รายงานสหกิจศึกษาฉบับสมบูรณ์

การประยุกต์ใช้สัญญาณ EMG ในการควบคุมการทำงานของแขนเทียมกลที่สามารถปรับค่าได้ตามความเหมาะสมกับผู้ใช้งาน

Adjustable control of prothesis arm using EMG signal

นางสาวปานรวี สุตระ

ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงงาน การประยุกต์ใช้สัญญาณ EMG ในการควบคุมการทำงานของแขนเทียมกลที่สามารถปรับค่าได้ตามความเหมาะสมกับผู้ใช้งาน

นักศึกษา นางสาวปานรวี สุตระ 59010850

ปริญญา คณะวิศวกรรมศาสตร์

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์นิเทศ ดร.ตรีสุคนธ์ ตรีบุพชาติสกุล

ผู้นิเทศงาน ดร.เดโช สุรางค์ศรีรัฐ

สถานประกอบการ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ

บทคัดย่อ

ในการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้ในการช่วยควบคุมการทำงานของแขนเทียมกลทำให้สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวและทำท่าได้หลากหลาย และผู้ใช้งานยังไม่จำเป็นต้องออกแรงจากกล้ามเนื้อทำให้ผู้ใช้งานไม่เกิดความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อมาก วิธีการที่นำมาใช้ในการจำแนกประเภทของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้ใช้งานใช้งานคือ K-Nearest Neighbor นอกจากนี้ในส่วนของโปรแกรมการควบคุมมีการปรับเปลี่ยนค่าที่ใช้ในการควบคุมเนื่องจากค่าเริ่มต้นที่นำมาใช้ในการควบคุมแขนเทียมเป็นค่าที่เกิดจากการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างทำให้อาจจะมีความไม่พอดีกับตัวผู้ใช้งานบ้าง หรือเพื่อรองรับการเปลี่ยนแปลงของค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในตัวผู้ใช้เมื่อใช้งานไปในระยะยาว และอีกหนึ่งเป้าหมายของวิทยานิพนธ์เล่มนี้คือการลดข้อจำกัดของการเข้าถึงแขนเทียมแบบมีระบบควบคุมของผู้พิการเนื่องจากแขนเทียมประเภทนี้มีราคาค่อนข้างสูง จึงต้องการที่จะทำแขนเทียมแบบมีระบบควบคุมที่ต้นทุนที่ต่ำทำให้ผู้พิการสามารถเข้าถึงแขนเทียมประเภทนี้ได้มากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Title	Adjustable control of prothesis arm using EMG signal
Student	Miss Panrawee Suttara 59010850
Degree	Bachelor of Engineering
Major	Biomedical Engineering
Advisor	Dr. Treesukon Treebupachatsakul
Mentor	Dr. Decho Surangsirat
Company	National Science and Technology Development Agency (NSTDA)

ABSTRACT

The control of prosthesis arm using EMG signal can be controlled in many positions and need less power from user. Classification method that use to classify EMG signal is K-Nearest Neighbor. In addition, the control program can change model value due to initial value derived from average value from representative sample which may not suit for user or to support the change of EMG data of user in the long term. The other purpose is designing the low cost bionic arm to decrease limitation of accessing bionic arm of amputees due to bionic arm in general have the high price.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ผู้จัดทำขอกราบขอบพระคุณ ดร.เดโช สุรางค์ศรีรัฐ ผู้นิเทศงานการสหกิจ และบุคลากรในทีมวิจัยการประมวลสัญญาณชีวการแพทย์ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ในการเอื้อเฟื้อสถานที่ในการปฏิบัติงาน และอุปกรณ์ที่จำเป็นในการปฏิบัติงาน รวมทั้งให้คำปรึกษา และแนะนำแนวทางในการทำวิทยานิพนธ์ครั้งนี้ จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

วิทยานิพนธ์นี้จะสำเร็จไม่ได้หากไม่ได้รับคำแนะนำที่ดีจาก ดร.ตรีสุคนธ์ ตรีบุพชาติสกุล และคณะอาจารย์ในคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมชีวกรรมชีวการแพทย์ทุกท่าน เกี่ยวกับการค้นคว้าความรู้ที่เกี่ยวข้องและแนวทางในการดำเนินงาน นอกจากนี้ยังคอยตอบข้อสงสัยจนงานเสร็จสิ้นในที่สุด

ขอขอบพระคุณครอบครัว เพื่อนๆ พี่ๆ และน้องๆ ที่ให้กำลังใจเพื่อที่จะก้าวข้ามอุปสรรคที่พบเจอในการทำงานและสามารถทำงานในสำเร็จลุล่วงได้ และสุดท้ายขอขอบคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่มอบโอกาสในการศึกษาหาความรู้ จนวิทยานิพนธ์เสร็จสมบูรณ์ได้ด้วยดี

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

บทคัดย่อ i

Abstract ii

กิตติกรรมประกาศ iii

สารบัญ iv

สารบัญตาราง vii

สารบัญภาพ viii

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 1

1.2 วัตถุประสงค์ 3

1.3 สมมุติฐาน 3

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย 3

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 3

1.6 แผนการดำเนินงาน 4

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง 5

2.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 5

2.1.1 ความหมายของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 5

2.2 เครื่องมือที่ใช้ในการตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ 6

2.2.1 อิเล็กโทรด 6

2.2.2 ส่วนขยายสัญญาณ (amplifier) 8

2.2.3 ส่วนแสดงและบันทึกผล 8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 สัญญาณที่วัดและการแปลผล 9
2.3.1 สัญญาณอีเอ็มจีปกติ 9
2.3.2 สัญญาณอีเอ็มจีผิดปกติ 10
2.4 K-Nearest Neighbors (KNN) 11
2.4.1 การดำเนินการหลักของ KNN 12
2.4.2 ข้อดี-ข้อเสียของ KNN 13
2.5 ตัวกรองดิจิตอลจำกัด (Finite Impulse Response: FIR) 13
2.6 Arduino Mega 2560 15
2.6.1 Pin ทั่วไปของ Arduino Mega 2560 16
2.6.2 หน่อยความจำของ Arduino Mega 2560 16
2.6.3 Input และ Output ของ Arduino Mega 2560 16
2.6.4 ฟังก์ชันอื่น ๆ ของ Arduino Mega 2560 16
2.7 Arduino Nano 17
2.7.1 Pin ทั่วไปของ Arduino Nano 18
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน 19
3.1 การเก็บบันทึกข้อมูลตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 19
3.1.1 กลุ่มตัวอย่างและ Exercise 19
3.1.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บบันทึกข้อมูล 21
3.1.3 การกรองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 24
3.2 Feature extraction 24
3.2.1 การเรียบเรียงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 การคำนวณตามสมการ feature extraction.....25

3.3 การจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....27

3.4 การพัฒนาระบบ embedded เพื่อควบคุมการทำงานของแขนเทียม.....28

3.4.1 Arduino Mega 2560.....28

3.4.2 Arduino Nano.....33

3.5 การปรับเปลี่ยนค่าโมเดล.....33

บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน.....34

4.1 การทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานแขนเทียม.....34

4.1.1 การรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากผู้ใช้งาน.....34

4.1.2 การจำแนกประเภทสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....36

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....38

5.1 สรุปผลการวิจัย.....38

5.2 ปัญหาที่พบและข้อเสนอแนะ.....38

เอกสารอ้างอิง.....39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

Table 1 แผนการดำเนินงาน 4

Table 2 ชนิดศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจและกล้ามเนื้อ 6

Table 3 ข้อมูลของกลุ่มตัวอย่าง 20

Table 4 Mathematical definitions of feature extraction 24

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ

Figure 1 จำนวนผู้พิการในประเทศไทยแยกตามประเภทความพิการ 2

Figure 2 การปรับสัญญาณ EMG จาก Raw EMG signal มาเป็น Integrated EMG signal 5

Figure 3 แสดงลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณอีเอ็มจี 7

Figure 4 ผังอุปกรณ์เครื่องตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีเครื่องหนึ่ง 8

Figure 5 แสดงลักษณะสัญญาณอีเอ็มจีของ motor unit potential MUP ปกติที่วัดจากอิเล็กโทรดบันทึกแบบเข็ม 10

Figure 6 แสดงสัญญาณไฟฟอีเอ็มจี ของ motor unit potential ปกติ ซึ่งเกิดจากการรวมของสัญญาณไฟฟ้าจาก 5 ใยกล้ามเนื้อ 11

Figure 7 Pseudo Code ของ K-Nearest Neighbor 12

Figure 8 แผนภาพตัวกรองดิจิตอลจำกัด 14

Figure 9 ลักษณะสัญญาณเมื่อกรองผ่านตัวกรองดิจิตอลจำกัด 14

Figure 10 Arduino Mega 2560 15

Figure 11 Arduino Nano 17

Figure 12 ท่าพักมือ ท่ากำมือและท่าชูนิ้วชี้ 20

Figure 13 ลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อบันทึกจาก EMG Sensor โดยตรง 21

Figure 14 EMG Sensor 22

Figure 15 EMG Cable 22

Figure 16 Surface Electrode 22

Figure 17 การเก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกลุ่มตัวอย่าง 23

Figure 18 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 23

Figure 19 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อใช้ Waveform Length (WL) 25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Figure 20 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อใช้ Mean absolute value (MAV).....26

Figure 21 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อใช้ Root Mean Square (RMS).....26

Figure 22 การจำแนกประเภทข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วย KNN 27

Figure 23 การจำแนกประเภทข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วย KNN (2).....28

Figure 24 code ที่ใช้ในการอ่านค่าจาก EMG Sensor 29

Figure 25 ขั้นตอนการทำงานของ FIR Filter 30

Figure 26 code ที่ใช้ในการคำนวณ Waveform Length.....31

Figure 27 ตัวอย่างการจำแนกประเภทสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคน 32

Figure 28 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะชูนิ้วชี้ 34

Figure 29 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกำมือ 35

Figure 30 ผลการทำงานขณะพักมือ.....36

Figure 31 ผลการทำงานขณะกำมือ 36

Figure 32 ผลการทำงานขณะชูนิ้วชี้ 37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

มือเป็นอวัยวะของร่างกายมนุษย์ที่มีความจำเป็นอย่างมากในการใช้ชีวิตประจำวัน โดยปกติเราจะใช้มือในการจับและถือสิ่งของ การเขียนและการสื่อสารโดยผ่านภาษากาย เป็นต้น ดังนั้นจะเห็นได้ว่าหากไม่มีมือเราจะไม่สามารถทำกิจกรรมหลายอย่างในชีวิตประจำวันได้อย่างมีประสิทธิภาพหรือไม่สามารถทำได้เลย

จากข้อมูลของกรมส่งเสริมและพัฒนาชีวิตผู้พิการ ทำให้ทราบว่าในประเทศไทยมีจำนวนผู้พิการอยู่จำนวน 1,995,767 คน ซึ่งจากจำนวนผู้พิการทั้งหมดเป็นผู้พิการทางการเคลื่อนไหวร่างกายจำนวน 986,583 คน คิดเป็นร้อยละ 4.9043 (ข้อมูลสิ้นสุด ณ วันที่ 1 เมษายน 2562) และจากข้อมูลของสำนักงานสถิติแห่งชาติที่ทำการสำรวจเมื่อปี พ.ศ.2555 พบว่ามีผู้พิการแขนขาดและมือขาดจำนวน 6,805 คน และ 3,143 คน ตามลำดับ และจากข้อมูลการสำรวจความพิการ พ.ศ.2550 สำนักงานสถิติแห่งชาติได้บอกถึงสัดส่วนของผู้พิการที่ใช้เครื่องช่วยต่อผู้พิการทั้งหมดเป็นร้อยละ 22.7 ที่เป็นผู้พิการที่มีการใช้อุปกรณ์ อวัยวะเทียม หรือเครื่องช่วยในการดำรงชีวิต เมื่อดูจากสถิติการใช้เครื่องช่วยและอุปกรณ์ของผู้พิการแบ่งตามประเภทของการพิการ พบว่าคนที่พิการทางการเคลื่อนไหวและทางกายมีสัดส่วนการใช้เครื่องช่วยสูงที่สุดคือร้อยละ 30.3 จากสถิติที่กล่าวมาข้างต้นนั้นทำให้เห็นว่ามีผู้พิการอีกจำนวนไม่น้อยที่ยังเข้าไม่ถึงการบริการเกี่ยวกับอุปกรณ์และเครื่องช่วยสำหรับผู้พิการ [1]-[3]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

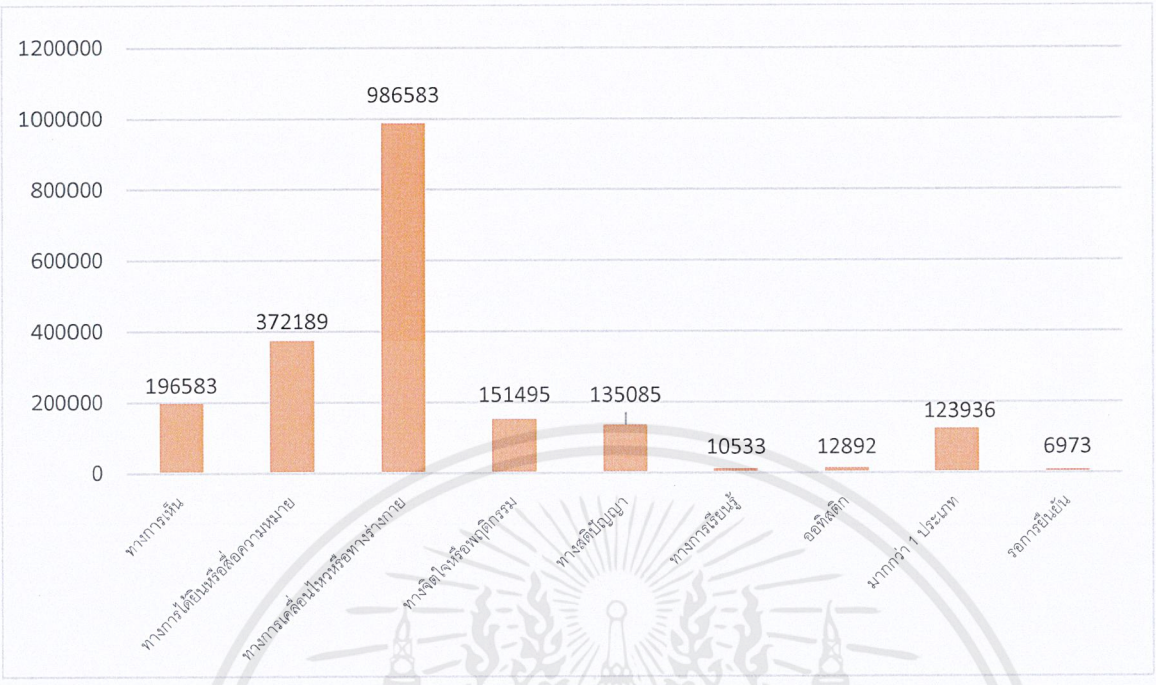

Figure 1 จำนวนผู้พิการในประเทศไทยแยกตามประเภทความพิการ

ในปัจจุบันแขนเทียมสำหรับผู้พิการแขนขาดมี 2 ประเภทได้แก่ แขนเทียมแบบไม่มีระบบควบคุมเป็นแขนเทียมที่ใส่เพื่อความสวยงามเท่านั้น และแขนเทียมแบบมีระบบควบคุม ซึ่งแขนเทียมที่มีระบบควบคุมสามารถแบ่งได้อีก 3 ประเภทคือ แขนเทียมแบบ Mechanical control, Electric control และ Bionic control โดยแขนเทียมแบบ Mechanical control เป็นการควบคุมโดยการใช้แรงจากกล้ามเนื้อหัวไหล่ แขนเทียมแบบ Electric control เป็นแขนเทียมที่ใช้การควบคุมจากสวิตช์ และ Bionic control เป็นแขนเทียมที่ใช้การควบคุมสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งข้อเสียของการใช้แขนเทียมแบบ Mechanical control คือผู้พิการจะต้องออกแรงเองเพื่อควบคุมทำให้เกิดความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ ต่างจากแขนเทียมแบบ Electric control และ Bionic control ที่ไม่ต้องใช้แรงจากตัวผู้พิการในการควบคุม ทำให้ไม่เกิดความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อในระหว่างการใช้งาน แต่ข้อจำกัดของแขนเทียมทั้ง 2 ประเภทนี้คือมีราคาสูง เป็นข้อจำกัดทำให้ผู้พิการเข้าถึงแขนเทียมประเภทนี้ได้น้อยลง

