ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าสำหรับเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก

โดย
นางสาวเกศราภรณ์ ช่วยสุด

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ แผน ก แบบ ก 2 ระดับปริญญามหาบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศิลปากร
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศิลปากร

ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าสำหรับเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก

โดย
นางสาวเกศราภรณ์ ช่วยสุด

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ แผน ก แบบ ก 2 ระดับปริญญามหาบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศิลปากร
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศิลปากร

HYBRID EEG-FEMG HUMAN-COMPUTER INTERFACE FOR ASSISTIVE TECHNOLOGY

By

MISS Kessarabhorn CHUYSUD

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements

for Master of Engineering (ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING)

Department of ELECTRICAL ENGINEERING

Graduate School, Silpakorn University

Academic Year 2019

Copyright of Graduate School, Silpakorn University

หัวข้อ	ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าสำหรับเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก
โดย	เกศราภรณ์ ช่วยสุด
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ แผน ก แบบ ก 2 ระดับปริญญามหาบัณฑิต
อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยรรยงค์ พันธ์สวัสดิ์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศิลปากร ได้รับพิจารณาอนุมัติให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

.....คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.จุไรรัตน์ นันทานิช)

พิจารณาเห็นชอบโดย

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ยุทธนา เจวจินดา)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ยรรยงค์ พันธ์สวัสดิ์)

.....ผู้ทรงคุณวุฒิภายนอก
(อาจารย์ ดร.กนก พานทอง)

60407202 : วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ แผน ก แบบ ก 2 ระดับปริญญามหาบัณฑิต
คำสำคัญ : สัญญาณสมอง, สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า, การเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์, ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสาน

นางสาว เกศราภรณ์ ช่วยสุด: ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าสำหรับเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยรรยงค์ พันธ์สวัสดิ์

วิทยานิพนธ์เล่มนี้นำเสนอการประยุกต์ใช้สัญญาณสมองผสมผสานกับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าเพื่อควบคุมอุปกรณ์สิ่งอำนวยความสะดวกและการสื่อสารสำหรับกลุ่มผู้พิการขั้นรุนแรงด้วยระบบอินเทอร์เฟสมนุษย์กับเครื่องจักร ซึ่งในวิทยานิพนธ์เล่มนี้ทำการทดลองสำรวจวิธีการวัดและจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าขณะพูดไม่ออกเสียง และสัญญาณสมองขณะจินตนาการถึงการพูดไม่ออกเสียงในระหว่างการพูดพยางค์ภาษาไทย ได้แก่ ซ้าย ขวา หน้า และหลัง จากผลการทดลองสัญญาณสมองขณะจินตนาการการพูดออกเสียงกับอัลกอริทึมที่นำเสนอสร้างความถูกต้องฉลี่ยอยู่ในช่วง 62.13% ถึง 81.25% ส่วนสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าขณะพูดไม่ออกเสียงกับอัลกอริทึมที่นำเสนอมีค่าความถูกต้องเฉลี่ยมากกว่า 85% นอกจากนี้เรายังออกแบบระบบการเชื่อมต่อเครื่องจักกับมนุษย์แบบผสมผสานสัญญาณสมองกับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า เพื่อลดคำสั่งที่ไม่สมัครใจ ด้วยการใช้สัญญาณสมองแบบช่องสัญญาณเดียวและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าแบบสองช่องสัญญาณด้วยอัลกอริทึมแบบง่ายค่าความถูกต้องเฉลี่ย 84.5% ระบบระบบการเชื่อมต่อเครื่องจักกับมนุษย์แบบผสมผสานกับสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ที่นำเสนอสามารถพัฒนาต่อเพื่อให้ครอบคลุมถึงระดับความพิการทุพพลภาพที่หลากหลาย ในอนาคตจะมีการปรับปรุงและพัฒนาในหลายๆ ส่วนบนพื้นฐานของระบบที่นำเสนอ เช่น วิธีการสกัดคุณลักษณะ และการจำแนก รวมถึงการเพิ่มจำนวนคำสั่งที่เพียงพอต่อการใช้งานจริงในชีวิตประจำวัน ซึ่งเป็นเป้าหมายหลักของการพัฒนาเทคโนโลยีการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์เพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้พิการให้ดีขึ้น

60407202 : Major (ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING)
Keyword : Electroencephalography; Facial-electromyography; Human-machine Interface; Hybrid Human-machine Interface

MISS KESSARABHORN CHUYSUD : HYBRID EEG-FEMG HUMAN-COMPUTER INTERFACE FOR ASSISTIVE TECHNOLOGY THESIS ADVISOR : ASSISTANT PROFESSOR YUNYONG PUNSAWAD, Ph.D.

This thesis presents Hybrid EEG-fEMG Human-Computer Interface for Assistive Technology and communications for severe disabled people with the Human Machine Interface (HMI). In the thesis, an experiment is conducted to explore method of measuring and classifying fEMG signal while silent speech. And EEG signal while imagination of silent speech of four Thai syllables speech, the “left”, “right”, "forward" and "backward" Including, EEG imagined to syllable pronunciation. The results showed that the recorded facial EMG with the proposed algorithm achieved an average accuracy of 85%. The recorded EEG with the proposed algorithm achieved accuracy, ranging from 62.13% to 81.25%. However, the sensitivity of facial-EMG can generate involuntary command by the regular activity of the user. In hybrid EEG-facial EMG can be used in real-time BCI to reduce an error from involuntary command by using only single-channel EEG, and two-channel fEMG with the proposed algorithms achieved 84.5% average accuracy. The proposed hybrid HMI systems can be further developed to enhance to cover the level of various disabilities In the future there will be many improvements and developments. On the basis of the proposed system, such as method for feature extraction and classification, increase the commands sufficient for practical use in daily. Which is the destination of the development of brain computer interface (BCI) to improve the quality of the severe disabled.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงลงได้ด้วยความกรุณาจากบุคคลผู้มีพระคุณหลายท่านที่ให้ความช่วยเหลือแนะนำให้คำแนะนำและความคิดเห็นทางวิชาการอันเป็นประโยชน์อย่างยิ่ง และความร่วมมือของบุคคลหลายฝ่ายที่ต้องกราบขอบพระคุณ ณ ที่นี้

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยรรยงค์ พันธ์สวัสดิ์ กรรมการและที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ที่ได้สละเวลาอันมีค่ารับเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาและกรุณาให้ข้อคำชี้แนะและตรวจพิจารณาแก้ไข และขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ยุทธนา เจวจินดา ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์ ดร. กนก พานทอง เป็นอย่างสูงที่กรุณาเสียสละอันมีค่าเป็นอย่างยิ่งรับเป็นกรรมการสอบ วิทยานิพนธ์และกรุณาให้คำปรึกษาและข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์เพื่อการปรับปรุงแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้เหมาะสม มีความถูกต้องสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณบุคลากรและคณาจารณ์ภาควิชาวิศวกรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยศิลปากร ทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทความรู้ บุคลากรประจำภาควิชาทุกท่านที่ให้คำแนะนำและความช่วยเหลือในการดำเนินการต่าง ๆ เช่น การให้ความอำนวยความสะดวกทางด้านอุปกรณ์และทุนสำหรับวิจัยในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ร่วมถึงบุคคลกรทางบัณฑิตวิทยาลัยที่คอยดูแลและแก้ปัญหาเกี่ยวกับการลงทะเบียนวิชาเรียน หรือ ปัญหาที่เกี่ยวข้องต่าง ๆ อย่างดียิ่ง

ขอขอบคุณ นางสาวนันท์นภัส ศิริบุญญพัฒน์ และ นายศาส์นสิทธ์ งามรัศมีวงศ์ ที่คอยช่วยเหลือและสนับสนุนในการฝึกซ้อมบรรยายสัมมนาวิชาการและให้คำปรึกษาวิธีการแก้ไขปัญหาขณะที่ผู้วิจัยไม่สามารถหาทางออกด้วยตนเองร่วมทั้งการแนะแนวิธีการใช้งานอุปกรณ์เครื่องมือในการวิจัยครั้งนี้ และขอขอบคุณพี่ เพื่อน และน้อง ๆ ทุกคนที่ช่วยเหลือสนับสนุนอันเป็นประโยชน์ต่อการค้นคว้าข้อมูลทางวิชาการเป็นอย่างมากในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

สุดท้ายขอขอบคุณ พ่อ แม่ รวมทั้งญาติ ๆ และบุคคลรอบข้างทุกคนที่คอยช่วยเหลือ ให้กำลังใจ และสนับสนุนในเรื่องต่าง ๆ แก่ผู้วิจัยด้วยดีเสมอมาจนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้อย่างสมบูรณ์ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้

เกศราภรณ์ ช่วยสุด

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ..... ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... จ

กิตติกรรมประกาศ ..... ฉ

สารบัญ ..... ช

สารบัญตาราง ..... ญ

สารบัญรูปภาพ ..... ฎ

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 1

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย 2

1.3 สมมติฐานการวิจัย 2

1.4 ขอบเขตการวิจัย 2

1.5 กรอบแนวคิดของการวิจัย 3

1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ 3

1.7 นิยามศัพท์ 4

บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรม 5

2.1 ที่มาและการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อและสัญญาณสมอง 5

2.1.1 สัญญาณกล้ามเนื้อ 5

2.1.2 การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ 6

2.1.3 การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า 8

2.1.4 สัญญาณสมอง 9

2.1.5 การวัดสัญญาณสมอง 10

2.1.6 ประมวลผลสัญญาณ 11
2.2 การสกัดคุณลักษณะและการคัดแยกกลุ่มข้อมูล 12
2.2.1 การวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น 12
2.2.2 การวิเคราะห์การจำแนกประเภทกำลังสอง 13
2.2.3 ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน 13
2.3 การประยุกต์สัญญาณกับเทคโนโลยีอำนวยความสะดวก 14
2.3.1 ระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ 14
2.3.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 15
บทที่ 3 การเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้า 19
3.1 การออกแบบการทดลอง 19
3.1.1 ออกแบบวิธีในการเก็บสัญญาณ 20
3.2 การวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ 21
3.3 การวัดและบันทึกสัญญาณสมอง 22
3.4 สกัดคุณลักษณะของสัญญาณ 23
3.4.1 การสกัดคุณลักษณะสัญญาณสมอง 24
3.4.2 การสกัดคุณลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้า 24
3.5 การจำแนกหมวดหมู่ 25
3.6 การทดลองและผลการทดลอง 27
บทที่ 4 ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าเพื่อการสื่อสารสำหรับผู้พิการขั้นรุนแรง 29
4.1 การออกแบบการทดลอง 29
4.1.1 ออกแบบวิธีในการเก็บสัญญาณ 30
4.2 การได้มาของสัญญาณและการประมวลผล 30

4.3 การจำแนกหมวดหมู่ 32
4.3.1 การตั้งค่าพารามิเตอร์ 32
4.3.2 การจำแนกหมวดหมู่ 33
4.4 ขั้นตอนการตรวจจับสัญญาณสมอง 33
4.4.1 การตั้งค่าพารามิเตอร์ 34
4.4.2 การตัดสินใจ 35
4.5 ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสาน 35
4.6 การทดลองและผลการทดลอง 36
บทที่ 5 สรุปและอภิปราย 39
รายการอ้างอิง 41
ภาคผนวก 44
ภาคผนวก ก. 45
ภาคผนวก ข. 49
ประวัติผู้เขียน 52

มหาวิทยาลัยศิลปากร

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 สัญญาณที่นำมาใช้ในการเก็บข้อมูลตัวอย่าง.....20

ตารางที่ 2 รายการคำภาษาไทยสำหรับงานทดสอบ 21

ตารางที่ 3 รายการพยางค์ภาษาไทยสำหรับการทดลอง พร้อมตัวอย่างการเคลื่อนไหวใบหน้าและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า.....21

ตารางที่ 4 ตัวอย่างผลการสำรวจคลื่นอัลฟาและเบต้าด้วยภาพแผนที่สมองขณะจินตนาการการพูดออกเสียง.....23

ตารางที่ 5 ค่าความแม่นยำของการจำแนกหมวดหมู่ของสัญญาณสมอง 27

ตารางที่ 6 ค่าความแม่นยำของการจำแนกหมวดหมู่ของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า.....27

ตารางที่ 7 กระบวนทัศน์สำหรับการทดสอบ 37

ตารางที่ 8 ผลการทดลองของระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า 37

มหาวิทยาลัยศิลปากร

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 1 กรอบแนวคิดในการวิจัย 3

รูปที่ 2 ตัวอย่างสัญญาณกล้ามเนื้อ 5

รูปที่ 3 ขั้วไฟฟ้าชนิดโลหะ 7

รูปที่ 4 ตัวอย่างอุปกรณ์วัดสัญญาณ 7

รูปที่ 5 ลักษณะทางกายวิภาคของกล้ามเนื้อบนใบหน้า 8

รูปที่ 6 กระบวนการแลกเปลี่ยนกระแสไฟฟ้าของ Neurons 9

รูปที่ 7 ชนิดของสัญญาณสมอง 10

รูปที่ 8 ตัวอย่างอุปกรณ์วัดสัญญาณสมองและตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด 10

รูปที่ 9 ตัวอย่างวงจรกรองชนิดต่าง ๆ 12

รูปที่ 10 ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน 14

รูปที่ 11 ระบบเชื่อมต่อสัญญาณสมองกับคอมพิวเตอร์ 15

รูปที่ 12 ระบบการควบคุมวีลแชร์เสมือนด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า 16

รูปที่ 13 ระบบ EMG-Based continuous control scheme with simple classifier for electric-powered wheelchair 17

รูปที่ 14 Wheelchair Control Using an EOG and EMG-Based Gesture Interface 18

รูปที่ 15 ภาพรวมการทำงานของการวิเคราะห์สัญญาณ 19

รูปที่ 16 กระบวนทัศน์การเก็บข้อมูลตัวอย่าง 20

รูปที่ 17 การจัดวางตำแหน่งอิเล็กโทรดบนใบหน้าและหนังศีรษะ 22

รูปที่ 18 ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน 26

รูปที่ 19 ภาพรวมการทำงานของระบบ 29

รูปที่ 20 กระบวนทัศน์การนำเสนอของลำดับการพูดพยางค์ 30

รูปที่ 21 ตำแหน่งอิเล็กโทรดสำหรับการรับสัญญาณ 31
รูปที่ 22 ตัวอย่างค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าที่มีคำพูดพยางค์ต่างกัน ...31
รูปที่ 23 แผนผังลำดับงานของระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสาน (Hybrid HMI System) 35
รูปที่ 24 การตั้งค่าการทดลอง 36
รูปที่ 25 สัญญาณสมองช่วงความถี่แอลฟา 46
รูปที่ 26 สัญญาณสมองช่วงความถี่เบต้า.....46
รูปที่ 27 สัญญาณสมองช่วงความถี่ไฮท์เบต้า 47
รูปที่ 28 สัญญาณสมองช่วงความถี่แอลฟา 47
รูปที่ 29 สัญญาณสมองช่วงความถี่เบต้า.....48
รูปที่ 30 สัญญาณสมองช่วงความถี่ไฮท์เบต้า 48
รูปที่ 31 อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า.....50

มหาวิทยาลัยศิลปากร

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันประเทศไทยมีผู้ที่ประสบปัญหาด้านการสื่อสารเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง สาเหตุส่วนใหญ่เป็นผลกระทบจากอาการหรือโรคต่าง ๆ เช่น โรคหลอดเลือดสมอง โรคชรา โรคมะเร็งกล่องเสียง และโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง การสื่อสารโดยการพูดมีความสำคัญต่อการดำรงชีวิตประจำวันของมนุษย์ ในกลุ่มผู้ป่วยที่สูญเสียการออกเสียงพูดแต่ยังมีความสามารถในการฟัง ปัจจุบันมีงานวิจัยเกี่ยวกับอุปกรณ์เทคโนโลยีอำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการกลุ่มนี้อย่างแพร่หลายเพื่อช่วยสื่อสารบอกความต้องการ อย่างไรก็ตามอุปกรณ์ต่าง ๆ ยังไม่ครอบคลุมและมีราคาสูง งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการประยุกต์ใช้สัญญาณชีวการแพทย์การเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ (human-machine interface หรือ HMI) [1-13] เพื่อสร้างอุปกรณ์ช่วยสื่อสารในกลุ่มผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ไม่สามารถออกเสียงสร้างคำพูดแต่สามารถขยับปากและควบคุมการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อใบหน้าได้

สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า (Facial Electromyography หรือ fEMG) คือสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการเคลื่อนไหวหรือหดเกร็งตัวของกล้ามเนื้อใบหน้า [4, 14, 15] เช่น การพูด การเคี้ยว และการแสดงอารมณ์ การประยุกต์ใช้สัญญาณกล้ามเนื้อบนใบหน้า การระบุพยางค์ หรือคำเพื่อช่วยผู้พิการที่บกพร่องในการสื่อสาร [5, 9-11] หรือการนำสัญญาณไฟฟ้าของลูกตา (electrooculography หรือ EOG) [13, 16] ซึ่งสัญญาณเกิดจากการขยับของลูกตา การย่นหน้าผาก และการกะพริบตา สัญญาณทั้งหมดนี้สามารถนำมาสร้างคำสั่งควบคุมอุปกรณ์อำนวยความสะดวกด้วยการแสดงออกทางใบหน้า สำหรับกลุ่มผู้พิการขั้นรุนแรง สัญญาณสมองหรือคลื่นสมอง (Electroencephalography หรือ EEG) คือสัญญาณชีวการแพทย์ชนิดหนึ่งที่ได้รับความนิยมอย่างมากในการประยุกต์ใช้กับระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain-Computer Interface หรือ BCI) [1, 2, 8, 17] ช่วยเพิ่มความสามารถให้ผู้พิการกลุ่มนี้ สัญญาณสมองหรือคลื่นสมอง คือข้อมูลทางสมองที่วัดได้ในรูปแบบศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของเซลล์สมอง สามารถวัดปริมาณทางไฟฟ้านี้ได้โดยวางขั้ววัดสัญญาณไฟฟ้าไว้บริเวณหนังศีรษะ สัญญาณที่วัดได้จะมีความสัมพันธ์เกี่ยวโยงกับสมองบริเวณที่ตรวจวัด และเปลี่ยนแปลงไปตามกิจกรรมหรือการกระทำต่าง ๆ การจินตนาการถึงการพูด [18, 19] เพื่อนึกถึงการเคลื่อนไหวของลิ้น ริมฝีปาก และขากรรไกร เป็นกลไกที่เกิดขึ้นเกิดก่อนจะเกิดการพูดออกเสียง งานวิจัยเกี่ยวกับการจินตนาการถึงการพูดด้วยสัญญาณสมองยังไม่แพร่หลาย [20] สำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงที่ไม่สามารถวัดสัญญาณกล้ามเนื้อบนใบหน้าได้อย่างชัดเจน สัญญาณสมอง

ขณะจินตนาการถึงการพูดอาจสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์เพื่อช่วยด้านการสื่อสารของผู้ป่วยกลุ่มนี้ได้

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการประยุกต์ใช้สัญญาณชีวการแพทย์ในการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์เพื่อช่วยด้านการสื่อสารและควบคุมด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้าขณะพูด สัญญาณสมองขณะจินตนาการถึงการพูด และการผสมผสานกัน เพื่อให้ครอบคลุมถึงกลุ่มผู้พิการที่หลากหลาย เทคโนโลยีดังกล่าวจะทำให้ผู้พิการมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น สามารถทำกิจวัตรประจำวันได้ด้วยตนเอง และสร้างกำลังใจในการดำรงชีวิตของผู้พิการ

