



## รายงานการวิจัย

การสกัดลักษณะสำคัญของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้จากการเขียนใน  
จินตนาการ

**Feature Extraction of Brainwave Signals from Imagined Writing**



ได้รับทุนอุดหนุนการทำวิจัยจาก  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว



รายงานการวิจัย

การสกัดลักษณะสำคัญของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้จากการเขียนใน  
จินตนาการ  
Feature Extraction of Brainwave Signals from Imagined Writing

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ พ.ศ. 2559

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

สิงหาคม 2560

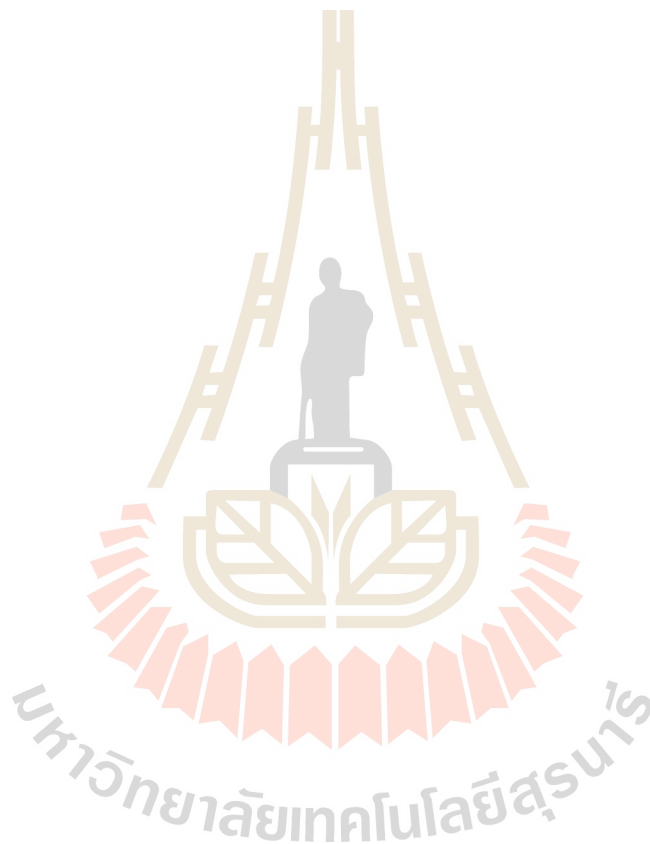
ก

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีที่ได้ให้การสนับสนุนทุนวิจัยสำหรับโครงการวิจัยนี้  
ขอขอบคุณนักศึกษาในทีปรีษาของผู้วิจัยที่ช่วยเก็บผลการทดลอง นายธฤต จุมภูและขอขอบคุณ รอง  
ศาสตราจารย์ ดร. มนต์ทิพย์ภา อูฑารสกุล สำหรับคำแนะนำในเชิงวิชาการที่เป็นประโยชน์

ผู้วิจัย

สิงหาคม 2560



## บทคัดย่อ

การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์เป็นเทคโนโลยีระบบการสื่อสารที่ช่วยให้สามารถส่งผ่านข้อความหรือคำสั่งจากสมองไปสู่โลกภายนอกได้โดยตรงด้วยการตีความหมายของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ซึ่งไม่ต้องผ่านเส้นทางปกติของสมองสู่ปลายทางของเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ ทำให้การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์จึงเป็นวิธีการที่ถูกคาดหวังอย่างมากในการค้นหาวิธีการสื่อสารแบบอื่นสำหรับผู้พิการที่ไม่สามารถใช้อวัยวะปกติทั่วไปในการทำงานหรือสื่อสารได้ ซึ่งการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์นั้นได้ถูกพัฒนาขึ้นมาหลากหลายรูปแบบหนึ่งในรูปแบบที่กำลังเป็นที่ได้รับความนิยม คือระบบการสะกดตัวอักษร เป็นระบบที่อนุญาตให้ผู้ใช้พิมพ์อักขระแต่ละตัวหรือแม้แต่ประโยคด้วยการถอดรหัสการทำงานของสมอง โดยงานวิจัยส่วนใหญ่จะมุ่งเน้นไปที่สองกระบวนการคือ กระบวนการที่ใช้สัญญาณรูปแบบหนึ่งที่จะปรากฏขึ้นเมื่อสมองโดนกระตุ้นจากเหตุการณ์ที่ผิดปกติบางอย่างของสิ่งที่เห็นหรือได้ยิน เช่น การกระพริบตัวอักษรแบบทันทีทันใดหรือใช้การกระพริบแบบความถี่ที่ต่างกัน ต่อมาคือกระบวนการที่ใช้การกระตุ้นร่วมการจินตนาการถึงการขยับแขนหรือขาเพื่อเลือกตัวอักษร แต่ทั้งสองกระบวนการนี้จะต้องใช้การกระตุ้นอยู่ตลอดเวลาซึ่งจะไม่สะดวกต่อการใช้งานถ้าหากจะต้องใช้ในชีวิตประจำวัน ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะหาวิธีการที่จะสกัดลักษณะเฉพาะของสัญญาณคลื่นสมองแบบไม่ใช้การกระตุ้นจากสิ่งเร้าภายนอกและไม่จินตนาการถึงการเคลื่อนไหวแขนหรือขา งานวิจัยนี้ใช้ Neural Network เพื่อแยกแยะการเขียนในจินตนาการ ในเบื้องต้นสามารถแยกวงกลมกับเส้นตรงได้ด้วยความถูกต้องประมาณ 70%

## Abstract

The communication between brain and computer is the technology to transmit a message or command from human to other machines. By using the analysis of Electroencephalography (EEG), it is not necessary to connect the brain nerve or muscle to electronic devices. The use of brain signals is expected to be a promising alternative for handicaps who lose all controls of voice and body. The communication using brain signals has been widely developed in literature. Typical methods is the system to type a character or a sentence by encoding brain signals. Mostly, there are two methods including the outside simulator and the inside simulator. In the outside simulator, the researchers have to analyze all brain signals to extract the significant feature when doing some specific activity to stimulate brain signals. For example, the program shows the random characters one by one to stimulate users. The users will response a different brain signal if they notice the required character blinking on screens. For the inside simulator, the users have to stimulate themselves by thinking on any specific activities. So far in literature, the simulators are necessary to gain the response from brain signals which it is not convenient for practical use. Therefore, this research project proposes the new method to extract the feature of brain signals without any simulators. This project uses Neural Network to classify the imagined writing. In our study, this work can extract two types of imagined writing, circle and line, with accuracy of 70%.

## สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ.....	ก
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญรูปภาพ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของ โครงการวิจัย.....	3
1.3 แนวทางการดำเนินการวิจัย.....	3
1.4 ผลสำเร็จของ โครงการ.....	3
1.5 การสำรวจปริทรรศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัย.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้ที่เกี่ยวข้อง.....	7
2.1 กล่าวนำ.....	7
2.2 คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram) และการทำงานของสมอง (Brain Function).....	7
2.2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Brain Wave).....	8
2.2.2 การทำงานของสมอง (Brain Function).....	10
2.3 ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface).....	13
2.3.1 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	14
2.3.2 สัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากร่างกายมนุษย์.....	16
2.4 เทคนิคการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	17
2.4.1 การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform: FT).....	17
2.4.2 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาดั้ง (Short-Time Fourier Transform: STFT).....	18
2.4.3 การแปลงเวฟเล็ต (wavelet transform).....	19
2.5 กล่าวท้ายบท.....	33
บทที่ 3 วิธีการวัดสัญญาณคลื่นสมอง.....	34

3.1	กล่าวนำ .....	34
3.2	อุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	34
3.3	การออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	36
3.3.1	หลักเกณฑ์ของอาสาสมัคร .....	36
3.3.2	การออกแบบรูปแบบการเขียนให้มีมาตรฐานเดียวกัน .....	36
3.3.3	ออกแบบการลดปัจจัยที่จะส่งผลกระทบต่อกรบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	37
3.4	การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง .....	37
3.4.1	การคัดเลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	37
3.4.2	การแยกองค์ประกอบ (Decomposition) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	38
3.4.3	การจดจำรูปแบบ (pattern recognition) และ การจัดหมวดหมู่ (classification) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	39
3.5	การพัฒนาโปรแกรมจียูไอ (Graphic user interface :GUI) สำหรับการบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	40
3.6	กล่าวท้ายบท .....	42
บทที่ 4	การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง.....	43
4.1	กล่าวนำ .....	43
4.2	ผลการสำรวจความเห็น้อยล้ำ.....	43
4.3	ผลการออกแบบรูปแบบการเขียน.....	44
4.4	ผลการพัฒนาโปรแกรมจียูไอ (Graphic user interface :GUI) สำหรับใช้ในการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณ .....	46
4.5	ผลทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของโครงข่ายประสาทเทียมด้วยการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนที่ได้ออกแบบไว้ในหัวข้อ 4.2.....	49
4.6	ผลการคัดเลือกตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่เหมาะสมสำหรับงานวิจัย.....	50
4.7	ผลทดสอบการจำแนกของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ถูกแยกองค์ประกอบเพื่อหาความสัมพันธ์ของย่านความถี่.....	52
4.8	กล่าวท้ายบท .....	54
บทที่ 5	สรุปและข้อเสนอแนะ .....	55
5.1	สรุป .....	55
5.2	ปัญหาข้อเสนอแนะ .....	56

5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต.....	56
บรรณานุกรม.....	58
ภาคผนวก ก การเผยแพร่ผลงานวิจัย.....	62
ภาคผนวก ข บทความวิจัยที่ตีพิมพ์เผยแพร่.....	64
ประวัติผู้วิจัย.....	70





สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 1.1	รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองประเภท P300 [22]	4
รูปที่ 1.2	รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP [23]	5
รูปที่ 1.3	รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP ที่ถูกพัฒนาใหม่ [24]	5
รูปที่ 1.4	รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP ที่ถูกพัฒนาใหม่ [25]	6
รูปที่ 2.1	คลื่นแกมมา (Gamma Wave)	8
รูปที่ 2.2	คลื่นเบต้า (Beta Wave)	8
รูปที่ 2.3	คลื่นอัลฟา (Alpha Wave)	9
รูปที่ 2.4	คลื่นเธต้า (Theta Wave)	9
รูปที่ 2.5	คลื่นเดลต้า (Delta Wave)	9
รูปที่ 2.6	พื้นที่ทำงานของสมอง [15]	10
รูปที่ 2.7	สมองกลีบหน้า (Frontal lobe)	10
รูปที่ 2.8	สมองกลีบขมับ (Temporal lobe)	11
รูปที่ 2.9	สมองกลีบข้าง (Parietal lobe)	12
รูปที่ 2.10	สมองกลีบท้ายทอย (Occipital lobe)	12
รูปที่ 2.11	องค์ประกอบเบื้องต้นของระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ [17]	13
รูปที่ 2.12	การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยตรงกับเนื้อสมอง (ชาย) [18] และ การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองภายนอกบนหนังศีรษะ (ขวา) [19]	14
รูปที่ 2.13	ระบบมาตรฐานนานาชาติ 10 – 20 [20]	15
รูปที่ 2.14	ตัวอย่างของสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากการกระพริบตาที่ป้อนมาในสัญญาณ EEG [21]	16
รูปที่ 2.15	การแปลงฟูเรียร์	17
รูปที่ 2.16	การแปลงฟูเรียร์ในช่วงเวลาสั้น	18
รูปที่ 2.17	การแปลงเวฟเลต	19
รูปที่ 2.18	การแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วยระดับ 3 [26]	21
รูปที่ 2.19	การแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วยและการแปลงกลับเวฟเลตแบบเต็มหน่วย [27]	21
รูปที่ 2.20	แสดงลักษณะของ Haar Wavelet	22

รูปที่ 2.21	แสดงลักษณะของ Daubechies Wavelet .....	22
รูปที่ 2.22	แสดงลักษณะของ Biorthogonal Wavelet.....	23
รูปที่ 2.23	แสดงลักษณะของ Coiflets Wavelet .....	23
รูปที่ 2.24	แสดงลักษณะของ Symlets Wavelet .....	24
รูปที่ 2.25	แสดงลักษณะของ Morlet Wavelet.....	24
รูปที่ 2.26	แสดงลักษณะของ Mexican Hat Wavelet .....	25
รูปที่ 2.27	แสดงลักษณะของ Meyer Wave .....	25
รูปที่ 2.28	โครงสร้างเซลล์ประสาทเทียม .....	26
รูปที่ 2.29	โครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้า (Feedforward Network).....	27
รูปที่ 2.30	โครงข่ายประสาทเทียมแบบส่งค่ากลับ (Recurrent Network) [29].....	29
รูปที่ 2.31	แสดงการเรียนรู้แบบมีการสอน (Supervised Learning) .....	30
รูปที่ 2.32	แสดงการเรียนรู้แบบไม่มีการสอน (Unsupervised Learning) .....	31
รูปที่ 2.31	ตำแหน่งขั้วไฟฟ้าของอุปกรณ์ (วงกลมสีแดง)(ซ้าย)และอุปกรณ์บันทึกสัญญาณแบบไร้สาย(ขวา) [30].....	34
รูปที่ 2.31	แสดงการติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง [31].....	35
รูปที่ 2.31	แสดงภาพร่างของหน้าจอแสดงผลจิตวิทยาของการเลือกเมนู .....	41
รูปที่ 2.31	แสดงภาพร่างของหน้าจอแสดงผลจิตวิทยาเมื่อเลือกการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าสมองทั้งสองแบบ ..	41
รูปที่ 2.31	แสดงภาพร่างของหน้าจอแสดงผลจิตวิทยาเมื่อเลือกการทดสอบโครงข่าย.....	42
รูปที่ 2.31	แสดงระดับของความปวดซึ่งใช้แทนความเหนื่อยล้าในงานวิจัยนี้ [32].....	43
รูปที่ 2.31	แสดงช่วงนับเวลาถอยหลัง 3 วินาที .....	45
รูปที่ 2.31	แสดงภาพเคลื่อนไหววงกลม .....	45
รูปที่ 2.31	แสดงภาพเคลื่อนไหวเส้นตรงเอียงซ้ายกับขวาและเส้นตรงแนวตั้งกับแนวนอน .....	45
รูปที่ 2.31	แสดงหน้าต่างหลักของโปรแกรม .....	48
รูปที่ 2.31	แสดงหน้าต่างย่อยสำหรับบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	48
รูปที่ 2.31	แสดงหน้าต่างย่อยสำหรับทดสอบการจำแนกสัญญาณของโครงข่ายประสาทเทียม .....	49
รูปที่ 2.31	แสดงความต้องการของโครงข่ายประสาทเทียมในการจำแนกรูปแบบการเขียน .....	50
รูปที่ 2.31	แสดงความต้องการของโครงข่ายประสาทเทียมในการจำแนกตำแหน่งขั้วไฟฟ้า .....	51
รูปที่ 2.31	แสดงความต้องการของโครงข่ายประสาทเทียมในการจำแนกช่วงความถี่.....	52
รูปที่ 2.31	แสดงความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นในกระบวนการจินตนาการ .....	53



## บทที่ 1 บทนำ

### 1.1 ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

ในปัจจุบันเทคโนโลยีที่ใช้สัญญาณคลื่นสมองได้รับความสนใจมากขึ้น เห็นได้จากการนำสัญญาณคลื่นสมองมาใช้ในหลายเรื่องทั้งทางการแพทย์และเพื่อความบันเทิง ส่วนมากเป็นการวิจัยทางการแพทย์เพื่อวิเคราะห์หาสาเหตุของโรคต่างๆ โดยดูจากสัญญาณคลื่นสมองที่เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าขนาดเล็ก เกิดขึ้นจากการทำงานของสมองทำให้มีกระแสไฟฟ้าอ่อนๆ รอบศีรษะ การวิจัยทางการแพทย์พบว่าคลื่นสมองสามารถใช้งานแทนภาวะที่แตกต่างกันได้ เช่น ภาวะเข้าสู่อารมณ์สมาธิ ภาวะการหลับใน ภาวะที่มีความตั้งใจสูง และภาวะที่มีการการพริบตา เป็นต้น โดยสัญญาณคลื่นสมองนี้จะถูกนำไปแยกตามความถี่ เป็นสัญญาณที่มีชื่อเรียกต่างกัน 5 ชื่อ ได้แก่ Delta Theta Beta Alpha และ Gamma นักวิจัยสามารถหิบบัญญาณต่างๆ นี้เข้ามาใช้ประโยชน์ในการจำแนกคลื่นสมองออกมาเป็นลักษณะที่บอกภาวะต่างๆ กันได้ อย่างไรก็ตามการเชื่อมโยงข้อมูลต่างๆ นั้นจะอยู่บนการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์เป็นหลัก ซึ่งต้องการทรัพยากรทั้งการประมวลสัญญาณ ระบบปฏิบัติการ และโปรแกรมคอมพิวเตอร์สัญญาณ ในลักษณะที่นิยมเรียกว่า BCI (Brain-Computer Interface)

งานวิจัยอีกด้านหนึ่งก็นำสัญญาณคลื่นสมองมาใช้ก็มุ่งเน้นเพื่อสร้างความบันเทิงและความสะดวกสบาย เช่น การเชื่อมต่อมือถือ การควบคุมการเล่นเกมแบบต่างๆ ทำให้การใช้สัญญาณคลื่นสมองในปัจจุบันแพร่หลายมาก อย่างไรก็ตามยังไม่มีงานวิจัยใดที่สามารถนำสัญญาณคลื่นสมองมาใช้ในการสื่อสารได้อย่างสมบูรณ์ รูปแบบการควบคุม BCI นั้นเป็นเพียงการสั่งงานในระดับที่สมองสามารถบอกความหมายได้เป็นระดับความเข้มของสัญญาณ ซึ่งไม่ได้บ่งบอกถึงข้อความ ความรู้สึก ความนึกคิดที่จะสื่อสารออกไปอย่างแท้จริง ด้วยแนวคิดนี้โครงการวิจัยจึงเสนอแนวทางที่จะสกัดลักษณะสำคัญของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้จากการเขียนในจินตนาการ ทำให้สามารถทราบได้ว่าสมองกำลังเขียนอะไรอยู่ ซึ่งสามารถนำไปเชื่อมต่อโดยตรงต่อการสื่อสารและสั่งงานในทุกรูปแบบ เพราะหากสามารถทราบได้จากสัญญาณคลื่นสมองว่ากำลังเขียนตัวอักษรใดอยู่ ก็จะสามารถส่งข้อความไปหาผู้อื่นได้ และสามารถควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ ได้ นอกจากนี้ยังสามารถประยุกต์ไปบังคับการทำงานของหุ่นยนต์ตามความต้องการของสมองได้โดยตรง ทำให้มีประโยชน์ต่อหลายวงการมาก

จากการสำรวจปริทรรศน์วรรณกรรมที่ผ่านมาพบว่ายังไม่มียานวิจัยใดที่จะศึกษาศักดิ์ลักษณะสำคัญของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้จากการเขียนในจินตนาการ เพราะงานวิจัยส่วนใหญ่จะพัฒนาวิธีการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองเพื่อการวินิจฉัยโรคและการบอกพฤติกรรมของมนุษย์เป็นหลักซึ่งไม่ได้มองในรายละเอียดของการสกัดสัญญาณคลื่นสมอง ถึงแม้ว่าจะมีบางงานวิจัยที่ศึกษาสัญญาณคลื่นสมองจากการเขียนในจินตนาการแต่ก็สนใจเพียงแค่สัญญาณที่เขียนจริงกับจินตนาการเหมือนกันหรือไม่เท่านั้น ดังนั้นการทำวิจัยเรื่องนี้จึงเป็นเรื่องที่น่าจะให้ความสำคัญเร่งด่วนเพราะสามารถสร้างองค์ความรู้ทันกับการพัฒนาประเทศและเป็นปัญหาที่น่าสนใจที่เกิดขึ้นจริงในปัจจุบัน ทำให้เพิ่มโอกาสแข่งขันในระดับสากลมากขึ้น ซึ่งผลสำเร็จจากการวิจัยนี้จะช่วยให้สร้างแนวทางการพัฒนางานวิจัยใหม่ๆ ในหลายด้าน และสามารถสร้างนวัตกรรมที่เป็นฝีมือของคนไทย ทำให้งานวิจัยนี้สอดคล้องกับนโยบายและยุทธศาสตร์การวิจัยของชาติ ฉบับที่ 8 (พ.ศ. 2555-2559) ยุทธศาสตร์การวิจัยที่ 2 การสร้างศักยภาพและความสามารถเพื่อการพัฒนาทางเศรษฐกิจ กลยุทธ์การวิจัยที่ 7 เพิ่มสมรรถนะและขีดความสามารถในการแข่งขันของประเทศด้านเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร แผนงานวิจัยที่ 5 การวิจัยเกี่ยวกับการพัฒนาผลิตภัณฑ์อุปกรณ์โทรคมนาคมและเทคโนโลยีสารสนเทศ และยังสอดคล้องกับแผนงานวิจัยกับยุทธศาสตร์การพัฒนาประเทศตามแผนพัฒนาเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ ฉบับที่ 11 (พ.ศ. 2555-2559) เรื่อง 4. ยุทธศาสตร์การปรับโครงสร้างเศรษฐกิจสู่การเติบโตอย่างมีคุณภาพและยั่งยืน หัวข้อ 4.2 การพัฒนาวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยี วิจัย และนวัตกรรม

นอกจากนี้ผลสำเร็จของโครงการวิจัยยังสามารถต่อยอดวิจัยเพื่อประยุกต์ใช้กับการสื่อสารทุกชนิดในชีวิตประจำวัน เพิ่มโอกาสให้ผู้ป่วยหรือผู้พิการสามารถใช้งานอุปกรณ์ต่างๆ ได้สะดวกขึ้น อันเป็นการยกระดับคุณภาพชีวิตของกลุ่มเป้าหมาย ด้วยการพัฒนาองค์ความรู้จากนักวิจัยในประเทศไทย จากการสำรวจวรรณกรรมที่ผ่านมาพบว่าเทคนิคที่เสนอในงานวิจัยนี้เป็นเรื่องใหม่ที่ยังไม่เคยมีงานวิจัยใดเสนอมาก่อน นอกจากนี้ผู้วิจัยยังพัฒนาเทคนิคดังกล่าวในลักษณะเป็นการสร้าง โปรแกรมประมวลผลสัญญาณคลื่นสมองบนไมโครคอนโทรลเลอร์ แล้วพัฒนาจนเป็นต้นแบบที่สามารถใช้งานได้จริง ถือเป็นแนวทางในการพัฒนาที่นำไปสู่การสร้างฐานรากงานวิจัยของอุตสาหกรรมด้านเทคโนโลยีสื่อสารเคลื่อนที่ของประเทศ จึงสอดคล้องกับกลุ่มเรื่องวิจัยที่ควรมุ่งเน้นตามนโยบายและยุทธศาสตร์การวิจัยของชาติ ฉบับที่ 8 (พ.ศ. 2555-2559) หัวข้อ 9. เทคโนโลยีใหม่และเทคโนโลยีที่สำคัญเพื่ออุตสาหกรรม และสอดคล้องแผนงานวิจัยกับยุทธศาสตร์การวิจัยของชาติรายประเด็นที่ 8 ยุทธศาสตร์การวิจัยรายเทคโนโลยี

## 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. เพื่อศึกษาองค์ความรู้ของสัญญาณคลื่นสมองเมื่อมีการเขียนในจินตนาการ
2. เพื่อพัฒนาวิธีการสกัดลักษณะสำคัญของสัญญาณคลื่นสมองที่ได้จากการเขียนในจินตนาการ

## 1.3 แนวทางการดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาวิธีการวัดสัญญาณคลื่นสมอง ด้วยการวัดจากอุปกรณ์ที่หาซื้อได้ทั่วไป ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
2. ศึกษาสัญญาณคลื่นสมองที่มีการเขียนในจินตนาการ โดยใช้การเชื่อมต่อด้วยโปรแกรม MATLAB ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
3. กำหนดรูปแบบลักษณะสำคัญในการเขียนสำหรับสัญญาณคลื่นสมอง ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
4. พัฒนาและทดสอบเบื้องต้นของวิธีการสกัดลักษณะสำคัญ ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
5. พัฒนาและปรับปรุงเทคนิคการสกัดสัญญาณคลื่นสมอง ณ ห้องปฏิบัติการ F4 ศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
6. เก็บผลการทดสอบเมื่อนำไปประยุกต์ใช้งานจริง ณ พื้นที่บริเวณห้องปฏิบัติการ อาคารศูนย์เครื่องมือฯ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
7. วิเคราะห์ผลการทดสอบ และเปรียบเทียบกับแนวทางที่เสนอไว้ในงานวิจัยอื่นๆ
8. พัฒนา ปรับปรุง แก้ไข เพื่อให้ได้ผลตามวัตถุประสงค์ที่วางไว้
9. เสนอบทความในงานประชุมวิชาการ
10. นำข้อเสนอนี้ในงานประชุมวิชาการมาปรับปรุงงานวิจัย
11. สรุปผลสำเร็จของโครงการและทำรายงานโครงการ

## 1.4 ผลสำเร็จของโครงการ

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับคือการเผยแพร่ผลงานวิจัยนี้ในงานประชุมวิชาการระดับนานาชาติ 1 บทความ ซึ่งเป็นการนำองค์ความรู้ที่ได้จากงานวิจัยนี้เผยแพร่แก่นักวิจัยที่ทำงานใกล้เคียงกัน ทำให้สามารถ

นำไปพัฒนาต่อยอดสำหรับงานวิจัยอื่นๆ ได้ ซึ่งหน่วยงานวิจัยทางโทรคมนาคมในประเทศไทยสามารถนำผลงานดังกล่าวไปใช้ได้

### 1.5 การสำรวจปริทรรศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัย

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพิมพ์อักษรด้วยระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Spelling with Brain Computer Interface) ในปัจจุบันได้ถูกแบ่งออกตามการประยุกต์คุณลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ใช้ควบคุมการพิมพ์อักษร ได้แก่ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่สัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event Related Potential: ERP) เช่น P300 ซึ่งเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นขณะที่ได้รับการกระตุ้นจากการมองเห็นภาพที่มีแสงสว่างขึ้นอย่างฉับพลัน สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ถูกกระตุ้นด้วยการมองเห็นที่มีความถี่แตกต่างกัน (Steady State Visual Evoked Potential: SSVEP) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นจากการจินตนาการการเคลื่อนไหว (Motor Imagery) โดยที่กระบวนทัศน์ของการพิมพ์หรือการได้มาของตัวอักษร (Spelling Paradigm) จะแตกต่างกันไปตามชนิดของลักษณะเด่นที่เลือกใช้ดังนี้

งานวิจัย [22] ที่นำเสนอกระบวนทัศน์ของการพิมพ์อักษรภาษาอังกฤษ ด้วยวิธีการบันทึกลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองประเภท P300 จากการจ้องมองการกระพริบของตัวอักษรเป็นแถวและคอลัมน์ในการควบคุมการพิมพ์อักษร (Row/ Column Paradigm)



รูปที่ 1.1 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นไฟฟ้าสมองประเภท P300 [22]

จากรูปที่ 1.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของอักษรเป้าหมายที่ถูกจ้องมอง จะมีระดับความแรงของสัญญาณสูงกว่าตำแหน่งอื่น (วงกลมสีแดง) ใช้เวลาในการฝึกฝนความชำนาญหรือทดลองระบบประมาณ 10

