการทางการเคลื่อนไหวมีความแตกต่างจากการพิมพ์ของคนปกติที่ต้องพิมพ์อักษรโดยไม่ใช้มือ ความแม่นยำในการพิมพ์จึงมีข้อจำกัด จากการทดสอบการพิมพ์ด้วยแป้นพิมพ์จำลองบนจอภาพที่มีใช้อยู่ทั่วไปนั้น มีข้อจำกัดหลายประการ เช่น การเรียงอักษร ของแป้นพิมพ์บนจอภาพโดยทั่วไปใช้หลักการทำงานแบบพิมพ์สัมผัส การเรียงตัวของตัวอักษรสระ พยัญชนะ วรรณยุกต์ วางบนตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการพิมพ์ด้วยวิธีการสัมผัสด้วยนิ้ว และไม่มองแป้นพิมพ์เวลาพิมพ์อักษร ในขณะที่การพิมพ์ด้วยเมาส์ต้องมองแป้นพิมพ์จำลองบนจอภาพ ขนาดของปุ่มพิมพ์มีขนาดเล็กทำให้ผลการพิมพ์ด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตาม



ดวงตาที่มีความผิดพลาดสูง สัดส่วนแป้นพิมพ์บนจอภาพ มีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้า จากการสำรวจแป้นพิมพ์จำลองบนจอภาพ จำนวน 10 โปรแกรม พบว่าสัดส่วน ความยาวต่อความกว้าง ของแป้นพิมพ์ต่ำสุดอยู่ที่ 2.38 ต่อ 1 เซนติเมตร ความยาวต่อความกว้างของแป้นพิมพ์สูงสุดอยู่ที่ 4.43 ต่อ 1 เซนติเมตร ความยาวต่อความกว้างของแป้นพิมพ์เฉลี่ยอยู่ที่ 3.17 ต่อ 1 เซนติเมตร

เมื่อทดลองพิมพ์พบว่า ความเร็วในการพิมพ์จะสูญเสียไปมากเนื่องจากต้องกวาดสายตาจากกลางจอภาพไปด้านซ้ายและขวา เป็นระยะทางที่ยาวไกล ความเร็วในการพิมพ์จะต่ำ ปุ่มพิมพ์มีขนาดเล็กเกินไปมีผลอย่างมากต่อความแม่นยำในการพิมพ์ตัวอักษร โดยเฉพาะบริเวณขอบด้านซ้ายและขวาของแป้นพิมพ์ จะมีค่าผิดพลาดสูง เนื่องจากบางครั้งมุมการกวาดสายตาไปไม่ถึงตัวอักษร บริเวณขอบหรือใกล้ขอบของแป้นพิมพ์ ทั้งด้านซ้ายและด้านขวา สัดส่วนที่เหมาะสมสำหรับแป้นพิมพ์จำลองบนจอภาพควรเป็นแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัส หรืออัตราส่วนความยาวต่อความกว้างเท่ากับ 1 ต่อ 1 และการป้อนกลับเมื่ออักษรที่ถูกเลือกถูกชี้โดยเมาส์เคอร์เซอร์

ปัญหาที่พบอีกประการหนึ่งคือ โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองที่มีอยู่ในปัจจุบัน จะไม่มีการตอบสนองเมื่อเมาส์เคอร์เซอร์ชี้ไปที่อักษรนั้น ๆ ทำให้บางครั้งสีของปุ่มตัวอักษรและเมาส์เคอร์เซอร์กลมกลืนกัน ทำให้ผู้ใช้มองไม่เห็นหรือแยกไม่ออกว่าเมาส์เคอร์เซอร์ชี้อยู่ที่ตำแหน่งใด ดังนั้นการวิจัยนี้จึงได้ออกแบบแป้นพิมพ์จำลองที่มีคุณสมบัติที่แตกต่างออกไปโดย แป้นพิมพ์อักษรแบบเรียงตัวอักษร พยัญชนะ สระ วรรณยุกต์ ตัวเลข เรียงตามลำดับ เพื่อให้ผู้ใช้สามารถรับรู้ได้ว่า เมาส์ชี้ที่ตัวอักษรใด อักษรก่อนหน้าและหลังจากนี้จะเป็นอักษรอะไร ทำให้ง่ายในการจำ ขนาดของปุ่มกดมีขนาดใหญ่ และแบ่งออกเป็น 6 กลุ่มอักษร เพื่อให้มีพื้นที่ว่างสำหรับป้องกันการกดปุ่มเมาส์โดยไม่ได้ตั้งใจ สัดส่วนของแป้นพิมพ์ออกแบบให้มีความยาวต่อความกว้างเป็น 1.5 ต่อ 1 เซนติเมตร ทำให้มีความรวดเร็วในการพิมพ์ และลดความผิดพลาดในการพิมพ์อักษร เพิ่มพื้นที่หลังของปุ่มพิมพ์เป็นสี่เหลี่ยมเมื่อเมาส์เคอร์เซอร์วางบนตำแหน่งของอักษร เพื่อให้ผู้ใช้งานรับรู้ว่ามีเมาส์เคอร์เซอร์วางอยู่บนตำแหน่งอักษรใด

โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ที่พัฒนาขึ้นมาในรูปแบบของ File exe มีรูปแบบเป็นโปรแกรมแป้นพิมพ์บนจอภาพ (On Screen Keyboard) พิมพ์ด้วยการกดปุ่มเมาส์ หน้าจอแรกโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา แสดงได้ดังภาพที่ 79



ภาพที่ 79 หน้าจอแรกโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker)

จากภาพที่ 79 โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI And Eye-Tracker) เมื่อทำการเลือก (Click) แล้ว เมนูหลัก จะพบว่ามี 3 Icon ดังนี้

Icon แรกแสดงหน้าแรกของโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์จำลอง ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker)

Icon ที่สองแสดงหน้าแรกของโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์อักษรด้วยรหัสเป็นประโยคสำเร็จรูป ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker)

Icon ที่สามใช้เมื่อต้องการออกจากโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับพิมพ์อักษรด้วยรหัสเป็นประโยคสำเร็จรูป ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ทั้งสาม Icon ที่กล่าวมาจะกลับไปแสดงในหน้าจอแรกของ โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทยโดยเป็นหน้าจอเดียวกัน แสดงดังภาพที่ 79



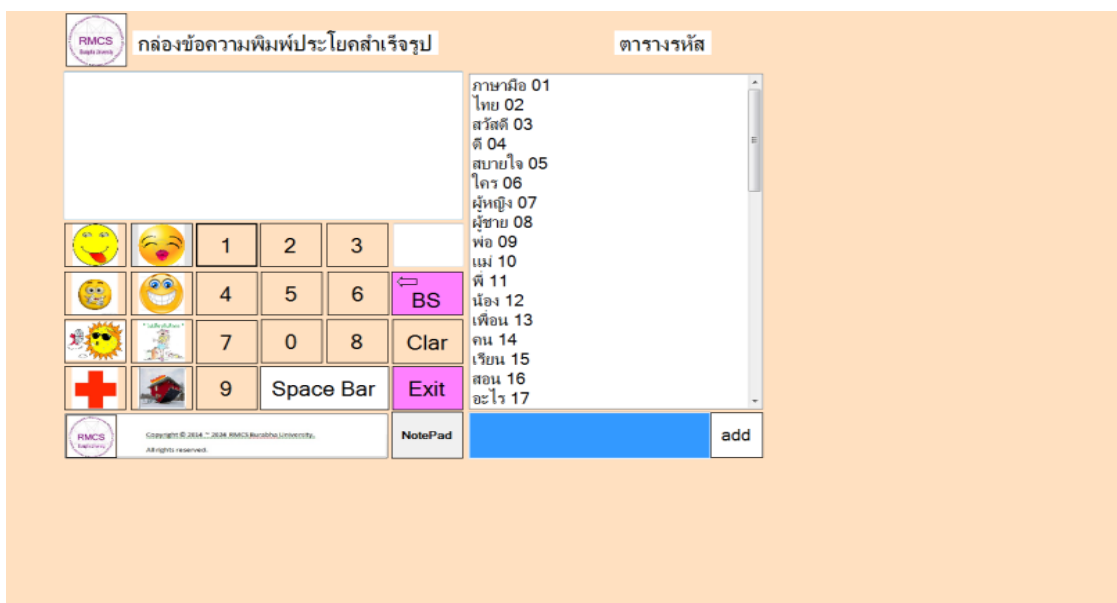
ภาพที่ 80 หน้าจอหลักโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker)

จากภาพที่ 80 Icon แรกแสดงหน้าแรกของโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์จำลอง ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) เมื่อเลือก (Click) ที่ Icon “พิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์จำลอง” จะพบดังภาพที่ 81



ภาพที่ 81 กล่องข้อความพิมพ์อักษรด้วยแป้นพิมพ์จำลอง

Icon ที่สองแสดงหน้าแรกของโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์อักษรด้วยรหัส เป็นประโยชน์สำเร็จรูป ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye -Tracker) เมื่อเลือก (Click) “พิมพ์ ประโยคสำเร็จรูป” จะพบกล่องข้อความพิมพ์ประโยคสำเร็จรูปดังภาพที่ 82