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาลักษณะเด่นของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้ากับสัญญาณสมองขณะพูดและจินตนาการถึงการพูด

1.2.2 เพื่อพัฒนาระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าเพื่อช่วยสื่อสารสำหรับผู้ที่บกพร่องทางการพูด รวมถึงการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อำนวยความสะดวกในชีวิตประจำวัน

1.2.3 เพื่อพัฒนาระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสานระหว่างสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและสัญญาณสมองขณะจินตนาการถึงการพูดสำหรับผู้พิการขั้นรุนแรง

1.3 สมมติฐานการวิจัย

1.3.1 การใช้สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้ากับระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์สามารถใช้ระบุคำพูดแบบไม่ออกเสียงได้

1.3.2 การใช้สัญญาณสมองร่วมกับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าสามารถเพิ่มประสิทธิภาพของระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าเพียงอย่างเดียวได้

1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ศึกษาสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าขณะพูดออกเสียงและพูดแบบไม่ออกเสียง

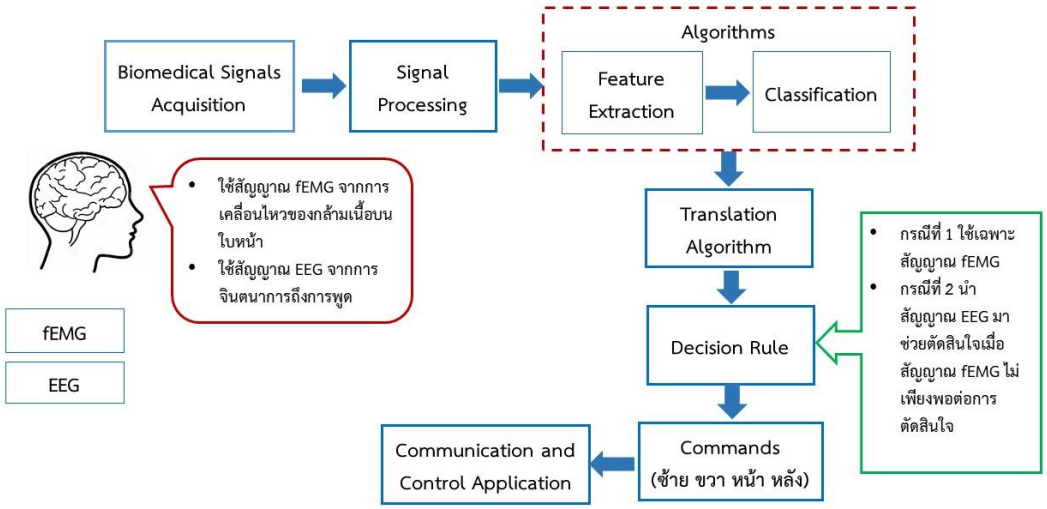
1.4.2 สร้างระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อบนใบหน้าเพื่อช่วยสื่อสารสำหรับผู้ที่บกพร่องทางการพูดออกเสียง

1.4.3 ผสมผสานระหว่างสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและสัญญาณสมองขณะจินตนาการถึงการพูดสำหรับผู้พิการขั้นรุนแรง รวมถึงการควบคุมอุปกรณ์อำนวยความสะดวกในชีวิตประจำวัน

1.4.4 ทำการทดลองเพื่อหาประสิทธิภาพการทำงานของระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ที่นำเสนอแบบเรียลไทม์ เพื่อหาแนวทางปรับปรุงแก้ไข

1.5 กรอบแนวคิดของการวิจัย

ในการศึกษาวิจัยเรื่อง “ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าสำหรับเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก” มีกรอบแนวความคิดของการวิจัย ดังนี้รูปที่ 1



รูปที่ 1 กรอบแนวคิดในการวิจัย

1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ

1.6.1 องค์ความรู้เกี่ยวสรีรวิทยาทางไฟฟ้าของสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าของมนุษย์ เมื่อตั้งใจ พูดออกเสียง พูดไม่ออกเสียงและจินตนาการถึงการพูด

1.6.2 ระบบเชื่อมต่อสัญญาณชีวการแพทย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและสัญญาณสมอง เพื่อช่วยผู้พิการระดับรุนแรงในการสื่อสาร และควบคุมอุปกรณ์อำนวยความสะดวก

1.6.3 ระบบที่นำเสนอสามารถเพิ่มช่องทางในการสื่อสารและการควบคุมสิ่งอำนวยความสะดวกในชีวิตประจำวันให้ผู้พิการในทุกระดับได้ ทำให้ผู้พิการมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น

1.7 นิยามศัพท์

ในการวิจัยครั้งนี้ เพื่อให้เกิดความเข้าใจตรงกัน ผู้ศึกษาวิจัยได้กำหนดความหมายของคำศัพท์ที่ใช้เฉพาะการศึกษาวิจัยครั้งนี้เท่านั้น ดังจะอธิบายได้ดังต่อไปนี้

1.7.1 กล้ามเนื้อใบหน้า (Facial muscle) คือ กล้ามเนื้อเกี่ยวกับการเคี้ยวและแสดงความรู้สึกโดยการหดเกร็งของกล้ามเนื้อ

1.7.2 สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า (Facial electromyography หรือ fEMG) คือการวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากการหดเกร็งของกล้ามเนื้อโดยเกิดขึ้นทั้งตั้งใจและไม่ตั้งใจ

1.7.3 การเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ (Human computer interaction หรือ HCI) เป็นสาขาวิชาที่เน้นการออกแบบเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ โดยเฉพาะการปฏิสัมพันธ์ระหว่างมนุษย์กับผู้ใช้คอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์คอมพิวเตอร์

1.7.4 สัญญาณสมอง (Electroencephalogram หรือ EEG) คือการทดสอบที่ใช้ในการประเมินกิจกรรมทางไฟฟ้าในสมอง เซลล์สมองสื่อสารกันผ่านแรงกระตุ้นทางไฟฟ้า สามารถใช้เพื่อช่วยตรวจหาปัญหาที่อาจเกิดขึ้น สามารถติดตามและบันทึกรูปแบบสัญญาณสมองได้โดยการติดแผ่นโลหะแบนขนาดเล็กที่เรียกว่าอิเล็กโทรดแนบกับหนังศีรษะเข้ากับสายไฟ จากนั้นอิเล็กโทรดจะวิเคราะห์แรงกระตุ้นทางไฟฟ้าในสมองและส่งสัญญาณไปยังคอมพิวเตอร์ที่บันทึกผลลัพธ์

1.7.5 การพูดออกเสียง คือการขยับปากเป็นคำที่ต้องการสื่อ มีเสียงออกมา และผู้รับสารสามารถเข้าใจเนื้อหาของผู้ส่งสารได้

1.7.6 การพูดไม่ออกเสียง คือการขยับปากเป็นคำที่ต้องการสื่อแต่ไม่มีเสียงออกมาเพียงพอที่จะสร้างความเข้าใจแก่ผู้รับสาร จึงทำให้ผู้รับสารไม่สามารถเข้าใจได้ทั้งหมด

1.7.7 การจินตนาการถึงการพูด คือการสร้างภาพในสมองหรือนึกคิดเป็นภาพถึงการพูดคำที่ต้องการสื่อออกมา

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรม

การพัฒนาระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าสำหรับเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก งานวิจัยนี้อาศัยแนวคิดจากการศึกษาสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและวิธีการจำแนกหมวดหมู่ข้อมูล ผู้วิจัยนำเสนอความรู้พื้นฐานและงานวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง แบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

2.1 ที่มาและการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อและสัญญาณสมอง

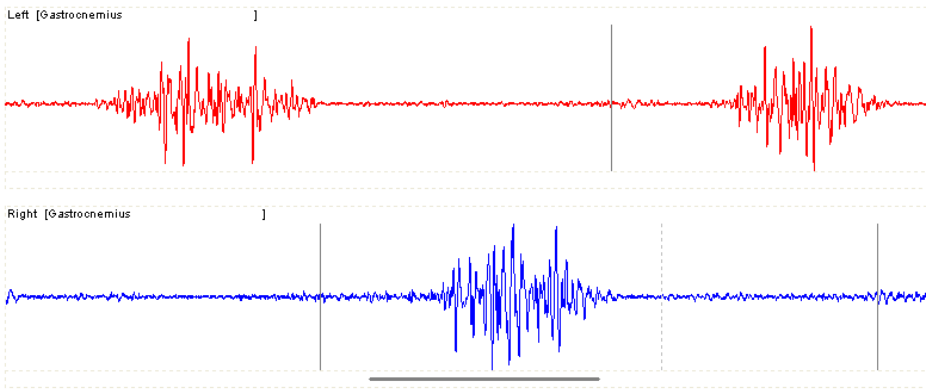
2.2 การสกัดคุณลักษณะและการคัดแยกกลุ่มข้อมูล

2.3 การประยุกต์สัญญาณชีวการแพทย์สำหรับเทคโนโลยีสิ่งอำนวยความสะดวก

2.1 ที่มาและการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อและสัญญาณสมอง

2.1.1 สัญญาณกล้ามเนื้อ

การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ (Electromyogram หรือ EMG) เป็นการแสดงไฟฟ้าของกล้ามเนื้อขณะหดเกร็งที่เกิดขึ้นโดยตั้งใจหรือไม่ตั้งใจ เป็นสัญญาณที่มีความซับซ้อนซึ่งได้รับผลมาจากคุณสมบัติทางกายวิภาคและสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ การหดเกร็งของกล้ามเนื้อเป็นหน่วยการเคลื่อนไหวซึ่งประกอบด้วย Alpha , Motor , Neuron และเส้นใยกล้ามเนื้อที่ย่อยสลายไม่ได้ เมื่อกล้ามเนื้อหดเกร็งทำให้เกิดความต่างศักย์ของเซลล์ประสาทสั่งการทำให้เกิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ดังรูปที่ 2 [21]



รูปที่ 2 ตัวอย่างสัญญาณกล้ามเนื้อ

ที่มา: A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis EMG Analysis

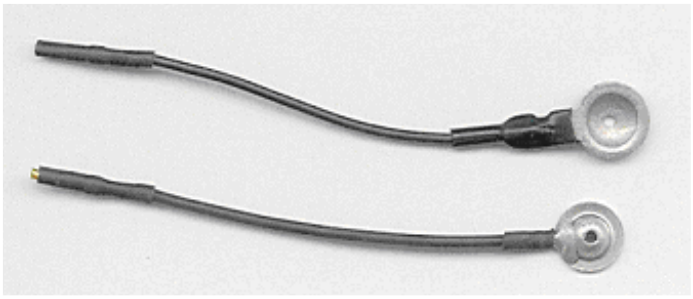
2.1.2 การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ

สัญญาณกล้ามเนื้อสามารถวัดได้ 2 วิธี คือ 1) วัดแบบไม่รุกล้ำ (noninvasive) โดยใช้อิเล็กโทรดแบบวางบนผิวหนัง (surface electrodes) ดังรูปที่ 3 และ 4 2) วัดแบบรุกล้ำ (invasive) ซึ่งใช้อิเล็กโทรดแบบเข็ม (needle electrodes) แทงไปยังมัดกล้ามเนื้อที่ต้องการวัดโดยตรง ดังรูปที่ 5 สัญญาณที่วัดได้จะขยายสัญญาณให้ใหญ่ สามารถใช้กับงานทางคลินิกหรือทางวิทยาศาสตร์ การวัดและการบันทึกสัญญาณแอนะล็อกที่มีขนาดเล็ก (0.00001 – 0.005 โวลต์) นอกจากจะได้สัญญาณดิบจากการวัดแล้ว มักพบสัญญาณรบกวนจำนวนมากจากแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ โทรศัพท์มือถือ หรืออุปกรณ์ไฟฟ้าอื่น ๆ อุปกรณ์บันทึกข้อมูลมี 3 ประเภทที่ใช้กันทั่วไป การบันทึกแบบแผนภูมิ การบันทึกแบบหลายช่อง (multi-channel analog) และการบันทึกแบบ computer-controlled data ในแต่ละกรณีการตอบสนองต่อความถี่ของอุปกรณ์บันทึกต้องมีค่าอย่างน้อยเท่ากับค่าของสัญญาณ EMG ที่บันทึกไว้ สำหรับสัญญาณกล้ามเนื้อ แบบพื้นผิว (surface) โดยทั่วไปถือว่าเป็น 10-500 เฮิรตซ์ ในขณะที่การบันทึกเข็ม (fine-wire) โดยตรงจากกล้ามเนื้ออาจทำให้เกิดสัญญาณในช่วง 2-1,000 เฮิรตซ์

ขั้วไฟฟ้าอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณกล้ามเนื้อแบบพื้นผิว การตรวจจับกระแสบนผิวหนัง ข้อดีของอิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนัง (Surface electrode) คือปลอดภัยต่อผู้ใช้ ใช้งานง่าย และเหมาะกับการใช้งานด้านการเคลื่อนไหว ข้อเสียของอิเล็กโทรดชนิดนี้คือไม่สามารถวัดกล้ามเนื้อแบบเจาะจงได้ สัญญาณกล้ามเนื้อที่ได้อาจเกิดจากกลุ่มของกล้ามเนื้อหลายมัดรวมกัน รวมถึงมีสัญญาณของชั้นผิวหนังปนออกมาด้วย นอกจากนี้ยังจำเป็นต้องใช้กับสารอิเล็กโทรไลต์เพื่อให้เกิดการนำไฟฟ้าที่ดี ขั้วไฟฟ้าชนิดนี้สามารถใช้ซ้ำได้และมีขนาดเล็กพอที่จะติดใกล้กันในพื้นที่จำกัดได้ และระบุตำแหน่งการรับสัญญาณกล้ามเนื้อ ดังรูปที่ 3

แผ่นนำคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (disposable electrodes) นำมาใช้อย่างแพร่หลายในการตรวจสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ มีรูปแบบหลากหลาย น้ำหนักเบา เหมาะกับการใช้งานระยะยาว (24 ชั่วโมง) ข้อดีคือใช้งานง่าย สามารถควบคุมตำแหน่งของ EMG ได้เป็นอย่างดีและสามารถกำจัดได้หลังจากใช้งาน ดังรูปที่ 4

ลวดนำคลื่นไฟฟ้า (Fine wire electrodes) มักใช้กับการวัดที่ต้องการควบคุมรวมถึงการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อซึ่งสามารถเข้าถึงได้เฉพาะการใช้ขั้วไฟฟ้าแบบฝังตัวเท่านั้น ขั้วไฟฟ้าชนิดนี้มีข้อดีในการลดครอสทอล์ก (crosstalk) แต่วิธีการเก็บสัญญาณจะใช้พื้นที่การสุ่มตัวอย่างการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งหมด พื้นที่รับสัญญาณมีขนาดเล็กทำให้เหมาะสำหรับการตรวจจับความต่างศักย์ของมอเตอร์ยูนิต (motor unit) แต่ละชุด ดังรูปที่ 5



รูปที่ 3 ขั้วไฟฟ้าชนิดโลหะ

ที่มา: A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis EMG Analysis

(ก) (ข)

รูปที่ 4 ตัวอย่างอุปกรณ์วัดสัญญาณ

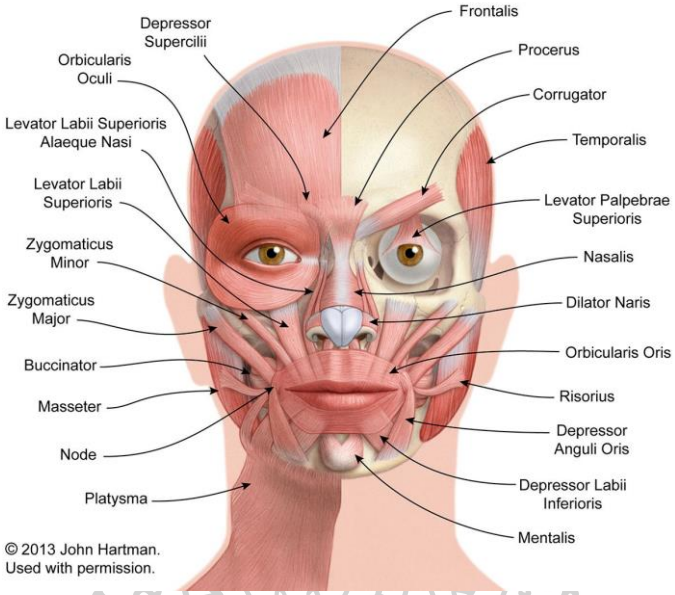
ตัวอย่างอุปกรณ์วัดสัญญาณ

(ก) อิเล็กโทรดแบบพื้นผิว (ข) อิเล็กโทรดแบบขดลวด

ที่มา: A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis EMG Analysis

การวัดเพื่อให้ได้สัญญาณแบบยูนิโพลา (Unipolar) และ สัญญาณแบบไบโพลา (Bipolar) การวางอิเล็กโทรดแบบโมโนโพลา (Monopolar electrode) มีเพียงซิงเกิลเซ็นเซอร์ (single sensor) และกราวนด์ (ground) การกำหนดแบบนี้จะได้รับสัญญาณไม่พึงประสงค์มากกว่าองค์ประกอบค่าความต่างศักย์อื่น ไบโพลาอิเล็กโทรด (Bipolar electrodes) จะมี แอคทีฟอิเล็กโทรด (active electrodes) 2 ตัวและกราวนด์ (ground) การทำงานคือสังเกตสภาพปกติของขั้วไฟฟ้าทั้งสองและตรวจสอบว่าเป็นสัญญาณรบกวนจึงตัดสัญญาณนั้นทิ้ง

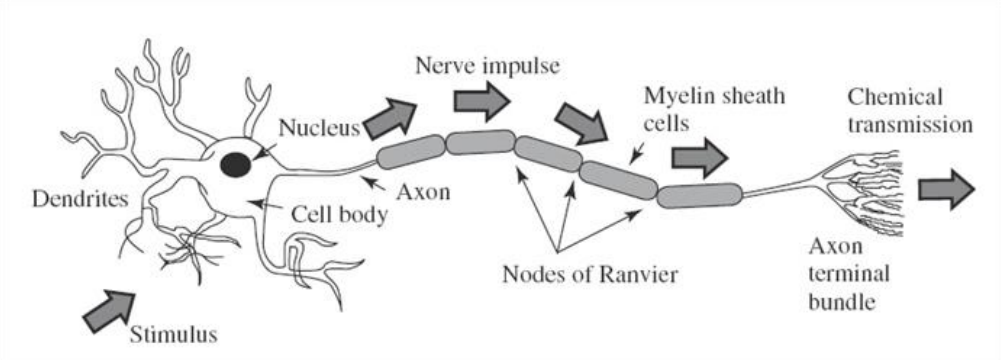
2.1.3 การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า



รูปที่ 5 ลักษณะทางกายวิภาคของกล้ามเนื้อบนใบหน้า
ที่มา : http://aestheticcare.org/facial-anatomy

