

การเปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศักยไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช ไม่สังกัดภาควิชา/เทียบเท่า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2564

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A comparison of speech discrimination assessment methods based on Event-Related
Potential (ERP)



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Biomedical Engineering

Common Course

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2021

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์
โดย	น.ส.พิมพ์วิภา จารุธารัง
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ดร.เศรษฐา ปานงาม
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ดร.พศิน อิศรเสนา ณ อยุธยา รองศาสตราจารย์ แพทย์หญิงโสฬทรัพย์ เหมรัฐชโรจน์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย อนุญาติให้บัณฑิตวิทยาลัย อนุญาติให้บัณฑิตวิทยาลัย อนุญาติให้บัณฑิตวิทยาลัย เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภาคภูมิ สมบูรณ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ดร.เศรษฐา ปานงาม)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ดร.พศิน อิศรเสนา ณ อยุธยา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(รองศาสตราจารย์ แพทย์หญิงโสฬทรัพย์ เหมรัฐชโรจน์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ดร.สุวิชา จิรายุเจริญศักดิ์)

พิมพ์วิภา จารุธำรง : การเปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศักยภาพไฟฟ้า
 สมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์. (A comparison of speech discrimination
 assessment methods based on Event-Related Potential (ERP)) อ.ที่ปรึกษา
 หลัก : รศ. ดร.เศรษฐา ปานงาม, อ.ที่ปรึกษาร่วม : ดร.พศิน อิศรเสนา ณ อยุธยา, รศ.
 พญ.โสฬพัทธ์ เหมรัญช์โรจน์

การจำแนกเสียงพูดคือความสามารถในการจำแนกระหว่างเสียงพยางค์หรือคำ คนที่มี
 ความสามารถในการจำแนกเสียงพูดต่ำมักจะมีปัญหาในการแยกระหว่างคำที่มีเสียงคล้ายกัน โดย
 ปกติการจำแนกเสียงพูดถูกประเมินโดยนักโสตสัมผัสวิทยาทำให้เข้าถึงการประเมินได้ยากเนื่องจาก
 มีนักโสตสัมผัสวิทยาจำนวนไม่มากนัก นอกจากนี้การประเมินอาจใช้เวลานานหรือไม่สะดวกสำหรับ
 ผู้ป่วยบางกลุ่ม เพื่อลดปัญหาเหล่านี้จึงมีการพัฒนาวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศักยภาพไฟฟ้า
 สมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potentials) วิธีหนึ่งที่มีการใช้คือการสังเกต
 องค์ประกอบ Mismatch Negativity (MMN) ระหว่างทำการทดลองการฟังแบบ Oddball ต่อมา
 มีการเสนอวิธีใหม่โดยนำสิ่งกระตุ้นทางสายตาที่เป็นตัวอักษรมาใช้ร่วมกับสิ่งกระตุ้นทางเสียง
 งานวิจัยนี้เสนอวิธีการประเมินโดยใช้ภาพที่แสดงถึงความหมายของคำโดยแบ่งออกเป็นสามแบบที่
 มีจำนวนภาพและลำดับในการทดลองแตกต่างกัน วิธีใช้ภาพความหมายของคำแต่ละแบบรวมทั้งวิธี
 ที่ใช้การฟังแบบ Oddball และวิธีที่ใช้ตัวอักษรถูกนำมาทดสอบโดยใช้คำสองคำที่มีเสียงพยัญชนะ
 ต่างกันแต่มีเสียงสระและเสียงวรรณยุกต์เหมือนกันเพื่อเปรียบเทียบระหว่างแต่ละวิธีโดยนำรูปคลื่น
 ที่ได้มาสร้างเป็นชุดคุณลักษณะแล้วใช้เทคนิคการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) เพื่อ
 จำแนกระหว่างแต่ละเงื่อนไขในการทดลองซึ่งตัวจำแนกที่ใช้ได้แก่ Linear Discriminant Analysis
 (LDA) และ Support Vector Machine (SVM) จากการเปรียบเทียบพบว่าวิธีที่สามารถนำมาใช้
 สองวิธี ได้แก่วิธีใช้ภาพความหมายของคำแบบภาพเดียวและวิธีไม่ใช้ภาพ ทั้งสองวิธีนี้ให้ความ
 แม่นยำในการจำแนกสูงกว่า 80% และใช้เวลาหรือสมาธิในการทดลองน้อยกว่าวิธีอื่น การประเมิน
 การจำแนกเสียงพูดโดยใช้วิธีเหล่านี้สามารถนำไปใช้เป็นเครื่องมือคัดกรองอัตโนมัติที่ช่วยประเมิน
 และแนะนำว่าผู้ป่วยควรจะถูกส่งต่อเพื่อตรวจยืนยันกับนักโสตสัมผัสวิทยาหรือไม่ซึ่งสามารถช่วยลด
 ภาระงานของนักโสตสัมผัสวิทยาและทำให้การประเมินเข้าถึงได้ง่ายขึ้น

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ลายมือชื่อนิสิต

ปีการศึกษา 2564

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

6270350521 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORD: Speech discrimination, Electroencephalography (EEG), Event-related potentials (ERP)

Pimwipa Charuthamrong : A comparison of speech discrimination assessment methods based on Event-Related Potential (ERP). Advisor: Assoc. Prof. SETHA PAN-NGUM, Ph.D. Co-advisor: Pasin Israsena, Ph.D., Assoc. Prof. Solaphat Hemrungronj, M.D.

Speech discrimination is a hearing ability related to differentiating between similar sounding words. Usually, speech discrimination assessment requires appointments with an audiologist. This can be time-consuming and inaccessible to most patients due to the shortage of audiologists. To mitigate these problems, Event-Related Potentials (ERP) were used to develop different methods to assess speech discrimination. One approach is to observe the Mismatch Negativity (MMN) component during an auditory oddball task. Another approach used visual stimuli depicting letters in addition to auditory stimuli. In this work we propose a method using pictures representing word meaning. We implemented our picture-based method with three strategies differing in number of pictures and test sequences. We compared them to the original visual method and auditory method. We found two promising methods: picture-based method with single picture and auditory method. Both methods achieved over 80% accuracy when using machine learning algorithms to classify between conditions. They also required less time or effort than other methods. These ERP-based methods have the potential to be used as an automatic assessment system which acts as a pre-screening tool and recommend whether a patient should see an audiologist.

Field of Study: Biomedical Engineering

Student's Signature

Academic Year: 2021

Advisor's Signature

Co-advisor's Signature

Co-advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีด้วยความกรุณาอย่างยิ่งจาก รศ.ดร.เศรษฐา ปานงาม ดร.พศิน อิศรเสนา ณ อยุธยา รศ.พญ.โสฬพัทธ์ เหมรัญชโรจน์ และคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ได้ให้ความรู้ ข้อเสนอแนะ และการสนับสนุนด้วยความเอาใจใส่จนวิทยานิพนธ์นี้เสร็จสมบูรณ์ได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ ดร.อาภา สุวรรณรัตน์ และคณะ ที่ให้ความช่วยเหลือและให้คำแนะนำเกี่ยวกับการใช้งานอุปกรณ์บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองและวิธีปฏิบัติระหว่างการเก็บข้อมูล

ขอขอบคุณผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทุกท่านที่ให้ความร่วมมือเป็นอย่างดีในการเก็บรวบรวมข้อมูลระหว่างการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

พิมพ์วิภา จารุธารง



สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตการดำเนินงาน	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน	3
1.6 ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 ทฤษฎี.....	4
2.1.1 การจำแนกเสียงพูด (Speech Discrimination).....	4
2.1.2 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography, EEG).....	4
2.1.3 ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-related potential, ERP)	6
2.1.3.1 Mismatch negativity (MMN).....	8
2.1.4 Common Spatial Pattern (CSP)	9
2.2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	10

บทที่ 3 แนวคิดและวิธีการดำเนินงาน.....	14
3.1 ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย	14
3.2 สิ่งกระตุ้นที่ใช้	15
3.3 การพิจารณาจริยธรรม	15
3.4 วิธีการทดลอง.....	15
3.4.1 วิธีดูภาพความหมายของคำ (วิธี 1ก 1ข และ 1ค)	16
3.4.2 วิธีดูภาพตัวอักษร (วิธี 2)	17
3.4.3 วิธีไม่ใช้ภาพ (วิธี 3).....	18
3.5 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง.....	18
3.6 การวิเคราะห์ข้อมูล	20
บทที่ 4 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผล	24
4.1 ผลการทดลอง	24
4.1.1 ผลทางพฤติกรรม.....	24
4.1.2 ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์.....	24
4.1.3 การจำแนก	26
4.2 การวิเคราะห์ผล	29
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	33
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	33
5.2 ข้อเสนอแนะ	33
บรรณานุกรม.....	35
ประวัติผู้เขียน.....	42

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ความสามารถที่เกี่ยวข้องกับการรับรู้คำพูดได้แก่ความสามารถในการได้ยิน (Hearing ability) การจำแนกเสียงพูด (Speech discrimination) และการเข้าใจคำพูด (Speech comprehension) ความสามารถเหล่านี้ช่วยให้รับรู้และเข้าใจคำพูดได้ คนที่ไม่สามารถรับรู้คำพูดหรือรับรู้คำพูดได้ไม่ดีอาจเป็นเพราะมีปัญหาเกี่ยวกับการได้ยินเช่นฟังคำพูดไม่ได้ยิน การจำแนกเสียงพูดซึ่งหมายถึงได้ยินคำพูดแต่ไม่สามารถจำแนกได้ว่าเป็นคำพูดอะไร หรือการเข้าใจคำพูดซึ่งหมายถึงได้ยินและสามารถจำแนกเสียงพูดได้แต่ไม่เข้าใจความหมายของคำพูดนั้น จึงมีความจำเป็นที่จะต้องประเมินความสามารถทั้งสามอย่างเพื่อจะรู้ปัญหาที่แท้จริง การได้ยินสามารถประเมินได้โดยการวัดขีดจำกัดการได้ยิน (Hearing threshold) คือระดับเสียงที่เบาที่สุดที่สามารถได้ยินซึ่งสามารถประเมินได้ค่อนข้างง่ายด้วยการตรวจการได้ยิน (Audiometry) หรือการตรวจทางสรีรวิทยาไฟฟ้าด้วย Brainstem auditory evoked potential (BAEP) ในขณะที่การประเมินการจำแนกเสียงพูดและการเข้าใจคำพูดสามารถทำได้ยากกว่า

ตามปกติการประเมินการจำแนกเสียงพูดใช้วิธีสัมภาษณ์โดยนักโสตสัมผัสวิทยาซึ่งต้องใช้เวลาและบุคลากรเฉพาะจึงมีความพยายามที่จะพัฒนาวิธีทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiological method) ในการประเมินการจำแนกเสียงพูดเพื่อลดภาระงานของนักโสตสัมผัสวิทยา หนึ่งในวิธีที่มีการพัฒนาขึ้นคือการสังเกตคลื่น Mismatch negativity (MMN) ระหว่างการฟังแบบ Oddball ซึ่งจะมีเสียงมาตรฐานที่ได้ฟังบ่อยประมาณ 80-90% ของเสียงทั้งหมดและเสียงเบี่ยงเบนที่ได้ฟังประมาณ 10-20% ของเสียงทั้งหมด โดย MMN จะเกิดขึ้นเมื่อได้ยินเสียงเบี่ยงเบน วิธีนี้เป็นวิธีที่ใช้กันมากเนื่องจากผู้เข้ารับการประเมินไม่จำเป็นต้องตอบโต้หรือให้ความสนใจกับเสียงที่ฟังทำให้สามารถใช้ได้ในกลุ่มประชากรที่หลากหลายเช่นเด็กทารกหรือผู้ป่วยที่ไม่ตอบสนองแต่วิธีนี้ต้องใช้เวลาทดสอบนานและมีปัญหาด้านความชัดเจนของเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นประเภทเสียง [1]

ในหลายงานวิจัยมีการนำเสนอวิธีปรับปรุงการใช้ MMN หรือนำเสนอวิธีอื่นที่สามารถใช้ประเมินการจำแนกเสียงพูด Morikawa Kozuka และ Adachi [1] เสนอให้ใช้คลื่นที่เกิดหลังจากการกระตุ้นทางสายตาด้วยภาพตัวอักษร วิธีนี้ทำให้สามารถหาเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นได้อย่างแม่นยำและอาจใช้เวลาในการทดสอบน้อยกว่าแต่มีข้อจำกัดคือผู้เข้ารับการประเมินต้องรู้ว่าตัวอักษร

สอดคล้องกับเสียงไตซึ่งทำให้วิธีนี้ไม่เหมาะสมกับประชากรบางกลุ่มเช่นเด็กเล็กหรือคนที่อ่านหนังสือไม่ออก

ในปัจจุบันยังไม่มีการเปรียบเทียบระหว่างการใช้คลื่นที่เกิดหลังการกระตุ้นทางสายตากับการใช้คลื่น MMN ในการประเมินการจำแนกเสียงพูดซึ่งน่าสนใจว่าวิธีไหนจะมีความแม่นยำมากกว่าหรือใช้เวลาทดสอบได้คุ้มค่ากว่า วิธีที่นำเสนอโดย Morikawa Kozuka และ Adachi [1] แม้จะใช้เวลา น้อยกว่าและสามารถรู้เวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นได้แม่นยำแต่ผู้เข้ารับการประเมินต้องรู้ตัวอักษร งานวิจัยนี้จึงต้องการเสนอการปรับปรุงวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดด้วยการกระตุ้นทางสายตาโดยใช้ภาพความหมายของคำแทนภาพตัวอักษรเพื่อให้ประชากรทั้งที่รู้และไม่รู้หนังสือสามารถเข้าถึงการประเมินนี้ได้ วิธีที่ปรับปรุงใหม่จะถูกนำไปเทียบกับวิธีเดิมที่ใช้ภาพตัวอักษรและวิธีที่ใช้ MMN ในด้าน ความชัดเจนของคลื่น ความแม่นยำในการประเมิน และความคุ้มค่าของเวลาทดสอบ

1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อเสนอการปรับปรุงวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับ เหตุการณ์ที่เกิดหลังจากการกระตุ้นทางสายตา

1.3 ขอบเขตการดำเนินงาน

เสนอการปรับปรุงวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ ที่เกิดหลังจากการกระตุ้นทางสายตาโดยใช้ภาพความหมายของคำแทนภาพตัวอักษร และ เปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดแบบปรับปรุงกับวิธีต้นแบบและวิธีที่ใช้ในงานวิจัยอื่นโดย

1. เปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดที่ใช้ศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่เกิด หลังการกระตุ้นด้วยภาพความหมายของคำ ภาพตัวอักษร และเสียงของคำ
2. เปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดเมื่อใช้ประเมินการจำแนกระหว่างเสียงคำ ภาษาไทยพยางค์เดียวที่มีพยัญชนะต้นต่างกัน
3. เปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดในผู้ที่มีความสามารถในการได้ยินปกติและ สามารถเข้าใจคำพูด
4. เปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดระหว่างการฟังแบบ Active
5. เปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดในด้านองค์ประกอบศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับ เหตุการณ์ ความแม่นยำในการประเมิน และเวลาที่ใช้ประเมิน
6. เปรียบเทียบความแม่นยำในการประเมินโดยใช้การจำแนกแบบออฟไลน์ (Offline)

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้วิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่เกิดหลังจากการกระตุ้นทางสายตาด้วยภาพความหมายของคำ
2. ได้รู้ว่าการประเมินการจำแนกเสียงพูดด้วยศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์วิธีใดมีประสิทธิภาพสูงสุดในแง่ความแม่นยำและเวลาที่ใช้ในการทดสอบเมื่อใช้ประเมินการจำแนกเสียงพูดระหว่างคำภาษาไทยที่มีเสียงพยัญชนะต่างกัน

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยเกี่ยวกับศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์และการจำแนกเสียงพูด
2. ออกแบบวิธีการทดลอง
3. จัดเตรียมสิ่งกระตุ้นที่ใช้ในการทดลอง
4. เสนอโครงร่างวิทยานิพนธ์และขอรับการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย
5. เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าสมอง
6. วิเคราะห์ข้อมูลคลื่นไฟฟ้าสมอง
7. สรุปผลการทดลอง
8. เขียนบทความวิชาการและเล่มวิทยานิพนธ์

1.6 ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

ได้รับการตอบรับให้นำเสนอผลงานในงานประชุมวิชาการระดับนานาชาติ 2021 4th International Conference on Bio-Engineering for Smart Technologies (BioSMART) ในหัวข้อ A comparison of speech discrimination assessment methods based on Event-Related Potential (ERP)

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎี

2.1.1 การจำแนกเสียงพูด (Speech Discrimination)

ในการประเมินความสามารถในการได้ยินมีองค์ประกอบหลักสององค์ประกอบคือขีดจำกัดการได้ยินและการจำแนกเสียงพูด ขีดจำกัดการได้ยินคือระดับเสียงที่เบาที่สุดที่สามารถได้ยิน ส่วนการจำแนกเสียงพูดคือการวัดความสามารถในการแยกความแตกต่างระหว่างพยางค์หรือคำที่อาจมีเสียงคล้ายกัน ทั้งสององค์ประกอบนี้รวมกันกับความสามารถในการเข้าใจคำพูดช่วยในการรับรู้เสียงพูดโดยความสามารถทั้งสามอย่างนี้มีความสัมพันธ์กันคือเสียงพูดต้องมีระดับเสียงสูงกว่าขีดจำกัดการได้ยินจึงจะสามารถได้ยิน ต้องสามารถได้ยินจึงจะจำแนกเสียงพูดได้ และต้องสามารถได้ยินและจำแนกเสียงพูดได้จึงจะเข้าใจคำพูดได้

