การฉีดสารระหว่างเอพิเจเนติกส์โดยใช้สัญญาณร้อยแอะเอ็นหนึ่งร้อยโพรสีเซร์แบบย้ำ

A P300 AND N100 VIBROTACTILE BRAIN-COMPUTER INTERFACE

โดย

นิพนธ์ ตั้งธรรมกิตติ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ

คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2557

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์โดยพีสามร้อยและเอ็นหนึ่งร้อยโดยสิ่งเร้าแบบสั่น

A P300 AND N100 VIBROTACTILE BRAIN-COMPUTER INTERFACE

T144547

โดย

สิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร

SITTIPONG APICHARTSTAPORN

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิติ์สุชาต พสุภา

600268124

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 144547
วัน,เดือน,ปี 25 พ.ย. 2559

b 12812729
i.....

รายงานนี้เป็นส่วนหนึ่งของการจัดการศึกษารายวิชาสหกิจศึกษา

หลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2557

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์โดยพีสามร้อยและเอ็นหนึ่งร้อยโดยสิ่งเร้าแบบสั่น

A P300 AND N100 VIBROTACTILE BRAIN-COMPUTER INTERFACE

โดย

สิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร

SITTIPONG APICHARTSTAPORN

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิติ์สุชาต พสุภา

รายงานนี้เป็นส่วนหนึ่งของการจัดการศึกษารายวิชาสหกิจศึกษา

หลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2557

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์โดยพีสามร้อยและเอ็นหนึ่งร้อยโดยสิ่งเร้าแบบสั่น

A P300 AND N100 VIBROTACTILE BRAIN-COMPUTER INTERFACE

โดย

สิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร

SITTIPONG APICHARTSTAPORN

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิติ์สุชาต พสุภา

รายงานนี้เป็นส่วนหนึ่งของการจัดการศึกษารายวิชาสหกิจศึกษา

หลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2557

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A P300 AND N100 VIBROTACTILE BRAIN-COMPUTER INTERFACE

SITTIPONG APICHARTSTAPORN

A REPORT SUBMITTED IN PARTIAL FULLFILLMENT

OF THE REQUIREMENT FOR COOPERATIVE EDUCATION PROGRAM

THE DEGREE OF BACHELOR OF SCIENCE PROGRAM IN

INFORMATION TECHNOLOGY

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2/2014

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COPYRIGHT 2015

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใบรับรองรายงานโครงการสหกิจศึกษา ประจำปีการศึกษา 2557

คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์โดยพีสามร้อยและเอ็นหนึ่งร้อยโดยสิ่งเร้าแบบสั่น

A P300 AND N100 VIBROTACTILE BRAIN-COMPUTER INTERFACE

ผู้จัดทำ

นายสิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร รหัสนักศึกษา 54070096

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิตติ์สุชาต พสุภา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงงาน	การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์โดยพีสามร้อยและเอ็นหนึ่งร้อยโดยสิ่งเร้าแบบสั่น
นักศึกษา	นายสิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร รหัสนักศึกษา 54070096
ปริญญา	วิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา	เทคโนโลยีสารสนเทศ
ปีการศึกษา	2557
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิติ์สุชาต พสุภา

บทคัดย่อ

การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์ (Brain-Computer Interface) สามารถนำไปใช้เพื่อช่วยเหลือผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ไม่สามารถสื่อสารโดยการพูดหรือขยับร่างกายได้ให้สามารถสื่อสารกับผู้อื่นได้โดยการวิเคราะห์ความต้องการจากสมองโดยตรง

ในงานวิจัยนี้จะศึกษาและวิเคราะห์สัญญาณสมองชนิด Electroencephalography (EEG) โดยใช้สิ่งเร้าประเภทสั่นติดไว้ที่มือของผู้ทำการทดลองและบันทึกสัญญาณ EEG ทั้งสิ้น 11 ตำแหน่งบนศีรษะ สำหรับการวิเคราะห์ความต้องการจากผู้ทำการทดลองนั้นจะวิเคราะห์โดยสัญญาณแบบศักย์ไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับเหตุการณ์ (Event-Related Potential: ERP) 2 ชนิดคือ P300 และ N100

ในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการประยุกต์การใช้ทั้ง P300 และ N100 ในการวิเคราะห์ความต้องการของผู้ทำการทดลองนั้นยังไม่เป็นที่แพร่หลายมาก ทั้ง ๆ ที่เป็นวิธีที่ทำให้สามารถลดเวลาที่ใช้ในการส่งข้อมูลได้ เนื่องจากการใช้วิธีการทั่วไปที่ใช้ P300 เพียงอย่างเดียวนั้นมีข้อจำกัดคือสามารถมีสิ่งเร้าเกิดขึ้นได้ครั้งละ 1 ตัว แต่การใช้ N100 ในการวิเคราะห์ร่วมกับ P300 จะทำให้สิ่งเร้าสามารถเกิดขึ้นได้ครั้งละมากกว่า 1 ตัวได้ โดยใช้ N100 ในการจำแนกความต้องการ อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าผลการทดลองที่ได้จากการทดลองนี้จะไม่พบ N100 เกิดขึ้น แต่ผลการทดลองที่ได้จากการวิเคราะห์ P300 โดย Support Vector Machine นั้นมีความแม่นยำในการคาดเดาความต้องการของผู้ทำการทดลองที่สูงถึง 95%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Project Title	A P300 and N100 Vibrotactile Brain-Computer Interface
Student	Mr. Sittipong Apichartstaporn Student ID 54070096
Degree	Bachelor of Science
Program	Information Technology
Academic Year	2014
Advisor	Asst. Prof. Dr. Kitsuchart Pasupa

ABSTRACT

In this study, we present a Vibrotactile Brain-Computer Interface with the electroencephalogram (EEG). Eleven electrodes were placed on the subject's head to get brain signal responded from vibrotactile stimuli on subject's hands. A Vibrotactile Brain-Computer Interface is suitable for patients who are vision impaired and not able to move their body. In order to determine the command from subjects, we consider two event-related brain potentials (ERP) which are P300 and N100. They could be derived from subjects' intention. The conventional method utilizes only P300, thus only one stimuli can be used. This leads to a small number of commands. Utilizing N100 increases the number of simultaneous stimuli to be more than one. However, the result of this experiment shows the failure of N100 occurrences. The classification accuracy of user's intention by using P300 is 95%.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

รายงานโครงการสหกิจศึกษาฉบับนี้สำเร็จไปได้ด้วยดีด้วยความอนุเคราะห์จากบุคคลหลาย ๆ ท่าน ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณทุกท่านที่คอยสนับสนุนข้าพเจ้าตลอดโครงการสหกิจศึกษานี้

ขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กิตติ์สุชาต พสุภา และ Asst. Prof. Dr. Washizawa Yoshikazu จากประเทศญี่ปุ่นที่คอยให้คำปรึกษาอย่างสม่ำเสมอ

ขอขอบคุณพี่และเพื่อนใน Washizawa Lab ทุกคนที่ให้ความช่วยเหลือมาโดยตลอดทั้งด้านงานวิจัยและชีวิตประจำวัน ณ ประเทศญี่ปุ่น

ขอกราบขอบพระคุณ The University of Electro-Communications ประเทศญี่ปุ่น ผู้สนับสนุนทุนการศึกษาตลอดโครงการที่ประเทศญี่ปุ่นเป็นระยะเวลา 1 ปี

ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้า ที่ให้กำลังใจ และให้การสนับสนุนในทุก ๆ เรื่อง ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำโครงงานฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

สิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ II

กิตติกรรมประกาศ III

สารบัญ IV

สารบัญตาราง VII

สารบัญรูป VIII

บทที่

1. บทนำ 1

1.1 ความเป็นมาและที่มาของปัญหา 1

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา 2

1.3 สมมติฐานของการศึกษา 2

1.4 ขอบเขตการศึกษา 2

1.5 ขั้นตอนการปฏิบัติโครงงาน 3

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 3

1.7 สถานประกอบการ 3

1.8 ตำแหน่งงาน 3

1.9 พนักงานที่ปรึกษา 3

1.10 ระยะเวลาที่ปฏิบัติงาน 3

2. ทฤษฎีและหลักการ 4

2.1 ระบบ Brain-Computer Interface 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.1.1 การบันทึกสัญญาณ (Signal Acquisition) 4

2.1.2 การแปลงสัญญาณให้เป็นดิจิตอล (Digitization) 4

2.1.3 การหาจุดเด่นของข้อมูล (Feature Extraction) 4

2.1.4 การแปลข้อมูล (Translation Algorithm) 4

2.2 Electroencephalography (EEG) 4

2.2.1 ตำแหน่งของ Electrode บนหนังศีรษะ 5

2.2.2 วิธีการบันทึกสัญญาณแบบ EEG 7

2.3 ศักย์ไฟฟ้าสมองที่สัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potentials: ERP) 7

2.3.1 คลื่น P300 8

2.3.2 คลื่น N100 8

2.4 Support Vector Machine (SVM) 8

2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 10

2.6 เครื่องมือที่ใช้ทำการดำเนินงาน 10

3. การวิเคราะห์และออกแบบระบบ 11

3.1 รูปแบบการทดลอง 11

3.2 ขั้นตอนการทดลอง 14

3.3 ระบบที่ใช้ในการทดลอง 14

3.3.1 EEG 15

3.3.2 Raspberry Pi 16

3.3.3 คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการประมวลผล 18

3.4 การเก็บข้อมูล 18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.5 การดึงลักษณะพิเศษของข้อมูล (Feature Extraction) 19

3.5.1 Butterworth Filter 19

3.5.2 การเฉลี่ยสัญญาณ (Averaging) 20

3.5.3 Down-sampling 21

3.5.4 การเลือกสัญญาณเฉพาะช่วงที่สนใจ 22

3.6 การจำแนกประเภทข้อมูล (Classification) 23

3.7 การวัดประสิทธิภาพของการจำแนกข้อมูล 24

3.7.1 การวัดประสิทธิภาพของการทำนายข้อมูลทั้ง Target และ Non-target 24

3.7.2 การวัดประสิทธิภาพของการทำนายเฉพาะข้อมูล Target 24

3.7.3 การแบ่งกลุ่มข้อมูลสอนระบบและข้อมูลสำหรับทดสอบ 25

4. ผลการดำเนินงาน 27

4.1 การเกิด P300 ในการทดลอง 27

4.2 การเกิด N100 ในการทดลอง 28

4.3 ประสิทธิภาพในการทำนายความต้องการของผู้ทำการทดลองโดย SVM 29

5. สรุปผลโครงงานและข้อเสนอแนะ 31

5.1 สรุปผลโครงงาน 31

5.2 ปัญหาที่พบและการแก้ไข 31

5.3 ข้อเสนอแนะ 31

บรรณานุกรม 33

ประวัติผู้เขียน 35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่

3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นแต่ละข้างและรูปแบบการสั่น 12
3.2 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลในการทดลองรอบหนึ่ง 19
3.3 การแบ่งกลุ่มแบบ 5-fold cross-validation 25
3.4 การแบ่งกลุ่มแบบ 10-fold cross-validation 25
4.1 ประสิทธิภาพในการทำนาย Target P300 29
4.2 ประสิทธิภาพในการทำนาย Target N100 30
4.1 ประสิทธิภาพในการทำนาย Target N100 ที่ไม่มีส่วนของ P300 อยู่ 30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่

2.1 ระบบ Brain-Computer Interface 4
2.2 อุปกรณ์ที่ใช้วัดคลื่นสมองแบบ EEG 5
2.3 ตำแหน่งของ Electrode ตามมาตรฐานระบบ 10-20 6
2.4 ส่วนต่าง ๆ ของสมองตามชื่อย่อกำกับ 6
2.5 องค์ประกอบของ ERP 7
2.6 Support Vector Machine 9
3.1 รูปแบบการสั่นแบบที่ 1 11
3.2 รูปแบบการสั่นแบบที่ 2 11
3.3 ความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นบนมือและรูปแบบการสั่น 11
3.4 การเกิดขึ้นของ P300 และ N100 เมื่อหมายเลขเป้าหมายคือ 1 13
3.5 สัญญาณจากตัวสั่นใน 1 Trial 14
3.6 ระบบที่ใช้ในการทดลอง 15
3.7 ตำแหน่ง Electrode ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลองนี้ 15
3.8 Raspberry Pi 16
3.9 Pin ต่าง ๆ ของ Raspberry Pi 17
3.10 การทำงานของ GPIO 17
3.11 Three-way Handshake 17
3.12 สัญญาณสมองตำแหน่ง Electrode ที่ Cz ใน Trial หนึ่ง 18
3.13 สัญญาณก่อนการ Filtering 20
3.14 สัญญาณหลังการ Filtering 20
3.15 การเกิด P300 ในการสั่นครั้งที่เป็นหมายเลขเป้าหมาย 21
3.16 สัญญาณหลังการเฉลี่ย 21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่

3.16 ช่วงเวลาที่ P300 มีโอกาสเกิดขึ้น 22
3.17 ช่วงเวลาที่ N100 มีโอกาสเกิดขึ้น.....23
4.1 P300 ที่เกิดขึ้นในการทดลอง 27
4.2 P300 สัญญาณเฉลี่ยจาก 10 สัญญาณของแต่ละหมายเลขในหนึ่งการทดลอง 28
4.3 N100 ที่เกิดขึ้นในการทดลอง.....28
4.4 N100 ที่ไม่มีส่วนของ P300 ในการทดลอง.....29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันเทคโนโลยีมีความก้าวหน้าอย่างรวดเร็วซึ่งสามารถอำนวยความสะดวกให้กับมนุษย์อย่างมากโดยเฉพาะผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ไม่สามารถสื่อสารกับผู้อื่นได้โดยการพูดหรือการขยับร่างกายส่วนต่าง ๆ เช่น การใช้มือเพื่อสื่อสารโดยภาษามือ เป็นต้น หนึ่งในเทคโนโลยีที่มีประโยชน์ต่อผู้ป่วยหรือผู้พิการคือการใช้ประโยชน์จากสัญญาณสมองซึ่งเกิดขึ้นอยู่ตลอดเวลา เพราะสมองมีหน้าที่ในการควบคุมและสั่งการร่างกาย ซึ่งเทคโนโลยีในปัจจุบันนั้นสามารถบันทึกสัญญาณเหล่านี้ได้แล้ว ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณสมองที่ได้มานั้นสามารถที่จะรู้ถึงความต้องการของมนุษย์ได้ เพราะฉะนั้นผู้ป่วยและผู้พิการบางคนถึงแม้ว่าจะไม่สามารถสื่อสารกับผู้อื่นได้ แต่สมองนั้นยังทำงานโดยปกติอยู่และมีความต้องการที่จะสื่อสารกับคนทั่ว ๆ ไปแต่ไม่สามารถแสดงออกหรือทำให้คนอื่นรับรู้ได้

เบรนคอมพิวเตอร์อินเตอร์เฟส (Brain-Computer Interface: BCI) คือการติดต่อโดยตรงระหว่างสมองกับอุปกรณ์ภายนอกต่าง ๆ เช่น การใช้สัญญาณสมองในการบังคับรถเข็นให้เคลื่อนที่ เป็นต้น ซึ่งเป็นเทคโนโลยีที่เป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยหรือผู้พิการให้สื่อสารกับคนอื่น ๆ ได้ โดยใช้ที่วัด (Sensor) คลื่นสมอง เช่น เครื่องวัดคลื่นสมองแบบ Electroencephalography (EEG) เป็นต้น จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้มา โดยที่สัญญาณต่าง ๆ ที่วัดมาได้นั้นมีทั้งสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อ สัญญาณที่เกิดจากการสื่อสารระหว่างเซลล์ประสาทสมอง และสัญญาณอื่น ๆ อีกมากมาย หลังจากวิเคราะห์สัญญาณและแปลความหมายแล้วก็จะสามารถนำคำสั่งหรือความต้องการไปควบคุมอุปกรณ์ภายนอกได้

ไวโบรแท็กไทล์เบรนคอมพิวเตอร์อินเตอร์เฟส (Vibrotactile Brain-Computer Interface) คือเบรนคอมพิวเตอร์อินเตอร์เฟสที่ใช้สิ่งเร้าหรือตัวกระตุ้นประเภทสั่น ในการทดลองนี้จะใช้อุปกรณ์ที่สั่นได้เป็นสิ่งเร้าเพื่อให้ผู้ทำการทดลองสามารถตอบสนองได้เมื่อรู้สึกถึงการสั่น

ในงานวิจัยเกี่ยวกับ BCI นั้นมีการศึกษาเกี่ยวกับคลื่นประเภทต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นจากการทำงานของสมองมากมาย เช่น P300 และ N100 เป็นต้น P300 คือส่วนของสัญญาณสมองที่มีแรงดันไฟฟ้าเป็นบวกซึ่งเกิดขึ้นประมาณ 300 มิลลิวินาทีหลังจากการเกิดสิ่งเร้าที่เกิดจากการทำงานของสมองที่เกี่ยวกับการคิด การคำนวณหรือการตัดสินใจ ส่วน N100 คือส่วนของสัญญาณสมองที่มีแรงดันไฟฟ้าเป็นลบซึ่งเกิดขึ้นประมาณ 100 มิลลิวินาทีหลังจากคนเราให้ความสนใจไปที่บางสิ่งแล้วสิ่งนั้นเกิดสิ่งกระตุ้นอย่างกะทันหัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานวิจัยหนึ่งที่เป็นต้นแบบของ BCI โดยการวิเคราะห์คลื่น P300 คือเครื่องสะกดคำโดยใช้คลื่น P300 (P300 Speller Paradigm) โดยผู้พัฒนาคือ Farewell and Donchin (1988) ซึ่งเครื่องสะกดคำนี้จะสามารถสะกดคำได้โดยการมองภาพบนหน้าจอที่มีตัวอักษรกระพริบไปมา ถ้าหากต้องการเลือกตัวอักษรใดให้เพ่งไปที่ตำแหน่งบนหน้าจอที่มีอักษรนั้น เมื่ออักษรที่ต้องการกระพริบขึ้นมาให้ทำการนับตัวเลข ซึ่งการนับตัวเลขเป็นการกระตุ้นให้เกิดคลื่น P300 ขึ้น [1]

ในช่วงที่ผ่านมามีงานวิจัยจำนวนมากที่นำ P300 Speller Paradigm มาพัฒนาต่อเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ หนึ่งในงานวิจัย [2] ที่น่าสนใจคือการประยุกต์ใช้คลื่น N100 ที่เกิดจากการที่มนุษย์เราให้ความสนใจไปที่อะไรบางอย่างแล้วมีสิ่งเร้าเกิดขึ้นอย่างกะทันหัน เช่น การจ้องที่ตำแหน่งขวาบนของหน้าจอแล้วมีแสงกระพริบ เป็นต้น แต่ในงานวิจัยนี้ใช้สิ่งเร้าประเภทการมองเห็นในการทดลอง ซึ่งสิ่งเร้าประเภทสั่นนั้นยังไม่มีผู้ทำการทดลอง ผู้จัดทำโครงการจึงมีความคิดที่จะพัฒนาระบบเพื่อทำการทดลองดังกล่าว

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 ในโครงงานนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อช่วยเหลือผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ไม่สามารถขยับร่างกายและพูดได้แต่ยังคงรับรู้ถึงการสั่นได้อยู่ให้สามารถสื่อสารกับผู้อื่นได้โดยการใช้เพียงแค่ความรู้สึกถึงการสั่นและการวิเคราะห์คลื่นสมองของผู้ทำการทดลอง

1.2.2 ประยุกต์การใช้คลื่น P300 และ N100 เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของ P300 Speller Paradigm ให้ใช้ระยะเวลาในการทดลองสั้นลงและเปลี่ยนจากสิ่งเร้าประเภทการมองเห็นเป็นสิ่งเร้าประเภทสั่น

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ในโครงงานนี้จะประยุกต์การใช้คลื่นสมอง 2 ชนิดที่เป็นศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potentials: ERP) คือคลื่น P300 และคลื่น N100 โดยที่คลื่น P300 นั้นจะเกิดขึ้นเมื่อผู้ใช้นับตัวเลขในใจ ส่วนคลื่น N100 นั้นจะเกิดขึ้นเมื่อผู้ใช้รู้สึกถึงการสั่นของตัวสั่น ซึ่งตัวสั่นใดที่ผู้ใช้ให้ความสนใจอยู่จะมีแรงดันไฟฟ้า (Amplitude) เกิดขึ้นสูงกว่าตัวสั่นที่ผู้ใช้ไม่ได้ให้ความสนใจ

1.4 ขอบเขตการศึกษา

1.4.1 ผู้ใช้ของงานวิจัยนี้คือคนพิการที่ไม่สามารถขยับร่างกายและไม่สามารถพูดได้ แต่ในการทดลองจะใช้บุคคลปกติ

1.4.2 ใช้สิ่งเร้าเป็นตัวสั่นทั้งหมด 2 ตัวและมีรูปแบบการสั่น 2 แบบ ดังนั้นผู้ใช้สามารถสื่อสารได้ทั้งหมด 4 คำสั่ง