ในการทดสอบทางคลินิกการวัดสัญญาณไฟฟ้าด้วยขั้วสัญญาณไฟฟ้ามักจะใช้สัญญาณกล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นขั้วไฟฟ้าแบบพื้นผิวและแบบเข็ม ซึ่งขั้วไฟฟ้าแบบเข็มสามารถเลือกตำแหน่งของกล้ามเนื้อและอัตราส่วนต่อพื้นที่ได้แม่นยำ ทำให้ได้สัญญาณที่มีคุณภาพดีและมีสัญญาณรบกวนค่อนข้างน้อย แต่เนื่องจากขั้วไฟฟ้าแบบเข็มนั้นใช้งานยากและมีการรุกล้ำเข้ามาภายในร่างกายอาจจะก่อให้เกิดอันตรายหากไม่เชี่ยวชาญในการใช้งาน การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ แบบพื้นผิวมักจะมีสัญญาณครอสทอล์ก (crosstalk) ที่เกิดจากกล้ามเนื้อโดยรอบ ดังนั้นการวิเคราะห์แนวกล้ามเนื้อเล็ก ๆ โดยเฉพาะจึงทำได้ยาก แต่การวัดสัญญาณกล้ามเนื้อแบบพื้นผิวมีความปลอดภัยเนื่องจากไม่รุกล้ำเข้ามาในร่างกายและใช้งานง่ายในการประยุกต์กับการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า (Facial Electromyography หรือ fEMG) [14] ในการตรวจวัดจึงให้ความสำคัญกับปัญหาด้านความปลอดภัยมากกว่าความถูกต้องของสัญญาณที่ได้จากการวัดซึ่งสามารถใช้เครื่องมือปรับปรุงสัญญาณได้ โดยมีแนวกล้ามเนื้อดังรูปที่ 6

2.1.4 สัญญาณสมอง



รูปที่ 6 กระบวนการแลกเปลี่ยนกระแสไฟฟ้าของ Neurons
ที่มา: www.biopac.com

สัญญาณสมอง (Electroencephalogram หรือ EEG) คือการวัดศักย์ไฟฟ้าจากการทำงานของสมอง โดยการวัดจะใช้ขั้วไฟฟ้าวางที่บริเวณหนังศีรษะ จะได้สัญญาณไฟฟ้าออกมา โดยทั่วไปเรียกว่า คลื่นสมอง (Brain wave) โดยปกติในขณะที่ระบบประสาทและสมองทำงานจะส่งสัญญาณไฟฟ้าขนาดเล็กที่เกิดจากไฟฟ้าเคมีของเซลล์ประสาทเพื่อให้ส่งสัญญาณไฟฟ้ามีลักษณะเป็นพัลส์ ดังรูปที่ 7 ในการทำงานนั้นพลังงานหรือศักย์ไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงตามกิจกรรมหรือการกระทำต่าง ๆ สามารถแบ่งคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG Rhythms) ได้ดังรูปที่ 8 [22]

ชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง

คลื่นไฟฟ้าสมองอาจจะมีความแตกต่างได้ในแต่ละบุคคล อายุ หรือในขณะหลับหรือตื่น สามารถแยกประเภทของคลื่นไฟฟ้าสมองตามความถี่ได้ 4 ประเภท ดังรูปที่ 8

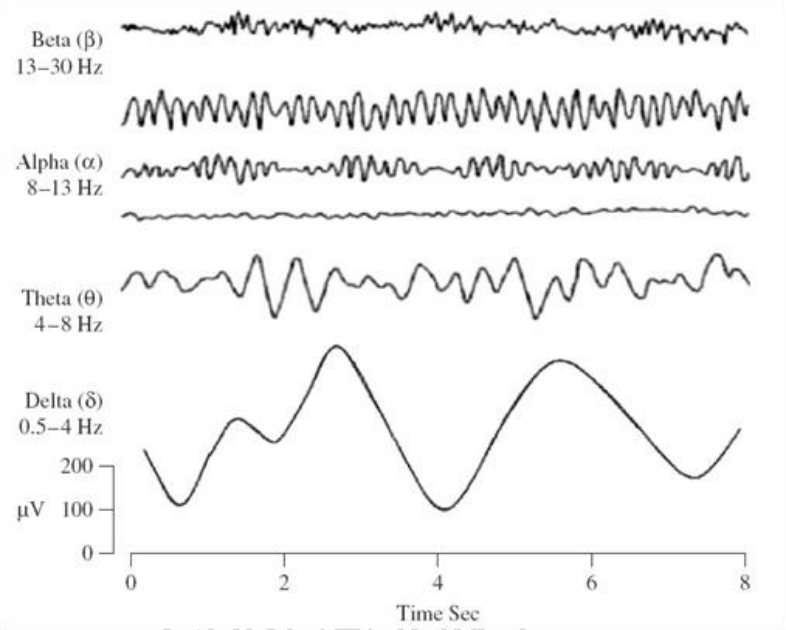
1) คลื่นเดลต้า (Delta) มีความถี่อยู่ระหว่าง 0.5-4 เฮิรตซ์ พบในขณะที่หลับลึก การคิดที่ซับซ้อน

2) คลื่นธีต้า (Theta) มีความถี่อยู่ระหว่าง 4-7.5 เฮิรตซ์ พบในขณะที่ครึ่งหลับครึ่งตื่นหรือเพิ่งนอนหลับ การคิดสร้างสรรค์และจินตนาการ

3) คลื่นอัลฟา (Alpha) มีความถี่อยู่ระหว่าง 8-13 เฮิรตซ์ พบในขณะที่กำลังปล่อยตัวตามสบาย ผ่อนคลาย มีความตั้งใจ และหลับตา

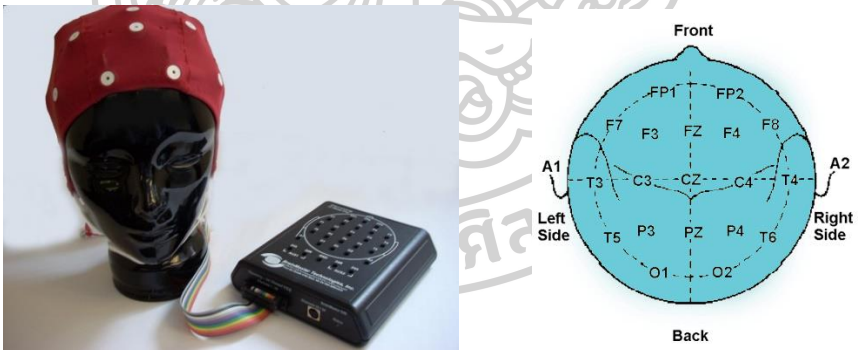
4) คลื่นเบต้า (Beta) มีความถี่อยู่ระหว่าง 14-26 เฮิรตซ์ มักพบในสมองส่วน Frontal และ Parietal ของศีรษะขณะกำลังคิดหรือมีความตั้งใจสูง

โดยปกติสมองจะสร้างคลื่นทั้ง 4 ช่วงออกมาตลอดเวลา แต่ละช่วงจะมีมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับกิจกรรมของมนุษย์ นอกจากนี้ยังมีสัญญาณสมองอีกชนิดที่เกิดจากการกระตุ้นจากสิ่งเร้าภายนอก



รูปที่ 7 ชนิดของสัญญาณสมอง
ที่มา: www.biopac.com

2.1.5 การวัดสัญญาณสมอง



(ก) (ข)

รูปที่ 8 ตัวอย่างอุปกรณ์วัดสัญญาณสมองและตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด
(ก) ชุดวัดสัญญาณสมอง (ข) ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด ระบบ 10-20 บนหมวกวัดสัญญาณ ที่มา: www.brainmaster.com

ระบบมาตรฐานเพื่อหาตำแหน่งที่ใช้วัดสัญญาณสมอง (EEG) ได้ชัดเจนที่สุด เรียกระบบนี้ว่า ระบบ 10-20 (รูปที่ 9) แต่ละจุดจะมีชื่อเรียกตามตำแหน่งของสมองที่อยู่ใกล้ โดยทั่วไปแล้วเรียก โพ

รบ (Probe) ที่ใช้วัดสัญญาณสมองว่า อิเล็กโทรด (Electrode) ซึ่งทำมาจากวัสดุที่มีคุณสมบัตินำไฟฟ้าได้ดี เช่น Ag-AgCl Electrode รวมทั้งสายไฟที่ใช้วัดควรมีความต้านทานไม่เกิน 5,000 โอห์ม นอกจากนี้ยังต้องใช้อิเล็กโทรดเจลนำไฟฟ้า เพื่อเพิ่มการนำไฟฟ้าในกรณีที่อิเล็กโทรดกับหนังศีรษะไม่สามารถสัมผัสกันได้ดี สัญญาณสมองมีขนาดค่อนข้างเล็กประมาณ 0.1-200 ไมโครโวลต์ ต้องมีอุปกรณ์เพื่อขยายขนาดสัญญาณ (Amplifier) โดยต้องมีกำลังขยายที่สูงจึงจะได้สัญญาณสมองที่สามารถนำมาใช้วิเคราะห์และเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ได้

2.1.6 ประมวลผลสัญญาณ

สัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าที่ได้จากการวัดเป็นสัญญาณดิบ (Raw Signal) เนื่องจากสัญญาณที่มักจะมีขนาดเล็กและสัญญาณรบกวน จำนวนมาก จึงต้องทำการขยายสัญญาณและกรองสัญญาณรบกวนหรือสัญญาณที่ไม่ต้องการออก

การขยายสัญญาณ (Amplifiers)

วงจรขยายสัญญาณ หรือ วงจรขยายสัญญาณ เป็นอุปกรณ์หรือวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ช่วยเพิ่มขนาดหรือกำลังของสัญญาณ โดยการใช้พลังงานจากแหล่งจ่ายไฟและการควบคุมสัญญาณเอาต์พุตให้มีรูปร่างเหมือนสัญญาณอินพุต แต่มีขนาดใหญ่กว่า ซึ่งในอุปกรณ์จะมีการทำตัวขยายมาให้แล้ว สามารถเลือกปรับขนาดได้โดยการกำหนดค่าเกน (Gain)

การกรองสัญญาณ (filtering)

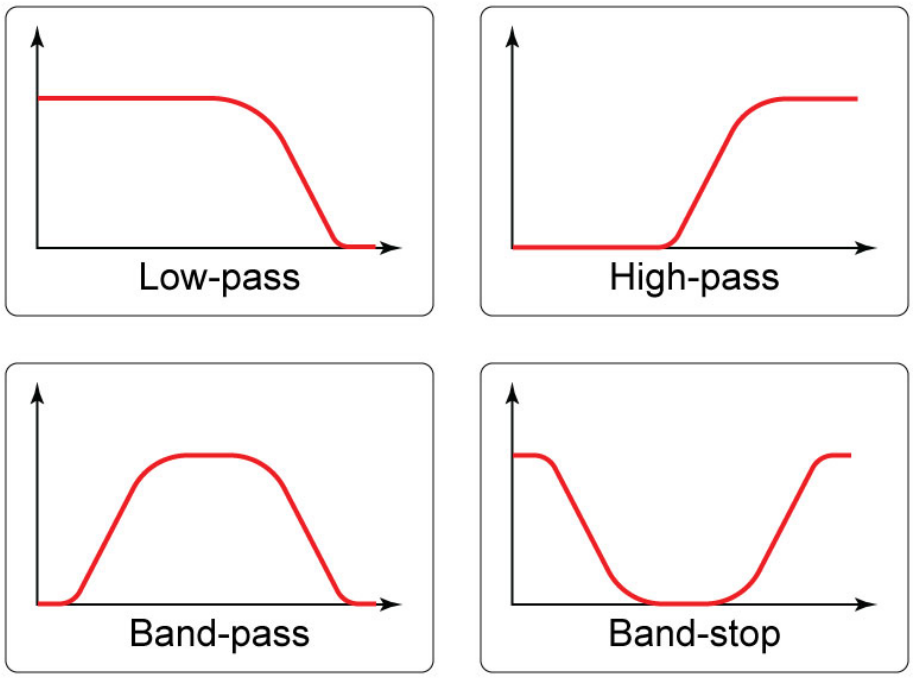
การกรองสัญญาณ คือการยอมให้สัญญาณผานออกจากระบบในบางชวงความถี่ที่กำหนดให้ผ่านไปได้หรือผ่านไปไม่ได้ อาจจะเป็นเฉพาะช่วงใดช่วงหนึ่ง หรือช่วงกว้าง ๆ สามารถแบ่งประเภทของวงจรกรองความถี่ แบ่งตามการตัดความถี่ได้ดังนี้

1. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) จะตัดความถี่ที่สูงกวาความถี่ที่กำหนดทิ้งไป (ความถี่ที่กำหนด จะถูกเรียกว่าความถี่ตัดผ่าน)

2. วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter) จะยอมให้ความถี่ที่สูงกวากำหนดทิ้งไป และจะตัดความถี่ที่กำหนดทิ้งไป

3. วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band Pass Filter) จะตัดความถี่ให้ผานไปได้ช่วงหนึ่งเริ่มจากที่กำหนด และสิ้นที่กำหนด

4. วงจรหยุดแถบความถี่ผ่าน (Band Stop Filter) จะยอมให้ความถี่ที่นอกเหนือจากความถี่ที่กำหนดไว้ผ่านไปได้



รูปที่ 9 ตัวอย่างวงจรกรองชนิดต่าง ๆ

ที่มา : https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/low-pass-filter-tutorial-basics-passive-RC-filter/

การปรับเรียบ (Smoothing)

การปรับเรียบ คือการปรับปรุงคุณลักษณะของสัญญาณให้เหมาะสมก่อนนำไปวิเคราะห์ซึ่งกระทำโดย กำหนดขนาดของวินโดว์ (Window Size) ทำการหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลในกรอบวินโดว์ไซต์

2.2 การสกัดคุณลักษณะและการคัดแยกกลุ่มข้อมูล

2.2.1 การวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น

การวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น (Linear Discriminant Analysis หรือ LDA) เป็นตัวจำแนกประเภทที่ดีที่สุดของ Bayes เพื่อให้การแจกแจงคุณสมบัติในแต่ละคลาสแบบปกติด้วยเมทริกซ์ความแปรปรวนเดียวกัน การวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้นหาพื้นที่ย่อยหนึ่งมิติซึ่งโดยปกติแล้วคลาสจะถูกแยกออกจากกันโดยใช้ระนาบไฮเปอร์ที่แยกออกเป็นเส้น ฟังก์ชันจำแนก [23] ดังนี้

$$d_k(\mathrm{x}) = 2\mu_k^T \sum_k^{-1} X - \mu_k^T \sum_k^{-1} \mu_k - 2\log \pi(\mathrm{k}) \quad (1)$$

เมื่อ k คือ class

X คือ ชุดของการวัด

μ_k คือ mean vector

π_k คือ prior probability

$\sum_k$ คือ covariance matrix

2.2.2 การวิเคราะห์การจำแนกประเภทกำลังสอง

การวิเคราะห์การจำแนกประเภทกำลังสอง (Quadratic Discriminant Analysis หรือ QDA) เป็นรูปแบบทั่วไปของการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น โดยจะมีเพียงสองชั้นเท่านั้น และมีการแจกแจงแบบปกติโดยมีสมมติฐานว่าความแปรปรวนร่วมกันของแต่ละคลาสไม่เหมือนกันจะไม่นำมาพิจารณาในการวิเคราะห์การจำแนกประเภทกำลังสอง นอกจากนี้พื้นผิวที่แยกย่อยจะเป็นส่วนรูปกรวย (เช่นพาราโบลา ไฮเปอร์โพบลา ฯลฯ) เมื่อสมการที่ 1 คูณด้วย -2 กับฟังก์ชัน สมการกำลังสอง จะได้

$$d_k(\mathrm{x}) = (X - \mu_k)^T \sum_k^{-1} (X - \mu_k) + \log|\sum_k| - 2\log \pi_k \quad (2)$$

และกฎการจำแนกจะทำได้โดย

$$d_k(\mathrm{X}) = \min_{1 \le k \le K} d_k(\mathrm{X}) \Leftrightarrow \max_{1 \le k \le K} p(\mathrm{k}/\mathrm{x}) \quad (3)$$

กำหนดให้ p (k/x)=posterior distribution ใช้กฎนี้เรียกว่า การวิเคราะห์การจำแนกประเภทกำลังสอง

เมื่อ k คือ class

X คือ ชุดของการวัด

μ_k คือ mean vector

π_k คือ prior probability

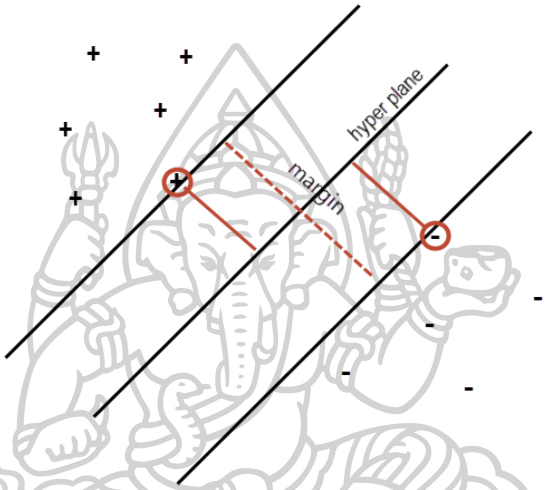
$\sum_k$ คือ covariance matrix

2.2.3 ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน

ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machines หรือ SVM) ใช้จำแนกข้อมูลโดยการหาไฮเปอร์เพลนที่ดีที่สุดแยกจากข้อมูลทั้งหมดของคลาสหนึ่งออกจากคลาสอื่น ไฮเปอร์เพลนที่ดี

ที่สุดสำหรับ SVM คือส่วนที่มีแถบ margin มีขนาดใหญ่ที่สุดระหว่างสองคลาส margin หมายถึงความกว้างสูงสุดของแนวที่ขนานไปกับไฮเปอร์เพลน [24]

ซัพพอร์ตเวกเตอร์ คือจุดของข้อมูลที่ใกล้เคียงกับไฮเปอร์เพลน จุดเหล่านี้อยู่บนขอบของแถบแสดง ดังรูปต่อไปนี้ โดย + ระบุจุดข้อมูลประเภท 1 และ – ระบุจุดข้อมูลประเภท -1



รูปที่ 10 ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน

สามารถหา Total margin $= \frac{2}{\| \vec{w}_0 \|}$ เป็นระยะระหว่างแถบไฮเปอร์เพลน โดย w_0 คือค่า weight เงื่อนไขการผ่อนปรนของแถบ margin แสดงได้ดังนี้ :

$$w \cdot x + w_0 \geq +1 - \xi_i : d_i = +1$$
$$w \cdot x + w_0 \leq -1 + \xi_i : d_i = -1 \quad (4)$$

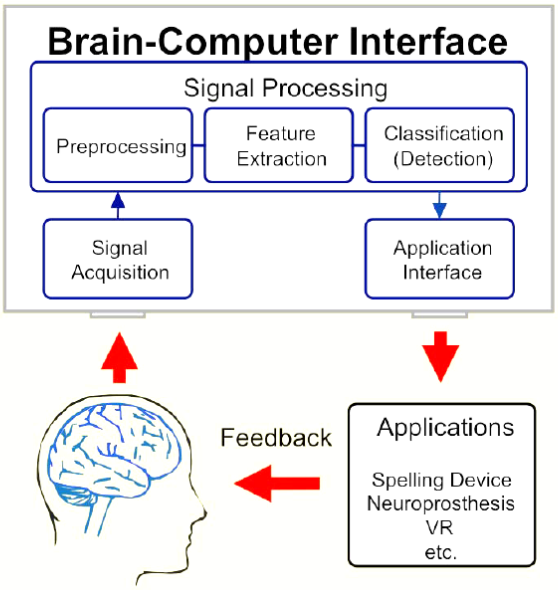
เมื่อ ξ คือระยะในการแบ่ง

2.3 การประยุกต์สัญญาณกับเทคโนโลยีอำนวยความสะดวก

2.3.1 ระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์

การเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain computer interface หรือ BCI) ส่วนใหญ่จะใช้สัญญาณสมองที่เป็นข้อมูลจากการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าในเซลล์สมองโดยจะใช้สัญญาณสมอง การวัดสัญญาณสมองบริเวณหนังศีรษะ เป็นวิธีที่ปลอดภัยและไม่มีการรุกล้ำเข้าไปในสมองวิธีนี้จึงได้รับ