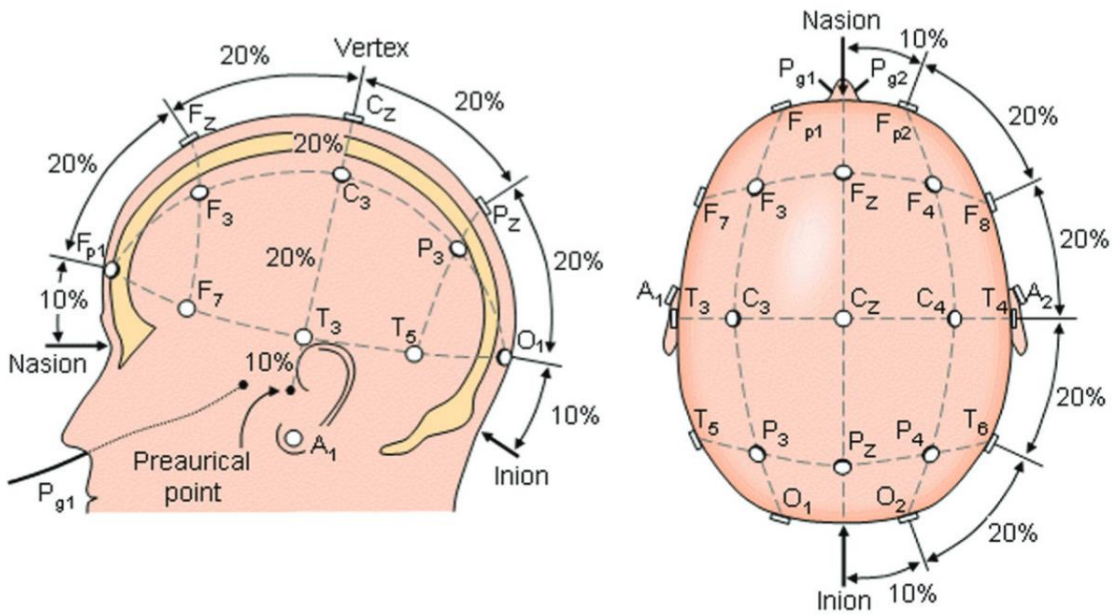
การจำแนกเสียงพูดสามารถประเมินได้หลายวิธี วิธีที่ใช้กันมากคือการตรวจการได้ยินด้วยเสียงพูดขณะมีเสียงรบกวน (Speech audiometry in noise) คือให้ผู้เข้ารับการตรวจพูดพยางค์ คำ หรือประโยคตามที่ได้ยินระหว่างที่มีเสียงรบกวน การประเมินด้วยวิธีนี้ขึ้นอยู่กับวิจารณ์ญาณของแต่ละบุคคลและต้องมีการสัมภาษณ์กับนักโสตสัมผัสวิทยาซึ่งอาจไม่เหมาะสมกับประชากรบางกลุ่ม วิธีอื่นในการประเมินการจำแนกเสียงพูดได้แก่วิธีทางสรีรวิทยาไฟฟ้าที่มักจะใช้การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองในการประเมิน

2.1.2 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography, EEG)

การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองคือการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากสมอง ส่วนใหญ่มักใช้ขั้วไฟฟ้าที่ติดบนศีรษะ แต่บางครั้งอาจใช้ขั้วไฟฟ้าพิเศษที่ผ่าตัดเพื่อติดบนสมองซึ่งจะเรียกการวัดแบบนี้ว่า Intracranial EEG (iEEG) หรือ Electrocorticography (ECoG) ขั้วไฟฟ้าที่ติดบนศีรษะมีทั้งชนิดเปียกและชนิดแห้ง ขั้วไฟฟ้าเปียก (Wet electrode) ให้สัญญาณคุณภาพสูงแต่ไม่สะดวกในการใช้เพราะต้องทาเจลดังนั้นจึงอาจใช้ขั้วไฟฟ้าแห้ง (Dry electrode) แทน สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้แสดงถึงผลรวมของกระแสประสาทที่ส่งมายังเซลล์ (Postsynaptic potentials, PSPs) การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองมีความละเอียดทางเวลา (Temporal resolution) สูงในระดับมิลลิวินาทีแต่มีความละเอียดทางพื้นที่ (Spatial resolution) ต่ำเมื่อเทียบกับการวัดหรือการถ่ายภาพทางการแพทย์วิธีอื่น

การกำหนดตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าบนศีรษะมักใช้ระบบ 10-20 [2] เป็นหลักและในงานวิจัยที่ต้องการตำแหน่งที่ละเอียดมากขึ้นอาจใช้ระบบ 10-10 [3] หรือระบบ 10-5 [4] ตัวเลขในชื่อระบบ

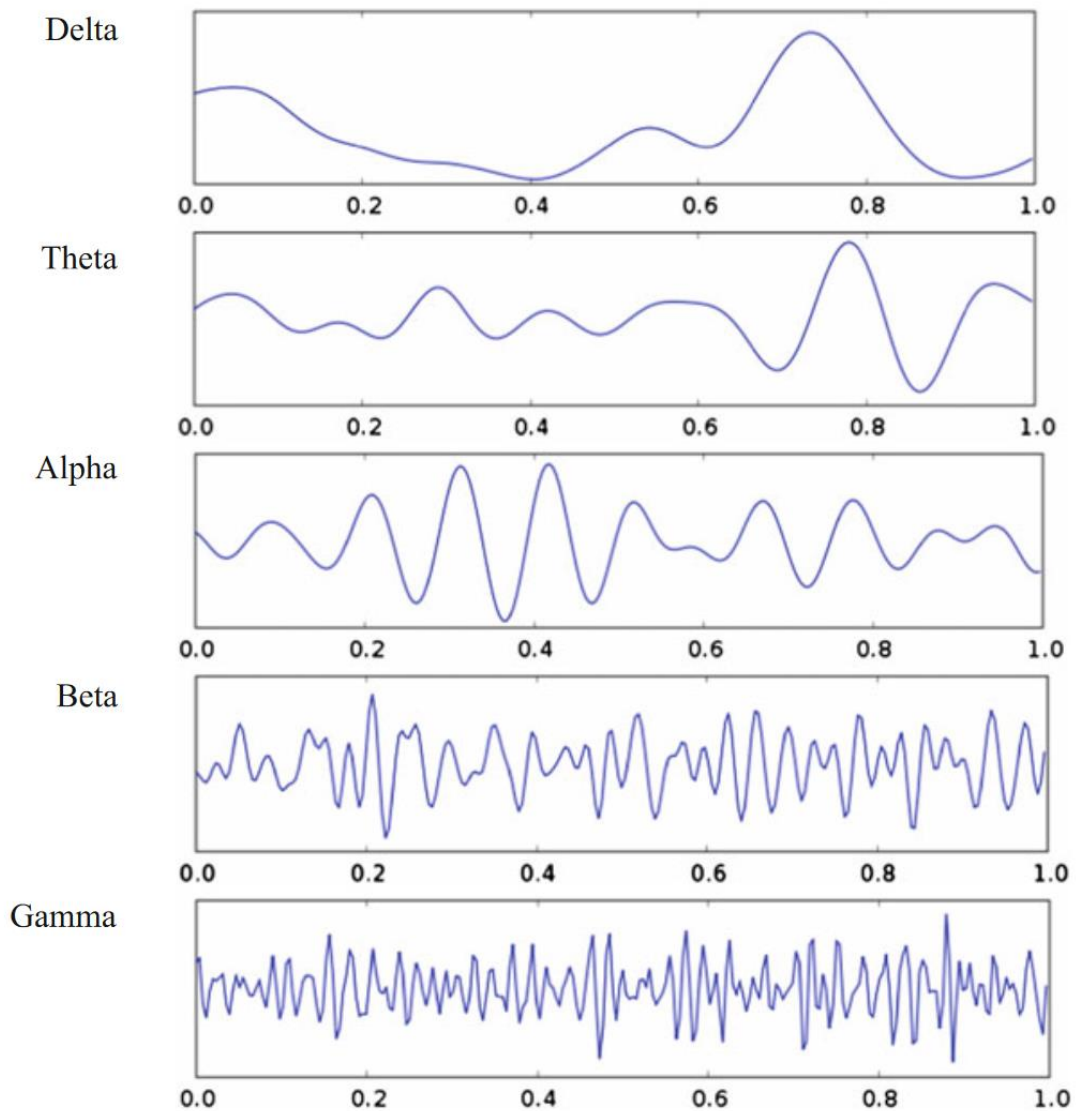
แทนระยะระหว่างตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าเช่นในระบบ 10-20 แต่ละตำแหน่งจะห่างกัน 10% หรือ 20% ของระยะหน้า-หลังหรือซ้าย-ขวาของศีรษะ ตำแหน่งขั้วไฟฟ้าจะถูกตั้งชื่อโดยใช้ตัวอักษรและตัวเลขโดยตัวอักษรแทนบริเวณของศีรษะเช่นส่วนหน้า (Frontal) แทนด้วยตัวอักษร F หรือส่วนหลัง (Occipital) แทนด้วยตัวอักษร O ส่วนตัวเลขใช้เลขคู่สำหรับด้านซ้ายและเลขคู่สำหรับด้านขวาของศีรษะ เส้นกลางศีรษะ (Midline) จะใช้ตัวอักษร z แทนตัวเลข



รูปที่ 1 ระบบ 10-20 [5]

ในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าสมองอาจแบ่งคลื่นไฟฟ้าสมองที่บันทึกได้ออกเป็นคลื่นสมองหลายชนิดตามช่วงความถี่ (Frequency band) ได้แก่

1. คลื่น Delta มีความถี่ 0.5-4 Hz เกี่ยวข้องกับการหลับลึก
2. คลื่น Theta มีความถี่ 4-8 Hz เกี่ยวข้องกับความเครียด ความคิดสร้างสรรค์ หรือการทำสมาธิ
3. คลื่น Alpha มีความถี่ 8-13 Hz เกี่ยวข้องกับการคิดและความเครียด มักเกิดที่สมองส่วน Occipital
4. คลื่น Beta มีความถี่ 13-30 Hz เกิดเมื่อสมองตื่นตัวและมีการคิด
5. คลื่น Gamma มีความถี่มากกว่า 30 Hz เกี่ยวข้องกับหน้าที่ทางการรู้ (Cognitive function) และหน้าที่การเคลื่อนไหว (Motor function)



CHULALONGKORN UNIVERSITY

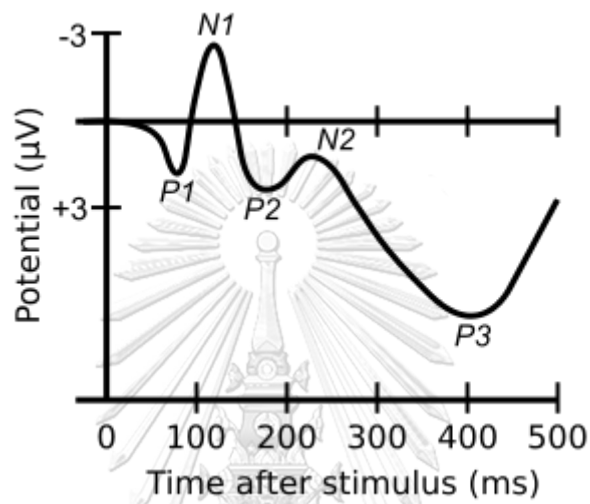
รูปที่ 2 ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าสมองในช่วงความถี่ต่างๆ [6]

มีตัววัดทางคลื่นไฟฟ้าสมองหลายอย่างที่ถูกนำมาใช้ในการศึกษาการพูด [7] ตัววัดในเชิงเวลา ได้แก่ ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์และการตอบสนองทางประสาทต่อเสียงพูด (Neural tracking of speech) ส่วนตัววัดในเชิงความถี่ได้แก่กำลังและเฟสของคลื่นสมองในแต่ละช่วงความถี่ ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ใช้ประโยชน์จากความละเอียดทางเวลาที่สูงของการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองจึงเป็นตัววัดที่ถูกนำมาใช้มากในการประเมินการฟังด้วยวิธีทางสรีรวิทยาไฟฟ้า

2.1.3 ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-related potential, ERP)

ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์คือการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าในการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองที่เกิดขึ้นหลังจากมีสิ่งกระตุ้น ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่บันทึกได้เป็น

ผลรวมของหลายองค์ประกอบ (ERP component) การตั้งชื่อองค์ประกอบมักใช้ตัวอักษร P หรือ N เพื่อแสดงความเป็นบวกหรือลบของยอดคลื่นตามด้วยตัวเลขที่แสดงลำดับการเกิดของยอดคลื่นนั้น หรือเวลาการเกิดของยอดคลื่นเป็นมิลลิวินาทีนับจากเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้น เช่นองค์ประกอบ P300 หรือ P3 เป็นองค์ประกอบที่มียอดคลื่นเป็นบวกที่เกิดขึ้นประมาณ 300 มิลลิวินาทีหลังจากเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นและเป็นยอดคลื่นบวกที่เกิดเป็นลำดับที่ 3



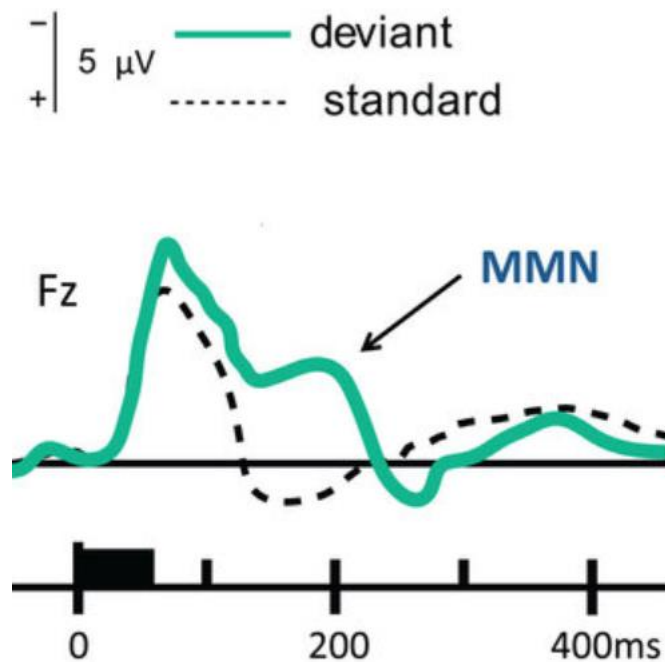
รูปที่ 3 ตัวอย่างองค์ประกอบศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ [8]

ในการวิเคราะห์ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์นิยมใช้คลื่นไฟฟ้าสมองจากการทดลองหลายครั้งหรือผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยหลายคนมาเฉลี่ยกันเพื่อลดผลกระทบจากสัญญาณรบกวนและทำให้องค์ประกอบศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ชัดเจนขึ้น การเปรียบเทียบขององค์ประกอบศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์มักเปรียบเทียบแอมพลิจูดที่จุดสูงสุด (Peak amplitude) และเวลาที่จุดสูงสุด (Peak latency) เป็นหลักแต่การเปรียบเทียบแอมพลิจูดและเวลาที่จุดสูงสุดเพียงจุดเดียวอาจไม่เพียงพอบางครั้งจึงควรเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูดหรือพื้นที่ใต้โค้งของคลื่นความแตกต่าง (Difference wave) เพิ่มเติม [9]

องค์ประกอบศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการรับรู้เสียงพูดแบ่งเป็นองค์ประกอบที่เกิดเร็วและองค์ประกอบที่เกิดช้า [7] องค์ประกอบที่เกิดเร็วเป็นองค์ประกอบที่เกี่ยวข้องกับคุณสมบัติทางเสียงของเสียงพูดเช่น P1 N1 หรือ P2 ส่วนองค์ประกอบที่เกิดช้ามักจะเกี่ยวข้องกับการประมวลผลภาษาเช่น N400 หรือ P600 ในการประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์มักจะใช้องค์ประกอบ MMN

2.1.3.1 Mismatch negativity (MMN)

Mismatch negativity (MMN) เป็นองค์ประกอบศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นเมื่อรับรู้สิ่งกระตุ้นที่แปลกไป MMN มีลักษณะเป็นยอดคลื่นลบที่เกิดประมาณ 100-250 มิลลิวินาทีหลังจากเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นและมีการกระจายที่บริเวณส่วนกลางและส่วนหน้าของศีรษะ (Frontocentral distribution) จึงนิยมวัดองค์ประกอบนี้ที่ขั้วไฟฟ้าตำแหน่ง Fz หรือ Cz ตามระบบ 10-20