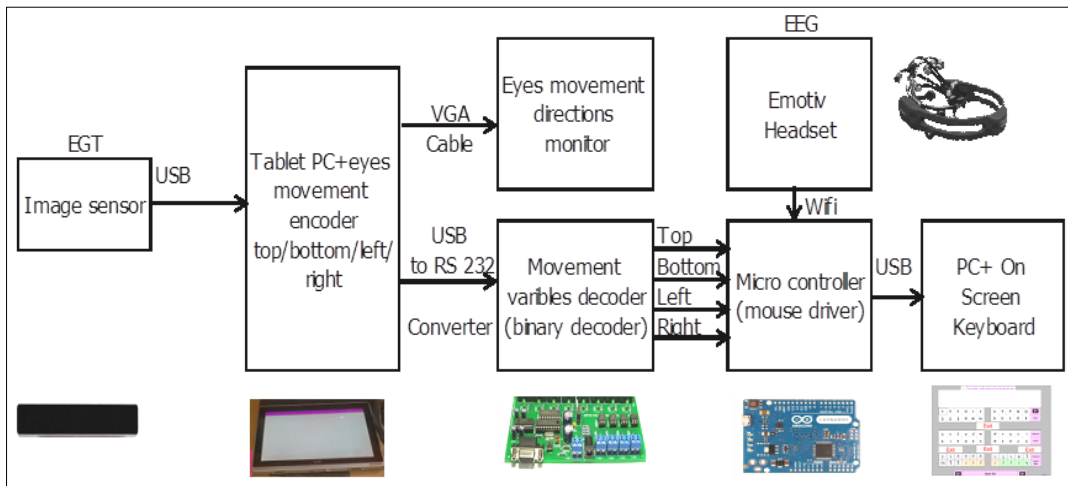


ภาพที่ 82 กล่องข้อความพิมพ์ประโยคสำเร็จรูป

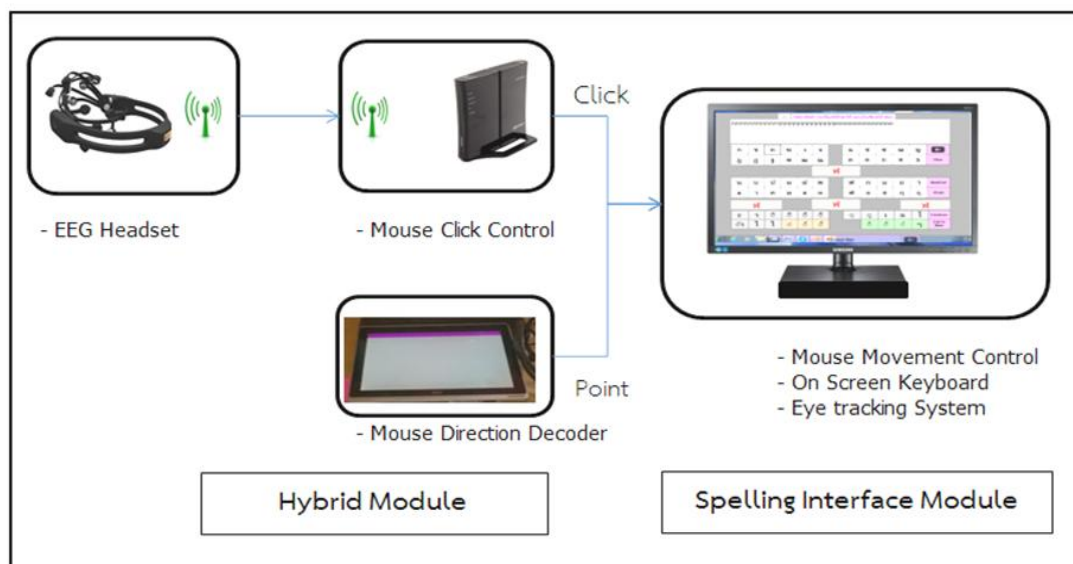
4. ผลการบูรณาการฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาร่วมกับ โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย ที่ทำการพิมพ์ด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

การบูรณาการฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา เป็นการเชื่อมประสาน (Interface) ระหว่างฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์คอมพิวเตอร์ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) เข้าด้วยกันเป็นระบบเพื่อ ควบคุมการพิมพ์อักษรภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวแทนการใช้เมาส์แบบเดิม โดยเป็นไปตามหลักการปฏิสัมพันธ์ระหว่างคอมพิวเตอร์กับมนุษย์ (Human Computer Interaction: HCI) HCI คือ ระบบที่ ใช้ง่าย (Usable) ใช้ได้ทุกคน (Accessible) และไม่เกิดความเครียดขณะใช้งาน ไม่ใช่เพียงระบบที่ใช้ได้เท่านั้น ระบบยังต้องคำนึงถึงความปลอดภัย ความสะดวกในการใช้งานรวมทั้งต้องสอดคล้องเหมาะสมกับลักษณะทาง

ภาพของอุปกรณ์การเคลื่อนไหวโดย ฝังการบูรณาการ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ร่วมกับโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย และระบบที่บูรณาการโดยสมบูรณ์แสดงดังภาพที่ 83



(a)



(b)

ภาพที่ 83 ฝังการบูรณาการ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ร่วมกับโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (a) และระบบที่บูรณาการโดยสมบูรณ์ (b)

## ตอนที่ 2 ผลของการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตาม

### ดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุม

โปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยแบ่งเป็น ขั้นตอนต่าง ๆ ดังนี้

2.1 ผลการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปทดสอบใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับคนปกติ

เพื่อประเมินประสิทธิภาพของระบบก่อนนำไปใช้งานกับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยผู้วิจัยเป็นผู้ทดสอบด้วยตนเอง ด้วยการนำโปรแกรมคอมพิวเตอร์ไปทดลองใช้ในอาสาสมัครคนปกติ จำนวน 30 คน ที่ผ่านการคัดเลือกตามเกณฑ์ที่กำหนด จำนวนอักษรที่ทำการการพิมพ์ 36 ตัวอักษร การประเมินผลการทดสอบใช้วิธีวัดผล ความเร็วและความผิดพลาดในการพิมพ์อักษร ผลการทดสอบ ดังตารางที่ 7

ตารางที่ 7 ผลการทดสอบความเร็วและความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครคนปกติ

อาสาสมัคร	ความเร็วในการพิมพ์ 36 ตัวอักษร		ความผิดพลาด	
	อักษร/ นาที	อักษร	อักษร	%
1	9	2		6%
2	8	0		0%
3	9	3		8%
4	9	1		3%
5	9	1		3%
6	8	0		0%
7	8	6		17%
8	10	2		6%
9	9	1		3%
10	9	3		8%
11	10	3		8%
12	10	1		3%
13	10	1		3%

ตารางที่ 7 (ต่อ)

อาสาสมัคร	ความเร็วในการพิมพ์ 36 ตัวอักษร		ความผิดพลาด	
	อักษร/ นาที	อักษร	อักษร	%
14	11	1		3%
15	11	1		3%
16	11	0		0%
17	9	3		8%
18	11	0		0%
19	14	1		3%
20	10	1		3%
21	9	2		6%
22	10	3		8%
23	10	2		6%
24	9	0		0%
25	9	0		0%
26	10	1		3%
27	10	0		0%
28	10	3		8%
29	10	1		3%
30	13	1		3%
<i>Min</i>	8	0		0%
<i>Max</i>	14	6		17%
<i>M</i>	10	1		4%
<i>SD</i>	1.32	1.36		

จากตารางที่ 7 ผลการทดสอบการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตาของอาสาสมัครคนปกติปรากฏว่า ความเร็วในการพิมพ์สูงสุด 14 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์ต่ำสุด 8 อักษรต่อนาที ค่าเฉลี่ยของความเร็วในการพิมพ์อยู่ที่ 10 อักษรต่อ

นาที่ ความเร็วในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 1.32 ส่วนผลค่าผิดพลาดในการพิมพ์สูงสุดอยู่ที่ 6 ครั้ง ต่ำสุดอยู่ที่ 0 ครั้ง อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยร้อยละ 4 โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 1.36

2.2 ผลการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวโดยมีผลการวิเคราะห์ข้อมูลลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างดังนี้

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างที่เป็น ผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ได้แก่ เพศ อายุ ประวัติการบาดเจ็บที่ศีรษะหรือการได้รับอุบัติเหตุอย่างรุนแรง ประวัติการเจ็บป่วยทางจิต การมองเห็น ความสามารถในการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ ลักษณะของความพิการทางการเคลื่อนไหว แสดงดังตารางที่ 8

ตารางที่ 8 ลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง ที่เป็นผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

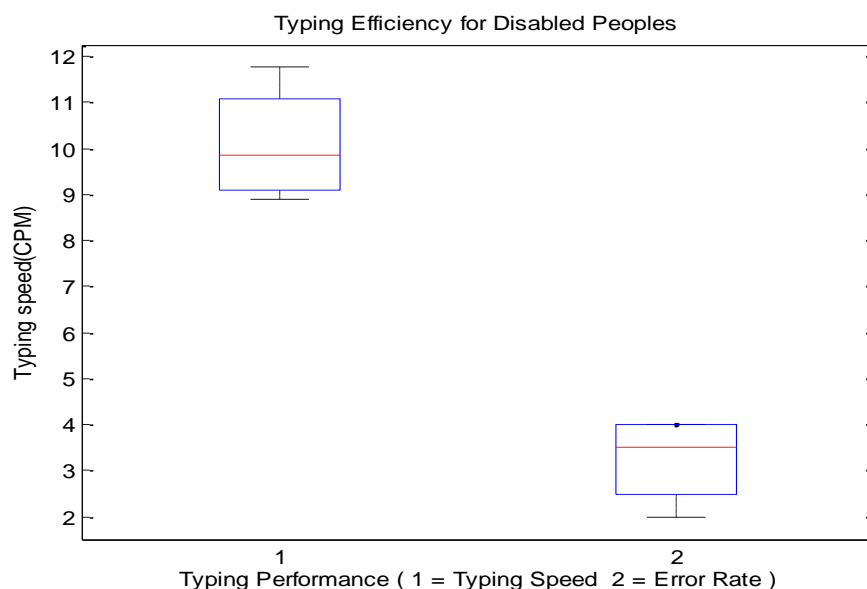
ลักษณะกลุ่มตัวอย่าง	จำนวน
เพศ	
ชาย	3
หญิง	1
อายุ	
24 ปี	1
25 ปี	1
35 ปี	1
57 ปี	1
ประวัติการบาดเจ็บหรือการได้รับอุบัติเหตุอย่างรุนแรง	
เคลื่อนไหวร่างกายไม่ได้ตั้งแต่คลอดมา	4
ประวัติการเจ็บป่วยทางจิต	
ไม่มี	4
การมองเห็น	
ปกติ	4
ความสามารถในการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์	
ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ได้	4



จากตารางที่ 8 กลุ่มตัวอย่างเป็นเพศชาย ทั้งหมด อายุ ระหว่าง 24 – 57 ปี มีความพิการไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายได้ตั้งแต่คอลงมา ไม่มีประวัติการเจ็บป่วยทางจิต มีการมองเห็นปกติไม่สวมแว่นสายตา อาสาสมัครทุกคนมีความสามารถในการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ การทดสอบกระทำโดยให้อาสาสมัครพิมพ์อักษรไทยจำนวน 36 ตัวอักษร ซึ่งผลทดสอบด้านความเร็วในการพิมพ์อักษรด้วยฮาร์ดแวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย โดยกลุ่มตัวอย่างที่เป็นผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ทำการพิมพ์ ด้วยแป้นพิมพ์จำลองบนจอภาพ วัดผลของการพิมพ์ด้วยค่าเฉลี่ยความเร็ว และความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรภาษาไทย โดยนำเสนอค่าเฉลี่ยเลขคณิต และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ดังตารางที่ 9

ตารางที่ 9 ผลการพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ( $n=4$  คน)

อาสาสมัคร	ความเร็วในการพิมพ์ 36 ตัวอักษร		ความผิดพลาด	
	อักษร/นาที	อักษร	อักษร	%
1	9.31	3	3	8.3
2	10.4	4	4	11.1
3	8.9	4	4	11.1
4	11.76	2	2	5.5
Min	8.9	2	2	5.5
Max	11.76	4	4	11.1
<i>M</i>	10.09	3.25	3.25	9.0
<i>SD</i>	1.28	0.96	0.96	



ภาพที่ 84 ผลการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ( $n=4$  คน)