ความนิยม สัญญาณสมองมีขนาดเล็กจะต้องขยายแล้วแปลงเข้าสู่คอมพิวเตอร์ จากนั้นประมวลผลสัญญาณทางชีวการแพทย์เพื่อให้ได้ข้อมูลที่มีประสิทธิภาพ แล้วสร้างอัลกอริทึมเพื่อใช้ในการควบคุมหรือสั่งงานอุปกรณ์ต่าง ๆ กระบวนการดังกล่าวนี้คือระบบการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณสมอง EEG based BCI system ดังรูปที่ 11 การประยุกต์ใช้ระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ทางการแพทย์นำมาสร้างเป็นอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้พิการหรืออุปกรณ์ฟื้นฟูผู้ป่วย



รูปที่ 11 ระบบเชื่อมต่อสัญญาณสมองกับคอมพิวเตอร์

ที่มา: www.researchgate.net

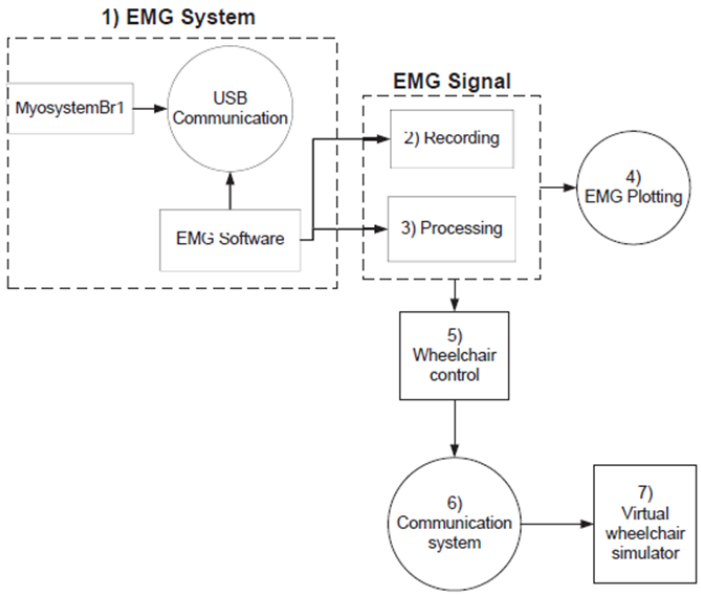
2.3.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Syllable-Based Speech Recognition Using EMG

บทความนี้เสนอการพูดแบบไม่ออกเสียงเก็บค่าสัญญาณ ของกล้ามเนื้อบนใบหน้า ลักษณะพิเศษของระบบนี้ คือการจำแนกขึ้นอยู่กับการรับรู้ของการขยับปากแสดงพยางค์ในการพูดแทนการออกเสียงหรือคำ ซึ่งเป็นวิธีการเปรียบเทียบระหว่าง 2 สิ่ง คือ approaches กับ advantages เช่น (ก) การกำจัด delimitation และ identification ในคำ และ (ข) การลดจำนวนชุดของกลุ่มการจำแนก ระบบนี้แปลงสัญญาณกล้ามเนื้อ ให้เข้าไป robust – in – time เวกเตอร์ลักษณะ และใช้สัญญาณนั้นในการส่งเสริมการจำแนก จากผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของวิธีการจากอาสาสมัคร 3 คน ที่ให้อัตราการจัดหมวดหมู่เกือบ 70 เปอร์เซ็นต์ (ในจำนวน 30 พยางค์) ระบบจะทำการรู้จำสัญญาณกล้ามเนื้อจากการพูด ส่วนใหญ่จะพบ 3 ปัญหาที่ใกล้เคียงกัน อย่างแรกคือฐานในการรู้จำการออกเสียง ปัญหานี้แยกหมวดหมู่ได้ 30 หมวดหมู่ (จำนวนตัวอักษรโดยประมาณในภาษา

สเปน) แต่ปัญหาหลักคือการกำหนดการเริ่มต้นและสิ้นสุดของการออกเสียงในคำ นอกจากนี้ยังมีความยากในการจำแนกคำที่ปรากฏขึ้นจำนวนมาก ดังนั้นระบบที่มีอยู่จะจำกัดการลดการค้นหาชุดคำ ในบทความนี้นำเสนอวิธีการแก้ปัญหาในการรู้จำเสียงพูดธรรมชาติ ซึ่งเป็นการรับรู้พยางค์ (วิธีทั่วไปและเป็นธรรมชาติในการแบ่งคำในภาษาสเปน) การใช้พยางค์ในการแยกแยะการระบุภายในคำจะง่ายกว่าการออกเสียง เนื่องจากเป็นเสียงที่ง่ายและสอดคล้องกับการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้ออย่างกะทันหัน นอกจากนี้ยังมีหลายคำสั่งในตัวเลขที่มีขนาดเล็กกว่าคำพูด (โดยเฉลี่ยผู้คนใช้คำพูด 3,000 คำ ในแต่ละวัน) ดังนั้นจึงมีการแลกเปลี่ยนระหว่างวิธีที่ต่างกัน 2 วิธี [11]

Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals



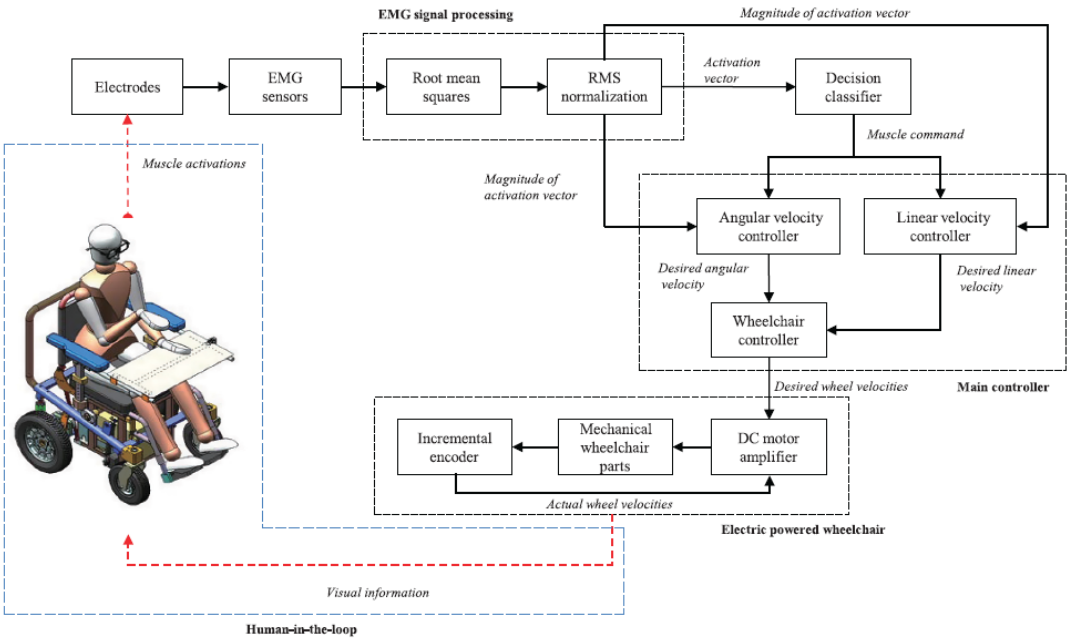
รูปที่ 12 ระบบการควบคุมวีลแชร์เสมือนด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า

ที่มา: Silva, A., et al. (2013)

บทความนี้นำเสนอการควบคุมรถเข็นไฟฟ้าด้วยสัญญาณ EMG ในการวัดสัญญาณผู้วิจัยใช้เครื่อง Myosystem Br1 ภายในตัวเครื่องจะทำการ pre-amplifier แล้วนำสัญญาณมาทำ envelop แล้วทำ EMG plotting หาลักษณะเด่นในสัญญาณเพื่อนำมาควบคุมรถเข็นไฟฟ้า วิธีการควบคุมรถเข็นไฟฟ้าจะทำการตรวจจับจุดยอดของคลื่น ที่เกิดขึ้น เมื่อตรวจเจอ 1 peak คือ 1 คำสั่ง หรือตรวจพบจุดยอดของสองยอดคลื่นที่ติดกัน ก็จะเป็นอีกหนึ่งคำสั่ง ระยะเวลาในการตรวจสอบ peak 1 วินาที โดยค่า threshold สามารถกำหนดเองได้ เมื่อสร้างรูปแบบคำสั่งแล้ว จากนั้นจะทดสอบการควบคุมรถเข็นด้วยการจำลองสถานการณ์ในระบบ View (Virtual Electric Wheelchair) ถูก

ออกแบบมาสำหรับการฝึกอบรมและการสอนผู้ใช้เกี่ยวกับการขับรถเข็นไฟฟ้า ผลการทดลองผู้ทดลองสามารถควบคุมรถได้ค่อนข้างดีหลังจากผ่านการฝึกมาแล้ว ระบบทั้งหมดทำงานได้ดีและมีการส่งคำสั่งจากระบบ EMG ไปยังสภาพแวดล้อมเสมือนจริงโดยให้การตอบสนองที่ดีและให้ผลตอบรับที่ดีแก่ผู้ใช้ และเพื่อหลีกเลี่ยงความอ่อนล้าของกล้ามเนื้อ threshold ที่น้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้เพื่อให้อาสาสมัครไม่ต้องเพิ่มกิจกรรมกล้ามเนื้อของเขามากเกินไปและตรวจจับยอดคลื่นสัญญาณ มันไม่จำเป็นที่จะต้องหดตัวของกล้ามเนื้อสำหรับการให้คำสั่ง [12]

EMG-Based continuous control scheme with simple classifier for electric-powered wheelchair



รูปที่ 13 ระบบ EMG-Based continuous control scheme with simple classifier for electric-powered wheelchair

ที่มา: Jang, G., et al. (2016)

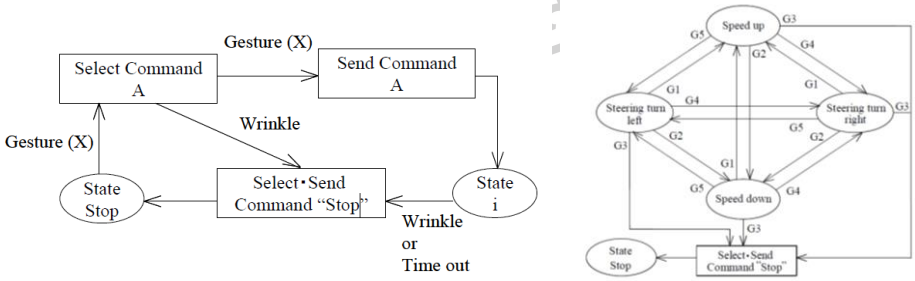
บทความนี้เสนอการควบคุมรถเข็นไฟฟ้าด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อแบบต่อเนื่องด้วยการสกัดคุณลักษณะและจำแนกหมวดหมู่อย่างง่าย โดยผู้วิจัยจะทำการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ แล้วนำสัญญาณดิบมาทำค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Squares หรือ RMS๗ แล้วต่อด้วยการนอร์มัลไลเซชัน (Normalization) ในการควบคุมรถเข็นไฟฟ้าจะตรวจจากสัญญาณที่นอร์มัลไลซ์ (Normalized) วิธีการควบคุมรถเข็นไฟฟ้าคือ การแสดงออกจากกล้ามเนื้อบนใบหน้า การยิ้มกว้าง การยิ้มด้านซ้าย-

ขวา การกัดกราม แล้วดูจากบริเวณที่เกิดสัญญาณขึ้น และจะกำหนดค่าเริ่มต้นเมื่อเกิดการกระตุ้นกล้ามเนื้อแต่ยังไม่สามารถจำแนกหมวดหมู่ได้ทันที การกำหนดค่าจะมาช่วยให้ค่าสัญญาณที่นอร์มัลไลซ์ (Normalized) ถึงค่าที่กำหนด จากผลการทดลอง ผู้ทดลองที่ผ่านการฝึกการใช้งานมาแล้วจะสามารถใช้งานได้ค่อนข้างดีแต่มีความผิดพลาดบ้างจากการจำรูปแบบการสร้างคำสั่งผิด [4]

Wheelchair Control Using an EOG and EMG-Based Gesture Interface

บทความนี้เสนอการใช้งานการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการควบคุมแบบไม่ใช้คำพูดเพื่อควบคุมเก้าอี้ล้อเลื่อนแบบแฮนด์ฟรี โดยใช้สัญญาณชีวการแพทย์คือ สัญญาณไฟฟ้าจากดวงตาและสัญญาณจากกล้ามเนื้อบริเวณหน้าผาก บทความนี้จะอินเตอร์เฟซระหว่างคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์วัดสัญญาณเพื่อรับรู้ท่าทางของผู้ปฏิบัติ เช่น ขยับกราม ย่นหน้าผาก และมองไปทางซ้ายและขวา การรวมท่าทางเหล่านี้ผู้ปฏิบัติจะควบคุมการเคลื่อนที่เชิงเส้น การเพิ่มลดความเร็วและควบคุมการหมุนพวงมาลัยของรถเข็น

ในการควบคุมรถเข็นไฟฟ้าผู้วิจัยได้สร้างระบบเพื่อเพิ่มความปลอดภัยเมื่อผู้ทดลองมีการผ่อนกำลังลงหรือขนาดของสัญญาณลดลงจากค่าที่ได้จากการประเมินเริ่มต้น รถเข็นจะหยุดลง ผลที่ได้จากการทดลองคือผู้ปฏิบัติสามารถควบคุมรถเข็นได้ แต่เมื่อผู้ปฏิบัติใช้ติดต่อเป็นเวลานานจะมีอาการเหนื่อยและเมื่อยที่จะต้องควบคุมอุปกรณ์แบบต่อเนื่อง และอาจเกิดความผิดพลาดจากการรู้จำคำสั่งจากการจำแนกหมวดหมู่ เนื่องจากระบบเข้าใจคำสั่งผิดเมื่อตรวจพบท่าทางที่แตกต่างจากท่าทางพื้นฐาน [13]



(ก) (ข)

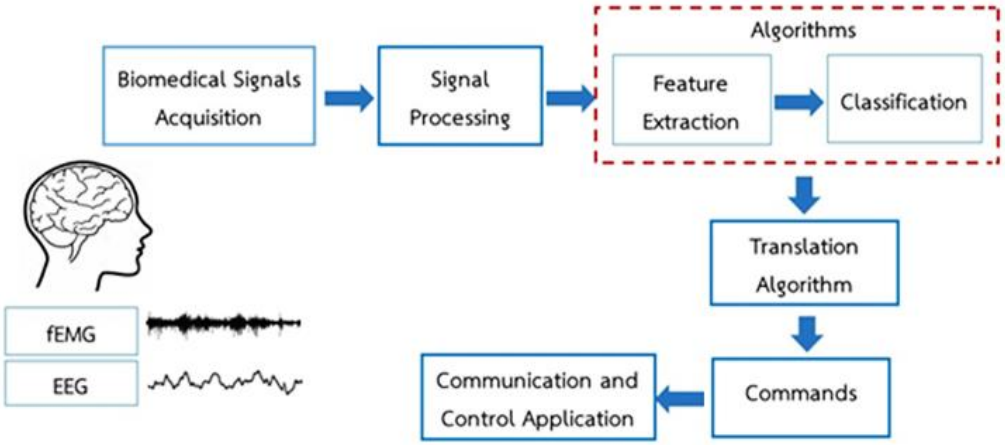
รูปที่ 14 Wheelchair Control Using an EOG and EMG-Based Gesture Interface
(ก) คำสั่งการทำงานหลัก (ข) คำสั่งการทำงานย่อย
ที่มา: Hashimoto, M., et al. (2009)

บทที่ 3
การเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้า

บทนี้เสนอการพัฒนาระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain-computer interface) ด้วยการประยุกต์ใช้สัญญาณสมองผสมผสานสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า เพื่อการใช้ควบคุมอุปกรณ์สิ่งอำนวยความสะดวก และการสื่อสารสำหรับกลุ่มผู้พิการขั้นรุนแรง ทำการทดลองเพื่อสำรวจวิธีการวัดและจำแนกสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าขณะพูดไม่ออกเสียง และสัญญาณสมองขณะจินตนาการถึงการพูดไม่ออกเสียง “ซ้าย” และ “ขวา” เพื่อจำลองถึงผู้พิการขั้นรุนแรง มีลำดับการวิจัยดังต่อไปนี้

1. ศึกษาสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและสัญญาณสมอง
2. ออกแบบวิธีการเก็บสัญญาณจากการพูดเป็นพยางค์หรือคำในรูปสัญญาณแบบออฟไลน์
3. ออกแบบระบบอย่างง่ายในการจำแนกหมวดหมู่
4. จำแนกหมวดหมู่พยางค์หรือคำด้วยวิธีการ การจำแนกประเภทเชิงเส้น (LDA) และ ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (SVM)

3.1 การออกแบบการทดลอง



รูปที่ 15 ภาพรวมการทำงานของการวิเคราะห์สัญญาณ

ระบบการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสานคลื่นไฟฟ้าสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าสามารถแบ่งออกเป็น 4 ส่วนหลัก ได้แก่ 1) การได้มาของสัญญาณไฟฟ้าชีวการแพทย์ (Biomedical signals acquisition) เพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองและกล้ามเนื้อใบหน้า 2) การประมวลสัญญาณ (Signal processing) 3) อัลกอริทึมสำหรับการจำแนกประกอบด้วยกระบวนการสกัด

คุณลักษณะ (Feature extraction) และการจำแนกกลุ่ม (Classifiction) 4) การถ่ายโอนผลอัลกอริทึมไปเป็นคำสั่ง (Translation Algorithm to commands) สำหรับแต่ละการใช้งาน (Applications) ดังแสดงภาพรวมของระบบในรูปที่ 15

ตารางที่ 1 สัญญาณที่นำมาใช้ในการเก็บข้อมูลตัวอย่าง

ลำดับ	ความรุนแรง	ขนาดของสัญญาณจากการวัด
สัญญาณสมอง	ขยับปากได้เล็กน้อยและไม่มีเสียงสามารถรับรู้ได้และเข้าใจด้วยความสมัครใจ	- สัญญาณมีขนาดเล็ก - ไม่สามารถจำแนกหมวดหมู่ของสัญญาณ
สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า	ขยับปากได้แต่ไม่มีเสียงสามารถรับรู้และเข้าใจได้ด้วยความสมัครใจ	- สัญญาณมีขนาดใหญ่ - สามารถจำแนกหมวดหมู่ได้อย่างชัดเจน

