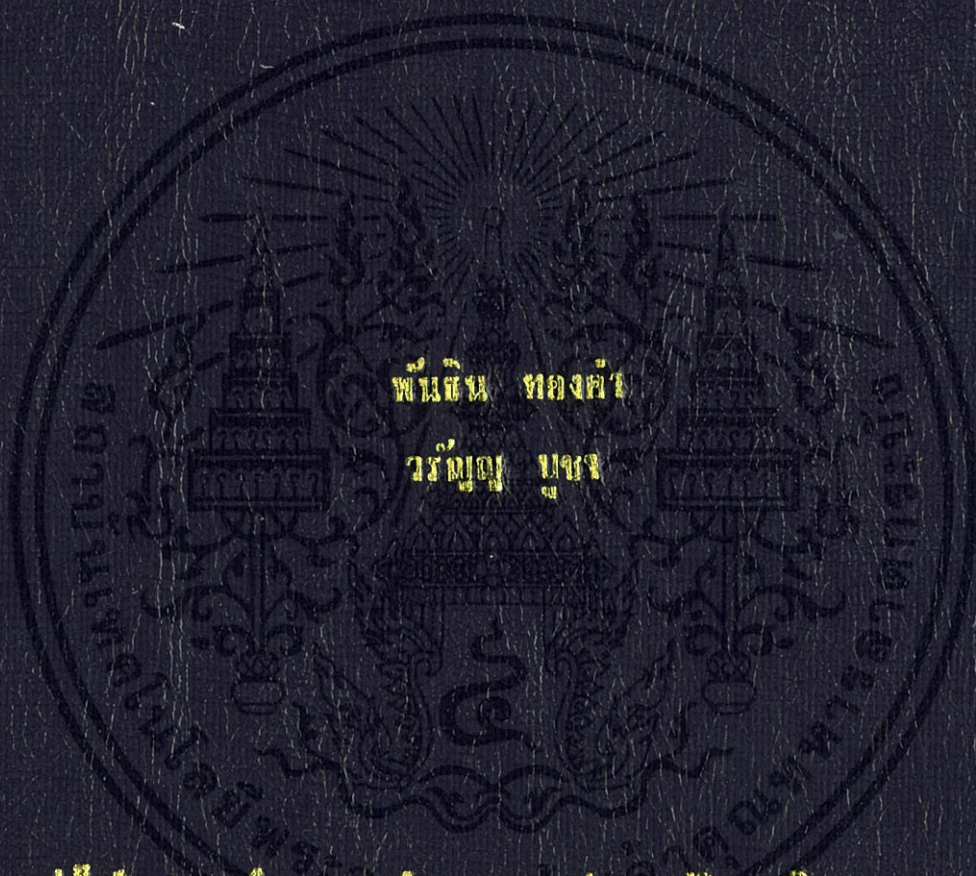


การควบคุมรถเป็นคนที่พิการด้วยคลื่นสมอง
EEG MIND CONTROL WHEELCHAIR



ปริญญาโทชั้นโทเป็นงานหน่วยงานตามหลักศูนย์ปริญญาโทวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2556

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมอง
EEG MIND CONTROL WHEELCHAIR



พันธิน ทองคำ
วรัญญู บุษบา

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ปีการศึกษา 2556

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2556

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมอง

EEG MIND CONTROL WHEELCHAIR

ผู้จัดทำ

- | | | | |
|--------------|-------|--------------|----------|
| 1. นายพันธิน | ทองคำ | รหัสนักศึกษา | 53011109 |
| 2. นายวรัญญู | บุชา | รหัสนักศึกษา | 53011417 |



..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมอง

นาย พันธิน	ทองคำ	53011109
นาย วรญาณ	บุชา	53011417
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ เจริญ	วงศ์ชุ่มเย็น	อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2556		

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันพบว่าจำนวนผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตจากการที่ได้รับผลกระทบจากโรคหลอดเลือดสมองหรือผู้ที่มีความพิการทางแขนและขาจากกำเนิดหรือได้รับการเกิดอุบัติเหตุ นั้น มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง จึงเกิดโครงการการควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองขึ้น โดยมีจุดมุ่งหมายเพื่อช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกแก่ผู้ป่วยอัมพาตหรือผู้พิการทางร่างกายให้สามารถเคลื่อนที่ได้ตามที่ต้องการโดยใช้สมองในการสั่งการ

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมอง เป็นการใช้สัญญาณคลื่นสมองของผู้ใช้งานคนเดียวเท่านั้นที่ใช้สั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางที่ต้องการได้ รับสัญญาณคลื่นสมองโดยใช้อุปกรณ์ตรวจจับคลื่นสมอง Emotiv EEG NeuroHeadset ด้วยเทคโนโลยีการสื่อสารไร้สายแล้วนำไปประมวลผลผ่านโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อทำนายความคิดของผู้ใช้งานในขณะนั้นว่ากำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนไปทิศทางใด จากนั้นจะแสดงผลและสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางนั้น

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมอง มีผลการทำนายความคิดผู้ใช้งานอยู่ในระดับปานกลาง รถเข็นคนพิการสามารถรับน้ำหนักของผู้ใช้งานได้ไม่เกิน 80 กิโลกรัม และความสามารถในการเคลื่อนที่ประมาณ 2-4 กิโลเมตร/ชั่วโมง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

EEG MIND CONTROL WHEELCHAIR

Mr. Punthin	Thongkum	53011109
Mr. Waranyoo	Boocha	53011417
Asst. Prof. Charoen	Vongchumyen	Advisor
Academic Year 2013		

ABSTRACT

Nowadays, the patients who was paralyzed from the stroke or accident and the patients who was congenital limb deficiency, tends to rise continuously. Therefore, the mind control wheelchair project was made to help people with disabilities can move to another place with themselves by only use the brain think to control wheelchair move in any directions. This project also help facilitate for patients who can't walk.

EEG Mind Control Wheelchair that use a brainwave to control a direction of wheelchair. Therefore, we must to have the equipment for EEG signal receiving from the brain. In this project, we will use Emotiv EEG NeuroHeadset which use wireless technology to sent data to receive EEG signal and send it to the neural network processing .Then, the neural network algorithm will predict the think of user to control the direction of wheelchair

EEG Mind Control Wheelchair can predict the correct direction in the medium. Wheelchair can gain weight not over 80 kg and speed about 2-4 km/h

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

รายงานฉบับนี้สำเร็จได้ ด้วยคำแนะนำ คำปรึกษา ข้อชี้แนะ และความช่วยเหลือในทุก ๆ ด้าน จากหลายฝ่ายด้วยกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งจากอาจารย์ที่ปรึกษาคือ อาจารย์ เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น ที่คอยให้ความช่วยเหลือและคำแนะนำเสมอมา จนสามารถส่งไปได้ด้วยดี คณะผู้วิจัยจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้

ขอกราบขอบพระคุณ คณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ทุกท่าน ที่ได้ให้ความรู้ คำแนะนำและให้กำลังใจตลอดการศึกษาในทุกภาคเรียนที่ผ่านมา

ขอขอบคุณเพื่อน ๆ พี่ ๆ และน้อง ๆ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ทุกคน ที่คอยให้คำปรึกษาและให้กำลังใจตลอดมา

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณบุคคลที่สำคัญที่สุดในชีวิตของคณะผู้วิจัย คือ คุณพ่อและคุณแม่ของคณะผู้วิจัย ผู้ที่คอยอบรมเลี้ยงดูและสั่งสอนสิ่งต่าง ๆ และยังคงคอยให้กำลังใจเสมอมา คณะผู้วิจัยจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ด้วย

นาย พันธิน ทองคำ
นาย วรญาณ บุษบา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญ(ต่อ).....	V
สารบัญ(ต่อ).....	VI
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
สารบัญรูป(ต่อ).....	IX

บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ.....	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ.....	2
1.4 วิธีการดำเนินการ.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.6 ส่วนประกอบของปริญญานิพนธ์.....	4

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 สัญญาณคลื่นสมอง.....	5
2.2 มาตรฐานในการกำหนดตำแหน่งการวัดสัญญาณ.....	7
2.3 Emotiv EEG Neuroheadset.....	10
2.3.1 Testbench.....	11
2.4 โครงข่ายประสาทเทียม.....	14
2.4.1 หลักการทำงานข่ายงานประสาท.....	15
2.4.2 รูปแบบการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม.....	18
2.4.3 การเรียนรู้แบบแพร่ย้อนกลับ.....	20

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.4.4 การนำไปประยุกต์ใช้ประโยชน์	21
2.5 การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์.....	22
2.6 Geared DC Motor	25
2.7 มอเตอร์เกียร์ MY 1016Z2-250W.....	30
2.8 Arduino IDE	31
บทที่ 3 การออกแบบและพัฒนา.....	32
3.1 สิ่งที่ต้องการจากระบบ	32
3.2 ภาพรวมของระบบ	32
3.3 ส่วนการประมวลผล	33
3.3.1 การสร้างไฟล์และบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง	35
3.3.2 การปรับค่าน้ำหนักของความสัมพันธ์แต่ละโหนด	37
3.3.3 การจำแนกสัญญาณคลื่นสมอง.....	39
3.4 ส่วนการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์.....	41
3.4.1 การเชื่อมต่ออุปกรณ์คอมพิวเตอร์และอาดูอินบอร์ด	42
3.4.2 การเชื่อมต่ออาดูอินบอร์ดและรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ.....	43
3.4.3 รูปแบบคำสั่งในการติดต่อสื่อสาร.....	44
3.4.4 การออกแบบการเลือกมอเตอร์ อัตราทดเฟือง และความเร็วของรถเข็นที่ต้องการ	44
3.5 ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน.....	49
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	53
4.1 การทดลองอุปกรณ์ Emotiv EEG Neuroheadset กับโปรแกรม “Testbench”	53
4.2 การทดลองบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองลงบนไฟล์.....	54
4.3 การทดลองลบบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมอง.....	57
4.4 การทดลองหาจำนวนรอบที่ใช้ในการสอน Neural Network.....	59
4.5 การทดลองสอน Neural Network และบันทึกค่าน้ำหนัก.....	61
4.6 การทดลองการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการ.....	62

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.7 การทดลองหาอัตราเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ	68
4.7.1 การทดลองหาอัตราเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ	68
4.7.2 การทดลองหาอัตราเร็วสูงสุดของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ	69
 บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ	71
5.1 บทสรุป	71
5.2 ปัญหาอุปสรรคและแนวทางการแก้ไข	72
5.3 แนวทางในการพัฒนาต่อ	72
 บรรณานุกรม	73

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ตารางความสัมพันธ์ของกิจกรรมของสมองกับแต่ละช่วงความถี่	7
2.2 คุณสมบัติมอเตอร์เกียร์(1).....	30
2.3 คุณสมบัติมอเตอร์เกียร์(2).....	30
3.1 ข้อมูล Input และ Output ของระบบ	35
4.1 การทดลองหาจำนวนที่ใช้ในการสอน Neural Network	59
4.2 ผลการทดลองครั้งที่ 1 สถานการณ์ที่ 1	65
4.3 ผลการทดลองครั้งที่ 2 สถานการณ์ที่ 1	65
4.4 ผลการทดลองครั้งที่ 3 สถานการณ์ที่ 1	65
4.5 ผลการทดลองครั้งที่ 4 สถานการณ์ที่ 1	65
4.6 ผลการทดลองครั้งที่ 5 สถานการณ์ที่ 1	66
4.7 ผลการทดลองครั้งที่ 1 สถานการณ์ที่ 2	66
4.8 ผลการทดลองครั้งที่ 2 สถานการณ์ที่ 2	66
4.9 ผลการทดลองครั้งที่ 3 สถานการณ์ที่ 2	66
4.10 ผลการทดลองครั้งที่ 4 สถานการณ์ที่ 2	67
4.11 ผลการทดลองครั้งที่ 5 สถานการณ์ที่ 2	67
4.12 สรุปผลการทดลอง.....	67
4.13 ตารางการทดลองอัตราเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ.....	69
4.14 การทดลองหาอัตราเร็วสูงสุดของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ.....	69

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมอง.....	2
2.1 สัญญาณ EEG ในแต่ละช่วงความถี่	6
2.2 บริเวณของสมองส่วนต่างๆ	8
2.3 จุดกำกับบนศีรษะของระบบ 10-20 แบบระยะห่าง 20 เพอร์เซ็นต์.....	9
2.4 Emotiv EGG Neuroheadset.....	10
2.5 คุณสมบัติของ Emotiv EEG Neuroheadset	11
2.7 สามารถเลือกช่องสัญญาณที่จะแสดงผล	12
2.8 FFT display	13
2.9 Data Packet display	13
2.10 Data Recording and Playback.....	14
2.11 เซลล์ประสาท	15
2.12 Neuron network	16
2.10 โครงสร้างทั่วไปของมอเตอร์กระแสตรง(1).....	25
2.11 แสดงความกว้างของพัลส์ขนาดต่างๆ และค่าตัวชี้ไขเคลช่วงพัลส์ที่มีความถี่คงที่.....	27
2.12 ลักษณะการทำงานของ DC motor.....	27
2.13 ลักษณะการทำงานของวงจร H-Bridge	28
2.14 การเชื่อมต่อระหว่างวงจร H-bridge กับอุปกรณ์อื่น	29
2.16 มอเตอร์เกียร์ MY 1016Z2-250W	30
2.17 โปรแกรม Arduino	31
3.1 ภาพรวมของระบบ.....	32
3.2 โครงสร้างของโครงร่างประสาทเทียม.....	34
3.4 Flow Chart ส่วนการสร้างไฟล์และบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง	36
3.5 Flow Chart ส่วนการปรับค่าน้ำหนักของความสัมพันธ์แต่ละโหนด	37
3.6 Training sequence diagram	38
3.7 Flow Chart ส่วนการจำแนกสัญญาณคลื่นสมอง.....	39
3.8 Classification sequence diagram	40
3.9 ภาพการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์.....	41

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.10 Arduino UNO.....	42
3.11 ภาพรวมการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ของรถเซ็นไฟฟ้าคนพิการ.....	43
3.12 ความสัมพันธ์ระหว่างกำลังของมอเตอร์ ทอร์กของมอเตอร์ รอบของมอเตอร์	45
3.13 แบบการติดตั้งเฟืองระหว่างล้อและมอเตอร์ (ด้านนอก).....	46
3.14 แบบการติดตั้งเฟืองระหว่างล้อและมอเตอร์ (ด้านใน)	46
3.15 ส่วนประกอบของรถเซ็นไฟฟ้าคนพิการ.....	47
3.16 ภาพรถเซ็นคนพิการไฟฟ้า (ด้านหลัง)	48
3.17 ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน	49
3.18 หน้าต่าง Training	50
3.19 ผู้ใช้งานในโหมด Predict Movement.....	52
4.1 โปรแกรม Testbench	53
4.2 หน้าต่าง Training ตอนเริ่มต้น	54
4.3 ผู้ใช้งานกดปุ่ม “LEFT”	55
4.4 ผู้ใช้งานทำการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองเสร็จสิ้น	56
4.5 ผู้ใช้งานทำการลบไฟล์บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองอันเก่าเสร็จสิ้น	57
4.6 แสดงว่าไฟล์บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองไม่มีแล้ว	58
4.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบการสอนและค่าความคลาดเคลื่อน	60
4.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบการสอนและเวลา	60
4.9 โปรแกรมกำลังทำการสอน Neural Network.....	61
4.10 แสดงว่าทำการสอน Neural Network และบันทึกไฟล์ค่าน้ำหนักเสร็จสิ้น	62
4.11 ตัวอย่างการแสดงผลความคิดการสั่งการของผู้ใช้งาน.....	63
4.12 ตัวอย่างสถานการณ์ที่ 1	64
4.13 ตัวอย่างสถานการณ์ที่ 2	64
4.14 การทดลองการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเซ็นคนพิการ.....	68

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการ

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองเป็นการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการไปในทิศทางต่าง ๆ โดยใช้สัญญาณคลื่นสมองของผู้สั่งการเองเป็นตัวสั่งการ โดยใช้อุปกรณ์ Emotiv EEG NeuroHeadset ซึ่งเป็นเครื่องมือที่สามารถตรวจจับคลื่นสัญญาณของสมองที่ส่งผ่านมาจากศีรษะของผู้สั่งการได้

เนื่องจากปัจจุบันพบว่าจำนวนผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตจากการที่ได้รับผลกระทบจากโรคหลอดเลือดสมองหรือผู้ที่มีความพิการทางแขนและขาจากกำเนิดหรือได้รับการเกิดอุบัติเหตุ นั้นมีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง อาการของผู้ป่วยเหล่านี้คือจะไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายหรือเคลื่อนที่ได้สะดวกตามที่ตนเองต้องการได้ แต่ผู้ป่วยเหล่านี้ก็ยังคงมีความต้องการเหมือนอย่างคนปกติทั่วไป คือ ต้องการเคลื่อนไหวหรือเคลื่อนที่ไปในทิศทางที่ตนเองต้องการ และเนื่องจากแนวโน้มของอัตราการเพิ่มของจำนวนผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตหรือผู้ที่มีความพิการทางร่างกายที่นับวันจะยิ่งเพิ่มมากขึ้น จึงทำให้โอกาสที่ผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตหรือผู้ที่มีความพิการทางร่างกายนั้นจะได้รับการดูแลที่ดีหรือได้รับความช่วยเหลือต่าง ๆ นั้นน้อยมาก หรืออาจจะได้รับการดูแลที่ไม่ดีหรือไม่สามารถดูแลในเรื่องต่างๆของผู้ป่วยอัมพาตหรือผู้พิการทางร่างกายได้อย่างทั่วถึง

จะเป็นการดีหากสามารถควบคุมรถเข็นคนพิการโดยสัญญาณของคลื่นสมอง ซึ่งจะเป็นทางเลือกหนึ่งที่สามารถช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกแก่ผู้ป่วยอัมพาตหรือผู้พิการทางร่างกายให้สามารถเคลื่อนที่ได้ตามที่ต้องการโดยใช้สมองในการสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางที่ตนต้องการได้ โดยไม่ต้องรับการช่วยเหลือจากผู้อื่น ซึ่งจะเป็นผลดีเองต่อตัวผู้ป่วยทั้งทางร่างกายและจิตใจที่สามารถช่วยเหลือตนเองได้

ดังนั้นจึงได้คิดและศึกษา การใช้สัญญาณคลื่นสมองเพื่อสั่งการทำงานของอุปกรณ์ต่าง ๆ เพื่ออำนวยความสะดวกต่อผู้ป่วยที่ไม่สามารถใช้งานร่างกายได้ตามปกติเหมือนอย่างคนปกติทั่วไป เพื่อประยุกต์ความรู้ความสามารถทางด้านคอมพิวเตอร์ฮาร์ดแวร์ และองค์ความรู้ที่เกี่ยวข้องกับการทำโครงการวิจัยครั้งนี้ เพื่อสร้างสรรค์การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองที่มีประสิทธิภาพตลอดจนศึกษาหลักการการควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองเพื่อนำไปประยุกต์การใช้งานในด้านอื่น ๆ ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารตัวอย่างไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

- 1) เพื่อศึกษาและพัฒนาการใช้คลื่นสัญญาณสมองเพื่อควบคุมการทำงานของรถเข็นคนพิการ
- 2) เพื่อเป็นพื้นฐานสำหรับการต่อยอดเทคโนโลยีในด้าน Brain Machine Interface (BMI)
- 3) เพื่อสร้างอุปกรณ์ในการอำนวยความสะดวกในด้านการเคลื่อนไหวต่อผู้ป่วยและผู้พิการทางร่างกาย
- 4) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของการใช้งานของรถเข็นพิการ

1.3 ขอบเขตของโครงการ

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองเป็นการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการไปในทิศทางต่าง ๆ โดยใช้สัญญาณคลื่นสมองของตัวผู้สั่งการเองคนเดียวเท่านั้นเป็นตัวสั่งการ โดยใช้อุปกรณ์ Headset ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในตรวจจับคลื่นสัญญาณของสมองที่ส่งผ่านมาจากศีรษะของผู้สั่งการ และทำการส่งสัญญาณไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยผ่านระบบแบบไร้สายทำให้ผู้ใช้งานสามารถใช้งานได้สะดวก ไม่ยุ่งยาก เมื่อส่งข้อมูลสัญญาณไปยังคอมพิวเตอร์แล้ว จะมีการประมวลผลเพื่อแยกประเภทของสัญญาณที่ได้และนำไปแปลเป็นคำสั่งในการสั่งงานของอุปกรณ์ต่อไป



รูปที่ 1.1 การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการออกแบบและพัฒนาการควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองนั้น ได้มีการเลือกใช้ Emotiv EEG NeuroHeadset เป็นตัวตรวจจับคลื่นสัญญาณของสมองของผู้ที่ใช้สั่งการ และสามารถส่งสัญญาณข้อมูลผ่านระบบแบบไร้สายได้ เมื่อข้อมูลถูกส่งมาประมวลผลยังคอมพิวเตอร์แล้ว จะนำข้อมูลที่ได้นำมาทำการวิเคราะห์ในส่วนของโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) เพื่อให้ทำการเรียนรู้ว่ารูปแบบคลื่นสมองแบบใดสั่งให้เคลื่อนที่ไปทางซ้าย ทางขวา หรือเดินหน้าและ เมื่อมีการเรียนรู้รูปแบบแล้วก็จะสามารถวิเคราะห์ได้ว่า จะทำการเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด เมื่อได้ผลที่ต้องการจะนำผลที่ได้ไปสั่งการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการให้เคลื่อนที่ไปในทิศทางที่ต้องการต่อไป

1.4 วิธีการดำเนินการ

- 1) ศึกษาทฤษฎีเกี่ยวกับโครงข่ายประสาทเทียม
- 2) ศึกษาการเขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมอาตูดิโนบอร์ด
- 3) วิเคราะห์และออกแบบการเขียนโปรแกรม
- 4) พัฒนาโปรแกรม ที่ใช้ในการวิเคราะห์รูปแบบคลื่นสมอง
- 5) วิเคราะห์ผลที่ได้จากโปรแกรมที่ได้พัฒนาขึ้น และแก้ไขโปรแกรมจากผลการทดลองที่ผิดพลาด
- 6) ออกแบบและปรับแต่งรถเข็นคนพิการ
- 7) ทำการรวมระบบและทดลองหาข้อผิดพลาดเพื่อแก้ไขข้อผิดพลาด

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) ได้อุปกรณ์ที่สามารถควบคุมผ่านทางความคิดหรือคลื่นสมองได้
- 2) สามารถนำเอาอุปกรณ์ไปประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยหรือผู้พิการได้จริง
- 3) ผู้ป่วยหรือผู้พิการสามารถอำนวยความสะดวกในการเคลื่อนที่ได้ด้วยตนเองได้
- 4) สามารถแบ่งเบาภาระของผู้ดูแลหรือคนรอบข้างในการช่วยเหลือผู้ป่วยหรือผู้พิการได้
- 5) สามารถเพิ่มประสิทธิภาพการใช้งานของรถเข็นคนพิการได้
- 6) สามารถนำไปประยุกต์ใช้ประโยชน์ในด้านอื่น ๆ ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 ส่วนประกอบของปริญญานิพนธ์

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาโดยทั่วไปออกเป็น 5 บท

บทที่ 1 บทนำ กล่าวถึงความสำคัญและที่มาของโครงการ วัตถุประสงค์ของโครงการ ขอบเขตของโครงการ วิธีการดำเนินการ ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และส่วนประกอบของปริญญานิพนธ์

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในโครงการ ดังนี้ สัตญาณคณิศรสมอง การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์กับคอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่าง ๆ ความรู้เบื้องต้นโครงข่ายประสาทเทียม

บทที่ 3 การออกแบบและพัฒนา กล่าวถึงรายละเอียดออกแบบและการทำงานของระบบ

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง กล่าวถึงการทดลองและผลของการทดลองของโครงการ

บทที่ 5 บทสรุป กล่าวถึงบทสรุปของโครงการ ข้อเสนอแนะของโครงการ บรรยายสรุปโครงการ ปัญหาอุปสรรคและแนวทางการแก้ไข และแนวทางในการพัฒนาต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 สัญญาณคลื่นสมอง

สัญญาณคลื่นสมองเป็นรูปแบบหนึ่งของสัญญาณต่างๆ ที่วัดได้จากร่างกายมนุษย์ ซึ่งเรียกรวมกันว่า สัญญาณไบโอเมดิคอล (Biomedical Signal) โดยรูปแบบของสัญญาณอาจอยู่ในลักษณะของสัญญาณไฟฟ้า สัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า หรืออยู่ในลักษณะของรูปภาพและภาพเคลื่อนไหว เช่น ภาพ อัลตราซาวนด์ (Ultrasound) ภาพซีทีสแกน (CT Scan) ภาพการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิในร่างกาย (positron emission tomography) เป็นต้น (Christen and Junker, 2004)

โดยปกติแล้วร่างกายมนุษย์จะเคลื่อนไหวหรือทำกิจกรรมใดๆ จะต้องมีคำสั่งการมาจากสมอง โดยสมองจะส่งสัญญาณไฟฟ้าอ่อนๆ ผ่านทางเซลล์ประสาท เพื่อมากระตุ้นหรือสั่งการกล้ามเนื้อให้เคลื่อนไหวตามที่ต้องการ ซึ่งสัญญาณที่สมองส่งออกมาสามารถที่จะใช้เครื่องมือบางอย่างในการตรวจจับและแปลงออกมาในรูปของสัญญาณไฟฟ้าได้ และสัญญาณที่ตรวจจับได้นี้ในด้านเทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างสมองและคอมพิวเตอร์ (BCI) จะเรียกว่าสัญญาณคลื่นสมอง (Brainwave) นอกจากนี้สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (Muscle) ก็ถือว่าเป็นสัญญาณคลื่นสมองเช่นเดียวกัน

ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าสมองจะมีขนาดแอมพลิจูด (Amplitude) อยู่ราว 1 – 500 microVolt (μ V) ช่วงความถี่ (Frequency) อยู่ในช่วง 0.5 – 100 Hz ซึ่งแตกต่างกันไปตามจุดที่ทำการวัด ช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าสมองสามารถแบ่งออกเป็น 5 ช่วง ที่สำคัญและมีชื่อเรียกต่าง ๆ กัน ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Four Categories of Brain Wave Patterns



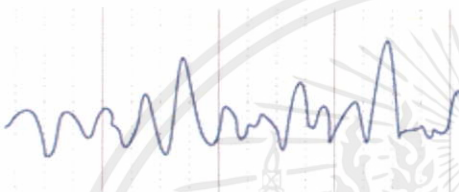
Beta (14-30 Hz)

Concentration, arousal, alertness, cognition
Higher levels associated with anxiety, disease, feelings of separation, fight or flight



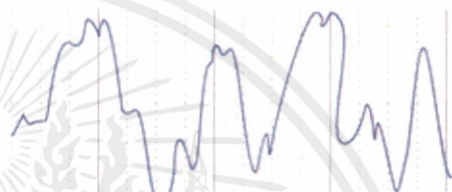
Alpha (8-13.9 Hz)

Relaxation, superlearning, relaxed focus, light trance, increased serotonin production
Pre-sleep, pre-waking drowsiness, meditation, beginning of access to unconscious mind



Theta (4-7.9 Hz)

Dreaming sleep (REM sleep)
Increased production of catecholamines (vital for learning and memory), increased creativity
Integrative, emotional experiences, potential change in behavior, increased retention of learned material
Hypnagogic imagery, trance, deep meditation, access to unconscious mind



Delta (1-3.9 Hz)

Dreamless sleep
Human growth hormone released
Deep, trance-like, non-physical state, loss of body awareness
Access to unconscious and "collective unconscious" mind, greatest "push" to brain when induced with Holosync®