จากตารางที่ 9 และภาพที่ 84 ผลการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว พบว่า ความเร็วในการพิมพ์ (Typing Speed: 1) สูงสุด 11.76 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์ต่ำสุด 8.90 อักษรต่อนาที ค่าเฉลี่ยของความเร็วในการพิมพ์อยู่ที่ 10.09 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 1.28 ความผิดพลาดในการพิมพ์ (Error Rate: 2) สูงสุดอยู่ที่ 4 ครั้ง ต่ำสุดอยู่ที่ 2 ครั้ง อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยร้อยละ 9.02 ความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 0.96

ผลของการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยเปรียบเทียบความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) ที่พัฒนาขึ้นเมื่อเทียบกับวิธีการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง ตามสมมติฐานข้อ 1 ได้ข้อมูลจากอาสาสมัครแสดงผลดังตารางที่ 10

ตารางที่ 10 ผลการทดสอบความเร็วในการพิมพ์อักษร

อาสาสมัคร	ความเร็วในการพิมพ์ 36 ตัวอักษร		
	พิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง	พิมพ์ด้วยระบบลูกผสม	ผลต่าง
	(อักษรต่อนาที)	(อักษรต่อนาที)	(อักษรต่อนาที)
1	6.77	9.31	2.54
2	6.71	10.4	3.69
3	7.32	8.9	1.58
4	6.58	11.76	5.18
Min	6.58	8.90	1.58
Max	7.32	11.76	5.18
<i>M</i>	6.84	10.09	3.25
<i>SD</i>	0.32	1.28	1.55

หมายเหตุ: ค่าสถิติทดสอบ Wilcoxon Signed Ranks Test = -1.826 และค่า sig = 0.034

จากตารางที่ 10 ผลการทดสอบประสิทธิภาพในการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ปรากฏว่า ความเร็วในการพิมพ์ สูงสุดต่างกัน 5.18 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์ต่ำสุดต่างกัน 1.58 อักษรต่อนาที ค่าเฉลี่ยของ ความเร็วในการพิมพ์ต่างกันอยู่ที่ 3.25 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครแต่ละคน ใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างกันอยู่ที่ 1.55 เมื่อทดสอบสมมติฐานข้อ 1 ความเร็วใน การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) ที่พัฒนาขึ้นสูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับ วิธีการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง ซึ่งพบว่าค่า Asymp. Sig. เท่ากับ  $0.068/2 = 0.034$  มีค่าน้อยกว่า อัลฟา ที่กำหนดไว้ คือ 0.05 แสดงว่าความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) ที่ พัฒนาขึ้นสูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ดังผลจาก โปรแกรม SPSS ในภาคผนวก ง

ผลของการนำซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยทำการเปรียบเทียบอัตราความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) ที่พัฒนาขึ้นมา ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตา แสดงผลดังตารางที่ 11

ตารางที่ 11 ผลการทดสอบความผิดพลาดในการพิมพ์อักษร

อาสาสมัคร	ความผิดพลาดในการพิมพ์		
	พิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตา	พิมพ์ด้วยระบบลูกผสม	ผลต่าง
	36 อักษร	36 อักษร	(อักษร)
1	7 (19%)	3 (8%)	4 (11%)
2	7 (19%)	4 (11%)	3 (8%)
3	8 (22%)	4 (11%)	4 (11%)
4	6 (17%)	2 (6%)	4 (11%)
Min	6	2.00	-4.00
Max	9	4.00	-5.00
<i>M</i>	7.5	4.75	-2.75
<i>SD</i>	1.291	1.89	0.96

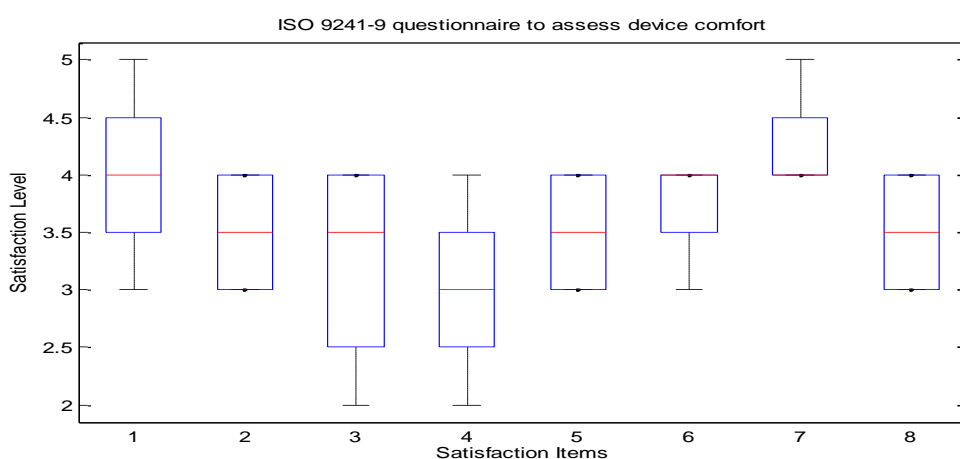
หมายเหตุ: ค่าสถิติทดสอบ Wilcoxon Signed Ranks Test = -1.890 และค่า sig = 0.0295

จากตารางที่ 11 ผลการทดสอบความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ปรากฏว่า ความผิดพลาดในการพิมพ์สูงสุดต่างกัน 5 อักษร ต่อการพิมพ์ 36 ตัวอักษร ความผิดพลาดในการพิมพ์ต่ำสุดต่างกัน 4 อักษรต่อการพิมพ์ 36 ตัวอักษร ค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดในการพิมพ์ต่างกันอยู่ที่ 2.75 อักษรต่อการพิมพ์ 36 ตัวอักษร ความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างกันอยู่ที่ 0.96 เมื่อทดสอบสมมติฐานข้อ 2 ความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบ

ติดตามดวงตา (Eye Tracking System) ที่พัฒนาขึ้นมีความผิดพลาดต่ำกว่าเมื่อเทียบกับวิธีการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตาซึ่งพบว่าค่า Asymp. Sig. เท่ากับ  $0.059 / 2 = 0.0295$  มีค่าน้อยกว่า อัลฟาที่กำหนดไว้คือ 0.05 แสดงว่าความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) ที่พัฒนาขึ้นมีความผิดพลาดต่ำกว่าเมื่อเทียบกับวิธีการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตาที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ดังผลจากโปรแกรม SPSS ในภาคผนวก ข

ผลนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ทำการวัดผลจากความเร็ว ความผิดพลาด และความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว พบว่าความเร็วในการพิมพ์ สูงสุด 11.76 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์ต่ำสุด 8.90 อักษรต่อนาที ค่าเฉลี่ยของความเร็วในการพิมพ์อยู่ที่ 10.09 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 1.2 และความผิดพลาดในการพิมพ์สูงสุดอยู่ที่ 4 ครั้ง ต่ำสุดอยู่ที่ 2 ครั้ง อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยร้อยละ 9.02 ความผิดพลาดในการพิมพ์ อักษรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 0.96

ผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหวแสดงผลดังภาพที่ 85



ภาพที่ 85 ผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

จากภาพที่ 85 ผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว โดยใช้แบบประเมินความพึงพอใจในการใช้ Hardware และ Software สำหรับคนพิการในการสื่อสารกับผู้อื่น (Device Assessment for the Users with Motor Disabilities) ตามมาตรฐาน ISO 9241-9: 2000 มีรายการประเมินทั้งหมด 13 ข้อ แต่คัดเลือกเฉพาะข้อที่เกี่ยวข้องกับ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหวโดยจำนวน 8 ข้อตามมาตรฐาน ISO 9241-9 Ergonomic Requirements for Office Work With Visual Display Terminals (VDTs) - Part 9: Requirements for Non-Keyboard Input Devices (ISO 9241-9) ดังภาคผนวก ค โดยหัวข้อ 1 ถึง 8 ในภาพที่ 82 เป็นหัวข้อในการประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ได้แก่

1. การออกแรงในการใช้เครื่องมือ (The Force Required For Actuation Was)
  2. ความลื่นไหลขณะใช้เครื่องมือ (Smoothness During Operation Was)
  3. ความพยายามที่ต้องใช้สมองในการใช้งานเครื่องมือ (The Mental Effort Require for Operation Was)
  4. ความแม่นยำ (The Accurate Pointing Was)
  5. ความเร็วในการใช้งาน (Operation Speed Was)
  6. ความสะดวกสบายทั่วไป (General Comfort)
  7. ความเมื่อยล้าของคอ (Neck Fatigue)
  8. ภาพรวมในการใช้งานอุปกรณ์ขาเข้า (Overall, The Input Device Was)
- เกณฑ์การให้คะแนนระดับความพึงพอใจมีอยู่ 5 ระดับความพึงพอใจได้แก่

- 5 หมายถึง มากที่สุด
- 4 หมายถึง มาก
- 3 หมายถึง ปานกลาง
- 2 หมายถึง น้อย
- 1 หมายถึง น้อยที่สุด

ผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว พบว่า

1. ความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหวด้าน



ภาพรวมในการใช้งานอุปกรณ์ขาเข้า มีระดับคะแนนความพึงพอใจสูงสุดที่ระดับ 4 ระดับคะแนนความพึงพอใจต่ำสุดที่ระดับ 3 ระดับคะแนนความพึงพอใจเฉลี่ยที่ระดับ 3.5



## บทที่ 5

### สรุปและอภิปรายผล

การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวโดยการพัฒนาฮาร์ดแวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตา ประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหว และแผงวงจรไฟฟ้าที่ควบคุมสัญญาณ การเคลื่อนไหวดวงตา และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณการเคลื่อนไหวของดวงตาเป็นสัญญาณควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ ที่มีความเร็วในการพิมพ์ภาษาไทยสูงกว่าการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง พัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์ โดยฮาร์ดแวร์ประกอบด้วย เครื่องบันทึก และประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ส่งสัญญาณประมวลผลแบบไร้สาย แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ และซอฟต์แวร์ ประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณควบคุมการกดปุ่มเมาส์ ที่มีความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยต่ำกว่าการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตา พัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา

การบูรณาการฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ร่วมกับ โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย ที่ทำการพิมพ์ด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว และการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

การวิจัยนี้ใช้ระเบียบวิธีวิจัยเชิงทดลองแบบ การทดลองเบื้องต้น (Pre-Experimental Study Design) แผนการทดลองชนิด Posttest Design (One-Group) หรือ One Shot Case Study การเลือกกลุ่มตัวอย่างใช้วิธีการ คัดเลือกแบบเจาะจง (Purposive Sampling) ใช้เวลาดำเนินการทดลอง จำนวน 60 วันกลุ่มตัวอย่างแบ่งเป็นสองกลุ่มคือ กลุ่มคนปกติ มีสุขภาพดี จำนวน 30 คน อายุเฉลี่ย 20 ปี และกลุ่มผู้พิการทางการเคลื่อนไหว จำนวน 4 คน มีความพิการไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายได้ตั้งแต่คอลงมาเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยประกอบด้วยฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ สำหรับการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและ ระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย เครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองใช้ของ Emotiv รุ่น Epoc เป็นเครื่องมือที่ผลิตจากบริษัท Emotiv Inc. ประเทศออสเตรเลีย มีความสะดวกในการใช้งานทั้งภายในห้องปฏิบัติการและใช้ใน