1.4.3 ใช้อุปกรณ์อิเล็กโทรเอ็นเซฟาโลกราฟี (Electroencephalography) ในการอ่านคลื่นสมอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ขั้นตอนการปฏิบัติโครงงานสหกิจศึกษา

1.5.1 ศึกษางานวิจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้อง

1.5.2 จัดเตรียมอุปกรณ์ต่าง ๆ ในการทดลอง

1.5.3 ทำการทดลอง

1.5.4 สรุปผลการวิจัยและนำเสนอ

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

สามารถทำให้คนพิการที่ไม่สามารถขยับร่างกายและไม่สามารถพูดได้สามารถติดต่อสื่อสารกับคนอื่น ๆ ได้และในการใช้งานวิจัยนี้ผู้ใช้สามารถเข้าใจได้ง่ายโดยไม่จำเป็นต้องมีการฝึกใช้เป็นระยะเวลานาน ๆ

1.7 สถานประกอบการ

สถานประกอบการของโครงการสหกิจศึกษาคือ The University of Electro-Communications (UEC) เมืองโตเกียว ประเทศญี่ปุ่น ซึ่งเป็นมหาวิทยาลัยทางด้านวิศวกรรมศาสตร์และวิทยาศาสตร์ที่มุ่งเน้นการศึกษาและการวิจัยเกี่ยวกับสารสนเทศและโทรคมนาคม

1.8 ตำแหน่งงาน

ในระหว่างโครงการสหกิจ ตำแหน่งงานของข้าพเจ้าคือนักศึกษาวิจัย (Research Student) โดยมีหน้าที่ศึกษาและทำงานวิจัยภายในห้องปฏิบัติการ (Laboratory) ที่ Washizawa Laboratory

1.9 พนักงานที่ปรึกษา

ข้าพเจ้าศึกษาและทำงานวิจัยในห้องปฏิบัติการของ Asst. Prof. Dr. Washizawa Yoshikazu โดยมีท่านเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาตลอดโครงการสหกิจศึกษา

1.10 ระยะเวลาที่ปฏิบัติงาน

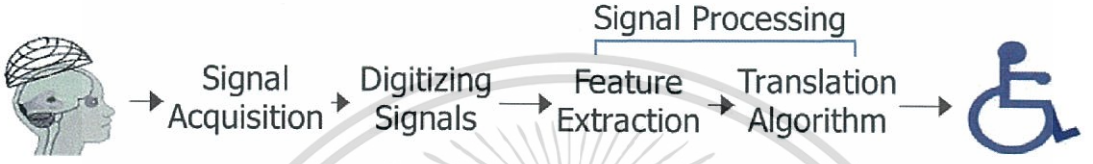
ช่วงเวลาที่ปฏิบัติงานคือตั้งแต่เดือนกรกฎาคมถึงธันวาคม พ.ศ. 2557 รวมทั้งสิ้น 6 เดือน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีและหลักการ

2.1 ระบบ Brain-Computer Interface (BCI)

ระบบ BCI ประกอบไปด้วย 4 ขั้นตอนดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ระบบ Brain-Computer Interface

2.1.1 การบันทึกสัญญาณ (Signal Acquisition)

การบันทึกสัญญาณคือการใช้อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองเช่น การใช้อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองแบบ Electroencephalography (EEG) หรือ Magnetoencephalography (MEG) เป็นต้น

2.1.2 การแปลงสัญญาณให้เป็นดิจิตอล (Digitization)

การแปลงสัญญาณที่ได้จากสมองซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก (Analog Signals) ให้เป็นสัญญาณดิจิตอล (Digital Signals) โดยเครื่องมือแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นดิจิตอล (Analog-Digital Converter) เพื่อให้คอมพิวเตอร์สามารถจัดการกับสัญญาณได้

2.1.3 การสกัดข้อมูล (Feature Extraction)

เนื่องจากสัญญาณสมองของคนเราประกอบไปด้วยสัญญาณต่าง ๆ มากมาย ไม่ว่าจะเป็นสัญญาณที่เกิดจากการขยับร่างกาย สัญญาณที่เกิดจากการคิดคำนวณ และอื่น ๆ ซึ่งขั้นตอนนี้จะเป็นการสกัดหาข้อมูลเฉพาะส่วนที่สำคัญเพื่อที่จะนำมาใช้ต่อไป

2.1.4 การแปลข้อมูล (Translation Algorithm)

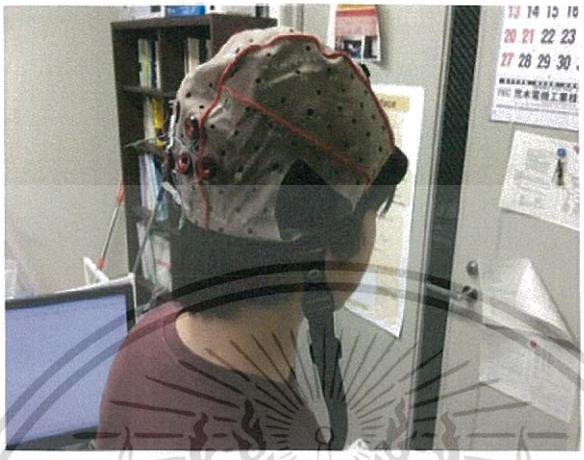
คือการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้มาและสั่งการไปยังอุปกรณ์ภายนอกต่าง ๆ ตามที่ผู้ใช้ต้องการ

2.2 Electroencephalography (EEG)

EEG คือประเภทการบันทึกคลื่นสมองแบบหนึ่งโดยการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากผิวศีรษะ ซึ่งในแต่ละตำแหน่งจะมีรูปแบบของสัญญาณที่ต่างกันโดยการวัดระดับศักย์ไฟฟ้า (Voltage) จากเซลล์ประสาทในสมอง ซึ่งวิธีนี้เป็นที่นิยมมากในการทดลองและในวงการแพทย์เพราะว่าอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการบันทึกแบบ EEG นั้นมีราคาถูก ใช้งานได้ไม่ยุ่งยากและปลอดภัยต่อผู้ใช้ในการบันทึกสัญญาณสมองนั้นทำได้โดยการแปะอิเล็กโทรด (Electrodes) บนผิวหนังศีรษะในตำแหน่งต่าง ๆ ที่ต้องการดังรูปที่ 2.2



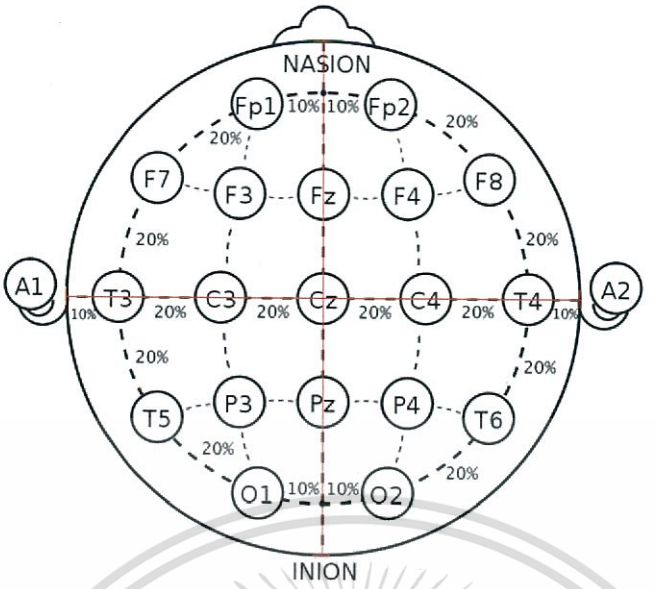
รูปที่ 2.2 อุปกรณ์ที่ใช้วัดคลื่นสมองแบบ EEG

2.2.1 ตำแหน่งของ Electrode บนหนังศีรษะ

สำหรับตำแหน่งของ Electrode บนศีรษะนั้นมีมาตรฐานที่ใช้กันคือระบบ 10-20 (10-20 System) หรือ ระบบ 10-20 สากล (International 10-20 System) สาเหตุที่ต้องมีมาตรฐานของตำแหน่งของ Electrode เพื่อให้แน่ใจในตำแหน่งที่บันทึกสัญญาณสมอง เมื่อมีมาตรฐานแล้ว จะทำให้การทดลองอื่น ๆ สามารถอ้างอิงตำแหน่งได้อย่างถูกต้อง

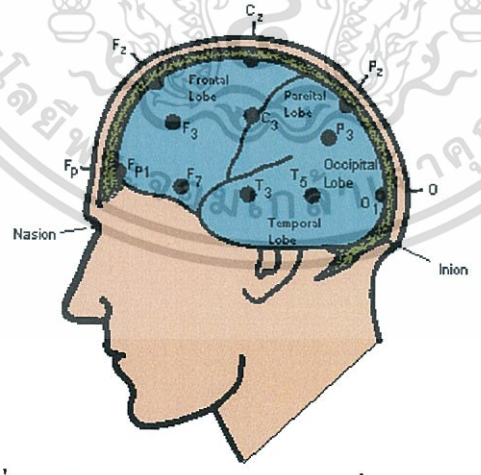
ระบบ 10-20 นั้น ตัวเลข 10 และ 20 หมายถึงเปอร์เซ็นต์ของระยะห่างจากส่วนหน้าสุดของกะโหลกถึงส่วนหลังสุดของกะโหลกและส่วนซ้ายสุดของกะโหลกถึงส่วนขวาสุดของกะโหลก ซึ่งตัวเลขระยะห่างนี้หมายถึงระยะห่างระหว่าง Electrode แต่ละ Electrode จากรูปที่ 2.3 จะเห็นได้ว่าผลรวมของระยะห่างของ Electrode แต่ละตัวที่อยู่ด้านนอกสุดฝั่งซ้ายคือ 100%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 ตำแหน่งของ Electrode ตามมาตรฐานระบบ 10-20 [7]

โดยที่ตำแหน่งแต่ละตำแหน่งจะมีตัวอักษรกำกับ คือ F, T, C, P และ O ซึ่งย่อมาจาก Frontal (สมองกลีบหน้า), Temporal (สมองกลีบขมับ), Central (สมองส่วนกลาง), Parietal (สมองส่วนกลีบข้าง) และ Occipital (สมองกลีบท้ายทอย) โดยที่อักษรแต่ละตัวหมายถึงตำแหน่งดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ส่วนต่าง ๆ ของสมองตามชื่อย่อกำกับ [8]

สำหรับตัวเลขที่ต่อจากตัวอักษรต่าง ๆ ตัวเลขที่เป็นเลขคู่จะอยู่ฝั่งขวาของกะโหลกและตัวเลขที่เป็นเลขคี่จะอยู่ฝั่งซ้ายของกะโหลก

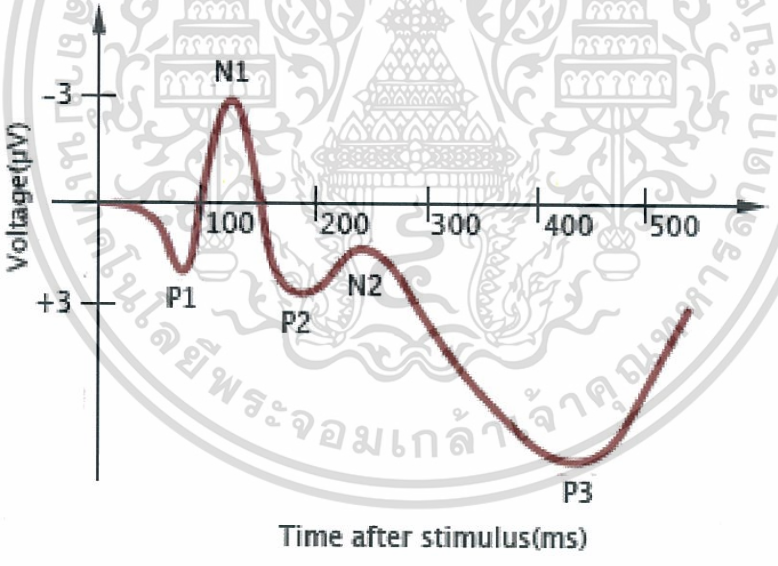
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 วิธีการบันทึกสัญญาณแบบ EEG

ในการบันทึกสัญญาณแบบ EEG นั้นเริ่มจากการวาง Electrode บนตำแหน่งต่าง ๆ ที่ต้องการบนศีรษะ จากนั้นจึงหยอดสารนำไฟฟ้าระหว่าง Electrode และผิวหนังศีรษะเพื่อให้กระแสไฟฟ้าจากผิวหนังศีรษะสามารถไหลผ่าน Electrode ได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื่องจากสัญญาณสมองมีแรงดันไฟฟ้าที่ต่ำมาก เช่น คลื่น P300 มีแรงดันไฟฟ้าระดับไมโครโวลต์ การใช้อุปกรณ์ขยายสัญญาณ (Amplifier) จึงมีความจำเป็น

2.3 ศักย์ไฟฟ้าสมองที่สัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potentials: ERP)

Event-Related Potentials (ERP) คือ คลื่นการตอบสนองของสมองต่อเหตุการณ์ต่าง ๆ ที่สมองได้รับไม่ว่าจะเป็นประสาทสัมผัส ความรู้ความเข้าใจ และการเคลื่อนไหวของส่วนต่าง ๆ ในร่างกาย โดยจะมีลักษณะพิเศษคือหลังจากเกิดสิ่งเร้าใด ๆ แล้วจะมี ERP เกิดขึ้น หากรู้ช่วงเวลาที่สิ่งเร้าเกิดขึ้นจะสามารถหา ERP ได้โดยการหาค่าเฉลี่ยของแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณสมองหลังจากการเกิดสิ่งเร้าในแต่ละช่วงเวลาเพราะว่า ERP นั้นเกิดขึ้นในช่วงเวลาใกล้ ๆ กันในแต่ละครั้งของการเกิดสิ่งเร้า



รูปที่ 2.5 องค์ประกอบของ ERP [9]

จากรูปที่ 2.5 คือองค์ประกอบของ ERP ที่มีลักษณะการตั้งชื่อตามลำดับการเกิดและประจุ ซึ่ง P คือประจุบวก (Positive) และ N คือประจุลบ (Negative) และตัวเลขคือลำดับการเกิด นอกจากชื่อ P1, N1, P2, N2 และ P3 แล้วยังสามารถเรียกอีกชื่อได้ว่า P100, N100, P200, N200 และ P300 ซึ่งตัวเลขหลักร้อยหมายถึงช่วงเวลาที่เกิดหลังจากมีสิ่งเร้าเกิดขึ้นประมาณ 100 200 และ 300 มิลลิวินาที ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากสัญญาณสมองนั้นถือเป็นสัญญาณที่มีสัญญาณรบกวน (Noise) เพราะเป็นสัญญาณที่เกิดจากการทำงานต่าง ๆ ของสมองรวมไปถึงสัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์ต่าง ๆ ด้วย ดังนั้นเมื่อนำสัญญาณหลาย ๆ สัญญาณที่มีองค์ประกอบของ ERP มาเฉลี่ยกันแล้ว คลื่นที่เป็น ERP จะยังคงมีค่าแรงดันไฟฟ้าที่ใกล้เคียงกับค่าเดิมก่อนการเฉลี่ย แต่คลื่นในช่วงเวลาอื่น ๆ ที่ไม่ได้มี ERP เกิดขึ้นนั้นมีทั้งค่าแรงดันไฟฟ้าสูงและต่ำ ดังนั้นเมื่อถูกเฉลี่ยโดยสัญญาณหลาย ๆ สัญญาณจึงทำให้มีค่าแรงดันไฟฟ้าต่ำลงเรื่อย ๆ หรือกล่าวได้ว่าการเฉลี่ยสัญญาณนั้นทำให้ Signal-to-Noise Ratio (SNR) มีค่าสูงขึ้น โดยสามารถหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณได้โดยให้ N คือจำนวนการทดลอง (Trial), k คือลำดับของการทดลองและ t คือเวลาในแต่ละครั้งของการทดลอง k ดังนั้นสัญญาณเฉลี่ยของจำนวนการทดลอง N คือ

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} x(t,k) \tag{2.1}$$

2.3.1 คลื่น P300

เป็นศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (ERP) ที่มีขั้วบวกที่จะเกิดขึ้นหลังจากมีสิ่งเร้าในช่วงเวลาประมาณ 250-500 มิลลิวินาที ซึ่งสะท้อนให้เห็นถึงจำนวนเซลล์ประสาทที่ถูกกระตุ้นขณะทำกิจกรรมช่วงเวลานั้น ๆ โดยที่แรงดันไฟฟ้าจะสัมพันธ์กับความยากง่ายและความซับซ้อนของกระบวนการคิดของสมอง รวมไปถึงความซับซ้อนในการคาดเดาการเกิดขึ้นของสิ่งเร้า ถ้ามีความซับซ้อนมากระดับของคลื่นก็จะสูง เช่น P300 ที่เกิดขึ้นเมื่อคำนวณการลบตัวเลขจะมีความสูงกว่าเมื่อคำนวณการบวกตัวเลข เนื่องจากการลบตัวเลขนั้นยากกว่าการบวกตัวเลข เป็นต้น นอกจากนี้การนับตัวเลขในใจก็ถือเป็นกิจกรรมที่ทำให้เกิด P300 ด้วยเช่นกัน

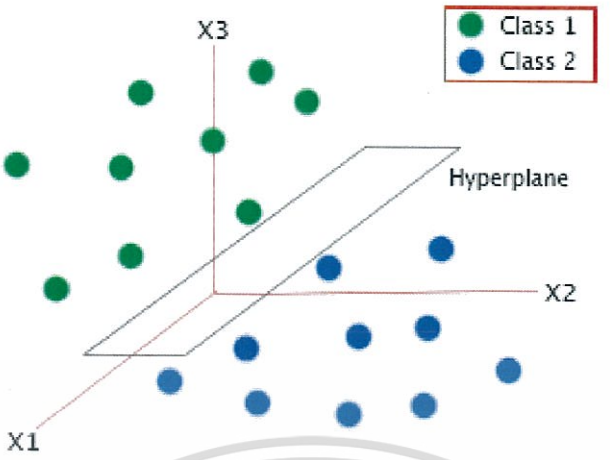
2.3.2 คลื่น N100

เป็นศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potentials: ERP) ที่มีขั้วลบที่จะเกิดขึ้นหลังจากการตั้งใจจดจ่อกับสิ่งบางอย่างแล้วมีสิ่งเร้าที่เกิดขึ้นโดยฉับพลันซึ่งจะเกิดขึ้นในช่วงเวลาประมาณ 100-150 มิลลิวินาที เช่น การเพ่งไปที่หน้าจอที่ตำแหน่งหนึ่งแล้วตำแหน่งนั้นมีภาพเกิดขึ้น หลังจากการเกิดภาพขึ้นประมาณ 100-150 มิลลิวินาที N100 จะเกิดขึ้น เป็นต้น

2.4 Support Vector Machine (SVM)

คืออัลกอริทึมที่ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อใช้ในการจำแนกข้อมูลโดยใช้ไฮเปอร์เพลน (Hyperplane) ในการแบ่งคลาสด้วยฟังก์ชันเส้นตรง (Linear) เพื่อให้แต่ละคลาสมีระยะห่างมากที่สุดหรือมีความชัดเจนในการแบ่งมากที่สุด จากรูปที่ 2.6 จะเห็นได้ว่าเส้นที่แบ่งระหว่างคลาสทั้งสองคือ Hyperplane

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 Support Vector Machine

การทำงานของ SVM คือเริ่มจากการนำข้อมูลใช้สอนระบบ (Training Data) ที่ถูกกำหนด Label เพื่อบ่งบอกถึงลักษณะข้อมูลมาเรียนรู้ จากนั้นจะได้โมเดลเพื่อใช้ในการทำนายข้อมูลนำเข้าใหม่

กำหนดให้ x คือข้อมูลนำเข้า (Input) และ $y \in \{1, -1\}$ ซึ่งหมายถึงคลาส "ใช่" และคลาส "ไม่ใช่" ตามลำดับ ดังนั้น Training data คือ $(x_1, y_1), \ldots, (x_n, y_n)$ เมื่อ n คือจำนวนข้อมูลทั้งหมด และ Hyperplane คือฟังก์ชัน $w \cdot x+b = 0$ ดังนั้น $w \cdot x+b < -1$ คือคลาส "ไม่ใช่" และ $w \cdot x+b > 1$ คือคลาส "ใช่"

