การควบคุมด้วยคลื่นสมอง
BRAIN WAVE CONTROL

ธนพล พันธ์โกศล
THANAPON PUNKOSOL
ภคกุล วิไลประสิทธิ์พร
PAKAKUL WILAIPRASITPOND
ภิวัตน์ ตั้งธรรมเจริญ
PIWAT TANGTAMCHAROEN

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2559

การควบคุมด้วยคลื่นสมอง

BRAIN WAVE CONTROL

โดย

นายธนพล พันธ์โกศล รหัส 56010528

นางสาวภคกุล วิไลประสิทธิ์พร รหัส 56010899

นายภิวัตน์ ตั้งธรรมเจริญ รหัส 56010943

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร. ยุทธนา คิดใจเดียว

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ .ศ . 2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2559

ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การควบคุมด้วยคลื่นสมอง

BRAIN WAVE CONTROL

ผู้จัดทำ	นายธนพล	พันธ์โกศล	รหัส 56010528
	นางสาวภคกุล	วิไลประสิทธิ์พร	รหัส 56010899
	นายภิวัตน์	ตั้งธรรมเจริญ	รหัส 56010943

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(ผศ.ดร. ยุทธนา คิดใจเดียว)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การควบคุมด้วยคลื่นสมอง		
นักศึกษา	นายธนพล	พันธ์โกศล	รหัสประจำตัว 56010528
	นางสาวภคกุล	วีไลประสิทธิ์พร	รหัสประจำตัว 56010899
	นายภิวัตน์	ตั้งธรรมเจริญ	รหัสประจำตัว 56011943
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต		
ภาควิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์		
ปีการศึกษา	2559		
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร. ยุทธนา คิดใจเดียว		

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการควบคุมด้วยคลื่นสมอง ในส่วนแรกจะมีการสร้างอุปกรณ์ตรวจจับคลื่นสมองแบบหลายช่องรับสัญญาณขาเข้า โดยจะศึกษาการใช้งานของ AD8232 Module EEG/Signal เพื่อนำมาใช้วัดคลื่นสมองโดยทำงานร่วมกับบอร์ดไมโครคอนโทลเลอร์ (Arduino) ซึ่งเป็นตัวรับและตัวส่งข้อมูลคลื่นสมองโดยจะส่งผ่านบลูทูธ เข้าโปรแกรม MATLAB เพื่อมาทำการวิเคราะห์ ตาม Algorithm ที่ได้มีการออกแบบไว้ โดยจะหาค่าความแตกต่างของคลื่นสมองในแต่ละกิจกรรมที่ทำ แล้วนำไปประมวลผล สุดท้ายนำค่าที่ได้ไปแสดงผลโดยการควบคุมลูกบอล (Sphero) ให้เคลื่อนไหวตามที่ต้องการ และสามารถที่จะพัฒนาให้ผู้พิการทางด้านร่างกายมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นโดยการสั่งงานด้วยคลื่นสมอง นอกจากนี้ในส่วนของการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้จากการวัดคลื่นสมอง ต้องศึกษาเกี่ยวกับการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography;EEG) หรือรูปร่างต่างๆของคลื่นสมอง เพราะในแต่ละย่านความถี่ รูปร่างก็จะมีค่าแตกต่างกันไปอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Brain Wave Control		
Student	Mr. Thanapon	Punkosol	Student ID 56010528
	Mrs. Pakakul	Wilaiprasitporn	Student ID 56010899
	Mr. Piwat	Tangtamcharoen	Student ID 56010943
Degree	Bachelor of Engineering		
Department	Electronics Engineering		
Year	2016		
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Yutthana Kitjaidure		

Abstract

This project studies about brain wave control. In the first part, the contribution of the brainwave detector with multi-channel input to study how to use the AD8232 Module EEG/Signal together with the board microcontroller (Arduino), the receiver and brain wave transmitter, in order to measure the brain wave. Then, the data are sent through Bluetooth to MATLAB program to compute and analyze the difference in brain wave of activities by the Algorithm. Furthermore the results will be demonstrated by the designed device. Finally, this values are used to control the ball (Sphero) to move as desired. In addition this project can raise quality of life for the physically challenged by the use of brain waves. Finally, the analysis of the signal by means of the brain waves needs to study the Electroencephalography(EEG), or the various of the brain waves because each frequency of the brain wave gives the different values.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาของอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว ที่คอยให้คำปรึกษาในทุกๆเรื่อง และช่วยแก้ไขปัญหาต่างๆ รวมถึงเอื้อเฟื้ออุปกรณ์ที่จำเป็นต้องใช้ในการทำและตลอดจนเอื้อเฟื้อสถานที่ จนปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เสร็จสมบรูณ์ขอขอบพระคุณคุณพ่อคุณแม่ที่คอยช่วยเหลือในเรื่องค่าใช้จ่าย และให้กำลังใจในการศึกษาเล่าเรียน ขอขอบคุณพี่ๆที่คอยช่วยเหลือและให้คำปรึกษาในทุกปัญหา เพื่อนในห้องที่คอยอยู่ช่วยกันทำงาน และทุกคนที่มีส่วนร่วมกับปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ครับ

ขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนำ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ศึกษาในหัวข้อเรื่อง Brain wave control โดยเป็นการนำคลื่นสมองมาคอนโทรลอุปกรณ์ต่างๆโดยการใช้ AD8232 ในการนำคลื่นสมองออกมาโดยผ่าน Buletooth และ Auduino แสดงอยู่ในรูปสัญญาน LowDelta , MidDelta ,HighDelta , LowTheta , MidTheta, HighTheta , LowAlpha , MidAlpha , HighAlpha , LowBeta , MidBeta และ HighBeta โดยใช้โปรแกรม Mathlab ในการวิเคราะห์ความแตกต่างของสัญญาณเพื่อนำมาคอนโทรลอุปกรณ์ต่างๆ โดยมีจุดประสงค์เพื่อใช้ประกอบการศึกษาการคอนโทรลอุปกรณ์ต่างๆในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทคัดย่อ I
Abstract 2
กิตติกรรมประกาศ III
สารบัญ V
สารตาราง VII
สารบัญภาพ VIII
บทที่ 1 บทนำ 1
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงงาน 1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน 1
1.3 ขอบเขตของโครงงาน 1
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน 2
1.5 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ 2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง 3
2.1 Electroencephalography 3
2.2 AD8232 5
2.3 Bluetooth 5
2.3 Arduino 7
2.4 Sphero 10
2.5 การคำนวณวิเคราะห์สัญญาณคลื่น 11
บทที่ 3 การออกแบบเครื่องวัดคลื่นสมองและหลักการทำงาน 19
3.1 Block Diagram 19
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบ 20
3.3 ขั้นตอนในรับข้อมูลคลื่นจาก AD8232 21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง.....23
4.1 ตรวจวัดสัญญาณ Electroencephalography;EEG.....23
4.2 Feature Extraction.....25
4.3 Principal Component Analysis 27
4.4 Expectation Maximation for Gaussian Mixture Model 27
4.5 Radial basis function 28
บทที่ 5 วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง 33
5.1 สรุปผลการทดลอง.....33
5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการทำงาน 33
5.3 แนวทางการแก้ไข 33
เอกสารอ้างอิง 34
ภาคผนวก.....35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

2.1 ช่วงความถี่ และการกระทำในแต่ละช่วงของคลื่นชนิดต่างๆ 4

2.2 ช่วงความถี่ และความต่างศักย์ไฟฟ้าของคลื่นชนิดต่างๆ 5

2.3 สูตรความแปรปรวนและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสำหรับประชากร 13

2.4 สูตรความแปรปรวนและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสำหรับตัวอย่าง 13

3.1 การต่อ AD8232 กับ Arduino 22

3.2 การต่อ Arduino กับ Bluetooth HC-05 22

4.1 ย่านความถี่ของข้อมูล 26

4.2 ผลการทดลองการทดสอบประสิทธิภาพของการสั่งงานด้วย Mindflex 32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

2.1 รูปร่างของคลื่นชนิดต่างๆ 4
2.2 รูปร่างของ AD8232 5
2.3 วงจรภายในของ AD8232 5
2.4 Bluetooth 6
2.5 บอร์ด Arduino 7
2.6 บอร์ด Arduino ต่อกับ XBee Shield 7
2.7 การเขียนโปรแกรมบน Arduino 8
2.8 บอร์ด Arduino UNO R3 9
2.9 โครงสร้างภายในของ Sphero 10
2.10 การเชื่อมต่อ Sphero กับ Smartphone 10
2.11 การหาค่าปริพันธ์ด้วยสี่เหลี่ยมคางหมู 13
2.12 การพาพื้นที่ใต้กราฟโดยวิธี Trapezoidal 14
2.13 การแจกแจงแบบเกาส์เซียน 14
2.14 โครงสร้างการคำนวณของ Neuron 17
2.15 สมการของ Tan Sigmoid Function 17
3.1 Block Diagram 19
3.2 Cable Electrode Sensor 20
3.3 บอร์ด AD8232 20
3.4 บอร์ด Arduino UNO 20
3.5 บอร์ด Bluetooth HC-05 20
3.6 การต่อ AD8232 กับ Arduino 21
3.7 การต่อ Arduino กับ Bluetooth HC-05 21
3.8 โค้ดที่ใช้ในการรับข้อมูล 22
3.9 ข้อมูลและกราฟที่รับมาใน 5 วินาที 22
4.1 raw data EEG ขณะกระพริบตา 24
4.2 raw data EEG ขณะกลอกตาล่าง 24
4.3 raw data EEG ขณะกลอกตาขวา 24

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 raw data EEG ขณะทำสมาธิ 24
4.5 สัญญาณ EEG ขณะกระพริบตาและกลอกตาล่างใน Frequency Domain 25
4.6 สัญญาณ EEG ขณะกลอกตาขวาและทำสมาธิใน Frequency Domain.....26
4.7 ข้อมูลที่โปรเจคลงบน Eigen basis 27
4.8 Clustering from EM.....28
4.9 Radial basis function.....28
4.10 Toolbox Neural Network 29
4.11 Neural Pattern Recognition 29
4.12 Select Data 30
4.13 Validation and test data 30
4.14 Network Architecture.....30
4.15 Train Network.....31
4.16 Evaluate Network.....31
4.17 Deploy Solution.....31

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงงาน

ในปัจจุบัน คลื่นสมอง หรือ Electroencephalography ได้ถูกนำมาเพื่อใช้ควบคุม หรือสั่งงานอุปกรณ์ต่างๆ สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานกับเทคโนโลยีได้อย่างหลากหลาย โดยเฉพาะด้านการแพทย์ ซึ่งนำมาใช้กับผู้พิการทางร่างกายให้สามารถที่จะสื่อสารกับผู้อื่นได้

คลื่นสมอง คือ การขึ้นลงอย่างเป็นจังหวะของแรงดันไฟฟ้าอย่างหนึ่ง ระหว่าง ส่ วน ต่ าง ๆ ของสมอง เป็นผลให้เกิดการไกลของกระแสไฟฟ้าขึ้น ซึ่งสภาวะของคลื่นสมอง หรือก็คือ กิจกรรมทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในช่วงความถี่หนึ่งๆ มีอยู่ 4 สภาวะด้วยกัน ได้แก่ คลื่นสมอง ระดับเบต้า (Beta), อัลฟา (Alpha), ธีต้า (Theta), และ เดลต้า (Delta)

ในการรับค่า และบันทึกค่าของคลื่นสมองนี้ จำเป็นที่จะต้องมีอุปกรณ์วัดคลื่นสมอง กลุ่มของข้าพเจ้า จึงได้ศึกษา และจัดทำอุปกรณ์ที่ใช้วัดคลื่นสมองขึ้น โดยมีราคาที่ถูกกว่า และมีประสิทธิภาพสามารถใช้งานได้จริง สุดท้ายนำข้อมูลที่บันทึกได้ไปผ่าน Algorithm แล้วนำไปสั่งงานและควบคุม Sphero ตามที่ได้ออกแบบไว้

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อสร้างอุปกรณ์วัดคลื่นสมองที่มีราคาถูก และมีประสิทธิภาพ

1.2.2 เพื่อศึกษาการทำงาน และชนิดของคลื่นสมอง

1.2.3 เพื่อศึกษาหลักการทำงานของอุปกรณ์วัดคลื่นสมอง

1.2.4 เพื่อศึกษาการใช้งานส่งข้อมูลด้วยบอร์ดไมโครคอนโทลเลอร์ (Arduino)

1.2.5 เพื่อศึกษากระบวนการวิเคราะห์คลื่นสมองที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่จัดทำ และนำสัญญาณดังกล่าวมาประยุกต์ใช้

1.2.7 เพื่อศึกษาการควบคุม Sphero ด้วย Matlab

1.2.8 เพื่อใช้คลื่นสมองมาควบคุมการทำงานของ Sphero

1.2.9 เพื่อเรียนรู้และเข้าใจถึงปัญหาที่พบจากการทำชิ้นงานจริง ตลอดจนการหาวิธีการแก้ไขและการป้องกันปัญหานั้นๆ

1.3 ขอบเขตของโครงงาน

ศึกษาการทำงานของบอร์ด AD8232 ซึ่งใช้ในการตรวจจับสัญญาณ EEG แล้วส่งข้อมูลไปยังบอร์ดไมโครคอนโทลเลอร์ (Arduino) นำคลื่นสมองที่ได้มาเข้าโปรแกรม MATLAB ผ่าน Algorithm เพื่อแยกคลื่นสมองเป็นช่วงความถี่ต่างๆ แล้วนำมาใช้ควบคุม Sphero ตามคำสั่งที่ได้เขียนไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1.4.1 ศึกษาข้อมูลของคลื่นสมอง หรือ Electroencephalography
1.4.2 ศึกษาวงจรที่ใช้ในการวัดคลื่นสมอง
1.4.3 ศึกษาการใช้งานบอร์ดไมโครคอนโทลเลอร์ (Arduino)
1.4.4 ศึกษาการใช้งานโปรแกรม MATLAB
1.4.5 ทดลองต่อ บอร์ด AD8232 เข้ากับ บอร์ดไมโครคอนโทลเลอร์ (Arduino) และส่งผ่านเข้าคอมพิวเตอร์ผ่าน Bluetooth
1.4.6 สังเกตค่าของคลื่นสมองที่ได้ กับทฤษฎีว่ามีลักษณะคล้ายกันหรือไม่
1.4.7 ศึกษาคลื่นที่ได้จากการคิดแบบต่างๆ เพื่อนำมาวิเคราะห์ คำนวณ หาความแตกต่างของคลื่นในกิจกรรมแต่ละกิจกรรม เพื่อนำไปควบคุม Sphero ได้ตามต้องการ
1.4.8 ศึกษาการสั่งงาน Sphero ด้วยโปรแกรม Matlab