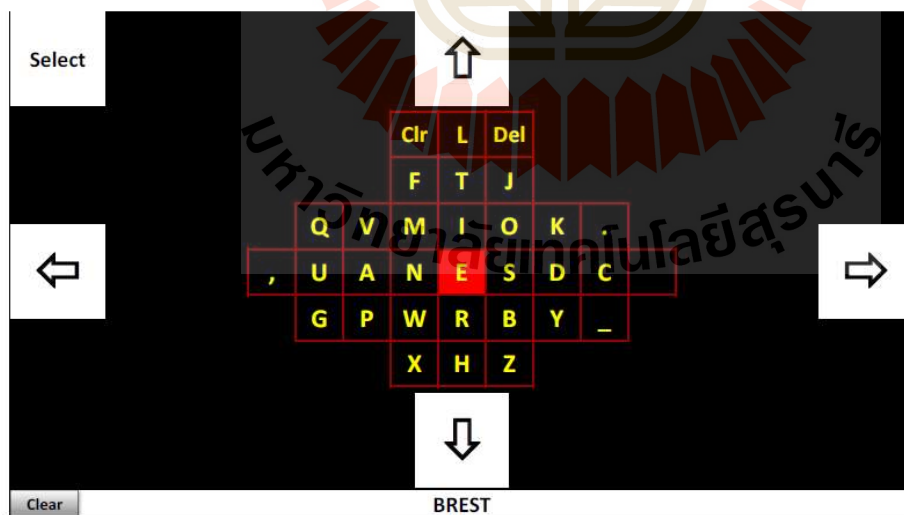
นาที่ และการพิมพ์ด้วยวิธีการนี้เป็นวิธีการแรกและเป็นจุดเริ่มต้นของการพิมพ์อักษรด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

งานวิจัย [23, 24] ที่นำเสนอกระบวนการทัศน์ของการพิมพ์อักษรภาษาอังกฤษโดยใช้ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นขณะที่ได้รับการกระตุ้นจากการมองภาพในขณะที่จดจ่ออยู่กับตัวกระตุ้นตัวใดตัวหนึ่งที่มีความถี่ต่างกัน แสดงในรูปแบบที่ 1.2 และ 1.3



รูปที่ 1.2 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP [23]

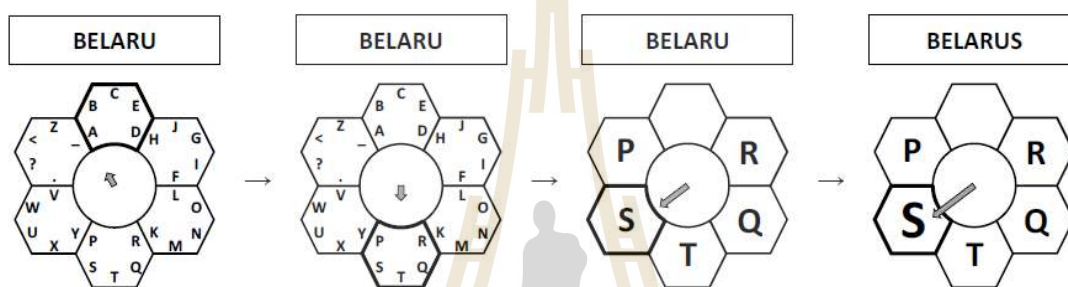
รูปที่ 2.17 การทำงานของโปรแกรมนี้จะใช้วิธีการจัดจ้องไปที่สิ่งเร้าในที่นี้คือ “กล่องสี่เหลี่ยม” ที่มีตัวอักษรเป้าหมายบรรจุอยู่โดยแต่ละกล่องจะกระพริบด้วยความถี่ที่ไม่เท่ากันเมื่อเลือกเป้าหมายในรอบแรกได้แล้วโปรแกรมจะทำงานซ้ำเหมือนเดิมจนกว่าจะได้ตัวอักษรเป้าหมายที่ตั้งใจไว้ในที่นี้เลือกตัวอักษร “w”



รูปที่ 1.3 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP ที่ถูกพัฒนาใหม่ [24]



รูปที่ 1.3 การทำงานของโปรแกรมนี้อาจใช้วิธีการเคลื่อนย้ายเคอร์เซอร์ (สีแดง) ไปยังอักษรที่ต้องการ ด้วยการจดจ้องสิ่งเร้าในทีนี้คือ “กล่องสี่เหลี่ยม” ที่มีลูกศรอยู่ด้านใน ซึ่งจะกะพริบด้วยความถี่ที่ไม่เท่ากัน โดยจดจ้องไปที่ลูกศรชี้ไปทางซ้ายถ้าต้องการเคลื่อนเคอร์เซอร์ “ไปทางซ้าย” จดจ้องสิ่งเร้าที่ลูกศรชี้ไปทางขวาถ้าต้องการเคลื่อนเคอร์เซอร์ “ไปทางขวา” จดจ้องที่สิ่งเร้าที่ลูกศรชี้ไปด้านบนถ้าต้องการเคลื่อนเคอร์เซอร์ “ไปด้านบน” จดจ้องสิ่งเร้าที่ลูกศรชี้ไปด้านล่างถ้าต้องการเคลื่อนเคอร์เซอร์ “ไปด้านล่าง” และจดจ้องที่สิ่งเร้าตำแหน่ง “Select” ถ้าต้องการเลือกตัวอักษรที่ตำแหน่งของเคอร์เซอร์วางอยู่



รูปที่ 1.4 รูปแบบการพิมพ์อักษรด้วยคลื่นสมองประเภท SSVEP ที่ถูกพัฒนาใหม่ [25]

รูปที่ 1.4 เป็นงานวิจัย [25] ที่ได้นำเสนอกระบวนการขั้นของการพิมพ์อักษรภาษาอังกฤษ โดยใช้ลักษณะเด่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการจินตนาการการเคลื่อนไหวที่เรียกว่า Hex-o-Spell, Berlin Brain-Computer Interface โดยวิธีนี้จะใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากการจินตนาการการเคลื่อนไหวมือขวาและเท้า โดยบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากการเคลื่อนไหวมือ ไปควบคุมให้ลูกศรเคลื่อนที่ไปตามเข็มนาฬิกา ซึ่งหัวลูกศรชี้ไปยังพื้นที่หกเหลี่ยมจำนวนหกชุด แต่ละชุดบรรจุตัวอักษรภาษาอังกฤษจำนวนห้าตัวอักษร ในขณะที่การจินตนาการการเคลื่อนไหวเท้าทำหน้าที่หยุดการเคลื่อนที่ของลูกศร เพื่อเลือกพื้นที่หกเหลี่ยมที่บรรจุตัวอักษรเป้าหมาย โดยทำหน้าที่เหมือนกับปุ่ม Enter ของ Keyboard คอมพิวเตอร์

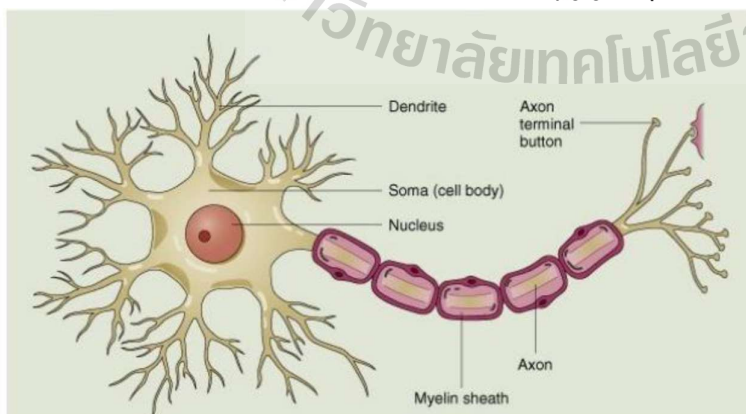
## บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้ที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาการสื่อสารด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียน โดยไม่จินตนาการถึงการเคลื่อนไหวแขนหรือขาและไม่ใช้การกระตุ้นจากสิ่งเร้าภายนอกซึ่งประกอบไปด้วย คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram) หลักการทำงานของสมอง (Brain Function) ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ประสิทธิภาพการรับรู้ที่เกี่ยวข้องและเทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ซึ่งเนื้อหาดังกล่าวข้างต้นจะเป็นองค์ความรู้ที่สำคัญสำหรับการออกแบบและนำมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัย

### 2.2 คลื่นไฟฟ้าสมอง (ELECTROENCEPHALOGRAM) และการทำงานของสมอง (BRAIN FUNCTION)

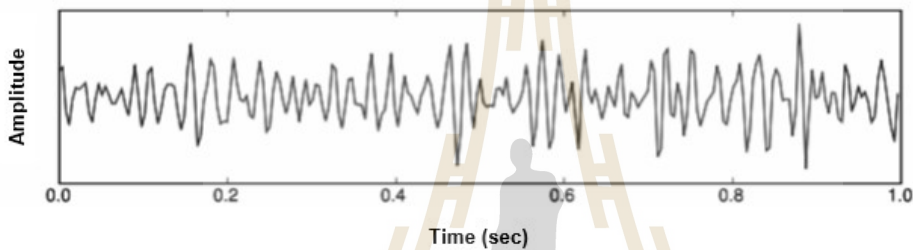
คลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalogram: EEG) ที่วัดได้บริเวณหนังศีรษะเกิดจากการรวมกันของประจุที่บริเวณ dendrite ซึ่งก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขึ้น 2 ชนิด คือการกระตุ้นหรือยับยั้งของเซลล์ประสาทที่อยู่ติดกับผิวนอกของสมองและเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงนั้นจึงส่งผลต่อการกระจายตัวของประจุเป็นบริเวณกว้างจึงปรากฏสนามไฟฟ้าขึ้นรวมทั้งการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นอย่างช้าๆ ดังนั้นจึงสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าสมองได้ที่บริเวณหนังศีรษะ (กนกวรรณ บุญญพิสิฐ, 2549 : 1) [13]



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของเซลล์ประสาท [ที่มา: ©2000 John Wiley and Sons, Inc.]

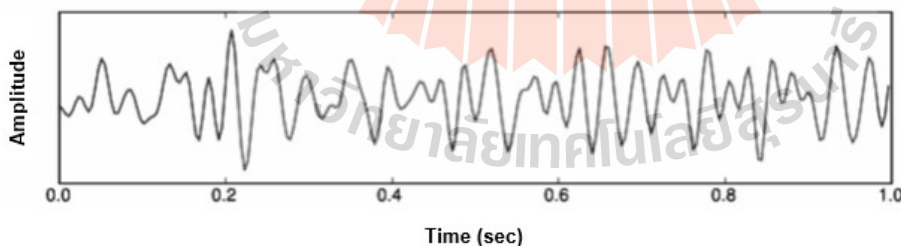
### 2.2.1 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง (Brain Wave)

เป็นสัญญาณที่วัดได้จากร่างกายมนุษย์ซึ่งเป็นหนึ่งในสัญญาณที่ถูกเรียกว่า Biomedical Signal เมื่อร่างกายมนุษย์จะทำกิจกรรมใด ๆ จะต้องมีการส่งการมาจากสมอง โดยสมองจะส่งข้อมูลในรูปแบบสัญญาณไฟฟ้าผ่านทางเซลล์ประสาท เพื่อมากระตุ้นกล้ามเนื้อให้เคลื่อนไหวตามที่ต้องการ ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจะครอบคลุมความถี่ในย่านต่าง ๆ ตั้งแต่ประมาณ 0.5–40 เฮิรตซ์ (Hertz) เนื่องจากย่านความถี่นี้ตอบสนองต่อความนึกคิดของสมองและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ ซึ่งสัญญาณที่วัดได้จะมีขนาดแรงดันต่ำอยู่ในระดับไมโครโวลต์ การศึกษาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองสามารถแบ่งย่านความถี่ที่สัมพันธ์กับกิจกรรมของร่างกายมนุษย์ [14] ได้ดังนี้



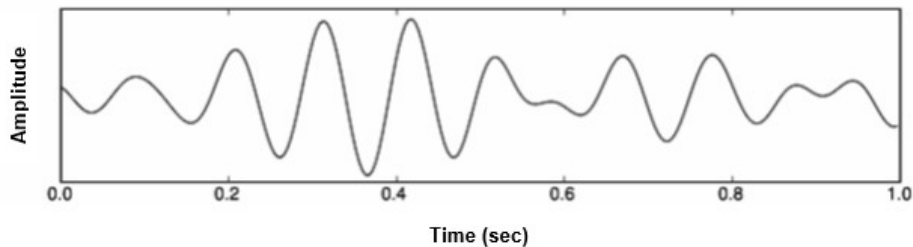
รูปที่ 2.1 คลื่นแกมมา (Gamma Wave)

**2.2.1.1 คลื่นแกมมา (Gamma Wave)** มีความถี่ประมาณ 32-100 เฮิรตซ์ เป็นช่วงคลื่นที่มีส่วนเกี่ยวข้องกับการประมวลผลทางความคิด การรวบรวมข้อมูลและความเข้าใจอย่างฉับพลัน การมีคลื่นแกมมาในปริมาณที่สูงกว่าคนปกติ จะมีสติปัญญา การแก้ปัญหาและการควบคุมตนเองที่ดี โดยส่วนใหญ่จะสามารถพบได้ในคนที่ฝึกสมาธิขั้นสูง



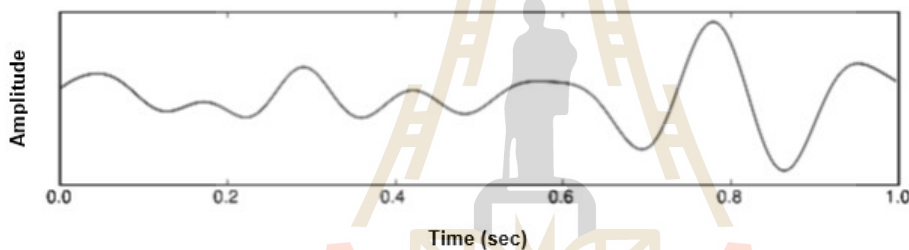
รูปที่ 2.2 คลื่นเบต้า (Beta Wave)

**2.2.1.2 คลื่นเบต้า (Beta Wave)** มีความถี่ประมาณ 16-32 เฮิรตซ์ เป็นช่วงคลื่นในขณะที่สมองอยู่ในภาวะของการทำงาน โดยเกี่ยวข้องกับการใช้ความคิด การใช้ความสนใจ การมุ่งเน้นไปที่บางสิ่งบางอย่างจากภายนอก และยังเกี่ยวข้องกับภาวะจิตใจเช่น หากรู้สึกตื่นเต้น ตึงเครียด หรือกลัว ก็อาจส่งผลให้คลื่นเบต้าสูงขึ้นกว่าปกติได้



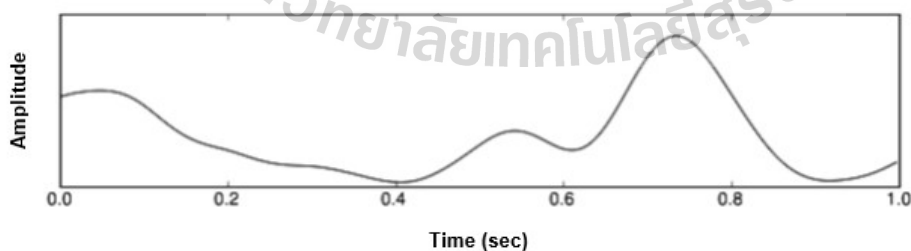
รูปที่ 2.3 คลื่นอัลฟา (Alpha Wave)

**2.2.1.3 คลื่นอัลฟา (Alpha Wave)** มีความถี่ประมาณ 8-16 เฮิรตซ์ เป็นช่วงคลื่นในขณะที่กล้ามเนื้อหรือร่างกายผ่อนคลาย ช่วงเวลาที่ง่วงนอน หรือการเข้าสมาธิในระดับที่ลึกมากคลื่นอัลฟาในช่วงปกติมีความสัมพันธ์กับอารมณ์ที่ดีและความรู้สึกสงบ การฝึกตัวเองให้อยู่ในสถานะคลื่นอัลฟาจะเป็นประโยชน์สำหรับการฝึกสมาธิและการบรรเทาความเครียดในชีวิตประจำวัน นอกจากนี้ยังเป็นประโยชน์ในการเรียนรู้ข้อมูลใหม่ๆ ปฏิบัติงานที่ซับซ้อน จิตใจที่ตื่นตัวและมุ่งมั่นก่อนที่จะมีส่วนร่วมในกิจกรรมอื่นๆ



รูปที่ 2.4 คลื่นเธต้า (Theta Wave)

**2.2.1.4 คลื่นเธต้า (Theta Wave)** มีความถี่ประมาณ 4-8 เฮิรตซ์ เป็นช่วงคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการผ่อนคลายอย่างลึกหรือการสนใจบางสิ่งบางอย่างด้วยการคิดในใจและการทำสมาธิอย่างลึกนอกจากนี้การเพิ่มขึ้นของคลื่นที่ต่ำยังเกี่ยวข้องกับการตอบสนองต่อการทำงานของหน่วยความจำสมอง

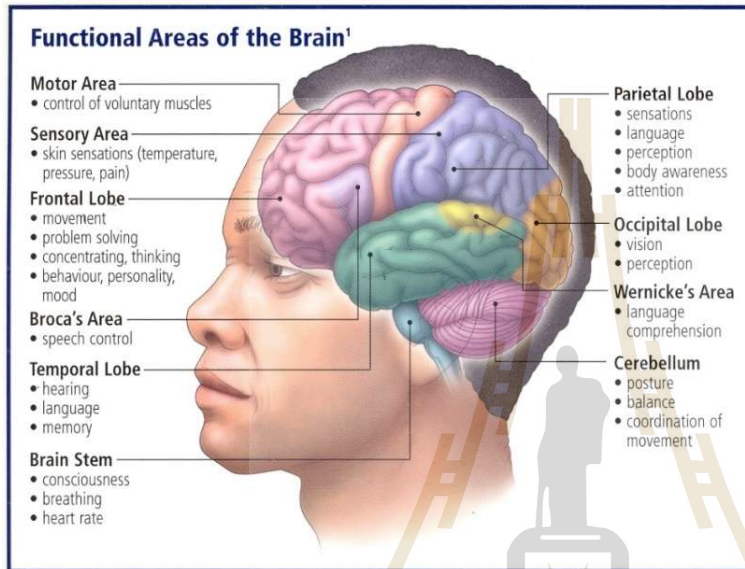


รูปที่ 2.5 คลื่นเดลต้า (Delta Wave)

**2.2.1.5 คลื่นเดลต้า (Delta Wave)** มีความถี่ประมาณ 0.5-4 เฮิรตซ์ เป็นคลื่นสมองที่ช้าที่สุดและมีความเกี่ยวข้องกับนอนหลับลึกและไม่มีการฝันหรือเกิดจากการเข้าสมาธิลึก ๆ ในช่วงนี้คลื่นสมองแสดงให้เห็น

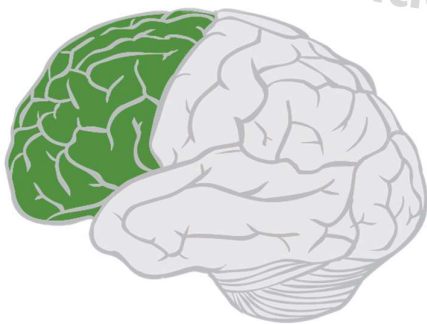
เห็นว่า ร่างกายเกิดการพักผ่อนลงลึกอย่างเต็มที่เมื่อถึงเวลาที่พอเหมาะจะรู้สึกได้ถึงความสะดวกขึ้นเป็นพิเศษเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ที่นอนหลับไม่ค่อยสนิทคลื่นการลดลงของคลื่นเดลต้าจะเห็นถึงความผิดปกติขณะนอนหลับ

### 2.2.2 การทำงานของสมอง (Brain Function)



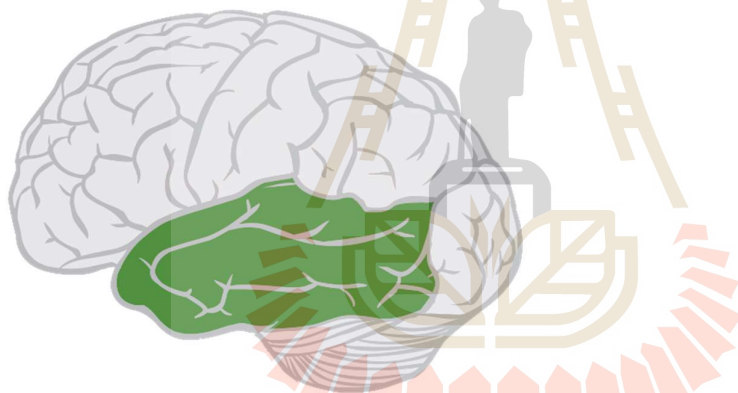
รูปที่ 2.6 พื้นที่ทำงานของสมอง [15]

สมองแบ่งออกเป็นหลายพื้นที่แต่ที่ได้รับความนิยมจากนักวิจัยสำหรับการศึกษาศัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองคือสมองส่วนหน้า (Forebrain) โดยมีองค์ประกอบหลักคือซีรีบรัม (Cerebrum) ซึ่งมีขนาดใหญ่ที่สุดเป็นศูนย์กลางควบคุมการทำงานด้านต่างๆ เช่น การสัมผัส การพูด การมองเห็น การรับรส การได้ยิน การดมกลิ่น หรือการทำงานของกล้ามเนื้อ นักประสาทวิทยาจึงศึกษาและแบ่งประเภทของซีรีบรัมออกเป็นสองซีกคือซีกซ้ายและขวาซึ่งแต่ละซีกจะถูกแบ่งออกอีกเป็นซีกละ 4 พู [16] ดังนี้



รูปที่ 2.7 สมองกลีบหน้า (Frontal lobe)

**2.2.2.1 สมองกลีบหน้า (Frontal lobe)** เป็นส่วนที่ทำให้มนุษย์มีบทบาทในทุกสิ่งทุกอย่างตั้งแต่การเคลื่อนไหวไปจนถึงสติปัญญาช่วยให้มนุษย์คาดการณ์ถึงผลที่ตามมาของการกระทำ ช่วยในการวางแผนการดำเนินการในอนาคต การประเมินความเหมือนและความแตกต่างระหว่างสองวัตถุ มีบทบาทในการทำความเข้าใจภาษาความทรงจำทางภาษาศาสตร์ การพูด และการเก็บความทรงจำในช่วงระยะสั้นหรือยาว สมองกลีบหน้าเป็นส่วนที่เจริญเติบโตช้าที่สุดโดยจะเจริญเติบโตเต็มที่ในช่วงวัยกลางคนนอกจากนี้ยังมีส่วนเกี่ยวข้องกับการทำงานด้านความรู้ความเข้าใจ มนุษย์มีสมองกลีบหน้าขนาดใหญ่และพัฒนามากกว่าสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมอื่นๆ คนส่วนใหญ่พบการฝ่อของสมองในช่วงอายุ 40 ด้วยปริมาณสมองกลีบหน้าลดลง 0.5% -1% ในแต่ละปีเริ่มต้นประมาณอายุ 60 ปี ซึ่งจะเกิดการเปลี่ยนแปลงบางอย่าง เช่น การสูญเสียความทรงจำบางส่วน การลดลงของสมองกลีบหน้าอย่างรวดเร็วอาจทำให้เกิดอาการของภาวะสมองเสื่อมได้ ดังนั้นเมื่อสมองกลีบหน้าผากได้รับความเสียหายจะเกิดผลกระทบอย่างกว้างขวางซึ่งจะนำไปสู่ความก้าวร้าว การเปลี่ยนแปลงพฤติกรรม ความยากลำบากในการใช้ภาษา และการสูญเสียความทรงจำ



รูปที่ 2.8 สมองกลีบขมับ (Temporal lobe)

**2.2.2.2 สมองกลีบขมับ (Temporal lobe)** มีบทบาทสำคัญในการประมวลผลการได้ยิน เช่น การรับรู้เสียงการกำหนดความหมายให้กับเสียงเหล่านั้นและการจดจำเสียง นอกจากนี้ยังช่วยให้เข้าใจภาษาจดจำอารมณ์ และตีความความหมายของสิ่งเร้าที่มองเห็น สมองกลีบขมับมีปฏิสัมพันธ์โดยตรงกับบริเวณอื่นๆ โดยทำหน้าที่ส่งและรับสัญญาณจากไขสันหลังทำให้สามารถสื่อสารกับร่างกายได้ ดังนั้นความเสียหายที่เกิดขึ้นกับสมองกลีบขมับจะส่งผลกระทบต่อการทำงานของอวัยวะที่อยู่ไกลและอาจนำไปสู่ความยากลำบากในการพูดซึ่งเกิดจากการที่ไม่สามารถเรียนรู้ภาษาได้



รูปที่ 2.9 สมองกลีบข้าง (Parietal lobe)

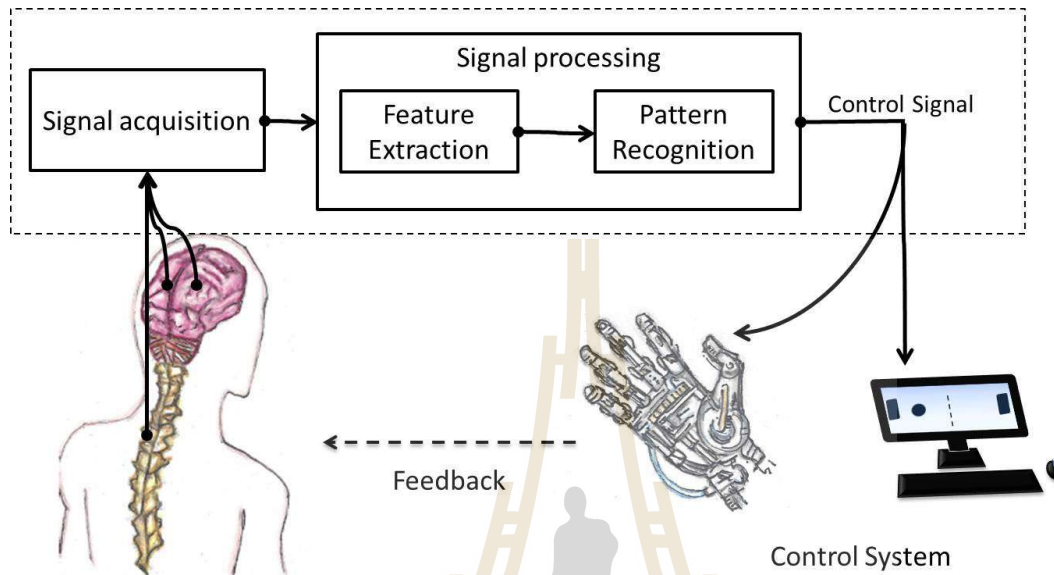
**2.2.2.3 สมองกลีบข้าง (Parietal lobe)** มีความสำคัญต่อการรับรู้ทางประสาทสัมผัสที่เข้ามาจากทั่วร่างกาย เช่น การรับรส รับรู้ความรู้สึกจากสิ่งของที่ได้สัมผัส การสั่งการเคลื่อนไหว แขน ขา และดวงตา นอกจากนี้ยังทำหน้าที่ตีความภาพที่ได้รับจากสมองกลีบท้ายทอย เมื่อได้รับความเสียหายบริเวณสมองกลีบข้างของซีกขวาจะเป็นอุปสรรคต่อความสามารถในการดูแลร่างกายโดยมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่ด้านซ้าย รวมถึงอาจสูญเสียความคิดสร้างสรรค์ซึ่งทำให้การเรียนรู้ด้านศิลปะไม่สามารถทำได้เมื่อได้รับความเสียหายบริเวณสมองกลีบข้างของซีกซ้ายจะเป็นอุปสรรคต่อความสามารถในการดูแลร่างกายโดยมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่ด้านขวา รวมถึงอาจสูญเสียความสามารถในการสื่อสารกับบุคคลอื่น เช่น พูดไม่ได้แต่รับรู้เรื่อง ถ้าได้รับความเสียหายมากจะไม่สามารถทั้งการรับฟังและการพูด นอกจากนี้ยังสูญเสียความสามารถในการคำนวณคณิตศาสตร์อีกด้วย