SVM ที่ใช้ Kernel ชนิด Linear นั้นจำเป็นต้องปรับค่าพารามิเตอร์ C เพื่อเพิ่มลดความยืดหยุ่นของเส้นตรงที่ใช้เป็นตัวแบ่งคลาสดังสมการที่ 2.2 โดยที่ค่าของ C นั้นบ่งบอกถึงความสมดุลระหว่าง 2 สิ่งคือความต้องการที่อยากให้ระยะแยกแยะของแต่ละคลาสให้มีค่าสูงสุดซึ่งก็คือ $\|w\|^2$ และความต้องการที่อยากให้ค่าความผิดพลาดต่ำสุดซึ่งก็คือ $\sum_{i=1}^{N} \xi_i$ หลังจากได้โมเดลมาแล้วก็สามารถนำข้อมูลสำหรับทดสอบ (Testing Data) มาให้ SVM ทำนายได้ว่าข้อมูลแต่ละข้อมูลที่ต้องการทดสอบนั้นถูกจำแนกให้อยู่คลาสใด

$$\min_{w, \xi_i} \quad \|w\|^2 + C_i \sum_{i=1}^{N} \xi_i \tag{2.2}$$

โดยที่ $y^{(i)}(w^T x^{(i)} + b) \geq 1 - \xi_i$ และ $\xi_i > 0$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยแรก ๆ ที่สำคัญในด้าน BCI คือการพัฒนาเครื่องสะกดคำโดยใช้คลื่น P300 โดย Farwell และ Donchin [1] ในการสะกดคำนั้นผู้ทำการทดลองจะต้องเพ่งไปที่หน้าจอที่มีรูปภาพตารางขนาด 6x6 ที่ประกอบไปด้วยตัวอักษรทั้งหมด 26 ตัวและตัวเลขอีก 10 ตัว ในระหว่างการทดลองตัวอักษรในภาพจะกระพริบไปเรื่อย ๆ โดยมีลำดับในการกระพริบเป็นแบบสุ่ม เมื่อตัวอักษรที่ผู้ทำการทดลองต้องการเลือกกระพริบ ผู้ทำการทดลองจะต้องนับตัวเลขในใจ ซึ่งการนับตัวเลขในใจจะทำให้คลื่น P300 เกิดขึ้น ในงานวิจัยนี้ใช้คลื่น P300 ในการวิเคราะห์ตัวอักษรที่ผู้ทำการทดลองเลือก

ในปี พ.ศ. 2557 Sato และ Washizawa ได้ประยุกต์การใช้คลื่น N100 กับ P300 ในการพัฒนาเครื่องสะกดคำ [2] ที่สามารถลดระยะเวลาในเลือกตัวอักษรได้โดยการทำให้จากเดิมที่ใช้ตารางขนาด 6x6 ที่มี 36 ตัวอักษร กลายเป็นตารางขนาด 3x2 แต่มี 36 ตัวอักษรเท่าเดิม เหตุผลที่ขนาดตารางเล็กลงแต่มีตัวอักษร 36 ตัวเท่าเดิมคือในตอนแรกนั้น 1 ตำแหน่งจะมีตัวอักษรเพียง 1 ตัว แต่ในงานวิจัยนี้ 1 ตำแหน่ง จะประกอบไปด้วยตัวอักษร 6 ตัว โดยจะสลับกันกระพริบ โดยที่คลื่น N100 จะถูกใช้ในการวิเคราะห์ว่าผู้ทำการทดลองกำลังเพ่งไปที่ตำแหน่งใดบนหน้าจอ

ในปีเดียวกันกับ Sato และ Washizawa ที่เสนอแนวคิดในการประยุกต์การใช้ P300 และ N100 ในการพัฒนาเครื่องสะกดคำ Togashi และ Washizawa ได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับการเกิดของคลื่น N100 จากสิ่งเร้าประเภทแรงกระแทก [3] โดยที่ในงานวิจัยนี้ใช้คลื่น N100 ในการหา Bayesian Delay ของคลื่นสมอง

ดังนั้นการนำ N100 มาประยุกต์ใช้กับ P300 เพื่อพัฒนาเครื่องสะกดคำโดยสิ่งเร้าประเภทสั่นจึงเป็นแนวคิดที่มีความเป็นไปได้ เพราะมีงานวิจัยอ้างอิงที่พบว่า N100 สามารถเกิดขึ้นได้จากสิ่งเร้าประเภทการกระแทกซึ่งเป็นสิ่งเร้าประเภทเดียวกัน

2.6 เครื่องมือในการดำเนินงาน

1) Software

- Python ใช้ในการควบคุมการทำงานของตัวสั่น
- Matlab ใช้ในการดำเนินการทดลองและวิเคราะห์ข้อมูล

2) Hardware

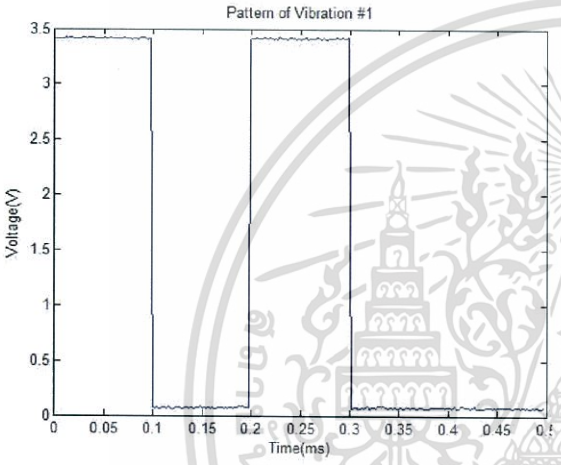
- Raspberry Pi Microcontroller สำหรับควบคุมการทำงานของตัวสั่น
- Vibrator ใช้ตัวสั่นในการเป็นสิ่งเร้า
- EEG ใช้ในการบันทึกสัญญาณสมอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

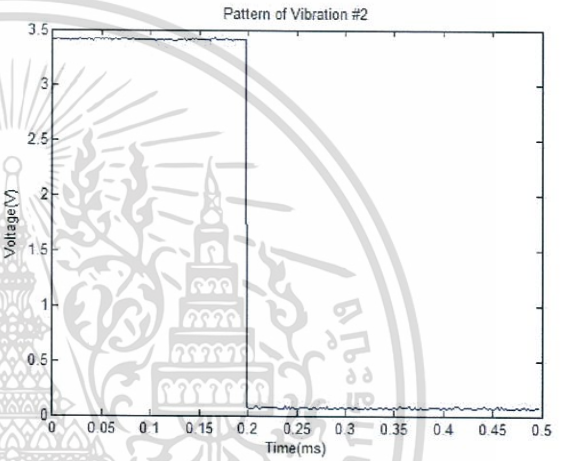
บทที่ 3
การวิเคราะห์และออกแบบระบบ

3.1 รูปแบบการทดลอง

ในการทดลองนี้จะใช้สิ่งเร้าประเภทสั่นซึ่งอุปกรณ์ที่ใช้คือตัวสั่น (Vibrators) ทั้งหมด 2 ตัว ติดแปะที่มือขวาและมือซ้ายของผู้ทำการทดลอง โดยที่ตัวสั่นจะมีรูปแบบการสั่นอยู่ 2 แบบคือแบบสั้นสั่น 0.1 วินาที/ครั้งและแบบยาวสั่น 0.2 วินาที/ครั้ง ดังรูปที่ 3.1 และ 3.2

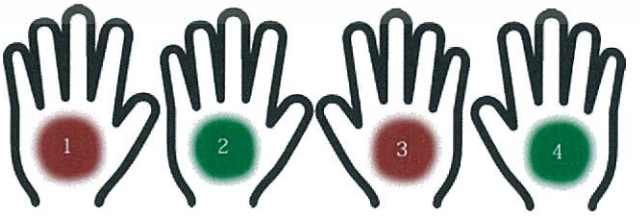


รูปที่ 3.1 รูปแบบการสั่นแบบที่ 1



รูปที่ 3.2 รูปแบบการสั่นแบบที่ 2

ดังนั้นในระบบนี้สามารถส่งคำสั่งได้ทั้งหมด 4 คำสั่งด้วยกัน โดยสมมติให้เป็นหมายเลขเป้าหมายตั้งแต่หมายเลข 1 ถึงหมายเลข 4 โดยที่หมายเลขเป้าหมายแต่ละหมายเลขมีความสัมพันธ์กับตัวสั่นที่มือแต่ละข้างและประเภทการสั่น ดังตารางที่ 3.1 และ รูปที่ 3.3 โดยสมมติว่าสีแดงคือรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 และสีเขียวคือรูปแบบการสั่นแบบที่ 2



รูปที่ 3.3 ความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นบนมือและรูปแบบการสั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

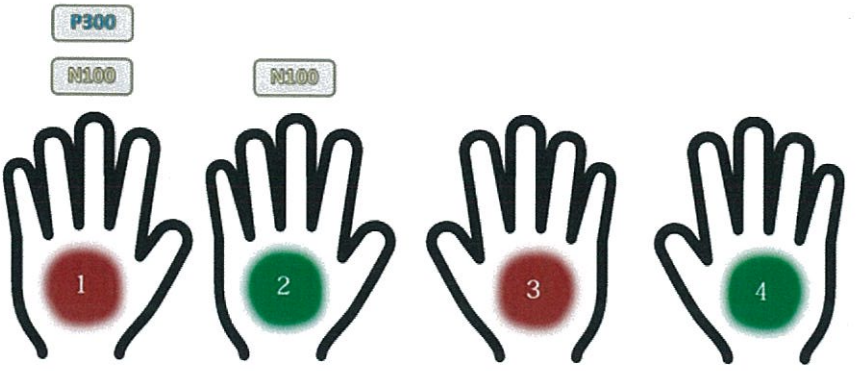
ตารางที่ 3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นบนมือแต่ละข้างและรูปแบบการสั่น

มือ	รูปแบบการสั่น	หมายเลขเป้าหมาย
ซ้าย	1	1
ซ้าย	2	2
ขวา	1	3
ขวา	2	4

ในการทดลอง ลำดับของการสั่นของตัวสั่นแต่ละตัวจะถูกทำการสุ่มเพื่อไม่ให้ผู้ทำการทดลองสามารถคาดเดาได้ว่าตัวสั่นตัวใดจะสั่นในลำดับต่อไป เนื่องจากความยากง่ายต่อการคาดเดาลำดับของการสั่นมีผลต่อการเกิดของ P300 โดยที่จะส่งผลให้ P300 มี Amplitude ต่ำเมื่อผู้ทดลองสามารถคาดเดาการเกิดสิ่งเร้าได้ง่ายหรือกล่าวอีกอย่างหนึ่งได้ว่ามีความซับซ้อนน้อย

จากความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นบนมือแต่ละข้างและรูปแบบของการสั่นข้างต้นนั้น สามารถสรุปความเชื่อมโยงกับการเกิดของ P300 และ N100 ได้ว่า จากรูปที่ 3.4 ถ้าสมมติว่าหมายเลขเป้าหมายคือหมายเลข 1 ซึ่งสัมพันธ์กับรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 ที่สั่นที่มือข้างซ้าย ดังนั้นผู้ทำการทดลองจะต้องให้ความตั้งใจจดจ่อไปที่มือข้างซ้ายตลอดเวลา ซึ่งหมายความว่าเมื่อตัวสั่นที่มือข้างซ้ายทำการสั่น ไม่ว่าจะเป็นรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 หรือแบบที่ 2 ก็ตาม N100 จะเกิดขึ้น ซึ่งการเกิดขึ้นของ N100 จะเป็นการบ่งบอกถึงมือที่ผู้ทำการทดลองให้ความตั้งใจจดจ่ออยู่ [1] แต่อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ N100 จะเกิดขึ้นที่มือข้างซ้าย แต่ทุกครั้งที่มือข้างขวามีการสั่นเกิดขึ้น N100 ก็เกิดขึ้นเช่นกัน แต่ Amplitude จะต่ำกว่าการสั่นจากมือข้างซ้าย เพราะ N100 เป็น ERP ที่ขนาดของ Amplitude ขึ้นอยู่กับความตั้งใจจดจ่อกับอะไรบางอย่าง ส่วน P300 เกิดขึ้นจากการนับตัวเลขในใจ ซึ่งผู้ทำการทดลองจะต้องนับเลขในใจเมื่อตัวสั่นที่มือข้างซ้ายทำการสั่นและมีรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 เท่านั้น ดังนั้นการเกิดขึ้นของ P300 เป็นข้อมูลที่บ่งบอกว่าหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองเกิดขึ้นช่วงเวลาใด เช่น หลังจากการสั่นครั้งที่ 5 ประมาณ 300 มิลลิวินาที มี P300 เกิดขึ้น นั่นหมายความว่าหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการคือการสั่นครั้งที่ 5 ซึ่งหลังจากตรวจสอบลำดับการสั่นทั้งหมดแล้ว จะสามารถรู้ได้ว่าการสั่นครั้งที่ 5 หมายเลขเป้าหมายคืออะไร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

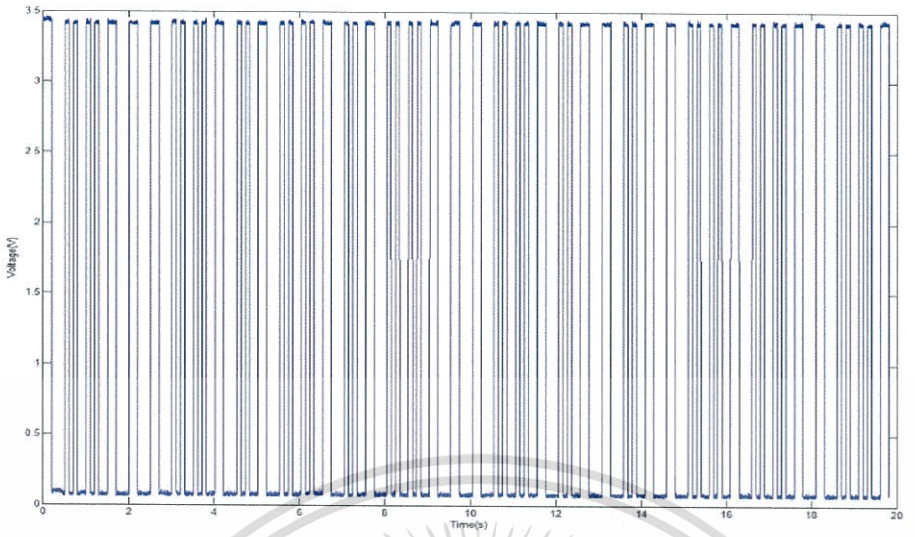


รูปที่ 3.4 การเกิดขึ้นของ P300 และ N100 เมื่อหมายเลขเป้าหมายคือ 1

ในการทดลองนี้ต้องการตรวจสอบการเกิดขึ้นของทั้ง P300 และ N100 ดังนั้นจึงมีการออกแบบการทดลองให้ง่ายที่สุดเท่าที่จะทำได้โดยการทำให้ตัวสั่นทั้งหมดสั่นทีละตัวต่อครั้ง ซึ่งหมายความว่าในช่วงเวลาใด ๆ จะมีตัวสั่นที่ทำการสั่นเพียงแค่ตัวเดียว หรือกล่าวอีกอย่างได้ว่ามีหมายเลขเป้าหมายให้ผู้ทำการทดลองทำการตอบสนองได้ 1 หมายเลขต่อการสั่น 1 ครั้ง ดังนั้นการตรวจสอบการเกิดขึ้นของ P300 ก็เพียงพอแล้วที่จะรู้ถึงหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ เพราะว่าการสั่นแต่ละครั้งมีหมายเลขเป้าหมายให้เลือกแค่ 1 หมายเลข ซึ่งหมายความว่าถ้าพบ P300 ที่การสั่นครั้งใด ครั้งนั้นคือหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ แต่ถ้าหากการทดลองนี้สำเร็จและเป็นไปตามสมมติฐาน สามารถออกแบบการทดลองให้ยากกว่าเดิมได้โดยการทำให้ตัวสั่นหลาย ๆ ตัวสั่นพร้อมกันในเวลาเดียวกัน ซึ่งจะทำให้เวลาที่ใช้ในการทดลองลดลง แต่อย่างไรก็ตามในช่วงเวลาใด ๆ ถ้าตัวสั่นมีการสั่นมากกว่า 1 ตัวในเวลาเดียวกัน ซึ่ง P300 นั้นบอกได้เพียงแค่ว่า ณ ช่วงเวลาการสั่นครั้งนั้น หนึ่งในตัวสั่นที่สั่นสั่นพร้อมกันคือหมายเลขเป้าหมาย ดังนั้น N100 จึงถูกใช้เพื่อจะได้ทราบถึงตำแหน่งของตัวสั่น เช่น ถ้าหากมีการสั่น 2 ตัวในเวลาเดียวกันที่มือข้างซ้ายและมือข้างขวา P300 บอกได้ว่าหมายเลขเป้าหมายอยู่ที่การสั่นครั้งนี้ แต่ไม่รู้ว่าตัวสั่นที่เป็นเป้าหมายอยู่ข้างซ้ายหรือขวา ดังนั้น N100 จึงเป็นตัวที่บอกได้ว่ามือข้างในที่ผู้ทำการทดลองให้การจดจ่ออยู่ ซึ่งถ้านำเอาข้อมูลการเกิดขึ้นของทั้ง P300 และ N100 มาวิเคราะห์ร่วมกันแล้ว ก็จะรู้ถึงหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการดลองต้องการ

ในการทดลองนี้จะดำเนินการทดลองทั้งหมด 20 รอบ (Trial) และในแต่ละรอบนั้นจะมีการสั่นทั้งหมด 40 ครั้ง ครั้งละ 0.5 วินาที ดังนั้นใน 1 Trial จะใช้ระยะเวลาทั้งหมด 20 วินาที ดังรูปที่ 3.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 สัญญาณจากตัวสั่นใน 1 Trial

3.2 ขั้นตอนการทดลอง

3.2.1 ให้ผู้ทำการทดลองเลือกหมายเลขเป้าหมาย 1 หมายเลข จากหมายเลขตั้งแต่หมายเลข 1 ถึงหมายเลข 4

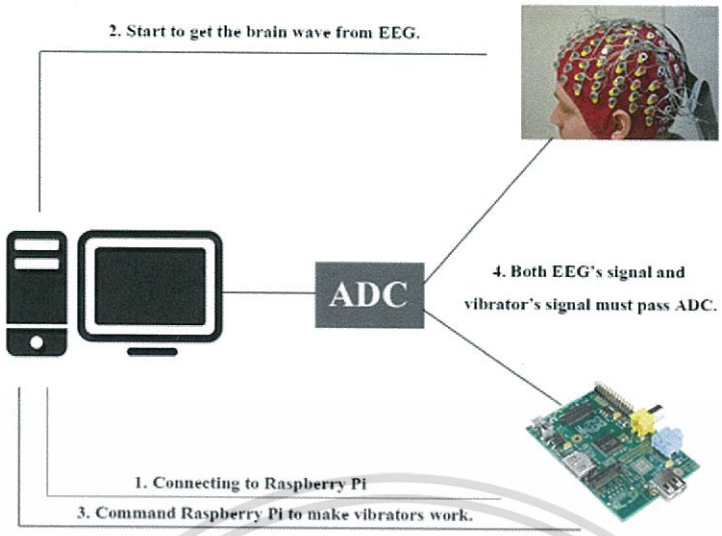
3.2.2 หลังจากได้หมายเลขเป้าหมายแล้ว ให้ผู้ทำการทดลองดูว่าจะต้องตั้งใจให้ความสนใจไปที่ตัวสั่นตัวใดและประเภทการสั่นแบบใด

3.2.3 หลังจากเริ่มทำการทดลอง ตัวสั่นจะสั่นไปเรื่อย ๆ โดยที่ลำดับการสั่นนั้นเป็นแบบสุ่ม ระหว่างการสั่นผู้ทดลองจะต้องให้ความสนใจไปยังมือข้างที่มีตัวสั่นเป้าหมายอยู่ตลอดเวลาและทุกครั้งที่มีการสั่นจากมือข้างนั้น ถ้าหากรูปแบบการสั่นตรงกับที่ต้องการให้นับตัวเลขในใจ

3.3 ระบบที่ใช้ในการทดลอง

ในระบบนี้จะประกอบไปด้วย 3 ส่วนหลัก ๆ คือ (ก) คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการประมวลผล (ข) ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) Raspberry Pi ที่ถูกใช้เพื่อควบคุมตัวสั่น (ค) อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองประเภท EEG ดังรูปที่ 3.6 โดยมีหลักการทำงานคือ ระบบจะเริ่มต้นจากการที่คอมพิวเตอร์เชื่อมต่อไปยัง Raspberry Pi ผ่าน TCP Protocol เพื่อเตรียมพร้อมที่จะรับส่งข้อมูลซึ่งกันและกัน จากนั้นจึงเริ่มบันทึกสัญญาณจาก EEG และในระหว่างเดียวกันก็ส่งคำสั่งไปยัง Raspberry Pi เพื่อให้ตัวสั่นทำงาน ในระหว่างการทดลองนั้นทั้งอุปกรณ์บันทึกสัญญาณ EEG และ Raspberry Pi ต่างก็เชื่อมต่อไปยังอุปกรณ์แปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิตอล เพื่อส่งสัญญาณ EEG และสัญญาณการทำงานของตัวสั่นไปยังคอมพิวเตอร์ หลังจากการทดลองเสร็จสิ้นแล้ว Raspberry Pi จะส่งข้อมูลลำดับการสั่นทั้งหมดมายังคอมพิวเตอร์