รูปที่ 2.1 สัญญาณ EEG ในแต่ละช่วงความถี่

- คลื่นเดลต้า (Delta, Δ) ความถี่ต่ำกว่า 4 เฮิร์ตซ์ จะใช้ในการศึกษาการทำงานของสมองขณะนอนหลับลึก และการศึกษาอาการบกพร่องทางสมอง
- คลื่นเธต้า (Theta, θ) ความถี่ประมาณ 4-8 เฮิร์ตซ์ จะสัมพันธ์กับร่างกายขณะหลับไม่ลึก หรือขณะสับสนสับสน
- คลื่นอัลฟา (Alpha, α) ความถี่ประมาณ 8-12 เฮิร์ตซ์ สัญญาณนี้จะวัดได้ง่ายเมื่อหลับตาและทำจิตใจให้ผ่อนคลาย สัญญาณในช่วงความถี่นี้จะคล้ายกับสัญญาณอีอีจี (EEG) ประเภทหนึ่งที่เรียกว่ามิวริทึม (Mu, μ -rhythm) ซึ่งเป็นสัญญาณที่เกี่ยวกับการสั่งการเคลื่อนไหวของมือและแขนจากสมองส่วนที่เรียกว่ามอเตอร์คอร์เทกซ์ (motor cortex) เมื่อสมองคิดอยากจะทำเคลื่อนไหวอะไรจะทำให้สัญญาณนี้มีแรงดันไฟฟ้าสูงขึ้น และแรงดันจะลดลงเมื่อเกิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารเคลื่อนไหวไปแล้ว ห้าบบการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- คลื่นเบต้า (Beta, β) ความถี่ย่านที่สูงกว่า 12 เฮิร์ตซ์ขึ้นไป เป็นคลื่นที่สัมพันธ์กับกิจกรรมหลายๆ อย่างที่เกิดขึ้นในขณะที่รู้สึกตัว ปัจจัยหลายอย่างเช่นการวิตกกังวล การรับสารเคมี หรือยา สามารถมีผลทำให้คลื่นเบต้า (Beta) มีลักษณะเปลี่ยนแปลงไปได้
- คลื่นแกมมา (Gamma, γ) ความถี่ประมาณ 26-100 เฮิร์ตซ์ จะเกี่ยวกับด้านความคิดและจิตใจ เช่น ความกลัว การแก้ไขปัญหา การเรียนรู้ การมีสติรู้จักคิดเป็นต้น ดังตาราง 2.1

ตารางที่ 2.1 ตารางความสัมพันธ์ของกิจกรรมของสมองกับแต่ละช่วงความถี่

ชนิด	ความถี่ (Hertz)	ความสัมพันธ์กับกิจกรรมของสมอง
แกมมา (Gamma)	> 30	เกี่ยวกับจิตใจ การรับรู้ การแยกแยะความถูกต้อง
เบต้า (Beta)	13-30	เกี่ยวกับกิจกรรมของสมองตอนที่ร่างกายตื่นอยู่หรือกำลังถูกกระตุ้นจากสิ่งเร้าต่างๆ
อัลฟา (Alpha)	8-12	เกิดในช่วงที่สมองรู้สึกผ่อนคลายหรือขณะฝัน
เธต้า (Theta)	4-7	เกิดในช่วงกำลังจินตนาการ จิตใจจดจ่อ การหลับตื้นๆ
เดลต้า (delta)	0.5-3	เกิดในช่วงหลับลึก

2.2 มาตรฐานในการกำหนดตำแหน่งการวัดสัญญาณ

ระบบ 10-20 System (Technologies, 2007) เป็นมาตรฐานเกี่ยวกับวิธีการกำหนดตำแหน่งในการแปะขั้ววัดสัญญาณ (Electrode) ลงบนหนังศีรษะเพื่อวัดสัญญาณอีอีจี (EEG) โดยตำแหน่งของจุดที่แปะขั้ววัดจะต้องสัมพันธ์กับกายภาพของจุดเส้นประสาทและสมองส่วนต่างๆ ซึ่งในแต่ละบริเวณจะถูกกำกับด้วยตัวอักษรและตัวเลขเพื่อบ่งบอกถึงพื้นที่สมอง (lobe) แต่ละส่วนตัวอักษรที่ใช้กำกับจุดต่างๆ มีดังนี้

F - Frontal lobe สมองส่วนหน้า

FP - Frontal Pole สมองส่วนหน้าบริเวณหน้าผาก

T - Temporal lobe สมองส่วนขมับ

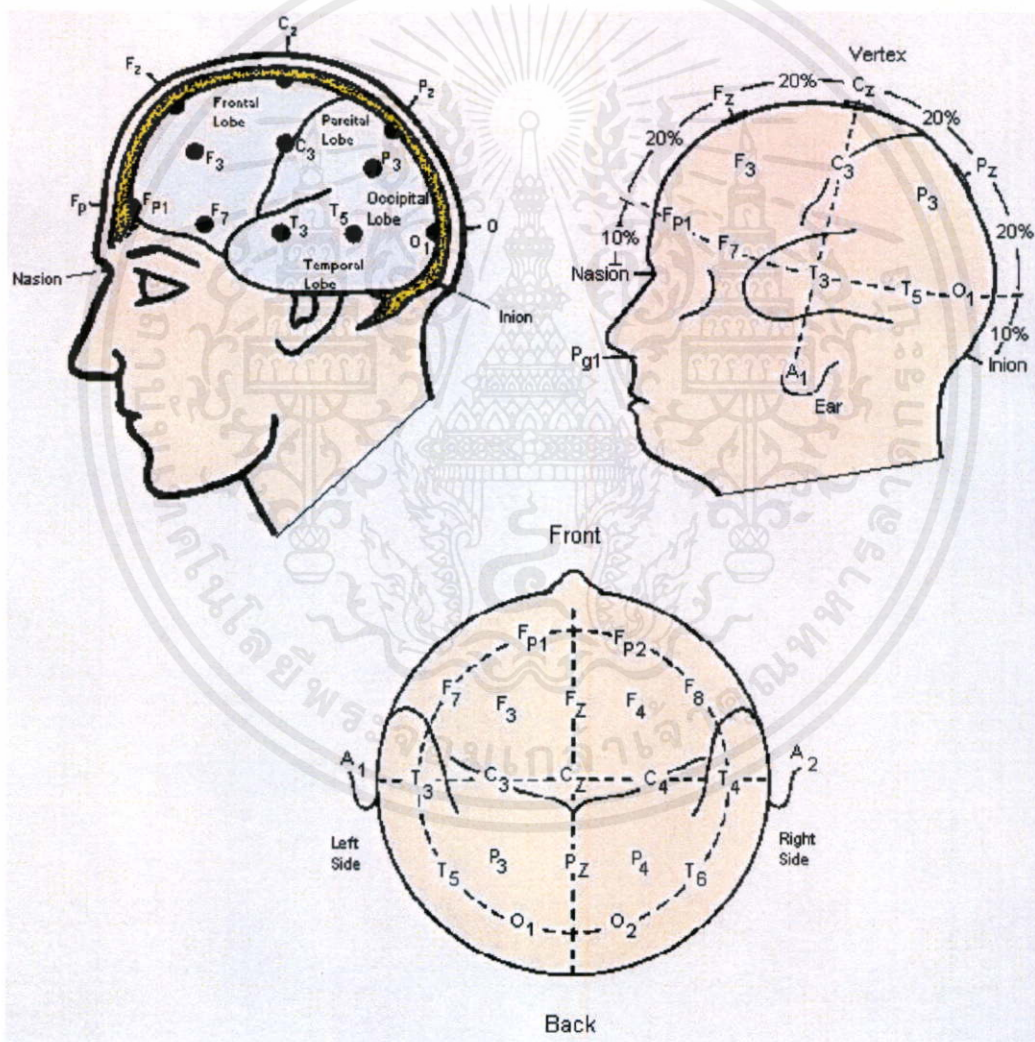
C - Central lobe สมองส่วนกลาง

P - Parietal lobe สมองส่วนบน

O - Occipital lobe สมองส่วนท้ายทอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

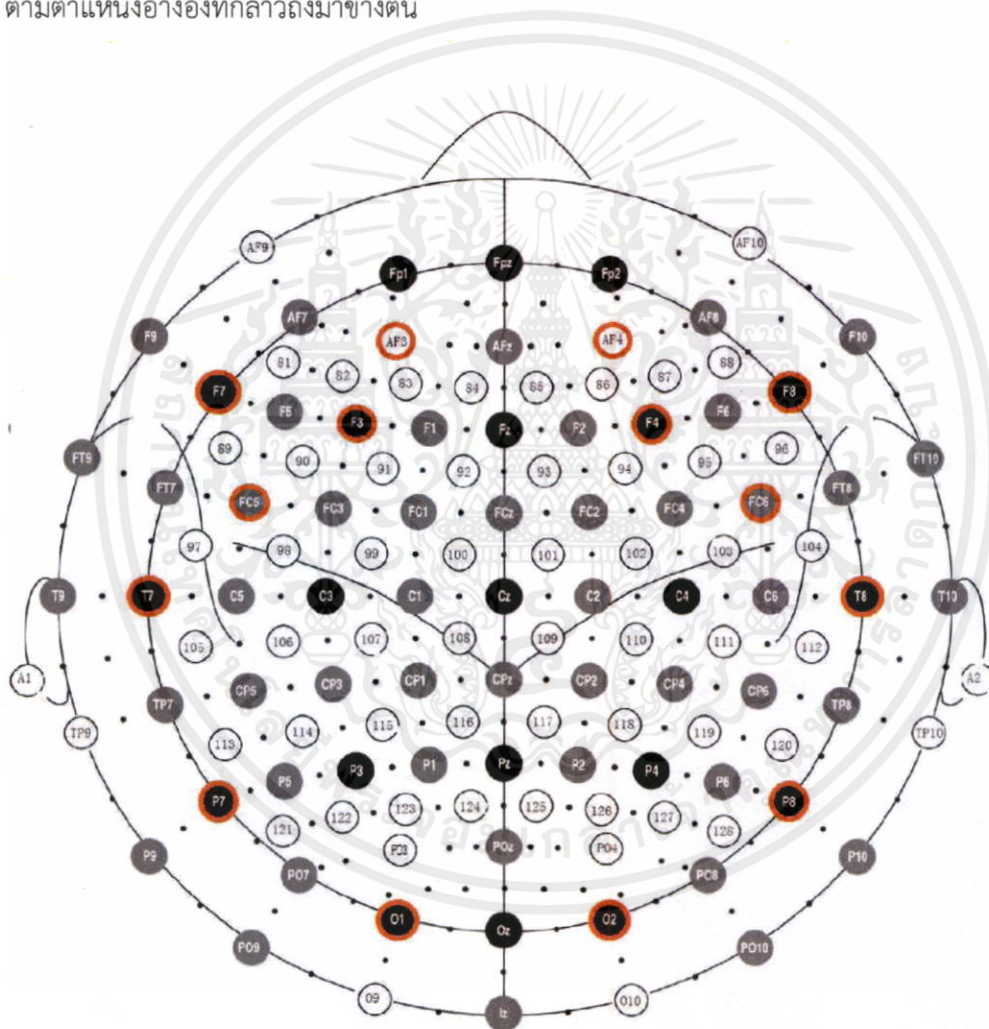
สมองส่วนกลาง (Central, C) เป็นส่วนที่ไม่ได้อยู่ติดกับกะโหลกชั้นนอก (Cerebral Cortex) ดังนั้นจึงใช้ขั้ววัดตรวจจบบางหนึ่งศีรษะได้ไม่ติดนัก จุด C จึงใช้อ้างอิงถึงในบางวัตถุประสงค์เท่านั้น ส่วนตัวเลขที่ใช้กำกับจะแบ่งเป็นเลขคู่และเลขคี่ โดยที่เลขคู่เช่น 2, 4, 6, 8 จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งบนศีรษะซีกขวา ส่วนเลขคี่เช่น 1, 3, 5, 7, 9 จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งที่อยู่บนศีรษะซีกซ้าย และตัวอักษร Z จะใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งที่อยู่ในแนวแกนตรงกลางศีรษะ จุดเอฟพี (FP) อยู่ตรงบริเวณด้านหน้าของศีรษะ ส่วนจุดที่เรียกว่าเนชั่น (Nasion) เป็นจุดระหว่างหน้าผากและจมูก และจุดอินเนียน (Inion) คือส่วนที่นูนออกมาของกะโหลกทางด้านหลังศีรษะตามรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 บริเวณของสมองส่วนต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนเลข 10 และ 20 ในชื่อของระบบนี้จะหมายถึงระยะห่างระหว่างขั้ววัดแต่ละอันจะมีระยะทางเป็น 10 หรือ 20 เพอร์เซ็นต์ของระยะห่างระหว่างกะโหลกด้านหน้าถึงด้านหลังหรือจากจุดเนชันถึงจุดอีนียนในแนวแกนตั้งถ้าดูจากรูปที่ 2.2 และเป็น 10 หรือ 20 เพอร์เซ็นต์ของระยะห่างระหว่างหูซ้ายและหูขวาสำหรับแนวแกนนอน แต่ถ้าหากต้องการกำหนดตำแหน่งเพิ่มเพื่อความละเอียดในการวัดก็จะกำหนดตำแหน่งที่เป็นจุดกึ่งกลางระหว่างจุดเดิมที่มีอยู่แทรกเข้าไป เมื่อต้องทำการบันทึกการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณอีอีจี (EEG) ด้วยขั้ววัดหลายอันตำแหน่งที่ปะขั้ววัดควรจะต้องอยู่ตามตำแหน่งอ้างอิงที่กล่าวถึงมาข้างต้น



รูปที่ 2.3 จุดกำกับบนศีรษะของระบบ 10-20 แบบระยะห่าง 20 เพอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 Emotiv EEG Neuroheadset



รูปที่ 2.4 Emotiv EEG Neuroheadset

Emotiv EEG Neuroheadset เป็นอุปกรณ์ที่สามารถวัดคลื่นสมองได้แบบหลายช่องสัญญาณ (Multi-channel electroencephalogram) ซึ่งมีทั้งหมด 14 ช่องสัญญาณ และมี Gyroscope 2 แกน เพื่อตรวจสอบการเคลื่อนไหวของศีรษะ จึงสามารถนำไปใช้งานได้หลากหลายรูปแบบรวมทั้งการทำ neurotherapy, biofeedback และ brain computer interface ด้วย และ headset นี้ยังสามารถส่งข้อมูลดิบ หรือ Raw EEG data ในรูปแบบไร้สายไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งผู้ใช้งานสามารถเห็น Raw EEG data ผ่านทางโปรแกรม Testbench

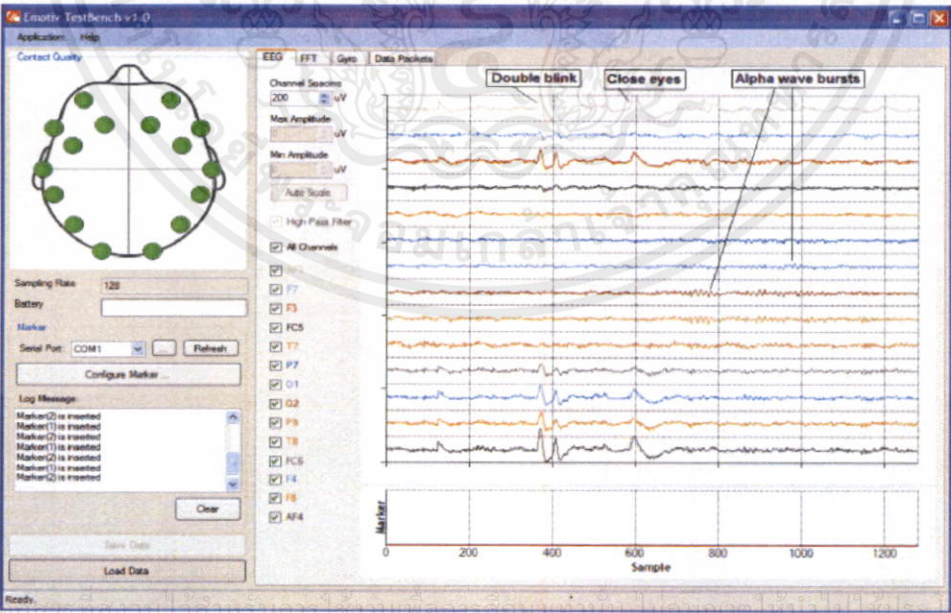
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	EEG HEADSET
Number of channels	14 (plus CMS/DRL references, P3/P4 locations)
Channel names (International 10-20 locations)	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
Sampling method	Sequential sampling. Single ADC
Sampling rate	128 SPS (2048 Hz internal)
Resolution	14 bits 1 LSB = 0.51µV (16 bit ADC, 2 bits instrumental noise floor discarded)
Bandwidth	0.2 - 45Hz, digital notch filters at 50Hz and 60Hz
Filtering	Built in digital 5th order Sinc filter
Dynamic range (input referred)	8400µV (pp)
Coupling mode	AC coupled
Connectivity	Proprietary wireless, 2.4GHz band
Power	LiPoly
Battery life (typical)	12 hours
Impedance Measurement	Real-time contact quality using patented system

รูปที่ 2.5 คุณสมบัติของ Emotiv EEG Neuroheadset

2.3.1 Testbench

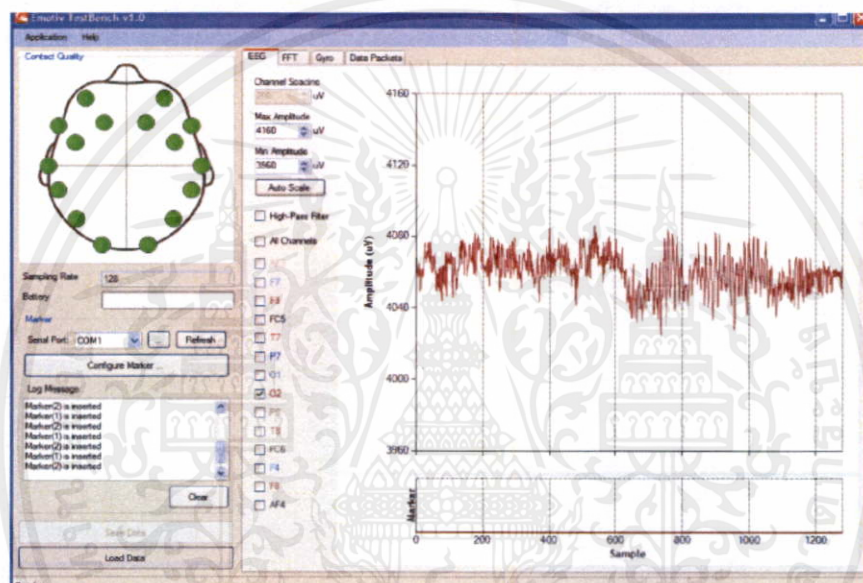
TestBench™



เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.6 Testbench software
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซอฟต์แวร์ที่ทำการแสดง EEG Raw data โดยการส่งข้อมูลในรูปแบบ data stream ที่สามารถวัดได้จาก Emotiv EEG Neuroheadset และแสดงคุณภาพของสัญญาณที่วัดจาก sensor ต่าง ๆ รวมถึง FFT , gyro และ acquisition/loss packet ซึ่งซอฟต์แวร์ตัวนี้ยังสามารถบันทึก EEG Raw data และนำมาเล่นซ้ำได้อีกด้วย

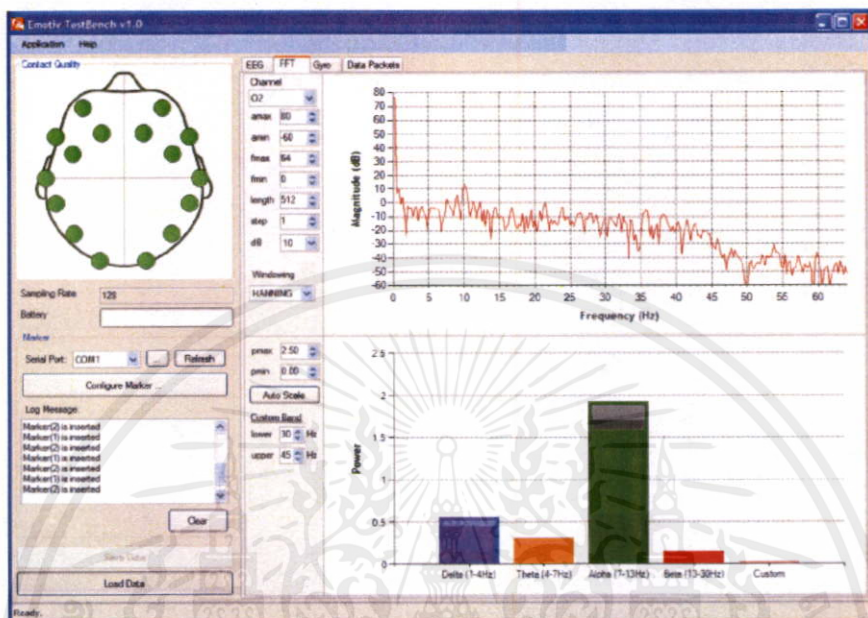
TestBench™



รูปที่ 2.7 สามารถเลือกช่องสัญญาณที่จะแสดงผล

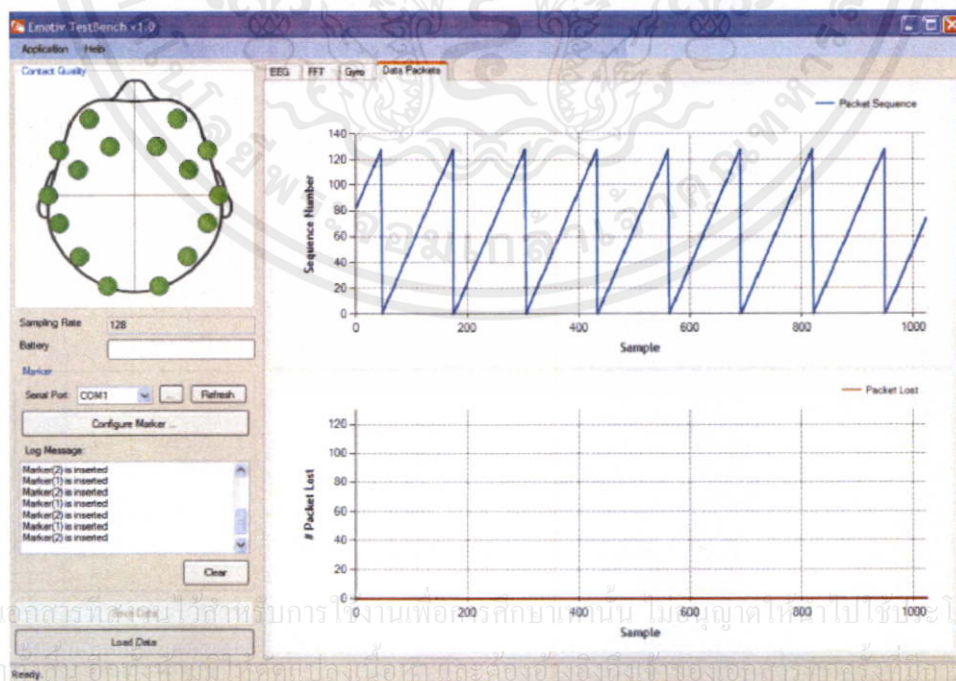
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TestBench™



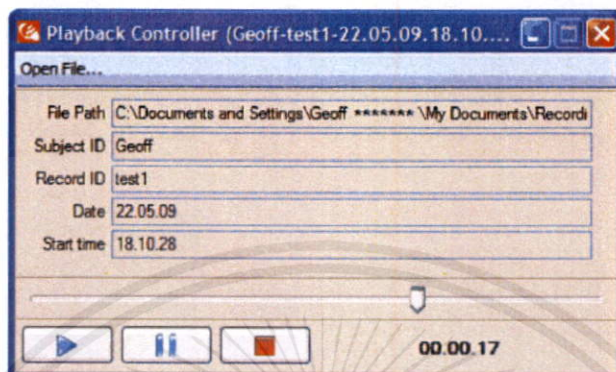
รูปที่ 2.8 FFT display

TestBench™



รูปที่ 2.9 Data Packet display

TestBench™



รูปที่ 2.10 Data Recording and Playback

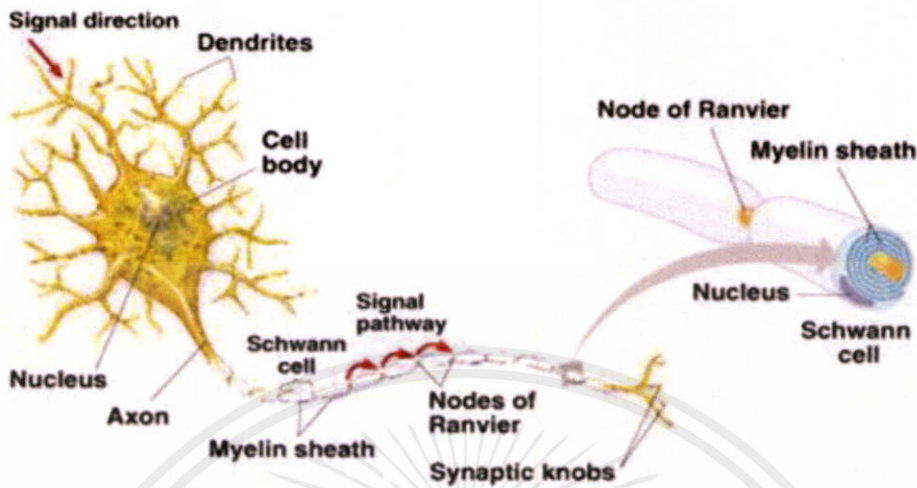
2.4 โครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียม (artificial neural network) หรือเรียกว่า ข่ายงานประสาท (neural network หรือ neural net) เป็นโมเดลทางคณิตศาสตร์สำหรับประมวลผลสารสนเทศด้วยการคำนวณแบบคอนเนคชันนิสต์ (connectionist) เพื่อจำลองการทำงานของเครือข่ายประสาทในสมองมนุษย์ ด้วยวัตถุประสงค์ที่จะสร้างเครื่องมือซึ่งมีความสามารถในการเรียนรู้การจดจำแบบรูป (pattern recognition) และการอุปमानความรู้ (knowledge deduction) เช่นเดียวกับความสามารถที่มีในสมองมนุษย์ ข่ายงานประสาทเทียมถูกพัฒนามาจากวัตถุประสงค์ดังนี้

- การเลียนแบบการทำงานของเซลล์สมองของมนุษย์
- การหาความสัมพันธ์ของเหตุและผลซึ่งยังหาฟังก์ชันออกมาโดยตรงไม่ได้
- การทำให้คอมพิวเตอร์คิดและตัดสินใจได้ด้วยตัวเอง

แนวคิดเริ่มต้นของเทคนิคนี้ได้มาจากการศึกษาข่ายงานไฟฟ้าชีวภาพ (bioelectric network) ในสมอง ประกอบด้วย เซลล์ประสาท หรือ “นิวตรอน” (neurons) และ จุดประสานประสาท (synapses) แต่ละเซลล์ประสาทประกอบด้วยปลายในการรับกระแสประสาท เรียกว่า “เดนไดรต์” (dendrite) เป็นข้อมูลเข้า (input) และปลายในการส่งกระแสประสาทเรียกว่า “แอกซอน” (axon) เป็น ผลลัพธ์ (output) ของเซลล์ เซลล์เหล่านี้ทำงานด้วยปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี เมื่อมีการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าภายนอกหรือกระตุ้นด้วยเซลล์ด้วยกัน กระแสประสาทจะวิ่งผ่านเดนไดรต์เข้าสู่นิวเคลียสซึ่งจะเป็นตัวตัดสินใจว่าต้องกระตุ้นเซลล์อื่นๆ ต่อหรือไม่ ถ้ากระแสประสาทแรงพอ นิวเคลียสก็จะกระตุ้นเซลล์อื่นๆ ต่อไปผ่านทางแอกซอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 เซลล์ประสาท

