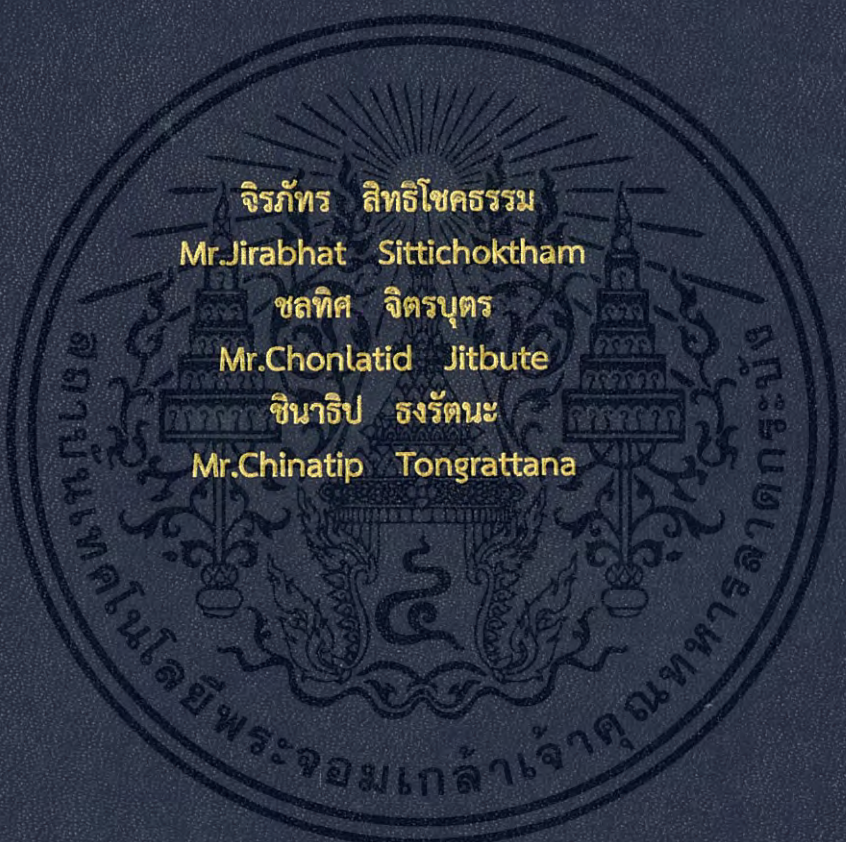
เครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด
Walking exoskeleton for physical therapy

จิรภัทร สิทธิโชคธรรม
Mr.Jirabhat Sittichoktham
ชลทิศ จิตรบุตร
Mr.Chonlatid Jitbute
ชินาธิป ธงรัตนะ
Mr.Chinatip Tongrattana



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

เครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด

Walking exoskeleton for physical therapy

โดย

จิรภัทร	สิทธิโชคธรรม	รหัส 57010193
ชลทิศ	จิตรบุตร	รหัส 57010267
ชินาธิป	ธงรัตนะ	รหัส 57010323

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2560

สาขา วิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด

Walking exoskeleton for physical therapy

ผู้จัดทำ จิรภัทร สิทธิโชคธรรม รหัส 57010193

ชลทิศ จิตรบุตร รหัส 57010267

ชินาธิป ธงรัตนะ รหัส 57010323

รายงานนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

.....

อาจารย์ที่ปรึกษา

(ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว)

..... / ..... / .....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด			
นักศึกษา	นายจิรภัทร	สิทธิโชคธรรม	รหัสประจำตัว	57010193
	นายชลทิศ	จิตรบุตร	รหัสประจำตัว	57010267
	นายชินาธิป	ธงรัตนะ	รหัสประจำตัว	57010323
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต			
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์			
ปีการศึกษา	2560			
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว			

บทคัดย่อ

บทคัดย่อ – โครงงานฉบับนี้จัดทำขึ้นเพื่ออธิบายวิธีการสร้างและควบคุมเครื่องช่วยเดินเพื่อช่วยเหลือการทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ที่มีปัญหาทางด้านการเดิน มีหลักการทำงานโดยใช้มอเตอร์เป็นจุดหมุนของเครื่องช่วยเดินทำงานแทนหัวเข่าของผู้ป่วยโดยมอเตอร์จะทำงานตามจังหวะการก้าวเท้าของผู้ป่วย มีการใช้สัญญาณไฟฟ้าที่ส่งออกมาจากกล้ามเนื้อขาท่อนล่างในการระบุจังหวะของการก้าวเท้า รับสัญญาณโดยใช้เซ็นเซอร์กล้ามเนื้อ 8 ตัวตรวจจับสัญญานบริเวณขาท่อนล่างและส่งเข้าคอมพิวเตอร์ผ่านบลูทูธ จากนั้นจะใช้โปรแกรมแมทแลบในการวิเคราะห์สัญญาณเพื่อแยกแยะความแตกต่างของสัญญาณที่ได้จากการก้าวเท้าในจังหวะต่างๆ และส่งเอาท์พุธเข้าสู่คอนโทลเลอร์ผ่านทางซีเรียลพอร์ต โดยคอนโทลเลอร์จะควบคุมการทำงานของมอเตอร์ที่ติดอยู่ที่เครื่องช่วยเดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Walking exoskeleton for physical therapy

Thesis	Walking exoskeleton for physical therapy		
Student	Mr.Jirabhat	Sittichoktham	ID :57010193
	Mr.Chonlatid	Jitbute	ID :57010267
	Mr.Chinatip	Tongrattana	ID: 57010323
Degree	Bachelor of Engineering		
Program	Electronics Engineering		
Year	2017		
Thesis Advisor	Dr.Yutthana Kidjaideaw		

Abstract

Abstract — this project is designed to study how to build and control walking exoskeleton for helping in physical therapy. It works by using a motor as a pivot point of the exoskeleton work in place of knee of the patient. It use electrical signal from leg muscles to specify the footstep. It receives the signal by using 8 EMG sensor detect the electrical signal at the leg and send data through Bluetooth to computer. And use MATLAB to extract features and classify the signal. Then MATLAB will send outputs through serial port to controller. The controller is use to control motor of the exoskeleton.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงงาน “เครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด” สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดีจากความช่วยเหลือจาก ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว อาจารย์ที่ปรึกษาโครงงาน ที่ให้คำปรึกษา ช่วยเหลือและให้ความรู้

ขอขอบพระคุณพ่อแม่ของคณะผู้จัดทำที่คอยให้กำลังใจหลักและเป็นผู้สนับสนุนเงินทุนหลักในการทำโครงงานนี้ และขอขอบคุณเพื่อนและรุ่นพี่ ผู้ที่เป็นกำลังหลักในการช่วยเหลือ ให้คำแนะนำ รวมทั้งช่วยกันแก้ปัญหาที่เกิดขึ้นในระหว่างการทำโครงงานนี้ ทำให้ผลของโครงงานสำเร็จรุร่วงไปได้ด้วยดี

สุดท้ายนี้คณะผู้จัดทำหวังว่าโครงงานนี้จะเป็นประโยชน์สำหรับผู้ที่สนใจ และสามารถนำความรู้จากโครงงานนี้ไปใช้ในอนาคตได้

จิรภัทร สิทธิโชคธรรม

ชลทิศ จิตรบุตร

ชินาธิป ธงรัตนะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทคัดย่อภาษาไทย.....I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II
กิตติกรรมประกาศ.....III
สารบัญ.....IV
สารบัญรูปภาพ.....VI
บทที่ 1 1
1.1 ที่มาและความสำคัญ..... 1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์..... 1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา..... 1
1.4 ขอบเขตของโครงงาน 1
1.5 แผนการกำหนดเวลาปฏิบัติการ..... 1
บทที่ 2 3
2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับกล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา..... 3
2.1.1 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและก้นกบ..... 3
2.1.2 กล้ามเนื้อส่วนโคนขา..... 4
2.1.3 กล้ามเนื้อส่วนปลายขา..... 5
2.1.4 กล้ามเนื้อส่วนเท้า..... 7
2.2 กระบวนการรับสัญญาณจากกล้ามเนื้อ..... 9
2.3 Arduino..... 10
2.3.1 บอร์ด Arduino..... 10
2.3.2 จุดเด่นของบอร์ด Arduino..... 10
2.3.3 รูปแบบการเขียนโปรแกรมบน Arduino 11
2.3.4 Layout & Pin out Arduino Board (Model: Arduino UNO R3)..... 11
2.3.5 Pulse Width Modulation (PWM)..... 12
2.4 Exoskeleton..... 13
2.4.1 Motor..... 13
2.4.2 วัสดุ..... 18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 Featured ที่ใช้งาน 19
2.5.1 Waveform Length 19
2.5.2 Root mean square 19
2.5.3 Mean of absolute value 19
2.5.4 Modified median frequency 19
2.5.5 Median power spectrum density 19
2.5.6 Willison's amplitude 20
2.6 การจำแนกข้อมูลด้วยโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Networks Classification) 20
บทที่ 3 22
3.1 แผนการดำเนินงาน 22
3.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน 23
3.2.1 เครื่องช่วยเดิน (Walking exoskeleton) 23
3.2.2 งานด้าน Software 25
3.2.3 การควบคุมมอเตอร์ 32
บทที่ 4 34
4.1 ผลการรับข้อมูลจาก EMG Sensors 35
4.2 Signal Processing 36
4.3 Output ของ Neural Network 40
4.4 การควบคุมมอเตอร์ 40
บทที่ 5 41
5.1สรุปผลการทดลอง 41
5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง 41
เอกสารอ้างอิง 42
ภาคผนวก 43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.1 Gluteus maximus....3
รูปที่ 2.2 Tensor fasciae latae....4
รูปที่ 2.3 Biceps femoris....4
รูปที่ 2.4 Rectus femoris....5
รูปที่ 2.5 Satorius....5
รูปที่ 2.6 Tibialis anticus....6
รูปที่ 2.7 Gastrocnemius....6
รูปที่ 2.8 Flexor hallucis longus....7
รูปที่ 2.9 Extensor digitorumbrevis....7
รูปที่ 2.10 Adductor hallucis....8
รูปที่ 2.11 Flexor digitorumbrevis....8
รูปที่ 2.12 Myo Gesture control Armband....9
รูปที่ 2.13 บอร์ด Arduino....10
รูปที่ 2.14 การเขียนโปรแกรมบน Arduino....11
รูปที่ 2.15 บอร์ด Arduino UNO R3....11
รูปที่ 2.16 Exoskeleton....13
รูปที่ 2.17 DC Motor ZWL-31ZY218i....13
รูปที่ 2.18 DC Motor Driver รุ่น MDD10A....16
รูปที่ 2.19 ส่วนประกอบของบอร์ด MDD10A....17
รูปที่ 2.20 อลูมิเนียม....18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.21 โครงสร้างการคำนวณของ Neuron.....20
รูปที่ 2.22 สมการของ Tan Sigmoid Function.....21
รูปที่ 3.1 เครื่องช่วยเดิน V.1.....24
รูปที่ 3.2 เครื่องช่วยเดิน V.2.....24
รูปที่ 3.3 เครื่องช่วยเดิน V.3.....25
รูปที่ 3.4 สัญญาณ EMG เมื่อเดินก้าวด้านหน้า 50 ก้าว.....27
รูปที่ 3.5 ลักษณะของข้อมูลหลังจากคำนวณ Features.....28
รูปที่ 3.6 Toolbox Neural Network.....30
รูปที่ 3.7 Select Data.....30
รูปที่ 3.8 Validation and test data.....31
รูปที่ 3.9 Train Network.....31
รูปที่ 3.10 Deploy Solution.....32
รูปที่ 3.11 การต่อมอเตอร์เข้ากับบอร์ดไดร์มอเตอร์และ Arduino.....33
รูปที่ 4.1 สัญญาณ EMG ของท่าเดิน 50 ก้าว.....35
รูปที่ 4.2 สัญญาณ EMG ของท่าลุกขึ้นและนั่งลง.....35
รูปที่ 4.3 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 1.....36
รูปที่ 4.4 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 2.....37
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 3.....37
รูปที่ 4.6 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 4.....37
รูปที่ 4.7 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 5.....38
รูปที่ 4.8 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 6.....38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.9 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 7.....39

รูปที่ 4.10 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 8.....39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ปัจจุบันผู้สูงอายุหรือผู้มีปัญหาทางด้านกล้ามเนื้อมีปัญหาเป็นอย่างมากคือ มีข้อจำกัดในการปฏิบัติกิจกรรมในชีวิตประจำวันหรือการเข้าไปมีส่วนร่วมในกิจกรรมของสังคม ซึ่งเป็นผลมาจากความบกพร่องหรือการสูญเสียความสามารถของอวัยวะในการเคลื่อนไหว

กลุ่มของข้าพเจ้าจึงมีความคิดที่จะจัดทำเครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด (Walking Exoskeleton for Physical Therapy)

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อช่วยให้คนพิการใช้ชีวิตประจำวันได้ดีขึ้น

1.2.2 เพื่อศึกษาหลักการเขียนโปรแกรมควบคุม controller

1.2.3 เพื่อเรียนรู้และเข้าใจถึงปัญหาที่พบจากการทำชิ้นงานจริง ตลอดจนการหาวิธีการแก้ไขและการป้องกันปัญหานั้น

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

1.3.1 สามารถควบคุมเครื่องช่วยเดินโดยใช้เซ็นเซอร์กล้ามเนื้อในการควบคุมอย่างมีประสิทธิภาพ

1.4 ขอบเขตของโครงงาน

ศึกษาการเขียนโปรแกรมในโปรแกรมต่าง ๆ เพื่อใช้ในการควบคุมเครื่องช่วยเดิน

1.4.1 MATLAB

1.4.2 Arduino

1.5 แผนการกำหนดเวลาปฏิบัติการ

เครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด (Leg exoskeleton for physical therapy) แบ่งการทำงานออกเป็น 3 ส่วนคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5.1 จัดหาอุปกรณ์ตรวจวัดกล้ามเนื้อ และแขนกล

1.5.2 เขียนโปรแกรมที่นำข้อมูลการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อมาประมวลผล ว่าเป็นการขยับขาในลักษณะท่าทางต่าง ๆ

1.5.3 นำข้อมูลจากข้อ 1.5.2 มาประยุกต์ใช้กับ microcontroller เพื่อใช้ในการควบคุมเครื่องช่วยเดิน

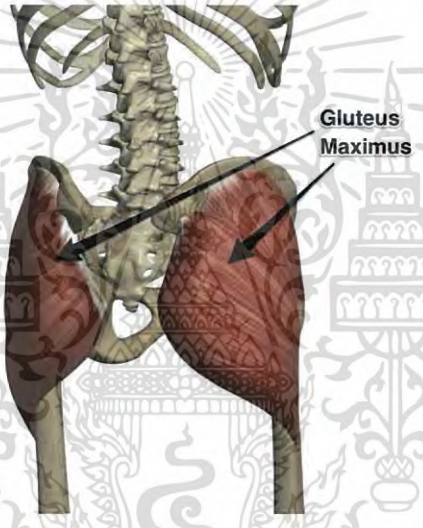
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎี

2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับกล้ามเนื้อส่วนสะโพกและขา

2.1.1 กล้ามเนื้อส่วนสะโพกและก้นกบ

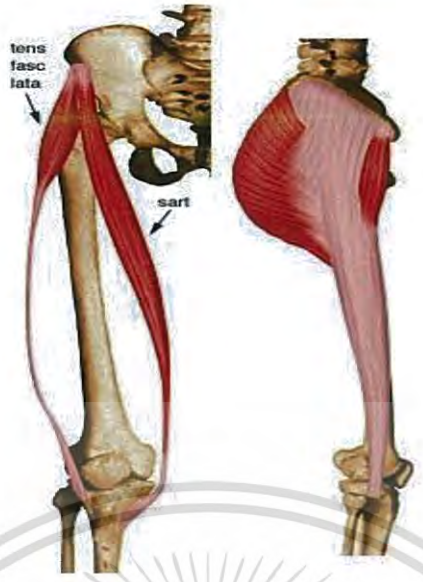
2.1.1.1 Gluteus maximus เป็นกล้ามเนื้อมัดใหญ่ มีจุดเกาะที่ Ilium และ Sacrum ของกระดูกเชิงกรานแล้วไปเกาะยังกระดูกต้นขา ทำหน้าที่เหยียดขา กางต้นขา หมุนต้นขา ไปทางด้านข้าง



รูปที่ 2.1 Gluteus maximus

2.1.1.2 Tensor fasciae latae เป็นกล้ามเนื้อทางด้านข้างของสะโพก เกาะอยู่ที่ส่วนหน้าของกระดูกเชิงกราน ทำหน้าที่กางและหมุนขาเข้าด้านใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 Tensor fasciae latae