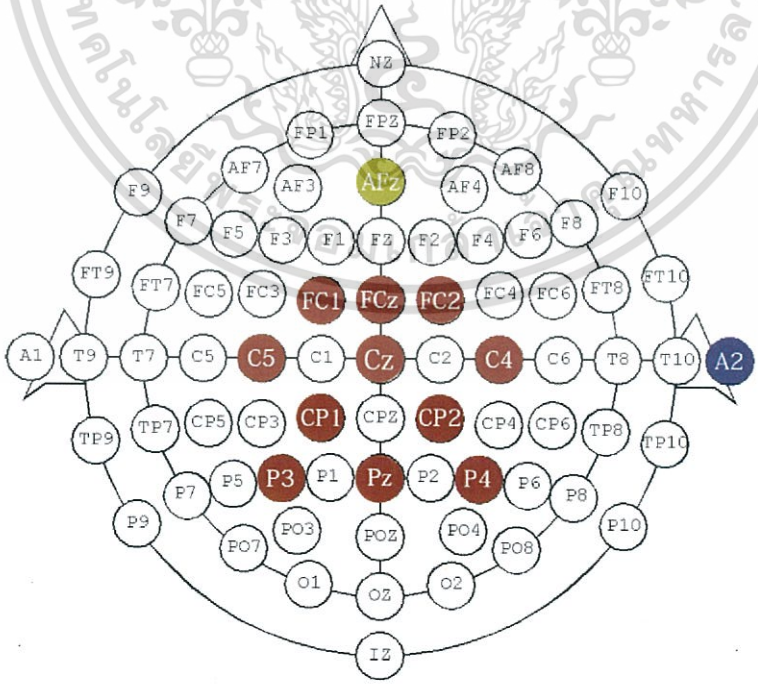
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 ระบบที่ใช้ในการทดลอง

3.3.1 EEG

ในระบบนี้จะใช้อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองแบบ EEG ประเภทหมวกแบบเปียก ซึ่งต้องใช้เจลนำไฟฟ้าเป็นตัวนำไฟฟ้าระหว่างผิวหนังศีรษะและขั้ว Electrode โดยที่ตำแหน่งของ Electrode ที่ใช้คือ FC1, FC2, FCz, C3, C4, Cz, CP1, CP2, P3, P4 และ Pz รวม 11 ตำแหน่ง ส่วนตำแหน่ง Ground คือ AFz และตำแหน่งอ้างอิง (Reference) คือ A2 ดังรูปที่ 3.7



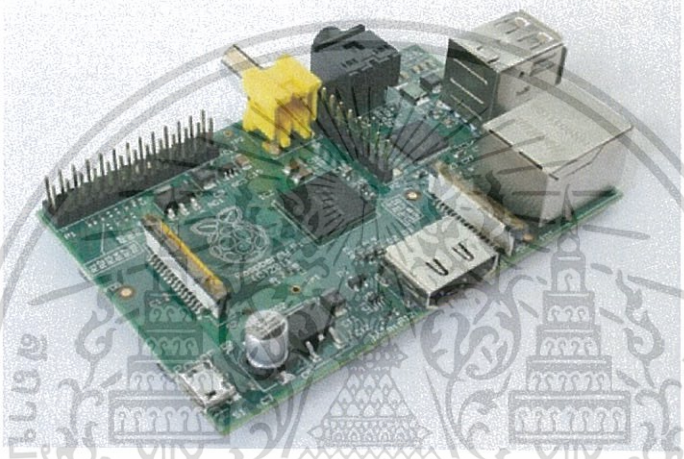
รูปที่ 3.7 ตำแหน่ง Electrode ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลองนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองแบบ EEG นั้นถูกเชื่อมต่อไว้กับอุปกรณ์ขยายสัญญาณ (Amplifier) โดยที่สัญญาณทั้งหมดจะถูกขยาย 20×10^6 เท่าของสัญญาณเดิม หลังจากนั้นเชื่อมต่อกับอุปกรณ์แปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล

3.3.2 Raspberry Pi

Raspberry Pi คือไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ดังรูปที่ 3.8 ที่ต่อกับตัวสั่นทั้งหมดเพื่อทำหน้าที่จัดการเรื่องลำดับการสั่นของตัวสั่นแต่ละตัวและรับส่งข้อมูลระหว่างคอมพิวเตอร์

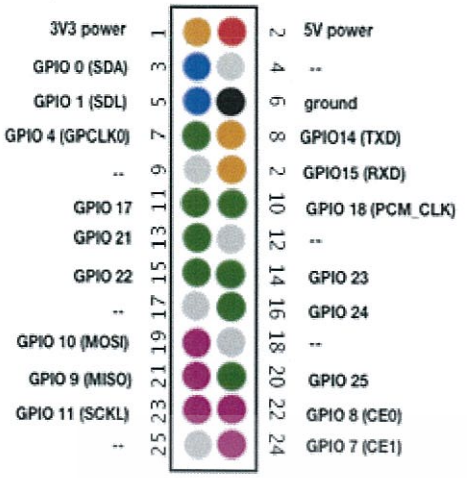


รูปที่ 3.8 Raspberry Pi

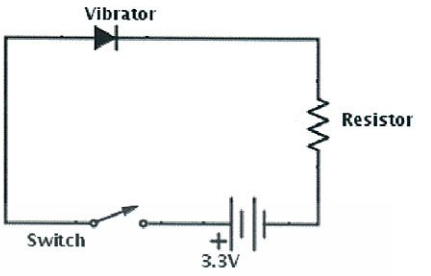
โดยที่การควบคุมตัวสั่นนั้นทำโดยการเชื่อมต่อตัวสั่นทั้งหมดผ่าน General Purpose Input Output (GPIO) ดังรูปที่ 3.9 ซึ่งหลักการทำงานของ GPIO คือการทำตัวเองเป็นสวิทช์เปิดและปิด สถานะเปิดคือการปล่อยกระแสไฟฟ้า 3.3 โวลต์ ส่วนสถานะปิดคือไม่ปล่อยกระแสไฟฟ้า หรือ 0 โวลต์ ดังรูปที่ 3.10 GPIO นั้นสามารถทำหน้าที่ได้ทั้งเป็น Input และ Output โดยในระบบของการทดลองนี้สถานะเปิดคือการทำให้ตัวสั่นทำการสั่นและสถานะปิดคือทำให้ตัวสั่นหยุดทำการสั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

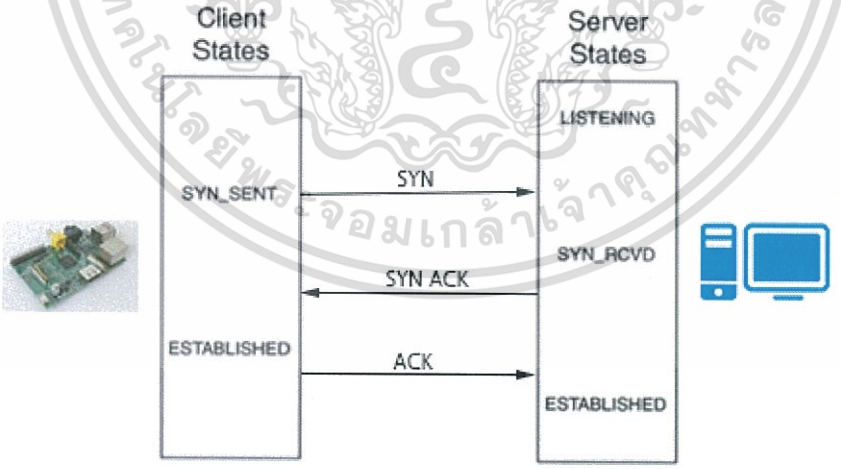


รูปที่ 3.9 Pin ต่าง ๆ ของ Raspberry Pi



รูปที่ 3.10 การทำงานของ GPIO

ในส่วนของโปรแกรมนั้นถูกเขียนโดยภาษา Python ซึ่งสามารถควบคุมการทำงานของ GPIO ได้โดยฟังก์ชัน GPIO.output(หมายเลข GPIO Pin, GPIO.HIGH) เมื่อต้องการให้ตัวสั่นทำงาน และฟังก์ชัน GPIO.output(หมายเลข GPIO Pin, GPIO.LOW) เมื่อไม่ต้องการให้ตัวสั่นทำงาน และติดต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่าน Wireless Local Area Network (WLAN) ติดต่อโดยใช้โปรโตคอล (Protocol) TCP ผ่าน Socket



รูปที่ 3.11 Three-way Handshake [10]

โดยหลักการทำงานคือเริ่มจากทำการเชื่อมต่อกันระหว่างคอมพิวเตอร์และ Raspberry Pi ซึ่งกระบวนการเชื่อมต่อกันเรียกว่า Three-way Handshake ดังรูปที่ 3.11 โดยที่ในตอนแรกนั้น Raspberry Pi จะอยู่ในสถานะรอการร้องขอการเชื่อมต่อ (Listening State) จากคอมพิวเตอร์ จากนั้น

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

144547

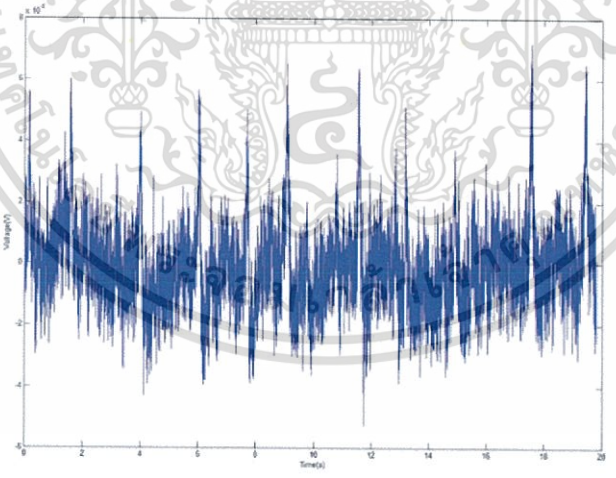
เมื่อคอมพิวเตอร์ทำการส่งคำร้องขอการเชื่อมต่อ (SYN) มาแล้วก็จะตอบกลับด้วย SYN Acknowledgement (SYN ACK) เพื่อเป็นการบอกว่าได้รับการร้องขอแล้ว หลังจากนั้นคอมพิวเตอร์จะตอบกลับด้วย Acknowledgement (ACK) เพื่อเป็นการบอกว่ารับทราบการตอบกลับแล้ว หลังจากนั้นจึงถือว่าเสร็จกระบวนการเชื่อมต่อและเริ่มส่งข้อมูลได้

3.3.3 คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการประมวลผล

คอมพิวเตอร์นี้เป็นส่วนสำคัญที่สุดของระบบของการทดลองนี้ เนื่องจากต้องทำการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้มาทั้งหมดจากทั้ง EEG และ Raspberry Pi ซึ่งในระบบของการทดลองนี้ Sampling Rate ของอุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองแบบ EEG ที่ใช้คือ 512 เฮิรตซ์ (Hertz) โดยหลังจากที่ได้ข้อมูลสัญญาณของ EEG ตัวสั่น และลำดับการสั่นมาแล้วก็จะทำการสกัดข้อมูลที่มีลักษณะสำคัญ (Feature Extraction) ออกมาเพื่อใช้ในการวิเคราะห์และสุดท้ายคือจำแนกประเภทของข้อมูล (Classification) ว่าเป็นข้อมูลประเภทที่ผู้ทำการทดลองต้องการหรือไม่เพื่อที่จะได้ทราบถึงสิ่งที่ผู้ทำการทดลองต้องการ

3.4 การเก็บข้อมูล

ในการทดลองนี้มีการดำเนินการทดลองทั้งหมด 20 ครั้งหรือ Trial ซึ่งใน 1 Trial จะใช้ระยะเวลา 20 วินาที/ครั้ง ดังนั้นข้อมูลในแต่ละ Trial ที่ได้มาคือสัญญาณจากสมอง 11 สัญญาณจาก Electrode แต่ละตำแหน่งดังรูปที่ 3.12 และสัญญาณจากตัวสั่น รวมเป็น 12 สัญญาณ/ครั้ง



รูปที่ 3.12 สัญญาณสมองตำแหน่ง Electrode ที่ Cz ในการทดลองที่ 1

นอกจากสัญญาณทั้ง 12 สัญญาณแล้ว ในแต่ละ Trial ยังมีข้อมูลลำดับของการสั่นเพื่อใช้ในการระบุว่าในการสั่นทั้งหมด 40 ครั้ง แต่ละครั้งหมายถึงหมายเลขเป้าหมายอะไร ซึ่งแต่ละหมายเลข 1, 2, 3 และ 4 จะเกิดขึ้นหมายเลขละ 10 ครั้ง เช่น 1, 3, 2, 4, 2, 1, …., 4, 1 เป็นต้น และสุดท้ายคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการในแต่ละ Trial ตารางที่ 3.2 คือตัวอย่างของข้อมูลที่ได้มาจากการทดลอง

ตารางที่ 3.2 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลในการทดลองหนึ่งรอบ

ลำดับการทดลอง	หมายเลขเป้าหมาย	หมายเลขเป้าหมายที่ถูกเลือก
1	[1, 3, 2, 4, 3, 1, 2, 4, 2, …., 3, 1, 4, 2]	1
2	[3, 2, 4, 1, 2, 1, 3, 4, 2, …., 1, 2, 4, 3]	4
3	[2, 1, 4, 3, 1, 3, 2, 4, 1, …, 2, 1, 4, 3]	3
…	…	…
20	[2, 4, 1, 3, 4, 2, 1, 3, 4, …., 3, 2, 4, 1]	2

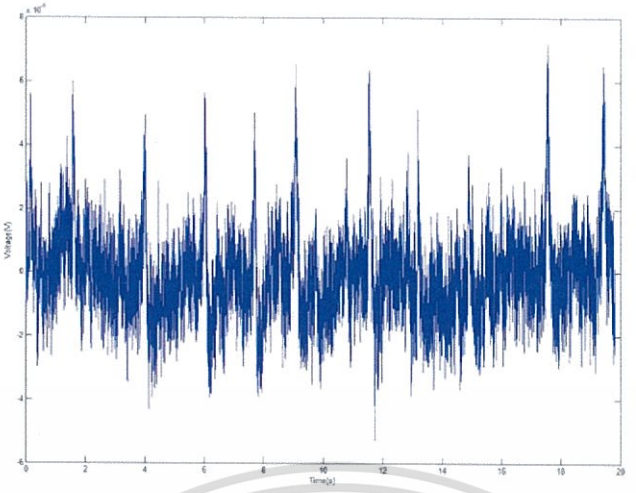
3.5 การสกัดลักษณะเด่นของข้อมูล

3.5.1 Butterworth Filter

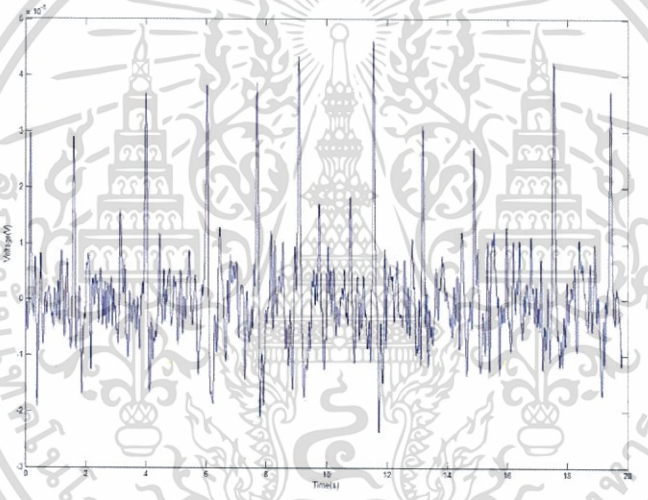
หลังจากที่ได้สัญญาณสมองมาแล้ว สัญญาณจะประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวน ดังนั้นจำเป็นต้องกรองย่านความถี่ที่ไม่สนใจออก ซึ่งสัญญาณสมองประเภท ERP นั้นมีความถี่ที่ต่ำมากจึงใช้ตัวกรอง (Filter) The Second-Order Butterworth Band Pass Filter เพื่อกรองเฉพาะสัญญาณช่วงความถี่ 1 ถึง 13 เฮิรตซ์ และใช้ The Third-Order Butterworth Band Stop Filter เพื่อกรองย่านความถี่ช่วง 49 ถึง 51 เฮิรตซ์ ออกเพราะว่าเป็นช่วงความถี่ของอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ในการทดลอง ถ้าหากไม่กรองย่านความถี่นี้ออก สัญญาณสมองที่ได้จาก EEG จะมีส่วนของคลื่นไฟฟ้าจากอุปกรณ์ต่าง ๆ รวมอยู่ด้วย

จากรูปที่ 3.13 และ 3.14 จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่มีความถี่สูงถูกกรองออกไปจึงทำให้รูปคลื่นส่วนที่มีความถี่มาก ๆ ถูกลบไปเหลือแค่ส่วนที่มีความถี่ต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 สัญญาณก่อนการ Filtering



รูปที่ 3.14 สัญญาณหลังการ Filtering

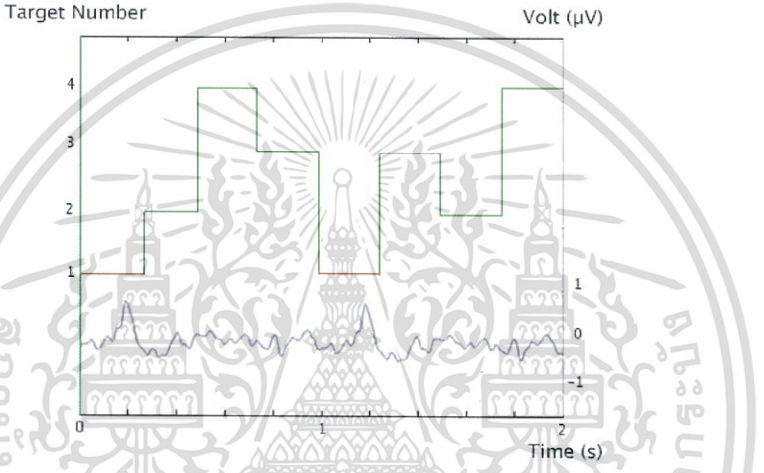
3.5.2 การเฉลี่ยสัญญาณ (Averaging)

การเฉลี่ยสัญญาณนั้นเป็นการลดสัญญาณรบกวนต่าง ๆ จนทำให้เห็น P300 และ N100 ได้ชัดเจน โดยการทดลองนี้มีหมายเลขเป้าหมายอยู่ 4 หมายเลขด้วยกัน ดังนั้นในแต่ละครั้งเมื่อทำการเฉลี่ยสัญญาณแล้วสัญญาณสมองที่เกิดหลังการสั่นในครั้งที่เป็นหมายเลขเป้าหมาย (Target Number) ประมาณ 300 มิลลิวินาที ควรจะมี P300 เกิดขึ้น ส่วน 3 หมายเลขที่เหลือ (Non-target Number) สัญญาณสมองหลังการสั่นในครั้งที่เป็นทั้ง 3 หมายเลขควรจะเป็นสัญญาณที่ไม่มี P300 เกิดขึ้น เช่นรูปภาพที่ 3.15 หมายเลขเป้าหมายคือหมายเลข 1 เป็นต้น ในการการเฉลี่ยสัญญาณนั้นสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2-1 จากนั้นจะได้สัญญาณที่มีลักษณะดังรูปที่ 3.16 โดยที่เส้นสีน้ำ

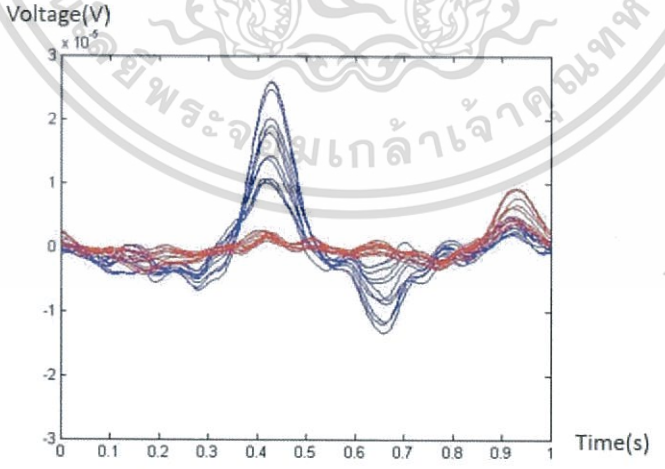
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เงินคือสัญญาณหลังการเฉลี่ยของการสั่นครั้งที่เป็น Target Number ส่วนเส้นสีแดงคือสัญญาณหลังเฉลี่ยของการสั่นครั้งที่เป็น Non-target Number