รูปที่ 2.10 สมองกลีบท้ายทอย (Occipital lobe)

**2.2.2.4 สมองกลีบท้ายทอย (Occipital lobe)** เป็นกลีบเล็กที่สุดของสมองซึ่งช่วยให้มนุษย์สามารถมองเห็นผ่านการรับข้อมูลภาพดิบจากเซ็นเซอร์รับรู้ในม่านตาและประมวลผลสิ่งเร้าจากภายนอกได้โดยการส่งผ่านข้อมูลภาพไปยังพื้นที่สมองอื่นๆ เพื่อให้สมองเหล่านี้สามารถเข้ารหัสความทรงจำและตีความหมายของภาพที่เห็น ผลกระทบที่เห็นได้ชัดที่สุดของความเสียหายที่เกิดขึ้นที่สมองกลีบท้ายทอยคือตาบอดและยังเพิ่มความเสี่ยงต่ออาการชัก รวมถึงความยากลำบากในการรับรู้ สี รูปร่าง และขนาด

### 2.3 ระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (BRAIN COMPUTER INTERFACE)



รูปที่ 2.11 องค์ประกอบเบื้องต้นของระบบการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ [17]

การสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain Computer Interface) ซึ่งถูกเรียกย่อๆว่า บีซีไอ (BCI) เป็นระบบการสื่อสารที่ส่งผ่านคำสั่งจากสมองไปยังอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายนอกโดยตรง เพื่อประยุกต์ใช้การส่งผ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง จากปกติที่จะต้องส่งสัญญาณผ่านเส้นประสาทเพื่อสั่งการกล้ามเนื้อส่วนต่างๆของร่างกายเพียงอย่างเดียว บีซีไอประกอบด้วยการบันทึก (Signal Acquisition) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง การประมวลผลสัญญาณโดยการสกัดคุณลักษณะเด่น (Feature Extraction) ของสัญญาณที่ต้องการแยกออกจากสัญญาณอื่น ๆ และการตีความสัญญาณ เพื่อนำเอาสัญญาณที่ต้องการไปกำหนดเป็นคำสั่งเพื่อการสื่อสาร หรือควบคุมอุปกรณ์ภายนอกแสดงในรูปที่ 2.12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจะถูกบันทึกโดยเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองซึ่งประกอบด้วยขั้ววัดสัญญาณไฟฟ้าที่ติดตั้งอยู่บนศีรษะของมนุษย์ ระยะห่างของแต่ละขั้วสัญญาณถูกกำหนดด้วยระบบมาตรฐานนานาชาติ 10 - 20 (International 10 – 20 System) ขณะที่ความต้านทาน ไฟฟ้าของขั้วสัญญาณต้องไม่เกิน 5 กิโลโอห์ม สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จะถูกขยายให้มีความแรงขึ้น มีอัตราการสุ่มสัญญาณ เช่น 128 เฮิร์ตซ์ มีการกรองความถี่ที่ต้องการ เพื่อนำเอาเฉพาะสัญญาณที่ต้องการซึ่งอยู่ในย่านความถี่ 0.5 – 40 เฮิร์ตซ์ งานวิจัยด้าน บีซีไอในปัจจุบันมีเป้าหมายอยู่ที่การสร้างนวัตกรรมเพื่อบุคคลที่สูญเสียความสามารถในการพูดหรือการเคลื่อนไหวร่างกาย เช่น ผู้ที่เป็นโรคล็อกอินซินโดรม (Lock in Syndrome) แต่ยังเป็นผู้ที่ไม่ได้รับผลกระทบทางด้านสมอง



### 2.3.1 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

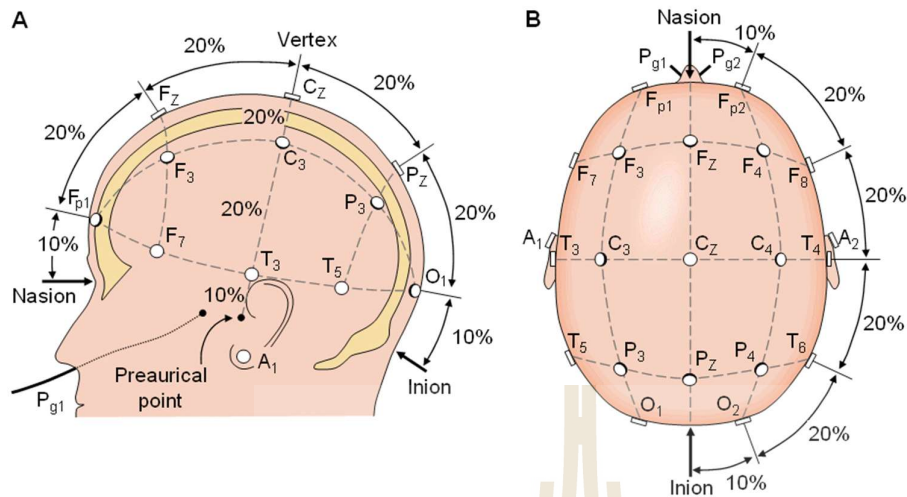
การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองถูกแบ่งออกเป็น 2 วิธีด้วยกันคือ



รูปที่ 2.12 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยตรงกับเนื้อสมอง (ซ้าย) [18] และ การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองภายนอกบนหนังศีรษะ (ขวา) [19]

**2.3.1.1 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบภายใน (Invasive)** เป็นวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยใช้ขั้วไฟฟ้า (Electrode) ฝังลงไปภายในเนื้อสมองซึ่งต้องผ่าตัดเพื่อฝังขั้วไฟฟ้าไว้ที่เนื้อสมองต้องกระทำโดยศัลยแพทย์เท่านั้น โดยวิธีนี้สัญญาณที่ได้จะมีความแม่นยำสูงแต่จะมีความเสี่ยงและอันตรายแสดงในรูปที่ 2.13 (ซ้าย)

**2.3.1.2 การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบภายนอก (Non Invasive)** เป็นวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยติดตั้งขั้วไฟฟ้าไว้ที่หนังศีรษะโดยสามารถทำได้ง่ายและไม่อันตราย อีกทั้งในปัจจุบันอุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบภายนอกสามารถเชื่อมต่อได้แบบไร้สายซึ่งใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้นจึงทำให้ได้รับความนิยมในการใช้งานทางด้านบิซีไอแสดงในรูปที่ 2.13 (ขวา)



รูปที่ 2.13 ระบบมาตรฐานนานาชาติ 10 – 20 [20]

วิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองถือเป็นเรื่องสำคัญที่ต้องใส่ใจเพราะมีผลต่อการนำสัญญาณที่บันทึกได้ไปวิเคราะห์ต่อ ดังนั้นการเลือกตำแหน่งของจุดที่วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองบนศีรษะจึงเป็นเรื่องสำคัญเนื่องจากสมองแต่ละส่วนจะมีหน้าที่หรือความสัมพันธ์กับกิจกรรมของร่างกายแตกต่างกัน ดังนั้นหากเลือกตำแหน่งที่ไม่เหมาะสมก็จะทำให้สัญญาณที่ได้มีองค์ประกอบที่ไม่ต้องการเยอะกว่าองค์ประกอบที่ต้องการ โดยทั่วไปการติดตั้งขั้วไฟฟ้าจะเป็นไปตามมาตรฐานนานาชาติในการกำหนดตำแหน่งการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแบบระบบมาตรฐานนานาชาติ 10 - 20 (International 10 – 20 System) โดยตำแหน่งที่ติดตั้งขั้วไฟฟ้า จะต้องสัมพันธ์กับกายภาพของจุดเส้นประสาทและสมองส่วนต่าง ๆ ซึ่งในแต่ละบริเวณจะถูกกำกับด้วยตัวอักษรและตัวเลขเพื่อบ่งบอกถึงพื้นที่สมอง (Lobe) แต่ละส่วน ตัวอักษรที่ใช้กำกับจุดต่าง ๆ มีดังนี้

F - Frontal lobe สมองส่วนหน้า

FP - Frontal Pole สมองส่วนหน้าบริเวณหน้าผาก

T - Temporal lobe สมองส่วนขมับ

C - Central lobe สมองส่วนกลาง

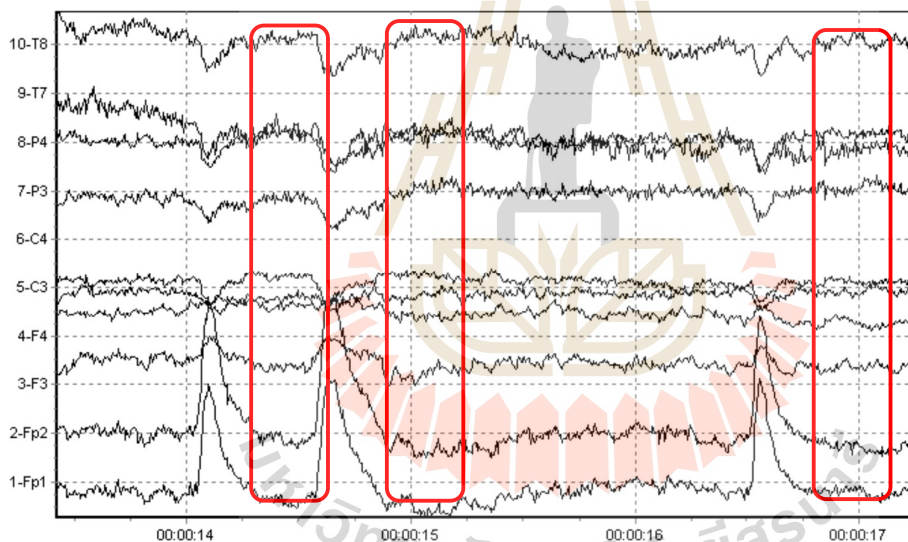
P - Parietal lobe สมองส่วนบน

O - Occipital lobe สมองส่วนท้ายทอย

สมองส่วนกลาง (Central, C) เป็นส่วนที่ไม่ได้อยู่ติดกับกะโหลกชั้นนอก (Cerebral Cortex) ดังนั้นจึงใช้ขั้วไฟฟ้าตรวจจับจากหนังศีรษะได้ไม่ติดกับจุด C จึงใช้อ้างอิงถึงในบางวัตถุประสงค์เท่านั้น ส่วนตัวเลขที่ใช้กำกับถูกแบ่งเป็นเลขคู่และเลขคี่ โดยเลขคู่ เช่น 2 4 6 8 จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งบนศีรษะซีกขวา ส่วนเลขคี่ เช่น 1 3 5 7 9 จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งที่อยู่บนศีรษะซีกซ้าย และตัวอักษร Z จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งที่อยู่ใน

แนวแกนตรงกลางศีรษะ จุดเอฟที (FP) อยู่ตรงบริเวณด้านหน้าของศีรษะ ส่วนจุดที่เรียกว่าเนชัน (Nasion) เป็นจุดระหว่างหน้าผากกับจมูกและจุดอิมเนียน (Inion) คือส่วนที่นูนออกมาของกะโหลกทางด้านหลังศีรษะ แสดงในรูปที่ 2.14 ส่วนเลข 10 และ 20 ในชื่อของระบบนี้จะหมายถึงระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าแต่ละอันจะมีระยะทางเป็น 10 หรือ 20 เปอร์เซ็นต์ของระยะห่างระหว่างกะโหลกด้านหน้าถึงด้านหลังหรือจากจุดเนชันถึงจุดอิมเนียนในแนวแกนตั้งดูจากรูปที่ 2.14 (A) และเป็น 10 หรือ 20 เปอร์เซ็นต์ของระยะห่างระหว่างหูซ้ายและหูขวาสำหรับแนวแกนนอน แต่ถ้าหากต้องการกำหนดตำแหน่งเพิ่มเพื่อความละเอียดในการวัดก็จะกำหนดตำแหน่งที่เป็นจุดกึ่งกลางระหว่างจุดเดิมที่มีอยู่แทรกเข้าไป เมื่อต้องการบันทึกการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยขั้วไฟฟ้าหลายอันตำแหน่งที่แปะขั้วไฟฟ้าควรจะอยู่ตามตำแหน่งอ้างอิงที่กล่าวถึงมาข้างต้น

### 2.3.2 สัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากร่างกายมนุษย์



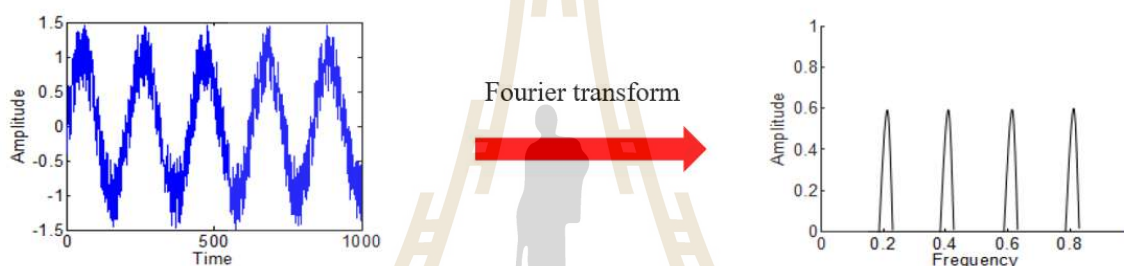
รูปที่ 2.14 ตัวอย่างของสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากการกระพริบตาที่ป็นมาในสัญญาณ EEG [21]

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยปกติจะไม่สมบูรณ์แบบที่สุด โดยมักจะมีสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากร่างกายมนุษย์ (Artifacts) เช่น เกิดจากการเคลื่อนไหว ส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น กล้ามเนื้อถูกตา ลิ้นแขนหรือความไม่คงที่ของความต้านทานผิวหนังที่ติดขั้วไฟฟ้า หรือแหล่งกำเนิดสัญญาณที่มาจากภายนอกหรือความหลากหลายของความต้านทานของขั้วไฟฟ้า ปัญหาเหล่านี้มีอิทธิพลต่อข้อมูลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่บันทึกมาสัญญาณต่าง ๆ เหล่านี้ถือเป็นสิ่งรบกวนที่จะทำให้ผลการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเกิดความผิดพลาดได้ดังนั้นหากนำไปวิเคราะห์ควรต้องขจัดออกให้สมบูรณ์ จาก

รูปที่ 2.15 สัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากการกระพริบตา โดยเกิดขึ้น 3 ครั้ง ในช่วงเวลา 14.2 และ 14.8 วินาทีหลังจากการเริ่มต้นบันทึกข้อมูล และเกิดกระพริบตาอีกครั้งในวินาทีที่ 16.5 ซึ่งสามารถสังเกตได้ว่าการเกิดขึ้นของสัญญาณรบกวนนี้มีคุณลักษณะเด่นที่เห็นชัดเจนบางครั้งจึงสามารถนำสัญญาณนี้มาประยุกต์ใช้ได้เช่นกัน

## 2.4 เทคนิคการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

### 2.4.1 การแปลงฟูรีเยร์ (Fourier transform: FT)



รูปที่ 2.15 การแปลงฟูรีเยร์

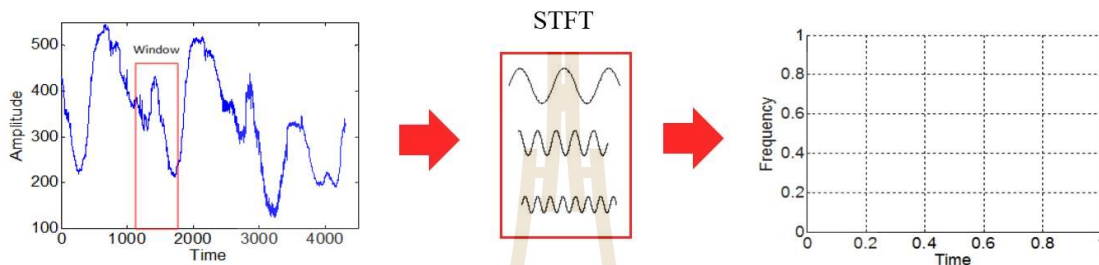
การแปลงฟูรีเยร์เป็นเทคนิคทางคณิตศาสตร์ โดยจะทำการแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลา (Time-domain) ไปเป็นโดเมนความถี่ (Frequency-domain) หรือที่เรียกกันโดยทั่วไปว่าเป็นการหาสเปกตรัม (Spectrum) ของสัญญาณแสดงในรูปที่ 2.16 โดยสมการที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงฟูรีเยร์แสดงดังสมการที่ (2-1)

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (2-1)$$

ในกรณีที่มีข้อมูลความถี่สัญญาณหลายๆความถี่อยู่เป็นจำนวนมากในเวลาเดียวกันการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีนี้นับว่ามีประโยชน์อย่างยิ่งเนื่องจากให้ค่าความแม่นยำทางความถี่สูงโดยใช้หลักการแยกสัญญาณ ซึ่งภายในสัญญาณนั้นประกอบไปด้วยคลื่นไซน์และโคไซน์หลากหลายองค์ประกอบความถี่ โดยวิธีการนี้ทำให้ทราบค่าความถี่ของสัญญาณแต่ไม่ทราบเวลาในการเกิดค่าความถี่นั้น จึงเหมาะแก่สัญญาณที่เป็นรายคาบ (stationary signal) ที่มีความคงที่ของสัญญาณตลอดช่วงเวลา สำหรับกรณีที่สัญญาณไม่เป็นราย

คาบ (non-stationary signal) เช่น สัญญาณที่มีภาวะชั่วคราว สัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงแบบทันทีทันใด เป็นต้น การวิเคราะห์สัญญาณเหล่านี้อาจส่งผลให้เกิดความผิดพลาดไม่สามารถบ่งบอกข้อมูลในโดเมนเวลาได้

#### 2.4.2 การแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาสั้น (Short-Time Fourier Transform: STFT)



รูปที่ 2.16 การแปลงฟูรีเยร์ในเวลาสั้น

การแปลงฟูรีเยร์ในเวลาสั้นเป็นวิธีการที่ปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องของวิธีการแปลงฟูรีเยร์ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ที่ใช้ฟังก์ชันหน้าต่างต่าง (window function) สมการที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงฟูรีเยร์ในเวลาสั้นแสดงดังสมการที่ (2-2)

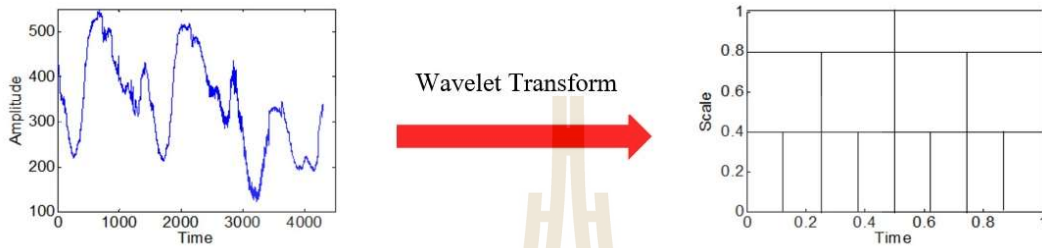
$$STFT(f, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt \quad (2-2)$$

เมื่อ  $w(t - \tau)$  คือ Window function ที่ใช้ในการวิเคราะห์

โดยที่ตำแหน่งเวลาในการวิเคราะห์ถูกกำหนดโดยค่า  $\tau$  และช่วงความถี่การวิเคราะห์กำหนดด้วยความถี่หรือความกว้างของฟังก์ชันหน้าต่างนั้น ๆ ผลการวิเคราะห์ด้วยฟูรีเยร์ช่วงสั้นจะอยู่ในรูปของการแยกองค์ประกอบสัญญาณ ในลักษณะเดียวกับการแปลงฟูรีเยร์แต่จะทำในช่วงเวลาที่ทำการวิเคราะห์เท่านั้น แสดงในรูปที่ 2.11 จะสังเกตได้ว่าการแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาสั้น มีลักษณะของช่วงเวลากการวิเคราะห์ที่คงที่ (Fixed resolution transform) ดังนั้นการใช้ช่วงการวิเคราะห์สัญญาณที่คงที่ในการวิเคราะห์สัญญาณทุก ๆ ช่วงความถี่จึงอาจไม่เหมาะสมในทางปฏิบัติ เนื่องจากสัญญาณที่มีความถี่สูงจะมีการเปลี่ยนแปลงที่รวดเร็ว

กว่าจึงควรจะใช้ช่วงเวลาที่แคบในการวิเคราะห์ ในขณะที่สัญญาณที่มีความถี่ต่ำจะมีการเปลี่ยนแปลงที่ช้าจึงควรใช้ช่วงเวลาที่กว้างกว่าในการวิเคราะห์ จากเหตุผลนี้จึงได้มีการพัฒนารูปแบบการวิเคราะห์สัญญาณที่มีการปรับระดับความละเอียดในการวิเคราะห์ซึ่งเรียกว่า "การแปลงเวฟเลต"

### 2.4.3 การแปลงเวฟเลต (wavelet transform)



รูปที่ 2.17 การแปลงเวฟเลต

การวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการแปลงเวฟเลตได้รับการพัฒนาเพื่อใช้ในการแก้ปัญหาที่ไม่สามารถดำเนินการได้ในการแปลงฟูริเยร์ (Fourier transform : FT) และการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาสั้น (short-time Fourier transform : STFT) โดยสามารถปรับช่วงเวลาและความถี่ให้เหมาะสมตามความต้องการได้หากขยายช่วงเวลาของฟังก์ชันหน้าต่างให้ยาวขึ้นส่งผลให้ข้อมูลช่วงความถี่ต่ำมีความเที่ยงตรงและหากลดช่วงเวลาของฟังก์ชันหน้าต่างให้น้อยลงส่งผลให้ข้อมูลช่วงความถี่สูงมีความเที่ยงตรงเช่นกันแสดงในรูปที่ 2.12 ซึ่งการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีการแปลงเวฟเลตจะแสดงข้อมูลเชิงเวลาและขนาด สามารถใช้วิเคราะห์สัญญาณแบบเฉพาะที่ได้ โดยเวฟเลตมีลักษณะพิเศษที่สำคัญคือ สมาชิกของฟังก์ชันเวฟเลตเป็นสัญญาณที่เกิดจากต้นแบบอันเดียวกัน และต้นแบบดังกล่าวนี้เรียกว่า เวฟเลตแม่ (mother wavelet) ซึ่งคลื่นเวฟเลตในแต่ละกลุ่มเกิดจากการปรับสเกล (Scaling : "a") ที่แสดงการยืดและหดของเวฟเลตแม่และการเลื่อนตำแหน่ง (Translation : "b") ที่แสดงบนแกนเวลา ดังสมการที่ (2-3)

$$\psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2-3)$$

$\psi(t)$  จะเป็นฟังก์ชันเวฟเลตแม่ที่ถูกเลื่อนตำแหน่งและถูกปรับสเกล โดยที่ช่วงเวลาและความถี่ในการแปลงจะสัมพันธ์กันและเพื่อให้เวฟเลตที่ถูกปรับสเกลไปแล้วมีพลังงานเท่ากับเวฟเลตแม่จึงต้องทำการนอร์มัลไลซ์ด้วย  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  เสมอ สัญญาณที่ผ่านกระบวนการแปลงเวฟเลตจะมีการแตกสัญญาณในรูปของ

เวฟเลตแม่โดยมีการปรับสเกลและตำแหน่งที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งสามารถแบ่งรูปแบบการแปลงเวฟเลตทั่วไปได้ 2 ประเภทคือ การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องและการแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วย

#### 2.4.3.1 การแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform: CWT)

รูปแบบของการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องนั้นมีลักษณะการวิเคราะห์สัญญาณ โดยอาศัยการปรับเปลี่ยนคุณสมบัติของเวฟเลตแม่ที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ ใช้ช่วงเวลาในการวิเคราะห์ที่แคบสำหรับการวิเคราะห์ห้วงที่ประกอบความถี่สูง และใช้ช่วงเวลาในการวิเคราะห์ที่กว้างสำหรับการวิเคราะห์ห้วงที่ประกอบความถี่ต่ำ โดยเป็นการปรับระดับความละเอียดในการวิเคราะห์อย่างต่อเนื่องตลอดการวิเคราะห์สัญญาณในทุกๆค่าของความถี่ดังแสดงในสมการที่ (2-4)

$$CWT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2-4)$$

เมื่อ

$f(t)$  คือ สัญญาณที่จะทำการแปลง

$\psi(t)$  คือ เวฟเลตแม่

$a$  คือ แฟคเตอร์สเกล (scale)

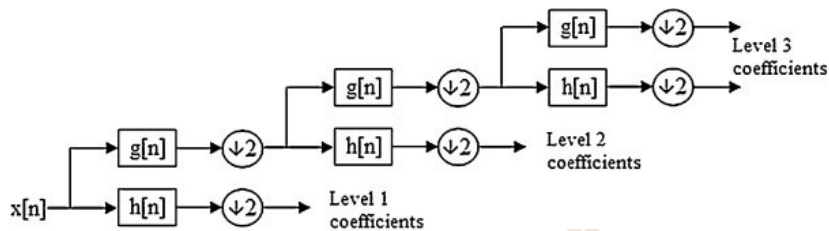
$b$  คือ แฟคเตอร์การเลื่อนตำแหน่ง (shifting)

การปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์  $a$  และ  $b$  ทำให้ช่วงที่มีความถี่สูงมีช่วงเวลาในการวิเคราะห์ที่แคบ และในช่วงที่มีความถี่ต่ำมีช่วงเวลาที่ยาว โดยเป็นผลรวมการคูณกันระหว่างสัญญาณในเชิงเวลากับฟังก์ชันเวฟเลตที่มีการปรับระดับสเกลและระดับการเลื่อนต่างๆ โดยเริ่มจากจุดเริ่มต้นของสัญญาณไปที่ละส่วนจนครบแล้วไล่จากสเกลต่ำสุดจนไปถึงการเพิ่มระดับสเกลขึ้นเรื่อยๆจนครบทุกระดับสเกลที่ต้องการ ทำให้ได้ค่าความถี่ที่แตกต่างกันออกไปในแต่ละระดับสเกล โดยผลจากการวิเคราะห์ที่ได้จะอยู่ในรูปของสัมประสิทธิ์เวฟเลต (wavelet coefficient) แม้วิธีการนี้ให้ค่าความแม่นยำทางด้านเวลาและความถี่ที่สูง แต่ยังคงมีข้อจำกัดด้านเวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณค่อนข้างมากและมีความซับซ้อนเกินความจำเป็น