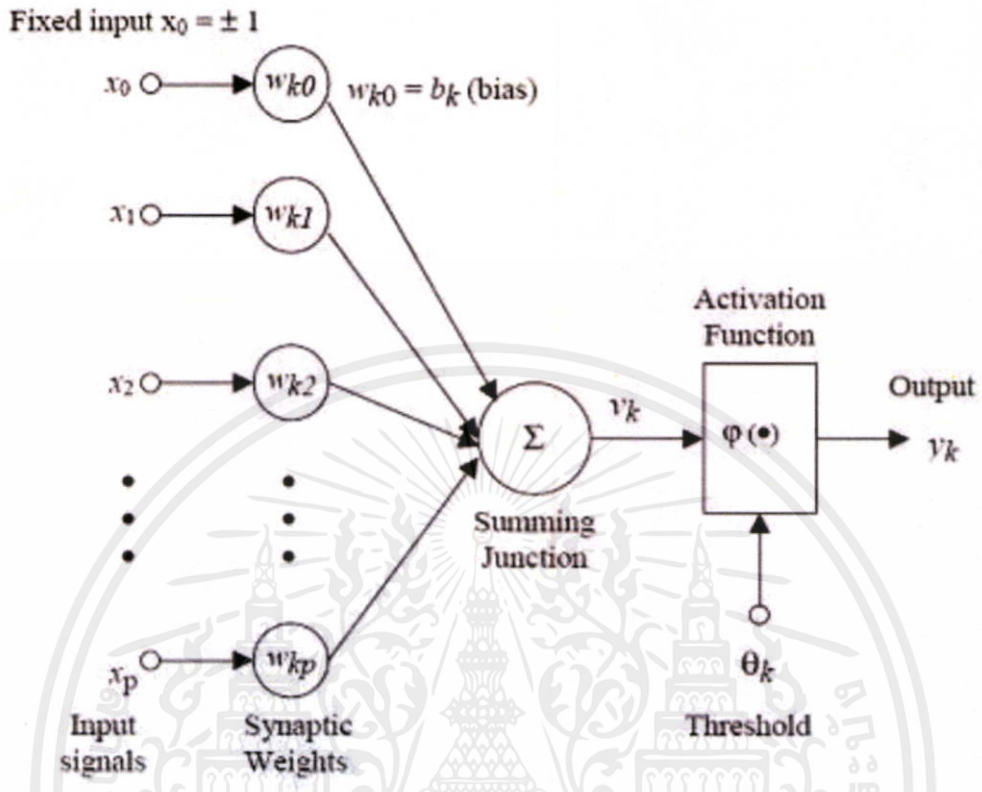
2.4.1 หลักการทำงานข่ายงานประสาท

สำหรับในคอมพิวเตอร์นิวรอน ประกอบด้วย ข้อมูลเข้าและ ข้อมูลออกเหมือนกัน โดยจำลองให้ ข้อมูลเข้า แต่ละอันมีค่าน้ำหนัก (weight) เป็นตัวกำหนดน้ำหนักของ ข้อมูลเข้า โดยนิวรอนแต่ละหน่วยจะมีค่า threshold เป็นตัวกำหนดว่าน้ำหนักรวมของข้อมูลเข้าต้องมากขนาดไหนจึงจะสามารถส่งข้อมูลออกไปยัง นิวรอนตัวอื่นได้ เมื่อนำ นิวรอนแต่ละหน่วยมาต่อกันให้ทำงานร่วมกันการทำงานนี้ในทางตรรกะจะเหมือนกับปฏิกิริยาเคมีที่เกิดขึ้นในสมองเพียงแต่ในคอมพิวเตอร์ทุกอย่างเป็นตัวเลข เพราะฉะนั้นเมื่อนำการทำงานเข้ามาใช้กับคอมพิวเตอร์สามารถเขียนได้ดังนี้

$$\text{if } (\text{sum}(\text{input} * \text{weight}) > \text{threshold}) \text{ then output}$$

เมื่อมี input แทนข้อมูลเข้า เข้ามายังโครงข่าย จะใช้ข้อมูลเข้า คูณกับ weight แทนน้ำหนักของนิวรอนแต่ละขา ผลที่ได้จากข้อมูลเข้าทุกขาของนิวรอนจะรวมกันแล้วก็เอามาเทียบกับ threshold ที่กำหนดไว้ ถ้าผลรวมมีค่ามากกว่า threshold แล้วนิวรอนจะส่งข้อมูลออกออกไปข้อมูลออกนี้ก็จะถูกส่งไปยังข้อมูลเข้า ของนิวรอนอื่นๆ ที่เชื่อมกันในโครงข่ายถ้าน้ำหนักน้อยกว่า threshold ก็จะไม่เกิดข้อมูลออก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



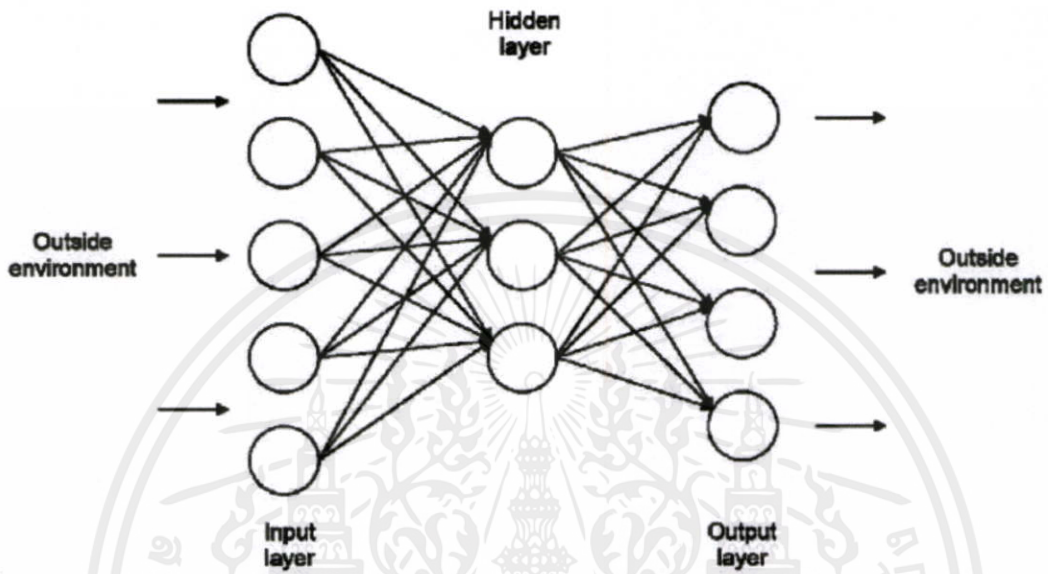
รูปที่ 2.12 Neuron network

สถาปัตยกรรมโครงข่ายประสาทเทียมที่พบทั่วไปจะมีลักษณะหลักๆ คือ มีการจัดเซลล์ประสาทเทียมเป็นชั้น (layer) ชั้นที่รับข้อมูลเข้าเรียกว่า ชั้นข้อมูลเข้า (input layer) ชั้นที่ผลิตผลตอบของโครงข่ายเรียกว่า ชั้นข้อมูลออก (output layer) ส่วนชั้นอื่นๆ ที่มีส่วนในการช่วยทำการประมวลผลอยู่ภายในเรียกว่า ชั้นซ่อน (hidden layer) ในโครงข่ายประสาทเทียมอาจมีชั้นซ่อนได้หลายชั้นโครงสร้างพื้นฐานจะมีลักษณะเป็นการประกอบกันของรูปแบบ ดังต่อไปนี้

2.4.1.1 Feedforward network

ข้อมูลที่ประมวลผลในวงจรข่ายจะถูกส่งไปในทิศทางเดียวจาก โหนดข้อมูลเข้า ส่งต่อมาเรื่อยๆ จนถึง โหนดข้อมูลออก โดยไม่มีการย้อนกลับของข้อมูล หรือแม้แต่ โหนดในชั้นเดียวกันก็ไม่มี การเชื่อมต่อกัน สามารถจัดได้เป็น 2 แบบคือ แบบมีชั้นของเซลล์ประสาทชั้นเดียว และแบบมีชั้นของ เซลล์ประสาทหลายชั้น โดยปกติการเชื่อมโยงจะถูกกำหนดขึ้นระหว่างชั้นที่ติดกัน โดยจะมีการ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปรงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

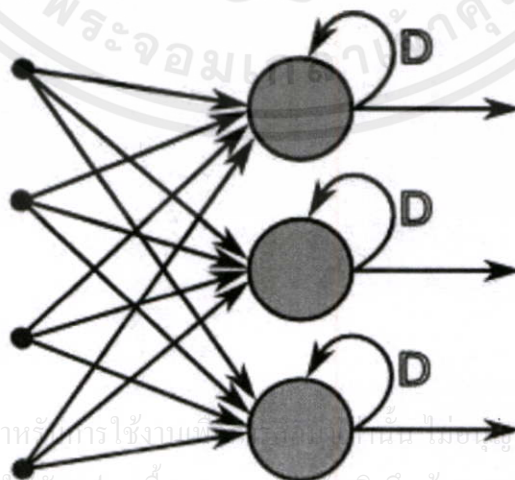
เชื่อมโยงระหว่างเซลล์ประสาทเทียมทุกตัว จากชั้นหนึ่งๆไปยังเซลล์ประสาทเทียมทุกตัวในชั้นต่อไป ในบางสถาปัตยกรรมอาจมีการเชื่อมโยงข้ามชั้นก็ได้



รูปที่ 2.13 Feedforward network

2.4.1.2 Feedback network

บางที่เรียกว่า recurrent network ข้อมูลที่ประมวลผลโครงข่ายประสาทเทียมจะมีการป้อนกลับเข้าไปยังวงจรซ้ำหลายๆ ครั้ง จนกระทั่งได้คำตอบออกมา จะมีการเชื่อมโยงที่ถูกกำหนดขึ้นระหว่างเซลล์ประสาทเทียมในชั้นหนึ่งๆ ย้อนกลับไปยังชั้นอื่นๆ ก่อนหน้านั้น หรือแม้แต่ภายในชั้นเดียวกันเอง

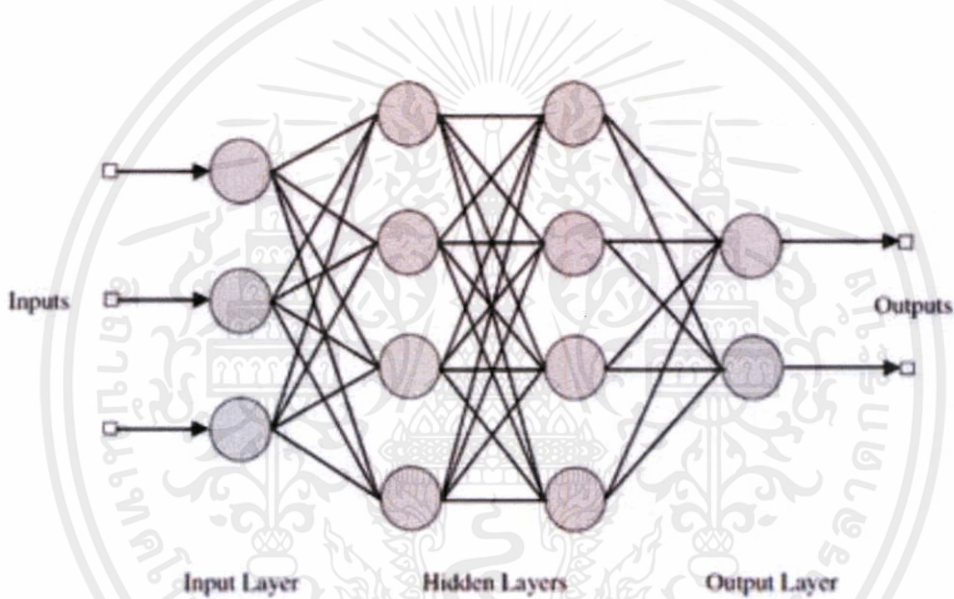


รูปที่ 2.14 Feedbackward network

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเผยแพร่ และต้องแจ้งอ้างถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1.3 Multiple feedforward network

ใช้การเชื่อมโยงแบบป้อนไปข้างหน้าประกอบด้วย 3 ชั้น ได้แก่ ชั้นโหนดข้อมูลเข้า ที่ถูกเชื่อมต่อกับชั้นของโหนดซ่อน และจะมีการเชื่อมต่อกับชั้นของโหนดข้อมูลเข้า เป็นการเพิ่มจำนวนชั้นใน ชั้นซ่อน การทำงานของโหนดข้อมูลเข้าจะทำหน้าที่แทนส่วนของข้อมูลดิบ ที่ถูกป้อนเข้าสู่เครือข่าย และการทำงานของแต่ละโหนดซ่อน จะถูกกำหนด โดยการทำงานของโหนดข้อมูลเข้าและค่าน้ำหนักบนความสัมพันธ์ระหว่างโหนดข้อมูลเข้าและโหนดซ่อน พฤติกรรมการทำงานของโหนดข้อมูลออกจะขึ้นอยู่กับการทำงานของโหนดซ่อน และค่าน้ำหนักระหว่างโหนดซ่อนและโหนดข้อมูลออก



รูปที่ 2.15 Multiple feedforward network

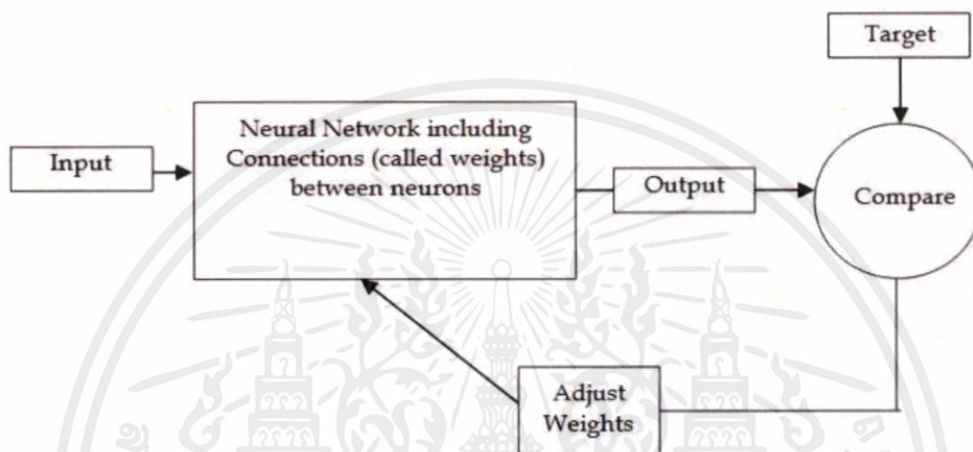
2.4.2 รูปแบบการเรียนรู้ของโครงข่ายประสาทเทียม

การเรียนรู้เป็นกระบวนการที่สามารถทำให้เปลี่ยนแปลงพฤติกรรม ความคิด สามารถเรียนรู้ได้จากการได้ยินการสัมผัส การอ่าน การใช้เทคโนโลยี สามารถแบ่งออกได้ 2 แบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2.1 การเรียนรู้แบบมีการสอน (supervised learning)

เป็นการเรียนรู้แบบที่มีการตรวจคำตอบเพื่อให้วงจรรายปรับตัว ชุดข้อมูลที่ใช้สอนวงจรรายจะมีคำตอบไว้คอยตรวจสอบว่าวงจรรายให้คำตอบที่ถูกหรือไม่ ถ้าตอบไม่ถูก การเรียนรู้โดยให้ข่ายงานปรับตัวเข้ากับค่าจริง (target) หรือคำตอบที่มีอยู่เพื่อให้ได้คำตอบที่เหมือนหรือใกล้เคียงกับคำตอบจริง

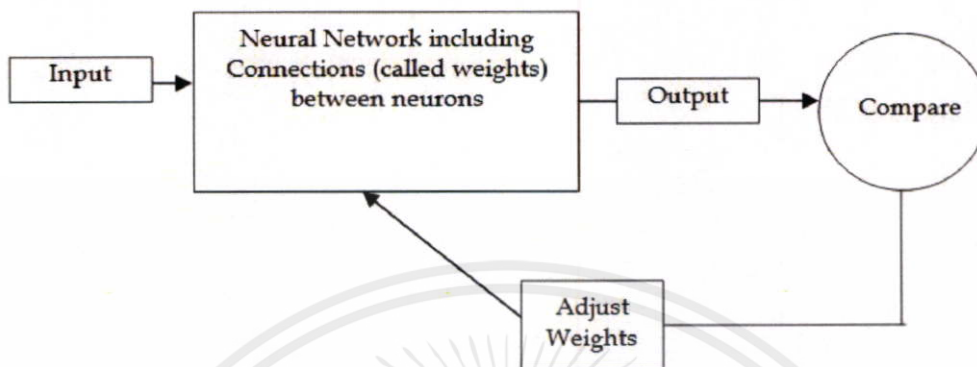


รูปที่ 2.16 Supervised learning

2.4.2.2 การเรียนรู้แบบไม่มีผู้สอน (unsupervised learning)

เป็นการเรียนรู้แบบไม่มีผู้แนะนำ ไม่มีการตรวจคำตอบว่าถูกหรือผิด จะไม่มีค่าจริงในการฝึกสอน เครือข่ายจะจัดเรียงโครงสร้างของตัวเองตามลักษณะของข้อมูล ผลลัพธ์ที่ได้เครือข่ายจะสามารถจัดหมวดหมู่ของข้อมูลได้ เช่น การแยกลักษณะของคน พืช และสัตว์ เองได้โดยไม่มีผู้สอนจริง ในการฝึกสอน เครือข่ายจะจัดเรียงโครงสร้างของตัวเองตามลักษณะของข้อมูล ผลลัพธ์ที่ได้เครือข่ายจะสามารถจัดหมวดหมู่ของข้อมูลได้ เช่นการที่เราสามารถแยกลักษณะของคน พืช และสัตว์ เองได้ โดยไม่มีการสอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 Unsupervised learning

2.4.3 การเรียนรู้แบบแพร่ย้อนกลับ (back-propagation learning)

ถูกนำไปประยุกต์ใช้มากที่สุดในการใช้งานในโครงข่ายประสาทเทียม โดยลักษณะของการเรียนรู้แล้ว การเรียนรู้แบบแพร่ย้อนกลับไม่จำเป็นต้องใช้เฉพาะโครงข่ายประสาทเทียมที่มีสถาปัตยกรรมแบบป้อนไปข้างหน้าหลายชั้นเพียงแบบเดียว แต่การจับคู่ดังกล่าวได้รับความนิยมนำไปใช้งานมากที่สุด การเรียนรู้แบบแพร่ย้อนกลับนี้เป็นการเรียนรู้แบบมีการสอน (supervise learning) ขั้นตอนในการเรียนรู้แบบแพร่ย้อนกลับจะเริ่มด้วยการขนส่งข้อมูลที่จะใช้สอนเข้าไปในเครือข่ายทางชั้นข้อมูลเข้า ชั้นข้อมูลเข้าซึ่งโดยปกติจะไม่มีการประมวลผล จะทำหน้าที่ส่งกระจายข้อมูลนั้นไปยังเซลล์ประสาทเทียมต่างๆในชั้นซ่อน จากนั้นเซลล์ประสาทเทียมทุกตัวในชั้นซ่อน จะทำการประมวลผลตามวิธีการของแบบจำลองเซลล์ประสาทเทียมการประมวลผลเกิดจากชั้นซ่อนชั้นแรก ผ่านไปตามชั้นซ่อนต่างๆจนสร้างผลตอบที่ชั้นข้อมูลออก

ผลที่ตอบออกมาจากชั้นเอาต์พุตจะถูกเปรียบเทียบกับค่าเป้าหมายที่กำหนด เพื่อคำนวณค่าความคลาดเคลื่อน (error) จากนั้นปริมาณการปรับแต่งค่าน้ำหนักของแต่ละข้อสัญญาณเข้าของแต่ละเซลล์ประสาทเทียมในชั้นข้อมูลออกก็จะถูกคำนวณขึ้น โดยดูจากความคลาดเคลื่อนและปริมาณการปรับค่าน้ำหนักที่ข้อสัญญาณของแต่ละเซลล์ประสาทเทียมในชั้นซ่อนต่างๆ แต่เนื่องจากไม่สามารถกำหนดค่าเป้าหมายของผลตอบจากเซลล์ประสาทเทียมในชั้นซ่อนจึงถูกมองว่า เป็นการไหลย้อนกลับของความคลาดเคลื่อนของเซลล์ประสาทเทียมต่างๆ ของชั้นข้อมูลออกหลังจากรวบรวมค่าความคลาดเคลื่อนที่ไหลย้อนกลับมาแล้ว หลักการเดียวกับชั้นข้อมูลออก คือ ดูจากผลรวมความคลาดเคลื่อนที่ไหลย้อนกลับมายังเซลล์ประสาทเทียมตัวนั้นๆ ประกอบกับค่าของสัญญาณเข้าที่วิ่งผ่านเข้ามาทางข้อสัญญาณเข้านั้นด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อค่าน้ำหนักที่ข้อบัญญัติเข้าของเซลล์ประสาทเทียมทุกตัวถูกปรับแต่งหมดแล้วโครงข่ายประสาทเทียมก็พร้อมจะเรียนรู้ข้อมูลตัวอย่างต่อไป ในทางปฏิบัติแล้ว จะต้องใช้ข้อมูลตัวอย่างจำนวนมาก และจะต้องสอนข้อมูลตัวอย่างเหล่านั้นซ้ำกันหลายรอบ จึงจะสามารถสอนโครงข่ายประสาทเทียมชนิดนี้จนเรียนรู้ได้อย่างถูกต้อง

2.4.4 การนำไปประยุกต์ใช้ประโยชน์

เทคโนโลยีโครงข่ายประสาทเป็นเทคโนโลยีที่มีความสามารถสูง จึงได้มีการนำไปประยุกต์ใช้กับระบบอื่น ๆ เพื่อประโยชน์ในการทำงานหลายด้าน หรือมีการนำไปประสานเข้ากับเทคโนโลยีอื่นเพื่อเพิ่มความสามารถให้เทียบเท่ากับมนุษย์ สามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้ดีในด้านเหล่านี้

- 1) งานที่ใช้การจดจำรูปแบบที่มีความไม่แน่นอน เช่น ลายมือ ลายเซ็น ตัวอักษร รูปภาพ
- 2) งานที่ใช้การประมาณค่าฟังก์ชันหรือการประมาณความสัมพันธ์ (มี inputs และ outputs แต่ไม่ทราบค่าว่า inputs กับ outputs นั้นมีความสัมพันธ์กันอย่างไร)
- 3) งานที่เกี่ยวกับสิ่งแวดล้อมที่มีการเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ(วงจรประสาทสามารถปรับตัวเองได้)
- 4) งานที่เกี่ยวกับการจัดหมวดหมู่และแยกแยะสิ่งของ
- 5) งานที่เกี่ยวกับการทำนาย เช่นพยากรณ์อากาศ พยากรณ์หุ้น

2.4.4.1 การประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเทียมเสมือนในทางวิทยาศาสตร์

- งานที่มีการประยุกต์ใช้ข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับในการทำนายพลังงานความร้อนที่สะสมอยู่ในตัวอาคาร
- การประยุกต์ใช้ข่ายงานระบบประสาทควบคุมกระบวนการทางเคมีโดยวิธีพยากรณ์แบบจำลอง (Model Predictive Control)
- การประยุกต์ใช้ข่ายงานระบบประสาทในการหาไซโครเมตริกซาร์ทและใช้ข่ายงานระบบประสาทควบคุมระบบ HVAC
- การประยุกต์ใช้ ข่ายงานระบบประสาทสำหรับการค้นหาค่าความเข้มข้นสำคัญของสารละลาย B-glucan

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.4.2 การประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเทียมเสมือนในทางธุรกิจ

- การทำเหมืองข้อมูล (Data Mining) เป็นการเพิ่มความสามารถในการค้นหาข้อมูลในฐานข้อมูลต่างชนิดหรือฐานข้อมูลที่มีขนาดใหญ่และซับซ้อนได้
- การป้องกันการโกงภาษี (Tax Fraud) ช่วยระบุ และค้นหาการกระทำที่ผิดกฎหมายในด้านการเสียภาษีได้
- การบริการทางการเงิน (Financial Service) ช่วยพัฒนารูปแบบการบริการทางการเงิน เช่น การให้ข้อมูลตลาดหุ้น และเป็นผู้ช่วยการค้าหุ้น เป็นต้น
- การวิเคราะห์ผลิตภัณฑ์ใหม่ (New Product Analysis) ช่วยพยากรณ์ยอดขายและเลือกตลาดกลุ่มเป้าหมายได้
- การจัดการค่าธรรมเนียมสายการบิน (Airline Fare Management) ช่วยพยากรณ์ปริมาณความต้องการในการจองตั๋ว และจัดตารางกำลังคนได้
- การประเมินผลและคัดเลือกพนักงานใหม่ ช่วยคัดเลือกพนักงานใหม่ที่มีคุณสมบัติตามที่องค์กรต้องการได้
- จัดสรรทรัพยากรภายในองค์กรโดยอาศัยข้อมูลที่มีในอดีต ซึ่งโครงข่ายประสาทเทียมจะช่วยจัดสรรทรัพยากรทั้งหมดในองค์กร โดยอาศัยข้อมูลในอดีตและการทดลองเปลี่ยนค่าข้อมูลเพื่อให้ได้ผลตอบแทนสูงสุด
- ตรวจสอบลายเซ็น (Signature Validation) ช่วยในการตรวจสอบลายเซ็นจริงกับลายเซ็นที่จัดเก็บไว้ในแฟ้มข้อมูล

2.5 การสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์และคอมพิวเตอร์

บีซีไอ (BCI) เป็นเทคโนโลยีที่ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อช่วยเหลือผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกายได้ ให้สามารถทำกิจกรรมบางอย่างหรือสื่อสารความต้องการที่ตัวเองต้องการให้อุปกรณ์ช่วยเหลือหรือผู้อื่นทราบได้ ผู้ที่จะใช้งานระบบบีซีไอได้จะต้องเป็นผู้ที่ยังมีสติสัมปชัญญะอยู่ เช่น ผู้ที่เป็นโรคล็อกอินซินโดรม (Lock-in syndrome) ซึ่งไม่สามารถขยับแขนขาหรือพูดได้แต่ยังสามารถมองเห็นหรือได้ยินและรับรู้สัมผัสภายนอกได้

บีซีไอ (BCI) คือช่องทางการเชื่อมต่อและสื่อสารระหว่างสมองมนุษย์กับคอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อื่นๆ ลักษณะการทำงานของบีซีไอไม่ควรขึ้นอยู่กับผลของสัญญาณที่ได้จากสมองที่เป็นของบุคคลใดคนหนึ่ง ลักษณะสำคัญของบีซีไอที่ต้องมีในการสื่อสารระหว่างสมองกับคอมพิวเตอร์คือ ต้องสามารถแบ่งแยกลำดับขั้นการทำงานของสมอง (Brain State) ได้ และสามารถตรวจจับหรือแยกแยะได้แบบทันทีทันใด (Real Time) วิธีการต่างๆ หลายวิธีได้ถูกนำมาใช้เพื่อสังเกต

ดูการทำงานของสมอง (monitor) ตัวอย่างเช่นเทคนิคการตรวจจับและวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมองอีอีจี (Electro-encephalography EEG) การตรวจวัดสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าจากร่างกายมนุษย์ (magneto-encephalography MEG) การวิเคราะห์ภาพถ่ายอนุกรมจากร่างกาย (Positron Emission Tomography) และการวิเคราะห์ภาพถ่ายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากร่างกาย (Functional magnetic resonance imaging) เป็นต้น ซึ่งสามวิธีหลังนี้เป็นวิธีที่ค่อนข้างยุ่งยากและมีค่าใช้จ่ายสูง อย่างไรก็ตามการตรวจสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นจำเป็นที่จะต้องกระทำในห้องที่ถูกป้องกัน (Shield) การรบกวนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่อยู่ในบรรยากาศเพื่อป้องกันการรบกวนซึ่งทำให้ผลที่ตรวจวัดได้คลาดเคลื่อน ดังนั้นโดยทั่วไปแล้ววิธีวิเคราะห์คลื่นสมองอีอีจี (EEG) จึงมักเป็นที่นิยมนำมาใช้สำหรับการทดลองเกี่ยวกับบีซีไอ (BCI) มากที่สุด(Christen and Junker, 2004)

การทดลองเกี่ยวกับบีซีไอ (BCI) จะเกี่ยวข้องกับการกิจกรรมหลักดังต่อไปนี้

2.5.1 การเตรียมอุปกรณ์ในการทดลอง (Preparation)

จะเกี่ยวกับการเตรียมปรับอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณ เครื่องครอบหัวหรือขั้วตรวจวัด (Mounting Electrodes) หรือเซนเซอร์

2.5.2 การแสดงผล (Presentation)