ในการทดลองแต่ละครั้งมีการสั่นทั้งหมด 40 ครั้ง จึงมีสัญญาณสมองที่เกิดหลังการสั่นทั้งหมด 40 สัญญาณ โดยแบ่งเป็น 10 สัญญาณของแต่ละหมายเลขเป้าหมายตั้งแต่ 1 ถึง 4 ดังนั้นเมื่อทำการเฉลี่ยสัญญาณสมองของแต่ละหมายเลขเป้าหมาย สุดท้ายจะได้เป็นสัญญาณสมองของหมายเลข 1 ถึง 4 ของแต่ละการทดลอง และเนื่องจากใช้ Electrode 11 ตำแหน่ง ดังนั้นในแต่ละการทดลองจึงมีสัญญาณสมองของ 4 หมายเลขเป้าหมายทั้งหมด 11 ชุด



รูปที่ 3.15 การเกิด P300 ในการสั่นครั้งที่เป็นหมายเลขเป้าหมาย



รูปที่ 3.16 สัญญาณหลังการเฉลี่ย

3.5.3 Down-sampling

เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์บันทึกสัญญาณสมองแบบ EEG มีค่า Sampling rate คือ 512 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่สูงกว่าช่วงความถี่ที่สนใจ ดังนั้นการ Down-sampling จะเป็นการลด

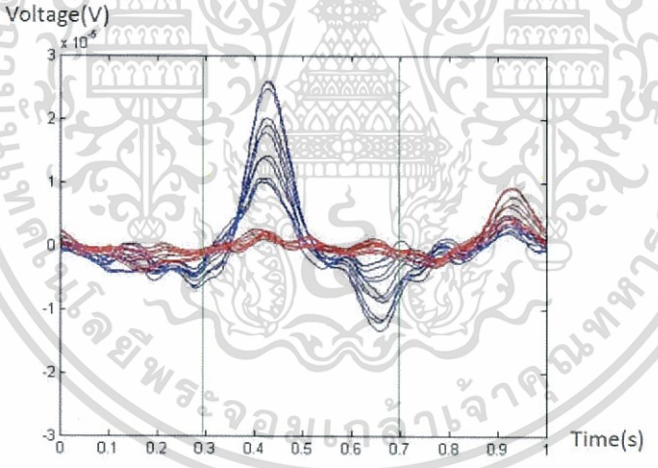
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขนาดข้อมูลลงซึ่งถ้าหากข้อมูลน้อยเกินไปก็จะส่งผลให้ข้อมูลที่สนใจหายไป แต่โดยทั่วไปแล้วในงานวิจัยด้าน BCI ที่วิเคราะห์ ERP นั้นจะทำการ Down-sampling ให้สัญญาณมีความถี่ 32 เฮิรตซ์ หรือ 64 เฮิรตซ์ แต่ในงานวิจัยอ้างอิงของ Sato และ Washizawa [2] เลือกใช้ 64 เฮิรตซ์ หลังจากลองทั้ง 2 ความถี่ พบกว่าการ Down-sampling ที่ 64 เฮิรตซ์ให้ผลที่ดีกว่า จึงเลือกใช้การ Down-sampling ที่ 64 เฮิรตซ์

3.5.4 การเลือกสัญญาณเฉพาะช่วงเวลาที่สนใจ

เนื่องจาก ERP มีคุณลักษณะพิเศษคือมีช่วงเวลาการเกิดที่ค่อนข้างแน่นอน ดังนั้นในการทดลองนี้ซึ่งสนใจ P300 และ N100 ซึ่งเป็น ERP ทั้งคู่จึงสามารถเลือกสัญญาณเฉพาะช่วงเวลาที่สนใจได้

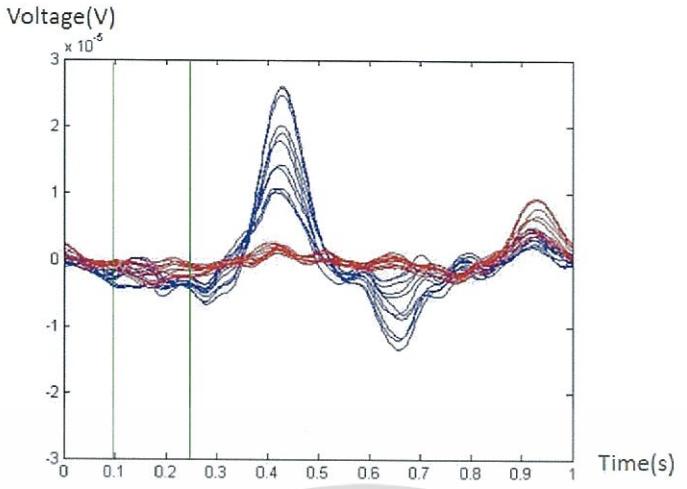
จากรูป 3.16 ในการทดลองนี้สนใจช่วงเวลาตั้งแต่ 300-700 มิลลิวินาที ซึ่งเหตุผลที่ใช้ช่วงของเวลากว้างไปจนถึง 700 วินาที เพราะว่าสิ่งเร้าคือตัวสั่น ซึ่งการที่ผู้ทดลองจะสามารถแยกแยะได้ว่าตัวสั่นนั้นมีรูปแบบการสั่นประเภทไหนอาจต้องใช้เวลารอจนกว่าตัวสั่นจะสั่นเสร็จ ซึ่งใช้ระยะเวลาประมาณ 200-300 มิลลิวินาที [9] ดังนั้น P300 มีโอกาสที่จะเกิดขึ้นล่าช้ากว่าปกติ



รูปที่ 3.16 ช่วงเวลาที่ P300 มีโอกาสเกิดขึ้น

ระยะเวลาที่ N100 มีโอกาสเกิดขึ้นนั้นในการทดลองนี้สนใจช่วงเวลาตั้งแต่ 100-250 มิลลิวินาที เนื่องจากไม่มีปัจจัยใดที่ทำให้ N100 เกิดล่าช้า เพราะการรับรู้ถึงการสั่น ไม่ว่าจะมีรูปแบบการสั่นแบบใด ผู้ทำการทดลองก็รู้สึกถึงการสั่นเหมือนกันดังรูปที่ 3.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.17 ช่วงเวลาที่ N100 มีโอกาสเกิดขึ้น

3.6 การจำแนกประเภทข้อมูล (Classification)

SVM แบบเส้นตรง (Linear) จะถูกนำมาใช้ในการจำแนกข้อมูลโดยที่จะแบ่งข้อมูลในการจำแนกออกเป็น 2 ชุดด้วยกันคือการจำแนกของ P300 และการจำแนกของ N100 สำหรับการจำแนกในการทดลองนี้จะจำแนกข้อมูลแต่ละชุดออกเป็น 2 คลาสคือ ใช่/ไม่ใช่ ซึ่งจุดประสงค์คือต้องการที่จะจำแนกข้อมูลเพื่อดูว่าหมายเลขเป้าหมายใดและมือข้างใดเป็น Target และ Non-target บ้าง

สำหรับ P300 นั้นใน 1 Trial จะมี Target อยู่ 1 หมายเลขคือหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ ส่วนที่เหลืออีก 3 หมายเลขคือ Non-target ซึ่ง Training Data นั้น ใน 1 Trial จะมีข้อมูลทั้งหมดคือสัญญาณเฉลี่ยของสัญญาณสมองที่เกิดหลังการสั่นของแต่ละหมายเลขเป้าหมายตั้งแต่หมายเลข 1 ถึง หมายเลข 4 ซึ่งแต่ละหมายเลขนั้นเกิดขึ้น 10 ครั้ง ดังนั้นจึงมีการเฉลี่ยทั้งหมด 10 สัญญาณด้วยกัน หลังการเฉลี่ยจึงได้สัญญาณสมองหลังการสั่นของแต่ละหมายเลขเป้าหมายทั้งหมด 4 สัญญาณ ในแต่ละสัญญาณจะมี Label กำกับเป็น 1 สำหรับหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการและเป็น -1 สำหรับหมายเลขเป้าหมายอื่น ๆ และในการทดลองนี้มีการใช้ Electrode ทั้งหมด 11 จุดด้วยกัน ดังนั้นในแต่ละ Trial จึงมีสัญญาณจาก Electrode แต่ละจุด 11 สัญญาณ ซึ่งหมายความว่าใน 1 Trial จะมีสัญญาณสมองของทั้ง 4 หมายเลขทั้งหมด 44 สัญญาณด้วยกัน

สำหรับ N100 นั้น Training Data จะเหมือนกับของ P300 แต่ว่าจากที่ต้องการจำแนกทั้งหมด 4 หมายเลขเป้าหมายเปลี่ยนเป็นจำแนกมือซ้ายกับมือขวาแทน

พารามิเตอร์สำหรับ Linear SVM ที่สามารถปรับได้คือค่า C โดยที่ค่า C ที่ใช้คือ $\{10^{-6}, 10^{-5}, ..., 10^{5}, 10^{6}\}$

หลังจากที่ได้แบบจำลอง (Model) มาจากการสอนระบบ (Training) แล้วขั้นตอนต่อไปจึงเป็นการทดสอบ (Testing) โดยที่ในการทดสอบนั้น SVM จะทำการทดลองข้อมูลทดสอบ (Testing

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Data) เพื่อทำนายว่าสัญญาณของแต่ละหมายเลขเป้าหมายและมือแต่ละข้างเป็น Target หรือ Non-target

3.7 การวัดประสิทธิภาพของการจำแนกข้อมูล

ในการวัดประสิทธิภาพของการจำแนกข้อมูลนั้น ในการทดลองนี้จะวัดประสิทธิภาพ 2 แบบคือ การวัดประสิทธิภาพของการทำนายข้อมูลทั้ง Target และ Non-target และการวัดประสิทธิภาพของการทำนายเฉพาะข้อมูล Target

3.7.1 การวัดประสิทธิภาพของการทำนายข้อมูลทั้ง Target และ Non-target

การวัดประสิทธิภาพการทำนายแบบนี้คือการตรวจสอบความถูกต้องของการทำนายของ SVM ทั้งหมด กล่าวคือเนื่องจากใน 1 การทดลองมีหมายเลขเป้าหมายอยู่ 4 หมายเลขด้วยกัน ดังนั้นในการคำนวณความแม่นยำ (Accuracy) ในการทำนายจะคำนวณความถูกต้องในการทำนายทั้ง 4 หมายเลข ซึ่งก็คือทั้ง Target และ Non-target เช่น ถ้าหากหมายเลข 3 คือหมายเลขเป้าหมายที่ต้องการ แต่ SVM ทำนายว่าหมายเลข 3 และหมายเลข 4 เป็นหมายเลขเป้าหมายที่ต้องการ ส่วนหมายเลข 1 และ 2 ไม่ใช่หมายเลขที่ต้องการ ดังนั้นจึงหมายความว่าทำนายผิดไปหนึ่งหมายเลข ซึ่งก็คือหมายเลข 4 จึงได้ Accuracy เป็น 75%

3.7.2 การวัดประสิทธิภาพของการทำนายเฉพาะข้อมูล Target

ในงานวิจัยอ้างอิงและงานวิจัยด้าน BCI ส่วนมากมีการวัด Accuracy โดยดูจากความสามารถของตัวจำแนกข้อมูล (Classifier) ในการทำนายเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการว่าทำนายได้ถูกหรือไม่ โดยไม่สนใจการทำนายของสิ่งที่ไม่ใช่เป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ เพราะว่าในการใช้งานจริงนั้น สิ่งที่บ่งบอกถึงประสิทธิภาพของ BCI คือสามารถรู้ว่าสิ่งที่ผู้ใช้ต้องการคืออะไร ซึ่งการที่ Classifier ทำนายสิ่งที่ไม่ใช่เป้าหมายนั้น ไม่ว่าการทำนายจะถูกหรือผิดก็ไม่มีผลต่อผู้ทำการทดลองเพราะไม่ใช่สิ่งที่ผู้ทำการทดลองต้องการ

การวัดประสิทธิภาพการทำนายแบบนี้คือการตรวจสอบความถูกต้องการทำนายเฉพาะข้อมูลที่เป็น Target เช่น ในทุก ๆ Trial จะมีหมายเลขเป้าหมายที่ต้องการอยู่ 1 หมายเลข ดังนั้นในการคำนวณค่าความแม่นยำจะดูแค่ว่าหมายเลขเป้าหมายที่ต้องการนั้นถูกทำนายว่าเป็น Target หรือ Non-target ถ้าหากว่าถูกทำนายว่าเป็น Target ก็จะถือว่าทำนายได้ถูกต้องและมีค่า Accuracy คือ 100% สำหรับ Trial นั้น แต่ถ้าถูกทายว่าเป็น Non-target ก็จะถือว่า Accuracy เป็น 0%

แต่อย่างไรก็ตามในการคำนวณแบบนี้นั้นไม่สามารถเปรียบเทียบโดยตรงระหว่าง Test Label และ Label ที่ SVM ทำนายมา (Predicted Label) ได้ เนื่องจากบางครั้ง Predicted Label ที่ได้ใน Trial หนึ่งอาจมีค่าเป็น -1 ทั้งหมดหรือหมายความว่าเป็น Non-target ทั้งหมด ดังนั้น Accuracy จึงเป็น 0% ไปโดยปริยาย เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหานี้จึงควรที่จะสนใจคะแนนของแต่ละ Label ที่ได้แทน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บางครั้งคะแนนของ Label ที่เป็น Target นั้นไม่สูงพอที่จะทำให้ SVM แยกแยะได้ว่าข้อมูลนี้คือ Target ดังนั้นจึงควรเลือกหมายเลขเป้าหมายที่ได้คะแนนสูงสุดให้เป็น Target

3.7.3 การแบ่งกลุ่มข้อมูลสอนระบบและข้อมูลสำหรับทดสอบ

ในการทดสอบประสิทธิภาพของการจำแนกข้อมูลนั้นควรแบ่งกลุ่มข้อมูล (Cross Validation) สำหรับการสอนระบบ (Training Data) และข้อมูลสำหรับการทดสอบ (Testing Data) ให้ทุกข้อมูลได้เป็นทั้ง Training Data และ Testing Data ซึ่งในการทดลองนี้มีข้อมูลตัวอย่างทั้งหมด 20 ข้อมูลด้วยกัน ในการแบ่งข้อมูลนั้นเริ่มต้นจากแบ่งข้อมูลออกเป็นกลุ่ม (Fold) สำหรับการทดลองนี้เลือกการแบ่งกลุ่ม 2 แบบคือ 5-fold cross-validation และ 10-fold cross validation ดังนั้นจาก 20 ข้อมูล สำหรับ 5-fold cross-validation คือการแบ่งข้อมูลสำหรับ Testing ออกเป็น 5 กลุ่ม กลุ่มละ 4 ข้อมูล ดังตารางที่ 3.3 และสำหรับ 10-fold cross-validation คือการแบ่งข้อมูลสำหรับ Testing ออกเป็น 10 กลุ่ม กลุ่มละ 2 ข้อมูล ดังตารางที่ 3.4

ตารางที่ 3.3 การแบ่งกลุ่มแบบ 5-fold cross-validation

กลุ่ม	Testing Trial	Training Trial
1	{1, 6, 11, 16}	{2, 3, 4, 5, 7, 8, 9, 10, 12, 13, 14, 15, 17, 18, 19, 20}
2	{2, 7, 12, 17}	{1, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10, 11, 13, 14, 15, 16, 18, 19, 20}
3	{3, 8, 13, 18}	{1, 2, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 11, 12, 14, 15, 16, 17, 19, 20}
4	{4, 9, 14, 19}	{1, 2, 3, 5, 6, 7, 8, 10, 11, 12, 13, 15, 16, 17, 18, 20}
5	{5, 10, 15, 20}	{1, 2, 3, 4, 6, 7, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 16, 17, 18, 19}

ตารางที่ 3.4 การแบ่งกลุ่มแบบ 10-fold cross-validation

กลุ่ม	Testing Trial	Training Trial
1	{1, 11}	{2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20}
2	{2, 12}	{1, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.4 (ต่อ) การแบ่งกลุ่มแบบ 10-fold cross-validation

3	{3, 13}	{1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20}
4	{4, 14}	{1, 2, 3, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 15, 16, 17, 18, 19, 20}
5	{5, 15}	{1, 2, 3, 4, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 16, 17, 18, 19, 20}
6	{6, 16}	{1, 2, 3, 4, 5, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 17, 18, 19, 20}
7	{7, 17}	{1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 18, 19, 20}
8	{8, 18}	{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 19, 20}
9	{9, 19}	{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 20}
10	{10, 20}	{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19}

หลังจากที่ได้ค่าความแม่นยำในการทำนายของ SVM ของการ Testing แต่ละครั้งแล้ว สุดท้ายให้นำค่าทั้งหมดมาเฉลี่ยกันก็จะได้ค่าความแม่นยำของระบบ (Meinicke, et al, 2004)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
ผลการดำเนินการ

ผู้จัดทำโครงการได้ทำการทดลองเพื่อเก็บข้อมูลทั้งหมด 2 ชุด และในแต่ละชุดข้อมูลมีการทดลองทั้งหมด 20 ครั้ง โดยในส่วนของผลการทดลองนั้นจะสรุปได้ 3 หัวข้อดังนี้

4.1 การเกิดของ P300 ในการทดลอง

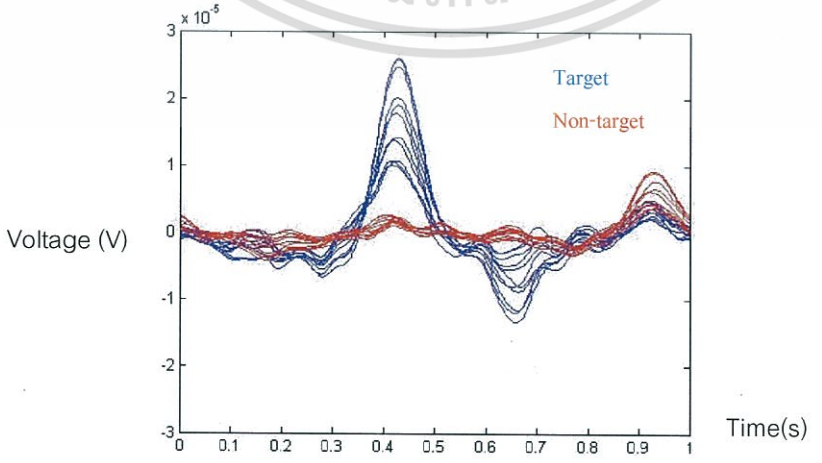
4.2 การเกิดของ N100 ในการทดลอง

4.3 ประสิทธิภาพในการทำนายความต้องการของผู้ทำการทดลองโดย SVM

4.1 การเกิด P300 ในการทดลอง

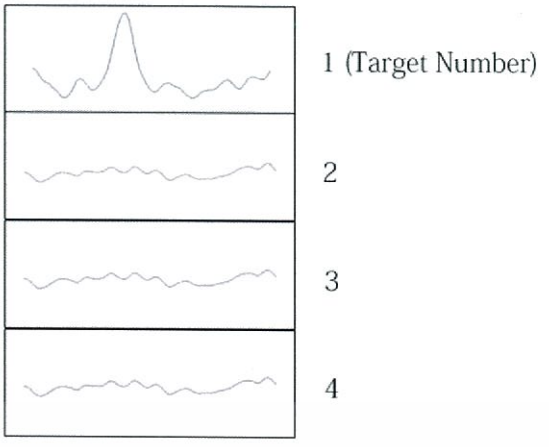
จากรูปที่ 4.1 คือสัญญาณของ 1 Trial ที่ผ่านการ Filtering และ Averaging เฉพาะสัญญาณสมองในช่วง 1 วินาทีหลังจากการเกิดสิ่งเร้าในครั้งที่หมายเลขเป้าหมายคือหมายเลขที่ผู้ทำการทดลองต้องการทั้งหมด 10 สัญญาณจากการสั่น 10 ครั้ง เช่น รูปที่ 4.2 คือสัญญาณเฉลี่ยของการทดลองที่หมายเลข 1 คือหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ เป็นต้น ในรูปที่ 4.1 เส้นสีน้ำเงินคือ Target ซึ่งก็คือสัญญาณสมองในช่วงที่การสั่นในแต่ละครั้งเป็นหมายเลขที่ผู้ทำการทดลองต้องการ ส่วนเส้นสีแดงคือ Non-target ซึ่งก็คือสัญญาณสมองในช่วงที่การสั่นแต่ละครั้งเป็นหมายเลขที่เหลือที่ไม่ใช่หมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ เส้นแต่ละเส้นหมายถึงตำแหน่งของ Electrode ที่ต่างกัน โดยที่การทดลองนี้ใช้ทั้งหมด 11 ตำแหน่ง

สังเกตได้ว่าจุดที่มี Amplitude สูงอย่างเห็นได้ชัดคือช่วงเวลาประมาณ 0.4 วินาที หรือ 400 มิลลิวินาที หลังการเกิดสิ่งเร้า ซึ่งเป็นไปตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ในตอนแรกว่าจะมี P300 เกิดขึ้นจากการนับตัวเลขในใจ



รูปที่ 4.1 P300 ที่เกิดขึ้นในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