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้จัดทำต้นแบบของแขนเทียมแบบมีระบบควบคุมประเภท Bionic control โดยใช้การควบคุมจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่มีการออกแบบให้ใช้ต้นทุนที่ต่ำลงเพื่อให้ผู้การสามารถเข้าถึงการใช้แขนเทียมแบบนี้ได้มากขึ้น และแขนเทียมสามารถใช้งานได้เพียงพอในการทำกิจกรรมทั่วไปในชีวิตประจำวัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 ออกแบบแขนเทียมต้นแบบมีกลไกโดยแขนเทียมนี้สามารถเคลื่อนไหวเพื่อจับและถือสิ่งของได้ และมีฟังก์ชันการทำงานที่เพียงพอต่อการใช้งานในชีวิตประจำวัน

1.2.2 เพื่อเป็นต้นแบบให้กับการพัฒนาการออกแบบแขนเทียมแบบมีระบบควบคุมแบบ Bionic control โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในการควบคุมในอนาคต

1.3 สมมุติฐาน

สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาช่วยในการควบคุมการเคลื่อนไหวของแขนเทียมได้

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1.4.1 ใช้ EMG sensor ในการรับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากผู้ใช้ และใช้ Arduino Mega 2560 ในการรับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจาก EMG sensor และควบคุมการหมุนของมอเตอร์

1.4.2 แขนเทียมสามารถทำท่าทางได้ 2 ท่า ได้แก่ ท่าขณะพักมือและท่าขณะกำมือ

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ได้ต้นแบบแขนเทียมที่สามารถใช้งานได้จริงและมีต้นทุนต่ำ ทำให้ผู้พิการสามารถเข้าถึงได้มากขึ้น

1.5.2 ช่วยให้ผู้พิการแขนขาดหรือมือขาดสามารถช่วยเหลือตนเองได้และดำรงชีวิตได้ดีขึ้น

1.5.3 พัฒนาและฝึกฝนทักษะทางด้านการเขียนโปรแกรม และนำไปประยุกต์ใช้ในการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 แผนการดำเนินงาน

ระยะเวลาดำเนินงานตั้งแต่วันที่ 5 สิงหาคม พ.ศ.2562 ถึง วันที่ 22 พฤศจิกายน พ.ศ.2562 ณ ห้อง 512 อาคาร NECTEC สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ

Table 1 แผนการดำเนินงาน

ที่	การดำเนินการ	ระยะเวลาในการดำเนินงาน			
		ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.
1	เก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกลุ่มตัวอย่าง				
2	เขียนโปรแกรมเพื่อแบ่งแยกข้อมูล				
3	เขียนโปรแกรมเพื่อหาค่าตำแหน่งที่จะใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณโดยวิธี KNN				
4	ทดสอบการจำแนกสัญญาณของโปรแกรมโดยใช้ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่กำหนดเอง				
5	เขียนโปรแกรมลงบน Arduino Mega 2560				
6	ทดสอบการทำงานของโปรแกรมโดยใช้ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบเรียลไทม์				
7	ทดสอบการทำงานของแขนเทียมกล				

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.1.1 ความหมายของคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หมายถึง ระดับความตึงตัวของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการกระตุ้นอย่างรุนแรง กล้ามเนื้อประกอบไปด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเหมือนเส้นด้ายจำนวนหลายล้านเส้น เมื่อเส้นใยกล้ามเนื้อเกิดอาการเกร็งนั้น เกิดจากการกระทำของเซลล์ประสาททางกลไก (Motorneuron) ที่ส่งกระแสประสาทไปยังเส้นใยกล้ามเนื้อนั้น ๆ ไม่ว่าจะเวลาใดก็ตามที่เส้นใยกล้ามเนื้อ 2- 3 เส้นที่อยู่ในขณะพักตัวซึ่งดูเหมือนจะมีการเกร็งอยู่ภายใต้สภาวะปกติการกระตุ้นที่เกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อจะถูกกระตุ้นจนกระทั่งเกิดการตอบสนองทั้งหมด หรืออาจจะเพียงบางส่วนของกล้ามเนื้อรวมเข้าด้วยกันเพื่อทำให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อทั้งชิ้น การเปลี่ยนแปลงอย่างเห็นได้ชัดในการส่งกระแสไฟฟ้ามาที่พื้นผิวด้านนอกของผิวหนังไม่ใช่จะถูกวัดได้ในทุกสภาวะอารมณ์และความรู้สึกที่เกิดขึ้นจากจิตใจกิจกรรมของกล้ามเนื้อระดับพื้นผิวนี้สามารถวัดได้ด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เรียกว่า Electromyography (EMG) ซึ่งเป็นเครื่องมือวัดที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของกิจกรรมทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อในขณะที่กล้ามเนื้อเกิดอาการเกร็ง

Figure 2 การปรับสัญญาณ EMG จาก Raw EMG signal มาเป็น Integrated EMG signal (Pinel, 1993, p.136)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การหดและคลายของคู่กล้ามเนื้อที่ทำงานตรงข้ามกันนั้น จะทำให้วัดสัญญาณกล้ามเนื้อไฟฟ้าที่มีค่าแรงดัน ที่แตกต่างกันโดยเมื่อทำการเหยียดแขนออกจากตัว จะได้กราฟสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่มีแรงดันต่ำกว่าและในทางกลับกัน เมื่อทำการงอแขนเข้าหาตัวจะได้กราฟสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีแรงดันที่สูงกว่า

2.2 เครื่องมือที่ใช้ในการตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography หรือ Electromyogram) คือเครื่องที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของ Motor unit ซึ่ง Motor unit นั้นก็คือการหดตัวของกล้ามเนื้อ ถูกควบคุมโดยเซลล์ประสาทสั่งการ (Motor neuron) ซึ่งจะอยู่ที่ไขสันหลัง สำหรับกล้ามเนื้อแขน ขาลำตัวและจะอยู่ที่ก้านสมอง สำหรับกล้ามเนื้อศีรษะและคอ 1 Motor unit คือ เซลล์ประสาท 1 ตัวกับ Muscle fiber จำนวนหนึ่งที่เซลล์ประสาทตัวนั้นไปเลี้ยงกล้ามเนื้อที่ทำงานละเอียดจะมี Motor unit ขนาดเล็กเช่น กล้ามเนื้อมือการทำลาย Motor neuron ทำให้เกิดอาการอัมพาต และผลที่ได้จากการบันทึก เรียกว่า Electromyography หรือ EMG การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่า สมองเส้นประสาท และกล้ามเนื้อเป็นเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้า สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าและส่งผ่านสัญญาณเมื่อถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าดังกล่าวไปตามเส้นประสาทใยกล้ามเนื้อการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อหรือ EMG เป็นเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อโดยตรงซึ่งคล้ายกับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าสมองแตกต่างเฉพาะขนาดของความถี่และศักย์ไฟฟ้า ดังตาราง

Table 2 ชนิดศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจและกล้ามเนื้อ

ชนิดของสัญญาณไฟฟ้า	ศักย์ไฟฟ้า (mV)	ความถี่ตอบสนอง (Hz)
สมอง (EEG)	0.001-0.10	0.02-100
หัวใจ (ECG, EKG)	0.02-3.0	0.1-30
กล้ามเนื้อ (EMG)	0.003-5.0	2-10,000

เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับการตรวจสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อประกอบด้วยตัวเครื่องและอิเล็กโทรดบันทึกสัญญาณเข้า ตัวเครื่องมักมีอุปกรณ์/วงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่กรองขยายสัญญาณ และส่วนแสดงผล

2.2.1 อิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดหรือขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออีเอ็มจี นั้นแบ่งเป็นสองชนิด คือ ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้น และขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้า ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้นมักเป็นตัวกระตุ้นขนาดเล็กและเป็นชนิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สองขั้ว (bipolar electrode) ยึดติดกัน ส่วนอิเล็กโทรดสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้านั้น แบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ อิเล็กโทรดแบบเข็ม (needle electrode) มักใช้แทงเข้าไปในกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกสัญญาณ/ศักย์ไฟฟ้าที่ใยกล้ามเนื้อโดยตรงใช้สำหรับวินิจฉัยโรคทางคลินิก และอิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนัง (surface electrode) เป็นแผ่นขั้วไฟฟ้าที่วางบนผิวหนังบริเวณที่วัด มักนิยมใช้บันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อแสดงถึงความหนักเบาของการหดตัวของกล้ามเนื้อ นอกจากนั้นยังใช้สำหรับการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเพื่อเปรียบเทียบความเร็วของการนำสัญญาณประสาท (nerve conduction velocity) อิเล็กโทรดแบบเข็มที่นิยมใช้กันมากได้แก่ อิเล็กโทรดแบบแกนเดียว (single coaxial needle electrode หรือ concentric needle electrode) มักลักษณะคล้ามเข็มฉีดยา(ที่มีรู)ปลายตัด เป็นปลอกและมีแกนลวดโลหะ (แพลตินัมหรือทองแดง) หุ้มฉนวนโผล่ออกมาพอดีกับปลายเข็ม เพื่อวัดศักย์ไฟฟ้าระหว่างสองจุด (จุดหนึ่งคือตัวเข็ม อีกจุดคือแกนลวดโลหะ) มีขนาดเล็กกว่า 1 มิลลิเมตร นอกจากนั้นยังมีอิเล็กโทรดอีกชนิดเป็นแบบสองแกน (double coaxial needle หรือ bipolar needle electrode) ซึ่งใช้ลวดโลหะสองเส้นสอดเข้าไปในเข็มฉีดยา อิเล็กโทรดชนิดนี้สามารถตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณประสาทได้แคบกว่า มักใช้สำหรับตรวจเฉพาะรายมากกว่าใช้ตรวจประจำ

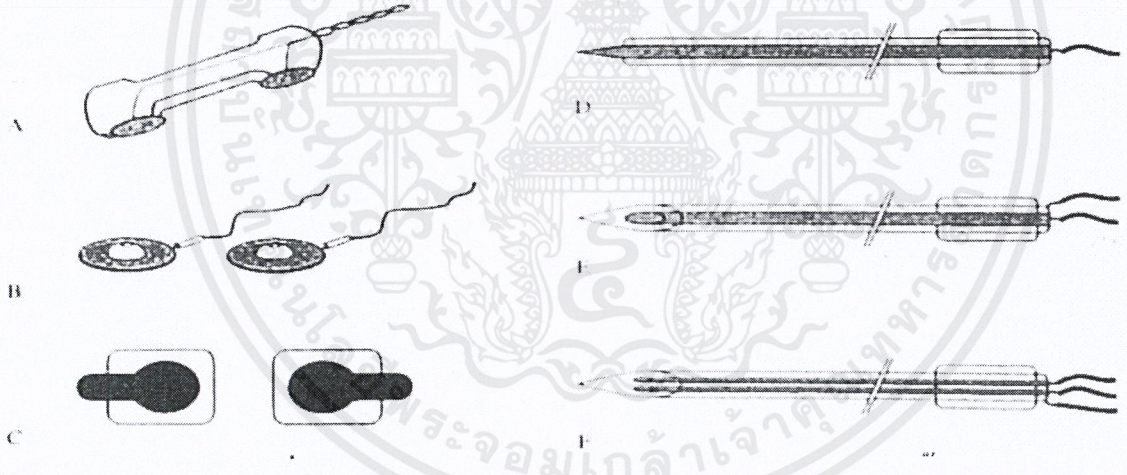

Figure 3 แสดงลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณอีเอ็มจี

A: ชนิดสองขั้วยึดติดกัน B: ชนิดโลหะกลม C: ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป

D: ชนิดเข็มแบบขั้วเดียว E: แบบเข็มฉีดยาปลายตัดแกนเดียว

F: เข็มฉีดยาปลายตัดลองแกน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 ส่วนขยายสัญญาณ (amplifier)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ มีปริมาณน้อยและขนาดไม่มาก ดังนั้นที่ตัวเครื่องมักมีส่วนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ ให้มีขนาดโตพอสำหรับในการพิจารณา ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ดี มีกำลังขยายที่สูงพอและสม่ำเสมอตลอดช่วงศักย์ไฟฟ้าในย่านที่ตรวจวัด และสามารถกรองสัญญาณ หรือไม่ขยาย/ตัดสัญญาณไฟฟ้ารบกวนที่ไม่ได้ใช้ออก