2.1.2 กล้ามเนื้อส่วนโคนขา

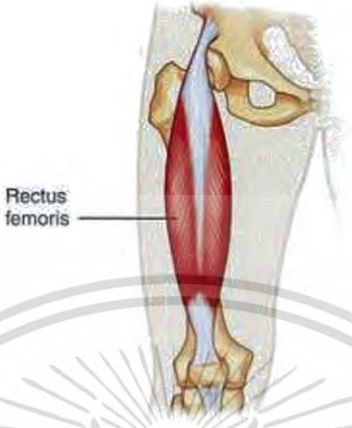
กล้ามเนื้อส่วนนี้แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม ตามตำแหน่งหน้าที่ และประสาทที่มาเลี้ยง ด้านหลังของต้นขาเรียกว่า Flexor surface เป็นที่อยู่ของกล้ามเนื้อกลุ่มเอ็นหลังต้นขาด้านล่าง (Hamstring group) อีกกลุ่มหนึ่งคือ กล้ามเนื้อดึงข้อ (Adductor group) และกล้ามเนื้อกลุ่มด้านหน้าของต้นขา (Anterior group) โดยกล้ามเนื้อที่สำคัญมีดังนี้

2.1.2.1 Biceps femoris เป็นกล้ามเนื้อกลุ่มเอ็นหลังต้นขาล่าง จุดเกาะเริ่มจากกระดูก Ischium และกระดูกต้นขาไปยังหัวของกระดูกขาท่อนเล็ก Fibula ทำหน้าที่เหยียดต้นขาและงอเข่า

รูปที่ 2.3 Biceps femoris

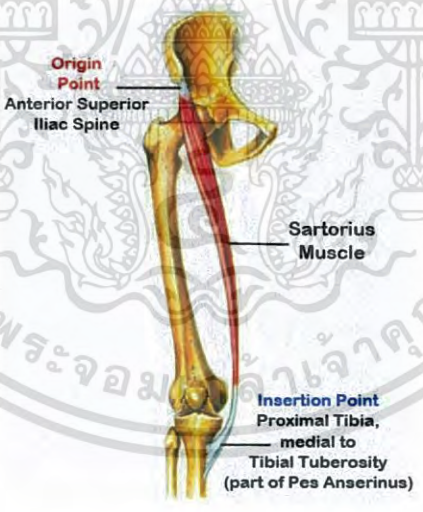
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2.2 Rectus femoris เป็นกล้ามเนื้อกลุ่มด้านหน้าของต้นขา (Anterior group) เป็นกล้ามเนื้อมัดใหญ่อยู่ทางด้านหน้าของต้นขา จุดเกาะเริ่มจากกระดูก Ilium ไปยังกระดูกปลายขาท่อนใหญ่ Tibia ทำหน้าที่งอต้นขาและเหยียดปลายขา



รูปที่ 2.4 Rectus femoris

2.1.2.3 Satorius เป็นกล้ามเนื้อกลุ่มด้านหน้าของต้นขา จุดเกาะเริ่มจาก Iliac spine ไปยังส่วนบนของกระดูกปลายขาท่อนใหญ่ Tibia ทำหน้าที่งอต้นขา และปลายขา



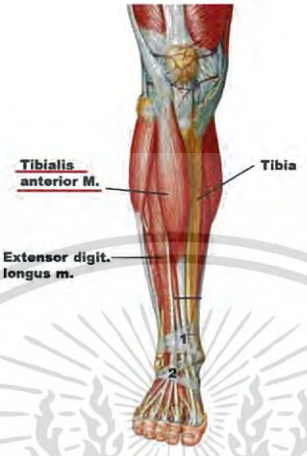
รูปที่ 2.5 Satorius

2.1.3 กล้ามเนื้อส่วนปลายขา

กล้ามเนื้อส่วนนี้แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ กลุ่มด้านหน้าของปลายขา (Anterior compartment) กลุ่มด้านข้างของปลายขา(Lateral compartment) และกลุ่มด้านหลังของปลายขา (Posterior compartment) โดยกล้ามเนื้อที่สำคัญมีดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3.1 Tibialis anticus เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มด้านหน้าของปลายขา เกาะจากด้านข้างของกระดูกปลายขาท่อนใหญ่ Tibia และจากผังผืด ซึ่งยึดระหว่างกระดูกปลายขาท่อนใหญ่และท่อนเล็ก และเกาะที่กระดูกฝ่า-เท้า ทำหน้าที่กระดกข้อเท้า และบิดข้อเท้าเข้าด้านใน



รูปที่ 2.6 Tibialis anticus

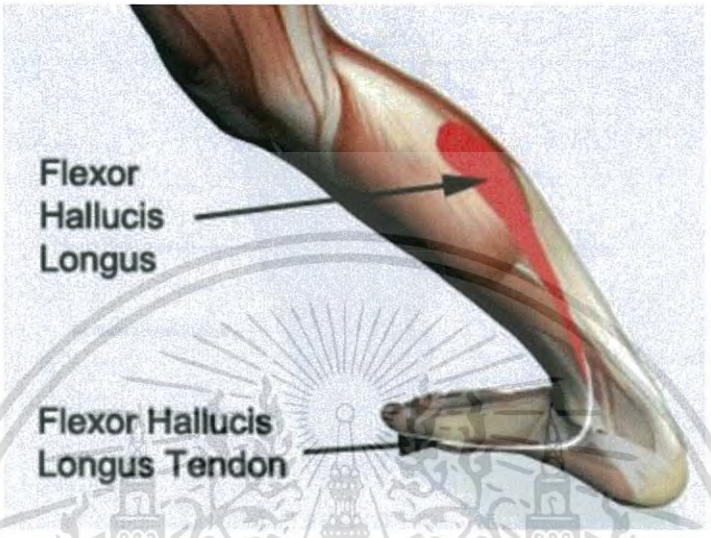
2.1.3.2 Gastrocnemius เป็นกล้ามเนื้อในกลุ่มด้านหลังของปลายขาเกาะจากส่วนปลายของกระดูกต้นขาทั้งสองด้าน ส่วนปลายเป็นเอ็นเกาะที่กระดูกส้นเท้า Achillis tendon ทำหน้าที่งอหลังเท้า เหยียดนิ้วเท้า กดฝ่าเท้าลง และงอเข่า

รูปที่ 2.7 Gastrocnemius

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.4 กล้ามเนื้อส่วนเท้า

2.1.4.1 Flexor hallucis longus เป็นกล้ามเนื้อที่เกาะจากด้านหลังของกระดูกช่วงล่าง ส่วนปลายของกล้ามเนื้อเป็นเอ็นเกาะที่กระดูกหัวแม่เท้า โดยทำหน้าที่งอปลายนิ้วหัวแม่เท้า และทำหน้าที่กระดกข้อเท้าลง และบิดเท้าเข้าด้านใน



รูปที่ 2.8 Flexor hallucis longus

2.1.4.2 Extensor digitorumbrevis เป็นกล้ามเนื้อด้านหลังเท้า ตรงปลายเป็นเอ็นไปเกาะที่นิ้วทั้ง 4 ยกเว้นนิ้วหัวแม่เท้า ทำหน้าที่เหยียดข้อของนิ้วเท้าทั้ง 4

รูปที่ 2.9 Extensor digitorumbrevis

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 กระบวนการรับสัญญาณจากกล้ามเนื้อ

ในทางการแพทย์ได้มีการพัฒนาส่วนในการควบคุมอุปกรณ์ภายนอกที่ไม่ใช้มือควบคุม (Hand-free) ขึ้นมา โดยใช้สัญญาณทางชีวการแพทย์ซึ่งสัญญาณที่สำคัญสัญญาณหนึ่งคือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography (EMG) signal หรือ Myoelectric signal) ซึ่งเป็นสัญญาณที่สามารถวัดได้จากอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว(Surface electrode) โดยประกอบด้วยข้อมูลของสัญญาณจำนวนมาก ดังนั้นในการนำสัญญาณเหล่านี้มาใช้งานในการจำแนกท่าทางของผู้ใช้งานจึงต้องใช้ระเบียบวิธีในการคำนวณ(Algorithm)

ในการรับสัญญาณทางกล้ามเนื้อจำเป็นต้องใช้ Electromyography Sensor (EMG sensor) ที่มีความแม่นยำสูง และการวัดสัญญาณบริเวณขาจำเป็นต้องใช้เซ็นเซอร์จำนวนมาก โดยทางผู้จัดทำได้เลือกใช้ Myo Gesture control Armband เป็นอุปกรณ์ในการรับสัญญาณ เนื่องจากมีจำนวน EMG sensors 8 ชุดและยังสามารถส่งข้อมูลผ่าน Bluetooth เข้าสู่คอมพิวเตอร์ได้โดยตรง

รูปที่ 2.12 Myo Gesture control Armband

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 Arduino

2.3.1 บอร์ด Arduino

เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source และเปิดกว้าง โดยใช้ IC ตระกูล Atmega ตัวบอร์ด Arduino ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ราคาถูก และค้นหาข้อมูลต่างๆได้ง่าย จึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา สามารถใช้งานได้ตั้งแต่ผู้ที่มีพื้นฐานภาษา C หรือไม่มีพื้นฐานภาษา C เลยก็สามารถความง่ายของบอร์ด Arduino ในการต่ออุปกรณ์เสริม ต่างๆ 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

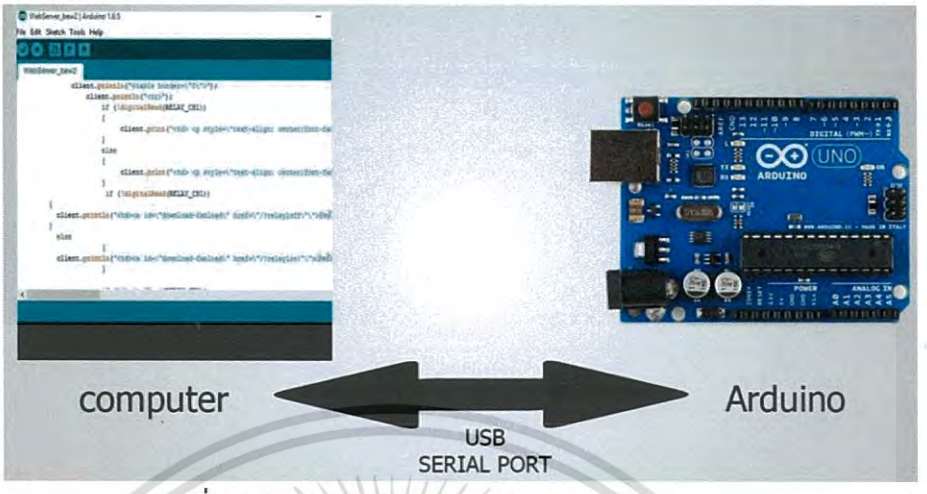
รูปที่ 2.13 บอร์ด Arduino

2.3.2 จุดเด่นของบอร์ด Arduino

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.3 รูปแบบการเขียนโปรแกรมบน Arduino



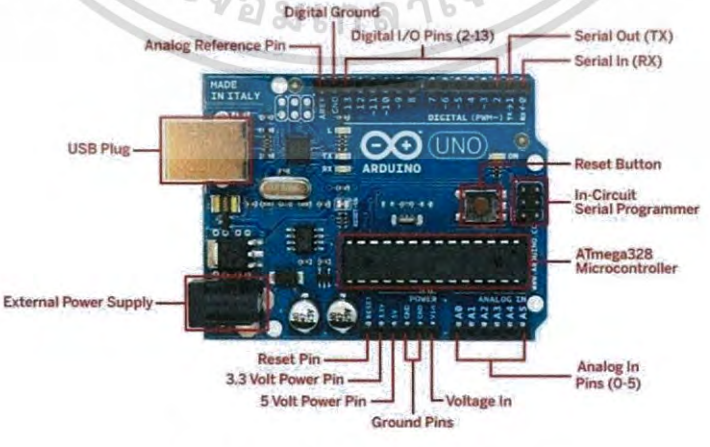
รูปที่ 2.14 การเขียนโปรแกรมบน Arduino

1. เขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ ผ่านทางโปรแกรม ArduinoIDE ซึ่งสามารถดาวน์โหลดได้จาก Arduino.cc/en/main/software

2. หลังจากที่เขียนโค้ดโปรแกรมเรียบร้อยแล้ว ให้ผู้ใช้งานเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ใช้และหมายเลข Com port

3. กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและ Compile โค้ดโปรแกรมจากนั้นกดปุ่ม Upload โค้ดโปรแกรมไปยังบอร์ด Arduino ผ่านทางสาย USB เมื่ออัปโหลดเรียบร้อยแล้วจะแสดงข้อความแถบข้างล่าง “Done uploading” และบอร์ดจะเริ่มทำงานตามที่เขียนโปรแกรมไว้ได้ทันที

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



รูปที่ 2.15 บอร์ด Arduino UNO R3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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 ประกอบด้วย ขาไฟเลี้ยง +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 จะ ติดต่อกับ Computer ผ่าน Atmega16U2

11. Digital ground: จุดอ้างอิงสำหรับวันระดับสัญญาณดิจิตัล

12. Ground pin: จุดอ้างอิงสำหรับวัดระดับสัญญาณแอนาล็อก

2.3.5 Pulse Width Modulation (PWM)

PWM ย่อมจาก Pulse Width Modulation คือการนำสัญญาณสามเหลี่ยม และสัญญาณที่ต้องการปรับความกว้างของพัลซ์มาเปรียบเทียบกัน ตัวอย่างเช่น ถ้านำสัญญาณสามเหลี่ยมมาเปรียบเทียบกับสัญญานไฟฟ้ากระแสตรง จะได้ความกว่างของพัลซ์คงที่ และความกว้างของพัลซ์นั้นจะขึ้นอยู่กับแอมพลิจูดของสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

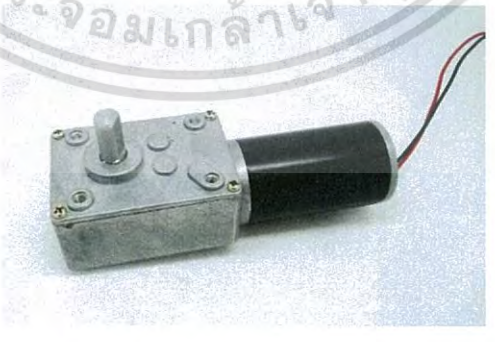
2.4 Exoskeleton

เป็นเครื่องช่วยเดินที่สามารถสร้างเองได้โดยใช้ DC Motor ในการขับเคลื่อน และใช้อลูมิเนียมเป็นโครง

รูปที่ 2.16 Exoskeleton

2.4.1 Motor

2.4.1.1 DC Motor ZWL-31ZY218i



รูปที่ 2.17 DC Motor ZWL-31ZY218i

2.4.1.1.1 ส่วนประกอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงมีส่วนที่สำคัญ 2 ส่วนดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.ส่วนที่อยู่กับที่หรือที่เรียกว่าสเตเตอร์ (Stator) ประกอบด้วย เฟรมหรือโยค (Frame or Yoke) เป็นโครงภายนอกทำหน้าที่เป็นทางเดินของเส้นแรงแม่เหล็กจากขั้วเหนือไปขั้วใต้ให้ครบวงจรและยึดส่วนประกอบอื่น ให้แข็งแรง ทำด้วยเหล็กหล่อหรือเหล็กแผ่นหนาม้วนเป็นรูปทรงกระบอก

-ขั้วแม่เหล็ก (Pole) ประกอบด้วย 2 ส่วนคือแกนขั้วแม่เหล็กและขดลวด ส่วนแรกแกนขั้ว (Pole Core) ทำด้วยแผ่นเหล็กบาง กั้นด้วยฉนวนประกอบกัน เป็นแท่งยึดติดกับเฟรมส่วนปลายที่ทำเป็นรูปโค้งนั้นเพื่อโค้งกับรูปกลมของตัวโรเตอร์เรียกว่า ขั้วแม่เหล็ก (Pole Shoes) มีวัตถุประสงค์ให้ขั้วเหล็กและโรเตอร์ใกล้ชิดกันมากที่สุดเพื่อให้เกิด ช่องอากาศน้อยที่สุด ซึ่งมีผลให้เส้นแรงแม่เหล็กจากขั้วแม่เหล็กผ่านไปยังโรเตอร์มากที่สุด และทำให้เกิดแรงบิดหรือกำลังบิดของโรเตอร์มาก ทำให้มอเตอร์มีกำลังหมุน

-ขั้วแม่เหล็ก (Pole) ประกอบด้วย 2 ส่วนคือแกนขั้วแม่เหล็กและขดลวด ส่วนแรกแกนขั้ว (Pole Core) ทำด้วยแผ่นเหล็กบาง กั้นด้วยฉนวนประกอบกัน เป็นแท่งยึดติดกับเฟรมส่วนปลายที่ทำเป็นรูปโค้งนั้นเพื่อโค้งกับรูปกลมของตัวโรเตอร์เรียกว่า ขั้วแม่เหล็ก (Pole Shoes) มีวัตถุประสงค์ให้ขั้วเหล็กและโรเตอร์ใกล้ชิดกันมากที่สุดเพื่อให้เกิด ช่องอากาศน้อยที่สุด ซึ่งมีผลให้เส้นแรงแม่เหล็กจากขั้วแม่เหล็กผ่านไปยังโรเตอร์มากที่สุด และทำให้เกิดแรงบิดหรือกำลังบิดของโรเตอร์มาก ทำให้มอเตอร์มีกำลังหมุน

ส่วนที่สองขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field Coil) จะพันอยู่รอบ แกนขั้วแม่เหล็ก ขดลวดนี้ทำหน้าที่รับกระแสจากภายนอกเพื่อสร้างเส้นแรงแม่เหล็กให้เกิดขึ้นและเส้นแรงแม่เหล็กนี้จะเกิดการหักล้างและเสริมกันกับสนามแม่เหล็กของอาเมเจอร์ทำให้เกิดแรงบิดขึ้น