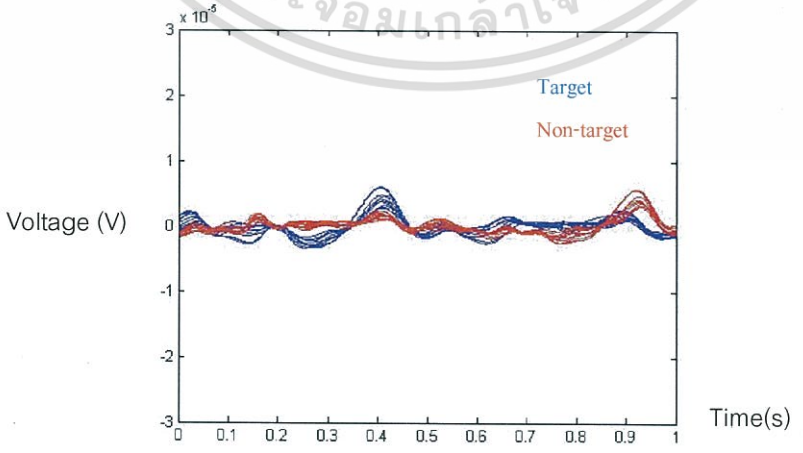


รูปที่ 4.2 สัญญาณเฉลี่ยจาก 10 สัญญาณของแต่ละหมายเลขในหนึ่งการทดลอง

4.2 การเกิด N100 ในการทดลอง

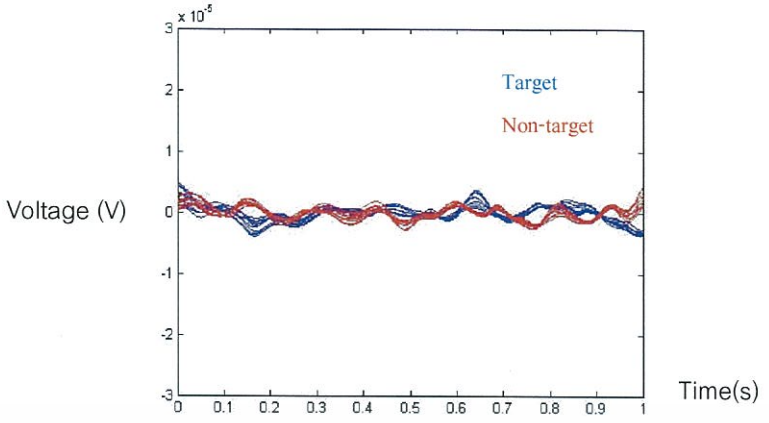
ในการทดลองนี้ในตอนแรกสมมติฐานคือ N100 จะเกิดขึ้นเมื่อผู้ทำการทดลองให้ความสนใจไปที่มือข้างที่มีหมายเลขเป้าหมายอยู่ จากรูปที่ แต่จากรูปที่ 4.3 ผลที่ออกมาคือถึงแม้จะพบ Peak ที่เกิดขึ้นช่วงเวลาประมาณ 0.15 วินาที หรือประมาณ 150 มิลลิวินาทีหลังการเกิดสิ่งเร้า แต่ Peak ดังกล่าวไม่ได้เด่นจนเห็นได้ชัดเหมือน P300 จึงตั้งสมมติฐานว่า N100 ที่พบอาจเกิดจากการนับตัวเลขในใจ ซึ่งเกิดก่อนการเกิด P300

การทดลองนี้จะมีการสั่นอยู่ทั้งหมด 40 ครั้ง ซึ่ง N100 จะเกิดขึ้น 20 ครั้ง และใน 20 ครั้งนี้มี 10 ครั้งที่ P300 เกิดขึ้นพร้อมกับ N100 ดังนั้นจึงเห็นได้ว่าจากรูปที่ 4.3 ช่วงเวลาประมาณ 0.4 วินาที มีส่วนของ P300 เกิดขึ้น แต่ Amplitude ไม่สูงเท่ากับการเฉลี่ยเฉพาะคลื่นสมองในช่วงการเกิด P300 อย่างเดียวดังนั้นถ้าหากทำการเฉลี่ยสัญญาณสมองเฉพาะช่วงที่ไม่มี P300 เกิดขึ้น จะได้สัญญาณดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.3 N100 ที่เกิดขึ้นในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 N100 ที่ไม่มีส่วนของ P300 ในการทดลอง

แต่อย่างไรก็ตามมีงานวิจัยที่มีการทำการทดลองโดยใช้สิ่งเร้าประเภทเดียวกันแล้วพบว่า N100 สามารถเกิดขึ้นได้ [3] ดังนั้นสมมติฐานที่ได้ตั้งไว้คือเป็นเพราะว่าความแรงในการสั่นของตัวสั่นอาจจะเบาเกินไป จึงส่งผลให้ N100 ไม่เกิดขึ้น

4.3 ประสิทธิภาพในการทำนายความต้องการของผู้ทำการทดลองโดย SVM

ตารางที่ 4.1 ประสิทธิภาพในการทำนาย Target P300

ชุดข้อมูล	จำนวนกลุ่มใน Cross-validation	พารามิเตอร์ C	ความถูกต้อง
1	10	10^{-2}	90%
2	5	10^{-2}-10^{-6}	100%

จากตารางที่ 4.1 คือประสิทธิภาพของการทำนายสัญญาณสมองที่เกิดหลังจากการสั่นของหมายเลขเป้าหมาย 1 ถึง 4 ว่าหมายเลขใดคือหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ โดยที่ค่าความถูกต้อง 90% ของชุดข้อมูลที่ 1 หมายความว่าใน 20 การทดลอง SVM สามารถทำนายหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการได้ถูกต้อง 18 การทดลอง ดังนั้นจะเห็นได้ว่าความถูกต้องในการทำนาย Target P300 นั้นสูงถึง 90-100% ซึ่งบ่งบอกว่ารูปแบบการทดลองนี้มีประสิทธิภาพสูงในการใช้ P300 เพื่อวิเคราะห์ความต้องการของผู้ทำการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ประสิทธิภาพในการทำนาย Target N100

ชุดข้อมูล	จำนวนกลุ่มใน Cross-validation	พารามิเตอร์ C	ความถูกต้อง
1	5	10^0	75%
2	5	10^1-10^6	80%

จากตารางที่ 4.2 คือประสิทธิภาพของการทำนายสัญญาณสมองที่เกิดหลังจากการสั่นของมือข้างที่เป็นเป้าหมายข้างซ้ายและขวาว่าข้างใดคือมือข้างที่ผู้ทำการทดลองให้ความสนใจ โดยที่ค่าความถูกต้อง 75% ของชุดข้อมูลที่ 1 หมายความว่าใน 20 การทดลอง SVM สามารถทำนายมือข้างที่ผู้ทำการทดลองให้ความสนใจได้ถูกต้อง 15 การทดลอง แต่อย่างไรก็ตามค่าความถูกต้องในการทำนาย Target N100 นั้น ถึงแม้จะมีค่าสูงถึง 75-80% แต่สาเหตุที่ค่าความถูกต้องสูงเพราะว่าเป็น N100 ที่เกิดเพราะการเกิดขึ้นของ P300 จากการนับตัวเลขในใจ ไม่ใช่ N100 ที่เกิดจากการสั่นของตัวสั่น

ตารางที่ 4.3 ประสิทธิภาพในการทำนาย Target N100 ที่ไม่มีส่วนของ P300 อยู่

ชุดข้อมูล	จำนวนกลุ่มใน Cross-validation	พารามิเตอร์ C	ความถูกต้อง
1	5	10^0-10^6	55%
2	5	10^1-10^6	50%

จากตารางที่ 4.3 จะเห็นได้ว่าค่าความถูกต้องที่ได้นั้น มีค่าเพียง 50-55% ซึ่งเป็นค่าต่ำที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ เนื่องจากมีจำนวนข้างของมือให้ทำนาย 2 ข้าง คือซ้ายและขวา ดังนั้นความน่าจะเป็นที่จะทำนายถูกโดยการสุ่มคือ 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปผลโครงงาน และข้อเสนอแนะ

จากการพัฒนาระบบ Vibrotactile Brain-Computer Interface เพื่อวิเคราะห์คลื่นสมอง N100 และ P300 โดยมีสิ่งเร้าคือตัวสั่นแล้ว พบว่ามีสิ่งที่เป็นจุดเด่นและข้อจำกัดของระบบนี้ ซึ่งจากการศึกษามา มีข้อสรุปและข้อเสนอแนะดังนี้

5.1 สรุปผลโครงงาน

ในตอนแรกมีการตั้งสมมตติฐานว่า N100 จะเกิดขึ้นหลังจากการกระตุ้นจากสิ่งเร้าประเภทสั่นประมาณ 100 มิลลิวินาที เนื่องจาก N100 เป็นคลื่นแบบ ERP ซึ่งเป็นรูปแบบคลื่นที่เกิดขึ้นจากการกระตุ้นจากสิ่งเร้า แต่ผลที่ได้คือ ไม่พบ N100 จากการทดลองในระบบนี้ โดยสาเหตุที่เป็นไปได้คือความแรงในการสั่นมีผลต่อการเกิด N100 ซึ่งอาจเป็นเพราะว่าตัวสั่นที่ใช้นั้นมีความแรงในการสั่นน้อยไป ทำให้ผู้ทำการทดลองรับรู้ถึงการสั่นได้เบา ๆ จึงไม่เห็น N100 เกิดขึ้น แต่อย่างไรก็ตามจากการทดลองครั้งนี้สามารถที่จะทราบถึงข้อจำกัดของสิ่งเร้าประเภทสั่นต่อการเกิด N100 ได้

ในส่วนของ P300 นั้น การทดลองนี้มีประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ความต้องการของผู้ทำการทดลองค่อนข้างสูง ซึ่งระบบนี้สามารถคาดเดาความต้องการของผู้ทดสอบระบบได้ถึง 90-100%

5.2 ปัญหาที่พบและการแก้ไข

5.2.1 ในตอนแรกนั้นมีปัญหาที่พบคือสัญญาณสมองที่ได้มาเพี้ยนไปจากความเป็นจริงในทุก ๆ ตำแหน่งของ Electrode ซึ่งภายหลังการตรวจสอบแล้วพบว่า Electrode ที่ทำหน้าที่เป็น Ground เสีย จึงทำให้สัญญาณที่ได้มาทุกสัญญาณเพี้ยนไปจากปกติ

5.2.2 จากการพัฒนาระบบที่ต้องมีการรับส่งข้อมูลผ่านการเชื่อมต่อไร้สาย (Wireless) จึงทำให้เกิดการเหลื่อมกันของเวลาระหว่างสัญญาณจาก EEG และสัญญาณจาก Vibrator เพราะว่าในการสั่งให้ Vibrator ทำงานนั้นต้องส่งข้อมูลไปยัง Raspberry Pi ซึ่งเป็นเหตุเกิดการล่าช้าของข้อมูลจากการส่งข้อมูล (Transportation Delay) ดังนั้นจึงแก้ไขโดยการดูว่าสัญญาณการสั่นครั้งแรกล่าช้าไปกว่าการเริ่มจับสัญญาณจาก EEG เท่าใด จากนั้นจึงเลื่อนสัญญาณการสั่นทั้งหมดให้มีจุดเริ่มต้นเท่ากับสัญญาณจาก EEG

5.3 ข้อเสนอแนะ

5.3.1 เนื่องจากปัญหาที่ N100 ไม่เกิดในการทดลองนี้อาจเป็นเพราะความแรงในการสั่นของตัวสั่น ดังนั้นในการเลือกตัวสั่นควรเลือกแบบที่มีความแรงในระดับที่รู้สึกถึงการสั่นในง่าย

5.3.2 ถ้าหาก N100 เกิดขึ้นในระบบนี้ จากที่ใช้ตัวสั่นเพียง 2 ตัวแปะไว้ที่มือ 2 ข้าง อาจเพิ่มตัวสั่นเป็น 10 ตัวแปะไว้ที่ทุกนิ้วมือ ซึ่งจะทำให้สามารถส่งคำสั่งได้มากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3.3 การที่ตัวสั่นหลาย ๆ ตัวสั่นพร้อมกันจะทำให้การแยกแยะว่าตัวใดสั่นบ้างเป็นสิ่งที่ค่อนข้างยาก เพราะในการสั่นแต่ละครั้ง ถ้าหากตัวสั่นอยู่ใกล้ ๆ กัน เช่น นิ้วชี้ และ นิ้วกลาง เวลาตัวสั่นที่นิ้วชี้สั่น ในขณะเดียวกันนิ้วกลางก็รู้สึกถึงแรงสั่นสะเทือนด้วยเช่นกัน ดังนั้นการกำหนดความเร็วในการสั่นนั้นมีความสำคัญที่จะกำหนดความยากง่ายในการแยกแยะการสั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

[1] Farwell L.A. and Donchin E. "Talk off the top of your head: toward a mental prosthesis utilize event relate brain potentials" **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, vol.70, no. 6, December 1988.pp.510-523.

[2] Sato H. and Washizawa Y. "A novel EEG-based spelling system using N100 and P300" **The 25th European Medical Informatics Conference (MIE)**, 31 August–3 September 2014.pp.428-432.

[3] Togashi R. and Washizawa Y. "Bayesian delay time estimation of brainwaves using N100 response in tactile-force brain-computer interface" **The 7th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems (SCIS), and the 13th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (ISIS)**, 3-6 December 2014.pp.292-296.

[4] Kono S., Aminaka D., Makino S. and Rutkowski T.M. "EEG Signal Processing and Classification for the Novel Tactile-Force Brain-Computer Interface Paradigm" **Signal-Image Technology & Internet-Based Systems (SITIS)**, 2-5 December 2013.pp.812-817.

[5] Picton T.W. "The P300 Wave of the Human Event-Related Potential" **Journal of Clinical Neurophysiology**, October 1992.pp.456-479.

[6] อนุพันธุ์ ภารศิลป์. "**การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นสมองจากวิธีการสะกดตัวอักษรแบบ P300.**" วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ ภาควิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ บัณฑิตวิทยาลัย,สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ. 2549

[7] WikiMedia Commons **"Electrodes of International 10-20 system for EEG.svg."** [Online].Available: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:21_electrodes_of_International_10-20_system_for_EEG.svg.2010.

[8] BrainMaster Technologies, Inc. **"The International 10-20 System."** [Online].Available: http://www.brainmaster.com/generalinfo/electrodeuse/eegbands/1020/1020.html.2014

[9] English Wikipedia user Mononomic **"Event-related potential."** [Online].Available:

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม (ต่อ)

http://en.wikipedia.org/wiki/Event-related_potential.2009

[10] http://www.itmanage.info **"The Concept of State."** [Online].Available: http://www.itmanage.info/technology/linux/statefull_firewall/Concept_of_State.htm.2014

[11] CVX Research, Inc. **"Demo: Sparse SVM."** [Online].Available: http://cvxr.com/tfocs/demos/sparsesvm.2014

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ – นามสกุล	นายสิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร
วัน เดือน ปีเกิด	16 กรกฎาคม 2535
ที่อยู่	35 ถนนจันทน์ แขวงทุ่งวัดดอน เขตสาทร
	จังหวัดกรุงเทพมหานคร 10120
โทรศัพท์	083-1717181
อีเมล	s.apichartstaporn@gmail.com

ประวัติการศึกษา

2557 วิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาเทคโนโลยีสารสนเทศ
คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

นักศึกษาแลกเปลี่ยน The University of Electro-Communications ประเทศญี่ปุ่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์โดยพีสามร้อยและเอ็นหนึ่งร้อยโดยสิ่งเร้าแบบสั่น

สิทธิพงศ์ อภิชาติสถาพร และ กิติ์สุชาต พสุภา

คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพฯ

Emails: s.apichartstaporn@gmail.com, kitsuchart@it.kmit.ac.th

บทคัดย่อ

การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์ (Brain-Computer Interface) สามารถนำไปใช้เพื่อช่วยเหลือผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ไม่สามารถสื่อสารโดยการพูดหรือขยับร่างกายได้ให้สามารถสื่อสารกับผู้อื่นได้โดยการวิเคราะห์ความต้องการจากสมองโดยตรง ในงานวิจัยนี้จะศึกษาและวิเคราะห์สัญญาณสมองชนิด Electroencephalography (EEG) โดยใช้สิ่งเร้าประเภทสั่นติดไว้ที่มือของผู้ทำการทดลองและบันทึกสัญญาณ EEG ทั้งสิ้น 11 ตำแหน่งบนศีรษะ สำหรับการวิเคราะห์ความต้องการจากผู้ทำการทดลองนั้นจะวิเคราะห์โดยสัญญาณแบบศักย์ไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับเหตุการณ์ (Event-Related Potential: ERP) 2 ชนิดคือ P300 และ N100 ในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการประยุกต์การใช้ทั้ง P300 และ N100 ในการวิเคราะห์ความต้องการของผู้ทำการทดลองนั้นยังไม่เป็นที่แพร่หลายมาก ทั้ง ๆ ที่เป็นวิธีที่ทำให้สามารถลดเวลาที่ใช้ในการส่งข้อมูลได้ เนื่องจากการใช้วิธีการทั่วไปที่ใช้ P300 เพียงอย่างเดียวนั้นมีข้อจำกัดคือสามารถมีสิ่งเร้าเกิดขึ้นได้ครั้งละ 1 ตัว แต่การใช้ N100 ในการวิเคราะห์ร่วมกับ P300 จะทำให้สิ่งเร้าสามารถเกิดขึ้นได้ครั้งละมากกว่า 1 ตัวได้ โดยใช้ N100 ในการจำแนกความต้องการ อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าผลการทดลองที่ได้จากการทดลองนี้จะไม่พบ N100 เกิดขึ้น แต่ผลการทดลองที่ได้จากการวิเคราะห์ P300 โดย Support Vector Machine นั้นมีความแม่นยำในการคาดเดาความต้องการของผู้ทำการทดลองที่สูงถึง 95%

คำสำคัญ — Brain-Computer Interface; P300; N100; Support Vector Machine

1. บทนำ

ในปัจจุบันเทคโนโลยีมีความก้าวหน้าอย่างรวดเร็วซึ่งสามารถอำนวยความสะดวกให้กับมนุษย์อย่างมาก โดยเฉพาะผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ไม่สามารถสื่อสารกับผู้อื่นได้โดยการพูดหรือการขยับร่างกายส่วนต่าง ๆ เช่น การใช้มือเพื่อสื่อสารโดยภาษามือ เป็นต้น หนึ่งในเทคโนโลยีที่มีประโยชน์ต่อผู้ป่วยหรือผู้พิการคือการใช้ประโยชน์จากสัญญาณสมองซึ่งเกิดขึ้นอยู่ตลอดเวลาเพราะสมองมีหน้าที่ในการควบคุมและสั่งการร่างกาย ซึ่งเทคโนโลยีในปัจจุบันนั้นสามารถบันทึกสัญญาณเหล่านี้ได้แล้ว ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณสมองที่ได้มานั้นสามารถที่จะรู้ถึงความต้องการของมนุษย์ได้เพราะฉะนั้นผู้ป่วยและผู้พิการบางคนถึงแม้ว่าจะไม่สามารถสื่อสารกับผู้อื่นได้ แต่สมองนั้นยังทำงานโดยปกติอยู่และมีความต้องการที่จะสื่อสารกับคนทั่ว ๆ ไปแต่ไม่สามารถแสดงออกหรือทำให้คนอื่นรับรู้ได้

เบรนคอมพิวเตอร์อินเตอร์เฟส (Brain-Computer Interface: BCI) คือการติดต่อโดยตรงระหว่างสมองกับอุปกรณ์ภายนอกต่าง ๆ เช่น การใช้สัญญาณสมองในการบังคับรถเข็นให้เคลื่อนที่ เป็นต้น ซึ่งเป็นเทคโนโลยีที่เป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยหรือผู้พิการให้สื่อสารกับคนอื่น ๆ ได้ โดยใช้ที่วัด (Sensor) คลื่นสมอง เช่น เครื่องวัดคลื่นสมองแบบ Electroencephalography (EEG) เป็นต้น จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้มา โดยที่สัญญาณต่าง ๆ ที่วัดมาได้นั้นมีทั้งสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อ สัญญาณที่เกิดจากการสื่อสารระหว่างเซลล์ประสาทสมอง และสัญญาณอื่น ๆ อีกมากมาย หลังจากวิเคราะห์สัญญาณและแปลความหมายแล้วก็จะสามารถนำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำสั่งหรือความต้องการไปควบคุมอุปกรณ์ภายนอกได้ ไวโบรแท็กไทล์เบรนคอมพิวเตอร์อินเตอร์เฟส (Vibrotactile Brain-Computer Interface) คือ เบรนคอมพิวเตอร์อินเตอร์เฟสที่ใช้สิ่งเร้าหรือตัวกระตุ้นประเภทสั่น ในการทดลองนี้จะใช้อุปกรณ์ที่สั่นได้เป็นสิ่งเร้าเพื่อให้ผู้ทำการทดลองสามารถตอบสนองได้เมื่อรู้สึกถึงการสั่น ในงานวิจัยเกี่ยวกับ BCI นั้นมีการศึกษาเกี่ยวกับคลื่นประเภทต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นจากการทำงานของสมองมากมาย เช่น P300 และ N100 เป็นต้น P300 คือส่วนของสัญญาณสมองที่มีแรงดันไฟฟ้าเป็นบวกซึ่งเกิดขึ้นประมาณ 300 มิลลิวินาทีหลังจากการเกิดสิ่งเร้าที่เกิดจากการทำงานของสมองที่เกี่ยวกับการคิด การคำนวณหรือการตัดสินใจ ส่วน N100 คือส่วนของสัญญาณสมองที่มีแรงดันไฟฟ้าเป็นลบซึ่งเกิดขึ้นประมาณ 100 มิลลิวินาทีหลังจากคนเราให้ความสนใจไปที่บางสิ่งแล้วสิ่งนั้นเกิดสิ่งกระตุ้นอย่างกะทันหัน