1.5 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 สร้างอุปกรณ์การวัดคลื่นสมองที่มีประสิทธิภาพสามารถใช้งานได้จริง
1.5.2 ได้รับความรู้เรื่องคลื่นสมองแบบต่างๆ
1.5.3 ได้รับความรู้เรื่องวงจรการวัดคลื่นในรูปแบบต่างๆ
1.5.4 มีทักษะในการใช้งาน บอร์ดไมโครคอนโทลเลอร์ (Arduino) และโปรแกรม MATLAB เพิ่มมากขึ้น
1.5.5 มีทักษะในการเขียนโปรแกรมเพิ่มมากขึ้น
1.5.6 ได้ศึกษาการเขียน Algorithm ในการแยกวิเคราะห์สัญญาณคลื่นสมอง
1.5.7 สามารถที่จะนำความรู้ที่ได้ไปประยุกต์ใช้งานต่อเพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุด
1.5.8 มีทักษะในการทำงานร่วมกับผู้อื่นมากขึ้น
1.5.9 ฝึกฝนการเรียนรู้ด้วยตัวเอง
1.5.10 มีความรู้ในการควบคุม Sphero ด้วยโปรแกรม Matlab

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีเกี่ยวข้อง

2.1 Electroencephalography

การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalo graphy หรือ EEG) เป็นการบันทึกสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งเกิดจากผลรวมของกระแสไฟฟ้าของกลุ่มเซลล์ในสมอง ทั้งนี้โดยปกติสมองคนมีเซลล์ประสาทชนิดหนึ่งที่เรียกว่า นิวรอน (Neuron) จำนวนมากมายเป็นพันล้านเซลล์ เซลล์เหล่านี้สามารถติดต่อถึงกันได้ โดยการขนส่งอนุภาคไฟฟ้าผ่านเยื่อเซลล์ เมื่อเซลล์ประสาทส่วนหนึ่งได้รับการกระตุ้นโดยสารเคมีที่เรียกว่า สารสื่อประสาท (Neurotransmitter) จะปล่อยอนุภาคที่มีประจุไฟฟ้าให้เดินไปตามเนื้อเยื่อที่เรียกว่า ใยประสาท (Nerve fiber) ที่เชื่อมระหว่างเซลล์ประสาท โดยกระแสไฟฟ้าปริมาณน้อยๆที่เกิดขึ้นนี้ จะไปกระตุ้นเซลล์ประสาทให้ปล่อยประจุไฟฟ้าต่อไปเป็นทอดๆ ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่า คลื่นสมอง หรือ คลื่นไฟฟ้าสมอง (Brain wave) คลื่นสมอง จะมีลักษณะเคลื่อนไหวขึ้นและลง เหมือนคลื่นทั่วไป โดยใช้หน่วยการวัดเป็นรอบต่อนาที เมื่ออยู่ในภาวะปกติ คลื่นไฟฟ้าสมองก็เป็นปกติ แต่เมื่อเกิดความผิดปกติของสมอง ความผิดปกตินั้นก็สามารถตรวจได้จากการตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง สามารถที่จะแบ่งชนิดของคลื่นสมองตามความถี่ ได้เป็น 4 ชนิด คือ

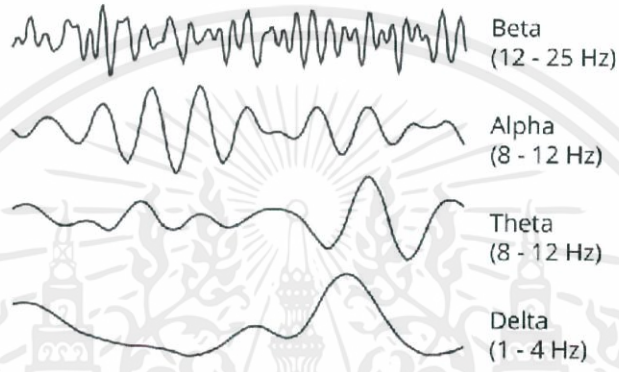
1. **คลื่นเบต้า (Beta brainwave)** มีความถี่ประมาณ 14-21 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นช่วงคลื่นสมองที่เร็วที่สุด เกิดขึ้นใน ขณะที่สมองอยู่ใน ภาวะของการทำงาน และ ควบคุมจิตใต้สำนึก (Conscious Mind) ในขณะตื่นและรู้ตัว เช่น การนั่ง ยืน เดิน ทำงาน หรือกิจกรรมต่างๆ ในกรณีที่จิตมีความคิดมากมายหลายอย่างจาก ภารกิจประจำวัน วุ่นวายใจ สับสน หรือฟุ้งซ่าน และสั่งการสมองอย่างไม่เป็นระเบียบ ความถี่ของคลื่นช่วงนี้อาจสูงขึ้นได้ถึง 40 Hz โดยเฉพาะคนในที่มีความเครียดมาก อยู่ในภาวะเร่งรีบบีบคั้น ตื่นเต้นตกใจ อารมณ์ไม่ดี โกรธหรือดีใจมาก ๆ สมองจะมีการทำงานในช่วงคลื่นเบต้ามากเกินไป ในขณะที่หากไม่มีคลื่นเบต้าเกิดขึ้นเลย มนุษย์จะไม่สามารถเรียนรู้ หรือทำหน้าที่ได้สมบูรณ์ ในโลกภายนอก

2. **คลื่นอัลฟ่า (Alpha brainwave)** มีความถี่ประมาณ 7-14 รอบต่อวินาที (Hz) ความถี่ของคลื่นที่ต่ำลงมานี้ ก็คือ เป็นคลื่นสมองที่ปรากฏบ่อย ในเด็กที่มีความสุข และในผู้ใหญ่ที่มีการฝึกฝนตนเองให้สงบนิ่งมากขึ้น อาจหมายถึง สภาวะที่จิตสมดุล อยู่ใน สภาวะสบายๆ มีการช้าลงด้วย การใคร่ครวญ ไม่ด่วนตอบสนองต่อสิ่งเร้าด้วย อารมณ์อันรวดเร็ว เวลาที่ความถี่น้อยลง หมายถึงว่า เราจะคิดช้าลง เป็นจังหวะ เป็นท่วงทำนอง คมชัด ให้เวลาแก่จิตในการไตร่ตรองและมีความคิดเป็นระบบขึ้น สภาวะที่สมองทำงาน อยู่ในคลื่นอัลฟ่ายังพบอยู่ใน หลายๆ รูปแบบ เช่น ขณะที่กล้ามเนื้อ หรือร่างกายผ่อนคลาย ช่วงเวลาที่ง่วงนอน ก่อนหลับหรือหลับใหม่ๆ เวลาทำอะไรเพลินๆ จนลืมสิ่งรอบๆตัว เวลาสบายใจ เวลาอ่านหนังสือ หรือ จดจ่อกับกิจกรรมใด ๆ อย่างต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่ง และการเข้าสมาธิ ในระดับภวังค์ที่ไม่ลึกมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. คลื่นเธต้า (Theta brainwaves) มีคลื่นความถี่ประมาณ 4 - 11 รอบต่อวินาที (Hz) เป็นช่วงคลื่นที่สมองทำงานช้าลงมาก พบเป็นปรกติในช่วงที่คนเราหลับ หรือมีความผ่อนคลายอย่างสูง แต่ใน ภาวะที่ไม่หลับคลื่นชนิดนี้ ก็เกิดขึ้นได้เช่นกัน เป็นคลื่นสมองที่สะท้อนการทำงานของจิตใต้สำนึก (Subconscious Mind) อันเป็นการทำงานของเนื้อสมองส่วนใหญ่ของมนุษย์

4. คลื่นเดลต้า (Delta brainwaves) มีความถี่ประมาณ 0 – 4 รอบต่อวินาที(Hz) เป็นคลื่นสมองที่ช้าที่สุด สภาวะนี้จะทำให้ ร่างกายเกิดความผ่อนคลาย ในระดับที่สูงมาก เป็นคลื่นสมองที่ทำงานเชื่อมต่อกับส่วนที่เป็น จิตไร้สำนึก (Unconscious mind) เช่น ในขณะที่ร่างกายหลับลึกโดยไม่มีการฝัน



รูป 2.1 รูปร่างของคลื่นชนิดต่างๆ

Brainwave Type	Frequency range	Mental states and conditions
Delta	0.1Hz to 3Hz	Deep, dreamless sleep, non-REM sleep, unconscious
Theta	4Hz to 7Hz	Intuitive, creative, recall, fantasy, imaginary, dream
Alpha	8Hz to 12Hz	Relaxed, but not drowsy, tranquil, conscious
Low Beta	12Hz to 15Hz	Formerly SMR, relaxed yet focused, integrated
Midrange Beta	16Hz to 20Hz	Thinking, aware of self & surroundings
High Beta	21Hz to 30Hz	Alertness, agitation

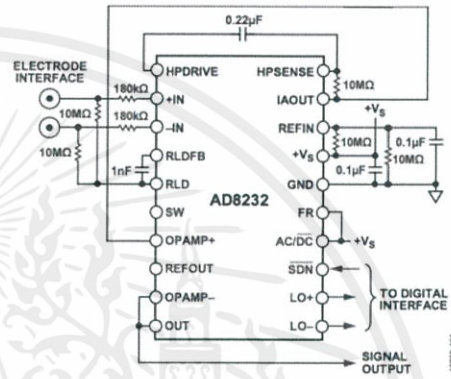
ตาราง 2.1 ช่วงความถี่ และการกระทำในแต่ละช่วงของคลื่นชนิดต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 AD8232

อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดคลื่นสมอง จะใช้แผงวงจรสำเร็จรูป AD8232 Sparkfun ซึ่งโดยปกติแล้วจะนำไปใช้ในการวัดค่า คลื่นหัวใจ หรือ ECG (Electrocardiography) แต่จากข้อมูล จะพบว่าค่าช่วงความถี่ของคลื่นหัวใจมีค่าครอบคลุมช่วงความถี่ของคลื่นสมอง และค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าของคลื่นทั้งสองก็มีค่าไม่ต่างกันมาก จึงสามารถนำ AD8232 ในการหาค่า EEG ได้ ภายในจะมีวงจร INSTRUMENTATION AMPLIFIER ซึ่งทำหน้าที่ในการขยายค่าของสัญญาณ โดยวงจรนี้มีกำลังขยายเท่ากับ 100 และมีระดับช่วงความถี่ของการวัดอยู่ที่ 0.5 – 40 Hz

รูป 2.2 รูปร่างของ AD8232



รูป 2.3 วงจรภายในของ AD8232

Signal	Frequency range (Hz)	Amplitude range (mV)
ECG	0.01 – 300	0.05 – 3
EEG	0.1 – 100	0.001 – 1
EOG	0.1 – 10	0.001 – 0.3
EMG	50 – 3000	0.001 – 100

ตาราง 2.2 ช่วงความถี่ และความต่างศักย์ไฟฟ้าของคลื่นชนิดต่างๆ

2.3 Bluetooth

เทคโนโลยีการสื่อสารไร้สายบลูทูธ หรือ ระบบการสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กโทนิคส์แบบสองทาง ที่ใช้เทคนิคการส่งคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) เป็นสื่อกลางในการติดต่อสื่อสาร ระหว่างอุปกรณ์ต่างชนิดกัน โดยปราศจากการใช้สายเคเบิ้ล หรือ สายสัญญาณเชื่อมต่อสามารถเชื่อมต่อได้ไกล เช่น การส่งข้อมูลจากโทรศัพท์เคลื่อนที่เครื่องหนึ่งไปยังโทรศัพท์เคลื่อนที่อีกเครื่องหนึ่ง หากส่งผ่านสายสัญญาณ จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เสริมเพื่อทำให้อุปกรณ์ทั้งสองเชื่อมต่อกันได้ ซึ่ง เทคโนโลยีบลูทูธช่วยให้การส่งข้อมูลของอุปกรณ์ทั้งสองสะดวกขึ้นโดยการส่งผ่านคลื่นวิทยุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1ระยะเชื่อมต่อของบลูทูธ

อุปกรณ์บลูทูธถูกแบ่งออกเป็นสามระดับ ตามความสามารถในการส่งข้อมูลดังนี้

- ระดับหนึ่ง (Class 1) ใช้กำลังส่ง 100 มิลลิวัตต์ สามารถรับส่งข้อมูลในรัศมี 100 เมตร
- ระดับสอง (Class 2) ใช้กำลังส่ง 2.5 มิลลิวัตต์ สามารถรับส่งข้อมูลในรัศมี 10 เมตร
- ระดับสาม (Class 3) ใช้กำลังส่ง 1 มิลลิวัตต์ สามารถรับส่งข้อมูลในรัศมี 1 เมตร

2.3.2 HC-05 Bluetooth module feature

- Bluetooth v2.0+EDR,class 1,2,3
- ใช้เชื่อมต่อได้ทั้งคอมพิวเตอร์ มือถือ Android , iPhone และมือถืออื่นๆที่มีBluetooth
- ใช้ไฟเลี้ยงได้ตั้งแต่ 3.6-6v (ใช้3.3vได้)
- มี connector และสายสัญญาณสำหรับเชื่อมต่อบอร์ด Arduino หรือบอร์ดพัฒนา MCU ตระกูลอื่นได้ง่ายดาย
- มีขาสัญญาณสำหรับต่อใช้งาน 4 ขา คือ VCC, GND, TXD, RXD
- สามารถตั้งค่า parameter ต่างๆ เช่น Baud rate, ID, password โดยใช้ AT Command Baud rate สูงสุด 1382400 bps
- มี LED แสดงสถานการณ์ทำงานของ Module
- ขนาด 3.57*1.52cm