3.1.1 ออกแบบวิธีในการเก็บสัญญาณ

รูปแบบการทดลอง

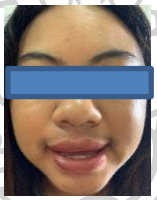
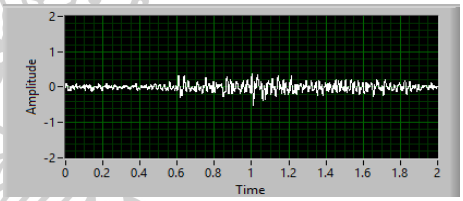
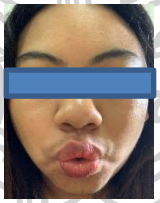
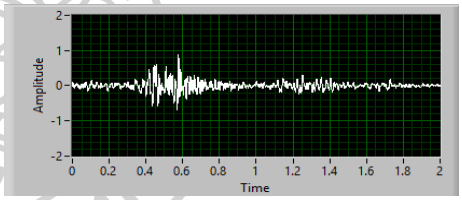
รูปที่ 16 กระบวนทัศน์การเก็บข้อมูลตัวอย่าง

ในการวัดสัญญาณสัญญาณสมองกับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าพร้อมกันจากการพูดและการจินตนาการถึงคำพูด โดยการออกแบบให้พูดตามคำที่กำหนด เริ่มต้นจากผู้ทดลองอยู่สภาวะพักและมองไปยังสัญลักษณ์ + (Fixation) เพื่อบันทึกสัญญาณสมองในสภาวะพักเป็นเวลา 5 วินาที จากนั้นจะปรากฏคำสั่งให้พูดไม่ออกเสียงพร้อมกับคำพยางค์ “ซ้าย” หรือ “ขวา” เป็นเวลา 5 วินาที จากนั้นจะมีเวลาอีก 10 วินาที เพื่อให้ผู้ทดลองจินตนาการถึงการพูดออกเสียงพร้อมกับคำพยางค์ “ซ้าย” หรือ “ขวา” และวนซ้ำจำนวน 40 ครั้งประกอบด้วย “ซ้าย” 20 ครั้ง และ “ขวา” 20 ครั้ง ผู้ทดลองแต่ละรายจะได้ทำการทดลองรายละ 3 รอบ ซึ่งแต่ละรายจะได้สัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าของ “ซ้าย” 60 ชุด และ “ขวา” 60 ชุด เพื่อนำไปใช้สร้างภาพแผนที่สมองและจำแนกกลุ่ม

ตารางที่ 2 รายการคำภาษาไทยสำหรับงานทดสอบ

Commands	Thai Syllables	Meaning	Symbolic
1	ซ้าย	Left	←
2	ขวา	Right	→
3	หน้า	Front	↑
4	หลัง	Back	↓

ตารางที่ 3 รายการพยางค์ภาษาไทยสำหรับการทดลอง พร้อมตัวอย่างการเคลื่อนไหวใบหน้าและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า

คำสั่ง	พยางค์	สัญลักษณ์	การเคลื่อนไหวใบหน้า	ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้า
1	ซ้าย	←		
2	ขวา	→		

3.2 การวัดและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ

วัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้าแบบ bipolar จำนวน 2 ช่อง ได้แก่ บริเวณกล้ามเนื้อไซโกมาทิคัส เมเจอร์ (Zygomaticus major) สำหรับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ช่อง 1 และบริเวณกล้ามเนื้อออร์บิคิวลาริส (Orbicularis) สำหรับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ช่องที่ 2 ดังรูปที่ 17 (ก) ใช้ชุดวัดสัญญาณ Biopac^{TM} system ขยายสัญญาณไฟฟ้าจากขั้ววัดไฟฟ้าด้วยอัตราขยาย 5000 เท่า แล้วผ่านการกรองความถี่แบบแอนะล็อกเพื่อเก็บสัญญาณไว้เฉพาะช่วงความถี่ของกล้ามเนื้อ 2-1,000 เฮิรตซ์ ด้วยการกรองแบบความถี่สูงผ่านและความถี่ต่ำผ่าน จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งไปยังชุดแปลงข้อมูลจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเพื่อบันทึกและแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ มีอัตราการสุ่มสัญญาณ (sampling rate) เท่ากับ 1000 เฮิรตซ์ กระบวนการสำหรับประมวลผลสัญญาณมีการใช้การกรองความถี่แบบดิจิทัลความถี่สูงผ่านที่ความถี่ 10 เฮิรตซ์ เพื่อลดสัญญาณรบกวน Artifacts จากนั้นทำ

smoothing ที่ half-width เท่ากับ 12 และกำหนดเก็บข้อมูลเป็นคำ คำละ 5 วินาที โดย resampling ของข้อมูลที่ทำการ smooth เก็บที่ 20 กับ 16 ตัวอย่างต่อวินาที

3.3 การวัดและบันทึกสัญญาณสมอง

วัดสัญญาณสมองด้วยการสวมหมวกอิเล็กโทรดที่อ้างอิงตามระบบมาตรฐาน 10-20 ดังรูปที่ 17 (ข) เชื่อมต่อหมวกเข้ากับเครื่องวัดสัญญาณสมอง Discovery24E ของบริษัท BrainMaster Technologies ดังรูปที่ 17 (ค) ที่สามารถวัดสัญญาณไฟฟ้าได้ถึง 24 ช่อง ในการทดลอง บันทึกสัญญาณสมองแบบยูนิโพลา (unipolar) จำนวน 20 ช่อง อัตราการสุ่มสัญญาณ (Sampling rate) อยู่ที่ 256 เฮิรตซ์ ใช้การกรองความถี่แบบกำจัดแถบที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนจากระบบไฟฟ้าที่ใช้งาน เพื่อคุณภาพและความน่าเชื่อถือ มีการควบคุมค่าอิมพลิแดนซ์ของผิวหน้าระหว่างหนังศีรษะกับอิเล็กโทรดให้อยู่ในช่วง 5-15 กิโลโอห์ม

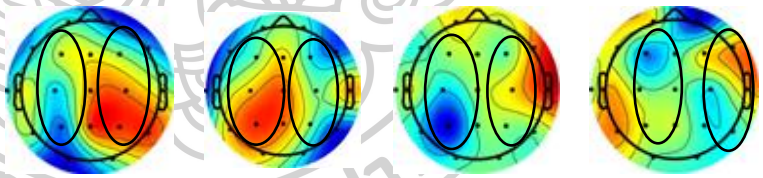
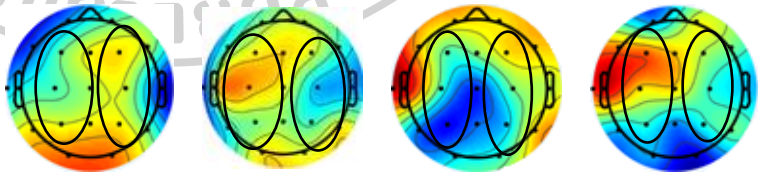
(ก) (ข) (ค)

รูปที่ 17 การจัดวางตำแหน่งอิเล็กโทรดบนใบหน้าและหนังศีรษะ
(ก) ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดบนใบหน้า (ข) วัดไฟฟ้าสมอง (ค) ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดระบบ 10-20 บนหมวกวัดสัญญาณ

ก่อนการออกแบบอัลกอริทึม ได้มีการสำรวจการเปลี่ยนของสัญญาณสมองด้วยวิธีการสร้างภาพแผนที่สมองขณะจินตนาการการพูดพยางค์ที่สื่อถือทิศทางการเคลื่อนไหว โดยแสดงตัวอย่างผลการสำรวจ ดังตารางที่ 3 แสดงผลการเปลี่ยนแปลงของคลื่นแอลฟาและเบต้าของอาสาสมัครจำนวน 2 ราย การสร้างภาพแผนที่สมองสามารถทำได้โดยนำสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้มาผ่านกรรมวิธีการบนโปรแกรม MATLAB ด้วยกล่องเครื่องมือโอเพนซอร์ซ EEGLAB [25] ที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้สำหรับการประมวลผลและวิเคราะห์สัญญาณสมอง ทำการสร้างภาพแผนที่สมองของคลื่นความถี่แต่ละชนิดของ

สมอง เมื่อสำรวจแผนที่สมองด้วยตา พบว่าคลื่นแอลฟา (Alpha2) และคลื่นเบต้า (High beta) แสดงความแตกต่างระหว่างการจินตนาการการออกเสียงพยางค์คำว่า “ซ้าย” และ “ขวา” ได้ค่อนข้างชัดเจนกว่าคลื่นชนิดอื่น โดยพิจารณาจากบริเวณสมองส่วยหน้า Frontal (F3 F4: การวางแผนการเคลื่อนไหว) ส่วนกลาง Central (C3 C4 : การสั่งงานควบคุมการเคลื่อนไหว) และ Pirietal (P3 P4 : การรับรู้การเคลื่อนไหว) ของสมองซีกซ้ายและขวา เมื่อมีการจินตนาการการพูดออกเสียง “ซ้าย” จะมีการตอบสนองเพิ่มขึ้นของคลื่นแอลฟาและเบต้าของสมองซีกขวา และจะตรงกันกับการการจินตนาการการพูดออกเสียง “ขวา” นอกจากนี้ที่น่าสนใจก็คือส่วนของสมองด้านหน้าฝั่งซ้าย (F7 : การเพื่อแสดงออกทางการพูด) มีการตอบสนองเพิ่มขึ้นของคลื่นเบต้า จากผลการสำรวจถูกเป็นแนวทางในการสร้างอัลกอริทึมต่อไป

ตารางที่ 4 ตัวอย่างผลการสำรวจคลื่นอัลฟาและเบต้าด้วยภาพแผนที่สมองขณะจินตนาการการพูดออกเสียง

พลังงานสเปกตรัมความถี่	Alpha 2 (10 -12 Hz)		High Beta (25 – 30 Hz)	
จินตนาการถึงการพูดออกเสียงพยางค์	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
ผู้ทดลองคนที่ 1				
ผู้ทดลองคนที่ 2				

3.4 สกัดคุณลักษณะของสัญญาณ

สกัดคุณลักษณะของสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้า โดยสัญญาณสมองจะเก็บจากช่วงจินตนาการการพูด และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้าจะเก็บจากช่วงการพูดไม่ออกเสียง เพื่อสร้างพารามิเตอร์และชุดข้อมูลสำหรับการจำแนกกลุ่ม ใช้โปรแกรมแมทแลป (MATLAB) กับเครื่องมือ

EEGLAB ตัดสัญญาณออกเป็นสองกลุ่มใหญ่ “ซ้าย” และ “ขวา” สกัดลักษณะเด่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ละช่องด้วยการแปลงเป็นค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Square) [26] การประมวลผลสัญญาณใช้การกรองความถี่แบบดิจิทัลความถี่สูงผ่านที่ความถี่ 5 เฮิรตซ์ เพื่อลดสัญญาณรบกวน Artifacts จากนั้นทำการ smoothing ที่ half-width เท่ากับ 12 และกำหนดเก็บข้อมูลเป็นคำ คำละ 5 วินาที โดย resampling ของข้อมูลที่ทำการ smooth [21] ได้ชุดข้อมูลจำนวน 20 ตัวอย่าง แล้วนำไปจำแนกต่อไป

3.4.1 การสกัดคุณลักษณะสัญญาณสมอง

สัญญาณสมองจะถูกตัดให้อยู่ในช่วง window 4 วินาที จากจุดเริ่มต้นสัญญาณ จะมีจำนวนตัวอย่างเท่ากับ 1024 ตัวอย่าง แล้วแปลงให้อยู่ในโดเมนความถี่ด้วยระเบียบวิธีการของ Welch ที่ลดความแปรปรวนของสัญญาณในการแปลงสัญญาณให้อยู่ในโดเมนความถี่ได้ โดยใช้การทับซ้อนกันที่ 50 เปอร์เซ็นต์ (50% overlapping window) จะได้ค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power spectrum density : PSD) จากนั้นเก็บค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของช่วงความถี่คลื่นเดลต้า $PS(\delta)$ (1-4 เฮิรตซ์) คลื่นธีต้า $PS(\theta)$ (4-7.5 เฮิรตซ์) คลื่นอัลฟา $PS(\alpha)$ (8-12 เฮิรตซ์) และคลื่นเบต้า $PS(\beta)$ (18-25 เฮิรตซ์) สามารถหาค่าพลังงานสัมพัทธ์ (Relative power) ของคลื่นอัลฟา $RP(\alpha)$ และพลังงานสัมพัทธ์ของคลื่นเบต้า $RP(\beta)$ ได้จากสมการ ดังต่อไปนี้

$$RP(\alpha) = PS(\alpha) / PS(\delta) + PS(\theta) + PS(\alpha) + PS(\beta) \quad (6)$$

$$RP(\beta) = PS(\beta) / PS(\delta) + PS(\theta) + PS(\alpha) + PS(\beta) \quad (7)$$

3.4.2 การสกัดคุณลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้า

สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าที่ได้ถูกแปลงให้อยู่ในรูปพลังงานค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Square หรือ RMS) สามารถคำนวณได้จากสมการต่อไปนี้

$$RMS(f(t)) = \sqrt{\frac{1}{T}\int_{t-T}^{t} f(t)^2} \quad (8)$$

เมื่อ f(t) คือ input ของสัญญาณ

T คือ เวลาใด ๆ

จากนั้นทำการนอร์มัลไลเซชัน (Normalization) ข้อมูลที่ดีเพื่อใช้ในการคัดแยกต่อไป การนอร์มัลไลเซชันคือวิธีการวัดระยะทางของจุดข้อมูลจากค่าเฉลี่ยในรูปของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ชุดข้อมูลสัญญาณที่เป็นมาตรฐานนั้นมีค่าเฉลี่ย 0 และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 1 และยังคงรักษาคุณสมบัติรูปร่างของชุดข้อมูลดั้งเดิม สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$z = \frac{(x-\mu)}{\sigma} \tag{9}$$

เมื่อ x คือ input ของชุดสัญญาณ

μ คือ ค่า mean

σ คือ ค่าเฉลี่ยเบี่ยงเบนมาตรฐาน

3.5 การจำแนกหมวดหมู่

จากการสกัดคุณสมบัติจากสมการข้างต้นจะได้ชุดข้อมูลเพื่อนำมาจำแนกหมวดหมู่ของข้อมูลมาเป็นคำสั่งโดยใช้วิธีการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น (Linear Discriminant Analysis หรือ LDA) และ วิธีการ Support Vector Machines (SVM)

การวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น (Linear Discriminant Analysis หรือ LAD) เป็นตัวจำแนกประเภทที่ดีที่สุดของเบส์ เพื่อให้การแจกแจงคุณสมบัติในแต่ละคลาสแบบปกติด้วยเมทริกซ์ความแปรปรวนเดียวกันการจำแนกประเภทเชิงเส้นจะหาพื้นที่ย่อยหนึ่งมิติซึ่งโดยปกติแล้วคลาสจะถูกแยกออกจากกันโดยใช้ระนาบไฮเปอร์ที่แยกออกเป็นเส้น โดยวิธีการนี้จะจำแนกจากการกระจายตัวของข้อมูล ในการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้นนั้น สิ่งที่พิจารณาเป็นสำคัญคือ การให้ข้อมูลต่างกลุ่มกันกระจายอยู่ห่างกันที่สุด สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ (1)

ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machines หรือ SVM) คือระเบียบวิธีจำแนกข้อมูลด้วยการหาไฮเปอร์เพลนที่ดีที่สุดจากการแยกข้อมูลทั้งหมดของคลาสหนึ่งออกจากอีกคลาสหนึ่งหรือคลาสอื่น ไฮเปอร์เพลนที่ดีที่สุดคือส่วนที่มีแถบ margin ขนาดใหญ่ที่สุดระหว่างสองคลาส

$$c = \sum_i w_i k(s_i, x) + b \tag{10}$$

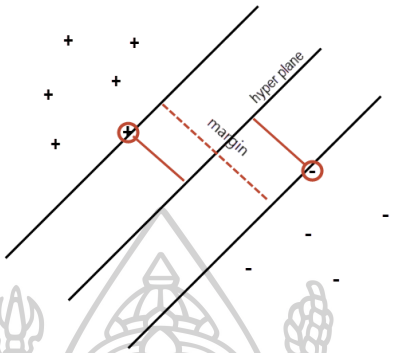
เมื่อ S_i คือ เวกเตอร์สนับสนุน, W_i คือ น้ำหนัก

b คือ ค่าไบแอส

k คือ ฟังก์ชัน kernel

c คือ Dot Product

ซัพพอรต์เวกเตอร์ (Support vectors) คือเวกเตอร์ข้อมูลที่ใกล้เคียงกับไฮเปอร์เพลน โดยค่าเหล่านี้จะอยู่บนขอบของแถบ ดังรูปต่อไปนี้ โดย + ระบุถึงจุดข้อมูลประเภท 1 และ – ระบุจุดข้อมูลประเภท -1



รูปที่ 18 ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน

สามารถหา Total margin $= \frac{2}{\| \vec{w}_0 \|}$ เป็นระยะระหว่างแถบไฮเปอร์เพลน โดย w0 คือค่า weight

เงื่อนไขการผ่อนปรนของแถบ margin แสดงได้ดังนี้ :

$$w \cdot x + w_0 \geq +1 - \xi_i : d_i = +1$$
$$w \cdot x + w_0 \leq -1 + \xi_i : d_i = -1 \qquad (11)$$

เมื่อ ξ คือระยะในการแบ่ง

w0 คือค่า weight

ชุดข้อมูลที่ได้จากการสกัดคุณลักษณะจะนำมาจำแนกหมวดหมู่เป็นคำสั่ง “ซ้าย” และ “ขวา” ด้วยวิธีการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้นและวิธีซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน โปรแกรม MATLAB ชุดข้อมูลถูกแบ่งเป็นชุดข้อมูลสำหรับฝึก (Train set) และชุดข้อมูลสำหรับทดสอบ (Test set) สำหรับผู้ทดลองแต่ละรายมีชุดข้อมูลจำนวน 120 ชุด (ซ้ายและขวาอย่างละ 60 ชุด) ทำการสลับกลุ่มเพื่อทำการ cross validation บันทึกความถูกต้องแม่นยำในการจำแนกเพื่อประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมที่นำเสนอ

จากกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัคร 4 คน แบ่งเป็นเพศชาย 2 คน และเพศหญิง 2 คน ซึ่งมีอายุระหว่าง 23-25 ปี อาชีพนักศึกษา ไม่มีอาการกระตุก โรคที่มีความผิดปกติทางสมอง และร่างกายสมบูรณ์ จากการสกัดคุณลักษณะของสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าโดยใช้กระบวนทัศน์ดังรูปที่ 16

3.6 การทดลองและผลการทดลอง

ตารางที่ 5 ค่าความแม่นยำของการจำแนกหมวดหมู่ของสัญญาณสมอง

EEG feature	Average Accuracy (%)	
	LDA	SVM
F3	50	58.75
F7	59.37	61.25
F8	56.25	59.40
Fz	62.5	65.62
T3	62.5	71.87
T5	50	55

ตารางที่ 6 ค่าความแม่นยำของการจำแนกหมวดหมู่ของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า

fEMG feature	Classify	Average Accuracy (%)	
		LDA	SVM
1	ซ้าย	92	88.75
2	ขวา	63.5	73.75
3	หน้า	79	87.5
4	หลัง	80	96.25

จากตารางที่ 5 เป็นค่าความแม่นยำที่มีอินพุตเป็นค่าดาต้าเซ็ตที่ผ่านการสกัดคุณลักษณะมาจำแนกออกเป็นหมวดหมู่ตามตารางที่กำหนดให้อาสาสมัครปฏิบัติตาม ซึ่งผลที่ได้ของการจำแนก