#### 2.4.3.2 การแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform: DWT)

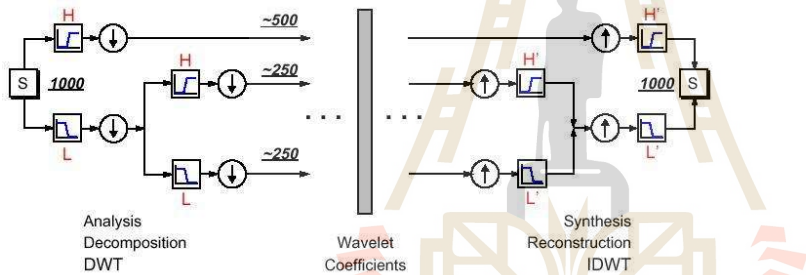
พัฒนาขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาของการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่อง โดยมีรูปแบบการปรับสเกลและการเลื่อนตำแหน่งในลักษณะเป็นช่วงๆที่ไม่ต่อเนื่องกัน โดยใช้การวิเคราะห์ด้วยตัวกรองสัญญาณ (Filter Bank Analysis) หลายระดับซึ่งเป็นการนำสัญญาณมาผ่านตัวกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) แทนด้วยสัญญาณ  $g[n]$  และความถี่สูง (High pass filter) แทนด้วยสัญญาณ  $h[n]$  เพื่อทำการแยกองค์ประกอบสัญญาณออกเป็นสัมประสิทธิ์ของส่วนที่มีความถี่ต่ำ (Approximation coefficient) และสัมประสิทธิ์ของส่วนที่มี

ความถี่สูง (Detail coefficient) โดยสัญญาณที่ได้มานั้นจะผ่านอัตราสุ่มลง (Down sampling) ด้วยทำให้จำนวนตัวอย่าง (Sample) ของผลลัพธ์ที่ได้ลดลงครึ่งหนึ่งจากสัญญาณเดิม แสดงในรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 การแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วยระดับ 3 [26]

สามารถวิเคราะห์สัญญาณกลับได้โดยใช้วิธีการแปลงกลับเวฟเลตแบบเต็มหน่วย (Inverse discrete wavelet transform) ที่นำองค์ประกอบสัญญาณที่มีความถี่สูงและความถี่ต่ำมารวมกันเป็นสัญญาณเดิม โดยผ่านอัตราสุ่มเพิ่ม (Up sampling) แสดงในรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 การแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วยและการแปลงกลับเวฟเลตแบบเต็มหน่วย [27]

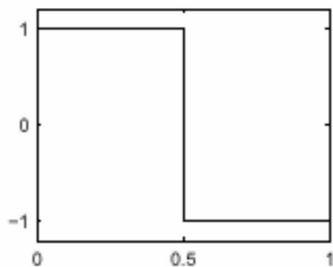
### 2.5.3.3 เวฟเลตแม่ (Mother wavelet)

ในการวิเคราะห์สัญญาณการเลือกรูปแบบในการวิเคราะห์ให้เหมาะสมถือว่าเป็นสิ่งสำคัญที่ต้องทำ รวมถึงการเลือกลักษณะของตัวกรองสัญญาณให้เหมาะสมด้วย สำหรับการแปลงเวฟเลตนั้นตัวกรองสัญญาณที่ใช้คือเวฟเลตแม่ ซึ่งจะมียู่ด้วยกันหลากหลายรูปแบบและเนื่องจากรูปแบบของเวฟเลตแม่ที่หลากหลายนี้จึงทำให้การแปลงเวฟเลตมีความยืดหยุ่นและสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลากหลาย โดยเลือกเวฟเลตแม่ให้เหมาะสมกับสัญญาณที่ทำกรวิเคราะห์ ซึ่งจะแสดงเวฟเลตแม่ [28] ดังต่อไปนี้

#### 1. Haar Wavelet

เวฟเลต Haar เป็นเวฟเลตชนิดแรกที่เริ่มต้นใช้กันและง่ายที่สุด เวฟเลตชนิดนี้เป็นชนิดที่ไม่ต่อเนื่องกันและมีลักษณะคล้ายกับฟังก์ชันขั้นบันได ดังแสดงในรูปที่ 2.20

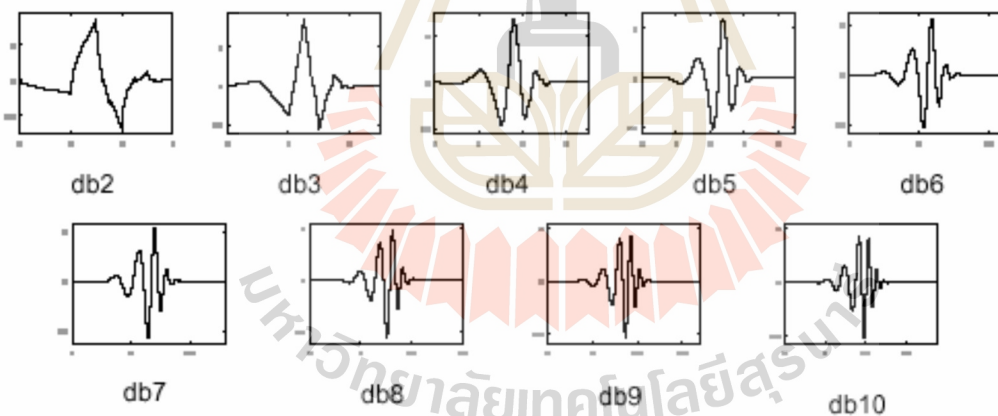




รูปที่ 2.20 แสดงลักษณะของ Haar Wavelet

## 2. Daubechies Wavelet

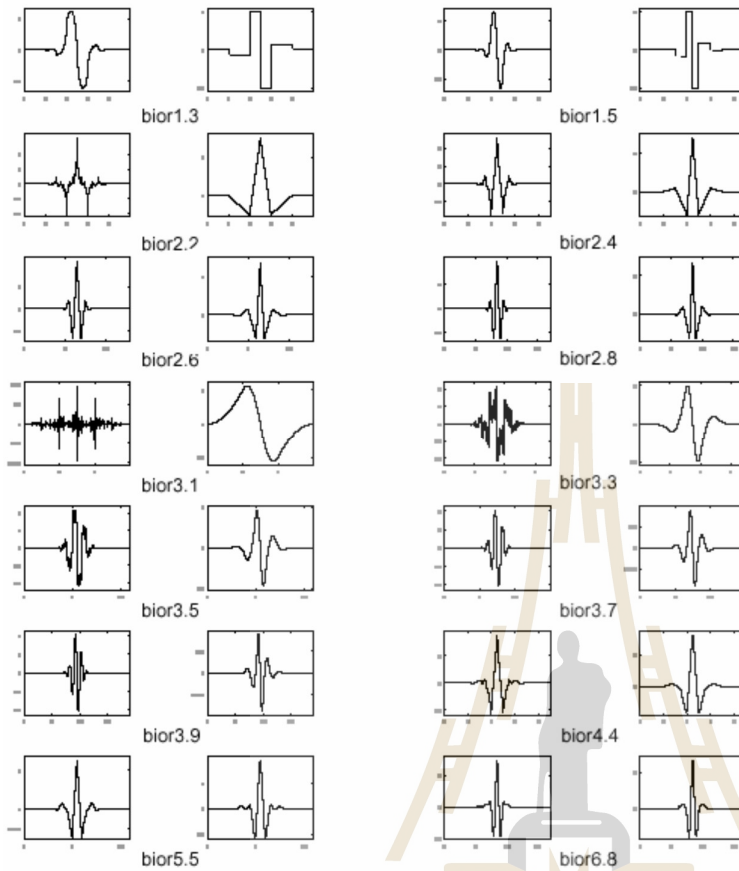
Ingrid Daubechies เป็นนักวิจัยทางด้านเวฟเล็ตหนึ่งคนสำคัญของโลกที่ได้ค้นพบสิ่งที่เรียกว่า "ขอบเขตที่แน่นอนของเวฟเล็ตเชิงเส้นตั้งฉากปกติ" (compactly-supported orthonormal wavelet) เป็นการสร้างขึ้นเพื่อวิเคราะห์เวฟเล็ตที่ไม่ต่อเนื่องในทางปฏิบัติ โดยใช้ชื่อเวฟเล็ตตระกูลนี้ว่า "Daubechies" ซึ่งเขียนในรูป dbN โดยที่ N คือการแสดงถึงลำดับ (order) หรือค่าสัมประสิทธิ์ตัวกรองและยังเป็นเวฟเล็ตที่นิยมใช้มากที่สุดในการเวฟเล็ตแบบเต็มหน่วย แสดงในรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 แสดงลักษณะของ Daubechies Wavelet

## 3. Biorthogonal Wavelet

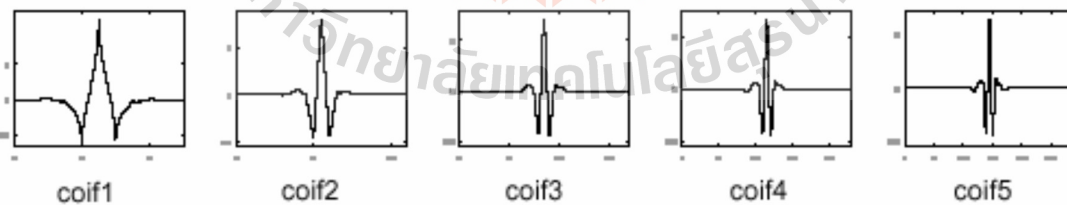
เวฟเล็ตตระกูลนี้แสดงคุณสมบัติของเฟสเชิงเส้น ซึ่งใช้ในการฟื้นฟูสัญญาณและภาพ โดยใช้เวฟเล็ต 2 ตัว ตัวหนึ่งสำหรับแยกองค์ประกอบของสัญญาณและอีกตัวหนึ่งสำหรับการสร้างใหม่แทนที่อีกตัวหนึ่งที่เหมือนกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 แสดงลักษณะของ Biorthogonal Wavelet

#### 4. Coiflets Wavelet

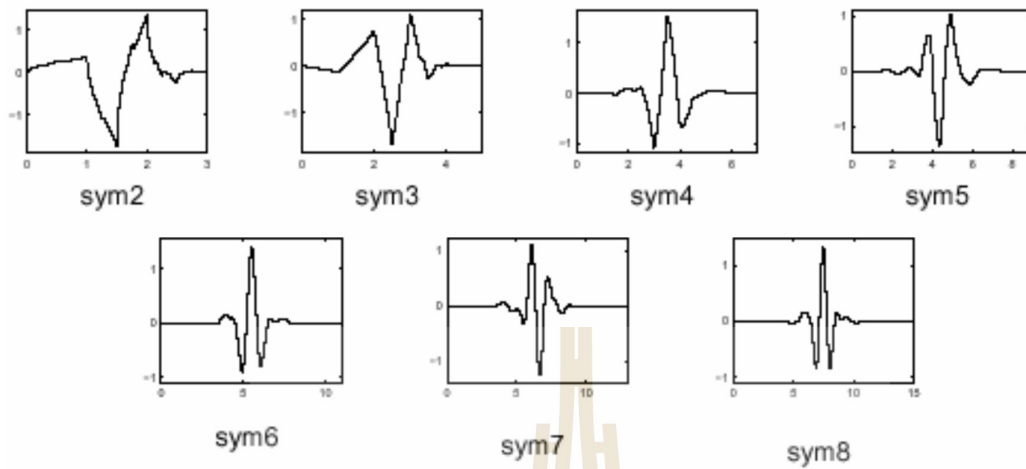
เวฟเลตชนิดนี้ถูกสร้างขึ้น โดย I. Daubechies โดยความต้องการของ R. Coifman เวฟเลตชนิดนี้จะมีฟังก์ชันพื้นฐานในลักษณะเกือบไม่สมมาตร (Nearly Asymmetric) ดังแสดงในรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 แสดงลักษณะของ Coiflets Wavelet

#### 5. Symlets Wavelet

เวฟเลตชนิด Symlets จะมีสัดส่วนที่สมมาตรเกือบทั้งหมด ซึ่งเวฟเลตนี้ถูกนำเสนอโดย I. Daubechies ได้ปรับปรุงมาจากเวฟเลตตระกูล db ซึ่งคุณสมบัติของเวฟเลตทั้งสองตระกูลนี้มีความคล้ายคลึงกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.24

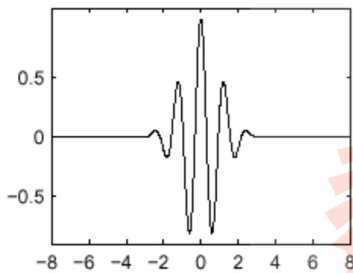


รูปที่ 2.24 แสดงลักษณะของ Symlets Wavelet

#### 6. Morlet Wavelet

เวฟเลตชนิดนี้จะไม่มียังฟังก์ชันการสเกลลิง (scaling function) แต่จะมีความแน่นอนแสดงในรูปที่

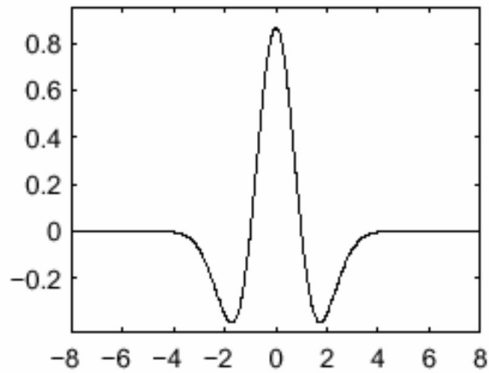
2.25



รูปที่ 2.25 แสดงลักษณะของ Morlet Wavelet

#### 7. Mexican Hat Wavelet

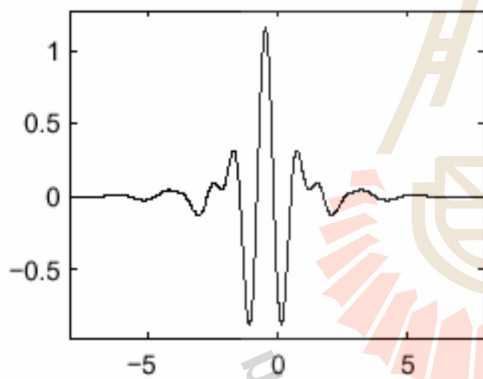
เวฟเลตนี้ไม่มีฟังก์ชันการสเกลลิง (scaling function) และมีที่มาจากฟังก์ชันอนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นเกาส์เซียน (the second derivative function of the Gaussian probability density function) ดังแสดงในรูปที่ 2.26



รูปที่ 2.26 แสดงลักษณะของ Mexican Hat Wavelet

#### 8. Meyer Wavelet

เวฟเลตชนิด Meyer และฟังก์ชันการสเกลลิงถูกกำหนดด้วยโดเมนความถี่ ดังแสดงในรูปที่ 2.27



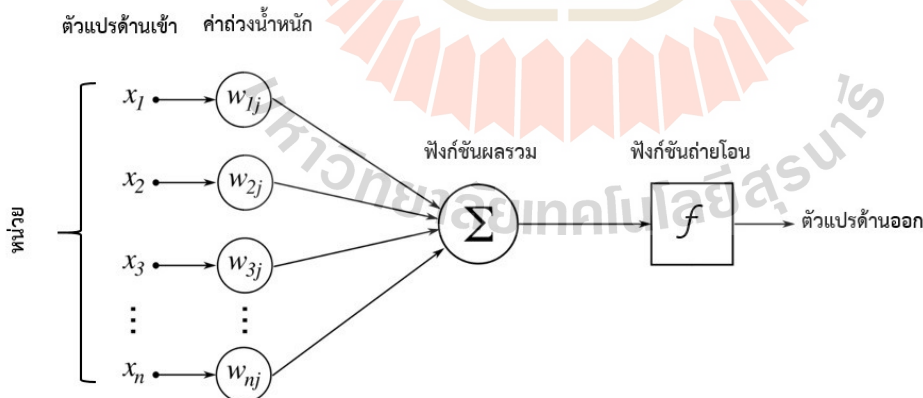
รูปที่ 2.27 แสดงลักษณะของ Meyer Wave

#### 2.5.4 ทฤษฎีโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network)

โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial neural network) หรือที่มักจะเรียกสั้น ๆ ว่า ข่ายงานประสาท (neural network หรือ neural net) คือ โมเดลทางคณิตศาสตร์ สำหรับประมวลผลสารสนเทศด้วยการคำนวณแบบคอนเนกชันนิสต์ (connectionist) เพื่อจำลองการทำงานของเครือข่ายประสาทในสมองมนุษย์ด้วยวัตถุประสงคที่จะสร้างเครื่องมือซึ่งมีความสามารถในการเรียนรู้การจดจำรูปแบบ (Pattern Recognition),

การจัดกลุ่ม (Clustering), การจัดหมวดหมู่ (Classification) และการพยากรณ์ (Forecasting) เช่นเดียวกับความสามารถที่มีในสมองมนุษย์ แนวคิดเริ่มต้นของเทคนิคนี้ได้มาจากการศึกษาข่ายงานไฟฟ้าชีวภาพ (bioelectric network) ในสมอง ซึ่งประกอบด้วย เซลล์ประสาท หรือ “นิวรอน” (neurons) และ จุดประสานประสาท (synapses) แต่ละเซลล์ประสาทประกอบด้วยปลายในการรับกระแสประสาท เรียกว่า "เดนไดรต์" (Dendrite) ซึ่งเป็น input และปลายในการส่งกระแสประสาทเรียกว่า "แอกซอน" (Axon) ซึ่งเป็นเหมือน output ของเซลล์ เซลล์เหล่านี้ทำงานด้วยปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี เมื่อมีการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าภายนอกหรือกระตุ้นด้วยเซลล์ด้วยกัน กระแสประสาทจะวิ่งผ่านเดนไดรต์เข้าสู่นิวเคลียสซึ่งจะเป็นตัวตัดสินใจว่าต้องกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อหรือไม่ ถ้ากระแสประสาทแรงพอ นิวเคลียสก็จะกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อไปผ่านทางแอกซอน ตามโมเดลนี้ข่ายงานประสาทเกิดจากการเชื่อมต่อระหว่างเซลล์ประสาทจนเป็นเครือข่ายที่ทำงานร่วมกันและเนื่องจากคุณสมบัติที่สำคัญคือความยืดหยุ่นในการจำลองความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยนำเข้า (Input) กับผลลัพธ์ (Output) ที่มีความซับซ้อน และสามารถตอบสนองกับข้อมูลที่ไม่เคยเห็น ได้ดีจึงทำให้ทฤษฎีโครงข่ายประสาทเทียมถูกนำมาประยุกต์ใช้แก้ปัญหาทางจริงหลายด้านอย่างกว้างขวาง เช่น ระบบรักษาความปลอดภัยด้านการแพทย์, ระบบสื่อสาร, ระบบขนส่ง รวมทั้งงานทางด้านวิศวกรรม ในการศึกษาวิจัยนี้ได้นำโครงข่ายประสาทเทียมแบบป้อนไปข้างหน้าโดยใช้การเรียนรู้แบบแพร่ค่าย้อนกลับ (Feedforward Network with Back Propagation Algorithm) ได้ถูกนำมาใช้สำหรับการจดจำรูปแบบและการจัดหมวดหมู่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

#### 2.4.4.1 โครงสร้างของแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม



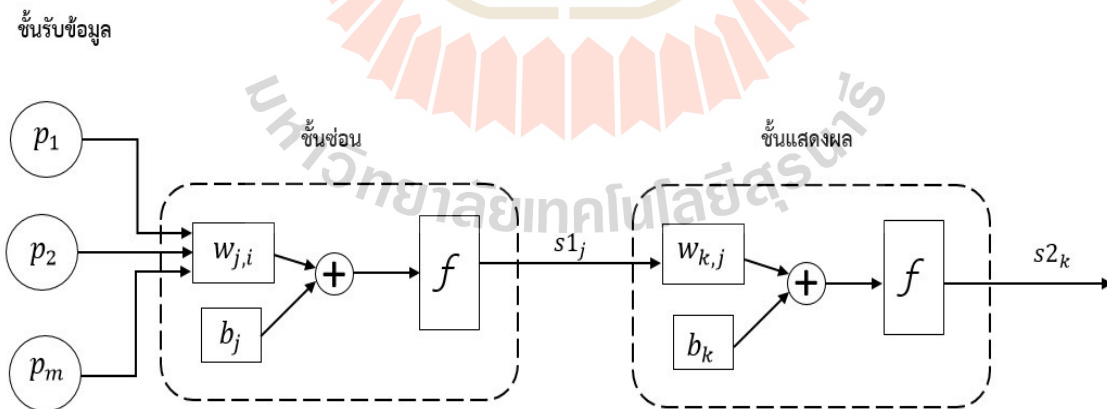
รูปที่ 2.28 โครงสร้างเซลล์ประสาทเทียม

แบบจำลองของโครงข่ายประสาทเทียมแสดงในรูปที่ 2.28 โดยประกอบด้วยโครงสร้างพื้นฐานที่สำคัญคือ หน่วย (Node) หรือ ยูนิต (Unit), ตัวแปรด้านเข้า (Input), ตัวแปรด้านออก (Output) และค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight) ซึ่งสามารถสรุปความสัมพันธ์ระหว่างเซลล์ประสาททางชีววิทยาและเซลล์ประสาทเทียมดังนี้ การประมวลผลจะเกิดขึ้นในหน่วยประมวลผลย่อยคือ หน่วย (Node) หรือ ยูนิต (Unit) ซึ่งจำลองมาจากลักษณะการทำงานของตัวเซลล์จากนั้นจะมีการส่งสัญญาณระหว่างหน่วยด้วยกันที่มีส่วนเชื่อมติดกัน การทำงานในส่วนนี้ถูกจำลองมาจากการเชื่อมต่อของเดนไดรต์และแอกซอน โดยแต่ละการเชื่อมต่อจะประกอบด้วยค่าน้ำหนักที่แตกต่างกัน ซึ่งขึ้นอยู่กับอิทธิพลที่หน่วยจะได้รับจากหน่วยอื่นๆ การทำงานในส่วนนี้ถูกจำลองมาจากไซแนปส์ ค่าน้ำหนักที่ได้รับจะทำหน้าที่เสมือนความรู้ที่ถูกรวบรวมไว้ใช้แก้ปัญหาเฉพาะอย่างของมนุษย์ โดยภายในหน่วยมีฟังก์ชันที่ใช้ในการกำหนดสัญญาณด้านออกที่เรียกว่า ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) หรือ ฟังก์ชันกระตุ้น (Activation Function) ซึ่งทั้งหมดนี้เหมือนกับปฏิกิริยาเคมีที่เกิดขึ้นในสมองมนุษย์

#### 2.4.4.2 ประเภทของโครงข่ายประสาทเทียม

การจัดประเภทโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียมตามทิศทางการเคลื่อนที่ของสัญญาณสามารถแบ่งได้ 2 ชนิดคือ โครงข่ายแบบไปข้างหน้า (Feedforward Network) และ โครงข่ายแบบส่งค่ากลับ (Recurrent Network)

โครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้า (Feedforward Network)



รูปที่ 2.29 โครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้า (Feedforward Network)

โครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้าจะประกอบด้วยชั้นดังต่อไปนี้ 1. ชั้นรับข้อมูล (Input Layer)

2. ชั้นซ่อน (Hidden Layer) ซึ่งในโครงข่ายจะมีหรือไม่มีชั้นซ่อนก็ได้ ถ้าไม่มีชั้นซ่อนเรียกโครงข่ายว่า Single-Layer Feedforward Network ส่วนโครงข่ายที่มีชั้นซ่อนเรียกว่า Multilayer Feedforward Network ซึ่งจำนวนชั้นซ่อนอาจมีจำนวน 1 ชั้น หรือมากกว่า 3. ชั้นแสดงผล (Output Layer) โดยในแต่ละชั้นจะประกอบด้วย หน่วย (Node) ซึ่งจะทำหน้าที่ประมวลผล และเชื่อมต่อผลลัพธ์ไปยังชั้นถัดไป การเชื่อมต่อของแต่ละชั้นจะเป็นแบบถึงกันหมดจึงทำให้สัญญาณข้อมูลเคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวคือเคลื่อนที่ไปข้างหน้า จากชั้นรับข้อมูลไปยังชั้นแสดงผล โดยจำนวนชั้นซ่อนและหน่วยในแต่ละชั้นซ่อนจะขึ้นอยู่กับความซับซ้อนของปัญหา ส่วนจำนวนหน่วยในชั้นรับข้อมูลจะขึ้นกับจำนวนข้อมูลที่ต้องการให้โครงข่ายประสาทเทียมเรียนรู้ และจำนวนหน่วยในชั้นแสดงผลคือผลลัพธ์ที่ต้องการจากโครงข่าย โครงสร้างเบื้องต้นของโครงข่ายประสาทเทียม แบบ Feed-Forward แสดงในรูปที่ 2.16 ค่าผลลัพธ์จากแต่ละหน่วย จะสามารถหาได้จากสมการที่ (2-5) และ (2-6) ดังนี้

$$s_{1j} = f \left( \sum_{i=1}^m (w_{j,i} \cdot p_i) + b_j \right) \quad (2-5)$$

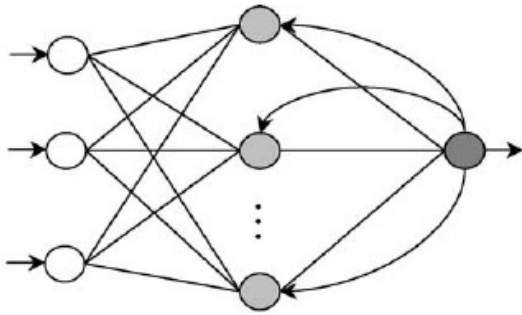
$$s_{2k} = f \left( \sum_{j=1}^n (w_{k,j} \cdot s_{1j}) + b_k \right) \quad (2-6)$$

เมื่อ

- $p_i$  คือ ปัจจัยนำเข้า (Input)
- $s_{1j}$  คือ ค่าผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลของ ชั้นซ่อน (Hidden Layer)
- $s_{2k}$  คือ ค่าผลลัพธ์จากชั้นแสดงผล
- $w$  คือ ค่าน้ำหนัก (Weight)
- $b$  คือ ค่าเบี่ยงเบน (Bias)
- $f(c)$  คือ ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) หรือ ฟังก์ชันกระตุ้น (Activation Function)

โครงข่ายประสาทเทียมแบบส่งค่ากลับ (Recurrent Network)

โดยข้อมูลที่ประมวลผลในโครงข่ายนี้จะมีการป้อนกลับเข้าไปยังโครงข่ายหลายๆครั้งจนกระทั่งได้คำตอบออกมา แสดงในรูปที่ 2.30



Input layer      Hidden layer      Output layer

รูปที่ 2.30 โครงข่ายประสาทเทียมแบบส่งค่ากลับ (Recurrent Network) [29]

#### 2.4.4.3 ฟังก์ชันถ่ายโอนหรือฟังก์ชันกระตุ้นของ โครงข่ายประสาทเทียม

จะเป็นตัวกำหนดค่าผลลัพธ์ของ โครงข่ายประสาทเทียม ซึ่งฟังก์ชันถ่ายโอนมีอยู่หลายชนิดการที่จะเลือกฟังก์ชันชนิดใดขึ้นอยู่กับรูปแบบปัญหา, ลักษณะของผลลัพธ์ว่าเป็นค่าต่อเนื่องหรือไม่, ขอบเขตของผลลัพธ์ เป็นต้น แต่ในที่นี้จะเสนอเฉพาะฟังก์ชันถ่ายโอนที่ใช้ในการศึกษานี้เท่านั้นสรุปได้ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ชนิดของฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function)