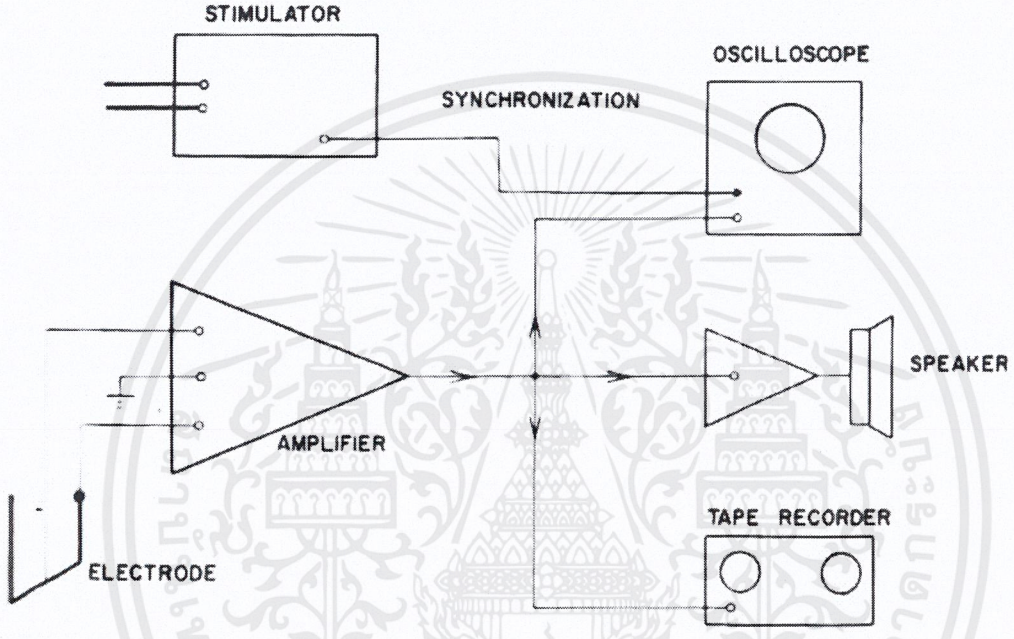

Figure 4 ผังอุปกรณ์เครื่องตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีเครื่องหนึ่ง

2.2.3 ส่วนแสดงและบันทึกผล

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ หรือคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจี มีความถี่ที่ตอบสนองค่อนข้างสูง เมื่อเทียบกับสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ และสมองจึงไม่นิยมใช้แสดงผลด้วยการบันทึกลงบนแผ่นกระดาษ (tracing) เพราะจะทำให้ได้คลื่นไฟฟ้าผิดรูปร่าง แต่มักจะแสดงผ่านจอภาพออสซิลโลสโคป และผ่านสัญญาณเสียง (คลื่นอีเอ็มจี อยู่ในย่านความถี่เสียง) ทำให้การแปลผลมีความเที่ยงตรงมากขึ้นและลดความเมื่อยล้าจากดูสัญญาณ ไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปด้วยสายตา นอกจากนั้นในปัจจุบันยังสามารถบันทึกผลออกมาเป็นไฟล์ข้อมูล รูปภาพและค่าเฉลี่ยของขนาดของคลื่นไฟฟ้าได้อีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 สัญญาณที่วัดและการแปลผล

ในการตรวจและวินิจฉัยโรคด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้น มักนิยมใช้อิเล็กโทรดแบบเข็ม เนื่องจากเข็มขนาดเล็ก ๆ สามารถสุ่มหาความผิดปกติภายในกล้ามเนื้อเล็ก ๆ ได้และ ในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้านั้นมักตรวจหาความผิดปกติใน 3 สภาวะคือ

1. ขณะแทงเข็มหรือขณะเคลื่อนไหวอิเล็กโทรด คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก insertional activity

2. ขณะพัก คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก spontaneous activity

3. ขณะออกแรงใช้กล้ามเนื้อ หรือกล้ามเนื้อหดตัวสูงสุด คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก voluntary activity

หลักการวิเคราะห์ความผิดปกตินั้นพิจารณาจาก

1. คลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้นั้น บันทึกในสภาวะใดเช่น spontaneous insertion หรือ voluntary

2. ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้นเป็นอย่างไร จากนั้นพิจารณาเปรียบเทียบความสูง (amplitude) ความกว้าง (duration) พร้อมทั้งรายละเอียดของลักษณะคลื่น เช่น phase initial deflection และความถี่ (frequency) เป็นต้น

จากนั้นนำมาพิจารณาเปรียบเทียบลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อปกติขณะทำการตรวจนอกจากจะพิจารณาจากคลื่นหรือสัญญาณไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปแล้ว การฟังเสียงของคลื่นไฟฟ้าผ่านลำโพงขยายเสียงจะช่วยให้ลดความเมื่อยล้าสายตาจากการเพ่งมองบนจอออสซิลโลสโคป เพราะการฟังเสียงทำให้สามารถทราบความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าได้อย่างคร่าวๆ เมื่อหูได้ยินความผิดปกติแล้วจึงพิจารณาคลื่นไฟฟ้าโดยละเอียดเพิ่มเติม โดยความผิดปกติของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพิจารณาจาก

1. สัญญาณชนิด spontaneous หรือ voluntary emg

2. สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เมื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อปกติในสภาวะนั้น

2.3.1 สัญญาณอีเอ็มจีปกติ

ในกล้ามเนื้อปกติ มักไม่พบสัญญาณ spontaneous activity เมื่อแทงเข็มอิเล็กโทรดเข้าไปยังกล้ามเนื้อขณะพักจอออสซิลโลสโคปที่บันทึกได้จะมีลักษณะเรียบ ไม่มีสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electrical silence) เมื่อให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้ถูกวัดออกแรงเกร็งกล้ามเนื้อนั้น จะได้คลื่นไฟฟ้าที่เรียกว่า motor unit potential และเป็น motor unit ที่มีลักษณะปกติ จึงเรียกว่า normal motor unit potential MUP

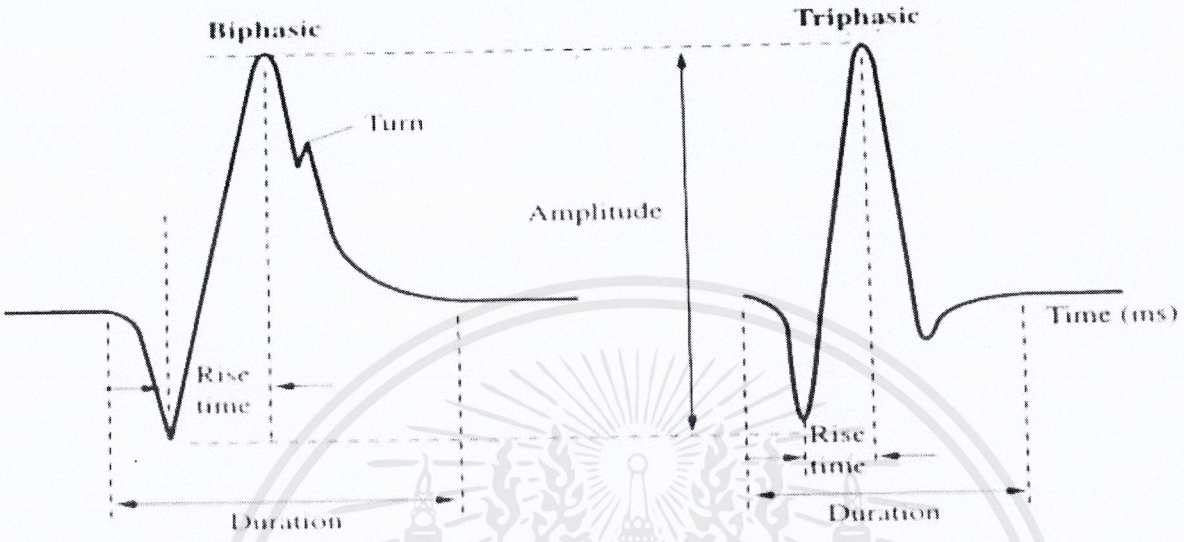

Figure 5 แสดงลักษณะสัญญาณอีเอ็มจีของ motor unit potential MUP ปกติที่วัดจากอิเล็กโทรดบันทึกแบบเข็มขณะกล้ามเนื้อหดตัว สัญญาณอีเอ็มจีมีลักษณะเป็นคลื่นเฟสสองและสามมีขนาดความสูง 200ไมโครโวลต์-5มิลลิโวลต์ความกว้างประมาณ 5-15 มิลลิวินาที ความถี่ 5-20 ครั้ง/วินาที (น้อยกว่า 60 ครั้ง/วินาที)

ลักษณะสำคัญของ MUPนั้น ต้องเกิดขณะที่ออกแรงใช้กล้ามเนื้อนั้น สัญญาณไฟฟ้ามีลักษณะเป็นคลื่นสองหรือสามเฟส (biphase or triphasic) มียอดลบนำมาก่อน ความถี่ 5-20 ครั้ง/วินาที มีความสูงของคลื่นประมาณ 200 ไมโครโวลต์ – 5 มิลลิโวลต์ ซึ่ง ความกว้างประมาณ 5-15 มิลลิวินาที ซึ่งขนาดความสูงของคลื่นขึ้นกับขนาดความแรงของการหดตัวของกล้ามเนื้อ ยิ่งออกแรงมากขนาดก็จะสูงมากและจำนวนตัวอีเอ็มจีก็จะเพิ่มมากขึ้นด้วย และหากพบ MUPที่มีรูปร่างปกติ อาจกล่าวได้ว่าทางเดินของการนำสัญญาณประสาทจากไขสันหลังมายังกล้ามเนื้อ (neuromuscular pathway) ปกติ

2.3.2 สัญญาณอีเอ็มจีผิดปกติ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในภาวะผิดปกติสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ

1. motor unit potential ที่ผิดปกติขณะกล้ามเนื้อหดตัว

2. spontaneous activity ที่เกิดจากความผิดปกตินั้น สัญญาณไฟฟ้า MUP ที่ผิดปกติ มักเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีเฟส มากกว่า 3 เฟส ขึ้นไปเรียก polyphasic motor unit potential หรือ polyphasic MUP

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณไฟฟ้า MUP นั้น เกิดจากการรวมกันของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากใยกล้ามเนื้อที่บันทึกได้หลายๆใยกล้ามเนื้อผสมกัน เมื่อใยประสาทยนต์ A ส่งสัญญาณประสาทมายังใยกล้ามเนื้อ 1-5 สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ที่อิเล็กโทรด จะเป็นสัญญาณไฟฟ้ารวม ที่เกิดจากสัญญาณไฟฟ้าเฟสคู่หรือสามเฟสจากใยกล้ามเนื้อ 1-5 ตามลำดับ ขึ้นกับว่าใยกล้ามเนื้อใดจะอยู่ใกล้อิเล็กโทรดบันทึกมากกว่าก็จะสามารถบันทึกค่าได้เร็วและมีขนาดโตกว่า หากสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งมาบันทึกใกล้กันมาก ๆ สัญญาณไฟฟ้าจะมีลักษณะเป็นคลื่นผสม ดังนั้นสัญญาณไฟฟ้า/คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้ จึงเป็นคลื่นไฟฟ้าหลายเฟสซึ่งเกิดจาการผสมของใยกล้ามเนื้อ ทั้ง 1-5 นั่นเอง [4]-[5]

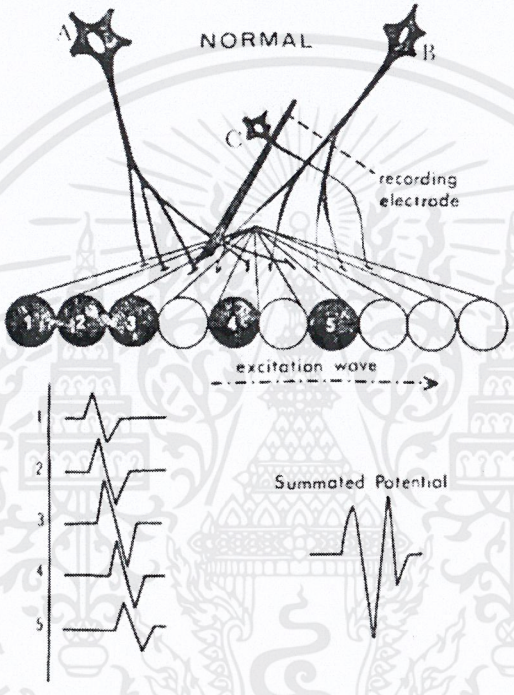

Figure 6 แสดงสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี ของ motor unit potential ปกติ ซึ่งเกิดจากการรวมของสัญญาณไฟฟ้าจาก 5 ใยกล้ามเนื้อ มีลักษณะเป็นสัญญาณไฟฟ้าหลายเฟส

2.4 K-Nearest Neighbors (KNN)

K-Nearest Neighbor (KNN) เป็นวิธีการที่ใช้ในการจำแนกประเภทข้อมูลวิธีหนึ่งที่เป็นที่นิยม โดยวิธี KNN เป็นวิธีการการจำแนกประเภทของข้อมูลโดยที่ไม่ต้องมีการสร้างโมเดลสำหรับการจำแนกประเภทของข้อมูลเตรียมไว้ล่วงหน้า แต่วิธีนี้จะจำแนกประเภทของข้อมูลโดยการนำข้อมูลใหม่มาเปรียบเทียบกับข้อมูลเดิมที่มีและดูถึงความคล้ายคลึงหรือใกล้เคียงกันระหว่างข้อมูลใหม่และข้อมูลเดิม ก่อนการประมวลผลข้อมูลเพื่อการจำแนกประเภทในวิธี KNN จะต้องมีการกำหนดค่า K ที่จะใช้ ซึ่งค่า K คือค่าที่บ่งบอกถึงจำนวนของข้อมูลเดิมที่ใกล้เคียงกับข้อมูลใหม่ที่ต้องการนำมาจำแนกประเภทข้อมูล ในการกำหนดค่า K ที่เหมาะสมจะพิจารณาจากลักษณะข้อมูลเดิมที่มี เช่น หากข้อมูลเดิมมีลักษณะที่เฉพาะเจาะจงและมีจำนวนคลาสน้อยก็ไม่จำเป็นที่จะต้องใช้ค่า K ที่สูงมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากที่กล่าวถึงลักษณะการทำงานของ KNN ข้างต้น ซึ่งลักษณะการทำงานจะเป็นการพิจารณาจากข้อมูลที่มีอยู่ก่อน และเมื่อต้องการระบุถึงข้อมูลใหม่ที่ต้องการจำแนกประเภทของข้อมูลว่าเป็นประเภทข้อมูลแบบใด KNN จะพิจารณาลักษณะใกล้เคียงที่สุดกับข้อมูลเดิม และระบุว่าข้อมูลใหม่ที่ต้องการระบุประเภทนั้นเป็นประเภทใด

2.4.1 การดำเนินการหลักของ KNN

1. ฟังก์ชันระยะทาง (Distance Function) เป็นการคำนวณค่าระยะห่างระหว่างสองเรคคอร์ด เพื่อที่จะมาวัดความคล้ายคลึงกันของข้อมูล