หมวดหมู่ด้วยวิธีการการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น จากสัญญาณสมอง มีค่าความถูกต้องของระบบสูงสุดอยู่ที่ 62.5 เปอร์เซ็นต์ และวิธีการแบบซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน ซึ่งมีค่าความถูกต้องของระบบอยู่ที่ 71.87 เปอร์เซ็นต์ จะเห็นได้ว่าวิธีการจำแนกแบบซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน ให้ผลดีกว่า

จากตารางที่ 6 คือค่าความแม่นยำที่ได้จากการจำแนกหมวดหมู่ของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ชุดข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ใช้วิธีการจำแนกหมวดหมู่สองแบบเหมือนสัญญาณสมอง ผลที่ได้จากการทดลองเป็นดังนี้ วิธีแบบการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น ให้ค่าความถูกต้องสูงสุดอยู่ที่ 92 เปอร์เซ็นต์ และวิธีการซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน ค่าความถูกต้องของระบบอยู่ที่ 96.25 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งเห็นชัดได้ว่าวิธีการซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน ให้ผลค่าความถูกต้องของระบบดีกว่าการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น

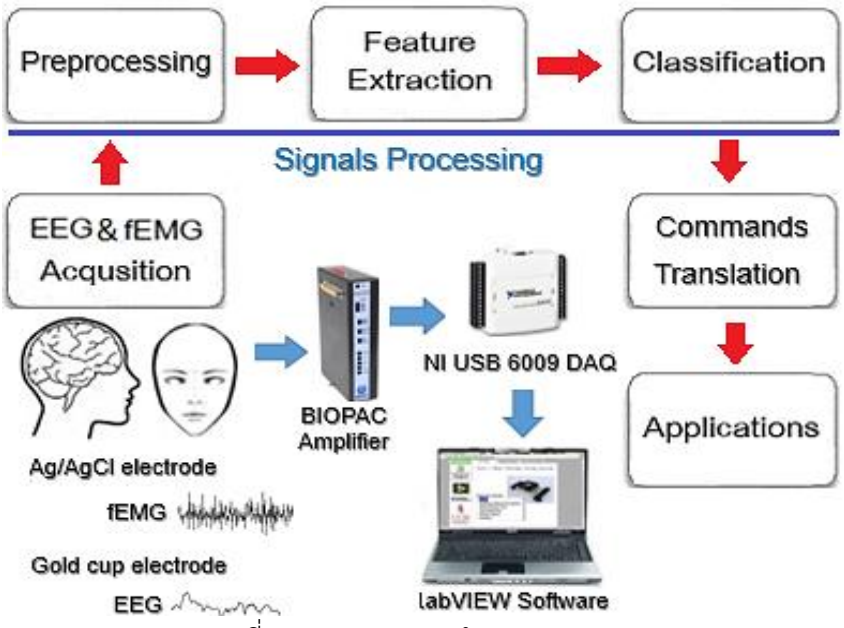
มหาวิทยาลัยศิลปากร

บทที่ 4
ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าเพื่อการสื่อสารสำหรับผู้พิการขั้นรุนแรง

ทำการทดลองเพื่อศึกษาสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและสัญญาณสมองขณะที่มีการพูดออกเสียง การพูดไม่ออกเสียง และการจินตนาการถึงการพูดออกเสียง โดยทำการทดลองเก็บข้อมูลแบบออนไลน์ เพื่อนำไปพัฒนาระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าเพื่อช่วยสื่อสารสำหรับผู้ที่บกพร่องทางการพูด สร้างอัลกอริทึมอย่างง่ายในการจำแนกคำพูดจากสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและสัญญาณสมองเพื่อสร้างชุดคำสั่ง นำไปประยุกต์ควบคุมแบบจำลองการควบคุมอุปกรณ์ช่วยสื่อสารและสิ่งอำนวยความสะดวก มีลำดับการวิจัยดังต่อไปนี้

1. ออกแบบวิธีการเก็บสัญญาณจากการพูดเป็นพยางค์หรือคำ
2. จำแนกหมวดหมู่พยางค์หรือคำ
3. ออกแบบอัลกอริทึมอย่างง่ายที่ควบคุมด้วยคำสั่งแบบออนไลน์

4.1 การออกแบบการทดลอง



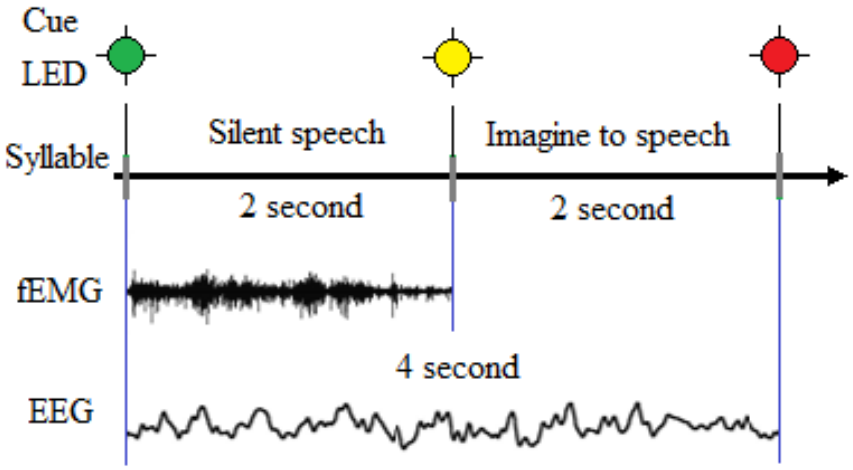
รูปที่ 19 ภาพรวมการทำงานของระบบ

การทำงานของระบบ คือเมื่อรับสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกและปรับปรุงสัญญาณขณะขยับปากพูดและจินตนาการถึงการพูด เมื่อได้สัญญาณข้อมูลตัวอย่างจะทำการสกัด

คุณลักษณะเด่นและจำแนกหมวดหมู่ของชุดข้อมูล เมื่อจำแนกหมวดหมู่ของข้อมูลได้แล้วจะนำข้อมูลที่ได้ไปแปลงเป็นชุดคำสั่งเพื่อนำไปช่วยในการสื่อสารหรือประยุกต์เข้ากับอุปกรณ์ (รูปที่ 19)

4.1.1 ออกแบบวิธีในการเก็บสัญญาณ

รูปแบบการทดลอง



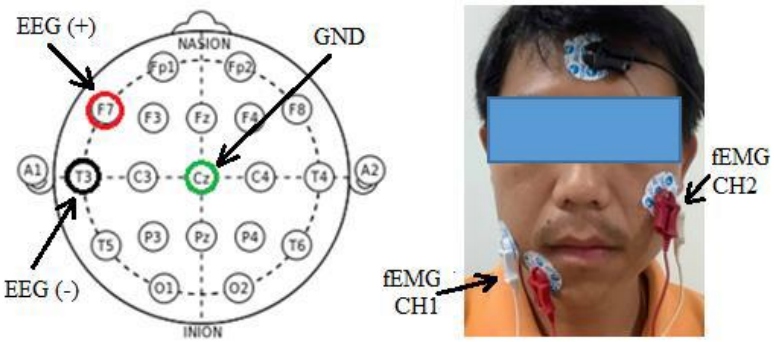
รูปที่ 20 กระบวนทัศน์การนำเสนอของลำดับการพูดพยางค์

ผู้วิจัยออกแบบระบบการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า แบบไฮบริดที่แสดงในรูปที่ 20 เมื่อใช้สัญญาณสมอง ตรวจจับเจตนาของการสร้างคำสั่ง เพื่อกำจัดคำสั่งที่ไม่ได้ตั้งใจ อัลกอริทึมที่เสนอประกอบด้วยอัลกอริทึมการตรวจจับสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า นอกจากนี้ยังออกแบบกระบวนทัศน์สำหรับการแบ่งส่วนสัญญาณโดยใช้ระบบที่อิงคิว สถานะหลอดไฟแอลอีดี จะแสดงสีเขียวเพื่อเริ่มการพูดใน 2 วินาที แล้วเปลี่ยนเป็นสีเหลือง จากนั้นผู้ทดสอบจะเริ่มจินตนาการถึงวิธีการออกเสียงคำใน 2 วินาทีสำหรับการพูด กระบวนทัศน์การพูดที่นำเสนอที่แสดงในรูปที่ 16

4.2 การได้มาของสัญญาณและการประมวลผล

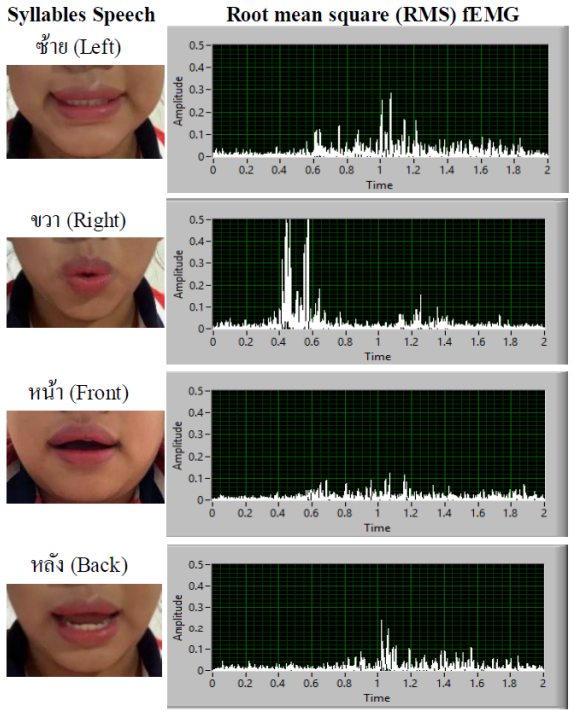
สัญญาณสมองวัดโดยวางขั้วไฟฟ้าไว้บนหนังศีรษะ อ้างอิงจากระบบ 10-20 ตำแหน่ง จะวางตามวิธีมาตรฐานสากลจากชุดวัดสัญญาณ BiopacTM system และวัดสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า โดยวางขั้วไฟฟ้าบนกล้ามเนื้อมัดไซโกมาทิคัส เมเจอร์ (Zygomaticus Major) กล้ามเนื้อดีเพซเซอร์ แองกูลล์ ออริส (Depressor Anguli Oris) และกราวนด์ (Ground) บริเวณหลังหู ภายในชุดวัดจะมีการขยายสัญญาณไฟฟ้า 5.0 เท่าและกรองความถี่แบบแอนะล็อกเฉพาะช่วง 35-50000 เฮิรตซ์ จากนั้น

สัญญาณที่ได้รับจะส่งไปที่ชุดแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ด้วยอัตราการสุ่ม (sampling rate) เท่ากับ 256 เฮิรตซ์



(ก) (ข)

รูปที่ 21 ตำแหน่งอิเล็กโทรดสำหรับการรับสัญญาณ
(ก) ระบบ 10-20 สำหรับการวัดสัญญาณสมอง และ (ข) การวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อใบหน้า



รูปที่ 22 ตัวอย่างค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าที่มีคำพูดพยางค์ต่างกัน

สำหรับการได้มาของของสัญญาณสมอง นั้นเราจะใช้ single bipolar-channel EEG ซึ่งสอดคล้องตามระบบการจัดวางตำแหน่งอิเล็กโทรดแบบ 10-20 โดยใช้ตำแหน่งที่ F7-T3 นั้นได้มาจากการใช้อิเล็กโทรดแบบถ้วย วัดสัญญาณ และทำขยายสัญญาณสมอง โดยกำหนด EEG100C ที่ค่าเกน (gain) เท่ากับ 50,000 โดยมี A1 และ A2 เป็นขั้วไฟฟ้าอ้างอิง ตัวกรองสัญญาณช่วงความถี่ (Band Pass Filter) แบบอนาล็อกจะกรองสัญญาณที่ได้รับด้วยตัวกรองแถบความถี่ (Cut-off filter) ช่วง 1 และ 35 เฮิรตซ์ เพื่อหลีกเลี่ยงสัญญาณไม่พึ่งประสงค์ โดยใช้ตัวกรองความถี่แบบกำจัดแถบที่ (Analog Notch filter) 50 เฮิรตซ์ ใช้สำหรับขจัดสัญญาณรบกวนจากสายไฟ ต่อมาการแปลงอนาล็อกเป็นดิจิตอล (A / D) เราใช้การ์ด NI USB-6009 เพื่อแปลงสัญญาณที่ได้มากับข้อมูลดิจิตอลด้วยอัตราการสุ่ม 1000 เฮิรตซ์ ส่วนซอฟท์แวร์ที่ใช้คือ LabVIEW เป็นส่วนเชื่อมต่อซอฟต์แวร์กับการ์ดเก็บข้อมูลเพื่อใช้อัลกอริทึมการตรวจจับสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า

4.3 การจำแนกหมวดหมู่

การขยับปากได้เล็กน้อยของผู้ป่วยสามารถสร้างสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ได้โดยการวิเคราะห์โดเมนเวลา (Time Domain) โดยใช้วิธีค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ที่วินโดวไซต์ เท่ากับ 50 มิลลิวินาที จากรูปที่ 22 แสดงความแตกต่างของคุณลักษณะการพูดของแต่ละพยางค์ ดังนั้นจึงสามารถออกแบบให้เป็นอัลกอริทึมอย่างง่าย ในการจำแนกคำสั่งทั้ง 4 คำสั่ง แบบเรียลไทม์อัลกอริทึมสามารถสรุปได้ดังนี้

4.3.1 การตั้งค่าพารามิเตอร์

ก่อนใช้งานระบบต้องมีการเทียบค่าสัญญาณอย่างรวดเร็ว ถึงการพูดพยางค์ภาษาไทยของผู้ใช้แบบไม่มีออกเสียงและบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ตามกระบวนทัศน์ในรูปที่ 16 (กำหนดให้ 10 ครั้งต่อพยางค์) ผู้วิจัยได้กำหนดตำแหน่งดังนี้ ซ้าย ขวา หน้า หลัง เป็น “L” “R” “F” และ “B” ตามลำดับ จากการสกัดคุณลักษณะ ได้ลักษณะ 2 ประการจากสัญญาณเฉลี่ยค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า (RMS-fEMG) พารามิเตอร์ตัวแรกคือช่วงสูงสุดที่มีการตรวจจับค่าเริ่มต้นเฉลี่ยและตัวที่สองคือ อินทิเกรตเพาเวอร์ (integrated power) กับการนอร์มัลไลเซชัน (Normalization) โดยสามารถรวบรวมค่าพารามิเตอร์ด้วยวิธีการดังต่อไปนี้

$$X1(i) = (I1(i), A1(i)) \qquad i = L, R, F, B \qquad (12)$$

$$X2(i) = (I2(i), A2(i)) \qquad i = L, R, F, B \qquad (13)$$

เมื่อ $X_1(i)$ หมายถึงการเปรียบเทียบข้อมูลสำหรับแต่ละพยางค์จากสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ของช่องสัญญาณที่ 1

$I_1(i)$ หมายถึงค่าระยะห่างระหว่างจุดเริ่มต้นถึงจุดสิ้นสุดของการตรวจจับค่าสูงสุด (Peak)

$A_1(i)$ หมายถึง Integrated Power พร้อมกับค่าระยะห่าง

$X_2(i)$ หมายถึงการเปรียบเทียบข้อมูลสำหรับแต่ละพยางค์จากสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ของช่องสัญญาณที่ 2

$I_2(i)$ หมายถึงค่าระยะห่างระหว่างจุดเริ่มต้นถึงจุดสิ้นสุดของการตรวจจับค่าสูงสุด (Peak)

$A_2(i)$ หมายถึง อินทิเกรตเพาเวอร์ (Integrated Power) พร้อมกับค่าระยะห่าง

โดยทำตามกระบวนการ สามารถรวบรวมคุณลักษณะของแต่ละช่องสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า เช่น X1 (L), X1 (R), X1 (F), X1 (B), X2 (L), X2 (R), X2 (F) และ X2 (B) การตั้งค่าช่วงเพื่อใช้สร้างเงื่อนไขสำหรับการจำแนกคำสั่งที่สามารถคำนวณได้โดยการบวกและลบด้วย 125 เปอร์เซ็นต์ ของค่าอนุพันธ์มาตรฐาน (± 1.25 * SD)4.4.2 การจำแนกหมวดหมู่

4.3.2 การจำแนกหมวดหมู่

การจำแนกหมวดหมู่ตามความแตกต่างที่ชัดเจนของคุณลักษณะที่นำเสนอสามารถระบุช่วงของเงื่อนไขสำหรับแต่ละคำสั่งเพื่อจัดประเภทคุณลักษณะ ในการประมวลผลแบบเรียลไทม์ คุณลักษณะของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า จะแบ่งเป็น 5 คำสั่ง ได้แก่ ซ้าย ขวา หน้า หลัง และไม่ใช้คำพูด โดยเปรียบเทียบกับเงื่อนไขของช่วง

4.4 ขั้นตอนการตรวจจับสัญญาณสมอง

จากการสังเกตปริมาณของค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน (Power spectral density หรือ PSDs) ของแถบอัลฟาและเบต้าและเสนอการตอบสนองระหว่างการพูดที่บริเวณ Broca (F7) ดังนั้นผู้วิจัยจึงนำเสนออัลกอริทึมตรวจจับคำพูดสำหรับระบบการเชื่อมต่อมนุษย์กับเครื่องจักรดังต่อไปนี้

4.4.1 การตั้งค่าพารามิเตอร์

ก่อนใช้ระบบที่เสนอผู้ใช้ต้องบันทึกค่ามาตรฐานของสัญญาณสมองในสถานะพักและ สถานะขณะพูด (Speech Attention) สำหรับการเปรียบเทียบ ที่สถานะพัก ให้ $BL\alpha$ และ $BL\beta$ คือค่าเฉลี่ยความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง ในช่วงอัลฟา (8-13 เฮิรตซ์) และ ช่วงเบต้า (14-25 เฮิรตซ์) ของสัญญาณสมอง ส่วนช่อง F7-T3 และ $R_{(rest)}$ คือ พลังงานสัมพัทธ์ (relative power) ของช่วงเบต้า สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$R_{(rest)} = BL\beta / (BL\alpha + BL\beta) \quad (14)$$

R (speech) เป็นพลังงานสัมพัทธ์ (relative power) ของช่วงเบต้า จากการพูดแบบตั้งใจโดยใช้ ค่าดิบของค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน (Raw PSD) ในช่วงช่วงอัลฟาและช่วงเบต้า สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$R_{(speech)} = P\beta / (P\alpha + P\beta) \quad (15)$$

โดย $P\alpha$ คือค่าเฉลี่ยค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน (PSDs) ที่ได้จากการพูดแบบตั้งใจ (ช่วงอัลฟา)

$P\beta$ คือค่าเฉลี่ยค่าความหนาแน่นสเปกตรัมพลังงาน (PSDs) ที่ได้จากการพูดแบบตั้งใจ (ช่วงเบต้า)

Td คือค่าสัมบูรณ์ของความแตกต่างระหว่างค่าพลังงานของช่วงเบต้า (beta power) ของช่วงการพักและช่วงการพูดคำพูด สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$T_d = | R_{(speech)} - R_{(rest)} | \quad (16)$$