2. ตัวหมุน (Rotor) ตัวหมุนหรือเรียกว่าโรเตอร์ตัวหมุนนี้ทำให้เกิดกำลังงาน มีแกนวางอยู่ใต้ตลับลูกปืน (Ball Bearing) ซึ่งประกอบอยู่ใต้แผ่นปิดท้าย (End Plate) ของมอเตอร์

ตัวโรเตอร์ประกอบด้วย 4 ส่วน คือ 1. แกนเพลา (Shaft) 2. แกนเหล็กอาร์มาเจอร์ (Armature Core)

3. คอมมิวเตอร์ (Commutator) 4. ขดลวดอาร์มาเจอร์ (Armature Winding)

- แกนเพลา (Shaft) เป็นตัวสำหรับยึดคอมมิวเตเตอร์ และยึดแกนเหล็กอาร์มาเจอร์ประกอบเป็นตัวโรเตอร์แกนเพลานี้จะวางอยู่บนแบริ่ง เพื่อบังคับให้หมุนอยู่ในแนวดิ่งไม่มีการสั่นสะเทือน

- แกนเหล็กอาร์มาเจอร์ (Armature Core) ทำด้วยแผ่นเหล็กบางอาบฉนวน (Laminated Sheet Steel) เป็นที่สำหรับพันขดลวดอาร์เมเจอร์ ซึ่งมีไว้สร้างแรงบิด (Torque)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- คอมมิวเตอร์ (Commutator) ทำด้วยทองแดงออกแบบเป็นซี่ แต่ละซี่มีฉนวนไมก้า (Mica) คั่นระหว่างซี่ของคอมมิวเตอร์ ส่วนหัวซี่ของคอมมิวเตอร์จะมีร่องสำหรับใส่ปลายสายของขดลวดอาร์เมเจอร์ ตัวคอมมิวเตอร์นี้อัดแน่นติดกับแกนเพลาเป็นรูปกลม ทรงกระบอก มีหน้าที่สัมผัสกับแปรงถ่าน (Carbon Brushes) เพื่อรับกระแสจากสายป้อนเข้าไปยังขดลวดอาร์มาเจอร์เพื่อสร้างเส้นแรงแม่เหล็กอีกส่วนหนึ่งให้เกิดการหักล้างและเสริมกันกับเส้นแรงแม่เหล็กอีกส่วนของเกิดจากขดลวดแม่เหล็กดังกล่าวมาแล้วเรียกว่า ปฏิกริยามอเตอร์ (Motor Action)

- ขดลวดอาร์มาเจอร์ (Armature Winding) เป็นขดลวดพันอยู่ในร่องสลอท (Slot) ของแกนอาร์มาเจอร์ขนาดของลวดจะเล็กหรือใหญ่ และจำนวนวนรอบจะมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับการออกแบบของตัวโรเตอร์ชนิดนั้นๆ เพื่อที่จะให้เหมาะสมกับงานต่างๆ

หลักการของมอเตอร์กระแสตรง

หลักการของมอเตอร์กระแสตรง (Motor Action) เมื่อมีแรงดันกระไฟฟ้าตรงเข้าไปในมอเตอร์ ส่วนหนึ่งจะแปลงผ่านคอมมิวเตอร์เข้าไปในขดลวดอาร์มาเจอร์ ซึ่งจะสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นและกระแสไฟฟ้าอีกส่วนหนึ่งจะไหลเข้าไปในขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field Coil) สร้างขั้วเหนือและใต้ ซึ่งจะเกิดสนามแม่เหล็ก 2 สนาม ในขณะเดียวกันกันตามคุณสมบัติของเส้นแรง แม่เหล็กจะไม่ตัดกันทิศทางตรงข้ามจะหักล้างกัน และทิศทางเดียวกันจะเสริมแรงกันทำให้เกิดแรงบิดในตัวอาร์มาเจอร์ ซึ่งวางตามแกนเพลา และแกนเพลานี้สวมอยู่กับตลับลูกปืนของมอเตอร์ ทำให้อาร์มาเจอร์นี้หมุนได้ การที่อำนาจเส้นแรงแม่เหล็กทั้งสองมีปฏิกริยาต่อกันทำให้ขดลวดอาร์มาเจอร์ หรือโรเตอร์หมุน ซึ่งเป็นไปตามกฎของเฟลมมิ่ง (Fleming Left Hand Rule)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1.2 DC Motor Driver รุ่น MDD10A

รูปที่ 2.18 DC Motor Driver รุ่น MDD10A

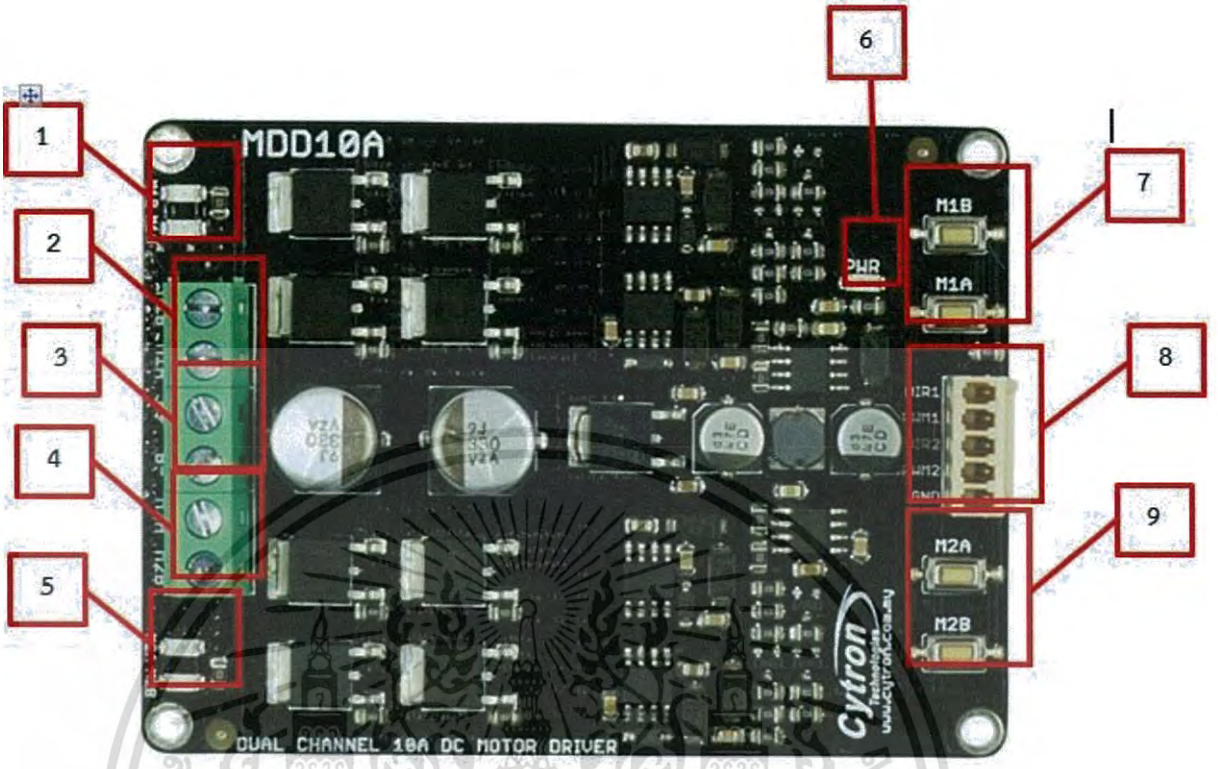
MDD10A เป็นชื่อรุ่นของบอร์ดขับมอเตอร์ซึ่งผลิตโดยบริษัท Cytron Technologies ในประเทศมาเลเซีย โดยบอร์ดสามารถขับมอเตอร์ไฟกระแสตรงได้สูงสุด 25V 10A ขับมอเตอร์ได้พร้อมกันถึง 2 ตัว และใช้งานควบคู่กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ทุกตระกูล

คุณสมบัติทางเทคนิค:

- ควบคุมได้ 2 ทิศทางสำหรับมอเตอร์กระแสตรงชนิดแบบมีแปรงถ่าน (Brushed Motor)
- รองรับมอเตอร์ที่ใช้แรงดันได้ในช่วง 5V ถึง 25V
- ขับกระแสไฟต่อเนื่องได้สูงสุด 10A และขับกระแสไฟได้ถึงค่าสูงสุด (Peak) 30A ต่อเนื่องนานถึง 10 วินาที ในแต่ละช่อง
- ใช้โซลิดคาปาซิเตอร์ เพื่อช่วยให้การตอบสนองที่รวดเร็ว และมีความคงทนช่วยให้มีอายุการใช้งานที่ยืนยาว
- ใช้ NMOS H-Bridge โดยไม่จำเป็นต้องต่อ Heat sink ระบายความร้อน
- ควบคุมความถี่ PWM (Pulse Width Modulation) สูงสุด 20kHz และรองรับการทำงาน PWM ทั้งแบบ Locked-Antiphase และ Sign-Magnitude
- มีปุ่มกดสำหรับทดสอบการหมุนของมอเตอร์ได้ 2 ทิศทางในแต่ละช่อง เพื่อความรวดเร็วในการทดสอบ ไม่จำเป็นต้องต่อวงจรเพิ่มเติม หรือใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุม
- ขนาดบอร์ด กว้าง 84.5 มม. และยาว 62 มม.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนประกอบของบอร์ด MDD10A



รูปที่ 2.19 ส่วนประกอบของบอร์ด MDD10A

1. หลอดไฟ LED สีแดงแสดงสถานะการทำงานของมอเตอร์ที่ช่อง 1
2. ช่องเสียบมอเตอร์ของช่อง 1 โดยเป็น Output Pin ของบอร์ด
3. ช่องเสียบแหล่งจ่ายไฟ
4. ช่องเสียบมอเตอร์ของช่อง 2 โดยเป็น Output Pin ของบอร์ด
5. หลอดไฟ LED สีแดงแสดงสถานะการทำงานของมอเตอร์ที่ช่อง 2
6. หลอดไฟ LED สีเขียวแสดงสถานะไฟที่จ่ายให้กับบอร์ด
7. ปุ่มทดสอบการควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ช่อง 1
8. ช่องเสียบ Input Pin ใช้สำหรับควบคุมการทำงานด้วยบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์
9. ปุ่มทดสอบการควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ช่อง 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการใช้งาน:

วิธีการใช้งานสามารถใช้งานได้ 2 วิธีด้วยกัน

1. วิธีใช้โดยไม่ต่อวงจร หรือไมโครคอนโทรลเลอร์เพิ่มเติม ซึ่งวิธีนี้จะใช้สำหรับทดสอบการควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ในเบื้องต้นเท่านั้น โดยเราสามารถต่อมอเตอร์เข้ากับบอร์ดและจ่ายไฟได้โดยตรง แล้วกดปุ่ม M1A, M1B หรือ M2A, M2B บนบอร์ดตามช่องที่เราได้ต่อมอเตอร์ไว้ ก็สามารถใช้ควบคุมทิศทางการหมุนของมอเตอร์ได้เลยทันที

2. วิธีใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมทิศทาง และความเร็ว ซึ่งวิธีนี้จะเป็นวิธีที่นำไปใช้งานที่ต้องการควบคุมทั้งทิศทางและความเร็วของมอเตอร์ สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานอื่น ๆ ได้ เช่น หุ่นยนต์, รถบังคับ เป็นต้น

2.4.2 วัสดุ

2.4.2.1 อลูมิเนียม

คุณสมบัติอลูมิเนียม

อลูมิเนียมมีจุดหลอมละลายที่ 660 องศาเซลเซียส เป็นโลหะที่มีความหนาแน่นน้อย น้ำหนักเบา รับภาระน้ำหนักได้สูง สามารถขึ้นรูปได้ง่าย ไม่เสี่ยงต่อรอยร้าว และการแตกหัก ไม่เป็นสนิม ทนต่อการกัดกร่อน และไม่เป็นพิษต่อมนุษย์ โดยเฉพาะการนำมาผสมกับโลหะอื่นๆ แล้วจะทำให้คุณสมบัติต่าง ๆเพิ่มมากขึ้น เช่น จุกหลอมเหลวของอลูมิเนียมผสมจะอยู่ที่ 1140-1205 องศาเซลเซียส จึงนิยมนำมาผลิตเป็นชิ้นส่วนต่าง ๆ รวมถึงวัสดุหรือภาชนะที่เกี่ยวข้องกับอาหาร นอกจากนั้น ยังมีคุณสมบัติทางเคมีของอลูมิเนียมในลักษณะต่าง ๆ

รูปที่ 2.20 อลูมิเนียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 Featured ที่ใช้งาน

2.5.1 Waveform Length

คือการคำนวณความยาวสะสมของสัญญาณในช่วงเวลาใด ๆ

$$WL = \sum_{n=1}^{N-1} \left| x_{n+1} - x_n \right| .$$

2.5.2 Root mean square

Root mean square คือการคำนวณทางสถิติโดยจะคำนวณโดนการหารากที่ 2 ของค่าเฉลี่ย

$$x_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} x_i^2}$$

2.5.3 Mean of absolute value

Mean of absolute value คือการคำนวณหาค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของข้อมูล

$$\text{MAV} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} \left| x_n \right| .$$

2.5.4 Modified median frequency

Modified median frequency คือการคำนวณหาค่าความถี่ที่ทำให้ spectrum ถูกแบ่งออกเป็น 2 ช่วงที่มี amplitude เท่ากัน

$$\sum_{j=1}^{\text{MMDF}} A_j = \sum_{j=\text{MMDF}}^{M} A_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^{M} A_j ,$$

2.5.5 Median power spectrum density

Median power spectrum density เป็นการคำนวณหาค่ากลางของค่าพลังงานความหนาแน่นทางความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_{xx}(0) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)x^*(t)dt \qquad * \ 1/2$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 \, dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega)|^2 \, d\omega \qquad * \ 1/2$$

2.5.6 Willison's amplitude

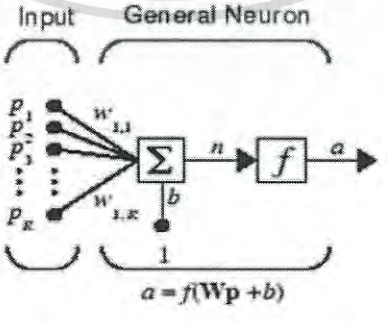
Willison's amplitude คือการตวรจสอบค่าความแตกแตกของ amplitude ของ 2 ข้อมูลว่ามีค่าเกิน Threshold กี่ค่า

$$\mathrm{WAMP} = \sum_{n=1}^{N-1} f\left(\left|x_n - x_{n+1}\right|\right);$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & if\ x \geq threshold \\ 0, & otherwise \end{cases}.$$

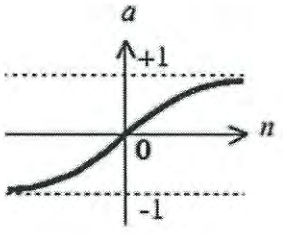
2.6 การจำแนกข้อมูลด้วยโครงข่ายประสาทเทียม (Neural Networks Classification)

การจำแนกข้อมูลด้วยโครงข่ายประสาทเทียมหรือ Neural network ซึ่งเป็นวิธีการสร้างที่ได้มาจากการจำลองการทำงานของสมองมนุษย์ โดยระบบมีการประมวลผลที่คล้ายกับหน่วยความจำ หรือเซลล์ประสาทจำนวนมากที่มีการเชื่อมต่อกันเป็นโครงข่าย การทำงานของ Neural networks คือเมื่อมี input เข้ามายัง network ก็เอา input มาคูณกับ weight ของแต่ละขา ผลที่ได้จาก input ทุก ๆ ขาของ neuron จะเอามารวมกันแล้วก็เอามาเทียบกับ threshold ที่กำหนดไว้ ถ้าผลรวมมีค่ามากกว่า threshold แล้ว neuron ก็จะส่ง output ออกไป output นี้ก็จะถูกส่งไปยัง input ของ neuron อื่น ๆ ที่เชื่อมกันใน network ถ้าค่าน้อยกว่า threshold ก็จะไม่เกิด output สิ่งสำคัญคือเราต้องทราบค่า weight และ threshold สำหรับสิ่งที่ เราต้องการเพื่อให้คอมพิวเตอร์รู้จำ ซึ่งเป็นค่าที่ไม่แน่นอน แต่สามารถกำหนดให้คอมพิวเตอร์ปรับ ค่า เหล่านั้นได้โดยการสอนให้มันรู้จัก pattern ของสิ่งที่เราต้องการให้มันรู้จำ



รูปที่ 2.21 โครงสร้างการคำนวณของ Neuron

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



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

รูปที่ 2.22 สมการของ Tan Sigmoid Function

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
วิธีการดำเนินงานวิจัย

3.1 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ปี พ.ศ. 2560					ปี พ.ศ. 2561			
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.
ศึกษาลักษณะอาการสั่นในผู้ป่วยโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง									
ออกแบบโครงสร้างเครื่องช่วยเดินสำหรับการกายภาพบำบัด									
สร้างเครื่องช่วยเดินสำหรับการกายภาพบำบัด									
ศึกษาการทำซอฟต์แวร์โดยใช้ MATLAB และ Arduino									
พัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการควบคุม									
ทดลองการใช้งานเครื่องช่วยเดินสำหรับการกายภาพบำบัด									
สรุป และวิเคราะห์ผลการทดลอง									
ปรับปรุงอุปกรณ์ให้เหมาะสมกับการใช้งานจริง									
ทดสอบการใช้เครื่องช่วยเดินสำหรับการกายภาพบำบัด									
สรุป และวิเคราะห์ผลการทดลองพร้อมเขียนรายงาน									