เกี่ยวกับวิธีการและขั้นตอนการนำสิ่งที่ตรวจจับได้จากขั้นตอนแรกมาแสดงผล เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างสิ่งที่ต้องการศึกษา และผลของการตอบสนองกับร่างกายหรือสมองมนุษย์ในแง่ต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นความเข้มของสัญญาณ ระยะเวลาที่ตอบสนอง เวลาในการตอบสนอง และอัตราการตอบสนอง เป็นต้น

2.5.3 การตรวจจับ (Detection)

เป็นกิจกรรมและกลไกที่เกี่ยวข้องกับการบันทึกและวิเคราะห์สัญญาณต่างๆ ที่มีความสัมพันธ์กับกิจกรรมหรือการทำงานของสมอง (Event Related Potentials, ERP) จากอุปกรณ์เซนเซอร์ และอาจรวมถึงงานที่เกี่ยวกับการปรับแต่งสัญญาณที่ตรวจจับได้ เช่น การหาค่าเฉลี่ยของรูปคลื่นที่วัดได้ การใช้เทคนิคการประมวลผลสัญญาณ เช่น ฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม (Fourier transformation) เพื่อตรวจหาขนาดของสัญญาณที่มีความถี่ต่างๆ กัน (Power Spectrum) เป็นต้น หรืออาจใช้กระบวนการทางคณิตศาสตร์อื่นๆ เพื่อให้ได้ลักษณะของสัญญาณที่เหมาะสมกับการนำไปตีความหรือแปล

ความหมายโดยคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.4 การควบคุม (Control)

เป็นการใช้ผลตอบสนองที่ได้จากการตรวจวัดมาควบคุมจัดการสภาพแวดล้อม (งานที่ต้องการควบคุม) ให้เป็นตามที่ต้องการเช่น การใช้ผลตอบสนองจากสมองที่ได้วัดได้มาตีความเพื่อเลือกตัวอักษรหรือคำหรือรูปภาพที่ต้องการจะสื่อสารการเคลื่อนวัตถุเป้าหมายที่อยู่บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ไปยังทิศทางที่ต้องการเป็นต้น

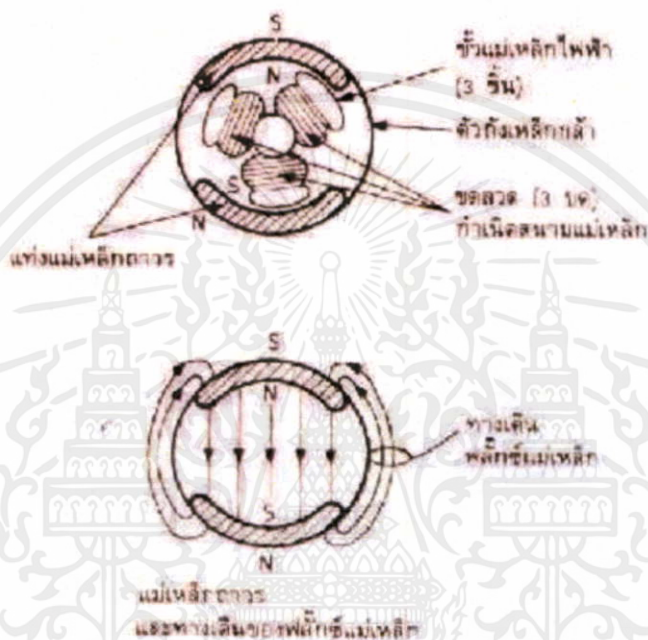
2.5.5 รูปแบบและเทคนิคในการทดลองบีซีไอ (BCI)

บีซีไอที่ถูกพัฒนาในปัจจุบันมีมากมายหลายวิธีเช่น การตรวจวัดสัญญาณ P300 การวิเคราะห์สภาวะของสัญญาณอีอีจีชนิดมิวริทึม (Mu-rhythm) การตรวจหาสัญญาณวีอีพี (VEP) การแยกแยะหรือจัดรูปแบบลักษณะของสัญญาณอีอีจี (EEG Pattern Mapping) เป็นต้น โดยแต่ละวิธีก็มีเทคนิคและวิธีการที่ต่างกันไป แต่โดยสรุปก็เพื่อให้เกิดผลเหมือนกัน คือมีเป้าหมายในการทำให้มนุษย์สามารถจะติดต่อกับอุปกรณ์อื่นและจัดการกับมันได้ง่ายขึ้น จะเห็นว่าเทคโนโลยีนี้สามารถเป็นประโยชน์กับผู้พิการหรือผู้ที่บกพร่องในการใช้อวัยวะบางส่วนในการทำงานได้ ในการทดลองเกี่ยวกับบีซีไอ (BCI) พบว่าผู้ทดสอบสามารถเปิดปิดสวิตช์ได้เร็วกว่าการใช้มือถึง 15 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 Geared DC Motor

เป็นมอเตอร์กระแสตรง จะมีหลักการทำงานโดยวิธีการผ่านกระแสให้กับขดลวดในสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะทำให้เกิดแรงแม่เหล็ก โดยส่วนของแรงนี้จะขึ้นอยู่กับกระแสและกำลังของสนามแม่เหล็ก



รูปที่ 2.10 โครงสร้างทั่วไปของมอเตอร์กระแสตรง(1)

จากในรูปทางเดินของฟลักซ์แม่เหล็กและสนามแม่เหล็กจะเกิดจากแท่งแม่เหล็กเฟอร์ไรต์ 2 ชั้นที่ขึ้นรูปเป็นแบบโค้งยึดติดกับตัวถังได้พอดีเพื่อที่จะให้เส้นแรงแม่เหล็กวิ่งเข้าสู่ใจกลางของมอเตอร์ได้ ดังนั้นความเข้มของแม่เหล็กจะขึ้นอยู่กับขนาดความหนาของแม่เหล็กด้วยซึ่งส่งผลให้ฟลักซ์แม่เหล็กวิ่งไปบนตัวถังโลหะ กระแสไฟฟ้าในขดลวดที่พันกับทุ่นโรเตอร์ก็จะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และต้านกับสนามแม่เหล็กถาวรจึงเกิดเป็นแรงบิดเพื่อที่จะหมุนทุ่นโรเตอร์ให้ไปในทิศทางเดียวกันกับทิศทางของสนามแม่เหล็กที่มีแรงมากกว่า กระแสก็จะไหลผ่านไปยังทุ่นโรเตอร์โดยผ่านแปรงถ่าน ซึ่งจะสัมผัสกับแหวนตัวนำในทุ่นโรเตอร์ และแหวนคอมมิวเตเตอร์ ซึ่งจะถูกแบ่งออกเป็น 3 เซกเมนต์เพื่อที่จะทำหน้าที่นำกระแสเข้าขดลวดนั่นเอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งมอเตอร์เกียร์ที่เรานำมาใช้ก็จะเป็นการนำมอเตอร์กระแสตรงมาใส่เฟืองทดที่เพลาลูกเบี้ยวสำเร็จรูปมาจากโรงงาน โดยมากเป็นมอเตอร์รอบต่ำแล้วทดเฟืองให้ต่ำลงไปอีกในระดับไม่กี่รอบต่อ นาที มีทั้งขนาดเล็ก และขนาดใหญ่

2.6.1 การควบคุมความเร็วของมอเตอร์กระแสตรง

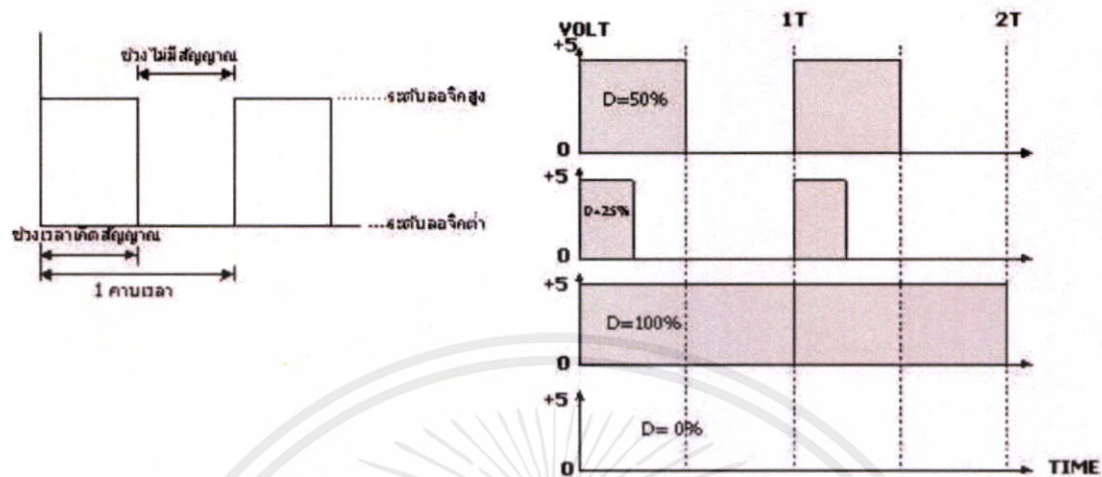
การควบคุมความเร็วของมอเตอร์กระแสตรงมีหลายวิธีด้วยกันซึ่งอาจจะใช้วิธีการควบคุมแบบพื้นฐานทั่วไปเช่น การควบคุมด้วยวิธีการใช้ตัวต้านทานปรับค่าโดยต่ออนุกรมกับมอเตอร์ หรือใช้วิธีการการควบคุมโดยการเปลี่ยนค่าของระดับแรงดันที่ป้อนให้กับมอเตอร์แต่การควบคุมในวิธีดังกล่าวถึงแม้ว่าจะควบคุมความเร็วมอเตอร์ให้คงที่ได้ แต่ที่ความเร็วต่ำจะส่งผลให้แรงบิดต่ำไปด้วย ดังนั้นเราจึงเลือกใช้วิธีการควบคุมโดยการจ่ายกระแสไฟให้กับมอเตอร์เป็นช่วงๆโดยอาศัยกระแสไฟที่ป้อนให้กับมอเตอร์ให้เป็นค่าเฉลี่ยที่เกิดขึ้นในแต่ละช่วง ซึ่งเราเรียกว่าวิธีการของการมอดูเลชันทางความกว้างของพัลส์ PWM (Pulse Width Modulation)

2.6.1.1 การมอดูเลชันทางความกว้างของพัลส์ PWM (Pulse Width Modulation)

จะเป็นการปรับเปลี่ยนที่สัดส่วน และความกว้างของสัญญาณพัลส์ โดยความถี่ของสัญญาณพัลส์จะ ไม่มีการเปลี่ยนแปลง หรือเป็นการเปลี่ยนแปลงที่ค่าของดิวตี้ไซเคิล (duty cycle) นั้นเอง ซึ่งค่าของ ดิวตี้ไซเคิล คือช่วงความกว้างของพัลส์ที่มีสถานะลอจิกสูง โดยคิดสัดส่วนเป็นเปอร์เซ็นต์จากความ กว้างของพัลส์ทั้งหมด ยกตัวอย่างเช่น ถ้าหากค่าดิวตี้ไซเคิลมีค่าเท่ากับเท่ากับ 50% ก็หมายถึง ใน 1 รูปสัญญาณพัลส์จะมีช่วงของสัญญาณที่เป็นสถานะลอจิกสูงอยู่ครึ่งหนึ่ง และสถานะลอจิกต่ำอยู่อีก ครึ่งหนึ่ง ดังรูป 6.27 และในทำนองเดียวกันถ้าหากค่าดิวตี้ไซเคิลมีค่ามาก หมายความว่าความ กว้าง ของพัลส์ที่เป็นสถานะลอจิกสูงจะมีความกว้างมากขึ้น หากค่าดิวตี้ไซเคิลมีค่าเท่ากับ 100% ก็หมายความว่าไม่มีสถานะลอจิกต่ำเลย ซึ่งค่าดิวตี้ไซเคิลสามารถ จะหาได้จากค่าความสัมพันธ์ดังนี้

$$\text{ค่าดิวตี้ไซเคิล} = (\text{ช่วงของสัญญาณพัลส์} / \text{คาบเวลาทั้งหมดของสัญญาณ}) \times 100\%$$

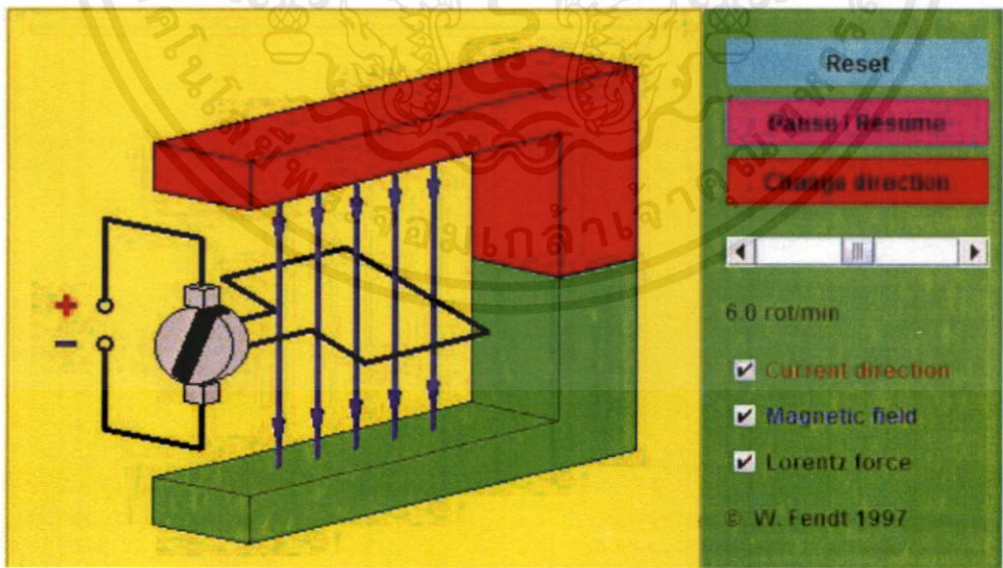
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 แสดงความกว้างของพัลส์ขนาดต่างๆ และค่าตัวชี้วัดเฉลี่ยในช่วงพัลส์ที่มีความถี่คงที่

2.6.1.2 การควบคุมมอเตอร์กระแสตรงด้วยวงจร H-bridge

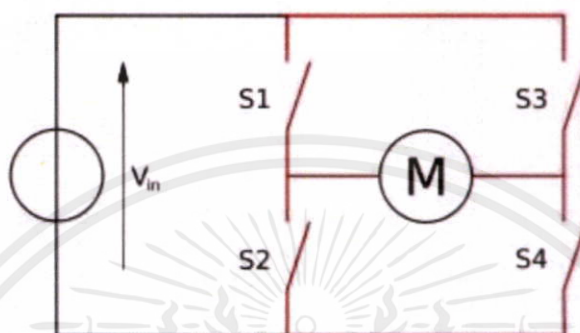
DC motor ประกอบด้วย 2 ส่วนหลักๆ ได้แก่ โรเตอร์ และสเตเตอร์ ซึ่งโรเตอร์คือส่วนที่หมุน ส่วนสเตเตอร์คือส่วนที่เป็นขดลวดที่สร้างสนามแม่เหล็ก หลักการทำงานของ DC motor คร่าวๆ ก็คือการนำกระแสตรงมาตัดผ่านสนามแม่เหล็ก ทำให้เกิดทอร์กขึ้นในทิศที่เหมาะสม และสร้างให้เกิดการหมุนของแกนโรเตอร์



รูปที่ 2.12 ลักษณะการทำงานของ DC motor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานในห้องเรียนเท่านั้น ไม่ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในงานส่วนมาก เราต้องการควบคุมทิศทาง และความเร็วรอบของมอเตอร์ ไม่ว่าจะเป็นการขับเคลื่อนสายพาน หรือล้อของหุ่นยนต์ เพราะเราคงไม่ต้องการให้หมุนแบบอิสระควบคุมไม่ได้ ดังนั้นก็เลยมีคนคิดวงจรที่ใช้ในการควบคุมมอเตอร์ขึ้นมา แบบที่นิยมใช้กันเรียกว่าวงจร "H-Bridge"



รูปที่ 2.13 ลักษณะการทำงานของวงจร H-Bridge

วงจรนี้สามารถทำหน้าที่ได้ทั้งควบคุมทิศทางและความเร็วของมอเตอร์ ซึ่งในการคุมความเร็วของมอเตอร์นั้นสามารถใช้วิธีการของการมอดูเลชั่นทางความกว้างของพัลส์ PWM (Pulse Width Modulation) มาควบคุมได้ ส่วนในการควบคุมทิศทางการหมุน โดยปกติหากต้องการกลับทิศการหมุนของมอเตอร์กระแสดตรง วิธีหนึ่งที่ทำได้คือ การกลับทิศแหล่งจ่าย จากรูปวงจร H-Bridge ด้านบนจะเห็นว่า

- หากต้องการให้หมุนตามเข็มนาฬิกา (Clockwise :CW) ก็ให้ S1 และ S4 ปิดวงจร และให้ S2 และ S3 เปิดวงจร
- หากต้องการให้หมุนทวนเข็มนาฬิกา (Counter Clockwise :CCW) ก็ให้ S2 และ S3 ปิดวงจร และให้ S1 และ S4 เปิดวงจร

จะเห็นว่าสวิตช์จะทำงานเป็นคู่กันคือ S1 คู่กับ S4 และ S2 คู่กับ S3 คู่แรกทำงาน คู่สองต้องเปิดวงจร และในทางตรงข้ามก็คือคู่สองทำงาน คู่แรกต้องเปิดวงจร ถ้าจะทำให้ให้การเปิดปิดเป็นแบบที่ง่ายกว่านี้ ก็สามารถใช้อุปกรณ์สารกึ่งตัวนำเช่น MOSFET หรือ IGBT หรือ อื่นๆ แล้วแต่ความเหมาะสม เช่น ขนาดกระแส แรงดันที่ต้องการควบคุม บอร์ดขับมอเตอร์ดีซี แบบ H-SE รุ่น Bridge-HB40-1

1) Output : Single motor driver

- Motor DC Supply 12-24 V 40A (Max.)

- Full-Complementary Power MOSFET Driver

With ultra-fast reverse recovery protection diodes

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษานั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุผลเบื้องต้นที่ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

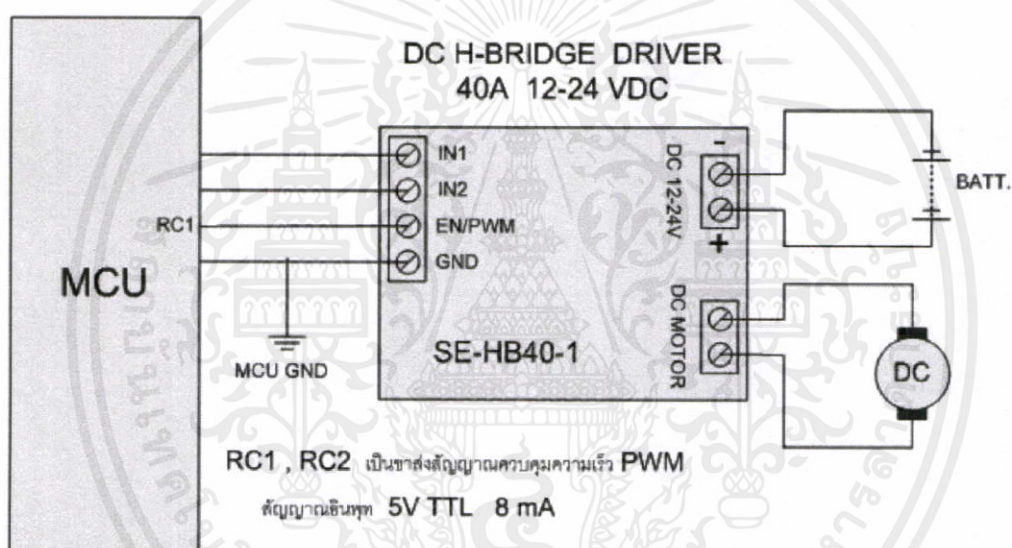
2) Input :

- Full Opto-isolated input interface signals
- 5V 8mA TTL-Level

3) Drive Mode : independently with :

- ON – OFF Control
- Direction Control
- Speed Control (PWM Drives)

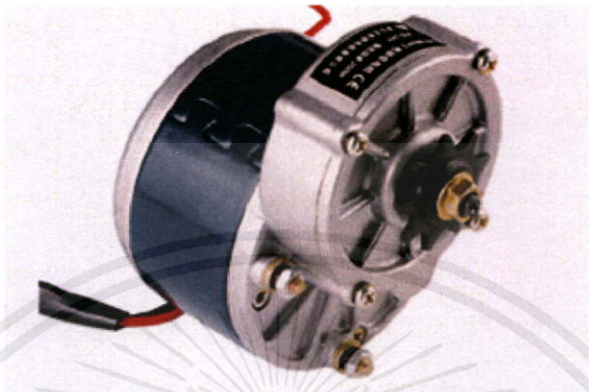
4) PWM Frequency : 400 Hz - 1000 Hz (800 Hz Recommend)



รูปที่ 2.14 การเชื่อมต่อระหว่างวงจร H-bridge กับอุปกรณ์อื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7 มอเตอร์เกียร์ MY 1016Z2-250W



รูปที่ 2.16 มอเตอร์เกียร์ MY 1016Z2-250W

ตารางที่ 2.2 คุณสมบัติมอเตอร์เกียร์(1)

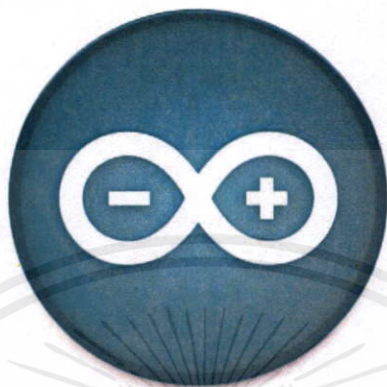
MODEL	SPECS	V	NO LOAD		RATED LOAD				
			SPEED RPM	CURRENT A	TORQUE N.M.	SPEED RPM	CURRENT A	P-OUT W	EFFICIENT η
1016Z2	250W24V	24	434± 5%	≤1.8	6.65± 5%	357±5%	≤13.7	250	≥76%
GEARBOX RATIO $i = 88 \div 9 = 9.778$									

ตารางที่ 2.3 คุณสมบัติมอเตอร์เกียร์(2)

	Torque/N.m	Speed/rpm	P-out/W	Volt/V	Current/A	P-in /W	Efficient/%
No Load	0.39	421	15.12	24.09	1.86	44.71	33.81
Max. Efficient	4.79	379	188.97	24.11	9.74	234.87	80.46
Rated Load	6.65	361	251.54	24.12	13.12	316.47	79.48
Max.Torque	11.5	315	380.74	24.14	21.91	528.92	71.98

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8 Arduino IDE



รูปที่ 2.17 โปรแกรม Arduino

Arduino เริ่มมาจากแนวคิดที่จะพัฒนาระบบแพลตฟอร์มเพื่อให้นักศิลปะดิจิทัลที่ถูกสร้างด้วยโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์สามารถจับต้องหรือมีการโต้ตอบ กับคนดูได้ และก่อนหน้านี้เองก็มีโครงการที่มีชื่อว่า Processing ซึ่งเป็นโปรแกรมแบบ open source ที่เน้นงานสร้างภาพ และภาพเคลื่อนไหว พร้อมทั้งยังมีความสามารถในการโต้ตอบกับ ผู้ใช้งานได้จึงได้ถูกนำมาต่อยอด และสร้างบอร์ดที่ชื่อว่า Wiring I/O ขึ้นมาเพื่อเขียนโปรแกรมควบคุมอุปกรณ์ต่างๆให้สามารถ ทำงานได้ตามต้องการ แต่เนื่องจากตัวบอร์ด Wiring I/O นั้นมีความสามารถที่จะรองรับได้ตั้งแต่งานขนาดเล็ก จนถึงงานขนาดใหญ่ จึงทำให้บางครั้งตัวบอร์ดเองดูจะมีความสามารถมากเกินไปจนเกินไปที่จะใช้งาน จึงทำให้เกิดการพัฒนาบอร์ดที่ใช้ชิพที่มีขนาดเล็กลงและมีความสามารถพอเพียงต่อ งานขนาดเล็กๆ จึงได้เกิด Arduino ขึ้นมา

ตัวบอร์ด Wiring I/O นั้นจะใช้ชิพตัวควบคุมหรือชิพไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR เบอร์ Atmega128 ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรมถึง 128K ซึ่งเป็นรุ่นใหญ่ที่สุดในขณะนั้น แต่บอร์ด Arduino นั้น จะใช้ชิพไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีขนาดเล็กกว่า เพื่อให้ประหยัด ลง และมีความเหมาะสมกับงานขนาดเล็กอย่าง Atmega8 ที่มีหน่วยความจำสำหรับเก็บโปรแกรม 8K Arduino นอกจากตัวบอร์ดที่ถูกสร้างขึ้นมาแล้ว ยังมีโปรแกรมสำหรับพัฒนาที่มีชื่อว่า Arduino IDE มาให้ด้วย ซึ่งตัว โปรแกรมตัวนี้ถูกพัฒนาต่อมาจากโปรแกรม open source อย่าง Processing และ Wiring และด้วยความที่ทั้ง ตัวโปรแกรม Processing และ Wiring นั้นถูกพัฒนาขึ้นมาด้วยภาษา JAVA จึงทำให้สามารถใช้งานได้ทั้ง บนระบบปฏิบัติการ Windows, Linux และ Mac OS ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวน ไว้สำหรับการ ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

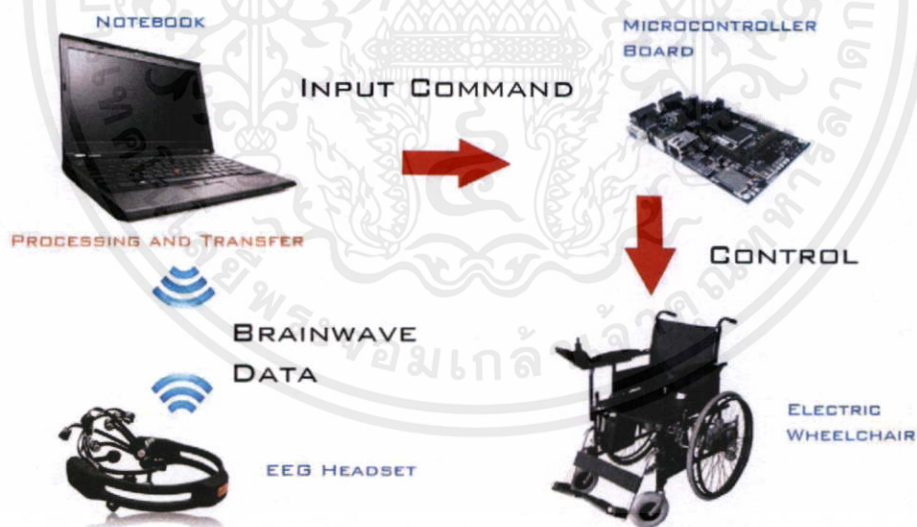
การออกแบบและพัฒนา

3.1 สิ่งที่ต้องการจากระบบ

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองเป็นการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการไปในทิศทางต่าง ๆ โดยใช้สัญญาณคลื่นสมองของผู้สั่งการเองเป็นตัวสั่งการ ดังนั้นสิ่งที่ระบบจะสามารถทำงานได้มีดังนี้

- สามารถเรียนรู้รูปแบบสัญญาณคลื่นสมองของผู้สั่งการได้
- สามารถวิเคราะห์แยกแยะคลื่นสมองของผู้สั่งการได้
- ผู้ใช้งานสามารถควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองได้ด้วยตนเอง

3.2 ภาพรวมของระบบ



รูปที่ 3.1 ภาพรวมของระบบ

จากรูปที่ 3.1 จะแสดงให้เห็นภาพรวมการทำงานทั้งหมดของระบบ โดยมีอุปกรณ์ Emotiv เอกสาร EEG Neuroheadset ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณคลื่นสมองจากจุดต่างๆบนศีรษะไม่ว่าการสั่งการทั้งหมด 14 จุดบน 5 ส่วนจากการแบ่งแบบ ระบบ 10-20 system ได้แก่ สัญญาณคลื่น