ชนิดของฟังก์ชันถ่ายโอน	รูปแบบ	สมการฟังก์ชันถ่ายโอน	ขอบเขตของ $a(n)$
Linear Transfer Function		$a(n) = n$	$[-\infty, \infty]$
Log-Sigmoid Transfer Function		$a(n) = \frac{1}{1 + e^{(-n)}}$	$[0, 1]$
Tan-Sigmoid Transfer Function		$a(n) = \frac{1 - e^{(-n)}}{1 + e^{(-n)}}$	$[-1, 1]$



ส่วนค่าน้ำหนัก (Weight) และค่าเบี่ยงเบน (Bias) เป็นค่าที่ได้จากกระบวนการเรียนรู้ โดยกระบวนการเรียนรู้ที่นิยมใช้กับโครงข่ายประสาทเทียมแบบไปข้างหน้าคือการเรียนรู้แบบแพร่ค่าย้อนกลับ (Backpropagation Algorithm)

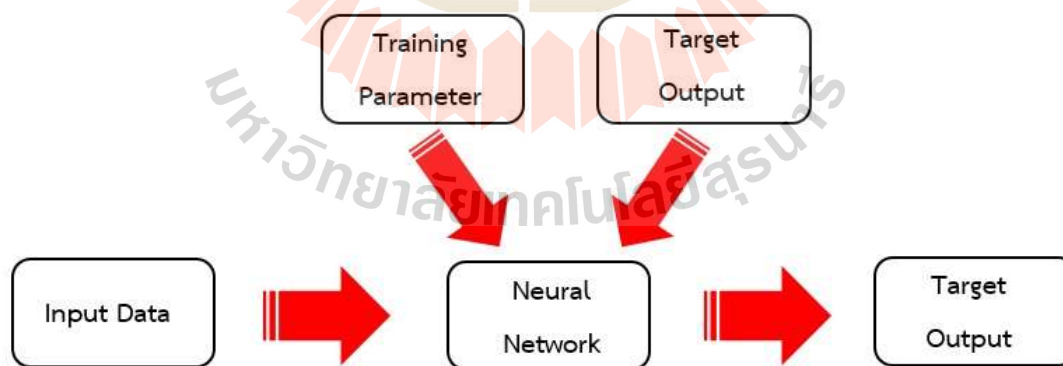
#### 2.4.4.4 ประเภทของการเรียนรู้ในโครงข่ายประสาทเทียม

สามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ประเภทดังต่อไปนี้

##### 1. การเรียนรู้แบบมีการสอน (Supervised Learning)

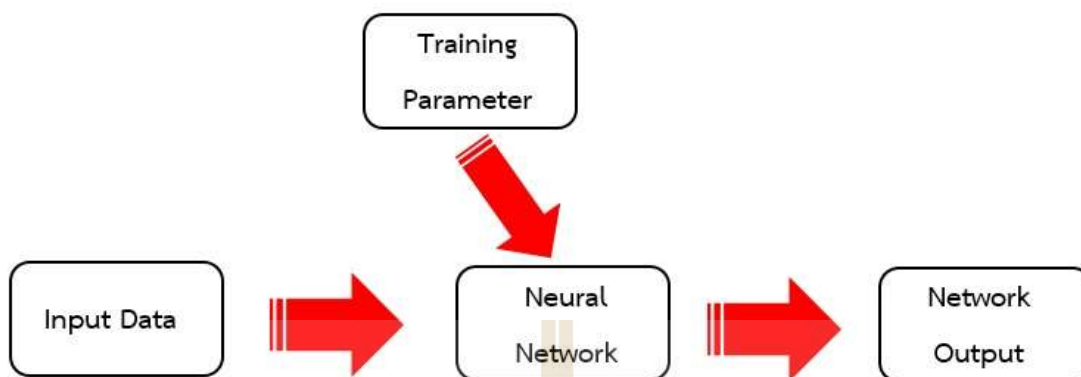
เป็นการเรียนรู้แบบที่มีการตรวจคำตอบเพื่อให้โครงข่ายประสาทเทียมปรับตัว ชุดข้อมูลที่ใช้สอนโครงข่ายจะมีคำตอบไว้คอยตรวจว่าโครงข่ายให้คำตอบที่ถูกหรือไม่ ถ้าตอบไม่ถูกโครงข่ายก็จะปรับตัวเองเพื่อให้ได้คำตอบที่ดีขึ้น โดยที่รูปแบบการเรียนรู้แบบมีการสอนจะเริ่มด้วยการส่งสิ่งเร้าที่ใช้ในการสอนเข้าไป

เป็นข้อมูลด้านเข้าของโครงข่ายซึ่งมีการกำหนดผลลัพธ์ของโครงข่ายไว้แล้ว เมื่อข้อมูลชุดใหม่ถูกนำเข้าไปยังโครงข่าย โครงข่ายจะเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้จากการสอนกับผลลัพธ์ที่ได้จากข้อมูลชุดใหม่ หากมีผลลัพธ์ทั้งสองมีความแตกต่างกัน นั่นแสดงว่ามีความคลาดเคลื่อน (Error) เกิดขึ้นความคลาดเคลื่อนดังกล่าวจะถูกนำไปคำนวณเพื่อปรับค่าน้ำหนัก (Weight) ต่างๆ ในโครงข่ายเพื่อลดความคลาดเคลื่อนลงให้เหลือน้อยที่สุด การปรับแต่งค่าน้ำหนักขึ้นอยู่กับอัลกอริทึม (Algorithm) ที่ใช้ รูปที่ 2.31 แสดงการเรียนรู้แบบมีการสอน



รูปที่ 2.31 แสดงการเรียนรู้แบบมีการสอน (Supervised Learning)

## 2. การเรียนรู้แบบไม่มีการสอน (Unsupervised Learning)



รูปที่ 2.32 แสดงการเรียนรู้แบบไม่มีการสอน (Unsupervised Learning)

เป็นการเรียนแบบไม่มีการสอนจะไม่มีการตรวจคำตอบว่าถูกหรือผิด โครงข่ายประสาทเทียมจะจัดเรียงโครงสร้างด้วยตัวเองตามลักษณะของข้อมูล ผลลัพธ์ที่ได้โครงข่ายจะสามารถจัดหมวดหมู่ของข้อมูลได้ การเรียนรู้แบบไม่มีการสอนนั้นไม่จำเป็นต้องกำหนดค่าเป้าหมายของแต่ละข้อมูลในระหว่างการเรียนรู้ โครงข่ายจะได้รับข้อมูลกระตุ้นในรูปแบบต่างๆและทำการจัดกลุ่มรูปแบบเหล่านั้นตามต้องการผลลัพธ์ของโครงข่ายประเภทนี้จะเป็นการระบุกลุ่มของข้อมูลที่ใส่เข้าไปโดยอิงจากวิธีการจัดกลุ่มซึ่งได้เรียนรู้จากข้อมูลที่โครงข่ายเคยพบมา และเนื่องจากขั้นตอนการเรียนรู้แบบไม่มีการสอนนี้จะมีการระบุกลุ่มของข้อมูลตัวอย่างก่อน เมื่อตัดสินใจได้แล้วว่าข้อมูลชุดใหม่มีลักษณะที่ควรจัดรวมเข้ากับกลุ่มใด บางครั้งอาจจะถือว่าข้อมูลชุดใหม่นั้นเป็นกลุ่มใหม่ก็ได้ ในกรณีที่โครงข่ายเห็นว่าไม่ควรจัดเข้ากลุ่มใดเลย หลังจากนั้นจึงมีการปรับคุณลักษณะของกลุ่มโดยการนำลักษณะข้อมูลใหม่นี้มาช่วยกำหนดแนวทางการจัดกลุ่มด้วย รูปที่ 2.19 แสดงการเรียนรู้แบบไม่มีการสอน

## 3. การเรียนรู้แบบแพร่ค่าย้อนกลับ (Backpropagation Algorithm)

คุณสมบัติสำคัญของโครงข่ายประสาทเทียม คือ ความสามารถในการเรียนรู้จากตัวอย่างโดยพยายามคำนวณหาความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยด้านเข้า (Input) และผลลัพธ์ (Output) การเรียนรู้จะเริ่มจากการสุ่มค่าน้ำหนัก (Weight) และค่าเบี่ยงเบนเริ่มต้น (Bias) ค่าผลลัพธ์ที่ได้จากค่าเริ่มต้นจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับผลลัพธ์จริงค่าที่แตกต่างจะถูกนำมาปรับค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบน โดยวิธีลองผิดลองถูก (Trial and Error) จนได้ผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงหรือตรงกับผลลัพธ์จริงค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบนสุดท้ายจะถูกนำมาใช้ในการพยากรณ์ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากข้อมูล (Input) ใหม่ กระบวนการในการปรับค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบนที่นิยมใช้ คือ การเรียนรู้แบบแพร่ค่าย้อนกลับ (Backpropagation) ซึ่งจะประกอบด้วยสัญญาณ 2

ส่วน ได้แก่ สัญญาณส่ง (Function Signals) คือ ข้อมูลหรือผลลัพธ์ของแต่ละหน่วยที่ถูกส่งเข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียม สัญญาณแก้ไข (Error Signals) คือ ค่าที่แตกต่างระหว่างผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณและผลลัพธ์จริงที่ถูกส่งกลับสู่โครงข่ายประสาทเทียมเพื่อปรับค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบน วิธีการปรับค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบนมีอยู่หลายวิธีด้วยกัน เช่น Gradient Descent, Gradient Descent with Adaptive Learning Rate, Gradient Descent with Momentum, Gradient Descent with Momentum and Adaptive Learning Rate, Resilient, Bayesian Regularization และ Levenberg-Marquardt โดยในการศึกษานี้จะใช้วิธี Levenberg-Marquardt Algorithm ในการปรับค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบน เนื่องจากวิธีนี้เหมาะสมในการแก้ไขปัญหาคู่ประเภทการประมาณค่า นอกจากนั้นยังเป็นวิธีที่มีความรวดเร็วที่สุดในการปรับค่า โดยมีขั้นตอนดังนี้

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{(new)} &= \mathbf{x}_{old} + \Delta \mathbf{x} \\ \mathbf{x}_{(new)} &= \mathbf{x}_{old} - \left[ \mathbf{J}^T \cdot \mathbf{J} + \mu \mathbf{I} \right]^{-1} \cdot \mathbf{J}^T \cdot \mathbf{e} \end{aligned} \quad (2-7)$$

$$\mathbf{g} = 2 \mathbf{J}^T \cdot \mathbf{e} \quad (2-8)$$

โดยที่

- $\mathbf{x}$  คือ ค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight) และค่าเบี่ยงเบน (Bias)
- $\mathbf{J}$  คือ จาคอบีเยนเมตริกซ์ (Jacobian Matrix) ของอนุพันธ์ของค่าผิดพลาด (แต่ละค่า) ต่อค่า  $\mathbf{x}$  (แต่ละค่า)
- $\mathbf{J}^T$  คือ Transpose Matrix ของ  $\mathbf{J}$
- $\mathbf{g}$  คือ Gradient Factor
- $\mathbf{e}$  คือ เมตริกซ์ของค่าผิดพลาด (Error) ระหว่างค่าตอบ (Target) กับค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมคำนวณได้ (Output)
- $\mathbf{I}$  คือ Identity Matrix
- $\mu$  คือ Mu Factor หรือ Learning Factor

จาคอบีเยนเมตริกซ์ของค่าถ่วงน้ำหนัก (Weight,  $w$ )

$$\mathbf{J}(w) = \begin{bmatrix} \frac{\partial e_1}{\partial w_{1,1}} & \frac{\partial e_1}{\partial w_{1,2}} & \cdots & \frac{\partial e_1}{\partial w_{1,s2}} \\ \frac{\partial e_2}{\partial w_{2,1}} & \frac{\partial e_2}{\partial w_{2,2}} & \cdots & \frac{\partial e_2}{\partial w_{2,s2}} \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ \frac{\partial e_{s3}}{\partial w_{s3,1}} & \frac{\partial e_{s3}}{\partial w_{s3,2}} & \cdots & \frac{\partial e_{s3}}{\partial w_{s3,s2}} \end{bmatrix} \quad (2-9)$$

จาโคเบียนเมตริกซ์ของค่าเบี่ยงเบน (Bias,  $b$ )

$$J(b) = \begin{bmatrix} \frac{\partial e_1}{\partial b_1} \\ \frac{\partial e_2}{\partial b_2} \\ \vdots \\ \frac{\partial e_{s3}}{\partial b_{s3}} \end{bmatrix} \quad (2-10)$$

เมตริกซ์ของค่าผิดพลาด (Error,  $e$ )

$$\begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \\ \vdots \\ e_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} t_1^3 - a_1^3 \\ t_2^3 - a_2^3 \\ \vdots \\ t_3^3 - a_3^3 \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

การดูเข้าของการปรับค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบนจะเร็วหรือช้านอกจากรูปแบบวิธีการเรียนรู้แล้ว การกำหนดค่าเริ่มต้นของค่าน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบนก็ส่งผลด้วยเช่นกัน

## 2.5 กล่าวท้ายบท

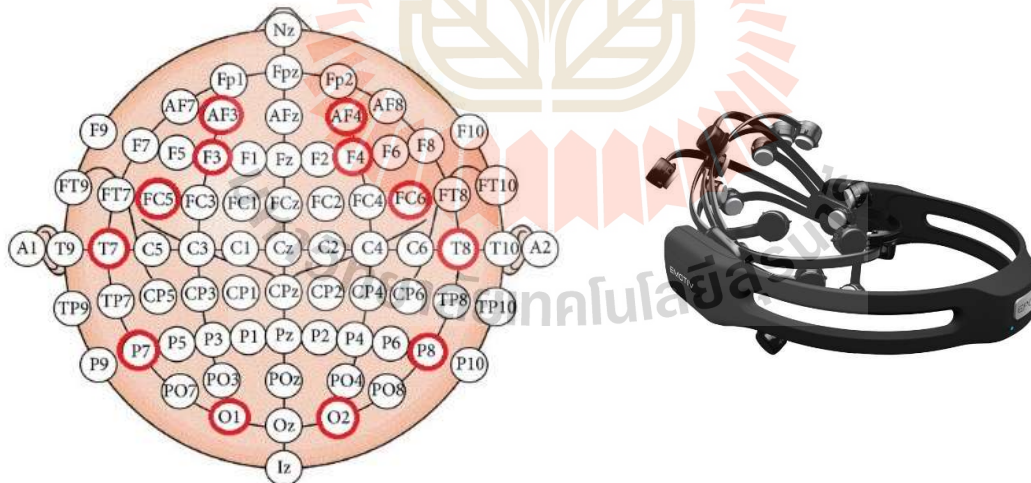
ตามเนื้อหาที่ได้กล่าวมาข้างต้น ในบทนี้จะเป็นพื้นฐานสำหรับการทำความเข้าใจเกี่ยวกับการทำงานของสมองในแต่ละส่วน ความสัมพันธ์ระหว่างย่านความถี่กับกิจกรรมของร่างกายมนุษย์ และเทคนิคการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยวิธีการแปลงเวฟเลตที่สามารถปรับช่วงเวลาและความถี่ให้เหมาะสมตามความต้องการได้ รวมถึงการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยเทคนิคโครงข่ายประสาทเทียมที่จะทำหน้าที่จดจำรูปแบบและจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง นอกจากนี้การสำรวจปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องยังแสดงให้เห็นถึงงานวิจัยที่ผ่านมาเกี่ยวกับการสะกดตัวอักษรจะต้องใช้การกระตุ้นตลอดเวลา ผู้ใช้งานจึงจำเป็นต้องนั่งอยู่หน้าจอคอมพิวเตอร์เสมอซึ่งไม่สะดวกต่อการนำไปใช้งานนอกสถานที่ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเสนอแนวคิดใหม่ในการพัฒนาการสื่อสารด้วยการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนโดยไม่จินตนาการถึงการเคลื่อนไหวแขนหรือขาและไม่ใช้การกระตุ้นจากสิ่งเร้าภายนอก ซึ่งจะอธิบายในบทถัดไป

### บทที่ 3 วิธีการวัดสัญญาณคลื่นสมอง

#### 3.1 กล่าวนำ

เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงการพัฒนาการสื่อสารด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจากการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนโดยไม่จินตนาการถึงการเคลื่อนไหวแขนหรือขาและไม่ใช้การกระตุ้นจากสิ่งเร้าภายนอกซึ่งการวิจัยนี้จะใช้ระเบียบวิธีวิจัยเชิงทดลองแบบการทดลองเบื้องต้น (Pre-Experimental Study Design) โดยมีขั้นตอนในการดำเนินการคือ อุปกรณ์ที่ใช้บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง การออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง และการพัฒนาโปรแกรมจียูไอ (Graphic user interface :GUI) สำหรับการวิเคราะห์

#### 3.2 อุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง



รูปที่ 3.1 ตำแหน่งขั้วไฟฟ้าของอุปกรณ์ (วงกลมสีแดง)(ซ้าย)และอุปกรณ์บันทึกสัญญาณแบบไร้สาย(ขวา)

ในงานวิจัยนี้ใช้อุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีชื่อเรียกว่า Emotiv รุ่น EPOC+ แสดงในรูปที่ 3.1(ด้านขวา) เป็นอุปกรณ์ที่ผลิตจากบริษัท Emotiv Inc. ประเทศออสเตรเลียมีความสะดวกในการใช้งานทั้งภายในห้องปฏิบัติการและใช้ในการทดสอบกับอาสาสมัครนอกสถานที่ อุปกรณ์นี้สามารถใช้งานด้านคอมพิวเตอร์ได้ซึ่งมีรหัส (Code) สำหรับนักพัฒนาเพื่อใช้ในการศึกษารวมอยู่ด้วย รูปที่ 3.2(ด้านซ้าย) วงกลมสีแดงแสดงตำแหน่งขั้วไฟฟ้าของอุปกรณ์ โดยตัวอุปกรณ์มีข้อมูลทางเทคนิคดังนี้

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

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

Sampling Method: Sequential Sampling, Single ADC

Sampling Rate: ~128Hz (2048Hz Internal)

Resolution: 16 Bits (14 Bits Effective) 1 LSB = 0.51  $\mu$ V

Bandwidth: 0.2 - 43Hz, Digital Notch Filters at 50Hz and 60Hz

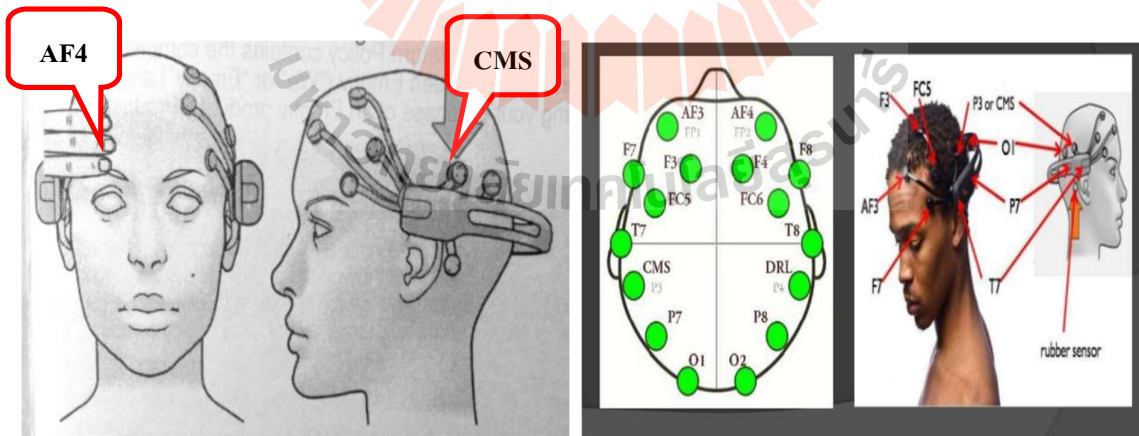
Dynamic Range (Input Referred): 8400  $\mu$ V(pp)

Coupling Mode: AC coupled

Connectivity: Proprietary Wireless, 2.4 GHz Band.

Battery Type: Li-poly

Battery Life (Typical): 12 hrs.



รูปที่ 3.2 แสดงการติดตั้งเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง [31]

การติดตั้งอุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองบนศีรษะของอาสาสมัครจะต้องปรับแต่งขั้วไฟฟ้าให้ตรงกับตำแหน่งต่างที่กำหนดไว้ในคู่มือการใช้งาน เช่น ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้า AF4 จะต้องติดตั้งให้อยู่ที่ระยะเหนือหางคิ้วขวาประมาณสามนิ้วมือและตำแหน่ง CMS หรือ P3 ต้องติดตั้งอยู่บริเวณขมับข้างรูปที่ 3.2

### 3.3 การออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

#### 3.3.1 หลักเกณฑ์ของอาสาสมัคร

เบื้องต้นได้มีการกำหนดเกณฑ์สำหรับอาสาสมัครที่จะเป็นผู้ทดลองที่ยินยอมให้มีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองดังนี้

เป็นเพศ ชาย หรือ หญิง อายุระหว่าง 22-26 ปี

ไม่ได้รับผลกระทบหรือประวัติการรักษาที่เกี่ยวกับระบบประสาทและสมอง

ไม่มีประวัติการเจ็บป่วยทางจิต การใช้ยาทางจิตเวช หรือสารเสพติดที่มีผลต่อระบบประสาท

มีความเต็มใจเข้าร่วมการทดลองตามที่ผู้วิจัยกำหนด

โดยในงานวิจัยนี้มีอาสาสมัคร เป็นเพศชาย 4 คนและเพศหญิง 1 คน

#### 3.3.2 การออกแบบรูปแบบการเขียนให้มีมาตรฐานเดียวกัน

เนื่องจากอาสาสมัครแต่ละคนไม่สามารถจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนเดียวกันได้ ดังนั้นการใช้รูปแบบการเขียนที่เป็นมาตรฐานเดียวกันจึงเป็นเรื่องสำคัญเพื่อให้อาสาสมัครสามารถจินตนาการไปในทิศทางเดียวกันได้ โดยที่ตัวอักษรนั้นถูกสร้างขึ้นด้วยองค์ประกอบของเส้นต่างๆ เช่น เส้นตรง เส้นโค้ง หรือเส้นเอียง รวมถึงในบางตัวอักษรอาจมีวงกลมด้วย ดังนั้นจึงมีมาตรฐานในการลากเส้นสำหรับแต่ละตัวอักษร ยกตัวอย่างเช่น ตัวอักษรภาษาอังกฤษ I เป็นตัวอักษรที่อยู่กึ่งกลางพอดีเวลาลากเส้นหรือตัวอักษรที่ถูกสร้างขึ้นตามแนวโค้งจะต้องลากเส้นจากบนลงล่าง ถ้าเป็นอักษรที่เขียนในแนวราบ เช่น ท่อนล่างของตัว L หรือส่วนบนของตัว T จะต้องลากเส้นจากซ้ายไปขวา ในงานวิจัยนี้จึงออกแบบภาพเคลื่อนไหวเส้นต่างๆที่เป็นส่วนประกอบของตัวอักษร โดยที่ก่อนจะแสดงภาพเคลื่อนไหวของรูปแบบการเขียนจะมีการนับถอยหลัง 3 วินาทีเพื่อให้อาสาสมัครเตรียมพร้อมก่อนเริ่มจินตนาการ

### 3.3.3 ออกแบบการลดปัจจัยที่จะส่งผลกระทบต่อการบินที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

อาสาสมัครแต่ละคนจะต้องมองภาพเคลื่อนไหวที่ถูกสร้างขึ้นและทำความเข้าใจในการลากเส้นของภาพเพื่อใช้ในการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียน เพื่อลดปัจจัยที่จะส่งผลกระทบต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากความกระวนกระวายใจ ความวิตกกังวล ก่อนการบินที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองอาสาสมัครจะต้องทำสมาธิเป็นช่วงระยะเวลาหนึ่ง และเพื่อลดปัจจัยที่จะส่งผลกระทบต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดจากความเหนื่อยล้าของสมองการบินที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองจะแบ่งการบินที่สัญญาณเป็นรอบ และจะแบ่งเวลาสำหรับการบินที่สัญญาณ ในแต่ละรูปแบบ แต่เนื่องจากอาสาสมัครแต่ละคนมีความเหนื่อยล้าขณะที่การบินที่สัญญาณไม่เท่ากันจึงต้องทำการทดลองเพื่อหาจำนวนครั้งในแต่ละรอบที่การบินที่สัญญาณให้มีความเหมาะสม

## 3.4 การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

### 3.4.1 การคัดเลือกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

จากการบินที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนจะคัดเลือกสัญญาณด้วยตัวตรวจจับแบบสหสัมพันธ์ (Correlation Detector) โดยการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient) ตามสมการที่ (3-1) เพื่อหาสัญญาณที่มีความสัมพันธ์กันมากที่สุดในแต่ละรูปแบบการเขียน

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (3-1)$$

โดยที่

$x_i, y_i$  คือ ค่าใดๆของแต่ละตัวแปรที่จะนำมาหาความสัมพันธ์กัน

$\bar{x}, \bar{y}$  คือ ค่าเฉลี่ยของแต่ละตัวแปร

$r$  เป็นค่าที่ใช้บ่งบอกระดับความสัมพันธ์เชิงเส้นดังกล่าว โดยจะมีค่าอยู่ระหว่าง -1.0 ถึง +1.0 โดยที่ค่าที่อยู่ใกล้ -1.0 หรือ +1.0 ถือว่ามีความสัมพันธ์กันมากที่สุด ส่วน 0 หมายความว่า ตัวแปรทั้งสองไม่มีความสัมพันธ์กันแม้แต่น้อย ส่วนเครื่องหมาย + หรือ - บ่งบอกว่าความสัมพันธ์นั้น เป็นตามกันหรือตรงกันข้าม เช่น ตัวแปรหนึ่งเพิ่มค่าขึ้นอีกตัวแปรหนึ่งก็จะเพิ่มตาม แต่ถ้าลดก็จะลดตาม ลักษณะเช่นนี้ ค่า  $r$  จะเป็นบวก แต่ในกรณีที่ตัวแปรหนึ่งเพิ่มค่าแต่อีกตัวแปรลดค่าในขณะที่ตัวแปรหนึ่งลดลงอีกตัวแปรจะ



เพิ่มขึ้น ลักษณะเช่นนี้ค่า  $r$  จะมีเครื่องหมายลบ และ เพื่อลดความแปรปรวนของข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง จึงได้มีการนำสัญญาณมานอร์มัลไลเซชัน (Normalization) ให้มีค่าอยู่ระหว่าง -1 ถึง 1 ด้วยสมการที่ (3-2)

$$\text{Normalize}(X_i) = 2 \frac{X_i - X_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} - 1$$

(3-2)