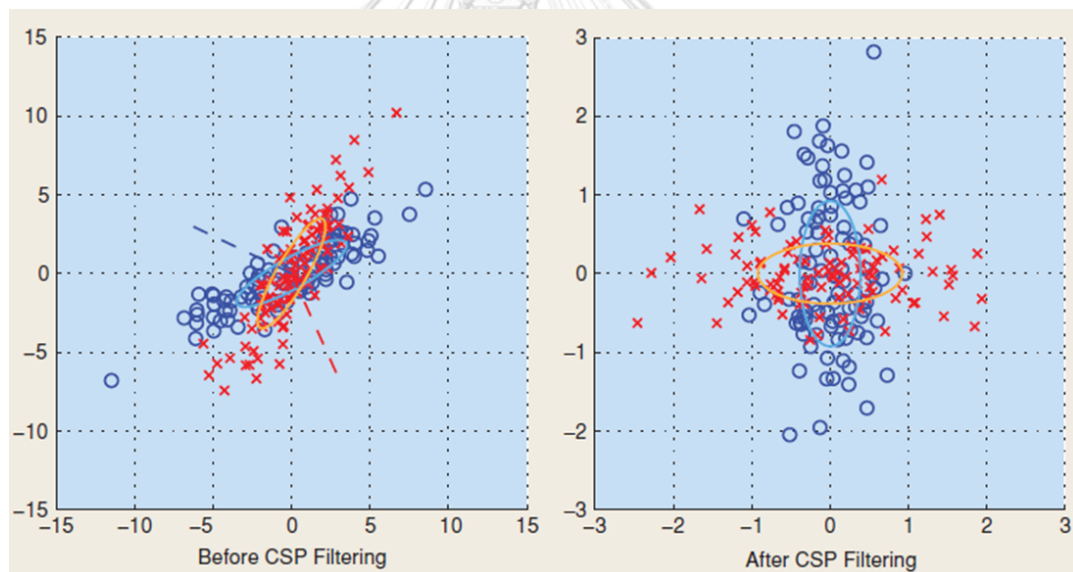
รูปที่ 4 ตัวอย่างองค์ประกอบ MMN [10]

การศึกษา MMN มักใช้การฟังแบบ Passive oddball โดยการฟังแบบ Oddball คือการฟังเสียงหลายครั้งโดยเสียงที่ได้ฟังอาจเป็นเสียงมาตรฐานหรือเสียงเบี่ยงเบน เสียงมาตรฐานเป็นเสียงที่ได้ฟังบ่อยประมาณ 80-90% ของเสียงทั้งหมดและเสียงเบี่ยงเบนจะได้ฟังประมาณ 10-20% ของเสียงทั้งหมด เสียงมาตรฐานซึ่งได้ฟังบ่อยจะถูกเก็บในร่องรอยความทรงจำ (Memory trace) และเมื่อได้ฟังเสียงเบี่ยงเบนซึ่งไม่ตรงกับเสียงในร่องรอยความทรงจำจึงทำให้เกิด MMN ขึ้น ส่วนการฟังแบบ Passive หมายถึงการฟังโดยที่ผู้ฟังไม่ได้ให้ความสนใจกับเสียงที่กำลังฟังซึ่งต่างจากการฟังแบบ Active ที่ผู้ฟังให้ความสนใจกับเสียงที่กำลังฟัง ระหว่างการฟังแบบ Active จะเกิดองค์ประกอบ P3 ซึ่งเกิดในช่วงเวลาทับซ้อนกับ MMN และอาจทำให้เห็นรูปคลื่นได้ไม่ชัดเจน ในการทดลองเกี่ยวกับ MMN จึงนิยมใช้การฟังแบบ Passive เพื่อไม่ให้เกิดองค์ประกอบ P3 [9]

โดยส่วนใหญ่การวิเคราะห์ MMN จะใช้คลื่นความแตกต่างที่ได้จากการนำศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่เกิดหลังจากเสียงเบี่ยงเบนซึ่งเกิด MMN มาลบด้วยศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่เกิดหลังจากเสียงมาตรฐานซึ่งไม่มี MMN การใช้คลื่นความแตกต่างช่วยกำจัดองค์ประกอบอื่นที่เหมือนกันสำหรับทั้งสองเสียงทำให้วิเคราะห์ MMN ได้ง่ายขึ้น [9]

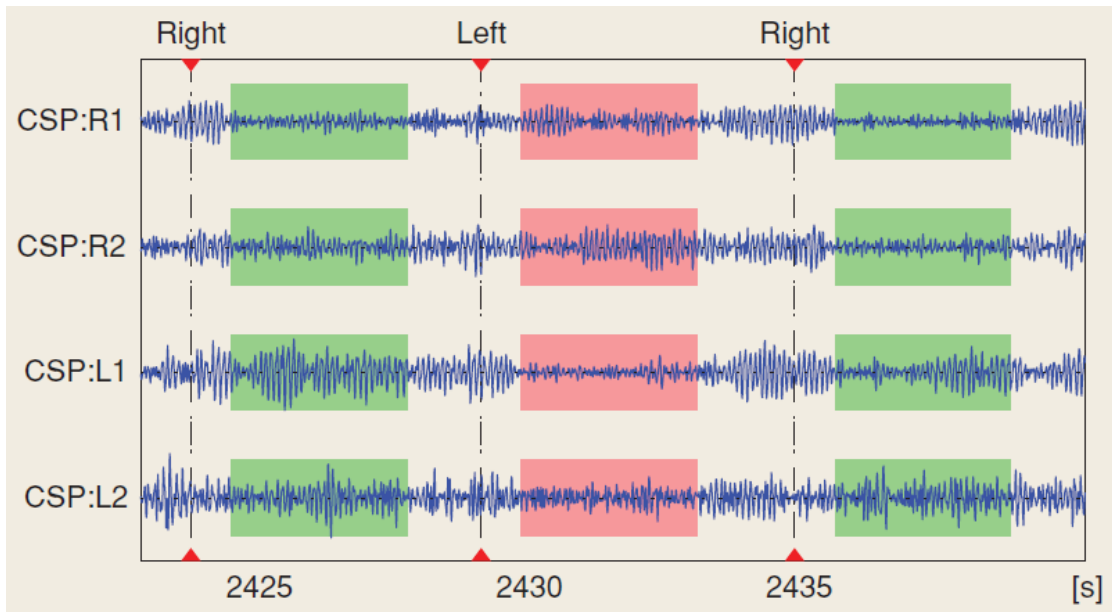
2.1.4 Common Spatial Pattern (CSP)

เทคนิค Common Spatial Pattern (CSP) เป็นเทคนิคการวิเคราะห์สัญญาณจากสองกลุ่ม (class / condition) โดยข้อมูลมีหลายช่องสัญญาณ [11] CSP จะแปลงให้ข้อมูลในกลุ่มหนึ่งมีความแปรปรวนสูงและข้อมูลในอีกกลุ่มมีความแปรปรวนต่ำทำให้สามารถจำแนกคลื่นไฟฟ้าสมองได้ง่ายขึ้น [11] รูปที่ 5 แสดงข้อมูลก่อนและหลังการแปลงด้วย CSP ซึ่งจะเห็นได้ว่าการแปลงด้วย CSP ในแกนตั้งข้อมูลในกลุ่มสีน้ำเงินมีความแปรปรวนมากแต่ข้อมูลในกลุ่มสีแดงมีความแปรปรวนน้อย ส่วนในแกนนอนข้อมูลในกลุ่มสีน้ำเงินมีความแปรปรวนน้อยแต่ข้อมูลในกลุ่มสีแดงมีความแปรปรวนมาก



รูปที่ 5 ตัวอย่างข้อมูลก่อน (ซ้าย) และหลัง (ขวา) การแปลงด้วย CSP [11]

เทคนิค CSP นิยมนำมาใช้ในงานด้าน Motor Imagery (MI) โดยเฉพาะในการจำแนกแบบออนไลน์ [11] รูปที่ 6 แสดงผลจากการกรองสัญญาณด้วย CSP เพื่อจำแนกระหว่างการจินตนาการการเคลื่อนไหวมือซ้ายและมือขวา กรอบสีเขียวแสดงช่วงที่จินตนาการการเคลื่อนไหวมือขวาซึ่งจะเห็นได้ว่าสัญญาณ CSP:L1 และ CSP:L2 มีความแปรปรวนมากกว่าสัญญาณ CSP:R1 และ CSP:R2 ในขณะนี้ แต่ในช่วงที่จินตนาการการเคลื่อนไหวมือซ้ายซึ่งแสดงด้วยกรอบสีแดงสัญญาณ CSP:R1 และ CSP:R2 มีความแปรปรวนมากกว่าสัญญาณ CSP:L1 และ CSP:L2



รูปที่ 6 ผลจากการกรองด้วย CSP ในงาน Motor imagery เพื่อจำแนกระหว่างการจินตนาการการเคลื่อนไหวมือซ้ายและมือขวา [11]

2.2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Kraus และคณะ [12] ศึกษาการจำแนกเสียงพูดในเด็กปกติและเด็กที่มีปัญหาทางการเรียนรู้ เมื่อวิเคราะห์ด้วยไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์โดยแบ่งเด็กออกเป็น 2 กลุ่มตามความสามารถในการจำแนกเสียงพูดระหว่างเสียง /da/ และเสียง /ga/ พบว่าเด็กกลุ่มที่สามารถจำแนกเสียงพูดได้ดีมีองค์ประกอบ MMN ชัดเจนแต่ไม่พบ MMN ในเด็กกลุ่มที่จำแนกเสียงพูดได้ไม่ดี ผลของงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ในการใช้ MMN ในการประเมินการจำแนกเสียงพูด แต่ยังมีข้อสงสัยว่า MMN อาจเกี่ยวข้องกับคุณสมบัติทางเสียงของคำพูดมากกว่าการจำแนกเสียงพูด [9] ต่อมางานวิจัยของ Shestakova และคณะ [13] ทำให้ข้อสงสัยนี้หายไปเนื่องจากพบ MMNm เมื่อฟังเสียงสระที่ต่างจากเสียงสระที่ได้ฟังซ้ำหลายครั้งในการทดลองที่ออกแบบให้เสียงมาตรฐานและเสียงเบี่ยงเบนเปลี่ยนไปเรื่อยๆ และใช้เสียงจากผู้พูดคนละคนทำให้แต่ละครั้งที่ได้ฟังเสียงสระเดิมอาจมีคุณสมบัติทางเสียงต่างกันดี องค์ประกอบ MMNm เป็นองค์ประกอบจากการบันทึกคลื่นแม่เหล็กสมอง (Magnetoencephalography, MEG) ซึ่งเทียบได้กับองค์ประกอบ MMN จากการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง ทั้งสองงานวิจัยที่กล่าวมาใช้การฟังแบบ Passive ซึ่งเป็นจุดเด่นของการวิเคราะห์องค์ประกอบ MMN ที่ผู้ฟังไม่ต้องตอบโต้หรือให้ความสนใจกับเสียงที่ฟัง อย่างไรก็ตามยังมีความท้าทายในการนำ MMN มาใช้ประเมินการจำแนกเสียงพูดเช่นเวลาที่ใช้ในการประเมินหรือความแม่นยำของการระบุเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นประเภทเสียง [1]

หลายงานวิจัยเสนอการปรับปรุงการใช้ MMN โดยเสนอวิธีวิเคราะห์สัญญาณใหม่หรือเสนอวิธีทดลองที่ใช้เวลาน้อยลง [14-17] บางงานวิจัยเสนอตัววัดใหม่ [18] หรือวิธีการประเมินใหม่ [1] แทนการวิเคราะห์ MMN จากการฟังแบบ Passive oddball นอกจากนี้ยังมีบางงานวิจัยที่นำ MMN หรือตัววัดอื่นไปใช้ในการศึกษาการจำแนกเสียงพูดในสภาพต่างๆ เช่นเปรียบเทียบการจำแนกเสียงพูดระหว่างที่มีและไม่มีเสียงรบกวน [19, 20] หรือขณะที่ให้ความสนใจและไม่ให้ความสนใจกับเสียงพูด [21]

ตัวอย่างงานวิจัยที่เสนอตัววัดที่พัฒนามาจาก MMN เช่นงานวิจัยของ Gilley และคณะ [18] ที่เสนอตัววัด Probabilistic time-frequency mismatch response (MMR_{TF}) เพื่อศึกษาการประมวลผลการจำแนกเสียงพูดในเด็กทารก ตัววัด MMR_{TF} ที่เสนอถูกนิยามให้เป็นความน่าจะเป็นที่ขนาดของการตอบสนองต่อเสียงเบี่ยงเบนลดด้วยการตอบสนองต่อเสียงมาตรฐานจะมากกว่าศูนย์โดยเป็นการต่อยอดจากการใช้ MMN ในการศึกษาการจำแนกเสียงพูด ในงานวิจัยนี้ MMR_{TF} ถูกใช้ในการศึกษากระบวนการในการจำแนกคู่เสียง 3 ชนิด ได้แก่เสียงความถี่เดียว-เสียงรบกวน เสียงสระ /a/-/i/ และเสียงพยัญชนะ /ba/-/da/ ผลจากการทดลองถูกนำมาสร้างเป็นแบบจำลองการทำงานของกระบวนการในการจำแนกเสียงพูดที่ช่วยให้เกิดความเข้าใจกระบวนการนี้มากขึ้นและเป็นรากฐานสำหรับการพัฒนาตัววัดสำหรับการจำแนกเสียงพูดต่อไป

งานวิจัยของ Koerner และคณะ [19] เป็นตัวอย่างงานวิจัยที่ศึกษาการจำแนกเสียงพูดในสภาพต่างๆ งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการจำแนกเสียงพูดระหว่างที่มีและไม่มีเสียงรบกวนโดยการวิเคราะห์องค์ประกอบ MMN ระหว่างการฟังแบบ Double-oddball โดยมีเสียงมาตรฐานคือเสียง /ba/ และเสียงเบี่ยงเบน 2 เสียง ได้แก่เสียง /da/ ที่มีเสียงพยัญชนะต่างจากเสียงมาตรฐานและเสียง /bu/ ที่มีเสียงสระต่างจากเสียงมาตรฐาน พบว่าระหว่างที่มีเสียงรบกวนองค์ประกอบ MMN เกิดช้าลง มีแอมพลิจูดต่ำลง และมีกำลังสเปกตรัม (Spectral power) ในช่วง Theta ต่ำลงเมื่อเทียบกับระหว่างที่ไม่มีเสียงรบกวน เมื่อทำการวิเคราะห์การถดถอย (Regression analysis) พบว่าเวลาการเกิดองค์ประกอบ MMN และกำลังสเปกตรัมในช่วง Theta เป็นตัวทำนาย (Predictor) ที่มีนัยสำคัญของร้อยละความถูกต้องของการจำแนกเสียงที่ตอบโดยผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย นอกจากนี้ยังพบความแตกต่างระหว่างองค์ประกอบ MMN เมื่อเปลี่ยนเสียงพยัญชนะและเมื่อเปลี่ยนเสียงสระซึ่งคาดว่าแสดงถึงความสำคัญของเสียงแต่ละชนิดระหว่างการรับรู้เสียงพูด [19]

เพื่อแก้ปัญหาด้านความไม่แม่นยำของเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นประเภทเสียง Morikawa Kozuka และ Adachi [1] เสนอให้ใช้ศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่เกิดหลังจากสิ่งกระตุ้นทางสายตาในการประเมินการจำแนกเสียงพูด วิธีที่ใช้คือเปิดเสียงให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยฟังก่อนจะแสดงภาพตัวอักษรซึ่งอาจตรงหรือไม่ตรงกับเสียงที่ได้ฟัง หลังจากนั้นให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยตอบว่าเสียงที่ได้ฟังและภาพตัวอักษรตรงกันหรือไม่ ในการทดลองนี้เมื่อเทียบศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ระหว่างกรณีสี่ที่ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยตอบว่าภาพตัวอักษรตรงกับเสียงและกรณีสี่ที่ตอบว่าภาพตัวอักษรไม่ตรงกับเสียงพบว่ามีความแตกต่างของสององค์ประกอบได้แก่องค์ประกอบ P3 ซึ่งเกิดในกรณีี่ตอบว่าภาพตัวอักษรตรงกับเสียงในช่วง 290 ถึง 400 มิลลิวินาทีหลังจากเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นและองค์ประกอบ Late positive potential (LPP) ซึ่งเกิดในกรณีี่ตอบว่าภาพตัวอักษรไม่ตรงกับเสียงในช่วง 480 ถึง 570 มิลลิวินาทีหลังจากเวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้น แอมพลิจูดเฉลี่ยของทั้งสองช่วงเวลาที่มีความแตกต่างถูกนำมาลบกันก่อนจะนำไปเปรียบเทียบกับค่าเกณฑ์ (Threshold value) ที่กำหนดไว้ล่วงหน้าเพื่อจำแนกว่าผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยตอบว่าภาพตัวอักษรตรงหรือไม่ตรงกับเสียงที่ได้ฟัง พบว่าการจำแนกด้วยวิธีนี้เมื่อเทียบกับคำตอบของผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยมีความแม่นยำ 70.5% เมื่อใช้การทดลองข้อเดียวและมีความแม่นยำมากกว่า 80% เมื่อนำการทดลองมาเฉลี่ยกันตั้งแต่ 4 ข้อขึ้นไป อย่างไรก็ตามผู้เข้าร่วมการประเมินที่จะสามารถประเมินด้วยวิธีนี้ได้ต้องรู้หนังสือและถึงแม้งานวิจัยนี้จะมีการวิเคราะห์ศักยภาพไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์หลังจากได้ฟังเสียงแต่ไม่ได้มีการเปรียบเทียบระหว่างวิธีที่นำเสนอกับวิธีที่ใช้ MMN ซึ่งถูกใช้ในการประเมินการจำแนกเสียงพูดในงานวิจัยอื่นหลายงาน