สมองจากบริเวณ Frontal 6 จุด (AF3 , AF4 , F3 , F4 , F7 , F8) บริเวณ Fronto-central (FC5 , FC6) บริเวณ Occipital 2 จุด (O1 , O2) บริเวณ Parietal 2 จุด (P7 , P8) และบริเวณ Temporal 2 จุด (T7 , T8) และมีการส่งข้อมูลโดยผ่านเทคโนโลยีแบบไร้สาย จากนั้นจะทำการส่งข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อให้ส่วนของโปรแกรมนำข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองไปวิเคราะห์ที่โครงข่ายประสาทเทียม เพื่อเรียนรู้รูปแบบของคลื่นสมองผู้ใช้อีก่อนเป็นลำดับแรก ว่าคลื่นสมองรูปแบบนี้ผู้ใช้อ้างคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปทางซ้ายหรือให้คนรถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปทางขวา เมื่อโครงข่ายประสาทเทียมมีการเรียนรู้รูปแบบของคลื่นสมองแล้วก็จะสามารถทำการวิเคราะห์ความคิดสั่งการของผู้ใช้ได้

จากภาพรวมของระบบ จะสามารถแบ่งการออกเป็น 3 ส่วน คือ

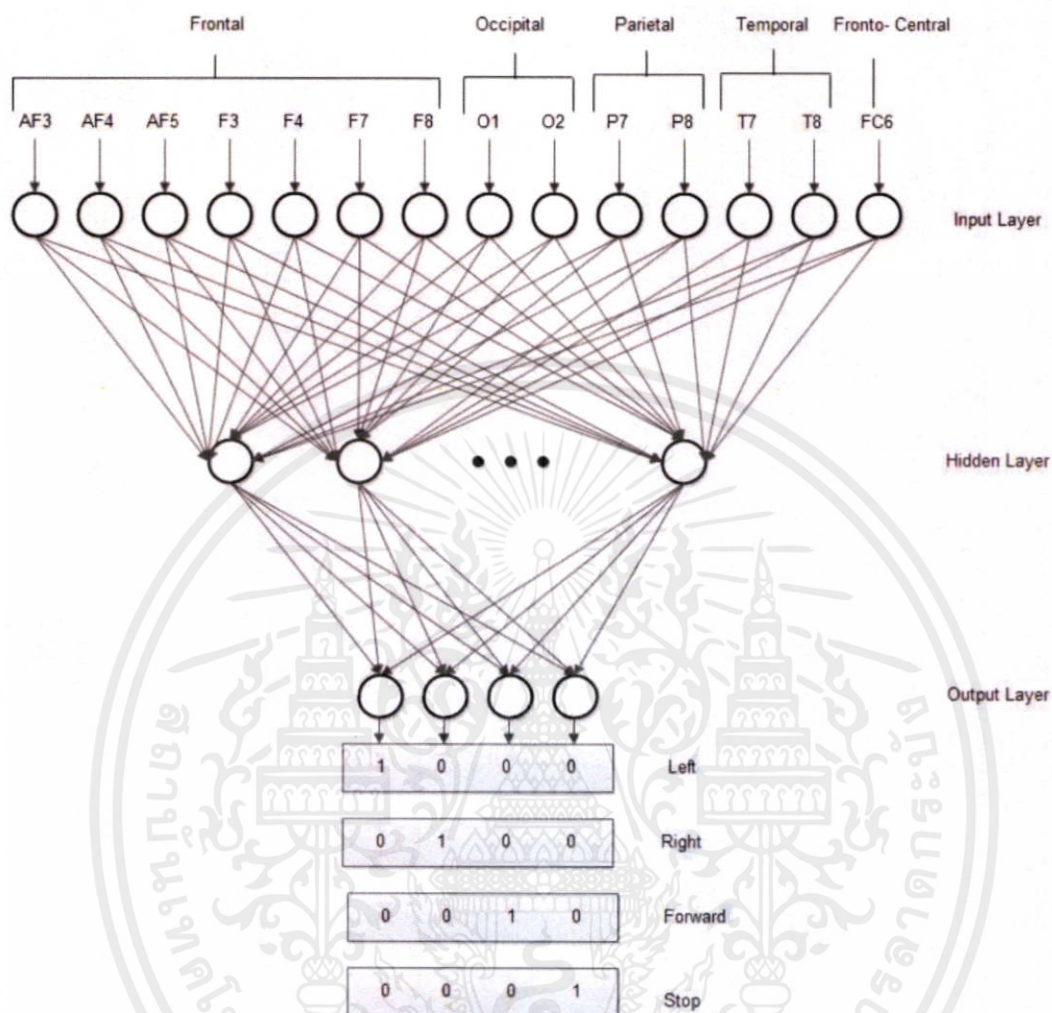
- 1) ส่วนการประมวลผล
- 2) ส่วนการติดต่อระหว่างอุปกรณ์
- 3) ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน

3.3 ส่วนการประมวลผล

ในส่วนของการประมวลผล จะมีการรับอินพุตจาก Emotiv EEG NeuroHeadset ซึ่งเป็นสัญญาณของคลื่นสมองที่วัดจากจุดต่าง ๆ บนศีรษะ ซึ่งแบ่งออกเป็น 5 ส่วน คือ Frontal , Occipital , Fronto-Central , Temporal , Parietal โดยที่คลื่นสมองที่ได้มานั้นก่อนที่จะนำไปใช้ จะต้องถูกนำไปปรับค่าให้อยู่ในช่วง 0-1 ก่อน โดยใช้หลักการ Min-Max Normalization ก่อน จากนั้นจะนำค่าคลื่นสมองที่ปรับค่าแล้วเข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียมเพื่อทำการเรียนรู้และวิเคราะห์

จากการศึกษาทฤษฎีของโครงข่ายประสาทเทียม ได้เลือกการออกแบบให้เป็นแบบโครงข่ายแบบหลายชั้น โดยจะมีชั้นข้อมูลป้อนเข้า (Input Layer) เป็นส่วนที่รับข้อมูลคลื่นสมอง ชั้นแอบแฝง (Hidden Layer) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ประมวลผล และชั้นข้อมูลส่งออก (Output Layer) ซึ่งจะเป็นส่วนที่เป็นผลลัพธ์ที่เกิดขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียมจะมีส่วนประกอบ คือ

- ชั้นป้อนข้อมูลเข้า (Input Layer) 14 โหนด
- ชั้นแอบแฝง (Hidden Layer) 10 โหนด
- ชั้นส่งข้อมูลออก (Output Layer) 4 โหนด

โดยชั้นแอบแฝงจะใช้ฟังก์ชันการแปลง (Transfer Function) ชนิด ซิกมอยด์ฟังก์ชัน (Sigmoid Function)

โครงข่ายประสาทนี้มีวิธีการฝึกฝนแบบแพร่ย้อนกลับ (Back Propagation) โดยมีเอกสาร Learning Rate เท่ากับ 0.1 รับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อผลลัพธ์ออกมาจากโครงข่ายประสาทเทียมแล้ว ผลลัพธ์ที่ได้จะยังไม่สามารถนำไปใช้งานได้ เนื่องจากผลลัพธ์นั้นเป็นทศนิยมหลายตำแหน่ง จึงต้องมีการนำผลลัพธ์ที่ได้มาเปรียบเทียบ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้มี 4 ตำแหน่ง จะนำผลลัพธ์ทั้ง 4 ค่ามาเปรียบเทียบกัน

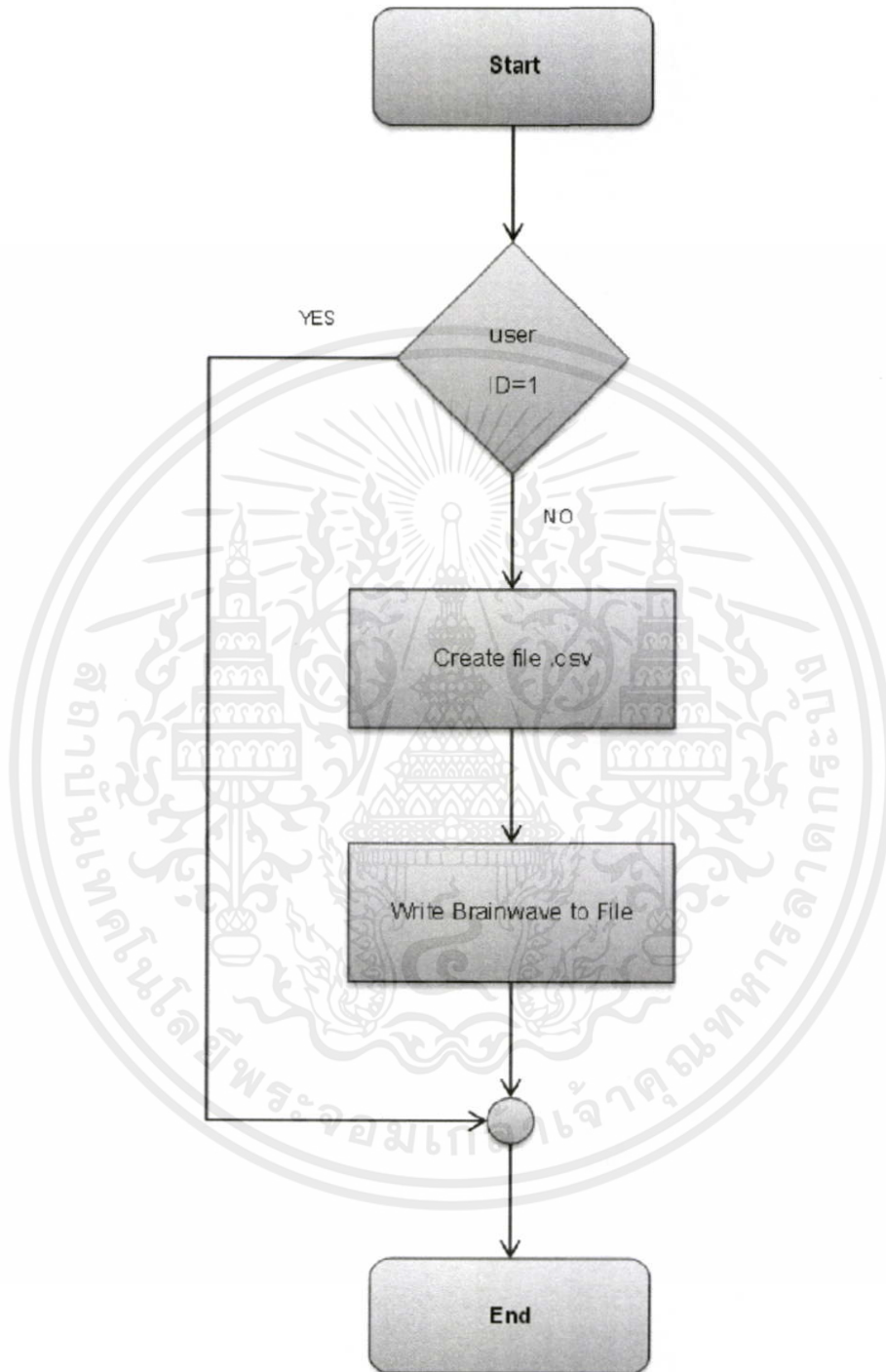
- ถ้าผลลัพธ์ตำแหน่งที่ 1 มีค่ามากที่สุดจะเป็น Left
- ถ้าผลลัพธ์ตำแหน่งที่ 2 มีค่ามากที่สุดจะเป็น Right
- ถ้าผลลัพธ์ตำแหน่งที่ 3 มีค่ามากที่สุดจะเป็น Forward
- ถ้าผลลัพธ์ตำแหน่งที่ 4 มีค่ามากที่สุดจะเป็น Stop

ตารางที่ 3.1 ข้อมูล Input และ Output ของระบบ

Input	Output
AF3 (Frontal)	Left
AF4 (Frontal)	Right
F3 (Frontal)	Forward
F4 (Frontal)	Stop
F7 (Frontal)	
F8 (Frontal)	
FC5 (Fronto-central)	
FC6 (Fronto-central)	
O1 (Occipital)	
O2 (Occipital)	
P7 (Parietal)	
P8 (Parietal)	
T7 (Temporal)	
T8 (Temporal)	

3.3.1 การสร้างไฟล์และบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง

เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่ม “RECORD RAW DATA” โปรแกรมจะทำการสร้างไฟล์ขึ้นมา เพื่อทำการบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง เมื่อทำการสร้างไฟล์แล้ว ฟังก์ชันของการบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองก็จะทำงาน โดยจะทำการบันทึกค่าข้อมูลคลื่นสมองทั้ง 14 จุดบนศีรษะ ไม่ว่าจะเป็นข้อมูลใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุขัดแย้งเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

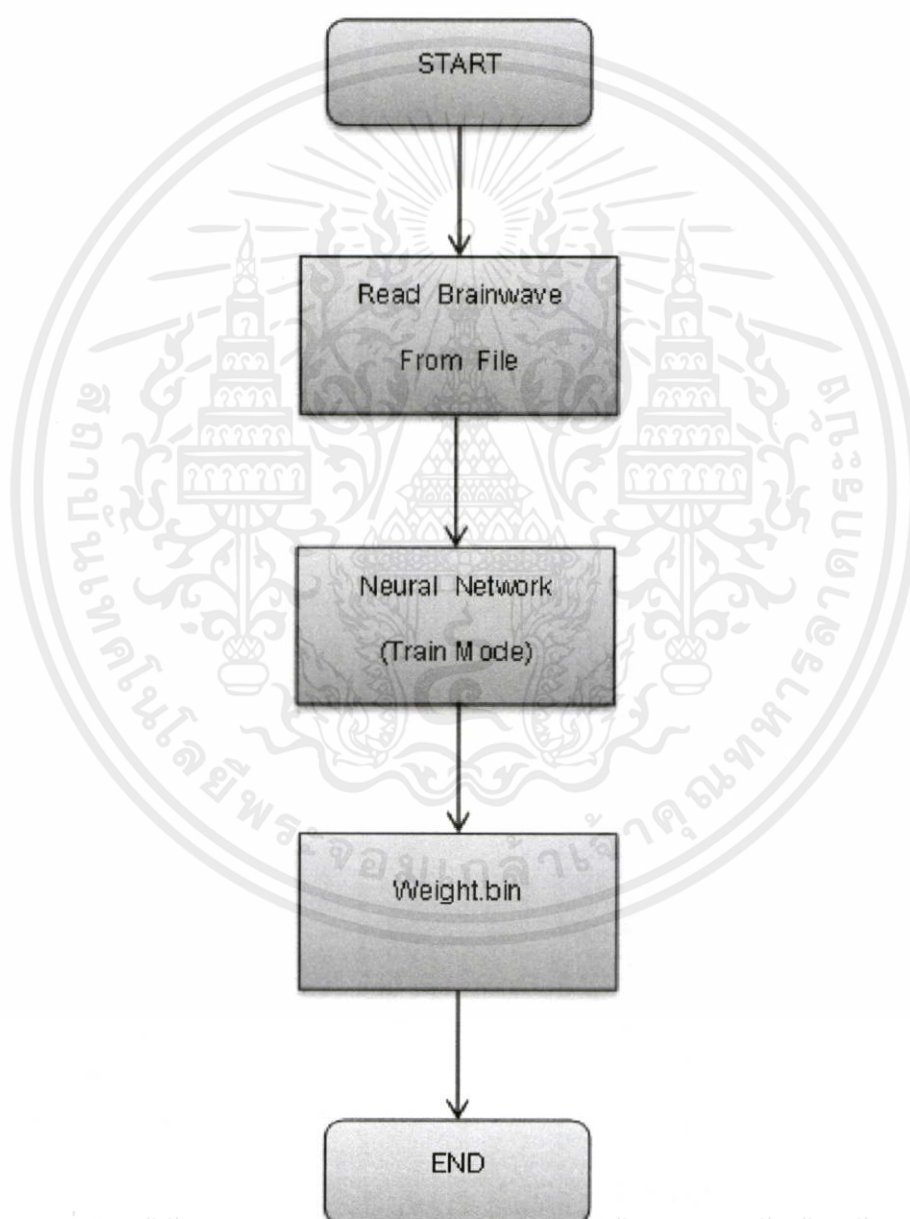


รูปที่ 3.4 Flow Chart ส่วนการสร้างไฟล์และบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง

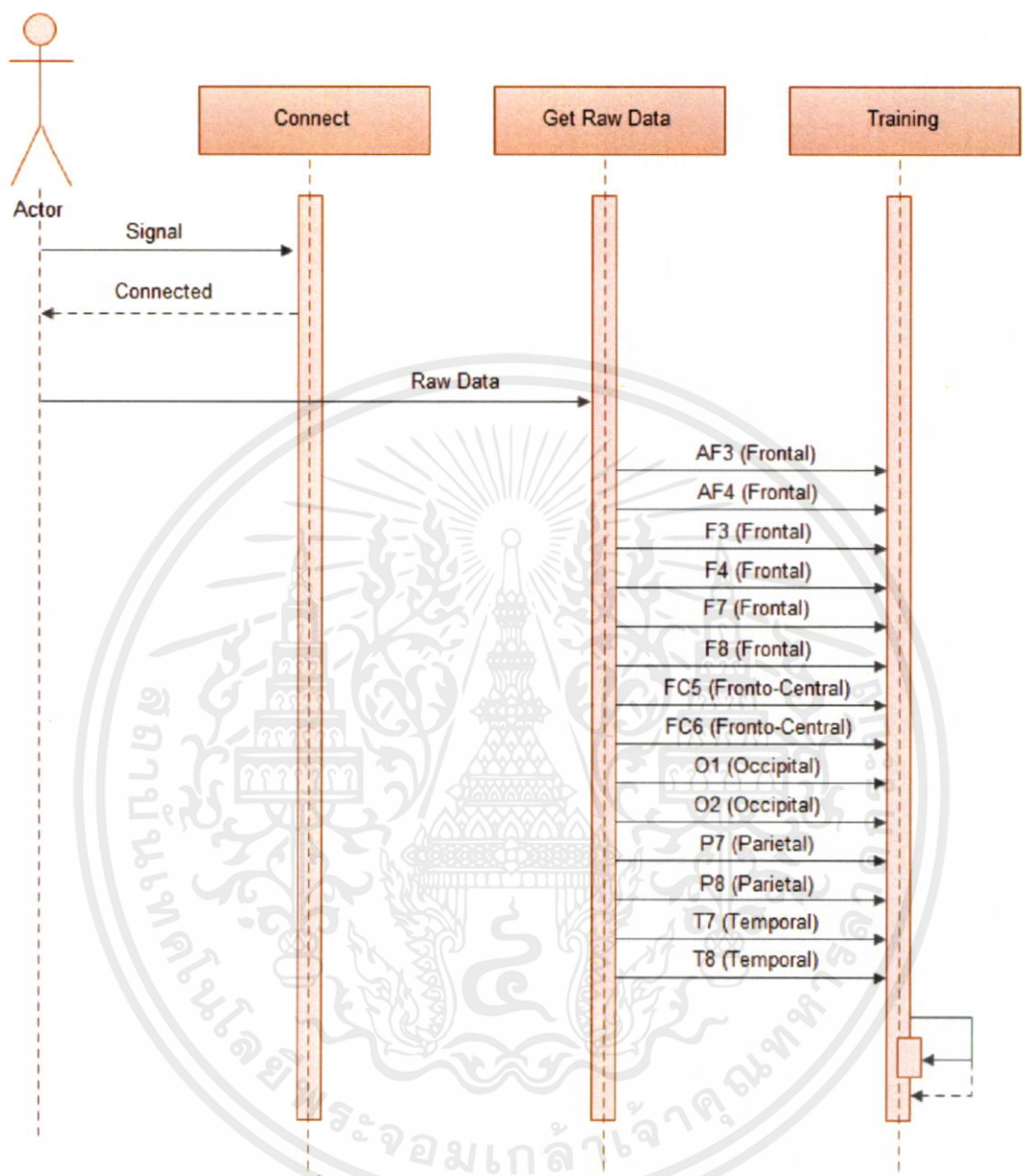
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 การปรับค่าน้ำหนักของความสัมพันธ์แต่ละโหนด

เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่ม “RUN TRAINING” โปรแกรมจะทำการอ่านค่าสัญญาณคลื่นสมองจากไฟล์ที่ได้บันทึกไว้ และทำการปรับค่าอินพุตให้อยู่ในช่วง 0-1 ก่อนก่อนทำการสอน Neural Network เมื่อสอนเสร็จจะทำให้ได้ค่าน้ำหนัก ที่บ่งบอกถึงความสัมพันธ์ของแต่ละโหนดในแต่ละเลเยอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 3.5 Flow Chart ส่วนการปรับค่าน้ำหนักของความสัมพันธ์แต่ละโหนด
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

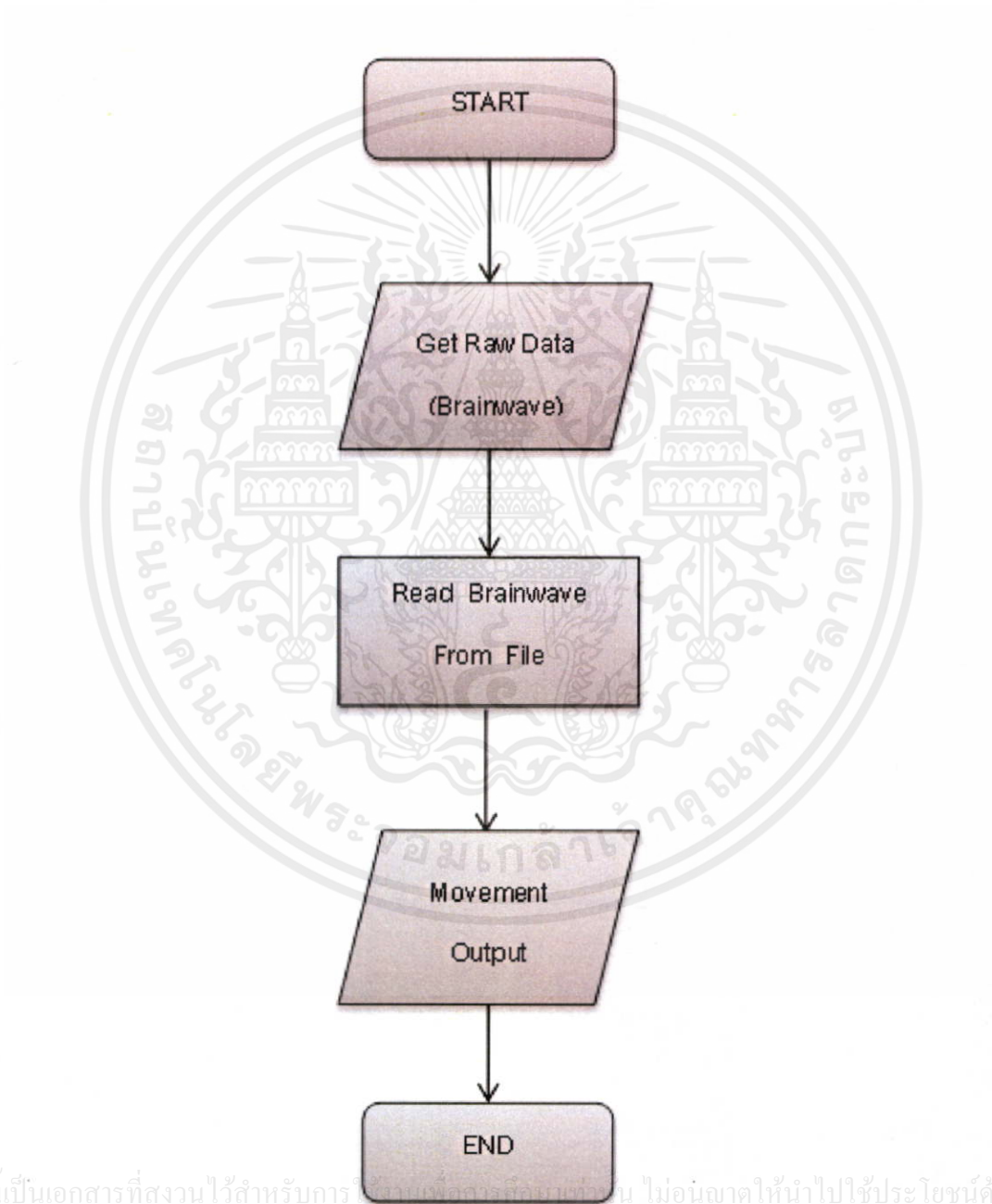


รูปที่ 3.6 Training sequence diagram

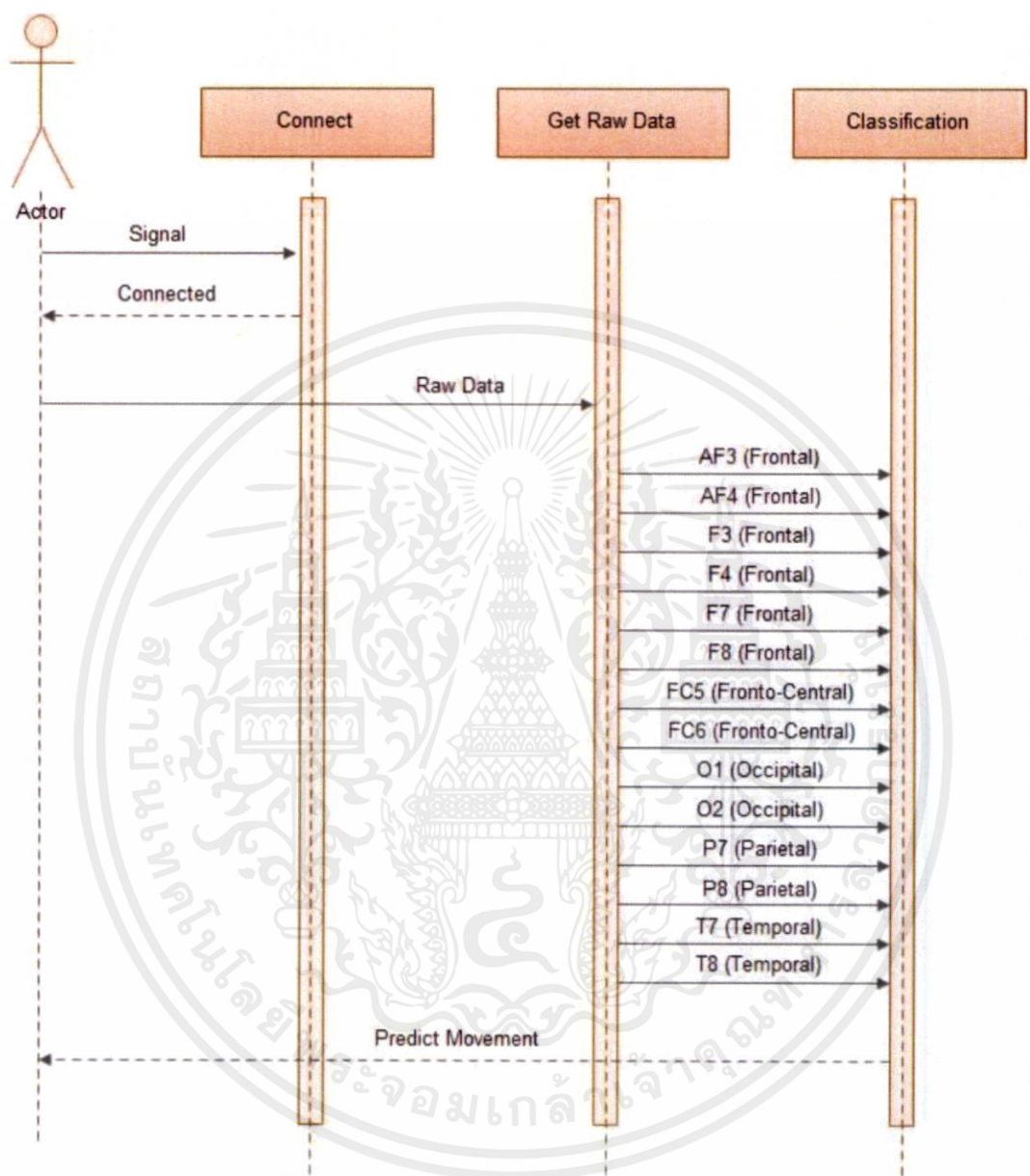
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 การจำแนกสัญญาณคลื่นสมอง

เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่ม “START” โปรแกรมจะเริ่มทำการรับสัญญาณคลื่นสมองในขณะนั้นมา แล้วทำการจำแนกคลื่นสัญญาณสมองว่าผู้ใช้งานในขณะนั้นกำลังคิดสั่งการให้รถเซ็นเซอร์เคลื่อนที่ไปในทิศทางใด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งรูปที่ 3.7 Flow Chart ส่วนการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองก็ครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 Classification sequence diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 ส่วนการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์