โดยที่

$X_i$  คือ ค่าตัวแปรแต่ละตัวในสัญญาณ

$X_{\max}$  คือ ค่าตัวแปรที่มีค่ามากที่สุด

$X_{\min}$  คือ ค่าตัวแปรที่มีค่าน้อยที่สุด

#### 3.4.2 การแยกองค์ประกอบ (Decomposition) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

ในงานวิจัยนี้จะใช้เทคนิคการแปลงเวฟเลตแบบเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform :DWT) ซึ่งเป็นที่นิยมในงานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมพบว่าเวฟเลตแม่ (mother wavelet) ที่เหมาะสำหรับการแยกองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองคือ Daubechies ลำดับที่ห้า (db5) และระดับการแยกองค์ประกอบอยู่ที่ระดับ 4 ดังแสดงในตารางที่ 3.1 จากกระบวนการแยกองค์ประกอบสัญญาณนี้ย่านความถี่ที่ได้ตรงกับย่านความถี่ที่ตอบสนองต่อความนึกคิดของสมองและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อดังที่กล่าวไว้ในบทที่ 2

ตารางที่ 3.1 การแยกองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

Frequency band	Frequency range (Hz)	Decomposition level
Gamma	32-64	D1
Beta	16-32	D2
Alpha	8-16	D3
Theta	4-8	D4
Delta	0-4	A4

### 3.4.3 การจดจำรูปแบบ (pattern recognition) และ การจัดหมวดหมู่ (classification) สัญญาณคลื่น ไฟฟ้า

สมอง

เทคนิคที่ถูกนำมาใช้สำหรับการจดจำรูปแบบและการจัดหมวดหมู่คือ โครงข่ายประสาทเทียมแบบ การเรียนรู้แบบมีการสอน ซึ่งเป็นวิธีการที่นิยมและเหมาะสำหรับการจดจำรูปแบบ โดยมีฟังก์ชันสำเร็จรูป อยู่ในโปรแกรม Matlab การเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียมถูกแบ่งออกเป็น 2 การเรียนรู้ โดยมี รายละเอียดดังนี้

1. เรียนรู้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ผ่านการคัดเลือกแล้วในหัวข้อ 3.3.1 โดยจะใช้ทั้ง 14 ตำแหน่งขั้วไฟฟ้า (AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6, P7, P8, T7, T8, O1, and O2) ในการเรียนรู้ โครงข่าย ดังนั้นจะมีทั้งหมด 14 โครงข่าย ตัวอย่างการปรับพารามิเตอร์สำหรับแต่ละโครงข่ายประสาทเทียม แสดงในตารางที่ 3.2 หลังจากที่โครงข่ายประสาทเทียมเรียนรู้ข้อมูลต้นแบบและเป้าหมายแล้ว ต่อมาคือการ วิเคราะห์ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่เหมาะสม อาสาสมัครทั้ง 5 คนจะเป็นผู้ทดสอบโครงข่ายประสาทเทียมด้วย การจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนในแต่ละรูปแบบอีกครั้ง เพื่อดูว่าโครงข่ายประสาทเทียมสามารถทำนาย การจัดหมวดหมู่ของรูปแบบการเขียนใดได้บ้างที่ให้ผลถูกต้องที่สุดและเนื่องจากตำแหน่งขั้วไฟฟ้านั้นเป็น เรื่องที่สำคัญ จึงมีการทดสอบโครงข่ายเพื่อหาตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่ให้ผลการทำนายถูกต้องที่สุดด้วย

ตารางที่ 3.2 การปรับค่าพารามิเตอร์ของ โครงข่าย

Parameter Setting	
<b>Layer</b>	<input type="checkbox"/> 3
<b>Node</b>	<input type="checkbox"/> Input = 5 <input type="checkbox"/> Hidden = 10 <input type="checkbox"/> Output = 5
<b>Transfer Function</b>	<input type="checkbox"/> Tansig
<b>Training function</b>	

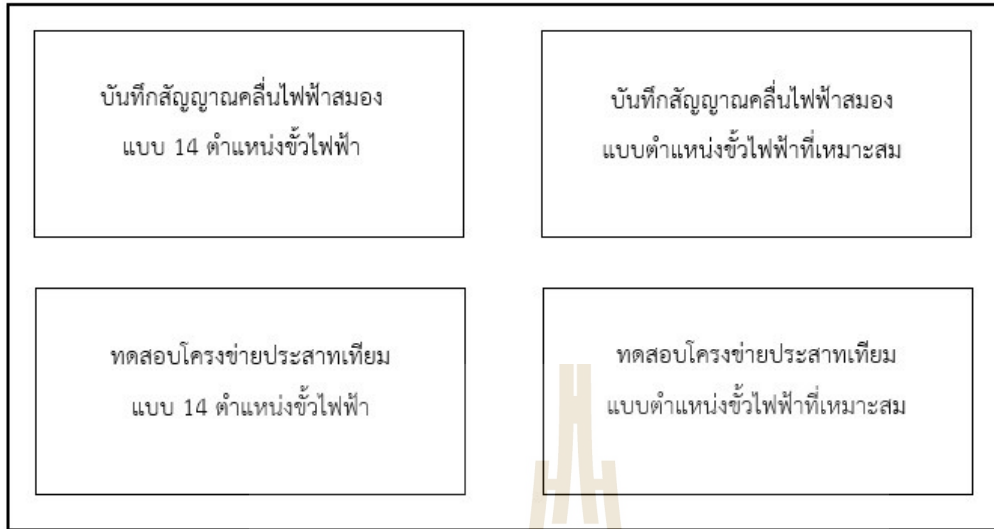
<input type="checkbox"/> Backpropagation algorithm with Levenberg-Marquardt (L-M)
<b>Weight/Bias</b>
<input type="checkbox"/> Gradient descent with momentum
<b>Performance function</b>
<input type="checkbox"/> Mean Squared Error (MSE)

2. หลังจากทราบตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่เหมาะสมและรูปแบบการเขียนที่ใช้งานได้ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่บันทึกได้จากตำแหน่งขั้วไฟฟ้านั้นจะถูกนำไปแยกองค์ประกอบในหัวข้อ 3.3.2 ก่อนนำมาเรียนรู้และกำหนดเป้าหมายในโครงข่ายประสาทเทียม จากนั้นอาสาสมัครทั้ง 5 คนจะเป็นผู้ทดสอบโครงข่ายประสาทเทียมด้วยการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนในแต่ละรูปแบบอีกครั้ง เพื่อดูว่าโครงข่ายประสาทเทียมสามารถทำนายการจัดหมวดหมู่ย่านความถี่ใดบ้างที่ให้ผลถูกต้องที่สุด

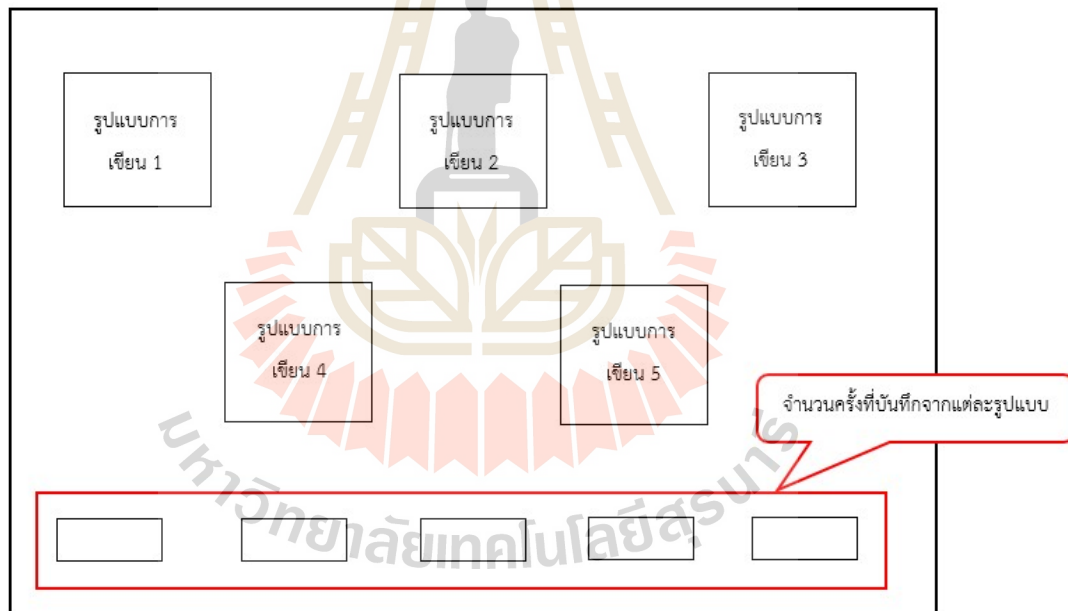
### 3.5 การพัฒนาโปรแกรมจียูไอ (GRAPHIC USER INTERFACE :GUI) สำหรับการบันทึกและวิเคราะห์

#### สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

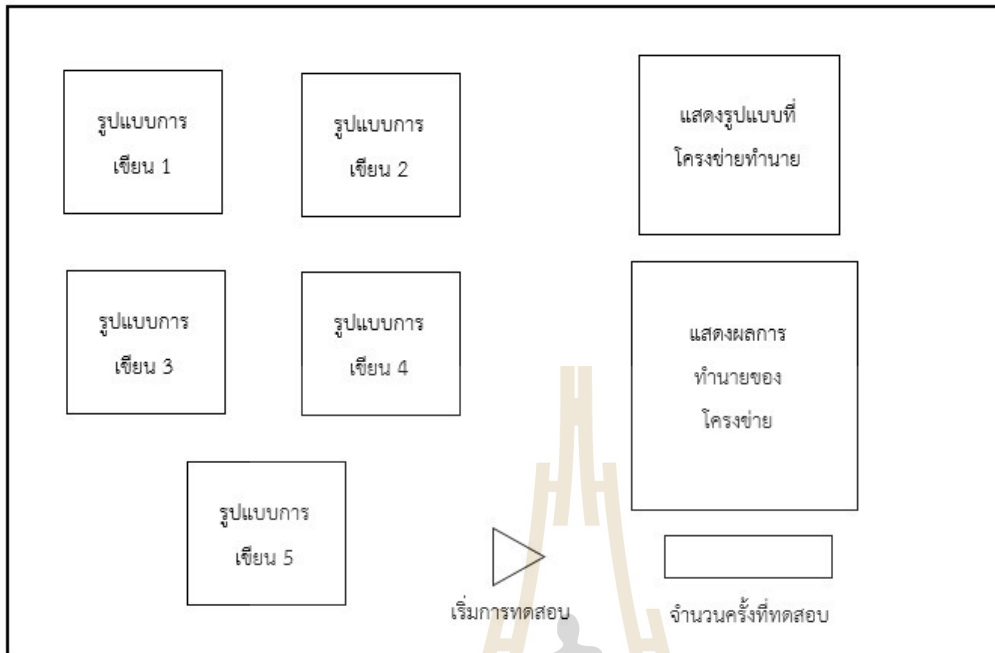
โปรแกรมที่ใช้ในการบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองถูกพัฒนาขึ้นในรูปแบบของจียูไอ (Graphic user interface :GUI) ในโปรแกรม Matlab เนื่องจากอุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองนั้นมีรหัส (Code) สำหรับนักพัฒนาที่ใช้วัดระดับของการทำสมาธิอยู่แล้ว ผู้วิจัยจึงนำมาประยุกต์ใช้ในโปรแกรมเพื่อเป็นเงื่อนไขในการทำงานของโปรแกรมตามที่มีการออกแบบไว้ใน 3.3.2 หากอาสาสมัครมีระดับของสมาธิไม่ถึงระดับที่ถูกต้องไว้โปรแกรมจะไม่แสดงเมนูให้เลือกรูปแบบการเขียน และหลังจากที่ได้วิธีการจดจำรูปแบบ (pattern recognition) และการจัดหมวดหมู่ (classification) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมาแล้ว จึงได้ร่างภาพของหน้าจอโปรแกรมจียูไอ ดังแสดงในรูปที่ 3.4 -3.6



รูปที่ 3.3 แสดงภาพร่างของหน้าจอแสดงผลข้อมูลของการเลือกเมนู



รูปที่ 3.4 แสดงภาพร่างของหน้าจอแสดงผลข้อมูลเมื่อเลือกการบันทึกลักษณะการติดตั้งไฟฟ้าสมองทั้งสองแบบ



รูปที่ 3.5 แสดงภาพร่างของหน้าจอแสดงผลจ็อยไอเมื่อเลือกการทดสอบโครงข่าย

### 3.6 กล่าวท้ายบท

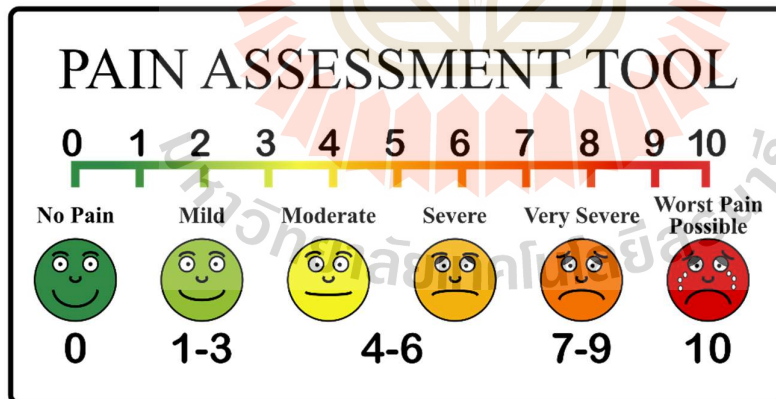
บทนี้ได้แสดงการออกแบบวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองโดยใช้รูปแบบมาตรฐานสำหรับการจินตนาการเพื่อให้อาสาสมัครจินตนาการไปในทิศทางเดียวกันรวมถึงการควบคุมปัจจัยเสี่ยงที่ส่งผลต่อการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองด้วยการทำสมาธิและการผ่อนคลาย ต่อมาเป็นการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง เพื่อค้นหาตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่เหมาะสมสำหรับงานวิจัยนี้ และหาความสัมพันธ์ของย่านความถี่ ซึ่งจะแสดงผลการดำเนินงานในบทต่อไป

## บทที่ 4 การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง

### 4.1 กล่าวนำ

จากการพัฒนาวิธีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง การออกแบบรูปแบบการเขียน วิธีการวิเคราะห์ และจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง รวมถึงการพัฒนาโปรแกรมสำหรับการวิเคราะห์ ในบทที่ผ่านมา สามารถสรุปผลการดำเนินการได้โดยแยกเป็นเรื่องต่างๆ ดังนี้ ผลการสำรวจความเหนื่อยล้า ผลการออกแบบรูปแบบการเขียน ผลสรุปขั้นตอนการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ผลการพัฒนาโปรแกรมจียูไอ (Graphic user interface :GUI) สำหรับใช้ในการวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณ ผลทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของโครงข่ายประสาทเทียมด้วยการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนที่ได้ออกแบบไว้ ผลการเลือกตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่เหมาะสมสำหรับงานวิจัย และผลการทดสอบการจำแนกของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ถูกแยกองค์ประกอบเพื่อหาความสัมพันธ์ของย่านความถี่

### 4.2 ผลการสำรวจความเหนื่อยล้า



รูปที่ 4.1 แสดงระดับของความปวดซึ่งใช้แทนความเหนื่อยล้าในงานวิจัยนี้ [32]

จากการทดลองบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองพบว่าอาสาสมัครเกิดความเหนื่อยล้ามากขึ้น เมื่อมีการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าเป็นเวลานานติดต่อกัน ทำให้สัญญาณที่ได้อาจมีความผิดเพี้ยนไปเนื่องจาก

อาสาสมัครเกิดอาการเหนื่อยล้า จึงได้ทำการสำรวจความเห็นของอาสาสมัครถึงการบันทึกสัญญาณควรถ้ากี่ครั้งถึงจะเริ่มมีอาการเหนื่อยล้า โดยให้ระดับความเหนื่อยล้าเป็น 1 ถึง 10 แสดงในรูปที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงผลสำรวจระดับความเหนื่อยล้าของอาสาสมัคร

บันทึกครั้งที่	ระดับความเหนื่อยล้า				
	อาสาสมัคร คนที่ 1	อาสาสมัคร คนที่ 2	อาสาสมัคร คนที่ 3	อาสาสมัคร คนที่ 4	อาสาสมัคร คนที่ 5
10	0	0	0	0	0
20	1	0	1	0	0
30	1	0	1	1	1
40	2	1	2	1	2
50	2	1	2	2	2
60	3	2	3	2	3
70	3	2	3	3	4
80	4	3	4	3	4
90	5	3	5	5	5
100	5	4	6	5	6

ผลการสำรวจพบว่าความเหนื่อยล้าของอาสาสมัครทั้ง 5 คนจะเริ่มประมาณครั้งที่ 30 ของการบันทึกสัญญาณแสดงในตารางที่ 4.1 ถึงแม้จะอยู่ในระดับ 1 แต่เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองเป็นสัญญาณที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงจึงต้องลดความเสี่ยงที่จะกระทบต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองให้น้อยที่สุด

#### 4.3 ผลการออกแบบรูปแบบการเขียน

ตามที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 3 ตัวอักษรนั้นถูกสร้างขึ้นด้วยองค์ประกอบของเส้นต่างๆ ดังนั้นรูปแบบการเขียนที่ใช้เป็นมาตรฐานสำหรับให้อาสาสมัครสามารถจินตนาการไปในทิศทางเดียวกันจึงประกอบไป

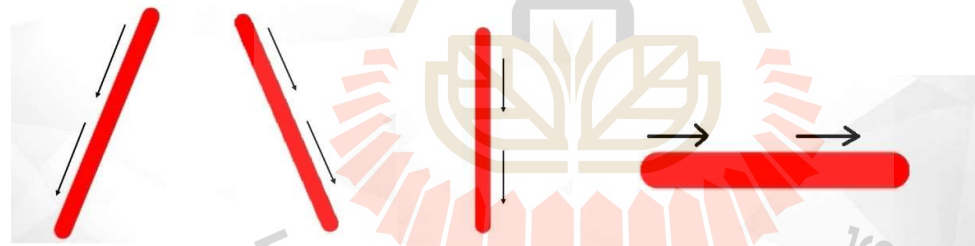
ด้วยเส้นตรงแนวนอน เส้นตรงแนวตั้ง เส้นเอียง และวงกลม โดยทำเป็นภาพเคลื่อนไหวการเขียนซึ่งจะมีเวลานับถอยหลังก่อนที่จะแสดงภาพเคลื่อนไหวการเขียน 3 วินาที ได้แสดงในรูปที่ 4.2-4.4



รูปที่ 4.2 แสดงช่วงนับเวลาถอยหลัง 3 วินาที



รูปที่ 4.3 แสดงภาพเคลื่อนไหวไหววงกลม



รูปที่ 4.4 แสดงภาพเคลื่อนไหวไหวเส้นตรงเอียงซ้ายกับขวาและเส้นตรงแนวตั้งกับแนวนอน

ผลสรุปขั้นตอนการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง  
จากผลการทดสอบความเหนื่อยล้าและการลดความวิตกกังวลด้วยการทำสมาธิเราจึงสามารถสรุป  
ออกมาเป็นขั้นตอนของการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองได้ดังนี้



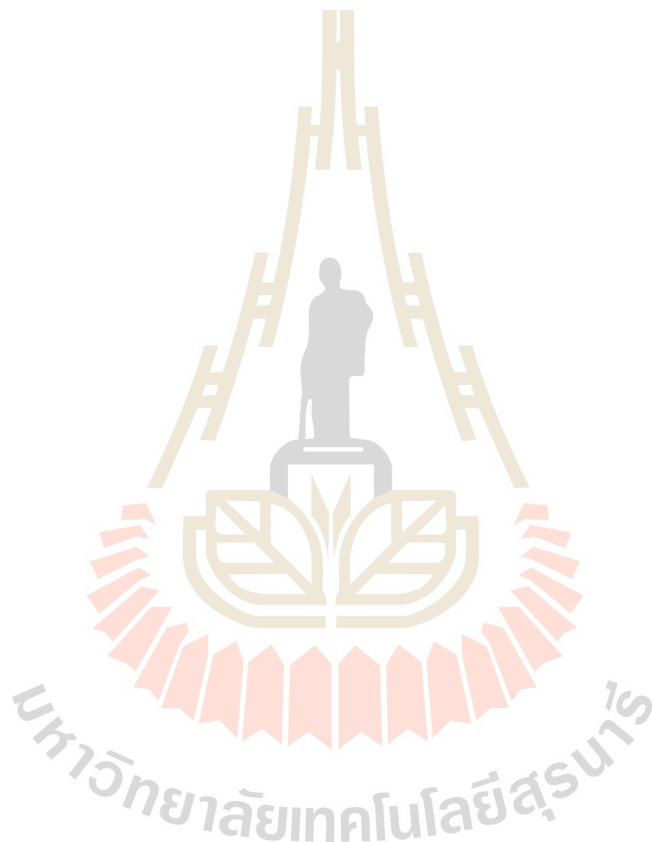
1. อาสาสมัครจะต้องมองภาพเคลื่อนไหวที่ถูกสร้างขึ้นและทำความเข้าใจในการลากเส้นของภาพเคลื่อนไหวในแต่ละภาพ
2. ทำความสะอาดหนังศีรษะด้วยสาลีชุบแอลกอฮอล์ 75% เพื่อขจัดเซลล์ที่ตายแล้วออกไปและลดความต้านทานบริเวณหนังศีรษะ
3. อาสาสมัครจะสวมอุปกรณ์บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองและจัดตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าให้ถูกต้องซึ่งอธิบายวิธีการติดตั้งไว้แล้วในบทที่ 3
4. ก่อนเริ่มบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองอาสาสมัครจะต้องทำสมาธิช่วงเวลาระยะเวลาหนึ่งเพื่อให้โปรแกรมทำงานตามเงื่อนไขเมื่อพร้อมแล้วจึงเริ่มบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง
5. อาสาสมัครจะต้องจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนเป็นเวลา 7 วินาที โดยจะทำการรอบ รอบละ 30 ครั้ง และจะพักเป็นเวลาประมาณ 1-2 นาทีต่อรอบ ก่อนเริ่มบันทึกสัญญาณต่อ
6. เมื่อบันทึกสัญญาณเสร็จแล้วจะต้องทำความสะอาดเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง โดยเฉพาะอย่างยิ่งขั้วไฟฟ้าจะต้องทำความสะอาดด้วยแอลกอฮอล์ เพื่อเตรียมความพร้อมสำหรับการทดลองครั้งต่อไป

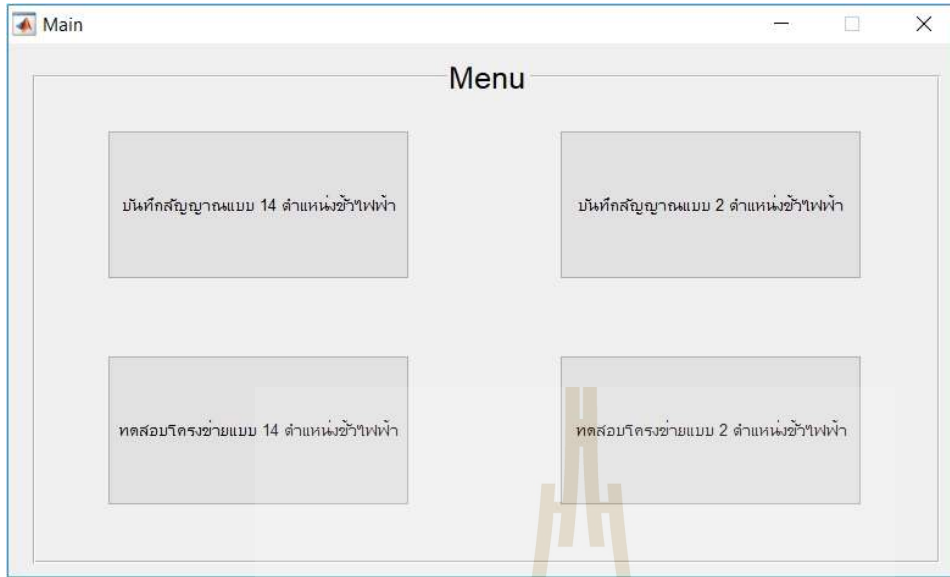
#### 4.4 ผลการพัฒนาโปรแกรมจียูไอ (GRAPHIC USER INTERFACE :GUI) สำหรับใช้ในการวิเคราะห์และ

##### จำแนกสัญญาณ

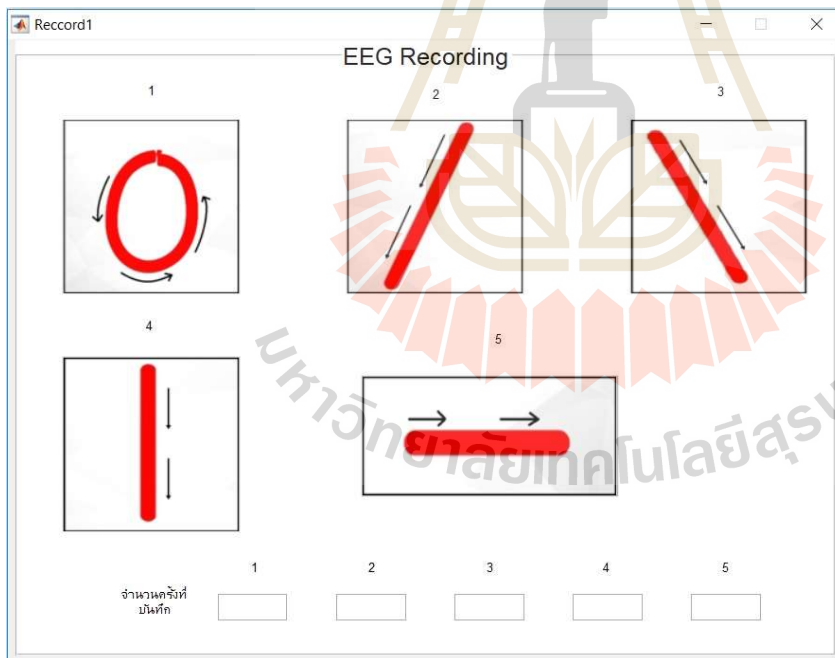
โปรแกรมจะประกอบไปด้วยหน้าต่างหลักซึ่งจะแสดงเมนูสำหรับการเลือกรูปแบบการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองและทดสอบโครงข่ายประสาทเทียมแสดงในรูปที่ 4.5 เมื่อเลือกรูปแบบการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองแล้วจะมีหน้าต่างย่อยแสดงขึ้นมาซึ่งเป็นการเลือกรูปแบบการเขียนที่ต้องการจะบันทึกสัญญาณแสดงในรูปที่ 4.6 หากกดเลือกรูปแบบการเขียนใดอาสาสมัครจะต้องทำสมาธิเป็นช่วงระยะเวลาหนึ่งก่อนเพื่อให้โปรแกรมแสดงผลภาพเคลื่อนไหวนับถอยหลังขึ้นมา จากนั้นอาสาสมัครจึงเริ่มจินตนาการต่อมาในหน้าต่างหลักหากเลือกการทดสอบโครงข่ายประสาทเทียมจะมีหน้าต่างย่อยของโปรแกรมแสดงขึ้นมาแสดงในรูปที่ 4.7 โดยประกอบไปด้วยตัวอย่างรูปแบบการเขียนที่อาสาสมัครต้องการทดสอบ เมื่อกดปุ่มเริ่มการทำงานอาสาสมัครจะต้องทำสมาธิเป็นช่วงระยะเวลาหนึ่งก่อนเช่นเดียวกับการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง โปรแกรมจึงจะเริ่มแสดงผลภาพเคลื่อนไหวนับถอยหลัง จากนั้นอาสาสมัครจึงเริ่มจินตนาการ เมื่อ