เจ้าของภาษา (Native speaker) ของแต่ละภาษาอาจมีการประมวลผลระหว่างการรับรู้เสียงพูดที่แตกต่างกันได้เช่นในภาษา Finnish เมื่อ Näätänen และคณะ [22] ทำการศึกษาองค์ประกอบ MMN พบว่าเมื่อเจ้าของภาษา Finnish ได้ฟังเสียงสระที่ไม่มีในภาษา Finnish จะมีแอมพลิจูดขององค์ประกอบ MMN ต่ำกว่าเมื่อได้ฟังเสียงสระที่มีในภาษา หรือในภาษาที่มีเสียงวรรณยุกต์ (Tonal language) เช่นภาษาไทย ภาษาจีน หรือภาษาญี่ปุ่น เจ้าของภาษาจะประมวลผลเสียงวรรณยุกต์ (Pitch) โดยใช้สมองซีกซ้ายเป็นหลักในขณะที่เจ้าของภาษาที่ไม่มีเสียงวรรณยุกต์ (Non-tonal language) เช่นภาษาอังกฤษจะประมวลผลเสียงวรรณยุกต์โดยใช้สมองซีกขวาเป็นหลัก [23, 24]

ในภาษาไทยยังมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับสัญญาณทางสรีรวิทยาไฟฟ้าและการประมวลผลเสียงพูดจำนวนไม่มาก วิเชียร สิทธิประภาพร จิตตินทร์ จินดาดวงรัตน์ และนัยพินิจ คชภักดี [25-28]

ศึกษาการประมวลผลเสียงพูดโดยใช้องค์ประกอบ MMN ระหว่างการฟังแบบ Oddball งานวิจัยเหล่านี้สนใจลักษณะขององค์ประกอบ MMN ในภาษาที่ต่างกันเช่นภาษาไทยและภาษาจีน [27, 28] หรือในผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยที่ต่างกันเช่นผู้ชายและผู้หญิง [26] แต่ไม่ได้เกี่ยวข้องโดยตรงกับการประเมินการจำแนกเสียงพูด

แต่ละภาษามีระบบเสียงที่แตกต่างกัน การจำแนกเสียงคู่ที่ไม่สำคัญในบางภาษาอาจมีความสำคัญในภาษาอื่นเช่นการจำแนกระหว่างคำที่มีเสียงวรรณยุกต์แตกต่างกันอาจไม่สำคัญในภาษาอังกฤษแต่มีความสำคัญมากในภาษาไทย ปัจจุบันยังไม่มีวิธีทางสรีรวิทยาที่ใช้แพร่หลายในการประเมินการจำแนกเสียงพูดภาษาไทยจึงมีความจำเป็นที่จะต้องมีการพัฒนาการจำแนกเสียงพูดโดยวิธีทางสรีรวิทยาเพื่อลดภาระงานของนักโสตประสาทวิทยาและทำให้ประชาชนสามารถเข้าถึงการประเมินได้มากขึ้น วิธีที่นำเสนอโดย Morikawa Kozuka และ Adachi [1] มีความน่าสนใจเนื่องจากรู้เวลาเริ่มต้นของสิ่งกระตุ้นได้แม่นยำทำให้สามารถคัดเลือกช่วงเวลาของศกียไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์เพื่อนำมาประเมินการจำแนกเสียงพูดแบบอัตโนมัติได้ง่ายและใช้จำนวนข้อที่นำมาเฉลี่ยเพื่อประเมินน้อยทำให้การทดสอบใช้เวลาไม่นาน อย่างไรก็ตามวิธีนี้สามารถใช้ได้เฉพาะกับผู้เข้าร่วมการประเมินที่รู้หนังสือ นอกจากนี้ยังไม่มีเปรียบเทียบระหว่างวิธีนี้กับการใช้ MMN ที่ถูกนำไปใช้มากในงานวิจัยอื่น งานวิจัยนี้จึงต้องการเสนอการปรับปรุงวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดด้วยการกระตุ้นทางสายตาโดยใช้ภาพความหมายของคำแทนภาพตัวอักษรเพื่อให้ประชากรทั้งที่รู้และไม่รู้หนังสือสามารถเข้าถึงการประเมินการจำแนกเสียงพูดได้ วิธีที่ปรับปรุงใหม่นี้จะถูกเปรียบเทียบกับวิธีที่เสนอโดย Morikawa Kozuka และ Adachi [1] ซึ่งใช้ภาพตัวอักษรและวิธีที่ใช้ MMN ซึ่งไม่ใช่ภาพเพื่อประเมินประสิทธิภาพโดยจะเปรียบเทียบในด้านความชัดเจนของคลื่น ความแม่นยำในการประเมิน และความคุ้มค่าของเวลาทดสอบ

บทที่ 3 แนวคิดและวิธีการดำเนินงาน

งานวิจัยนี้ต้องการเสนอการปรับปรุงวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดด้วยการกระตุ้นทางสายตาที่เสนอโดย Morikawa Kozuka และ Adachi [1] โดยใช้ภาพความหมายของคำแทนภาพตัวอักษรเพื่อให้ประชากรทั้งที่รู้และไม่รู้หนังสือสามารถเข้าถึงการประเมินได้ ในการใช้ภาพความหมายของคำอาจมีความไม่ตรงกันระหว่างภาพที่ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยคาดหวังว่าจะเห็นกับภาพที่แสดงเช่นเมื่อได้ฟัง “ไก่” ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยอาจคาดหวังว่าจะเห็นภาพถ่ายของไก่แต่ภาพที่แสดงอาจเป็นภาพวาดของไก่ซึ่งไม่ตรงกับที่คาดหวังไว้และอาจมีผลต่อศักยภาพที่สามองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่วัดได้ ในการทดสอบการประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ภาพความหมายของคำจึงแบ่งออกเป็น 3 แบบ การทดลองนี้ต้องการทดสอบประสิทธิภาพของการประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ภาพความหมายของคำทั้ง 3 แบบและเปรียบเทียบประสิทธิภาพระหว่างวิธีที่ปรับปรุงใหม่ที่ใช้ภาพความหมายของคำ วิธีเดิมที่ใช้ภาพตัวอักษร และวิธีที่ไม่ใช้ภาพ

3.1 ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย

อาสาสมัครชาวไทยเพศชายและหญิงอายุ 18 ปีขึ้นไปจำนวน 30 คนที่มีความสามารถในการได้ยินปกติ มีสายตาปกติหรือแก้ไขเป็นปกติ มีภาษาแม่คือภาษาไทย สามารถอ่านหนังสือได้ มีความสามารถในการเข้าใจคำพูด และสมัครใจลงลายมือชื่อแสดงความยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย หลังจากทำความเข้าใจข้อมูลงานวิจัยตามเอกสารข้อมูลสำหรับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ความสามารถในการได้ยินและระดับสายตาพิจารณาจากรายงานของผู้มีส่วนร่วมในการวิจัย ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะถูกคัดออกหากไม่สามารถปฏิบัติตามขั้นตอนการประเมินการจำแนกเสียงพูดได้

ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยประกอบด้วยนิสิตจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยและประชาชนทั่วไป การเข้าถึงผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทำด้วยการบอกต่อและการประกาศออนไลน์ การเข้าร่วมการวิจัยไม่มีประโยชน์โดยตรงต่อผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยและอาจทำให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยเสียเวลาหรือเกิดความเหนื่อยล้าได้ การทดลองการใช้คลื่นไฟฟ้าสมองนี้ไม่มีความเสี่ยงเนื่องจากเป็นการวัดแบบไม่รุกล้ำ (Noninvasive) อุปกรณ์ทำหน้าที่รับและแปลงสัญญาณโดยไม่มี การส่งสัญญาณสู่ร่างกาย และอุปกรณ์ g.MOBIlab+ ที่ใช้ได้รับมาตรฐาน IEC 60601-1 ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยสามารถถอนตัวจากการวิจัยได้ทุกขณะโดยไม่มีผลกระทบใดๆ

3.2 สิ่งกระตุ้นที่ใช้

เสียงคำภาษาไทย 2 คำได้แก่ “ไก่อ” (สัทอักษรสากล: /kài/) และ “ไข” (สัทอักษรสากล: /kʰai/) ปรับแต่งจากเสียงพยางค์ภาษาไทย [29] ด้วยโปรแกรม Audacity® [30] ให้มีความยาว 300 มิลลิวินาที แต่ละคำถูกปรับแต่งระดับความดังเป็น 2 ระดับได้แก่ระดับปกติ (ประมาณ 60 dB) และระดับเสียงเบา (ประมาณ 40 dB) เพื่อเลียนแบบการสูญเสียการได้ยิน รวมเป็น 4 เสียง

3.3 การพิจารณาจริยธรรม

ผ่านการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยโดยคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน กลุ่มสหสถาบัน ชุดที่ 1 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (โครงการวิจัยที่ 171.1/63)

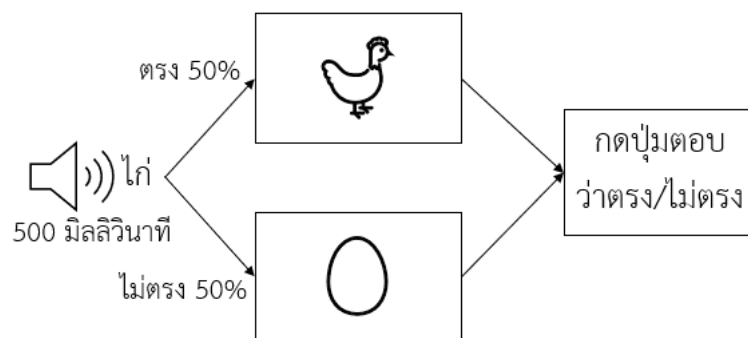
3.4 วิธีการทดลอง

การทดลองนี้ประกอบด้วยวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูด 3 วิธีหลักคือวิธีที่ปรับปรุงใหม่ให้ใช้ภาพความหมายของคำแทนภาพตัวอักษรซึ่งจะเรียกว่าวิธีดูภาพความหมายของคำหรือวิธี 1 วิธีที่ปรับจากวิธีที่เสนอโดย Morikawa Kozuka และ Adachi [1] ซึ่งจะเรียกว่าวิธีดูภาพตัวอักษรหรือวิธี 2 และวิธีที่ใช้องค์ประกอบ MMN ที่มีต่อเสียงโดยไม่ต้องใช้ภาพซึ่งจะเรียกว่าวิธีไม่ใช้ภาพหรือวิธี 3 วิธีดูภาพความหมายของคำแบ่งออกเป็นอีก 3 แบบซึ่งจะเรียกว่าวิธีดูภาพความหมายของคำแบบภาพเดี่ยว วิธีดูภาพความหมายของคำแบบหลายภาพ และวิธีดูภาพความหมายของคำแบบมีเฉลยก่อน โดยเรียกรหัสเหล่านี้ว่าวิธี 1ก 1ข และ 1ค ตามลำดับ การแบ่งวิธีดูภาพความหมายของคำเป็น 3 แบบทำให้สามารถประเมินผลกระทบจากการที่รูปภาพที่แสดงไม่ตรงกับรูปภาพที่ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยคาดหวังว่าจะเห็น โดยวิธีดูภาพความหมายของคำแบบภาพเดี่ยวจะได้รับผลกระทบนี้โดยตรง ในขณะที่วิธีดูภาพความหมายของคำแบบหลายภาพใช้การแสดงผลภาพอื่นๆ ที่ไม่ตรงกับเสียงเพื่อให้เกิดความแตกต่างชัดเจนมากขึ้นและลดความสำคัญของผลกระทบที่มีต่อศักยภาพสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ ส่วนวิธีดูภาพความหมายของคำแบบมีเฉลยก่อนใช้การแสดงผลภาพที่ตรงกับเสียงให้ดูก่อนเพื่อสร้างความคาดหวังของผู้มีส่วนร่วมในการทดลองให้ตรงกับภาพที่จะแสดง

ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะถูกแบ่งเป็น 3 กลุ่มด้วยการสุ่ม แต่ละกลุ่มจะได้ทดลองวิธีดูภาพความหมายของคำ 1 แบบรวมทั้งได้ทดลองวิธีดูภาพตัวอักษรและวิธีไม่ใช้ภาพ รวมแล้วใช้เวลาประมาณ 30 นาทีในการทดลอง ใช้โปรแกรม PsychoPy [31] ในการนำเสนอสิ่งกระตุ้นและจัดลำดับในการทดลองแต่ละวิธีให้สมดุลกัน

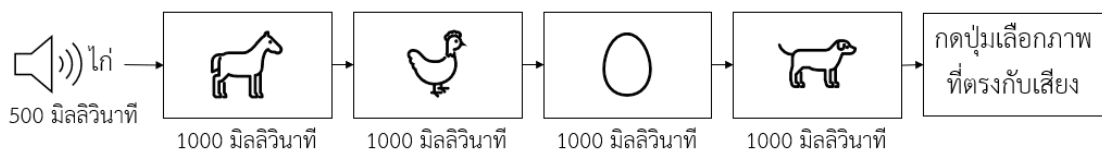
3.4.1 วิธีดูภาพความหมายของคำ (วิธี 1ก 1ข และ 1ค)

ในแต่ละข้อของการทดลองวิธีดูภาพความหมายของคำแบบภาพเดียว (วิธี 1ก) ประกอบด้วย การเปิดเสียงคำภาษาไทย 1 คำที่มีความยาวประมาณ 500 มิลลิวินาที หลังจากนั้น 500 มิลลิวินาที จะแสดงภาพความหมายของคำ 1 ภาพบนจอ ภาพที่แสดงอาจจะตรงกับความหมายของคำที่เปิดให้ ฟังเรียกว่าเงื่อนไขตรงหรือไม่ตรงกับความหมายของคำที่เปิดให้ฟังเรียกว่าเงื่อนไขไม่ตรงโดยมีจำนวน ข้อที่เป็นเงื่อนไขตรงครึ่งหนึ่งและที่เป็นเงื่อนไขไม่ตรงอีกครึ่งหนึ่ง จากนั้นผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยต้อง กดปุ่มตอบว่าเสียงและภาพตรงกันหรือไม่ก่อนจะเริ่มการทดลองข้อถัดไป ทำทั้งหมด 80 ข้อ



รูปที่ 7 วิธีดูภาพความหมายของคำแบบภาพเดียว (วิธี 1ก)

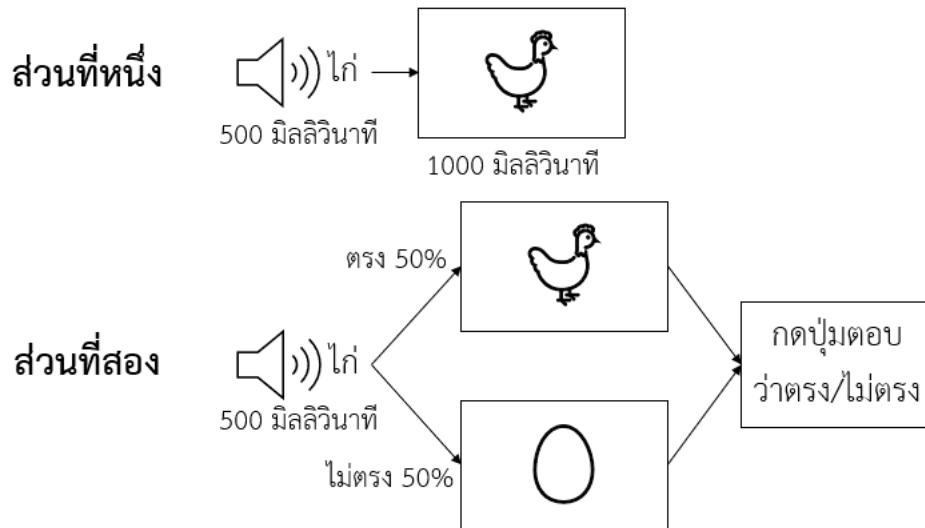
วิธีดูภาพความหมายของคำแบบหลายภาพ (วิธี ข) มีวิธีทดลองคล้ายกันแต่แทนที่จะแสดง ภาพ 1 ภาพจะแสดงภาพความหมายของคำที่ละภาพจำนวน 4 ภาพ ภาพละ 1000 มิลลิวินาทีโดยมี ภาพที่ตรงกับความหมายของคำที่เปิดให้ฟัง 1 ภาพและภาพที่ไม่ตรงกับความหมายของคำที่เปิดให้ฟัง 3 ภาพ ภาพที่ตรงกับความหมายของคำที่ได้ฟังจะอยู่ในแต่ละลำดับเป็นจำนวนข้อเท่ากัน หลังจาก แสดงภาพแล้วผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะต้องกดปุ่มตอบว่าเสียงที่ได้ฟังตรงกับภาพที่ลำดับใดก่อนจะ เริ่มการทดลองข้อถัดไป ทำทั้งหมด 48 ข้อ



รูปที่ 8 วิธีดูภาพความหมายของคำแบบหลายภาพ (วิธี 1ข)

วิธีดูภาพความหมายของคำแบบมีเฉลยก่อนแบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนที่หนึ่งเป็นการแสดง เฉลยโดยมีวิธีคล้ายกับวิธีดูภาพความหมายของคำแบบภาพเดียวแต่ภาพที่แสดงจะตรงกับความหมาย

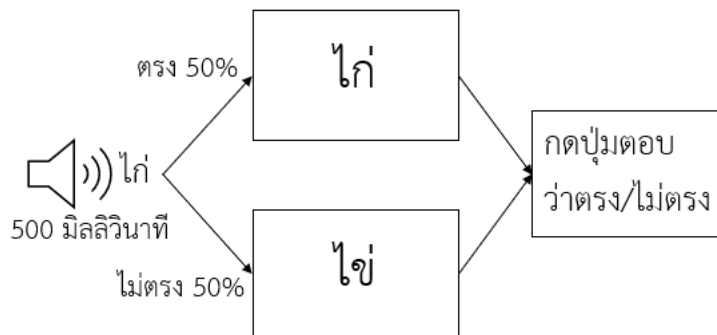
ของคำที่เปิดให้ฟังทั้งหมดและไม่มีการกดปุ่มตอบ ส่วนที่สองเป็นการทดสอบโดยใช้วิธีดูภาพ
ความหมายของคำแบบภาพเดียว ส่วนที่หนึ่งทำ 20 ข้อและส่วนที่สองทำ 80 ข้อ