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ในการจัดทำโครงงานชิ้นนี้ คณะผู้จัดทำโครงงานมีวิธีการดำเนินงานตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.2.1 เครื่องช่วยเดิน (Walking exoskeleton)

เครื่องช่วยเดินจะติดกับผู้ป่วยบริเวณขาของผู้ป่วย โดยจะมีมอเตอร์เป็นจุดหมุนของเครื่องช่วยเดิน ดังนั้นการออกแบบเครื่องช่วยเดินจำเป็นต้องไม่ให้มีน้ำหนักและขนาดที่มากเกินไป เพราะจะทำให้เป็นภาระกับตัวผู้ป่วยแทน การออกแบบเครื่องช่วยเดินมีรายละเอียดการทำงานดังนี้

ตารางที่ 3.2 ตารางแสดงอุปกรณ์ในการรับข้อมูล

ส่วนประกอบ	รูปภาพ	หน้าที่การทำงาน
1. Arduino uno		เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software
2. MDD10		ทำหน้าที่ในการควบคุมมอเตอร์
3. DC motor		DC motor ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์ที่ช่วยเสริมแรงให้เครื่องช่วยเดินโดยจะทำงานตามคำสั่งที่ได้รับจาก MATLAB
4. Myo armband		การรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจำเป็นต้องใช้ Electromyography Sensor (EMG Sensor) ที่มีความแม่นยำสูง

โดยเครื่องช่วยเดินจะใช้ DC motor เป็นอุปกรณ์ที่จะคอยเสริมแรงให้ผู้ป่วยโดยที่ Motor จะช่วยออกแรงตามอิริยาบถที่ผู้ป่วยกำลังทำโดยโครงสร้างหลักของเครื่องช่วยเดินจะใช้อลูมิเนียมที่มีน้ำหนักเบาแต่มีความแข็งแรงสูง

ในการออกแบบเครื่องช่วยเดินครั้งแรกทางผู้จัดทำเลือกใช้ Motor ปัดน้ำฝนรุ่น ZKE – 1032

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรงดัน 12 V ความเร็วสูงสุด 55 RPM และใช้อลูมิเนียมรูปสี่เหลี่ยมเป็นแกนของเครื่องช่วยเดิน

รูปที่ 3.1 เครื่องช่วยเดิน V.1

ปัญหาที่พบคือน้ำหนักของเครื่องช่วยเดินมีน้ำหนักมากเกินไปทำให้การสวมใส่เป็นเรื่องยากทางผู้จัดทำจึงออกแบบใหม่ โดยเปลี่ยน Motor จาก DC Motor เป็น Stepper Motor 6 สาย 12 V

สมารถรับน้ำหนักได้ 1 N/M หมุนได้ 1.8 องศาต่อสเต็ป และใช้อลูมิเนียมชนิดแผ่นมาทำเป็นโครงหลักแทนเพื่อเพิ่มผิดสัมผัสระหว่างเครื่องช่วยเดินและขาของผู้สวมใส่ ทำให้สามารถสวมใส่ได้มากขึ้น

รูปที่ 3.2 เครื่องช่วยเดิน V.2

แต่เนื่องจาก Stepper Motor ไม่สามารถให้แรงตามที่ต้องการได้ ทางผู้จัดทำจึงเปลี่ยนมอเตอร์ใหม่เป็น DC Motor รุ่น ZWL-31ZY 12 V 30 RPM และออกแบบโครงสร้างใหม่เป็นดังรูป

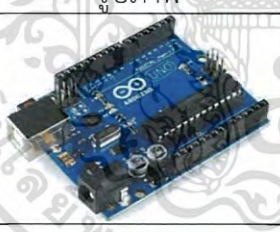
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.3 เครื่องช่วยเดิน V.3

3.2.2 งานด้าน Software

การรับข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ใช้อปกรณ์ดังต่อไปนี้

ตารางที่ 3.3 ตารางแสดงอุปกร์ในการควบคุมเครื่องช่วยเดิน

ส่วนประกอบ	รูปภาพ	หน้าที่การทำงาน
1. Arduino uno		เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software รับค่ามุมของเครื่องช่วยเดิน
2. HC-05 Bluetooth Module		ใช้ในการส่งสัญญาณที่ได้จากตัวเซ็นเซอร์ มายังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลผลสัญญาณต่อไป
3. myo armband		การรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจำเป็นต้องใช้ Electromyography Sensor (EMG Sensor) ที่มีความแม่นยำสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2.1 การเชื่อมต่อ Sensors กับ MATLAB

Sensors ที่ใช้งานจะส่งข้อมูลผ่านทาง Bluetooth เข้าสู้ Computer โดยการเชื่อมต่อ Sensors เข้ากับโปรแกรม MATLAB จำเป็นต้องใช้ไฟล์ SDK ของ Myo Armband ที่มีให้ดาวน์โหลดอยู่ในเว็บไซต์เพื่อให้ Myo Armband สามารถเชื่อต่อกับ MATLAB ได้นอกจากนั้นยังจำเป็นต้องเปลี่ยน C Complier ของ MATLAB เป็น Visual C++ 2015 Professional อีกด้วย คำสั่งที่ใช้ในการเปลี่ยน Complier คือ mex –setup จากนั้นจะมีข้อความให้เลือกว่าจะเปลี่ยน Complier ตัวใดดังรูป

```
>> mex -setup
MEX configured to use 'Microsoft Visual C++ 2015 Professional (C)' for C language compilation.
Warning: The MATLAB C and Fortran API has changed to support MATLAB
     variables with more than 2^32-1 elements. In the near future
     you will be required to update your code to utilize the
     new API. You can find more information about this at:
     http://www.mathworks.com/help/matlab/matlab_external/upgrading-mex-files-to-use-64-bit-api.html.

To choose a different language, select one from the following:
 mex -setup C++
 mex -setup FORTRAN
```

หลังจากนั้นจะต้องทำการติดตั้ง Library เข้าสู่โปรแกรม MATLAB โดยใช้คำสั่ง

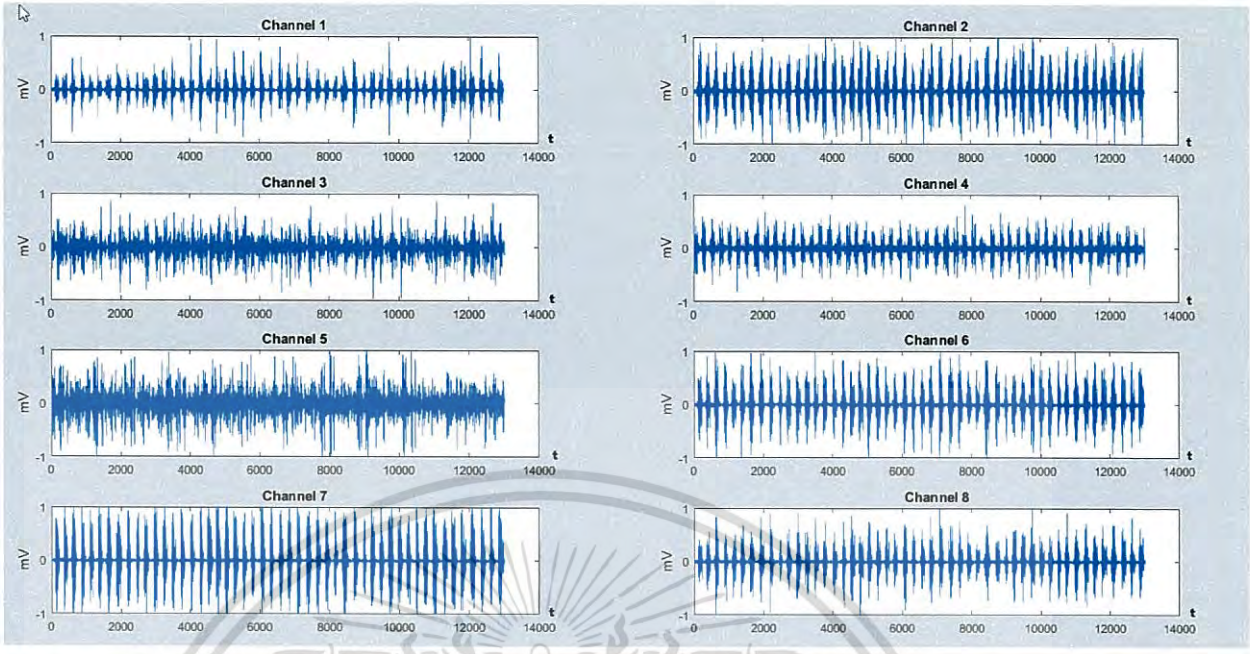
```
mm = MyoMex;
mm.myoData;
```

mm.myData; คือคำสั่งที่ใช้ในการเริ่ม stream ข้อมูลเข้าสู่ MATLAB

3.2.2.2 การรับข้อมูลและกระบวนการ Feature Extraction

Myo Armband มี EMG Sensors ทั้งหมด 8 ตัวโดยจะส่งสัญญาณ EMG ทั้ง 8 สัญญาณมาพร้อมๆกัน โดยมีความถี่ในการสุ่มสัญญาณอยู่ที่ 200 ครั้งต่อวินาที และหลังจากนั้นจะทำการแบ่งข้อมูลออกเป็นชุดๆเพื่อเตรียมเข้าสู้กระบวนการ Feature Extraction

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 สัญญาณ EMG เมื่อเดินก้าวด้านหน้า 50 ก้าว

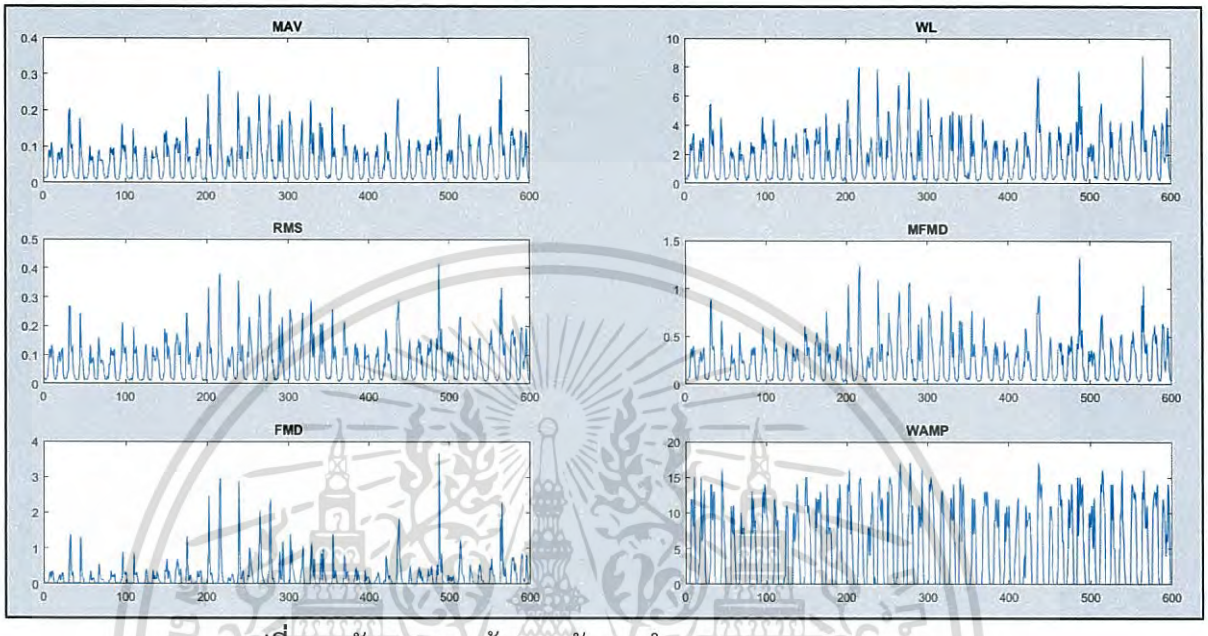
รูปที่ 3.4 คือภาพตัวอย่างสัญญาณจาก EMG Sensors ทั้ง 8 ตัวโดยผู้สวมใส่เดินไปด้านหน้าช้าๆอย่างต่อเนื่อง 50 ก้าวในเวลา 65 วินาทีจะเห็นว่ากราฟที่ได้ในแต่ละ Channel มีความแตกต่างกัน เนื่องจาก Sensors แต่ละตัวตรวจจับสัญญาณจากกล้ามเนื้อที่แตกต่างกัน

Feature Extraction คือกระบวนการดึงลักษณะสำคัญของสัญญาณออกมาใช้งานเป็นแปลงข้อมูลรูปแบบหนึ่งที่สามารถช่วยลดปริมาณของได้ โดยทำการแปลงข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบตัวเลขตามกระบวนการต่างๆ เช่น การหาค่าสูงสุด ค่าต่ำสุดของสัญญาณ การหาค่าเฉลี่ยและค่าเฉลี่ยกำลังสองเป็นต้น ในโครงงานนี้ทางผู้จัดทำได้ทดลองใช้ Features ดังนี้

1. Zero crossing
2. Wave length
3. Willison's amplitude
4. Slope sign
5. Root mean square
6. Mean amplitude spectrum
7. Median amplitude spectrum
8. Mean of absolute value
9. Mean of power spectrum density
10. Median of power spectrum density

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากการทดลองใช้ Features ต่าง ๆข้างต้นพบว่าง Feature ที่สามารถบ่งบอกความแตกต่างของสัญญาณได้อย่างชัดเจนคือ Wave length(WL), Willison's amplitude(WAMP), Root mean square(RMS), Mean of absolute value(MAV), Median of power spectrum density (FMD) และ Median amplitude spectrum (MFMD)



รูปที่ 3.5 ลักษณะของข้อมูลหลังจากคำนวณ Features

รูปที่ 3.5 คือกราฟที่แสดงรูปแบบต่าง ๆที่ได้จากการคำนวณ Features ที่ระบุไว้ข้างต้น โดยที่สัญญาณดั้งเดิมคือสัญญาณในรูปที่ รูปที่ 3.5 จะเห็นว่าเมื่อเราใช้ Feature ที่แตกต่างกัน รูปแบบที่ได้ก็จะมีความแตกต่างกัน คำสั่งที่ใช้ใน MATLAB มีดังต่อไปนี้

```
%%%%%%%% Extract Feature %%%%%%%%

for j=1:8
for i=1:600
P=(i-1)*20+1;
eval(sprintf('a%d(:,%d)=EMG1(P:%d+20,%d);',j,i,i,j));
end
end

for j=1:8
for i=1:600
eval(sprintf('A%d(1,%d)=MAV(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(2,%d)=WL(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(3,%d)=rms(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(4,%d)=MFMD(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(5,%d)=FMD(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
end
end
```

3.2.2.3 การเตรียม Input และ Target ของ Neural Network

ทางผู้จัดทำได้ใช้ฟังก์ชันใน MATLAB ในการสร้าง Neural Network โดยใช้ Tool ที่ชื่อ Neural Net Pattern Recognition ในหน้าต่าง Application ของ MATLAB โดยก่อนที่จะใช้งาน จำเป็นต้องเตรียมตัวแปร Input และ Target ก่อน โดยที่ Input ของ Neural Network คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Feature จากสัญญาณหลายๆ Sensors และ Target คือเลขไบนารี่ 0 และ 1 จำนวนบิตตามจำนวน class ของ output ที่เราต้องการ

ในโปรเจคนี้ทางผู้จัดทำได้ใช้ Neural Network 3 ตัวในการคัดแยกสถาณะต่าง ๆของผู้สวมใส่เครื่องช่วยเดิน ตามตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.4 Target ของ Neural Network

Neural Network	ท่าทางที่จะคัดแยก
Neural Network ตัวที่ 1	ยืนนิ่ง
	ขาท่อนล่างขยับไปด้านหลัง
	ขาท่อนล่างกำลังเริ่มไปด่านหน้า
	กำลังเริ่มนั่งลง
Neural Network ตัวที่ 2	ขาท่อนล่างขยับไปด้านหน้า
	กลับไปยืนนิ่ง
Neural Network ตัวที่ 3	กำลังนั่งลง
	นั่งนิ่ง
	กำลังยืนขึ้น
	กลับไปยืนนิ่ง