การทดสอบกับอาสาสมัครนอกสถานที่เครื่องมือนี้มีความสามารถใช้งานได้กับงานด้านคอมพิวเตอร์ เครื่องบันทึกสัญญาณระบบติดตามดวงตาด้วยภาพเคลื่อนไหว (VOG) และซอฟต์แวร์สำหรับควบคุม การเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์เมาส์คอมพิวเตอร์ที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ ภาษาไทยผ่านการตรวจสอบคุณภาพโดยผู้เชี่ยวชาญด้านฮาร์ดแวร์ 2 คนและผู้เชี่ยวชาญด้านซอฟต์แวร์ 1 คนตัวแปรในการศึกษาคือความเร็วและความผิดพลาดในการพิมพ์อักษร ด้วยด้วยฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

## สรุปผลการวิจัย

การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา สำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวผลการวิจัยสรุปได้ดังนี้

1. สรุปผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับ ควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์คอมพิวเตอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) โดยฮาร์ดแวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาประกอบด้วย กล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวดวงตา และ แผงวงจรไฟฟ้าที่ควบคุมสัญญาณการเคลื่อนไหวดวงตา และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตาม ดวงตาประกอบด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณการเคลื่อนไหวของดวงตา เป็น สัญญาณควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ (Computer Mouse Cursor Movement) สำหรับ การพิมพ์ภาษาไทย ที่พิมพ์ด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการ ทางการเคลื่อนไหวที่มีความเร็วในการพิมพ์พิมพ์ภาษาไทยสูงกว่าการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง

ผลการทดสอบประสิทธิภาพในการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและ ระบบติดตามดวงตา โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ปรากฏว่า ความเร็วในการพิมพ์สูงสุดต่างกัน 11.76 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์ต่ำสุดต่างกัน 8.90 อักษรต่อนาที ค่าเฉลี่ยของความเร็วในการพิมพ์ ต่างกันอยู่ที่ 10.09 อักษรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์อักษรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมี ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างกันอยู่ที่ 1.28

2. สรุปผลการพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับควบคุมการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) ประกอบด้วยเครื่องบันทึก และประมวลผล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ที่ส่งสัญญาณการประมวลผล แบบไร้สาย แผงวงจรไฟฟ้าสำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณการกดปุ่มเมาส์ และ โปรแกรมคอมพิวเตอร์ สำหรับแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เป็นสัญญาณควบคุมการกดปุ่มเมาส์

ผลการทดสอบความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตาโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ปรากฏว่า ความผิดพลาดในการพิมพ์สูงสุด

ต่างกัน 5 อักขร ต่อการพิมพ์ 36 ตัวอักษร ความผิดพลาดในการพิมพ์ต่ำสุดต่างกัน 4 อักขรต่อการพิมพ์ 36 ตัวอักษร ค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดในการพิมพ์ต่างกันอยู่ที่ 2.75 อักขรต่อการพิมพ์ 36 ตัวอักษร ความผิดพลาดในการพิมพ์อักขรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกัน โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างกัน อยู่ที่ 0.96 สรุปได้ว่าความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain - Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) ที่พัฒนาขึ้นมีความผิดพลาดต่ำเมื่อเทียบกับวิธีการพิมพ์ด้วยระบบติดตามดวงตา

3. สรุปผลการพัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) ประกอบด้วยโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลอง 2 ประเภทคือ แป้นพิมพ์จำลองสำหรับพิมพ์อักขรครั้งละตัวเหมือนแป้นพิมพ์คอมพิวเตอร์ทั่วไป และ แป้นพิมพ์จำลองแบบรหัสตัวเลข รูปภาพ และ คำสำเร็จรูป เพื่อเพิ่มขีดความสามารถในการพิมพ์ได้ครั้งละหลาย ๆ คำ หรือเป็นประโยคสำเร็จรูป โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสามารถ ส่งผลการพิมพ์ไปยังโปรแกรมประมวลผลคำ (Word Processing) หลังการพิมพ์ได้ โดยทำงานสัมพันธ์กับฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา โปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา ที่พัฒนาขึ้นมาเป็นรูปแบบของ File .exe มีรูปแบบเป็นโปรแกรมแป้นพิมพ์บนจอภาพ สำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ด้วยการกดปุ่มเมาส์สามารถทำการพิมพ์อักขรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาของอาสาสมัครคนปกติ โดยมีความเร็วในการพิมพ์สูงสุด 14 อักขร ต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์ต่ำสุด 8 อักขรต่อนาที ค่าเฉลี่ยของความเร็วในการพิมพ์อยู่ที่ 10 อักขรต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์อักขรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 1.32 ส่วนผลค่าผิดพลาดในการพิมพ์สูงสุดอยู่ที่ 6 ครั้ง ต่ำสุดอยู่ที่ 0 ครั้ง อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยร้อยละ 4

4. สรุปผลการนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye -Tracker ) ไปใช้ในการควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย สำหรับสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวพบว่าค่าเฉลี่ยของความเร็วในการพิมพ์อยู่ที่ 10.09 อักขร ต่อนาที ความเร็วในการพิมพ์อักขรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน อยู่ที่ 1.28 ความผิดพลาดในการพิมพ์วัดจาก อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 9.02 ความผิดพลาดในการพิมพ์ อักขรของอาสาสมัครแต่ละคนใกล้เคียงกันโดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 0.96 และผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้งานฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหวปรากฏว่า การออกแรงในการใช้เครื่องมือ (The Force Required For Actuation) ความสะดวก

สบายทั่วไป (General Comfort) และความเมื่อยล้าของคอ (Neck Fatigue) มีระดับคะแนนความพึงพอใจเฉลี่ยที่ระดับ 4 หมายถึงมีความพึงพอใจมาก

ความลื่นไหลขณะใช้เครื่องมือ (Smoothness During Operation)

ความพยายามที่ต้องใช้สมองในการใช้งานเครื่องมือ (The Mental Effort Require for Operation) ความเร็วในการใช้งาน (Operation Speed) ภาพรวมในการใช้งานอุปกรณ์ขาเข้า (Overall, The Input Device) มีระดับคะแนนความพึงพอใจเฉลี่ยที่ระดับ 3.5 หมายถึงมีความพึงพอใจปานกลางถึงมาก

ความแม่นยำ (The Accurate Pointing) มีระดับคะแนนความพึงพอใจเฉลี่ยที่ระดับ 3 หมายถึงมีความพึงพอใจปานกลาง

สรุปความพึงพอใจต่อการฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทยโดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหวความพึงพอใจเฉลี่ยอยู่ในระดับปานกลางถึงมาก

## อภิปรายผลการวิจัย

จากผลการวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวสามารถเพิ่มประสิทธิภาพการพิมพ์ได้ดีกว่าการพิมพ์ด้วยวิธีการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมอง หรือระบบติดตามดวงตาเพียงอย่างเดียว ด้านความเร็วและความผิดพลาดซึ่งอภิปรายผลได้ดังนี้

1. การควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ไปยังตำแหน่งที่ต้องการบนจอภาพ (Pointing) ด้วยระบบติดตามดวงตาแทนการใช้เมาส์แบบเดิม ด้วยเทคโนโลยีการบันทึกภาพเคลื่อนไหวดวงตา จำแนกลักษณะเด่นที่ถูกกำหนดไว้จากความสัมพันธ์ระหว่างมุมของการมองเห็นมาแปลผลเป็นสัญญาณการควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ด้วยทฤษฎีการประมวลผลภาพและจำแนกลักษณะเด่นจากการเคลื่อนไหวของรูม่านตา (Pupil) สำหรับการควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์โดยความเร็วในการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์มีผลโดยตรงกับความเร็วและความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรด้วยโปรแกรมการพิมพ์อักษรบนจอภาพ

การพัฒนาฮาร์ดแวร์ระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาเพื่อให้ได้ประสิทธิภาพการพิมพ์ที่สูงนั้นจะต้องควบคุมทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์ ให้สอดคล้องกับการเคลื่อนที่ของดวงตามีในสี่ทิศทางคือ ซ้าย ขวา บน และล่าง โดยการใช้อิเล็กทรอนิกส์สวิตซ์กำหนดให้พื้นที่บริเวณขอบของจอภาพสามารถตอบสนองต่อการเคลื่อนที่ของเมาส์เพียงด้านเดียวเมื่อดวงตามองไปได้เช่น เมื่อดวงตามองไปด้านบนไม่ว่าจะเป็นด้าน บน-ซ้าย บน-กลาง หรือบน-ขวา การตอบสนองต่อทิศทางการเคลื่อนที่ของเมาส์จะเป็นทิศทางเดียวคือ เมาส์จะเคลื่อนที่ไป

ด้านบนซึ่งจะทำให้เมาส์เคอร์เซอร์เคลื่อนที่เป็นไปอย่างมีระเบียบมีความแม่นยำ ควบคุมความเร็วได้ง่าย

ส่วนประกอบที่สำคัญที่เป็นหัวใจของระบบติดตามดวงตาคือเซ็นเซอร์รับภาพ ซึ่งประกอบด้วย Chip ซิลิกอนขนาดเล็ก ๆ ภายในบรรจุไดโอดไวแสง (Photo Site) ทำหน้าที่ในการรับปริมาณแสงในส่วนต่าง ๆ ของภาพเพื่อส่งให้หน่วยประมวลผล เอาไปใช้และสร้างเป็นภาพโดยระบบติดตามดวงตาที่พัฒนาและใช้ในการวิจัยนี้มีอัตราแสดงภาพต่อ 1 วินาที หรือเฟรมเรตหรืออัตราการแสดงภาพในเวลา 1 วินาทีอยู่ที่ 60 ภาพ ซึ่งต่ำและทำให้การเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ไม่ราบเรียบทำให้ต้องพัฒนาฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์มาสนับสนุนให้เมาส์เคลื่อนที่ด้วยความเร็วที่สม่ำเสมอและมีความแม่นยำในการพิมพ์อักษรที่ต้องการ