งานวิจัยหนึ่งที่เป็นต้นแบบของ BCI โดยการวิเคราะห์คลื่น P300 คือเครื่องสะกดคำโดยใช้คลื่น P300 (P300 Speller Paradigm) โดยผู้พัฒนาคือ Farewell and Donchin (1988) ซึ่งเครื่องสะกดคำนี้จะสามารถสะกดคำได้โดยการมองภาพบนหน้าจอที่มีตัวอักษรกระพริบไปมา ถ้าหากต้องการเลือกตัวอักษรใดให้เพ่งไปที่ตำแหน่งบนหน้าจอที่มีอักษรนั้น เมื่ออักษรที่ต้องการกระพริบขึ้นมาให้ทำการนับตัวเลข ซึ่งการนับตัวเลขเป็นการกระตุ้นให้เกิดคลื่น P300 ขึ้น [1] ในช่วงที่ผ่านมามีงานวิจัยจำนวนมากที่นำ P300 Speller Paradigm มาพัฒนาต่อเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ หนึ่งในงานวิจัย [2] ที่น่าสนใจคือการประยุกต์ใช้คลื่น N100 ที่เกิดจากการที่มนุษย์เราให้ความสนใจไปที่อะไรบางอย่างแล้วมีสิ่งเร้าเกิดขึ้นอย่างกะทันหัน เช่น การจ้องที่ตำแหน่งขวาบนของหน้าจอแล้วมีแสงกระพริบ เป็นต้น แต่ในงานวิจัยนี้ใช้สิ่งเร้าประเภทการมองเห็นในการทดลอง ซึ่งสิ่งเร้าประเภทสั่นนั้นยังไม่มีผู้ทำการทดลอง ผู้จัดทำโรงการจึงมีความคิดที่จะพัฒนาระบบเพื่อทำการทดลองดังกล่าว

2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1. ระบบ Brain-Computer Interface

ระบบ BCI มีขั้นตอนการทำงาน 4 ขั้นตอนหลัก ๆ ดังนี้

2.1.1. การบันทึกสัญญาณ (Signal Acquisition)

การบันทึกสัญญาณคือการใช้อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองเช่น การใช้อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองแบบ Electroencephalography (EEG) หรือ Magnetoencephalography (MEG) เป็นต้น ซึ่งอุปกรณ์แต่ละประเภทนั้นจะมีข้อดีและข้อเสียต่างกัน

2.1.2. การแปลงสัญญาณให้เป็นดิจิตอล

การแปลงสัญญาณที่ได้จากสมองซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก (Analog Signals) ให้เป็นสัญญาณดิจิตอล (Digital Signals) โดยเครื่องมือแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นดิจิตอล (Analog-Digital Converter) เพื่อให้คอมพิวเตอร์สามารถจัดการกับสัญญาณได้

2.1.3. การสกัดข้อมูล (Feature Extraction)

เนื่องจากสัญญาณสมองของคนเราประกอบไปด้วยสัญญาณต่าง ๆ มากมาย ไม่ว่าจะเป็นสัญญาณที่เกิดจากการขยับร่างกาย สัญญาณที่เกิดจากการคิดคำนวณ และอื่น ๆ ซึ่งขั้นตอนนี้จะเป็นการสกัดหาข้อมูลเฉพาะส่วนที่สำคัญเพื่อที่จะนำมาใช้ต่อไป

2.1.4. การแปลข้อมูล (Translation Algorithm)

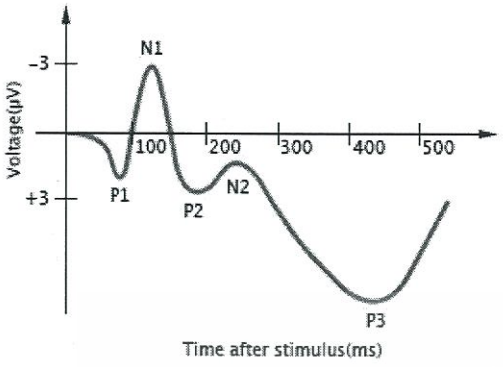
คือการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้มาและสั่งการไปยังอุปกรณ์ภายนอกต่าง ๆ ตามที่ผู้ใช้ต้องการ

2.2. ศักย์ไฟฟ้าสมองที่สัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potentials: ERP)

Event-Related Potentials (ERP) คือ คลื่นการตอบสนองของสมองต่อเหตุการณ์ต่างๆที่สมองได้รับไม่ว่าจะเป็นประสาทสัมผัส ความรู้ความเข้าใจ และการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆในร่างกาย โดยจะมีลักษณะพิเศษคือหลังจากเกิดสิ่งเร้าใด ๆ แล้วจะมี ERP เกิดขึ้น หากรู้ช่วงเวลาที่สิ่งเร้าเกิดขึ้นจะสามารถหา ERP ได้โดยการหาค่าเฉลี่ยของแรงดันไฟฟ้าของสัญญาณสมองหลังจากการเกิดสิ่งเร้าในแต่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ละช่วงเวลาเพราะว่า ERP นั้นเกิดขึ้นในช่วงเวลาใกล้ ๆ กัน ในแต่ละครั้งของการเกิดสิ่งเร้า



รูปที่ 1. องค์ประกอบของ ERP

จากรูปที่ 1 คือองค์ประกอบของ ERP ที่มีลักษณะการตั้งชื่อตามลำดับการเกิดและประจุ ซึ่ง P คือประจุบวก (Positive) และ N คือประจุลบ (Negative) และตัวเลขคือลำดับการเกิด นอกจากชื่อ P1, N1, P2, N2 และ P3 แล้วยังสามารถเรียกอีกชื่อได้ว่า P100, N100, P200, N200 และ P300 ซึ่งตัวเลขหลักร้อยหมายถึงช่วงเวลาที่เกิดหลังจากมีสิ่งเร้าเกิดขึ้นประมาณ 100 200 และ 300 มิลลิวินาที ตามลำดับ เนื่องจากสัญญาณสมองนั้นถือเป็นสัญญาณที่มีสัญญาณรบกวน (Noise) เพราะเป็นสัญญาณที่เกิดจากการทำงานต่าง ๆ ของสมองรวมไปถึงสัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์ต่าง ๆ ด้วย ดังนั้นเมื่อนำสัญญาณหลายๆสัญญาณที่มีองค์ประกอบของ ERP มาเฉลี่ยกันแล้ว คลื่นที่เป็น ERP จะยังคงมีค่าแรงดันไฟฟ้าที่ใกล้เคียงกับค่าเดิมก่อนการเฉลี่ย แต่คลื่นในช่วงเวลาอื่นๆที่ไม่ได้มี ERP เกิดขึ้นนั้นมีทั้งค่าแรงดันไฟฟ้าสูงและต่ำ ดังนั้นเมื่อถูกเฉลี่ยโดยสัญญาณหลาย ๆ สัญญาณจึงทำให้มีค่าแรงดันไฟฟ้าต่ำลงเรื่อยๆ หรือกล่าวได้ว่าการเฉลี่ยสัญญาณนั้นทำให้ Signal-to-Noise Ratio (SNR) มีค่าสูงขึ้น โดยสามารถหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณได้โดยให้ N คือจำนวนการทดลอง (Trial), k คือลำดับของการทดลองและ t คือเวลาในแต่ละครั้งของการทดลอง k ดังนั้นสัญญาณเฉลี่ยของจำนวนการทดลอง N คือ

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} x(t,k) \qquad (1)$$

2.3. คลื่น P300

เป็นศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (ERP) ที่มีขั้วบวกที่จะเกิดขึ้นหลังจากมีสิ่งเร้าในช่วงเวลาประมาณ 250-500 มิลลิวินาที ซึ่งสะท้อนให้เห็นถึงจำนวนเซลล์ประสาทที่ถูกกระตุ้นขณะทำกิจกรรมช่วงเวลานั้น ๆ โดยที่แรงดันไฟฟ้าจะสัมพันธ์กับความยากง่ายและความซับซ้อนของกระบวนการคิดของสมอง รวมไปถึงความซับซ้อนในการคาดเดาการเกิดขึ้นของสิ่งเร้า ถ้ามีความซับซ้อนมากระดับของคลื่นก็จะสูง เช่น P300 ที่เกิดขึ้นเมื่อคำนวณการลบตัวเลขจะมีความสูงกว่าเมื่อคำนวณการบวกตัวเลข เนื่องจากการลบตัวเลขนั้นยากกว่าการบวกตัวเลข เป็นต้น นอกจากนี้การนับตัวเลขในใจก็ถือเป็นกิจกรรมที่ทำให้เกิด P300 ด้วยเช่นกัน

2.4. คลื่น N100

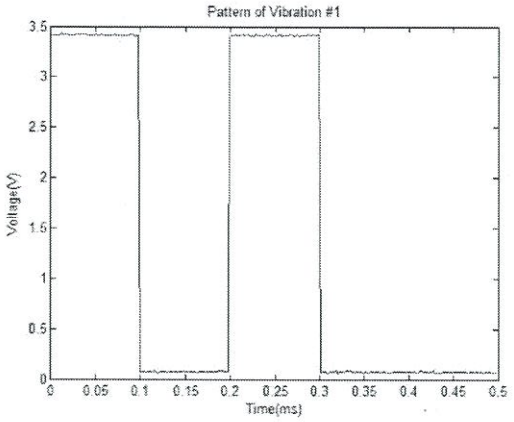
เป็นศักย์ไฟฟ้าสมองสัมพันธ์กับเหตุการณ์ (Event-Related Potentials: ERP) ที่มีขั้วลบที่จะเกิดขึ้นหลังจากการตั้งใจจดจ่อกับสิ่งบางอย่างแล้วมีสิ่งเร้าที่เกิดขึ้นโดยฉับพลันซึ่งจะเกิดขึ้นในช่วงเวลาประมาณ 100-150 มิลลิวินาที เช่น การเพ่งไปที่หน้าจอที่ตำแหน่งหนึ่งแล้วตำแหน่งนั้นมีภาพเกิดขึ้น หลังจากการเกิดภาพขึ้นประมาณ 100-150 มิลลิวินาที N100 จะเกิดขึ้น เป็นต้น

3. การทดลอง

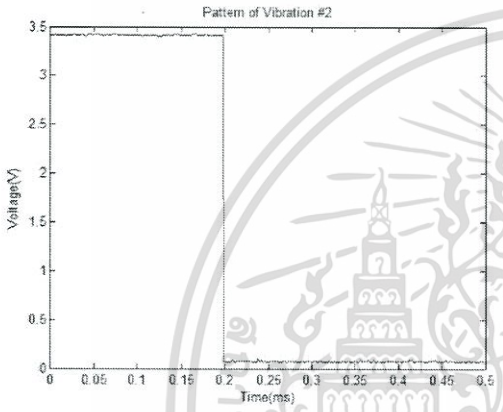
3.1. รูปแบบการทดลอง

ในการทดลองนี้จะใช้สิ่งเร้าประเภทสั่นซึ่งอุปกรณ์ที่ใช้คือตัวสั่น (Vibrators) ทั้งหมด 2 ตัว ติดที่มือขวาและมือซ้ายของผู้ทำการทดลอง โดยที่ตัวสั่นจะมีรูปแบบการสั่นอยู่ 2 แบบ คือแบบสั้นสั่น 0.1 วินาที/ครั้งและแบบยาวสั่น 0.2 วินาที/ครั้ง ดังรูปที่ 2 และ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

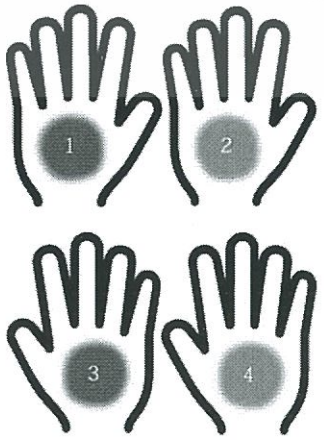


รูปที่ 2. รูปแบบการสั่นแบบที่ 1



รูปที่ 3. รูปแบบการสั่นแบบที่ 2

ดังนั้นในระบบนี้สามารถส่งคำสั่งได้ทั้งหมด 4 คำสั่งด้วยกัน โดยสมมติให้เป็นหมายเลขเป้าหมายตั้งแต่หมายเลข 1 ถึงหมายเลข 4 โดยที่หมายเลขเป้าหมายแต่ละหมายเลขมีความสัมพันธ์กับตัวสั่นที่มือแต่ละข้างและประเภทการสั่นดังตารางที่ 1 และ รูปที่ 4 โดยสมมติว่าสีแดงคือรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 และสีเขียวคือรูปแบบการสั่นแบบที่ 2



รูปที่ 4. ความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นบนมือแต่ละข้างและรูปแบบการสั่น

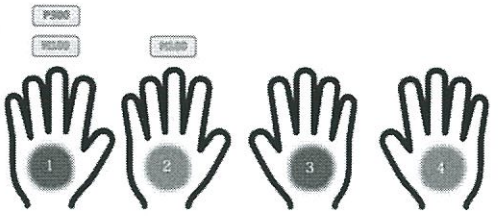
ตารางที่ 1. ความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นบนมือแต่ละข้างและรูปแบบการสั่น

มือ	รูปแบบการสั่น	หมายเลขเป้าหมาย
ซ้าย	1	1
ซ้าย	2	2
ขวา	1	3
ขวา	2	4

ในการทดลอง ลำดับของการสั่นของตัวสั่นแต่ละตัวจะถูกทำการสุ่มเพื่อไม่ให้ผู้ทำการทดลองสามารถคาดเดาได้ว่าตัวสั่นตัวใดจะสั่นในลำดับต่อไป เนื่องจากความยากง่ายต่อการคาดเดาลำดับของการสั่นมีผลต่อการเกิดของ P300 โดยที่จะส่งผลให้ P300 มี Amplitude ต่ำเมื่อผู้ทดลองสามารถคาดเดาการเกิดสิ่งเร้าได้ง่ายหรือกล่าวอีกอย่างหนึ่งได้ว่ามีความซับซ้อนน้อย จากความสัมพันธ์ระหว่างหมายเลขเป้าหมายกับตัวสั่นบนมือแต่ละข้างและรูปแบบของการสั่นข้างต้นนั้น สามารถสรุปความเชื่อมโยงกับการเกิดของ P300 และ N100 ได้ว่า จากรูปที่ 5 ถ้าสมมติว่าหมายเลขเป้าหมายคือหมายเลข 1 ซึ่งสัมพันธ์กับรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 ที่สั่นที่มือข้างซ้าย ดังนั้นผู้ทำการทดลองจะต้องให้ความตั้งใจจดจ่อไปที่มือข้างซ้ายตลอดเวลา ซึ่งหมายความว่าเมื่อตัวสั่นที่มือข้างซ้ายทำการสั่น ไม่ว่าจะเป็นรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 หรือแบบที่ 2 ก็ตาม N100 จะเกิดขึ้น ซึ่งการเกิดขึ้นของ N100 จะเป็นการบ่งบอกถึงมือที่ผู้ทำการทดลองให้ความตั้งใจจดจ่ออยู่ [1] แต่อย่างไรก็ตามถึงแม้ N100 จะเกิดขึ้นที่มือข้างซ้าย แต่ทุกครั้งที่มือข้างขวามีการสั่นเกิดขึ้น N100 ก็เกิดขึ้นเช่นกัน แต่ Amplitude จะต่ำกว่าการสั่นจากมือข้างซ้าย เพราะ N100 เป็น ERP ที่ขนาดของ Amplitude ขึ้นอยู่กับความตั้งใจจดจ่อกับอะไรบางอย่าง ส่วน P300 เกิดขึ้นจากการนับตัวเลขในใจ ซึ่งผู้ทำการทดลองจะต้องนับเลขในใจเมื่อตัวสั่นที่มือข้างซ้ายทำการสั่นและมีรูปแบบการสั่นแบบที่ 1 เท่านั้น ดังนั้นการเกิดขึ้นของ P300 เป็นข้อมูลที่บ่งบอกว่าหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองเกิดขึ้นช่วงเวลาใด เช่น หลังจากการสั่นครั้งที่ 5 ประมาณ 300 มิลลิวินาที มี P300 เกิดขึ้น นั่นหมายความว่าหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการคือการสั่นครั้งที่ 5 ซึ่งหลังจากตรวจสอบลำดับการสั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทั้งหมดแล้ว จะสามารถรู้ได้ว่าการสั่นครั้งที่ 5 หมายเลขเป้าหมายคืออะไร



รูปที่ 5. การเกิดของ P300 และ N100 เมื่อหมายเลขเป้าหมายคือ 1

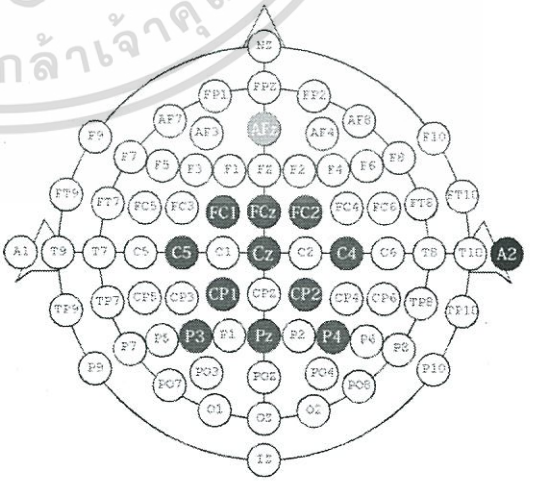
ในการทดลองนี้ต้องการตรวจสอบการเกิดขึ้นของทั้ง P300 และ N100 ดังนั้นจึงมีการออกแบบการทดลองให้ง่ายที่สุดเท่าที่จะทำได้โดยการทำให้ตัวสั่นทั้งหมดสั่นทีละตัวต่อครั้ง ซึ่งหมายความว่าในช่วงเวลาใด ๆ จะมีตัวสั่นที่ทำการสั่นเพียงแค่ตัวเดียว หรือกล่าวอีกอย่างได้ว่ามีหมายเลขเป้าหมายให้ผู้ทำการทดลองทำการตอบสนองได้ 1 หมายเลขต่อการสั่น 1 ครั้ง ดังนั้นการตรวจสอบการเกิดขึ้นของ P300 ก็เพียงพอแล้วที่จะรู้ถึงหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ เพราะว่าการสั่นแต่ละครั้งมีหมายเลขเป้าหมายให้เลือกแค่ 1 หมายเลข ซึ่งหมายความว่าถ้าพบ P300 ที่การสั่นครั้งใด ครั้งนั้นคือหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ แต่ถ้าหากการทดลองนี้สำเร็จและเป็นไปตามสมมติฐาน สามารถออกแบบการทดลองให้ยากกว่าเดิมได้โดยการทำให้ตัวสั่นหลายๆตัวสั่นพร้อมกันในเวลาเดียวกัน ซึ่งจะทำให้เวลาที่ใช้ในการทดลองลดลง แต่อย่างไรก็ตามในช่วงเวลาใด ๆ ถ้าตัวสั่นมีการสั่นมากกว่า 1 ตัวในเวลาเดียวกัน ซึ่ง P300 นั้นบอกได้เพียงแค่ว่า ณ ช่วงเวลาการสั่นครั้งนั้น หนึ่งในตัวสั่นที่สั่นสั่นพร้อมกันคือหมายเลขเป้าหมาย ดังนั้น N100 จึงถูกใช้เพื่อจะได้ทราบถึงตำแหน่งของตัวสั่น เช่น ถ้าหากมีการสั่น 2 ตัวในเวลาเดียวกันที่มือข้างซ้ายและมือข้างขวา P300 บอกได้ว่าหมายเลขเป้าหมายอยู่ที่การสั่นครั้งนี้ แต่ไม่รู้ว่าตัวสั่นที่เป็นเป้าหมายอยู่ข้างซ้ายหรือขวา ดังนั้น N100 จึงเป็นตัวที่บอกได้ว่ามือข้างในที่ผู้ทำการทดลองให้การจดจ่ออยู่ ซึ่งถ้านำเอาข้อมูลการเกิดขึ้นของทั้ง P300 และ N100 มาวิเคราะห์ร่วมกันแล้ว ก็จะรู้ถึงหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการในการทดลองนี้จะดำเนินการทดลองทั้งหมด 20 รอบ (Trial) และในแต่ละรอบนั้นจะมีการสั่นทั้งหมด 40 ครั้ง ครั้งละ 0.5 วินาที ดังนั้นใน 1 Trial จะใช้ระยะเวลาทั้งหมด 20 วินาที