รูปที่ 3.9 ภาพการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์

ในส่วนการติดต่อสื่อสารระหว่างอุปกรณ์นั้น จากรูปที่ 3.9 จะเห็นได้ว่า Emotiv EEG NeuroHeadset จะติดต่อสื่อสารกับคอมพิวเตอร์โดยใช้การสื่อสารไร้สาย จะมีส่วนการสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์กับอาตุอิโนบอร์ด และอาตุอิโนบอร์ดกับรถเข็นคนพิการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1 การเชื่อมต่ออุปกรณ์คอมพิวเตอร์และอาคูอินบอร์ด

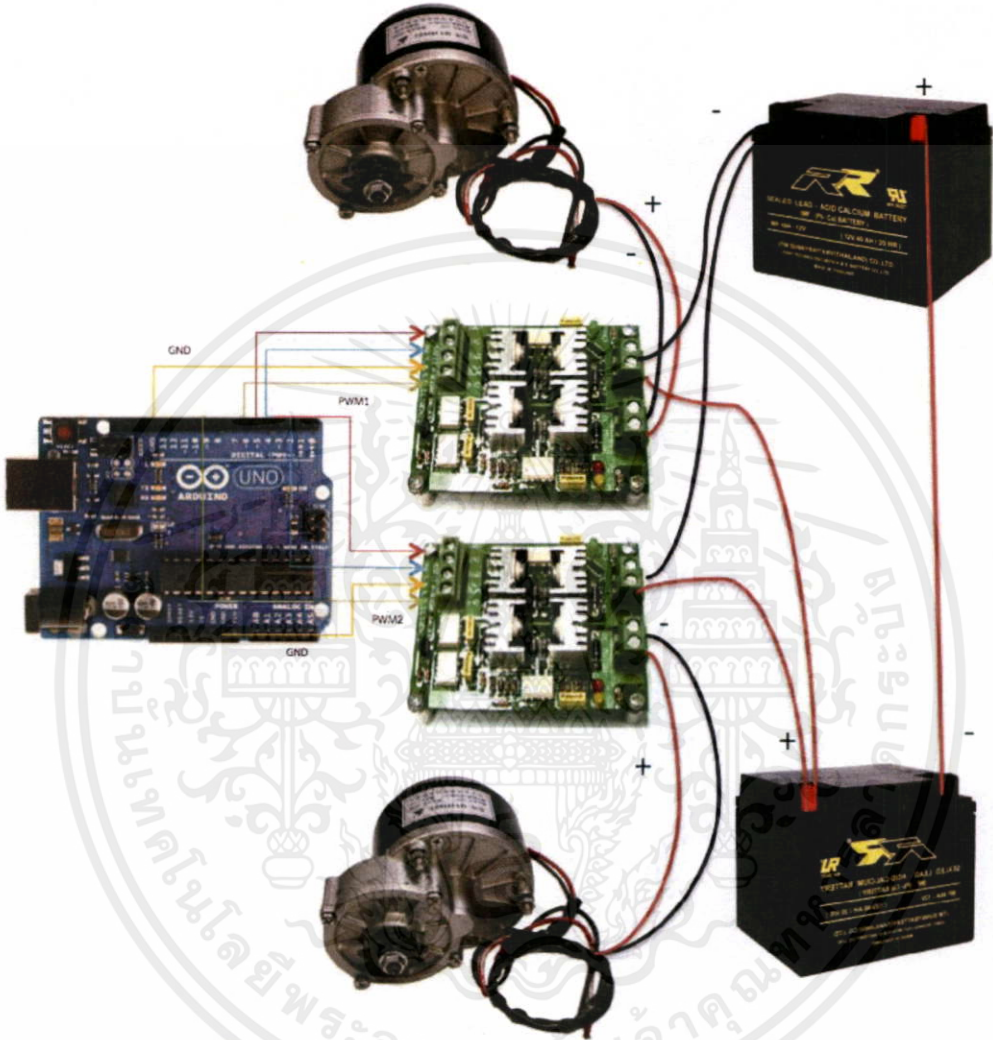
ในการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ และ อาคูอินบอร์ดเพื่อให้ง่ายต่อการเชื่อมต่อ จะใช้การเชื่อมต่อผ่าน USB Port เข้ากับบอร์ดของอาคูอินได้โดยตรง ซึ่งคอมพิวเตอร์จะมองเป็น Com Port (Serial UART) เนื่องจากใช้ Atmega16U2 ซึ่งเป็น MCU ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial ในบอร์ดเดียว



รูปที่ 3.10 Arduino UNO

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2 การเชื่อมต่ออาตูดิโนบอร์ดและรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ



รูปที่ 3.11 ภาพรวมการเชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ

จากรูปจะเห็นได้ว่าแบตเตอรี่จะทำการจ่ายไฟไปยังบอร์ดขับเคลื่อนมอเตอร์ (H-bridge) จากนั้นวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ก็จะจ่ายไฟให้กับมอเตอร์โดยมีบอร์ดอาตูดิโนเป็นตัวควบคุมความเร็วรอบและทิศทางของมอเตอร์อีกทีโดยที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Pin 5 ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา IN1 ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ซ้าย
- Pin 4 ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา IN2 ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ซ้าย
- GND ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา GND ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ซ้าย
- Pin 6 ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา PWM ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ซ้าย
- Pin 3 ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา IN1 ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ขวา
- Pin 2 ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา IN2 ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ขวา
- GND ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา GND ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ขวา
- Pin 9 ของบอร์ด Arduino จะต่อกับขา PWM ของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ขวา

3.4.3 รูปแบบคำสั่งในการติดต่อสื่อสาร

คำสั่งสำหรับการสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์ และ Arduino บอร์ด เพื่อให้คอมพิวเตอร์ และ Arduino บอร์ดสามารถสื่อสารกันได้อย่างถูกต้อง และครบถ้วน

- f หรือ forward - เป็นคำสั่งที่ทำให้รถเซ็นคอนฟิการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า
- s หรือ stop - เป็นคำสั่งที่ทำให้รถเซ็นคอนฟิการหยุดเคลื่อนที่
- r หรือ turn right - เป็นคำสั่งที่ทำให้รถเซ็นคอนฟิการเลี้ยวไปทางขวา
- l หรือ turn left - เป็นคำสั่งที่ทำให้รถเซ็นคอนฟิการเลี้ยวไปทางซ้าย

3.4.4 การออกแบบการเลือกมอเตอร์ อัตราทดเฟือง และความเร็วของรถเซ็นที่ต้องการ

มอเตอร์เกียร์ที่เลือกใช้ขนาด 250w 2 ตัว ซึ่งแรงบิดเมื่อมี load 6.65 N.m และสูงสุดที่ 11.5 N.m

กล่าวได้ว่ามอเตอร์จะมีแรงผลักในหน่วย 6.65 นิวตัน หรือ 65.17 kg ที่รัศมีการหมุน 1 เมตร และสูงสุดถึง 11.5 N.m หรือ 112.7 kg ที่รัศมีการหมุน 1 เมตร

มอเตอร์มีความเร็วรอบ ประมาณ 400 RPM จึงได้นำเฟืองและโซ่มาทดรอบเพื่อให้ได้จำนวนรอบที่น้อยลง และได้แรงบิด ที่มากขึ้นเนื่องจากรถเซ็นคอนฟิการนั้นไม่จำเป็นที่จะต้องมีความรอบ

หรือความเร็วที่สูงมากนัก ซึ่งเฟืองที่มอเตอร์จะมี 9 ฟันและ ที่เฟืองที่ล้อ 27 ฟัน จึงได้อัตราทดเป็น 1:3 ไม่ว่าการติดต่อ 3 ได้ความเร็วรอบที่ล้อได้สูงสุดประมาณ 133 RPMอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งสมการความสัมพันธ์ระหว่างกำลังของมอเตอร์ ทอร์กของมอเตอร์ และรอบของมอเตอร์ มีความสัมพันธ์ดังนี้

$$P_m = 2\pi NT_m$$

ซึ่ง P_m = กำลังของมอเตอร์ , w
 N = อัตราเร็วรอบของมอเตอร์ , rps
 T_m = แรงบิดของมอเตอร์ , N.m

รูปที่ 3.12 ความสัมพันธ์ระหว่างกำลังของมอเตอร์ ทอร์กของมอเตอร์ รอบของมอเตอร์

ในการเคลื่อนที่ของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการนั้นอัตราเร็วของรถเข็นจะมีความสัมพันธ์กับค่าอัตราเร็วรอบ โดยขึ้นอยู่กับอัตราทดเฟือง ซึ่งสามารถวิเคราะห์หาอัตราเร็วของรถเข็นได้โดย

ถ้าอัตราเร็วรอบของมอเตอร์ = N rps
จะได้อัตราเร็วของล้อ = $\frac{N}{i}$ rps โดยที่ i คืออัตราทดของเฟือง
เส้นรอบวงของยางล้อ 1 รอบ = $2\pi r$ m
อัตราเร็วรถจักรยาน = $2\pi r \left(\frac{N}{i}\right)$ m/s
หรือ = $2\pi r \left(\frac{N}{i}\right) \times \frac{3600}{1000}$ km/h

ดังนั้นจะได้ความสัมพันธ์หาอัตราเร็วของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการได้เป็น

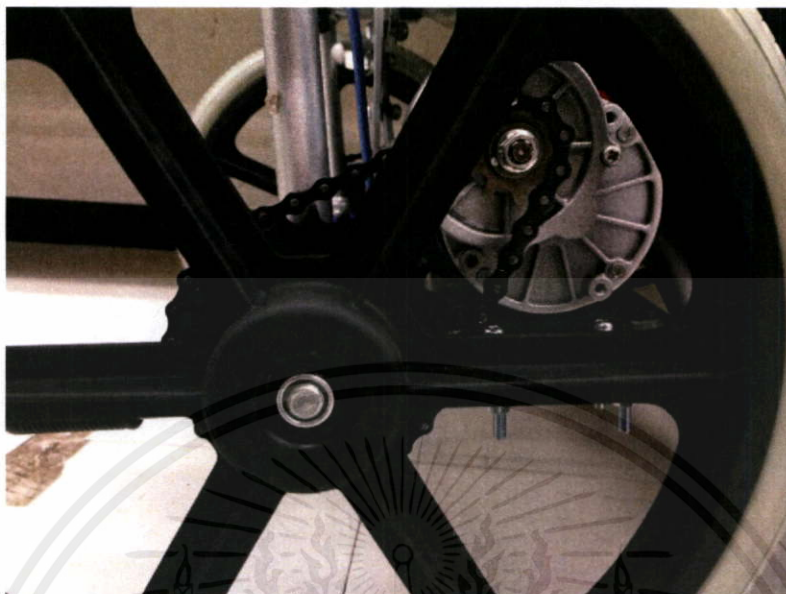
$$V = \frac{3.6(2\pi r)N}{i} \text{ km/h}$$

และจากสูตรเราสามารถนำมาคำนวณความเร็วรถเข็นได้สูงสุดประมาณ

$$V = \frac{3.6(2\pi(0.16))400}{3 \times 60} \text{ km/h}$$

$$V \approx 8.0384 \text{ km/h}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 แบบการติดตั้งเฟืองระหว่างล้อและมอเตอร์ (ด้านนอก)



รูปที่ 3.14 แบบการติดตั้งเฟืองระหว่างล้อและมอเตอร์ (ด้านใน)

ในการออกแบบรถเข็นไฟฟ้าคนพิการนั้นจะต้องคำนึงถึงการรับน้ำหนักของผู้พิการจึงต้องเลือกมอเตอร์ที่มีแรงบิดที่สามารถรับน้ำหนักของผู้พิการรวมถึงน้ำหนักของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการได้ และยังมีการใช้เฟืองมาทดรอบของมอเตอร์เพื่อให้ได้แรงบิดที่เพิ่มขึ้นรวมถึงใช้แบตเตอรี่ที่สามารถเอกลำโพงไฟได้เพียงพอต่อการใช้งาน การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งแบตเตอรี่นั้นที่ใช้เป็น แบตเตอรี่ขนาด 12v 40ah สองลูกมาต่ออนุกรมเพื่อให้ได้แรงดันเป็น 24V และที่เลือกใช้ 40 Ah เนื่องจาก

ส่วนแรก คือ 24v 40 Ah หมายถึง แบตเตอรี่ 2 ลูกนี้ บรรจุกระแสหรือจ่ายไฟได้ที่ 24 โวลต์ กระแส 40 แอมป์ ใน 1 ชั่วโมง

ส่วนที่สอง คือ มอเตอร์ 24v 250 w หมายถึง ใช้ได้กับไฟ ดีซีหรือกระแสตรง 24 โวลต์ ที่ กำลัง 250 วัตต์ต่อหนึ่งชั่วโมงเหมือนกัน

การคำนวณ

1. แบตเตอรี่ให้กำลังเป็นวัตต์ คือ $P = VI = 24 \times 40 = 960$ วัตต์ต่อ 1 ชั่วโมง

2. เมื่อนำโหลดหรือมอเตอร์ 2 ตัว มาต่อ 500 วัตต์ ก็คือ $\frac{960}{500} = 1.92$ ชั่วโมงครับ

ซึ่งในที่นี้เป็นการคำนวณแบตเตอรี่ที่มีประสิทธิภาพ 100 % ส่วนความเป็นจริงนั้น ก็ขึ้นอยู่กับสภาพของแบตเตอรี่ว่ามีความเสื่อมของแผ่นธาตุแค่ไหนคาบเวลาก็จะลดลงตามความเสื่อม

มอเตอร์เกียร์ในการขับเคลื่อนรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ



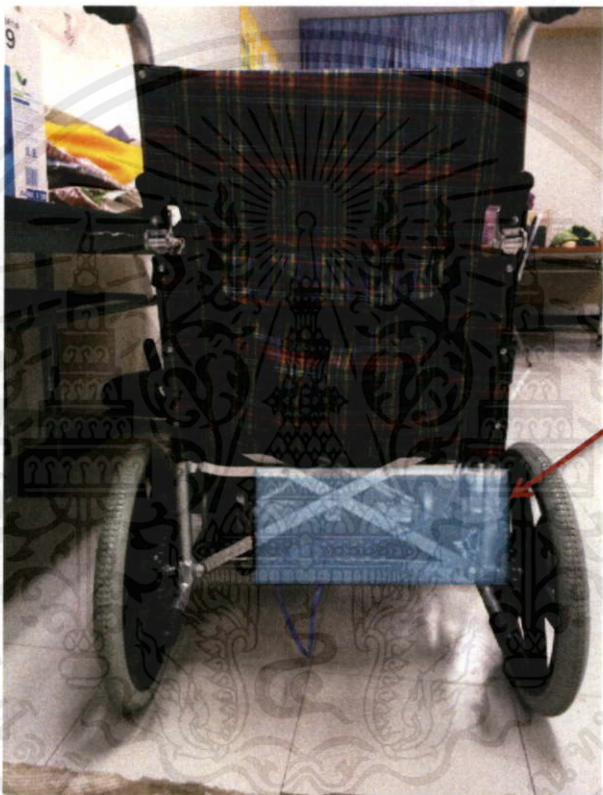
แบตเตอรี่จ่ายไฟในการขับเคลื่อนมอเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

รูปที่ 3.15 ส่วนประกอบของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกและต้องแจ้งเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในส่วนของการควบคุมรถเข็นไฟฟ้าคนพิการวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ที่เลือกใช้นั้นจะต้องสามารถทนกระแสไฟฟ้าและแรงดันได้เพียงพอถ้าวงจรขับเคลื่อนไม่สามารถทนกระแสไฟได้อาจเกิดความเสียหายทำให้ไม่สามารถขับเคลื่อนให้เคลื่อนที่ได้ ดังนั้นจึงได้นำวงจร วงจร H-bridge มาใช้งานร่วม กับการจ่ายกระแส และแรงดันแบบ PWM ซึ่งช่วยปรับระดับความเร็วของรถเข็นให้ค่อยๆเร่งความเร็วขึ้น ไม่กระชากตอนออกตัวหรือเลี้ยวอีกทั้งยังจะช่วยประหยัดไฟและยืดอายุการใช้งานของอุปกรณ์ที่ใช้

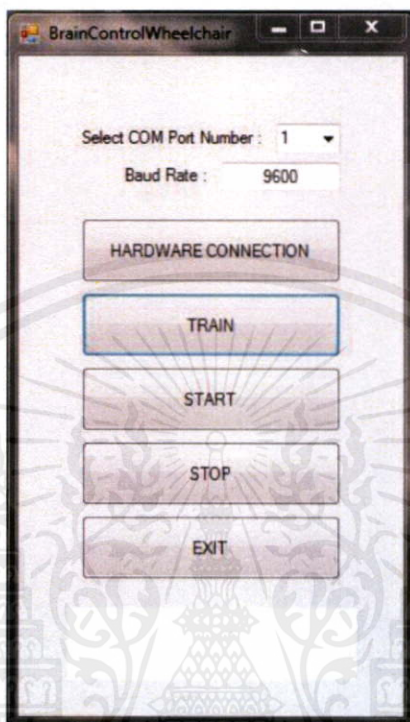


แผงวงจรเพื่อรับคำสั่ง
ในการควบคุมความเร็ว
และทิศทางของมอเตอร์

รูปที่ 3.16 ภาพรถเข็นคนพิการไฟฟ้า (ด้านหลัง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน



รูปที่ 3.17 ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน

จากรูปที่ 3.11 เป็นส่วนที่ติดต่อกับผู้ใช้งานหน้าแรก หน้าต่าง BrainControlWheelchair จะเป็นหน้าต่างหลักของโปรแกรม โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกการใช้งานต่าง ๆ ได้แก่

Select COM Port Number คือ การเลือก COM Port เพื่อทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์

Baud Rate คือ การป้อนค่า Baud Rate เพื่อทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์

HARDWARE CONNECTION คือ การเปิดการเชื่อมต่อระหว่างโปรแกรมและฮาร์ดแวร์

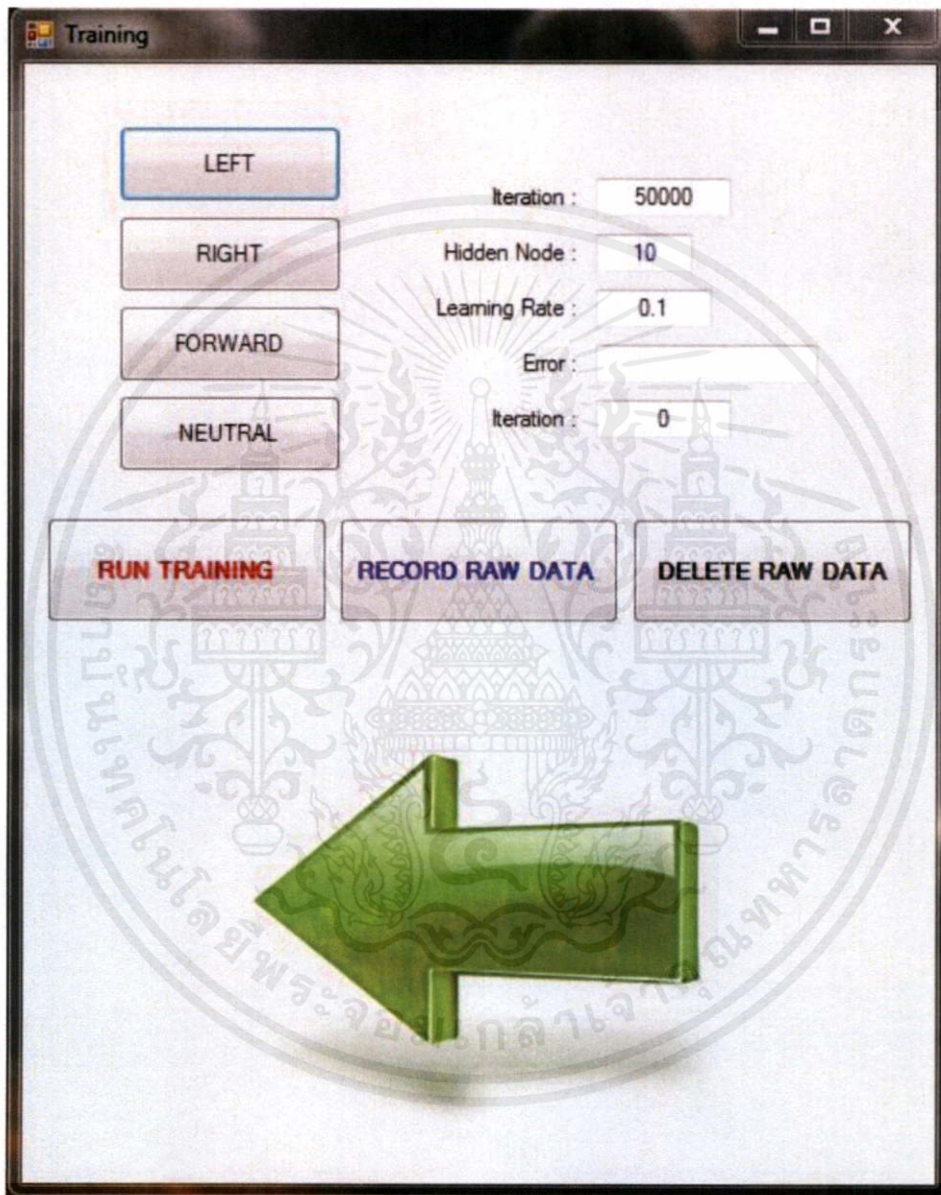
TRAIN คือ การเข้าหน้าต่าง Training เพื่อทำงานต่าง ๆ ต่อไป

START คือ การเริ่มการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองว่าขณะนั้นผู้ใช้งานกำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด

STOP คือ การหยุดการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองว่าขณะนั้นผู้ใช้งานกำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด

เอกสารนี้เป็นเอกสาร EXIT คือ ออกจากโปรแกรม ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อเริ่มต้นใช้งานใหม่ผู้ใช้งานจะต้องทำการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองก่อน โดยที่ผู้ใช้งานจะต้องกดปุ่ม “TRAIN” เพื่อเข้าหน้าต่าง Training



รูปที่ 3.18 หน้าต่าง Training

หน้าต่าง Training เป็นหน้าต่างที่เกิดขึ้นหลังจากการกดปุ่ม “TRAIN” จากหน้าต่างหลัก โดยหน้าต่าง Training จะเกี่ยวข้องกับ Neural Network โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกการใช้งานต่างๆ เอกสารนี้จะเป็นข้อจำกัดการใช้งานในการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองเพื่อการนำไปใช้ในการคำนวณค่าได้แก่ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LEFT คือ การกำหนดให้รู้ว่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้ เป็นสัญญาณคลื่นสมองที่ผู้ใช้งานกำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปทางซ้าย

RIGHT คือ การกำหนดให้รู้ว่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้ เป็นสัญญาณคลื่นสมองที่ผู้ใช้งานกำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปทางขวา

FORWARD คือ การกำหนดให้รู้ว่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้ เป็นสัญญาณคลื่นสมองที่ผู้ใช้งานกำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า

NEUTRAL คือ การกำหนดให้รู้ว่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองชุดนี้ เป็นสัญญาณคลื่นสมองที่ผู้ใช้งานกำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการหยุดเคลื่อนที่

RUN TRAINING คือ การสั่งการทำงานของโปรแกรมให้ทำการอ่านค่าสัญญาณคลื่นสมองจากไฟล์และทำการสอน Neural Network

RECORD RAW DATA คือ การสั่งการทำงานของโปรแกรมให้ทำการสร้างไฟล์และบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมอง

DELETE RAW DATA คือ การสั่งการทำงานของโปรแกรมให้ทำการลบไฟล์บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมอง

Iteration คือ การป้อนค่าจำนวนรอบการสอน Neural Network

Hidden Node คือ จำนวน Hidden Layer ของ Neural Network

Learning Rate คือ ค่า Learning rate ของ Neural Network

Error คือ ส่วนที่แสดงค่า error ที่ได้จากการสอน Neural Network ในแต่ละรอบ

เมื่อผู้ใช้งานต้องการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองผู้ใช้งานจะต้องทำการเลือกก่อนว่าจะทำการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองของรูปแบบใด ถ้าผู้ใช้งานต้องการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองที่สั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปทางซ้าย ให้กดปุ่ม “LEFT” จากนั้นให้ทำการคิดซ้าย และกดปุ่ม “RECORD RAW DATA” ทำเช่นกันอย่างนี้ทั้ง RIGHT, FORWARD, STOP

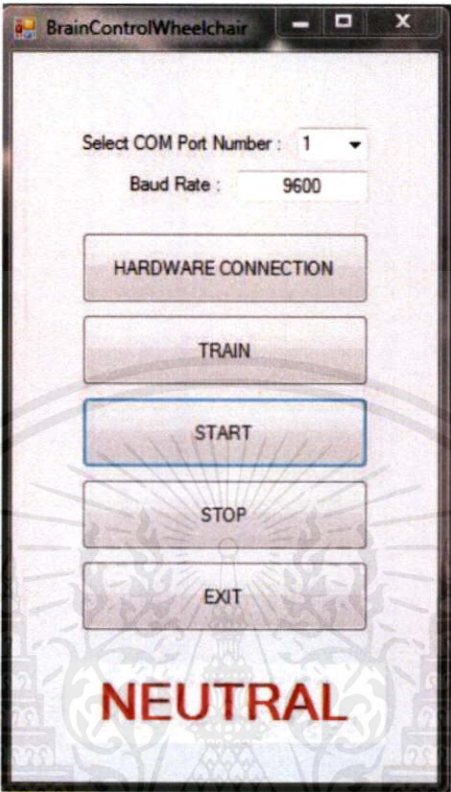
เมื่อผู้ใช้งานบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองเสร็จสิ้น ให้ทำการกดปุ่ม “RUN TRAINING” เพื่อให้ Neural Network ทำการเรียนรู้ เมื่อ Neural Network ทำการเรียนรู้เสร็จสิ้นให้กลับไปหน้าจอต่าง BrainControlWheelchair

ที่หน้าจอต่าง BrainControlWheelchair ผู้ใช้งานจะต้องทำการเลือก COM Port และค่า Baud Rate ที่อุปกรณ์ฮาร์ดแวร์ทำการเชื่อมต่ออยู่ จากนั้นกดปุ่ม “HARDWARE CONNECTION” และกดปุ่ม “START” เพื่อทำการเริ่มการจำแนกสัญญาณคลื่นสมองของผู้ใช้งานในขณะนั้นผู้ใช้งาน

กำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 ผู้ใช้งานในโหมด Predict Movement