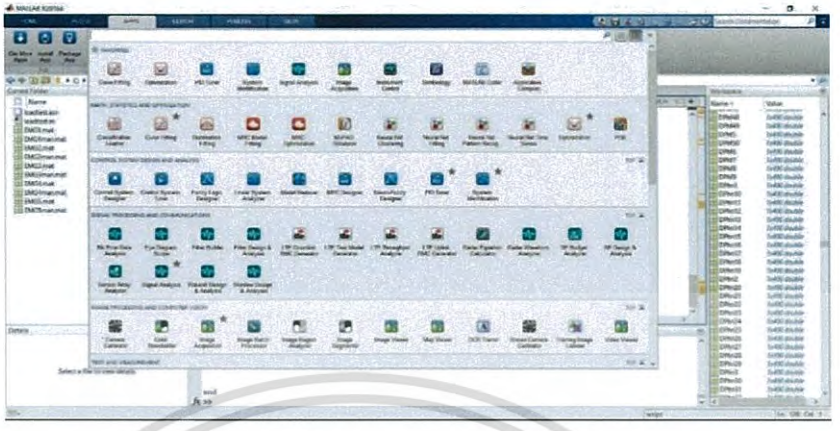
ตัวอย่างคำสั่งที่ใช้ในการเตรียม Input และ Target ของ Neural Network

```
%%%%%%%%%%%%% Train  Neural  Network %%%%%%%%%%%%%%%

SizeForward = size(Forward);
SizeBackward = size(Backward);
SizeStance = size(Stance);


MF = ones(1,SizeForward(1,2));
NF = zeros(1,SizeForward(1,2));

MB = ones(1,SizeBackward(1,2));
NB = zeros(1,SizeBackward(1,2));

MS = ones(1,SizeStance(1,2));
NS = zeros(1,SizeStance(1,2));

Input = [Stance Backward Forward];
Output = [MS NB MF;NS MB NF];
```

การสร้างฟังก์ชัน Neural Network มรขั้นตอนดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. เข้าไปที่ Tab Application ใน MATLAB



รูปที่ 3.6 Toolbox Neural Network

2. เลือกไปที่

3. ทำการเลือก Input และ Target ของ Neural Network ซึ่งก็คือตัวแปลที่ได้เตรียมไว้ในขั้นตอนก่อนหน้า

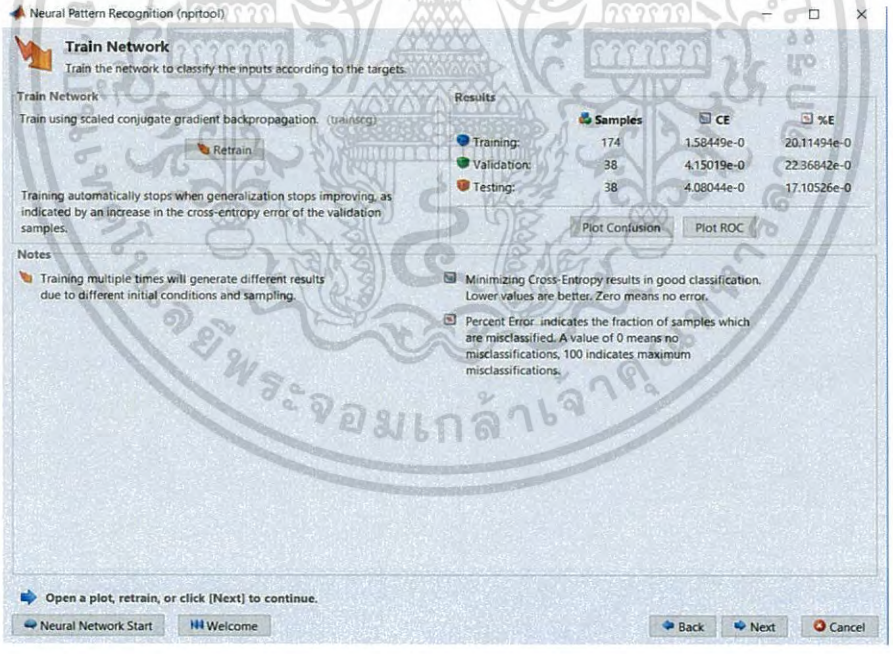
รูปที่ 3.7 Select Data

4. เลือกสัดส่วนของ Sample ที่จะใช้ในการ Training Validation และ Training

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.8 Validation and test data

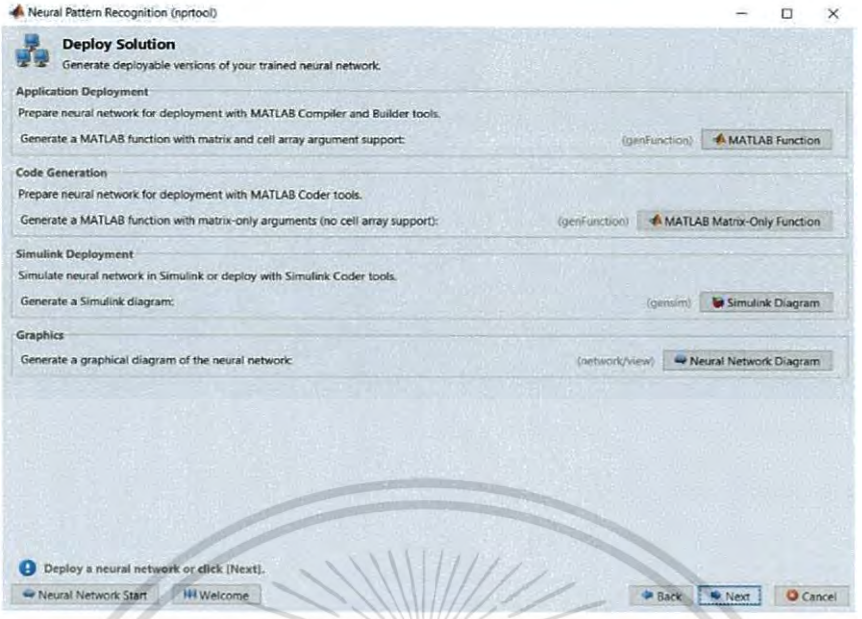
5. กดปุ่ม Train เพื่อเริ่มการสอน Neural Network



รูปที่ 3.9 Train Network

6. กดที่ปุ่ม MATLAB Matrix-Only Function เพื่อที่จะสร้างฟังก์ชัน Neural Network

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 Deploy Solution

3.2.3 การควบคุมมอเตอร์

Output จาก MATLAB จะถูกส่งออกโดยใช้ Serial Communication เข้าสู่ Arduino โดยจะ Output ที่ส่งไปคือค่า Output จาก Neural Network ที่แสดงถึงท่าทางต่างๆที่แยกได้

Arduino จะรับค่าจาก MATLAB มาและเช็คว่าจะต้องทำคำสั่งใด โดยที่ค่าที่ส่งมาจาก MATLAB ค่าต่างๆก็จะส่งผลให้ Arduino ทำงานแตกต่างกันไปดังนี้

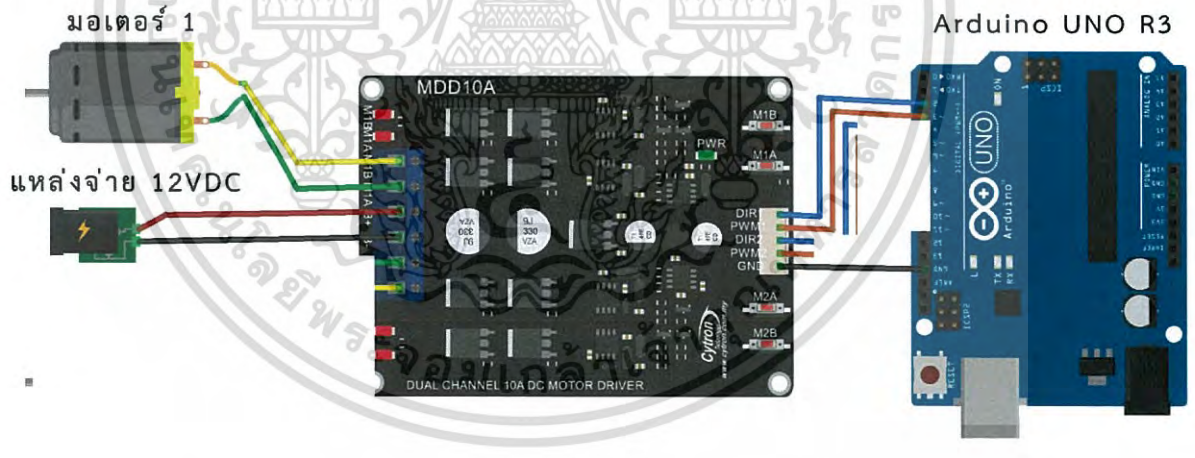
ตารางที่ 3.2 ตารางความสัมพันธ์ระหว่าง Output MATLAB และการหมุนของมอเตอร์

Output จาก MATLAB	การทำงานของมอเตอร์
1	มอเตอร์หมุนทวนเข็ม
2	มอเตอร์หมุนตามเข็ม
3	มอเตอร์หยุดหมุน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างคำสั่งของ Arduino

```
// defines pins numbers
const int PWMPin = 3;
const int dirPin = 4;
int incom;
int al = 0;
int val = 0;


void setup() {
  Serial.begin(9600);
  // Sets the two pins as Outputs
  pinMode(stepPin, OUTPUT);
  pinMode(dirPin, OUTPUT);
}
void loop() {
  al = analogRead(0);
  if (Serial.available() > 0) {
    incom = Serial.read();
    Serial.println(incom);
    if (val == 10)
    {
      Serial.println(al);
    }
    if (incom == 1) {

      digitalWrite(dirPin, HIGH);
      for (int x = 0; x < 400; x++) {
        digitalWrite(stepPin, HIGH);
        delayMicroseconds(500);
        digitalWrite(stepPin, LOW);
        delayMicroseconds(500);
      }
    }
    if (incom == 2) {
      digitalWrite(dirPin, LOW);
      for (int x = 0; x < 400; x++) {
```



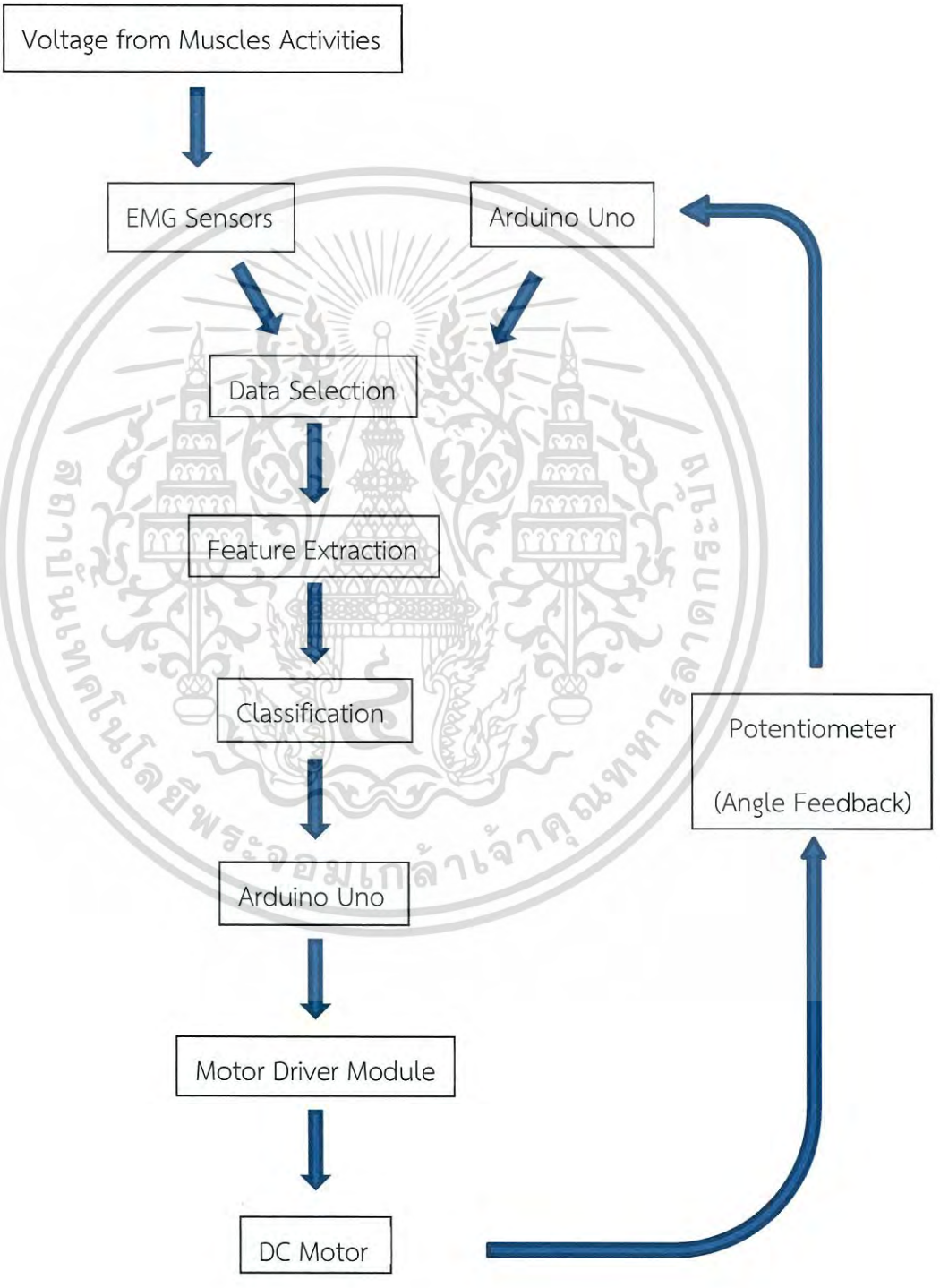
รูปที่ 3.11 การต่อมอเตอร์เข้ากับบอร์ดไดร์มอเตอร์และ Arduino

ตารางที่ 3.3 ตารางแสดงการต่อบอร์ดไดร์มอเตอร์และ Arduino

Pin ของบอร์ด MDD10A	Pin ของบอร์ด Arduino UNO R3
DIR1	2
PWM1	3(PWM)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

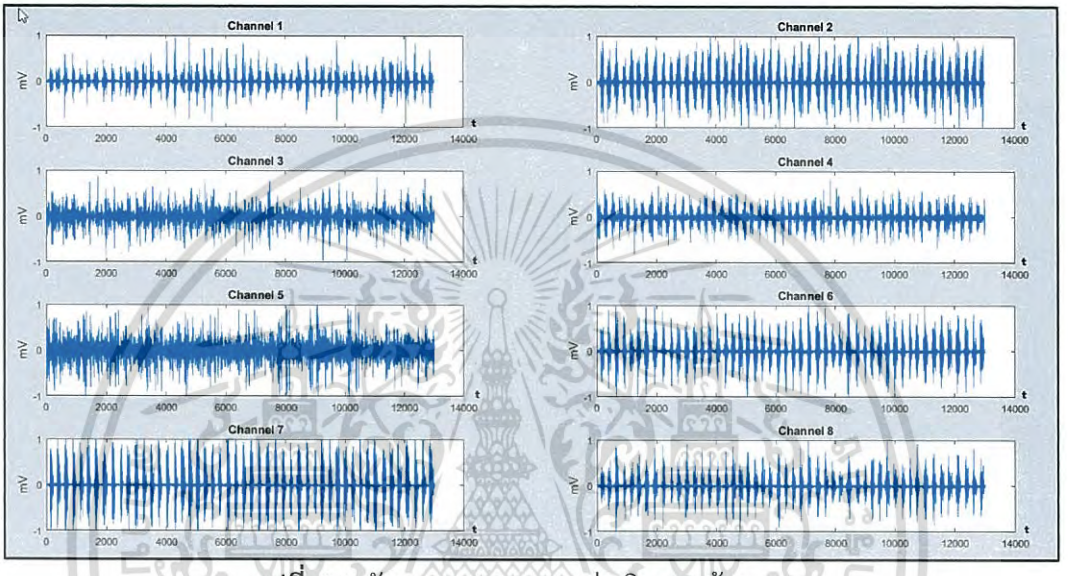
บทที่ 4
ผลการทดลอง



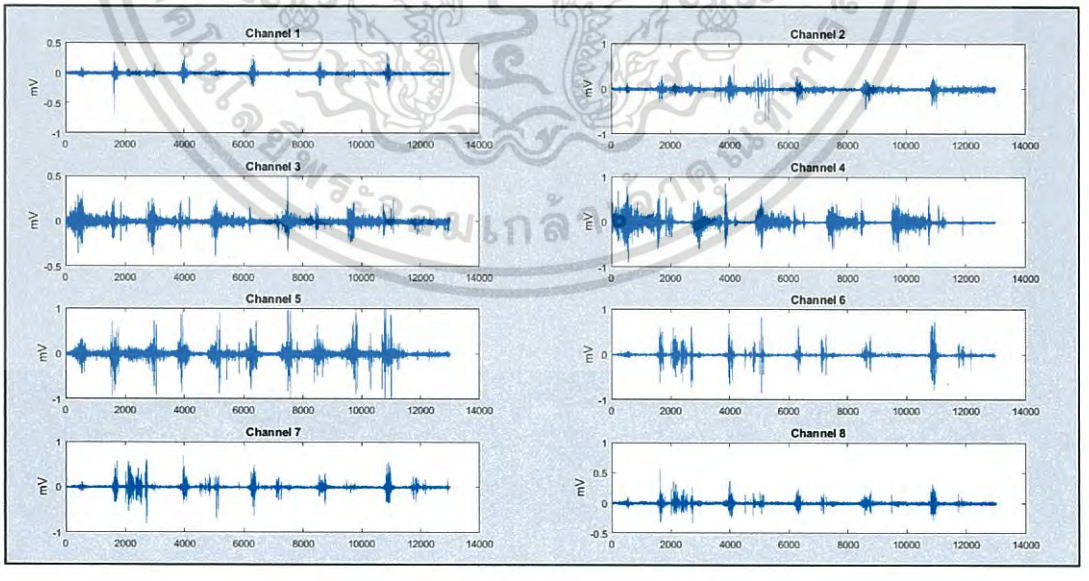
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1 ผลการรับข้อมูลจาก EMG Sensors