T_{att} ให้แสดงค่าเริ่มต้นในการตรวจจับการพูดแบบตั้งใจสามารถคำนวณได้อัตโนมัติ

$$T_{att} = Td - (0.25Td) \quad (17)$$

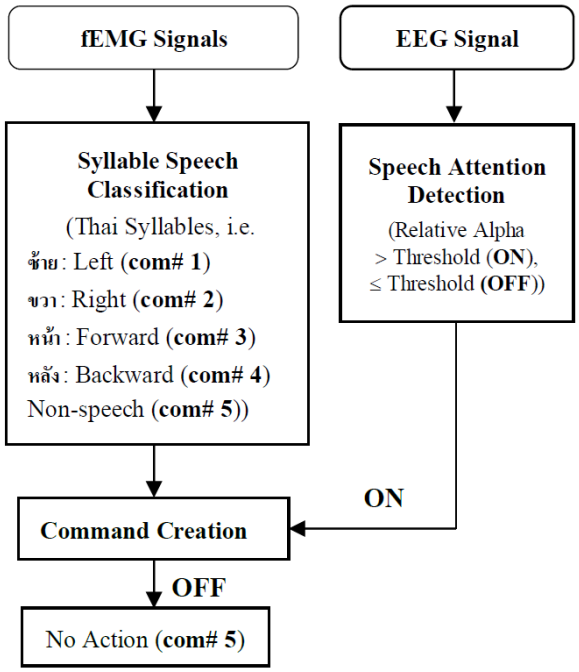
พารามิเตอร์ที่ได้มาของการประมวลผลแบบเรียลไทม์ E_{att} จะถูกคำนวณเช่นเดียวกันกับ T_{att} ตามสมการ (3) ถึง (5)

4.4.2 การตัดสินใจ

ในการเลือกพารามิเตอร์อย่างรอบคอบนั้นเราจะใช้กฎการตัดสินใจ (Decision Rule) เพื่อเปรียบเทียบ E_{att} และ T_{att} สำหรับการจำแนกประเภทสองระดับ คือ (ตั้งใจ (Speech Action) / สถานะพัก (No Action)) ซึ่งสามารถสร้างได้ดังต่อไปนี้

$$\begin{aligned} &\text{ถ้า} \quad E_{att} \geq T_{att}, \quad \text{กำหนดเป็น “ON”} \\ &\text{ถ้า} \quad E_{att} < T_{att}, \quad \text{กำหนดเป็น “OFF”} \end{aligned} \tag{18}$$

4.5 ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสาน



รูปที่ 23 แผนผังลำดับงานของระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสาน (Hybrid HMI System)

วัตถุประสงค์ของระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสาน (Hybrid Human-Machine Interface System) คือการใช้สัญญาณสมอง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าแบบเดิม (fEMG Human-Machine Interface System) การตรวจจับการพูดคือการตรวจจับการออกเสียงคำพยางค์แบบตั้งใจสำหรับการสร้างคำสั่ง นอกจากนี้ยังเสนอกระบวนทัศน์สำหรับการตรวจจับเสียงพูดที่อิงกับสัญญาณสมอง เหตุผลของการใช้

สัญญาณสมอง 2 วินาที เนื่องจากระหว่างการพูดแบบไม่มีเสียงมีความคลุมเครือต่อการตอบสนองของการพูด จึงต้องผนวกสัญญาณสมอง หลังจากการออกเสียงพยางค์เป็นเวลา 2 วินาที รวมเป็น 4 วินาที ดังแสดงในรูปที่ 16 ที่อาจช่วยในการเปรียบเทียบคุณลักษณะของการตอบสนองต่อการพูดแบบตั้งใจ ดังนั้นการทำงานร่วมกันระหว่างอัลกอริทึมการตรวจจับสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้า ผู้วิจัยได้ออกแบบกระบวนการสร้างคำสั่งโดยใช้ EEG modality เพื่อตรวจสอบคำสั่งของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ดังต่อไปนี้กระบวนการในรูปที่ 23

4.6 การทดลองและผลการทดลอง

รูปที่ 24 การตั้งค่าการทดลอง

กระบวนการทดลองนี้มีอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี 6 คน อายุเฉลี่ย 22 ± 2.8 ปี โดยไม่มีประสบการณ์เกี่ยวข้องกับการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์และ การเชื่อมต่อสัญญาณสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain-Computer Interfaces) อาสาสมัครจะร่วมการทดลอง 2 ประเภท ได้แก่ ระบบการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและระบบการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสานสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าที่ใช้ในการประเมินประสิทธิภาพของระบบ ก่อนการทดสอบอาสาสมัครทุกคนจะต้องผ่านการฝึก 20 นาที ตามตารางที่ 2 โดยที่อาสาสมัครแต่ละคนจะทำการทดลอง 3 ครั้ง แต่ละการทดลองมี 10 คำสั่ง ดังแสดงในตารางที่ 7 ซึ่งผลที่ได้จากการทดลองมีผลตามตารางที่ 8

ตารางที่ 7 กระบวนทัศน์สำหรับการทดสอบ

Trials	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
#Com	→	↑	⊘	←	↑	↓	→	←	↓	⊘

ตารางที่ 8 ผลการทดลองของระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า และระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า

อาสาสมัคร	ค่าเฉลี่ยแม่นของการจำแนกหมวดหมู่ (%)	
	ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ (Proposed HMI System)	
	สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า	ผสมผสานสัญญาณสมองกับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า
1	76.7	93.3
2	80	76.7
3	76.7	86.7
4	66.7	83.3
5	83.3	80
6	76.7	86.7
Mean ± SD	76.7 ± 5.5	84.5 ± 5.8

ตามตารางที่ 8 ความแม่นยำเฉลี่ยโดยใช้ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ (Human-Machine Interface) ที่ใช้สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า คือ 76.7 เปอร์เซ็นต์ สำหรับช่วงแต่ละคำสั่งอยู่ระหว่าง 76.7-83.3 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งความแม่นยำเฉลี่ยโดยใช้ระบบการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานสัญญาณสมองกับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า คือ 84.5 เปอร์เซ็นต์ อาสาสมัครคนที่ 1 สามารถบรรลุความแม่นยำสูงสุดถึง 93.3 เปอร์เซ็นต์ อย่างไรก็ตามอาสาสมัครคนที่ 2 และคนที่ 5 มีผลความแม่นยำลดลงเมื่อเปรียบเทียบกับระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับเครื่องจักรด้วยสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ซึ่งอาจเกิดขึ้นจากการตอบสนองเล็กน้อยของการจินตนาการถึงคำพูด การเปรียบเทียบระหว่างการเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ 2 ระบบนั้น ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์แบบผสมผสานสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ให้ความแม่นยำสูงกว่าระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ ที่ใช้สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า 7.8 เปอร์เซ็นต์ ดังนั้น EEG Modality สามารถใช้เพื่อ

ลดคำสั่งที่เกิดจากความไม่ตั้งใจของระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ ที่ใช้สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า อย่างไรก็ตามการใช้สัญญาณสมอง ต้องมีการฝึกอบรมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของผู้ใช้งานและระบบ

บทที่ 5
สรุปและอภิปราย

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ได้เสนอการพัฒนาระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ (Brain-computer interface) ด้วยการประยุกต์ใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้าผสมผสานกับสัญญาณสมองเพื่อใช้ควบคุมอุปกรณ์อำนวยความสะดวกและการสื่อสารสำหรับกลุ่มผู้พิการขั้นรุนแรง โดยการศึกษาทดลองสำรวจวิธีการวัดและจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใบหน้าขณะพูดไม่ออกเสียง และสัญญาณสมองขณะจินตนาการถึงการพูดไม่ออกเสียง “ซ้าย” “ขวา” “หน้า” และ “หลัง” ซึ่งแบ่งออกเป็นสองวิธีในการเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพูดหรือขยับปากประกอบด้วย วิธีแรก คือการวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเป็นออฟไลน์โดยใช้วิธีการจำแนกหมวดหมู่ด้วยวิธีการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้นและวิธีซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน วิธีที่สองคือ การวัดและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเป็นออนไลน์โดยใช้วิธีการหาค่าเฉลี่ยกำลังสอง และการเก็บสัญญาณสมองขณะจินตนาการการพูดเพื่อนำมาวิเคราะความต่างระหว่างการพูดแบบตั้งใจหรือพูดแบบไม่ได้ตั้งใจ โดยการสังเกตปริมาณของค่าความหนาแน่นสเปกตรัมกำลังของแถบอัลฟาและเบต้า และสุดท้ายทำการตัดสินใจด้วยกฎการตัดสินใจตามที่กำหนด (Decision Rule) เพื่อเปรียบเทียบตรวจจับการพูดแบบตั้งใจแบบเรียลไทม์

ผลการทดลองเก็บสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าและสัญญาณสมองแบบออฟไลน์ผลที่ได้จากการทดลองพบว่าสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าให้ประสิทธิภาพอยู่ในเกณฑ์ที่น่าพอใจเมื่อเทียบกับค่าความถูกต้องเฉลี่ยของอัลกอริทึมที่นำเสนอของสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าอยู่ที่ 88.54 ± 1.45 เปอร์เซ็นต์ ด้วยวิธีการจำแนกแบบวิธีการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น และอยู่ที่ 80-90 เปอร์เซ็นต์ ด้วยวิธีการจำแนกแบบซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน และค่าความถูกต้องเฉลี่ยของอัลกอริทึมที่นำเสนอของสัญญาณสมองส่วน ค่าสัมพันธ์อัลฟา (Relative Alpha) อยู่ที่ 64-74 เปอร์เซ็นต์ ด้วยวิธีการจำแนกแบบวิธีการวิเคราะห์การจำแนกประเภทเชิงเส้น และอยู่ที่ 65-81 เปอร์เซ็นต์ ด้วยวิธีการจำแนกแบบซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน อย่างไรก็ตามผลการทดลองส่วนนี้เป็นการแบ่งการวิเคราะห์ของแต่ละสัญญาณ ยังไม่ใช่ผลการทดลองของทั้งระบบซึ่งยังไม่สามารถใช้งานแบบเรียลไทม์ได้ ดังนั้นส่วนของการทดลองแบบออนไลน์นี้เป็นการนำกระบวนการจากการทดลองแบบออฟไลน์มาพัฒนาให้สามารถใช้งานจริงแบบเรียลไทม์ ผลที่ได้จากการทดลองจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนแรกการใช้เฉพาะสัญญาณกล้ามเนื้อไฟฟ้าในการความคุมคำสั่งด้วยระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ (Human-Machine Interface) ควบคุมจำลองหลอดไฟในโปรแกรมแลบวิว (LabVIEW) โดยใช้ระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ (Human-Machine Interface) ที่ใช้สัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า ซึ่งความแม่นยำเฉลี่ยอยู่ที่ 76.7 ± 5.5 เปอร์เซ็นต์ แต่การใช้เฉพาะสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้ามักมีคำสั่งที่

เกิดจากความไม่ตั้งใจของผู้ใช้งาน ส่วนที่สองคือการผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองเข้ากับสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้าใบหน้า เพื่อลดการเกิดคำสั่งที่ไม่ได้ตั้งใจโดยการนำสัญญาณสมองมาทำการตัดสินใจตามเงื่อนไขที่กำหนด (Decision Rule) ก่อนเพื่อเปรียบเทียบค่าว่าเกิดจากการตั้งใจของผู้ใช้งานหรือเกิดจากความไม่ได้ตั้งใจ ผลที่ได้จากการทดลองอยู่ที่ 84.5 ± 5.8 เปอร์เซ็นต์

จากการศึกษาค้นคว้าทดลองระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์ด้วยการผสมผสานระหว่างสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าเพื่อการควบคุมอุปกรณ์สิ่งอำนวยความสะดวกและการสื่อสารสำหรับผู้พิการขั้นรุนแรงนี้ให้ครอบคลุมถึงทุกระดับความพิการและทุพพลภาพที่หลากหลาย จากผลการทดลองพบว่าสัญญาณสมองและกล้ามเนื้อใบหน้าให้ประสิทธิภาพอยู่ในเกณฑ์ที่น่าพอใจ สามารถใช้สร้างระบบเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์เพื่อการควบคุมและสื่อด้วยการประมวลผลแบบเรียลไทม์ได้ อย่างไรก็ตามควรมีการปรับปรุงและทดลองเพิ่มในหลาย ๆ ส่วนบนพื้นฐานของระบบที่นำเสนอ เช่น วิธีการสกัดคุณลักษณะและจำแนกกลุ่ม รวมถึงการเพิ่มจำนวนคำสั่งที่เพียงพอต่อการใช้งานจริงในชีวิตประจำวัน ซึ่งเป็นเป้าหมายหลักของการพัฒนาเทคโนโลยีการเชื่อมต่อสมองกับคอมพิวเตอร์เพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้พิการให้ดีขึ้น

มหาวิทยาลัยศิลปากร

รายการอ้างอิง

1. Herff, C. and T. Schultz, *Automatic speech recognition from neural signals: a focused review.* Frontiers in neuroscience, 2016. 10: p. 429.
2. Nicolas-Alonso, L.F. and J. Gomez-Gil, *Brain computer interfaces, a review.* Sensors, 2012. 12(2): p. 1211-1279.
3. Wolpaw, J.R., et al., *Brain–computer interfaces for communication and control.* Clinical neurophysiology, 2002. 113(6): p. 767-791.
4. Jang, G., et al., *EMG-based continuous control scheme with simple classifier for electric-powered wheelchair.* IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016. 63(6): p. 3695-3705.
5. Janke, M. and L. Diener, *Emg-to-speech: Direct generation of speech from facial electromyographic signals.* IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech and Language Processing (TASLP), 2017. 25(12): p. 2375-2385.
6. Zhang, R., et al., *An EOG-Based Human–Machine Interface to Control a Smart Home Environment for Patients With Severe Spinal Cord Injuries*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2018. 66(1): p. 89-100.
7. Zeilfelder, J., et al. *A human-machine interface based on tongue and jaw movements*. in 2018 *IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*. 2018. IEEE.
8. Rabbani, Q., G. Milsap, and N.E. Crone, *The potential for a speech brain–computer interface using chronic electrocorticography*. Neurotherapeutics, 2019. 16(1): p. 144-165.
9. Champaty, B., et al. *Random forests based sub-vocal electromyogram signal acquisition and classification for rehabilitative applications*. in 2014 *First International Conference on Automation, Control, Energy and Systems (ACES)*. 2014. IEEE.
10. Meltzner, G.S., et al., *Silent speech recognition as an alternative communication device for persons with laryngectomy.* IEEE/ACM transactions on audio, speech, and language processing, 2017. 25(12): p. 2386-2398.
11. Lopez-Larraz, E., et al. *Syllable-based speech recognition using EMG*. in 2010 *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2010. IEEE.

12. Silva, A., et al. *Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals*. in 2013 *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*. 2013. IEEE.

13. Hashimoto, M., K. Takahashi, and M. Shimada. *Wheelchair control using an EOG-and EMG-based gesture interface*. in 2009 *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. 2009. IEEE.

14. Shiffman, M.A. and A. Di Giuseppe, *Cosmetic surgery: art and techniques*. 2012.

15. Zimenko, K., A. Margun, and A. Kremlev. *EMG real-time classification for robotics and HMI*. in 2013 18*th International Conference on Methods & Models in Automation & Robotics (MMAR)*. 2013. IEEE.

16. Gupta, S.S., et al. *Detecting eye movements in EEG for controlling devices*. in 2012 *IEEE International Conference on Computational Intelligence and Cybernetics (CyberneticsCom)*. 2012. IEEE.

17. Park, J., I. Woo, and S. Park. *Application of EEG for multimodal human-machine interface*. in 2012 12*th International Conference on Control, Automation and Systems*. 2012. IEEE.

18. Sandhya, C., et al. *Analysis of speech imagery using brain connectivity estimators*. in 2015 *IEEE* 14*th International Conference on Cognitive Informatics & Cognitive Computing (ICCI* CC)*. 2015. IEEE.

19. Riaz, A., et al. *Inter comparison of classification techniques for vowel speech imagery using EEG sensors*. in *The* 2014 2*nd International Conference on Systems and Informatics (ICSAI* 2014). 2014. IEEE.

20. Roussel, J., et al. *A new cyclostationarity-based blind approach for motor unit's firing rate automated detection in electromyographic signals*. in *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)*. 2014. IEEE.

21. Motion Lab Systems, I., *A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis EMG Analysi*, I. Motion Lab Systems, Editor. 2009.

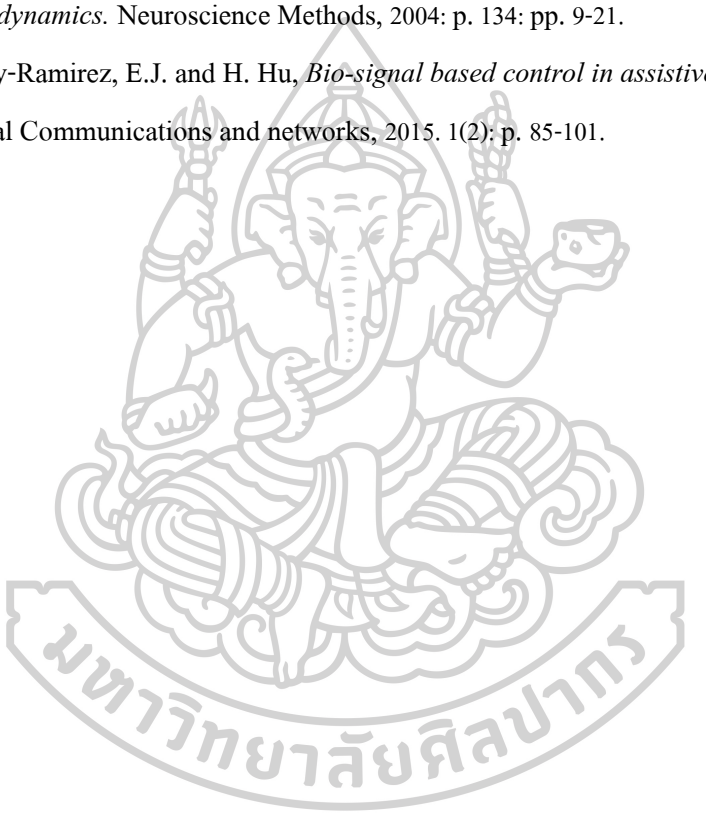
22. Britton, J.W., et al., *Electroencephalography (EEG): An introductory text and atlas of normal and abnormal findings in adults, children, and infants*. 2016: American Epilepsy Society, Chicago.

23. Starzacher, A. and B. Rinner. *Evaluating KNN, LDA and QDA classification for embedded online feature fusion*. in 2008 *International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing*. 2008. IEEE.

24. MathWorks, T. *Support Vector Machines for Binary Classification*. 2018 [cited 2018 23 May]; Available from: https://www.mathworks.com/help/stats/support-vector-machines-for-binary-classification.html#bsr5ovw-1.

25. Delorme, A. and S. Makeig, *EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics.* Neuroscience Methods, 2004: p. 134: pp. 9-21.

26. Rechy-Ramirez, E.J. and H. Hu, *Bio-signal based control in assistive robots: a survey.* Digital Communications and networks, 2015. 1(2): p. 85-101.