รูปที่ 9 วิธีดูภาพความหมายของคำแบบมีเฉลยก่อน (วิธี 1ค)

3.4.2 วิธีดูภาพตัวอักษร (วิธี 2)

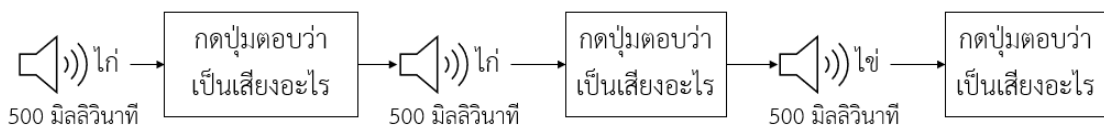
วิธีดูภาพตัวอักษรใช้วิธีการทดลองที่ปรับมาจากการทดลองที่หนึ่งในงานวิจัยของ Morikawa Kozuka และ Adachi [1] โดยในแต่ละข้อประกอบด้วยการเล่นเสียงคำภาษาไทย 1 คำที่มีความยาวประมาณ 500 มิลลิวินาที หลังจากนั้น 500 มิลลิวินาทีจะแสดงภาพตัวอักษรที่สะกดเป็นคำที่ได้ฟัง เรียกว่าเงื่อนไขตรงหรือสะกดเป็นคำอื่นเรียกว่าเงื่อนไขไม่ตรงโดยมีจำนวนข้อที่เป็นเงื่อนไขตรงและเงื่อนไขไม่ตรงเท่ากัน หลังจากนั้นผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะต้องกดปุ่มตอบว่าภาพตัวอักษรที่แสดงกับเสียงคำที่ได้ฟังตรงกันหรือไม่ก่อนจะเริ่มการทดลองข้อถัดไป ทำทั้งหมด 80 ข้อ



รูปที่ 10 วิธีดูภาพตัวอักษร (วิธี 2)

3.4.3 วิธีไม่ใช้ภาพ (วิธี 3)

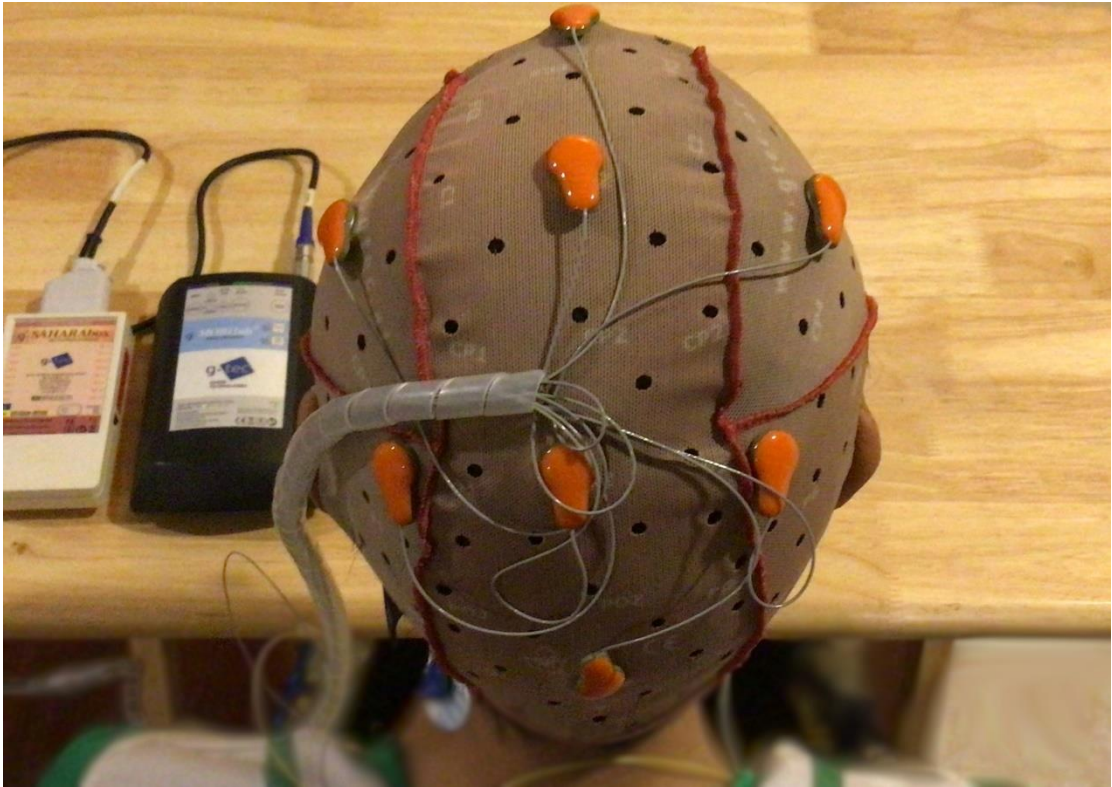
วิธีไม่ใช้ภาพใช้การทดลองแบบ Active oddball คือเปิดเสียงคำภาษาไทยให้ฟังทีละ 1 คำ โดยคำที่ได้ฟังอาจเป็นเสียงมาตรฐานหรือเสียงเบี่ยงเบน เสียงมาตรฐานคือคำที่เปิดให้ฟังบ่อยคิดเป็น 80% ของจำนวนเสียงที่ได้ฟังทั้งหมด ส่วนเสียงเบี่ยงเบนคือคำที่เปิดให้ฟังไม่บ่อยคิดเป็น 20% ของจำนวนเสียงที่ได้ฟังทั้งหมด 500 มิลลิวินาทีหลังจากได้ฟังเสียงผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะต้องกดปุ่มตอบว่าเสียงที่ได้ฟังเป็นเสียงมาตรฐานหรือเสียงเบี่ยงเบนก่อนเริ่มการทดลองข้อถัดไป ทำทั้งหมด 150 ข้อ



รูปที่ 11 วิธีไม่ใช้ภาพ (วิธี 3)

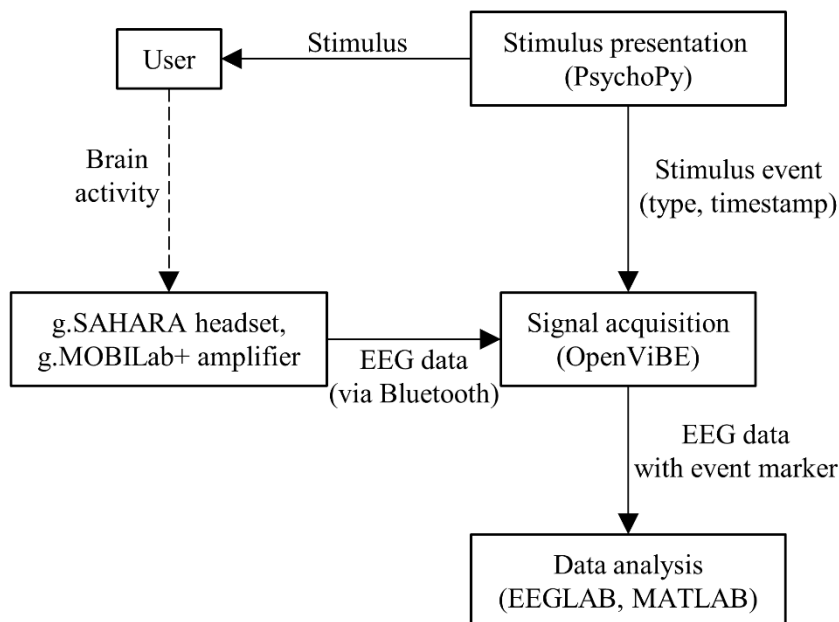
3.5 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง

บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองที่ตำแหน่ง Fz Cz C3 C4 Pz P3 P4 และ Oz ตามระบบ 10-20 [2] โดยใช้อุปกรณ์ g.SAHARA และ g.MOBilab+ (g.tec medical engineering, ประเทศออสเตรีย) ซึ่งมีอัตราการซีกตัวอย่าง (Sampling rate) 256 เฮิร์ตซ์และสัญญาณที่ได้มีความถี่อยู่ในช่วง 0.5 – 100 เฮิร์ตซ์ ตำแหน่งที่บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองถูกเลือกโดยอิงจากการกระจายคลื่นไฟฟ้าสมองขององค์ประกอบศักยภาพไฟฟ้าสมองที่คาดว่าจะพบซึ่งได้แก่องค์ประกอบ MMN P3 และ LPP โดยองค์ประกอบ MMN มีการกระจายบริเวณด้านหน้าและกลางศีรษะ (Frontocentral distribution) ส่วนองค์ประกอบ P3 และ LPP สามารถเห็นได้ชัดเจนบริเวณข้างศีรษะ (Parietal distribution) ขั้วไฟฟ้า g.SAHARA เป็นขั้วไฟฟ้าชนิดแห้ง ติดที่หนังศีรษะโดยใช้หมวกยึดขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งที่ต้องการ



รูปที่ 12 การติดขั้วไฟฟ้าตามตำแหน่งที่จะบันทึก

ขณะบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองอุปกรณ์ g.MOBIlab+ จะส่งคลื่นไฟฟ้าสมองผ่าน Bluetooth มายังคอมพิวเตอร์ที่ใช้โปรแกรม OpenViBE [32] ในการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าสมอง ในขณะเดียวกัน โปรแกรม PsychoPy [31] ซึ่งทำหน้าที่แสดงสิ่งกระตุ้นให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยจะส่งข้อมูลชนิดของสิ่งกระตุ้นพร้อมเวลาที่แสดงสิ่งกระตุ้นมายังโปรแกรม OpenViBE [32] ซึ่งจะบันทึกข้อมูลสิ่งกระตุ้น และข้อมูลคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อนำไปใช้วิเคราะห์ต่อไป



รูปที่ 13 กระบวนการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง

คลื่นไฟฟ้าสมองที่บันทึกถูกนำมาผ่านตัวกรองแบนด์พาส (Bandpass filter) ที่มีแถบความถี่ผ่าน (Passband) 1-40 เฮิรตซ์ ก่อนจะกำจัดสัญญาณรบกวนเพิ่มเติมโดยใช้ฟังก์ชัน clean_rawdata [33] จากซอฟต์แวร์ EEGLAB [34] และเปลี่ยนค่าอ้างอิง (Re-reference) เป็นค่าอ้างอิงเฉลี่ย (Common average reference) คลื่นไฟฟ้าสมองหลังจากกำจัดสัญญาณรบกวนถูกแบ่งตามข้อการทดลอง สำหรับวิธีดูภาพความหมายของคำและวิธีดูภาพตัวอักษรใช้ช่วงเวลา 0-900 มิลลิวินาทีตั้งแต่เริ่มแสดงภาพ สำหรับวิธีไม่ใช้ภาพใช้ช่วงเวลา 0-400 มิลลิวินาทีตั้งแต่เริ่มเปิดเสียง โดยใช้ช่วงเวลา 100 มิลลิวินาทีก่อนแสดงภาพหรือเปิดเสียงเป็นเส้นฐาน (Baseline) หลังจากกำจัดสัญญาณรบกวนแล้วชุดข้อมูลที่มีจำนวนข้อการทดลองเหลือมากกว่าครึ่งหนึ่งของจำนวนข้อการทดลองทั้งหมดถูกนำไปวิเคราะห์ข้อมูลต่อ

3.6 การวิเคราะห์ข้อมูล

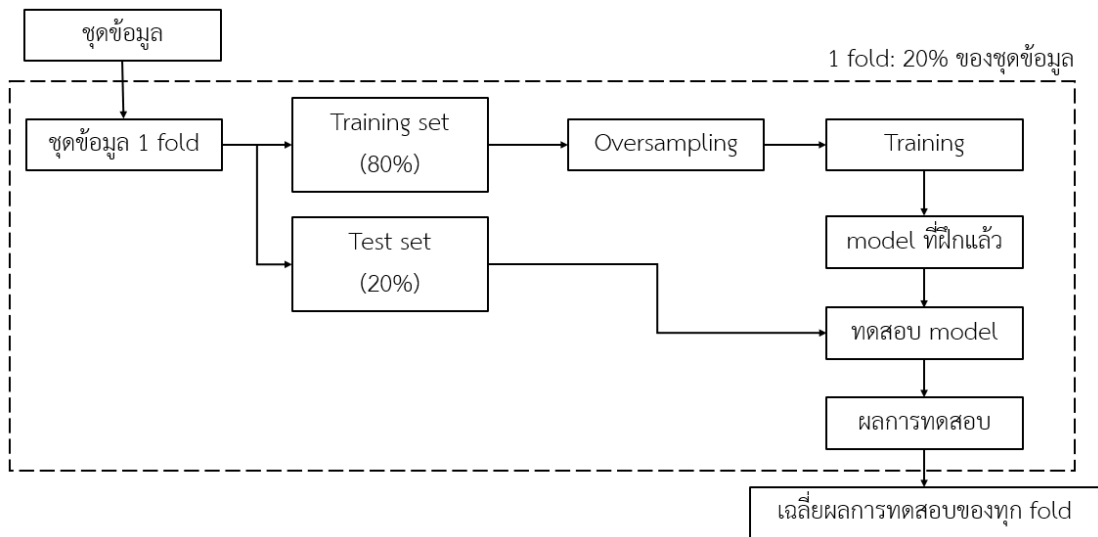
คลื่นไฟฟ้าสมองของข้อการทดลองแต่ละข้อและผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยแต่ละคนถูกนำมาเฉลี่ยแยกตามเงื่อนไข ก่อนจะเปรียบเทียบระหว่างเงื่อนไขตรงและเงื่อนไขไม่ตรงโดยใช้ Paired t-test และเปรียบเทียบอัตราส่วนกำลังคลื่น Beta/Alpha ซึ่งเกี่ยวข้องกับการใช้สมาธิ [35] เพื่อเปรียบเทียบการใช้สมาธิในแต่ละวิธี

ข้อมูลที่ได้จากการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้วถูกนำมาผ่านการดึงคุณลักษณะ (Feature extraction) เพื่อใช้ในการจำแนกต่อไป คุณลักษณะที่ใช้ ได้แก่ คุณลักษณะดิบ คุณลักษณะในโดเมนเวลา (Time-domain features) และคุณลักษณะในโดเมนความถี่ (Frequency-domain features) คุณลักษณะดิบคือจุดข้อมูลที่ได้จากการประมวลผลขั้นต้นแล้วแต่ละจุด คุณลักษณะในโดเมนเวลาและคุณลักษณะในโดเมนความถี่ถูกดึงจากช่วงเวลาสองช่วงในแต่ละข้อการทดลอง สำหรับวิธีไม่ใช้ภาพดึงจากช่วง 100-250 มิลลิวินาทีและช่วง 250-400 มิลลิวินาทีหลังเริ่มเล่นเสียง ส่วนวิธีอื่นดึงจากช่วง 200-400 มิลลิวินาทีและช่วง 500-800 มิลลิวินาทีหลังแสดงภาพ โดยช่วงเวลาเหล่านี้เนื่องจากผลการเปรียบเทียบระหว่างเงื่อนไขด้วย Paired t-test และองค์ประกอบสัณฐานไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่คาดว่าจะเกิดในแต่ละวิธี โดยคุณลักษณะในโดเมนเวลา ได้แก่ แอมพลิจูดเฉลี่ย ความแปรปรวน แอมพลิจูดยอด เวลาที่จุดยอด (Peak latency) อัตราส่วนแอมพลิจูดยอด/เวลาที่จุดยอด (Maximal Peak/Amplitude ratio; MP ratio) พื้นที่ด้านบวก และพื้นที่ด้านลบ ส่วนคุณลักษณะในโดเมนความถี่ประกอบด้วยกำลังในช่วงความถี่ 6 ช่วง ได้แก่ ช่วง Delta (1-4 เฮิร์ตซ์) ช่วง Theta (4-8 เฮิร์ตซ์) ช่วง Alpha (8-13 เฮิร์ตซ์) ช่วง Beta (13-30 เฮิร์ตซ์) ช่วง Gamma (30-40 เฮิร์ตซ์) และช่วงความถี่ทั้งหมด (1-40 เฮิร์ตซ์) เทคนิค Common Spatial Pattern (CSP) รวมทั้งตัวกรองแบนด์พาสที่มีแถบความถี่ผ่านแคบลง (1-30 เฮิร์ตซ์) ถูกนำมาใช้เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการจำแนกคุณลักษณะที่ดึงมาถูกแบ่งเป็นชุดคุณลักษณะ 4 ชุด ได้แก่ ชุดคุณลักษณะดิบ (ชุด Raw) ซึ่งดึงมาจากข้อมูลโดยตรง ชุดคุณลักษณะในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ (ชุด T&F) ซึ่งประกอบด้วยคุณลักษณะในโดเมนเวลาและในโดเมนความถี่โดยอ้างอิงจากงานวิจัย [36, 37] ชุดคุณลักษณะที่ผ่านการแปลงด้วย CSP (ชุด CSP) ซึ่งอ้างอิงจากงานวิจัย [11, 38] และชุดคุณลักษณะที่ผ่านการแปลงด้วย CSP หลังจากกรองด้วยตัวกรองแบนด์พาสอีกครั้ง (ชุด CSP+) โดยตัวกรองแบนด์พาสตัวที่สองมีแถบความถี่ผ่าน 1-30 Hz