ในการทดลองอ่านค่าสัญญาณจากกล้ามเนื้อ โดยรับสัญญาณโดยใช้ EMG Sensors ทั้ง 8 ตัว ติด Sensors บริเวณขาท่อนล่างและส่งข้อมูลผ่านทาง Bluetooth เข้าสู่คอมพิวเตอร์ มีอัตราการสุ่มสัญญาณ 200 ครั้งต่อวินาที โดยให้ผู้สวมใส่ทำ 2 ท่าทาง ท่าแรกคือ เดินไปด้านหน้าอย่างสม่ำเสมอ ท่าที่ 2 คือ นั่งเก้าอี้และลุกจากเก้าอี้ ซึ่งค่าที่ได้จากการรับสัญญาณ ได้ผลดังรูปที่ 4.1 - 4.2



รูปที่ 4.1 สัญญาณ EMG ของท่าเดิน 50 ก้าว

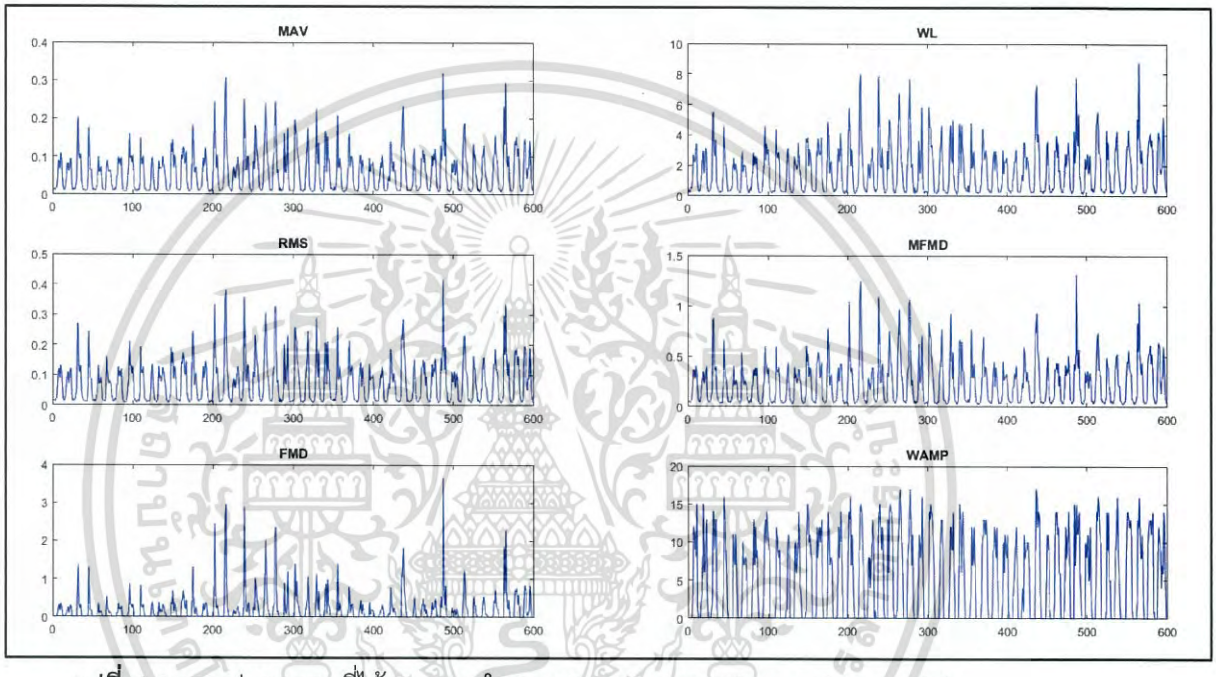


รูปที่ 4.2 สัญญาณ EMG ของท่าลุกขึ้นและนั่งลง

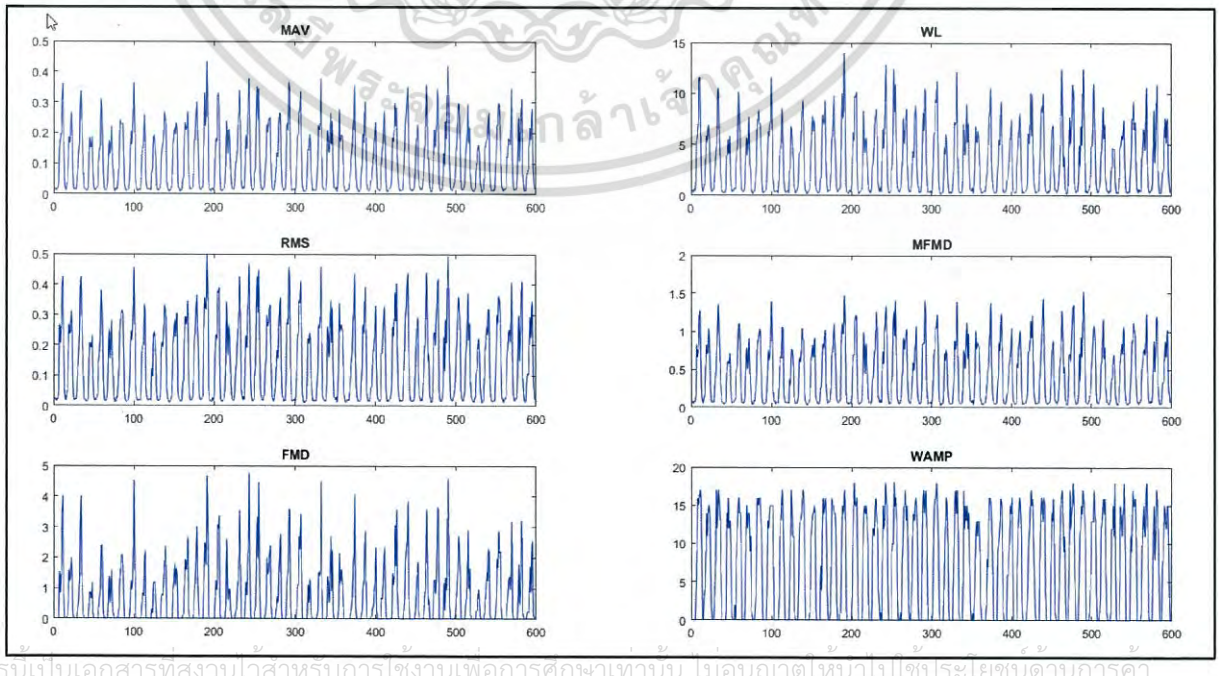
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 Signal Processing

หลังจากรับค่าเข้าสู่ MATLAB แล้วจะทำการคัดแยกคุณลักษณะของสัญญาณออกมา โดยทางผู้จัดทำเลือกใช้ Features ทั้งหมด 6 Features คือ Wave length(WL), Willison's amplitude(WAMP), Root mean square(RMS), Mean of absolute value(MAV), Median of power spectrum density (FMD) และ Median amplitude spectrum (MFMD) หลังจากการหาค่า Features แล้วจะได้กราฟดังรูปที่ 4.3 – 4.10

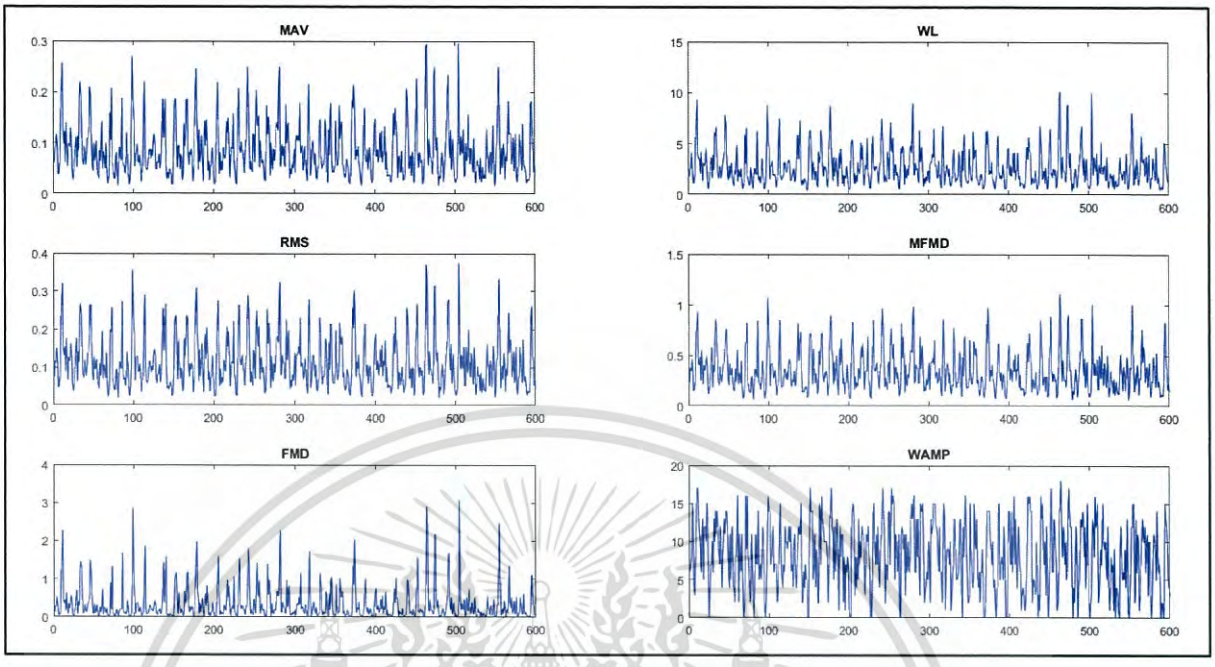


รูปที่ 4.3 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 1

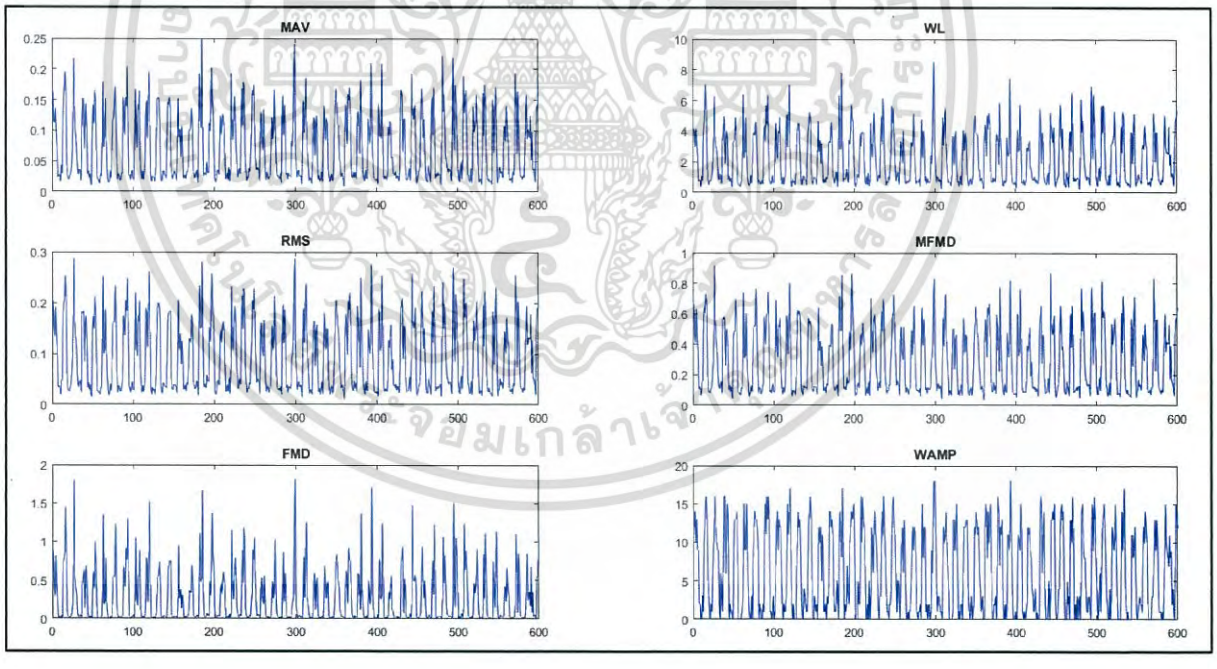


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.4 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 2