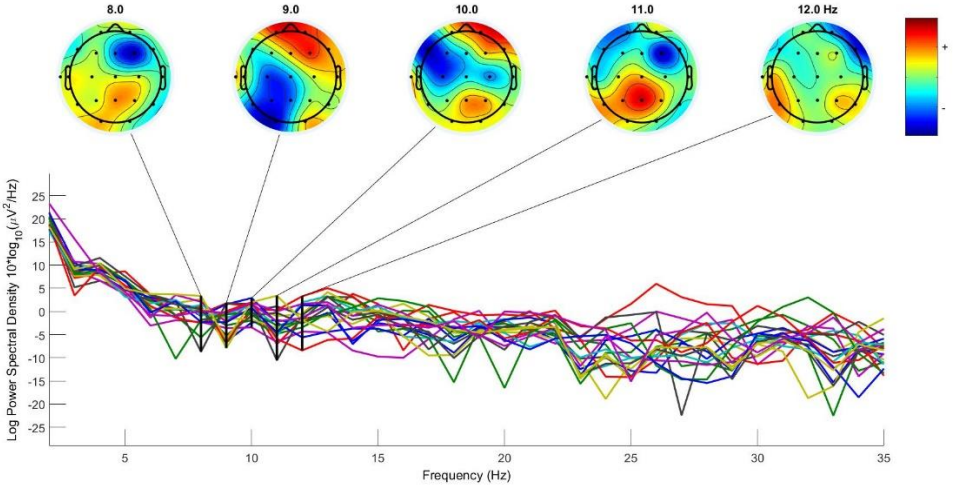
ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.

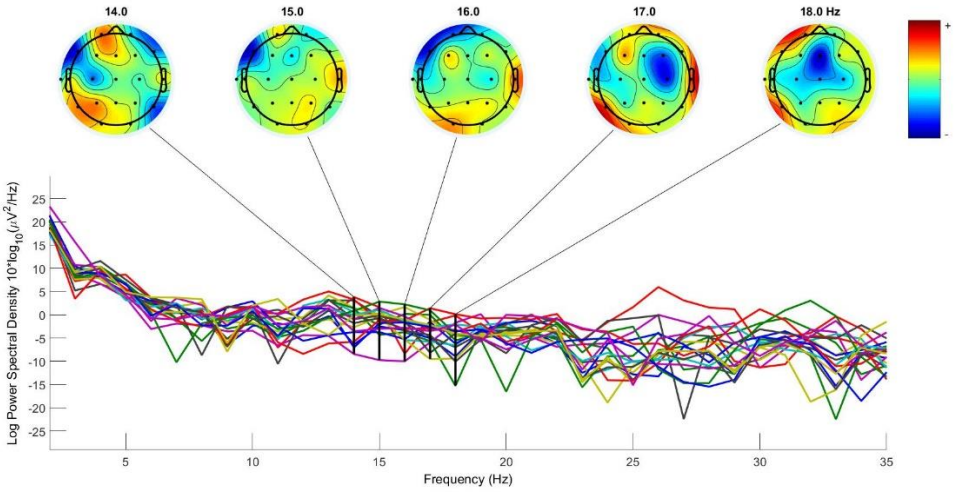
ภาพแผนที่สมองขณะจินตนาการการพูดพยางค์

การสำรวจการเปลี่ยนของสัญญาณสมองด้วยวิธีการสร้างภาพแผนที่สมองขณะจินตนาการการพูดพยางค์โดยภาพแผนที่สมองจะแสดงคำวามแตกต่างระหว่าง 2 พยางค์คือ “ซ้าย” และ “ขวา”

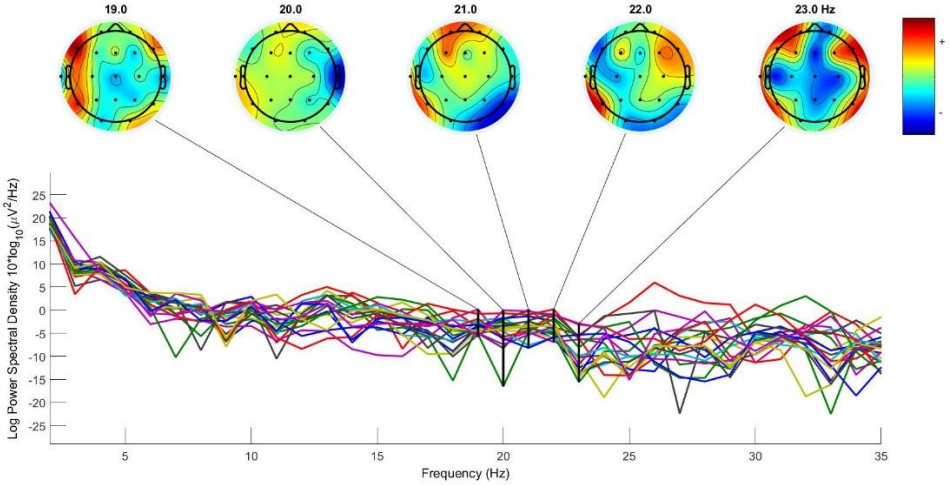
ภาพแผนที่สมองขณะจินตนาการการพูดพยางค์ “ซ้าย”



รูปที่ 25 สัญญาณสมองช่วงความถี่แอลฟา

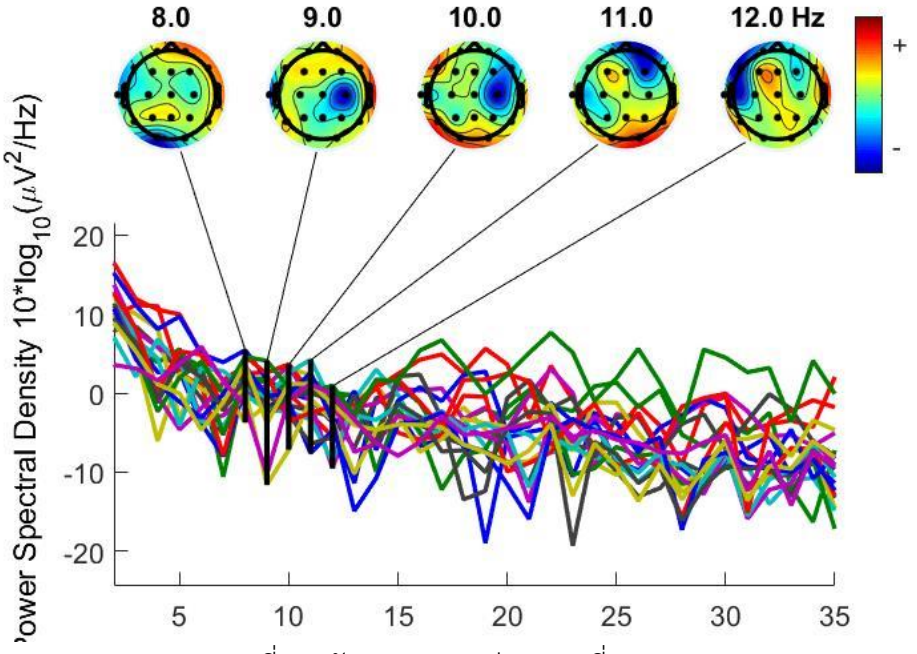


รูปที่ 26 สัญญาณสมองช่วงความถี่เบต้า

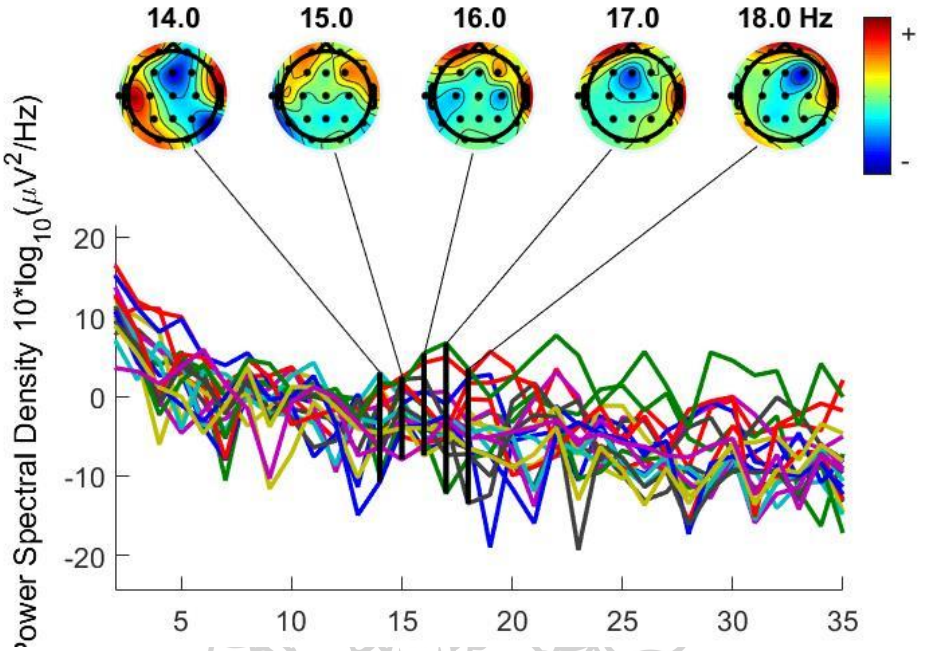


รูปที่ 27 สัญญาณสมองช่วงความถี่ไฮท์เบต้า

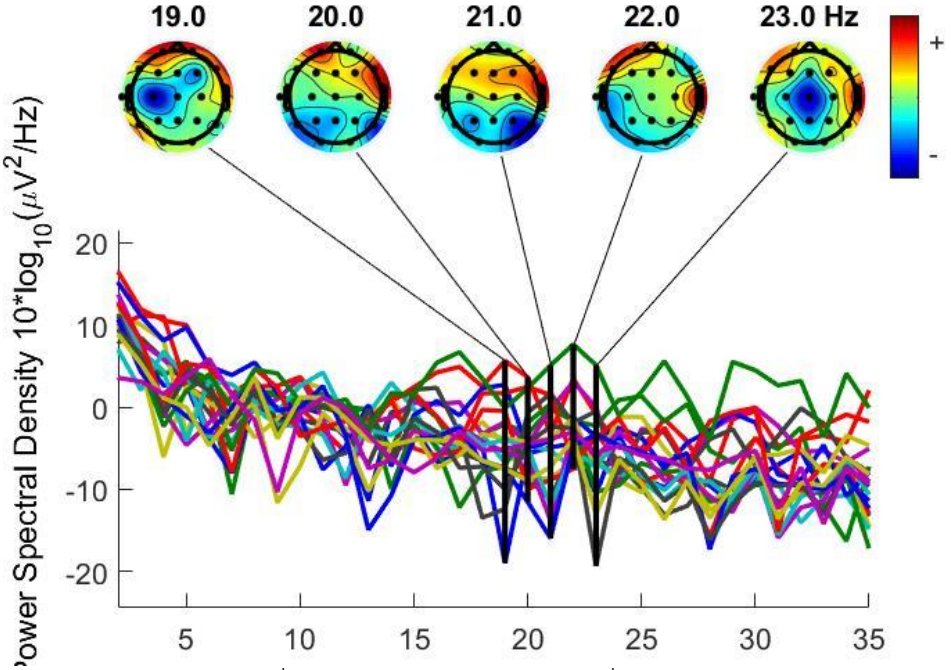
ภาพแผนที่สมองขณะจินตนาการการพูดพยางค์ “ขวา”



รูปที่ 28 สัญญาณสมองช่วงความถี่แอลฟา



รูปที่ 29 สัญญาณสมองช่วงความถี่เบต้า

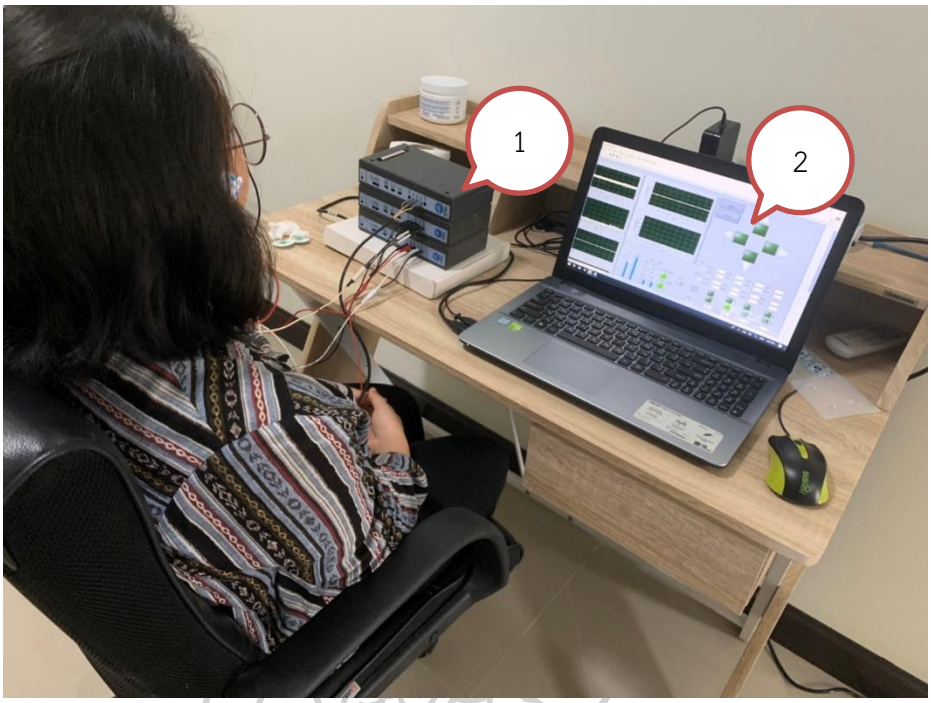


รูปที่ 30 สัญญาณสมองช่วงความถี่ไฮท์เบต้า

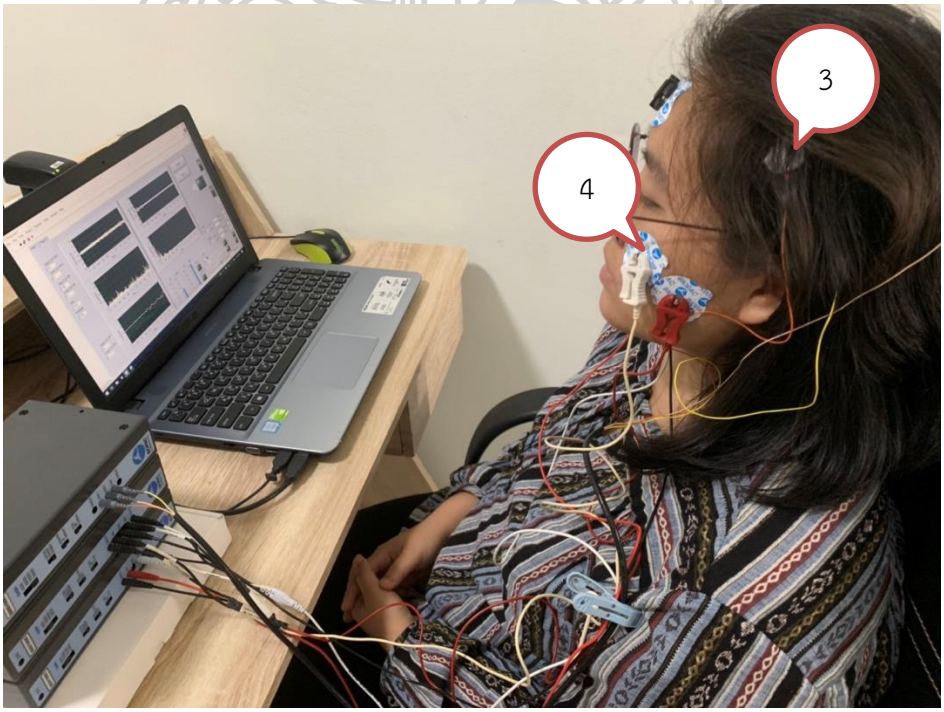
ภาคผนวก ข.

วิธีการติดตั้งชุดอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า

วิธีการติดตั้งชุดอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า



(ก) ฝั่งซ้ายของผู้รับการทดลอง



(ข) ฝั่งขวาของผู้รับการทดลอง

รูปที่ 31 อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้า

อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณสมองและสัญญาณกล้ามเนื้อใบหน้ามีอุปกรณ์ตามที่ปรากฏในรูปที่ 24 ดังนี้

ตำแหน่งที่ 1 คือ ชุดวัดสัญญาณ BiopacTM system ทำหน้าที่วัดค่าความต่างศักย์ขณะเกิดกิจกรรมหรือการกระทำของสมองและกล้ามเนื้อใบหน้า ภายในชุดวัดจะมีวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าและวงจรกรองความถี่ สามารถกำหนดขนาดและขจัดช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการออก สัญญาณที่ได้รับจะส่งไปที่ชุดแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล

ตำแหน่งที่ 2 คือ ซอฟต์แวร์โปรแกรม LabVIEW ใช้ในการจำลองการทำงานของระบบและประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณที่ได้จากชุดวัด BiopacTM system

ตำแหน่งที่ 3 คือ ขั้วไฟฟ้าแบบโกลคัพอิเล็กโทรด ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณสมอง โกลคัพอิเล็กโทรดจะมีรูตรงกลางไว้สำหรับเติมเจลอิเล็กโทรดให้ขั้วไฟฟ้ายึดติดกับหนังศีรษะ

ตำแหน่งที่ 4 ขั้วไฟฟ้าอิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนัง ใช้สำหรับวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ ขั้วไฟฟ้าชนิดนี้จะมีแถบกาวมากับขั้วไฟฟ้าสามารถใช้งานได้ทันที ไม่ต้องเติมเจลอิเล็กโทรด

เพิ่มเติม DAQ Card USB6009 คือ อุปกรณ์การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล เจลอิเล็กโทรด คือ เจลนำไฟฟ้ามีค่าความต้านทานต่ำใช้ในการการติดต่อระหว่างอิเล็กโทรดและร่างกายทางชีวภาพ

มหาวิทยาลัยศิลปากร

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	เกศราภรณ์ ช่วยสุด
วัน เดือน ปี เกิด	10 ธันวาคม 2537
สถานที่เกิด	นครสวรรค์
วุฒิการศึกษา	ระดับปริญญาตรี ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร
ที่อยู่ปัจจุบัน	81/1 หมู่ที่ 14 ต.ตาคลี อ.ตาคลี จ.นครสวรรค์ 60140
ผลงานตีพิมพ์	1.กันยาพร งามสมพรพงศ์, เกศราภรณ์ ช่วยสุด, ยรรยงค์ พันธ์สวัสดิ์ “การพัฒนาระบบเชื่อมต่อมนุษย์กับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อบนใบหน้าสำหรับเทคโนโลยีช่วยอำนวยความสะดวกในการสื่อสาร,” ใน Walailak Research 2018 Abstract book, การประชุมวิชาการระดับชาติ “วลัยลักษณ์วิจัย” ครั้งที่ 10, มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์, 27-28 มีนาคม 2561 2.วชิราภรณ์ เอี่ยมกลิ่น, กันยาพร งามสมพรพงศ์, เกศราภรณ์ ช่วยสุด และยรรยงค์ พันธ์สวัสดิ์. (2561). “การพัฒนาระบบเฝ้าระวังและตรวจจับความง่วงผู้ขับขี่รถยนต์ด้วยสัญญาณชีวการแพทย์และตัวรับรู้" ใน Proceeding การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 41, อุบลราชธานี, ประเทศไทย. 21-23 พฤศจิกายน 2561. 3.Kessarabhorn Chuysud, and Yunyong Punsawad. (2019) “Hybrid EEG-fEMG based Human-Machine Interface for Communication and Control Applications” In Proceeding of The 16th International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE2019), Pattaya, Chonburi, Thailand, 10-12 July 2019. (IEEE Xplore)