การทดสอบความเร็วของการพิมพ์อักษรด้วยฮาร์ดแวร์ระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาที่ผู้วิจัยพัฒนามานี้ ระบบติดตามดวงตาจะทำหน้าที่ชี้ (Pointing) ตำแหน่งอักษรที่ต้องการพิมพ์โดยเคอร์เซอร์ของเมาส์จะเคลื่อนที่ไปในทิศทางที่สอดคล้องกับดวงตาและหยุดตรงตำแหน่งที่อักษรที่ต้องการพิมพ์เพื่อรอรับคำสั่งเลือก (Selection or Left-Click) พิมพ์อักษรจากคลื่นไฟฟ้าสมองและจากผลการทดสอบ ค่าเฉลี่ยด้านความเร็วในการพิมพ์อักษรภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง (Hybrid EEG Based Brain-Computer Interface) และระบบติดตามดวงตา (Eye Tracking System) โดยผู้พิการทางการเคลื่อนไหว สามารถพิมพ์อักษรด้วยความเร็วเฉลี่ยที่ 10.09 อักษรต่อนาที ความเร็วสูงสุดที่สามารถพิมพ์ได้เท่ากับ 11.76 อักษรต่อนาที ซึ่งสูงกว่าวิธีการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองเพียงอย่างเดียวจากการศึกษาของ Treder et al, (2010, p. 12) ที่สามารถทำได้ด้วยความเร็ว 7.6 อักษรต่อนาที ซึ่งผลการทดสอบชี้ให้เห็นว่าการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสามารถตอบสนองประสิทธิภาพด้านความเร็วในการพิมพ์อักษรภาษาไทยได้ดีกว่าการวิธีการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองเพียงอย่างเดียว

2. พัฒนาซอฟต์แวร์สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation) พัฒนาจากทฤษฎี ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ด้วยวิธีการประมวลผลและจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ลดระดับความแรงของสัญญาณลงขณะที่ร่างกายเกิดการวางแผนการเคลื่อนไหว (Event Related De-Synchronization) จากพื้นที่สมองบริเวณที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมเคลื่อนไหว (McFarland & Wolpaw, 2011, pp. 60-63) แผลผลการจำแนกลักษณะเด่นที่ได้นำไปควบคุมฮาร์ดแวร์ซึ่งประกอบด้วยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทำหน้าที่ควบคุมการกดปุ่มเมาส์และเป็นนวัตกรรมที่เกิดขึ้นใหม่สำหรับการควบคุมเมาส์คอมพิวเตอร์ในการพิมพ์อักษรบนจอภาพสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว ด้วยความสามารถของเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ทำงานแบบเวลาจริง (RealTime) การออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อควบคุมฮาร์ดแวร์สำหรับการกดปุ่มเมาส์พัฒนาจาก Software Development Kit จากบริษัทผู้ผลิต

ฮาร์ดแวร์ร่วมกับโปรแกรมไมโครซอฟท์พริชวลสตูดิโอ ความเร็วและความแม่นยำในการจำลองการกดปุ่มเมาส์ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลักสองประการได้แก่ ระยะเวลาในการฝึกการใช้เครื่องมือ และค่าความต้านทานของขั้วไฟฟ้า

การฝึกการวางแผนการเคลื่อนไหวก่อให้เกิดความมีเสถียรภาพและ ความต่อเนื่องของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองซึ่งส่งผลโดยตรงต่อความเร็วและความแม่นยำในการคลิกเมาส์แต่ละครั้ง โดยจากการทดลองเมื่อควบคุมระยะเวลาในการฝึกอย่างน้อย สามสิบนาทีจะทำให้ความแม่นยำในการคลิกเมาส์แต่ละครั้งสอดคล้องกับการวางแผนการเคลื่อนไหวแขน

ปัจจัยที่มีผลต่อความเร็วและความผิดพลาดของของการกดปุ่มเมาส์อีกประการหนึ่งคือ ค่าความต้านทานระหว่างหนังศีรษะและขั้วไฟฟ้า โดยที่ค่าความต้านทานจะสูงขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไป ประมาณสามสิบนาทีเนื่องจากน้ำยาที่ใช้สำหรับเป็นสื่อนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองไปสู่ขั้วไฟฟ้าเริ่มแห้งทำให้ส่งผลต่อค่าความต้านทานที่สูงขึ้นระดับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่วัดได้จะลดต่ำลงจนไม่สามารถแยกความแตกต่างระหว่างลักษณะเด่นที่ต้องการบันทึกและสัญญาณรบกวนได้ทำให้ระบบไม่สามารถเกิดกระบวนการกดปุ่มเมาส์ที่สอดคล้องกับการจินตนาการเคลื่อนไหว ดังนั้น ในขณะที่ทำการทดลองต้องทำการเติมน้ำยาที่ขั้วไฟฟ้าเพื่อรักษาระดับค่าความต้านทานให้สอดคล้องกับมาตรฐานคือ 5 กิโลโห์ม โดยสังเกตได้จากสีของขั้วไฟฟ้าแต่ละขั้วบนจอภาพถ้าเปลี่ยนจากสีเขียวเป็นสีส้มหรือสีแดงแสดงว่าค่าความต้านทานเริ่มสูงขึ้น

อัตราความผิดพลาดในการพิมพ์อักษรซึ่งเกิดขึ้นในขั้นตอนการเลือกอักษร (Selection or Left-Click) โดยเกิดขึ้นในขณะที่เมาส์เคอร์เซอร์เคลื่อนที่มาถึงตำแหน่งอักษรเป้าหมายกระบวนการเลือกหรือเมาส์คลิกก็จะเริ่มทำงานเมื่อเมาส์หยุดเคลื่อนที่ แต่ถ้ามีการเคลื่อนที่ของเคอร์เซอร์กระบวนการเลือกจะถูกละเลกถ้ายังไม่ถึงเวลาการเลือกที่ตั้งไว้ (Dwelling) ถ้าตั้งเวลาเร็วเกินไปเมื่อเคอร์เซอร์หยุดที่อักษรที่ไม่ต้องการจะเกิดการพิมพ์โดยไม่ได้อักษรเป้าหมายโดยที่มีปัจจัยที่เป็นสาเหตุของการหยุดและการเคลื่อนไหวของดวงตาโดยปราศจากการควบคุม การรบกวนจากสิ่งเร้าต่าง ๆ เป็นต้น ดังนั้น จึงต้องจำกัดการเคลื่อนไหวของดวงตาโดยปราศจากการควบคุมซึ่งกระทำได้ยากหรือใช้วิธีอื่นและในการวิจัยนี้ใช้วิธีการเลือกการพิมพ์อักษรภาษาไทยที่เลือกด้วยด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองซึ่งผลการทดสอบชี้ให้เห็นว่าการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสามารถตอบสนองความผิดพลาดในการพิมพ์เฉลี่ยอยู่ที่ร้อยละ 13.19 และความผิดพลาดในการพิมพ์ต่ำสุดสามารถพิมพ์ได้ที่ร้อยละ 6 ซึ่งแสดงว่า เมื่อมีความชำนาญในการใช้เครื่องมือมากขึ้นอาสาสมัครสามารถพิมพ์ด้วยความเร็วที่สูงขึ้นและอัตราความผิดพลาดในการพิมพ์ที่ต่ำลง จากผลการทดสอบการพิมพ์กับอาสาสมัครพบว่า ความผิดพลาดในการพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาต่ำกว่าการพิมพ์อักษรด้วยระบบติดตามดวงตาเพียง

อย่างเดี่ยวเมื่อเทียบกับการทดสอบโดย Pannasch, Helmert, Malischke, Storch, and Velichkovsky. (2008, p. 4) ที่ร้อยละ 22.42 ด้วยโปรแกรม GrazeTalk

3. โปรแกรมแป้นพิมพ์บนจอภาพก็มีความสำคัญสูงต่อประสิทธิภาพในการพิมพ์ โปรแกรมที่นิยมใช้สำหรับการพิมพ์อักษรด้วยระบบติดตามดวงตาโดยทั่วไปได้แก่ Eye Graz ซึ่งเป็นโปรแกรมการพิมพ์อักษรที่มีรูปแบบ GUI คล้ายกับโปรแกรมการพิมพ์บนจอภาพที่มีการวางรูปแบบอักษรตามแบบมาตรฐานแป้นพิมพ์ QWERTY ที่พบในคอมพิวเตอร์ทั่วไปและโปรแกรม Graze Talk ซึ่งเป็นโปรแกรมการพิมพ์อักษรที่มีรูปแบบโครงสร้างการแสดงผลการอักษรเรียงคำ เป็นลำดับขั้นมี Function ทำนายคำและอักษร (Word Prediction) โปรแกรมเหล่านี้ถูกพัฒนามาจากที่พบในคอมพิวเตอร์ (Pannasch et al., 2008, p. 5) ข้อจำกัดของโปรแกรมเหล่านี้คือไม่มีพื้นที่ว่างให้เมาส์เคอร์เซอร์เคลื่อนที่ได้ง่าย อิสระ ทำให้มีโอกาสที่จะเกิดการพิมพ์อักษรที่ไม่ต้องการได้ ดังนั้นในการออกแบบโปรแกรมแป้นพิมพ์บนจอภาพสำหรับการพิมพ์อักษรด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวนั้น ควรออกแบบให้มีช่องว่างระหว่างอักษรหรือระหว่าง Icon เพื่อลดความผิดพลาดในการเลือก Icon และฝึกจนมีความชำนาญ ในการใช้เครื่องพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสม คลื่นไฟฟ้าสมอง และระบบติดตามดวงตา สามารถแก้ปัญหาการกดปุ่มเมาส์โดยไม่ได้ตั้งใจ (False Positive) และเพิ่มประสิทธิภาพในการพิมพ์อักษรที่สูงขึ้น

4. การนำฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตาไปใช้กับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว การพิมพ์อักษรด้วยประโยคสำเร็จรูป เป็นวิธีที่สะดวกและถูกเลือกใช้มากที่สุด แต่จำนวนประโยคสำเร็จรูปที่มียังมีน้อยเกินไปและบางประโยคไม่มีความจำเป็นและไม่ถูกเลือกใช้ และ ตัวฮาร์ดแวร์ระบบติดตามดวงตา เป็นชนิด ติดตั้งอยู่กับที่ ไม่สะดวกในการเคลื่อนย้ายไปกับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวพร้อมกับรถเข็น

## ข้อเสนอแนะ

### ข้อเสนอแนะในการนำผลการวิจัยไปใช้

1. ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye-Tracker) สำหรับควบคุมโปรแกรมการพิมพ์ภาษาไทย ที่พัฒนาขึ้นเหมาะสมสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวที่ไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายได้ตั้งแต่ไหล่ลงมา ผู้ป่วยที่เป็นโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงแม้ขีดจำกัดในการเคลื่อนไหวมือ แขน หรือขา ในการใช้งานคอมพิวเตอร์ในการเตรียมการสำหรับการใช้งานเครื่องมือจะต้องติดตั้งโดยผู้ผ่านการฝึกอบรมการใช้เครื่องมือมาก่อน

2. นักพัฒนานวัตกรรมสามารถนำเครื่องมือนี้ไปประยุกต์ในการควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอร์โดยปราศจากการสัมผัส (Touch Less) เช่น แป้นพิมพ์ อุปกรณ์ชี้เป้า (Pointer) เมาส์

Touchpad สำหรับ ผู้พิการทางการเคลื่อนไหว พัฒนาเกมและอุปกรณ์การเล่นเกมโดยไม่สัมผัสพัฒนาระบบการควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ทำกายภาพบำบัด (Rehabilitation Control Devices)

3. นักการตลาดสามารถนำเอาเครื่องมือนี้ไปใช้ในการวิจัยการตลาดเลือกซื้อสินค้า ด้วยการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของดวงตาสำหรับงานวิจัยด้านการตลาด