คุณสมบัติของฟังก์ชันระยะทาง(Distance Function)

- ค่าระยะทาง(ความห่าง) ที่คำนวณได้ต้องไม่ติดลบ
- ถ้าตำแหน่งเดียวกัน ฟังก์ชันต้องเป็นศูนย์(ค่าเหมือนกัน)
- การคำนวณวัดระยะทางไปกลับต้องเท่ากัน

2. ฟังก์ชันการแจกแจง (Combination Function) เป็นการรวมกันของผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณค่าระยะห่าง (Distance) โดยทำการเรียงลำดับค่าระยะห่าง (Distance) จากน้อยไปมาก หลังจากนั้นดูจากค่า “K” ว่ากำหนดเป็นเท่าไร แล้วนำลำดับที่เรียงได้มาเทียบกับคลาสข้อมูลที่เรียงแล้วนำมาตอบ

Pseudo Code ของ K-Nearest Neighbor มีลักษณะดังนี้

```
Determine (k, distance)
Classify (X, Y, a) // X is training data, Y is labels of X, a is unknown sample
for I = 1 to n do // n is all the training data
Compute distance d (X_i, a)
end for
Compute set I containing indices for the k smallest distance d (X_i, a).
return majority label for {Y where I ∈ I}
```

Figure 7 Pseudo Code ของ K-Nearest Neighbor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จาก Figure 7 เป็น Pseudo Code ของ KNN ซึ่งสามารถอธิบายเป็นขั้นตอนง่ายๆได้ดังนี้

1. กำหนดค่า K

2. คำนวณระยะห่างระหว่างข้อมูลใหม่ที่ต้องการนำมาจำแนกประเภทข้อมูลกับข้อมูลเดิมที่มีทั้งหมด

3. เรียงลำดับระยะห่าง และกำหนดจุดที่มีระยะห่างน้อยที่สุดตามค่า K

4. รวบรวมประเภทข้อมูลเป้าหมาย

5. กำหนดประเภทข้อมูลให้กับข้อมูลใหม่โดยพิจารณาจากประเภทข้อมูลเป้าหมายว่าเป็นประเภทใดมากที่สุด การกำหนดประเภทของข้อมูลใหม่จะเป็นไปตามประเภทขข้อมูลนั้น [6]

2.4.2 ข้อดี-ข้อเสียของ KNN

1. ข้อดี

- หากเงื่อนไขการตัดสินใจมีความซับซ้อนวิธีนี้สามารถสร้างโมเดลที่มีประสิทธิภาพได้

2. ข้อเสีย

- ใช้ระยะเวลาในการคำนวณนาน

- ถ้าAttributeมีจำนวนมากจะเกิดปัญหาในการคำนวณค่า [7]

2.5 ตัวกรองดิจิตอลจำกัด (Finite Impulse Response: FIR)

ตัวกรองดิจิตอลจำกัด ให้ผลตอบสนองตามระยะเวลาที่แน่นอน หรืออาจกล่าวได้ว่าผลตอบสนองเกิดขึ้นได้โดยการใช้จำนวนลำดับของตัวเลขอินพุตที่แน่นอน ตัวกรองดิจิตอลจำกัดที่มี M ซึ่งสัมประสิทธิ์ของแต่ละชุด คือ {h [0], h[1],...,h [M-1]} ผลสุดท้ายของอินพุตสามารถเขียนด้วยสมการ ดังนี้ [8]

$$y(n) = \sum_{k=0}^{n-1} h(k)x(n-k)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

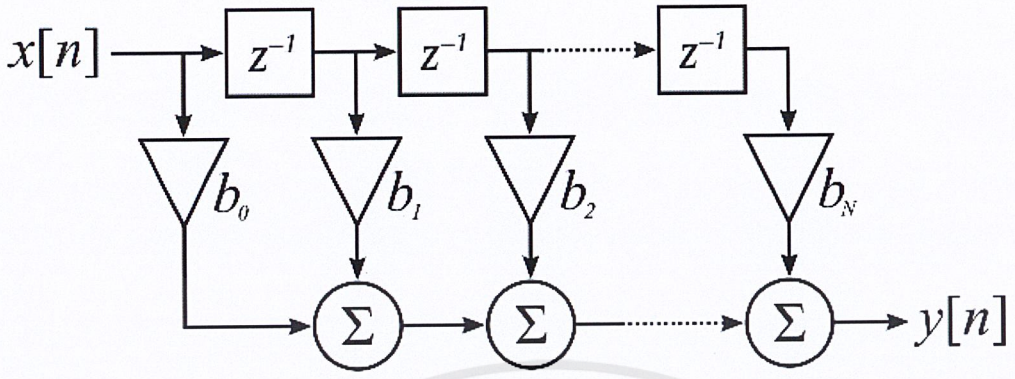

Figure 8 แผนภาพตัวกรองดิจิตอลจำกัด

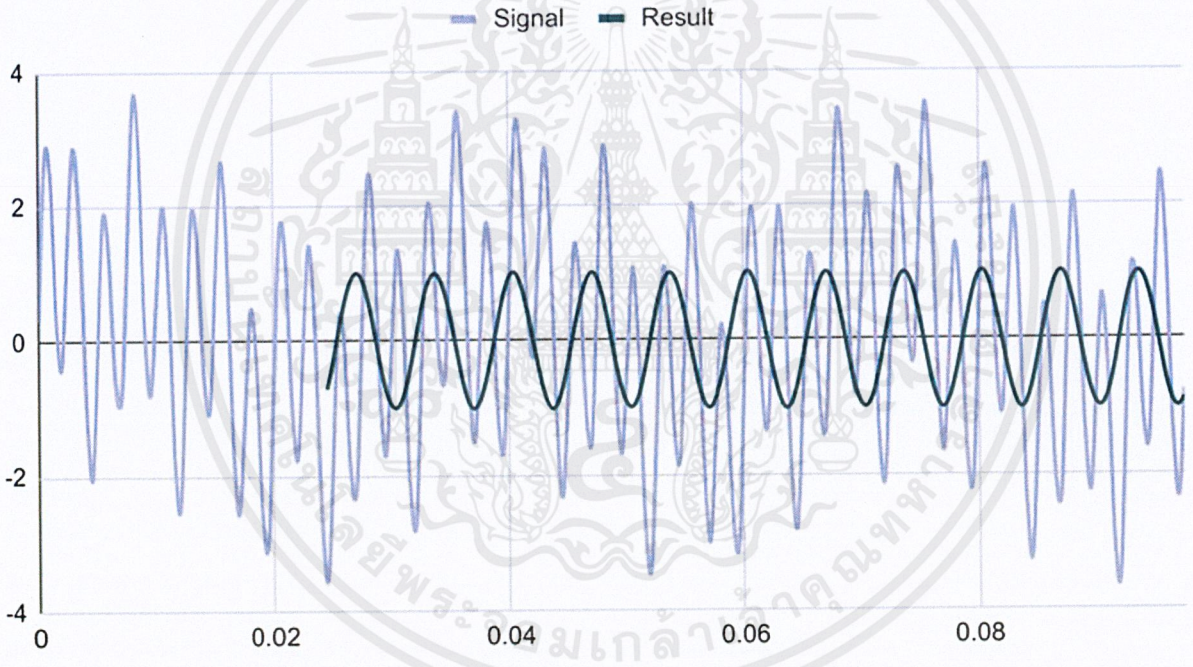

Figure 9 ลักษณะสัญญาณเมื่อกรองผ่านตัวกรองดิจิตอลจำกัด [9]

จาก Figure 9 จะพบว่า เมื่อนำสัญญาต้นฉบับมากรองผ่านตัวกรองดิจิตอลจำกัด ผลปรากฏว่าสัญญาณที่ได้จะถูกบีบอัดให้เรียบมากขึ้นแต่จะมีค่าของแอมพลิจูดที่ลดลง ในการสร้างตัวกรองดิจิตอลจำกัดจะต้องคำนึงถึงจำนวนออร์เดอร์ (N) ของตัวกรอง ค่า N ที่ได้คือค่าสัมประสิทธิ์สามารถนำไปใช้ในการสร้างวงจร Filter และจะเป็นตัวบ่งบอกประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณ หากค่า N น้อยเกินไป ประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณก็จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

น้อยลงแต่ไม่ได้หมายความว่าค่า N มากขึ้นจะทำให้ประสิทธิภาพของการกรองสัญญาณดีขึ้น เพราะขึ้นอยู่กับการนำไปใช้งานจริงด้วย

ข้อดีและประโยชน์ของตัวกรองดิจิตอลจำกัดทางด้านการประมวลผลทางสัญญาณ มีดังนี้

1. มีความเสถียร (stable)

2. สามารถออกแบบให้ผลตอบสนองทางเฟสเป็นเชิงเส้น (Linear phase) ได้ง่าย [10]

2.6 Arduino Mega 2560

Arduino Mega 2560 คือบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่พัฒนาจาก ATmega2560 มี 54 digital input/output โดยมี 14 ขา สามารถใช้เป็น output แบบ PWM ได้ มี analog inputs 16 ขา มี UARTs (hardware serial ports) 4 ขา ทำงานที่ความถี่ 16 MHz สามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ด้วยสายเคเบิล USB หรือใช้ adaptor AC-to-DC เพื่อเริ่มต้นใช้งาน และมีปุ่ม reset สามารถต่อเข้ากับ shields ที่ออกแบบเพื่อใช้งานกับ Arduino Duemilanove หรือ Diecimila.

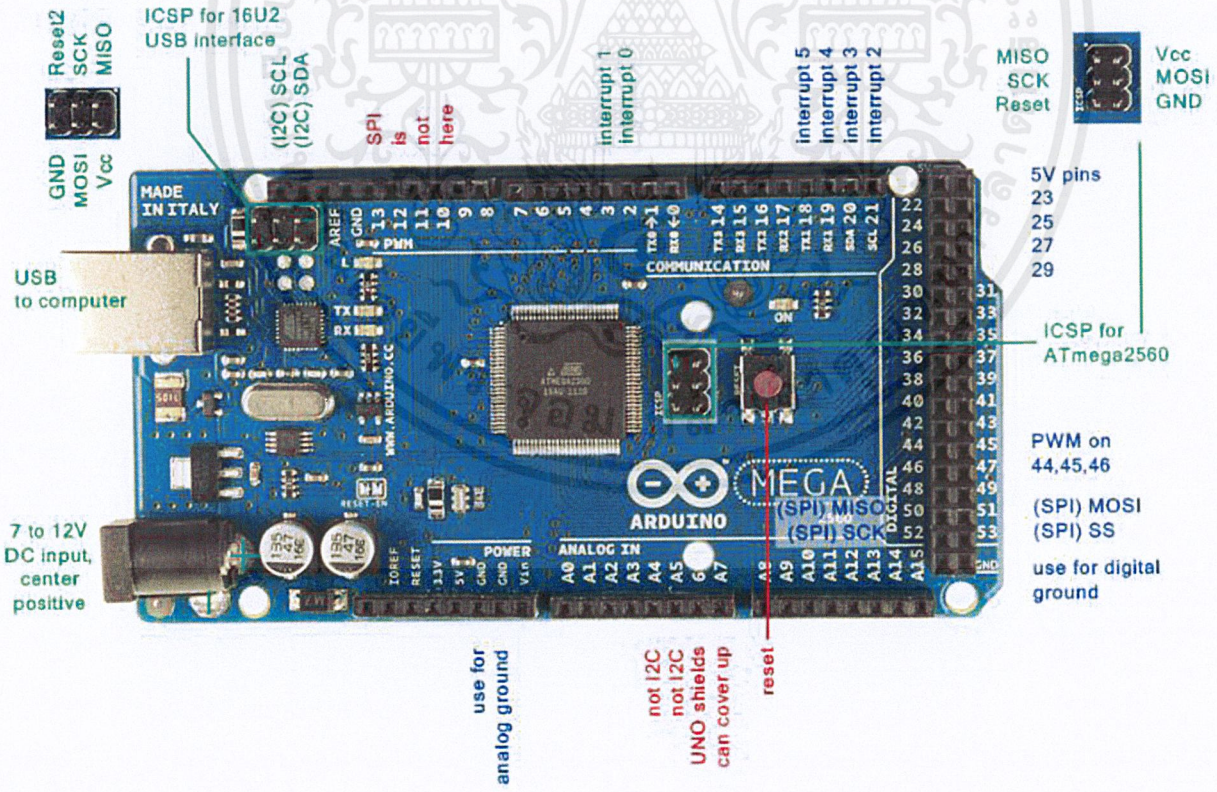

Figure 10 Arduino Mega 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.1 Pin ทั่วไปของ Arduino Mega 2560

- VIN เป็น input voltage ของบอร์ด Arduino โดยใช้แหล่งจ่ายจากภายนอก

- 5V เป็น output pin ที่ควบคุม 5 V จากบอร์ด

- 3V3 เป็น 3.3-volt supply ที่สร้างขึ้นจาก regulator บนบอร์ด และให้กระแสได้สูงสุด 50 mA

- GND เป็น ground pin

- IOREF เป็น pin ที่ให้ voltage reference กับไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อเลือกค่าแรงดันให้กับ shield ที่มาเชื่อมต่อกับบอร์ด

2.6.2 หน่วยความจำของ Arduino Mega 2560

ATmega2560 มีหน่วยความจำ 256 KB (8 KB ใช้สำหรับ boot loader) นอกจากนี้ยังมีอีก 8 KB สำหรับSRAM และ 4 KB สำหรับ EEPROM

2.6.3 Input และ Output ของ Arduino Mega 2560

ในแต่ละ digital pins ทั้ง 54 pins บนบอร์ด Arduino Uno สามารถเป็นได้ทั้ง input และoutput โดยจะทำงานที่แรงดัน 5 V และให้กระแสสูงสุด 40 mA

2.6.4 ฟังก์ชันอื่น ๆ ของ Arduino Mega 2560

- External Interrupts: 2 (interrupt 0) , 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), 21 (interrupt 2). pins เหล่านี้สามารถที่จะกำหนดค่าที่เรียกinterrupt ในค่าต่ำๆ, ขอบขาขึ้นและลง หรือเปลี่ยนแปลงค่า

- PWM: 2 ถึง 13 และ 44 ถึง 46 ให้ output PWM output 8-bits

- SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS) ใช้สำหรับรองรับการสื่อสารแบบ SPIโดยที่ไม่เกี่ยวข้องกันกับ ICSP header ซึ่งจะมีลักษณะคล้ายกับ Uno, Duemilanove และDiecimila

- LED 13: เป็น build-in LED ที่เชื่อมต่อกับ digital pin 13 เมื่อ pin มีค่าเป็น HIGH LEDจะติด , แต่เมื่อ pin เป็น LOW LED จะดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- TWI: 20 (SDA) and 21 (SCL). รองรับการเชื่อมต่อแบบ TWI(I2C)