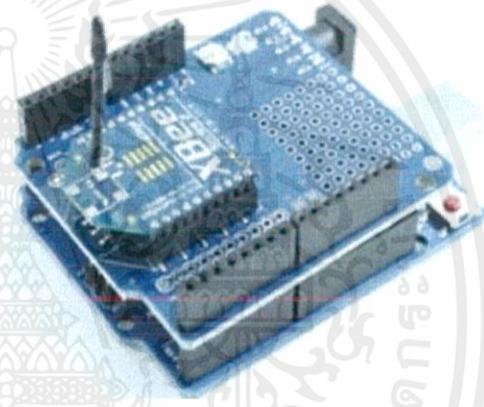
รูปที่ 2.4 Bluetooth

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 Arduino

2.4.1 เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source และเปิดกว้าง โดยใช้ IC ตระกูล Atmega ตัวบอร์ด Arduino ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ราคาถูก และค้นหาข้อมูลต่างๆได้ง่าย จึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา สามารถใช้งานได้ตั้งแต่ผู้ที่มีพื้นฐานภาษา C หรือไม่มีพื้นฐานภาษา C เลยก็สามารถความง่ายของบอร์ด Arduino ในการต่ออุปกรณ์เสริมต่างๆ คือผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิคส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้ามาที่ขา I/O ของบอร์ด หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริม (Arduino Shield) ประเภทต่างๆ เช่น Arduino XBee Shield, Arduino Music Shield, Arduino Relay Shield, Arduino Wireless Shield, Arduino GPRS Shield เป็นต้น มาเสียบกับบอร์ดบนบอร์ด Arduino ใช้งานได้เช่นกัน ตัวบอร์ด Arduino สามารถนำไปพัฒนาใช้งานในด้านต่างๆ ได้อีก เช่น ด้านการเกษตร ด้านการคมนาคม ด้านอุตสาหกรรม และด้านการแพทย์ เป็นต้น

รูปที่ 2.5 บอร์ด Arduino



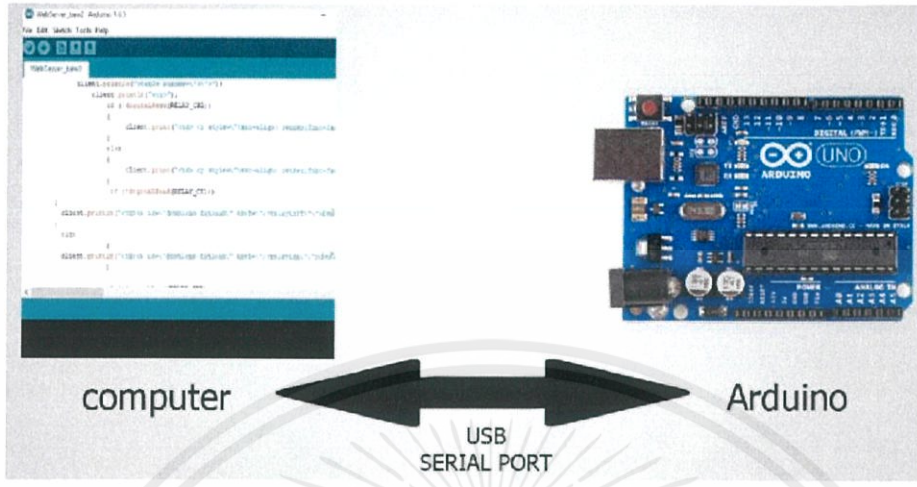
รูปที่ 2.6 บอร์ด Arduino ต่อกับ XBee Shield

2.4.2 จุดเด่นที่ทำให้บอร์ด Arduino เป็นที่นิยม

- ง่ายต่อการพัฒนา มีรูปแบบคำสั่งพื้นฐาน ไม่ซับซ้อนเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้น
- มี Arduino Community กลุ่มคนที่ร่วมกันพัฒนาที่แข็งแรง
- Open Hardware ทำให้ผู้ใช้สามารถนำบอร์ดไปต่อยอดใช้งานได้หลายด้าน
- ราคาไม่แพง
- Cross Platform สามารถพัฒนาโปรแกรมบน OS ใดก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3 รูปแบบการเขียนโปรแกรมบน Arduino

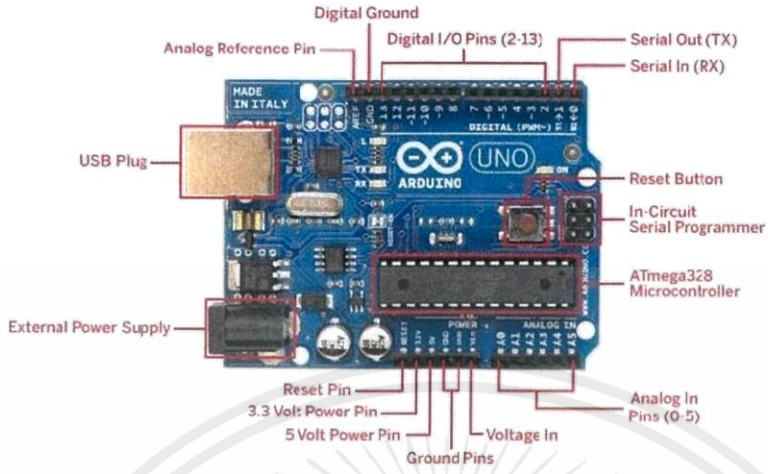


รูปที่ 2.7 การเขียนโปรแกรมบน Arduino

1. เขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ ผ่านทางโปรแกรม ArduinoIDE ซึ่งสามารถดาวน์โหลดได้จาก Arduino.cc/en/main/software
2. หลังจากที่เขียนโค้ดโปรแกรมเรียบร้อยแล้ว ให้ผู้ใช้งานเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ใช้และหมายเลข Com port
3. กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและ Compile โค้ดโปรแกรมจากนั้นกด ปุ่ม Upload โค้ดโปรแกรมไปยังบอร์ด Arduino ผ่านทางสาย USB เมื่ออับโหลดเรียบร้อยแล้วจะแสดงข้อความแถบข้างล่าง “Done uploading” และบอร์ดจะเริ่มทำงานตามที่เขียนโปรแกรมไว้ได้ทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.4 Layout & Pin out Arduino Board (Model: Arduino UNO R3)



รูปที่ 2.8 บอร์ด Arduino UNO R3

1.USB Plug : ใช้สำหรับต่อกับ Computer เพื่ออับโหลดโปรแกรมเข้า MCU และจ่ายไฟให้กับบอร์ด

2.Reset Button : เป็นปุ่ม Reset ใช้กดเมื่อต้องการให้ MCU เริ่มการทำงานใหม่

3.ICSP Port ของ Atmega16U2 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Visual Com port บน Atmega16U2

4. I/OPort : Digital I/O ตั้งแต่ขา D0 ถึง D13 นอกจากบาง Pin จะทำหน้าที่อื่นๆ เพิ่มเติมด้วย เช่น Pin0,1 เป็นขา Tx,Rx Serial, Pin3,5,6,9,10 และ 11 เป็นขา PWM

5.ICSP Port : Atmega328 เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Bootloader

6. MCU : Atmega328 เป็น MCU ที่ใช้บนบอร์ด Arduino

7. I/OPort : นอกจากจะเป็น Digital I/O แล้ว เปลี่ยนเป็น ช่องรับสัญญาณอนาล็อก ตั้งแต่ขา A0-A5

8.Power Port : ไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอก ประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง +3.3 V, +5V, GND, Vin

9. Power Jack : รับไฟจาก Adapter โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 V

10. MCU ของ Atmega16U2 เป็น MCU ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial โดย Atmega328 จะติดต่อกับ Computer ผ่าน Atmega16U2

11. Digital ground : จุดอ้างอิงสำหรับวันระดับสัญญาณดิจิตัล

12. Ground pin : จุดอ้างอิงสำหรับวัดระดับสัญญาณแอนาล็อก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1 Sphero

Sphero ของเล่นหุ่นยนต์บังคับที่มีหน้าตาเป็น "ลูกบอล" สามารถควบคุมไร้สายด้วยบลูทูธ เพื่อให้กลิ้งไปในทิศทางที่ต้องการได้ โดยใช้เซ็นเซอร์ Gyro + Accelerometer ในการควบคุมให้ Sphero กลิ้งไปในทิศทางที่ต้องการด้วยความเร็วที่เหมาะสม สำหรับ Sphero จะได้รับการพัฒนาให้มีความเร็วในการกลิ้งเพิ่มขึ้นเป็น 7 ฟุตต่อวินาที อีกทั้งเพิ่ม LED ให้มีสีสันหลากหลายตลอดจนการเชื่อมต่อการชาร์จแบตด้วยวิธีเหนี่ยวนำแบบไร้สาย

รูปที่ 2.9 โครงสร้างภายในของ Sphero

รูปที่ 2.10 การเชื่อมต่อ Sphero กับ Smartphone

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 การคำนวณวิเคราะห์สัญญาณคลื่น

2.6.1 ค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic Mean , Average , $\bar{x}$)

ค่าเฉลี่ยเลขคณิต ($\bar{x}$) หรือที่เรียกย่อๆว่า ค่าเฉลี่ย เป็นค่ากลางทางสถิติค่าหนึ่งที่มีความสำคัญมาก เนื่องจากค่าเฉลี่ยเลขคณิตเป็นค่ากลางหรือเป็นตัวแทนของข้อมูลที่ดีที่สุด เพราะ 1) เป็นค่าที่ไม่เอนเอียง 2) เป็นค่าที่มีความคงเส้นคงวา 3) เป็นค่าที่มีความแปรปรวนต่ำที่สุด และ 4) เป็นค่าที่มีประสิทธิภาพสูงสุด แต่ค่าเฉลี่ยเลขคณิตก็มีข้อจำกัดในการใช้ เช่น ถ้าข้อมูลมีการกระจายมาก หรือข้อมูลบางตัวมีค่ามากหรือน้อยจนผิดปกติ หรือข้อมูลมีการเพิ่มขึ้นเป็นเท่าตัว ค่าเฉลี่ยเลขคณิตจะไม่สามารถเป็นค่ากลางหรือเป็นตัวแทนที่ดีของข้อมูลได้

การหาค่าเฉลี่ยเลขคณิตเมื่อข้อมูลไม่ได้มีการแจกแจงความถี่ ($\bar{x}$)

ในกรณีที่ข้อมูลไม่ได้มีการแจกแจงความถี่ ค่าเฉลี่ยเลขคณิตสามารถหาได้โดย

สูตร $\bar{x} = \dfrac{\sum_{i=1}^{n} x_i}{n}$

เมื่อ x_i แทนค่าสังเกตของข้อมูลลำดับที่ i

n แทนจำนวนตัวอย่างข้อมูล

นิยาม ค่าเฉลี่ยเลขคณิต คือ ผลรวมของค่าสังเกตหรือค่าของตัวอย่างที่ได้จากการสำรวจทุก ค่าของข้อมูล แล้วหารด้วยจำนวนตัวอย่างของข้อมูล

2.6.2 ความแปรปรวนและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation : S.D.)

ในทางสถิติศาสตร์และความน่าจะเป็น เป็นการวัดการกระจายแบบหนึ่งของกลุ่มข้อมูล สามารถนำไปใช้กับการแจกแจงความน่าจะเป็น ตัวแปรสุ่ม ประชากร หรือมัลติเซต ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมักเขียนแทนด้วยอักษรกรีกซิกมาตัวเล็ก (σ) นิยามขึ้นจากส่วนเบี่ยงเบนแบบ root mean square (RMS) กับค่าเฉลี่ย หรือนิยามขึ้นจากรากที่สองของความแปรปรวน

กรณีข้อมูลไม่ได้แจกแจงความถี่ มีสูตรดังนี้

ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของประชากร ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มตัวอย่าง

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2} \qquad s = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความแปรปรวน คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานยกกำลังสองความแปรปรวนของข้อมูลประชากร กรณีที่ไม่ได้แจกแจงความถี่ หาได้โดยใช้สูตร

ความแปรปรวนของประชากร

$$\sigma^2 = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2$$

ความแปรปรวนของกลุ่มตัวอย่าง s

$$s^2 = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2$$

สำหรับประชากร

	ความแปรปรวน	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
กรณีข้อมูลไม่ได้แจกแจงความถี่		
• สูตรในรูปคะแนนเบี่ยงเบน	$\sigma^2 = \frac{\sum(x-\mu)^2}{N}$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x-\mu)^2}{N}}$
• สูตรที่อยู่ในรูปคะแนนดิบ	$\sigma^2 = \frac{\sum x^2}{N} - \mu^2$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum x^2}{N} - \mu^2}$
กรณีข้อมูลแจกแจงความถี่		
• สูตรในรูปคะแนนเบี่ยงเบน	$\sigma^2 = \frac{\sum f(x-\mu)^2}{N}$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum f(x-\mu)^2}{N}}$
• สูตรที่อยู่ในรูปคะแนนดิบ	$\sigma^2 = \frac{\sum fx^2}{N} - \mu^2$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum fx^2}{N} - \mu^2}$

ตารางที่ 2.3 สูตรความแปรปรวนและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสำหรับประชากร

สำหรับตัวอย่าง

	ความแปรปรวน	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
กรณีข้อมูลไม่ได้แจกแจงความถี่		
• สูตรในรูปคะแนนเบี่ยงเบน	$s^2 = \frac{\sum(x-\bar{x})^2}{n-1}$	$s = \sqrt{\frac{\sum(x-\bar{x})^2}{n-1}}$
• สูตรที่อยู่ในรูปคะแนนดิบ	$s^2 = \frac{\sum x^2 - n\bar{x}^2}{n-1}$	$s = \sqrt{\frac{\sum x^2 - n\bar{x}^2}{n-1}}$
กรณีข้อมูลแจกแจงความถี่		
• สูตรในรูปคะแนนเบี่ยงเบน	$s^2 = \frac{\sum f(x-\bar{x})^2}{n-1}$	$s = \sqrt{\frac{\sum f(x-\bar{x})^2}{n-1}}$
• สูตรที่อยู่ในรูปคะแนนดิบ	$s^2 = \frac{\sum fx^2 - n\bar{x}^2}{n-1}$	$s = \sqrt{\frac{\sum fx^2 - n\bar{x}^2}{n-1}}$

ตารางที่ 2.4 สูตรความแปรปรวนและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสำหรับตัวอย่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.3 การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform)