### ข้อเสนอแนะในการวิจัยต่อไป

1. ควรศึกษาและพัฒนาความแม่นยำในการตรวจจับการเคลื่อนไหวดวงตาของ ฮาร์ดแวร์ และซอฟต์แวร์ประมวลผลระบบติดตามดวงตาสำหรับควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์เคอร์เซอร์ คอมพิวเตอร์ด้วยทฤษฎีอื่น เช่น ทฤษฎี การตรวจจับสีของดวงตา (Eye Color Tracking) แต่ต้องใช้คอมพิวเตอร์ และอุปกรณ์รับภาพ ที่มีความสามารถในการประมวลผลที่สูงและมีราคาแพง

2. ควรศึกษาพัฒนาวิธีการการบันทึกและประมวลผล ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองประเภทอื่น ที่สะดวกและสามารถตอบสนองสัญญาณได้เร็ว โดยใช้ระยะเวลาการฝึกที่สั้น และประมวลผลได้ในแบบเวลาจริง (Real Time) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของระบบเช่น Selective Attention

3. การพัฒนาโปรแกรมแป้นพิมพ์จำลองสำหรับการพิมพ์ภาษาไทย (Thai Virtual Keyboard) ที่ควบคุมการพิมพ์ด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบติดตามดวงตา (Hybrid EEG Based BCI and Eye - Tracker ) ควรพัฒนาควบคู่ไปกับโปรแกรมทำนายอักษร เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการพิมพ์

4. ควรพัฒนาฮาร์ดแวร์ระบบติดตามดวงตาที่เป็นแบบติดตั้งกับศีรษะเพื่อสะดวกในการเคลื่อนย้ายไปกับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวพร้อมกับรถเข็น ควรพัฒนาแป้นพิมพ์อักษรด้วยประโยชน์สำเร็จรูป ให้มีจำนวนประโยชน์ที่มากขึ้นและตรงกับความต้องการของผู้ใช้งาน

5. ควรทดลองนำไปใช้กับกลุ่มตัวอย่างที่เป็นผู้ป่วยในขณะที่กำลังอยู่ระหว่างพักรักษาตัวในโรงพยาบาล เพื่อช่วยให้สามารถสื่อสารกับแพทย์ พยาบาล หรือ ญาติ เมื่อต้องการความช่วยเหลือ ในขณะที่ร่างกายไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ หรือ สื่อสารด้วยวิธีการอื่นไม่ได้



## บรรณานุกรม

- กนก พานทอง, เสรี ชัดแจ้ง, และกาญจนา พิทักษ์พัฒนานนท์. (2554). ผลของความยากของข้อสอบและความสามารถของผู้สอบที่มีต่อคลื่นไฟฟ้าสมอง: การศึกษาศักยภาพไฟฟ้าสัมพันธ์กับเหตุการณ์ขณะทดสอบด้านเลขคณิต. *วิทยการวิจัยและวิทยการปัญญา*, 9(1), 62-77.
- เบญจา ชลธาร์นนท์. (2554). เทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวกสำหรับคนพิการ. กรุงเทพฯ: สำนักส่งเสริมและพัฒนาศักยภาพนักศึกษา สำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา, 4(2), 4-11.
- ปรัชญา แก้วแก่น. (2555). กระบวนการความสนใจและการประยุกต์สำหรับการวิจัยทางวิทยการปัญญา. *วิทยการวิจัยและวิทยการปัญญา*, 10(1), 1-11.
- พัชรี คุณค้าชู. (2555). ระบบประสาทสั่งการ. ใน *ประสาทวิทยศาสตร์ประยุกต์* (น. 102-228). กรุงเทพฯ: มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์.
- ปาริฉัตต์ ศังขะนันท์. (2549). คลื่นสมองกับพลังพิเศษในตัวคุณ. กรุงเทพฯ: สำนักหอสมุดและศูนย์สารสนเทศวิทยศาสตร์บริการ, 6(1), 15-19.
- Abdulkader, S. N., Atia, A., & Mostafa, M. S. M. (2015). Brain computer interfacing: Applications and challenges. *Egyptian Informatics Journal*, 16(2), 213-230.
- Ahmadian, P., Cagnoni, S., & Ascari, L. (2013). How capable is non-invasive EEG data of Predicting the next movement? A mini review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 6(2), 213-230.
- Bakardjian, H., (2010). *Optimization of Steady - State Visual Responses for Robust Brain Computer Interfaces*. A Dissertation Submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy Department of Electronic and Information Engineering Tokyo University of Agriculture and Technology 2010.
- Birbaumer, N., (2006). Breaking the silence: Brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control. *Psychophysiology*, 4(3), 517-532.
- Bolt, R. A. (1982, March). Eyes at the interface. In *Proceedings of the 1982 conference on Human factors in computing systems* (pp. 360-362). ACM.
- Cardwell, M. S. (2013). Locked-in syndrome. *Texas medicine*, 109(2), 213-230.

- Chin, C. A., Barreto, A., Cremades, J. G., & Adjouadi, M. (2008). Integrated Electromyogram and eye-gaze tracking cursor control system for Computer users with motor disabilities. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(1), 161-172.
- Cecotti, H. (2010, October). Spelling with Brain-Computer Interfaces-Current trends and prospects. In *Proc. of the 5th French Conference on Computational Neuroscience*, 2(10), 215-220.
- D'Albis, T., (2012). A Predictive Speller for a Brain Computer Interface Based on Motor Imagery. AI&R Lab Artificial Intelligence and Robotics laboratory of politecnico di Milano. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)* 19(3), 20-29.
- Deng, L. Y., Hsu, C. L., Lin, T. C., Tuan, J. S., & Chang, S. M. (2010). EOG-based Human-Computer Interface system development. *Expert Systems with Applications*, 37(4), 3337-3343.
- Drewes, H., & Schmidt, A. (2007, September). Interacting with the computer using Gaze gestures. In *IFIP Conference on Human-Computer Interaction* (pp. 475-488). Springer Berlin Heidelberg.
- Duvinage, M., Castermans, T., Dutoit, T., Petieau, M., Hoellinger, T., Saedeleer, C. D., & Cheron, G. (2012). A P300-based quantitative comparison between the Emotiv Epoc headset and a medical EEG device. *Biomedical Engineering*, 7(65), 748-764.
- Edmonds, W. A., & Kennedy, T. D. (2012). An applied reference guide to research designs: Quantitative, qualitative, and mixed methods. *SAGE Publications*, 99.
- Federico, P., Archer, J. S., & Abbott, D. F. (2005). Cortical/subcortical BOLD changes Associated with epileptic discharges: an EEG-fMRI. Study at 3 T. *Neurology* 6(7), 1125-1130.

- Fok, S., Schwartz, R., Wronkiewicz, M., Holmes, C., Zhang, J., Somers, T., & Leuthardt, E. (2011, August). An EEG-based brain computer interface for rehabilitation and Restoration of hand control following stroke using ipsilateral cortical physiology. In Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 *Annual International Conference of the IEEE*. (pp. 6277-6280).
- Frens, M. A., & Van der Geest, J. N. (2002). Scleral search coils influence saccade dynamics. *Journal of neurophysiology*, 88(2), 692-698.
- Graimann, B., Allison, B. Z., & Pfurtscheller, G. (2010). Brain-computer interfaces: Revolutionizing human-computer interaction. *Springer Science & Business Media*, XIV, 393 p., Hardcover ISBN: 978-3-642-02090-2
- Gneo, M., Severini, G., Conforto, S., Schmid, M., & Tommaso, A. (2011). Towards a Brain-Activated and Eye-Controlled Wheelchair, *International Journal of Bioelectromagnetism*, 3(1), pp. 44- 45.
- Hoffmann, A. (2010). EEG Signal Processing and Emotiv's Neuro Headset. *Technische Universiteit Eindhoven*. 20(3), 715-726.
- Heldman, D., Wang, W., Chan, S. S., & Moran, D. W. (2006). *Local field Potential spectral tuning in motor cortex during reaching*. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 14(2), 180-183.
- Huang, D., Chen, X., Fei, D. Y., & Bai, O. (2010). *A Two-Dimensional Brain-Computer Interface Associated With Human Natural Motor Control*. *Recent Advances in Brain-Computer Interface Systems*, Prof. Reza Fazel (8ed.).
- Huang, D., Qian, K., Oxenham, S., Fei, D. Y., & Bai, O. (2011, April). Event-related Desynchronization/ synchronization-based brain-computer interface towards Volitional cursor control in a 2D center-out paradigm. In *Computational Intelligence, Cognitive Algorithms, Mind, and Brain (CCMB)*, 2011 IEEE Symposium on (pp. 1-8). IEEE.
- ISO, Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - Part 9: Requirements for non-keyboard input devices (ISO 9241-9), International Organisation for Standardisation. Report Number ISO/TC 159/ SC4/ WG3 N147, February 15, 2000.

- Jung, T. P., Humphries, C., Lee, T. W., Makeig, S., McKeown, M. J., Iragui, V., & Sejnowski, T. J. (1998). Removing electroencephalographic artifacts: comparison between ICA and PCA. In *Neural Networks for Signal Processing VIII, 1998. Proceedings of the 1998 IEEE Signal Processing Society Workshop* (pp. 63-72).
- Komínková, B. (2008). *Comparison of two eye tracking devices used on printed images*. Unpublished master's thesis. Department of Graphic Arts and photophysics, University of Pardubice, Poland.
- Khandpur, R. (2005). *Biomedical instrumentation: Technology and Applications*. McGraw-Hill Prof Med/ Tech, Centre of Electronics Design and Technology of India 486-530.
- Khemchandani, R., & Chandra, S. (2007). Twin support vector machines for pattern classification. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 29(5), 905-910.
- Lal, T. N., Hinterberger, T., Widman, G., Schröder, M., Hill, N. J., Rosenstiel, W., & Schölkopf, B. (2004). Methods towards invasive human brain computer interfaces. In *Advances in Neural Information Processing Systems* (737-744).
- Lee, S. Y., & Choi, B. U. (2007). Vector graphic reference implementation for embedded system. In *Software Technologies for Embedded and Ubiquitous Systems*, 29(5), 243-252.
- Lemos, M. S., & Fisch, B. J. (1991). The weighted average reference montage. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 79(5), 361-370.
- Lemm, S., Müller, K. R., & Curio, G. (2009). A generalized framework for quantifying The dynamics of EEG event-related desynchronization. *PLoS Comput Biol*, 5(8), e1000453.
- Mantiuk, R., Kowalik, M., Nowosielski, A., & Bazyluk, B. (2012). *Do-it-yourself Eye tracker: Low-cost pupil-based eye tracker for computer graphics applications* (pp. 115-125). Springer Berlin Heidelberg.
- Mehta, R. K., & Parasuraman, R. (2013). Neuroergonomics: a review of applications to physical and cognitive work. *Frontiers in human neuroscience*, 7, 889.