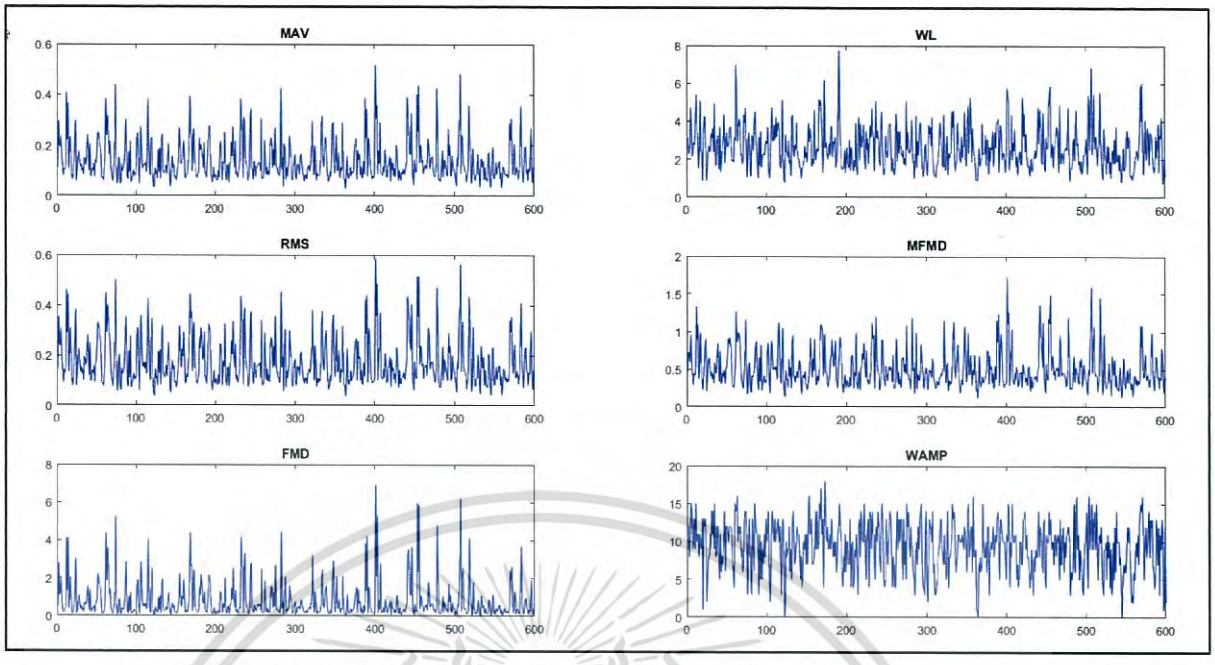


รูปที่ 4.5 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 3

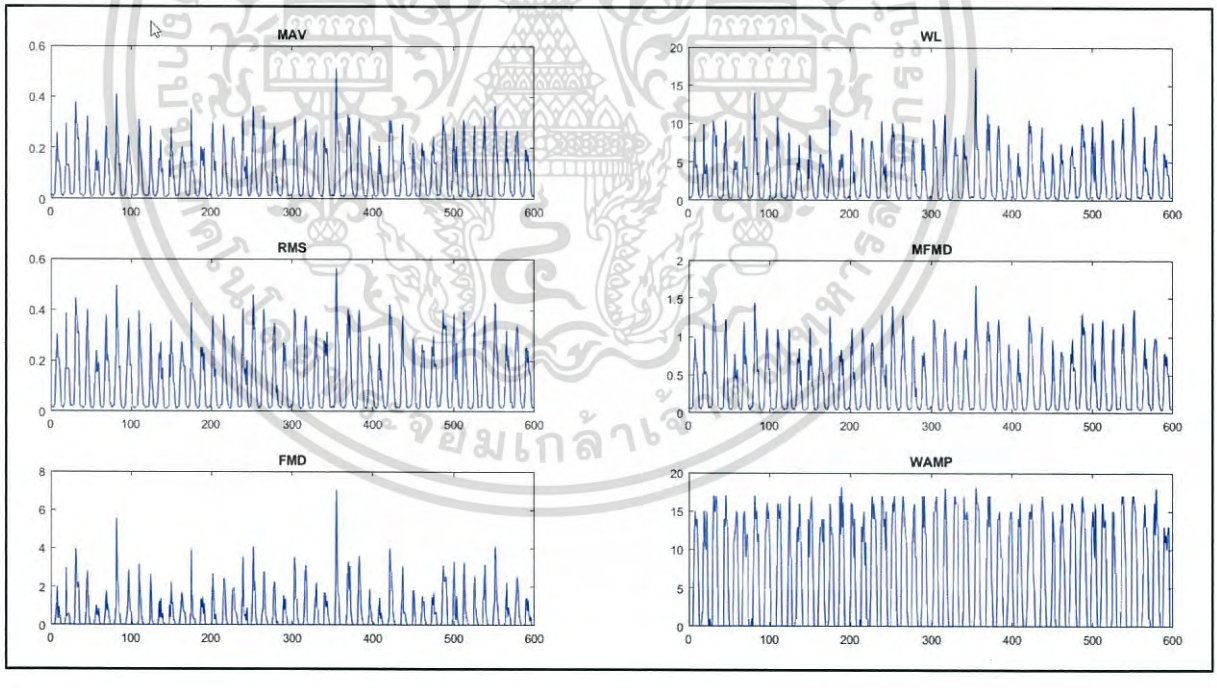


รูปที่ 4.6 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

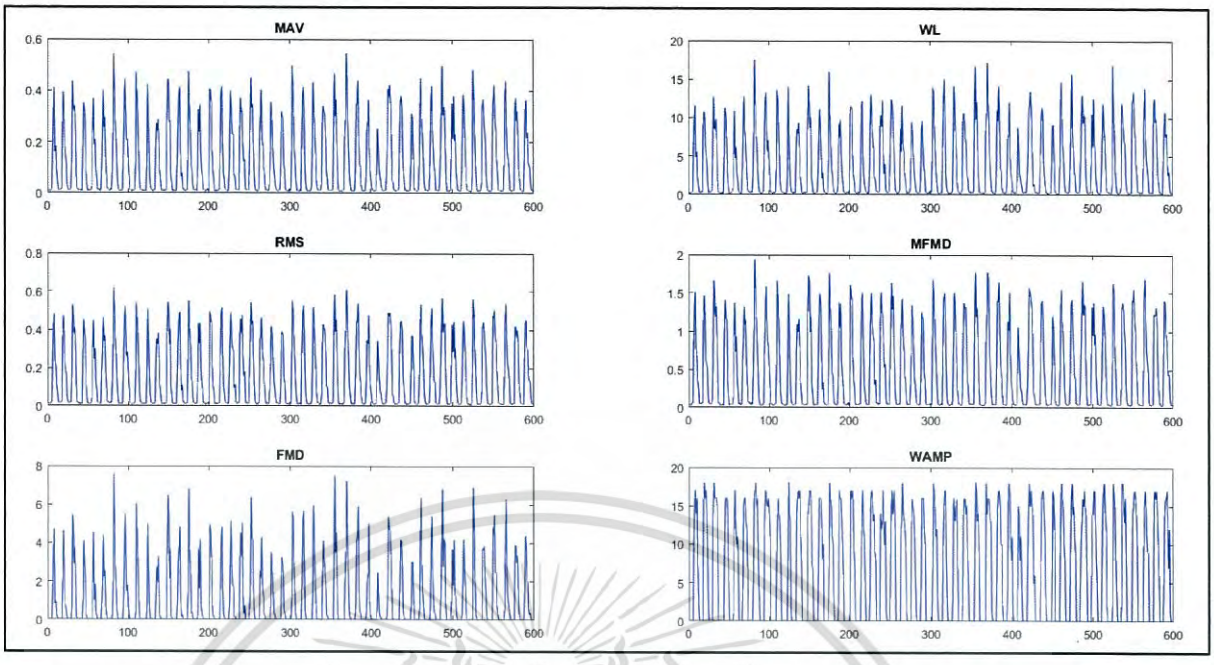


รูปที่ 4.7 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 5

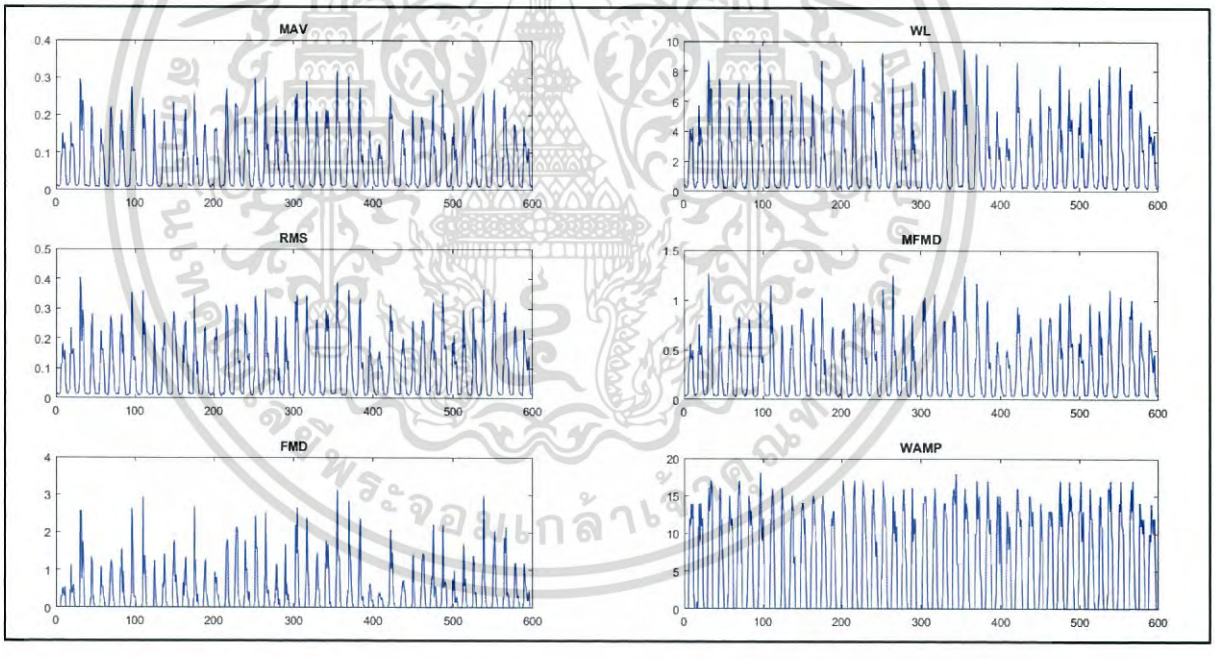


รูปที่ 4.8 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 7



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Feature ของ Sensor channel 8

จากกราฟรูปที่ 4.3 - 4.10 ทางผู้จัดทำจึงตัดสินใจเลือกใช้ Sensor channel ที่ 2 4 และ 7 ในการประมวลผลสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 Output ของ Neural Network

หลังจากทดลองนำค่า Feature เข้าไป Train Neural Network แล้ว Output ที่ได้อาจจะมีความคลาดเคลื่อนบ้างเล็กน้อย ดังตางรางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองนำค่า Feature เข้าไป Train Neural Network

Class	% Efficiency
Stance	95
Lower leg moving backward	92
Lower leg moving forward	85
Stop walking	92
Sitting down	90
Standing up	88
Sitting	85

4.4 การควบคุมมอเตอร์

หลังจากได้ Output จาก MATLAB แล้วจะทดลองการใช้งานมอเตอร์โดยที่มอเตอร์จะหมุนตามคำสั่งของ MATLAB โดยจะมี Potentiometer เป็นอุปกรณ์ที่จะ Feedback ค่ามุมที่มอเตอร์ได้หมุนไปหลังจากทำการทดลอง พบว่ามอเตอร์สามารถหมุนได้ตามที่โปรแกรมไว้เว้นแต่จะมีมุมที่คลาดเคลื่อนบ้างเล็กน้อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

5.1สรุปผลการทดลอง

หลังจากการทำการทดลองเครื่องช่วยเดินสำหรับกายภาพบำบัด หลังจากทำการรับค่าจาก EMG Sensors แล้วจะเห็นว่าการดึงคุณลักษณะเด่นของสัญญาณ (Feature Extraction) เป็นเรื่องที่สำคัญในการวิเคราะห์เป็นอย่างมาก เนื่องจากสัญญาณ Raw Signal ไม่สามารถแสดงให้เห็นความแตกต่างของสัญญาณได้อย่างชัดเจน ทางผู้จัดทำเลือกใช้ Feature ทั้งหมด 6 Feature คือ Wave length, Root mean square, Mean of absolute value, Median of power spectrum density, Median amplitude spectrum และ Willison's amplitude ซึ่ง Feature เหล่านี้แสดงให้เห็นความชัดเจนมากที่สุด

หลังจากหา Feature ต่างๆจะพบว่าสัญญาณจาก Sensors ที่สามารถระบุความแตกต่างของท่าทางการเดินมากที่สุดคือสัญญาณจาก Sensors ตัวที่ 2 และ 4 ที่ตรวจจับสัญญาณจากกล้ามเนื้อ Tibialis anticus และกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ตามลำดับและสัญญาณที่สามารถระบุความแตกต่างของท่าทางนั่งคือสัญญาณจาก Sensors ตัวที่ 3 4 5 และ 7

ทางผู้จัดทำได้นำ Sample ของท่าทางต่างๆเข้าไป Train Neural Network โดยให้สัดส่วนการ Training, Validation และ Test เป็น 70%, 15% และ 15% ตามลำดับพบว่า เมื่อใช้งานจริงค่า Output ของ Neural Network ส่วนใหญ่เป็นไปตามที่ต้องการ

DC มอเตอร์ที่ใช้สามารถทำงานได้ตรงตาม Output จาก MATLAB คือจะหมุนทวนเข็มนาฬิกาเมื่อ Output จาก MATLAB เป็น Lower leg moving backward และ Sitting down และมอเตอร์จะหมุนตามเข็มเมื่อเป็น Lower leg moving forward และ standing up มอเตอร์จะหยุดหมุนเมื่อเป็น Stance และ Sitting

5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง

1.การทดลองต้องใช้ความรู้ด้านการเขียนโปรแกรมพอสมควร เนื่องจากโปรแกรมที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลคือ MATLAB และโปรแกรมที่ใช้เขียนคำสั่งแขนกลคือ Arduino IDE

2.การสวมใส่ Myo armband นั้นจำเป็นต้องใส่ในตำแหน่งเดิมทุกครั้ง ถ้าหากตำแหน่งมีการคลาดเคลื่อน จะทำให้ Output มีการเปลี่ยนแปลงได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] library ของ Myo Armband สำหรับ MATLAB

สืบค้นจาก; https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/55817-myo-sdk-matlab-mex-wrapper

[2] วิธีการใช้งาน Motor Driver

สืบค้นจาก; https://www.robotshop.com/media/files/pdf/user-manual-mdd10a.pdf

[3] EMG Feature extraction

สืบค้นจาก; https://arxiv.org/abs/0912.3973

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Code MATLAB

```
%%%%%% Stream Data %%%%%%%%%%
 delete(instrfindall);
clear all;
bb = Bluetooth('HC-05',1);
fopen(bb);

mm = MyoMex;
mm.myoData;

%%%%%% Angle %%%%%%%%%

fwrite(bb,10);
iniAngle = fscanf(bb,'%d');
G=1;
b=1;
sizeEMG=1;
while sizeEMG <=13000
    EMG1 = mm.myoData.emg_log;
    time = mm.myoData.timeEMG_log;
    sizeEMG = size(EMG1)
    if sizeEMG(1,1) >= G*20
     fwrite(bb,10);
     Angle1(b,2) = fscanf(bb,'%d');
     Angle1(b,1) = mm.myoData.timeEMG;
G = G+1;
b = b+1;
end
end


%%%%%%%%% Extract Feature %%%%%%%%%

for j=1:8
for i=1:600
P=(i-1)*20+1;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
eval(sprintf('a%d(:,%d)=EMG1(P:%d*20,%d);',j,i,i,j));
end
end

for j=1:8
for i=1:600
eval(sprintf('A%d(1,%d)=MAV(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(2,%d)=WL(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(3,%d)=rms(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(4,%d)=MFMD(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(5,%d)=FMD(a%d(:,%d));',j,i,j,i));
eval(sprintf('A%d(6,%d)=WAMP(a%d(:,%d),0.1);',j,i,j,i));
end
end

diffA= [];
for i=1:600
    minus = Angle1(i+1,2) - Angle1(i,2);
    diffA = [diffA minus];
end
% intrain1=[A1;Angle1(1:600,2)';diffA];
% intrain2=[A2;Angle1(1:600,2)';diffA];
% intrain3=[A3;Angle1(1:600,2)';diffA];
% intrain4=[A4;Angle1(1:600,2)';diffA];
% intrain5=[A5;Angle1(1:600,2)';diffA];
% intrain6=[A6;Angle1(1:600,2)';diffA];
% intrain7=[A7;Angle1(1:600,2)';diffA];
% intrain8=[A8;Angle1(1:600,2)';diffA];

inputintrain = [A1;A3;A4;A5;A7;Angle1(1:600,2)';diffA]

%%%%%%% Check State %%%%%%%%%%
w = 2;
sizeAngle = size(Angle1);
[pks,locs]=findpeaks(intrain1(6,:),'MinPeakProminence',50)
sizeStep = size(locs);
Backward =[];
Stance =[];
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Forward = [];
locationAngle = 1;
tresh = 0.03
while (w < 600)
%     DifAngle = Angle1(w,2) - Angle1(w-1,2)
   if   A1(1,w) <= tresh
       intrainstance = [inputintrain(:,w)]
       Stance = [Stance intrainstance];
       w = w+1
   end
   if   A1(1,w) >= tresh && locationAngle <= sizeStep(1,2)  %%%%%%%%%%% Start and
Backward
       while w <= locs(1,locationAngle)
       intrainBackward = [inputintrain(:,w)]
       Backward = [Backward intrainBackward];
         w = w+1
       end
       while A1(1,w) <= tresh
       intrainForward = [inputintrain(:,w)]
       Forward = [Forward intrainForward];
       w = w+1
       end
       locationAngle = locationAngle +1
   end
   w = w+1
end

%%%%%%%%%%%% Train  Neural  Network %%%%%%%%%%%%%%%%

SizeForward = size(Forward);
SizeBackward = size(Backward);
SizeStance = size(Stance);


MF = ones(1,SizeForward(1,2));
NF = zeros(1,SizeForward(1,2));

MB = ones(1,SizeBackward(1,2));
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
NB = zeros(1,SizeBackward(1,2));

MS = ones(1,SizeStance(1,2));
NS = zeros(1,SizeStance(1,2));

Input = [Stance Backward Forward];
Output = [MS NB MF;NS MB NF];


delete(instrfindall);
clear all;
bb = Bluetooth('HC-05',1);
fopen(bb);
mm = MyoMex;
mm.myoData;
Angle1 = 2;

%%%%%% Angle %%%%%%%%

fwrite(bb,10);
iniAngle = fscanf(bb,'%d');
G=1;
b=1;
sizeEMG=1;
Angle1 = 2;
Angle0 = 0;
PreviousY = [0;0];
while true
fwrite(bb,10);
    Angle1 = fscanf(bb,'%d');
%     B=(G-1)*20+1;
    EMG = mm.myoData.emg_log;
    sizeEMG = size(EMG);
    time = mm.myoData.timeEMG_log;
    sizeEMG = size(EMG1);
%     if sizeEMG(1,1) >= G*20
    Angle1time = mm.myoData.timeEMG;
    DiffAngle1 = Angle1 - Angle0;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        a1 = EMG1(sizeEMG(1,1)-19:sizeEMG(1,1),1);
        a3 = EMG1(sizeEMG(1,1)-19:sizeEMG(1,1),3);
        a4 = EMG1(sizeEMG(1,1)-19:sizeEMG(1,1),4);
        a5 = EMG1(sizeEMG(1,1)-19:sizeEMG(1,1),5);
        a7 = EMG1(sizeEMG(1,1)-19:sizeEMG(1,1),7);
    A(1,1)=MAV(a1(:,1));
    A(2,1)=WL(a1(:,1));
    A(3,1)=rms(a1(:,1));
    A(4,1)=MFMD(a1(:,1));
    A(5,1)=FMD(a1(:,1));
    A(6,1)=MAV(a3(:,1));
    A(7,1)=WL(a3(:,1));
    A(8,1)=rms(a3(:,1));
    A(9,1)=MFMD(a3(:,1));
    A(10,1)=FMD(a3(:,1));
    A(11,1)=MAV(a4(:,1));
    A(12,1)=WL(a4(:,1));
    A(13,1)=rms(a4(:,1));
    A(14,1)=MFMD(a4(:,1));
    A(15,1)=FMD(a4(:,1));
    A(16,1)=MAV(a5(:,1));
    A(17,1)=WL(a5(:,1));
    A(18,1)=rms(a5(:,1));
    A(19,1)=MFMD(a5(:,1));
    A(20,1)=FMD(a5(:,1));
    A(21,1)=MAV(a7(:,1));
    A(22,1)=WL(a7(:,1));
    A(23,1)=rms(a7(:,1));
    A(24,1)=MFMD(a7(:,1));
    A(25,1)=FMD(a7(:,1));
[Y]=Test(A);
[val, idx] = max(Y);
Y(1,1)=0;
Y(2,1)=0;
% Y(3,1)=0;
Y(idx,1)=1;
if Y(1,1) == 1 && PreviousY(1,1) == 0;
    while Angle1 >= iniAngle;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    fwrite(bb,10);
    Angle1 = fscanf(bb,'%d');
    Y = [1;1];
    name1 = 'Forward';
    X = sprintf('%s  %d ',name1,Angle1);
    disp(X)
    end
end
if Y == [1;0];
    name2 = 'Stance'
    X = sprintf('%s  %d ',name1,Angle1);
    disp(X)
end
if Y == [0;1];
name = 'Backward';
X = sprintf('%s  %d ',name,Angle1);
disp(X)
end

G = G+1;
b = b+1;
Angle0 = Angle1;
PreviousY = Y;
% end
end
```