หมายถึงการแปลงเชิงปริพันธ์ โดยเป็นการเขียนแทนฟังก์ชันใดๆในรูปผลบวกหรือปริพันธ์ของฐานที่เป็นฟังก์ชันรูปคลื่นไซน์หรือ โคไซน์ สำหรับการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ ค่าสัญญาณในทั้งสองโดเมนจำเป็นต้องมีค่าเป็นดิจิทัล ซึ่งคือฟังก์ชันค่าไม่ต่อเนื่อง$x[n]$ บนโดเมนไม่ต่อเนื่อง แทนที่จะเป็นโดเมนต่อเนื่อง ในช่วงจำกัด หรือเป็นคาบ ในกรณีนี้เราจะใช้ การแปลงฟูรีเยไม่ต่อเนื่อง (discrete Fourier transform-DFT) ซึ่งเขียนแทน $x[n]$ ด้วยผลบวกของฟังก์ชันคาบ

$$x[n] = \frac{1}{N}\sum_{k=0}^{N-1} X[k]e^{2\pi ink/N} \qquad n = 0, \ldots, N-1$$

โดยที่ $x[k]$คือ ค่าขนาดบนโดเมนการแปลง การคำนวณจากสมการข้างต้นจะใช้ความซับซ้อนในการคำนวณ ดังนั้นจึงใช้โดยการใช้ขั้นตอนวิธีการแปลงฟูรีเยอย่างเร็ว (fast Fourier transform-FFT)

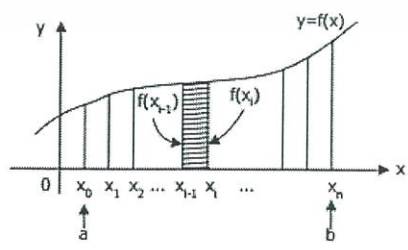
การแปลงฟูเรียร์ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาหรือสัญญาณที่เป็นฟังก์ชันของเวลาให้อยู่ในรูปของสัญญาณในโดเมนความถี่หรือสัญญาณที่เป็นฟังก์ชันของความถี่ ซึ่งจะเรียกกันทั่วไปว่า “สเปกตรัม (spectrum)”

สเปกตรัมของสัญญาณมีประโยชน์มากสำหรับนำไปใช้เพื่อการออกแบบอุปกรณ์ในระบบสื่อสารต่างๆ เช่น วงจรกรอง (filter) และ อีควอไลเซอร์ (equalizer) เป็นต้น นอกจากนี้การวิเคราะห์สัญญาณใน โดเมนความถี่จะง่ายกว่าการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา

รวมทั้งสัญญาณในโดเมนความถี่ยังบอกให้ทราบถึงแบนด์วิดท์ (bandwidth) และรูปร่างสเปกตรัมของสัญญาณ ซึ่งช่วยทำให้เข้าใจคุณสมบัติต่างๆ ของสัญญาณเหล่านั้นมากยิ่งขึ้น ตัวอย่างเช่นวงจรกรอง แต่ละแบบจะยอมให้สัญญาณช่วงแถบความถี่หนึ่งผ่านไปได้ในขณะที่จะเกิดการลดทอน (attenuation) ในอีกช่วงแถบความถี่หนึ่ง

2.6.4 การหาพื้นที่ใต้กราฟโดยใช้กฎสี่เหลี่ยมคางหมู (Trapezoidal IntegrationMethod)

เพื่อหาพื้นที่ใต้กราฟให้แบ่งฐาน (เวลา) ออกเป็นส่วนๆ เท่าๆ กัน จำนวนเท่าใดก็ได้และลากเส้นตรงตั้งฉากจากฐานขึ้นไปพบกับเส้น Curve แล้วแบ่งครึ่งเส้นตั้งฉากแรกและเส้นตั้งฉากสุดท้าย จากนั้นนำไปรวมกับผลบวกของเส้นตั้งฉากที่เหลือ แล้วคูณผลรวมที่ได้ด้วยระยะห่างที่แบ่งฐานออกเท่าๆกันจะได้พื้นที่



รูปที่ 2.11 การหาค่าปริพันธ์ด้วยสี่เหลี่ยมคางหมู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

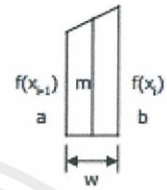
กฎสี่เหลี่ยมคางหมู เราจะแบ่งช่วงขีดจำกัดเริ่มจาก a ถึง b ออกเป็นส่วนย่อย n ส่วนเท่าๆ กันจะได้สี่เหลี่ยมคางหมูที่มีขอบเขตของแต่ละส่วนอยู่ที่ตำแหน่ง $x_0, x_1, x_2, ..., x_n$

พิจารณาที่สี่เหลี่ยมลำดับที่ i ซึ่งอยู่ระหว่าง x_{i-1} และ x_i จะมีความกว้าง ความสูงด้านซ้ายและความสูงด้านขวาเป็น $w = \frac{b-a}{n}, f(x_i - 1)$ และ $f(x_i)$ จะคำนวณหาพื้นที่ได้จากสมการ

$$A_i = \frac{w}{2}(f(x_{i-1}) + f(x_i))$$

ซึ่งได้มาจากสูตรการหาพื้นที่ของรูปสี่เหลี่ยมคางหมู $A = mw$

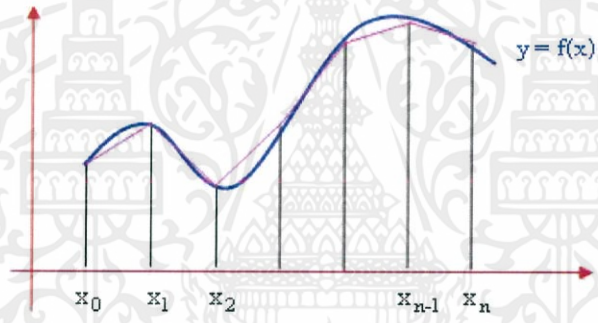
โดยที่ $$m = \frac{1}{2}(a+b)$$



เมื่อแทน m จะได้ $$A = \frac{1}{2}(a+b)w$$

พื้นที่ทั้งหมดของสี่เหลี่ยมคางหมูจำนวน n รูปจะใช้แทนเป็นค่าปริพันธ์ ดังนั้นเมื่อกำหนดให้ T_n คือเป็นผลรวมของพื้นที่สี่เหลี่ยมคางหมูแต่ละรูปจะได้

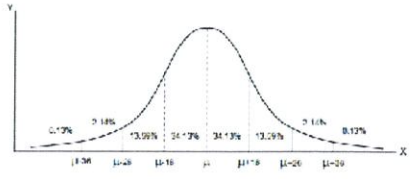
$$T_n = A_1 + A_2 + A_3 + ... + A_{n-1} + A_n$$



รูปที่ 2.12 การพาพื้นที่ใต้กราฟโดยวิธี Trapezoidal

2.6.5 การแจกแจงแบบปกติ หรือการแจกแจงแบบเกาส์เซียน (Normal or Gaussian distribution)

สามารถใช้ได้กับข้อมูลสถานการณ์ และปรากฏการณ์ต่าง ๆ ได้หลากหลาย เช่น น้ำหนัก ส่วนสูง อายุการใช้งาน เป็นต้น และยังใช้ในการวิเคราะห์สถิติอนุมาน รูปแบบการแจกแจงแบบปกติแสดงด้วย เส้นโค้ง ความน่าจะเป็น ที่มีพื้นที่ใต้เส้นโค้งทั้งหมดเป็น 1 ลักษณะของเส้นโค้งปกติเป็นรูประฆังคว่ำ มีจุดศูนย์กลางที่ค่าเฉลี่ยของประชากร และสมมาตรรอบค่าเฉลี่ย ซึ่งทำให้ค่าเฉลี่ย มัธยฐานและฐานนิยม อยู่ที่จุดเดียวกัน



รูปที่ 2.13 การแจกแจงแบบเกาส์เซียน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการแบบการแจกแจงแบบเกาส์เซียนได้แก่

$$Y = \frac{N}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-(X-u)^2/2\sigma^2}$$

Y = ส่วนสูงของเส้นโค้งเมื่อเขียนบนแกน X = คะแนนดิบ

N = จำนวนข้อมูล π = ค่าคงที่ (มีค่าเท่ากับ 3.14159)

σ = ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในการแจกแจง e = ค่าคงที่ (มีค่าเท่ากับ 2.71835)

μ = ค่าเฉลี่ยของการแจกแจง

2.6.6 Hjorth parameters

เป็นตัวบ่งชี้คุณสมบัติทางสถิติที่ใช้ในการประมวลผลสัญญาณในโดเมนเวลา เป็นพารามิเตอร์ที่มีความความซับซ้อน มักใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ electroencephalography และใช้ประมวลผลสัญญาณสำหรับการตรวจจับคุณสมบัติวัตถุทางกายภาพ เช่นพื้นผิวพื้นผิว การตรวจสอบวัสดุและการจำแนกประเภทการสัมผัส พารามิเตอร์กิจกรรม แสดงถึงความแปรปรวนของฟังก์ชันเวลา สามารถบ่งบอกถึงพื้นผิวของสเปกตรัมในโดเมนความถี่ แสดงด้วยสมการต่อไปนี้

$$Activity = var(y(t)).$$

เมื่อ y แทนค่าของสัญญาณ

พารามิเตอร์การเคลื่อนที่ หมายถึงความถี่เฉลี่ยหรือสัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสเปกตรัมกำลัง หาได้โดยรากของความแปรปรวนของอนุพันธ์แรกของสัญญาณ y (t) หารด้วยความแปรปรวนของสัญญาณ y (t)

$$Mobility = \sqrt{\frac{var(\frac{dy(t)}{dt})}{var(y(t))}}.$$

พารามิเตอร์ของความซับซ้อนแสดงการเปลี่ยนแปลงความถี่ พารามิเตอร์เปรียบเทียบกันของสัญญาณกับคลื่นไซน์บริสุทธิ์ซึ่งค่าจะแปรผันไปเป็น 1 ถ้าสัญญาณมีความคล้ายกันมากขึ้น

$$Complexity = \frac{Mobility(\frac{dy(t)}{dt})}{Mobility(y(t))}.$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.7 การวัดความเบ้และความโด่ง (Measures of Skewness and Kurtosis)

ความเบ้ (Skewness) คือ ระดับความเอนเอียงหรือความไม่สมมาตรของการแจกแจงของข้อมูล โดย พิจารณาได้จากโค้งความถี่ (Frequency curve) และยังสามารถวัดความเบ้ (Measure of skewness) โดยจะเป็นการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ความเบ้ ซึ่งมีวิธีต่างๆดังนี้

- พิจารณาจากสัมพันธ์ของค่ากลางเลขคณิต มัธยฐาน ฐานนิยม และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน หรือเรียกว่า วิธีของ Karl Pearson

ส.ป.ส. ความเบ้ $= \frac{\text{Mean} - \text{Mode}}{\text{SD}} = \frac{3(\text{Mean} - \text{Median})}{\text{SD}}$

- พิจารณาจากควอไทล์ หรือเรียกว่า วิธีของ Bowley

ส.ป.ส. ความเบ้ $= \frac{(Q_3 - Q_2) - (Q_2 - Q_1)}{Q_3 - Q_1}$

- พิจารณาจากเปอร์เซ็นต์ไทล์

ส.ป.ส. ความเบ้ $= \frac{(P_{90} - P_{50}) - (P_{50} - P_{10})}{P_{90} - P_{10}}$

เมื่อคำนวณได้ค่าของสัมประสิทธิ์ความเบ้แล้ว ก็พิจารณาความเบ้ของความโค้งความถี่ ดังนี้

ถ้าสัมประสิทธิ์ความเบ้ = 0 โค้งความถี่มีการแจกแจงที่สมมาตร

สัมประสิทธิ์ความเบ้ > 0 โค้งความถี่มีการแจกแจงที่เบ้ขวา

สัมประสิทธิ์ความเบ้ < 0 โค้งความถี่มีการแจกแจงที่เบ้ซ้าย

ความโด่ง (Kurtosis) คือ ระดับความสูงโด่งของการแจกแจงของข้อมูล โดยพิจารณาจากโค้งความถี่ และการวัดความโด่ง (Measure of kurtosis) โดยจะเป็นการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ความโด่ง

ส.ป.ส. ความโด่ง $= \frac{Q\,D}{P_{90} - P_{10}}$ โดย QD คือ ส่วนเบี่ยงเบนควอไทล์ = QD $= \frac{Q_3 - Q_1}{2}$

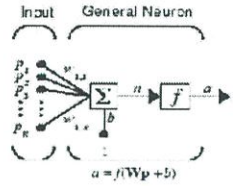
2.6.8 การจำแนกข้อมูลด้วยโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Networks Classification)

การจำแนกข้อมูลด้วยโครงข่ายประสาทเทียมหรือ Neural network ซึ่งเป็นวิธีการสร้างที่ได้มาจากการจำลองการทำงานของสมองมนุษย์ โดยระบบมีการประมวลผลที่คล้ายกับหน่วยความจำหรือเซลล์ประสาทจำนวนมากที่มีการเชื่อมต่อกันเป็นโครงข่าย

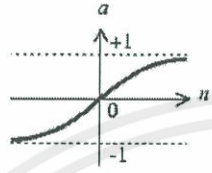
การทำงานของ Neural networks คือเมื่อมี input เข้ามายัง network ก็เอา input มาคูณกับ weight ของแต่ละขา ผลที่ได้จาก input ทุกๆ ขาของ neuron จะเอามารวมกันแล้วก็เอามาเทียบกับ threshold ที่กำหนดไว้ ถ้าผลรวมมีค่ามากกว่า threshold แล้วneuron ก็จะส่ง output ออกไป output นี้ก็จะถูกส่งไปยัง input ของ neuron อื่น ๆ ที่เชื่อมกันใน network ถ้าค่าน้อยกว่า threshold ก็จะไม่เกิด output สิ่งสำคัญคือเราต้องทราบค่า weight และ threshold สำหรับสิ่งที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เราต้องการเพื่อให้คอมพิวเตอร์รู้จำ ซึ่งเป็นค่าที่ไม่แน่นอน แต่สามารถกำหนดให้คอมพิวเตอร์ปรับค่าเหล่านั้นได้โดยการสอนให้มันรู้จัก pattern ของสิ่งที่เราต้องการให้มันรู้จำ