รูปที่ 14 กระบวนการสร้างชุดคุณลักษณะเพื่อนำมาใช้จำแนก

ชุดคุณลักษณะถูกนำไปใช้ในการฝึกและทดสอบตัวจำแนกสองชนิดได้แก่ Support Vector Machine (SVM) และ Linear Discriminant Analysis (LDA) โดยทำการฝึกและทดสอบตัวจำแนกสำหรับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยแต่ละคนก่อนจะนำมาเฉลี่ยกันเพื่อหาผลการทดสอบของแต่ละวิธี การทดสอบตัวจำแนกใช้วิธี 5-fold cross-validation ซึ่งเป็นการแบ่งชุดข้อมูลออกเป็นชุดข้อมูลย่อย 5 ส่วน (fold) โดยในแต่ละส่วนมีข้อมูลประมาณ 20% ของชุดข้อมูลทั้งหมด ข้อมูลในแต่ละส่วนถูกนำมาแบ่งเป็นชุดฝึก (Training set) และชุดทดสอบ (Test set) โดยชุดฝึกมีข้อมูลประมาณ 80% ของชุดข้อมูลย่อยและชุดทดสอบมีข้อมูลประมาณ 20% ของชุดข้อมูลย่อย ก่อนฝึกตัวจำแนกชุดฝึกจะถูกนำไปทำ oversampling ซึ่งเป็นการสุ่มหยิบชุดข้อมูลในกลุ่มที่มีจำนวนน้อยซ้ำกันเพื่อให้มีจำนวนเท่ากับกลุ่มที่มีจำนวนมาก [39] เพื่อให้ข้อมูลทั้งสองกลุ่มสมดุลกัน ข้อมูลที่ทำ oversampling แล้วถูกนำไปฝึกตัวจำแนก SVM และ LDA ก่อนจะทดสอบตัวจำแนกด้วยข้อมูลชุดทดสอบ ผลการทดสอบทั้งห้าส่วนถูกนำมาเฉลี่ยกันเพื่อให้ได้ผลการทดสอบรวมของทุกส่วน



รูปที่ 15 กระบวนการฝึกตัวจำแนกและทดสอบด้วย 5-fold cross validation

ความแม่นยำในการจำแนกสำหรับงานวิจัยนี้คืออัตราส่วนระหว่างข้อการทดลองที่ทำนายถูกต้องและข้อการทดลองที่ทำนายทั้งหมด [39] ความแม่นยำในการจำแนกของตัวจำแนก SVM และ LDA เมื่อใช้ชุดคุณลักษณะเดียวกันในการฝึกถูกนำมาเปรียบเทียบกันโดยใช้ Paired t-test ส่วนความแม่นยำในการจำแนกเมื่อใช้แต่ละชุดคุณลักษณะถูกเปรียบเทียบกันโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวน (Analysis of Variance, ANOVA) สำหรับความแม่นยำในการจำแนกและอัตราส่วนกำลังคลื่น Beta/Alpha ถูกนำมาเปรียบเทียบระหว่างแต่ละวิธีโดยใช้ Kruskal-Wallis test นอกจากนี้ Bonferroni correction ถูกนำมาใช้เมื่อมีการเปรียบเทียบภายหลัง (Post hoc comparison) ระหว่างชุดคุณลักษณะหรือระหว่างวิธี

บทที่ 4 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผล

4.1 ผลการทดลอง

4.1.1 ผลทางพฤติกรรม

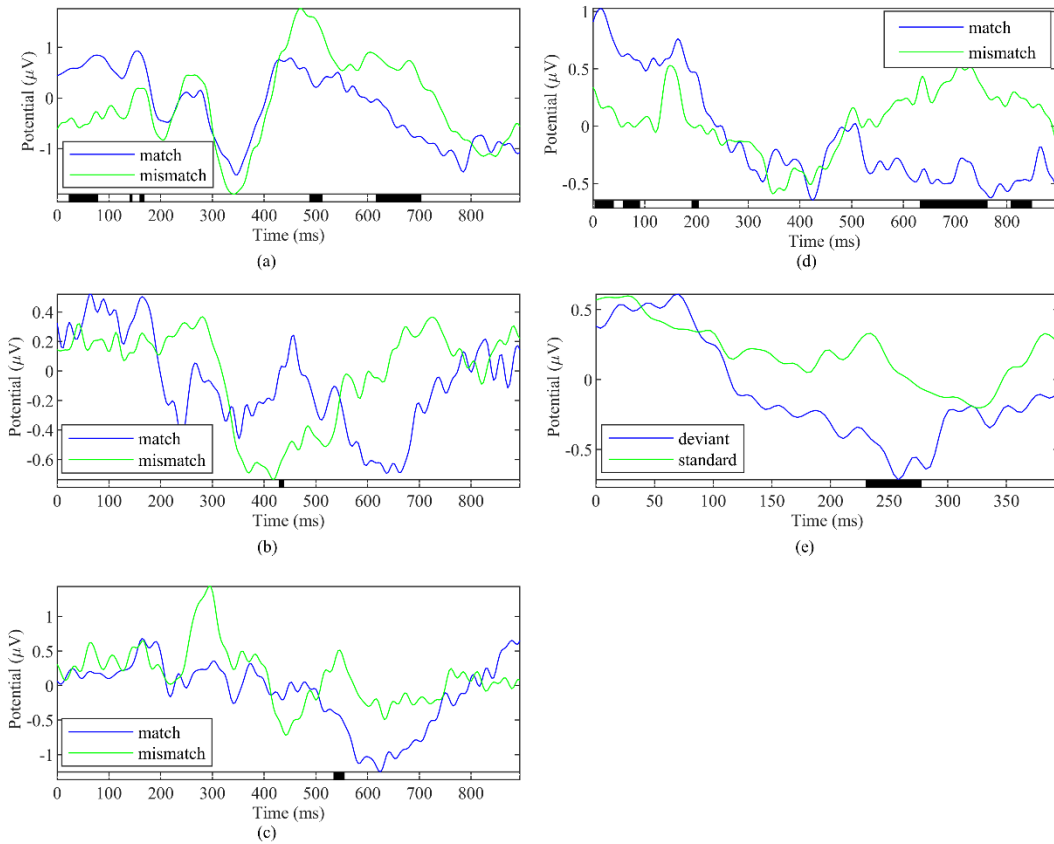
ตารางที่ 1 แสดงเปอร์เซ็นต์การตอบถูกโดยเฉลี่ยและเวลาตอบสนองเฉลี่ยสำหรับแต่ละวิธี ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยตอบถูกโดยเฉลี่ยมากกว่า 98% ในทุกวิธี (98.47% สำหรับวิธี 1ก, 98.54% สำหรับวิธี 1ข, 99.29% สำหรับวิธี 1ค, 98.55% สำหรับวิธี 2, และ 98.77% สำหรับวิธี 3) โดยผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยแจ้งว่าข้อที่ตอบผิดเกิดจากการกดปุ่มผิดและไม่เกี่ยวข้องกับการฟังเสียงผิด เวลาตอบสนองเฉลี่ยสำหรับแต่ละวิธีได้แก่ 0.672 วินาทีสำหรับวิธี 1ก, 0.645 วินาทีสำหรับวิธี 1ข, 0.473 วินาทีสำหรับวิธี 1ค, 0.518 วินาทีสำหรับวิธี 2, และ 0.697 วินาทีสำหรับวิธี 3 จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 1 ตัวประกอบพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างอย่างน้อยสองวิธี ($F(4,72) = 3.68, p = 0.009$) เมื่อเปรียบเทียบภายหลังโดยใช้ Bonferroni correction พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างวิธี 2 และวิธี 3 ($p = 0.020$)

ตารางที่ 1 เปอร์เซ็นต์การตอบถูกและเวลาตอบสนองโดยเฉลี่ย

วิธี	ตอบถูกโดยเฉลี่ย	เวลาตอบสนองเฉลี่ย (วินาที)
1ก	98.47%	0.672
1ข	98.54%	0.645
1ค	99.29%	0.473
2	98.55%	0.518
3	98.77%	0.697

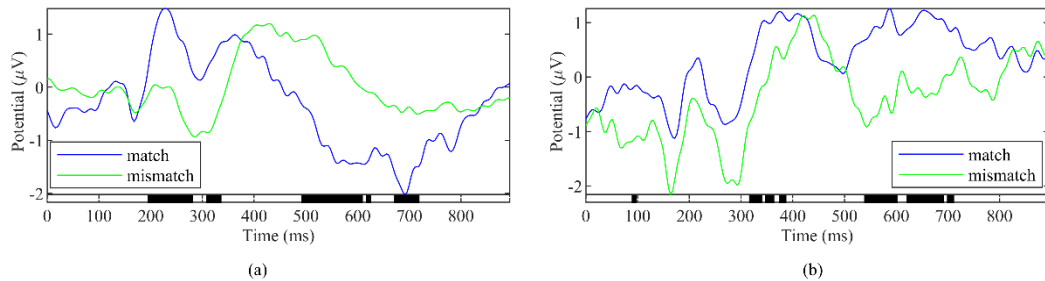
4.1.2 ศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์

รูปที่ 16 แสดงรูปคลื่นเฉลี่ย (Grand-average waveform) ที่จุด Pz สำหรับแต่ละวิธี ช่วงเวลาที่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติถูกแสดงด้วยแถบสีดำในแนวแกนนอน พบความแตกต่างระหว่างคลื่นสำหรับเงื่อนไขตรงและเงื่อนไขไม่ตรงในช่วง 500-800 มิลลิวินาทีหลังแสดงภาพในวิธี 1ก 1ข 1ค และ 2 แต่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) ในวิธี 1ก และ 2 เท่านั้น สำหรับวิธี 3 ซึ่งไม่ใช่ภาพพบคลื่นลบในช่วง 100-300 มิลลิวินาทีหลังเล่นเสียงเบี่ยงเบนและพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างคลื่นหลังเสียงเบี่ยงเบนและเสียงมาตรฐานในช่วง 230-277 มิลลิวินาทีหลังเล่นเสียง ($p < 0.05$)



รูปที่ 16 รูปคลื่นเฉลี่ยที่จุด Pz สำหรับ (a) วิธี 1ก (b) วิธี 1ข (c) วิธี 1ค (d) วิธี 2 และ (e) วิธี 3

วิธี 1ข และ 1ค มีช่วงที่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญสูงมากเมื่อเทียบกับวิธีอื่นที่จุด Pz แต่สามารถเห็นความแตกต่างระหว่างเงื่อนไขได้ชัดเจนที่จุด Fz รูปที่ 17 แสดงรูปคลื่นเฉลี่ยที่จุด Fz สำหรับวิธี 1ข และ 1ค โดยช่วงเวลาที่มีความแตกต่างได้แก่ช่วง 200-400 มิลลิวินาทีและ 500-800 มิลลิวินาทีหลังแสดงภาพ



รูปที่ 17 รูปคลื่นเฉลี่ยที่จุด Fz สำหรับ (a) วิธี 1ข และ (b) วิธี 1ค

4.1.3 การจำแนก

ตารางที่ 2 แสดงความแม่นยำในการจำแนกจากตัวจำแนก SVM และ LDA ตัวจำแนกทั้งสองชนิดถูกฝึกโดยใช้ชุดคุณลักษณะชุดคุณลักษณะในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ (ชุด T&F) ตัวจำแนก LDA ได้ความแม่นยำสูงกว่าในวิธี 1ก และ 2 (63.07% สำหรับวิธี 1ก และ 64.23% สำหรับวิธี 2 เมื่อเทียบกับตัวจำแนก SVM ที่ได้ความแม่นยำ 59.71% สำหรับวิธี 1ก และ 64.75% สำหรับวิธี 2) ตัวจำแนก SVM ได้ความแม่นยำสูงกว่าในวิธี 1ข 1ค และ 3 (72.73% สำหรับวิธี 1ข 60.99% สำหรับวิธี 1ค และ 71.78% สำหรับวิธี 3 เมื่อเทียบกับตัวจำแนก LDA ที่ได้ความแม่นยำ 62.01% สำหรับวิธี 1ข 57.56% สำหรับวิธี 1ค และ 65.74% สำหรับวิธี 3) พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างความแม่นยำของตัวจำแนกทั้งสองในวิธี 1ข ($t(9) = 5.55, p < 0.001$) วิธี 2 ($t(24) = -2.49, p = 0.020$) และวิธี 3 ($t(8) = -1.79, p < 0.001$) ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในวิธี 1ก ($t(8) = -1.79, p = 0.111$) และวิธี 1ค ($t(6) = 1.42, p = 0.206$)

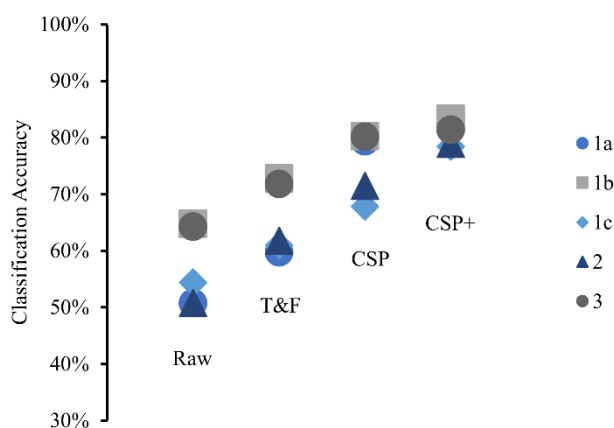
ตารางที่ 2 ความแม่นยำในการจำแนกจากตัวจำแนกแต่ละชนิด

วิธี	ตัวจำแนก	
	SVM	LDA
1ก	59.71%	63.07%
1ข	72.73%	62.01%
1ค	60.99%	57.56%
2	61.75%	64.23%
3	71.78%	65.74%

ตารางที่ 3 และรูปที่ 18 แสดงความแม่นยำเฉลี่ยเมื่อใช้ชุดคุณลักษณะแต่ละชุดในแต่ละวิธี โดยใช้ตัวจำแนก SVM ชุดคุณลักษณะดิบ (ชุด Raw) ได้ความแม่นยำต่ำสุด ตามมาด้วยชุดคุณลักษณะในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ (ชุด T&F) และชุดคุณลักษณะที่ผ่านการแปลงด้วย CSP (ชุด CSP) ชุดคุณลักษณะที่ได้ความแม่นยำสูงสุดคือชุดคุณลักษณะที่ผ่านการแปลงด้วย CSP หลังจากกรองด้วยตัวกรองแบนด์พาสอีกครั้ง (ชุด CSP+) การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way ANOVA) บ่งบอกว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความแม่นยำระหว่างอย่างน้อยสองชุดคุณลักษณะ ($F(3,304) = 83.18, p < 0.001$) เมื่อทำการเปรียบเทียบภายหลังด้วย Bonferroni correction พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างแต่ละชุดคุณลักษณะ ($p = 0.028$ สำหรับการเปรียบเทียบระหว่างชุด CSP และ CSP+ และ $p < 0.001$ สำหรับการเปรียบเทียบอื่น)

ตารางที่ 3 ความแม่นยำในการจำแนกเมื่อใช้ชุดคุณลักษณะแต่ละชุด

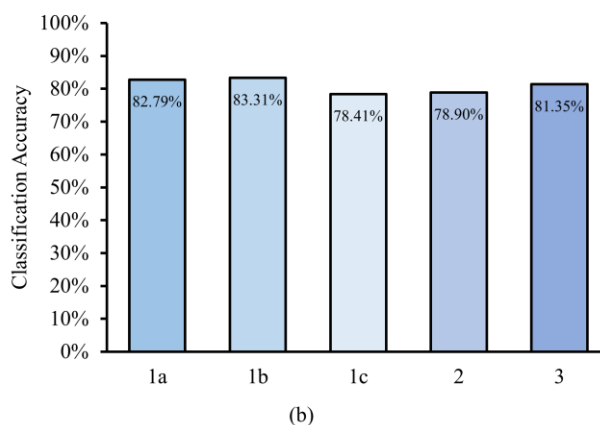
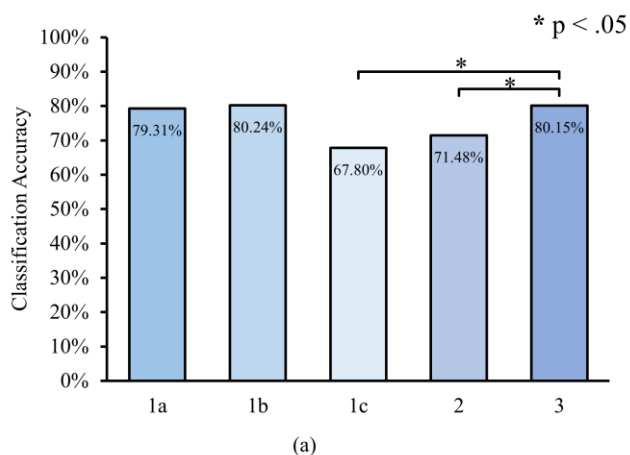
วิธี	ชุด Raw	ชุด T&F	ชุด CSP	ชุด CSP+
1ก	50.77%	59.71%	79.31%	82.79%
1ข	64.77%	72.73%	80.24%	83.31%
1ค	54.39%	60.99%	67.80%	78.41%
2	50.74%	61.75%	71.48%	78.90%
3	64.27%	71.78%	80.15%	81.35%