- Meltzer, B., Reichenbach, C. S., Braiman, C., Schiff, N. D., Hudspeth, A. J., & Reichenbach, T. (2015). The steady-state response of the cerebral cortex to the beat of music reflects both the comprehension of music and attention. *Frontiers in human neuroscience, 9*.
- McFarland, D. J., Sarnacki, W. A., & Wolpaw, J. R. (2010). Electroencephalographic (EEG) control of three-dimensional movement. *Journal of Neural Engineering, 7*(3), 036007.
- McFarland, D. J., & Wolpaw, J. R. (2011). Brain-computer interfaces for communication and control. *Communications of the ACM, 54*(5), 60-66.
- Millan, J., Ferrez, P. W., & Buttfeld, A. (2005). Noninvasive brain-machine interfaces- Final Report. *IDIAP Research Institute-ESA*. 1-26
- Newman-Toker, D. E., Tehrani, A. S. S., Mantokoudis, G., Pula, J. H., Guede, C. I., Kerber, K. A., & Hanley, D. F. (2013). Quantitative Video-Oculography to Help Diagnose Stroke in Acute Vertigo and Dizziness toward an ECG for the Eyes. *Stroke, 44*(4), 1158-1161
- Ozgen, C. (2010). Analysis and Classification of spelling paradigm eeg data and an attempt for optimization of channels used (Doctoral dissertation, Middle East technical university).
- O'Connor, P., & Kleyner, A. (2011). Practical reliability engineering. John Wiley & Sons.
- Pannasch, S., Helmert, J. R., Malischke, S., Storch, A., & Velichkovsky, B. M. (2008). Eye typing in application: A comparison of two systems with ALS Patients. *J. Eye Mov. Res, 2*(9), 1-8.
- Pradeep, V. (2011). Mouse for Handless Human. *International Journal of Advanced Research in Computer Science, 2*(4), 458-469.
- Ramadan, R. A., Refat, S., Elshahed, M. A., & Ali, R. A. (2015). Basics of Brain Computer Interface. In *Brain-Computer Interfaces* (pp. 31-50). Springer International Publishing.
- Schneider, D. (2012). A faster fast fourier transform. *Spectrum, IEEE, 49*(3), 12-13.
- Shih, J. J., Krusienski, D. J., & Wolpaw, J. R. (2012, March). Brain-computer interfaces in Medicine. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 87, No. 3, pp. 268-279). Elsevier.

- Singh, H., & Singh, J. (2012). Human eye tracking and related issues: A review. *International Journal of Scientific and Research Publication*, 2(9), 146-154.
- Solomon, C., & Breckon, T. (2011). *Fundamentals of Digital Image Processing: A practical approach with examples in Matlab*. John Wiley & Sons.
- Suslov, S. K. (2002). Some expansions in basic Fourier series and related topics. *Journal of Approximation Theory*, 115(2), 289-353.
- Schalkoff, R. J. (1989). *Digital image processing and computer vision* (Vol. 286). New York: Wiley.
- Treder, M. S., Schmidt, N., & Blankertz, B. (2010). Gaze-independent visual brain-computer interfaces. *International Journal of Bioelectromagnetism* www.ijbem.org, 13 (1), 11 – 12.
- Valbuena, D., Volosyak, I., Malechka, T., & Gräser, A. (2011). A novel EEG acquisition system for Brain Computer Interfaces. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 13(2), 74-75.
- Volosyak, Ivan. SSVEP-based Bremen-BCI interface—boosting information transfer rates." *Journal of neural engineering* 8.3, (2011): 036020.
- Watts, P., & Park, E. (2002). Working with RGB and HLS Color Coding Systems in SAS® Software. In *Proceedings of the 15th Annual Northeast SAS Users Group Conference, Buffalo, NY* (pp. 665-674).
- Yamazoe, H., Utsumi, A., Yonezawa, T., & Abe, S. (2008, March). Remote gaze estimation with a single camera based on facial-feature tracking without special calibration actions. In *Proceedings of the 2008 symposium on Eye tracking research & applications* (pp. 245-250).
- Yong, X., Fatourechi, M., Ward, R. K., & Birch, G. E. (2011). The Design of a Point-and-Click System by Integrating a Self-Paced Brain-Computer Interface with an Eye-Tracker. *Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, IEEE Journal on*, 1(4), 590-602.
- Yoon J. H., Tamir. D., Minzenberg M. J., Ragland J. D., Ursu S., Carter C. S. ( 2008). Multivariate pattern analysis of functional magnetic resonance imaging data Reveals deficits in distributed representations in schizophrenia. *Biological Psychiatry*, 6(4), 1035–1041.

Zander, T. O., Gaertner, M., Kothe, C., & Vilimek, R. (2010). Combining eye gaze input with a brain–computer interface for touch less human–computer interaction. *Intl. Journal of Human–Computer Interaction*, 27(1), 38-51.

ภาคผนวก



## ภาคผนวก ก

1. รายนามผู้ทรงคุณวุฒิที่ตรวจสอบเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย
2. แบบรายงานผลการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์วิทยาลัยวิทยาการวิจัยและ  
วิทยาการปัญญา มหาวิทยาลัยบูรพา
3. หนังสือขอความอนุเคราะห์ในการเก็บรวบรวมข้อมูลเพื่อการวิจัย

รายนามผู้ทรงคุณวุฒิที่ตรวจสอบเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย  
เรื่อง การประยุกต์การพิมพ์ภาษาไทยด้วยระบบลูกผสมคลื่นไฟฟ้าสมองและระบบ  
ติดตามดวงสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหว

- |  |   |
|--|---|
| 1. ดร.พิชญ วรณกุล                        | อาจารย์ประจำหลักสูตรการจัดการ<br>มหาบัณฑิต มหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิม<br>พระเกียรติ                                       |
| 2. Associate Professor Dr. Yang Cheng Yi | Department of Material Engineering<br>College of Engineering<br>Tatung University<br>Taipei, Taiwan (Republic of China) |
| 3. ดร.ปรัชญา แก้วแก่น                    | อาจารย์ประจำวิทยาลัยวิทยาการวิจัย<br>และวิทยาการปัญญา มหาวิทยาลัยบูรพา  |

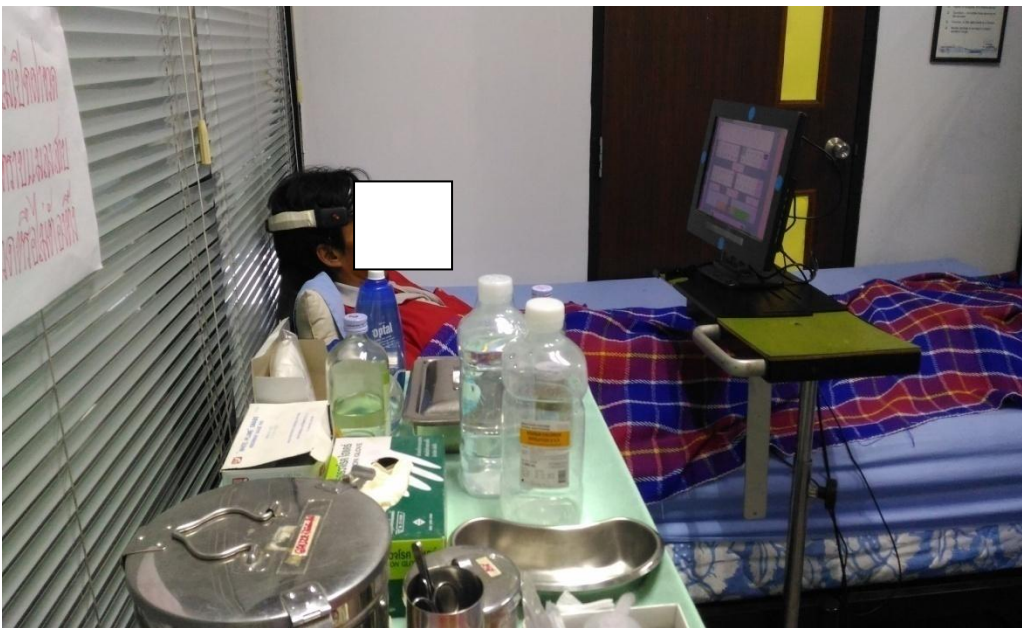




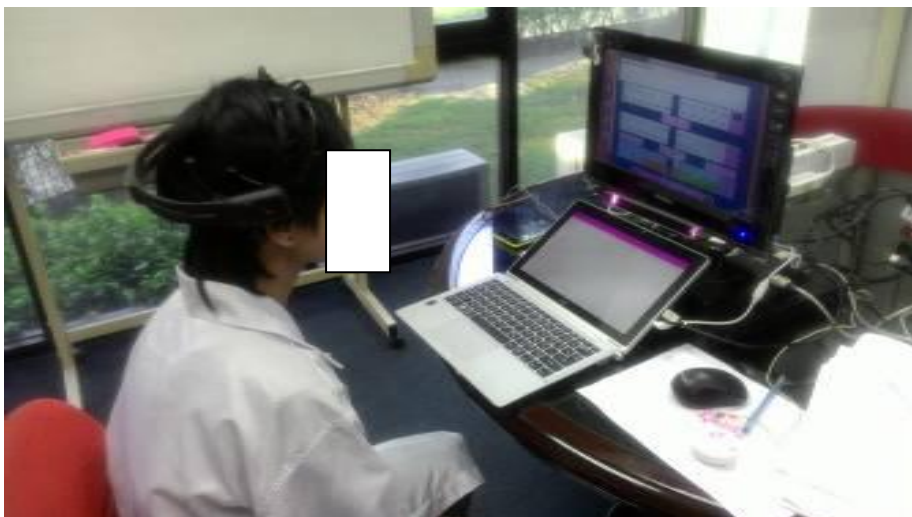
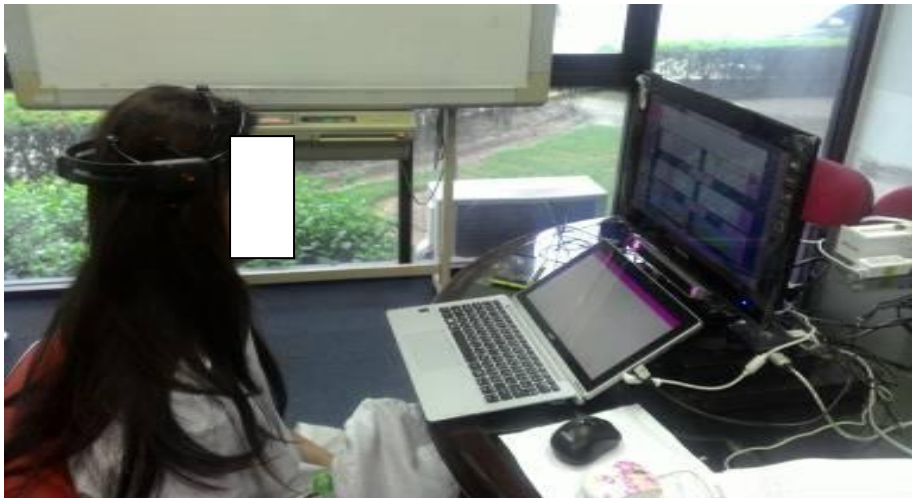