รูปที่ 2.14 โครงสร้างการคำนวณของ Neuron



$$a = tansig(n) = \frac{2}{(1+e^{-2n})} - 1$$

รูปที่ 2.15 สมการของ Tan Sigmoid Function

2.6.9 Expectation Maximization algorithm

ถูกเสนอขึ้น โดย Dempster Laird and Rubin ค่าที่ประมาณขึ้นเป็นค่าที่มาจากกระบวนการวนซ้ำเพื่อค้นหาค่าประมาณ Maximum Likelihood ของค่าพารามิเตอร์ EM algorithm แบ่งได้เป็น 2 ขั้นตอนคือ ขั้นหาค่าคาดหวัง E step และขั้นหาค่ามากสุดใน M step ได้มีการนำมาใช้ในการประมาณค่าสูญหายในการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น ซึ่งมีขั้นตอน ดังนี้

1. ประมาณพารามิเตอร์ β_i จากชุดข้อมูลที่ไม่สูญหาย ซึ่งถือเป็นพารามิเตอร์เริ่มต้น β_0
2. ประมาณข้อมูลสูญหายด้วยค่าคาดหวังของค่าที่สูญหายภายใต้เงื่อนไขของชุดข้อมูลที่ไม่สูญหายและพารามิเตอร์ตัวปัจจุบันซึ่งในขั้นตอนนี้เรียกว่า E step โดยในรอบแรกใช้พารามิเตอร์เริ่มต้น

$$E(y_i | X, Y_{obs}, \hat{\beta}^t) = \begin{cases} y_i & ; i = 1,2,...,r \\ X_2 \hat{\beta}^{(t)} & ; i = r+1,2,...,n \end{cases}$$

โดยจัดข้อมูลให้อยู่ในรูป $\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix} \beta + \varepsilon$

เมื่อกำหนดให้ Y1 คือ เวคเตอร์ของ y ที่ไม่สูญหายขนาด r x 1

Y2 คือ เวคเตอร์ของ y ที่สูญหายขนาด (n – r) x 1

X1 คือ เมทริกซ์ตัวแปรอิสระ x ของข้อมูลที่ชุดตัวแปรตามไม่มีค่าสูญหายขนาด r x (p+1)

X2 คือ เมทริกซ์ตัวแปรอิสระ x ของข้อมูลที่ชุดตัวแปรตามมีค่าสูญหายขนาด (n – r)x(p+1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. แทนค่าข้อมูลสูญหายจากค่าประมาณที่ได้ แล้วหาพารามิเตอร์ปัจจุบันใหม่ โดยวิธี OLS

4. ทำซ้ำจนกระทั่งพารามิเตอร์ปัจจุบันคงที่จะได้ค่าประมาณที่สูญหาย คือ $E(y_i|X, y_1, \hat{\beta}^*)$ ซึ่งตัวประมาณที่ได้เป็นตัวประมาณภาวะน่าจะเป็นสูงสุด

2.6.10 Principal Component Analysis

เป็นวัตถุประสงค์ที่จะนำรายละเอียดของตัวแปรที่มีจำนวนตัวแปรมากๆ มาไว้ในองค์ประกอบที่มีเพียงไม่กี่ตัว โดยพิจารณาจากรายละเอียดทั้งหมดจากตัวแปรแต่ละตัวแปร ในการวิเคราะห์ PCA จะสร้างการเชื่อมรวมกันเชิงเส้น (Linear combination) ของตัวแปร โดยที่

1. Factor ที่ 1 จะเป็น linear combination แรกและมีรายละเอียดจากตัวแปรทั้งหมดมากที่สุด หรือกล่าวได้ว่ามีค่าแปรปรวนสูงสุด

2. Factor ที่ 2 จะเป็น linear combination ของตัวแปรเช่นกัน และสามารถนำรายละเอียดที่เหลือจาก Factor ที่ 1 โดยพยายามนำรายละเอียดจากที่เหลือมาใส่ใน factor ที่ 2 ให้มากที่สุด โดยที่ factor 2 ต้องตั้งฉาก กับ factor แรก หรือกล่าวว่า factor 2 ไม่มีความสัมพันธ์กับ factor 1 เลย

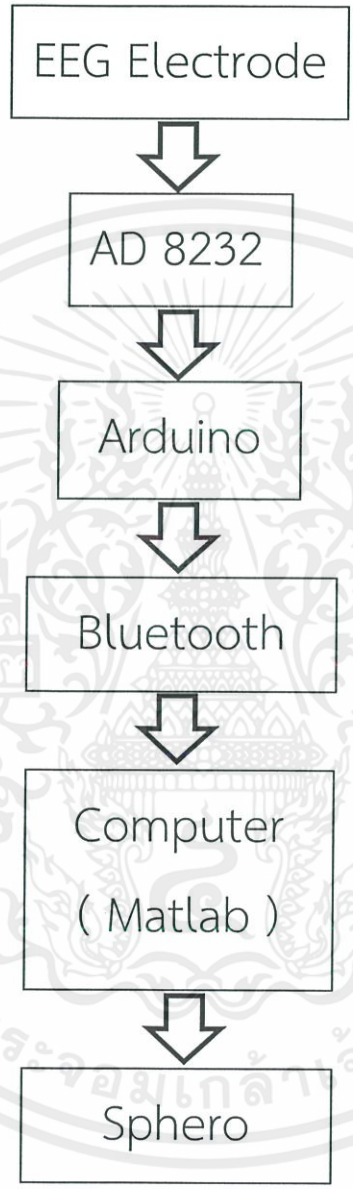
3. Factor ที่ 3 ก็จะเป็น linear combination ของตัวแปรเช่นกัน ไม่มีความสัมพันธ์กับ factor 1 และ factor 2 และสามารถนำข้อมูล ที่เหลือจากตัวแปรให้ได้มากที่สุด

4. ในทำนองเดียวกัน การสร้าง factor ที่ 4,5,... ก็ใช้หลักเกณฑ์ดังกล่าวข้างต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
การออกแบบและหลักการทำงาน

3.1 Block Diagram



รูปที่ 3.1 Block Diagram

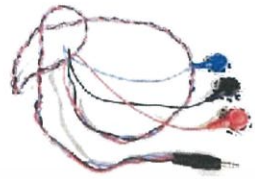
จาก รูปที่ 3.1 Block Diagram แสดงการทำงานของอุปกรณ์ตรวจจับคลื่นสมอง โดยเริ่มจากบอร์ด AD8232 (Single-Lead Monitor Front End) เป็นอุปกรณ์อ่านค่าของคลื่นสมอง ส่งค่าที่ได้ไปที่บอร์ดไมโครคอนโทลเลอร์ (Arduino) ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์รับข้อมูลที่ได้แล้วส่งข้อมูลต่อไปยังโปรแกรม MATLAB โดยผ่าน Bluetooth เมื่อได้ค่าของคลื่นสมองมาแล้วก็จะนำไปวิเคราะห์โดยผ่าน algorithm ที่ได้เขียนขึ้น เพื่อแยกชนิดของคลื่นสมอง และหาความแตกต่างของแต่ละเงื่อนไข สุดท้ายใช้ความแตกต่างไปควบคุม Sphero ให้เคลื่อนที่ไปในทิศทางที่เราต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบ

3.2.1 Cable Electrode Sensor

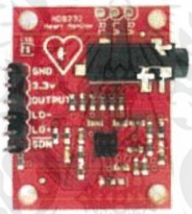
เป็นขั้วนำไฟฟ้าจำนวน 3 ขั้ว นำไปติดบริเวณที่ต้องการวัดค่า EEG และส่งสัญญาณที่ได้ไปที่บอร์ด AD8232



รูปที่ 3.2 Cable Electrode Sensor

3.2.2 AD8232

ใช้ในการวัดค่าคลื่นสมอง ภายในประกอบไปด้วยวงจรต่างๆ เช่น Instrument Amplifier , Low pass , High pass , RFI เป็นต้น ซึ่งมีคุณสมบัติกำลังขยายเท่ากับ 100 และมีระดับช่วงความถี่ของการวัดอยู่ที่ 0.5 – 40 Hz



รูปที่ 3.3 บอร์ด AD8232

3.2.3 Microcontroller

ใช้บอร์ด Arduino UNO ในการรับค่าต่างๆของคลื่นสมอง ซึ่งมีราคาไม่สูงมาก สามารถหาซื้อได้ง่าย และภาษาที่ใช้ในการเขียนคำสั่งการทำงานไม่ใช่ภาษาที่ซับซ้อนมากนัก สามารถเขียนและศึกษาได้ด้วยตนเองและมี library มากมายให้เลือกใช้

รูปที่ 3.4 บอร์ด Arduino UNO

3.2.4 Bluetooth

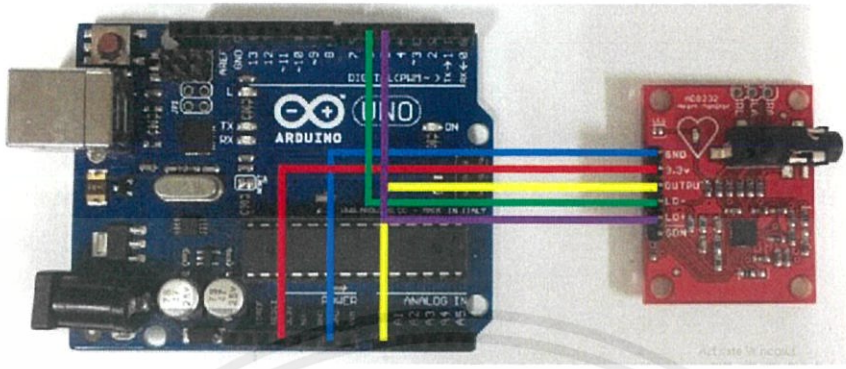
ใช้ Bluetooth HC-05 ในการเชื่อมต่อระหว่าง Arduino board กับ computer

รูปที่ 3.5 บอร์ด Bluetooth HC-05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 ขั้นตอนในรับข้อมูลคลื่นสมอง

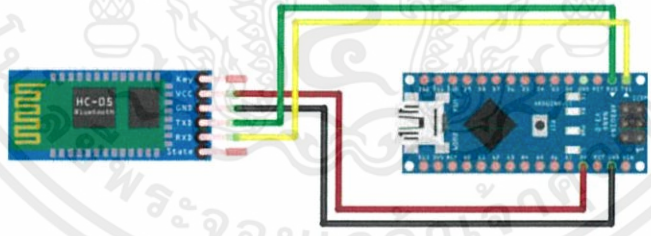
3.3.1 การต่อ AD8232 กับ Arduino



AD8232	Arduino UNO
GND	GND
3.3 V	3.3 V
OUTPUT	ANALOG IN A0
LO-	DIGITAL 6
LO+	DIGITAL 5

รูปที่ 3.6 และ ตารางที่ 3.1 การต่อ AD8232 กับ Arduino

3.3.2 การต่อ Arduino กับ Bluetooth HC-05



Arduino UNO	Bluetooth HC-05
5 V	VCC
GND	GND
TX-1	RXD
RX-0	TXD

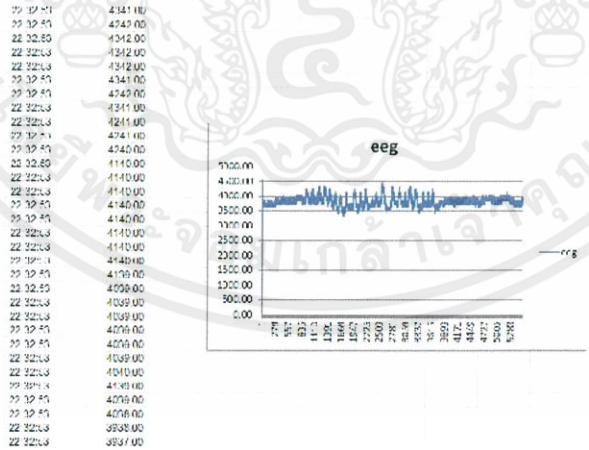
รูปที่ 3.7 และ ตารางที่ 3.2 การต่อ Arduino กับ Bluetooth HC-05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 รับค่าของคลื่นสมอง

โค้ดในการรับข้อมูลจาก บอร์ด Arduino UNO ดังแสดงในรูป 3.8 โดยกำหนดให้ค่า Baud rate มีค่า 128000 bps ทำให้ใน 1 วินาที จะมีข้อมูลเข้ามาทั้งหมดประมาณ 500 ค่า ซึ่งมีค่าเพียงพอที่จะนำไปใช้ในการคำนวณต่อไป จากรูปที่ 3.9 เมื่อนำข้อมูลมาวาดกราฟ กำหนดเวลาไว้ 5 วินาที จะเห็นได้ว่า ในช่วงต้น กับช่วงท้ายจะเป็นการทำสมาธิค่าที่ได้จะมีค่าค่อนข้างคงที่ ในช่วงกลางจะเป็นการกระพริบตาถี่ๆ ทำให้กราฟมีการเปลี่ยนแปลงอย่างเห็นได้ชัด สามารถนำค่าที่ได้นี้ไปประมวลผลใน MATLAB ต่อไป