3.2. ขั้นตอนการทดลอง

เริ่มจากให้ผู้ทำการทดลองเลือกหมายเลขเป้าหมาย 1 หมายเลข จากหมายเลขตั้งแต่หมายเลข 1 ถึงหมายเลข 4 หลังจากได้หมายเลขเป้าหมายแล้ว ให้ผู้ทำการทดลองดูว่าจะต้องตั้งใจให้ความสนใจไปที่ตัวสั่นตัวใดและประเภทการสั่นแบบใด จากนั้นจึงเริ่มการทดลองซึ่งในระหว่างการทดลองนั้นตัวสั่นจะสั่นไปเรื่อย ๆ โดยที่ลำดับการสั่นนั้นเป็นแบบสุ่ม ระหว่างการสั่นผู้ทดลองจะต้องให้ความสนใจไปยังมือข้างที่มีตัวสั่นเป้าหมายอยู่ตลอดเวลาและทุกครั้งที่มีการสั่นจากมือข้างนั้น ถ้าหากรูปแบบการสั่นตรงกับที่ต้องการให้นับตัวเลขในใจ

3.3. EEG

ในระบบนี้จะใช้อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองแบบ EEG ประเภทหมวกแบบเปียก ซึ่งต้องใช้เจลนำไฟฟ้าเป็นตัวนำไฟฟ้าระหว่างผิวหนังศีรษะและขั้ว Electrode โดยที่ตำแหน่งของ Electrode ที่ใช้คือ FC1, FC2, FCz, C3, C4, Cz, CP1, CP2, P3, P4 และ Pz รวม 11 ตำแหน่ง ส่วนตำแหน่ง Ground คือ AFz และตำแหน่งอ้างอิง (Reference) คือ A2 ดังรูปที่ 6



รูปที่ 6. ตำแหน่ง Electrode ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลองนี้

อุปกรณ์บันทึกคลื่นสมองแบบ EEG นั้นถูกเชื่อมต่อไว้กับอุปกรณ์ขยายสัญญาณ (Amplifier) โดยที่สัญญาณทั้งหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะถูกขยาย 20×10^6 เท่าของสัญญาณเดิม หลังจากนั้นเชื่อมต่อกับอุปกรณ์แปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล

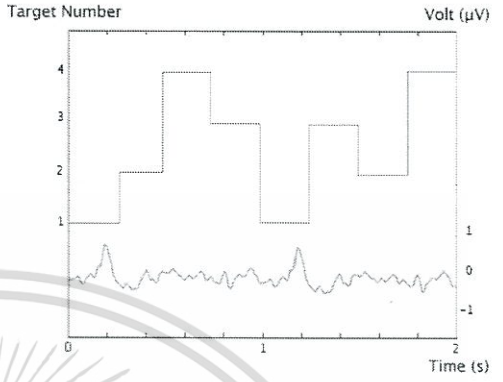
3.4. การสกัดลักษณะเด่นข้อมูล

3.4.1. Butterworth Filter

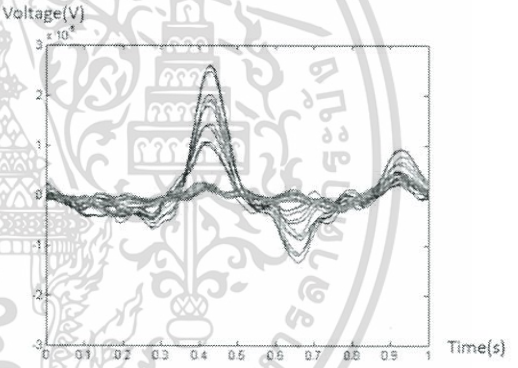
หลังจากที่ได้สัญญาณสมองมาแล้ว สัญญาณจะประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวน ดังนั้นจำเป็นต้องกรองย่านความถี่ที่ไม่สนใจออก ซึ่งสัญญาณสมองประเภท ERP นั้นมีความถี่ที่ต่ำมากจึงใช้ตัวกรอง (Filter) The Second-Order Butterworth Band Pass Filter เพื่อกรองเฉพาะสัญญาณช่วงความถี่ 1 ถึง 13 เฮิรตซ์ และใช้ The Third-Order Butterworth Band Stop Filter เพื่อกรองย่านความถี่ช่วง 49 ถึง 51 เฮิรตซ์ ออกเพราะว่าเป็นช่วงความถี่ของอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ในการทดลอง ถ้าหากไม่กรองย่านความถี่นี้ออก สัญญาณสมองที่ได้จาก EEG จะมีส่วนของคลื่นไฟฟ้าจากอุปกรณ์ต่างๆรวมอยู่ด้วย

3.4.2. การเฉลี่ยสัญญา (Averaging)

การเฉลี่ยสัญญาณนั้นเป็นการลดสัญญาณรบกวนต่างๆจนทำให้เห็น P300 และ N100 ได้ชัดเจน โดยการทดลองนี้มีหมายเลขเป้าหมายอยู่ 4 หมายเลขด้วยกัน ดังนั้นในแต่ละครั้งเมื่อทำการเฉลี่ยสัญญาณแล้วสัญญาณสมองที่เกิดหลังการสั่นในครั้งที่เป็นหมายเลขเป้าหมาย (Target Number) ประมาณ 300 มิลลิวินาที ควรจะมี P300 เกิดขึ้น ส่วน 3 หมายเลขที่เหลือ (Non-target Number) สัญญาณสมองหลังการสั่นในครั้งที่เป็นทั้ง 3 หมายเลขควรจะเป็นสัญญาณที่ไม่มี P300 เกิดขึ้น เช่นรูปภาพที่ 7 หมายเลขเป้าหมายคือหมายเลข 1 เป็นต้น ในการการเฉลี่ยสัญญาณนั้นสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2-1 จากนั้นจะได้สัญญาณที่มีลักษณะดังรูปที่ 8 โดยที่เส้นสีน้ำเงินคือสัญญาณหลังการเฉลี่ยของการสั่นครั้งที่เป็น Target Number ส่วนเส้นสีแดงคือสัญญาณหลังเฉลี่ยของการสั่นครั้งที่เป็น Non-target Number ในการทดลองแต่ละครั้งมีการสั่นทั้งหมด 40 ครั้ง จึงมีสัญญาณสมองที่เกิดหลังการสั่นทั้งหมด 40 สัญญาณ โดยแบ่งเป็น 10 สัญญาณของแต่ละหมายเลขเป้าหมาย ตั้งแต่ 1 ถึง 4 ดังนั้นเมื่อทำการเฉลี่ยสัญญาณสมองของแต่ละหมายเลขเป้าหมาย สุดท้ายจะได้เป็นสัญญาณสมองของหมายเลข 1 ถึง 4 ของแต่ละการทดลอง และเนื่องจากใช้ Electrode 11 ตำแหน่ง ดังนั้นในแต่ละการทดลองจึงมีสัญญาณสมองของ 4 หมายเลขเป้าหมายทั้งหมด 11 ชุด



รูปที่ 7. การเกิด P300 ในการสั่นครั้งที่เป็นหมายเลขเป้าหมาย



รูปที่ 8. สัญญาณหลังการเฉลี่ย

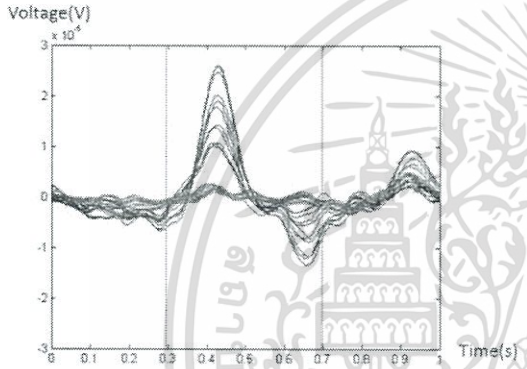
3.4.3. Down-sampling

เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์บันทึกสัญญาณสมองแบบ EEG มีค่า Sampling rate คือ 512 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่สูงกว่าช่วงความถี่ที่สนใจ ดังนั้นการ Down-sampling จะเป็นการลดขนาดข้อมูลลงซึ่งถ้าหากข้อมูลน้อยเกินไปก็จะส่งผลให้ข้อมูลที่สนใจหายไป แต่โดยทั่วไปแล้วในงานวิจัยด้าน BCI ที่วิเคราะห์ ERP นั้นจะทำการ Down-sampling ให้สัญญาณมีความถี่ 32 เฮิรตซ์ หรือ 64 เฮิรตซ์ แต่ในงานวิจัยอ้างอิงของ Sato และ Washizawa [2] เลือกใช้ 64 เฮิรตซ์ หลังจากลองทั้ง 2 ความถี่ พบว่าการ Down-sampling ที่ 64 เฮิรตซ์ให้ผลที่ดีกว่า จึงเลือกใช้การ Down-sampling ที่ 64 เฮิรตซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

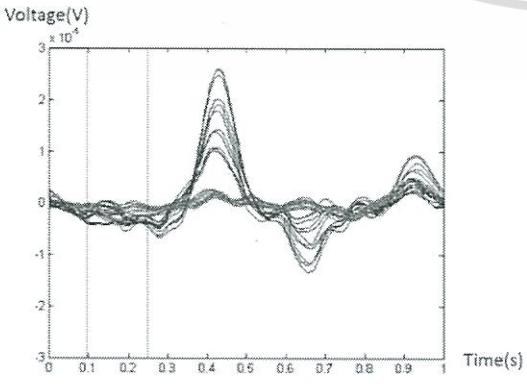
3.4.4. การเลือกสัญญาณเฉพาะช่วงเวลาที่สนใจ

เนื่องจาก ERP มีคุณลักษณะพิเศษคือมีช่วงเวลาการเกิดที่ค่อนข้างแน่นอน ดังนั้นในการทดลองนี้ซึ่งสนใจ P300 และ N100 ซึ่งเป็น ERP ทั้งคู่จึงสามารถเลือกสัญญาณเฉพาะช่วงเวลาที่สนใจได้ จากรูป 9 ในการทดลองนี้สนใจช่วงเวลาตั้งแต่ 300-700 มิลลิวินาที ซึ่งเหตุผลที่ใช้ช่วงของเวลากว้างไปจนถึง 700 วินาที เพราะว่าสิ่งเร้าคือตัวสั่น ซึ่งการที่ผู้ทดลองจะสามารถแยกแยะได้ว่าตัวสั่นนั้นมีรูปแบบการสั่นประเภทไหนอาจต้องใช้เวลารอจนกว่าตัวสั่นจะสั่นเสร็จ ซึ่งใช้ระยะเวลาประมาณ 200-300 มิลลิวินาที ดังนั้น P300 มีโอกาสที่จะเกิดขึ้นล่าช้ากว่าปกติ



รูปที่ 9. ช่วงเวลาที่ P300 มีโอกาสเกิดขึ้น

ระยะเวลาที่ N100 มีโอกาสเกิดขึ้นนั้นในการทดลองนี้สนใจช่วงเวลาตั้งแต่ 100-250 มิลลิวินาที เนื่องจากไม่มีปัจจัยใดที่ทำให้ N100 เกิดล่าช้า เพราะการรับรู้ถึงการสั่นไม่ว่าจะมีรูปแบบการสั่นแบบใด ผู้ทำการทดลองก็รู้สึกถึงการสั่นเหมือนกันดังรูปที่ 10



รูปที่ 10. ช่วงเวลาที่ N100 มีโอกาสเกิดขึ้น

3.5. การจำแนกประเภทข้อมูล (Classification)

SVM แบบเส้นตรง (Linear) จะถูกนำมาใช้ในการจำแนกข้อมูลโดยที่จะแบ่งข้อมูลในการจำแนกออกเป็น 2 ชุด ด้วยกันคือการจำแนกของ P300 และการจำแนกของ N100 สำหรับการจำแนกในการทดลองนี้จะจำแนกข้อมูลแต่ละชุดออกเป็น 2 คลาสคือ ใช่/ไม่ใช่ ซึ่งจุดประสงค์คือต้องการที่จะจำแนกข้อมูลเพื่อดูว่าหมายเลขเป้าหมายใดและมือข้างใดเป็น Target และ Non-target บ้าง โดยที่พารามิเตอร์สำหรับ Linear SVM ที่สามารถปรับได้คือค่า C โดยที่ค่า C ที่ใช้คือ $\{10^{-6}, 10^{-5}, ..., 10^{5}, 10^{6}\}$

สำหรับ P300 นั้นใน 1 Trial จะมี Target อยู่ 1 หมายเลขคือหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ ส่วนที่เหลืออีก 3 หมายเลขคือ Non-target ซึ่ง Training Data นั้น ใน 1 Trial จะมีข้อมูลทั้งหมดคือสัญญาณเฉลี่ยของสัญญาณสมองที่เกิดหลังการสั่นของแต่ละหมายเลขเป้าหมายตั้งแต่หมายเลข 1 ถึง หมายเลข 4 ซึ่งแต่ละหมายเลขนั้นเกิดขึ้น 10 ครั้ง ดังนั้นจึงมีการเฉลี่ยทั้งหมด 10 สัญญาณด้วยกัน หลังการเฉลี่ยจึงได้สัญญาณสมองหลังการสั่นของแต่ละหมายเลขเป้าหมายทั้งหมด 4 สัญญาณ ในแต่ละสัญญาณจะมี Label กำกับเป็น 1 สำหรับหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการและเป็น -1 สำหรับหมายเลขเป้าหมายอื่นๆ และในการทดลองนี้มีการใช้ Electrode ทั้งหมด 11 จุดด้วยกัน ดังนั้นในแต่ละ Trial จึงมีสัญญาณจาก Electrode แต่ละจุด 11 สัญญาณ ซึ่งหมายความว่าใน 1 Trial จะมีสัญญาณสมองของทั้ง 4 หมายเลขทั้งหมด 44 สัญญาณด้วยกัน สำหรับ N100 นั้น Training Data จะเหมือนกับของ P300 แต่ว่าจากที่ต้องการจำแนกทั้งหมด 4 หมายเลขเป้าหมายเปลี่ยนเป็นจำแนกมือซ้ายกับมือขวาแทน หลังจากที่ได้แบบจำลอง (Model) มาจากการสอนระบบ (Training) แล้วขั้นตอนต่อไปจึงเป็นการทดสอบ (Testing) โดยที่ในการทดสอบนั้น SVM จะทำการทดลองข้อมูลทดสอบ (Testing Data) เพื่อทำนายว่าสัญญาณของแต่ละหมายเลขเป้าหมายและมือแต่ละข้างเป็น Target หรือ Non-target ซึ่งในการทดสอบนั้นเทคนิค 5-fold และ 10-fold cross-validation ได้ถูกนำมาใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ผลการทดลอง

ตารางที่ 2. ประสิทธิภาพในการทำนาย Target P300

ชุดข้อมูล	จำนวนกลุ่มใน Cross-validation	พารามิเตอร์ C	ความถูกต้อง
1	10	10^{-2}	90%
2	5	10^{-2}-10^{-6}	100%

จากตารางที่ 2 คือประสิทธิภาพของการทำนายสัญญาณสมองที่เกิดหลังจากการสั่นของหมายเลขเป้าหมาย 1 ถึง 4 ว่าหมายเลขใดคือหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการ โดยที่ค่าความถูกต้อง 90% ของชุดข้อมูลที่ 1 หมายความว่าใน 20 การทดลอง SVM สามารถทำนายหมายเลขเป้าหมายที่ผู้ทำการทดลองต้องการได้ถูกต้อง 18 การทดลอง ดังนั้นจะเห็นได้ว่าความถูกต้องในการทำนาย Target P300 นั้นสูงถึง 90-100% ซึ่งบ่งบอกว่ารูปแบบการทดลองนี้มีประสิทธิภาพสูงในการใช้ P300 เพื่อวิเคราะห์ความต้องการของผู้ทำการทดลอง

ตารางที่ 3. ประสิทธิภาพในการทำนาย Target N100

ชุดข้อมูล	จำนวนกลุ่มใน Cross-validation	พารามิเตอร์ C	ความถูกต้อง
1	5	10^{0}	75%
2	5	10^{1}-10^{6}	80%

จากตารางที่ 3 คือประสิทธิภาพของการทำนายสัญญาณสมองที่เกิดหลังจากการสั่นของมือข้างที่เป็นเป้าหมายข้างซ้ายและขวาว่าข้างใดคือมือข้างที่ผู้ทำการทดลองให้ความสนใจ โดยที่ค่าความถูกต้อง 75% ของชุดข้อมูลที่ 1 หมายความว่าใน 20 การทดลอง SVM สามารถทำนายมือข้างที่ผู้ทำการทดลองให้ความสนใจได้ถูกต้อง 15 การทดลอง แต่อย่างไรก็ตามค่าความถูกต้องในการทำนาย Target N100 นั้น ถึงแม้จะมีค่าสูงถึง 75-80% แต่สาเหตุที่ค่าความถูกต้องสูงเพราะว่าเป็น N100 ที่เกิดเพราะการเกิดขึ้นของ P300 จากการนับตัวเลขในใจ ไม่ใช่ N100 ที่เกิดจากการสั่นของตัวสั่น

ตารางที่ 4. ประสิทธิภาพในการทำนาย Target N100 ที่ไม่มีส่วนของ P300 อยู่

ชุดข้อมูล	จำนวนกลุ่มใน Cross-validation	พารามิเตอร์ C	ความถูกต้อง
1	5	10^{0}-10^{6}	55%
2	5	10^{1}-10^{6}	50%

จากตารางที่ 4 จะเห็นได้ว่าค่าความถูกต้องที่ได้นั้น มีค่าเพียง 50-55% ซึ่งเป็นค่าต่ำที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ เนื่องจากมีจำนวนข้างของมือให้ทำนาย 2 ข้าง คือซ้ายและขวา ดังนั้นความน่าจะเป็นที่จะทำนายถูกโดยการสุ่มคือ 50%

5. สรุปผลการทดลอง

ในตอนแรกมีการตั้งสมมติฐานว่า N100 จะเกิดขึ้นหลังจากการกระตุ้นจากสิ่งเร้าประเภทสั่นประมาณ 100 มิลลิวินาที เนื่องจาก N100 เป็นคลื่นแบบ ERP ซึ่งเป็นรูปแบบคลื่นที่เกิดขึ้นจากการกระตุ้นจากสิ่งเร้า แต่ผลที่ได้คือไม่พบ N100 จากการทดลองในระบบนี้ แต่อย่างไรก็ตามมีงานวิจัยที่มีการทำการทดลองโดยใช้สิ่งเร้าประเภทเดียวกันแล้วพบว่า N100 สามารถเกิดขึ้นได้ [3] ดังนั้นสมมติฐานที่ได้ตั้งไว้คือความแรงในการสั่นมีผลต่อการเกิด N100 ซึ่งอาจเป็นเพราะว่าตัวสั่นที่ใช้นั้นมีความแรงในการสั่นน้อยไป ทำให้ผู้ทำการทดลองรับรู้ถึงการสั่นได้เบา ๆ จึงไม่เห็น N100 เกิดขึ้น จากการทดลองครั้งนี้สามารถที่จะทราบถึงข้อจำกัดของสิ่งเร้าประเภทสั่นต่อการเกิด N100 ได้ ในส่วนของ P300 นั้น การทดลองนี้มีประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ความต้องการของผู้ทำการทดลองค่อนข้างสูง ซึ่งระบบนี้สามารถคาดเดาความต้องการของผู้ทดสอบระบบได้ถึง 90-100%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talk off the top of your head: toward a mental prosthesis utilize event relate brain potentials," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 510-523. Dec. 1988.

[2] H. Sato and Y. Washizawa, "A novel EEG-based spelling system using N100 and P300," In *Proc. the 25th European Medical Informatics Conference*, Istanbul, Turkey, Aug. 2014, pp. 428-432.

[3] R. Togashi, Y. Washizawa, S. Kono and T.M. Rutkowski, "Bayesian delay time estimation of brainwaves using N100 response in tactile-force brain-computer interface," In *Proc. the 7th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems (SCIS), and the 13th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (ISIS)*, Kitakyushu, Japan, Dec. 2014, pp. 292-296.

[4] S. Kono, D. Aminaka, S. Makino and T. M. Rutkowski, "EEG Signal Processing and Classification for the Novel Tactile-Force Brain-Computer Interface Paradigm," In *Proc. Signal-Image Technology & Internet-Based Systems (SITIS)*, Dec. 2013, pp. 812-817.

[5] T. W. Picton, "The P300 Wave of the Human Event-Related Potential," *Journal of Clinical Neurophysiology*, vol. 9, no. 4, pp.456-479.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้