อาสาสมัครจินตนาการเสร็จแล้ว โครงข่ายประสาทเทียมจะแสดงผลการจำแนกสัญญาณที่ช่องสี่เหลี่ยมสีแดง หมายเลขหนึ่ง และช่องสี่เหลี่ยมสีแดงหมายเลขสองจะแสดงรูปภาพที่ได้จากการตีความผลการจำแนกสัญญาณ โดยใช้กฎเสียงข้างมาก (Majority rule) เป็นตัวตัดสินใจ ยกตัวอย่างเช่นถ้าหากมีจำนวนข้อไฟฟ้าที่ตีความเป็นวงกลมอยู่ 8 ข้อไฟฟ้า ในขณะที่อีก 6 ข้อไฟฟ้า ตีความเป็นเส้นตรง โปรแกรมจะตัดสินใจว่าอาสาสมัครกำลังจินตนาการวงกลม

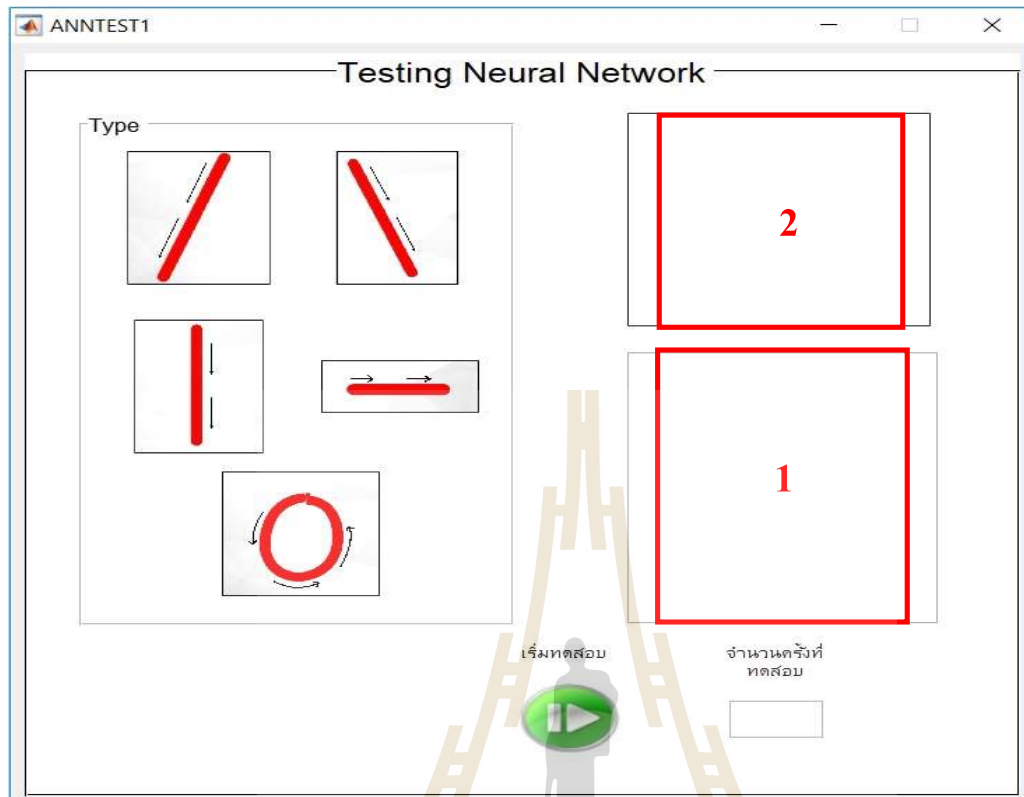




รูปที่ 4.5 แสดงหน้าต่างหลักของโปรแกรม



รูปที่ 4.6 แสดงหน้าต่างย่อยสำหรับบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง

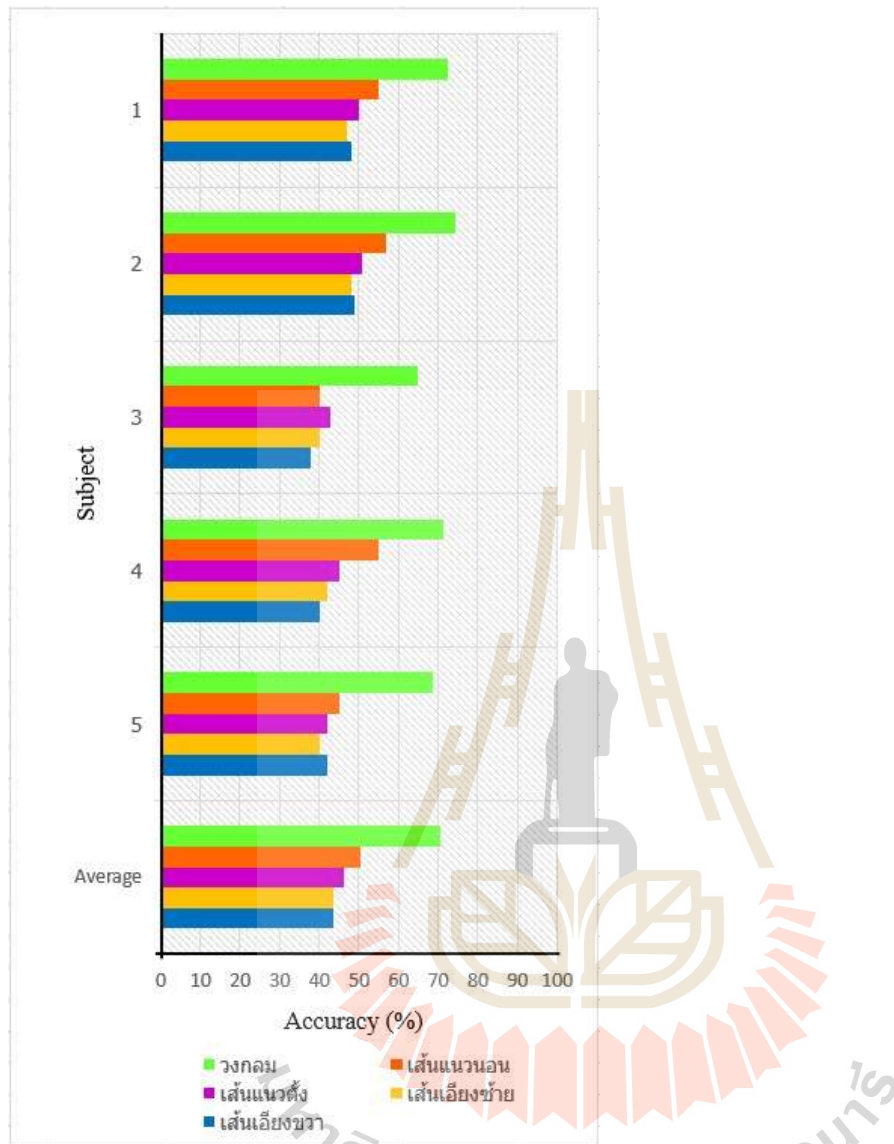


รูปที่ 4.7 แสดงหน้าต่างย่อยสำหรับทดสอบการจำแนกสัญญาณของโครงข่ายประสาทเทียม

#### 4.5 ผลทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของโครงข่ายประสาทเทียมด้วยการจินตนาการถึง

รูปแบบการเขียนที่ได้ออกแบบไว้ในหัวข้อ 4.2

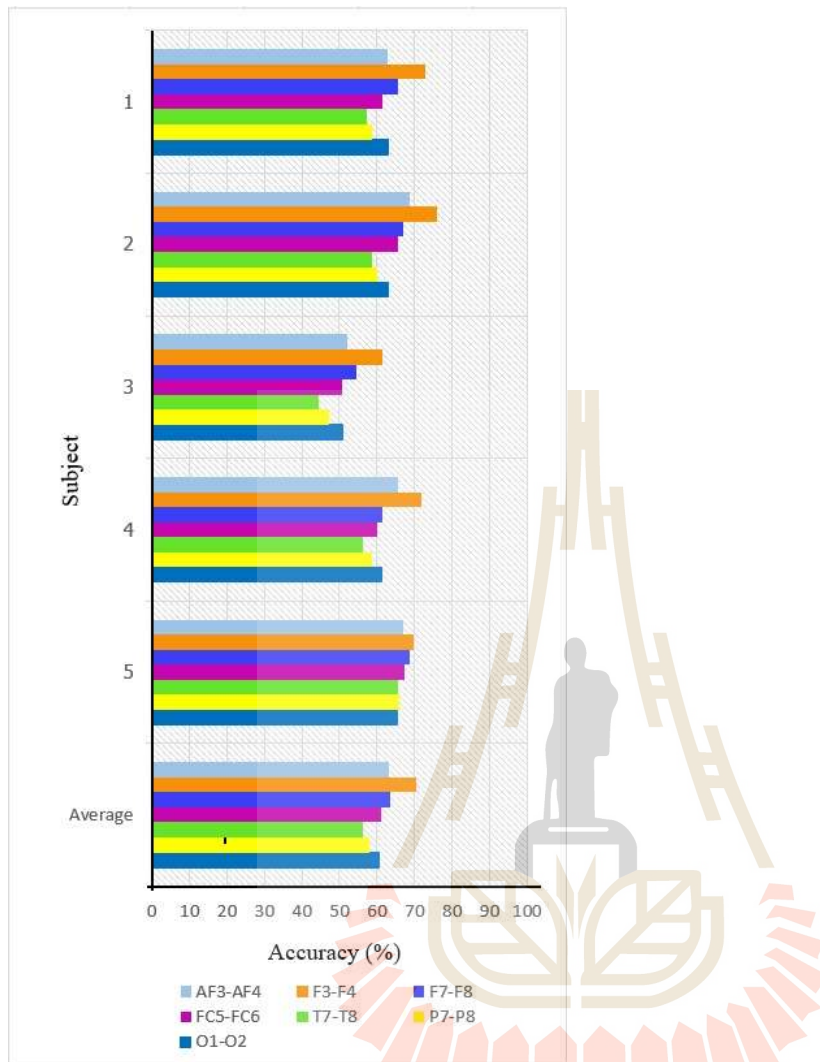
จากการทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของโครงข่ายประสาทเทียม อาสาสมัครได้ทดสอบด้วยการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนในแต่ละรูปผลการทดสอบพบว่า การเขียนรูปแบบ วงกลม ให้ผลการจำแนกที่ดีที่สุดอยู่ที่ 70.4 เปอร์เซ็นต์ ในขณะที่รูปแบบการเขียนของ เส้นตรง เส้นนอน เส้นเอียง นั้นให้ผลการจำแนกที่ใกล้เคียงกันมากแต่ผลการจำแนกที่ดีที่สุดคือเส้นนอน โดยมีความถูกต้องอยู่ที่ 50.4 เปอร์เซ็นต์ แสดงในรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 แสดงความถูกต้องของโครงข่ายประสาทเทียมในการจำแนกรูปแบบการเขียน

#### 4.6 ผลการคัดเลือกตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่เหมาะสมสำหรับงานวิจัย

จากผลการทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองของการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียน ได้มีการเก็บข้อมูลตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่ให้ผลการจำแนกถูกต้องอยู่เสมอด้วย โดยตำแหน่งขั้วไฟฟ้าจะถูกจับเป็นคู่ แสดงในรูปที่ 4.9

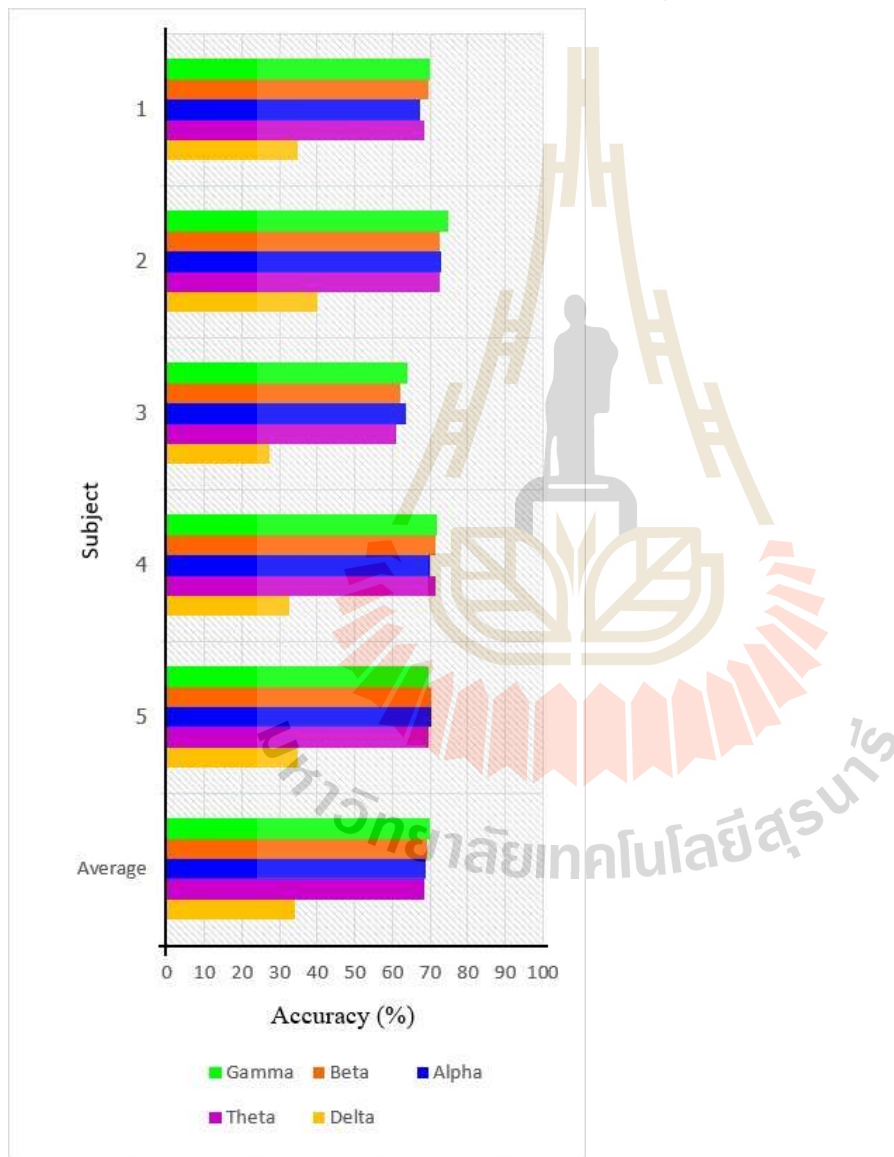


รูปที่ 4.9 แสดงความถูกต้องของโครงข่ายประสาทเทียมในการจำแนกตำแหน่งขั้วไฟฟ้า

ผลที่ได้คือตำแหน่งขั้วไฟฟ้า AF3 - AF4 / F3 - F4 / F7 - F8 / FC5 - FC6 และ O1 - O2 เป็นคู่ตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่ถูกต้องอยู่เสมอ โดยมีตำแหน่งขั้วไฟฟ้า F3 - F4 ที่ให้ผลการจำแนกเฉลี่ยถูกต้องมากที่สุดอยู่ที่ 70.40% ซึ่งจะสังเกตได้ว่าตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่ถูกต้องนั้นจะอยู่บริเวณพื้นที่สมองส่วนหน้าจากที่อธิบายหน้าที่และการทำงานของสมองไปแล้วในบทที่ 2 ผลนี้จึงสอดคล้องกัน นอกจากนี้สัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นจากร่างกายมนุษย์ดังที่กล่าวไว้ในบทที่ 2 ยังเป็นส่วนสำคัญที่จะต้องหลีกเลี่ยงในงานวิจัย [33] แสดงให้เห็นถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่รับได้จากนักเล่นหมากรุกว่าตำแหน่งขั้วไฟฟ้า F3 และ F4 เป็นตำแหน่งที่เกิดสัญญาณรบกวนน้อยที่สุดอีกด้วย ในขณะที่ผลการวิจัยนี้ยังสอดคล้องกับงานวิจัย [34] ที่แสดงให้เห็นว่าตำแหน่งขั้วไฟฟ้า F3 และ F4 มีบทบาทสำคัญในการรับรู้และประมวลผลข้อมูล

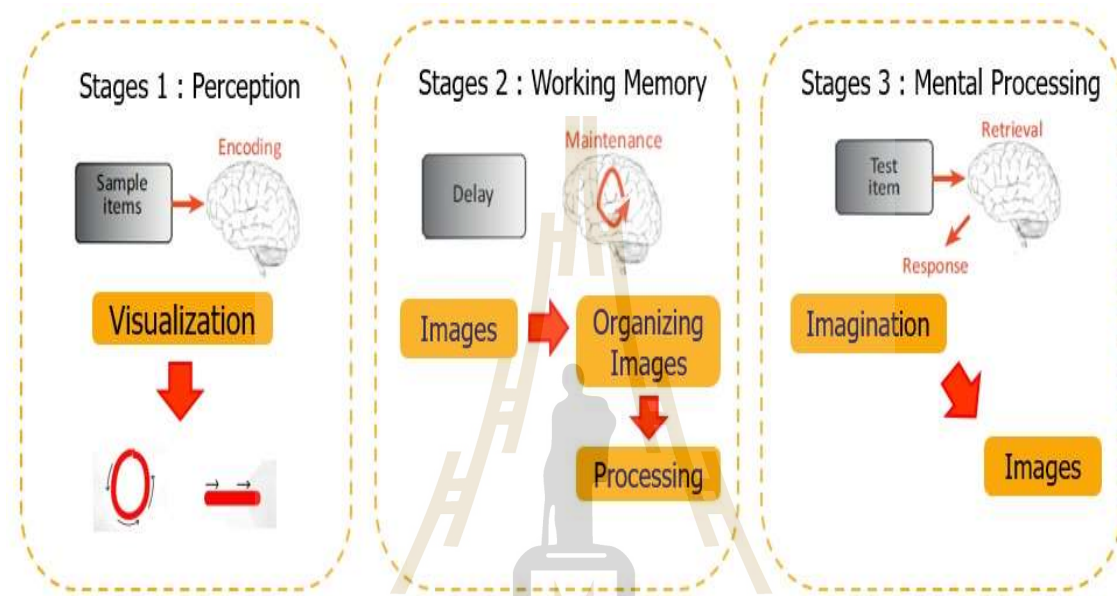
#### 4.7 ผลทดสอบการจำแนกของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ถูกแยกองค์ประกอบเพื่อหาความสัมพันธ์ของย่านความถี่

หลังจากที่ได้ผลการทดสอบจากการหารูปแบบการเขียนที่ดีที่สุดรวมถึงตำแหน่งขั้วไฟฟ้าสมองที่เหมาะสม เราจึงนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่จินตนาการถึงวงกลมและเส้นตรงที่บันทึกได้จากขั้วไฟฟ้า F3 และ F4 มาแยกองค์ประกอบของสัญญาณ ผลทดสอบแสดงในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 แสดงความถูกต้องของโครงข่ายประสาทเทียมในการจำแนกช่วงความถี่

สังเกตได้ว่าช่วงความถี่ที่โครงข่ายประสาทเทียมจำแนกสัญญาณ ได้ถูกต้องที่สุดมีทั้งหมด 4 ช่วงความถี่คือ แกมมา (Gamma) เบต้า (Beta) อัลฟา (Alpha) และเซต้า (Theta) โดยมีความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 70.1%, 69.2%, 68.9%, และ 68.6% ตามลำดับจึงแสดงให้เห็นว่าช่วงถี่นี้มีความสัมพันธ์กันเกิดขึ้น ในขณะที่เราจินตนาการถึง วงกลมหรือเส้นตรง จากการศึกษาศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมผู้วิจัยจึงแสดงข้อสรุปความสัมพันธ์ไว้ในรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 แสดงความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นในกระบวนการจินตนาการ

ส่วนแรกคือส่วนของการรับรู้ข้อมูลที่เกิดจากการมองภาพเคลื่อนไหวของวงกลมหรือเส้นตรง กระบวนการนี้ทำให้เกิดการโฟกัสและสนใจต่อสิ่งที่ได้รับรู้จากภายนอก ส่งผลให้เกิดคลื่นเบต้า ส่วนที่สองคือกระบวนการจดจำ จัดเก็บและจัดเรียงข้อมูลที่ได้รับเพื่อนำไปประมวลผลต่อไป ส่งผลให้เกิดคลื่นแกมมา ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัย [35] ที่อธิบายความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นระหว่างคลื่นแกมมา กับส่วนความจำการทำงาน ส่วนสุดท้ายเป็นกระบวนการนำข้อมูลที่รับรู้ไปใช้ ในงานนี้คือการจินตนาการถึงภาพเคลื่อนไหวของวงกลมหรือเส้นตรง ส่งผลให้เกิดคลื่นอัลฟาและเซต้า ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัย [36, 37] ที่แสดงความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นของคลื่นอัลฟาและเซต้าในขณะที่ใช้การคิดในใจในการทำงานต่างๆ



#### 4.8 กล่าวท้ายบท

จากการที่ได้นำเสนอผลการทดสอบโครงข่ายประสาทเทียม ผลที่ได้พบว่ารูปแบบการเขียนของวงกลมนั้นมีความโดดเด่นชัดเจนมากที่สุด ในขณะที่รูปแบบการเขียนของเส้นตรง เส้นนอน และเส้นเอียงนั้นให้ผลที่ไม่แตกต่างกันเพราะมีรูปแบบการเขียนที่ใกล้เคียงกันมาก ดังนั้นจึงเลือกใช้งานรูปแบบการเขียนของเส้นตรงแบบใดก็ได้ ณ ขณะที่ทดสอบโครงข่ายประสาทเทียมด้วยการจินตนาการถึงรูปแบบการเขียนก็ได้มีการเก็บข้อมูลของตำแหน่งขั้วไฟฟ้าที่ให้ผลการจำแนกถูกต้องอยู่เสมอด้วย ผลที่ได้พบว่าตำแหน่งขั้วไฟฟ้า F3 และ F4 เป็นตำแหน่งที่มีสัญญาณรบกวนจากร่างกายน้อยที่สุดเหมาะสำหรับการนำมาใช้งานวิจัยนี้และการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองที่ได้จากการบันทึกสัญญาณด้วยการจินตนาการถึงรูปแบบจากเขียนมาแยกองค์ประกอบ



## บทที่ 5 รูปและข้อเสนอแนะ

### 5.1 รูป

สัญญาณคลื่นสมองหรือที่รู้จักกันในชื่อว่าสัญญาณ EEG (Electroencephalogram) เกิดจากการค้นพบที่ว่าปรากฏการณ์การเคลื่อนไหวและการรับรู้ล้วนแล้วแต่สร้างมาจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของส่วนนอกของสมอง (cerebral cortex) ยิ่งไปกว่านั้น ในปี ค.ศ. 1929 จิตแพทย์ Hans Berger พบว่าสัญญาณ EEG คือสัญญาณเชิงซ้อนที่มีรูปร่างซ้ำๆ กันทางเวลามีความถี่อยู่ในช่วง 8 ถึง 12 Hz ในสภาวะผ่อนคลาย ซึ่งเราเรียกว่ากิจกรรมแอลฟา (alpha activity) เมื่อสมองมีการกระตุ้นด้วยแสง กิจกรรมที่ส่งผลต่อจิตใจ หรือผลกระทบทางอารมณ์อย่างรุนแรง ซึ่งจะเห็นได้ว่าขนาดของคลื่นที่อยู่ในช่วงกิจกรรมแอลฟาจะลดลง และมีความถี่ที่สูงขึ้น ซึ่งถูกเรียกว่ากิจกรรมเบตา (beta activity) โดยทั่วไปแล้วสัญญาณ EEG จะบ่งบอกถึงกิจกรรมทางสมองทั้งในแบบชั่วคราวและแบบถาวร การดำเนินการทางคณิตศาสตร์กับสัญญาณ EEG นั้นไม่ได้เป็นเรื่องยากในปัจจุบัน ซึ่งสามารถทำได้ในรูปแบบของสัญญาณดิจิทัลที่เรียกกันว่า quantitative EEG หรือ QEEG เรายังสามารถวิเคราะห์สัญญาณ EEG บนโดเมนความถี่ด้วยการประมวลผลผ่านคอมพิวเตอร์ได้อย่างง่ายดาย และด้วยการใช้การแปลง Fourier สัญญาณ QEEG เปลี่ยนไปอยู่บนโดเมนความถี่ซึ่งง่ายต่อการวิเคราะห์ต่อไป

ดังนั้นในโครงการวิจัยนี้จึงเห็นแนวทางที่สามารถพัฒนาวิธีการสกัดส่วนประกอบที่สำคัญในสัญญาณคลื่นสมองที่เกี่ยวข้องกับการเขียน เพราะการเขียนนั้นต้องเกิดจากการที่สมองสั่งให้กล้ามเนื้อมือออกแรงไปในทิศทางใด หรือวาดรูปออกมาในลักษณะใดบ้าง ทำให้หากตรวจสอบสัญญาณคลื่นที่เกิดจากการเขียนที่ต่างกัน ย่อมจะสามารถนิยามภาพในจินตนาการตามนั้นได้อย่างแน่นอน ซึ่งทำให้ได้วิธีการสกัดคุณลักษณะที่สำคัญของสัญญาณคลื่นสมองเมื่อเขียนในจินตนาการได้ อย่างไรก็ตามในลักษณะของสัญญาณนั้นมีความซับซ้อนผู้วิจัยจึงสามารถเพียงแค่การจำแนกรูปแบบการเขียนในจินตนาการได้เพียง 2 ลักษณะคือ การเขียนวงกลม และการเขียนเส้นตรง โดยพบว่าการเขียนเส้นตรงในหลากหลายรูปแบบนั้นให้ผลการวิเคราะห์สัญญาณที่ใกล้เคียงกันมาก จึงไม่สามารถแยกรูปแบบต่างๆ ออกจากกันได้ แต่การเขียนวงกลมมีลักษณะเด่นที่ทำให้โปรแกรมสามารถจำแนกออกจากเส้นตรงได้

## 5.2 ปัญหาข้อเสนอแนะ

สำหรับงานวิจัยนี้มีปัญหาเรื่องการหาจุดเริ่มต้นของสัญญาณคลื่นสมองโดยที่ทำการแก้ปัญหาคือมีตัวจับเวลาเพื่อให้เข้าใจร่วมกันถึงตำแหน่งที่เริ่มต้นของสัญญาณ

## 5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต

โครงการนี้เป็นโครงการเริ่มต้นที่จะวิเคราะห์สัญญาณจากคลื่นสมองในเรื่องการเขียนในจินตนาการ ดังนั้นจึงควรนำไปประยุกต์ใช้งานจริงกันแนวทางต่างๆ เพื่อให้สามารถสื่อสารได้จริง