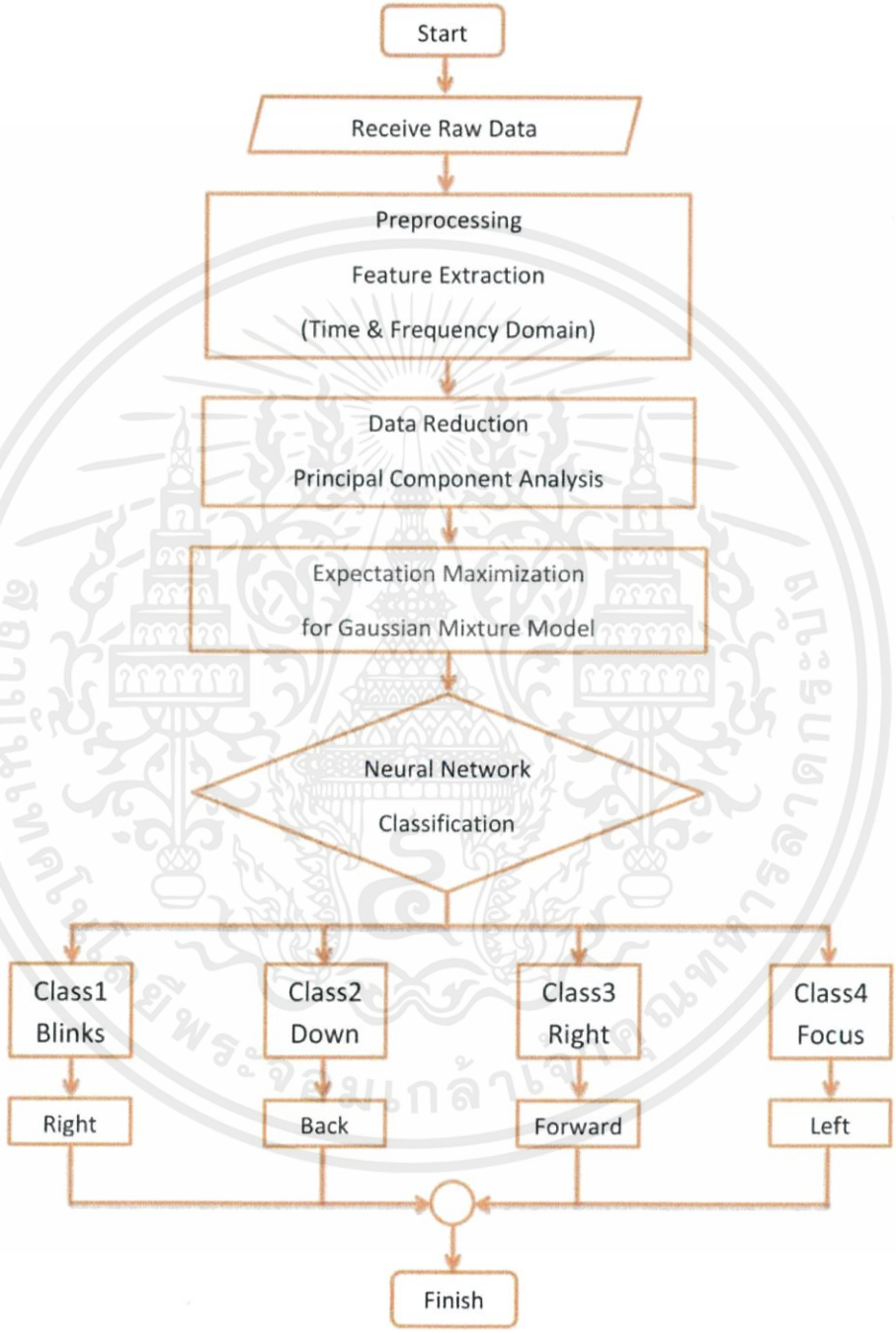
รูปที่ 3.8 โค้ดที่ใช้ในการรับข้อมูล



รูปที่ 3.9 ข้อมูลและกราฟที่รับมาใน 5 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง
(Electroencephalography;EEG)



ในบทที่ 4 นี้จะว่าด้วยส่วนของการทดลองวิเคราะห์ข้อมูลเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมอง ซึ่งเป็นการนำข้อมูลที่เก็บได้จากการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมาวิเคราะห์หาพารามิเตอร์ที่จะสามารถนำไปใช้งานได้ โดยมีกระบวนการดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1 Electroencephalography;EEG

4.2 Feature Extraction

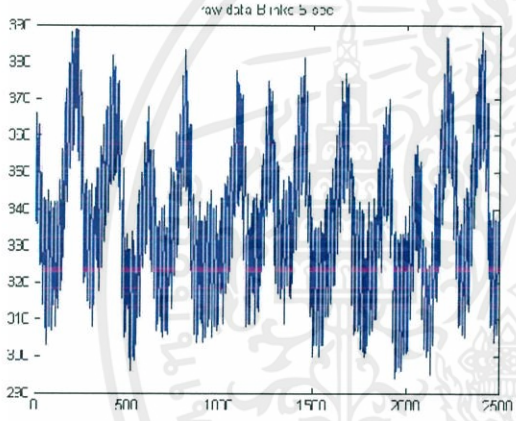
4.3 Principal component analysis

4.4 Expectation Maximization

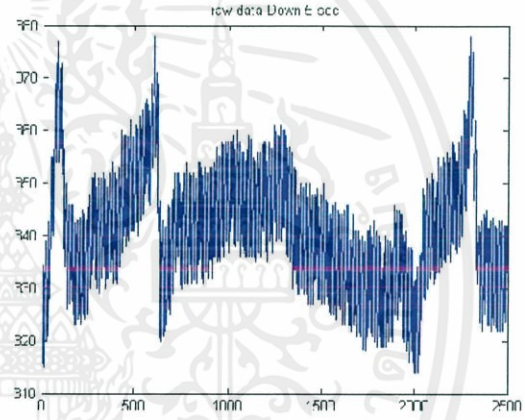
4.5 Radial basis function

4.1 Electroencephalography;EEG

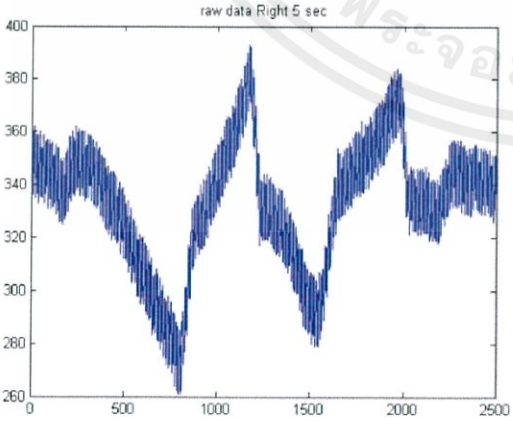
เก็บค่าข้อมูลคลื่นสมองด้วย AD8232 Module ECG/Signal ตรงบริเวณด้านหน้าของศีรษะ กลางหน้าผากซึ่งติดกับ Frontal lobe โดยแบ่งเงื่อนไขของการวัดออกเป็น 4 รูปแบบ คือ กระพริบตา กลอกตาล่าง กลอกตาขวา และทำสมาธิ เป็นเวลา 5 วินาที สัญญาณที่ได้จะอยู่ในโดเมนของเวลา



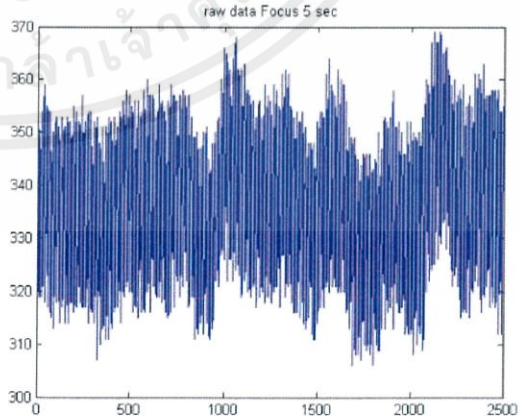
รูปที่ 4.1 raw data EEG ขณะกระพริบตา



รูปที่ 4.2 raw data EEG ขณะกลอกตาล่าง



รูปที่ 4.3 raw data EEG ขณะกลอกตาขวา



รูปที่ 4.4 raw data EEG ขณะทำสมาธิ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 Feature Extraction

Feature Extraction เป็นการดึงคุณลักษณะจากข้อมูลออกมาเพื่อนำไปใช้สำหรับการวิเคราะห์ โดยปริญญานิพนธ์นี้จะใช้ Feature จากทั้ง Time domain และ Frequency domain ของสัญญาณ

4.2.1 Time domain features

4.2.1.1 Statistic computation : Mean, Standard deviation, Maximum, Minimum

4.2.1.2 Hjorth parameter

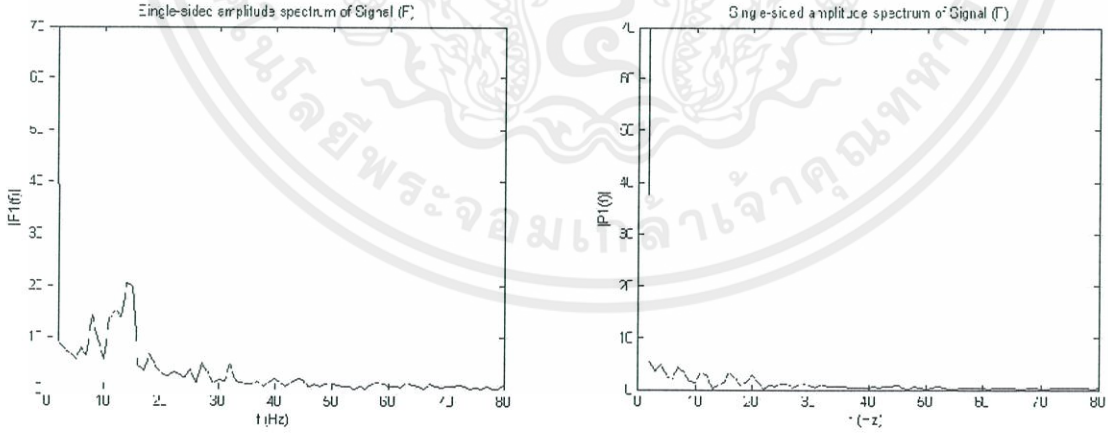
4.2.1.3 MMD Feature

4.2.1.4 Skewness and Kurtosis

4.2.2 Frequency domain features

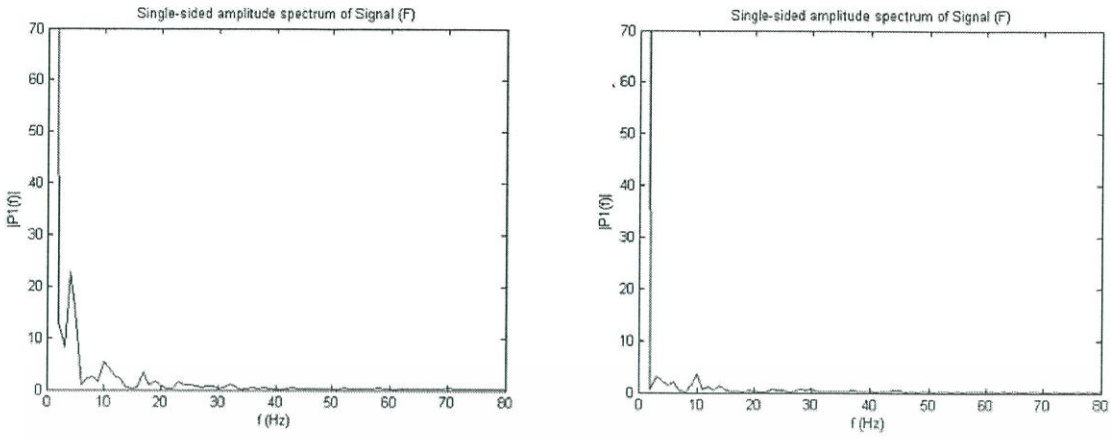
4.2.2.1 แปลงสัญญาณ EEG ให้อยู่ใน Frequency Domain

เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์จึงทำการแปลงสัญญาณ EEG ที่อยู่ใน Time Domain ให้อยู่ใน Frequency Domain ด้วยการแปลง Fourier Transform แต่เพื่อให้สามารถทำการคำนวณได้อย่างรวดเร็วจึงใช้ Fast Fourier Transform จะได้สัญญาณออกมาในรูปของ Amplitude spectrum ด้วยโปรแกรม MATLAB



รูปที่ 4.5 สัญญาณ EEG ขณะกระพริบตาและกลอกตาล่าง(ตามลำดับ) ใน Frequency Domain

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 สัญญาณ EEG ขณะกลอกตาขวาและทำสมาธิ(ตามลำดับ) ใน Frequency Domain

4.2.2.2 กำหนด Frequency Band

ทำการแบ่งสัญญาณ EEG ที่อยู่ใน Frequency Domain ด้วยการกำหนด Frequency band สำหรับแบ่งช่วงความถี่ของข้อมูล เพื่อให้ง่ายต่อการนำข้อมูลมาวิเคราะห์

ตารางที่4.1 ย่านความถี่ของข้อมูล

คลื่น	ความถี่ (Hz)
Low Delta	0.1-1
Mid Delta	1.1-2
High Delta	2.1-3
Low Theta	4-5
Mid Theta	5.1-6
High Theta	6.1-7
Low Alpha	8-9.3
Mid Alpha	9.4-10.7
High Alpha	10.8-12
Low Beta	12-15
Mid Beta	16-20
High Beta	21-30

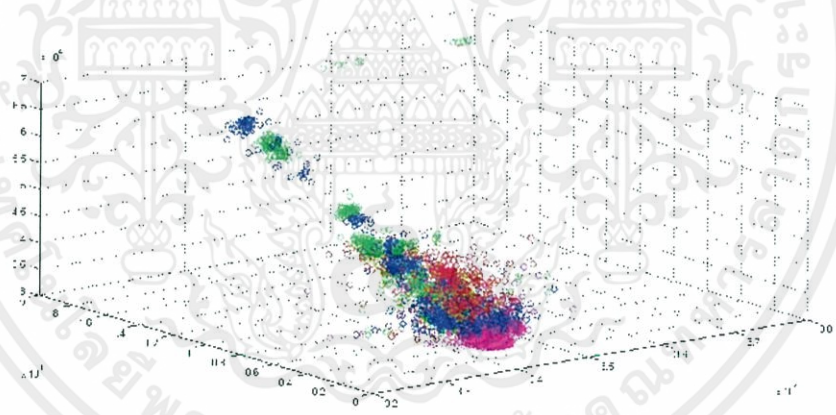
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2.3 คำนวณหาความหนาแน่นของพลังงานสเปกตรัม (Power spectrum density)

ทำการคำนวณหาความหนาแน่นของพลังงานสเปกตรัม (Power spectrum density) โดยหาได้จากพื้นที่ใต้กราฟของ Power spectrum density ด้วยวิธี Trapezoidal Integration Method ของความถี่ในแต่ละย่านตามตารางที่ 4.1 จากนั้นนำข้อมูลที่เก็บมาเงื่อนไขละสิบชุด หลังจากผ่านกระบวนการทั้งหมดมารวมกันเพื่อหาค่าเฉลี่ย แล้วนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบหาความแตกต่างของแต่ละเงื่อนไข

4.3 Principal Component Analysis

เนื่องจาก feature จำนวนมากทำให้มีมิติข้อมูลมากซึ่งอาจสร้างความลำบากให้แก่ส่วน classify จึงต้องทำลดมิติของข้อมูลให้เหลือไว้แค่ข้อมูลที่สำคัญด้วยวิธีวิเคราะห์องค์ประกอบหลักหรือ Principal component analysis (PCA) ลำดับแรกนำข้อมูลมาทำการนอร์มอลไรซ์โดยการลบด้วยค่า Mean และหารด้วย Standard variation ที่หาได้จากชุดข้อมูลฝึกสอน แล้วนำไปหาเมทริกซ์ความแปรปรวนร่วม (Covariant matrix) โดยที่สมาชิกตามแนวเส้นทแยงมุมคือ ความแปรปรวนของ Mean ระหว่างกลุ่มเดียวกัน ซึ่งจะนำมาใช้หาค่า Eigen vector และ Eigen value ที่สอดคล้องกัน จากนั้น เลือกจากค่าความมั่นใจที่(Percent confident) 90% ได้ Eigen value 3 ค่า แล้วจึงโปรเจคข้อมูลลงบน Eigen basis ได้มาอยู่ในรูป 3 มิติ