- บอร์ด Mega2560 มี 16 analog inputs แต่ละ pins ให้ความละเอียด 10 bits

- AREF. แรงดันอ้างอิง สำหรับ analog input

- Reset ใช้ในการ reset ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยทั่วไปจะใช้โดยการเพิ่มปุ่ม reset ไว้บน shield เพื่อป้องกันปุ่มที่อยู่บนบอร์ด [11]

2.7 Arduino Nano

Arduino Nano เป็น Arduino ที่ใช้หน่วยประมวลผล ATmega328 เช่นเดียวกับ Arduino Uno ความสามารถจึงเท่ากัน แตกต่างที่ Arduino Nano ถูกออกแบบให้มีขนาดเล็ก โดยตัดส่วนของ Socket ที่ไม่จำเป็นออก และยังคงความสามารถในการติดต่อผ่าน USB port เหมือนบอร์ด Arduino ตัวใหญ่ไว้ อาจจะเรียกได้ว่า Arduino Nano 3.0 ตัวนี้ คือ Arduino Uno ขนาดย่อส่วนลงมา

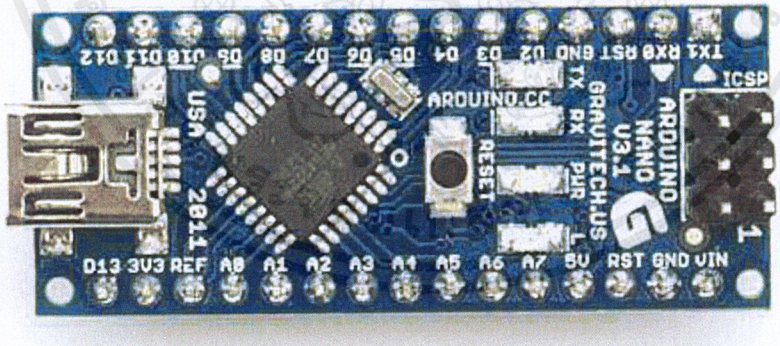

Figure 11 Arduino Nano

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.1 Pin ทั่วไปของ Arduino Nana

- Serial: 0 (RX) and 1 (TX). ใช้สำหรับรับส่งข้อมูลผ่านSerial

- External Interrupts: 2 และ 3. ใช้รับสัญญาณ Interrupt โดยอาจใช้Arduino รับค่าจาก Encoder หรืออุปกรณ์อื่นๆ

- PWM: 3, 5, 6, 9, 10, และ 11. สามารถส่ง 8-bit PWM output ออกไปได้สามารถใช้ควบคุมองศาของServo หรือควบคุมความเร็ว Motor ได้

- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). ใช้สำหรับการสื่อสารแบบSPI (4สาย) อาจเป็น Sensor วัดความเอียงหรือ เข็มทิศอิเล็กทรอนิกส์

- LED: 13. ขาที่ 13 นี้จะเชื่อมต่ออยู่กับหลอด LED บนบอร์ด โดยหากเราสั่งให้ขา 13 ทำงานไฟLED บนบอร์ดจะติดสว่าง [12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยรวมถึงขั้นตอนการทำงานของแขนเทียมที่ใช้วิธีการควบคุมจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากตัวผู้ใช้ซึ่งส่งผ่านมาที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านอิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนังและ EMG Sensor นอกจากนี้ระบบการควบคุมแขนเทียมนี้ยังสามารถปรับค่าของโมเดลได้เพื่อปรับให้เหมาะสมกับผู้ใช้มากที่สุด

โดยวิทยานิพนธ์นี้จะมุ่งเน้นไปที่การใช้อัลกอริทึมในการควบคุมชิ้นงานและการปรับเปลี่ยนค่าที่นำมาเปรียบเทียบให้มีความเหมาะสมกับผู้ใช้ ดังนั้นขั้นตอนในการวิจัยจะแบ่งออกเป็นหัวข้อต่าง ๆ เพื่อให้การดำเนินงานเป็นไปอย่างเรียบร้อยและตรงตามแผนการทำงานที่วางไว้ ดังนี้

1. การเก็บบันทึกข้อมูลตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
2. ทดลองหา feature extraction ที่จะนำมาใช้
3. หาวิธีที่จะใช้ในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
4. พัฒนาระบบ embedded เพื่อควบคุมการทำงานของแขนเทียม
5. การปรับเปลี่ยนค่า model เพื่อให้เหมาะสมกับผู้ใช้

3.1 การเก็บบันทึกข้อมูลตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3.1.1 กลุ่มตัวอย่างและ Exercise

ในการเก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะทำการเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 10 คน แต่ละคนจะต้องทำ exercise ด้วยแขนข้างที่ถนัดซ้ำทั้งหมด 5 ครั้ง โดยใน 1 exercise จะต้องทำท่าขณะพักมือ 5 วินาที กำมือ 5 วินาที และชูนิ้วชี้ 5 วินาที รวมทั้งหมดเป็น 15 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

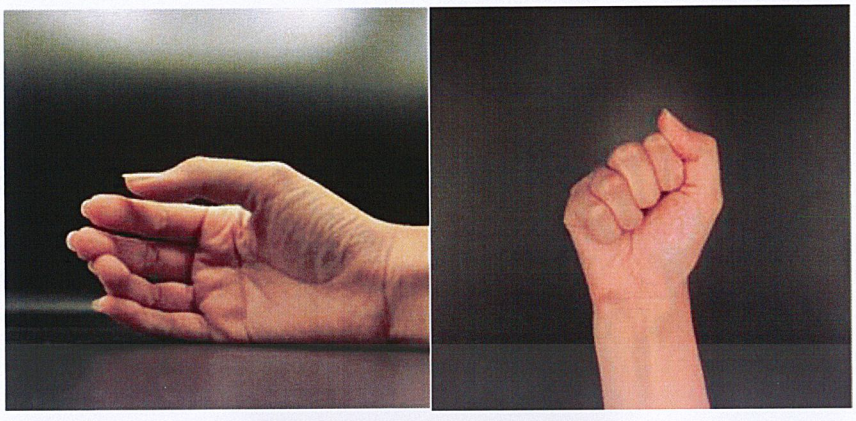

Figure 12 ท่าพักมือ ท่ากำมือ และท่าชูนิ้วชี้

Table 3 ข้อมูลของกลุ่มตัวอย่าง

ที่	แขนข้างถนัด	เพศ	อายุ	น้ำหนัก	ส่วนสูง
1	ขวา	หญิง	22	47	160
2	ขวา	ชาย	23	79	178
3	ขวา	หญิง	21	170	56
4	ขวา	หญิง	22	168	54
5	ขวา	หญิง	23	158	50
6	ขวา	หญิง	21	168	78
7	ขวา	หญิง	22	162	45
8	ขวา	ชาย	24	87	167
9	ขวา	ชาย	24	102	176
10	ขวา	หญิง	24	63	158

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บบันทึกข้อมูล

EMG Sensor เป็นอุปกรณ์สำหรับการบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยการใช้ Surface Electrode ติดที่บริเวณแขนของผู้ที่ต้องการวัดค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และส่งค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสู่ PC ผ่าน Bluetooth

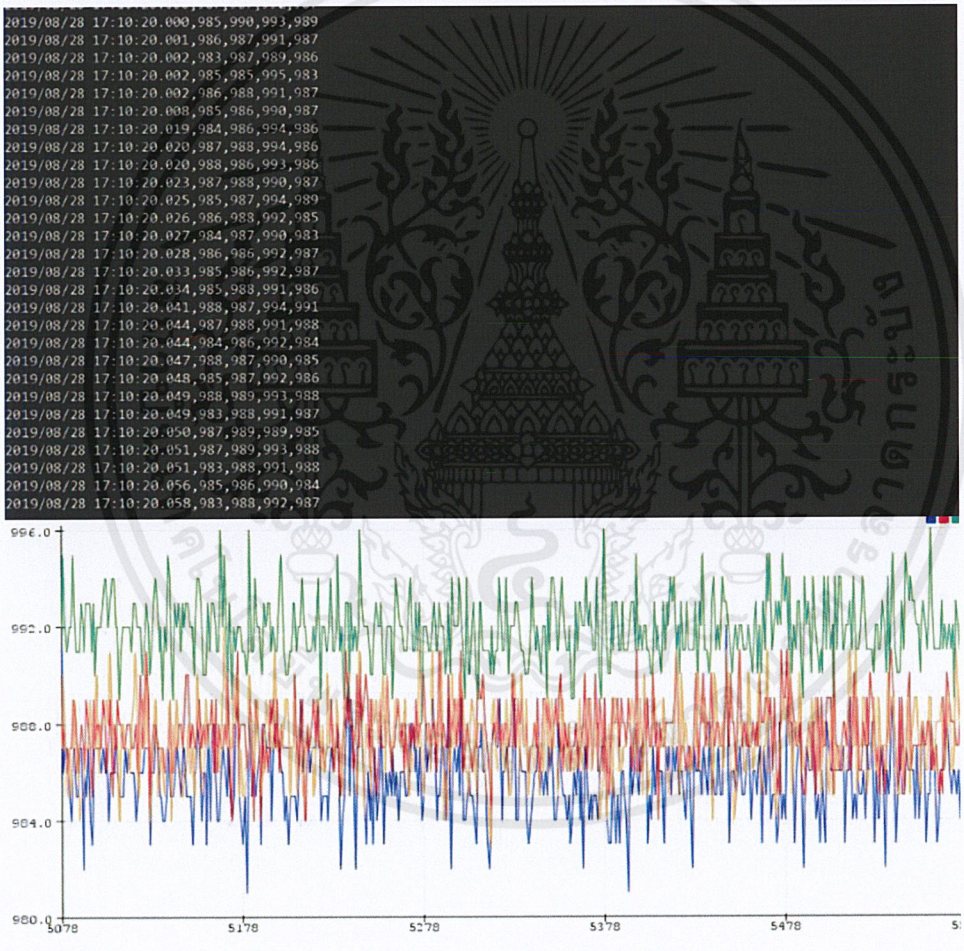

Figure 13 ลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อบันทึกจาก EMG Sensor โดยตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์ที่ใช้การเก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคือบอร์ด EMG sensor เชื่อมต่อกับ Surface Electrode ที่ติดอยู่ที่แขนของกลุ่มตัวอย่างบริเวณกล้ามเนื้อ Brachioradialis และ Flexor carpi ulnaris ผ่าน EMG cable บันทึกข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อผ่านโปรแกรม Arduino โดยเชื่อมต่อบอร์ด EMG sensor เข้ากับบอร์ด Arduino Mega2560 ที่ขา A0 และ A1 เพื่อส่งค่าข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจาก EMG sensor ไปที่ Arduino Mega2560

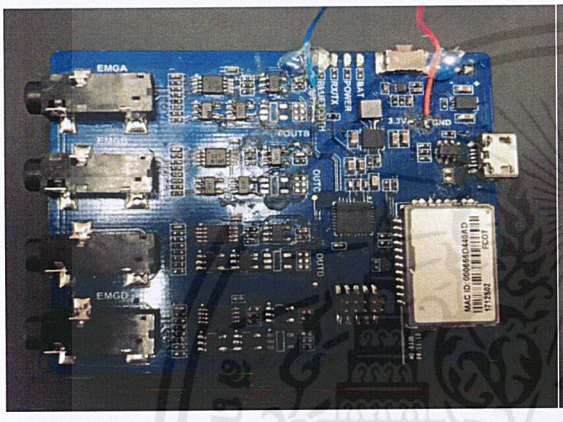

Figure 14 EMG Sensor

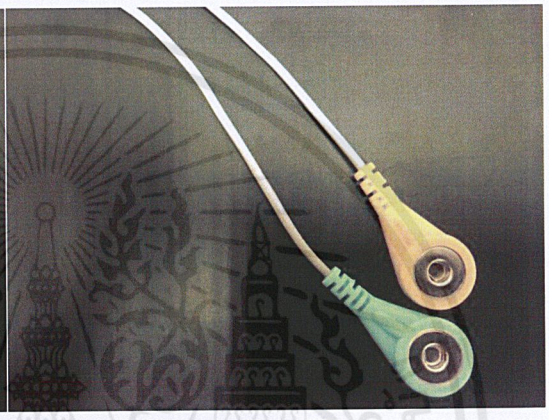

Figure 15 EMG Cable

Figure 16 Surface Electrode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

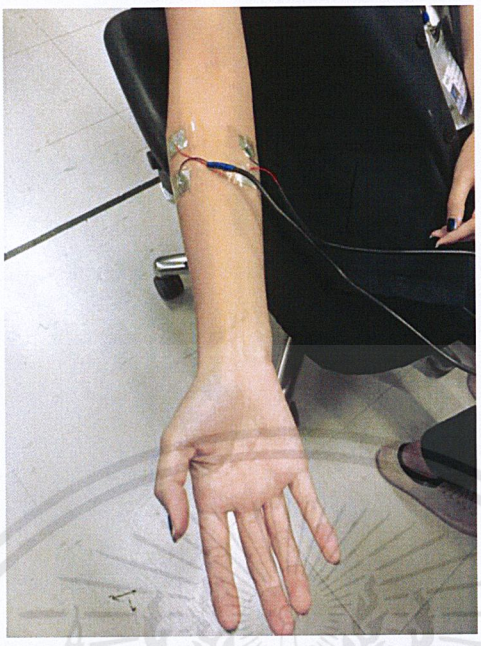

Figure 17 การเก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกลุ่มตัวอย่าง