Arduino Code

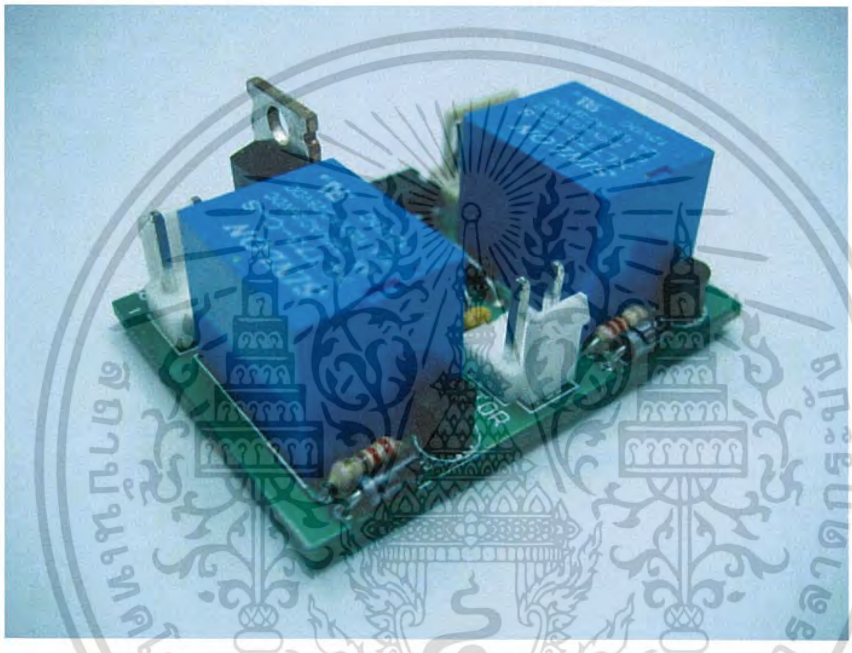
```
int M,x;
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  pinMode(5, OUTPUT);
  pinMode(9, OUTPUT);
  Serial.begin(9600);


}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
void loop() {
  if (Serial.available() > 0)
  {

    M = Serial.read();
    Serial.println(M);
    Serial.println(x);
    if (M == '1')
    {
    //x = 1;
    //Serial.println(x);
    Serial.end();
    digitalWrite(5, HIGH);
    analogWrite(9, 100);
    delay(1200);
    digitalWrite(5,LOW);
    analogWrite(9, 100);
    delay(1203);
    analogWrite(9,0);
    Serial.print(2,DEC);
    //Serial.write('1');
    Serial.begin(9600);
    //x = 0;
    //Serial.println("X = 0");

    }

    if (M=='0')
    {
      analogWrite(9,0);
      Serial.write('1');
    }

    else
    {
      analogWrite(9,0);
      Serial.write('1');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CYTRON MD10A
10A Motor Driver



USER'S MANUAL

V1.1

Feb 2007

Information contained in this publication regarding device applications and the like is intended through suggestion only and may be superseded by updates. It is your responsibility to ensure that your application meets with your specifications. No representation or warranty is given and no liability is assumed by Cytron Technologies Incorporated with respect to the accuracy or use of such information, or infringement of patents or other intellectual property rights arising from such use or otherwise. Use of Cytron Technologies's products as critical components in life support systems is not authorized except with express written approval by Cytron Technologies. No licenses are conveyed, implicitly or otherwise, under any intellectual property rights.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Index

1. Introduction and overview	**3**
2. Board Layout	**4**
3. Specification	**5**
4. Driving Motor	**7**
5. Warranty	**9**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. INTRODUCTION AND OVERVIEW

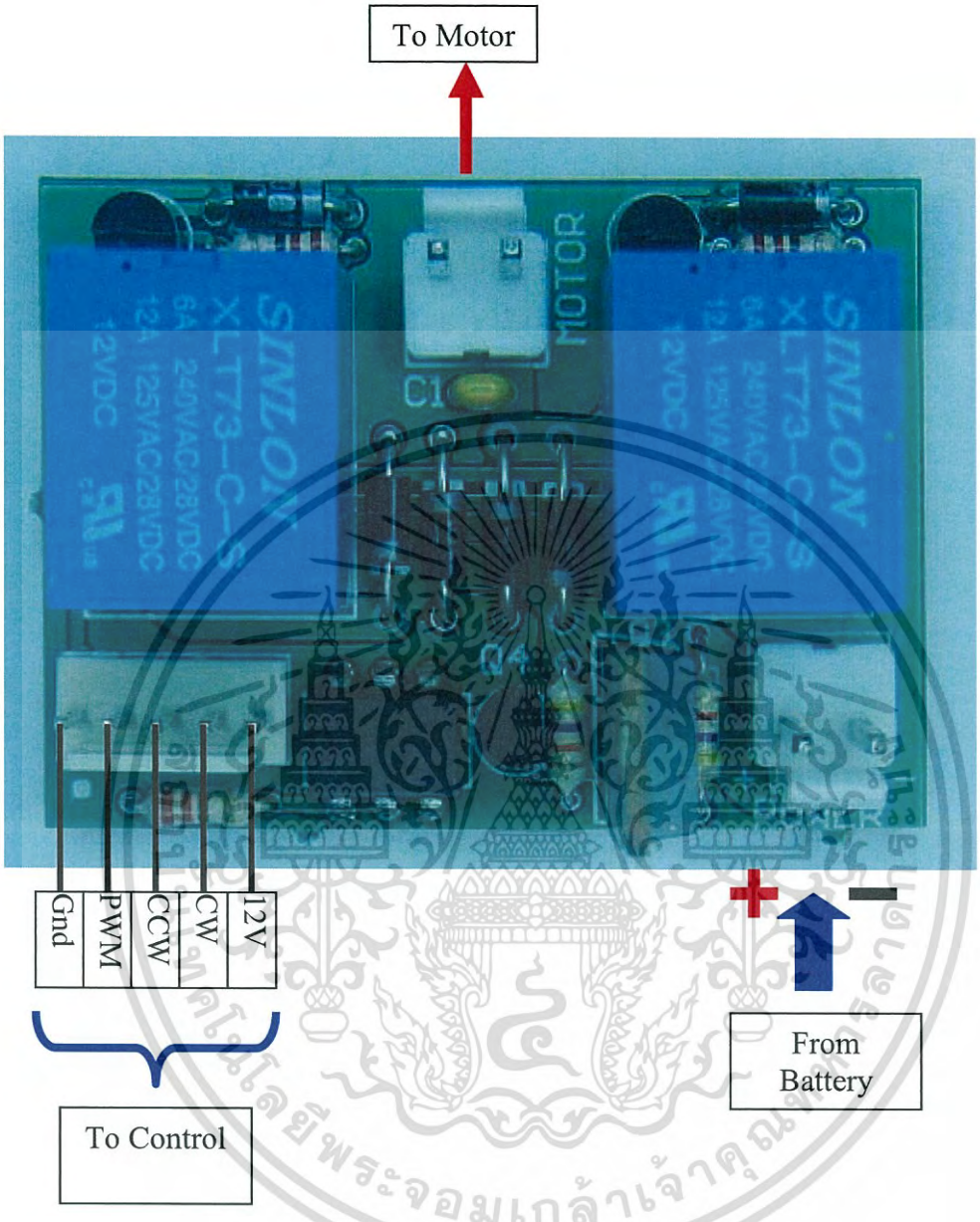
MD10A is designed to drive high current brush motor or application. It is designed for wide range of robotics and automotive applications. The board incorporates most of the components of the typical applications. With minimum interface, the board is ready to be plugged and play. Simply add in power, this driver is ready to drive high current motor. It has been designed with capabilities and features of:

- Industrial grade PCB with heavy copper material for **high current applications**
- Each component is soldered properly and tested
- Support up to **10A maximum**
- 5V logic level compatible inputs
- 12V as V_{cc}
- PWM speed control up to **10KHz**
- Bi-directional control for 1 motor
- Very low standby power consumption
- System ground is isolated from motor's power source with opto-isolator
- 4 Schottky diode as clamping diode

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. BOARD LAYOUT



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. SPECIFICATION

Pin Function Description

Label	Definition	Function
Power	Battery Input	Power source for motor. It can be as low as 6V and as high as 28V. The driver does not have protection against wrong polarity on power input, thus user must be careful during providing power source to this driver. Please follow (+) and (-) marker on the PCB for the correct polarity.
Motor	Motor Terminal	Terminal for motor connection.
12V	Operating supply	Input for driver logic operation. User should provide 12V
CW	Clock Wise	Voltage controller input pin. These two pins control the state of the relay in normal operation according to the truth table in next page (brake, clockwise and counterclockwise).
CCW	Counter Clock Wise	
PWM	Pulse Width Modulation	Voltage controlled input pin. This pin is isolated using opto-isolator. It will control the on board MOSFET to ON and OFF further control the speed the motor.
Gnd	Ground	Logic ground signal. Internally is separated from Power's ground

Absolute Maximum Rating

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_{in}	Motor supply voltage	24	V
V_{cc}	Operating voltage	12	V
I_{max}	Maximum Output Current (continuos)	10	A
I_R	Reserve Output Current (continuos)	10	A
I_{in}	Logic Input current (CW/CCW)	20	mA
I_{pw}	PWM Input Current	20	mA
T_c	Case Operating Temperature	-0 to 80	°C
T_{STG}	Storage Temperature	-40 to 100	°C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Electrical Characteristics

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min	Typ	Max	Unit
Power	Motor supply voltage		5.5		24*	V
12V	Operating supply voltage		10		14	V
f	PWM frequency		0		10	KHz
V_{pwl}	PWM low level voltage				1.0	V
V_{pwh}	PWM high level voltage		4.0			V
$V_{CW/CCWL}$	CW input low level voltage				1.0	V
$V_{CW/CCWH}$	CW input high level voltage		4.0			V

Truth Table in Normal Operating Condition

CW	CCW	Motor(+)	Motor(-)	Comment
1	1	H	H	Brake to Power (+)
1	0	H	L	Clockwise
0	1	L	H	Counter Clockwise
0	0	L	L	Brake to Power (-)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. DRIVING MOTOR

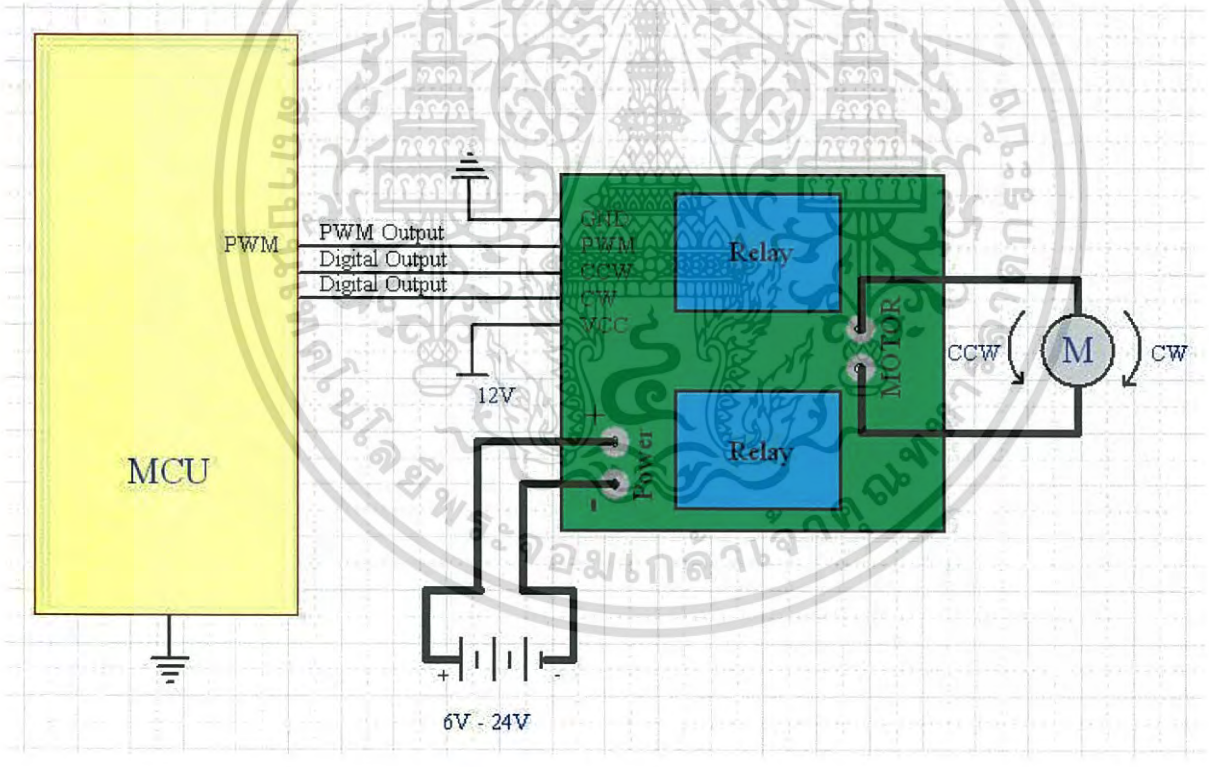
4.1 Connecting Battery and Motor

In a typical application, the motor power supply (battery) should be soldered to connector provided. The control pin come with connector and is ready for user to interface with wire.

12V should be supplied (12V) to this driver for logic operation. CW and CCW control the activation and direction of the motor, while the PWM pin turns the motor on or off for speed control. CW and CCW will activate the on board relay. Thus providing 5V using a switch or relay to these 2 pin can turn on the relays further drive the motor. As for PWM pin, user may provide a constant 5V to it if no speed control is required.

4.2 Connecting to Microcontroller

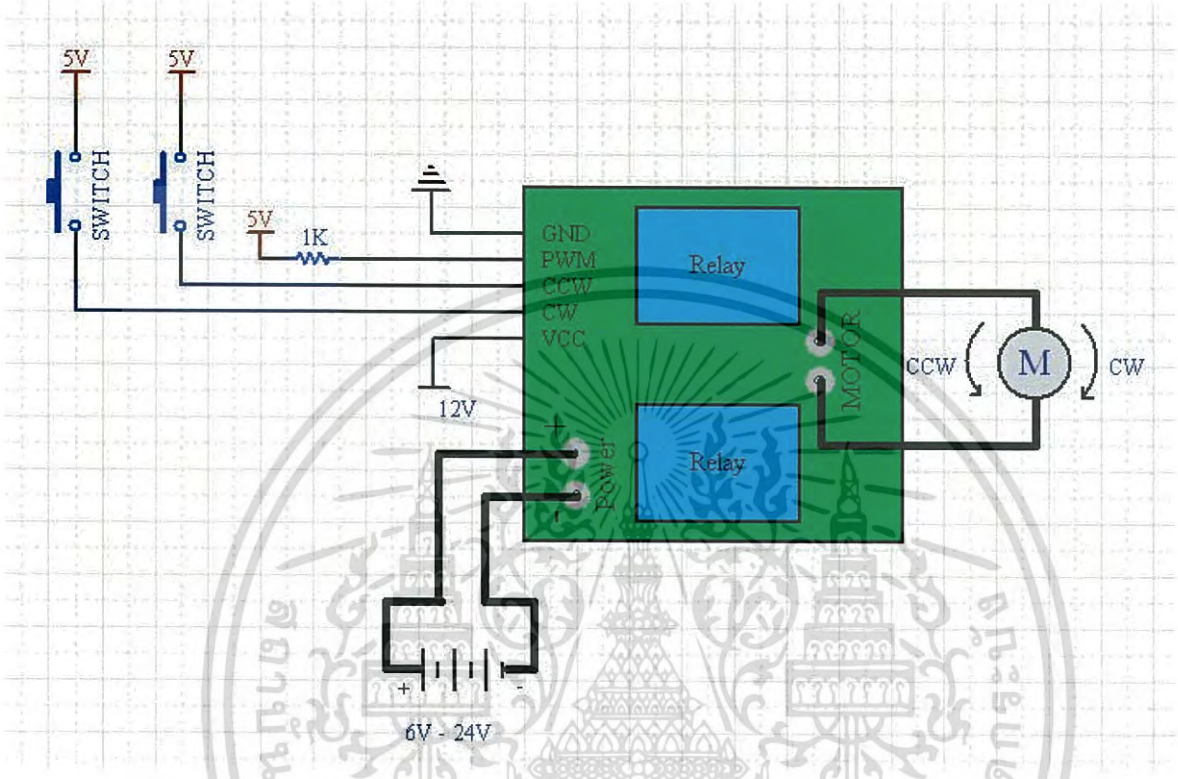
Typical Application Circuit for DC to 10KHz PWM Operation



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 Connecting to switches (without microcontroller)

Typical Application Circuit using switches (no speed control)



4.5 Reverse-battery

The motor driver boards do not have any protection against reverse-battery. If user connects the battery or power source wrongly it will damage the on board clamping diode and further burn the driver. Thus please be careful during making connection.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. WARRANTY

- Product warranty is valid for 6 months
- Warranty only applies to factory defect.
- Damage caused by mis-use is not covered under warranty.
- Warranty does not cover freight cost for both ways.

Prepared by
Cytron Technologies Sdn. Bhd.
19, Jalan Kebudayaan 1A,
Taman Universiti,
81300 Skudai,
Johor, Malaysia.

Tel: *+607-521 3178*
Fax: *+607-521 1861*

URL: *www.cytron.com.my*
Email: *support@cytron.com.my*
sales@cytron.com.my

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้