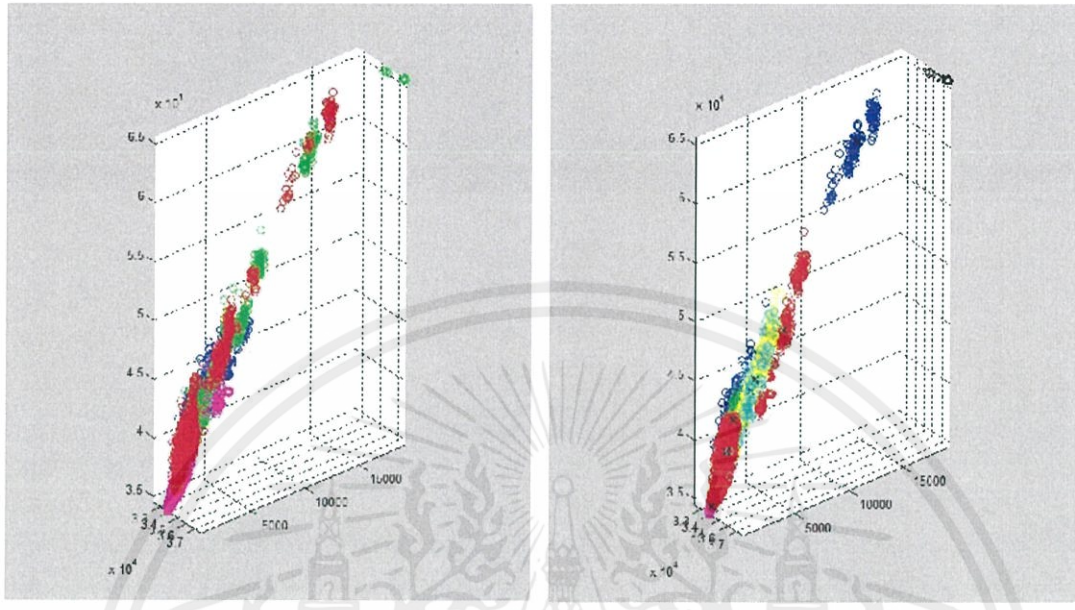
รูปที่ 4.7 ข้อมูลที่โปรเจคลงบน Eigen basis

4.4 Expectation Maximation for Gaussian Mixture Model

การแยกองค์ประกอบด้วยวิธีการประมาณรูปร่างผสมของเกาสส์ จะใช้วิธีการประมาณค่ามากที่สุดด้วยเทคนิคทางคณิตศาสตร์เรียกกว่า Expectation Maximization (EM) วิธีดังกล่าวเป็นกระบวนการทำซ้ำ (recursive) แบ่งเป็นสองขั้นตอน 1.ขั้นตอนการประมาณการ (คาดคะเน) เป็นขั้นตอนการคาดคะเนค่า Mean และ Variant 2.ขั้นตอนการปรับปรุงค่า เป็นการนำค่าที่ประมาณในขั้นตอนแรกมาปรับปรุงเป็นค่าที่มีความน่าเป็นสูงที่สุด แล้วส่งค่ากลับไปให้ขั้นตอนที่หนึ่งเพื่อทำการประมาณค่าใหม่ โดยที่กระบวนการทั้งหมดจะหยุดทำก็ต่อเมื่อขั้นตอนในรอบที่ผ่านมากับรอบปัจจุบัน

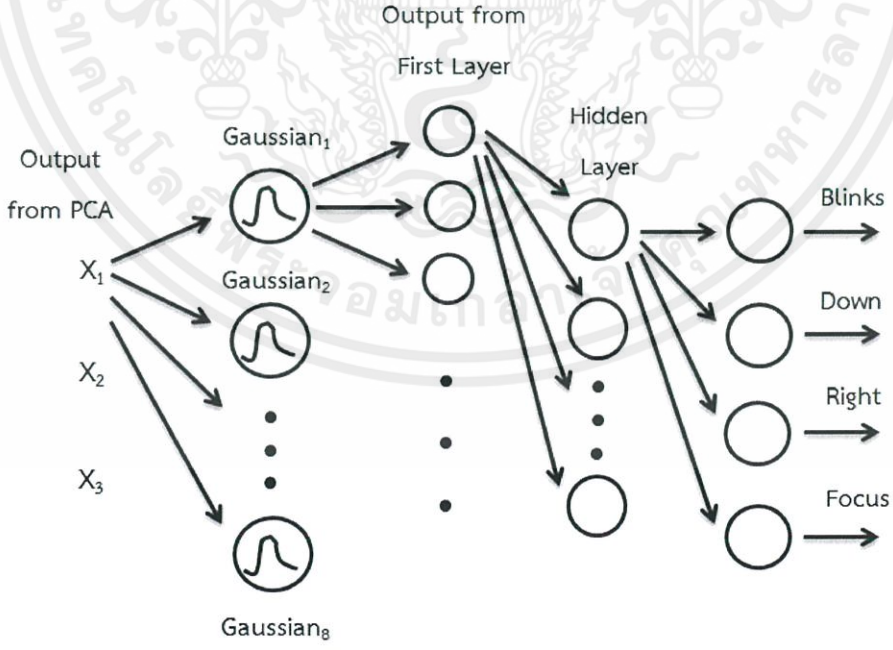
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีค่าใกล้เคียงกันมากๆ และจะใช้ฟังก์ชันเกาสส์ในการประมาณค่าความน่าจะเป็น เนื่องจากต้องการการจัดกลุ่ม (clustering) ของแต่ละกลุ่มตามความน่าจะเป็นว่าแต่ละจุดข้อมูลควรถูกจัดให้อยู่ในกลุ่มใด ซึ่งจะจัดกลุ่มได้เป็น 8 กลุ่มและได้ค่า Mean,Variant ของแต่ละกลุ่มออกมา



รูปที่ 4.8 Clustering from EM

4.5 Radial basis function



รูปที่ 4.9 Radial basis function

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

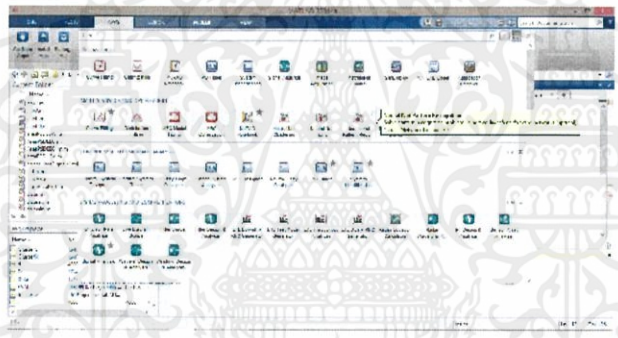
4.5.1 First layer

สำหรับเลเยอร์แรกของ Radial basis function เป็นการ Mapping ให้ข้อมูลที่เป็น non-linear กลายเป็น linear ซึ่งมี Transfer function เป็น Gaussian distribution โดยกำหนดให้ค่าคงที่ของสมการเป็นค่า Mean และ Variant ที่ได้จาก GMM และมีอินพุทเป็นข้อมูลที่ผ่าน pca จนได้มาอยู่ในรูปของ 3 มิติ นั่นแปลว่าข้อมูลจะถูกเทียบกับ 8 กลุ่มตามการแบ่งกลุ่มจาก EM และถ้าอินพุทมีค่าใกล้กับ Mean ที่ใช้ในสมการไหน จะทำให้เอาท์พุทที่ได้จากชั้นนี้ยิ่งมีค่ามาก แล้วจึงไปเข้า Second layer

4.5.2 Second layer

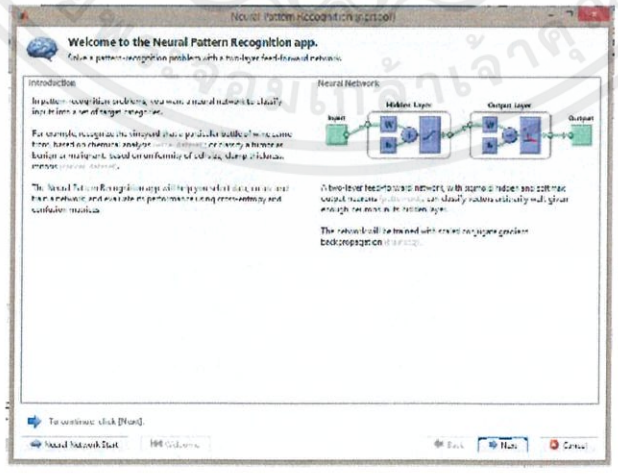
Network ที่มี 24 input และ 4 output โดยที่ Transfer function เป็น log sigmoid ซึ่งเป็นขั้นตอนการ Grouping ข้อมูลให้เข้ากับ 4 เงื่อนไขที่กำหนดไว้ Blinks, Down, Right, Focus

การใช้ Toolbox สร้าง Neural Network



รูปที่ 4.10 Toolbox Neural Network

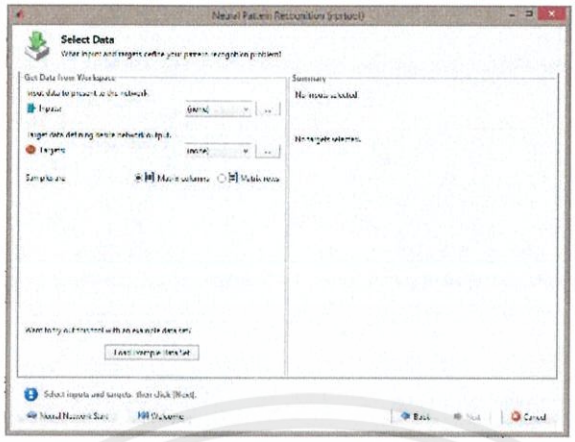
จากรูป เลือก



รูปที่ 4.11 Neural Pattern Recognition

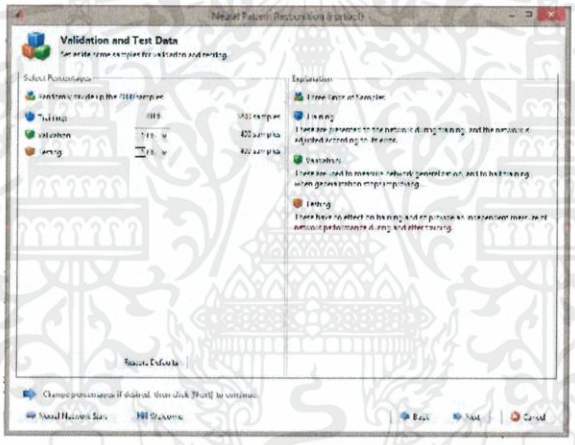
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูป 4.11 กด Next



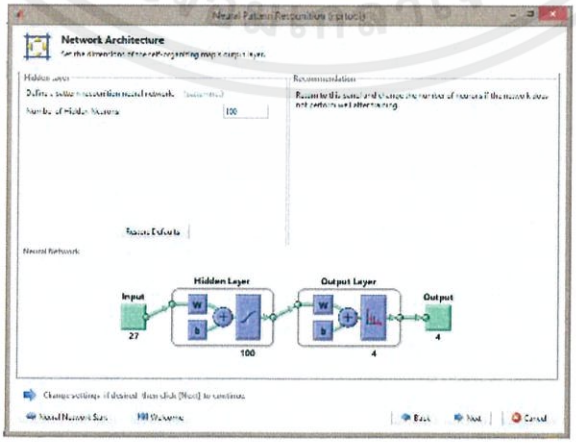
รูปที่ 4.12 Select Data

จากรูป 4.12 ใส่ Inputs และ Targets จากนั้นกด Next



รูปที่ 4.13 Validation and test data

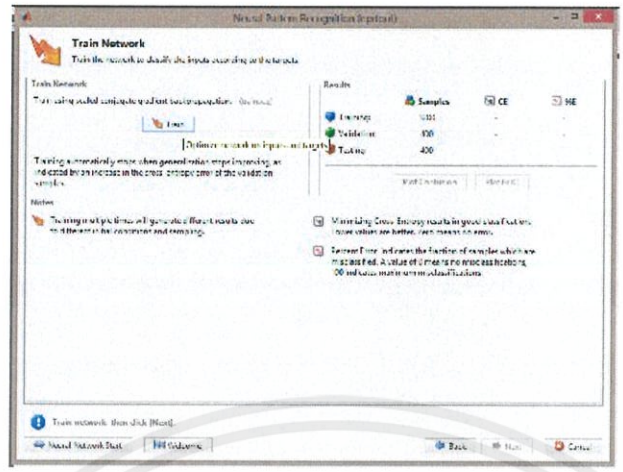
จากรูป 4.13 นั้นเลือกค่า Validation และ Testing



รูปที่ 4.14 Network Architecture

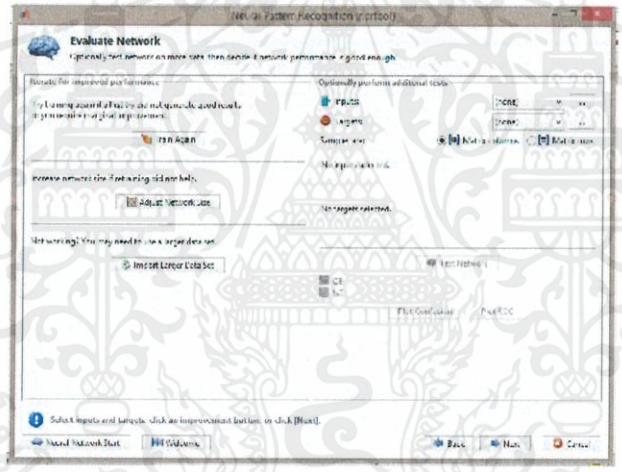
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.12 เลือกจำนวน Hidden Neurons จากนั้นกด Next