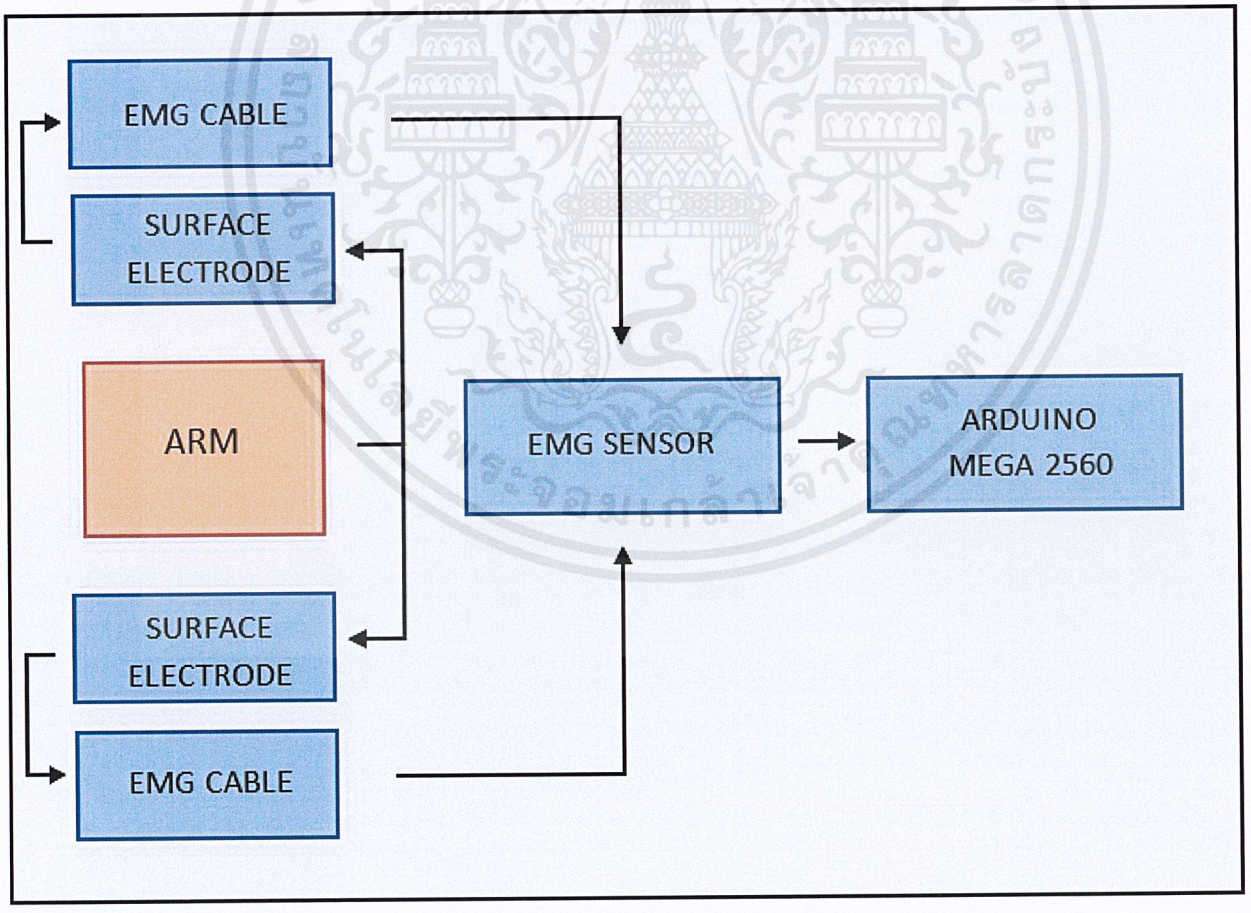

Figure 18 การเชื่อมต่ออุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 การกรองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เมื่อรับค่าข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อจาก EMG sensor เข้ามาที่ Arduino Mega2560 แล้วจะพบว่ามีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นทำให้ไม่สามารถมองเห็นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ เพราะเหตุนี้จึงต้องเขียนโปรแกรมเพื่อมาทำการกรองสัญญาณที่เข้ามาใน Arduino โดยการใช้ FIR filter ที่มีค่าสัมประสิทธิ์ B = {0.2677, 0.0662, 0.0680, 0.0662, 0.2677}

ใช้ FIR filter เพื่อกรองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมด 6 ครั้ง จะทำให้ตัดสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้จนสามารถนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาคัดแยกต่อไปได้

3.2 Feature extraction

Feature extraction เป็นการคัดแยกคุณสมบัติเด่นของข้อมูลที่จะนำไปใช้ในการสร้าง model กับปัญหาที่ต้องการ ดังนั้นจึงต้องทำการทดลองเพื่อหา feature extraction ที่เหมาะสมที่สุดที่จะนำไปใช้ โดยนำข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกมาจากกลุ่มตัวอย่างมาคำนวณตามสมการทางคณิตศาสตร์ของ feature extraction แต่ละแบบ ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้ทดลองกับ feature extraction ทั้งหมด 3 แบบ ได้แก่ Mean absolute value (MAV), Root Mean Square (RMS) และ Waveform length (WL) ซึ่งมีสมการดังตาราง

Table 4 Mathematical definitions of feature extraction

Feature extraction	Mathematical definition
Mean absolute value (MAV)	$MAV = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} \lvert X_n \rvert$
Root Mean Square (RMS)	$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N} X_n^2}{N}}$
Waveform length (WL)	$WL = \sum_{n=1}^{N-1} \lvert X_{n+1} - X_n \rvert$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1 การเรียบเรียงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การเรียบเรียงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เก็บบันทึกจากกลุ่มตัวอย่าง คือ การแบ่งสัญญาณที่จะนำมาสร้างโมเดลต่อไป โดยจะทำการแบ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกจากกลุ่มตัวอย่างจากแต่ละรอบทั้งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกำมือออกมาอย่างละ 100 จุด ด้วยโปรแกรม matlab

หลังจากทำการเรียบเรียงสัญญาณแล้ว จะเหลือสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เก็บบันทึกจากกลุ่มตัวอย่างคนละ 3000 จุด ทั้งหมด 10 คน รวมทั้งสิ้น 30000 จุด

3.2.2 การคำนวณตามสมการ feature extraction

นำเอาสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ทำการเรียบเรียงไว้แล้วมาคำนวณตามสมการทางคณิตศาสตร์โดยการเขียนโปรแกรมใน Colaboratory ได้ผลดังนี้

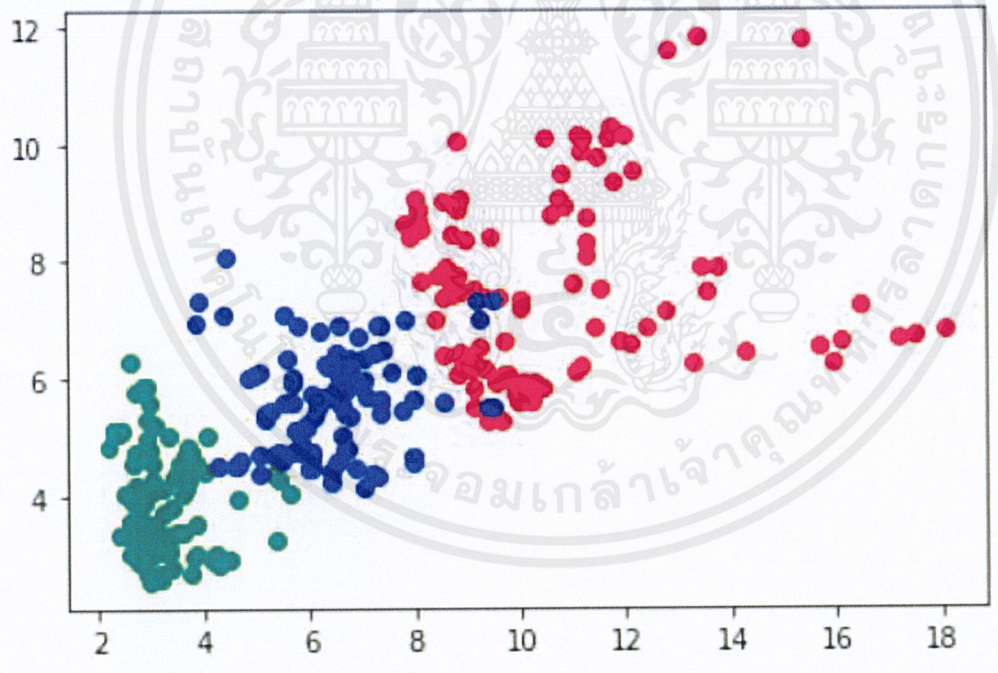

Figure 19 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อใช้ Waveform Length (WL)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

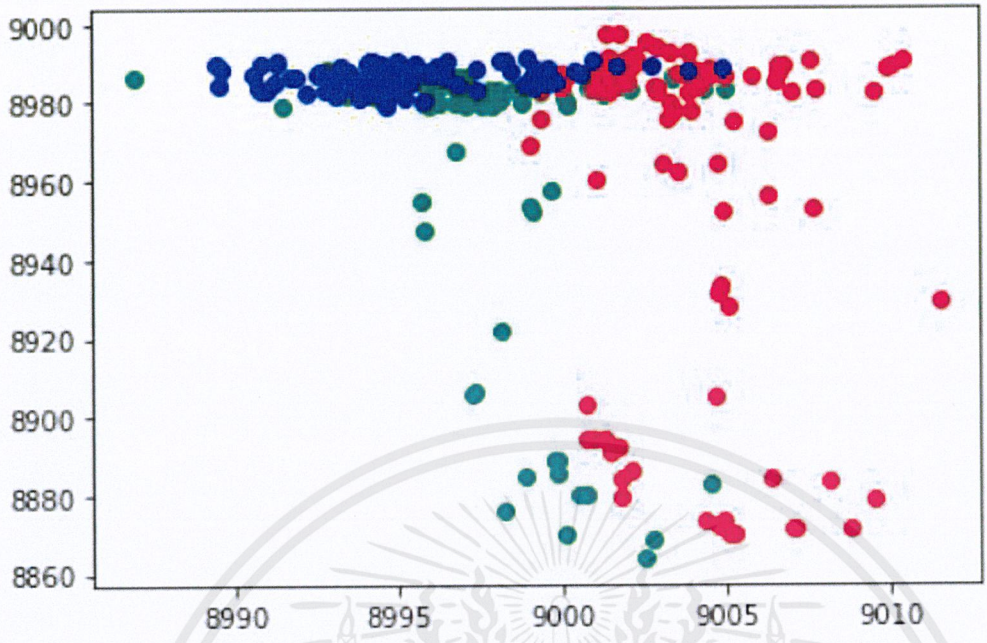

Figure 20 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อใช้ Mean absolute value (MAV)

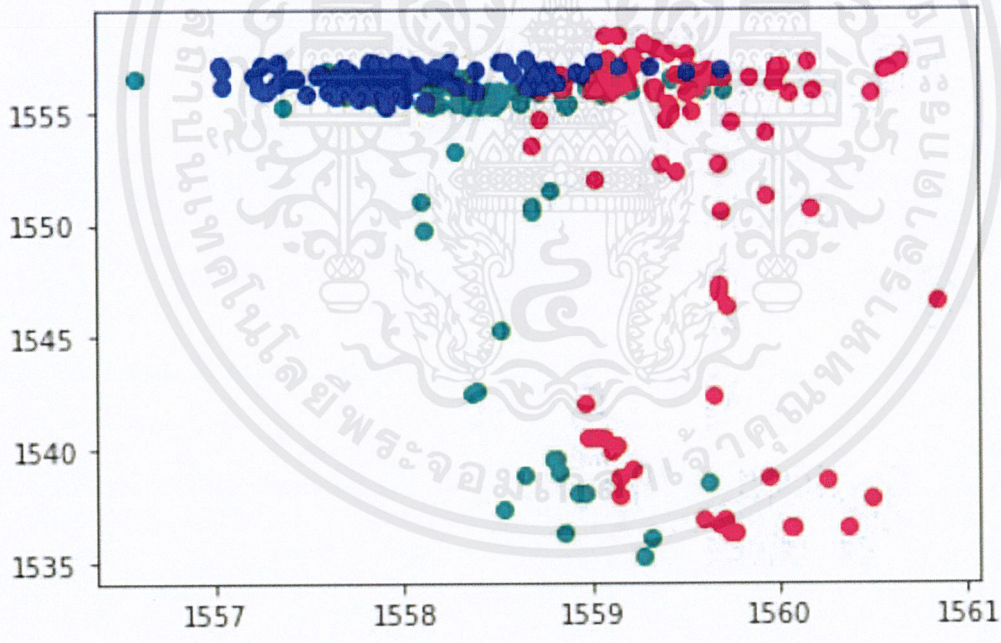

Figure 21 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเมื่อใช้ Root Mean Square (RMS)

จากผลข้างต้นจะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ Waveform length (WL) จะทำให้สามารถแยกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพักมือและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกำมือได้ค่อนข้างชัดเจนมากกว่า Mean absolute value (MAV), Root Mean Square (RMS)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะใช้วิธี K-Nearest Neighbor (KNN) เป็น Machine Learning algorithm ที่นำมาใช้ในการจำแนกประเภทของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นการจำแนกประเภทของข้อมูลโดยการเทียบเคียงกับข้อมูลตัวที่อยู่ใกล้ที่สุด ในการเขียนโปรแกรมเพื่อใช้ K-NN นั้นได้ใช้ Colaboratory ซึ่งเป็นการเขียนโปรแกรมในภาษา python โดยนำข้อมูล จำนวน 80% จากข้อมูลทั้งหมดมา train เพื่อเป็นตัวเปรียบเทียบตำแหน่งสำหรับข้อมูลที่จะนำมา test ที่เหลืออีก 20% โดยในการจำแนกประเภทข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อครั้งนี้จะกำหนดค่า K เท่ากับ 7

```
knn = neighbors.KNeighborsClassifier(n_neighbors=7)
knn.fit(ss,X_class)

KNeighborsClassifier(algorithm='auto', leaf_size=30, metric='minkowski',
                     metric_params=None, n_jobs=None, n_neighbors=7, p=2,
                     weights='uniform')


Y_test = knn.predict(sst)
print(Y_test)

from sklearn import metrics
print(metrics.accuracy_score(Y_class,Y_test))

[0 0 0 2 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 2 0 0 0 1 1 2 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
 1 1 1 2 2 2 1 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 1 2 2 2]
0.9166666666666666
```

Figure 22 การจำแนกประเภทข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วย KNN