รูปที่ 18 การเปรียบเทียบความแม่นยำในการจำแนกเมื่อใช้ชุดคุณลักษณะแต่ละชุดในแต่ละวิธี

รูปที่ 19 แสดงการเปรียบเทียบความแม่นยำเฉลี่ยเมื่อใช้ชุด CSP และชุด CSP+ สำหรับแต่ละวิธีโดยใช้ตัวจำแนก SVM เมื่อใช้ชุด CSP วิธี 1ข และ 3 ได้ความแม่นยำเฉลี่ยสูงสุด (80.24% และ 80.15% ตามลำดับ) วิธี 1ก ได้ความแม่นยำต่ำสุด (79.31%) ตามมาด้วยวิธี 2 (71.48%) วิธี 1ค ได้ความแม่นยำเฉลี่ยต่ำที่สุด (67.80%) Kruskal-Wallis test ซึ่งชี้ให้เห็นว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความแม่นยำเฉลี่ยระหว่างอย่างน้อยสองวิธี ($H(4,72) = 16.98, p = 0.002$) เมื่อทำการเปรียบเทียบภายหลังด้วย Bonferroni correction พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างวิธี 1ค และ 3 ($p = 0.038$) และระหว่างวิธี 2 และ 3 ($p = 0.024$)

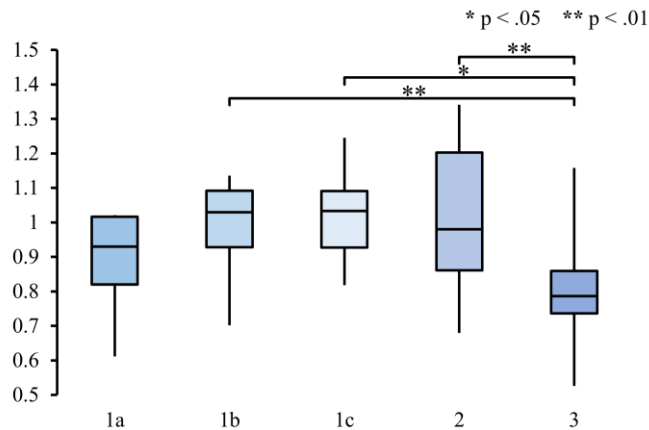
เมื่อใช้ชุด CSP+ ความแม่นยำเฉลี่ยที่ได้สูงขึ้นเล็กน้อย วิธี 1ข ได้ความแม่นยำเฉลี่ยสูงสุด (83.31%) ตามมาด้วยวิธี 1ก และ 3 (82.79% และ 81.35% ตามลำดับ) ส่วนวิธี 2 และ 1ค ได้ความแม่นยำเฉลี่ยต่ำสุด (78.90% และ 78.41% ตามลำดับ) Kruskal-Wallis test ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างแต่ละวิธี ($H(4,72) = 2.63, p = 0.622$)



รูปที่ 19 การเปรียบเทียบความแม่นยำเฉลี่ยระหว่างแต่ละวิธีเมื่อใช้ (a) ชุดคุณลักษณะ CSP และ (b) ชุดคุณลักษณะ CSP+ โดยใช้ตัวจำแนก SVM

4.1.4 สมมติ

รูปที่ 20 แสดงอัตราส่วนกำลังคลื่น Beta/Alpha ที่ตำแหน่ง Cz สำหรับแต่ละวิธี วิธี 1x 1ค และ 2 มีอัตราส่วนกำลังคลื่น Beta/Alpha สูงกว่าอีกสองวิธีเล็กน้อย (0.9867 1.0191 และ 1.0092 ตามลำดับ) โดยอัตราส่วนกำลังคลื่น Beta/Alpha ค่อนข้างต่ำกว่าในวิธี 1ก และ 3 (0.8867 และ 0.8002 ตามลำดับ) Kruskal-Wallis test พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างอย่างน้อยสองวิธี ($H(4,72) = 22.38, p < 0.001$) การเปรียบเทียบภายหลังด้วย Bonferroni correction พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างวิธี 1x และ 3 ($p = 0.004$) ระหว่างวิธี 1ค และ 3 ($p = 0.037$) และระหว่างวิธี 2 และ 3 ($p = 0.001$)



รูปที่ 20 อัตราส่วนกำลังคลื่น Beta/Alpha ที่ตำแหน่ง Cz สำหรับแต่ละวิธี

4.2 การวิเคราะห์ผล

พบบองค์ประกอบ LPP ระหว่างข้อการทดลองที่เป็นเงื่อนไขไม่ตรงในวิธี 1ก 1ข 1ค และ 2 คล้ายกับในงานวิจัยของ Morikawa Kozuka และ Adachi [1] องค์ประกอบนี้พบเป็นคลื่นบวกที่ประมาณ 500-800 มิลลิวินาทีหลังแสดงภาพ (รูปที่ 16, รูปที่ 17) LPP เกิดขึ้นเมื่อรับรู้สิ่งกระตุ้นที่แตกต่างไปจากความคาดหมาย [40] นอกจากนี้ยังพบบองค์ประกอบ P3 ระหว่างข้อการทดลองที่เป็นเงื่อนไขตรงมีลักษณะเป็นคลื่นบวกที่ประมาณ 300-400 มิลลิวินาทีหลังแสดงภาพ (รูปที่ 16, รูปที่ 17) องค์ประกอบ P3 ถูกสันนิษฐานว่าเกี่ยวข้องกับการปรับตัวแทนของสิ่งกระตุ้นในใจเมื่อรับรู้สิ่งกระตุ้นใหม่เข้ามา [41] สามารถพบบองค์ประกอบ P3 เมื่อมีการแยกระหว่างสิ่งกระตุ้นที่ต่างกันโดยองค์ประกอบนี้ได้รับผลกระทบจากความน่าจะเป็นที่จะรับรู้สิ่งกระตุ้นนั้นและความเกี่ยวข้องของสิ่งกระตุ้นกับสิ่งที่กำลังทำ ในวิธี 1ข ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยได้มองภาพสีภาพโดยมีภาพที่ตรงกับเสียงเพียงภาพเดียวจึงมีความน่าจะเป็นที่จะเกิดเงื่อนไขตรงต่ำกว่าวิธี 1ก 1ค หรือ 2 ที่มีความน่าจะเป็นที่จะเกิดเงื่อนไขตรงและเงื่อนไขไม่ตรงเท่ากันทำให้พบบองค์ประกอบ P3 ที่ชัดเจนกว่าวิธีเหล่านี้ สำหรับวิธี 3 ซึ่งใช้สิ่งกระตุ้นเสียงเท่านั้นพบบองค์ประกอบ MMN หลังจากได้ฟังเสียงเบี่ยงเบนที่ประมาณ 100-300 มิลลิวินาทีหลังเล่นเสียง สอดคล้องกับผลการทดลองจากงานวิจัยอื่นที่ใช้องค์ประกอบ MMN [17, 19]

ในการเปรียบเทียบระหว่างชุดคุณลักษณะแต่ละชุดพบว่าชุดคุณลักษณะดิบ (ชุด Raw) ให้ความแม่นยำในการจำแนกต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับชุดอื่น (ตารางที่ 3) ชุดคุณลักษณะในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ (ชุด T&F) ให้ความแม่นยำที่สูงขึ้นเล็กน้อยแต่ยังต่ำกว่า 80% ดังนั้นจึงนำเทคนิค CSP มาใช้เพื่อเพิ่มความแม่นยำ นอกจากนี้ยังนำตัวกรองแบนด์พาสที่มีแถบความถี่ผ่าน 1-30 Hz มากรอง

สัญญาณเพิ่มอีกหนึ่งครั้ง ชุดคุณลักษณะที่ให้ความแม่นยำสูงสุดคือชุดคุณลักษณะที่ผ่านการแปลงด้วย CSP หลังจากกรองด้วยตัวกรองแบนด์พาสอีกครั้ง (ชุด CSP+) โดยชุดคุณลักษณะนี้ให้ความแม่นยำสูงกว่า 80% ในวิธี 1ก 1ข และ 3 ซึ่งใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Morikawa Kozuka และ Adachi [1] ที่ได้ความแม่นยำสูงกว่า 80% เมื่อนำข้อการทดลองมาเฉลี่ยกันอย่างน้อยสี่ข้อ

ผู้วิจัยคาดว่าวิธี 1ข ควรจะให้ความแม่นยำสูงกว่าวิธีอื่นเนื่องจากวิธี 1ข ใช้ภาพสีภาพเพื่อให้เห็นความแตกต่างระหว่างคลื่นในแต่ละเงื่อนไขได้ชัดขึ้น เมื่อใช้ชุดคุณลักษณะ CSP+ ที่ให้ความแม่นยำสูงสุดพบว่าวิธี 1ข ให้ความแม่นยำ 83.31% ซึ่งสูงที่สุดเมื่อเทียบกับวิธีอื่นตามที่คาดไว้ วิธี 1ก และ 3 ให้ความแม่นยำที่ใกล้เคียงกับวิธี 1ข เมื่อใช้ชุดคุณลักษณะเดียวกัน (รูปที่ 19) ส่วนวิธี 1ค และ 2 ให้ความแม่นยำต่ำกว่าวิธีเหล่านี้เล็กน้อย (รูปที่ 19) อย่างไรก็ตามเมื่อใช้ชุดคุณลักษณะอื่นพบว่าความแม่นยำในแต่ละวิธีต่างกันมากขึ้น (รูปที่ 18) เช่นเมื่อใช้ชุดคุณลักษณะ Raw พบว่าวิธี 1ข และ 3 ให้ความแม่นยำสูงกว่าวิธี 2 เกิน 10% ซึ่งความแตกต่างนี้ค่อยๆ ลดลงเมื่อใช้ชุดคุณลักษณะที่ให้ความแม่นยำสูงขึ้น โดยเมื่อใช้ชุดคุณลักษณะ CSP+ ความแตกต่างนี้ลดลงเหลือประมาณ 5% (ตารางที่ 3) สำหรับวิธี 1ค แม้ว่า จะคล้ายกับวิธี 1ก มากแต่พบว่าวิธี 1ค ให้ความแม่นยำค่อนข้างต่ำเมื่อเทียบกับวิธีอื่นซึ่งขัดกับสมมติฐานเบื้องต้นซึ่งคาดว่า การเพิ่มการทดลองส่วนที่หนึ่งเพื่อช่วยให้ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยสามารถสร้างความคาดหวังว่าจะเห็นรูปภาพไหนจะทำให้ได้ความแม่นยำสูงขึ้น การที่วิธีนี้ ให้ความแม่นยำต่ำอาจเป็นเพราะผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยสับสนระหว่างส่วนที่หนึ่งที่ไม่ต้องกดปุ่มและส่วนที่สองที่ต้องกดปุ่มตอบ นอกจากนี้คาดว่าวิธี 2 จะให้ความแม่นยำในระดับเดียวกับในการทดลองที่ 1 ของ Morikawa Kozuka และ Adachi [1] เนื่องจากมีวิธีการทดลองคล้ายกัน แต่วิธี 2 ให้ความแม่นยำ 78.90% ซึ่งต่ำกว่าในงานวิจัยของ Morikawa Kozuka และ Adachi [1] ที่ได้ความแม่นยำสูงกว่า 80% ความแตกต่างนี้อาจเป็นเพราะการทดลองของ Morikawa Kozuka และ Adachi [1] ใช้ตัวอักษรเพียงตัวเดียวในแต่ละข้อในขณะที่งานวิจัยนี้ใช้คำซึ่งประกอบด้วยทั้งพยัญชนะ สระ และวรรณยุกต์จึงทำให้เกิดความแตกต่างระหว่างผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยแต่ละคน บางคนอ่านคำทั้งคำในขณะที่บางคนสังเกตเห็นเพียงความแตกต่างระหว่างพยัญชนะทำให้เกิดศักยภาพที่ฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ไม่พร้อมกันทำให้รูปคลื่นเฉลี่ยที่ได้ไม่ชัดเจน

กำลังในช่วง Beta และ Alpha ถูกนำมาใช้เพื่อสังเกตระดับสมาธิในแต่ละวิธีเนื่องจากการใช้สมาธิมีความเกี่ยวข้องกับกำลังในช่วง Beta ที่สูงขึ้นและกำลังในช่วง Alpha ที่ต่ำลง [35] ดังนั้นจึงใช้อัตราส่วนกำลัง Beta/Alpha เป็นตัวแทนของระดับสมาธิ วิธี 3 ซึ่งใช้สิ่งกระตุ้นทางเสียงเท่านั้นมีอัตราส่วน Beta/Alpha ต่ำที่สุด (รูปที่ 20) แสดงถึงระดับสมาธิที่ต่ำกว่าขณะทำการทดลองวิธีนี้เมื่อ

เทียบกับวิธีอื่น พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างวิธี 3 และวิธี 1x 1ค และ 2 (รูปที่ 20) วิธีเหล่านี้ใช้สิ่งกระตุ้นทางสายตาร่วมกับสิ่งกระตุ้นทางเสียงจึงทำให้ใช้สมาธิขณะทำการทดลองมากกว่า ซึ่งตรงกับงานวิจัยของ Rienäcker และคณะ [42] ที่พบการใช้งานสมองที่สูงกว่าขณะทำการทดลองที่ใช้สิ่งกระตุ้นทางสายตาเมื่อเทียบกับการทดลองที่ใช้สิ่งกระตุ้นทางเสียง

วิธี 1ก และ 1ข ใช้ภาพที่สื่อถึงความหมายของคำซึ่งคล้ายกับวิธีที่นักโสตสัมผัสวิทยาใช้เพื่อประเมินการจำแนกเสียงพูดในเด็กซึ่งน่าจะทำให้สามารถเปรียบเทียบผลการประเมินระหว่างวิธีที่ใช้ศัลยกรรมไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์และวิธีที่ใช้ตามปกติได้ง่ายขึ้น นอกจากนี้ยังสามารถนำชุดคำที่มีอยู่แล้วมา [43, 44] ปรับใช้กับวิธีที่ใช้ศัลยกรรมไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ได้ ระหว่างสองวิธีนี้วิธี 1ก เป็นตัวเลือกที่ดีกว่าเนื่องจากใช้เวลาในแต่ละข้อการทดลองน้อยกว่าวิธี 1ข ในขณะที่ให้ความแม่นยำใกล้เคียงกัน วิธี 3 เป็นอีกวิธีที่ให้ความแม่นยำใกล้เคียงกับสองวิธีนี้แต่ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยสามารถทำการทดลองได้ง่ายกว่าและใช้สมาธิน้อยกว่าซึ่งเห็นได้จากอัตราส่วน Beta/Alpha ที่ต่ำกว่าวิธีอื่น (รูปที่ 20) นอกจากนี้วิธีนี้ยังมีความเป็นไปได้ในการปรับมาใช้การฟังแบบ Passive แทนการฟังแบบ Active ในการฟังแบบ Passive ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยไม่จำเป็นต้องให้ความสนใจกับสิ่งที่กำลังฟัง โดยอาจจะทำกิจกรรมอื่นเช่นอ่านหนังสือหรือดูวิดีโอที่สนใจระหว่างที่ฟังได้ หากสามารถปรับใช้การฟังแบบ Passive ได้จะทำให้การประเมินสามารถใช้ได้ในกลุ่มคนที่กว้างมากขึ้นเช่นใช้ประเมินการจำแนกเสียงพูดในเด็กเล็กหรือผู้ป่วยที่ไม่ให้ความร่วมมือ อย่างไรก็ตามวิธีนี้ใช้เวลามากขึ้นตามจำนวนคำที่ใช้ในการประเมินเนื่องจากการทดลองแบบ Oddball ต้องใช้ข้อการทดลองจำนวนมากมาเฉลี่ยกันเพื่อให้ได้รูปคลื่นที่ชัดเจน ด้วยเหตุผลเหล่านี้วิธีการประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศัลยกรรมไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ที่ควรใช้จึงแตกต่างกันไปตามสถานการณ์โดยแนะนำให้ใช้วิธี 1 เมื่อมีชุดคำที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการประเมินได้ ในขณะที่วิธี 3 เหมาะกับการประเมินสำหรับผู้ป่วยที่ไม่สามารถทำการคำสั่งในการประเมินได้โดยง่าย

ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยสามารถตอบได้ถูกต้องในข้อการทดลองมากกว่า 98% ของข้อการทดลองทั้งหมดในทุกวิธี (ตารางที่ 1) ซึ่งตรงกับกรณีที่ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยทั้งหมดมีความสามารถในการได้ยินปกติ ส่วนเวลาตอบสนองเฉลี่ยแตกต่างกันไปในแต่ละวิธีโดยมีเวลาตอบสนองเฉลี่ยสูงสุดในวิธี 3 ซึ่งผิดไปจากความคาดหมายเนื่องจากวิธี 3 ใช้สิ่งกระตุ้นทางเสียงที่มักจะมีเวลาตอบสนองต่ำกว่าสิ่งกระตุ้นทางสายตา [45, 46] เป็นไปได้ว่าคำที่ใช้มีเสียงใกล้เคียงกันมากจึงทำให้สามารถแยกความแตกต่างได้ช้ากว่าขณะฟังเสียงแต่ภาพความหมายของคำแตกต่างกัน

อย่างชัดเจนจึงแยกความแตกต่างได้เร็วจึงทำให้เวลาตอบสนองเฉลี่ยสำหรับวิธีไม่ใช้ภาพสูงกว่าวิธีที่ใช้ภาพ