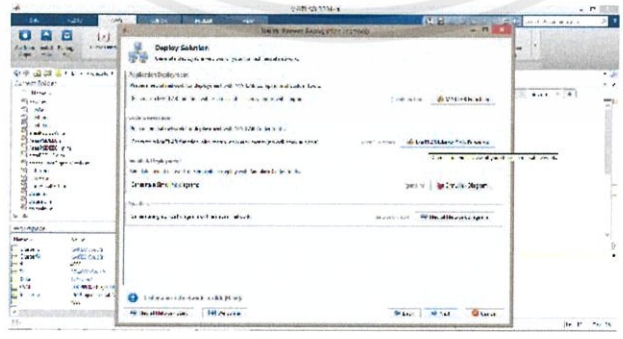
รูปที่ 4.15 Train Network

จากรูปที่ 4.13 จะมาหน้าต่าง Train Neural ก็กด Train แล้วกด Next



รูปที่ 4.16 Evaluate Network

จากรูปที่ 4.16 มาหน้าต่าง Evaluate Network กด Next



รูปที่ 4.17 Deploy Solution

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.17 หน้าต่าง Deploy Solution เราจะนำฟังก์ชัน Neural ที่เราสร้างขึ้นไปใช้ โดยคลิกที่ปุ่ม MATLAB Matrix-Only Function จากนั้นก็จะมี Function ขึ้นมาให้เราใช้ในหน้าต่าง Editor

(ข้อมูลที่ใช้เป็นเพียงตัวอย่างการใช้ Toolbox สร้าง Neural Network)

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองการทดสอบประสิทธิภาพของการสั่งงานด้วย Mindflex

People	Activities	% Efficientcy	
		Training	Test
1	Blinks	88%	69%
	Down	88%	82%
	Right	88%	84%
	Sleep	88%	97%
2	Blinks	88%	81%
	Down	88%	96%
	Right	88%	89%
	Sleep	88%	87%
3	Blinks	88%	79%
	Down	88%	85%
	Right	88%	86%
	Sleep	88%	82%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

5.1 สรุปผลการทดลอง

จากการทดลองเราเลือกการกระทำ 4 กิจกรรม คือ กระพริบตา, กลอกตาไปทางขวา, กลอกตาล่าง และหลับตา ซึ่งใช้เวลาในการควบคุมกิจกรรมแต่ละอย่าง 5 วินาที จากนั้นจึงนำข้อมูลที่เก็บได้ภายใน 5 วินาทีไปผ่านอัลกอริธึ่มตั้งแต่ Feature Extraction เพื่อหาคุณลักษณะของข้อมูลตามที่กำหนดไว้ ก่อนจะนำไปลดรูปด้วยการโปรเจคข้อมูลเข้ากับค่า Eigen vector ที่หาได้จาก Principal Component Analysis(PCA) แล้วจึงทำการ Classification ด้วย Radial basis function ซึ่งประกอบด้วย 2 layer โดยที่ชั้นแรกจะทำการ Mapping ให้ข้อมูลที่เป็น non-linear กลายเป็น linear ซึ่งมี Transfer function เป็น Gaussian distribution ส่วนชั้นที่ 2 Transfer function เป็น log sigmoid ซึ่งเป็นขั้นตอนการ Grouping ข้อมูลให้เข้ากับ 4 เงื่อนไข กระพริบตา, กลอกตาไปทางขวา, กลอกตาล่าง และ หลับตา เป็นคำสั่ง เดินหน้า, วิ่งไปทางขวา, วิ่งไปทางซ้าย และถอยหลังตามลำดับ

5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการทำงาน

1. ข้อมูลที่เก็บค่ามายังมีจำนวนไม่มากพอ ทำให้ผลการคำนวณที่ออกมาค่าที่ได้ยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่มาก

2. มีความรู้ความเข้าใจในการใช้งานโปรแกรม MATLAB ไม่เพียงพอ ทำให้ล่าช้าและใช้งานได้ไม่เต็มประสิทธิภาพ

3. สัญญาณคลื่นไฟฟ้าสมองมีความไม่แน่นอนเนื่องจากปัจจัยหลายอย่างทั้งภายในและภายนอก ทำให้ข้อมูลที่ได้มีความคลาดเคลื่อนแม้จะอยู่ในเงื่อนไขเดียวกัน จึงยากแก่การนำมาวิเคราะห์

4. พารามิเตอร์ที่นำมาใช้งานยังมีเปอร์เซ็นความผิดพลาดอยู่ จึงทำให้ผลที่ได้คลาดเคลื่อนจากข้อมูลจริง

5.3 แนวทางการแก้ไขปัญหา

1. เก็บตัวอย่างข้อมูลให้หลากหลายและมากขึ้น

2. ศึกษาและทดลองวิธีใช้งานโปรแกรม MATLAB เพิ่มเติม

3. ศึกษาและค้นคว้าเกี่ยวกับพารามิเตอร์อื่นๆ เพื่อหาชนิดพารามิเตอร์ที่อาจเหมาะสมกับวัตถุประสงค์ของการใช้งานมากกว่าพารามิเตอร์เดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] AD8232 Sparkfun ค้นเมื่อ 10 กันยายน 2559
https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide

[2] AD8232 Heart Rate Monitor ค้นเมื่อ 17 กันยายน 2559
https://github.com/sparkfun/AD8232_Heart_Rate_Monitor

[3] Code Heart rate moniter ค้นเมื่อ 22 กันยายน 2559
http://forum.arduino.cc/index.php?topic=306012.0

[4] Classification of EEG Signals ค้นเมื่อ 22 กันยายน 2559
http://daim.idi.ntnu.no/masteroppgaver/006/6288/masteroppgave.pdf

[5] Brainwaves Design ค้นเมื่อ 25 กันยายน 2559
http://salvonostrato.com/wp/01-b-c-s-m-j-p-a

[6] Arduino and real time charts in Excel ค้นเมื่อ 27 กันยายน 2559
http://robottini.altervista.org/arduino-and-real-time-charts-in-excel

[7] Normal Brainwave ค้นเมื่อ 4 ตุลาคม 2559
https://www.dreamstime.com/royalty-free-stock-photo-normal-brain-waves-eeg-image29444815

[8] EEG Signal Processing and Classification for the Novel Tactile-Force Brain-Computer Interface Paradigm ค้นเมื่อ 5 ตุลาคม 2559
https://arxiv.org/abs/1310.1593

[9] Buadrate Matlab setting ค้นเมื่อ 10 ตุลาคม 2559
https://www.mathworks.com/help/matlab/matlab_external/baudrate.html

[10] Ardunio Based ECG & Heartbear Monitoring Healthcare System
ค้นเมื่อ 22 ตุลาคม 2559
http://www.instructables.com/id/ECG-Monitoring-System-by-Using-Arduino-or-AD8232/

[11] Hack EEG Brain wave 18ตุลาคม 2559
http://www.frontiernerds.com/brain-hack

[12] Filter Matlab 22 ตุลาคม 2559
https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/filter.htm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

โค้ด Arduino รับข้อมูลจาก AD8232

```
void setup() {
 // initialize the serial communication:
Serial.begin(57600);
pinMode(5, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
 pinMode(6, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
Serial.begin(57600); // opens serial port, sets data rate to 57600 bps
}
void loop()
{
if((digitalRead(5) == 1)||(digitalRead(6) == 1))
{
Serial.println('!');
}
else
{
Serial.println(analogRead(A0));
}
//Wait for a bit to keep serial data from saturating
delay(1);
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โค้ด Matlab รับค่าคลื่นสมอง

```
% Bluetooth connect
instrhwinfo('Bluetooth', 'HC05');
b = Bluetooth('HC05', 1);
fopen(b)
disp('Bluetooth Conected')
% Data collect
flushinput(b) %clear input buffersize
%  R1=[];V1=[];W1=[];C1=[];C2=[];
for j=drange(1:100000)
 A1=[];
for p=drange(1:512*5)
            p
A=fscanf(s)
 A=str2num(A);
 if((A)>1&&(A)<500)
A1=[A; A1];
end
p=p+1;
end
```

โค้ด Matlab คำนวณค่า

```
flushinput(b)
Fs = 512;                          % Sampling frequency
T = 1/Fs;                          % Sampling period
L = length(S1);                    % Length of signal
t = (0:L-1);                       % Time vector
S1= S1(1:end-1)';
Y = fft(S1,L);                      %fft syntax
P2 = abs(Y/L);                     %two-sided spectrum
P1 = P2(1:L/2+1);                  %single side amplitude spectrum
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);       %compute the single-sided spectrum P1 based on P2 and the
                                   even-valued signal length L
f = Fs*(0:(L/2))/L;                % Define the frequency domain plot the unique frequencies
% Range frequency 12
P1_range(1)=0.1;P1_range(2)=1;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
LDelta = trapz(P1(D1));     %PSD from trapz of amplitude spectrum
P1_range(1)=1.1;P1_range(2)=2;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
MDelta = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=2.1;P1_range(2)=3;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
HDelta = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=4;P1_range(2)=5;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
LTheta = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=5.1;P1_range(2)=6;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
MTheta = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=6.1;P1_range(2)=7;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
HTheta = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=8;P1_range(2)=9.3;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
LAlpha = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=9.4;P1_range(2)=10.7;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
MAlpha = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=10.8;P1_range(2)=12;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
HAlpha = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=12;P1_range(2)=15;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
LBeta = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=16;P1_range(2)=20;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
MBeta = trapz(P1(D1));
P1_range(1)=21;P1_range(2)=30;
D1 = (f>=P1_range(1)) & (f<P1_range(2));
HBeta = trapz(P1(D1));
%% Data for analyse 12
AllWave=[LDelta,MDelta,HDelta,LTheta,
MTheta,HTheta,LAlpha,MAlpha,HAlpha,L
Beta,MBeta,HBeta]
W1=AllWave';
Fsf= 500;
t=0:1/Fsf:((length(input)-1)/Fsf);
tmean=mean(input);
tstd=std(input);
tmax=max(input);
tmin=min(input);
% Hjorth parameter (3)
sigma0=var(input);
sigma1=var(diff(input));
sigma2=var(diff(diff(input)));
%tactEEG=sigma0^2;    % Acitivity
tmobiEEG=sigma1/sigma0;  %Mobility
tcompEEG= sqrt(((sigma2/sigma1)^2)-
((sigma1/sigma0)^2)); %Mobility
% MMD of time domain at 1,5,10,15 sec
per epoch
tMMD1sec = MMDfeatures(input,Fsf,1);
% MMD 1 sec per 30 epoch
tMMD2sec = MMDfeatures(input,Fsf,2);
% MMD 5 sec per 30 epoch
[result1sec meanslopeMMD1sec
sumslopeMMD1sec] =
slopeMMDfeatures(input,Fsf,1);
[result2sec meanslopeMMD2sec
sumslopeMMD2sec] =
slopeMMDfeatures(input,Fsf,2);
% skewness
tsk=skewness(input);
% kurtosis
tku=kurtosis(input);
allfea15=[tmean,tstd,tmax,tmin,tmobiEE
G,tcompEEG,tMMD1sec,tMMD2sec,mean
slopeMMD1sec,su
mslopeMMD1sec,meanslopeMMD2sec,s
umslopeMMD2sec,tsk,tku,AllWave];
%% ==========Signal processing
D1=allfea15';
[sizeF,sizeD] = size(D1);
basis(Aver,sd1,eigen,EM:mean/sigma,Tar
Neural,)
% load data
subject = 'BDRS.mat';
path= 'D:\Project4c\data\Data-
test\result\';
filename= [path subject];
data = load(filename);
for i=1:1:3
eval(sprintf('teig%d = data.teig%d;',i,i))
sizeEIG=i
end
sigma=data.svar;     %A1 = V1 old
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
meu=data.model.mu;
[d1,sizeEM] = size(meu);
%% ==========PCA
% project signal into basis(Signal
projected)
cSPe=1;
i=1;
% eval(sprintf('SPe%d(:,i) =
((dot(E%d(:,i),teig%d)/(norm(teig%d)^2))*
teig%d)*100;',cSPe,cE,ct,ct,ct));
for j=1:1:sizeEIG
for i=1:1:sizeD
eval(sprintf('SPe%d(:,i) =
((dot(D1,teig%d)/(norm(teig%d)^2))*teig
%d)*100;',cSPe,j,j,j));
end
cSPe=cSPe+1;
end
for j=1:1:sizeEIG
if eval(sprintf('SPe%d(1,:) ~= 0',j));
eval(sprintf('SP(%d,:) =
SPe%d(%d,:);',j,j,j));
end
if eval(sprintf('SPe%d(2,:) ~= 0',j));
eval(sprintf('SP(%d,:) =
SPe%d(%d,:);',j,j,j));
end
if eval(sprintf('SPe%d(3,:) ~= 0',j));
eval(sprintf('SP(%d,:) =
SPe%d(%d,:);',j,j,j));
end
end
%% ===========Radial basis
GS_s=[];
%Gaussian (1st layer of Radial basis)
for j=1:1:sizeEM
for i=1:1:sizeD
eval(sprintf('Gauss_1st%d(i,:) =
gauss_dist(SP(:,i),meu(:,j),sigma(:,j));',j));
end
eval(sprintf('GG%d =
transpose(Gauss_1st%d);',j,j));
eval(sprintf('GS_s = [GS_s; GG%d];',j));
end
%Neural sizeD=4687 sample k*3
Element
[sizeT,d] = size(Tar);
[sizeF,sizeD] = size(GS_s);
%% ============Neural
[ClusterG] = mN4(GS_s);
%modify cluster
for j=1:1:sizeT
for i=1:1:sizeD
if max(ClusterG(:,i))
index = find(ClusterG(:,i) ==
max(ClusterG(:,i))); %locate of max
ClusterN(index,i) = 1 ;
else
ClusterN(:,i) = 0
end
ClusterN(index+1:sizeT,i) = 0 ;
end
if ClusterN == Tar(:,1)
disp('roll(sph, 50, 0); Forward');
roll(sph, 30, 0);
sph.Color = [127 0 0];
end
if ClusterN == Tar(:,3)
 disp('roll(sph, 50, 90); Right');
roll(sph, 30, 90);
sph.Color = [0 127 0];
end
if ClusterN == Tar(:,2)
disp('roll(sph, 50, 180); Left')
roll(sph, 30, 270);
sph.Color = [255 255 255];
end
if ClusterN == Tar(:,4)
 disp('roll(sph, 50, 270); Back')
roll(sph, 30, 180);
sph.Color = [127 63 127];
end
flushinput(b)
pause(4); %delay 4 sec
clear A1;
flushinput(b)
j=j+1;
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้