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

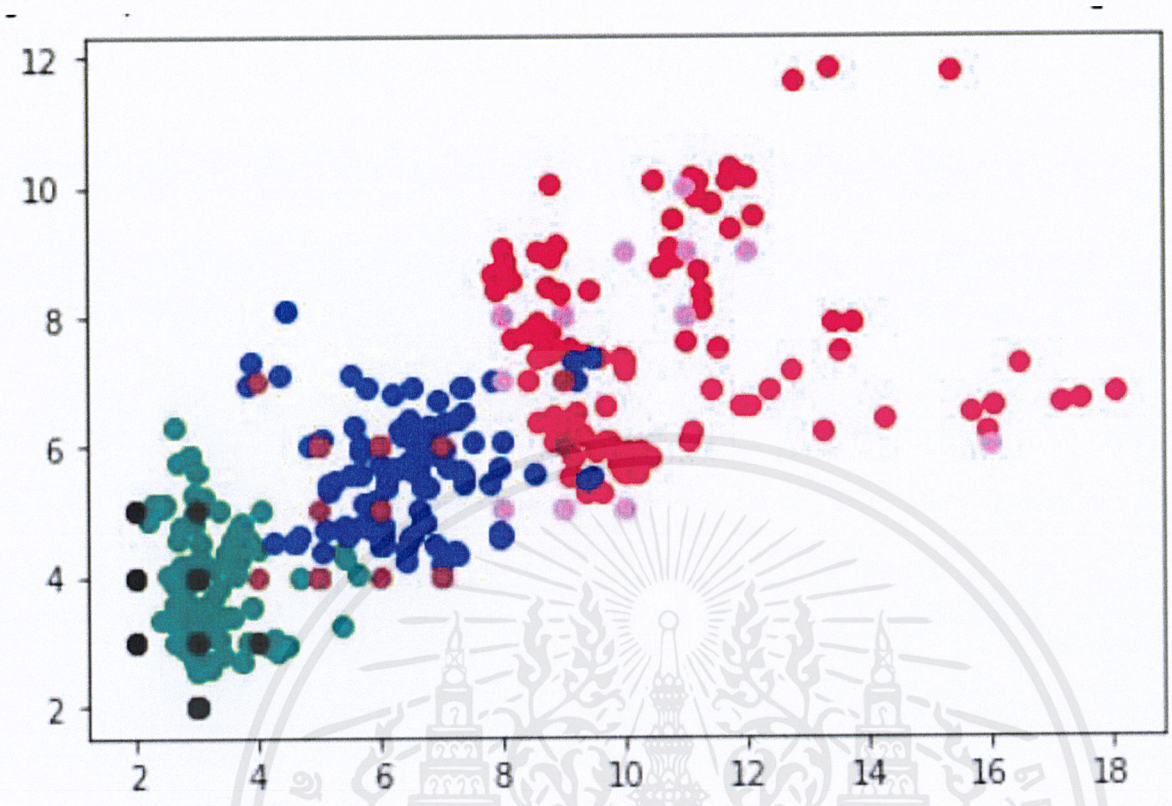

Figure 23 การจำแนกประเภทสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วย KNN (2)

3.4 การพัฒนาระบบ embedded เพื่อควบคุมการทำงานของแขนเทียม

3.4.1 Arduino Mega 2560

ในวิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้ Arduino Mega 2560 ในการทำงานหลักของโปรแกรมได้แก่

1. การรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบเรียลไทม์

ในการรับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้ามาจะใช้ฟังก์ชัน analogRead ในโปรแกรม Arduino เป็นตัวอ่านค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจาก EMG Sensor โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากแขน 2 ตำแหน่ง คือ บริเวณกล้ามเนื้อ Brachioradialis และ Flexor carpi ulnaris ดังนั้นในการรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้ามาจะรับเข้ามาทั้งหมด 2 Channel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการเชื่อมต่อกันระหว่าง EMG Sensor และ Arduino Mega 2560 จะมีการเชื่อมต่อกันระหว่างขา out1 ของ EMG Sensor กับ A0 ของ Arduino Mega 2560 และ out2 ของ EMG Sensor กับ A1 ของ Arduino Mega 2560

```
a = analogRead (A0) //receive EMG data from out1

b = analogRead (A1) //receive EMG data from out2
```

Figure 24 code ที่ใช้ในการอ่านค่าจาก EMG Sensor

2. การกรองสัญญาณรบกวน

เนื่องจากการรับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจาก EMG Sensor เข้ามาใน Arduino Mega 2560 นั้นมีสัญญาณรบกวนค่อนข้างมาก เพราะฉะนั้นจึงต้องทำการกำจัดสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ วิธีในการกำจัดสัญญาณรบกวนนั้นมีหลากหลายวิธี วิธีที่ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้เลือกใช้คือการใช้ FIR Filter

หลักการทำงาน

1. รับสัญญาณ input เข้ามา
2. คูณสัญญาณ input ด้วยค่าสัมประสิทธ์ B
3. output คือ ผลรวมของค่าสัญญาณ input จากข้อ 2.

ในการรับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจาก EMG Sensor และการกรองสัญญารบกวนนั้น จะเกิดขึ้นใน Timer1 Interrupt ที่ความถี่ 500 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

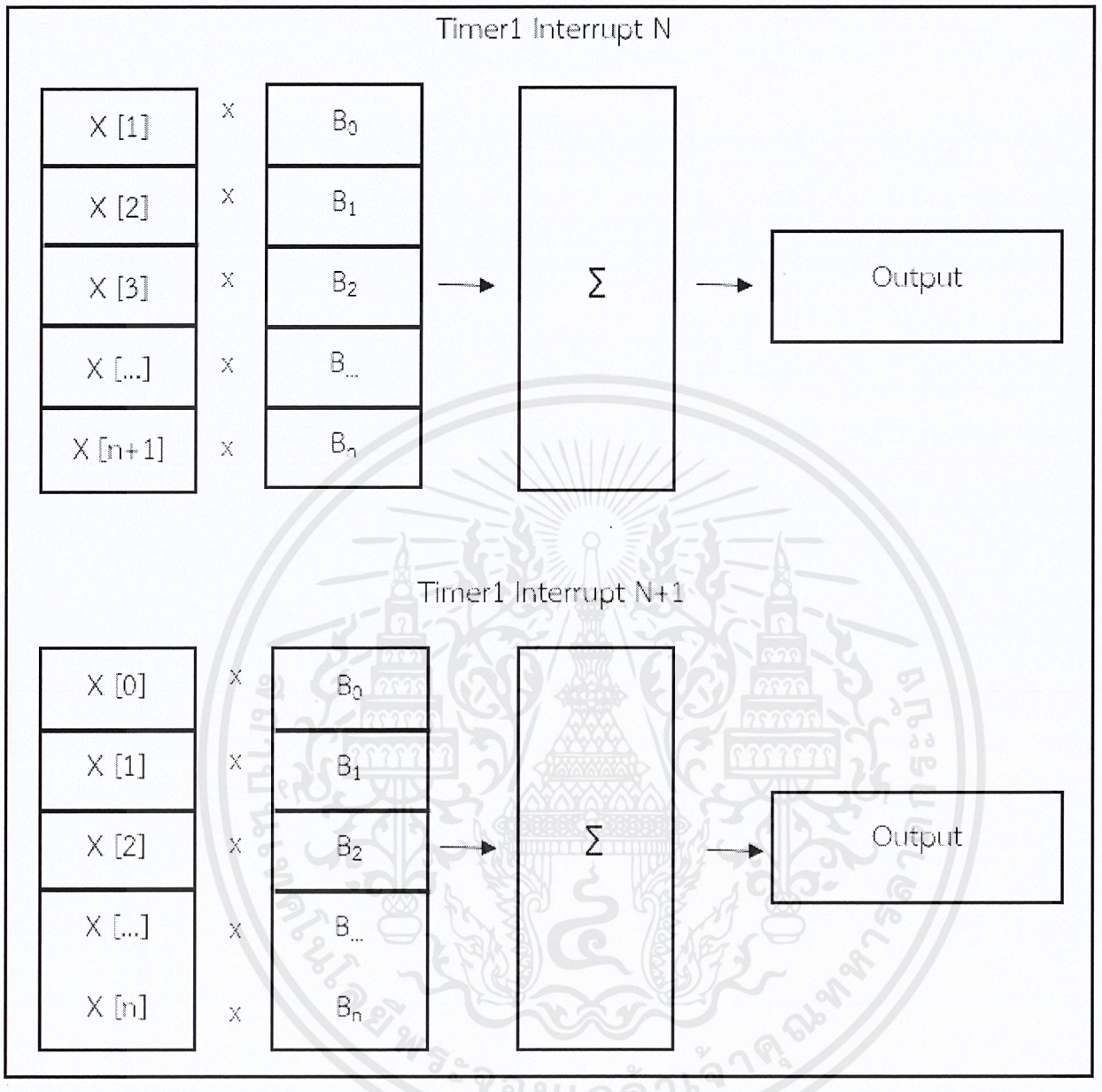

Figure 25 ขั้นตอนการทำงานของ FIR Filter

3. Feature extraction

จากการทดลองหา Feature extraction ที่จะนำมาใช้เพื่อดึงคุณสมบัติเด่นของข้อมูล ได้ข้อสรุปว่า Waveform Length (WL) เป็น Feature extraction ที่เหมาะสมที่สุด

ในการคำนวณจะเริ่มต้นจากการรับข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อ input เข้ามาเก็บไว้ใน array ขนาด 1×100 เมื่อข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเข้ามาครบแล้วจะทำการคำนวณดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. หาผลต่างระหว่างข้อมูลตำแหน่งที่ n และข้อมูลตำแหน่งที่ n+1

2. output หลังจากการใช้ Waveform length คือผลรวมของผลต่างของข้อมูลทั้ง 100 จุด

```
Waveform Length

for (n = 0, n <= 100, n++)

{

X [n] = a [n+1] – a [n]

}

sum(X)
```

Figure 26 code ที่ใช้ในการคำนวณ Waveform Length

4. การจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดย KNN

จากการใช้ Colaboratory เพื่อทำการจำแนกประเภทของข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคนได้ผลตาม Figure 27

จะเห็นว่าข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคนสามารถจำแนกประเภทได้ว่าข้อมูลช่วงใดคือสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพักมือหรือช่วงใดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกำมือ แต่ค่าของข้อมูลของแต่ละคนนั้นค่อนข้างกระจาย ดังนั้นการที่จะนำค่าข้อมูลสัญญาณกล้ามเนื้อมาสร้างเป็น model เพื่อให้สามารถใช้ได้กับผู้ใช้ทั่วไปจึงต้องนำค่าข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามจากลุ่มตัวอย่างมาหาค่าเฉลี่ยทั้งหมด 7 ตำแหน่ง เนื่องจากใช้ KNN ที่มีค่า K เท่ากับ 7 โดยการเฉลี่ยทำโดยการสุ่มค่าข้อมูลกล้ามเนื้อมา 100 ตัวแล้วหาค่าเฉลี่ยจะได้ค่าข้อมูลมาสร้าง model 1 ตำแหน่ง ซึ่งค่าที่ได้คือ พักมือ [{3.1140, 3.2430, 3.3030, 3.0060, 3.3410, 3.2180, 2.9580} , {3.3859, 3.8509, 3.7419, 4.1159, 3.6549, 3.5289, 4.5979}] กำมือ [{10.6670, 9.8290, 10.3210, 9.6550, 10.7710, 10.0980, 11.5940} , {7.3159, 7.8970, 7.3050, 7.5160, 7.2389, 7.1530, 6.4669}] ชูนิ้วชี้ [{7.0250, 6.4800, 6.1810, 6.4190, 6.5570, 6.5320, 6.5570} , {5.6760, 5.9930, 5.1360, 5.6560, 5.6850, 5.4790, 5.3710}]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

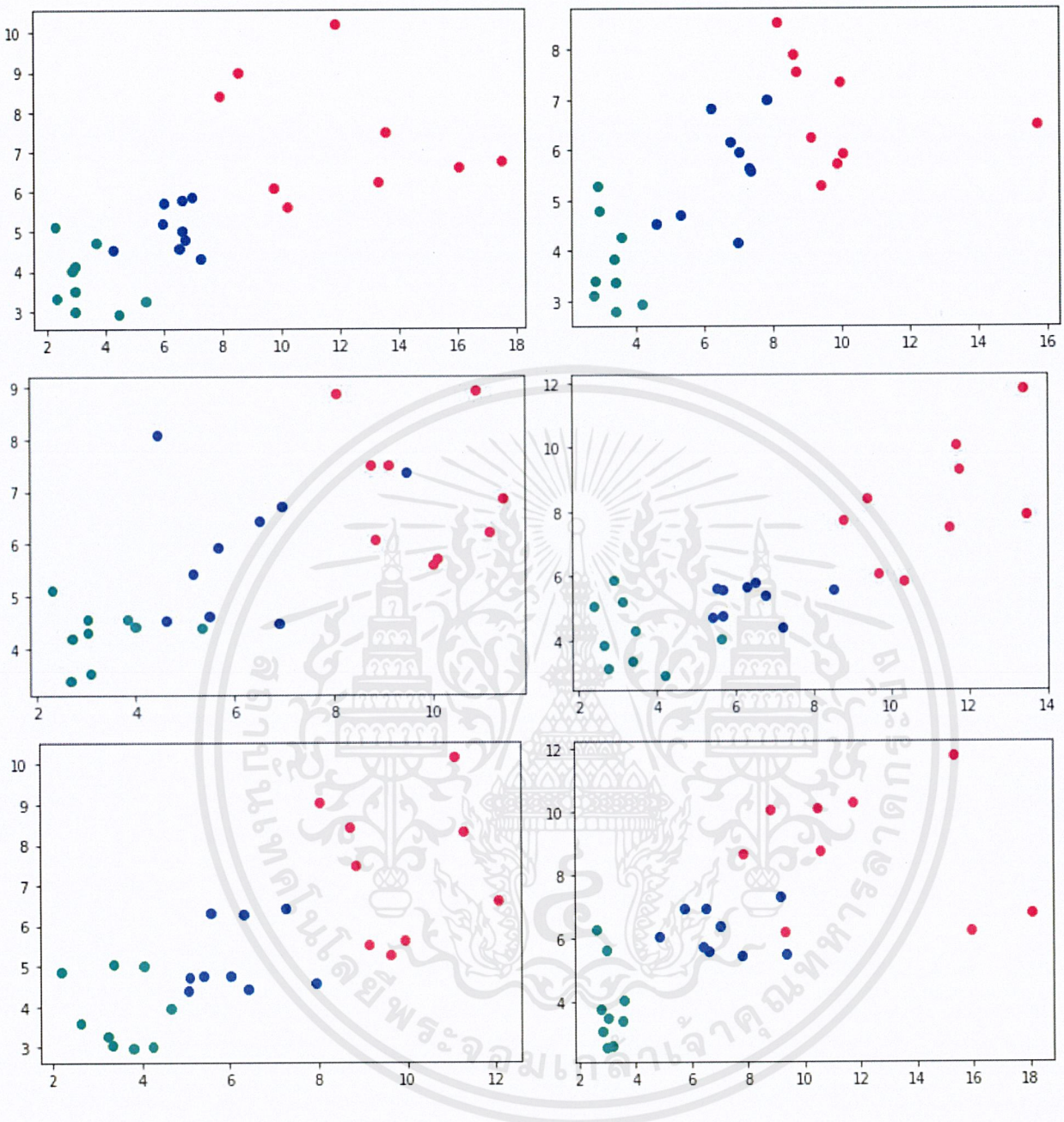

Figure 27 ตัวอย่างการจำแนกประเภทสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของกลุ่มตัวอย่างแต่ละคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการจำแนกประเภทของข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากผู้ใช้ที่เข้ามาแบบเรียลไทม์จะพิจารณาระยะห่างที่น้อยที่สุดจากค่าของ model โดยจะพิจารณาทั้งหมด 7 ตำแหน่งว่าค่าของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากผู้ใช้งานในขณะนั้นมีค่าใกล้เคียงกับค่าของข้อมูลในประเภทใดมากที่สุด โปรแกรมจะคำนวณออกมาและทำการแสดงผลออกมาในรูปแบบของประเภทข้อมูลนั้น