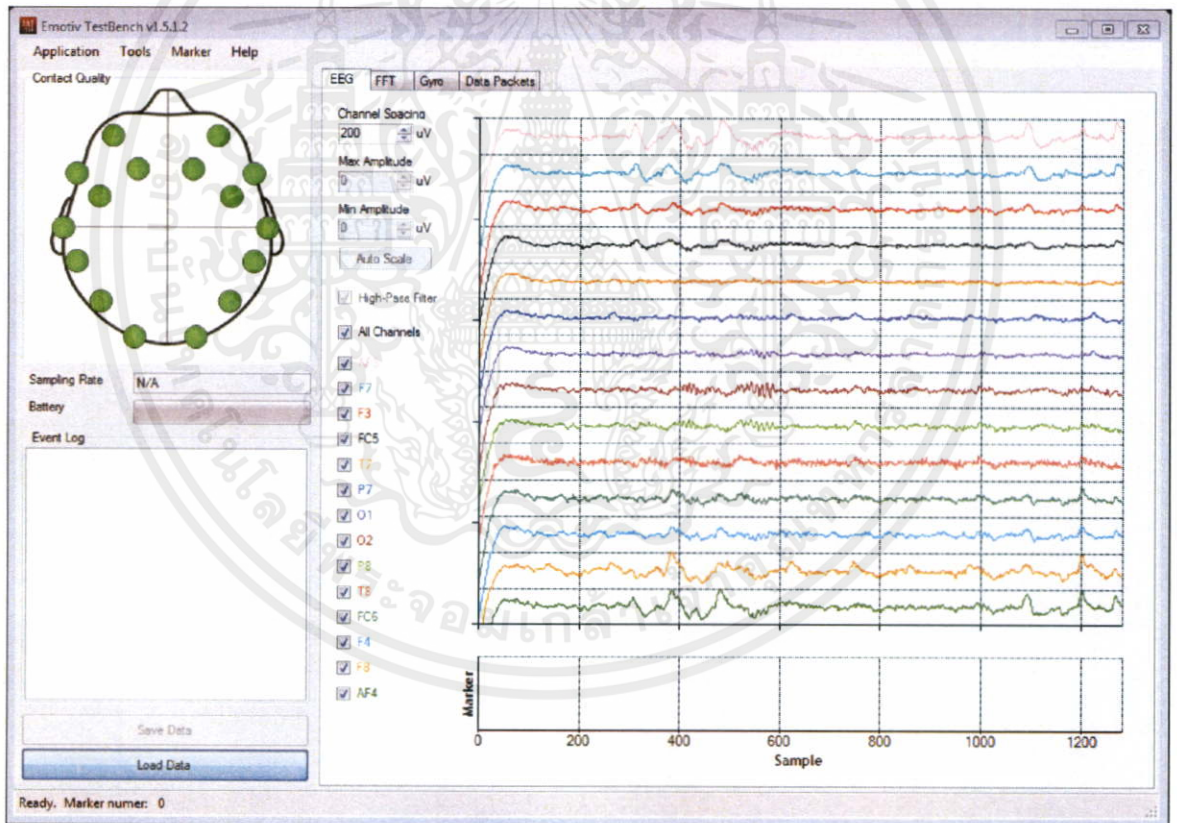
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 การทดลองอุปกรณ์ Emotiv EEG Neuroheadset กับโปรแกรม “Testbench”

โปรแกรม Testbench เป็นโปรแกรมที่มีไว้แสดงกราฟของคลื่นสมองทั้ง 14 จุด ที่วัดได้จากอุปกรณ์ Emotiv EEG Neuroheadset โดยโปรแกรมนี้จะแสดงผลของคลื่นสมองที่ได้จากแต่ละช่องสัญญาณออกเป็นสีแตกต่างกัน นอกจากนั้น ยังแสดงผลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของศีรษะ (Gyro) และ คุณภาพของสัญญาณคลื่นสมองที่วัดมาจากแต่ละช่องสัญญาณ

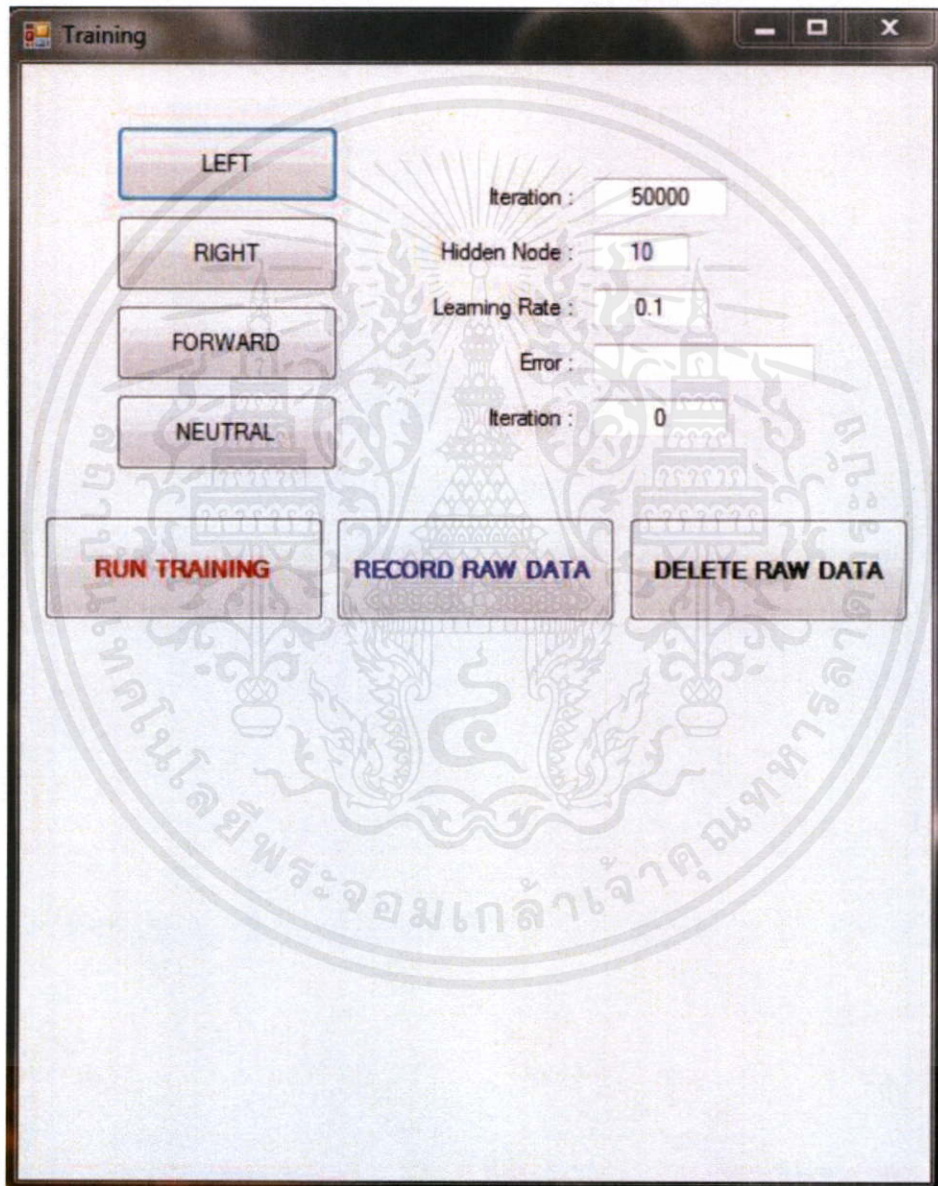


รูปที่ 4.1 โปรแกรม Testbench

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การทดลองบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองลงบนไฟล์

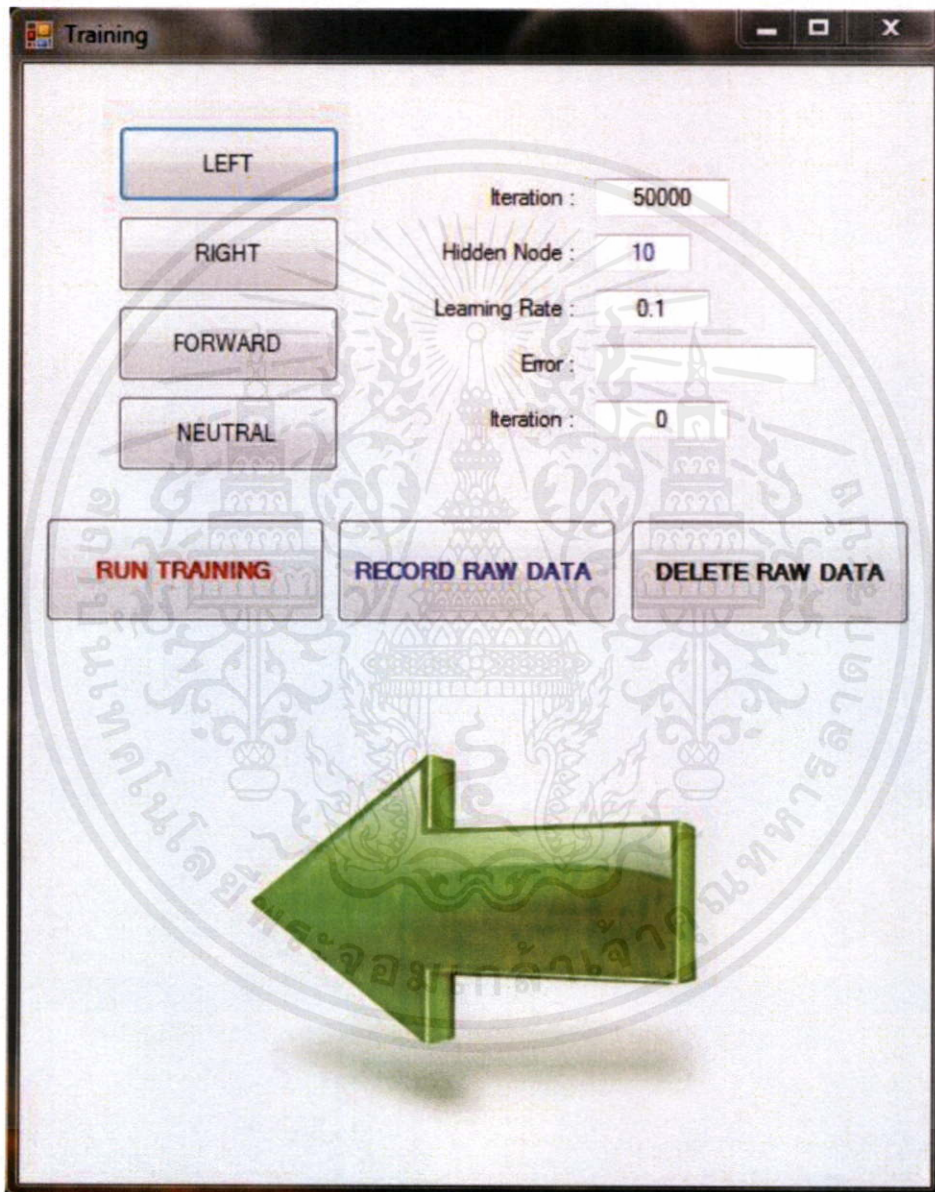
ผู้ใช้งานจะต้องเลือกก่อนว่าขณะนั้นผู้ใช้งานต้องการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองของรูปแบบใด เพื่อเป็นการระบุให้ Neural Network สามารถเรียนรู้ได้ว่าค่าสัญญาณคลื่นสมองแบบนี้ผู้ใช้งานกำลังคิดสิ่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด



รูปที่ 4.2 หน้าต่าง Training ตอนเริ่มต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

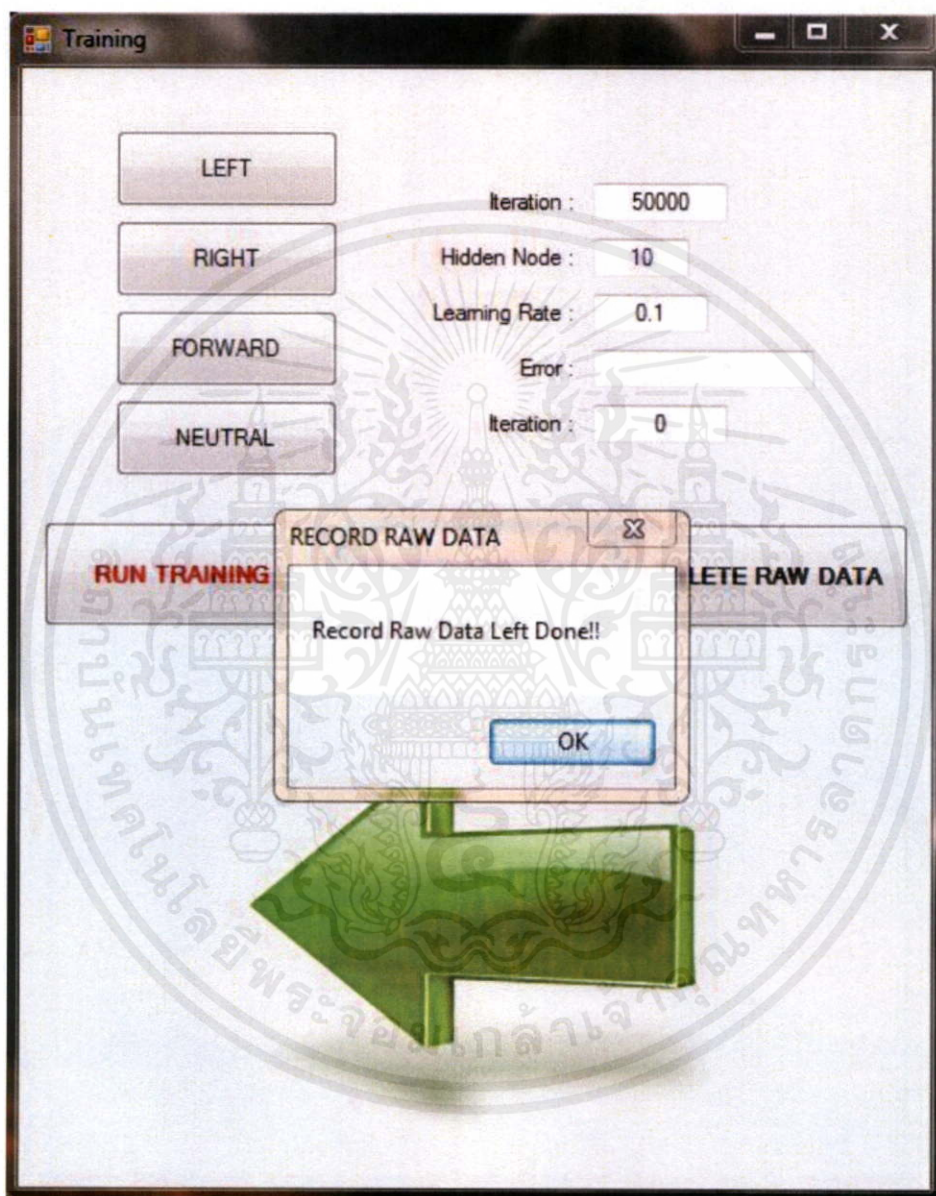
เมื่อผู้ใช้งานต้องการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองที่คิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปทางซ้าย ให้ผู้ใช้งานกดปุ่ม “LEFT” ก่อน จากนั้นจะมีรูปลูกศรที่ชี้ไปทางด้านซ้ายปรากฏขึ้นที่ด้านล่าง เพื่อเป็นเป้าหมายให้ผู้ใช้งานจินตนาการได้ดีขึ้น



รูปที่ 4.3 ผู้ใช้งานกดปุ่ม “LEFT”

เมื่อผู้ใช้งานกดปุ่ม “RECORD RAW DATA” โปรแกรมจะทำการตรวจสอบก่อนว่าคอมพิวเตอร์และ Emotiv EEG NeuroHeadset ได้มีการเชื่อมต่อกันหรือไม่ ถ้าเชื่อมต่อกันแล้ว โปรแกรมจะทำการสร้างไฟล์ขึ้นมา เพื่อทำการบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมอง และเมื่อทำการ

สร้างไฟล์แล้ว ฟังก์ชันของการบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองก็จะทำงาน โดยจะทำการบันทึกค่าข้อมูลคลื่นสมองทั้ง 14 จุดบนศีรษะ

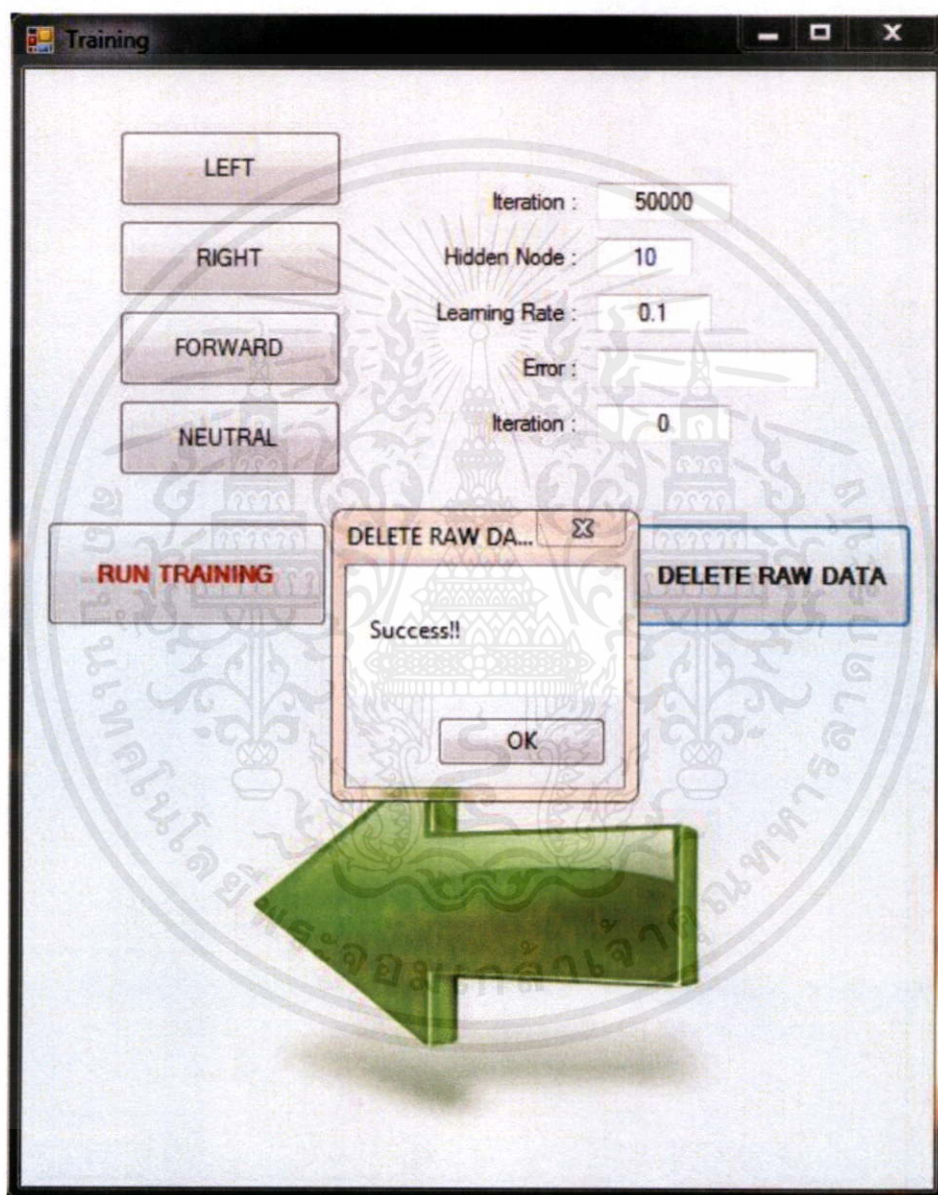


รูปที่ 4.4 ผู้ใช้งานทำการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองเสร็จสิ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

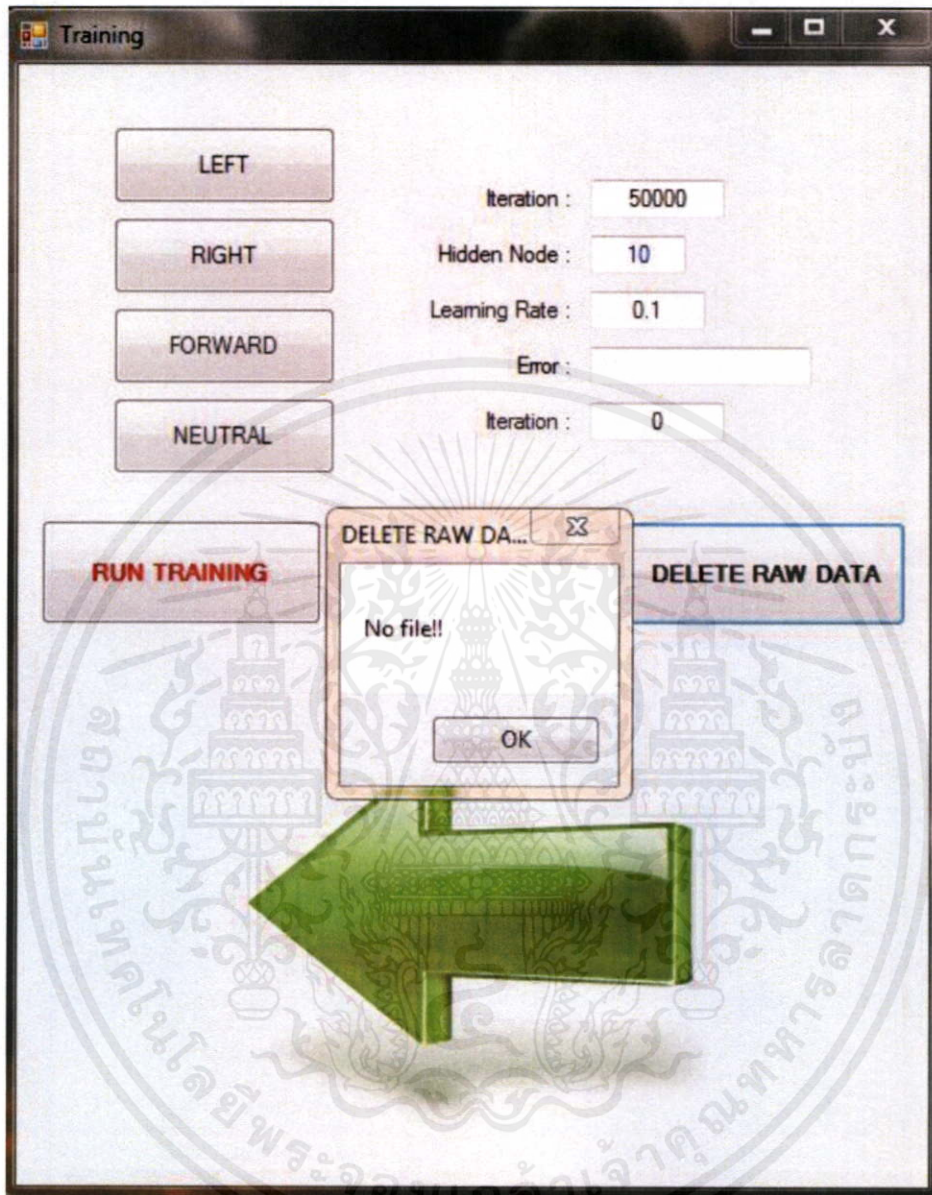
4.3 การทดลองลบบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมอง

ถ้าหากผู้ใช้งานไม่ต้องการไฟล์บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองอันเก่า ก็สามารถลบไฟล์บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองอันเก่าทิ้งได้



รูปที่ 4.5 ผู้ใช้งานทำการลบไฟล์บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองอันเก่าเสร็จสิ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 แสดงว่าไฟล์บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองไม่มีแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 การทดลองหาจำนวนรอบที่ใช้ในการสอน Neural Network

การทดลองหาจำนวนรอบที่เหมาะสมเพื่อใช้ในการสอน Neural Network ให้เรียนรู้รูปแบบของสัญญาณคลื่นสมองของผู้ใช้งาน

การหาค่าความคลาดเคลื่อน (error) หาได้จาก สมการ

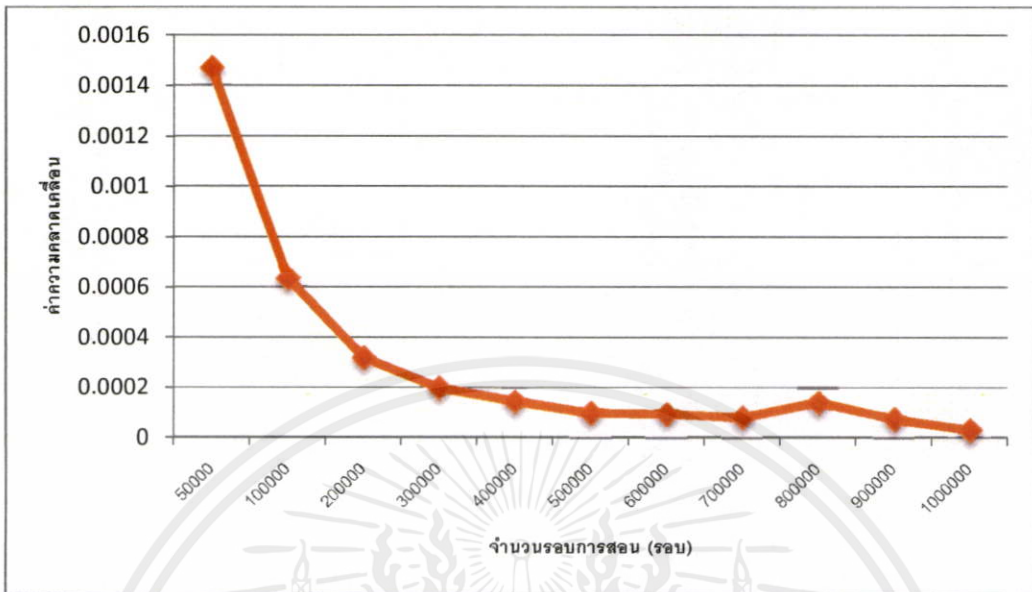
$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (e_i)^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (t_i - a_i)^2$$

- t_i คือ ค่าจริง
- a_i คือ ค่าที่ได้
- e_i คือ ค่าความคลาดเคลื่อน
- N คือ จำนวนข้อมูล

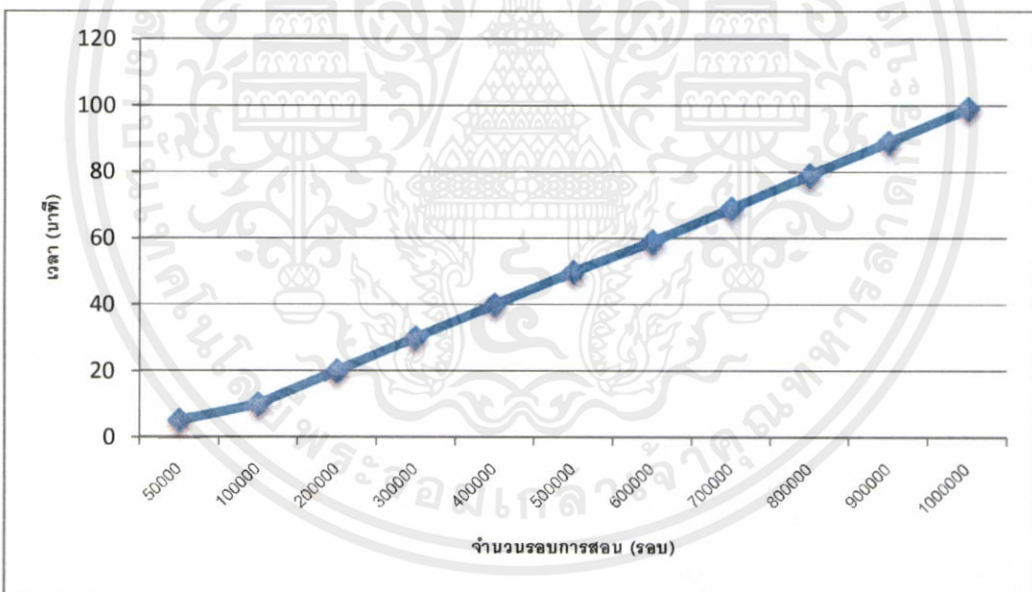
ตารางที่ 4.1 การทดลองหาจำนวนที่ใช้ในการสอน Neural Network

จำนวนรอบการสอน (รอบ)	error	เวลาที่ใช้
50,000	0.001470399727	4 นาที 56 วินาที
100,000	0.000634390865	10 นาที 2 วินาที
200,000	0.000318816897	19 นาที 53 วินาที
300,000	0.000198363133	29 นาที 42 วินาที
400,000	0.000144079213	40 นาที 13 วินาที
500,000	0.000096436462	49 นาที 38 วินาที
600,000	0.000092683629	59 นาที 24 วินาที
700,000	0.000079319635	1 ชั่วโมง 9 นาที 20 วินาที
800,000	0.000139790542	1 ชั่วโมง 19 นาที 12 วินาที
900,000	0.000072199474	1 ชั่วโมง 29 นาที 6 วินาที
1,000,000	0.000029162638	1 ชั่วโมง 38 นาที 58 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบการสอนและค่าความคลาดเคลื่อน



รูปที่ 4.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบการสอนและเวลา

จากการทดลองพบว่า ยิ่งจำนวนรอบที่ใช้ในการสอน Neural Network มากขึ้น ค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากสอน Neural Network จะลดลง แต่เวลาที่ใช้ในการสอน Neural