## ภาคผนวก ข

1. ภาพอาสาสมัครขณะทดลอง
2. ผลของการพัฒนาซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ (Mouse Click Simulation)



ภาพอาสาสมัครขณะทดลอง (ผู้พิการทางการเคลื่อนไหว)



ภาพอาสาสมัครขณะทดลอง (คนปกติ)



## ผลของการพัฒนาซอฟต์แวร์ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) สำหรับจำลองการกดปุ่มเมาส์ ( Mouse Click Simulation)

ซอร์สโค้ดของโปรแกรมควบคุมการเคลื่อนที่ของเมาส์ สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ (C++)

```
// set pin numbers for the five buttons:
const int upButton = 2;
const int downButton = 3;
const int leftButton = 4;
const int rightButton = 5;
const int mouseButton = 6;
int range = 2; // output range of X or Y movement; affects movement speed from 5 to 2
int responseDelay = 10; // response delay of the mouse, in ms
void setup() {
  // initialize the buttons' inputs:
  pinMode(upButton, INPUT);
  pinMode(downButton, INPUT);
  pinMode(leftButton, INPUT);
  pinMode(rightButton, INPUT);
  pinMode(mouseButton, INPUT);
  // initialize mouse control:
  Mouse.begin();
}

void loop() {
  // read the buttons:
  int upState = digitalRead(upButton);
  int downState = digitalRead(downButton);
  int rightState = digitalRead(rightButton);
  int leftState = digitalRead(leftButton);
  int clickState = digitalRead(mouseButton);

  // calculate the movement distance based on the button states:
  int xDistance = (leftState - rightState)*range;
```

```
int yDistance = (upState - downState)*range;

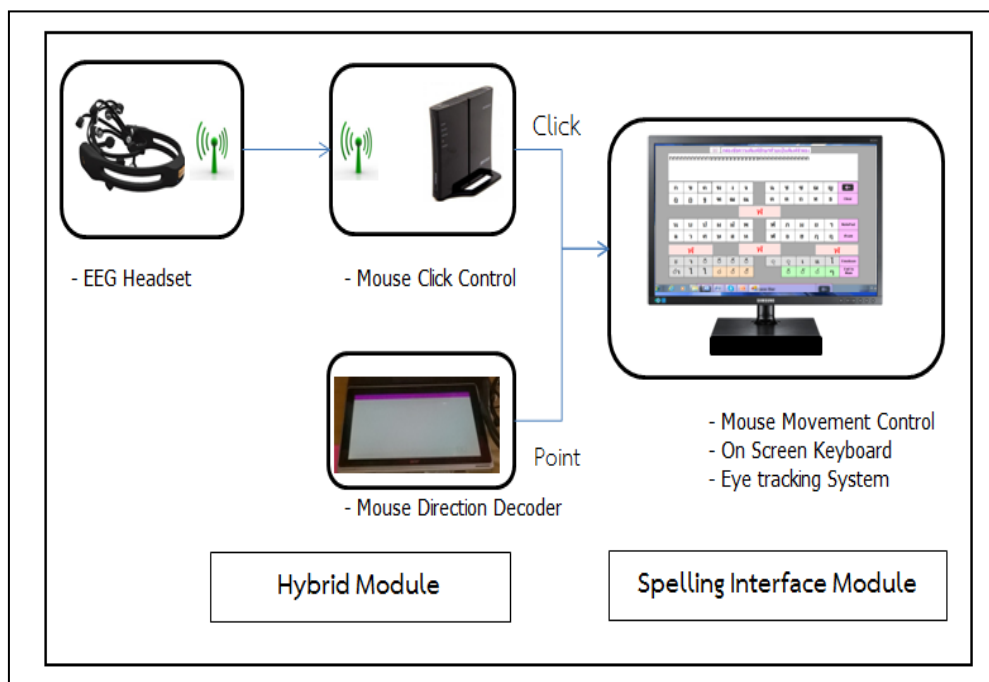
// if X or Y is non-zero, move:
if ((xDistance != 0) || (yDistance != 0)) {
    Mouse.move(xDistance, yDistance, 0);
}

// if the mouse button is pressed:
if (clickState == HIGH) {
    // if the mouse is not pressed, press it:
    if (!Mouse.isPressed(MOUSE_LEFT)) {
        Mouse.press(MOUSE_LEFT);
    }
}
// else the mouse button is not pressed:
else {
    // if the mouse is pressed, release it:
    if (Mouse.isPressed(MOUSE_LEFT)) {
        Mouse.release(MOUSE_LEFT);
    }
}

// a delay so the mouse doesn't move too fast:
delay(responseDelay);
```

## ภาคผนวก ค

1. ภาพเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย
2. แบบประเมินความพึงพอใจในการใช้ Hardware และ Software สำหรับคนพิการในการสื่อสารกับผู้อื่น (Device Assessment for the Users with Motor Disabilities) ตามมาตรฐาน ISO 9241-9: 2000



ภาพเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย



### แบบสอบถาม

เรื่อง การประเมินความพึงพอใจในการใช้ Hardware และ Software สำหรับคนพิการในการสื่อสารกับผู้อื่น (Device Assessment for the Users With Motor Disabilities) ตามมาตรฐาน ISO 9241-9 : 2000)

**คำชี้แจง** แบบสอบถามชุดนี้ เป็นแบบสอบถามเพื่อประเมินความพึงพอใจในการใช้ Hardware และ Software ผลการวิจัยครั้งนี้จะเป็นแนวทางในการปรับปรุง Hardware และ Software คอมพิวเตอร์ในการพิมพ์ภาษาไทยสำหรับผู้พิการทางการเคลื่อนไหวแบบสอบถาม แบ่งออกเป็น 2 ตอน คือ ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปและสถานภาพส่วนตัวของผู้ตอบแบบสอบถาม ตอนที่ 2 ประเมินความพึงพอใจคุณภาพ Hardware และ Software ด้านสมรรถนะในการใช้งานเครื่องมือตามมาตรฐาน ISO 9241-9 : 2000

**ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ตอบแบบสอบถาม กรุณาทำเครื่องหมาย ✓ ในช่อง**

#### 1. เพศ

ชาย       หญิง

#### 2. อายุ

15 ปีหรือต่ำกว่า     16-25 ปี     26-35 ปี

#### 3. อาชีพหลัก

ข้าราชการ     พนักงานบริษัท     อาชีพอิสระ  
 อื่นๆโปรดระบุ.....

#### 4. ระดับการศึกษาสูงสุด

ม.6 หรือต่ำกว่า     ปวช.ปวส.

ปริญญาตรี       ปริญญาโท  
 ปริญญาเอก       อื่นๆโปรดระบุ.....

**ตอนที่ 2 ประเมินความพึงพอใจคุณภาพ Hardware และ Software ด้านสมรรถนะในการใช้งานเครื่องมือตามมาตรฐาน ISO 9241-9 : 2000**

**คำชี้แจง** โปรดทำเครื่องหมายถูก (✓) ลงในช่อง “ระดับความพึงพอใจเครื่องมือ” ตามความคิดเห็นของท่าน โดยได้กำหนดระดับความเหมาะสมดังนี้

- 5 หมายถึงมีระดับความพึงพอใจเครื่องมือมากที่สุด
- 4 หมายถึงมีระดับความพึงพอใจเครื่องมือมาก
- 3 หมายถึงมีระดับความพึงพอใจเครื่องมือปานกลาง
- 2 หมายถึงมีระดับความพึงพอใจเครื่องมือน้อย
- 1 หมายถึง มีระดับความพึงพอใจเครื่องมือน้อยที่สุด

ข้อ	ประเด็นข้อคำถาม	ระดับคะแนนการประเมินความพึงพอใจเครื่องมือ					หมายเหตุ
		5	4	3	2	1	
1	การออกแรงในการใช้เครื่องมือ (The Force Required For Actuation Was)						
2	ความลื่นไหลขณะใช้เครื่องมือ (Smoothness During Operation Was)						
3	ความพยายามที่ต้องใช้สมองในการใช้งานเครื่องมือ (The Mental Effort Require For Operation Was)						
4	ความแม่นยำ (The Accurate Pointing Was)						
5	ความเร็วในการใช้งาน (Operation Speed Was)						
6	ความสะดวกสบายทั่วไปในการใช้งาน (General Comfort)						
7	ความเมื่อยล้าของคอ (Neck Fatigue)						
8	ภาพรวมในการใช้งานอุปกรณ์ฯ เข้า (Overall, The Input Device Was)						

#### 9. ข้อเสนอแนะอื่น ๆ

.....

ลงชื่อ.....ผู้ประเมิน

## ภาคผนวก ง

ผลการวิเคราะห์ค่าสถิติโดยโปรแกรม SPSS

## ผล SPSS ทดสอบสมมติฐานข้อ 1

## Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
EEG	4	6.8450	.32645	6.58	7.32	6.6125	6.7400	7.1825
MIXED	4	10.0925	1.27925	8.90	11.76	9.0025	9.8550	11.4200

## Wilcoxon Signed Ranks Test

## Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
MIXED - EEG	Negative Ranks	0 <sup>a</sup>	.00	.00
	Positive Ranks	4 <sup>b</sup>	2.50	10.00
	Ties	0 <sup>c</sup>		
	Total	4		

a. MIXED &lt; EEG

b. MIXED &gt; EEG

c. MIXED = EEG

Test Statistics<sup>a</sup>

	MIXED - EEG
Z	-1.826 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-tailed)	.068

a. Wilcoxon Signed Ranks Test



## ผล SPSS ทดสอบสมมติฐานข้อ 2

## NPAR TESTS

```

/WILCOXON=EEG_ERROR WITH MIXED_ERROR (PAIRED)
/SIGN=EEG_ERROR WITH MIXED_ERROR (PAIRED)
/STATISTICS DESCRIPTIVES QUANTILES
/MISSING ANALYSIS.

```

## ➔ NPar Tests

[DataSet0]

## Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
EEG_ERROR	4	7.0000	.81650	6.00	8.00	6.2500	7.0000	7.7500
MIXED_ERROR	4	3.2500	.95743	2.00	4.00	2.2500	3.5000	4.0000

## Wilcoxon Signed Ranks Test

## Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
MIXED_ERROR - EEG_ERROR	Negative Ranks	4 <sup>a</sup>	2.50	10.00
	Positive Ranks	0 <sup>b</sup>	.00	.00
	Ties	0 <sup>c</sup>		
	Total	4		

a. MIXED\_ERROR &lt; EEG\_ERROR

b. MIXED\_ERROR &gt; EEG\_ERROR

c. MIXED\_ERROR = EEG\_ERROR

Test Statistics<sup>a</sup>

	MIXED_ERRO R - EEG_ERROR
Z	-1.890 <sup>b</sup>
Asymp. Sig. (2-tailed)	.059

a. Wilcoxon Signed Ranks Test