3.4.2 Arduino Nano

เนื่องจาก Arduino Mega 2560 ได้ใช้ Timer1 เพื่อควบคุม Timer Interrupt ทำให้ไม่สามารถควบคุม Servo Motor ที่ใช้ Timer1 เช่นเดียวกันได้ ดังนั้นจึงต้องใช้ Arduino nano มาช่วยในส่วนของการควบคุมการหมุนของ Servo Motor โดยรับคำสั่งเป็นค่า 0 หรือ 1 มาจาก Arduino Mega 2560

3.5 การปรับเปลี่ยนค่าโมเดล

โปรแกรมการควบคุมแขนเทียมกลในวิทยานิพนธ์นี้ได้ถูกออกแบบมาให้สามารถปรับเปลี่ยนค่าของ model ที่ใช้ในการจำแนกประเภทของข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยวิธี KNN ทั้งนี้เพื่อทำให้ค่าที่ใช้ในการนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้ใช้งานมีความเหมาะสมกับผู้ใช้งานมากที่สุด และเพื่อรองรับการใช้งานระยะยาวที่อาจจะมีการเปลี่ยนแปลงของค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้ใช้งาน

วิธีการที่ใช้ในการปรับค่าคือ ระบบจะเก็บค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำให้การจำแนกประเภทโดยวิธี KNN แสดงผลออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อประเภทเดียวกันทั้ง 7 ตำแหน่ง เมื่อค่าสัญญากล้ามเนื้อที่เก็บไว้นี้ถึง 1000 ค่า จะนำค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาหาค่าเฉลี่ยและนำไปแทนที่ค่าในโมเดลที่มีระยะห่างจากค่าใหม่ที่ได้มามากที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

4.1 การทำงานของโปรแกรมควบคุมการทำงานแขนเทียม

4.1.1 การรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากผู้ใช้งาน

รับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากผู้ใช้โดย EMG sensor เข้ามาที่โปรแกรม Arduino ซึ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีลักษณะดังนี้

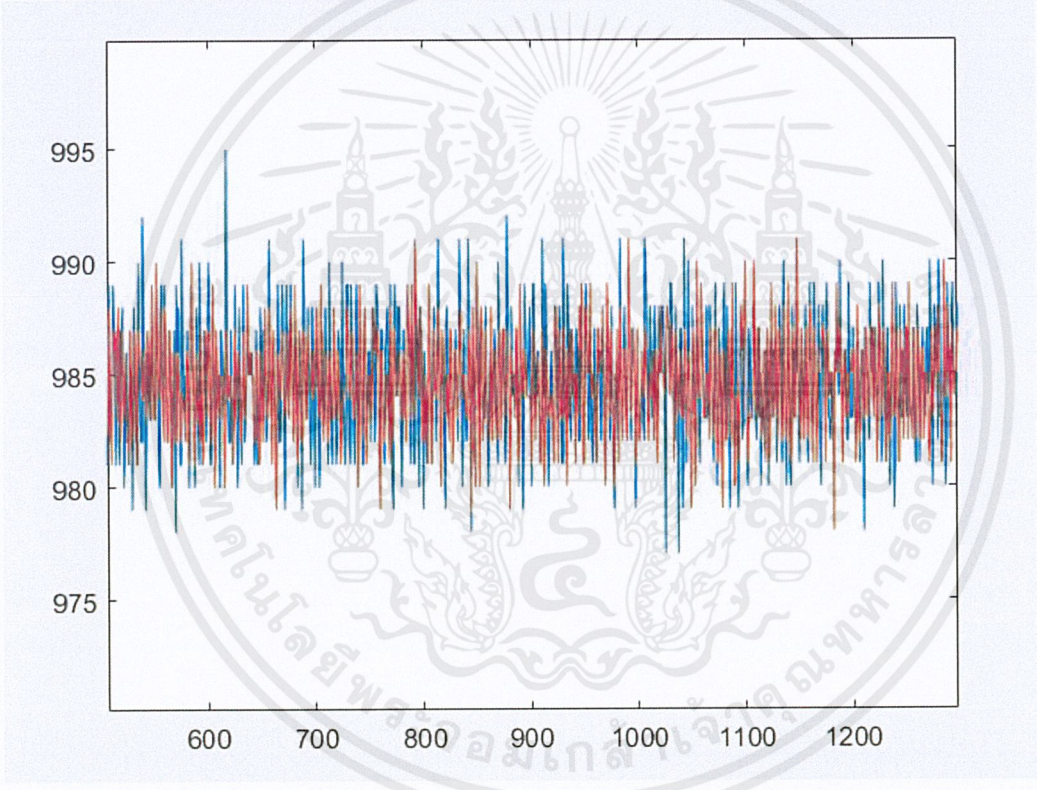

Figure 28 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะชูนิ้วชี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

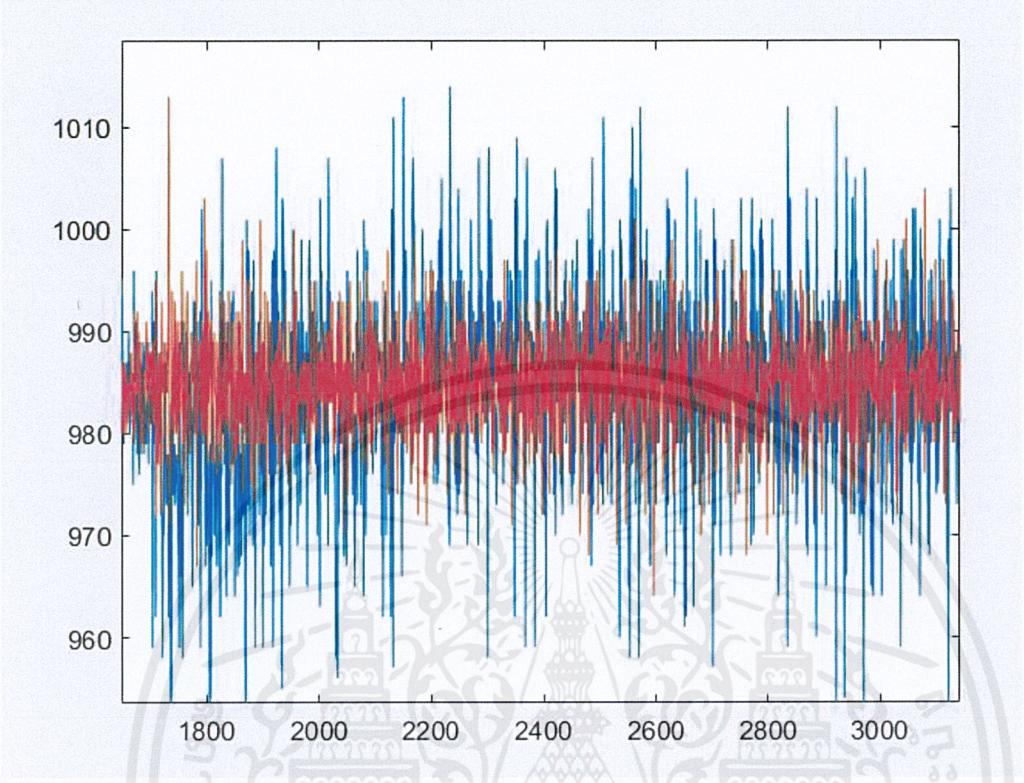

Figure 29 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกำมือ

จะเห็นว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกำมือจะมีแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะชูนิ้วชี้ ดังนั้นจึงสามารถที่จะนำเอาความต่างของแอมพลิจูดของสัญญาณมาใช้ในการวิเคราะห์เพื่อจำแนกประเภทสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้ใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 การจำแนกประเภทสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ทำการจำแนกประเภทสัญญาณไฟฟ้าได้ผลดังภาพ

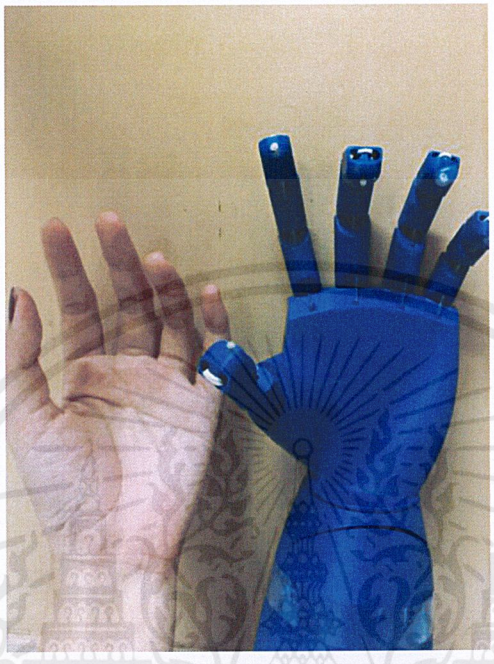

Figure 30 ผลการทำงานขณะพักมือ

Figure 31 ผลการทำงานขณะกำมือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Figure 32 ผลการทำงานขณะชูนิ้วชี้

เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงท่าทางของมือส่งผลให้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้ใช้งานเปลี่ยนไป จะทำให้มีการเปลี่ยนแปลงท่าทางของแขนเทียมกลตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ณ ขณะนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้ออกแบบระบบในการควบคุมการทำงานของแขนเทียมกลที่สามารถเปลี่ยนท่าทางได้ทั้งหมด 3 ท่าได้แก่ พักมือ (Rest), กำมือและชูนิ้วชี้ซึ่งการควบคุมการเปลี่ยนแปลงท่าทางถูกควบคุมโดยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้ใช้งาน โดยรับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามจากผู้ใช้งานผ่านการใช้ Surface electrode และ EMG sensor ซึ่งทำหน้าที่ส่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาประมวลผลที่ Arduino เพื่อออกคำสั่งไปยัง servo motor ในการเคลื่อนไหวแขนเทียมกลในท่าทางตามสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากผู้ใช้งาน

ในการควบคุมการเคลื่อนไหวแขนเทียมกลนั้นใช้ Servo motor เพียง 2 ตัว และตัวแขนเทียมทำมาจาก 3D Printer จึงทำให้ต้นทุนในการผลิตไม่สูงสามารถลดข้อจำกัดการเข้าถึงแขนเทียมแบบมีระบบควบคุมของผู้พิการได้

นอกจากนี้แขนเทียมกลนี้มีระบบในการปรับเปลี่ยนค่าที่ใช้ในการเปรียบเทียบเพื่อจำแนกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้ใช้งาน เพื่อให้มีความเหมาะสมกับผู้ใช้งานมากขึ้นและเพื่อรองรับการใช้งานแขนเทียมกลในระยะยาวอีกด้วย

5.2 ปัญหาที่พบและข้อเสนอแนะ

จากการดำเนินงานพบปัญหาเบื้องต้น ดังนี้

1. เนื่องจากโปรแกรมมีการรับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำนวน 2 channel และต้องกรองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เข้ามาที่ Arduino ด้วย FIR filter ถึง 6 ครั้ง ทำให้โปรแกรมมีความล้าช้าในการตอบสนองประมาณ 1 วินาที

2. ในการเก็บตัวอย่างข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกลุ่มตัวอย่าง ควรมีผู้พิการในกลุ่มตัวอย่างด้วย เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของผู้พิการอาจจะมีความแตกต่างหรือไม่ชัดเจนเท่าของผู้ที่แขนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] Thanyaporn Mattawanukoon. (2562). สถานการณ์คนพิการ มีค.62. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : http://dep.go.th/Content/View/4232/1 [29 ตุลาคม 2562]

[2] สำนักงานสถิติแห่งชาติ. (2555). ความพิการ. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : http://www.nso.go.th/sites/2014/Pages/สำรวจ/ด้านสังคม/สวัสดิการสังคม/ความพิการ.aspx [29 ตุลาคม 2562]

[3] แผนงานติดตามสถานการณ์ความเป็นธรรมด้านสุขภาพ สำนักงานพัฒนานโนบายสุขภาพระหว่างประเทศ กระทรวงสาธารณสุข. รายงานฉบับสมบูรณ์ สถานการณ์คนพิการในสังคมไทย: การวิเคราะห์ข้อมูลการสำรวจความพิการและทุพพลภาพ ของสำนักงานสถิติแห่งชาติ ปี พ.ศ.2545 และ 2550. นนทบุรี: บริษัท เดอะ กราฟีโก ซิสเต็มส์ จำกัด; 2556

[4] สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : http://digital_collect.lib.buu.ac.th/dcms/files/54910007/chapter2.pdf [10 พฤศจิกายน 2562]

[5] การตรวจประสาท-กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/es54/emgdoc54.pdf [10 พฤศจิกายน 2562]

[6] ขั้นตอนวิธีการค้นหาเพื่อนบ้านใกล้สุด k ตัว. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : https://th.wikipedia.org/wiki/ขั้นตอน วิธีการค้นหาเพื่อนบ้านใกล้สุด k ตัว [26 พฤศจิกายน 2562]

[7] พงศกร ธีรรัศมี. (2558). วิธีการหาค่าเคที่เหมาะสมในการจำแนกแบบเคเนียร์เรสเนเบอร์กับข้อมูลทางการแพทย์. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : http://sutir.sut.ac.th:8080/sutir/bitstream/123456789/6072/2/Fulltext.pdf [26 พฤศจิกายน 2562]

[8] เอกรัตน์ สุขสุคนธ์. (2560). การศึกษาและปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณเสียงในห้องประชุมโดยใช้การแปลงฟูริเยร์แบบเร็วร่วมกับตัวกรองดิจิตอลจำกัด. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : http://www.repository.rmutt.ac.th/xmlui/bitstream/handle/123456789/3131/RMUTT-156710.pdf?sequence=1 [28 พฤศจิกายน 2562]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[9] Al Williams. (2562). DSP SPREADSHEET: FIR FILTERING. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : https://hackaday.com/2019/10/03/dsp-spreadsheet-fir-filtering/ [28 พฤศจิกายน 2562]

[10] ดร.พีระพล ยุวภูษิตานนท์. (2562). DSP8 FIR Filter design. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : https://embedsigproc.files.wordpress.com/2008/09/dsp_2552_8.pdf [28 พฤศจิกายน 2562]

[11] Gravitech. Arduino Mega 2560. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : https://www.gravitechthai.com/product_detail.php?d=55 [28 พฤศจิกายน 2562]

[12] Ar. (2559). ขาของ Arduino Nano. (ออนไลน์). สืบค้นจาก : http://digital_collect.lib.buu.ac.th/dcms/files/54910007/chapter2.pdf [28 พฤศจิกายน 2562]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้