Network จะมากขึ้นเช่นกัน ในการกำหนดจำนวนรอบในการสอน Neural Network จึงใช้ 50,000

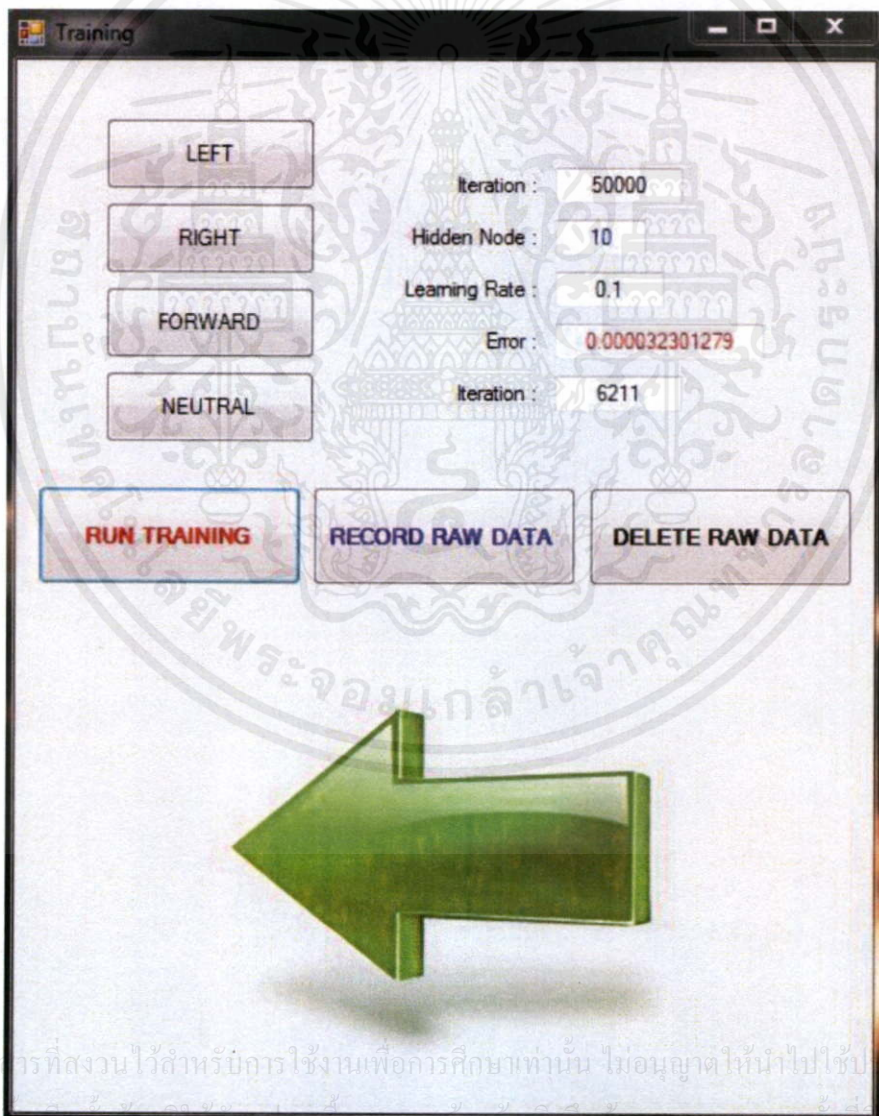
รอบเป็นค่าเริ่มต้น เพราะค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการสอน Neural Network อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

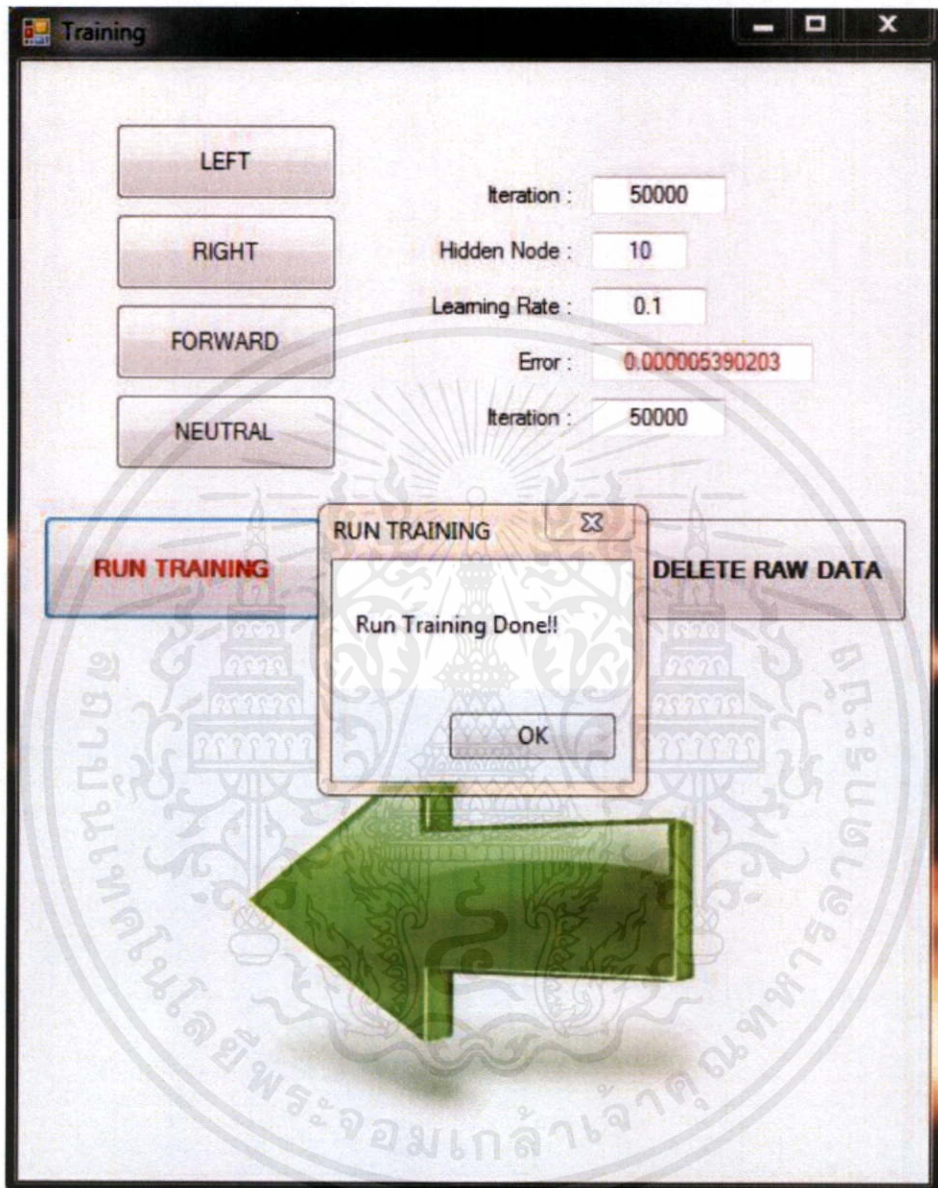
งานได้ และเวลาที่ใช้ในการสอน Neural Network น้อยที่สุด ถ้าหากผู้ใช้งานต้องการค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยลงสามารถเพิ่มจำนวนรอบที่ใช้ในการสอน Neural Network ได้

4.5 การทดลองสอน Neural Network และบันทึกค่าน้ำหนัก

เมื่อผู้ใช้งานทำการบันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองของการสั่งรถเข็นคนพิการให้เคลื่อนที่ครบทั้ง 4 แบบแล้ว ผู้ใช้งานสามารถกดปุ่ม “RUN TRAINING” จากนั้น Neural Network จะทำการเรียนรู้ข้อมูลตัวอย่างที่ได้รับมา เพื่อสร้างน้ำหนักที่มีความสัมพันธ์ต่อการคาดเดาทิศทางที่ผู้ใช้งานกำลังคิด เมื่อ Neural Network เรียนรู้เสร็จ จะทำการบันทึกไฟล์ค่าน้ำหนักไว้ในรูปแบบ weight.bin เก็บไว้



รูปที่ 4.9 โปรแกรมกำลังทำการสอน Neural Network



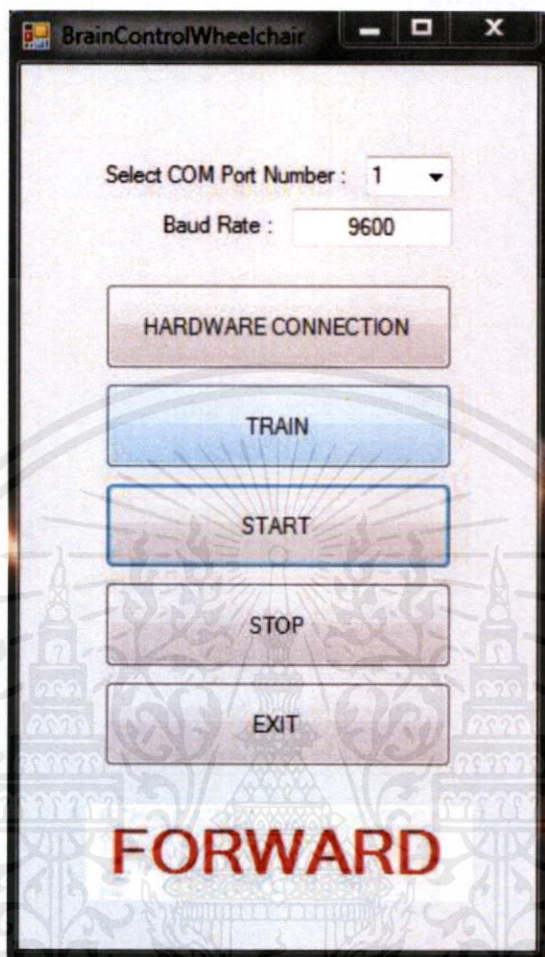
รูปที่ 4.10 แสดงว่าทำการสอน Neural Network และบันทึกไฟล์ค่าน้ำหนักเสร็จสิ้น

4.6 การทดลองการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการ

เมื่อผู้ใช้งานต้องการสั่งการการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการ ผู้ใช้งานสามารถกดปุ่ม “START” ที่หน้าต่าง BrainControlWheelchair จากนั้นโปรแกรมจะทำประมวลผล และแสดงผลพร้อมทำการส่งคำสั่งเพื่อทำการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของงานวิจัยและข้อมูลที่ได้มานำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 ตัวอย่างการแสดงผลความคิดการสั่งการของผู้ใช้งาน

ในการทดลองได้มีการบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองใน 2 สถานการณ์ โดยสถานการณ์ที่ 1 นั้นจะเป็นการบันทึกข้อมูลค่าสัญญาณคลื่นสมองในพื้นที่ที่ไม่ได้จำกัดการเคลื่อนไหว หรือ พื้นที่เปิดโล่งไม่มีสิ่งกีดขวาง ส่วนสถานการณ์ที่ 2 จะเป็นการบันทึกข้อมูลค่าสัญญาณคลื่นสมองในพื้นที่ที่จำกัดการเคลื่อนไหว หรือ มีสิ่งกีดขวางอยู่ ผลการทดลองที่ทดสอบการคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปทางซ้าย ทางขวา เดินหน้า หรือ หยุด แต่ละการคิดสั่งการทั้งหมด 10 ครั้ง เป็นดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.12 ตัวอย่างสถานการณ์ที่ 1



รูปที่ 4.13 ตัวอย่างสถานการณ์ที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองครั้งที่ 1 สถานการณ์ที่ 1

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	5	50 %
RIGHT	10	4	40 %
FORWARD	10	4	40 %
STOP	10	4	40 %

ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองครั้งที่ 2 สถานการณ์ที่ 1

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	4	40 %
RIGHT	10	3	30 %
FORWARD	10	5	50 %
STOP	10	3	30 %

ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองครั้งที่ 3 สถานการณ์ที่ 1

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	4	40 %
RIGHT	10	5	50 %
FORWARD	10	5	50 %
STOP	10	5	50 %

ตารางที่ 4.5 ผลการทดลองครั้งที่ 4 สถานการณ์ที่ 1

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	3	30 %
RIGHT	10	4	40 %
FORWARD	10	5	50 %
STOP	10	4	40 %

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.6 ผลการทดลองครั้งที่ 5 สถานการณ์ที่ 1

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	5	50 %
RIGHT	10	5	50 %
FORWARD	10	4	40 %
STOP	10	4	40 %

ตารางที่ 4.7 ผลการทดลองครั้งที่ 1 สถานการณ์ที่ 2

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	4	40 %
RIGHT	10	5	50 %
FORWARD	10	6	60 %
STOP	10	6	60 %

ตารางที่ 4.8 ผลการทดลองครั้งที่ 2 สถานการณ์ที่ 2

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	4	40 %
RIGHT	10	5	50 %
FORWARD	10	5	50 %
STOP	10	4	50 %

ตารางที่ 4.9 ผลการทดลองครั้งที่ 3 สถานการณ์ที่ 2

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	5	50 %
RIGHT	10	5	50 %
FORWARD	10	6	60 %
STOP	10	6	60 %

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.10 ผลการทดลองครั้งที่ 4 สถานการณ์ที่ 2

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	4	40 %
RIGHT	10	5	50 %
FORWARD	10	4	40 %
STOP	10	5	50 %

ตารางที่ 4.11 ผลการทดลองครั้งที่ 5 สถานการณ์ที่ 2

Action	Number of test	Result	%
LEFT	10	6	60 %
RIGHT	10	4	40 %
FORWARD	10	6	60 %
STOP	10	5	50 %

จากการทดลองพบว่าสถานการณ์ที่ 2 มีแนวโน้มการให้ความถูกต้องในการทำนายความคิดในการสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ได้ดีกว่าในสถานการณ์ที่ 1 อันเป็นผลมาจากสภาพแวดล้อมที่เป็นสิ่งกระตุ้นอาจจะทำให้ค่าสัญญาณคลื่นสมองที่บันทึกได้จากสถานการณ์ที่ 2 นั้นชัดเจนกว่าในการกระทำแต่ละอย่าง เป็นผลให้การทดลองในสถานการณ์ที่ 2 ได้ผลการทำนายความคิดในการสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ได้ดีกว่าในแต่ละการกระทำของผลการทำนายความคิดในการสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ในสถานการณ์ที่ 1 นั่นเอง

ตารางที่ 4.12 สรุปผลการทดลอง

	การทดลอง 5 ครั้ง สถานการณ์ที่ 1	การทดลอง 5 ครั้ง สถานการณ์ที่ 2
LEFT	42 %	46 %
RIGHT	42 %	48 %
FORWARD	46 %	54 %
STOP	40 %	52 %
การเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการ	ถูกต้อง	ถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทางสน ออกพิมพ์มีให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 การทดลองการควบคุมการเคลื่อนที่ของรถเข็นคนพิการ

4.7 การทดลองหาอัตราเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ

ในการทดลองในส่วนของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการจะแบ่งออกเป็นสองส่วนคือ

4.7.1 การทดลองหาอัตราเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ

การทดลองหาความเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการจะทำการหาอัตราเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าในขณะที่ไม่มีน้ำหนัก และมีน้ำหนักที่แตกต่างในแต่ละช่วงน้ำหนัก โดยจะทำการจับเวลา และวัด ระยะทางที่รถเข็นไฟฟ้าคนพิการสามารถวิ่งได้ (5 m) โดยที่รถเข็นไฟฟ้าคนพิการจะทำการบรรทุกน้ำหนักในแต่ละช่วงแตกต่างกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.13 ตารางการทดลองอัตราเร็วเฉลี่ยของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ

Load (kg)	อัตราเร็วเฉลี่ยในแต่ละครั้ง (m/s)					อัตราเร็ว เฉลี่ย (m/s)	อัตราเร็ว เฉลี่ย (km/h)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5		
ไม่มีโหลด	0.6157	0.6281	0.6468	0.6649	0.6545	0.6420	2.3112
40	0.5020	0.4945	0.5258	0.5149	0.5091	0.5093	1.8334
50	0.4604	0.4664	0.4583	0.4690	0.4617	0.4632	1.6674
60	0.4306	0.4417	0.4378	0.4255	0.4337	0.4339	1.5619
70	0.3928	0.3990	0.3968	0.4048	0.3968	0.3980	1.4329

4.7.2 การทดลองหาอัตราเร็วสูงสุดของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ

การทดลองหาความเร็วสูงสุดของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการจะทำการหาอัตราเร็วสูงสุดของรถเข็นไฟฟ้าในขณะที่ไม่มีน้ำหนัก และมีน้ำหนักที่แตกต่างในแต่ละช่วงน้ำหนักเหมือนกับการทดลองที่ 4.7.1 โดยจะทำการจับเวลา และวัด ระยะทางที่รถเข็นสามารถวิ่งไปได้ โดยที่จะเริ่มวัดในช่วงที่รถเข็นไฟฟ้าคนพิการวิ่งด้วยความเร็วคงที่แล้ว ซึ่งรถเข็นจะทำการบรรทุกน้ำหนักในแต่ละช่วงแตกต่างกัน

ตารางที่ 4.14 การทดลองหาอัตราเร็วสูงสุดของรถเข็นไฟฟ้าคนพิการ

Load (kg)	อัตราเร็วสูงสุดในแต่ละครั้ง (m/s)					อัตราเร็ว สูงสุด (m/s)	อัตราเร็ว สูงสุด (km/h)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5		
ไม่มีโหลด	1.0380	0.9967	0.9615	1.0169	1.0274	1.0621	3.8236
40	0.8427	0.8086	0.7874	0.7813	0.7979	0.8036	2.8930
50	0.7109	0.6881	0.7281	0.6696	0.6920	0.6977	2.5119
60	0.6303	0.6312	0.6298	0.6335	0.6342	0.6318	2.2745
70	0.5357	0.5425	0.5254	0.5535	0.5226	0.5359	1.9292

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่าเมื่อน้ำหนักมากขึ้นความเร็วของรถเซ็นไฟฟ้าคนพิการจะลดลงและในการทดลองนี้ได้มีการใช้ PWM เข้ามาใช้ในการทำให้ความเร็วรอบของมอเตอร์ลดลงด้วย เนื่องจากในการควบคุมรถเซ็นคนพิการไม่ได้ต้องการความเร็วที่สูงมากนัก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุป

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองจะใช้อุปกรณ์ Emotiv EEG Neuroheadset ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณคลื่นสมองจากจุดต่างๆบนศีรษะของผู้สั่งการทั้งหมด 14 จุด บน 5 ส่วนจากการแบ่งแบบ ระบบ 10-20 system และมีการส่งข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองโดยผ่านเทคโนโลยีแบบไร้สายไปยังคอมพิวเตอร์ การควบคุมรถเข็นคนพิการเป็นการใช้ความรู้ทางด้านโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อเรียนรู้รูปแบบของคลื่นสมองผู้ใช้งานว่าคลื่นสมองรูปแบบนี้ผู้ใช้งานกำลังคิดสั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด เมื่อโครงข่ายประสาทเทียมมีการเรียนรู้รูปแบบของสัญญาณคลื่นสมองแล้วก็จะสามารถทำการวิเคราะห์ความคิดสั่งการของผู้ใช้ได้

การควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองนั้น ได้ใช้หน่วยประมวลผลเป็นคอมพิวเตอร์พกพา และสร้างรถเข็นไฟฟ้าคนพิการขึ้นมา โดยที่ระบบจะสามารถทำงาน คือ สามารถเรียนรู้แบบสัญญาณคลื่นสมองของผู้ใช้งานได้ สามารถแยกแยะคลื่นสัญญาณคลื่นสมองของผู้ใช้งานได้ และสามารถควบคุมรถเข็นคนพิการด้วยคลื่นสมองได้ โดยก่อนเริ่มต้นการใช้งาน ผู้ใช้งานจะต้องทำการบันทึกค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นสมองก่อน และทำการสอน Neural Network ให้เรียนรู้รูปแบบของคลื่นสมองก่อน หลังจากนั้นจึงจะทำการทำนายความคิดของผู้ใช้งานได้ ในส่วนประสิทธิภาพของการควบคุมรถเข็นคนพิการนั้น จากการทดลองนั้นความถูกต้องในการทำนายความคิดของผู้ใช้งานที่สั่งการให้รถเข็นคนพิการเคลื่อนที่อยู่ 50% ส่วนรถเข็นไฟฟ้าคนพิการสามารถรับน้ำหนักได้ไม่เกิน 80 กิโลกรัม เนื่องจากโครงรถเข็นคนพิการเดิมที่นำมาใช้สามารถรับน้ำหนักสูงสุดได้ 100 กิโลกรัม เมื่อนำมาดัดแปลงโดยการเพิ่มแบตเตอรี่และมอเตอร์น้ำหนักรวมประมาณ 20 กิโลกรัมเข้าไปทำให้รับน้ำหนักของผู้ใช้งานได้น้อยลง ได้มีการทดลองกับผู้ใช้งานที่มีน้ำหนักประมาณ 80 กิโลกรัม เมื่อทำการเคลื่อนที่รถเข็นไฟฟ้าคนพิการไปในทิศทางตรงสามารถวิ่งได้ แต่เมื่อทำการเลี้ยวซ้ายหรือเลี้ยวขวาแล้วนั้นจะเกิดแรงเหวี่ยงทำให้โครงรถเข็นคนพิการบิดเล็กน้อยเป็นผลให้โซ่ไม่ตึงหรือโซ่หลุด ไม่สามารถเคลื่อนที่ได้และรถเข็นไฟฟ้าคนพิการสามารถเคลื่อนที่ได้ด้วยความเร็วประมาณ 2-4 กิโลเมตร/ชั่วโมง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 ปัญหาอุปสรรคและแนวทางการแก้ไข

- 1) ความแม่นยำในการทำนายความคิดของผู้ใช้งานเพื่อสั่งการการเคลื่อนที่ของรถเซ็นคนพิการ ประสิทธิภาพยังไม่ดีเท่าที่ควร เนื่องจากข้อมูลที่บันทึกค่าสัญญาณคลื่นสมองที่ใช้ในการเทรน มีค่าที่ใกล้เคียงกัน
- 2) อุปกรณ์ที่ใช้ในทดลอง Emotiv EEG NeuroHeadset ที่ sensor ของอุปกรณ์ก่อนการใ้ใช้งานต้องหยดน้ำเกลือทุกครั้ง ทำให้ไม่สะดวกเวลาใช้งานบ่อย ๆ
- 3) การหยดของเหลวที่ sensor ของอุปกรณ์ Emotiv EEG NeuroHeadset ต้องหยดให้ sensor เปียกหรือชุ่มน้ำ เพราะ ถ้าไม่เป็นเช่นนั้นคุณภาพสัญญาณอาจจะต่ำลง
- 4) การสวมใส่อุปกรณ์ Emotiv EEG NeuroHeadset จะต้องมีการจัดอุปกรณ์ เพื่อให้ sensor ทุกจุดแนบกับศีรษะ เพื่อคุณภาพสัญญาณที่ดี
- 5) เนื่องจากโครงรถเซ็นคนพิการเดิมนั้นรับน้ำหนักได้ไม่มากเมื่อนำมาดัดแปลงจำเป็นต้องรับน้ำหนักของแบตเตอรี่ มอเตอร์ รวมถึงอุปกรณ์อื่นๆเพิ่ม แต่มีแนวทางในการแก้ไขคือ ต้องทำการออกแบบเพื่อเสริมโครงสร้างรถเซ็นให้แข็งแรงมากยิ่งขึ้น
- 6) โซ่ที่ยึดระหว่างเฟืองล้อและเฟืองมอเตอร์ ถ้าถูกใช้เป็นเวลานานโซ่อาจจะหย่อนจึงควรมีที่ตรึงโซ่เพิ่มขึ้นมาเพื่อบังคับให้โซ่ตึงไม่ให้เกิดการหย่อนได้
- 7) บอร์ดไดรฟ์มอเตอร์หากใช้ไปเป็นเวลานานอาจเกิดความร้อนขึ้น ซึ่งมีแนวทางในการแก้ไขคือ เพิ่มฮีตซิงค์หรือติดพัดลมดูดเพิ่ม
- 8) ตำแหน่งในการวางแบตเตอรี่ เนื่องจากวางแบตเตอรี่ไว้ทางด้านหน้าของรถทำให้ตอนออกตัวรถเซ็นจะต้องมีการปรับศูนย์ล้อก่อน ซึ่งมีแนวทางในการแก้ไขคืออาจหาตำแหน่งที่วางแบตเตอรี่ใหม่อาจเป็นด้านท้ายของรถเซ็น แต่ต้องคำนึงน้ำหนักที่ถ่วงด้วยเพราะอาจ ทำให้รถเซ็นพลิกไปด้านหลัง

5.3 แนวทางในการพัฒนาต่อ

- 1) การนำไปใช้งานจริง การประมวลผลที่ใช้คอมพิวเตอร์นั้นอาจจะไม่เหมาะสม ในการพัฒนาสามารถนำแนวคิดไปประยุกต์ใช้ เพื่อทำงานบนหน่วยประมวลผลที่มีขนาดเล็กลง
- 2) รถเซ็นคนพิการให้มีการติดตั้งเซอร์อื่น ๆ เพิ่ม เช่น เซ็นเซอร์ตรวจจับวัตถุหรือคนที่อยู่ทางด้านหน้า เป็นต้น
- 3) รถเซ็นคนพิการไฟฟ้าให้มีการปรับปรุงให้สามารถเลี้ยวหรือออกตัวได้นุ่มนวลมากยิ่งขึ้น ไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- [1] นายอนุพันธุ์ ภารศิลป์ “การวิเคราะห์และจำแนกสัญญาณคลื่นสมองจากวิธีการสกัดตัวอักษรแบบ P300” สารนิพนธ์ สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ ภาควิชาเทคโนโลยีสารสนเทศบัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ. 2549.
- [2] นศพัชฌัน ชินปัญชนะ “การแปลความหมายภาพด้วยวิธีการวัดความคล้ายกันของกราฟแบบจับคู่” รายงานผลการวิจัยมหาวิทยาลัยธุรกิจบัณฑิต. 2554
- [3] Emotive. “Emotiv Neuroheadset.” [Online], Available : <http://www.emotiv.com/>
- [4] William O. Tatum, Aatif M. Husain, Selim R. Benbadis, Peter W. Kaplan. Handbook EEG Interpretation. Demos Medical Publishing, Inc2008.
- [5] “Artificial Neural Network โครงข่ายประสาทเทียม” [Online]. Available : <http://alaska.reru.ac.th/text/NN.pdf>.
- [6] ธศ. ชีรวัดน์ ประกอบผล. คู่มือการพัฒนาแอปพลิเคชันด้วย Visual C# 2010 กรุงเทพมหานคร : บริษัท รีโวว่า จำกัด
- [7] “Emotiv EEG NeuralHeadset.” [Online]. Available : <http://emotiv.com/store/hardware/epoc-bci-eeeg/developer-neuroheadset/>
- [8] “Emotiv EEG NeuralHeadset Manual” [Online]. Available : <http://emotiv.com/developer/SDK/UserManual.pdf>
- [9] “Emotiv EEG NeuralHeadset TestBench” [Online]. Available : <http://respond-r.cse.tamu.edu/wp-content/uploads/2012/08/Emotiv-EPOC.pdf>
- [10] “คลื่นสมองและประโยชน์” [Online]. Available : <http://www.magicboxaudio.com/brainwave-benefit/>
- [11] “ข่าวโรคหลอดเลือดสมอง” [Online]. Available : http://www.komchadluek.net/detail/20101119/79860/รู้เท่าทัน...โรคหลอดเลือดสมอง.html#.UwzEDIZ_srU
- [12] ธนาวุฒิ ประกอบผล. “โครงข่ายประสาทเทียม” วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิมพระเกียรติ, ปีที่ 12, ฉบับที่ 24, มกราคม - มิถุนายน 2552 .
- [13] ebikethaikit.แรงบิดมอเตอร์ไฟฟ้า. [Online]. Available : <http://www.ebikethaikit.com/page/เรียนรู้สร้างจักรยานไฟฟ้า-980.html>

- [14] arduitrronics.มอเตอร์ DC H-bridge. [Online]. Available :
<http://www.arduitronics.com/article/arduino-and-motor-control-part-1>
- [15] arduitrronics.มอเตอร์ DC PWM. [Online]. Available :
<http://www.arduitronics.com/article/arduino-and-motor-control-part-2>
- [16] adisak51.มอเตอร์กระแสตรง [Online]. Available :
<http://www.adisak51.com/page21.html>
- [17] Arduino. Arduino Uno. [Online]. Available :
<http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- [18] Arduino IDE. Arduino. [Online]. Available : <http://arduino.cc/>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้