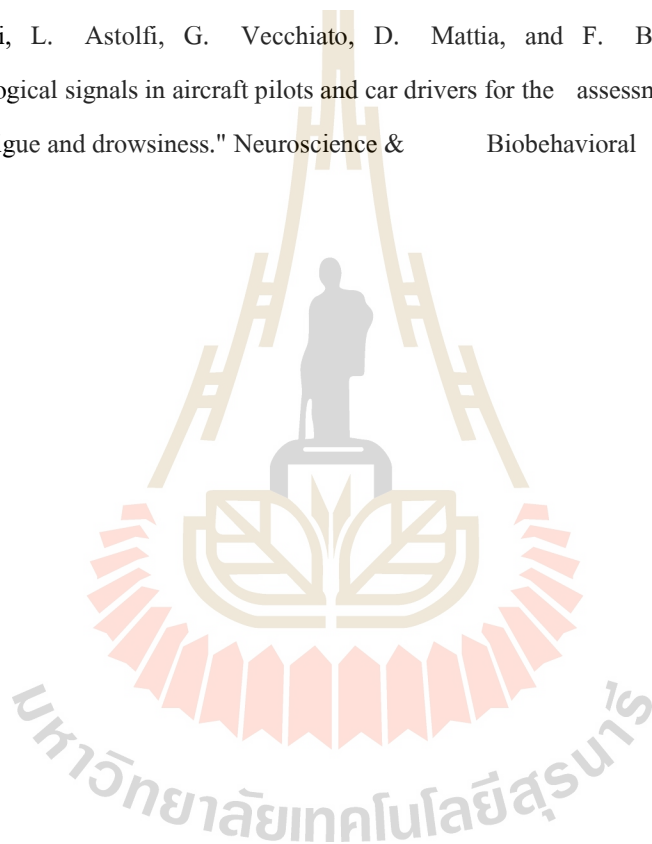
## บรรณานุกรม

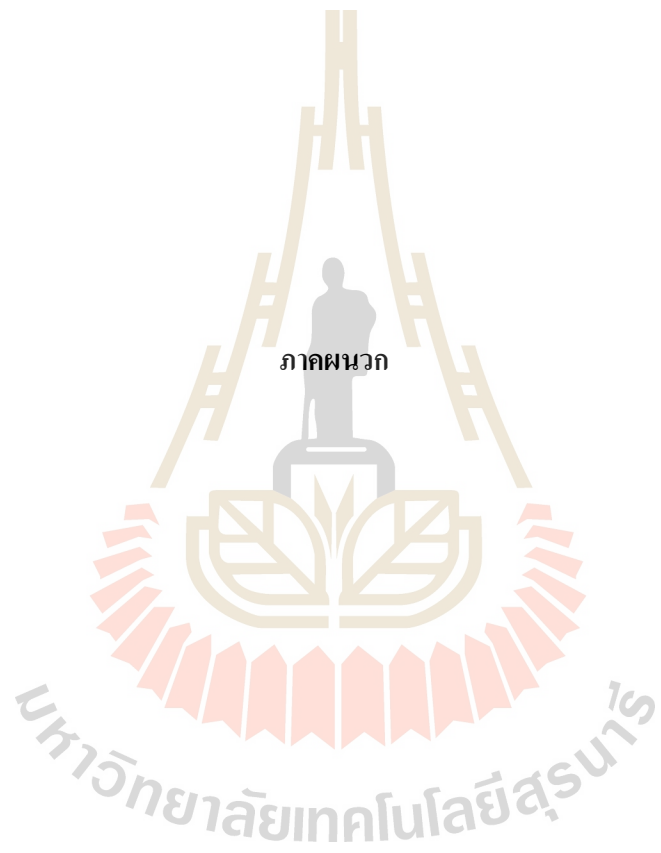
- [1]. ราตรี พัฒนรังสรรค์. 2542. พฤติกรรมมนุษย์กับการพัฒนาตน. กรุงเทพฯ ๑ : ภาควิชาจิตวิทยา และการแนะแนว. คณะครุศาสตร์ สถาบันราชภัฏจันทรเกษม.
- [2]. Speier, W.; Arnold, C.; Lu, J.; Taira, R.K.; Pouratian, N. "Natural language processing with dynamic classification improves P300 speller accuracy and bit rate." *J. Neural Eng.* 2012, 9, doi: 10.1088/1741-2560/9/1/016004.
- [3]. Brouwer, A.-M.; van Erp, J.B.F. "A tactile P300 brain-computer interface." *Front. Neurosci.* 2010, 4, doi: 10.3389/fnins.2010.00019.
- [4]. Ryan, D. B. ; Frye, G. E. ; Townsend, G. ; Berry, D. R. ; Mesa, G. S. ; Gates, N. A. ; Sellers, E.W. "Predictive Spelling With a P300-Based Brain-Computer Interface: Increasing the Rate of Communication." *Int. J. Hum. Comput. Interact.* 2010, 27, 69–84.
- [5]. Segers, H.; Combaz, A.; Manyakov, N.V.; Chumerin, N.; Vanderperren, K.; Van Huffel, S. ; Van Hulle, M.M. "Steady State Visual Evoked Potential (SSVEP)- Based Brain Spelling System with Synchronous and Asynchronous Typing Modes." In 15th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC 2011), Aalborg, Denmark, 14–17 June 2011; pp. 164–167.
- [6]. Volosyak, I.; Moor, A.; Graser, A. "A Dictionary-Driven SSVEP Speller with a Modified Graphical User Interface." In Proceedings of the 11th International Conference on Artificial Neural Networks Conference on Advances in Computational Intelligence IWANN (LNCS), Torremolinos-Malaga, Spain, 8–10 June 2011; Volume 6691/2011, pp. 353–361.
- [7]. Volosyak, I.; Cecotti, H.; Graser, A. "Impact of Frequency Selection on LCD Screens for SSVEP Based Brain-Computer Interfaces." In LNCS: Bio-Inspired Systems: Computational and Ambient Intelligence; Springer-Verlag: Berlin/ Heidelberg, Germany, 2009 ; Volume 5517/2009, pp. 706–713
- [8]. Blankertz, B.; Dornhege, G.; Krauledat, M.; Schroder, M.; Williamson, J.; Murray-Smith, R. ; Müller, K.-R. "The Berlin Brain-Computer Interface Presents the Novel Mental Typewriter Hex-o-Spell." In Proceedings of the 3rd International BrainComputer Interface Workshop and Training Course, Graz, Austria, September 2006; pp. 108–109.

- [9]. Rohani, D. A., Henning, W. S., Thomsen, C. E., Kjaer, T. W., Puthusserypady, S., & Sorensen, H. B. (2013). "BCI using imaginary movements: The simulator." *Computer methods and programs in biomedicine*, 111(2), 300-307.
- [10]. Zabidi, A., Mansor, W., Khuan, Y. L., & Fadzal, C. C. W. (2012, December). "Classification of imagined writing from EEG signals using autoregressive features." In *Computer Applications and Industrial Electronics (ISCAIE), 2012 IEEE Symposium on* (pp. 205-208). IEEE.
- [11]. Lin, C. S., Lai, Y. C., Lin, J. C., Wu, P. Y., & Chang, H. C. (2014). "A novel method for concentration evaluation of reading behaviors with electrical activity recorded on the scalp." *Computer methods and programs in biomedicine*, 114(2), 164-171.
- [12]. Benitez, D. S., Toscano, S., & Silva, A. (2016, April). "On the use of the Emotiv EPOC neuroheadset as a low cost alternative for EEG signal acquisition." In *Communications and Computing (COLCOM), 2016 IEEE Colombian Conference on* (pp. 1-6). IEEE.
- [13]. กนกวรรณ บุญญพิสิฏฐ์. ตำราการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง. กรุงเทพฯ : โฮลิสติก พับลิชชิ่ง, 2549. สมาคมโรคลมชักแห่งประเทศไทย.
- [14]. <https://sleepshepherd.com/wp-content/uploads/2016/02/neurosky-vs-medical-ecg.pdf>
- [15]. <http://humanbrainfacts.org/basic-structure-and-function-of-human-brain.php>
- [16]. <http://www.spinalcord.com/lobes-of-the-brain>
- [17]. Ponce, Pedro, et al. "Brain computer interfaces for cerebral palsy." *Cerebral Palsy-Challenges for the Future*. InTech, 2014.
- [18]. <http://sites.uci.edu/alns/projects-2/electrocorticography-ecog/>
- [19]. <http://hearing4all.eu/DE/Forschung/C/Task-Group-7.php>
- [20]. Campisi, Patrizio, and Daria La Rocca. "Brain waves for automatic biometric-based user recognition." *IEEE transactions on information forensics and security* 9.5 (2014): 782-800.
- [21]. 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).

- [22]. 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).
- [23]. Volosyak, I.; Cecotti, H.; Valbuena, D.; Graser, "A. Evaluation of the Bremen SSVEP Based BCI in Real World Conditions." In Proceedings of the 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, 23–26 June 2009; pp. 322–331.
- [24]. D. Valbuena, I. Sugiarto, and A. Graser. "Spelling with the bremen brain-computer interface and the integrated SSVEP stimulator." Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, pages 291–296, 2008.
- [25]. K.-R. Muller, M. Tangermann, G. Dornhege, M. Krauledat, G. Curio, and B. Blankertz. "Machine learning for real-time single-trial EEG-analysis: From brain-computer interfacing to mental state monitoring." *J Neurosci Methods*, 167(1):82–90, 2008.
- [26]. [https://en.wikipedia.org/wiki/Discrete\\_wavelet\\_transform#/media/File:Wavelet\\_s\\_-\\_Filter\\_Bank.png](https://en.wikipedia.org/wiki/Discrete_wavelet_transform#/media/File:Wavelet_s_-_Filter_Bank.png)
- [27]. <https://www.codeproject.com/Articles/385658/Multidimensional-Discrete-Wavelet-Transform>
- [28]. <https://www.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html>
- [29]. Chiang, Yen-Ming, Li-Chiu Chang, and Fi-John Chang. "Comparison of static-feedforward and dynamic-feedback neural networks for rainfall-runoff modeling." *Journal of hydrology* 290.3 (2004): 297-311.
- [30]. <http://www.emotiv.com>
- [31]. <http://www.slideshare.net/vipin55551/emotiv-epoc-final>
- [32]. <http://www.paolohospital.com/home/spine/backpain2/>
- [33]. L. Vokorokos, N. Adam, B. Madoš, "Non-Invasive Brain Imaging Technique for Playing Chess with Brain-Computer Interface," *International Journal of Computer and Information Technology*, ISSN: 2279 – 0764, Volume 03 – Issue 05, September 2014
- [34]. Knoll, Y. Wang, F. Chen, J. Xu, N. Ruiz, J. Epps and P. Zarjam, "Measuring cognitive workload with low-cost electroencephalograph," In *IFIP Conference on Human-Computer - (2011, September)*, Interaction (pp. 568- 571). Springer Berlin Heidelberg.

- [35]. Howard, M. W., Rizzuto, D. S., Caplan, J. B., Madsen, J. R., Lisman, J., Aschenbrenner-Scheibe, R., ... & Kahana, M. J. (2003). "Gamma oscillations correlate with working memory load in humans." *Cerebral cortex*, 13(12), 1369- 1374.
- [36]. G. Sammer, C. Blecker, H. Gebhardt, M. Bischoff, R. Stark, K. Morgen, et al. , "Relationship between regional hemodynamic activity and simultaneously recorded EEG-theta associated with mental arithmetic-induced workload." *Human Brain Mapping*, vol. 28 , pp. 793-803, 2007.
- [37]. G. Borghini, L. Astolfi, G. Vecchiato, D. Mattia, and F. Babiloni, " Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness." *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 44, pp. 58- 75, 2014





ภาคผนวก



## ภาคผนวก ก

## การเผยแพร่ผลงานวิจัย

บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในงานประชุมวิชาการนานาชาติ

Talit Jumphoo, Monthippa Uthansakul and Peerapong Uthansakul, “Analysis of Suitable Electrode Positions for Writing Imagination” , the 7th International Workshop on Computer Science and Engineering, Beijing, 25-27 June, 2017, pp. 74 1-74 5



ภาคผนวก ข

บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์



## Analysis of Suitable Electrode Positions for Writing Imagination

Talit Jumphoo<sup>1</sup>, Monthippa Uthansakul<sup>1</sup> and Peerapong Uthansakul<sup>1+</sup>

School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology, NakhonRatchasima,  
 Thailand 30000

**Abstract.** The human brain has many different functions and it is so complicated that each position on human head provides the different electroencephalography signal. It is interesting to find out the suitable electrode positions for a specific brain function. In this work, the writing imagination is on focus because it is curious which brain functions such as imagination, movement, memory, language and perception play the main role on the writing imagination. This paper analyzes to find the suitable electrode positions for recording the electroencephalography signals when we imagine to write either circle or straight line by using artificial neural networks. The results reveal that the suitable electrode positions are the frontal pair of F3 and F4 channels. This outcome is very helpful for studying further on writing imagination in the future application.

**Keywords:** Frontal lobe, Electroencephalography, Cognitive, Artificial Neural Networks.

### 1. Introduction

In the past, Electroencephalography (EEG) signals recorded from medical equipment was expensive and complicated. But now the development of technology can create an affordable product such as the EEG headset providing a wireless connector such as Emotiv EPOC. It is inexpensive and easy to use so it is very popular in research [1], [2], [3]. Emotiv EPOC has 14 electrodes (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, and AF4) [4]. Fig. 1 shows Emotiv's electrodes placement (Red) and the letters F, T, C, P and O stand for frontal, temporal, central, parietal, and occipital lobes, respectively. To choose a suitable electrode positions for each brain function allows a direct analysis and time saving. In [5], it is shown that the suitable electrode positions according to the brain function of emotion are T7 and T8. In another research studying the hand movement [6] [7], the suitable electrode positions are C3 and C4. In this study, the analysis of the suitable EEG electrodes for writing imagination without using arm muscle has been presented. This can be very useful for any future research that involves a writing imagination.

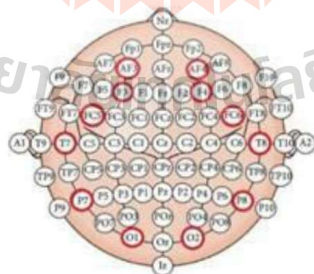


Fig. 1: International 10–20 system of electrode placement [5] and Emotiv's electrodes placement (Red).

<sup>+</sup> Corresponding author. Tel.: +66850865588; fax: +6644224603.  
 E-mail address: uthansakul@sut.ac.th

## 2. Methodology

### 2.1. Data Collection

The data was collected by researcher. He wore an Emotiv EPOC headset and performed to look the animation of circle or straight line as shown in Fig.2. Then, the researcher imagined to write either circle or straight line. The EEG data was obtained by recording from the fourteen electrodes using raw EEG and the bandwidth: 0.2 – 43 Hz, digital notch filters at 50 Hz and 60 Hz [4]. The duration of imagination is 8 seconds for each image. Fig.3 shows the process of data collection which researcher imagines writing the circle in his imagination during the experiment. In this experiment, All EEG datasets were collected from imagining to an animation of circle for 100 datasets and straight line for 100 datasets. The measured EEG datasets will be used to train the artificial neural network learning later.

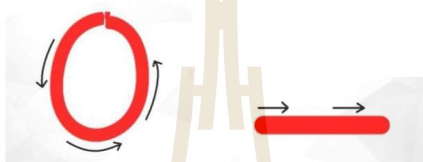


Fig. 2: The image of circle and straight line for collecting the EEG signals.

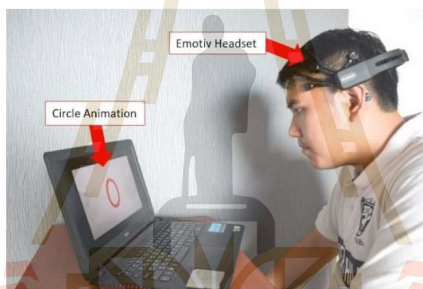


Fig. 3: Researcher imagines writing the circle in his imagination during the experiment.

### 2.2. Learning Artificial Neural Network

The EEG datasets are measured from 14 electrodes named as AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 and AF4. The patterns of EEG signals are learnt by artificial neural network and then they will be compared between each other to find the suitable electrodes based on the correlation coefficients. The correlation coefficients provide the statistical relationships between two or more random variables and observed data values [8], [9] as shown in (1):

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (1)$$

The EEG datasets were normalized by scaling between 0 and 1 as shown in (2) in order to reduce variability [5], [10]:

$$\text{normalize}(X_i) = \frac{X_i - X_{min}}{X_{max} - X_{min}} \quad (2)$$

Fig. 4 shows the EEG signals of electrodes F3 and F4 which have the most correlation coefficients for recoding the writing imagination of circle (above) and straight line (below). Each electrode is used as input to the learning of individual neural networks. Fig. 5 shows a model of EEG data input of the artificial neural network and vectors of two components are defined as the output targets, Circle [0 1], Line [1 0].

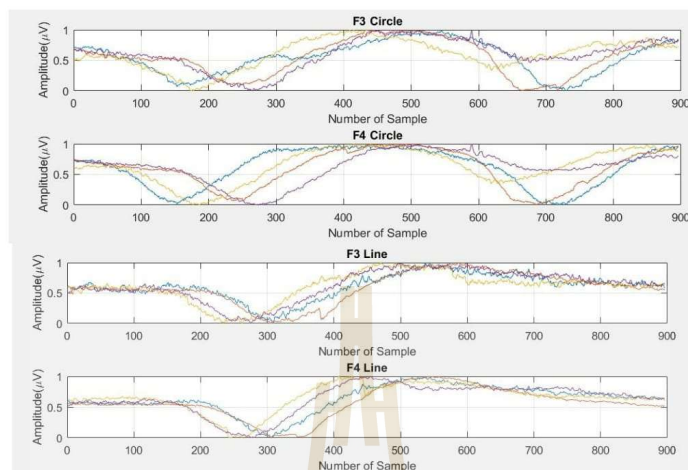


Fig.4: EEG signals of electrodes F3 and F4 which have the most correlation coefficients for recoding the writing imagination of circle (above) and straight line(below).

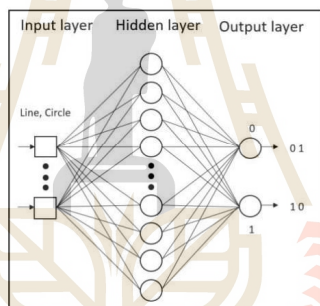


Fig.5: Input and output of artificial neural network.

### 2.3. Testing Artificial Neural Network

In this testing, the researchers who have no neuro disorder histories record their EEG signals in order to perform two tasks. For the first task, the researchers imagine to write a circle for 100 times and relax about 1 hour before starting the second task which is the recording of a straight line for 100 times. Then the recorded signals are used as data for testing artificial neural network.

### 3. Experimental Results and Discussions

Table 1 presents the classification accuracy of 14 electrodes (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 and AF4) when imagining to write a circle. The results reveal that the top-two highest average accuracies can be achieved at positions of F3 and F4 which the accuracies are 70% and 72.86%, respectively. Table 2 presents the classification accuracy of 14 electrodes when researchers imagine writing a straight line. Interestingly, it can be found that the top-two highest average accuracies are at positions of F3 and F4 which the accuracies are 68.57% and 70%, respectively. As seen from both tables, it can be seen that the electrode positions at AF3, F7, F3, F4, F8, and AF4 give the correct results more than 50% when researchers imagine writing a circle and a straight line. From these experimental results, it can be explained that the electrode positions at AF3, F7, F3, F4, F8, and AF4 are placed on frontal lobe area which acts to control concentrating, thinking (such as ideation, imagination) and problem-solving. These experimental results get along with the

area of frontal lobe which was described in Fig. 6 [11]. Note that the important problem in analysing EEG signals is that EEG signals can be generated when a muscle is shifting of the facial such as rise of brow or furrow of brow.

In [12], it was shown that the EEG signals were occurred by facial expressions in each electrode position. Remarkably, it was found that a pair of F3 and F4 channels provided the EEG signals with the minimum correlation to the facial expressions. The outcome of this work also presents the consistency with the research in [13] which a pair of F3 and F4 channels has an important role in the perception of information.

Table1: Classification accuracy of 14 electrodes when researchers imagine writing a circle.

Circle	AF3	F7	F3	FC5	T7	P7	O1	O2	P8	T8	FC6	F4	F8	AF4
Circle(%) [ 0 1]	65.71	68.57	70	40	47.14	42.86	64.29	62.86	58.57	44.29	48.57	72.86	61.43	67.14
Line(%) [ 1 0]	33.28	31.43	30	60	52.86	57.14	35.71	37.14	41.43	55.71	51.43	27.14	38.57	32.86

Table2: Classification accuracy of 14 electrodes when researchers imagine writing a straight line.

Line	AF3	F7	F3	FC5	T7	P7	O1	O2	P8	T8	FC6	F4	F8	AF4
Circle(%) [ 0 1]	32.86	34.29	31.43	37.14	38.57	41.43	68.57	65.71	57.14	37.14	38.57	30	37.14	34.29
Line(%) [ 1 0]	67.14	65.71	68.57	62.86	61.43	58.57	31.43	33.28	42.86	62.86	61.43	70	62.86	65.71

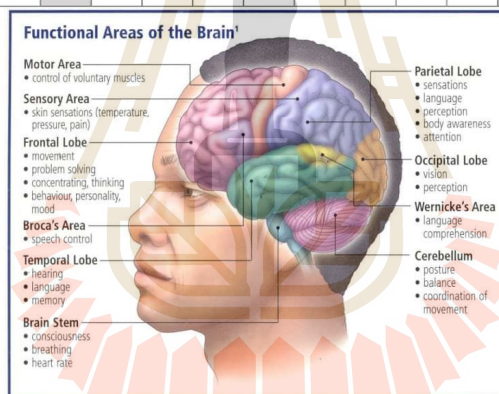


Fig. 6: Functional areas of the Brain [11].

#### 4. Conclusion

Among all electrode positions on frontal area, the F3 and F4 positions are the suitable electrodes to record the EEG signals for studying writing imagination. These results are considered by using the correlation coefficients in the artificial neural networks. This conclusion is very helpful to investigate the EEG signals in the future because it can save more time and provide a direct analysis on this specific problem. For future work, the authors will apply this study to send some messages by interpreting the brainwave signals.

#### 5. Acknowledgement

This work is financially supported from the Thailand Research Fund through the Royal Golden Jubilee Ph.D. Program (Grant No. PHD/0148/2557)

## 6. References

- [1] D. Prince, M. Edmonds, A. Sutter, M. Cusumano, W.Lu, and V. Asari, "Brain Machine Interface Using Emotiv EPOC To Control Robai Cyton Robotic Arm," Aerospace and Electronics Conference (NAECON) - 2015, 2379-2027, 15-19 June 2015.
- [2] D. S. Benítez, S. Toscano and A. Silva, "On the use of the Emotiv EPOC neuroheadset as a low cost alternative for EEG signal acquisition ," Communications and Computing (COLCOM) – 2016, 27-29 April 2016
- [3] Vourvopoulos, Athanasios, and Fotis Liarakapis. "Brain-controlled NXT Robot: Tele-operating a robot through brain electrical activity." Games and Virtual Worlds for Serious Applications (VS-GAMES), 2011 Third International Conference on. IEEE, 2011.
- [4] Available at <https://www.emotiv.com>
- [5] Jatupaiboon, Noppadon, Seta Pan-ngum, and Pasin Israsena. "Real-time EEG-based happiness detection system." The Scientific World Journal 2013 (2013).
- [6] Upadhyay, R., et al. "Extraction and classification of Electroencephalogram signals." Computational Intelligence & Computing Research (ICCIC), 2012 IEEE International Conference on. IEEE, 2012.
- [7] Fadzal, CWNF Che Wan, W. Mansor, and L. Y. Khuan. "An analysis of EEG signal generated from grasping and writing." Computer Applications and Industrial Electronics (ICCAIE), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, 2011.
- [8] Üstündağ, Mehmet, et al. "Denoising of weak ECG signals by using wavelet analysis and fuzzy thresholding." Network Modeling Analysis in Health Informatics and Bioinformatics 1.4 (2012): 135-140.
- [9] ÜSTÜNDAĞ, Mehmet, et al. "Performance comparison of wavelet thresholding techniques on weak ECG signal denoising." Przegląd Elektrotechniczny 89,5 (2013): 63-66.
- [10] Lin, Yuan-Pin, et al. "Support vector machine for EEG signal classification during listening to emotional music." Multimedia Signal Processing, 2008 IEEE 10th Workshop on. IEEE, 2008.
- [11] Available at <https://avinashkm-neurosurgery.blogspot.com/2013/06/my-philosophy-of-neurosurgery.html>
- [12] L. Vokorokos, N. Ádám, B. Madoš, " Non-Invasive Brain Imaging Technique for Playing Chess with Brain-Computer Interface," International Journal of Computer and Information Technology, ISSN: 2279 – 0764, Volume 03 – Issue 05, September 2014
- [13] Knoll, Y. Wang, F. Chen, J. Xu, N. Ruiz, J. Epps and P. Zarjam, "Measuring cognitive workload with low-cost electroencephalograph," In IFIP Conference on Human-Computer - (2011, September), Interaction (pp. 568-571). Springer Berlin Heidelberg.

## ประวัติผู้วิจัย

รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล สำเร็จการศึกษาหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต และ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิตจากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อ พ.ศ. 2539 และ 2541 จากนั้นเข้าทำงานใน ตำแหน่งวิศวกรระบบโทรคมนาคมที่องค์การโทรศัพท์แห่งประเทศไทย จนกระทั่ง พ.ศ. 2543 จึงได้ย้ายมา เป็นอาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี และได้ลาศึกษาต่อระดับปริญญาเอกตั้งแต่ปี พ.ศ. 2546 ณ University of Queensland, Australia เมื่อ พ.ศ. 2549 จึงได้กลับเข้ามาปฏิบัติหน้าที่อาจารย์ตามเดิม ผู้วิจัยมีเชี่ยวชาญในด้านระบบ MIMO, Information Theory, Signal Processing, Radio Wave Modelling, Mobile Communication, Advance Wireless Communication ปัจจุบันมีบทความวิจัยตีพิมพ์เผยแพร่ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติ 30 บทความ ในวารสารวิชาการระดับชาติ 6 บทความ ในการประชุมวิชาการระดับนานาชาติ 115 บทความ หนังสือวิชาการ ในประเทศ 1 เล่มและต่างประเทศ 1 เล่ม มีลิขสิทธิ์ 1 รายการและ สิทธิบัตร 1 รายการ

รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล ได้รับรางวัล Young Scientist Travel Grant Award จากงานประชุมวิชาการนานาชาติ International Symposium on Antenna Propagation ปี พ.ศ. 2547 ณ ประเทศ ญี่ปุ่น และได้รับรางวัล Best Student Presentation Award จากงานประชุมวิชาการนานาชาติ Australian Symposium on Antenna ปี พ.ศ. 2548 ณ ประเทศออสเตรเลีย ในปี พ.ศ. 2553 รองศาสตราจารย์ ดร. พีระพงษ์ อุฑารสกุล ได้รับรางวัลพนักงานดีเด่น ด้านการวิจัย สำหรับนักวิจัยรุ่นใหม่ จากมหาวิทยาลัย เทคโนโลยีสุรนารี และในปี พ.ศ. 2556 บทความที่เป็นผู้ประพันธ์หลักเรื่อง Low-profile beamforming MIMO systems for wireless communications ได้รับรางวัลประกาศนียบัตร ผู้นำเสนอผลงานวิจัยดีมากแบบ โปสเตอร์ ในงานการประชุมสุดยอดมหาวิทยาลัยวิจัยแห่งชาติ ครั้งที่ 2 (The Second Thailand National Research Universities Summit : NRU SUMMIT II) วันที่ 7-8 พฤษภาคม 2556 ณ ศูนย์การประชุมแห่งชาติ สิริวิที กรุงเทพมหานคร