งานวิจัยนี้ใช้อุปกรณ์บันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองที่มีขั้วไฟฟ้าแห่ง 8 ขั้ว ใช้เวลาติดตั้งประมาณ 10-20 นาที แต่ละวิธีใช้เวลาประมาณ 5 นาทีในการทำ การวิเคราะห์ข้อมูลหลังจากทำการทดลองเสร็จใช้เวลาประมาณ 10 วินาทีสำหรับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยแต่ละคน ในการนำไปใช้จริงควรจะใช้จำนวนค่าน้ำขึ้นและลดจำนวนข้อการทดลองที่ใช้ซ้ำกันเช่นสำหรับวิธี 1ก อาจใช้ค่า 200 คู่โดยแต่ละคู่ใช้ซ้ำกันสองครั้งจะใช้เวลาประมาณ 30 นาที หรือสำหรับวิธี 3 อาจใช้ค่า 200 คู่โดยแต่ละคู่ใช้ 20 ข้อการทดลองจะใช้เวลาประมาณ 2 ชั่วโมง อาจลดเวลาในการทดลองได้อีกหากปรับเปลี่ยนวิธีการทดลองเล็กน้อยเช่นในวิธี 3 อาจใช้การทดลองแบบ Double Oddball หรือ Multi-feature Oddball ที่มีเสียงเบี่ยงเบนมากกว่าหนึ่งเสียง [16, 17] เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์อาจแตกต่างกันขึ้นอยู่กับประสิทธิภาพของเครื่องที่ใช้แต่ไม่ควรมากกว่า 30 นาทีสำหรับผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยโดยรวมแล้วการประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยวิธีเหล่านี้ อาจใช้เวลาประมาณ 1-2 ชั่วโมง

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้เปรียบเทียบวิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศัพย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ พบว่ามีสองวิธีที่ใช้ได้ดีได้แก่วิธี 1 และวิธี 3 โดยทั้งสองวิธีให้ความแม่นยำในการจำแนกสูงกว่า 80% และใช้เวลาหรือสมานน้อยกว่าวิธีอื่น วิธี 1 ใช้ภาพความหมายของคำร่วมกับเสียงของคำทำให้สามารถประยุกต์ใช้ชุดคำที่มีอยู่แล้วได้ [43, 44] เมื่อวิเคราะห์ศัพย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ในวิธีนี้พบองค์ประกอบ P3 และ LPP ซึ่งถูกนำมาใช้ในการจำแนกว่าเป็นเงื่อนไขตรงหรือเงื่อนไขไม่ตรงโดยวิธีนี้ให้ความแม่นยำในการจำแนก 82.79% ส่วนวิธี 3 ใช้เสียงของคำเพียงอย่างเดียวทำให้ใช้สมานน้อยกว่าในการทำ ในวิธีนี้พบองค์ประกอบ MMN หลังจากเล่นเสียงเบี่ยงเบน วิธีนี้ให้ความแม่นยำในการจำแนก 81.35% ในการนำไปใช้จริงวิธีนี้อาจใช้เวลามากกว่าวิธีแรกแต่สามารถทำการทดลองได้ง่ายกว่าจึงควรใช้ในกรณีที่ไม่มีชุดคำที่มีรูปภาพอยู่หรือใช้กับผู้ป่วยที่ทำตามวิธีการทดลองได้ยาก ในกรณีอื่นอาจใช้วิธี 1 โดยเฉพาะในกรณีที่มีชุดคำและรูปที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้

วิธีประเมินการจำแนกเสียงพูดโดยใช้ศัพย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์สามารถนำมาใช้เป็นเครื่องมือคัดกรองเพื่อช่วยลดภาระงานของนักโสตสัมผัสวิทยาและช่วยทำให้การประเมินสามารถเข้าถึงได้ง่ายขึ้น การประเมินโดยใช้วิธีที่แนะนำ (วิธี 1 หรือวิธี 3) สามารถทำได้ใน 1-2 ชั่วโมงเพื่อคัดกรองผู้ป่วยและส่งต่อเพื่อตรวจยืนยันกับนักโสตสัมผัสวิทยาหากพบความผิดปกติ

5.2 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ใช้คำในการทดสอบเพียงสองคำซึ่งมีเสียงพยัญชนะต่างกันแต่เสียงสระและวรรณยุกต์เหมือนกัน ในการนำไปใช้ประเมินควรจะใช้ชุดคำที่สามารถประเมินความแตกต่างของเสียงแต่ละชนิดได้ครบตามภาษานั้นๆ เช่นสำหรับภาษาไทยควรเพิ่มคู่ของคำที่สระต่างกันหรือมีวรรณยุกต์ต่างกันด้วย ผู้มีส่วนร่วมในการวิจัยที่มีความสามารถในการได้ยินไม่ปกติควรจะได้มีส่วนร่วมในงานวิจัยในอนาคตเพื่อสำรวจลักษณะของปัญหาในการฟัง นอกจากนี้ควรทดลองการนำการฟังแบบ Passive มาประยุกต์ใช้ว่าสามารถให้ความแม่นยำใกล้เคียงกันหรือไม่เนื่องจาก Näätänen และคณะ [47] ชี้ว่าการฟังแบบ Passive อาจให้องค์ประกอบ MMN ที่ชัดเจนกว่าการฟังแบบ Active แต่ยังไม่มีการทดลองเปรียบเทียบระหว่างความแม่นยำในการประเมินการจำแนกเสียงพูดที่ใช้การฟังสองชนิดนี้ ถ้าการฟังแบบ Passive สามารถให้ความแม่นยำได้ใกล้เคียงหรือสูงกว่าการฟังแบบ Active จะ

ทำให้วิธีประเมินโดยใช้การฟังแบบ Passive เป็นวิธีที่น่าสนใจเนื่องจากสามารถเปิดโอกาสให้ผู้ป่วยหลากหลายมากขึ้นสามารถเข้าถึงการประเมินการจำแนกเสียงพูดได้



บรรณานุกรม

- [1] K. Morikawa, K. Kozuka, and S. Adachi, "A Proposed Speech Discrimination Assessment Methodology Based on Event-Related Potentials to Visual Stimuli," *International Journal of E-Health and Medical Communications*, vol. 3, no. 2, pp. 19-35, 2012, doi: 10.4018/jehmc.2012040102.
- [2] H. H. Jasper, "The ten-twenty electrode system of the International Federation," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 10, no. 2, pp. 370-375, 1958/05/01/ 1958, doi: 10.1016/0013-4694(58)90053-1.
- [3] G. E. Chatrian, E. Lettich, and P. L. Nelson, "Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked EEG activities," *American Journal of EEG Technology*, Article vol. 25, no. 2, pp. 83-92, 1985.
- [4] R. Oostenveld and P. Praamstra, "The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements," *Clinical Neurophysiology*, Article vol. 112, no. 4, pp. 713-719, 2001, doi: 10.1016/S1388-2457(00)00527-7.
- [5] P. Campisi, D. L. Rocca, and G. Scarano, "EEG for Automatic Person Recognition," *Computer*, vol. 45, no. 7, pp. 87-89, 2012, doi: 10.1109/MC.2012.233.
- [6] S. Siuly, Y. Li, and Y. Zhang, *EEG Signal Analysis and Classification* (Health Information Science). Springer Nature, 2016.
- [7] M. Wöstmann, L. Fiedler, and J. Obleser, "Tracking the signal, cracking the code: speech and speech comprehension in non-invasive human electrophysiology," *Language, Cognition and Neuroscience*, vol. 32, no. 7, pp. 855-869, 2016, doi: 10.1080/23273798.2016.1262051.
- [8] Choms and Mononomic, "ComponentsofERP.svg," ed: Wikimedia Commons, 2008.
- [9] E. S. Kappenman and S. J. Luck, *The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components* (The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components). Oxford University Press, 2012, pp. 1-664.
- [10] S. Chennu and T. A. Bekinschtein, "Arousal modulates auditory attention and awareness: insights from sleep, sedation, and disorders of consciousness," *Front*

- Psychol*, vol. 3, p. 65, 2012, doi: 10.3389/fpsyg.2012.00065.
- [11] B. Blankertz, R. Tomioka, S. Lemm, M. Kawanabe, and K. Muller, "Optimizing Spatial filters for Robust EEG Single-Trial Analysis," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 25, no. 1, pp. 41-56, 2008, doi: 10.1109/MSP.2008.4408441.
- [12] N. Kraus, T. J. McGee, T. D. Carrell, S. G. Zecker, T. G. Nicol, and D. B. Koch, "Auditory neurophysiologic responses and discrimination deficits in children with learning problems," *Science*, Article vol. 273, no. 5277, pp. 971-973, 1996, doi: 10.1126/science.273.5277.971.
- [13] A. Shestakova *et al.*, "Abstract phoneme representations in the left temporal cortex: Magnetic mismatch negativity study," *NeuroReport*, Article vol. 13, no. 14, pp. 1813-1816, 2002, doi: 10.1097/00001756-200210070-00025.
- [14] K. S. Ha *et al.*, "Optimized individual mismatch negativity source localization using a realistic head model and the Talairach coordinate system," *Brain Topography*, Article vol. 15, no. 4, pp. 233-238, 2003, doi: 10.1023/A:1023910108759.
- [15] J. Marco-Pallares, C. Grau, and G. Ruffini, "Combined ICA-LORETA analysis of mismatch negativity," *Neuroimage*, vol. 25, no. 2, pp. 471-7, Apr 1 2005, doi: 10.1016/j.neuroimage.2004.11.028.
- [16] R. Näätänen, S. Pakarinen, T. Rinne, and R. Takegata, "The mismatch negativity (MMN): towards the optimal paradigm," *Clin Neurophysiol*, vol. 115, no. 1, pp. 140-4, Jan 2004, doi: 10.1016/j.clinph.2003.04.001.
- [17] S. Pakarinen, R. Takegata, T. Rinne, M. Huotilainen, and R. Näätänen, "Measurement of extensive auditory discrimination profiles using the mismatch negativity (MMN) of the auditory event-related potential (ERP)," *Clin Neurophysiol*, vol. 118, no. 1, pp. 177-85, Jan 2007, doi: 10.1016/j.clinph.2006.09.001.
- [18] P. M. Gilley, K. Uhler, K. Watson, and C. Yoshinaga-Itano, "Spectral-temporal EEG dynamics of speech discrimination processing in infants during sleep," *BMC Neurosci*, vol. 18, no. 1, p. 34, Mar 22 2017, doi: 10.1186/s12868-017-0353-4.
- [19] T. K. Koerner, Y. Zhang, P. B. Nelson, B. Wang, and H. Zou, "Neural indices of phonemic discrimination and sentence-level speech intelligibility in quiet and

- noise: A mismatch negativity study," *Hear Res*, vol. 339, pp. 40-9, Sep 2016, doi: 10.1016/j.heares.2016.06.001.
- [20] T. K. Koerner, Y. Zhang, P. B. Nelson, B. Wang, and H. Zou, "Neural indices of phonemic discrimination and sentence-level speech intelligibility in quiet and noise: A P3 study," *Hear Res*, vol. 350, pp. 58-67, Jul 2017, doi: 10.1016/j.heares.2017.04.009.
- [21] P. Virtala, E. Partanen, M. Tervaniemi, and T. Kujala, "Neural discrimination of speech sound changes in a variable context occurs irrespective of attention and explicit awareness," *Biol Psychol*, vol. 132, pp. 217-227, Feb 2018, doi: 10.1016/j.biopsycho.2018.01.002.
- [22] R. Näätänen *et al.*, "Language-specific phoneme representations revealed by electric and magnetic brain responses," *Nature*, Article vol. 385, no. 6615, pp. 432-434, 1997, doi: 10.1038/385432a0.
- [23] I. Furuya and K. Mori, "Cerebral lateralization in spoken language processing measured by multi-channel near-infrared spectroscopy (NIRS)," *Brain and Nerve*, Article vol. 55, no. 3, pp. 226-231, 2003.
- [24] S. Rossi, S. Telkemeyer, I. Wartenburger, and H. Obrig, "Shedding light on words and sentences: near-infrared spectroscopy in language research," *Brain Lang*, vol. 121, no. 2, pp. 152-63, May 2012, doi: 10.1016/j.bandl.2011.03.008.
- [25] W. Sittiprapaporn, C. Chindaduangratn, and N. Kotchabhakdi, "Auditory preattentive processing of vowel change perception in single syllable," presented at the 42nd Kasetsart University Annual Conference, Bangkok (Thailand), 3-6 Feb 2004, 2004.
- [26] W. Sittiprapaporn, C. Chindaduangratn, and N. Kotchabhakdi, "Gender differences in auditory preattentive processing of single syllable," presented at the 42nd Kasetsart University Annual Conference, Bangkok (Thailand), 3-6 Feb 2004, 2004.
- [27] W. Sittiprapaporn, C. Chindaduangratn, and N. Kotchabhakdi, "Brain electric activity during the preattentive perception of speech sounds," presented at the 42nd Kasetsart University Annual Conference, Bangkok (Thailand), 3-6 Feb 2004, 2004.
- [28] W. Sittiprapaporn, C. Chindaduangratn, and N. Kotchabhakdi, "Functional

- specialization of the human auditory cortex in processing of speech prosody: A low resolution electromagnetic tomography (LORETA) study," presented at the 42nd Kasetsart University Annual Conference, Bangkok (Thailand), 3-6 Feb 2004, 2004.
- [29] Y. Hoonchamlong. "The Thai Alphabets." <http://thaiarc.tu.ac.th/thai/thindex.htm> (accessed.
- [30] *Audacity(R): Free Audio Editor and Recorder*. (2020). [Online]. Available: <https://www.audacityteam.org>
- [31] J. Peirce, "Generating stimuli for neuroscience using PsychoPy," *Frontiers in Neuroinformatics*, 10.3389/neuro.11.010.2008 vol. 2, p. 10, 2009. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/neuro.11.010.2008>.
- [32] Y. Renard *et al.*, "OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test, and Use Brain–Computer Interfaces in Real and Virtual Environments," *Presence*, vol. 19, no. 1, pp. 35-53, 2010, doi: 10.1162/pres.19.1.35.
- [33] C. A. Kothe and S. Makeig, "BCILAB: a platform for brain–computer interface development," *Journal of Neural Engineering*, vol. 10, no. 5, p. 056014, 2013/08/28 2013, doi: 10.1088/1741-2560/10/5/056014.
- [34] A. Delorme and S. Makeig, "EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 134, no. 1, pp. 9-21, 2004/03/15/ 2004, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>.
- [35] P. Israsena, S. Hemrungronj, N. Sukwattanasinit, and M. Maes, "Development and Evaluation of an Interactive Electro-Encephalogram-Based Neurofeedback System for Training Attention and Attention Defects in Children," *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, vol. 5, no. 5, pp. 1045-1052, 2015, doi: 10.1166/jmihi.2015.1492.
- [36] A. Frid and L. Manevitz, *Features and Machine Learning for Correlating and Classifying between Brain Areas and Dyslexia*. 2018.
- [37] P. M. Masoumi and H. Sadjedi, "Trial-Specific Feature Performance on Single-Channel Auditory Mismatch Negativity Detection," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 25, no. 4, pp. 1062-1069, 2021, doi:

- 10.1109/JBHI.2020.3034295.
- [38] A. Suwannarat, S. Pan-ngum, and P. Israsena, "Comparison of EEG measurement of upper limb movement in motor imagery training system," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 17, no. 1, p. 103, 2018/08/02 2018, doi: 10.1186/s12938-018-0534-0.
- [39] A. Fernández, S. García, M. Galar, R. Prati, B. Krawczyk, and F. Herrera, *Learning from Imbalanced Data Sets*. 2018.
- [40] S. Adachi, K. Morikawa, and H. Nittono, "Event-related potentials elicited by unexpected visual stimuli after voluntary actions," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 66, no. 3, pp. 238-243, 2007/12/01/ 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2007.08.004>.
- [41] J. Polich, "Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b," (in eng), *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 10, pp. 2128-2148, 2007, doi: 10.1016/j.clinph.2007.04.019.
- [42] F. Rienäcker, P. W. M. Van Gerven, H. I. L. Jacobs, J. Eck, C. M. Van Heugten, and M. J. S. Guerreiro, "The Neural Correlates of Visual and Auditory Cross-Modal Selective Attention in Aging," *Frontiers in Aging Neuroscience*, 10.3389/fnagi.2020.498978 vol. 12, p. 420, 2020. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnagi.2020.498978>.
- [43] W. Pronovost and C. Dumbleton, "A picture-type speech sound discrimination test," *The Journal of speech and hearing disorders*, Article vol. 18, no. 3, pp. 258-266, 1953, doi: 10.1044/jshd.1803.258.
- [44] P. Visessumon, "Rama SD-III words picture speech discrimination test for children.," Master of Arts (Communication Disorders), Mahidol University, Library and Knowledge Center, Mahidol University, 1988.
- [45] A. Jain, R. Bansal, A. Kumar, and K. D. Singh, "A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students," (in eng), *Int J Appl Basic Med Res*, vol. 5, no. 2, pp. 124-127, May-Aug 2015, doi: 10.4103/2229-516X.157168.
- [46] W. Welford, J. M. Brebner, and N. Kirby, *Reaction times*. Stanford University,

1980.

- [47] R. Näätänen, P. Paavilainen, T. Rinne, and K. Alho, "The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing: A review," *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 12, pp. 2544-2590, 2007/12/01/ 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.04.026>.





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล

พิมพ์วิภา จารุอํารง

วุฒิการศึกษา

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมคอมพิวเตอร์), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY